

Development of innovative training solutions in the field of functional evaluation aimed at updating of the curricula of health sciences schools



MODUL: BIOMECHANIK DES GANGS

Didaktische Einheit A: BIOMECHANIK DES
NORMALEN GANGS



Inhalt

1. ZIELE	3
2. ABRISS DER GESCHICHTE DER BIOMECHANISCHEN GANGANALYSE	4
3. NORMALE GANGART - GRUNDLEGENDE DEFINITIONEN	7
4. BESCHREIBUNG DES NORMALEN GANGS - EINTEILUNG IN PHASEN	10
<i>UNTERSTÜTZUNGSPHASE</i>	11
<i>SCHWUNGPHASE</i>	12
<i>NOMENKLATUR, DIE IN DER GANGBIOMECHANIK VERWENDET WIRD</i> .	13
5. EIGENSCHAFTEN UND DETERMINANTEN DES NORMALEN GANGS	15
<i>GANGART-EIGENSCHAFTEN</i>	15
<i>GANGDETERMINANTEN</i>	15
6. ZEIT-RAUM-PARAMETER, DIE DIE BIOMECHANIK DES GANGS BESCHREIBEN	22
7. KINEMATISCHE GRÖßEN, DIE DIE BIOMECHANIK DES GANGS BESCHREIBEN - GELENKWINKEL	27
<i>STELLUNG DES BECKENS</i>	27
<i>WINKELVERLÄUFE IM HÜFTGELENK</i>	29
<i>WINKELVERLÄUFE IM KNIEGELENK</i>	31
<i>WINKELVERLÄUFE IM SPRUNGGELENK</i>	32
8. DYNAMISCHE GRÖßEN ZUR BESCHREIBUNG DER BIOMECHANIK DES GANGS - BODENREAKTIONEN	34
<i>VERTIKALE KOMPONENTE DER BODENREAKTION</i>	35

<i>ANTEROPOSTERIORE KOMPONENTE DER BODENREAKTION</i>	37
<i>MEDIOLATERALE KOMPONENTE DER BODENREAKTION</i>	38
<i>PARAMETER, DIE BEI DER BIOMECHANISCHEN BEWERTUNG DES GANGS AUF DER GRUNDLAGE DER BODENREAKTIONEN ANALYSIERT WERDEN</i>	38
9. ANDERE DYNAMISCHE GRÖßEN, DIE DIE BIOMECHANIK DES GANGS BESCHREIBEN	40
<i>MOMENTE DER MUSKELKRÄFTE IN DEN GELENKEN</i>	40
<i>LEISTUNG IN EINZELNEN GELENKEN</i>	41
10. MUSKELARBEIT BEIM GEHEN	43
<i>ZEITLICHE VERLÄUFE VON ÄNDERUNGEN DER AKTIVITÄT EINZELNER MUSKELN</i>	43
<i>EIN/AUS-ANALYSE DER MUSKELARBEIT</i>	46
11. LEITGEDANKEN	50
12. LITERATURVERZEICHNIS	51

1. Ziele

- Finden Sie heraus, wie Gangart definiert ist.
- Lernen Sie, wie der Gang beschrieben wird - Einteilung in Phasen.
- Finden Sie heraus, was die Eigenschaften und Determinanten des Gangs sind.
- Finden Sie heraus, mit welchen kinematischen Parametern die Biomechanik des Gangs beschrieben wird und welchen Veränderungen diese Parameter während des Gangzyklus unterliegen.
- Finden Sie heraus, mit welchen dynamischen Parametern die Biomechanik des Gangs beschrieben wird und welchen Veränderungen diese Parameter während des Gangzyklus unterliegen.
- Finden Sie heraus, wie die Muskelarbeit während eines Gangzyklus aussieht.

2. Abriss über die Geschichte der biomechanischen Ganganalyse

Die Anfänge der biomechanischen Bewegungsanalyse bestanden darin, die Positionsänderungen der untersuchten Objekte in der Zeit zu bestimmen. Einer der ersten, der diese Art von Forschung in Bezug auf die Biomechanik des Ganges durchführte, war **Edward Mybridge** (1830 - 1904) [3]. Er konstruierte das erste Gerät zur Aufnahme von Bildern bewegter Objekte und einen Projektor, der die Darstellung "bewegter" Bilder ermöglichte (Abb. 1, Abb. 2)

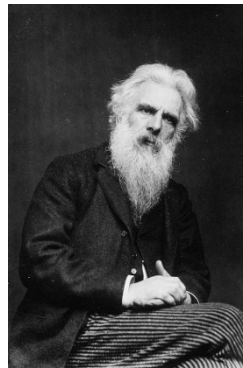
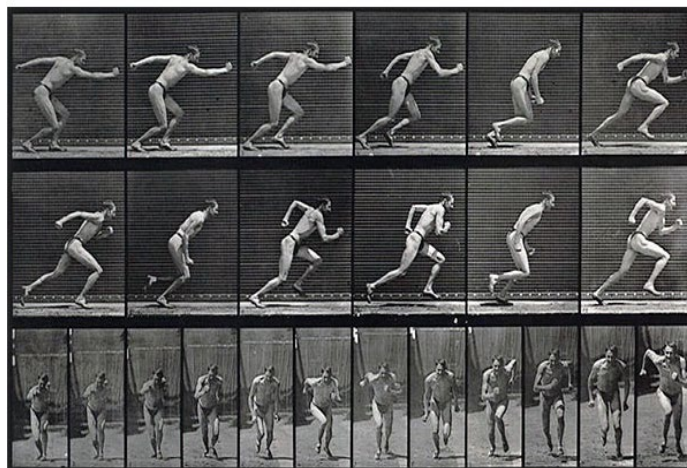
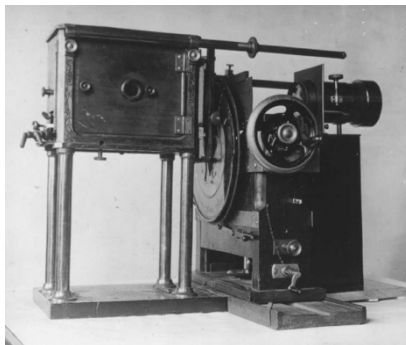


Abb. 1 Edward Mybridge (1830 - 1904) [3]

Abb. 2 Von Mybridge für die Forschung verwendete Geräte [39]



Etienne Jules Marey (1830-1904) gilt als ein Vorläufer der biomechanischen Bewegungsanalyse. Er konstruierte einen Chronographen und fertigte 1883 das erste Diagramm des menschlichen Ganges an [3]. Das von ihm konstruierte Gerät unterschied sich von dem von Mybridge dadurch, dass die nachfolgenden Aufnahmen auf der gleichen fotografischen Platte aufgezeichnet wurden. E. Marey war auch der erste, der eine Methode zur Aufzeichnung von Gehphasen entwickelte (Abb. 3, Abb. 4). Dazu verwendete er pneumatische Sensoren, die an den Schuhen der untersuchten Person befestigt wurden. Sie ermöglichten es, die Stütz- und Schwungphase beim Gehen zu registrieren. Außerdem entwickelte er zusammen mit seinem Schüler **Georges Demeny** (1850 - 1918) eine Plattform, die es ermöglichte, die vertikale Komponente der Bodenreaktion zu messen und mit den Ergebnissen dieser Messungen Gang-Energie-Analysen durchzuführen [3].

