

Automatischer externer Fixateur auf der Basis einer parallelen Roboterkinematik für die Behandlung von Frakturen und die Korrektur von Fehlstellungen

Vom Promotionsausschuss der
Technischen Universität Hamburg-Harburg
zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor-Ingenieur

genehmigte Dissertation

von

Robert Wendlandt

aus

Soltau

2012

1. Gutachter: Prof. Dr.-Ing. Jörg Müller
 2. Gutachter: Prof. Dr.-Ing. Wolfgang Krautschneider
- Tag der mündlichen Prüfung: 14.12.2012

Danksagung

Diese Arbeit entstand während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Mikrosystemtechnik der Technischen Universität Hamburg-Harburg sowie am Labor für Biomechanik des Berufsgenossenschaftlichen Unfallkrankenhauses Hamburg.

Mein ganz besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr.-Ing. Jörg Müller, der mich als Betreuer dieser Arbeit kontinuierlich mit vielen guten Ideen unterstützt hat sowie Herrn Prof. Dr. med. Klaus Seide, der unermüdlich an der Entwicklung neuer Behandlungsmethoden arbeitet. Herrn Prof. Dr. med. Christian Jürgens danke ich besonders, dass er es uns ermöglicht, gemeinsam an kreativen Lösungen zur optimalen Behandlung der Patienten zu arbeiten. Ohne Ihre Begleitung hätte diese Arbeit nicht entstehen können.

Meinen Bürokollegen Herrn Dr. Eric Wapelhorst, Herrn Dr. Jan-Peter Hauschild, Herrn Martin Dümling und Frau Dr. Anna Grützmann danke ich für die schöne Zeit bei und neben der Arbeit, auch wenn wir (fast) das schlimmste Büro in Hamburg hatten.

Herrn Klaus Dembowski danke ich für seine Unterstützung bei meinen ersten Mikrocontrollerschaltungen. Bei allen von mir betreuten Studenten bedanke ich mich für ihre Unterstützung und Mitarbeit. Mit ihren Arbeiten konnten viele Möglichkeiten zur Realisierung und Verbesserung des Systems gefunden werden.

Mein Dank gilt den vielen Kollegen aus dem Institut für Mikrosystemtechnik, die immer für ein offenes und kreatives Arbeiten im Institut gesorgt haben.

Dem gesamten Team aus dem Labor für Biomechanik Herrn Uwe Schümann, Herrn Matthias Münch, Frau Birgit Kowald und Herrn Dr. Nils Weinrich, danke ich für ihre Hilfsbereitschaft und großartige Zusammenarbeit in der Mechanik, Messtechnik und der Detailarbeit mit Röntgenbildern.

Ganz besonders danke ich meiner Familie, die es mir ermöglicht hat meinen Weg zu suchen und zu finden. Meiner Frau Stefanie danke ich, dass sie mir liebevoll und geduldig den Weg gezeigt hat, wenn ich mich wieder zwischen Programmcode, den Fixateuren und meinem Schreibtisch verirrt hatte.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung.....	1
2. Grundlagen	3
2.1. Knochenbruchheilung.....	3
2.1.1. Einflussfaktoren auf die Frakturheilung.....	6
2.2. Distractionsosteogenese	8
2.3. Der Hexapodfixateur externe.....	11
2.3.1. Mathematik der Hexapodkinematik.....	16
2.4. Kraftmessung mit Dehnungsmessstreifen.....	25
3. Systemkonzept.....	33
3.1. Anforderungen an das Gesamtsystem.....	34
3.1.1. Kraftbereich	35
3.1.2. Sicherheit von Medizinprodukten.....	37
3.2. Teilsysteme.....	38
3.2.1. Messfixateur.....	39
3.2.2. Motorfixateur für die Distractionsosteogenese	42
3.2.3. Motorfixateur für die Frakturreposition	43
3.2.4. Steuersystem.....	43
3.2.5. Steuerprogramm	48
4. Realisierung der Komponenten.....	53
4.1. Steuergerät des Fixateurs	54
4.1.1. Aufbau des Steuergeräts	55
4.1.2. Microcontroller	61
4.1.3. Funktionsprüfung des Steuergeräts	68
4.2. Kraftsensorik.....	70
4.2.1. Verwendeter DMS	70
4.2.2. Federkörper	72
4.2.3. Sensorsignalerfassung.....	75
4.2.4. Realisiertes Sensorsystem.....	84
4.3. Motordistraktor für die Distractionsosteogenese	93
4.4. Motordistraktor für die akute Reposition.....	98
4.5. Steuerprogramm	100

Inhaltsverzeichnis

5.Überprüfung des Systems.....	103
5.1. Messfixateur.....	103
5.2. Motorfixateur	107
6.Klinische Anwendung	113
6.1. Patient A	113
6.2. Patientin B.....	116
6.3. Patient C.....	118
7.Zusammenfassung und Ausblick	121
7.1. Zusammenfassung.....	121
7.2. Ausblick.....	123
Anhang	125
A.1. Befehlsschnittstelle des Steuergeräts	125
A.2. Schaltpläne.....	142
A.3. Konstruktionszeichnungen.....	149
Literaturverzeichnis.....	153

1. Einleitung

Seit den 1950er Jahren forschte Prof. Gavril A. Ilizarov über mehr als drei Jahrzehnte unbemerkt von der medizinischen Weltöffentlichkeit in Kurgan, Sibirien, an einer Methode, neuen Knochen im Körper seiner Patienten wachsen zu lassen, um so Verkürzungen der Extremitäten und Fehlstellungen von Knochen behandeln zu können. Erst seit den 1980er Jahren verbreitete sich unter den Medizinern diesseits des Eisernen Vorhangs das Wissen um das Verfahren der Distraktionsosteogenese. Zuerst wurde die Methode skeptisch betrachtet, da nun möglich schien, was vorher nicht gelungen war: neuen Knochen von bis zu 30 cm Länge sicher erzeugen zu können. Mittlerweile jedoch ist die Distraktionsosteogenese ein etabliertes Standardverfahren in der Chirurgie des Stütz- und Bewegungsapparates und wird zur Behandlung von Fehlstellungen, Knochenentzündungen und -defekten sowie zur Extremitätenverlängerung eingesetzt.

Ilizarov hat das Konzept der Distraktionsosteogenese nicht als erster verfolgt. Bereits Anfang des 20. Jahrhundert beschrieb Codivilla [1] erstmalig ein operatives Verfahren zur Extremitätenverlängerung durch stufenweise Fragmentdistraktion. Putti stellte 1921 ein Gerät zur graduellen Verlängerung von Knochen vor [2], das mit Pins an den beiden Hälften des osteotomierten Oberschenkelknochens befestigt wird und durch einen Federmechanismus einen kontinuierlichen Zug ausübt. Er beschreibt die erfolgreiche Verlängerung mit dieser Technik bei 10 Patienten über Strecken von 7 bis 10 cm bei einer Behandlungsdauer mit seinem Distraktionsapparat von 30 Tagen. Bier beschreibt 1923 seine Technik zur Kallusdistraktion [3], mit der bei sieben Patienten Verlängerungen des Knochens zwischen 3 und 7 cm durchgeführt werden konnten. Nach der Osteotomie des Knochens wurden Edelstahldrähte durch den Knochen gebohrt, um mit Gewichten von bis zu 30 kg eine Zugkraft angreifen lassen zu können. Distraktionsapparate für die Technik von Bier wurden von Klapp und Block beschrieben [4]. Aufgrund zahlreicher Komplikationen und der schmerzhaften Behandlung gerieten die Techniken zur Extremitätenverlängerung in Vergessenheit, sobald verbesserte Techniken der Frakturbehandlung die Häufigkeit posttraumatischer Beinverkürzungen als wichtigster Indikation verringerten [5].

1. Einleitung

Erst Ilizarov erkannte den Wachstumsreiz, der von der kontrollierten Gewebedehnung ausgeht, und entwickelte einen modularen externen Ringfixateur, mit dem die Distraktionsosteogenese unter optimalen biomechanischen Bedingungen durchgeführt werden kann. Seine Verdienste liegen in der systematischen Erforschung dieser Methode: er beschrieb Operationstechniken zur Befestigung des Fixateursystems am Knochen und zur gewebeschonenden Durchführung der Osteotomie [6], er publizierte optimale Distraktionsparameter [7] und zeigte eine Vielzahl verschiedener Konstruktionen des modularen Ringfixateurs zur Behandlung unterschiedlichster Fehlstellungen [8].

Das von Ilizarov entwickelte Fixateursystem ist jedoch nicht nur für die Distraktionsosteogenese anwendbar, auch in der Behandlung von Frakturen hat das System aufgrund besonderer biomechanischer Eigenschaften seinen Platz gefunden.

Mit der Einführung von computergestützten parallelkinematischen Fixateursystemen in den 1990er Jahren konnten Fehlstellungen erstmalig in allen Ebenen gleichzeitig korrigiert werden. Ein besonderer Aufbau der Ringfixateure, der aus der Robotertechnik entlehnt ist, ermöglicht universelle Bewegungen in allen sechs räumlichen Freiheitsgraden. Die von Ilizarov beschriebenen Prinzipien zur Distraktionsosteogenese werden von diesen Systemen mit einer vereinfachten Handhabbarkeit kombiniert, da nun nicht mehr für jeden Patienten eine Spezialkonstruktion angefertigt werden muss. Allerdings wird dieser Vorteil durch eine Abhängigkeit von computergestützter Planung der Fixateurbewegungen erkauft.

Die vorliegende Arbeit beschreibt die Entwicklung eines am Knochen befestigten mobilen Robotersystems, das während der gesamten Behandlung beim Patienten verbleiben kann. Die zur Distraktionsosteogenese nötigen Kräfte und Fixateurbewegungen werden durch Elektromotoren automatisch erzeugt. Für die röntgenfreie Beurteilung des Heilungsverlaufs können Kraftflussmessungen durch das Fixateursystem durchgeführt werden.

Die Konzeption des Systems berücksichtigt medizinische und regulatorische Anforderungen und definiert verschiedene Teilfunktionalitäten des robotischen Fixateursystems. Die Realisierung der Systemkomponenten wird gezeigt und die Funktion der einzelnen Komponenten wie auch das Zusammenspiel miteinander überprüft. Schließlich wird der klinische Einsatz des robotischen Fixateursystems bei der Behandlung dreier Patienten dokumentiert.

2. Grundlagen

2.1. Knochenbruchheilung

Knochen bilden nicht nur die tragende Struktur des Körpers, sondern sind auch Ansatzpunkte für die Muskulatur, sie schützen die inneren Organe und das zentrale Nervensystem. Knochen ist lebendiges Gewebe und ständigen Umbau- und Anpassungsprozessen (Remodelling) unterworfen und kann sich so an die vorherrschende mechanische Belastung des Körpers anpassen. Gleichzeitig stellt das Knochengewebe den größten Speicher des Körpers für Kalzium und Phosphat dar und ist an der Regulation des Mineralhaushalts beteiligt.

Eine Fraktur ist die Unterbrechung des Knochens in mindestens zwei separate Frakturfragmente und bedeutet einen Verlust der mechanischen Funktion. Eine Knochenfraktur tritt auf, wenn die mechanischen Lasten die Festigkeit des Knochens übersteigen (akutes Trauma) oder wenn das Knochengewebe durch eine hohe Anzahl von Lastwechseln chronisch überbelastet wird (Ermüdungsfraktur). Bei strukturell geschwächtem Knochen, durch Osteoporose oder Stoffwechselerkrankungen, kann bereits eine Last innerhalb der normalen physiologischen Grenzen oder bei einer geringfügigen Verletzung auftreten (pathologische Fraktur). Das Knochengewebe ist jedoch das einzige Gewebe, das ohne Narbenbildung wieder verheilen kann [9, 10]. Abhängig von der biomechanischen Situation im Frakturspalt können zwei Arten der Frakturheilung unterschieden werden: die primäre Knochenbruchheilung tritt bei absoluter mechanischer Stabilität der Fraktur und anatomisch exakter Ausrichtung der Frakturfragmente auf, die sekundäre Knochenbruchheilung bei einer gewissen Instabilität der Fraktur unter funktioneller Last. Weltweit bleiben die meisten Frakturen entweder unbehandelt oder werden einer Behandlung unterzogen, die ein gewisses Maß an Frakturspaltbewegungen zulässt [11], die überwiegende Mehrheit der Frakturen heilt durch die sekundäre Knochenbruchheilung. Lediglich bei einer absolut stabilen Versorgung mit Kompression der Frakturrenden nach den AO-Prinzipien [12] ist die primäre Knochenbruchheilung zu finden.

2. Grundlagen

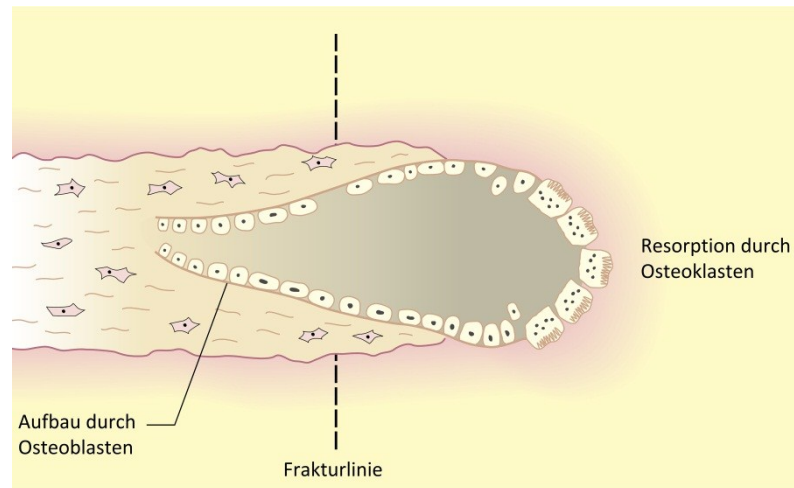


Abbildung 2.1: Schema der primären Frakturheilung (nach [10])

Die **primäre Knochenbruchheilung** findet bei sehr hoher biomechanischer Stabilität statt. Interfragmentäre Bewegungen und Gewebedehnung sind sehr gering, daher entsteht kein stützender Frakturkallus. Die primäre Knochenbruchheilung wird weniger als Mechanismus zur Frakturheilung verstanden, sondern als Nebenprodukt des laufend stattfindenden Umbauprozesses des Knochengewebes angesehen [13]. Osteozyten¹ verhindern aktiv die Resorption von Knochengewebe [14]. Sind diese Zellen abgestorben, entfällt der Effekt und die Osteoklastenaktivität² erhöht sich. Bei einem sehr kleinen Frakturspalt von weniger als 200 µm [10] können Osteoklasten über die Frakturlinie hinweg das Knochengewebe tunnelartig resorbieren, ein *cutting cone* [11, 15] entsteht (s. Abbildung 2.1). Nachfolgend bauen Osteoblasten neues lamelläres Knochengewebe über die Frakturlinie hinweg auf und stellen die Kontinuität des Knochens wieder her.

Die **sekundäre Knochenbruchheilung** ist durch die Bildung eines Frakturkallus gekennzeichnet, der zunächst die Fraktur stabilisiert, bevor eine knöcherne Durchbauung erfolgt. Histologisch lassen sich mehrere überlappende Phasen in der sekundären Frakturheilung unterscheiden:

Ein **Frakturhämatom** bildet sich direkt nach dem Frakturereignis aufgrund von Blutungen aus Verletzungen der umliegenden Gefäße, des Binde- und

¹ Osteozyten sind in die Knochenmatrix integrierte Zellen, die untereinander in Verbindung stehen. Sie steuern das Remodelling des Knochens entsprechend mechanischer Lasten, in dem sie das lokale Gleichgewicht zwischen Knochenauf- und Abbau regulieren

² Osteoklasten sind knochenabbauende mehrkernige Zellen ähnlich den Makrophagen des Immunsystems

2.1. Knochenbruchheilung

Muskelgewebes, aber auch des Periosts³ und aus dem intramedullären Kanal (s. Abbildung 2.2 – A). Aufgrund der Störung der Blutversorgung des Knochens sterben die Osteozyten im fraktur-nahen Knochengewebe ab. Die Fraktur wird fibrinös überbrückt [9] und erlangt durch die Verspannung mit Fibrinfäden bereits eine mechanische Festigkeit [16].

Ausgelöst durch das Frakturhämatom und die zerfallenden Gewebestrümmern [17] erfolgt eine Entzündungsreaktion. In der **Entzündungsphase** steigert sich die lokale Blutzirkulation und Entzündungsmediatoren werden freigesetzt [15, 18, 19], woraufhin Entzündungszellen, wie Granulozyten, Monozyten und Mastzellen, einwandern [9, 18]. Aus dem umliegenden Gewebe sprossen Kapillargefäße ein und Wachstumsfaktoren [15, 19] sowie Vorläuferzellen werden freigesetzt. Aus mesenchymalen Stammzellen differenzieren sich Chondrozyten und Fibroblasten aus [9, 10], die das Frakturhämatom zu Granulationsgewebe organisieren, während das nekrotische Knochengewebe der Frakturenden durch Osteoklasten abgebaut [18, 20] wird.

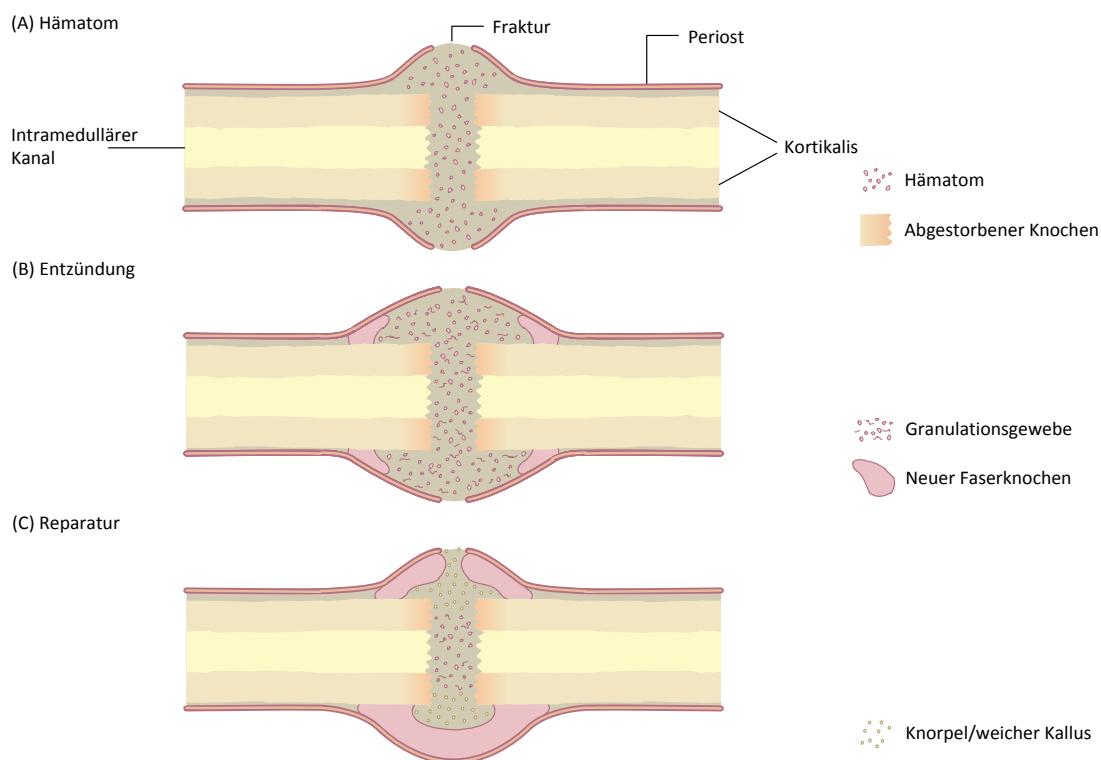


Abbildung 2.2: Schema der sekundären Frakturheilung (nach [10])

³ Das Periost ist eine von Nerven und Blutgefäßen durchzogene Bindegewebsschicht, die fest am Knochen anliegt (Knochenhaut)

2. Grundlagen

Das bindegewebsartige Granulationsgewebe entwickelt sich in der **Reparaturphase** zunächst zu Faserknorpel, dem *weichen Kallus* [9, 10, 17]. Mit der zunehmenden mechanischen Steifigkeit des reifenden Granulationsgewebes und des weichen Kallus verringern sich die Dehnungen im Frakturspalt und Kallusgewebe. Ausgehend vom Periost an den Rändern der Fraktur [21], wo die geringsten Gewebedehnungen vorherrschen, wird durch desmale Ossifikation Faserknochen gebildet, welcher die Fraktur weiter stabilisiert [10, 16]. Der Faserknochen ist zügig gebildetes Knochengewebe und bildet noch keine Verbindung zwischen den Frakturrenden [22]. Im Gegensatz zu lamellären Knochen ist er wenig strukturiert [23]. Die beginnende Ossifikation durch Faserknochen, dem *harten Kallus*, der radiologisch sichtbar ist [10], führt zu einer weiteren Verringerung der Dehnungen im Frakturspalt. Der weiche Kallus wird durch enchondrale Ossifikation sukzessive in Faserknochen umgebaut [16]. Mineralsalze werden in den Faserknorpel eingelagert, die Chondrozyten hypertrophieren, sterben ab und hinterlassen eine Kollagenmatrix. Osteoblasten erzeugen nun auf der Kollagenmatrix Faserknochen.

Die radiologisch sichtbare vollständige Überbrückung der Fraktur durch Faserknochen markiert das Ende der Reparaturphase. Jedoch entspricht die Struktur des Faserknochens und die äußere Form des Knochens mit dem Frakturkallus nicht dem ursprünglichen Knochen. Erst in der anschließenden **Remodelling-Phase** wird die ursprüngliche Form und Struktur, die sich aus der mechanischen Belastung des Knochens ergibt, wieder hergestellt [17]. Die Dauer der Remodelling-Phase beträgt wenigstens mehrere Monate [17] bis zu sieben Jahre [10]. Ausgehend von einer gesteigerten Osteoklastenaktivität, d.h. der vermehrten Resorption von Knochengewebe, in der Kortikalis der Fraktur-ränder und innerhalb des Frakturkallus wird der Faserknochen allmählich durch lamellären Knochen ersetzt [24] und der überschüssige Frakturkallus abgebaut.

2.1.1. Einflussfaktoren auf die Frakturheilung

Die Frakturheilung ist ein evolutionär optimierter Prozess zur Wiederherstellung gebrochener Knochen. In bis zu 10% der Fälle zeigt sich klinisch jedoch eine ausbleibende oder verzögerte Heilung [15, 25]. Durch das Einbringen von Wachstumsfaktoren [26-28], autologer Knochensubstanz oder autologer konzentrierter Stammzellen [29-32] kann die Frakturheilung beschleunigt, bzw. eine nicht heilende Fraktur zur Ausheilung gebracht werden.

Neben der Ernährung und den Lebensgewohnheiten [33], dem Alter [34], der Art der Fraktur, der Größe des Frakturspalts [35] und der Situation des umliegenden Gewebes wird die sekundäre Frakturheilung vor allem durch die Biomechanik im Frakturspalt bestimmt. Während bei hoher mechanischer Stabilität die primäre Frakturheilung zu beobachten ist, tritt die sekundäre Frakturheilung bei einer gewissen Instabilität der Fraktur auf.

Die nötige Instabilität zur optimalen Ausheilung einer Fraktur ist allgemein nur schwer zu beziffern [36, 37]. Klinische Studien zeigen jedoch gute Ergebnisse bei axialen Bewegungen von 1 mm [38], wohingegen Instabilitäten von mehr als 2 mm [38, 39] oder Scherbewegungen [40, 41] die Heilung verzögern.

Das Modell der interfragmentären Dehnung [42] beschreibt die Mechanoregulation der biologischen Vorgänge während der Frakturheilung anhand der uniaxialen Dehnung im Frakturspalt. Große Dehnungen von mehr als 100% bewirken demzufolge eine Resorption der Fraktarenden, bis bei einer Dehnung von weniger als 100% Granulationsgewebe gebildet wird. Der Aufbau von Granulationsgewebe erhöht die Steifigkeit der heilenden Fraktur bis bei Dehnungen von 10% Faserknorpel gebildet wird. Sinkt die Dehnung unter 2% so wird schließlich Knochengewebe gebildet und die Fraktur wird knöchern durchbaut. Obwohl dieses Modell eine starke Vereinfachung darstellt und die dreidimensionalen Dehnungszustände vernachlässigt [43], konnte das grundlegende Prinzip der Mechanoregulation der Frakturheilung damit beschrieben werden [44]. Weitergehende Studien bauten das Modell weiter aus und beziehen neben der Dehnung den hydrostatischen Druck im Gewebe ein (s. Abbildung 2.3). Gestützt auf Studien zum Einfluss mechanischer Parameter auf die Frakturheilung im Tiermodell und Zellkulturen [45-47] sagt das Modell den Aufbau neuen Knochengewebes bei geringen Gewebedehnungen von weniger als 5% durch desmale Ossifikation, unter hydrostatischem Druck und Dehnungen von bis zu 15% durch enchondrale Ossifikation voraus, während ansonsten die Bildung von Faserknorpel oder Bindegewebe zu erwarten ist. Anhand von Finite Elemente Simulationen konnten mit einem solchen Modell [48] Vorhersagen über die Gewebedifferenzierung während der Frakturheilung getroffen werden, die mit histologischen Ergebnissen im Tiermodell korrelieren [49].

2. Grundlagen

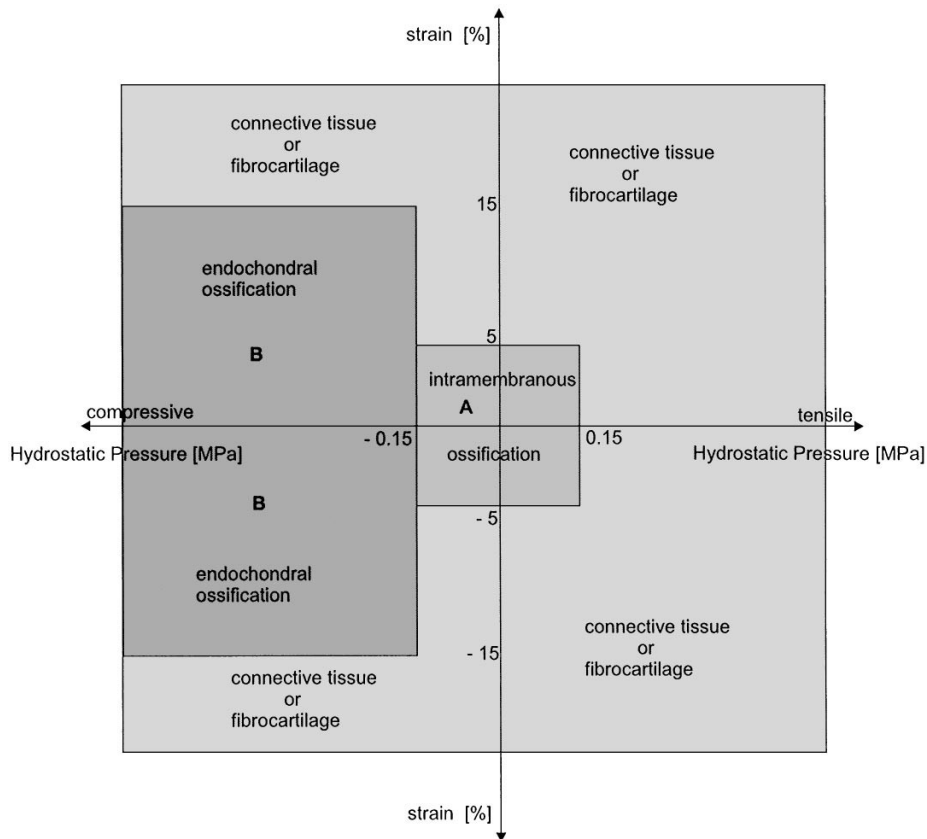


Abbildung 2.3: Mechanische Regelung der Gewebedifferenzierung im Frakturkallus (aus [48])

2.2. Distraktionsosteogenese

Die Distraktionsosteogenese nutzt die Selbstheilungskräfte des Körpers zum gezielten Aufbau neuen Knochengewebes. Das von Ilizarov [6-8] eingeführte Vorgehen, das klinisch noch immer Bestand hat, sieht eine Behandlung nach folgendem Schema vor:

1. Operative Trennung des Knochens: Zunächst wird der zu verlängern- de Knochen operativ durch eine Osteotomie durchtrennt, um künstlich eine Fraktur zu schaffen. Optimale Bedingungen ergeben sich, wenn unter Beibehaltung der Kontinuität von Knochenmark, Periost und Endost allein der Knochen durch das von Ilizarov entwickelte Verfahren der Kortikotomie getrennt wird. Gleichzeitig wird der von Ilizarov entwickelte Ringfixateur über gespannte Drähte transkutan mit den Fragmenten verbunden und stabilisiert so die Extremität und speziell auch den Bereich der Fraktur.

2. Latenzphase: Der operativ getrennte Knochen wird für etwa fünf bis sieben Tage nicht belastet. Wie bei der Frakturheilung bildet sich aus dem Hämatom nun Granulationsgewebe, die Vorstufe des Frakturkallus, Gefäße sprossen ein und Fibroblasten beginnen damit, ein Kollagenetzwerk zu bilden.
3. Distraktionsphase: Nach der Latenzphase erfolgt die graduelle Distraktion der Fragmente. Der entstehende Frakturkallus und auch das umliegende Weichteilgewebe werden so durch einen mechanischen Dehnungsreiz zur Bildung neuen Gewebes veranlasst. Die optimale tägliche Distraktionsstrecke bei Erwachsenen gibt Ilizarov mit 1 mm/Tag an, die in vier Schritte von jeweils 0,25 mm aufgeteilt wird, um das neugebildete Gewebe nicht zu zerreißen.
4. Konsolidierung: Ist die gewünschte Verlängerung des Knochens erreicht, wird die Distraktion beendet. Das neugebildete Knochengewebe erreicht jedoch noch nicht die Festigkeitswerte des intakten Knochens und muss weiterhin durch einen Fixateur stabilisiert werden. Der Fixateur kann deshalb erst nach einer radiologisch sicher festgestellten knöchernen Durchbauung der Distraktionsstrecke entfernt werden. Wie auch bei der Frakturheilung stimulieren axiale Mikrobewegungen die Ausheilung des Knochenregenerats. Die Patienten sollten die behandelte Extremität daher so früh wie möglich teilbelasten.

Die Distraktionsosteogenese stellt eine medizinische/technische Beeinflussung der Mechanoregulation der Frakturheilung dar und zielt auf den Dehnungsreiz des Gewebes ab. Der von Ilizarov entwickelte Ringfixateur, der mit gespannten Drähten am Knochen fixiert wird, schafft das ideale biomechanische Umfeld für die Distraktionsosteogenese [50]. Das nichtlineare Steifigkeitsverhalten [51, 52] der transossären Drahtfixation fördert die Heilungsvorgänge durch geringe axiale Bewegungen, während schädliche Scherbewegungen vermieden werden [22, 37, 40, 53].

Zur Verlaufskontrolle der Behandlung werden regelmäßige klinische Untersuchungen durchgeführt [54]. Während zu Beginn der Distraktion das Regenerat sonografisch kontrolliert werden kann [54, 55], werden bei fortschreitender Mineralisierung im weiteren Verlauf der Behandlung radiologische Methoden eingesetzt [56, 57]. Die entscheidenden mechanischen Parameter können radiologisch allenfalls indirekt bestimmt werden [58-61], wohingegen di-

2. Grundlagen

rekte mechanische Messungen, insbesondere der Biegesteifigkeit, mit externen Fixateursystemen eine exakte Verlaufskontrolle der Distraktionsosteogenese ermöglichen [60, 62-66].

Die Distraktionsosteogenese ist ein sehr langwieriges Verfahren. Der Konsolidierungsindex, d.h. der Quotient aus gesamter Fixateurtragezeit und der Distraktionsstrecke beträgt in der Regel etwa 3-7 Tage/mm [67-70].

Bereits Ilizarov hat deshalb Untersuchungen angestellt, die Distraktionsphase zu verkürzen und fand in der Erhöhung der Distraktionsfrequenz eine geeignete Methode [7]. Die Ergebnisse seiner Untersuchung (s. Abbildung 2.4) zeigen bei einer Aufteilung der täglichen Distraktionsstrecke in 60 Einzelschritte eine deutlich verstärkte Neubildung von Knochengewebe, wohingegen die Distraktion mit nur einem täglich Schritt zu einem Regenerat schlechter Knochenqualität führte.

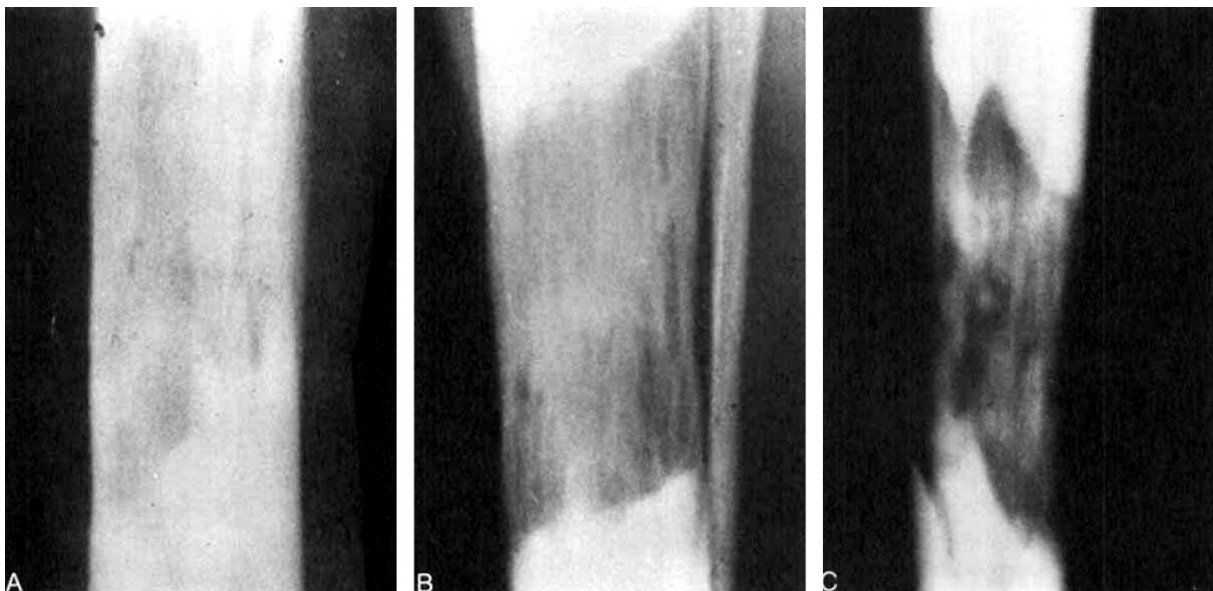


Abbildung 2.4: Distraktionsosteogenese mit 1 mm/Tag nach 60 Tagen bei 60 Schritten pro Tag (A), vier Schritten pro Tag (B) und einem Schritt pro Tag (C) (aus [7])

Die Anwendung dieser Erkenntnis mit einem automatischen Distraktions-system, das jedoch nur uniaxiale Verlängerungen zulässt, zeigt eine deutliche Verbesserung des Konsolidierungsindex auf 0,5-0,6 Tage/mm [71].

2.3. Der Hexapodfixateur externe

Der Ilizarov-Fixateur besteht prinzipiell aus einem oberen und unteren Ringsegment, die mit gespannten Drähten an den Frakturfragmenten befestigt werden. Zur Knochenbruchbehandlung werden nach der Reposition oberes und unteres Ringsystem durch Gewindestangen fest miteinander verbunden, um so die Fraktur während der Heilung zu stabilisieren. Dagegen ist zum Aufbau neuen Knochengewebes durch die Distraktionsosteogenese eine kontrollierte Relativbewegung der beiden Ringsysteme und damit der durch die Osteotomie erzeugten Frakturfragmente, die fest mit den Ringen verbunden sind, erforderlich. Ilizarov beschreibt in [8] ausführlich konstruktive Lösungen für die Korrektur verschiedener Fehlstellungen. Solange lediglich eine Verlängerung oder eine Knochenrekonstruktion mit Segmenttransport durchgeführt wird, ist das Fixateursystem vom Patienten selbst gut zu bedienen [72]. Die Behandlung von Rotationsfehlstellungen erfordert bereits aufwändige Konstruktionen, die im Verlauf der graduellen Korrektur zu sekundären Fehlstellungen führen können [73], die nach Abschluss der Rotationskorrektur mit einer weiteren graduellen Korrektur behandelt werden müssen. Im Allgemeinen können mehrachsige Fehlstellungen mit dem Ilizarov-Fixateur nur sequentiell korrigiert werden [74]. Die Bedienung der Einstellelemente und die nötigen Fixateurumbauten während der Behandlung [73, 75] erfordern eine stationäre Behandlung des Patienten [72]. Grundlegend für die Behandlung von Fehlstellungen mit dem Ilizarov-Fixateur ist die präoperative klinische und radiologische Analyse der Fehlstellung [76-79] sowie die Planung der Korrektur, anhand der eine patientenindividuelle Konstruktion aus Gewindestangen, Winkelelementen und Einstellelementen zwischen den beiden Ringsegmenten erstellt wird [8, 73-75].

In der Robotertechnik ist bereits seit den 1960er Jahren eine parallele Roboterkinematik zur räumlichen Bewegung mit sechs Freiheitsgraden bekannt, die unabhängig voneinander von Gough [80] als Teil eines Reifenprüfstands sowie von Cappel [81] und Stewart [82] für Flugsimulatoren entwickelt worden ist. Die als Stewart/Gough-Plattform oder Hexapode bekannten Robotersysteme bestehen aus zwei Plattformen (Basis und Arbeitsplattform), an denen sechs lineare Antriebseinheiten mit Kugel- oder Universalgelenken befestigt sind. Im Gegensatz zu seriellen Robotersystemen, die in der Produktionstechnik dominierend sind, ergibt sich durch die parallele Anordnung der Aktoren eine hohe Steifigkeit und Genauigkeit, da sich die Einzelfehler der Einstellele-

2. Grundlagen

mente nicht aufsummieren [83]. Aufgrund des geringen Arbeitsraums und des hohen Berechnungsaufwands für die Steuerung eines Hexapodsystems liegen die Anwendungen vorwiegend in Spezialmaschinen für die hochgenaue Positionierung, Materialbearbeitung und Messtechnik sowie in der Bewegung von Flugsimulatoren.

Die erste Beschreibung von parallelkinematischen Fixateursystemen findet sich in einem französischem und einem russischem Patent aus den 1980er Jahren (s. Abbildung 2.5), die unabhängig voneinander einen Ilizarov-Ringfixateur mit sechs manuellen Einstellelementen beschreiben. Jedoch finden sich dort keine mathematischen Beschreibungen der Fixateurbewegungen und beide Patente wurden nicht in Fixateursysteme für die klinische Behandlung von Patienten umgesetzt.

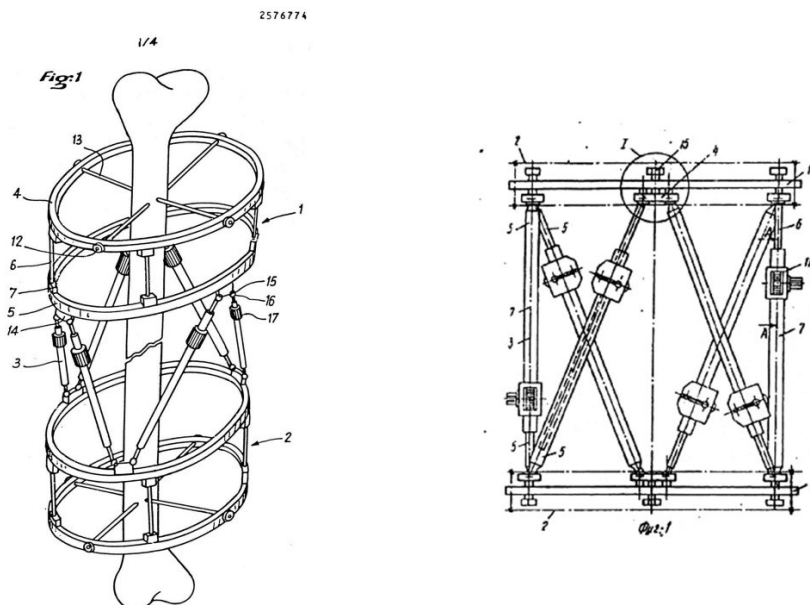


Abbildung 2.5: Patentschriften externer Fixateure mit Hexapodkinematik: Französisches Patent FR 2576774 – A1 (links) und Russisches Patent SU 1673095 – A1 (rechts)

Erst Mitte der 1990er Jahre werden in der Literatur klinisch anwendbare Fixateursysteme mit Hexapodkinematik beschrieben [84-86] und von den ersten erfolgreichen Anwendungen an Patienten berichtet [79, 85].

Der *Eisenberger Ringfixateur* (s. Abbildung 2.6 - links) wurde vom Fraunhofer Institut für Angewandte Optik und Feinmechanik zusammen mit dem Rudolf Elle Waldkrankenhaus Eisenberg/Thüringen entwickelt und besteht aus zwei Doppelringsystemen, die mit gespannten Drähten und Schanz'schen Schrauben an den Frakturfragmenten befestigt werden. Die Doppelringebe-

den mit sechs teleskopischen Verstellelementen verbunden, die stufenlos verstellbar sind. Die Länge der Verstellelemente kann an einer Skala abgelesen werden. Nach der Anlage des Fixateursystems werden mit Hilfe eines Röntgennormals, das am Fixateur befestigt wird, zwei orthogonale Röntgenaufnahmen angefertigt, anhand derer die Bewegung der Ringsysteme geplant wird. Die Planungssoftware errechnet aus den Eingaben die nötigen Längenänderungen der Verstellelemente und erzeugt einen Behandlungsplan, anhand dessen die Verstellung, gegebenenfalls auch ambulant vom Patienten selbst, durchgeführt werden kann. Die Software bietet zudem auch die Möglichkeit einer dreidimensionalen Visualisierung, um die Fixateurbewegung am Bildschirm zu erproben und Eingabefehler vor der Behandlung des Patienten erkennen zu können. Das Fixateursystem für die Behandlung von Patienten wurde kommerziell vertrieben, ist jedoch nicht mehr erhältlich.

Der *Hexapodfixateur externe* (s. Abbildung 2.6 - Mitte) wurde am Berufsgenossenschaftlichen Unfallkrankenhaus Hamburg entwickelt und basiert direkt auf dem Ilizarov-Ringfixateur. Zwischen dem oberen und unteren Ringsystem sind an Kugelgelenken sechs Verstellelemente (Distraktoren) angebracht, die bereits für Verlängerungen mit dem Ilizarov-Fixateur erhältlich waren. Die Distraktoren haben eine Ausgangslänge von 100 mm, können jedoch durch Gewindestangen verlängert werden, um so den Arbeitsraum zu vergrößern.

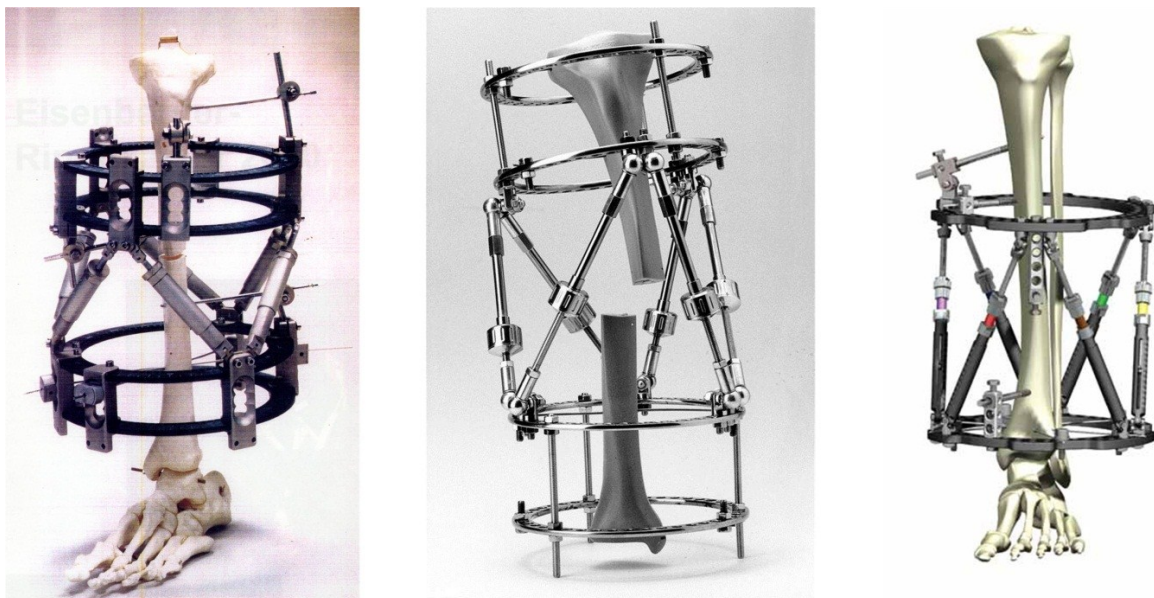


Abbildung 2.6: Externe Fixateursysteme mit Hexapodkinematik: Eisenberger Ringfixateur (links aus [84]), Originalversion des Hexapodfixateur externe (Mitte aus [85]), Taylor Spatial Frame (rechts aus [87])

2. Grundlagen

Eine angebrachte Skalierung erlaubt die Bestimmung der Distraktorlänge auf 1/24 mm. In einer neueren Version des Systems [88] werden speziell entwickelte teleskopische Distraktoren verwendet, die bei gleicher Ausgangslänge einen größeren Verstellbereich ermöglichen. Konstruktiv ist die Einstellung der Längenänderung der Distraktoren mit einer Genauigkeit von 0,1 mm möglich. Die softwarebasierte Planung der Fraktur- oder Fehlstellungsbehandlung erfolgt nach Aufnahme von zwei orthogonalen Röntgenbildern mit anliegendem Fixateur und erzeugt nach Eingabe der montagespezifischen Fixateurparameter und der gewünschten Bewegung der Frakturfragmente einen Behandlungsplan, der vom Patienten ambulant ausgeführt werden kann. Aufgrund der robusten Ausführung der Distraktoren kann der Hexapodfixateur externe mehrfach verwendet werden. Der Hexapodfixateur externe wird von der Litos GmbH (Ahrensburg, Deutschland) hergestellt.

Der *Taylor Spatial Frame* (s. Abbildung 2.6 - rechts) wurde von den Brüdern Harold S. Taylor und J. Charles Taylor in Memphis, Tennessee entwickelt und besteht aus zwei Ringen, die mit gespannten Drähten oder Schanz'schen Schrauben an den Frakturfragmenten befestigt werden. In der ursprünglichen Version [86] sind Gelenke in die Ringe eingelassen, an denen sechs Verstellelemente, ähnlich Wantenspannern, befestigt werden. In der aktuell erhältlichen Version [87] werden Verstellelemente (*Fast FX Strut*) verwendet, die an den Ringen mit Kardangelenken befestigt werden. Diese Verstellelemente erlauben eine Feinjustage durch Drehen einer Einstellmutter sowie eine schnelle Grobjustage. Die aktuelle Länge der Verstellelemente kann an einer seitlichen Skala abgelesen werden. Die Planung der Ringbewegungen erfolgt nach Aufnahme zweier orthogonaler Röntgenbilder mit einer Software, die ursprünglich eigenständig genutzt werden konnte. Seit 2002 erfolgt die Planung auf einer internetbasierten Plattform. Aufgrund regulatorischer Anforderungen in den USA ist das System nur für die einmalige Nutzung ausgelegt. Der Taylor Spatial Frame wird von Smith & Nephew plc, London, Großbritannien hergestellt und ist der am weitesten verbreitete externe Fixateur mit Hexapodkinematik.

Alle drei vorgestellten Fixateursysteme sind untereinander konstruktiv und in der Planung der Behandlung sehr ähnlich. Biomechanisch vorteilhaft für die Knochenheilung ist insbesondere die Nutzung von Ringen, die die Befestigung mit gespannten Drähten und somit eine axiale Dynamisierung ermöglicht [6, 45, 50, 89-91]. So zeigt sich während der uniaxialen Verlängerung keine veränderte Behandlungszeit [70], jedoch ist die erreichbare Genauigkeit bei Ver-

wendung eines parallelkinematischen Fixateurs höher als bei der Behandlung mit dem Ilizarov-Ringfixateur [92]. Einschränkend bei der Behandlung mit einem parallelkinematischen Fixateur ist der gegenüber dem Ilizarov-Ringfixateur geringere Arbeitsraum [75], was jedoch durch den Austausch oder die Verlängerung der Verstellelemente während der Behandlung kompensiert werden kann.

Der prinzipielle Vorteil parallelkinematischer Fixateursysteme ist jedoch die universelle Bewegung der Ringe und der daran befestigten Frakturfragmente. Beispielhaft wird in Abbildung 2.7 die Reposition einer Fraktur mit dem Hexapodfixateur externe gezeigt. Entsprechend der *Center of Rotation and Angulation (CORA)* Methode [79] wird zunächst die Winkelfehlstellung anhand von zwei orthogonalen Röntgenbildern sowie klinisch die Rotationsfehllstellung analysiert. In der frontalen Ansicht (s. Abbildung 2.7 - links) zeigt sich sowohl eine Winkelfehlstellung wie auch ein großer Frakturspalt. Nach Einzeichnen der anatomischen Achsen der beiden Frakturfragmente lässt sich der Winkel der Fehllstellung (hier: θ_x in der Frontalebene) zwischen den anatomischen Achsen bestimmen. Das optimale Rotationszentrum zur Korrektur der Winkelfehlstellung liegt im Schnittpunkt der beiden anatomischen Achsen. Die dreidimensionale Position des Rotationszentrums wird aus den Röntgenbildern und der Skalierung der Projektion bestimmt (hier: Z' ist die abgelesene



Abbildung 2.7: Reposition einer Fraktur mit dem Hexapodfixateur externe (links): Achskorrektur um den Winkel θ_x im Drehpunkt Z' , (Mitte): Längenkorrektur um $\Delta z'$, (rechts): Ergebnis

2. Grundlagen

Position des Drehzentrums). Nach Eingabe der Fixateurgeometrie (Ringdurchmesser, Position der Gelenke und die Ausgangslängen der Distraktoren) werden anhand des ermittelten Drehpunkts und der gewünschten Verkippung die nötigen Längenänderungen der Distraktoren zur Korrektur ermittelt. Nach Einstellen der Distraktorlängen ist die Winkelfehlstellung vollständig korrigiert (s. Abbildung 2.7 - Mitte). Der verbleibende Frakturspalt kann bereits aus den ursprünglichen Röntgenbildern ermittelt werden, da bei einer Verkippung um CORA keine sekundäre Translation entsteht. Nach Eingabe der gewünschten Längenkorrektur und Einstellung der errechneten Distraktorlängen ist die Fraktur vollständig reponiert (s. Abbildung 2.7 - rechts).

Zur Korrektur mit der Ilizarov-Methode hingegen muss bereits vor der Anlage des Fixateurs die Fehlstellung analysiert werden, um patientenspezifisch ein Fixateursystem zu konstruieren, das mit räumlich exakt platzierten Winkelelementen die gewünschte Bewegung ermöglicht. Sobald eine Diskrepanz zwischen Planung, Konstruktion oder Fixateuranlage auftritt, resultieren aus der Bewegung sekundäre Fehlstellungen, die nur durch eine erneute Planung und Ummontage des Fixateursystems korrigiert werden können.

2.3.1. Mathematik der Hexapodkinematik

Zur kinematischen Beschreibung von Robotersystemen wird zwischen der Vorwärtskinematik und der inversen Kinematik unterschieden.

Die **Vorwärtskinematik** beschreibt die räumliche Lage der Arbeitsplattform als Funktion der Einstellelemente. Serielle Robotersysteme, wie typische Knickarmroboter in der Produktionstechnik oder auch der menschliche Arm, bilden eine offene kinematische Kette. Es sind verschiedene Winkeleinstellsysteme hintereinander angebracht. Die Position des Endeffektors oder der (Roboter-) Hand, die am letzten Einstellelement befestigt ist, lässt sich so eindeutig aus den eingestellten Winkeln errechnen. Bei parallelkinematischen Systemen hingegen ist aufgrund der geschlossenen kinematischen Kette, d.h. jedes der Einstellelemente ist an beiden Enden mit weiteren Einstellelementen verbunden, im Allgemeinen keine geschlossene Lösung für dieses Problem möglich [93-95]. Lediglich unter Einschränkung der Allgemeinheit lassen sich für bestimmte Klassen von Parallelrobotern geschlossene Lösungen finden, die jedoch mehrfache Lösungen zulassen [93, 96].

Die **inverse Kinematik** beschreibt die Einstellungen der Verstellelemente als Funktion der räumlichen Lage der Arbeitsplattform. Während bei der Hexapo-

kinematik die Längen der sechs Einstellelemente aus einer vorgegebenen räumlichen Lage der Arbeitsplattform direkt zu berechnen sind, gibt es bei seriellen Robotern keine allgemeine geschlossene Lösung. Die Bestimmung der Gelenkwinkel zu einer vorgegebenen Position des Endeffektors kann im Allgemeinen numerisch oder für bestimmte Roboterkonfigurationen analytisch durchgeführt werden. Es ergibt sich jedoch keine eindeutige Lösung, sondern eine endliche Schar verschiedener Gelenkstellungen, die zu einer gleichen Position des Endeffektors führen [97].

Koordinatensysteme zur Beschreibung der Hexapodgeometrie

Zur mathematischen Beschreibung des parallelkinematischen Systems wird jeder beweglichen Komponente, d.h. dem oberen und dem unteren Ringsystem, ein eigenes Koordinatensystem (K_{uR} sowie K_{oR}) zugeordnet. Das feste globale Koordinatensystem (K_g) sei identisch mit dem Koordinatensystem des unteren Rings. Zur universellen Beschreibung einer Bewegung um einen beliebigen Punkt wird noch ein weiteres Koordinatensystem für den Drehpunkt (K_{DP}) benötigt.

Für die sechs Einstellelemente werden keine eigenen Koordinatensysteme benötigt, da deren räumliche Lage und Länge durch die Befestigungspunkte in den Koordinatensystemen des unteren und oberen Ringes beschrieben werden.

Die Geometrie des Hexapodfixateur externe und die verwendeten Koordinatensysteme sind in Abbildung 2.8 dargestellt.

Transformation zwischen den Koordinatensystemen

Mit Hilfe der homogenen Transformationen lassen sich die Koordinatentransformationen zwischen den Teilsystemen des Hexapodfixateur externe durch nicht rekursive Matrixprodukte beschreiben. Durch eine einzige Matrixmultiplikation lässt sich so die Koordinatentransformation zwischen den Teilsystemen durchführen.

Die Transformationsmatrix in homogenen Koordinaten T_a^b vom Koordinatensystem K_b nach Koordinatensystem K_a ist eine 4x4 Matrix:

$$T_a^b = \begin{pmatrix} D_a^b & t_a^b \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.1)$$

2. Grundlagen

mit dem Translationsvektor \mathbf{t}_a^b zwischen den Koordinatensystemen K_a und K_b , beschrieben im Koordinatensystem K_a und der 3x3 Rotationsmatrix \mathbf{D}_a^b der Koordinatentransformation.

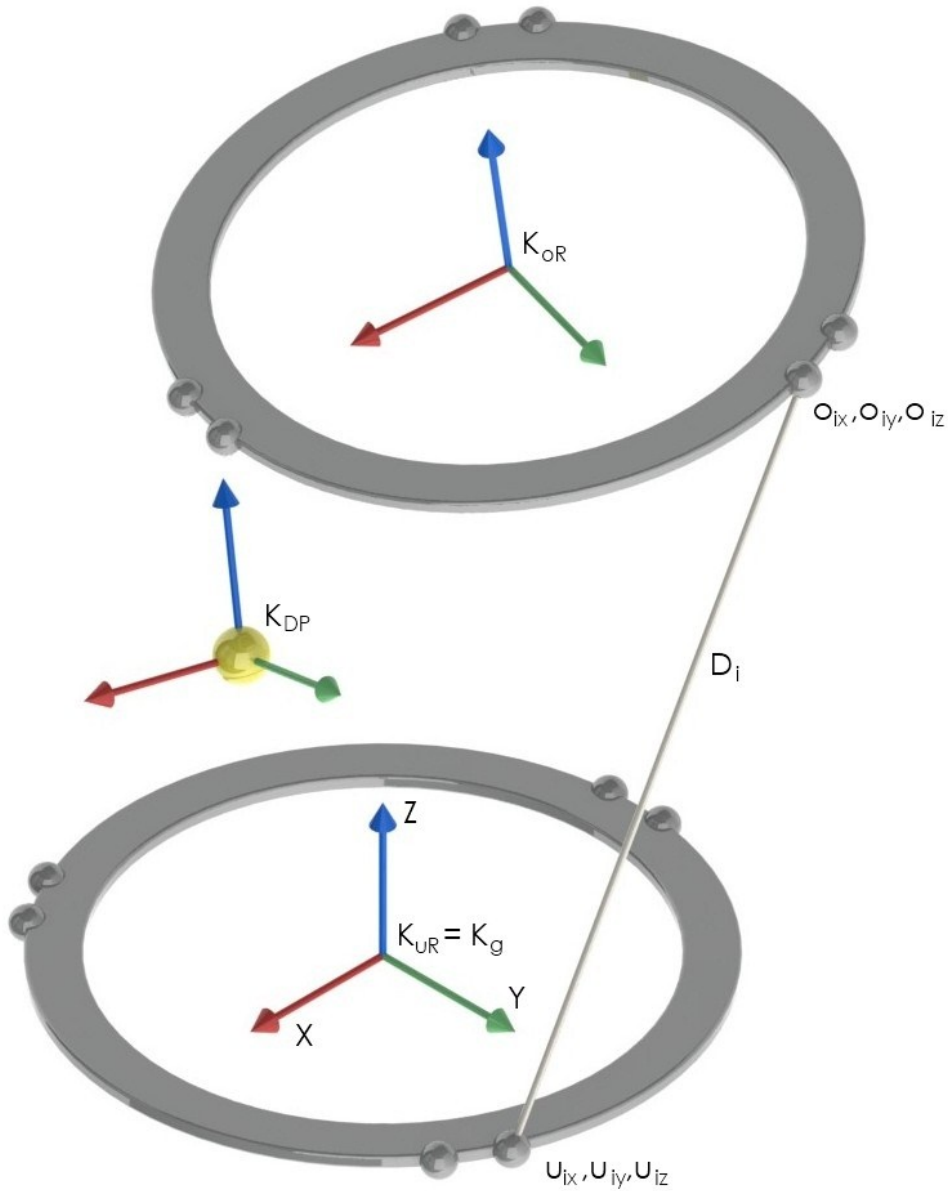


Abbildung 2.8: Geometrie und Koordinatensysteme des Hexapodfixateur externe: Unterer (K_{uR}) und oberer Ring (K_{oR}), Drehpunkt (K_{DP}) und einer der sechs Distraktoren (D_i) mit den Koordinaten der Kugelgelenke im oberen (o_{ix}, o_{iy}, o_{iz}) und unteren Ring (u_{ix}, u_{iy}, u_{iz})

Die Transformationsmatrix \mathbf{T}_a^b besitzt drei Positions- und drei Rotationsparameter: t_x, t_y, t_z sowie $\theta_x, \theta_y, \theta_z$. Zur Definition elementarer Translations- und Rotationsoperationen wird jeweils nur ein Transformationsparameter benötigt, die gesamte Transformationsmatrix ergibt sich aus der Multiplikation der sechs Einzelmatrizen nach (2.2).

$$\mathbf{T} = \mathbf{T}_z(t_z)\mathbf{T}_y(t_y)\mathbf{T}_x(t_x)\mathbf{T}_{Rz}(\theta_z)\mathbf{T}_{Ry}(\theta_y)\mathbf{T}_{Rx}(\theta_x) \quad (2.2)$$

Matrixmultiplikationen sind nicht kommutativ, d.h. die Reihenfolge in der die Multiplikationen ausgeführt werden, ist von Bedeutung. Festgelegt wurde die Beschreibung der Rotation in einem *Pitch-Roll-Yaw*-System: Zuerst wird eine Rotation um die x-Achse, dann um die y-Achse und zuletzt um die z-Achse ausgeführt. Erst anschließend wird die Translation durchgeführt, wobei jedoch die Reihenfolge der Elementartranslationen ohne Bedeutung ist.

