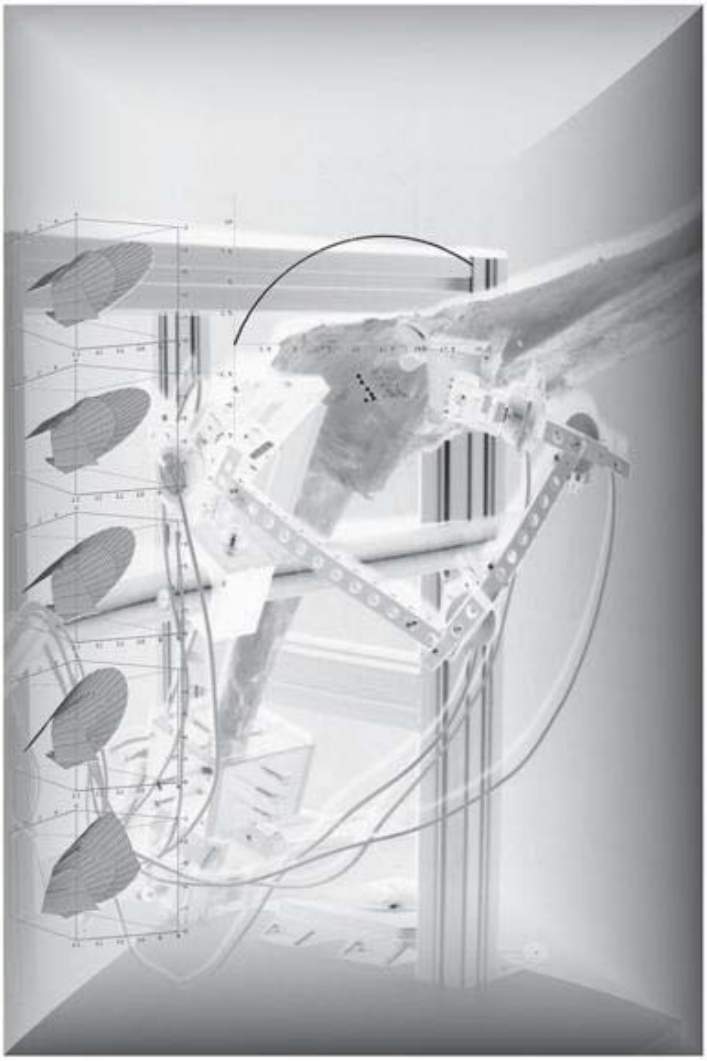
Stefan Spiering

Drei Methoden zur Evaluation der mechanischen Funktion von Synarthrosen und Diarthrosen



Cuvillier Verlag Göttingen

Aus dem Institut für Anatomie
(Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. med. J. Fanghänel)
– Biomechanik-Arbeitsgruppe Göttingen-Greifswald –
der Ernst-Moritz-Arndt-Universität Greifswald

Drei Methoden zur Evaluation der mechanischen Funktion von Synarthrosen und Diarthrosen

Inaugural–Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Naturwissenschaften in der Medizin
(Dr. rer. med.)
der Medizinischen Fakultät
der Ernst-Moritz-Arndt-Universität
Greifswald
Oktober 2002

vorgelegt von
Stefan Spiering
geboren am 6. September 1968
in Gelsenkirchen

Dekan:	Prof. Dr. rer. nat. K. H. Kroemer
1. Gutachter:	Prof. Dr. Fanghänel (Greifswald)
2. Gutachter:	Prof. Dr. Merk (Greifswald)
3. Gutachter:	Prof. Dr. Putz (München)
4. Gutachter:	Prof. Dr. Wilke (Greifswald)
5. Gutachter:	Prof. Dr. Nägerl (Göttingen)
Ort der Disputation:	Hörsaal des Institutes für Anatomie
Tag der Disputation:	21. Mai 2003

Meinen Eltern

Die Möglichkeit der Naturwissenschaft:
„Die gesetzmäßige Ordnung der Erscheinungen nennen wir Natur, ihre Gesetze Naturgesetze. Die gesetzmäßige Ordnung der Natur rührt aber daher, daß unser Verstand die Erscheinungen nach den in ihm liegenden Normen verknüpft.“
Immanuel Kant (1724-1804), Auszug aus „Kritik der reinen Vernunft“

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung **1**
- 1.1 Struktur der Bewegung und Kraftsysteme . . . 1
- 1.2 Problemstellung und Anforderungen . . . 4

2 Kinematik **6**
- 2.1 Grundlagen . . . 6
- 2.2 Geführte Bewegungen . . . 13
- 2.3 Resümee der Beschreibungsweisen . . . 14

3 Gelenke **17**
- 3.1 Aufgaben der Gelenke . . . 17
- 3.2 Diarthrosen und Synarthrosen . . . 18
- 3.3 Anatomie von Gelenken . . . 19
  - 3.3.1 Gelenke des Menschen . . . 19
  - 3.3.2 Gelenke des Hausschweins (Sus scrofa domestica) . . . 27

4 Kinematik in der Anatomie **30**
- 4.1 Dimere Ketten in Diarthrosen . . . 30
- 4.2 Das Reziprozitätstheorem der Synarthrosen . . . 38

5 Material und Methode **41**
- 5.1 Material . . . 41
- 5.2 Methode . . . 41

6 Prinzipien der Bewegungsmessung **45**
- 6.1 Technische Meßsysteme . . . 46
  - 6.1.1 Tastersysteme . . . 47
  - 6.1.2 Potentiometersystem . . . 48
  - 6.1.3 Lichtpunktsystem . . . 49
  - 6.1.4 Technische Anforderungen . . . 50

6.2 Literarisch dokumentierte Meßverfahren . . . 51
6.3 Momentane Schraubachsen an Gelenken . . . 52
6.3.1 Prinzip der Achsenberechnung . . . 52
6.3.2 Testmessungen . . . 55
6.3.3 Wirbelsäulensegment . . . 56
6.3.4 Ellenbogen des Hausschweins (Sus scrofa domestica) . . . 58
6.4 Aspekte für Untersuchungen mit den neuen Meßverfahren . . . 59

7 Das mechanisch parallele Verfahren und Befunde 62
7.1 Konzeption und Ziel . . . 62
7.2 Die Apparatur . . . 63
7.2.1 Sensorsystem . . . 65
7.2.2 Kraftsystem . . . 66
7.3 Genauigkeiten . . . 68
7.4 Bewegung und anatomische Zuordnung . . . 68
7.4.1 Lendenwirbelsegment . . . 69
7.4.2 Brustwirbelsegment . . . 72
7.4.3 Halswirbelsegment . . . 73

8 Das mechanisch serielle Verfahren und Befunde 78
8.1 Konzeption und Ziel . . . 78
8.2 Die Apparatur . . . 80
8.3 Homogene Notation: die T-Matrix . . . 83
8.4 Die numerische Analyse . . . 85
8.5 Genauigkeiten . . . 88
8.6 Bewegung und anatomische Zuordnung . . . 92
8.6.1 Kniegelenk des Hausschweins (Sus scrofa domestica) . . . 92
8.6.2 Menschliches Kniegelenk . . . 94
8.6.3 Menschliches Sprunggelenk . . . 98

9 Das optische Vefahren und Befunde 102
9.1 Konzeption und Ziel . . . 102
9.2 Photogrammetrie . . . 103
9.3 Die Apparatur . . . 106
9.3.1 Bewegung des Kiefergelenks und Optimierungen . . . 110
9.4 Bewegung und Schraubachsen . . . 114

10 Diskussion **118**
10.1 Kinematische Messungen in der Literatur 118
10.2 Vergleich der Verfahren 123
10.3 Bedeutung der Arbeit für die Anatomie 124

11 Zusammenfassung und Ausblick **126**

A Fehlerbetrachtung zum parallelen Meßsystem **139**

B Darstellung von Drehmatrizen **143**

C Übersicht der wichtigsten verwendeten Zeichen **144**

1 Einleitung

Das Ziel dieser Arbeit besteht darin, für verschiedene Arten von Körpergelenken, die sich nach Art und Ausmaß der Bewegung unterscheiden, adäquate Methoden der mechanischen Meßtechnik zuzuordnen und zu entwickeln, so daß Meßgenauigkeit und Auflösung ausreichen, die Gelenkfunktion und ihren Zusammenhang mit den anatomischen Strukturen zu beschreiben.

Die bemerkenswerten Eigenschaften menschlicher Gelenke wie das fast völlige Fehlen von Reibung, die hohe Belastbarkeit und die gleichzeitig präzise Motorik zum Durchführen filigraner Arbeiten sind im technischen Bereich der Robotik nur unvollständig umgesetzt worden. Auch im medizinischen Bereich läßt die Behebung bekannter Gelenkpathologien bisher noch zu wünschen übrig. Beispielsweise wird die Leistungsfähigkeit eines gesunden Kniegelenks durch eine endoprothetische Versorgung nicht wieder erreicht.

1.1 Struktur der Bewegung und Kraftsysteme

Bereits Fick (1910[23]) stellte zur allgemeinen Gelenkbewegung fest:

> „...Bewegungen lassen sich mechanisch analysieren, wenn man zwei zusammengehörige Spuren auf den beiden gegenüberliegenden Gelenkflächen kennt und genau weiß, welche Punkte der einen Spur mit bestimmten Punkten der anderen Spur im Verlauf der Bewegung zur Deckung kommen. ... der Weg dazu ist die Ableitung der entsprechenden Drehpunktbahnen bzw. Achsenflächen.“

Nach Fick lassen sich nicht alle Bewegungsmöglichkeiten eines Gelenks auf feste Achsen reduzieren. Um dies näher zu untersuchen, ist demnach eine Analyse der Kinematik[1] der Bewegung, also eine Beschreibung sämtlicher Gelenkpositionen, mit einer Auflösung auch im kleinsten Bewegungsbreich notwendig. Dabei dürfen nicht einfach nur Anfangs- und Endlage des Gelenks verglichen werden wie bei Panjabi et al. (1981[63]), sondern es sollte jede mögliche Zwischenposition bestimmbar sein, damit der *gesamte* Bewegungsvorgang erfaßt wird. Nach dem Satz von Chasles

[1] **Kinematik**: [grch.] die (Bewegungslehre), die Untersuchung und Beschreibung von Bewegungen der Körper ohne Berücksichtigung der sie verursachenden Kräfte (Brockhaus, 1998[7])

(1830, zitiert nach Beatty, 1986[3]) kann ein Körper aus einer Ausgangslage in eine beliebige Endlage durch eine Schraubung um eine Schraubachse überführt werden, die ortsfest bezüglich der Ausgangslage des Körpers ist. Diese theoretisch mögliche Bewegung gibt den „kürzesten“ Weg vor. Sie muß nicht mit der tatsächlichen Bewegung übereinstimmen. Erst wenn die beiden Lagen infinitesimal benachbart sind, so stimmt die zugehörige momentane Schraubung mit dem tatsächlichen Bewegungsvorgang überein (Goldstein, 1991[27]). Es gilt also: Auch bei Gelenken mit kleinem Bewegungsumfang wie den Wirbelbogengelenken reicht eine Achse nicht, dies ergibt sich als geometrische Trivialität. Nur durch momentane Schraubachsen kann der tatsächlichen Zusammenhang von Bewegung und anatomischen Strukturen hergestellt werden.

Bewegung als Satz von Observablen. Ebenfalls unzureichend ist eine Beschränkung auf parallele Drehachsen wie bei Haher et al. (1991[29]). Eine Diarthrose schränkt die räumliche Bewegung in den insgesamt sechs möglichen Freiheitsgraden ein und reduziert die Anzahl ihrer sechs möglichen Freiheitsgrade. Aber auch bei Einschränkung der Bewegung ist es physikalisch nicht erlaubt, wandernde Drehachsen von vornherein anzunehmen, die parallel ausgerichtet sind, und keine Schraubung zuzulassen. Um also die Struktur der Bewegung zu evaluieren, ist eine räumliche Meßsensorik für alle Freiheitsgrade unerläßlich und erst dann kann die Analyse der Meßdaten den Satz unabhängiger Bewegungsgrößen, deren Anzahl mit der Anzahl der Freiheitsgrade übereinstimmt, liefern. Nur mit einem solchen Procedere kann die Gelenkführung aufgeklärt werden.

Die Messung der Bewegung selbst findet in einem festen Bezugssystem statt, das willkürlich durch das Meßverfahren festgelegt ist. In diesem Referenzsystem sind die Sensoren in frei wählbaren Positionen fixiert. Das Referenzsysteme ist bei Invitro-Messungen der erste Knochen, der fest im Laborraum fixiert ist. Das bewegte System ist der zweite Knochen, der relativ zum ersten seine Position ändert. Bei Invivo-Messungen wie beispielsweise am Stomathognaten Sysem, geht dies so nicht: Hier ändern sowohl Maxilla als auch Mandibula ihre Position relativ zum Laborraum. Referenz- und Laborsystem sind verschieden voneinander, was erfordert, daß vom Laborsystem aus beide, Referenzsystem und bewegtes System, erfaßt werden müssen, wodurch es zu einem erhöhten meßtechnischem Aufwand kommt.

Die im Referenzsystem aufgezeichneten Parameter der Bewegung sind jedoch wegen der eingeschränkten Freiheitsgrade des Gelenks nicht unabhängig voneinander. Das Ziel ist dabei, diese Abhängigkeit genau darzustellen und eine kinematische Beschreibung zu finden, die vom Labor und, wenn möglich, sogar von der speziellen Anatomie

des Gelenkes unabhängig ist. Es geht somit um das Auffinden von unabhängigen Bewegungskomponenten, die als Satz von meßbaren bzw. experimentell zugänglichen Größen extrahiert werden können. Ein Beispiel dafür sind die $\mu-\alpha-$Parameter, die bereits am Kiefergelenk bestimmt wurden (Nägerl et al. 1991[53], Schwestka-Polly 1998[72]).

Kraftsysteme als Ursache. Neben der Bewegung spielt das sie verursachende Kraftsystem eine wichtige Rolle beim Verständnis der mechanischen Gelenkfunktion. Kraft und Drehmoment sind das bewegungsbestimmende Moment (Wolf, 1931[84]). Ein räumliches Kräftesystem, das aus eine Summe von Einzelkräften und -drehmomenten besteht, kann äquivalent durch eine Kraftwirkunglinie mit einem passenden Drehmoment ersetzt werden. Dies nennt man Kraftschraube[2]. Demzufolge kann jedem Zustand des muskulären Systems eines Gelenkes unabhängig von Anzahl und Größe der beteiligten Muskeln eine Kraftschraube zugeordnet werden. Das Gelenk bewegt sich in eine Gleichgewichtslage, in der die applizierte Kraftschraube vollständig durch Gelenkkräfte kompensiert wird. Die Messung der Gelenkposition ist somit quasistationär.

Die Kompensation der Kraftschraube durch die Gelenkkräfte bedeutet weiterhin im Fall der Diarthrosen (siehe Abschnitt 3.2), daß die verursachten Gelenkkontakte eine Funktion der Kraftschraube sind. Die kinematischen Meßgrößen sind mit der Kraft gekoppelt. Die Gesamtbewegung des Gelenkes ergibt sich aus einer zeitlichen Änderung der Kraftschraube durch Aneinanderreihung quasistationärer Gleichgewichtsustände.

Dieser direkte Zusammenhang von Ursache und Wirkung kann dazu benutzt werden, in vitro allgemeine Aussagen zur mechanischen Funktion eines Gelenks zu machen, ohne das muskuläre System im Detail zu berücksichtigen. Bei In-vivo-Versuchen hingegen kann das inverse Problem betrachtet werden, indem aus der Bewegung auf die Aktivität des muskulären Systems geschlossen wird. Die Lösung ist jedoch nicht eindeutig, da mehrere Muskelanordnungen die gleiche Kraftschraube erzeugen können. In der Regel sind mehr Muskeln vorhanden, als entsprechend der kinematischen Freiheitsgrade des Gelenkes notwendig sind.

[2]**Kraftschraube**: Rückführung eines räumlichen Kraftsystems auf eine resultierende Einzelkraft in einer räumlich festgelegten Angriffslinie und eines dazu parallelen Drehmoments. Ein Kraftsystem hat sechs Freiheitsgrade gemäß den drei Kraft- und den drei Drehmomentkomponenten (Wolf, 1931[84])

Die Untersuchung der Eigenschaften von Synarthrosen (siehe Abschnitt 3.2) ist ohne eine anatomische Zuordnung der Kraftschraube nicht möglich. Auch diese Verbindungen lassen sich durch quasistationäre Zustände in Gleichgewichtslagen bringen, so daß auf diese Weise Aussagen zur quasistationären Kinematik gemacht werden können. In den Abschnitten 4.2 und 2.3 wird auf Beschreibungsweisen des Zusammenhang von Kraft und Bewegung eingegangen.

1.2 Problemstellung und Anforderungen

Um die Problematik greifbar zu machen, werden folgende Fragestellungen formuliert:

1. Welche allgemeinen Aussagen können über die Kinematik von Gelenken gemacht werden?
2. Welche anatomischen Komponenten beeinflussen die Bewegung am meisten?
3. Wie verändert sich die Bewegung in verschiedenen Lastsituationen?
4. Inwiefern trägt die Form der beiden Artikulationsflächen zur Struktur der Bewegung bei?
5. Können wiederkehrende Funktionsprinzipien gefunden werden?
6. Gibt es eine minimale Anzahl generalisierter systemunabhängiger Funktionsparameter, durch die sich eine Gelenkbewegung beschreiben läßt?

Besonders die Frage 6 zielt auf eine charakteristische Quantifizierung der Bewegung ab, was ein großes Feld an diagnostischen Möglichkeiten in der Medizin eröffnen würde. Im Bereich der Fragen 1, 4 und 5 sind umfangreiche theoretische Vorarbeiten von Nägerl et al., 1990[52], 1992[54], 1995[56] geleistet worden.

Die vorliegende Arbeit soll aus experimenteller Sicht einen wichtigen Teil zur Beantwortung der Fragen beitragen. Daß dies nicht schon früher geschehen konnte, liegt sicherlich auch an den Zeichen unserer Zeit: Die technischen Möglichkeiten zur Meßdatenerfassung haben sich in den letzten Jahren und Jahrzehnten so rasant weiterentwickelt, daß mittlerweile Genauigkeiten erreicht und Datenmengen bearbeitet werden können, von denen frühe Pioniere der Biomechanik, wie Fischer, nur träumen konnten. Fischer untersuchte zu Beginn des 20. Jahrhunderts die Gelenkbewegungen des Ellenbogens mühsam durch Auswertung der Photographien von am Arm fixierten Geißler-Röhren (Fischer, 1907[24]).

Die Vergleichbarkeit von Messungen bildet den zentralen Punkt, der eine Beantwortung der Fragen möglich macht. Die Anforderungen an die Meßverfahren lassen sich demzufolge klar in fünf wichtige Punkte gliedern:

- 6D-Meßaufnahme zur Erfassung von allen sechs Freiheitsgraden
- Wahl unterschiedlicher meßtechnischer Lösungen für unterschiedliche Bewegungsumfänge der Gelenke
- freie Wahl geeigneter Koordinatensysteme
- Möglichkeit der Zuordnung von anatomischen Strukturen zu Kraftschraube und Bewegung
- Berechnung und Darstellung von Invarianten der Bewegung

Die Möglichkeiten, Zahlenwerte zu vergleichen, sie mit anatomischen Strukturen in Verbindung zu bringen und Charakteristika zu extrahieren, sind die Merkmale eines brauchbaren Meß- und Auswerteverfahrens, das Aufschlüsse zu den mechanischen Gelenkfunktionen liefert. Die Umsetzung dieser Anforderungen auf verschiedenartige Körpergelenke bedingt eine Mehrzahl der Verfahren, wie es in dieser Arbeit gezeigt wird.

Es folgen zwei Kapitel, welche die fachlichen Grundlagen zum einen aus physikalischer, zum anderen aus anatomischer Sicht darlegen. Ein weiteres Kapitel beschreibt die Grundlagen mechanischer Funktionen von Gelenken. Dem Material-und-Methoden-Teil angeschlossen ist eine Übersicht zu Meßverfahren und deren Prinzipien. Weiterhin werden dann in einzelnen Kapiteln die entwickelten Verfahren erläutert und ermittelte Befunde aufgezeigt. Zum Schluß werden bisherige kinematische Untersuchungen in der Literatur diskutiert, die Verfahren miteinander verglichen und die anatomische Relevanz der Arbeit erläutert.

2 Kinematik

2.1 Grundlagen

Koordinatensysteme. Kinematische Untersuchungen beinhalten das Beschreiben der Relativlage zweier starrer Körper, die gelenkig miteinander verbunden sind. Die Position des beweglichen starren Körpers läßt sich durch die Angabe von drei seiner Punkte bestimmen, deren Koordinaten im Koordinatensystem des bewegten Körpers festliegen und deren Koordinaten im Koordinatensystem des ruhend gedachten Körpers sich entsprechend der Bewegung verändern. Die drei Punkte sind in ihrer Lage zueinander fixiert, d. h. die neun Koordinaten der Punkte reduzieren sich durch ihre drei konstanten Abstände auf sechs freie Parameter, die sog. Freiheitsgrade[1]. Die Anzahl der Freiheitsgrade beschreibt in der Mechanik die Anzahl der Bewegungsmöglichkeiten im Raum. Gleichwertig zu dieser Beschreibung ist die Aussage, daß sich die Position eines starren Körpers aus der Lage, die aus den drei Koordinaten eines Raumpunktes besteht, und der Orientierung, die aus drei Winkeln relativ zu den Raumrichtungen besteht, zusammensetzt. Die Lage eines starren Körpers läßt sich durch die Transformationsgleichung seiner Punkte vom bewegten Koordinatensystem in das Referenzkoordinatensystem

$$\vec{x} = \boldsymbol{R}\vec{x}' + \vec{b} \tag{2.1}$$

beschreiben (vgl. Anhang B). Die Punkte $\vec{x}'$ sind im bewegten Körper festgelegt und somit bekannt.

Die Punkte des starren Körpers haben als im transformierten körperfesten System die Darstellung $\vec{x}'$, die Darstellung im Referenzsystem jedoch hat eine neue Form $\vec{x}$. Ein Koordinatensystemwechsel bzw. eine Transformation ist an sich noch keine Bewegung, es handelt sich nur um die Beschreibung einer Zuordnung. Erst eine zeitliche Abfolge der Zuordnungen ergibt die Lageänderung und kann als Bewegung gedeutet werden. Der Vektor $\vec{b}$ ist die Verschiebung des bewegten Koordinatensystems in den Ursprung des Referenzsystems und $\boldsymbol{R}$ beschreibt die Drehung des Achsendreibeins des bewegten Koordinatensystems in eine parallele Stellung zu dem Dreibein des Referenzsystems. Verschiebung und Drehung ändern sich mit jeder Körperposition

[1] Anzahl der frei wählbaren, voneinander unabhängigen Parameter eines physikal. Systems, die dessen Zustand eindeutig bestimmen. Der F. bezeichnet in der Mechanik die Möglichkeit, im Raum unabhängige Bewegungen auszuführen (Brockhaus, 1998[7]).

und sind von einem Parameter, der Zeit t, abhängig. Die Meßgrößen der kinematischen Untersuchung sind somit nach Glg. (2.1) $\boldsymbol{R}(t)$ und $\vec{b}(t)$ und beschreiben die Lageabfolge des bewegten Koordinatensysems im Referenzsystem.

Sind zwei Körper gelenkig miteinander verbunden, so dient der eine als Referenz, der andere ist bewegt. Da für jeden Körper die Wahl der beiden Koordinatensysteme im Prinzip willkürlich ist und nur gelten muß, daß das eine ortsfest im Referenzkörper und das andere ortsfest im bewegten Körper liegen muß, kann diese Wahl nach Zweckmäßigkeit erfolgen. Meßtechnisch ist es sinnvoll, die Ausgangslage so zu definieren, daß beide Koordinatensysteme zusammenfallen. Ein solcher Fall ist in Abb. 2.1 dargestellt. Aus einer gemeinsamen Ausgangslage bewegt sich der Körper um den Ursprung O' nach einer Verschiebung und einer Drehung in seine Endlage.

Die Relation (2.1) stellt einen Wechsel des Koordinatensystems dar. In Abb. 2.2 wurde dies für den räumlichen Fall veranschaulicht. Es sind zwei Koordinatensysteme dargestellt, von denen eines im Raum fixiert ist, das sog. raumfeste System, und das andere zu einem Körper K gehört und damit körperfest ist. Dabei wird der zum Körper K gehörende Ortsvektor $\vec{k}'$ in den Vektor $\vec{k}$ überführt, ohne daß sich seine relative Lage zum Koordinatenursprung des körperfesten Systems ändert. Die absolute Lage im raumfesten System ändert sich jedoch entsprechend Glg. (2.1). Der genaue mathematische Formalismus ist in Anhang B dargelegt.

Schraubungen. Das Problem der Koordinatentransformationen liegt in ihrer Abhängigkeit vom raumfesten System. Drehungen $\boldsymbol{R}(t)$ und Verschiebungen $\vec{b}(t)$ haben in jedem raumfesten System andere Zahlenwerte bzw. eine neue Form. Eine anatomische Zuordnung, die immer von einem raumfesten System abhängt, ist damit schwierig. Eine Verwendung von möglichst invarianten Größen ist hier sinnvoll. Es bietet sich dazu an, bei Gelenken eine Darstellungsform der Bewegung zu wählen, wobei der Anteil der Translation minimiert wird. Man kann eine Achse im Raum angeben, um die sich der Körper dreht und entlang der er sich versetzt, die sog. Schraubachse. Eine Raumachse oder Gerade wird beschrieben durch $\vec{y} = \lambda\,\vec{r}^{\circ} + \vec{a}$. Von den drei Komponenten des Richtungsvektors $\vec{r}^{\circ}$ sind aufgrund der Richtungsnormierung $|\vec{r}^{\circ}| = 1$ nur zwei frei wählbar. Der Aufpunkt $\vec{a}$ muß Element der Geraden sein, d.h., der Aufpunktvektor kann immer senkrecht zur Geraden gewählt werden, so daß sich die drei Komponenten des Aufpunktes durch die spezielle Wahl der Bedingung $\vec{a}_{\perp} \cdot \vec{r}^{\circ} = 0$ auf zwei Parameter reduzieren. Somit ergeben sich insgesamt vier freie Parameter der Schraubachse. Zwei weitere Parameter sind der Drehwinkel θ und der Versatz s bzw. die Schraubsteigung $\tau = ds/d\theta$ (Versatz pro Winkel),

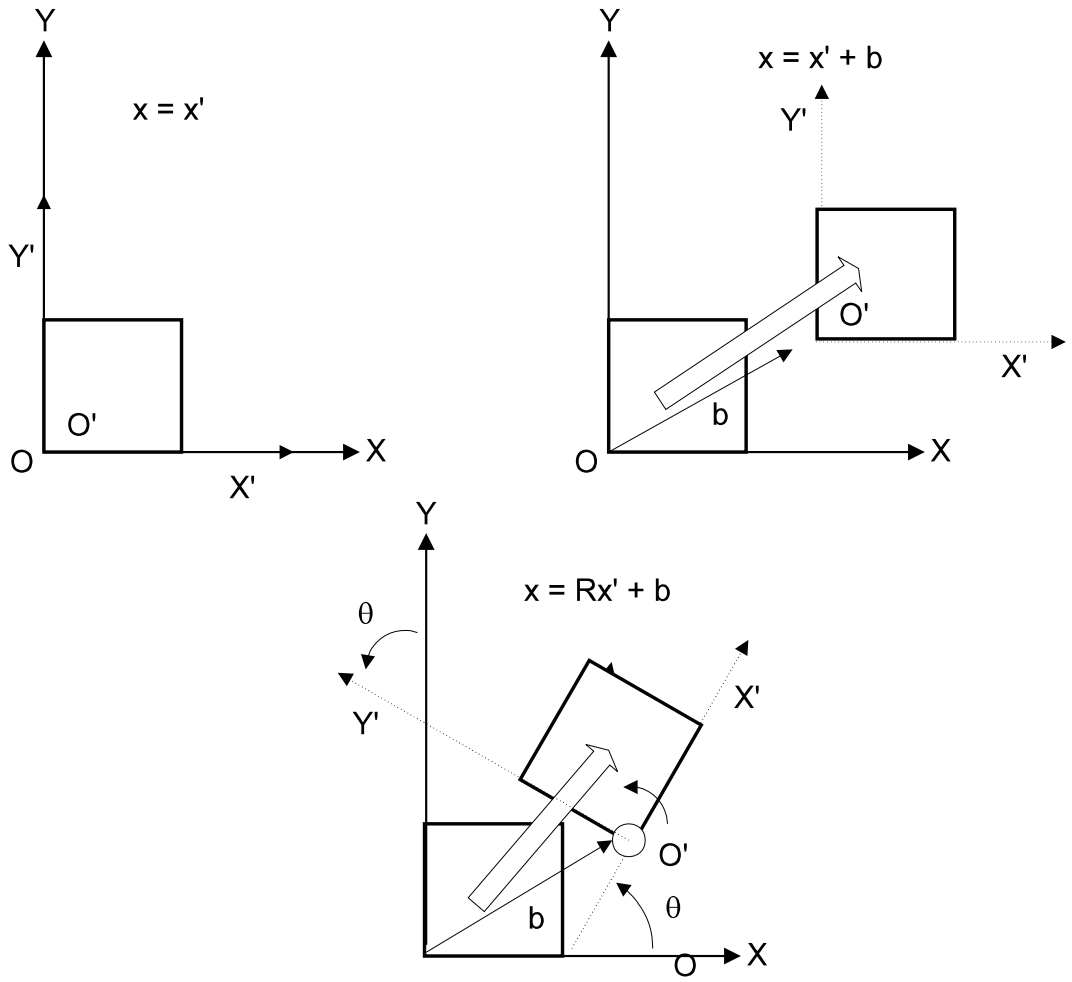


Abb. 2.1: **Transformation in der Ebene**: In zwei Dimensionen ist die Rotationsmatrix $\boldsymbol{R}$ nur vom Drehwinkel θ um eine Drehachse senkrecht zur Ebene abhängig. Die Verschiebung $\vec{b}$ beschreibt die Verlagerung des Körperursprungs von O nach O'. X' und Y' sind die um θ gedrehten Achsen des bewegten Körpers.

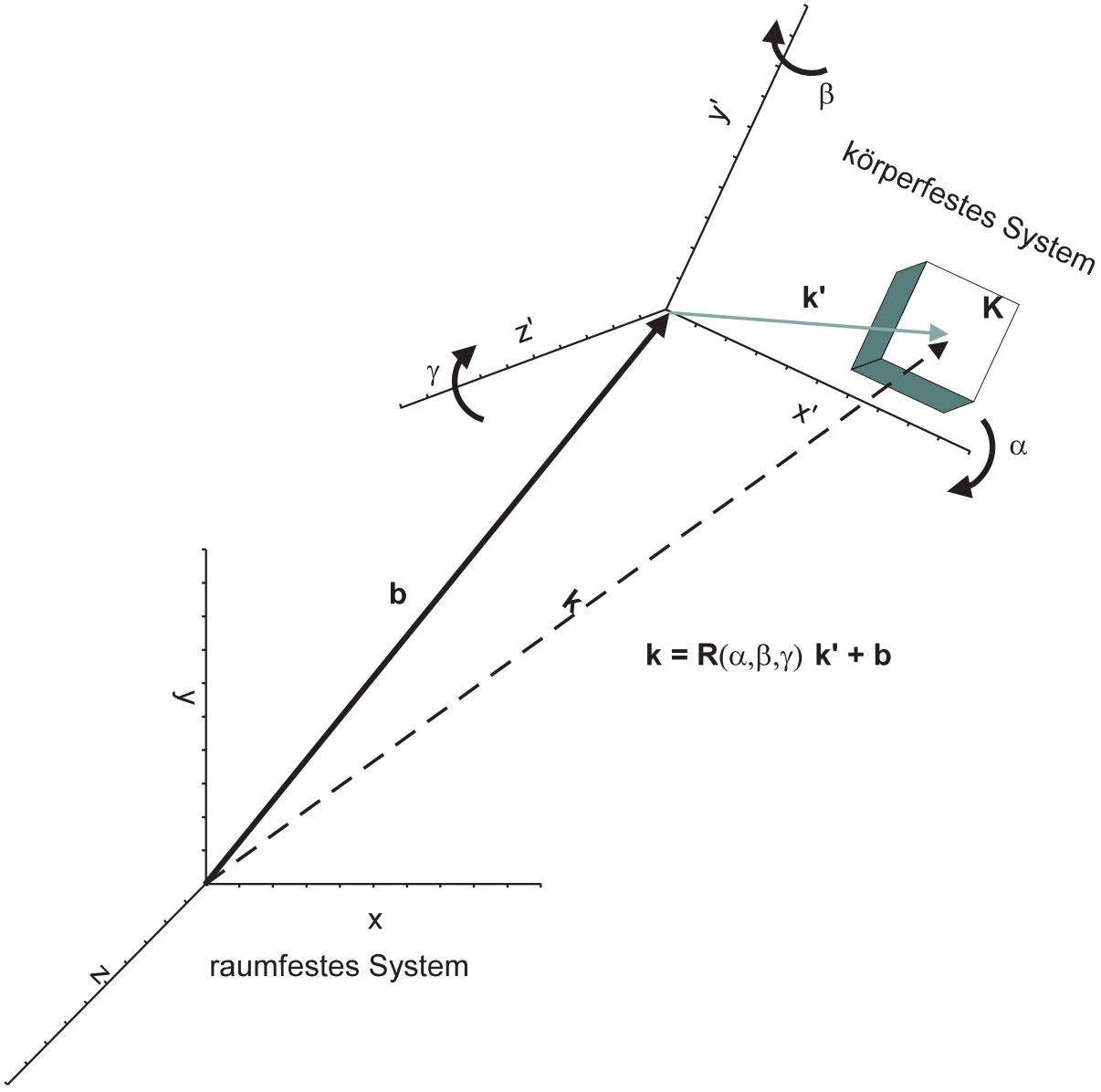


Abb. 2.2: **Koordinatentransformation im Raum**: Die Drehung um die Winkel α, β, γ in drei zueinander senkrechten Achsen und die Verschiebung $\vec{b}$ führen zwei beliebige Koordinatensysteme ineinander über.

so daß entsprechend den Freiheitsgraden ein vollständiger Parametersatz zur Bewegungsbeschreibung verfügbar ist. Der Versatz ergibt sich aus der Projektion der Translation auf den Einheitsvektor der Rotationsgeraden:

$$s = \vec{b} \cdot \vec{r}^{\circ} \tag{2.2}$$

Ist eine Schraubung bei allgemeiner Lage der Schraubachse in der Matrixdarstellung (2.1) gegeben, dann lassen sich die Größen θ, $\vec{r}$, $\vec{a}$ und s eindeutig bestimmen (Husty et al., 1997[34]). Sei $\vec{r} = \theta \cdot \vec{r}^{\circ}$ der Rotationsvektor mit $\theta = |\vec{r}|$ und $\vec{b}_{\perp} = \vec{b} - s\vec{r}^{\circ}$ der Translationsanteil senkrecht zur Achse, so gilt für den Aufpunkt (Dathe 1995[15], Teichmann 1973[77]):

$$\vec{a} = \tfrac{1}{2}(\vec{b}_{\perp} + \cot\tfrac{\theta}{2}(\vec{r}^{\circ} \times \vec{b})) \tag{2.3}$$

Für kleine Drehwinkel vereinfacht sich der Ausdruck und verhält sich wie:

$$\vec{a} = \tfrac{1}{\theta^2}(\vec{r} \times \vec{b}) \tag{2.4}$$

Man sieht hier bereits, daß der Drehwinkel quadratisch im Nenner des Aufpunktes steht und so für sehr kleine Winkel in der Umgebung von Null Schwierigkeiten numerischer Art entstehen können. Für die Schraubsteigung ergibt sich ein äquivalentes Problem:

$$\tau = \tfrac{1}{\theta^2}(\vec{r} \cdot \vec{b}) \tag{2.5}$$

Es ist möglich, eine Schraubachse einfach aus einer Anfangs- und Endlage des Körpers zu bestimmen. Es ist jedoch sinnvoller, seine Zwischenlagen zu berücksichtigen und eine Schraubachse zu bestimmen, die den Übergang von zwei „unendlich dicht“ benachbarten Lagen beschreibt. Eine solche Achse heißt momentane Achse oder differentielle Achse, da sie für den Moment der Bewegung gilt und sich aus der Differenz beliebig dicht benachbarter Lagen ergibt. Ein Bewegungszyklus beinhaltet eine Abfolge von momentanen Schraubungen mit den entsprechenden Achsen, die im differentiellen Übergang eine Fläche bilden, eine sog. Regelfläche:

$$\vec{y}(\lambda, t) = \lambda\,\vec{r}(t) + \vec{a}(t) \tag{2.6}$$

Die zeitabhängigen Vektoren $\vec{r}$ und $\vec{a}$ sind die Richtungen und Aufpunkte der Schraubachsen. Diese Darstellung ist keine vollständige Bewegungsbeschreibung, da sowohl Drehwinkel als auch Versatz fehlen, jedoch sind Schraubachsen ein geometrisches und invariantes Konzept. Berücksichtigt man die Tatsache, daß ein ruhendes raumfestes und ein bewegtes körperfestes System existieren, deren Bewegungen relativ zueinander gemessen werden, so gibt es eine Regelfläche im ruhenden System,

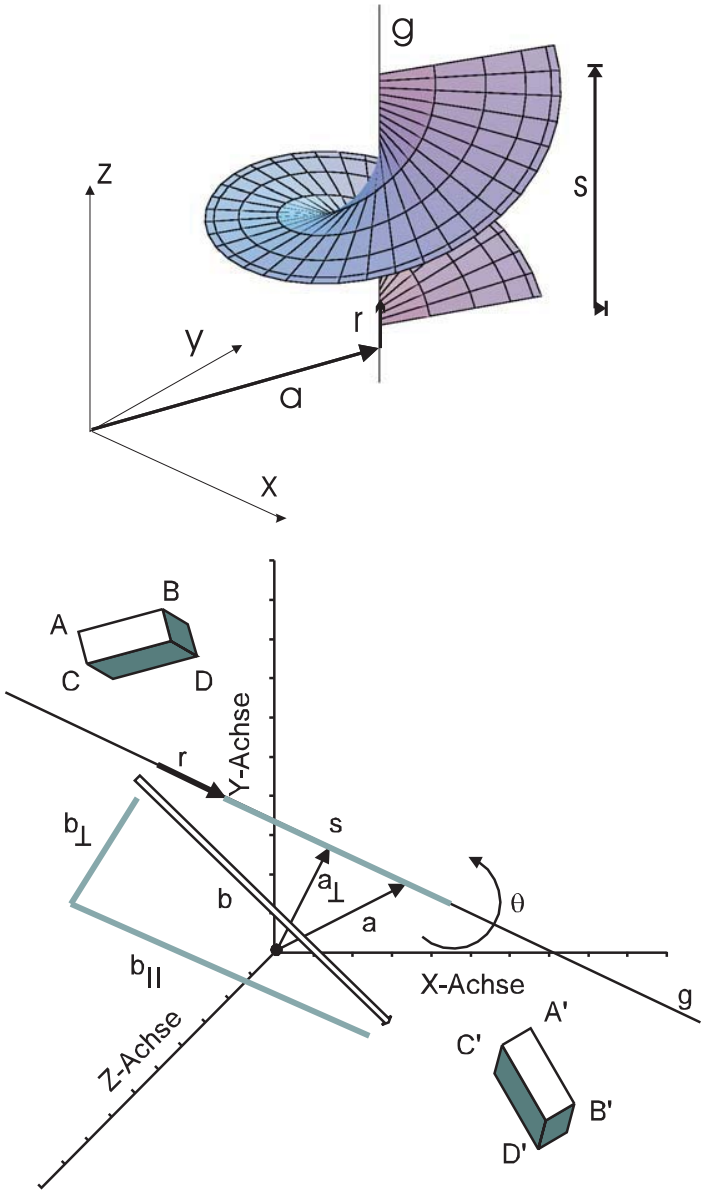


Abb. 2.3: **Schraubung**: ABCD bewegt sich um die Schraubachse g mit Drehwinkel θ und dem Versatz s in die Position A'B'C'D'. Der Translationsvektor $\vec{b}$ läßt sich in Anteile parallel und senkrecht zur Achse zerlegen. Der Richtungsvektor $\vec{r}$ der Geraden weist in die Richtung mit minimaler Translation.

die sog. Rastregelfläche, und eine im bewegten System, die sog. Gangregelfläche. Sie folgt aus der inversen Bewegung, für die gilt:

$$\vec{x}' = \boldsymbol{R}^T\vec{x} - \boldsymbol{R}^T\vec{b} \tag{2.7}$$

Prinzipiell gilt: Wird der Bewegungsvorgang in Abhängigkeit eines veränderlichen Parameters wie der Zeit t aufgezeichnet, so schroten Rast- und Gangregelfläche während der Bewegung aufeinander ab und berühren sich zu jedem Zeitpunkt t in der jeweiligen Momentanschraubung (Husty et al., 1997[34]). Ein Beispiel dafür wird in Abschnitt 8.6.1 gegeben.

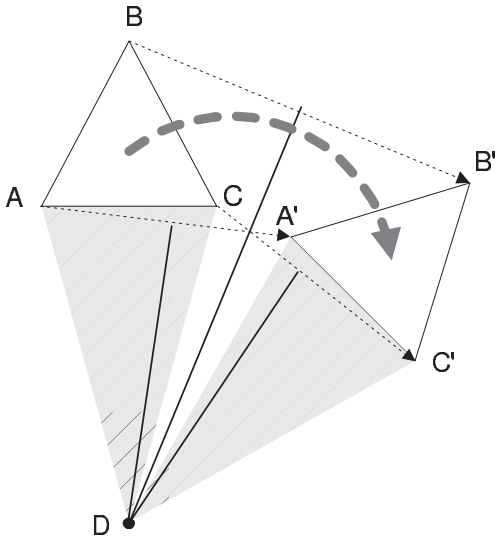


Abb. 2.4: **Konstruktion eines Drehpols**: Die Mittelsenkrechten der Verbindungslinien $\overline{AA'}$, $\overline{BB'}$ und $\overline{CC'}$ schneiden sich im Drehpol D.

Da viele anatomische Gelenke wie das Kniegelenk oder die Interphalangealgelenke der Finger eine intuitiv bestimmbare Hauptfunktionsebene oder -richtung, das ist die Normale dieser Ebene, haben, kann eine Beschränkung auf ebene Kinematik mit zwei Dimensionen und drei Freiheitsgraden durchaus sinnvoll sein. Die Berechtigung zu dieser Beschränkung ist jeweils zu prüfen und kann erst nach Betrachtung der räumlichen Kinematik gegeben werden. Ist im Falle paralleler Achsen im Rahmen der Genauigkeit die Regelfläche hinreichend zylindrisch und sei weiterhin der Versatz hinreichend klein, so kann man von einer ebenen Bewegung sprechen. In der Ebene kann jeder Bewegung mit Rotationsanteil ein Drehpol bzw. eine zur Bewegungsebene senktrechte Drehachse zugeordnet werden. Abb. 2.4 gibt ein Beispiel für dessen

zeichnerische Konstruktion. Die Schnittkurve der Regelfläche mit der Hauptebene der Bewegung stellt dann, und nur dann, ebenfalls die Menge aller Momentanpole oder Drehzentren dar. Lage und Ausdehnung dieser Kurven ermöglichen Analogien zu bekannten Gelenkgetrieben[2] oder kinematischen Ketten. Die Drehzentren sind in diesem Fall charakteristische Bewegungsgrößen, die sowohl unabhängig von der Ausdehnung der Bewegung als auch unabhängig vom Meßsystem sind. Die Bewegung ist durch Zwangbedingungen, die aus den Inkongruenzen der anatomischen Strukturen resultieren (Nägerl, 1990[52]), in den Freiheitsgraden eingeschränkt.

2.2 Geführte Bewegungen

Der Freiheitsgrad (degree of freedom, DOF) einer kinematischen Kette ist die minimale Anzahl von generalisierten Koordinaten, die zur Spezifizierung ihrer geometrischen Konfiguration erforderlich sind (Angeles, 1982[1]). Zwischen den Gliedern und deren Gelenken besteht für die Ketten und ebenso für die Getriebe eine gesetzmäßige Bindung: das Zwanglaufkriterium, das Ausdruck findet in (Lohse, 1983[47])

$$3(n-1) - 2g_1 - g_2 - F = 0. \tag{2.8}$$

Hierbei sei n die Anzahl der Glieder, g_1 und g_2 die Anzahl der Gelenke mit einem bzw. zwei DOF und F der Freiheitsgrad der Gelenke bzw. des Getriebes. Ein Mechanismus bewegt sich zwangläufig, wenn bei $F = 1$ ein Element angetrieben wird. Mit $g_2 = 0$ und $g_1 = g$ gilt dann nach Glg. (2.8)

$$3n - 2g - 4 = 0 \quad \Longleftrightarrow \quad g = \tfrac{3}{2}n - 2 \tag{2.9}$$

Der Fall $n = 2,\ g = 1$ führt noch zu keinem Getriebe, sondern zu einer offenen dimeren Kette oder einem Zweischlag. Die viergliedrige Kette oder Viergelenk ist die einfachste zwangläufige Kette mit der geringsten Anzahl von Gliedern und Gelenken.

Im Gegensatz zur Kette hat ein Getriebe ein Gestell- oder Stegglied, auch kurz Gestell oder Steg genannt. Man wählt ein Glied der Kette hierfür aus und betrachtet dieses als ruhend. Das gegenüberliegende bewegte Glied heißt Koppel und jeder

[2] **Gelenkgetriebe**: (Kurbelgetriebe, Koppelgetriebe), mechanische Getriebe, bei denen alle Glieder in Gelenken miteinander verbunden sind. Es kann sich dabei um form- (z. B. Dreh-, Schub-, Kugelgelenk) oder stoffschlüssige Gelenke handeln. Man unterscheidet die im festen Rahmen (Gestell) angelenkten, voll oder nur teilweise umlaufenden Glieder (Kurbel oder Schwinge) und die nicht im Gestell direkt geführten Glieder (Koppel). G. haben im Allgemeinen die Aufgabe, gleichmäßige Drehbewegungen in komplizierte Bewegungsabläufe umzuwandeln. Die einfachsten G. sind Kurbelschwinge, Doppelkurbel, Doppelschwinge (Brockhaus, 1998[7]).

starr mit ihr verbundene Punkt c beschreibt während des Umlaufes des Getriebes eine Bahn, die Koppelkurve k_c. Die Koppelkurven von Viergelenkgetrieben sind algebraische Kurven 6. Ordnung und zwar trizirkular. Dies bedeutet, daß eine Gerade die Kurven 6mal schneiden kann, wobei sie 3mal durch den absoluten Kreispunkt läuft, welcher der nicht im Endlichen liegende Schnittpunkt einer Geraden mit einem Kreis ist (Lohse, 1983[47]). Ein viergliedriges Getriebe kann durch neun Parameter bestimmt werden, d. h. die Funktionsgleichung $y = f(x)$ der Koppelkurve ist abhängig von diesen neun.

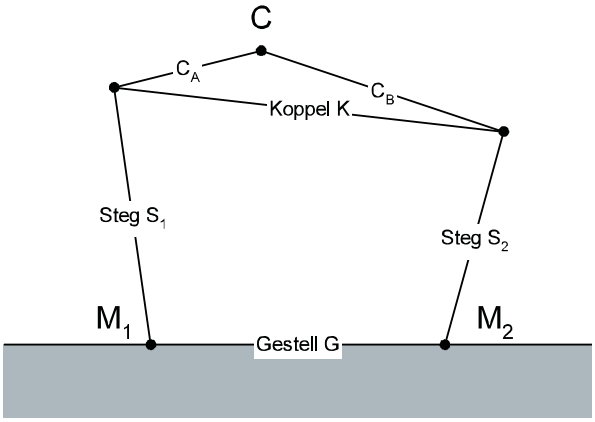


Abb. 2.5: **Parameter des Viergelenkes**. Die Koordinaten der Basispunkte $M_{1x}, M_{1y}, M_{2x}, M_{2y}$, sowie die Strecken $S_1,\ S_2,\ K,\ C_A,\ C_B$.

Bei gut geeigneten Anfangsschätzern kann ein nicht linearer Ausgleich von Koppelpunkten und Getriebeparametern mit dem Ziel der Getriebesynthese durchgeführt werden. Die numerische Problematik eines solchen Ausgleichs ist jedoch nicht zu unterschätzen, denn nach dem Satz von Roberts-Tschebyschev (Lohse, 1983[47]) gilt, daß jede von einem Getriebe mit vier Drehgelenken erzeugte Koppelkurve noch von zwei weiteren Viergelenkgetrieben genau nachgebildet wird. Daraus folgt, daß mindestens zwei Koppelkurven oder gar vollständige Lagen zur Bestimmung eines eindeutigen Viergelenks vorgegeben werden müssen.

