
3

KINEMATIK

3.0 HISTORISCHE ENTWICKLUNG UND KOMPLEXITÄT DES PROBLEMS

Das Interesse an den tatsächlichen Bewegungsmustern von Menschen und Tieren reicht bis in prähistorische Zeiten zurück und wurde in Höhlenzeichnungen, Statuen und Gemälden dargestellt. Solche Nachbildungen waren subjektive Eindrücke des Künstlers. Erst vor einem Jahrhundert zeichnen die ersten Filmkameras die Fortbewegungsmuster von Menschen und Tieren auf. Marey, der französische Physiologe, nutzte 1885 eine fotografische „Pistole“, um Bewegungen im menschlichen Gang aufzuzeichnen, und chronofotografische Geräte, um ein Stabdiagramm eines Läufers zu erstellen. Ungefähr zur gleichen Zeit löste Muybridge in den Vereinigten Staaten nacheinander 24 Kameras aus, um die Bewegungen eines laufenden Mannes aufzuzeichnen. In diesem Jahrhundert gab es rasante Fortschritte, und wir können jetzt alles aufzeichnen und analysieren, vom Gang eines Kindes mit Zerebralparese bis hin zur Leistung eines Spitzensportlers.

Der für diese Beschreibungen der menschlichen Bewegung verwendete Begriff ist *Kinematik*. Bei der Kinematik geht es nicht um die inneren oder äußeren Kräfte, die die Bewegung verursachen, sondern um die Einzelheiten der Bewegung selbst. Eine vollständige und genaue quantitative Beschreibung der einfachsten Bewegung erfordert eine riesige Datenmenge und eine große Anzahl von Berechnungen, was zu einer enormen Anzahl grafischer Darstellungen führt. Um beispielsweise die Bewegung der unteren Extremität in der Sagittalebene während eines Schritts zu beschreiben, können bis zu 50 Variablen erforderlich sein. Dazu gehören lineare und Winkelverschiebungen, Geschwindigkeiten und Beschleunigungen. Es sollte klar sein, dass jede gegebene Analyse nur a verwenden darf

46 KINEMATIK

kleiner Bruchteil der verfügbaren kinematischen Variablen. Für die Beurteilung eines laufenden Weitsprungs sind beispielsweise möglicherweise nur die Geschwindigkeit und die Höhe des Körperschwerpunkts erforderlich. Andererseits kann eine Analyse der mechanischen Kraft des Gangs eines Amputierten nahezu alle verfügbaren kinematischen Variablen erfordern.

3.1 KINEMATISCHE KONVENTIONEN

Um den Überblick über alle kinematischen Variablen zu behalten, ist es wichtig, ein Konventionssystem zu etablieren. In der anatomischen Literatur hat sich eine eindeutige Konvention etabliert, und wir können eine Bewegung vollständig mit Begriffen wie *proximal*, *Flexion* und *anterior* beschreiben. Es ist zu beachten, dass diese Begriffe alle relativ sind, das heißt, sie beschreiben die Position einer Extremität relativ zu einer anderen. Sie geben uns keine Vorstellung davon, wo wir uns im Weltraum befinden. Wenn wir also Bewegungen relativ zum Boden oder die Richtung der Schwerkraft analysieren wollen, müssen wir ein absolutes räumliches Bezugssystem festlegen. Solche Konventionen sind zwingend erforderlich, wenn bildgebende Geräte zur Aufzeichnung der Bewegung eingesetzt werden. Wenn jedoch Instrumente am Körper befestigt werden, werden die Daten relativ und wir verlieren Informationen über die Schwerkraft und die Bewegungsrichtung.

3.1.1 Absolutes räumliches Bezugssystem Es

wurden mehrere räumliche Bezugssysteme vorgeschlagen. Der im gesamten Text verwendete Begriff ist derjenige, der häufig für den menschlichen Gang verwendet wird. Die vertikale Richtung ist Y , die Progressionsrichtung (anterior-posterior) ist X und die seitliche Richtung (medial-lateral) ist Z . Abbildung 3.1 zeigt diese Konvention. Die positive Richtung ist wie gezeigt. Winkel müssen außerdem einen Nullbezug und eine positive Richtung haben. Winkel in der XY -Ebene werden von $0\hat{y}$ in X -Richtung gemessen, wobei positive Winkel gegen den Uhrzeigersinn gemessen werden. In ähnlicher Weise beginnen die Winkel in der YZ -Ebene bei $0\hat{y}$ in Y -Richtung und nehmen positiv gegen den Uhrzeigersinn zu. Die Konvention für Geschwindigkeiten und Beschleunigungen folgt korrekt, wenn wir die Raumkoordinatenkonvention beibehalten:

$\dot{x}\hat{y}$ = Geschwindigkeit in X -Richtung, positiv, wenn X zunimmt $\dot{y}\hat{y}$ =
Geschwindigkeit in Y -Richtung, positiv, wenn Y zunimmt $\dot{z}\hat{y}$ =
Geschwindigkeit in Z -Richtung, positiv, wenn Z zunimmt $\ddot{x}\hat{y}$ =
Beschleunigung in X -Richtung, positiv, wenn $\dot{x}\hat{y}$ zunimmt $\ddot{y}\hat{y}$ = Beschleunigung
in Y -Richtung, positiv, wenn $\dot{y}\hat{y}$ zunimmt $\ddot{z}\hat{y}$ = Beschleunigung in Z -Richtung,
positiv, wenn $\dot{z}\hat{y}$ zunimmt

Gleiches gilt für Winkelgeschwindigkeiten und Winkelbeschleunigungen. Eine Winkelzunahme entgegen dem Uhrzeigersinn ist eine positive Winkelgeschwindigkeit $\dot{\theta}$. Wenn $\dot{\theta}$ zunimmt, berechnen wir eine positive Winkelbeschleunigung $\ddot{\theta}$.

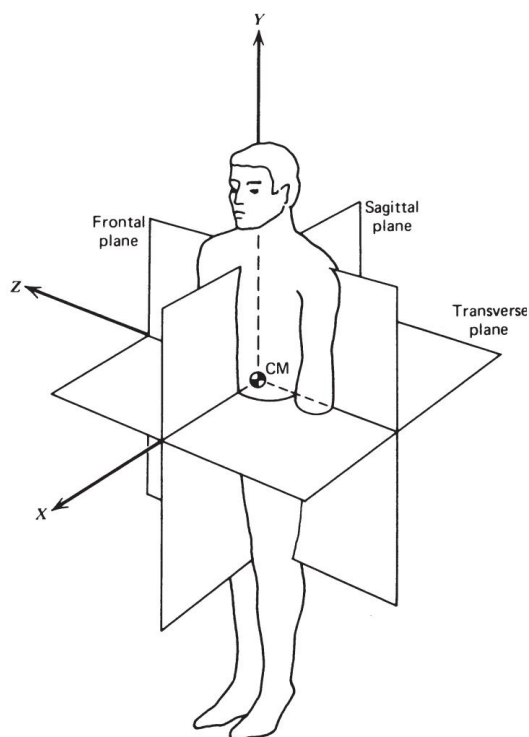


Abbildung 3.1 Raumkoordinatensystem für alle Daten und Analysen.

Ein Beispiel aus den Daten eines Menschen beim Gehen soll die Konvention veranschaulichen. Die Kinematik des rechten Beinsegments (von der rechten Seite aus gesehen) und sein Schwerpunkt wurden wie folgt analysiert:

$$\ddot{y} = \ddot{y}_{2,34} \text{ rad/s}, \dot{y} = 14,29 \text{ rad/s}^2, \dot{y}_x = 0,783 \text{ m/s} \quad a_x = \ddot{y}_{9,27}$$

$$\text{m/s}^2, \dot{y}_y = 0,021 \text{ m/s}, a_y = \ddot{y}_{0,31} \text{ m/s}^2$$

Das bedeutet, dass sich das Beinsegment im Uhrzeigersinn dreht, aber abbremst (gegen den Uhrzeigersinn beschleunigt). Die Geschwindigkeit des Schwerpunkts des Beins verläuft nach vorne und ganz leicht nach oben, aber er verlangsamt sich in Vorwärtsrichtung und beschleunigt nach unten.

3.1.2 Gesamtbeschreibung eines Körpersegments im Raum

Die vollständige Kinematik jedes Körpersegments erfordert 15 Datenvariablen, die sich alle mit der Zeit ändern:

1. Position (x, y, z) des Segmentschwerpunkts 2.

Lineargeschwindigkeit ($\dot{x}, \dot{y}, \dot{z}$) des Segmentschwerpunkts

48 KINEMATIK

3. Lineare Beschleunigung ($\ddot{x}, \ddot{y}, \ddot{z}$) des Segmentschwerpunkts 4.

Winkel des Segments in zwei Ebenen, $\dot{\gamma}_{xy}, \dot{\gamma}_{yz}$

Winkelgeschwindigkeit des Segments in zwei Ebenen, $\ddot{\gamma}_{xy}, \ddot{\gamma}_{yz}$

6. Winkelbeschleunigung des Segments in zwei Ebenen, $\ddot{\gamma}_{xy}, \ddot{\gamma}_{yz}$

Beachten Sie, dass die Daten des dritten Winkels redundant sind. Die Richtung jedes Segments kann vollständig in zwei Ebenen beschrieben werden. Für eine vollständige Beschreibung des gesamten Körpers (Füße + Beine + Oberschenkel + Rumpf + Kopf + Oberarme + Unterarme und Hände = 12 Segmente) waren für die Bewegung im dreidimensionalen (3D) Raum $15 \times 12 = 180$ Datenvariablen erforderlich. Es ist kein Wunder, dass wir einige der komplexeren Bewegungen noch beschreiben oder gar analysieren müssen. Durch bestimmte Vereinfachungen lässt sich die Anzahl der Variablen durchaus auf eine überschaubare Zahl reduzieren. Beim symmetrischen Ebenengehen können wir beispielsweise von einer Bewegung in der Sagittalebene ausgehen und die Armbewegung normalerweise ignorieren. Kopf, Arme und Rumpf (HAT) werden oft als ein einzelnes Segment betrachtet, und unter der Annahme einer Symmetrie müssen wir Daten nur von einer unteren Extremität sammeln. Die Datenvariablen in diesem Fall (vier Segmente, eine Ebene) können auf überschaubarere 36 reduziert werden.

3.2 DIREKTE MESSTECHNIKEN

3.2.1 Goniometer

Als Goniometer bezeichnet man speziell das elektrische Potentiometer, das zur Messung eines Gelenkwinkels angebracht werden kann. Ein Arm des Goniometers wird an einem Gliedmaßensegment befestigt, der andere am benachbarten Gliedmaßensegment, und die Achse des Goniometers ist auf die Gelenkachse ausgerichtet. In Abbildung 3.2 sehen Sie die Anbringung des Goniometers an einem Kniegelenk sowie den entsprechenden Stromkreis. An die Außenklemmen wird eine konstante Spannung E angelegt, und der Wischerarm bewegt sich, um einen Bruchteil der Gesamtspannung abzugreifen. Der Spannungsanteil hängt vom Gelenkwinkel γ ab. Somit beträgt die Spannung am Wischerarm $\dot{\gamma} = kE\dot{\gamma} = k_1\dot{\gamma}$ Volt. Beachten Sie, dass eine zu $\dot{\gamma}$ proportionale Spannung ein Potentiometer erfordert, dessen Widerstand linear mit $\dot{\gamma}$ variiert. In Abbildung 3.3 ist ein für klinische Studien konzipiertes Goniometer dargestellt, das an einem Patienten angebracht ist.

Vorteile

1. Ein Goniometer ist im Allgemeinen kostengünstig.
2. Das Ausgangssignal steht sofort zur Aufnahme oder Umwandlung in einen Computer zur Verfügung.
3. Die planare Rotation wird unabhängig von der Bewegungsebene aufgezeichnet Der Joint.

$\dot{\gamma}$ Repräsentativer Artikel: Finley und Karpovich, 1964.

3.2 DIREKTE MESSTECHNIKEN 49

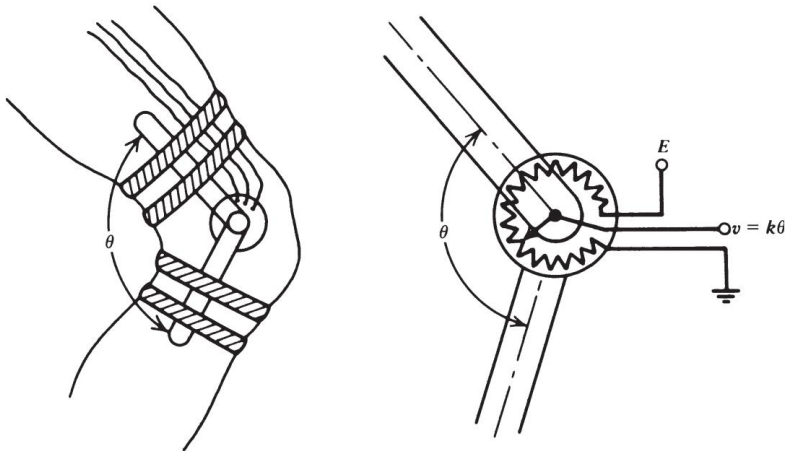


Abbildung 3.2 Mechanischer und elektrischer Aufbau eines Goniometers am Kniegelenk. Die Spannungsabgabe ist proportional zum Gelenkwinkel.

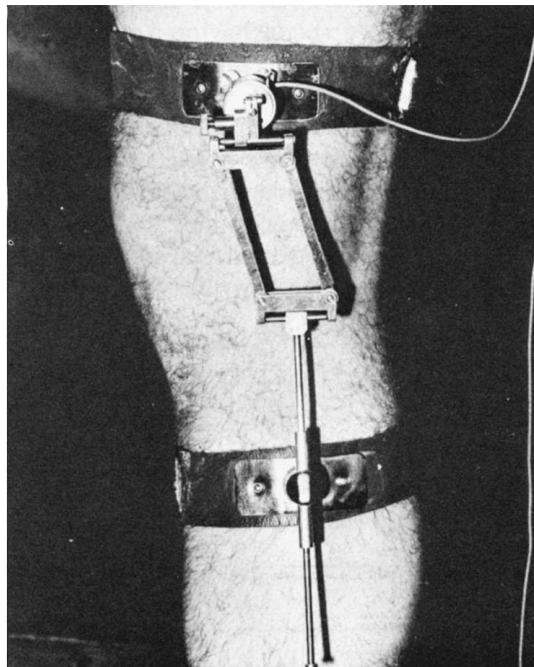


Abbildung 3.3 Elektrogoniometer zur Anpassung an Veränderungen der Drehachse des Kniegelenks, hier an einem Patienten angebracht. (Wiedergabe mit Genehmigung des Chedoke-McMaster Medical Center, Hamilton, Ontario, Kanada.)