Mit der Definition der elementaren Translationsmatrizen nach (2.3) - (2.5)

$$\mathbf{T}_x(t_x) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & t_x \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.3)$$

$$\mathbf{T}_y(t_y) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & t_y \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.4)$$

$$\mathbf{T}_z(t_z) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.5)$$

und der Definition der elementaren Rotationsmatrizen nach (2.6) - (2.8)

$$\mathbf{T}_{Rx}(\theta_x) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta_x & -\sin \theta_x & 0 \\ 0 & \sin \theta_x & \cos \theta_x & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.6)$$

2. Grundlagen

$$\mathbf{T}_{Ry}(\theta_y) = \begin{pmatrix} \cos \theta_y & 0 & \sin \theta_y & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin \theta_y & 0 & \cos \theta_y & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.7)$$

$$\mathbf{T}_{Rz}(\theta_z) = \begin{pmatrix} \cos \theta_z & -\sin \theta_z & 0 & 0 \\ \sin \theta_z & \cos \theta_z & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.8)$$

ergibt sich (2.9) für die vollständige Transformationsmatrix.

$$\mathbf{T} = \begin{pmatrix} \cos \theta_z \cdot \cos \theta_y & \cos \theta_z \cdot \sin \theta_y \cdot \sin \theta_x - \sin \theta_z \cdot \cos \theta_x & & & & \\ \sin \theta_z \cdot \cos \theta_y & \sin \theta_z \cdot \sin \theta_y \cdot \sin \theta_x + \cos \theta_z \cdot \cos \theta_x & & & & \\ -\sin \theta_y & \cos \theta_y \cdot \sin \theta_x & & & & \\ 0 & 0 & & & & \\ & \cos \theta_z \cdot \sin \theta_y \cdot \cos \theta_x + \sin \theta_z \cdot \sin \theta_x & t_x & & & \\ & \sin \theta_z \cdot \sin \theta_y \cdot \cos \theta_x - \cos \theta_z \cdot \sin \theta_x & t_y & & & \\ \dots & \cos \theta_y \cdot \cos \theta_x & t_z & & & \\ & 0 & 1 & & & \end{pmatrix} \quad (2.9)$$

Die räumliche Lage der beweglichen Koordinatensysteme zum globalen Koordinatensystem wird durch einen Vektor \mathbf{p} nach (2.10) festgelegt.

$$\mathbf{p} = (x, y, z, \theta_x, \theta_y, \theta_z)^T \quad (2.10)$$

Dieser Vektor wird in der Robotertechnik auch als Pose bezeichnet und beinhaltet die drei Komponenten der Translation und die drei Komponenten der Roll-Pitch-Yaw-Rotation des oberen Ringes respektive des Drehpunktes in Bezug auf das globale bzw. auf das Koordinatensystem des unteren Ringes.

Inverse Kinematik

Die Lösung des inversen kinematischen Problems, d.h. die Berechnung der Längen der sechs Einstellelemente bei einer gegebenen Pose der Arbeitsplattform, lässt sich mit der eingeführten Transformationsmatrix leicht finden. Die Koordinaten der sechs Gelenke im Koordinatensystem des unteren Rings $\tilde{\mathbf{u}}_i = (u_{ix}, u_{iy}, u_{iz})^T$ mit $i = 1, \dots, 6$ sind aus der Geometrie des unteren Rings bekannt. Ebenso sind die Koordinaten der sechs Gelenke im Koordinatensystem

des oberen Rings $\tilde{\mathbf{o}}_i = (o_{ix}, o_{iy}, o_{iz})^T$ mit $i = 1, \dots, 6$ bekannt. Erweitert man die Positionsvektoren der Gelenkpositionen $\tilde{\mathbf{o}}_i$ um eine vierte Komponente zu homogenen Koordinaten $\mathbf{o}_i = (o_{ix}, o_{iy}, o_{iz}, 1)^T$, so lässt sich die Koordinatentransformation in das Koordinatensystem des unteren Ringes durch Multiplikation mit der Transformationsmatrix \mathbf{T}_{uR}^{oR} , die aus der Pose zu errechnen ist, durchführen.

$$\mathbf{o}'_i = \mathbf{T}_{uR}^{oR} \cdot \mathbf{o}_i \quad (2.11)$$

Mit den nach (2.11) in das Koordinatensystem des unteren Rings transformierten Positionsvektoren der Gelenke am oberen Ring und den Positionsvektoren der Gelenke am unteren Ring lassen sich die sechs Distraktorlängen D_i mit $i = 1, \dots, 6$ als euklidischer Abstand zweier Punkte im Raum nach (2.12) errechnen.

$$D_i = \sqrt{(o'_{ix} - u_{ix})^2 + (o'_{iy} - u_{iy})^2 + (o'_{iz} - u_{iz})^2} \quad (2.12)$$

Vorwärtskinematik

Da keine allgemeine geschlossene und eindeutige analytische Lösung der Vorwärtskinematik berechnet werden kann, wird ein numerisches Verfahren eingesetzt, um aus den bekannten sechs Distraktorlängen D_i die Pose der Arbeitsplattform \mathbf{p} nach (2.10) zu bestimmen. Das Newton-Verfahren z.B. [98] ist ein numerisches Verfahren zur Bestimmung von Nullstellen. Formuliert man das kinematische Problem als Suche der Nullstelle der Differenz aus den Distraktorlängen in der gesuchten Pose und den vorgegebenen Distraktorlängen:

$$0 = l(\mathbf{p}) - D = f(\mathbf{p}) \quad (2.13)$$

so lässt es sich zur Lösung anwenden.

Die Berechnung der Distraktorlängen zu einer beliebigen Pose lässt sich entsprechend der inversen Kinematik mit der Formel (2.12) unter Zuhilfenahme der Transformationsmatrix \mathbf{T}_{uR}^{oR} bestimmen.

Die Jacobi-Matrix $J(\mathbf{p})$ ist die Matrix der partiellen Ableitungen von $f(\mathbf{p})$:

2. Grundlagen

$$J(\mathbf{p}) = f'(\mathbf{p}) = \frac{\partial l}{\partial \mathbf{p}}(\mathbf{p}) = \begin{pmatrix} \frac{\partial l_1}{\partial x} & \frac{\partial l_1}{\partial y} & \dots & \frac{\partial l_1}{\partial \theta_z} \\ \frac{\partial l_2}{\partial x} & \frac{\partial l_2}{\partial y} & \dots & \frac{\partial l_2}{\partial \theta_z} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial l_6}{\partial x} & \frac{\partial l_6}{\partial y} & \dots & \frac{\partial l_6}{\partial \theta_z} \end{pmatrix} \quad (2.14)$$

Mit der Jacobi-Matrix nach (2.14) lautet die Iterationsvorschrift nun:

$$\mathbf{p}_{n+1} = \mathbf{p}_n - J(\mathbf{p}_n)^{-1} \mathbf{f}(\mathbf{p}_n) \quad (2.15)$$

Wird die Iteration hinreichend oft genug ausgeführt, so stellt die neue genäherte Pose \mathbf{p}_{n+1} das gesuchte Ergebnis dar. Zur weiteren Vereinfachung wird die aufwändige Berechnung der partiellen Ableitungen von $l(\mathbf{p})$ durch den vorderen Differenzenquotienten mit der Schrittweite h ersetzt:

$$\frac{dy}{dx} \approx \frac{y(x+h) - y(x)}{h} \quad (2.16)$$

Mit (2.16) ergibt sich beispielsweise für die partielle Ableitung $\partial l_i / \partial x$:

$$\frac{\partial l_i(\mathbf{p})}{\partial x} \approx \frac{l_i(x+h, y, z, \theta_x, \theta_y, \theta_z) - l_i(x, y, z, \theta_x, \theta_y, \theta_z)}{h} \quad (2.17)$$

Eine weitere Vereinfachung ergibt sich durch Umstellen der Iterationsvorschrift, so dass die Berechnung der Inversen der Jacobi-Matrix vermieden werden kann. Anstelle $\Delta \mathbf{p}_n$:

$$\mathbf{p}_{n+1} = \mathbf{p}_n - \underbrace{J(\mathbf{p}_n)^{-1} \mathbf{f}(\mathbf{p}_n)}_{\Delta \mathbf{p}_n} \quad (2.18)$$

$$\Delta \mathbf{p}_n = -J(\mathbf{p}_n)^{-1} \mathbf{f}(\mathbf{p}_n)$$

direkt zu berechnen, kann das lineare Gleichungssystem:

$$J(\mathbf{p}_n) \Delta \mathbf{p}_n = -\mathbf{f}(\mathbf{p}_n) \quad (2.19)$$

mit dem Gauß-Algorithmus oder der LU-Zerlegung gelöst werden, um $\Delta \mathbf{p}_n$ zu erhalten. Die nächste Näherung der Pose \mathbf{p}_{n+1} ergibt sich nun zu:

$$\mathbf{p}_{n+1} = \mathbf{p}_n + \Delta\mathbf{p}_n \quad (2.20)$$

Zur Berechnung der Vorwärtskinematik wird das Newton-Verfahren mit einem Startwert von $\mathbf{p}_0 = (0, 0, 200, 0, 0, 0)^T$, entsprechend parallel ausgerichteten Fixateurringen mit einem Abstand von 200 mm, iterativ durchgeführt:

1. Berechnen der Distraktorklängen $D_i(\mathbf{p}_n)$ zu der aktuellen Pose \mathbf{p}_n mit der inversen Kinematik nach (2.12).
2. Näherungsweise Berechnung der Jacobi-Matrix $J(\mathbf{p}_n)$ mit dem vorderen Differenzenquotienten nach (2.16).
3. Bestimmen von $\Delta\mathbf{p}_n$ durch Lösen des Gleichungssystems (2.19) mit $\mathbf{f}(\mathbf{p}_n)$ nach (2.13).
4. Berechnen der neuen Pose \mathbf{p}_{n+1} nach (2.20).

Die Schritte 1. – 4. werden solange ausgeführt, bis eine von drei Abbruchbedingungen erfüllt ist:

- a. $|\mathbf{f}(\mathbf{p}_{n+1})| < \varepsilon_1$: Die gefundene Pose \mathbf{p}_{n+1} entspricht ausreichend gut der gesuchten Pose.
- b. $|\Delta\mathbf{p}_n| < \varepsilon_2$: Die im Iterationsschritt errechnete Änderung der neuen zur alten Pose ist klein.
- c. $n+1 > N$: Innerhalb von N durchgeführten Iterationsschritten konnte keine Konvergenz erreicht werden.

Insofern des Newton-Verfahren durch eines der Abbruchkriterien a. oder b. beendet wurde, ist das Ergebnis \mathbf{p}_{n+1} die gesuchte Pose $\mathbf{p} = (x, y, z, \theta_x, \theta_y, \theta_z)^T$.

Bestimmung der Last aus den gemessenen Distraktorkräften

Durch Überlagerung von Längenänderungen der sechs Einstellelemente des Hexapodfixateurs kann jede beliebige Positionsänderung der Ringe zueinander durchgeführt werden. Mit der inversen und der Vorwärtskinematik sind zudem die mathematischen Beziehungen zwischen den Längen der Einstellelemente und der Beschreibung der Pose der Arbeitsplattform im kartesischen Koordinatensystem bekannt. Unter Ausnutzung dieser Beziehungen können ebenso die im Fixateur wirkenden Kräfte und Momente durch Messung der Längskräfte in den sechs Distraktoren bestimmt werden. Die Kräfte und Momente können entweder im globalen Koordinatensystem, d.h. im Zentrum des unteren Ringes, oder im Koordinatensystem K_{DP} des Drehpunkts berechnet

2. Grundlagen

werden. Mit den sechs Distraktorkräften F_{D_i} mit $i = 1, \dots, 6$ lässt sich der Lastvektor:

$$\mathbf{L} = (F_x, F_y, F_z, M_x, M_x, M_x)^T \quad (2.21)$$

durch folgende Matrixmultiplikation errechnen [66]:

$$\mathbf{L} = \begin{pmatrix} f_{1x} & f_{2x} & f_{3x} & f_{4x} & f_{5x} & f_{6x} \\ f_{1y} & f_{2y} & f_{3y} & f_{4y} & f_{5y} & f_{6y} \\ f_{1z} & f_{2z} & f_{3z} & f_{4z} & f_{5z} & f_{6z} \\ m_{1x} & m_{2x} & m_{3x} & m_{4x} & m_{5x} & m_{6x} \\ m_{1y} & m_{2y} & m_{3y} & m_{4y} & m_{5y} & m_{6y} \\ m_{1z} & m_{2z} & m_{3z} & m_{4z} & m_{5z} & m_{6z} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} F_{D1} \\ F_{D2} \\ F_{D3} \\ F_{D4} \\ F_{D5} \\ F_{D6} \end{pmatrix} \quad (2.22)$$

Die Einträge der Matrix ergeben sich aus dem gewählten Drehpunkt, der Konstruktion des Hexapodfixateurs sowie aus der aktuellen Pose.

Die **Kraftkomponenten** f_{ix}, f_{iy}, f_{iz} entsprechen den drei orthogonalen Komponenten eines Einheitsvektors \mathbf{f}_i in Richtung der Kraft F_{D_i} , d.h. der Richtung des jeweiligen Distraktors im betrachteten Koordinatensystem. Aus der Konstruktion des Hexapodfixateurs sind die Positionen der Gelenke $\mathbf{u}_i = (u_{ix}, u_{iy}, u_{iz}, 1)^T$ und $\mathbf{o}_i = (o_{ix}, o_{iy}, o_{iz}, 1)^T$ in homogenen Koordinaten mit $i = 1, \dots, 6$ in den Koordinatensystemen des oberen und unteren Ringes bekannt. Bei bekannter Pose lassen sich die Positionen der Gelenke des oberen Ringes im Koordinatensystem des unteren Ringes entsprechend (2.11) mit der Transformationsmatrix \mathbf{T}_{uR}^{oR} errechnen. Mit der Transformationsmatrix \mathbf{T}_{DP}^{uR} vom Koordinatensystem des unteren Rings in das Koordinatensystem des Drehpunkts lässt sich der Vektor \mathbf{f}_i in homogenen Koordinaten aus der Differenz zwischen der Position des oberen und des unteren Gelenks, geteilt durch die Länge des Distraktors D_i , entsprechend (2.12) errechnen:

$$\mathbf{f}_i = \mathbf{T}_{DP}^{uR} \frac{\mathbf{o}'_i - \mathbf{u}_i}{D_i} \quad (2.23)$$

Zur Durchführung der Koordinatentransformation sind die Positionen der Gelenke in homogenen Koordinaten angegeben, ebenso enthält auch \mathbf{f}_i eine vierte Komponente, die jedoch nicht in die Matrix in (2.22) zur Berechnung der Last eingeht und im Folgenden nicht mehr benötigt wird. Der Vektor:

2.4. Kraftmessung mit Dehnungsmessstreifen

$$\tilde{\mathbf{f}}_i = (f_{ix}, f_{iy}, f_{iz})^T \quad (2.24)$$

enthält die drei Komponenten f_{ix} , f_{iy} , f_{iz} im kartesischen Koordinatensystem des Drehpunkts.

Die **Drehmomentkomponenten** ergeben sich nach der Definition des Drehmoments:

$$\mathbf{M} = \mathbf{r} \times \mathbf{F} \quad (2.25)$$

aus dem Kreuzprodukt zwischen der Kraft \mathbf{F} und Hebelarm \mathbf{r} . Es ergeben sich die kartesischen Koordinaten der Gelenke am oberen Ring im Koordinatensystem des Drehpunkts $\tilde{\mathbf{o}}''_i$ aus der Transformation in homogenen Koordinaten:

$$\mathbf{o}''_i = \mathbf{T}_{DP}^{uR} \mathbf{T}_{uR}^{oR} \mathbf{o}_i \quad (2.26)$$

Die Matrixeinträge zur Berechnung der Drehmomentkomponenten in (2.22) lauten dann nach (2.25) mit (2.24):

$$\mathbf{m}_i = \tilde{\mathbf{o}}''_i \times \tilde{\mathbf{f}}_i \quad (2.27)$$

2.4. Kraftmessung mit Dehnungsmessstreifen

Dehnungsmessstreifen (DMS) werden zur Erfassung mechanischer Verformung an der Oberfläche von Werkstoffen eingesetzt. Sie ermöglichen die Messung mechanischer Spannungen eines Bauteils unter Betriebsbedingungen und werden zur Bestimmung von Werkstoffbelastungen verwendet, um so eine ausreichend bemessene Dimensionierung von Maschinenteilen, Fahrzeugkomponenten oder Gebäuden experimentell überprüfen zu können. Eine wichtige Anwendung liegt im Bau von Messgrößenaufnehmern, mit denen physikalische Größen wie Kraft, Drehmoment oder Druck erfasst werden können, und speziell auch im Bau von Wägezellen.

Dehnungsmessstreifen ermöglichen eine elektrische Messung von mechanischen Spannungen, da sich der ohmsche Widerstand bei Verformung ändert. Für die Messung wird der DMS mit dem Prüfling verklebt und die Dehnung des Prüflings so auf den DMS übertragen. Es wirken jedoch alle Komponenten des Deformationszustandes in der Ebene der Bauteiloberfläche auf den DMS ein und führen dort zu dreiachsigen Dehnungszuständen, die nicht nur von der

2. Grundlagen

Dehnung des Prüflings, sondern auch von den Eigenschaften des DMS und der Verbindung zum Prüfling bestimmt werden [99].

Für Messgrößenaufnehmer werden hauptsächlich metallische Folien-DMS sowie Halbleiter-DMS verwendet. Letztere zeigen eine vielfach höhere Dehnungsempfindlichkeit, weisen jedoch eine starke Temperaturabhängigkeit und nur in einem kleinen Bereich eine lineare Kennlinie auf [100]. Messgrößenaufnehmer aus mehreren Halbleiter-DMS, beispielsweise für Druck und Beschleunigung, lassen sich mit den Methoden der Mikrosystemtechnik monolithisch und in kostengünstiger Serienfertigung herstellen [101].

Metallische Folien-DMS werden in fotochemischer Ätztechnik mit reproduzierbaren Eigenschaften in hohen Stückzahlen gefertigt. Der charakteristische Aufbau ist in Abbildung 2.9 gezeigt: Auf einer dünnen Trägerfolie aus Polyimid oder Phenolharz werden aus einer Metallfolie die Mäanderstruktur des Messgitters sowie Kontaktflächen für die Anschlüsse strukturiert. Diese Technik erlaubt die Fertigung beliebiger ebener Strukturen, so dass neben den gezeigten Einzel-DMS auch vollständige Netzwerke für den Bau von Messwertaufnehmern oder für die Eigenspannungsanalyse verfügbar sind.

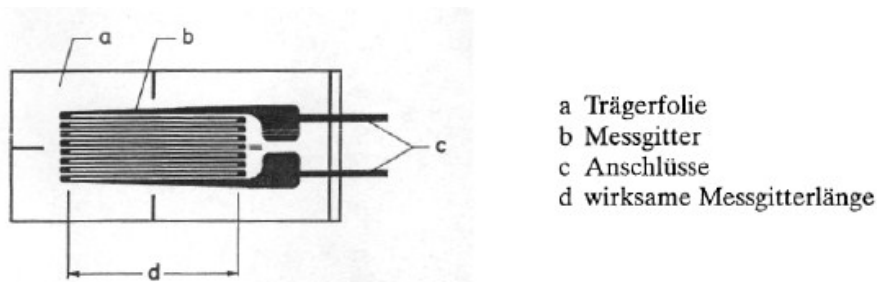


Abbildung 2.9: Aufbau eines Folien-DMS (aus [100])

Das Funktionsprinzip von metallischen DMS basiert auf dem Dehnungs-Widerstands-Effekt, der die Änderung des elektrischen Widerstands infolge mechanischer Beanspruchung beschreibt. Die Änderung des Widerstands beruht auf der Verformung des Leiters sowie auf einer Änderung des spezifischen Widerstands ϱ infolge von Gefügeänderungen. Mit der mechanischen Dehnung ε und der Poissonzahl ν des Leitermaterials ergibt sich nach [102, 103] die Änderung des Widerstandes R :

$$\frac{dR}{R_0} = \varepsilon \cdot (1 + \nu) + \frac{d\varrho}{\varrho} \quad (2.28)$$

2.4. Kraftmessung mit Dehnungsmessstreifen

Die Empfindlichkeit eines DMS wird beschrieben durch den k-Faktor, dem Verhältnis zwischen relativer Widerstandsänderung und Dehnung:

$$k = \frac{\Delta R/R_0}{\varepsilon} \quad (2.29)$$

Ein häufig verwendetes Material für das Messgitter ist Konstantan, eine Kupfer-Nickel-Legierung, deren spezifischer Widerstand über einen großen Temperaturbereich nahezu konstant ist. Der k-Faktor von Folien-DMS mit Messgitter aus Konstantan beträgt etwa 2,05. Weitere gebräuchliche Messgitterwerkstoffe sind Karma, eine Nickel-Chrom-Legierung, mit einem k-Faktor von 2,2 sowie Platinlegierungen mit einem k-Faktor von 4,0 bis 6,1 [100, 104].

Die mit DMS zu messenden Dehnungen betragen üblicherweise nur wenige Promille, demzufolge treten nur kleine Änderungen des Widerstandes auf. Für die Messung kleiner Widerstandsänderungen wird in der elektrischen Messtechnik die Wheatstone'sche Messbrücke eingesetzt. Die Schaltung besteht aus vier Widerständen R_1 bis R_4 mit einer Brückenspeisespannung U_B an den Eckpunkten 2 und 3 und der Brückenausgangsspannung U_A zwischen den Eckpunkten 1 und 4. Abbildung 2.10 zeigt links den schematischen Aufbau eines Druckstab-Kraftaufnehmers mit vier DMS, zwei DMS sind in Längsrichtung der Kraft, zwei weitere senkrecht dazu appliziert.

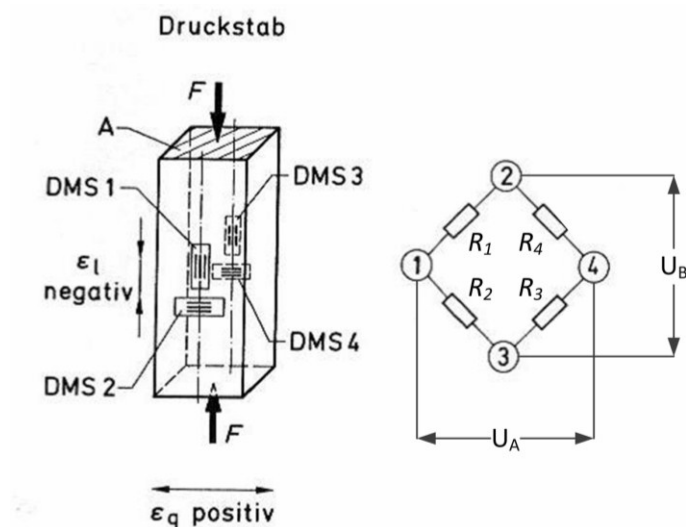


Abbildung 2.10: Schematische Darstellung nach [2] eines Druckstab-Kraftaufnehmers (links) und der Verschaltung zu einer Wheatstone'schen Brücke (rechts)

2. Grundlagen

Die Normalspannung ist die mechanische Spannung bei Normalkraftbelastung eines Materialquerschnittes A :

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (2.30)$$

Das Hook'sche Gesetz für den einachsigen Spannungszustand ist gegeben durch:

$$\sigma = \varepsilon \cdot E \quad (2.31)$$

Es beschreibt für ein linear-elastisches, isotropes und homogenes Material den Zusammenhang zwischen mechanischer Spannung, Dehnung und dem Elastizitätsmodul E .

Mit (2.30) und (2.31) ergibt sich so für die Dehnung:

$$\varepsilon = \frac{F}{A \cdot E} \quad (2.32)$$

Die Poissonzahl ν ist definiert als das negative Verhältnis der relativen Dickenänderung zur relativen Längenänderung, respektive dem negativen Verhältnis der Querdehnung zur Längsdehnung, unter Einwirkung einer Kraft in Längsrichtung:

$$\nu = -\frac{\Delta d/d_0}{\Delta l/l_0} = -\frac{\varepsilon_q}{\varepsilon_l} \quad (2.33)$$

Für den Druckstab-Kraftaufnehmer (s. Abbildung 2.10) ergibt sich für die längs applizierten DMS (DMS_1 und DMS_3) bei einer Kraft F mit bekannter Querschnittsfläche A sowie der Materialkonstante E und dem k -Faktor des DMS aus (2.29) eine relative Widerstandsänderung von:

$$\frac{\Delta R_l}{R_0} = \frac{k \cdot F}{A \cdot E} = k \cdot \varepsilon_l \quad (2.34)$$

Mit der Poissonzahl (2.33) ergibt sich die relative Widerstandsänderung der quer applizierten DMS (DMS_2 und DMS_4) zu:

$$\frac{\Delta R_q}{R_0} = -\nu \cdot \frac{k \cdot F}{A \cdot E} = -\nu \cdot k \cdot \varepsilon_l \quad (2.35)$$

Insbesondere gilt bei DMS mit gleichem Widerstand in ungedehntem Zustand R_0 und gleichem k -Faktor mit (2.34) am Druckstab-Kraftaufnehmer:

2.4. Kraftmessung mit Dehnungsmessstreifen

$$\frac{\Delta R_q}{R_0} = -\nu \cdot \frac{\Delta R_l}{R_0} \quad (2.36)$$

Für die Wheatstone'sche Messbrücke ergibt sich das Verhältnis der Brückenausgangsspannung U_A zur Brückenspeisespannung U_B mit den Widerständen $R_1 - R_4$ der DMS₁ - DMS₄ zu:

$$\frac{U_A}{U_B} = \frac{R_1}{R_1 + R_2} - \frac{R_4}{R_3 + R_4} \quad (2.37)$$

Unter Einwirkung einer longitudinalen Kraft F auf den Druckstab-Kraftaufnehmer ändern sich die Brückenwiderstände jeweils in ihrem Wert um ΔR :

$$\frac{U_A}{U_B} = \frac{R_1 + \Delta R_1}{R_1 + \Delta R_1 + R_2 + \Delta R_2} - \frac{R_4 + \Delta R_4}{R_3 + \Delta R_3 + R_4 + \Delta R_4} \quad (2.38)$$

Bei gleichartigen DMS ergibt sich mit (2.34) und (2.35) das Verhältnis von Brückenausgangsspannung zur Brückenspeisespannung zu:

$$\frac{U_A}{U_B} = \frac{\varepsilon_l \cdot k \cdot (1 + \nu)}{2 + \varepsilon_l \cdot k \cdot (1 - \nu)} \quad (2.39)$$

Im Allgemeinen stellt sich so am Druckstab-Kraftaufnehmer ein nichtlinearer Zusammenhang zwischen der Längsdehnung und damit der wirkenden Kraft und der Brückenausgangsspannung dar. Bei kleinen Dehnungen des Kraftaufnehmers und kleinem k-Faktor der DMS, wie bei metallischen DMS, ergibt sich folgende lineare Näherungsformel⁴:

$$\frac{U_A}{U_B} = \frac{\varepsilon_l \cdot k \cdot (1 + \nu)}{2} \quad (2.40)$$

Das Problem der Messung einer mechanischen Kraft kann mit einem solchen Aufnehmer also auf eine elektrische Spannungsmessung überführt werden. Zu betrachten ist damit nicht mehr nur der Sensor, sondern eine Messkette (s. Abbildung 2.11), die im Allgemeinen einen Aufnehmer, der die physikalische Größe Dehnung erfassen kann, einen Anpasser, der die Versorgung des passiven Aufnehmers sicherstellt und das Ausgangssignal aufbereitet sowie einen Ausgeber umfasst, der aus einer Anzeigeeinheit oder einer Datenspeichereinheit besteht.

⁴ Bei Halbleiter-DMS ist die Näherungsformel wegen des hohen k-Faktors nicht zutreffend.

2. Grundlagen

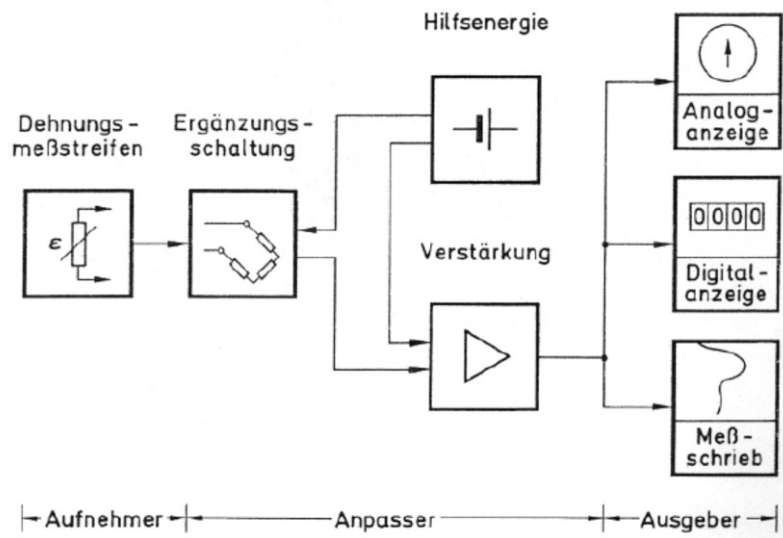


Abbildung 2.11: Schema einer Messkette zur Messung von Dehnungen mit DMS (aus [100])

Die Ergänzungsschaltung zu einer Wheatstone'schen Messbrücke ist beim Druckstab-Kraftaufnehmer bereits Teil des Aufnehmers. Für die Bereitstellung der Hilfsenergie und die Verstärkung werden in der Messtechnik verschiedene Konzepte verfolgt, wobei die Art der Brückenspeisung, Konstantspannung oder Konstantstrom bzw. Wechselspannung, und die Signalverarbeitung voneinander abhängig sind.

Die einfachste Art eines Anpassers ist die Speisung der Messbrücke mit einer konstanten Spannung und die Verstärkung mit einem geeigneten Verstärker, wie einem Instrumentenverstärker. Üblich ist beispielsweise die Abbildung des Kraft-Messbereiches auf eine Ausgangsspannung des Verstärkers von 0 – 10 V. Typische Kraftaufnehmer mit metallischen DMS verfügen über eine Empfindlichkeit von 1 mV Ausgangsspannung bei Nennkraft pro Volt Speisepannung (1 mV/V). Demzufolge ergibt sich bei einem ratiometrischen Aufbau, bei der die Brückenspeisespannung gleichzeitig die Referenzspannung des Verstärkers ist, ein Verstärkungsfaktor von 1000. Ist die Messbrücke nicht vollständig abgeglichen, so liegt auch ohne äußere Krafteinwirkung eine Spannung am Eingang des Verstärkers an, was durch die Schaltung korrigiert werden muss. Störeinflüsse auf das kleine Eingangssignal, wie Rauschen oder eingestreute Hochfrequenzfelder, wirken sich durch den hohen Verstärkungsfaktor stark auf das Ausgangssignal aus. Unter kontrollierten Laborbedingun-

2.4. Kraftmessung mit Dehnungsmessstreifen

gen lassen sich mit einer solchen Anpasserschaltung mit wenig Schaltungsaufwand gute Ergebnisse erzielen.

Eine spezielle Ausführung der oben angeführten Gleichspannungsverstärkung sind *Sensor-Signal Conditioning ICs*, integrierte gemischt analog-digitale Schaltkreise, die wenigstens programmierbare Verstärkerstufen und einen Mikrocontroller enthalten. Angewendet werden diese Systeme, um die Charakteristika nicht-idealer Sensoren, wie Offsetfehler durch eine nicht-abgegliche Messbrücke, Nichtlinearitäten und den Temperaturgang zu kompensieren. Die Eigenschaften des Sensors werden dazu in einem nicht-flüchtigen Speicher hinterlegt und damit durch den Mikrocontroller die analogen Verstärkerstufen entsprechend der gemessenen Temperatur und weiterer Betriebsbedingungen kontinuierlich angepasst. Das Messsignal kann entweder analog oder digital ausgegeben werden.

Für industrielle Messanwendungen werden in der Regel Trägerfrequenzverstärker (s. Abbildung 2.12) bevorzugt. Die Speisung der Brücke erfolgt hier durch eine Wechselspannung mit der Trägerfrequenz f_T , die durch einen Oszillator erzeugt wird. Das Ausgangssignal der Messbrücke ist eine Wechselspannung der gleichen Frequenz f_T , moduliert in der Amplitude proportional zur Brückenverstimmung, hier speziell proportional zur Kraft, die auf den Aufnehmer wirkt. Der Wechselspannungsanteil des Ausgangssignals wird verstärkt, und mit einem Bandpass der Mittenfrequenz f_T werden die Störgrößen, wie Thermospannungen der Kontakte, eingekoppelte Hochfrequenzfelder und auch Rauschen außerhalb der Bandbreite des Bandpasses, herausgefiltert. Der Demodulator richtet das Ausgangssignal des Bandpasses phasenrichtig zum Ausgangssignal des Oszillators gleich, da Druck- und Zugkräfte gleichen Betrages die gleiche Amplitude hervorrufen, sich jedoch in ihrer Phasenlage um π

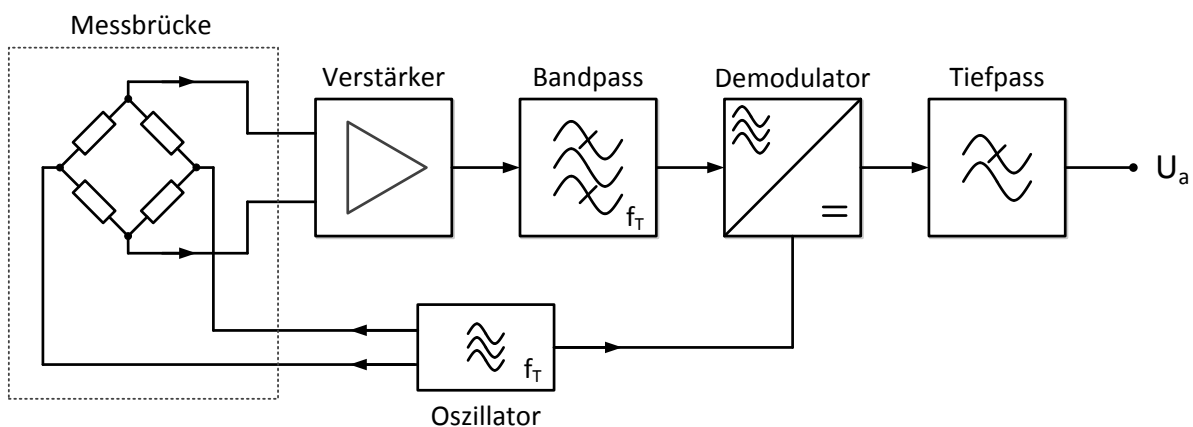


Abbildung 2.12: Prinzipschaltbild eines Trägerfrequenzverstärkers

2. Grundlagen

unterscheiden. Am Ausgang des nachgeschalteten Tiefpassfilters, der die hochfrequenten Signalanteile des Demodulators herausfiltert, liegt die Ausgangsspannung U_a des Trägerfrequenzverstärkers an, die proportional zur Messgröße ist.

Bedingt durch das selektive Übertragungsverhalten zeigen Störgrößen nur einen geringen Einfluss auf das Ausgangssignal von Trägerfrequenzverstärkern. Für hochdynamische Messungen sind Trägerfrequenzverstärker jedoch weniger geeignet, da die Grenzfrequenz des ausgangsseitigen Tiefpasses deutlich kleiner als die Trägerfrequenz sein muss [105].

Mathematisch beschreiben lässt sich die Ausgangsspannung U_a des Trägerfrequenzverstärkers als Mittelung des Produkts aus der Brückenspeisespannung $u_B(t)$ und dem verstärkten Ausgangssignal der Messbrücke $G \cdot u_A(t)$:

$$U_a = G \cdot \overline{u_B(t) \cdot u_A(t)} \quad (2.41)$$

Die Brückenspeisespannung sei eine Wechselspannung:

$$u_B(t) = \hat{u}_B \cdot \cos \omega t \quad (2.42)$$

Ebenso sei die Brückenausgangsspannung eine Wechselspannung, die jedoch phasenverschoben zur Brückenspeisespannung ist:

$$u_A(t) = \hat{u}_A \cdot \cos(\omega t + \varphi_P + \varphi_S) \quad (2.43)$$

Die Phasenverschiebung φ_P beträgt entweder 0, bei positiver Verstimmung, oder π , bei negativer Verstimmung der Messbrücke, enthält also die Information über die Polarität der zu messenden Größe. Störende Einflüsse, wie Streu- oder Kabelkapazitäten, führen zusätzlich zu einer weiteren Phasenverschiebung φ_S .

Es ergibt sich so für die Ausgangsspannung des Trägerfrequenzverstärkers mit U_A und U_B als den Effektivwerten der Wechselspannungen $u_A(t)$ und $u_B(t)$:

$$U_a = U_A \cdot U_B \cdot G \cdot \cos(\varphi_P + \varphi_S) \quad (2.44)$$

Ist die Phasenverschiebung durch störende Einflüsse φ_S vernachlässigbar klein oder durch die Messschaltung zu kompensieren, so ist die Verstärkung des Trägerfrequenzverstärkers gleich der Verstärkung des Eingangverstärkers.

3. Systemkonzept

In dieser Arbeit wird ein automatischer externer Fixateur auf der Basis einer parallelen Roboterkinematik vorgestellt, der zum einen den Arzt bei der Planung und Durchführung verschiedener Manöver mit dem Fixateur externe, wie beispielsweise der Distraktionsosteogenese oder der Frakturpositionierung, unterstützt, zum anderen aber auch den Patienten während der langen Behandlungsdauer von der manuellen Einstellung der Distraktoren entlastet. Ein solches System stellt einen am Knochen befestigten Roboter dar, der während der gesamten Behandlungsdauer beim Patienten verbleibt.

Das grundlegende Konzept zur Realisierung dieses Systems basiert auf der Modifizierung des klinisch erfolgreich eingesetzten Hexapodfixateur externe. Die sechs Distraktoren, die am Ringfixateur befestigt sind, werden dazu um Getriebemotoren erweitert, um die Bewegungen der Ringe durch das Robotersystem ausführen zu können. Kraftsensoren in den Distraktoren erlauben die Messung der einwirkenden Last. Zur Kontrolle der Bewegungen und zur Speicherung der Messdaten dient ein zentrales Steuersystem, das über einen Steuer-PC bedient werden kann. Abbildung 3.1 zeigt das konzeptionelle Blockschaltbild des robotischen Fixateursystems.

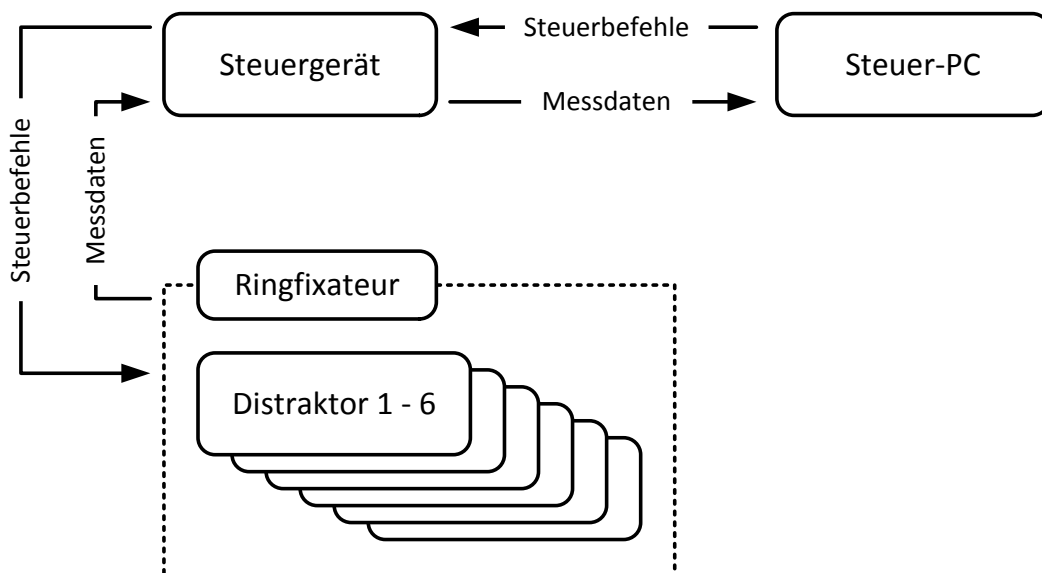


Abbildung 3.1: Blockschaftbild der Systemkomponenten

3.1. Anforderungen an das Gesamtsystem

Die möglichen Anwendungsszenarien für einen robotischen Fixateur externe lassen sich aus den Indikationen [106-108] eines Fixateur externe, der Frakturbehandlung und der Distraktionsosteogenese, ableiten, gehen aber durch die Integration von Aktoren, Sensoren und einer elektronischen Steuereinheit weit darüber hinaus.

Reposition von Frakturen

Die Behandlung von frischen Frakturen mit internen Verfahren wie Osteosyntheseplatten oder Marknägeln erfordert eine anatomisch möglichst exakte Einrichtung der Fraktur, um die Länge, Achse und Rotation wiederherzustellen [109]. Die Überprüfung der Reposition erfolgt durch Röntgenaufnahmen in mehreren Ebenen [78], die jeweils eine fehlerbehaftete Projektion des dreidimensionalen Knochens in die Bildebene darstellen und daher zur Korrektur der Projektionsfehler gemeinsam zu analysieren sind [110]. In der minimalinvasiven Versorgung besteht zudem kein direkter Zugang zur Fraktur, die Reposition kann nur indirekt durch Zug an der Extremität, Hebelbewegungen und Druck auf die Fragmente ausgeführt werden. Bis zu einem korrekten Ergebnis sind so mehrere Versuche mit radiologischer Kontrolle notwendig [111], wobei mittlere Durchleuchtungszeiten von 223 Sekunden bis 492 Sekunden angegeben werden [112, 113]. Auch das Einbringen eines intramedullären Implantats selbst kann zu einem Verlust der erreichten Reposition durch Rotationsfehler führen [114]. Zur Verbesserung der Frakturposition werden daher die navigierte Reposition [111, 115], robotische Repositionssysteme [116-121] und die Nutzung von externen Fixateuren als Repositionshilfe [122-127] vorgeschlagen.

Bei Patienten in einem kritischen Zustand, beispielsweise bei Polytraumata, steht die Abwendung der Lebensbedrohung im Vordergrund. Durch eine zeit-schnelle Erstbehandlung mit einem Fixateur externe wird die Fraktur stabilisiert [76], um so weitere Weichteilschäden zu verhindern, jedoch nicht exakt reponiert [128]. Die anatomisch korrekte Reposition und die endgültige Versorgung durch interne Osteosynthese oder durch Ausbehandlung der Fraktur im Fixateur externe wird erst nach Stabilisierung des Patienten durchgeführt.

Nachbehandlung von Frakturen

Die Beurteilung des Heilungsverlaufs von Frakturen erfolgt klinisch anhand regelmäßiger radiologischer Kontrollen, die die Kalzifizierung des Kallusgewebes darstellen. Bei einer ungestörten Frakturheilung erfolgt die Überbrückung innerhalb von drei bis vier Monaten, bei einer verzögerten Heilung innerhalb von vier bis sechs Monaten. Ist die Heilung nach mehr als sechs Monaten nicht abgeschlossen, liegt eine Pseudarthrose vor [9]. Eine Querschnittsstudie unter mehr als 500 Ärzten zeigte jedoch, dass dieses diagnostische Schema nicht einheitlich befolgt wird [129]. Die Steifigkeit des Frakturkallus als entscheidender mechanischer Parameter der Frakturheilung [62, 63, 130] lässt sich so jedoch nicht exakt bestimmen [58]. Eine strahlungsfreie Bestimmung der Kallussteifigkeit durch mechanische Messungen erlaubt die frühzeitige Erkennung von Heilungsproblemen [131].

Distraktionsosteogenese

Die Distraktionsosteogenese ist eine klinisch bewährte Methode zur Korrektur von Missbildungen, Extremitätenverkürzungen und posttraumatischer Fehlstellungen (vgl. Kapitel 2.2). Durch die langsame Dehnung des Kallusgewebes nach einer Osteotomie kann neuer Knochen erzeugt werden. Eingesetzt werden klinisch sowohl interne Verfahren mit längenveränderlichen Marknägeln wie auch externe Fixateursysteme, die die größte Flexibilität hinsichtlich der Freiheitsgrade der Korrektur bieten.

3.1.1. Kraftbereich

Die zentrale Anforderung an den robotischen Fixateur besteht darin, den Kräften bei der Frakturposition oder der Distraktionsosteogenese nicht nur standzuhalten, sondern die wirkenden Kräfte möglichst genau messen sowie gegen den Widerstand des Gewebes und der Muskelkräfte exakte Bewegungen anhand der vorher erfolgten Planung durchführen zu können. In einer Reihe von experimentellen Studien sind Werte für die zu erwartenden Kräfte erhoben worden, die sich jedoch aufgrund der Rahmenbedingungen deutlich voneinander unterscheiden. In [119] wird ein System zur vollständig geschlossenen robotischen Reposition femoraler Frakturen vorgestellt. Der Patient wird auf einem Frakturtablett gelagert und der Fuß des frakturierten Beines wird mit einem Stiefel am Robotorarm befestigt. Unter diesen Bedingungen wurden bei Frakturpositionen an fünf Patienten eine mittlere Zugkraft von

3. Systemkonzept

216 N (146 N – 295 N) sowie ein mittleres Moment von 3,2 Nm (1,6 Nm – 4,4 Nm) ermittelt. Ohne genaue Angabe der Methodik gibt [116] eine ähnliche Zugkraft von 240 N bei der femoralen Frakturposition an. In [132] werden Kräfte und Momente in der femoralen Frakturposition bei der robotischen Reposition angegeben, bei der der Roboter über Schanz'sche Schrauben direkt mit dem Oberschenkelknochen des Patienten verbunden wird. Zur Reposition wird eine mittlere Kraft von 293 N (149 N – 411 N) und ein mittleres Moment von 39 Nm (13 Nm – 74 Nm) benötigt. Bei Kindern werden maximale Zugkräfte während der Distraktionsosteogenese am Unterschenkel bei einer Distraktionsgeschwindigkeit von 1,7 mm/Tag in zwei täglichen Schritten mit 147 N angegeben [133]. Ebenfalls bei einem Kind aber bei einer Distraktionsgeschwindigkeit von 1 mm/Tag in vier Schritten wurde in [134] eine maximale Zugkraft von 245 N ermittelt. Bei der Distraktionsosteogenese am Oberschenkel mit 1 mm/Tag in vier Schritten wurden in [135] Spitzenkräfte bei drei Patienten von 428 N bis 673 N beobachtet. Die Autoren geben jedoch an, dass aufgrund der höheren Geschwindigkeit der Frakturheilung bei den Femora der jungen Patienten eine höhere Zuggeschwindigkeit von 1,25 mm/Tag bis 1,5 mm/Tag die frühzeitige Konsolidierung des Kallusgewebes verhindern könnte und somit bei optimalen Bedingungen geringere Zugkräfte auftreten. In einer Studie mit monolateralen externen Fixateursystemen [136] werden Maximalkräfte bei posttraumatischen Korrekturen des Oberschenkels von 300 N sowie von mehr als 1000 N bei langstreckigen Verlängerungen des Unterschenkels angegeben.

Der in Kapitel 2.2 ausgeführte Einfluss der Distraktionsfrequenz auf die Bildung neuen Gewebes lässt sich auch in den Zugkräften beobachten. In [137] werden Verlängerungen beider Beine mit einer Distraktionsgeschwindigkeit von 1 mm/Tag beschrieben, wobei eines der Beine mit 4 Schritten/Tag und das andere einmal pro Minute distrahiert wurde. Die gemessenen Maximalkräfte des schrittweise verlängerten Beins betrugen 472 N und 453 N, bei der quasi-kontinuierlichen Verlängerung nur 300 N respektive 307 N.

Zusammenfassend aus den Daten der Literatur lässt sich die Anforderung an den Kraftbereich des robotischen Hexapodfixateur externe auf 400 N Distraktionskraft festlegen. Bei einem typischen Ringdurchmesser von 150 mm und einer Länge der Distraktoren in Mittelstellung von 152,5 mm ergibt sich so eine geforderte Kraft der Aktoren von mindestens 84 N.

Entsprechend dieser Hexapodkonfiguration wird der relevante Kraftbereich der Sensorik anhand der Maximalkraft von 1000 N auf ± 200 N festgelegt.

Um auch unter extremen Bedingungen, wie dem Kollidieren von Frakturfragmenten, noch korrekte Messwerte liefern zu können, wird für den Nennkraftbereich der Sensorik hingegen eine höhere Anforderung von 1000 N Druck- und 200 N Zugkraft gestellt.

3.1.2. Sicherheit von Medizinprodukten

Die Anforderungen an den robotischen Fixateur ergeben sich sowohl aus den vorgestellten Anwendungsszenarien, der Behandlungsdauer, der mechanischen Situation des Verbundes aus Fixateur und Knochen sowie der Sicherheit für den Patienten gegenüber direkten elektrischen und mechanischen Einflüssen aber auch der langfristig korrekten Funktion des Roboters.

Das Inverkehrbringen von Medizinprodukten ist vom deutschen Gesetzgeber durch das Medizinproduktegesetz (MPG) geregelt⁵, dass die Europäischen Richtlinien über

- aktive implantierbare medizinische Geräte (90/385/EWG)
- Medizinprodukte (93/42/EWG)
- In-vitro-Diagnostika (98/79/EG)

in nationales Recht umsetzt. So soll die Sicherheit und Wirksamkeit eines Medizinproduktes dokumentiert werden, um die Gesundheit und den Schutz der Patienten sowie der Anwender sicherzustellen. Medizinprodukte im Sinne des §3 MPG sind etwa Geräte mit physikalischer Hauptwirkung in der Human- und Zahnmedizin, die zur Erkennung, Überwachung und Behandlung von Krankheiten und Verletzungen oder zur Untersuchung und Beeinflussung des anatomischen Aufbaus oder eines physiologischen Vorgangs vorgesehen sind. Auch eigenständige oder die zum Betrieb eines Gerätes notwendige Software wird als Medizinprodukt aufgefasst. Der Nachweis über die Erfüllung der grundlegenden Anforderungen an Sicherheit und Wirkung eines Medizinproduktes nach den zugrunde liegenden Europäischen Richtlinien wird durch ein Konformitätsbewertungsverfahren geführt. Nach der Europäischen Richtlinie 90/683/EWG umfasst dieses Verfahren verschiedene Module (A – H), die anhand einer Klassifizierung des Medizinproduktes ausgewählt werden. Die Bewertungsverfahren umfassen eine Erklärung des Herstellers, das Produkt ge-

⁵ Medizinproduktegesetz in der Fassung der Bekanntmachung vom 7. August 2002 (BGBl. I S. 3146), das zuletzt durch Artikel 13 des Gesetzes vom 8. November 2011 (BGBl. I S. 2178) geändert worden ist

3. Systemkonzept

prüft zu haben (Modul A) oder der Übereinstimmung des Serienprodukts mit dem getesteten Baumuster (Modul C), eine Prüfung des Baumusters (Modul B), von Stichproben aus der Produktion (Modul F) oder eines Einzelprodukts, das nicht in Serie gefertigt wird (Modul G) und auch die Überprüfung der Qualitätssicherungssysteme (Module D, E und H).

Je nach Gefährdungspotential, Grad der Invasivität und Dauer der Anwendung des Medizinproduktes werden nach der Medizinprodukte-Richtlinie (93/42/EWG) die vier Produktklassen I, IIa, IIb, und III unterschieden, wobei Produkte der Klasse I das geringste und die der Klasse III das höchste Risiko aufweisen. Die Einordnung in die Produktklassen erfolgt durch den Hersteller anhand eines umfangreichen Satzes an Klassifizierungskriterien nach der Medizinprodukte-Richtlinie.

Nach erfolgreich durchlaufenem Konformitätsbewertungsverfahren darf der Hersteller das Produkt mit der CE-Kennzeichnung versehen. Bei nicht-sterilen Produkten der Klasse I ohne Messfunktion darf der Hersteller die Kennzeichnung eigenverantwortlich anbringen. Das Bewertungsverfahren aller anderen Produkte wird durch eine *Benannte Stelle*, d.h. eine neutrale und unabhängige Organisation, die europäisch akkreditiert ist, überprüft und die Einhaltung der Qualitätsanforderungen laufend überwacht. Für Sonderanfertigungen, Medizinprodukte zur klinischen Prüfung oder Medizinprodukte aus Eigenherstellung besteht nach § 12 MPG die Kennzeichnungspflicht hingegen nicht. Dennoch müssen die grundlegenden Anforderungen der Medizinprodukte-Richtlinie erfüllt sein.

Der Hexapodfixateur externe, der für die Entwicklung des robotischen Systems als Grundlage dient, sowie die notwendige Steuersoftware werden in Deutschland von der Litos GmbH hergestellt und vertrieben. Das klinisch eingesetzte System verfügt über eine CE-Kennzeichnung. Die ergänzten Komponenten wurden bauartbedingt und in Software gesichert hinsichtlich maximaler Sicherheit ausgelegt. Zusätzlich wird die Spannungsversorgung der Aktoren durch einen Freigabeschalter abgesichert, um autonome Fixateurbewegungen so jederzeit unterbrechen zu können.

3.2. Teilsysteme

Aus den vorgestellten Anwendungsszenarien ergeben sich unterschiedliche Anforderungen an die Funktionalität des robotischen Hexapodfixateur exter-

ne. Die vollständige Bandbreite an Messfunktion und aktiver Aktorik ist nicht in jedem Fall gefordert, sondern kann den Patienten durch das Gewicht und die Abmessungen der ungenutzten Komponenten unnötig einschränken. Es werden hinsichtlich der Anwendungsszenarien Anforderungen an Funktionalität und Leistungsfähigkeit drei verschiedener Systeme gestellt. Allen Systemen gemeinsam soll die Kompatibilität mit dem klinisch verwendeten Hexapodfixateur externe sein. Der grundsätzliche Aufbau bleibt bestehen, lediglich die Distraktoren werden gegen Aktoren oder Sensoren ausgetauscht. Neben der mechanischen Kompatibilität der erweiterten Distraktoren ist es für die Austauschbarkeit im laufenden Betrieb ohne weitere Einstell- und Abgleicharbeiten auch erforderlich, dass die Steuer- und Regellogik bereits integraler Teil der Sensoren und Aktoren ist. Zusammen mit einem zentralen Steuersystem, das auch die Energieversorgung bereitstellt, bilden die mechatronischen Distraktoren ein verteiltes System zur Datenerfassung und -verarbeitung sowie zur Regelung der Bewegungen des robotischen Fixateurs.

3.2.1. Messfixateur

Aufgrund der parallelen Kinematik des Hexapodfixateur externe treten in den Distraktorelementen reine Längskräfte auf, die durch die in Kapitel 2.3.1 eingeführten Beziehungen in drei Kräfte und drei Momente in einem frei wählbaren kartesischen Bezugssystem umzurechnen sind. So lassen sich die auf den Fixateur wirkenden Kräfte nicht nur an den Fixateurringen, wo auch eine Erfassung durch 6-Komponenten Kraftsensoren möglich wäre, sondern insbesondere auch direkt auf Höhe des Frakturkallus bestimmen, wo eine Erfassung sonst technisch unmöglich ist.

Durch die Teilbelastung der Extremität eingebrachte äußere Kräfte wirken auf das vollständige System aus Fixateur und Kallusgewebe, aber auch auf die Befestigung der Ringe am Knochen durch gespannte Drähte oder Schanz'sche Schrauben, auf den Knochen innerhalb des Fixateurs und auch auf das umliegende Weichgewebe ein. Durch die Kraftflussmessung mit dem Messfixateur kann jedoch nur der Anteil der Kräfte und Momente ermittelt werden, der vom Fixateur getragen wird. Bei einer bekannten äußeren Kraft, die beispielsweise durch die Bodenreaktionskraft messbar ist, ergibt die Differenz zwischen der gemessenen Fixateurkraft und der äußeren Kraft die Summe der Kräfte die vom Gewebe des Patienten entsprechend der einzelnen Steifigkeiten getragen wird, und der Kräfte, die vom Gewebe sowohl als Reaktion auf die wirkende

3. Systemkonzept

Distraction wie auch als aktive Muskelkraft erzeugt werden. Abbildung 3.2 (links) zeigt schematisch die Steifigkeiten und wirkenden Kräfte im Fixateursystem, zu berücksichtigen ist jedoch, dass die Steifigkeiten anisotrop, nichtlinear, geschwindigkeits- und zeitabhängig sind.

Die vollständige Analyse der mechanischen Situation im Fixateur anhand äußerer Lasten ist aufgrund der vielen Freiheitsgrade des Systems ausgesprochen komplex und im Rahmen klinischer Verlaufskontrollen nicht durchzuführen. Unter der Annahme, dass bei entspannter Muskulatur die Muskelkräfte klein oder zumindest konstant sind sowie einer konstanten Kraft durch die Steifigkeit der Weichteilsäule bei kleinen Änderungen der äußeren Belastung, einer sehr hohen Steifigkeit der Ringbefestigungen am Knochen sowie hoher Steifigkeiten des Knochens im Vergleich zur Steifigkeit des Kallusgewebes und einer konstanten Steifigkeit des Fixateurs, vereinfacht sich die Betrachtung auf die Analyse bei einer bekannten äußeren Kraft und einer konstanten Fixateursteifigkeit auf die zwei unbekanntenen Größen der Kallussteifigkeit sowie der inneren Kraft des Fixateursystems. Zur Beurteilung des Heilungsverlaufs mit einem Hexapodfixateur externe wird in der Literatur [66, 138-141] ein Messprotokoll vorgeschlagen, um diese Parameter im Verlauf der Behandlung bei vertretbarem Messaufwand zu gewinnen.

