

Entwicklung eines Assistenzsystems
zur präzisen Repositionierung
von Femurschaftfrakturen

von

Dipl. Ing. (FH) Stefan Göckeritz, M. Sc.
aus Erfurt

Angenommene Dissertation zur Erlangung des akademischen
Grades eines Doktors der Naturwissenschaften
Fachbereich 3: Mathematik/Naturwissenschaften
Universität Koblenz-Landau

Gutachterinnen und Gutachter:

Prof. Dr. Karin Gruber,

Prof. Dr. Dietrich Holz

Prüfungskommission:

Prof. Dr. Peter Quirnbach,

Prof. Dr. Karin Gruber,

Prof. Dr. Dietrich Holz

Tag der mündlichen Prüfung: 08. März 2017

Inhaltsverzeichnis

1	Motivation	1
2	Der Femur	9
2.1	Aufbau des Knochens	9
2.2	Anatomie des Femurs	11
2.3	Biomechanik des Femurs	16
3	Standardprozedere der intramedullären Nagelung	18
3.1	Vorbereitungen	18
3.2	Markraumeröffnung	22
3.3	Repositionierung und Fixierung	27
3.3.1	Knochenpins und -schrauben	28
3.3.2	Repositionierungsmethoden	30
3.3.3	Joystick-Technik	33
3.3.4	Finger-Technik	35
3.4	Marknagelung	36
3.4.1	Aufbohren	38
3.4.2	Wahl des Nagels	41
3.4.3	Nageleinbringung	42
3.4.4	Verriegelung	43
3.5	Nachsorge	47
3.6	Fehlstellungen	49
4	Historie der intramedullären Nagelung	54
5	Stand der Technik	58
5.1	Marktrecherche	58
5.1.1	Der Extensionstisch	58
5.1.2	Der Distraktor	61
5.1.3	Das FX Durcharme Alignment Device	65
5.1.4	Das F-Tool	66
5.1.5	Die kollineare Repositionsklemme	67
5.2	Hospitation	68

5.3 Zusammenfassung	71
6 Aufgabenstellung	73
7 Finite Elemente Simulation	77
7.1 Einführung	78
7.2 Methoden	79
7.3 Kontaktproblem	87
7.4 Ergebnisse	87
7.5 Validierung	90
7.6 Diskussion	94
8 Demonstrator	98
8.1 Einführung	98
8.2 Aufbau	100
8.2.1 SCARA Konfiguration	103
8.2.2 Delta Roboter	109
8.3 Mechanik	114
8.3.1 Lager	115
8.3.2 Getriebe	118
8.3.3 Antrieb	122
8.3.4 Verbindungselemente	131
8.4 Sensorik	138
8.4.1 Nutzerinterface	138
8.4.2 Positionssensorik des Gelenkarms	141
8.5 Steuerung	149
8.5.1 ARM Mikrocontroller STM32 Cortex-M0	149
8.5.2 Eingebettetes Echtzeitbetriebssystem	152
8.5.3 Motortreiber	154
8.5.4 Programmablauf	156
8.5.5 Initialisierungsroutine	158
8.5.5.1 Initialisierungsablauf	159
8.5.5.2 Startpose	162
8.5.6 Inverse Kinematik	163
8.5.6.1 Der FABRIK Algorithmus	165
8.5.6.2 Implementierung des FABRIK Algorithmus	168
8.5.6.3 Bauliche Randbedingungen	170
8.5.6.4 Vorverarbeitung der Daten	172
8.5.7 Ansteuerung der Aktoren	173

8.6	Ergebnisse	180
8.6.1	Algorithmische Optimierung	185
9	Diskussion und Ausblick	187
	Anhang	192
A	Abbildungen	192
B	Hospitationsprotokoll	197
B.1	Laterale dislozierte Schenkelhalsfraktur (Protokoll vom 22.03.2011)	197
B.2	Femurschaftfraktur (Protokoll vom 23.03.2011)	201
B.3	Tibiaschaftfraktur (Protokoll vom 23.03.2011)	205
B.4	Proximale Femur- und Femurschaftfraktur (Protokoll vom 20.04.2011)	210

Zusammenfassung

Zur unterstützten Repositionierung von Femurschaftfrakturen während der intramedullären Nagelung, wurde ein Assistenzsystem entwickelt. Grundprinzip der Anordnung ist die Kraftaufnahme der von den femuralen Muskeln und Bändern erzeugten Zugkräfte mittels einer Linearfahrbahn und Gewindestange. Dazu werden Schanzschrauben als Kochen-Maschinen Verbindung verwendet, was direkte Knochenfragmentmanipulation ermöglicht. Weiterhin wird die Justage der Position und Orientierung der Fragmente mittels weiterer eingebrachter Schanzschrauben und Anwendung der Joystick Technik durchgeführt. Dazu werden ein passiver Gelenkarm und ein Gelenkarm mit robotischem Manipulator verwendet. Dank einer seriellen Kinematik des Systems, wird nur geringer Arbeitsraum des Operateurs in Anspruch genommen.

Die Zentrale Steuereinheit besteht aus einem eingebetteten System auf Basis eines ARM Cortex-M0 Mikrocontrollers, auf welchem ein Echtzeitbetriebssystem zum Einsatz kommt. Somit ist es möglich, die verschiedenen Winkelstellungen der Gelenke des robotischen Arms mittels inverser Kinematik zu in Echtzeit berechnen und entsprechend Stellmotoren anzusteuern. Zur Lösung der inversen Kinematik Problems kommt der iterative FABRIK Algorithmus zum Einsatz. Neuartiges und einziges Steuerinterface für den Operateur ist ein Kraft-Momenten Sensor auf optischer Basis. Der serielle Gelenkarm folgt somit stets der Bewegung des Operateurs.

Insgesamt konnte mit dem Demonstratoraufbau eine Positionierungsgenauigkeit des Manipulators auf dem Gelenkarm von $<0,1$ mm erreicht werden. Somit ist zu erwarten, dass durch den Einsatz eines solchen Assistenzsystems während der Repositionierung bei der intramedullären Nagelung eine massive Präzisionserhöhung erreicht werden kann. Außerdem ist eine erhebliche Reduzierung der Röntgenstrahlenexposition des Operateurs durch Einsatz dieses Systems möglich. Weiterhin ermöglicht es eine Kostensenkung durch Zeiteinsparung und Personalreduzierung.

Abstract

An assistance system has been developed for the purpose of supporting the surgeon during the repositioning phase of intramedullary nailing of femoral shaft fractures. As a basic principle the high forces generated by femoral muscles and ligaments are taken by a linear sledge and a threaded rod. In order to move bone fragments directly Schanzscrews are used as bone-machine interface. Two more Schanzscrews are used for fine tuning orientation and position of the fragments according to the well known Joystick technique. The screws are fixed to two articulated arms, one passive and one fully robotic with manipulator. Thanks to the serial kinematic configuration of the system only minimal space of the surgeons working area gets occupied.

Running a realtime operating system, the central control unit consists could be implemented as an embedded system comprising of a ARM Cortex-M0 microcontroller at its heart. This enables realtime computation and motor control of each joints value of the robotic arm using inverse kinematics. As inverse kinematics solver the iterative FABRIK algorithm was chosen. Serving as innovative and single user interface for the surgeon an optical force-torque sensor is used. The robotic arm always follows the surgeons motion when interacting with the sensor.

Using the proposed demonstrator system a positioning resolution of $<0,1$ mm could be accomplished. Thus by using the proposed solution during intramedullary nailing of femoral shaft fractures a tremendous gain in positioning precision of bone fragments can be achieved. Furthermore a massive reduction of x-ray exposition of the surgeon is possible when applying the proposed approach. Also this approach enables the chance of cost reduction of femoral fracture therapy due to reduction of needed time and staff.

1 Motivation

In der Unfallmedizin haben Frakturen der langen Röhrenknochen vor allem bei hoher Energieeinwirkung eine hohe Inzidenz [1, 2]. Im Hinblick auf die wirkenden Kräfte, ist der Oberschenkel besonders interessant. Am sog. Femur, dem Oberschenkelröhrenknochen, befinden sich die größten Muskelpakete und sehr starke Sehnen bzw. Faszien. Rund 30 % aller Patienten mit einer Femurschaftfraktur sind mehrfach verletzt. In der Regel resultieren aus den hiermit assoziierten Hochenergietraumen einfache Frakturformen mit massiven Weichteilschädigungen. Breitflächige Krafteinwirkungen führen hingegen meist zu sog. Mehretagen- oder Trümmerbrüchen. Explosions- oder Schussverletzungen erzeugen große Knochendefekte und ausgedehnte Weichteilerstörungen. Allerdings führt bereits die geschlossene Femurschaftfraktur zu einer erheblichen Einblutung in die umgebenden Weichteile von 0,5 L bis 1,5 L [1].

Im Hinblick auf die Therapie ergibt sich eine Besonderheit bei der Femurschaftfraktur. So sind die typischen Auswirkungen (Dislokationen) von der Frakturposition abhängig (Abb. 1.1). Befindet sich die Fraktur oberhalb der Schaftmitte (proximal), stellt sich eine Verschiebung ein, wie in Abb. 1.1b zu erkennen. Der in der Hüftpfanne befindliche Anteil des Femurs wird nach außen rotiert, wohingegen der untere Anteil zur Körpermitte hin gezogen wird. Weiterhin wird das körpernahe Fragment durch die geänderten Kräfteverhältnisse nach oben rotiert. Dabei wird Platz geschaffen, in den das körperferne Fragment vordringt. Begründet liegt dies in der gestörten Balance der Verhältnisse aller angreifenden Muskelkräfte. Befindet sich die Fraktur des Femurschaftes jedoch nahe am Knie (Abb. 1.1d), stellt sich in Bezug auf die Femurfragmentverschiebung eine gänzlich andere Auswirkung ein. Der in der Hüftpfanne befindliche – nun weitaus größere – Knochenfragmentanteil wird zur Körpermitte gezogen und rotiert. Durch den Zug der großen Muskelpakete am Unterschenkel, wird das kleinere körperferne Fragment nach unten (dorsal) rotiert. Somit entsteht wiederum Platz, in den der gesamte körperferne Bewegungsapparat eindringt (Abb. 1.1c).

Im Jahr 2014 wurde eine Gesamtanzahl von 175 320 in Deutschland behandelten Femurfrakturen dokumentiert [5]. Die Gesamtzahl der Frakturen des Femurschaftes¹ be-

¹ Als Femurschaft wird der röhrenartige Abschnitt des Oberschenkelknochens bezeichnet, der zwischen den wulstartigen Knochenköpfen liegt. Ausführliche Erläuterungen finden sich im folgenden Abschnitt 2.2.

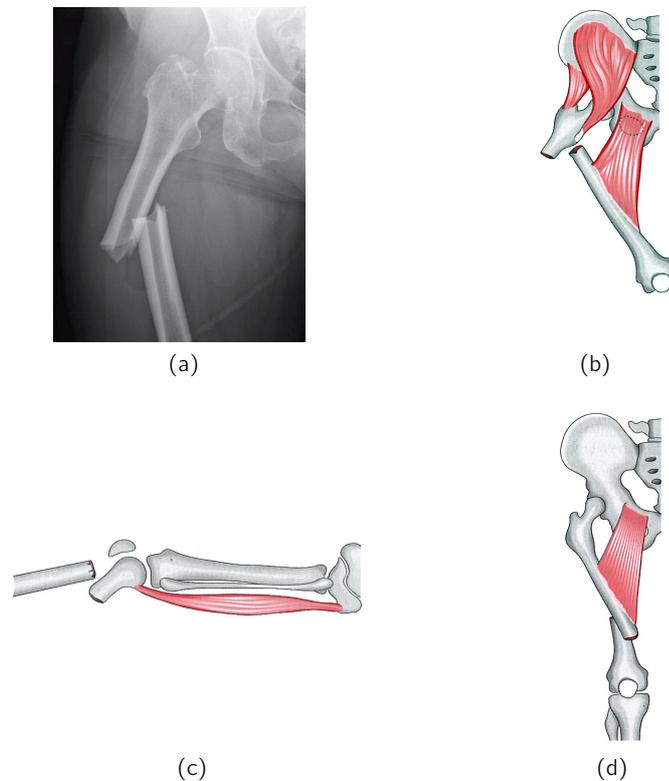


Abb. 1.1: Extremfälle von Femurschaftfrakturen. (a & b) Fraktur im proximalen Schaftbereich [3] (c & d) Fraktur im distalen Bereich des Femurschaftes [4, S. 429]

lief sich in Deutschland im Jahr 2014 auf 13 620 Fälle [6]. Dabei waren Männer mit 8000 Fällen und Frauen mit 5620 Fällen betroffen (Abb. 1.2). Somit stellt die Menge der Femurschaftfrakturen einen Anteil von 7,8 % an der Gesamtanzahl der Femurfrakturen dar. Zusätzlich werden die durch die Krankenhäuser abgerechneten Fallpauschalen betrachtet. Hier findet die Operationsmethode Einfluss. Es wurden 154 851 Frakturen mittels sog. „geschlossene Reposition“ versorgt [7]. Damit liegt diese Operation auf Rang 21 der 50 häufigsten Operationen in deutschen Krankenhäusern im Jahr 2014. Diese Operationsmethode ist ausschließlich bei langen Röhrenknochen, d. h. den großen Knochen der unteren und oberen Extremitäten, anwendbar. Auf die gemeldeten Fälle entfielen weiterhin 64 221 Behandlungen auf Frakturversorgungen des Femurs. Dies entspricht 36,6 % der gemeldeten Anzahl von Frakturversorgungen durch die deutschen Krankenhäuser im Jahr 2014.

Bemerkenswert ist die hohe Fallanzahl von Schenkelhalsfrakturen und Femurkopffrakturen, mit einer Zahl von 73 167 bzw. 67 058 in Deutschland im Jahr 2014 [5]. Beide entstehen vor allem bei Stürzen älterer Frauen bedingt durch die hohe Inzidenz von Osteoporose bei älteren Frauen [2, 8]. Sie stellen einen Anteil von 80 % an der Gesamtzahl

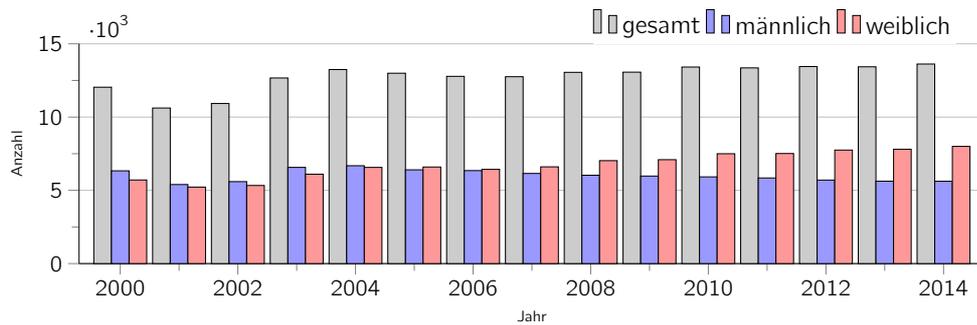


Abb. 1.2: Femurschaftfrakturen. In deutschen Krankenhäusern behandelte Femurschaftfrakturen über einen Zeitraum von 14 Jahren. Die Gesamtanzahl bleibt im zeitlichen Verlauf weitestgehend unverändert, allerdings verschiebt sich das Verhältnis zwischen den Geschlechtern. Verglichen zum Jahr 2001 nimmt der weibliche Anteil im Jahr 2014 um 53 % zu. [6]

der Femurfrakturen im Jahr 2014 in Deutschland. Iacobellis & Strukul beobachteten in einer italienischen Studie sehr ähnliche Charakteristika und sehen den Grund der Häufung bei Frauen über 60 Jahren ebenfalls in postmenopausaler Osteoporose [9].

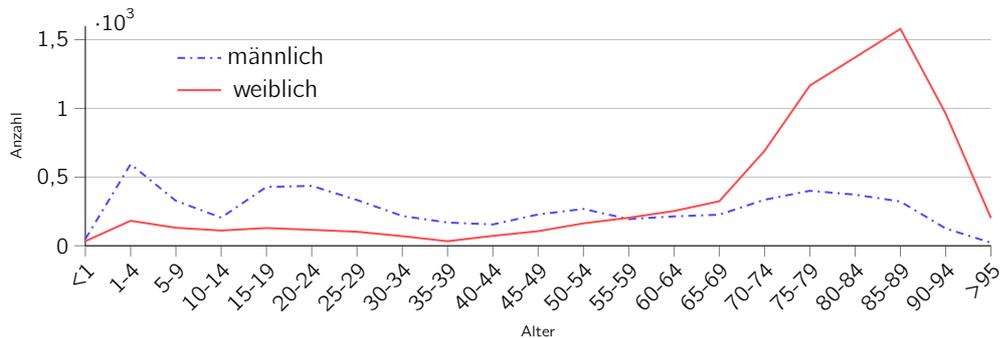


Abb. 1.3: Altersverteilung. Verteilung der durch Krankenhäuser gemeldeten Femurschaftfrakturen aus dem Jahr 2014 in Deutschland [5]. Bemerkenswert ist die Häufung der Fälle bei Frauen im Alter ab 65 Jahren, wohingegen die Fallzahl der Jungen im Alter von eins bis vier Jahren, sowie der Männer im Alter von 15 bis 29 Jahren herausstechen. Für Frauen liegt ein Zusammenhang mit Osteoporose nahe [2]. Agarwal-Harding et al. stellen in einer Literaturstudie aus dem Jahr 2015 einen Zusammenhang zwischen Femurtraumata und dem Individualstraßenverkehrsaufkommen her. Demnach spielt bei Männern die Risikobereitschaft und Unerfahrenheit im Straßenverkehr eine Rolle [10]. Court-Brown und Caesar sehen ein Absinken dieses Beitrags zur Gesamtfallzahl der Femurfrakturen über die letzten Jahre, begründet in der strengeren Drogengesetzgebung, besserer KFZ-Sicherheit und Geschwindigkeitsregulierung [8].

Bei der Therapie von Femurfrakturen ist die sog. „Marknagelung“ die Methode der Wahl [2]. Die medizinischen Ergebnisse dieser Methode sind Gegenstand mehrerer Studien. Grützner et al. haben im Zeitraum von Juni 1993 bis Dezember 1997 insgesamt 200 computertomographische Messungen der femuralen Torsion durchgeführt (vgl.

Abb. 1.4a)[11]. Demnach sind bei 28,5 % aller untersuchten Fälle vermehrte Rotationen nachweisbar. Diese Patienten haben nach dem operativen Eingriff am frakturierten Oberschenkel eine bleibende Torsion von über 20° ggüb. dem gesunden Femur. Die Differenz der femuralen Torsion zwischen gesundem und therapiertem Oberschenkel per Patient wird intraindividuelle Torsionswinkeldifferenz genannt.

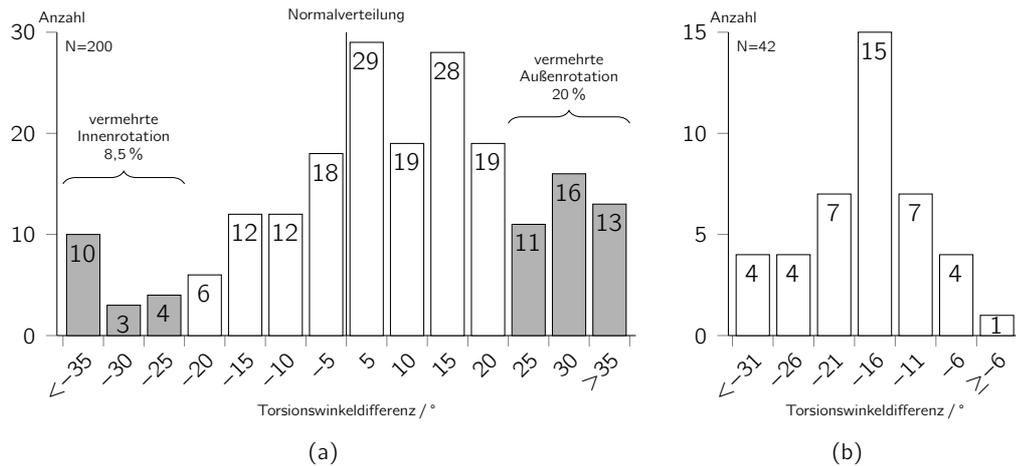


Abb. 1.4: Operationsergebnisse erfolgter intramedullärer Nagelung. Verteilung der intraindividuellen femuralen Torsionsdifferenzen (a) nach Grützner mit n=200 [11] (b) nach Waidelich mit n=42 [12]

Nach Frakturen am Ober- oder Unterschenkel entstandene femurale Torsionsdifferenzen führen zu einer Veränderung der Kapselspannung und des Muskelzugverhaltens an den angrenzenden Gelenken. Im Extremfall kommt es zu einer anhaltenden Störung der Fußstatik. Dabei ist die Auswirkung einer vermehrten Innentorsion gravierender als die einer vermehrten Außentorsion. Nach Femurschaftfrakturen wird das Auftreten von Gangbildstörungen, Gelenkschmerzen und posttraumatischer Arthrose beobachtet. Fundierte Belege, inwieweit die Torsionswinkeldifferenz hierfür verantwortlich ist, liegen bislang nicht vor. Viele Einzelbeobachtungen legen jedoch einen Zusammenhang nahe. Insbesondere auf das Kniegelenk können sich statische Fehlbelastungen negativ auswirken. In einer Studie von Grützner et al. [11] in der berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Ludwigshafen bei 200 Patienten computertomographische Torsionswinkelbestimmungen nach Femurschaftfrakturen und vorgenommen. Dabei klagten 43,2% der Patienten über Schmerzen in an den Femur angrenzenden Gelenken. Fehlstellungen in der Frontal- oder Sagittalebene waren bei 13,6% aller untersuchten Patienten vorhanden. Fußfehlstellungen wurden bei 20,1% der Patienten beobachtet. Bei weiteren 11,8% der Patienten lagen Gangbildstörungen vor. Die postoperative Messung ergab bei 17,5% der Patienten keinen klinischen Hinweis für eine signifikante Torsionsdifferenz. Eine relevante Torsionsdifferenz war bei 2,5% aller Fälle unmittelbar postoperativ

vermutet worden. Die computertomographisch gemessene durchschnittliche Torsionsdifferenz am Femur betrug $15,6^\circ$ [11].

Strecker et al. haben in einer Studie mit 172 untersuchten gesunden Probanden den

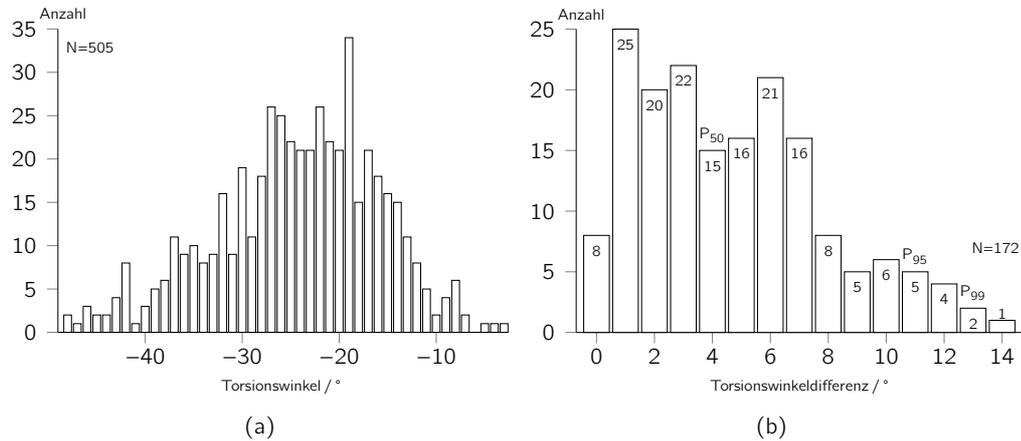


Abb. 1.5: Femurale Torsion. (a) Verteilung des Torsionswinkels in 505 Femura (b) Verteilung der intraindividuellen Differenzen des Torsionswinkels in 172 Femurpaaren (Median=4; $P_{95}=11$; $P_{99}=13$) [13]

Medianwert der Torsionsdifferenzen zwischen linkem und rechtem Femur zu 4° bestimmt (vgl. Abb. 1.5b) [13]. Dabei handelt es sich um die Differenz der absolut gemessenen femuralen Torsionswinkel beider Femura. Hierbei wird von der sog. intraindividuellen Torsionswinkeldifferenz gesprochen. Somit ist klar, dass die relevante Größe zur Bewertung der Femurtorsion patientenindividuell angegeben werden muss. Eine Einschätzung anhand der Abweichung des absolut gemessenen femuralen Torsionswinkels zu einem Normkollektiv ist nicht zielführend [14]. Vielmehr wird die sog. intraindividuelle Torsionswinkeldifferenz als Bewertungskriterium zugrunde gelegt.

Bei der in Abb. 1.6 abgebildeten Patientin wurde nach erfolgter Marknagelung das in Abb. 1.6a dargestellte Ergebnis erzielt. Die bäuchlings liegende Patientin wurde angewiesen die Unterschenkel in einen 90° Winkel zu den Oberschenkeln anzustellen und die Unterschenkel anschließend nach außen fallen zu lassen. Die Schwerkraft sorgt dafür, dass beide Unterschenkel entsprechend den anatomischen Gegebenheiten maximal ausgelenkt werden. Dies gibt Aufschluss über den Anteil der Femurtorsion. Deutlich zu erkennen ist die Unsymmetrie zwischen rechter und linker femuraler Torsion. Nach Durchführung eines Korrekturingriffs (Korrekturostheotomie) konnte dies bereinigt werden (Abb. 1.6b). Dieses Beispiel zeigt deutlich, welche Wichtigkeit die intraindividuelle Torsionsdifferenzwinkeldifferenz im Gegensatz zum absolut gemessenen femuralen Torsionswinkel für den Patienten besitzen kann. Weiterhin sind hier die Folgen einer hohen ($>20^\circ$) intraindividuellen Winkelabweichung für den Patienten bildhaft

ersichtlich.

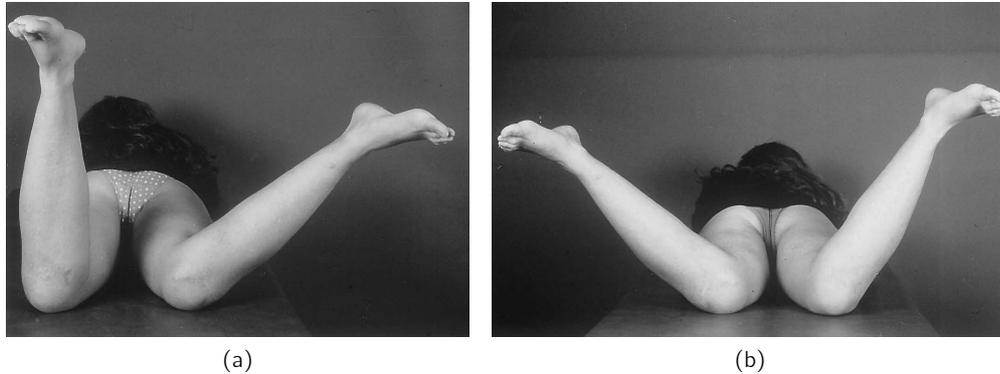


Abb. 1.6: Postoperative Torsionsabweichungen am Femur. (a) Vor der Korrekturosteotomie (b) Klinisches Ergebnis nach Korrekturereingriff [15]

Es konnte beobachtet werden, dass während der intraoperativen Durchführung der Marknagelung Verbesserungspotentiale im Hinblick auf das medizinische Personal existieren.

Zur Einrichtung der korrekten Lage und Orientierung der Knochenfragmente bringt der Operateur mittels seiner Hände Druck und Zug auf das Weichteilgewebe auf, welches den Femur umgibt. Währenddessen wird mittels Röntgenbildverstärkung die Güte der Fragmentlage und -ausrichtung überprüft. Somit sind Hände, Arme und ggf. der Oberkörper des Operateurs tlw. ungeschützt der Strahlenexposition ausgesetzt. Viele Studien sehen hier keinen Handlungsbedarf, da sich die Jahresdosen der Operateure unterhalb der von der Internationalen Strahlenschutzkommission empfohlenen Maximalwerte von 500 mSv befinden [16–24].

In mehreren dieser Veröffentlichungen wird im Hinblick auf die zulässige Jahresdosis eine maximale Gesamtfallanzahl pro Operateur pro Jahr zwischen 350 und 400 Fällen genannt [18, 19]. Skjeldal & Backe untersuchten die Strahlenexposition der Hände während der Marknagelung. Unter Annahme einer fünfminütigen Gesamtdurchleuchtungszeit während des Eingriffs beliefe sich demnach die Jahresmaximalanzahl auf 25, wenn sich die Hände im primären Strahlengang befänden [25]. Sie merken an, dass zum Zeitpunkt der Publikation im Jahr 1987 ein zehn Jahre altes Röntgengerät verwendet wurde. Kim et al. wiesen im Jahr 2012 nach, dass die Hände von allen Körperteilen des Operateurs die höchste Strahlenexposition aufweisen (vgl. [19]) [16]. Madan & Blakeway verweisen in [23] auf das Abstands-Quadrat Gesetz zur effektivsten Reduzierung der Strahlenexposition. Dieses besagt, dass die Dosisleistung pro Fläche mit zunehmendem Abstand von der Röntgenquelle umgekehrt proportional zum Quadrat des Abstands abnimmt. Demnach führt das Zurücktreten vom Strahlengang um

eine Schrittlänge (15 cm bis 60 cm) während der femuralen Marknagelung zu einer Reduktion der applizierten Dosis um den Faktor 16 [23]. Unter Anwendung dieses Effekts haben Skjeldal & Backe ein Hilfsmittel zur Reduzierung der Strahlenexposition des Operateurs konzipiert. Es handelt sich dabei um einen 30 cm langen Haltestab zur Verwendung während Verriegelung des Marknagels [25]. Seine Nutzung erlaubt die Entfernung der Hände aus dem Strahlengang um 15 cm bis 25 cm. Bei ausschließlicher Nutzung dieses Stabes könnten demnach 16 000 Marknagelungen durchgeführt werden, bevor das Jahresdosismaximum erreicht würde. Arnstein et al. messen eine Erhöhung der Expositionsdosis um den Faktor 100 im Zentrum des Strahlengangs im Vergleich zur Messung in 15 cm Entfernung vom Strahlengang [26].

Mehrfach wird der Hinweis gegeben, die Strahlenexposition für das medizinische Personal generell zu minimieren [18, 23, 26, 27]. Begründet wird dies mit den bis dato unbekanntem Langzeitauswirkungen von Röntgenstrahlung [23]. Maxon et al. zeigten bereits 1977 auf, dass schon geringe Dosen ionisierender Strahlung Schilddrüsenkrebs verursachen können [28].



(a)



(b)

Abb. 1.7: Intraoperative Beobachtungen während der Femurrepositionierung. (a) Assistenzärztin hält während des zweistündigen Eingriffs permanent den Unterschenkel, um Gegenzug ausüben zu können und die Rotation des körperfernen Femurfragments einzustellen (b) Operateur richtet Femurfragmente durch Druck auf die femurale Muskulatur aus, die Hände und den Oberkörper tlw. im Strahlengang des Röntgenbildwandlers

Es ist ersichtlich, dass das Optimum der Therapie mittels intramedullärer Nagelung nicht erreicht ist. Zur Erlangung eines besseren Standards kann ein technisches Assistenzsystem Hilfestellung bieten. Dazu muss untersucht werden, wo Potentiale diesbezüglich auszuschöpfen sind. Nach Feststellung der Optimierungspotentiale, können Lösungsansätze entwickelt werden. Die Findung und Vereinigung einer praktikablen Lösung sowie die anschließende Entwicklung eines solchen Systems ist ein komplexer Prozess. Zur Begrenzung des Komplexitätsgrades, wird innerhalb dieser Arbeit der Fokus auf die Fraktur im diaphysären Bereich des Femurs, also des Femurschaftes, gelegt. Im Hinblick auf biomechanische Eigenschaften stellen sich alle anderen Bereiche des Femurs als komplexer dar. Zur Bearbeitung am Femurschaft können einige vereinfachende Annahmen getroffen werden. Hier weist der Femur eine regelmäßige Struktur auf, gleich einer idealen Röhre. Im Gegensatz dazu stehen unregelmäßige Dichteverteilungen und Anisotropien im metaphysären Bereich des Femurs. Weiterhin vereinfacht die Annahme, dass sich die Morphologie der Knochenröhre entlang der Längsachse quasi-konstant ist.

Ziel der vorliegenden Dissertation ist die Erstellung eines Assistenzsystems für die operative Therapie von Femurschaftfrakturen. Es soll in der Lage sein den Operateur in seiner Arbeit zu unterstützen. Mithilfe des Systems soll es möglich sein,

- die resultierende intraindividuelle femurale Torsionswinkeldifferenz zu minimieren,
- dem Operateur eine Kraftunterstützung zu bieten bei gleichzeitigem Erhalt des chirurgischen Feingefühls und
- die intraoperative Strahlenexpositionsdosis des Operateurs zu senken.

Nach einer medizinischen Einführung wird dazu zunächst der Stand der Technik bezüglich der Operationsmethode und der entsprechend eingesetzten Hilfsmittel untersucht.

2 Der Femur

Die Kenntnis über grundlegende anatomischen Charakteristika des Femurs als größter Röhrenknochen des Menschen ist von zentraler Bedeutung für das Verständnis der Problemstellung dieser Arbeit. Im Folgenden wird auf darauf eingegangen und das notwendige Wissen des Standes der Zeit aufgeführt. Die zusammengetragenen Informationen fußen zu großen Teilen auf den zwei Standardwerken der medizinischen Anatomielehre, dem sog. "Sobotta, Atlas der Anatomie des Menschen" [29, S. 248ff] und dem sog. "Prometheus, Lernatlas der Anatomie" [30, S. 408ff].

2.1 Aufbau des Knochens

Der menschliche Knochen, bspw. der Femur, besteht aus zwei zu differenzierenden Erscheinungsformen, nämlich *Kompakta* (auch *Kortikalis* genannt) und *Spongiosa*. Am distalen und proximalen Ende ist er überzogen mit hyalinem Gelenknorpel. Die verbleibende Knochenaußenfläche wird bedeckt von einer derben bindegewebeartigen Knochenhaut, dem *Periost*. Während des Knochenwachstums ist diese an der Innenfläche mit Knochen-bildenden Zellen besetzt, welche Knochenmatrix in Form von Lamellen abgelagern. Die zu Bündeln gepackten Kollagenfibrillen werden von den abgelagerten Knochenlamellen eingemauert und bilden die durchbohrenden bzw. Sharpey-Fasern, welche so vom Periost in die Kompakta hereinragen. Der britische Anatom William Sharpey¹ beschrieb 1846 zum ersten mal die später nach ihm benannten kollagenen Fasern.

An der Innenseite eines Röhrenknochens überzieht das *Endost* den Schaft. Dieses ist weitaus dünner verglichen mit dem Periost. Die Zellen des Endost besitzen ein knochenbildendes Potential, welches bei der Frakturheilung Wichtigkeit besitzt.

Kompakta

Das *Osteon*, auch *Havers-System* genannt, bildet die Grundeinheit der Kompakta. Es stellt sich als zylindrisches Gebilde mit einer räumlichen Ausdehnung von 250 µm im

¹ * 1. April 1802 in Arbroath, Schottland; † 11. April 1880 in London

Durchmesser und ein bis 5 cm Länge dar. Diese Zylinder werden durch 2 µm bis 3 µm dicke, konzentrisch geschichtete Knochenlamellen (*Havers-Lamellen*) um einen Kanal (*Havers-Kanal*) herum gebildet. Der englische Anatom Clopton Havers² beschrieb erstmal 1691 die später nach ihm benannten Kanäle [31, 32]. Innerhalb dieser verlaufen die das Knochengewebe versorgenden Blutgefäße und Nerven. Über seitliche Verzweigungen, die *Volkman-Kanäle*, und deren Verbindungen verlaufen die Blutgefäße entlang der Osteonen. Neben den Osteonen enthält die Kompakta von Röhrenknochen an ihrem Rand, d. h. *subperiostal*, auch *zirkumferentielle* Lamellen (äußere Generallamellen). Diese entstehen durch Ablagerung von der Innenschicht des Periosts. Der Knochenumbau der Kompakta wird von knochenspezifischen Zellen vorgenommen. Sie befinden sich an der peri- und endostalen Fläche ebenso wie an den Flächen entlang der Havers Kanäle. Daher werden diese Flächen auch als Knochenumhüllungen oder Erosionsbuchten bezeichnet. An der periostalen Fläche erfolgt das Breitenwachstum des Knochens. In dem die Markhöhle von Röhrenknochen auskleidendem Endost laufen komplexe Stoffwechselprozesse und strukturverändernde Vorgänge ab. Darunter erfolgt auch Knochenbildung und -resorption in abwechselnder Folge. Der Durchmesser des Markkanals wird durch endostale Knochenumbauvorgänge bestimmt, die Stärke der Kortikalis durch den kombinierten Effekt peri- und endostaler Prozesse. Die Kortikalisdichte wird maßgeblich durch die am Knochenumbau beteiligte Grenzfläche der Havers - Kanäle bestimmt.

Versorgt wird die Kompakta vorwiegend zentrifugal³ über im Markraum befindliche Arterien. Lediglich das äußere Drittel der Kompakta von Röhrenknochen wird über Arteriolen aus dem Periost versorgt. Arteriolen sind kleine Arterien, die den Übergang der Arterien zu den Kapillaren darstellen. Zwischen den zentripetalen⁴ Gefäßen des Periosts und den zentrifugalen des Endosts ist ein gut ausgebildetes sog. anastomotisches⁵ Netz vorhanden. Die Venen verlaufen aus der Kortikalis vorwiegend zentripetal und münden in ausgedehnte venöse Gefäße im Markkanal.

Spongiosa

Konträr zur dicht gepackten Kompakta stellt sich die Spongiosa als kompliziertes schwammartiges Gebilde aus einander überschneidenden, gebogenen Plättchen und Röhren dar. Die einzelnen Knochenbälkchen bestehen aus reifem Lamellenknochen, die Osteozyten sind in konzentrischen Lagen mit einem gut ausgebildeten Kanälchensystem angeordnet. Spongiosa findet sich typischerweise an den Enden der Knochen,

² * 1657 in Stambourne, Essex; † 29. April 1702

³ vom Zentrum zur Peripherie verlaufend

⁴ von der Peripherie zum Zentrum verlaufend

⁵ verbindendes

an denen an die Stelle der scharf begrenzten Markhöhle des Schaftes insofern eine andere Organisationsform tritt, als der gesamte Querschnitt des Knochens von Knochenbälkchen ausgefüllt wird, die ca. 20 % des Knochenvolumens ausmachen. Am proximalen Femurende zeigen die Bälkchen eine relativ regelmäßige Anordnung. Es zeigt sich, dass die Hauptrichtung der Knochenbälkchen dort der Richtung der Belastung des Knochens entsprechenden Hauptspannungslinien folgt. Die Kompakta stellt 80 % der Knochenmasse des Skeletts dar, 20 % entfallen auf die Spongiosa. Aufgrund der großen Flächenausdehnung der Spongiosa ist das Verhältnis Oberfläche zu Volumen allerdings 10-mal so groß verglichen mit der Kompakta. Beim Erwachsenen steht die Spongiosa an den Enden der Röhrenknochen mit dem gelben Fettmark in Verbindung, am Achsenskelett hingegen mit dem zellreichen blutbildenden roten Knochenmark. Trotz ihrer scheinbaren Porosität und ihres relativ kleinen Volumens besitzt die Spongiosa eine erhebliche Druckfestigkeit. Am Beispiel des Wirbelkörpers zeigt sich dies sehr gut. Die Kompakta zeigt hingegen aufgrund ihrer Struktur eine hohe Biege- und Verwindungssteifigkeit.

Durch den koordinierten Ablauf von Resorption und Knochenneubildung können Knochenbälkchen innerhalb des Knochens ihre Lage und Ausrichtung ändern. Mit zunehmendem Alter verschiebt sich das Gleichgewicht zwischen Knochenab- und aufbau. Es schleicht sich ab dem 40. Lebensjahr ein Knochenschwund ein, da die Resorption auf einem Niveau verharrt, der Knochenaufbau allerdings abfällt. Daher kann sich die Knochenmasse über mehrere Jahrzehnte im Vergleich zum 30. Lebensjahr um bis zu 50 % verringern [33]. Es konnte *in vitro* gezeigt werden, dass die Druckfestigkeit von Knochen zum Quadrat seiner Dichte proportional ist [34]. Hierdurch wird der Knochen sehr anfällig für Frakturen durch mechanische Überbelastung [35, 36]. Dies macht den Verlust von Knochenmasse, und damit Knochendichte, im Alter so gefährlich für das tägliche Leben der Menschen.

2.2 Anatomie des Femurs

Als stärkster und längster Knochen des Menschen bestimmt der Femur zu einem hohen Grad die menschliche Körpergröße. Er allein trägt ca. 25 % zur Körpergröße bei.

Der Femurschaft stellt den größten Teil des Femurs dar und wird auch Oberschenkelkörper (*Corpus femoris*) genannt. Er weist eine Wölbung nach anterior mit einem Radius von 1500 mm auf. In diesem Zusammenhang wird von *Antekurvatio* gesprochen. Am kranialen⁶ Ende des Femurschaftes befindet sich ein säulenartiger Knochenvorsprung, der Oberschenkelhals (*Collum femoris*). Dieser bildet zusammen mit dem Femurschaft

⁶ kranial: zum Kopf hin, nach oben hin

2.2. Anatomie des Femurs

den sog. *Collum-Diaphysen-Winkel* (CD-Winkel) von typischerweise 135° . Der Oberschenkelhals wird abgeschlossen durch den Femurkopf (*Caput femoris*). Dieser ist Teil des Hüftgelenks und sitzt in der Hüftgelenkspfanne des Beckens.

Der Femur weist einige Knochenvorsprünge auf, welche meist Ansatzstellen für die Oberschenkelmuskulatur bilden. Am Verlauf zwischen Femurschaft und Oberschenkelhals sitzen lateral⁷ am Schaft zwei größere Knochenvorsprünge, welche als Rollhügel (*Trochanteren*) bezeichnet werden. Der auf der ventralen⁸ Seite befindliche *Trochanter major* stellt den größten der femuralen Knochenvorsprünge dar.

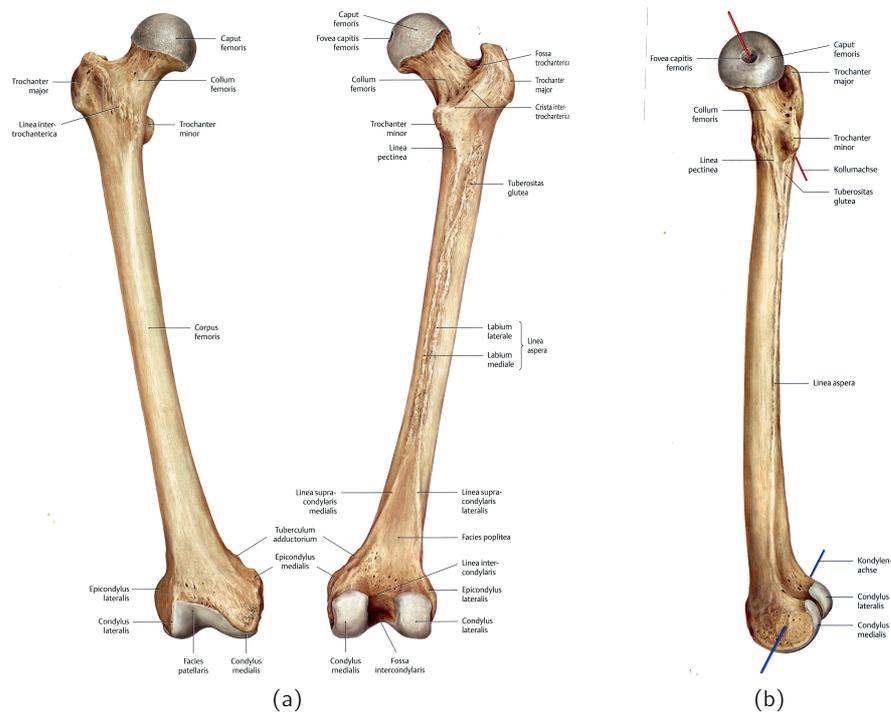


Abb. 2.1: Ansicht des Femurs. (a) Ventrale (links) und dorsale (rechts) Ansicht (b) medial Ansicht mit eingezeichneten Gelenkachsen: Kollumachse und Kondylenachse [30, S. 414]

Er bildet den eigentlichen Abschluss des Femurschaftes in seinem geradlinigem Verlauf. Auf der dorsalen⁹ Seite des Femurschaftes findet sich der *Trochanter minor*, der kleinere der beiden großen Knochenvorsprünge. Verbunden werden beide Trochanteren durch die *Linea intertrochanterica* auf der ventralen Schaftseite. Auf der dorsalen Schaftseite findet sich hier der Ausgangspunkt einer scharfen Knochenlippe, der *Christa intertrochanterica*. Ebenfalls am dorsalen Femurschaft verläuft die *Linea aspera*. Diese bildet den Ansatzpunkt für fast alle Oberschenkeladduktoren.

⁷ lateral: seitlich, von der Körpermitte abgewandt

⁸ ventral: den Bauch betreffend, auf der Vorderseite befindlich

⁹ dorsal: den Rücken betreffend, auf der Rückseite befindlich

Am kaudalen¹⁰ Ende des Femurschaftes befinden sich die *Epikondylen*. An diese schließen sich der *Condylus medialis* und der *Condylus lateralis* an. Beide stellen die Gelenkflächen des femuralen Teils des Kniegelenks dar und stoßen im Gelenk auf die entsprechenden tibialen Anteile. Verbunden sind *Condylus medialis* und *Condylus lateralis* ventral durch *Facies patellaris* und dorsal durch die *Fossa intercondylaris*.

Der Femurschaft weist einige weitere Charakteristika auf, die bei der weiteren Problembetrachtung hilfreich sein können. Im Querschnitt stellt sich die Form des Femurs nahezu als Dreieck dar. Es können daher drei Seiten des Femurschaftes identifiziert werden – die *Facies anterior*, die *Facies medialis* und die *Facies lateralis*. Die *Linea aspera* stellt die Trennungslinie zwischen *Facies medialis* und *Facies lateralis* dar. Diese ist zusammengesetzt aus den zwei Lippen-artigen Knochenvorsprüngen *Labrum mediale* und *Labrum laterale*. Beide Labren divergieren am distalen Ende des Femurs zu den Epikondylen hin. So spannen sie eine dreieckige Fläche auf, welche zwischen den Epikondylen durch die *Linea intercondylaris* begrenzt wird.

Aus diesem Verlauf leiten sich die verschiedenen Transversaldarstellungen des Femurschaftes ab. Laufen beide Labren zusammen, stellt sich im Transversalschnitt des Schaftes ein Dreieck dar. Hingegen im distalen Bereich, wo die Labren divergent sind, stellt sich im Schnitt ein Viereck dar. Es ist durch die Charakteristik des Femurschaftes mit seiner *Linea aspera* möglich, zwei diaphysäre femurale Transversalschnitte miteinander in Bezug zu setzen.

Sind Ihre Orientierungen nicht bekannt, können diese anhand der *Linea aspera* ohne weitere Information in Übereinstimmung gebracht werden. Im Falle einer Femurschaftfraktur wird dies intraoperativ bei der Rotationseinstellung zweier Fragmente angewandt. Bei der Betrachtung der Muskulatur des Femurs fällt die funktionelle Anordnung zweier großer Muskelgruppen auf. Es wird unterschieden zwischen der ventral gelegenen Extensorengruppe (*Compartimentum femoris anterioris*) und der dorsal gelegenen Flexorengruppe (*Compartimentum femoris posterioris*). Diese beiden Gruppen sind für die Funktion des Knies von entscheidender Bedeutung. Die Extensoren haben dabei die Aufgabe, den Unterschenkel im Kniegelenk zu strecken, die Flexoren haben die Aufgabe, den Unterschenkel im Kniegelenk zu beugen. Beide Gruppen verfügen im medialen und lateralen Bereich um den Femur herum über eine Trennung. Diese wird im lateralen Bereich durch das *Septum intermusculare femoris laterale* gewährleistet. Im medialen Bereich liegen die Adduktorenmuskeln (*Compartimentum femoris mediale*) quer zum Verlauf der femuralen Muskeln dazwischen. Die Adduktorenmuskeln greifen am *labrum mediale* der *Linea aspera* an und verlaufen zum vorderen und unteren Schambeinast. Die Adduktorengruppe besteht aus dem *M. gracilis*¹¹, dem *M. adductor longus*,

¹⁰ kaudal: zum Schwanz hin, nach unten hin, zu den Füßen hin

¹¹ Muskel, im Folgenden mit M. abgekürzt

2.2. Anatomie des Femurs

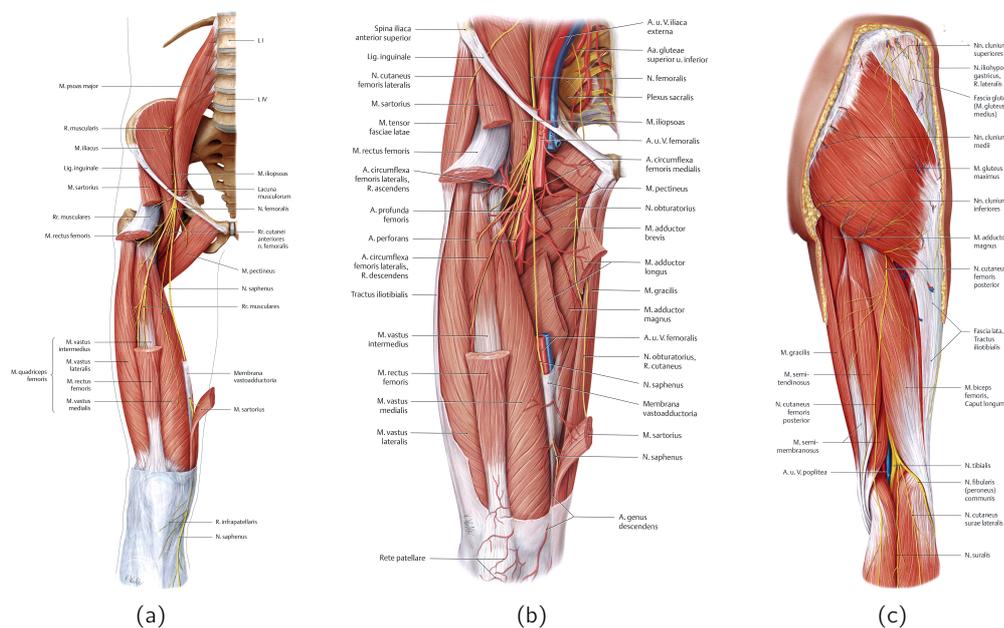


Abb. 2.2: Muskelgruppen am Oberschenkel. (a) Ansicht der inneren Muskelgruppe und ihrer versorgenden Nerven von ventral (b) Ventralansicht mit innen sowie außen liegenden Muskelpartien, deren Nervensträngen und Blutversorgung (c) Ansicht von dorsal mit außen liegenden Muskeln, deren Nerven und Blutversorgung [30, 491, S. 534]

M. adductor brevis, *M. adductor magnus* und dem *M. pectineus*. Sie wird versorgt durch den *N. obturatorius*¹². Die Flexorengruppe besteht aus dem *M. biceps femoris*, dem *M. semitendinosus* und dem *M. semimembranosus*. Diese Muskeln bewirken in Ihrem Zusammenspiel eine Streckung im Hüft- und eine Beugung im Kniegelenk. Versorgt wird diese Gruppe vom *N. ischiadicus*. Die Extensorengruppe besteht aus dem *M. quadriceps femoris* und dem *M. sartorius*. Diese Gruppe bewirkt eine Streckung des Kniegelenks und wird versorgt durch den *N. femoralis*.

Es existiert ein Strang aus großen Blutgefäßen und den Hauptnerven im medialen Bereich des Femurs (Abb. 2.3b). Er besteht aus der *V. femoralis*¹³ und dem *N. femoralis*. Dieser Versorgungsstrang verläuft nur kurz unterhalb des Leistenbandes. Danach biegt die *A. femoralis profunda*¹⁴ nach dorsolateral ab, zur Versorgung der femuralen Muskulatur. Die lateralen Oberschenkelmuskeln werden über Perforansgefäße mit Blut gespeist.

Die *V. femoralis* verlaufen medial des *M. vastus medialis* auf den Adduktorenmuskeln nach dorsal zur Fossa poplitea. Hier liegen sie dicht am Knochen an. Dies birgt ein hohes Risiko einer Verletzung bei einer Fraktur oder Luxation. Die *A. femoralis*

¹² Nervus, im Folgenden mit N. abgekürzt

¹³ Vasa, im Folgenden mit V. abgekürzt

¹⁴ Ateria, im Folgenden mit A. abgekürzt

2.2. Anatomie des Femurs

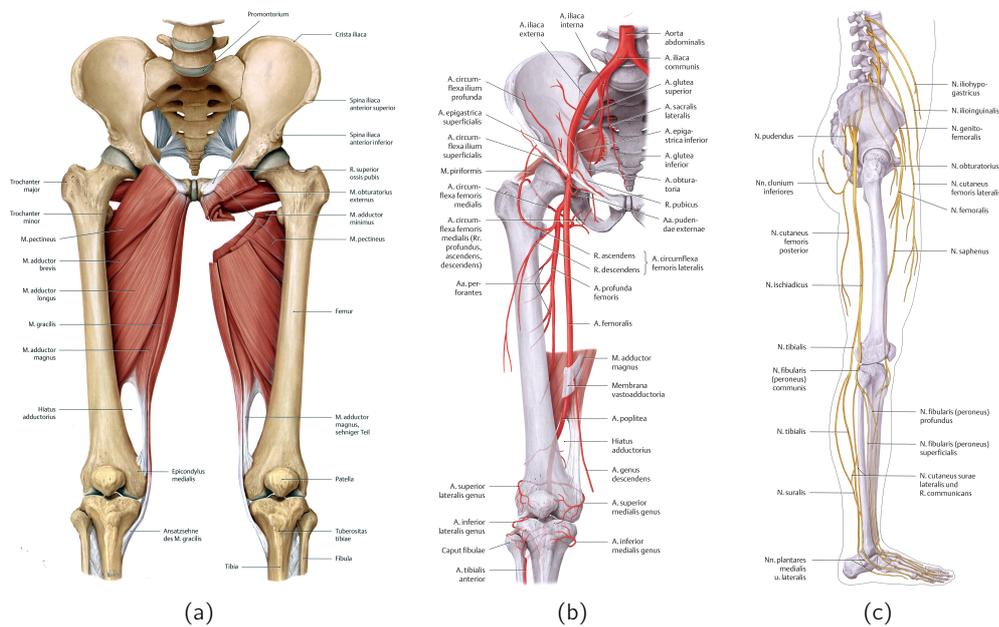


Abb. 2.3: Anatomie des Oberschenkels. (a) Adduktorengruppen (b) Arteriensystem (c) Nervenversorgung [30, S. 427, S. 432, S. 420]

gibt im Adduktorenkanal die A. descendens genicularis und in Höhe der Epikondylen die A. superiores medialis und lateralis genus ab.

Der N. femoralis verläuft proximal lateral der Gefäße und fasert sich unterhalb des Leistenbandes zur Innervation der Extensorenmuskeln auf. Der Endast dieses Stranges N. saphenus liegt mit den Gefäßen im Adduktorenkanal und bleibt bei der V. saphena magna bis zum medialen Fußrand. Die Anbindung des Oberschenkels an das Nervensystem erfolgt proximal lateral durch den N. cutaneus femoris lateralis, dorsal durch den N. cutaneus femoris posterior, der den N. ischiadicus medial begleitet, und medial durch den N. obturatorius (Abb. 2.3c). Der N. ischiadicus zieht im Septum intermusculare femoris laterale nach distal. Er innerviert die ischiokruralen Muskeln und gelangt anschließend distal lateral der Gefäße zur Fossa poplitea. Die Aufteilungsstelle in N. tibialis und N. fibularis kann schon im mittleren Oberschenkel Drittel liegen. Bei Femurfrakturen ist der N. ischiadicus durch Fragmentdislokation nach dorsal, aber auch durch übermäßige Traktion bei Repositionsmanöver gefährdet. Der N. obturatorius erreicht nach Durchtritt des Canalis obturatorius die Medialseite des Oberschenkels. Er versorgt motorisch die Adduktorenmuskeln, sein Endast sensibel die mediale Oberschenkelseite. [4, S. 429]

2.3 Biomechanik des Femurs

Die Schaftachse des Femurs und die Schaftachse der Tibia schließen einen Winkel ein. Dieser wird *Tibiofemuralwinkel* genannt und beträgt bei einem Erwachsenen ca. 175°. Die Angabe gilt hierbei für einen nach lateral geöffneten stumpfen Winkel. Der Gesamtwinkel setzt sich zusammen aus zwei Anteilen relativ zu einer durch den Knie-spalt verlaufenden Horizontalen. Dabei steht der Tibiaschaft in einem Winkel zu dieser Horizontalen von typischerweise 93°. Der Femurschaft steht in einem Winkel von typischerweise 82° auf dieser Horizontalen.[4, S. 430]

Unter diesen Normalbedingungen zeigt sich, dass die Tragachse des gesamten Beines durch die Mitte des Femurkopfes, des Kniegelenks und des oberen Sprunggelenks führt.

Aus dieser Betrachtung ist ersichtlich, dass der exzentrisch positionierte Femur bei der stehender Lastübertragung in einem Gravitationsfeld eine Biegebelastung erfährt. Da der Femur ein Röhrenknochen ist, äußert sich die Biegebelastung auf der lateralen Seite des femuralen Schaftes als Zugbeanspruchung. Auf der medialen Seite hingegen stellt sich eine Druckbeanspruchung dar. Diese Gegebenheiten müssen bei einer Frakturfixierung am Schaft berücksichtigt werden. Dies kann bspw. lateral durch geeignete auf Zuggurtung angelegte Plattungen und Cerclagen¹⁵ erreicht werden. Als besonders geeignet zur Kraftübertragung der Biegebelastung wird jedoch die intramedulläre Schienung bzw. Marknagelung angesehen. [4, 427ff]

Nach Pauwels stellt die Linea aspera eine große statisch- strukturelle Hilfsmaßnahme dar. Er zeigt in [37], dass durch den dorsalen Verlauf auf dem Femurschaft eine Tragfähigkeitserhöhung bei Biegebeanspruchung um 12 % erreicht wird im Vergleich zu einer idealen Röhrengometrie. Es konnte weiterhin gezeigt werden, dass die Positionierung das Optimum darstellt. Jede andere Position erbringt ein schlechteres Ergebnis im Hinblick auf die maximale Tragfähigkeit. Zuvor legte Pauwels den Beweis dar, dass der Femur hauptsächlich auf Biegespannung beansprucht wird [38].

Der Aufbau von Spongiosa und Kortikalis verleiht beiden Strukturen unterschiedliche mechanische Eigenschaften. In der Kombination verfügt der Knochen über ein breites Spektrum bezüglich mechanischer Steifigkeit und Tragfähigkeit. Dadurch kann der Knochenaufbau den jeweiligen lokalen Erfordernissen optimal angepasst sein. Beispielsweise ist die dünne von der Spongiosa getragene Kompaktaschale an den Röhrenknochenenden für die Aufnahme der konzentrierten Last an den Gelenken sehr geeignet. Andererseits ist die Kompaktaröhre in der Schaftmitte dafür prädestiniert, Biege- und Verwindungskräfte aufzunehmen. [38]

¹⁵ Cerclage: Fixierungsmaßnahme in der Osteosynthese mittels einer Draht- oder Bandschlinge

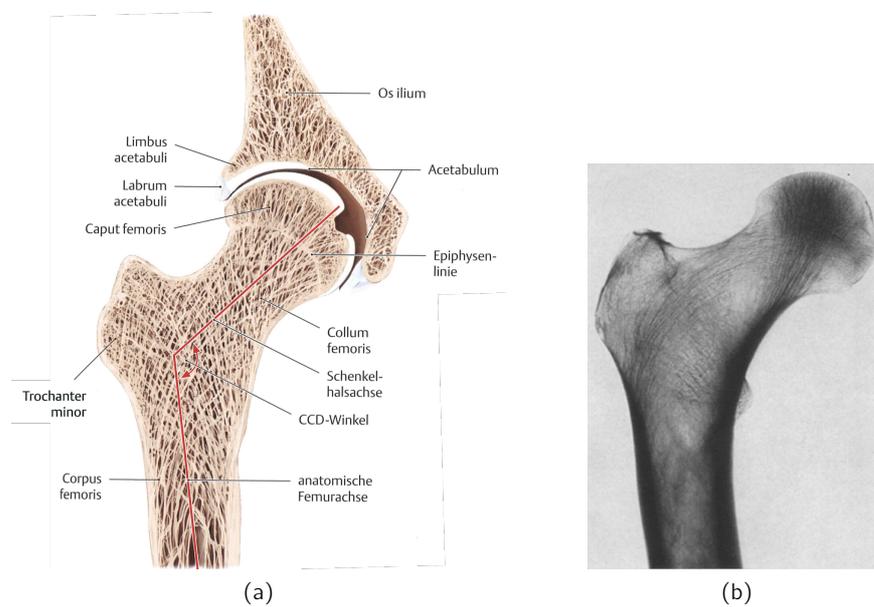


Abb. 2.4: Der Femurkopf. (a) Schnitt in der Frontalebene mit angrenzenden Beckenknochenbereich [30, S. 367] (b) Röntgenaufnahme in der Frontalebene [39]

3 Standardprozedere der intramedullären Nagelung

Die Arbeitsgemeinschaft Osteosynthese (AO Foundation) schlägt ein Standardprozedere zur Behandlung von Femurschaftfrakturen mittels sog. *intramedullärer Nagelung* vor. Die AO Foundation (AO) ist eine Non-Profit-Organisation, geleitet von internationalen Chirurgen, deren Spezialgebiet die Traumabehandlung sowie die Behandlung von Verletzungen des muskuloskelettalen Systems ist. Gegründet wurde sie 1958 von 13 visionären Chirurgen, heute hat sie über 12000 Mitglieder in über 100 Ländern [40]. Im Folgenden wird die Operationsmethode der intramedullären Nagelung nach den Vorgaben der AO beleuchtet und erörtert.

3.1 Vorbereitungen

Entsprechend dieser Empfehlung muss zunächst entschieden werden, ob ein Nagel in den aufgebohrten oder unaufgebohrten Markraum gesetzt werden soll. Anschließend wird die Wahl des Zugangs getroffen. Unaufgebohrte Nagelungen werden immer mehr bevorzugt, wegen des Risikos von Komplikationen während des Aufbohrens. Wärmeentwicklung während der Bohrung führt zu schlechterem Heilungsverhalten. Die Heilung wird weiterhin verschleppt durch die Entfernung des blutbildenden Knochenmarks durch das Aufbohren. Bei der aufgebohrten Nagelung kann jedoch ein Nagel mit vergleichsweise höherem Durchmesser genutzt werden. Der Stabilität der Frakturversorgung ist die Nutzung möglichst hoher Nageldurchmesser zuträglich. Es werden dadurch höhere Kräfte benötigt, um die Fragmente postoperativen aus ihrer Position und Orientierung zu bringen. Bei statischer Verriegelung des Nagels ist eine postoperative Änderung der Lage des Nagels in der Markhöhle, bspw. durch Bewegung des Patienten, unerwünscht. Bei dynamischer Verriegelung ist eine postoperative Positionsänderung der Fragmente zueinander durchaus zulässig und erwünscht, jedoch nur in axialer Richtung. Zur Einbringung des Nagel muss der Markraum zunächst axial eröffnet werden, wozu es zwei Optionen gibt. Zum einen kann der Femur am proximalen Ende geöffnet werden. Bei Nutzung dieser Zugangsart wird die Nagelung als "antegrade Nagelung"

bezeichnet. Andererseits kann der Femur am distalen Ende durch das Kniegelenk hindurch geöffnet werden. Fällt die Wahl auf diese Zugangsmethode, wird die Nagelung als "retrograde Nagelung" bezeichnet. Die Lagerung des Patienten richtet sich nach der gewählten Zugangsmethode. Die AO schlägt hier vier Varianten vor.

Kontralaterales Bein abgespreizt

Der Patient wird auf dem Rücken liegend gelagert und das gesunde Bein sowohl angehoben als auch abgespreizt. Damit das gesunde Bein keine zusätzlichen Verletzungen durch die Lagerung erleidet – besonderer Fokus liegt hierbei auf Verletzungen der Nervenbahnen –, muss es gut gepolstert werden. Weiterhin sollte der Grad der Abspreizung nicht extrem gewählt werden. Dies verhindert die Entstehung eines druckinduzierten Compartment Syndroms¹. Der ipsilaterale² Arm sollte nicht auf einer abgespreizten Armbank gelagert werden, da dies den Bewegungsspielraum des Operateurs zu stark einschränken würde. Stattdessen wird empfohlen, den Arm auf dem Rumpf liegend oder darüber hängend zu lagern. Das kontralaterale³ Bein sollte gut gepolstert und druck-

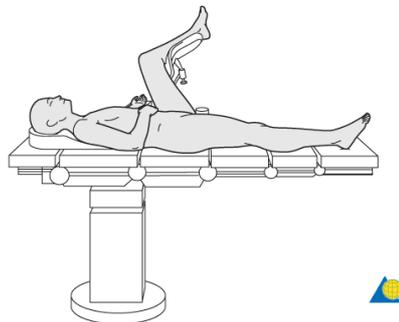


Abb. 3.1: Lagerung mit kontralateral abgespreiztem Bein. gesundes Bein wird mittels Beinhalter ausgelagert und somit Arbeitsraum für den Chirurgen geschaffen
Mit freundlicher Genehmigung der AO Foundation, Schweiz

frei über die Wade gelagert werden. Es ist auf die Verhinderung von Schädigungen des Nervus fibularis communis⁴ oder Compartment Syndrome der Wadenbeinmuskulatur zu achten. Bei antegrader Nagelung kann durch Adduktion⁵ des frakturierten Beines die Eröffnungsstelle gut lokalisiert werden.

¹ Hoher Druck im Haut- und Weichteilmantel des Oberschenkels führt zur Verminderung der Gewebedurchblutung. Neuromuskuläre Störungen oder Gewebe- und Organschädigungen sind die Folge.

² auf der gleichen Seite befindlich (hier im Kontext zum frakturierten Femur zu sehen)

³ auf der gegenüberliegenden Seite befindlich (hier im Kontext zum frakturierten Femur zu sehen)

⁴ gemeinsamer Wadenbeinnerv

⁵ Adduktion: Heranziehen einer Gliedmaße zur Körperachse hin

Bilaterale Traktion

Der Patient wird auf dem Rücken liegend gelagert und beide Beine werden mit Zugkraft beaufschlagt. Dazu wird ein Extensionstisch genutzt, welcher es erlaubt, die Füße des Patienten in dafür vorgesehenen Schuhen zu befestigen (Abb. 3.2a). Mittels einer Mechanik oder über Schwerkraftgewichte, die über Umlenkrollen am Extensionsschuh befestigt sind, wird Zugkraft ausgeübt. Zur intraoperativen Kontrolle wird fast aus-

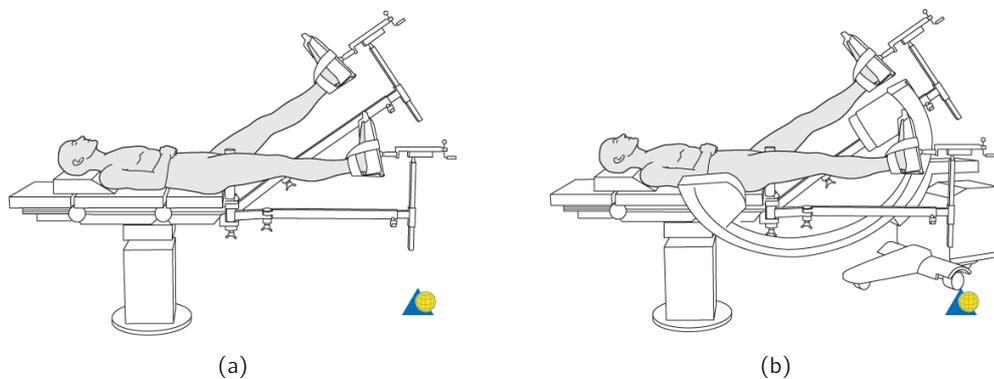


Abb. 3.2: Bilaterale Traktion auf einem Extensionstisch. (a) Konfiguration ohne Verwendung eines C-Bogens und (b) mit Röntgenbildung durch einen C-Bogen
Mit freundlicher Genehmigung der AO Foundation, Schweiz

schließlich Röntgenbildung eingesetzt. Die dazu verwendeten Geräte verfügen über eine Anordnung der Röntgenstrahlenquelle und des Detektors in einem Abstand von ca. einem Meter. Ortsfest verbunden sind beide Geräteelemente durch einen halbkreisförmigen Bogen, welcher auf einer Basis verschiebbar gelagert ist (vgl. Abb. 3.2b). Dieser erlaubt das sog. Durchschwenken, also das Rotieren der Röntgenprojektionsebene um mindestens 90° , bei modernen Geräten bis zu $>180^\circ$.

Das kontralaterale Bein wird etwa 30° bis 40° nach anterior erhöht. Somit wird Platz zur Positionierung eines C-Bogens zwischen den Beinen geschaffen, um eine gute Bildgebung zu gewährleisten (Abb. 3.2b). Von dieser Position aus ist es unmöglich, senkrechte laterale Röntgenbilder des proximalen oder distalen Fragments, vor allem im Hinblick auf die Einbringung der Verriegelungsbolzen, zu erstellen. Während der Verriegelung muss daher mit winkelbeaufschlagten Bildern gearbeitet werden. Auch hier sollte der ipsilaterale Arm nicht auf einer abgespreizten Armbank gelagert werden. Gleichmaßen kann die Eröffnungsstelle durch Adduktion des frakturierten Beines gut lokalisiert werden, vgl. S.19ff.

Rückenlagerung

Der Patient wird auf einem röntgenstrahlendurchlässigen Tisch auf dem Rücken liegend gelagert (Abb. 3.3). Diese Art der Lagerung wird empfohlen, wenn beide Beine frakturiert sind, da ohne intraoperative Umlagerung beide Frakturen behandelt werden können. Nachteilig ist allerdings, dass es Schwierigkeiten bereiten kann Röntgenbilder aus axialer Perspektive zu erhalten, da hierzu das kontralaterale Bein angehoben werden muss. Eine Beckenunterpolsterung kann genutzt werden, um es etwas erhöhen und damit die Eröffnungsstelle gut lokalisieren zu können. Hier sollte der ipsilaterale Arm

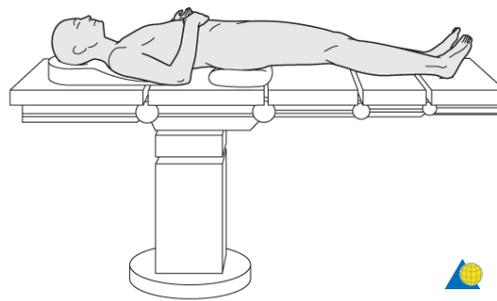


Abb. 3.3: Rückenlagerung ohne Zug. Patient liegt flach mit dem Rücken auf einer geraden Lagerfläche ohne weitere Hilfsmittel
Mit freundlicher Genehmigung der AO Foundation, Schweiz

ebenfalls nicht auf einer abgespreizten Armbank gelagert werden. Außerdem kann die Eröffnungsstelle auch bei dieser Lagerung durch Adduktion des frakturierten Beines gut lokalisiert werden. Auch hier sei auf S.19ff verwiesen.

Seitenlagerung

Der Patient wird seitlich gelagert, wobei das kontralaterale Bein auf einer Beinbank in abgespreizter Position zu liegen kommt (Abb. 3.4a). Zug wird auf das frakturierte Bein aufgebracht, indem der Fuß im Extensionsschuh eingeschnürt wird und mit dem Extensionsgestänge der gewünschte Zug eingestellt wird. Die Position der Arme ist bei dieser Lagerung immer anterior zum Rumpf. Zusätzlich kann das frakturierte Bein über das Knie abgespreizt gelagert sein. Dann wird das Knie mit Zugkraft beaufschlagt, welche über einen sog. Kondylendraht eingeleitet wird (Abb. 3.4b). Der Kondylendraht ist dabei ein Edeldraht, welcher durch beide femoralen Kondylen verläuft. Somit kann viel Kraft direkt in den Femur eingeleitet werden. Diese Lagerung wird bei sehr proximalen Femurfrakturen empfohlen, da die Lokalisierung der Eröffnungsstelle recht einfach ist. Allerdings ist diese Methode der Patientenlagerung sehr zeitaufwändig.

werden. Der sog. Kirschnerdraht⁸ dient im folgenden Verlauf der Führung des Nagels.

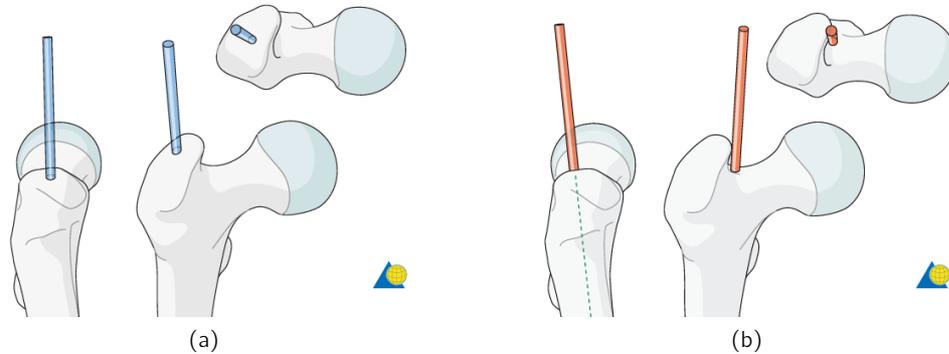


Abb. 3.5: Möglichkeiten der Markraumeröffnung. (a) trochantrischer Zugang mit farbig dargestellten Zugangskanal, welchem der Kirschnerdraht folgen soll
(b) Fossa piriformis Zugang
Mit freundlicher Genehmigung der AO Foundation, Schweiz

Piriformis fossa Zugang

Der Eintrittspunkt liegt beim Fossa piriformis Zugang unterhalb des Trochanter major⁹. Wie in Abb. 3.5b zu erkennen, ist die proximale Eröffnungsstelle des femoralen Markraumes direkt medial zur Spitze des Trochanter major. In einigen Fällen muss durch das Knochenmaterial an der Spitze des Trochanter major hindurch gebohrt werden, um dem Verlauf des Markkanals folgen zu können. Dies ist der Fall, wenn der Trochanter major eine ausladende Spitze hat und mit dieser den eigentlichen Eintrittspunkt im Zugangskanal überdeckt (Abb. 3.5b & Abb. 3.7b). Wird der Kirschnerdraht nicht korrekt eingesetzt, hat dies eine falsche Positionierung des Nagels zur Folge (vgl. Abb. 3.8d). In letzter Konsequenz kann eine iatrogenische Fraktur des Oberschenkelhalses bei der Einbringung des Nagels die Folge sein. Begründet liegt dies in der zusätzlichen Einbringung hoher Kräfte in den Oberschenkelhals durch den schräg zur Ideallinie verlaufende Nagel. Die korrekte Weichteileröffnungsstelle wird mittels Röntgenbildgebung bestimmt. Dazu muss der Verlauf des Femurs und die Position des Trochanter major aus dem Röntgenbild abgeleitet werden. Zusätzliche Informationen gewinnt der Chirurg durch Abtasten des Beckenbereichs am Patienten. Ein drei bis fünf Zentimeter langer Hautschnitt sollte in einem Abstand von 10 cm bis 15 cm vom Trochanter major gemacht werden (Abb. 3.6a). Überprüft werden kann die Positionierung des Schnittes

⁸ auch K-Wire genannt, 0,5 mm bis 3 mm starker Titan- oder Edelmetalldraht, Martin Kirschner * 1879
† 1942: Entdecker der kontinuierlichen Fragmentdistraktion

⁹ am Oberschenkelknochen außenliegender Rollhügel

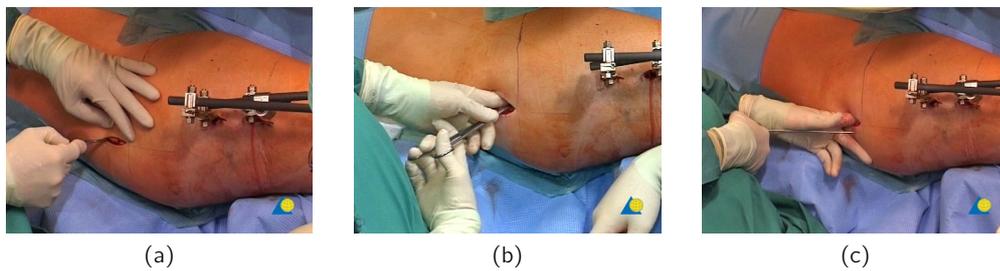


Abb. 3.6: Arbeitsschritte der Weichteileröffnung. (a) Hautschnitt zur Eröffnung des Weichteilgewebes (b) Durchstoßen des Bindegewebes und Muskelstränge (c) Erfühlen des Trochanter major [41]

mit einem Kirschnerdraht. Dieser wird vom Hautschnitt durch das Weichteilgewebe bis zur Fossa piriformis geführt und ein Röntgenbild zu Kontrollzwecken angefertigt. Liegt der Schnitt zu sehr distal (nahe am Trochanter major), kann der eingeführte Nagel der durch den Markkanal vorgegebenen Richtung nur durch Überwindung eines Winkels folgen (rote Linie in Abb. 3.8d). Dabei wird ein hoher Druck auf den Oberschenkelhals erzeugt. Vermieden werden kann diese Situation durch Aufbohren des Kanals. Dieses kann allerdings wiederum zu Instabilität des medialen Kortex und in der extremen Folge zu einer Überdruckfraktur des Oberschenkelhalses führen.

Zur Durchdringung des Weichteilgewebes nahe des proximalen Femurs müssen das Bindegewebe geöffnet und der M. Gluteus maximus entlang der Muskelstränge geöffnet werden (Abb. 3.6b). Mit den Fingern kann der Operateur anschließend den Trochanter major erfühlen und einen Kirschnerdraht unter Röntgenbildgebungskontrolle in den Markraum einführen (Abb. 3.6c). Zur Einbringung höherer Kräfte während des Kortikalisdurchstoßes kann ein Universalbohrfutter oder ein sog. Pfriem¹⁰ genutzt werden (Abb. 3.8b). Auch hierbei wird Kontrolle unter ständiger Röntgenbildgebung empfohlen. Außerdem wird die nochmalige Überprüfung des Eintrittswinkels des Nagels empfohlen. Aus bereits erläuterten Gründen sollte der Verlauf des erzeugten Öffnungskanals nicht mehr als insgesamt 15° Abweichung vom Markkanalverlauf aufweisen.

Der eigentliche Zugang für den Nagel wird durch einen kanülierten Bohrer¹¹ geschaffen, welcher entlang des Kirschnerdrahtes und durch eine zuvor ins Weichteilgewebe eingesteckte Hülse geführt wird. Die Hülse schützt das Weichteilgewebe vor weiteren, nicht nötigen Verletzung und erhöht gleichzeitig den Arbeitskomfort und die Arbeitsgeschwindigkeit des Operateurs.

¹⁰ Pfriem: sehr spitzer länglicher Dorn mit ausgeformten Griff

¹¹ kanüliert: mit einer Bohrung mittig versehenen

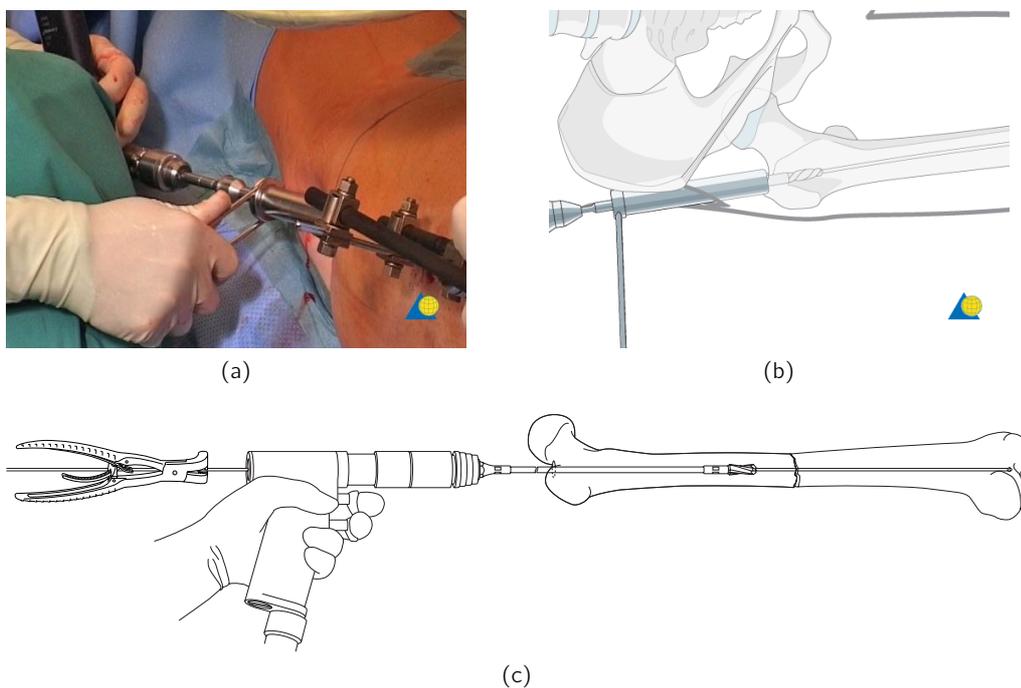


Abb. 3.7: Aufbohren des proximalen Markraums. Entlang des zuvor eingebrachten Kirschnerdrahtes wird die Markhöhle entsprechend des einzusetzenden Nagels aufgebohrt (a) Ansetzen und Einführen des Bohrers [42] (b) schematische Darstellung des Bohrereinführens (c) Führen des Bohrers zum den Frakturspalt mittels flexibler Bohrerwelle [43]
Mit freundlicher Genehmigung der AO Foundation, Schweiz

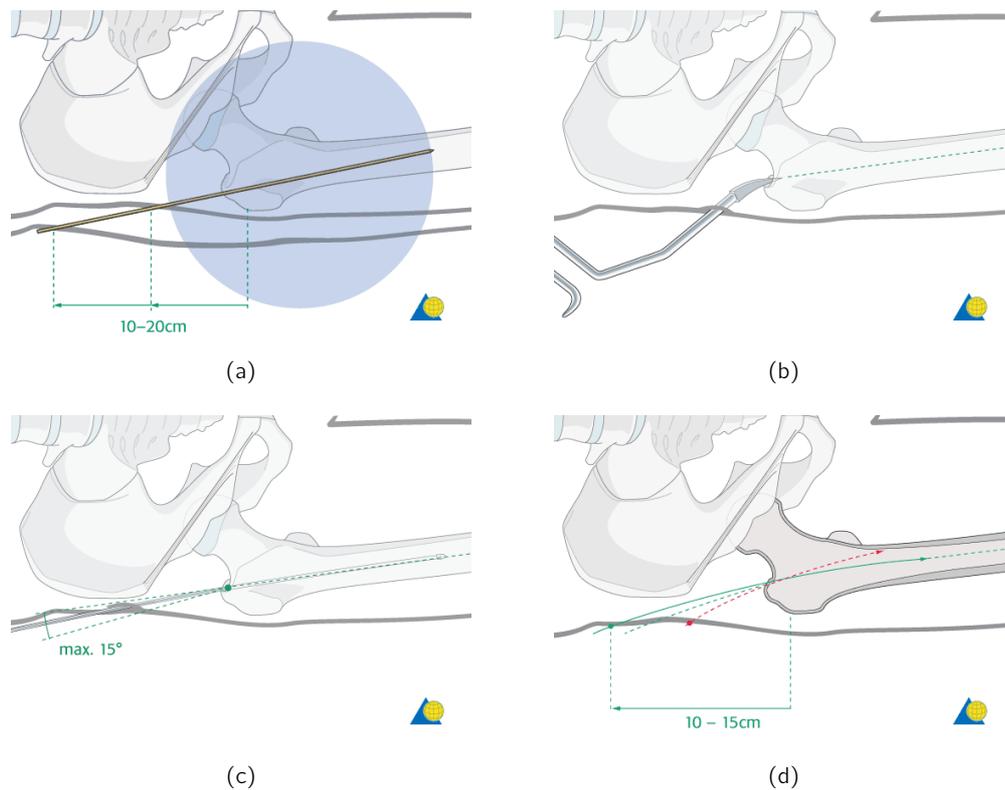


Abb. 3.8: Markraumeröffnung über den Piriformis fossa Zugangsweg. (a) Ideale Position der Hautinzision und Direktion des Weichteildurchtritts mittels Kirschnerdraht (b) Eröffnung des Markkanals mittels Pfriem am Fossa piriformis (c) Maximale tolerierbare Abweichung vom idealen Verlauf des Kirschnerdrahtes (d) Idealer (grün) und falscher (rot) Verlauf des Kirschnerdrahtes
Mit freundlicher Genehmigung der AO Foundation, Schweiz

Trochantrischer Zugang

Bei einem trochantrischen Zugang wird die Eröffnungsstelle nicht medial des Trochanter major lokalisiert (vgl. Piriformisfossa Zugang auf S.23ff), sondern ein Zugang direkt durch diesen gewählt. Der korrekte Eintrittspunkt in den Markkanal liegt bei dieser Methode direkt neben der Spitze des Trochanter major in der Anterior-Posterior (AP)Schnittansicht. In Abb. 3.9 ist der Unterschied beider Zugangsmöglichkeiten der antegraden Eröffnung in der Position der Eintrittspunkte erkennbar.