2.3 Resümee der Beschreibungsweisen

In diesem Abschnitt werden die unterschiedlichen Beschreibungsweisen von Bewegungen diskutiert und auf Vor- und Nachteile hingewiesen. Die Berücksichtigung

der bewegungsverursachenden Kraft geht über eine rein kinematische Beschreibung hinaus, ist aber eine für das Gesamtverständnis notwendige Vervollständigung der Darstellung.

Die Problematik der einfachen Bahnbeschreibung eines starren Körpers in Abhängigkeit eines körperbezogen Koordinatensystems wurden bereits angedeutet: Die Darstellung ist vom gewählten raumfesten System und von der Art des Meßaufbaus vollständig abhängig. Die Bahnkurve ändert sich mit jedem neuen Präparat. Eine Zuordnung zu anatomischen Strukturen ist beschwerlich, kann aber, wie im Falle der Junghanns-Bewegungssegmente (Kapitel 4), durchgeführt werden.

Transformation von Koppelkurven. Um eine Vergleichbarkeit von Messungen zu bekommen und das Bewegungsverhalten direkt auf Gelenkhöhe zu studieren, ist es sinnvoll, eine gemessene Koppelkurve $\vec{x}(\zeta)$ in anatomisch relevanten Bereichen, wie etwa die Wirbelbogengelenke oder das Bandscheibenzentrum, zu untersuchen. Die Kurven transformieren sich nach Glg. (2.1) wie folgt:

$$\vec{x}_{anat}(\zeta) = \boldsymbol{R}(\vec{\theta})\vec{\xi} + \vec{x}(\zeta) \tag{2.10}$$

Dabei stellt $\vec{\xi}$ den Vektor vom Ursprung des raumfesten Systems zu den Gelenken dar. Die Kurve $\vec{x}_{anat}(\zeta)$ beschreibt die Körperbewegung im durch $\vec{\xi}$ festgelegten anatomischen Bereich.

Dreh- und Kraftschrauben. Schraubachsen lassen sich unabhängig von der Befestigung und der Lage des Laborsystems in eindeutiger Weise der anatomischen Struktur zuordnen. Des weiteren ist häufig schon ein Hinweis auf die Funktion enthalten. Liegen beispielsweise alle momentanen Schraubachsen an einem Ort und ist die Schraubsteigung Null, dann handelt es sich um ein einfaches Drehgelenk oder Scharnier. Unabhängig von der Entfernung eines angebrachten Meßauslegers und der Bogenlänge der Koppelkurve befinden sich alle Achsen ortsfest in der Mitte des Scharniers.

Die durch einen Kraftschluß verursachte Zwangläufigkeit der Bewegung ist eine Folge der erzeugten quasistationären Zustände. Sie läßt sich am besten mit Hilfe von Momentanpolkurven untersuchen, wie in Kapitel 4 gezeigt wird. Die Zwangläufigkeit der Bewegung gilt in der Regel für die applizierte Kraftschraube, die somit anatomisch zugeordnet werden kann und muß. Weiterhin, wie in Kapitel 4.2 angedeutet wird, ermöglicht die Lage der Kraftschraube Aussagen über die Lage des

Drehzentrums bei Synarthrosen. Mit Hilfe von Drehmoment-Drehwinkel-Funktionen ($T(\alpha)-$ und $\alpha(T)-$Kurven) lassen sich Aussagen über das viskoelastische Verhalten der Bandscheibe machen (Kapitel 7.4).

Alternative Darstellung. Panjabi et al. (1981[63]) versuchten, an einem Bewegungssegment der Wirbelsäule einen direkten Zusammenhang von Kraftschraube, bestehend aus einer Kraft $\vec{F}$ und einem Drehmoment $\vec{T}$, und Auslenkung, bestehend aus einer Verschiebung $\vec{\delta}$ und einer Orientierung $\vec{\theta}$, herzustellen. Sie wählten dazu die Darstellung in Form einer linearen Gleichung:

$$\begin{pmatrix} \vec{\delta} \\ \vec{\theta} \end{pmatrix} = \boldsymbol{D} \begin{pmatrix} \vec{F} \\ \vec{T} \end{pmatrix} \tag{2.11}$$

Dabei ist $\boldsymbol{D}$ die sogenannte Steifheitsmatrix. Diese Darstellung ist auf Grund der Mischung von physikalischen Komponenten verschiedener Dimensionen sehr unübersichtlich. Dathe (2001[16]), konnte zeigen, daß sich die Form (2.11) nur zur Beschreibung von infinitesimalen Bewegungsänderungen eignet. Bei Auslenkungen, wie sie bei Wirbelsegmenten zu erwarten sind, wird der Bereich der linearen Theorie bereits verlassen.

Regelflächen. Ist der Bewegungsumfang des Gelenkes recht groß, wie etwa beim Kniegelenk, und die Ebenheit der Bewegung nicht unbedingt zu erwarten, dann eignet sich die Darstellung von ganzen Regelflächen, um eine Vorstellung der Charakteristika des Bewegungsvorgangs zu bekommen. Die Ausdehnung der Fläche, also die Wanderung der Achsen, gibt einen Anhaltspunkt über den translatorischen Anteil der Bewegung.
Die Fläche selbst kann anatomischen Strukturen zugeordnet werden, d. h. die Lage der Regelfläche zum bzw. im Gelenk ist genau bestimmbar. Räumliche Darstellungen vermitteln jedoch häufig eher einen Eindruck von der Qualität als von der Quantität der Bewegung. Daher ist die zweidimensionale Visualisierung bei Gelenken mit ausgeprägter Hauptfunktionsebene besonders wertvoll. Um die Lage der Achsen und die von ihnen gebildeten Momentalpolkurven in der Nähe dieser Ebene genauer zu betrachten, können Schnitte von Regelflächen und Ebenen gemacht werden, so daß die Bewegung einschließlich der anatomischen Zuordnung detailliert beschreibbar ist (Kapitel 7.4).

Die Anwendung der oben genannten Beschreibungsweisen ist die Grundlage der noch folgenden Abschnitte.

3 Gelenke

3.1 Aufgaben der Gelenke

Ein Gelenk zeichnet sich dadurch aus, daß entweder Kräfte oder Kräfte und Drehmomente entlang einer variablen Raumrichtung übertragen werden. Bei Drehmomenten bedarf es dazu speziellen Gelenksystemen bzw. Gelenken mit zwei Kontaktbereichen (wie dem Tibiofemuralgelenken oder den Interphalangealgelenken) oder Gelenksystemen mit Synarthrosen (Bwegungssegmente der Wirbelsäule). Artt. simplices mit nur einem Kontaktpunkt wie dem Fingergrundgelenk (Art. metacarpophalangae) oder der Hüfte (Art. coxae) können keine Drehmomente übertragen.

Die wesentlichen Elemente einer Diarthrose sind die Artikulationsflächen, die Verbindungs-Bänder, deren Verformung nur von der relativen Position der Knochen abhängt, die kraftübertragenden Bänder, sog. Hilfseinrichtungen, und die Gelenkkapsel mit Membrana synovia und Membrana fibrosa. Gegebenfalls kommen die Labra, die Menisken mit Aufhängungen, mensikoide Falten und Disken hinzu. Weiterhin existieren Hinweise auf sensorische Funktionen der Ligamente, die offensichtlich auch Steuerungsaufgaben übernehmen (Fanghänel et al., 1996[22]; Blümel, Kraatz, 1997[10]). Muskelkraft übertragende Ligamente (Sehnen) gehören physikalisch nicht mehr zum Gelenk im engeren Sinn, da sie äußere Kräfte auf die bewegten Körper übertragen, die schließlich im Gleichgewichtsfall von den Gelenkkräften kompensiert werden (Nägerl, 1999[60]).

Die Gelenke des Körpers unterscheiden sich sowohl in der Größe als auch in der Gestalt der artikulierenden Flächen sowie dem Bewegungsumfang und haben sehr unterschiedliche Aufgaben in Bezug auf Belastbarkeit und Motorik. Zu den Aufgaben von Gelenken gehören im allgemeinen:

- Ermöglichung und Führung der Relativbewegung der gelenkig verbundenen Knochen
- Gewährleistung der Körperhaltung
- Übertragung von Kräften und Drehmomenten von Körperglied zu Körperglied
- Propriorezeption der Relativlage der gelenkig verbundenen Körperglieder

- Einstellbare mechanische Stabilität von einem instabilen zu einem stabilen Modus aufgrund der Propriorezeption und der Gelenkführung

Die notwendigen Voraussetzungen, um diese Aufgaben zu erfüllen, sind

- Lubrikation des Gelenks durch Synovia und Synoviatransport
- Nutrition der Gelenkstrukturen, insbesondere des Gelenkknorpels

Im allgemeinen ist ein direktes Beobachten der Bewegung der gelenkig verbundenen Knochen wegen des darüber liegenden Weichteilmantels nicht möglich. Die einzige Ausnahme bildet das Stomatognathe System, das über die Aufzeichnung der Zahnreihenbewegung direkt zugänglich ist. Mit Hilfe anatomischer Präparate kann jedoch unter Vorgabe eines Kraftsystems das Bewegungsverhalten in vitro studiert werden. Prinzipiell kann jede durch das muskuläre System erzeugte Kraftsituation durch ein äquivalentes System von äußeren Kräften und Drehmomenten ersetzt werden.

3.2 Diarthrosen und Synarthrosen

Zunächst lassen sich die Gelenke grob in zwei Kategorien einteilen. Tritt zwischen den Knochen ein Gelenkspalt auf, bezeichnet man die Verbindung als Diarthrose, sind die Knochen jedoch durch Knorpel oder Bindegewebe unmittelbar miteinander verbunden, werden die Verbindungen als Synarthrosen bezeichnet. Die beiden Arten sind in ihren Eigenschaften, insbesondere durch ihren Kraftschluß, wie folgt zu unterscheiden:

Die *Diarthrosen* können einen Kontaktpunkt haben, wie das Fingergelenk, oder zwei Kontaktpunkte bzw. -flächen, wie das Tibiofemuralgelenk. Demnach ist die kinematische Bewegungsmöglichkeit eingeschränkt. Sie erlauben den bewegten Körpergliedern maximal fünf bzw. vier Freiheitsgrade. In einem Kontaktpunkt bzw. einer Kontaktfläche[1] wird eine Gelenkkraft von einem Körperglied zum anderen senkrecht zur Kontaktfläche übertragen. Im Falle zweier Kontaktflächen entstehen also zwei Gelenkkräfte. Da im allgemeinen die Normalen der Flächen nicht in einer Ebene liegen, sind beide Gelenkkräfte windschief zueinander. Das Kraftsystem der windschiefen Kräfte ist äquivalent zu einer resultierenden Kraft mit räumlich ortsfester Wirkungslinie und einem parallel dazu liegendem Drehmoment (Wolf, 1931[84]). Deshalb können Diarthrosen mit mindestens zwei Kontaktpunkten (-flächen), wie

[1] Die Größe der Kontaktfläche steigt mit zunehmender Gelenkkraft. Die Größe der Fläche hat keinen Einfluß auf die Zahl der kinematischen Freiheitsgrade (Thomsen et al., 2001[78]).

das Kniegelenk, in dem zwei windschief zueinander liegende Gelenkkräfte existieren, Drehmomente übertragen. Der Bewegungsbereich der einzelnen Freiheitsgrade ist sehr unterschiedlich. Große Freiheitsgrade bestimmen die Funktionsrichtung.
Wegen der direkten Kopplung verschiedener Skelettabschnitte spricht man auch von freien oder „echten“ Gelenken.

Die *Synarthrosen*, wie z. B. die menschliche Bandscheibe oder das Periodont, übertragen ein 6D-Kraftsystem. Die Knochen koppeln indirekt über eine viskoelastische Schicht. Es gibt bindegewebige, knorpelige und knöcherne Verbindungen, wobei bei der Gelenkbewegung die Schicht verformt wird. Durch diese Verformung wird die Anzahl der Freiheitsgrade nicht eingschränkt. Der Bewegungsumfang ist jedoch sehr gering. Synarthrosen gelten als „unechte“ Gelenke.

3.3 Anatomie von Gelenken

Die einzelnen Gelenktypen unterscheiden sich in ihrem Bau, dem Bewegungsverhalten und der anatomischen Struktur. Es werden die in dieser Arbeit verwendeten Gelenkarten wie das Wirbelsäulensegment, das Kniegelenk von Mensch und Schwein, das Sprunggelenk und das Kiefergelenk beschrieben.

3.3.1 Gelenke des Menschen

Wirbelsäulensegment

Das Junghanns-Bewegungssegment (Junghanns, 1977[37]) einer Wirbelsäule besteht anatomisch aus zwei relativ zueinander sich bewegenden Wirbelkörpern, Bandscheibe und Bändern. Die gelenkige Verbindung der beiden Wirbelkörper ist durch die zwei Wirbelbogengelenke (Diarthrosen) und die Bandscheibe (Discus intervertebralis) modifiziert durch die Bänder gegeben.

Die Bandscheibe als Synarthrose verbindet die Endflächen zweier benachbarter Wirbelkörper, ist etwas größer als diese und überragt sie seitlich. Die Bandscheibe besteht aus einem äußeren, festen Ring mit konzentrisch angeordneten Lagen kollagener Faserbümdel, Anulus fibrosus, und einem zentralen, weichen Gallertkern, Nucleus pulposus, welcher unter Quellungsdruck steht. Der straffe Anulus fibrosus gibt der Wirbelsäule bei Biegebeanspruchungen eine große Festigkeit. Die Bindegewebsfasern in ihm überkreuzen sich in den aufeinanderfolgenden Lagen (Waldeyer et al., 1993[82]).

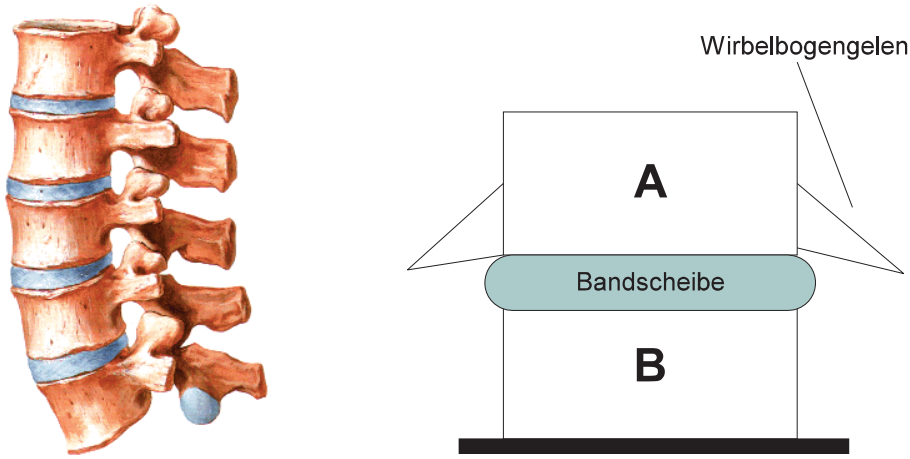


Abb. 3.1: **Junghanns-Segment**: Die Wirbelsäule ist aus Folgen von Segmenten aufgebaut (CME, 1994[14]). Ein Segment ist die kleinste bewegliche Einheit.

Die Ligamenta longitudinalia anterius und posterius sind Bänder, die zum einen ventral und lateral und zum anderen dorsal über Wirbelkörper und Bandscheibe hinwegziehen. Das breitere, vordere Band ist an den Wirbelkörpern, das schmalere, hintere an den Bandscheiben verankert. Die Ligamenta flava sind aus elastischen Fasern bestehende Bänder, welche die Bogen benachbarter Wirbel verbinden. Die Ligamenta intertransversaria sind rundliche Bänder zwischen benachbarten Querfortsätzen. Sie sind im Halsgebiet besonders schwach und können dort fehlen. Die Ligamenta interspinalia verbinden benachbarte Dornfortsätze und verlaufen von ventrokranial nach dorsokaudal (Waldeyer, 1993[82]).

Die Zwischenwirbelgelenke als Diarthrose befinden sich zwischen den Gelenkfortsätzen benachbarter Wirbel. Eine im Halsgebiet schlaffe, nach kaudal allmählich straffer werdene Gelenkkapsel, die wie üblich an den Rändern der Gelenkflächen ansetzt, verbindet immer einen Proc. articularis inferior mit einem Proc. articularis superior des nächstunteren Wirbels. Die Stellung der Gelenkflächen in den einzelnen Abschnitten der Wirbelsäule ist verschieden.

Es ergeben sich daraus unterschiedliche Bewegungsmöglichkeiten. Kapseln, Gelenkform und -stellung geben der Halswirbelsäule die größte Bewegungsfreiheit. Vor- und Rückwärtsbewegen, Seitwärtsneigen und Drehung. In der Brustwirbelsäule ist die Beugung mäßig und die Streckung am meisten eingeschränkt. Die Drehung um vertikale Achsen (axiale Rotation) ist im Halsgebiet am ausgiebigsten, nimmt nach

kaudal ab und ist in der Lendenwirbelsäule minimal. Die Seitwärtsneigung um sagittale Achsen ist im Hals- und Brustwirbelbereich annähernd gleich groß. Im Brustgebiet ist die Möglichkeit des Seitwärtsneigens am größten.

Kniegelenk

Im Kniegelenk artikulieren die beiden längsten und stärksten Röhrenknochen des Körpers, das Femur und die Tibia. Die Kondylen des Femur sind nicht kreisförmig sondern spiralartig geformt (Waldeyer et al.,1993[82]). Die Krümmung ist hinten stärker als vorn. Bei vertikaler Stellung der Schaftachse reicht der mediale Kondylus des Femur tiefer herab als der laterale. Bei der gewöhnlich schrägen Stellung des Oberschenkelschaftes stehen die beiden Kondylenflächen ungefähr horizontal. Der Condylus lateralis springt weiter nach vorn vor. Die überknorpelten Kondylen sind hinten durch die Fossa intercondylaris getrennt, vorn durch die Facies patellaris miteinander verbunden.

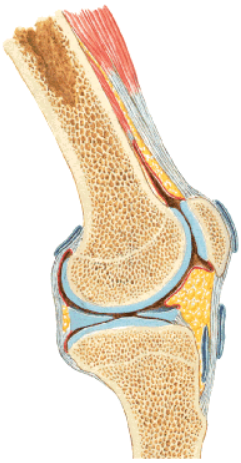


Abb. 3.2: **Kniegelenk**: Im sagittalen Schnitt ist die Ausdehnung der Gelenkflächen zu erkennen. Über den gesamten Bewegungsumfang kommt es zu einer Roll- und Gleitbewegung (CME, 1994[14]).

Die Gelenkflächen der Tibia sind nahezu plan und um den Retroversionswinkel der Tibia (6°) nach hinten geneigt. Da die Femurkondylen auch noch in der queren Richtung konvex gestaltet sind, passen die Gelenkflächen keineswegs aufeinander. Der Gelenkknorpel ist an den Stellen der stärksten konvexen Krümmung dicker und lokal

konvex, entlang der Kontaktbereiche konkav. Die Menisken sind C- bzw. kreisförmige, faserknorpelige Scheiben, die im Querschnitt keilförmig sind. Ihre Randbereiche sind mit der Gelenkkapsel verwachsen. Sie sind verformbar und auf der Tibia verschieblich.

Die Gelenkkapsel setzt an der Tibia nahe den Knorpelrändern an. Am Femur entspringt sie vorn 1–2 *cm* oberhalb der Knorpelbänder, hinten reicht sie etwas näher an die Grenzfläche heran, seitlich bleiben die Epikondylen außerhalb der Kapsel. In der Normalstellung (Streckung) sind die hinteren Kapselteile gespannt. Bei 25° Beugung ist die Kapsel am meisten gespannt.

Das starke Kniescheibenband, Ligamentum patellae, verläuft von der abwärtsgerichteten Spitze der Patella zur Tuberositas tibiae. Das Ligamentum popliteum obliquum wird durch Faserzüge der Sehne des M. semimembranosus gebildet. Es verläuft schräg auf und lateralwärts und verstärkt von hinten die Kapsel. Das Ligamentum popliteum arcuatum verläuft von der Kapsel im Bogen über den M. popliteus zum Wadenbeinkopf. Das Retinaculum patellae mediale und laterale sind seitliche Teile der Quadrizepssehne. Sie verlaufen zwischen Patella und Seitenbändern und sind mit der Gelenkkapsel verwachsen.

Das Ligamentum collaterale tibiale ist fest mit der Kapsel und dem Meniscus medialis verwachsen. Es entspringt dem Epicondylus medialis femoris, wird nach unten breiter und setzt mit den langen vorderen Faserzügen am Schienbein, mit den kürzeren hinteren am Meniscus medialis an. Das Ligamentum collaterale fibulare zieht vom Epicondylus lateralis zum Caput fibulae. Es ist drehrund und durch die Sehne des M. propliteus von der Gelenkkapsel getrennt.

Das Ligamentum anterius, das vordere Kreuzband verläuft von der Area intercondylaris anterior tibiae zur Innenseite des Condylus lateralis femoris. Das Ligamentum cruciatum posterius, das hintere Kreuzband, verläuft von der Area intercondylaris posterior zur Innenseite des Condylus medialis femoris. Bei Beugung und Streckung, bei Außen- und Innenkreiselung spannen sich bzw. erschlaffen verschiedene Anteile der Bänder.

Die Streckung kann beim Erwachsenen bis zu einem Winkel von 180° erfolgen. Es kommt zumal bei Frauen auch eine Überstreckung vor. In der letzten Phase der Streckung erfolgt die zwangsläufige Schlußrotation, eine Außenrotation der Tibia bei feststehendem Femur oder eine Innenrotation des Femur bei feststehender Tibia. Von der Streckstellung aus rollen die Femurkondylen zunächst auf der Tibia

wie die Räder eines Wagens auf dem Boden ab. Von einer Beugung von etwa 20° an gleiten dann die Femurkondylen über die Tibia. Während des überwiegenden Rollens verschieben sich die Kontaktstellen auf der Tibia nach posterior. Die Menisken werden nach hinten verschoben, solange die Kontaktverschiebung existiert.

Das Tibiofemuralgelenk hat höchstens vier Freiheitsgrade der Bewegung. Seine Lage ist durch die Angabe von vier Werten dargestellt. Die Bewegungsbereiche sind die axiale Rotation (Schlußrotation $\approx 5°$), die Abduktion ($\approx 2°$), den Flexionswinkel ($\approx 160°$) und antero-posteriore Translation durch das Abgleiten der Gelenkflächen ($\approx 2cm$). Die Hauptfunktionen sind die Flexion/Extension und die antero-posteriore Translation, die eine ebene Bewegung bestimmen. Die beiden anderen Freiheitsgrade axiale Rotation und Abduktion bestimmen die Abweichung der Kniebewegung von der ebenen Bewegung.

Oberes Sprunggelenk

Im oberen Sprunggelenk artikulieren die Trochlea des Sprungbeins mit den distalen Enden der Tibia und Fibula. Die artikulierenden Gelenkflächen weisen eine geringe Inkongruenz auf, bei der die Krümmungsmittelpunkte der approximierten Kreise im Sagittalschnitt etwa $2\,mm$ auseinander liegen (Abb. 3.3, Hansen, 2001[30]). Um annähernd quere momentane Drehachsen, die zwischen dem Krümmungsmittelpunkt des Talus und seiner Gelenkfläche liegen, erfolgt Heben und Senken der Fußspitze, Dorsal- und Plantarflexion des Fußes. Von der Mittelstellung aus ist durchschnittlich eine Dorsalflexion von 20° und eine Plantarflexion von 30° möglich. Die Malleolengabel gewährleistet die Knochenführung des Gelenkes (Waldeyer, 1993[82]).

Gesichert wird das obere Sprunggelenk durch kräftige Bänder, die von den Malleolen zum Talus bzw. Calcaneus und Naviculare ziehen. Das Ligamentum deltoideum strahlt vom Malleolus medialis fächerförmig zum Talus, Calcaneus und Naviculare aus und läßt somit eine Pars tibiotalaris anterior und posterior, tibiocalcanearis und tibionavicularis unterscheiden. Vom Malleolus lateralis ziehen das Ligamentum talofibulare anterius und posterius nahezu horizontal nach vorn bzw. hinten zum Talus, das Ligamentum calcaneofibulare nahezu senkrecht nach unten zum Calcaneus.

Die Gelenkkapsel setzt an den Rändern der überknorpelten Flächen an, läßt die Malleolen frei und greift nach vorn noch etwas auf den Talushals über. Vorn ist sie mit den Sehnenscheiden der Streckersehnen verwachsen, wodurch eine Einklemmung

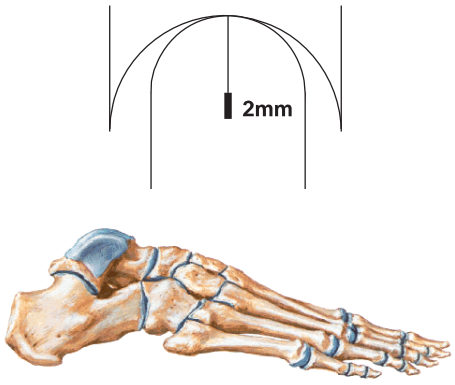


Abb. 3.3: **Oberes Sprunggelenk**: Im Sprunggelenk artikulieren bei Dorsalflexion Fibula und Tibia (CME, 1994[14]). Die Gelenkflächen besitzen eine meßbare Inkongruenz (Hansen, 2001[30]).

bei der Dorsalflexion verhindert wird.

Ellenbogengelenk

Der Unterarm enthält zwei nebeneinanderliegende Röhrenknochen, die Speiche oder Armspindel, Radius und die Elle, Ulna. An jedem dieser Knochen können Schaft, Corpus und ein proximales und ein distales Ende unterschieden werden. Die Enden des Radius und der Ulna zeigen in in vieler Hinsicht umgekehrtes Verhalten (Waldeyer, 1993[82]). Die Ulna ist proximal wesentlich stärker, weil sie den Hauptanteil bei der Bildung des Ellenbogengelenkes hat. sie trägt einen tiefen, halbmondförmigen Ausschnitt, die Incisura trochlearis, der genau die Trochlea humeri umfaßt. Auf der überknorpelten Fläche der Incisura trochlearis verläuft ein medianer First, der als Führungsleiste in die Führungsrinne der Trochlea greift. Der Radius hingegen wird nach distal breiter und dicker; er stellt die Hauptverbindung mit der Hand her. Seine distale Gelenkfläche ist elliptisch und konkav und unterteilt in eine Fläche für das Kahnbein und das Mondbein.

Die Verbindung der Unterarmknochen mit dem Humerus folgt durch die Articulatio humeroulnaris und die Articulatio humeroradialis des Ellenbogengelenkes. Die zangenförmige, überknorpelte, mit einer Führungsleiste versehene Incisura trochlearis ulnae umgreift die ebenfalls überknorpelte, mit einer Führungsrinne versehene Trochlea des Humerus. Die Bewegung erfolgt um momentane Achsen der Trochlea,

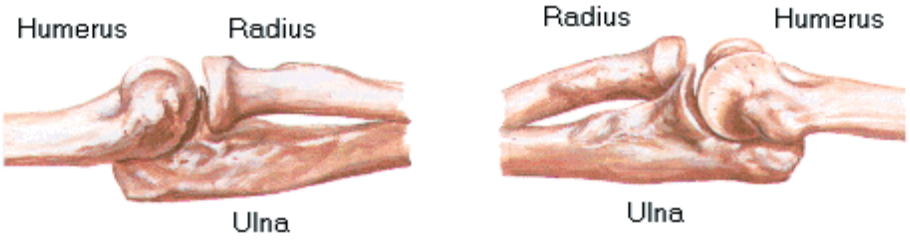


Abb. 3.4: **Ellenbogengelenk**: Im Ellenbogengelenk artkikulieren drei Knochen: Humerus, Radius und Ulna (CME, 1994[14]).. Entsprechend gibt es drei Gelenke: Humeroradial-, Humeroulnar- und Radialulnargelenk.

die quer, dicht unterhalb der Epikondylen verlaufen. Die Articulatio humeroradialis ist der Form nach ein Kugelgelenk. Das annähernd kugelförmige Capitulum humeri artikuliert in der flachen Pfanne des Caput radii (Schelper, 1998[69]). Die Humerusradiusverbindung hat aber fünf Grade der Freiheit. Die Art. humeroradialis kann sich daher der Führung des Humeroulnargelenkes, das wegen zweier Gelenkkontakte nur vier Freiheitsgrade besitzt, unterordnen und dessen Vorgabe folgen.

Die Kapsel des Ellenbogengelenkes läßt die Epikondylen frei, überzieht vorn die Fossa radialis und die Fossa coronoidea, hinten die Fossa olecrani in die Gelenkhöle ein. Seitlich wird sie durch kräftige Bänder verstärkt. Das Ligamentum collaterale ulnare ist dreieckig, entspringt am Epicondylus medialis humeri und strahlt fächerförmig gegen die Ulna aus. Die einzelnen Züge sind abwechselnd gespannt und schlaff. Das Ligamentum radiale entspringt am Epicondylus lateralis humeri, strahlt zwei Schenkel asu, die vorn und hinten den Radius kopf umfassen, zum Teil mit dem Ligamentum anulare radii verschmelzen und vorn und hinten an der Ulna ansetzen.

Der Bewegungsumfang beträgt ungefähr $120° - 140°$. Aus der Streckstellung von $175°$ (bei einer Frau etwa $180°$) kann bis zu einem Winkel von $35°$ gebeugt werden.

Kiefergelenk

Im Kiefergelenk artikulieren das Caput mandibulae des Processus condylaris mit der gemeinsamen Facies der Fossa mandibularis und dem Tuberculum articulare des Os temporale. Dabei ist in habitueller Interkuspitation der Kondylus dem Übergang von Tuberculum zur Fossa zugeordnet (Kubein, 1985[42]). Außerdem weist das Gelenk einen Discus articularis auf, der ringsum mit der Gelenkkapsel verwachsen ist.

Das Caput mandibulae hat die Form einer länglichen Walze (ca. $7 \times 20\,mm$). Die zugehörige Achse verläuft schräg von lateral nach medial und schneidet sich mit der Gegenseite am vorderen Rand des Foramen magnum. Die Fossa mandibularis (ca. $11 \times 21\,mm$) ist außergewöhnlich geräumig, in antero-posteriorer Richtung mehr als in der Frontalebene. Zum Kiefergelenk gehört aber nur der vordere Teil der Grube. Er trägt Gelenkknorpel, der sich auf das Tuberculum articulare fortsetzt. Hinten ist die Fossa mandibularis von straffem Bindegewebe bedeckt. Der Discus articularis ermöglicht den Kondylen einen artikulären Freiraum, so daß sie nach kaudal zur maxillären Gelenkfläche abheben können. Discus articularis sowie die Gelenkknorpel der Fossa mandibularis des Tuberculum articulare und des Caput mandibulae bestehen aus Faserknorpel.

Abb. 3.5: **Mandibula**: Das Kiefergelenk hat zwei Kontakte und ist damit ein ausgedehntes Gelenk, das sich über die beiden Gesichtshälften verteilt (CME, 1994[14]).

Die Gelenkkapsel ist relativ weit und trichterförmig. Sie entspringt in der Fossa mandubularis vor der Fissura petrotympanica und schließt ventral das Tuberculum articulare ein. Sie setzt oberhalb der Fovea pterygoidea am Collum mandibulae an.

Folgende Bänder lassen sich am Kiefergelenk unterscheiden:

- Ligamentum laterale, vom Processus zygomaticus zum Collum mandibulae.

Es hemmt die Verschiebung des Caput mandibulae nach dorsal und lateral. Teile dieses Bandes gehören zur Gelenkkapsel.

- Ligamentum stylomandibulare, vom Processus styloideus zum Angulus mandibulae.
- Ligamentum sphenomandibulare, von der Spina ossis sphenoidalis (lateral des Foramen spinosum) zur Innenseite des Ramus mandibulae.
- Raphe pterygomandibularis. Sie zieht vom Hamulus des Processus pterygoideus zum Ramus mandibulae.

Beim Öffnen treten die beiden Gelenkköpfe mit dem Discus articularis nach ventrokaudal auf das Tuberculum articulare.

3.3.2 Gelenke des Hausschweins (Sus scrofa domestica)

Kniegelenk des Hausschweins (Sus scrofa domestica)

Wie beim Menschen artikulieren im Kniegelenk das Femur und die Tibia. Das Tibiofemuralgelenk ist ein zusammengesetztes, bicondyläres Gelenk, das durch den distalen Teil des Femur und den proximalen Teil der Tibia gebildet wird. Femur und Tibia besitzten konvexe Gelenkflächen. Im Gegensatz zum Menschen ist auch die mediale Gelenkfläche in sagittaler Richtung konvex gekrümmt. Die breit ausladenden Femurkondylen besitzen einen Durchmesser in der sagittalen Ebene von $65 \pm 3\,mm$ und in der horizontalen $70 \pm 3\,mm$ (Blümel, Kraatz, 1997[10]). Der schmalere laterale Kondylus ist stärker gekrümmt und lädt von der Femurachse stärker aus ($33 \pm 2\,mm$) als der mediale Femurkondylus ($29 \pm 2\,mm$). Der mediale Kondylus ist geringer konvex gekrümmt und geht im Bereich der stärksten Belastung in eine $25 \pm 2 \times 20 \pm 2\,mm$ große Ebene über.

Der proximale Tibiakopf besteht aus zwei separaten Gelenkflächen, die durch die Eminentia intercondylaris getrennt wurden. Im Gegensatz zum Menschen wird die Eminentia von einem $7 \pm 1\,mm$ breiten Sulcus durchzogen, welcher von medioventral bis zur Tibiaachse und dann nach dorsolateral verlief und nach einem Knick von $170 \pm 9°$ nach mediodorsal zwei getrennte Tibiaplateaus entstehen läßt. Die Tibiaplateaus sind in sagittaler Ebene mit deutlich größerem Radius als die Femurkondylen konvex gekrümmt.

Der proximale Gelenkkopf des Femur liegt in der Beckenpfanne und das Femur endet distal in einer zweigeteilten, von Knorpel überzogenen Gelenkrolle (Heine, 2002[33]).

Der tiefen Furche zwischen beiden Kondylen, der Fossa intercondylaris, entspringen an ihren Rauhigkeiten die Kreuzbänder. Darüber erhebt sich mit annähernd gleich hohen Rändern die sog. Kniegelenkrolle, die auch als Facies patellaris bezeichnet wird, weil bei Extension und Flexion die Kniescheibe in ihr auf- und abgleitet. Die Kniescheibe, Patella, ist als Sesambein in die Endsehne des M. quadriceps femoris eingelagert. Femurseitig liegt die glatte Gelenkfläche Facies articularis und kranial unter der Haut befindet sich die oben abgebildete, sehr rauhe Facies cranialis.

Der in seinem Querschnitt annähernd dreieckige Röhrenknochen weist anterior einen massiven Kamm auf, der dem großen Oberschenkelstrecker über die Patellasehne als Muskelansatz dient. Das proximale Ende teilt sich in die ebenfalls paarig angelegten und von Knorpel überzogenen Kondylen. In der Trennfuge zwischen diesen konvexen Erhebungen liegt die Area intercondylaris mit den Ansätzen für die Kreuzbänder. Unterhalb der lateralen Kondyle ist das Wadenbein ohne Einfluß auf das artikuläre Geschehen angelagert und bildet an seinem distalen Ende den lateralen Anteil der Malleolengabel um das Sprunggelenk. Die medialen und lateralen Kondylenoberflächen von Femur und Tibia weisen eine jeweils konvexe Krümmung auf, wodurch sich zwischen beiden bei Anwesenheit von kompressiven Kräften zwei annähernd punktförmige Kontakte ergeben. Im Unterschied dazu ist beim Menschen das mediale Tibiaplateau konkav.

Das vordere Kreuzband, Lig. cruciatum anterius, besitzt einen Durchmesser von ca. $9 \pm 2\,mm$ (Blümel, Kraatz, 1997[10]) und befindet sich im Interkondylarspalt und verbindet den dorsalen Anteil des lateralen Femurkondylus mit der Vorderseite des medialen Tibiaplateaus. Das hintere Kreuzband, Lig. cruciatum anterius, ist etwa gleichstark und verbindet den medialen Femurkondylus mit der lateralen Schienbeinpfanne. Die Seitenbänder entspringen breit von den Epikondylen des Femur, an seinem größten horizontalen Durchmesser. Das laterale wie auch das mediale Seitenband ziehen in der Grundposition gestreckt über den anzunehmenden Kontaktpunkt zwischen den Kondylen hinweg.
In der Grundstellung zeigt sich ein Winkel von $100-110°$ zwischen Ober- und Unterschenkel. Daraus resultiert ein maximale Beugung von ca. 70° in der Flexion (Heine, 2002[33]).

Ellenbogengelenk des Hausschweins (Sus scrofa domestica)

In diesem Gelenk sind Ulna und Radius praktisch miteinander verwachsen. Die Funktion des Art. radioulnaris ist damit zu vernachlässigen. Die proximalen Enden von Ulna und Radius stehen über den distalen Anteil des Humerus mit den Art.

humeroulnaris und humeroradialis in Verbindung (Bellmer, 2001[4]). So entsteht ein einfaches Gelenk mit einer ebenen Flexions-/Extensionsbewegung. Von dieser Betrachtung her wäre ein scharnierartiges Bewegungsverhalten zu erwarten, was jedoch, wie später aufgeführte Messungen zeigen, nicht so ist.

Das distale Ende des Oberarms, der walzenförmige Condylus humeri, artikuliert mit den knöchernen Strukturen des Unterarms. Drei Kämme und zwei Rinnen geben dem Condylus humeri sein charakteristisches Aussehen. Die mediale Rinne ist stärker ausgeprägt als die laterale und unterteilt die Gelenkwalze in zwei große Abschnitte, den Condylus lateralis und den Condylus medialis. Die Rinnen sind auf der Vorderseite tiefer als auf der Hinterseite. Der mediale Kamm ist der größte und breiteste, der mittlere Kamm der kleinste und schmalste. Von kaudal betrachtet liegt zwischen den beiden Kondylen, in Verlängerung der medialen Rinne, die Fossa olecrani. Bei der Artikulation mit dem Oberarm nimmt sie den Processus anconaeus der Ulna auf. Von kranial betrachtet liegt zwischen den Kondylen die flache Fovea radialis. Die artikulierenden Flächen sind vollständig mit Knorpel bedeckt. An den Außenseiten der Kondylen befinden sich die Bandhöcker, Epicondylus lateralis und medialis, welche den Seitenbändern als Ansatzpunkt dienen.

Der Unterarm setzt sich aus Ulna (Elle) und Radius (Speiche) zusammen. Proximal des Radius liegt der Speichenkopf, das Caput radii. Die Proximalfläche ist von Knorpel bedeckt und artikuliert über die Povea capitis radii, eine schalenartige Vertiefung, mit der Trochlea humeri. Sie ergänzt deren Form durch einen kräftig ausgebildeten ungefähr median liegenden Sagittalkamm und einen flacheren lateralen Kamm. Kaudal des Caput radii liegt die Circumferentia articularis radii, eine überknorpelte Gelenkfläche, die mit der Ulna artikuliert. Die Ulna besteht aus einem dreiseitign, nach kranial durchgebogenen Schaft, der mit seinem proximalen Ende, dem Olecranon, die Elle um ein Drittel ihrer überragt.

In Normalstellung, d. h. beim Stand des Tieres, ist der zwischen Humerus- und Ulnaschaft gemessene Winkel nach kranial geöffnet, und die Ulna steht ungefähr senkrecht zum Boden. Die Winkel zwischen Ulna und Humerus betragen in Nornalstellung $145° - 150°$ und der Bewegungsumfang liegt bei $100° - 120°$ (Bellmer, 2001[4]).

4 Kinematik in der Anatomie

Dieser Abschnitt gibt einen kurzen Einblick in einen wichtigen Teil an der Basis stehender theoretischer Vorarbeiten zur Gelenkfunktion.

4.1 Dimere Ketten in Diarthrosen

Unter Berücksichtigung der Inkongruenz der artikulierenden Gelenkflächen kann das Konzept der dimeren Gelenkketten angewendet werden (Nägerl 1990[52], Kubein-Meesenburg et al. 1991[43]). Nägerl schreibt:

> „Um die ebene Hauptfunktion eines Gelenkes mit Hilfe der von der Anatomie vorgegebenen Gleitfläche zu analysieren, ist es ... angezeigt, Schnitte funktional (das heißt parallel zur ebenen Bewegung der Hauptfunktionsrichtung) zu legen. Das Abgleiten zweier sphärischer Funktionsflächen aneinander wird so für die ebene Bewegung auf das Abgleiten zweier Kurven, der Schnittkonturen durch die Gelenkoberflächen, reduziert. ... Die Krümmungsmittelpunkte ... stellen die beiden Rotationsachsen dar, die voneinander den konstanten Abstand R halten.“

Eine dimere Gelenkkette hat zwei Freiheitsgrade, da sie offen und aufgrund von nur einer Nebenbedingung $\left|\vec{R}\right| = const.$ (Abb. 4.1) bei drei ebenen DOF nicht zwangläufig ist. Dem entsprechen zwei Fundamentalrotationen (Spiering, 1995[75]):

I. Die konvexe Gelenkfläche dreht sich ausschließlich um M_1 mit der Winkelgeschwindigkeit $\Omega_1 = \dot{\alpha}_1$. Der Kontaktpunkt K bleibt auf der konkaven Gelenkfläche fest, wandert aber auf der konvexen Fläche im Gegensinn zur Rotation.

II. Die konvexe Gelenkfläche dreht sich allein um M_2 mit der Winkelgeschwindigkeit $\Omega_2 = \dot{\alpha}_2$. Hier bleibt K auf der konvexen Fläche liegen und wandert auf der konkaven Fläche im gleichen Sinn zur Rotation. Die momentane Schraubachse steht senkrecht auf $\vec{R}$, dem Kettenglied, und es gilt (Nägerl et al., 1992[54]):

$$\frac{l_1}{l_2} = -\frac{\Omega_2}{\Omega_1} \quad \text{mit } l_1 - l_2 = \left|\vec{R}\right| \tag{4.1}$$

Liegt eine ebene Bewegung des Gelenkes vor, so ist eine Beschreibung durch einfache Ketten möglich. Sind mehrere Gelenkpaare miteinander gekoppelt, wie etwa die

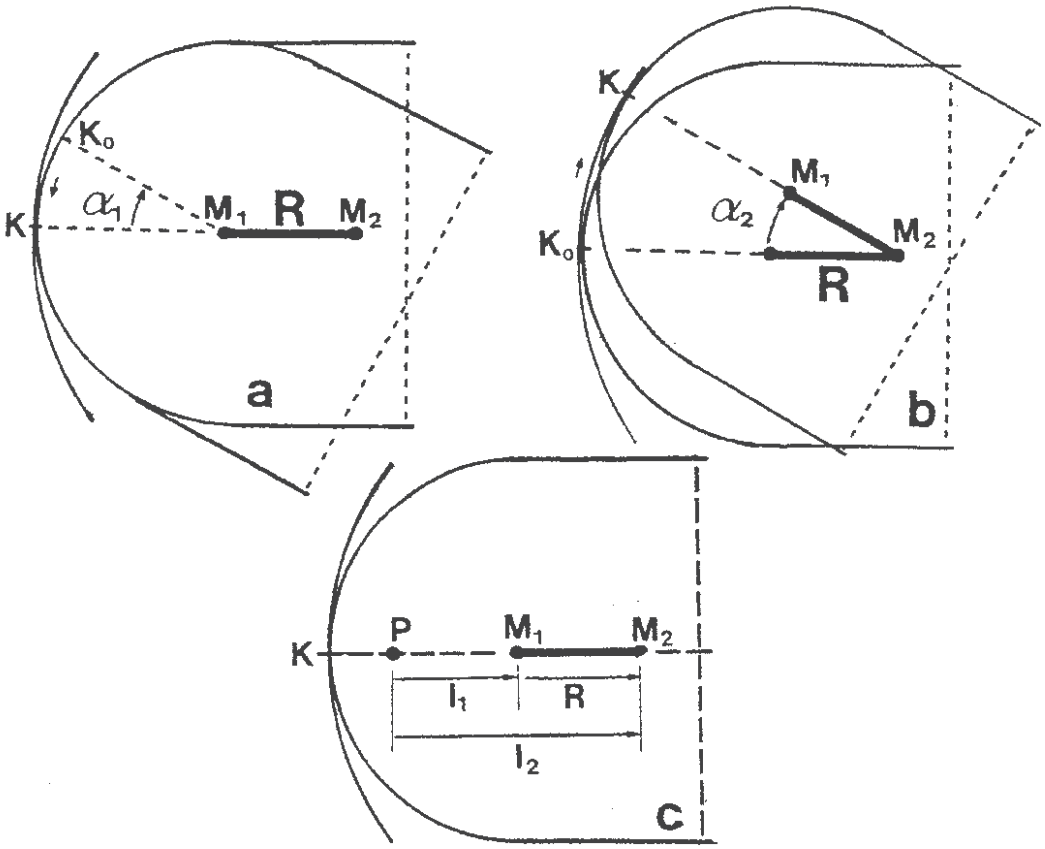


Abb. 4.1: **Dimere Gelenkkette**: a) Fundamentalrotation I, b) Fundamentalrotation II, c) der momentane Drehpol P liegt auf der Geraden, die durch das Kettenglied R definiert ist (Spiering, 1995[75]).

Wirbelbogengelenke oder das Stomatognathe System des Kiefers, so ist eine Auflösung in Gelenkketten höherer Ordnung notwendig. Auch ausgedehntere Gelenke wie das Knie weisen mehrere Kontaktpunkte mit unterschiedlichen Inkongruenzen auf, die die als Gelenkpaare höherer Ordnung in größere Gelenkketten aufzulösen sind.

Im Folgenden soll die Anwendung dimerer Ketten und deren Zusammensetzungen auf die Kinematik verschiedener Gelenke besprochen werden.

Kiefergelenk. Die als kreisförmig genährte Kontur eines Kondylus des Unterkiefers gleitet entlang einer konkav gekrümmten Führungskurve des Oberkiefers, im einfachsten Fall also entlang der Innenkontur eines Kreises mit größerem Radius. Anatomisch ist diese Führungsstruktur z. B. auch im Kiefergelenk realisiert, bei retrusiver Bewegung der Mandibula aus der maximalen Verzahnung in der kranialen Grenze (Kubein 1985). Der Kondylus gleitet in die Fossa hinein, wobei er in erster Nährung zur Fossakonutur konstanten Abstand hält (Abb. 4.2 b). Der Kondylenmittelpunkt C (in der Zahnmedizin irreführend als Scharnierachse bezeichnet) läuft deshalb auf einer Kreisbahn um den Krümmungsmittelpunkt B der führenden maxillären Kontur (hier der Fossa). Der wiederum annähernd konstante Radius R dieser Kreisbahn wird durch die Radiendifferenz der beiden aneinander abgleitenden Konturen und dem Diskus D gegeben durch:

$$R = R_f - R_c - D \tag{4.2}$$

Diese Funktion kann durch eine dimere Gelenkkette, auch Gelenkzweischlag genannt, ersetzt werden. Neben der retrusiven Funktion ist auch die protrusive Funktion eine kraniale Grenzfunktion des Kiefergelenkes. Die anatomische Scharnierachse C bewegt sich nach vorn auf ihrer protrusiven Bahn h. Sie kreist dabei um ein im Oberkiefer ortsfestes Zentrum B im Abstand R_2 mit

$$R_2 = R_e + D + R_c \tag{4.3}$$

Auch diese Kiefergelenkführung kann durch eine dimere Gelenkkette ersetzt werden (Abb. 4.2 a). Solange die Mittelpunkte beider Gelenke des stomatognathen Systems rechts und links in der Projektion übereinstimmen, ist die Kette für das gesamte System eine hinreichende Beschreibung. Ist keine Übereinstimmung vorhanden, muß eine Gelenkkette höhrer Ordnung verwendet werden.

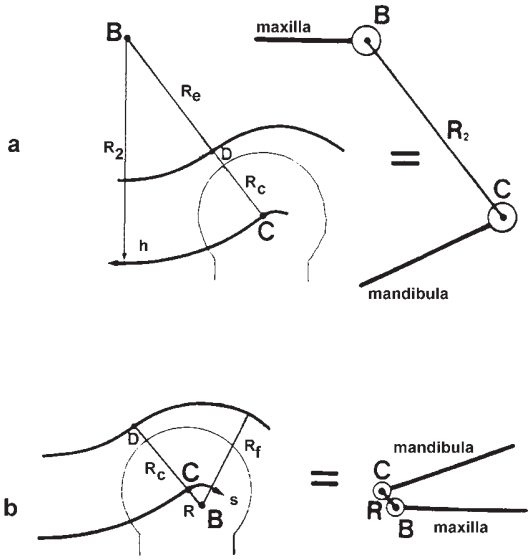


Abb. 4.2: **Dimere Kette im Kiefergelenk bei der kranialen Grenzführung**: **a)** die protrusive Bahn der anatomischen Scharnierachse C besitzt ein Drehzentrum außerhalb des Gelenkkopfes. **b)** die retrusive Bahn s der Scharnierachsbewegung ist ein verkleinertes Abbild der Fossakontur. Diese Bahn kann durch einen Kreis mit Radius R nach Glg.(4.2) angenähert werden (Kubein-Meesenburg et al., 1993[44]).