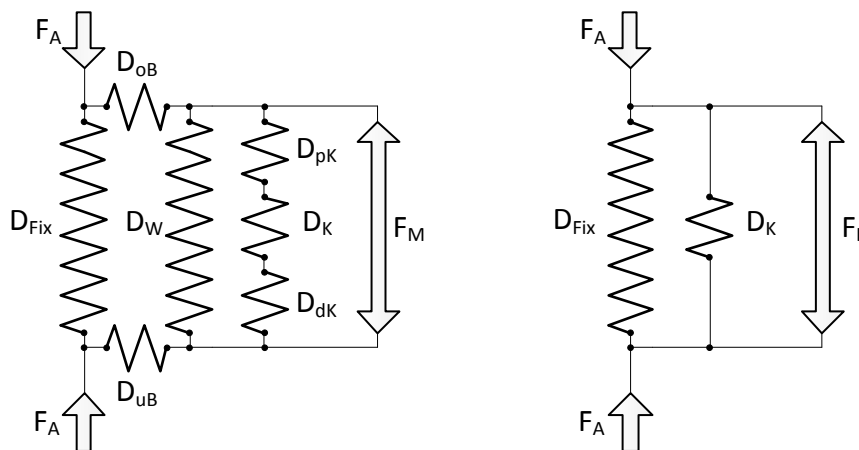


Abbildung 3.2: Darstellung der Kräfte und Steifigkeiten im Fixateursystem: (links) vollständig, (rechts) vereinfacht (mit F_A : äußere Kraft, F_M : Muskelkraft, F_i : innere Kraft, D_{Fix} : Fixateursteifigkeit, D_{ob} und D_{ub} : Steifigkeit der Befestigung des oberen und unteren Ringes am Knochen, D_W : Steifigkeit des Weichteilmantels, D_{pK} und D_{dK} : Steifigkeit des proximalen und distalen Frakturfragments, D_K : Kallussteifigkeit)

Zunächst wird die innere Kraft des Fixateurs am sitzenden Patienten bei entspannter Hängelage der Extremität bestimmt. Die so ermittelten Kräfte und Momente entsprechen den durch die Distraction erzeugten Kräften oder der inneren Verspannung, beinhalten jedoch auch die Muskelkraft sowie das Gewicht der Extremität distal des Fixateurs. Die innere Kraft wird für weitere Messungen als Nullsignal von den gemessenen Werten abgezogen.

In einem zweiten Schritt wird bei stehendem Patienten eine axiale Kraft auf das Fixateursystem appliziert. Der Patient steht dazu mit dem gesunden Bein leicht erhöht, mit dem anderen Bein auf einem Sensor zur Messung der Bodenreaktionskraft. Bodenreaktionskraft und die Fixateurkraft werden zeitsynchron während einer mehrfachen langsam zu- und abnehmenden Teilbelastung der Extremität aufgezeichnet.

In einer dritten Messung werden Biegebelastungen eingepägt. In Rückenlage des Patienten wird das Bein dazu oberhalb des Kniegelenks und unter der Ferse durch einen Bodenreaktionskraftsensor abgestützt. Auf Höhe der Fraktur wird manuell eine wechselnde Kraft appliziert, jedoch ohne, dass Schmerzen auftreten. Die wirkende Kraft und die Fixateurkraft werden erneut zeitsynchron aufgezeichnet, wobei sich die eingepägte Biegebelastung aus dem Hebelarm zwischen der Höhe der Fraktur und der Ferse sowie dem aufgezeichneten Kraftverlauf des externen Sensors errechnen lässt.

Zur Auswertung der Messungen werden die Steigungen der axialen Komponente der Fixateurkraft zur Bodenreaktionskraft und dem Fixateurmoment zur eingepägten Biegebelastung bestimmt. Normiert man die ermittelten Steifigkeiten auf eine postoperativ durchgeführte Messung, lässt sich über den Heilungsverlauf die Veränderung der relativen Axial- und Biegesteifigkeit dokumentieren.

Dieses klinisch erprobte Verfahren ist jedoch nur im Rahmen von Verlaufskontrollen durchführbar. Der apparative Aufwand an Sensorik und die manuell eingepägten Kräfte erlauben keine kontinuierliche, engmaschige Überwachung des Heilungsverlaufs. Für Messungen beim ambulanten Patienten kann das Protokoll modifiziert werden. Die erste Messung bleibt dazu unverändert; bestimmt wird bei möglichst entspannter Muskulatur und herabhängendem Bein die Summe aus innerer Kraft, d.h. Distraction- und Muskelkraft, und äußerer Kraft, das axial wirkende Teilgewicht des Beins. Bei Montage des Fixateurs am Unterschenkel wird eine zweite Messung sitzend bei gestrecktem Bein durchgeführt. Diese Haltung des Unterschenkels wird proximal des Tibia-

3. Systemkonzept

schafts durch den Musculus quadriceps femoris über die Patella und das Ligamentum patellae, das kniegelenksnah an der Tuberositas tibiae ansetzt, stabilisiert. Bei Montage am Oberschenkel wird die zweite Messung stehend bei 90° flektiertem Oberschenkel und herabhängendem Unterschenkel durchgeführt. Diese Haltung wird proximal des Femurschafts vor allem durch den Musculus iliacus und den Musculus psoas major, die beide am Trochanter minor des Femurs angreifen, stabilisiert. Die äußere Last durch das Teilgewicht der Extremität kann aus der Lage des Fixateurs und aus statistischen Gewichtsangaben [142], unter Berücksichtigung des Hebelarms, bestimmt werden.

Zur Durchführung von Kraftflussmessungen erweitert der Messfixateur den Hexapodfixateur externe um lineare Kraftsensoren in den sechs Distraktoren. Neben der Sensorik selbst muss für die Durchführung regelmäßiger Messungen beim ambulanten Patienten, und auch um die Messungen in der Klinik zu vereinfachen, ein zentrales Steuersystem zur Auswertung und Aufzeichnung der Messwerte sowie zur Bereitstellung der nötigen Hilfsenergie vorhanden sein.

3.2.2. Motorfixateur für die Distraktionsosteogenese

Für die Durchführung der Distraktionsosteogenese wird ein Fixateursystem gefordert, das die notwendigen Einstellungen der Distraktorlängen anhand des vorher festgelegten Behandlungsplans autonom durchführt. Abgeleitet aus der Literatur wird eine Kraft von mindestens 84 N pro Distraktorelement benötigt, wobei die Geschwindigkeit der Verstellung etwa 2 mm/Tag nicht überschreiten muss. Die Auflösung und Genauigkeit der Längeneinstellung soll wie bei der manuellen Distraktion 0,1 mm betragen. Zwingend erforderlich ist ein zentrales Steuersystem zur autonomen Positions- und Geschwindigkeitsvorgabe der Aktoren sowie zur netzfreien Bereitstellung der Energie.

Anhand von Untersuchungen der Knochendefektbehandlung mit der Methode des Segmenttransport wird in [143] ein Regelkreis zur Optimierung der Distraktionsosteogenese anhand der Zugkräfte, sowie ebenso eine Regelung der Steifigkeit und Zugkräfte des Hexapodfixateur externe [66, 144] vorgeschlagen. Deshalb sind für den Motorfixateur für die Distraktionsosteogenese Kraftsensoren gefordert, um die Zugkräfte und die Regeneratsteifigkeit ermitteln zu können.

In Ergänzung zur rein passiven Messmethodik, die für den Messfixateur vorgeschlagen wurde, ergibt sich durch aktive Aktorik eine weitere Möglich-

keit zur Bestimmung der Gewebe- und insbesondere der Kallussteifigkeit. Insofern die Steifigkeit des Fixateurs bekannt ist, lässt sich die Steifigkeit des Kallusgewebes nach Abbildung 3.2 (rechts) aus der gemessenen Fixateurkraft, ermittelt vor und nach der durchgeführten Bewegung, errechnen.

3.2.3. Motorfixateur für die Frakturposition

Für die Einrichtung frischer Frakturen vor einer internen Versorgung wird ein Repositionssystem gefordert, das ausreichende Kräfte und Momente aufbringen kann, um die Reposition gegen den Widerstand des Gewebes durchführen zu können. Die Anforderung an die Aktorik beinhaltet neben der aufzubringenden Kraft von mindestens 84 N auch eine ausreichende Geschwindigkeit der Reposition, da die Bewegungen nicht innerhalb von Tagen sondern innerhalb von Minuten unter ärztlicher Kontrolle durchgeführt werden. An Auflösung und Genauigkeit der Aktoren sind ebenfalls 0,1 mm gefordert.

Für die Durchführung der Reposition bei frischen Verletzungen ist eine robuste Auslegung des Systems gefordert. Die Motoren müssen vollständig gekapselt sein, um das Eindringen von Flüssigkeiten zu verhindern. Da das System wiederverwendbar sein soll, müssen die verwendeten Materialien widerstandsfähig gegenüber Reinigungs- und Desinfektionsmitteln sein, ebenso ist eine lange Lebensdauer der verwendeten Steckverbinder gefordert.

3.2.4. Steuersystem

Für die robotischen Fixateursysteme wird als zentrale Komponente ein Steuersystem benötigt, an das über Kabelverbindungen die Sensoren und Aktoren angeschlossen werden. Neben der Bereitstellung der Energieversorgung umfassen die Aufgaben auch die Steuerung der Motoren, die Auswertung der Kraftsensorik sowie die Bereitstellung grundlegender Informationen über den Betriebszustand des Fixateursystems.

Der Motordistraktor für die akute Frakturposition wird nur kurzzeitig, d.h. typischerweise kürzer als 30 Minuten, am Patienten für die Einrichtung einer frischen Fraktur oder für gezielte Ringbewegungen bei liegendem Fixateur benötigt. Die Anforderungen an das Steuersystem unterscheiden sich von den Anforderungen an das Steuersystem für den Messfixateur und die Distractionsosteogenese, da hier das Steuersystem zusammen mit dem Fixateur für Monate am Patienten verbleibt und zumindest zwischen den einzelnen Kon-

3. Systemkonzept

trolluntersuchungen in der Klinik im zwei- oder vierwöchigen Intervall ohne Eingriff durch einen Arzt oder Techniker vollständig autonom arbeiten muss.

Gegliedert nach den Aufgabenbereichen werden im Einzelnen folgende Anforderungen an das Steuersystem gestellt:

Die **Energieversorgung** des mobilen Systems muss genügend Kapazität für eine Laufzeit von zwei Wochen aufweisen, alternativ ist eine wechselbare Batterie möglich. Weitere Anforderung ist der Betrieb mit netzfreier, berührsicherer Kleinspannung von weniger als 12 V Gleichspannung, um Gefährdungen, selbst bei Kontakt schadhafter Leitungen, auszuschließen. Benötigt wird zudem eine Ladezustandskontrolle, um rechtzeitig vor Ausfall der Energieversorgung eingreifen zu können.

Die **Benutzerschnittstelle** des mobilen Systems soll aus Gründen der Gebrauchstauglichkeit so einfach wie möglich gehalten werden. Nötig sind eine optische und akustische Benachrichtigung bei Eintreten von Störungen oder kritischen Systemzuständen, wie einer erschöpften Batterie. Weiterhin ist eine Eingabemöglichkeit in Form eines Tasters vorzusehen, um das Gerät aus dem energiereduzierten Bereitschaftsbetrieb in einen Betriebszustand zu versetzen, in dem eine Datenübertragung möglich ist. Für das Fixateursystem zur akuten Reposition reduziert sich die nötige Funktionalität der Benutzerschnittstelle auf die Ladezustandskontrolle, da während der Benutzung eine direkte Verbindung zu der Steuersoftware besteht.

Zum Austausch von Mess- und Steuerdaten zwischen Steuersoftware und Steuergerät wird ein System zur **Datenübertragung** benötigt. Kabelgestützte Verbindungen stellen eine Gefahrenquelle durch möglicherweise netzbetriebene Verbindungspartner dar, somit ist die Datenübertragung durch eine Kurzstreckenfunktechnik zu realisieren. Sichergestellt werden muss dennoch eine zuverlässige Übertragung, respektive eine Signalisierung des Verbindungsabbruchs. Weitere Anforderungen sind die Authentifizierung und Verschlüsselung der Datenübertragung sowie die Erkennung und Korrektur von Übertragungsfehlern. Die Datenübertragungsraten der Kurzstreckenfunktechnik sollte ausreichend hoch sein, um eine Übertragung der in Echtzeit erhobenen Messdaten der Sensoren bei einer direkten Verbindung zur Steuersoftware zu ermöglichen.

Zwingend benötigt ist ein **Datenspeicher** zur Speicherung von Konfigurationsdaten und Betriebsparametern. Für das mobile Steuersystem sind zudem die dauerhafte Aufzeichnung von Messdaten sowie die Speicherung von Steu-

erdaten, die den zeitlichen Verlauf der Fixateurbewegungen vorgeben, gefordert.

Abmessungen und Gewicht des mobilen Systems sollen so klein und leicht wie möglich realisiert werden, um angebracht an den Fixateurringen, keine zusätzliche Beeinträchtigung für den Patienten darzustellen.

Kommunikation mit den Aktoren und Sensoren

Zum Austausch von Mess- und Steuerdaten zwischen dem zentralen Steuergerät des Fixateursystems und den Aktoren sowie Sensoren sind verschiedene Übertragungstechniken denkbar. Die direkte Kabelverbindung analoger Sensoren sowie der Motoren mit den Wicklungs- und Encoderleitungen ist allein aufgrund der Anzahl der nötigen Adern sowie der dazugehörigen Steckverbinder weder räumlich kompakt am Fixateursystem noch aufgrund der Verwechslungsgefahr der Leitungen für die klinische Anwendung nutzbar. Bei einer Realisierung als verteiltes System bietet sich die digitale Kommunikation zwischen dem Steuersystem des Fixateursystems und den Aktoren sowie Sensoren über einen seriellen Datenbus als vorteilhafte Lösung an:

- Alle Sensoren werden über einen gemeinsamen Datenbus mit einer hinterlegten Geräteadresse angesprochen, somit ist eine Verwechslung der Anschlusskabel ohne Auswirkung auf das System.
- Die Anzahl der Adern des Anschlusskabels wird minimiert, neben der Versorgungsspannung und Masse werden im Allgemeinen nur zwei Signalleitungen für die Datenübertragung benötigt. Gleichzeitig verringert sich so auch die Polanzahl der Steckverbinder.
- Die Anforderungen an die elektrische Qualität der Steckverbinder können reduziert werden, da sich in der digitalen Datenübertragung, im Gegensatz zur Übertragung analoger Messsignale, Übergangs- und Leitungswiderstände weniger störend auswirken.

Für unterschiedliche Anwendungsgebiete sind eine Vielzahl verschiedener serieller Kommunikationsverfahren entwickelt worden, die sich hinsichtlich ihrer Übertragungsgeschwindigkeit, Topologie oder der elektrischen Signalpegel unterscheiden. Allgegenwärtig ist beispielsweise der Universal Serial Bus (USB) zur Verbindung eines Computers mit externen Geräten oder Speichermedien. Das Controller Area Network (CAN) wurde ursprünglich für die Vernetzung im Automobilbereich eingeführt. Für die Automatisierungstechnik

3. Systemkonzept

wurde das darauf basierende Kommunikationsprotokoll CANopen entwickelt. Für die geräteinterne Vernetzung integrierter Schaltungen weit verbreitet ist der Inter-Integrated Circuit (I²C) Bus.

Die I²C-Spezifikation [145] definiert ein synchrones Übertragungsprotokoll mit zwei Signalleitungen: eine Takt-Leitung (SCL) und eine Datenleitung (SDA). Ein angeschlossenes Gerät verfügt über eine Geräteadresse und kann Daten sowohl senden wie auch empfangen. Jede Datenübertragung wird durch einen Master initiiert, der auch das Taktsignal erzeugt; das angesprochene Gerät wird als Slave bezeichnet. Das I²C-Protokoll definiert zwei Signalzustände, die als Start-Condition (S) und Stop-Condition (P) bezeichnet werden, und den Beginn und das Ende einer Datenübertragung kennzeichnen.

Die Übertragungen (s. Abbildung 3.3) erfolgen Byte-orientiert, wobei nach jedem Byte der Empfänger durch ein Acknowledge (ACK) Signal kennzeichnet, dass das Byte empfangen wurde und weitere Daten übertragen werden können. Das erste Byte einer jeden Übertragung enthält die Geräteadresse des Empfängers und codiert die Richtung der Datenübertragung.

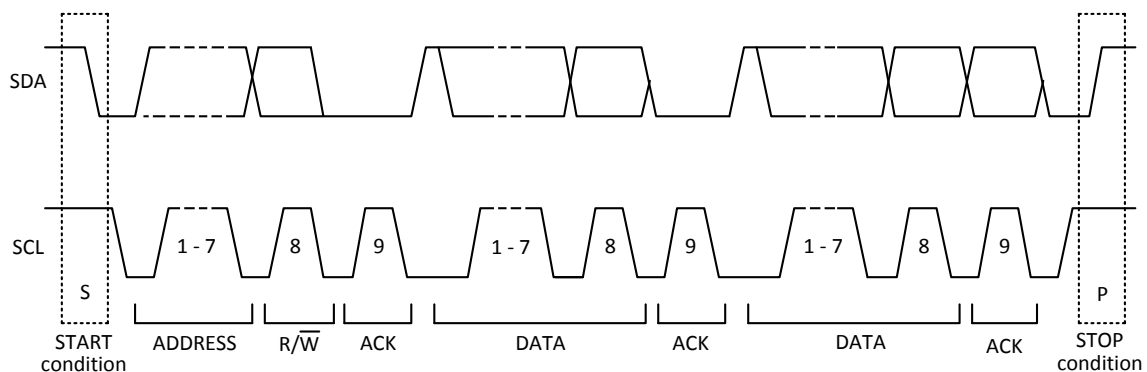


Abbildung 3.3: Datenübertragung nach dem I²C-Protokoll (nach [145])

Für die Datenübertragung im Fixateursystem wurde basierend auf dem I²C-Protokoll ein Schema für die Datenübertragung entworfen, mit dem Konfigurationsdaten vom Steuersystem an die Aktoren und Sensoren übertragen und Zustandsinformationen sowie Messdaten von den Aktoren und Sensoren vom Steuersystem abgerufen werden können. Dazu wird am Beginn einer Datenübertragung nach der Start-Condition die Geräteadresse und ein Befehlscode übertragen, der dem Slave die auszuführende Aktion vorgibt. Schreibbefehle (s. Abbildung 3.4), beispielsweise zur Übertragung einer Seriennummer zum Gerät, beinhalten nach der Geräteadresse mit Schreibkennzeichnung und dem

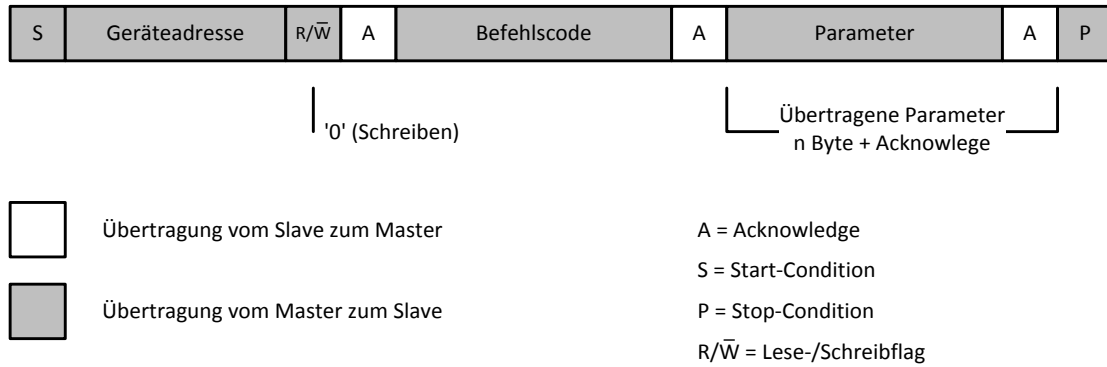


Abbildung 3.4: Schematische Darstellung eines Schreibbefehls

Befehlscode die Parameter. Abgeschlossen wird die Übertragung mit der Stop-Condition. Unmittelbar nach dem Empfang wird der Befehl mit den angegebenen Parametern ausgeführt, und das Gerät ist für eine neue Datenübertragung bereit.

Lesebefehle (s. Abbildung 3.5) bestehen aus zwei Teilübertragungen. Analog zum Schreibbefehl wird die Adresse und der Befehlscode übermittelt, die Übertragung endet unmittelbar danach mit der Stop-Condition. Die angegebene Aufgabe, beispielsweise die Digitalisierung eines Messwertes, wird daraufhin vom Gerät durchgeführt. Die Abfrage des Ergebniswertes erfolgt durch eine zweite Datenübertragung, die Geräteadresse wird mit einem Leseflag an das Gerät gesendet. Nach der Empfangsbestätigung werden die Messdaten mit dem vom Master erzeugten Bustakt bereitgestellt. Jedes Byte der Ergebnisda-

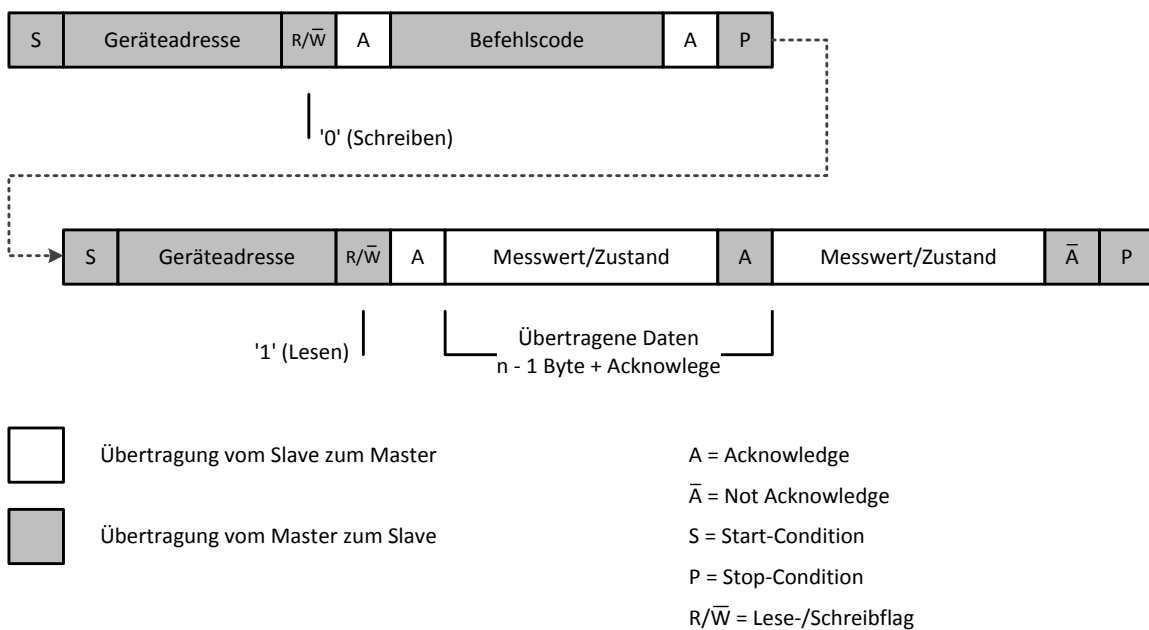


Abbildung 3.5: Schematische Darstellung eines Lesebefehls

3. Systemkonzept

ten wird vom Master bestätigt, die letzte Übertragung bleibt jedoch unbestätigt, um das Ende der Übertragung zu kennzeichnen. Abgeschlossen wird auch diese Leseoperation durch Setzen der Stop-Condition vom Master.

Die Durchführung der geforderten Operation und die Bereitstellung der Daten können durch das Gerät möglicherweise nicht rechtzeitig vor Beginn der Leseoperation abgeschlossen werden. Die I²C-Spezifikation schlägt für diese Situation ein *Clock-Stretching* Verfahren vor, bei dem der Slave in die Takterzeugung durch den Master eingreift und die Taktleitung so lange blockiert, bis die Operation durchgeführt ist. Allerdings unterstützen nicht alle I²C-Geräte dieses Verfahren. Angewandt wurde deshalb ein *Busy-Nack'ing* Verfahren, d.h. während der Ausführung der Operation wird die empfangene Geräteadresse mit Leseflag nicht bestätigt und muss daher vom Master so lange wiederholt werden, bis die Operation beendet ist und die Daten abgerufen werden können. Auch während einer solchen Operation reagiert das Gerät weiterhin mit einer Bestätigung auf die Übertragung der Geräteadresse, sofern das Schreibflag gesetzt ist. Die laufende Operation wird dadurch jedoch abgebrochen.

3.2.5. Steuerprogramm

Für den robotischen Hexapodfixateur externe wird ein PC-basiertes Steuerprogramm benötigt, um grundlegende Parameter des Steuergeräts sowie der damit verbundenen Sensoren und Aktoren einstellen zu können, und auch, um entweder bei einer direkten Verbindung die Bewegungssteuerung und Messdatenauswertung vornehmen zu können oder um Konfigurationsdaten für den autonomen Betrieb des Fixateursystems vorzubereiten und zum Steuersystem zu übertragen.

Datenübertragung zwischen Steuergerät und Steuerprogramm

Zur Übertragung von Mess- und Steuerdaten zwischen dem Steuergerät und dem Steuerprogramm sind verschiedenste Protokolle denkbar. Durch die Verwendung für Datenübertragungen im Internet sind Protokolle wie Hypertext Transfer Protocol (http), das File Transfer Protocol (FTP) zur Übertragung von Dateien oder das zugrunde liegende Transmission Control Protocol (TCP) zur zuverlässigen Übertragung von Datenströmen weithin bekannt. Für die Datenübertragung über die gesicherte und fehlerkorrigierte Funkstrecke bei geringer Datenrate ist die Implementierung einfacherer Protokolle ausreichend, die keine speziellen Maßnahmen zur Erkennung von Übertragungsfeh-

lern, zur Verschlüsselung der Daten oder zur Verwaltung einer Anzahl gleichzeitiger Verbindungen enthalten. Der Aufwand an Rechenleistung zur Durchführung der Datenübertragung wird reduziert, während gleichzeitig die Wartbarkeit der Systeme verbessert wird.

AT-Befehlsinterface

Der Hayes-Befehlssatz ist zur Konfiguration von Telefonmodems entwickelt worden und von der ITU-T in der Empfehlung V.250 standardisiert [146]. Da Befehle jeweils mit den Zeichen „AT“ (für Attention) beginnen, ist auch der Name AT-Befehlssatz geläufig. Angelehnt an die „Extended Syntax commands“ der Empfehlung V.250 kann das Steuergerät für die Verwendung am Patienten konfiguriert sowie in Echtzeit über einen PC gesteuert werden.

Jeder Befehl wird mit den Zeichen AT eingeleitet, danach folgt der Befehl sowie mögliche Parameter. Das Zeichen Wagenrücklauf <CR> beendet den Befehl. Alle gesendeten Zeichen werden als Großbuchstaben interpretiert. Unterstützt werden die folgenden Arten von Befehlen:

Parameter/Action set command syntax: AT<Befehl>[=Parameter]<CR>

Setzt Parameter oder führt Aktionen im Steuergerät aus. Einige Befehle erwarten die Angabe von Parametern für die Ausführung, andere nicht.

Es gibt sowohl Parameter mit Lese-/Schreibzugriff, wie auch Parameter, die nur ausgelesen werden können. Der Versuch, schreibgeschützte Parameter zu setzen, wird mit ERROR abgelehnt.

Parameter sind numerische Werte oder Zeichenketten. Mehrere Subparameter werden durch eine kommasetrennte Zeichenkette in Anführungszeichen oder als kommasetrennte Parameter übergeben.

Parameter read command syntax: AT<Befehl>?<CR>

Dient zum Abfragen von Parametern oder Betriebszuständen des Steuergeräts. Die Antwort erfolgt analog zur Formatierung des Setz-Befehls.

Parameter test command syntax: AT<Befehl>=?<CR>

Prüfen, ob ein Befehl unterstützt wird. Es wird ERROR ausgegeben, wenn der Befehl nicht implementiert ist. Ein unterstützter Befehl wird mit OK quittiert. Wenn der Befehl Parameter akzeptiert, wird eine Information über die möglichen Parameter und Wertebereiche vor dem OK ausgegeben.

3. Systemkonzept

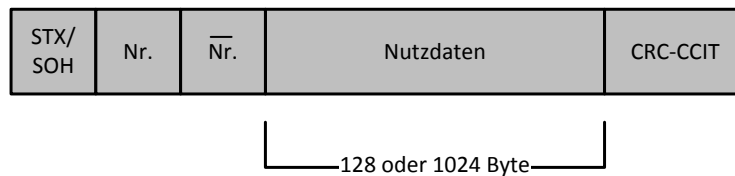
Ergebniscode

AT-Befehle vom PC an das Steuergerät werden immer durch einen Ergebniscode quittiert. Werden an das Steuergerät Nachrichten gesendet, die nicht mit AT beginnen, wird dies nicht als Befehl erkannt und auch nicht mit einer Fehlermeldung quittiert.

- | | |
|-------|---|
| OK | Der Befehl sowie alle möglicherweise angegebenen Parameter sind korrekt und der Befehl wurde vollständig ausgeführt. |
| ERROR | Fehler während der Ausführung des Befehls.
Dieser Ergebniscode wird aus verschiedenen Gründen zurückgegeben: <ul style="list-style-type: none">• Fehler in der Syntax des Befehls• Parameter außerhalb der erlaubten Bereiche• Befehl wird nicht unterstützt• Ein Fehler ist bei der Ausführung des Befehls aufgetreten |

Dateiübertragung

Zur Übertragung von Dateien wird das YMODEM-Protokoll [147] implementiert, das in den 1980er Jahren als Übertragungsprotokoll für Mailboxsysteme entwickelt wurde. Die Übertragung erfolgt paketorientiert, die Daten werden auf Blöcke von 128 Byte oder 1024 Byte aufgeteilt. Den Blöcken (s. Abbildung 3.6) wird ein Header mit der codierten Definition der Blockgröße und einer sequentiellen Paketnummer vorangestellt. Über ein Verfahren zur zyklischen Redundanzprüfung [148] wird aus dem Nutzdatenblock ein Prüfwert bestimmt und dem Datenblock angefügt. Dieser CRC-Wert errechnet sich über eine Polynomdivision der Bitfolge der Nutzdaten, denen eine Anzahl Nullen von der Länge des CRC-Werts angefügt wird, durch ein Generatorpolynom $(x^{16} + x^{12} + x^5 + 1)$ Modulo 2, der Divisionsrest ergibt den CRC-Wert von 16 Bit Länge. Nach Prüfung der Sequenznummer und des CRC-Wertes wird der Empfang der Datenblöcke durch Senden einer Paketquittung (ACK - 0x06) bestätigt, woraufhin das nächste Paket übertragen wird oder die erneute Übertragung des letzten Datenpakets durch Senden einer negativen Paketquittung (NAK - 0x15) angefordert wird.



STX = Beginn eines Datenpakets von 1024 Byte Länge (0x02)

SOH = Beginn eines Datenpakets von 128 Byte Länge (0x01)

Nr. = Sequentielle Paketnummer (0..255)

$\overline{\text{Nr.}}$ = Invertierte Paketnummer (255..0)

CRC-CCIT = CRC-Prüfwert von zwei Byte Länge

Abbildung 3.6: Schematischer Aufbau der YMODEM-Datenpakete

Nach Senden und Empfangsbestätigung des letzten Pakets, das, insofern die Dateigröße sich nicht restlos auf Blockgröße verteilen lässt, mit beliebigen Daten aufgefüllt wird, erfolgt eine Signalisierung des Dateiendes durch eventuell mehrfaches Senden des einzelnen Zeichens *End of Transmission* (EOT - 0x04), das ebenfalls vom Empfänger mit ACK bestätigt werden muss. Mit dem nächsten Datenpaket beginnt entweder die Übertragung einer weiteren Datei oder es wird durch einen Nutzdatenbereich, der mit *Null* (0x00) beginnt, gekennzeichnet, dass die Übertragung aller Dateien abgeschlossen ist.

Die Übertragungen werden vom Empfänger durch die Übertragung eines Startzeichens (0x43) initiiert, woraufhin der Sender einen ersten Datenblock von 1029 Byte überträgt, der im Nutzdatenbereich zunächst den Dateinamen als nullterminierten ASCII-String sowie die Dateigröße als Dezimalzahl in ASCII-Codierung enthält. Erst nach Bestätigung des ersten Datenpakets beginnt die Übertragung des Inhalts der Datei nach dem oben vorgestellten Schema.

3. Systemkonzept

4. Realisierung der Komponenten

Im vorigen Kapitel wurde das Konzept des robotischen Fixateursystems vorgestellt und anhand der medizinischen Anwendungsszenarien drei Systeme zur Überwachung der Frakturbehandlung, zur Frakturposition und zur Durchführung der Distraktionsosteogenese abgeleitet. Abbildung 4.1 zeigt ein Blockschaltbild mit den Systemaufgaben.

Das robotische Fixateursystem basiert auf dem klinisch erfolgreich eingesetzten Hexapodfixateur externe der Litos GmbH. Die medizinischen Anwendungsszenarien stellen unterschiedliche Anforderungen an die drei Systeme, die durch die Erweiterung der Distraktoren zu mechatronischen Baugruppen

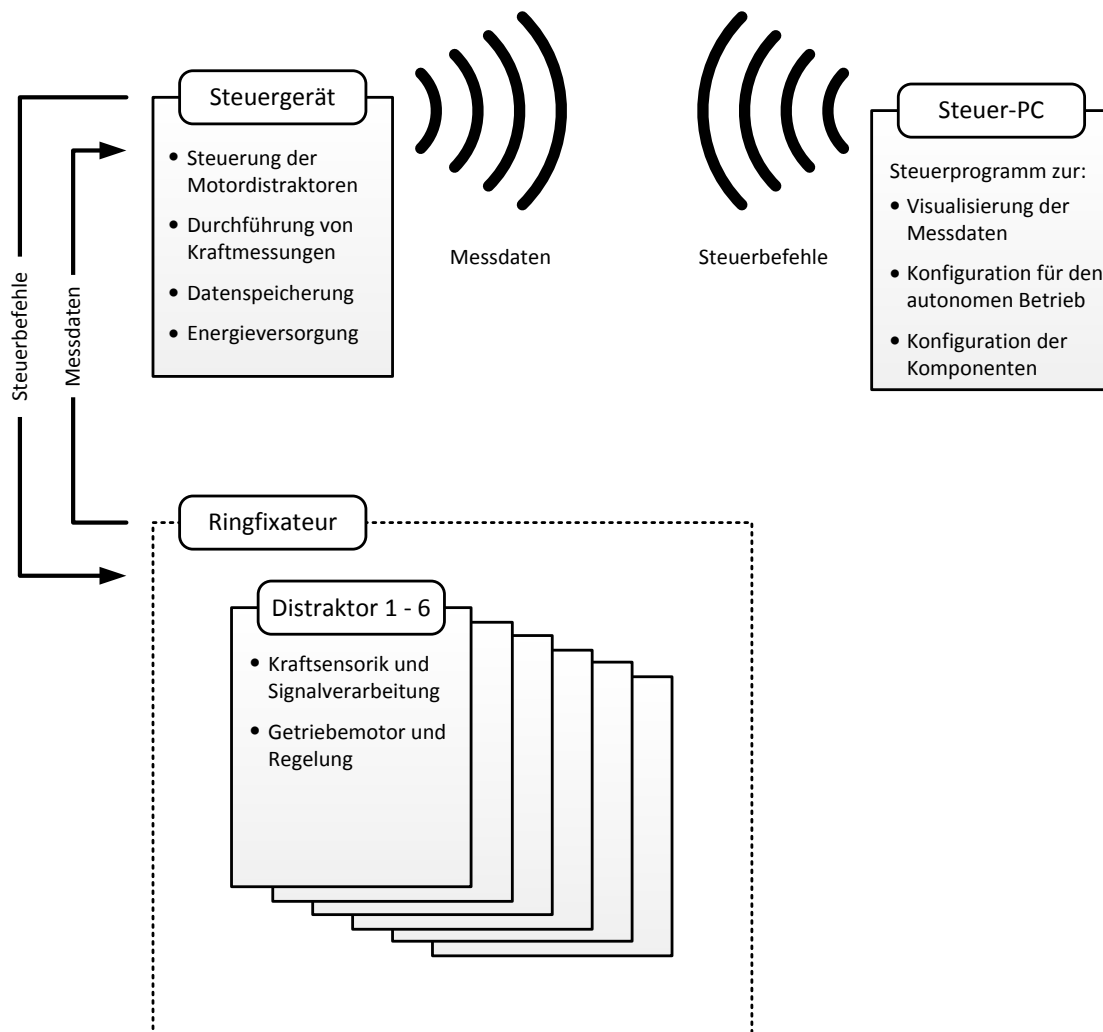


Abbildung 4.1: Blockschaltbild der Systemkomponenten

4. Realisierung der Komponenten

realisierbar sind. Während zur Überwachung der Frakturheilung nur Kraftsensorik sowie Signalverarbeitung und zur Frakturreposition nur motorbetriebene Ringbewegungen benötigt werden, kombiniert das System zur Durchführung der Distraktionsosteogenese Kraftsensorik, Sensorsignalverarbeitung, Getriebemotoren und Regelelektronik in einem mechatronischen Distraktor.

Gemeinsame Komponente der drei Systeme ist ein Steuergerät, das am Ringfixateur befestigt wird und über die gesamte Behandlungsdauer beim Patienten verbleibt. Es stellt die Energie für den Betrieb der mechatronischen Distraktoren bereit, führt autonom Lastmessungen oder Ringbewegungen durch und speichert die Mess- und Positionsdaten.

Über eine Bluetooth-Verbindung tauscht das Steuergerät Messdaten und Steuerbefehle mit einem Steuerprogramm aus. Neben der Konfiguration des robotischen Fixateursystems für den autonomen Betrieb dient das Steuerprogramm als Benutzerschnittstelle zur Visualisierung und Auswertung der aufgezeichneten Mess- und Positionsdaten. Bei einer bestehenden Bluetooth-Verbindung können Kraftmessungen zur Verlaufskontrolle der Frakturheilung sowie motorbetriebene Bewegungen des Fixateursystems zur Frakturreposition durchgeführt werden.

4.1. Steuergerät des Fixateurs

Das Steuergerät ist die zentrale Komponente der robotischen Fixateursysteme. Die Sensoren und Aktoren werden über Kabelverbindungen mit dem Steuersystem verbunden, durch die sowohl die Energieversorgung der angeschlossenen Komponenten sichergestellt, wie auch die Datenübertragung über ein serielles Bussystem durchgeführt wird. Das Ansprechen der Motordistraktoren oder das Abfragen der Kraftsensoren durch das Steuersystem kann sowohl anhand eines gespeicherten Plans zeitgesteuert, in Echtzeit durch eine Steuersoftware, die mit einer Bluetooth-Datenverbindung mit dem Steuersystem verbunden ist, oder durch Betätigen eines Tasters am Gerät erfolgen. Der Betriebs- und Batteriezustand des Geräts wird optisch und akustisch angezeigt. Zur Speicherung der Konfigurations- und Messdaten werden nichtflüchtige Speicher verwendet.

4.1.1. Aufbau des Steuergeräts

Um die oben genannten Funktionen bei geringem Energiebedarf ermöglichen zu können, wurde eine gedruckte Schaltung (s. Schaltplan 1 - Schaltplan 3 im Anhang) mit dem Programm Target 3001! (Version 15, Ing.-Büro FRIEDRICH, Eichenzell) entwickelt, die neben den nötigen passiven Komponenten nahezu ausschließlich hochintegrierte elektronische Komponenten enthält, die für mobile Anwendungen entwickelt worden sind. Die industriell gefertigte doppelseitige Leiterplatte wurde mit einem Microplacer MPL3100 (Essemtec AG, Aesch, Schweiz) bestückt und im Reflowverfahren (Protoflow, LPKF Laser & Electronics AG, Garbsen) verlötet. Lediglich die Pufferbatterie (X1), die be- drahteten LEDs (D6 und D9) sowie der piezokeramische Schallwandler (AL1) wurden anschließend von Hand verlötet.

Da keine passenden **Gehäuse** für das Steuersystem verfügbar waren, die bei kleinen Abmessungen ein Batteriefach integriert haben, wurde in Anlehnung

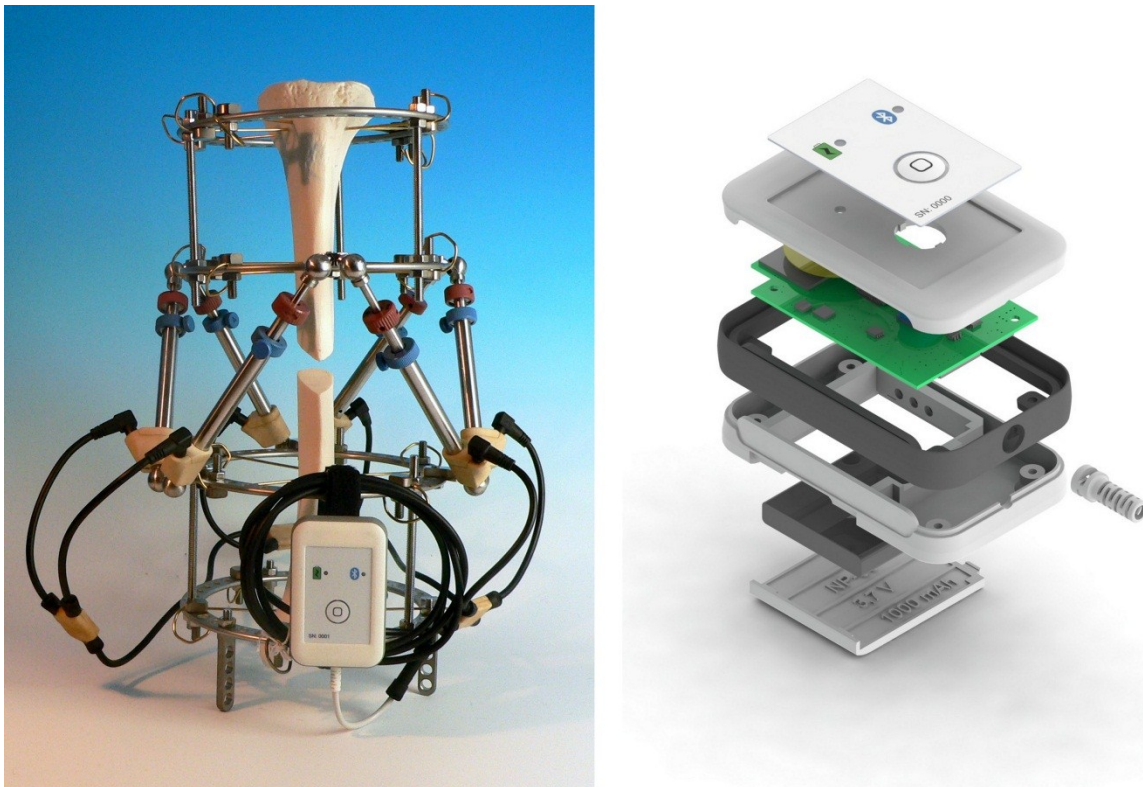


Abbildung 4.2: Steuersystem am Messfixateur (links) und in Explosionsdarstellung (rechts) von oben: Frontfolie, Gehäuseoberteil mit Durchbrüchen für LEDs und Taster, Leiterplatte, Zwischenring und Zugentlastung, Gehäuseunterteil mit Batteriekontakten, Akkumulator, Batteriefachdeckel

4. Realisierung der Komponenten

an ein kommerziell verfügbares Gehäuse (SoftCase S, Odenwälder Kunststoffwerke, Buchen) mit dem 3D-CAD Programm Solidworks (Dassault Systèmes) ein Gehäuse mit Batteriefach sowie passenden Durchbrüchen entworfen.

Das Gehäuse (s. Abbildung 4.2 – rechts) besteht aus mehreren Komponenten:

- Dem Gehäuseoberteil mit zwei Durchbrüchen für LED-Statusanzeigen sowie einem weiteren Durchbruch für einen Taster mit einer umlaufenden Beleuchtung. Für die Leiterplatte und den piezokeramischen Schallwandler sind zudem Befestigungspunkte vorgesehen.
- Dem Gehäuseunterteil, das für die Aufnahme von Batteriekontakten vorbereitet ist.
- Dem Batteriefachdeckel, der an Nuten am Gehäuseunterteil einrastet.
- Einer Zugentlastung für die Kabelverbindung zu den Kraftsensoren und den Motordistraktoren.

Diese Komponenten wurden in einem Lasersinterverfahren aus Polyamid von der Firma Shapeways, Eindhoven, Niederlande gefertigt. Der Zwischenring aus Thermoplast-Elastomer zwischen dem Gehäuseunter- und Oberteil stammt aus dem Zubehörsortiment für das SoftCase S von OKW. Die Frontfolie mit zwei LED-Fenstern, einer Domprägung für den Taster sowie einem transluzenten Ring um die Domprägung und einer fortlaufenden Seriennummer ist eine Sonderanfertigung von OKW nach den Spezifikationen des Gehäuseentwurfs.

Die **Energieversorgung** des Steuergeräts und der verbundenen Motordistraktoren und Kraftsensoren wird durch einen Li-Polymer Akkumulator mit einer Kapazität von 1000 mAh und einer Nennspannung von 3,7 V (NP-50, Fujifilm Corporation) sichergestellt. Das Batteriefach des Gehäuseunterteils wurde speziell für diese Zelle konstruiert und die Kontaktierung des positiven und negativen Pols der Batterie sowie des integrierten Thermistors wird durch drei Federkontaktstifte (F70211, Feinmetall GmbH, Herrenberg) hergestellt. Eine wiederaufladbare Pufferbatterie (MS621FE-FL11E, Seiko Instruments), die fest auf die Leiterplatte aufgelötet ist, kann die Energieversorgung der Echtzeituhr überbrücken, während der Akkumulator getauscht wird.

Zur Verringerung der Ruhestromaufnahme des Geräts ist die Stromversorgung verschiedener Komponenten durch elektronische Schalter (TPS2060, Texas Instruments) zu unterbrechen. Die Betriebsspannung von 3,3 V wird aus der Batteriespannung durch Low-Dropout Regler (MCP1700, Microchip Tech-

nology Inc.) erzeugt, die eine Ruhestromaufnahme von lediglich 1,6 μA aufweisen [149].

Zur Überwachung des Ladezustands des Akkumulators ist ein Batterieüberwachungs IC vorgesehen (bq27510-G2, Texas Instruments), das durch Messung der Zellimpedanz bei geringen Strömen die verbleibende und maximale Kapazität des Akkumulators bestimmen kann. In die Messung gehen weitere Parameter, wie die Zellspannung, Temperatur und der momentane Entladestrom ein. Die verbleibende Kapazität des Akkumulators kann so mit einer Genauigkeit von 1% bestimmt werden [150]. Die Batterieparameter, verbleibende Kapazität und die gemessene Kapazität bei vollständig geladenem Akkumulator sowie auch die momentane Zellspannung, Entladestrom und die erwartete verbleibende Batterielaufzeit, werden über eine I²C-Schnittstelle bereitgestellt.

Der **Datenspeicher** des Steuergeräts teilt sich in zwei Bereiche, zum einen ist ein EEPROM-Baustein mit I²C-Schnittstelle (24AA32A, Microchip Technology Inc.) mit einer Kapazität von 4 kByte verbaut, um Betriebsparameter wie den Gerätenamen nichtflüchtig speichern zu können. Zur Speicherung von Messdaten, Konfigurationsdateien und Protokolldateien ist hingegen ein Stecksockel zur Aufnahme einer Micro-SD Speicherkarte vorgesehen, die, nach Entfernen des Akkumulators, ohne Werkzeug aus dem Steuergerät entnommen werden kann, um die Daten beispielsweise an einem PC mit einem Speicherkartenlesegerät auslesen zu können. Micro-SD Karten haben spezifikationsgemäß eine Kapazität von maximal 2 GByte [151] und können durch das Serial Peripheral Interface (SPI), ein synchrones serielles Busverfahren, angesprochen werden [152].

Zur **kabellosen Datenübertragung** mit einem Steuer-PC oder mit Mobilgeräten ist ein Bluetooth-Transceiver (LMX9838, Texas Instruments) integriert. Bluetooth ist eine weit verbreitete Kurzstreckenfunktechnik im lizenzfreien 2,4 GHz ISM-Band mit einer Reichweite zwischen 10 und 100 m, die ursprünglich zum Ersatz von Kabelverbindungen im Bereich der mobilen Kommunikation entwickelt wurde. Die über Bluetooth-Datenverbindungen maximal erreichbare Übertragungsgeschwindigkeit beträgt in der implementierten Version 2.0 des Bluetooth-Standards 704 kBit/Sekunde [153].

Der verwendete Bluetooth-Transceiver enthält neben einen Microcontroller, der das Bluetooth-Protokoll realisiert, die vollständige Hochfrequenztechnik, einen Quarz, Spannungsregler und die nötige Antenne. Die Leiterplatte

4. Realisierung der Komponenten

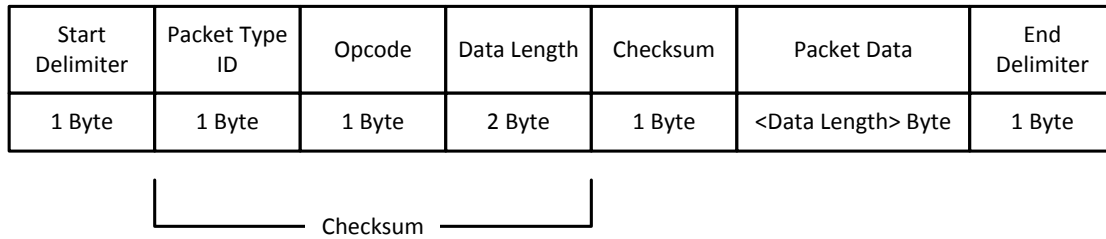


Abbildung 4.3: Framing-Protokoll für den Datenaustausch mit dem Bluetooth-Transceiver (nach [153])

des Systems kann daher, bis auf im Datenblatt [153] definierte Abstände des Transceivers zu Masseflächen, ohne Einschränkung aufgrund der hohen Frequenzen entworfen werden. Der Austausch von Nutz- und Steuerdaten mit dem Modul erfolgt über eine asynchrone serielle UART-Schnittstelle (Universal Asynchronous Receiver Transmitter) mit einer Datenrate von 921,6 kBit/Sekunde. Um die Übertragung von Nutzdaten über die Funkverbindung und die Übertragung von Steuerbefehlen zum Funkmodul über die gemeinsame serielle Datenverbindung voneinander trennen zu können, erfolgen alle Übertragungen in Frames (s. Abbildung 4.3).

Die Frames werden von einem *Start* (0x02) und *End Delimiter* (0x03) eingfasst. Der Pakettyp wird durch die *Packet Type ID* definiert:

- 0x52/'R': Anfrage (Request) an den Bluetooth-Transceiver, die durch genau eine Bestätigung (Confirm) beantwortet wird.
- 0x43/'C': Bestätigung (Confirm) des Bluetooth-Transceivers auf eine gestellte Anfrage.
- 0x69/'i': Informativer Hinweis (Indication) des Bluetooth-Transceivers, der keine Antwort auf eine gestellte Anfrage darstellt. Beispielsweise wird der erfolgte Verbindungsaufbau durch eine Indication gekennzeichnet.
- 0x72/'r': Optionale Antwort (Response) auf eine eingegangene Indication.

Der auszuführende Befehl bzw. die Definition der zu übertragenden Daten wird durch den *Opcode* gekennzeichnet. Die Befehle umfassen beispielsweise die Übertragung von Nutzdaten über eine etablierte Funkverbindung, die Suche nach Bluetooth-Geräten in Reichweite oder auch die Konfiguration des Bluetooth-Transceivers. Eine vollständige Auflistung der Befehle findet sich in [154].

Die Länge des Nutzdatenfeldes beträgt maximal 333 Byte und wird im Feld *Data Length* angegeben, da die Nutzdaten binäre Daten enthalten und so auch der *End Delimiter* im Nutzdatenfeld auftreten kann. Für einige der *Opcodes* ist die Länge des Nutzdatenfeldes bereits vorgegeben, bei der Übertragung von Daten über die Bluetooth-Verbindung ist die Länge jedoch variabel, um den Overhead bei der Funkübertragung reduzieren zu können.

Eine Plausibilitätsprüfung wird anhand der anschließend übertragenen *Checksum* durchgeführt, die das niederwertige Byte der Summe aus den Datenfeldern *Packet Type ID*, *Opcode* und *Data Length* darstellt.

Die Nutzdaten, entweder für die Übertragung von Daten über die Funkverbindung oder Parameter für die Ausführung von Befehlen, werden im Datenfeld *Packet Data* übertragen.

Zur Datenübertragung über die Funkverbindung definiert der Bluetooth-Standard [155] Profile, die jeweils eine Schnittstellenspezifikation darstellen, um die Interoperabilität zwischen Geräten verschiedener Hersteller zu gewährleisten. Das *Serial Port Profile* (SPP) ist ein grundlegendes Profil, das als Ersatz kabelgebundener serieller Datenverbindungen konzipiert ist. Nach erfolgreicher Verbindungsaufnahme zwischen zwei Bluetooth-Geräten, was durch weitere Bluetooth-Profile definiert ist, können über die SPP-Verbindung transparent Daten übertragen werden.

Der Bluetooth-Standard beschreibt Methoden zur verschlüsselten Datenübertragung sowie zur Authentifizierung von Geräten zur Verbindungsaufnahme (Pairing), die auf der Eingabe einer Bluetooth-PIN basieren. Authentifizierung und verschlüsselte Datenübertragung sind jedoch optional. Während viele Geräte, wie Freisprecheinrichtungen, eine fest eingestellte Bluetooth-PIN aufweisen, was die Sicherheit *a priori* kompromittiert, kann die Bluetooth-PIN auch durch Abhören der Funkverbindung während des Pairings ermittelt werden [156]. Die Sicherheit einer Bluetooth-Übertragung kann sichergestellt werden, wenn das Pairing nur einmalig auf eine Benutzereingabe hin durchgeführt wird, zudem wird eine unautorisierte Verbindung durch die geringe Reichweite der Funkübertragung erschwert. Der verwendete Bluetooth-Transceiver unterstützt die Authentifizierung und die Verbindungsverschlüsselung.

Die **Benutzerschnittstelle** des Steuersystems erlaubt Eingaben über einen Taster, der durch eine Schaltung aus einem Logikgatter (Schmitt-Trigger Inverter: SN74LVC1G14, Texas Instruments) und einigen passiven Komponenten

4. Realisierung der Komponenten

entprellt wird. Ein piezokeramischer Schallwandler, der zur Schwingungsübertragung an Nuten des Gehäuseoberteils befestigt ist, ermöglicht verschiedene akustische Benachrichtigungen, die im Falle einer Gerätestörung und als Bestätigung für die Tasterbetätigung ausgelöst werden. Um den Taster sind hinter einem transluzenten Bereich der Frontfolie mehrfarbige LEDs angeordnet (s. Abbildung 4.4), über die dem Benutzer Fehler- und Betriebszustände der extern angeschlossenen Motor- und Messdistraktoren angezeigt werden. Eine zweifarbige LED (rot/grün) neben dem Batteriesymbol zeigt den Ladezustand des Akkumulators an, der Betriebszustand des Bluetooth-Transceivers wird durch eine blaue LED neben dem Bluetooth-Logo angezeigt.

Inertialsensoren sind zur Bestimmung der Lage und der Drehrate des Steuersystems, das fest mit dem Fixateur verbunden ist, vorgesehen, um so die räumliche Lage der Extremität und momentane Aktivität des Patienten als Parameter für die Bestimmung des Heilungsverlaufs (vgl. Kapitel 3.2.1) ermitteln zu können.

Zur Messung der drei linearen Beschleunigungen wird der dreiachsige Beschleunigungssensor MMA8451Q1 (Freescale Inc.) verwendet, der neben den drei Sensoren für die Einzelbeschleunigung in Richtung der drei Koordinatenachsen auch die digitale Sensorauswertung und -filterung durchführt und die Messdaten über eine I²C-Schnittstelle zur Verfügung stellt. Das IC wurde für mobile Anwendungen entwickelt und bietet eine ganze Reihe von integrierten Funktionen, die auf der Auswertung der Beschleunigungsdaten beruhen. Von Vorteil für die Laufzeit des Steuergeräts ist die geringe Stromaufnahme von nur 4 μ A Ruhestrom bzw. von 24 μ A im Messbetrieb bei 100 Messwerten pro Sekunde mit 14 Bit Auflösung [157].

Zur Messung der drei Drehraten wird der dreiachsige Drehratensensor L3G4200D (STMicroelectronics) verwendet. Das IC beinhalten neben den drei mikromechanischen Sensoren für die Einzeldrehraten um die drei Achsen des Koordinatensystems auch die digitale Sensorauswertung und Filterung der Messdaten. Die Messdaten werden über eine I²C- und eine SPI-Schnittstelle zur Verfügung gestellt. Die Stromaufnahme beträgt im Power-Down Betrieb 5 μ A, während der Durchführung der Messung mit 100 Messwerten pro Sekunde beträgt die Stromaufnahme dahingegen typischerweise 6 mA [158].

Die beiden Inertialsensoren wurden so auf der Leiterplatte angeordnet, dass die zwei Koordinatensysteme übereinstimmen. Die Ausrichtung der x-, y-, und z-Achse zum Gehäuse des Steuergeräts ist in Abbildung 4.4 dargestellt.



Abbildung 4.4: Achsen des Koordinatensystems der Inertialsensoren des Steuergeräts

4.1.2. Microcontroller

Die zentrale Komponente des Steuergeräts ist der verwendete Microcontroller LPC2148 (NXP Semiconductors). Der LPC2148 [159] basiert auf einer 32 Bit ARM7 Architektur, die mit einem Systemtakt von maximal 60 MHz betrieben werden kann, und enthält 512 kByte Flash-Speicher für die Firmware sowie 40 kByte statischen RAM-Speicher. Zusätzlich sind auf dem Chip weitere Peripherieeinheiten enthalten, die für die geforderte Funktionalität (vgl. Kapitel 3.2.4) benötigt werden:

- Eine Echtzeituhr mit separater Energieversorgung und Takterzeugung durch einen 32kHz-Uhrenquarz.
- Zwei serielle UART-Schnittstellen für die Datenübertragung zum Bluetooth-Transceiver und zur Programmierung des verlöteten Microcontrollers in der Zielschaltung.
- Zwei serielle Schnittstellen nach dem I²C-Standard zur Kommunikation mit den externen Sensoren und Motoren sowie zur Kommunikation mit dem seriellen EEPROM-Speicherchip, den Inertialsensoren und dem Batterieüberwachungs-IC.