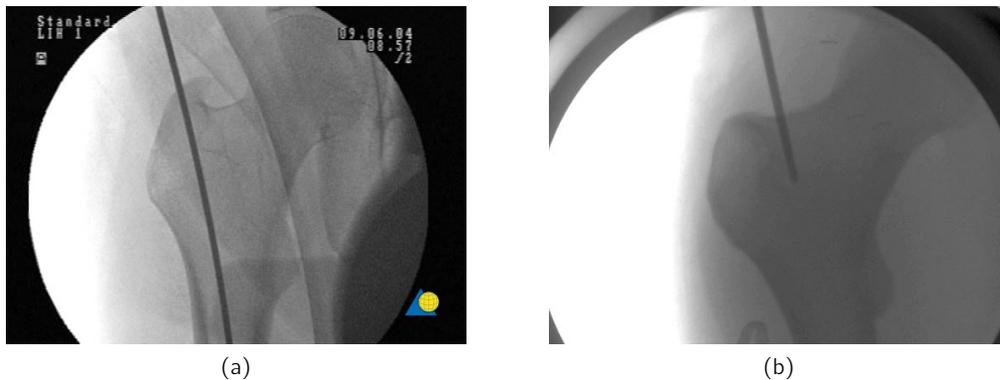


Abb. 3.9: Einführung des Kirschnerdrahtes in den Markkanal bei antegrader Nagelung.
(a) Zum Vergleich der beiden Einführungswege antegrader Nagelung ist hier eine intraoperative Röntgenaufnahme (AP-Ebene) durch den Trochanter major abgebildet
(b) Intraoperative AP-Röntgenaufnahme eines Fossa piriformis Zugangs [42]

Auch hier ist es von hoher Bedeutung, dass der Eintrittspunkt möglichst präzise im Verlauf des Markkanals liegt. Dies vermeidet zusätzliches Aufbohren des Markraumes mit den zuvor geschilderten Konsequenzen. Zusätzlich ist bei dieser Eintrittsvariante in Verbindung mit einer unaufgebohrten Nagelung darauf zu achten, dass es zu keiner Überdruckfraktur der anterioren oder posterioren Wand des Trochanter major kommt. Dazu kann es durch einen falsch gewählten Eintrittspunkt auf dem Trochanter major und zu hoher Krafteinleitung beim Einbringen des Nagels kommen.

3.3 Repositionierung und Fixierung

Nachdem ein Zugang zur Markraumhöhle geschaffen ist, gilt es die Femurfragmente zu repositionieren und fixieren. Dazu muss eine Manövrierung der Femurfragmente erfolgen, in der Art, dass die typische Morphologie des intakten Femurs wieder hergestellt wird. Nach der Methode der intramedullären Nagelung muss zunächst der möglichst vollständige Markraum hergestellt werden. In diesen wird der Nagel zur Fixierung der

Fragmente und anschließenden Heilung der Fraktur eingebracht. Das bedeutet, dass vor allem bei multifrakturiertem Femur zunächst alle größeren Fragmente aufgebohrt werden müssen (im Falle einer aufgebohrten Nagelung) und an die ursprünglichen Position bewegt werden müssen. Außerdem müssen sie wieder in ihre Ursprungsrichtung rotiert werden. Die Knochenfragmente werden dazu mittels verschiedener Techniken bewegt.

3.3.1 Knochenpins und -schrauben

Es kommen Steinmann - Pins¹², Schanz'sche Schrauben¹³ und die Fixierungsschrauben der Fixateur Externe in Betracht. Steinmann - Pins verfügen nicht über ein Gewinde und halten sich daher über elastische Verklebung im Knochen. Schanz Schrauben hingegen sind selbstschneidende Gewindeschrauben, welche schon vor 1928 von ihrem Erfinder „[...]bei allen schwierig einzustellenden Osteotomien, aber auch bei schwierigen Knochenbruchbehandlungen [...]“ [44] eingesetzt wurden. Schanz hatte mit diesen Schrauben eine besondere Ruhigstellungstechnik in der frühen Hälfte des 20. Jahrhunderts entwickelt. Er fügte seine Knochenschraube in jedes Fragment, repositionierte die Fragmente und stellte sie ruhig, bis die Frakturen verheilt waren. Dazu wurden das Bein und die losen Enden der Knochenschrauben zusammen eingegipst. Die Ruhigstellung bis zur Heilung war seiner Zeit der Stand der Technik. Durch Schanz' Erweiterung der Ruhigstellung um die Aufgabe der Erhaltung der Positionierung und Ausrichtung der Fragmente war allerdings neu. Teilweise mussten Patienten mit ruhiggestellten Extremitäten viele Wochen und Monaten im Bett verbringen [44]. Schanz war so begeistert von seiner Erfindung und deren Vorteil in der Anwendung, dass sich von ihm lesen lässt. „[Man könne] Reposition und Retention mit einer bisher ungekannten Exaktheit ausführen.“ [45] Durch die Verwendung der tief im Bein sitzenden Knochenschrauben wurde alsbald auch von der sog. Schanz'schen tiefen Osteotomie gesprochen. Der Fixateur Externe – in seiner heutigen Form – stellt unter dieser Betrachtung eine Weiterentwicklung der Schanz'schen tiefen Osteotomie dar. Es soll hier jedoch nicht unerwähnt bleiben, dass der Fixateur Externe eine der ältesten Repositionierungs- und Retentionstechniken ist [46]. In seiner typischen Gestalt¹⁴ hatte ihn wohl Wutzer¹⁵ schon 1843 ersonnen und angewendet [47, S. 141]. Statt der Fixierung von Position und Ausrichtung im Gipsmantel werden beim Fixateur die Schrauben an einem externen Gestänge verschraubt. Dies hat den Vorteil, dass die Schraubenorientierung und

¹² Fritz Steinmann, * 1872 † 1932, schweizer Chirurg

¹³ Alfred Schanz, * 22.11.1868 in Ölsnitz (Vogtland) † 17.11.1931 in Dresden, Chirurg

¹⁴ Fixateur Externe im modernen Sinn mit Knochenschrauben, die über ein Metallgestänge miteinander verbunden sind

¹⁵ Carl Wilhelm Wutzer, * 1789 in Berlin † 1863 in Bonn, Chirurg

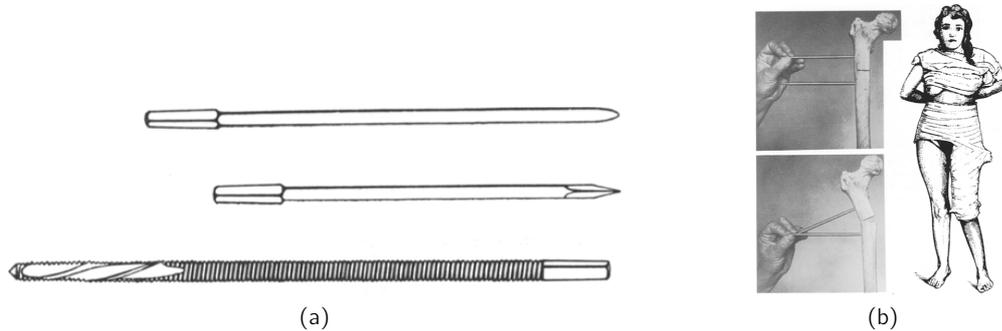


Abb. 3.10: Knochenfixierungen nach Schanz. (a) (oben) Schanz Nagel, stumpf (mit-tig)Schanz Nagel, spitz (unten) Schanz'sche Schraube (b) (links) Anwendungs-beispiel der Schrauben nach Schanz während der tiefen subtrochantären Osteotomie, (rechts) Patientin nach einer subtrochantären Osteotomie mit eingegipsten Schanz'schen Schrauben [44]

-lage eingestellt und sofort fixiert werden kann. Es muss nicht gewartet werden, bis der Gips aushärtet, damit eine vollständige Retention erfolgt. Ebenfalls kann die Geometrie des Gestänges individuell gestaltet werden, somit muss nicht auf die Vorteile durch die Ruhigstellung mittels Gipsverband verzichtet werden. Aus medizinischer Sicht ist entscheidend, dass die Inzision zugänglich ist, so kann die Wunde regelmäßig gereinigt werden. Dadurch ergibt sich eine geringere Infektionsrate im Vergleich zur Retention mittels Gipsverband nach Schanz [44].

Das Knochen-Schrauben Interface unterscheidet sich beim Fixateur Externe¹⁶ nicht nennenswert ggüb. der Schanz'schen Schraube. In der Tat werden Schanz'sche Schrauben zur Herstellung des Knochen-Schrauben Interfaces verwendet und im Fixateur Externe eingebunden. Je nach Hersteller und vorgesehene anatomischen Einsatzgebiet gibt es Variationen im Durchmesser der Schrauben. Zur Stabilitätserhöhung unter Verwendung des Fixateur Externe existieren Studien, die an diesem Parameter angreifen. Hofmann et al. haben 1985 über die Erhöhung des Durchmessers der Fixateurschrauben im Bereich des Schaftes publiziert [48]. Sie entwarfen eine Schraube, die einen Schaftdurchmesser von 8 mm hatte. Im Bereich des Gewindes, welches den Knochen-Schrauben Kontakt herstellt, wurde der Durchmesser bei 5 mm belassen. Sie konnten nachweisen, dass sich im Vergleich zu einer Schanzschraube mit 5 mm Durchmesser über den gesamten Bereich eine Festigkeitsgewinn von bis zu 72% (bei linearer Versetzung) erzielen ließ. Bei Torsion des Test-Fixateur-Aufbaus wurde ein Stabilitätsgewinn von bis zu 62 % gemessen. Ihnen war es möglich ein Drittel der eingebrachten 5 mm Schrauben einzusparen, bei gleichzeitiger Erhöhung der Festigkeit des Fixateurs unter Nutzung der 8 mm Schrauben.

¹⁶ Der Fixateure Externe wird hier nicht als Repositionshilfsmittel, sondern ein Frakturruhilfsmittel verstanden. Ausführliche Erläuterungen finden sich bei Krettek und Gösling in [46].

3.3.2 Repositionierungsmethoden

Zunächst stellt sich die Situation dem Chirurgen meist wie folgt dar:

Der M. iliopsoas (Abb. 3.11a), welcher am Femurkopf und Becken angreift, übt eine Kraft aus, die wiederum das proximale Fragment des Femurs nach anterior zieht (Abb. 3.11b). Zusätzlich kann dadurch eine axiale Rotation des Femurfragmentes im Hüftgelenk auftreten. Bei einem auf dem Rücken liegenden Patienten wird das proximale Fragment somit nach oben gezogen.

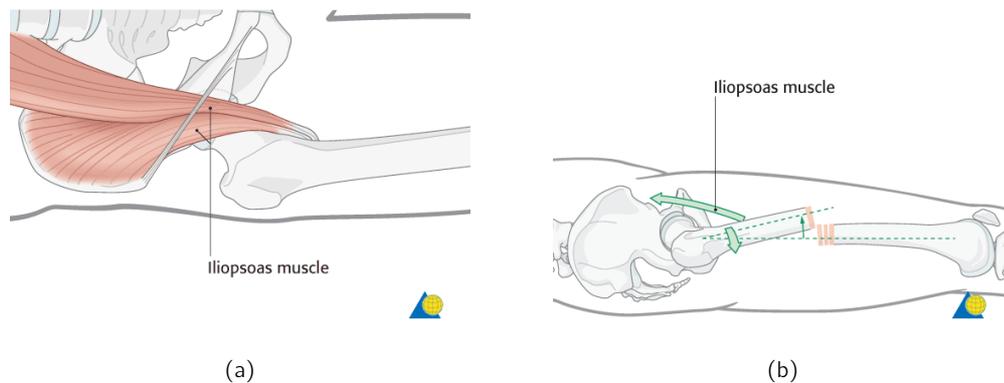


Abb. 3.11: Kontraktion durch den M. iliopsoas. (a) anatomische Darstellung des M. iliopsoas (benannt "iliopsoas muscle") und (b) Resultierende Kombination aus Zug und Rotation durch den M. iliopsoas am proximalen Femurfragment
Mit freundlicher Genehmigung der AO Foundation, Schweiz

Durch die Schwerkraft bleibt dabei das distale Femurfragment in etwa auf der selben Höhe wie im intakten Femur. Somit liegt es posterior zum proximalen Fragment.

Die Situation ist umso prekärer, je proximaler die Femurfraktur ist. Im Extremfall liegt keine Fraktur des Femurschaftes mehr vor, sondern eine Oberschenkelhalsfraktur. Um das weitere Vorgehen im Verlauf dieser Arbeit jedoch so einfach wie möglich zu halten, beschränkt sich diese Analyse auf Femurschaftfrakturen. Dies sind Frakturen des Femurs im Bereich der Diaphyse. Diese Situation muss nun zunächst entspannt werden, damit eine Repositionierung vorgenommen werden kann. Prinzipiell gibt es einige Optionen, die dazu in Betracht gezogen werden können.

Die Ausrichtung des distalen Fragments kann der Orientierung des proximalen Fragments durch Erhöhen und Ausrichten mittels einer Stützvorrichtung angepasst werden. Diese Option ist allerdings nur denkbar, wenn der Patient auf einem Extensionstisch gelagert wird (vgl. Abb. 3.12a). Konträr zu diesem Ansatz kann das proximale Fragment in seine ursprüngliche Position und Ausrichtung gezogen oder gedrückt werden. Dazu kann ein Schlägel angesetzt werden, um Druck nach posterior auszuüben und damit dem Zug durch den M. iliopsoas entgegenzuwirken (Abb. 3.12b) . Alternativ kann

eine Schlinge um den Oberschenkel gelegt und Zug ausgeübt werden, ebenfalls um dem Zug des M. iliopsoas entgegenzuwirken (Abb. 3.12c). Dies wird am größeren der beiden Fragmente angewandt. Außerdem kann eine Schanz'sche Schraube eingesetzt werden, um Kräfte direkt in den Knochen einzuleiten und damit eine Repositionierung eines der Fragmente herbeizuführen (Abb. 3.12f). Die Schraube kann dabei nur monokortikal¹⁷ in den Knochen eingebracht werden, weshalb die AO hier davon abrät, hohe Kräfte einzutragen. Diese Technik wird dabei als vorzuziehend eingeschätzt, da sie im Vergleich zu Methoden, welche die Krafteinleitung über das Weichteilgewebe bewerkstelligen, exaktere Repositionierungen erlaubt. Kräfte können mittels des Knochenhakens auch direkt¹⁸ auf den Knochen aufgebracht werden, wie in Abb. 3.12e dargestellt. Allerdings wird auf die vergleichsweise erhöhte Gefahr der Weichteilgewebeverletzung beim Einbringungs- und Manipulationsvorgang sowie der Gefahr der Verletzung der Arteria femoralis hingewiesen.

Gänzlich ohne weitere Hilfsmittel kommt die manuelle Repositionierung durch den Chirurgen aus. Dabei versucht der Chirurg ausschließlich mit seinen Händen die Fragmente in eine neue Position und Ausrichtung zu bringen. Als sehr nachteilig gilt dabei allerdings der ständige Verbleib der Hände im Strahlengang der Röntgenbildgebung.

¹⁷ Eine Schraube kann in einen Röhrenknochen monokortikal/unikortikal oder bikortikal eingebracht werden. Dabei wird in eine (monokortikal/unikortikal) oder beide (bikortikal) Kortikalisanteile des Knochens geschraubt.

¹⁸ Dies meint, dass keine Kraftvermittlung durch das umliegende Weichteilgewebe stattfindet.

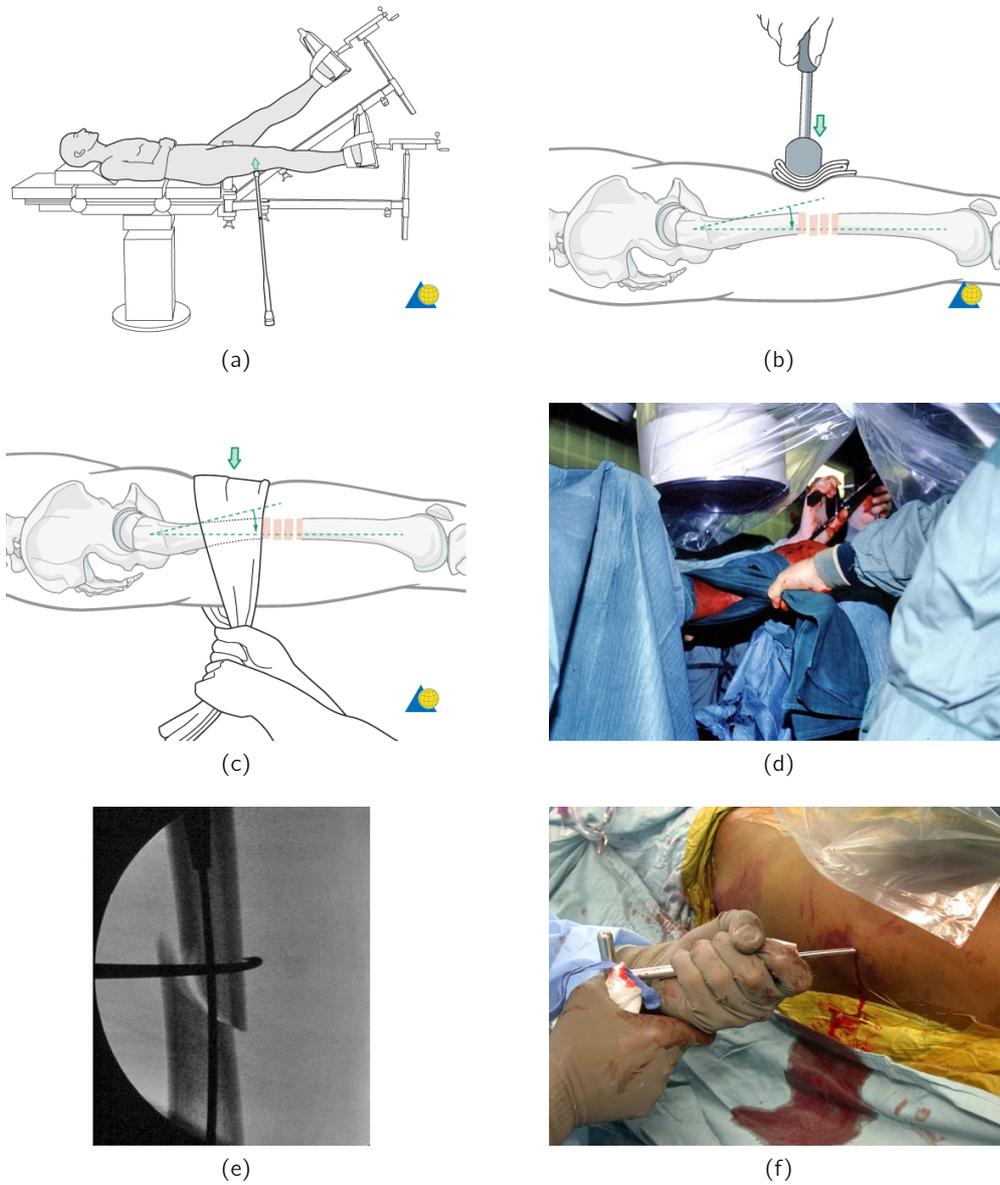


Abb. 3.12: Repositionierungsmethoden. (a) Stützung des distalen Femurs am Extensions-tisch (grüner Pfeil symbolisiert Kraftvektor) (b) Krafteinbringung mittels Schlä-gel am proximalen Oberschenkel (c) Zugkrafteinbringung mittels Schlinge um den proximalen Oberschenkel (d) Anwendung einer Femurschlinge (e) Anwendung des Knochenhakens am Femur (f) Anwendung einer Schanz'schen Schraube mit T-Griff am Femur
Mit freundlicher Genehmigung der AO Foundation, Schweiz [42]

3.3.3 Joystick - Technik

Die sog. Joystick Technik stellt eine intraoperative Repositionierungstechnik dar. Georgiadis und Burgar berichten von diesem "Technical trick" [49] erstmals 2001 ebendort. Sie bedient sich generischer vorhandener Hilfsmittel. Dazu zählen T-Handgriffe, Schanzschrauben und ein Röntgenbildwandlersystem. Ein einzelner T-Handgriff besteht aus einem Dreipunktbohrfutter und einem dahinter liegendem Handgriff. Der Handgriff ähnelt in seiner simplen Gestalt dem Buchstaben „T“. Durch das Bohrfutter wird eine kraftschlüssige Verbindung mit der eingespannten Schanzschrauben hergestellt. Grundidee ist, dass jeweils eine Schraube in ein Knochenfragment eingebracht wird und mittels des T-Handgriffes manipuliert werden kann. So verfügt der Operateur

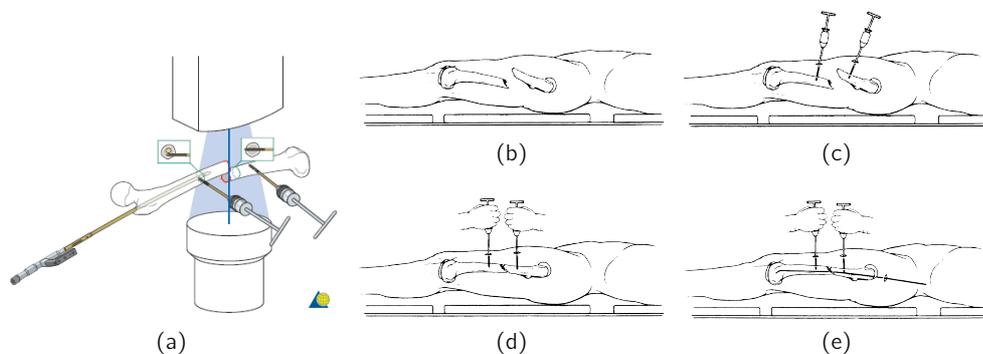


Abb. 3.13: Joystick Technik in der Anwendung. (a) Prinzipieller Aufbau
Mit freundlicher Genehmigung der AO Foundation, Schweiz (b-e) Vorgehen während der Fragmentrepositionierung nach Georgiadis & Burgar [49]

über die Möglichkeit, die Fragmente relativ zueinander mit hoher Präzision zu manövrieren. Begründet in dem direkten Knochenkontakt liegt neben der Präzision auch das taktile Feedback, über welches der Chirurg zusätzlich verfügt. Der Vorteil wird besonders deutlich, bei einem Blick auf die vorgeschlagenen Alternativen (bspw. von der AO). Dazu zählen das radiale Ziehen mit einer Schlinge (Abb. 3.12c), oder radiales Drücken mittels eines Schlägels (Abb. 3.12b). Zusätzlich kann durch die hohe Taktilität der Joystick Technik die Strahlungs dosis gesenkt werden. Die vorgeschlagenen alternativen Methoden liefern eine Rückmeldung zum Erfolg der Repositionierung fast ausschließlich über die intraoperative Durchleuchtungsbildgebung. Dies liegt im Weichteilkontakt bei gleichzeitiger Notwendigkeit der Anwendung hoher Kräfte begründet. Daher liegt die Vermutung nahe, dass ein hohes taktiles Feedback weniger Kontrolle durch Bildgebung erfordert. Höntzsch gibt in einem Aufsatz zur Repositionstechnik den Hinweis, der Operateur solle "[...] nicht zögern, die Joysticks anzuwenden" [50]. Er begründet diese Unbekümmertheit mit dem hohen Grad an Minimalinvasivität dieser Methode und der gleichzeitigen Überlegenheit der dadurch erreichten korrekten Frag-

mentplatzierung und -ausrichtung. Rohilla et al. haben in einer Benchmarkstudie die Joystick Technik mit den von der AO vorgeschlagenen Methoden verglichen [51]. Sie fanden statistisch signifikante Vorteile der Joystick Technik in Bezug auf die Einsetzzeit des Kürschnerdraht und die applizierte Röntgenstrahlendosis.

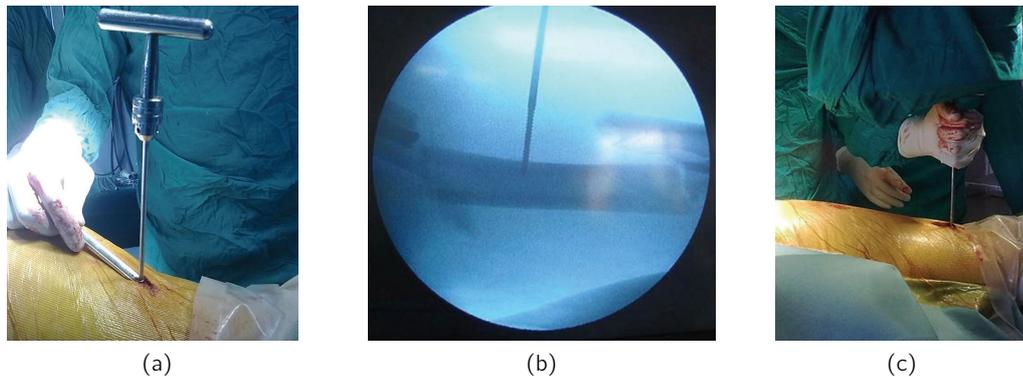


Abb. 3.14: Intraoperativer Einsatz der Joystick Technik. (a) Eingesetzte Schanzschraube mit aufgebrachtem Bohrfutter und T-Griff (b) Sitz der monokortikal in Femurschaftfragment einbrachten Schanzschraube in Röntgenaufnahme überprüfbar (c) Nutzung des Joysticks zur Manövrierung des Femurschaftfragments [51]

Bei intramedullärer Nagelung ergeben sich Randbedingungen für die Einbringung der Knochenschrauben. Wie in Abb. 3.15a und Abb. 3.13a dargestellt, muss am proximalen Fragment der Markkanal freigehalten werden, zur Einbringung des Nagels in den Markraum. Dies wird durch monokortikale Einbringung der Knochenschraube erreicht. Mittels Röntgenbildkontrolle müssen die Schraubenpositionen und -lage vor Kraftanwendung überprüft werden. Nach suboptimaler Einbringung der Schrauben kann es sonst zu einem Ausbrechen der Schraube kommen. Bei dem distalen Fragment ist diese Einschränkung der Platzierung nicht notwendig, da die Schrauben entfernt werden, sobald der Nagel den Frakturspalt passiert hat. Bei Verwendung längerer T-Stücke während der Röntgenbildkontrolle kann die applizierte Strahlendosis der Hände des Operateurs verringert werden. Wird eine aufgebohrte Nagelung durchgeführt, kann der Führungsdraht meist an der distal eingebrachten Schraube im Markkanal vorbei geschoben werden [52, S. 281].

Während der anschließenden Nageleinbringung muss jedoch auch die distale Schraube entfernt werden.

Mittels der Joystick Technik ist es einfach möglich, präzise Korrekturen in der Frontalebene durchzuführen. Allerdings kann kaum Drehmoment um die Achse einer der verwendeten Schrauben ausgeübt werden. Daher sind Korrekturen in der Sagittalebene schlecht möglich [52, S. 281].

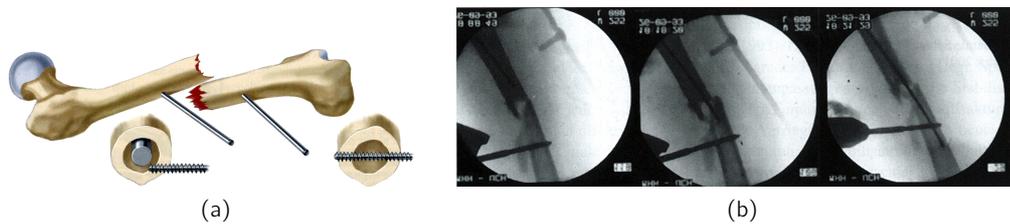


Abb. 3.15: Die Joysticktechnik in der Anwendung. (a) Darstellung der Femurfragmente mit unterschiedlich (monokortikal/bikortikal) montierten Schanzschrauben aufgrund der Nageldurchführung (b) Klinisches Beispiel der Anwendung, v.l.n.r zeitlich nacheinander aufgenommene Röntgenbilder während der Einbringung des Kirschnerdrahtes [52, S. 281]

3.3.4 Finger - Technik

Krettek erwähnt in seinem Standardwerk „Tscherne - Unfallchirurgie“ die Reponierungsmöglichkeit mittels des teilweise eingebrachten Nagels [52, S. 280]. Zu Repositionierungszwecken kann der noch nicht eingebrachte Teil des Nagels als Hebel mit Kraft beaufschlagt werden. Es besteht jedoch die Gefahr des Verbiegens des Nagels bei hohem Kraftaufwand. Daher hat die Firma Smith & Nephew¹⁹ sog. „Fingers“ auf den Markt gebracht. Diese dienen dem Ausrichten des proximalen Fragments nach dem Einbringen in den proximalen Markraum des Femurs. Durch Ausübung von Hebelkraft wirkt ein Drehmoment auf das in dem Kugelgelenk der Hüftpfanne arretierte Fragment. Die Fingers bestehen aus einem am Ende gebogenen kanülierten Stab. Das abgeflachte Ende erleichtert das Auffädeln des distalen Fragments. Damit der Operateur in geeigneter Weise Kraft einbringen kann, wird ein massiver Metallgriff am äußeren Ende der Fingers montiert. Nachdem repositioniert worden ist, müssen ggf. die Fingers entfernt werden, damit der Führungsdraht eingeführt werden kann. Dieser Schritt und die Anwendung der speziellen Fingers entfällt bei der unaufgebohrten Nageleinbringung. Die Technik kann bei unaufgebohrter Einbringung ebenfalls angewandt werden. Dabei ist allerdings auf dosierte Kraftanwendung zu achten, damit die Geometrie des einzusetzenden Nagels nicht beeinträchtigt wird.

¹⁹ Smith & Nephew PLC, London, Großbritannien

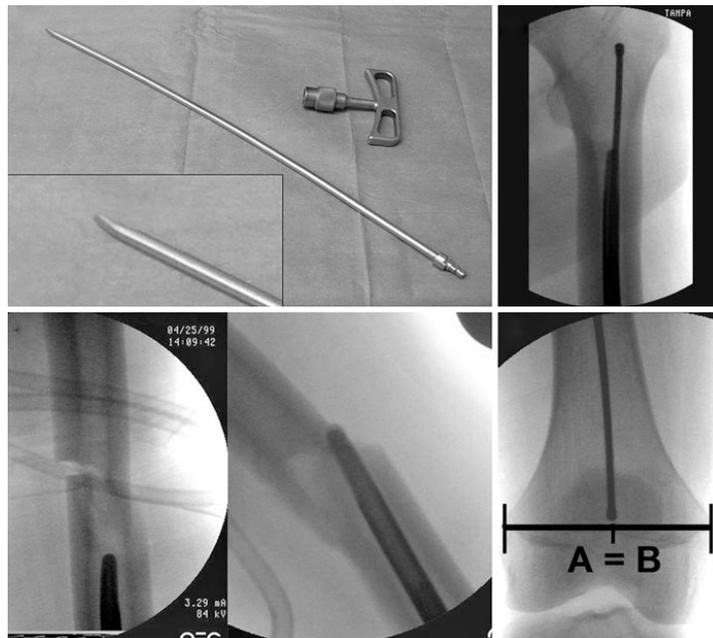


Abb. 3.16: Fingers und deren Anwendung. (o.l.) Finger und Griff der Fa. Smith & Nephew (u.l.) Finger wird bei retrograder Nagelung in proximales Fragment eingeführt (o.r.) Führungsdraht wird durch Finger geschoben und platziert, Finger wird herausgezogen (u.r.) exakte Platzierung des Führungsdrahtes, dank des Fingers [52, S. 280]

3.4 Marknagelung

Nachdem die Fragmente des Femurs in zufriedenstellende Positionen und Orientierungen gebracht wurden, – teilweise auch währenddessen – werden die Vorbereitungen getroffen, den Nagel einsetzen zu können. Dazu wird zunächst ein Kirschnerdraht bis etwa 5 mm proximal zur interkondylären Grube den gesamten Markraum entlang geschoben. Es erscheint nur logisch, dass dazu der Draht verwendet wird, welcher bei der Markraumeröffnung verwendet wurde. Dieser befindet sich zu diesem Arbeitsschritt ggf. schon in der Markraumhöhle und muss nun noch weiter hineingeschoben werden. Da der Markraum aus spongiösem Knochenmaterial und vor allem aus Knochenmark besteht, muss dabei kaum Kraft aufgewendet werden. Wichtig ist der zentrische Verlauf des Drahtes, damit bei späterer Aufbohrung der Markraumhöhle der Nagel zentrisch in ihr verbleiben kann. Unausgeglichene Druck- und Spannungsverhältnisse im Knochen wären die absehbaren negativen Folgen einer unzentrischen Aufbohrung. Wird eine unaufgebohrte Nagelung durchgeführt, ist die Einführung des Kirschnerdrahtes in die gesamte Markhöhle von untergeordneter Wichtigkeit. Die Position des Drahtes hat in diesem Falle keine Auswirkungen auf die Position und Orientierung des Nagels. Allerdings wird der Kirschnerdraht als Repositionierungshilfe genutzt, um alle Femurfragmente in eine Orientierung zu zwingen. Der vollständig eingeführte Draht

dient während der gesamten Repositionierung als Führungsdraht. Es ist daher wichtig für die Güte des Repositionierungsergebnisses, dass der Draht nicht versehentlich aus der Markraumhöhle eines Femurfragments rutscht. Um dies zu gewährleisten, wird der Hinweis gegeben, mit der Drahtspitze ein wenig in den subchondralen spongiösen Raum unterhalb der interkondylären Grube einzudringen. Die höhere Materialdichte dort gibt dem Draht etwas Halt. Dies kann ein Herausrutschen des Drahtes während intraoperativer Wechsel der Bohrer oder anderer geführter Werkzeuge verhindern.

Wurde der Führungsdraht erfolgreich eingeführt, muss die erforderliche Länge für den einzusetzenden Nagel bestimmt werden. Hierzu werden zwei Techniken empfohlen. Zum einen kann neben den bereits gesetzten Führungsdraht ein zweiter genutzt werden. Dieser wird durch das Weichteilgewebe bis an den Trochanter major geführt, und die Differenz zum Ende des bereits gesetzten Drahtes kann gemessen werden. Ist die Gesamtlänge des in der Markhöhle befindlichen Drahtes bekannt, kann nun die Länge des Abschnittes, welcher sich in der Markhöhle befindet, bestimmt werden. Davon kann die erforderliche Länge des Nagels abgeleitet werden. Dieses Vorgehen wird nur bei aufgebohrten Nagelungen empfohlen.

Ein anderes Verfahren erfordert ein spezielles Stahllineal, das auf das Weichteilgewebe aufgelegt wird (Abb. 3.17a). Dabei muss ein Ende des Lineals in das Zentrum des distalen Femures gelegt werden. Ein Röntgenbild wird nun in der AP-Schnittansicht angefertigt. Die Länge kann nun durch Ablesen direkt bestimmt werden, wobei die Position der Piriformis fossa als zweiter Referenzpunkt herangezogen werden soll. Es sind die Besonderheiten der Projektionsdarstellung beim Ablesen zu berücksichtigen. Es muss bei allen angewendeten Längenmessverfahren darauf geachtet, dass die notwendige Länge für den vollständig in seinen Ausdehnungen wiederhergestellten Femur gemessen wird. Dies bedeutet, dass zunächst die Repositionierung aller Fragmente abgeschlossen und ggf. eine provisorische Fixierung verschiedener Fragmente gewährleistet sein muss. Bei Nichtbeachtung dieses Grundsatzes, z. B. durch Vertauschung der Ablaufreihenfolgen, bringt die Längenmessung falsche Resultate hervor. Zu kurze Nägel werden dann eingesetzt, da die Fragmente durch den Muskel- und Bänderzug in Richtung des Femurkopfes gezogen werden. Dies wirkt sich negativ auf die mechanische Stabilität der Frakturfixierung aus.

Neben der erforderlichen Länge muss der optimale Durchmesser des einzusetzenden Nagels bestimmt werden. Der Durchmesser des medullären Kanals soll dazu mittig des Femurschaftes gemessen werden. Dieser Bereich ist der schmalste des Femurs und repräsentiert ein Nadelöhr in Bezug auf die Einsetzung des Nagel. Zur Messung wird die Nutzung eines speziellen Stahllineals, welches über Probekörper verfügt, empfohlen (Abb. 3.17b). Viele Hersteller bieten Kombinationen aus Längenmaßstab und Durchmessermaßstab an, sodass für beide Messungen nur ein Maßstab verwendet werden

muss. Der Probekörper wird jeweils zentral über die schmalste Markraumstelle gelegt und ein Röntgenbild in AP - Schnittansicht angefertigt. Nun ist gut zu erkennen, ob der Probekörper gut oder schlecht passt (zu groß, zu klein). Ist die Passung nicht zufriedenstellend, müssen weitere Probekörper getestet und jeweils ein Röntgenbild angefertigt werden. Auch hierbei ist auf die Tücken²⁰ der Projektionsbildgebung Rücksicht zu nehmen. Die genaue Messung des intramedullären Kanals ist nur bei der unaufgebohrter

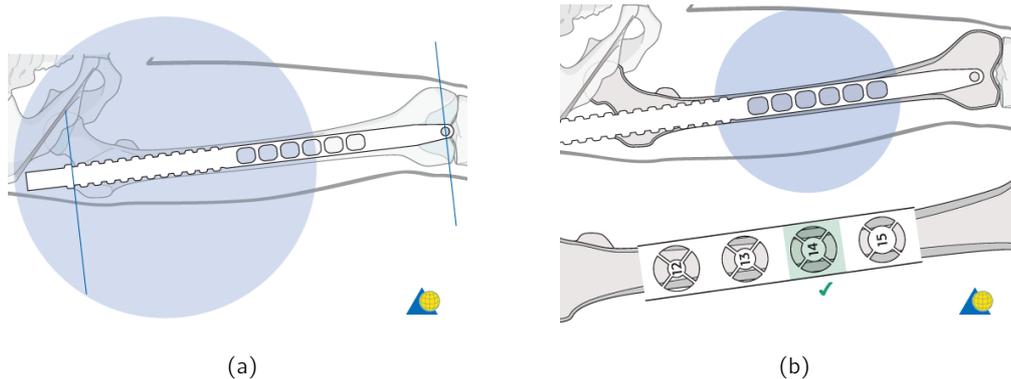


Abb. 3.17: Intraoperative Markraumvermessung. (a) Bestimmung der Länge des femoralen Markraums sowie (b) des femoralen Durchmessers in der Metaphyse mit einem Kombinationsmaßstab
Mit freundlicher Genehmigung der AO Foundation, Schweiz

Nagelung nötig. Bei aufgebohrten Nagelungen wird der Durchmesser der maximalen Aufbohrung zuvor bestimmt. Für den einzuführenden Nagel wird ein Durchmesser von 1 mm unterhalb des Durchmessers der Aufbohrung gewählt. Liegt eine multiple Fraktur vor oder wird eine offene Repositionierung durchgeführt, sollte eine präoperative Planung erfolgen. Innerhalb dieser kann der notwendige Nagel in Länge und Durchmesser bestimmt und vorbereitet werden. Weiterhin ist bei einer bilateralen Femurfraktur die Bestimmung der notwendigen Nagellänge und des Durchmessers am intakteren Bein vorzunehmen.

3.4.1 Aufbohren

In der Fachwelt existieren Kontroversen darüber, ob intramedulläre Nägel in den aufgebohrten oder unaufgebohrten Markraum gesetzt werden sollten. Abschnitt 3.1 geht bereits darauf ein. Diese Fragestellung ist aktuell noch Gegenstand der medizinischen Forschung. Beispielsweise beschäftigten sich zuletzt Halici et al. [54] und Xia et al. [55] mit dieser Thematik. Xia und Kollegen kommen in ihrer Metastudie zu dem Schluss, dass die aufgebohrte Nagelung eine signifikant geringere postoperative Eingriffsrate,

²⁰ Ein Einführung in diese Problematik gibt Buzug in [53, S. 41]

Nichtheilungsrate sowie Heilungsdauer nach sich zieht. Ebenso hat Frölke diese Erkenntnis zusammengefasst und führt dies auf den Effekt des *Autograftings* zurück. Es wird beim Autografting davon ausgegangen, dass das Debride²¹ des Aufbohrens als Ersatz für den entfernten Knochen dient. So wird erklärt, dass bei aufgebohrter Nagelung die Heilungsraten höher sind und die Heilungsdauer geringer ist. [56, S. 46] Gleichzeitig konnten sie bzgl. der Versagensrate der eingesetzten Nägel, der Gewebelletalität und der Auftretshäufigkeit von akut-progressivem Lungenversagen (ARDS)²² keine signifikanten Unterschiede nachweisen. Jedoch sahen sie bei unaufgebohrter Nagelung einen signifikant geringen intraoperativen Blutverlust. Insgesamt kommen sie zu dem Schluss, dass die aufgebohrte Nagelung trotz höherem Blutverlust einen besseren Heilungseffekt auf den Femur hat als die unaufgebohrte Nagelung.

Um den Knochen aufbohren zu können, wird zunächst ein Weichteilschutz in die Inzision eingesetzt. Abhängig vom Hersteller erleichtert dieses speziell geformte Blech oder diese Röhre dem Operateur die Einführung des Bohrers (Abb. 3.7b). Im weiteren Verlauf des Aufbohrens wird mehrmals der Bohrer gewechselt, sodass diese Hilfe das Einführen und Herausholen des Bohrers erheblich beschleunigt. Außerdem wird dadurch vor allen Dingen das Weichteilgewebe zwischen Hautschnitt und Trochanter major vor vermeidbaren Verletzungen geschützt. Diese würden entstehen, wenn der Bohrer während des Einführens betrieben würde. Die Schneidflanken des Bohrers sind angeschliffen

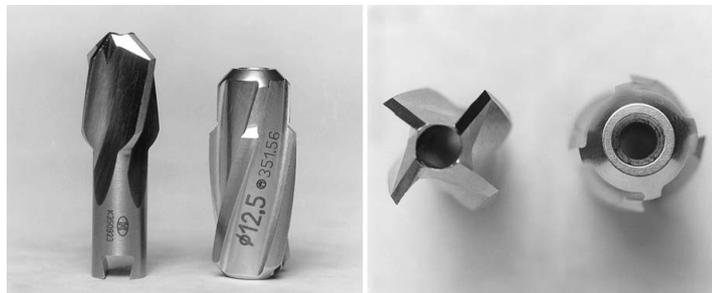


Abb. 3.18: Markraumbohrer. Ansichten typischer moderner Markraumbohrköpfe, welche auf einer flexiblen kanülierten Welle die Bohrspitze bilden [56]

und führen auch im unbewegten Zustand zu Gewebeerletzungen beim Durchdringen der Muskelfasern.

Im ersten Durchgang wird meist ein Bohrer mit für einen Kanaldurchmesser von 9 mm gewählt. Mit diesem wird der gesamte Markraum entlang des Führungsdrahtes aufgebohrt. Anschließend wird der Bohrer herausgeholt und gegen einen Bohrer mit 0,5 mm höheren Durchmesser ersetzt. Das Prozedere wird wiederholt, bis der Operateur das Eindringen des Bohrers in die Kortikalis spüren und/oder hören kann. Ist dies der Fall,

²¹ Debride: Materialauswurf des Bohrers

²² ARDS: Adult Respiratory Distress Syndrome, tritt bei Fettembolie auf

wurde der innere Kortex erreicht. Bei stark fragmentierten Frakturen oder Trümmerbrüchen kann dieses einfache Prinzip eventuell nicht angewendet werden. Abhängig vom einzusetzenden Nagel muss mehrfach aufgebohrt werden, damit eine gute Passung und komplikationsfreies Einführen des Nagels gewährleistet ist. Es sollte dabei allerdings darauf geachtet werden, dass nicht zu sehr aufgebohrt wird. In diesem Fall ist die Heilung beeinträchtigt und der angrenzende Kortex könnte mechanisch geschwächt werden. Im Extremfall führt diese Schwächung zu einem Ermüdungsbruch unter Belastung.

Wird mit zu geringer Drehzahl gebohrt, besteht eine hohe Gefahr des Steckenbleibens. Hat sich der Bohrer einmal festgebohrt, liegt eine gefährliche Situation vor. Beim behutsamen Herausziehen des Bohrer könnte dieser abbrechen, im Femur verbleiben und damit zu unvorhersehbaren Komplikation führen. Zu aggressives Aufbohren kann zu Hitzenekrosen im femuralen Markraum führen und muss daher vermieden werden. Vor allem bei sehr schmalen femuralen Markraumkanälen ($\varnothing < 9 \text{ mm}$) ist vorsichtiges Arbeiten mit dem Bohrer empfohlen.

Es soll darauf Wert gelegt werden, langsam mit dem Bohrer vorzustößen und ausschließlich scharfe Bohrer zu verwenden. Zwischen zwei Vorstößen soll genug Zeit für die Normalisierung des intramedullären Druckes vergehen. Schnelle Vorstöße während des Aufbohrens steigern den intramedullären Druckanstieg, welcher durch die Aufbohrung entsteht. Abbildung 3.19a zeigt aus dem Markkanals durch Aufbohren heraus gepresstes Fett in femuralen menschlichen Leichenteilen.

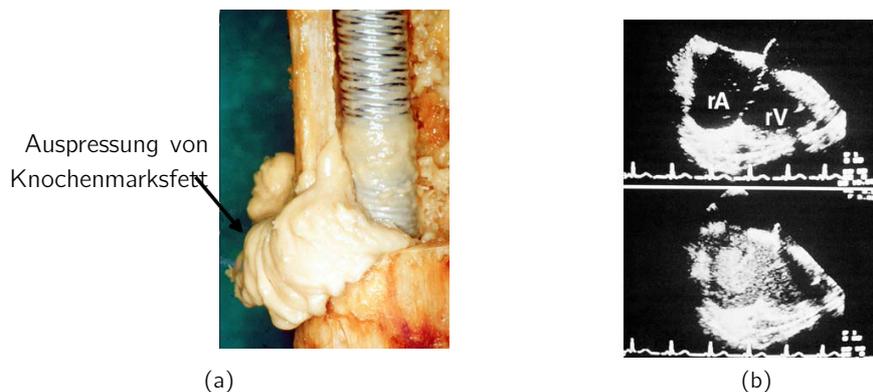


Abb. 3.19: Fettembolisation als Folge zu hohen Bohrdrucks. (a) Fettauspressung am menschlichen Kadaverfemur hervorgerufen durch zu hohen intramedullären Druck während des Aufbohrens (b) Resultierende Fettembolisation im rechten Herzvorhof [42]

Dies kann eine medulläre Fettembolisation verursachen, welche wiederum zu pulmonaler Dysfunktion führt. In Abb. 3.19b ist die Ultraschallbildgebung des Herzens abgebildet mit erkennbarer Fettembolisation im rechten Vorhof.

3.4.2 Wahl des Nagels

Der einzusetzende Nagel wird während der Operation gewählt. Dies bedeutet, dass von einem Modell eines Herstellers verschiedene Längen vorrätig sein müssen. Abhängig von der Einbringungsart und der Eröffnungsstelle sind verschiedene Modelle zu bevorraten. Intraoperativ muss unter den infrage kommenden Modellen das für den Patienten der optimale Modell individuell bestimmt werden. Dazu wird zunächst eine Längenmessung des Femurs vorgenommen. Da die intramedulläre Nagelung eine minimal,-invasive Technik ist, steht eine direkte Messmethode nicht zur Verfügung. Die Standardmethode ist daher die Nutzung eines Stahlmaßstabes unter Röntgenbildung. Hieraus ergeben sich einige zu beachtende Fakten. Das Verfahren des

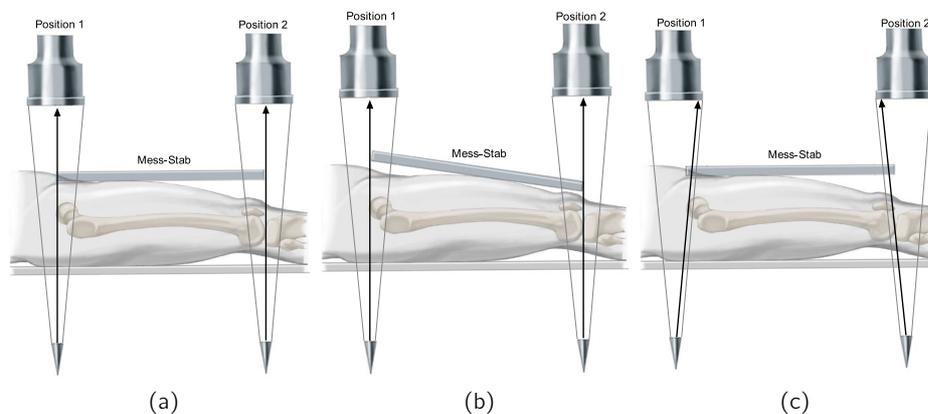


Abb. 3.20: Typische Fehler bei der Messung der Femurlänge mittels Röntgenbildung.

- (a) Messaufbau liefert korrekte Ergebnisse
 - (b) Messfehler durch Verkippung der Projektionsebene
 - (c) Messfehler durch zu exzentrische Stellung der Bildwandler
- [46, S. 278]

Projektionsröntgen funktioniert zu diesem Zwecke ausgezeichnet, solange das zentrale Röntgenstrahlbündel für die Abbildung der Information herangezogen wird. Zusätzlich sollte sich der Maßstab in einer zur Femurebene und Detektorebene parallelen Ebene befinden (Abb. 3.20a). Liegt die Ebene des Maßstabes nicht senkrecht zum zentralen Strahlenbündel, entsteht eine Messabweichung. Die gemessene Länge muss unter diesen Umständen kleiner sein, als die tatsächliche Länge, und zwar in der Form.

$$l_g = \sin(\alpha) \cdot l_t \quad (3.1)$$

mit α : Winkel zwischen zentralem Strahlenbündel und Maßstab

l_g : gemessene Länge

l_t : tatsächliche Länge

3.4.3 Nageleinbringung

Der zuvor ausgewählte Nagel kann nun eingesetzt werden. Dazu muss der Nagel am proximalen Ende mit einem speziellen Griff verbunden werden. Bei verschiedenen Herstellern ist dieses Verfahren in seinen Eigenheiten unterschiedlich, ebenso wie die Gestaltung der Griffe. Diese bieten verschiedene Zusatzfunktionen und -optionen, verfügen trotzdem alle über die gleiche Grundeigenschaft. Es wird empfohlen, den Nagel – der meist anatomisch vorgeformt ist – 90° axial nach anterior gedreht einzusetzen. Während des Vorschiebens kann der Nagel gut in seine endgültige Ausrichtung zurück gedreht werden. Dies erleichtert das Einbringen. Unter visueller Kontrolle mittels



Abb. 3.21: Einführen des Marknagels. (a) Nagel mit montiertem Griff, über eingeführtem Führungsdraht geschoben (b) Schläge mit dem Schlägel auf den im Griff integrierten Amboss zum Hineintreiben des Nagels [42]

Röntgenbildgebung wird der Nagel so weit vorgeschoben, bis der erste oder einzige Frakturspalt erreicht ist. Bis zu diesem Punkt ist es probat, hohe Kräfte anzuwenden. Durch Drehbewegungen und gleichzeitig hohe Druckausübung durch den Operateur kann der Nagel so recht schnell voran getrieben werden. Um die frakturierte Stelle jedoch nicht weiter zu destabilisieren, muss dieses Vorgehen allerdings nahe des Frakturspaltens beendet werden. Stattdessen werden zur weiteren Krafteinleitung leichte Hammerschläge genutzt. Dazu muss gegebenenfalls noch eine Art Amboss am Griff angebracht werden.

Unter visueller Kontrolle wird der Nagel entlang des Führungsdrahtes über den Frakturspalt hinweg geschoben. Diese Situation ist auf dem intraoperativ aufgenommenen Röntgenbild in Abb. 3.22a dargestellt. Gut zu erkennen sind die z.T. abgesplitterten Femurfragmente und der Frakturspalt. Über diesen wird vom proximalen Eintrittspunkt der Nagel vorgeschoben. In Abb. 3.22b ist der Frakturspalt passiert worden. Der Nagel wird noch soweit vorgeschoben bis seine Endposition in der distalen Femurdiaphyse erreicht ist. Lediglich eine der Knochenschrauben ist zu erkennen, es ist allerdings er-

sichtlich, dass so vergleichsweise fein justiert werden kann.

Ist der Frakturspalt passiert, kann mit höher dosierten Hammerschlägen oder wiederum mit hohem Druck durch den Operateur der Nagel bis in seine vorgesehene Endposition vorgeschoben werden. Von großer Wichtigkeit ist, dass der Nagel während des Vorstoßes sich nicht im distalen Fragment verkeilt. Wird dies nicht bemerkt und weiterhin Kraft eingeleitet, kann es zu Überdruckfrakturen kommen. Jeder Hammerschlag sollte den Nagel sichtbar etwas weiter voran treiben. Grundsätzlich ist das Schlagen des Nagels durch einen zu engen Kanal zu vermeiden. Wenn nötig, sollte der Markraum nochmals aufgebohrt und der Durchmesser um 0,5 mm erhöht werden. Der Nagel wird

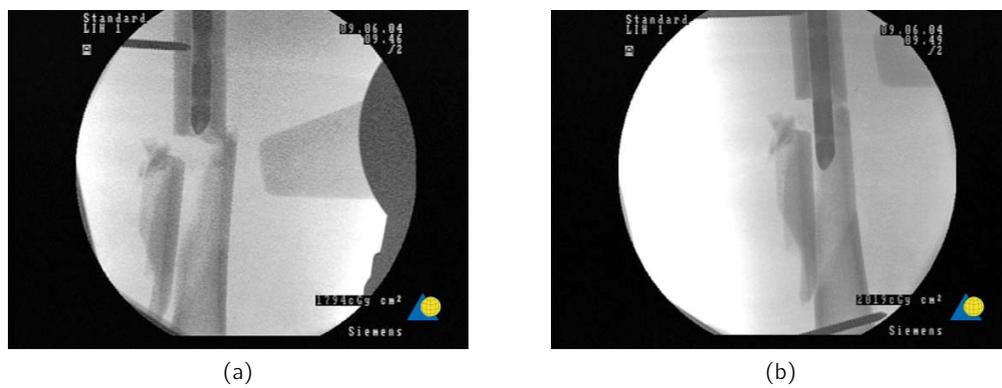


Abb. 3.22: Intraoperative Röntgenaufnahmen während des Nagelvortriebs. (a) Antegrad eingeführter Nagel vor dem den Frakturspalt (b) Nagel hat Frakturspalt passiert und taucht in distales Knochenfragment ein [42]

nun vollständig eingeführt. Eine Möglichkeit zur Feststellung der Vollständigkeit wird aufgezeigt. Dabei soll ein zweiter Kirschnerdraht senkrecht zum Verlauf des Nagels auf das Weichteilgewebe auf Höhe der Verbindungsstelle Nagel - Griff gehalten werden. Mittels eines entsprechend angefertigten Röntgenbildes kann nun festgestellt werden, ob sich die Projektion des Drahtes mit der Eröffnungsstelle im Femurkopf schneidet.

3.4.4 Verriegelung

Nachdem der Nagel komplett eingeführt worden ist, wird er verriegelt. Zu Beginn der Ära der Marknagelung wurden intramedulläre Nägel nicht verriegelt. Es trat allerdings das Problem der postoperativen Rotation des eingebrachten Nagels auf. Daher wurde eine Möglichkeit gesucht, dieses zu unterbinden. Man einigte sich darauf, zusätzliche Verriegelungsschrauben quer zum Nagel durch den Femur zu treiben. Zusätzlich bietet dies aber auch erhöhte Stabilität gegen Längenänderung, also dem axialen Verrutschen der Femurfragmente gegeneinander. Nach dem Verriegeln wird die Anwendung der "Backslap" - Technik empfohlen. Das distale Fragment kann durch die Schläge und

den angewendeten Druck während der Nageleinbringung zu weit in distale Richtung verrutscht sein. Wird in diesem Fall das distale Fragment zuerst verriegelt, kann dieses Fragment durch Hammerschläge entgegen der Einbringungsrichtung bewegt werden. Dazu ist die Nutzung eines entsprechend gestalteten Hammers und ggf. Austausch des Amboss' gegen eine Art Schiene notwendig. Dann kann mit dem Hammer das distale Fragment gewissermaßen gezogen werden und damit der Frakturspalt verkleinert werden. Wird das proximale Ende zuerst verriegelt, kann – falls bestehend – der Zug durch den Extensionstisch gelöst werden. Nun kann das distale Fragment durch zum Femur axial eingeleitete, dosierte Schläge gegen das Knie zum proximalen Ende bewegt werden.

Bevor die Verriegelung durchgeführt werden kann, muss die Lage des eingebrachten Nagels und die Rotationslage des Femurs mittels Röntgenbildgebung überprüft werden. Es ist zu diesem Zeitpunkt noch möglich, die Fragmente gegeneinander um deren gemeinsame axiale Achse, den Nagel, zu drehen.

Rotationsfehler intraoperativ festzustellen stellt eine besondere Herausforderung dar. Das gesunde Bein, welches als Referenz genutzt werden könnte, ist während des Eingriffs steril abgedeckt, abgespreizt und ausgelagert. Daher ist eine genauere Vergleichsanalyse erst postoperativ möglich. Bevor der Patient aus dem OP in den Aufwachbereich verlegt wird, stellt sich für die Operateure die erste Gelegenheit dar, das Ergebnis des Eingriffs zu beurteilen.

Wird kein Extensionstisch genutzt, kann intraoperativ die "Kabelmethode" angewandt werden. Dabei wird ein dünnes Seil vom Darmbeinstachel über die Patella zur Spalte zwischen großem und zweitem Zeh des betreffenden Fußes gespannt. Bei korrekter anatomischer Rotation der Femurfragmente liegt das Seil genau mittig auf der Patella auf. Die anatomischen Orientierungspunkte des Femurkopfes, des Kniezentrums und des Sprunggelenkzentrums sollten auf einer Linie liegen, wenn die mechanische Achse des Femurs korrekt ausgerichtet ist. Alternativ kann die femurale Rotation intraoperativ auch anhand der Kortikalisdicke überprüft werden. Dazu wird die Dicke der Kortikalis oberhalb und unterhalb der Fraktur miteinander verglichen, wobei jeweils eine Übereinstimmung zu erzielen ist. So kann der Operateur durch Ändern der Fragmentorientierung um die gemeinsame Längsachse herum das beste Matching suchen und anschließend die Fixierung einleiten. Die Grundannahme ist dabei, dass die ursprüngliche Ausrichtung der Fragmente zueinander identisch mit dem Zustand des besten Matchings gewesen sein muss. Liegt eine Trümmerfraktur vor, kann dieses Verfahren nicht eingesetzt werden.

Sind alle Voraussetzungen zum Vornehmen der Verriegelung erfüllt, muss zunächst das dafür vorgesehene Durchgangsloch im Nagel gefunden werden. Bei distaler Ver-

riegelung wird eine Röntgenaufnahme der betreffenden Stelle in lateraler Projektion gemacht. Das Durchgangsloch muss als perfekter Kreis zu sehen sein. Es besteht dann Sicherheit, dass der durch das Durchgangsloch vorgegebene Kanal der Schraube direkt senkrecht auf der Projektionsebene des Röntgenbildes steht. Dann wird das Skalpell flach auf die Haut gelegt. Es wird versucht, die Spitze genau zentrisch in der Projektion des Durchgangslochs zu positionieren. Ist dies der Fall, kann ein kurzer Schnitt exakt an dieser Stelle gemacht werden. Von dieser Position wird anschließend das Weichteilgewebe auf kürzestem Weg Richtung Femur durchdrungen. Der Weichteilgewebeschutz wird eingeführt und danach der Knochenbohrer. Während des Bohrens durch die Kortikalis ist strikt darauf zu achten, dass das distale Fragment nicht bewegt wird. Ansonsten ist davon auszugehen, dass das Loch nicht an der vorher gewählten Position und in der zuvor bestimmten Richtung gebohrt wird. Die Länge der einzusetzenden Verriegelungsschraube muss mit einer speziellen Lehre bestimmt und die Schraube eingesetzt werden.

Besondere Vorkehrungen müssen während des Bohrens bei Verwendung eines röntgenundurchsichtigen Bohrgeräts getroffen werden. In diesem Fall muss unter ständiger Röntgenbildgebung die Bohrerspitze auf dem Kortex positioniert und während des abschnittswisen Bohrens überprüft werden. Dabei muss der Bohrer oftmals vom Bohrgerät gelöst und wieder eingesetzt werden.

Eine Komplikation kann sich während des Einbringens der Verriegelungsschraube ergeben. Wenn sich die Schraube vom Schraubendreher löst, kann sie durch das umgebende Weichteilgewebe wandern. Das Finden und Entfernen der Schraube aus dem Gewebe kann eine schwierige und zeitraubende Herausforderung darstellen. Vermeiden lässt sich dieses, wenn vor dem Einbringen am Schraubenkopf eine Schlinge angebracht wird und der Restfaden aus dem Hautschnitt heraushängen kann. Des Weiteren kann es dazu kommen, dass die Schraube während des Verschraubens stecken bleibt. Meist ist der Grund hierfür, dass die gebohrten Löcher nicht senkrecht zum Nagel sind und damit nicht dem Durchgangskanal im Nagel folgen. Der Durchgangskanal und der Kanal des gebohrten Loches befinden sich nicht in einer Flucht und es kommt zur Verklemmung der Schraube. Anschließend wird eine weitere Verriegelungsschraube nahe der ersten gesetzt. Besondere Aufmerksamkeit sollte darauf gelegt werden, die Schrauben in das gesamte vorhandene Kortikalismaterial (bikortikale Verschraubung) einzubringen. Damit wird verhindert, dass sich die Schrauben wegen zu geringem Halt der Gewindeflanken im Knochen lösen. Bei zu kurz gewählten Schrauben kann dies allerdings leicht passieren. Damit ist die distale Verriegelung abgeschlossen.

Nach diesem Arbeitsschritt besteht zum letzten mal die Chance Rotations- oder Längenfehler der Repositionierung zu korrigieren. Je nach Lage der Fragmente kann nun

nochmals axial zum Femur am Knie Druck oder mit der Backslap Technik Zug ausgeübt werden. Somit wird letztmalig eine ggf. bestehende Distraction/Kontraktion der Fraktur reduziert. Bezüglich einer Längenkorrigerung muss festgestellt werden, ob Handlungsbedarf besteht. Nach den bereits beschriebenen dazu geeigneten Methoden schlägt die AO eine weitere vor: Die charakteristische Gestalt des Femurkopfes kann genutzt werden, um Abweichungen zwischen kontralateralem und frakturiertem Femur festzustellen. Es müssen dazu beide Femura in der Sagittalebene durchleuchtet werden. Bei der Erstellung der Röntgenbilder muss darauf geachtet werden, dass die Patella jeweils senkrecht nach oben zeigt. Sollte eine Änderung der Rotation des proximalen Fragments nötig sein, kann der noch mit dem Nagel verbundene Griff verwendet werden.

Mit der Verriegelung des proximalen Fragments wird fortgefahren. Nun muss zunächst entschieden werden, ob eine statische oder dynamische Verriegelung gewählt werden soll. Bei der dynamischen Verriegelung wird nur eine Verriegelungsschraube in ein dafür vorgesehenes Langloch gesetzt. Zusätzlich wird noch eine Verriegelungsschraube in ein benachbartes Rundloch gesetzt, wenn die Wahl auf statische Verriegelung gefallen ist. Die Hersteller der Nägel haben eine Vereinfachung dieser Prozedur ermöglicht. Der Griff ist meist länger als für die Einbringung nötig und sehr massiv. Dies ermöglicht die Nutzung des Griffes als Positionierhilfe für das Vorbohren der Durchgangslöcher der proximalen Verriegelungsschrauben. Dazu sind im Griff Führungskanäle eingefügt, welche sich mit den Durchgangslöchern der proximalen Verriegelungsschrauben in einer Flucht befinden. Durch die Löcher des Griffes kann der Weichteilgewebeschutz geschoben werden. So markiert dieser einwandfrei die Position des Hautschnittes für das gewählte Schraubenloch im Nagel. Nach Durchdringen des Weichteilgewebes entlang des vorgegebenen Kanals muss durch das gewählte Durchgangsloch im Nagel gebohrt werden. Die passende Schraube wird gewählt, eingesetzt und die Passung visuell überprüft. Hilfe bei der Wahl der Schraubenlänge kann ein längenkalibrierter Bohrer bieten. Sorgfalt sollte allerdings auf den ständigen Kontakt des Weichteilgewebeschatzes zum femuralen Kortex gelegt werden. Hier entsteht ansonsten ein Messfehler beim Ablesen der notwendigen Schraubenlänge.

Nachdem alle Verriegelungsschrauben gesetzt wurden, sollten nochmals die Position und Orientierung aller Schrauben und des Nagels überprüft werden. Bildgebung in zwei senkrecht aufeinander stehenden Ebenen ist empfohlen. Meist wird dazu die Frontalebene des Patienten und seine Sagittalebene verwendet. Ist der Operateur zufrieden mit dem Ergebnis, kann der Griff vom Nagel entfernt werden. Optional kann mit einem Schraubendreher in die entstandene Öffnung des Nagels eine Kappe eingebracht werden. Es muss die passende Kappe gewählt werden. Zur Auswahl muss die Länge zwischen Trochanter major und dem proximalen Ende des Nagels bestimmt werden.

Die Länge der Kappe sollte der gemessenen Länge entsprechen, wobei herstellerabhängig die am besten geeignete Kappe aus einem Set von Kappen ausgewählt werden kann. Sollte ein postoperativer Austausch des Nagels nach längerer Zeit erfolgen müssen, kann die Abschlusskappe bereits durch Knochen überwachsen worden sein. In diesem Fall muss zunächst so viel Knochen entfernt werden, dass ein Austausch möglich ist. Wurde keine Kappe eingesetzt, kann sich die Situation so darstellen, dass zusätzlich Gewebe in den Nagel hineingewachsen ist. Auch dieses muss dann entfernt werden. Der erneute Einsatz des entsprechend geeigneten Griffs ist daher deutlich einfacher, wenn zuvor eine Abschlusskappe montiert worden ist.

Nachdem die Kappe installiert wurde, kann die Operation mit dem Verschluss der Hautschnitte durch Nähen abgeschlossen werden. Nun kann, bevor der Patient aus dem OP gebracht wird, eine Qualitätskontrolle durchgeführt werden. Dazu kann das frakturierte Bein mit dem kontralateralen Bein bezüglich seiner Rotation verglichen werden. Außerdem kann nun gründlich und mit höherem Kraftaufwand der Bewegungsraum der Kniegelenke miteinander verglichen werden. Dies bringt Erkenntnisse über gegebenenfalls noch bestehende Verletzungen der Bänder, Sehnen oder Muskeln.

3.5 Nachsorge

Nach jedem operativen Eingriff muss eine Nachsorge durchgeführt werden. Das bedeutet, dass planmäßige Untersuchungen stattfinden, vor allem im Hinblick auf statistisch nachgewiesene Wahrscheinlichkeit des Eintretens bestimmter Komplikationen. Je nach Charakter des vorhergehenden Eingriffs werden probate Untersuchungsmethoden eingesetzt. Im Fall einer femuralen Fraktur muss vor allen Dingen das Auftreten von Kompartmentsyndrom und Nervenverletzungen beobachtet werden. Dazu muss ständig der femurale Kompartmentsdruck gemessen werden, vor allen Dingen in den ersten 48 Stunden nach der Operation. Kommt es zu einem Druckanstieg, bspw. durch Einblutungen aus den Muskelsträngen, kann es zu Nervenquetschungen und Abquetschungen von Blutgefäßen – besonders der Venen – und Gewebe kommen. Das Bindegewebe um die Muskelstränge, die Faszien, ist ein sehr starkes und belastbares Gewebe. Allerdings ist seine Dehnungsfähigkeit begrenzt. Diese Kombination lässt es zu, dass ein sehr hoher Druck innerhalb des von den Faszien umschlungenen Raums, dem Kompartiment, aufgebaut werden kann. Begründet in den Folgen des Druckanstieg innerhalb eines Kompartiments liegt die Gefährlichkeit für den Körper. Venöse Blutgefäße werden abgequetscht, der Bluttransport unterbrochen. Dies führt schon nach kurzer Zeit zu Gewebenekrosen und kann sich ausweiten bis zu dem Punkt, an dem eine Amputation der betreffenden Extremität überlebensnotwendig wird.

Die Heilung der Fraktur sollte daher regelmäßig und in kurzen Intervallen innerhalb der ersten zwei Wochen nach dem Eingriff geprüft werden. Wurde keine zufriedenstellende Heilung der Fraktur festgestellt, kann die statische Verriegelungsschraube entfernt werden. Dies führt zu erhöhtem Krafteintrag in die Frakturregion und animiert den Organismus, dort neue Strukturen zu entwickeln.

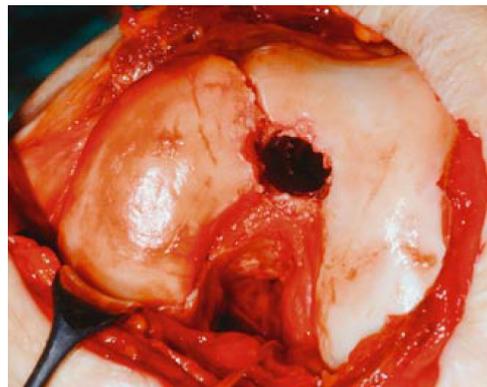
Hat der Patient keine weiteren nennenswerten Verletzungen, sollte baldmöglichst – idealerweise am Tag nach dem Eingriff – mit der Mobilisierung begonnen werden. Hilfreich zum schnellen Wiedererlangen der vollständigen Mobilität des Patienten sind zunächst statische Übungen mit dem M. quadrizeps femoris. Für den Muskelaufbau kann mit aktiven Übungen an Hüfte und Knie begonnen werden.

Es kann vorkommen, dass durch Implantatunverträglichkeit nach erfolgreicher Heilung der Fraktur die Entfernung des Nagels notwendig wird. Dieser Schritt ist allerdings meist nicht notwendig und stellt ein erneutes Risiko dar. Es handelt sich um einen weiteren medizinischen Eingriff, welcher das Risiko von Infektion, erneuter iatrogenischer Fraktur und Nervenschäden mit sich bringt. Ryf und Arraf führen in [57] aus, dass es zwar der Wunsch der Patienten sei, Implantate entfernt zu bekommen, dies allerdings viele Gefahren birgt. "Implant removal for many patients represents the true completion of fracture treatment" [57]

Ein Arzt ist dazu verpflichtet Risiken eines Eingriffs seinem Nutzen für den Patienten gegenüberzustellen und abzuwägen. Daher wird die Entfernung von Implantaten bei jungen Patienten als sinnvoll angesehen. Hingegen bei älteren Patienten sollte das Implantat im Körper verbleiben. Im Fall einer Entfernung des Implantates sollte gewährleistet sein, dass die Heilung der Fraktur vollständig abgeschlossen ist. Ihrer Meinung nach können kleinere Implantate, wie die Verriegelungsschrauben, immer entfernt werden. Je größer allerdings das Implantat ist, umso eher sollte es im Körper verbleiben. Die Unverträglichkeit bzw. allergische Reaktion des Körpers auf das Implantat tritt bei Edelmetallmaterial gelegentlich auf, bei Titan fast nie. Grundlagenstudien hierzu haben Arens et al. [58] und Head et al. [59] durchgeführt. Viele Hersteller bieten intramedulläre Nägel aus Titan an, sodass diese Indikation zur Entnahme des Nagels aus diesem Grund kaum gegeben ist. Implantate an Stellen, an denen durch die Entnahme ein hohes Risiko von iatrogenischen Nerven- und Gefäßverletzungen entstünde, werden zumeist im Körper belassen. Sollte entschieden werden, den Nagel zu entnehmen, wird dies meist erst ein bis zwei Jahre nach Einbringen vorgenommen. Besonderes Augenmerk muss darauf gelegt werden, dass die Frakturheilung komplett abgeschlossen ist. Dies kann nach Stafford et al. [60] mittels Röntgenbildgebung nachgewiesen werden. [57]

Zur Frage der Implantatentfernung schreibt Gössling, dass eine unzureichende Klärung vorläge [46, S. 298]. Er zeigt damit den Nachholbedarf der wissenschaftlichen For-

Abb. 3.23: Kondylenfraktur. Intraoperativ dokumentierte Fraktur einer der beiden femuralen Kondylen. Während der Entnahme eines retrograd eingebrachten Marknagels wurde zu hohe Schlagenergie eingebracht. [61]



sung auf diesem Gebiet an. Einigkeit bestünde jedoch darin, dass die Entfernung des Implantats Beschwerde -induziert erfolgen sollte. Grimme hat 2004 von einer massiven Komplikation während der Entnahme eines retrograd eingebrachten Titannagels berichtet [61]. In diesem Fall ist beim Herausschlagen eine Kondyle des distalen Femurs frakturiert worden. Als Grund wird eine Überwucherung des Nagels mit neuem Knochenmaterial angegeben. Dies stellt einen Extrem- und Einzelfall dar, dennoch gibt auch Gösling unter Hinweis auf diverse Studien zu bedenken, dass das nachgewiesene Risiko des Entnahmeeingriffs keine routinemäßige Entnahme des Nagelimplantats zulässt. Für tiefergehende Informationen zur Entnahme von intramedullären Nägeln und den dabei entstehenden Komplikationen sei auf die umfassenden Ausführungen Kretteks & Mommsens [62] sowie Göslings [46] verwiesen.

3.6 Fehlstellungen

Bei der Repositionierung von Femurfrakturen kommt es nicht immer zum idealen Ergebnis. Als ideales Ergebnis wird hierbei die Konstellation betrachtet, in der sich alle Femurfragmente vor der Fraktur befanden. Aus verschiedenen Gründen ist dies nicht immer zu erreichen. Im Folgenden werden diese Aspekte näher beleuchtet.

Bei den entstehenden Abweichungen vom Ideal wird von *Fehlstellungen* gesprochen. Diese können getrennt nach ihrem räumlichen Vorkommen und ihren Ausdehnungen gesondert betrachtet werden.

In der Frontalebene und der Sagittalebene wird von einer signifikanten Fehlstellung gesprochen, wenn eine Richtungsabweichung der Fragmente zum Idealzustand von mehr als 5° gegeben ist [46, S. 305]. In der Literatur werden breit gestreute Werte für das Auftreten einer solchen Fehlstellung angegeben. Zwischen 2% und 18% bewegen sich die Studien von Grover, Prevot, Strecker, Winquist und Wolinsky [46, S. 305]. Eine

Studie mit großem Patientengut von 355 Menschen wurde von Ricci et al. durchgeführt und 2001 publiziert [63]. Sie fanden eine 9-prozentige Rate von Fehlstellungen in der Frontal- oder Sagittalebene. Patienten mit proximalen Frakturen hatten allerdings Fehlstellungen in diesen Ebenen in Höhe von 30 %. Bei Patienten mit Schaftfrakturen lag lediglich eine Fehlstellungsrate in diesen Ebenen von 2 %, bei Patienten mit distalen Frakturen von 10% vor. Lichte gibt in [64] an, dass Varusabweichungen²³ von 5° bis 10° in der Frontalebene bereits zu einer Korrekturosteotomie²⁴ indizieren. Bei Valgusabweichungen²⁵ liegt die entsprechende Indikation bei einer Abweichung von 10° bis 15° in der Frontalebene vor. Im Bereich des femuralen Schaftes gelten Abweichungen von über 20° als korrekturbedürftig. Für gelenknahe Abweichungen in der Sagittalebene trifft dies bereits ab 10° Abweichung zu. [64]

Diese Abweichungen können sich zum einen aus einer suboptimalen Positionierung der Fragmente und des Marknagels zueinander ergeben (primäre Fehlstellung). Zum Anderen kann eine postoperative Dislokation durch eine sekundäre Fehlstellung hervorgerufen werden. Zur intraoperativen Beseitigung dieser Fehlstellungen, wird empfohlen sog. Pollerschrauben zu setzen. Sie haben die Aufgabe, dem Nagel mehr Führung zu geben. An dieser Stelle soll auf das Verfahren nicht weiter eingegangen werden. Als vertiefende Literatur wird Krettek [52] empfohlen.

Abweichungen in der Länge des Femurs von mehr als 2 cm indizieren nach Lichte [64] eine operative Korrektur. Grund hierfür sei, dass die physiologische Längentoleranz am Femur 1,2 cm betrage. Im Falle einer Korrektur stehen zwei Optionen zur Verfügung. Zum einen kann der längere Femur gekürzt werden, zum anderen kann der kürzere Femur verlängert werden.

Der weitaus höhere Anteil an Fehlstellungen ist in der axialen Rotationseinstellung der Fragmente zueinander zu finden. Hier wird von *Antetorsionsdifferenzen* gesprochen. Diese Differenz wird als eingeschlossener Winkel zweier Achsen ausgedrückt, daher wird vom *Antetorsionswinkel* gesprochen. In Abb. 3.24 sind die Normalstellung und beide möglichen Abweichungen dargestellt. Der normale Antetorsionswinkel, also der Winkel zwischen der Kondylenachse²⁶ und der Kollumachse²⁷ des Oberschenkelhalses, beträgt beim Erwachsenen ca. $(14 \pm 8)^\circ$ [65]. Bei Schünke et al. wird eine Angabe von 12° zum normalen Antetorsionswinkel gemacht [30]. Bei jeweils gleichstehendem proximalen Femuranteil ergibt sich daher eine Außenrotation des Kniegelenks (Abb. 3.24c). Hingegen

²³ Als Varusstellung (lat. varus "auswärtsgebogen") wird eine Fehlstellung bezeichnet, bei der der körperferne Teil über das Normalmaß hinaus in Richtung Mittellinie weist.

²⁴ Es handelt sich um einen orthopädischen Eingriff zur Korrektur einer Fehlstellung mittels gezielter Knochendurchtrennung (Osteotomie).

²⁵ Als Valgusstellung (lat. valgus "schief") wird eine Fehlstellung bezeichnet, bei welcher der körperfernere Teil über das Normalmaß hinaus von der Mittellinie weg weist.

²⁶ Achse, welche durch beide femuralen Kondylen verläuft

²⁷ Achse, welche zentralzylindrisch im Schaft des Oberschenkelhalses verläuft

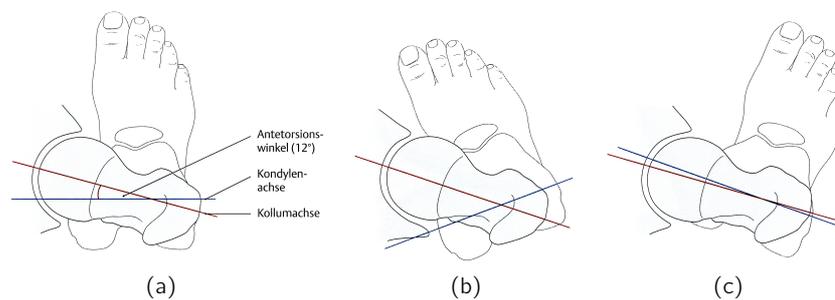


Abb. 3.24: Antetorsionswinkel. (a) normaler Zustand von ca. 12° beim Erwachsenen (b) Fehlstellung mit zu großem Antetorsionswinkel, Innenrotation des Fußes resultiert (c) Fehlstellung mit zu kleinem Antetorsionswinkel, Außenrotation des Fußes resultiert [30]

bei zu großem Antetorsionswinkel eine Innenrotation des Kniegelenks (Abb. 3.24b). Die einzige akzeptierte Methode zur Bestimmung der Antetorsionsdifferenz sei nach Hernandez et al. die Computertomographie [66]. Auch Pröbstel stellt 1999 noch fest, dass die CT Messung in der "[...] Frage der Längen- und Torsionswinkelverhältnisse am Ober- und Unterschenkel [den] Goldstandard [darstellt]" [67]. Der systemimmanente Vorteil dieser Methode gegenüber anderen röntgenbasierten bildgebenden Verfahren ist sicherlich die Erzeugung einer Schichtaufnahme. Im konventionellen Projektionsröntgen findet hingegen jeweils eine Summierung²⁸ aller orts aufgelösten Röntgenabsorptionen des durchstrahlten Gewebes statt. Nur über ein tomografisches Verfahren können transversale Schichtbilder der Kondylen und des Oberschenkelhalses erzeugt werden. Über die Bewertung beider Schichtbilder kann der Winkel genau und nicht invasiv bestimmt werden.

Strecker hat nach Auswertung einer Studie die physiologische Toleranz auf 15° festgelegt [46]. Mehrere Studien zeigen, dass bis zu 40 % aller jeweils untersuchten reponierten Femurschaftfrakturen eine Antetorsionsdifferenz von über 10° aufweisen [46]. Da das Hüftgelenk ein Kugelgelenk ist, können Antetorsionsdifferenzen bis zu einem gewissen Grad ausgeglichen werden bei normaler Belastung [64]. So haben Patienten mit einer solchen Abweichung wenige bis keine Beschwerden während des Laufens. Patienten mit mehr als 15° Abweichung haben jedoch "[...] deutliche Probleme bei der Durchführung anspruchsvoller Tätigkeiten" [46, S. 308]. Lichte empfiehlt die Korrekturosteotomie bei einem Außendrehfehler von >20° und einer Innendrehabweichung von >10° [64]. Er gibt allerdings zu bedenken, dass als Indikator der fehlende rotatorische Nulldurchgang weitaus höheres Gewicht hat. Das bedeutet, sobald die neutrale Stellung des Femurs in rotatorischer Hinsicht vom Patienten nicht erreicht werden kann, soll ein Korrekturingriff erfolgen. Nach der Normal-Null-Methode sollte jeder Mensch über

²⁸ vereinfachte Darstellung, nachzulesen bei Buzug [53, S. 32 ff.]

einen rotatorischen Bewegungsspielraum des Femurs von 60° - 0° - 40° verfügen [68]. In Abb. 3.25 ist die Ermittlung des Antetorsionswinkels und der Antetorsionsdifferenz dargestellt. Zunächst wird die Kollumachse aus dem transversalen Schnittbild des Oberschenkelhalses bestimmt (Abb. 3.25a). Anschließend wird die Kondylenachse aus der transversalen Schnittaufnahme der femoralen Kondylen (Condylus lateralis femoris und Condylus medialis femoris) bestimmt (Abb. 3.25b). Beide Achsen werden in ein Verhältnis gesetzt und daraus der Antetorsionswinkel berechnet. Gösling und Krettek sehen

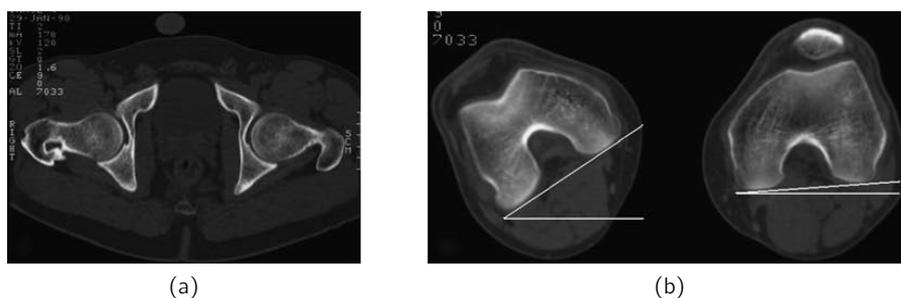


Abb. 3.25: Bestimmung des Antetorsionswinkels. Mittels zweier computertomografisch erlangter transversaler Schnittbilder kann die Differenz zwischen Kollum- und Kondylenachse bestimmt werden. Am linken Femur des Patienten ergibt sich so eine Antetorsionsdifferenz von 40° . (a) Kollumachse kann im transversalen Schnittbild des Oberschenkelhalses ggü. der Frontalebene bestimmt werden (vgl. Abb. 3.24a) (b) im transversalen Schnittbild der femoralen Kondylen wurde die Kondylenachse ggü. der Frontalebene bestimmt [64]

daher in der intraoperativen Nutzung der Computertomographie den zukünftigen Goldstandard im Hinblick auf die Minimierung der Antetorsionsdifferenz. Sie müssen jedoch anerkennen, dass die Gegebenheiten dafür in den meisten OP-Sälen Deutschlands nicht bestehen. Allenfalls die Magnetresonanztomografie kann ebenfalls Schnittbilder erzeugen. Jedoch stellt sich die Situation der intraoperativ verwendbaren MRT Geräte in Deutschland weitaus schlechter dar. Alternativ wird auf die Nutzung der computerassistierten Chirurgie verwiesen. Sie kann keine Schnittbilder erzeugen. Allerdings generiert sie ihren Mehrwert durch die Anwendung der Stereoskopie zur Erzeugung dreidimensionaler Daten. Mit ihr können die Position und Ausrichtung der chirurgischen Instrumente, die zuvor erzeugten Patientendaten und das Koordinatensystem des Operationsaals verknüpft werden. Somit kann sie ein Hilfsmittel zur präzisen intraoperativen Bestimmung des Antetorsionswinkels darstellen.

Es ist aus vielerlei Hinsicht erstrebenswert die Antetorsionsdifferenz intraoperativ zu bestimmen und korrigieren zu können. Hohes Gewicht haben dabei die Risiken einer Korrekturosteotomie. Weiterhin erschwert die Narbenbildung ggf. die spätere Neuausrichtung der Fragmente. Außerdem sind die Verzögerungen für den Patienten nicht unerheblich. Rehabilitation und Rückkehr in das gewohnte Umfeld und Leben werden

verzögert. [46]

4 Historie der intramedullären Nagelung

Spanische Konquistadoren, unter anderem Benadino de Sahaqun, berichteten schon im 16. Jahrhundert von der intramedullären Schienung langer Röhrenknochen [69]. Azteken und Inkas sollen laut ihren Aufzeichnungen Frakturen langer Röhrenknochen durch Einbringung geharzter Holzstäbe in den Markraum stabilisiert haben [70, 71]. Birchner schreibt 1886 als erster Europäer über das Einbringen von Elfenbeinbolzen in den Oberarmschaft [47, S. 141]. Es seien schon damals gute Ergebnisse erzielt worden, wenn das Einbringen zuvor unter möglichst sterilen Bedingungen stattgefunden hatte. Im Jahr 1890 beschreibt Glück sogar die Anwendung eines verriegelten Nagels aus Elfenbein. Später, 1897, beschreibt der Norweger Nicolaysen die biomechanischen Prinzipien der intramedullären Nagelung bei proximalen Femurfrakturen [71]. Er propagierte damals die Verwendung möglichst langer Nägel, um größtmögliche Stabilität zu erreichen. Spängler berichtet, dass Lambotte im Jahre 1907 erstmals das „Prinzip der intramedullären Fixation von Brüchen“ angewandt habe [72]. Der Kieler Chirurg Schöne beschreibt im Jahr 1913 erstmals aus Silber hergestellte Marknägel. Sie füllten den kompletten Markkanal eines langen Röhrenknochen aus. Von diesem Zeitpunkt an finden sich in der ersten Hälfte des 19. Jahrhunderts immer wieder europäische Varianten der intramedullären Schienung. Beispielweise berichtet der Brite Hey Groves 1914, dass er Stahlbolzen verwendet habe, um im ersten Weltkrieg Frakturen intramedullär zu schienen [71]. Damals hatte er jedoch nicht viel Erfolg aufgrund hoher Infektionsraten. Zwei Jahre später berichtet er von der Verwendung von Elfenbein bei der Schienung von Femur- und Humerusschaftfrakturen. Im Jahr 1918 dokumentiert er die erneute Verwendung metallischer Bolzen bei intramedullären Schienungen an drei Patienten. Alle trugen Komplikationen davon, bspw. Infektionen, metallische Elektrolyse oder Ermüdungsbrüche der Implantate. Daraufhin beendete er die Anwendung dieses Prinzips, bestand allerdings darauf, dass intramedulläre Nagelung vielversprechend sei.