50 KINEMATIK

Nachteile

1. Es werden relative Winkeldaten angegeben, keine absoluten Winkel, wodurch die Aussagekraft der Daten stark eingeschränkt wird.
2. Das Anpassen und Ausrichten kann übermäßig lange dauern, und die Ausrichtung über Fett- und Muskelgewebe kann sich im Laufe der Zeit der Bewegung ändern.
3. Wenn eine große Anzahl angebracht wird, kann die Bewegung durch die Gurte behindert werden und Kabel.
4. Für Gelenke, die sich nicht so bewegen, sind komplexere Goniometer erforderlich Scharniergelenke.

3.2.2 Spezielle Gelenkwinkelmesssysteme

In jüngerer Zeit wurde im Bereich der Ergonomie ein spezielles Handschuhsystem zur Messung der Kinematik der Finger und des Daumens entwickelt. Abbildung 3.4 zeigt den Aufbau des Handschuhwandlers, der aus einem leichten elastischen Handschuh mit Sensoren an den beiden proximalen Gelenken jedes Fingers und Daumens sowie einem Daumenabduktionssensor besteht. Jeder Wandler ist eine Schleife aus Glasfaserkabel mit einer konstanten Infrarotquelle und wird in den Bereich der interessierenden Verbindung geätzt. Wenn sich das Gelenk biegt, biegt sich die Faser und Licht entweicht; Je größer die Biegung, desto mehr Licht entweicht. Somit wird die Winkelverschiebung der Beugung als Verringerung der vom Detektor empfangenen Lichtintensität erfasst und anhand des Beugewinkels vorkalibriert. Eine Hauptanwendung für ein solches System war die Untersuchung von Verletzungen durch wiederholte Belastung (vgl. Moore et al., 1991).

3.2.3 Beschleunigungsmesseri

Wie der Name schon sagt, ist ein Beschleunigungsmesser ein Gerät, das die Beschleunigung misst. Die meisten Beschleunigungsmesser sind nichts anderes als Kraftaufnehmer, die dazu dienen, die mit einer bestimmten Beschleunigung verbundenen Reaktionskräfte zu messen. Wenn die Beschleunigung eines Gliedmaßensegments a ist und die Masse im Inneren m ist, dann ist die von der Masse ausgeübte Kraft $F = ma$. Diese Kraft wird von einem Kraftaufnehmer gemessen, normalerweise einem Dehnungsmessstreifen oder einem piezoresistiven Typ. Die Masse wird gegen einen Kraftwandler beschleunigt, der eine Signalspannung V erzeugt, die proportional zur Kraft ist. Da m bekannt und konstant ist, ist V auch proportional zur Beschleunigung. Die Beschleunigung kann auf die Vorderseite des Wandlers zu oder von dieser weg erfolgen; Letzteres wird durch eine Vorzeichenumkehr des Signals angezeigt. Bei den meisten Bewegungen gibt es keine Garantie dafür, dass der Beschleunigungsvektor im rechten Winkel zur Fläche des Kraftaufnehmers wirkt. Die wahrscheinlichere Situation ist in Abbildung 3.5 dargestellt, wobei der Beschleunigungsvektor eine Komponente senkrecht zum Wandler und eine andere Komponente tangential zur Wandlerfläche aufweist. Somit misst der Beschleunigungsmesser die *Komponente*. Es ist nichts bekannt

3.2 DIREKTE MESSTECHNIKEN 51

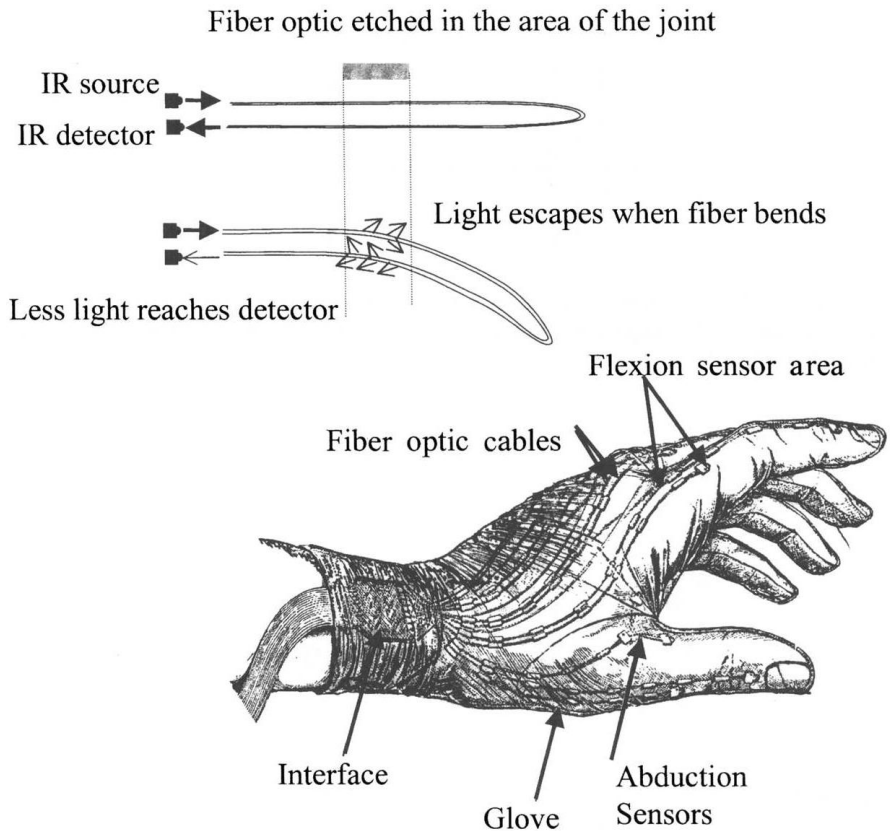


Abbildung 3.4 Aufbau und Funktionsweise eines Handschuhwandlers zur Messung von Winkelverschiebungen der Finger. Der Wandler ist eine Schleife aus einem Glasfaserkabel. Die Menge des zum Detektor zurückkehrenden Lichts nimmt mit zunehmender Fingerbeugung ab. Jedes Kabel ist hinsichtlich der Winkelverschiebung im Verhältnis zur erfassten Lichtintensität kalibriert. (Mit freundlicher Genehmigung des Ergonomielabors, Abteilung für Kinesiologie, University of Waterloo, Waterloo, Ontario, Kanada.)

ungefähr bei oder a , es sei denn, es wird ein dreiachsiger Beschleunigungsmesser verwendet. Ein solcher 3D-Wandler ist nichts anderes als drei einzelne Beschleunigungsmesser, die im rechten Winkel zueinander montiert sind und dann jeweils auf die orthogonale Komponente reagieren, die entlang ihrer Achse wirkt. Selbst wenn ein dreiachsiger Beschleunigungsmesser an einer Extremität montiert ist, kann es aufgrund der Rotation der Extremität zu Problemen kommen, wie in Abbildung 3.6 dargestellt. In beiden Fällen beschleunigt das Bein in der gleichen *absoluten* Richtung, wie durch den Vektor a angegeben. Die gemessene Beschleunigungskomponente a_n ist jeweils recht unterschiedlich. Daher ist der Beschleunigungsmesser auf Bewegungen beschränkt, deren Richtung im Raum sich nicht drastisch ändert, oder auf spezielle künstliche Bewegungen, wie beispielsweise die horizontale Beugung des Unterarms um ein festes Ellenbogengelenk.

52 KINEMATIK

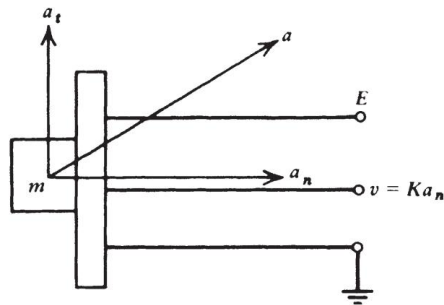


Abbildung 3.5 Schematische Darstellung eines Beschleunigungsmessers, die die Beschleunigung mit Normal- und Tangentialkomponenten zeigt. Der Spannungsausgang ist proportional zur normalen Beschleunigungskomponente, *einem* .

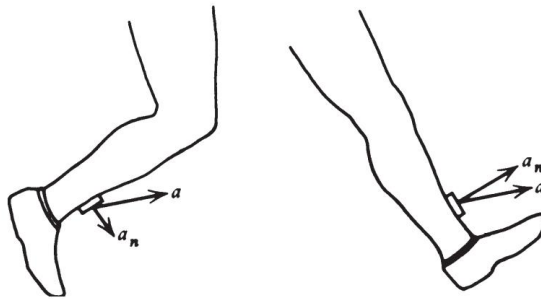


Abbildung 3.6 Zwei Bewegungssituationen, bei denen die Beschleunigung im Raum identisch ist, die Normalkomponenten jedoch deutlich unterschiedlich sind.

Ein typischer Stromkreis eines piezoresistiven Beschleunigungsmessers ist in Abbildung 3.7 dargestellt. Es besteht aus einer Halbbrücke bestehend aus zwei gleichen Widerständen R_1 . Innerhalb des Wandlers ändern die Widerstände R_a und R_b ihren Widerstandswert proportional zur auf sie wirkenden Beschleunigung. Ohne Beschleunigung ist $R_a = R_b = R_1$ und bei richtig eingestelltem Balance-Potentiometer ist die Spannung an Klemme 1 dieselbe wie die an Klemme 2. Somit beträgt die Ausgangsspannung $V = 0$. Bei der Beschleunigung in der gezeigten Richtung beträgt R_b nimmt zu und R_a nimmt ab; dadurch steigt die Spannung an Klemme 1. Das daraus resultierende Ungleichgewicht in der Brückenschaltung führt zu einer Spannung V , proportional zur Beschleunigung. Wenn umgekehrt die Beschleunigung nach oben erfolgt, nimmt R_b ab und R_a zu; Die Brücke gerät in die entgegengesetzte Richtung aus dem Gleichgewicht und gibt ein Signal mit entgegengesetzter Polarität ab. Somit ist das Signal über den Dynamikbereich des Beschleunigungsmessers proportional sowohl zur Größe als auch zur Richtung der Beschleunigung, die entlang der Achse des Beschleunigungsmessers wirkt. Wenn das Balance-Potentiometer jedoch nicht richtig eingestellt ist, liegt eine unsymmetrische Brücke vor und wir könnten eine Spannung-Beschleunigungs-Beziehung erhalten, wie sie durch die gestrichelten

3.3 BILDGEBENDE MESSTECHNIKEN 53

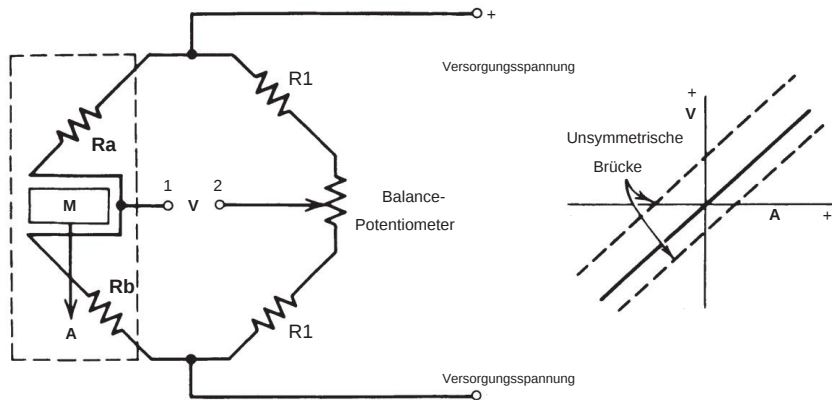


Abbildung 3.7 Elektrische Brückenschaltung, die in den meisten Kraftaufnehmern und Beschleunigungsmessern verwendet wird.

Detaillierte Informationen zur Bedienung finden Sie im Text.

Vorteile

1. Das Ausgangssignal steht sofort zur Aufnahme oder Umwandlung zur Verfügung ein Computer.

Nachteile

1. Die Beschleunigung ist relativ zu seiner Position auf dem Gliedmaßensegment.
2. Die Kosten für Beschleunigungsmesser können zu hoch sein, wenn eine große Anzahl verwendet wird. Auch die Kosten für den Rekorder oder Analog-Digital-Wandler können hoch sein.
3. Wenn eine große Anzahl verwendet wird, können sie die Bewegung behindern.
4. Viele Arten von Beschleunigungsmessern reagieren sehr empfindlich auf Stöße und können leicht beschädigt werden gebrochen.
5. Die Masse des Beschleunigungsmessers kann zu Bewegungsartefakten führen, insbesondere bei schnellen Bewegungen oder Bewegungen mit Stößen.

3.3 BILDGEBENDE MESSTECHNIKEN

Das chinesische Sprichwort „Ein Bild sagt mehr als zehntausend Worte“ enthält eine wichtige Botschaft für jeden menschlichen Beobachter, einschließlich des Biomechanikforschers, der sich für menschliche Bewegungen interessiert. Aufgrund der Komplexität der meisten Bewegungen ist ein Bildgebungssystem das einzige System, das möglicherweise alle Daten erfassen kann. Angesichts der zusätzlichen Aufgabe, eine dynamische Aktivität zu beschreiben, stehen wir vor einer weiteren Herausforderung, da wir Daten über einen längeren Zeitraum erfassen müssen.

Dies erfordert die Aufnahme zahlreicher Bilder in regelmäßigen Abständen während der Veranstaltung.

Es gibt viele Arten von Bildgebungssystemen, die verwendet werden könnten. Die Diskussion beschränkt sich auf drei verschiedene Typen: Filmkamera, Fernseher und

54 KINEMATIK

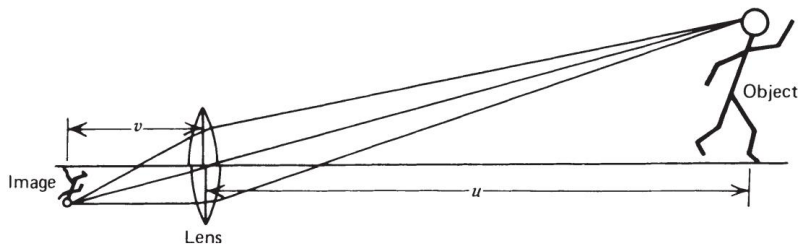


Abbildung 3.8 Einfaches Fokussierlinsensystem, das die Beziehung zwischen Objekt und Bild zeigt.

optoelektrische Typen. Welches System auch immer gewählt wird, es handelt sich um eine Linse; Daher wird hier ein kurzer Überblick über die grundlegende Optik gegeben.