4. Realisierung der Komponenten

- Zwei SPI-Schnittstellen, von denen eine zum Datenaustausch mit der SD-Speicherkarte genutzt wird.
- PWM-Einheiten, die zur Ansteuerung des piezokeramischen Schallwandlers mit verschiedenen Frequenzmustern genutzt werden.
- Timer-Einheiten, die zur Erzeugung einer internen Zeitbasis mit einer Frequenz von 1 kHz genutzt werden.
- Maximal 45 Ein-/Ausgangskontakte, die teilweise interruptfähig⁶ sind.

Die Firmware für den Betrieb des Microcontrollers wurde mit der Software CrossWorks for ARM Version 1.7 in der Programmiersprache C entwickelt und in der Zielschaltung über einen JTAG-Adapter CrossConnect for ARM (beides Rowley Associates Ltd) getestet. Zur Verbindung mit dem JTAG-Adapter und zur Programmierung der Firmware über eine serielle Schnittstelle wurde eine Schaltung entwickelt (s. Schaltplan 4 im Anhang), die mit einem 14 poligen Flachbandkabel im 0,5 mm Raster platzsparend mit der Microcontrollerschaltung verbunden werden kann.

Konzeption der Firmware

Die Firmware des Microcontrollers wurde hinsichtlich der Konzepte einer Hardwareabstraktion und Kapselung von Funktionalität entworfen.

Die **Hardwareabstraktion** isoliert die Microcontrollerhardware, d.h. die Register des Microcontrollers über die die Peripherieeinheiten gesteuert werden oder auch die logischen Zustände der Bauteilanschlüsse abgefragt oder gesetzt werden können, von der übrigen Firmware. Der Zugriff auf Hardwarefunktionen kann nur noch auf Vermittlung durch die Hardwareabstraktionsschicht erfolgen. Neben verbesserter Übersichtlichkeit des Programmcodes besteht der große Vorteil dieses Konzepts darin, dass bei einer Änderung der Schaltung im Entwicklungsprozess nur Änderungen an der Hardwareabstraktionsschicht vorgenommen werden müssen und nicht der vollständige Programmcode angepasst werden muss.

⁶ Ein Interrupt ist die kurzfristige Unterbrechung des normalen Programmablaufs für die Bearbeitung zeitkritischer Aufgaben. Angefordert wird eine solche Unterbrechung häufig durch Peripheriemodule eines Mikrocontrollers oder durch den Zustandswechsel an dedizierten Bauteilanschlüssen. Nach der Sicherung des Programmzustandes wird in der Interrupt Service Routine (ISR) die Anforderung behandelt und nach Wiederherstellung des vorherigen Zustandes der normale Programmablauf wieder aufgenommen.

Realisiert ist das Konzept durch verschiedene Methoden. Die Abfrage und das Setzen der logischen Zustände der Bauteilanschlüsse erfolgt durch Präprozessormakros. Eine striktere Abstraktion ist bei den integrierten Peripherieeinheiten realisiert. Die Initialisierung erfolgt prinzipiell über eine Funktion zum Starten sowie zum Beenden unter Angabe eines Geräteindex. Da die Peripherieeinheiten teilweise von mehreren Komponenten benötigt werden, wird jeder Start und jedes Beenden einer Einheit protokolliert, um so die Einheiten erst dann vollständig zu deaktivieren, wenn sie endgültig nicht mehr benötigt werden.

Die **Kapselung** von Funktionalitäten wird durch Zusammenfassen der externen Komponenten mit den zum Betrieb benötigten internen Peripherieeinheiten zu einem logischen Gerät und eine Schnittstellenbeschreibung durch eine Header-Datei für jedes der logischen Geräte realisiert. Ebenso wie die internen Peripherieeinheiten wird jedes logische Gerät durch eine Start- und Stopp-Funktion unter Angabe eines Geräteindex aktiviert bzw. deaktiviert, zusätzlich kann der Betriebszustand abgefragt werden.

Ein solches logisches Gerät stellt beispielsweise das Dateisystem auf der Micro-SD Speicherkarte dar, das basierend auf der Embedded File System Library [160] implementiert ist. Durch einen Aufruf der `startDevice`-Funktion wird zuerst die `startPeriph`-Funktion für das SPI-Modul aufgerufen, die zunächst die zugeordneten Bauteilanschlüsse für die Verwendung durch das SPI-Modul konfiguriert, dann das SPI-Modul mit dem Systemtakt verbindet, die Konfiguration durchführt und schließlich aktiviert. Die `startDevice`-Funktion aktiviert dann die Versorgungsspannung für die Speicherkarte und beginnt nach einer Wartezeit von 1 ms mit dem Senden einer Initialisierungssequenz für die Speicherkarte bei einer geringen Taktrate. Nach der Initialisierung der Speicherkarte wird die Übertragungsrate des SPI-Interface erhöht und das FAT-Dateisystem auf der Speicherkarte eingelesen. Anschließend ist es möglich, anhand definierter Funktionen auf das Dateisystem zuzugreifen, um beispielsweise Dateien mit Konfigurationsdaten zu lesen oder Daten in Protokolldateien zu speichern.

Die Kapselung hat somit den großen Vorteil komplexe Programmabläufe und interne Datenstrukturen, die nur für den inneren Zustand eines logischen Gerätes, nicht aber für den Rest des Programmes relevant sind, zu verbergen. Dadurch wird der Programmcode nicht nur besser lesbar, sondern es werden

4. Realisierung der Komponenten

auch mögliche Fehler bei der mehrfachen Implementierung komplexer Abläufe vermieden.

Die Kapselung zu logischen Geräten, die über definierte Schnittstellen angesprochen werden können, dient auch dazu, die spezifischen Eingaben zu bündeln, die von den externen Komponenten erzeugt werden. Jedes logische Gerät verarbeitet die Eingaben intern und stellt dem Programm dann die verarbeiteten Eingaben zur Verfügung. Diese Vorgehensweise entspricht dem Task-Prinzip von Echtzeitbetriebssystemen, wie beispielsweise dem MicroC/OS-II [161], das für sicherheitskritische Systeme in der Luftfahrt und Medizintechnik konzipiert ist. Jedoch wurde auf die Implementierung eines Echtzeitbetriebssystem verzichtet, da dies einen großen zusätzlichen Aufwand in der Entwicklung und Fehlersuche und den Einsatz spezieller Entwicklungswerkzeuge bedeutet.

Implementiert wurde jedoch das Konzept kooperativer Tasks, die sich nach der Ausführung der benötigten Funktionen eigenständig beenden, und eines Task-Schedulers, der die Tasks, d.h. hier Nachrichtenbehandlungsroutinen der logischen Geräte, startet. Die main-Funktion⁷ der Firmware implementiert einen einfachen Task-Scheduler in Form einer Endlosschleife, die eine systemweite Nachrichtenwarteschlange (*Message Queue*) abarbeitet und dabei anhand der Nachrichtenparameter die entsprechende Nachrichtenbehandlungsroutine aufruft. Die Nachrichtenwarteschlange ist als Liste implementiert, bei der neue Nachrichten ans Ende angefügt werden. Die älteste Nachricht steht am Beginn der Liste und wird mit einem speziellen Funktionsaufruf abgerufen.

Die Nachrichten bestehen aus einem Zeiger auf einen dynamisch angelegten Speicherbereich, der neben einem Index zur Festlegung der Art der Nachricht und einem Zeitstempel einen weiteren Zeiger zur Übergabe beliebiger dynamisch erzeugter Parameterstrukturen enthält. Erzeugt werden die Nachrichten entweder von Interrupts, die beispielsweise beim Betätigen des Tasters, bei Dateneingang der UART-Schnittstelle zum Bluetooth-Transceiver oder auch gesteuert von der internen Echtzeituhr auftreten. Ebenso können Nachrichten auch von den logischen Geräten erzeugt werden, um als Reaktion auf verarbeitete Eingabedaten den weiteren Programmverlauf zu steuern.

⁷ Die main-Funktion bezeichnet den Start (Einsprungpunkt) eines C-Programms

Programmablauf

Die main-Funktion der Firmware, die nur nach einem Reset des Microcontrollers durch einen Batteriewechsel aufgerufen wird, beginnt mit der Initialisierung des Steuergeräts. Insbesondere wird anhand des EEPROM geprüft, ob die grundlegenden Initialisierungen des Bluetooth-Transceivers durchgeführt worden sind, was nur einmalig bei dem ersten Start nach Programmierung der Firmware erfolgt. Anschließend versetzt sich das Gerät in einen Bereitschaftsbetrieb mit drastisch reduziertem Stromverbrauch. Die externen Bauteile werden in einen Ruhezustand versetzt oder die Spannungsversorgung getrennt, die Bauteilanschlüsse für einen minimalen Ruhestrom konfiguriert und schließlich der Takt des Microcontrollerkerns und der Peripherieeinheiten abgeschaltet. Der Inhalt des SRAM-Speichers sowie der Prozessorzustand bleiben erhalten. Weiterhin betrieben wird lediglich die Echtzeituhr, die über einen separaten Quarz verfügt. Dieser Power-down Modus [162] kann durch Reset oder durch spezielle Interrupts verlassen werden. Die Konfiguration des Microcontrollers erlaubt ein Verlassen des Power-down Modus bei Auftreten eines externen Interrupts durch Betätigen des Tasters oder durch einen Interrupt der Echtzeituhr.

Nach dem Programmcode für die Initialisierung enthält die main-Funktion die Endlosschleife des Task-Schedulers, die eingegangene Nachrichten verarbeitet und die Nachrichtenbehandlungsroutinen der logischen Geräte aufruft oder zwischen verschiedenen Betriebsarten umschaltet (s. Abbildung 4.5).

Der **Bereitschaftsbetrieb** ist die grundsätzliche Betriebsart des Steuersystems. Für einen minimalen Energiebedarf befindet sich der Microcontroller im Power-down Zustand, die Takterzeugung sowie die internen Peripherieeinheiten sind deaktiviert, die externen Komponenten sind von der Spannungsversorgung getrennt oder befinden sich in einem Ruhezustand. Die Indikator-LEDs sind deaktiviert. Lediglich die Echtzeituhr und die Interruptlogik sind aktiv. Einmal stündlich erzeugt die Echtzeituhr einen Interrupt, der den Power-down Zustand beendet. Das Batterieüberwachungs-IC wird aktiviert, die verbleibende Kapazität sowie die Zellspannung ausgelesen und die Werte in einer Protokolldatei auf der Speicherkarte abgelegt. Insofern die verbleibende Kapazität des Akkumulators unter einen festgelegten Wert abfällt (standardmäßig: 100 mAh) wird die Batterieindikator-LED aktiviert und leuchtet dauerhaft in Rot, um so den nötigen Wechsel anzuzeigen. Anschließend wird das Steuergerät erneut in den Bereitschaftsbetrieb versetzt, außer die Akku-

4. Realisierung der Komponenten

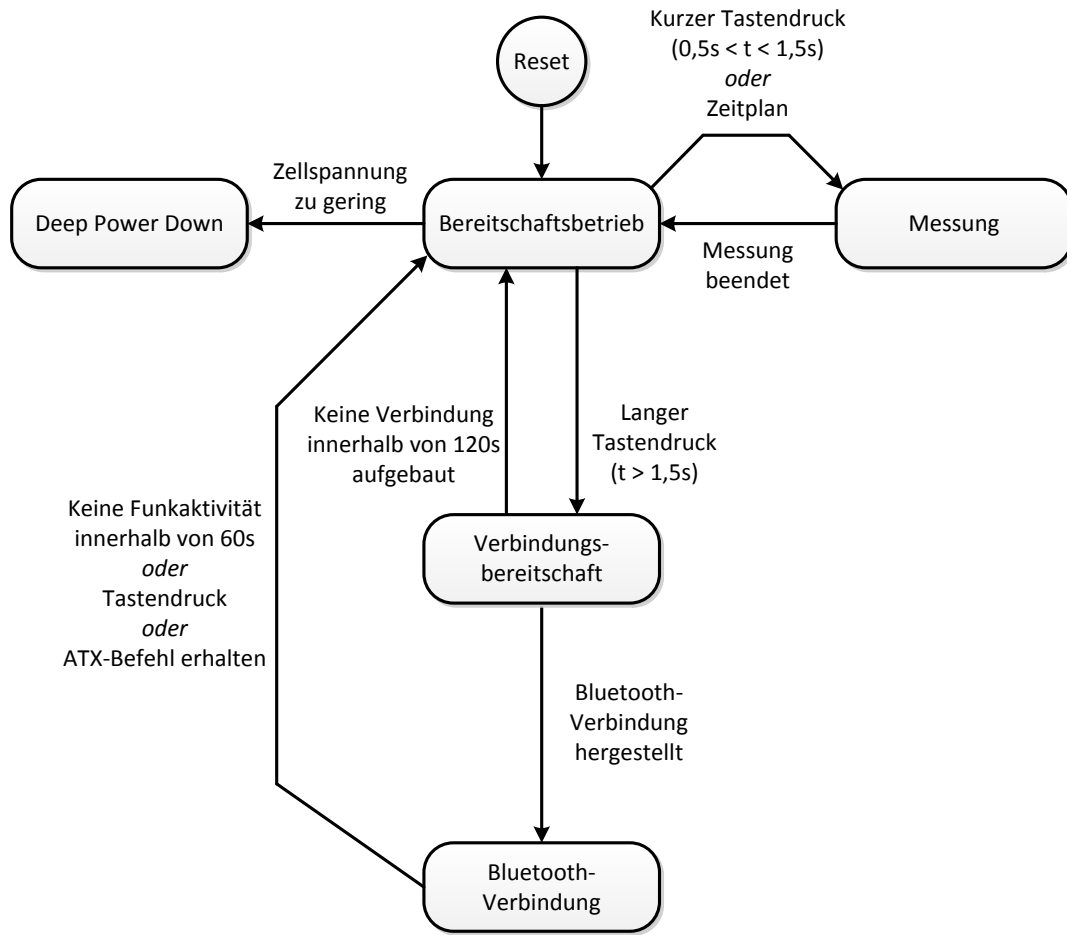


Abbildung 4.5: Vereinfachte Darstellung der Übergänge zwischen den Betriebsarten des Steuergeräts

mulatorspannung befindet sich unterhalb eines kritischen Werts (standardmäßig: 3,3 V). In diesem Fall wird zum Schutz des Akkumulators vor Tiefentladung das Steuergerät in den **Deep Power Down** Zustand versetzt. Die Indikator-LED und alle anderen Komponenten werden deaktiviert und der Microcontroller in den Power-down Betrieb versetzt, wobei auch die Interruptverarbeitung gestoppt wird. Der Deep Power Down Zustand, in dem das Steuergerät die Programmausführung beendet und auf keine Eingaben reagiert, kann nur durch Einsetzen eines geladenen Akkumulators verlassen werden.

Der **Messbetrieb** wird aus dem Bereitschaftsbetrieb durch einen kurzen Druck des Tasters erreicht. Die Spannungsversorgung der angeschlossenen Sensoren wird hergestellt, die Kraftmesswerte und die Sensortemperaturen werden ausgelesen und zusammen mit einem Zeitstempel und den Messwerten der Inertialsensoren in einer Protokolldatei gespeichert. Anschließend versetzt sich das Steuergerät in den Bereitschaftsbetrieb. Eine zweite Möglich-

keit, in den Messbetrieb einzutreten, ist über eine Zeitplanung, die über eine Datei auf der Speicherkarte konfiguriert wird. Diese Datei enthält zeilenweise verschiedene Aufgaben, die vom Steuergerät anhand des angegebenen Datums und der Uhrzeit abgearbeitet werden. Die Datei muss nach dem Zeitstempel geordnet sein, d.h. die erste Aufgabe steht am Beginn, die letzte am Ende der Datei. Anhand des angegebenen Zeitstempels wird der Alarm-Interrupt der Echtzeituhr konfiguriert, der bei Übereinstimmung der aktuellen Registerwerte mit dem Alarm-Zeitpunkt ausgelöst wird. Der Microcontroller verlässt daraufhin den Power-down Zustand und liest die entsprechende Zeile der Konfigurationsdatei aus, um die Parameter der Aufgabe zu ermitteln.

Lautet der Parameter nach dem Zeitstempel ‚M‘ so wird eine Kraftmessung durchgeführt, protokolliert und das Steuergerät wechselt in den Bereitschaftsbetrieb.

Bei Parameter ‚N‘ wird eine Benachrichtigung des Patienten akustisch über den piezokeramischen Schallwandler und optisch über eine dauerhafte, grüne Beleuchtung des Tasters durchgeführt. Das Steuergerät wechselt in den Bereitschaftsbetrieb, die Indikator-LED bleibt jedoch aktiv. Durch einen kurzen Tastendruck wird die Benachrichtigung bestätigt und protokolliert, die LED deaktiviert und nach Durchführung und Protokollierung einer Kraftmessung in den Bereitschaftsbetrieb gewechselt.

Bei Parameter ‚R‘ wird eine autonome Verstellung der Motordistraktoren durchgeführt. Anhand des dritten Parameters, der die maximale Verfahrensgeschwindigkeit und die Längendifferenzen enthält, werden die neuen Sollpositionen der Motordistraktoren anhand der aktuellen Positionen errechnet. Während dem Motordistraktor mit der höchsten Längendifferenz die angegebene Geschwindigkeit zugewiesen wird, werden die Verfahrensgeschwindigkeiten der anderen Motordistraktoren so errechnet, dass die Zielpositionen zeitgleich erreicht werden. Nach Ende der Motorbewegung, die ebenfalls protokolliert wird, wechselt das Steuergerät in den Bereitschaftsbetrieb. Falls eine Störung bei der Motorbewegung aufgetreten ist, die ein Erreichen der Zielposition verhindert, wird die weitere Ausführung der autonomen Motorbewegungen unterbunden und der Fehler durch eine dauerhafte, rote Beleuchtung des Tasters gekennzeichnet. Die Motorbewegungen können erst wieder durchgeführt werden, nachdem der Fehler durch das PC-basierte Steuerprogramm zurückgesetzt worden ist.

4. Realisierung der Komponenten

Die **Verbindungsbereitschaft** wird durch einen langen Druck des Tasters hergestellt und akustisch signalisiert. Der Bluetooth-Transceiver wird aktiviert und ist bereit, eine eingehende SPP-Funkverbindung zu akzeptieren. Die Verbindungsbereitschaft wird durch Blinken der blauen Bluetoothindikator-LED gekennzeichnet. Wird innerhalb von 120 Sekunden keine Verbindung hergestellt, wechselt das Steuergerät in den Bereitschaftsmodus.

Wird die Funkverbindung mit der korrekten Bluetooth-PIN hergestellt, wechselt das Steuergerät in den **Bluetooth-Verbindungsmodus**. Die blaue LED leuchtet nun dauerhaft und Übertragungen mit dem AT-Befehlssatz (vgl. Kapitel 3.2.5) können zwischen dem PC-basierten Steuerprogramm und dem Steuergerät stattfinden. Anhand eines definierten Befehlssatzes (s. Anhang A.1) können bei bestehender Datenverbindung beispielsweise Messungen durchgeführt, Betriebsparameter des Steuergeräts abgefragt oder das Steuergerät für den autonomen Betrieb am Patienten konfiguriert werden. Der Verbindungsmodus wird durch Betätigung des Tasters oder durch den Befehl „ATX“ verlassen, und das Steuergerät wechselt in den Bereitschaftsmodus. Mit den Befehlen „AT+GET=<Dateiname>“ und „AT+PUT“ wird die Verarbeitung von AT-Befehlen beendet und die Dateiübertragung über das YMODEM-Protokoll gestartet. Nach der Übertragung einer Datei von der Speicherkarte über die Bluetooth-Verbindung zum Steuerprogramm („AT+GET“), dem Empfangen einer Datei, die auf der Speicherkarte abgelegt wird, über die Funkstrecke („AT+PUT“) oder einem Fehler während der Dateiübertragung, wird die AT-Befehlsverarbeitung wieder aufgenommen.

4.1.3. Funktionsprüfung des Steuergeräts

Die korrekte Funktion der Softwarekomponenten wurde entwicklungsbegleitend überprüft und sichergestellt. Zur Charakterisierung des Steuergeräts wurde anfolgend an den Entwicklungsprozess die Stromaufnahme unter verschiedenen Betriebsbedingungen mit einem Multimeter HM8012 (Hameg Instruments GmbH, Mainhausen) ermittelt. Die Messung erfolgte am negativen Pol des Akkumulators. Die Übertragungsgeschwindigkeit der Dateiübertragung über die Bluetooth-Verbindung wurde anhand der entwickelten Steuersoftware (vgl. Kapitel 4.5) ermittelt.

Ergebnisse und Diskussion

In Tabelle 4.1 ist die Stromaufnahme des Steuergeräts unter verschiedenen Betriebsbedingungen angegeben. Im Bereitschaftsbetrieb beträgt die Laufzeit des Steuergeräts bei einer vollständig geladenen Batterie, errechnet aus der Stromaufnahme, etwa 130 Tage, unter Berücksichtigung des stündlichen Interrupts zur Protokollierung des Ladezustands ist die real zu erwartende Laufzeit etwas geringer.

Tabelle 4.1: Stromaufnahme des Steuergeräts

Betriebsbedingung	Stromaufnahme [mA]
Bereitschaft	0,32
Betrieb mit BT-Transceiver in Bereitschaft (Scan-Mode)	83
Betrieb mit hergestellter BT-Verbindung	96
Dateiübertragung über BT (lesen/schreiben)	110

Die Übertragungsgeschwindigkeit der Dateiübertragung mit dem YMODEM-Protokoll beträgt bei einer Übertragung vom Steuergerät zum PC ca. 16 kByte/Sekunde, bei einer Übertragung vom PC zum Steuergerät ca. 17 kByte/Sekunde. Im Vergleich dazu wurde die Übertragungsgeschwindigkeit einer Bluetooth-Dateiübertragung mit dem OBEX-Protokoll zwischen einem PC mit Windows 7 und dem Microsoft-Bluetoothstack und einem Mobiltelefon (K600i, Sony-Ericsson) anhand mehrfacher Übertragungen einer Datei von einem MByte Größe ermittelt. Die Übertragung vom PC zum Mobiltelefon erfolgte mit einer Geschwindigkeit von 32 kByte/Sekunde, in die Gegenrichtung mit 18 kByte/Sekunde. Der Unterschied in der Übertragungsgeschwindigkeit des Steuergeräts zu dem hochoptimierten Großseriengerät beträgt beim Senden von Dateien 50%, beim Empfangen von Dateien lediglich 5%.

Um das Steuergerät flexibel für unterschiedliche Einsatzszenarien konfigurieren zu können, wurde ein umfangreicher Befehlssatz (s. Anhang A.1) implementiert. Zusammen mit der Erkennung und Behandlung von fehlerhaften Betriebszuständen des Steuergeräts führt dies zu einer komplexen Software,

4. Realisierung der Komponenten

die etwa 18.500 Zeilen Quellcode umfasst und nach der Kompilierung 115 kByte im Programmspeicher des Microcontrollers belegt.

4.2. Kraftsensorik

Die Messung der mechanischen Regeneratsteifigkeit ist die Grundlage zur Erfassung der knöchernen Durchbauung einer Fraktur oder des Fortschritts bei der Distraktionsosteogenese. Es werden daher Sensoren benötigt, um die im Fixateur wirkenden Kräfte und Momente durch Bestimmung der Einzelkräfte, Druck- wie auch Zugkräfte, in den sechs Distraktoren messen zu können.

Kraftmessdosen mit Membran-Federkörper zeigen eine hohe Empfindlichkeit und sind in kleinen Abmessungen (beispielsweise: 12,7 mm \varnothing , Subminiatur Kraftsensor Typ 8411, Burster Präzisionsmesstechnik GmbH & Co KG, Gernsbach) verfügbar. Lasten außerhalb der mechanischen Achse, die bei der Montage eines solchen Sensors am Distraktor oder bei der klinischen Handhabung des Distraktors auftreten, können zu einer Verstimmung oder einer Beschädigung des Sensors führen [163]. Die teleskopische Bauart der Distraktoren legt die Umsetzung eines Kraftsensors mit hohlzylindrischem Federelement nahe. Diese Bauart wird üblicherweise für Sensoren mit großer Nennkraft verwendet, weist aber eine hohe Stabilität gegenüber Querbelastungen auf [164].

Zur Realisierung von Kraftaufnehmern, die ausreichend robust für die klinische Anwendung sind sowie gleichzeitig geringe Messfehler und kompakte Abmessungen aufweisen, wurden sowohl das Federelement des Aufnehmers wie auch die Messsignalerfassung und -verarbeitung optimiert.

4.2.1. Verwendeter DMS

Die Erfassung der in den Distraktoren auftretenden Druck- und Zugkräfte im klinischen Umfeld erfordert neben einer hohen Genauigkeit eine Langzeitstabilität hinsichtlich Driftverhalten und Kennwert des Aufnehmers. Zudem erfordert die lange Tragedauer externer Fixateure und die Wiederverwendbarkeit des Sensors eine hohe Anzahl von Lastwechseln, bevor Materialermüdung einsetzt. Für den Aufbau des Messwertaufnehmers ist eine Verschaltung von zwei Sensorelementen in Richtung der wirkenden Kraft mit zwei senkrecht dazu angebrachten Sensorelementen zu einer Vollbrücke vorgesehen (vgl. Kapitel 2.4). Der Durchmesser des Hohlzylinder-Federelements,

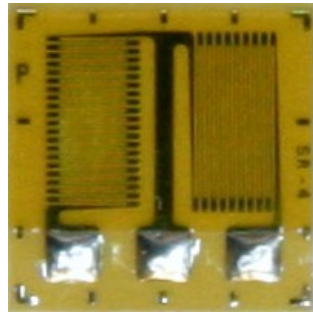


Abbildung 4.6: DMS-Halbbrücke, Typ N2A-06-S150R-1KB

und damit die Abmessungen der Sensorelemente, orientiert sich am Außendurchmesser der Distraktorelemente von 11 mm um die Anwendbarkeit der mit Sensoren versehenen Distraktoren nicht durch zu große Abmessungen einzuschränken.

Durch die Verwendung von industriell gefertigten Folien-DMS für den Bau von Messwertaufnehmern können die Anforderungen an den Sensor erfüllt werden. Gewählt wurde ein Messwertaufnehmer-DMS vom Typ N2A-06-S150R-1KB (Vishay Measurement Group GmbH, Heilbronn). Diese DMS-Halbbrücke besteht aus einem Konstantan-Messgitter auf einem dünnen Polyimid-Träger (Abbildung 4.6).

Die Verwendung von DMS-Halbbrücken vereinfacht den Aufbau des Aufnehmers, da die Anzahl der zu applizierenden Elemente verringert und die Ausrichtung der Messgitter zueinander fest vorgegeben ist. Vorteilhaft für den Aufbau des Aufnehmers sind die geringen Gesamtabmessungen von 5,6 mm x 5,6 mm. Der nominelle k-Faktor beträgt 2,05. Der Widerstand der einzelnen Messgitter beträgt $1000 \Omega \pm 15 \%$, untereinander sind die Messgitter jedoch auf $\pm 0,2 \%$ abgeglichen. Der DMS ist spezifiziert auf eine Lebensdauer von 10^7 Lastwechseln bei einer maximalen Verformung von $\pm 1500 \mu\text{m}$ [165].

Vor der Applikation der DMS-Halbbrücken erfolgt eine mechanische Aktivierung der Oberfläche durch Strahlen mit feinkörnigem Korund ($110 \mu\text{m}$), um die zu erwartende Festigkeit des Klebeverbundes zu verbessern [166]. Anschließend werden nach Reinigung und Entfettung der Oberfläche die DMS-Halbbrücken auf dem Federelement ausgerichtet und mit einer dünnen Schicht Zwei-Komponenten Epoxidklebstoff EPY-150 (Vishay Measurement Group GmbH, Heilbronn) aufgebracht [167]. Die Klebeverbindung wird durch Federklammern fixiert und bei $66 \text{ }^\circ\text{C}$ für zwei Stunden ausgehärtet.

4. Realisierung der Komponenten

Die Verschaltung der DMS-Halbbrücken zu einer Messbrücke (vgl. Abbildung 2.10) erfolgt mit Kupferlackdraht mit einem Nenndurchmesser von 0,1 mm und einer Isolierung aus Polyurethanlack.

4.2.2. Federkörper

Industriell gefertigte Kraftmessdosen für Druck- und Zugkräfte weisen typischerweise Empfindlichkeiten bei Nennkraft von 1 mV/V auf. Weniger empfindliche Sensoren erfordern die Verwendung von Messumformern mit höheren Verstärkungsfaktoren. Dies führt jedoch aufgrund der damit einhergehenden höheren Verstärkung von Störeinflüssen zur Erhöhung der Messunsicherheit und zur Verringerung des Signal-Rausch-Verhältnisses [168].

Die Anforderungen an das Federelement des Kraftaufnehmers bestehen in gegenläufigen Forderungen nach einer hohen Empfindlichkeit bei gleichzeitig mechanischer Stabilität gegenüber möglichen Überlasten während der ambulanten Tragezeit des Fixateurs sowie gegenüber Lasten außerhalb der mechanischen Achse.

Wird eine Empfindlichkeit von 1 mV/V beim Messbereichsendwert gefordert, ergibt sich mit dem nominellen k -Wert der DMS von 2,05 und der Poissonzahl $\nu = 0,27$ von Edelstahl nach (2.40) eine Dehnung von $\varepsilon_1 = 0,77 \times 10^{-3}$.

Anhand der Abmessungen des Distraktors wurde ein hohlzylindrisches Federelement in Form einer anschraubbaren Verlängerung entworfen (s. Zeichnung 1 im Anhang). Das Innengewinde M9x1 wurde übernommen, der Außendurchmesser im Bereich der Messstelle von 11 mm auf 10 mm reduziert.

Mit (2.32) errechnet sich für Edelstahl mit einem Elastizitätsmodul von 190 GPa und einer Nennkraft von 1000 N eine Dehnung des Federelements von $0,35 \times 10^{-3}$. Die Empfindlichkeit eines Kraftaufnehmers mit diesem Federelement und den ausgewählten DMS beträgt nach (2.40) mit 0,46 mV/V nur etwa die Hälfte des geforderten Wertes.

Mit der Simulationssoftware FEMLAB (Version 3.1, FEMLAB GmbH, Göttingen) wurden anhand von Finite Elemente Analyse Federkörper aus Edelstahl entworfen, welche die geforderte Empfindlichkeit von 1 mV/V bei Nennkraft von 1000 N aufweisen.

Federkörper A (s. Zeichnung 2 im Anhang) besteht aus einem Hohlzylinder mit einem Innendurchmesser von 11 mm, der Außendurchmesser beträgt 13 mm, im Bereich der Messstelle nur 11,4 mm.

Federkörper B (s. Zeichnung 3 im Anhang) besteht aus einem Edelstahlrohr mit einem Außendurchmesser von 13 mm und 1 mm Wandstärke. Auf zwei gegenüberliegenden Seiten sind Flächen mit einer Länge von 15 mm und einer Tiefe von 0,7 mm für die Aufnahme der DMS eingefräst. Senkrecht dazu sind zwei Bohrungen mit einem Durchmesser von 10 mm in das Rohr eingebracht, so dass sich ein Steg mit einer Breite von 2 mm zwischen den Bohrungen und zentrisch unter der Aufnahme der DMS ergibt. Die DMS-Halbbrücken werden so auf die ebene Fläche appliziert, dass sich das für Dehnungen in Längsrichtung empfindliche Messgitter dort mittig befindet.

Charakterisierung der Kraftaufnehmer

Zur Bestimmung der Empfindlichkeit der Kraftaufnehmer (Abbildung 4.7) wurde in quasistatischen Zug- und Drucktests mit einer Materialprüfmaschine Zwick 1455 (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm) im Kraftbereich von ± 500 N das Ausgangssignal der Messbrücke über eine Signalkonditionierungskarte (Typ: SC-2043-SG, National Instruments Germany GmbH, München) und eine Datenerfassungskarte (Typ: NI DAQCard-AI-16XE-50 vom gleichen Hersteller) erfasst. Mit der Methode der kleinsten Fehlerquadrate wurde aus den Messdaten die Kennlinie als linearer Zusammenhang zwischen Ausgangsspannung der Brücke und der wirkenden Kraft bestimmt. Die Empfindlichkeit des Kraftaufnehmers entspricht der Steigung dieser Kennlinie. Zudem ist auch das Bestimmtheitsmaß der Regressionsanalyse als Maß für die Linearität der Kennlinie ermittelt.

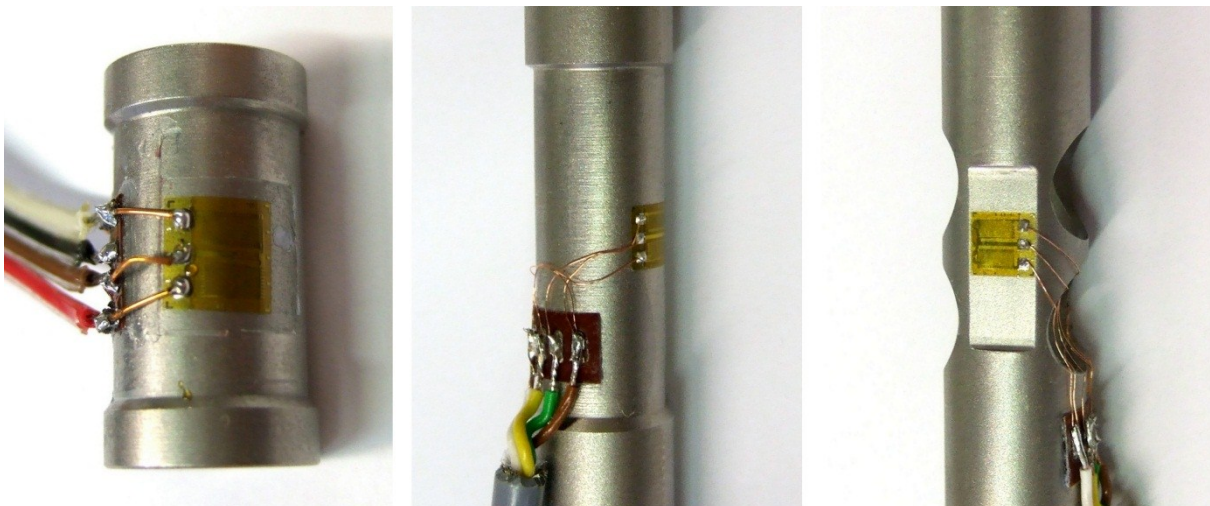


Abbildung 4.7: Anschraubbarer Federkörper (links), hohlzylindrischer Federkörper A (mittig), Federkörper B (rechts)

4. Realisierung der Komponenten

Weiter wurden die Bauteilfestigkeit der Federkörper durch eine Messung der maximalen Kräfte bis zum mechanischen Versagen unter Zug- und Druckkraft mit der Materialprüfmaschine bestimmt.

Ergebnisse und Diskussion

Die gemessene Brückenausgangsspannung der Federelemente über der eingepprägten Kraft ist in Abbildung 4.8 dargestellt. Die daraus bestimmten Empfindlichkeiten in Tabelle 4.2 zusammengefasst.

Tabelle 4.2: Empfindlichkeit der Kraftaufnehmer

Bezeichnung	Empfindlichkeit [mV/V]	Bestimmtheitsmaß
Anschraubbarer Federkörper	0,44	0,9942
Federkörper A	0,91	0,9990
Federkörper B	1,04	0,9963

Tabelle 4.3: Bauteilfestigkeiten der Kraftaufnehmer

Bezeichnung	Zugfestigkeit [kN]	Druckfestigkeit [kN]
Anschraubbarer Federkörper ⁸	10,2	6,8
Federkörper A	4,8	3,2
Federkörper B	4,8	2,8

Die Messergebnisse der Empfindlichkeit der Kraftaufnehmer bestätigen die theoretischen Überlegungen, herstellungsbedingte Toleranzen zeigen jedoch einen Einfluss auf die Ergebnisse. Die bestimmten Zugfestigkeiten (s. Tabelle 4.3) liegen deutlich höher als die Zugfestigkeit eines Einzeldistraktors [66] und auch die Druckfestigkeit überschreitet die klinisch erreichbaren Festigkeitswerte externer Fixateure [51, 169] um ein Vielfaches.

⁸ Errechnet aus dem Messwert von Federkörper A.

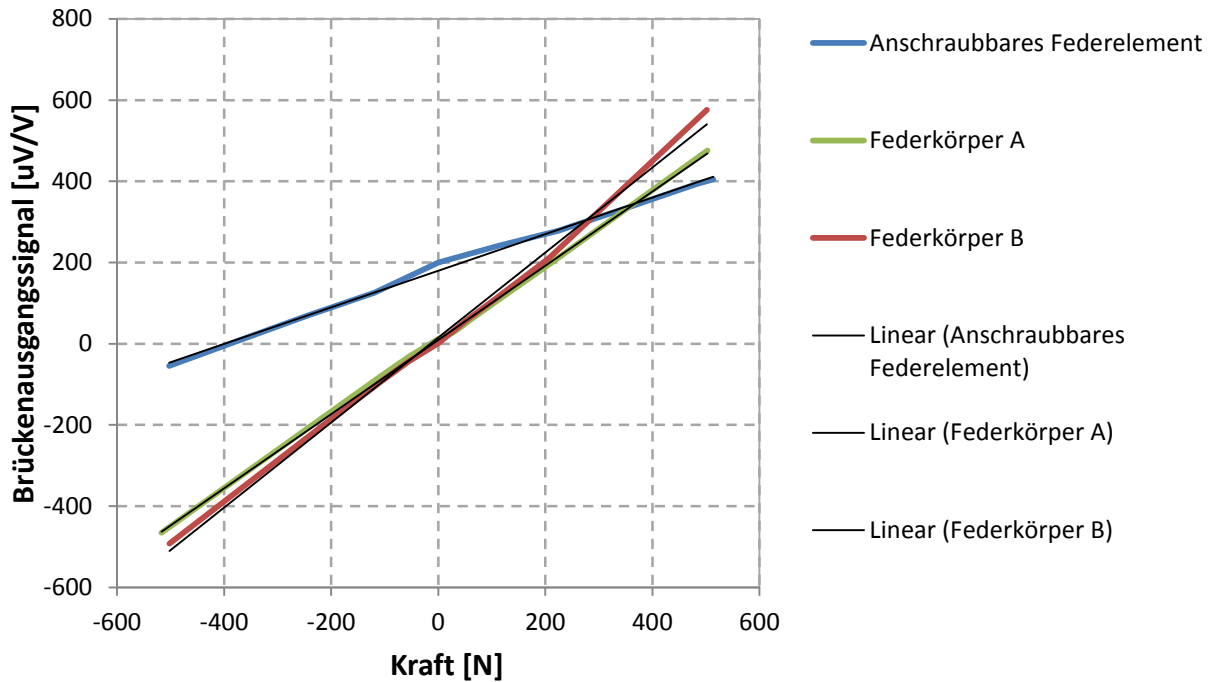


Abbildung 4.8: Brückenausgangsspannung über der eingprägten Kraft

Die Fertigung der Kraftaufnehmer A und B zeigte jedoch einen hohen Ausschuss, da Wandstärken von nur etwa 200 µm gefordert waren. Bei der spannenden Bearbeitung können jedoch Schwingungen des Bauteils nicht vollständig vermieden werden, und somit war keine reproduzierbare Fertigung der Federelemente möglich. Das Applizieren der DMS gestaltet sich jedoch bei Federkörper B aufgrund der plangefrästen Aufnahme am einfachsten.

Aufgrund der fertigungstechnisch bedingten Schwierigkeiten bei der Herstellung der Kraftaufnehmer A und B wurde trotz der geringeren Empfindlichkeit das Konzept des anschraubbaren Kraftaufnehmers weiter verfolgt.

4.2.3. Sensorsignalerfassung

In Kapitel 2.4 sind verschiedene Konzepte für die Erfassung und Verarbeitung des Sensorausgangssignals angeführt, deren Eignung für die Integration in einem Sensormodul mit Kraftaufnehmer und integrierter Sensorsignalerfassung untersucht wurde. Das Auswahlkriterium für die Realisierung der Sensorsignalerfassung ist eine hohe Messgenauigkeit bei geringem Schaltungsaufwand.

Für die weitere Analyse wurden Sensorsignalerfassungssysteme für Kraftsensoren mit Messbrücken auf der Basis eines programmierbaren System on Chip (PSoC) (CY8C29x66, Cypress Semiconductor Corporation) sowie zweier

4. Realisierung der Komponenten

Sensor-Signal Conditioning ICs mit integriertem Analog-Digital-Umsetzer (PGA309, Texas Instruments Incorporated und SX8723, Semtech Corporation) entworfen. Der Vergleich der Systeme untereinander wurde anhand eines kommerziellen Kraftsensors (Typ 8435, Burster Präzisionsmesstechnik GmbH & Co KG, Gernsbach) durchgeführt, um sensorseitige Unsicherheiten auszuschließen. Der Sensor, dessen Messprinzip auf DMS in einer Vollbrückenschaltung beruht, weist eine Empfindlichkeit von 1 mV/V bei Nennkraft von 1000 N auf [170].

Der prinzipielle Aufbau der Testschaltungen A – E ist gleich: die Betriebsspannung des PSoC wird durch einen Festspannungsregler auf 3,3 V festgelegt und speist auch die Messbrücke des Sensors, respektive dient als Referenzspannung der Trägerfrequenzanregung. Die gleiche Betriebsspannung versorgt, wenn vorhanden, auch das Sensor-Signal Conditioning IC. Der Systemtakt des PSoC von 24 MHz wird chipintern erzeugt. Ein USB-zu-Seriell-Umsetzer dient zum Datenaustausch zwischen PSoC und einem Steuer-PC. Die erhobenen Messdaten werden direkt zum Steuer-PC übertragen, und es erfolgt keine weitere Signalverarbeitung.

Der PSoC ist ein konfigurierbares, gemischt analog-digitales System [171]. Neben einem fest verschalteten 8-Bit Mikrocontrollerkern in Harvard Architektur enthält der PSoC digitale sowie analoge Funktionsblöcke, die durch konfigurierbare Verbindungen miteinander verschaltet werden können. So lassen sich verschiedene höhere Funktionen, wie Analog-zu-Digital-Umsetzer, analoge Verstärker, analoge Filter oder auch digitale Kommunikationsmodule beispielsweise für die Datenübertragung mit einem seriellen I²C-Bussystem realisieren, die auch zur Laufzeit rekonfigurierbar sind. Daneben verfügt der PSoC über Flash-Speicher und SRAM-Arbeitsspeicher⁹. Neben den Bauteilanschlüssen mit fester Funktion, wie Versorgungsspannung und Masse, können viele der Anschlüsse frei als Eingang, für analoge oder digitale Signale, oder Ausgang, unter anderem mit Push-Pull, Open Drain oder analogem Ausgangstreiber, definiert werden.

Die Definition der Bauteileigenschaften wird in der Entwicklungsumgebung *PSoC Designer*, die von Cypress Semiconductor erhältlich ist, anhand einer grafischen Benutzeroberfläche vorgenommen. Für die definierten Funktionsblöcke wird automatisiert Quellcode sowie Header-Dateien mit der Deklaration

⁹ Der CY8C29x66 verfügt über 32 kByte Flash und 2 kByte SRAM.

der verfügbaren Register und den Signaturen der unterstützten Funktionen erstellt. Für die Nutzung der konfigurierbaren Bausteine ist so keine Beschreibung in einer Hardwarebeschreibungssprache wie VHDL nötig¹⁰, nach der Definition durch die Benutzeroberfläche erscheinen die Funktionsblöcke wie die Peripherie-Einheiten üblicher Mikrocontroller. Die Firmware wird in der Hochsprache C oder in Assembler entwickelt und ebenfalls mit dem PSoC Designer übersetzt. Die kompilierte Firmware wird durch einen Programmieradapter [172] über ein serielles In System Serial Programming Verfahren (ISSP) an den PSoC in der Zielschaltung übertragen und im nichtflüchtigen Speicher abgelegt.

Bei den analogen Funktionsblöcken des PSoC ist zwischen *Switched Capacitor* (SC) und *Continuous Time* (CT) Blöcken zu unterscheiden. SC-Blöcke beruhen auf dem Prinzip getakteter integrierter Kapazitäten. Im Gegensatz zu genauen Widerständen, die in integrierten Schaltungen nur mit großem Platzaufwand zu fertigen sind, lassen sich Kapazitäten gut integrieren. Während bei einem Widerstand die Potentialdifferenz zwischen den Anschlussklemmen den Stromfluss bestimmt, wird der Stromfluss in der SC-Technik durch getaktetes Laden und Entladen der Kapazität erreicht. Der Stromfluss erfolgt jedoch nicht mehr zeitkontinuierlich, sondern zeitdiskret. Ordnet man nun SC-Einheiten in geeigneter Weise [173] um einen Operationsverstärker an, lassen sich damit wie in analoger Schaltungstechnik verschiedene Funktionen realisieren. Im PSoC Designer sind so unter anderem Verstärkerschaltungen, Komparatoren, aber auch Analog-zu-Digital-Umsetzer oder aktive Filter als vordefiniertes Benutzermodul verfügbar. CT-Blöcke dahingegen bestehen aus einer Widerstandsmatrix und einem Operationsverstärker [171]. Dieser Aufbau ermöglicht nicht die Flexibilität der SC-Blöcke, sondern beschränkt die Verwendung auf den Einsatz als Verstärkerschaltung mit programmierbarem Verstärkungsfaktor oder als Komparator.

Testschaltung A realisiert auf direkte Weise eine Gleichspannungsverstärkung des Ausgangssignals der Messbrücke mit einer nachfolgenden Digitalisierung (s. Abbildung 4.9). Die Realisierung erfolgt mit einem Instrumentenverstärker-Modul (INSAMP), das aus zwei SC und einem CT-Block aufgebaut ist [174] und so eine Instrumentenverstärkertopologie aus drei Operationsverstärkern [175] nachbildet. Für den Verstärkungsfaktor wurde der maximale

¹⁰ Die Möglichkeit der Beschreibung in einer Hardwarebeschreibungssprache besteht allerdings auch nicht.

4. Realisierung der Komponenten

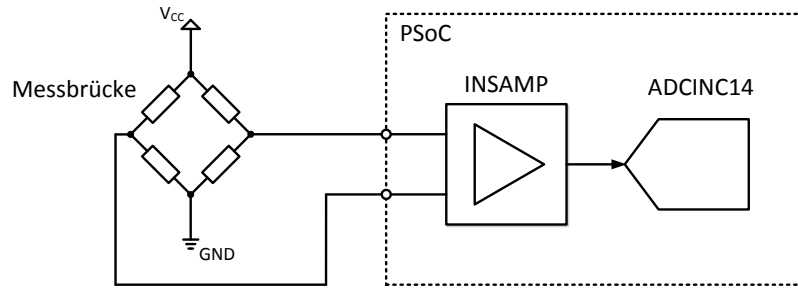


Abbildung 4.9: Testschaltung A – Interner Instrumentenverstärker

Wert von 93 gewählt. Für die Digitalisierung wird ein integrierender Analog-zu-Digital-Umsetzer (ADCINC14) mit einer Auflösung von 14 Bit gewählt, der aus einem SC-Block sowie digitalen Zählerblöcken besteht [176]. Die Abtastrate des ADCINC14 beträgt in dieser Konfiguration 40 Messungen pro Sekunde.

Testschaltung B realisiert ebenfalls eine Gleichspannungsverstärkung mit nachfolgender Digitalisierung (s. Abbildung 4.10). Um die Begrenzung der Systemverstärkung durch den Instrumentenverstärker zu umgehen, wird das verstärkte Signal durch einen Programmable Gain Amplifier (PGA), der aus einem CT-Block besteht [177], mit einem Verstärkungsfaktor von 4 vor der Digitalisierung durch den 14 Bit ADC weiter verstärkt. Eine chipinterne Verbindung zwischen dem Ausgang des Instrumentenverstärkers und dem Eingang des PGA besteht nicht, das Signal muss daher über eine externe Verbindung geführt werden. Die Abtastrate des ADCINC14 beträgt in dieser Konfiguration ebenfalls 40 Messungen pro Sekunde.

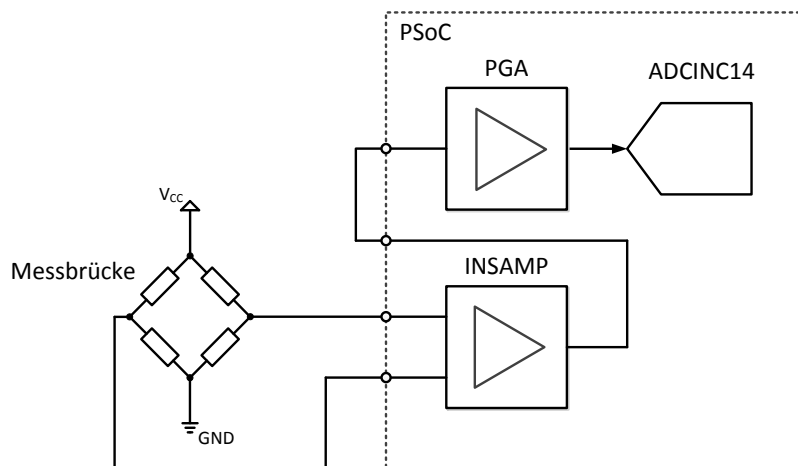


Abbildung 4.10: Testschaltung B – Interne Verstärkung mit Instrumenten- und Programmable-Gain-Verstärker

Testschaltung C stellt eine Ein-Chip-Implementierung eines Trägerfrequenzverstärkers dar. Das System nach Abbildung 4.11 enthält zwei identisch konfigurierte Zwei-Pol-Bandpassfilter (BPF2), deren Mittenfrequenz 5 kHz bei einer Bandbreite von 315 Hz beträgt. Die Bestimmung der Parameter der zwei SC-Blöcke, aus denen der Filter besteht [178], erfolgt über den PSoC Designer.

Zur Erzeugung einer sinusoidalen Brückenspeisespannung wird eine Rechteckschwingung mit einem Tastgrad von 0,5 und einer Frequenz von 5 kHz durch einen Pulsweitenmodulations (PWM) Block erzeugt und durch den Bandpassfilter gefiltert. Das Ausgangssignal des Bandpassfilters, das nach der Filterung den geforderten Signalverlauf zeigt, dient nun zur Speisung der Messbrücke. Im Gegensatz zu einer direkten Erzeugung der sinusoidalen Speisespannung, beispielsweise durch einen Digital-zu-Analog Umsetzer, ist die Signalerzeugung so ohne Aufwand für den Mikrocontrollerkern, lediglich zu Beginn der Signalerzeugung müssen Registerwerte gesetzt werden.

Das Ausgangssignal der Messbrücke wird durch einen Instrumentenverstärker zunächst 93fach verstärkt und durch einen zweiten Bandpassfilter von Störungen befreit. Zur Demodulation dient ein SC-Block, der als Verstärker mit einem alternierenden Verstärkungsfaktor von +1 und -1 betrieben wird. Das Umschalten zwischen den beiden Verstärkungen erfolgt durch das Ausgangssignal des Nulldurchgangsdetektors im Bandpassfilter des Trägerfrequenzgenerators. So bleibt die Phaseninformation des Brückenausgangssignals und damit die Information über das Vorzeichen der Kraft erhalten [179, 180].

Das demodulierte Signal wird in einem Trägerfrequenzverstärker vor der Ausgabe auf ein weiterverarbeitendes System oder vor der Digitalisierung tiefpassgefiltert (s. Abbildung 2.12). In der realisierten Testschaltung wird hingegen die Integrationszeit des ADC so eingestellt, dass genau 125 Perioden der

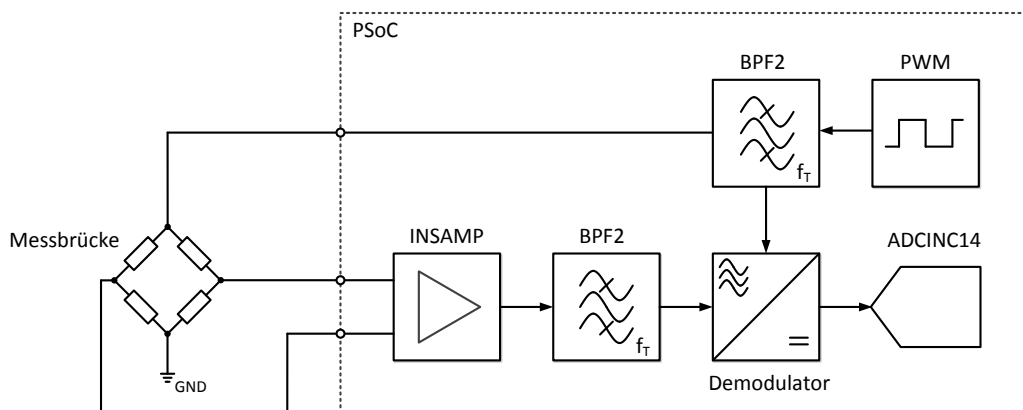


Abbildung 4.11: Testschaltung C – Trägerfrequenzverstärker

4. Realisierung der Komponenten

Trägerfrequenz durchlaufen werden. Das Ausgangssignal der Messbrücke wird so gleichzeitig digitalisiert und tiefpassgefiltert, wodurch kein separates Filtermodul benötigt wird. Die Messwerte werden mit einer Rate von 40 pro Sekunde erfasst.

Testschaltung D nutzt für die Verstärkung und Digitalisierung nicht interne Funktionsblöcke, sondern ein dediziertes Sensor-Signal Conditioning IC. Der PGA309 von Texas Instruments verstärkt das Ausgangssignal von Sensoren mit resistiven Messbrücken und ist gleichzeitig in der Lage, den Nullpunktoffset, Temperaturgang des Offsets und der Empfindlichkeit sowie die Nichtlinearität der Messbrücke zu kompensieren. Die Signalverarbeitung und auch die Ausgabe des angepassten Eingangssignals erfolgt vollständig analog durch digital konfigurierbare Verstärkerstufen. Eine Digitalisierung des Messsignals findet nicht statt, wobei jedoch ein 15 Bit Analog-zu-Digital-Umsetzer für Kalibrierungszwecke integriert ist.

Die Aufgabe des PSoC beschränkt sich in der Testschaltung (s. Abbildung 4.12) auf die Konfiguration der Register und das Auslesen der im PGA309 digitalisierten Messdaten in einem Polling-Verfahren über eine serielle Eindraht-Datenverbindung (OneWire) [181]. Das Auslesen der digitalisierten Messwerte erfolgt in dieser Testschaltung mit der maximal möglichen Rate von etwa 8 Messungen pro Sekunde.

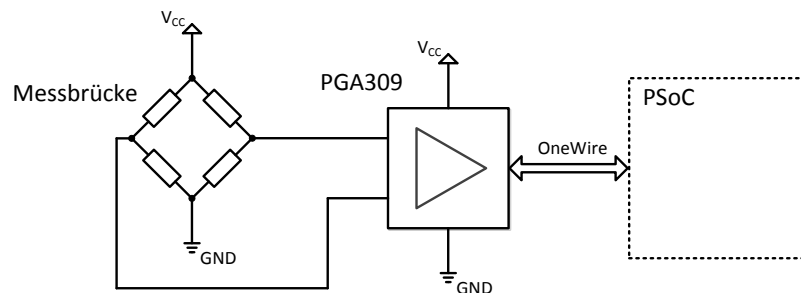


Abbildung 4.12: Testschaltung D – PGA309

Vor einer Messung müssen die Registerwerte für die Konfiguration der Verstärkerstufen des PGA309 (s. Abbildung 4.13) errechnet und übertragen werden. Eingangs- und Ausgangsverstärker sowie der *Gain-DAC*, der einen programmierbaren Spannungsteiler zur Feineinstellung des Verstärkungsfaktors des Systems realisiert, werden auf die maximalen Werte eingestellt und erreichen so insgesamt eine 1152fache Verstärkung. Der Nullpunktoffset der Messbrücke wird über zwei Digital-zu-Analog Umsetzer kompensiert, ein Grobgleich (*Coarse Offset Adjust*) erfolgt bereits vor der Verstärkung durch den Ein-

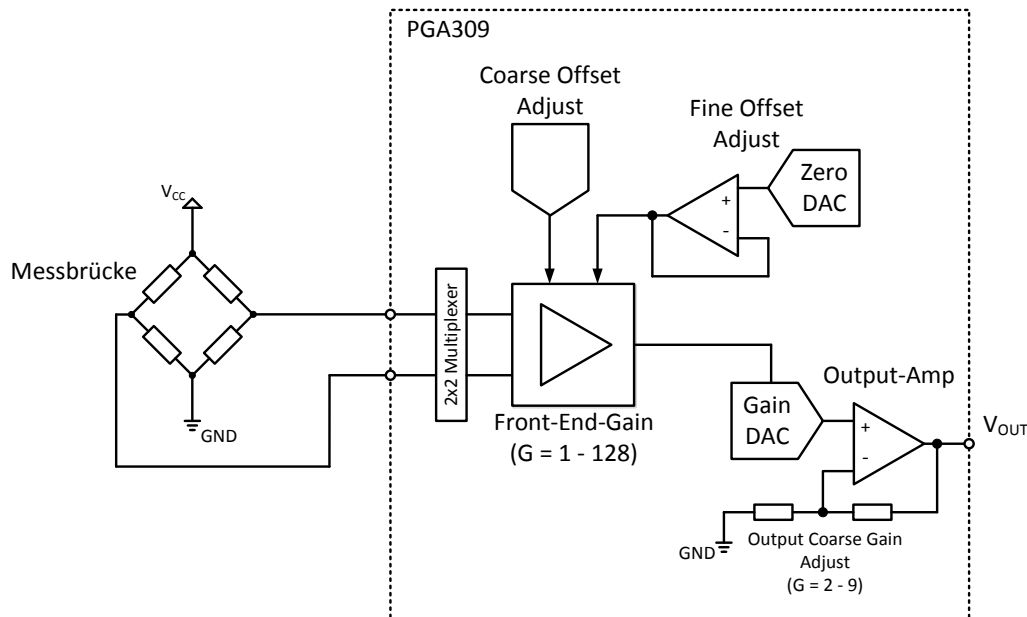


Abbildung 4.13: Vereinfachtes Blockschaltbild des PGA309 (nach [181])

gangsverstärker, ein Feinabgleich (*Fine Offset Adjust*) schließlich nach der Verstärkung. Maximal ist eine Offset-Kompensation in Höhe der doppelten Brückenempfindlichkeit möglich [182].