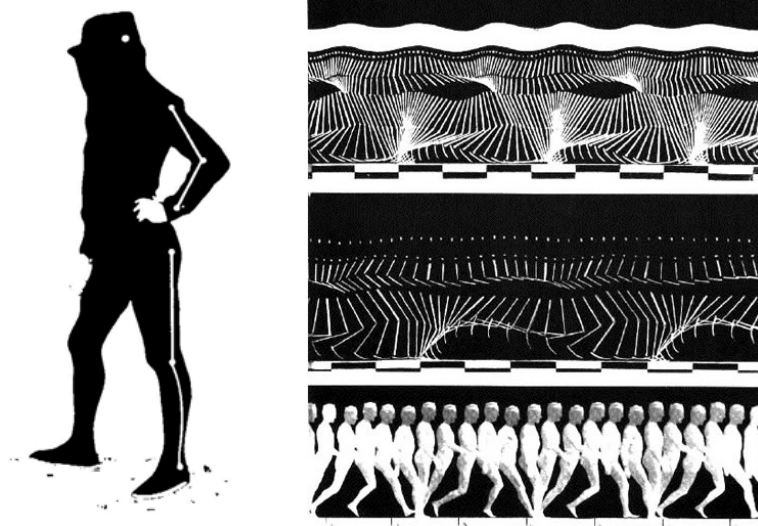


Abb. 3 Etienne Jules Marey (1830-1904) [3]

Abb. 4 Der von Marey verwendete Anzug und die anschließend aufgenommenen Gangsequenzen [38]

Mareys Forschungen wurden u. a. von **Otto Fisher** (1861-1917) und **Wilhelm Braune** (1831-1892) fortgeführt, die einen Anzug zur Bewegungsanalyse entwickelten und durch Auswertung der Messdaten eine manuelle Darstellung der späteren Positionen der unteren

Gliedmaßen anfertigt. Sie waren auch die ersten, die eine dreidimensionale Ganganalyse durchführten (Abb. 5, Abb. 6).

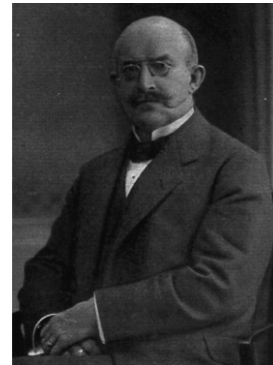
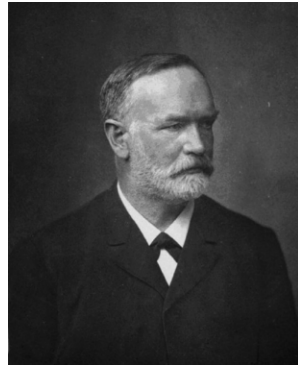


Abb. 6 Wilhelm Braune i Otto Fischer [3]

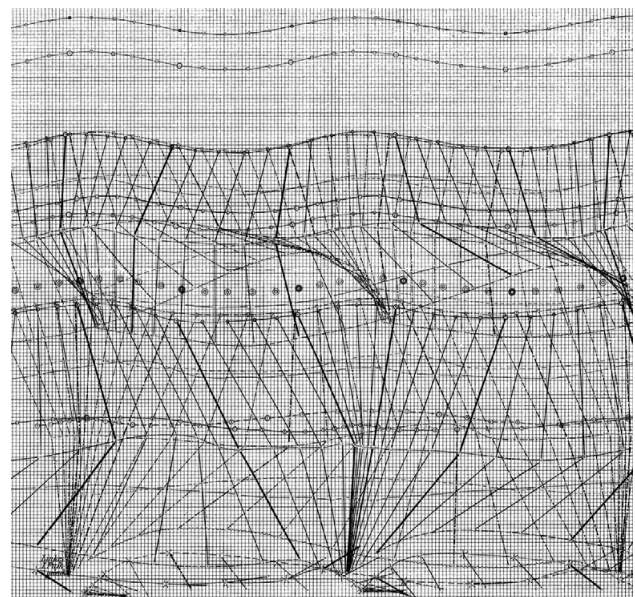
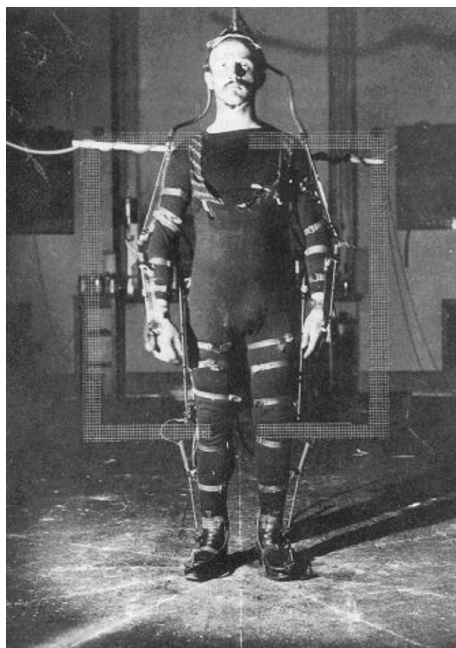


Abb. 7 Der Anzug und das Handdiagramm der späteren Positionen der unteren Gliedmaßen (1891) - Studie von Fisher und Braun [3]

In den folgenden Jahren wurden immer mehr Geräte, die immer genauere Messungen ermöglichten, in der Forschung eingesetzt. Jules Amar (1879 - 1935) konstruierte als erster eine Messplattform, die drei Komponenten der Bodenreaktion beim Gehen aufzeichnete, und Cunningham und Brown waren die ersten, die alle sechs Komponenten der Bodenreaktion - Kräfte und Kraftmomente - aufzeichneten. Ein Durchbruch in der biomechanischen Ganganalyse war der Einsatz von Computern, die die gleichzeitige Analyse vieler aufgezeichneter Variablen ermöglichten, wie z. B. Ort, lineare und winklige Geschwindigkeit sowie lineare und winklige Beschleunigung. Darüber hinaus ermöglichte der Einsatz von Computern die Durchführung von Modellberechnungen, mit denen die von den Muskeln während der Bewegung erzeugten Kräfte identifiziert werden können.

3. Normale Gangart - grundlegende Definitionen

Morecki [20] definiert Lokomotion als eine Bewegung, die zu einer Veränderung des von einem Objekt eingenommenen Ortes in Bezug auf das angenommene Referenzsystem führt. Auf der anderen Seite definiert Błaszczyk den Begriff der menschlichen Fortbewegung wie folgt [5]: "Lokomotion ist ein Prozess der aktiven Bewegung von Organismen, der mit der Realisierung bestimmter Lebensbedürfnisse verbunden ist. Je nach Geschwindigkeitsbereich kann die zweibeinige Fortbewegung in mehrere Formen unterteilt werden, die sich in der Bewegungskoordination der einzelnen Körpersegmente unterscheiden: Gehen, Laufen, Sprinten, Springen." Gehen kann nach Dega [11] als abwechselnder Verlust und Wiedererlangung des Gleichgewichts in abwechselnd wechselnden Stütz- und Schwungphasen der unteren Gliedmaßen definiert werden.

Von der Umsetzung her ist die Fortbewegung die komplexeste motorische Aufgabe, die ein Mensch fast in der frühesten Zeit seines Lebens erlernen muss. Mit der Zeit werden erlernte Bewegungsmuster zu einer so natürlichen Aktivität, dass sie ohne Beteiligung einer bewussten Kontrolle über jede ausgeführte Bewegung erfolgt. [5].