Wirbel. Eine Gelenkkette höhrer Ordnung ist beim Bewegungssegment der Wirbelsäule zu finden (Nägerl et al., 1995[57]). Zwei Wirbelbogengelenke haben an einem Wirbelkörper einen festen Abstand zueinander. Zwei artikulierende Wirbelkörper haben demzufolge zwei starr miteinander verbundene dimere Ketten oder ein Viergelenk (Nägerl, 1990[52]). In Abb. 4.3 sind die zur Bewegungsebene senkrechten Schnittkonturen A_u des unteren und A_o des oberen Wirbels mit den entsprechenden Krümmungsmittelpunkten $M_{u1,2}$ bzw. $M_{o1,2}$ für eine axiale Rotation dargestellt.

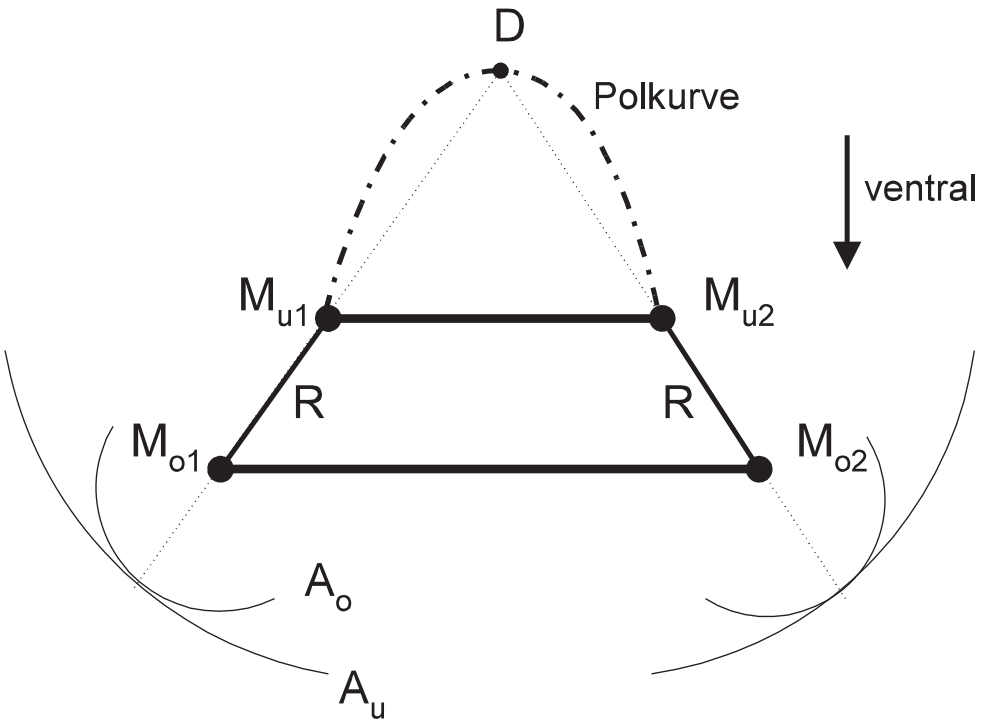


Abb. 4.3: **Struktur der Kopplung der Wirbelbogengelenke**: Das Zusammenspiel der beiden Gelenke kann in horizontaler Funktion durch die Viergelenkkette gedeutet werden unter der Voraussetzung, daß beide Gelenke kraftschlüssig in Funktion sind.

Da die momentane Drehachse eine dimeren Gelenkkette auf der Verlängerung des Kettengliedes R liegen muß (Nägerl et al., 1993[55]), definiert der Schnittpunkt der beiden Kettenglieder den momentanen Drehpol D. In Ausgangsstellung muß diese deshalb dorsal der Bandscheibe und des Wirbelkanals liegen, wie die Messungen es ja auch anzeigen. Bei axialer Rotation wandert D in einem dorsalen Bogen entlang der

sog. Rastpolkurve, welche die ruhend gedachten Krümmungsmittelpunkte M_{u1} und M_{u2} der Bogengelenke des unteren Wirbelkörper verbindet (Abb. 4.3). Bei beidseitigem Kraftschluß der Gelenke hat also die axiale Rotation nur einen Freiheitsgrad (Nägerl et al., 1992[54]). Die Form der Rastpolkurve ist von den Abmessungen des Viergelenkes, gegeben durch die Differenzen der Krümmungsradien der Konturen und der Abstände der entsprechenden Krümmungsmittelpunkte gegeben. Übt man ein axiales Drehmoment T_z aus, so hat sich die Bandscheibe dieser durch die Gelenkführung zwangläufig gegebenen Bewegung anzupassen. Die Bandscheibe und natürlicherweise auch die Bänder können durch ihr reaktives Kraftsystem nur auf des Ausmaß der Bewegung Einfluß haben, nicht aber auf die Lage der Drehpole.

Knie. Bei Betrachtung des Kniegelenkes in sagittaler Funktion stehen den Femurkondylen Tibia und Patella gegenüber. In der Kniebeuge ist die Patellarsehne, die Patella und Tibia miteinander verbindet, auf Zug beansprucht. Sie ist mit Sicherheit angespannt und kann deshalb als dimere Kette aufgefaßt werden. Insgesamt hat man es also mit drei dimeren Ketten zu tun (Abb. 4.4) (Nägerl, 1990[52]):

- Konvex-Konkavität Femur-Tibia
- Konvex-Konkavität Femur-Patella
- Patellarsehne

Später wurde die wesentliche Funktion ohne Mitwirkung der Patellarsehne erklärt (Nägerl et al., 1992[55]). Der wesentliche Unterschied zu obrigem älteren Modell besteht in der Berücksichtigung des konvexen lateralen Teils der Tibia. In der Frontalen funktioniert das Knie nach dem Kinderschaukelprinzip. Die Koppeldrehpunkte (Femurkrümmungsmittelpunkte) M_F liegen tiefer als die Drehpunkte des Auflagers (Tibiakrümmungsmittelpunkte M_T) (Nägerl, 1990[52]). Das Knie zeigt bei Streckung eine Schlußrotation. Dies bedeutet, daß in diesem Funktionsbereich sagittale und frontale Funktion nicht mehr unabhängig voneinander sind.

Das anterior-posteriore Zusammenspiel der Artikulationsflächen von Femur und Tibia kann unter Berücksichtigung von lateralem und medialem Kondylus genauer in Bezug auf den Mechanismus dimerer Gelenkketten untersucht werden. Dabei folgt aus der tibialen Konkavität ein Krümmungsmittelpunkt M_{TM} oberhalb des Femurmittelpunktes M_{FM} (Abb. 4.5). Es ergeben sich zwei dimere Ketten mit den Gliedern R_M und R_L auf medialer bzw. lateraler Seite. Die überschlagende dimere Gelenkkette R_M der medialen Kondylen und die gestreckte dimere Gelenkkette R_L der lateralen schließen sich zu einem zwangläufigen Viergelenk, da die femorale Achse

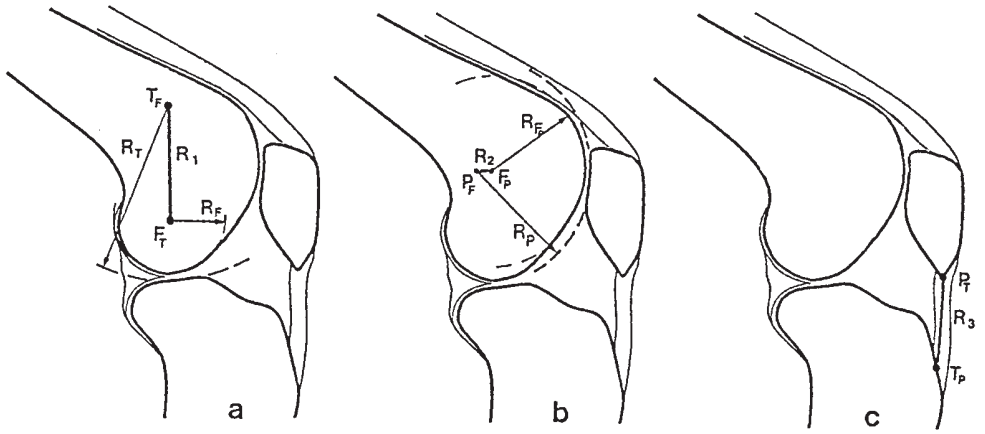


Abb. 4.4: **Dimere Ketten im Kniegelenk**: a) Tibia-Femur, b) Femur-Patella, c) Patella-Tibia (Nägerl, 1990[52]).

M_{FL} des lateralen Kondylus und die femorale Achse M_{FM} des medialen Kondylus nicht zusammenfallen.

Dieses Viergelenk stellt das Funktionsmodell der kraftschlüssigen Gelenkführung dar, die durch die aufeinander gepreßten tibialen und femoralen Gelenkflächen gegeben ist. Es ist die Sensoraufgabe der Kreuzbänder, diesen Kraftschluß zu registrieren und – vor allem über das fusimotorische System den entsprechenden Spannungszustand der Muskulatur einzustellen[1]. Das tibiofemorale Viergelenk hat nun besondere kinematische Eigenschaften: Die Koppel, die Tibia, kann nur nach hinten schwenken. D. h. die in antero-posteriorer Richtung entgegengesetzten Krümmungen der beiden tibialen Artikulationsflächen bewirken, daß, sobald die femoralen und tibialen Flächen kontraktieren, eine Überstreckung im Normalfall kinematisch unmöglich ist. Die Menisken haben auf dieses kinematische Verhalten unmittelbar keinen Einfluß, da sie beweglich sind und mitgehen bzw. mitgenommen werden. Durch die strukturellen morphologischen Unterschiede der beiden tibialen Gelenkflächen ist ein Getriebesystem gegeben, das in der sagittalen Hauptfunktionsebene die Voraussetzung für die Extensions/Flexions-Bewegung schafft (Nägerl et al., 1993[55]).

[1] vgl. Sensoraufgabe in Kreuz- und Seitenbändern und den tibialen Aufhängungen (Blümel, Kraatz, 1997[10])

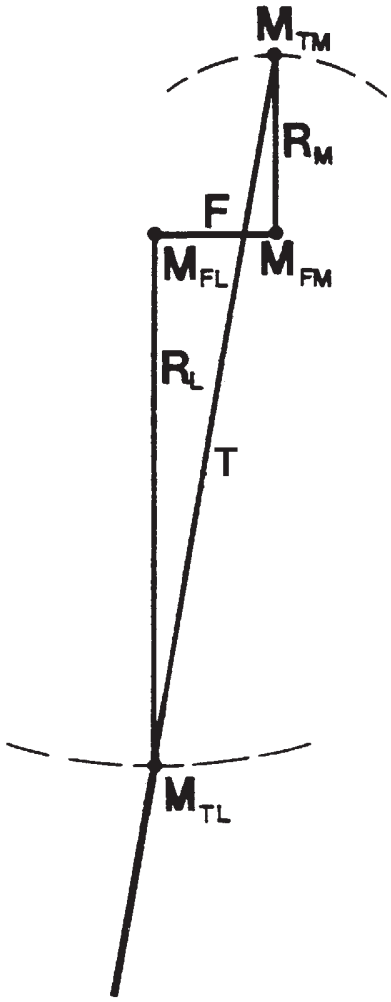


Abb. 4.5: **Tibiofemorales Viergelenk**: Die sagittalen Konturen liegen zwischen den Krümmungsmittelpunkten M_{FL} und M_{TL}. Die körperfesten Verbindungen der Mittelpunkte des Femur F und der Tibia T bewegen sich relativ zueinander (Nägerl et al., 1993[55]).

Für ein tieferes Verständnis des Themas und für weitere Beiträge, auch zum aktuellen Stand der Forschung, sei hier auf die Literaturquellen und die Internetseiten der kieferorthopädischen Abteilung des Universitätsklinikums Göttingen verwiesen.

4.2 Das Reziprozitätstheorem der Synarthrosen

Neben der Betrachtung der Mechanik der Diarthrosen ist auch das Bewegungsverhalten von Synarthrosen von Interesse. Ein Beispiel für eine Synarthrose ist die Zwischenwirbelscheibe, die zwei Wirbelkörper miteinander verbindet. Dabei werden die auf dem obenliegenden Wirbelkörper wirkenden Kräfte und Drehmomente jeweils auf den unteren übertragen und umgekehrt. Die Wirbelkörper verschieben sich durch die Kraftübertragung gegeneinander, die Bandscheibe wird deformiert. Das Gelenk steht häufig unter dem Einfluß von Normalkräften, die in der Wirbelsäule axial gerichtet sind.

In diesem mechanischem System kann ein Widerstandszentrum lokalisiert werden. Das Widerstandszentrum einer elastischen Aufhängung ist der Punkt, an dem eine angreifende Kraft eine reine Translation verursacht, der Körper also nicht rotiert, und an dem ein Drehmoment eine Rotation hervorruft, deren Achse durch das Widerstandszentrum geht. Theoretische Arbeiten von Dathe (2001[16]) zeigen, daß ein solcher Punkt im allgemeinen nicht existiert, sondern daß bei beliebigen elastischen Aufhängungen ein Widerstandsbereich mit diesen Eigenschaften und ein elastisches Zentrum mit weniger starken Eigenschaften vorliegen. In guter Nährung kann bei der Zwischenwirbelscheibe aber von einem Punkt als Widerstandszentrum ausgegangen werden. Dieses Zentrum liegt an der Grenze zum oberen Wirbelkörper, wobei der untere fixiert sei (Nägerl, 1990[52]).

Wird die Synarthrose durch Normalkräfte beansprucht, deren Kraftwirkungslinie nicht durch das Widerstandszentrum verläuft, so wird der obere Wirbelkörper kippen. Er führt eine kleine Rotation um eine Achse aus, die im Endlichen liegt. Sei r_w der Abstand der Drehachse vom Widerstandszentrum und senkrecht zur angreifenden Kraft und a der minimale Abstand der Kraftwirkungslinie zum Widerstandszentrum, dann gilt nach Nägerl (1990[52]), das Reziprozitätstheorem der Synarthrosen:

$$a \cdot r_w = \sigma^2 = const. \tag{4.4}$$

Die Konstante σ^2 ist die Varianz der Flächendichte der Federkraftverteilung und hängt nur von der Form der Bandscheibe, sowie von der relativen Verteilung des

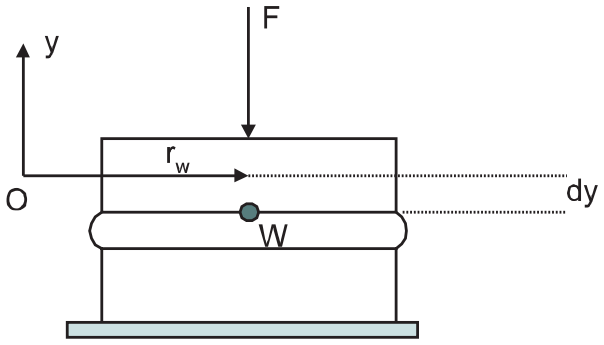


Abb. 4.6: **Widerstandszentrum**:.Bei einer reinen Kraft $\vec{F}$ durch das Widerstandszentrum W translatiert der obere Wirbelkörper um $d\vec{y}$.

Elastizitätsmoduls ab, nicht aber vom Elastizitätsmodul selber. In Worten bedeutet Glg. (4.4): Je größer der Abstand a zwischen Widerstandszentrum W und Kraftdurchstoßpunkt A, desto näher rückt die in der Horizontalebene liegende Drehachse P an das Widerstandszentrum W heran. Das Reziprozitätstheorem setzt die Exis-

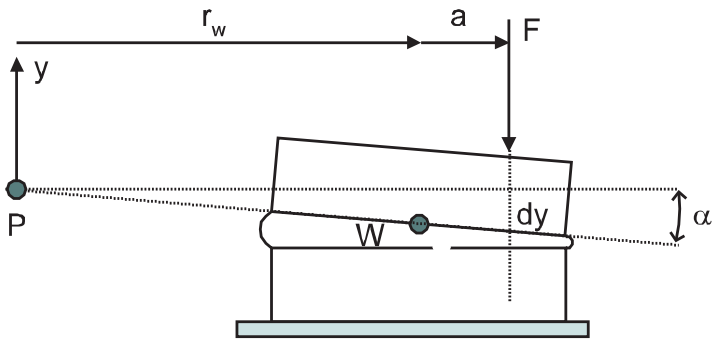


Abb. 4.7: **Exzentrischer Kraftangriff**: Der obere Wirbelkörper rotiert. Die Drehachse P liegt außerhalb des Körpers und steht senkrecht auf der Kraftwirkungslinie von $\vec{F}$.

tenz eines Widerstandszentrums voraus. Im allgemeinen Fall verliert es demnach seine Gültigkeit, kann aber, in Abhängigkeit von der Aufhängung, als Nährung oder zur Erklärung des Haupteffektes dienen (Dathe, 2001[16]).

Im Fall eines Zusammenspiels von Diarthrose und Synarthrose wie in Abb. 4.8 er-

gibt sich die Lage des momentanen Drehpols aus dimerer Kette und Widerstandszentrum. Die Führung der Gelenke gibt den geometrischen Ort vor. Der Drehpol liegt auf der Geraden durch die dimere Kette und zwar an der Stelle, an der das Widerstandszentrum einen minimalen Abstand zu dieser Geraden hat. Dies folgt aus energetischen Gründen.

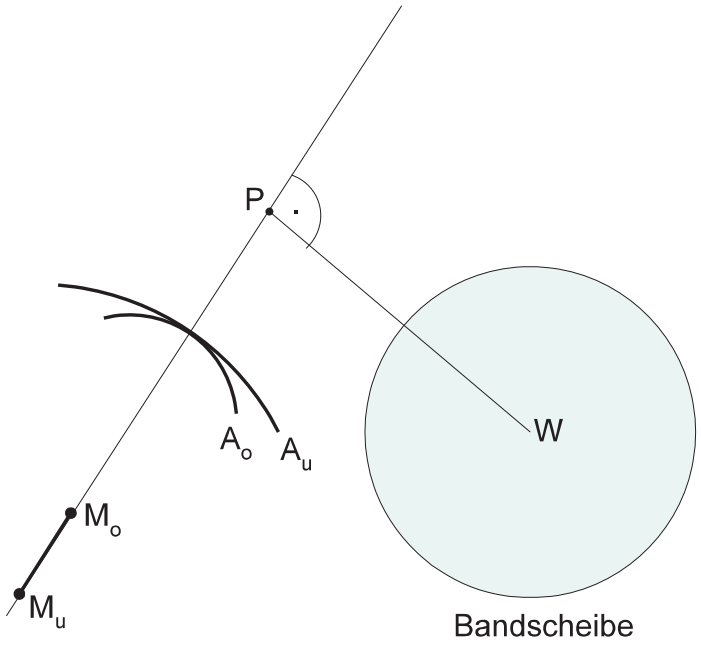


Abb. 4.8: **Momentaner Drehpol unter Gelenkkontakt**: Die dimere Kette des Wirbelbogengelenkes und das Widerstandszentrum W der Bandscheibe bestimmen die Lage des momentanen Drehpols P.

5 Material und Methode

5.1 Material

Für die vorliegende Arbeit standen Kniegelenke vom Hausschwein (sus scrofa domestica) aus dem Schlachthof der Harzer Fleisch-Vermarktung bei Göttingen zur Verfügung.

Weiterhin wurden menschliche Wirbelsäulensegmente, Knie- sowie Ellenbogengelenke von Präpariersaalleichen aus dem Anatomischen Institut der Ernst-Moritz-Arndt-Universität Greifswald verwendet. Die Präparate waren über mehrere Jahre in einer speziellen Lösung konserviert (Schultze, Fanghänel 1962[71]), so daß eine Versteifung der Gelenke verhindert wurde.

Die in vivo Messungen zum Kiefergelenk wurden an Testpersonen aus der Arbeitsgruppe Biomechanik durchgeführt, insbesondere an Dathe (37 J.) und Heine (33 J.).

5.2 Methode

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich vor allem mit dem Meßaufbau und der Entwicklung von Verfahren. Die verwendeten Methoden sind in den folgenden Kapiteln detailliert aufgeführt. Die grundlegende Methodik folgt aus der anfänglichen Fragestellung (vgl. 1.2).

Um diesen Fragestellungen nachgehen zu können und die Anforderungen zu erfüllen, stellen sich eine Reihe von allgemeinen experimentellen und die Verarbeitung der Daten betreffenden Aufgaben:

1. Auswählen und Aufbauen einer geeigneten Messanordnung für anatomische Gelenke — wie schon erwähnt hat jedes Gelenk des Körpers einen anderen Bewegungsraum und eine andere Kraftbelastung. Ein Wirbelsäulensegment hat einen weitaus geringeren Bewegungsraum als ein Knie- oder Kiefergelenk. Ebenso können In-vitro-Messungen am Knie mit einem räumlich größeren Aufbau durchgeführt werden als In-vivo-Messungen am Kiefer. Das Meßverfahren ist den Anforderungen entsprechend auszuwählen.

2. Erreichen der notwendigen Meßgenauigkeit zur Aufzeichnung von kleinsten Bewegungsänderungen — es geht darum, daß das Meßsystem optimal auf das Objekt ausgerichtet, jede Einzelkomponente verbessert und durch eine geschickte Anordnung der Sensoren die höchst mögliche Auflösung erreicht wird, um den numerischen Anforderungen bei vorgegebenem Bewegungsbereich zu genügen.

3. Anpassen und Entkoppeln von Meßsystem und -objekt — die Positionsänderung des Objektes sollte mit nur minimaler Rückkopplung des Systems erfolgen, um die Bewegungsfreiheit des Objektes nicht zu beeinflussen. Weiterhin sind die Formen der anatomische Präparate zwar ähnlich, aber nicht identisch. Die Fixierungen der Präparate bzw. Sensoren müssen dem entsprechend besonders bei den Probanden der In-vivo-Messungen sowohl starr bleiben als auch individuell anpaßbar sein.

4. Zuordnen von Meßdaten der Kinematik zu anatomischen Strukturen — ein wichtiger Punkt, bei dem die momentanen Drehachsen mit der Struktur des Präparates in Verbindung gebracht werden. Dies ermöglicht erst eine anschauliche Deutung der Ergebnisse.

5. Entwickeln einer diskreten numerischen Datenauswertung zur Bestimmung von charakteristischen Bewegungsgrößen — das Transformieren der Sensordaten auf Bewegungsparameter mit Berücksichtigung verschiedener Bezugssysteme und Dimensionen erfordert eine Reihe von numerischen Algorithmen, die das Ziel haben, die Meßergebnisse in eine aussagekräftige Form zu bringen.

6. Deuten der extrahierten Bewegungsgrößen in Bezug auf die anatomische Funktion — hier findet die eigentliche Analyse der Vorgänge statt. Die Schlußfolgerungen können dazu verwendet werden, um als Feedback die Entwicklung ab Schritt 2 zu verbessern.

Die Verfahren sind, nach einem einführenden prinzipiellen Teil, in drei Kapitel gegliedert, in denen die entwickelten aktiven Verfahren, die sich in ihrem apparativen Aufbau, ihrer Einsatzmöglichkeit und Datenverarbeitung grundlegend unterscheiden, beschrieben werden:

Mechanisch paralleles Verfahren: sechs räumlich angeordnete Induktivmeßtaster erfassen simultan sehr kleine Positionsänderungen zweier fester Körper — geeignet für Wirbelsäulensegmente, die räumliche Mikrobewegung von Hüftimplantaten und die Zahnbewegung im Periodont.

Mechanisch serielles Verfahren: eine Kette von sechs in Reihe verbundenen Winkelaufnehmern, ähnlich der inversen Funktion eines Roboterarms[1], ermöglicht das Messen großer Positionsänderungen bei angenähert ebenen Bewegungen — geeignet für Knie-, Ellenbogen- und Sprunggelenk.

Optisches Verfahren: mit zwei Kameras wird nach dem Prinzip der Photogrammetrie die räumliche Position von am Körper befestigten Leuchtpunkten (Markern) bestimmt — besonders geeignet für völlig rückkopplungsfreie Messungen am Kiefergelenk.

Die Ergebnisse der untersuchten Meßobjekte sind in die Kapitel der zugeordneten Systeme eingefügt. Die Messungen sind von verschiedenen Teams der Biomechanik-Arbeitsgruppe Göttingen/Greifswald durchgeführt worden. Untersucht wurden

- Junghanns-Bewegungssegmente der Wirbelsäule aus dem lumbalen, thorakalen und zervikalen Bereich in vitro (Mansour 2001[51], Kalscheuer 2001[38], Jensch et al. 1999[35, 36], Katerji et al. 1999[40], Nägerl et al. 1995 [57], Spiering 1995[75]),
- konservierte Präparate von menschlichen Knie- und Sprunggelenken in vitro (Hansen, 2001[30]),
- nicht konservierte Präparate von Kniegelenken des Hausschweins und Ellenbogengelenken des Hausschweins in vitro (Heine et al. 1998[31], Bellmer 2001[4]),
- menschliche Kniegelenke in vivo (Mannel, 1998[49]) und
- menschliche Kiefergelenke in vivo (Schwestka-Polly, 1998[72]).

Das Wirbelsäulensegment ist eine Kombination aus Diarthrose und Synarthrose. Es eignet sich aufgrund seiner überschaubaren anatomischen Struktur als Untersuchungsobjekt und hat den geringsten Bewegungsraum. Knie-, Ellenbogen- und Sprunggelenk hingegen sind „klassische“ Gelenke mit ausgedehnteren artikulierenden Flächen und größerem Bewegungsumfang. Das Kiefergelenk hat in der Auflistung insofern einen besonderen Stellenwert, als daß es, wie schon erwähnt, das einzige Gelenk des Körpers ist, dessen Bewegung relativ problemlos über Sensorfixierungen an Zahnreihen in vivo gemessen werden kann. Die übrigen Gelenke sind in vivo nicht ohne weiteres zugänglich, oder die Weichteilverscheibung durch Fixierungen auf der Haut muß, wie auch immer, berücksichtigt werden. Am Kiefergelenk

[1] Roboterarm: die Position wird vorgegeben und der Arm bewegt; Inverser Roboter: der passiv bewegte Arm liefert die Position.

wurde von Nägerl et al. (1991[53]), bereits mit Hilfe eines akustischen Systems und verallgemeinerten Parametern diagnostisch gearbeitet. Schwestka-Polly (1998[72]) hat dieses Konzept erfolgreich angewendet.

Mein persönlicher Anteil der Arbeit betrifft den technischen Prototyp-Aufbau jedes dieser Systeme, wie sie in den Kapiteln 7, 8 und 9 dargelegt sind. Weiterhin umfaßt meine Arbeit die Etablierung einer Standardauswertung der Meßdaten, wie in Abschnitt 6.3 aufgeführt, und die Entwicklung einer numerischen Analyse zur Achsen- und Regelflächenberechnung, wie sie insbesondere in Abschnitt 8.4 beschrieben ist. Ein Teil der dargestellten Messungen und eventuelle Weiterentwicklungen der Verfahren wurden von Mitarbeitern vorgenommen, deren Namen in den jeweiligen Abschnitten erwähnten werden.

6 Prinzipien der Bewegungsmessung

Der Zweck dieses Kapitels ist es, eine Übersicht über die Meßverfahren und ihre Anwendungen zu geben. Dabei werden die Prinzipien und ihre Notwendigkeit erläutert, weiterhin wird die Besonderheit der Verfahren gegenüber bereits bestehenden Systemen abgegrenzt.

Bereits R. Fick stellte fest, daß die einfache unmittelbare Beobachtung der wirklichen Gelenkbewegungen mit dem Auge sehr unsichere Resultate ergibt, da man dabei mannigfachen Täuschungen ausgesetzt ist. Untersuchungen hingegen, bei denen die einzelnen Stellungen der Glieder, die Veränderung der Winkel und die Größe der Bewegungsbahn direkt messend verfolgt werden, seien zu jeder genauen Analyse unumgänglich nötig (Fick, 1910[23]).

Es geht somit um die diskrete Aufzeichnung von Stellungsänderungen der Gelenke. Anstatt die Ortsänderung relativ zu einem fixierten Gelenkteil oder einem Laborraum zu messen, läßt sich die Bewegung eines Körpers auch relativ zu seiner Anfangslage angeben. Die Anfangslage des bewegten Körpers bzw. Gelenkteils ist in diesem Fall das Bezugssystem der weiteren Lagen. Für die Messung der Ortsänderung bedeutet dies, daß eine Verschiebung des Ursprungs sowie eine Drehung des Koordinatensystems, welches am bewegten Körper „haftet“, zu ermitteln ist.

Hieraus ergeben sich zwei wesentliche Probleme der Bewegungsmessung:
Zum einen sind die Verschiebungen und Drehungen der zu messenden Gelenke für einzelne Gelenkarten unterschiedlich. In diesem Sinn hat beispielsweise ein Kniegelenk ein anderes „Bewegungsverhalten“ als eine Bandscheibe. Die Lösung ist der Einsatz von Meßsystemen, die an das Bewegungsverhalten der jeweiligen Gelenkart angepaßt sind.
Zum anderen ist eine anatomische Interpretation der Ortsänderungen schwierig, da der Ursprung des bewegten Körpers meßtechnisch bedingt ist. Eine Lösung ist hier die Verwendung von momentanen Schraubachsen, die einerseits unabhängig von der Lage dieses Ursprungs sind, und andererseits den anatomischen Strukturen eindeutig zugeordnet werden können.

Die Berechnung von momentanen Schraubachsen erfordert eine hohe Genauigkeit in

der Positionsbestimmung. Sie muß um so präziser sein, je kleiner der Bewegungsbereich des Gelenkes ist. Somit hat eine Entwicklung von Systemen mit unterschiedlicher Meßtechnik für kleine und große Gelenkbewegungen stattgefunden. Die Gelenke und ihre spezielle Einschränkung der Freiheitsgrade sowie die auf sie angewendeten Meßtechniken sind im Folgenden dargelegt.

6.1 Technische Meßsysteme

Zu den verschiedenen Gelenktypen wurden adäquate Meßverfahren für deren Bewegungsstruktur unter vorgegebenen äußeren Kraftsystemen entwickelt. Die in den Verfahren verwendeten Sensorsysteme eignen sich in unterschiedlicher Weise für die Bewegungsbereiche der Gelenktypen. Die Sensorsysteme unterscheiden sich grundlegend in den Anforderungen und ihrer Funktionsweise. Allen Systemen gemeinsam ist jedoch die Messung einer Relativbewegung, d. h. einer Ortsänderung bezüglich einer Ausgangslage.

Im allgemeinen gilt für die technische Bewegungsaufzeichnung, daß sich die Größe der Gesamtbewegung und die Genauigkeit der Ortsbestimmung invers zueinander verhalten: Je größer der Bewegungsbereich des Gelenkes, desto ungenauer ist die Bestimmung des Bewegungsvorgangs. Um die Lagen der momentanen Schraubachsen relativ zu den anatomischen Strukturen angeben zu können, muß die Genauigkeit des Ortes hinreichend hoch sein. Die speziellen Einschränkungen der Freiheitgrade der Gelenktypen, verursacht durch die Gelenkanatomie (s. o.), sind ein weiteres Kriterium zur Konfiguration der Systeme. Die Sensoren werden auf die zentralen Bewegungsanteile ausgerichtet, um die maximale Genauigkeit zu erreichen, ohne jedoch meßtechnisch auch nur einen der sechs möglichen Freiheitsgrade unberücksichtigt zu lassen.

Die Untersuchung der Bewegung im Freiheitsgrad mit dem größten Bewegungsanteil führt häufig zu einer ebenen Bewegung, deren Momentanpole sich aus der Schnittmenge von momentaner Schraubachsfläche und Bewegungsebene ergeben. Die Bewegungsspur, also die Menge aller Lagen des Ursprungs des bewegten Koordinatensystems, kann visuell mit der Polbahn verglichen werden. Eine Polbahn, gebildet durch die Menge aller Momentanpole, kann wie bei der Lendenwirbelsäule eine deutlich größere Ausdehnung als die Spur der Bewegung haben. Die Polbahn kann aber auch bei Gelenken mit äußerst geringem Gelenkspiel wie dem Sprunggelenk eine Ausdehnung in der Größenordnung eines Millimeters haben und damit nur einen Bruchteil der Ausdehnung der Bewegungsspur umfassen. Ein Unterschied zum Scharnier wird

so meßtechnisch schwierig. Das Problem ist hier, daß aus einer „fast“ ortsfesten momentanen Drehachse der Rückschluß, ein Scharnier sei vorhanden, nicht zulässig ist. Diese Fälle müssen meß- und auswertetechnisch bewältigt werden können, um Rückschlüsse auf die Lage der Kontaktstellen im Gelenk möglich zu machen.

6.1.1 Tastersysteme

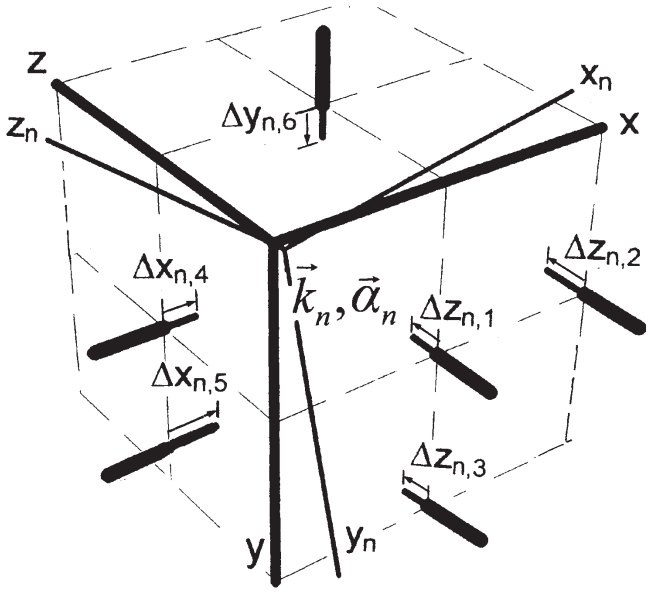


Abb. 6.1: **Tastersystem**: Sechs Taststifte messen gleichzeitig die Translation und Rotation eines Meßwürfels.

Ein System von Tastern eignet sich zur Messung der Bewegung von Gelenken mit kleinem Bewegungsbereich ohne ausgesprochene Bevorzugung von Raumrichtungen. Angewendet wird dieses System auf Wirbelsegmente mit einem Bewegungsbereich von $\approx 3°$ in allen Richtungen. Sechs in einer raumfesten Aufhängung fixierte Taster messen Längenänderungen, die durch die räumliche Verlagerung eines Meßwürfels entstehen. Der Meßwürfel ist mit dem bewegten oberen Wirbelkörper des Segmentes fest verbunden. Auf diese Weise wird die Bewegung relativ zu dem raumfest eingebetteten unteren Segmentwirbel bestimmt. Die Taster werden durch eine Feder mit leichter Rückstellkraft auf den Würfel gedrückt. Die Messung der Längenänderungen der Taster erfolgt gleichzeitig. Man kann dieses System daher auch als mechanisch parallel bezeichnen.

Die sechs Taster sind so angeordnet, daß die drei Auflageflächen der Taster die Koordinatenebenen des bewegten Körpers darstellen (Abb. 6.1). Unter der Berücksichtigung, daß die drei Ebenen zueinander senkrecht stehen, kann zu jeder Menge von Tastermeßwerten die Lage der Ebenen berechnet werden. Der Schnittpunkt der Ebenen ist der verschobene Ursprung des bewegten Systems. Die Normalenvektoren, d. h. die auf den Ebenen senkrecht stehenden Vektoren, sind die bewegten Koordinatenachsen. Auf dieses Weise kann die Ortsänderung des bewegten Körpers relativ zu seiner Ausgangslage direkt beschrieben werden. Die notwendigen mathematischen Umformungen zeichnen sich durch ihre Einfachheit aus.

Relativbewegungen im Segment werden unter verschiedenen Kraftsystemen kontinuierlich mit einer Auflösung von weniger als 0,5 Mikrometer ($0,5\,\mu m = 0,5 \cdot 10^{-6}\,m$) für Translationen und weniger als 0,5 Milligrad ($0,5\,mdeg = 0,5 \cdot 10^{-3}\,Grad$) für Rotationen räumlich gemessen.

Die anatomische Zuordnung erfolgt durch Röntgenaufnahmen in zwei zueinander senkrechten Ebenen oder durch räumlich bildgebende Verfahren.

6.1.2 Potentiometersystem

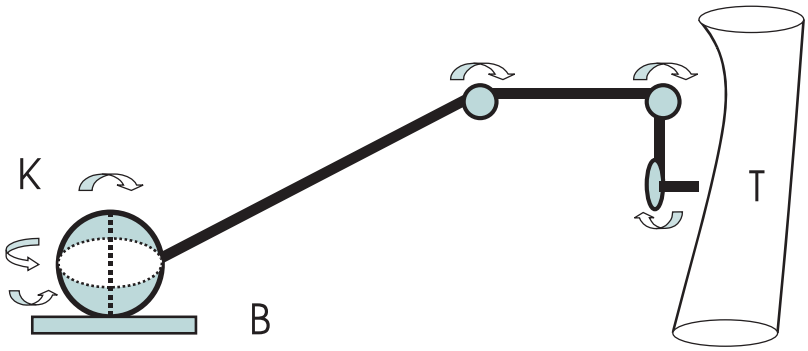


Abb. 6.2: **Potentiometersystem**: Potentiometer an den Drehgelenken einer Kette messen räumlich die Lage eines am Kettenende befestigten Knochens T relativ zur Basis B, die fest mit dem Kardangelenk K verbunden ist.

Eine Kette von metallischen Längenstücken mit Drehgelenken, die als winkelmessende Drehpotentiometer realisiert sind, ermöglicht das Messen von Gelenkbewegungen mit einem großen Drehwinkelbereich und einem Funktionsbereich nahe an

einer Ebene. Besonders geeignet ist dieses System damit für Knie, Ellenbogen und Sprunggelenk.

Ausgehend von einer Basis, die fest mit dem unbewegten Raum verbunden ist, werden sukzessive von einem Kettenglied zum nächsten aus gemessener Drehung und bekannter Verschiebung der Ursprung und die Orientierung eines neuen Koordinatensystems berechnet (Abb. 6.2). Das Ende der Kette, der sog. Endeffektor, ist starr mit dem bewegten System verbunden, so daß das Koordinatensystem des Kettenendes mit dem des bewegten Gelenkteils übereinstimmt. Die Lage des bewegten Körpers ergibt sich also aus einer Hintereinanderschaltung von Drehungen der Sensoren und ihren festen Abständen voneinander. Somit kann dieses System als mechanisch seriell bezeichnet werden. Der Meßbereich der Kette und ihre Fehlerfortpflanzung kann durch die Variation der Längen der einzelnen Kettenglieder beeinflußt werden.

Die Kette kann dazu benutzt werden, beliebige Punkte im Raum durch Antasten zu lokalisieren. So können anatomische Marken aufgezeichnet und in ihrer Lage zur Bewegung genau angegeben werden. Die Funktionsweise der Kette ist mit der eines „umgekehrten Roboterarms“ vergleichbar: Nicht die Winkel der Drehgelenke bestimmen die Lage des Endeffektors, sondern die Lage des Endeffektors bestimmt die Winkel der Drehgelenke.

Die Genauigkeit dieses Systems liegt bei einer Auflösung von etwa $200\,\mu m$ in der Aufzeichnung einer absoluten Position.

6.1.3 Lichtpunktsystem

Um Bewegungen im mittleren Funktionsbereich wie bei der Mandibula und den schwierigen Bedingungen der In-vivo-Studie aufzuzeichnen, eignet sich ein System von Lichtpunkten, von denen drei fest mit der Mandibula und drei mit der Maxilla verbunden sind. Das Referenzsystem ist die Maxilla, das Laborsystem mißt die Differenz zum bewegten System der Mandibula. Auf diese Weise kann die Kopfbewegung kompensiert werden, was eine besondere Eignung für In-vivo-Messungen bedeutet.

Die Lageänderungen der Lichtpunkte werden über Kameras aufgezeichnet. Wie bereits besprochen, läßt sich aus der Verfolgung von drei Raumpunkten die Lage und Orientierung eines Körpers im Raum angeben. Da eine Kamera nur ein ebenes Bild liefert, sind mindestens zwei Bilder aus verschiedenen Perspektiven erforderlich, um die räumliche Position der Punkte zu bestimmen. Die Bilder müssen zudem zeit-

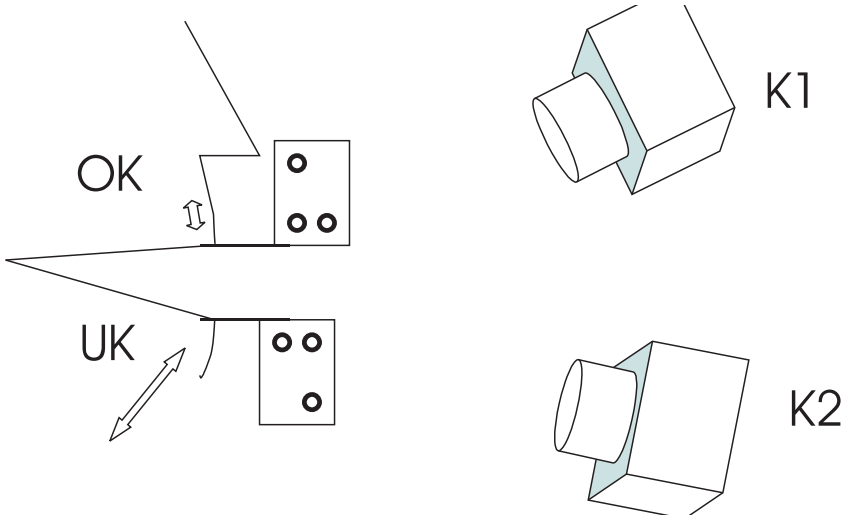


Abb. 6.3: **Lichtpunktsystem**: zwei Kameras K1 und K2 messen die Bewegung von Unter- zu Oberkiefer, wobei je drei Lichtpunkte einem bewegten Kieferelement zugeordnet sind.

gleich aufgenommen werden. Auf Grund der fehlenden Mechanik hat das System ein sehr geringes Gewicht. Dieses System wird von mir als optisches System bezeichnet werden.

Einzelne auf einem Zeiger befestigte Lichtpunkte können zur Lokalisierung anatomischer Marken an Gesicht und Kiefergelenk benutzt werden.

Die Ortsauflösung des Systems liegt derzeit bei etwa $30\,\mu m$.

6.1.4 Technische Anforderungen

Die technischen Anforderungen an die Systeme lassen sich wie folgt formulieren:

- Alle Systeme genügen den Anforderungen einer räumlichen Messung in allen Freiheitsgraden. Die Bewegung jeder Gelenkart kann ohne willkürliche Einschränkung vollständig aufgezeichnet werden.
- Die Rückwirkungfreiheit der Systeme ist gegeben, bei den mechanisch orientierten insbesondere durch eine isotonische Kraftaufbringung in Form von Zugkräften.

- Die Präzision reicht zur Analyse differentieller Lageänderungen.
- Die anatomische Zuordnung ist möglich und wird für jedes System gesondert gelöst.

6.2 Literarisch dokumentierte Meßverfahren

Dieser Abschnitt gibt einen Überbick über bereits angewendete Meßverfahren zur Analyse der Gelenkkinematik.

Im Bereich der kleinen Gelenke, d. h. der Wirbelsäulensegmente, existiert zusätzlich zum Meßsystem noch ein Kraftsystem, das eine Kraftschraube auf das Segment appliziert und auf diese Weise eine Bewegung verursacht. Aus Tab. 6.1 ist zu entnehmen, daß nur Panjabi eine Messung mit kontrollierter Kraftschraube durchgeführt hat. Die Ortsauflösung der Systeme zur Bewegungsaufnahme ist mit Ausnahme des von Panjabi im Jahre 1986 durchgeführten Versuches viel gröber als die des hier vorgestellten Tastersystems. Panjabi untersuchte jedoch die Bewegung nicht differentiell und berechnete keine momentanen Schraubachsen.

Im Bereich der großen Bewegung wie der des Knies (Tab. 6.2) sind nie alle Parameter der differentiellen Achsen berechnet oder auch nur auf Genauigkeit getestet worden. Auf Grund des verwendeten technischen Standards ist das in dieser Arbeit beschriebene Goniometer in der Genauigkeit unübertroffen. Die verwendeten invasiven Meßmethoden sind zum einen aus ethischen Gründen problematisch, zum anderen ist auch hier die Genauigkeit nicht ausreichend.

Die computertomographischen und bildgebenden Verfahren sind zwar rückwirkungfrei, aber nicht genau genug, abgesehen davon, daß die Auswertung teilweise in nur zwei Dimensionen erfolgt. Ansonsten garantiert nur eine isotonische Meßmethode unter Zugkräften eine Rückwirkungsfreiheit des Meßsystems.

In den meisten der angesprochenen Arbeiten ist der Aspekt der Zuordnung von anatomicher Struktur und gemessener Bewegung nur unzureichend geklärt. Sie erfolgt entweder gar nicht, oder der Zusammenhang von Struktur und Bewegung wird nicht weiter ausgewertet. Es wird dann ein beliebiges anatomisches Koordinatensystem gewählt wie beispielsweise das joint coordinate system, JCS am Knie (Lafortune et al., 1992[45]), in dem sich die Daten in irgendeiner Form darstellen. Die gleichen Daten stellen sich jedoch in einem neuen System völlig anders dar (Piazza et al., 2000[66]). Es fehlt somit die Extraktion von Charakteristika und die Beschreibung

des Zusammenhangs von Funktion und Struktur.

Am Kiefergelenk untersuchte Gallo (2000[26]) mit einem optischen Lichtpunktsystem Schraubachsparameter. Das von ihm entwickelte System ist in Genauigkeit und Leistungsfähigkeit mit einem bereits entwickelten Ultraschallsystem vergleichbar und weniger leistungsfähig als die aktuelle Variante des optischen Systems. Er macht den Fehler, anzunehmen, daß aus der reinen Kinematik auf die Aktiviät des muskulären Systems geschlossen werden kann. Der Rückschluß von der Wirkung auf die Ursache ist, wie bereits angedeutet, nicht eindeutig. Das Finden eines unabhängigen Satzes von Parametern unter Berücksichtigung der vorliegenden anatomischen Struktur ist unumgänglich zur Funktionsanalyse des Kiefergelenks.

6.3 Momentane Schraubachsen an Gelenken

Die mit den Meßsystemen bestimmten Schraubachsen ermöglichen Aussagen zur Evaluation von Gelenkbewegungen. Es soll hier an einigen Beispielen gezeigt werden, daß die entwickelten Systeme sowohl notwendig als auch hinreichend sind. Die Meßverfahren sind insbesondere in der hier dargelegten Form bisher noch nicht existent.

6.3.1 Prinzip der Achsenberechnung

Aus „dicht benachbarten“ Positionen werden aus zwei absoluten Lagen mit den dazugehörenden Orientierungen des bewegten Gelenkteils Aufpunkt, Richtung, Schraubsteigung einer Schraubachse und ein Drehwinkel im unbewegten System bestimmt. Die durch Winkel und Achse festgelegte Schraubung führt beide Positionen ineinander über. Je „dichter“ die Positionen beieinander liegen, desto „momentaner“ ist die Schraubung. Die Achsen werden rechnerisch immer aus endlichen Differenzen bestimmt. Der Drehwinkel $\Delta\alpha$ um die Achse, der idealerweise im Grenzwert gegen Null gehen sollte ($\Delta\alpha \rightarrow 0$), hat somit immer eine endliche Größe.