3.3.1 Überblick über grundlegende Linsenoptiken

Eine einfache Sammellinse ist eine Linse, die im Abstand v von der Linse ein invertiertes scharfes Bild erzeugt. Wie in Abbildung 3.8 zu sehen ist, beträgt die Brennweite f der Linse, wenn der Abstand zwischen Linse und Objekt u beträgt:

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{v} + \frac{1}{u} \quad (3.1)$$

Die für Bewegungsstudien verwendeten Bildgebungssysteme sind so beschaffen, dass der Abstand zwischen Objekt und Objektiv im Vergleich zum Abstand zwischen Objektiv und Bild recht groß ist. Daher,

$$\frac{1}{u} \rightarrow 0, \quad \frac{1}{f} = \frac{1}{v}, \quad \text{oder } f = v \quad (3.2)$$

Wenn wir also die Brennweite des Linsensystems kennen, können wir durch eine einfache Triangulation erkennen, dass die Bildgröße mit der Objektgröße zusammenhängt. Eine typische Brennweite beträgt 25 mm, ein Weitwinkelobjektiv 13 mm und ein Teleobjektiv 150 mm. Ein Zoomobjektiv ist einfach ein Objektiv, bei dem die Brennweite über einen bestimmten Bereich stufenlos variabel ist. Wenn also L zunimmt, muss die Brennweite proportional zunehmen, um die gleiche Bildgröße zu erzeugen. Abbildung 3.9 veranschaulicht dieses Prinzip. Für maximale Genauigkeit ist es äußerst wünschenswert, dass das Bild so groß wie möglich ist. Daher ist es vorteilhaft, ein Zoomobjektiv anstelle einer Reihe fester Linsen zu haben; Individuelle Anpassungen können problemlos für jede zu untersuchende Bewegung oder sogar im Verlauf der Veranstaltung vorgenommen werden.

3.3.2 Blendeneinstellung und Fokusfeld Die in

das Objektiv eintretende Lichtmenge wird durch die Objektivöffnung gesteuert, die anhand der Blendenzahl gemessen wird (f bedeutet Bruchteil der Blendenöffnung des Objektivs).

3.3 BILDGEBENDE MESSTECHNIKEN 55

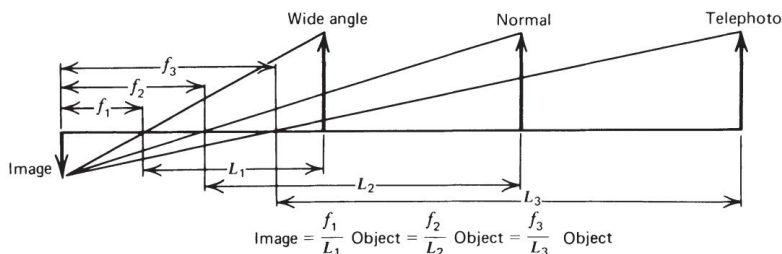


Abbildung 3.9 Unterschiede in der Brennweite von Weitwinkel-, Normal- und Teleobjektiven führen zu einem Bild gleicher Größe.

Je größer die Öffnung, desto niedriger ist die *Blendeneinstellung*. Jede *Blendeneinstellung* entspricht einer proportionalen Änderung der einfallenden Lichtmenge. Ein Objektiv kann die folgenden Einstellungen haben: 22, 16, 11, 8, 5,6, 4, 2,8 und 2. $f/22$ ist $1/22$ des Objektivdurchmessers und $f/11$ ist $1/11$ des Objektivdurchmessers. Somit lässt Blende 11 viermal so viel Licht durch wie Blende 22. Die Brüche sind so angeordnet, dass jeder doppelt so viel Licht durchlässt wie die benachbarte höhere Einstellung (z. B. liefert $f/2,8$ doppelt so viel Licht wie $f/4$).

Um die Anforderungen an die Beleuchtung möglichst gering zu halten, sollte das Objektiv selbstverständlich möglichst weit geöffnet und mit einer niedrigen *Blendenzahl* eingestellt werden. Es treten jedoch Probleme mit dem Fokusfeld auf. Dies ist definiert als die maximale und minimale Entfernung des Objekts, die ein fokussiertes Bild erzeugt. Je niedriger die f -Einstellung, desto kleiner ist der Bereich, in dem ein Objekt scharf abgebildet wird. Wenn wir beispielsweise eine Bewegung fotografieren möchten, die sich über einen Bereich von 10 bis 30 Fuß bewegen soll, können wir die *Blende* nicht unter 5,6 reduzieren. Die am Objektiv eingestellte Reichweite würde etwa 15 Fuß betragen, und alles zwischen 10 und 30 Fuß würde scharf bleiben. Die endgültige Entscheidung bezüglich der *Blende* hängt von der Verschlusszeit der Filmkamera und der Filmempfindlichkeit ab.

3.3.3 Kinematographie

Es sind viele verschiedene Größen von Filmkameras erhältlich. 8-mm-Kameras sind die kleinsten. (Eigentlich verwenden sie 16-mm-Filme, die zweimal durch die Kamera laufen und nach der Entwicklung in zwei 8-mm-Streifen geteilt werden.) Dann gibt es 16 mm, 35 mm und 70 mm. Die Bildgröße von 8 mm ist für genaue Messungen etwas klein, während 35-mm- und 70-mm-Filmkameras zu teuer in der Anschaffung und im Betrieb sind. Daher haben sich 16-mm-Kameras als vernünftiger Kompromiss herausgestellt, und die meisten Hochgeschwindigkeitsfilmkameras sind mit 16 mm ausgestattet.

Es gibt verschiedene Arten von 16-mm-Kameras. Einige sind federgetrieben; andere werden motorisch angetrieben, entweder durch Batterien oder Netzteile aus Wechselstromquellen. Batteriebetriebene Modelle haben den Vorteil, dass sie an Standorten transportiert werden können, an denen kein Strom verfügbar ist.

56 KINEMATIK

Die Art des benötigten Films hängt von der verfügbaren Beleuchtung ab. Die ASA-Bewertung ist ein Maß für die *Geschwindigkeit* des Films; Je höher die Bewertung, desto weniger Licht ist erforderlich, um die gleiche Belichtung zu erzielen. 4-X-Umkehrfilme mit einer ASA-Bewertung von 400 sind ein gängiger Typ. Höhere ASA-Bewertungen sind ebenfalls verfügbar und eignen sich gut für eine qualitative Beurteilung von Bewegungen, insbesondere bei Sportereignissen mit schneller Bewegung. Die grobe Körnung dieser Filme mit höherem ASA führt jedoch zu Ungenauigkeiten bei quantitativen Analysen.

Der letzte Faktor, der die erforderliche Beleuchtung beeinflusst, ist die Verschlusszeit der Kamera. Je höher die Bildrate, desto weniger Zeit steht zum Belichten des Films zur Verfügung. Die meisten Hochgeschwindigkeitskameras verfügen über rotierende Verschlüsse, die sich einmal pro Umdrehung für einen bestimmten Zeitraum öffnen, um ein neues Bild eines unbelichteten Films zu belichten. Der Öffnungsbogen, wie in Abbildung 3.10 dargestellt, und die Rotationsgeschwindigkeit des Verschlusses bestimmen die Belichtungszeit. Beispielsweise beträgt die Belichtungszeit bei 60 Bildern pro Sekunde und einem 3-Faktor-Verschluss 1/180 s. Die einfallende Lichtmenge entspricht der einer normalen (Foto-)Kamera, die auf eine Geschwindigkeit von 1/180 s eingestellt ist.

Um die endgültigen Einstellungen vorzunehmen, messen wir mit einem Belichtungsmesser die Lichtintensität auf dem menschlichen Motiv. Für eine bestimmte Aufnahme sind die voreingestellten Variablen Film-ASA, Verschlussfaktor und Bildrate. Die Bildrate ist niedrig genug eingestellt, um das gewünschte Ereignis einzufangen, aber nicht so hoch, dass zusätzliche Beleuchtung erforderlich ist oder es zu Filmverlusten kommt. Um das Problem zu verstehen, das mit der Auswahl einer optimalen Rate verbunden ist, wird der Student auf Abschnitt 2.2.4.2 zum Stichprobentheorem zurückverwiesen. Die letzte zu bestimmende Variable ist die *Blende*. Der Lichtmesser liefert einen elektrischen Messwert proportional zur Lichtintensität, so dass bei Einstellung der Film-ASA und der Belichtungszeit die richtige *Blende* eingestellt ist.

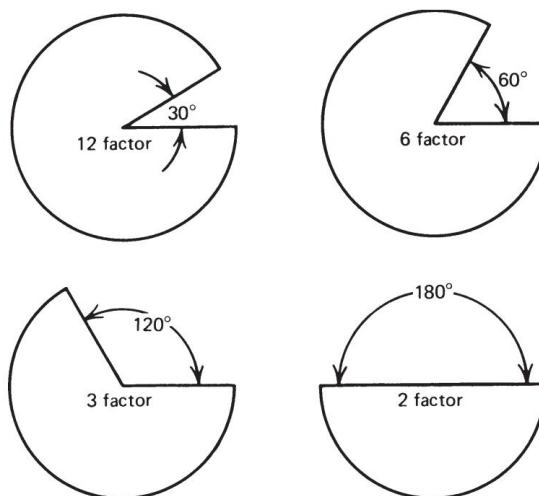


Abbildung 3.10 Verschiedene Faktor-Verschlüsse, die in Filmkameras verwendet werden. Der Film wird während des Öffnungsbogens belichtet und bei geschlossenem Verschluss vorgeschoben.

3.3 BILDGEBENDE MESSTECHNIKEN 57

bestimmt werden kann. Wenn die Filmkamera also auf die richtige Bildrate, *Blende* und Reichweite eingestellt ist, kann das Filmen beginnen.

3.3.3.1 Techniken zur Filmkonvertierung. Da 16-mm-Filmkameras die gebräuchlichste Form der Datenerfassung sind, ist es wichtig, verschiedene Techniken zur Koordinatenextraktion zu kennen. Jedes weiterentwickelte System erfordert die Projektion jedes Filmbildes auf eine Art Leinwand. Bei der gebräuchlichsten Art muss der Bediener ein mechanisches xy-Koordinatensystem bewegen, bis ein Punkt, ein Licht oder ein Fadenkreuz über dem gewünschten anatomischen Orientierungspunkt liegt. Anschließend können die x- und y-Koordinaten abgelesen oder per Knopfdruck an einen Computer übertragen werden. Abbildung 3.11 zeigt die Bestandteile eines solchen Konvertierungssystems.

Bei einem zweiten Systemtyp handelt es sich um die Projektion des Filmbildes auf ein spezielles Rastersystem. Wenn der Bediener das Gitter mit einem Spezialstift berührt, werden die Koordinaten automatisch in einen Computer übertragen. Beide Systeme sind auf die Geschwindigkeit und Genauigkeit des menschlichen Bedieners beschränkt. Unsere Erfahrung zeigt, dass ein erfahrener Bediener durchschnittlich 15 Koordinatenpaare pro Minute umrechnen kann. So könnten bei einer 3-Sekunden-Filmaufzeichnung, die mit 50 Bildern pro Sekunde gefilmt wurde, fünf Markierungen in 30 Minuten umgewandelt werden.



Abbildung 3.11 Typische Anordnung für die Mikrocomputer-Digitalisierung von Datenkoordinaten aus Filmfilm. Mit dem Fußpedal kann der Bediener Koordinatendaten mit einer Geschwindigkeit von etwa 10 Koordinatenpaaren pro Minute an den Computer übertragen. Der Digitalisierungsfehler beträgt etwa 1 mm rms, wenn die Kamera 4 m vom Motiv entfernt ist.

58 KINEMATIK

Es wurde festgestellt, dass der menschliche Fehler bei dieser Digitalisierung zufällig und recht gering ist. Für eine Kamera, die 4 m von einem Motiv entfernt ist, wurde das in den konvertierten Daten vorhandene quadratische Mittel (rms) „Rauschen“ bei 1–1,5 mm gemessen.

3.3.4 Fernsehen

Der Hauptunterschied zwischen Fernsehen und Kinematografie besteht darin, dass das Fernsehen eine feste Bildrate hat. Der Name jedes Fernsehbildes ist ein Feld. In Nordamerika gibt es 60 Felder pro Sekunde; in Europa liegt der Standard bei 50 Halbbildern pro Sekunde. Somit hat das Fernsehen für die meisten Bewegungen eine ausreichend hohe Feldrate, für eine quantitative Analyse schneller Sportereignisse ist sie jedoch wahrscheinlich zu niedrig. Die *Blende*, der Fokus und die Beleuchtung für das Fernsehen können durch Beobachten des Fernsehmonitors angepasst werden, da die Bedienelemente vielfältig sind. Viele Fernsehkameras verfügen sowohl über elektronische als auch optische Steuerungen, die Helligkeit und Kontrast beeinflussen, und einige verfügen über eine eingebaute Blitzbeleuchtung. Außerdem kann der Fokus sowohl elektronisch als auch optisch eingestellt werden. Der große Vorteil des Fernsehens ist die Möglichkeit der sofortigen Wiedergabe, die sowohl der Qualitätskontrolle als auch der ersten qualitativen Beurteilung dient. Zweitens kann das Fernsehsignal zur sofortigen Analyse durch einen „Frame Grabber“ digital umgewandelt werden.

3.3.4.1 Fernsehbildkameras. Bei der Verwendung von Standard-Vidicon-Fernsehkameras können einige technische Probleme auftreten. Das starke Signal einer reflektierenden Markierung erzeugt ein klares kreisförmiges Bild, wenn sich die Markierung nicht bewegt. Bei einer schnellen Markierungsbewegung verschwimmt das kreisförmige Bild jedoch und es entsteht eine Hinterkante. Daher muss die Auslöseschwelle für die Konvertierung in zwei Ebenen (Schwarz und Weiß) sorgfältig eingestellt werden, um ein kreisförmiges digitalisiertes Bild zu gewährleisten. Eine zuverlässigere Möglichkeit, die Unschärfe zu beseitigen, ist die Verwendung eines Blitzsystems, das dazu führt, dass die Bildröhre des Fernsehgeräts eine Millisekunde oder weniger lang belichtet wird. Der Blitz fungiert praktisch als elektronischer Verschluss. Blitzsysteme beseitigen auch ein zweites Problem, das mit einer kontinuierlich belichteten Bildröhre verbunden ist: die Verzerrung der Markierungskordinaten aufgrund der Zeitverzögerung beim Scannen vom oberen zum unteren Bildrand. Das Scannen eines TV-Feldes dauert etwa 15 ms; Somit könnte eine Kopfmarkierung 10 ms vor einer Fußmarkierung gescannt werden. Das Strobe-System friert alle Markierungsbilder zum gleichen Zeitpunkt ein, genau wie bei einer Filmkamera.

Neuere CCD-Kameras (Charge Coupled Diode) verfügen über mechanische oder elektronische Verschlusssteuerungen, die sowohl Unschärfe als auch Verzerrung verhindern. Eine weitere Entwicklung ist die Infrarotkamera, die kein sichtbares Licht verwendet und nicht durch Reflexionen von anderen Lichtquellen als den Quellen beeinflusst wird, die erforderlich sind, um die gewünschte kreisförmige Reflexion von den Markierungen zu erhalten. Abbildung 3.12 zeigt eine typische Infrarotkamera, die in einem klinischen Ganglabor fest an der Decke montiert ist. Die aktiven Infrarotlichter bilden eine „Donut“-Form um das Kameraobjektiv und werden für einen Zeitraum von weniger als einer Millisekunde mit 120 Hz gepulst.