Zurückgeführt werden kann die Verbreitung in der ersten Hälfte des 20. Jahrhunderts auch auf die zuvor gemachten Entdeckungen 1856 von Louis Pasteur und 1895 von Konrad Wilhelm Röntgen. Durch die Einführung der Röntgendurchleuchtung war es den Operateuren möglich, unter visueller Kontrolle zu arbeiten. Sie bekamen somit die Möglichkeit, die Bruchstellung vor und nach der Operation durch Röntgenaufnahmen zu kontrollieren. Durch die Einführung der Äthernarkose und antiseptischer Bedingungen zur Verringerung der Infektionsgefahr wurden solche Operationen beherrschbar.

Beide fußten auf bedeutende Arbeiten von Pasteur. Die Entdeckung von Penizillin im Jahre 1928 durch Alexander Fleming hat weiter dazu beigetragen, dass Infektionen der Frakturstelle und damit einhergehend die Sterblichkeit weiter sanken. [71]

Marknagelung nach Küntscher

Die moderne intramedulläre Nagelung geht auf den deutschen Arzt Gerhard Bruno Gustav Küntscher¹ zurück. Allgemein anerkannt ist Küntschers Leistung im Hinblick auf die Zusammenführung bestehender Prinzipien. Ihm gelang die Hinführung zur alleinigen Schienung ohne weitere stabilisierende Hilfsmittel, wie sie bis dato notwendig waren [73]. Mostofi schreibt über ihn "His achievements made him the most internationally renowned German bone surgeon of the twentieth century." [31, S. 179-181]

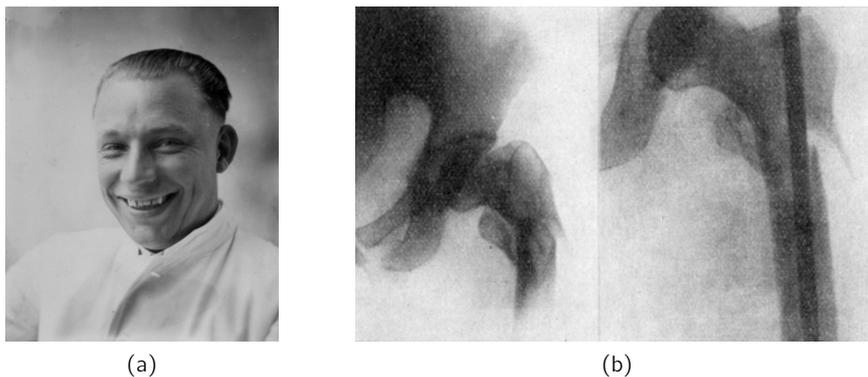


Abb. 4.1: Küntscher und sein erster Patient. (a) Portrait Küntschers aus den 1930er Jahren [74]) (b) Röntgenbild der ersten intramedullären Nagelung durch Küntscher im Jahr 1940 [73]

Küntscher berichtete auf dem Kongress der Deutschen Gesellschaft für Chirurgie in Berlin am 28.03.1940 in seinem Vortrag "Die Marknagelung von Knochenbrüchen" das erste mal über seine neue Methode der Marknagelung [75]. Zunächst stand dieser neuen Methode starke Skepsis seiner Kollegen gegenüber. Er stieß auf großes Unverständnis und teilweise Empörung seiner Kollegen [76].

Küntscher selbst erwähnt als Vorläufer seiner Methode Oskar Müller-Meernach und Georg Schöne [74]. Schöne verwendete einen Silberdraht, welcher distal über die ganze Länge des Femurs eingeführt wurde. Müller-Meernach forderte bereits einen ausreichend langen und den Markraum vollkommen ausfüllenden Bolzen. Dieser sollte jede

¹ Gerhard Küntscher, * 6.12.1900 im sächsischen Zwickau, † 17.12.1972 in Flensburg

Bewegung im Frakturspalt unterbinden. Ratschko küht ihn in [74] damit zum eigentlichen Erfinder der stabilen Osteosynthese. In seiner initialen Veröffentlichung berichtet Küntscher selbst von den Prinzipien Müller-Meernachs [73]. Küntscher weitete die Anwendung dieses Smith-Petersen Prinzips auf den ganzen Röhrenknochen aus. Zu diesem Zweck ließ er von der Firma Pohl spezielle Stahllamellennägel anfertigen, da geeignete Implantate noch nicht existierten. Diese wurden so weit in die Markhöhle eingebracht, bis sie den Frakturspalt überbrückten und so alle Femurfragmente miteinander mechanisch verbunden. Es wurde dann von einer *gedeckten Nagelung* bzw. *geschlossenen Nagelung* gesprochen.

Im weiteren Verlauf verfeinerte Küntscher diese Methode zur sog. *offenen Nagelung*. Im Gegensatz zu dem bisher geschilderten Ansatz der gedeckten Nagelung wird hierbei direkt an der Frakturstelle der Nagel eingebracht.

Ihm gelang es weiterhin mit einem neuen Instrument, dem *Distraktor*, schlecht verheilte, alte, oder in Fehlstellung stehende Frakturen und Pseudoarthrosen geschlossen intramedullär zu behandeln.

Neben dem Distraktor machte der Küntscher zusammen mit Ernst Pohl immer neue weitreichende Erfindungen. Der *flexible Markraumborher* geht auf Ideen Küntschers zurück und wurde zuerst von Pohl im Jahr 1960 auf den Markt gebracht. Zuvor entwickelten sie im Jahr 1955 ein modular erweiterbares Bohrgerät, die *Lentodrill*. Die *Innensäge* wurde 1964 von Pohl auf den Markt gebracht. Mit ihr war es erstmals möglich, von innen einen Röhrenknochen aufzusägen ohne dabei Weichteilgewebe in Mitleidenschaft zu ziehen. Von Küntscher wurde 1950 die Aufbohrung des Markraums eingeführt, wodurch Nägel höheren Durchmessers eingebracht werden konnten. Da die Biegefestigkeit der Nägel mit der dritten bis vierten Potenz des Querschnitts steigt, lässt sich eine höhere Stabilität erzielen. [77]

Nach dem Tode Küntschers wurde seine Methode grundlegend in der Unfallchirurgie. „Entwicklung und Einführung des Marknagels in die Knochenbruchbehandlung zählen mit zu den herausragenden medizinisch/chirurgischen Pionierleistungen unseres Jahrhunderts“ [76].

Verriegelungsnagelung

Schon 1953 veröffentlichten Modny & Bambara ihre Studie zur Anwendung von verriegelten Nägeln [71]. Ihr Nagel verfügte schon über mehrere Durchgangsbohrungen senkrecht zur Längsachse des Nagels zum Einsatz der Verriegelungsschrauben. Sie konnten von exzellenten Ergebnissen bei 261 Femurfrakturen berichten.

Durch Küntscher wurde die Weiterentwicklung des Lamellennagels zum *Detentionsnagel* im Jahr 1968 eingeführt. Der Detentionsnagel verfügte bereits über sog. Verriegelung

lungsbolzen. Es etablierte sich der Begriff *Verriegelungsnagelung*. Zuvor wurde 1967 der Zickel Nagel eingeführt, welcher eine Querbohrung im Bereich des Oberschenkelhalses besaß, zur Verriegelung des Nagels mit einer Schraube. Zickel dachte dabei allerdings an die Verhinderung unerwünschten Herausrutschens des Nagels. Heute wird die Verriegelung vor allem aus dem Grund der Verhinderung postoperativer Veränderungen der rotatorischen Einstellung der Fragmente zueinander verwendet.

Entwicklungen

Marknägel, welche dem Stand der Technik entsprechen, sind als Röhre ausgeführt, bestehen aus Titan und sind dem anatomischen Verlauf der Röhrenknochen angepasst. Da es eine Diskussion zu Beginn des 21. Jahrhunderts über die Notwendigkeit des Aufbohrens gab, existieren spezielle Nägel für unaufgebohrte Implantationen. Solche Nägel sind entlang einiger Röhrenabschnitte mit Kanälen versehen, um dem Nagel bei Querschnittsbelastung mehr Flexibilität zu verleihen.

Von Grosse & Kempf wurde 2010 der teleskopische Verriegelungsnagel entwickelt. In speziellen Anwendungen erlangt er immer höhere Popularität. Weiterhin wurden zuletzt Nägel auf den Markt gebracht, die hydraulisch expandiert werden können (HEN). Nach Seligson bieten sie den Vorteil eines leichten Einbringens und ein kontinuierliches Druckgefüge zwischen Knochen und Nagel. Dadurch benötigt er nur eine Verriegelungsschraube. [78]

Weitere zu nennende Innovationen auf dem Gebiet der intramedullären Nagelung sind bspw. der Russel-Taylor Nagel, der SIGN Nagel oder der Huckstep Nagel. Basierend auf den Erkenntnissen der intramedullären Schienung wird dieses Prinzip zunehmend auf andere Eingriffe übertragen. Hier ist der Intramedullary Skeletal Kinetic Distractor zu nennen, der eine Kreuzung aus Distraktor und intramedullärem Nagel darstellt. Unter Anwendung der Innensäge können mit ihm Röhrenknochen verlängert werden [79]. Zu vielen dieser Themen kann in Gänze nachgelesen werden bei Leung et al. in "Practice of Intramedullary Locked Nails - New Developments in Techniques and Applications" [80].

5 Stand der Technik

Zu Beginn der Entwicklung steht die Suche nach vorhandenen Lösungsansätzen für die Repositionierung bei Femur- und Tibiafrakturen. Hier haben verschiedene Medizintechnikhersteller bereits Produkte erarbeitet, die nun aufgeführt und differenziert werden. Das Verfahren der Femurreponierung mittels Marknagelung betreffend wurden entsprechende medizinische Eingriffe hospitiert. Das praxisnahe Hintergrundwissen um das medizinische Verfahren als auch die Zusammenarbeit mit den Operateuren gewährleistet, dass ein verwertbarer Lösungsansatz für das gegebene Problem der Femurschaftfraktur erzeugt werden kann.

5.1 Marktrecherche

In diesem Abschnitt werden kommerzielle Hilfsmittel zur Repositionierung von Femurfrakturen untersucht. Dies erscheint angemessen, soll dazu eine innovative und neuartige Lösung gefunden werden. Daher wird im Folgenden eine Marktübersicht durchgeführt. Zunächst werden relevante Produkte aufgeführt, die ausdrücklich vom Hersteller für die Repositionierung von Fragmenten langer Röhrenknochen vorgesehen sind. Anschließend sind zwei Operationstechniken aufgeführt, welche keinem kommerziellen Produkten zwangsläufig zugeordnet sind. Die Zusammenstellung des Standes der Technik bezüglich der verfügbaren Hilfsmittel basiert zu großen Teilen auf der Arbeit von Kunecki [81].

5.1.1 Der Extensionstisch

Der Extensionstisch ist eine Zusatzeinrichtung für einen Standard OP-Tisch. Durch diese wird eine Extension der Gliedmaßen erreicht, indem axialer Zug an diese angelegt wird. Im weiteren wird von einer Extension der unteren Gliedmaßen zum Zwecke der intramedullären Nagelung ausgegangen. Die Extension wirkt der Verkürzung der Muskulatur an den Frakturenden entgegen. Im Kräfte- und Momentengleichgewicht richtet sich der Knochen im Weichteilverbund entlang seiner ursprünglichen Achse aus. Erzeugt wird die Zugkraft bei einem Extensionstisch durch Aufprägung einer kaudal

wirkenden Kraft am Fuß oder am Knie. Im Sinne der Mechanik stellt dieses ein statisches Loslager dar. Damit der Patient nicht im Ganzen verschoben wird, muss weiterhin ein statisches Festlager gebildet werden. Dies wird durch einen im Schambereich ein-gebrachten Poller erreicht (Abb. 5.1a). Zur Einbringung der Kraft am Loslager können verschiedene Kraftangriffspunkte verwendet werden. Es gibt die Möglichkeit die Kraft über einen Kondylendraht direkt in das Kniegelenk einzuleiten. Dieser Draht wird in der Transversalebene senkrecht zur Längsachse des Femurs durch die femuralen Kondylen geführt. Der gleiche Effekt kann bei Durchführung des Drahtes durch den proximalen Anteil der Tibia erzielt werden. Beide lose Drahtenden werden in einer Spange an den Extensionstisch fixiert. Es besteht ebenso die Möglichkeit einen sog. Steinmann - Pin in den distalen Femur zur Krafteinleitung einzubringen. Oft genutzt wird allerdings die Möglichkeit, den Fuß des Patienten mittels eines speziellen Schuhs zu fixieren. Dieser Schuh wird dann mit Zugkraft beaufschlagt. Es kann hierbei ebenso viel Kraft aufge-baut werden, da sich der Druck auf den Fuß dank der hohen Oberfläche in Grenzen hält. Die Verbindung beider Lager ist konstruktiv durch einen Gegenzugstab (bezeichnet mit "Perineal Post" in Abb. 5.1a) hergestellt

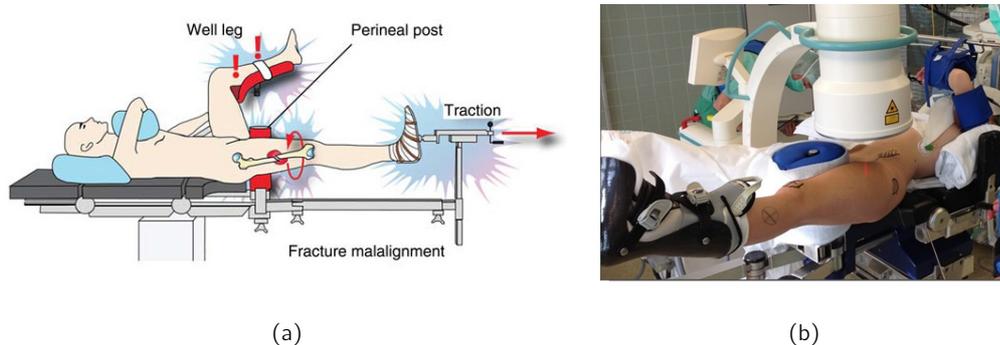


Abb. 5.1: Anwendung des Extensionstisch. (a) Prinzipdarstellung der Patientenlagerung mittels des Extensionstisches [82] (b) Preoperative Lagerung einer Patientin auf dem Extensionstisch mit positioniertem C-Bogen [83]

Mittels einer Kurbel kann die aufgebrauchte Kraft eingestellt werden. Die axiale Rotation des distalen Fragments kann über eine Gelenk nahe des Fixierungsschuhs eingestellt werden. Die Achsenkorrektur nach dorsal bzw. ventral erfolgt über den Gegenzugstab an der Symphyse. Dies führt zur Lageveränderung des Extensionsholms kranial bzw. kaudal.

Vorteilhaft ist bei der Anwendung des Extensionstisches für den Operateur, dass die Längsachse des Femurs in proximaler Verlängerung völlig frei ist. Der Oberkörper des Patienten ist in der seitlichen Extensionslagerung nach Sommer über die Hüfte abge-beugt [84, S.72ff]. So kann eine antegrade Marknagelung einfach durchgeführt werden.

Somit ist auch die Eröffnungsstelle des Markraumes (Trochanter major oder Piriformis fossa) nicht durch die Lagerung vorgegeben, sondern frei wählbar. In diesem Bezug ist weiterhin zu erwähnen, dass die Einbringung über den Trochanter major (TM) besonders begünstigt wird. Der TM stellt den höchstgelegenen knöchernen Punkt am Femur des Patienten dar. Die annähernd anatomische Anordnung in Länge und Richtung ist dann die Position, die am wenigsten Volumen und Gegenkraft benötigt. Somit bewegen sich die Fragmente – wenn kein Repositionshindernis vorliegt – ohne äußere Einwirkung in eine vorteilhafte Konfiguration für die Repositionierung. Meist nehmen alle großen Fragmente eine gemeinsame Längsachse ein. So müssen während der Repositionierung im weiteren Verlauf die Fragmente nur noch bezüglich der Position entlang dieser Längsachse und in Bezug auf die Rotation um diese Längsachse eingestellt werden.

Im Sinne des Operators als nachteilig erweist sich bei Anwendung des Extensionstisches allerdings die Einrichtungszeit der Lagerung. Die Lagerung ist mit vergleichsweise hohem Aufwand und damit hohem Zeitverlust verbunden. Aschemann und Schmidt geben in [85] bis zu 28 abzuarbeitende Schritte für die Extensionslagerung nach Sommer an. Dies ist neben der damit eventuell verbundenen Wartezeit für den Operateur jedoch ein dem wirtschaftlichen Betrieb eines Operationssaales zuzuordnender Fakt. Weiterhin kann nur präoperativ gut repositioniert werden. Die Einstellung der Fragmente kann intraoperativ schlecht geändert werden [50]. In Abb. 5.1b ist gut zu erkennen, dass intraoperativ eine hohe Platzausnutzung herrscht. Das für die Röntgendurchleuchtung notwendige mobile C-Bogen-Röntgengerät und der Extensionsaufbau müssen gut koordiniert sein. Zu bedenken ist weiterhin, dass das gesamte Operationsfeld steril abgedeckt werden und gesäubert werden muss. Dies nimmt gerade bei einem großen Extensionsaufbau und dessen spezielle Patientenlagerung zusätzliche Ressourcen und Zeit in Anspruch.

Medizinisch ergibt sich aus dieser Art der Lagerung ein hohes Risiko der Beschädigung der Nerven, vor allem des Nervus pudendus [85]. Mehrfach ist dokumentiert, dass es daher zu Störungen der Nerventätigkeit bis zur erektilen Dysfunktion kommen kann [86–93]. Mallet führte 2005 den Nachweis, dass das erhöhte Auftreten erektiler Dysfunktion bei Männern auf die zuvor durchgeführte intramedulläre Femurnagelung zurückzuführen ist [82]. Dabei konnte er außerdem zeigen, dass vorsichtiges Arbeiten während der Nagelung das Auftreten der erektilen Dysfunktion verringert. Weiterhin berichten Chan et al. 1999 in einer Fallstudie darüber, dass ein 19-jähriger Mann nach einer 4,5 stündigen Operation auf einem Extensionstisch 8 Monate benötigte bis die erektilen Dysfunktion behoben war [94]. Im Jahr 2006 berichteten auch Rajbabu et al. von insgesamt vier Fällen kompletter erektiler Dysfunktion nach Extensionstischeinsatz [95]. Alle waren reversibel nach bis zu zwölfmonatiger Behandlung.

Flierl führte eine 2010 umfassende Studie zu den medizinischen Komplikationen bei der Anwendung des Extensionstisches durch. Unter Anwendung des Extensionstisches bei intramedullärer Femurnagelung kommt es danach zu Rotations- und Ausrichtungsfehlern der Knochenfragmente. Auch Flierl dokumentiert Schädigungen des N. pudendus¹, Schädigungen des N. peroneus communis² und N. ischiadicus³. Bei Kindern und Jugendlichen sei die Rate der dokumentierten Nervenschädigungen bei 20 %, wobei diese in den zugrundeliegenden Studien stets reversibel waren. [96] Ebenso kommt es zu Schädigungen der Weichteilgewebe im Schambereich, bspw. einer Gewebenekrose. Flierl berichtet vom Auftreten des Crush-Syndroms, welches erhebliche Krafteinwirkung auf Muskelgewebe voraussetzt. Dabei entstehen nach Quetschungen große Muskelnekrosen, welche Organversagen zur Folge haben können [97].

Abschließend betrachtet Flierl das ausgelagerte gesunde Bein, welches meist in einer sog. Göppel-Lagerung befindlich ist während der Operation. Das bedeutet, dass dieses Bein abgespreizt und erhöht auf einer gepolsterten Wadenwanne zu liegen kommt. Hier treten bei schlecht ausgeführter Lagerung Ischämie⁴, Ödeme⁵ bis hin zu Kompartmentsyndromen⁶ auf.

Weiterhin ist zu erwähnen, dass der Einsatz des Extensionstisches auf wenige Anwendungsszenarien begrenzt ist. Bei polytraumatisierten Patienten bzw. Mehrfachverletzungen kann ggf. kein Zug über die unteren Gliedmaßen adäquat aufgebaut werden. Gegebenenfalls kann die notwendige Lagerung nach Sommer aufgrund der multiplen Verletzungen nicht durchgeführt werden. Sollen gleichzeitig während eines Eingriffes mehrere Verletzungen, bspw. an verschiedenen Extremitäten (Polytraumata), behandelt werden, ist der Einsatz des Extensionstisches ebenfalls meist nicht möglich. [50]

5.1.2 Der Distraktor

Die Firma Pohl war es, die im Jahr 1958 den ersten sog. großen *Distraktor* auf den Markt brachte [98]. Dieser war ausschließlich auf eine Idee von Küntscher zurückzuführen. Küntscher benutzte ihn während der Einrichtung von Frakturen und, um damit Verkürzungen oder bindegewebig verheilten Pseudarthrosen zu reponieren. Es war mit ihm möglich, ohne Gefahr und Schwierigkeiten, jede Verkürzung in einigen Tagen zu beheben. Sobald die Verkürzung beseitigt war, ließ sich die Rotationseinstellung stets leicht justieren. [98]

¹ Schamnnerv

² gemeinsamer Wadenbeinnerv

³ Ischiasnerv

⁴ Durchblutungsstörungen bzw. Mangel durchblutung

⁵ Wassereinlagerungen im Gewebe

⁶ Gewebequetschungen und -nekrosen aufgrund erhöhten Gewebedruckes



Abb. 5.2: Großer Distraktor. An künstlichem Femur montierter moderner Distraktor des Typs „Large Distractor“ der Firma Synthes [99]

Heute ist diese Apparatur im Standardinstrumentarium der Unfallchirurgen vorhanden. Die Firma Synthes⁷ vertreibt einen großen Distraktor, wie er für den Einsatz für die Repositionierung am Femurschaft verwendet werden kann.

Der Distraktor wird teilweise auch *Retraktor* genannt, da mit ihm das Operationsfeld gespreizt werden kann. Intraoperativ kann er die Hauptaufgabe eines Extensionstisches übernehmen. Angezeigt ist seine Nutzung bei muskulösen Patienten, polytraumatisierten Patienten oder Patienten mit einer alten Fraktur. In diesen Fällen bestehen starke axiale Zugkräfte während der Repositionierung. Dies erschwert die Repositionierung ungemein, da große Kraftanwendung und feine Einstellarbeit gleichzeitig geleistet werden müssen. Sehr hilfreich ist der Distraktor außerdem bei Behandlungen an den großen Gelenken und am Becken. Dort treten ebenfalls hohe Kräfte während des Repositionierens auf.

Bei Anwendung des Extensionstisches wirkt die aufgebrachte Kraft auf Knochen, Gelenke und Weichteilgewebe ein. Der Extensionstisch nimmt somit das gesamte Weichteilgewebe zwischen Schambereich und Fuß in Anspruch ebenso wie alle darin befindlichen Gelenke und Knochen [100, S. 143]. Im Gegensatz dazu wirkt die aufgebrachte Kraft bei Nutzung des Distraktors direkt auf den Knochen ein. Nur mittelbar – bei extremen Einstellungen des Distraktor – wird umliegendes Weichteilgewebe in Anspruch genommen. Der Distraktor ermöglicht eine direkte und präzise Fragmentrepositionierung, bedingt durch die frakturnahe Krafteinleitung direkt am Knochen [100, S. 154]. Somit besteht ein geringeres Risiko für Nervenverletzungen und ähnlich gelagerte Komplikationen. Ein intraoperativer Vorteil kann die Aufrechterhaltung der Einstellung sein. Diese ergibt sich aus der mechanischen Kontraktion des Distraktors mit einer Gewindestange. Es ist so möglich, bis zur endgültigen Fixierung der Fraktur eine provisorische

⁷ Synthes GmbH, Oberdorf, Schweiz

Retention⁸ ohne weitere Hilfsmittel zu gewährleisten. Außerdem besteht die Möglichkeit, das Bein während der Operation zu bewegen und zu verlagern. Mit einem Extensionstisch ist dies nicht möglich, weshalb bei seiner Nutzung der Arbeitsraum des Chirurgen eingeschränkt ist [100].

Aufbau

Der Distraktor⁹ besteht zunächst aus einer massiven Gewindestange mit einem Durchmesser von 14 mm und einer Länge von 480 mm. Auf ihr befinden sich zwei große Muttern, die durch Drehung eine Länge axial zur Gewindestange zurücklegen. Neben den Muttern laufen auf der Gewindestange spezielle Aufnahmen für Schanzschrauben. Diese Schrauben sind der Standard, wenn es um die Befestigung einer externen Vorrichtung an Röhrenknochen geht. Im Distraktor sind die Schrauben rotatorisch frei beweglich.

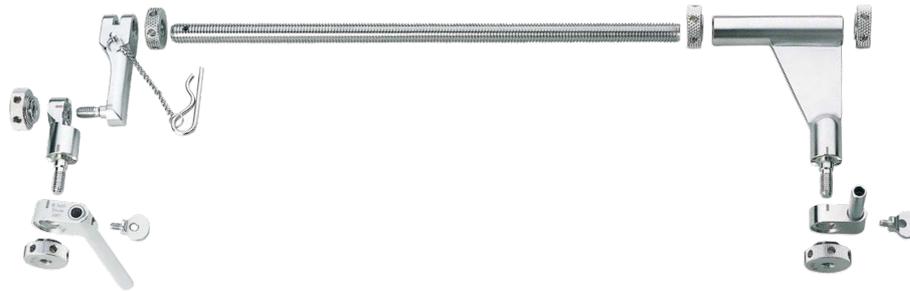


Abb. 5.3: Bestandteile des großen Distraktors. Neben der zentralen massiven Gewindestange sind die vielfach verstellbaren Aufnahmen der Schanzschrauben die hervorstechenden Merkmale des Large Distractor der Firma Synthes [99]

Je nach individueller Konfiguration und den extern einwirkenden Kräften kann so eine Zug- oder Schubkraft erzeugt werden. Diese wird auf die verbundenen Knochenfragmente permanent aufgeprägt, sodass ein Zug bzw. Druck ausgeübt wird.

Anwendung

Die sterilisierten Teile des Distraktors müssen im OP vom Operateur zusammengefügt werden. Nachdem dies geschehen ist, wird je eine Schanzschraube in die femurale Kortikalis eingebracht. Hierbei gibt es eine Standardverschraubung und eine alternative Einbringung der proximalen Schraube.

⁸ Ruhigstellung der Reposition der Knochenfragmente

⁹ Alle Angaben werden mit Bezug auf den „Large Distractor“ der Firma Synthes gemacht. Dieser ist das Referenzmodell der AO Foundation.

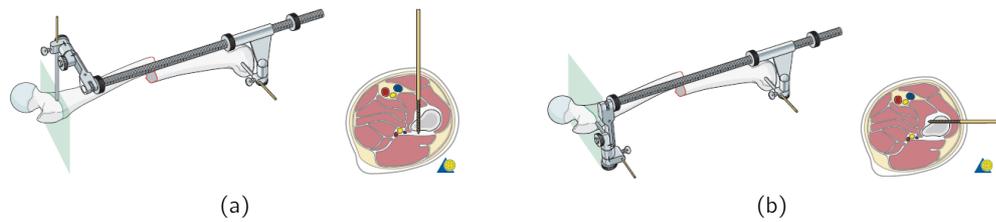


Abb. 5.4: Anwendung des großen Distraktors. Konfiguration in (a) Standardverschraubung und (b) Alternativverschraubung [41]

Im Standardmodus wird die proximale Schraube senkrecht zur Femurachse parallel zur Patiententransversalebene in den Trochanter minor eingebracht (Abb. 5.4a). Hierbei muss darauf geachtet werden, dass die ventral verlaufenden Blutgefäße und Nervenstränge nicht verletzt werden. Weiterhin ist darauf zu achten, dass der intramedulläre Kanal nicht durchquert wird. Durch ihn soll der Führungsdraht frei eingeführt werden können und ggf. auch der Nagel eingebracht werden können [99]. Alternativ kann die Schraube in den lateralen Kortex des Trochanter major eingebracht werden (Abb. 5.4b).

Bei der Nutzung des Distraktors nach erfolgter Anbringung am Knochen können folgende Manöver durchgeführt werden: Zunächst ist eine Distraction bzw. Reduktion, mittels Drehen der auf der Gewindestange befindlichen Muttern durchführbar (Abb. 5.5a). Zusätzlich kann in gewissen Umfang (20° bis 30°) die Rotation beider Fragmente relativ zueinander eingestellt werden. Mittels einer Mutter am Gelenk, welches sich am Ende des Auslegers auf dem Schlitten befindet, kann der sog. Valgus-Varus Winkel eingestellt werden (Abb. 5.5c). Dabei handelt es sich um den Winkel des distalen Fragments relativ zur Patiententransversalebene. Die Orientierung des proximalen Fragments nach anterior bzw. posterior kann mittels einer weiteren Mutter am zweiten Gelenk des Endstücks eingestellt werden (Abb. 5.5d). Sind während einer Repositionierung alle diese Schritte abgeschlossen, kann analog zum ersten Schritt die Längeneinstellung korrigiert werden (Abb. 5.5e). Baumgärtel führte an der Universität Marburg zum Nutzen des Distraktors eine Grundlagenstudie [101] durch. Im Zeitraum zwischen 1988 und 1992 wurden 56 Fälle intramedullärer Femurnagelung dokumentiert und ausgewertet. Der Distraktor erleichterte nach Auskunft der Operateure die Repositionierung und erzeugte keine Probleme bei der distalen und proximalen Verriegelung. Es traten zwei Bruchverlängerungen auf und drei Rotationsfehler über 15° . In einem Fall trat eine unvorhergesehene Komplikation auf. Alle anderen Frakturen konnten nach Ablauf von 16 Wochen als geheilt betrachtet werden. Postoperative Nervenlähmungen und Infektionen konnten nicht nachgewiesen werden. Die Studie kommt daher zum Schluss:

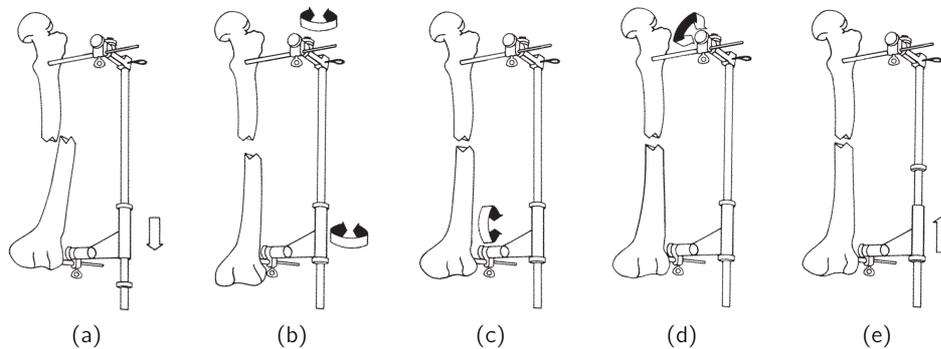


Abb. 5.5: Verstellmöglichkeiten mit dem Distraktor. Schrittfolgenfolge bei der Anwendung des Distraktors [99, S. 9 f.]

„[Übers. d. Verf.] Basierend auf unserer Erfahrung können wir behaupten, dass der Femur-Retraktor eine sehr gute Alternative zu dem Extensionstisch ist, und kann bei allen intramedullären Nagelungsverfahren angewendet werden. Besonders empfehlenswert ist der Retraktor bei den polytraumatisierten Patienten, bei denen der Gebrauch von einem Extensionstisch von vorne rein ausgeschlossen ist.“ [101]

Als nachteilig wird jedoch ebendort auch die erschwerte Röntgenbildgebung durch den hohen Metallanteil nahe der Fraktur genannt. Bezüglich der Einsetzstellen der Schanzschrauben gibt es wie zuvor erläutert zwei vom Hersteller Synthes und der AO definierte Szenarien. Weiterhin haben Catagni et al. einen sog. Atlas für den gesamten menschlichen Körper erstellt (jedoch begrenzt auf lange Röhrenknochen bzw. die Extremitäten), welcher die sicheren Einsetzpositionen und -orientierungen zur Kraftableitung mittels Schanzschrauben verzeichnet [102].

5.1.3 Das FX Durcharme Alignment Device

Das FX Alignment Device der Firma Innovative Medical Products¹⁰ ist ein F-förmiges Röhrenkonstrukt. Es geht auf eine Idee des kanadischen Chirurgen Fergus A. Ducharme zurück. Aufgebaut ist das Geräte aus einem langen Holm auf dem ein fester und ein verschiebbarer Querholm angebracht sind. Der feste Holm wird unter den Oberschenkel gelegt mit dem Hauptholm zum Operateur zeigend. Nun kann der Operateur gleichzeitig Druck auf den beweglichen Querholm und Zug oder Druck queraxial auf den langen Querholm ausüben. Damit wird der bewegliche Querholm zum Hebel, der feste Querholm zum kurzen Hebel und der lange Holm zum langen Hebel. Der Operateur kann so eine Drehmoment auf das Femurfragment ausüben und es damit

¹⁰ Innovative Medical Products, Inc., Plainville, Connecticut, USA

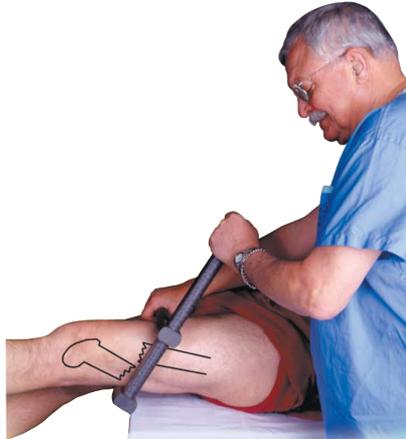


Abb. 5.6: FX Alignment Device. Anwendungsbeispiel des FX Alignment Device der Firma Intelligent Medical Products [103]

verschieben oder neuorientieren.

Das Gerät ist aus strahlendurchlässigem Kunststoff gefertigt, leicht in der Anwendung, schnell einsetzbar sowie kostengünstig in der Anschaffung.

5.1.4 Das F-Tool

Der F-Hebel der Firma Synthes ist ein F-förmiges Röhrenkonstrukt. Es besitzt hohe Ähnlichkeit mit dem Ducharme FX Alignment Device, da beiden Geräten das selbe Funktionsprinzip zugrunde liegt. Der Grundaufbau des Gerätes ist eine Leiste mit Gewindebohrungen. In diese können von beiden Seiten der Leiste lange Bolzen geschraubt werden. Vorgesehen ist, dass auf einer Seite zwei Bolzen angebracht werden (Abb. 5.7b und Abb. 5.7c), zwischen die der gesamte Oberschenkel geklemmt wird. Auf die andere Seite wird ein Bolzen, möglichst an das Ende, geschraubt (Abb. 5.7d). Dies bildet einen Griff, über den Kraft eingeleitet werden kann. Der mittlere der insgesamt drei Bolzen bildet den Drehpunkt für zwei so entstandene Hebel (Abb. 5.7a). Somit wird vom Operateur ein Drehmoment ausgeübt. Dieses soll über den zweiten Hebel dafür sorgen, dass durch den ausgeübten Druck auf das Weichteilgewebe das Femurfragment verschoben wird. Der F-Hebel besitzt keinerlei bewegliche Teile und ist nicht strahlendurchlässig.

Durch seine einfache Konstruktion und geringe Anzahl an Bauteilen ist er kostengünstig, einfach in der Anwendung, schnell einsetzbar und bietet eine hohe Anwendungssicherheit.

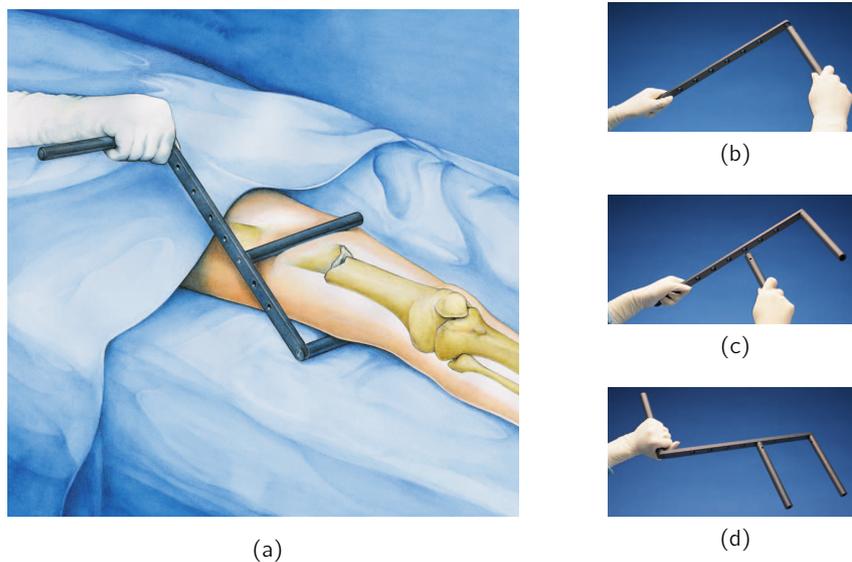


Abb. 5.7: F - Tool. (a) Anwendungsbeispiel des F - Tools der Firma Synthes (b - d) Vorgehen während des Zusammenbaus [104]

5.1.5 Die kollineare Repositionsklemme

Die Firma Synthes stellt die kollineare Repositionierungsklemme für minimal-invasive Repositionierungen von Frakturfragmenten her [105]. Sie ist laut Hersteller zum Repositionieren und Halten der Repositionierung einer Fraktur geeignet.

Ihre mechanische Funktionsweise ist ähnlich der einer Kartuschenpistole (Handdruckpistole) bspw. für Heißklebstoff oder Silikone im Bauwesen. Der Anwender hat einen Pistolengriff in der Hand und kann Druck auf einen im Griff laufenden Handhebel ausüben. Dadurch wird ein Schiebemechanismus in Gang gesetzt und ein Zustellstab vorwärts transportiert (Abb. 5.8d). Der Stab wird ständig von einem Verklammungsmechanismus arretiert. Angebracht werden können außerdem diverse Bügel, welche in einem Anschlagpunkt für den Zustellstab münden. Die Bügel definieren das jeweilige Einsatzgebiet der Klemme. Es existieren spezielle zum Einsatz bei Beckenfrakturen, bei Frakturen langer Röhrenknochen und Klemmen für subkutanen (Abb. 5.8d) bzw. perkutanen (Abb. 5.8e) Einsatz. Durch Druckaufbau kann zwischen der Spitze des Stabes und dem Anschlagpunkt des Bügels etwas verklammt und gehalten werden. So kann beispielsweise der das Femurfragment manövriert werden (Abb. 5.8c). Um Drehmomente ausüben zu können oder größere Fragmente bzw. den ganzen Knochen repositionieren zu können, ist es möglich, zwei Klemmen in einer Tandem-Konfiguration zu verbinden (Abb. 5.8f), jedoch ausschließlich bei Nutzung des subkutanen Einzinkerbügels. Dazu werden weitere Teile des großen Fixateur Externe von Synthes benötigt. Die Klemme kann auch bei der Reposition von schrägen oder spiralförmigen

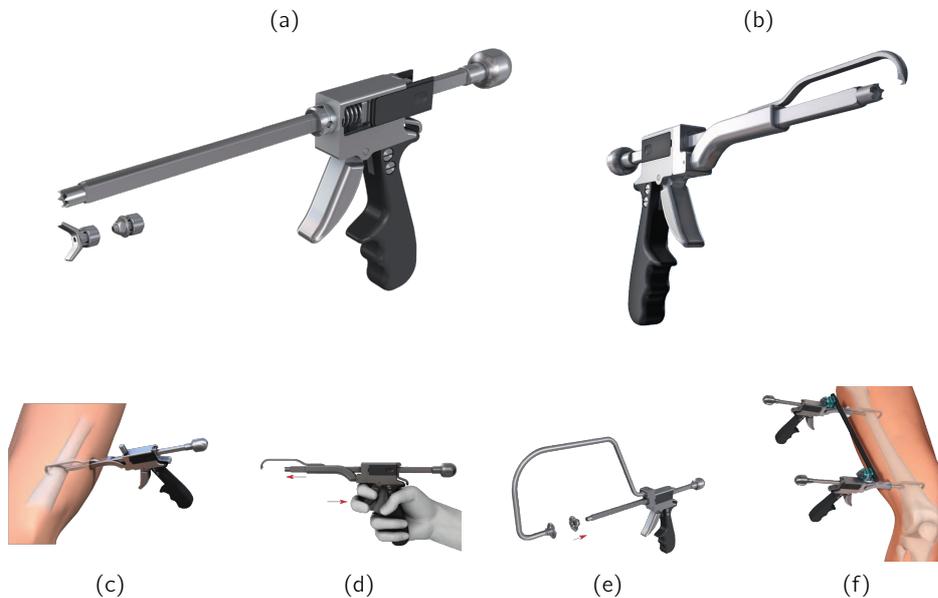


Abb. 5.8: Collinear Reduction Clamp. Repositionsklemme von Synthes in verschiedenen Konfigurationen (a) Aufsätze auf dem Zustellstab (b) mit kleinem Bügel (c) Anwendungsbeispiel am Femur mit kleinem Bügel (d) Funktionsprinzip (e) mit großem Bügel (f) Anwendungsbeispiel am Femur in Tandem Konfiguration [105]

Knochenfragmenten z.B. am Femur angewendet werden. Dafür existieren besondere Aufsätze, welche die Klemme gegen eine eingeführte Platte abstützen und damit diese vor Beschädigung schützt.

Die Klemme kann durch fortwährendes Vorschieben enorme Druckkräfte erzeugen. Damit die erzeugten Drücke verringert werden können, existieren Abstützschuhe für Bügel und Zustellstab (Abb. 5.8e) mit einer höheren Auflagefläche. Nach Erreichen einer zufriedenstellenden Repositionierung, kann die Fraktur mittels Nagelung oder Plattung versorgt werden.

5.2 Hospitation

Die vorliegende Arbeit ist die Dokumentation der Zusammenarbeit von Industrie, Hochschule und Klinik. Die Projektpartner haben sich zur wissenschaftlichen Zusammenarbeit unter dem Dach des Instituts für Medizintechnik und Informationsverarbeitung (MTI) der Universität Koblenz zusammengefunden. Dabei handelt es sich um die Firma MAQUET, die Hochschule Koblenz (HSK) und das Bundeswehrzentral Krankenhaus Koblenz (BWZK). In diesem Kontext wurde für die Literaturrecherche dieses Projektes eine praxisnahe Episode vorgesehen. Bei insgesamt vier Marknagelosteosyntheseeingriffen im BWZK von Femurschaft- und teilweise Tibiaschaftfrakturen wurde

hospitiert. Dabei kam während der Hospitation zu Dokumentationszwecken ein Standardprotokoll zum Einsatz. Dieses wurde zuvor ausgearbeitet und findet sich im Anhang im Abschnitt B.

Protokollinhalt

Der Wunsch war es, die speziellen Repositionsbefehlst Techniken sowie die Qualitätskontrollmethoden zu erfassen, die von den Chirurgen während der Operationen angewendet werden. Dabei war das Ziel, herauszufiltern, welche Methoden und Hilfsmittel, die während der Literaturrecherche gefunden wurden, auch im operativen Alltag Anwendung finden. Von großer Bedeutung war es, festzustellen, ob während der Operation Schwierigkeiten aufgrund suboptimaler Repositionierungstechnik auftraten. Dies würde einen sofortigen Ansatzpunkt zur Konstruktion eines Assistenzsystems liefern.

Festgehalten wurden in jedem Protokoll zunächst Anamnesedaten¹¹ und die vorgesehene Versorgungsmethode der Fraktur. Weiterhin wurden die Patientenlagerungsmethode und ggf. entsprechende Zusatzinformationen festgehalten. Den Hauptanteil des Protokolls machen intraoperative Beobachtungen aus. Hierzu wurde erfasst, wie die provisorische Fixierung der Fraktur während der Repositionierung durchgeführt wurde. Problematiken in der Umsetzung der von der AO vorgeschlagenen Vorgehensweise wurden im Hinblick auf einen Lösungsansatz ebenfalls dokumentiert. Daher ist die Frage "Sind Problematiken während der Reposition erkennbar?" im Protokoll zu beantworten. Von großer Wichtigkeit ist die Frage nach der intraoperativ angewandten Qualitätskontrolle bezüglich der Achsen- und Längeneinstellung des Femurs. Weitere postoperative Informationen wurden nicht berücksichtigt, da der Fokus dieser Arbeit auf der Problemlösung des intraoperativen Prozederes liegt. Es ist von Wichtigkeit, in welcher Weise während des Repositionierens gearbeitet wird. Ziel ist es nicht, das medizinische Verfahren zu bewerten und eine Optimierung dieses Verfahrens vorzuschlagen. In einer späteren Rückschau mit den Operateuren lassen sich ggf. Lösungsansätze finden, weshalb wertvoll erscheinende Hinweise bspw. aus intraoperativen Gesprächen und Beobachtungen unkategorisiert aufgenommen wurden.

Erkenntnisse

Sämtliche Hospitationen und Interviews mit den beteiligten Unfallchirurgen wurden im Zeitraum zwischen 22.03.2011 und 20.04.2011 durchgeführt. Dabei wurde vier Eingriffen beigewohnt. Die Operationen dauerten zwischen 2,5 und 3 Stunden mit einer

¹¹ Anamnese: systematische Patientenbefragung, Leidensgeschichte des Patienten

Ausnahme von 6,5 Stunden. Innerhalb dieser langen Operation wurde neben einer Femurschaftfraktur weiterhin eine Tibiaschaftfraktur reponiert. Es wurde ausschließlich die intramedulläre Nagelung zur Fixierung der Fraktur eingesetzt. Bei einer Operation wurde ein Extensionstisch verwendet, wobei es sich nicht um eine Schaftfraktur, sondern um eine Oberschenkelhalsfraktur handelte. Alle anderen Eingriffe (n=3) wurden in Rückenlagerung auf einer Standardlagerfläche (vierteilige Beinplatten) durchgeführt. In diesen Fällen war eine Lagerung auf einem Extensionstisch aufgrund eines Polytraumas der Patienten nicht möglich. Innerhalb dieses Polytraumas war die Tibia ebenfalls frakturiert, weshalb eine gute Funktion des Extensionstisches nicht mehr gewährleistet gewesen wäre. Eine Femurnagelung wurde retrograd durchgeführt, alle anderen wurden antegrad durchgeführt. Bei einer Operation, in der eine Femurnagelung und eine Tibianagelung durchgeführt wurden, konnte ein Synergieeffekt erzeugt werden, indem die Femurnagelung retrograd und die Tibinagelung antegrad durchgeführt wurde. Die gemeinsame Zugangsstelle ist hierbei das geöffnete Kniegelenk. Bei diesem Fall wurde zur Weichteilentlastung nach dem Paradigma der „Damage Control Orthopaedics“ [106, 107] zur akuten Versorgung der Femurfraktur ein Fixateur Externe eingesetzt. Dieser wurde vor der Reponierung komplett gelöst.

In zwei Fällen stellte sich das Einführen des Führungsdrahtes in den femuralen Markkanal durch alle Fragmente hinweg als schwierig dar. Es mussten mehrere Anläufe unternommen werden, da entweder Fragmente verfehlt wurden oder außerhalb der Reichweite lagen. Somit war es in einem Fall nicht möglich ein loses Femurfragment in die Repositionierung miteinzubeziehen. Hier wurde zusätzlich mit zweckfremden Instrumentarium gearbeitet. In einem anderen Fall ist das metallene Schlaginstrumentarium während des Einbringens des Nagels zerstört worden. Es musste improvisiert werden, da kein Ersatzinstrument verfügbar war.

In allen Fällen wurde Qualitätskontrolle intraoperativ mittels Röntgenbildgebung sichergestellt. Dazu wurde ein C-Bogen des Typs Siemens ARCADIS Orbic 3D verwendet. Dieser lässt es zu, dass die Projektionsebene um bis zu 190°gedreht werden kann [108, 109]. Zumeist arbeiteten die Operateure während der Repositionierung in der AP-Schnittansicht. Wurde eine zufriedenstellende Lösung gefunden, so wurde danach die sagittale Schnittansicht gewählt. Die sich nun darstellende Situation wurde bis zur Zufriedenstellung des Operateurs gelöst und wiederum die AP Schnittdarstellung gewählt. Iterativ wurde sich an eine dem Operateur als Optimum erscheinende Lösung herangetastet, indem nun beide Ansichten ständig gewechselt und die sich darstellende Situation gelöst wurde. Innerhalb dieses Arbeitsschrittes wurden die meisten Röntgenbilder angefertigt, wobei eine Erhebung der applizierten Röntgendosis über die Dauer der Operation hinweg nicht angefertigt wurde. Daher kann diesbezüglich nur eine qualitative Aussage getroffen werden.

Die Operateure arbeiten bei der Einrichtung der Fraktur ihrer Aussage nach vor allem mit anatomischen Orientierungspunkten und dem Matching der Kortikaliswandstärken (siehe S. 44). Teilweise müssen Verriegelungsbolzen wiederholt gesetzt werden. In einem Fall war der Grund hierfür die mechanische Interferenz mit einem anderen vorhandenen Implantat. In einem anderen Fall stimmten der Kanal der Durchgangsbohrung und der durch die Kortikalis gebohrte Kanal zunächst nicht überein. Eine Kontrolle des Antetorsionswinkels konnte in keinem Fall beobachtet werden, ebenso wenig eine Kontrolle der Lage des Trochanter minors. Die Kabelmethode (siehe S. 44) wurde nicht angewandt.

5.3 Zusammenfassung

Um Erkenntnisse zum aktuellen Stand der Technik zu gewinnen, wurde eine Literaturrecherche durchgeführt. Es wurde ein definiertes und anerkanntes Standardprozedere der intramedullären Nagelung, welches die Operationstechnik festschreibt, gefunden. Eine anerkannte Institution auf dem Gebiet der Unfallchirurgie ist die AO Foundation. Sie ist weltweit anerkannt als – dem aktuellen Wissensstand entsprechend – standardisierendes Institut für unfallchirurgische Eingriffe.

Weiterhin wurde die Historie der Marknagelung beleuchtet. So konnten Einflüsse auf die Entwicklung dieser Technik herausgefunden werden. Viele bestehende oder bereits gelöste Fragestellungen bzgl. der Operationsmethode wurden erkannt. Zu nennen sind Einflüsse und teilweise radikale¹² Ideen Gerhard Küntschers aus der zweiten Hälfte des 20. Jahrhunderts. Aktuelle Bestrebungen sind die Ausweitung des Prinzips der intramedullären Nagelung auf nahezu alle Eingriffe an den Röhrenknochen.

Es wurden Hospitationen von Femurnagelungen im Bundeswehrzentral Krankenhaus Koblenz durchgeführt. Hier konnte ein wertvoller Eindruck der praktischen Umsetzung des Standardprozederes gewonnen werden. Wichtige Schwerpunkte bei diesem Aspekt waren die Art der Umsetzung der herausgefundenen Richtlinien und Hinweise der AO in der Arbeitspraxis. Weiterhin konnten so schon vor der Konzeptionsphase des technischen Unterstützungssystems Informationen gesammelt werden. Für die technische Umsetzung eines assistierenden Systems bei der Femurnagelung sind die Arbeitsweise der Operateure sowie die technischen und medizinischen Randbedingungen, die sich aus der Literatur nicht unbedingt erschließen, von hoher Relevanz. Weiterhin sind die betriebswirtschaftlichen Einflüsse und ihre Auswirkungen auf den Operationsbetrieb in der Praxis zu erkennen.

¹² im Zeitgeist zu sehen

Hersteller medizintechnischer Geräte haben im Laufe der Zeit dem Ruf der Operateure folgend Hilfsmittel zur intramedullären Schienung konzipiert und verfügbar gemacht. Auch mittels bestehender Geräte wurden, meist von Anwendern, neue Hilfsmittel und Methoden entwickelt. Dazu wurde eine Übersicht erstellt und eine Bewertung durchgeführt. Es kann festgehalten werden, dass das Spektrum hierbei von sehr einfach konstruierten und anzuwendenden Hilfsmitteln (bspw. dem F-Tool) bis zu sehr komplexen Systemen reicht. Hier sei auf die navigierte Femurnagelung verwiesen, welche hochmoderne und -integrierte Geräte benötigt und deren erfolgreiche Anwendung einen hohen Grad an Schulung und Spezialwissen voraussetzt.

6 Aufgabenstellung

Die Marknagelung stellt den aktuellen Goldstandard in der Behandlung von Femurschaftfrakturen dar [46]. Dank dieses Prinzips können große Frakturen der langen Röhrenknochen minimalinvasiv behandelt werden. Die damit verbundenen Vorteile ggü. der konventionellen offenen Behandlung sind geringeres Infektionsrisiko, schnelle Ausheilung und höhere Rate der Ausheilungen [46]. Einen weiteren Vorteil stellt die von der Frakturstelle entfernt gelegene Inzision dar. Dies trägt zur geringen Infektionsrate bei.

Mehrere Studien haben gezeigt, dass bei der Repositionierung der Femurfragmente Fehlstellungen entstehen. Diese werden zu verschiedenen Anteilen, abhängig von ihrer Auswirkung, toleriert. Wird festgestellt, dass die Toleranz überschritten ist, muss ein erneuter Eingriff zu Korrekturzwecken durchgeführt werden. Dabei sind die gesundheitlichen Risiken eines erneuten medizinischen Eingriffs zusätzlich zu berücksichtigen. Weiterhin wurde durch Hospitationen festgestellt, dass intraoperativ nicht immer alle verfügbaren Hilfsmittel genutzt werden. Durch ihre Anwendung könnte die Präzision der Repositionierung erhöht oder der gesamte Vorgang beschleunigt werden. Begründet liegt dies in der jeweils erforderlichen Kenntnis der Anwendung der Systeme durch alle Operationsteammitglieder. Mehr wiegt jedoch der jeweils erforderliche Zeitaufwand zur Einrichtung dieser Hilfsmittel, bspw. einer Navigation oder des Extensionstisches. Nach der vorliegenden Recherche werden Abweichungen der Repositionierung in der axialen Rotation der Fragmente zueinander als sehr kritisch betrachtet. Antetorsionsdifferenzen stellen mit der höchsten Häufigkeit aller Fehlstellungen die massivste Fehlstellung dar.

Der Femur ist der größte Röhrenknochen des Menschen. Er ist umgeben von den größten Muskelgruppen und stärksten Sehnen und Bindegewebslagen des Menschen. Hier sind die Extensions- und Flexions-, sowie die Adduktionsmuskelgruppen des Oberschenkels zu nennen. Bei einer Femurfragmentrepositionierung muss gegen den durch sie ausgeübten Verkürzungszug gearbeitet werden. Dies stellt insofern eine Herausforderung dar, als dass gleichzeitig eine hohe Präzision bei der Einstellung der Fragmente zueinander gewünscht ist. Hierin wird eine Teilbegründung der hohen Toleranzen gesehen.

Ziel dieser Arbeit ist es, ein System zu erstellen, welches dem Operateur in diesen Belangen eine Hilfestellung bieten kann. Dazu soll es eine Präzisionserhöhung der Fragmentrepositionierung ggüb. dem Stand der Technik ermöglichen. Gleichzeitig soll es dem Operateur eine Kraftunterstützung während der Repositionierung anbieten. Außerdem ist angestrebt, eine einfache und schnelle intraoperative Inbetriebnahme sowie ggf. Außerbetriebsetzung zu gewährleisten. Gewünscht ist zusätzlich eine möglichst intuitive und damit einfache Steuerungsmöglichkeit für den Operateur. Zudem soll durch die Nutzung des Systems die dem Operateur applizierte Strahlendosis reduziert werden.

Aus den gegebenen Erläuterungen leiten sich vier Anforderungen an das zu entwickelnde System ab.

1. Präzisionserhöhung
 - a) der axialen Repositionierung zur Verringerung der Antetorsionsdifferenzen
 - b) aller anderen Freiheitsgrade der Repositionierung zur Verringerung anderer Fehlstellungen, wie bspw. der Varus-Valgus Fehlstellung
2. Anbieten einer Kraftunterstützung für den Operateur
3. Möglichkeit der intuitiven Steuerung durch den Operateur
4. Reduzierung der Strahlendosis des medizinisches Personals

Die gültigen Hinweise der AO Foundation beinhalten den Rat an den Operateur, während der Repositionierung am Weichteilgewebe des Oberschenkels Kraft auszuüben. Auf das Weichgewebe einwirkender Druck wird diffus und patientenspezifisch verteilt, abhängig von den mechanischen Kopplungsverhältnissen des Muskelgewebes, Fettgewebes und Bindegewebes zueinander. Man vergleiche den zu erwartenden Arbeitsaufwand zum Erreichen einer Repositionierung in folgenden Fällen. Bei einer Femurschaftfraktur eines adipösen Patienten ist sehr viel Fettgewebe zwischen Krafteinleitungspunkt am Oberschenkel und Femurfragment. Die gleiche Situation stellt sich bei älteren schlanken Patienten anders dar. Hier ist wenig Muskel-, Fett- und Bindegewebe vorhanden, weshalb die gleiche Kraftanwendung zu einer direkteren Repositionierung führt. Liegt nun eine solche Fraktur bei bspw. einem trainierten Radrennfahrer oder Eisläufer vor, muss gegen sehr viel Muskelmasse gearbeitet werden. Bei diesen Fällen führt die intraoperative Weichteilkrafteinleitung zum Zwecke der Reponierung zu völlig unterschiedlichen Resultaten. Wünschenswert ist demzufolge – im Hinblick auf die Präzision der Repositionierung – eine Krafteinleitung direkt am Knochen. Dazu ist es sinnvoll, bestehende Knochen-Schrauben Interface Systeme zu nutzen.

Es wurde festgestellt, dass der Stand der Technik im Hinblick auf die intraoperativ erprobten Hilfsmittel zur Reponierung der femuralen Marknagelung einige Lösungen anbietet. Als sehr sinnvoll wurde der große Distraktor eingeschätzt, welcher jedoch Bedienungsschwächen in der Anwendung aufweist. Daher wurde eine Konzeption des Assistenzsystems gewählt, die ebenfalls den gleichen Ansatz zur Erzeugung der hohen notwendigen transversalen¹ Kräfte verfolgt. Folglich muss ein darauf aufbauendes Halte- und Positioniersubsystem diese hohen Kräfte, und vor allem die daraus resultierenden Drehmomente, aufnehmen können. Gleichzeitig soll das Subsystem relativ zum Schlitten des Spindeltriebes hochpräzise positioniert werden können. Aus der Betrachtung der Fehlerquellen der korrekten Fragmenteinrichtung während der intramedullären Nagelung des Femurs lässt sich folgendes schließen: Ein unterstützendes bzw. assistierendes System sollte in der Lage sein, über längere Zeit eine Position und Orientierung des distalen Fragmentes präzise konstant halten zu können. Auf Basis der Einschätzungen durch Herrn Dr. Sebastian Hentsch und der Erfahrungen aus den Hospitationen kann eingeschränkend hinzugefügt werden, dass die zu berücksichtigende zeitliche Dauer hierbei im Bereich von mehreren Minuten bis zu wenigen Stunden (<10) liegt. Zuvor muss es möglich sein, eine beliebige Positionierung und Orientierung des Systems mit verbundenen Femurfragmenten einzustellen. Weiterhin soll eine Änderung der Fragmentposition und -orientierung aus dem Haltezustand heraus jederzeit möglich sein. Nach Beendigung dieses Positions- oder Orientierungsänderungsvorganges muss der Haltevorgang ohne Verzögerung und Unstetigkeit erneut beginnen können.

Es erscheint naheliegend, im Sinne einer Präzisionserhöhung der Repositionierung einer Fraktur ein Verfahren einzusetzen, welches direkten Knochenkontakt bietet. Mit dem Fixateur Externe liegt ein sehr lange angewendetes und gut untersuchtes Verfahren zur Retention von Knochenfragmenten vor. Seine Vorteile sind unter anderem die geringe Weichteilverletzung bei gleichzeitig direktem Knochenkontakt, außerdem wird seine schnelle Anwendung hervorgehoben [46]. Weiterhin ist es bereits Stand der Technik, dieses Knochen-Schrauben Interfaces nicht nur mit axialen Kräften zu beaufschlagen, sondern auch mit radial einwirkenden Kräften. Systemimmanent ist dem Femurdistraktor (vgl. S. 61) die Belastung des Interfaces mit radialen Kräften – durchaus in hohem Maße. Festzustellen ist dabei allerdings, dass dies nur für bestimmte Einbringungsstellen der Schrauben gilt. Diese sind im Kapitel 5.1.2 erläutert.

Eine weitere Repositionierungstechnik bedient sich des gleichen Interfaces. Es handelt sich dabei um die Joystick Technik, welche bei den Anwendern dank ihrer hohen Repositionierungspräzision beliebt ist. In gewissem Sinne können auch hier Ähnlichkeiten zum Verfahren von Schanz gesehen werden. Er stellte zunächst mittels eingebrachter

¹ in Bezug auf den Patienten

Schanz-Schrauben die Lage der Fragmente ein. Dieses Vorgehen ist analog zum Verfahren der Joystick Technik. In diesem Belang ist die Joystick Technik jedoch durch die Nutzung von T-Griffen verfeinert worden: Mit ihnen ist es einfacher möglich, rotatorische und translatorische Bewegungen am Fragment zu erzeugen. Es wurde jedoch auf die quasi fehlende Möglichkeit der Rotation um die Schraubenachse verwiesen. Klar ist, dass ein Drehmoment um die Schraubenachse zunächst zur Drehbewegung der Schraube im Gewindegang führt, abhängig vom Drehwiderstand und von den reaktiven Kräften und Momenten des Knochenfragments.

Durch die Nutzung mind. zweier Krafteinleitungspunkte an einem Femurfragment ist es möglich, Drehmomente um die Krafteinleitungsachse zu übertragen.

Bereits geschildert wurde die Notwendigkeit der monokortikalen Einbringung der proximalen Schraube der Joystick Technik. Der Nagel oder Führungsdraht muss während der Reponierung mittels Joysticks eingeführt werden. Dazu muss der Markkanal des proximalen Fragments für diese Instrumente passierbar sein, was durch die monokortikale Verschraubung erreicht wird.

Zusammenfassung

Im Hinblick auf eine Präzisionserhöhung der Reponierung ist sinnvoll, ein knochengebundenes Instrumenteninterface zu nutzen. Unter diesem Aspekt ist die Nutzung bestehender und evaluierter Techniken bzw. Technologien zu bevorzugen. Hier sind der große Femurdistraktor und die Joystick Technik von großem Belang. Eine Kombination der Grundfeatures beider vereint hohe Kraftunterstützung mit hoher Präzision der Repositionierung.

7 Finite Elemente Simulation

Zuvor wurde festgestellt, dass eine Repositionierung hoher Präzision mittels Krafteinleitung durch das Weichteilgewebe nicht zuverlässig hergestellt werden kann. Daher soll eine Krafteinleitung über ein Knocheninterface geschehen. Es wird davon ausgegangen, dass dies eine Erhöhung der Präzision der Repositionierung zur Folge hat. Die Joystick Technik (JT) verfolgt den gleichen Ansatz und hat dabei bereits die genannte Kausalität aufgezeigt. Innerhalb der Ausübung der JT wird zur Repositionierung nicht viel Kraft aufgewendet. Ihr liegt zugrunde, dass die Notwendigkeit hoher Kräfte während der Repositionierung limitiert bzw. nicht notwendig ist. Diese Notwendigkeit wird durch die zusätzliche und simultane Nutzung von Distraktionsmethoden, meist des Extensionstisches, eingeführt.

Es wurde bereits auf die Nachteile dieser Methode hingewiesen. Daher wird hier auf die Anwendung dieser Methode verzichtet. Stattdessen soll in dieser Arbeit eine Distraction auf dem Funktionsprinzip des großen Femurdistraktors genutzt werden. Distraktor und JT nutzen das gleiche Knocheninterface. Innerhalb der JT erfolgt lediglich eine monokortikale Einbringung der Knochenschrauben in den Schaft. Es wird davon ausgegangen, dass bei übermäßiger Krafteinleitung durch eine monokortikal eingebrachte Knochenschraube ein Versagen des Interfaces auftritt. Dies kann sich als Ausreißen oder Ausbrechen der Schraube aus dem Gewindegang darstellen. Vermutet wird, dass es in diesem Fall zusätzlich zur Zerstörung umliegender Strukturen kommt. Weiterhin wird davon ausgegangen, dass das Versagen der Schraube, bspw. durch Brechen oder Zerbärsten, unwahrscheinlich ist.

Es ist daher eine theoretische Untersuchung des Ausreißverhaltens von monokortikal eingebrachten Knochenschrauben im Femurschaft anzustrengen. Von großem Interesse sind Informationen über die zu erwartende Versagensgrenze des Knochen-Schrauben Interfaces. Weiterhin ist die Morphologie des Versagens, d. h. Informationen über die Auswirkungen des Versagens auf die umliegenden Strukturen von Interesse. Eine der State-of-the-art Technik zur theoretischen Vorhersage bzw. Simulation von physikalischen Fragestellungen ist die Finite Elemente Methode. Bei der Durchführung der Simulation und deren Validierung wurde auf Unterstützung durch die Arbeit von Kunecki [110] zurückgegriffen.

7.1 Einführung

Die Finite Elemente Methode (FEM) stellt Näherungslösungen für analytisch unlösbare Differentialgleichungen zur Verfügung. Viele physikalische Probleme und Vorgänge können durch Differentialgleichungen hinreichend beschrieben werden. Allerdings gibt es nicht für alle diese Gleichungen analytisch erzeugbare Lösungen [111, S. 7]. Nach dem Aufkommen von Großrechnern in der Mitte des 20. Jahrhunderts hatte man erkannt, dass es mit ihnen möglich war Differentialgleichungen approximativ zu lösen [112, S. 2]. Dazu mussten verschiedene Diskretisierungsverfahren erarbeitet werden. Eines davon ist die Idee der Finiten Elemente. Erstmals wurde das Verfahren bei der Konstruktion von Flugzeugen der Firma Boeing durch die Ingenieure Turner und Clough angewandt [112, S. 1].

Es existieren mittlerweile viele Publikationen zum Thema FEM in der Medizin und Biomechanik. Häufig wird die Krafteinwirkungen auf den Körper untersucht, bspw. um zu erkennen, wo die systemimmanente Versagensgrenzen der verschiedenen Knochen liegen [113]. Dank der medizinischen Anwendung der FEM können Vorhersagen über Frakturrisiken von Knochen getroffen werden. Es können Implantate auf ihr Einsatzgebiet hin optimiert werden und der Fortschritt der Osteoporose diagnostiziert werden [114]. Weiterer Forschungsschwerpunkt ist die Thematik elektromagnetischer Felder im menschlichen Körper. Dies hat hochkomplexen Anwendungen wie dem Herzschrittmacher den Weg geebnet.

Hier soll nun untersucht werden, wo die Versagensgrenze des Knochen - Schrauben Interfaces liegt. Zugrunde gelegt wird folgende Ausgangssituation: Eine Schanzschraube ist monokortikal in den menschlichen Femurschaft eingebracht und wird mit einer axialen Zugkraft beaufschlagt. Die Schanzschraube ist genau senkrecht zur Oberfläche des Schaftes eingebracht. Die Schraubenachse entspricht damit gerade dem Radialvektor der Schaftachse, welcher wiederum senkrecht auf der Schaftachse steht. Es wird davon ausgegangen, dass ein axialer Druck das Interface nicht wesentlich negativ beeinträchtigt. Die Geometrie des Schaftes wirkt in diesem Fall unterstützend im Hinblick auf die ausreichende Funktionsfähigkeit des Interfaces.

Gültigkeitsbereich der FEM

Bei der Simulation des Verhaltens von Knochen unter verschiedenen Randbedingungen ergeben sich für die FEM einige unangenehme Erscheinungen. Berechnungen normaler Strukturmechanik, bspw. die des Flugzeugs durch Turner und Clough, zeichnen sich

dadurch aus, dass Materialien verwendet werden, welche sich gut charakterisieren lassen. Sie verfügen über Eigenschaften, welche sich in einem Materialgesetz ausdrücken. Dieses besteht bei linear - elastischer Berechnung aus einer Kennzahl für das Spannungs - Dehnungsverhalten, dem sog. Elastizitätsmodul. Es gibt die Steigung des linearen Bereichs der Spannungs - Dehnungskurve des Materials an. Außerdem wird das Verhältnis von Querdehnung, die auftritt bei Spannung bzw. Dehnung des Materials, zu Längsdehnung durch die Querkontraktionszahl angegeben. Beide Werte werden für jeden Werkstoff durch Versuche ermittelt. Die Angabe beider Werte ermöglicht eine linear - elastische Berechnung des Materials mittels FEM. Es wird in diesem Fall außerdem davon ausgegangen, dass ein isotropes Material vorliegt. Seine Materialeigenschaften sind richtungsunabhängig. Dies bedeutet, dass die Ergebnisse nur Gültigkeit besitzen, solange keine plastische Verformung des Materials vorliegt. Davon wird ausgegangen, wenn sich das Material bei Entfernung der Last nicht wieder in seine Ursprungsposition zurück bewegt. Sollen solche Mechanismen berechnet werden, müssen ungleich mehr Materialparameter Eingang in das hinterlegte Materialmodell finden. Dann müssen die Charakteristika des Materials für jeden Bereich der Spannungs - Dehnungskurve beschrieben werden und in die Berechnung Eingang finden.

Bei biologischen Geweben handelt es sich in der Regel nicht um isotrope Materialien. Sie zeigen außerdem meist kein linear elastisches Verhalten. Nach Pauwels [38, S. 389ff] verfügt (spongiöser) Knochen über die strukturelle Eigenschaft des trajektorellen Wachstums. Dicke, Dichte, Anzahl und Richtung der Knochenbälkchen unterliegt demnach direkt der Größenverteilung der auf sie wirkenden Spannungen. Smith und Walmsley [115] haben schon 1959 gezeigt, dass menschlicher Knochen zudem über viskoelastische Eigenschaften verfügt. Die Materialeigenschaften sind demnach abhängig von der zeitlichen Änderungsrate der auferlegten Spannungen.

7.2 Methoden

Quantitative Computertomographie

Knochenmaterial kann nur in einem sehr geringen Umfang linear - elastisch gerechnet werden. In der Hauptsache verfügt es nicht über eben diese Materialeigenschaften. Die Berechnung von Knochen mit inhomogenen mechanischen Eigenschaften stellt noch ein großes Problem dar [116]. Yosibash nennt in [116] mehrere Publikationen, welche bereits experimentell Zusammenhänge zwischen homogenisierten isotropen mechanischen Knocheneigenschaften und der Knochenmineraldichte ρ_{ash} hergestellt haben. Diese Dichte kann wiederum korreliert werden mit den Hounsfield Einheiten (HU) einer

quantitativen Computertomographie Messung [116–118]. Somit kann eine Elastizitätsmodul $E(HU)$ erstellt werden. Dieses Verfahren kann die hohe Komplexität des biologischen Gewebes allerdings nicht abbilden. In realem Knochengewebe sind Anisotropien inhomogen verteilt. Da aus diesem einzelnen Skalar pro Voxel keine weiteren Materialinformationen gewonnen werden können, müssen Idealisierungen eingeführt werden. Peng et al. haben 2006 gezeigt, dass Berechnungsergebnisse des proximalen Femurs nur geringe Differenzen in ihren Ergebnissen aufwiesen in zwei Szenarien [119]. Sie setzten den Knochen zwei verschiedenen virtuellen Belastungsfällen aus, und verwendeten isotrope und anisotrope (orthotrope) Materialeigenschaften. Daher wird hier im Folgenden ein linear - elastisches Materialmodell für das Knochengewebe verwendet.

Basierend auf einigen Vorarbeiten publizierten Trabelsi et al. 2011 eine Studie, derzufolge es möglich ist, patientenspezifische Knochenmaterialparameter aus densitometrischen Messungen zu erlangen [114]. Der Hintergrund ist, dass diese Materialparameter in der FEM genutzt werden können und somit ein patientenspezifisches Ergebnis erzeugen. Sie beziehen sich bei der Messmethode auf die quantitative Computertomographie (qCT). Diese ermöglicht es, Aussagen über die Verteilung und Stärke der Knochenmineraldichte zu treffen. Durch die Nutzung der Computertomographie ist handelt es sich um ein volumetrisches Messverfahren. Innerhalb des Messvolumens kann daher die Knochenmineraldichte per Voxel¹ bestimmt werden [120]. Hier liegt ein großer Vorteil ggü. anderen Verfahren, bspw. der Dual Energy X-ray Absorbometry (DEXA). Die qCT erzeugt echte volumetrische Dichtewerte im Gegensatz zur DEXA [121]. Eine gewöhnliche computertomographische Aufnahme erzeugt abhängig von der Kalibration des Computertomographen Schichtaufnahmen.

$$\text{CT number} = \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} 1000[\text{HU}] \quad (7.1)$$

mit μ : Röntgenabsorptionskoeffizient des Gewebes

μ_w : Röntgenabsorptionskoeffizient von Wasser

Ein Voxel der Schicht stellt das gemittelte Integral der Röntgenabsorptionskoeffizienten des Voxelvolumens dar. Nach Gleichung 7.1 verfügt ein mit destilliertem Wasser bei Raumtemperatur gefülltes Voxel über einen CT Wert von 0 HU. Um nun eine Aussage über die Knochenmineraldichte eines Voxels zu treffen, muss die Röntgenabsorption mit deren bekannte Mineraldichte in Verbindung gesetzt werden. Dazu wird eine Kalibration mit einem speziellen Referenzphantom durchgeführt. Dieses beinhaltet mehrere Konzentrationen von K_2HPO_4 und wird mit dem Patienten im CT gescannt. Dargestellt ist diese Situation in Abb. 7.1. Über die bekannte Dikaliumhydrogenphosphat - Konzentration der einzelnen Röhrchen kann eine lineare Beziehung zu Hounsfieldzahl des

¹ "volumetric pixel": dreidimensionale Entsprechung im \mathbb{R}^3 des zweidimensionalen Pixels im \mathbb{R}^2

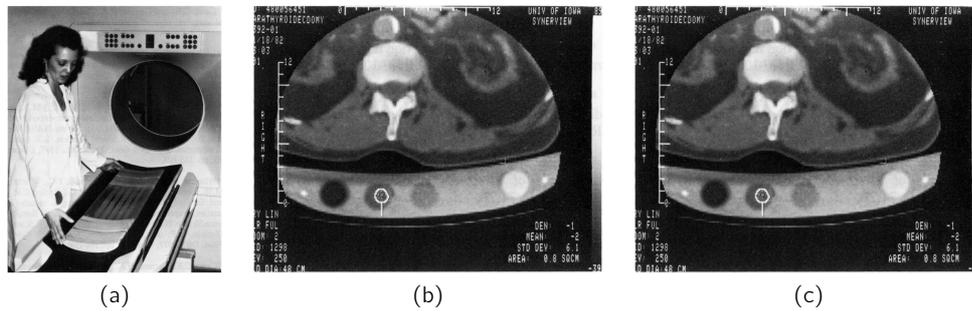


Abb. 7.1: Quantitative Computertomographie. (a) Phantom mit K_2HPO_4 befüllten Röhren nach El-Khoury (b) Schichtaufnahme der Computertomographie mit Messung Röntgenabsorption eines der Kalibrationsröhren in der Auswertesoftware des Tomographen (c) selbe Schichtaufnahme mit Messung der Röntgenabsorption von kortikalem Material (hier: Wirbel) [122]

Voxels hergestellt werden. Auf Vorschlag von Cann & Genant aus dem Jahr 1980 kann die zur qCT notwendige Kalibration mittels einer solchen Lösung durchgeführt werden [123]. Das Absorptionsverhalten von Dikaliumhydrogenphosphat ähnelt in hohem Maße dem von Knochen [124, S. 156]. Nach Keyak & Falkinstein [118] wurde nun daraus das Elastizitätsmodul für die Kortikalis berechnet. Trabelsi et al. weisen auf die hohe Übereinstimmung der Berechnungsergebnisse unter Anwendung der dort angegebenen Beziehungen zu In-Vitro Experimenten hin [114].

$$\rho_{EQM} = 10^{-3}(a \times A - b) \quad [\rho_{EQM}] = \frac{g}{cm^3} \quad (7.2)$$

$$\rho_{ash} = 1.22\rho_{EQM} + 0.0523 \quad [\rho_{ash}] = \frac{g}{cm^3} \quad (7.3)$$

$$E_{Cort} = 10200\rho_{ash}^{2.01} \quad [E_{Cort}] = MPa \quad (7.4)$$

mit ρ_{EQM} : äquivalente Knochendichte (Equivalent Mineral Density)

a, b : Linearfaktoren der Phantomkalibration

A : gemessene Hounsfieldzahl des Volumens

ρ_{ash} : Ascheknochendichte

E_{Cort} : Elastizitätsmodul für kortikalen Knochen

Ein Phantom wurde selbst erstellt, nach den Ausführungen und Hinweisen durch Emani et al. in [121]. Dieses verfügte über vier Röhren mit wässriger Dikaliumhydrogenphosphatlösung in den Konzentrationen 0 mg/cm^3 , 50 mg/cm^3 , 100 mg/cm^3 und 200 mg/cm^3 (Abb. 7.2). Mit den gemessenen Daten dieser Röhren wurde jeweils pro Aufnahme eine Kalibrationskurve erstellt. Zu Kontrollzwecken wurde mit diesen Daten zunächst auf die Dichte des zusätzlichen fünften Röhrens der Konzentration 400 mg/cm^3 geschlossen. Somit konnte ein Hinweis auf die Güte der Kalibrierung und der Gesamt-

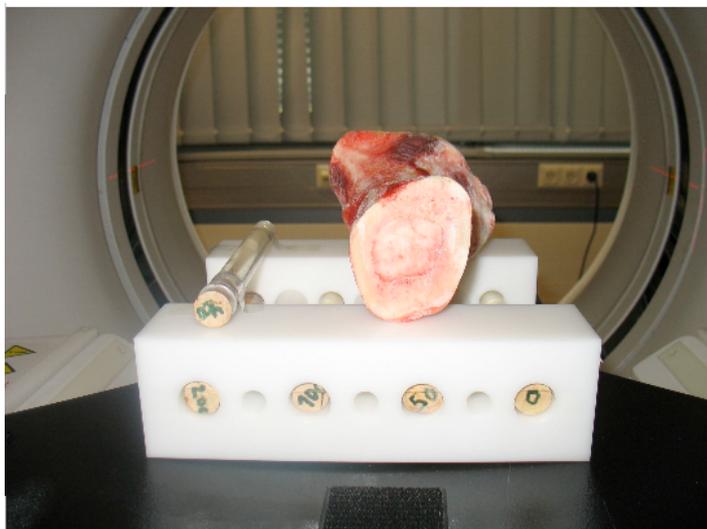


Abb. 7.2: Eigenerstelltes Knochendichtephantom. Mit K_2HPO_4 -Lösung verschiedener Konzentrationen gefüllte Kontrollröhrchen und Rinderfemur vor dem gemeinsamen Einbringen in den Strahlengang des CT

messung erlangt werden. Wurde diese Überprüfung der Kalibrierung zufriedenstellend abgeschlossen, wurde die Aufnahme und Kalibrierung verwendet. Insgesamt wurden drei Schichtaufnahmen mit einem Rinderfemurschaft durchgeführt. Dieser wurde frisch eingefroren und war freigelegt von Weichteilgewebe. Er wurde erst kurz vor der Messung aus der Kühlung entnommen. Gemessen wurde mit folgenden Parametern:

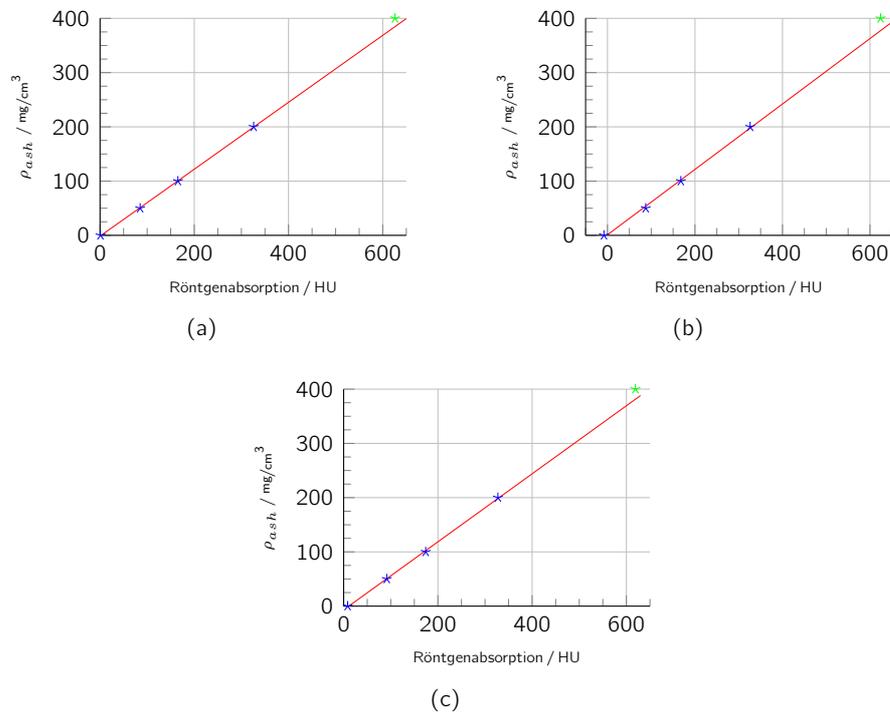
- Röhrenspannung: 120 kV
- Röhrenstrom: 70 mA
- Scan Feld: 20 cm
- Belichtungszeit: 2 s
- Schichtdicke: 30 mm

Objekt	Schicht 1		Schicht 2		Schicht 3	
	HU	ρ [mg/cm^3]	HU	ρ [mg/cm^3]	HU	ρ [mg/cm^3]
C0	0,9	0,0*	-8,0	0,0*	8,4	0,0*
C2	165,3	100,0*	167,7	100,0*	174,1	100,0*
C3	326,0	200,0*	326,1	200,0*	327,4	200,0*
C4	626,0	384,5	624,3	377,0	619,2	381,9
Knochen	1866,6	1149,5	1813,9	1092,2	1772,6	1106,2

Tabelle 7.1: Ergebnisse der Knochendichtemessung mit qCT

*Werte vom Kalibrationsphantom als bekannt vorausgesetzt

Mittels der erlangten Messwerte wurde ein linearer Zusammenhang zwischen der gemessenen Röntgenabsorption und der bekannten Dichte hergestellt. Dazu wurde durch



* Messwerte der Kalibrationsröhrchen * Messwert des Kontrollröhrchens (5. Röhrchen) — Regressionsgerade

Abb. 7.3: Ergebnisse der Knochendichtemessung. Mittels Quantitativer CT erlangte Knochendichtemesswerte dreier gemessener Schichten am Rinderfemur nach Tab. 7.1 (a) Schicht 1 (b) Schicht 2 (c) Schicht 3

die Messwerte eine Regressionsgerade nach dem Robustfit²-Verfahren gelegt. Dieses ist nicht so anfällig für Ausreißer in den Messdaten – damit also robuster –, als bspw. das Kleine-Quadrate-Schätzer (Least squares) Verfahren. Gemeinsam ist beiden Verfahren die Suche einer linearen Funktion, welche optimal durch alle Messwerte verläuft.

Parameter	Schicht 1	Schicht 2	Schicht 3
a	0,617	0,603	0,627
b	-1,517	0,990	-6,844

Tabelle 7.2: Kalibrationsparameter. Anhand der qCT berechnete Parameter der linearen Funktion, wobei a die Steigung der Geraden und b die Verschiebung auf der Dichteachse angibt

Für die Simulation des Knochenverhaltens mit der FEM wurden die erlangten Werte der Elastizitätsmodule arithmetisch gemittelt und weiterverwendet. Der verwen-

² Implementation basiert auf Arbeiten von DuMouchel 1989, Holland 1977, Huber 1981 & Street 1988 [125]

dete Wert für das Elastizitätsmodul beträgt somit $E_{cort} = 2,0685 \cdot 10^4 \text{ MPa} =^3 20,685 \cdot 10^3 \text{ N/mm}^2$.

In der Literatur finden sich viele verschiedene Werte für das Elastizitätsmodul der menschlichen Kortikalis. Yamada gibt im Jahr 1970 bspw. einen Wert von $18,0 \cdot 10^3 \text{ N/mm}^2$ an [126]. Hingegen geben Reilly & Burstein 1974 einen Bereich für das E-Modul humanen kortikalilen Knochens an von $6 \cdot 10^3 \text{ N/mm}^2$ bis $25 \cdot 10^3 \text{ N/mm}^2$ an [127]. Sie geben in einer weiteren Metastudie allerdings auch gemittelte Werte an, welche bei $17,0 \cdot 10^3 \text{ N/mm}^2$ (transversal\radial) bzw. $11,5 \cdot 10^3 \text{ N/mm}^2$ (longitudinal) liegen [128]. Diese sind allerdings nicht isotrop angegeben, sondern richtungsabhängig. Wird von einem isotropen Elastizitätsmodul ausgegangen, ergibt sich eine gewissen Kongruenz der Ergebnisse der angestellte Berechnung mit den Literaturdaten. Somit ähnelt die Kortikalisdichte von Rinderfemurschäften stark der von humanen Femurschäften. Aus diesem Grund wird mit den gewonnenen Daten der Rinderfemurkortikalis der humanoide Femur mittels FEM simuliert. Zur Validierung der Simulationsergebnisse des menschlichen Femurs werden weiterhin Ausreißproben mit demselben Rinderfemurschaft unternommen.