Der verwendete Algorithmus zur Berechnung der momentanen Schraubachsen ist so gestaltet, daß der differentielle Winkel $\Delta\alpha$ um die Achsen konstant bleibt. Auf diese Weise werden die Achsen immer aus Positionen mit gleicher Drehwinkeländerung berechnet. Eine Berechnung über jeweils konstante Mengen von Positionsfolgen würde eine Abhängigkeit von der Meßvorschrift schaffen und eine Änderung des differentiellen Drehwinkels verursachen. Es käme zu unterschiedlichen numerischen Genauigkeiten in der Quantifizierung der Parameter, insbesondere der Schraubsteigung, wie aus Gleichung (2.5) zu sehen ist. Die Schraubachsenberechnung über gleiche

Tabelle 6.1: Kinematische Untersuchungen an der Halswirbelsäule (Kalscheuer, 2001[38])

Autoren	Ziel der Arbeit	Objekt	Kraftsystem	Meßsystem
Dimnet et al. (1982)	Gesamtbewegungsausmaße, absolute Drehachsen für Extension-Flexion	12 Halswirbelsäulen in vivo	aktive maximale Extension bzw. Flexion durch den Probanden	seitliche Röntgenaufnahmen
Panjabi et. al (1986)	Kraft-Verschiebungs-Kurven für Scherkräfte sowie axiale Be- und Entlastung gemittelt über mehrere HWS-Segmente	4 Halswirbelsäulen in vitro	ortsfeste Vorlast von $10\,N$, Drehmomente von $-50\,Nm$ bis $50\,Nm$	sechs lineare Wegaufnehmer (Auflösung $0,02\,mm$ bzw. $0,05°$)
Penning, Wilmink (1987)	Gesamtbewegungsausmaße, absolute Achsen für axiale Rotation; Bestimmung gekoppelten Seitneigens	26 Halswirbelsäulen in vitro	aktive maximale Rotation durch Probanden	Computertomographien (2D)
Panjabi et al. (1991)	Gesamtbewegungsausmaße, Drehwinkel-Drehmoment-Kennlinien für axiale Rotation; Bestimmung gekoppelten Seitneigens	26 Halswirbelsäulen in vivo	axiale Drehmomente von $-1.5\,Nm$ bis $1.5\,Nm$	Bildgebung in zwei Ebenen (Auflösung $0,6°$ bzw. $0,5\,mm$)
Iai et al. (1993)	Gesamtbewegungsausmaße für axiale Rotation; Abschätzung gekoppelter Extension-Flexion und Seitneigen	20 Halswirbelsäulen in vivo	aktive maximale Rotation durch den Probanden	Röntgenbilder in zwei Ebenen (Auflösung $1.5° - 4.5°$ für gekoppelte Bewegungen)
Dumas et al. (1993)	Gesamtbewegungsausmaße für axiale Rotation; Beschreibung ipsilateralen Seitneigens	30 Halswirbelsäulen in vivo	aktive maximale Rotation durch den Probanden	Computertomographien (2D)

Tabelle 6.2: Kinematische Untersuchungen am Kniegelenk (Piazza et al., 2000[66])

Autoren	Meßmethode	Aktivität
Levens et al. (1948)	Intracortikale Nadeln	Gehen
Hallen, Lindahl et al. (1966)	Goniometer	Aktive und passive Knieextension
Kettlekamp et al. (1970)	Elektrogoniometer	Gehen
Trent et al. (1976)	Intracortikale Nadeln	In-vitro-Bewegung
Kurosawa et al. (1985)	Radiographie	Knie in vitro unter Quadrizeps-Vorlast
Shiavi et al. (1987)	Elektrogoniometer	Gehen
Kärrholm et al. (1988)	Stereoradiographie	Aktive Knieflexion und -extension
Lafortune et al. (1992)	Intracortikale Nadeln	Gehen
Koh et al. (1992)	Intracortikale Nadeln	Knieflexion in Form von Kniebeugen
Kärrholm et al. (1994)	Stereoradiographie	Aufsteigen
Li et al. (1996)	Elektrogoniometer	Gehen

Drehwinkel, die zu einer konstanten Genauigkeit der numerisch kritischen Parameter führt, ist in der Literatur noch nirgends erwähnt.

6.3.2 Testmessungen

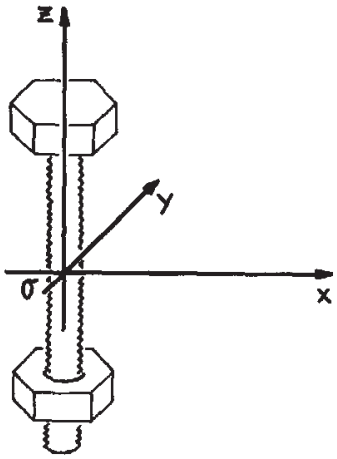


Abb. 6.4: **Testkörper**: Eine Schraube mit hochpräzisem Gewinde wird zur Überprüfung des Meßverfahrens an der Wirbelsäule verwendet (Kalscheuer, 2001[38]).

Wirbelsäulenapparatur. Eine Präzisionsschraube eignet sich als Testkörper am besten, um die Funktionsfähigkeit der Apparatur in Bezug auf die Berechnung von momentanen Schraubachsen zu überprüfen. Bei der in Abb. 6.4 dargestellten Schraube sollten alle momentanen Achsen wie bei einem Scharnier ortsfest sein. Die gemessene Schraubsteigung sollte der des Präzisionsgewindes von $5\,\mu m/grad$ entsprechen. Bei einem absoluten überstrichenen Winkel von $8,64°$ und einem differentiellen Drehwinkel von $0,06°$ ergibt sich eine Richtungsungenauigkeit von etwa einem Promille. Die numerisch kritische Schraubsteigung weist einen Fehler von 5% auf. Der Ort der Achse läßt sich in einem Bereich von $0,66\,mm$ genau bestimmen (Kalscheuer, 2001[38]).

3D-Elektrogoniometer. Das gleiche Testobjekt wurde auch am mechanisch seriellen System verwendet. Die Achse einer Präzisionsschraube läßt sich dabei in einem Bereich von etwa $1\,mm$ bestimmen, die Schraubsteigung ist mit etwa 20 % fehlerbehaftet (Mannel, 1998[49]). Die Auflösung ist also insgesamt schlechter als an der

Wirbelsäulenapparatur, dafür ist jedoch der Bewegungsbereich größer.

Weiterhin wurden auch ebene technische Viergelenke gebaut und getestet, um festzustellen, wie exakt Polbahnen der Größenordnung, wie sie etwa am Knie erwartet werden, gemessen werden können. Die Ergebnisse waren im Rahmen der angegebenen Genauigkeit zufriedenstellend und sind auf den Abb. 8.4 und 8.5 zu sehen.

6.3.3 Wirbelsäulensegment

Ein Flexion bzw. Extension verursachendes Drehmoment wird unter einer kranial-dorsalen Vorlast F_1 und einer kranial-ventralen Vorlast F_2 auf das Lendenwirbelsegment L3/L4 appliziert (Abb. 6.5, Spiering, 1995[75]).

Die Achsen sind nahezu parallel zur horizontalen Bandscheibenebene, aber nicht parallel zur Richtung des aufgebrachten Drehmomentes. Sie wandern bei zunehmender Flexion in ventrale Richtung. Die Menge der Schnittpunkte der Achsen mit der sagittalen Ebene ergeben für beide Vorlasten Geraden. Die Schraubachsen sind zu Drehachsen entartet, da die Schraubsteigung dicht bei Null liegt.

Unter der entlastenden Kraft F_1 sind die Achsen unter einem Extensionsdrehmoment (Intervall von $-2\,Nm$ bis $0\,Nm$) zunächst nahezu ortsfest (Abb. 6.5). Bei Applikation eines Flexionsdrehmomentes wandern die Achsen dann nach ventral. Man kann hier vermuten, daß unter einer Extension der Kontakt in den Wirbelbogengelenken die momentanen Achsen in der Art eines Scharniers dorsal fixiert.

In Abb. 6.6 ist zu sehen, wie die Steifigkeit des L3/L4-Segmentes unter einem Gelenkkompressiven Drehmoment konstant bleibt. Drehwinkel α und Extensionsdrehmoment T_y verhalten sich linear zueinander. Unter einem Flexionsdrehmoment nimmt die Steifigkeit rapide ab. Dies ist ein Beispiel, bei dem die Wirbelbogengelenke als Diarthrosen ein Gegendrehmoment zum Extension erzeugenden Drehmoment T_y bewirken. Dieses Gegendrehmoment entfällt bei dem fehlenden Gelenkkontakt unter der Flexionbewegung und das L3/L4-Segment verhält sich weniger steif.

Unter der kompressiven Kraft F_2 liegt die Rastpolkurve deutlich distal der Bandscheibe. Die gesamte Flexions-Extensionsbewegung findet auch unter Gelenkkontakt statt. Unter Berücksichtigung des Prinzips der dimeren Ketten sollte sich bei Inkongruenz der Gelenkflächen der Drehpol tatsächlich nach distal verlagern. Dies führt zu einer erhöhten Scherbelastung der Bandscheibe als Synarthrose: ein wünschenswerter Effekt, um diesmal die Synarthrose als Gegenkraft erzeugendes Gelenk aus-

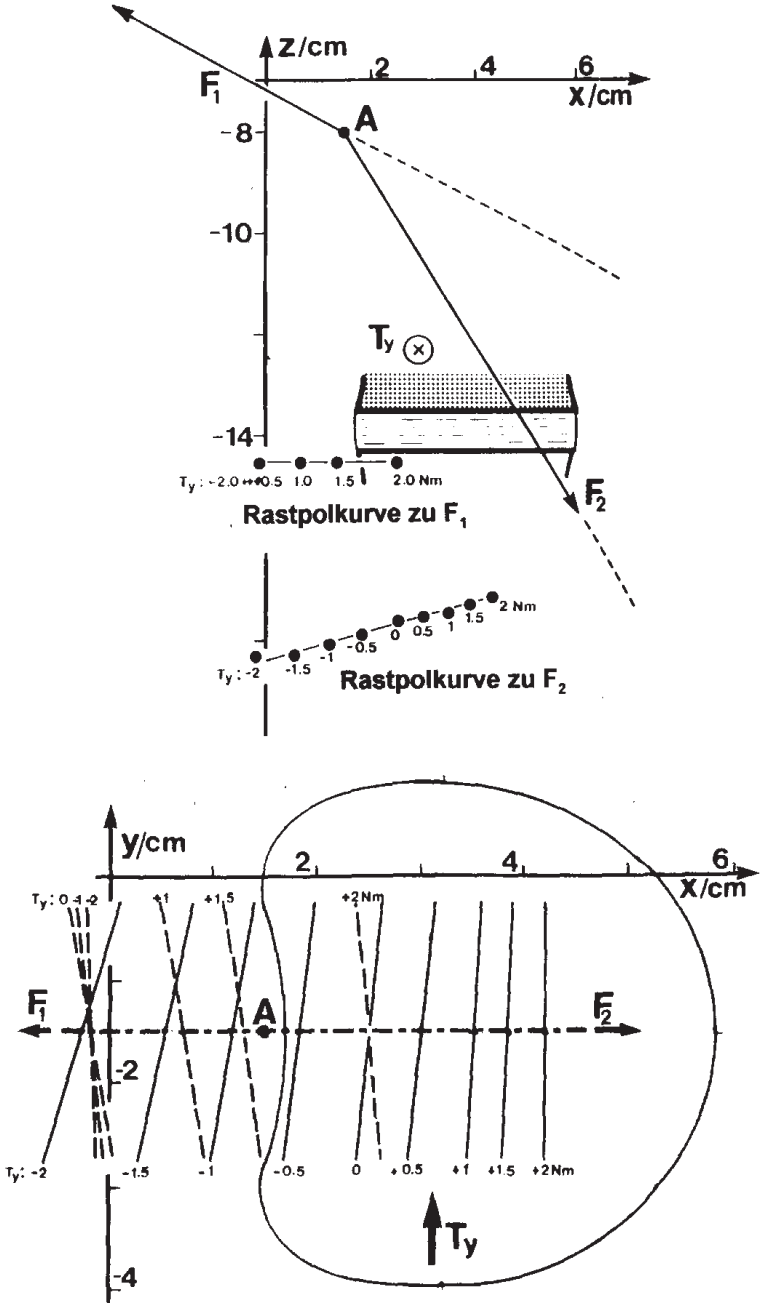


Abb. 6.5: **Flexion-Extension L3/L4**: Momentane Schraubachsen unter einen Flexionsdrehmoment und den Vorlasten F_1 (gestrichelte Achsen) und F_2 (ausgezogene Achsen) am Angriffspunkt A.

zunutzen und so die Diarthrosen zu entlasten.

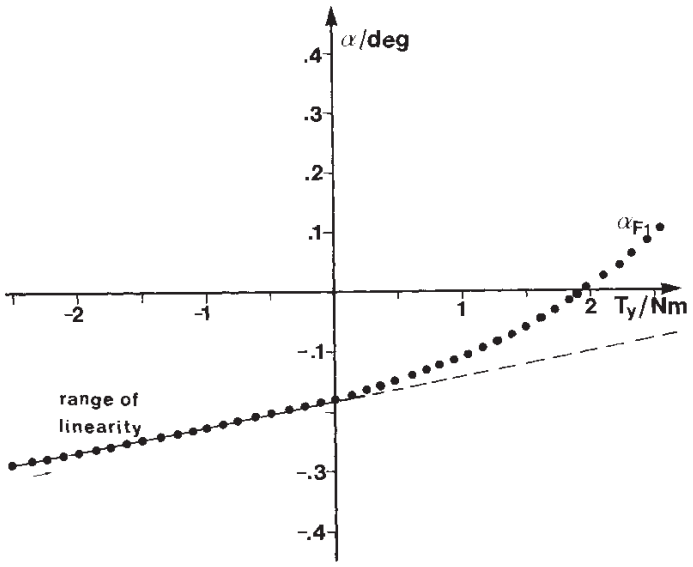


Abb. 6.6: **Steifigkeit bei L3/L4**: Der Drehwinkel α unter einen Flexionsdrehmoment T_y und der Vorlast F_1.

6.3.4 Ellenbogen des Hausschweins (Sus scrofa domestica)

Am Ellenbogen des Hausschweins wurde über ein System aus Zugkräften eine Flexion-Extensionsbewegung des Gelenkes über einen Winkelbereich von etwa 60° durchgeführt. Die Ergebnisse dieses Abschnittes beruhen auf den Messungen von Frau Bellmer (2001[4]), die sie mit Beratung durchgeführt hat. In Abb. 6.7 ist die Bewegungsspur von Radius und Ulna sowie die Polbahn im ruhenden System des Humerus zu sehen. Sie ergibt sich aus der Schnittkurve der Schraubachsfläche mit der Ebene, die durch die Bewegungsspur geben ist (Abb. 6.8). Diese Ebene ist eine gute Orientierung für die Ebene der Hauptfunktion des Gelenkes. Die Richtung der Achsen ist sehr konstant, so daß man von einer ebenen Bewegung sprechen kann.

Nach Entfernung des Bandapparates wurde die Messung nochmals unter der gleichen Kraftschraube durchgeführt. Abb. 6.8 zeigt die Überlagerung der Messungen mit und ohne Bänder. Die Achsflächen unterscheiden sich praktisch nicht. Dies entspricht einem Ergebnis, das schon an der Wirbelsäule bestätigt wurde: Die Entfernung der

Bänder hat einen nur sehr geringen Einfluß auf die Struktur der Bewegung, nämlich nur in deren Randlagen, wie in Abb. 6.8 zu sehen ist.

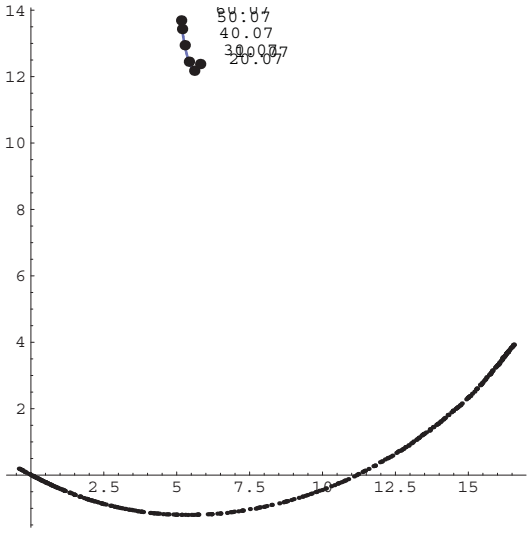


Abb. 6.7: **Polbahn am Ellenbogen**: Durchstoßpunkte der Schraubachsen und ihre Zuordnung zu Flexionswinkel und Bewegungsspur (Einheiten: *cm*).

6.4 Aspekte für Untersuchungen mit den neuen Meßverfahren

Die bisher mit den Apparaturen erzielten Ergebnisse der in vitro Messungen beinhalten folgende Gemeinsamkeiten:

- Die Lage der momentanen Schraubachsen und die Gestalt der durch sie aufgespannten Regelfläche sind abhängig von der Form der Gelenkflächen.
- Die Lage der momentanen Schraubachsen werden auch durch das momentan vorhandene Kraftsystem bestimmt, insbesondere durch die Vorlasten, da diese die Lagen der momentanen Kontakte auf den Artikulationsflächen vorgeben.
- Bei Gelenken mit einer Kombination aus Synarthrose und Diarthrose wird durch die Wanderung der momentanen Schraubachsen die momentane Steifigkeit beeinflußt.

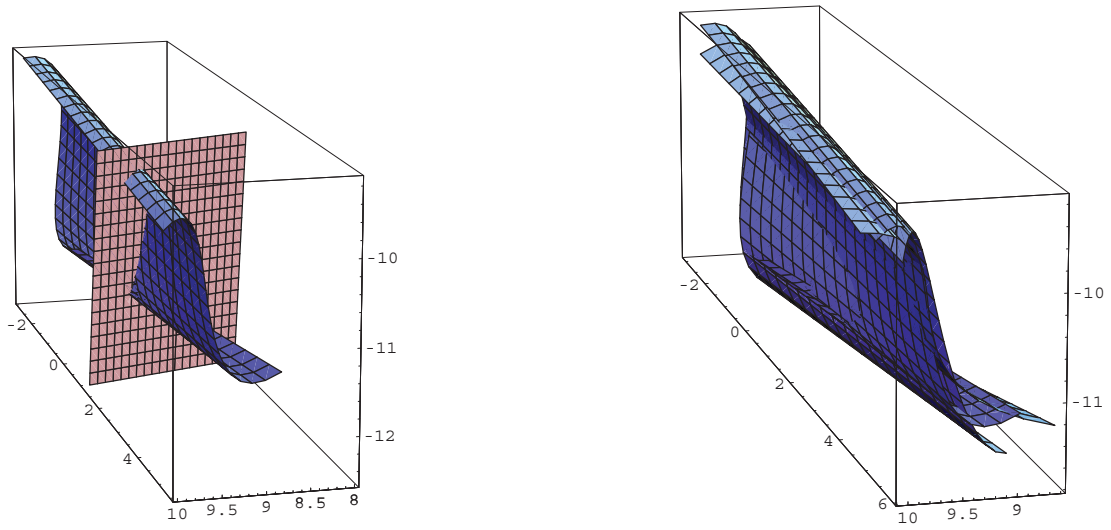


Abb. 6.8: **Regelflächen am Ellenbogen**: Schnitt der Schraubachsfläche mit der Hauptfunktionsebene und Überlagerung von Regelflächen der Bewegung mit und ohne Bandapparat.

- Bei Gelenken mit einer Kombination aus Synarthrose und Diarthrose kann die momentane Steifigkeit durch das Kraftsystem gedeutet werden, indem über die eingestellten Gelenkkontakte die Lage der momentanen Schraubachse festgelegt wird.
- Präzise Vorhersagen der Bewegungsstruktur setzen eine genaue Kenntnis der Geometrie der Oberflächen beider miteinander artikulierenden knorpeligen Gelenkteile sowohl in der Konvexität als auch in der Konkavität voraus (Anmerkung: nicht bekannt).
- Das Problem unterschiedlicher Ergebnisse in der Literatur hat folgende Gründe:
  - zu einfache Meßverfahren
  - fehlende Präzision der kinematischen Messung
  - fehlende Präzision der geometrischen Struktur des angelegten Kraftsystems

Diese Folgerungen konnten bisher mit keiner der dokumentierten Verfahren und Techniken gemacht werden. Die Menge und Art der aus den aktuellen Messungen

folgenden Ergebnisse sind noch nicht abzusehen.

7 Das mechanisch parallele Verfahren und Befunde

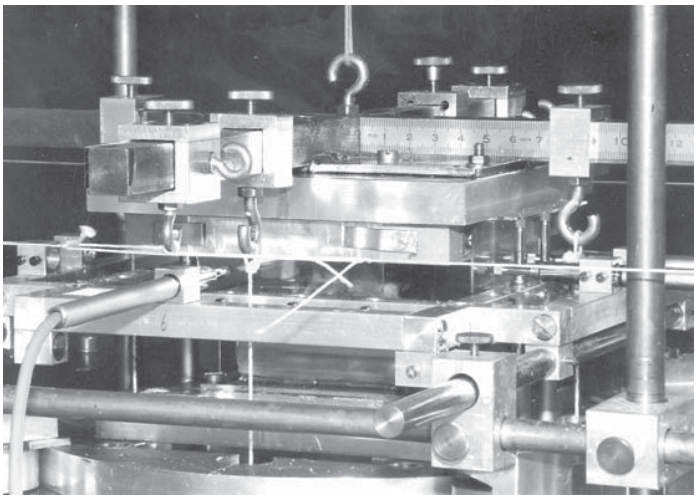


Abb. 7.1: Meßsystem zur Evaluation der Wirbelsäule

7.1 Konzeption und Ziel

Dieses Meßsystem dient der Untersuchung der Wirbelsäulenbewegung. Es wurde zur Messung von einzelnen Bewegungssegmenten der Wirbelsäule konzipiert. Eine Modifikation wurde auch zur Bestimmung der Primärstabilität von Hüftendoprothesen verwendet. Die sog. Junghanns-Segmente bestehen aus zwei Wirbelkörpern mit dazwischenliegender Bandscheibe. Die Segmente stellen eine Kombination von Diarthrose und Synarthrose dar und haben ein geringes Bewegungsausmaß. Das Ziel ist die Messung der Lageänderung des Segmentes in allen Freiheitsgraden nach Lastaufbringung. Wegen der Bandscheibe als Elementes der Synarthrose gibt es eine Nullpunktlage im Gleichgewicht, aus der sich das Segment bei Belastung herausbewegt und in die es nach Entlastung zurückkehrt. Die Schraubbewegung, die sich als Effekt der Belastung ergibt, ist bisher nicht meßbar gewesen und in der Literatur noch nicht publiziert worden, da insbesondere weder der Aufpunkt noch die

Schraubsteigung, wie sie in den Glg. (2.4) und (2.5) beschrieben sind, angegeben wurden.

7.2 Die Apparatur

Aufbau. Die Apparatur besteht aus einem kombinierten Kraft- und Sensorsystem. Dabei wird eine kontrollierte Kraft und ein kontrolliertes Drehmoment auf das Segment aufgebracht, während die Auslenkung des oberen Wirbelkörpers relativ zum fixierten unteren aufgezeichnet wird. Die Kraftschraube wird über Seilzüge vorgegeben, und die Lageänderungen werden von sechs Längenmeßtastern mit metallischer Kugelkopf-Spitze gleichzeitig aufgenommen.

Das ruhende Bezugssystem bildet die feste Basis für das körperbezogene bewegte System im freien oberen Wirbel sowie für das anatomische Koordinatensystem (Abb. 7.2). Bezüglich dieses Laborsystems werden die Lagen des bewegten Wirbels als drei Translationen und drei Rotationen bestimmt und anschließend die kinematischen Parameter der Schraubachse berechnet. Durch Ausmessen von Röntgen-Photographien, auf denen sowohl das Präparat als auch Teile der apparativen Fixierung abgebildet sind, lassen sich anatomische Punkte, Laborsystem und kinematische Parameter miteinander in Beziehung setzen.

Justierung. Das Junghanns-Bewegungssegment wird in die Apparatur eingepaßt. Dabei wird auf das Meßobjekt das vorgegebene apparative Koordinatensystem angewendet (Abb. 7.2). Das Bewegungssegment selbst wird in zwei Wannen mit Superhartgips oder Kunststoff fixiert, wobei die Wanne des unteren Wirbelkörpers fest mit dem Laborsystem, in dem sich die Wegaufnehmer befinden, verbunden ist. Die Wanne des oberen Wirbelkörpers dient zur Kraftübertragung, die über Seilzüge realisiert ist. An der oberen Wanne sind gleichzeitig die Auflageflächen der sechs Wegaufnehmer angebracht (Abb. 7.4 b).

Zuordnungen. Die Zuordnung der anatomischen Strukturen des Präparates geschieht durch parallel zu den Koordinatenebenen aufgenommene Fernröntgenbilder, in denen Wirbelkörper und Gelenkspalten mit einer Genauigkeit von etwa $1\,mm$ lokalisierbar sind. Apparatives Koordinatensystem (Abb. 7.2) und Vermessungen der Röntgenaufnahmen sind durch winkeltreue Positionierung des Bewegungssegmentes auf dem Röntgentisch direkt miteinander vergleichbar. Als Vereinfachung wird mit Projektionen in einer Ebene gearbeitet, sobald die Bewegungsparameter der Wirbel

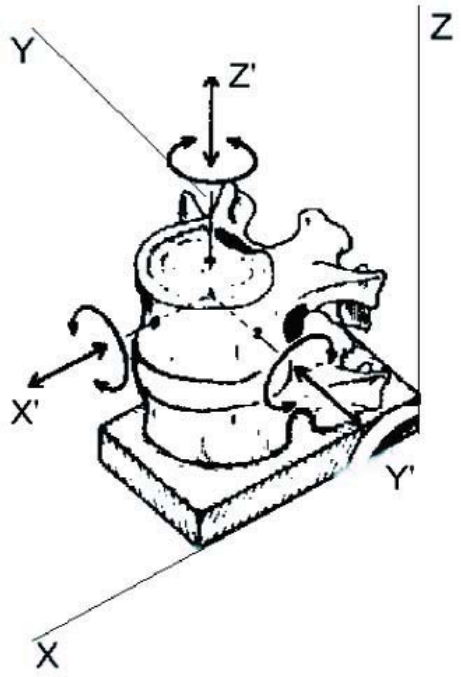


Abb. 7.2: **Apparatives Koordinatensystem**: Das Laborsystem (X,Y,Z) bildet den Bezug für das anatomische Koordinatensystem und das bewegte System (X',Y',Z'). Die z-Achse ist die axiale Richtung, die x-Achse unterscheidet dorsal und ventral.

ein deutlich zweidimensionales Verhalten zeigen und die Regelfläche einen generalisierten Zylinder darstellt. Somit ist eine räumliche Lokalisierung anatomischer Referenzpunkte nicht unbedingt erforderlich, wenn auch mit Hilfe zweier zueinander senkrechter Aufnahmen möglich.

Die Meßdaten, die aus den drei Koordinaten $\vec{d}$ der Translation und den drei Winkeln $\vec{\theta}$ der Verschiebung bestehen, sind gerätespezifische und von der Sensoranordnung abhängig. Der apparative Aufbau ist beispielsweise davon abhängig, ob die Bewegung von Brust- oder Halswirbel gemessen wird. Die Halswirbel sind kleiner dimensioniert als die Brustwirbel, die Einbettung erfolgt in einer entsprechend kleineren Wanne, und die gemessene Koppelkurve befindet sich durch eine veränderte Tasterlage in einem neuen Koordinatensystem.

Koppelkurven in der Nähe bestimmter anatomischer Punkte zu untersuchen, kann einen Aufschluß über die Konsistenz und Vergleichbarkeit der Ergebnisse geben. Dazu werden auf den Röntgenaufnahmen die Gelenke im Verhältnis zum Wannenrand vermessen, der die Begrenzung der drei Tasterebenen darstellt. Die Kurven transformieren sich dann nach Glg. (2.10).

7.2.1 Sensorsystem

Die Meßtaster sind in einer sog. 3:2:1-Anordnung auf die drei zueinander senkrechten Raumebenen verteilt (Abb. 7.3), d. h. es befinden sich drei Taster auf der Ebene E_1, zwei auf E_2 und einer auf E_3. Sind drei nicht kollineare Punkte A, B, C einer Ebene E_1 bekannt, so kann aus zwei Differenzvektoren $\vec{r}_1 = \vec{B} - \vec{A}$ und $\vec{r}_2 = \vec{C} - \vec{A}$ der Normalenvektor $\vec{n}_1$ bestimmt werden, der ein Richtungsvektor einer dazu senkrechten Ebene sein muß. $\vec{n}_1$ und der Verschiebevektor $\vec{r}_3 = \vec{D} - \vec{E}$ aus den zwei Tastpunkten D, E der zweiten Ebene E_2 können dazu benutzt werden, die ersten beiden Meßebenen zu lokalisieren. Die dritte Ebene E_3 berechnet sich aus dem Kreuzprodukt der Normalenvektoren $\vec{n}_1$ und $\vec{n}_2$ und der Koordinaten des Tastpunktes F, der sich in dieser Ebene befindet (Spiering, 1995[75]):

$$\begin{aligned} E_1: &\quad \vec{n}_1 = \vec{r}_1 \times \vec{r}_2 \\ E_2: &\quad \vec{n}_2 = \vec{n}_1 \times \vec{r}_3 \\ E_3: &\quad \vec{n}_3 = \vec{n}_1 \times \vec{n}_2 \end{aligned} \tag{7.1}$$

Der Schnittpunkt der drei Ebenen ergibt den Translationsvektor $\vec{d}$ des Koordinatenursprungs und läßt sich durch das Lösen eines inhomogenen linearen Gleichungssystemes bestimmen:

$$\vec{n}_1 \cdot \vec{d} \;=\; \vec{n}_1 \cdot \vec{A}$$

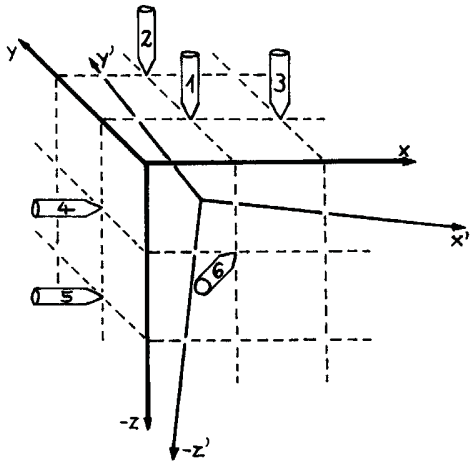


Abb. 7.3: **Schema der Sensoranordnung**: Sechs Induktivtaster messen Lageänderungen in drei zueinander senkrechten Ebenen. Die Taster 1 bis 6 zeigen auf die Punkte A bis F (Kalscheuer 2001[38], Spiering 1995[75]).

$$\begin{aligned} \vec{n}_2 \cdot \vec{d} &= \vec{n}_2 \cdot \vec{D} \\ \vec{n}_3 \cdot \vec{d} &= \vec{n}_3 \cdot \vec{F} \end{aligned} \tag{7.2}$$

Die Orientierung ergibt sich direkt aus den Differenzen der Tasterwerte, wenn die Winkel θ entsprechend klein sind, d. h. $\theta \approx \tan\theta$ (siehe Glg. A.2). Die notwendige Numerik beinhaltet also ausschließlich unkritische lineare Operationen.

Die Anzahl von sechs Sensoren ist das erforderliche Minimum, um allen Freiheitsgraden des starren Körpers gerecht zu werden. Durch die parallele Anordnung der Wegaufnehmer läßt sich unter Verwendung einer größeren Anzahl von Tastern in einer $(3 \times 3)-$Kombination eine Redundanz der Daten zur Erhöhung der Meßgenauigkeit erzielen (siehe Anhang A)

7.2.2 Kraftsystem

Ein muskuläres System kann isotonisch mit Längenveränderung oder isometrisch ohne Längenveränderung arbeiten. Die isotonische Variante hat den Vorteil der Rückwirkungsfreiheit. Das bedeutet, daß ein angebrachtes Sensorsystem trotz einer sehr geringen Federrückstellkraft der Induktivmeßtaster die Bewegung nicht beeinflußt, solange ein isotonisches Krafteinwirkung vorliegt. Das muskuläre System selbst wird

durch eine Kraftschraube aus parallelen und antiparallelen Gewichtskräften ersetzt.

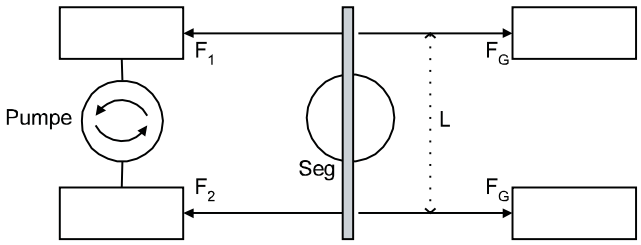


Abb. 7.4: **Schema der Kraftaufbringung**: Aufsicht der Drehmomentwaage

Axiale Rotation, die durch Drehmomente hervorgerufen wird, gehört zu dem vorrangigen Bewegungstypus vor allem der Lendenwirbelsäule. Dazu werden reine Drehmomente aufgebracht, die über eine sog. Drehmomentwaage durch entgegengesetzt gleichgroße Kräftepaare erzeugt werden, so daß die Kräftebilanz sich nicht ändert. Für die Kräfte in Abb. 7.4 bedeutet das:

$$\vec{F}_1 + \vec{F}_2 = 2\vec{F}_G \tag{7.3}$$

Die Kräfte sind durch genau gleiche Wassermengen realisiert. Wird durch eine Pumpe das Verhältnis $F_1 \div F_2$ verändert, so behält Glg. (7.3) ihre Gültigkeit und es wird das Drehmoment

$$\vec{T} = \vec{L} \times (\vec{F}_1 - \vec{F}_2) \tag{7.4}$$

erzeugt. Um Gelenkschluß zu bekommen, wird das Segment unter die Spannung einer Vorlast F_V gesetzt (Abb. 7.4 a). Die Vorlast ist längs des Kraftarms L verschiebbar. Wird sie mehr ventral plaziert ($\vec{F}_I$), ist der Gelenkkontakt praktisch aufgehoben. Verläuft sie mehr dorsal durch den Wirbelkanal ($\vec{F}_{II}$), ist der Kontakt unbedingt gegeben.

Um zu erwartende Hystereseeffekte der Synarthrose zu untersuchen, kann das Drehmoment in Abhängigkeit von der Zeit entweder kontinuierlich durch einen stetigen Wasserfluß – oder als Stufenfunktion unter Berücksichtigung der Relaxation der Bandscheibe – verändert werden.

7.3 Genauigkeiten

Um eine Vorstellung von der Genauigkeit und Funktionsfähigkeit zu bekommen, wurde ein idealer Probekörper mit bekanntem Bewegungsverhalten benutzt, um die Ergebnis und Vorhersage zu vergleichen.

Eine Präzisionsschraube mit $5\,mm$ Durchmesser und einem Versatz von $2\,mm$ pro Umdrehung, was einer Schraubsteigung von $0,0055\,mm/grad$ entspricht, wurde in die Apparatur eingesetzt. Anschließend wurde mit der Hand eine Rotation durchgeführt, um die aus der Schraubbewegung resultierende Achse zu lokalisieren. Abb. 7.5 zeigt, daß die Achse, die der Rotationsachse der Schraube entspricht, mit einer Genauigkeit von etwa $0,7\,mm$ getroffen wird. Die Schraubsteigung beträgt im Mittel $0,00642 \pm 0,000472\,mm/grad$ und ist konstant positiv. Man sieht hier das bereits angesprochene Problem der numerischen Bestimmung der Schraubsteigung für kleine Winkelbereiche.

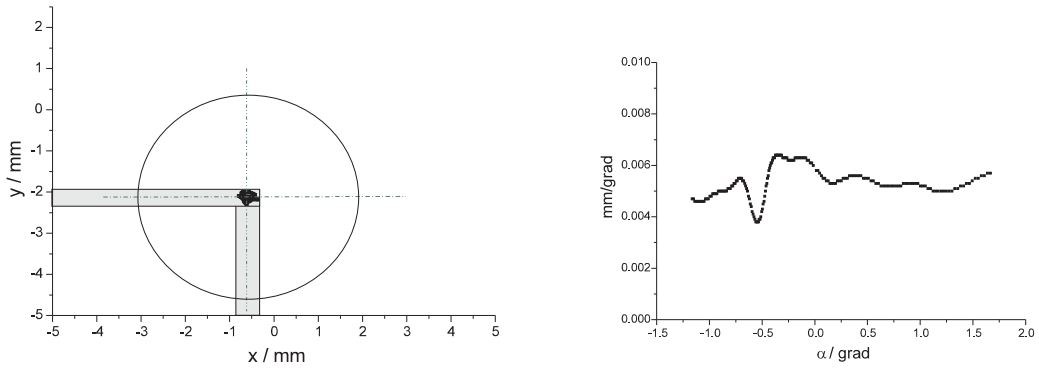


Abb. 7.5: **Präzisionsschraube**: Darstellung der Durchstoßpunkte der Schraubachsen in der x-y-Ebene auf Höhe der Schraubenmitte sowie Konstanz der Schraubsteigung in Abhängigkeit vom Drehwinkel.

7.4 Bewegung und anatomische Zuordnung

Dieses Kapitel beschäftigt sich mit einigen an der Apparatur durchgeführten Messungen. Es sollen beispielhaft die Möglichkeiten zur biomechanischen Analyse aufgezeigt werden, die das Gerät bietet. Für umfassende Arbeiten in dieser Hinsicht sei auf Veröffentlichungen (Nägerl et al., 1995[57], 1996[58], 1998[59]) verwiesen. Zur

Zeit werden in der Arbeitsgruppe Biomechanik Göttingen/Greifswald systematische Messungen zu den einzelnen Bewegungssegmenten der Wirbelsäule durchgeführt.

7.4.1 Lendenwirbelsegment

Die Lendenwirbelsegmente haben ein sehr geringes Bewegungsausmaß von etwa 4° bei axialer Rotation. Die Richtung der momentanen Schraubachsen ändert sich praktisch nicht und ist parallel zur Richtung des aufgebrachten Drehmoments. Die Duchstoßpunkte der Achsen in der xy-Ebene auf Bandscheibenhöhe ergeben die Bahnen der Momentanpole.

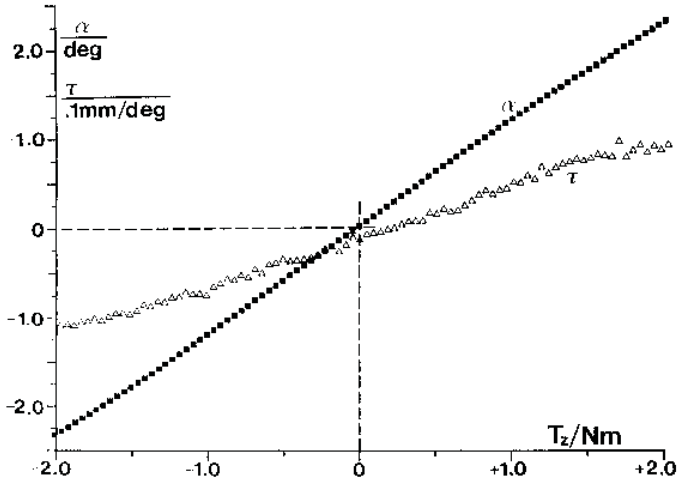


Abb. 7.6: $\boldsymbol{\alpha(T)}$ **und** $\boldsymbol{\tau(T)}$: Drehwinkel α und Schraubsteigung τ bei axialer Rotation eines L3/4-Segmentes nach Entfernen der Gelenke in Abhängigkeit des Drehmomentes (Spiering, 1995[75]).

Die Untersuchung eines L3/L4-Segmentes nach Entfernung der Wirbelbogengelenke, die Untersuchung einer reinen Synarthrose also, zeigt, daß die Achsen ortsfest in der Nähe des Bandscheibenzentrums liegen. Weiterhin existiert ein proportionaler Zusammenhang von Drehmoment T und Drehwinkel α (Abb. 7.6). Aus der Abb. 7.6 kann man ebenso eine Linearität von Schraubsteigung τ und α ablesen. Es gilt dann $\tau = D\,\alpha$ mit $D = 0,047\,mm/deg$. Eine negative Schraubsteigung ist gleichbedeutend mit einer Linksschraubung. Eine positive Schraubsteigung bedeutet Rechtsschraubung. Bei $\tau = 0$ ist die Schraubung zu einer Drehung entartet. Der

Versatz s entlang der Schraubachse ist wegen $s = \int \tau(\alpha)\, d\alpha$ eine nach oben geöffnete Parabel. Es kommt also unabhängig von der Drehmomentrichtung zu einem Anwachsen der Bandscheibendicke. Aus den Daten folgt: Der Versatz s bei einem Drehwinkel von $\pm 2°$ beträgt $0,1\, mm$. Dieses Ergebnis bestätigt die Hypothese von Kapandji (1984[39]) daß im Anulus gekreuzte Faserstrukturen existieren, die sich unter Rotation zusammenziehen. Der inkompressible Nukleus Pulposus wird gestaucht und die Bandscheibe gewinnt an Höhe. Dabei ist es verständlich, daß das Anwachsen für beide Rotationsrichtungen in gleichem Maße gilt, da es keinen Grund für eine physiologische Vorzugsrichtung gibt.

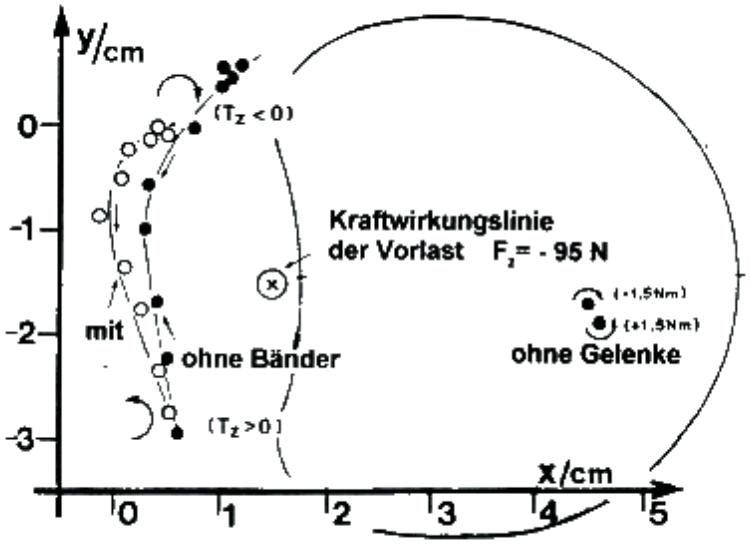


Abb. 7.7: **Axiale Rotation von L3/4** Polkurven bei Gelenkschluß mit und ohne Bänder sowie ohne Gelenke bei Vorlast durch den Wirbelkanal (Spiering, 1995[75]).

Werden die Gelenke nicht entfernt und liegt eine kompressive Vorlast im Wirbelkanal, dann bilden die Achsen verallgemeinerte Zylinder und liegen dorsal des Wirbelkanals (Abb. 7.7). Dabei wandern die Momentanpole bei einem linksdrehenden T nach rechts und bei einem rechtsdrehenden T nach links. Eine Entfernung der

Bänder beeinflußt die Lage der Achsen nur unwesentlich.

Ein solches Ergebnis läßt sich durch eine zusammengesetzte kinematische Kette wie in Abb. 4.3 erklären. Es ist in jedem Fall ein deutlicher Hinweis darauf, daß die Wirbelbogengelenke entscheidend die Struktur der Bewegung bestimmen, während die Bänder dies nicht tun.

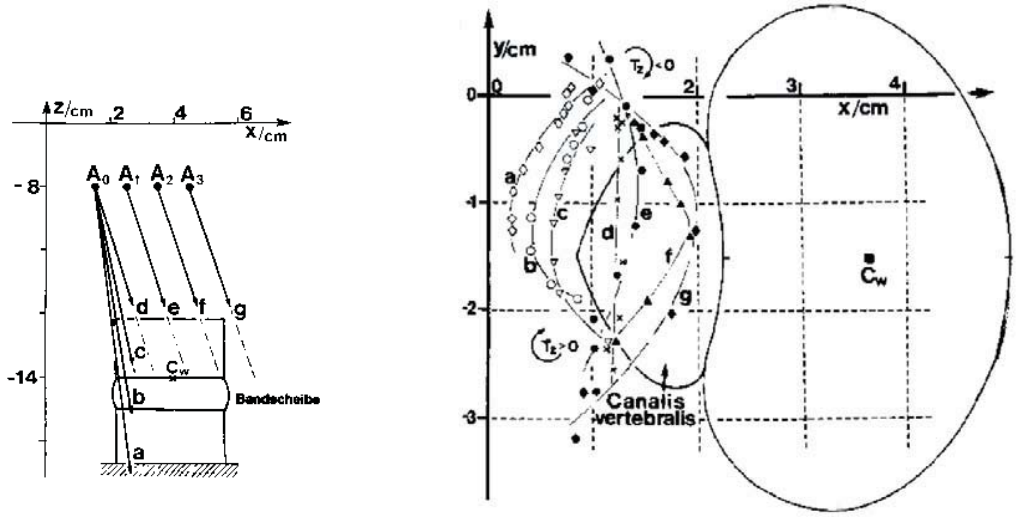


Abb. 7.8: **Axiale Rotation von L4/5 unter Lastvariation**: Polkurven bei Variation des Kraftangriffs A unter einem axialen Drehmoment T (Spiering, 1995[75]).

Die dorsal gebogenen Polbahnen bei axialer Rotation wurden auch an einem L4/5-Segment gemessen (Abb. 7.8). Dabei wurde zusätzlich die für die kompressive Gelenkkraft zuständige Wirkungslinie der Vorlast von dorsal nach ventral verschoben. Hier gilt: Verursacht die Vorlast statt eines kompressiven Extensionsdrehmomentes (Vorlast (a) bis (c) dorsal des Bandscheibenzentrums) ein Flexionsdrehmoment (Vorlast (e) bis (g) ventral des Zentrums), so wechseln die Polbahnen ihre Krümmungsrichtung und sind ventral gebogen. Die Kraftwirkungslinie der Vorlast (d) läuft exakt durch das Widerstandszentrum c_w.

Somit ist festzustellen, daß die kinematischen Größen von der geometrischen Lage der Wirkungslinie der Vorlast und eventuell von deren Betrag abhängig sind. Der durch das Kraftsystem erzeugte quasistationäre Zustand gibt die spezielle Art des

Gelenkkontaktes vor, der sich in den beobachteten Bewegungsparametern widerspiegelt. In den folgenden Darstellungen sind daher häufig mehrere Polbahnen zu sehen, die jeweils einer speziellen Vorlast zugeordnet sind. Die ventralen Rastpolkurven werden dadurch bedingt, daß bei Lasten, die eine Flexion des Wirbelsegmentes ergeben, nur noch ein Gelenk führt.

7.4.2 Brustwirbelsegment

Bei dem Brustwirbelsegment Th6/7 wurde die axial gerichtete Vorlast verschoben, so daß die verschiedenen Kraftwirkungslinien in differierenden Abständen vom Widerstandszentrum entlangliefen (Lee, 2000[46]). Die Auslenkung des Segmentes wurde im Vergleich zur kraftfreien Position gemessen und der Drehpol bestimmt. Der Drehpol wandert bei exzentrischer Verlagerung der Kraft zum Zentrum des Segmentes, d. h. in die Nähe des Widerstandszentrums. Diese Messung bestätigt qualitativ die Aussage des Reziprozitätstheorems (vgl. Abschnitt 4.2).

Bei axialer Rotation der Brustwirbel stehen die Richtungsvektoren der Schraubachsen weitgehend senkrecht auf der xy-Ebene (Abb. 7.9) (Lee 2000[46], Katerji et al. 1999[40]). Der Versatz entlang der Achsen ist vernachlässigbar, die Rotation ist der dominierende Anteil. Somit können die Daten auf eine ebene Bewegung reduziert und mit Überlagerung des Röntgenbildes sofort die anatomische Zuordnung gemacht werden. Der gesamte Bewegungsbereich erstreckt sich über 6°. Bei der Rückdrehung ändert sich das Vorzeichen der Achsrichtung. Der Verlauf der Richtungskomponenten ist aber spiegelsymmetrisch zur x-Achse. Die Polkurven sind im Unterschied zu den Kurven der Lendenwirbelsäule (Spiering, 1995[75]) nicht nach dorsal, sondern nach ventral gekrümmt. Interessant ist der Sprung des Drehpols beim Richtungswechsel der Bewegung. Dies deutet auf ein mechanisches Spiel zwischen den Wirbelbogengelenken hin.

Deutlich wird dies auch, wenn die Koppelkurven der Bewegung nach Glg. (2.10) auf die Höhe der Gelenke transformiert werden.

In Abb. 7.10 hat die Koppelbahn für das Bandscheibenzentrum die geringste Ausdehnung, da sie sich dicht bei den Drehpolen der Bewegung befindet. An den Gelenken verlaufen die Bahnen entlang der Konturen der Gelenkoberfläche, ein Beweis für das Abrollen der Flächen. Die Verbindungslinie von Bahnpunkt und zugehörigem Drehpol in der Bandscheibe steht senkrecht auf den Gelenkflächen. Die vergrößert dargestellte Überlagerung von Hin- und Rückrichtung in Abb. 7.10 weist eine Nicht-Übereinstimmung von beiden Richtungen auf, die den Sprung der Polbahn in Abb.