3.3 BILDGEBENDE MESSTECHNIKEN 59



Abbildung 3.12 Typische Infrarot-Fernsehkamera, die fest in einem klinischen Ganglabor montiert ist. Die Infrarotlichter bilden eine „Donut“-Form um das Objektiv herum und werden bei jedem Bild für kurze Zeit gepulst, um das Bild vor dem Scannen einzufrieren. (Mit freundlicher Genehmigung des Gait Analysis Laboratory, Connecticut Children's Medical Center, Hartford, CT.)

Diese Kamera ist eine von sechs bis zwölf Kameras, die rund um das Ganglabor angebracht werden könnten. Somit ist das von den Markierungen reflektierte Infrarotlicht das einzige Licht, das von der Kamera erfasst wird, und da es sich um eine gepulste Quelle handelt, werden die Markierungsbilder zeitlich „eingefroren“. Abbildung 3.13 zeigt eine solche Anordnung in einem klinischen Ganglabor zusammen mit den an einem jungen Patienten angebrachten sphärischen reflektierenden Markern.

60 KINEMATIK



Abbildung 3.13 Gangbeurteilung eines Patienten mit Zerebralparese in einem klinischen Ganglabor. Infrarotkameras an Decke und Wänden erfassen das reflektierte Licht der auf beiden Seiten des Körpers angebrachten kugelförmigen reflektierenden Markierungen. (Mit freundlicher Genehmigung des Gait Analysis Laboratory, Connecticut Children's Medical Center, Hartford, CT.)

3.3.4.2 Historische Entwicklung von Fernsehdigitalisierungssystemen. Fast alle Bewegungsanalyse-Fernsehsysteme wurden in universitären Forschungslabors entwickelt. In den späten 1960er Jahren tauchten die ersten Berichte über fernsehbasierte Systeme auf: an der Technischen Universität Delft in den Niederlanden (Furnee, 1967, laut Woltring, 1987) und auf der Twenty-First Conference EMB in Houston, Texas (Winter et al., 1968). Der erste veröffentlichte Artikel über ein Betriebssystem stammt von Dinn et al. (1970) von der Technischen Universität Nova Scotia in Halifax, Nova Scotia, Kanada. Es hieß CINTel (Computer INterface for TELivision) und wurde für die Digitalisierung angiographischer Bilder mit 4 Bit (16 Graustufen) entwickelt, um den zeitlichen Verlauf des linksventrikulären Volumens zu bestimmen (Trenholm et al., 1972).

3.3 BILDGEBENDE MESSTECHNIKEN 61

Gangstudien an der University of Manitoba in Winnipeg, Manitoba, Kanada, wo mit höherer räumlicher Auflösung und einer Ein-Bit-Konvertierung (Schwarz/Weiß) das kreisförmige Bild eines reflektierenden halbkugelförmigen Tischtennisballs, der an anatomischen Orientierungspunkten befestigt war, digitalisiert wurde (Winter et al., 1972). Mit etwa 10 Pixeln in jedem Markierungsbild war es durch Mittelung ihrer Koordinaten möglich, die räumliche Präzision jeder Markierung von 1 cm (Abstand zwischen den Scanlinien jedes Felds) auf etwa 1 mm zu verbessern. Das 3M Scotch®-Material, das als reflektierendes Material verwendet wurde, wurde in den meisten nachfolgenden experimentellen und kommerziellen Systemen verwendet.

Jarett et al. (1976) berichteten über ein System, das den linken Bildrand einer kleinen reflektierenden Markierung erkannte, die eine oder zwei Scanzeilen belegte. Leider entsprach die räumliche Präzision dem Scanlinienabstand, der etwa 1 cm beträgt. Dieses System wurde von VICON (VIdeo CONVer tor) in sein kommerzielles System übernommen und verbessert. Sowohl der linke als auch der rechte Rand des Markierungsbilds wurden erkannt, und anschließend wurden die erkannten Punkte mithilfe der Software AMASS an einen Kreis angepasst (Macleod et al., 1990). Basierend auf der Kreisanpassung wurde der Schwerpunkt berechnet. Andere kommerzielle Systeme, wie das von der Motion Analysis Corporation entwickelte, verwenden patentierte Kantenerkennungstechniken (Expert Vision). Die Formerkennung des gesamten Markierungsbildes anstelle der Kantenerkennung wurde von dem in Mailand, Italien, entwickelten System ELITE (Elaboratore di Immagini Televisive) verwendet. Ein spezieller Computeralgorithmus, der in Echtzeit arbeitet, nutzte eine Kreuzkorrelationsmustererkennungstechnik basierend auf Größe und Form (Ferrigno und Pedotti, 1985). Dieses System nutzt alle Graustufen bei der Formerkennung und verbessert so die räumliche Auflösung auf 1/2800 des Sichtfeldes. Wenn wir davon ausgehen, dass die Feldhöhe etwa 2,5 m beträgt, entspricht dies einer Genauigkeit von etwa 0,9 mm.

3.3.4.3 Fernsehkonvertierungstechniken. Jedes der im vorherigen Abschnitt erwähnten kommerziellen Fernsehsysteme verfügt über eine eigene einzigartige Technik zur Identifizierung des Vorhandenseins einer Markierung und zur Bestimmung ihres Schwerpunkts sowie zur Kennzeichnung von Markierungen aus einem System mit mehreren Kameras.

3.3.5 Optoelektrische Techniken

In den letzten Jahren gab es mehrere Entwicklungen bei optoelektrischen Bildgebungssystemen, die einige Vorteile gegenüber Kinematographie und Fernsehen bieten. Das erste kommerzielle System wurde von Northern Digital in Waterloo, Ontario, Kanada, entwickelt und hieß Watsmart. Es handelte sich um ein aktives System, bei dem die Versuchsperson winzige Infrarotlichter an jedem gewünschten anatomischen Orientierungspunkt tragen musste. Die Lichter wurden nacheinander geblitzt und der Lichtblitz wurde mit einer Spezialkamera erfasst. Die Kamera bestand aus einem Standardobjektiv, das den Lichtblitz auf eine spezielle Halbleiterdiodenoberfläche fokussierte. Eine neuere Entwicklung dieses aktiven Systems hat zu einem 3D-Kamerasystem geführt

Repräsentativer Artikel: Winter et al., 2003.

62 KINEMATIK

namens OPTOTRAK. Ein solches System besteht aus drei in Reihe auf einem starren Rahmen montierten Kameras, wie in Abbildung 3.14 dargestellt. Die linken und rechten Linsen sind so montiert, dass sie leicht nach innen zeigen, und ihre linearen Diodenarrays sind horizontal montiert. Somit wird ihr Scan des gepulsten Lichts die Position einer Markierung in einer vertikalen Ebene definieren. Die mittlere Linse ist mit vertikal montiertem Diodenarray montiert und ihr Scan definiert eine horizontale Ebene. Abbildung 3.15 zeigt diese Anordnung. Der linke und der rechte Detektor definieren jeweils die Position aller Markierungen in einer vertikalen Ebene; Der Schnittpunkt dieser beiden vertikalen Ebenen ist eine vertikale Linie. Daher zeichnen alle Markierungen auf dieser vertikalen Linie dasselbe Signal auf der linken und rechten Kamera auf. Bei der mittleren Kamera ist das Objektiv direkt nach vorne gerichtet und das Diodenarray ist vertikal montiert. Somit definiert diese Kamera alle Markierungen in einer horizontalen Ebene. Der Schnittpunkt dieser horizontalen Ebene mit der von den anderen beiden Kameras definierten vertikalen Linie ist ein eindeutiger 3D-Punkt im Raum. Während also jede Infrarotdiode (IRED) pulsiert, werden ihre x-, y- und z- Koordinaten im globalen Referenzsystem (GRS) aufgezeichnet. Das gepulste Licht einer zweiten Lichtquelle ergibt eine andere vertikale Linie und horizontale Ebene und damit einen anderen Satz von x-, y- und z-Koordinaten. Ein solches aktives System bietet einige einzigartige Vorteile. Es ist keine spezielle Software erforderlich (wie beim Fernsehen), um zu identifizieren, welche

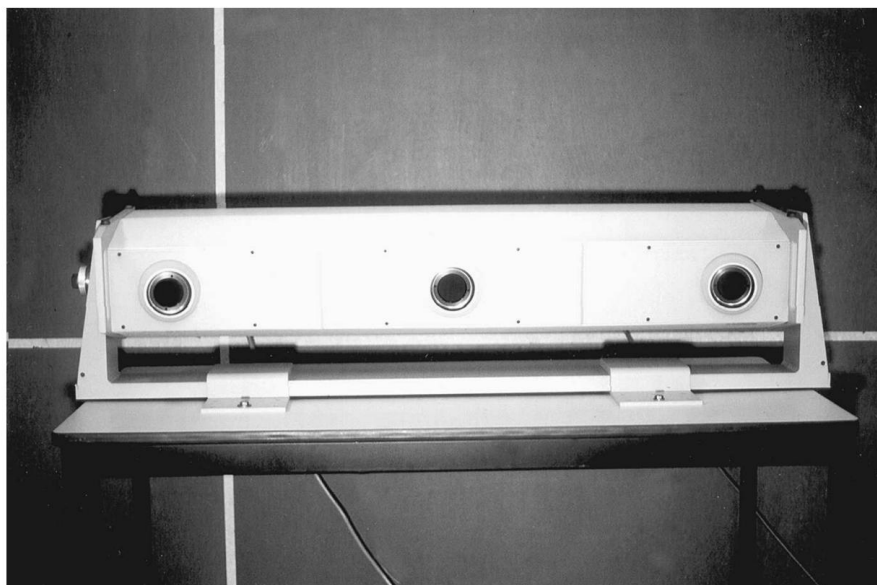


Abbildung 3.14 Ein OPTOTRAK-System mit drei Linsen mit jeweils einem linearen Diodenarray. Die beiden äußeren Linsen sind leicht nach innen gerichtet und definieren jeweils eine vertikale Ebene, während die mittlere Linse eine horizontale Ebene definiert. In Abbildung 3.15 sehen Sie, wie diese drei Diodenarrays eine Markierung im 3D-Raum definieren. (Mit freundlicher Genehmigung des Gait and Posture Laboratory, Abteilung für Kinesiologie, University of Waterloo, Waterloo, Ontario, Kanada.)

3.3 BILDGEBENDE MESSTECHNIKEN 63

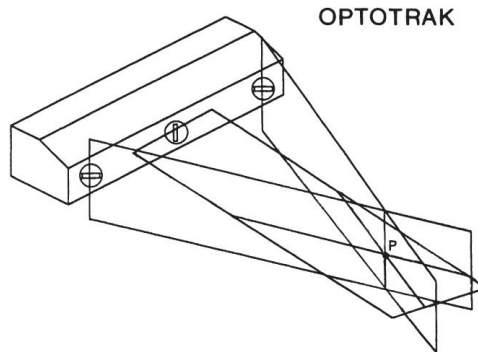


Abbildung 3.15 OPTOTRAK-System mit zwei Außenlinsen, die mit ihren Diodenarrays leicht nach innen gerichtet sind und jeweils Markierungen in einer vertikalen Ebene definieren. Jede Markierung auf dem Schnittpunkt dieser beiden Ebenen definiert alle Markierungen auf dieser vertikalen Linie. Das mittlere Linsenarray definiert alle Markierungen in einer horizontalen Ebene. Somit definiert der Schnittpunkt einer Markierung auf dieser horizontalen Ebene mit der vertikalen Linie die eindeutigen Koordinaten einer Markierung im 3D-Raum.

Da sich die Anzahl und Position der Marker von Tag zu Tag ändert, gibt es keine Probleme mit der Markerbeschriftung, was dieses System flexibel für die sich ändernden Forschungsanforderungen macht. Aufgrund der Präzision des IRED-Arrays ist auch die Präzision der x-, y- und z-Koordinaten besser als die von TV-Systemen, die durch den Abstand zwischen den Scanlinien eingeschränkt sind. Die Präzision für eine OPTOTRAK-Kamera, die wie in Abbildung 3.15 in einer Entfernung von 4 m vom Motiv montiert ist, beträgt 0,03 mm mit einem Rauschen von 0,015 mm (Gage et al., 2004).

Mögliche Nachteile sind die Anzahl der montierbaren IREDs und die potenzielle Belastung durch die Kabel, die die Stromquelle mit den aktiven IREDs verbinden.

3.3.6 Vor- und Nachteile optischer Systeme

Vorteile

1. Alle Daten werden in einem absoluten räumlichen Bezugssystem, in einer Ebene, dargestellt senkrecht zur optischen Achse der Kamera.
2. Die meisten Systeme (Kino, TV) sind hinsichtlich der Anzahl der Marker nicht begrenzt
gebraucht.
3. Die Bewegungseinschränkung ist bei den meisten Systemen, die leichte reflektierende Markierungen verwenden (Kino, TV), minimal und die Zeit zum Anbringen der Markierungen ist minimal.
4. Fernsehkameras und Videorecorder sind recht günstig.
5. Film- und Fernsehsysteme können zu Unterrichtszwecken oder für wiedergegeben werden qualitative Analyse der gesamten Körperbewegung.

64 KINEMATIK

Nachteile

1. Die meisten Systeme mit mehreren Kameras sind teuer (Kino, TV, optoelektronisch), ebenso wie die Digitalisierungs- und Konvertierungssysteme für die gesamte Bildgebung Quellen.
2. Bei Filmen kann die Bearbeitungszeit für die Entwicklung ein Problem darstellen, und auch der Aufwand für die Digitalisierung der Filmkoordinaten kann eine Einschränkung darstellen. Die Digitalisierungsfehler sind jedoch geringer als bei vielen kommerziellen Bildgebungssystemen.
3. Der Aufwand und die Zeit für die Installation kabelgebundener Lichtquellen (z. B. IREDs) können bei bestimmten Bewegungen unerschwinglich sein, und die Anzahl der Lichtquellen ist begrenzt.
4. Einige Bildgebungssysteme (z. B. IREDs) können nicht im Freien bei Tageslicht verwendet werden.

3.3.7 Zusammenfassung verschiedener kinematischer Systeme

Jedes Labor muss seine speziellen Anforderungen definieren, bevor es sich für ein bestimmtes System entscheidet. Ein klinisches Ganglabor kann aufgrund der Belastung durch optoelektrische Systeme und der Notwendigkeit einer qualitativen Beurteilung, einer schnellen Abwicklung und Schulung im Fernsehen angesiedelt werden. Ergonomische und sportliche Umgebungen erfordern möglicherweise eine sofortige oder nahezu sofortige Rückmeldung an den Probanden oder Sportler, weshalb ein automatisiertes System erforderlich ist. Grundlagenforscher benötigen keine schnelle Abwicklung und benötigen möglicherweise eine große Anzahl von Koordinaten. Daher können sie sich für Filmkameras oder ein optoelektrisches System entscheiden. Und schließlich können die Kosten für Hardware und Software der einzige limitierende Faktor sein, der einen Kompromiss bei der endgültigen Entscheidung erzwingen kann.