Zur Simulation wurde die FEM Software COMSOL⁴ Multiphysics genutzt. Diese verfügt über alle benötigten Module zur Generierung eines Netzes, dem Einpflegen von Randwerten, dem Berechnen des Gleichungssystems und dem Ausgeben bzw. Postprocessing der Ergebnisse. Um die Berechnungszeiten und Hardwareanforderungen gering zu halten, wurde die Aufgabenstellung auf eine zweidimensionale Problemstellung zurückgeführt. Zunächst wurde eine 2D Darstellung einer Schanzschraube realitätsnah erstellt. Als Vorlage wurde eine nicht-selbstschneidende Schanzschraube der Firma Aesculap⁵ (Typ KX378S) gewählt. Diese besitzt einen Durchmesser von 5,0 mm bei einer Gesamtlänge von 170 mm, hat eine Flachschnide und ist Dreikant-scharf. Hergestellt ist sie aus dem Implantatwerkstoff Edelstahl nach ISO 5832/1. Ihre Gewindelänge am Schaft beträgt 45 mm, die Länge der Spitze 5 mm. Freundlicherweise wurden mehrere Schrauben von Oberfeldarzt Dr. Sebastian Hentsch des Bundeswehrzentrankrankenhaus Koblenz zur Verfügung gestellt. Unter möglichst realitätsnaher geometrischer Präzision wurde im CAD Programm AutoCAD⁶ ein 2D Abbild der Schraube erstellt. Leider war es auf Nachfrage beim Hersteller nicht möglich, eine Konstruktionszeichnung zur Erstellung des Modells zu bekommen. Daher wurde nach erneuter Recherche ein alternativer Ansatz gewählt.

³ mit der Einheitenumrechnung $\text{N/mm}^2 = 10^6 \text{ Pa} = 1 \text{ MPa}$

⁴ Markenzeichen der Fa. COMSOL AB, Stockholm, Schweden

⁵ Aesculap AG, Tuttlingen, Deutschland

⁶ Markenzeichen der Fa. Autodesk Inc., San Rafael, Californien, USA

Kurzzeichen	Durchmesser	Kern-durchmesser	Ausrundung der Gewin-despitze	Steigung	Radius am Kern spitzen-seitig	Radius am Kern kopf-seitig	Flanken-winkel spitzen-seitig	Flanken-winkel kopf-seitig
	d_1	d_2	e	P	r_1	r_2	α	β
HA 4,5	4,5 mm	3 mm	0,1 mm	1,75 mm	1 mm	0,3 mm	35°	3°

Tabelle 7.3: Gewindeparameter. Parameter des Gewindes einer Kortikalisschraube mit 4,5 mm Durchmesser nach DIN 58 810 [130]

Die AO - Kortikalisschraube

Die AO Foundation hat Spezifikationen für eine standardisierte Kortikalisschraube veröffentlicht. Zunächst wurde im Jahr 1958 die standardisierte Kortikalisschraube von Maurice E. Müller entwickelt [129, S. 3-27]. Die Verankerungsstabilität der Kortikalisschraube wird vom Gewindedesign und von ihrer Insertionstiefe im Lagergewebe, d. h. der Anzahl der verankerten Gewindegänge, beeinflusst.

Das Anziehen der Schrauben bei der Operation bewirkt kontinuierlichen Druck und damit Vorspannung, womit Stabilität auf mikroskopischer Ebene erzeugt wird. Unter solchen Bedingungen findet Knochenanbau statt, bei Instabilität hingegen ist Knochenresorption zu beobachten. Um möglichst viel Knochen in den Gewindegängen zu erhalten, wird das Gewinde entweder mit einem Gewindeschneider vorgeschritten, oder es werden selbstschneidende Schrauben verwendet. Sie ist in die Normen DIN 58 810 und ISO 5835/1 eingegangen.

Dieses wurde in das COMSOL Netzgenerierungsmodul importiert. Weiterhin wurde ein Areal homogenen Materials definiert, in dieses die Schraube eingebettet wurde. Dort wurde ein automatisches Netz generiert, manuell verfeinert und mit Randbedingungen versehen. Das genutzte Netz wies eine Gesamtanzahl der Freiheitsgrade von 73 093 auf.

Neben der Materialdichte des Knochens ρ , dem berechneten Elastizitätsmodul E_{cort} wurde weiterhin die Querkontraktionszahl ν eingepflegt. Die Dichte wurde aus den zur Kortikalis gehörigen Daten der quantitativen CT (Tab. 7.1) per arithmetischer Mittelung ($n=3$) zu $\rho_{qCT} = 1115,97 \text{ mg/cm}^3 \pm 29,70 \text{ mg/cm}^3$ (Standardabweichung) bestimmt. Die Querkontraktionszahl wurde der Literatur [114] entnommen und beträgt $\nu_{cort} = 0,3$.

Zur Berechnung der Schraubendeformationen wurde aus der Modellbibliothek von COMSOL das Material Steel AISI 4340 verwendet. Dieses hat ein Elastizitätsmodul

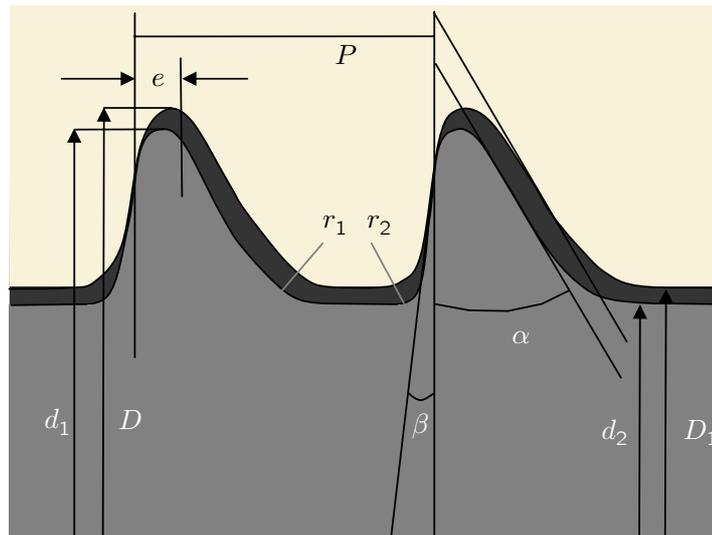


Abb. 7.4: Korktalissschraube nach DIN 58 810. Bezeichnung eines Gewindes mit kleiner Gewindetiefe und $d_1=4,5$ mm (Kurzzeichen HA 4,5) d_1 : Außendurchmesser der Schraube; d_2 : Innendurchmesser der Schraube; D : Außendurchmesser des Muttergewindes; D_1 : Kerndurchmesser des Muttergewindes; α : Flankenwinkel, spitzenseitig; β : Flankenwinkel, kopfseitig; r_1 : Radius am Kern, spitzenseitig; r_2 : Radius am Kern, kopfseitig; e : Ausrundung der Gewindespitze; P : Steigung [131, S. 9]

von $E_{steel} = 205 \cdot 10^3$ MPa, eine Dichte von $\rho_{steel} = 7850$ kg/cm³ sowie eine Querkontraktionszahl von $\nu_{steel} = 0,28$.

Weiterhin wurden Randbedingungen eingeführt. Die untere Bereichskante des einbetenden Volumens wurde als ortsfest gegenüber einer radial zur Schraubenachse wirkenden Verschiebung definiert. Die unteren seitlichen Bereichskanten wurden als ortsfest gegenüber einer axial zur Schraubenachse wirkenden Verschiebung definiert. Die Aufhebung dieser Randbedingung – notwendig, um sinnvolle Ergebnisse erzielen zu können – findet nicht in den oberen Ecken des Volumens statt. Begründet liegt dies in der Vermeidung des Auftretens von Singularitäten in diesen Gebieten. Um etwaigen Berechnungsproblemen (weitere Singularitäten und Inliniaritäten der Lösung) des Volumens mit Ein- und Austrittsöffnung für die Schraube vorzugreifen, wurde ein massives Volumen gewählt. Die Schraube wurde zur Kompensation lediglich 10 mm tief in das Volumen eingebettet. Das Volumen leistet, außer an den beteiligten Gewindegängen, keinen weiteren Beitrag zum Halt der Schraube. Somit findet bei dieser Idealisierung keine Verzerrung des Ergebnisses statt.

Außerdem wurde eine Zugkraft axial zur Knochenschraube angelegt. Diese wurde als Linienlast an der oberen Horizontalkante der Schraube angelegt. Es ist mittels einer numerischen Simulation nur indirekt möglich, die Versagensgrenze des Knochens herauszufinden. Zur Untersuchung der Auswirkung der Last auf das Knochengewebe wurde die Schraube daher mit den Kräften 0,2 kN, 0,4 kN, 0,6 kN, 0,8 kN, 1,0 kN und 1,2 kN

beaufschlagt.

7.3 Kontaktproblem

Die Berechnung von Umformvorgängen mittels der FEM wirft eine gesonderte Problemstellung auf. Es muss berücksichtigt werden, wie der Kontakt zwischen zwei Gebieten im Berechnungsmodell abgebildet werden kann. Zweckmäßig erscheint es, die beteiligten Medien als starr (Festkörper) zu definieren, um die Zahl der Unbekannten – und damit auch direkt den Rechenaufwand – zu minimieren. Innerhalb der FEM stellt das Kontaktproblem eine zusätzliche Bedingung dar. Seydel hat zur Lösung dieser Frage vergleichende Überlegungen angestellt. Er stellt die beiden üblichen Methoden einander gegenüber. Zum einen überprüft er die Anwendbarkeit des Lagrangeschen Multiplikatoren Verfahrens und zum anderen die der Penalty-Formulierung. Im Jahr 1988 kommt er zu dem Schluss, dass das Lagrangesche Multiplikatoren Verfahren zu viel Ressourcen benötigt. Die Penalty Methode bietet eine bessere Ressourcennutzung. [132]

Er verweist auf die Augmented-Lagrangian Methode, welche eine Kombination der beiden zuvor vorgestellten Methoden ist. In COMSOL ist die Augmented-Lagrangian Methode mit einer Wichtungsfunktion (Contact normal penalty factor expression) zur Lösung des Kontaktproblems implementiert [133].

An dieser Stelle soll nicht weiter auf die Feinheiten dieses Verfahren eingegangen werden. Tiefgehende Informationen zu dieser Thematik bieten Zienkiewicz & Taylor in „The Finite Element Method“ Band 1 in Kapitel 13 [134].

7.4 Ergebnisse

Die berechneten Verschiebungen der Schraube wurden nach Abschluss der Berechnungen den erzeugten Grafiken entnommen. Zu Beginn der Simulation befand sich die Schraubenspitze auf der Koordinate (0;0) sodass sich die Messung der Verschiebung einfach gestaltet. Nach der Berechnung des Modells mit den angegebenen Randbedingungen stellen sich die Ergebnisse wie folgt dar.

Kraft \ N	200	400	600	800	1000	1200
Verschiebung \ mm	1,25	1,7	2,6	2,8	3,3	3,5

Tabelle 7.4: Simulationsergebnisse. Abgelesene Verschiebungen der Schraubenspitze

7.4. Ergebnisse

Im Folgenden werden diese Ergebnisse einer Validierung gegenübergestellt und diskutiert.

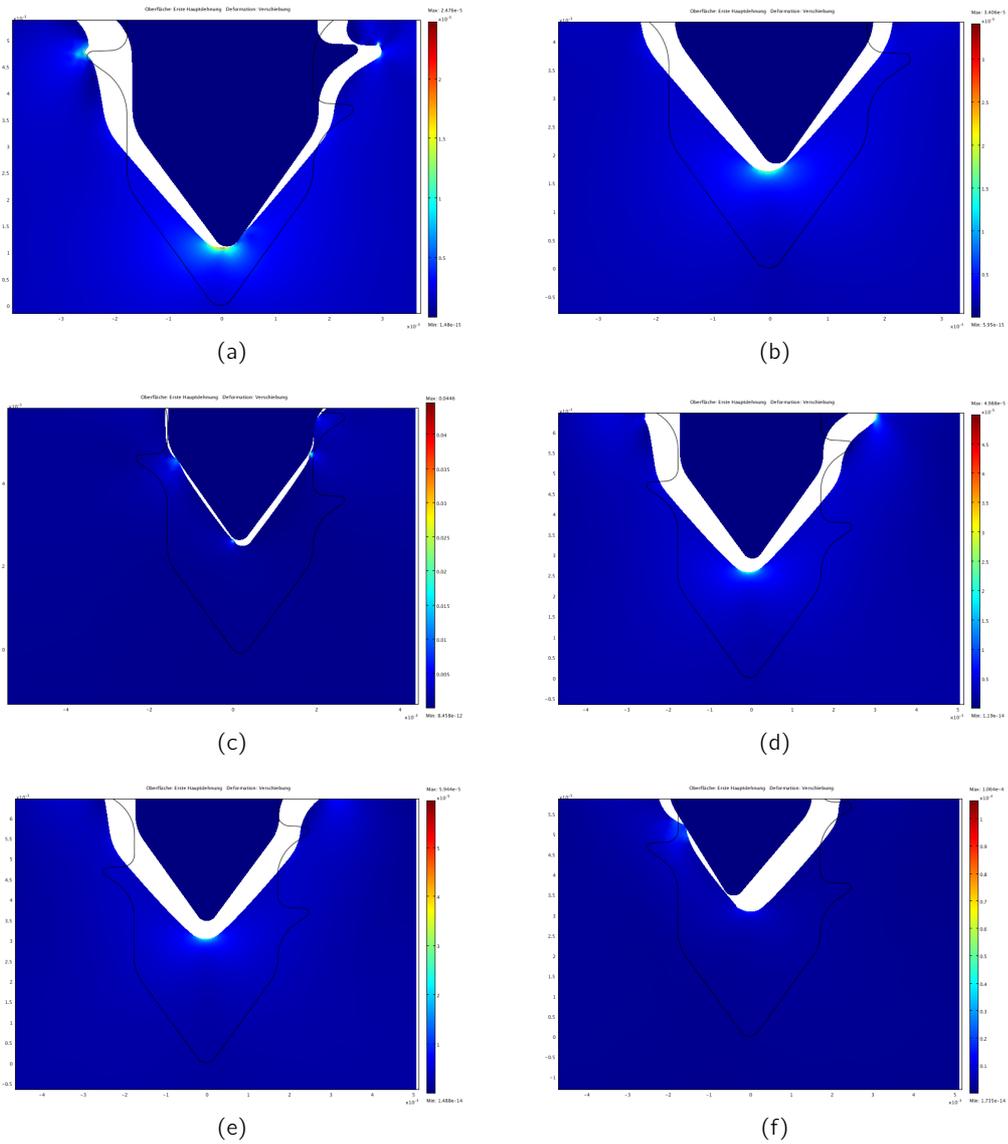


Abb. 7.5: Simulationsergebnisse. Darstellung der Ersten Hauptdehnung (Farbdarstellung) und der Verschiebung (geometrische Darstellung) bei einer auferlegten Zugkraft an der Schraube von (a) 200 N (b) 400 N (c) 600 N (d) 800 N (e) 1000 N (f) 1200 N. Erkennbar sind die jeweils größeren Verschiebungen bei größerer Zugkraftbeaufschlagung der Schraube; Achsenbeschriftung jeweils: Verschiebung \ mm

7.5 Validierung

Zur Validierung der Ergebnisse der numerischen Berechnung wurde ein definiertes Setup verwendet. Dazu wurde der Rinderfemur, welcher für die Berechnung des Elastizitätsmoduls verwendet worden war, genutzt. Er wurde direkt nach der Messung im CT wieder eingefroren, damit die physiologischen Eigenschaften des Knochengewebes möglichst erhalten blieben. Dieser wurde mehreren Zugversuchen unterzogen. Dazu wurden Knochen und Schraube jeweils in die Aufnahmen einer Prüfmaschine zur Bestimmung von Spannungs-Dehnungs Diagrammen eingespannt.

Zunächst wurde er in gefrorenem Zustand in drei gleich dicke Scheiben geschnitten und das Knochenmark und soweit möglich der spongiöse Anteil entfernt. Jede Scheibe wurde anschließend axial halbiert, sodass zwei Halbröhren per Scheibe entstanden. Die Schnitte wurden so gewählt, dass die Voxel, welche zuvor zur Extraktion der Knochenmineraläquivalentdichte dienten, nun mittig in der Halbröhre lagen. Dieser Bereich wurde für die weitere Nutzung markiert. Anschließend wurden die Knochenfragmente mit ihren Enden in ein chemisches Compound eingebettet. Geachtet wurde dabei darauf, dass der markierte Bereich frei von Compound war und genügend Freiraum für die Einbringung der Knochenschraube vorhanden war. Genutzt wurde Technovit 4002 von der Firma Heraeus Kulzer⁷ mit einer selbst erstellten Gießform der Größe 10 cm x 5 cm x 6 cm. So war eine vorspannungsfreie Einspannung des Knochenmaterials gewährleistet. Gleichzeitig wurde durch die Versenkung der Fragmentenden im Compound eine halt- und belastbare Verbindung hergestellt. Das Elastizitätsmodul der Edelstahlschraube ist mit $E_{\text{steel}} = 205 \cdot 10^3$ MPa eine Größenordnungen größer als das Elastizitätsmodul des Knochens mit $E_{\text{cort}} = 20,7 \cdot 10^3$ MPa (siehe S. 84). Die Dehnung der Schraube kann daher für die weitere Betrachtung vernachlässigt werden.

Versuchsdurchführung

Durchgeführt wurden drei Ausziehversuche. Die Knochen wurden an den zuvor markierten Stellen vorgebohrt. Dies erhöht die Tragfähigkeit des Gewindes, verringert die Gefahr der Rissbildung und entspricht der klinischen Praxis (wenn keine selbstschneidende Schraube verwendet wird). Vorgebohrt wurde mittels einer Standbohrmaschine und einem Durchmesser von 3,5 mm. Dies sicherte das folgende Einbringen in senkrechter Weise relativ zur Knochenoberfläche. Die Schraube wurde mit einem Akkuschauber entsprechend der klinischen Vorgehensweise eingebracht. Den CT Bildern wurde die Dicke der Kortikalis an den Einbringungsstellen entnommen. Bei den drei Proben lagen diese bei 6,5 mm, 6,9 mm, 11,5 mm, 6,4 mm, 14,5 mm und 8,2 mm.

⁷ Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland

Die Versuche wurden mit einer Universal-Zug-Druck-Prüfmaschine Typ 205 der Firma UTS⁸ am Werkstoffkunde-Labor der Fachrichtung Maschinenbau der Hochschule Koblenz durchgeführt. Diese Maschine ist unter anderem für die Durchführung von Zugversuchen nach DIN EN ISO 6892-1/09 vorgesehen. Mittels Spannbacken wurde der Compoundblock auf einem Probenhaltertisch eingespannt. In die Probenaufnahme wurde die Knochenschraube gespannt, welche zuvor in Knochen geschraubt worden war. Das Prinzip eines solchen Versuches in der Werkstoffkunde ist es, einen definierten Weg mit der Probe möglichst linear zu verfahren. Währenddessen ist die Probe mit dem unbeweglichen Probentisch und der Aufnahme an der verfahrenen Traverse verbunden. [135]

In der Traversenaufnahme befindet sich meist ein Kraftsensor. Seine Daten werden über die Zeit hinweg aufgezeichnet und später in Relation zum zurückgelegten Traversenweg gesetzt. Dabei bildet der Kraftwert F jeweils den Funktionswert zum Traversenweg s_{travers} . Es gilt also:

$$F = f(s_{\text{travers}}) \quad (7.5)$$

Durchgeführt wurde der Versuch mit einer Verfahrensgeschwindigkeit der Traverse von 5 mm/min durchgeführt. Es wurde sichergestellt, dass keine Vorspannung durch den Versuchsaufbau vorlag. Somit konnte die Messung bei einer aufgebrachten Zugkraft von 0 N begonnen werden. Der Versuch wurde für einen Gesamttraversenweg von 50 mm durchgeführt.

Ergebnisse

Die entsprechend resultierenden Messprotokolle der Proben befinden sich im Anhang (Abb. A1 bis Abb. A4). Mit Probe 1 wurde eine maximale Kraft von $1,279 \text{ kN}$ gemessen, bevor die Schraube begann an Halt zu verlieren. Die Traverse hatte bei dieser Kraft bereits $0,95 \text{ mm}$ Weg zurückgelegt. Endgültig ohne Kontakt zum Knochen war die Schraube nach einer zurückgelegten Strecke von $2,2 \text{ mm}$.

Probe 2 hielt dem Versuch nicht stand. Der Knochen zersplitterte unter der Krafteinwirkung und die Probe wurde unbrauchbar. Es wurde eine Kraft von $2,6 \text{ kN}$ aufgebracht, ehe der Knochen zerbarst. Auf dem Diagramm ist erkennbar, dass nach ca. $1,7 \text{ mm}$ Traversenweg eine Setzung im Knochen stattfand. Nach weiterem Verfahren konnte weitere Kraft appliziert werden, wobei in der Folge weitere Setzungen auftraten. Die Streckgrenze des Knochens war bei einem Traversenweg von ca. $3,0 \text{ kN}$ und einer Kraft von ca. $2,5 \text{ kN}$ erreicht. Die Schraube blieb fest im abgelöstem Knochenfragment verankert. Vermutet wird, dass die Einbettung in das Compound den Knochen thermisch

⁸ UTS Testsysteme GmbH & Co. KG, Denkendorf, Deutschland

zu stark belastet hat. Dadurch änderten sich die mechanischen Eigenschaften des Knochens.

Ziel des Versuches war es, die maximale Zugkraft beim Ausreißen der Schraube aus der Kortikalis zu untersuchen. Hier konnte kein Ausreißen der Schraube festgestellt werden. Daher wird diese Messung in den weiteren Ausführungen nicht weiter berücksichtigt.

Probe 3 wurde mangelhaft in das Compound eingebettet, wie sich während des Zugversuchs herausstellte. Das komplette Knochenfragment wurde aus dem Compound herausgezogen. Kontakt hatte das Fragment mit der Kunststoffmasse, wie zuvor geschildert, am linken und rechten Randbereich. Im Spannungs-Dehnungs-Diagramm sind zwei starke Messwertabfälle zu verzeichnen. Beide beschreiben das ruckartige Herauslösen des Knochens aus dem Kunststoff. Bei einem Traversenweg von ca. 1,8 mm riss die erste Seite des Knochens aus dem Block. Nach weiteren 1,7 mm riss die noch im Block verbliebene Seite heraus. Zurückgeführt werden kann die mangelhafte Einbringung unter anderem auf die extreme Krümmung der Randbereiche dieses Fragmentes. Da der zu untersuchende Mechanismus bei diesem Versuch nicht auftrat, wird im Folgenden auch diese Messung vernachlässigt.

Das Knochenfragment von Probe 3 war nach dem missglückten Versuch augenscheinlich intakt. Daher wurde ad hoc eine alternative Einspannmethode gesucht und ein weiterer Versuch mit dieser Probe durchgeführt. Nach eingehender Prüfung wurde die Schraube trotz der vorherigen Belastung im Gewindegang belassen. Mittels einer massiven Metallplatte (der Dicke $d = 10$ mm) mit einem Durchgangsloch ($\varnothing = 15$ mm) wurde ein neuer Versuchsaufbau erstellt. Die im Knochenfragment eingebrachte Schraube wurde durch das Durchgangsloch der Metallplatte geführt. Zunächst wurde sie in die obere Prüfaufnahme eingespannt. Anschließend wurde die Metallplatte so ausgerichtet, dass sie sich gegen die Aufnahme auf dem Prüftisch verkantet beim Verfahren der Traverse. Das Diagramm zeigt, dass der Ausriss der Schraube in diesem Versuchsaufbau bei einer Maximalkraft von 1,212 kN geschah. Dabei betrug der bis dahin zurückgelegte Traversenweg 4,5 mm.

Zur Interpretation der Messergebnisse:

Gegenüber einem üblichen Zugversuch aus der Werkstofftechnik findet sich in diesen Grafiken kein charakteristisches Abbrechen des Graphs. Dieser ist auf den Probenbruch zurückzuführen und dem damit verbundenen sofortigen Rückfall der gemessenen Kraft auf 0 N. In diesem Fall kommt es zwar zu einem Ermüden des Knochen-Schrauben Interfaces. Allerdings reißt die Schraube nicht ruckartig aus Probe, sondern gleitet aus der Vorbohrung. Dies drückt sich im Diagramm aus, indem die gemessene Kraft nach dem Maximum nicht ruckartig auf 0 N abfällt. Sie fällt vergleichsweise langsam ab, während die Schraube weiterhin herausgezogen wird.

Kraft N	Verschiebung mm		
	Simulation	Probe 1	Probe 3
200	1,25	0,13	0,70
400	1,70	0,25	1,50
600	2,60	0,41	3,20
800	2,80	0,60	3,40
1000	3,30	0,70	3,80
1200	3,50	0,85	4,20

Tabelle 7.5: Gegenüberstellung. FEM-Simulationsergebnisse und entsprechend abgelesene Ergebnisse der nutzbaren Validierungsmessungen des Kortikalisschraubenauszugsversuches

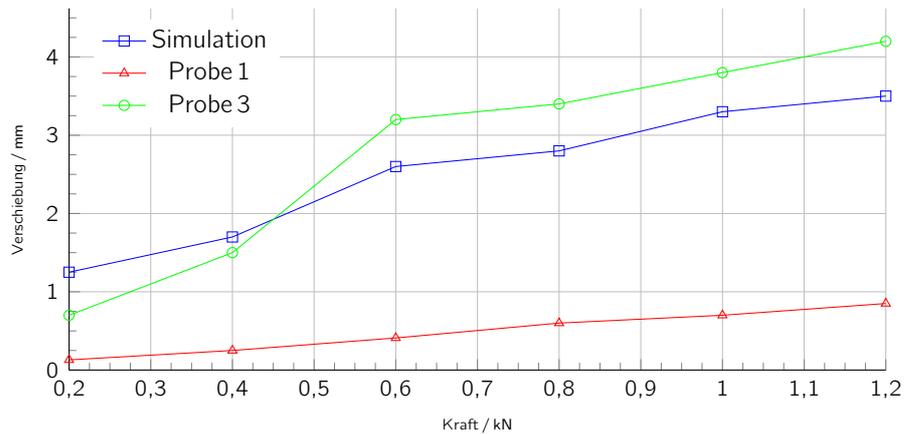


Abb. 7.6: Validierungsmessungen und Simulationsergebnis. berechnete und gemessene Verschiebungen der Kortikalisschraubenspitze bei Beaufschlagung mit axialer Zugkraft während des Schraubenauszugsversuches

Aus Abbildung 7.6 ist zu erkennen, dass die Messergebnisse der Probe 3 eine gute Annäherung an die Ergebnisse der Simulation liefern. Die Messergebnisse der Probe 1 hingegen liegen weit von denen der Simulation entfernt. Ergebnisse des Ausziehversuchs der Proben eins und vier sind wegen Unregelmäßigkeiten während der Versuchsdurchführung nicht verwendbar.

Unter Betrachtung der maximalen Haltekraft der Knochenfragmente ist zu erkennen, dass beide validen Proben nah beieinander liegen. Das Knochen - Schrauben Interface versagte bei einer Maximallast an Probe 1 von 1,212 kN und 1,28 kN an Probe 3. Es ist hierbei jedoch nochmals anzumerken, dass beide Ergebnisse aus unterschiedlichen Versuchsaufbauten stammen. Wohl darauf ist auch die hohe Differenz des zurückgelegten Traversenwegs bis zum Schraubenausriss zurückzuführen. Nach einem zurückgelegten Traversenweg von 0,9 mm riss Probe 1 und nach 4,5 mm riss Probe 3 aus dem Knochen. Allerdings bestand zwischen beiden Proben an der Einbringungsstelle der Schraube ebenfalls eine hohe Differenz in der Dicke der Kortikalis. Weiterhin konnte die Einbettung der Knochenfragmente nicht identisch bei jeder Probe durchgeführt werden. Umso skeptischer ist das Ergebnis der Messungen der Ausrisskraft beider Proben zu bewerten. Sicherlich stellt die Gegenüberstellung der Messwerte einen gewissen Validierungsansatz der Simulationsergebnisse dar. Allerdings muss anerkannt werden, dass die Messergebnisse der Valisierungsmessungen viele Fragestellungen aufwerfen. Beantwortet werden können diese aufgrund der gewonnen Erkenntnisse lediglich durch Vermutungen. Dem kann durch eine weitere Messreihe mit massiv erhöhter Testanzahl entgegnet werden. Zuvor muss allerdings hinreichend geklärt werden, welchen Einfluss auf die Ergebnisse die Fixierung und die damit verbundene Behandlung des Knochens hat.

7.6 Diskussion

Die Durchführung der Finite Elemente Simulation hat gezeigt, dass die numerische Berechnung des Verhaltens biologischen Gewebes ein sehr anspruchsvolles Unterfangen ist. Dem wurde mit einer Reihe von Idealisierungen versucht zu begegnen. Gerechnet wurde nicht mit einem anspruchsvollem Modell, welches versucht, die Vorgänge im Gewebe zu imitieren. Stattdessen wurde das Verhalten des Knochens als linear - elastisch angenommen. Die entsprechend notwendigen Materialparameter wurden nicht der Literatur entnommen. Diese wiesen eine zu hohe Bandbreite auf. Es konnte ein Verfahren verwendet werden, welches auf Basis der quantitativen Computertomographie individuell gewebespezifische Parameter erzeugt. Mit diesem Verfahren konnte die generelle Versagensschwelle des Knochen - Schrauben Interfaces nicht bestimmt werden. Statt-

dessen wird die aus den Ausreißversuchen bestimmte maximale Verschiebung bzw. maximale Haltekraft als Versagensschwelle verwendet.

Die Versuche zur Validierung der Simulationsergebnisse haben gezeigt, dass eine axiale Zugkraft an der Schraube von 1200 N zum Versagen des Interfaces führen kann. Allerdings wurden sehr wenige Versuche erfolgreich abgeschlossen. Deshalb ist eine erneute Versuchsreihe mit einer höheren Anzahl von Messungen und Proben in Betracht zu ziehen. Weiterhin ist die Durchführung der Simulation mit höherem Aufwand zu betreiben. Neuere Literatur zeigt, dass der aktuelle Stand der Technik zu diesem Zweck die Extended - FEM (XFEM) ist. Feerick & McGarry haben dazu 2012 eine erste interessante Studie vorgelegt mit dem Titel „Cortical bone failure mechanisms during screw pullout“ [136]. Sie adressiert die selbe Fragestellung, die in diesem Kapitel behandelt wurde. Mit der XFEM haben sie die notwendige Ausziehkraft von kortikal eingebrachten Knochenschrauben berechnet. Zudem haben sie viele Validierungsmessungen gemacht und diese miteinander verglichen. Im sog. Standard Transverse Test, welche dem Setup der hier verwendeten dritten Probe entspricht, wurde von ihnen eine maximale Haltekraft von ca. 4 kN festgestellt (Abb. 7.7a). Innerhalb dieser Studie wurde weiterhin

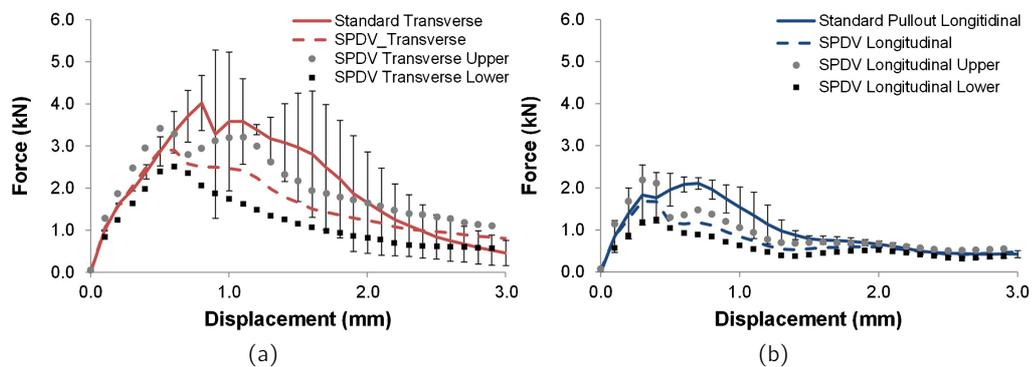


Abb. 7.7: Ergebnisse der Ausreißversuche. Von Feerick & McGarry durchgeführte Schraubenausreißversuche zeigen typische notwendige schraubenaxiale Zugkräfte bei (a) transversalem Ausriss und (b) longitudinalem Ausriss [136]

untersucht, inwiefern sich die notwendigen Zugkräfte unterscheiden bei einem Ausriss einer in zwei Konfigurationen eingebrachten Schraube. Wie in der vorliegenden Arbeit kann die Schraube senkrecht zum Verlauf der Osteonlamellen eingebracht werden. Es wird von einem transversalen Ausriss gesprochen. Die Schraube quert mit ihrem Gewinde viele Lamellenschichten. Im Gegensatz dazu kann die Schraube axial zum Verlauf der Osteonlamellen eingebracht werden. Somit ist sie zwischen den Lamellenschichten eingeklemmt. Es wird von einer longitudinalen Konfiguration gesprochen. Wie zu erwarten, sind nach Feericks Messungen die notwendigen Kräfte für das Ausreißen in transversaler Konfiguration (Abb. 7.7a) höher, als in longitudinaler Konfiguration

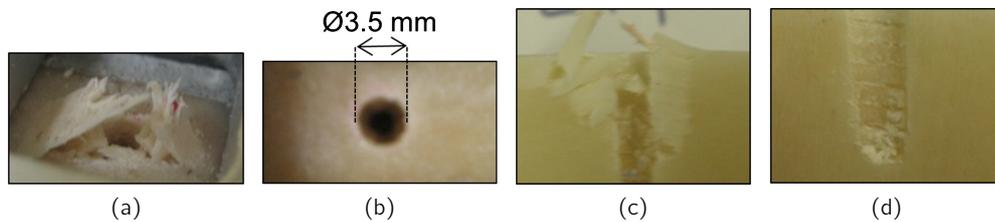


Abb. 7.8: Ergebnisse der Ausrissversuche. Ausreißversuche von Feerick und McGarry [136]
 (a) transversaler Ausriss (b) longitudinaler Ausriss (c) longitudinaler Ausriss im SPDV-Verfahren (d) longitudinaler Ausriss im SPDV-Verfahren

(Abb. 7.7b). Die Ergebnisse des Knochenmaterials nach transversalem Ausriss zeigen die gleichen Charakteristika, die durch die vorliegende Arbeit dokumentiert wurden. Gut erkennbar sind die aufgetürmten abgesplitterten Lamellenschichten (Abb. 7.8a & c). Bei longitudinaler Schraubeneinbringung sind nach Ausriss kaum Verwerfungen im Knochenmaterial erkennbar (Abb. 7.8b & d). Die Schraube hat das Knochenmaterial, welches sich zwischen den Gewindegängen befand, mit heraus transportiert. Vergleichbar dem Haltemechanismus des Küntscher'schen Nagels hielt sich die Schraube größtenteils durch elastische Verklebung zwischen den Lamellenschichten.

Die Berechnungen mittels der XFEM ergaben eine gute Korrelierung mit den experimentellen Daten der Studie. Die Autoren führen dies auf die grundlegende Nutzung der extended FEM zurück. Vor allem aber heben Sie ihre Innovation der Lamellenimitation im Modell hervor. Durch diesen schichtartigen Aufbau des Knochens sei es so gut wie nie zuvor möglich das Verhalten von Knochenmaterial mit seinen Charakteristika zu berechnen. Sie verweisen ebenfalls auf neuere Studien (Zhang et al. , 2004; Wirth et al. , 2010) auf diesem Feld, welche auf die Knochenmodellmodellierung mittels homogenem isotropen Material zurückgriffen [136]. Chatzistergos et al. haben 2010 zusätzlich zum eben genannten Ansatz kohäsive⁹ Zonen in isotropen Material mit vordefinierten Pfaden genutzt [137]. Erst Feerick & McGarry konnten ihrer Aussage nach zeigen, dass die realen Versagensmechanismen von kortikalem Knochen modelliert und numerisch berechnet werden können [136]. Dabei bestehen immer noch Diskrepanzen zwischen den Versagenscharakteristika im Modell und im Experiment.

Das fortschrittlichere vorgestellte Modell sollte demnach verwendet werden, um die Versagensgrenzen des monokortikalen Femurschafts zu berechnen. Die in dieser Arbeit durchgeführten numerischen Simulation und der experimentellen Ergebnisse leiden unter erheblichen Einschränkungen. Daher ist eine erneute Durchführung der Simulation mit dem nach Feerick & McGarry eingeführten Verfahren anzustreben. Außerdem sollten zur Validierung mehr Messungen durchgeführt werden und der Versuchsaufbau

⁹ zusammenhängend

überarbeitet werden.

8 Demonstrator

8.1 Einführung

Ziel des Projektes war es, zu untersuchen, ob die in Kapitel 6 aufgestellten Ziele mittels einer technischen Lösung erreicht werden können. Dazu wurde ein Demonstrationsgerät gebaut. Im Sinne einer Machbarkeitsstudie war explizit nicht angedacht, ein Medizingerät zur Anwendung während eines medizinischen Eingriffs zu erstellen. Die damit verbundenen Rahmenbedingungen (vor allem regulatorischer Art) sind komplex und erzeugen eine enorme zusätzliche Arbeitslast. Hierbei handelt es sich um ein Themengebiet, welches der Kooperationspartner, die Firma Maquet, eigenständig bearbeitet.

Zunächst wird auf Basis der bisherigen Erkenntnisse ein konstruktiver Ansatz für eine solche technische Lösung erarbeitet. Dieser entwickelte Konstruktionsansatz wird als „Proof of Principle“ umgesetzt. Im Folgenden wird das entwickelte Geräte daher als „Demonstrator“ bezeichnet. Fokus der Entwicklungsarbeit liegt auf den Aspekten der technischen Umsetzbarkeit und Skalierfähigkeit der gefundenen Lösung. Außerdem wird Wert darauf gelegt, Technologien zu verwenden, welche robust, verfügbar und vglw. günstig sind. Wenn möglich soll der notwendige resultierende Bauraum des Gesamtsystems minimal gehalten werden. Der Arbeitsraum am Patienten von Chirurg und Assistenzsystem überschneiden sich, weshalb diese Ressource des Anwenders nicht ohne entsprechend relevante Begründung beschnitten werden darf. Es wird davon ausgegangen, dass dieser Ansatz die Akzeptanzwahrscheinlichkeit des Anwenders erhöht. Wichtig ist dieser Aspekt vor allem im Hinblick auf die Praxisrelevanz der gefundenen Lösung. Dahinter liegt die Idee, dass eine praktikable technische Lösung maximal so gut sein kann, wie der Akzeptanzgrad des Anwenders ihr ggüb. ist. Diese Erkenntnis resultiert aus verschiedenen Gesprächen mit Unfallchirurgen, vor allem mit Herrn Dr. Sebastian Hentsch vom Bundeswehrzentral Krankenhaus Koblenz.

Eine Usability Studie zur Überprüfung der Qualität der gefundenen Bedienlösung und Akzeptanz durch den vorgesehenen Nutzerkreis ist nicht vorgesehen. Dies wird als typischer Schritt innerhalb einer kommerziellen Produktentwicklung angesehen. Daher wird der Kooperationspartner, die Firma Maquet, eine eigenständige interne und ggf.

8.1. Einführung

externe Evaluierung des Interfacedesigns vornehmen. Die Ergebnisse fließen in eine sich anschließende Produktentwicklung bei Maquet ein.

8.2 Aufbau

Der prinzipielle Aufbau des Demonstrators setzt sich aus verschiedenen Elementen zusammen. Einige Elemente sind inspiriert von Lösungen, die sich im Abschnitt „Marktrecherche“ finden. Andere Einheiten stellen hingegen Neuentwicklungen dar.

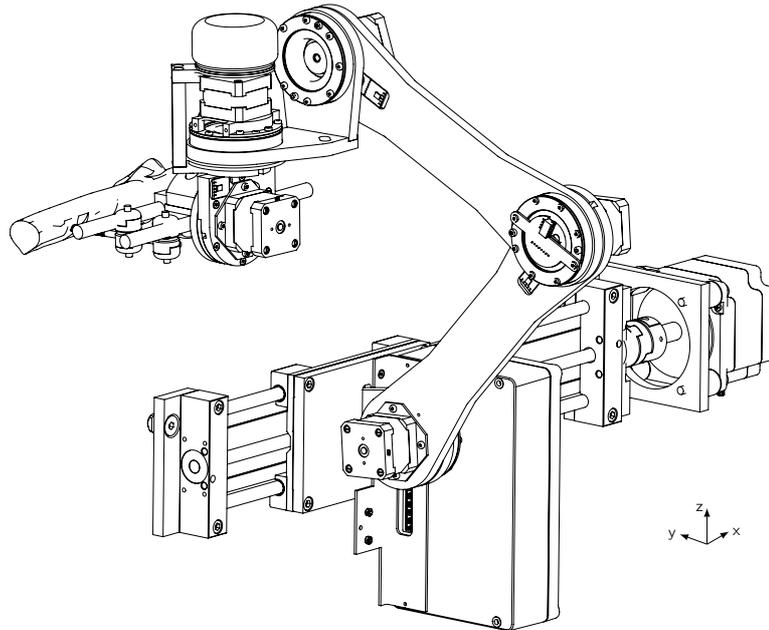


Abb. 8.1: Schematische Ansicht des Demonstrators. Assistenzsystem in finaler Konfiguration mit distalem Femurfragment zu Demonstrationszwecken

Basisbestandteil des Gesamtsystems ist zunächst eine lineare Verstelleinheit des Typs drylin SLW-1080-15-300 der Firma igus¹. Sie lässt lineare Translationen eines Schlittens zu. Abgetrieben wird der Schlitten mittels einer Spindel. Diese wird wiederum mit einem elektrischen Schrittmotor angetrieben. Ein ähnliches Prinzip der Linearverstellung findet sich bei dem großen Distraktor (Abschnitt 5.1.2), welche jedoch passiv ist und über keinerlei Antriebe verfügt. Er wird dort genutzt, um große Kräfte beim Reponieren von Femurschaftfrakturen aufzunehmen. Es handelt sich um eine auf dem Markt befindliche, von Operateuren genutzte Vorrichtung. Ihr intraoperativer Nutzen kann jedoch erhöht werden. Daher ist das Grundprinzip des Distraktors zur Lösung des vorliegenden Problems adaptiert worden.

Der verschiebbare Schlitten läuft auf zwei Aluminiumstangen mit einem Durchmesser von je 10 mm. Beide Stangen sind mit einer Aluminiumplatte verbunden. So kann der Schlitten bei sehr geringer Verwindung des Schienensystems in hohem Maße Kräfte und Drehmomente aufnehmen. Eingefasst sind Spindel und Schienensystem an ihren

¹ igus GmbH, Köln, Deutschland

Enden in zwei Stahlblöcken. In diesen befinden sich schmiermittelfreie Fest- und Loslager der Spindel. Die Schmiermittelfreiheit wird möglich durch die Nutzung spezieller Gleitelemente aus dem Kunststoff iglidur™.

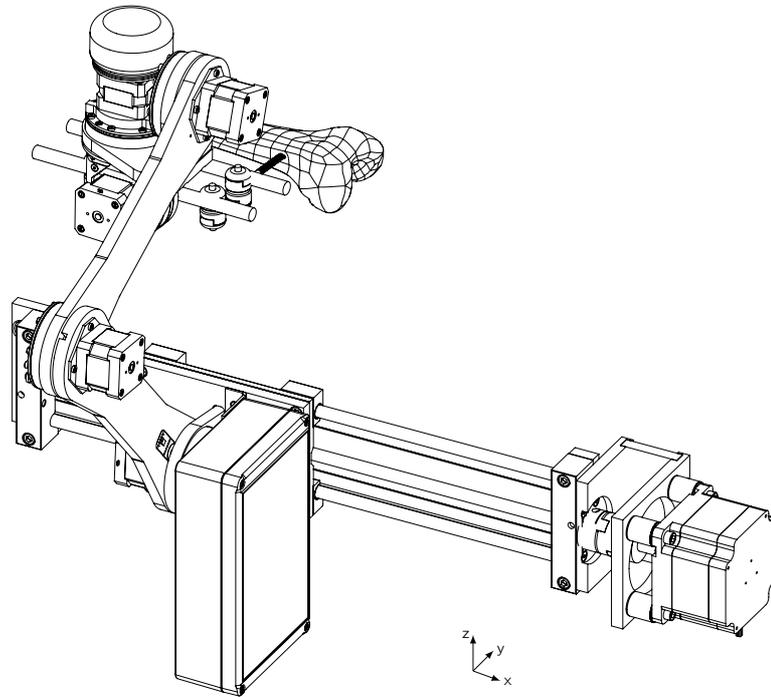


Abb. 8.2: Finale Konfiguration des Demonstrators. Alternativansicht zu Abb. 8.1

Über eine sog. Oldham - Kupplung sind Schrittmotor und Spindel miteinander verbunden (Abb. 8.2). Zweck der Kupplung ist der Ausgleich von Fluchtungsabweichungen zwischen Spindel und Motorwelle. Angebracht ist der Motor mittels einer speziell entwickelten Flanschvorrichtung an einem der terminierenden Stahlquader der Linearfahrbahn. Der Motor ist zur Vibrationsminimierung mittels spezieller Gummidämpfer schwingungsfähig aufgehängt.

Der Schlitten besteht aus vier Gleitelementen, welche auf den zwei Aluminiumstangen laufen. Auf diese Gleitelemente ist eine Aluminiumplatte als Grundträger für weitere Aufbauten angebracht. Mittig unterhalb der Platte ist eine schmiermittelfreie Gleitmutter angebracht. Diese läuft auf der Spindel und stellt so den selbsthemmenden Antrieb des Schlittens dar.

Auf die Aluminiumplatte des Schlittens wurde eine Aluminiumplatte als Basisträger des Gelenkarms verschraubt. Senkrecht und mittig auf ihr wurde der Träger des Basisgelenks des Gelenkarms angebracht. Zur Stabilisierung ist der Träger bis zur Hälfte der Plattendicke in die Grundplatte eingelassen. Es schließt sich der gesamte Aufbau des Gelenkarms am. Insgesamt besteht der Arm aus sechs Gelenken. Die ersten drei Gelen-

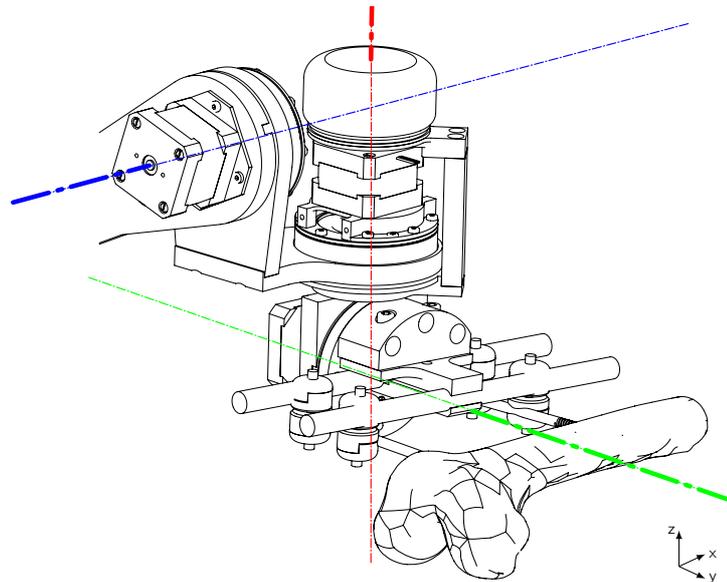


Abb. 8.3: Schematische Ansicht des Endeffektors. Endeffektor des Assistenzsystems mit drei Gelenkachsen und montierten Knochenschrauben, welche sich zu Ansichtszwecken im distalen Femurfragment befinden

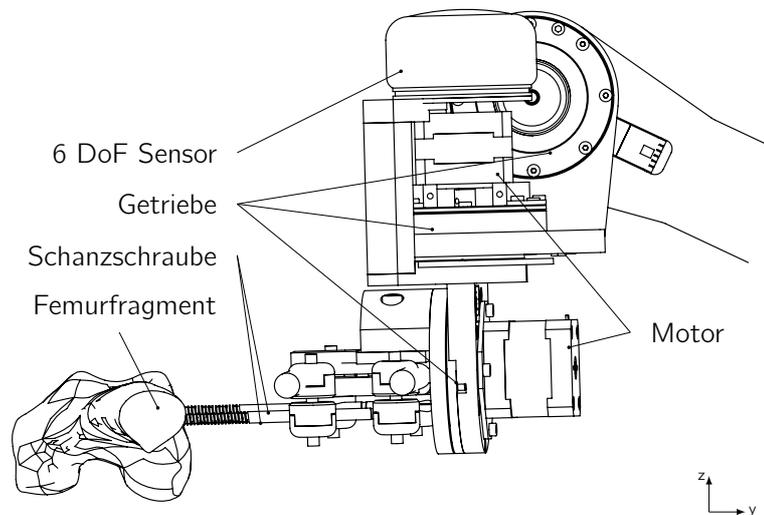


Abb. 8.4: Seitenansicht des Endeffektors. Schematischer Aufbau des Manipulators mit montierten Knochenschrauben, im distalen Femurfragment eingebracht

ke – ausgehend vom Basisgelenk – sind verbunden durch zwei Verbindungselemente. Dieser Teilaufbau kann analog zum Aufbau eines menschlichen Arms interpretiert werden. Das Schultergelenk stellt das Basisgelenk dar. An ihm ist der Oberarm angebracht. Am andere Ende des Oberarms befindet sich das Ellenbogengelenk. Befestigt an diesem Gelenk ist der Unterarm. Am anderen Ende des Unterarms findet sich die Hand. Bei dem Aufbau des Gelenkarms wurde keine Hand umgesetzt, sondern ein spezieller

Endeffektor konstruiert. Er besteht aus einem Gelenk, in Bauweise und Anbringung analog zum Basis- und Ellenbogengelenk. Es schließt sich ein Verbindungselement mit einem rechtwinkligen Knick an. Somit steht die folgende Gelenkachse senkrecht auf der des zuvor beschriebenen Gelenks.

8.2.1 SCARA Konfiguration

Aus den Betrachtungen innerhalb des Standes der Technik im Hinblick auf die bereits verfügbaren robotischen Hilfsmittel konnte folgendes geschlossen werden: Parallele Kinematiken decken meist nur einen kleinen Arbeitsraum ab [138, S. 276]. Weiterhin benötigen sie mehrere mechanische Abstützstellen, sodass insgesamt ein großer Bau- raum in Anspruch genommen wird. Decken sie einen größeren Arbeitsraum ab, nehmen sie selbst einen zu hohen Anteil des Arbeitsraumes ein und sind daher für den vorgesehenen Einsatz zu unhandlich. Vorgesehen ist eine Plug - and - Play Lösung, die autark funktionsfähig ist und den Chirurgen in seiner tradierten Arbeitsweise nur minimal einschränkt. Gesucht wurde daher nach einer seriellen Kinematik auf Basis der mittels Spindeltrieb linear verfahrbaren Plattform. Gerade durch den Spindeltrieb wird ein Freiheitsgrad des Gesamtsystems (Transversaltranslation) bereits bedient. Die serielle Gelenkkette kann daher in translatorischer Hinsicht auf ein 2D Problem reduziert werden.

Selbigen Ansatz hatte auch der Japaner Hiroshi Makino als er 1980 die erste sog. *Selective Compliance Assembly Robot Arm*² (SCARA) Konfiguration eines Roboters vorstellte [139]. Im deutschen Sprachraum ist er ebenfalls unter der Bezeichnung „horizontaler Knickarmroboter“ oder „horizontaler Schwenkroboter“ bekannt [140, S. 8]. Ihm wurde dafür zwei Jahre später ein Patent zugesprochen [141]. Die von ihm erdachte Konfiguration stellte seinerzeit einen Durchbruch dar. Das Low - Cost Design und die erreichbare Positionierungspräzision ermöglichten den massenhaften Einsatz als Bestückungs- und Handlingroboter für kleinteilige Anwendungen. Später trugen spezialisierte, auf SCARA basierende Montagesysteme massiv zum weltweiten Aufschwung von hochvolumigen Elektronik- und Konsumelektronikgüterproduktion bei [138, S. 967]. Dem SCARA verhalf neben der grundlegend neuen Konstruktion eine weitere Eigenschaft zum Durchbruch. Die Konstruktion der Gelenke wurde so ausgelegt, dass sich der Arm in der X-Y-Ebene teilweise nachgiebig, in der Z-Direktion jedoch vollständig steif bzw. unnachgiebig verhält [142]. Zum Zeitpunkt der Markteinführung im Jahr 1981 war dies ein Novum [143]. Dies bedeutet, dass der Endeffektor in gewissen Umfang den auftretenden mechanischen Randbedingungen ggüb. nachgiebig war. Somit konnten

² engl.: Montageroboter mit gezielter Nachgiebigkeit

beim Einführen des Tools am Endeffektor in eine Positionierungseinrichtung (bspw. eine Lochmatrix) Ungenauigkeiten ausgeglichen werden. Dieser Effekt ist bekannt unter *Selective Compliance*. Mechanisch wurde dies durch die Nutzung von Bandgetrieben erreicht, welche ein gewisses Maß an Elastizität bei der Übertragung besitzen. Im Folgenden ist bei der „SCARA Konfiguration“ lediglich die kinematische Konfiguration gemeint, jedoch der Effekt der Selective Compliance außen vor gelassen. Der Begriff SCARA wird in diesem Sinne missbräuchlich als Synonym für „horizontaler Schwenkarmroboter“ genutzt.

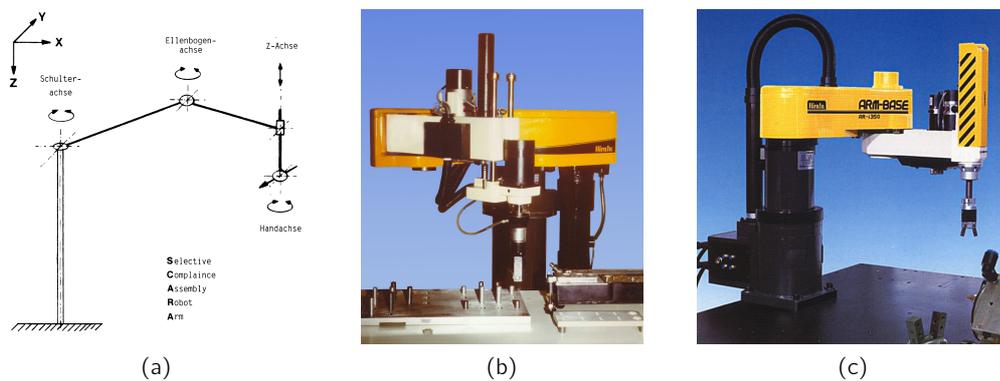


Abb. 8.5: Überblick über den SCARA. (a) Kinematisches Prinzip des SCARA (c) erster kommerziell erhältlicher SCARA, der Hirata AR-300 (c) Hirata AR-i350 (Nachfolger des Hirata AR-300)
Mit freundlicher Genehmigung durch die Hirata Engineering Europe GmbH

Die SCARA Konfiguration stellt einen vierachsigen Gelenkarm dar, welcher sich durch Drehgelenke ausschließlich in der horizontalen Ebene bewegen kann. Alle Gelenke, bis auf das vierte, sind Rotationsgelenke mit parallelen Achsen. Das letzte Gelenk ist ein Translationsgelenk an dessen Ende sich ein Tool befindet. Mit dem Tool ist es möglich, ein Item zu greifen und an anderer Stelle abzusetzen. Zu diesem Zweck, sog. Pick- and-Place Anwendungen, wurde der SCARA von Makino und Kollegen entwickelt [138, S. 967]. Einsatzbeispiele sind die Bestückung und Verlötung von Platinen mit Bauteilen oder auch Handling- Anwendungen wie der Wafertransfer in der Halbleiterbranche [144]. Erstmals brachte die japanische Firma Hirata³ einen SCARA im Jahr 1980 auf den Markt [145]. Hirata gibt somit an, ein Jahr eher im Markt gewesen zu sein, als es [143] wiedergibt. Der AR-300 überzeugte durch seine äußerst hohen Geschwindigkeiten, der hohen Präzision und den geringen Kosten (Abb. 8.5b) [138, S. 967].

Schließlich wurde entschieden eine SCARA- ähnliche Konfiguration eines Gelenkarmes mit serieller Kinematik zu wählen. Somit ergab sich anschließend die Frage, ob die

³ Hirata Corporation, Tokio-Shinagawa, Japan

Arbeitsebene des SCARAs horizontal oder vertikal liegen sollte. Gewählt wurde eine vertikale Ebene als Arbeitsebene. Zwei Fakten waren hierbei ausschlaggebend: Zum einen ist der Freiheitsgrad in Transversalrichtung des Patienten bereits durch den linear verstellbaren Schlitten verstellbar. Es würde eine redundante Verstellbarkeit dieses Freiheitsgrades entstehen. Dies bringt Mehrdeutigkeiten in der Ansteuerung mit sich und erhöht unnötig die Komplexität des Systems. Zum zweiten würden die maximalen Drehmomente dauerhaft radial auf die Gelenkachsen einwirken, sodass permanent ein hohes Haltemoment durch entsprechende Einrichtungen aufgebracht werden müsste. Zusätzlich ist zu befürchten, dass dadurch die Lebensdauer und Zuverlässigkeit der Gelenklager, -getriebe und -antriebe eingeschränkt würden.

Die Nutzung der SCARA Konfiguration in einer vertikalen Ebene anstatt einer horizontalen Ebene hat zwei Vorteile. Eine zusätzliche Integration einer diskret ausgeführten Höhenverstellung (wie bei SCARA in der Horizontalebene notwendig, vgl. Abb. 8.5a) entfällt, da der vertikale Arbeitsbereich des SCARA dies abdeckt. Somit wird das Gesamtsystem leichter und kleiner, da keine weiteren Antriebe etc. integriert werden müssen. Die ansonsten hergestellte Redundanz der Verstellbarkeit in den jeweils betroffenen Freiheitsgraden entfällt. Die übrigen translatorischen Achsen (Y und Z Achse im Koordinatensystem des Assistenzsystems) sind somit über diese eine SCARA Konfiguration verstellbar. Weiterhin liegt dank der axial (anstatt radial) auf die Gelenke einwirkenden großen Kräfte durch den Muskel- und Sehnenzug am Femur die Belastung fast ausschließlich auf dem Lager. Unter der Annahme, dass das Lager in diesem Belastungsfall weiterhin Getriebe und Antrieb frei von externen Kräften und Drehmomenten hält, werden Antrieb und Getriebe weit weniger belastet als in der Alternativkonfiguration. Sie müssen keinerlei Momente aufbringen, damit die Position der Gelenke unter Belastung gehalten werden kann. Die ursprüngliche SCARA Konstruktionsweise verfügt über eine hohe Steifigkeit des Gesamtsystems in der vertikalen Achse [138, S. 967]. Sie war auf die Nutzung unter dem Einfluss des Gravitationsfeldes bei leichter Last ausgelegt (Pick and Place Anwendung).

Entsprechend wurde die Steifigkeit der Konstruktion in Wirkrichtung des Kraftvektors \vec{F}_G maximiert. Die Wirklinie dieses Kraftvektors liegt in der ursprünglichen SCARA Konfiguration parallel zu den Achsen der drei rotatorischen Gelenke (Abb. 8.5a). In der vorliegenden Anwendung ist der vorherrschende Kraftvektor nicht \vec{F}_G sondern \vec{F}_{Femur} . Dessen Wirklinie liegt in gewissen Grenzen nahe an der Längsachse des Femurs, und somit quasi senkrecht zu F_G . Soll die Strukturstärke der SCARA Konfiguration ausgenutzt werden, liegt es daher nahe, eine orthogonale Ebene relativ zur traditionellen SCARA-Arbeitsebene zu wählen. Entsprechend ist dies hier die Ebene, welche senkrecht auf der Horizontalebene (die traditionelle SCARA-Arbeitsebene) und gleichzeitig senkrecht auf dem vorherrschenden Kraftvektor \vec{F}_{Femur} steht. In Abb. 8.3 entspricht

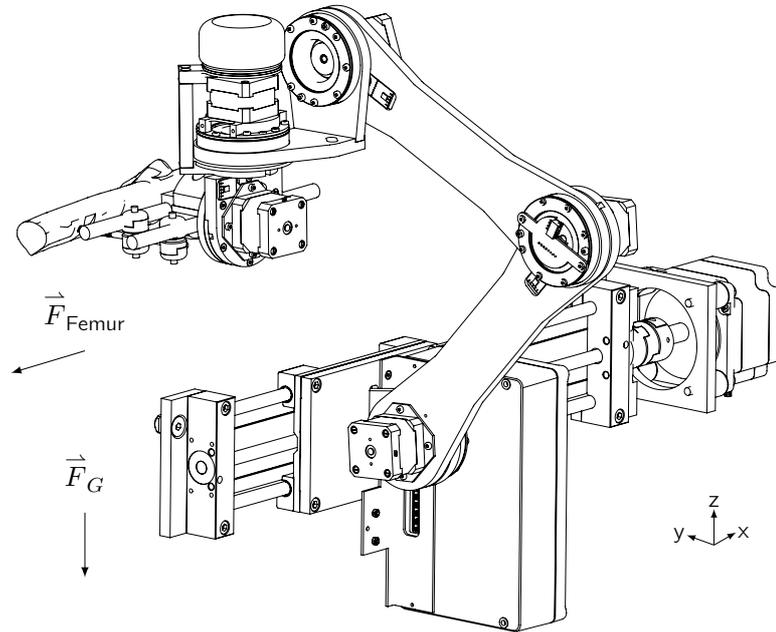


Abb. 8.6: Assistenzsystem in finaler Konfiguration. Demonstrator mit distalem Femurfragment zu Demonstrationszwecken und Darstellung der großen einwirkenden Kräfte

diese Horizontalebene der X-Y-Ebene und die dazu senkrechte Ebene, welche ebenfalls senkrecht auf \vec{F}_{Femur} steht der Y-Z-Ebene (Idealisierung). Allerdings müssen auch weiterhin Haltemomente durch entsprechende Einrichtungen während aller Betriebsphasen bereitgestellt werden. Es ist zu erwarten, dass die maximalen Ansprüche an die Komponenten weitaus geringer ausfallen als in horizontaler Konfiguration.

Beispielhaft ist in Abb. 8.7 der SCARA des Typs TP80 von Stäubli⁴ dargestellt. Zu erkennen ist in Abb. 8.6a und Abb. 8.6a der prinzipielle Aufbau mittels dreier paralleler Drehgelenke (dort nummeriert mit 1 bis 3). Direkt am Gelenk 3 ist das translatorische Gelenk 4 angebracht, welches den zunächst zweidimensionalen Arbeitsraum linear extrudiert. Durch Versetzung des translatorischen Gelenkes (Gelenk 4) vor das Gelenk 1 wird eine alternative Konfiguration gleicher Funktion erreicht. Für diese spezielle Art des SCARA ist die Bezeichnung SCARA2 gebräuchlich. Daraus resultiert die Benennung der Konfiguration, welche das translatorische Gelenk am Endeffektor besitzt, als SCARA1. Bei Positionsänderung in z Richtung (Abb. 8.6c) muss dabei jedoch die Masse des gesamten Gelenkarms beschleunigt werden.

Als Vertreter der SCARA2 Konstruktion sei der PF400 von Precise Automation⁵ genannt (Abb. 8.8a). Dieser verfügt über ein Translationsgelenk an erster Stelle der kinematischen Kette. Vorteilig ist dies vor allem in der Laboranalytik, wo viele Handling

⁴ Stäubli International AG, Freienbach, Schweiz

⁵ Precise Automation Inc., Fremont, Kalifornien, USA

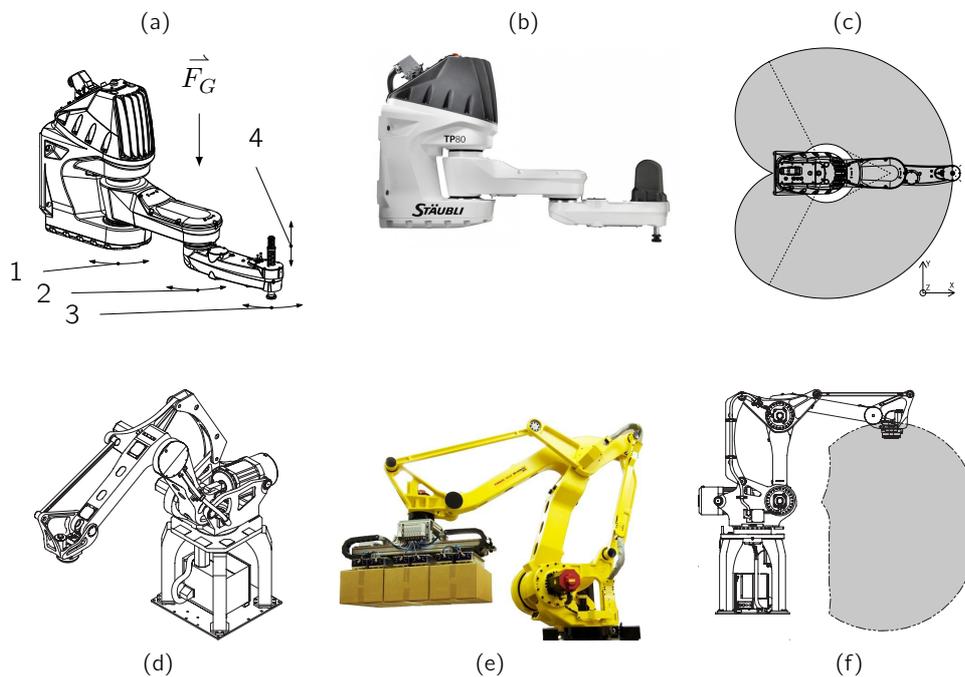


Abb. 8.7: Moderner SCARA. Aktueller Stand der Technik eines SCARA am Beispiel des Typs TP80 der Firma Stäubli (a) dreidimensionale schematische Ansicht, (b) seitliche Ansicht und (c) Ansicht von oben mit Darstellung des Arbeitsraumes (grau) (a bis b [146, S. 3]) (d & e) SCARA-ähnlicher Palletierroboter der Firma Fanuc [147, 148] (f) Darstellung des Arbeitsraumes (grau) in seitlicher Ansicht [147]

Aufgaben mit Proben anfallen. In diesem Anwendungsfall kann der SCARA als automatisiertes Transportglied der Probenträger zwischen den verschiedensten Analysegeräten dienen. Dabei sind typischerweise weitere Wege zurückzulegen als bei Pick & Place Anwendungen. Diese Konfiguration wird besonders bei hohen Anforderungen an Individualisierbarkeit der Gesamtlösung und bei Anwendungen mit weiten Wegen eingesetzt. Das Translationsgelenk besteht meist aus frei ablängbaren Schienen- und Spindelträgern.

Bei industriellen SCARA für Pick & Place Anwendungen steht oftmals eine hohe Geschwindigkeit und Beschleunigung des Endeffektors bei hoher Positionierungsgenauigkeit im Vordergrund. Dies sind Schlüsselfaktoren für den Einsatzbereich als Bestückungs- und Sortierroboter. Sind diese Bedingungen erfüllt, können Produkte hinreichend zeit- und kosteneffizient hergestellt werden. Daher befindet sich bei industriellen Standardmodellen das translatorische Gelenk meist an letzter Stelle in der kinematischen Kette (siehe bspw. Stäubli TP80). Zudem wird der Arbeitsraum im bodennahen Bereich somit durch weniger Bewegungen des Gelenkarms durchdrungen. Maschinenteile bewegen sich während Sortier- und Bestückungsaufgaben nicht zu nahe⁶ an den Werkstücken. Dies erhöht die Prozesssicherheit und führt zu besserer Hand-

⁶ Gemeint ist ein Bereich von einigen Zentimetern.

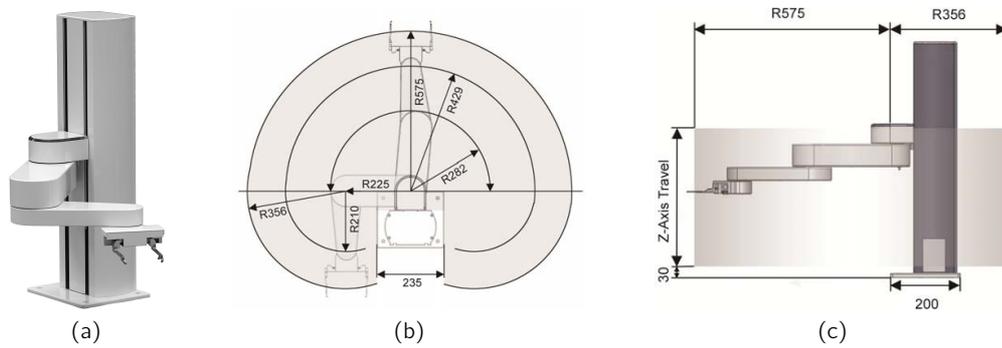


Abb. 8.8: Ableitung des SCARA. Fortschrittliche auf dem SCARA aufbauende Weiterentwicklung, Anwendung als Labor-Roboter vom Typ PF400 der Firma PreciseAutomation (a) dreidimensionale Ansicht, (b) Ansicht von oben mit Darstellung des Arbeitsraumes (grau) und (c) seitliche Ansicht mit Darstellung des Arbeitsraumes (grau)
 Mit freundlicher Genehmigung der Firma PreciseAutomation Inc., Fremont, Kalifornien, USA

habbarkeit in der Anwendung.

8.2.2 Delta Roboter

In der industriellen Anwendung für Pick & Place Aufgaben finden sich neben dem SCARA auch sog. Delta Roboter. Dieser Robotertyp hat eine parallele Kinematik, im Gegensatz zum SCARA. Systemimmanent ist dem Delta Roboter die stets parallele Ausrichtung der Endeffektorebene zur Basisebene (in Abb. 8.9d entsprechend mit 2 und 1 bezeichnet). Sie verfügen über ein hohes Maß an Positionierungsgenauigkeit und Schnelligkeit [149]. Zunächst übertrafen sie in diesen Belangen die zuvor eingeführten SCARA. Erfunden wurde die Delta Robotergattung von Raymond Clavel im Jahr 1986 [150]. Abbildung 8.8a zeigt seinen ersten Prototypen. Heute sind vor allen Dingen die Firmen Bosch Packaging Technology⁷, ABB Robotics⁸ sowie Adept Technology⁹ auf dem Markt für Delta Roboter stark vertreten. Begründet liegt dies teilweise darin, dass Bosch¹⁰ und ABB die ersten kommerziell erfolgreichen Lizenznehmer Clavels waren [152].¹¹ Mittlerweile sind die entsprechenden Patente ausgelaufen, was den Markt für neue Anbieter geöffnet hat [149]. Robotische Einrichtungen für Pick & Place Anwendungen auf Basis von SCARA und Delta Robotern befinden sich mittlerweile auf gleichem technischen Niveau. Exemplarisch werden die beiden Flagshipmodelle der Hersteller Stäubli und ABB betrachtet. Der ABB IRB360 verfügt über eine Delta Konfiguration und eine Pick & Place Zykluszeit von 0,3 s bei einer Traglast von 100 g [153]. Bei dieser Zyklusprüfung – auch Adept Cycle genannt – wird an einer beliebigen Startposition innerhalb des Arbeitsraums der Endeffektor 25 mm senkrecht zur Arbeitsebene herab gefahren, eine definierte Traglast aufgenommen und 25 mm angehoben. Anschließend wird sie zu einer Position in 300 mm Entfernung (Sichtlinie) vom Aufnahmepunkt transportiert, der Endeffektor 25 mm abgesenkt, die Traglast abgelegt, der Endeffektor um 25 mm nach oben verfahren und die Startposition angefahren [154, 155]. Der Stäubli TP80 schafft die Prüfung in garantiert gleicher Zeit verglichen mit dem ABB IRB360 [146]. Stäubli behauptet ebenda, es seien in Abhängigkeit vom Anwendungsfall teilweise kürzere Zykluszeiten erreichbar. Mit $\pm 0,05$ mm weist der TP80 eine doppelt so hohe Wiederholgenauigkeit auf, wie der IRB360 mit $\pm 0,1$ mm [146, 153].

Adept bewirbt sein Flagshipmodell Quattro s650 als “[...] fastest parallel robot of the world”. Dieser Typ weist ebenfalls eine Pick & Place Zykluszeit von 0,3 s und eine Wiederholgenauigkeit von $\pm 0,1$ mm auf. [156]

⁷ Geschäftsbereich der Robert Bosch GmbH, Waiblingen, Deutschland

⁸ Unternehmensbereich der ABB Automation GmbH, Friedberg, Deutschland

⁹ Adept Technology Inc., Pleasanton, Kalifornien, USA

¹⁰ Lizenznehmer war zunächst die Firma Demarex SA, welche durch Bosch im Jahr 2004 übernommen wurde [151].

¹¹ Die Thematik der Patente und Lizenzen ist nicht unkomplex, daher sei hier der unbedingte Verweis auf die “History of Delta Robots” von Ilian Bonev [152] gegeben.

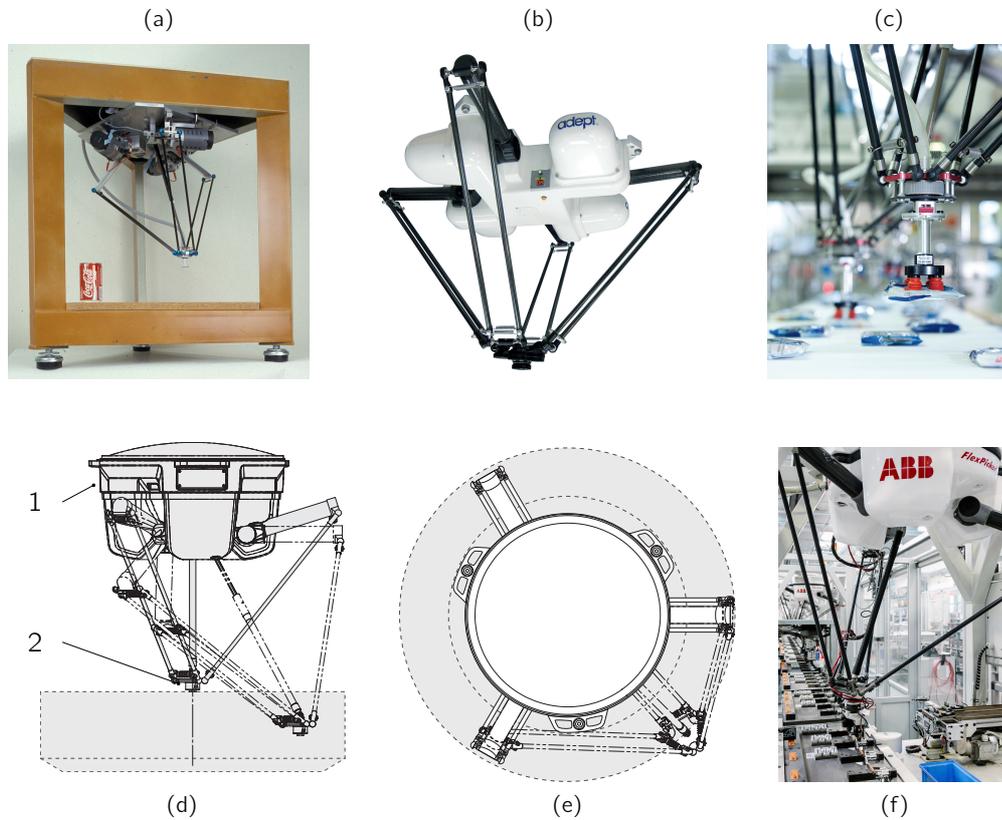


Abb. 8.9: Delta Roboter. (a) Erster Delta Roboter (Prototyp) von Raymond Clavel [149], (f) Delta Roboter Typ Quattro s650 von Adept Technology, beworben als „[...] fastest parallel robot in the world“ [156] im Jahr 2014, (c) Pick & Place Anwendung eines Bosch Delta Roboters im Lebensmittelbereich [157], (d) Seitenansicht des Delta Roboters Typ IRB360 von ABB mit Darstellung des Arbeitsraumes (grau), zusätzlich Ansicht der ausgeschwenkten Arme (gestrichelt), Kennlich gemacht sind die Basisebene (1) und der Endeffektor (2) [153], (e) Ansicht von oben [153], (f) Delta Roboter von ABB im Pick & Place Einsatz [158]

Laut Briot resultiert die höhere Positioniergenauigkeit paralleler Kinematiken allerdings nicht aus der mechanisch redundanten Anordnung der Gelenkarme [159]. Demnach sei der Effekt der Fehlerakkumulation bei seriellen Kinematiken nicht maßgeblich am Gesamtfehler in der Positionierung beteiligt. Dieser Effekt liegt vor, wenn sich die Fehler der Positionierung der einzelnen Gelenke nicht egalalisieren, sondern im schlechtesten Fall summieren. Vielmehr sind diese Fehler in parallelen Kinematiken ebenfalls vorhanden, werden allerdings gemittelt und nicht summiert. Ausschlaggebend für die höhere Positionierpräzision ist die geometrische Steifigkeit der mechanisch redundanten Konzeption paralleler Kinematiken. Sie sind strukturell fester und unbeweglicher im Vergleich zu seriellen Kinematiken.

Parallele Kinematiken können sehr gut an das gegebene Problem adaptiert und somit spezialisiert werden [149]. In der industriellen Produktion werden parallele Kinema-

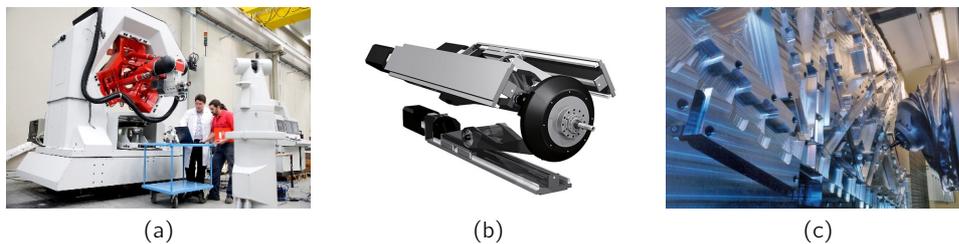


Abb. 8.10: (a) PKM Tricept T805 in Arbeitsrahmen zur Flugzeugteilebearbeitung [160]
 (b) Darstellung des parallel-kinematischen Sprint Z3 Bearbeitungskopf, der in Scharmann Ecospeed Zerspanungszentren verwendet findet (c) Bauteil eines Airbus A380 während der Bearbeitung in einem Scharmann Ecospeed (b & c [161])

tiken bspw. für hochpräzise zerspanende Fertigungsverfahren eingesetzt. Das Modell Tricept T805 von PKM Tricept¹² ist ein Beispiel für hochsteife und daher hochpräzise CNC Maschinen (Abb. 8.10a). Bei dem abgewandelten Wirkprinzip der parallel-kinematischen CNC Bearbeitungsmaschinen fehlt jeweils das mittlere rotatorische Gelenk der Arme von Delta Robotern und die viergelenkige Unterarmstruktur. Somit entfällt die Eigenschaft der Delta Roboter der permanenten Parallelität der Basis- und Endeffektorebene [162]. Dies ist allerdings erwünscht hier, da es dem Bohrkopfträger auf dem Endeffektor Bewegung in zwei zusätzlichen rotatorischen Freiheitsgraden ermöglicht. Somit verfügen die Manipulatoren solcher Anlagen über fünf Freiheitsgrade. Nach Angaben durch PKM Tricept und Exechon¹³ sind derartige Anlagen in Betrieb bei Autoherstellern (Audi, BMW, General Motors, Volkswagen, PSA, Volvo), Flugzeugherstellern (Airbus, Boeing) und Triebwagenherstellern (Alstom) [160]. Die Firma Dörries Scharmann¹⁴ stellt zerspanende Bearbeitungsmaschinen großer Bauklassen her (Abb. 8.10b bis c). Dabei werden die Bearbeitungsköpfe ebenfalls von robotischen Einheiten mit paralleler Kinematik geführt [163]. Zu erkennen ist dies teilweise in Abb. 8.10b. Der mittig befindliche Bohrkopf ist auf drei Gelenken gelagert, welche über Gelenkarme mit jeweils einem weiteren Gelenk verbunden sind. Jedes dieser Gelenke sitzt auf jeweils einer Linearfahrbahn, gut ersichtlich in Abb. 8.10b anhand der Darstellung der drei spindelgetriebenen Linearfahrbahnen (grau).

Obwohl parallele Kinematiken zumeist eine hohe Steifigkeit und daraus resultierend hohe Genauigkeit besitzen, wurde ein parallel-kinematischer Ansatz für das vorliegende Projekt verworfen. Es ist zu befürchten, dass ein solcher Ansatz, der sich bspw. von den erwähnten Zerspanungsmaschinen ableitet, zu viel Bauraum in Anspruch nähme. Dies allein mag nicht zwangsläufig ein Ausschlusskriterium sein, wird doch eine enorm hohe

¹² PKMtricept S.L., Esquiroz, Spanien

¹³ Exechon AB, Sollentuna, Schweden

¹⁴ Dörries Scharmann Technologie GmbH, Bielefeld, Deutschland

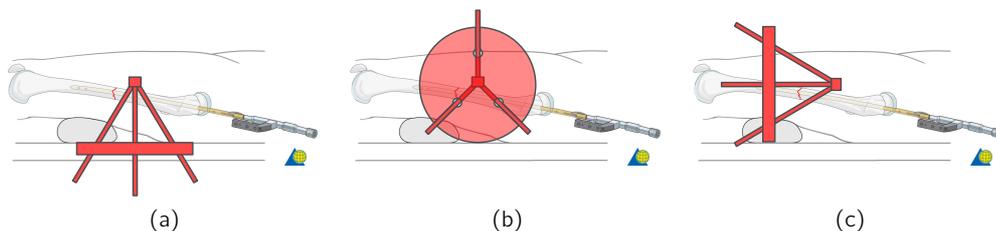


Abb. 8.11: Anwendungsszenarien paralleler Kinematik am Assistenzsystem. Schematische Darstellung der Konfigurationsmöglichkeiten einer parallelen Kinematik im Assistenzsystem, bspw. ein Tricept (a) Tricept-Ebene (Darstellung durch roten Kreis) in Frontalebene (b) Tricept-Ebene in Saggitalebene (c) Tricept-Ebene in Transversalebene

Präzision erreicht. Dieser Gewinn muss jedoch im Verhältnis mit einer erwartbaren Genauigkeit der Positionierung mittels serieller Kinematik und der Mindestforderung an die Positioniergenauigkeit des Assistenzsystems betrachtet werden. Der Arbeitsraum am Einsatzort direkt am Patienten ist enorm stark limitiert. Eine Präzisionserhöhung bei Nutzung einer paralleler Kinematik anstatt einer seriellen muss die systemimmanenten Nachteile paralleler Kinematiken aufwiegen können. Nach Hunt [142] und Nzue et al. [164] werden auftretende Positionierungsfehler durch die Parallelität der Gelenke einer paralleler Kinematik gemittelt. Seriellen Kinematiken sei hingegen die Akkumulierung der Positionierfehler der einzelnen Gelenke eigen. Nzue et al. erörtern in [164] mittels stochastischer Verfahren, dass die Positionierungswiederholgenauigkeit der betrachteten paralleler Kinematik ggü. einer SCARA Konfiguration theoretisch um den Faktor drei besser sei. Mit diesem Anhaltswert kann eine Aussage über den Betrag der Erhöhung der Positionsgenauigkeit von 1 mm auf 0,33 mm getroffen werden, würde unter vorliegenden Bedingungen eine paralleler Kinematik anstatt einer seriellen Kinematik verwendet. Dieser Präzisionserhöhung stehen entstehende Einschränkungen und Aufwände gegenüber. Es müsste eine Basisfläche für die paralleler Struktur nahe des Femurs vorgehalten werden. Eine Schätzung der notwendigen Fläche mittels linearer Skalierung der aufgeführten Zerspanungsmaschinen ergibt eine kreisförmige Basisfläche mit einem Durchmesser von etwa 30 cm bis 50 cm. Diese Fläche müsste in den Raum hineinragen, entweder über dem Femur, parallel zum Femur oder senkrecht zum Femur an der Frakturstelle. Schematisch sind diese Situationen in Abb. 8.11 dargestellt. Nicht dargestellt ist eine denkbare Konfiguration, vergleichbar mit dem industriell üblichen Aufbau innerhalb einer Pick & Place Zelle (Abb. 8.9f). Dort hängt der Roboter über dem Arbeitsvolumen. Diese Konfiguration ist durch eine 180° Drehung der Basisebene des Roboters um die Längsachse des Patienten in den Konfigurationen aus Abb. 8.11a und b erreichbar. Alle diese resultierenden Volumina sind von massiver Bedeutung für den Unfallchirurgen oder die Erzeugung von Röntgenbildern mittels eines C - Bogens.

Es erscheint daher als abwegig diese Lösung anzustreben, wenn dadurch die Arbeit des medizinischen Personals erschwert oder teilweise undurchführbar wird. Aus Sicht des Operateurs und des Kooperationspartners sind die in Abb. 8.11a & c dargestellten Ansätze nicht zulässig. Hierbei wird das Ergebnis der intraoperativen Röntgenbildgebung durch die metallischen Strukturen im Strahlengang zu drastisch verschlechtert. Einzig bei einer sagittalen Basisebene des Parallelkinematik würde dieser Effekt nicht zu stark zum Tragen kommen (vgl. Abb. 8.11b). In diesem Fall ist wiederum von Seiten der Anwender und des Kooperationspartners die starke Beeinträchtigung des Arbeitsraumes der Operateurs nicht akzeptiert worden.

8.3 Mechanik

Vorangegangen ist die Erörterung und Beantwortung einer grundsätzlichen Fragestellung im Hinblick auf die Entwicklung eines Assistenzsystems für die femurale Schaftmarknagelung. Es handelt sich um die Frage nach der Grundkonzeption und Leitidee des Systems. Gewählt wurde eine Konzeption, angelehnt an das aus der Robotik bekannte Konzept des SCARA.

Im Folgenden wird auf den Aufbau und die Charakteristika der mechanischen Komponenten der Umsetzung des Konzepts eingegangen. Es werden verschiedene Lösungsansätze für jede Komponente aufgeführt und diskutiert.