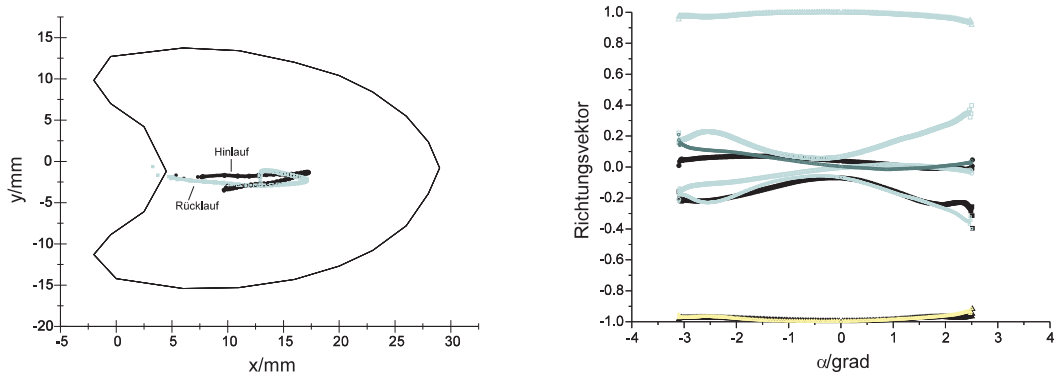


Abb. 7.9: **Axiale Rotation von Th6/7**: Lage der Polkurven für Hin- und Rückdrehung im Wirbelsegment und Komponenten der Richtungsvektoren der Schraubachsen.

7.9 erklärt, und auf ein Umspringen des Wirbelkörpers beim Richtungswechsel hindeutet.

7.4.3 Halswirbelsegment

Das Halswirbelsegment ist kleiner und beweglicher als das Brustwirbelsegment. Dies machte eine Verkleinerung der Einbettungswanne sowie eine dicht am Drehbereich fixierte Tasteranordnug erforderlich. Die Bewegung wird zudem durch die Uncovertebralgelenke beeinflußt, die sich zwischen den Wirbelkörpern befinden (Jensch et al., 1999[36]). Die an einem C3/4-Segment bei axialer Rotation gemessenen Schraubachsen stehen nicht senkrecht auf den Bodenplatten, sondern sind um etwa 30° Grad gekippt (Abb. 7.11). Die von den Achsen gebildete Regelfläche ist aber zylinderförmig, so daß ein Schnitt mit der Bandscheibenebene eine charakteristische Polbahn liefert (Abb. 7.12). Die Drehpole befinden sich, durch die Uncovertebralgelenke bedingt, vor dem Wirbelkörper. Die Bahn ist, wie beim Brustwirbelsegment, unter kompressiver Vorlast nach ventral gebogen.

Die Veränderung der Lage der Vorlast sowohl in der ventralen als auch in der seitlichen Richtung führt zu einer leichten Verschiebung und Formänderung der Polbahn, wobei sie ihre gundlegende Gestalt beibehält. Dies entspricht der bereits besprochenen Variation des Kraftparameters. Der Einfluß der Vorlast ist jedoch nicht so stark ausgeprägt, wie in der Lenden- und Brustwirbelsäule. Es entstehen durch Variation der Kraftschraube offenbar keine neuen kinematischen Systeme.

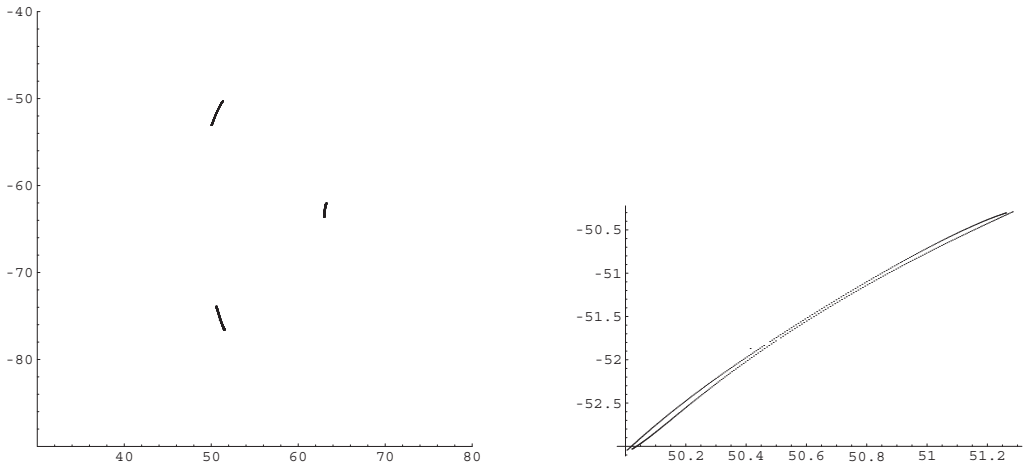


Abb. 7.10: **Koppelkurven am Gelenk**: Die Bahnen für die Bogengelenke und das Bandscheibenzentrum sowie eine vergrößerte Darstellung der Überlagerung der Bahnen von Hin- und Rückrichtung am linken Gelenk.

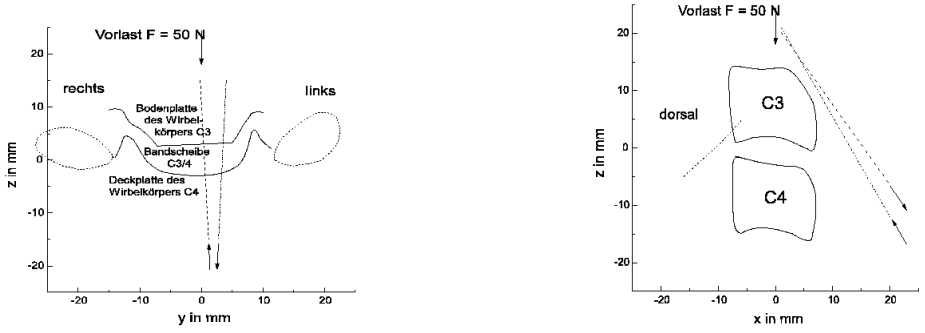


Abb. 7.11: **Axiale Rotation bei intaktem C3/4-Segment**: Frontal- und Sagittalansicht. Die beiden Achsen unterscheiden links- bzw. rechtsdrehende Bewegung.

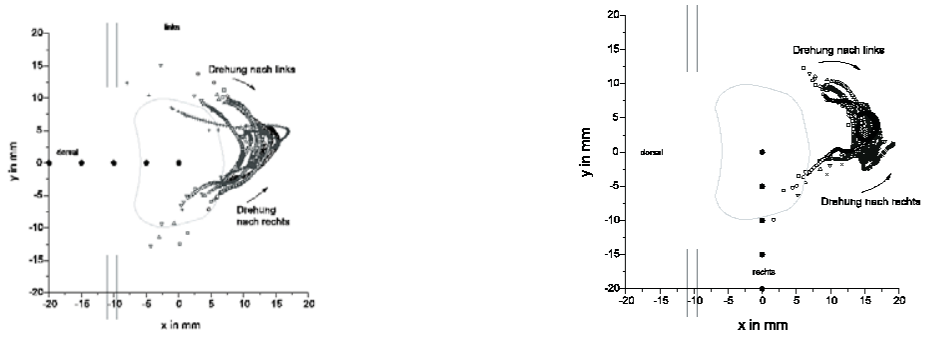


Abb. 7.12: **Polbahnen:** Verlagerung der Vorlast von ventral nach dorsal und von links nach rechts.

Nach Entfernung der Wirbelbogengelenke sind die momentanen Schraubachsen in ihrer Richtung konstant (Abb. 7.13, Kalscheuer, 2001[38]). Durch den Einfluß der Zwischenwirbelgelenke sind die Durchstoßpunkte auf Bandscheibenebene ventral verlagert, verändern ihre Lage aber nur wenig. Da die Schraubachsen die Bandscheibe nicht treffen, ist diese Lage durch die Führung der Uncovertebralgelenke gegeben. Es ist somit der Nachweis über die Führungsdominanz durch diese Gelenke gelungen.

Die Apparatur ermöglicht es, wie am Lendenwirbelsegment schon gezeigt, einen direkten Zusammenhang von Sensor- und Kraftsystem zu untersuchen. Dabei wird der Drehwinkel α in Abhängigkeit vom Drehmoment T betrachtet (Abb. 7.14). Eine Untersuchung der umgekehrten Abhängigkeit $\alpha(T)$ ist ebenso problemlos möglich. Solche Untersuchungen sind in der Literatur bisher nicht vorhanden.

In Abb. 7.14 ist festzustellen, daß der Winkel nicht im gleichen Maße wächst wie das Drehmoment. Das Verhalten ist ein anderes als im L-Bereich der Wirbelsäule. Der Zusammenhang von Drehmoment und -winkel ist nicht proportional. Zudem unterscheiden sich Hin- und Rückrichtung der Kurve, so daß insgesamt eine Hysterese[1] entsteht, wie sie bei elastischen Beanspruchungen zu beobachten ist.

[1] **Hysterese**: Abhängigkeit des physikalischen Zustands eines Objektes von vorausgegangenen Zuständen, beruht auf der Restwirkung nach Beseitigung der einwirkenden physikalischen Größe (Brockhaus, 1998[7]).

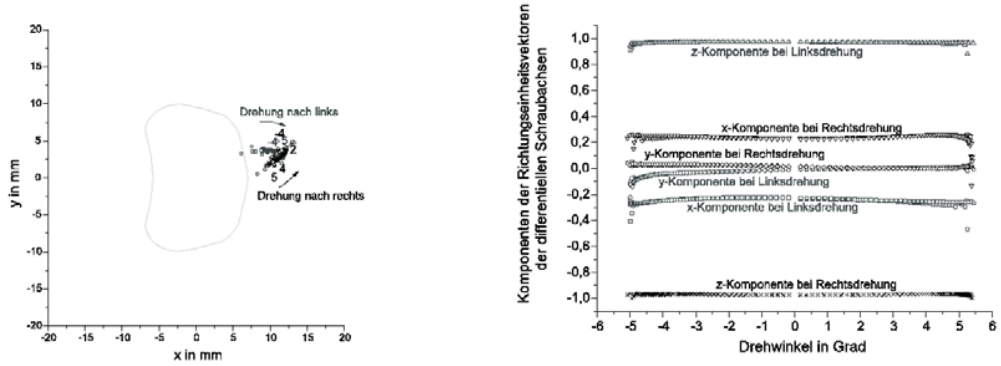


Abb. 7.13: **Axiale Rotation ohne Wirbelbogengelenke**: Durchstoßpunkte und Richtungsvektoren der Achsen.

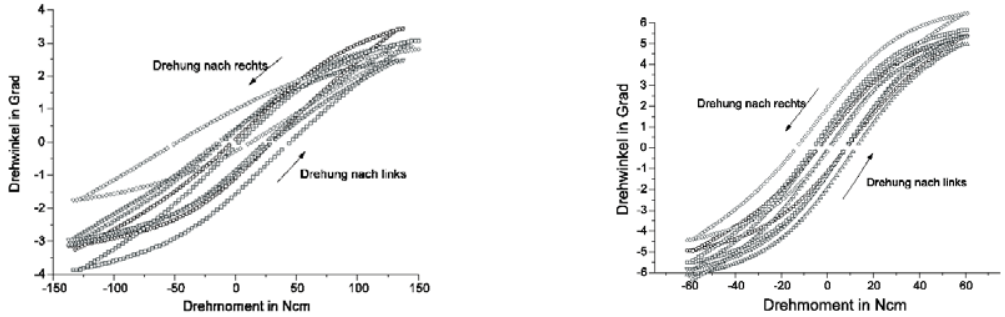


Abb. 7.14: **Hysterese**: Drehmoment-Winkel-Funktion bei Rotation mit und ohne Wirbelbogengelenke bei verschiedenen Vorlasten.

Aus dem Vergleich der Kurven mit und ohne Gelenke ist ersichtlich, daß sich zum einen der Bewegungsraum ohne Gelenke von 8° auf 12° erhöht, und zum anderen die Hysterese ohne Gelenke abnimmt. Die Vorlast beeinfußt den Bewegungsumfang, aber nicht die Form der Hysterese. Dieses viskoelastische Verhalten kann durch ein dreiparametriges Dämpfungsmodell der Bandscheibe, wie es bereits von Burns et al. (1984[13]) und Tamaki et al. (1991[76]) vorgeschlagen wurde, erklärt werden. Die räumliche Behandlung der viskoelastischen Effekte steht aber noch aus.

Das sigmoide Verhalten der Kurven wird auf die Wanderung der Schraubachsen zurückgeführt (Kalscheuer, 2001[38]). Es gibt keinen Einfluß durch die Nichtlinearität von Bändern oder Bandscheibe.

8 Das mechanisch serielle Verfahren und Befunde

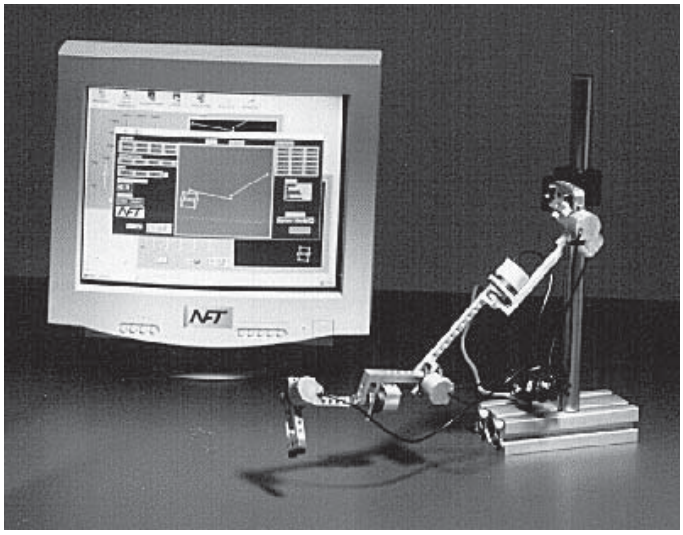


Abb. 8.1: Meßsystem für Gelenke mit großem Spielraum

8.1 Konzeption und Ziel

Ein Meßsystem für Gelenke mit großer Asymmetrie der Bewegungsausmaße läßt sich nicht durch reine raumfeste Sensoren wie die Induktivmeßtaster an der Wirbelsäule realisieren. Zur Aufzeichnung größerer Bewegungen ist eine Kopplung zwischen raum- und körperfestem System über sechs Winkelmesser mit großen Drehbereich geeignet. Ein einfaches Beispiel für eine solche Kopplung in der Ebene ist eine Kette mit drei Gelenken. Das Ende der Kette, auch Endeffektor genannt, kann innerhalb des Bewegungsraums der Anordnung jede Position und Orientierung annehmen (Abb. 8.2).

Die drei Drehwinkel der Kette legen die drei Freiheitsgrade des Schirms (zwei Koordinaten der Position und einen Winkel der Orientierung) innerhalb der Ebene

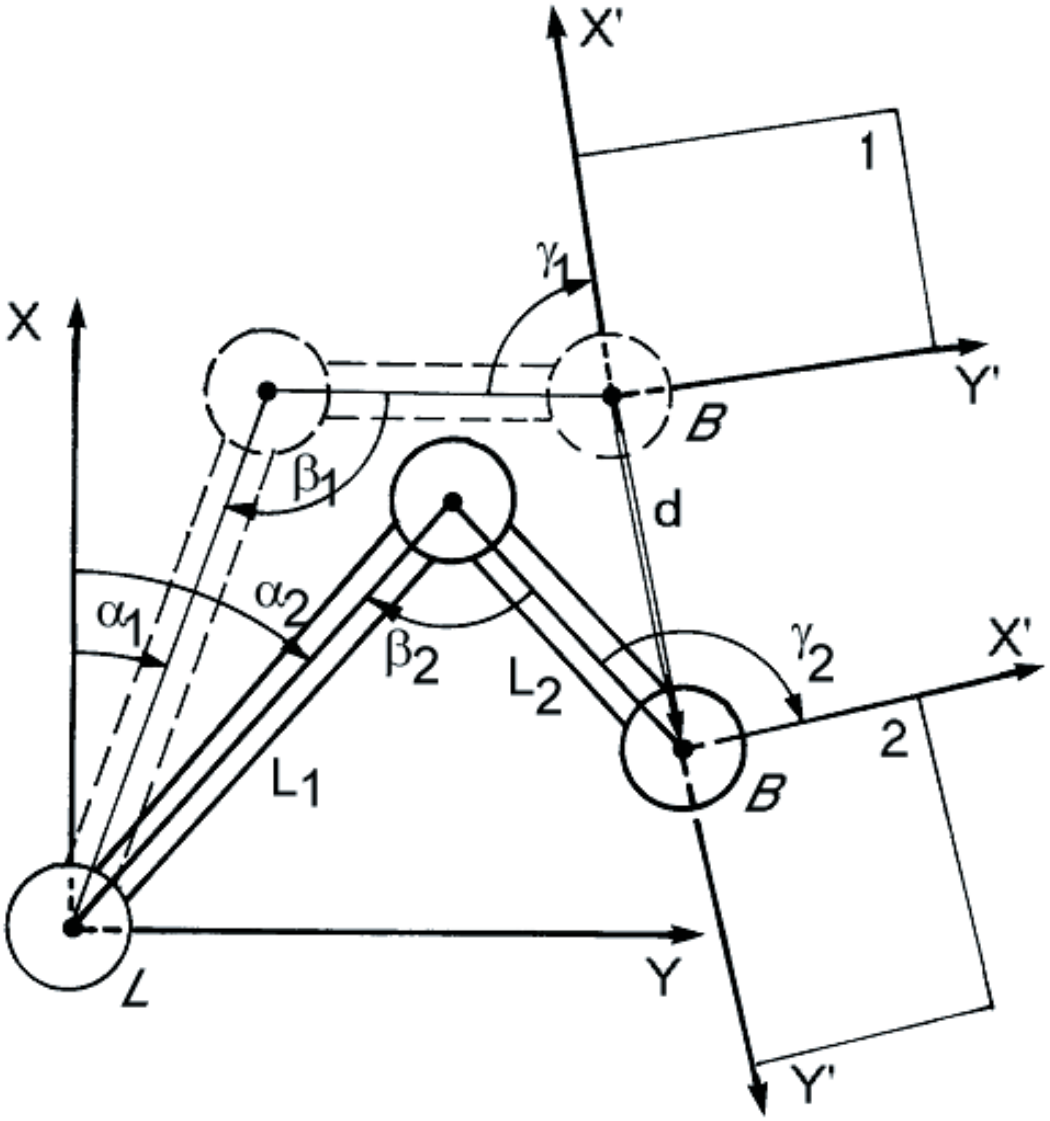


Abb. 8.2: **Ebene Meßkette**: Die Winkel α_1, β_1, γ_1 und Längen L_1, L_2 der Kette legen die Position 1 des bewegten Systems $\boldsymbol{B}$ im raumfesten System $\boldsymbol{L}$ eindeutig fest. $\boldsymbol{B}$ bewegt sich unter der Translation d in Position 2, wobei sich die Winkel der Kette zu α_2, β_2, γ_2 ändern.

eindeutig fest, wobei die Längen L_1 und L_2 der Kettenglieder bekannt sein müssen. Die Glieder selbst bewegen sich mit einer Positionsänderung des Endeffektors.

Das Ziel besteht jedoch darin, Positionen im Raum in allen Freiheitsgraden aufzuzeichnen. Für eine räumliche Messung sind drei weitere Freiheitsgrade zu berücksichtigen. Eine Kette aus sechs verbundenen Drehpotentiometern, die als Goniometer zur Winkelbestimmung verwendet werden, ermöglicht das Messen an Diarthrosen von ausgedehntem Bewegungsumfang ($> 90°$). Kettenanfang und -ende sind an das bewegte und unbewegte System gekoppelt. Die Goniometer messen Winkel um Drehachsen der Kettenglieder, so daß mit der durch die Gliederanordnung definierte Abfolge von Drehungen die Position der Kettenendlage ermittelt werden kann. Das Prinzip des Aufbaus entspricht dem eines aus der Robotik bekannten mechanischen Arms (Fu et al., 1987[25]). Beim Systemaufbau wird berücksichtigt, daß die zu untersuchenden Objekte (Knie, Ellenbogen, Sprunggelenk) einen größtenteils ebenen Bewegungsraum haben. Die vorgestellte zweigliedrige Kette ist als elementarer Bestandteil in der Gesamtkette implementiert.

8.2 Die Apparatur

Aufbau. Die sechs Winkelmesser sind im Verhältnis 3:2:1 auf die drei Raumachsen verteilt, um eine Messung in allen Freiheitsgraden zu ermöglichen. Die Kettenendlage ergibt sich aus einer Folge von affinen Transformation entlang der Kette (Methode von Denavit und Hartenberg (Husty, 1997[34]), Abb. 8.3). Eine affine Transformation beinhaltet einen Wechsel von Koordinaten einschließlich einer Translation des Ursprungs und einer Rotation der Achsen (Angeles, 1982[1]). Die Anordnung der Sensoren ist aufeinander folgend, d. h. die Fehlerfortpflanzung für die Winkel ist additiv. Die Fehlerverteilung ist vom Ort abhängig und nicht isotrop. Umfangreiche Untersuchungen hierzu wurden in der Arbeitsgruppe Biomechanik Göttingen/Greifswald von Mannel (1998[49]) durchgeführt. Die Ergebnisse zeigen, daß die Abmessungen der Kettenglieder zueinander einen Einfluß auf den Bewegungsraum haben. Die Genauigkeit der Messung ist aufgrund der Sensoranordnung stark abhängig von den gerätespezifischen Eingangsparametern wie den Gliederabmessungen l_i und der Nullpunktlagen $N_i(0°)$ der Drehpotentiometer $\mathcal{P}_i$. Solche Fehlerabhängigkeiten sind in der Literatur bisher nicht erwähnt worden.

Die Sensoren sind auf die Hauptbewegungsebene des Messobjektes ausgerichtet, d. h. drei Goniometer messen in dieser Ebene, und die übrigen verteilen sich auf die Nebenrichtungen. Die Kette selbst ist aus drei wesentlichen Verbindungsstücken, für

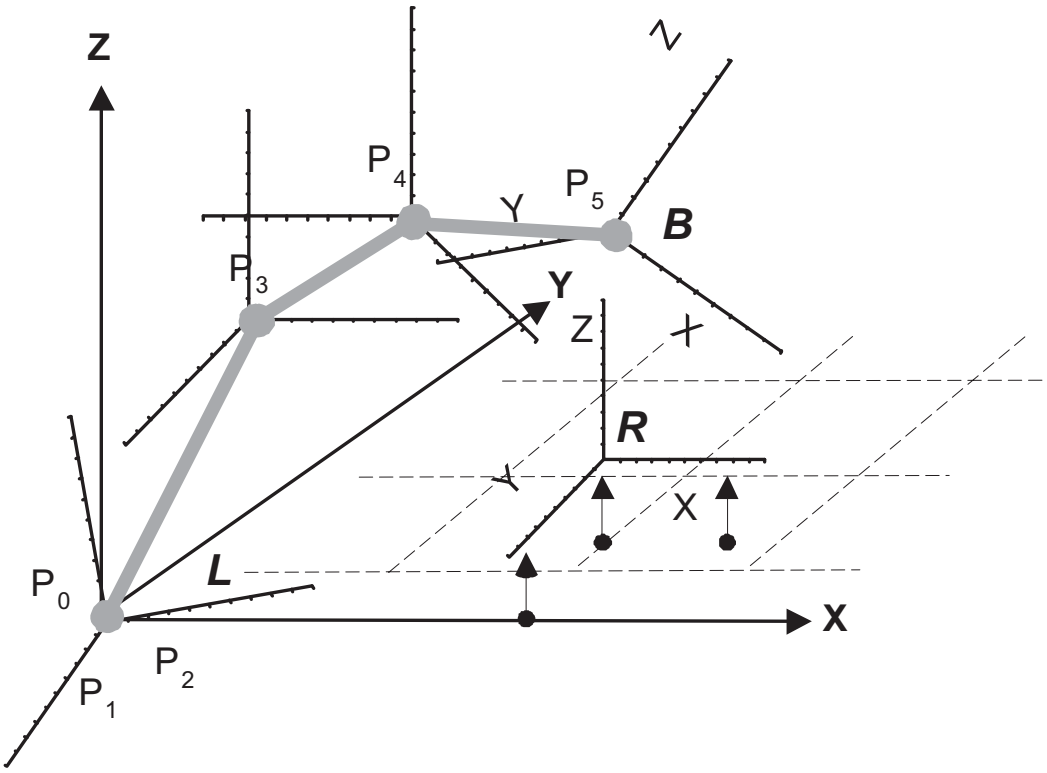


Abb. 8.3: **Bezugssysteme und affine Transformationen**: Das bewegte System B des Kettenendes verändert Position und Orientierung, während das Referenzsystem R ortsfest zum Laborsystem L ist.

die optimale Längenverhältnisse existieren, zusammengesetzt. Die Basis bildet eine sog. Kardanische Aufhängung, in deren Zentrum sich drei Drehachsen schneiden[1]. Die Mitte bildet die isotrope ebene Kette und der Endeffektor ist ein einfaches Drehglied.

Justierung. Die Datenaufnahme erfolgt computerunterstützt über eine A/D-Wandlerkarte mit einer 15-Bit breiten Auflösung und einer Abtastrate von 20 kHz. Jedes Teilgoniometer hat eine Auflösung von $0,005°$ und einen linearen Arbeitsbereich von $0° - 355°$ mit einer Abweichung von $0,01\,\%$. Die einzelnen Drehpotentiometer wurden mit Hilfe eines Laserstrahls, der von einem auf der Drehachse befestigten Spiegel auf eine $4\,m$ entfernte Wand reflektiert wurde, geeicht. Die Kettengelenke sind aus Gründen der Stabilität doppelt gelagert. Das Kettenende kann optional mit einer Tastspitze versehen werden, um anatomische Punkte wie Bandansätze im Laborsystem zu lokalisieren. Aufgrund meiner Erstentwicklung wurde in unserer Arbeitsgruppe von Mannel, 1998[49] eine weitere Version der Kette entwickelt, wobei eine höhere Abtastrate von 200 kHz, leichteres Material, eine einfache Lagerung und optimierte Abmessungen verwendet wurden. Die Winkeleichung wurde mit Hilfe des oben beschriebenen Eichgetriebes realisiert, um eine Datenredundanz zur genauen Bestimmung der Winkelfunktion (Polynom dritten Grades) zu erreichen. Die Nullpunkteichung kann problemlos mit Hilfe einer gefrästen Form, in der die Kette starr fixiert ist, durchgeführt werden. Die Meßdaten werden während der Aufnahme direkt durch einen gleitenden Medianfilter[2] selektiert, um zufällige Spannungsfehler zu eliminieren. Die systematischen Fehler betreffen vor allem die mechanischen Komponenten wie die Fertigungstoleranz der Verbindungsglieder und die endliche Genauigkeit der Winkelmesser. In der weiteren Datenbearbeitung werden numerische Elemente wie gleitende Mittelwerte, Matrizenoperationen und Differenzenquotienten verwendet, um die Anforderungen der kinematischen Analyse zu erfüllen.

Eigenschaften. Die Kette weist die Grundeigenschaften der Masse auf, nämlich Trägheit, also den Widerstand, den jeder Körper einer Änderung seines Bewegungszustandes entgegensetzt, und Schwere, verursacht durch die Gewichtskraft entsprechend dem zweiten Newtonschen Axiom. Dies ist zu berücksichtigen, da sich das

[1] **Kardanische Aufhängung**: nach Cardano, eine Aufhängevorrichtung, bei der ein Körper allseitig drehbar gelagert ist (Brockhaus, 1998[7])

[2] **Median:** Für den Median (Zentralwert) z einer Datenmenge gilt $x_i \geq z$ und $x_i \leq z$ für jeweils mindestens die Hälfte der Werte x_i (Brockhaus, 1998[7]). Bei drei Werten mit $x_1 < x_2 < x_3$ ist x_2 der Median.

Meßobjekt durch direkte Kopplung einen Teil dieser Masse mitbewegt. Die Kette erlaubt die Aufnahme hinreichend langsamer Bewegungen. Eine Möglichkeit zur Verminderung des Schwerkrafteinflusses besteht in der Verwendung von Gegengewichten, die vor allem die von den Kettengliedern erzeugten Drehmomente ausgleichen. Diese Methode stößt allerdings in der Anwendung wegen zunehmender räumlicher Behinderung und der vergrößerten Trägheit auf praktische Grenzen. Eine zu große Gesamtmasse der Kette begünstigt eine Verbiegung der Kettenglieder in Abhängigkeit der Position und führt auf zusätzliche Fehler.

8.3 Homogene Notation: die T-Matrix

Aus Gründen der Übersichtlichkeit sind im folgenden Vektoren als kleine Buchstaben und Matrizen als große Buchstaben jeweils im *bold-style* gekennzeichnet. Der elementare Zusammenhang von Rotation und Translation des starren Körpers ist durch die inhomogene Transformation in der Glg. (2.1) beschrieben. Zur analytischen Behandlung dieses Problems gibt es eine übersichtlichere Schreibweise: Die aus der projektiven Geometrie stammenden und erstmals von Denavit (1955) in diesem Zusammenhang benutzten homogenen (4×4)–Denavit–Hartenberg–Matrizen (Fu et al., 1987[25])

$$\boldsymbol{T}(\phi) := \begin{pmatrix} \boldsymbol{R}_{3\times3}(\phi) & \boldsymbol{v}_{1\times3}(\phi) \\ \boldsymbol{0}^T & 1 \end{pmatrix} \tag{8.1}$$

Damit vereinfacht sich Glg. (2.1) zu

$$\begin{pmatrix} \boldsymbol{x}' \\ 1 \end{pmatrix} = \boldsymbol{T}(\phi) \begin{pmatrix} \boldsymbol{x} \\ 1 \end{pmatrix} \tag{8.2}$$

Sei $\boldsymbol{T}_i := \boldsymbol{T}(t_i)$, dann hat die Zeitentwicklung $i \mapsto i+1$ der homogenen Matrizen die Gestalt $\boldsymbol{T}_{i+1,i} := \boldsymbol{T}_{i+1}\boldsymbol{T}_i^{-1}$, also

$$\begin{aligned} \boldsymbol{T}_{i+1,i} &= \begin{pmatrix} \boldsymbol{R}_{i+1} & \boldsymbol{v}_{i+1} \\ \boldsymbol{0}^T & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \boldsymbol{R}_i & \boldsymbol{v}_i \\ \boldsymbol{0}^T & 1 \end{pmatrix}^{-1} \\ &= \begin{pmatrix} \boldsymbol{R}_{i+1} & \boldsymbol{v}_{i+1} \\ \boldsymbol{0}^T & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \boldsymbol{R}_i^T & -\boldsymbol{R}_i^T\boldsymbol{v}_i \\ \boldsymbol{0}^T & 1 \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} \boldsymbol{R}_{i+1}\boldsymbol{R}_i^T & \boldsymbol{v}_{i+1} - \boldsymbol{R}_{i+1}\boldsymbol{R}_i^T\boldsymbol{v}_i \\ \boldsymbol{0}^T & 1 \end{pmatrix} \end{aligned} \tag{8.3}$$

An dieser Stelle sei darauf hingewiesen, daß die diskreten Zeitintervalle nicht gleich groß sind, sondern von der Winkelgeschwindigkeit ω_i der Potentiometer abhängen,

die sich während eines Meßvorgangs ändert. Dies ist bei der Wahl einer Meßvorschrift unabhängigen Parametrisierung zu berücksichtigen. Die Zeit ist dabei als nicht linearer Parameter ungeeignet (siehe Abschnitt 8.4). Mit den gemessenen Daten und den entsprechenden Konstruktionsmerkmalen der Meßkette kann nun eine Bewegungsanalyse durchgeführt werden. Unter Zuhilfenahme der homogenen Schreibweise läßt sich ein Vektor $\boldsymbol{x}$ im System des Kettenendes sehr übersichtlich in das Basissystem transformieren.

$$\boldsymbol{x'} = \boldsymbol{T}_G \boldsymbol{x} \quad \text{mit} \quad \boldsymbol{T}_G := \prod_{k=0}^{6} \boldsymbol{T}(\phi_k) \tag{8.4}$$

Ist die Kette mit zwei starren Körpern verbunden, hat man mit dem gemessenen $\boldsymbol{T}_G$ die nötige physikalische Information, um das körperfeste in das raumfeste Koordinatensystem zu überführen. Zu jedem Zeitpunkt t_i beschreibt die Matrix $\boldsymbol{T}_k := \boldsymbol{T}(\phi_k)$ die spezielle Transformation des Vektors $\boldsymbol{x}_k$ des k–ten Koordinatensystems (verbunden mit dem k–ten Potentiometer $\mathcal{P}_k$) in das darauffolgende Koordinatensystem

$$\boldsymbol{x}_{k-1} = \boldsymbol{T}_k \boldsymbol{x}_k \tag{8.5}$$

Die Matrix einer solchen Transformation hat die Gestalt

$$\boldsymbol{T}_k := \begin{pmatrix} \boldsymbol{R}_k & \boldsymbol{l}_k \\ \boldsymbol{0}^T & 1 \end{pmatrix} \tag{8.6}$$

mit der Verschiebung $\boldsymbol{l}_k$ von Potentiometer $\mathcal{P}_k$ nach $\mathcal{P}_{k-1}$, also den einzelnen Kettenlängen. $\boldsymbol{R}_k$ wird nach Glg.(B.2) aus dem Drehvektor $\vec{\boldsymbol{r}}_k = \theta_k \cdot \vec{\boldsymbol{r}}^{\boldsymbol{0}}{}_k$, also dem gemessenen Winkel und der normierten Drehachsrichtung des k–ten Potentiometers gebildet. Da sich $\boldsymbol{T}_G$ gerade aus der Hintereinanderschaltung der einzelnen Matrizen $\boldsymbol{T}_k$ ergibt und die darstellenden Matrizen der aktiven Transformation $\boldsymbol{T}_G$ nicht kommutativ sind, muß von vornherein eine Reihenfolge, die sich aus der Geometrie der Meßkette ergibt, festgelegt werden. Eine Umkehrung der Reihenfolge ist gleichbedeutend mit einem Wechsel von Gang- und Rastsystem oder, anschaulicher, ob es sich um ein Basiswechsel raumfest zu körperfest oder körperfest zu raumfest handelt. Beginnt man bei der Auswertung der Meßdaten am Kettenende und gleichzeitig auch mit einer Verschiebung l_1, dann gilt

$$\boldsymbol{T}_0 = \begin{pmatrix} \boldsymbol{E}_3 & \boldsymbol{l}_1 \\ \boldsymbol{0}^T & 1 \end{pmatrix} \tag{8.7}$$

und $\boldsymbol{T}_G$ nimmt die Form an

$$\begin{aligned} \boldsymbol{T}_G &= \prod_{k=0}^{6} \boldsymbol{T}_k \\ &= \begin{pmatrix} \boldsymbol{R}_6 & \boldsymbol{0} \\ \boldsymbol{0}^T & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \boldsymbol{R}_5 & \boldsymbol{l}_6 \\ \boldsymbol{0}^T & 1 \end{pmatrix} \cdots \begin{pmatrix} \boldsymbol{R}_1 & \boldsymbol{l}_2 \\ \boldsymbol{0}^T & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \boldsymbol{I} & \boldsymbol{l}_1 \\ \boldsymbol{0}^T & 1 \end{pmatrix} \end{aligned} \tag{8.8}$$

Die Verschiebung und Orientierung der mit dem Kettenende verbundenen bewegten Gelenkteils, relativ zu der mit dem unbewegten Gelenkteil verbundenen Kettenbasis zum Zeitpunkt t_i, muß jetzt nur noch der Matrix $(\boldsymbol{T}_G)_i$ entnommen werden. Die physikalisch wichtigen Momentanschraubungen gewinnt man nach Glg. (8.3) durch die Komposition

$$(\boldsymbol{T}_G)_{i+1,i} := (\boldsymbol{T}_G)_{i+1}(\boldsymbol{T}_G)_i^{-1} \tag{8.9}$$

Die notwendigen Informationen der differentiellen Lageänderungen sind vollständig in den Matrizen enthalten (vgl. Glg.(8.1)).

8.4 Die numerische Analyse

Der Übergang von formaler Analyse zu konkreten Zahlenwerten der Meßtechnik erfordert Bezugssysteme, in denen Größen und Relationen angegeben werden können. Prinzipiell sind drei Koordinatensysteme zu unterscheiden (Abb. 8.3):

- das Laborsystem L (Rastsystem), beschrieben durch ein willkürlich festgelegtes kartesisches Koordinatensystem in der Kettenbasis, die fest im Raum fixiert ist. Dabei ist die x-Achse entlang der maximal gestreckten Kettenglieder gewählt. Die xz-Ebene ist die Hauptmessebene, so daß die y-Achse nur die lateralen Anteile erfaßt. Bezüglich dieses Systems werden die Koordinaten transformiert:

$$\boldsymbol{x_L} = \boldsymbol{T}\ \boldsymbol{x_B} \tag{8.10}$$

- das bewegte System B der Kettenendlage (Gangsystem), beschrieben durch $\boldsymbol{T}_B$ im Laborsystem. Die inversen T-Matrizen sind die Körperlagen des Gangsystems:

$$\boldsymbol{x_B} = \boldsymbol{T}^{-1}\ \boldsymbol{x_L} \tag{8.11}$$

- das Referenzsystem R, beschrieben durch $\boldsymbol{T}_{Ref}$ in L. Es ist durch eine mechanische Meßstelle eine Referenzposition definiert. In dieser stimmt es mit dem Gangsystem überein. Der Ursprung des ruhenden Laborsystems L wird auf eine ebenfalls ruhende Referenzposition *Ref* verschoben:

$$\boldsymbol{x_R} = \boldsymbol{T}_{Ref}^{-1}\boldsymbol{T}\ \boldsymbol{x_L} \tag{8.12}$$

  Diese Transformation $L \longrightarrow R$ dient dazu, die absoluten Zahlenwerte in Grenzen zu halten und Meßreihen in etwa miteinander vergleichbar zu machen. So hat es sich als praktikabel erwiesen, die Startposition der Extension der Kniebewegung als Referenz zu verwenden, da von dort ab jede Winkeländerung

anschaulich als Flexionwinkel gedeutet werden kann. Der Winkel überschreitet keinesfalls die 180°-Kante, so daß der Arcus-Cosinus eindeutig umkehrbar aus Glg. (B.1) bestimmt werden kann.

Die technischen Meßgrößen sind die Spannungswerte der Drehpotentiometer. Die Spannungen werden, wie schon erwähnt, direkt Median gefiltert und anschließend mit Hilfe einer gleitenden Mittelwertbildung[3] geglättet, um das Grundrauschen zu minimieren. Für die mit Eichfaktoren E_j und Nullagen N_j aus den Spannungen S_{ij} umgerechneten Winkel W_{ij} gilt bei m Meßlagen:

$$W_{ij} = (S_{ij} - N_j)E_j \quad i \in [1, m],\ j \in [1, 6] \tag{8.13}$$

Aus den Winkelwerten, die eine $(m \times 6)$-Matrix bilden, werden nach Glg. (8.8) die T-Matrizen der Positionen bestimmt. Das Ergebnis ist eine $(m \times 4 \times 4)$-Matrix. Die Positionen werden nach Glg. (8.12) auf die Referenzlage transformiert. Alle Positionen mit gleicher Referenzlage sind direkt vergleichbar. Die momentanen Schraubachsen werden dann nach Glg. (8.9) so berechnet, daß Positionen i mit gleicher relativer Winkeldifferenz $\Delta\theta$ verglichen werden, d. h. $|\theta_i - \theta_{i+n}| \approx \Delta\theta\ \forall\ 1 \leq n \leq m - i$. Dies ist eine Notwendigkeit, die sich als Folge des quadratischen Winkelnenners der Aufpunkte in der Grenzfunktion $\Delta\theta \to 0$ aus Glg. (2.4) ergibt. Für die Kniebewegung hat sich ein Winkelinkrement $\Delta\theta$ von $0,5°$ als brauchbar erwiesen. Bei kleineren Winkeldifferenzen streuen die Aufpunkte zu breit, bei größeren hingegen ist die Abweichung von der infinitesimalen Schraubachse zu stark. Die Einflüsse der einzelnen numerischen Komponenten wie Fensterbreiten und Winkeldifferenzen wurden an Viergelenken getestet und optimal aufeinander abgestimmt.

Der folgende Schritt bezieht sich auf die Datenreduktion, d. h. den Wechsel von diskreter zu analytischer Darstellung. Das Ziel besteht darin, die Geradenparameter der Schraubachsen des Zwanglaufes durch eindimensionale Funktionen zu beschreiben. Dazu muß die Wahl einer geeigneten Parametrisierung getroffen werden. Die Zeit ist dazu, wie bereits erwähnt, ungeeignet. Eine geeignete Größe ist sicherlich der Flexionswinkel, der von Zeit und Meßvorschrift unabhängig ist. Die Bewegung wird in der Extension gestartet und die Startposition als Referenz der Bewegung festgelegt. Dort gilt dann nach Glg. (8.12):

$$\boldsymbol{T}_{Ref}^{-1}\boldsymbol{T}_{Ref} = \boldsymbol{E_4} \ \Rightarrow\ \cos\theta = 0,5(Sp\,\boldsymbol{E_3} - 1) = 1 \ \Rightarrow\ \theta = 0$$

In vollständiger Flexion wird maximales θ erreicht, wobei selbst bei pathologischen Gelenken ein Winkelbereich von 160° bisher nicht überschritten worden ist. Glg.

[3] **adjacent averaging:** über ein Intervall mit vorgegebener Breite b wird ein Mittelwert bestimmt, danach wird die Mitte des Intervalls um eine Position verschoben, das Intervall „gleitet“ wie ein Fenster über den Datensatz.

(B.1) ist somit ohne weiteres anwendbar. Mit Hilfe des durch die Referenzposition definierten Flexionswinkels läßt sich die $(m \times 6)$-Menge der Schraubachsparameter durch eine Interpolation von Polynomen dritten Grades auf eine (4×6)-Matrix reduzieren. Polynome dieser Ordnung haben sich als ausreichend anpassungsfähig erweisen. Bei Polynomen höherer Ordnung wird zudem die Gefahr von numerischer Oszillation immer größer (Engeln-Müllges, 1990[21]). Für jede Geradenkomponente f_i gilt demnach:

$$f_i(u) = a_i u^3 + b_i u^2 + c_i u + d_i \tag{8.14}$$

wobei $u \in [\theta_S, \theta_E]$[4], und die Aufpunkte $\boldsymbol{a}(u)$ durch die Funktionsmenge $\{f_1, f_2, f_3\}$ sowie die Richtungen $\boldsymbol{r}(u)$ durch die Funktionen $\{f_4, f_5, f_6\}$ beschrieben werden. Nach Glg. (2.6) können so die zweiparametrigen Regelfächen analytisch dreidimensional dargestellt werden.

Die Zuordnung der Hauptfunktionsebene (HFE) ist der nächste numerisch wichtige Schritt. Die gemessene Spur der Bewegung liefert die dafür notwendigen Informationen. Die dreidimensionale Punktwolke der Bewegungsspur, extrahiert aus den T-Matrizen der Messung, wird numerisch geglättet, wobei anstatt der gleitenden Mittelwertbildung auch die schnelle Fouriertransformation[5] (FFT) verwendet werden kann, um mechanische Oberschwingungen der Kette zu eliminieren. Beide Verfahren haben sich in ihrem grundlegenden Zweck als gleichwertig erwiesen. Die wesentlichen Unterschiede bestanden darin, daß bei der FFT stärkere Randverluste bei den Daten auftraten, während bei der Mittelwertbildung eine gewisse Offsetverschiebung zu sehen war.

Die Bewegungsspur kann, wenn sie weit genug von der „Mitte“ der Bewegung entfernt ist, durch eine Ebene approximiert werden, zu der die Summe der Abstandsquadrate der Punkte minimal ist (Dathe, 1997[18]). Man kann diese Ebene als HFE der Bewegung bezeichnen. Sei d der Abstand der Ebene zum Koordinatenursprung und $\boldsymbol{n}$ der Normalenvektor der Ebene, dann gilt:

$$\boldsymbol{n} \cdot \boldsymbol{x} - d = 0 \tag{8.15}$$

[4] $\boldsymbol{\theta_S, \theta_E}$: Bei Auftragung der Schraubachsparameter gegen den Flexionwinkel θ gibt es an den Rändern der Bewegung unerwünschte Streueffekte, die für eine Interpolation hinderlich sind. Startwinkel θ_S und Endwinkel θ_E werden durch Vernachlässigung (Abschneiden) der Ränder festgelegt.

[5] **harmonische Analyse**: Ist eine Funktion in einem Intervall nur auf einem diskreten System von Punkten bekannt, so läßt sich diese Funktion näherungsweise durch ein trigonometrisches Polynom darstellen (Bronstein, 1989[11]).

Mit $\boldsymbol{x}(t)$ als parametrisierte Bewegungsspur läßt sich die Bestimmung von Normalenvektor und Abstand als numerisches Minimierungsproblem formulieren:

$$\int(\boldsymbol{n} \cdot \boldsymbol{x}(t) - d)^2 \, dt = min \tag{8.16}$$

Der Normalenvektor der HFE kann alternativ auch über die mittlere Richtung der Drehachsen bestimmt werden. Für die mittlere Richtung $< \boldsymbol{r} >$ der Achsen gilt:

$$< \boldsymbol{r} > = \frac{\int_{\theta_A}^{\theta_E} \boldsymbol{r}(u) \, du}{\int_{\theta_A}^{\theta_E} du} \tag{8.17}$$

Praktisch hat diese weitere mögliche Definition aber keine besondere Bedeutung, da die Richtungen kaum schwanken (maximal 7°) und sich im Mittel vom nach Glg. (8.15) numerisch bestimmten Normalenvektor der HFE nicht nennenswert unterscheiden. Beide Definitionen haben den Nachteil, daß sie von der Parametrisierung abhängen.

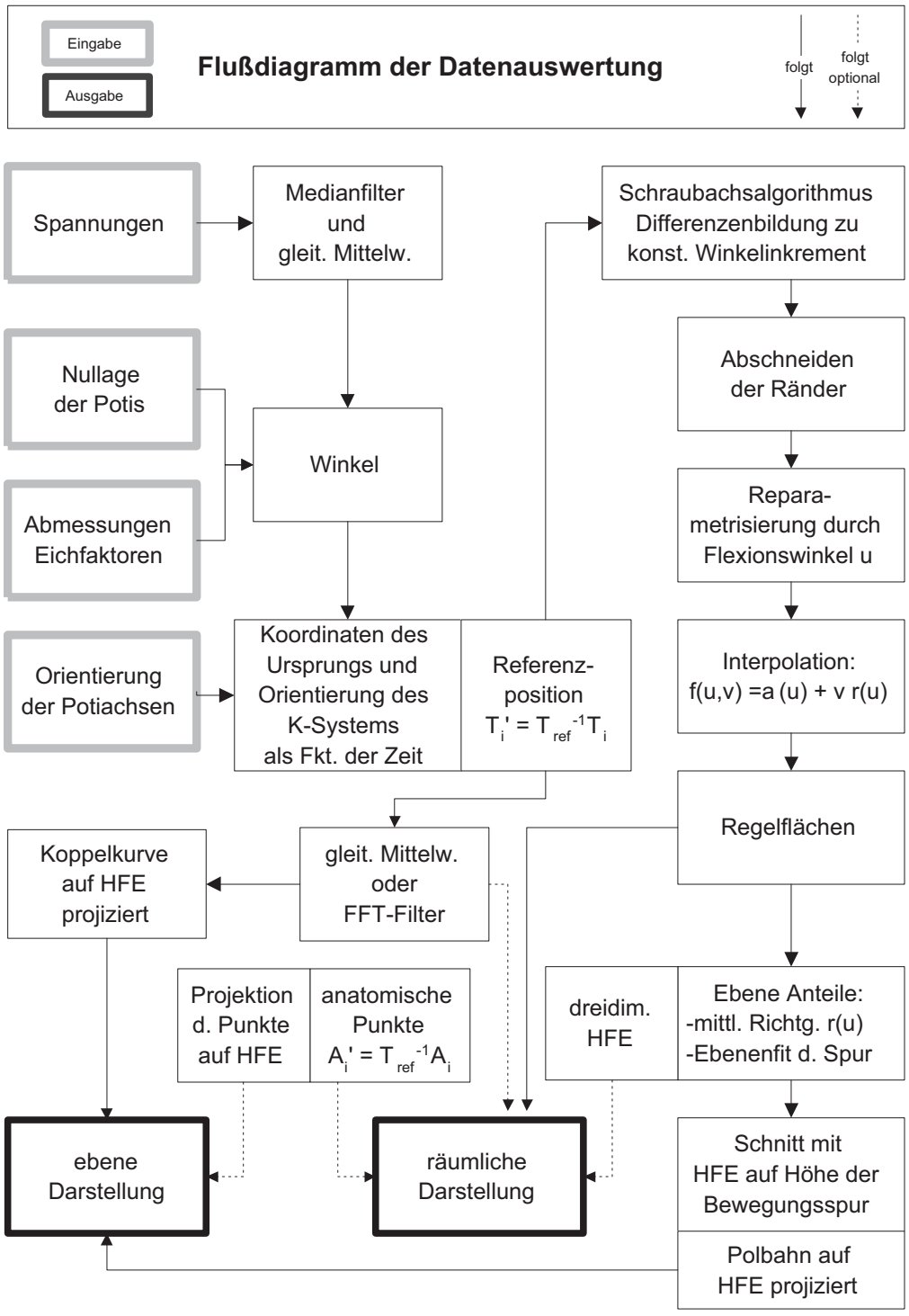
Der Übergang auf ein zweidimensionales Polbahn-Modell ist für rein ebene Bewegungen möglich, d. h. wenn der Richtungsvektor hinreichend konstant ist. Mit Hilfe der numerisch approximierten analytischen Funktionen (8.15) und (8.14) lassen sich unter Berücksichtigung von (2.6) die Polbahnen als Schnittkurve von Rastregelfläche und Hauptfunktionsebene leicht bestimmen. Wurden nach Beendigung der Bewegung mit dem Kettenende noch anatomische Punkte lokalisiert, so können diese zusammen mit der Bewegungsspur mathematisch auf die Hauptfunktionsebene projiziert werden (Dathe, 1997[18]). Es ergibt sich also eine Gesamtdarstellung von

1. den anatomischen Punkten bzw. ihren Projektionen auf die HFE
2. der Bewegungsspur bzw. ihrer Projektion auf die HFE
3. den Regelflächen bzw. Polbahnen

in drei bzw. zwei Dimensionen unter lokaler Angabe des Flexionswinkels. Wird nach Glg. (8.11) die Gangregelfläche analog zur Rastregelfläche bestimmt und wird weiterhin die Gangregelfläche nach Glg. (8.10) mit jeder berechneten T-Matrix in das Rastsystem transformiert, so kann durch eine bewegte Animation das Abschroten der Flächen aufeinander dargestellt werden (vergleiche Abb. 8.11).