3.4 VERARBEITUNG KINEMATISCHER ROHDATEN

3.4.1 Natur unverarbeiteter Bilddaten Film und Fernsehen

sind Sampling-Verfahren. Sie erfassen das Bewegungsereignis für einen kurzen Zeitraum, danach werden bis zum nächsten Halbbild oder Frame keine weiteren Änderungen aufgezeichnet. Die langsame Wiedergabe eines Kinofilms verdeutlicht dieses Phänomen: Das Bild springt in einem deutlichen Schritt von einer Position zur nächsten und nicht in einem kontinuierlichen Prozess. Der einzige Grund dafür, dass Film oder Fernsehen bei normalen Projektionsgeschwindigkeiten (24 pro Sekunde bei Film, 60 pro Sekunde bei Fernsehen) scheinbar nicht springen, liegt darin, dass das Auge ein Bild für einen Zeitraum von etwa 1/15 s behalten kann. Das kurzfristige „Gedächtnis“ des Auges ermöglicht es dem menschlichen Beobachter, die Sprungbewegung zu mitteln oder zu glätten.

Als *Rohdaten* werden die umgewandelten Koordinatendaten aus Film oder Fernsehen bezeichnet .

Das bedeutet, dass sie zusätzliches Rauschen aus vielen Quellen enthalten: elektronisches Rauschen in optoelektrischen Geräten, räumliche Präzision des TV-Scan- oder Filmdigitalisierungssystems oder menschliches Versagen bei der Filmdigitalisierung. All dies führt zu einem Zufallsergebnis

Fehler in den konvertierten Daten. Daher ist es wichtig, dass die Rohdaten geglättet werden, und um die zum Glätten der Daten verwendeten Techniken zu verstehen, ist ein Verständnis der harmonischen (oder Frequenz-)Analyse erforderlich. Die Theorie der harmonischen Analysen wurde in Abschnitt 2.2 behandelt; Es gibt jedoch noch einige zusätzliche spezielle Probleme bei der Verarbeitung kinematischer Daten, die nun diskutiert werden.

3.4.2 Signal versus Rauschen in kinematischen Daten

Bei der Untersuchung von Bewegungen kann das Signal eine anatomische Koordinate sein, die sich mit der Zeit ändert. Beim Laufen beispielsweise weist die Y- Koordinate (vertikal) der Ferse bestimmte Frequenzen auf, die höher sind als die Frequenzen, die mit der vertikalen Koordinate des Knies oder Rumpfes verbunden sind. Ebenso nimmt der Frequenzgehalt aller Trajektorien beim Gehen im Vergleich zum Laufen ab. Bei sich wiederholenden Bewegungen sind die vorhandenen Frequenzen Vielfache (Harmonische) der Grundfrequenz (Schrittfrequenz). Beim Gehen mit 120 Schritten pro Minute (2 Hz) beträgt die Schrittfrequenz 1 Hz. Daher können wir erwarten, Harmonische bei 2 Hz, 3 Hz, 4 Hz usw. zu finden. Das normale Gehen wurde mit einem digitalen Computer analysiert und der harmonische Inhalt der Trajektorien von sieben Bein- und Fußmarkern wurde bestimmt (Winter et al., 1974). Die höchsten Harmonischen fanden sich in den Zehen- und Fersenbahnen, und es wurde festgestellt, dass 99,7 % der Signalleistung in den unteren sieben Harmonischen (unter 6 Hz) enthalten waren. Die harmonische Analyse für den Zehenmarker für 20 Probanden ist in Abbildung 3.16 dargestellt, die mit Abbildung 2.17 identisch ist und wiederholt wird, um den Geräuschgehalt anzuzeigen. Oberhalb der siebten Harmonischen gab es immer noch etwas Signalstärke, aber es wies die Eigenschaften von „Rauschen“ auf. Als Rauschen bezeichnet man Komponenten des Endsignals, die nicht auf die

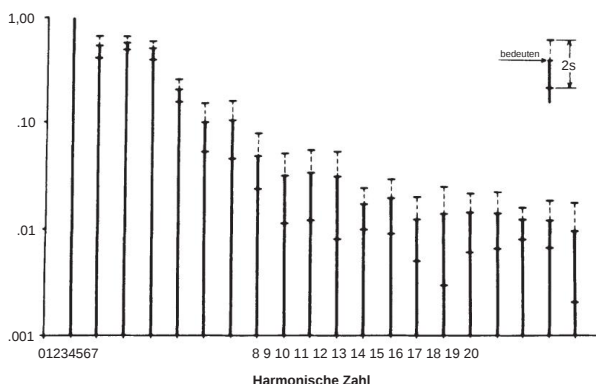


Abbildung 3.16 Harmonischer Inhalt der vertikalen Verschiebung eines Zehenmarkers von 20 Probanden beim normalen Gehen. Die Grundfrequenz (harmonische Zahl = 1) ist auf 1,00 normalisiert. Über 99 % der Leistung liegen unterhalb der siebten Harmonischen. (Wiedergabe mit Genehmigung des *Journal of Biomechanics*.)

66 KINEMATIK

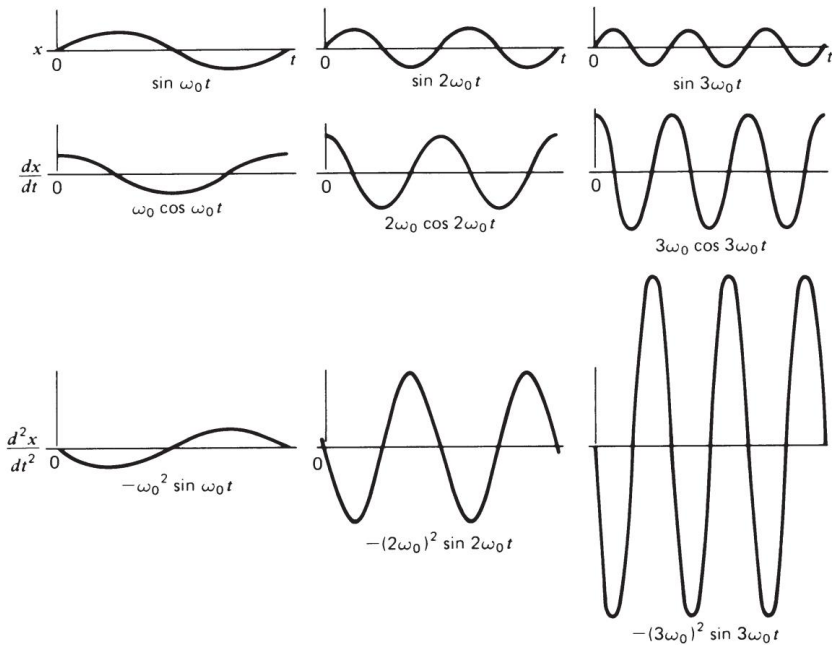


Abbildung 3.17 Relative Amplitudenänderungen infolge der zeitlichen Differenzierung von Signalen zunehmender Frequenz. Die erste Ableitung erhöht die Amplitude proportional zur Frequenz; Die zweite Ableitung erhöht die Amplitude proportional zum Quadrat der Frequenz. Ein solch schneller Anstieg hat schwerwiegende Auswirkungen auf die Berechnung von Beschleunigungen, wenn im ursprünglichen Verschiebungssignal hochfrequentes Rauschen vorhanden ist.

sich selbst (in diesem Fall das Gehen). Rauschquellen wurden in Abschnitt 3.4.1 erwähnt, und wenn die Gesamtwirkung all dieser Fehler zufällig ist, dann wird das wahre Signal eine zusätzliche Zufallskomponente haben. Normalerweise ist die Zufallskomponente hochfrequent, wie Abbildung 3.16 zeigt. Hier sehen Sie Hinweise auf höherfrequente Komponenten, die bis zur 20. Harmonischen reichen, der höchsten analysierten Frequenz.

3.4.3 Probleme der Berechnung von Geschwindigkeiten und Beschleunigungen

Das Vorhandensein dieses höherfrequenten Rauschens ist von erheblicher Bedeutung, wenn wir das Problem der Berechnung von Geschwindigkeiten und Beschleunigungen betrachten. Betrachten Sie den Prozess der Zeitdifferenzierung eines Signals, das additives höherfrequentes Rauschen enthält. Angenommen, das Signal kann durch eine Summe von N Harmonischen dargestellt werden:

$$x = \sum_{n=1}^N X_n \sin(n\omega_0 t + \phi_n) \quad (3.3)$$

wobei: $\dot{y}_0$ = Grundfrequenz n = harmonische
Zahl

X_n = Amplitude der n -ten Harmonischen $\ddot{y}$

= Phase der n -ten Harmonischen

Um die Geschwindigkeit in x - Richtung V_x zu erhalten , differenzieren wir nach der Zeit:

$$V_x = \frac{dx}{dt} = \sum_{n=1}^N \dot{y}_0 X_n \cos(n\dot{y}_0 t + \ddot{y}_n) \quad (3.4)$$

Ebenso ist die Beschleunigung A_x :

$$A_x = \frac{dV_x}{dt} = \sum_{n=1}^N (\dot{y}_0)^2 2X_n \sin(n\dot{y}_0 t + \ddot{y}_n) \quad (3.5)$$

Somit nimmt die Amplitude jeder Harmonischen mit ihrer Harmonischenzahl zu; Bei Geschwindigkeiten nehmen sie linear zu, bei Beschleunigungen ist der Anstieg proportional zum Quadrat der harmonischen Zahl. Dieses Phänomen wird in Abbildung 3.17 veranschaulicht, in der die Grundwelle, die zweite und dritte Harmonische sowie ihre ersten und zweiten zeitlichen Ableitungen dargestellt sind.

Unter der Annahme, dass die Amplitude x aller drei Komponenten gleich ist, können wir sehen, dass die erste Ableitung (Geschwindigkeit) der Harmonischen linear mit zunehmender Frequenz zunimmt. Die erste Ableitung der dritten Harmonischen ist nun dreimal so groß wie die der Grundwelle. Bei der zweiten Zeitableitung wiederholt sich der Anstieg, und die Beschleunigung der dritten Harmonischen beträgt nun das Neunfache der Grundschnwingung.

In den Flugbahndaten für den Gang könnte x_1 5 cm und x_{20} = 0,5 mm betragen. Das Rauschen der 20. Harmonischen ist im Verschiebungsdiagramm kaum wahrnehmbar. Bei der Geschwindigkeitsberechnung erhöht sich die 20. Harmonische um das 20-fache, so dass sie nun ein Fünftel der Grundschnwingung beträgt. Bei der Beschleunigungsberechnung erhöht sich die 20. Harmonische noch einmal um den Faktor 20 und ist nun viermal so groß wie die Grundschnwingung. Dieser Effekt wird deutlich, wenn Sie sich Abbildung 3.19 ansehen, in der die Beschleunigung der Zehe beim Gehen dargestellt ist. Das zufällig aussehende Signal sind die zweimal differenzierten Rohdaten. Das glatte Signal ist die Beschleunigung, die berechnet wird, nachdem der größte Teil des höherfrequenten Rauschens entfernt wurde. Nun werden Techniken zur Entfernung dieses höherfrequenten Rauschens besprochen.

3.4.4 Glättung und Kurvenanpassung von Daten Die

Entfernung von Rauschen kann auf verschiedene Arten erreicht werden. Die Ziele jeder Technik sind grundsätzlich gleich. Allerdings unterscheiden sich die Ergebnisse etwas.

68 KINEMATIK

3.4.4.1 Kurvenanpassungstechniken. Die Grundannahme hier ist, dass das Trajektoriensignal eine vorgegebene Form hat und dass durch Anpassen der angenommenen Form an eine „beste Anpassung“ an die verrauschten Rohdaten ein glattes Signal entsteht. Beispielsweise kann davon ausgegangen werden, dass es sich bei den Daten um ein Polynom bestimmter Ordnung handelt:

$$x(t) = a_0 + a_1 t + a_2 t^2 + a_3 t^3 + \dots + a_n t^n \quad (3.6)$$

Mithilfe von Computertechniken können die Koeffizienten $a_0, \dots, a_n$ ausgewählt werden

Um eine optimale Anpassung zu erzielen, werden Kriterien wie der minimale mittlere quadratische Fehler verwendet.

Eine zweite Art der Kurvenanpassung kann unter der Annahme durchgeführt werden, dass eine bestimmte Anzahl von Harmonischen im Signal vorhanden ist. Rekonstruieren des endgültigen Signals als Summe von N niedrigsten Harmonischen,

$$x(t) = a_0 + \sum_{n=1}^N \left(a_n \cos(n\omega_0 t) + b_n \sin(n\omega_0 t) \right) \quad (3.7)$$

Dieses Modell hat eine bessere Grundlage, insbesondere bei sich wiederholenden Bewegungen, während das Polynom bei bestimmten sich nicht wiederholenden Bewegungen, wie z. B. weitem Springen, möglicherweise besser ist. Es bestehen jedoch schwerwiegende Annahmen hinsichtlich der Konsistenz (Stationarität) von a_n und b_n bereits in Abschnitt 2.2.4.5 besprochen.

Eine dritte Technik, die Spline-Kurvenanpassung, ist eine Modifikation der Polynomtechnik. Die anzupassende Kurve wird in Abschnitte unterteilt, wobei jeder Abschnitt mit einem Wendepunkt beginnt und endet, wobei zwischen benachbarten Abschnitten eine spezielle Anpassung erfolgt. Das Hauptproblem bei dieser Technik ist der Fehler, der durch die falsche Auswahl der Wendepunkte entsteht. Diese Wendepunkte müssen aus den verrauschten Daten bestimmt werden und werden daher stark von genau dem Rauschen beeinflusst, das wir zu beseitigen versuchen.

3.4.4.2 Digitale Filterung – Neufilterung zur Beseitigung der Phasenverzögerung des Tiefpassfilters. Die vierte und am häufigsten verwendete Technik zur Geräuschkämpfung ist die digitale Filterung, die in Abschnitt 2.2.4.4 eingeführt wurde. Bei der digitalen Filterung handelt es sich nicht um eine Kurvenanpassungstechnik wie die drei oben diskutierten, sondern um eine Rauschkämpfungstechnik, die auf Unterschieden im Frequenzgehalt des Signals gegenüber dem Rauschen basiert. Es gibt jedoch einige zusätzliche Probleme im Zusammenhang mit der Tiefpassfilterung der rohen kinematischen Koordinaten, die nun diskutiert werden. Der Einfachheit halber werden hier die zur Berechnung der fünf Koeffizienten eines Filters zweiter Ordnung erforderlichen Formeln wiederholt:

$$\tilde{y}_c = \frac{(\tan(\tilde{y}_c / f_s))}{C} \quad (3.8)$$

Dabei ist C der Korrekturfaktor für die Anzahl der erforderlichen Durchgänge, der kurz erklärt wird. Für einen Single-Pass ist Filter $C = 1$.