Repräsentative Studien, welche quantitative Aussagen zu den von femuralen Muskeln und Sehnen erzeugten Kräften machen, sind nicht bekannt. Es ist davon auszugehen, dass jene Kräfte in hohem Maße individuell differieren. Starke Abhängigkeiten von Alter, Geschlecht, Trainingszustand und Statur sind zu erwarten. Die Durchführung einer entsprechenden Verifikationsstudie mit hohem Patientengut innerhalb der vorliegenden Arbeit würde zu viel Ressourcen binden. Eigene Messungen hätten daher nur stichprobenartig durchgeführt werden können. Somit würden die gewonnenen Daten nur geringe Relevanz enthalten. Auf die Anfertigung einer solchen Studie bzw. Messreihe wurde daher verzichtet. Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, eine technische Lösung für das eingangs geschilderte Präzisionsproblem bei der Repositionierung während der femuralen Marknagelung zu erzeugen (siehe Abschnitt 3.3). Unter diesen Randbedingungen erschien es sinnvoll, eine untypische Vorgehensweise bei der Konzeption eines solchen Systems zu wählen. Statt auf eine optimale Dimensionierung und Auslegung aller Bauteile wurde Wert auf die Erzeugung einer gut skalierbaren Lösung gelegt. Hintergrund war die Verschiebung der Erhebung einer entsprechenden Datengrundlage auf eine spätere Arbeit. Anschließend wird die Datengrundlage zur anwendungsgerechten Neudimensionierung und Auslegung der Komponenten herangezogen werden. Folglich muss eine Skalierung des Systems unter Beibehaltung der wesentlichen Konstruktionsmerkmale möglich sein. Es war darauf zu achten, dass es bei einer Dimensionierung der Komponenten innerhalb eines Redesigns nicht zu nachteiligen Effekten kommt. Übermäßige – weil überproportionale – Zunahme des Gewichtes oder des Bauraums bei Hochskalierung der Bauteile wären bspw. solche Effekte. Diese Erscheinungen könnten die Anwendung der erdachten Lösung im intraoperativen Einsatz verhindern. Folglich wird angestrebt, möglichst ausschließlich Standardbauteile zu verwenden, welche in verschiedenen Skalierungsstufen angeboten werden. Zugrunde gelegt wird die Annahme, dass eine lineare Skalierung der Bauteile durch die Hersteller innerhalb einer Baureihe vorgenommen wird. In diesem Fall ist von einem linearen Skalierungsverhalten der Gesamtlösung auszugehen.

Im folgenden wird ausführlich auf die mechanischen Bestandteile des Gelenkarms eingegangen. Sämtliche rotatorischen Gelenke des kinematischen Arms sind nach dem gleichen Grundprinzip konstruiert. Grundbestandteile sind ein Lager, ein Motor und ein Getriebe. Mechanisch stehen jeweils zwei Gelenke durch spezielle Verbindungselemente miteinander in Verbindung.

8.3.1 Lager

„Lager ermöglichen Bewegungen in erwünschten Freiheitsgraden und verhindern Bewegungen in den unerwünschten Freiheitsgraden.“ [165, S. 667]

Das Lager wird zur drehbaren Verbindung beider Gelenkelemente benötigt. Es muss dabei axiale Zug- und Schubkräfte sowie Drehmomente aufnehmen können. Dies ergibt sich aus dem Anwendungsszenario und der Konzeption des Gesamtsystems als Gelenkarm. Das Lager ermöglicht eine Drehbewegung der angeflanschten Gelenkelemente um eine gemeinsame Achse. Es stellt somit die eigentliche Funktion des Gelenks her [166, S. 71]. Idealerweise ist die Drehbewegung beliebig präzise und frei von Reibungswiderständen [167, S. 213]. Gleichzeitig sind Bewegungen in allen anderen Freiheitsgraden vollkommen unmöglich. Jede Abweichung von diesem Ideal wird als "Spiel" bezeichnet und ist zu vermeiden. Es ist daher einsichtig, dass die Präzision der Drehbewegung durch die Güte und Anbringung des Lagers entscheidend bestimmt wird. Als Bauteile des Gelenkarmes werden die Lager durch den Raum bewegt und müssen bei Bewegung beschleunigt und verzögert werden. Daher wurde zusätzliches Augenmerk auf geringes Gewicht der Lager gelegt. Dennoch müssen große Kräfte und Momente vom Lager aufgenommen werden, wie eingangs dieses Kapitels erwähnt. Aus beiden Forderungen entsteht in gewisser Hinsicht ein Zielkonflikt. Zum einen muss das Lager möglichst hohe Kräfte und Momente richtungsunabhängig aufnehmen können. Zum anderen soll es möglichst leicht sein, damit die Auslegung des Gelenkarms nicht unnötig massiv gewählt werden muss, was wiederum eine hohe Antriebsleistung erforderlich machen würde. Es ist daher ein Kompromiss zu wählen.

Außenmaße von Wälzlager sind nach DIN 616 international genormt. Die DIN 611 stellt eine Gesamtübersicht über alle genormten Eigenschaften der Wälzlager dar. Insgesamt befassen sich die DIN Normen 611 bis 739 ausschließlich mit Wälzlager. Dies erleichtert ihren Austausch und kommt der Skalierbarkeit zugute.

Prinzipiell wird nach der translatorischen oder rotatorischen Wirkung der Lager unterschieden. Linearlager werden hier als gänzlich ungeeignet betrachtet, da sie nur bei translatorischen Gelenken eingesetzt werden können.

Üblicherweise werden zur Lagerung in Drehgelenken sog. *Wälzlager* eingesetzt. Sie

bestehen aus Wälzkörpern, welche über Wälzflächen abrollen können und diese somit gegeneinander bewegen (vgl. [168, S. G80 ff.]). Wälzlager werden von Rieg et al. [169, S. 462] als spielarm, reibungsarm und bauraumeffizient beschrieben. Im Folgenden werden die Ausführungen Polls [168, S. G84 ff.] hinzugezogen. Unter den geschilderten Einsatzbedingungen kann demnach nur die Bauform des Schräglagers eingesetzt werden. Verschiedene Schräglagerbauarten stellt Abb. 8.12 dar. Diese Lager akzeptieren radiale, axiale und kombinierte Belastungen. Im Gegensatz dazu sind Axiallager und Radiallager jeweils nur für den Einsatz bei Vorherrschen einer der Belastungsarten geeignet. Radiallager sind auf radiale Kräfteinwirkung ausgelegt, bspw. Rillenkugellager, Tonnenlager sowie Zylinderrollenlager. Axiallager hingegen werden eingesetzt bei axial wirkenden Kräften, bspw. Axialrillenkugellager, Axialzylinderrollenlager sowie Axialkegelrollenlager. Sie werden daher an dieser Stelle nicht weiter betrachtet.

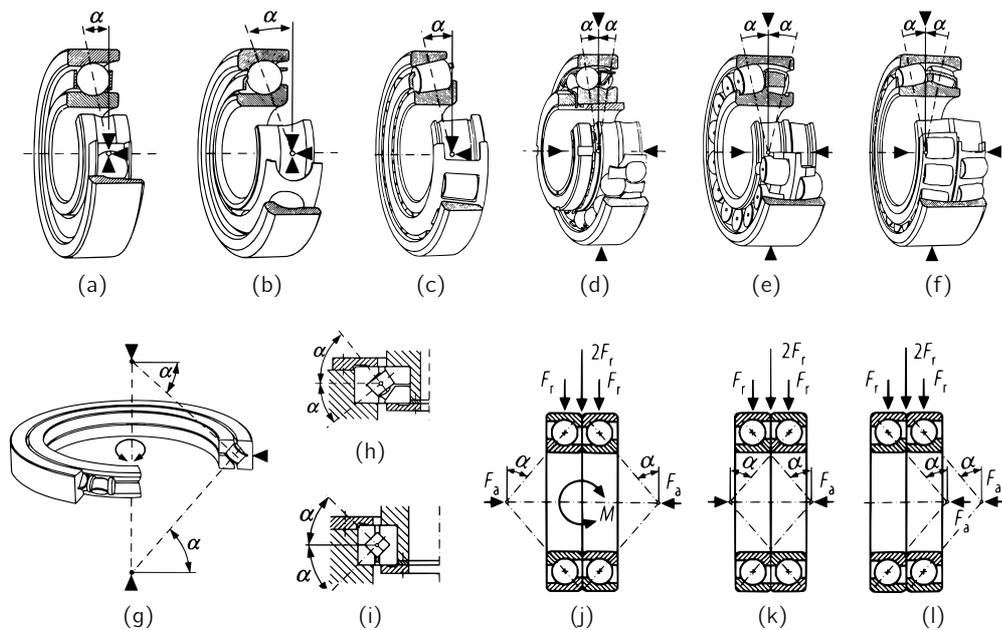


Abb. 8.12: Übersicht Schrägwälzlager. ▶ axiale Last ▲ radiale Last ◄ Kippmoment (a) Schulterkugellager (b) Schrägkugellager (c) Kegelrollenlager (d) Pendelkugellager (e) Pendelrollenlager geführt (f) Pendelrollenlager ohne Führung (g) Kreuzlager (h) Kreuzkegelrollenlager (i) Kreuzzylinderrollenlager (j) Zweireihiges Schulterlager in O-Anordnung (k) Zweireihiges Schulterlager in X-Anordnung (l) Zweireihiges Schulterlager in Tandem-Anordnung [168, S. G83]

Sehr gut geeignet für kombinierte Belastung sind Kreuzlager (Abb. 8.12g). Ihnen ist gemein, dass ihre Wälzkörper jeweils um 90° versetzt gegeneinander angeordnet sind (Abb. 8.12h und i). Der Durchmesser der Wälzkörper ist höher als deren Länge. Somit ist klar, dass diese Konstruktion nur mittels Zylinder/Rollen oder Kegel als Wälzkörper ausgeführt werden kann. Dies stellt eine Funktionsdoppelung dar. Dank der senkrech-

ten Verschwenkung der Rollen gegeneinander können Axialkräfte aus beiden Richtungen aufgenommen werden (Abb. 8.12g). Poll gibt zu bedenken, dass die Kreuzkonfiguration zu nur halber Tragkraft in axialer Richtung führt, verglichen mit zweireihigen Lagern. Um kombinierte Kräfte aufzunehmen werden oft zwei einreihige Lager zu zweireihigen kombiniert. Es entstehen verschiedene Anordnungsmöglichkeiten, die sog. X-, die O- und die Tandem-Anordnung. Mittels dieser Dopplung einreihiger Schräglager und der entsprechenden Anordnung werden die Unzulänglichkeiten der einreihigen Lager aufgehoben. Zusätzlich wird die Tragfähigkeit in radialer Richtung verdoppelt. Diesen Effekt kann das Kreuzlager nicht vorweisen, ist allerdings weitaus leichter und kleiner als eine Doppelanordnung.

Oftmals werden sog. Vierpunktlager bei kleinen kombinierten Kräften eingesetzt. Poll rät allerdings von einem Einsatz bei kombinierter Krafteinwirkung ab. Sie können nur bei hoher Axialbelastung zusätzlich kleine Radiallasten tragen. Rieg et al. geben jedoch den Hinweis, prinzipiell seien „alle Radialkugellager zur Aufnahme von radialen und axialen Kräften geeignet“ [169, S. 466]. Sie schränken allerdings ein, dass dies nicht immer für beide axialen Belastungsrichtungen gelte. Beispielsweise sei das Vierpunktlager uneingeschränkt kombiniert belastbar, das Schulterkugellager hingegen nur in einer axialen Richtung. Rieg et al. raten zu ausschließlich axialer Belastung bei allen Arten von Axiallagern. Zwei Anbieter – Schaeffler¹⁵ und SKF¹⁶ – von Standardprodukten im Bereich Lagerung raten zu vorwiegend axialer Belastung bei der Verwendung von Vierpunktlagern [170, S. 480, 171].

Es bieten sich zunächst auch sog. *Gleitlager* an. Sie verfügen über einen wälzkörperlosen Aufbau. Das Funktionsprinzip dieser Art Lager ist die hydrodynamische Schmierung (siehe [169, S. 410 ff., 172]). Spezielle selbstschmierende Kunststoffe ermöglichen den Bau sehr leichter und schmiermittelfreier Gleitlager (vgl. [173]). Gleitlager sind für den Dauerbetrieb ideal, unterliegen allerdings für Start-Stopp-Anwendungen zu hohen Abnutzungseffekten [174, S. 27]. Ihr prominentester Einsatzort sind alle Arten von Verbrennungsmotoren mit Kurbelwellen [169, S. 431]. Dort verbinden Sie als Axiallager Zylinder und Kurbelwelle. Gleitlager sind allerdings meist ausschließlich für axiale oder radiale Belastung ausgelegt. Daher ist ihr Einsatz unter den gegebenen Bedingungen nicht möglich.

Zusammenfassend kann festgehalten werden: Für die hier vorgesehene Anwendung ist einzig die Verwendung von Schräglagern vertretbar. Da Kräfte und Momente aus verschiedensten Richtungen aufgenommen werden müssen, kommt nur eine zweireihige Anordnung simpler Schrägkugellager in Betracht. Die O-Anordnung ist besonders

¹⁵ Schaeffler KG, Herzogenaurach, Deutschland

¹⁶ SKF GmbH, Schweinfurt, Deutschland

zur Aufnahme von Kippmomenten geeignet und empfiehlt sich daher hier. Alternativ können Kreuzlager verwendet werden. Diese haben gegenüber den zweireihigen Anordnungen nur die halbe radiale Belastungsfähigkeit. Dieser Nachteil muss in Einheit mit den Vorteilen des vergleichsweise weitaus geringeren Bauraums und Gewichts genannt werden.

8.3.2 Getriebe

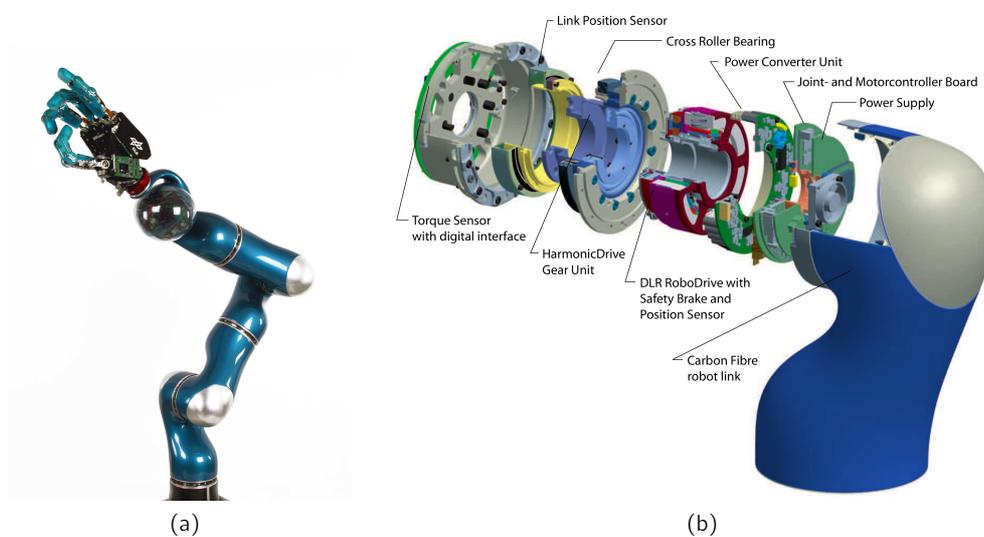


Abb. 8.13: Integrierte Getriebeeinheit. Hohe Integrationsdichte von Motor- und Getriebeeinheit am Beispiel des Light Weight Robot III des Deutschen Zentrums für Luft- und Raumfahrt (a) Ansicht des Gesamtsystems (b) Explosionszeichnung eines einzelnen Gelenkmoduls [175]

In der Literatur und auf dem Markt befindlichen industriellen robotischen Systemen werden oftmals Wellgetriebe eingesetzt. Sie sind auch als Harmonic Drive¹⁷ (HD) Getriebe bekannt. Beispielhaft hierfür sind die robotischen Systeme des Deutschen Zentrums für Luft- und Raumfahrt (DLR). Zu nennen sind die verschiedenen Versionen des DLR Light Weight Robots (LWR). Der 2013 vorgestellte robotische Schimpanse des Robotics Innovation Center (RIC) am Deutschen Forschungszentrum für Künstliche Intelligenz (DFKI) in Bremen verfügt ebenfalls über HD Getriebe [176].

Harmonic Drive gibt an, dass viele Hersteller robotischer Lösungen für den industriellen Einsatz HD Getriebe in ihren Produkten verwenden. Dazu zählen die Firmen KUKA (KR

¹⁷ Eingetragene Marke der Harmonic Drive AG, Limburg an der Lahn, Deutschland

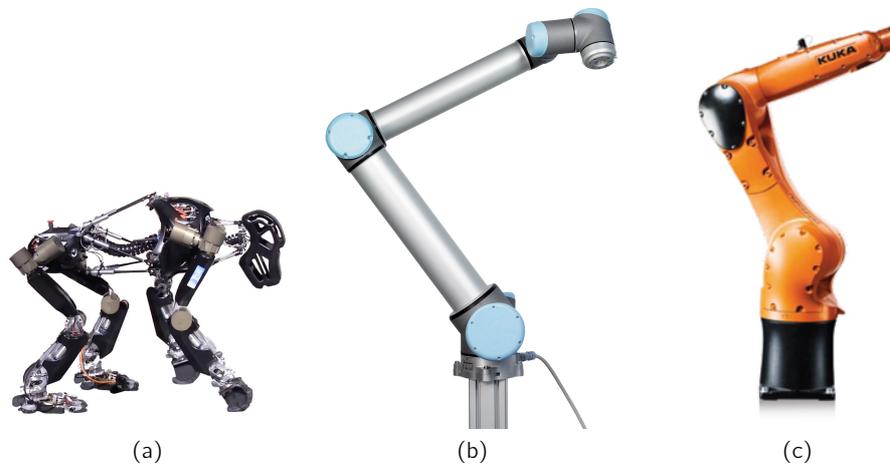


Abb. 8.14: Anwendungsbeispiele von Harmonic Drive Getrieben. (a) iStruct Demonstrator des RIC am DFKI Bremen [177] (b) UR10 von Universal Robots [178] (c) KR6 R900 SIXX WP AGILUS von KUKA Roboter [179]

Agilus Industrieroboter), Reis (Knickarmroboter), Schunk (Dextrous Hand SDH) sowie Universal Robots (UR10 Universalroboter). Im medizinischen Bereich verwendeten bspw. die Firmen AKTORmed GmbH (Soloassist[®]) und Hocoma AG (Arneo[®]Power) Wellgetriebe in ihren Produkten. [180]

HD Getriebe verfügen über absolute Spielfreiheit, hohe Zuverlässigkeit sowie sehr hohe Übertragungs- und Wiederholgenauigkeit [180]. Sie erlauben dank ihrer Spielfreiheit sehr präzise steuerbare Drehbewegungen. Diese Eigenschaft wird im Hinblick auf die Präzision der Bewegung besonders bei Positioniereinrichtungen – bspw. robotischen Armen – relevant [181, S. 33]. Bei serieller Kinematik der Gelenke akkumulieren sich dabei Positionsabweichungen einzelner Gelenke. Dies führt zu hohen Fehlern der Positionierung am Endeffektor. Zusätzlich kommt dieser Anwendung auch die hohe Wiederholgenauigkeit solcher Getriebe zugute. Weiterhin sind Wellgetriebe besonders leicht und nehmen wenig Bauraum in Anspruch [182]. Auf kleinstem Bauraum bieten HD Getriebe zudem sehr hohe Übersetzungen [181, S. 33]. Zusätzlich ist dies mit nur drei Bauteilen möglich. Bei Betrieb mit elektrischen Kleinstmotoren entfaltet diese Eigenschaft ihr volles Potential. Sie ermöglicht die Nutzung besonders kleiner aber schnell drehender Antriebe, die nur ein vergleichsweise geringes Drehmoment aufbringen können. So kann am Abtrieb des Getriebes bei Erzeugung eines hohen Drehmoments simultan sehr präzise positioniert werden. [183]

Statt aus einer Kombination verschiedener Zahnräder sind diese Getriebe prinzipiell aus nur drei Grundkomponenten aufgebaut, dem *Wave Generator*, dem *Flexspline* und dem *Circular Spline*. Ungebräuchliche Bezeichnungen der Komponenten sind ebenfalls Wellengenerator, Flextopf und Hohlrads. Verbunden ist das HD Getriebe mit einem

Kreuzrollenlager. Es ermöglicht die Aufnahme großer Kräfte und Drehmomente aus beliebigen Richtungen. Diese Kombination wird durch Harmonic Drive unter dem Begriff *Simplicity Unit* vermarktet. Die Unit bietet einen hohen Integrationsgrad beider Funktionseinheiten (Getriebe und Lager). Unter Nutzung dieser Module konnte der Aufwand der Konstruktionsphase der Armgelenke erheblich verringert werden. Es erübrigte sich somit die konstruktive Integration der Einzelkomponenten Lager und Getriebe. Weiterhin kann davon ausgegangen werden, dass beide Elemente der Unit konstruktiv optimal aufeinander abgestimmt sind. Ebenso wird angenommen, dass die Fertigungsqualität der integrierten Unit höher ist, als sie prototypisch mit Einzelkomponenten erreicht werden kann. Somit wird vorausgesetzt, dass das Getriebe frei von externen Kräften und Drehmomenten ist. Diese werden vollständig vom Lager aufgenommen, was der Lebensdauer und dem Gleichlauf zugute kommt. Der hohe Integrationsgrad der Unit führt außerdem zu sehr geringer Inanspruchnahme von Bauraum. Dies ist bei Nutzung zweier diskreter Bauteile nicht erreichbar, da für jedes Bauteil Anflanschsegmente in der Baugruppe vorgehalten werden müssen (bspw. Muffen und Flanschringe). Dies geht zu Lasten von Bauraum und vor allem von Gewicht der Gesamtbaugruppe.

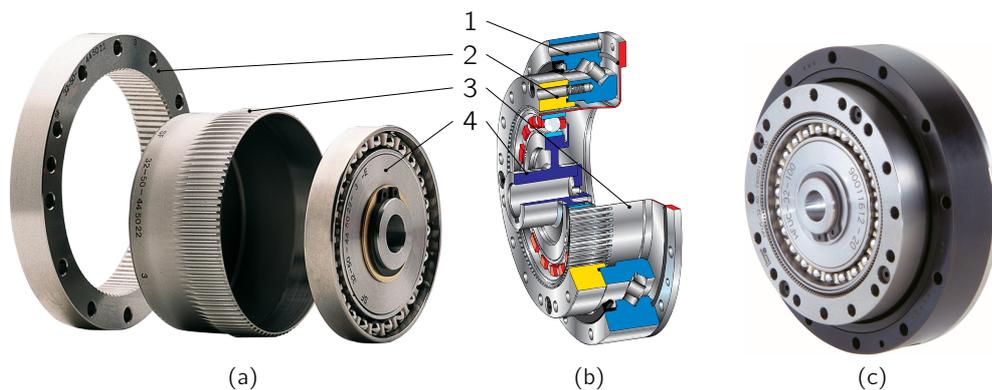


Abb. 8.15: Aufbau eines Harmonic Drive Getriebes. (a) Ansicht der Grundkomponenten v.l.n.r.: Circular Spline, Flex Spline und Wave Generator (b) Teilschnitt des gewählten Getriebes der Baureihe HFUS-2SO mit den Baugruppen 1: Kreuzrollenlager, 2: Circular Spline, 3: Flex Spline, 4: Wave Generator (c) Ansicht des Getriebemoduls HFUS-2SO

Mit freundlicher Genehmigung der Harmonic Drive AG, Limburg, Deutschland

Zudem sind HD Getriebe aufgrund der fehlenden Gleitmechanismen der Zähne sehr verschleißarm [181, S. 35]. Die Zähne der beiden Splines greifen nicht ineinander, indem ihre Flächen aneinander vorbei gleiten. Bei anderen zahnradbasierten Getrieben ist dies der Fall. Daher ist bei diesen Getrieben der sog. Abriebverschleiß ein erheblicher Faktor bezüglich der Zuverlässigkeit und Lebensdauer [184, S. G137]. Direkt verknüpft mit dem Abriebverschleiß sind das sog. Kaltfressen und Warmfressen. Dabei werden Riefen in die Gleitflächen der Zähne „gefressen“. Warmfressen entsteht durch zu hohe Gleitge-

schwindigkeit, Kaltfressen durch zu geringe Gleitgeschwindigkeiten [184, S. G137]. Es wird bei HD Getrieben vom *Einpressen* der Zähne ineinander gesprochen, anstatt von einer Abrollbewegung [181, S. 36]. Dies reduziert die Reibung im Getriebe und führt zu einer hohen Laufruhe. Durch die Nutzung eines Kugellagers am Wave Generator ist das

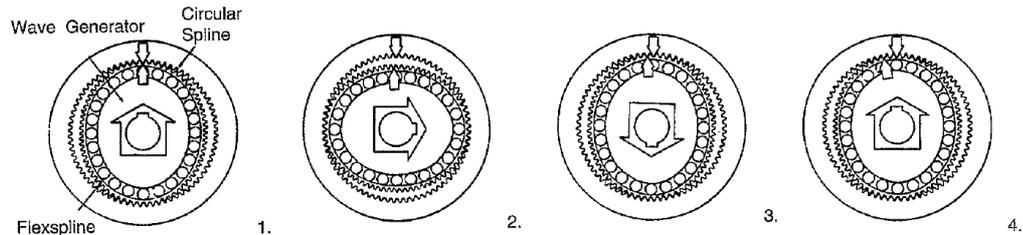


Abb. 8.16: Funktionsprinzip eines Wellgetriebes. Das angetriebene Teil ist der elliptische Wave Generator. Er verformt über das Kugellager den Flexspline. Dieser befindet sich in den gegenüberliegenden Bereichen der großen Ellipsenachse mit dem innenverzahnten, fixierten Circular Spline im Eingriff. Mit Drehen des Wave Generators verlagert sich die große Ellipsenachse und damit der Zahneingriffsbereich. Der Flexspline besitzt zwei Zähne weniger als der Circular Spline. Daher vollzieht sich nach einer halben Umdrehung des Wave Generators eine Relativbewegung zwischen Flexspline und Circular Spline um den Betrag eines Zahnes und nach einer vollen Umdrehung um zwei Zähne. Bei fixiertem Circular Spline dreht sich der Flexspline als Abtriebsselement entgegengesetzt zum Antrieb. [185]

Getriebe frei von Selbsthemmung. Das Getriebe verfügt daher über einen freien Anlauf und ist gänzlich frei von Stick-Slip Effekten. Sie führen in zahnradbasierten Getrieben zu Anlaufwiderständen mit darauffolgendem Durchrutschen [184, S. G137].

Zunächst wurde ebenfalls geprüft, ob die Nutzung eines Schneckengetriebes sinnvoll erscheint. Dieser Getriebetyp bieten eine hohe einstufige Übersetzung – vergleichbar mit der von Wellgetrieben – und zusätzlich eine hohe statische Selbsthemmung. Somit muss während des Haltens der Position kein Haltemoment durch Antrieb oder Bremse aufgebracht werden. Eine Last am Abtrieb erzeugt demzufolge bis zu einem bestimmten Grad keine Bewegung der Antriebswelle. Auf dieser sitzt das sog. Schneckenrad. Negative Eigenschaften der Schneckengetriebe sind ihr geringer Wirkungsgrad und ihr verhältnismäßig hohes Gewicht. Sie erübrigen zudem nicht die Nutzung einer Bremse oder sonstigen Einrichtung zur Aufrechterhaltung eines Haltemoments während des Stillstandes. Begründet liegt dies darin, dass die Selbsthemmung durch Schläge oder Vibrationen kurzzeitig unterbunden werden kann. [186]

An jedem Getriebe wurde eine Antriebseinheit in Form eines Schrittmotors untergebracht. Auf die Welle des Motors wurde ein Adapterstück per Klemmung befestigt. Dieser wird in den Wave Generator formschlüssig eingesetzt und überträgt so das Drehmoment der Motorwelle auf den Wellengenerator.

8.3.3 Antrieb

Damit eine gesteuerte Bewegung des Gelenkarms möglich ist, benötigt jedes Gelenk einen zugeordneten motorischen Antrieb. In Anbetracht des Anwendungsgebietes erschien die Kapselung der Antriebsfunktion aller Gelenke an einer einzigen Stelle für unangebracht. Sitten Antrieb und Lager auf der gleichen Achse, bildet diese die einfachste mechanische Kopplung. Durch eine räumliche Entkopplung der Funktionseinheiten Antrieb und Lager werden die Funktionen mechanisch entkoppelt. Zur notwendigen Kopplung beider Funktionen ist daher eine mechanische Übertragungsstrecke notwendig. Sie muss über alle Gelenkarme und Gelenkachsen hinweg reichen, damit auch der am weitesten entfernte Antrieb erreicht wird. Da diese Strecke aus mehreren Komponenten und deren mechanischen Schnittstellen besteht, ist Spielfreiheit kaum möglich. Weiterhin verschlechtern Reibungsverluste in den Schnittstellen die Präzision und den Leichtlauf der Übertragung. Dies trifft konkret auf Umsetzungen einer mechanischen Übertragungsstätte mittels Kardanwellen, Zahnrädern, Zahnstangen, Riemen, Ketten, Seilzügen, Schubgestängen sowie -ketten zu.

Eine hydraulische Umsetzung der Übertragungsstrecke kann einen hohen Wirkungsgrad aufweisen [166, S. 263]. Allerdings wurde auch diese Möglichkeit nicht in Betracht gezogen. Sie setzt eine Vermittlung der hydraulischen Energie¹⁸ in mechanische Energie mittels eines Hydraulikzylinders und -kolbens voraus. Nur ein stark eingeschränkter Winkelstellbereich kann mittels eines solchen Zylinders umgesetzt werden. Weiterhin entstünde bei hohem Gewicht eine geringe Bauraumnutzung. Daher fiel die Wahl auf einen direkt am Getriebe angebrachten Antrieb in Form eines Motors (rotatorisch). Zunächst werden verschiedene Grundprinzipien der motorischen Antriebe betrachtet.

Eine in Zusammenhang mit den vorherigen Aussagen stehende Technologie ist die der Hydraulikmotoren. Der Motor stellt ein Energieumwandlungsglied dar. Das hydraulische Gesamtsystem nimmt daher eine Stellung zwischen einerseits der mechanischen Übertragungsstrecke und andererseits dem eigentlichen Antrieb ein. Es gibt die Bauarten der hydraulischen Kolbenmotoren, radial angeströmter Flügelräder (Außenzahnradprinzip) oder axial angeströmter Turbinenräder. Sie können hohe Drehmomente bereitstellen – im Bereich von einigen Nm bis einigen hundert Nm. Durch Schließen eines Ventils im Hydraulikstrang wird eine gute Brems- und Haltewirkung erzielt. Nachteilig sind die Baugrößen. Bedingt durch hohe Drücke im hydraulischen System müssen ihre Gehäuse sehr druckfest sein, was zu einem hohem Gewicht und großen Bauraum führt. Weiterhin benötigt jeder Motor eine hydraulische Zuleitung und Ableitung. Bei Bestückung eines SCARA mit Hydraulikmotoren sind dabei bis zu sechs Hochdruckleitungen zu führen. Hydraulikschläuche sind ebenfalls vglw. schwer und unflexibel. Hydraulik- und

¹⁸ Dies meint die Summe der potentiellen Energie und der Strömungsenergie eines strömenden Fluids.

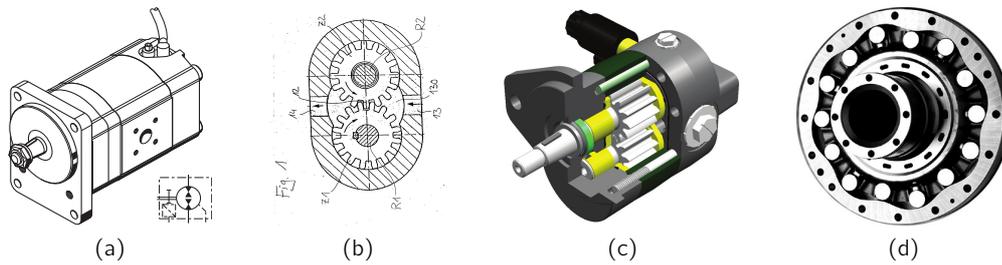


Abb. 8.17: Wirkprinzipien von Hydraulikmotoren. (a) Außenzahnradmotoren nach dem Außenzahnprinzip der Baureihe AZ von Bosch Rexroth [187] (b) schematischer Transversalschnitt durch einen Außenzahnradmotor [188] (c) Schematischer Teilschnitt eines Außenzahnradmotors Typ CSM der Firma Turolla¹⁹ [189] (d) Schnitt eines Radialkolbenmotors der Serie CA von Hägglunds²⁰ [190]

Pneumatikantriebe sind abhängig von einem ständig und unter hohem Druck anliegendem Übertragungsmedium. Dieser Druck muss in einem offenen System durch einen Kompressor vor Start der Apparatur erzeugt und gehalten werden. Alternativ kann ein geschlossenes System verwendet werden, wobei der Druck vom Hersteller einmal aufgebracht worden ist. Anschließend muss der Druck passiv durch das System gehalten werden. Die Betriebssicherheit eines solchen Systems in der vorgesehenen Anwendung ist nicht optimal. Sollte einer der Schläuche fehlerhaft sein oder werden, würde sich das Hydraulikmittel über den Operationsbereich verteilen und ihn unsteril machen. Unter Umständen führt dies weiterhin zu Verletzungen und / oder zu Infektionen des Patienten oder des medizinischen Personals. Das Laufverhalten von Hydraulikmotoren wird als ungleichmäßig beschrieben. Leichte Stöße sind demnach charakteristisch bei niedrigen Umdrehungsgeschwindigkeiten [184, G140]. Zum spezifikationsgemäßen Einsatz darf eine Mindestdrehzahl nicht unterschritten werden. Bei der kleinsten Motorenbaureihe AZMF von Rexroth²¹ liegt diese bei 500 U/min [187]. Das hydraulische System eines Hydraulikmotors benötigt eine Pumpe, welche das energieübertragende Medium fördert. Für jeden Motor muss daher je eine Pumpe vorgehalten werden. Sie kann wegen ihrer Größe und ihres Gewichts nicht auf dem SCARA platziert werden. Dies erfordert weitere Zuleitungen und führt zu hohem Gewicht und Bauraum des Gesamtsystems. Zu bemerken ist außerdem, dass es sich hierbei nicht um eine kosteneffiziente Technologie handelt. Typische Einsatzgebiete für Hydraulikmotoren sind Großgeräte, bspw. Baumaschinen, Land- und Forstwirtschaft, Straßenfahrzeuge [187].

Eine den Hydraulikmotoren ähnliche Technologie ist die der Pneumatikmotoren. Hier wird als Energieübertragungsmedium keine Flüssigkeit, sondern ein verdichtetes Gas genutzt. Zumeist wird komprimierte und gereinigte Raumluft – atmosphärische Luft

²¹ Bosch Rexroth AG Hydraulics, Produktbereich Außenzahnradmaschinen, Schwieberdingen, Deutschland

– verwendet. Dabei sind einige Voraussetzungen zu beachten, weshalb eine vorherige Aufbereitung der Raumluft notwendig ist.

Zur Reinheit von Druckluft als Energieübertragungsmedium legt die DIN ISO 8573-1:2010 verschiedene Reinheitsklassen fest. Demnach bspw. dürfen alle in der verdichteten Luft Reinheitsklasse 3 schwebenden Partikel eine maximale Größe von $5\ \mu\text{m}^{22}$ haben. Weiterhin wird deren maximales Vorkommen in der Druckluft festgelegt. Bei Klasse 3 dürfen dies maximal $1000\ \text{Partikel}/\text{m}^3$ sein. Pro Reinheitsklasse werden solche Aussagen für insgesamt drei Größenklassen der Partikelgröße getroffen. Zusätzlich werden Aussage über den maximalen Feuchte- und Wassergehalt sowie maximalen Gesamtölgehalt der verdichteten Luft gemacht. [191]

Es ist daher ersichtlich, dass die Aufbereitung von Raumluft je nach notwendiger Güteklasse recht aufwendig ist. Nach dem Europäischen Arzneibuch wird Druckluft als „Luft für medizinische Anwendungen“ klassifiziert und ist somit als Arzneimittel zu sehen [192, S. 3560]. An die zum Betrieb chirurgischer Werkzeuge notwendige Luft wird allerdings geringere Anforderungen gestellt.

Nach dem Einsatz hydraulischer Antriebsverfahren für den vorgesehenen Einsatz, können pneumatische Methoden eingesetzt werden. Typischerweise steht im Krankenhausgebäudekomplex aufbereitete Druckluft dauerhaft und ortsfest zur Verfügung. Nach DIN EN ISO 7396-1:2007 muss diese Druckluft die Reinheitsklasse 2 nach DIN ISO 8573-1 besitzen. Außerdem wird dort festgelegt, dass der Gasdruck auf diesem Rohrleitungssystem für medizinische Gase maximal 10 bar betragen darf. Die DIN EN ISO 7396-1 regelt die Versorgungssysteme für Druckluft in Krankenhäusern, für medizinische Druckluft und auch zum Betreiben chirurgischer Werkzeuge. Motoren für chirurgische Werkzeuge werden ebenfalls bei einem Betriebsgasdruck von unter 10 bar betrieben [193, 194]. Für die Anwendung im vorgesehenen Einsatzszenario kann daher auf ein bestehendes Druckluftversorgungsnetz zurückgegriffen werden.

Verbreitete Bauarten bei Pneumatikmotoren sind Radialkolbenmotoren, Turbinenmotoren und Lamellenmotoren (Abb. 8.18). Beispielhaft ist in Abb. 8.18a ein Lamellenmotor der Firma Drumag²³ abgebildet. Die Mindestdrehzahl der Lamellenmotoren befindet sich im Bereich von 300 U/min bis 1000 U/min. Diese Angabe bezieht sich auf die Baureihe AM und NL der Lamellenmotoren der Firma Drumag [193]. Radialkolbenmotoren haben eine weitaus geringere Mindestdrehzahl. Exemplarisch wird hier die minimale Drehzahl des Motortyps EasyDrive™ von PTM²⁴ mit 30 U/min [194] angegeben (Abb. 8.18b & c). Aufgrund der hohen Mindestdrehzahlen muss vom Einsatz der angegebenen Bauarten abgesehen werden. Selbst bei einer Untersetzung mittels eines

²² bezogen auf 1 bar(a) und 20 °C bei 0% relative Feuchte

²³ Drumag GmbH, Bad Säckingen, Deutschland

²⁴ P.T.M. Produktion technisch-mechanischer Geräte GmbH, Puchheim, Deutschland

Getriebes im Verhältnis 100:1 würden noch eine Drehgeschwindigkeit des Gelenks von 0,3 U/min bis 10 U/min resultieren. Diese ermöglicht keine präzise Einstellung der Position des Endeffektors am Gelenkarm. Turbinenmotoren sind prinzipiell schnell drehend im Bereich bis 40 000 U/min [195]. Somit sind sie ebenfalls hier nicht nutzbar.

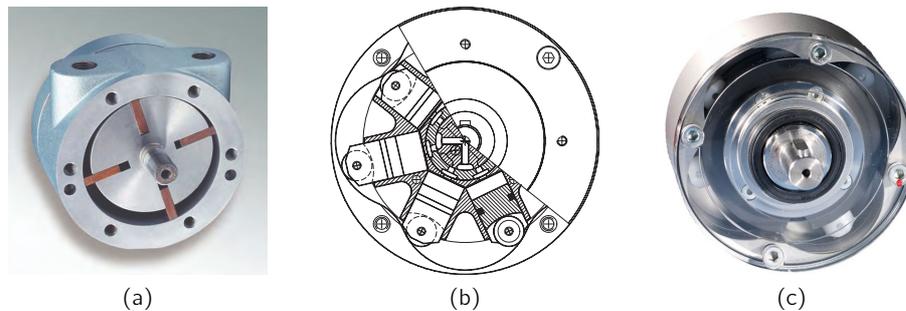


Abb. 8.18: Wirkprinzipien pneumatischer Motoren. (a) Pneumatischer Lamellenmotor von Drumag [193] (b) Pneumatischer Radialkolbenmotor des Typs EasyDrive PMO von P.T.M. [196] (c) EasyDrive Motor mit durchsichtiger Motorraumabdeckung zu Demonstrationszwecken [197]

Interessante Neuerungen auf dem Gebiet der pneumatischen Motoren sind pneumatische Schrittmotoren. Mit ihnen ist es möglich, diskrete Winkellängen schrittweise zurückzulegen. Ihre Ansteuerung sehr einfach umzusetzen. Pneumatische Schrittmotoren finden nur in Spezialanwendungen Verwendung und sind nicht verbreitet. Daher wird er nur von sehr wenigen Herstellern produziert. Die Firma Baumgartner²⁵ stellt einen solchen Motor her (Abb. 8.19a). Er wird in Deutschland durch die Firma Bibus unter dem Markennamen BPS vermarktet. Weiterhin haben Stoianovici et al. im Jahr 2007 den sog. „Planetary Harmonic Motor“ vorgestellt [198] und patentieren lassen [199, 200]. Beiden Motoren ist gemein, dass sie mittels dreier Pneumatikzylinder angetrieben werden. Diese müssen nacheinander angesteuert werden, um eine Kreisbewegung der Motorwelle zu erreichen. Leider ist der Motor von Stoianovici weder kommerziell noch zu Versuchszwecken verfügbar. Der BPS Motor hat ein Gewicht von 520 g in der kleinsten Konfiguration. Er hat eine Länge von 72,5 mm (Motorkörper) und einen Durchmesser von 62 mm.

Der Betrieb von Wärmekraftmaschinen bspw. Verbrennungsmotoren ist unter den gegebenen Einsatzbedingungen (OP-Saal) nicht vorstellbar. Die entstehenden Vibrationen und Abgas- sowie Schallemissionen sind im intraoperativen Umfeld nicht tragbar. Weiterhin stellt die Vorhaltung des Treibstoffes ein zu hohes Gefahrenpotential in der Einsatzumgebung dar.

Elektrische Antriebe sind nicht derart problematisch. Ihre Energieversorgung kann ent-

²⁵ Baumgartner Maschinenbau AG, Münchenbuchsee, Schweiz



Abb. 8.19: Überblick pneumatische Schrittmotoren. (a) Schrittmotor Typ BPS1216 von Baumgartner [201] (b) Magnetresonanztomograph-kompatibler Schrittmotor von Stoianovici et al. [198]

lang des Gelenkarmes platzsparend geführt werden. Es gibt sie in allen Leistungsklassen – von mW bis GW. Sie verfügen – je nach Technologie – über leisen und ruhigen Lauf in allen Drehzahlbereichen. Unterschieden wird zwischen Gleichstrommotoren (DC²⁶ - Motoren), Synchronmotoren (AC²⁷ - Motoren) sowie Asynchronmotoren (ebenfalls AC - Motoren). Weiterhin existieren Zwischenstufen und Zwidderkonzepte zu den aufgezählten Varianten. Einen Gesamtüberblick über alle untergliederten Konzepte elektrischer Motoren zu geben, kann an dieser Stelle nicht geleistet werden. Dies tun Böge & Plaßmann in [202], Hering et al. in [203] als auch Stölting in [204] in aller Ausführlichkeit .

Ein zentrales Kriterium zur Unterscheidung der Motorgattungen stellt unter anderem die Form der Kommutierung dar [204, S. 16]. Sie ist der Mechanismus, der zur Umschaltung der elektrischen Felder in andere Ausrichtungen führt. Durch diese Um- oder Weiterschaltung wird die Welle des Motors in Bewegung gehalten. Bei bürstenbehafteten Motoren geschieht die Kommutierung mechanisch unter Einbindung stromführender Bürsten. Sie nutzen sich durch Reibung mit der Zeit ab. In Abb. 8.20 ist der typische Aufbau eines bürstenbehafteten DC Motors, der hier Verwendung in einer Schlagbohrmaschine Typ Bosch PSB 680-2RE findet, gezeigt. Innerhalb des sog. *Stators* läuft der *Anker* auf einer gelagerten Welle (Abb. 8.20a). Diese verfügt an einem Ende über die Kommutatorlamellen. Je zwei gegenüberliegende Lamellen sind mit den Enden einer Wicklung verbunden. Die Bürsten befinden sich in einer Führung und werden mittels einer Feder auf die Kommutatorlamellen gedrückt (Abb. 8.20b). Somit wird der elektrische Kontakt zwischen Wicklung und Stromquelle hergestellt. Über den Abnutzungszeitraum der Bürsten hinweg wird so sichergestellt, dass stets vollflächiger Kontakt zur Lamellenoberfläche besteht (Abb. 8.20b). Zumeist bestehen die Bürsten aus einer Graphit-Kupfer Mischung, was kostengünstig ist (Abb. 8.20c) [204, S. 29]. Es

²⁶ Direct Current: Gleichstrom

²⁷ Alternating Current: Wechselstrom

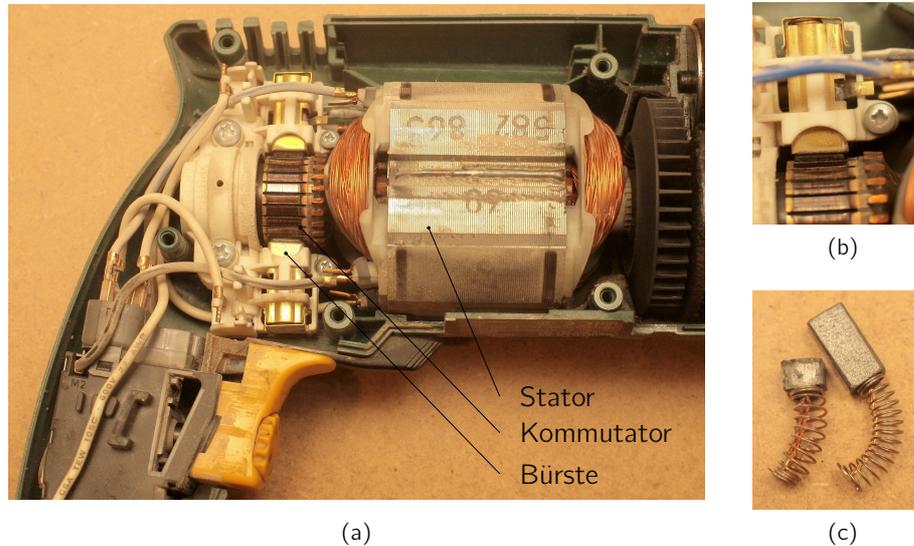


Abb. 8.20: Ansicht eines Elektrischen DC Motors. Bürstenkommutierter elektrischer DC Motor einer Schlagbohrmaschine Typ Bosch PSB 680-2RE (a) geöffnete Bohrmaschine mit Blick auf verbauten Motor und Steuereinheit (b) Kommutatorlamellen auf Anker (unten) und Bürste in Führungsköcher (oben) (c) abgenutzte Bürste (links) und neue Ersatzbürste (rechts) [205]

existieren jedoch wartungsärmere bürstenbehaftete Motoren mit federartigen (Edel-) Stahlbürsten [206]. Abhängig vom Bürstenmaterial wird von Edelstahlkommutierung, Edelmetallkommutierung oder Graphitkommutierung gesprochen.

Das Nichtvorhandensein der Bürsten erhöht die Lebensdauer und Zuverlässigkeit der bürstenlosen Motoren deutlich. Die einzigen dem mechanischen Verschleiß unterworfenen Motorbauteile sind die Lager der Motorwelle. [202, S. 836]

Weiterhin emittieren diese Motoren keine Partikel der Verschleißteile in die Umgebung. Akustische Emissionen sind ebenfalls drastisch reduziert. Außerdem entsteht kein sog. Bürstenfeuer an der Auflagefläche zwischen Bürsten und Kommutatorlamellen der bürstenbehafteten Motoren. Aus Bürstenfeuer kann Abbrand von kohlebasierenden und daher kostengünstigen Bürsten resultieren. Es besteht die Möglichkeit der Beschädigung durch Bürstenfeuer von dem Motor benachbarter Bauteile. [202, S. 836]

Bürstenfeuer stellt im Hinblick auf elektromagnetische Emissionen eine breitbandigen Störquelle dar [207, 79f]. Es müssen aufwendige elektrotechnische Gegenmaßnahmen mittels Puffer- und Bypassinduktivitäten am Motor getroffen werden.

Bürstenfreie Motoren kleiner Leistungsklassen sind oftmals als DC Motoren ausgeführt. Die Kommutierung muss bei diesen Motoren durch geeignete Maßnahmen gesondert durchgeführt werden. Im Gegensatz zur fremd geführten Kommutierung funktioniert die beschriebenen Bürstenkommutierung immanent durch die Konstruktion. Bürsten-

lose elektrische Motoren sind daher meist mit einer Sensorik zur Überwachung des Ankerwinkels ausgerüstet. In Abhängigkeit des Ankerwinkels werden die Spulen im Stator angesteuert. Ziel ist es dabei, die Ankerwelle in Bewegung zu versetzen oder zu halten. Dabei wird auch von Fremdführung der Kommutierung gesprochen [208, S. 16]. Das geschilderte Verfahren trifft auf Motoren mit der Bezeichnung „Bürstenlose DC Motoren“ bzw. „Brushless DC Motors“ (BLDC) zu. Ebenfalls ist die Bezeichnung „Electronically commutated motors“ (ECMs, EC motors) verbreitet. Sie sind für mobile Anwendungen vorgesehen und in kleinen Leistungsklassen verfügbar, im Gegensatz zu AC Motoren. Diese gibt es bis in sehr große Leistungsklassen, da sie vorwiegend direkt am (Dreh-)Stromnetz betrieben werden. Unterschieden wird zwischen Außenläufer- und Innenläufermotoren. Um hohe Drehzahlen zu erreichen, wird meist eine Außenläuferkonfiguration eingesetzt, bspw. in Disketten- und Festplattenmotoren. Dabei steht der Stator in der Mitte und um seine Hochachse herum dreht sich der Läufer. Im Gegensatz dazu ist der Aufbau von Innenläufermotoren ähnlich dem üblichen Aufbau anderer elektrischer Motoren. Der Stator befindet sich um den Läufer bzw. die Motorwelle. Sie ist allerdings nicht mit Spulen, sondern mit Permanentmagneten versehen (Abb. 8.21b). Im Stator befinden sich die Treiberspulen (Abb. 8.21a). Dies ermöglicht den bürstenlosen Betrieb und vereinfacht die elektro-mechanische Konstruktion.

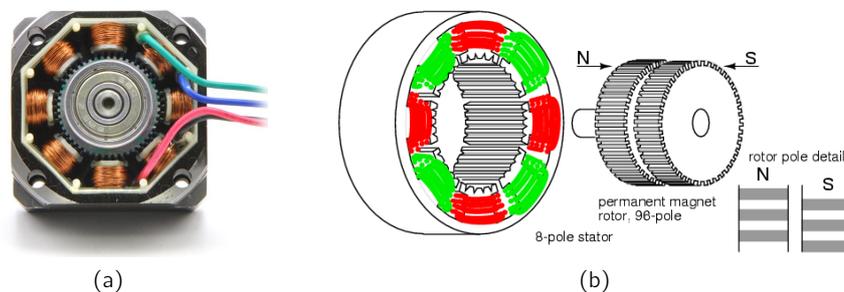


Abb. 8.21: Aufbau von Schrittmotoren. (a) Einblick in einen Schrittmotor Typ SY35ST36 von Soyo durch demontiertes Motorschild [209] (b) Schematische Ansicht eines Hybrid-Schrittmotors: Der sich in der Mitte drehbar gelagerte Anker ist zur besseren Ansicht herausgeführt. Er verfügt über alternierend permanentmagnetisierte Areale. Der Stator besteht aus einem Grundträger mit gewickelten Spulen, die radial zur Ankerachse angebracht sind [210]

Schrittmotoren gehören zur Klasse der bürstenlosen Motoren, weshalb die Kommutierung elektronisch gesteuert wird [211, S. 114]. Dank seines geringen Gewichtes und kleinen Bauraums ist er universell einsetzbar. Er kann hohes Drehmoment bei gleichzeitig geringer Leistungsaufnahme erzeugen. Trotz der fremdgeführten Kommutierung ist ihre Ansteuerung gegenüber anderen bürstenlosen Motorprinzipien bspw. dem RoboDrive™ o.ä. unkomplexer. Der Betrieb kann beim Schrittmotor prinzipbedingt ungerregelt geschehen. Ein geregelter Betrieb bürstenloser Antriebe benötigt neben

einer Regeleinrichtung zwingend ein Messglied. Hier ist keine zusätzliche Sensoreinrichtung und deren Auswertung notwendig. Dieser Umstand trägt zur Minimierung der Entwicklungszeit und der -kosten des Gesamtsystems bei.

Schrittmotoren ermöglichen systemimmanent eine sehr präzise Positionierung, jedoch mit vergleichsweise grober Winkeldiskretisierung von typischerweise 200 Schritten pro Umlauf. In diesem Fall können Winkelpositionen mit einer Schrittweite von $1,8^\circ$ angefahren werden. Durch eine Erweiterung des einfachsten Ansteuerungsmodus für Schrittmotoren ist es möglich, Zwischenstellungen der zunächst diskreten Winkelpositionen zu erzeugen. Dieses Verfahren wird *Microstepping* oder *Mikroschrittbetrieb* genannt [202, S. 835]. Beispielsweise kann ein Diskretisierungsschritt durch eine entsprechende Änderung der Ansteuerung in vier Stufen aufgetrennt werden. In diesem Fall wird von $1/4$ Microstepping gesprochen. Die Idee hinter diesem Verfahren ist die Annäherung der traditionell binären Steuerung des Spulenstromes an eine sinusförmige Charakteristik des Spulenstromes. Dabei müssen die beiden Spulenströme ($I_{\text{grün}}$ und I_{rot} in vgl. Abb. 8.21b) um 90° phasenverschoben sein.

Nach einer Marktrecherche wurde der günstige, kleine und drehmomentstarke Schrittmotor Typ ST4118M1206 von Nanotec²⁸ ausgewählt. Er wiegt 240 g und erreicht ein maximales Drehmoment von 0,396 Nm. Damit ist er sehr leicht und wiegt weniger als die Hälfte des pneumatischen Schrittmotors BPS1216 (520 g). Der Pneumatikmotor BPS1216 bietet allerdings hohes Dreh- und Haltemoment. Auf einen pneumatischen Antrieb soll zunächst verzichtet werden. Es sind für jeden dieser Motoren drei Pneumatikleitungen entlang des Armes zu führen. Knickungen der Leitungen sind zu vermeiden, was gerade an den Gelenken des Armes zu konstruktiver Komplexität führen kann. Weiterhin erschwert die Zuführung der Druckluft an das Gesamtsystem die Arbeitsfreiheit des medizinischen Personals. Meist befindet sich die Druckluftversorgung für chirurgische Geräte in den Wänden des OP-Saals oder in speziellen Versorgungseinheiten. Diese sind in modernen Kliniken an der Decke befestigt. Sie sind allerdings unsteril und dürfen daher nicht zu nahe an den Patienten, in die sog. sterile Zone, gebracht werden. Dort muss sich allerdings das Assistenzsystem zur korrekten Ausübung der Funktion befinden. Daher müssen Pneumatikleitungen durch den Arbeitsraum verlegt werden und stellen somit Sicherheitsrisiken, bspw. als Stolperfalle, dar.

Als erstrebenswert wird eine Lösung erachtet, welche das Plug-and-Play Modul (Assistenzsystem) entweder mittels der elektrischen Energieversorgung des Operationstisches oder autark versorgt. Dies minimiert die zu erwartenden Leitungslängen der Versorgungsleitungen, ggf. bis auf Null, bei autarker Versorgung. Ebenfalls aus dieser Begründung heraus ist es sinnvoll eine Technologie zu nutzen, die möglichst geringe elektrische Spannungen und Ströme benötigt. Hierbei bleibt die Option der autarken

²⁸ Nanotec Electronic GmbH & Co. KG, Feldkirchen, Deutschland

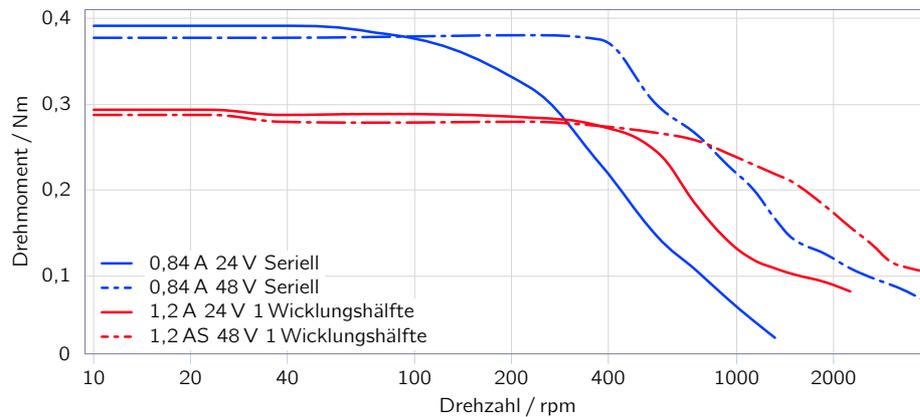


Abb. 8.22: Kennlinienfeld des gewählten Schrittmotors. Kennlinien des am Demonstrator eingesetzten Schrittmotortyps ST4118M1206 von Nanotec bei verschiedenen Versorgungsspannungen und Klemmenkonfigurationen [212]

Stromversorgung mittels Akkumulatoren erhalten.

Vorteilhaft im Sinne der Aufgabenstellung ist weiterhin die gute Skalierbarkeit des einzelnen Schrittmotortyps für die verschieden hohen Anforderungen bzgl. des Drehmoments. So ist jeder Typ in mehreren Konfigurationen erhältlich, welche sich lediglich in Baulänge und Gewicht unterscheiden. Daraus resultieren verschieden hohe maximale Drehmomente. Resultierend ist es möglich, das Gewicht der bewegten Masse minimal zu halten, indem die Anforderungen jedes Gelenkes an den Antrieb gerade erfüllt, aber nicht übererfüllt werden. Beispielsweise wurde für das Basisgelenk ein Motor mit höherem Drehmomentvermögen, als am Ellenbogen des Gelenkarms gewählt. Weiterhin wurden am Endeffektor wiederum schwächere Motoren, als am Ellenbogengelenk verwendet.

Hohes Drehmomentvermögen ist für das Anlaufverhalten bei einer Positions- oder Orientierungsänderung des Endeffektors des Gelenkarms von Bedeutung. Aus Abb. 8.22 ist ersichtlich, dass diesbezüglich eine serielle Verschaltung der Spulen bei einer Versorgungsspannung von 24 V optimal ist. Bei Drehzahlen bis 100 U/min liegt von allen Konfigurationen das größte Drehmoment dieses Motors an. Weiterhin tritt erst bei Drehzahlen im Bereich ab 200 U/min ein massiver Drehmomentverlust auf. Mit nur 24 V bei einem maximalen Spulenstrom von 0,8 A nimmt der Motor im Vergleich zu den anderen dargestellten Konfigurationen gleichzeitig die geringste Leistung auf. Sie ergibt sich mit $P = U \cdot I$ zu 19,2 W. Drehzahlen über 100 U/min sind bei der vorgesehenen Funktionsweise nicht zu erwarten. Dies erbringt eine Abschätzung der erforderlichen Dynamik des Gelenkarms. Es gilt:

$$\omega_{out} = i_G \cdot \omega_{in} \quad (8.1)$$

mit ω_{out} : Winkelgeschwindigkeit der Abtriebswelle,
 ω_{in} : Winkelgeschwindigkeit der Antriebswelle,
 i_G : Getriebeuntersetzung.

Bei einer angenommenen maximalen Winkelgeschwindigkeit²⁹ von $5^\circ/\text{s}$ an der Gelenkachse ergibt sich unter Nutzung eines Getriebes mit der Untersetzung 1:100 eine maximale Rotorgeschwindigkeit am Antrieb des Getriebes von $500^\circ/\text{s}$. Dies entspricht einer Drehgeschwindigkeit der Motorwelle von $83,3 \text{ U}/\text{min}$.

$$500 \frac{^\circ}{\text{s}} = 500 \cdot 60 \frac{^\circ}{\text{min}} = \frac{500}{360} \cdot 60 \frac{1}{\text{min}} = 83,3 \frac{1}{\text{min}}$$

Bei einer Winkelgeschwindigkeit des Gelenkarms von $5^\circ/\text{s}$ wird ein Winkel von 90° innerhalb von 18 s überstrichen. Sind höhere Geschwindigkeiten notwendig, sinkt das dabei anliegende Drehmoment. Es wird daher unterstellt, dass ein Chirurg bei der Anforderung nach hohen Positioniergeschwindigkeiten keine hohe Last am Gelenkarm manövrieren will. Beispielsweise kann dieser Fall eintreten bei der ersten Einrichtung des Gerätes am Patienten. Nachdem der Gelenkarm allerdings über das Pin - Knochen - Interface fest mit dem Knochen verbunden ist, sind hohe Positionierungsgeschwindigkeiten bei der Fragmenteponierung als unphysiologisch zu betrachten. Zur Schonung des Weichteilgewebes wird ein Operateur immer versuchen, möglichst langsam zu manövrieren. An dieser Stelle wird die Betrachtung der Dynamik abgeschlossen. Aufgegriffen wird diese Thematik nochmals im Zusammenhang mit der Lösung der Inversen Kinematik des Gelenkarms (siehe Abschnitt 8.5.6).

8.3.4 Verbindungselemente

In den vorhergehenden Abschnitten wurden die Funktionseinheiten des Demonstrators beschrieben (Lager, Getriebe & Antrieb). Damit ihre Funktionen gewährleistet werden kann, müssen diese Baugruppen in eine mechanische Tragstruktur eingebunden werden. Nach dem Vorbild des SCARA sind die einzelnen Gelenkarmabschnitte aus starren Verbindungselementen aufgebaut. Diese verbinden jeweils zwei Gelenke des Arms. Die Grundträger dienen zur Aufnahme der Funktionseinheiten, welche mittels geeigneter Montageeinrichtungen an diesen fixiert sind. Zur zügigen Umsetzung eines funktionsfähigen Demonstrators wurden komplexe Raumstrukturen vermieden. Zu erwartende Optimierungen im Hinblick auf Gewicht, Konstruktionssteifigkeit und Bauraum sollen erst nach erfolgter Erprobung der Charakteristika des Demonstrators eingeführt werden. Mittels problemorientiert angepasster Strukturen können Materialeinsparungen erlangt werden. Diese führen dem Prinzip nach zu Anpassungen der mechanischen

²⁹ Zugunsten der Anschaulichkeit wurde hier nicht die SI Einheit rad/s verwendet, sondern $^\circ/\text{s}$.

Eigenschaften der Gesamtkonstruktion und/oder Gewichtsreduktion [213, S. 3]. So wurden sämtliche Gelenkverbindungselemente als zweidimensionale Strukturen konzipiert. Diese wurden anschließend aus Aluminiumflachstäben der Materialstärke 10 mm gefertigt. Entsprechend der vorgesehenen Positionen aller Anbauteile (Gelenk-Getriebe Einheit, sensorische Systeme) wurden spezielle Strukturen in die Verbindungselemente gefräst. Mittels der Dimensionierung der Verbindungselemente wird der Arbeitsbereich des Gelenkarms definiert. Folglich werden gleichfalls die Dimension der Hebelkräfte und Drehmomente bestimmt. Um die Größe und das Gewicht der Komponenten möglichst klein zu halten, ist es daher erstrebenswert, die Länge der Hebelarme auf ein notwendiges Minimum zu beschränken. Maßgebend für die adäquate Dimensionierung der Gelenkarme ist die für den Eingriff medizinisch relevante Größe des Arbeitsgebietes und der dabei zu betrachtenden anatomischen Strukturen.

Strecker et al. untersuchten 511 intakte Femura (246 links, 265 rechts), wobei Sie eine durchschnittliche Länge von $46,3 \text{ cm} \pm 6,4 \text{ cm}$ ermittelten [13]. Weiterhin existieren anthropometrische Studien, die sich mit den Abmaßen der menschlichen Körperteile befassen. Aus den Daten dieser Studien werden meist Kollektivwerte abgeleitet, ggf. diskretisiert und in Normen überführt. Diese dienen wiederum Produktdesignern und Konstrukteuren als Grundlage zum Design und Dimensionieren ihrer Produkte. Beispiele hierfür sind die DIN 33402, DIN EN 547, DIN EN ISO 14738 und DIN EN ISO 7250. Nach der ISO 7250 hat der Oberschenkelbereich des sog. Europamenschen eine Länge von 312 mm (5%-Perzentil)³⁰ bis 360 mm (95%-Perzentil)³⁰ bei einem Median von 344 mm ³⁰. Eine Studie der Forschungsgruppe Industrieanthropologie der Universität Kiel um Prof. Jürgens differenziert hierbei zwischen Geschlecht und Altersgruppe. Für Frauen in Deutschland im Alter zwischen 18 und 65 Jahren wurden Oberschenkel­längen von 310 mm (5%-Perzentil)³⁰ bis 380 mm (95%-Perzentil)³⁰ bei einem Medianwert von 350 mm ³⁰ festgestellt. Für Männer in Deutschland im Alter zwischen 18 und 65 Jahren wurden Oberschenkel­längen von 330 mm (5%-Perzentil)³⁰ bis 425 mm (95%-Perzentil)³⁰ mit einem Medianwert von 370 mm ³⁰ verzeichnet. Die neueste repräsentative Studie in Deutschland wurde im Jahr 2007/2008 durchgeführt und unter dem Namen "SizeGERMANY" bekannt. Untersucht wurden 13362 Frauen und Männer im Alter von 6 Jahren bis 87 Jahren [214]. Wird ein röhrenförmiges Arbeitsvolumen betrachtet, innerhalb dessen sich der Femur befindet, kann der Durchmesser der Röhre aus diesen Daten berechnet werden.

Mit der Beziehung $U = \pi d$ ergeben sich Durchmesser im Bereich von $156,0 \text{ mm}$ bis $203,7 \text{ mm}$ für Männer über alle Altersgruppen. Für Frauen aller betrachteten Altersklassen ergibt sich ein Bereich von $154,3 \text{ mm}$ bis $213,3 \text{ mm}$. Zur Berechnung der Bereichs-

³⁰ Daten sind nicht direkt angegeben, sondern aus Tibialhöhe und Schritthöhe errechnet (Differenz).

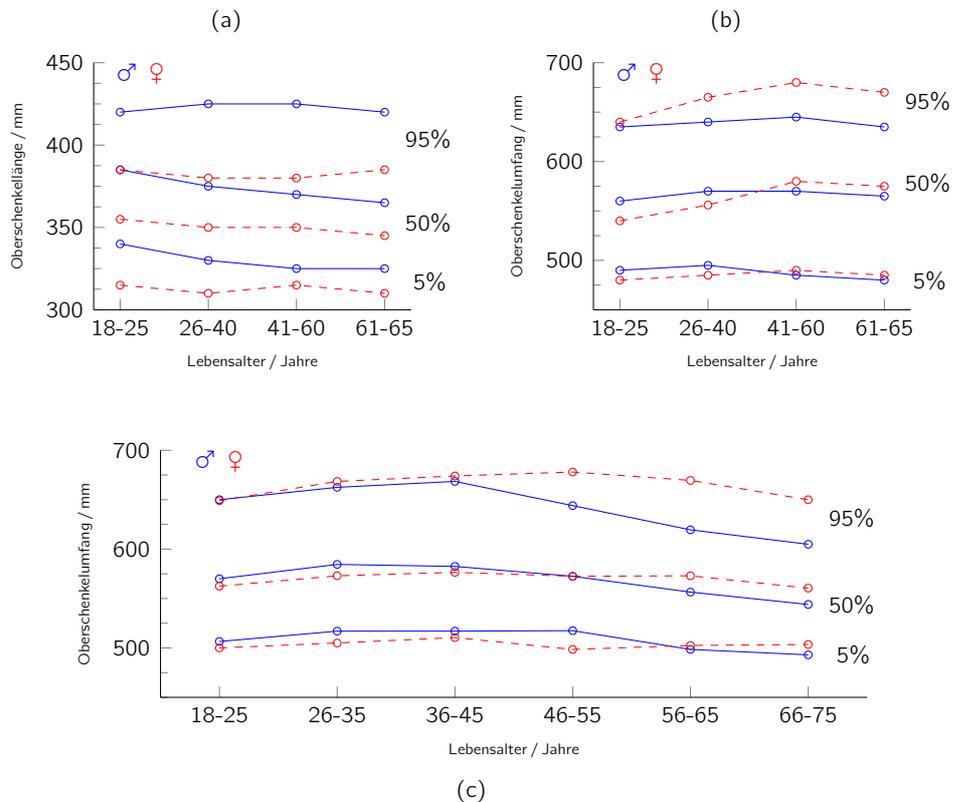


Abb. 8.23: Oberschenkellänge und -umfang. (a) Verteilung der Oberschenkellänge nach Alter und Geschlecht (nach DIN EN 33402-2:2005-12) [215] Verteilung des Oberschenkelumfangs der deutschen Bevölkerung nach Alter und Geschlecht: (b) nach DIN EN 33402-2:2005-12 [215]; (c) nach SizeGERMANY [214];

grenzen wurden jeweils die 5%-Perzentile und 95%-Perzentil Werte herangezogen. Da das Bein jedoch auf einer näherungsweise planen Lagerfläche zu liegen kommt, ist ein röhrenförmiges Arbeitsvolumen nicht adäquat. Ferner muss das Arbeitsvolumen von der Lagerfläche ausgehend eine gewisse Höhe und Breite aufweisen, welches das zuvor eingeführte röhrenförmige Arbeitsvolumen einschließt. Eine Betrachtung der intraoperativen Ausgangssituation bezüglich der Fragmentstellungen zeigt deutlich auf, dass es nicht genügt, allein von der intakten Situation am Femur auszugehen.

Wie in Abschnitt 3.3.2 bereits dargestellt wurde, verkürzt sich der frakturierte Oberschenkel durch Muskel- und Sehnenzug. Dabei werden das proximale Femurfragment

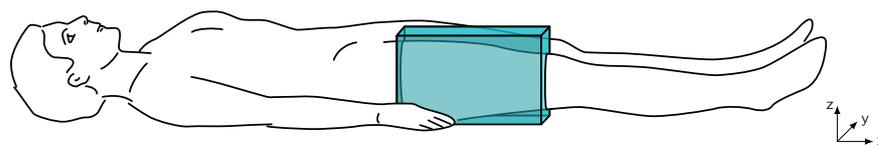


Abb. 8.24: Quaderförmiges Arbeitsvolumen des Gelenkarms

nach medial³¹ und kranial³² gezogen. Das distale Fragment ist abhängig von der Position der Fraktur stark medial verrückt.

Eine weitere Orientierung kann die Dimensionierung der dem Stand der Technik entsprechenden technischen Hilfsmittel bieten. Neben den bisher in Abschnitt 5.1 aufgeführten Produkten, bringt eine Betrachtung der Arbeitsumgebung des Unfallchirurgen weitere Erkenntnisse. Eines der unverzichtbaren Hilfsmittel stellt dabei der Operationstisch dar. Er dient in der modernen Chirurgie nicht mehr ausschließlich als Lagerungsmittel des Patienten. Vielmehr werden moderne OP-Tische ausgestattet mit Funktionen, die sie als universelle Hilfsmittel für Eingriffe verschiedenster medizinischer Disziplinen qualifizieren. Sie wirken wegberreitend für den Durchbruch der minimal-invasiven Chirurgie, gerade in der Organmedizin, ab Ende der 1980er Jahre [216, 217]. Dank ihrer stark erhöhten Bewegungs- und Positioniermöglichkeiten kann die Schwerkraft zur Positionierung der Organe ohne weiteren Eingriff des Chirurgen genutzt werden. Außerdem vereinfachen die Verstellmöglichkeiten moderner OP-Tische den endoskopischen Zugang zu Körperhöhlen drastisch. Seit der Einführung modularer Patientenlagerflächen haben die Beinplatten neben weiteren Untergliederungen keinerlei grundlegende Veränderungen erfahren (vgl. Abb. 8.25).

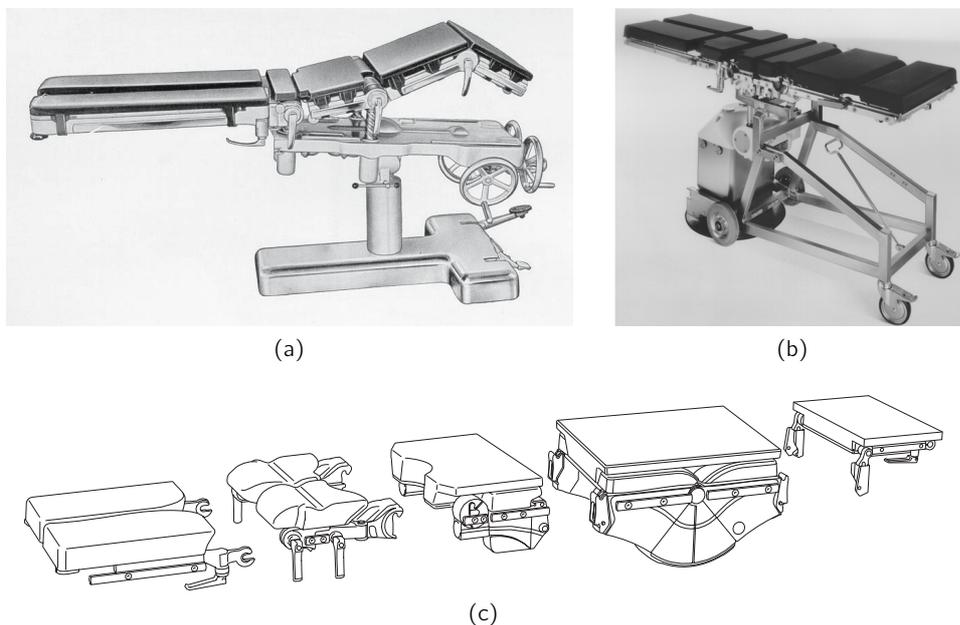


Abb. 8.25: Modulare Patientenlagerflächen von Operationstische. (a) „großer Heidelberger“ genannter Typ Maquet 1111 von 1960 [218, S. 77] (b) „Heidelberger“ Typ Maquet 1120 [85, S. 54] (c) Standardlagerfläche eines Typ Maquet 1180 „Magnus“ , zusammengesetzt aus verschiedenen leicht austauschbaren Modulen [219]

³¹ zur Körpermitte hin

³² zum Kopf hin

Die Standardbeinlagerfläche (1180.54A0) eines einzelnen Beines des Operationstisches vom Typ MAGNUS der Firma Maquet³³ hat eine Breite 255 mm [219].

Als initialer Ansatz ist daher ein Volumen mit der Charakteristik eines Quaders gewählt worden. Dieser verfügt, basierend auf den zuvor angestellten Überlegungen, über eine Tiefe (Länge in der Transversalebene) von 250 mm, Höhe von 250 mm sowie Länge (in der Sagittalebene) von 300 mm. In Abb. 8.24 ist das Arbeitsvolumen bei einem auf dem Operationstisch liegenden Patienten am rechten Femur dargestellt.

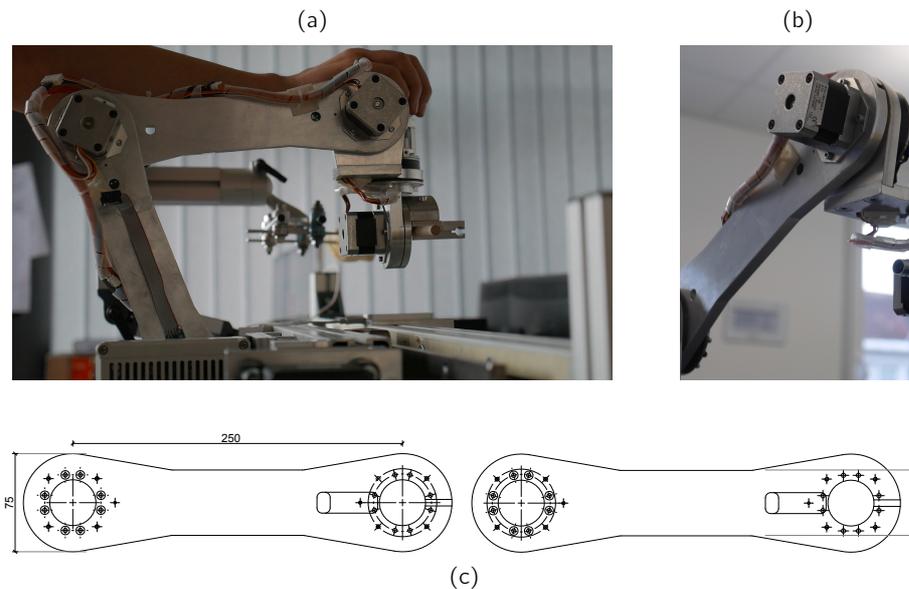


Abb. 8.26: . (a) Aus Aluminium Flachmaterial gefräste Verbindungselemente montiert am Demonstrator (b) perspektivische Ansicht (c) Zeichnung des Verbindungselementes des Demonstrators [mm]; links: Aufsicht Vorderseite, rechts: Aufsicht Rückseite, Materialstärke $d = 10$ mm

Die Gelenkarmsegmente wurden in der hochschuleigenen Werkstatt aus Aluminium Halbzeug-Flachstäben (DIN EN 10058) gefräst.

Aluminium ist ein einfach zu bearbeitender, trotzdem mechanisch robuster Werkstoff. Verwendet wurde die Legierung AlMgSi0.5 mit der Werkstoffbezeichnung EN AW-6060. Es handelt sich dabei um eine genormte Aluminiumlegierung der Gruppe AlMgSi mit 0,5 % Magnesium als Hauptbestandteil sowie Zusätzen von Silizium, Eisen, Zink, Titan, Mangan, Kupfer und Chrom [220]. Generell stellt die Klasse der AlMgSi Legierungen die Basis für zahlreiche Konstruktionswerkstoffe in den unterschiedlichsten Anwendungsgebieten dar [221, S. 138]. Der Anwendungsbereich für EN AW-6060 ist daher ebenfalls sehr breit und vielfältig. So findet die Legierung Verwendung in Transport- und Verkehrswesen, Baugewerbe und Architektur, im Fahrzeug- und Maschinenbau sowie in der Nahrungsmittelindustrie [221, S. 9 ff.]. Sie bietet bei einer

³³ MAQUET Holding B.V. & Co.KG, Rastatt, Deutschland

Dichte von nur $2,79/\text{cm}^3$ eine ausreichend gute Festigkeit, welche an die von Stahl heranreichen [222, S. 43].

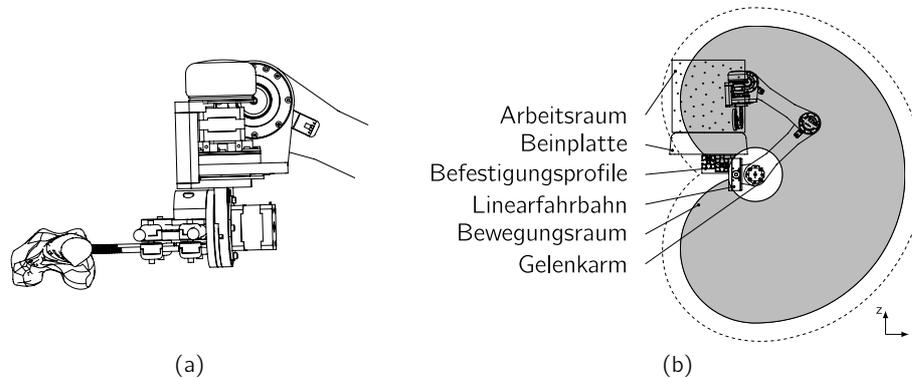


Abb. 8.27: Manipulator und Arbeitsraum des Demonstrators. (a) Schematischer Aufbau des Manipulators am Demonstrator, gut sichtbar sind alle drei Manipulatorgelenke mit senkrecht aufeinanderstehenden Gelenkachsen; (b) Bewegungs- und Arbeitsraum des Gelenkarms in der Patiententransversalebene (Berechnung des Arbeitsraumes ohne Einbeziehung der Fixierung und Aufnahme des Femurs)

Auf Grundlage der gesammelten Daten und der gewünschten Abmaße des Arbeitsraumes wurden die Verbindungselemente dimensioniert. Alle Segmente wurden im Hinblick auf einen niedrigen Komplexitätsgrad der Fertigung in ihren Abmaßen identisch gehalten. Abbildung 8.27b zeigt den Arbeitsbereich und den theoretisch möglichen Bewegungsbereich der Grundkonstruktion. Die Form des Bewegungsbereichs leitet sich ausschließlich aus dem zweisegmentigen Gelenkarm ab. Am entferntesten³⁴ Ende des Gelenkarms befindet sich das Handgelenk. Der darauf befindliche Manipulator spielt bei dieser Betrachtung keine Rolle. Idealiert gehen von ihm keine weiteren translatorischen Positionsänderungen aus, sondern exklusiv in drei Raumrichtungen rotatorische Positionsänderung um den Mittelpunkt des Endeffektors. Im grau dargestellten Gebiet auf der Y-Z-Ebene kann sich der projizierte Mittelpunkt des Handgelenks befinden, unabhängig von externen Randbedingungen (Kollision). Zur Veranschaulichung wurden allerdings neben dem Endeffektor auch bauliche Einschränkungen dargestellt. Besonderes Augenmerk soll hier auf den gepunkteten Bereich gelegt werden. Dieser ist die Projektion des Quaders aus Abb. 8.24. Die aufgestellte Forderung lautete, innerhalb dieses Quadrates muss sich das distale Femurfragment manövrieren lassen. Fixiert wird der Knochen mittels Schanz'scher Schrauben durch das Weichteilgewebe hindurch. Abhängig von den verwendeten Schrauben ist daher ein Abstand zwischen Knochen und Endeffektor im Bereich von 5 cm bis 10 cm vorgegeben (vgl. Abb. 8.27a). Der berechnete Bewegungsraum muss also um diese Länge jeweils erweitert werden,

³⁴ vom Basisgelenk aus betrachtet

was in Abb. 8.27b durch einen gestrichelten zweiten Rand um den grauen Bewegungsraum dargestellt ist. Das Differenzareal zwischen Bewegungsraum und Arbeitsraum in Abb. 8.27b wird dadurch eliminiert. Es kann also angenommen werden, dass unter dieser Bedingung die Bewegung des Femurfragments innerhalb des Arbeitsbereichs gegeben ist.

8.4 Sensorik

Zur Steuerung des Demonstrators durch den Anwender ist ein Eingabeinterface erforderlich. Teil der Zielstellung ist, ein interaktives Werkzeug zur Verfügung zu stellen. Einen eigenständig oder semiautomatisch arbeitenden Chirurgieroboter zu entwickeln ist explizit nicht angestrebt. Dabei wird davon ausgegangen, dass die Automatisierung chirurgischer Vorgänge um so mehr Patientendatengrundlage benötigt, je höher der Automatisierungsgrad steigt. Es darf im Anwendungsfall nicht zu Verzögerungen durch Vorbereitungen, bspw. durch Datensammlung mittels Computertomographie o.ä., kommen. Daher wurde auf die Möglichkeit der Steuerung des Assistenzsystems mittels Automatikmechanismen, bspw. berechnete Bahntrajektorien mit anschließender selbstständigen Ansteuerung ohne Eingriff des Chirurgen, verzichtet. Stattdessen wird dem Nutzer die Möglichkeit zur Interaktion mittels des erwähnten Eingabeinterface bereitgestellt. Diese Nutzerschnittstelle wird durch einen Eingabesensor zur Verfügung gestellt. Im Abschnitt 8.4.1 wird auf diesen Sensor und die damit verbundene Daten- und Signalverarbeitung eingegangen. Anschließend wird in Abschnitt 8.4.2 auf die Sensorik eingegangen, welche notwendig ist, um eine Regelung der Positionierung umzusetzen.

8.4.1 Nutzerinterface

Der Operateur verfügt in seinem gewohnten Umfeld bereits über einige Werkzeuge, die durch ihn zu bedienen sind. Im Abschnitt 5.1 sind relevante Hilfsmittel für den beschriebenen Einsatzzweck aufgeführt. Weiterhin eröffnet sich ein großes Arsenal an Hilfsmitteln, welche universell verwendet werden, bspw. die Navigation oder intraoperative Bildgebung. Andere Hilfsmittel wiederum sind jeweils nur bei bestimmten Eingriffen einzusetzen, wie z. B. spezielle chirurgische Klemmen und Zangen. Nicht alle Arbeitslast der Bedienung dieser Gerätschaften liegt allein auf dem Operateur. Medizinisches Personal im OP muss daher im Umgang mit einer hohen Anzahl der Hilfsmittel geschult sein. Dem Operateur kommt trotz allem die Funktion zu, den Einsatz zu koordinieren und zu veranlassen. Über das entsprechende Anwendungswissen aller Hilfsmittel muss er daher trotzdem verfügen. Zusätzlich muss das geschulte Personal – auf das der Operateur angewiesen ist – anwesend und einsatzbereit sein. Weiterhin ergibt sich aus dieser Arbeitsteilung eine Verantwortungsfrage. Prinzipiell trägt der operierende Chirurg für alle Aspekte des Eingriffs an der Wundstelle die sachliche und rechtliche Verantwortung [223].

Der Einsatz verschiedener intraoperativer Hilfsmittel benötigt eine Vorbereitungsphase. Das Beispiel der Navigation eignet sich gut zur Verdeutlichung dieses Faktors. Sie kann

nur eingesetzt werden, wenn präoperativ eine Referenzierung und Kalibrierung des Navigationsgerätes relativ zum OP-Saal- und Patientenkoordinatensystem stattgefunden hat. Zum sinnvollen Gebrauch verfügt das Navigationsgerät über aktuelle dreidimensionale Daten des Patienten. Diese müssen zuvor aus den Bildgebungsdaten extrahiert und auf das Navigationsgerät übertragen werden. Meist wurde präoperativ eine entsprechende Planung und Vorbereitung durchgeführt.