Um eine biomechanische Analyse des Gangs durchführen zu können, müssen Sie sich zunächst mit den Achsen und Ebenen des menschlichen Körpers vertraut machen, anhand derer die einzelnen Bewegungen oft definiert werden. Der menschliche Körper ist nach dem zweiseitig symmetrischen Figurtypus aufgebaut, d. h. die Körperhälften - rechts und links - sind durch eine Ebene getrennt und ähneln einander wie ein Spiegelbild.

Es gibt drei Grundtypen von Ebenen im menschlichen Körper (Abb. 7):

- Sagittalebene (plana sagittalia) - diese Ebenen stehen senkrecht zur Erdoberfläche und unterteilen den Körper in einen rechten und einen linken Teil. Die Sagittalebene, die durch die Hauptachse verläuft, wird als Medianebene (Planum medianum) oder Symmetrieebene bezeichnet.
- Frontalebene (plana frontalia) - sie verlaufen parallel zur Stirn und senkrecht zu den Sagittalebene und unterteilen den Körper in Vorder- und Rückseite.
- Transversalebene (plana transversalis) oder Horizontalebene (plana horizontalia) - verlaufen senkrecht zu den Sagittal- und Frontalebene und teilen den Körper in Ober- und Unterkörper auf.

Wir unterscheiden außerdem die folgenden Körperachsen:

- vertikale Achse oder Längsachse (axis longitudinalis) - sie steht senkrecht zur Fläche, auf der eine Person steht. Sie verbindet den Scheitel des Kopfes mit dem letzten Steißbeinwirbel. Sie ist die Hauptachse, um die Rotationsbewegungen stattfinden..,
- sagittalis-Achse - verläuft von vorne nach hinten und ist senkrecht zur vertikalen und horizontalen Achse. Es gibt Abduktions- und Adduktionsbewegungen um diese Achse.
- horizontale Achse oder Querachse - sie verbindet zwei gleichmäßig platzierte Punkte auf der rechten und linken Hälfte des Körpers. Sie steht senkrecht zu den

beiden zuvor genannten Achsen. Biege- und Streckbewegungen werden um diese Achse ausgeführt.

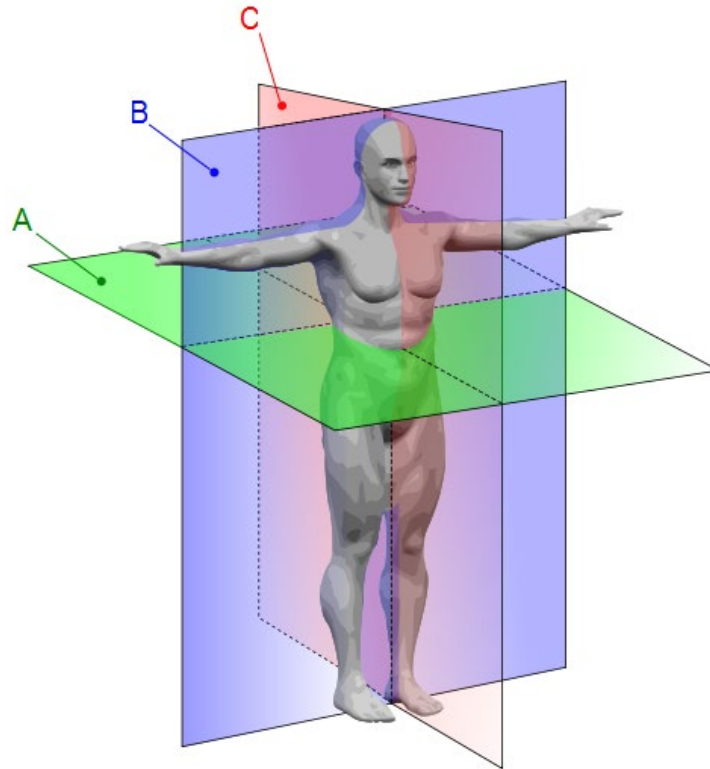


Abb. 8 Hauptebenen des menschlichen Körpers: A - horizontale (transversale) Ebene, B - Frontalebene, C - Sagittalebene [37]

Der normale Gang zeichnet sich dadurch aus, dass er ist:

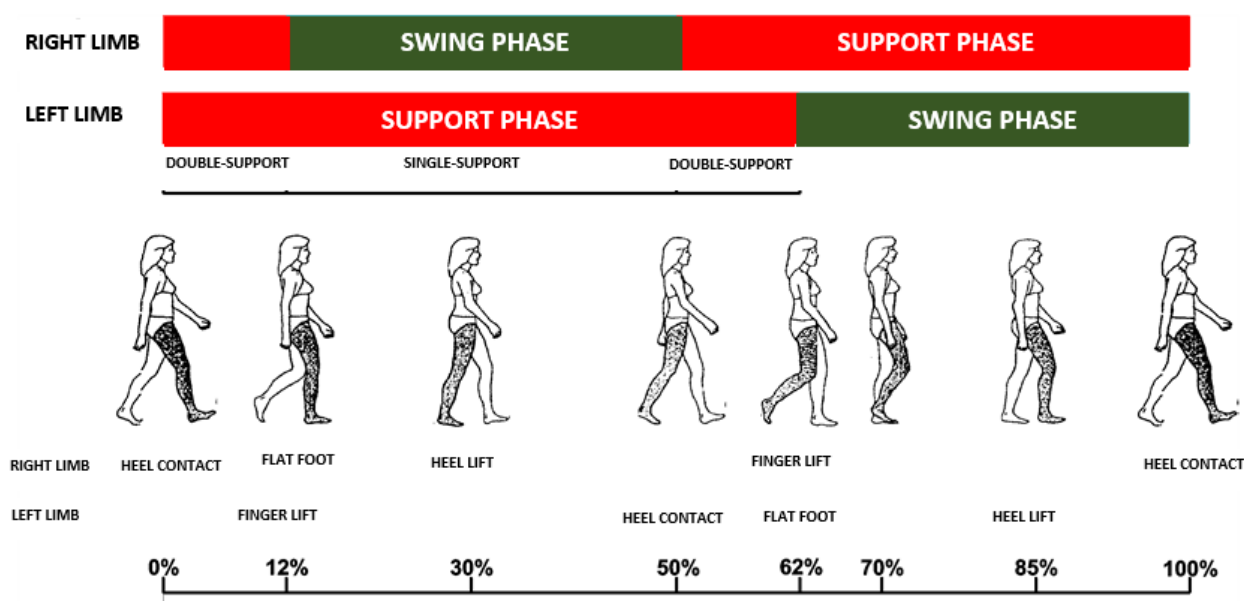
- Zweibeinig - zur Fortbewegung benutzt der Mensch beide unteren Gliedmaßen gleichzeitig
- Alternierend - die Bewegungen der unteren Gliedmaßen werden synchronisiert und abwechselnd ausgeführt, d. h. die rechte und linke untere Gliedmaße werden abwechselnd ausgeführt. Die Bewegungen der unteren Gliedmaßen sind mit den Bewegungen der oberen Gliedmaßen und der Ganzkörperbewegung synchronisiert.
- Die Bewegung erfolgt vorwärts.
- Symmetrisch - sowohl die linke als auch die rechte Seite des menschlichen Körpers arbeiten gleich gut zusammen. Die rechts- und linksseitigen Bewegungen des Körpers bei normalem Gang sind annähernd symmetrisch
- Harmonisch: isometrisch (gleiche Schrittlänge); isochron (gleiche Schrittdauer); isotonisch (gleicher Muskeltonus in beiden unteren Gliedmaßen).