8.5 Genauigkeiten

Die dargelegten numerischen Analyseschritte machen deutlich, daß die Genauigkeit der Ortsauflösung eine quantitativ wichtige Basis zur Qualität der extrahierten Parameter ist. Eine sehr ausführliche Behandlung dieses Themas findet sich in der


Eingabe
Ausgabe
Flußdiagramm der Datenauswertung
folgt
folgt optional
Spannungen
Medianfilter und gleit. Mittelw.
Schraubachsalgorithmus Differenzenbildung zu konst. Winkelinkrement
Nullage der Potis
Winkel
Abschneiden der Ränder
Abmessungen Eichfaktoren
Repara-metrisierung durch Flexionswinkel u
Orientierung der Potiachsen
Koordinaten des Ursprungs und Orientierung des K-Systems als Fkt. der Zeit
Referenz-position $T_i' = T_{ref}^{-1} T_i$
Interpolation: f(u,v) =a (u) + v r(u)
Regelflächen
Koppelkurve auf HFE projiziert
gleit. Mittelw. oder FFT-Filter
Projektion d. Punkte auf HFE
anatomische Punkte $A_i' = T_{ref}^{-1} A_i$
dreidim. HFE
Ebene Anteile: -mittl. Richtg. r(u) -Ebenenfit d. Spur
ebene Darstellung
räumliche Darstellung
Schnitt mit HFE auf Höhe der Bewegungsspur
Polbahn auf HFE projiziert

Arbeit von Mannel (1998[49]). Er untersuchte den Zusammenhang von Eingangs- zu Ausgangsgrößen, genauer gesagt, die Abhängigkeit der Komponenten des Lagevektors von den Winkelvariablen plus den konstanten Kettenlängen. Neben der Optimierung lokaler Genauigkeit prüfte er die Vorgabe der Isotropie: Die Varianzen der Meßgrößen sollten in allen Raumrichtungen von gleichem Betrag, also sphärisch symmetrisch sein. Er kam zu folgenden Ergebnissen:

- Die Kettenlängen l_i einer Ebene sind im Verhältnis $1 : \sqrt{2}$ optimal angeordnet[6].
- Es gibt optimale Startwinkel ϕ_i der Potentiometer $\mathcal{P}_i$:

$$\boldsymbol{\phi} = \{0, 0, 0, \tfrac{3}{4}\pi, \tfrac{3}{4}\pi, \phi_6\} \tag{8.18}$$

- Die durch die Kettenglieder aufgespannte Ebene sollte parallel zur Meßebene sein.
- Das auf der Meßebene senkrechte Basispotentiometer sollte sich in der Verlängerung der zu erwartenden mittleren Drehachse befinden, wenn die Referenzlage im System des Kettenendes definiert ist.

Der festgestellte relative Fehler der Positionsmessung wurde in der optimierten Anordnung mit Hilfe einer Dreiachsfräsmaschine bestimmt und liegt bei $0,08\,mm$. Des weiteren wurden ein Eichwürfel, hergestellt mit einer feinmechanischen Präzisionsmaschine, zur Überprüfung definierter Raumpositionen verwendet sowie die Mittelpunkte von Kreisen und Kugeln bestimmt. Als pessimistische Gesamtabschätzung kann ein Positionsfehler von $0,2\,mm$ angegeben werden (Mannel, 1998[49]).

Für die Lage der momentanen Schraubachsen (Abstand vom Koordinatenursprung des Referenzsystems) erhöht sich der Fehler aufgrund der angesprochenen Probleme des numerischen Lokalisierungsverfahrens. Die Achse einer Präzisionsschraube läßt sich in einem Bereich von etwa $1\,mm$ bestimmen, die Schraubsteigung ist mit etwa 20 % fehlerbehaftet. Die Genauigkeit ist für die zu erwartenden Getriebe sehr zufriedenstellend (Abb. 8.4). Auch für ausgedehntere Polkurven lassen sich brauchbare Ergebnisse erzielen (Abb. 8.5), auch wenn die Meßpunktdichte für die jeweilige Kurve entsprechend hoch sein muß.

[6] Anmerkung: Eine Entsprechung findet sich am menschlichen Finger; auch dort entspricht das Verhältnis der Knochenlängen distal/proximal in etwa $1 : \sqrt{2}$

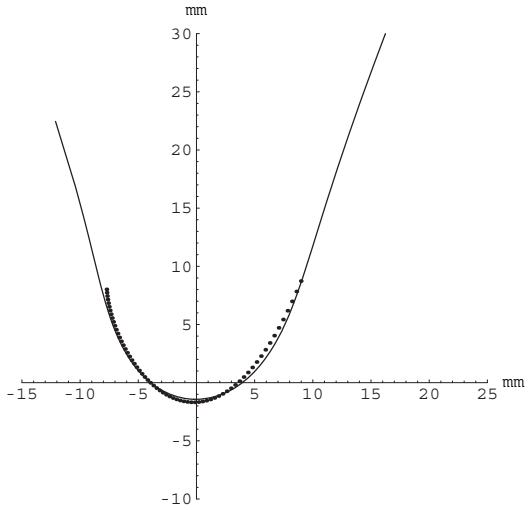


Abb. 8.4: **Rastpolkurven an ebenen Getrieben I**: die durchgezogene Linie zeigt eine geometrische Polkurve des Viergelenkmodells nach Nägerl et al., 1993[55] am Knie; die Punkte sind mit der Apparatur lokalisierte Drehpole am nachgebauten Modell.

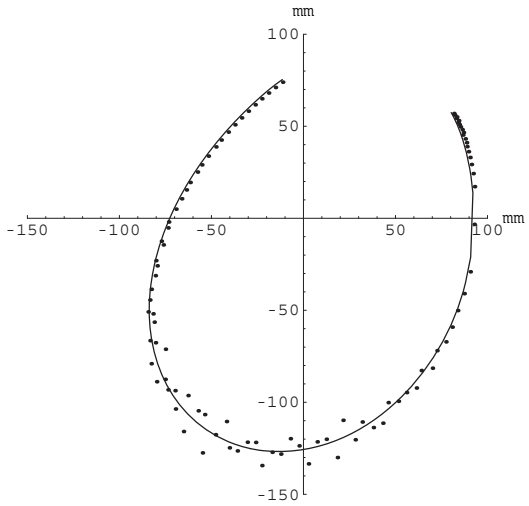


Abb. 8.5: **Rastpolkurven an ebenen Getrieben II**: ausgedehnte Polkurven (der geometrische Ort entspricht der durchgezogenen Linie) größerer Viergelenke liegen im Auflösungsbereich der Meßkette und zeigen gleichzeitig dessen Grenze.

8.6 Bewegung und anatomische Zuordnung

In diesem Kapitel sind einige Anwendungen des Goniometers am Beispiel von Messungen an organischen Präparaten dargestellt. Es wird ein Einblick in die Möglichkeiten gegeben, die mit Einsatz des Gerätes zur Funktionsanalyse zur Verfügung stehen. Umfassende Messungen sind Bestandteil eigenständiger Arbeiten und Veröffentlichungen (Heine et al. 1998[31], Mannel et al. 1998[49], 1999[50]).

8.6.1 Kniegelenk des Hausschweins (Sus scrofa domestica)

Das Femur eines Hausschweins wurde mit speziell gefertigten Schrauben und einem Schraubstock auf einer Tischplatte fest fixiert. Die Kettenbasis des Elektrogoniometers wurde parallel zum Femur an einem Stativ befestigt, so daß Femur und Kettenbasis eine feste unbewegliche Einheit bilden. Das Kettenende wurde an die Tibia des Schweineknies geschraubt. Dabei wurde auf freie und lastfreie Bewegung des Kniegelenkes geachtet. Der Bewegungsumfang betrug 110°. Anschließend wurden mehrere Bewegungszyklen durchgeführt und aufgezeichnet, wobei die Tibia gleichmäßig über einen Seilzug bewegt wurde (Heine et al. 1998[31]).

Die Positionen wurden ausgewertet und anschließend die Rastregelfläche des ruhenden Systems (Femursystem) und die Gangregelfläche des bewegten Systems (Tibiasystem) berechnet (Abb. 8.6). Man sieht bereits, daß die Bewegung annähernd, wenn auch nicht vollständig, eben ist.

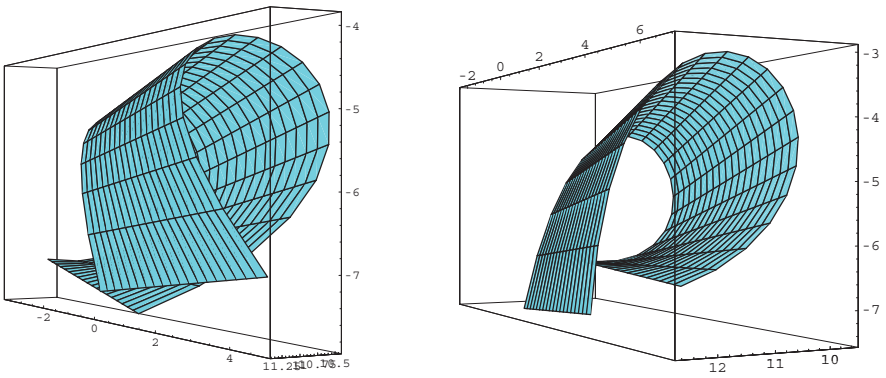


Abb. 8.6: **Regelflächen**: Rast- und Gangregelfläche des Schweinekniegelenkes

Die Abweichung von der mittleren Rotationsrichtung ist in Abb. 8.7 aufgetragen,

bei der die Variation des Richtungsvektors der Regelflächen als Projektion auf die Oberfläche einer Einheitskugel dargestellt ist[7]. Die Betrachterebene ist eine Parallele zur Hauptfunktionsebene, approximiert aus der Bewegungsspur.

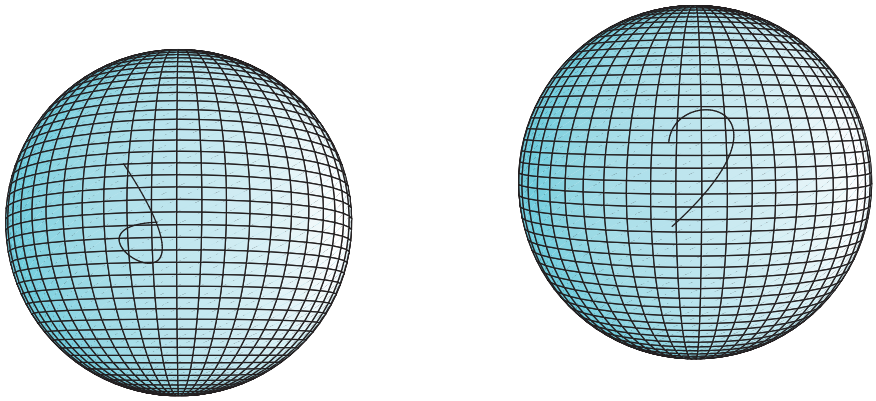


Abb. 8.7: **Sphärisches Bild**: Schwankung der Momentanachse in Rast- und Gangsystem als Projektion auf die Einheitskugel mit Blickpunkt auf der Normalen der Hauptfunktionsebene

Die Rastfläche ist räumlich beliebig ausdehnbar, ihre Form aber ist tatsächlich nur im Bereich der Hauptfunktionsebene interessant, da die Lage der Achsen dort die Funktion des Kniegelenkes widerspiegeln. In Abb. 8.8 wird die HFE mit der Rastfläche geschnitten. Die Schnittmenge ist eine Raumkurve, die, falls die Bewegung hinreichend eben ist, als Polbahn gedeutet werden kann.

Die Polbahn ist auf die HFE projiziert und durchläuft für die Bewegung von Flexion nach Extension eine Schleife, deren Scheitelpunkt bei etwa 80° liegt (Abb. 8.9). Die Momentanpole können im Femursystem den Lagen der Bewegungsspur zugeordnet werden. Auf diese Weise ist bereits eine Aussage über die anatomische Lage und Orientierung der Polbahn im Kniegelenk möglich, da die Fixierung des Kettenendes, dessen Positionen die Spur bilden, an der Tibia relativ zum Knie vermessen werden kann (Heine et al. 1998[31]). Man sieht dem entsprechend auf Abb. 8.10, daß sich der momentane Pol der Bewegung sich aus der Flexionstellung im Ursprung auf dem Femur in Richtung der Kondylen nach distal bewegt und etwa 30° vor der Endstel-

[7]Bei einem Scharnier wäre lediglich ein Punkt zu sehen, da die Richtung nicht variiert.

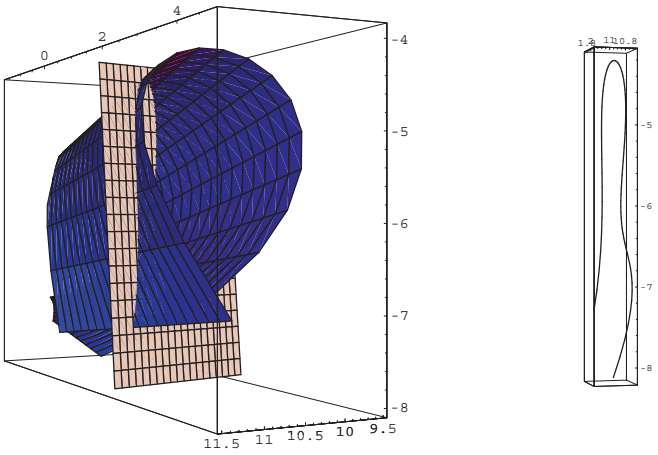


Abb. 8.8: **Hauptfunktionsebene**: räumliche Zuordnung von HFE und Rastfläche mit der entsprechenden Schnittkurve. Der Blickpunkt weicht von der HFE-Normalen ab.

lung in die entgegengesetzte Richtung läuft.

Das sog. Abschroten von Gang- und Rastregelfläche (vgl. Seite 12) ist in Abb 8.11 als Bildsequenz für die Bewegung von Flexion nach Extension dargestellt. Die Gangfläche $g : \boldsymbol{x}_g = \boldsymbol{a}(\alpha) + \lambda \boldsymbol{r}(\alpha)$ transformiert sich über die Positionen $\boldsymbol{T}_i$ nach Glg. (8.10) im Rastsystem zu

$$\boldsymbol{x}_r = \boldsymbol{T}_i \boldsymbol{x}_g = (\boldsymbol{R}_i \boldsymbol{a}(\alpha) + \boldsymbol{v}_i) + \boldsymbol{R}_i \, \lambda \boldsymbol{r}(\alpha) \tag{8.19}$$

wobei der Flexionswinkel α den gesamten Winkelbereich der Messung von 0° bis 110° durchläuft. Dabei berühren sich die beiden Flächen in der Momentanachse. Die gleichzeitige Betrachtung vom bewegten und unbewegten System bildet eine vollständige kinematische Beschreibung.

8.6.2 Menschliches Kniegelenk

Bei Messungen an menschlichen Kniegelenken, die an Präparaten am anatomischen Institut Greifswald von Heine, Dathe und Spiering durchführt wurden, wurde das Femur eines rechten menschlichen Kniegelenkes (Lebensalter des Präparates etwa 70 Jahre) auf einem Tisch mit Stativen fixiert. Das Meßgerät wurde entsprechend den Mannelschen Ergebnissen so platziert, daß Kettenende und -basis dicht beieinander

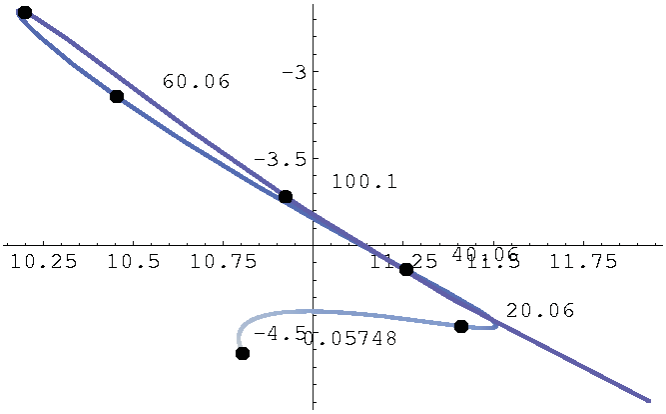


Abb. 8.9: **Projektion der Polbahn**: zweidimensionale Polbahn mit zugehörigen Drehwinkeln

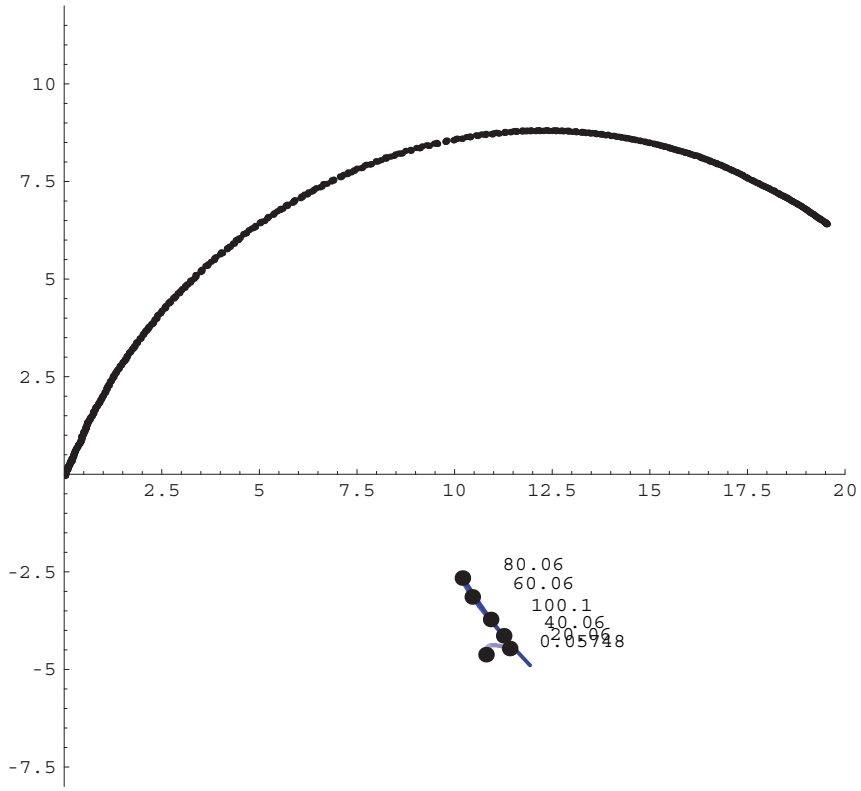


Abb. 8.10: **Spur und Polbahn**: Zuordnung von Bewegungsspur und Momentanpolkurve, wobei die Flexion im Ursprung liegt. Die Punkte markieren Momentanpole im 20° Abstand.

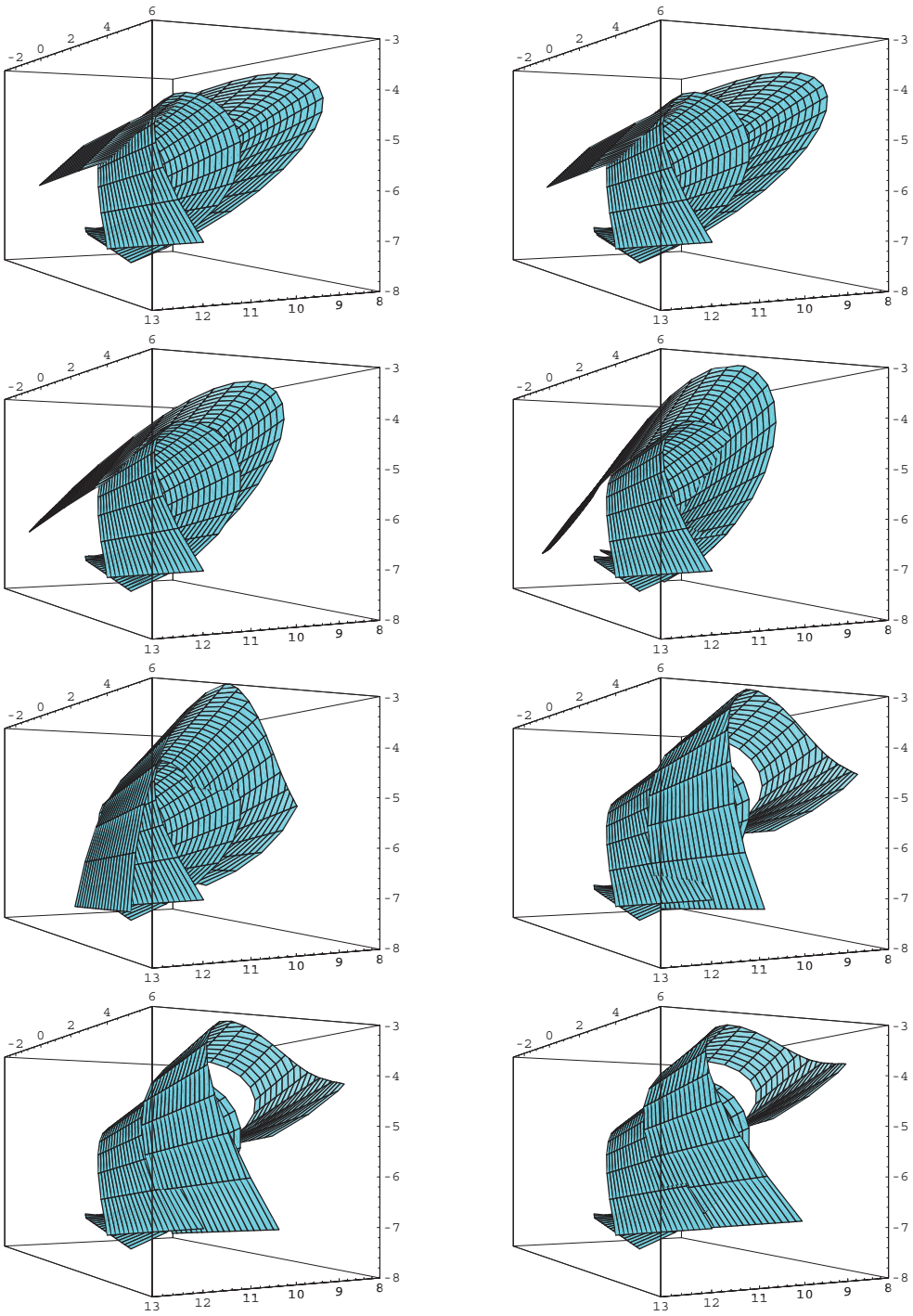


Abb. 8.11: **Räumliche Bewegung**: Abgleiten von Gang- auf Rastregelfläche

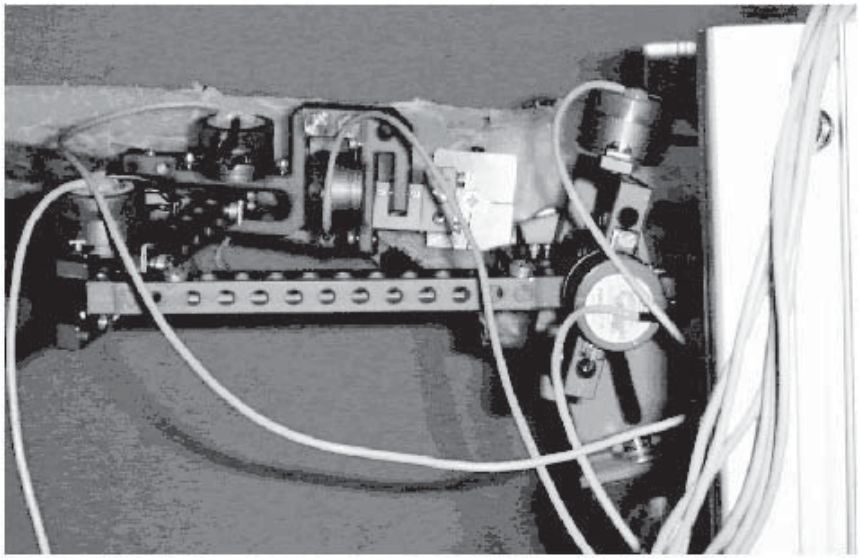


Abb. 8.12: **Experiment**: Einsatz des Elektrogoniometers in optimierter Anordnung. Basis und Endeffektor haben einen geringen Abstand voneinander.

liegen (Abb. 8.12) und die Bewegung dicht am Gelenk aufgezeichnet wird. Zusätzlich wurden noch anatomische Markierungen auf dem medialen Kondylus und dem distalen Femurschaft gesetzt und mit dem Kettenende (Endeffektor) abgetastet. Das Kraftsystem wurde durch einen Zug über die Patellarsehne realisiert, wobei eine in das Seil gespannte Feder einen ruhigen und gleichmäßigen Zug ermöglichte. Das Problem der Kraftaufbringung am Menschenknie ist von prinzipieller Bedeutung, da nur durch realistische Rekonstruktion aller wirkenden Muskelkräfte am Knie der großflächige Gelenkkontakt von Tibia und Femur korrekt rekonstruiert wird.

Die Bewegung läuft von Extension nach Flexion über einen Winkelbereich von 85°. Eine Auftragung der Komponenten des Richtungsvektors der Momentanachsen (Abb. 8.13) zeigt, daß im Wesentlichen die Rotation um eine Raumachse erfolgt, die Bewegung also eben ist. Die in der Extension distal ausgerichtete x-Achse des Laborsystems weist über die ersten 20° der Bewegung eine Kippung auf, die in der Anatomie auch als Schlußrotation[8] bekannt ist, wenn die Bewegung von Flexion nach Extension stattfindet.

[8]Die Schlußrotation des Knies wird in der Literatur als durch die Asymmetrie der femuralen Kondylen verursacht beschieben. Der mediale Kondylus ist etwa 1.7 cm länger als der laterale (Nordin, Frankel, 1980, Piazza et al. 2000[66]).

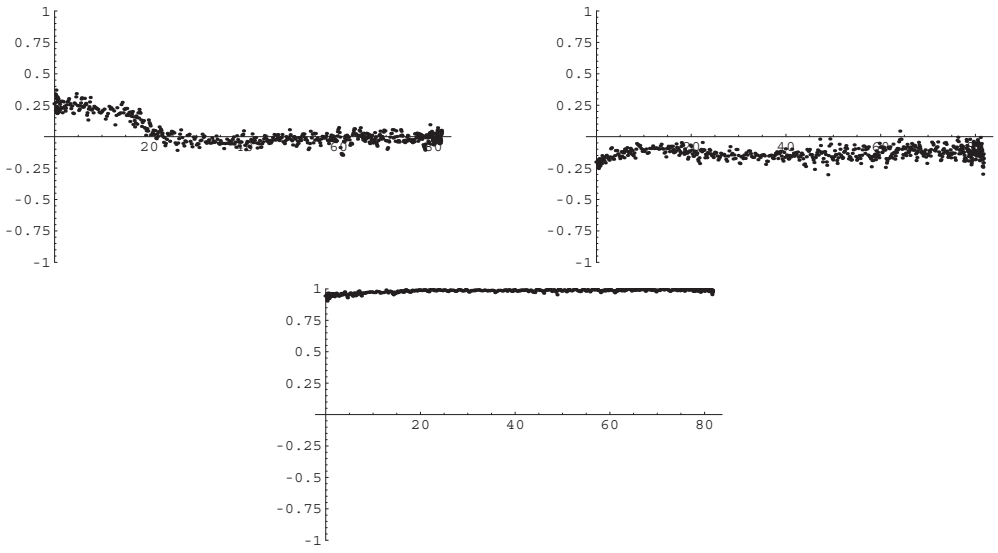


Abb. 8.13: **Rotation**: Komponenten des Richtungsvektors in der Reihenfolge x, y, z in Abhängigkeit vom Drehwinkel. Das sphärische Bild (Abb. 8.7) ist eine Visualisierung dieser Zeitreihen.

Ein Schnitt der Hauptfunktionsebene mit der Rastfläche kann auf Grund der Ebenheit der Bewegung durchgeführt werden. Die gemessenen anatomischen Markierungen werden zusammen mit der Bewegungsspur und der Polbahn auf die HFE projiziert und sind in Abb. 8.14 dargestellt. Die Polbahn verläuft in diesem Fall anders als beim Schweinekniegelenk bei umgekehrter Drehrichtung von proximal nach distal und endet auf den letzten 30° in einer Schleife.

8.6.3 Menschliches Sprunggelenk

In weiteren Messungen wurden Sprunggelenke des Menschen kinematisch untersucht (Hansen, 2001[30]). Dabei wurde ein linkes Sprunggelenk vergleichbar zum Kniegelenk mit Stativmaterial fixiert, bevor dann die Meßkette zur Positionsaufnahme eingesetzt worden ist. Der Bewegung wurde in der Sagittalebene durchgeführt, der Bewegungsumfang betrug etwa 29°. Das Gelenk bewegte sich von Dorsal-Flexion (7°) nach Plantar-Flexion (22°). Auch hier wurde das Kraftsystem über eine am Talus befestigte Feder realisiert, so daß die Bewegung ruhig und ruckfrei lief. Das Kraft-

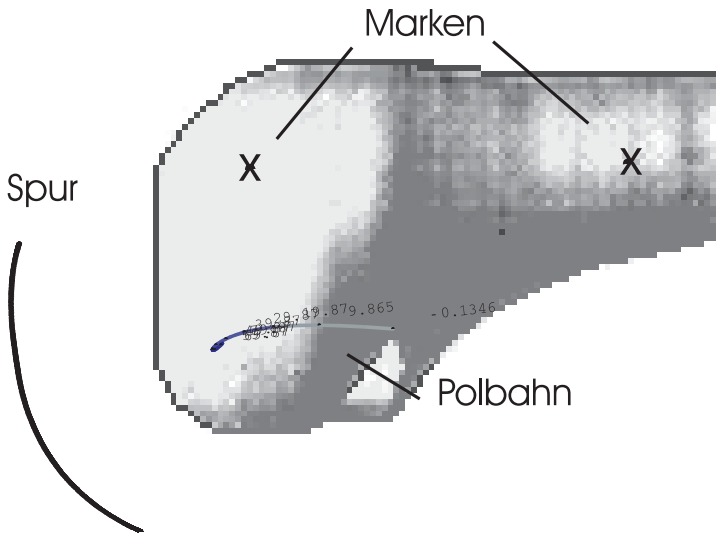


Abb. 8.14: **Kniegelenkbewegung**: Zuordnung von Polbahn, Bewegungsspur und anatomischen Marken

system ist auch am Sprungelenk von entscheidender Bedeutung, allerdings ist die Flexions-Extensions-Bewegung durch die Gelenkform stärker geführt als am Knie.

Die Ergebnisse zeigen, daß die Polbahn eine Ausdehnung von etwa $1 - 1,5\,mm$ besitzt (Abb. 8.15). Damit ist die Bewegung im Rahmen der vorliegenden Meßgenauigkeit nicht von einem Scharnier zu unterscheiden. Die Inkongruenz der artikulierenden Flächen des Sprunggelenkes ist sehr schwach, so daß dimere Ketten mit einer Ausdehnung von weniger als $2\,mm$ denkbar sind. Die durch solche Ketten verursachte Änderungen der Momentanpollagen können unterhalb von einem Millimeter liegen, wenn die Abrollbewegung wie beim Sprunggelenk einen Umfang von maximal 30° hat. Eine mögliche Polkurve befindet sich so außerhalb des Auflösungsvermögens des Meßsystems. Es gibt derzeit auch kein anderes System zur Bewegungsaufzeichnung am Sprunggelenk, das die für diese kinematische Analyse notwendige Auflösung erreicht. Shiavi (1987[74]) beispielsweise bestimmte mit seinem Elektrogoniometer die Translationen der Schraubungen in einem Bereich von $5–10mm$.

Das Ergebnis zeigt weiterhin im Zusammenhang mit den Ergebnissen zur Kinematik des Kniegelenkes, daß das verwendete Goniometer für die größeren Inkongruenzen

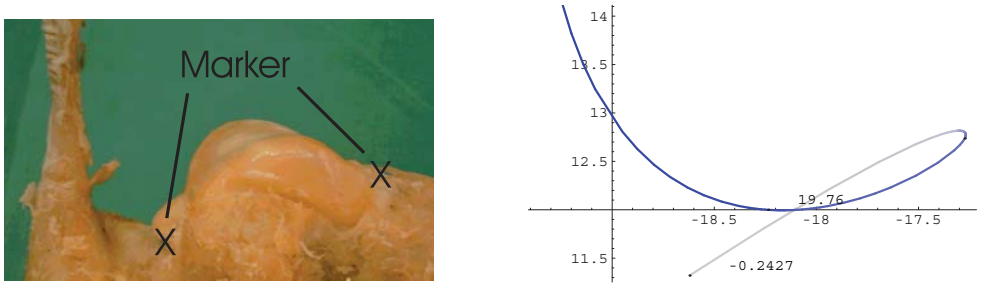


Abb. 8.15: **Sprunggelenk**: anatomische Markierungen posterior und anterior am Talus und die kleine Polbahn der Bewegung. Die Einheiten sind Millimetern angegeben.

des Knies mit entsprechend ausgedehnten Polkurven durchaus geeignet ist.

In Abb. 8.16 sind die Lagen der anatomischen Markierungen am Talus sowie Polbahn und Bewegungsspur in eine Schema-Zeichnung des Fußes (Waldeyer, 1993[82]) eingetragen, um die Ergebnisse zu verdeutlichen.

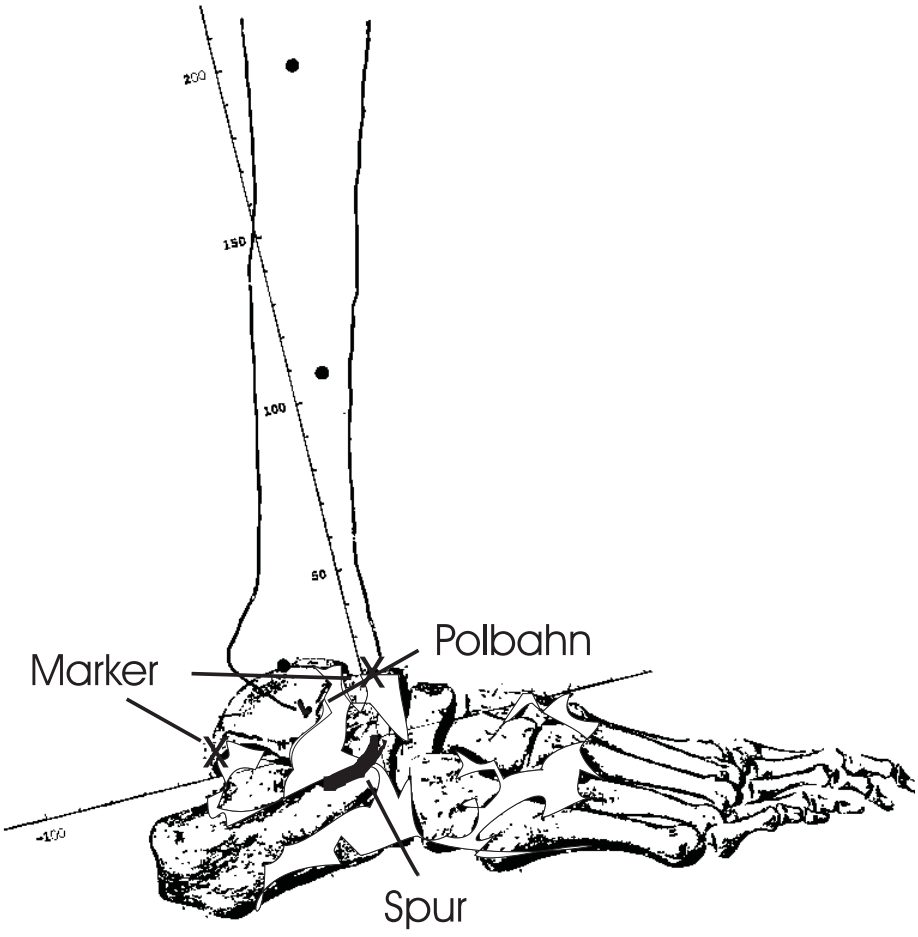


Abb. 8.16: **Bewegung des Sprunggelenkes**: Zuordnung von Polbahn, Bewegungsspur und anatomischen Marken

9 Das optische Vefahren und Befunde

Abb. 9.1: Meßsystem für Gelenke mit mittleren Bewegungsausmaßen

9.1 Konzeption und Ziel

Die Unterkieferbewegung, die für eine In-vivo-Untersuchung prädestiniert ist, stellt besondere Anforderungen an ein Meßsystem. Zum einen ist die Geschwindigkeit der Bewegung zu berücksichtigen, da sie vom Probanden vorgegeben wird. Zum anderen muß eine völlige Rückkopplungsfreiheit vom Meßaufnehmer garantiert sein, denn der Proband sollte den Unterkiefer ungezwungen bewegen können. Weiterhin machen leichte Kopfbewegungen des Probanden eine Entkopplung des Referenzsystems, das sich nun selbst bewegt, vom Laborsystem notwendig.

Ein Meßsystem für mittlere Bewegungsausmaße wie der Mandibulabewegung, das

auch prinzipiell als schnelles System funktionieren soll, darf nicht, wie die mechanischen Systeme, das Problem der Trägheit aufweisen. Dies erfordert sehr leichte Sensoren und eine berührungslose photogrammetrische[1] Meßtechnik. Dies kann erreicht werden, indem Kameras zur Meßaufnahme verwendet werden. Dabei werden Dioden als Lichtquellen benutzt, die direkt an den Zähnen befestigt sind.

Drei Punkte reichen zur Beschreibung der Lage der Mandibula aus. Die Lageänderung wird jedoch relativ zur Maxilla bestimmt, um die tatsächliche Gelenkbewegung zu untersuchen. Die Maxilla bildet somit das Referenzsystem. Bei In-vivo-Messung muß die Maxilla grundsätzlich nicht als ruhend angenommen werden. Ihre Position muß ebenfalls mit drei Leuchtpunkten markiert und ausgewertet werden.

Insgesamt werden also sechs räumliche Punktspuren aufgezeichnet, aus denen die Lage der Mandibula relativ zur Maxilla bestimmt wird. Aus diese Lagen können dann, wie schon bei den mechanischen Systemen, die Schraubachsen berechnet und dargestellt werden. Auf Grund des geringeren Bewegungsausmaßes im Verhältnis zu den im letzten Kapitel vorgestellten Diarthrosen muß die Genauigkeit für eine solche Momentanschraubenberechnung hoch sein und sollte die Auflösung der gängigen Ultraschallsysteme übertreffen.

9.2 Photogrammetrie

Zentralprojektion. Die zur Lagebestimmung aufgenommenen Bilder können in guter Nährung als Zentralprojektion des Aufnahmeobjektes angesehen werden (Rüger, 1987[68]). Das geometrische Modell der Photogrammetrie ist somit die Zentralperspektive, ein Teilgebiet der Darstellenden Geometrie. Bei der Zentralprojektion wird ein Objekt so in eine Ebene abgebildet, daß die Objektpunkte P und die Bildpunkte P' auf Geraden liegen, die sich im Zentrum der Perspektive, dem Projektionszentrum O, schneiden (Abb. 9.2). Die einzelne Zentralprojektion ist nicht bijektiv, sie ist also nicht eindeutig umkehrbar, da jedem Bildpunkt unendlich viele Objektpunkte, die alle auf der Geraden $\overline{PO}$ liegen, zugeordnet sind. Daraus wird bereits ersichtlich, daß die Lage eines räumlich gegliederten Objektes nicht aus einer einzigen Perspektive rekonstruiert werden kann.

Koordinatensysteme. Zunächst sind zwei Koordinatensysteme zu betrachten: das des Objektraumes und das des Bildraumes. Beide sind durch lineare Abbildun-

[1] Die Photogrammetrie ist ein indirektes Meßverfahren zur Bestimmung der räumlichen Lage eines Objektes aus zweidimensionalen Bildern.

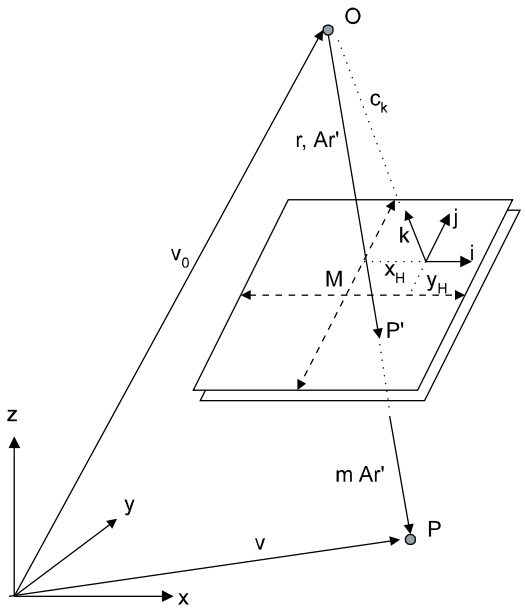


Abb. 9.2: **Kollinearitätsbedingung**: Projektionszentrum O, Bildpunkt P' und Raumpunkt P liegen auf einer Geraden

gen, nämlich die Projektionsbeziehungen, miteinander verknüpft. Die Koordinaten des Projektionszentrums in Bezug auf die Bildebene heißen auch Elemente der inneren Orientierung. Die sechs Größen, die sich aus den drei Rotationen und kartesischen Koordinaten des räunlichen Objektes im Laborsystem zusammensetzen, heißen Elemente der äußeren Orientierung.

Die direkte lineare Transformation. Wenn die Drehmatrix $\boldsymbol{A}$ die Einheitsvektoren $\boldsymbol{i},\ \boldsymbol{j},\ \boldsymbol{k}$ des Bildraumes in die Einheitsvektoren $\boldsymbol{x},\ \boldsymbol{y},\ \boldsymbol{z}$ des Laborsystems überführt, dann lautet der analytische Zusammenhang zwischen Objekt- und Bildpunkten bei der zentralperspektivischen Abbildung nach Abb. 9.2:

$$\boldsymbol{v} = \boldsymbol{v}_0 + \lambda \boldsymbol{A}\boldsymbol{r'} \tag{9.1}$$

wobei $\boldsymbol{r'}$ den Ortsvektor vom Ursprung des Bildkoordinatensystems zum Bildpunkt P, also den Bildvektor darstellt. Diese Grundbeziehung in der Photogrammetrie heißt auch Kollinearitätsbedingung. Sei der Vektor $\boldsymbol{r'}$ im Bildraum gegeben und werde durch die Drehmatrix $\boldsymbol{A}$ in den Objektraum transformiert, dann sind die Komponenten der Vektoren gegeben durch

$$\boldsymbol{v} = \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}, \quad \boldsymbol{v}_0 = \begin{pmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{pmatrix}, \quad \boldsymbol{r'} = \begin{pmatrix} x' - x'_H \\ y' - y'_H \\ -c_k \end{pmatrix} \tag{9.2}$$

Dabei ist die Kammerkonstante $\boldsymbol{c_k}$ der Abstand des Projektionszentrums zur Bildebene und somit eine charakteristische Größe der Abbildung. Die Bildkoordinaten lassen sich nach Glg. (9.1) eindeutig aus den Objektpunkten bestimmen:

$$\boldsymbol{r'} = \tfrac{1}{\lambda}\boldsymbol{A}^{-1}(\boldsymbol{v} - \boldsymbol{v}_0) \tag{9.3}$$

Nach Multiplikation mit dem Einheitsvektors $\boldsymbol{k}$ in z-Richtung gilt dann

$$\boldsymbol{r'k} = -c_k = \tfrac{1}{\lambda}\boldsymbol{A}^{-1}(\boldsymbol{v} - \boldsymbol{v}_0)\boldsymbol{k} \quad \Leftrightarrow \quad \lambda = -\frac{\boldsymbol{A}^{-1}(\boldsymbol{v}-\boldsymbol{v}_0)\boldsymbol{k}}{c_k} \tag{9.4}$$

Nach Einsetzen von (9.4) in (9.3) und Darstellung von $\boldsymbol{A}^{-1} = \boldsymbol{A}^T = (a_{ji})$ in Komponentenschreibweise erhält man:

$$\begin{aligned} x' - x'_H &= -c_k \frac{a_{11}(x - x_0) + a_{21}(y - y_0) + a_{31}(z - z_0)}{a_{13}(x - x_0) + a_{23}(y - y_0) + a_{33}(z - z_0)} \\ y' - y'_H &= -c_k \frac{a_{12}(x - x_0) + a_{22}(y - y_0) + a_{32}(z - z_0)}{a_{13}(x - x_0) + a_{23}(y - y_0) + a_{33}(z - z_0)} \end{aligned} \tag{9.5}$$

Diese Glgn. (9.5) stellen die sog. Grundgleichungen der Photogrammetrie dar und beschreiben die Abbildung eines Objektpunktes P in der Bildebene als Funktion der Elemente der inneren und äußeren Orientierung. Dividiert man die Glgn. (9.5) wiederum gliedweise durch den Ausdruck $-c_k/a_{33}z_0$, erhält man bei gleichzeitigem Übergang auf beliebige Koordinatenursprünge im Bild- und Objektraum:

$$\begin{aligned}(x') &= \frac{u_1x + u_2y + u_3z + u_4}{u_9x + u_{10}y + u_{11}z + 1} \\ (y') &= \frac{u_5x + u_6y + u_7z + u_8}{u_9x + u_{10}y + u_{11}z + 1}\end{aligned} \tag{9.6}$$

Die projektive Zuordnung wird demnach durch elf abbildungsspezifische unabhängige Parameter bestimmt. Die Abbildung heißt direkte lineare Transformation oder kurz DLT. Auf der linken Seite der Glgn. (9.6) stehen die Meßgrößen, auf der rechten Seite hingegen die gesuchten kartesischen Koordinaten. Das Gleichungssystem ist also für ein Bild unterbestimmt. Der Formalismus liefert so auch die mathematische Begründung dafür, daß mindestens zwei Bilder in verschiedenen Perspektiven benötigt werden, um einen Objektpunkt räumlich zu lokalisieren.

9.3 Die Apparatur

Die Apparatur, die vor allem zum berührungslosen Einsatz am Kiefer ausgerichtet ist, wurde mit Hilfe des photogrammetrischen Konzeptes realisiert. Unter Verwendung von zwei CCD-Kameras werden Leuchtpunkte, die am Ober- und Unterkiefer des Probanden fixiert sind, aufgenommen und digital ausgewertet. Die CCD-Technik (charge coupled device) beruht auf dem Prinzip der Ladungskopplung (Bähr et al., 1991[2]). Ein CCD-Element liefert einen weitgehend linear von der Lichtintensität abhängigen Spannungswert. In einer quadratischen Anordnung von Elementen kann so ein Gitter von Intensitäten zu einem digitalen Bild zusammengesetzt werden. Ein einzelner Gitterpunkt wird auch Pixel genannt.