Definiertes Ziel bei der Entwicklung des Assistenzsystems war es, eine schnelle Einsetzbarkeit und geringen Einsatznachbereitungsaufwand zu gewährleisten. Dies bezieht sich auf den Aspekt der Vorbereitung, also der notwendigen Schritte bis das System einsatzbereit ist. Analog gilt dies für den Aspekt der Nachbereitung, nach dem Einsatz des Systems. Viele Hilfsmittel, welche heute in der Chirurgie eingesetzt werden, sind hochkomplexe und komplizierte Systeme. Einzug gehalten haben bspw. Navigationssysteme, welche es erlauben, dreidimensionale Positionen der Instrumente zu erfassen und mit Computerunterstützung höchst präzise zu operieren. Ein erfolgreicher Einsatz bedingt allerdings eine gute und stetige Schulung des Personals und Routine im Umgang mit Ihnen. Ihre Bedienung erfordert allerdings während des Einsatzes trotzdem ein hohes Maß an Konzentration und Aufmerksamkeit. Es erscheint daher sinnvoll, bei der Entwicklung weiterer komplexer Hilfssysteme Augenmerk auf die Einfachheit der Bedienung zu legen. Die Nutzereingabe soll daher intuitiv gestaltet sein. Auf diesen Aspekt der Entwicklung wurde vor allem während der Konzeptionsphase besonderer Fokus gelegt. Jef Raskin definiert den Begriff „intuitiv“ im Jahr 1994 als „vertraut“ [224]. Constantine und Lockwood verstehen darunter ein erwartbares bzw. erratbares Verhalten eines Systems [225]. Verfügt eine Eingabeschnittstelle über viele Parameter, wird die Reaktion des Gesamtsystems auf eine Eingabe für den Anwender umso schwerer vorhersagbar. Im Sinne der intuitiven Bedienbarkeit nach Raskin und Constantine & Lockwood wird davon abgeleitet, dass der Verzicht auf möglichst viele diskrete Eingabelemente den Nutzer entlastet und eine intuitive Bedienung ermöglicht. Somit verbleibt eine kleinere Lücke beim Anwender zwischen bereits vertrauten und noch zu erlernenden Mechanismen, um ein Nutzerinterface gut bedienen zu können. Infolgedessen erfordert dies vom Anwender ein geringeres Aufmerksamkeitsniveau während der Bedienung. Der Operateur kann sich hauptsächlich auf seine medizinische Arbeit konzentrieren. Ein minimalistisches Design des Nutzerinterfaces ist angestrebt. Dies bedeutet eine Reduktion des Nutzerinterfaces auf das absolut notwendige Maß. Gleichzeitig soll im Hinblick auf die Intuitivität des Nutzerinterfaces ebenfalls der notwendige Lernaufwand zur bestimmungsgemäßen Bedienung für den Operateur minimal sein. Damit bleibt weiterhin die effektive Nutzung der Visuomotorik³⁵ des Operateurs erhalten.

³⁵ Hand-Augen-Koordination

Ein Körper hat im dreidimensionalen Raum \mathbb{R}^3 sechs Freiheitsgrade, drei translatorische x, y, z und drei rotatorische a, b, c . In diesen kann mittels des Gelenkarms das Femurfragment bewegt werden. Im Kontext einer einfachen und intuitiven Bedienung erscheint es sinnvoll, einen Sensor zur Nutzereingabe zu verwenden, welcher simultan Eingaben aller sechs Freiheitsgrade erfassen kann. Solche Sensoren sind unter der Bezeichnung 6-DoF³⁶ Sensoren oder Kraft-Momenten Sensoren bekannt. Konzeptuell unterscheiden sich die verfügbaren Bauarten dieser Sensoren stark. Zur Kraftmessung werden oftmals Dehnmesstreifen (DMS) eingesetzt. Basierend auf einer speziellen Anordnung von DMS in einer charakteristischen mechanischen Konstruktion können gleichzeitig translatorische Kräfte und rotatorisch wirkende Drehmomente gemessen werden. Ein Beispiel für einen solchen Sensor ist der Fingertip Force-Torque Sensor



Abb. 8.28: Industrial Steering Device als Nutzerinterface des Demonstrators. (a) Ausführung mit UART Kommunikation [226] (b) Ansicht des Manipulators am Demonstrator mit montiertem ISD

des DLR [227]. Ähnliche Bauformen können unter Ausnutzung des Hall Effekts erzeugt werden, wie bspw. in der Utah/MIT Hand von Jacobsen et al. [228]. Neuere Entwicklungen nutzen Micro Electrical Mechanical Systems (MEMS) als Basis für hochauflösende 6 DoF Sensoren, bspw. Beyeler et al. [229]. Sie funktionieren aufgrund ihrer Baugröße allerdings nur für sehr kleine Kräfte und Momente.

Weiterhin haben sich Anordnungen mit opto-elektronischen Messzellen durchgesetzt. Dieses Funktionsprinzip vereint einen einfachen Aufbau mit hoher Präzision und Zuverlässigkeit [230, S. 2]. Aufgrund des optischen Messprinzips sind sie immun gegenüber Störeinflüssen durch elektromagnetische Felder oder mechanische Überlast. Weiterhin sind sie recht günstig und beanspruchen nur geringen Bauraum. Die Firma 3Dconnexion³⁷ stellt Eingabegeräte für Computer her, welche auf diesem Prinzip beruhen. Typisches Anwendungsgebiet dieser Sensoren ist die Bearbeitung dreidimensionaler Daten in Konstruktionssoftware am Computer. Für industrielle Anwendungen bietet die Fir-

³⁶ DoF: degrees of freedom

³⁷ 3Dconnexion GmbH, Seefeld, Deutschland

ma SpaceControl³⁸ Einbausätze an. Ein solcher ist das sog. Industrial Steering Device (ISD), welches für die Nutzung als Sensor ausgewählt wurde (Abb. 8.28a). Seine mechanische Beschaffenheit ist derart, dass der Nutzer die Hand auf die Kappe auflegen kann und sie in sechs Achsen aus ihrer Ruhepositionen bewegen kann. Die Kappe beherbergt den kompletten Sensoraufbau und hat einen Durchmesser von 65 mm bei einer Gesamthöhe des Sensors von 36 mm.

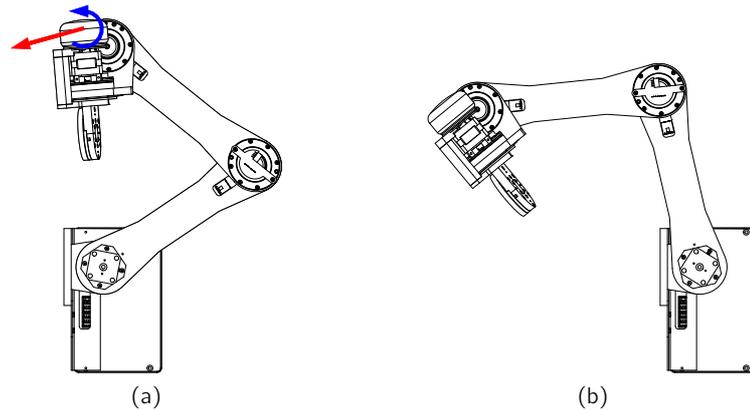


Abb. 8.29: Prinzip der Steuerung durch Nutzer. (a) Beispielausgangskonfiguration des Demonstratorgelenkarms in Y-Z Ansicht mit zu diesem Zeitpunkt appliziertem Kraftvektor [rot] und Drehmoment [blau] (b) resultierende Konfiguration des Gelenkarms nach entsprechender Ansteuerung aller Aktoren

Dem vorgestellten Grundgedanken der einfachen Bedienung folgend kann durch Nutzung dieses Sensors ein Verschieben der Kappe in sechs Raumdimensionen simultan erfasst werden. Es sind keine weiteren Nutzerschnittstellen zur Ansteuerung des Gelenkarms notwendig. Die Bedienung des Gesamtsystems ist mit diesem Sensors denkbar einfach. Nachdem der Operateur die Kappe ausgelenkt hat (Abb. 8.29a), folgt der Endeffektor des Arms der auslenkenden Hand des Nutzers (Abb. 8.29b). Der Nutzer kann die Sensorkappe annähernd so nutzen wie einen Griff, der am letzten Segment des Gelenkarms befestigt ist. Zieht, drückt oder dreht er an diesem "Griff", folgt der gesamte Arm mittels einer Bewegung der Kraft- und Momentvermittlung durch den Nutzer.

8.4.2 Positionssensorik des Gelenkarms

Es ist wünschenswert, dass das Steuersystem jederzeit über Informationen des Zustandes des Gelenkarmes verfügt. So kann durch die Systemsteuereinheit reagiert werden, sollte eine unvorhergesehene Situation eintreten. Sackt der Gelenkarm durch Überlast

³⁸ SpaceControl GmbH, Seefeld, Deutschland

zusammen oder lassen eine beabsichtigte Verstellung der Positionen nicht zu, kann die Steuerung darauf ggf. reagieren. Entsprechende Warnungen können in solchen Fällen frühzeitig dem Nutzer in geeigneter Weise angezeigt werden. Dieser Abschnitt befasst sich daher mit der Implementierung von Positionssensoren in den Armgelenken und deren erweiterter Nutzen.

Anstatt einer offenen Steuerung wurde eine Regelung der Gelenkpositionen in Erwägung gezogen. Zur Regelung einer Regelgröße müssen neben einem Regler ein Stellglied und ein Messglied vorhanden sein. Außerdem muss zwischen Regler und Messglied eine Rückkopplung erfolgen. Als Stellglied kann der vorhandene Motor eines jeden Gelenks des Arms betrachtet werden. Um eine Regelung ermöglichen zu können, ist daher jeweils ein Messglied für alle motorisch verstellbaren Gelenke zu implementieren. Der Regler kann als Softwaremodul realisiert werden und der Steuerung hinzugefügt werden. In gewisser Weise stellt die Regelung eine Aufwertung oder Erweiterung des gesteuerten Systems dar. Die in den Gelenken verbauten Schrittmotoren funktionieren prinzipiell ungerregelt. Die Informationen der motorischen Zustandsparameter werden jedoch losgelöst – ohne Rückkopplung – von der tatsächlich erfolgten Verstellung geführt. Es besteht daher die Gefahr, dass der reale Zustand des Motors nicht dem virtuellen Zustandsabbild in der Steuerung des Motors entspricht. Die Motorsteuerung bekommt darüber keinerlei Informationen aufgrund der fehlenden Rückkopplung.

Es müssen daher Winkelpositionssensoren in den Gelenkelementen und ein Längensensor an der Linearfahrbahn implementiert werden. Dazu ist aus den verschiedenen Messprinzipien das am besten geeignete zu wählen. Grundsätzlich lassen sich alle verfügbaren Messprinzipien in der zwei Gruppen unterteilen. Zum einen sind *Absolutverfahren*, zum anderen *Inkrementalverfahren* existent. Bei inkrementellen Verfahren ist nach Positionsänderung lediglich die Wegdifferenz in Relation zu einem Referenzwert bekannt. Hingegen ist bei einem Absolutverfahren nach Positionsänderung die absolute Position bekannt. Dies hat den Vorteil, dass die Kenntnis über einen Startwert bei solchen Verfahren nicht notwendig ist. Bei Inkrementalverfahren muss diese Information nach jedem Start des Messsystems zunächst beschafft werden. Dies kann durch Anfahren einer bekannten Position, bspw. eines Endanschlags geschehen. Bei Absolutverfahren entfällt dieser Schritt, der auch *Referenzfahrt* genannt wird. Bekannt sind Vermischungen absoluter und inkrementeller Verfahren. Somit können die Vorteile beider Verfahren vereinigt werden. Dazu wird die Referenzfahrt durch ein absolut messendes Verfahren ersetzt und ausschließlich für die Beschaffung eines Referenzwertes zu Beginn der Messungen eingesetzt. Weiterhin wird ein inkrementelles Verfahren eingesetzt, welches hohe Genauigkeit und Auflösung liefert. Denkbar ist die Kombination eines Ultraschallwandlers mit einem inkrementellen Glasmaßstab.

Das Assistenzsystem soll schnell und einfach einsatzbereit sein (vgl. Abschnitt 8.4.1). Es ist daher wünschenswert die Notwendigkeit einer Referenzfahrt aller Gelenke bei jedem Einsatz zu vermeiden. Entsprechend werden im Weiteren nur Absolutverfahren betrachtet.

Übliche nutzbare Messprinzipien der Längenmessung bei den gegebenen Voraussetzungen sind potentiometrische, optische, induktive, magnetoresistive, pneumatische Verfahren (vgl. [167, 45 ff.]) sowie Laufzeitverfahren. Bei pneumatischen Verfahren wird ein Stempel bei Positionsänderung in einem Zylinder bewegt. Dies führt zu einer Druckänderung des Gases im Zylinder, welche gemessen werden kann. Dieses Prinzip ist ungeeignet, da der benötigte Bauraum der dafür notwendigen Einrichtung als zu groß bewertet wird.

Induktive und optische Verfahren benötigen ebenfalls einen fixen Bauraum und sind vergleichsweise kostenintensiv. Bei optischen Wegsensoren wird meist ein Glasmaßstab verwendet, in welchem sich geätzte Abstandsmarken befinden. So sind sehr hohe Genauigkeiten erreichbar. Außerdem ist dieses Verfahren sehr robust gegenüber Umwelteinflüssen. Nachteilig ist die Notwendigkeit eines Läufers entlang des Glasstabes. Der anisotrope magnetoresistive Effekt kann zur hochpräzisen Wegmessung genutzt werden. Ähnlich dem Aufbau eines Glasmaßstabes wird ein Band mit örtlich unterschiedlicher Magnetisierung als Maßstab verwendet. Auch hier ist ein magnetischer Aufnehmer notwendig, der auf dem Band läuft. Durch umgebende elektromagnetische Störfelder kann der Aufnehmer unplausible Messwerte liefern. Dieses Verfahren wird daher im Vergleich zu den bisher aufgeführten auf Grund der vorherrschenden elektromagnetischen Felder der Elektromotoren als störanfällig betrachtet.

Weiterhin kann mittels Laserstrahlung eine Weglängenmessung auf interferometrischer Basis durchgeführt werden. Laufzeitmessung der Photonen, sog. Time-of-Flight (ToF) Sensorik, ist trotz fortschreitender Entwicklungen in diesem Bereich der Sensorik kostenintensiv. Es besteht allerdings die Möglichkeit, mittels Laserlicht und dem Triangulationsverfahren, im Bereich kleiner Wegstrecken kostengünstiger messen zu können. Wegen des notwendigen Bauraums und der Notwendigkeit einer optischen Sichtlinie, bzw. eines Sichtbereiches im Falle von Triangulation, wurde allerdings auf den Einsatz dieser Technologie verzichtet.

Potentiometrische Verfahren stützen sich auf die Änderung des elektrischen Widerstandes bei Positionsänderung des Probenkörpers. Übliche Bauformen verwenden selbstrückstellende Seilwinden, deren Welle mit der eines Drehpotentiometers verbunden ist (ggf. mittels einer Übersetzung). Hier müssen lediglich Seilwinde und Endankerpunkt des Seils örtlich fixiert sein. In der Medizintechnik ist dieses sehr robuste Verfahren erprobt. Beispielsweise wird dieses Verfahren zur Weglängenmessung in Computertomographen und Röntgengeräten eingesetzt [231].

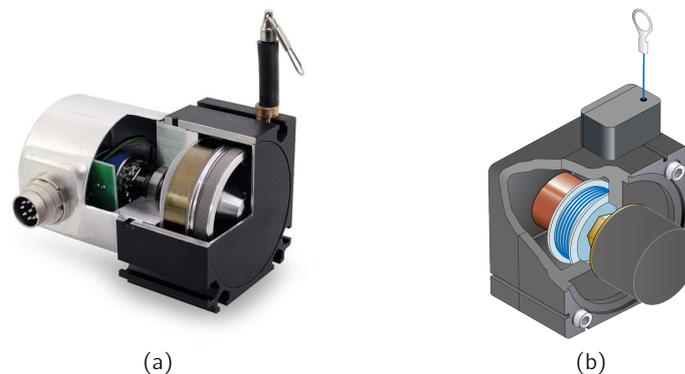


Abb. 8.30: Messprinzip von Seilzugsensoren. (a) Teilschnittbild eines Seilzugwegsensors von Micro Epsilon [232] (b) Schematische Darstellung des verwendeten potentiometrischen Wegsensors Typ WS42 von AMS [233]

Die Firmen Micro-Epsilon Messtechnik³⁹ und ASM⁴⁰ bieten eine große Vielfalt an potentiometrisch arbeitenden Seilzugwegsensoren an. Aus diesen wurde der Seilzugsensor WS42-750-R1K-L25-1 von ASM ausgewählt. Er hat einen Messbereich von 750 mm und hat einen ratiometrischen Messwertausgang. Abhängig von der freien Seillänge ändert sich der elektrische Widerstand am zwischen Schleifer und Referenzpotential. Über diesen Teilwiderstand fällt bei Spannungsversorgung eine Spannung U_R ab. Mittels eines Analog-Digital Wandlers (ADC) kann diese anschließend digitalisiert werden und steht der Steuereinheit im Programmablauf als Zustandsvariable zur Verfügung.

Zur Realisierung einer Positionssensorik der Winkelstellungen der einzelnen Gelenke wurden ebenfalls geeignete Absolutverfahren gesucht. Genutzt werden können, unter den gegebenen baulichen Randbedingungen, ebenfalls die zuvor erwähnten potentiometrischen, optischen, induktiven sowie magnetoresistive Verfahren (vgl. [167, S. 45 ff.]). Diese können auf geradem Weg, allerdings auch auf gekrümmten oder kreisförmigem Weg, angewendet werden. Zusätzlich sind bei Winkelpositionen auch kapazitive und Verfahren nach dem Hall-Effekt üblich [167]. Sogenannte Inklinationsmessungen finden dank kostengünstiger Beschleunigungssensoren in der MEMS Bauweise immer größere Verbreitung. Dabei wird eine statische Erdbeschleunigungsmessung durchgeführt. Sie ist abhängig vom Erdgravitationsvektor und kann daher nicht in Ebenen parallel zur Erdoberfläche durchgeführt werden. Weiterhin stellen zusätzliche Beschleunigungen, hervorgerufen durch Bewegung des Sensors, Störungen dar und können nur schwer eliminiert werden.

Ebenfalls finden Magnetfeldsensoren, sog. elektronische Kompass, große Verbreitung

³⁹ Micro-Epsilon Messtechnik GmbH & CO. KG, Ortenburg, Deutschland

⁴⁰ ASM GmbH, Moosinning, Deutschland

einhergehend mit der massenhaften Einführung von Smartphones. Sie nutzen meist den Hall-Effekt. Mittels eines entsprechend ausgerichteten Magneten kann der Winkel des Hall Elementes relativ zur Nordpol-Südpol Achse des Magneten gemessen werden. Auf Basis des Sensors LSM303DLHC von STMicroelectronics wurde eine Winkelpositionsmessung für ein Gelenk implementiert. Die Ergebnisse wiesen unter den baulichen Bedingungen keine adäquate Auflösung ($>1^\circ$) sowie Linearität und ein inakzeptabel hohen Rauschanteil auf. Als Grund hierfür konnte der zu hohe Abstand des Magneten zum Hall Element des Sensors identifiziert werden. Weiterhin wird der Messeffekt stark durch die ferromagnetischen Eigenschaften der verschiedenen umgebenden Metalle von Motor, Getriebeeinheit und Gelenkverbindungselement beeinträchtigt. Sensor und Magnet mussten in die vorhandene Konstruktion aus Aluminumelementen, Getriebeeinheit und Motor geeignet eingepasst werden. Zusätzlich sollen Hall Element und Magnetpolachse möglichst parallel zueinander sein. Beide Elemente sollen weiterhin derart positioniert sein, dass eine gemeinsame senkrechte Achse zu Magnetpolachse und Hallelement-Ebene existiert, welche den Mittelpunkt beider Elemente schneidet. Diese Positionierung wird *On Axis* genannt, wenn die Mittelpunkte der Ebene des Hallelements und der Magnetpolachse gerade auf der gemeinsamen Senkrechten liegen. Der Erzeugung dieser Konfiguration mit den genutzten mechanischen Bauteilen wurde ein hoher Komplexitätsgrad beigemessen. Daher wurde dieser Ansatz der Winkelmessung verworfen, und nach robusteren, genaueren und besser implementierbaren (unter den gegebenen Einschränkungen) Verfahren gesucht.

Auch andere Messverfahren benötigen Achsengleichheit von Sensor und Messelement (vgl. Erläuterung zu *On Axis* Bauweise). Beispielsweise kann eine direkte potentiometrische Messung anders nicht vorgenommen werden. Eine mechanische Umsetzung ist notwendig, um von einem *On Axis* Verfahren zu einem *Off Axis* Verfahren zu gelangen. Hierbei müssen die Achsen parallel zueinander, allerdings nicht aufeinander liegen. Eine zusätzliche mechanische Umsetzung der Winkelposition wurde zunächst vermieden, um den Implementierungsaufwand der Winkelsensorik gering zu halten. Es wurde nach weiteren direkt anwendbaren Verfahren gesucht.

Optische Verfahren können bei Nutzung eines Glasmaßstabes bzw. einer Glasplatte angewendet werden. Hierbei ist eine *Off Axis* Konfiguration immanent gegeben, was die Implementierung vereinfacht. Die Firma Numerik Jena⁴¹ stellt solche Sensorsysteme mit hoher Genauigkeit (bis zu $0,135''$) her [234]. Nachteilig ist die Kostenintensität eines solchen Systems. Leider konnte Numerik Jena während des Entwicklungszeitraumes keine absolute Variante des Verfahrens verfügbar machen, sondern bietet dieses Messverfahren ausschließlich in inkrementeller Ausführung an. Somit wurde auf den

⁴¹ Numerik Jena GmbH, Jena, Deutschland

Einsatz dieser Messmethode verzichtet.

Im Jahr 2013 brachte Texas Instruments⁴² den Sensorschaltkreis LDC1000 auf den Markt, welcher in Verbindung mit einer Spule ein universeller Induktivitätssensor ist [235]. Mittels einer Spule kann mit ihm die Induktivität eines elektrisch leitfähigen Materials gemessen werden. In dieser Spule erzeugt ein Wechselstrom ein oszillierendes Magnetfeld, welches im zu messenden Material einen Wirbelstrom induziert. Da dieser ebenfalls oszilliert, baut sich ein wechselndes Magnetfeld auf. Dem jeweils hervorgerufenen Magnetfeld ist dieses entgegen gerichtet. Dies führt zu messbaren Leistungsverlusten in der Sensorspule, welche Aufschluss über die ortsabhängige Induktivität des Materials geben. Weiterhin kann aus diesen Informationen die Annäherung an das Material oder auf die Menge bzw. Form des Materials im sensitiven Bereich geschlossen werden. Für die Messung der Winkelposition werden speziell geformte leitfähige Flachmaterialien verwendet. Der Einsatz des LDC1000 Sensors stellt eine Möglichkeit dar, kostengünstig eine Off Axis Winkelmessung zu implementieren.

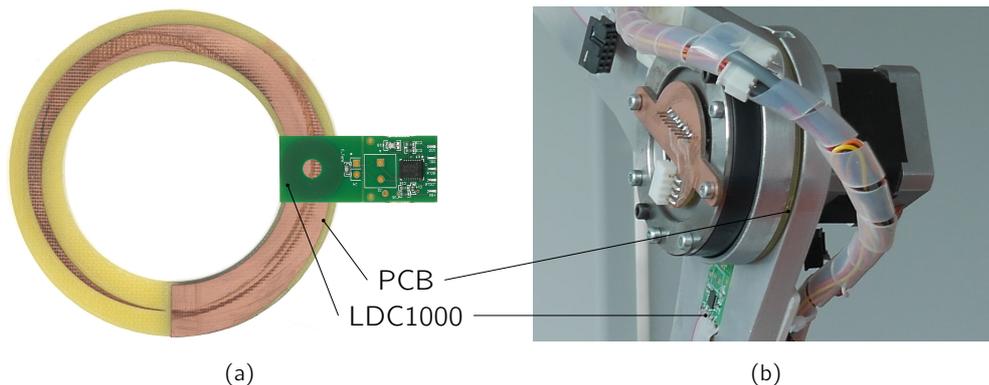


Abb. 8.31: Messaufbau zur Winkelmessung. (a) Darstellung der verwendeten LDC1000 Platine von Texas Instruments und des erstellten Kupfermeselements (b) Im Ellenbogengelenk zwischen beiden Gelenkarmen montierter Messaufbau

Nach Versuchen mit verschiedenen leitfähigen Materialien⁴³ wurde Kupfer ausgewählt. Neben den guten elektrischen Eigenschaften ist es einfach und schnell zu verarbeiten. Kupfer wird als übliches Leitermaterial bei der Fertigung von Leiterplatten genutzt. Dazu wird im einfachsten Fall eine Lage Kupfer auf ein Grundsubstrat aus Glasfaserverbundwerkstoff (FR4) aufgebracht. Verwendet wurde FR4 Material der Stärke 1,5 mm mit einer einseitigen Kupfereauflage von 35 μm vom Hersteller Bungard⁴⁴. Somit kann durch standardisierte Ätz- oder Fräsverfahren mit üblichen Hilfsmitteln (Software, etc.) kostengünstig, schnell und präzise eine solche Vorlage erstellt wer-

⁴² Texas Instruments Inc., Dallas, Texas, USA.

⁴³ Stahl, Aluminium, Kupfer

⁴⁴ Bungard Elektronik GmbH & Co.KG, Deutschland

den. Hier wurde eine zweifache logarithmische Spirale gezeichnet und von einer Basisleiterplatte der unnötige Kupferüberstand durch Fräsen entfernt. Gegenüber dem Ätzzvorgang ermöglichte dies zusätzlich die Erstellung der geeigneten Form der Platine als Ring innerhalb eines einzigen Arbeitsschrittes. Die Charakteristik der Spirale ist nach den Anweisungen des LDC1000-Datenblatts [235] und Hinweisen aus dem Online Support Forums von Texas Instruments [236] entnommen .

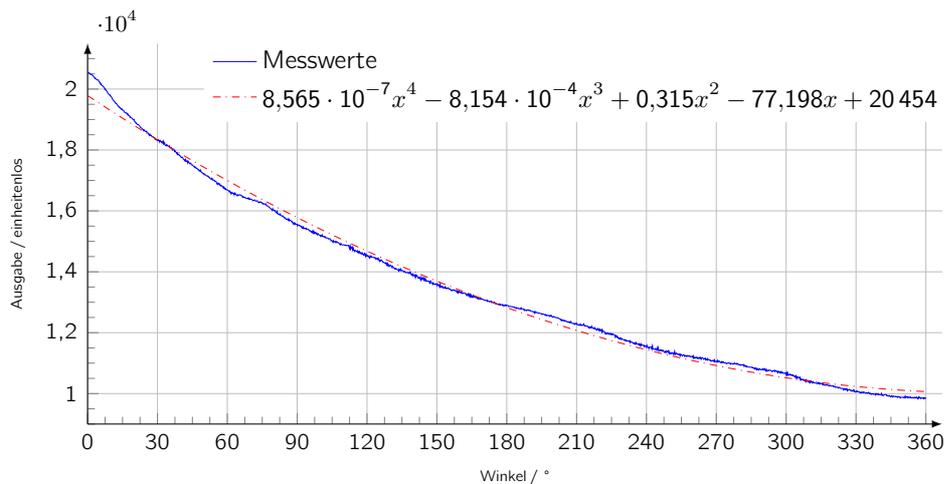


Abb. 8.32: Messabweichungen. — Messwerte des LDC1000 im beschriebenen Aufbau eines Armgelenks während eines 360° Durchlaufes, - - - Polynomfit an die Messwerte

Die erzielten Daten waren jedoch von geringer Linearität und hohem Rauschanteil geprägt (Abb. 8.32). Daher wurde eine dreifache Tiefpassfilterung durch gleitenden Mittelwert mit einer Fensterbreite von 5 Samples durchgeführt. Mittels dieser sog. Pseudo-Gauss Filterung konnten die hochfrequenten Rauschanteile im Signal eliminiert werden. Anschließend wurde ein Regressionspolynom mittels des MATLAB eigenen Polyfit Algorithmus ermittelt. Erst ab dem vierten Polynomgrad konnte eine zufriedenstellende Idealisierung der Daten gefunden werden (Abb. 8.32). Dieses idealisiert auch die Anfangs- und Endbereiche, im Gegensatz zu den Polynomfits geringeren Grades. Selbst nach der Nutzung des Polynomfits zur Zuordnung eines Winkelwertes zu einem gemessenen Wert verblieb eine Messungenauigkeit von über einem halben Grad. Daher wurde zusätzlich eine einfache gleitende Mittelfilterung über bis zu 100 Messwerte vorgenommen, bevor im Programmablauf die Umsetzung in einen Winkelwert der Einheit Grad vorgenommen wurde. Bei einer Abtastfrequenz von 200 Hz entstand somit ein hoher Dynamikverlust. Weiterhin war eine Messabweichung von $\alpha_{\Delta} = \pm 0,1^{\circ}$ präsent in den Daten. Mit der Beziehung $d_a^{(p_1)} = \sin(\frac{\alpha_{\Delta}}{2}) \cdot 2l$ und der Verbindungselementlänge $l = 250,0$ mm ergibt sich eine Abweichung von $d_a^{(p_1)} = 0,44$ mm für das erste Gelenkverbindungselement (Abb. 8.33). Wird dies für beide Grundarmelemente angenommen,

ergibt sich eine maximale akkumulierte Abweichung von $d_a^{(\text{gesamt})} = 1,3 \text{ mm}$.

$$\begin{aligned} d_a &= \sin\left(\frac{\alpha_{\Delta}}{2}\right) \cdot 2l + \sin\left(2\frac{\alpha_{\Delta}}{2}\right) \cdot 2l & (8.2) \\ &= \sin\left(\frac{0,1^\circ}{2}\right) \cdot 2 \cdot 250 \text{ mm} + \sin\left(2\frac{0,1^\circ}{2}\right) \cdot 2 \cdot 250 \text{ mm} \\ &= \underline{1,3 \text{ mm}} \end{aligned}$$

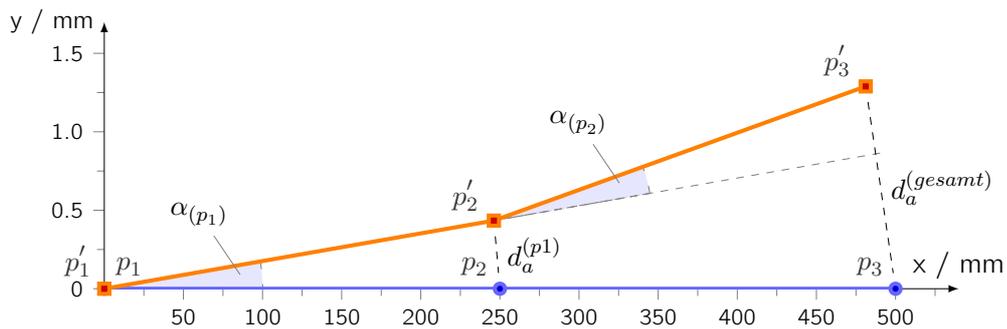


Abb. 8.33: Abschätzung der Messgenauigkeit. Akkumulierte Unsicherheit der Winkelmessung des zweigliedrigen Gelenkarms mit $\alpha_{(p)} = 0,1^\circ$

Soll dieses Messsystem für eine Regelung hinzugezogen werden können, sollte die Messabweichung mindestens eine Größenordnung kleiner sein, als die zu erzielende Positionsabweichung. Bei einer gewünschten Positioniergenauigkeit von $\pm 1 \text{ mm}$ darf demnach eine akkumulierte Messgenauigkeit von $d_a^{(\text{gesamt})} = 0,1 \text{ mm}$ vorliegen.

$$\begin{aligned} d_a^{(\text{gesamt})} &= \overline{|p_3 p'_3|} \\ &= \sqrt{(x_{p_3} - x_{p'_3})^2 + (y_{p_3} - y_{p'_3})^2} \\ &= \sqrt{(2l - l(\cos \alpha + \cos 2\alpha))^2 + (-l(\sin \alpha + \sin 2\alpha))^2} & (8.3) \end{aligned}$$

Mit Beziehung 8.3 kann gezeigt werden, dass eine solche Messgenauigkeit nur mit einer maximalen Abweichung in der Winkelmessgenauigkeit von $\pm 0,0076^\circ$ erreichbar ist. Innerhalb dieses Projektes war ein derart hochauflösendes Winkelmesssystem nicht ohne weitere Aufwände zu implementieren. Bei Verwendung von geregelten Gelenkantrieben ist der Zusatzaufwand der Implementierung einer digitalen Regelung ebenfalls zu berücksichtigen. Es wurde daher im Verlauf des Projektes entschieden, mit ungeregelten Gelenkantrieben weiter voran zu schreiten. Stattdessen sollten die verbliebenen Ressourcen vor allem für die Implementierung der intuitiven Steuerung des Assistenzsystems durch den Anwender eingesetzt werden.

8.5 Steuerung

Geführt wird der Demonstrator von einer zentralen Steuereinheit, welche aus einem Embedded System besteht. Als Embedded System werden Rechner- bzw. Steuerungssysteme bezeichnet, die Bestandteil größerer Produkte sind, und die normalerweise nicht direkt vom Benutzer wahrgenommen werden [237, S. 1]. Diese Systeme führen Programmquellcode aus, welcher speziell für den Einsatzzweck und die Einsatzbasis erdacht und verfasst wurden. Gegenstand dieses Kapitels sind die entsprechend eingesetzte Hardware und die erstellte Software.

8.5.1 ARM Mikrocontroller STM32 Cortex - M0

Grundbestandteil des Steuerungssystems ist hardwareseitig ein Mikrocontroller der Firma ST Microelectronics⁴⁵ mit der Typenbezeichnung STM32F051R8T6. Gessler definiert einen Mikrocontroller in [238, S. 48] wie folgt:

„Mikrocontroller beinhalten ein vollständiges Computersystem [...] auf einem Chip. Neben den Daten- und Programmspeichern sind Peripheriekomponenten, wie Ein- und Ausgabe, Zeitgeber, Analog-/Digitalwandler (ADC), integriert. Mikrocontroller werden z. B. bei eingebetteten Systemen zur Steuerung von Waschmaschinen oder des Motormanagements in Kraftfahrzeugen genutzt.“

Dieses Computersystem beinhaltet als zentrales Element einen Mikroprozessor. Ein Mikroprozessor ist eine auf einem integrierten Schaltkreis (IC) realisierte Zentraleinheit [238, S. 48]. Alle von Gessler erwähnten Peripheriekomponenten sind schematisch gesehen um den Mikroprozessor herum angeordnet. Somit wird der Funktionsumfang des Prozessors massiv erweitert oder teilweise erst hergestellt (bspw. Speicheranbindung).

Auf dem STM32 IC läuft eine selbst erstellte Steuerfirmware. Als Firmware wird Software bezeichnet, welche auf Mikrocontrollern in Embedded Systemen lauffähig ist. Somit ist das System in der Lage, Eingaben von einem Nutzereingabegerät entgegen zu nehmen. Diese werden in der weiteren Folge zur Ansteuerung der vorhandenen Stellmotoren verwendet.

Genutzt wurde als Entwicklungsplattform das Evaluationsboard des Typs STM32F0-Discovery von ST Microelectronics (Abb. 8.34). Dieses bietet eine volle Beschaltung des erwähnten Mikrocontrollers, welcher sich auf diesem Board befindet. Es bietet einfachen Zugang zu allen Funktionalitäten des Controllers und verfügt dazu über standardisierte und industrieübliche Pfostenleisten im 0,1 in Raster. Es befinden sich weiterhin

⁴⁵ ST Microelectronics NV, Genf, Schweiz

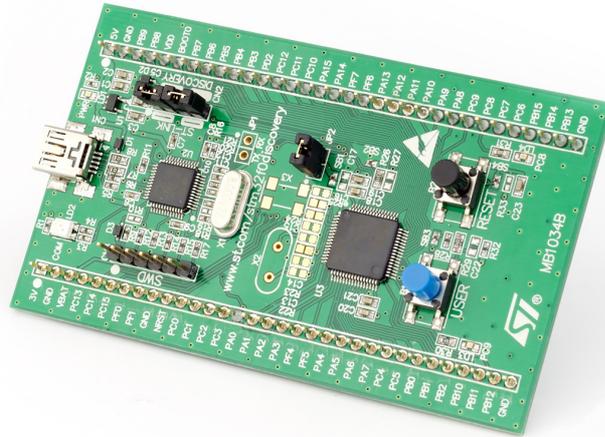


Abb. 8.34: Entwicklungsplatine. STM32F0-Discovery Board von ST Microelectronics mit dem darauf befindlichen Mikroprozessor Typ STM32F051R8T6 [239]

zwei Taster und zwei LEDs auf dem Board sodass ein manueller Reset des Controllers ermöglicht wird. Der zusätzliche Schalter kann innerhalb des Programmablaufs Anwendung finden. Außerdem bringt diese Umgebung einen integrierten Programmierer mit. Oftmals wird dieser als eigenständiges Zubehörteil benötigt.

Zunächst wurde die Entwicklung der Steuerung mit einer Atmel⁴⁶ AVR basierten Plattform begonnen. Es stellte sich im Projektverlauf jedoch heraus, dass diese nicht mit ausreichender Geschwindigkeit die abzuarbeitenden Berechnungen ausführen konnte. Dies meint, dass die Echtzeitanforderungen der Steuerung nicht erfüllt werden konnten. Dem Nutzer stellte sich dies in einer un stetigen Bewegung des Assistenzsystems dar. Es wurde daher nach einer Lösung gesucht und der Umstieg auf die performantere ARM⁴⁷ Plattform gewählt. Sie findet breite industrielle Anwendung, ist in mannigfaltigen Ausprägungen von vielen Herstellern verfügbar und kostengünstig. Innerhalb dieser wurde jedoch mit einem Derivat der Cortex-M0 Familie zunächst die am wenigsten komplexe Architektur gewählt. Das Portfolio von ARM umfasst die Prozessorplattformen Cortex-A, Cortex-R, Cortex-M [240, S. 156]. Jede der Plattformen ist für spezifische Einsatzgebiete vorgesehen. Innerhalb der Cortex-M Reihe existieren die Prozessorfamilien Cortex-M0, Cortex-M0+, Cortex-M1, Cortex-M3 und Cortex-M4, aufgezählt dem Grad der Komplexität aufsteigend. Controller der Cortex-M0 Familie verfügen über einen RISC Kern, welcher mit einer Frequenz von 48 MHz betreiben wird. Die Abkürzung RISC steht dabei für "Reduced Instruction Set Computer". Dieses Paradigma wurde in den 1980er Jahren eingeführt. Zuvor bestand der Trend der steigenden Komplexität der damaligen Mikrocontrollerarchitekturen [240, S. 101].

⁴⁶ Atmel Corporation, San José, USA

⁴⁷ ARM Ltd., Cambridge, Vereinigtes Königreich Großbritannien und Nordirland

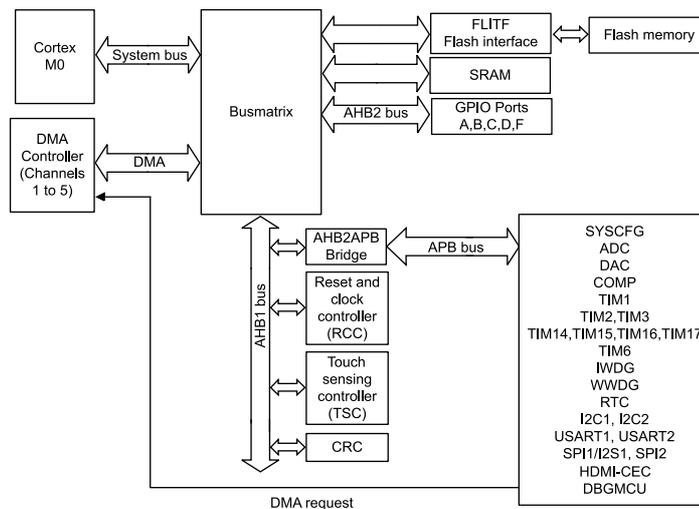


Abb. 8.35: Mikroprozessorarchitektur. Schematische Darstellung der Architektur eines ARM Cortex-M0 am Beispiel des STM32F05 Typs [242, S. 35]

Ein solcher RISC Kern kann mittels eines aus 56 Befehlen bestehenden Befehlssatzes programmiert werden [241]. Dies zeichnet einen RISC Prozessor ggü. einem CISC "Complex Instruction Set Computer" Prozessor aus. Im Gegensatz zur CISC Architektur, welche eine Fülle von komplexen Befehlen verwendet, beschränkt sich die RISC Architektur auf vergleichsweise wenige Befehle [240, S. 101]. Einen strukturellen Überblick zu dieser Thematik liefert Wüst in seinem Buch "Mikroprozessortechnik" [240].

ARM stellt lediglich die Architektur des Mikroprozessors zur Verfügung. In Lizenz werden diese Prozessoren bei Herstellern von Mikrocontroller gefertigt. Der Hersteller stattet den Prozessor zusätzlich mit Peripheriekomponenten aus, welche an den Cortex-M0 Kern angebunden sind. Insbesondere sind dies Analog-Digital Converter (ADC), Digital-Analog Converter (DAC), Komperatoren (COMP), Serielle Schnittstellen (USART, SPI, I2C), Genral Purpose Timer (GPT), Realtime Clocks (RTC), General Purpose In- and Outputs (GPIO), Touch Sensing Controller (TSC) und der Direct Memory Access (DMA) Controller. Zur Kommunikation zwischen Kern und Peripherie existieren verschiedene Datenbussysteme. Auf diesen System werden Daten seriell übertragen. Zur Verfügung stehen der General Purpose Direct Memory Access Bus (GP-DMA), der Advanced High-Performance Bus (AHB) und der Advanced Peripheral Bus (APB). In Abb. 8.35 ist der Aufbau des STM32F0 Mikrocontrollers schematisch dargestellt. Es findet sich der ARM Prozessor mit den erwähnten Kommunikationsbussen und verschiedener Peripheriekomponenten. Zur Wahrung der Übersichtlichkeit wurde nicht auf alle Komponenten eingegangen.

Nach der Wahl des Mikroprozessors kann, dank dieses Modells, aus verschiedenen Herstellern ausgewählt werden. Sie diskriminieren ihre Produkte mittels der implementierten Peripherie. Cortex Prozessoren sind allgegenwärtig in Embedded Systems, was zu niedrigen Kosten durch hohe Stückzahlen führt. Die hohe Verbreitung erhöht die Lebensdauer des erstellten Quellcodes. Ein Wechsel des Modells innerhalb der Cortex Familie ist durch die Kompatibilität der Codebasis einfach möglich. Dieser Vorteil erstreckt sich bis auf den Wechsel des Controllerherstellers. Dank der durchgängigen Nutzung der identischen Prozessorarchitektur unterliegt der Code nur einem geringen Portierungsaufwand. Sichergestellt wird dies softwareseitig durch die Nutzung des Cortex Microcontroller Software Interface Standard (CMSIS) (vgl. [240, S. 168]). Durch die standardisierte CMSIS Bibliothek wird der Zugriff auf die Prozessorhardware gekapselt. Sie bildet somit eine Schicht zwischen Applikationssoftware und der Mikroprozessorhardware.

Werden Peripheriekomponenten angesprochen, müssen jeweils die proprietären Bibliotheken und Programmierschnittstellen der Hersteller genutzt werden. Der Vorteil von CMSIS in der Entwicklung von Quellcode erstreckt sich nicht auf den gesamten Mikrocontroller.

8.5.2 Eingebettetes Echtzeitbetriebssystem

Auf dem ARM Controller wurde das Realtime Operating System (RTOS) ChibiOS/RT [243] in der Version 2.6.6 eingesetzt. Gegenüber anderen frei verfügbaren RTOS bietet dieses System eine hohe Effizienz und nimmt wenig Speicherplatz in Anspruch (vgl. [243]). Ausschlaggebend für den Einsatz von ChibiOS war allerdings die vollständige Unterstützung der Peripherie des STM32 Mikrocontroller. Für jede der an den ARM Prozessorkern angeschlossenen Peripheriekomponenten muss ein gesonderter Treiber existieren, damit sie im Programmablauf verwendet werden kann. ChibiOS bietet einen Hardware Abstraction Layer (HAL), um universellen Zugriff auf Peripheriekomponenten zu bieten. Somit kann eine einfache Portierung des Codes – nicht nur für den ARM Mikroprozessor, sondern für den gesamten Mikrocontroller – sogar herstellerübergreifend gewährleistet werden. Weiterhin muss sich der Programmierer nicht langwierig in die komplexen Charakteristika des gewählten Controllers einarbeiten. Stattdessen sind Funktionalitäten in spezifischen Low-Level Treibern implementiert und werden mittels einer High-Level API angesprochen. Für jeden Mikrocontroller, auf dem ChibiOS eingesetzt werden soll, müssen zur Nutzung der Peripherie entsprechende Low-Level Treiber existieren. Die Verwendung der Peripheriekomponenten des STM32F0 Controllers ist unter ChibiOS voll unterstützt [243].

Der Einsatz eines eingebetteten Operationssystems auf einem Mikrocontroller führt

zu Einbußen in der Performance. Neben den vom Programmierer gewünschten Operationen wird stets zusätzlicher Programmcode ausgeführt. Oftmals verfügen Embedded Systems aufgrund der knappen Ressourcen (Taktfrequenz, Arbeitsspeicher, Registeranzahl) nicht über ein Betriebssystem. Es muss daher sichergestellt werden, dass ein eingebettetes Betriebssystem speicherplatzeffizient ausgelegt und optimiert ist.

Der entgegengesetzte Ansatz ist das sog. "Bare Metal Programming". Die Applikationssoftware bedient bei der Programmierung ohne RTOS direkt die Hardwareschnittstellen. Bei Nutzung eines RTOS erhält der Programmierer allerdings verschiedene Vorteile in der Anwendung. Betriebssysteme verfügen zumeist über Mechanismen zur Ressourcen- und Betriebsmittelverwaltung, Verfolgung von Schutzstrategien bei der Ressourcenbereitstellung, Koordination von Prozessen und Bereitstellen einer Programmierschnittstelle (Application Programming Interface [API]) [244, S. 3, 245, S. 4].

Während es bei klassischen IT-Systemen üblich ist, dass die Software selbst die Ausführungszeit bestimmt und sich der Nutzer anpassen muss, muss das zeitliche Verhalten eingebetteter Software an die Eigenschaften des gesteuerten technischen Prozesses angepasst werden. (Von Berns - Kapitel 'Echtzeit' in [246])

Ein Echtzeitbetriebssystem (RTOS) muss neben dem Wahrnehmen seiner Betriebssystemaufgaben zusätzlich Echtzeitanforderungen erfüllen können. Embedded Systems sind oftmals aufgrund ihres Einsatzgebietes auch Echtzeitsysteme [246, S. 171]. Unterschieden wird zwischen harten Echtzeitanforderungen und weichen Echtzeitanforderungen. Harte Echtzeitanforderungen zwingen das System dazu, garantiert innerhalb einer vorgegebenen Zeit zu reagieren. Hingegen wird dem System bei weichen Echtzeitanforderungen erlaubt, im Einzelfall die vorgegebene Reaktionszeit zu überschreiten. In der Gesamtheit aller Reaktionen muss im Mittel die vorgegebene Zeitspanne allerdings eingehalten werden. Es wird dabei von einem "Best Effort" Ansatz gesprochen. Je nach Einsatz und auszuführender Aufgabe des Systems muss bei der Konzeption unterschieden werden, welche Anforderungen harter oder weicher Natur sind. [246, S. 171 ff.] Bei ChibiOS/RT handelt es sich um ein eingebettetes Echtzeitbetriebssystem [247]. Mit ihm ist es möglich, weiche und harte Echtzeitanforderungen zu erfüllen. Umgesetzt wird dies durch die Nutzung von Interrupts und Threads. Interrupts stellen die unbedingte Abarbeitung von Code innerhalb garantierter Zeitbarrieren dar. Mittels *Threads* können mehrere Aufgaben gleichzeitig bearbeitet werden. Jedem Thread wird dabei eine Aufgabe übertragen, bspw. das Lauschen auf einem Kommunikationsbus oder das Verarbeiten der empfangenen Informationen. Da der ARM Cortex jedoch lediglich über einen einzelnen Prozessor verfügt, müssen Threads in diesem Fall seriell abgearbeitet werden. Ein einzelner Thread darf für einen gewissen Zeitraum (*Time Slice*) auf

alle Ressourcen des Controllers zugreifen. Nach Ablauf dieser Zeit darf der nächste Thread aus einer Warteschlange dies für einen gewissen Zeitraum. Hat der vorhergehende Thread noch Berechnungsaufgaben, reiht er sich in der Warteschlange hinten ein. Ein solches Verfahren wird *Time Slicing* genannt. Threads können verschiedene Prioritäten besitzen, was die Abarbeitungsreihenfolge der Warteschlange beeinflusst. Sind mehrere Threads in der Warteschlange, wird jedem gleich priorisierten Thread die gleiche Time Slice zugewiesen. Außerdem werden alle Threads gleich behandelt und nacheinander abgearbeitet.

Erstellt wurde die Firmware für den Betrieb am Demonstrator mittels der GNU⁴⁸ Tools for ARM Embedded Processors. Diese umfassen die GNU Compiler Collection (GCC), den GNU Debugger (GDB), GNU Binary Utilities (Binutils) und einige Bibliotheken, bspw. der GNU Multiple Precision Arithmetic Library.

Zur Übertragung der Binärdateien auf den Controller und zu Debuggingzwecken wurde die Software Open On-Chip Debugger (OpenOCD) genutzt. Über die Serial Wire Debug (SWD) Schnittstelle gelangten die Daten dabei zum vom ST-Link Controller zum STM32F0 IC.

8.5.3 Motortreiber

Nachdem das System in den betriebsbereiten Zustand versetzt worden ist, werden sämtliche Motoren in der Art bestromt, dass ein Haltedrehmoment aufgebracht wird. Somit verbleibt das System in der Startposition und -ausrichtung. Jederzeit kann der Nutzer nun eine Änderung der Ausrichtung und Position des Endeffektors vornehmen. Dazu wird der 6DoF Sensor betätigt und die Kappe in mindestens einem der sensorischen Freiheitsgrade aus ihrer Ruhelage bewegt. Der Sensor meldet dies dem Systemmaster, welcher daraufhin die Analyse der Eingabe und Berechnung der Ausgabe startet. Dazu werden die gemeldeten Messwerte des Sensors in einen Verschiebungsvektor T gewandelt.

$$T = \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ a \\ b \\ c \end{pmatrix} \quad (8.4)$$

⁴⁸ ['gnu:'], 'GNU's Not Unix', rekursive Akronym des GNU Projektes

Da nicht immer eine simultane Positionsänderung aller Freiheitsgrade gewünscht ist, sind pro Messung auch nicht immer alle Einträge des Vektors ungleich Null. Dies wird nach erfolgreicher Wandlung geprüft und eine Fallunterscheidung getroffen. Begründet liegt die Fallunterscheidung im konstruktiven Wesen des robotischen Gelenkarms. Klar ist, dass die Bewegungssteuerung die Charakteristika der mechanischen und mechatronischen Konstruktion beachten muss. Aus dem kinematischen Aufbau des Gelenkarms ist daher ersichtlich:

- Fall a) Eine gewünschte Translation des Endeffektors entlang der X Achse muss ausschließlich zur Änderung der Schlittenposition führen. Dies wird mittels Drehung der Spindel realisiert.
- Fall b) Eine gewünschte Translation des Endeffektors entlang der Y Achse oder der Z Achse muss ausschließlich zur Änderung der Position des Endeffektors in der Y-Z Ebene führen. Dies wird mittels Drehung der Gelenke des Gelenkarms und der damit einhergehenden Positionierung der Gelenkverbindungselemente realisiert.
- Fall c) Eine gewünschte Rotation des Endeffektors um die X Achse muss ausschließlich zur Änderung der Orientierung des Endeffektors führen. Dies wird mittels Drehung der Gelenke des Gelenkarms und der damit einhergehenden Positionierung der Gelenkverbindungselemente realisiert.
- Fall d) Eine gewünschte Rotation des Endeffektors um die Y Achse muss ausschließlich zur Änderung der Winkelstellung des Endeffektorgelenks führen. Dies wird mittels der Drehung der Motorwelle an diesem Gelenk realisiert.
- Fall e) Eine gewünschte Rotation des Endeffektors um die Z Achse muss ausschließlich zur Änderung der Winkelstellung des Endeffektorgelenks führen. Dies wird mittels der Drehung der Motorwelle an diesem Gelenk realisiert.

Sämtliche Schrittmotoren werden über die dafür vorgesehenen Ansteuerungsmodule bestromt. Dazu erteilt der Systemmaster über den Kommunikationsbus die entsprechenden Befehle. Die Module sind in der Lage, nach Empfang und Quittierung der Befehle entsprechende Geschwindigkeitstrajektorien eigenständig zu generieren. Weiterhin veranlassen sie eigenständig die Bewegung der Motorachse. Der Master kann den Zustand des einzelnen Motors und seiner Ansteuereinheit auf Wunsch jederzeit anfragen. Somit ist eine willkürliche und ungewünschte Bewegung der jeweiligen Motorachse ausgeschlossen. Nachdem das zuvor berechnete Geschwindigkeitsprofil vollständig abgefahren wurde, bestromt das Ansteuermodul den angeschlossenen Motor mit einem konstanten Haltestrom. Dieser sorgt dafür, dass der Motor ein Haltedrehmoment aufbringen kann. Mittels dieses Drehmoments können die an den Gelenken angebrachten

Hebel in Position und Ausrichtung konstant gehalten werden. Zusätzlich können bis zu einem bestimmten Grad externe Kräfte und Momente aufgenommen werden.

Wird eine Translation nach Fall b) oder eine Rotation entsprechend Fall c) gewünscht, stellt sich die Ansteuerung komplizierter dar. Der kinematische Aufbau verfügt über eine serielle Kinematik. Die Änderung einer Zustandsgröße eines Gelenks beeinflusst somit Zustandsgrößen der anschließenden Gelenke. Gewünscht ist die direkte Verschiebung und Orientierungsänderung des Endeffektors. Daraus entsteht die Notwendigkeit der Berechnung der Winkelstellungen anhand der Position und Orientierung des Endeffektors. Dieses Problem ist durch die inverse Kinematik lösbar.

8.5.4 Programmablauf

Gesteuert wird das Assistenzsystem dank der Nutzung eines RTOS in Abhängigkeit von Eingabeereignissen. Dazu wurde in Software eine State-Machine realisiert. Dank dieser befindet sich die Steuerlogik zu jeder Zeit in einem definierten Zustand. In Abb. 8.36 sind die Zustände und deren mögliche Übergänge grafisch dargestellt. Zunächst befindet sich die Steuerung nach dem Start des Systems im Zustand der "Initialisierung". Es werden alle elektronischen Systemkomponenten nacheinander abgefragt und für den Betrieb konfiguriert. Ist dies erfolgreich geschehen, erfolgt die Einnahme der Startpose des Arms. Erst nachdem alle Gelenke des Arms in eine definierte Position gefahren worden sind, kann in den Normalbetrieb übergegangen werden. In Abschnitt 8.5.5.2 wird auf Besonderheiten der Initialisierung näher eingegangen.

Mit erfolgreichem Abschluss der Initialisierungsphase wechselt die Steuerung in den Idle Zustand. Innerhalb dieses werden alle Motoren derart dauerhaft bestromt, dass ein Haltemoment erzeugt wird. Im Eintritt zu diesem Zustand wird einmalig die Nachricht an alle Motortreiber gesendet, diesen Strom einzustellen und bis auf weiteres aufrecht zu halten. Weiterhin sind keinerlei Aufgaben zu erfüllen, sodass die Steuerung anschließend in einen Sleep Modus versetzt wird.

Aufgeweckt wird sie, falls Daten vom sensorischen Eingabeelement gesendet werden (in Abb. 8.36 mit "ISD Daten" gekennzeichnet). Die Steuerung wechselt dann in den "Sense" Zustand. Innerhalb dessen werden alle notwendigen Aktionen vorgenommen zu Empfang und Verarbeitung der Daten vom ISD Sensorelement. Ist dies erfolgreich abgeschlossen worden, findet eine Fallunterscheidung statt. Wird aufgrund der Eingabe keine Positionierung des Gelenkarms in der Y-Z-Ebene notwendig, kann auf die Berechnung der Gelenkstellungen des Arms verzichtet werden. Es findet dann der Übergang vom Zustand "Sense" in den Zustand "Mov" statt. Ist allerdings die Berechnung der Gelenkstellungen des Arms notwendig, muss zunächst die Inverse Kinematik gelöst werden. Dazu wird in diesem Fall in den Zustand "IK" gewechselt.

Wird die Lösung der Inversen Kinematik des Arms unter den vorher berechneten Parametern durchgeführt, befindet sich die Steuerung in diesem Zustand. Nach erfolgreichem Abschluss der Berechnung werden die notwendigen Stellsignale an die motorische Steuerung übergeben. Somit wird in den Zustand "Mov" gewechselt.

In diesem Zustand wird die Änderung der Gelenkpositionen veranlasst. Nachdem die Motortreiber eigenständige Funktionseinheiten sind und mittels Kommunikationssystemen an die Steuerung angebunden sind, können Sie die Verstellung autark durchführen. Zunächst sind jedoch einige Berechnungen durchzuführen, damit die Bewegungsparameter in kompatibler Form an die Treibermodule gesendet werden können. Beispielsweise müssen Positionsdifferenzen kalkuliert werden und von SI Einheiten in die notwendige Zahl von Microsteps umgerechnet werden. Außerdem müssen zunächst die Stärke der Bestromung und teilweise die Beschleunigungs- und Verzögerungsrampen um konfiguriert werden. Wurde der Befehl zur Änderung der Position anschließend an die Treiber gesendet, wechselt die Steuerung sofort in den Idle Zustand. Nun ist es ihr wieder möglich, neue Signale des Eingabelements zu verarbeiten.

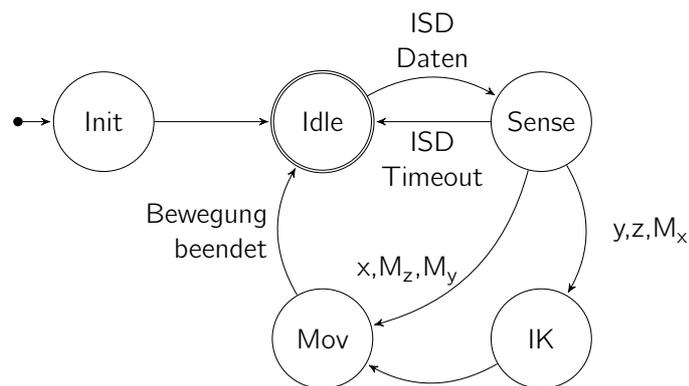


Abb. 8.36: Zustandsdiagramm. Zustandsdiagramm der Steuerungssoftware des Demonstrators

Der Sensor des Nutzerinterfaces ist derart konfiguriert, dass Daten ausschließlich dann gesendet werden, wenn eine bestimmte Auslenkung der Kappe überschritten ist. Die Konfiguration des ISD verfügt für jede Raumdimension über eine symmetrisch verteilte positive und negative Ansprechschwelle. Innerhalb beider Schwellen wird jeder Messwert nach Auftreten durch das ISD auf Null gesetzt und ignoriert. Außerhalb beider Schwellen wird jeder Messwert um den Schwellenwert verringert, sodass sich die in Abb. 8.37 dargestellte Kennlinie ergibt. Diese Funktionalität stellt das Eingabegerät bereits mit der mitgelieferten Gerätesoftware zur Verfügung. Der durch beide Schwellen eingeschlossene Bereich wird "Null Durchmesser" genannt und ist konfigurierbar. Innerhalb dieser Arbeit wurde er für die Anwendung zunächst empirisch bestimmt und wird beim Start des Demonstrators innerhalb der Systeminitialisierung der Steuerung

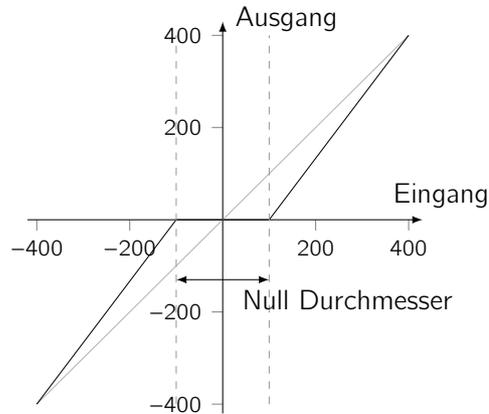


Abb. 8.37: ISD Sensorkonfiguration. beispielhaft konfigurierte Kennlinie der Sensordatenverarbeitung im ISD mit Null Durchmesser von 200 Einheiten

gesetzt. Der Ablauf des Steuerprogramms ist in Abb. 8.38 dargestellt.

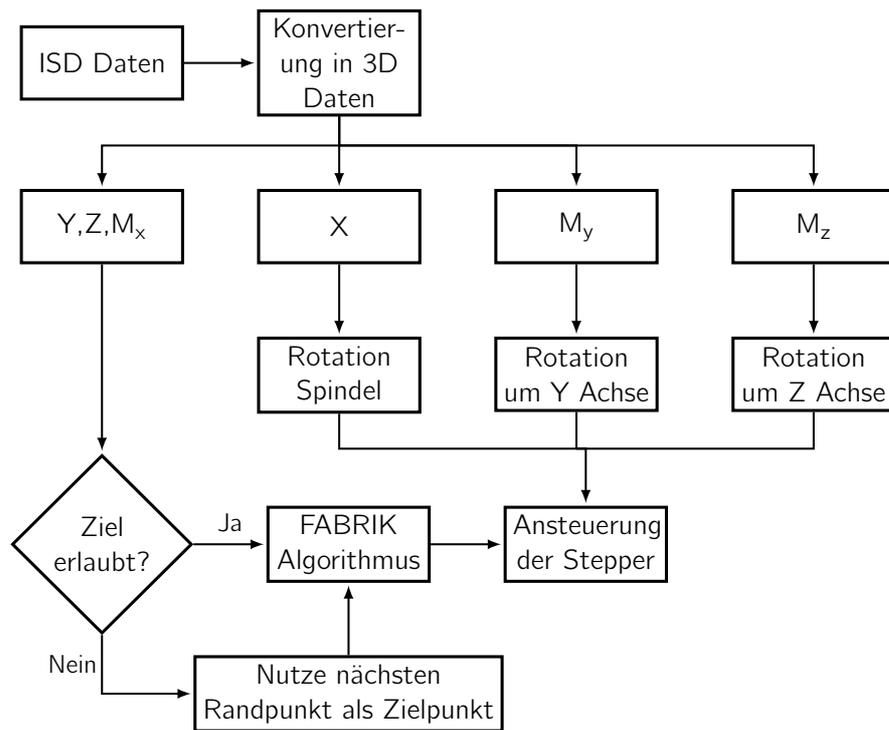


Abb. 8.38: Flussdiagramm des Programmablaufs.

8.5.5 Initialisierungsroutine

Bisher wurden die Charakteristika der Steuerung unter der Voraussetzung eines betriebsbereiten Systems beschrieben. Kurz soll hier der Initialisierungsvorgang beleuchtet

werden. Am Ende der erfolgreich durchgeführten Initialisierung des Gesamtsystems ist der Demonstrator in betriebsbereitem Zustand.

8.5.5.1 Initialisierungsablauf

Nachdem das Netzteil mit Spannung versorgt wurde - durch Einschalten des Hauptschalters - stellt dieses den Motortreibern 24 V und der Steuerung 5 V Betriebsspannung zur Verfügung. Gleichzeitig initialisieren sich dann die Steuerung, Motortreiberbausteine und Sensoren. Die Initialisierung⁴⁹ der Sensoren und Treiber ist durch die entsprechenden Hersteller implementiert. Nachdem auf dem Steuerschaltkreis das RTOS und die benötigten peripheren Komponenten des ICs initialisiert worden sind, werden die benötigten Kommunikationssysteme initialisiert. Zunächst werden I²C und anschließend SPI Komponenten durch den Programmablauf konfiguriert und in Kontext zum Gesamtsystem betriebsfähig gemacht. Nach erfolgter SPI Initialisierung werden die auf diesem Bus liegenden Motortreiber konfiguriert. An dieser Stelle zeigt sich zunächst, ob diese funktionsfähig sind und ob deren eigene Initialisierung erfolgreich war. Ist dies der Fall, werden die verschiedenen Parameter konfiguriert, unter anderem Halte- und Fahrstrom, Steigungen der Beschleunigungs- und Verzögerungsrampe, Maximal- und Minimalgeschwindigkeiten, Microsteppingmodus sowie Drehrichtungen & Nullpositionen der Motorachsen. Ist dies erfolgreich, wird anschließend eine definierte Startpose angefahren. Im folgenden Abschnitt 8.5.5.2 wird näher auf diese eingegangen. Die zuvor eingestellten Parameter sind ausschließlich für die Initialisierungsfahrt vorgesehen. Sie sind in Hinsicht auf eine hohe Geschwindigkeit und damit geringe Initialisierungsdauer des Gesamtsystems optimiert. Ist die Bewegung beendet, werden die Motortreiber mittels eines neuen Parametersatzes für den Normalbetrieb konfiguriert. Dies beinhaltet nun zusätzlich eine Konfiguration der von den Treibern erzeugten PWM⁵⁰ Motoransteuersignale. Zur Vermeidung von Motorvibrationen und entsprechender Schallemission wird die Schaltfrequenz der PWM von 22,8 kHz auf 45,6 kHz verlegt. Zur Vermeidung hochenergetischer schmalbandiger Emission elektromagnetischer Strahlung wird diese Schaltfrequenz mit einem sog. Jitter versehen. Dies ist notwendig, wenn eine Frequenzspreizung der Emissionen vorgenommen werden soll. Dabei wird die Schaltfrequenz in einem gewissen Bereich variiert, was die Verringerung der emittierten Energie bezogen auf ein Frequenzband zur Folge hat. Die emittierte Energie wird auf einen breiteren Frequenzbereich verteilt.

Anschließend werden die Koeffizienten der Maximalgeschwindigkeiten für Translation und Rotation berechnet. Sie werden bei der Umwandlung des Eingabesignals am 6DoF

⁴⁹ Hier ist das Versetzen in betriebsbereiten Zustand wie vom Hersteller vorgesehen gemeint.

⁵⁰ Pulse Width Modulation: Zyklisch getaktetes binäres Spannungssignal

Sensor in ein korrektes Stellsignal benötigt. Die Initialisierung des UART Kommunikationssystem findet im weiteren Verlauf statt mit der darauf folgenden Konfiguration des Industrial Steering Devices (ISD). Es ist der einzige UART Busteilnehmer und gibt herstellerseitig die Kommunikationsparameter vor. Die Funktionsparameter, wie Messfrequenz, Größe des Nullradius, Orientierung des Koordinatensystems und zu übermittelnde Datensätze werden hier gesetzt. Außerdem wird der sog. Zero Suppression Mode aktiviert. Er ermöglicht die effiziente eventbasierte Konzeption des Steuerungsprogramms. Das ISD misst mit der angegebenen Messfrequenz und erzeugt im gleichen Takt UART Nachrichten, welche die Messwerte für die entsprechenden Messgrößen aufweisen. Sind mangels Nutzerinteraktion alle Messwerte auf dem Wert Null, würden auch diese permanent übertragen und in der vorgestellten Art und Weise verarbeitet. Diesem ineffizienten Design konnte begegnet werden, indem das ISD nur von Null abweichende Werte mittels Aktivierung der Auto Data Transmission Option übermittelt. Somit sendet das ISD selbstständig, d. h. nicht auf Nachfrage wartend, nur sinnvolle Messwerte an die Steuerung. Das ISD sendet nach dem Anschalten ohne Veranlassung einige undokumentierte Bytes. Diese müssen gefiltert und gesondert behandelt werden, ansonsten finden sie Eingang in die Berechnung des ersten 3D Datensatzes. Sie stellen damit nicht nur eine Gefährdung der Systemsicherheit dar, sondern bringen ggf. auch die Systemfunktionalität zum Erliegen.

Mittels der späten Initialisierung des UART Systems erst beim Übergang zum Normalbetrieb, wird diesem Fakt hinreichend Rechnung getragen. Zusätzlich wird zu diesem Zeitpunkt der Eingangspuffer der UART Peripherie des STM32 gelöscht.

Zum Abschluss der Initialisierung wird das externe Interrupt System des STM32 konfiguriert und gestartet. Mittels dieses Systems wird ein auf der Steuerungsplatine vorhandener Drucktaster als zusätzliche Eingabe verwendet. Bei Druck auf den versenkten Taster wird das motorische Haltesystem stromlos geschaltet. Diese Funktionalität wurde für die Entwicklungsphase implementiert und ist für den medizinischen Nutzer nicht nutzbar. Eine Not-Aus-Sicherheitsfunktionalität wurde mittels eines großen Notschalters direkt hinter dem Netzschalter hergestellt.

Anschließend werden die verschiedenen Threads gestartet und das System in den Idle Modus versetzt. Hierbei ist zunächst ein Thread dafür zuständig eine LED zyklisch an und auszuschalten. Diese dient als Indikator für die Betriebsbereitschaft der Steuerung und ist unter dem Begriff "Heartbeat" geläufig. Weiterhin wird ein Thread gestartet, welcher auf die Bedienung des erwähnten Tasters wartet und dann die Stromlosschaltung der Motoren veranlasst. Anschließend startet der Thread zur Datenverarbeitung der UART Daten. Dieser ruft nach erfolgreichem Empfang des gesamten ISD Datentelegramms die Verarbeitungsroutine auf (vgl. Abschnitt 8.5.6.4). Abschließend wird ein Thread gestartet, welcher auf ein Signal wartet, alle Motoren zu stoppen. Dieser

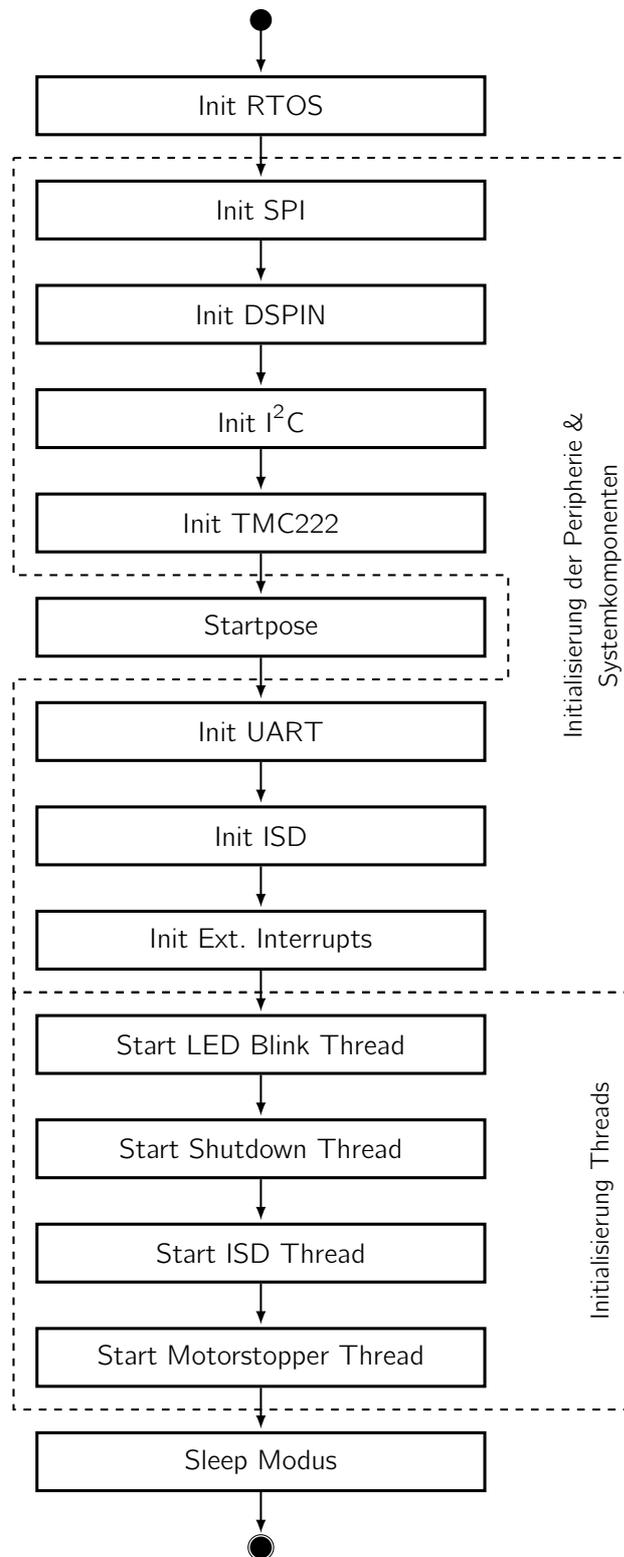


Abb. 8.39: Initialisierungsablauf. Schematische Darstellung des Ablaufs der Initialisierung der Systemsteuerung

wird von zuvor erwähnter Verarbeitungsroutine der Sensordaten benötigt. Damit ist das System betriebsbereit. Mit dem anschließenden zyklischen Aufruf einer Sleep Funktion innerhalb einer immer währenden While-Schleife befindet sich das Steuerungssystem fortan bis auf weiteres im Idle Zustand.

8.5.5.2 Startpose

Innerhalb der Erläuterung zur Initialisierung des Assistenzsystems wurde die Startpose angesprochen. Sie ist von immenser Bedeutung in der vorliegenden Implementierung. Begründet liegt dies in der Notwendigkeit des Inverse Kinematik - Löser (siehe Abschnitt 8.5.6), eine definierte Grundkonfiguration aller Gelenke nutzen zu müssen. Eine Berechnung von gewünschten Gelenkstellungen mittels inverser Kinematik kann nur dann sinnvolle Ergebnisse liefern. Das Assistenzsystem verfügt im vorliegenden Aufbau nicht über Absolutwertpositionssensoren, weshalb keine Positionsregelkreise implementiert wurden. Daher muss in dieser Phase davon ausgegangen werden, dass die Ansteuerung der Schrittmotoren fehlerfrei funktioniert und die gewünschte Position exakt angefahren wird. Entsteht eine Abweichung zwischen gewünschter Startpose und tatsächlich erreichter Pose, wird sich dies im Folgenden auf die gesamte Positionierung negativ auswirken.

Nach den baulichen Bedingungen des Assistenzsystems befindet sich der Gelenkarm im unbestromten Zustand in einer definierten Ruhestellung (Abb. 8.40). In diese Position sinken alle Gelenke durch die Erdgravitationskraft zurück. Es wird dabei von paralleler Ausrichtung der Standebene der Linearfahrbahn zur Erdoberfläche ausgegangen. Bei einem Systemstart des Demonstrators wird unter dieser Voraussetzung zunächst die Startpose angefahren. Nachdem dies geschehen ist, befindet sich der Endeffektor innerhalb der Y-Z-Ebene an der Koordinate $t_{\text{initial}} = (0 \text{ mm}; 250 \text{ mm})$ mit dem Zwangswinkel $\alpha_{\text{constrain}} = 90^\circ$.

Gelenk	y/mm	z/mm
p_1	0,0	0,0
p_2	-223,0	113,0
p_3	-57,0	300,0
p_4	-0,0	300,0
p_5	-0,0	250,0

Tabelle 8.1: Startpose. Gelenkkoordinaten der Startpose, X-Koordinate ist dabei beliebig aber konstant über alle Gelenke

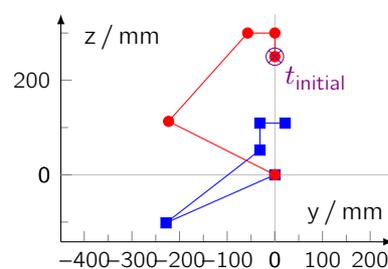


Abb. 8.40: Ruhe- und Startstellung. Geometrische Darstellung der Ruhestellung (—■—) und Startpose (—●—) des Gelenkarms in der Y-Z-Ebene

8.5.6 Inverse Kinematik

Sollen bei einer seriellen Kinematik zu einer Position und Orientierung des Endeffektors die Winkelstellungen berechnet werden, ergeben sich Mehrdeutigkeiten. Dies bedeutet, dass das Ergebnis bekannt ist, seine Ursprünge allerdings unbekannt. Wird das selbe Problem vorwärts gelöst, erschließen sich aus den gewählten Winkelpositionen der Gelenke in eindeutiger Weise die Position und Orientierung des Endeffektors. Eine Eigenheit inverser Probleme sind die auftretenden Mehrdeutigkeiten der Lösung und Singularitäten [248, S. 56]. Es gibt je nach Kinematik des Roboters mehrere Konfigurationen, welche das selbe Ergebnis liefern. Dabei ist als Ergebnis die Position und Orientierung des Endeffektors gemeint. Die Lösung des inversen Problems serieller Kinematiken ist in der Robotik als *Inverse Kinematik* bekannt. Es wird hierbei auch von der "Rückwärtstransformation" [248, S. 56], der "Rückwärtsberechnung" oder der "backward calculation" gesprochen [249, S. 115, 138, S. 27]. Craig befasst sich in [249] Kapitel 4 ausführlich mit der inversen Kinematik. Dort stellt er die auftretende Problematik visuell dar. In Abb. 8.41 sind vier Konfigurationen des bekannten PUMA 560 Roboterarms der Firma Unimation⁵¹ dargestellt. In jeder Ausführung hat der Endeffektor die selbe Position und Orientierung. Zu diesen vier Konfigurationen gibt es jeweils

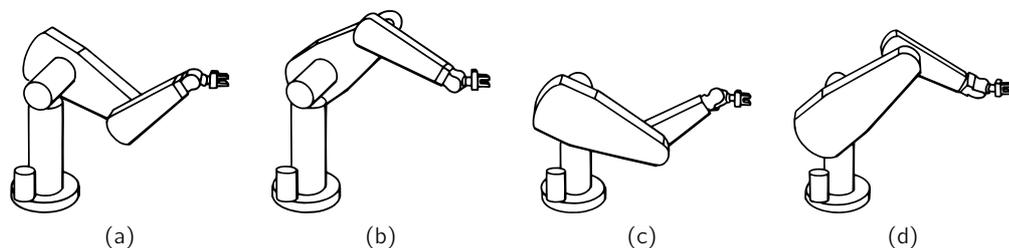


Abb. 8.41: Gelenkarmkonfigurationen. Vier Konfigurationen des Gelenkarms PUMA 560 [249, S. 118]

(a & b) als auch (c & d) gleiche Konfiguration in Schultergelenk,
 (a & c) als auch (b & d) gleiche Konfiguration in Ellenbogengelenk

noch eine alternative Variante. Es existieren damit insgesamt acht Konfigurationen für den PUMA 560, welche äquivalente Ergebnisse im Hinblick auf Position und Orientierung des Endeffektors haben.

Üblicherweise kann das inverse Problem in der Robotik durch eine Anzahl verschiedener Verfahren – sog. IK Löser – gelöst werden. Abhängig von den Randbedingungen und Anforderungen an das robotische System muss das jeweils optimale Verfahren implementiert werden. Neben geschlossenen Formen der Rückwärtsberechnung existieren numerische Verfahren (vgl. [249, S. 119 ff.]).

⁵¹ Unimation Inc., USA, heute Stäubli, Schweiz

Geschlossene Methoden nehmen immer Rücksicht auf die spezifische Robotergeometrie und sind algebraisch lösbar. Sie sind damit immer nur speziell für einen Einsatz vorgesehen. Weiterhin sind sie nicht zwingend die schnellsten Verfahren in der numerischen Berechnung, begründet in der hohen Anzahl beteiligter trigonometrischer Funktionen. Numerische Verfahren sind zumeist iterativer Natur und können somit zu einer enorm hohen Berechnungszeit führen. Nicht iterative numerische Verfahren nutzen lineare Algebra und benötigen daher teilweise ebenfalls viele Ressourcen. Beispielhaft sei auf Verfahren verwiesen, welche die Jakobi Matrix oder die Inverse der Jakobi Matrix benötigen

Nach Craig gilt es, prinzipiell immer alle Konfigurationen zu berechnen und die am besten geeignete auszuwählen. Aktuelle Forschung in der Robotik zielt unter anderem auf die Schaffung neuer Möglichkeiten der Berechnung mehrerer Lösungen. Zu Beginn des Jahrtausends wurden evolutionäre Algorithmen forciert, um eine gute Lösungsschar zu erzeugen (vgl. [250, 251]). Später wurden zu selbigem Zweck Fuzzy-Logic Ansätze und das Prinzip der neuronale Netze verfolgt [252–255].

Bei der automatisierten Auswahl der optimalen Lösungen aus einer Lösungsschar muss ein entsprechender Algorithmus auf die Geometrie des Gelenkarms und die Randbedingungen der Umgebung Rücksicht nehmen. Unerreichbare Konfigurationen müssen frühzeitig verworfen werden. Grundsätzlich ist es erstrebenswert, so wenig Gelenkbewegungen wie möglich auszuführen. Zumindest ist die Minimierung der Notwendigkeit der Bewegung großer Massen anzustreben. [249, S. 115 ff.]

Nachteilig an dieser Vorgehensweise ist der hohe Berechnungsaufwand, da nicht nur eine, sondern mehrere Lösungen kalkuliert werden müssen. Von Vorteil hingegen ist die Möglichkeit zur Auswahl und damit das Offenhalten von Wahloptionen. Je nach Auslegung des Auswahlalgorithmus und der Dynamik im Arbeitsbereich des Gelenkarms ist es notwendig zwischen Optionen wählen zu können. Somit ist eine reflektierte Reaktion auf Umweltveränderungen, und falls gefordert, das schnelle Wechseln zu einer Alternativlösung implementierbar.

Im vorliegenden Szenario ist keine hohe Dynamik zu erwarten. Der Operateur führt den Gelenkarm permanent und hat den Arbeitsbereich des Armes unter seiner Kontrolle. Es obliegt dem Operateur, die Gegebenheiten im Arbeitsraum während der Steuerung zu berücksichtigen. Nur eine Lösung liefern zumeist iterative Verfahren und haben damit den Nachteil, dass keine Wahloptionen gegeben sind. Diese Verfahren müssen im Einsatzbereich daher ein optimales Ergebnis liefern können. Für jede Anwendung eines iterativen Algorithmus muss seine Eignung daher zunächst überprüft werden. Gleichwohl sollte ein Auswahlalgorithmus suboptimale Lösungen der kinematischen Berechnung ausschließen, selbst wenn nur eine Lösung berechnet wurde. Das Anfahren bestimmter Gelenkstellungen würde zur Verletzung mechanischer Strukturen im Arbeitsraum,

bspw. des Gelenkarms oder des Operationstisches führen. Es ist daher in jedem Fall – unabhängig von der Wahl des IK Löser – notwendig, einen Auswahlalgorithmus zu implementieren. Er übernimmt die Funktion eines Wächters und ist vor die Ansteuerung der Aktoren zu setzen (Abb. 8.42).



Abb. 8.42: Lösungsverwendbarkeit. Flussdiagramm der Erzeugung einer einsetzbaren Lösung der inversen Kinematik

Durch das sensorische System wird die vom Operateur gewünschte Veränderung der Lage und/oder Position des Endeffektors erfasst. Das Ablaufdiagramm in Abb. 8.42 startet nachdem dies abgeschlossen ist. Zur Ansteuerung der Gelenkantriebe muss nun der IK Löser aktiv werden. Er berechnet die Gelenkwinkel in Abhängigkeit der neuen Vorgaben bezüglich des Endeffektors. Anschließend wählt ein Auswahlmechanismus die optimale Lösung. Hier endet das im Ablaufdiagramm dargestellte Softwaremodul (Abb. 8.42). Die gewählte Lösung wird dem Modul zur Ansteuerung der Aktoren übergeben. Auf dieses Modul wird in Abschnitt 8.5.7 näher eingegangen. Der folgende Abschnitt widmet sich zunächst dem eingesetzten IK Löser.

8.5.6.1 Der FABRIK Algorithmus

Nach der geschilderten Konzeption ist am Gelenkarm des Assistenzsystems ein inverses kinematisches Problem gegeben. Zur Lösung dieses Problems wurde hier ein iterativer Algorithmus ausgewählt und implementiert. Aristidou und Lasenby haben 2011 einen IK Löser namens "Forward And Backward Reaching Inverse Kinematics" (FABRIK) publiziert [256]. Die vorgeschlagene Lösung des inversen kinematischen Problems lässt sich einfach auf den konstruierten Gelenkarm anwenden. Eine besondere Stärke von FABRIK sei, dass er nicht zu oszillierenden Lösungen neige und keine Diskontinuitäten in den Lösungen erzeuge [256]. Ergebnis des Algorithmus sind die kartesischen Koordinaten der Gelenke. Um die Winkel zwischen den Segmenten zu erlangen, muss nach erfolgter Berechnung der Gelenkkoordinaten der eingeschlossene Winkel zwischen den Armsegmenten berechnet werden. Es ist daher im Ablauf nur einmal pro Gelenk die Berechnung des Skalarproduktes mit je einer trigonometrischen Funktion notwendig. Zur eigentlichen Kalkulation der Gelenkkoordinaten p_i wird ein Targetpoint t vorgegeben. Außerdem müssen die Startbedingungen definiert werden. Von den Startkoordinaten der Gelenke aus wird anschließend iterativ eine Lösungskonfiguration ausgearbeitet. Ziel ist dabei, die Koordinaten des letzten Gelenks p_n mit denen des Targetpoints t zur Kongruenz zu überführen. Absolute Kongruenz kann hierbei nicht erzeugt werden.

Dem iterativen Verfahren ist immanent, dass eine hinreichend genaue Näherungslösung gesucht wird. Kongruenz ist daher erreicht, wenn das letzte Gelenk innerhalb einer kreisrunden Fläche mit dem Radius r_t ausgehend von der Targetkoordinate zu liegen kommt (Abb. 8.43f). Der Radius der Zielfläche wird als Abbruchkriterium des Näherungsverfahrens verwendet. Wird diese Größe zu klein gewählt, kann es zu übermäßig hohen Berechnungszeiten kommen. Iterative Verfahren bergen zusätzlich die Gefahr der Nichtkonvergenz der Lösung. Grundannahme des Verfahrens ist, dass eine berechnete Lösung innerhalb des iterativen Prozesses immer weiter verbessert und somit der wahren Lösung angenähert wird. Es besteht jedoch unter gewissen Umständen das Risiko, dass eine auf einem Schritt aufbauende Lösung schlechter ist als die vorherige. Das Verfahren nähert die Lösung damit der wahren Lösung nicht an, sondern erzeugt Zwischenlösungen geringerer Qualität relativ zu vorherigen Zwischenlösungen. Verfällt der Algorithmus einmal in diesen Zustand ist das automatisierte Finden einer sinnvollen Lösung schwer. Es muss daher eine softwareseitige Einrichtung zur Begegnung dieser Problematik geben. Meist wird nach einer definierten Maximalanzahl von Iterationen abgebrochen, unabhängig von der Güte der Lösung. Eine Möglichkeit zur Überwachung der Konvergenz und Vermeidung unnötiger Iterationsdurchläufe ist die Differenzierung der Abweichung des Iterationsergebnisses vom Target. Der Fehlerwert wird mittels der euklidischen Norm bestimmt.

$$\begin{aligned} \|\vec{\Delta}_t\|_2 &= \|\vec{t} - \vec{p}_n\|_2 \\ &= \sqrt{|t^{(x)} - p_n^{(x)}|^2 + |t^{(y)} - p_n^{(y)}|^2} \end{aligned} \quad (8.5)$$

Der FABRIK Algorithmus besteht aus zwei Grundbestandteilen. Zunächst wird das "Forward Reaching" ausgeführt (Abb. 8.42a bis d). Innerhalb dessen wird ausgehend vom gegebenen Targetpoint in Richtung der Basis der kinematischen Kette versucht, eine Lösungskonfiguration zu finden. Anschließend wird auf dieser erzeugten Konfiguration das "Backward Reaching" ausgeführt (Abb. 8.43e bis f). Es wird dabei, ausgehend von der kinematischen Basis in Richtung des gewünschten Targetpoints, versucht, eine Lösungskonfiguration zu erzeugen. Dabei werden die Gelenkkoordinaten in geometrischer Weise abhängig von den zuvor errechneten Koordinaten der anderen Gelenke neu berechnet. Dies führt zur Annäherung an eine korrekte Konfiguration.