Die biomechanische Ganganalyse wird in der Regel auf der Grundlage des sogenannten Gangzyklus anhand der bei experimentellen Tests ermittelten Werte und unter Verwendung mathematischer Modelle durchgeführt. Die Ganganalyse wird in der biomechanischen Analyse am häufigsten mit Hilfe von bewertet:

- Gangart-Eigenschaften
- Determinanten des Gangbildes,
- zeitlich-räumliche Parameter,
- kinematische Parameter,
- Bodenreaktionskräfte,
- bioelektrische Muskelaktivität,
- Werte der Momente der in den Gelenken wirkenden Muskelkräfte,
- die Werte der von den Muskeln erzeugten Kräfte,
- Leistung,
- Reaktionen in den Gelenken.

4. Beschreibung des normalen Gangs - Einteilung in Phasen

Beim Gang, als der sich wiederholenden Tätigkeit, kann man den sogenannten Zyklus unterscheiden, d.h. aufeinanderfolgende Bewegungsaktivitäten, die sich über die Zeit wiederholen und in einer bestimmten Reihenfolge ausgeführt werden. Der Gangzyklus ist das Grundkonzept des Gangs und dauert im Falle des normalen Gangs vom Kontakt der Ferse einer Gliedmaße mit dem Boden bis zum Kontakt der Ferse derselben Gliedmaße mit dem Boden. Ein Gehzyklus umfasst also zwei Schritte - einen Schritt der rechten Gliedmaße



und einen Schritt der linken Gliedmaße. Die Beschreibung der Gangbiomechanik bezieht sich immer auf den Gangzyklus [6, 30].

Abb. 9 Gangzyklusphasen für die rechte und linke Extremität [33]

Der Gangzyklus wird in Phasen eingeteilt [33]. Es können folgende Phasen unterschieden werden:

- Unterstützungsphase.
- Schwingungsphase.
- Doppelt unterstützte Phase.

Die Stützphase einer bestimmten Gliedmaße tritt auf, wenn die Gliedmaße in Kontakt mit dem Boden ist. Wir sprechen daher von der Stützphase der linken und rechten Gliedmaße. Die Stützphase beginnt, wenn der Fuß den Boden berührt und endet, wenn sich der Fuß vom Boden löst.

Die Schwingphase tritt auf, wenn die Gliedmaße keinen Kontakt zum Boden hat. Die Schwingphase beginnt, wenn der Fuß vom Boden entfernt wird und endet, wenn er wieder den Boden berührt. Auch hier handelt es sich um die Schwingphase der rechten und linken Gliedmaße.

Ein Fragment des Gangzyklus, in dem beide Gliedmaßen gleichzeitig in Kontakt mit dem Boden sind, wird als Zwei-Stütz-Phase bezeichnet. Sie tritt auf, wenn die erste Gliedmaße, die die Stützphase beendet, noch durch Vorfuß und Zehen mit dem Boden in Kontakt ist und die zweite Gliedmaße die Schwungphase beendet hat und in Kontakt mit dem Boden kommt. Die Zwei-Stütz-Phase ist das grundlegende Element, das den Gang vom Laufen unterscheidet, bei dem die Zwei-Stütz-Phase nicht auftritt und an ihrer Stelle die Flugphase erscheint.

Das Gehen im sogenannten Volontärstempo wird üblicherweise mit einer Geschwindigkeit von 4 km / h durchgeführt. Bei dieser Geschwindigkeit dauert der Gehzyklus etwa 1,1 Sekunden, wobei die einzelnen Phasen, bezogen auf den gesamten Gehzyklus, dauern:

- Stützphase um 62 % des Gangzyklus
- Schwungphase ca. 38% des Gangzyklus
- Doppelte Stützphase um 12% des Gangzyklus.

Hier ist zu erwähnen, dass die ersten beiden Phasen sich zu einem vollen 100%igen Gangzyklus addieren und die Trennung der rechten und linken Gliedmaßen betreffen, während die Doppelstockphase die Bewegung beider Gliedmaßen beinhaltet.

Für einen normalen Gang sollte die Dauer der Stütz- und Schwungphase der rechten und linken Gliedmaßen ungefähr gleich sein. Meistens wird bei der klinischen Bewertung davon ausgegangen, dass eine eventuelle Asymmetrie zwischen der rechten und linken Seite nicht mehr als 10 % betragen sollte. Die Dauer der einzelnen Phasen hängt von der Geschwindigkeit des Ganges ab - mit zunehmender Geschwindigkeit verkürzt sich die Zeit der Stützphase, während die Schwungphase verlängert wird.

UNTERSTÜTZUNGSPHASE

Während der Stützphase hat die Extremität die Aufgabe, die aus dem Körpergewicht resultierende Last zu übertragen. Die Stützphase kann aufgrund der Funktionen der unteren Extremität und unter Berücksichtigung der Verläufe der einzelnen Bodenreaktionen in [33, 15] unterteilt werden:

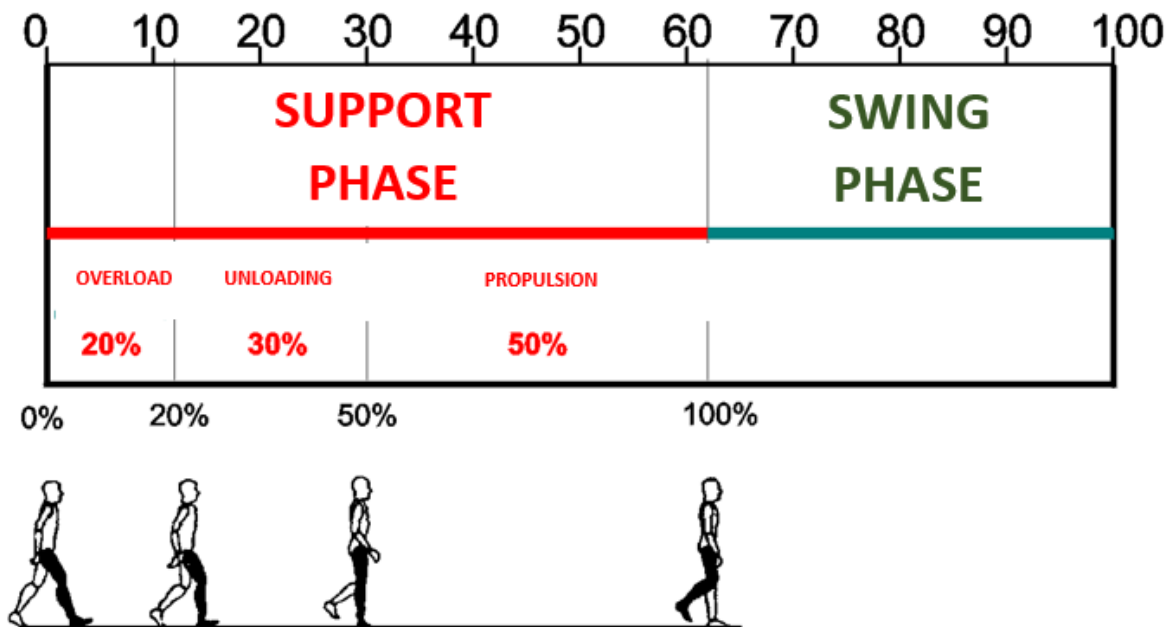
- Überlastphase, die etwa 20 % der Unterstützungsphase dauert
- Entlastungsphase, die etwa 30 % der Stützphase dauert
- Antriebsphase, die etwa 50 % der Stützphase dauert.

Die Überlastungsphase beginnt mit dem Aufsetzen des Fußes auf den Boden - bei normalem Gang sollte dies die Ferse sein. Das Ende der Überlastungsphase tritt ein, wenn der gesamte Fuß auf den Boden gesetzt wird. Diese Phase deckt sich vollständig mit der Zweistützphase. Für den gesamten Gangzyklus dauert die Überlastungsphase 12 % des Gangzyklus.