Mit einer Videofrequenz von 25 Bildern pro Sekunde werden gepulste Leuchtdioden in zwei Grauwertbildern unterschiedlicher Perspektive und 8-Bit Auflösung erfaßt. Die Dioden selbst befinden sich auf Leiterplatinen mit einem leichtgewichtigen Akku (6g). Ihre Anordnung ist so, daß die Längen ihrer Abstände leicht unterschieden werden können. Die Platinen sind nach einem von Heine, 1998[32] entwickelten Verfahren über individuell angefertigte Kunststoffschienen aus lichthärtendem Kunststoff spielfrei so mit dem Kiefer verbunden, daß die Okklusion möglich ist. Eine Alternative ist die Verwendung von paraokklusalen Löffeln, die in verschiedenen

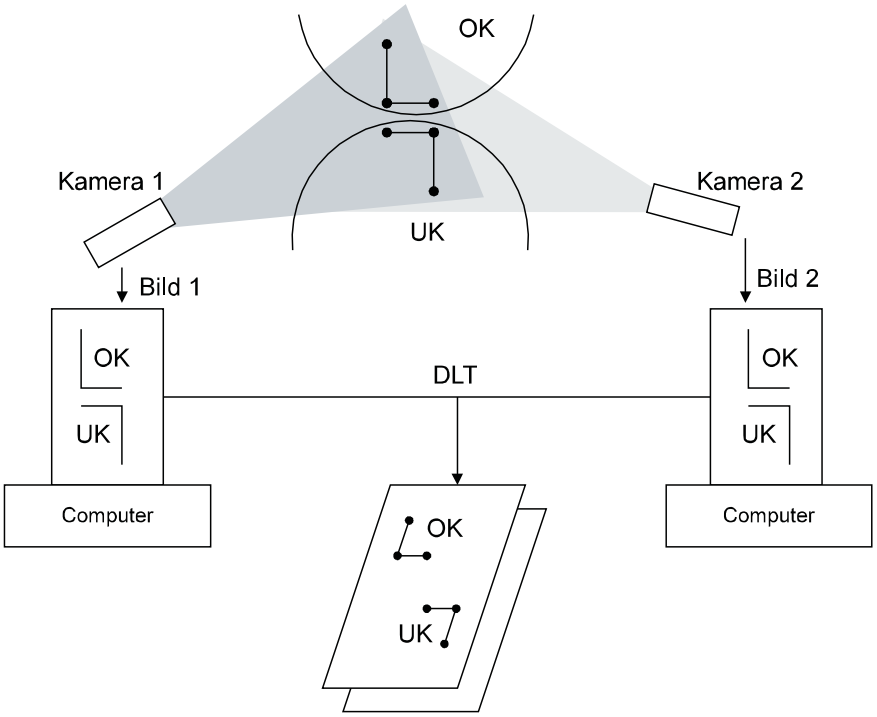


Abb. 9.3: **Apparatives Schema**: Die Punkte am Oberkiefer (OK) und Unterkiefer (UK) werden als 2D-Bilder aufgezeichnet und mit der DLT in 3D-Koordinaten umgerechnet.

Grundgrößen vorhanden sind und durch einen Füllstoff, früher durch Gips, mittlerweile durch einen Kunststoff, an die individuelle Zahnbogenform angepaßt werden können (Schwestka-Polly, 1998[72]).

Durch eine Umwandlung in zweiwertige Graustufenbilder (nur Helligkeiten 0 und 1) mit Hilfe einer Binärschwelle werden die Lichtpunkte vom Hintergrund extrahiert und durch eine Schwerpunktbestimmung[2] mit Subpixelgenaugkeit[3] lokalisiert. Aus der Abfolge der Schwerpunkte der einzelnen Leuchtflecke und den Kamerakonstanten werden dann über die DLT die Punktspuren berechnet.

Die Bilder selbst werden in einer lauflängenkodierten Form gespeichert. Dabei werden zusammenhängende Bereiche gleicher Helligkeiten zusammengefaßt (Haberäcker, 1991[28]). Das Verfahren basiert auf ausschließlich linearen Speicheroperationen und ist damit äußerst schnell. Die erzeugte numerische Bildform ist zur Schwerpunktberechnung sehr geeignet.

Um die Punkte zu verfolgen, wird um den Schwerpunkt jedes Leuchtfleckes herum ein Fenster gelegt, innerhalb dessen sich die Position des Fleckes während der nächsten Aufnahme verändern darf. Man kann auch Verfolgungsalgorithmen verwenden, die Geschwindigkeit und Beschleunigung des Punktes berücksichtigen oder mit Mustererkennungsalgorithmen arbeiten.

Für Mandibula und Maxilla müssen jeweils drei nicht auf einer Geraden liegenden Raumpunkte bestimmt werden, die alle Freiheitsgrade zur Lagebestimmung eines starren Körpers erfassen, mit dem Ziel, die Relativbewegung von Ober- zu Unterkiefer zu berechnen. Zu unterscheiden sind also drei Koordinatensysteme:

- das Laborsystem L, in dem die Kameras stehen und die Messung stattfindet
- das System des Oberkiefers (Maxilla) O
- das bewegte System des Unterkiefers (Mandibula) U

[2] **Schwerpunkt:** In der Bildverarbeitung ist der Schwerpunkt $\vec{S} = \begin{pmatrix} x_s \\ y_s \end{pmatrix}$ eines Objektes gleich der Summe der Koordinaten geteilt durch die Anzahl (Masse) N.

$$x_s = \frac{\sum_i^N x_i}{N}, \qquad y_s = \frac{\sum_i^N y_i}{N}$$

.

[3] **Subpixel:** unterhalb der Rasterauflösung des digitalisierten Bildes.

Das Maxilla-System bewegt sich sicherlich nicht sehr stark, muß aber dem natürlichen Bewegungsverhalten des Probanden entsprechend mitgemessen werden. Versuche, den Kopf des Probanden zu fixieren, haben sich aufgrund der kräftigen Kopfmuskulatur als nicht brauchbar erwiesen, insbesondere bei den notwendigen Anforderungen an die Genauigkeit. Die Relativbewegung im Oberkiefersystem lautet in der homogenen Schreibweise der T-Matrizen nach Abb. 9.4:

$$\boldsymbol{T}(i) = \boldsymbol{T}_O^{-1}(i)\boldsymbol{T}_U(i) \tag{9.7}$$

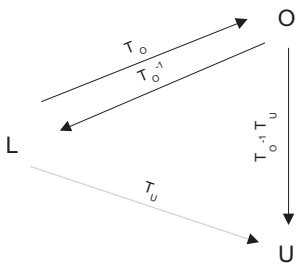


Abb. 9.4: **Transformationen der Koordinatensysteme**: Laborsystem L, Oberkiefersystem O und Unterkiefersystem U

Die zeitliche Differenz $i \mapsto i+1$ beträgt jeweils 1/25 Sekunde. Die T-Matrizen lassen sich aus der 3-Punkte-Form des starren Körpers gewinnen. Seien $\Delta\boldsymbol{v}_1 = \boldsymbol{p}_1 - \boldsymbol{p}_0$ und $\Delta\boldsymbol{v}_2 = \boldsymbol{p}_2 - \boldsymbol{p}_0$ zwei nicht lineare Differenzenvektoren, die aus den räumlichen Objektpunkten $\boldsymbol{p_i}$ gebildet wurden, und $\boldsymbol{e_i}$ die Einheitsvektoren im OK- bzw. UK-System und $^\circ$ die Normierung, dann gilt:

$$\boldsymbol{e}_1 = (\Delta\boldsymbol{v}_1)^\circ, \quad \boldsymbol{e}_2 = (\Delta\boldsymbol{v}_2 - (\Delta\boldsymbol{v}_2{}^T\boldsymbol{e}_1)\boldsymbol{e}_1)^\circ, \quad \boldsymbol{e}_3 = \boldsymbol{e}_1 \times \boldsymbol{e}_2 \tag{9.8}$$

Die Einheitsvektoren sind die Spaltenvektoren der Rotationsmatrix und somit bildet sich die T-Matrix zu

$$\boldsymbol{T} = \begin{pmatrix} (\boldsymbol{e}_1\,\boldsymbol{e}_2\,\boldsymbol{e}_3) & \boldsymbol{p}_0 \\ \boldsymbol{0}^T & 1 \end{pmatrix} \tag{9.9}$$

Die Eichung der Apparatur zur Bestimmung der elf DLT-Parameter findet mit Hilfe einer Eichschiene statt. Es handelt sich dabei um ein mit einer Lichtquelle beleuchtetes Punktgitter, das auf der Schiene in verschiedenen Positionen fixiert wird. Auf diese Weise können räumliche Punkte mit festgelegten Koordinaten vermessen werden. Da die Eichung abbildungsspezifisch ist, muß sie nach jeder Veränderung

der Kamerapositionen zueinander neu durchgeführt werden. Durch einen Soll-Ist-Vergleich können die Kameraparameter bestimmt werden. Zur Bestimmung der elf Parameter sind nach (9.6) mindestens sechs Eichpunkte mit 12 inhomogenen linearen Gleichungen erforderlich, d. h. es geht um das Lösen eines überbestimmten Gleichungssystems. Dies besteht aus einer nicht quadratischen Matrix $\boldsymbol{X}$ der Raumpunkte mit einem Lösungsvektor $\boldsymbol{b}$, der die elf DLT-Parameter als Komponenten enthält, und einem Bildvektor $\boldsymbol{y}$ mit den $2m$ Komponenten der m Bildpunkte:

$$\begin{aligned} \boldsymbol{X}_{(2m\times 11)}\,\boldsymbol{b}_{(11)} &= \boldsymbol{y}_{(2m)} \\ \boldsymbol{X}^T_{(11\times 2m)}\,\boldsymbol{X}_{(2m\times 11)}\,\boldsymbol{b}_{(11)} &= \boldsymbol{X}^T_{(11\times 2m)}\,\boldsymbol{y}_{(2m)} \\ \boldsymbol{b}_{(11)} &= \left(\boldsymbol{X}^T_{(11\times 2m)}\,\boldsymbol{X}_{(2m\times 11)}\right)^{-1}\left(\boldsymbol{X}^T_{(11\times 2m)}\,\boldsymbol{y}_{(2m)}\right) \end{aligned}$$

Analog können nach Bestimmung der Kamera-Konstanten u_{ij} die Positionen $\boldsymbol{p}$ aus den gemessenen Bildkoordinaten $(x'_i,\ y'_i)$ bei Benutzung der Glgn. (9.6) über ein lineares Gleichungssystem unter Verwendung des Gauß-Algorithmus (Engeln-Müllges, 1990[21]) ermittelt werden:

$$\underbrace{\begin{pmatrix} u_{1,1}-u_{1,9}x'_1 & u_{1,2}-u_{1,10}x'_1 & u_{1,3}-u_{1,11}x'_1 \\ u_{1,5}-u_{1,9}y'_1 & u_{1,6}-u_{1,10}y'_1 & u_{1,7}-u_{1,11}y'_1 \\ u_{2,1}-u_{2,9}x'_2 & u_{2,2}-u_{2,10}x'_2 & u_{2,3}-u_{2,11}x'_2 \\ u_{2,5}-u_{2,9}y'_2 & u_{2,6}-u_{2,10}y'_2 & u_{2,7}-u_{2,11}y'_2 \end{pmatrix}}_{\boldsymbol{L}} \underbrace{\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}}_{\boldsymbol{p}} = \underbrace{\begin{pmatrix} x'_1-u_{1,4} \\ y'_1-u_{1,8} \\ x'_2-u_{2,4} \\ y'_2-u_{2,8} \end{pmatrix}}_{\boldsymbol{y}}$$

$$\Longrightarrow \qquad \boldsymbol{L}^T_{(3\times 4)}\boldsymbol{L}_{(4\times 3)}\,\boldsymbol{p}_{(3)} = \boldsymbol{L}^T_{(3\times 4)}\,\boldsymbol{y}_{(4)}$$

9.3.1 Bewegung des Kiefergelenks und Optimierungen

Der Prototyp. Abb. 9.5 zeigt die Ergebnisse der Messung einer Sagittalbewegung in der Posseltschen Banane[4]. Die zweidimensionale Darstellung der Bewegung selbst weist die typische Form einer Posseltschen Diagramms in der Sagittalebene auf. Die markanten Punkte sind die retrale Kontaktposition (1), die habituelle Interkuspidation (2), die Protrusion unter Frontzahnführung (3), die maximale Protrusion (4), und die maximale Mundöffnung (5).

In Tab. 9.1 sind die relativen Abstände der räumlichen Markierungspunkte für Unter- und Oberkiefer eingetragen. Die ersten drei Abstände sind die räumlichen

[4]**Posseltsche Banane**: räumliche Aufzeichnung sowohl der Zahnführung als auch der freien Unterkieferbewegungen in allen Richtungen des Raumes. Die Gesamtheit der Bewegungen ergibt das Bild einer halben Banane (Körber, 1986[41])

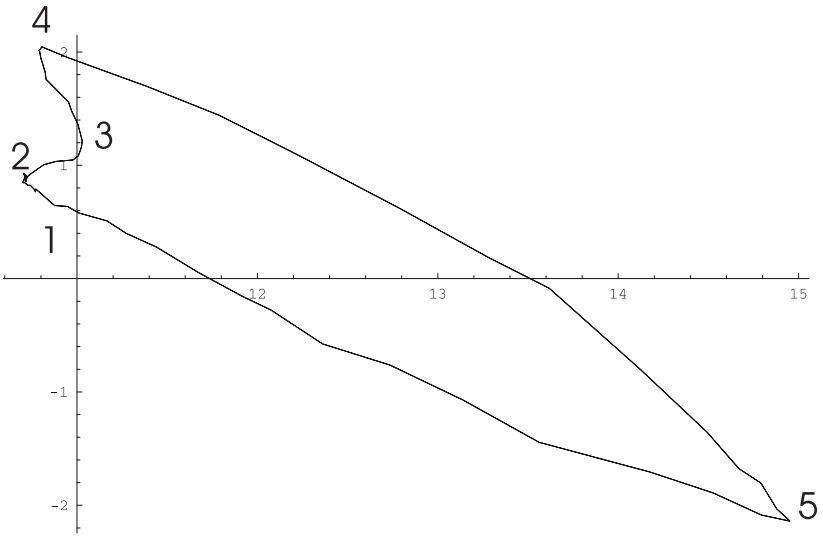


Abb. 9.5: **Gemessene Posselt-Bewegung**: Die Bewegung ist als Projektion in der Hauptfunktionsebene dargestellt.

Tabelle 9.1: Über die Bewegung gemittelte räumliche Punktabstände am Ober- und Unterkiefer mit Standardabweichung

distance	d_{23}	d_{12}	d_{31}	d_{45}	d_{56}	d_{64}
mean (cm)	2.02591	1.7667	2.69207	2.02649	1.82528	2.6967
std. der.	0.003425	0.002442	0.008121	0.006671	0.005039	0.005374

Punktdistanzen an der Maxilla, die letzten drei sind Abstände an der Mandibula. Die Abstände sollten möglichst konstant bleiben, da sie jeweils körperfest sind, und geben damit ein Maß für die Meßgüte an. Man sieht, daß die Standardabweichungen am Oberkiefer in einem Bereich bis zu $80\mu m$ liegen. Die Werte am bewegten System sind von der Größenordnung vergleichbar und liegen im Bereich $< 70\mu m$. Die Messung von ruhenden Eichpunkten ergab eine Genauigkeit in der Lokalisierung von ca. $20\mu m$ in der Hauptbewegungsebene und ca. $90\mu m$ in der Tiefe.

Das erweiterte System. Der Prototyp wies Schwächen auf, welche die Entwicklung eines verbesserten Systems erforderlich machten. Die wesentlichen Schwachpunkte waren:

- Lichtpunktverluste durch zu geringe Rechnerleistung (zu langsame online-Berechnungen)
- zu geringer Bilddatendurchsatz (gelegentliche Bildverluste)
- problematische Handhabung durch manuelle Leuchtpunktzuordnung (falsche Leuchtpunktfolge)
- gelegentlich auftretende Interferenzen der gepulsten Lichtpunkte mit dem Videosignal (schwankende Leuchtpunktgröße)

Diese Punkte wurden korrigiert, indem statt eines Rechners drei verwendet werden, wobei zwei der Datenaufnahme und einer der Analyse dient. Jede Kamera wird von einem eigenen Rechner gesteuert und damit ein vollständiger Datendurchsatz von 25 Bildern pro Sekunde erreicht. Die Bilder werden zunächst nur aufgenommen und im Speicher abgelegt. Erst anschließend erfolgt die numerische Analyse, so daß moderne Bildverarbeitungsalgorithmen verwendet werden können, um die Punktzentren zu erkennen. Das Zuordnungverfahren der Lichtpunkte kann vollständig automatisiert werden. Des weiteren sind die Kameras mit dem Pulsgeber der Lichtpunkte synchronisiert, so daß nur ein Lichtblitz pro Diode und Bild fern von der Bildaustastlücke erfolgt. Das Resultat ist ein interferezfreies stabiles Lichtsignal.

Durch den im folgenden beschriebenen Bildalgorithmus zur Auswertung der Videosequenzen ist eine sichere und stabile Positionsanalyse gewährleistet:

1. Punkte detektieren:
   Zur Bestimmung der nach Glg. (9.6) benötigten Bildkoordinaten müssen die Marker (gepulste Leuchtdioden) auf den einzelnen Bildern (Abb. 9.6 a) erkannt und lokalisiert werden. Dies geschieht in mehreren Schritten:

   (a) automatische Binärbilderzeugung durch Schwellwertbestimmung (Threshold): Das monochrome Kamerabild, bestehend aus 256 Graustufen, enthält außer den Lichtpunkten noch unbrauchbare Hintergrundinformationen, die herausgefiltert werden, um die Schwerpunkte der Leuchtzentren sicher bestimmen zu können. Zu diesem Zweck wird eine Binärschwelle festgelegt und ein Schwarz-Weiß-Bild erzeugt, um Hintergründe schwächerer Intentsität zu eliminieren.

   (b) Bestimmung der Weißanteile des Bildes mit Histogrammen: Vor der Nutzung von rechenintesiven Operationen wird zunächst eine Statistik über das Schwarz-Weiß-Verhältnis in Abhängigkeit vom Schwellwert aufgestellt, um den geeigneten Arbeitsbereich grob festzulegen.

(c) Erodieren von Hintergrundrauschen durch morphologische Algorithmen: Das Bild wird nach Formen durchsucht, wobei einzelne überstahlende Bildpixel (Rauschen) erodiert werden.

(d) Bestimmung zusammenhängender Bildpartikel, Konnektivität: Zusammenhängende Pixelgruppen werden erkannt und indiziert, so daß sie schnell wiedergefunden und analysiert werden können.

(e) Berechnen der Heywoodfaktoren: Für jede indizierte Gruppe wird der sog. Heywoodfaktor f berechnet. Für einen idealen Kreis ist $f = 1$, für eine davon abweichende Form ist $f > 1$.

(f) Feinabstimmung des Threshold: Die Summe der Heywoodfaktoren, verteilt auf die Anzahl Objekte als Funktion der Binärschwelle, gibt einen Aufschluß über den optimalen Schwellwert des Bildes. Ist diese Funktion dicht bei 1, so sind alle detektierten Objekte annähernd kreisförmig. Verschwindet zudem die erste Ableitung der Funktion, so liegt ein lokales Minimum vor und die Arbeitsschwelle ist erreicht.

(g) Schwerpunktbestimmung: Wie bereits beim Prototypen werden aus den indizierten Pixelgruppen (Abb. 9.6 b) die Flächenschwerpunkte bestimmt, die den Leuchtzentren der Diodenmarker entsprechen.

2. Punktgruppen selektieren:
Die Marker werden für die beiden Bezugssysteme in die Regionen Ober- und Unterkiefer getrennt. Zunächst werden die Distanzen der Punkte untereinander ermittelt. Dann werden zwei Schwerpunktgruppen mit jeweils drei Punkten zusammenfaßt, wobei Punkte mit vergleichbaren Distanzen zueinander eine Gruppe bilden.

3. Punktgruppen sortieren:
Die Reihenfolge der Markerpunkte ist nach Glg. (9.8) von Bedeutung und darf nicht durcheinander gebracht werden. Dabei wird die Tatsache ausgenutzt, daß die Seitenlängen eines Markerdreiecks unterschiedlich sind (vgl. Tabelle 9.1). Ein Dreieck hat die Form eines L's (Abb. 9.6 c), so daß auf Grund der leicht unterschiedlichen Punktdistanzen eine eindeutige Reihenfolge der Punkte festgelegt werden kann.

Durch eine Halbbildzerlegung und -auswertung beträgt die Abtastrate 50Hz, also das doppelte der Aufnahmefrequenz. Durch eine gleitende Mittelung der Punktspuren und die verbesserte Synchronisation wird der Verlust der Auflösung in einer Bildachse durch die Halbbildauswertung hinreichend kompensiert.

Tabelle 9.2: Über die Bewegung gemittelte räumliche Markerabstände

distance	d_{23}	d_{12}	d_{31}	d_{45}	d_{56}	d_{64}
mean (cm)	2.05484	1.78454	2.73735	2.03122	1.82811	2.71361
std. der.	0.00144	0.00119	0.00109	0.00186	0.00082	0.00126

Die Markerlokalisierung an einem ruhenden Objekt weist eine Standardabweichung von maximal 0.08 Pixeln auf und ist damit um den Faktor 4 besser als beim Prototypen. Dies spiegelt sich auch im Vergleich der Standardabweichungen über die Markerdistanzen wieder. Es ergibt sich nach Tab. 9.2 eine Verbesserung in der Genauigkeit gegnüber dem ersten Gerät (Tab. 9.1) um diesen Faktor.

Abb. 9.6: **Lokalisierung der Markerzentren**: a) originales Graustufenbild, b) Binärbild, c) berechnete Schwerpunktdistanzen

anatomische Zuordnung. Durch einen Leuchtstift, der auf anatomisch markante Gesichtspunkte wie etwa die Kondylen und die Frankfurter Ebene gehalten wird, ist ein 3D-Gesichtskoordinatensystem festlegbar, in dem die Bewegung den Körperstrukturen zugeordnet werden kann. Die Flexibilität in der Wahl der anatomischen Punkte wird nur durch die Standorte der Kameras eingeschränkt, da die Punkte aus beiden Kameraperspektiven gleichzeitig sichtbar sein müssen.

9.4 Bewegung und Schraubachsen

Gemessen wurde das spielfreie Scharnier eines in der Zahnmedizin verwendeten Artikulators. Dargestellt ist in Abb. 9.7 die Koppelkurve mit minimaler Ausdehnung. Idealisiert sollte diese Kurve am Scharnier zu einem Punkt reduziert sein. Der Durchmesser der Ausdehnung beträgt aber etwa $0,3\,mm$, was der Genauigkeit der lokalisierten Achse entspricht und eine Folge der Reibung im Gelenk ist.

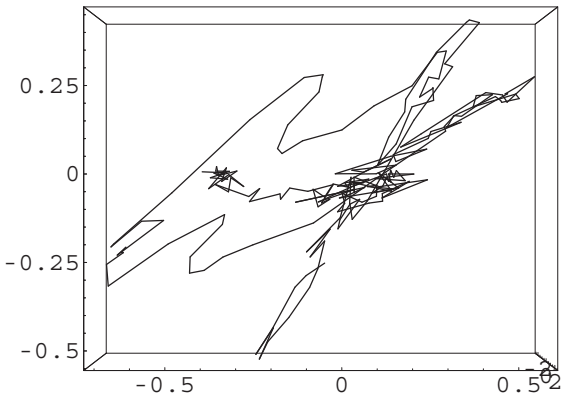


Abb. 9.7: **Bewegung eines Artikulatorscharniers**: Die Koppelkurve des Minimalpunktes (Dathe, 1997[19]) eines Artikulatorscharniers (Einheit mm)

Die Aufzeichnung einer Posselt-Bewegung in vivo ergibt eine klare und ungestörte Wiedergabe des Bewegungsablaufs (Abb. 9.8).

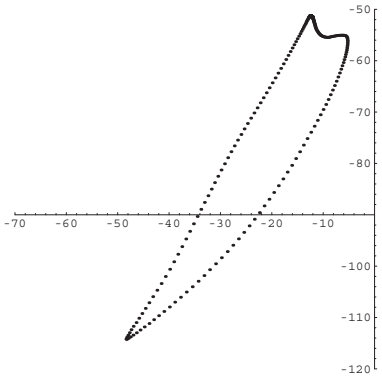


Abb. 9.8: **Posselt-Bewegung einer in vivo Messung**: Die Teilbewegungen des Gesamtbablaufes sind gut erkennbar.

Weiterhin wurde eine Knieorthese mit zwei aufeinander abrollenden Zahnrädern vermessen (Thomsen, 2002[79]). Die Polbahn verläuft entlang der Kontur des fixierten Zahnrades und hat seinen geometrischen Durchmesser von $3cm$. Dies ist in Abb. 9.9 wiederzuerkennen.

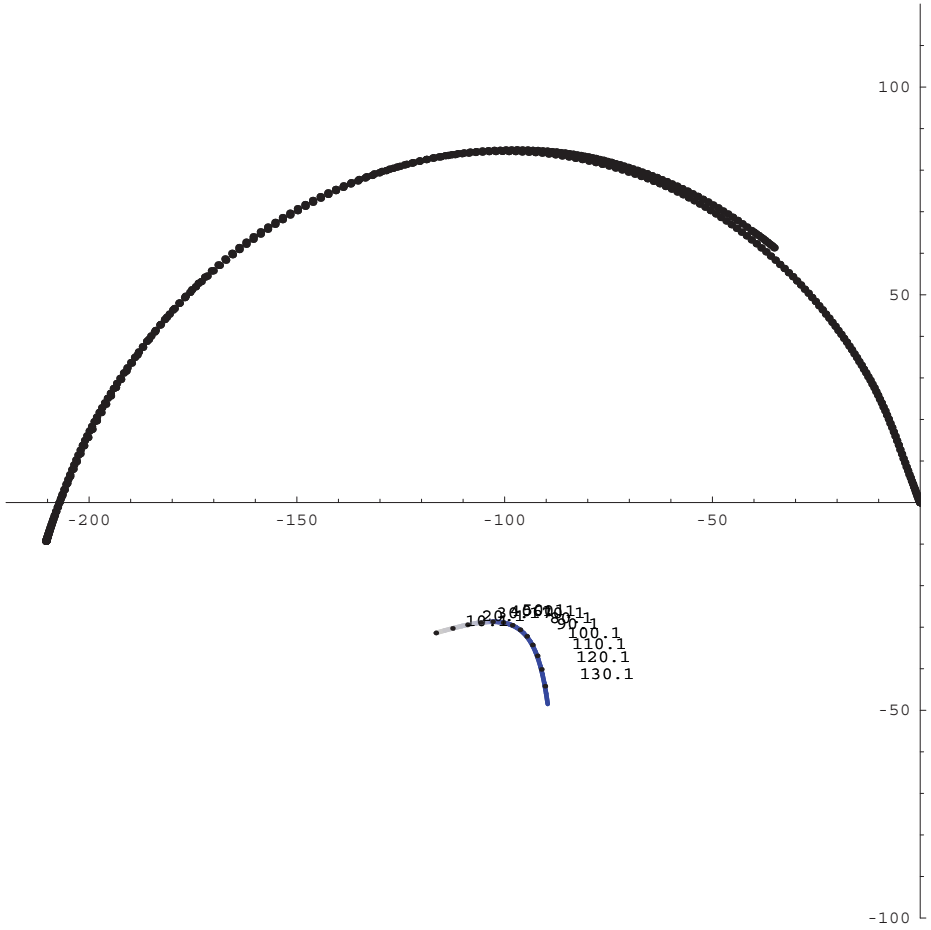


Abb. 9.9: **Polbahn einer Zahnradorthese**: Die Polbahn der Orthese ist gegenläufig zur Bewegungsspur.

Man kann unter Betrachtung der Ergebnisse somit feststellen, daß eine hohe Genauigkeit bei geringer Störanfälligkeit und einfacher Handhabung erreicht wurde. Die durch das optische Verfahren aufgetretenen Fehlerquellen wurden hinreichend optimiert. Die Genauigkeit ist mit der von auf dem Markt erhältlichen Geräten bereits jetzt vergleichbar und läßt sich durch Verwendung anderer optischer Komponenten problemlos steigern, wenn dies notwendig sein sollte. Die Abtastfrequenz kann durch die Verwendung von Hochgeschwindigkeitskameras vervielfacht werden. Die Rückwirkungsfreiheit und Leichtigkeit der Sensoren ist im Vergleich zu anderen Systemen

unerreicht. Die parallele Sensoraufnahme durch ein optisches Abbild garantiert anders als bei Ultraschall-Sensoren eine zeitlich exakt definierte Positionsbestimmung.

Geplant ist ein klinische Einsatz des optischen Systems, welches das Ultraschall-Verfahren ablösen soll. Durch die kleinen leichten Platinen ist es im Gegensatz zu den großen Ultraschallsensoren auch bei Kindern anwendbar.

10 Diskussion

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Entwicklung von Verfahren zur Beurteilung der mechanischen Funktion verschiedener Arten von Gelenken. Die genaue und vollständige Messung der Gelenkbewegung in allen sechs Freiheitsgraden mit Bezugnahme zur anatomischen Struktur wurde an Wirbelsäule, Knie- und Kiefergelenk demonstriert. Die Wahl und Etablierung gelenkspezifischer Meßmethoden mit Berücksichtigung der Kinematik und der Lastsituation ist der Weg zur Aufklärung von Funktionsweisen der Gelenke. Das dies ein notwendiges und bislang kaum erreichtes Ziel ist, soll in diesem Abschnitt anhand bisheriger Untersuchungen in der Literatur diskutiert werden. Schließlich werden die Verfahren miteinander verglichen und die Unterschiede besprochen, die zu den Einsatzmöglichkeiten an den verschieden Gelenkarten führen.

10.1 Kinematische Messungen in der Literatur

In der Literatur finden sich eine Reihe von kinematischen Untersuchungen an biologischen Gelenken. Ein Teil der Untersuchungen beschäftigt sich mit der Ganganalyse (Savilonis, Mann), also dem dynamischen Zusammenhang von Kraft und Bewegung, oder den Signifikanzen von sehr speziellen Bewegungsparametern (Tzyy-Yuang-Shiang). Ein anderer Teil betrifft die räumliche Aufzeichnung und Auswertung der Bewegung von einzelnen Gelenken (joint motion track). Bereits seit der Mitte des 20. Jahrhunderts wurden Goniometer (Hallen und Lindahl, 1966), Elektrogoniometer (Kettelkamp et al., 1970), und invasive Methoden (Levens et al., 1948, Trent et al., 1976) zur Achsenbestimmung des Knies eingesetzt. Der technische Standard und das Bewußtsein über die mit der Aufgabe gestellten Probleme hat jedoch einen gewaltigen Sprung gemacht. Einige moderne Arbeiten in dieser Hinsicht sollen hier in chronologischer Reihenfolge erwähnt werden:

Panjabi (1981[63]) untersuchte als einer der ersten ein Junghanns-Bewegungssegmet in allen sechs Feiheitsgraden in vitro. Er betrachtet dabei das Bewegungssegment als eine „black box“, bei der eine Kraft bzw. ein Drehmoment angelegt wird und eine meßbare Bewegung als Antwort folgt. Er beschreibt die Bestimmung einer Schraubung als hilfreiches Charakteristikum für das kinematische Verhalten, berechnet für die gesamte Bewegung aber nur durch eine Schraubachse.
Panjabi gab viele Anregungen zur Funktionsweise von Wirbelsäulensegmenten (Pan-

jabi et al., 1971[62] 1993[64, 65], Oxland 1994[61]), bestimmte aber nur finite Schraubachsen, indem er zu ihrer Berechnung nur Anfangs- und Endpunkt des Gesamtbewegungsbereiches benutzt. Da er wegen zu geringer Meßgenauigkeit keine momentanen Schraubachsen bestimmen konnte, war nicht in der Lage, die tatsächliche Bewegungsstruktur aufzulösen.

Bendel (1984[5]) führte eine experimentelle Studie zur Kinematik der Unterkieferbewegung durch. Er benutzte dazu einen Sirognathographen, ein Gerät, bei dem ein kleiner am Unterkiefer befestigter Magnet mit inhomogenen Feldern in der Nähe von elektrischen Dipolen bewegt wird. Die induzierten Spannungen liefern Aussagen über die Position des Unterkiefers im Raum. Die Messungen sind im Gegensatz etwa zu einem Ultraschallsystem interferenzfrei. Die Freiheitsgrade des Systems sind jedoch eingeschränkt, so daß nur räumliche Koordinaten, aber nicht alle Orientierungen gemessen werden können. Bendel entwickelte ein Reponierungsverfahren, um Messungen vergleichbar zu machen. Er stellte fest, daß die Bewegungsmuster nie völlig identisch sind, und daß bei funktionellen Bewegungen keine Achsen existieren. Er folgerte daraus, daß die Ergebnisse einer mechanischen Auffassung des Stomatognathen Systems widersprechen. Tatsächlich können die Achsen des Kiefergelenks auf Grund der einen fehlenden Orientierung überhaupt nicht bestimmt werden. Weiterhin sind durch den einfachen Vergleich von gemessenen Koppelkurven keinerlei Aussagen über kinematische Charakteristika möglich.

Shiavi (1987[74]) baute ein 6D-Elektogoniometer, um die dynamische Bewegung des Knies in vivo zu erfassen. Die Meßfrequenz lag bei nur $50Hz$ und die Meßdauer für einen Bewegungszyklus betrug maximal $3sec$. Die dabei zwangsläufig auftretenden dynamischen Effekte der Trägheit und Eigenschwingung sowie das Problem der Weichteilverschiebung wurden vernachlässigt. Das anatomische System des Knies und das Meßsystem des Elektrogoniometers wurden in einer Initalposition grob in Übereinstimmung gebracht. Eine detaillierte Zuordnung über Markierungen wurde nicht vorgenommen. In seiner kinematischen Auswertung bestimmt er Richtung, Drehwinkel und Versatz entlang der Schraubachsen. Mit diesen nur vier freien Parametern muß eine zusätzliche Annahme gemacht werden, welche die restlichen beiden Freiheitssgrade einschränkt. Es fehlt eine Berechnung der Achsenaufpunkte, somit bleibt die Lage der Achsen im Raum unbekannt. Dies ist jedoch das numerisch schwierige Problem der zur Funktionsanalyse führenden Kinematik und kann mit der Genauigkeit dieses Systems nicht behandelt werden.

Lafortune (1992[45]), versuchte mit Hilfe eines speziellen anatomischen Koordinatensystems (joint coordinate system, JCS) die Kinematik des Tibiofemoralgelenks

in vivo zu untersuchen. Die Systemursprünge von Tibia und Femur befinden sich auf die Erhöhung bzw. Vertiefung zwischen den Kondylen. Die z-Achse läuft parallel zur jeweilen Knochenachse und die x-Achse ist parallel zu den distalen Extrema der Kondylen. Mit Hilfe von radiographischen Aufnahmen und invasiven Steinmann Nadeln wurden die JCSs bei jedem Pobanden individuell sichtbar gemacht. Die Bewegung der Nadeln wurde mit Hochgeschwindigkeitskameras photogrammetrisch ausgewertet. Das Problem der Weichteilverschiebung existiert hier nicht, wobei die Verwendung von invasiven Methoden sicherlich ethisch problematisch ist. Das Ergebnis der Messungen sind Verschiebungen und Drehungen entlang und um die Achsen des JCS, die sich nicht mit früheren Messungen vergleichen lassen. Bereits Blankevoort (1991[9]) wies darauf hin, daß die Meßgrößen abhängig vom gewählten Koordinatensystem sind, und das JCS, auch wenn es sich an markanten anatomischen Strukturen orientiert, ist nur eines davon.

Veeger (1997[81]), benutzte ein elektromagetisches räumliches Meßsystem, um die momentanen Schraubachsen (instantaneous helical axes, IHA) am menschlichen Ellenbogengelenk in vitro zu lokalisieren. Er benutzt dazu einen Algorithmus beschrieben von Woltring und ermittelt dann eine mittlere optimierte Achse mit dem Aufpunkt $\boldsymbol{P}_{opt}$ und der Richtung $\boldsymbol{V}_{opt}$ aus den Daten. Den Fehler e bei N Meßlagen gibt er an mit

$$\begin{aligned} e_p &= \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} |\boldsymbol{P}_{opt} - \boldsymbol{P}_i| \\ e_v &= \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} \arccos\left(\boldsymbol{V}_{opt} - \boldsymbol{V}_i\right) \end{aligned}$$

Anstatt also die momentanen Achsen als funktionelles Charakteristikum der Gelenkmechanik kinematisch zu deuten, betrachtet er sie als Meßfehler bei der Lokalisierung einer mittleren Achse.

Prinz (1997[67]) setzte an der anatomischen Abteilung der Universität von Hongkong den Sirognathograph, das elektromagnetische Meßsystem, und im parallelen Vergleich ein Ultraschall-System mit drei Sensoren zur räumlichen Aufzeichnung der Unterkieferbewegung ein. Da beide Systeme nur Positionen korrekt und keine Orientierungen aufzeichnen, ist eine kinematische Analyse praktisch unmöglich. Prinz kam zu dem Schluß, daß eine 3D-Trajektorie für diagnostische Zwecke nicht ausreicht.

Lucchetti (1998[48]) untersuchte mit einem photogrammetrischen Verfahren die

Kniebewegung, insbesondere den Einfluß der Weichteilverschiebung auf die Genauigkeit der Messung. Er verglich dazu die Kniebewegung mit der eines Scharniers und korrigierte die anatomischen Markerpositionen auf der Haut über eine Minimierung der Abstandquadrate derart, daß sich die Abweichung der gemessenen Kniebewegung von der einer Scharnierbewegung um mehr als 50% reduzierte. Hier ist zu bemerken, daß bei dieser Methode zunächst das richtige kinematische Modell für das Knie vorliegen muß, bevor Artefakte der Hautverschiebung korrigiert werden können.

Weber (1999[83]) setzte einen Belastungssimulator ein, um die Bewegung von mehrsegmentalen Wirbelsäulenpräparaten in allen Freiheitsgraden bei einem aufgebrachten 6D-Kraftsystem zu untersuchen. Die Kräfte und Drehmomente wurden über Seilzüge aufgebracht, wobei die Drehmomente gesondert über einen Drehmomentmesser bestimmt wurden. Die Lageänderungen wurden über ein Ultraschallsystem aufgezeichnet. Er setzte anschließend das zur Flexion, Seitneigung oder Axial-Rotation führende Drehmont in Beziehung zum Gesamtdrehwinkel, um auf diese Weise statistische Aussagen über Signifikanzen bei 43 verschiedenen Präparaten zu bekommen. Die Ergebnisse der Varianzanalyse zeigten hochsignifikante Unterschiede in den maximalen Beweglichkeiten. Eine differenzierte, kontinuierliche Drehmomentaufbringung sowie eine vollständige Positionsanalyse in allen Raumrichtungen fehlen jedoch, so daß nicht genügend Daten für ein funktionales Modell der Wirbelsäule zur Verfügung stehen.

Biryukova (2000[8]) untersuchte mit einem elektromagnetischen 6D-System die Bewegung des menschlichen Arms nach einem Modell mit sieben Freiheitsgraden (DOF). Dabei wurde vorausgesetzt, daß die Schulter drei DOF, Ellenbogen- und Handgelenk haben jeweils zwei DOF. Die Aufzeichnung der Handbewegung ist somit von sieben freien Parametern abhängig. Diese werden als „direktes kinematisches Problem für freie Zielbewegungen“ rechnerisch bestimmt, wobei für die einzelnen Gelenke feste Rotationszentren angenommen werden. Hier sei vermerkt, daß die Anpassung eines Modells mit derartig vielen freien Parametern an eine räumliche Meßkurve sicherlich möglich ist, aber nicht eindeutig sein muß. Zudem darf das Meßsystem nicht auf den Endeffektor, also die Hand, alleine beschränkt werden: Es muß auch die sich bewegenden Zwischenelemente (Humerus, Unterarm) messen.

Piazza (2000[66]) betrachtete die Erscheinung der Schlußrotation der Kniebewegung (screw-home-Mechanismus) als ein Problem des gewählten anatomischen Koordinatensystems. Lafortune, s. o., konnte den Mechanismus im JCS nicht bestätigen. Piazza stellte fest, daß der Effekt in hohem Maße von der Lokalisierung der Fle-

xionsachse abhängig ist. Er machte dazu Messungen an zwei Kniemodellen, einem Scharnier und einem Zweischlag, die eine völlig ebene Bewegung aufweisen, und betrachtete die Ergebnisse in einem durch Markierungen (anatomical control points, ACP) festgelegten Koordiantensystem. Zusätzlich zur Drehbewegung der Flexion fand er Rotationen um die Tibia, die speziell im ACP-System zu sehen waren. Er folgerte daraus, daß der screw-home-Mechanismus ein Artefakt der Messung von großen Bewegungen sei. Auf die Abhängigkeit der kinematischen Messungen vom Bezugsystem ist bereits mehrfach hingewiesen worden. Piazza gibt jedoch keine Definition zur Bestimmung einer ebenen Bewegung. Somit kann er räumliche und ebene Anteile der Bewegung nicht unterscheiden und damit auch keine Aussagen zur Schlußrotation des Knies machen.

Benjes (1998[6]) berechnete mit Hilfe eines Schrauben- und Quaternionenkalküls ein an die Kniebewegung angepaßtes Koordinatensystem. Für dieses Koordinatensystem wurden die Gelenkparameter bestimmt, wobei sich das Gelenkspiel in dem Koordinatensystem zweiparametrig darstellt. Dies entspricht zwei Freiheitsgraden des Kniegelenks, so daß dieses Modell für die funktionale Analyse die einfache Handhabung von zweidimensionalen Kniemodellen mit dem Realismus der dreidimensionalen Modelle verbindet. Benjes untersuchte dazu mit einem Ultraschallsystem Kniegelenke in vitro. Die Meßgenauigkeit dieses Systems mit einer Ortsauflösung von $0,5\,mm$ ließ jedoch noch zu Wünschen übrig und die Brauchbarkeit des Modells muß sich mit verbesserten Systemen noch bewähren. Benjes ist zumindest einer der ersten, die versuchen, ein von der Anatomie unabhängiges und an die Kinematik angeglichenes Koordinatensystem zu verwenden.

Zum Schluß sei noch die Arbeit von Thomsen et al. (2002[79]) erwähnt, in der sieben auf dem Markt befindliche Knieorthesen daraufhin untersucht wurden, inwieweit die durch ihre Gelenkführung vorgegebene Bewegung mit der natürlichen Kniekinematik übereinstimmt. Die Orthesenkinematik wurde dabei experimentell mit Hilfe des in Kapitel 8 beschriebenen Präzisionsgoniometers bestimmt. Die Lage der momentanen Drehpole konnte reproduzierbar angegeben und den mechanischen Gelenken zugeordnet werden. Aus den Daten ergab sich insgesamt eine mangelnde Übereinstimmung der Bewegung von Knie- und Orthesengelenk. Es zeigte sich ein eindeutiger Widerspruch zum Roll-Gleit-Verhalten des menschlichen Knies bei allen getesteten Orthesen. Diese Aussage wurde erst durch eime hochpräzise Messung, die alle Freiheitsgrade berücksichtigt, mit dem Zuordnen der vorhandenen mechanischen Strukturen ermöglicht. Es läßt sich so das Konzept einer funktionellen Orthese entwickeln, die eine unnatürliche Zwangsführung des Knies verhindert.

10.2 Vergleich der Verfahren

Die in den Kapiteln 7, 8 und 9 vorgestellten Meßsysteme zur Aufnahme von Gelenkbewegungen weisen unterschiedliche Eigenschaften auf. Sie können grob in die Klassen zur Eignung für kleine Bewegungen (Wirbelsäulenapparatur), für mittlere Bewegungen (optisches System) und für große Bewegungen (Elektrogoniometer) eingeteilt werden. Das auf Photogrammetrie beruhende System ist in der Messung des Bewegungsumfangs am flexibelsten, da es sich abhängig von den gewählten Objektiven bei großer Brennweite auch für sehr kleine Bewegungen und bei kleiner Brennweite für entsprechend große Bewegungen eignet.

Die Eignung zu einer In-vivo-Messung unterscheidet die Systeme ebenfalls. Während die Wirbelsäulenapparatur dazu vollständig ungeeignet ist, ist die Möglichkeit mit dem Elektrogoniometer bereits optional, wegen der Massenträgheit des Systems jedoch nicht optimal. Das optische Verfahrung ist auf Grund der berührungslosen Sensoren geradezu prädestiniert für In-vivo-Messungen.

Die Wirbelsäulenapparatur kann im Unterschied zu den Apparaturen der anderen Verfahren nur auf Junghanns-Bewegungsegmente angewendet werden. Mit dem Elektrogoniometer und dem optischen Verfahren können sowohl die Segmente der Wirbelsäule als auch Kiefer bzw. Knie gemessen werden. Dafür ist die Apparatur mit einer 6D-Kraftaufbringung ausgestattet, die sie als Eingabe-Antwort-System auch zur Messung von Synarthrosen geeignet macht. Das Bewegungsverhalten von Synarthrosen unter Krafteinfluß kann räumlich und zeitlich quantifiziert werden, so daß auch materialspezifische bzw. elastische Eigenschaften dieser Gelenkart untersucht werden können. Insgesamt ist die Aussagekraft zur Funktionsanalyse wegen der zusätzlichen physikalischen Parameter etwas höher als bei den rein kinematischen Systemen ohne Kraftaufbringung. Wenn man noch die überschaubare Struktur und kleine Dimension der Wirbelbogengelenke hinzunimmt, so wird schnell ersichtlich, daß hier am ehesten funktionale Zusammenhänge der Gelenkmechanik gesucht und überprüft werden können.

Ein wichtiger Unterschied der Verfahren sind ebenso die parallelen und seriellen Meßmethoden. Systeme, bei denen die Sensoren mit annährend gleicher Gewichtung das Endergebnis beeinflussen, haben eine geringere Fehlerfortpflanzung als Systeme, bei denen die Sensoren in einer definierten Reihenfolge ausgewertet werden. Die Einzelfehler sind dort additiv. Die Erhöhung der Anzahl von Einzelsensoren führt bei seriellen Systemen nicht zu einer Datenredundanz wie bei parallelen Systemen, sondern sogar zu einer Vergrößerung des Gesamtfehlers.

Das Elektrogoniometer ist das am leichtesten zu handhabende Meßgerät in dieser Reihe. Die Zuordnung zur Anatomie ist durch Anfahren von Markierungen beim Knie einfacher durchzuführen als das Stereo-Röntgen am Wirbelsäulensegment. Die feste und leichte Bauweise ermöglicht eine schnelle Montage. Beim optischen System muß auf die Lichtverhältnisse und die Standorte der Kameras geachtet werden.

Der große Bewegungsumfang des Knies macht die Verwendung eines strengen mathematischen Formalismus zur Bearbeitung der Meßdaten erforderlich. Die approximierten numerischen Verfahren der Auswertung von Bewegungssegmenten wie Differenzenbildung der Rotationsvekoren zur Schraubachsenberechnung und Vernachlässigung des Tangens der Drehwinkel können nicht auf Bewegungen mit einem Drehanteil von mehr als 110° übertragen werden. Dies führte beim Goniometer und später auch beim optischen System zu einer vollständigen Behandlung der Numerik unter einem Computeralgebrasystem mit einer großen Vielfalt an Darstellungsmöglichkeiten.

Die gesamte Auswertung der Meßdaten ist unabhängig von einer vorgefertigten Theorie oder Modellannahme. Es werden unter Beachtung der grundlegenden Bewegungslehre alle räumlichen Parameter mit größtmöglicher Exaktheit berechnet und dargestellt.

10.3 Bedeutung der Arbeit für die Anatomie

Die physiologische Funktionen von Gelenken lassen sich durch ihr Bewegungsverhalten charakterisieren. Die makroskopische Anatomie der Gelenke ist auf die Gewährleistung dieser Funktionen ausgerichtet. Die Mechanik macht diesen Zusammenhang deutlich: Aus den beobachteten Bewegungsgrößen lassen sich, wie gezeigt wurde, kinematische Ketten extrahieren, die auf den Inkongruenzen der Gelenkoberflächen beruhen. Die Drehzentren der Ketten sind die approximierten Krümmungsmittelpunkte der Oberflächen (Abschnitt 4). Diese Betrachtungsweise ist eine neue Sicht in der anatomischen Forschung.

In der Arbeitsgruppe Biomechanik Göttingen/Greifswald erfolgt zunächst die Vermessung der anatomischen Parameter, wie Form der Gelenkflächen und die Bestimmung der Inkongruenz. Diese Erhebungen werden in der unserer Arbeitsgruppe durchgeführt, weil in der Literatur systematische Vermessungen der Gelenkflächen in der Regel nicht existieren. Daraus folgt die quantitativ theoretische Berechnung

der Bewegungsstruktur. Die kinematischen Messungen dienen dann zur Falsifikation der Theorie.