$K = \frac{1}{2\zeta\omega_c}$ für einen Butterworth-Filter

oder $2\zeta\omega_c$ für einen kritisch gedämpften Filter

$$K_2 = \frac{1}{\omega_c^2}, a_0 = \frac{K_2}{(1 + K_1 + K_2)}, a_1 = 2a_0, a_2 = a_0$$

$$K_3 = \frac{2a_0}{K_2}, b_1 = \frac{1}{\omega_c^2} a_0 + K_3$$

$$b_2 = 1 - \frac{2a_0}{\omega_c^2} K_3, \text{ oder } b_2 = 1 - \frac{1}{\omega_c^2} a_1 - \frac{1}{\omega_c^2} a_2 - b_1$$

Neben der Dämpfung des Signals kommt es auch zu einer Phasenverschiebung des Ausgangssignals relativ zum Eingang. Bei diesem Filter zweiter Ordnung gibt es eine Phasenverzögerung von 90° bei der Grenzfrequenz. Dies führt zu einer zweiten Form der Verzerrung, der sogenannten *Phasenverzerrung*, der höheren Harmonischen im Bandpassbereich. Bei den Oberschwingungen oberhalb von f_c treten noch stärkere Phasenverzerrungen auf, diese Komponenten sind jedoch hauptsächlich Rauschen und werden stark gedämpft. Diese Phasenverzerrung kann schwerwiegender sein als die Amplitudenverzerrung, die beim Signal im Übergangsbereich auftritt. Um diese Phasenverzögerung auszugleichen, wurden die einmal gefilterten Daten erneut gefiltert, diesmal jedoch in umgekehrter Zeitrichtung (Winter et al., 1974). Dies führt zu einer gleichen und entgegengesetzten Phasenverschiebung, so dass die Nettophasenverschiebung Null ist. Außerdem ist die Grenzfrequenz des Filters doppelt so scharf wie bei der Einzelfilterung. Tatsächlich haben wir durch diese zweite Filterung in umgekehrter Richtung einen Null-Phasenverschiebungsfilters vierter Ordnung geschaffen, der ein gefiltertes Signal liefert, das wieder in Phase mit den Rohdaten ist, aber den größten Teil des Rauschens entfernt.

In Abbildung 3.18 sehen wir den Frequenzgang eines Butterworthfilters zweiter Ordnung, normalisiert in Bezug auf die Grenzfrequenz. Dieser Kurve ist die Reaktion des Null-Phasenverschiebungsfilters vierter Ordnung überlagert. Somit ist die neue Grenzfrequenz niedriger als die des ursprünglichen Single-Pass-Filters; in diesem Fall sind es etwa 80 % des Originals. Der Korrekturfaktor für jeden weiteren Durchlauf eines Butterworth-Filters beträgt $C = (2^{1/n} - 1)$, wobei n die Anzahl der Durchgänge ist. Für einen Doppeldurchlauf^{0,25}, beträgt $C = 0,802$.

Für einen kritisch gedämpften Filter ist $C = (2^{1/2n} - 1)$; somit ist für einen Doppeldurchgang $C = 0,435$. Dieser Korrekturfaktor wird auf Gleichung (3.8) angewendet und führt dazu, dass die Grenzfrequenz für den ursprünglichen Single-Pass-Filter höher eingestellt wird, sodass nach dem zweiten Durchgang die gewünschte Grenzfrequenz erreicht wird. Der Hauptunterschied zwischen diesen beiden Filtern besteht in einem Kompromiss in der Reaktion im Zeitbereich. Butterworth-Filter haben ein leichtes Überspringen als Reaktion auf Stufen- oder Impulseingänge, aber sie haben eine viel kürzere Anstiegszeit. Kritisch gedämpfte Filter weisen kein Überspringen auf, weisen jedoch eine langsamere Anstiegszeit auf. Da impulsartige Eingaben in menschlichen Bewegungsdaten selten vorkommen, wird der Butterworth-Filter bevorzugt.

Die Anwendung eines dieser Filter beim Glätten von Rohkoordinatendaten lässt sich nun anhand der Daten erkennen, die das harmonische Diagramm in Abbildung 3.16 ergaben. Die horizontale Beschleunigung dieses Zehenmarkers, berechnet durch

70 KINEMATIK

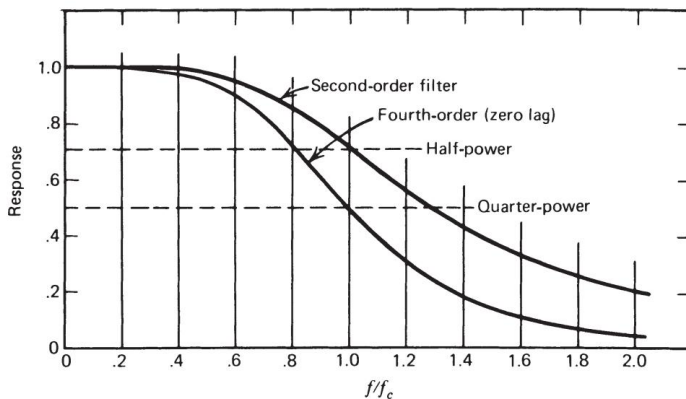


Abbildung 3.18 Reaktion eines digitalen Tiefpassfilters zweiter Ordnung. Die Kurve ist bei der Grenzfrequenz f_c auf 1,0 *normalisiert*. Aufgrund der Phasenverzögerungseigenschaften des Filters erfolgt eine zweite Neufilterung in umgekehrter zeitlicher Richtung, was zu einem Nullverzögerungsfilter vierter Ordnung führt.

Die endlichen Differenzen aus den gefilterten Daten sind in Abbildung 3.19 dargestellt. Beachten Sie, wie repetitiv die gefilterte Beschleunigung ist und wie sie durch die „Mitte“ der verrauschten Kurve verläuft, wie anhand der ungefilterten Daten berechnet. Beachten Sie außerdem, dass diese gefilterten Daten aufgrund der doppelten Vorwärts- und Rückwärtsfilterung keine Phasenverzögerung aufweisen.

3.4.4.3 Wahl der Grenzfrequenz – Restanalyse. Es gibt mehrere Möglichkeiten, die beste Grenzfrequenz auszuwählen. Die erste besteht darin, eine harmonische Analyse durchzuführen, wie in Abbildung 3.16 dargestellt. Durch die Analyse der Leistung der einzelnen Komponenten kann eine Entscheidung darüber getroffen werden, wie viel Leistung akzeptiert und wie viel abgelehnt werden soll. Eine solche Entscheidung geht jedoch davon aus, dass der Filter ideal ist und eine unendlich scharfe Grenzfrequenz aufweist. Eine bessere Methode besteht darin, eine Restanalyse der Differenz zwischen gefilterten und ungefilterten Signalen über einen weiten Bereich von Grenzfrequenzen durchzuführen (Wells und Winter, 1980). Auf diese Weise spiegeln sich die Eigenschaften des Filters im Übergangsbereich im Entscheidungsprozess wider. Abbildung 3.20 zeigt eine theoretische Darstellung des Residuums gegenüber f_c . Das Residuum bei jeder Grenzfrequenz wird wie folgt berechnet [siehe Gleichung (3.9)] für ein Signal mit N Abtastzeitpunkten:

$$R(f_c) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X_i - \hat{X}_i)^2 \quad (3.9)$$

wobei f_c = die Grenzfrequenz des Dualpassfilters vierter Ordnung ist.

X_i = sind Rohdaten der i -ten Probe.

$\hat{X}_i$ = sind gefilterte Daten bei der i -ten Stichprobe unter Verwendung einer Nullverzögerung vierter Ordnung Filter.

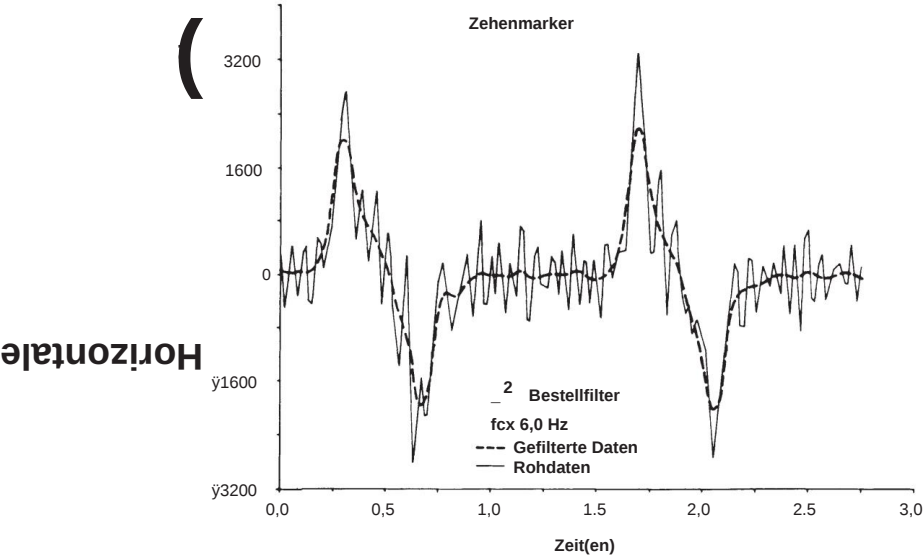


Abbildung 3.19 Horizontale Beschleunigung des Zehenmarkers beim normalen Gehen, berechnet aus Verschiebungsdaten aus dem Fernsehen. Die durchgezogene Linie stellt die Beschleunigung dar auf den unverarbeiteten „Rohdaten“; Die gepunktete Linie ist diejenige, die nach der Datenberechnung berechnet wurde gefiltert mit einem digitalen Tiefpassfilter vierter Ordnung ohne Verzögerung. (Wiedergabe mit Genehmigung aus dem *Journal of Biomechanics*.)

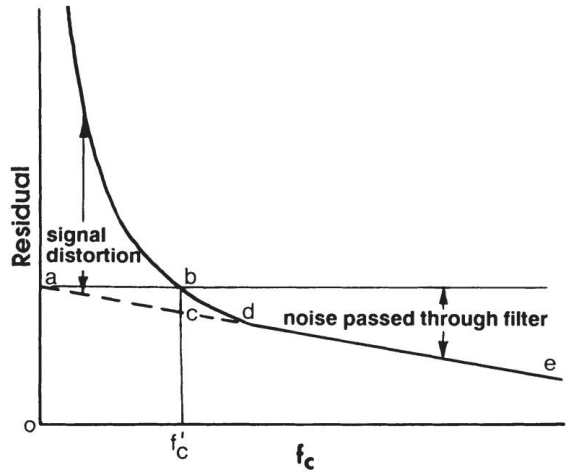


Abbildung 3.20 Darstellung des Residuums zwischen einem gefilterten und einem ungefilterten Signal als Funktion der Filtergrenzfrequenz. Siehe Text für die Interpretation, wo der Cutoff eingestellt werden soll Frequenz des Filters.

72 KINEMATIK

Wenn unsere Daten kein Signal, sondern nur zufälliges Rauschen enthalten würden, würde dies in der Residuendarstellung der Fall sein eine gerade Linie sein, die von einem Achsenabschnitt bei 0 Hz zu einem Achsenabschnitt auf dem fällt Abszisse bei der Nyquist-Frequenz (0,5 fs). Die Linie *de* repräsentiert unser Bestes Schätzung dieses Restrauschens. Der Achsenabschnitt *a* auf der Ordinate (bei 0 Hz) ist nichts weiter als der Effektivwert des Rauschens, denn $\bar{X}$ für einen 0-Hz-Filter ist nichts anderes als der Mittelwert des Rauschens über die *N* Proben. Wenn die Daten bestehen aus echtem Signal plus Rauschen, der Rest steigt über gerade (gestrichelte) Linie, wenn die Grenzfrequenz verringert wird. Dieser Aufstieg über die Die gestrichelte Linie stellt die Signalverzerrung dar, die als Grenzfrequenz auftritt wird immer mehr reduziert.

Die endgültige Entscheidung ist, wo *fc* ausgewählt werden soll. Der Kompromiss ist immer ein Gleichgewicht zwischen der Signalverzerrung und der zulässigen Rauschmenge durch. Wenn wir entscheiden, dass beide gleich sein sollten, dann projizieren wir einfach a Linie horizontal von *a*, um die Restlinie bei *b* zu schneiden. Die Frequenz gewählt ist $f_c = \frac{1}{b}$, und bei dieser Frequenz wird die Signalverzerrung durch dargestellt *v. Chr.* Dies ist auch eine Schätzung des Rauschens, das durch den Filter geleitet wird. Abbildung 3.21 ist ein Diagramm des Rests von vier Markern aus einem Gangschritt Daten und sowohl vertikale als auch horizontale Koordinaten wurden analysiert (Wells und Winter, 1980). Wie man sehen kann, ist die gerade Regressionslinie, die das darstellt Das Rauschen ist für beide Koordinaten auf allen Markierungen im Wesentlichen gleich. Das verrät es

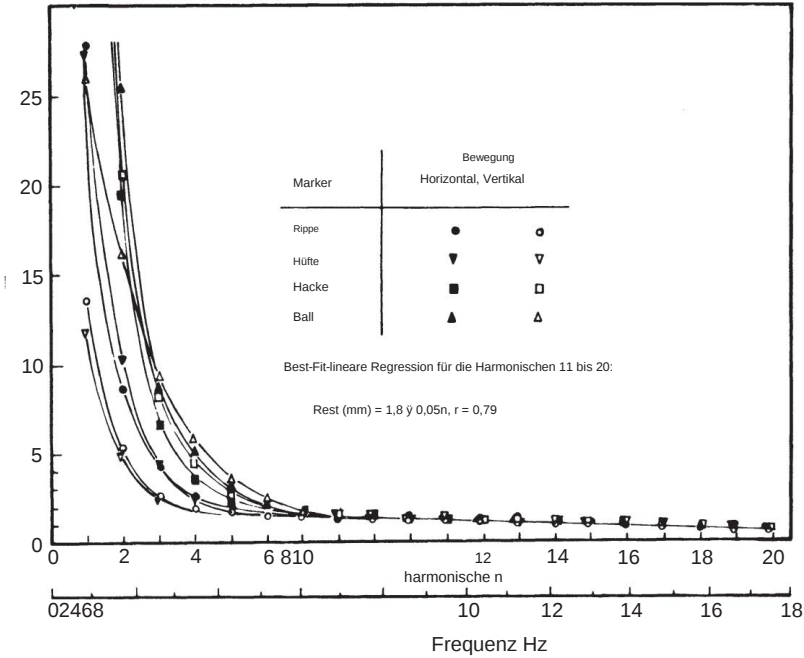


Abbildung 3.21 Diagramm des Residuums von vier Markern aus einem Gehversuch; beide vertikal und horizontale Verschiebungsdaten. Die Daten wurden vom Kinofilm mit der Kamera digitalisiert 5 m vom Motiv entfernt.