Die Entlastungsphase beginnt mit dem Aufsetzen des gesamten Fußes auf den Boden und endet mit dem Abheben der Ferse vom Boden. Während der gesamten Entlastungsphase

ruht das Körpergewicht auf einer Gliedmaße. Bezogen auf den Gehzyklus dauert die Entlastungsphase zwischen 12 % und 30 % des Gehzyklus.

Die Antriebsphase beginnt, wenn sich die Ferse vom Boden löst und endet, wenn sich die Zehen vom Boden lösen. Bezogen auf den Gangzyklus dauert die Propulsionsphase von ca.



30 % des Gangzyklus bis 62 % des Gangzyklus. Während der Vortriebsphase wird der Massenschwerpunkt nach vorne verlagert und die horizontale Geschwindigkeit steigt in Gehrichtung bis zum Maximum an. Am Ende der propulsiven Phase kommt die andere (gegenüberliegende) Gliedmaße in Kontakt mit dem Boden, d. h. die Zweistützphase beginnt.

Abb. 10 der Supportphase in Phasen [33]

SCHWUNGPHESE

Die Schwungphase beginnt mit dem Abheben der Finger vom Boden. Sie gliedert sich in die folgenden Phasen [33, 15]

- Die aktive Schwungphase, die etwa 20 % der Schwungphase dauert
- Eine passive Phase, die etwa 40 % der Schwungphase dauert
- Bremsphase, die etwa 40 % der Schwungphase dauert.

Die aktive Schwungphase (von ca. 62 % bis ca. 70 % des Gangzyklus) beginnt, wenn die Finger vom Boden genommen werden. Es kommt zu einer starken Aktion der Hüftbeugemuskeln, wodurch die Gliedmaße ihre Geschwindigkeit erhöht und es kommt zu einer Verschiebung von oben nach vorne. In dieser Phase findet die maximale Beugung im Kniegelenk statt.

Die passive Schwungphase dauert von ca. 70 % bis ca. 85 % des Gangzyklus. Während dieser Phase bewegt sich die untere Extremität weiter nach vorne, aber hauptsächlich

aufgrund der Trägheitskraft unter Verwendung der in der aktiven Schwungphase gegebenen Geschwindigkeit.

Die Bremsphase dauert von etwa 85 % bis etwa 100 % des Gangzyklus. Während dieser Phase wird der Schwung der Extremität durch die exzentrische Arbeit der Hüftstrecker- und Kniebeugemuskeln erzeugt. Die gesamte Gliedmaße wird auch zu Beginn der Stützphase auf die Aufnahme der Last vorbereitet.

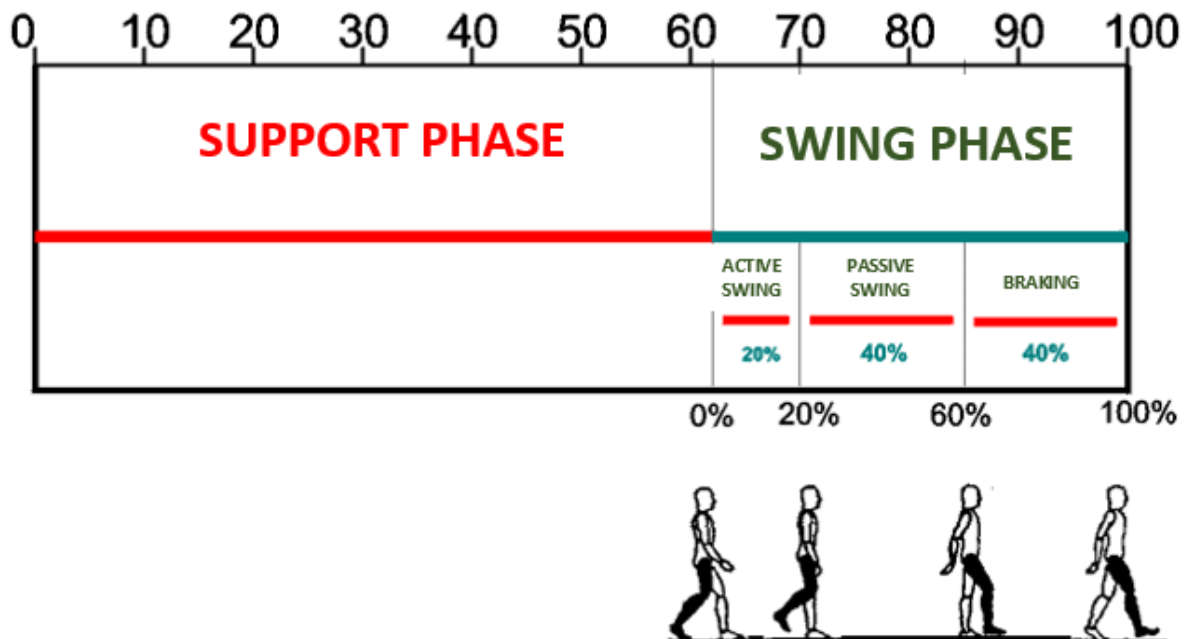


Abb. 11 der Schwungphase in Phasen [33]

NOMENKLATUR, DIE IN DER GANGBIOMECHANIK VERWENDET WIRD

Die folgenden Bestimmungen werden bei der biomechanischen Analyse des Gangs verwendet:

- Trittfrequenz - das ist die Anzahl der Schritte, die in einer Minute gemacht werden. Studien haben gezeigt, dass der natürliche Rhythmus der Fortbewegung bei Frauen im Durchschnitt 122 Schritte pro Minute beträgt, während es bei Männern 116 Schritte pro Minute sind,
- Schrittlänge - das ist der Abstand zwischen aufeinanderfolgenden, gleichen Stützpunkten desselben Gliedes, z. B. die Punkte, an denen ein bestimmtes Glied die Stützphase beginnt oder die Schwungphase beendet (Abb. 11),
- Schrittlänge - das ist der Abstand zwischen den ausgewählten, aber gleichen Punkten der rechten und linken Gliedmaße, zum Beispiel der Abstand zwischen der Position der Ferse der rechten und linken Gliedmaße. Die Schrittlänge kann für die rechte und linke Extremität unterschiedlich sein (Abb. 11).