Abbildung 8.43 zeigt beispielhaft die Abfolger der einzelnen Schritte des FABRIK Algorithmus. Schritt a stellt die Ausgangskonfiguration dar. Diese muss bekannt sein und kann als Saat für den Algorithmus betrachtet werden. Im Schritt b wird ausgehend von der Startkonfiguration das letzte Gelenk p_n auf die Koordinate des Targetpoints gesetzt. Im dargestellten Beispiel verfügt die kinematische Kette über vier Gelenke, somit ist p_4 das zu versetzende Gelenk. Nach der Versetzung wird der Punkt in p_4'

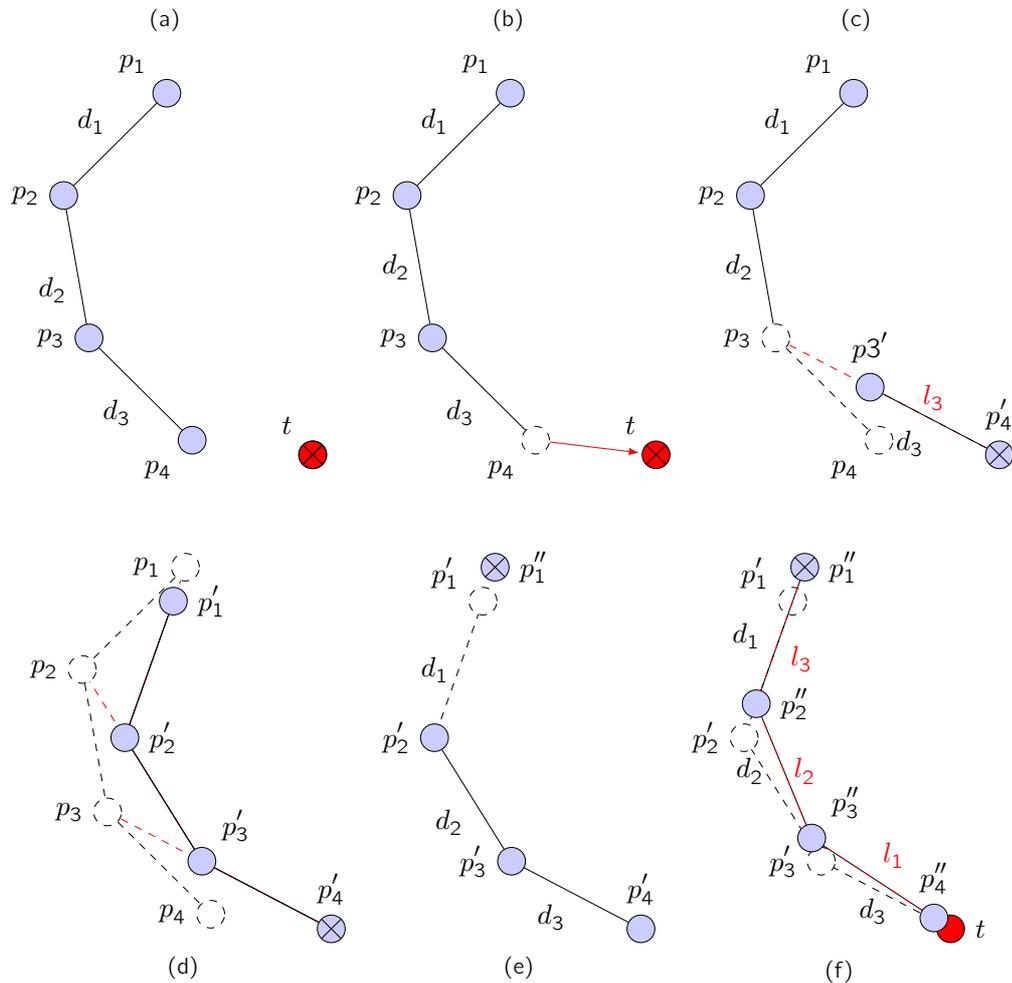


Abb. 8.43: FABRIK Algorithmus. Schrittweiser Ablauf des Algorithmus; (a bis d) Forward Reaching (e bis f) Backward Reaching, Kreuzdarstellung \otimes symbolisiert fixierte Gelenkkoordinate, Abbildung nach [256]

umbenannt. Anschließend wird in Schritt c auf einer Geraden zwischen p_4' und p_3 die Länge l_3 des letzten Verbindungselementes d_3 abgetragen. Auf den entstandenen Endpunkt wird der Punkt p_3 versetzt und in p_3' umbenannt. Vom Punkt p_3' ausgehend wird dieses Verfahren analog fortgeführt bis jedem Gelenk somit eine neue Koordinate zugewiesen wurde. Dieser Teilvorgang wird als *Reaching* bezeichnet. Das Ergebnis ist in Schritt d festgehalten. Damit ist das Forward Reaching beendet.

Das folgende Backward Reaching ist eine Umkehrung des Forward Reachings. Es wird auf dem Ergebnis des Forward Reachings als Startkonfiguration ausgeführt. Anstelle des letzten Gelenks wird nun in Schritt e das bereits versetzte Basisgelenk p_1' auf die ursprüngliche Koordinate zurückgesetzt. Danach wird dieser Punkt in p_1'' umbenannt. Analog zu Schritt c wird nun allerdings in entgegengesetzter Richtung das Reaching angewandt. Das Ergebnis ist in Schritt f festgehalten.

8.5.6.2 Implementierung des FABRIK Algorithmus

Die Schrittabfolge nach Grafik 8.43 wird als einzelner Iterationsdurchlauf betrachtet. Es muss nach jedem einzelnen Durchlauf festgestellt werden, ob das Abbruchkriterium erfüllt ist. Ist dies nicht der Fall, wird überprüft, ob die Lösung konvergent ist. Ist auch dies nicht der Fall, wird abgebrochen.

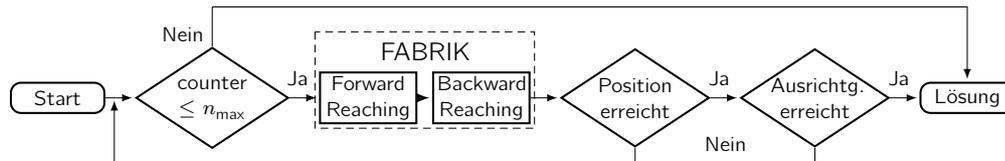


Abb. 8.44: IK - Programmablauf. Flussdiagramm der Lösung der inversen Kinematik mittels FABRIK

In der vorliegenden Implementierung wurde zunächst Wert auf das Erreichen des Targetpoints gelegt. Ist dieses Ziel erfüllt, wird anschließend so lange iteriert, bis zusätzlich die gewünschte Orientierung des letzten Verbindungselementes erreicht wird. Dies wird Orientierungsbedingung genannt.

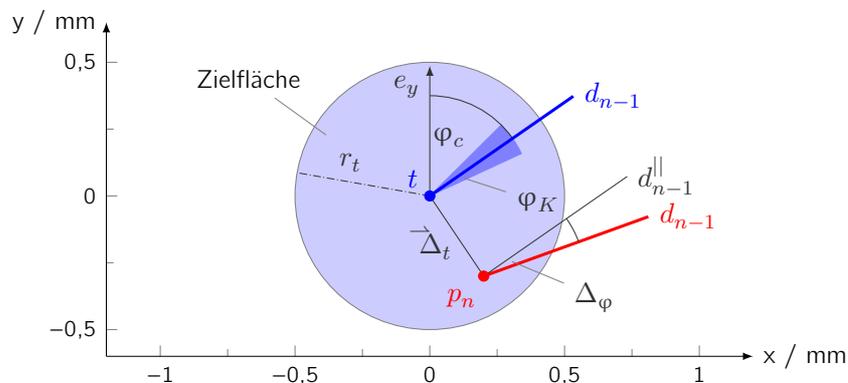


Abb. 8.45: Abbruchkriterien. Geometrische Darstellung der Abbruchkriterien für den IK-Lösungsvorgang

Vor jedem Iterationsdurchlauf wird jedoch überprüft, ob der Iterationszähler n das Maximum n_{\max} erreicht hat. In diesem Falle wird abgebrochen und das bestehende Ergebnis akzeptiert.

Zur Berechnung mit Orientierungsbedingung wird dem Algorithmus ein Zielwinkel φ_c vorgegeben. Der Winkel φ , welchen das letzte Gelenkverbindungselement d_n ausgehend vom letzten Gelenk p_n relativ zum Vektor e_y des Weltkoordinatensystems einnimmt, muss diesem entsprechen. Auch hierfür existiert ein Abbruchkriterium. Liegt die berechnete Winkelabweichung Δ_φ innerhalb eines Akzeptanzwinkelbereichs θ_φ wird die

Berechnung beendet.

$$\|\Delta_\varphi\| = |\varphi_c - \varphi| \quad (8.6)$$

Wie bereits erwähnt kann FABRIK aufgrund seiner iterativen Natur in Unstetigkeiten oder Oszillationen geraten, von einer Iteration zur nächsten. Dies wurde im vorliegenden Projekt nie beobachtet, kann allerdings jeden iterativen Algorithmus ereilen. Daher wurde ein Sicherheitsmechanismus implementiert, welcher Unstetigkeiten und Oszillationen in den Lösungen der verschiedenen Iterationen erkennt. Die Einführung eines maximalen Iterationswertes n_{\max} ist als absolutes Sicherheitsfeature zu betrachten. Somit wird sichergestellt, dass der Algorithmus nach einer maximalen Zeitspanne erneut benutzbar ist. Ansonsten ist die Möglichkeit gegeben, dass FABRIK immerfort iteriert, allerdings keine Lösung erzeugt. Somit würde das Gesamtsystem unbenutzbar werden und der Gelenkarm seine Konfiguration behalten.

Neben dem Iterationszähler wurde als Frühwarnindikator das Konvergenzkriterium eingeführt. Ab der zweiten Iteration wird die Fehlernorm numerisch differenziert und somit der Wert des Konvergenzkriteriums kalkuliert. Dies wird simultan mit der Winkelabweichung $\|\Delta_\varphi\|_2$ und der Positionsabweichung $\|\Delta_t\|$ durchgeführt. Dabei wird die Betragsnorm eines trivialen Rückwärtsdifferenzenquotients gebildet.

$$\|\varepsilon_t^{(n)}\| = \left| \frac{\Delta_t^{(n-1)} - \Delta_t^{(n)}}{1} \right| \quad (8.7)$$

$$\|\varepsilon_\varphi^{(n)}\| = \left| \frac{\Delta_\varphi^{(n-1)} - \Delta_\varphi^{(n)}}{1} \right| \quad (8.8)$$

Für die Überwachung der Stetigkeit in den Lösungen kann nun ein adaptives Schwellwertverfahren genutzt werden. Implementiert wurde zunächst eine sehr einfache Form. Zum Abbruch gebracht wird das Iterationsverfahren, wenn folgende Bedingungen nicht mehr erfüllt sind:

$$\|\varepsilon_t^{(n)}\| < \|\varepsilon_t^{(n-1)}\| \quad (8.9)$$

$$\|\varepsilon_\varphi^{(n)}\| < \|\varepsilon_\varphi^{(n-1)}\| \quad (8.10)$$

Dank dieses Vorgehens kann der Zustand des Löser während der Iterationsphase überwacht werden. Der Versuch, auf Basis schlechter Ergebnisse weiter zu iterieren, ist nicht zielführend und kann so abgebrochen werden. Folglich kann das Gesamtsystem in diesem Fall lediglich mit einer suboptimalen Lösung weiterarbeiten. Es verbleibt allerdings nicht im unbenutzbaren Zustand. Dies bliebe zu befürchten, wenn der Löser nicht im Stande wäre, ein valides Ergebnis zu berechnen. Zugunsten der Benutzbarkeit

des Assistenzsystems wird daher die strikte Einhaltung der vorgegebenen Toleranzen vernachlässigt. Wird der IK Löser erneut gestartet (bspw. aufgrund einer erneuten Nutzereingabe) wiederholt sich der beschriebene Prozess. Dabei hat die Einhaltung der Toleranzen durch den IK Löser wiederum zunächst oberste Priorität.

8.5.6.3 Bauliche Randbedingungen

In Abb. 8.46 ist beispielhaft das Ergebnis der Berechnung eines Durchlaufes mit dem Gelenkarm dargestellt. Weiterhin sind die Bewegungsspielräume der einzelnen Gelenke dargestellt. Das Gelenk p_3 ist ein sog. Zero-DoF Gelenk (vgl. [257, S. 40]) und verfügt über keinerlei Freiheitsgrade. Seine Winkelposition ist invariant und mit 90° festgelegt. Dies folgt aus der mechanischen Konstruktion des Gelenkarmes. Im Gegensatz dazu ist Gelenk p_4 in seinen Freiheitsgraden komplett frei beweglich. Um eine gute Übersicht in der Darstellung zu gewährleisten, wurde bei diesen beiden Gelenken auf eine zusätzliche Visualisierung verzichtet. Der FABRIK Algorithmus wurde derart erweitert, dass er Einschränkungen der Gelenkfreiheitsgrade berücksichtigt. Dazu werden pro Gelenk zwei Winkel benötigt ϱ_{cl} und ϱ_{cr} . Dabei beschreibt $\varrho_{cl}^{(p_k)}$ die Winkelstellung, den das entsprechende Gelenk p_k mit $k \in \mathbb{N}[[1, n]]$ abweichend von der Nullstellung in mathematisch positivem Drehsinn maximal annehmen kann. In Nullstellung befindet sich das Gelenk p_k , wenn der eingeschlossene Winkel zwischen der Strecke $\overline{p_{k-1}p_k}$ und dem am Gelenk p_k angebrachten Element genau 0° beträgt. Die Maximalstellung des Gelenks in mathematisch negativer Drehrichtung wird mit $\varrho_{cr}^{(p_k)}$ bezeichnet.

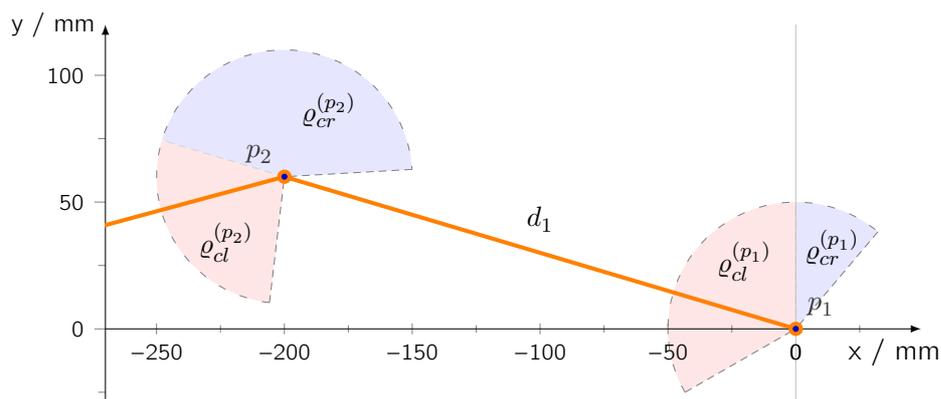


Abb. 8.46: Geometrische FABRIK Gelenkwinkel

Ausnahmen bei dieser Betrachtung bilden die Gelenke p_1 und p_n , also das erste und letzte Gelenk des Arms. Der Bewegungsraum des Basisgelenks p_1 kann nur in Bezug zu einem Einheitsvektor des Koordinatensystems angegeben werden. Dieser muss in der selben Ebene liegen wie das erste Verbindungselement $d_1 = \overline{p_1p_2}$. Hier wird

dazu der Vektor e_y genutzt. In Nullstellung des Basisgelenks ist das erste Gelenkverbindungselement d_1 somit parallel zu e_y . Abbildung 8.46 zeigt die erläuterten Winkel und Besonderheiten anhand der ersten beiden Gelenkverbindungselemente. Zur Veranschaulichung sind unsymmetrische Bewegungsspielräume für jedes dargestellte Gelenk gewählt ($\varrho_{cl}^{(p_k)} \neq \varrho_{cr}^{(p_k)}$).

Die Erweiterung des von Aristidou in [256] beschriebenen Verfahrens zur Beschränkung des Gelenkwinkelbereichs wurde folgendermaßen umgesetzt. Ursprünglich wird während der Reaching Vorgänge keinerlei Rücksicht auf Maximal- und Minimalwinkelstellungen genommen (siehe Abb. 8.43 auf Seite 167). Es wird lediglich auf der Strecke von der Position des vorhergehenden Gelenks p_{k-1}' zur Position des zu verschiebenden Gelenks p_k' die Länge l_{k-1} abgetragen. Dort befindet sich demnach die neue Position des Gelenks p_k' . Die Einarbeitung der Gelenkwinkelrestriktion sieht hier eine Einschränkung dieses Verfahrens vor. Zunächst wird überprüft, ob der eingeschlossene Winkel Δ_α zwischen der Strecke $\overline{p_{k-1}'p_{k-2}'}$ und der Strecke $\overline{p_{k-1}'p_k'}$ größer als ϱ_{cl} respektive ϱ_{cr} ist. Dazu muss zuvor festgestellt werden, auf welcher Seite der Strecke $\overline{p_{k-1}'p_k'}$ das Gelenk p_k' zu liegen kommt. In diesem Fall wird p_k' unter Anwendung von Beziehung 8.11 um p_{k+1}' rotiert, sodass Δ_α gleich ϱ_{cl} bzw. ϱ_{cr} ist.

$$\vec{p}_{\text{adj}} = \begin{pmatrix} \cos(\Delta_\alpha) & -\sin(\Delta_\alpha) \\ \sin(\Delta_\alpha) & \cos(\Delta_\alpha) \end{pmatrix} \cdot \vec{p} \quad (8.11)$$

Auf der dann resultierenden Strecke $\overline{p_{k+1}'p_k'}$ wird die Länge l_k abgetragen und das Gelenk p_k' ebenda platziert. Dieses wird für das gesamte Backward Reaching durchgeführt. Im anschließenden Forward Reaching wird dieses Vorgehen ebenfalls angewandt. Dabei wird in entgegengesetzter Richtung vorgegangen, weshalb die Winkel $\varrho_{cr}^{(p_k)}$ und $\varrho_{cl}^{(p_k)}$ seitenverkehrt genutzt werden müssen. Während des Backward Reachings werden die angegebenen Beschränkungswinkel daher am Verbindungselement d_k gespiegelt. Es gilt:

$$\varrho_{cr}^{(p_k)} \text{ Backward Reaching} = \varrho_{cl}^{(p_k)} \text{ Forward Reaching} \quad (8.12)$$

Festgestellt werden muss, ob der Winkel zwischen zwei Verbindungselementen in mathematisch positiver oder negativer Richtung vom ausgehenden Verbindungsglied liegt. Dies wird mit Hilfe des Kreuzproduktes der beiden Vektoren \vec{a} und \vec{b} , welche zwei zusammenhängende Verbindungselemente repräsentieren, erreicht und in einer binären

Variable s gespeichert. Mit der Definition des zweidimensionalen Kreuzproduktes von

$$f = \begin{vmatrix} (b_x - a_x) & (b_y - a_y) \\ (c_x - a_x) & (c_y - a_y) \end{vmatrix} = (b_x - a_x)(c_y - a_y) - (b_y - a_y)(c_x - a_x)$$

ergibt sich s zu

$$s = \begin{cases} 0 & \text{für } f < 0 \\ 1 & \text{für } f \geq 0 \end{cases} \quad (8.13)$$

Somit werden während beider Hauptphasen des IK Löser die Randbedingungen der einzelnen Gelenke eingearbeitet. Anders als beim unbeschränkten Betrieb des FABRIK Algorithmus müssen dabei während jedes Iterationsdurchlaufes die eingeschlossenen Winkel zwischen den Verbindungselementen bestimmt werden. Dazu werden vergleichsweise rechenintensive trigonometrische Funktionen genutzt. Dies reduziert die Geschwindigkeit des Algorithmus. Auf der eingesetzten ARM STM32F0 Plattform hat dies jedoch keinen merklichen Einfluss auf die Benutzbarkeit des Gelenkarms.

8.5.6.4 Vorverarbeitung der Daten

Zur weiteren Beachtung von baulichen Randbedingungen wurde eine weitere Erweiterung dem FABRIK Algorithmus hinzugefügt. Dabei handelt es sich um eine örtliche Überwachung des Zielpunktes. Es wurde ein Polygon auf der Zielpunktebene festgelegt, innerhalb dessen sich der Zielpunkt befinden darf. Wird eine Verschiebung des Zielpunktes über die Grenzen des Polygons hinweg ausgeführt, erfolgt eine Korrektur bevor die IK Berechnung startet (Abb. 8.47). Der Zielpunkt wird in diesem Fall auf den nächsten Punkt gesetzt, welcher sich auf der Polygongrenze befindet. Mittels dieses Mechanismus kann bei Kenntnis der Zielpunktposition sichergestellt werden, dass der Endeffektor des Gelenkarms einen zugewiesenen Arbeitsraum nicht verlässt. Dazu sind keine weiteren dedizierten sensorischen Einrichtungen, wie bspw. Endabschalter, erforderlich.

Mittels der 6DoF Sensorkappe kann der Operateur eine gewünschte Positions- und/oder Orientierungsänderung des Endeffektors kommunizieren. Bei der entsprechenden Armbewegung ist die Möglichkeit gegeben, dass Einrichtungen in der Arbeitsumgebung beschädigt werden. Weiterhin besteht das Risiko, dass der Nutzer den Arm in mechanisch zu anspruchsvolle Konfigurationen versetzt (bspw. maximaler Hebelarm). Zusätzlich ist das Auftreten von kinematischen Singularitäten nicht ausgeschlossen.

Dank der vorliegenden Implementierung ist es möglich, die aufgeworfenen kritischen Situationen zu vermeiden. Mit einer entsprechenden Auslegung der Bauteile kann diesen Situationen ebenfalls begegnet werden. Entsprechend zieht dies allerdings Kostenerhöhung, Gewichtssteigerung und Bauraumvergrößerung nach sich. Ebenfalls sind dies unflexible Maßnahmen, da sie nach Inverkehrbringung des Medizingerätes nur schwer veränderlich sind. Mittels der implementierten Positionsüberwachung kann durch Anpassung des Begrenzungspolygons jederzeit auf Anforderungsveränderungen reagiert werden.

Das Polygon wurde in der Arbeitsebene des Gelenkarms definiert und verfügt über eine unveränderliche Relation zum Basisgelenk des Arms. Getestet werden muss zunächst, ob der Zielpunkt innerhalb, außerhalb oder genau auf der Polygonbegrenzung liegt. Dazu wurde der Point Inclusion in Polygon (PNPOLY) Test von W. Randolph Franklin [258] verwendet. Liegt der Testpunkt genau auf der Begrenzung des Polygons, wird er im Weiteren als im Polygon befindlich behandelt. Weiterhin wurde zur Bestimmung des zum Zielpunkt nächstgelegenen Punktes auf der Polygongrenze ein Algorithmus von Weinstein adaptiert [259]. Platziert der Nutzer den Zielpunkt außerhalb des Polygons, wird der beste gültige Zielpunkt gesucht. Dieser befindet sich auf der Begrenzung des Polygons und hat den minimalen Abstand zum gewünschten Zielpunkt. Auf die Position des gefundenen Punktes wird der Zielpunkt versetzt. Anschließend werden die korrigierten Koordinaten des Zielpunktes und die zuletzt bekannten Koordinaten der Armgelenke dem IK Löser zur Bearbeitung übergeben.

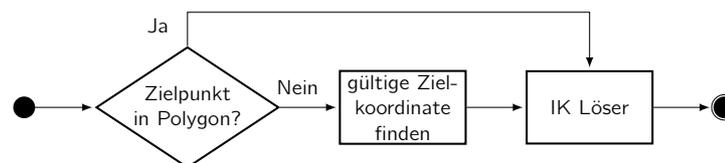
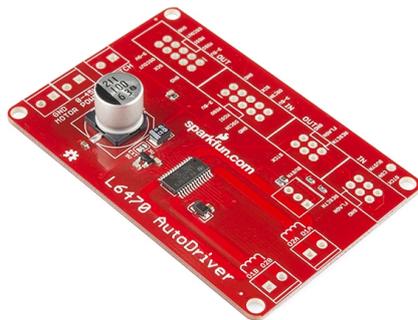


Abb. 8.47: IK Datenvorverarbeitung. Teilflussdiagramm der Vorverarbeitung der Daten für die inverse Kinematik

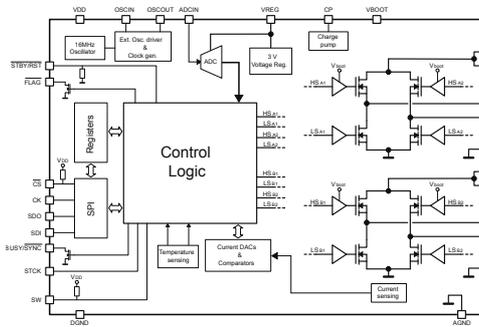
8.5.7 Ansteuerung der Aktoren

Der IK Löser berechnet die Gelenkwinkel wie beschrieben. Zum Erreichen einer gewünschten Position und Orientierung des Endeffektors müssen diese eingestellt werden. Sie werden dem Ansteuerungssoftwaremodul übergeben, welches für die Ansteuerung aller Aktoren des Gelenkarms zuständig ist. Die Treiberstufen der verschiedenen Motoren sind über serielle Feldbusse an den Mikrocontroller angeschlossen. Gesteuert werden können die Treiber mittels einer vom Hersteller festgelegten API, welche aus einem de-

dierten Befehlssatz besteht. Die Treiberstufe für den Motor der Spindel ist über den Serial Peripheral Bus (SPI) angeschlossen. Im Schaltbild sind die vier für SPI notwendigen Kommunikationspins mit Serial Data In (SDI), Serial Data,Out (SDO), Serial Clock (CK) und Chip Select (CS) kenntlich gemacht (Abb. 8.48b). Ausgewählt wurde von ST Microelectronics der L6470 aus der sog. dSPIN Familie. Er kann Spulenströme I_{RMS} bis zu 3 A und für kurze Zeit einen Spitzenstrom I_{peak} von 7 A ohne Kühlung liefern. Von der Firma SparkFun⁵² wird eine Platine unter dem Namen AutoDriver vertrieben, welche einen L6470 besitzt und alle notwendigen Bauteile, um einen prototypischen Aufbau zu realisieren. Daher wurde zur Minimierung des Entwicklungsaufwandes und -zeit auf dieses Board zurückgegriffen.



(a)



(b)

Abb. 8.48: Motortreiberbaustein Linearantrieb. (a) Verwendetes Motoransteuerungsmodul AutoDriver mit Baustein Typ L6470 von ST Microelectronics[260] (b) elektrische Schaltung des L6470 [261, S. 8]

Aus der Darstellung der Schaltung des L6470 ist ersichtlich, dass von der Kontrolllogik zwei H-Brücken angesteuert werden (Abb. 8.48b). Sie bestehen aus jeweils vier Metall-Oxid-Halbleiter-Feldeffekttransistoren (MOSFET), welche hohen Stromfluss über die Spulen der Schrittmotoren zulassen [261]. Dies ist die traditionelle Treiberschaltung für elektrische Schrittmotoren und teils auch für andere elektrische Motoren. Die integrierte Schaltung verfügt über den Befehlssatz der gesamten dSPIN Familie. Die dSPIN API erlaubt das Konfigurieren des Treibers, das Bewegen und Stoppen der Motorwelle. Weiterhin ist eine sensorlose Erkennung mechanischer Widerstände und dem Erreichen von Endanschlägen möglich.

Aufgrund von Trägheit und Resonanzeigenschaften des mechanischen Motoraufbaues entstehen hohe Vibrationen, wenn der Motor mit der gewünschten Geschwindigkeit aus dem Stillstand heraus betrieben wird. Es ist daher üblich, die Motorwelle stetig zu beschleunigen, bis die erforderliche Geschwindigkeit erreicht ist. Analog wird während des Abbremsens des Motors verfahren. Ein sofortiger Stopp der Motorwelle wird nur in

⁵² SparkFun Electronics Inc., Niwot, Colorado, USA

Notsituationen ausgeführt. Beispielhaft zeigt Abb. 8.49 eine simple Geschwindigkeitstrajektorie, wie sie vom L6470 verwendet wird. Innerhalb des Zeitraumes t_{acc} wird aus dem Stillstand der Motorwelle linear auf die Geschwindigkeit von v_{max} beschleunigt. Für den Zeitraum t_{const} wird diese konstante Geschwindigkeit gehalten. Anschließend beginnt die Verzögerungsphase t_{dec} . Mit einem Zeitraum von $\frac{1}{3}t_{\text{acc}}$ bis zum Stillstand der Motorwelle ist t_{dec} erheblich kürzer als die Beschleunigungsphase t_{acc} . Zur Implementierung dieser Funktionalität wird eine lineare Beschleunigungs- und eine lineare Verzögerungsrampe für jede gewünschte Geschwindigkeitsänderung der Motorwelle generiert. Der L6470 berechnet selbstständig beide Rampen in Abhängigkeit der zuvor eingestellten Konfiguration.

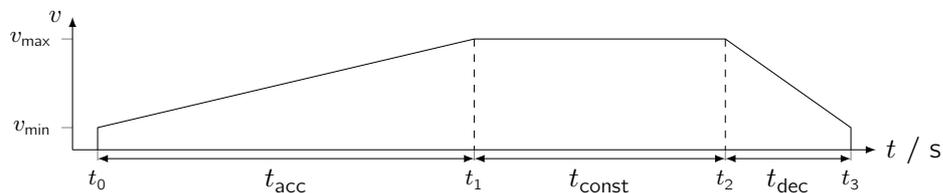


Abb. 8.49: Geschwindigkeitstrajektorie. Beispielhafter Verlauf der verwendeten Geschwindigkeitstrajektorie des L6470

Diese Vorgehensweise wird bei jeder Bewegung angewendet. Umgangen wird sie nur für Notbremsungen. Die Steigung der Beschleunigungs- bzw. Verzögerungsrampe kann in weitem Bereich eingestellt und während des Betriebs rekonfiguriert werden.

Genutzt werden kann dieser Motortreiber ausschließlich bei Schrittmotoren. Wie in Abschnitt 8.3.3 erläutert, werden diese Antriebe hier verwendet. Sie haben den Vorteil, dass die Positionsänderung der Welle in diskrete Schritte unterteilt ist und direkt gesteuert wird. Ein Schritt entspricht einer fixen Winkeländerung der Position der Welle. Die genaue Winkeländerung pro angesteuertem Schritt ist abhängig vom gewählten Schrittmotor und beträgt typischerweise $1,8^\circ$. So hat auch der eingesetzte Motor des Typs Nanotec ST8918, welcher Spindelantrieb fungiert, 200 Schritte pro 360° . Es ist somit möglich, aus der Schrittzahl eine analoge Winkeländerung der Motorwelle und umgekehrt zu berechnen. Der Steuerschaltkreis hat einen Zähler, welcher permanent die Winkelposition der Motorwelle angibt.

Im Programmablauf wird zunächst durch den IK Löser eine absolute Winkelposition berechnet. Die Differenz zur vorherigen Winkelposition wird ermittelt, wobei auf die Betragsbildung⁵³ verzichtet wird. Das Vorzeichen der Differenz dient dabei zur Richtungsangabe für die Änderung der Winkelposition der Motorwelle. Der Wert der Winkeldifferenz wird mittels Beziehung 8.14 in eine Schrittzahl n überführt.

⁵³ Differenzen physikalischer Größen werden üblicherweise ohne Vorzeichen angegeben.

$$\alpha = \frac{360^\circ}{200} \cdot \frac{n}{m} \quad (8.14)$$

Dabei gibt m den Wert des Microsteppings an, welcher $1, \frac{1}{2}, \frac{1}{4}, \dots, \frac{1}{128}$ beim L6470 betragen kann. Beim Microstepping wird der Strom nicht rechteckförmig auf die Motorspulen moduliert, sondern eine Sinusförmigkeit approximiert (Abb. 8.50a und Abb. 8.50b). Ein Vollschritt wird dabei durch die bezeichnete Anzahl an Mikroschritten ersetzt, bspw. bei $m = \frac{1}{128}$ durch 128 Mikroschritte. Dies ergibt eine ausreichend gute Approximation an einen echten sinusförmigen Verlauf der Spulenströme. Somit ist eine erheblich vibrationsärmere und geräuschärmere Bewegung der Motorwelle, verglichen mit der Nutzung rechteckförmiger Spulenströme, möglich. Gleichzeitig sind somit auch die Bewegungsänderungen der Motorwelle näherungsweise stetig. Weiterhin wird die Positioniergenauigkeit der Schrittmotoren somit massiv – nämlich um den Faktor $\frac{1}{m}$ – erhöht.

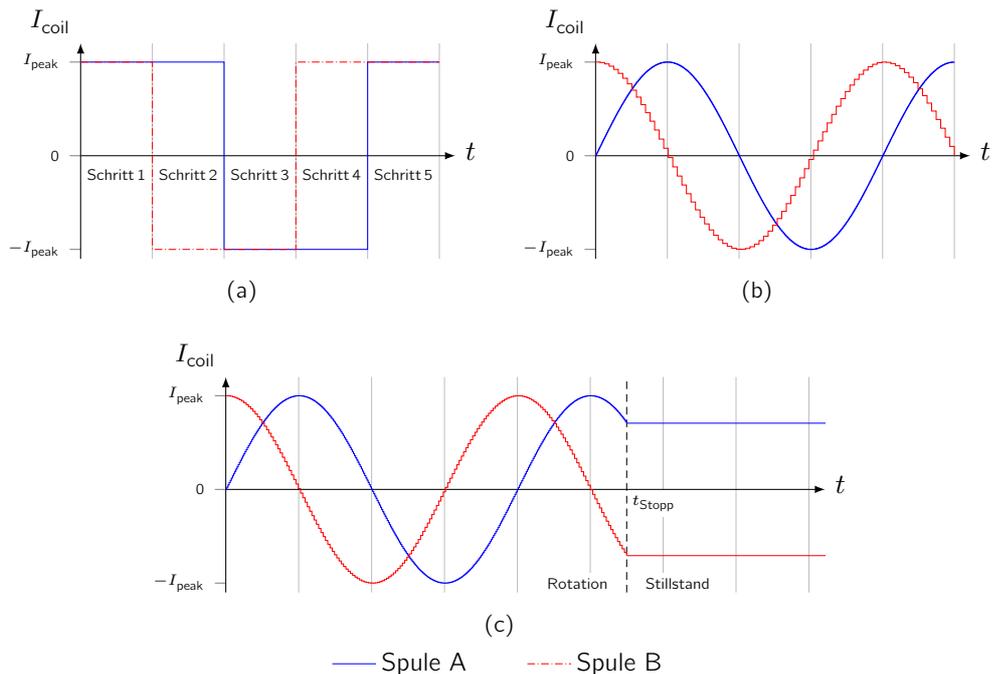


Abb. 8.50: Stepping-Verfahren bei der Ansteuerung von Schrittmotoren. (a) Fünf Vollschritte des Spulenströme eines Schrittmotors, mittels H-Brücke erzeugt (typische traditionelle Ansteuerung) (b) Approximierte sinusförmige Spulenströme durch $1/128$ Microstepping in Spule A, zur Ansicht wurde in Spule B lediglich $1/16$ Microstepping dargestellt (c) Übergang in Haltephase nach Stopp der Welle mit Erzeugung eines konstanten Haltemomentes an der Abtriebswelle, Spulenstrom in Spule A mit $1/64$ Microstepping, in Spule B mit $1/32$ Microstepping

Die Implementierung ist derart gestaltet, dass mittels der dSPIN API bei Nutzerein-

gabe der Befehl erteilt wird, die berechnete und konvertierte Winkeldifferenz in der vorgegebenen Richtung zurückzulegen. Lässt der Operateur das Sensorelement los, wird der Softstop ausgelöst. Es wird sofort die definierte Verzögerungsrampe abgefahren, ganz gleich ob, der zuvor vorgegebene Zielpunkt des Endeffektor bereits erreicht worden ist oder nicht. Anschließend wird ein konfigurierbares Haltemoment durch konstante Bestromung der Motorspulen auf den Motoranker ausgeübt, bis ein weiteres Bewegungskommando erteilt wird (Abb. 8.50c). Dies lässt alle Gelenke in ihrer zuvor angefahrenen Position verharren. Im Einsatz führt der Operateur das Gerät bis eine zufriedenstellende Position und Orientierung des am Endeffektor befindlichen Femurfragmentes erreicht ist. Diese Entscheidung fällt der Operateur spontan und lässt daraufhin vom 6DoF Sensor ab. Es wäre äußerst hinderlich, wenn die berechneten Trajektorien komplett abgefahren würden. Die Position und Orientierung des Endeffektors würde geändert, obwohl der Operateur zuvor durch Loslassen der Eingabekappe das Stopp - Bewegung Signal gegeben hatte. Die algorithmische Feststellung dieses Signals geschieht implizit, da es nicht explizit ausgelöst wurde – bspw. durch Loslassen einen zusätzlichen Schalters. Hier tritt eine Leitidee der Konzeption zu Tage, wonach das System möglichst intuitiv bedienbar sein soll. Eine Ausprägung dieser Idee ist die Beschränkung auf möglichst wenige diskrete Eingabemöglichkeiten.

Solange die Eingabekappe 6DoF Sensors in mindestens einer Achse aus ihrer Ruheposition ausgelenkt ist, sendet der Sensor Daten an den Systemmaster. Gesendet wird mit einer definierten Wiederholrate von 10 Hz während dieser Zustand anhält. Wird nach dem zweifachen der entsprechenden Periodendauer kein Datenpaket mehr vom Systemmaster empfangen, löst dieser den Softstop alle motorischen Systeme aus. Damit der Stillstand tatsächlich zeitnah eintritt, wurde bezüglich der Verzögerung eine steile Rampe gewählt. Die Datenrate von 10 Hz wurde gewählt, da mit dem beschriebenen System innerhalb einer Periodendauer von 100 ms ein gesamter Zyklus abgeschlossen ist, wie er in Abb. 8.38 dargestellt ist. Demnach bedeutet dies, dass innerhalb dieser Zeit die sensorischen Daten gewonnen und verarbeitet wurden. Anschließend wurden die beschriebenen Prüfungen und ggf. Korrekturen durchgeführt. Der IK Löser konnte mit diesen Daten seine Lösung berechnen. Dessen Daten wurden zur Ansteuerung der Treiberstufen der Aktoren in weiterverarbeitbare Formate konvertiert. Den entsprechenden Aktoren wurden die Befehle gesandt, und es wurde überwacht, dass die Bewegungen fehlerfrei starten.

Noch bevor die Verzögerungsrampe erreicht wird, kann im nächsten Verarbeitungszyklus bei immer noch einwirkender Kraft auf die Sensorkappe der nächste Bewegungsbe- fehl gegeben werden. Somit wird die Bewegung der Gelenke aufrecht erhalten und nicht immer wieder abgebrochen und erneut gestartet. Außerdem wird so eine permanente interaktive Anpassung der einzelnen Gelenkbewegungen an die vom Nutzer gewünschte

Geschwindigkeit erreicht.

Die Schrittmotoren der Gelenke des Gelenkarms werden nicht durch einen L6470 getrieben. Für diese wurden Module ähnlicher Funktionsweise genutzt, welche einen Trinamic⁵⁴ TMC223 bzw. deren Derivat von ON Semiconductor⁵⁵ AMIS-30624 besitzen. Sie werden mit dem Feldbus I²C angesprochen, welcher aus lediglich zwei Leitungen besteht. Im Schaltplan sind die beiden Kommunikationspins mit Serial Data (SDA) und Serial Clock (SCL) bezeichnet (Abb. 8.51b). Der TMC223 vereint in sich Motioncontroller und Treiberstufe, ebenso wie der L6470. Ebenso wie der L6470 verfügt der Trinamic IC über eine API und generiert eigenständig komplette Geschwindigkeitstrajektorien. [262]

Die bisherigen Erläuterungen zur Funktionsweise des L6470 sind für den TMC223 ebenfalls gültig. Statt $\frac{1}{128}$ Microstepping beherrscht der TMC223 allerdings maximal $\frac{1}{16}$ Microstepping. Er kann Spulenströme I_{peak} von bis zu 800 mA erzeugen und benötigt dabei keine Kühlung. Dies macht diesen Treiber IC ideal für die Nutzung mit kleinen Schrittmotoren, wie sie für die Gelenke des Arms ausgewählt wurden.

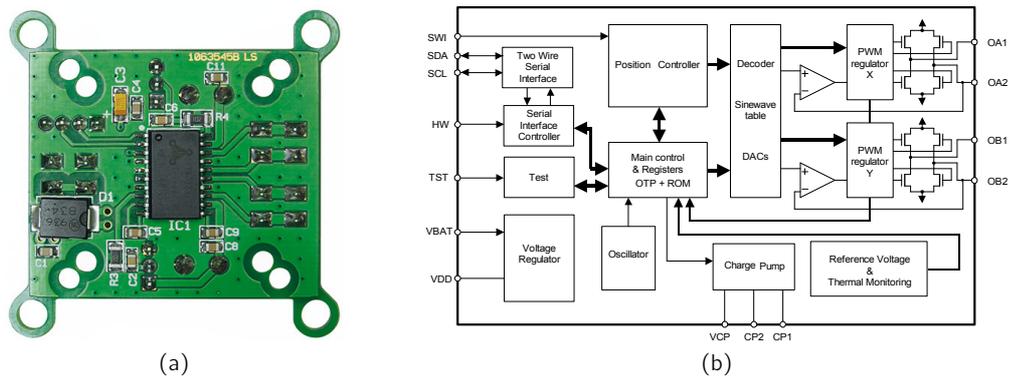


Abb. 8.51: Motortreiberbaustein Gelenkantriebe. (a) Platine des verwendeten iSMT Moduls mit TMC223 Motortreibers [263] (b) Schematische Darstellung der internen elektrische Schaltung des Trinamic TMC223 Motortreiberbausteins [262, S. 5]

Abbildung 8.50b zeigt die Gegenüberstellung der theoretischen Sinusapproximation mit $\frac{1}{128}$ Microstepping des L6470 und dem $\frac{1}{16}$ Microstepping des TMC223 [262]. Ebenfalls abgebildet ist der Übergang von der Rotation der Motorwelle in den Stillstand (Abb. 8.50c). Nachdem die Geschwindigkeitstrajektorie komplett abgefahren worden ist, rotiert die Welle mit der minimale Endgeschwindigkeit v_{min} . Der Übergang zum Stillstand der Welle geschieht, indem ab diesem Zeitpunkt t_{Stopp} beide Spulen mit einem konstantem Strom beaufschlagt werden anstatt mit einem Wechselstrom. Der

⁵⁴ TRINAMIC Motion Control GmbH & Co. KG, Hamburg, Deutschland

⁵⁵ ON Semiconductor Inc., Phoenix, Arizona, USA

magnetische Rotor des Motors wird darauf durch das entstehende Moment in eine definierte Stellung gezwungen. Damit es nicht zu Unstetigkeiten in der Wellenposition kommt, wird der zum Wechselzeitpunkt t_{Stopp} fließende Strom fortan konstant gehalten. Im Graph charakterisiert sich dieser Vorgang durch eine hebbare Unstetigkeitsstelle bei t_{Stopp} . Dies bedeutet, dass bei einer Grenzwertbetrachtung an t_{Stopp} links- und rechtsseitiger Grenzwert übereinstimmen. Somit liegt keine unphysikalische Sprungstelle vor.

8.6 Ergebnisse

Nach Konzipierung und Aufbau eines Demonstrators des Assistenzsystems wurden einige Messungen durchgeführt. Zunächst war die absolute Positionierungsgenauigkeit des Endeffektors Untersuchungsgegenstand. Die Güte der Orientierung der Knochenfragmente zueinander ist die relevante Eigenschaft bezüglich der gewählten Zielsetzung dieser Arbeit (vgl. Kapitel 6). Allerdings ist die Positionierung der Fragmente in der intraoperativen Einstellung der Frakturelemente dazu zunächst das grundlegende Merkmal. Wird dieses nicht ausreichend erfüllt, führt eine präzise Fragmentausrichtung allerdings nicht zu einem Mehrwert für den Anwender. Es wird davon ausgegangen, dass die Erhöhung der Präzision in der Repositionierung der Frakturelemente maßgeblich von einer hohen Genauigkeit der Positionierung im Arbeitsvolumen abhängt.

Zur Untersuchung der Positionierungsgenauigkeit wurde ein optisches Messsystem verwendet, welches Objektpositionen im dreidimensionalen Raum feststellen kann. Somit war es nicht notwendig, langwierige Antastungen mit sehr teuren Koordinatenmesssystemen durchzuführen. Da ein vergleichsweise kleines Messvolumen vorliegt, konnte der günstige und kleine LEAP Motion⁵⁶ Controller eingesetzt werden. Es handelt sich um ein optisches Messsystem, das auf dem stereophotogrammetrischen Messprinzip beruht [264]. Weiterhin ist es in der Lage, markerlose Erkennung von Features⁵⁷ in den aufgenommenen Bildern durchzuführen und deren Raumkoordinaten anzugeben. Mehrere Arbeitsgruppen haben sich bereits eingehend mit der Untersuchung und Validierung dieses Systems beschäftigt, bspw. Weichert et al. [264] und Guna et al. [265].

Guna et al. konnten zeigen, dass die Messgenauigkeit des Leap Motion im Messvolumen nicht konstant ist. Sie ist abhängig von Distanz und Winkel des Messobjektes in Relation zum geometrischen Mittelpunkt des Controllers. Befindet sich das Messobjekt in niedriger Höhe zentral über dem Controller, wird eine Genauigkeit von $\pm 0,01$ mm (SD) erreicht [265]. Daher wurde hier zur Untersuchung der Positionierungsgenauigkeit des Demonstrators ein Versuchsaufbau gewählt, der diese Charakteristik berücksichtigt. Alle zu untersuchenden Bewegungen fanden in 50 mm Höhe (Y-Achse, Abb. 8.51a)) zentral über dem Leap Motion Controller statt. Weiterhin wurden die Verfahrswege entlang der Achsen auf maximal 1 mm begrenzt.

In Anlehnung an die DIN 1319 wird als Positionierungsgenauigkeit hier die kleinste Diskrimination zweier angefahrener Positionen bezeichnet [266]. Dort wird die Auflösung einer Messeinrichtung definiert als eine Angabe, bezüglich der eindeutigen Unterscheidung zwischen nahe beieinander liegenden Messwerte. Bei quantitativer Angabe ist

⁵⁶ Leap Motion Inc., San Francisco, Kalifornien, USA

⁵⁷ Mit „Features“ sind hier Merkmale in Bildern im Kontext von Bildverarbeitung gemeint.

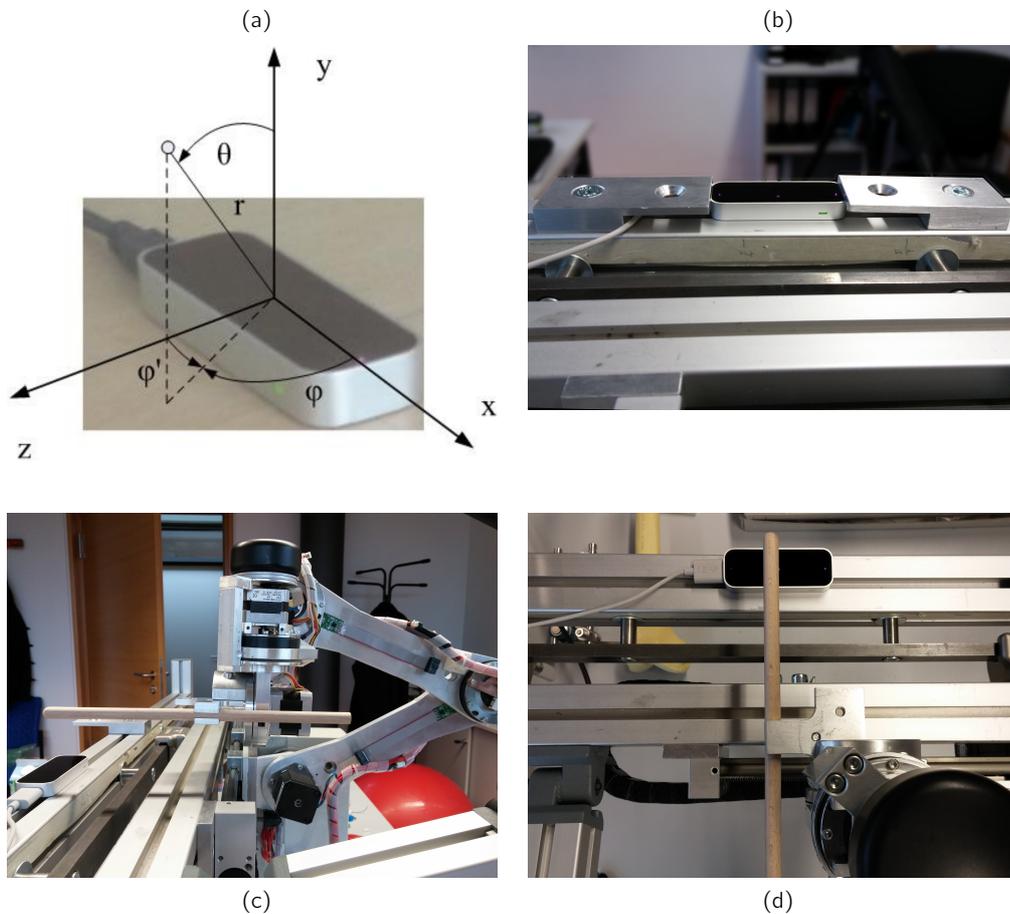


Abb. 8.52: LEAP Controller. (a) Koordinatensystem (kartesisch & räumlich polar) zur Beschreibung von Datenpunktpositionen im Messvolumen des Controllers [265] (b) Sensor im Messaufbau: Durch kraftschlüssige Fixierung ortsfester Leap Controller (c) Seitenansicht des Messaufbaus mit zentral über dem Controller positionierter Spitze des Messstabs (d) gleicher Messaufbau in Draufsicht

dies die kleinste Differenz zweier Messwerte, die das Messgerät eindeutig unterscheidet. Zur Ermittlung der Positionierungsgenauigkeit muss daher das Messsystem eine höhere Auflösung besitzen, als untersucht werden soll. Üblicherweise wird eine höhere Genauigkeit des Messsystems um den Faktor zehn vorausgesetzt, bei der Angabe einer Auflösung eines Sensors. Der LEAP Motion Controller ermöglicht somit eine Positionsmessung des Assistenzsystems bis zu einer Auflösung von 0,1 mm. Zur Messwertabfrage des LEAP Controllers wurde eine Javascript Softwarebibliothek in der Version 0.6.3 genutzt, welche vom Hersteller des Controllers frei zur Verfügung gestellt wurde. Sie wurde in eine HTML Datei eingebunden und stellt ein Interface zur Betriebssoftware des Controllers auf dem Computer dar, an dem er angeschlossen ist. Bei Aufruf der Seite in einem Browser werden Start & Stopp der Messung sowie Datentransfer auf

die Festplatte des Computers vorgenommen. Verwendet wurde der Mozilla⁵⁸ Firefox Browser in der Version 32.0

Zunächst wurden drei verschiedene äquidistant verteilte Positionen auf einer der drei translatorischen Achsen des Endeffektors am robotischen Arm angefahren. Anschließend wurde die Startposition erneut angefahren. Dieser Zyklus ist insgesamt dreimal auf jeder Achse durchgeführt worden. Einschränkend muss hinzugefügt werden, dass von diesem Prozedere für die X-Achse abgewichen wurde und das Anfahren der Startposition vermieden wurde.

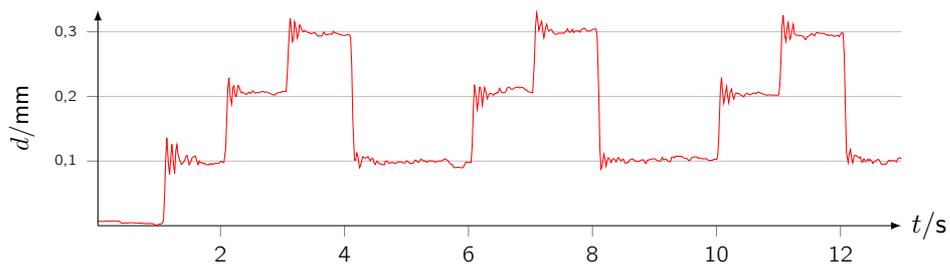


Abb. 8.53: Positionierungsgenauigkeit der Linearfahrbahn. Bei der Mehrfachmessung ist der Effekt des Schrittverlusts durch Spiel zwischen Mitnahmemutter des Schlittens und Spindel im Bereich von mind. 0,1 mm erkennbar

Begründet liegt dies im mechanischen Spiel zwischen Mitnahmemutter und Spindel auf dem Linearantrieb. Nach mehreren Versuchen ohne diese Anpassung⁵⁹ konnte festgestellt werden, dass durch den Richtungswechsel innerhalb der Messprozedur ein zu messender Weg von 0,1 mm zurückgelegt wird (erkennbar an der entsprechend stattfindenden Spindeldrehung), ohne dass sich eine messbare Verschiebung des Schlittens einstellt (Abb. 8.53). Die darauffolgende Verschiebung des Schlittens um 0,1 mm ist ohne Beanstandung. Die Interpretation dieses Verhaltens ist, dass das Spiel gerade im Bereich von 0,1 mm liegt. Der Hersteller der Linearfahrbahn konnte auch auf Nachfrage keine absoluten Angaben dazu machen. Daher wurde auf dieser Achse die Genauigkeitsmessung ohne Wiederanfahrt der Startposition durchgeführt. Stattdessen wurde eine Pause nach drei aufeinanderfolgenden Schritten von 0,1 mm eingelegt. Außerdem wurde zu Beginn der Messung Wert daraufgelegt, dass die vorher durchgeführte Bewegung in gleiche Richtung wie die folgende Bewegung zur Genauigkeitsmessung führte. Somit konnte ein erneutes Auftreten dieses Schrittverlustes, begründet im Spiel zwischen Mutter und Spindel, vermieden werden.

Die Ergebnisse im Überblick zeigt Abb. 8.54. Die Strecken zwischen den angefahrenen Positionen betragen hier jeweils 0,1 mm. Höhere Positionsdifferenzen wurden zu Beginn

⁵⁸ Mozilla Corporation, Mountain View, Kalifornien, USA

⁵⁹ Mit Anpassung wird das Nichtanfahren der Startposition nach jeder dreistufigen Rampenfahrt gemeint.

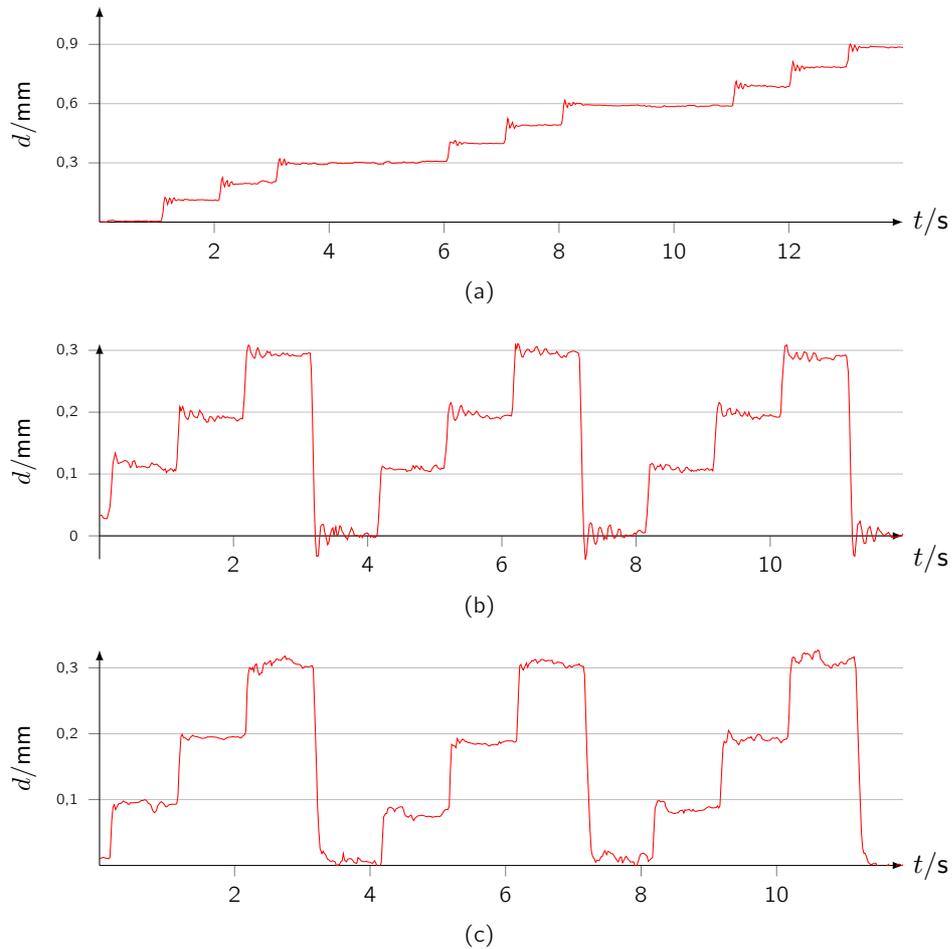


Abb. 8.54: Messwerte der Genauigkeitsmessung (a) bei Bewegung entlang der X-Achse (b) entlang der Y-Achse und (c) bei Verschiebung in der Z-Achse

der Messungen gewählt und konnten einwandfrei diskriminiert werden. Der Wert der Verfahrweglängen konnte erniedrigt werden bis die zuvor bestimmte Auflösungsgrenze des LEAP Motion Sensors von 0,1 mm erreicht wurde. Leichte Differenzen in der Ausrichtung der Koordinatensysteme von Messsystem und Assistenzsystem zueinander sind erkennbar. Sie äußern sich in einer Driftcharakteristik in der graphischen Darstellung. Teilweise treten Überschwinger und anschließende Einpendelbewegungen nach Positionsänderung mit Abbremsung bis zum Stillstand auf. Die Positionierungsgenauigkeit sollte absolut angegeben werden können und daher geschwindigkeitsunabhängig sein. Bei hohen Verfahrgeschwindigkeit wird jedoch eine entsprechend ausreichende Verzögerungsrampe vor dem Stillstand abgefahren (vgl. Abschnitt 8.5.7). Somit erlangt der Effekt des Überschwingens in dieser Betrachtung keine hohe Relevanz. Dieser Erkenntnis Rechnung tragend wird jedoch auf die unbedingte Angabe höherer Genauigkeiten verzichtet, welche nur unter idealen Bedingungen bei geringsten Verfahrgeschwindig-

keiten messbar ist.

Es kann geschlossen werden, dass eine Positionierungsgenauigkeit des Manipulators von $d_{pos} = 0,1 \text{ mm}$ in allen translatorischen Achsen gegeben ist.

Wie bereits ausgeführt, ist die Positionierungsgenauigkeit grundlegend für die Genauigkeit der Orientierung des Endeffektors. Eine hohe Ausrichtungsgüte des Manipulators ohne Vorhandensein gleichzeitig hoher Positionierungsgenauigkeit des Endeffektors ist in der Anwendung wirkungslos. In direktem Zusammenhang stehen dabei die Positionierungsgüte in der Y-Z-Ebene und die Orientierungsgenauigkeit um die X-Achse herum. Die Orientierung um die Y-Achse als auch um die Z-Achse werden durch jeweils ein dedizierten Motor angesteuert. Sie stehen daher nur indirekt im Zusammenhang mit der Positionierung in den restlichen translatorischen Achsen. Ein Standardgelenk besteht am vorliegenden System aus einer spielfreien Lager-Getriebeinheit und einem Schrittmotor. Durch erhöhte Ansteuergenauigkeit (bspw. mittels Microstepping) kann eine Winkelauflösung des Schrittmotors von $0,014^\circ$ erreicht werden. Bauartbedingt hat der eingesetzte Schrittmotor eine Nennwinkelauflösung von

$$\frac{\alpha}{n} = \frac{360^\circ}{200} = 1,8^\circ \quad (8.15)$$

mit α : Winkelabschnitt,

n : Anzahl der magnetischen Pole.

Das spielfreie Getriebe hat eine Untersetzung von 1:100. Dies führt insgesamt zu einer Orientierungsauflösung eines Standardgelenks von $0,14 \cdot 10^3^\circ$. Die Grundannahme ist hierbei, dass bei entsprechender Ansteuerung die Winkelposition des Schrittmotors ohne Abweichung folgt und somit die Orientierungsgenauigkeit ideal ist. Dies resultiert aus dem Wirkprinzip des Schrittmotors (vgl. Abschnitt 8.3.3 ab Seite 127). Ein gewisser Einschwingprozess kann allerdings beobachtet werden (vgl. Abb. 8.54).

Die Orientierung des Endeffektors um die X-Achse herum wird jedoch durch einen komplexeren Sachverhalt beeinflusst. Das betreffende Gelenk des Endeffektors und die Gelenke des Gelenkarms befinden sich in der selben Ebene. Ihre Gelenkachsen sind parallel zueinander angeordnet. Somit ist die Orientierungsgenauigkeit des Endeffektors um die X-Achse direkt von der Orientierungsgenauigkeit der Armgelenke abhängig. Aus konstruktiver Sicht ergibt sich bezüglich des Aufbaus zwischen den Gelenken des Arms und den Gelenken des Endeffektors kein Unterschied. Allerdings ist klar ersichtlich, dass sich die Ungenauigkeiten in der Orientierung der Armgelenke akkumulieren und auf die Ausrichtungsgüte des Endeffektors in dieser Ebene einwirken.

Im Folgenden wird das letzte Verbindungselement des Arms isoliert betrachtet. Die prinzipiell maximal entstehende Abweichung in der Ausrichtung des Elements bei glei-

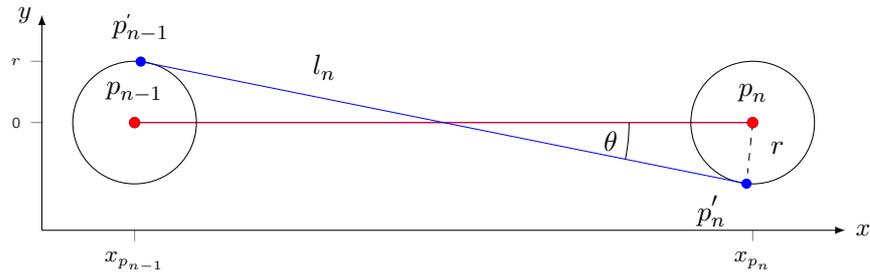


Abb. 8.55: Betrachtung der Winkelabweichung. Maximale Abweichung der Orientierung des letzten Verbindungselements bei Positionierung der Endpunkte, (—●) ideale Orientierung (—●) schlechteste anzunehmende Konfiguration

cher Positionierengenauigkeit $\pm r$ des letzten Gelenks p_n und vorletzten Gelenks p_{n-1} zeigt Abb. 8.55. Tritt diese mit jeweils unterschiedlichem Vorzeichen auf, liegt die ungünstigste Konstellation vor. Hier ist ersichtlich, dass die Ungenauigkeit in der Positionierung des letzten und vorletzten Gelenks maximal ist. Es ergibt sich dann ein gleichschenkliges Dreieck mit der Schenkellänge $l_s = l_n/2$ und dem eingeschlossenen Winkel θ sowie der Basis r . Bei dieser Konstellation berechnet sich die Abweichung der Orientierung zu

$$\theta = \arccos \left(1 - \frac{r^2}{2 (l_n/2)^2} \right). \quad (8.16)$$

Diese stellt den Worst Case unter den geschilderten Annahmen dar. Bei einem Radius $r = 0,11 \text{ mm}$ und einer Gelenkverbindungslänge von $l_{n-1} = 50 \text{ mm}$ ergibt sich somit eine maximale Abweichung von $\theta = 0,25^\circ$. Die geforderte und erreichte Toleranz der Gelenkpositionierung sowie die geforderte Berechnungsgenauigkeit des IK-Lösers liegen bei je $10,0 \mu\text{m}$. Somit kann insgesamt eine maximale Positionsabweichung resultierend aus mechanischer Positionierung und algorithmischer Genauigkeit von $0,11 \text{ mm}$ angenommen werden. Nach dieser Betrachtung entsteht unter den ungünstigsten Annahmen eine Orientierungsungenauigkeit von $\theta \leq 0,25^\circ$.

Abschließend kann zusammengefasst werden: Unter den beschriebenen mechanischen, elektrischen und algorithmischen Voraussetzungen wird eine maximale Positionierungsungenauigkeit von $d_{pos} = 0,1 \text{ mm}$ und eine maximale Ausrichtungsungenauigkeit (des letzten Verbindungselementes) von $\theta = 0,25^\circ$ erreicht.

8.6.1 Algorithmische Optimierung

Der geringe Einfluss der maximalen Winkelabweichung am letzten Verbindungselement ermöglichte eine algorithmische Erleichterung. Zur korrekten Ausrichtung des letzten Verbindungselements ist die permanente Nutzung trigonometrischer Funktionen

innerhalb des iterativen IK-Lösers notwendig. Darauf konnte nun verzichtet werden. Stattdessen wurde nun in einigen Sonderfällen die trigonometrische Berechnung des Zwangswinkels α_{constr} zwischen letztem Verbindungselement und X-Achse ausgelassen. Im Falle von

$$\alpha_{\text{constr}} = k \cdot 90^\circ \mid k \in \mathbb{N}_0 \quad (8.17)$$

wird die Koordinate des vorletzten Gelenks p_{n-1} direkt durch Addition bzw. Subtraktion der Länge des letzten Verbindungselements auf der entsprechenden Dimension gesetzt. Ist diese Bedingung nicht erfüllt, wird einmalig pro Iteration der Sinus und Kosinus des vorgegebenen Winkels des letzten Verbindungselements am Zielpunkt berechnet. Die Länge des Segmentes trägt der FABRIK Algorithmus anschließend selbstständig ab, um die Koordinate des vorletzten Gelenks p_{n-1} zu berechnen. In dieser Art wird während der Berechnung durch alle Iterationen hindurch stets die gewünschte Ausrichtung des letzten Verbindungselementes sichergestellt. Weiterhin findet diese Randbedingung bei der Berechnung der Gelenkstellungen der restlichen Gelenke Beachtung. Dies fügt sich nahtlos in den FABRIK Algorithmus ein und stellt somit eine Erweiterung dessen dar.

9 Diskussion und Ausblick

In der vorliegenden Arbeit wurde zu Demonstrationszwecken ein elektromechanisches Assistenzsystem für den Einsatz während Marknagelungstherapie innerhalb der Reponierung von Femurschaftbrüchen konzipiert und umgesetzt. Außerdem wurden begleitende Randbetrachtungen durchgeführt. Zu untersuchende Problemstellung in der Anwendung war die intraoperative, dauerhafte, präzise Retention zweier Knochenfragmente des Femurs während der intramedullären Nagelung. Zweck dieser Umsetzung war die Demonstration der Machbarkeit und das Aufzeigen von Limitationen – jeweils in technischer Hinsicht. Die Umsetzung mit ihren Anforderungen, Charakteristika und Herleitungen wurde in den vorangegangenen Kapiteln eingehend beschrieben.

Als Produkt im medizinischen Einsatzfeld wird nach IEC 60 601 Erstfehlersicherheit gefordert [267]. Das bedeutet, jede erste auftretende Fehlfunktion eines Bauteils darf nicht zum Versagen des Gesamtsystems führen. Der entsprechende Fehler muss erkannt und umgangen werden, oder das System muss so ausgelegt sein, dass ein erster Fehler kompensiert werden kann. In der vorliegenden Implementierung ist diese Forderung nicht erfüllt. Diese Ansprüche an die Umsetzung eines Demonstrators zu stellen gleicht einer Entwicklung eines zulassungsfähigen Medizinproduktes. Dies war nicht Bestandteil und Ziel der vorliegenden Arbeit. Soll eine Produktentwicklung auf Basis der bisher geleisteten Arbeit geschehen, müssen sämtliche Komponenten (Mechanik, Elektrik, Software) auf Erstfehlersicherheit geprüft und entsprechend überarbeitet werden. Diese Maßnahmen stellen allerdings nur einen Bruchteil der Zulassungsvoraussetzungen eines Medizinproduktes dar. Gleichwohl ist auch ohne diesen Anspruch anzumerken, dass das Hinzufügen einer Permanentbremseinheit an jedem Gelenk hohen Nutzwert erzeugt und eine sinnvolle Erweiterung des vorliegenden Standes des Demonstrators ist. Die Schrittmotoren des Gelenkarms stellen ein maximales Haltemoment von 0,396 Nm bei 24 V Versorgungsspannung (vgl. Abschnitt 8.3.3 und Abb. 8.22) zur Verfügung [212]. Dieses Moment wurde in einigen Tests durch grobe Handhabung des System überschritten. Ruckartige und schnelle Änderungen der Gelenkpositionen waren die Folge. Das Versagen der Haltefunktionalität durch Überbeanspruchung stellt ein gewisses Risiko für die Betriebssicherheit des Demonstrators dar. Nach Beendigung der konstruktiven Arbeiten wurde dieses Manko schnell erkannt. Nach diversen Recherchen konnten mehrere anwendbare Brems- und Haltesysteme gefunden werden. Dazu zählt

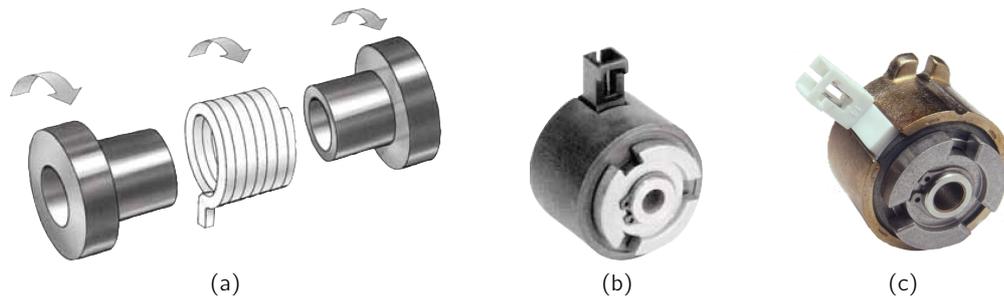


Abb. 9.1: Permanentbremsen zum Einsatz an den Drehgelenken des Demonstratorarms.
 (a) schematischer Aufbau einer Schlingfederkupplung der Firma Warner Electric [268, S. 10] (b) Schlingfederkupplung Typ DL-30 der Firma Warner Electric [268, S. 49] (c) Schlingfederkupplung des Typs EC25 der Firma Reell [269]

die Schlingfederbremse, auch Federbandbremse¹ genannt. Beispielhaft seien hier die Modelle EC25 von Reell und DL-30 von Warner Electric aufgeführt (Abb. 9.1 b und c). Sie liefert bei geringen Kosten und Gewicht ein hohes Maß an Präzision und Haltemoment [270]. Nachteilig ist jedoch, dass sie permanent bestromt werden müssen, um eine Haltewirkung zu erzielen. Im Falle eines Stromausfalls an den Motortreibern läge also keine Haltewirkung durch ein von den Motoren oder Bremsen erzeugtes Haltemoment an. Hier muss eine erweiterte Elektronik oder Anpassung der Bremsbauform durch den Hersteller erfolgen. Beides wurde als zu langwierig bewertet, um innerhalb dieser Arbeit umgesetzt werden zu können.

Die Funktion der Sicherheitsbremse erfüllen elektrisch gelüftete Magnet- oder Feder-scheibenbremsen sehr gut. Zwei Bremsscheiben, tlw. auch -trommeln, werden durch die Vermittlung eines magnetischen Feldes auseinander gedrückt. Die mit einer der beiden Scheiben schlüssig verbundene Welle kann so reibungsfrei laufen. Es wird in dieser Situation von einer "gelüfteten Bremse" gesprochen. Im Falle eines Stromausfalls sorgt die Rückstellkraft einer Feder oder eines Permanentmagnetfeldes für reibschlüssige Verbindung beider Bremsscheiben. Somit liegt bei Systemausfall ein hohes Haltemoment an, welches die Gelenke des Arms in Position hält. Als verwendbare Vertreter dieser Gattung sind das Modell High-Torque-03 von Kendrion² und Combistop-M bzw. Combiperm-P1 von KEB³ zu nennen.

Das Gesamtsystem war zunächst nicht im Hinblick auf Bremsenrichtungen konzipiert worden. Nach Fertigstellung des ersten Arbeitsstandes erfolgten Vorüberlegungen und Aufwandsabschätzungen für das Ergänzen von Sicherheitsbremsen an allen Gelenken. Die gesamte Software, Elektronik und Teile der Mechanik müssen geändert werden und tlw. neue Teile (bspw. mechanische Aufnahme) entworfen werden. Es setzte sich

¹ Im englischen Sprachgebrauch als "wrap spring brake" bekannt.

² Kendrion GmbH, Industrial Drive Systems, Villingen-Schwenningen, Deutschland

³ Karl E. Brinkmann GmbH, Barntrup, Deutschland

daher die Erkenntnis durch, dass dieses Vorhaben den zeitlichen Rahmen dieser Arbeit um ca. sechs Monate übersteigt. Daher wurde im Rahmen dieser Arbeit auf weitere Modifikationen des Gelenksarms verzichtet.

Die verwendete Sensorik erlaubt kaum verwertbare Aussagen über absolute Werte der gemessenen physikalischen Größen (vgl. Abschnitt 8.4). Begründet liegt dies in der ebenfalls späteren Umsetzung der Sensorik und dem daher fehlenden Integrationsgrad. Außerdem liegt die Vermutung nahe, dass nicht das ideale Messverfahren verwendet worden ist oder die Implementierung der verwendeten Verfahren ausbaufähig ist. In diesem Belang muss nochmals Ingenieurarbeit geleistet werden, soll ein Regelkreis aufgebaut werden. Optische Systeme, bspw. von Numerik Jena, versprechen dabei enorm hohe Genauigkeiten, sind jedoch oftmals inkrementell messende Systeme und kostenintensiv.

In Abschnitt 8.5.6.2 wurde eine Implementation zur Erhöhung der Anwendungssicherheit des Assistenzsystems vorgestellt. Sie basiert auf einem festgelegten zweidimensionalen Polygon innerhalb dessen sich die Koordinate des Endeffektors befinden muss. Ist dies nicht der Fall, wird der jeweils nächste Punkt auf dem Polygon als Zielpunkt für die Ansteuerung des Endeffektors genutzt. Ohne weitere Sensorik kann so die Funktion eines Endanschlags in mehreren Dimensionen zur Verfügung gestellt werden. Die Umsetzung dieser Funktionalität mittels Software ermöglicht die Änderung des Polygons zur Laufzeit. So kann bspw. auf externe Ereignisse reagiert werden oder auf Nutzereingaben. Vorstellbar ist eine Verkleinerung des Arbeitsbereichs, wenn der bis dato nutzbare Bereich plötzlich durch Hindernisse versperrt wird (Geräteteile, Medizingeräte). Ebenfalls kann bspw. die Anpassung des Arbeitsbereichs automatisch vorgenommen werden abhängig von der durchgeführten Operation mittels einer geeigneten Planung. Weiterhin kann eine Erweiterung auf drei Dimensionen vorgenommen werden. In der vorliegenden Version wird auf der Y-Z-Ebene gearbeitet. Abhängig von der X-Position kann dieses Polygon verändert werden. So kann die Y-Z-Ebene als Schnittebene durch ein modelliertes Volumen aufgefasst werden. Das resultierende zweidimensionale Polynom stellt die Schnittkanten zwischen Ebene und Volumen dar. Dieser Idee zufolge kann nicht nur ein 2D-Arbeitsraum definiert werden, sondern ein dreidimensionales Arbeitsvolumen entlang der Beinplatten des Operationstisches. Unter Zuhilfenahme der zusätzlichen X-Koordinate aus der Spindelstellung des Linearantriebes des Demonstrators lässt sich rasch die vorliegende Implementierung um eine Raumdimension erweitern. Die zuvor beschriebenen Charakteristika der zweidimensionalen Implementierung bleiben dabei erhalten.

Abschließend sollen in knapperer Weise einige Denkanstöße aufgezeigt werden. Sie sind mit einem höheren Arbeitsaufwand verbunden, als die zuvor skizzierten unmittel-

bar erkennbaren Potentiale. Diese Anregungen sind nur mittelbar mit diesem Projekt verbunden, und können als Evolutionslinie einer solchen Gattung von chirurgischen Assistenzsystemen dienen.

Eine Charakteristik des hier vorgestellten Systems sind die herausstehenden Schrittmotoren. Eine Unterbringung im Schaft der Gelenkarme bringt einen Gewinn in ergonomischer Hinsicht und bezüglich Betriebssicherheit für den Anwender. Es wird weniger Bauraum an den Gelenken in Anspruch genommen und das Risiko Quetsch- und Stoßvorfällen an hervorstehenden Ecken und Kanten wird verringert. Zusätzlich ist eine

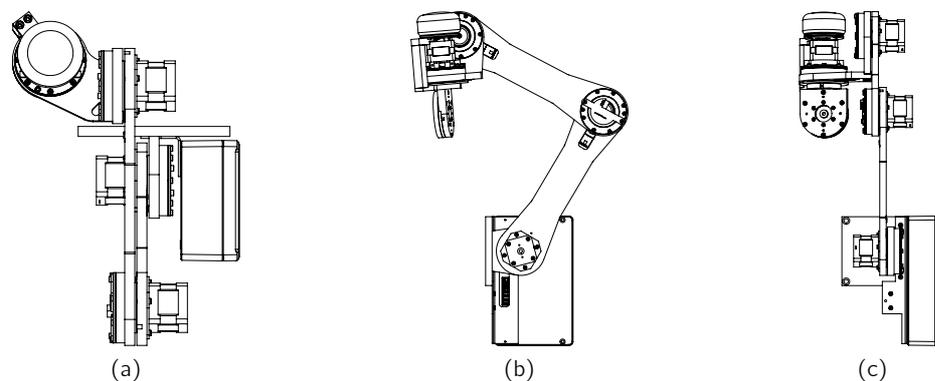


Abb. 9.2: Gelenkarm des Demonstrators. Schematische Ansicht des Gelenkarms (a) von oben, (b) von der Seite und (c) von hinten

Vollversenkung der bisher hervorstehenden Getriebeeinheiten in das Verbinderverprofil aus gleichen Gründen anzustreben.

Einhergehend mit dieser Maßnahme kann die Stabilität der Verbindungsarme durch Nutzung von Hohlraumprofilen erhöht werden. Hiervon profitieren die Verwindungssteifigkeit, Biegesteifigkeit und Maximalbelastung besonders. Eine Reduktion des Gewichtes ggü. dem Arm aus Vollmaterial ist zusätzlich zu erwarten. Die geänderte Motorenplatzierung beeinflusst die Massenverteilung positiv und führt zu einer geringeren Dauerbelastung der Motoren. Insgesamt rutscht der Gesamtschwerpunkt näher Richtung Basis und erfordert somit weniger Drehmoment zur Ausführung der gleichen Bewegung bei gleicher externer Last.

Weiterhin ließe sich die Elektronik zur Ansteuerung der einzelnen Motoren ebenfalls in die Gelenkverbinder verlagern und kapseln. Vorteilig wirken sich die geringeren notwendigen Kabellängen und der Wegfall eines gesonderten Betriebsgehäuses auf dem Linearschlitten aus.

Die gewählte Linearfahrbahn ist leicht, schmal und dennoch torsionssteif. Sie wird mittels zweier sog. Kloben auf die Normschiene des Operationstisches geklemmt (Abb. 9.3). Diese Lösung ragt in den Arbeitsraum des Operators hinein und hindert

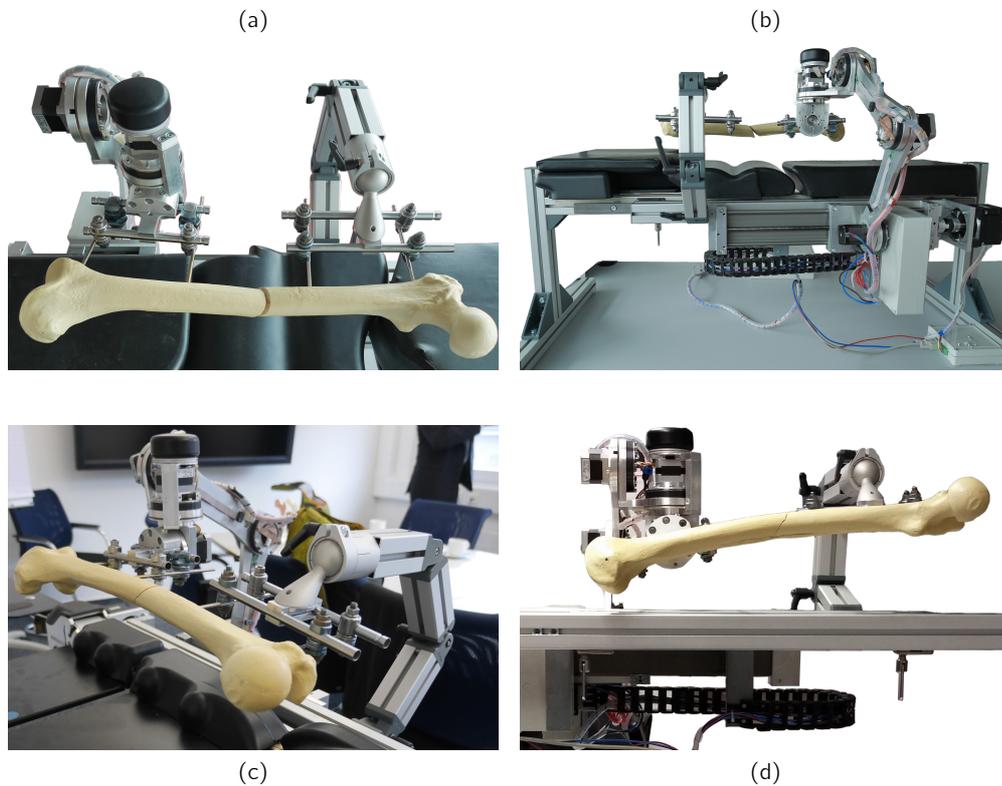


Abb. 9.3: Demonstrator. Ansichten des fertiggestellten Demonstrators

ihn daran, nahe an den Patienten zu treten. Aus Anwendersicht sollte daher untersucht werden, ob eine Integration in die Beinplatte des Operationstisches sinnvoll ist, und/oder aus dieser Betrachtung eine neue Beinplattensonderform entsteht, vergleichbar mit der Sonderform des Extensionstisches. Es könnte baulich eine hohe Integrationsdichte erzeugt werden, bei Einbringung der Linearfahrbahn in den Holm der Beinplatten. Dies birgt für den Chirurgen den Vorteil der geringeren Arbeitsraumintrusion des Assistenzsystems. Gleichsam sind jedoch Einbußen in der Röntgendurchleuchtungsfähigkeit und der Variabilität der Beinplattenpositionierung zu erwarten.