3.4 VERARBEITUNG KINEMATISCHER ROHDATEN 73

Wir haben festgestellt, dass der Rauschgehalt, der hauptsächlich durch den menschlichen Digitalisierungsprozess verursacht wird, für alle Marker gleich ist. Diese Regressionsgerade hat einen Schnittpunkt von 1,8 mm, was darauf hinweist, dass der Effektivwert des Rauschens 1,8 mm beträgt. In diesem Fall befand sich die Filmkamera 5 m vom Motiv entfernt und das Bild war 2 m hoch und 3 m breit. Somit beträgt das Effektivrauschen weniger als einen Teil von 1000.

Außerdem sehen wir deutliche Unterschiede im Frequenzgehalt verschiedener Marker. Das Residuum zeigt, dass die sich schneller bewegendenden Markierungen an Ferse und Ballen eine Leistung von bis zu etwa 6 Hz haben, während die vertikalen Verschiebungen der Rippen- und Hüftmarkierungen auf etwa 3 Hz begrenzt waren. Somit könnten wir durch diese Auswahltechnik unterschiedliche Grenzfrequenzen für jede Markerverschiebung festlegen.

3.4.4.4 Optimale Grenzfrequenz. Die im vorherigen Abschnitt beschriebene Restanalysetechnik schlug die Wahl einer Frequenz vor, bei der die Signalverzerrung gleich dem Restrauschen war. Dieses Optimum gilt nur für Verschiebungsdaten. Dies ist jedoch möglicherweise nicht die optimale Frequenz für alle Signal- und Rauschamplituden, alle Abtastfrequenzen und alle Differenzierungsebenen: Geschwindigkeiten versus Beschleunigungen. Giakas und Baltzopoulos (1997) zeigten, dass die optimalen Grenzfrequenzen vom Geräuschpegel und davon abhängen, ob Verschiebungen, Geschwindigkeiten oder Beschleunigungen berücksichtigt wurden. Leider wurde ihr Referenzverschiebungssignal aus einer harmonischen Analyse rekonstruiert, und in Abschnitt 2.2.4.5 wurde gezeigt, dass diese Technik aufgrund der mangelnden Stationarität der Amplitude und Phase jeder Harmonischen große Probleme aufweist. Yu et al. (1999) führten eine detaillierte Analyse durch, um die optimale Grenzfrequenz für Ableitungen höherer Ordnung, insbesondere Beschleunigungen, abzuschätzen. Sie stellten fest, dass die optimalen Grenzfrequenzen etwas höher lagen als diejenigen, die für die Verschiebungsrestanalyse geschätzt wurden.

Dies ist nicht überraschend, wenn man bedenkt, dass die Beschleunigung mit dem Quadrat der Frequenz zunimmt (Abschnitt 3.4.3); Daher nimmt das höherfrequente Rauschen in der Beschleunigungswellenform viel schneller zu als das Signal selbst. Wenn außerdem die Abtastfrequenz f_s zunimmt, nimmt die Abtastperiode $t = 1/f_s$ ab, und somit nimmt das durch endliche Differenzen berechnete Rauschen zu [siehe Gleichungen (3.17) und (3.18c)]. So haben Yu et al. (1999) schätzten, dass die optimale Grenzfrequenz nicht nur eine Funktion des Residuums zwischen den gefilterten und ungefilterten Daten war, sondern auch eine Funktion von f_s .

Ihre geschätzte optimale Grenzfrequenz, $f_{c,2}$, war:

$$f_{c,2} = 0,06 f_s \sqrt{0,000022 f_s^2 + 5,95/\bar{y}} \quad (3.10)$$

Dabei ist f_s die Abtastfrequenz und $\bar{y}$ das relative mittlere Residuum zwischen X_i und $\hat{X}^i$ [in Gleichung (3.9) definierte Begriffe]. Diese Autoren präsentieren beispielhafte Beschleunigungskurven (siehe Abbildung 3.4 in Yu et al., 1999), die eine vernünftige Übereinstimmung zwischen den Beschleunigungsmesserdaten und den gefilterten Filmdaten zeigen, mit der Ausnahme, dass die Verzögerung der gefilterten Daten auf einen Tiefpass zweiter Ordnung schließen lässt. Es wurde ein Filter anstelle des gewünschten Zero-Lag-Filters vierter Ordnung verwendet.

74 KINEMATIK

3.4.5 Vergleich einiger Glättungstechniken

Es ist wertvoll, die Wirkung verschiedener Kurvenanpassungstechniken auf denselben Satz verrauschter Daten zu sehen. Die folgende Zusammenfassung eines Validierungsexperiments, das zum Vergleich (Pezzack et al., 1977) drei häufig verwendeter Techniken durchgeführt wurde, veranschaulicht die großen Unterschiede in den berechneten Beschleunigungen.

Daten aus der horizontalen Bewegung eines Hebelarms um eine vertikale Achse wurden auf drei verschiedene Arten aufgezeichnet. Ein Goniometer auf der Achse zeichnete die Winkelposition auf, ein am Ende des Arms montierter Beschleunigungsmesser gab die Tangentialbeschleunigung und damit die Winkelbeschleunigung an, und Kinofilmdaten lieferten Bildinformationen, die mit den Winkel- und Beschleunigungsaufzeichnungen verglichen werden konnten. Die Vergleiche sind in Abbildung 3.22 dargestellt. Abbildung 3.22a vergleicht die Winkelposition des Hebelarms, als er manuell aus der Ruheposition um etwa 130° und zurück in die ursprüngliche Position bewegt wurde. Das aus den Filmdaten analysierte Goniometersignal und der Hebelwinkel werden aufgezeichnet und genau verglichen. Der einzige Unterschied besteht darin, dass die Goniometersaufzeichnung im Vergleich zu den Filmdaten etwas verrauscht ist.

Abbildung 3.22b vergleicht die direkt aufgezeichnete Winkelbeschleunigung, die durch Division der Tangentialbeschleunigung durch den Radius des Beschleunigungsmessers vom Drehzentrum berechnet werden kann, mit der Winkelbeschleunigung, wie sie über die zweite Ableitung der digital gefilterten Koordinatendaten berechnet wird (Winter et al., 1974). Die beiden Kurven passen sehr gut zusammen und die Finite-Differenzen-Beschleunigung weist weniger Rauschen auf als die direkt aufgezeichnete Beschleunigung. Abbildung 3.22c vergleicht die direkt aufgezeichnete Beschleunigung mit der berechneten Winkelbeschleunigung unter Verwendung einer Polynom Anpassung an die Rohwinkel Daten. Ein Polynom neunter Ordnung wurde an die Winkelverschiebungskurve angepasst, um die folgende Anpassung zu erhalten:

$$\ddot{\gamma}(t) = 0,064 + 2,0t \ddot{\gamma} 35t^2 + 210t^3 + 430t^4 + 400t^5 + 170t^6 + 25t^7 + 0,41t^8 + 2,2t^9 \ddot{\gamma} \text{ rad} \quad (3.11)$$

Beachten Sie, dass $\ddot{\gamma}$ im Bogenmaß und t in Sekunden angegeben wird. Um die Kurve für den Winkel zu erhalten Beschleunigung, alles was wir tun müssen, ist die zweite Zeitableitung zu nehmen, um Folgendes zu erhalten:

$$\ddot{\gamma}(t) = \ddot{\gamma}70 + 1260t \ddot{\gamma} 5160t^2 + 8000t^3 + 29,5t^4 + 1050t^5 + 123t^6 \ddot{\gamma} \text{ rad/s}^2 + 5100t^7 \ddot{\gamma} \text{ rad/s}^2 \quad (3.12)$$

Diese Beschleunigungskurve weist im Vergleich zum Beschleunigungsmessersignal erhebliche Abweichungen auf, die ausreichen, um Zweifel am Wert der Polynom Anpassungstechnik aufkommen zu lassen. Das Polynom wird an die Verschiebungsdaten angepasst, um eine analytische Kurve zu erhalten, die differenziert werden kann, um eine weitere glatte Kurve zu ergeben. Leider scheint es, dass ein Polynom erheblich höherer Ordnung erforderlich wäre, um auch nur eine grobe Anpassung zu erreichen, und die Computerzeit könnte zu unerschwinglich werden.

3.5 BERECHNUNG ANDERER KINEMATISCHER GRÖSSEN 75

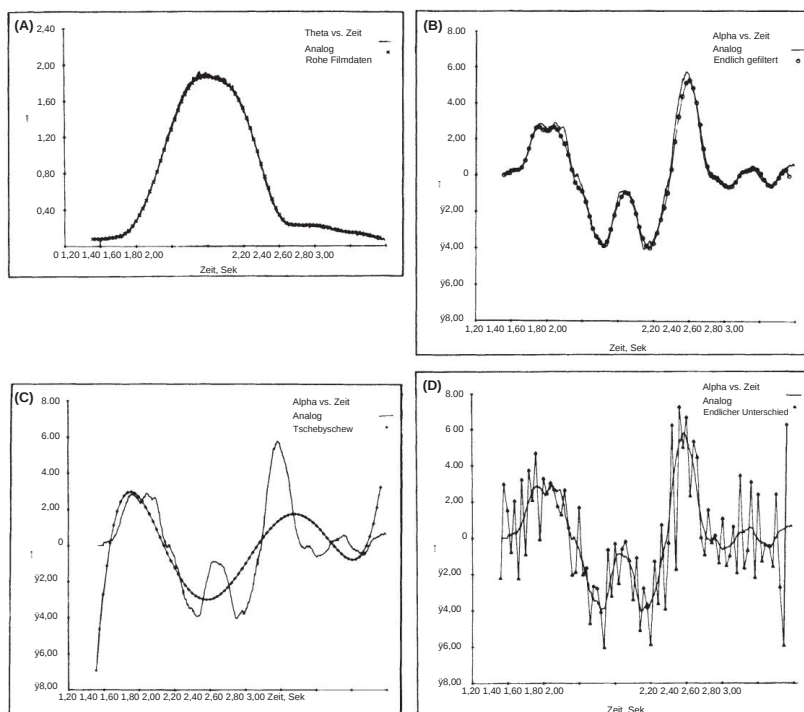


Abbildung 3.22 Vergleich mehrerer Techniken zur Bestimmung der Beschleunigung einer Bewegung basierend auf Filmverschiebungsdaten. (a) Verschiebungswinkel einer einfachen Extension/Flexion, aufgezeichnet aus Film- und Goniometerdaten. (b) Beschleunigung der Bewegung in (a), gemessen mit einem Beschleunigungsmesser und berechnet aus Filmkoordinaten nach digitaler Filterung. (c) Beschleunigung, bestimmt aus einer Polynomannpassung neunter Ordnung der Verschiebungsdaten im Vergleich zur direkt aufgezeichneten Beschleunigung. (d) Beschleunigung, bestimmt durch Finite-Differenzen-Technik der Rohkoordinatendaten im Vergleich zur Beschleunigungsmesserkurve. (Wiedergabe mit Genehmigung)

Schließlich können Sie in Abbildung 3.22d sehen, wie das Signal des Beschleunigungsmessers gegen die Winkelbeschleunigung aufgetragen ist, wie es mithilfe von Finite-Differenzen-Techniken zweiter Ordnung unter Verwendung von Rohkoordinatendaten berechnet wurde. Die Handlung spricht für sich – die Beschleunigungen sind zu laut, um irgendetwas zu bedeuten.

3.5 BERECHNUNG ANDERER KINEMATISCHER GRÖSSEN

3.5.1 Gliedmaßen-Segmentwinkel

Angeht die Koordinatendaten von anatomischen Markierungen an beiden Enden eines Gliedmaßensegments ist es ein einfacher Schritt, den absoluten Winkel dieses Segments im Raum zu berechnen. Es ist nicht notwendig, dass sich die beiden Markierungen an den äußersten Enden des Gliedmaßensegments befinden, solange sie mit der Röhrenknochenachse übereinstimmen. Abbildung 3.23

76 KINEMATIK

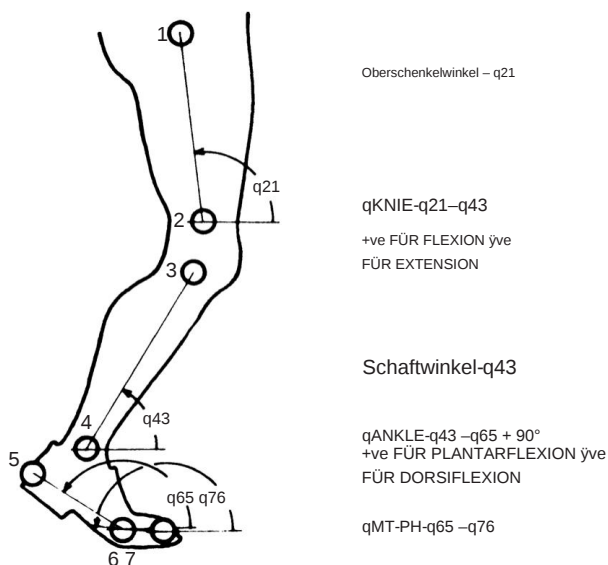


Abbildung 3.23 Markerposition und Gliedmaßen- und Gelenkwinkel unter Verwendung einer etablierten Konvention. Die Winkel der Gliedmaßen im räumlichen Bezugssystem werden gegen den Uhrzeigersinn ausgehend von der Horizontalen als positiv bestimmt. Somit sind Winkelgeschwindigkeiten und -beschleunigungen auch entgegen dem Uhrzeigersinn in der Bewegungsebene positiv; Dies ist für die konsistente Verwendung von Konventionen in nachfolgenden kinetischen Analysen von wesentlicher Bedeutung. Konventionen für Gelenkwinkel (die relativ sind) unterliegen unter Forschern großen Schwankungen; Daher muss die verwendete Konvention klargestellt werden.

zeigt den Umriss eines Beins mit sieben anatomischen Markern in einem Vier-Segment-Drei-Gelenk-System. Die Marker 1 und 2 definieren den Oberschenkel in der Sagittalebene. Beachten Sie, dass konventionsgemäß alle Winkel gegen den Uhrzeigersinn gemessen werden, beginnend mit der Horizontalen gleich 0° . Somit ist $\dot{y}_{43}$ der Winkel des Beins im Raum und kann wie folgt berechnet werden:

$$\dot{y}_{43} = \arctan \frac{y_3 \dot{y}_{44}}{x_3 \dot{y}_{44}} \quad (3.13)$$

oder, in einer allgemeineren Schreibweise,

$$\dot{y}_{ij} = \arctan \frac{y_j \dot{y}_i}{x_j \dot{y}_i} \quad (3.14)$$

Wie bereits erwähnt, sind diese Segmentwinkel im definierten räumlichen Bezugssystem absolut. Daher ist es recht einfach, die Gelenkwinkel aus den Winkeln der beiden benachbarten Segmente zu berechnen.