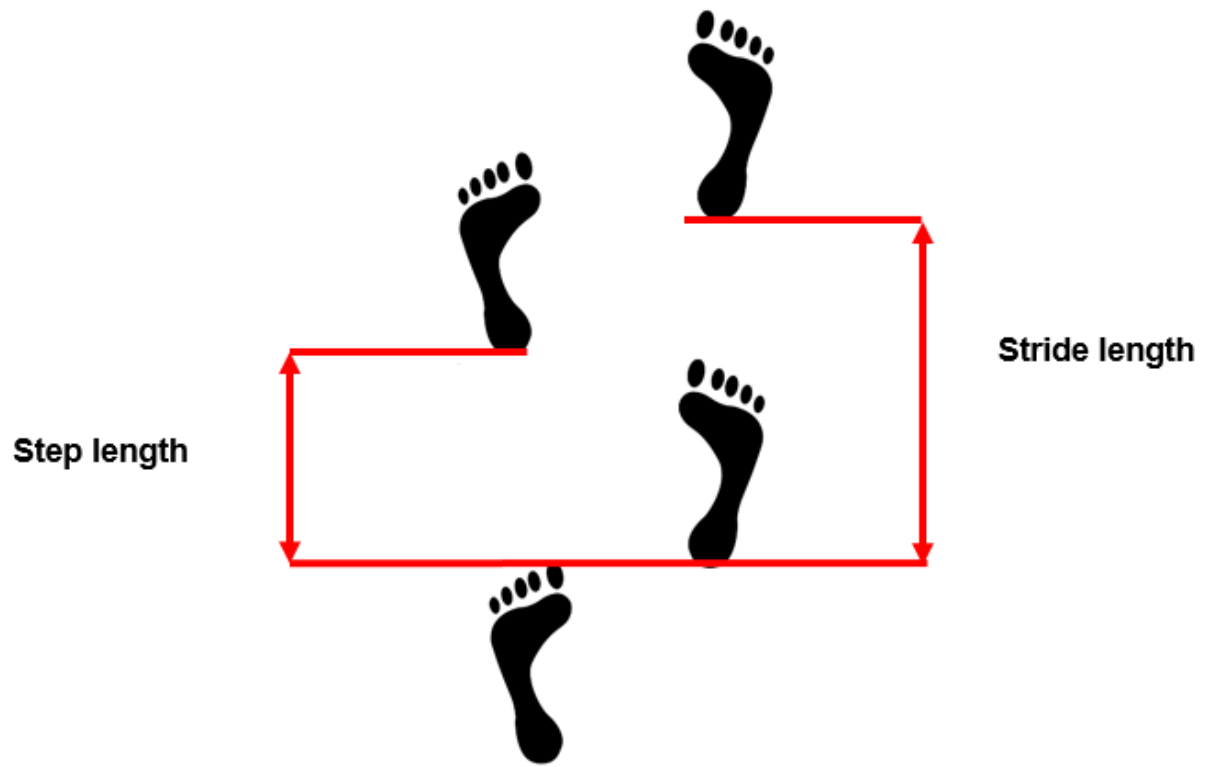


Abb. 12 Schrittweite und Schrittlänge

5. Eigenschaften und Determinanten des normalen Gangs

Der Hauptzweck des Gehens ist es, dem Menschen die Bewegung zu ermöglichen. Das Gehen als zyklische Aktivität ist durch ein bestimmtes Muster gekennzeichnet, für das es zwar leichte individuelle Unterschiede gibt, die jedoch in Größe und Umfang so gering sind, dass sie die Festlegung eines Standard-Gangmusters erlauben, das durch verschiedene Parameter beschrieben werden kann. Zu diesen Werten gehören Gangattribute und Gangdeterminanten.

GANGART-EIGENSCHAFTEN

Die erste Gruppe dieser Art sind Gangattribute.

Es können die folgenden fünf Laufattribute unterschieden werden:

- Stabilität unterstützen
- richtiger Freiraum unter dem Fuß während der Schwungphase, d.h. richtiges Anheben der Gliedmaßen. Etwa 18 cm werden als korrekt angesehen.
- richtige Positionierung des Fußes vor Beginn der Stützphase, die bei korrektem Gehen mit dem Aufsetzen der Ferse beginnt.
- geeignete Schrittlänge
- Minimierung des Energieverbrauchs

GANGDETERMINANTEN

Eine weitere Gruppe von Parametern, die den normalen Gang beschreiben, sind Gangdeterminanten, die eng mit dem letzten Gangattribut - der Minimierung des Energieverbrauchs - verbunden sind. Sie wurden von Dec [10] beschrieben. Dec ging davon aus, dass der Mensch bei der Durchführung der Fortbewegung versucht, diese so zu steuern, dass der Energieaufwand so gering wie möglich ist. Beim Gehen ist eine zyklische Auf- und Abwärtsbewegung des Massenschwerpunktes zu beobachten. Diese Bewegungen sind mit abwechselnden Änderungen der kinetischen und potentiellen Energie verbunden. Da es sich beim Gehen um eine Bewegung handelt, die darin besteht, den Körper vorwärts zu bewegen, wird der minimale Energieaufwand gewährleistet, wenn die Trajektorie der Schwerpunktsbewegung nahe an einer Geraden liegt, d. h. die nachfolgenden Schwerpunktsbewegungen werden begrenzt:

- die maximale Anhebung des Körperschwerpunkts während des gesamten Gehzyklus wird reduziert,
- das Absenken des Massenschwerpunkts an den Grenzen der Stütz- und Schwungphasen des Gangs ist begrenzt
- Die seitlichen Verschiebungen des Körperschwerpunkts während des gesamten Gehzyklus sind begrenzt.

All diese Elemente werden im Sportgang übermäßig betont, wobei das Haupttrainingsziel darin besteht, den Energieaufwand und damit die Ermüdung des Spielers zu minimieren.

Basierend auf dieser Annahme identifizierte Dec in den 1950er Jahren diejenigen Körperbewegungen während des Gangs, die den größten Einfluss auf die Erhöhung oder Verringerung des Energieverbrauchs hatten. Sie wurden als Gangdeterminanten bezeichnet. Nicht optimale Werte der Determinanten können auf die Möglichkeit gesundheitlicher Probleme, die die Bewegung beeinflussen, oder auf ein festgelegtes falsches Gangbild hinweisen, da eine Änderung des Wertes der Determinanten den Energieverbrauch beim Gehen erhöht.

Es gibt sechs Determinanten des Gangs (Abb. 12- Abb. 16):

- Beckendrehung in einer horizontalen Ebene
- Beckenschiefstand in der Frontalebene
- Seitliche Bewegungen des Beckens
- Kniebeugung während der Stützphase
- Funktionelle Verkürzung der Extremität während der Schwungphase
- Fußbewegung und Winkeländerungen im Sprunggelenk in der Sagittalebene

Beckendrehung in einer horizontalen Ebene

Die Beckenrotation wird in der horizontalen Ebene, d. h. um die Längsachse des Körpers, beschrieben. Diese Determinante betrifft die korrekte Positionierung des Beckens und damit der Hüftgelenke in der Querebene in der Doppelstützphase. Die Vorwärtsbewegung der führenden Gliedmaße in der Schwungphase wird mit der dieser Gliedmaße folgenden Beckenrotationsbewegung durch eine Vorwärtsbewegung der führenden Seite des Beckens kombiniert. Diese Bewegung erfolgt symmetrisch und abwechselnd für beide Gliedmaßen und ermöglicht eine Verlängerung der Schrittlänge. Durch die Beckenrotation wird der Schritt verlängert. Bei einer Geschwindigkeit von etwa 4 - 5 km/h dreht sich das Becken um etwa 4 - 5° in jede Richtung. Eine Erhöhung der Gehgeschwindigkeit führt zu einer Vergrößerung des Drehwinkels.

Beckenschiefstand in der Frontalebene

Diese Determinante beschreibt die Position des Beckens und der Hüftgelenke in der Frontalebene, d. h. die Rotation des Beckens um die Sagittalachse. Die Beckenbewegung in der Frontalebene besteht aus einer leicht schrägen Positionierung des Beckens durch Absinken zur Seite des Gliedes in der Schwungphase bei gleichzeitigem Anheben auf der Seite des Gliedes in der Stützphase. Gleichzeitig mit der beschriebenen Beckenbewegung kommt es zu einer leichten Adduktion der unteren Extremität in der Stützphase (ca. 5°) und einer Abduktion der unteren Extremität in der Schwungphase (ebenfalls um ca. 5°). All dies vergrößert die effektive Länge der unteren Extremität, die sich in der Schwungphase befindet, und die Anhebung des Körperschwerpunkts wird reduziert.