Die Art der kinematischen Ketten gibt weiterhin einen Aufschluß über die Form der Gelenkoberflächen. Dies ist ein neuer Aspekt im Bereich der makroskopisch-funktionellen Anatomie. Es ist beispielsweise denkbar, eine Knieendoprothese mit einer Oberflächengestaltung zu entwickeln, die das kinematische Verhalten des ursprünglichen Knies aufweist. Die physiologische Funktion des Knies könnte auf diese Weise vollständig rehabilitiert werden.

Diese Arbeit stellt dabei einen meßbaren Zusammenhang von anatomischen Strukturen und der Bewegung von Gelenken her. Es wurden Meßgeräte hergestellt, deren Genauigkeit hoch genug ist, um die physiologische Funktion als kinematische Größen zu beschreiben und mit der Anatomie derart in Beziehung zu setzen, daß die zu erwartenden Ergebnisse sowohl für medizinische Diagnostik als auch für chirurgische Korrekturen geeignet sind.

Es ist sicherlich noch eine Menge Entwicklungsarbeit zu leisten, die sich jetzt schon als Ergebnis der Forschung abzeichnet. Diese Arbeit ebnet den meßtechnischen Weg, um das angestrebte Ziel tatsächlich zu erreichen.

11 Zusammenfassung und Ausblick

Zielsetzung. Das Ziel der Arbeit war die Entwicklung von Verfahren zur Beurteilung der mechanischen Funktion verschiedener Gelenksysteme. Die Anatomie der Gelenke, insbesondere die Form und Lage der Gelenkflächen, sollte in Beziehung zu kinematischen Meßgrößen gebracht werden, wobei ohne willkürliche Einschränkung der Freiheitsgrade Aussagen zur grundlegenden Funktionsweise der Gelenke gemacht werden können.

Methoden. Es wurden verschiedene Meßsysteme, die den speziellen Anforderungen der Gelenkarten sowohl in vivo als auch in vitro entsprechen, gebaut und eine Auswertung entwickelt, die alle Ansprüche, die aus der Kinematik folgen, berücksichtigt. Dazu gehört die Betrachtung von allen sechs Freiheitsgraden der Bewegung, die Berechnung von momentanen Schraubachsen, die Bewegung im Gangsystem, die Zuordnung von Bewegungsspuren und Drehpolbahnen von Gelenken zu deren Anatomie sowie der Übergang zur ebenen Kinematik unter festgelegten Voraussetzungen. Ein kombiniertes Kraft-Meßsystem diente zur Beschreibung von Synarthrosen und Diarthrosen mit kleinem Bewegungsumfang. Weiterhin wurden ein optisches und ein mechanisch serielles System zur Messung von Diarthrosen mit mittlerem und großem Bewegungsumfang aufgebaut.

Ergebnis. Die erreichten Genauigkeiten der einzelnen Verfahren, sowohl in der Datenaufnahme als auch in der Datenverarbeitung, sowie der erzielte Datendurchsatz sind in der bisherigen Anwendung auf Gelenke unübertroffen. Es wurde ein neues Verfahren zur Bewegungsauswertung vorgestellt, welches auf sämtliche Diarthrosen und auf die Kombination Synarthrose-Diarthrose, den Wirbelsegmenten, anwendbar ist. Der Einfluß der verschiedenen Gelenkformen auf die Kinematik von Diarthrosen konnte gezeigt werden. Weiterhin wurde erstmals das Abgleiten von Gang- auf Rastregelflächen an Diarthrosen dargestellt. Abschließend wurden Vor- und Nachteile der einzelnen Meßsysteme verglichen. Auf die in der Einleitung gestellten Fragen zur Funktionsanalytik können somit prinzipiell Antworten gegeben werden. Ihre Klassifizierung ist Gegenstand weiterer Arbeiten.

Ausblick. Der Zusammenhang von Kraft und Kinematik in den unterschiedlichen Gelenksystemen hat eine wichtige Bedeutung in der Funktionsanalyse und Diagnostik. Durch das Kraftsystem wird der Gelenkkontakt verursacht, der sich in der

kinematischen Analyse widerspiegelt. Ein System zur räumlichen Kraftaufbringung am Knie ohne Einschränkung der Beweglichkeit ist noch zu entwickeln. Die Aufgabe ist sicherlich auf Grund des Bewegungsumfangs, der Größe der artikulierenden Gelenkflächen und der Vielfalt an zu simulierenden Kraftvektoren um einiges schwieriger als bei der Wirbelsäule.

Die Möglichkeiten der numerischen Analyse sind noch nicht ausgeschöpft. Der Übergang zu kinematischen Invarianten[1] und zur Getriebesynthese sind weitere Möglichkeiten, um die Gelenkfunktionen entweder zu charakterisieren oder zu veranschaulichen.

Das Finden eines vollständigen Satzes von Parametern, die von Koordinatensystemen unabhängig sind, ist ein noch zu lösendes Problem, das für die sagittale Posselt-Bewegung mit Hilfe von sog. $\mu - \alpha-$Diagrammen (Nägerl et al., 1991[53]) bereits in Angriff genommen worden ist, und klinische Anwendung gefunden hat (Schwestka-Polly, 1998[72]). Für diese Aufgabe ist mit dieser Arbeit eine Plattform aus meßtechnischem Potential und kinematischer Analyse geschaffen worden, die eine Bewältigung überhaupt erst möglich macht.

[1] **Invariante**: eine für eine gegebene Klasse mathematische oder physikalische Objekte definierte Größe oder Eigenschaft, die sich bei Abbildungen, Symmetrieoperationen oder Transformationen nicht ändert (Brockhaus, 1998[7]).

Literaturverzeichnis

[1] J. Angeles: *Spatial kinematic chains*, Springer-Verlag (1982), Berlin Heidelberg New York

[2] H. P. Bähr, T. Vögtle: *Digitale Bildverarbeitung*, Wichmann Verlag Karlsruhe (1991)

[3] M. F. Beatty: *Principles of engineering mechanics, Vol. 1: Kinematics - the geometry of motion*, New York, Plenum Press (1986)

[4] K. Bellmer: *Kinematische Untersuchungen zur biomechanischen Funktionsweise der Articulatio cubiti des Hausschweins*, Diss. Univ.-Göttingen (2001)

[5] G. Bendel: *Kinematik der Unterkieferbewegung*, Diss. Univ.-München (1984)

[6] M. Benjes: *Ein zweiparametriges Kniemodell: Eine Untersuchung zur Kniegelenkskinematik, basierend auf Messungen von 33 Kniegelenken*, Diss. Univ.-Darmstadt (1998)

[7] Bibliographisches Institut & F.A. Brockhaus AG: *Brockhaus multimedial*, Mannheim (1998)

[8] E. V. Biryukova, A. Roby-Brami, A. A. Frolov, M. Mokhtari: *Kinematics of human arm reconstructed from spatial tracking system recordings*, Journal of Biomechanics, Vol. 33, pp. 985-995 (2000)

[9] L. Blankevoort: *Passive motion characteristics of the human knee joint: experiments and computer simulation*, Diss. Kath. Uni. Nijmegen, (1991)

[10] A. Blümel, U. Kraatz: *Beitrag zur funktionellen Anatomie und neuromuslkulären Steuerung des Kniegelenkes am Modelltier Schwein (Sus scrofa var. domestica)*, Diss. Uni. Greifswald, (1997)

[11] Bronstein, Semendjajev: *Taschenbuch der Mathematik*, Verlag Harri Deutsch, 24. Aufl. (1989)

[12] A. Budo: *Theoretische Mechanik*, Verlag der Wissenschaften, Berlin, 6. Auflage (1971)

[13] M. L. Burns, I. Kaleps, L. E. Kazarian: *Analysis of compressive creep behavior of the vertebral unit subjected to a uniform axial loading using exact parametric solution equations of kelvin-solid models - part I.*, Journal of Biomechanics Vol. 17 pp. 113-136, (1984)

[14] Ciba Medical Education & Publications: *Interactive atlas of human anatomy*, (1994)

[15] H. Dathe: *Determinanten, Schraubachsen*, schriftliche Mitteilung (1995)

[16] H. Dathe: *Der elastisch aufgehängte starre Körper*, Diss. Univ.-Göttingen (2001)

[17] H. Dathe: *Die Entwicklung einer Drehmatrix*, schriftliche Mitteilung (1995)

[18] H. Dathe: *Kinematische Koordinatensysteme*, schriftliche Mitteilung (1997)

[19] H. Dathe: *Der Minimalpunkt*, schriftliche Mitteilung (1997)

[20] H. Dathe, B. Becker, H. Nägerl: *Die Drei-Taster-Anordnung zur Messung von infinitesimalen Bewegungen in der Ebene*, schriftliche Mitteilung (1999)

[21] G. Engeln-Müllges, F. Reuter: *Numerik-Algorithmen mit ANSI C-Programmen*, BI-Verlag, 2. Aufl. (1990)

[22] J. Fanghänel, B. Miehe, H. Nägerl, D. Kubein-Meesenburg, M. Hanschke, U. Kraatz, A. Blümel: *Investigations on the sensory function of ligaments in the knee* Conference Proceedings. 20th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics. Georgia Tech, Atlanta, pp. 209–208, (1996)

[23] R. Fick: *Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke unter Berücksichtigung der bewegenden Muskeln*, Verlag Gustav Fischer, (1910)

[24] O. Fischer: *Kinematik organischer Gelenke*, Vieweg Braunschweig, (1907)

[25] K. S. Fu, R.C. Gonzalez, C.S.G. Lee: *Robotics - control, sensing, vision, and intelligence*, McGraw-Hill Book Company (1987)

[26] L. M. Gallo: *Integrated analysis of mandibular kinematics*, Habilitationsschrift, Zürich (2000)

[27] H. Goldstein: *Klassische Mechanik*, Aula-Verlag Wiesbaden, 11. Auflage (1991)

[28] P. Haberäcker: *Digitale Bildverarbeitung: Grundlagen und Anwendungen*, Hanser-Studienbücher München, 4. Auflage (1991)

[29] T. R. Haher, M. Bergmann, M. W'Brien, W. T. Femly, J. Choueka, D. Welin, G. Chow, A. Vassiliou: *The effect of the three colums of the spine on the instantaneous axis of rotation in flexion an extension*, Spine, Vol. 16 pp. 312–318 (1991)

[30] C. Hansen: *Zur Biomechanik des Oberen Sprunggelenks*, Diss. Univ.-Göttingen (2001)

[31] G. Heine, N. Fiedler, S. Spiering, D. Kubein-Meesenburg, J. Fanghänel, H. Nägerl: *Morphologie der Gelenkflächen und Flexion- /Extensionsbewegung des Tibiofemoralgelenks des Hausschweins*, Anat Anz Suppl 180, (1998), 17

[32] G. Heine: *Mandibulabefestigung*, persönliche Mitteilung (1998)

[33] G. Heine: *Biomechanische Untersuchung des Tibiofemuralgelenkes in der Extensions-Flexionsbewegung am Hausschwein*, Diss. Göttingen (2002)

[34] M. Husty, A. Karger, H. Sachs, W. Steinhilper: *Kinematik und Robotik*, Springer (1997)

[35] F. Jensch, A. Kalscheuer, D. Katerji, C. Lee, S. Spiering, J. Fanghänel, D. Kubein-Meesenbrg, H. Nägerl: *Bewegungsstruktur von Junghanns-Segmenten im Hals- Thorax- und Lendenbereich. Ein experimenteller Vergleich*, Anat Anz Suppl 181u, pp. 19–20 (1999)

[36] F. Jensch, A. Kalscheuer, W. Görtz, D. Kubein-Meesenburg, H. Nägerl: *Zur kinematischen Funktion der Unkovertebralgelenke: Messung der 6D-Bewegungsstruktur eines C3/4-Wirbelsegments*, Tagungsband der 1. Tagung der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik, 26./27. Febr. 1999, Ulm

[37] H. Junghanns: *Nomenclatura columnae vertebralis – Woerterbuch der Wirbelsaeule : die Termini in der Fachsprache und in sechs lebenden Sprachen*, Hippokrates Verlag, Stuttgart (1977)

[38] A. Kalscheuer: *Kinematik des Halswirbelsäulensegmentes C3/C4 unter systematischer Lastvariation*, Diss. Göttingen (2001)

[39] I. A. Kapandji: *Funktionelle Anatomie der Gelenke: schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik*, Enke Stuttgart (1984)

[40] D. Katerji, C. Lee, M. Mansour, S. Spiering, J. Fanghänel, D. Kubein-Meesenburg, H. Nägerl: *Axiale Rotation von Wirbelsegmenten des Thorax- und des Lendenbereichs, Parameter: Flexion-Extensions-Zustand. Ein experimenteller Vergleich*, Tagungsband der 1. Tagung der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik, 26./27. Febr. 1999, Ulm

[41] E. Körber, G. Schiebel: *Lexikon der dentalen Technologie*, Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, London, Chicago (1986)

[42] D. Kubein-Meesenburg: *Die kraniale Grenzfunktion des stomatognathen Systems des Menschen*, Med. Habilitationsschrift, Göttingen (1985)

[43] D. Kubein-Meesenburg, H. Nägerl, J. Fanghänel: *Elements of a general theory of joints – 5. Basic mechanics of the knee*, Anat. Anz., Vol. 173 pp. 131–142 (1991)

[44] D. Kubein-Meesenburg, H. Nägerl, J. Fanghänel: *Biomechanik und neuromuskuläre Steuerung des Kiefergelenks*, in: Benner et al.: Morphologie, Funktion und Klinik des Kiefergelenks, Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin (1993)

[45] M. A. Lafortune, P. R. Cavanagh, H. J. Sommer III, A. Kalenak: *Three-dimensional kinematics of the human knee during walking*, Journal of Biomechanics, Vol. 25 pp. 347–357 (1992)

[46] C. Lee: *Messungen zum Reziprozitätstheorem*, schriftliche Mitteilung, Göttingen (2000)

[47] P. Lohse: *Getriebesynthese*, Springer-Verlag (1983), Berlin Heidelberg New York

[48] L. Lucchetti, A. Cappozzo, A. Cappello, U. D. Croce: *Skin movement artefact assessment and compensation in estimation of knee-joint kinematics*, Journal of Biomechanics, Vol. 31, pp. 977–984 (1998)

[49] H. Mannel: *Räumliche, kinematische Präzisionsmessung am menschlichen Kniegelenk*, Diplomarbeit, IV. Phys. Inst. Göttingen (1998)

[50] H. Mannel, H. Dathe, S. Spiering, D. Kubein-Meesenburg, H. Nägerl: *Mathematische Konzeption und Entwicklung eines 3D-Elektrogoniometers zur räumlichen Analyse der Gelenkmechanik*, Tagungsband der 1. Tagung der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik, 26./27. Febr. 1999, Ulm

[51] M. Mansour: *Die biomechanische Funktion der Articulationes zygapophysiales der Lendenwirbelsäule*, Diss. Göttingen (2001)

[52] H. Nägerl: *Biomechanische Prinzipien in Diarthrosen und Synarthrosen*, Habilitationsschrift, Göttingen (1990)

[53] H. Nägerl, D. Kubein-Meesenburg, J. Fanghänel, K. M. Thieme, B. Klamt, R. Schwestka-Polly: *Elements of a general theory of joints – 6. General kinematical structures of mandibular movement*, Anat. Anz., Vol. 173 pp. 249–262 (1991)

[54] H. Nägerl, D. Kubein-Meesenburg, J. Fanghänel: *Elements of a general theory of joints – 7. Mechanical structures of relative motion of adjacent vertebrae*, Anat. Anz., Vol. 174 pp. 66–75 (1992)

[55] H. Nägerl, D. Kubein-Meesenburg, H. Cotta, J. Fanghänel: *Biomechanische Prinzipien in Diarthrosen und Synarthrosen. Teil III: Zur Mechanik des Tibiofemuralgelenkes und die Rolle der Kreuzbänder*, Z Orthop 131, pp. 385–396 (1993)

[56] H. Nägerl, D. Kubein-Meesenburg, J. Fanghänel: *Structure of relative movement of adjacent vertebral bodies* (1995)

[57] H. Nägerl, D. Kubein-Meesenburg, H. Cotta, J. Fanghänel, A. Rossow, S. Spiering: *Biomechanische Prinzipien in Diarthrosen und Synarthrosen. Teil IV: Zur Mechanik der Wirbelsäule im Lendenbereich. Eine Pilotstudie.*, Z Orthop 133, pp. 481–491 (1995)

[58] H. Nägerl, D. Kubein-Meesenburg, J. Fanghänel, A. Rossow, S. Spiering: *Ventral- und Dorsalflexion der Bewegungssegment im Lendenbereich*, Ann Anat Suppl 178 (1996) 162

[59] H. Nägerl, S. Spiering, C. Lee, D. Kubein-Meesenburg, J. Fanghänel: *Structure of axial motion of human Junghanns segments in presence of static preloads*, Proceedings of NACOB'98. The Third North American Congress on Biomechanics, Waterloo, Canada, August 14th - 18th, 1998, 165–166

[60] H. Nägerl: *Vortrag Biomechanik*, Göttingen (1999)

[61] T. R. Oxland, M. M. Panjabi, M. Lin: *Axis of motion of thoracolumbar burst fractures*, Journal of Spinal Disord., Vol. 7 pp. 130–138 (1994)

[62] M. M. Panjabi, A. A. White: *A mathematical approach for three-dimensional analysis of the mechanics of the spine*, Journal of Biomechanics, Vol. 4 pp. 203–211 (1971)

[63] M. M. Panjabi, M. H. Krag, V. K. Goel: *A technique for measurement and description of the the three-dimensional six degree-of-freedom motion of a body with an application to the human spine*, Journal of Biomechanics, Vol. 14 pp. 447–460 (1981)

[64] M. M. Panjabi: *The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement.*, Journal of Spinal Disord., Vol. 5 pp. 383–389 (1993)

[65] M. M. Panjabi: *The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis.*, Journal of Spinal Disord., Vol. 5 pp. 390–397 (1993)

[66] S. J. Piazza, P. R. Cavanagh: *Measurement of the screw-home motion of the knee is sensitive to errors in axis alignment*, Journal of Biomechanics, Vol. 33, pp. 1029–1034 (2000)

[67] J. F. Prinz: *The cybermouse: a simple method of discribing the trajectory of the human mandible in three dimensions*, Journal of Biomechanics, Vol. 30, pp. 643–645 (1997)

[68] W. Rüger, Pietschner, Regensburger: *Photogrammetrie : Verfahren und Geräte zur Kartenherstellung*, 5. Aufl. - Berlin : Verlag für Bauwesen, (1987)

[69] I. Schelper: *Über die Morphologie und Funktion der Articulationes humeroradialis und humeroulnaris*, Diss. Göttingen (1998)

[70] Schiebler, Schmidt, Zilles: *Anatomie*, 8. Aufl., Springer (1999)

[71] E. Schultz, J. Fanghänel: *Mitteilung über eine Konservierungsflüssigkeit für anatomisches Präpariermaterial*, Zeitschrift für medizinische Labortechnik, Vol. 3, pp. 329–332 (1962)

[72] R. Schwestka-Polly: *Funktionsoptimierung von Unterkieferbewegungen durch kieferorthopädisch-chirurgische Behandlungen - Entwicklung und Anwendung eines Verfahrens zur Analyse der freien Unterkiefer-Grenzbewegung im Rahmen einer allgemeinen Biomechanik von Gelenken*, Med. Habilitationsschrift, Göttingen (1998)

[73] Schwidefsky, Ackermann: *Photogrammetrie*, Teubner, Stuttgart (1990)

[74] R. Shiavi, T. Limbird, M. Frazer, K. Stivers, A. Strauss, J. Abramovitz: *Helical motion analysis of the knee - I. methodology for studying kinematics during locomotion*, Journal of Biomechanics, Vol. 20 pp. 459–469 (1987)

[75] S. Spiering: *Kinematik der Lendenwirbelsäule unter Lastvariationen*, Diplomarbeit, IV. Phys. Inst. Göttingen (1995)

[76] T. Tamaki, M. M. Panjabi: *Identification of viscoelastic property of intervertebral disc under flexion, extension and lateral bending*, Bio-Medical Materials and Engineering Vol. 1, pp. 203-213, (1991)

[77] H. Teichmann: *Physikalische Anwendungen der Vektor- und Tensorrechnung*, Band I, BI-Verlag (1973)

[78] M. Thomsen, M. Loew, H. Nägerl: *Kinematik und Biomechanik des Ellenbogengelenks*, Der Orthopäde, Band 30 pp. 582–586 (2001)

[79] M. Thomsen, H. Mannel, S. Spiering, D. Kubein-Meesenbur, H. Nägerl: *Zur Biomechanik des Tibiofemoralgelenks und deren Umsetzung bei Knieorthesen*, Der Orthopäde, Band 31 pp. 914–920 (2002)

[80] M. Tzurmbakis: *Kinematik des Kniegelenks : Untersuchungen an Lebenden und an Baenderpraeparaten*, Diss. Univ.-Köln (1990)

[81] H. E. Veeger, Bing Yu, Kai-Nan An, R. H. Rozendal: *Parameters for modeling the upper extremity*, Journal of Biomechanics, Vol. 30 pp. 647–652 (1997)

[82] A. Waldeyer, A. Mayet: *Anatomie des Menschen*, de Gruyter, Berlin (1993)

[83] B. Weber: *Mehrsegmentale biomechanische Untersuchungen zur diskotomierten und intakten Wirbelsäule*, Diss. Univ.-Bochum (1999)

[84] K. Wolf: *Lehrbuch der Technischen Mechanik starrer Systeme*, Verlag von Julius Springer, Wien (1931)

Abbildungsverzeichnis

2.1 Transformation in der Ebene 8
2.2 Koordinatentransformation im Raum 9
2.3 Schraubung 11
2.4 Konstruktion eines Drehpols 12
2.5 Parameter des Viergelenkes 14

3.1 Junghanns-Segment 20
3.2 Kniegelenk 21
3.3 Oberes Sprunggelenk 24
3.4 Ellenbogengelenk 25
3.5 Mandibula 26

4.1 Dimere Gelenkkette 31
4.2 Dimere Kette im Kiefergelenk bei der kranialen Grenzführung 33
4.3 Struktur der Kopplung der Wirbelbogengelenke 34
4.4 Dimere Ketten im Kniegelenk 36
4.5 Tibiofemorales Viergelenk 37
4.6 Widerstandszentrum 39
4.7 Exzentrischer Kraftangriff 39
4.8 Momentaner Drehpol unter Gelenkkontakt 40

6.1 Tastersystem 47
6.2 Potentiometersystem 48
6.3 Lichtpunktsystem 50
6.4 Testkörper 55
6.5 Flexion-Extension L3/L4 57
6.6 Steifigkeit bei L3/L4 58
6.7 Polbahn am Ellenbogen 59
6.8 Regelflächen am Ellenbogen 60

7.1 Mechanisch paralleles System . . . 62
7.2 Apparatives Koordinatensystem . . . 64
7.3 Schema der Sensoranordnung . . . 66
7.4 Schema der Kraftaufbringung (Drehmomentwaage) . . . 67
7.5 Präzisionsschraube . . . 68
7.6 $\alpha(T)$ und $\tau(T)$ . . . 69
7.7 Axiale Rotation von L3/4 . . . 70
7.8 Axiale Rotation von L4/5 unter Lastvariation . . . 71
7.9 Axiale Rotation von Th6/7 . . . 73
7.10 Koppelkurven am Gelenk . . . 74
7.11 Axiale Rotation bei intaktem C3/4-Segment . . . 74
7.12 Polbahnen . . . 75
7.13 Axiale Rotation ohne Wirbelbogengelenke . . . 76
7.14 Hysterese . . . 76

8.1 Mechanisch serielles System . . . 78
8.2 Ebene Meßkette . . . 79
8.3 Bezugssysteme und affine Transformationen . . . 81
8.4 Rastpolkurven an ebenen Getrieben I . . . 91
8.5 Rastpolkurven an ebenen Getrieben II . . . 91
8.6 Regelflächen . . . 92
8.7 Sphärisches Bild . . . 93
8.8 Hauptfunktionsebene . . . 94
8.9 Projektion der Polbahn . . . 95
8.10 Spur und Polbahn . . . 95
8.11 Räumliche Bewegung . . . 96
8.12 Experiment . . . 97
8.13 Rotation . . . 98
8.14 Kniegelenkbewegung . . . 99
8.15 Sprunggelenk . . . 100
8.16 Bewegung des Sprunggelenkes . . . 101

9.1 Optisches System . . . 102
9.2 Kollinearitätsbedingung . . . 104
9.3 Apparatives Schema . . . 107
9.4 Transformationen der Koordinatensysteme . . . 109
9.5 Gemessene Posselt-Bewegung . . . 111
9.6 Lokalisierung der Markerzentren . . . 114
9.7 Bewegung eines Artikulatorscharniers . . . 115
9.8 Posselt-Bewegung einer in vivo Messung . . . 115

9.9 Polbahn einer Zahnradorthese 116

A.1 Tasteranordnung in der Ebene 139

A Fehlerbetrachtung zum parallelen Meßsystem

Das Problem der Nullpunktjustierung der Sensoren, also die initiale Festlegung des körperfesten Koordinatensystems, ist ein meßtechnisches Problem mit Auswirkungen auf die Endresultate. Um dieses Problem zu verstehen, sei es zunächst im Zweidimensionalen mit drei Tastern erläutert. Die parallele Justierung der Taster (Abb. A.1) ist eine idealisierte Startanordnung, die feinmechanisch nur mit großem Aufwand durch Endmaße realisiert werden kann.

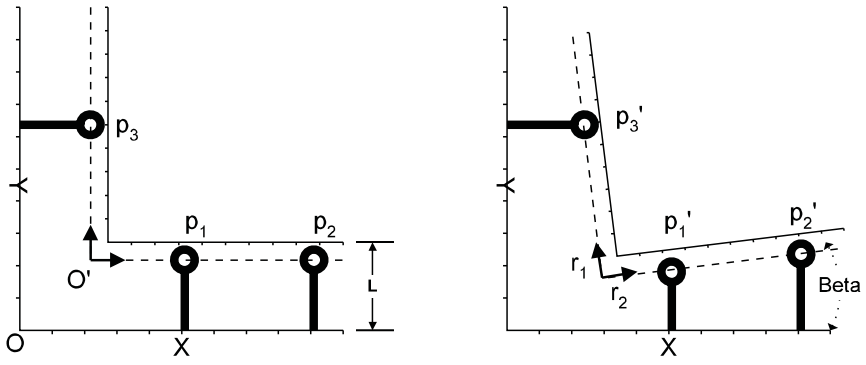


Abb. A.1: **Tasteranordnung in der Ebene**: parallele und nicht-parallele Justierung von raumfestem System o zum körperfesten System o'

Sei das bewegte System mit dem Ursprung o' so in der Startlage so fixiert, daß alle Taster in der Mitte des Meßbereiches auf die Länge L eingestellt sind. Sei weiterhin R der Radius der Tastkopfspitzen, so gilt bei einer ideal parallelen Anordnung für die Koordinaten der Punkte $\vec{p}_i$ bezüglich der Kante des durch die Tastkopfmittelpunkte festgelegten Referenzwinkels:

$$\vec{p}_1 = \begin{pmatrix} X_1 - (L-R) \\ 0 \end{pmatrix}$$
$$\vec{p}_2 = \begin{pmatrix} X_2 - (L-R) \\ 0 \end{pmatrix}$$

$$\vec{p}_3 = \begin{pmatrix} 0 \\ Y-(L-R) \end{pmatrix} \tag{A.1}$$

wobei sich der Ursprung des bewegten Systems o' bei $\{L-R, L-R\}$ befindet (gestrichelte Linien in Abb. A.1) (Dathe et al., 1999[20]). Eine Bewegung in der Ebene hat drei Freiheitsgrade, die durch drei nicht kollineare Punkte beschrieben werden kann. Hat eine solche Bewegung des körperfesten Sytems stattgefunden, so ändern sich die Nullkomponenten in Glg. (A.1) auf die Werte d_i der Punkt p'_i. Für den Tangens des Winkels zwischen den alten und neuen Koordinatenachsen gilt:

$$\tan\beta = \frac{\Delta y}{\Delta x} = \frac{d_2-d_1}{X_2-X_1} \tag{A.2}$$

Der Tangens läßt sich also direkt aus der Differenz zweier Tasterwerte angeben, und für kleine Winkel ($\beta < 10°$) ist der Tanges hinreichend linear, so daß $\beta = \Delta d/\Delta X$ gilt. Der Richtungsvektor $\vec{r}_1$ des verschobenen Systems ist die Hypothenuse des Tangensdreiecks und lautet in den Koordinaten des alten Systems:

$$\vec{r}_1 = p'_2 - p'_1 = \begin{pmatrix} X_2-X_1 \\ d_2-d_1 \end{pmatrix} \sim \begin{pmatrix} 1 \\ \tan\beta \end{pmatrix} \tag{A.3}$$

Mit dem Richtungsvektor $\vec{r}_1$ und dem dazu senkrechten Vektor $\vec{r}_2 = \{-r_{1y}, r_{1x}\}$ läßt sich der Parallelprojektor $\boldsymbol{P}_i^{||}$ mit

$$\boldsymbol{P}_i^{||} := \frac{\vec{r}_i \vec{r}_i^T}{r^2} \tag{A.4}$$

zur Darstellung des Ursprungs des körperfesten Systems o' im raumfesten System o benutzen (Dathe et al., 1999[20]):

$$o' = \boldsymbol{P}_1^{||}\vec{p}'_3 + \boldsymbol{P}_2^{||}\vec{p}'_1 \tag{A.5}$$

Zusammen mit dem Drehwinkel β sind alle drei Freiheitsgrade in einer Form dargestellt, die den Einfluß einer gedrehten Startposition deutlich machen. Unter Einsetzen von Glg. (A.3) in Glg. (A.4) und mit $t = \tan\beta$ gilt:

$$\boldsymbol{P}_1^{||} = \begin{pmatrix} 1 & t \\ t & t^2 \end{pmatrix} \frac{1}{1+t^2}, \qquad \boldsymbol{P}_2^{||} = \begin{pmatrix} t^2 & -t \\ -t & 1 \end{pmatrix} \frac{1}{1+t^2} \tag{A.6}$$

Der Tangens verhält sich für die Tasteranordnung, wie aus den geometrischen Steigungsdreiecken ersichtlich, exakt additiv, d.h.

$$\tan(\alpha+\beta) = \frac{\Delta y_1 + \Delta y_2}{\Delta x} = \frac{\Delta y_1}{\Delta x} + \frac{\Delta y_2}{\Delta x} = \tan\alpha + \tan\beta \tag{A.7}$$

Sei nun die Tasteranordnung nicht ideal parallel, sondern habe die kleine Winkelverschiebung Δt, dann gilt nach Ersetzung von $t \mapsto t + \Delta t$ in linearer Näherung:

$$\begin{aligned}
\boldsymbol{P}_1'^{\parallel} &= \begin{pmatrix} 1 & t+\Delta t \\ t+\Delta t & (t+\Delta t)^2 \end{pmatrix} \frac{1}{1+(t+\Delta t)^2} \\
&= \boldsymbol{P}_1^{\parallel} + \Delta t \begin{pmatrix} -2t & 1-t^2 \\ 1-t^2 & 2t \end{pmatrix} \frac{1}{(1+t^2)^2} + \mathcal{O}((\Delta t)^2) \\
\boldsymbol{P}_2'^{\parallel} &= \begin{pmatrix} (t+\Delta t)^2 & -(t+\Delta t) \\ -(t+\Delta t) & 1 \end{pmatrix} \frac{1}{1+(t+\Delta t)^2} \\
&= \boldsymbol{P}_2^{\parallel} + \Delta t \begin{pmatrix} 2t & t^2-1 \\ t^2-1 & -2t \end{pmatrix} \frac{1}{(1+t^2)^2} + \mathcal{O}((\Delta t)^2)
\end{aligned} \tag{A.8}$$

Es gibt also Terme ab erster Ordnung, die bei unbekanntem Δt einen rechnerisch nicht korrigierbaren Fehler verursachen. Im räumlichen Fall mit sechs Tastern ist das Problem also sicherlich existent, da diese Betrachtung in der Ebene einen Spezialfall der Anordnung darstellt. Zur Berechnung der momentanen Drehpole ist dieser Fehler nicht sehr bedeutend, da sich durch Differenzenbildung der Lagen eine konstante Grundverschiebung eliminiert. Der rotationsabhängige absolute Fehler liegt nach Glg. (A.8) in der Größenordnung $2t\,\Delta t$, also bei einer angenommenen Winkelverschiebung von einem Grad und einem Drehwinkelbereich von sechs Grad bei ca. $3.6 \cdot 10^{-3}$ und befindet sich damit unterhalb der lokalen Drehpolgenauigkeit. Ein reales Problem entsteht allerdings bei numerisch sensitiven Größen wie der Schraubsteigung.

Eine Abhilfe wäre eine Bestimmung der unbekannten Größe Δt durch eine definierte Verschiebung im Laborsystem, vorzugsweise parallel zu einer der Koordinatenachsen. Eine apparative Realisierung eines solchen Vorhabens wäre beispielsweise ein Verschiebeschlitten mit Schwalbenschwanzführung, angebracht an der Sensorhalterung. Mit Hilfe eines solchen Schlittens läßt sich eine Verschiebung $\vec{v}$ parallel zur x-Achse des raumfesten Systems erzeugen, für die gilt:

$$\vec{v} = \begin{pmatrix} x_v \\ 0 \end{pmatrix} \tag{A.9}$$

Die Differenz der Tasterwerte von $\vec{p}_1$ sei mit δy und die von $\vec{p}_3$ mit δx bezeichnet, dann gilt nach Glg. (A.5):

$$\begin{pmatrix} x_v \\ 0 \end{pmatrix} = \boldsymbol{P}_1^{\parallel} \begin{pmatrix} \delta x \\ 0 \end{pmatrix} + \boldsymbol{P}_2^{\parallel} \begin{pmatrix} 0 \\ \delta y \end{pmatrix} \tag{A.10}$$

In der Eichposition ist nur die Winkelverschiebung Δt vorhanden und mit $t \mapsto \Delta t$ sowie den Parallelprojektoren (A.6) folgt dann:

$$\begin{pmatrix} x_v \\ 0 \end{pmatrix} = \frac{1}{1+(\Delta t)^2} \begin{pmatrix} \delta x - \delta y \Delta t \\ \delta y + \delta x \Delta t \end{pmatrix} \tag{A.11}$$

Bei genügend großem x_v gilt sicherlich $\delta x \neq 0$ und damit ist eine brauchbare Lösung sofort

$$\Delta t = -\frac{\delta y}{\delta x} \tag{A.12}$$

Mit $x_v \equiv \delta x$ ist die Lösung sogar exakt. Für eine parallele Verschiebung entlang der y-Achse gilt analog:

$$\Delta t = \frac{\delta x}{\delta y} \tag{A.13}$$

Die Lösung des räumlichen Problems, bei dem drei unbekannte Raumwinkel existieren, besteht in drei separaten Eichungen in jeder Raumebene zur Bestimmung des jeweiligen Achsenwinkels. Die 2:1 Tasteranordnung der Eichung für eine Ebene verdreifacht sich, so daß mit $3 \times 3 = 9$ Tastern ein solcher Aufbau realisierbar wäre, wobei sich drei Taster auf jede Ebene verteilen.

B Darstellung von Drehmatrizen

Die Drehung $\boldsymbol{R}$ ist eine orthogonale (3×3)- Matrix mit $\det \boldsymbol{R} = 1$. Anstatt der drei Drehwinkel α, β, γ um drei Achsen kann auch ein Drehwinkel θ um einen Rotationsvektor $\vec{r}$ angegeben werden, wobei die Zuordnung von Rotationsmatrix und -vektor jedoch nicht eindeutig ist. Hierbei gilt für den Drehwinkel:

$$\cos\theta = \tfrac{1}{2}(\mathrm{Sp}\boldsymbol{R} - 1) \tag{B.1}$$

Der Sinus des Drehwinkels θ und die Drehrichtung $\vec{r}^{\circ}$ mit den Komponenten r_i° ergeben sich aus den Einträgen des antisymmetrischen Anteils von $\boldsymbol{R}$ (Dathe, 1995[15, 17]). Sei $\vec{r}^{\circ}$ normiert und δ_{ij} das Kronecker-Delta sowie ε_{ikj} der als Levi-Civita-Dichte bekannte antisymmetrische Tensor dritter Stufe, so lautet der Zusammenhang von Drehwinkel, Drehrichtung und Rotationsmatrix in Komponentenschreibweise:

$$R_{ij} = \delta_{ij} + \sin\theta \;\; \varepsilon_{ikj}\, r_k^{\circ} + (\cos\theta - 1)\left(\delta_{ij} - r_i^{\circ} r_j^{\circ}\right) \tag{B.2}$$

Jede orthogonale $(n \times n)$-Matrix hängt von $\frac{1}{2}n(n-1)$ freien Parametern ab. Für die Rotation ergeben sich demnach $\frac{1}{2} \cdot 3 \cdot 2 = 3$ freie Parameter (Husty et al., 1997[34]). Zusammen mit den drei Komponenten b_i des Verschiebevektors werden alle Freiheitsgrade erfaßt. Eine weitere Bezeichnung für die Positionsänderung eines starren Körpers ist nach dem Satz von Chasles (Goldstein, 1991[27]) die Schraubung, welche die allgemeinste Form der Bewegung ist. Ein Beweis dazu wurde u. a. von Budo (1971[12]), geführt. Für eine Drehung in der Ebene mit dem Winkel θ (Abb. 2.1) ist die Matrix $\boldsymbol{R}$ sehr einfach anzugeben:

$$\boldsymbol{R}(\theta) = \begin{pmatrix} \cos\theta & -\sin\theta \\ \sin\theta & \cos\theta \end{pmatrix}$$

welche die einzige orthogonale Matrix für $\theta \in \Re$ im $\Re^2$ darstellt (Bronstein, 1989[11]).

C Übersicht der wichtigsten verwendeten Zeichen

Skalare:

t	Zeit
λ	Geradenparameter
θ, α	Drehwinkel
s	Versatz
τ	Schraubsteigung
u_i	DLT-Parameter

Vektoren:

$\boldsymbol{d}$, $\vec{d}$, $\boldsymbol{b}$, $\vec{b}$, $\boldsymbol{v}$, $\vec{v}$	Verschiebevektor
$\boldsymbol{p}$, $\vec{p}$	Punktvektor
$\boldsymbol{a}$, $\vec{a}$	Aufpunktsvektor
$\boldsymbol{r}$, $\vec{r}$	Richtungsvektor
$\boldsymbol{e}_i$, $\vec{e}_i$	kartesischer Einheitsvektor
$\vec{F}$	Kraft
$\vec{T}$	Drehmoment

Matrizen:

$\boldsymbol{R}$, $\boldsymbol{A}$	Drehmatrix
$\boldsymbol{T}$	Transformationsmatrix
$\boldsymbol{L}$	Lösungsmatrix
$\boldsymbol{P}_1^{\parallel}$	Parallelprojektor

Danksagung

Ich danke allen Personen, die dieses Projekt möglich gemacht haben und daran beteiligt waren. Die Arbeit tangiert eine Reihe von experimentellen und theoretischen Einzelarbeiten verschiedener Leute, deren Leistungen, sei es durch Forschergeist, Einfallsreichtum oder besondere Messungen, einen eigenen Stellenwert besitzen. Man kann von einer interdisziplinären Arbeit sprechen, bei der Teilgebiete von Physik und Medizin wie Mechanik, Numerik und Anatomie miteinander verschmelzen.

Prof. Dr. Fanghänel danke ich für die Anregung, eine Gesamtschau der von uns zu entwickelnden physikalisch mechanischen Methoden zur Erhebung der Gelenkfunktion darzustellen, für seine uneingeschränkte Betreuung, sowie für die Möglichkeit, im anatomischen Institut der Greifswalder Universität zu arbeiten. Den Mitarbeitern des Instituts für Anatomie in Greifswald danke ich für die Unterstützung bei den Messungen an anatomischen Präparaten.
Prof. Dr. Nägerl danke ich für die Betreuung der physikalischen Sachverhalte, und Prof. Dr. Kubein-Meesenburg danke ich für anregende Diskussionsbeiträge zum Stomathognaten System.
Dr. Henning Dathe danke ich für eine produktive Zusammenarbeit und viele anregende Gespräche. Er hat die Arbeit von Beginn an begleitet und den mathematischen Hintergrund betreut.

Ich danke dem gesamten medizinischen Meßteam, das durch zahlreiche Messungen und experimentelle Verbesserungen zum Gelingen beigetragen hat.
Dem Nanofilm-Team danke ich für das tatkräftige Engagement und die Umsetzungen in der Meßtechnik, insbesondere Dr. Dirk Hönig für konstruktive Vorschläge zu verwendeten Arbeitstechniken.

Mein besonderer Dank gilt meinen Freunden für die großartige persönliche Unterstützung in einer nicht ganz leichten Zeit.

Göttingen, im Oktober 2002

Stefan Spiering

Eidestattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, daß ich die vorliegende Dissertation selbständig verfaßt und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel benutzt habe.

Die Dissertation ist bisher keiner anderen Fakultät vorgelegt worden.

Ich erkläre, daß ich bisher kein Promotionsverfahren erfolglos beendet habe und daß eine Aberkennung eines bereits erworbenen Doktorgrades nicht vorliegt.

Göttingen, 11. Oktober 2002

Stefan Spiering

Lebenslauf

Persönliche Daten

Stefan Spiering
Fahrt 2
37133 Friedland-Niedernjesa

Tel.: (055 09) 942 898
E-Mail: sspier@med.uni-goettingen.de

Geb. am 6. 9. 1968 in Gelsenkirchen
Ledig, deutsch

Schulbildung

08/1974–07/1978	Grundschule in Rumeln-Kaldenhausen
08/1978–05/1987	Albert-Einstein-Gymnasium in Duisburg-Rumeln (Leistungskurse Mathematik und Deutsch)

Wehrdienst

07/1987–09/1988	Richtfunker der Fernmeldeeinheit in Coesfeld bei Münster

Studium

10/1988–03/1990	Beginn des Studiums der Physik an der Universität Duisburg
04/1990–10/1991	Grundstudium an der Universität Göttingen und Vordiplom im Fachbereich Physik
11/1991–05/1995	Hauptstudium und Physikdiplom am IV. Physikalischen Institut der Universität Göttingen
	Thema der Diplomarbeit: “Kinematik der Lendenwirbelsäule unter Lastvariationen“

Berufserfahrung

seit 07/1993	Mitarbeiter der Arbeitsgruppe Biomechanik Göttingen/Greifswald am IV. Physikalischen Institut in Göttingen mit Aufenthalten am Anatomischen Institut in Greifswald
seit 06/1995	Mitarbeiter der Abteilung Forschung und Entwicklung der Firma Nanofilm Technologie in Göttingen

	Entwicklung wissenschaftlicher Software zur Bildverarbeitung und zur Analytik dünner Schichten
08/1998-07/2002	Wissenschaftlicher Mitarbeiter der Kieferorthopädie des Zentrums Zahn-Mund-Kiefer im Universitätsklinikum Göttingen
	Tätigkeiten im Bereich "Meßtechnik zur Gelenkfunktion" im Universitätsklinikum Göttingen und am Anatomischen Institut der Univerität Greifswald
	Promotion über „Methoden zur Evaluation biomechanischer Funktionen" im Rahmen eines Projektes der Arbeitsgruppe Biomechanik in Göttingen in enger Zusammenarbeit mit dem Anatomischen Institut in Greifswald
seit 08/2002	Anstellung als Physiker bei Nanofilm mit dem Aufgabenbereich der Entwicklung von Algorithmen zur Auswertung und Darstellung von Meßdaten sowie der Analyse und Modellierung von mathematisch-physikalischen Fragestellungen
	Fortführung der meßtechnischen Betreuung der Arbeitsgruppe Göttingen/Greifswald

Göttingen, 11. Oktober 2002

Stefan Spiering

THESEN

zur Dissertation:
„Drei Methoden zur Evaluation der mechanischen Funktion von Synarthrosen und Diarthrosen“

vorgelegt von
Stefan Spiering
geboren am 6. September 1968
in Gelsenkirchen

1. Das Ziel dieser Arbeit besteht darin, für verschiedene Arten von Körpergelenken, die sich nach Art und Ausmaß der Bewegung unterscheiden, adäquate Methoden der mechanischen Meßtechnik zuzuordnen und zu entwickeln, so daß Meßgenauigkeit und Auflösung ausreichen, die Gelenkfunktion und ihren Zusammenhang mit den anatomischen Strukturen zu beschreiben.

2. Ein weiteres Ziel ist das Auffinden von unabhängigen Bewegungskomponenten, die als Satz von meßbaren bzw. experimentell zugänglichen Größen extrahiert werden können (Beispiel: Freie Unterkieferbewegung).

3. Die Gesamtbewegung des Gelenkes ergibt sich durch Aneinanderreihung quasistationärer Gleichgewichtsustände in Abhängigkeit der applizierten zeitlich veränderlichen Krauftschraube. Eine Kraftschraube ist äquivalent zu dem Kraftsystem, das eine bestimmte Rekrutierung der Muskulatur und anderer äußerer Kräfte (Schwerkraft) erzeugt.

4. Momentane Schraubachsen eignen sich besonders für die Beschreibung des tatsächlichen Zusammenhangs von Bewegung und anatomischen Strukturen.

5. Um die Struktur der Bewegung zu evaluieren, ist eine räumliche Meßsensorik für alle Freiheitsgrade unerläßlich und erst dann kann die Analyse der Meßdaten den Satz unabhängiger Bewegungsgrößen, deren Anzahl mit der Anzahl der Freiheitsgrade übereinstimmt, liefern.

6. Die Anatomie der Gelenke, insbesondere die Form und Lage der Gelenkflächen, wird in Beziehung zu kinematischen Meßgrößen gebracht, wobei ohne willkürliche Einschränkung der Freiheitsgrade Aussagen zur grundlegenden Funktionsweise der Gelenke gemacht werden können.

7. Es wurden verschiedene Meßsysteme, die den speziellen Anforderungen der Gelenkarten sowohl in vivo als auch in vitro entsprechen, gebaut und eine Auswertung entwickelt, die alle Ansprüche, die aus der Kinematik folgen, berücksichtigt.

8. Die Lage der momentanen Schraubachsen und die Gestalt der durch sie aufgespannten Regelfläche sind abhängig von der Form der Gelenkflächen.

9. Die Lage der momentanen Schraubachsen und die Gestalt der durch sie aufgespannten Regelfläche sind abhängig von der Form der Gelenkflächen. Die Gelenkflächen als Zwangbedingungen stellen Hüllflächen der Gelenkbewegung dar.

10. Die Lage der momentanen Schraubachsen werden auch durch das momentan vorhandene Kraftsystem bestimmt, insbesondere durch die Vorlasten, da diese die Lagen der momentanen Kontakte auf den Artikulationsflächen vorgeben.

11. Bei Gelenken mit einer Kombination aus Synarthrose und Diarthrose wird durch die Wanderung der momentanen Schraubachsen die momentane Steifigkeit beeinflußt.

12. Bei Gelenken mit einer Kombination aus Synarthrose und Diarthrose kann die momentane Steifigkeit durch das Kraftsystem gedeutet werden, indem über die eingestellten Gelenkkontakte die Lage der momentanen Schraubachse festgelegt wird.

13. Es wurde erstmals das Abgleiten von Gang- auf Rastregelflächen an Diarthrosen am Beispiel des Tibiofemuralgelenkes eines Hausschweins dargestellt.

14. Aus den beobachteten Bewegungsgrößen lassen sich modellhaft kinematische Ketten extrahieren, die auf den Inkongruenzen der Gelenkoberflächen beruhen. Die Drehzentren der Ketten, die jeweils ortsfest in der entsprechenden knöchernen Struktur sind, sind die approximierten Krümmungsmittelpunkte der Oberflächen.

15. Die Modelle der kinematischen Ketten veranschaulichen die Funktion des Gelenkes, aus der die Beschaffenheit der Gelenkoberfläche und die Struktur der Bewegung resultiert. Das Wissen über die Funktion kann dazu genutzt werden, geeignete Strukturen für Endoprothesen und Orthesen zu entwickeln.

16. Diese Arbeit stellt einen meßbaren Zusammenhang von anatomischen Strukturen und der Bewegung von Gelenken her. Es wurden Meßgeräte hergestellt, deren Genauigkeit hoch genug ist, um die physiologische Funktion als kinematische Größen zu beschreiben und mit der Anatomie in Beziehung zu setzen.

17. Die erreichten Genauigkeiten der einzelnen Verfahren, sowohl in der Datenaufnahme als auch in der Datenverarbeitung, sowie der erzielte Datendurchsatz sind in der bisherigen Anwendung auf Gelenke unübertroffen.