Testschaltung E nutzt ebenfalls ein dediziertes Sensor-Signal Conditioning IC. Der Baustein SX8723 von Semtech realisiert anders als der PGA309 jedoch keine eigenständige analoge Sensorsignalanpassung sondern ist als Eingangsstufe eines digitalen Signalverarbeitungssystems entworfen. Implementiert ist ein dreistufiger Eingangsverstärker auf Basis von Switched-Capacitor-Verstärkern, wobei die letzten zwei Verstärkerstufen zudem eine programmierbare Offsetkorrektur enthalten, und ein 16 Bit Analog-zu-Digital Umsetzer. Insgesamt ist eine Systemverstärkung von 0,5 bis 1000 und eine Korrektur des Brückenoffsets von bis zum 15fachen der Brückenempfindlichkeit möglich [183]. Der Analog-zu-Digital-Umsetzer führt eine mehrfache Überabtastung

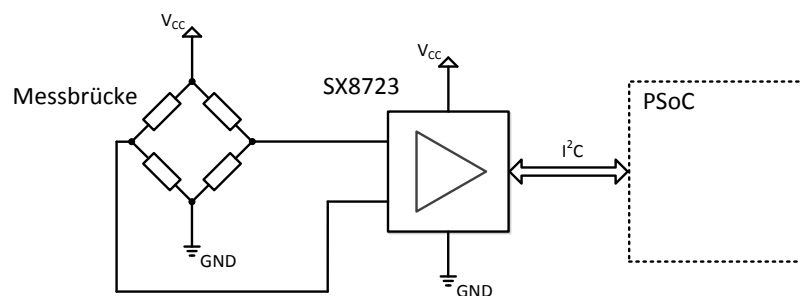


Abbildung 4.14: Testschaltung E – SX8723

4. Realisierung der Komponenten

des verstärkten Eingangssignals aus, wobei die Polarität der Eingänge jeweils vertauscht wird, um so den Gesamtfehler durch interne und externe Einflüsse zu minimieren. Die Datenrate des SX8723 wird auf 15 pro Sekunde festgelegt.

Charakterisierung der Sensorsignalverarbeitung

Zur Charakterisierung der fünf Testschaltungen wurde der Kraftsensor ausgehend von einem unbelasteten Zustand in 1 kg-Schritten mit maximal 7 kg belastet. Es wurden in jedem Lastschritt 1000 Messwerte vom Steuer-PC aufgezeichnet und daraus jeweils der Mittelwert μ sowie die Standardabweichung σ bestimmt. Weiter wird die Steigung m einer Regressionsgeraden der Mittelwerte, aufgetragen über der mechanischen Last am Sensor, errechnet.

Die Änderung der Ausgangsgröße eines Messsystems bezogen auf die Änderung der Eingangsgröße ist als Empfindlichkeit¹¹ definiert [184], die Präzision als Maß der Übereinstimmung bei mehrfach wiederholten Messungen der gleichen Messgröße unter gleichen Bedingungen [185], die Richtigkeit, d.h. die Übereinstimmung des Mittelwertes der Ausgangsgröße mit dem Bezugswert¹² [185], wird in der Analyse der Testschaltungen nicht ermittelt, da keine Umrechnung der Ausgangswerte des Messsystems zu Lastwerten durchgeführt, sondern direkt das Ergebnis des Analog-zu-Digital-Umsetzers aufgezeichnet wird. Als Kenngröße für den Vergleich der Systeme untereinander dient die *analytische Empfindlichkeit*, die als Quotient der Steigung der Regressionsgeraden und der Standardabweichung des Messwertes errechnet wird. Die analytische Empfindlichkeit umfasst so die Empfindlichkeit sowie die Präzision des Messsystems.

Ergebnisse und Diskussion

Die Ergebnisse der Charakterisierung der Schaltungen sind in Tabelle 4.4 zusammengefasst. Zu erkennen ist, dass die Systeme mit einem eigenständigen Sensor-Signal Conditioning IC eine etwa 10fach höhere analytische Empfindlichkeit als die Schaltungen aufweisen, die allein mit den internen Schaltblöcken des PSoC realisiert sind.

¹¹ Entspricht somit der Steigung der Kennlinie.

¹² Entspricht der tatsächlich am Sensor vorhanden Last.

Tabelle 4.4: Ergebnisse der Testschaltungen

Testschaltung	m [N ⁻¹]	σ	Analytische Empfindlichkeit [N ⁻¹]
A	1,77	2,26	0,78
B	6,63	8,92	0,74
C	1,68	1,46	1,15
D	42,79	2,99	14,31
E	66,53	5,88	11,31

Obwohl ein industriell gefertigter Sensor benutzt wurde, zeigt sich eine Limitation der erreichbaren Verstärkung durch einen Nullpunktoffset der Messbrücke, was durch die Testschaltungen A – C nicht kompensiert werden kann und somit die analytische Empfindlichkeit auf die angegebenen Werte beschränkt. Die Phasenverschiebung zwischen dem Messbrückenausgangssignal und der anregenden Frequenz beträgt im Trägerfrequenzverfahren entweder 0 oder π und zeigt so die Polarität des Messsignals. Aufgrund parasitärer Kapazitäten, die unter anderem durch die Zuleitungen eingebracht werden, tritt zudem eine weitere konstante Phasenverschiebung auf. Die Kompensation dieser festen Phasenverschiebung ist problemlos möglich, somit wird die Systemverstärkung nicht verringert. Bei der Realisierung durch Switched Capacitor Blöcke des PSoC in Testschaltung C trat jedoch eine amplitudenabhängige Phasenverschiebung des Ausgangssignals der Messbrücke zur Trägerfrequenz auf, die nicht zu kompensieren war. Wie in Abbildung 4.15 zu erkennen führt die Phasenverschiebung zwischen Anregungs- und Ausgangssignal der Messbrücke zu einem Fehler in der Demodulation des Ausgangssignals. In der nachfolgenden tiefpassfilternden Digitalisierung führt dies zu einer Verringerung der Amplitude des Messwertes, da auch ein Teil der Halbwelle mit inverser Polarität in die Mittelwertbildung eingeht. Die Systemverstärkung ist nach (2.44) somit nicht mehr konstant, sondern eine Funktion der zu messenden Kraft. Dieses nichtlineare Übertragungsverhalten verhinderte die Aufnahme von Messwerten bei höheren Verstärkungsfaktoren. Die geringste Standardabweichung der Messwerte von Testschaltung C im Vergleich zu den weiteren Testschaltungen bestätigt dennoch den Vorteil des Trägerfrequenzverfahrens.

4. Realisierung der Komponenten

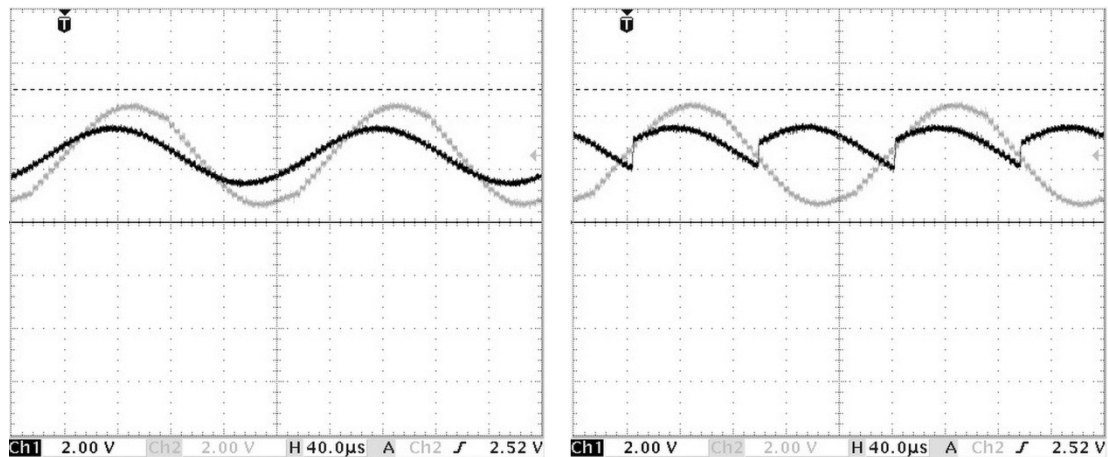


Abbildung 4.15: Brückenspeisespannung (grau) und Brückenausgangssignal vor (links) und nach (rechts) der phasenrichtigen Gleichrichtung

Die Testschaltungen D und E unterscheiden sich kaum hinsichtlich der ermittelten analytischen Empfindlichkeit, jedoch deutlich im schaltungstechnischen Aufwand sowie in der erzielbaren Datenrate. Der Aufbau mit dem Baustein SX8723 benötigt nur eine Kapazität zur Entkopplung der Versorgungsspannung sowie zwei Widerstände, um die Übertragung über das I²C-Protokoll [145] realisieren zu können. Die Datenrate kann mit gleichen Eigenschaft auf 60 Messungen pro Sekunde gesteigert werden [183], um durch nachfolgende digitale Signalverarbeitungsschritte die analytische Empfindlichkeit weiter zu erhöhen.

4.2.4. Realisiertes Sensorsystem

Die gezeigten Optimierungsschritte des Federelementes und der Sensorsignalverarbeitung erlauben die Realisierung eines Kraftaufnehmers für Druck- und Zugkräfte am Hexapodfixateur externe mit integrierter Sensorsignalverarbeitung. Umgesetzt wurde eine Schaltung (s. Schaltplan 5) mit dem Sensor-Signal Conditioning IC SX8723 und dem PSoc CY8C21434, der nur wenige analoge Funktionsblöcke bietet [186]. Vorteilhaft ist jedoch die Konfigurierbarkeit des digitalen Subsystems nicht nur hinsichtlich der Aufgabe, sondern auch der Anzahl der Funktionseinheiten. Genutzt werden drei voneinander unabhängige I²C-Bussysteme. Ein Datenbus wird für die Anbindung der Schaltung, respektive des Kraftaufnehmers, in das Gesamtsystem des Hexapodfixateur ex-

terne genutzt, der PSoC tritt als hier als Slave¹³ am I²C-Bus auf. Über zwei weitere lokale I²C-Verbindungen werden der SX8723 sowie ein digitaler Temperatursensor (TMP275, Texas Instruments Incorporated) vom PSoC als Master gesteuert. Zusammen mit einem Festspannungsregler (TPS79933, Texas Instruments Incorporated) mit einer Ausgangsspannung von 3,3 V sowie den nötigen passiven Komponenten ist die Schaltung in Oberflächenmontagetechnik (*surface-mounted technology*, SMT) aufgebaut. Die zweilagige Leiterplatte mit Abmessungen von ca. 10 mm x 20 mm wurde mit der Leiterplattenentwurfs-Software Orcad Capture und Layout (Cadence Design Systems Inc., USA) entwickelt und in der Forschungswerkstatt Elektrotechnik der Technischen Universität Hamburg-Harburg gefertigt. Zur einfacheren Bestückung mit den Komponenten ist die eigentliche Leiterplatte mit vier dünnen Stegen in einen Rahmen aus Basismaterial eingebunden, der nach dem Löten entfernt wird.

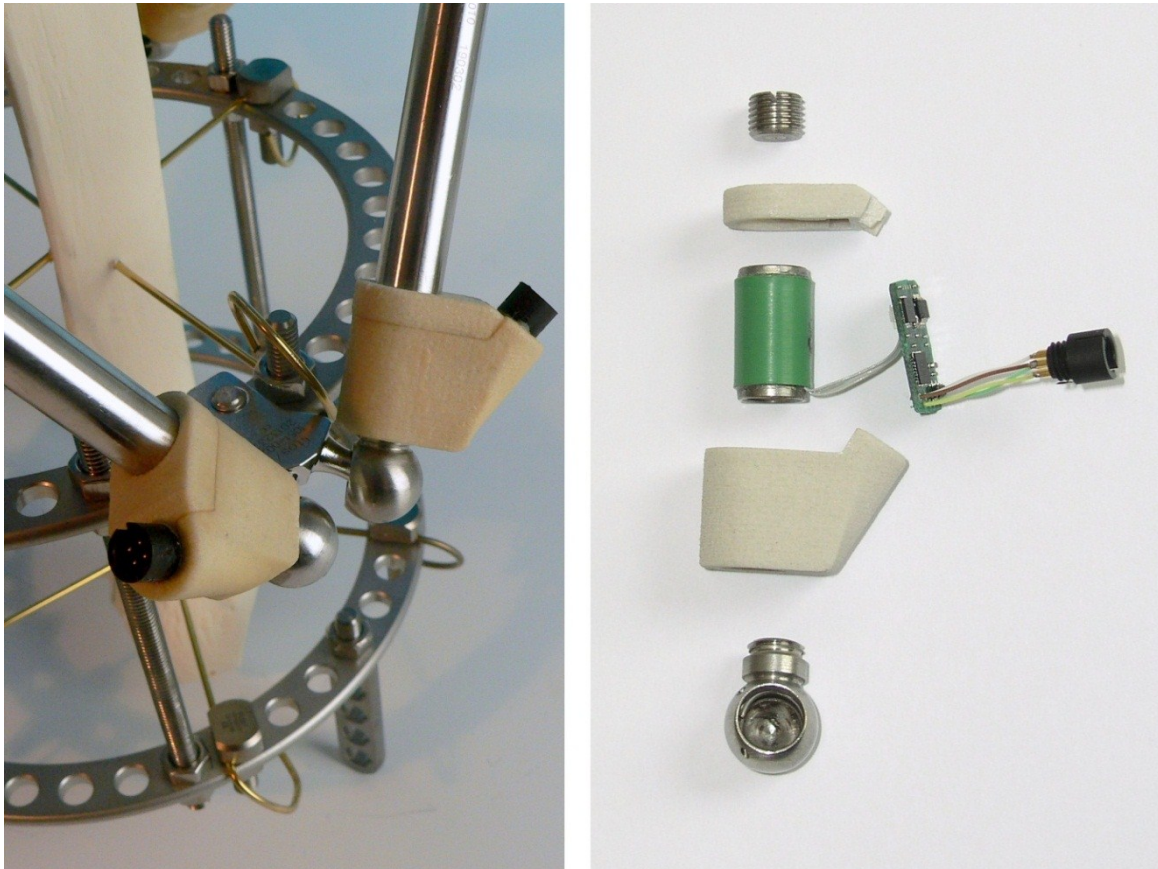


Abbildung 4.16: Kraftsensor montiert am Fixateur (links) und Komponenten vor der Endmontage (rechts)

¹³ Die I²C-Spezifikation definiert ein Master-Slave Bussystem. Master-Knoten erzeugen den Bustakt und senden Daten und Steuerbefehle, Slave-Knoten reagieren auf diese Übertragungen.

4. Realisierung der Komponenten

Zur Verbindung mit dem DMS auf dem Federelement ist ein vierpoliger Steckverbinder (Typ: SUR, Japan Solderless Terminals) vorgesehen, die Verbindung zum globalen Bussystem des Hexapodfixateur externe wird über einen vierpoligen Stecker (Typ: 719, Franz Binder GmbH + Co. Elektrische Bauelemente KG, Neckarsulm) realisiert. Wie in Abbildung 4.16 rechts zu erkennen, ist das Federelement mit appliziertem DMS verkapselt, um so Umwelteinflüsse wie Feuchtigkeit oder mechanischen Kontakt mit den Messgittern der DMS ausschließen zu können. Die Verkapselung wurde durch einen Rohrabschnitt aus Polyetheretherketon (PEEK) hergestellt, der über den verschalteten Kraftaufnehmer geschoben und mit Cyanacrylat verklebt wurde. Ein zweiseitiges Gehäuse wurde mit dem 3D-CAD Programm Solidworks konstruiert und in einem Rapid-Prototyping Verfahren (ZPrinter 450, Z Corporation) additiv aus einem Polyurethan-Komposit-Kunststoff gefertigt. Die Kraftaufnehmer werden zusammen mit der Elektronik wasserdicht in einem Gehäuse verklebt (Pattex Stabilit Express).

Programmablauf

Der Ablauf der Sensorsignalverarbeitung ist in Abbildung 4.17 schematisch dargestellt. Nach dem Start des Programms erfolgt eine Initialisierung der Funktionsblöcke des PSoC. Aus den gespeicherten Sensorparametern werden Registerwerte bestimmt und über eine I²C-Datenverbindung zum Sensor-Signal Conditioning IC übertragen. Ebenso wird der Temperatursensor konfiguriert.

Im Folgenden führt das Programm eine Endlosschleife aus, in der ständig geprüft wird, ob ein neuer Messwert des Temperatursensors oder des SX8723 bereitsteht. Anhand des Temperaturmesswertes wird etwa einmal pro Sekunde ein Offsetwert errechnet und gespeichert. Der Analog-zu-Digital-Umsetzer im SX8723 ist auf eine Abtastfrequenz von 30 Messwerten pro Sekunde konfiguriert. Liegt ein neues Wandlungsergebnis vor, so wird der vorher errechnete Offset zunächst vom Messwert abgezogen und aus dem aktuellen sowie den drei vorhergehenden Werten ein gleitender Durchschnitt ermittelt. Aus dem Durchschnittswert wird schließlich der Kraftwert in Newton errechnet und gespeichert.

Die Datenübertragung über den globalen I²C-Bus erfolgt nebenläufig in *Interrupt-Service-Routinen* (ISR). In der Hauptschleife des Programms wird überprüft, ob Daten oder Befehle über den I²C-Bus empfangen wurden.

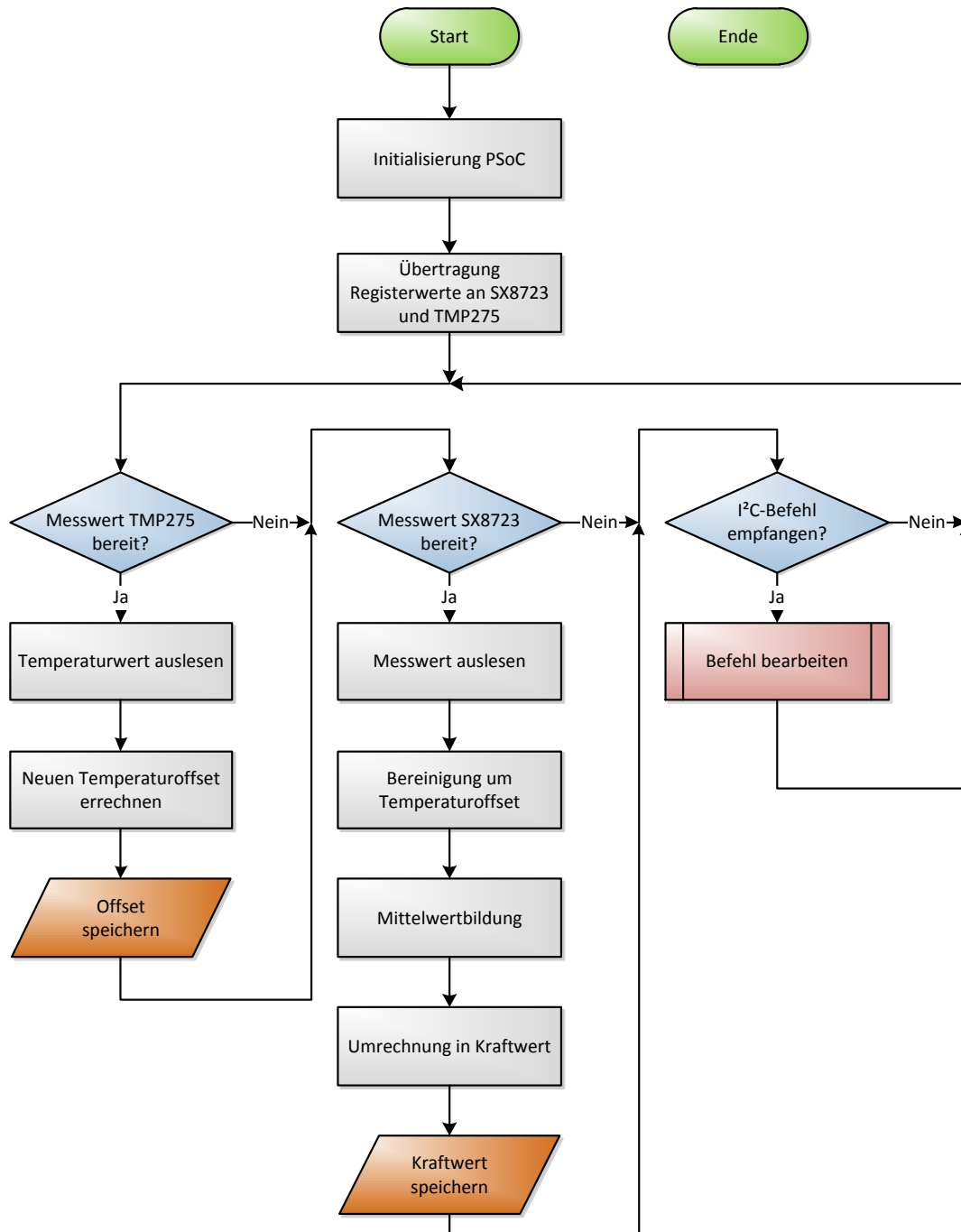


Abbildung 4.17: Ablaufdiagramm Sensorsignalverarbeitung

Eine Übertragung beginnt mit der Geräteadresse und enthält den Befehlscode sowie eventuell Parameter, abgeschlossen wird die Übertragung durch die Stop-Condition. Sobald dieses Signal nach einer Datenübertragung empfangen wurde, wird dies der Hauptschleife des Programms durch das I²C-Modul signalisiert und die empfangenen Daten stehen in einem Datenbereich zum Abruf bereit. Schreibbefehle beinhalten Parameter, wie beispielsweise

4. Realisierung der Komponenten

Kalibrierdaten, die zum PSoC übertragen und dort im Flash-Speicher hinterlegt werden. Lese-Befehle enthalten nur einen Befehlscode. Auf eine solche Anforderung hin werden die angeforderten Daten in ein Register des I²C-Funktionsblocks übertragen. Mit der nächsten lesenden I²C-Übertragung können die Daten so vom Bus-Master ausgelesen werden.

Inbetriebnahme der Sensoren

Direkt nach dem Aufbau sind die hybriden Kraftaufnehmer noch nicht für den Messeinsatz geeignet. Über die eingebettete Elektronik zur Sensorsignalverarbeitung muss die Nullpunktabweichung der Messbrücke, der Temperaturegang sowie die Empfindlichkeit bestimmt und hinterlegt werden. Die Aufnahme der Messwerte und die Übertragung der Konfigurationsdaten zum PSoC erfolgte mit dem *Bridge Control Panel*, einem Hilfsprogramm, das zusammen mit dem PSoC Designer von Cypress Semiconductor installiert wird. Mit diesem Hilfsprogramm lässt sich der ISSP-Programmieradapter als I²C-Adapter verwenden.

Das analoge Ausgangssignal der Messbrücke wird im Sensor-Signal Conditioning IC grob vom Offset befreit, verstärkt und mit einer Abtastrate von 30 Messwerten pro Sekunde digitalisiert. Der Verstärkungsfaktor wurde anhand der Empfindlichkeit der anschraubbaren Federelemente (s. Kapitel 4.2.2) auf 250 festgelegt, da so der vollständige Nennbereich der Sensoren mit ausreichender Auflösung abgebildet werden kann und gleichzeitig das Signal-zu-Rausch Verhältnis nicht durch eine Ausschöpfung der maximalen Systemverstärkung verringert wird. Nach der Übertragung des Verstärkungsfaktors zum PSoC wird der Offset der Messbrücke durch eine Abfrage des unbelasteten Kraftaufnehmers über den I²C-Bus bestimmt. Der Messwert entspricht dem Nullpunktoffset und dient zur Errechnung des Offset-Registers der Ausgangsverstärkerstufe des SX8723 [183]. Nach der Übertragung des Registerwertes ergeben sich Messwerte nahe null, eine geringe Verstimmung kann aufgrund der eingeschränkten Auflösung der Offsetkompensation nicht verhindert werden.

Im Sensorbetrieb wird das digitalisierte Signal der Messbrücke vom PSoC ausgelesen und ein temperaturabhängiger Offset-Wert $\Delta(\vartheta)$ abgezogen, der durch eine lineare Gleichung errechnet wird:

$$\Delta(\vartheta) = a \cdot \vartheta + b \quad (4.1)$$

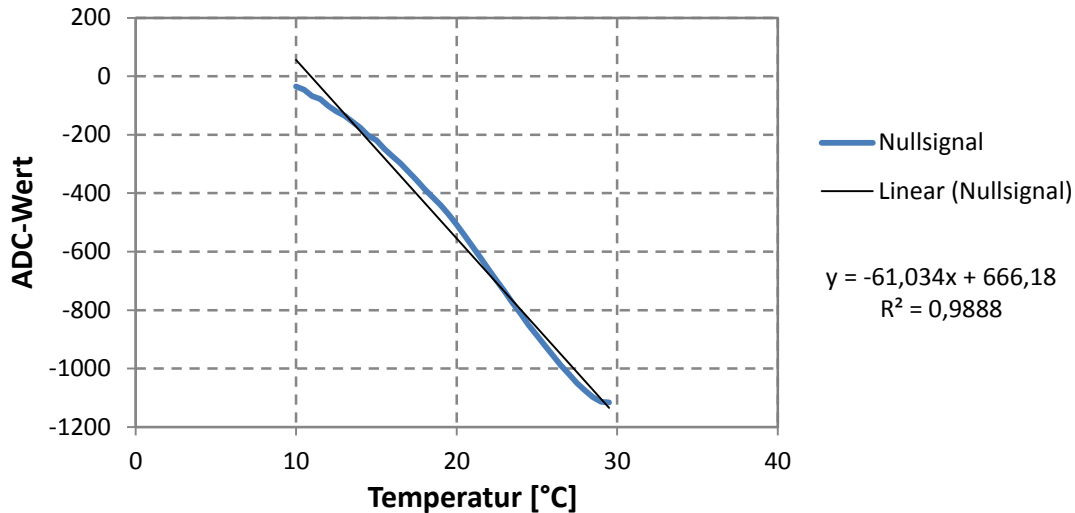


Abbildung 4.18: Ausgangssignalsignal des unbelasteten Kraftsensors in Abhängigkeit der Temperatur der Prüfkammer

Zur Bestimmung der Parameter a und b wird das Ausgangssignal der Messbrücke in einem für die Anwendung relevanten Temperaturbereich untersucht. Der unbelastete Kraftaufnehmer wurde dazu in einer temperaturgeregelten Prüfkammer (Eigenanfertigung) einem Temperaturbereich von 10 °C bis 30 °C ausgesetzt. Eine typische Messkurve ist in Abbildung 4.18 dargestellt. Die Parameter a und b lassen sich über eine lineare Regressionsfunktion bestimmen. Da die Verarbeitung von Fließkommazahlen in der 8-Bit Architektur des PSoC Mikrocontrollerkern zeitaufwändig ist, wird der Temperaturoffset in Ganzzahlarithmetik berechnet. Um diese Berechnung mit höherer Genauigkeit ausführen zu können, wird der Parameter a , d.h. die Steigung der Regressionsgeraden, mit 1000 multipliziert. Die ermittelten Parameter werden ebenfalls über den I²C-Bus zum PSoC übertragen und dort im Flash-Speicher abgelegt.

Im letzten Schritt erfolgt die Bestimmung der Sensorempfindlichkeit über eine Zweipunktkalibrierung. Dazu wird das Ausgangssignal des unbelasteten Kraftsensors sowie bei einer definierten Last bestimmt. Die Empfindlichkeit ist der Quotient aus der Erhöhung des Ausgangssignals und der Last. Zum PSoC wird der Kehrwert der Empfindlichkeit, ebenfalls multipliziert mit 1000, übertragen.

Damit sind alle für den Betrieb notwendigen Parameter definiert. Jedoch ist die Voreinstellung der I²C-Geräteadresse 0x00 und damit nicht nur eine der durch die Spezifikation reservierten Adressen [145], sondern für alle Sensoren gleich. Zum Betrieb mehrerer Sensoren an einem I²C-Bus und zur Nachverfolgbarkeit der Sensoren kann eine Seriennummer von 32 Bit Länge im Flash-

4. Realisierung der Komponenten

Speicher des PSoC hinterlegt werden, wobei das niederwertige Byte gleichzeitig als Geräteadresse genutzt wird.

Charakterisierung der Sensoren

Die kalibrierten Sensoren wurden zur Charakterisierung und zur Validierung der hinterlegten Parameter mit verschiedenen Testverfahren untersucht:

- Bestimmung des Temperatureinfluss auf die Richtigkeit [185] durch Aufnahme des Nullsignals in der temperaturgeregelten Prüfkammer zwischen 10 °C und 30 °C. Die Messwerte wurden eigenständig durch das Steuergerät des Fixateurs aufgenommen. Aus den Messdaten wurde die maximale Abweichung des Messwertes bezogen auf die Temperaturdifferenz und den Nennbereich des Sensors von -1000 N bis 200 N sowie einen verringerten Messbereich von ± 200 N errechnet.
- Bestimmung der Richtigkeit [185] des Kraftaufnehmers durch Bestimmung der Linearität des Ausgangssignals in der Materialtestmaschine Zwick 1456 (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm) im Messbereich von 200 N Zug- bis 1000 N Druckkraft. Die Messwerte der Materialprüfmaschine wurden mit der Software DIAdem und einem Datenerfassungsgerät NI USB-6210 (beides: National Instruments Germany GmbH, München), die Messwerte der Kraftsensoren durch das Steuerprogramm des Fixateurs (s. Kapitel 4.5) aufgenommen. Errechnet wurde die maximale Abweichung des Mittelwerts der aufgenommenen Messwerte von der eingprägten Kraft bezogen auf den Nennbereich von -1000 N bis 200 N sowie für einen Messbereich von ± 200 N.
- Bestimmung der Präzision [185] durch wiederholte Messung des Ausgangssignals der unbelasteten Kraftsensoren. Erfasst wurden die Daten mit dem Bridge Control Panel bei einer Abtastrate von 7,5 Messwerten pro Sekunde¹⁴. Aus den erhobenen Messdaten wurde die Wiederholgenauigkeit aus der errechneten Standardabweichung σ , bezogen auf den Nennbereich von -1000 N bis 200 N sowie für einen Messbereich von ± 200 N, bestimmt.

¹⁴ Die Abtastrate des Analog-zu-Digital-Umsetzers beträgt 30 Werte pro Sekunde. Im PSoC wird jedoch ein gleitender Durchschnittswert über jeweils vier Messwerte bestimmt.

- Die Stromaufnahme der Sensoren wurde mit einem Multimeter HM8012 bestimmt.
- Das Gewicht der Distraktoren wurde mit angeschraubtem Kraftsensor ermittelt.

Ergebnisse und Diskussion

Die Ergebnisse der Charakterisierung der Kraftsensoren sind in Tabelle 4.5 zusammengefasst. Die Ergebnisse sind sowohl für den Nennbereich der Sensoren von 200 N Zugkraft bis 1000 N Druckkraft, wie auch für einen reduzierten Messbereich von ± 200 N angegeben.

Tabelle 4.5: Ergebnisse der Sensorcharakterisierung

Parameter	Wert im Nennbereich	Wert im Messbereich
Temperatureinfluss auf das Nullsignal	$\leq 0,04$ % FSO/K	$\leq 0,1$ % FSO/K
Linearitätsfehler	$\leq 2,8$ % FSO	$\leq 1,6$ % FSO
Wiederholgenauigkeit	$> 99,99$ %	$> 99,98$ %
Analytische Empfindlichkeit	17,70 N ⁻¹	
Stromaufnahme	8,62 mA	
Gewicht des Distraktors mit Sensorik	96 g	

Der hybride Kraftsensor kann direkt an den klinisch eingesetzten Distraktoren (s. Abbildung 4.16 - links) angebracht werden. Die Verbindung erfolgt nach Entfernen des ausgelieferten Kugelgelenkes durch Verschrauben mit dem äußeren Teleskoprohr des Distraktors. Aufgrund der um 21 mm größeren Ausgangslänge verschiebt sich der Einstellbereich der Distraktoren dementsprechend von 100 – 220 mm zu 121 – 241 mm. Die Handhabung der Distraktoren ist nicht eingeschränkt: Zum einen sind die Sensoren, bis auf die Steckerkontakte, durch die Verkapselung unempfindlich gegenüber Umwelteinflüssen, zum anderen sind die Gelenkadapter so am Kraftsensor befestigt, dass die Gehäuseseite mit dem Steckkontakt radial vom Fixateurring absteht und somit ein mechanischer Kontakt zwischen Gehäuse und Ring verhindert wird. Die

4. Realisierung der Komponenten

mechanische Festigkeit des Federelements ist, wie in Kapitel 4.2.2 gezeigt, höher als die klinischen Anforderungen.

Die Empfindlichkeit des Kraftaufnehmers wurde nicht gesondert untersucht, da während der Inbetriebnahme dieser Wert auf 1 festgelegt wurde. Dennoch geht die Empfindlichkeit, neben der Nichtlinearität der Messbrücke, in die gemessene Linearität des Ausgangssignals ein, so dass eine ungenaue Bestimmung der hinterlegten Parameter zu einem höheren Fehler führt. Die analytische Empfindlichkeit konnte im Vergleich zum Messergebnis der Testschaltung (s. Tabelle 4.4) durch die Verringerung des Verstärkungsfaktors und die Mittelwertbildung der abgetasteten Messwerte weiter gesteigert werden.

Der angeschraubte Sensor erhöht das Gewicht des Distraktors um 17 g auf 96 g, die Einbaulage hat durch das Eigengewicht des Sensors bereits einen Einfluss auf das Sensorsignal. Sowohl durch die Bewegung der Extremität, an der der robotische Fixateur befestigt ist, sowie bedingt durch die Hexapod-Kinematik bei Bewegungen der Ringe zueinander ändert sich die Einbaulage der Sensoren relativ zum Vektor der Erdbeschleunigung. Prinzipbedingt tritt so ein systematischer Fehler während der Messung am Patienten auf.

Die Messgenauigkeit des hybriden Kraftsensors ist nominell geringer als die kommerzieller Kraftmessdosen, mit denen dreidimensionale Kraftflussmessungen am Hexapodfixateur externe bereits klinisch durchgeführt worden sind [138, 139]. Die ermittelten Werte umfassen jedoch bereits die gesamte Messkette und nicht nur den Kraftaufnehmer. Die Vorteile der hybriden Kraftsensoren liegen in der vereinfachten Anwendung für Kraftflussmessungen am Hexapodfixateur externe:

- Die Sensoren führen die Signalauswertung eigenständig aus, es wird daher keine weitere Auswerteschaltung benötigt.
- Die Kalibrierdaten eines jeden Sensors sind fest hinterlegt, das Nachschlagen der Daten aus den Kalibrierscheinen vor einer jeden Messung und die Konfiguration des Messwertumformers auf diese Werte entfällt somit.
- Eine Verwechslung der Kabelanschlüsse führt nicht zu einem Messfehler. Beim Anschluss der Sensoren über einen gemeinsamen Datenbus ist es nicht nötig, eine Zuordnung der Messkabel zu den Sensoren einzuhalten.

- Bei der Brückenspeisespannung von 3,3 V und einem Widerstand von 1 k Ω der DMS ergibt sich ein Stromfluss durch die Brückenschaltung von 3,3 mA, d.h. etwa 40% der Stromaufnahme des hybriden Kraftsensors gehen auf die Messbrücke zurück. Jedoch führt der im Vergleich zu kommerziellen Kraftmessdosen höhere Widerstand der DMS zu einer geringen Stromaufnahme der hybriden Kraftsensoren.

4.3. Motordistraktor für die Distractionsosteogenese

Die Distractionsosteogenese mit dem konventionellen Hexapodfixateur externe wird ambulant durch eine manuelle Verstellung der sechs Distraktoren durch den Patienten selbst oder eine Hilfsperson nach einem festgelegten Plan durchgeführt.

Für die Durchführung der autonomen Distractionsosteogenese ist ein System gefordert, das über einen integrierten elektrischen Kleinmotor sowohl die Distraction bewirkt, als auch durch einen Sensor die Distractionskraft bestimmen kann. Aktor, Sensor und Steuerelektronik werden dazu in einer mechatronischen Einheit integriert.

Das realisierte System beruht auf einem modifizierten Distraktor des manuellen Hexapodfixateur externe, dessen Länge durch Drehen eines Rändelrads am mittleren Teleskopelement eingestellt werden kann. Der elektrische Kleinmotor sollte zusammen mit dem Gehäuse am äußersten feststehenden Teleskopelement befestigt und das Motordrehmoment über eine Zahnradpaarung auf das mittlere Teleskopelement übertragen werden. Anstelle der Facettierung wird eine Längsnut eingefräst und der Flansch für die Befestigung des Rändelrads nicht ausgeführt. In das Zahnrad, das auf der mittleren Welle gleitet, wurde an der Forschungswerkstatt Maschinenbau der Technischen Universität Hamburg-Harburg durch Senkerodieren die Außenkontur des Teleskopelements eingebracht, das so das Motormoment spielfrei überträgt. Ebenfalls wurde das äußere feststehende Teleskopelement angepasst. Um das Gehäuse verdrehsicher befestigen zu können, wurde anstelle der Aufnahme für eine Feststellschraube ein Flansch mit zwei planparallelen Flächen gefertigt. Für die Aufnahme der Kraftsensorik wurde das Element zudem verlängert, um das Einfahren der inneren Teleskopstangen in den Bereich der Sensorik und somit die Verfälschung der Messung zu verhindern. Wie auch beim hohlzy-

4. Realisierung der Komponenten

lindrischen Federelement (vgl. Kapitel 4.2.2) wurde der Außendurchmesser im Bereich der Messstelle auf 10 mm reduziert. Der Aufbau des Sensors entspricht dem des Messdistraktors.

Zum Antrieb des Systems wurde ein Gleichstrommotor mit Planetengetriebe und einem magnetischen Encoder ausgewählt (RE 10 mit Planetengetriebe GP10A, Maxon Motor AG, Sachseln, Schweiz).

Das Gehäuse des mechatronischen Distraktors wurde mit dem 3D-CAD Programm Solidworks konstruiert und in einem Rapid-Prototyping Verfahren (ZPrinter 450, Z Corporation) additiv aus einem Polyurethan-Komposit-Kunststoff gefertigt. Wie in Abbildung 4.19 rechts zu sehen, besteht das Gehäuse aus zwei Komponenten mit einem Scharniermechanismus. Es kann mit wenig Aufwand vom Distraktor entfernt werden, da die Verbindung allein über den Formschluss bei geschlossenem Gehäuse realisiert ist.

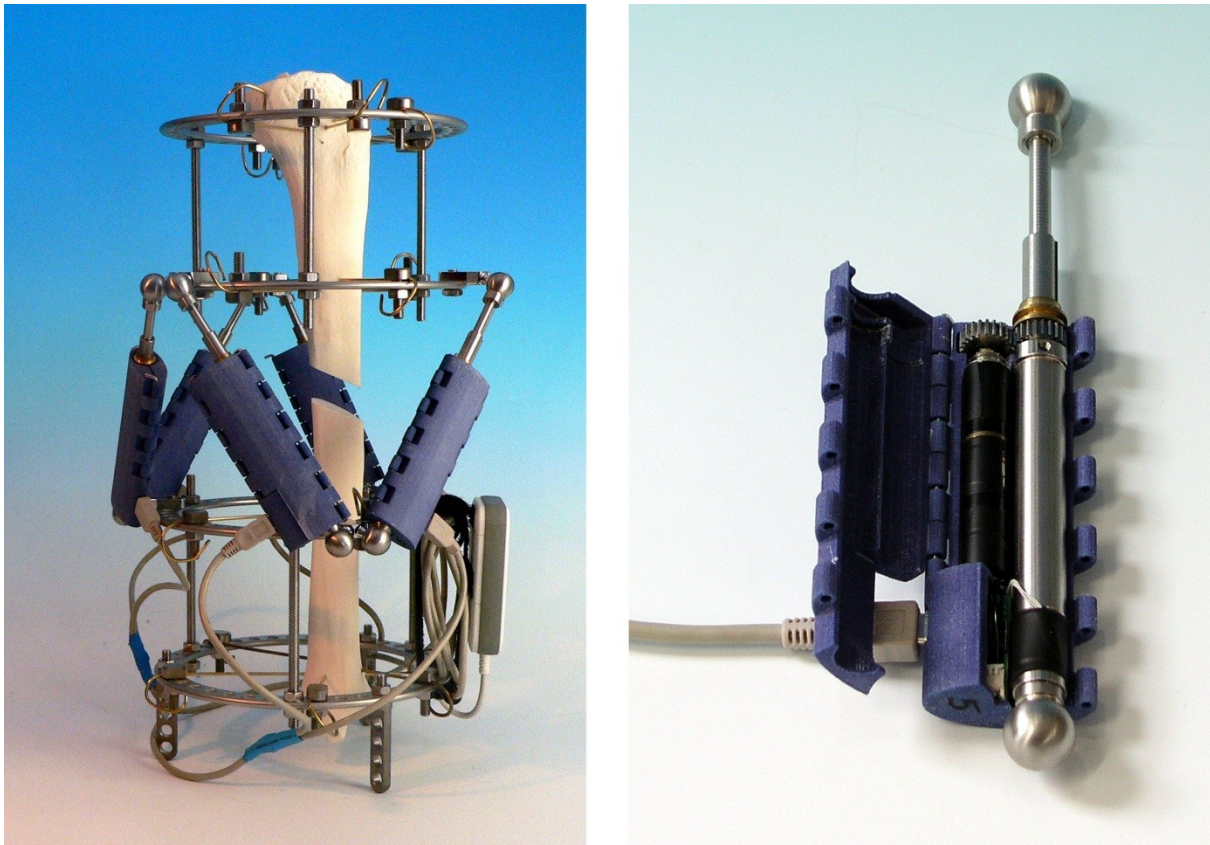


Abbildung 4.19: Motordistraktoren für die Distractionsosteogenese am Hexapodfixateur (links) und Detailansicht (rechts)

4.3. Motordistraktor für die Distractionsosteogenese

Die Schaltung zur Motorsteuerung und Messdatenerfassung (s. Schaltplan 6 im Anhang) wurde mit einem PSoC (CY8C29666, Cypress Semiconductor) umgesetzt. Neben der Elektronik für die Auswertung der Kraftsensorik (PGA309, Texas Instruments) wird für die Ansteuerung der Gleichstrommotoren ein H-Brücken IC verwendet (MPC17511AEP, Freescale Semiconductor). Der magnetische Encoder benötigt für den Betrieb eine Spannung von 5 V, die aus der Versorgungsspannung durch einen kapazitiven Step-Up-Wandler erzeugt wird (REG711, Texas Instruments). Die Betriebsspannung von 3,3 V für die restliche Schaltung und zur Speisung der Messbrücke wird durch einen Festspannungsregler (TPS79933, Texas Instruments) erzeugt. Zur Verbindung mit der Messbrücke ist ein vierpoliger Steckverbinder (Typ: SUR, Japan Solderless Terminals) vorgesehen, während die Verbindung zum globalen Datenbus des Steuergeräts über eine Mini-USB-Buchse realisiert ist. Die vierlagige Leiterplatte mit Abmessungen von ca. 15 mm x 25 mm wurde mit der Leiterplattenentwurfs-Software Orcad Capture und Layout entwickelt und in der Forschungswerkstatt Elektrotechnik der Technischen Universität Hamburg-Harburg gefertigt.

Programmablauf

Das Steuerprogramm des PSoC führt nach der Initialisierung eine Endlosschleife zur Verarbeitung von I²C-Befehlen des Steuergeräts ab. Die Messwerte der Kraftsensorik können nicht laufend erhoben werden, da die Datenverbindung zum PGA309 über das Eindrahtbussystem prozessorzeitintensiv ist. Das Prinzip der Messdatenerfassung und -Verarbeitung ist jedoch identisch zu den eigenständigen Kraftsensoren (vgl. Kapitel 4.2.4). Die Erfassung der Motorgeschwindigkeit und -Position sowie die digitale Regelung der Distraktorbewegung werden in Hardwarezählerblöcken und nebenläufig zum Hauptprogramm in Interrupts gesteuert.

Der magnetische Encoder ist fest mit der Motorwelle verbunden und liefert als Inkrementalgeber zwei um 90° zueinander verschobene Rechtecksignale, aus denen sich Drehrichtung und Drehwinkel bestimmen lassen. Die Signalauswertung lässt sich aufgrund der Architektur des PSoC leicht mit zwei Zählerblöcken realisieren [187]. Die lineare Geschwindigkeit und die aktuelle Position des teleskopischen Distraktors lassen sich anhand der Steigung der Gewinde der Teleskopelemente und der Getriebeübersetzung errechnen. Die Aufgabe des Motordistraktors ist es, eine vorgegebene Position mit einer ebenfalls vorgegebenen Geschwindigkeit anzufahren. Aufgrund der Selbsthem-

4. Realisierung der Komponenten

mung des Teleskopmechanismus wird auf eine Regelung der Distraktorlänge verzichtet. Durch eine Trajektorienplanung [188] wird die Soll-Position im Rahmen der Regelung der Verfahrensgeschwindigkeit angesteuert.

Der Geschwindigkeitsregler wird als PI-Regler konzipiert und die Parameter der Übertragungsfunktion:

$$F_R(p) = K_R \left(1 + \frac{1}{T_N p} \right) \quad (4.2)$$

durch die T-Summen-Regel [189] bestimmt. Die Nachstellzeit T_N wurde anschließend anhand der Abweichung zwischen einer Rechteckfunktion und den aufgezeichneten Geschwindigkeitsverläufen (s. Abbildung 4.20) weiter optimiert. Die Stellgröße der Regelung ist, bedingt durch das H-Brücken IC, eine pulsweitenmodulierte Spannung an der Motorwicklung.

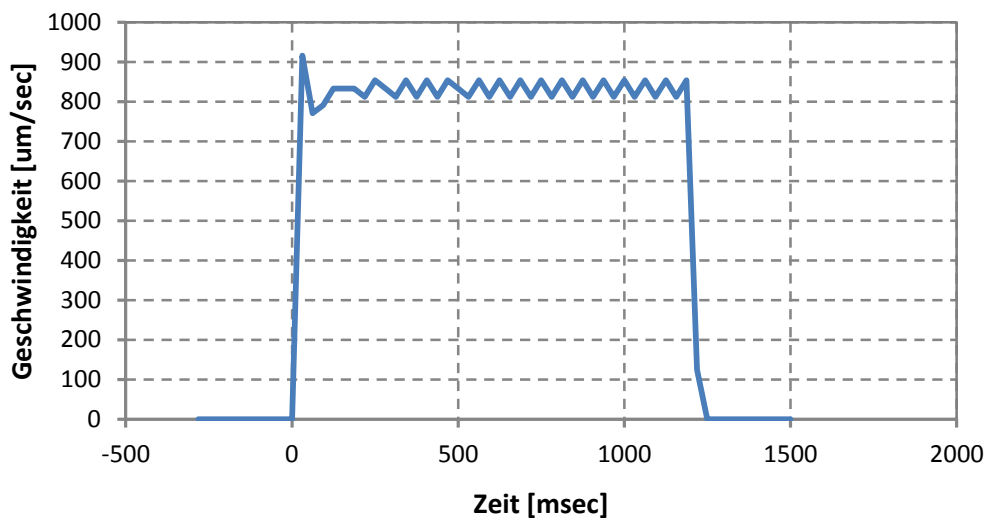


Abbildung 4.20: Geschwindigkeitsverlauf der Motorverstellung bei einer Sollgeschwindigkeit von 50 mm/min

Die Ansteuerung der Soll-Distraktorposition wird durch Vergleich innerhalb der Regelschleife der verbleibenden Längendifferenz mit der aktuellen Geschwindigkeit erreicht. Sobald die restliche Verfahrstrecke kleiner der Längenänderung innerhalb des nächsten Regelschritts ist, wird die Geschwindigkeit auf Null geregelt.

Der magnetische Encoder liefert nur Positionsänderungen, daher wird die aktuelle Position des Distraktors im Stillstand neben den Regelparametern, der Seriennummer, I²C-Adresse und den Kalibrierungsfaktoren der Kraftsensorik im Flash-Speicher nichtflüchtig abgelegt. Der Beginn eines Verfahrvorgangs wird im Flash-Speicher des PSoC dokumentiert. Sollte aufgrund des Verlusts

4.3. Motordistraktor für die Distractionsosteogenese

der Versorgungsspannung die Position nicht mehr zu ermitteln sein, akzeptiert der Motordistraktor keine Verfahrtaufträge und meldet auf Statusanfragen einen Fehlercode.

Das vierstufige Planetengetriebe darf nur mit einem ausgangseitigen Drehmoment von maximal 0,2 Nm belastet werden, da es sonst mechanisch zerstört werden könnte. Durch eine Messung des Motorstroms könnten bei bekannter Drehmomentkonstante Überlastungen des Getriebes vermieden werden, aufgrund der beschränkten Platzverhältnisse konnte dies aber nicht realisiert werden. Bei bekannter Versorgungsspannung und Kennliniensteigerung reicht jedoch auch die Motordrehzahl zur Bestimmung des Drehmoments. Unterschreitet die Motordrehzahl bei maximaler Stellgröße der Regelung eine Geschwindigkeit von 1,25 mm/min, so wird der Verfahrenvorgang aufgrund der Überlastsituation beendet.

Charakterisierung der Motordistraktoren

Die Motordistraktoren wurden in der Testmaschine Zwick 1456 auf die maximale Distractionskraft getestet. Die Stromaufnahme der Schaltung wurde in Bereitschaft und bei Verfahren des Motors mit einem Multimeter HM8012 ermittelt. Die maximal und minimal erreichbare Geschwindigkeit wurde durch die Steuerelektronik des Motordistraktors ermittelt. Bestimmt wurde zudem das Gewicht des vollständigen Motordistraktors.

Ergebnisse und Diskussion

Bei einer Versorgungsspannung von 4 V wurde eine Distractionskraft von 95 N ermittelt, der in Kapitel 3.1.1 geforderte Mindestwert von 84 N wird sicher erreicht.

Die Stromaufnahme der Schaltung beträgt in Bereitschaft 18 mA, bei Verfahren des Motors mit maximaler Geschwindigkeit 40 mA.

Die minimal regelbare Geschwindigkeit des Motordistraktors beträgt 1,25 mm/min, die maximale Geschwindigkeit beträgt 62 mm/min.

Das Gewicht des Motordistraktors beträgt 137 g.

Es wurde keine eingehende Charakterisierung der Kraftsensorik durchgeführt, da die Messwerte für die Sensorsignalerfassung mit dem PGA309 bereits in Kapitel 4.2.3 beschrieben sind. Festzuhalten ist jedoch, dass die erreichbare Abtastfrequenz lediglich 2 Messwerte pro Sekunde beträgt.

4. Realisierung der Komponenten

Die Genauigkeit der Positionsänderung ist aufgrund der Position des Inkrementalgebers an der Motorwelle sehr hoch, die kleinste Änderung, die aufgelöst werden kann, beträgt 651 nm. Trotz der kleinen Positionstoleranzen, die die Positionssteuerung akzeptiert, wird die aktuell erreichte Position im Flash-Speicher abgelegt, so dass sich Positionierungsabweichungen nicht aufsummieren können. Die klinisch eingesetzten Längenmessgeräte haben eine Auflösung von 0,1 mm und konnten auch nach sehr häufigen Verfahrensvorgängen keinen Positionierungsfehler feststellen.

4.4. Motordistraktor für die akute Reposition

Die Motordistraktoren für die Distraktionsosteogenese erreichen die klinisch relevanten Kraftbereiche nur bei geringen Geschwindigkeiten. Um jedoch Patienten in einer akuten Situation mit einem Motorfixateur behandeln zu können, wurden Motordistraktoren entwickelt, die bei gleichen Distraktionskräften schnellere Fixateurbewegungen durchführen können und gleichzeitig gegen Eindringen von Flüssigkeiten geschützt sind. Für die Steuerung des Systems wurde ein robusteres Steuergerät mit einem leistungsfähigeren Akkumulator entwickelt, das über individuelle Kabelverbindungen mit den Motordistraktoren verbunden wird. Dieses Steuergerät enthält intern die gleiche Schaltung, beinhaltet in einem robusten Aluminiumgehäuse jedoch auch die sechs Regelschaltungen der Distraktoren und einen Gleichspannungswandler, der eine Betriebsspannung von 7,5 V für die Elektromotoren erzeugt.

Die Motordistraktoren (s. Abbildung 4.21) beinhalten einen Gleichstrommotor mit einem Durchmesser von 13 mm, ein Planetengetriebe und einen Encoder (RE 13 mit Planetengetriebe GP13A, Maxon Motor AG). Das Getriebe kann mit einem Drehmoment von 0,45 Nm belastet werden.

Das Gehäuse wurde ebenfalls mit der 3D-CAD Programm Solidworks konstruiert und in einem Rapid-Prototyping-Verfahren (ZPrinter 450, Z Corporation) additiv aus einem Polyurethan-Komposit-Kunststoff gefertigt. Das Gehäuse wird jedoch vollständig verklebt und die Motorwelle wird mit einer Silikonichtung gegen das Eindringen von Flüssigkeiten geschützt.

Die Steuerelektronik (s. Schaltplan 7 – im Anhang) beinhaltet neben einem PSoC (CY8C29666, Cypress Semiconductor) das H-Brücken IC (A3906, Allegro MicroSystems, Inc.).

4.4. Motordistraktor für die akute Reposition

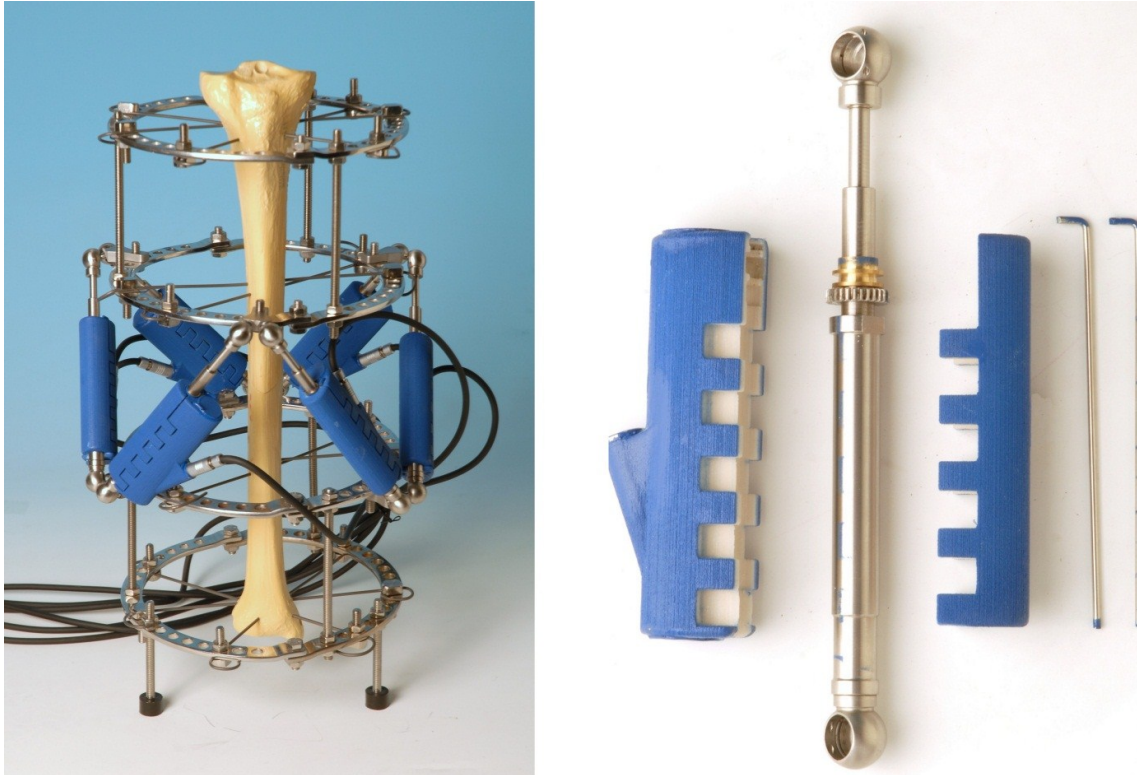


Abbildung 4.21: Motordistraktoren für die akute Frakturereposition am Hexapodfixateur (links) und Detailansicht (rechts)

Die zweilagige Leiterplatte wurde mit der Leiterplattenentwurfs-Software Orcad Capture und Layout entwickelt und in der Forschungswerkstatt Elektrotechnik der Technischen Universität Hamburg-Harburg gefertigt. Die Bereitstellung der Versorgungsspannungen erfolgt direkt über Steckkontakte mit der Leiterplatte des Steuergeräts. Zur elektrischen Verbindung mit den Motordistraktoren werden sechspolige, robuste Steckverbinder (Typ: D 102 A 056-130, Fischer Connectors, Saint-Prex, Schweiz) genutzt.

Das Steuerprogramm der beiden Typen von Motordistraktoren ist nahezu identisch, lediglich die Parameter des Encoders und des Getriebes unterscheiden sich voneinander. Die Regelparameter für den PI-Regler müssen jedoch erneut bestimmt werden. Zur Charakterisierung der Motordistraktoren wurden Geschwindigkeitsmessungen wie vorher durchgeführt und die Distraktionskraft aus den Getriebeparametern bestimmt, die Stromaufnahme wurde jedoch nicht untersucht.

4. Realisierung der Komponenten

Ergebnisse und Diskussion

Die maximale Distraktionskraft bei Erreichen der Überlastgrenze des Getriebes ergibt sich zu 214 N.

Die minimal regelbare Geschwindigkeit des Motordistraktors beträgt 0,87 mm/min, die maximale Geschwindigkeit ist durch die Regelung begrenzt auf 44 mm/min.

Das Gewicht des Motordistraktors beträgt 177 g.

Die erreichbaren Distraktorkräfte sind durch den leistungsfähigeren Motor und aufgrund des robusteren Getriebes deutlich höher als gefordert, jedoch beträgt das Gewicht der Motordistraktoren etwa 100 g mehr als das der manuellen Distraktoren.

4.5. Steuerprogramm

Für den robotischen Hexapodfixateur externe wurde ein PC-basiertes Steuerprogramm entwickelt, mit dem die Parameter des Steuergeräts sowie der damit verbundenen Sensoren und Aktoren eingestellt werden können. Konfigurationsdaten für den autonomen Betrieb des Systems können vorbereitet und zum Steuergerät übertragen, sowie Messdaten und Systemprotokolle vom Steuergerät abgerufen werden. Während einer bestehenden Funkverbindung können die Bewegung des Fixateursystems gesteuert und Messdaten der Fixateurlast nach Eingabe der Ringpose und Fixateurgeometrie erhoben werden.

Das mit der Entwicklungsumgebung Microsoft Visual Studio 2010 in der Sprache C# erstellte Programm nutzt das .NET Framework Version 4. Zur Erstellung der grafischen Benutzeroberfläche kommen Windows Forms zum Einsatz. Die Datenverbindung über die Bluetooth-Funkschnittstelle wird durch das Projekt 32feet.NET [190] realisiert, das neben einem Bluetooth-Funkgerät auf einen Bluetooth-Protokollstack angewiesen ist. Die Einrichtung der Funkverbindung zum Steuergerät unter Windows oder dem genutzten Bluetooth-Protokollstack ist nicht nötig. Das Steuerprogramm ist in Dialogform aufgebaut und mit Karteikarten nach Funktionsgruppen gegliedert (s. Abbildung 4.22). Die Statusleiste enthält am linken Rand eine Dropdown-Schaltfläche, über die die Gerätesuche nach Bluetooth-Geräten in Reichweite gestartet wird.