Der Schutz vor übermäßigem Absinken des Beckens in Richtung des in der Schwungphase befindlichen Gliedes ist die Arbeit des mittleren Gesäßmuskels auf der dem in der

Schwungphase befindlichen Glied gegenüberliegenden Seite. Der Beckenabstieg sollte etwa 5° betragen. Ein übermäßiger Beckenabstieg wird als Trendelenburg-Symptom bezeichnet und ist ein Symptom für einige Krankheiten.

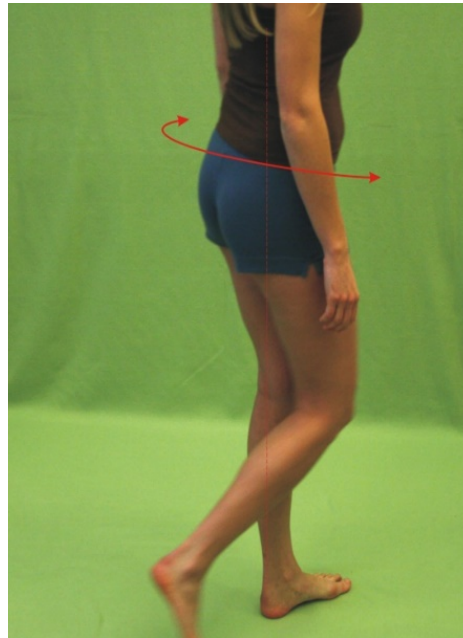


Abb. 13 Beckendrehung in der Transversalebene [33]



Abb. 14 Beckenschiefstand in der Frontalebene [33]

Seitliche Bewegungen des Beckens

Die seitlichen Bewegungen des Beckens resultieren aus der Wechselbelastung der unteren Gliedmaßen und sind das Ergebnis der Bewegung des Beckens in Richtung des Standbeins. Diese Beckennachführung ist darauf zurückzuführen, dass die Gangsteuerung versucht, den Körper so zu bringen, dass die Schwerpunktprojektion über dem Fuß oder dem Bereich, der beide Füße enthält, und zwischen ihnen liegt, d. h. wenn nur ein Bein in der Stütze ist, bewegt sich das Becken so, dass der Schwerpunkt verschoben wird. über den Fuß dieser Gliedmaße.

Diese Art von Bewegungen sind beim langsamen Gehen am deutlichsten. Zusammen mit der Verschiebung des Beckens kommt es auch zu einer gleichzeitigen Adduktion der unteren Extremität im Hüftgelenk, die einige Grad beträgt. Sie resultiert aus der Tatsache, dass sich das Becken seitlich im Verhältnis zu der Gliedmaße in der Stütze bewegt. Da diese Extremität dem Becken nicht folgen kann, kommt es zu einer Adduktionsbewegung im Hüftgelenk.



Abb. 15 Seitliche Bewegungen des Beckens [33]

Kniebeugung während der Stützphase

Diese Determinante beschreibt den Wert des Beugewinkels des Knies der Stützgliedmaße in der Phase der Vollbelastung. Die Bewegung der Gliedmaße im Kniegelenk während der Stützphase beginnt mit der Beugebewegung, die so lange andauert, bis sich die andere Gliedmaße vom Boden löst. Dann erreicht die Beugung im Kniegelenk den Maximalwert - etwa 15° - 20° , gefolgt von einer Streckbewegung, so dass ganz am Ende der Stützphase wieder die Beugung beginnt. Ein solcher Bewegungsablauf zusammen mit dem erreichten maximalen Beugewinkel macht es möglich, dass die Auf- und Abwärtsbewegungen des Körperschwerpunktes minimal sind, was wiederum bedeutet, dass der Energieaufwand minimiert wird.

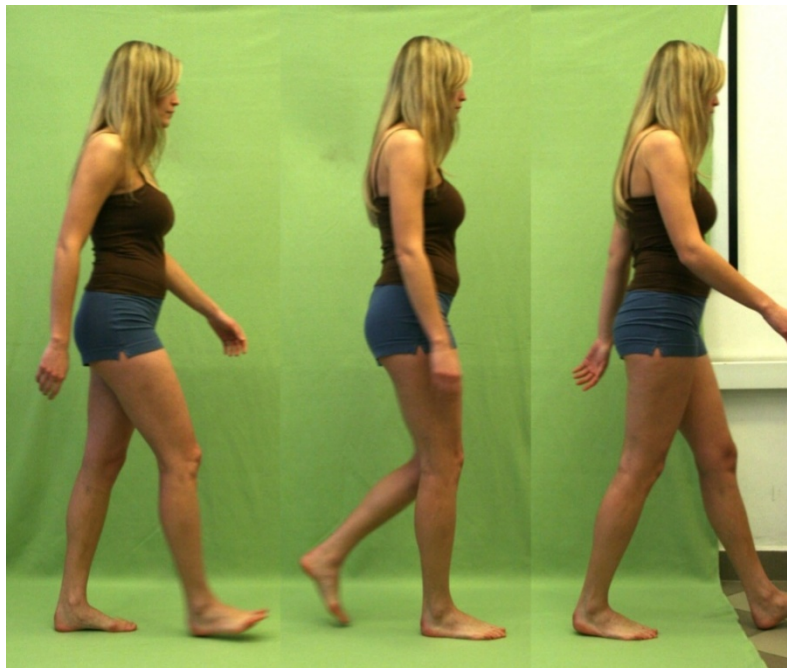


Abb. 16 Ablauf der Flexions- und Extensionsbewegung im Kniegelenk [33]

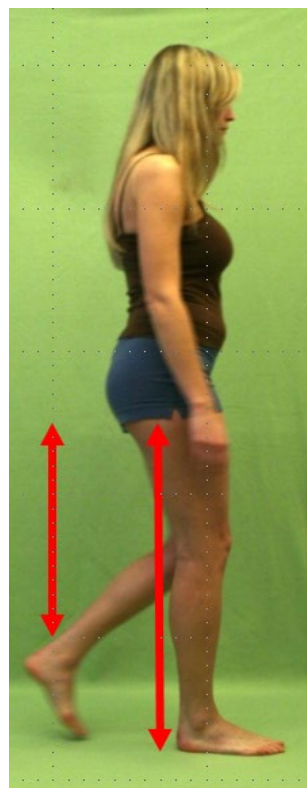


Abb. 17 Funktionelle Verkürzung der Gliedmaße [33]

Funktionelle Verkürzung der Extremität während der Schwungphase

Die funktionelle Verkürzung der Gliedmaße in der Schwungphase beschreibt das erforderliche Maß an scheinbarer Verkürzung der unteren Gliedmaße in der Schwungphase, damit trotz des leichten Absinkens des Beckens auf der Seite der Schwunggliedmaße (zweite Determinante) der Fuß nicht den Boden berührt. Der Verkürzungswert wird bestimmt, wenn die Querachse des Sprunggelenks die Hauptfrontalebene des Körpers passiert. Die Verkürzung tritt in allen Gelenken der unteren Extremität auf (Hüfte, Knie, Sprunggelenk), der höchste Wert wird jedoch im Kniegelenk erreicht. Für einen normalen Gang muss das Knie auf 65 Grad gebeugt werden können.

Fußbewegung und Winkeländerungen im Sprunggelenk in der Sagittalebene

Die richtige Positionierung des Fußes, d.h. der richtige Winkel im Sprunggelenk, beim Aufsetzen der Ferse (Dorsalflexion) und beim Lösen der Extremität vom Boden (Plantarflexion) erhöht die effektive Länge der unteren Extremität.