3.5 BERECHNUNG ANDERER KINEMATISCHER GRÖSSEN 77

3.5.2 Gelenkwinkel

Für jedes Gelenk gibt es eine Konvention zur Beschreibung seiner Größe und Polarität. Für Wenn das Knie beispielsweise vollständig gestreckt ist, wird es als 0° - Flexion beschrieben und Wenn sich das Bein relativ zum Oberschenkel nach hinten bewegt, ist das Knie angeblich in Flexion. In Bezug auf die zuvor beschriebenen absoluten Winkel gilt:

$$\text{Kniewinkel} = \gamma_k = \gamma_{21} - \gamma_{43}$$

Wenn $\gamma_{21} > \gamma_{43}$, ist das Knie gebeugt; wenn $\gamma_{21} < \gamma_{43}$, ist das Knie gestreckt.

Die Konvention für den Knöchel unterscheidet sich geringfügig, da der Abstand zwischen den Beinen 90° beträgt und der Fuß ist die Grenze zwischen Plantarflexion und Dorsalflexion. Daher,

$$\text{Knöchelwinkel} = \gamma_A = \gamma_{43} - \gamma_{65} + 90^\circ$$

Wenn γ_A positiv ist, ist der Fuß plantarflexiert; wenn γ_A negativ ist, ist der Fuß dorsalflexiert.

3.5.3 Geschwindigkeiten – Linear und Winkel

Wie in Abschnitt 3.4.3 gesehen wurde, können damit schwerwiegende Probleme verbunden sein die Ermittlung von Geschwindigkeits- und Beschleunigungsinformationen. Aus den Gründen Wie bereits erläutert, gehen wir davon aus, dass die rohen Verschiebungsdaten geeignet sind durch digitale Filterung geglättet und wir haben einen Satz geglätteter Koordinaten und Winkel, mit denen gearbeitet werden soll. Um die Geschwindigkeit aus Verschiebungsdaten zu berechnen, alle was benötigt wird, ist die endliche Differenz zu nehmen. Zum Beispiel um die zu bestimmen Geschwindigkeit in x- Richtung berechnen wir x/t , wobei $x = x_{i+1} - x_i$, und t ist die Zeit zwischen benachbarten Abtastwerten x_{i+1} und x_i .

Die auf diese Weise berechnete Geschwindigkeit stellt nicht die Geschwindigkeit bei beiden dar die Probenzeiten. Es stellt vielmehr die Geschwindigkeit eines Zeitpunkts auf halber Strecke dar zwischen den beiden Proben. Dies kann später zu Fehlern führen, wenn wir es versuchen Verknüpfen Sie die von der Geschwindigkeit abgeleiteten Informationen mit den Verschiebungsdaten und beiden Ergebnissen nicht zum gleichen Zeitpunkt auftreten. Eine Möglichkeit, dieses Problem zu umgehen, besteht darin, Folgendes zu tun: Berechnen Sie die Geschwindigkeit und Beschleunigungen auf der Grundlage von $2t$ statt t . Somit beträgt die Geschwindigkeit bei der i-ten Probe:

$$V_{xi} = \frac{x_{i+1} - x_{i-1}}{2t} \text{ m/s} \quad (3.15)$$

Beachten Sie, dass die Geschwindigkeit an einem Punkt in der Mitte zwischen den beiden Abtastwerten liegt, z dargestellt in Abbildung 3.24. Die Annahme ist, dass die Linie x_{i+1} mit x_{i-1} verbindet hat die gleiche Steigung wie die Linie, die tangential zur Kurve bei x_i verläuft.

Für Winkelgeschwindigkeiten ist die Formel dieselbe, außer dass wir Winkelgeschwindigkeiten verwenden Daten anstelle von Verschiebungsdaten in Gleichung (3.14); die Winkelbeschleunigung

78 KINEMATIK

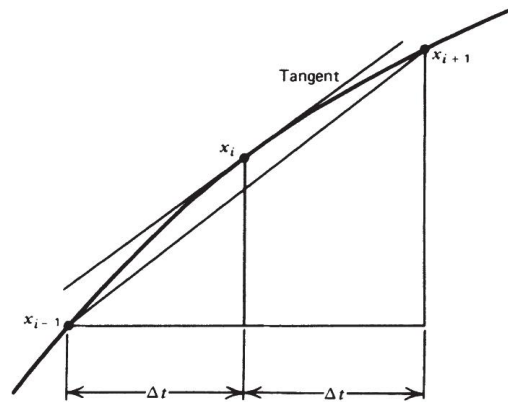


Abbildung 3.24 Finite-Differenzen-Technik zur Berechnung der Steigung einer Kurve am i -ten Abtastpunkt.

Bei der i -ten Probe ist:

$$= 2t \frac{\ddot{y}_{i+1} - \ddot{y}_{i-1}}{\ddot{y}_i} \text{ rad/s} \quad (3.16)$$

3.5.4 Beschleunigungen – linear und winkelförmig

ähnlicher Weise ist die Beschleunigung:

$$\text{Achse} \frac{V_{xi+1} - V_{xi-1}}{2t} \text{ m/s}^2 \quad (3.17)$$

Beachten Sie, dass Gleichung (3.16) Verschiebungsdaten aus den Stichproben $i+2$ und $i-2$ erfordert; Somit gehen insgesamt fünf aufeinanderfolgende Datenpunkte in die Beschleunigung ein. Eine alternative und etwas bessere Beschleunigungsberechnung verwendet nur drei aufeinanderfolgende Datenkoordinaten und nutzt die berechneten Geschwindigkeiten in der Mitte zwischen den Abtastzeiten:

$$V_{xi+1/2} = \frac{x_{i+1} - x_i}{\tau} \text{ MS} \quad (3.18a)$$

$$V_{xi-1/2} = \frac{x_i - x_{i-1}}{\tau} \text{ MS} \quad (3.18b)$$

Wenn wir diese „halben“ Geschwindigkeiten in Gleichung (3.17) einsetzen, erhalten wir:

$$\text{Achse} = \frac{x_{i+1} - 2x_i + x_{i-1}}{2t} \text{ m/s}^2 \quad (3.18c)$$

Ersetzen Sie für Winkelbeschleunigungen lediglich die Verschiebungsdaten durch Winkeldaten in den Gleichungen (3.17) oder (3.18).

3.6 PROBLEME BASIEREND AUF KINEMATISCHEN DATEN

1. In den Tabellen A.1 und A.2 in Anhang A wird die vertikale Verschiebung der rohen und gefilterten Daten (in Zentimetern) für die Markierung des Trochanter major (Hüfte) für die Bilder 1 bis 30 dargestellt. Verwenden Sie einen möglichst großen vertikalen Maßstab um den Rauschgehalt der Rohdaten zu identifizieren. Beschreiben Sie in wenigen Zeilen die Ergebnisse der Glättung durch den digitalen Filter.
2. Zeichnen Sie mithilfe gefilterter Koordinatendaten (siehe Tabelle A.2) die vertikale Verschiebung des Fersenmarkers vom TOR (Bild 1) zum nächsten TOR (Bild 70). **(a)** Schätzen Sie den Zeitpunkt des Heel-Offs während der Mittelstellung. (*Hinweis:* Berücksichtigen Sie bei Ihrer Antwort die elastische Kompression und Entspannung des Schuhmaterials.)

(b) Bestimmen Sie die maximale Höhe der Ferse über dem Boden beim Schwung. Wann tritt dies während der Schwungphase auf? (*Hinweis:* Betrachten Sie die niedrigste Verschiebung des Fersenmarkers während des Standes als Hinweis auf die Bodenhöhe.)
(c) Beschreiben Sie die vertikale Trajektorie der Ferse während der zweiten Hälfte des Schwungs (Bilder 14–27), insbesondere die vier Bilder unmittelbar vor der HRC .

(d) Berechnen Sie die vertikale Krängungsgeschwindigkeit bei HRC. **(e)** Berechnen Sie aus den horizontalen Verschiebungsdaten die horizontale Krängung Geschwindigkeit bei HCR.
(f) Schätzen Sie anhand der horizontalen Koordinatendaten der Ferse während der ersten Fußabflachungsperiode (Frames 35–40) und der zweiten Fußabflachungsperiode (Frames 102–106) die Schrittlänge.
(g) Wenn eine Schrittperiode 69 Frames beträgt, schätzen Sie die Vorwärtsgeschwindigkeit von Dieses Thema.
3. Zeichnen Sie die Flugbahn des Rumpfmmarkers (Brustkorb) über einen Schritt (Rahmen) auf 28–97).
(a) Entspricht die Form dieser Flugbahn, die Sie beim Gehen erwarten würden? **(b)** Gibt es Hinweise auf die Erhaltung mechanischer Energie während der Schrittperiode? (Das heißt, wird potentielle Energie in kinetische Energie umgewandelt und umgekehrt?)
4. Bestimmen Sie die vertikale Verschiebung des Zehenmarkers, wenn er seinen tiefsten Punkt im späten Stand erreicht, und vergleichen Sie ihn mit dem tiefsten Punkt während des Schwungs, und bestimmen Sie so, wie viel Zehenfreiheit vorhanden war.
Antwort: $y_{toe(fr.13)} = 0,0485 \text{ m}$, $y_{toe(fr.66)} = 0,0333 \text{ m}$, lichte Weite = $0,0152 \text{ m} = 1,52 \text{ cm}$.
5. Berechnen Sie aus den gefilterten Koordinatendaten (siehe Tabelle A.2) Folgendes und vergleichen Sie Ihre Antwort mit der in den entsprechenden Auflistungen aufgeführten Antwort (siehe Tabellen A.2, A.3 und A.4).
(a) Die Geschwindigkeit des Knies in X- Richtung für Frame 10.

80 KINEMATIK

- (b)** Die Beschleunigung des Knies in X- Richtung für Bild 10. **(c)** Der Winkel von Oberschenkel und Bein im räumlichen Bezugssystem für Rahmen 30.
- (d)** Berechnen Sie aus (c) den Kniewinkel für Rahmen 30. **(e)** Die absolute Winkelgeschwindigkeit des Beins für Rahmen 30 (Winkeldaten verwenden, Tabelle A.3).
- (f)** Berechnen Sie anhand der tabellierten Vertikalgeschwindigkeiten des Zehs dessen Vertikalgeschwindigkeit Beschleunigung für Frames 25 und 33.
6. Berechnen Sie aus den gefilterten Koordinatendaten in Tabelle A.2 Folgendes und überprüfen Sie Ihre Antwort anhand der in Tabelle A.3 aufgeführten Ergebnisse. **(a)** Der Schwerpunkt des Fußsegments für Rahmen 80. **(b)** Die Geschwindigkeit des Schwerpunkts des Beins für Rahmen 70. Geben Sie die Antwort sowohl in Koordinaten- als auch in Polarform an.

3.7 REFERENZEN

- Dinn, DF, DA Winter und BG Trenholm. „CINTEL-Computer Interface for Television“, *IEEE Trans. Computer C-19*: 1091–1095, 1970.
- Eberhart, HD und VT Inman. „Eine Bewertung experimenteller Verfahren, die in einer grundlegenden Untersuchung der menschlichen Fortbewegung verwendet werden“, *Ann. NY Acad. Wissenschaft. 5*: 1213–1228, 1951.
- Ferrigno, G. und A. Pedotti. „ELITE: Ein digitales dediziertes Hardwaresystem zur Bewegungsanalyse mittels Echtzeit-TV-Signalverarbeitung“, *IEEE Trans. Biomed. Ing. 32*: 943–950, 1985.
- Finley, FR und PV Karpovich. „Elektrogoniometrische Analyse von Normal und Pathologische Gangarten“, *Res. Quart. 35*: 379–384, 1964.
- Furnee, EH 1967. Siehe Woltring, 1987.
- Gage, WG, DA Winter, JS Frank und AL Adkin. „Kinematische und kinetische Validierung des umgekehrten Pendelmodells im ruhigen Stehen“, *Gait and Posture, 19*: 124–132, 2004.
- Giakas, G. und V. Baltzopoulos. „Optimale digitale Filterung erfordert eine andere Grenzfrequenzstrategie zur Bestimmung der höheren Frequenzableitungen“, *J. Biomech. 30*: 851–855, 1997.
- Jarett, MO, BJ Andrews und JP Paul. „Ein Fernseh-/Computersystem zur Analyse der menschlichen Fortbewegung“, *Proc. IERE Conf. über Anwendungen der Elektronik in der Medizin*, Southampton, England, 1976.
- Macleod, A., JRW Morris und M. Lyster. „Nahbereichsphotogrammetrie trifft A. Gruen und E. Machine Vision“, *SPIE Vol. 1395*, Baltsavias, Hrsg. 1990, S. 12–17. Bellingham, WA.
- Moore, A., R. Wells und D. Ranney. „Quantifizierung der Exposition bei beruflichen manuellen Aufgaben mit kumulativem Potenzial für Traumastörungen“, *Ergonomie 34*: 1433–1453, 1991.
- Morris, JRW „Beschleunigungsmessung – eine Technik zur Messung des menschlichen Körpers Bewegungen“, *J. Biomech. 6*: 729–736, 1973.
- Pezzack, JC, RW Norman und DA Winter. „An Assessment of Derivative Determining Techniques Used for Motion Analysis“, *J. Biomech. 10*: 377–382, 1977.

3.7 REFERENZEN 81

- Trenholm, BG, DA Winter, D. Mymin und EL Lansdown, „Computer Determination of Left Ventricular Volume Using Videodensitometry“, *Med. & Biol. Ing.* **10**: 163–173, 1972.
- Wells, RP, DA Winter, „Bewertung von Signal und Rauschen in der Kinematik normaler, pathologischer und sportlicher Gangarten“, *Proc. 1. Konf. Cdn. Soc. Biomech., Loco Motion I*, London, Ontario, 1980.
- Winter, DA, SA Malcolm und BG Trenholm, „System zur Echtzeitkonvertierung von Videobildern physiologischer Ereignisse“, *Proc. 21. Konf. Ingenieurwesen in Medizin und Biowissenschaften*, Houston, Texas, 1968.
- Winter, DA, RK Greenlaw und DA Hobson. „Fernsehcomputeranalyse der Kinematik des menschlichen Gangs“, *Computers Biomed. Res.* 5: 498–504, 1972.
- Winter, DA, HG Sidwall und DA Hobson. „Messung und Reduzierung von Lärm in der Kinematik der Fortbewegung“, *J. Biomech.* 7: 157–159, 1974.
- Winter, DA, AE Patla, MG Ishac und WH Gage. „Motorische Gleichgewichtsmechanismen beim ruhigen Stehen“, *J. Electromyogr. Kinesiol.* **13**: 49–56, 2003.
- Woltring, HJ „Datenerfassungs- und Verarbeitungssysteme in der funktionalen Bewegung Analyse.“ *Minerva Orthop. Traumatol.* **38**: 703–716, 1987.
- Yu, B., D. Gabriel, L. Noble und K. An. „Schätzung der optimalen Grenzfrequenz für den Butterworth-Tiefpass-Digitalfilter“, *J. Appl. Biomech.* **15**: 318–329, 1999.