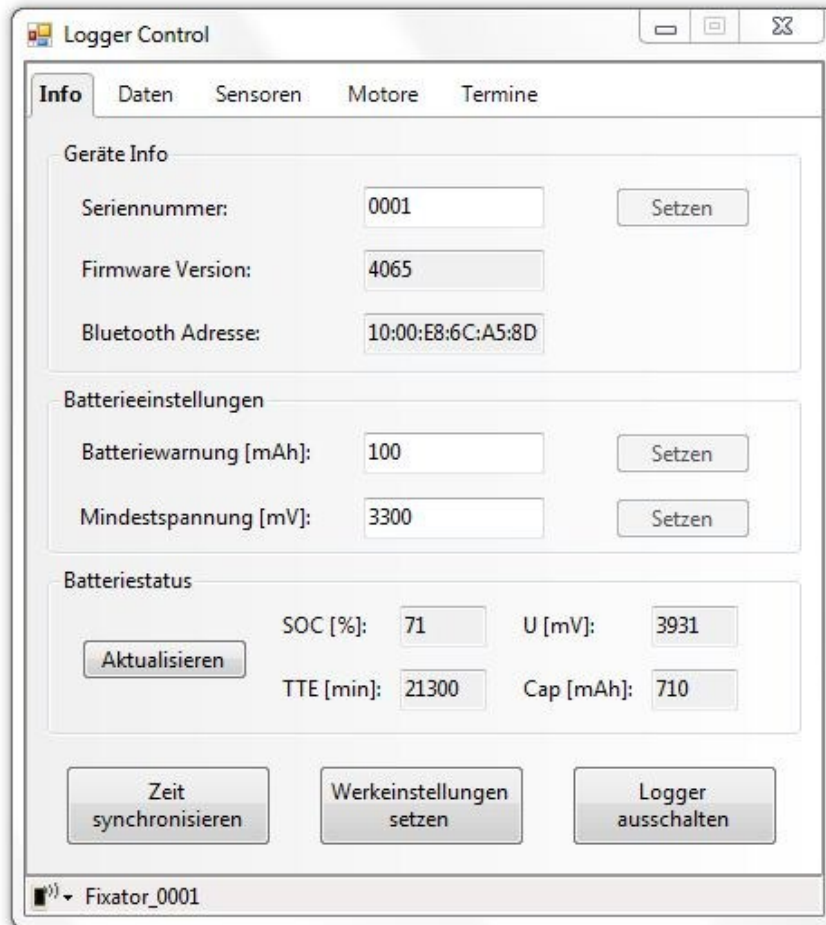


Abbildung 4.22: Screenshot des Steuerprogramms

Mit den erkannten oder gespeicherten Steuergeräten kann nun eine Verbindung hergestellt werden. Sobald die Verbindung etabliert ist, beginnt das Steuerprogramm, die Betriebsparameter durch AT-Befehle über die Funkverbindung auszulesen und stellt die Ergebnisse in den entsprechenden Karteikarten dar.

Zur Visualisierung zeitveränderlicher Messdaten, wie bei der Messung der Fixateurkräfte oder bei der Kalibrierung der Kraftsensoren, wird die mit dem .NET Framework 4 eingeführte Chart-Klasse genutzt (s. Abbildung 4.23). Die Messwerte werden zusammen mit einem Zeitstempel gespeichert und grafisch dargestellt. Zur späteren Auswertung können die Messdaten als Textdatei exportiert werden.

4. Realisierung der Komponenten

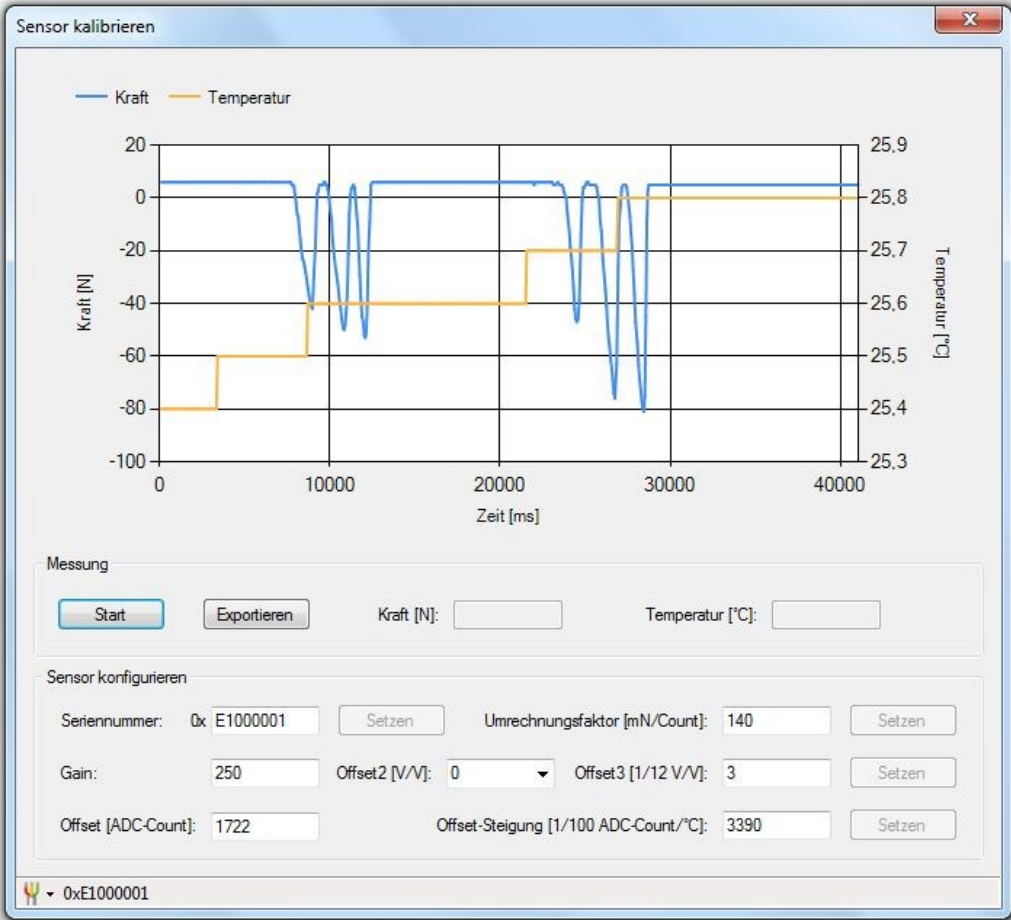


Abbildung 4.23: Dialog zum Kalibrieren der Sensoren

5. Überprüfung des Systems

5.1. Messfixateur

Die Sensorik des robotischen Hexapodfixateur externe wurde bereits eigenständig in Kapitel 4.2.4 charakterisiert. Eine umfassende Validierung der Messfunktion des Gesamtsystems, d.h. eine Überprüfung der Übereinstimmung zwischen eingprägten und gemessenen Kräften und Momenten, ist aufgrund des Arbeitsraumes mit sechs Freiheitsgraden sowie aufgrund der verschiedenen möglichen Kombinationen der Fixateurringe praktisch kaum zu realisieren. Bei der bekannten Genauigkeit der Sensoren lässt sich jedoch anhand der mathematischen Formulierung der Transformation zwischen den sechs Distraktorlängskräften und den Kräften und Momenten des Bezugssystems die Genauigkeit der Kraft- und Drehmomentmessung in jedem Punkt des Arbeitsraums errechnen.

In der experimentellen Überprüfung wurde das Zusammenspiel der einzelnen Komponenten des Messfixateurs während einer Messung bei direkter Verbindung mit dem Steuerprogramm charakterisiert sowie die Batterielaufzeit im autonomen Messbetrieb ermittelt.

Überprüfung des Messfixateurs

Für die Testung des Messfixateurs wurden die Messdistraktoren anstelle der Fixateurringe an zwei Aluminiumscheiben (s. Zeichnung 4 im Anhang) befestigt, die für den Messaufbau in der Materialprüfmaschine Zwick 1456 konstruiert wurden. Die untere Scheibe ist fest mit der Testmaschine verbunden (s. Abbildung 5.1), während die obere Scheibe über ein Kugelgelenk mit dem Kraftsensor in der beweglichen Traverse verbunden ist, um so eine momentfreie, axiale Krafteinleitung sicherzustellen. Die seitlichen Gewinde der beiden Aluminiumscheiben sind mit sechs Kugelzapfen nach DIN 71802 besetzt, die in Zweiergruppen angeordnet und jeweils um 120° zueinander versetzt sind. Zwischen den beiden Scheiben werden an den Kugelzapfen sechs Messdistraktoren, die auf eine Länge von 180 mm eingestellt sind, so montiert, dass der Bereich des Kraftaufnehmers an der oberen Scheibe befestigt ist, um den Messfehler durch das Eigengewicht der Messdistraktoren zu minimieren.

5. Überprüfung des Systems

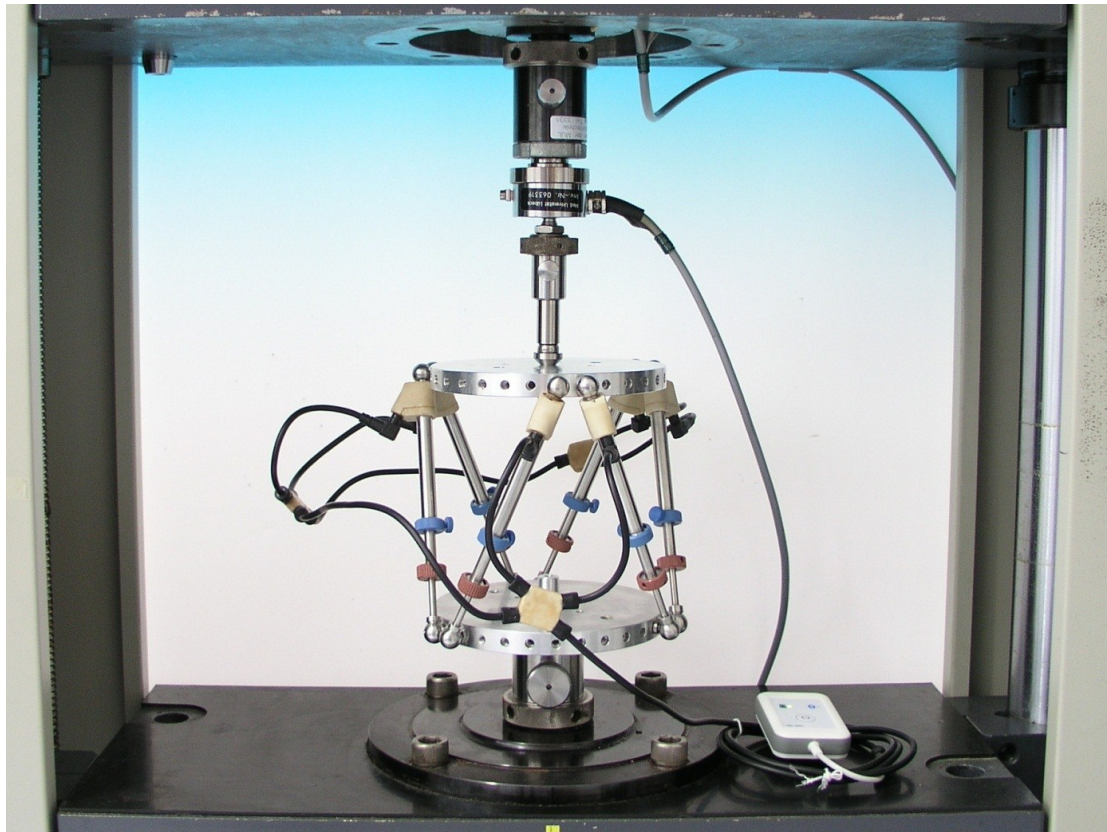


Abbildung 5.1: Messaufbau für die Validierung des Messfixateurs in der Materialtestmaschine

Das mit den sechs Messdistraktoren verbundene Steuergerät wird über Bluetooth mit der Steuersoftware des robotischen Fixateurs, die auf dem Steuer-PC der Materialtestmaschine ausgeführt wird, verbunden. Bereits vor Durchführung des Tests wird die Spannungsversorgung der Messdistraktoren hergestellt, um zu verhindern, dass die Eigenerwärmung der Schaltung durch den Betriebsstrom einen Fehler auf das Messergebnis ausübt. Bei getrenntem Kugelgelenk, d.h. ohne Kontakt des Kraftsensors zum Messfixateur, wird die Nullkraft der Materialtestmaschine und des Messfixateurs bestimmt.

Von der Materialtestmaschine wird weggesteuert eine Axialkraft von maximal 300 N eingeprägt. Die Messwerte der Materialtestmaschine werden mit der Software DIAdem und einem Datenerfassungsgerät NI USB-6210, die Messwerte der Distraktorkräfte mit der Steuersoftware aufgezeichnet. Zur Synchronisation der beiden aufgezeichneten Messkurven wird zu jedem Messwert die Systemzeit dokumentiert.

Zur Bestimmung der Laufzeit des Steuergerätes mit einem vollständig geladenen Akkumulator wird der Stromverbrauch über die integrierte Ladezustandserkennung ermittelt. Das Steuergerät protokolliert dazu einmal stünd-

lich zusammen mit einem Zeitstempel die verbleibende nominelle Kapazität. Mit vollständig geladenem Akkumulator wird die Messung zunächst durchgeführt, um ohne angeschlossene Sensoren die mittlere Stromaufnahme im Bereitschaftsbetrieb über eine Woche zu ermitteln. Mit sechs angeschlossenen Messdistraktoren wird die Messung, ebenfalls mit vollständig geladenem Akkumulator, wiederholt. Die Laufzeit der Messung beträgt erneut eine Woche, wobei das Steuersystem so konfiguriert ist, dass alle fünf Minuten eine Messung der Kraftwerte aller Messdistraktoren durchgeführt und auf der Speicherkarte protokolliert wird. Die Vorlaufzeitzeit, d.h. die Wartezeit zwischen Herstellen der Spannungsversorgung der Sensoren und der Durchführung der ersten Messung, wurde empirisch auf 1,5 Sekunden festgelegt.

Ergebnisse und Diskussion

In Abbildung 5.2 ist das Ergebnis der Messung der Axialkraft des Messfixateurs über der von der Materialtestmaschine eingeprägten Kraft aufgezeichnet. Wie anhand der Genauigkeit der im Vorfeld charakterisierten Messdistraktoren zu erwarten, zeigte sich anhand der Steigung der Regressionsgeraden eine hohe Übereinstimmung der gemessenen zur aufgebrachten Kraft. Die maximale Messabweichung betrug 13,7 N. Der Abstand der oberen und unteren Ringebene beträgt in dieser Anordnung etwa 165 mm, bei einem Winkel der Distraktoren zu den Ringebenen von 34° ergibt sich beim Messbereich der Distraktoren von ± 200 N ein Messbereich der Axialkraft im Messfixateur von ± 1093 N. Der ermittelte Linearitätsfehler der einzelnen Sensoren beträgt $\leq 1,6$ % FSO (vgl. Tabelle 4.5). Bei quadratischer Addition der Einzelfehler ergibt sich ein Gesamtfehler von 14,3 N, der in etwa der ermittelten Messabweichung entspricht.

Die Übertragungsrate der Messdaten, wobei unter einer Messung die sechs Einzelmessungen zusammengefasst werden, vom Steuersystem zum Steuerprogramm betrug im zeitlichen Mittel etwa 6 pro Sekunde. Ergänzend wurde die Reichweite mit einem mobilen Computer überprüft, auf dem die Steuersoftware ausgeführt wurde. Die Übertragungsrate blieb auf dem gleichen Niveau bis zu einem Abstand von ungefähr 3 m, danach traten häufige Verbindungsabbrüche auf, die eine weitere Messung verhindern. Spezifiziert ist der verwendete Bluetooth-Transceiver mit einer Reichweite von 10 m im Freien; die Laborumgebung, speziell die Testmaschine, sowie die kompakte Anordnung der Bauteile im Gehäuse des Steuergeräts beschränken die Reichweite. Was problematisch sein könnte, wenn Patienten im freien Gang zu untersuch-

5. Überprüfung des Systems

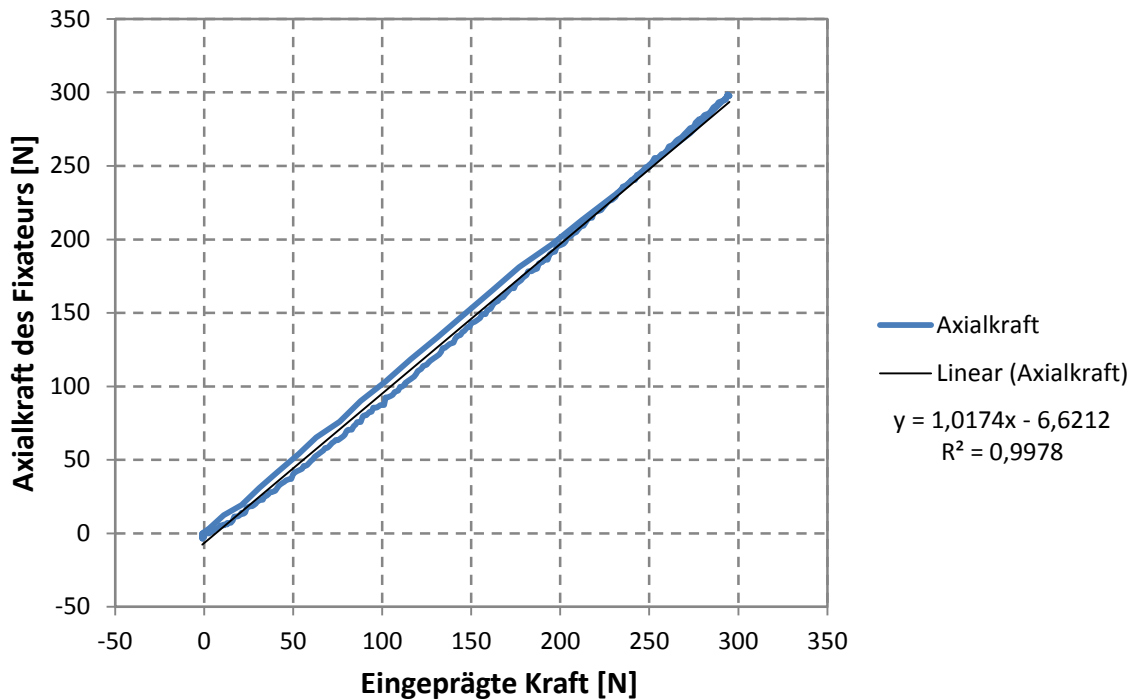


Abbildung 5.2: Gemessene Axialkraft des Fixateurs über der eingeprägten Kraft der Materialtestmaschine

en sind, insofern kein externes Bluetooth-Gerät mit hoher Reichweite genutzt wird. Bei den in Kapitel 3.2.1 vorgestellten Messmethoden, die im Stand oder im Sitzen durchgeführt werden, sind hingegen keine Probleme zu erwarten.

Tabelle 5.1: Laufzeit des Messfixateurs mit vollständig geladenem Akkumulator

Betriebsart	Tägliche Kapazitätsabnahme [mAh]	Resultierende Laufzeit [d]
Bereitschaft	8,8	113
Messbetrieb	17,1	58

Die Ergebnisse der Messung der Stromaufnahme des Steuersystems im Bereitschafts- und im Messbetrieb sind in Tabelle 5.1 aufgeführt. Die über die Kapazitätsabnahme ermittelten Werte der Stromaufnahme entsprechen den zu erwartenden Werten, die anhand der gemessenen Stromaufnahme des Steuergeräts und der Sensorik errechnet werden können. Die resultierende Laufzeit des Systems im Messbetrieb erfüllt die Forderung nach einem vierwöchigen unabhängigen Betrieb des Messfixateurs.

5.2. Motorfixateur

Grundsätzliche Voraussetzung für den Einsatz des Motorfixateurs ist, dass durch die Steuersoftware, ausgehend von den Montageparametern des Fixateursystems am Patienten, aus den eingegebenen Ringbewegungen die Längenänderung der Distraktoren korrekt errechnet und durch die Motordistraktoren diese Längenänderungen exakt angefahren werden.

Das vollständige System für akute Repositionen mit dem Motorfixateur (s. Abbildung 5.3) umfasst neben dem robotischen Fixateur mit den Motordistraktoren ein zentrales Steuersystem, das direkt mit den individuellen Motordistraktoren verbunden ist, einen Sicherheitsschalter, der die Spannungsversorgung zu den Motoren elektromechanisch freigibt sowie ein Steuerprogramm auf einem mobilen Computer, das über Bluetooth mit dem Steuergerät verbunden wird. Grundlegende Anforderung an die Sicherheit des Systems ist, dass ein erster Fehler nicht zu einer Gefährdung des Patienten führen darf. Mögliche Fehlerquellen bei der klinischen Anwendung des robotischen Systems sind:

Fehlerhafte Berechnung der Längenänderungen der Distraktoren: Bei falscher Einstellung der Distraktoren vergrößert sich die Fehlstellung, bzw. die Fraktur wird nicht exakt reponiert. Die Zunahme der Fehlstellung wird jedoch unter Durchleuchtung oder bei einer abschließenden Röntgenaufnahme, die routinemäßig zur Dokumentation der Behandlung durchgeführt wird, sichtbar und kann durch manuelles Zurückdrehen der Einstellelemente behoben werden. Neben Rechenfehlern der Software selbst können auch Eingabefehler zu fehlerhaften Berechnungen führen. Hinsichtlich der klinischen Anwendung des Motorfixateurs wurde daher die bestehende Software (Hexapod Calculator, Litos GmbH) um die Positions- und Geschwindigkeitsvorgabe für die Motordistraktoren erweitert. Somit sind Rechenfehler durch den Einsatz der zertifizierten Software ausgeschlossen und die Wahrscheinlichkeit von Eingabefehlern durch die bekannte Bedienoberfläche minimiert.

Versagen von Softwarekomponenten: Der Totalausfall der Steuersoftware oder der Software des Steuergeräts bedingt keine Gefährdung des Patienten, da in diesem Fall keine weitere robotische Bewegung des Fixateursystems möglich ist. Durch die verteilte Regelung der Motoren wird eine begonnene Bewegung zu Ende geführt, kann aber jederzeit durch den Freigabeschalter unterbrochen werden. Ein Versagen der Regel-

5. Überprüfung des Systems

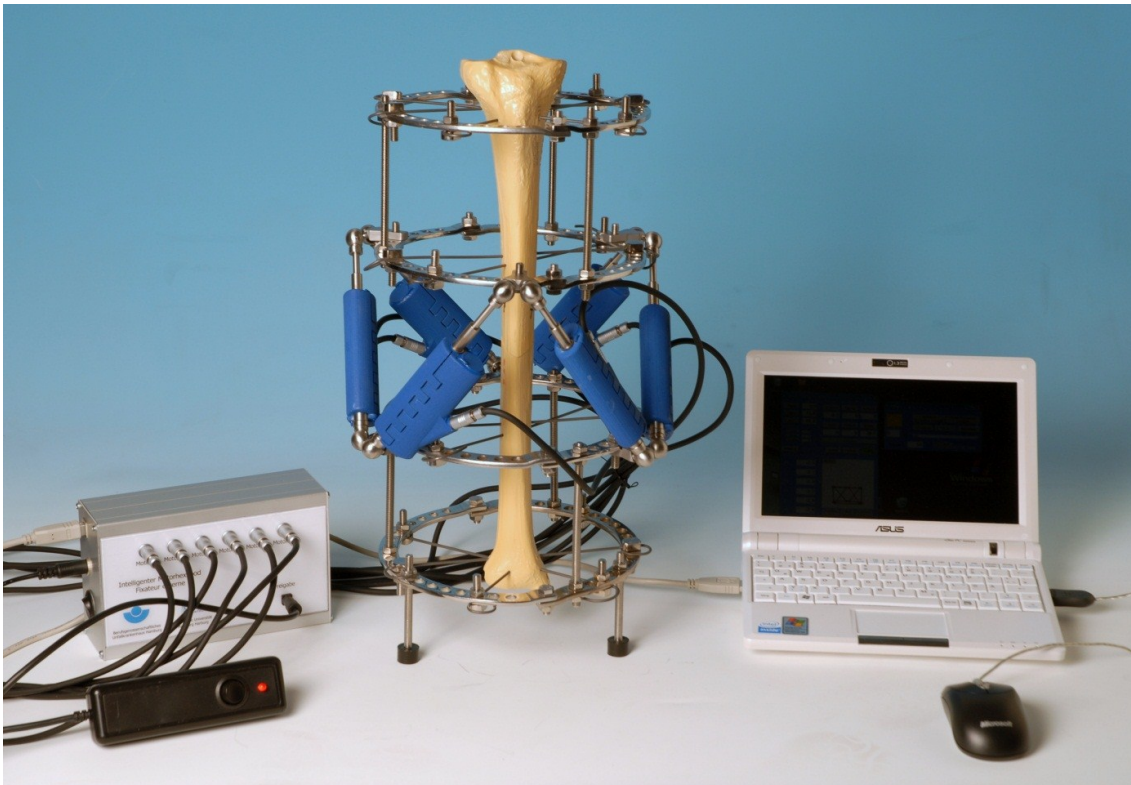


Abbildung 5.3: Vollständiges System für die akute Reposition mit dem Motorfixateur

schaltung der Motoren, das zu einer unerwünschten Fixateurbewegung führen kann, wird durch eine Watchdogschaltung laufend überprüft. Ist die normale Funktion der Firmware durch einen Laufzeitfehler nicht mehr gewährleistet, wird der Mikrocontroller zurückgesetzt und die Bewegung dadurch beendet. Durch Austausch der Motordistraktoren gegen manuelle Distraktoren lässt sich die gewünschte Fixateurbewegung zur Behandlung des Patienten dennoch durchführen.

Mechanisches oder elektrisches Versagen der Motordistraktoren: Die Basis der Motordistraktoren sind die klinisch bewährten manuellen Distraktoren, deren Festigkeit weit oberhalb der auftretenden mechanischen Lasten liegt. Schnell eintretende Überlastsituationen könnten das Getriebe der Motordistraktoren beschädigen. Die Bewegung würde beendet oder verlangsamt, was durch die Regelschaltung als nicht-korrigierbarer Regelfehler erkannt und signalisiert wird. Ist lediglich der inkrementelle Positionsgeber defekt, so signalisiert die daraus ermittelte Geschwindigkeit einen Stillstand der Motoren, ebenso ist bei einem Defekt der Motorwicklung, der Kommutatoren oder der Zuleitung keine Geschwindig-

keit messbar, in beiden Fällen würde ein nicht-korrigierbarer Regelfehler erkannt und signalisiert.

Versagen der Energieversorgung: Im Steuergerät ist zur Energieversorgung ein Lithium-Polymer-Akkumulator mit einer Nennspannung von 11,1 V und einer Kapazität von 1000 mAh zusammen mit einer Spannungsüberwachung integriert. Sobald die Klemmspannung weniger als 9 V beträgt wird optisch vor einer Tiefentladung gewarnt. Zwei Spannungswandler erzeugen die Betriebsspannungen von 7,5 V für den Betrieb der Motoren und 3,6 V für die Steuerelektronik. Ist der Akkumulator entladen kann keine robotische Bewegung des Fixateursystems durchgeführt werden. Durch den Austausch des steckbaren Akkumulators oder durch Austausch der Motordistraktoren gegen manuelle Distraktoren kann die erforderliche Fixateurbewegung entweder robotisch oder manuell zu Ende geführt werden.

Die zusätzliche Anforderung nach elektrischer Sicherheit der Motordistraktoren wird durch die netzfreie Energieversorgung der Motoren mit berührsicherer Kleinspannung von 7,5 V bauartbedingt erfüllt.

Um ein möglicherweise unerkanntes Restrisiko vor einer Anwendung am Patienten ausschließen zu können, wurde eine Überprüfung der Fixateurbewegungen durchgeführt.

Material und Methode

Der Versuchsaufbau zur Überprüfung der Fixateurbewegungen besteht aus einem Motorfixateur, dessen unterer Ringdurchmesser 160 mm beträgt. Der obere Ringdurchmesser beträgt 100 mm sowie in einem zweiten Aufbau 160 mm. Zur Erfassung der räumlichen Position des dynamischen oberen Ringes in Relation zum statischen unteren Ring wird ein passives Trackingsystem (infiniTrack, Atracsys LLC, Schweiz) verwendet. Dazu werden am oberen und unteren Ring je drei retroreflektierende Kugeln (Fiducials) auf einer gemeinsamen Trägerplatte (s. Abbildung 5.4) angebracht, deren räumliche Position durch das Trackingsystem mit einer Genauigkeit von 0,36 mm erfasst werden kann. Die Fiducials f_1 und f_2 sind jeweils im Abstand von 30 mm vom gedachten Koordinatenursprung f_{xyz} entfernt, f_0 ist im Abstand von 60 mm in Richtung der negativen Y-Achse im Koordinatensystem der Trackingkamera angebracht. Motorfixateur und Trackingkamera werden nun so ausgerichtet, dass

5. Überprüfung des Systems

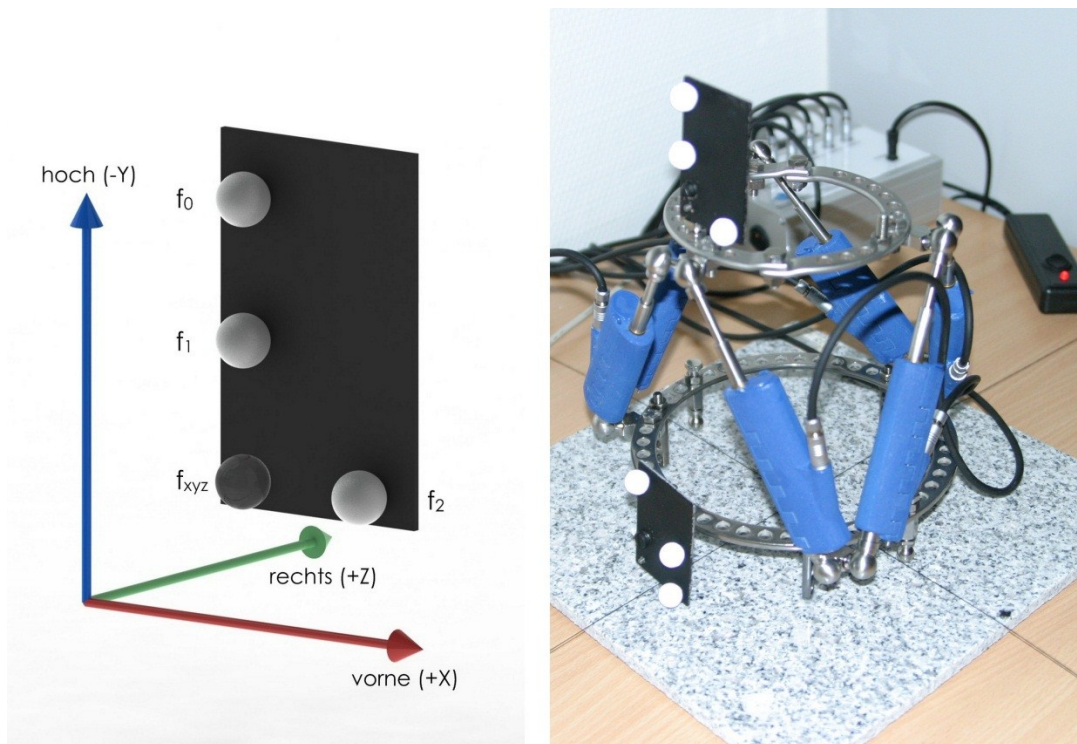


Abbildung 5.4: Markerplatte (links) mit den Fiducials $f_0 - f_2$, der Kennzeichnung des Koordinatenursprungs der Markerplatte f_{xyz} sowie der Bezeichnung der Koordinatenachsen im Fixateursystem und in Klammern im System der Trackingkamera; Motorfixateur mit den montierten Markerplatten (rechts)

die Richtungen der Achsen entsprechend Abbildung 5.4 (links) übereinstimmen.

Mit der Steuersoftware wurden nun jeweils für die beiden Ringgrößen und jeweils in beide Richtungen einzelne Translationen von 10 – 30 mm entlang der drei Achsen sowie kombinierte Translationen entlang aller drei Achsen von 15 mm durchgeführt. Vor der ersten und nach jeder weiteren Bewegung des Motorfixateurs werden die Positionen der Fiducials aus der Steuersoftware des Trackingsystems ausgelesen. Anhand der bekannten Translation t_{ix} , t_{iy} , t_{iz} jeder Einzelbewegung (Index i) wird aus den Abweichungen jeder Komponente der drei Fiducials (f_0 , f_1 , f_2) die Positionsabweichung $\Delta_{n,i}$ eines Fiducials (Index n) in einer beliebigen Einzelbewegung nach (5.1) als Euklidischer Abstand berechnet:

$$\Delta_{n,i} = \sqrt{(f_{n,i,x} - t_{i,x})^2 + (f_{n,i,y} - t_{i,y})^2 + (f_{n,i,z} - t_{i,z})^2} \quad (5.1)$$

So ergeben sich für jede Bewegung drei Abstandsfehler der einzelnen Fiducials, aus denen zur Beurteilung der Genauigkeit der gesamten Translationsbewegung das quadratische Mittel nach (5.2) errechnet wird.

$$\Delta_{RMS,i} = \sqrt{\frac{1}{3} \cdot \sum_{n=0}^2 \Delta_{n,i}^2} \quad (5.2)$$

Da in die Berechnung des quadratischen Mittels bereits die Abweichungen der Positionswerte nach (5.1) eingehen, entspricht der errechnete Wert der mittleren quadratischen Fehlersumme (Root Mean Square – RMS) und wird als $\Delta_{RMS,i}$ bezeichnet. Aus den Einzelwerten werden nun das Maximum, der arithmetische Mittelwert sowie die Standardabweichung bestimmt.

Für die Untersuchung der Genauigkeit bei Rotationsbewegungen wurde nach einem ähnlichen Schema vorgegangen. Durchgeführt wurden einzelne Rotationen von 10° und 20° sowie kombinierte Rotationen um die drei Achsen von jeweils 10° . Aus den Positionen der Fiducials müssen vor der weiteren Berechnung zunächst die Winkel um die drei Achsen des Bezugssystems errechnet werden. Der Winkel *rechts hoch* (θ_x) errechnet sich im Bogenmaß nach:

$$\alpha_{rechts\ hoch} = \tan^{-1} \left(\frac{f_{0,z} - f_{1,z}}{f_{0,y} - f_{1,y}} \right) \quad (5.3)$$

Der Winkel *vorne tief* (θ_z) errechnet sich nach:

$$\alpha_{vorne\ tief} = \tan^{-1} \left(\frac{f_{0,x} - f_{1,x}}{f_{0,y} - f_{1,y}} \right) \quad (5.4)$$

Der Winkel *vorne rechts* ($-\theta_y$) errechnet sich nach:

$$\alpha_{vorne\ rechts} = \tan^{-1} \left(\frac{f_{2,z} + f_{0,z} - 2 \cdot f_{1,z}}{f_{2,x} + f_{0,x} - 2 \cdot f_{1,x}} \right) \quad (5.5)$$

Aus den gemessenen und den vorgegebenen drei Winkeln in jeder Position wird analog zu (5.1) der Euklidische Abstand der Winkelabweichung ermittelt. Aus den Einzelwerten der normierten Winkelabweichung bei jeder eingenommenen Position in der Testung werden das Maximum, der Mittelwert sowie die Standardabweichung ermittelt.

5. Überprüfung des Systems

Ergebnisse und Diskussion

Die Ergebnisse der Überprüfung der Genauigkeit des Motorhexapoden (s. Tabelle 5.2) zeigen eine maximale Abweichung von 1,5 mm und 2,48°, die beide beim Hexapodsystm mit einem 100 mm-Ring ermittelt wurden. Im Mittel beträgt die Abweichung translatorisch weniger als 1 mm und etwa 1° bei Rotationsbewegungen. Einschränkend auf die ermittelte Genauigkeit wirkt sich neben der Messunsicherheit des Trackingsystems auch die Ausrichtung der Markerplatten an den Fixateurringen sowie die Ausrichtung der Hexapodbasis zu den Koordinatenachsen des Trackingsystems aus, da die Fehler aufgrund der Berechnungsschritte überproportional in das Ergebnis eingehen.

Tabelle 5.2: Ergebnisse der Genauigkeitsüberprüfung

Testbedingung	Maximale Abweichung	Mittelwert	σ
Translation – 100 mm	1,50 mm	0,77 mm	0,41 mm
Translation – 160 mm	1,34 mm	0,67 mm	0,35 mm
Rotation – 100 mm	2,48°	1,13°	0,64°
Rotation – 160 mm	2,35°	0,99°	0,61°

Eine weitere Fehlerquelle besteht im Gelenkspiel der verwendeten Winkelgelenke. Bauartbedingt ist durch die Öffnung der Kugelpfanne eine Verdrehung der innersten beiden Segmente der Teleskopstangen zueinander möglich, wodurch die erzielte von der gewünschten Längenänderung abweichen kann. Bei einem Schwenkwinkel der Kugelpfannen von jeweils 18° ergibt sich bei der Steigung der Gewinde im Distraktor von 1 mm pro Umdrehung ein maximaler Fehler von 0,1 mm.

Die durchgeführte Untersuchung zeigte trotz der fehlersensitiven Messtechnik nur geringfügige mittlere Abweichungen von der geforderten Position. Im Vergleich mit [66], wo die Abweichung des manuellen Hexapoden mit 1 mm und 0,7° beziffert ist, zeigt sich, dass die Genauigkeit der Fixateurbewegungen nicht negativ durch die motorbetriebene Einstellung beeinflusst wird.

6. Klinische Anwendung

Nach der Überprüfung der korrekten Funktion des Fixateursystems für die akute Frakturposition wurde das System an drei Patienten klinisch eingesetzt. Indikation für die Anwendung war die Durchführung von komplexen multidimensionalen Fixateurbewegungen bei liegendem Ringfixateur. Die Patienten wurden vor der Behandlung mit dem Motorfixateur umfassend aufgeklärt und erklärten ihr Einverständnis.

Die Einsatzmöglichkeiten des Motorfixateurs umfassen neben der primären und sekundären Frakturposition auch Korrekturmanöver bei bereits anliegendem Fixateur externe, die klinisch bisher durch einen manuellen Hexapodfixateur externe durchgeführt werden. Beispielhaft sei die Behandlung von Fehlstellen des Knochens durch Segmenttransport mit einem Ilizarov-Fixateur [8, 55, 69, 191] genannt. Sollte beim Anlegen des Fixateurs nach Osteotomie eine korrekte Achsausrichtung der Frakturfragmente nicht erreicht werden, so kann dies durch einen Hexapodfixateur externe eingestellt werden [66].

6.1. Patient A

Anamnese

Der Patient (s. Abbildung 6.1) erlitt bei einem Motoradunfall im Ausland im Alter von 26 Jahren eine erstgradig offene Fraktur des linken Unterschenkels, die über drei Monate mit einem Ilizarov-Fixateur ausbehandelt wurde. Bei Vorstellung neun Jahre nach dem Unfall im BG Unfallkrankenhaus Hamburg zeigte sich eine komplexe postraumatische Fehlstellung und Verkürzung des linken Unterschenkels. Die indizierte Fehlstellungskorrektur wurde durch Anlegen eines Hexapodfixateur externe nach Kortikotomie der Tibia und Fibula eingeleitet. Postoperativ wurde anhand von Röntgenaufnahmen in zwei Ebenen die Korrektur der Varusstellung mit einer Kippung von 10° und der Torsionsfehlstellung mit einer axialen Rotation von 5° geplant. Im Seitenvergleich wurde eine nötige Verlängerung von 15 mm bestimmt.

6. Klinische Anwendung

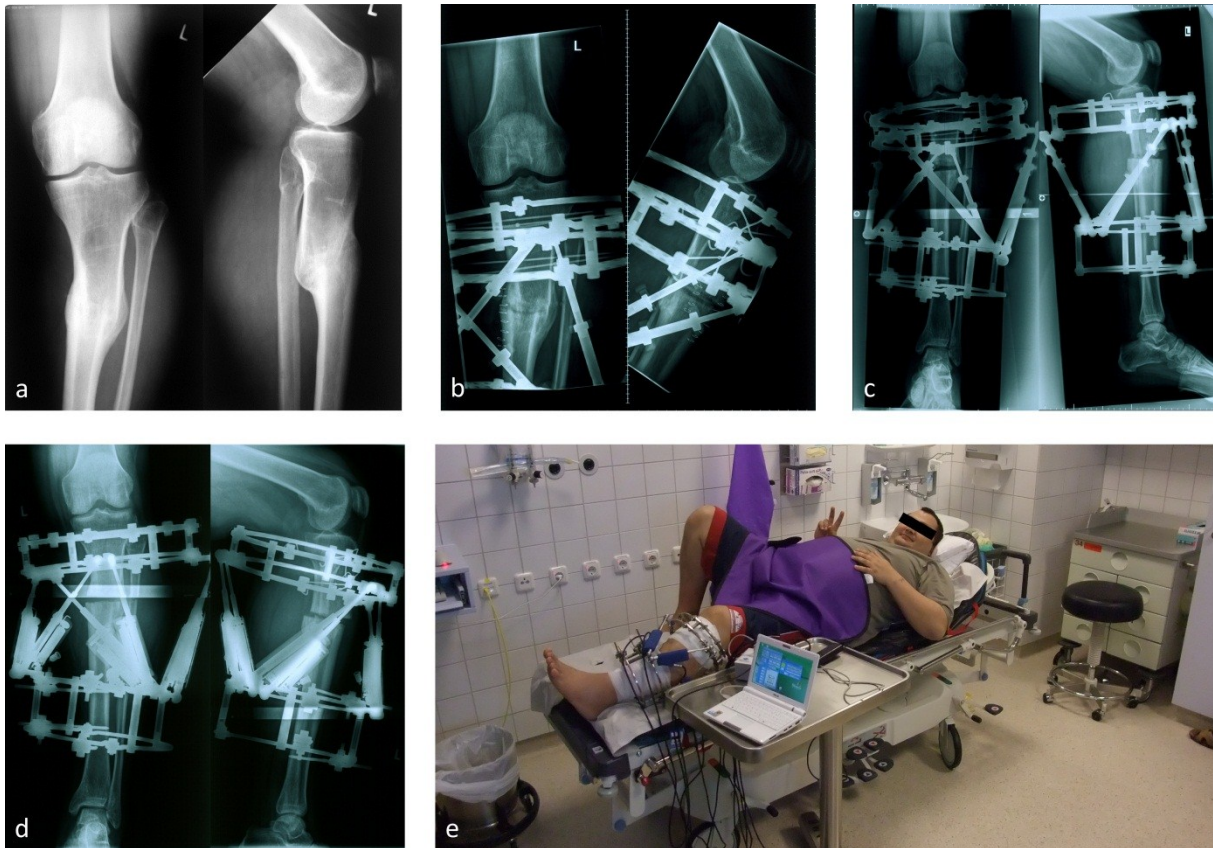


Abbildung 6.1: Röntgenbefund bei Vorstellung im BG Unfallkrankenhaus (a), nach Fixateuranlage (b), vor Korrektur mit dem Motorhexapoden (c), nach der Korrektur (d), Patient mit dem Fixateursystem (e)

Die gesamte Korrektur mit dem manuellen Hexapodfixateur sollte über 27 Tage mit vier Verstellungen pro Tag stattfinden. Nach Beruhigung der Weichteilverhältnisse wurde vier Tage postoperativ mit der sukzessiven Korrektur begonnen und der Patient in die selbstständige Fehlstellungskorrektur und Fixateurpflege eingewiesen. Nachdem anfangs die Stellungskorrektur vom Patienten nur unregelmäßig und unvollständig durchgeführt wurde, konnte der Patient nach intensivem Training der Fixateurbedienung bei reizlosen Wundverhältnissen entlassen werden.

Problem

In den Verlaufskontrollen zeigte sich radiologisch eine Abweichung vom vorgegeben Korrekturplan. Der Patient gab an, wegen großer Schmerzen die Behandlung nicht vollständig ausgeführt zu haben. Radiologisch zeigte sich eine Verbesserung der Varusfehlstellung und ein Ausgleich der Beinlängenverkürzung um 1 cm. Gleichzeitig wurde eine weitgehende knöcherne Über-

brückung der Fibulaosteotomie diagnostiziert, die die Schmerzen bei der Verstellung erklärt. Die indizierte Re-Osteotomie der Fibula wurde vom Patienten abgelehnt. Mit dem Versuch, die verbleibende Varus- und Retrokurvationsfehlstellung mit dem Motorhexapoden zu korrigieren, war er jedoch einverstanden.

Korrektur mit dem Motorhexapoden

Zur Korrektur der verbleibenden Fehlstellung wurden die manuellen Distraktoren gegen Motordistraktoren getauscht, wobei die Ringe durch temporär angebrachte Gewindestangen abgestützt waren. Nach Entfernen der Gewindestangen wurde anhand von Röntgenaufnahmen in zwei Ebenen die zu korrigierende Fehlstellung nach [79] bestimmt. Es ergaben sich ein Retrokurvationsfehler von $13,5^\circ$ und ein Varusfehler von $7,5^\circ$.

In einem ersten Schritt von etwa 5 Minuten Dauer wurde zunächst die Varusfehlstellung durch eine Ringbewegung mit dem Motorhexapoden korrigiert. Unter Durchleuchtung wurde anschließend in mehreren Schritten die Retrokurvation korrigiert und weitere Feinkorrekturen durchgeführt. Eine vollständige Korrektur konnte aufgrund einsetzenden Schmerzes nicht durchgeführt werden, die Ringbewegung wurde leicht zurückgenommen woraufhin der Schmerz rasch abklang. Abschließend wurden Röntgenaufnahmen des Unterschenkels zur Dokumentation angefertigt. Im Ergebnis wurde die Retrokurvation um $7,5^\circ$ und der Varusfehler um $2,5^\circ$ gemildert. Die Korrektur konnte ohne Anästhesie durchgeführt werden.

Weitere Behandlung

Nach Austausch der Hexapodmechanik gegen Gewindestangen wurde die Osteotomie im Fixateur zur Ausheilung gebracht. Mit physiotherapeutischer Behandlung und einer Teilbelastung von 10 kg war etwa 4 Monate nach dem Abschluss der sukzessiven Fehlstellungskorrektur das Regenerat soweit konsolidiert, dass die Materialentfernung des Fixateurs durchgeführt werden konnte. Auf abschließend angefertigten Röntgenaufnahmen konnte keine klinisch signifikante Achsfehlstellung nachgewiesen werden.

6.2. Patientin B

Anamnese

Die Patientin (s. Abbildung 6.2) stürzte im Alter von 22 Jahren auf dem Weg zur Arbeit von ihrem Motorrad und ihre Beine wurden von einem LKW überrollt. Sie zog sich dabei links eine drittgradig offene Fraktur des Unterschenkels und rechts Frakturen an Fuß und Sprunggelenk sowie schwere Weichteilverletzungen des Fußes zu. Die Erstversorgung erfolgte durch einen Fixateur externe. In den folgenden Tagen wurden die Wunden operativ von abgestorbenem Gewebe gereinigt und am linken Unterschenkel ein temporärer Hautersatz angelegt. Am zehnten Tag nach dem Unfall wurde der linke Unterschenkel nach offener Reposition mit einem Marknagel versorgt und nach weiteren drei Tagen die Frakturen des rechten Fußes und Unterschenkels operativ behandelt. Sechs Wochen nach dem Unfall wurde die Patientin ins BG Unfallkrankenhaus verlegt. Sie klagte bei der Aufnahme über zunehmende Schmerzen im linken Unterschenkel. Nach Entfernen des Verbandes zeigte sich ein großer Haut- und Weichteildefekt mit Sicht auf Muskeln, Knochen und Sehnen. Das distale Ende des Tibiaschafts war schwarz verfärbt. Bei einem Taubheitsgefühl der Zehen war nur eine eingeschränkte Beweglichkeit gegeben. In vier weiteren Operationen über einen Zeitraum von sechs Wochen wurden zunächst der einliegende Marknagel und ein 7 cm langes Stück der entzündeten Tibia entfernt. Temporär wurde ein Rohrfixateur angelegt und in die Fehlstelle Antibiotikaträger eingelegt, eine erneute Hauttransplantation vom rechten Unterschenkel durchgeführt, Drähte aus dem rechten Fuß entfernt und schließlich, nach vollständiger Beruhigung der Infektion, der Rohr- durch einen Ilizarov-Fixateur ersetzt. Zwei Wochen nach der Fixateuranlage wurde eine Kortikotomie der proximalen Tibia durchgeführt und zum Segmenttransport mit Zugseilen verbunden.

Problem

In Röntgenaufnahmen der Patientin zeigte sich, dass proximales und distales Ende der Tibia im Ilizarov-Fixateur nicht achsgerecht zueinander ausgerichtet standen. Bei Durchführung des Segmenttransports würde in einem solchen Fall möglicherweise die Andockstelle an der distalen Tibia nicht vom Zugsegment erreicht werden, bzw. eine Fehlstellung würde aus der Behandlung resultieren.

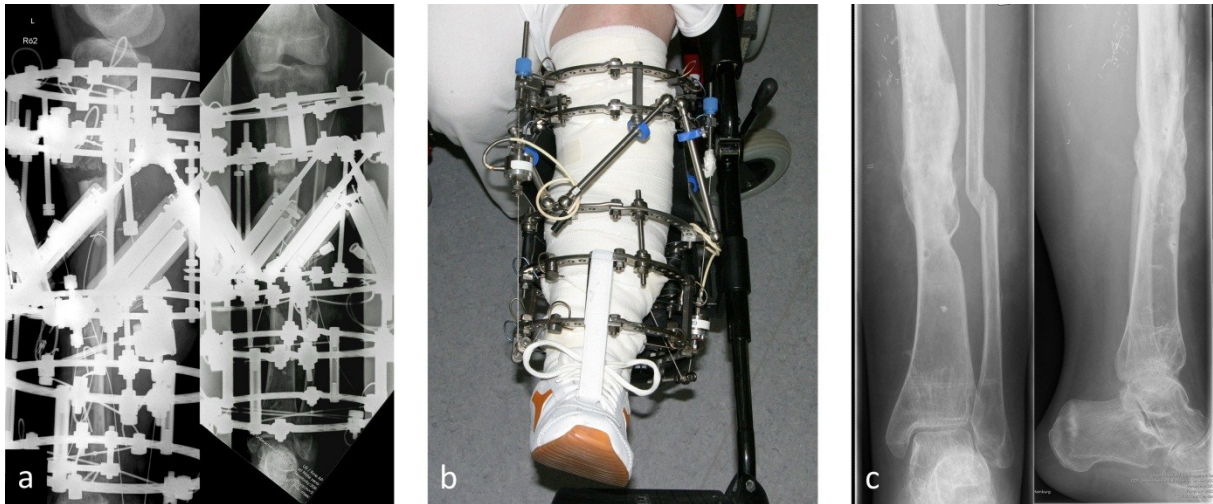


Abbildung 6.2: Patientin B vor der Korrektur (a), mit Fixateur nach der motorisierten Korrektur (b), nach Abschluss der Behandlung (c)

Korrektur mit dem Motorhexapoden

Zur zeitnahen Korrektur der Achsfehlstellung vor Beginn des Segmenttransports wurden am Ilizarov-Fixateur Gelenkadapter und Motordistraktoren befestigt und die Gewindestangen zwischen oberem und unterem Ring gelöst. Nach Röntgenaufnahmen in zwei Ebenen wurde eine Retrokurvation von 8° gemessen, die in einer Sitzung von etwa 5 Minuten mit dem Motorhexapoden ohne Anästhesie korrigiert wurde.

Weitere Behandlung

Nach problemloser und vollständiger Korrektur der Fehlstellung mit dem Motorhexapoden erfolgte eine Abstützung der Ringe mit Elementen des manuellen Fixateur externe, der Segmenttransport wurde zehn Tage nach der Kortikotomie eingeleitet. Der Segmenttransport wurde bei Teilbelastung von 10 kg durchgeführt und physiotherapeutisch unterstützt. Eine Spongiosaplastik der Andockstelle erfolgte 3,5 Monate nach Beginn des Segmenttransports. Bei radiologisch festgestellter ausreichender Verknöcherung der Transportstrecke und eingeeilter Spongiosaplastik konnte der Fixateur nach weiteren 5 Monaten schließlich entfernt werden. Bei der Nachuntersuchung 20 Monate nach dem Unfall ist die Patientin bei achsgerechter Stellung des linken Unterschenkels ohne Gehstützen mobilisiert.

6.3. Patient C

Anamnese

Der Patient (s. Abbildung 6.3) erlitt im Alter von 24 Jahren einen Motorradunfall, bei dem er mit sehr hoher Geschwindigkeit mit einem PKW kollidierte. Er zog sich dabei eine zweitgradig offene Mehrfragmentfraktur des linken Oberschenkels sowie eine Mehrfragmentfraktur des linken Unterschenkels mit Beteiligung des Tibiakopfes zu. Er erlitt eine zweitgradig offene Fraktur des linken Unterarms am Ulnaschaft, Radiuschaft und am distalen Radius mit Gelenkbeteiligung sowie Frakturen an der linken Hand und Querfortsatzfrakturen an der Halswirbelsäule. Neben den Weichteilverletzungen durch die offene

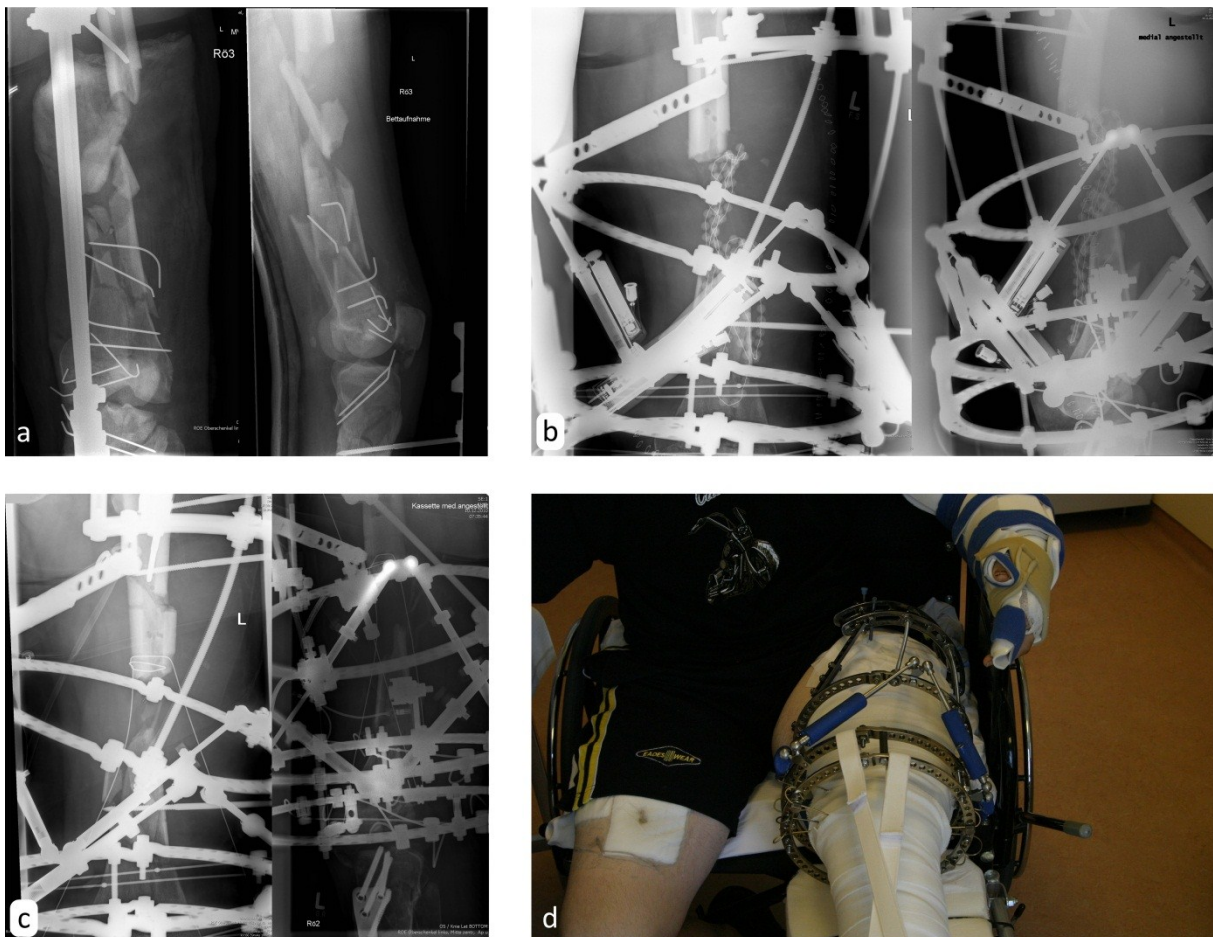


Abbildung 6.3: Patient C mit AO-Fixateur bei Aufnahme ins BG Unfallkrankenhaus (a), mit dem Motorhexapoden vor der Korrektur (b), Röntgenaufnahme nach der Korrektur (c), mit dem Motorhexapoden nach der Korrektur (d)

nen Frakturen traten weitere schwere Verletzungen an den Nerven des linken Armes, der Blutgefäße des linken Armes, eine beidseitige Lungenquetschung sowie eine Ausrenkung des rechten Ellenbogengelenks auf.

Die Erstversorgung des Polytraumas wurde bereits am Unfallort durchgeführt. Noch am Unfalltag wurden dann klinisch die Frakturen operativ mit Plattenosteosynthesen und Drähten versorgt, am linken Bein ein AO-Stabfixateur über das Kniegelenk an Ober- und Unterschenkel angelegt, sowie die Gefäß- und Weichteilverletzungen behandelt. Im weiteren Verlauf wurden die Weichteilverletzungen der offenen Frakturen mit Spalthaut bedeckt und eine Revision der Frakturversorgung der linken Hand durchgeführt. Aufgrund einer Infektion des linken Femurs nach der offenen Fraktur wurde der Patient einen Monat nach dem Unfall in das BG Unfallkrankenhaus verlegt. Dort wurde zunächst der AO-Stabfixateur sowie der infizierte Knochenanteil von etwa acht Zentimetern Länge entfernt. Zur Stabilisierung wurde ein Ringfixateur angelegt, mit dem die Wiederherstellung der Femurs über einen Segmenttransport durchgeführt werden sollte. Gleichzeitig wurde die Mehrfragmentfraktur der linken Tibia und die Fehlstellung des Tibiakopfes mit einer Osteosyntheseplatte korrigiert und versorgt.

Problem

Bei Anlage des externen Fixateurs konnte die anatomisch korrekte Position des Femurs nicht exakt wiederhergestellt werden, da die intraoperative Bildgebung mit einem C-Bogen nur jeweils einen kleinen Ausschnitt zeigen kann. Auf den Röntgenaufnahmen nach der Operation stellte sich ein Retrokurvationsfehler von $7,5^\circ$ und eine Varusfehlstellung von $8,5^\circ$ dar. In der weiteren Behandlung des Patienten sollte der Defekt des Femurs durch einen Knochensegmenttransport wieder aufgebaut werden.