Anhang

A Abbildungen

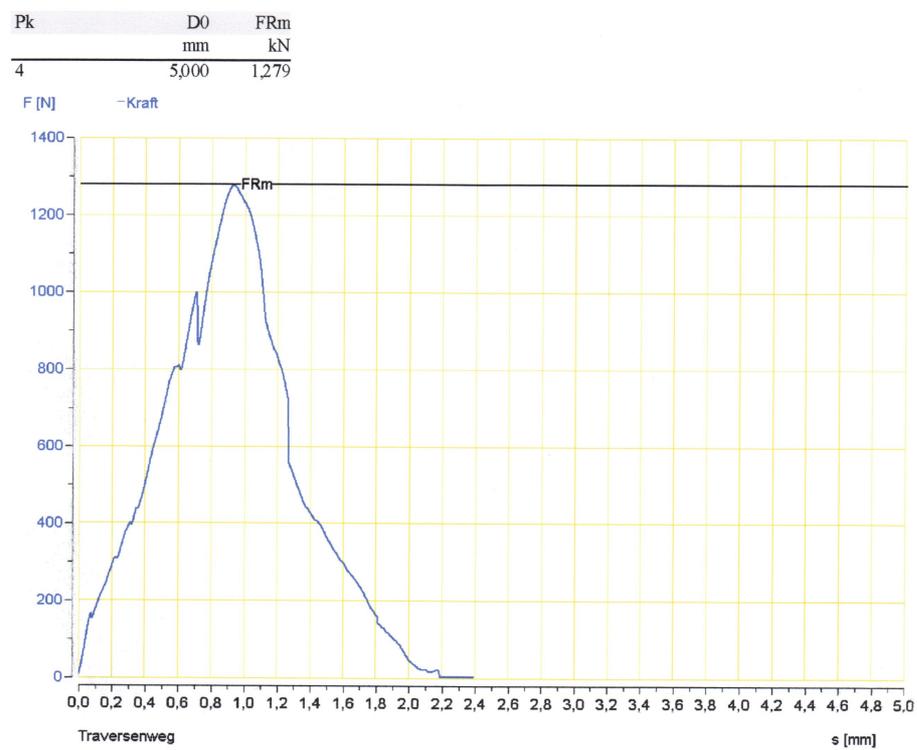


Abb. A1: Probe 1. Weg-Kraft Diagramm des Auszugversuchs von Probe 1

Pk	D0	FRm
	mm	kN
5	5,000	2,602

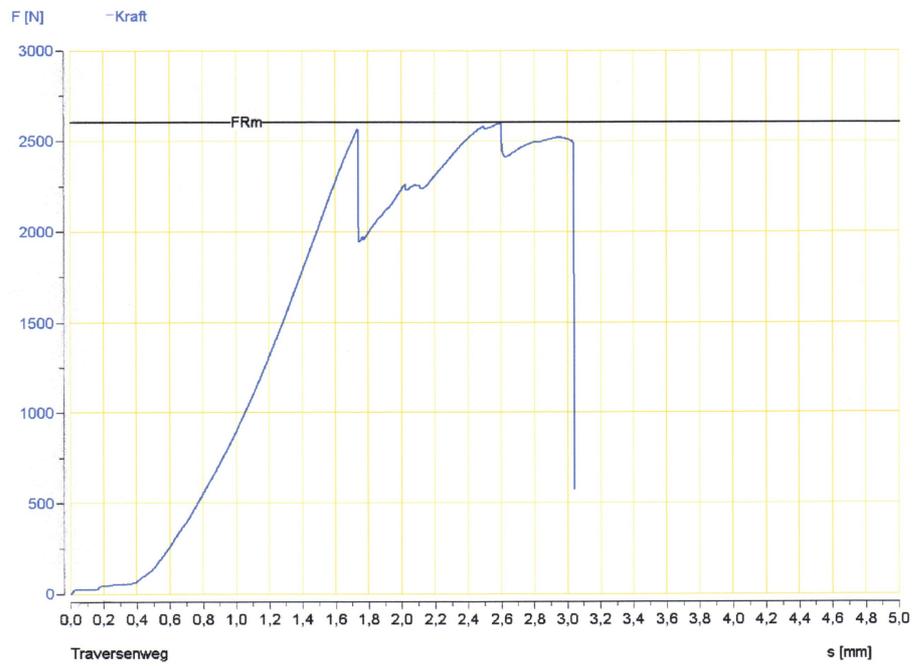


Abb. A2: Probe 2. Weg-Kraft Diagramm des Auszugversuchs von Probe 2

Pk	D0	FRm
	mm	kN
7	5,000	1,131

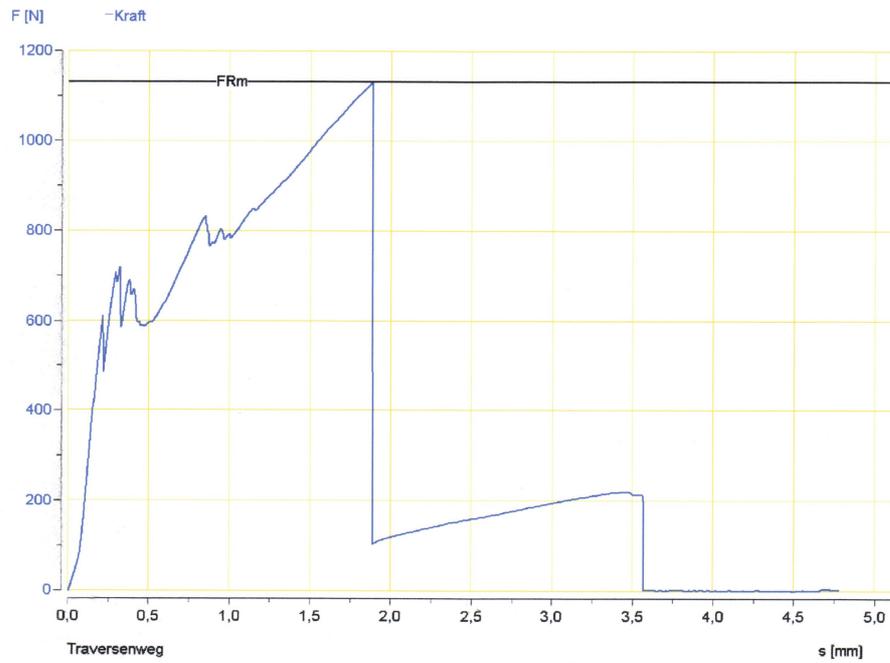


Abb. A3: Probe 3a. Weg-Kraft Diagramm des Auszugversuchs von Probe 3a

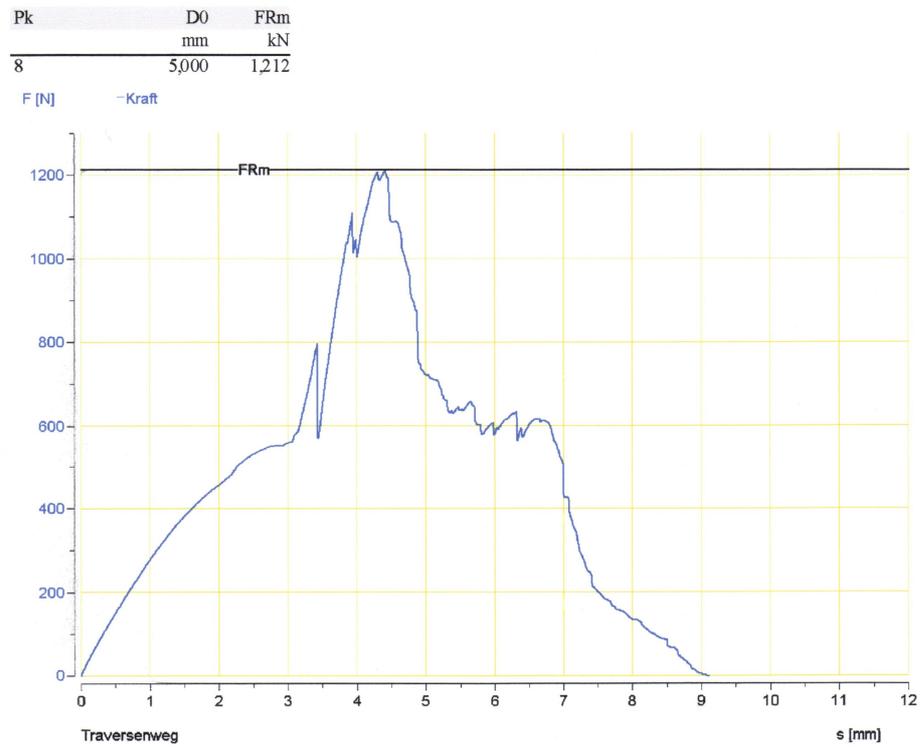


Abb. A4: Probe 3b. Weg-Kraft Diagramm des Auszugversuchs von Probe 3b

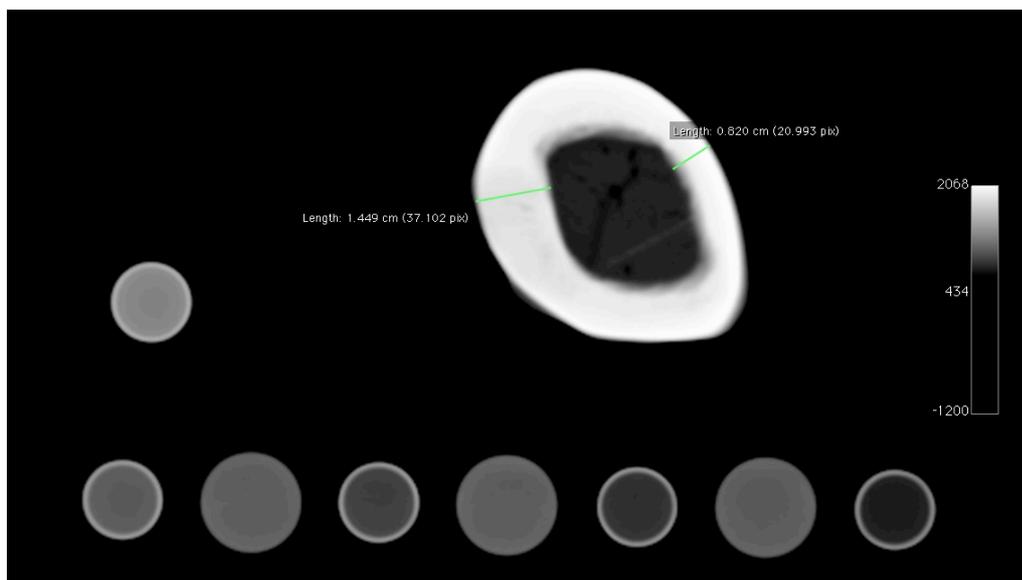


Abb. A5: Schichtaufnahme von Probe 1. Computertomographische Schichtaufnahme von Probe 1 mit gemarkter Messstelle der qCT

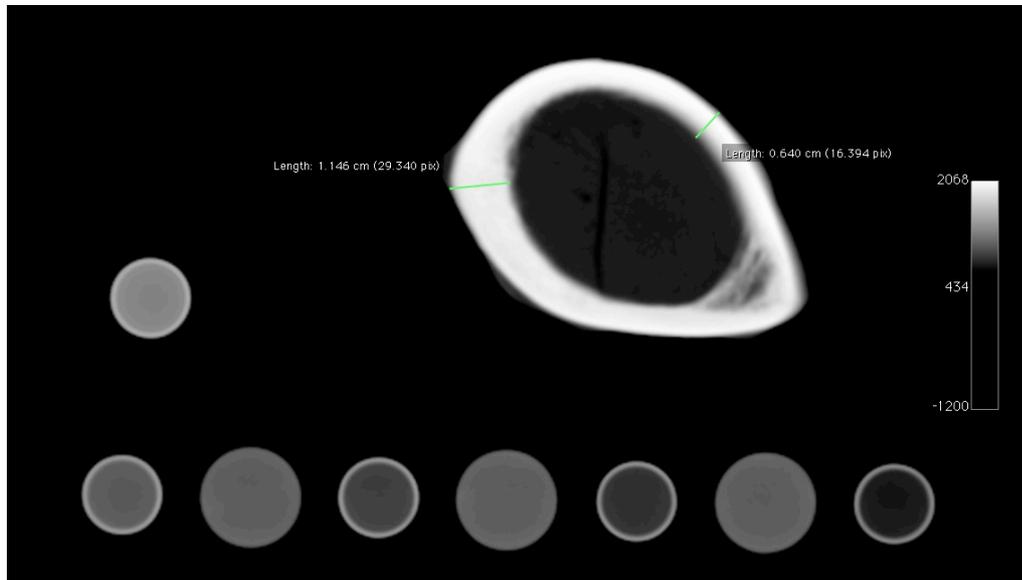


Abb. A6: Schichtaufnahme von Probe 2. Computertomographische Schichtaufnahme von Probe 2 mit gemarketer Messstelle der qCT

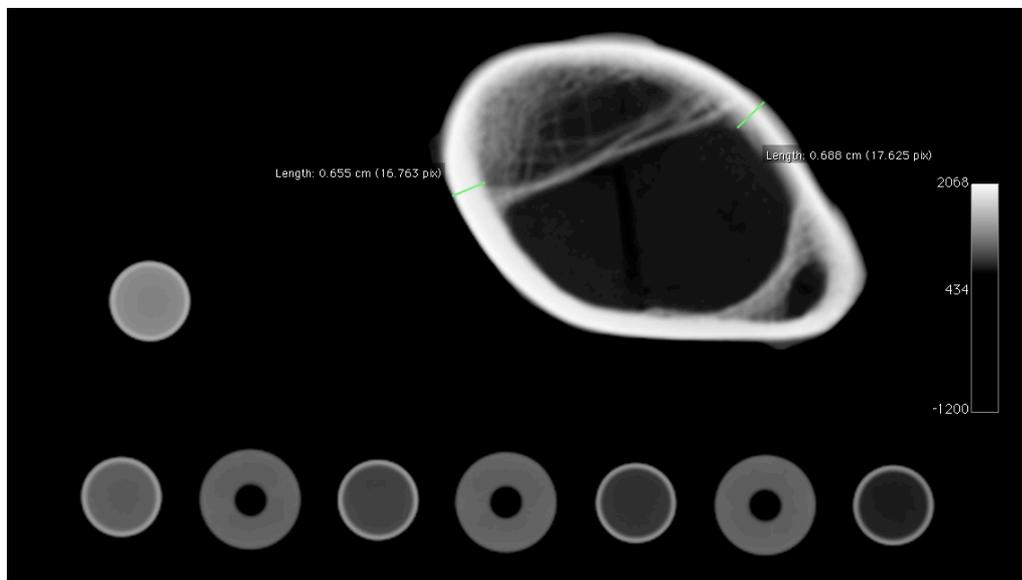


Abb. A7: Schichtaufnahme von Probe 3. Computertomographische Schichtaufnahme von Probe 3 mit gemarketer Messstelle der qCT
Anmerkung: Probe 3 wurde nach zweifach verwendet. Zur Bezugnahme auf die verschiedenen Versuchsdurchführungen mit Probe 3, wurde der erste Versuch mit dieser Probe mit "3a" nummeriert, der zweite entsprechend mit "3b".

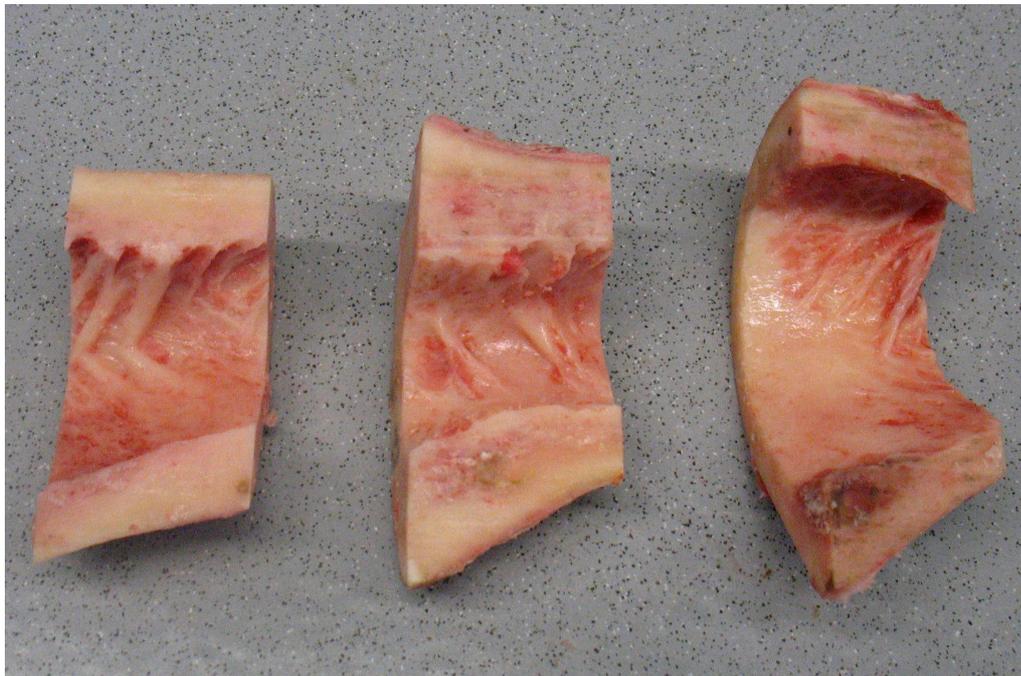


Abb. A8: Preparierte Proben. Frei preparierte Kortikalisfragmente



Abb. A9: Kortikalisschraube. Für Zugversuche verwendete Schanz'sche Schraube des Typs Aesculap KX378S

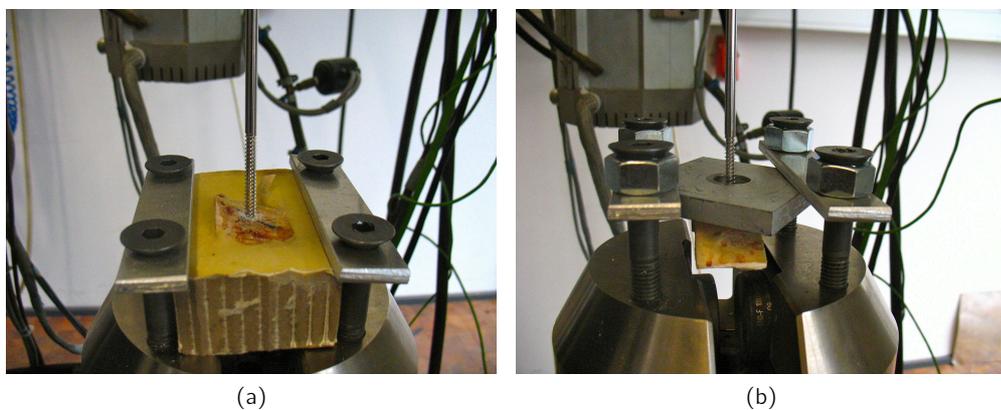


Abb. A10: Fixierungsmethoden der Validierungsproben. (a) Probe 2 (b) Probe 3b

B Hospitationsprotokoll

B.1 Laterale dislozierte Schenkelhalsfraktur (Protokoll vom 22.03.2011)

Anamnese



Abbildung 53: Laterale dislozierte Schenkelhalsfraktur links mit gelb markierter Markraummessung (Zustand vor der OP)

Datum	22.03.11
Lokalisation der Fraktur	31-A2 Laterale dislozierte Schenkelhalsfraktur (s. Abbildung 50 auf S. 69)
Die Seite	links
Alter des Patienten	89 Jahre
Geschlecht des Patienten	weiblich

Größe des Patienten	167 cm
Gewicht des Patienten	89 kg
Art des Unfalls	Sturz

Operative Versorgung der Fraktur

Marknagelung	Gammanagelosteosynthese
---------------------	-------------------------

OP-Lagerung

Op-Tisch	Extensionstisch
Benötigtes Lagerungsmaterial	<ul style="list-style-type: none">• Armmanschettenfessel• Ausziehholm lang und kurz• Zugspiendelaggregat• Rotationskipkolben• Extensionsschuh• Schenkelhalsgegenzugstab• Gleitschienenverlängerung• Lederriemen• Beinhalter nach Göpel• Gelpolster• Zwei mal Infusionshalter• Narkosebügel
Lagerung	Rückenlage
Besonderheiten bei der Lagerung	<ul style="list-style-type: none">• Sehr aufwändig• Das Bein ist 90 Grad nach innen gedreht
Dauer der vollständigen Lagerung	25 Minuten

OP-Ablauf

OP Start	15:40 Uhr
Dauer der Röntgendurchstrahlung	1 Minute
Dauer der Lagerung in einer bestimmten Position	bleibt während der Operation unverändert
Umlagern während der OP	nein
Primäre Fixierung der Reposition	Die Reposition erfolgte nach dem die Patientin narkotisiert wurde und vor der sterilen Abdeckung sowie dem eigentlichen Operationsanfang. Da die Fraktur disloziert war, wurde zunächst unter AP-Röntgenkontrolle durch leichten Längszug und danach unter axialer Kontrolle durch Innenrotation reponiert. Mittels der Feststellung aller Feststellhebels am Extensionstisch wurde die primäre Reposition, bis zur endgültiger Reposition (mittels Gammanagel) fixiert.
Stand der Technik (sind die Problematiken bei der Reposition erkennbar?)	Sehr zeitaufwendige Lagerung
Überprüfung auf die Genauigkeit der Reposition (Methode)	Mittels Röntgenkontrolle in zwei Ebenen

Intraoperative Komplikationen	Der zuerst eingebaute Nagel erwies sich als zu breit. Dementsprechend musste der Nagel wieder ausgebaut werden. Der zweite Nagel hatte leider immer noch nicht die richtige Größe. Daher musste der Markraum mit einem flexiblen Bohrer aufgebohrt werden. Nachdem der Nagel eingebaut war und die proximale Schraube sowie die distalen Schrauben eingebracht wurden, entschieden sich die Operateure für eine zusätzliche Stabilisierung der Reposition mit einer Cerclage.
Op Ende	18:00 Uhr
Dauer der Operation	2 Stunden 20 Minuten

Zustand nach der Operation



Abbildung 54: Gammanagel mit Cerclage

B.2 Femurschaftfraktur (Protokoll vom 23.03.2011)

Anamnese

Datum	23.03.11
Lokalisation der Fraktur	32-A2 (s. Abbildung 51 auf S. 69)
Die Seite	links
Alter des Patienten	23 Jahre
Geschlecht des Patienten	männlich
Größe des Patienten	190 cm
Gewicht des Patienten	120 kg
Art des Unfalls	Autounfall

Operative Versorgung der Fraktur

Marknagelung	Distale retrograde Femurnagel
Fixateur externe	Als primäre Versorgung sofort nach dem Unfall aufgrund des starken Kompartmentsyndroms

OP-Lagerung

Op-Tisch	gedrehter OP-Standardtisch
Benötigtes Lagerungsmaterial	<ul style="list-style-type: none">• Armausleger• Gelmatten
Lagerung	Rückenlage
Besonderheiten bei der Lagerung	<ul style="list-style-type: none">• Eine einfache Rückenlagerung auf einem gedrehten Tisch• Manuelles Abklappen der Beinplatten• Kniegelenkbeugung um 60°

Dauer der vollständigen Lagerung	10 Minuten
---	------------

OP-Ablauf

OP Start	23:30 Uhr
Dauer der Röntgendurchstrahlung	2 Minuten
Dauer der Lagerung in einer bestimmten Position	Während der Operation bleibt die Lagerung des verletzten Beines in einer Kniebeugeposition
Umlagern während der OP	nein

**Primäre Fixierung der
Reposition**

Die primäre Fixierung erfolgt mit einem Führungsdraht.



Abbildung 55: Der Unterschenkel befindet sich in 70°-80° Beugung. Der Führungsdraht wird in den Markraum eingeführt



Abbildung 56: Die Assistentin versucht mit großer Kraft auf den Oberschenkel zu drücken um das proximale Teil der Femur nach unten zu dem distalen Teil zu bewegen. Der Operateur versucht während dessen den Draht durch die Fraktur durchzuschieben. Dieser Versuch misslingt

Stand der Technik (sind die Problematiken bei der Reposition erkennbar?)	Die primäre Reposition mittels des Führungsdrahtes gelingt erstmal nicht. Die Operateure improvisieren während der Op. Es kommt ein Einschlaginstrumentarium mit spitzem Ende zum Einsatz. Das Instrument wurde etwas unter dem Führungsdraht eingeführt und als Hebel zum Einsatz gebracht. Das distale Ende der Fraktur wurde mit der Hebelwirkung zum proximalen Teil nach oben gehoben bis die Position gestimmt hat. Danach wurde der Führungsdraht über die reponierte Fraktur durchgeschoben.
Überprüfung auf die Genauigkeit der Reposition (Methode)	Nach Aussage des Operateurs wird die Genauigkeit der Reposition mittels intraoperativer Röntgenkontrolle in 2 Ebenen und nach Gefühl überprüft. Nach der vollständigen Reposition (Der Nagel ist schon implantiert) wird die Achse zwischen dem Knie und dem Knöchel mit dem Augenmass auf die Korrektheit geprüft. Die eventuell verschobene Rotationsachse kann nicht ausgeschlossen werden.
Intraoperative Komplikationen	Da der Patient mehrere Frakturen in dem Beinbereich aufweist stellt sich die Reposition als sehr schwierig dar. Primär wird die Schenkelhalsfraktur und ein Tag darauf die Unterschenkel- sowie die Oberschenkelchaftfraktur versorgt. Da die Schenkelhalsfraktur mit einem DHS-System versorgt wird, wird bei der Schafffraktur ein retrograder Femurnagel als Versorgungsmethode gewählt. Die Operateure entscheiden sich für den kürzesten im OP vorhandenen Nagel. Bei dem Einbau des Nagels stellt sich allerdings heraus, dass die distale Schraube des DHS-Systems im Weg steht und ausgebaut werden muss.
Op Ende	01:30 Uhr
Dauer der Operation	3 Stunden

B.3 Tibiaschaftfraktur (Protokoll vom 23.03.2011)

Anamnese

Datum	23.03.11
Lokalisation der Fraktur	42-A2 (s. Abbildung 52 auf S. 69)
Die Seite	links
Alter des Patienten	23 Jahre
Geschlecht des Patienten	männlich
Größe des Patienten	190 cm
Gewicht des Patienten	120 kg
Art des Unfalls	Autounfall

Operative Versorgung der Fraktur

Marknagelung	Tibiamarknagel
Fixateur externe	<p>Als primäre Versorgung am Tag des Unfalls aufgrund eines starken Kompartmentsyndroms.</p> <p>Ziel: Weichteilentlastung</p> 
Bemerkung	Der Patient ist polytraumatisiert und hat Frakturen im Schenkelhals, Femurschaft sowie in der Tibia.

Abbildung 57: Fixateur externe als primäre Versorgung den Femur und Tibia Frakturen

OP-Lagerung

Op-Tisch	gedrehter OP-Standardtisch
Benötigtes Lagerungsmaterial	<ul style="list-style-type: none">• Armausleger• Gelmatten
Lagerung	Rückenlage
Besonderheiten bei der Lagerung	<ul style="list-style-type: none">• Bei proximaler Tibiafraktur sollte der Unterschenkel waagrecht liegen• Die Beinplatten müssen in waagerechte Position gebracht werden
Dauer der vollständigen Lagerung	10 Minuten

OP-Ablauf

OP Start	20:40 Uhr
Dauer der Röntgendurchstrahlung	2,5 Minuten
Dauer der Lagerung in einer bestimmten Position	Während der OP wird der Unterschenkel mal nach innen und mal nach aussen minimal rotiert, bleibt aber in der waagerechten Position.
Umlagern während der OP	nein

**Primäre Fixierung der
Reposition**

Die primäre Fixierung erfolgt mit einem Führungsdraht.



Abbildung 58: Unter ständiger Röntgenkontrolle wird ein Führungsstiel mit Olive in den Markraum eingeführt



Abbildung 59: Der Assistent zieht kräftig am Fuss während der Operateur versucht mit dem Führungsdraht beide Frakturfragmente aufzufädeln



Abbildung 60: Nachdem die Reposition primär mit dem Olivendraht fixiert ist, wird der Markraum mit dem flexiblen Bohrer über dem Draht aufgebohrt



Abbildung 61: Die Markraumbohrung vor dem Frakturspalt



Abbildung 62: Die Markraumbohrung in dem Frakturspalt



Abbildung 63: Die Markraumbohrung nach dem Frakturspalt



Abbildung 64: Anbringen des Tibianagels

Stand der Technik (sind die Problematiken bei der Reposition erkennbar?)	Problematiken bei dem Auffädern der beiden Frakturrenden mittels des Olivendrahtes. Das gelingt erst nach mehreren Versuchen.
Überprüfung auf die Genauigkeit der Reposition (Methode)	Mittels Röntgenkontrolle in zwei Ebenen
Op Ende	23:20 Uhr
Dauer der Operation	2 Stunden 40 Minuten

B.4 Proximale Femur- und Femurschaftfraktur (Protokoll vom 20.04.2011)

Anamnese

Datum	20.04.11
Lokalisation der Fraktur	31-B1 (s. Abbildung 50 auf S. 69) 32-C2 (s. Abbildung 51 auf S. 69)
Die Seite	links
Alter des Patienten	22 Jahre
Geschlecht des Patienten	männlich
Größe des Patienten	184 cm
Gewicht des Patienten	80 kg
Art des Unfalls	Unbekannt

Operative Versorgung der Fraktur

Marknagelung	Proximale Femurnagel
---------------------	----------------------

OP-Lagerung

Op-Tisch	gedrehter OP-Standardtisch
Benötigtes Lagerungsmaterial	<ul style="list-style-type: none">• Armausleger• Gelmatten
Lagerung	Rückenlage
Besonderheiten bei der Lagerung	<ul style="list-style-type: none">• Wegen der Polytrauma ist eine Lagerung auf einem Extensionstisch nicht möglich.• Das frakturierte Bein befindet sich in einer leicht geneigten Position.

Dauer der vollständigen Lagerung	5 Minuten
---	-----------

OP-Ablauf

OP Start	13:30 Uhr
Dauer der Röntgendurchstrahlung	2,5 Minuten
Dauer der Lagerung in einer bestimmten Position	Während der gesamten Operation wurde die Lagerung nur minimal verändert.
Umlagern während der OP	nein
Primäre Fixierung der Reposition	Die primäre Fixierung erfolgt mit einem Führungsdraht.
Stand der Technik (sind die Problematiken bei der Reposition erkennbar?)	Ein Frakturfragment war von der Hauptfraktur abgesplittert und lag lose zwischen den Weichteilen. Dieses Fragment wurde bei der Reposition nicht mit einbezogen und blieb an seiner Stelle.
Überprüfung auf die Genauigkeit der Reposition (Methode)	Mittels Röntgenkontrolle in zwei Ebenen
Intraoperative Komplikationen	Der Patient war am Schenkelhals und am Femurschaft polytraumatisiert. Die Versorgung der Frakturen erfolgte gleichzeitig mittels eines antegraden Femurnagel. Das setzen der proximalen Schraube sollte gleichzeitig als Osteosynthese für die Schenkelhalsfraktur und als proximale Verriegelung des Nagels gelten. Diese Verriegelung stellte sich als sehr schwierig dar. Die Problematik lag darin, dass die Operateure nicht den notwendigen Winkel für die gleichzeitige Reposition treffen konnten.
Op Ende	20:00 Uhr

Dauer der Operation	6,5 Stunden
----------------------------	-------------

Literaturverzeichnis

- [1] T. Lögters, J. Windolf und S. Flohé. „Femurschaftfrakturen“. In: *Der Unfallchirurg* 112.7 (Juli 2009), S. 635–651. ISSN: 0177-5537, 1433-044X.
- [2] Rüdiger J. Weiss u. a. „National data of 6409 Swedish inpatients with femoral shaft fractures: Stable incidence between 1998 and 2004“. In: *Injury* 40.3 (März 2009), S. 304–308. ISSN: 00201383.
- [3] Brett Lenart, Dean Lorch und Joseph Lane. „Atypical Fractures of the Femoral Diaphysis in Postmenopausal Women Taking Alendronate“. In: *N Engl J Med* 358.12 (2008), S. 1305.
- [4] Wolf Mutschler und Norbert Haas, Hrsg. *Praxis der Unfallchirurgie*. Thieme, 2004. 1106 S. ISBN: 978-3-13-101152-7.
- [5] Statistisches Bundesamt der Bundesrepublik Deutschland, Hrsg. *Tiefgegliederte Diagnosedaten der Krankenhauspatientinnen und -patienten (Datensatzstruktur) - 2014*. 12. Nov. 2015.
- [6] Statistisches Bundesamt der Bundesrepublik Deutschland, Hrsg. *Krankenhausstatistik - Diagnosedaten der Patienten und Patientinnen in Krankenhäusern*. 1. März 2016.
- [7] Statistisches Bundesamt der Bundesrepublik Deutschland, Hrsg. *Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG-Statistik) - Diagnosen, Prozeduren, Fall pauschalen und Case Mix der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern*. 2015.
- [8] Charles M. Court-Brown und Ben Caesar. „Epidemiology of adult fractures: A review“. In: *Injury* 37.8 (Aug. 2006), S. 691–697. ISSN: 00201383.
- [9] Claudio Iacobellis und Leonardo Strukul. „Intramedullary nailing in femoral shaft fractures. Evaluation of a group of 101 cases“. In: *La Chirurgia degli Organi di Movimento* 92.1 (Mai 2008), S. 17–21. ISSN: 0009-4749, 1973-2538.
- [10] K. J. Agarwal-Harding u. a. „Estimating the Global Incidence of Femoral Fracture from Road Traffic Collisions: A Literature Review“. In: *The Journal of Bone & Joint Surgery* 97.6 (18. März 2015), e31–e31. ISSN: 0021-9355, 1535-1386.

- [11] P. Grützner u. a. „Torsionswinkelbestimmung nach Schafffrakturen der unteren Extremität – klinische Relevanz und Meßmethoden“. In: *Der Chirurg* 70.3 (1. März 1999), S. 276–284. ISSN: 0009-4722.
- [12] H.-A. Waidelich, W. Strecker und E. Schneider. „Computertomographische Torsionswinkel- und Längenmessung an der unteren Extremität“. In: *RöFo - Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren* 157.09 (Sep. 1992), S. 245–251. ISSN: 1438-9029.
- [13] W. Strecker u. a. „Length and torsion of the lower limb“. In: *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume* 79.6 (1997), S. 1019–1023.
- [14] R. Prasad u. a. „Angle of torsion of the femur and its correlates“. In: *Clinical Anatomy (New York, N.Y.)* 9.2 (1996), S. 109–117. ISSN: 0897-3806.
- [15] W. Strecker u. a. „Torsionskorrekturen nach Marknagelosteosynthesen der unteren Extremität“. In: *Der Unfallchirurg* 100.1 (1997), S. 29–38.
- [16] Kwang Pyo Kim u. a. „Occupational radiation doses to operators performing fluoroscopically-guided procedures“. In: *Health Physics* 103.1 (Juli 2012), S. 80–99. ISSN: 1538-5159. pmid: 22647920.
- [17] T. S. Tengku Muzaffar u. a. „Radiation exposure to the surgeon during femoral interlocking nailing under fluoroscopic imaging“. In: *The Medical Journal of Malaysia* 60 Suppl C (Juli 2005), S. 26–29. ISSN: 0300-5283.
- [18] J. C. Coetzee und E. J. van der Merwe. „Exposure of surgeons-in-training to radiation during intramedullary fixation of femoral shaft fractures“. In: *South African Medical Journal = Suid-Afrikaanse Tydskrif Vir Geneeskunde* 81.6 (21. März 1992), S. 312–314. ISSN: 0256-9574. pmid: 1570580.
- [19] L. P. Müller u. a. „Radiation burden to the hands of surgeons in intramedullary nailing“. In: *Unfallchirurgie* 22.6 (Dez. 1996), S. 253–259. ISSN: 0340-2649.
- [20] Chandrasekharan Nair Kesavachandran, Frank Haamann und Albert Nienhaus. „Radiation exposure of eyes, thyroid gland and hands in orthopaedic staff: a systematic review“. In: *Eur J Med Res* 17.1 (2012), S. 28.
- [21] P. E. Levin, R. W. Schoen und B. D. Browner. „Radiation exposure to the surgeon during closed interlocking intramedullary nailing“. In: *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume* 69.5 (Juni 1987), S. 761–766. ISSN: 0021-9355.
- [22] L. P. Müller u. a. „Radiation exposure to the hands and the thyroid of the surgeon during intramedullary nailing“. In: *Injury* 29.6 (Juli 1998), S. 461–468. ISSN: 0020-1383.

- [23] Sanjeev Madan und Charles Blakeway. „Radiation exposure to surgeon and patient in intramedullary nailing of the lower limb“. In: *Injury* 33.8 (2002), S. 723–727.
- [24] R. Sanders u. a. „Exposure of the orthopaedic surgeon to radiation“. In: *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume* 75.3 (März 1993), S. 326–330. ISSN: 0021-9355.
- [25] S. Skjeldal und S. Backe. „Interlocking medullary nails - Radiation doses in distal targeting“. In: *Archives of Orthopaedic and Traumatic Surgery* 106.3 (Apr. 1987), S. 179–181. ISSN: 0344-8444, 1434-3916.
- [26] P. M. Arnstein, A. M. Richards und R. Putney. „The risk from radiation exposure during operative X-ray screening in hand surgery“. In: *Journal of Hand Surgery (British and European Volume)* 19.3 (1994), S. 393–396.
- [27] Thomas R. Blattert u. a. „Skill dependence of radiation exposure for the orthopaedic surgeon during interlocking nailing of long-bone shaft fractures: a clinical study“. In: *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 124.10 (Dez. 2004), S. 659–664. ISSN: 0936-8051, 1434-3916.
- [28] H. R. Maxon u. a. „Ionizing irradiation and the induction of clinically significant disease in the human thyroid gland“. In: *The American Journal of Medicine* 63.6 (Dez. 1977), S. 967–978. ISSN: 0002-9343.
- [29] Friedrich Paulsen und Jens Waschke. *Sobotta, Atlas der Anatomie des Menschen Band 1: Allgemeine Anatomie und Bewegungsapparat - mit Zugang zum Elsevier-Portal*. 23. Aufl. München: Urban & Fischer Verlag/Elsevier GmbH, 23. Sep. 2010. 416 S. ISBN: 978-3-437-44071-7.
- [30] Michael Schünke, Erik Schulte und Udo Schumacher. *PROMETHEUS LernAtlas der Anatomie: Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*. 3. Aufl. Stuttgart: Thieme Verlag, 7. Sep. 2011. 624 S. ISBN: 978-3-13-139523-8.
- [31] Seyed Behrooz Mostofi. „Gerhard Küntscher 1900 - 1972“. In: *Who's Who in Orthopedics* (2005), S. 179–181.
- [32] J. Dobson. „Pioneers of osteogeny: Clopton Havers“. In: *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume* 34-B.4 (Nov. 1952), S. 702–707. ISSN: 0301-620X. pmid: 12999959.
- [33] Joseph Bernstein. *Musculoskeletal Medicine*. Rosemont, Ill: Amer Academy of Orthopaedic, 2003. 490 S. ISBN: 978-0-89203-294-5.

- [34] D. R. Carter und W. C. Hayes. „Bone compressive strength: the influence of density and strain rate“. In: *Science* 194.4270 (10. Dez. 1976), S. 1174–1176. ISSN: 0036-8075, 1095-9203. pmid: 996549.
- [35] B. J. Riis u. a. „Low bone mass and fast rate of bone loss at menopause: Equal risk factors for future fracture: A 15-year follow-up Study“. In: *Bone* 19.1 (Juli 1996), S. 9–12. ISSN: 8756-3282.
- [36] David M. Reid und Susan A. New. „Nutritional influences on bone mass“. In: *Proceedings of the Nutrition Society* 56.03 (Nov. 1997), S. 977–987. ISSN: 1475-2719.
- [37] Friedrich Pauwels. „Die statische Bedeutung der Linea aspera“. In: *Zeitschrift für Anatomie und Entwicklungsgeschichte* 117.7 (1954), S. 497–503.
- [38] Friedrich Pauwels. „Über die Verteilung der Spongiosadichte im coxalen Femurende und ihre Bedeutung für die Lehre vom funktionellen Bau des Knochens“. In: *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates*. Berlin Heidelberg: Springer Verlag, 1965, S. 386–399. ISBN: 978-3-642-86842-9 978-3-642-86841-2.
- [39] Friedrich Pauwels. „Eine neue Theorie über den Einfluß mechanischer Reize auf die Differenzierung der Stützgewebe“. In: *Zeitschrift für Anatomie und Entwicklungsgeschichte* 121.6 (1960), S. 478–515. ISSN: 0340-2061, 1432-0568.
- [40] AO Foundation. *About AO Foundation*. 2014. URL: <https://www.aofoundation.org/Structure/the-ao-foundation/Pages/the-foundation.aspx> (besucht am 24. 09. 2014).
- [41] Christian Krettek. *AO Surgery Reference - Proximal femur: Reduction aids*. 2007. URL: https://www2.aofoundation.org/wps/portal/!ut/p/a0/04_Sj9CPykssy0xPLMnMz0vMAfGjzOKN_AOM3D2DDbz9_UMMDRyDXQ3dw9wMDAx8jfuLsh0VAdAsNSU!/?BackMode=true&bone=Femur&contentUrl=/srg/popup/further_reading/PfXm2/331433_red_aid.jsp&popupStyle=diagnosis&segment=Proximal&soloState=true (besucht am 18. 07. 2015).
- [42] Giannoudis, Pape und Schütz. *Femoral shaft - Reduction & Fixation - Antegrade nailing (midshaft/distal shaft) - A3 - AO Surgery Reference v1.0*. 2007. URL: https://www2.aofoundation.org/wps/portal/!ut/p/a1/04_Sj9CPykssy0xPLMnMz0vMAfGjzOKN_AOM3D2DDbz9_UMMDRyDXQ3dw9wMDAwCTYEKIvEocDQnTr8BDuBoQEi_135Uek5-EtCp4U76Ue5ZeV105SBDHf0SjC3S9a0KUtnSi1KL9DLyi0v0I8rLy430EvPT8kvzUsBe1MsvStcvyA2NqPIsdgQAmENpMQ!/d15/d5/L01DU01KSWdrbUEhIS9JRFJBQU1pQ2dBek15cXchLzRkQ2hEb01kdEJnY2huQVZHRUEhL1o3XzJPMDBHSMwS09PVDEwQVNFMUdWRjAwMDYzLzA!/ ?

showPage=redfix&bone=Femur&segment=Shaft&classification=32-A3&treatment=operative&method=CRIF+(closed+reduction+internal+fixation)&implantstype=Antegrade+nailing+(midshaft/distal+shaft)&approach=&redfix_url= (besucht am 13.02.2012).

- [43] Synthes GmbH, Hrsg. *UFN Unreamed Femoral Nail / CFN Cannulated Femoral Nail - Surgical Technique*. 2006.
- [44] Jörn Henning Wolf. „Alfred Schanz und sein Kunstgriff der Schraubenfixation zur Fragmentjustierung bei der Osteotomie“. In: *Operative Orthopädie und Traumatologie* 2.4 (1990), S. 302–307.
- [45] Alfred Schanz. *Praktische Orthopädie*. Berlin: Springer Verlag, 1928.
- [46] T. Gösling und C. Krettek. „Femurschaft“. In: *Tscherne Unfallchirurgie*. Hrsg. von Norbert P. Haas und Christian Krettek. Berlin: Springer Verlag, 1. Jan. 2012, S. 239–318. ISBN: 978-3-540-63288-7 978-3-540-68741-2.
- [47] Fritz Povacz. *Geschichte der Unfallchirurgie*. 2. Aufl. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 2007. ISBN: 978-3-540-74844-1.
- [48] D. Hofmann u. a. „Modifizierte Schanzsche Schrauben für den Fixateur externe“. In: *Unfallchirurgie* 11.3 (1985), S. 107–110.
- [49] Gregory M. Georgiadis und Alexandra M. Burgar. „Percutaneous Skeletal Josticks for Closed Reduction of Femoral Shaft Fractures During Intramedullary Nailing“. In: *Journal of Orthopaedic Trauma* 15.8 (2001), S. 570–571. ISSN: 0890-5339.
- [50] D. Höntzsch. „Innovationen in der operativen Frakturbehandlung“. In: *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date* 5.6 (2010), S. 429–444.
- [51] Rajesh Rohilla u. a. „Simultaneous use of cannulated reamer and schanz screw for closed intramedullary femoral nailing“. In: *International Scholarly Research Network Surgery* 2011 (2011), S. 502408. ISSN: 2090-5793. pmid: 22084760.
- [52] Norbert P. Haas und Christian Krettek, Hrsg. *Tscherne Unfallchirurgie: Hüfte und Oberschenkel*. Heidelberg: Springer Verlag, 2012. 483 S. ISBN: 978-3-540-63288-7.
- [53] Thorsten M. Buzug. *Computed Tomography*. Berlin, Heidelberg: Springer Verlag, 2008. ISBN: 978-3-540-39407-5.
- [54] Mehmet Halici u. a. „Biochemical and histopathological effects of reamed versus unreamed intra-medullary femoral nailing on lungs“. In: *Acta Medica* 30 (2014), S. 709.

- [55] Liheng Xia u. a. „A Meta-analysis of Reamed Versus Unreamed Intramedullary Nailing for the Treatment of Closed Tibial Fractures.“ In: *Orthopedics* 37.4 (2014), e332–e338.
- [56] J. P. Frölke. „Intramedullary Reaming of Long Bones“. In: *Practice of Intramedullary Locked Nails*. Hrsg. von Kwok-Sui Leung u. a. Berlin Heidelberg: Springer Verlag, 1. Jan. 2006, S. 43–56. ISBN: 978-3-540-25349-5 978-3-540-32345-7.
- [57] Christian Ryf, Andy Weymann und Peter Matter. „Implant removal for many patients represents the true completion of fracture treatment“. In: *AO Principles of Fracture Management*. 2. Aufl. Bd. 1. Stuttgart: Thieme Verlag, 2000, S. 719–727. ISBN: 3-13-117441-2.
- [58] S. Arens u. a. „Influence of materials for fixation implants on local infection an experimental study of steel versus titanium dcp in rabbits“. In: *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume* 78.4 (1996), S. 647–651.
- [59] William C. Head, Daniel J. Bauk und Roger H. Emerson Jr. „Titanium as the material of choice for cementless femoral components in total hip arthroplasty“. In: *Clinical orthopaedics and related research* 311 (1995), S. 85–90.
- [60] Paul Stafford, Brent L. Norris und Peter J. Nowotarski. „Hardware removal: tips & techniques in revision fracture surgery“. In: *Techniques in Orthopaedics* 17.4 (2002), S. 522–530.
- [61] K. Grimme u. a. „Fraktur des medialen Femurkondylus als Komplikation bei der Entfernung eines retrograden Femurnagels“. In: *Der Unfallchirurg* 107.6 (1. Juni 2004), S. 532–536. ISSN: 0177-5537, 1433-044X.
- [62] C. Krettek und P. Mommsen. „Implantatentfernung nach intramedullären Osteosynthesen“. In: *Der Unfallchirurg* 115.4 (1. Apr. 2012), S. 299–314. ISSN: 0177-5537, 1433-044X.
- [63] William M. Ricci u. a. „Angular malalignment after intramedullary nailing of femoral shaft fractures“. In: *Journal of orthopaedic trauma* 15.2 (2001), S. 90–95. ISSN: 0890-5339.
- [64] P. Lichte u. a. „Planung von Korrekturosteotomien der unteren Extremität“. In: *Der Unfallchirurg* 113.7 (Juli 2010), S. 573–584. ISSN: 0177-5537, 1433-044X.
- [65] Dr. H. Wissing und G. Spira. „Die Bestimmung von Rotationsfehlern am Femur durch computertomographische Bestimmung des Antetorsionswinkels des Schenkelhalses“. In: *Unfallchirurgie* 12.1 (Jan. 1986), S. 1–11. ISSN: 0340-2649, 1615-3146.

- [66] R.J. Hernandez u. a. „CT determination of femoral torsion“. In: *American Journal of Roentgenology* 137.1 (1. Juli 1981), S. 97–101. ISSN: 0361-803X.
- [67] M. Pröbstel, F.-J. Richter und M. Börner. „Ist die routinemäßige postoperative CT-Messung nach Marknagelung von Ober- und Unterschenkelfrakturen indiziert?“ In: *Trauma und Berufskrankheit* 1.2 (1. Apr. 1999), S. 152–157. ISSN: 1436-6274.
- [68] Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung, Hrsg. *Messblatt für untere Gliedmaßen*. 2013.
- [69] Matthew R Bong, Kenneth J. Koval und Kenneth A. Egol. „The history of intramedullary nailing.“ In: *Bulletin-Hospital for Joint Diseases New York* 64.3/4 (2006), S. 94.
- [70] Dana M. Street, Harvey H. Hansen und Bruce J. Brewer. „The Medullary Nail: Presentation of a New Type and Report of a Case“. In: *Archives of Surgery* 55.4 (1947), S. 423–432.
- [71] L. N. Gakuu. „Comprehensive global evolution of intramedullary nailing of diaphyseal fractures“. In: *East African Orthopaedic Journal* 3 (2009).
- [72] H. Spängler. „Zur Behandlung der Oberarmschaftbrüche mit Rush-Nägeln“. In: *Archiv für orthopädische und Unfall-Chirurgie, mit besonderer Berücksichtigung der Frakturenlehre und der orthopädisch-chirurgischen Technik* 54.4 (1. Juli 1962), S. 417–424. ISSN: 0003-9330, 1434-3916.
- [73] Gerhard Küntscher. „Die Marknagelung von Knochenbrüchen“. In: *Klinische Wochenschrift* 19.1 (1. Jan. 1940), S. 6–10. ISSN: 0023-2173, 1432-1440.
- [74] Karl-Werner Ratschko und Susanne Mehs. „Der andere Küntscher - nicht nur Marknagelung und Anekdoten“. In: *Schleswig-Holsteinisches Ärzteblatt* 5 (2011), S. 56–63.
- [75] Marlis Müller-Frommeyer. „Genialer Forscher und Wissenschaftler“. In: *profil - die MitarbeiterInnenzeitung für das Universitätsklinikum Schleswig-Holstein* 5 (2005).
- [76] Siegfried Weller. „Fünfzig Jahre Marknagelung nach Gerhard Küntscher“. In: *Deutsches Ärzteblatt* 87.12 (22. März 1990).
- [77] Henry B. Delfs. *Der kleine Delfs - Die Geschichte der Osteosynthese*. 2008.
- [78] D. Seligson, P. J. Buecker und J. S. Ogden. „Hydraulically Expandable Nailing in the Treatment of Long Bone Fractures and Pseudarthroses“. In: *Practice of Intramedullary Locked Nails*. Hrsg. von Kwok-Sui Leung u. a. Springer Berlin

- Heidelberg, 1. Jan. 2006, S. 155–158. ISBN: 978-3-540-25349-5 978-3-540-32345-7.
- [79] Stefan Hankemeier u. a. „Verlängerung der unteren Extremität mit dem Intramedullary Skeletal Kinetic Distractor (ISKD)“. In: *Operative Orthopädie und Traumatologie* 17.1 (1. Feb. 2005), S. 79–101. ISSN: 0934-6694, 1439-0981.
- [80] Kwok-sui Leung, G Taglang und R Schnettler. *Practice of intramedullary locked nails new developments in techniques and applications*. Berlin; London: Springer Verlag, 2006. ISBN: 978-3-540-32345-7 3-540-32345-7 978-3-540-25349-5 3-540-25349-1.
- [81] Marianna Kunecki. „Stand der Technik der Femurschaftreposition nach einem Femurschaftbruch“. Praxisprojektbericht. Fachhochschule Koblenz, 2011.
- [82] Richard Mallet u. a. „High prevalence of erectile dysfunction in young male patients after intramedullary femoral nailing“. In: *Urology* 65.3 (2005), S. 559–563. ISSN: 00904295.
- [83] St. Vincentius gGmbH. *Hüftgelenkarthroskopie.jpg (JPEG-Grafik, 750 × 445 Pixel)*. St. Vinzenz-Hospital Dinslaken. 2016. URL: <http://www.st-vinzenz-hospital.de/uploads/pics/H%C3%83%C2%BCftgelenkarthroskopie.jpg> (besucht am 31.03.2016).
- [84] Rudolf Sommer. *OP-Lagerungen in der Unfallchirurgie und Orthopädie*. Heidelberg: Steinkopff Verlag, 1999. 119 S. ISBN: 978-3-7985-1139-2.
- [85] D. Aschemann und U. Schmidt. „Lagerungen auf dem Extensionstisch“. In: *OP-Lagerungen für Fachpersonal*. Hrsg. von Dirk Aschemann. Berlin Heidelberg: Springer Verlag, 2009, S. 263–274. ISBN: 978-3-540-79316-8 978-3-540-79317-5.
- [86] Matthew France und Brian Aurori. „Pudendal nerve palsy following fracture table traction“. In: *Clinical orthopaedics and related research* 276 (1992), S. 272–276.
- [87] R.J. Brumback u. a. „Pudendal nerve palsy complicating intramedullary nailing of the femur“. In: *The Journal of Bone & Joint Surgery* 74.10 (1992), S. 1450–1455. ISSN: 0021-9355.
- [88] John T. Kao u. a. „Pudendal nerve palsy after femoral intramedullary nailing“. In: *Journal of orthopaedic trauma* 7.1 (1993), S. 58–63. ISSN: 0890-5339.
- [89] S. Rose, S. Chang und R. Felix. „Pudendal nerve palsy following static intramedullary nailing of the femur“. In: *Internet J Orthop Surg* 10.1 (2008).

- [90] Aaron Hofmann, Richard E. Jones und Robert Schoenvogel. „Pudendal nerve neurapraxia as a result of traction on the fracture table“. In: *J Bone Joint Surg Am* 64 (1982), S. 136–8.
- [91] Stephen D. Lindenbaum, Lamar L. Fleming und DW. Smith. „Pudendal-nerve palsies associated with closed intramedullary femoral fixation. A report of two cases and a study of the mechanism of injury“. In: *The Journal of Bone & Joint Surgery* 64.6 (1982), S. 934–938. ISSN: 0021-9355.
- [92] T. Lyon u. a. „Pudendal nerve palsy induced by fracture table.“ In: *Orthopaedic review* 22.5 (1993), S. 521–525. ISSN: 0094-6591.
- [93] Gerard Amarenco u. a. „Electrophysiological analysis of pudendal neuropathy following traction“. In: *Muscle & nerve* 24.1 (2001), S. 116–119. ISSN: 1097-4598.
- [94] Peter Chan, Ronald Schondorf und Gerald Brock. „Erectile dysfunction induced by orthopedic trauma managed with a fracture table: a case report and review of the literature“. In: *Journal of Trauma-Injury, Infection, and Critical Care* 47.1 (1999), S. 183–185. ISSN: 2163-0755.
- [95] K. Rajbabu, C. Brown und J. Poulsen. „Erectile dysfunction after perineal compression in young men undergoing internal fixation of femur fractures“. In: *International Journal of Impotence Research* 19.3 (30. Nov. 2006), S. 336–338. ISSN: 0955-9930.
- [96] Michael A. Flierl u. a. „Traction table-related complications in orthopaedic surgery“. In: *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 18.11 (2010), S. 668–675.
- [97] Friedrich Vetterlein und Gerhard Hellige. *Entwicklung von Therapieschemata für die Behandlung des akuten Nierenversagens (Crushniere)*. Zentrum Anaesthesiologie, Rettungs- und Intensivmedizin der Universität Göttingen, 2002.
- [98] W. Lentz. „40 Jahre Marknagelung nach Küntscher“. In: *Langenbecks Archiv für Chirurgie* 352.1 (1. Dez. 1980), S. 353–356. ISSN: 0023-8236, 1435-2451.
- [99] Synthes GmbH, Hrsg. *Large Distractor - Femur: fracture reduction and provisional stabilization - Technique Guide*. 2006.
- [100] Emanuel Gautier und Roland P. Jakob. „Surgical reduction“. In: *AO Principles of Fracture Management*. 1. Aufl. Bd. 1. Stuttgart: Thieme Verlag, 2000. ISBN: 3-13-117441-2.

- [101] Fred Baumgärtel u. a. „Technique of Using the AO-Femoral Distractor for Femoral Intramedullary Nailing“. In: *Journal of Orthopaedic Trauma* 8.4 (1994), S. 315–321.
- [102] Maurizio A. Catagni u. a. *Atlas for the Insertion of Transosseous Wires and Half-Pins Ilizarov Method*. Hrsg. von Antonio Bianchi Maiocchi, 2. Aufl. Smith & Nephew, Inc., 2003.
- [103] Innovative Medical Products, Inc., Hrsg. *Ducharme FX Alignment Device*. 2007.
- [104] Synthes GmbH, Hrsg. *F-Tool - For the reduction of long bones*. 2004.
- [105] Synthes GmbH, Hrsg. *Collinear Reduction Clamp - Handling Technique*. 2008.
- [106] Craig S. Roberts u. a. „Damage control orthopaedics“. In: *J Bone Joint Surg Am* 87.2 (2005), S. 434–449.
- [107] Thomas M. Scalea u. a. „External fixation as a bridge to intramedullary nailing for patients with multiple injuries and with femur fractures: damage control orthopedics“. In: *Journal of Trauma and Acute Care Surgery* 48.4 (2000), S. 613–623.
- [108] Siemens AG, Hrsg. *Enhanced precision in the OR - ARCADIS Orbic / Orbic 3D*. 2010.
- [109] Siemens AG, Hrsg. *ARCADIS Orbic/ARCADIS Orbic 3D - Designed for Enhanced Surgical Precision*. 2007.
- [110] Marianna Kunecki. „Untersuchung der Ausreißfestigkeit von Knochenschrauben im Femurschaft“. Bachelorthesis. Fachhochschule Koblenz, 2012.
- [111] Hans Rudolf Schwarz. *Methode der finiten Elemente*. 3., neu bearb. Aufl. 1991. Teubner Verlag, 1. Jan. 1991. 440 S. ISBN: 978-3-519-22349-8.
- [112] Frank Rieg und Reinhard Hackenschmidt. *Finite Elemente Analyse für Ingenieure: Eine leicht verständliche Einführung*. 3. Aufl. München: Hanser-Verlag, 2009. ISBN: 978-3-446-40215-7.
- [113] Joyce H. Keyak u. a. „Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling“. In: *Journal of Biomechanics* 31.2 (1998), S. 125–133. ISSN: 0021-9290.
- [114] N. Trabelsi u. a. „Patient-specific finite element analysis of the human femur—A double-blinded biomechanical validation“. In: *Journal of Biomechanics* 44.9 (2011), S. 1666–1672.

- [115] D.C. Wirtz u. a. „Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur“. In: *Journal of Biomechanics* 33.10 (2000), S. 1325–1330.
- [116] Zohar Yosibash, Nir Trabelsi und Charles Milgrom. „Reliable simulations of the human proximal femur by high-order finite element analysis validated by experimental observations“. In: *Journal of Biomechanics* 40.16 (2007), S. 3688–3699. ISSN: 00219290.
- [117] Tony S. Keller. „Predicting the compressive mechanical behavior of bone“. In: *Journal of Biomechanics* 27.9 (Sep. 1994), S. 1159–1168. ISSN: 0021-9290.
- [118] Joyce H. Keyak und Yuri Falkinstein. „Comparison of in situ and in vitro CT scan-based finite element model predictions of proximal femoral fracture load“. In: *Medical Engineering & Physics* 25.9 (Nov. 2003), S. 781–787. ISSN: 1350-4533.
- [119] Liang Peng u. a. „Comparison of isotropic and orthotropic material property assignments on femoral finite element models under two loading conditions“. In: *Medical Engineering & Physics* 28.3 (2006), S. 227–233. ISSN: 13504533.
- [120] Klaus Engelke u. a. „Clinical Use of Quantitative Computed Tomography and Peripheral Quantitative Computed Tomography in the Management of Osteoporosis in Adults: The 2007 ISCD Official Positions“. In: *Journal of Clinical Densitometry* 11 (Jan. 2008), S. 123–162. ISSN: 10946950.
- [121] A. Emami u. a. „A Novel Phantom for Accurate Performance Assessment of Bone Mineral Measurement Techniques: DEXA and QCT“. In: 5th Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering 2011: BIOMED 2011, 20-23 June 2011, Kuala Lumpur, Malaysia. Bd. 35. 2011, S. 47.
- [122] Georges Y. El-Khoury und Hassan Y. Usta. „Measurement of Bone Mineral Content Using Computed Tomography“. In: *The Iowa Orthopaedic Journal* 2 (1982), S. 97–100. ISSN: 1541-5457. PMID: null.
- [123] Christopher E. Cann und Harry K. Genant. „Precise measurement of vertebral mineral content using computed tomography“. In: *Journal of computer assisted tomography* 4.4 (1980), S. 493–500. ISSN: 0363-8715.
- [124] Paul Brinckmann u. a. *Orthopädische Biomechanik*. 2. Aufl. Bd. 2. Wissenschaftliche Schriften der WWU Münster 5. Münster: Verl.-Haus Monsenstein und Vannerdat, 2012. ISBN: 978-3-8405-0059-6 3-8405-0059-1.
- [125] The MathWorks, Inc. *MATLAB Documentation - robustfit: Robust regression*. 2016. URL: <http://de.mathworks.com/help/stats/robustfit.html> (besucht am 10.04.2016).

- [126] Hiroshi Yamada und F. Gaynor Evans. *Strength of biological materials*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1970. ISBN: 978-0-683-09323-0.
- [127] Donald T. Reilly und Albert H. Burstein. „The Mechanical Properties of Cortical Bone“. In: *The Journal of Bone and Joint Surgery (American)* 56.5 (1. Juli 1974), S. 1001–1022. ISSN: 0021-9355.
- [128] Donald T. Reilly und Albert H. Burstein. „The elastic and ultimate properties of compact bone tissue“. In: *Journal of Biomechanics* 8.6 (Jan. 1975), S. 393–405. ISSN: 00219290.
- [129] Maurice E. Müller, Robert Schneider und Hans Willenegger. *Manual der Osteosynthese: AO-Technik*. Springer-Verlag, 1977.
- [130] Normenausschuss Feinmechanik und Optik (NA FuO) im DIN Deutsches Institut für Normung e. V. *DIN 58810:1984-3 Chirurgische Implantate; Gewinde für Knochenschrauben und Muttern*. März 1984.
- [131] Melanie Kebernik. „Charakterisierung der mechanischen Eigenschaften der Schrauben–Knochen–Verbindung im kortikalen Knochen“. Ulm: Universität Ulm, 2005.
- [132] Michael Seydel. „Zur Lösung des Kontaktproblems bei der FEM-Simulation der Blechumformung“. In: *Forschung im Ingenieurwesen* 54.1 (1988), S. 27–31. ISSN: 0015-7899, 1434-0860.
- [133] COMSOL OY. *Contact Analysis of a Snap Hook Using a Penalty Formulation*. 2013. URL: <http://www.comsol.de/model/contact-analysis-of-a-snap-hook-using-a-penalty-formulation-12577> (besucht am 06.08.2014).
- [134] O. C. Zienkiewicz und R. L. Taylor. *Finite Element Method*. 6. Aufl. Butterworth-Heinemann Limited, 2005. 1440 S. ISBN: 0-7506-6320-0.
- [135] Wolfgang Weißbach. *Werkstoffkunde - Strukturen, Eigenschaften, Prüfung*. 18. Aufl. Wiesbaden: Vieweg + Teubner, 2012. ISBN: 978-3-8348-1587-3.
- [136] Emer M. Feerick und J. Patrick McGarry. „Cortical bone failure mechanisms during screw pullout“. In: *Journal of Biomechanics* 45.9 (2012), S. 1666–1672. ISSN: 00219290.
- [137] Panagiotis E. Chatzistergos, Evangelos A. Magnissalis und Stavros K. Kourkoulis. „A parametric study of cylindrical pedicle screw design implications on the pullout performance using an experimentally validated finite-element model“. In: *Medical Engineering and Physics* 32.2 (1. März 2010), S. 145–154. ISSN: 1350-4533. pmid: 19945333, 19945333.

- [138] Bruno Siciliano und Oussama Khatib, Hrsg. *Springer Handbook of Robotics*. Berlin, Heidelberg: Springer Verlag, 2008. ISBN: 978-3-540-23957-4 978-3-540-30301-5.
- [139] Hiroshi Makino und Nobuyuki Furuya. „Research and Development of Selective Compliance Assembly Robot Arm (1st Report)“. In: *Journal of the Japan Society of Precision Engineering* 46.12 (1980), S. 1525–1531. ISSN: 0374-3543.
- [140] Michael Wenz. *Automatische Konfiguration der Bewegungssteuerung von Industrierobotern*. Logos Verlag Berlin, 2008. 143 S. ISBN: 978-3-8325-2057-1.
- [141] Hiroshi Makino. „Assembly robot“. Patent US4341502 A. 27. Juli 1982.
- [142] James A. Hunt. „Robot kinematics and the Gantry-Tau parallel machine“. In: *Industrial Robot: An International Journal* 34.5 (28. Aug. 2007), S. 362–367. ISSN: 0143-991X.
- [143] Carnegie Mellon University. *The Robot Hall of Fame*. 2006. URL: <http://www.robothalloffame.org/inductees/06inductees/scara.html> (besucht am 11.07.2015).
- [144] Hirata Engineering Europe GmbH. *SCARA Roboter - Reinraum*. 2014. URL: http://www.hirata.de/produkte_halfbleiter.php (besucht am 04.11.2014).
- [145] Hirata Corporation. *Company Profile*. 2014.
- [146] Stäubli Tec-Systems GmbH - Robotics, Hrsg. *Datenblatt Stäubli TP80*. 2014.
- [147] FANUC Robotics America, Inc. *M-410iB Series Databrief*. 2014.
- [148] FANUC Robotics America, Inc. *M-410iB/700 - Robotics*. 2014. URL: http://www.fanucrobotics.de/de/products/a_industrial-robots/m-410_series/m-410ib%20700 (besucht am 28.11.2014).
- [149] Mecademic, Inc. *What is a parallel robot?* 2014. URL: <http://www.mecademic.com/What-is-a-parallel-robot.html> (besucht am 14.11.2014).
- [150] Reymond Clavel. „Device for Displacing and Positioning an Element in Space“. Patent WO/1987/003528. 19. Juni 1987.
- [151] Robert Bosch GmbH - Packaging Technology. *Pressemeldung PI8120*. 30. März 2013.
- [152] Ilian Bonev. „Delta parallel robot - the story of success“. In: *Newsletter, available at http://www.parallelmic.org* (2001).
- [153] ABB Automation Technologies AB, Hrsg. *Datenblatt IRB360*. 2013.

- [154] American Robots Sales Inc. *Robot Basics*. 2014. URL: <http://www.robotsdotcom.com/robotbasics.html> (besucht am 16. 11. 2014).
- [155] Hyun Min Do u. a. „High-Speed Tracking Control of Parallel Kinematic Machine for Pick-and-Place“. In: *Intelligent Robotics and Applications*. Springer, 2013, S. 74–83.
- [156] Adept Technology, Inc., Hrsg. *Datenblatt ePLC650H/HS*. 2014.
- [157] Robert Bosch GmbH - Packaging Technology. *Pressemeldung PI8543*. 8. Mai 2014.
- [158] ABB Automation Technologies AB, Hrsg. *In pursuit of perfection*. 2014.
- [159] Sébastien Briot und Ilian Bonev. „Are parallel robots more accurate than serial robots?“ In: *CSME Transactions* 31.4 (2007), S. 445–456.
- [160] PKMTricept. *Katalog "Tricept Product Range"*. 2014.
- [161] Dörries Scharmann Technologie GmbH. *Ecospeed*. 2014. URL: <http://www.starrag.com/index.php/marken-scharmann/ecospeed> (besucht am 11.07.2015).
- [162] Reymond Clavel. „Device for the movement and positioning of an element in space“. Patent US4976582 A. 11. Dez. 1990.
- [163] Starrag Group, Hrsg. *Pressinformation "Sieben auf einen Streich"*. 23. März 2012.
- [164] Rolland-Michel Assoumou Nzue u. a. „Comparative analysis of the repeatability performance of a serial and parallel robot“. In: IEEE, Okt. 2010, S. 63–68. ISBN: 978-1-4244-6674-0.
- [165] Siegfried Hildebrand. *Feinmechanische Bauelemente*. 1. Aufl. München: Hanser, 1968. 867 S.
- [166] Waldemar Steinhilper und Bernd Sauer, Hrsg. *Konstruktionselemente des Maschinenbaus 1*. Springer-Lehrbuch. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2012. ISBN: 978-3-642-24300-4 978-3-642-24301-1.
- [167] William Bolton. *Bausteine mechatronischer Systeme: 3. Auflage*. Auflage: 1. München; Boston u.a.: Addison-Wesley Verlag, 1. Juli 2004. 752 S. ISBN: 978-3-8273-7098-3.
- [168] Gerhard Poll. „Reibradgetriebe“. In: *Dubbel*. Hrsg. von Karl-Heinrich Grote und Jörg Feldhusen. Springer Berlin Heidelberg, 1. Jan. 2014, S. 556–562. ISBN: 978-3-642-38890-3.

- [169] Karl-Heinz Decker. *Decker Maschinenelemente: Funktion, Gestaltung und Berechnung*. Hrsg. von Frank Rieg, Gerhard Engelken und Frank Weidermann. Unter Mitarb. von Reinhard Hackenschmidt. 19. Aufl. München u.a.: Carl Hanser Verlag, 5. Juni 2014. 773 S. ISBN: 978-3-446-43856-9.
- [170] SKF GmbH, Hrsg. *Katalog Wälzlager*. 2014.
- [171] Schaeffler KG, Hrsg. *Katalog Drehverbindungen*. 2006.
- [172] Ludger Deters. „Gleitlagerungen“. In: *Dubbel*. Hrsg. von Karl-Heinrich Grote und Jörg Feldhusen. Springer Berlin Heidelberg, 1. Jan. 2014, S. 532–546. ISBN: 978-3-642-38890-3.
- [173] Herbert Wittel u. a. *Roloff/Matek Maschinenelemente*. Wiesbaden: Springer Fachmedien Verlag, 2013. ISBN: 978-3-658-02326-3 978-3-658-02327-0.
- [174] Jan Braun. *Formelsammlung*. 2. Aufl. Sachseln: Maxon Academy Verlag, 2012.
- [175] Alin Albu-Schäffer u. a. „The DLR lightweight robot: design and control concepts for robots in human environments“. In: *Industrial Robot: An International Journal* 34.5 (2007), S. 376–385.
- [176] Daniel Kuehn u. a. „Distributed Computation in a Quadrupedal Robotic System“. In: *International Journal of Advanced Robotic Systems* (2014). ISSN: 1729-8806.
- [177] Deutsches Forschungszentrum für Künstliche Intelligenz gGmbH. *Robotersystem: iStruct Demonstrator* -. iStruct Demonstrator des Robotics Innovation Center am Deutschen Forschungszentrum für Künstliche Intelligenz. 2. Nov. 2014. URL: <http://robotik.dfki-bremen.de/de/forschung/robotersysteme/istruct-demonstrator.html> (besucht am 02. 11. 2014).
- [178] Universal Robots A/S. *Products*. 2. Nov. 2014. URL: <http://www.universal-robots.com/GB/Press/Multimedia/Products.aspx> (besucht am 02. 11. 2014).
- [179] KUKA Roboter GmbH, Hrsg. *Kompakt. Schnell. Präzise. - KUKA Kleinroboter-Serie*. 2013.
- [180] Harmonic Drive AG, Hrsg. *Broschüre Robotik*. 2014.
- [181] Prof. Dr.-Ing. habil. Käthe Rosenberger. „Vorlesungsskript - Maschinenelemente (Getriebe Schnecken und Planeten)“. 2005.
- [182] A. Wedler u. a. „DLR’s dynamic actuator modules for robotic space applications“. In: *Proc.: 41st Aerospace Mechanisms Symposium (AMS)*. Bd. 41. 2012.

- [183] Oliver Barth. „Harmonic piezodrives - miniaturized servo motor“. In: *Mechatronics* 10.4–5 (1. Juni 2000), S. 545–554. ISSN: 0957-4158.
- [184] Jörg Feldhusen und Karl-Heinrich Grote, Hrsg. *Dubbel*. 24. Aufl. Berlin, Heidelberg: Springer Vieweg, 2014. ISBN: 978-3-642-38891-0.
- [185] Rolf Slatter. „Leichtbaugetriebe für Roboter in der Raumfahrt“. In: *antriebstechnik* 41.11 (2002). Hrsg. von Vereinigte Fachverlage, S. 52–58.
- [186] GFC Antriebssysteme GmbH. *Katalog Schneckengetriebe, Getriebemotoren*. Jan. 2008.
- [187] Bosch Rexroth AG, Hrsg. *Datenblatt Außenzahnradmotoren AZM*. Mai 2009.
- [188] Johann Sagawe und Gottfried Sagawe. „Hydraulischer Zahnradmotor mit reduziertem Schluckvolumen“. Patent EP1635063 A1. 15. März 2006.
- [189] TurollaOCG S.r.l., Hrsg. *Katalog Cast-Iron-Motors*. 2013.
- [190] Hägglunds Drives AB, Hrsg. *Katalog Radialkolbenmotoren CA*. 2011.
- [191] P.T.M. – PRODUKTION tech. -mech. Geräte GmbH, Hrsg. *Technische Information Druckluft*. 2012.
- [192] *Europäisches Arzneibuch*. 7. Aufl. Bd. 3. Stuttgart: Deutscher Apotheker Verlag, 2011. ISBN: 978-3-7692-5360-3.
- [193] Drumag GmbH, Hrsg. *Katalog Druckluftmotoren*. 2010.
- [194] P.T.M. – PRODUKTION tech. -mech. Geräte GmbH, Hrsg. *Prospekt PMO*. 2012.
- [195] Deprag Schulz GmbH & Co., Hrsg. *Druckluftmotoren - Antriebslösungen nach Maß*. 2014.
- [196] Bibus GmbH, Hrsg. *Datenblatt EasyDrive Motor*. 2006.
- [197] Bibus GmbH, Hrsg. *Katalog Luftmotoren*. 2013.
- [198] Dan Stoianovici u. a. „A new type of motor: pneumatic step motor“. In: *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on* 12.1 (2007), S. 98–106.
- [199] Dan Stoianovici und Louis R. Kavoussi. „Planetary-harmonic motor“. Patent US7086309 B2. 8. Aug. 2006.
- [200] Dan Stoianovici und Louis R. Kavoussi. „Planetary motor“. Patent US7247116 B2. 24. Juli 2007.
- [201] Baumgartner Maschinenbau AG, Hrsg. *Betriebsanleitung BPS*. 2007.

- [202] Wolfgang Böge und Wilfried Pläßmann, Hrsg. *Vieweg-Handbuch Elektrotechnik: Grundlagen und Anwendungen für Elektrotechniker*. Wiesbaden: Vieweg Verlag, 2007. ISBN: 978-3-8348-0136-4 3-8348-0136-4.
- [203] Ekbert Hering u. a. *Elektrotechnik und Elektronik für Maschinenbauer*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2012. ISBN: 978-3-642-12880-6 978-3-642-12881-3.
- [204] Hans-Dieter Stölting, Hrsg. *Handbuch elektrische Kleinantriebe*. 2. Aufl. München; Wien: Hanser, 2002. ISBN: 3-446-21985-4.
- [205] Roberto Hoffmann. *Wartung: Schlagbohrmaschine Bosch PSB 680-2RE*. 18. Juli 2013. URL: <http://eigenbaukombinat.de/wartung-schlagbohrmaschine-bosch-psb-680-2re/> (besucht am 18.11.2014).
- [206] Dr. Fritz Faulhaber GmbH & Co. KG, Hrsg. *Technische Information*. 4. Aufl. 2012.
- [207] Adolf J. Schwab und Wolfgang. Kürner. *Elektromagnetische Verträglichkeit*. 5. Aufl. Berlin [u.a.]: Springer Verlag, 2007. ISBN: 3-540-42004-5 978-3-540-42004-0.
- [208] Hans-Dieter Stölting, Hrsg. *Handbuch Elektrische Kleinantriebe*. 4. Aufl. München: Carl Hanser Verlag GmbH & Co. KG, 7. Apr. 2011. 464 S. ISBN: 978-3-446-42392-3.
- [209] Pololu Corp. *Stepper Motor: Bipolar, 200 Steps/Rev, 35×36mm, 2.7V, 1 A/Phase*. 2014. URL: <https://www.pololu.com/product/1209/resources> (besucht am 07.08.2015).
- [210] Kuphaldt. *Fundamentals of Electrical Engineering and Electronics*. 2011.
- [211] Richard Marenbach, Dieter Nelles und Christian Tuttas. *Elektrische Energietechnik*. Wiesbaden: Springer Fachmedien Wiesbaden, 2013. ISBN: 978-3-8348-1740-2 978-3-8348-2190-4.
- [212] Nanotec Electronic GmbH & Co KG. *Drehmomentkennlinien Schrittmotor ST4118M1206*. 2012. URL: <http://de.nanotec.com/schrittmotoren.html> (besucht am 24.05.2012).
- [213] Johannes. Wiedemann. *Leichtbau Elemente und Konstruktion*. Berlin; New York: Springer Verlag, 2007. ISBN: 978-3-540-33657-0 3-540-33657-5.
- [214] Claudia Kobel. „Ermittlung des Oberschenkelumfangs in iSize für die DOB und HAKAS nach Daten von SizeGERMANY“. 2015.
- [215] Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, Hrsg. *Erhebung anthropometrischer Maße zur Aktualisierung der DIN 33402*. 1. Aufl. Schriftenreihe

- der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin: Forschungsbericht, Fb 1023. Wirtschaftsverlag NW Verlag für neue Wissenschaft GmbH, 2004. ISBN: 3-86509-189-X.
- [216] S. J. Spaner und G. L. Warnock. „A brief history of endoscopy, laparoscopy, and laparoscopic surgery“. In: *Journal of Laparoendoscopic & Advanced Surgical Techniques. Part A* 7.6 (Dez. 1997), S. 369–373. ISSN: 1092-6429. pmid: 9449087.
- [217] H. S. Himel. „Minimally invasive (laparoscopic) surgery“. In: *Surgical Endoscopy* 16.12 (Dez. 2002), S. 1647–1652. ISSN: 1432-2218. pmid: 12098024.
- [218] „Lagerungen auf dem Extensionstisch“. In: *Lagerungstechniken im Operationsbereich*. Hrsg. von Christian Krettek und Dirk Aschemann. Berlin Heidelberg: Springer Verlag, 2005, S. 267–273. ISBN: 978-3-540-65948-8 978-3-540-26348-7.
- [219] MAQUET B.V. & Co. KG. „Gebrauchsanweisung Operationstisch Typ 1180 'Magnus'“. Rastatt, 2010.
- [220] Ruedi Vetsch und Christian Leppin. *Aluminium MgSi-Knetlegierung (EN AW-6060)*. 2014. URL: <http://www.materialarchiv.ch/detail/1294/Aluminium-MgSi-Knetleg-EN-AW-6060> (besucht am 06. 11. 2014).
- [221] Friedrich Ostermann. *Anwendungstechnologie Aluminium*. 2. Aufl. Berlin: Springer Verlag, 2007. ISBN: 978-3-540-71196-4.
- [222] Bernd Klein. *Leichtbau-Konstruktion*. Wiesbaden: Springer Fachmedien, 2013. ISBN: 978-3-658-02271-6 978-3-658-02272-3.
- [223] W. Weißbauer. „Abgrenzung der Verantwortung für die operative Lagerung des Patienten und Haftung für Lagerungsschäden“. In: *Der Unfallchirurg* 105.5 (Mai 2002), S. 404–412. ISSN: 0177-5537.
- [224] Jef Raskin. „Intuitive equals familiar“. In: *Communications of the ACM* 37.9 (1994).
- [225] Larry L. Constantine und Lucy A.D. Lockwood. *Software for Use: A Practical Guide to the Models and Methods of Usage*. New York: Addison-Wesley Verlag, 1999. ISBN: 0-201-92478-1.
- [226] SpaceControl GmbH. *Industrial Steering Device Leaflet*. 2010.
- [227] H. Liu u. a. „Multisensory five-finger dexterous hand: The DLR/HIT Hand II“. In: *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2008. IROS 2008*. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2008. IROS 2008. Sep. 2008, S. 3692–3697.

- [228] S.C. Jacobsen u. a. „Design of the Utah/M.I.T. Dextrous Hand“. In: *1986 IEEE International Conference on Robotics and Automation. Proceedings*. 1986 IEEE International Conference on Robotics and Automation. Proceedings. Bd. 3. Apr. 1986, S. 1520–1532.
- [229] F. Beyeler, S. Muntwyler und B.J. Nelson. „A Six-Axis MEMS Force-Torque Sensor With Micro-Newton and Nano-Newtonmeter Resolution“. In: *Journal of Microelectromechanical Systems* 18.2 (Apr. 2009), S. 433–441. ISSN: 1057-7157, 1941-0158.
- [230] Bernd Grombert. „Anordnung zum Erfassen von Relativbewegungen oder Relativpositionen zweier Objekte“. Patent DE10158775B4. 2003.
- [231] Johann Salzberger. „Positionsmessung digitale Roentgengeräte“. In: *MEDengineering 3-4* (2013). Hrsg. von Carl Hanser Verlag.
- [232] Micro-Epsilon Messtechnik GmbH & CO. KG, Hrsg. *wireSENSOR Application Guide*. 2014.
- [233] ASM GmbH, Hrsg. *Gesamtkatalog*. 2014.
- [234] Numerik Jena GmbH. *Rotativ Inkremental*. 2014. URL: http://www.numerikjena.de/de/produkte_rotativ_ink_sta.htm#anker_produkte_rotativ_ink_sta (besucht am 22. 01. 2015).
- [235] Texas Instruments, Inc., Hrsg. *Datenblatt LDC1000*. 2013.
- [236] Texas Instruments, Inc. *Inductive Sensing Forum - Measuring angle using LDC1000*. 2014. URL: <https://e2e.ti.com/support/sensor/inductive-sensing/f/938/p/319537/1115299> (besucht am 05. 07. 2015).
- [237] Peter Marwedel. *Eingebettete Systeme*. eXamen.press. Berlin, Heidelberg: Springer Verlag, 2007. ISBN: 978-3-540-34048-5 978-3-540-34049-2.
- [238] Ralf Gessler. *Entwicklung Eingebetteter Systeme*. Wiesbaden: Springer Fachmedienverlag, 2014. ISBN: 978-3-8348-1317-6 978-3-8348-2080-8.
- [239] STMicroelectronics NV, Hrsg. *Advanced Developers Guide - STM32F05xx/STM32F100xx/103xx/ STM32F2xx/STM32F4xx MCUs PMSM single/dual FOC library*. Nov. 2012.
- [240] Klaus Wüst. *Mikroprozessortechnik*. 4. Aufl. Wiesbaden: Vieweg+Teubner, 2011. ISBN: 978-3-8348-0906-3 978-3-8348-9881-4.
- [241] STMicroelectronics NV, Hrsg. *Application Note AN4088 - Migrating from STM32F1 to STM32F0*. Jan. 2013.
- [242] STMicroelectronics NV, Hrsg. *Datasheet - STM32F051XX*. Mai 2012.

- [243] Giovanni Di Sirio. *ChibiOS/RT - Homepage*. 9. Dez. 2014. URL: <http://www.chibios.org/dokuwiki/doku.php?id=start> (besucht am 09. 12. 2014).
- [244] Peter Mandl. *Grundkurs Betriebssysteme*. 3. Aufl. Wiesbaden: Springer Fachmedien Verlag, 2013. ISBN: 978-3-8348-1897-3 978-3-8348-2301-4.
- [245] Jürgen Plate. „Vorlesungsskript Betriebssysteme“. München, 2009.
- [246] Karsten Berns, Bernd Schürmann und Mario Trapp. *Eingebettete Systeme Systemgrundlagen und Entwicklung eingebetteter Software*. Wiesbaden: Vieweg + Teubner, 2010. ISBN: 3-8348-0422-3 978-3-8348-0422-8 978-3-8348-9661-2 3-8348-9661-6.
- [247] Christian Berger und Jörgen Hansson. „COTS-Architecture with a real-time OS for a self-driving miniature vehicle“. In: *Proceedings of Workshop ASCoMS (Architecting Safety in Collaborative Mobile Systems) of the 32nd International Conference on Computer Safety, Reliability and Security*. 2013.
- [248] Wolfgang Weber. *Industrieroboter: Methoden der Steuerung und Regelung*. 2. Aufl. Fachbuchverlag Leipzig im Carl-Hanser-Verlag, 2009. 252 S. ISBN: 978-3-446-41031-2.
- [249] John J. Craig. *Introduction to Robotics: Mechanics and Control*. 2. Aufl. Addison-Wesley Verlag, 1989. 450 S. ISBN: 0-201-09528-9.
- [250] P. Karlra und N.R. Prakash. „A neuro-genetic algorithm approach for solving the inverse kinematics of robotic manipulators“. In: *IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, 2003*. IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, 2003. Bd. 2. Okt. 2003, 1979–1984 vol.2.
- [251] Saleh Tabandeh, Christopher M. Clark und William Melek. „A genetic algorithm approach to solve for multiple solutions of inverse kinematics using adaptive niching and clustering“. In: *Computer Science and Software Engineering (2006)*, S. 63.
- [252] Raşit Köker u. a. „A study of neural network based inverse kinematics solution for a three-joint robot“. In: *Robotics and Autonomous Systems. Patterns and Autonomous Control* 49.3–4 (31. Dez. 2004), S. 227–234. ISSN: 0921-8890.
- [253] Köker Raşit. „A neuro-genetic approach to the inverse kinematics solution of robotic manipulators“. In: *Scientific Research and Essays* 6.13 (2011), S. 2784–2794.
- [254] Shiv Manjaree, Vijyant Agarwal und B. C. Nakra. „Inverse Kinematics Using Neuro-Fuzzy Intelligent Technique for Robotic Manipulator“. In: *International Journal of Computers, Communications and Control–Communicated* (2013).

- [255] Raşit Köker. „A genetic algorithm approach to a neural-network-based inverse kinematics solution of robotic manipulators based on error minimization“. In: *Information Sciences*. Including Special Section on New Trends in Ambient Intelligence and Bio-inspired Systems 222 (10. Feb. 2013), S. 528–543. ISSN: 0020-0255.
- [256] A. Aristidou und J. Lasenby. „FABRIK: a fast, iterative solver for the inverse kinematics problem“. In: *Graphical Models* 73.5 (2011), S. 243–260.
- [257] Robert L. Norton. *Design of machinery: an introduction to the synthesis and analysis of mechanisms and machines*. McGraw-Hill Professional, 2004. ISBN: 0-07-121496-8.
- [258] W. Randolph Franklin. *PNPOLY - Point Inclusion in Polygon Test*. 2003. URL: http://www.ecse.rpi.edu/Homepages/wrf/Research/Short_Notes/pnpoly.html (besucht am 04.07.2012).
- [259] Alejandro Weinstein. *Distance from a point to polygon - File Exchange - MATLAB Central*. 2008. URL: http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/file_infos/19398-distance-from-a-point-to-polygon (besucht am 06.01.2015).
- [260] SparkFun Electronics, Inc. *AutoDriver*. 2014. URL: <https://www.sparkfun.com/products/11611> (besucht am 07.01.2015).
- [261] STMicroelectronics NV, Hrsg. *Datenblatt L6470*. 2014.
- [262] TRINAMIC Motion Control GmbH & Co. KG, Hrsg. *Datenblatt TMC223 (v1.05)*. 2011.
- [263] ELV Elektronik AG. *Intelligentes Schrittmotor Treibermodul iSMT*. 2014. URL: <http://www.elv.de/output/controller.aspx?cid=74&detail=10&detail2=30930&flv=1&bereich=&marke=> (besucht am 06.06.2012).
- [264] Frank Weichert u. a. „Analysis of the Accuracy and Robustness of the Leap Motion Controller“. In: *Sensors* 13.5 (14. Mai 2013), S. 6380–6393. ISSN: 1424-8220.
- [265] Jože Guna u. a. „An Analysis of the Precision and Reliability of the Leap Motion Sensor and Its Suitability for Static and Dynamic Tracking“. In: *Sensors* 14.2 (21. Feb. 2014), S. 3702–3720. ISSN: 1424-8220.
- [266] DIN Deutsches Institut für Normung e. V., Hrsg. *DIN 1319-1:1995-01 Grundlagen der Meßtechnik - Teil 1: Grundbegriffe*. 1995.

- [267] DIN Deutsches Institut für Normung e. V., Hrsg. *DIN EN 60601-1:2013-12 Medizinische elektrische Geräte - Teil 1: Allgemeine Festlegungen für die Sicherheit einschließlich der wesentlichen Leistungsmerkmale*. 2013.
- [268] Altra Industrial Motion Corp. *P-1310-WE*. 2013. URL: <http://www.altraliterature.com/pdfs/P-1310-WE.pdf> (besucht am 22.06.2015).
- [269] REELL Precision Manufacturing Corporation. *Quickguide to Clutches*. 2009. URL: http://reell.com/sites/default/files/reellquickguidetoclutches_1.pdf (besucht am 23.06.2015).
- [270] REELL Precision Manufacturing Corporation. *Kupplungen*. 2009. URL: <http://reell.com/de/produkte/kupplungen> (besucht am 22.06.2015).