Korrektur mit dem Motorhexapoden

Zur Korrektur der Fehlstellung vor der Durchführung des Segmenttransports wurden zunächst die Gewindestangen zwischen den Fixateurringen durch sechs Motordistraktoren ersetzt und Röntgenaufnahmen in zwei Ebenen zur Planung angefertigt. In einer Sitzung von etwa zehn Minuten Dauer wurde die Fehlstellung mit dem Motorhexapoden unter Röntgenkontrolle ohne Anästhesie durchgeführt. Auf den Röntgenaufnahmen nach der Korrektur zeigte sich eine Verringerung der Retrokurvation auf $0,3^\circ$ und der Varusfehlstellung

6. Klinische Anwendung

auf 1,5°. Nach der Korrektur wurden unter temporärer Abstützung durch Gewindestangen die Motordistraktoren gegen manuelle Distraktoren getauscht.

Weitere Behandlung

Zur Durchführung des Segmenttransports wurde zwei Wochen nach der Korrektur eine Kortikotomie des proximalen Femurs durchgeführt und ein Seilzugmechanismus angebracht. Im Verlauf des Segmenttransports kam es nach etwa sechs Wochen zu einer frühzeitigen Verknöcherung der Distraktionsstrecke und zu einem Versagen des externen Fixateurs durch die hohen mechanischen Spannungen. Es verblieb eine Fehlstrecke von sechs Zentimetern, die nach einer erneuten Kortikotomie durch Segmenttransport mit einem unilateralen Fixateur weiter behandelt wurde. Nach Abschluss des Segmenttransports wurde die Andockstelle des Zugsegments mit einer Spongiosaplastik versorgt, was nach einer ausbleibenden Einheilung jedoch wiederholt werden musste. Bei noch anliegendem Fixateur externe zeigte sich in einer Untersuchung 18 Monate nach dem Unfall ein Einheilen der Spongiosaplastik.

7. Zusammenfassung und Ausblick

7.1. Zusammenfassung

In dieser Arbeit wird die Realisierung eines robotischen externen Fixateursystems auf der Basis einer klinisch etablierten universellen Fixateurgeometrie beschrieben.

Ausgehend von bekannten Problemen in der unfallchirurgischen und orthopädischen Behandlung werden zunächst die medizinischen Anforderungen und Anwendungsszenarien erläutert, um eine für die Patienten optimale Behandlungsmethode entwickeln zu können. Gestützt auf medizinische Studien zu den mechanischen Kräften während der Distraktionsosteogenese werden die Anforderungen an die Kräfte der Motordistraktoren und den Messbereich der Kraftsensoren ermittelt, wobei die quasikontinuierliche Distraction, d.h. die Aufteilung der täglichen Distraktionsstrecke in viele kleine Teilsegmente, zu einer Verringerung der nötigen Kräfte führen kann.

Aufgrund der unterschiedlichen Anforderungen an die Funktionalität des robotischen Fixateursystems in den verschiedenen Anwendungsszenarien werden drei Teilsysteme vorgestellt: Ein Messfixateur, der sich in der Bedienung prinzipiell nicht von einem konventionellen System unterscheidet. Durch die Integration der Kraftsensoren jedoch, kann die mechanische Situation während der Frakturheilung oder der Fehlstellungskorrektur untersucht werden. Um Messungen der Regeneratsteifigkeit während der Distraktionsosteogenese nicht nur während der regelmäßigen Verlaufskontrollen, sondern kontinuierlich durchführen zu können, wird ein Messprotokoll vorgeschlagen, das ohne Sensoren zur Messung der Bodenreaktionskräfte durchführbar ist. Es beruht auf der Messung der internen Fixateurkräfte unter Belastung durch das Teilkörpergewicht der distalen Extremität. Ein zweites System ist der Motorfixateur für die akute Korrektur. Kräftige Motoren können zügige Ringbewegungen durchführen, um Frakturen zu reponieren oder um punktuelle Korrekturen während der Behandlung mit anderen Fixateursystemen durchführen zu können. Die Kombination aus Kraftsensorik und Motorverstellung wird mit dem Motorfixateur für die Distraktionsosteogenese vorgestellt. Durch die Nutzung hochintegrierter elektronischer Komponenten und Rapid-Prototyping-

7. Zusammenfassung und Ausblick

Verfahren während der Gehäuseentwicklung kann ein solches mechatronisches System realisiert werden.

Die gemeinsame Basis der drei Fixateursysteme ist ein elektronisches Steuergerät, das sowohl die Energieversorgung bereitstellt, wie auch die Messdatenerfassung durchführt und die Bewegungen der einzelnen Motoren zu synchronen Ringbewegungen koordiniert. Zur Bedienung des komplexen Fixateursystems wird ein anwenderfreundliches Steuerprogramm benötigt.

Die Realisierung der einzelnen Teilkomponenten wird detailliert geschildert und eine Charakterisierung der Eigenschaften vorgenommen. Schwerpunkt in der Entwicklung bildete das Steuergerät aufgrund der hohen Systemkomplexität, die jedoch Voraussetzung für einen flexiblen Einsatz des Systems ist. Ebenso ein Schwerpunkt stellte die Entwicklung der Sensorik dar, obwohl die Kraftmessung als ingenieurwissenschaftliches Problem Stand der Technik ist. Die Realisierung eines miniaturisierten Systems ist eine komplexe Aufgabe, da es gleichzeitig stabil sein muss, um während des langen Zeitraums der Behandlung nicht durch hohe mechanische Lasten beschädigt zu werden, wie auch eine hohe Empfindlichkeit und Genauigkeit der Messwerte aufweisen soll. Bei der Integration der Motoren, der Mechanik der Kraftübertragung auf den Distraktor und der Regelung der Bewegung der Motordistraktoren wurden Standardkomponenten eingesetzt.

Die Kombination der Teilkomponenten zum Messfixateur konnte durch erfolgreiche Kraftmessungen im Labor gezeigt werden. Die Leistungsfähigkeit des Systems liegt vor allem in der speziellen Kinematik des Fixateursystems, die es erlaubt, den Kraftfluss mathematisch in jedem beliebigen Punkt des Fixateurs zu beschreiben, insbesondere auch innerhalb der heilenden Fraktur.

Es wurde ebenso ein klinisch anwendbares Motorfixateursystem vorgestellt und auf die Genauigkeit hin überprüft. Die in der Messung erzielten Ergebnisse sind gleichwertig zu denen des manuellen Fixateursystems. Neben messtechnischen Einschränkungen beeinträchtigen vor allem mechanische Ungenauigkeiten der konstruktiven Elemente, insbesondere der Kugelgelenke, mit denen die Distraktoren an den Ringen befestigt werden, eine weitere Erhöhung der Genauigkeit über die bereits sehr präzise Mechanik des Hexapodfixateur externe.

Nach erfolgreichem Durchlaufen der Labortestungen wurde das Motorfixateursystem schließlich bei drei Patienten erfolgreich angewandt. Die Verwendung eines externen Fixateurs als Basis erlaubt die Umrüstung auf das Motor-

fixateursystem durch einfaches Auswechseln der Distraktoren bei Abstützung der Fixateurringe. Besonders bemerkenswert ist, dass die teilweise recht großen Bewegungen der Knochen von den Patienten als nicht schmerzhaft beschrieben wurden.

7.2. Ausblick

Die entwickelten Systeme lassen sich für den klinischen Einsatz sicherlich weiter optimieren. Eine verbesserte Getriebemechanik, die zu kleineren und leichteren Motordistraktoren führt, könnte den standardmäßigen Einsatz des Robotersystems anstelle der manuell durchgeführten Distraktionsosteogenese einläuten.

Das Steuergerät des Fixateursystems ist bereits mit einer weit verbreiteten Funkübertragungstechnik ausgestattet. Die Kombination mit moderner Kommunikationselektronik zu einem telemedizinischen System erlaubt es dem Arzt, Patienten auch über weite Entfernungen betreuen zu können. Ein weiterer Nutzen dieser Kombination liegt in der Möglichkeit, die physiotherapeutische Behandlung durch biophysikalisches Feedback zu optimieren. Die Darstellung von Lastmessungen kann, möglicherweise in spielerischer Form, den Patienten in seiner häuslichen Umgebung eine optimale Belastung zur schnelleren Heilung einhalten lassen.

Der Verlauf der Knochenbruchheilung wird durch mechanische Parameter bestimmt. Mit den motorbetriebenen Distraktoren des robotischen Fixateursystems ergibt sich durch Dynamisierung mit Fixateurbewegungen kleiner Amplitude eine direkte Möglichkeit den Heilungsverlauf in der Knochenbruchbehandlung und der Distraktionsosteogenese positiv zu beeinflussen.

Durch die parallele Roboterkinematik des Hexapodfixateur externe lassen sich dreidimensionale Kraftflussmessungen des Verbundes aus Fixateur, Knochen und Frakturkallus durchführen. Der robotische Fixateur kann durch Integration von Sensorik, Signalverarbeitung und Datenspeicher regelmäßige, engmaschige Messungen über die Tragezeit des Fixateurs selbstständig durchführen. Der Heilungsverlauf lässt sich mit einem solchen System im Gegensatz zur Röntgendiagnostik nicht mehr nur indirekt und stichprobenartig, sondern kontinuierlich durch direkte mechanische Messung und strahlungsfrei erfassen. Diese Messungen sind bereits für die individuelle Behandlung eines Patienten hilfreich. Mit jeder durchgeführten Behandlung vergrößert sich aber

7. Zusammenfassung und Ausblick

auch das Wissen um die mechanischen Vorgänge während der Frakturheilung und Distractionsosteogenese, um so die Methodik zum Nutzen aller Patienten weiter zu verbessern.

Anhang

A.1. Befehlsschnittstelle des Steuergeräts

AT	Attention Command
Beschreibung:	Überprüfung der Kommunikation zwischen Logger und PC.
Ausführung:	AT
ATX	Powerdown
Beschreibung:	Versetzt den Logger in den Standby-Modus. Die Verbindung zwischen Logger und PC wird sofort unterbrochen.
Ausführung:	ATX
ATE	Command line echo
Beschreibung:	Rückübertragung aller vom Logger empfangenen Zeichen zum Sender.
Ausführung:	ATE=<Echo>
Auslesen:	ATE? Gibt den aktuellen Zustand zurück.
Test:	ATE=? Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.
<Echo>:	Echo ein: 1 (default); Echo aus: 0
AT+CCLK	Echtzeituhr
Beschreibung:	Stellt die Echtzeituhr im Logger.
Ausführung:	AT+CCLK=<Zeit>
Auslesen:	AT+CCLK? Gibt die aktuelle <Zeit> zurück.
Test:	AT+CCLK=? Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.
<Zeit>:	Zeichenkette der Form "YYYY,MM,DD,hh,mm,ss", die die aktuelle Zeit darstellt. Zeitzonen und Winter-/Sommerzeit wird nicht unterstützt.
AT+LNAM	Gerätename
Beschreibung:	Liest den Gerätenamen aus. Name wird auch als Bluetooth-Gerätename geführt.
Auslesen:	AT+LNAM? Gibt den Gerätenamen als Zeichenkette aus.
Test:	AT+LNAM=? Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.

AT+LBTA

Bluetooth-Adresse

- Beschreibung:** Liest die Bluetooth-Geräteadresse aus. Wird bei der erstmaligen Initialisierung des Loggers aus dem Bluetooth-Modul ausgelesen.
- Auslesen:** **AT+LBTA?** Gibt den Gerätenamen als Zeichenkette aus.
- Test:** **AT+LBTA=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.

AT+LID

Logger-ID

- Beschreibung:** Setzt und liest die Seriennummer des Loggers. Die Seriennummer bildet den zweiten Teil des (Bluetooth-) Gerätenamens. Beim Setzen der Logger-ID wird die Bluetooth-Verbindung getrennt und der Logger neu gestartet. Eingabe der Master-PIN des Loggers erforderlich.
- Ausführung:** **AT+LID=<"MasterPIN, Seriennummer">**
- Auslesen:** **AT+LID?** Gibt die Seriennummer als Zeichenkette aus.
- Test:** **AT+LID=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.
- <MasterPIN>:** Master-PIN des Loggers (vierstellig, nur Ziffern von 0-9).
- <Seriennummer>:** Neue Seriennummer (vierstellig, nur Ziffern von 0-9).

AT+LFW

Firmware-Version

- Beschreibung:** Liest die Firmware-Version (Build-Nummer) des Loggers aus.
- Auslesen:** **AT+LFW?** Gibt die Firmware-Version aus.
- Test:** **AT+LFW=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.

AT+RST

Grundeinstellung rücksetzen

- Beschreibung:** Setzt und liest die Seriennummer des Loggers. Die Seriennummer bildet den zweiten Teil des (Bluetooth-) Gerätenamens. Beim Setzen der Logger-ID wird die Bluetooth-Verbindung getrennt und der Logger neu gestartet. Eingabe der Master-PIN des Loggers erforderlich.
- Ausführung:** **AT+RST="<MasterPIN>"**
- Test:** **AT+RST=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.
- <MasterPIN>:** Master-PIN des Loggers (vierstellig, nur Ziffern von 0-9).

AT+LST

Verzeichnisauflistung

- Beschreibung:** Listet die Dateien und Ordner sowie Dateiinformationen auf.
- Ausführung:** **AT+LST="<Ordner">**
- Test:** **AT+LST=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.
- <Ordner>:** Welcher Ordner soll aufgelistet werden.

AT+READ**Datei ausgeben****Beschreibung:**

Gibt die angegebene Datei als Text aus.

Ausführung:**AT+READ**[="`<Datei>`"]**Test:****AT+READ=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.`<Datei>`:

Welche Datei soll ausgegeben werden.

[optionaler Parameter]: Ohne Angabe des Parameters wird das Systemlog (system.log) ausgegeben.

AT+DEL**Datei löschen****Beschreibung:**

Löscht angegebene Datei.

Ausführung:**AT+DEL**="`<Datei>`"**Test:****AT+DEL=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.`<Datei>`:

Welche Datei soll gelöscht werden.

AT+GET**Datei auslesen****Beschreibung:**

Startet den YMODEM-Server auf dem Logger und stellt die angegebene Datei bereit.

Ausführung:**AT+GET**="`<Datei>`"**Test:****AT+DEL=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.`<Datei>`:

Welche Datei soll bereitgestellt werden.

AT+PUT**Datei speichern****Beschreibung:**

Startet den YMODEM-Empfänger auf dem Logger und wartet auf die Dateiübertragung

Ausführung:**AT+PUT****Test:****AT+PUT=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.**AT+SEN****Externe Spannungsversorgung****Beschreibung:**

Aktiviert und deaktiviert die externe Spannungsversorgung für die Sensoren und Motoren.

Ausführung:**AT+SEN**=`<OnOff>`**Auslesen:****AT+SEN?** Gibt den aktuellen Zustand aus.**Test:****AT+SEN=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.`<OnOff>`:

Spannung aktivieren: 1; Spannung deaktivieren: 0.

AT+SLST

Sensoren auflisten

Beschreibung: Fragt alle 127 möglichen I²C-Adressen ab (Befehl 0x01: Versionsnummer und Befehl 0x02: Seriennummer). Alle Geräte, die eine gültige Antwort liefern, werden jeweils als Textzeile ausgegeben.

Ausführung: AT+SLST

Test: AT+SLST=? Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.

AT+LOGG

Logging

Beschreibung: Aktiviert und deaktiviert die zeitgesteuerte Messfunktion. Die Funktion wird nur dann ausgeführt, wenn die Konfigurationsdatei (measure.ini) gültige Einträge enthält. Die Ergebnisse werden in der Datei measure.dat gespeichert und enthalten einen Zeitstempel, den Wert des Beschleunigungssensors und des Drehratensensors, den Temperaturwert (Befehl 0x56) sowie jeweils den Kraftmesswert (Befehl 0x53) jedes angeschlossenen Sensors.

Ausführung: AT+LOGG=<OnOff>

Auslesen: AT+LOGG? Gibt den aktuellen Zustand aus.

Test: AT+LOGG=? Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.

<OnOff>: Logging aktivieren: 1; Logging deaktivieren: 0.

AT+MOTO

Motorfunktion

Beschreibung: Aktiviert und deaktiviert die zeitgesteuerte Motorfunktion. Funktion wird nur dann ausgeführt, wenn die Konfigurationsdatei (measure.ini) gültige Einträge enthält.

Ausführung: AT+MOTO=<OnOff>

Auslesen: AT+MOTO? Gibt den aktuellen Zustand aus.

Test: AT+MOTO=? Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.

<OnOff>: Motorverstellung aktivieren: 1; Motorverstellung deaktivieren: 0.

AT+NOTE

Benachrichtigungen

Beschreibung: Aktiviert und deaktiviert die zeitgesteuerte Benachrichtigungsfunktion. Funktion wird nur dann ausgeführt, wenn die Konfigurationsdatei (measure.ini) gültige Einträge enthält. Benachrichtigung erfolgt zur vorgegebenen Zeit einmalig akustisch und dauerhaft optisch (grüne Tasterbeleuchtung). Die optische Benachrichtigung wird beendet, sobald die Benachrichtigung durch den Patienten bestätigt wird.

Ausführung: AT+NOTE=<OnOff>

Auslesen: **AT+NOTE?** Gibt den aktuellen Zustand aus.
Test: **AT+NOTE=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.
<OnOff>: Benachrichtigungen aktivieren: 1; Benachrichtigungen deaktivieren: 0.

AT+PUSH **Messung bei Tastendruck**

Beschreibung: Aktiviert und deaktiviert die Messfunktion bei Tastendruck. Wenn die Funktion aktiviert ist, werden bei einem kurzen Tastendruck der Wert des Beschleunigungssensors und des Drehratensensors, der Temperaturwert (Befehl 0x56) und der Kraftmesswert (Befehl 0x53) jedes angeschlossenen Sensors mit einem Zeitstempel in der Datei measure.dat gespeichert.

Ausführung: **AT+PUSH=<OnOff>**

Auslesen: **AT+PUSH?** Gibt den aktuellen Zustand aus.

Test: **AT+PUSH=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.

<OnOff>: Funktion aktivieren: 1; Funktion deaktivieren: 0.

AT+SCFG **Sensorkonfiguration**

Beschreibung: Hinterlegt im Logger die Anzahl sowie die I²C-Adressen der für die Messung auszuwertenden Sensoren. In der Datei measure.dat werden die Sensor-Messwerte anhand der angegebenen Reihenfolge und nicht anhand der I²C-Adressen aufgelistet.

Ausführung: **AT+SCFG="<Anzahl>[, <Adresse 1>, .., <Adresse n>]"**

Auslesen: **AT+SCFG?** Gibt den aktuellen Zustand aus.

Test: **AT+SCFG=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.

<Anzahl>: Anzahl der Sensoren. Es werden nur die Adressen bis <Anzahl> ausgewertet.

<Adresse 1-n>: I²C-Adresse des Sensors in hexadezimaler Darstellung. Gültige Werte sind 0 bis 7F.

AT+SPRE **Vorlaufzeit der Sensoren**

Beschreibung: Hinterlegt im Logger die Wartezeit bei zeitgesteuert autonomen Messungen zwischen Aktivierung der Spannungsversorgung der externen Sensoren/Motoren und der Abfrage der Messwerte.

Ausführung: **AT+SPRE=<Dauer>**

Auslesen: **AT+SPRE?** Gibt den aktuellen Zustand aus.

Test: **AT+SPRE=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.

<Dauer>: Dauer in Millisekunden. Wertebereich: 1 -16000

AT+GYRO

Drehratensensor aktivieren/deaktivieren

Beschreibung: Aktiviert/Deaktiviert den Drehratensensor des Loggers. Eine Abfrage der Sensorwerte bei deaktiviertem Sensor führt zu einem Fehler.

Ausführung: **AT+GYRO=<OnOff>**

Auslesen: **AT+GYRO?** Gibt den aktuellen Zustand aus.

Test: **AT+GYRO=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.

<OnOff>: Sensor aktivieren: 1; Sensor deaktivieren: 0.

AT+GRAT

Drehratensensor auslesen

Beschreibung: Liest die aktuellen Sensorwerte des Drehratensensors aus. Eine Abfrage der Sensorwerte bei deaktiviertem Sensor führt zu einem Fehler.

Auslesen: **AT+GRAT?** Gibt den aktuellen Wert aus.

Ausgabeformat: **+GRAT = "<Drehrate-X>, <Drehrate-Y>, <Drehrate-Z>"**

Test: **AT+GRAT=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.

<Drehrate-N>: Aktuelle Drehrate um Achse N. Die Einheit beträgt 0,01 Grad/sec.

AT+ACC

Beschleunigungssensor aktivieren/deaktivieren

Beschreibung: Aktiviert/Deaktiviert den Beschleunigungssensor des Loggers. Eine Abfrage der Sensorwerte bei deaktiviertem Sensor führt zu einem Fehler.

Ausführung: **AT+ACC=<OnOff>**

Auslesen: **AT+ACC?** Gibt den aktuellen Zustand aus.

Test: **AT+ACC=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.

<OnOff>: Sensor aktivieren: 1; Sensor deaktivieren: 0.

AT+ARAW

Beschleunigungssensor abfragen

Beschreibung: Liest die aktuellen Sensorwerte des Beschleunigungssensors aus. Eine Abfrage der Sensorwerte bei deaktiviertem Sensor führt zu einem Fehler.

Auslesen: **AT+ARAW?** Gibt den aktuellen Wert aus.

Ausgabeformat: **+ARAW = "<ACC-X>, <ACC-Y>, <ACC-Z>"**

Test: **AT+ARAW=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.

<ACC-N>: Aktueller Beschleunigungswert entlang Achse N. Die Einheit beträgt 0,1 mG.

AT+AANG**Orientierung des Beschleunigungssensors auslesen**

Beschreibung: Liest die aktuellen Sensorwerte des Beschleunigungssensors aus und errechnet die Orientierung des Loggers als Pitch- (um die y-Achse) und Roll-Winkel (um die x-Achse). Eine Abfrage der Sensorwerte bei deaktiviertem Sensor führt zu einem Fehler.

Auslesen: **AT+AANG?** Gibt den aktuellen Wert aus.

Ausgabeformat: **+AANG = "<Pitch>, <Roll>, <Beschleunigung>"**

Test: **AT+AANG=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.

<Pitch>: Pitch-Winkel von -90° bis +90°. Die Einheit beträgt 1 Grad.

<Roll>: Roll-Winkel von -90° bis +90°. Die Einheit beträgt 1 Grad.

<Beschleunigung>: Aktuelle Gesamtbeschleunigung des Loggers. Einheit ist mG.

AT+BAT**Batterieüberwachungs-IC aktivieren/deaktivieren**

Beschreibung: Aktiviert/Deaktiviert das Interface zum Batterieüberwachungs-IC des Loggers. Eine Abfrage der Sensorwerte bei deaktiviertem Sensor führt zu einem Fehler.

Ausführung: **AT+BAT=<OnOff>**

Auslesen: **AT+BAT?** Gibt den aktuellen Zustand aus.

Test: **AT+BAT=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.

<OnOff>: IC aktivieren: 1; IC deaktivieren: 0.

AT+BBOT**Mindestspannung der Batterie**

Beschreibung: Mindestspannung der Batterie definieren. Fällt die Batteriespannung unterhalb dieser Schwelle, wird der Logger automatisch deaktiviert und setzt die Ausführung – auch der Mess- und Motorprogramme – erst wieder nach Einsetzen einer geladenen Batterie fort.

Ausführung: **AT+BBOT=<Voltage>**

Auslesen: **AT+BBOT?** Gibt den aktuellen Zustand aus.

Test: **AT+BBOT=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.

<Voltage>: Mindestspannung in mV. Wertebereich von 0 – 3600 mV
(default: 3250 mV).

AT+BWRN**Warnung bei geringer Batteriekapazität**

Beschreibung: Warnschwelle der Batterie definieren. Liegt die Kapazität unterhalb dieser Schwelle, beginnt die Batterieleuchte dauerhaft in Rot zu leuchten. Die Programmausführung setzt sich unverändert fort.

Ausführung: **AT+BWRN=<Capacity>**

Anhang

Auslesen: **AT+BWRN?** Gibt den aktuellen Zustand aus.
Test: **AT+BWRN=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.
<Capacity>: Warnkapazität in mAh. Wertebereich von 0 – 100 mAh
(default: 100 mAh).

AT+BSTA Zustand der Batterie auslesen

Beschreibung: Liest die aktuellen Parameter der Batterie aus. Eine Abfrage der Werte bei deaktiviertem Batterieüberwachungs-IC führt zu einem Fehler.

Auslesen: **AT+BSTA?** Gibt die aktuellen Werte aus.

Ausgabeformat: Ausgabe der Register des Batterieüberwachungs-IC.

Test: **AT+BSTA=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.

Beispiel:
AT+BSTA?
+ fuel_Temperature: 2991
+ fuel_Voltage: 3446
+ fuel_Flags: 0x013f
+ fuel_NominalAvailableCapacity: 180
+ fuel_FullAvailableCapacity: 1162
+ fuel_RemainingCapacity: 0
+ fuel_FullChargeCapacity: 982
+ fuel_AverageCurrent: 65425
+ fuel_TimeToEmpty: 0
+ fuel_StandbyCurrent: 65535
+ fuel_StandbyTimeToEmpty: 10800
+ fuel_MaxLoadCurrent: 65036
+ fuel_MaxLoadTimeToEmpty: 0
+ fuel_AvailableEnergy: 0
+ fuel_AveragePower: 65153
+ fuel_TTEatConstantPower: 0
+ fuel_CycleCount: 0
+ fuel_StateOfCharge: 0
+ fuel_Control_Status: 0x0024
+ fuel_Control_Device_Type: 0x0510
+ fuel_Control_FW_Version: 0x0123
+ fuel_Control_HW_Version: 0x00b4
+ fuel_Control_Chem_ID: 0x0100
OK

AT+HDD Speicherkarte aktivieren/deaktivieren

Beschreibung: Aktiviert/Deaktiviert das Interface zur Speicherkarte des Loggers.

Ausführung: **AT+HDD=<OnOff>**

Auslesen: **AT+HDD?** Gibt den aktuellen Zustand aus.

Test: **AT+HDD=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.

<OnOff>: Speicherkarte aktivieren: 1; IC deaktivieren: 0.

AT+BT	Bluetooth aktivieren/deaktivieren
Beschreibung:	Aktiviert/Deaktiviert den Bluetooth-Transceiver des Loggers.
Ausführung:	AT+HDD=<OnOff>
Auslesen:	AT+HDD? Gibt den aktuellen Zustand aus.
Test:	AT+HDD=? Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.
<OnOff>:	Transceiver aktivieren: 1; IC deaktivieren: 0.
AT+SGID	Sensor-ID abfragen
Beschreibung:	Fragt die Seriennummer (Befehl 0x02) eines angeschlossenen Sensors ab. Wenn die Spannungsversorgung der Sensorik nicht aktiv ist, gibt dieser Befehl eine Fehlermeldung zurück.
Auslesen:	AT+SGID=< Adresse>
Ausgabeformat:	+SGID=<Seriennummer>
Test:	AT+SGID=? Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.
<Adresse>:	Hexadezimale I ² C-Geräteadresse des Sensors, Präfix 0x optional.
<Seriennummer>:	Achtstellige hexadezimale Seriennummer mit Präfix 0x. Die ersten zwei Stellen codieren den Sensortyp, die letzten zwei Stellen sind identisch mit der I ² C-Geräteadresse.
AT+SSID	Sensor-ID setzen
Beschreibung:	Speichert eine Seriennummer in einem angeschlossenen Sensor ab. Wenn die Spannungsversorgung der Sensorik nicht aktiv ist, gibt dieser Befehl eine Fehlermeldung zurück. Nach Ausführung dieses Befehls reagiert der Sensor bis zum Neustart noch auf die vorhergehende Geräteadresse.
Ausführung:	AT+SSID=<Adresse>, <Seriennummer>
Test:	AT+SSID=? Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.
<Adresse>:	Hexadezimale I ² C-Geräteadresse des Sensors, Präfix 0x optional.
<Seriennummer>:	Achtstellige hexadezimale Seriennummer, Präfix 0x ist optional. Die ersten zwei Stellen codieren den Sensortyp, die letzten zwei Stellen sind identisch mit der I ² C-Geräteadresse.
AT+SGVR	Sensor-Version abfragen
Beschreibung:	Fragt die Versionsnummer der Firmware (Befehl 0x01) eines angeschlossenen Sensors ab. Wenn die Spannungsversorgung der Sensorik nicht aktiv ist, gibt dieser Befehl eine Fehlermeldung zurück.
Auslesen:	AT+SGVR=<Adresse>

Anhang

Ausgabeformat: +SGVR=<Versionsnummer>
Test: AT+SGVR=? Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.
<Adresse>: Hexadezimale I²C-Geräteadresse des Sensors, Präfix 0x optional.
<Versionsnummer>: Versionsnummer (Ganzzahlwert) der Firmware.

AT+STMP Sensor-Temperatur abfragen

Beschreibung: Fragt die Temperatur (Befehl 0x56) eines angeschlossenen Sensors ab. Wenn die Spannungsversorgung der Sensorik nicht aktiv ist, gibt dieser Befehl eine Fehlermeldung zurück.

Auslesen: AT+STMP=<Adresse>

Ausgabeformat: +STMP=<Temperatur>

Test: AT+STMP=? Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.

<Adresse>: Hexadezimale I²C-Geräteadresse des Sensors, Präfix 0x optional.

<Temperatur>: Aktuelle Temperatur des Sensors.

Beispiel:
AT+STMP=10
+STMP: +24,9 C
OK

AT+SFRC Sensor-Kraftwert abfragen

Beschreibung: Fragt die Kraft (Befehl 0x53) eines angeschlossenen Sensors ab. Wenn die Spannungsversorgung der Sensorik nicht aktiv ist, gibt dieser Befehl eine Fehlermeldung zurück.

Auslesen: AT+SFRC=<Adresse>

Ausgabeformat: +SFRC=<Kraft>

Test: AT+SFRC=? Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.

<Adresse>: Hexadezimale I²C-Geräteadresse des Sensors, Präfix 0x optional.

<Kraft>: Aktueller Kraftwert des Sensors.

Beispiel:
AT+SFRC=10
+SFRC: +100 N
OK

AT+SRFR Unkompensierten Sensor-Kraftwert abfragen

Beschreibung: Fragt die nicht-temperaturkompensierte Kraft (Befehl 0x57) eines angeschlossenen Sensors ab. Wenn die Spannungsversorgung der Sensorik nicht aktiv ist, gibt dieser Befehl eine Fehlermeldung zurück.

Auslesen: AT+SRFR=<Adresse>

Ausgabeformat: +SRFR=<Kraft>

Test: AT+SRFR=? Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.

<Adresse>: Hexadezimale I²C-Geräteadresse des Sensors, Präfix 0x optional.
 <Kraft>: Aktueller unkompensierter Kraftwert des Sensors.

AT+SFRA Alle Sensor-Kraftwerte abfragen

Beschreibung: Fragt die Kraft (Befehl 0x53) aller angeschlossenen Sensoren ab. Wenn die Spannungsversorgung der Sensorik nicht aktiv ist, gibt dieser Befehl eine Fehlermeldung zurück.

Auslesen: **AT+SFRA**

Ausgabeformat: **+SFRA=<Kraft 1>, .., <Kraft n>**

Test: **AT+ SFRA=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.

<Kraft 1-n>: Aktueller Kraftwert des Sensors n.

Beispiel: AT+SFRA?
 +SFRA: 100, 99, 105, 103, 89, 110
 OK

AT+MCFG Motorkonfiguration

Beschreibung: Hinterlegt im Logger die Anzahl sowie die I²C-Adressen der Motordistraktoren.

Ausführung: **AT+MCFG="<Anzahl>[, <Adresse 1>, .., <Adresse n>]"**

Auslesen: **AT+MCFG?** Gibt den aktuellen Zustand aus.

Test: **AT+MCFG=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.

<Anzahl>: Anzahl der Motoren. Es werden nur die Adressen bis <Anzahl> ausgewertet.

<Adresse 1-n>: I²C-Adresse des Motors in hexadezimaler Darstellung. Gültige Werte sind 0 bis 7F.

AT+SFNT Sensor-Kraft- und Temperaturwert abfragen

Beschreibung: Fragt die Kraft und Temperatur (Befehl 0x5B) eines angeschlossenen Sensors ab. Wenn die Spannungsversorgung der Sensorik nicht aktiv ist, gibt dieser Befehl eine Fehlermeldung zurück.

Auslesen: **AT+SFNT=<Adresse>**

Ausgabeformat: **+SFNT=<Temperatur>, <Kraft>**

Test: **AT+SFNT=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.

<Adresse>: Hexadezimale I²C-Geräteadresse des Sensors, Präfix 0x optional.

<Temperatur>: Aktueller Temperaturwert des Sensors (in Zehntelgrad).

<Kraft>: Aktueller Kraftwert des Sensors (in Newton).

Beispiel: AT+SFNT=10
 +SFNT: 226, 100
 OK

AT+HSCG

Sensor konfigurieren (Gain und Offsets)

Beschreibung:

Überträgt Konfigurationsdaten für den Sensor-Signal Conditioning-IC im Sensormodul. Dieser erste Schritt der Konfiguration setzt die Offset-Register für die PGAs im SX8723 sowie die Gesamtverstärkung des Systems.

Ausführung:

AT+HSCG=<Adresse>, <Offset2>, <totalGain>, <Offset3>

Test:

AT+HSCG=? Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.

<Adresse>:

Hexadezimale I²C-Geräteadresse des Sensors, Präfix 0x optional.

<Offset2>:

Hexadezimaler Registerwert des Offset2-Registers des SX8723, Präfix 0x optional.

<totalGain>:

Gesamtverstärkung des SX8723, Eingangsverstärkung ist fest auf 10 eingestellt.

<Offset3>:

Hexadezimaler Registerwert des Offset3-Registers des SX87233, Präfix 0x optional.

AT+HSCO

Sensor konfigurieren (Nullpunktoffset)

Beschreibung:

Überträgt Konfigurationsdaten für das Sensormodul. Dieser zweite Schritt der Konfiguration überträgt den Differenzwert für den Nullpunktoffset sowie die Steigung des temperaturabhängigen Nullpunktoffsets für die Berechnung im Sensormodul.

Ausführung:

AT+HSCO=<Adresse>, <Offset>[, <Steigung> = 0]

Test:

AT+HSCO=? Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.

<Adresse>:

Hexadezimale I²C-Geräteadresse des Sensors, Präfix 0x optional.

<Offset>:

Nullpunktoffset, wird vom ADC-Ergebnis abgezogen (Einheit ist ADC-Counts).

<Steigung>:

Optionale Steigung des temperaturabhängigen Nullpunktoffsets. Wenn kein Wert angegeben ist, wird 0 angenommen, d.h. die temperaturabhängige Offsetkompensation ist nicht aktiv. (Einheit ist 1/100 ADC-Count/Grad).

AT+HSCD

Sensor konfigurieren (Umrechnungsfaktor)

Beschreibung:

Überträgt Konfigurationsdaten für das Sensormodul. Dieser dritte Schritt der Konfiguration überträgt den Umrechnungsfaktor zwischen ADC-Wert und Sensorkraft in Newton.

Ausführung:

AT+HSCD=<Adresse>, <DMSGain>

Test:

AT+HSCD=? Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.

<Adresse>:

Hexadezimale I²C-Geräteadresse des Sensors, Präfix 0x optional.

<DMSGain>:

Umrechnungsfaktor (Einheit ist mN/ADC-Count).

AT+HGCG	Konfiguration abfragen (Gain und Offsets)
Beschreibung:	Liest Konfigurationsdaten des Sensor-Signal Conditioning-IC im Sensormodul aus: Offset-Register für die PGAs im SX8723 sowie die Gesamtverstärkung des Systems.
Auslesen:	AT+HGCG=<Adresse>
Ausgabeformat:	+ HGCG: < Offset2>, <totalGain>, <Offset3>
Test:	AT+HGCG=? Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.
<Adresse>:	Hexadezimale I ² C-Geräteadresse des Sensors, Präfix 0x optional.
<Offset2>:	Hexadezimaler Registerwert des Offset2-Registers des SX8723.
<totalGain>:	Gesamtverstärkung des SX8723.
<Offset3>:	Hexadezimaler Registerwert des Offset3-Registers des SX8723.
AT+HGCO	Konfiguration abfragen (Nullpunktoffset)
Beschreibung:	Liest Konfigurationsdaten aus dem Sensormodul aus: Differenzwert für den Nullpunktoffset sowie die Steigung des temperaturabhängigen Nullpunktoffsets.
Auslesen:	AT+HGCO=<Adresse>
Ausgabeformat:	+ HGCO: <Offset>, <Steigung>
Test:	AT+HGCO=? Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.
<Adresse>:	Hexadezimale I ² C-Geräteadresse des Sensors, Präfix 0x optional.
<Offset>:	Nullpunktoffset, wird vom ADC-Ergebnis abgezogen (Einheit ist ADC-Counts).
<Steigung>:	Steigung des temperaturabhängigen Nullpunktoffsets (Einheit ist 1/100 ADC-Count/Grad).
AT+HGCD	Konfiguration abfragen (Umrechnungsfaktor)
Beschreibung:	Liest Konfigurationsdaten aus dem Sensormodul aus: Umrechnungsfaktor zwischen ADC-Wert und Sensorkraft in Newton.
Auslesen:	AT+HGCD=<Adresse>
Ausgabeformat:	+ HGCD: <DMSGain>
Test:	AT+HGCD=? Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.
<Adresse>:	Hexadezimale I ² C-Geräteadresse des Sensors, Präfix 0x optional.
<DMSGain>:	Umrechnungsfaktor (Einheit ist mN/ADC-Count).
AT+MSMM	Gültigkeitsbereich der Motorposition setzen
Beschreibung:	Überträgt den Gültigkeitsbereich für die Längeneinstellung an den Motor (Befehl 0x28).

Anhang

Ausführung: **AT+MSPS**=<Adresse>, <Minimum>, <Maximum>
Test: **AT+MSPS=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.
<Adresse>: Hexadezimale I²C-Geräteadresse des Motors, Präfix 0x optional.
<Minimum>: Minimale erlaubte Länge des Motors (Einheit ist 100 um).
<Maximum>: Maximale erlaubte Länge des Motors (Einheit ist 100 um).

AT+MGMM **Gültigkeitsbereich der Motorposition abfragen**

Beschreibung: Liest den Gültigkeitsbereich für die Längeneinstellung des Motors aus (Befehl 0x29).

Auslesen: **AT+MGMM**=<Adresse>
Ausgabeformat: **+MGMM:** <Minimum>, <Maximum>
Test: **AT+MGMM=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.
<Adresse>: Hexadezimale I²C-Geräteadresse des Motors, Präfix 0x optional.
<Minimum>: Minimale erlaubte Länge des Motors (Einheit ist 100 um).
<Maximum>: Maximale erlaubte Länge des Motors (Einheit ist 100 um).

AT+MGPS **Motorposition abfragen**

Beschreibung: Liest die aktuelle Position des Motors aus (Befehl 0x2A).
Auslesen: **AT+MGPS**=<Adresse>
Ausgabeformat: **+MGPS:** <Position>
Test: **AT+MGPS=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.
<Adresse>: Hexadezimale I²C-Geräteadresse des Motors, Präfix 0x optional.
<Position>: Wert der Position (Einheit ist 100 um).

AT+MGSP **Alle Motorpositionen abfragen**

Beschreibung: Liest die aktuellen Positionen aller Motoren aus (Befehl 0x2A).
Auslesen: **AT+MGPA**
Ausgabeformat: **+MGPA:** < Position 1>, ..., < Position n>
Test: **AT+MGPA=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.
<Position 1-n>: Werte der Position (Einheit ist 100 um).

AT+MSPS **Motorposition setzen**

Beschreibung: Überträgt eine Ist-Position an den Motor (Befehl 0x2B).
Ausführung: **AT+MSPS**=<Adresse>, <Position>
Test: **AT+MSPS=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.
<Adresse>: Hexadezimale I²C-Geräteadresse des Motors, Präfix 0x optional.
<Position>: Neue Ist-Position des Motors (Einheit ist 100 um).

AT+MSPA**Alle Motorposition setzen**

Beschreibung: Überträgt die Ist-Position an die Motoren (Befehl 0x2B).
Ausführung: **AT+MSPA=** <Position 1>,..., <Position n>
Test: **AT+MSPA=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.
 <Adresse>: Hexadezimale I²C-Geräteadresse des Motors, Präfix 0x optional.
 <Position 1-n>: Neue Ist-Position der Motoren (Einheit ist 100 um).

AT+MGST**Motor-Status abfragen**

Beschreibung: Fragt den Status (Befehl 0x2F) eines angeschlossenen Motors ab. Wenn die Spannungsversorgung der Motorik nicht aktiv ist, gibt dieser Befehl eine Fehlermeldung zurück.
Auslesen: **AT+MGST=<Adresse>**
Ausgabeformat: **+MGST:<Status>**
Test: **AT+MGST=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.
 <Adresse>: Hexadezimale I²C-Geräteadresse des Motors, Präfix 0x optional.
 <Status>: Aktueller Status des Motors.

<Status>	Beschreibung
0	Motor verfährt
1	Motor ist deaktiviert
2	Motor steht (nur in diesem Zustand akzeptiert der Motor einen neuen Fahrbefehl)
3	Motor beendet einen Verfahrensvorgang
4	Es liegt ein Fehler vor (Der letzte Verfahrensvorgang wurde nicht vollständig abgeschlossen; die Motorposition muss neu übertragen werden)
5	Test-Funktion wird durchgeführt

AT+MGAS**Jeden Motor-Status abfragen**

Beschreibung: Fragt den Status (Befehl 0x2F) aller angeschlossenen Motoren ab. Wenn die Spannungsversorgung der Motorik nicht aktiv ist, gibt dieser Befehl eine Fehlermeldung zurück.
Auslesen: **AT+MGAS?**
Ausgabeformat: **+MGAS=<Status 1>, .., <Status n>**
Test: **AT+MGAS=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.
 <Status>: Aktueller Status des jeweiligen Motors. (Beschreibung der Werte siehe **AT+MGST**)

AT+HALT

Motor anhalten

Beschreibung: Sendet den Stopp-Befehl (Befehl 0x2D) an den Motor.
Ausführung: **AT+HALT** =<Adresse>
Test: **AT+HALT=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.
<Adresse>: Hexadezimale I²C-Geräteadresse des Motors, Präfix 0x optional.

AT+HALA

Alle Motoren anhalten

Beschreibung: Sendet den Stopp-Befehl (Befehl 0x2D) an alle definierten Motoren.
Ausführung: **AT+HALA**
Test: **AT+HALA=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.

AT+MGSP

Motorgeschwindigkeit abfragen

Beschreibung: Liest die aktuelle Verfahrgeschwindigkeit des Motors aus (Befehl 0x2E).
Auslesen: **AT+MGSP**=<Adresse>
Ausgabeformat: **+MGSP:** <Geschwindigkeit>
Test: **AT+MGSP=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.
<Adresse>: Hexadezimale I²C-Geräteadresse des Motors, Präfix 0x optional.
<Geschwindigkeit>: Wert der Verfahrgeschwindigkeit (Einheit ist 1,25 mm/min). Negative Werte entsprechen einer Verkürzung der Distraktorlänge.

AT+MGSA

Alle Motorgeschwindigkeiten abfragen

Beschreibung: Liest die aktuelle Verfahrgeschwindigkeit der Motoren aus (Befehl 0x2E).
Auslesen: **AT+MGSA**
Ausgabeformat: **+MGSA:** <Geschwindigkeit 1>, ..., <Geschwindigkeit n>
Test: **AT+MGSA=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.
<Geschwindigkeit>: Wert der Verfahrgeschwindigkeit des jeweiligen Motors (Einheit ist 1,25 mm/min). Negative Werte entsprechen einer Verkürzung der Distraktorlänge.

AT+MRUN

Motor verfahren

Beschreibung: Initiiert das Verfahren eines Motors zu einer neuen Absolutlänge mit vorgegebener Geschwindigkeit (Befehl 0x2C). Vor dem Verfahren wird der Status des Motors geprüft (Befehl 0x2F) und der Fahrbefehl nur bei Statuscode 2 (s. **AT+MGST**) gegeben, ansonsten wird eine Fehlermeldung zurückgegeben.

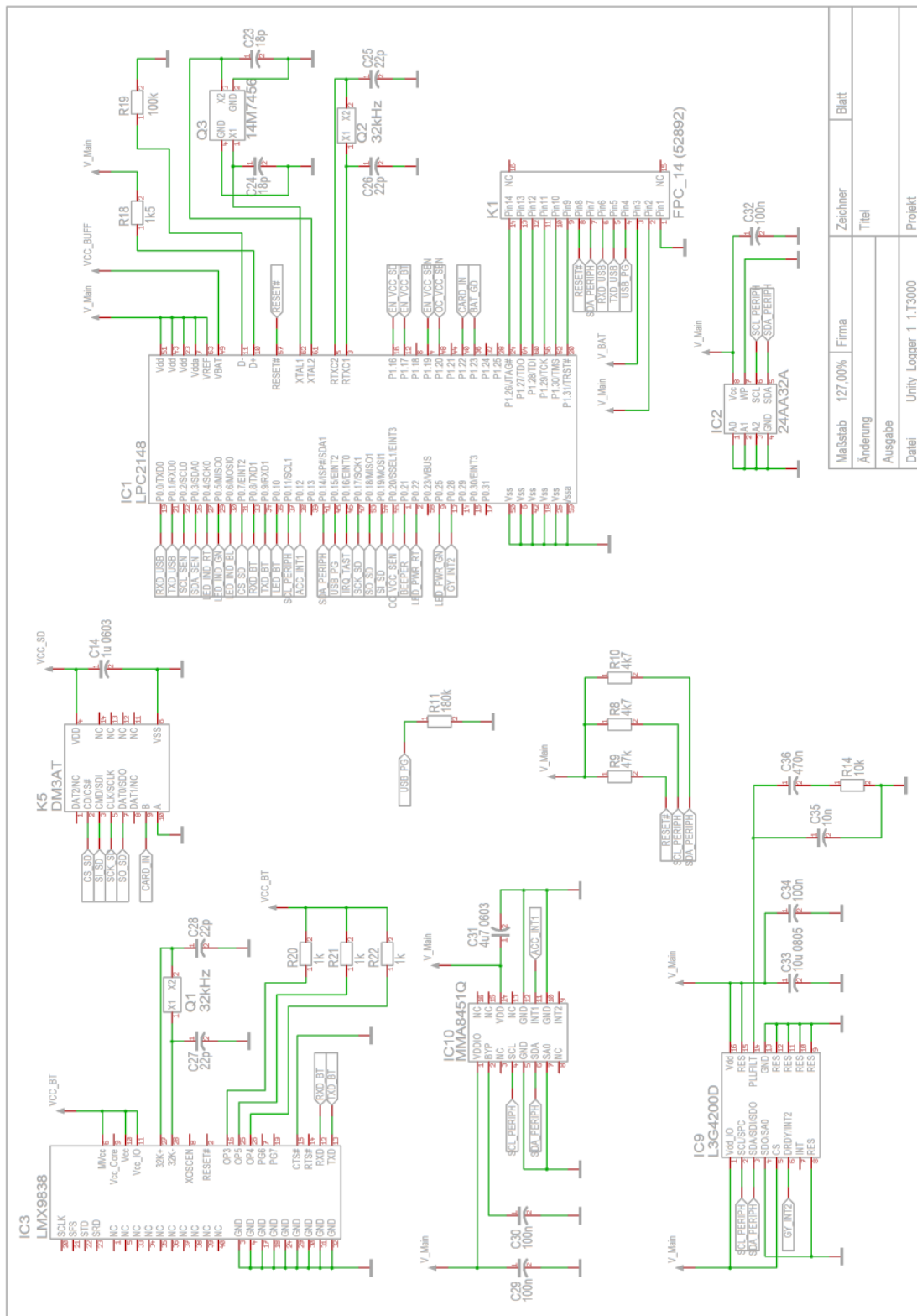
Ausführung: **AT+MRUN**=<Adresse>, <Position>, <Geschwindigkeit>
Test: **AT+MRUN=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.
 <Adresse>: Hexadezimale I²C-Geräteadresse des Motors, Präfix 0x optional.
 <Position>: Zielposition des Motors (Einheit ist 100 µm).
 <Geschwindigkeit>: Absolutwert der Verfahrgeschwindigkeit (Einheit ist 1,25 mm/min).

AT+MRUA **Alle Motoren verfahren**

Beschreibung: Initiiert das Verfahren der definierten Motoren zu einer neuen Absolutlänge mit vorgegebener Geschwindigkeit (Befehl 0x2C). Vor dem Verfahren wird der Status aller Motoren geprüft (Befehl 0x2F) und der Fahrbefehl nur bei Statuscode 2 (s. **AT+MGST**) gegeben, ansonsten wird eine Fehlermeldung zurückgegeben. Tritt ein Fehler beim Geben eines Fahrbefehls auf, werden alle Motoren gestoppt (Befehl 0x2D) und eine Fehlermeldung zurückgegeben.

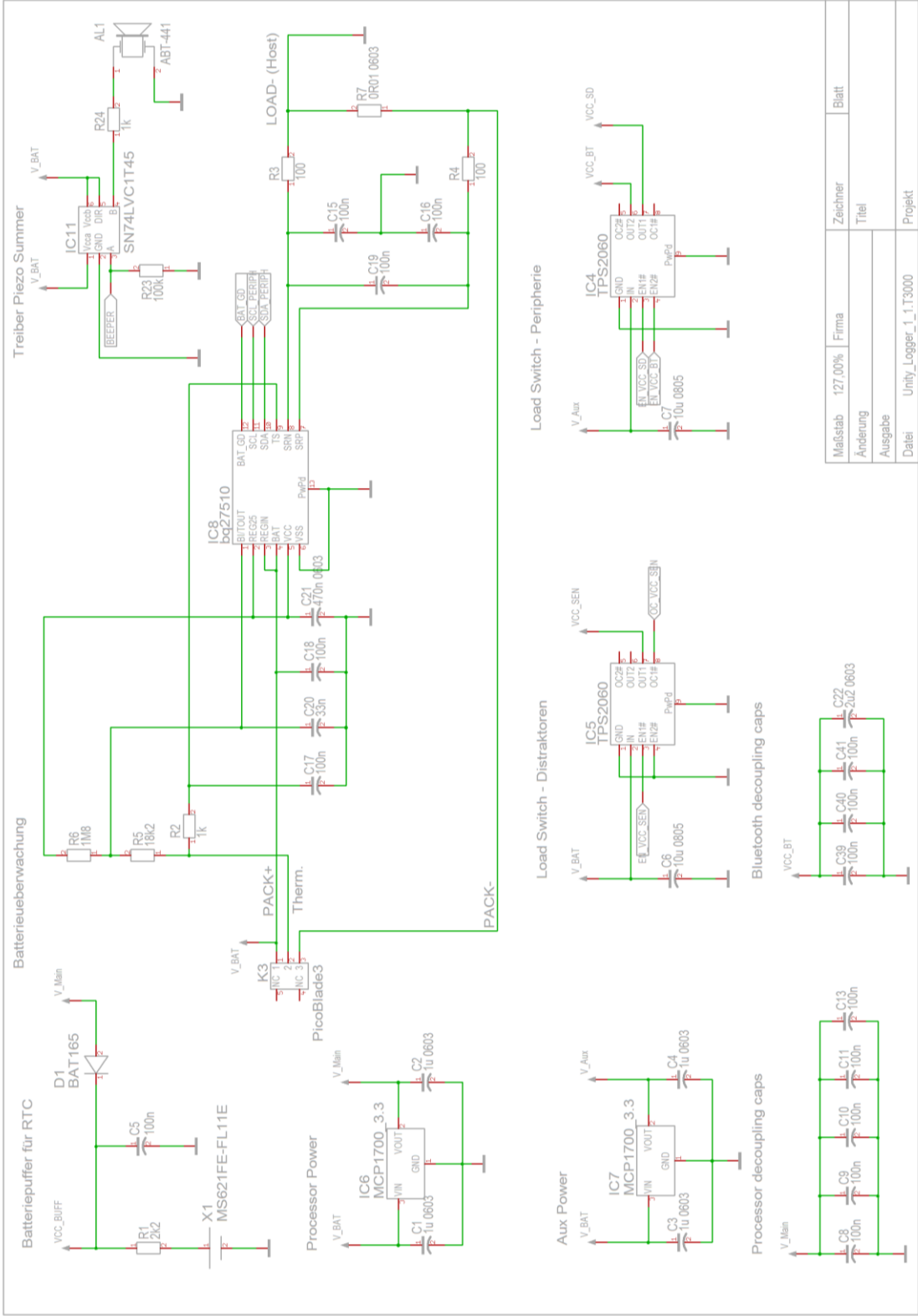
Ausführung: **AT+MRUA**=<Position 1>, <Geschwindigkeit 1>,...,<Position n>, <Geschwindigkeit n>
Test: **AT+MRUA=?** Zeigt, ob der Befehl implementiert ist.
 <Position 1-n>: Jeweilige Zielposition des Motors (Einheit ist 100 µm).
 <Geschwindigkeit>: Jeweiliger Absolutwert der Verfahrgeschwindigkeit (Einheit ist 1,25 mm/min).

A.2. Schaltpläne



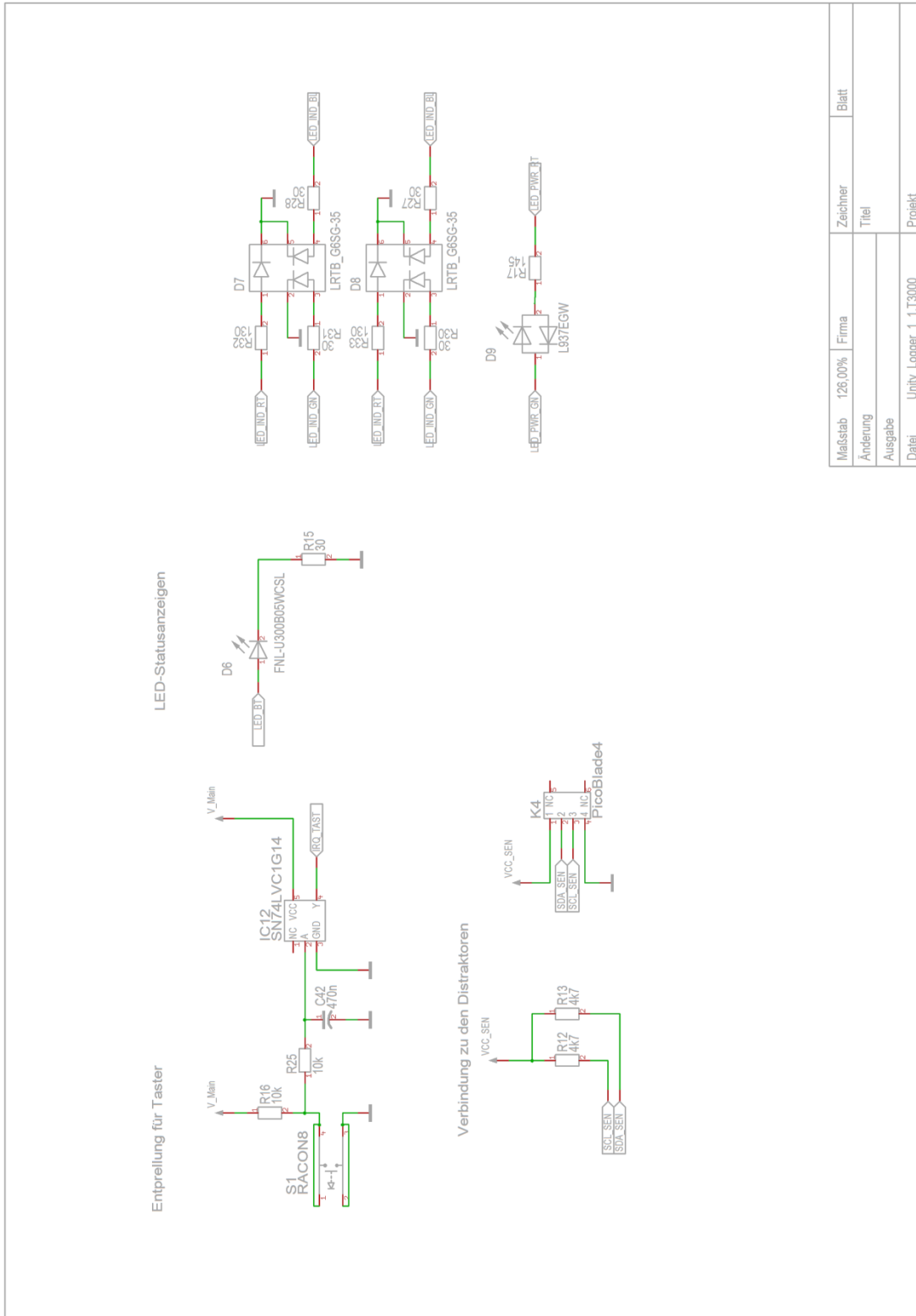
Maßstab	127,00%	Firma	Zeichner	Blatt
Änderung			Titel	
Ausgabe				
Datei	Unity_Logger_1_1.T3000			Projekt

Schaltplan 1: Steuergerät (Seite 1 von 3)



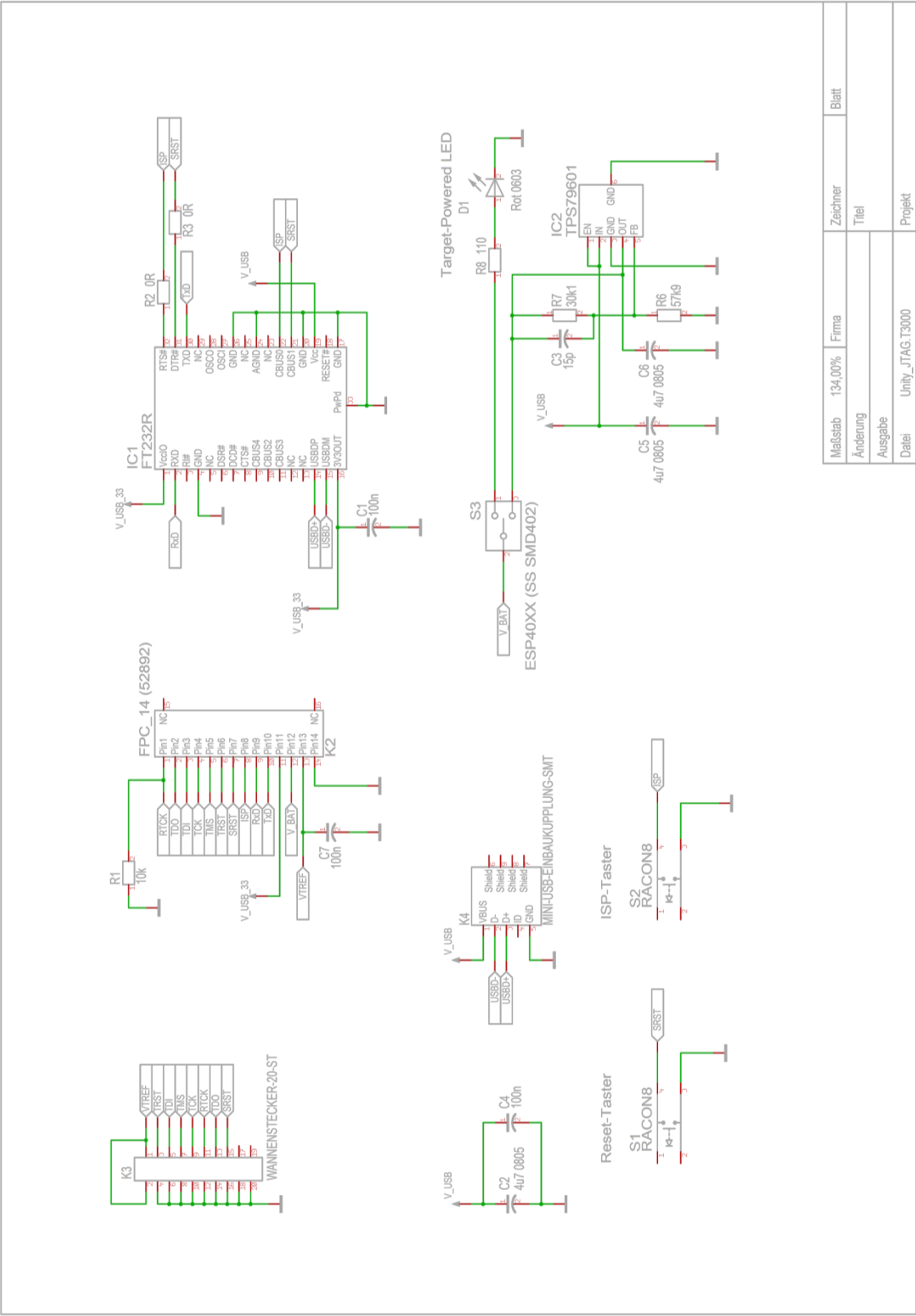
Schaltplan 2: Steuergerät (Seite 2 von 3)

Maßstab	127:100%	Firma		Zeichner	Blatt
Änderung				Titel	
Ausgabe					
Datei	Unity_Logger_1_1,T3000			Projekt	



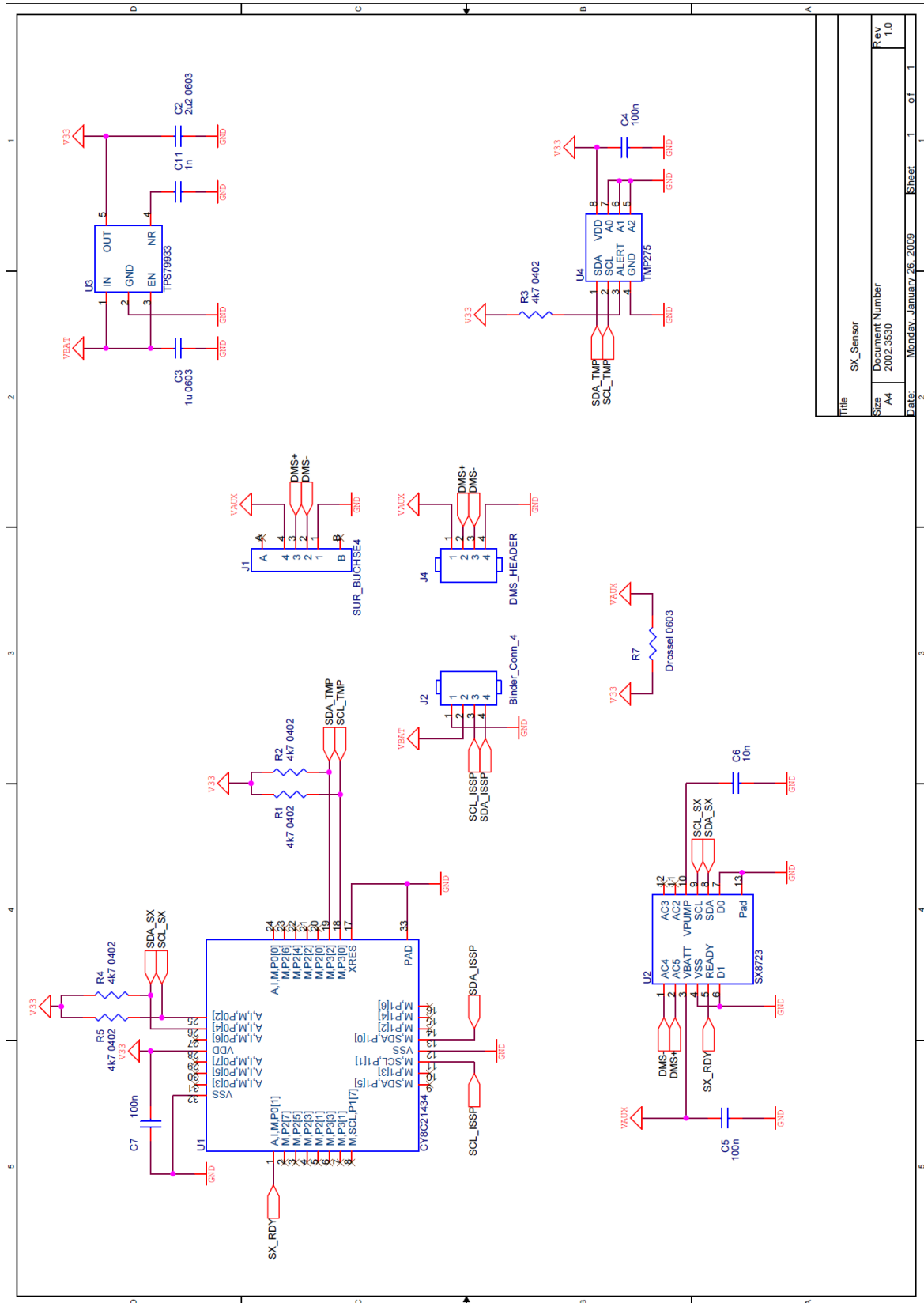
Maßstab	125,00%	Firma	Zeichner	Blatt
Änderung			Titel	
Ausgabe				
Datei	Unity_Logger_1_1.T3000			Projekt

Schaltplan 3: Steuergerät (Seite 3 von 3)



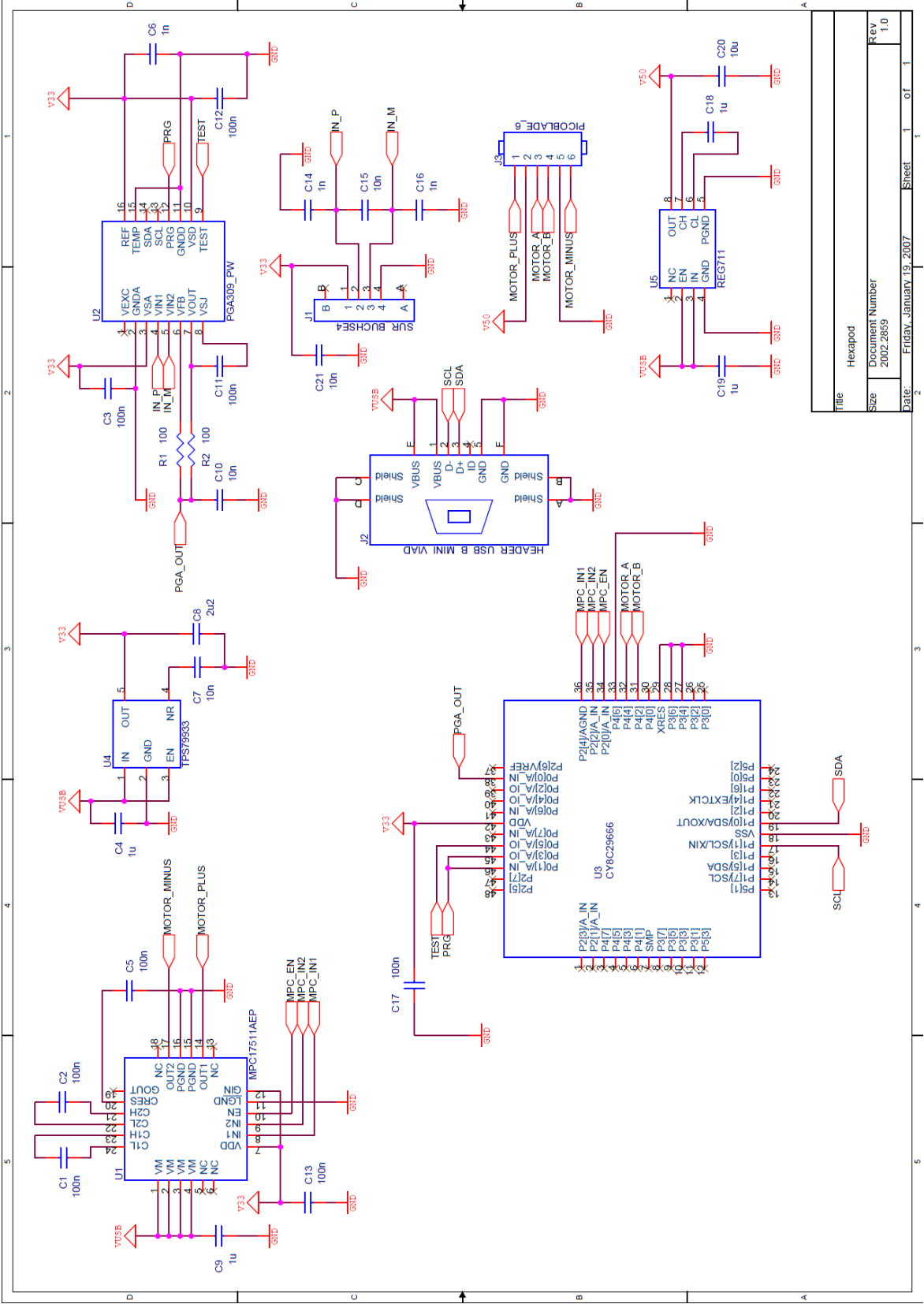
Maßstab	134,00%	Firma		Zeichner	Blatt
Änderung				Titel	
Ausgabe					
Datum	Unity_JTAG.T3000			Projekt	

Schaltplan 4: Programmierschaltung mit Anschluss für den JTAG-Adapter und USB-zu-Seriell-Wandler



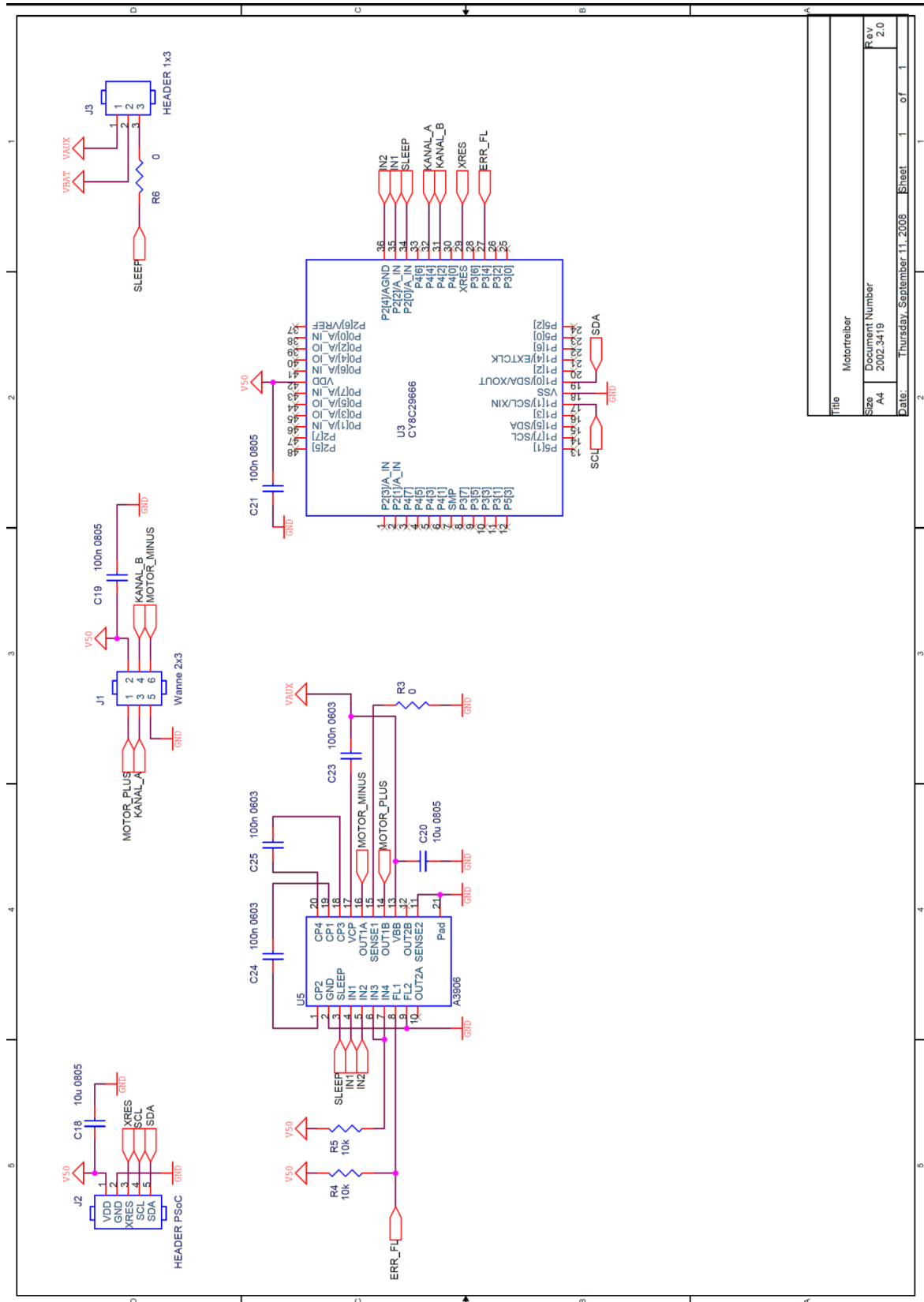
Title	SX_Sensor
Size	Document Number
Rev	2002.3530
Date:	Monday, January 26, 2009
Sheet	1 of 1

Schaltplan 5: Sensorsignalverarbeitung des Kraftaufnehmers



file	Hexapod
Size	2002.2859
Date	Friday, January 19, 2007
Sheet	1 of 1
Rev	1.0

Schaltplan 6: Motortreiber und Sensorsignalverarbeitung

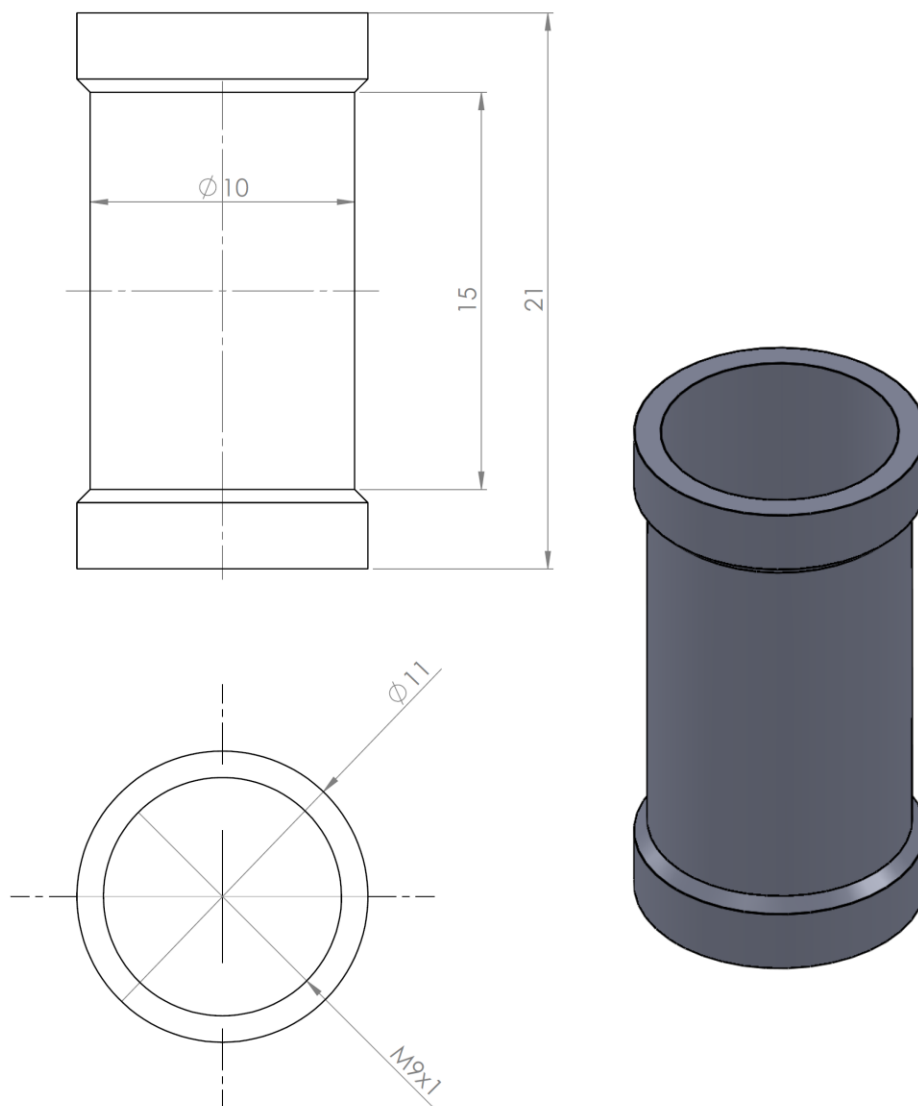


Title	Motortreiber
Size	Document Number
Rev	2002.3419
Date	Thursday, September 11, 2008
Sheet	1 of 1

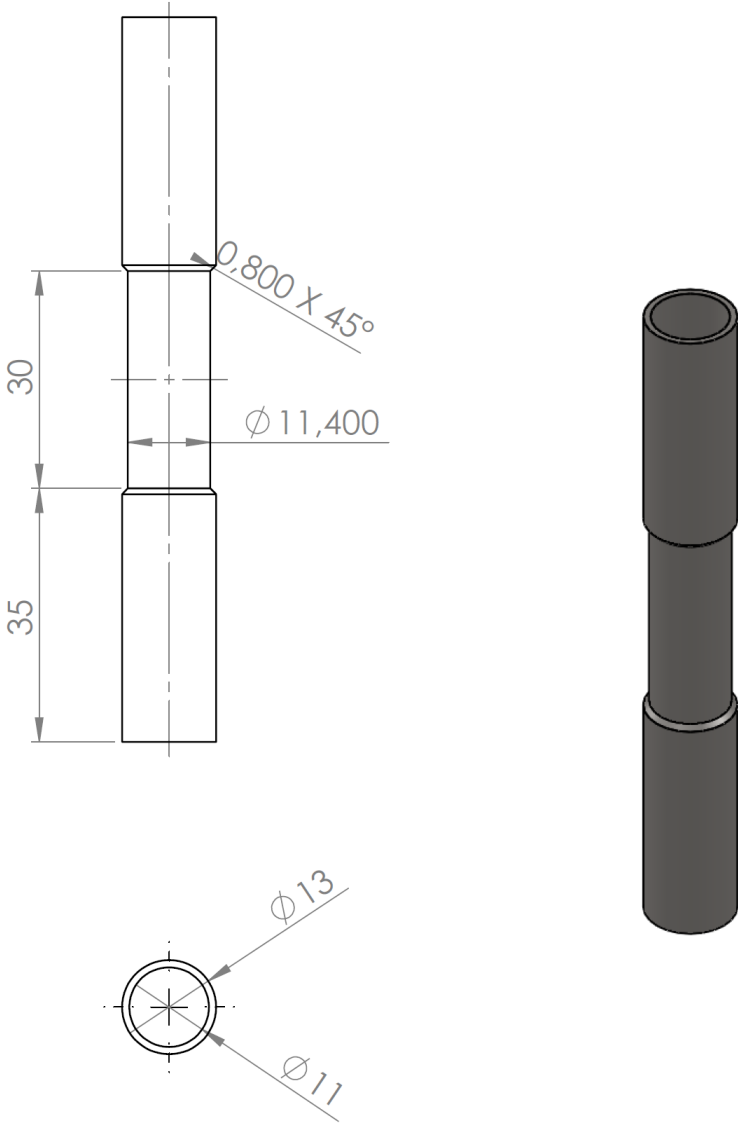
Schaltplan 7: Externer Motortreiber für den Motordistraktor

A.3. Konstruktionszeichnungen

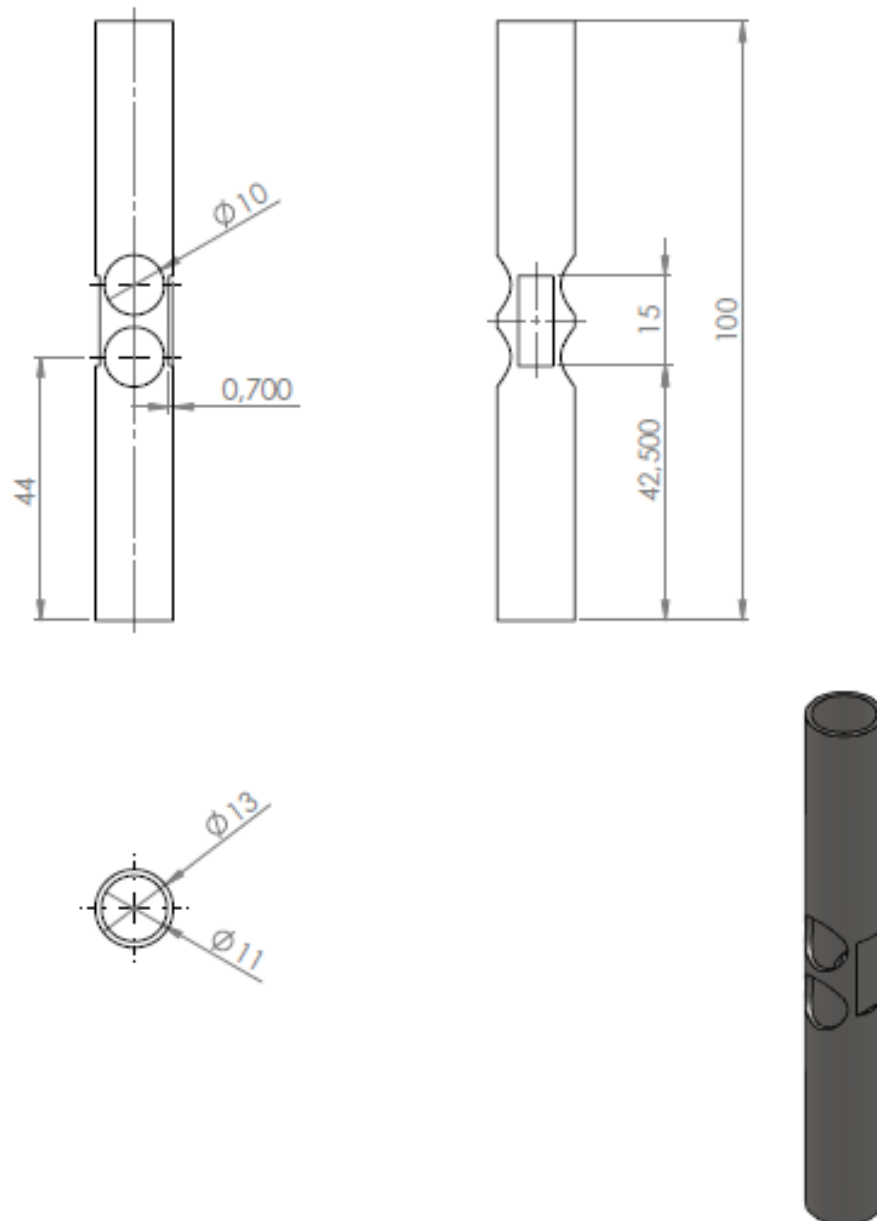
Für die technischen Zeichnungen gelten, wenn nicht anders vermerkt, Angaben in mm und Allgemeintoleranz nach ISO 2768-m.



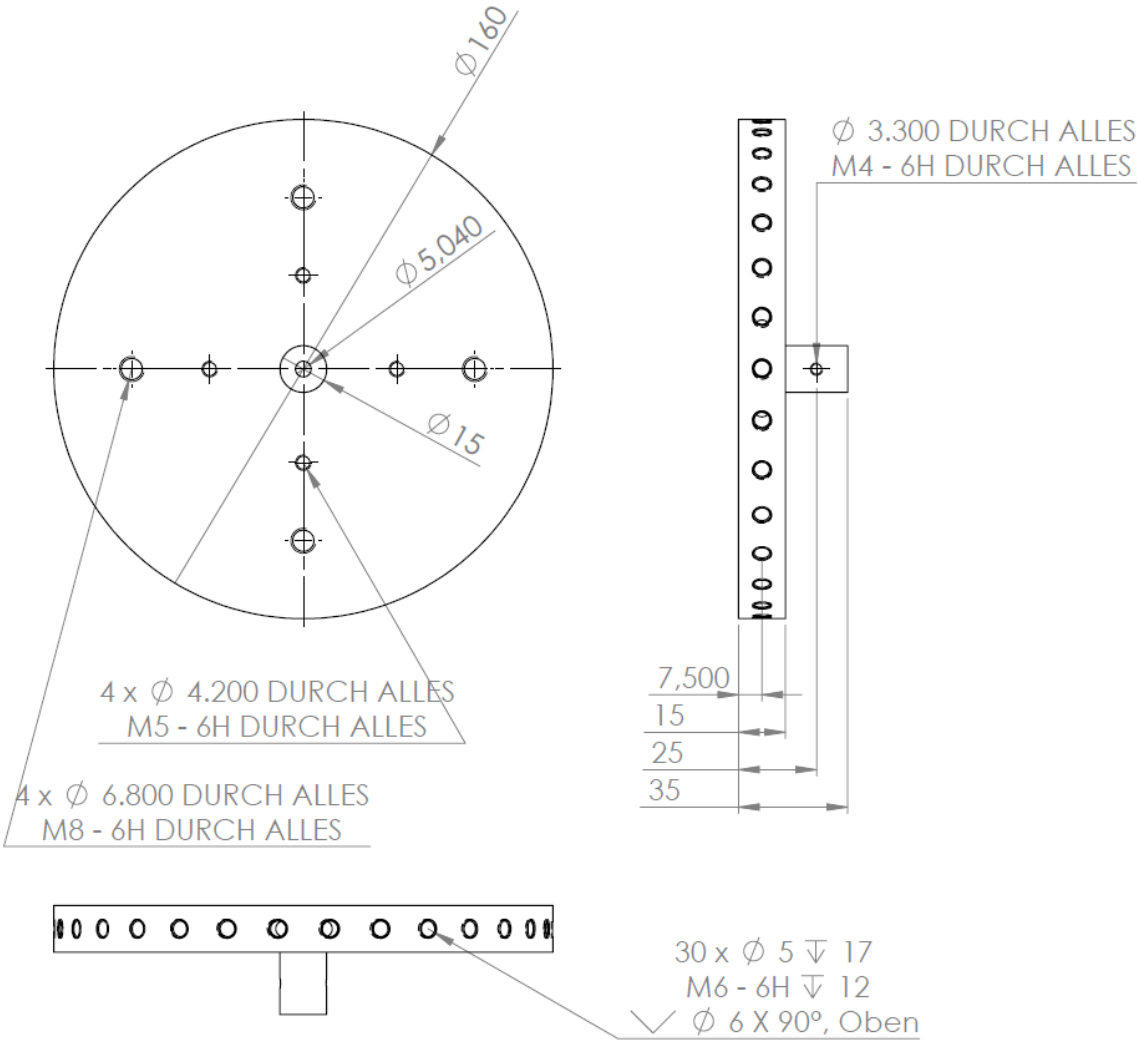
Zeichnung 1: Anschraubbares Federelement



Zeichnung 2: Federelement A



Zeichnung 3: Federelement B



Zeichnung 4: Aluminiumscheibe mit 160 mm Durchmesser für die Testung des Messfixateurs

Literaturverzeichnis

1. Codivilla, A., *The Classic: On the Means of Lengthening, in the Lower Limbs, the Muscles and Tissues Which are Shortened Through Deformity*. Clinical Orthopaedics and Related Research, 2008. **466**(12): p. 2903-2909.
2. Putti, V., *The operative lengthening of the femur*. Journal of the American Medical Association, 1921. **77**(12): p. 934.
3. Bier, A., *Über Knochenregeneration, über Pseudarthrosen und über Knochentransplantate*. Arch Klin Chir, 1923. **127**(1).
4. Klapp, R. and W. Block, *Die Knochenbruchbehandlung mit Drahtzügen*. 1930: Urban und Schwarzenberg.
5. Bertram, C., K.H. Nieländer, and D. König, *Pioniere der Extremitätenverlängerung*. Der Chirurg, 1999. **70**(11): p. 1374-1378.
6. Ilizarov, G.A., *The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. I: The influences of stability of fixation and soft-tissue preservation*. Clinical orthopaedics and related research, 1989(238): p. 249-281.
7. Ilizarov, G.A., *The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues: Part II. The influence of the rate and frequency of distraction*. Clin Orthop Relat Res, 1989. **239**: p. 263-285.
8. Ilizarov, G.A. and S.A. Green, *Transosseous osteosynthesis: theoretical and clinical aspects of the regeneration and growth of tissue*. 1992: Springer Verlag.
9. Harder, L. and M. Kuster, *Frakturen, Gelenk- und Weichteilverletzungen, in Orthopädie und Unfallchirurgie*. 2011, Springer.
10. Wraighte, P.J. and B.E. Scammell, *Principles of fracture healing*. Surgery (Oxford), 2006. **24**(6): p. 198-207.
11. Einhorn, T.A., *The cell and molecular biology of fracture healing*. Clin Orthop Relat Res, 1998. **355**: p. S7-21.

Literaturverzeichnis

12. Müller, M.E., S.M. Perren, and M. Allgöwer, *Manual of internal fixation: techniques recommended by the AO-ASIF group*. 1991: Springer.
13. Perren, S.M., *Evolution of the internal fixation of long bone fractures: the scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology*. *Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume*, 2002. **84**(8): p. 1093.
14. Gu, G., et al., *Osteocyte: a Cellular Basis for Mechanotransduction in Bone*. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 2007. **2**(4): p. 150-165.
15. Webb, J. and J. Tricker, *A review of fracture healing*. *Current Orthopaedics*, 2000. **14**(6): p. 457-463.
16. Bucher, O. and H. Wartenberg, *Cytologie, Histologie und mikroskopische Anatomie des Menschen*. 1997, Bern: Verlag Hans Huber.
17. Schell, H., *Einfluss des Osteosyntheseimplantates auf die Frakturheilung im Tibia-Defektmodell*. 2003, Freie Universität Berlin.
18. Remedios, A., *Bone and bone healing*. *The Veterinary clinics of North America. Small animal practice*, 1999. **29**(5): p. 1029.
19. Al-Aql, Z.S., et al., *Molecular Mechanisms Controlling Bone Formation during Fracture Healing and Distraction Osteogenesis-The cellular and molecular mechanisms*. *Journal of Dental Research*, 2008. **87**(2): p. 107-118.
20. McKibbin, B., *The biology of fracture healing in long bones*. *Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume*, 1978. **60**(2): p. 150.
21. Brighton, C.T., *The biology of fracture repair*. *Instructional course lectures*, 1984. **33**: p. 60.
22. Chao, E.Y., et al., *The effect of rigidity on fracture healing in external fixation*. *Clinical orthopaedics and related research*, 1989. **241**(241): p. 24-35.
23. Noble, B.S. and J. Reeve, *Osteocyte function, osteocyte death and bone fracture resistance*. *Molecular and cellular endocrinology*, 2000. **159**(1-2): p. 7-13.
24. Marsh, D.R. and G. Li, *The biology of fracture healing: optimising outcome*. *British medical bulletin*, 1999. **55**(4): p. 856-869.

25. Einhorn, T.A., *Enhancement of fracture-healing*. The Journal of bone and joint surgery. American volume, 1995. **77**(6): p. 940.
26. Tsuji, K., et al., *BMP2 activity, although dispensable for bone formation, is required for the initiation of fracture healing*. Nature Genetics, 2006. **38**: p. 1424-1429.
27. Lieberman, J.R., A. Daluiski, and T.A. Einhorn, *The Role of Growth Factors in the Repair of Bone Biology and Clinical Applications*. The Journal of Bone and Joint Surgery, 2002. **84**(6): p. 1032-1044.
28. Geesink, R., N. Hoefnagels, and S. Bulstra, *Osteogenic activity of OP-1 bone morphogenetic protein (BMP-7) in a human fibular defect*. 1999.
29. Körbling, M. and Z. Estrov, *Adult stem cells for tissue repair—a new therapeutic concept?* New England Journal of Medicine, 2003. **349**(6): p. 570-582.
30. Hendrich, C., et al., *Safety of autologous bone marrow aspiration concentrate transplantation: initial experiences in 101 patients*. Orthopedic Reviews, 2009. **1**(2).
31. Jäger, M., et al., *Bridging the gap: bone marrow aspiration concentrate reduces autologous bone grafting in osseous defects*. Journal of Orthopaedic Research, 2011. **29**(2): p. 173-180.
32. Connolly, J.F., *Clinical use of marrow osteoprogenitor cells to stimulate osteogenesis*. Clin Orthop Relat Res, 1998. **355**: p. S257-66.
33. Ueng, S.W.N., et al., *Bone Healing of Tibial Lengthening Is Delayed by Cigarette Smoking: Study of Bone Mineral Density and Torsional Strength on Rabbits*. The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care, 1999. **46**(1): p. 110.
34. Augat, P., et al., *Mechanics and mechano-biology of fracture healing in normal and osteoporotic bone*. Osteoporosis International, 2005. **16**: p. 36-43.
35. Augat, P., et al., *Local tissue properties in bone healing: influence of size and stability of the osteotomy gap*. Journal of Orthopaedic Research, 1998. **16**(4): p. 475-481.

Literaturverzeichnis

36. Aro, H.T. and E.Y. Chao, *Bone-healing patterns affected by loading, fracture fragment stability, fracture type, and fracture site compression*. Clin Orthop Relat Res, 1993. **293**: p. 8-17.
37. Goodship, A., et al., *The role of fixator frame stiffness in the control of fracture healing. An experimental study*. Journal of Biomechanics, 1993. **26**(9): p. 1027-1035.
38. Kenwright, J. and A.E. Goodship, *Controlled mechanical stimulation in the treatment of tibial fractures*. Clinical orthopaedics and related research, 1989(241): p. 36.
39. Claes, L., et al., *Effect of dynamization on gap healing of diaphyseal fractures under external fixation*. Clinical Biomechanics, 1995. **10**(5): p. 227-234.
40. Augat, P., et al., *Shear movement at the fracture site delays healing in a diaphyseal fracture model*. Journal of orthopaedic research, 2003. **21**(6): p. 1011-1017.
41. Schell, H., et al., *The course of bone healing is influenced by the initial shear fixation stability*. J Orthop Res, 2005. **23**(5): p. 1022-1028.
42. Perren, S., *Physical and biological aspects of fracture healing with special reference to internal fixation*. Clinical orthopaedics and related research, 1979(138): p. 175.
43. Cheal, E., et al., *Role of interfragmentary strain in fracture healing: ovine model of a healing osteotomy*. Journal of Orthopaedic Research, 1991. **9**(1): p. 131-142.
44. Chao, E. and N. Inoue, *Biophysical stimulation of bone fracture repair, regeneration and remodelling*. Eur Cell Mater, 2003. **6**: p. 72-84.
45. Claes, L., et al., *Effects of mechanical factors on the fracture healing process*. Clin Orthop Relat Res, 1998. **355**: p. S132-47.
46. Carter, et al., *Mechanobiology of skeletal regeneration*. Clin Orthop Relat Res, 1998. **355**: p. S41-55.

47. Chao, E.Y., et al., *Enhancement of fracture healing by mechanical and surgical intervention*. Clinical orthopaedics and related research, 1998. **355**: p. S163.
48. Claes, L. and C. Heigele, *Magnitudes of local stress and strain along bony surfaces predict the course and type of fracture healing*. Journal of Biomechanics, 1999. **32**(3): p. 255-266.
49. Lacroix, D. and P.J. Prendergast, *A mechano-regulation model for tissue differentiation during fracture healing: analysis of gap size and loading*. Journal of Biomechanics, 2002. **35**(9): p. 1163-1171.
50. Younger, A., J. Morrison, and W.G. MacKenzie, *Biomechanics of external fixation and limb lengthening*. Foot and ankle clinics, 2004. **9**(3): p. 433.
51. Gasser, B., et al., *Stiffness characteristics of the circular Ilizarov device as opposed to conventional external fixators*. Journal of biomechanical engineering, 1990. **112**: p. 15.
52. Podolsky, A. and E. Chao, *Mechanical performance of Ilizarov circular external fixators in comparison with other external fixators*. Clinical orthopaedics and related research, 1993. **293**: p. 61.
53. Watson, M., K. Mathias, and N. Maffulli, *External ring fixators: an overview*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 2000. **214**(5): p. 459-470.
54. Hankemeier, S., et al., *Prinzipien der Kallusdistraktion*. Der Unfallchirurg, 2004. **107**(10): p. 945-960.
55. Josten, C. and G. Muhr, *Der Tibiasegmenttransport*. Der Unfallchirurg, 1999. **102**(7): p. 514-524.
56. Li, R., et al., *Radiographic classification of osteogenesis during bone distraction*. J Orthop Res, 2005. **24**(3): p. 339.
57. Blokhuis, T.J., et al., *Evaluation of strength of healing fractures with dual energy Xray absorptiometry*. Clinical orthopaedics and related research, 2000. **380**: p. 260.

Literaturverzeichnis

58. McClelland, D., et al., *Fracture healing assessment comparing stiffness measurements using radiographs*. Clinical orthopaedics and related research, 2007. **457**: p. 214.
59. Aarnes, G.T., et al., *In vivo assessment of regenerate axial stiffness in distraction osteogenesis*. J Orthop Res, 2005. **23**(2): p. 494-498.
60. Claes, L. and J.L. Cunningham, *Monitoring the Mechanical Properties of Healing Bone*. Clinical Orthopaedics and Related Research®, 2009. **467**(8): p. 1964-1971.
61. Sano, H., et al., *Correlation of radiographic measurements with biomechanical test results*. Clinical orthopaedics and related research, 1999. **368**: p. 271.
62. Richardson, J.B., et al., *Measuring stiffness can define healing of tibial fractures*. Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume, 1994. **76**(3): p. 389-394.
63. Wade, R.H., C.I. Moorcroft, and P.B.M. Thomas, *Fracture stiffness as a guide to the management of tibial fractures*. Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume, 2001. **83**(4): p. 533-535.
64. Hammer, R., S. Hammerby, and B. Lindholm, *Accuracy of radiologic assessment of tibial shaft fracture union in humans*. Clinical orthopaedics and related research, 1985(199): p. 233.
65. Thorey, F., et al., *A new bending stiffness measurement device to monitor the influence of different intramedullar implants during healing period*. Technology and Health Care, 2008. **16**(2): p. 129-140.
66. Seide, K., *Der Hexapodfixateur externe: Ein System für die computerassistierte Fraktur- und Fehlstellungsbehandlung; Theorie, Entwicklung und klinische Ergebnisse*. 2001, Medizinische Universität zu Lübeck: Lübeck.
67. Fischgrund, J., D. Paley, and C. Suter, *Variables affecting time to bone healing during limb lengthening*. Clinical orthopaedics and related research, 1994(301): p. 31.
68. Paley, D., et al., *Femoral Lengthening over an Intramedullary Nail. A Matched-Case Comparison with Ilizarov Femoral Lengthening*. The Journal of Bone and Joint Surgery (American), 1997. **79**(10): p. 1464-80.

69. Paley, D. and D.C. Maar, *Ilizarov bone transport treatment for tibial defects*. Journal of orthopaedic trauma, 2000. **14**(2): p. 76.
70. Kristiansen, L.P., H. Steen, and O. Reikerås, *No difference in tibial lengthening index by use of Taylor spatial frame or Ilizarov external fixator*. Acta orthopaedica, 2006. **77**(5): p. 772-777.
71. Shetsov, V. and A. Popkov, *Limb lengthening in automatic mode*. Ortopedia, traumatologia, rehabilitacija, 2002. **4**(4): p. 403.
72. Seybold, D., et al., *Der Taylor Spatial Frame*. Der Unfallchirurg, 2008. **111**(12): p. 985-996.
73. Herzenberg, J.E., J.D. Smith, and D. Paley, *Correcting torsional deformities with Ilizarov's apparatus*. Clinical orthopaedics and related research, 1994. **302**: p. 36-41.
74. Tetsworth, K.D. and D. Paley, *Accuracy of correction of complex lower-extremity deformities by the Ilizarov method*. Clinical orthopaedics and related research, 1994. **301**: p. 102.
75. Rödl, R., et al., *Deformitätenkorrektur mit Ringfixateuren und Hexapoden: Ein Methodenvergleich*. Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete, 2003. **141**(1): p. 92-98.
76. Kortmann, H.R., et al., *Posttraumatische Achs- und Längenabweichungen an der unteren Extremität*. Trauma und Berufskrankheit, 2008. **10**(1): p. 6-13.
77. Strecker, W. and P. Keppler, *Analyse und Korrektur von Beindeformitäten*. Der Unfallchirurg, 2002. **105**(9): p. 811-829.
78. Keppler, P. and L. Kinzl, *Diagnostik der posttraumatischen Beindeformitäten*. Trauma und Berufskrankheit, 2006. **8**: p. 303-316.
79. Paley, D., *Principles of deformity correction*. 2002: Springer Verlag.
80. Gough, V. and S. Whitehall. *Universal tyre test machine*. in *Proceedings of the FISITA Ninth International Technical Congress*. 1962.
81. Cappel, K.L., *Motion simulator*. US Patent No. 3,295,224. 1967.

Literaturverzeichnis

82. Stewart, D., *A platform with six degrees of freedom*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, 1965. **180**(1): p. 371-386.
83. Wenz, D., *Automatische Konfiguration der Bewegungssteuerung von Industrierobotern*. 2008, Universität Fridericiana zu Karlsruhe.
84. Weber, C., et al., *Eisenberger Ringfixateur*. mt-Medizintechnik, 1996. **116**(2): p. 61-65.
85. Seide, K. and D. Wolter, *Universelle dreidimensionale Korrektur und Reposition mit dem Ringfixateur unter Anwendung der Hexapod-Anordnung*. Der Unfallchirurg, 1996. **99**(6): p. 422-424.
86. Taylor, H.S. and J.C. Taylor, *Orthopaedic fixation device*. US Patent No. 5,702,389. 1997.
87. Smith & Nephew, *Taylor Spatial Frame*. Hardware Pocket Reference Guide. 2011.
88. Seide, K., U. Schümann, and C. Jürgens, *Klinische Erfahrungen mit dem computergesteuerten Hexapodfixateur*. Trauma und Berufskrankheit, 2005. **7**(0): p. S148-S152.
89. Kenwright, J. and T. Gardner, *Mechanical influences on tibial fracture healing*. Clinical orthopaedics and related research, 1998(355): p. 179-190.
90. Claes, L., S. Wolf, and P. Augat, *Mechanische Einflüsse auf die Callusheilung*. Der Chirurg, 2000. **71**(9): p. 989-994.
91. Lewis, D., et al., *Biomechanics of circular external skeletal fixation*. Veterinary surgery, 1998. **27**(5): p. 454.
92. Manner, H.M., et al., *Accuracy of complex lower-limb deformity correction with external fixation: a comparison of the Taylor Spatial Frame with the Ilizarov ring fixator*. Journal of children's orthopaedics, 2007. **1**(1): p. 55-61.
93. Nanua, P., K.J. Waldron, and V. Murthy, *Direct kinematic solution of a Stewart platform*. Robotics and Automation, IEEE Transactions on, 1990. **6**(4): p. 438-444.

94. Liu, K., et al., *The singularities and dynamics of a Stewart platform manipulator*. Journal of Intelligent & Robotic Systems, 1993. **8**(3): p. 287-308.
95. Kühn, J.B., *Auslegung, Modellierung und Regelung einer servohydraulischen Stewart-Gough-Plattform*. Als Ms. gedr. ed. Vol. 1042. 2004, Düsseldorf: VDI-Verl. 126.
96. Yang, J. and Z.J. Geng, *Closed form forward kinematics solution to a class of hexapodrobots*. Robotics and Automation, IEEE Transactions on, 1998. **14**(3): p. 503-508.
97. Raghavan, M. and B. Roth, *Inverse kinematics of the general 6R manipulator and related linkages*. Journal of Mechanical Design, 1993. **115**: p. 502.
98. Press, W., et al., *Numerical Recipes: The Art of Scientific Computing*. 2007, Cambridge University Press.
99. Stockmann, M., *Mikromechanische Analyse der Wirkungsmechanismen elektrischer Dehnungsmessstreifen*. 2000, Technische Universität Chemnitz: Chemnitz.
100. Hoffmann, K., *Eine Einführung in die Technik des Messens mit Dehnungsmessstreifen*. 1987: Hottinger Baldwin Messtechnik.
101. Laible, M. and R.K. Müller, *Mechanische Größen, elektrisch gemessen: Grundlagen und Beispiele zur technischen Ausführung*. Vol. 45. 2008: expert verlag.
102. Keil, S., *Beanspruchungsermittlung mit Dehnungsmessstreifen*. 1995: Cuneus.
103. Schrüfer, E., *Elektrische Meßtechnik: Messung elektrischer und nichtelektrischer Größen*. 2007: Hanser Verlag.
104. Bertodo, R., *Development of High-Temperature Strain Gauges*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, 1959. **173**(1): p. 605-622.
105. Kehrer, R., *Neue Horizonte in der Trägerfrequenztechnik*. MessTec & Automation, 2002(4): p. 2-4.

Literaturverzeichnis

106. Hierholzer, G., *Stabilisierung des Knochenbruches beim Weichteilschaden mit Fixateurs externes*. Langenbeck's Archives of Surgery, 1975. **339**(1): p. 505-509.
107. Krettek, C., P. Schandelmaier, and H. Tscherne, *New developments in stabilization of dia- and metaphyseal long bone fractures*. Der Orthopäde, 1997. **26**(5): p. 408-421.
108. Hierholzer, G., et al., *Indikationen für den Fixateur externe sowie dessen Anwendung*. Langenbeck's Archives of Surgery, 1985. **367**(1): p. 75-83.
109. Weigel, B. and M.L. Nehrlich, *Praxisbuch Unfallchirurgie*. 2011, Berlin: Springer.
110. Gürke, L., W. Strecker, and S. Martinoli, *Korrektur mehrdimensionaler Deformationen durch eine einzige Osteotomie: graphische Analyse und Operationstechnik*. Der Unfallchirurg, 1999. **102**(9): p. 684-690.
111. Leloup, T., et al., *Conception of a navigation system controlling diaphyseal fracture reduction treated with external fixation*. The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 2009. **5**(1): p. 99-109.
112. Suhm, N., et al., *Strahlenexposition des Patienten durch intraoperative Bildgebung bei Marknagelosteosynthesen*. Der Radiologe, 2001. **41**(1): p. 91.
113. Kempf, I., A. Grosse, and G. Beck, *Closed locked intramedullary nailing. Its application to comminuted fractures of the femur*. The Journal of bone and joint surgery. American volume, 1985. **67**(5): p. 709.
114. Scholz, A., M. Glombitza, and H.J. Böhm, *Posttraumatische Korrekturosteotomien des Femurs*. Trauma und Berufskrankheit, 2008. **10**(1): p. 14-19.
115. Kahler, D.M., *Navigated Long-Bone Fracture Reduction*. Journal of Bone & Joint Surgery - American Volume, 2009(91 Suppl 1): p. 102-107.
116. Füchtmeier, B., et al., *Reduction of femoral shaft fractures in vitro by a new developed reduction robot system 'RepoRobo'*. Injury, 2004. **35**: p. S-A113.

117. Gosling, T., et al., *Robot-assisted fracture reduction: A preliminary study in the femur shaft*. Medical and Biological Engineering and Computing, 2005. **43**(1): p. 115-120.
118. Hung, S.S. and M.Y. Lee, *Functional assessment of a surgical robot for reduction of lower limb fractures*. The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 2010. **6**(4): p. 413-421.
119. Maeda, Y., et al., *Robot-assisted femoral fracture reduction: Preliminary study in patients and healthy volunteers*. Computer aided surgery: official journal of the International Society for Computer Aided Surgery, 2008. **13**(3): p. 148-156.
120. Ruan, Z., *A new model for robot-assisted femoral fracture reduction in rat model*. 2007, Medizinische Hochschule: Hannover.
121. Westphal, R., *Sensor-based surgical robotics: Contributions to robot assisted fracture reduction*. Vol. 12. 2007, Aachen: Shaker. 170.
122. Koo, T.K.K. and A.F.T. Mak, *A knowledge-based computer-aided system for closed diaphyseal fracture reduction*. Clinical Biomechanics, 2007. **22**(8): p. 884-893.
123. Mitkovic, M.M., I., et al., *Closed fracture reduction using motorized remote controlled reduction device*. Biotechnology and Biotechnological Equipment, 2006. **20**(1): p. 210.
124. Viceconti, M., et al., *Automatic fracture reduction with a computer-controlled external fixator*. Medical engineering & physics, 1994. **16**(2): p. 143-149.
125. Lovisetti, G. and L. Bettella, *A One-wire Method for Anatomic Reduction of Tibial Fractures with Ilizarov Frame*. Clin Orthop Relat Res, 2008(466): p. 2940-2946.
126. Kim, Y.H. and S.-G. Lee, *Computer and Robotic Model of External Fixation System for Fracture Treatment*. Computational Science - ICCS 2004, 2004: p. 1081-1087.
127. Rogers, M.J., et al., *Computer hexapod assisted orthopaedic surgery (CHAOS) in the correction of long bone fracture and deformity*. Journal of orthopaedic trauma, 2007. **21**(5): p. 337.

Literaturverzeichnis

128. Pape, H.-C., P. Giannoudis, and C. Krettek, *The timing of fracture treatment in polytrauma patients: relevance of damage control orthopedic surgery*. The American Journal of Surgery, 2002. **183**(6): p. 622-629.
129. Bhandari, M., et al., *A lack of consensus in the assessment of fracture healing among orthopaedic surgeons*. Journal of orthopaedic trauma, 2002. **16**(8): p. 562.
130. Floerkemeier, T., et al., *Comparison of various types of stiffness as predictors of the load-bearing capacity of callus tissue*. Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume, 2005. **87**(12): p. 1694-1699.
131. Weinrich, N., *Telemetrisch instrumentierte Implantate für die Osteosynthese*. 2009: Dr. Hut Verlag.
132. Gössling, T., et al., *Forces and torques during fracture reduction: Intraoperative measurements in the femur*. J Orthop Res, 2006. **24**(3): p. 333-338.
133. Leong, J., et al., *Viscoelastic behavior of tissue in leg lengthening by distraction*. Clinical orthopaedics and related research, 1979. **139**: p. 102.
134. Wolfson, N., et al., *Force and stiffness changes during Ilizarov leg lengthening*. Clinical orthopaedics and related research, 1990. **250**: p. 58.
135. Younger, A., W. Mackenzie, and J. Morrison, *Femoral forces during limb lengthening in children*. Clinical orthopaedics and related research, 1994. **301**: p. 55.
136. Simpson, A., J. Cunningham, and J. Kenwright, *The forces which develop in the tissues during leg lengthening*. JOURNAL OF BONE AND JOINT SURGERY-BRITISH VOLUME-, 1996. **78**: p. 979-983.
137. Aarnes, G.T., et al., *High frequency distraction improves tissue adaptation during leg lengthening in humans*. J Orthop Res, 2002. **20**(4): p. 789-792.
138. Seide, K., et al., *Three-dimensional load measurements in an external fixator*. Journal of Biomechanics, 2004. **37**(9): p. 1361-1369.
139. Seide, K., et al., *Is x-ray free monitoring of fracture healing possible by multi-dimensional load measurements in an external fixator?* Transactions of the annual meeting - Orthopaedic Research Society, 2002: p. Poster No: 0717.

140. Seide, K., et al., *Automatic external fixator based on parallel robot kinematics for the optimized and telemedically supported outpatient fracture and deformity treatment*. Biomedizinische Technik, 2004. **49**(Ergänzungsband 2): p. 118-119.
141. Seide, K., et al., *A hexapod robot external fixator for computer assisted fracture reduction and deformity correction*. The international journal of medical robotics + computer assisted surgery : MRCAS, 2004. **1**(1): p. 64-69.
142. Willimczik, K., *Biomechanik der Sportarten*. 1989: Rowohlt.
143. Baumgart, R., V. Kuhn, and S. Hinterwimmer, *Zugkraftmessungen beim knöchernen Segmenttransport - in vivo Untersuchungen am Menschen*. Biomed Technik, 2004. **49**: p. 248-256.
144. Seide, K., et al., *Theorie und Software des Hexapod Fixateurs externe*. Biomedizinische Technik, 2002. **47**(12): p. 326-333.
145. NXP Semiconductor, *I2C-bus specification and user manual*. (Rev. 3). 2007.
146. ITU-T, *Recommendation V.250: Serial asynchronous automatic dialling and control*. 2003.
147. Forsberg, C., *XMODEM/YMODEM PROTOCOL REFERENCE*. 1988: Omen Technology Inc.
148. ITU-T, *Recommendation V.41: Code independent error-control system*. 1993.
149. Microchip Technology, *MCP1700: Low Quiescent Current LDO*. Datasheet. 2007.
150. Yu, M. and M. Vega, *Impedance Track Fuel Gauge Accuracy Test for GSM Phone Applications*. Application Report (SLUA455). 2008: Texas Instruments.
151. SD Group and SD Card Association, *Physical Layer Simplified Specification Version 3.01*. 2010.
152. SD Card Association, *SDIO Simplified Specification Version 3.00*. 2011.
153. National Semiconductor, *LMX9838 Bluetooth Serial Port Module*. Datasheet. 2007.

Literaturverzeichnis

154. Texas Instruments, *LMX9838 Software Users Guide*. Application Note. 2008.
155. Bluetooth Special Interest Group, *BLUETOOTH SPECIFICATION* Version 1.1. 2001.
156. Shaked, Y. and A. Wool, *Cracking the bluetooth pin*. Proceedings of the 3rd International Conference on Mobile Systems, Applications, and Services, 2005: p. 39-50.
157. Freescale Semiconductor, *MMA8451Q*. Datasheet. 2011.
158. STMicroelectronics, *L3G4200D*. Datasheet. 2010.
159. NXP Semiconductors, *LPC2141/42/44/46/48*. Product data sheet. 2011.
160. Nil, M.D. and L. Yseboodt. *Embedded FileSystems Library*. 2011; Available from: <http://sourceforge.net/projects/efsl/>.
161. Labrosse, J.J., *MicroC/OS-II: The real-time kernel*. 2. ed. ed. 2002, San Francisco, Calif.: CMP Books.
162. NXP Semiconductor, *LPC214x*. User manual. 2012.
163. Burster Präzisionsmesstechnik, *Datenblatt Subminiatur-Kraftsensor Typ 8411*. 2008: Gernsbach.
164. Gommola, G., *Anwendung und Einbau von Wägezellen*. 2001, Darmstadt: HBM.
165. Vishay Measurements Group, *TC116: Transducer-Class Dehnungsmessstreifen*. 2011: Heilbronn.
166. Haufe, M., *Methoden zur Verbesserung der Adhäsion von Klebstoffen an metallischen Oberflächen*, in *Chemie*. 2002, Universität Bielefeld: Bielefeld.
167. Vishay Measurements Group, *B-171: DMS-Installationen mit dem Kleber EPY-150*. 2010: Heilbronn.
168. Kitchin, C. and L. Counts, *A Designer's Guide to Instrumentation Amplifiers*. 2006: Analog Devices.

169. Finlay, J.B., et al., *Stability of ten configurations of the Hoffmann external-fixation frame*. The Journal of bone and joint surgery. American volume, 1987. **69**(5): p. 734.
170. Burster Präzisionsmesstechnik, *Datenblatt Zug-Druck-Kraftsensor Typ 8435*. 2008: Gernsbach.
171. Cypress Semiconductor, *PSoC Mixed Signal Array Technical Reference Manual (Version 2.10)*. 2006.
172. Cypress Semiconductor, *CYC8KIT-002. MiniProg3 User Guide (Rev. *B)*. 2011.
173. Ess, D.v., *AN2041: Understanding PSoC 1 Switched Capacitor Analog Blocks*. 2011, Cypress Semiconductor.
174. Cypress Semiconductor, *INSAMP. Instrumentation Amplifier Datasheet (Rev. *E)*. 2011.
175. Schenk, C. and U. Tietze, *Halbleiter-Schaltungstechnik*. 1999: Springer.
176. Cypress Semiconductor, *ADCINC14. 14-Bit Incremental ADC Datasheet (Rev. *G)*. 2011.
177. Cypress Semiconductor, *PGA. Programmable Gain Amplifier Datasheet (Rev. *G)*. 2011.
178. Cypress Semiconductor, *BPF2. Two-Pole Band-pass Filter Datasheet (Rev. *E)*. 2011.
179. Ess, D.v., *AN2044: Signal Rectification, using Switched Capacitor Modulators*. 2002, Cypress Semiconductor.
180. Karpin, O., *AN2207: Lock-In Milliohmmeter*. 2005, Cypress Semiconductor.
181. Texas Instruments, *PGA309. User's Guide*. 2005.
182. Texas Instruments, *PGA309. Datasheet*. 2005.
183. Semtech Corp., *SX8723: ZoomingADC for Pressure and Temperature Sensing. Datenblatt*. 2009.
184. DIN Norm, *1319-1 Januar 1995. Grundlagen der Messtechnik. Teil. 1*.

Literaturverzeichnis

185. DIN Norm, *ISO 5725-1 November 1997. Genauigkeit (Richtigkeit und Präzision) von Messverfahren und Messergebnissen. Teil. 1.*
186. Cypress Semiconductor, *PSoC Programmable System-on-Chip. Datasheet CY8C21434 (Rev. *N). 2008.*
187. Olson, E., *AN2145: Implementing Hardware Quadrature Phase Decoders. 2003, Cypress Semiconductor.*
188. Kroger, T., A. Tomiczek, and F.M. Wahl, *Towards On-Line Trajectory Computation. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2006: p. 736-741.*
189. Kuhn, U., *Eine praxisnahe Einstellregel für PID-Regler: die T-Summen-Regel. Automatisierungstechnische Praxis, 1995. 37(5): p. 10-16.*
190. *32feet.NET - Personal Area Networking for .NET. 2012; Available from: <http://32feet.codeplex.com/>.*
191. Paley, D., *Current techniques of limb lengthening. Journal of pediatric orthopedics, 1988. 8(1): p. 73.*