Ein korrekter Gang muss die folgenden Bedingungen erfüllen:

- die Schritte der beiden unteren Gliedmaßen müssen gleich lang sein,
- muss die Belastungszeit für beide unteren Gliedmaßen gleich sein,
- Die richtige Koordination des gesamten Rumpfes und der oberen Gliedmaßen mit der Arbeit der unteren Gliedmaßen muss gewährleistet sein. Sie besteht darin, dass gleichzeitig mit der Neigung der unteren Gliedmaße eine Drehung des Rumpfes in Richtung dieser Gliedmaße erfolgt, kombiniert mit einem Schwung der oberen Gliedmaße auf der gleichen Seite wie das Führungsbein,
- Der Fersenkontakt mit dem Boden ist mit der Bewegung des Fußes verbunden, diese Bewegung sorgt für die richtige Positionierung des Unter- und Oberschenkels in der Außenrotation,
- Die Ablösung des Fußes vom Boden wird von der Adduktion des Fußes begleitet, welche Bewegung die Innenrotation des Unter- und Oberschenkels einleitet.

6. Zeit-Raum-Parameter, die die Biomechanik des Gangs beschreiben

Zu den grundlegenden Werten, die das Gangbild beschreiben, gehören die Zeit-Raum-Werte. Diese Werte können mit sehr einfachen Messmethoden ermittelt werden; sie gehören daher zu den am häufigsten ermittelten und analysierten Werten. Sie können sie mit einbeziehen:

- Ganggeschwindigkeit
- Schrittlänge
- Kadenz.

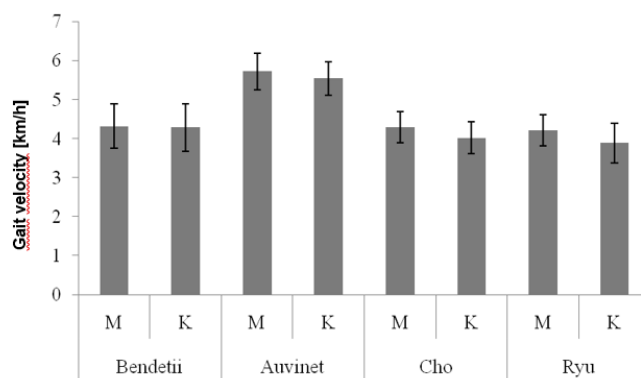
Die durchschnittliche Gehgeschwindigkeit von gesunden Menschen liegt zwischen 4 - 6 km / h (Abb. ****). Bei dieser Geschwindigkeit liegt die Schrittfrequenz (Kadenz) im Bereich von 90 - 120 Schritten pro Minute, während die Schrittlänge 70 - 82 cm beträgt [6].

Die durchschnittliche Länge einer einzelnen Stufe eines Erwachsenen beträgt etwa 0,7-0,82 m, während sie bei einem Kind ungefähr seiner Körpergröße entspricht

Die Länge des Schritts hängt von mehreren Faktoren ab, u. a. von der Körpergröße, dem Geschlecht und der Bewegungstechnik (Abb. 18- Abb. 21).

Die Frequenz der Schritte beträgt etwa 90-120 Schritte pro Minute

Die folgenden Abbildungen zeigen ausgewählte Zusammenhänge zwischen einzelnen Parametern sowie Zusammenhänge zwischen diesen Parametern und Geschlecht und Alter. Die Gehgeschwindigkeit hängt direkt von der Schrittlänge und der Schrittfrequenz ab. Zwischen diesen Größen bestehen lineare Zusammenhänge, wie in Abb. 22 und Abb. 23 dargestellt. Die Gehgeschwindigkeit ist auch vom Alter abhängig, wie in Abb. 24 - Abb. 28



dargestellt.

Abb. 18Ganggeschwindigkeit nach verschiedenen Studien mit Unterteilung in Frauen und Männer [2,4,7,26,33]

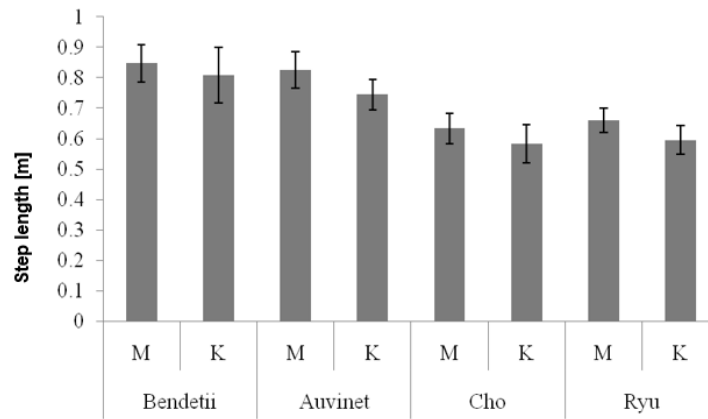


Abb. 19 Schrittlängen nach verschiedenen Studien mit Unterteilung in Frauen und Männer [2, 4, 7,

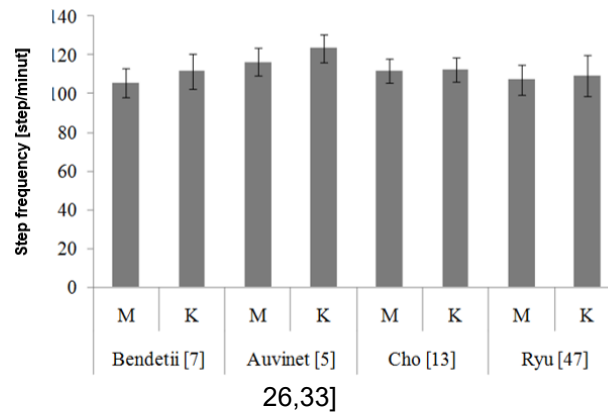


Abb. 20 Die Häufigkeit des Treppengehens nach verschiedenen Studien mit Unterteilung in Frauen und Männer [2, 4, 7, 26,33]

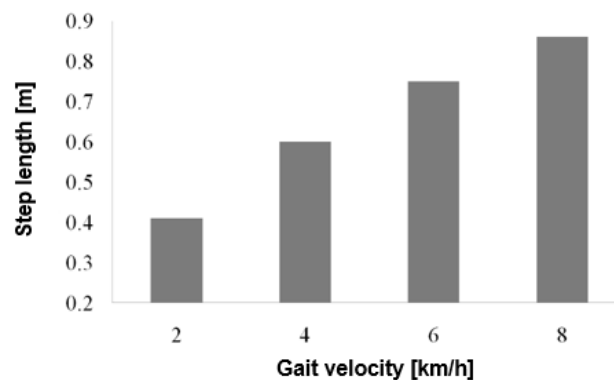


Abb. 21 Veränderung der Schrittlänge in Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit [29,33]

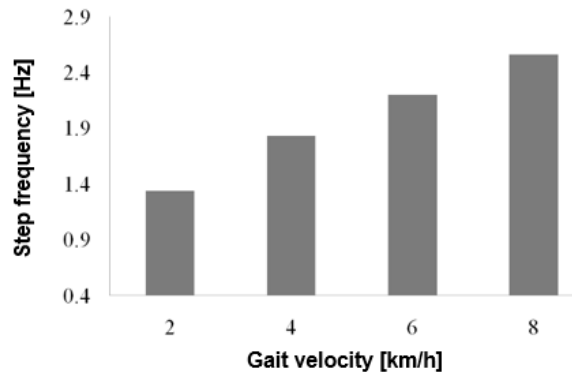


Abb. 22 Änderungen der Schrittfrequenz in Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit [29,33]

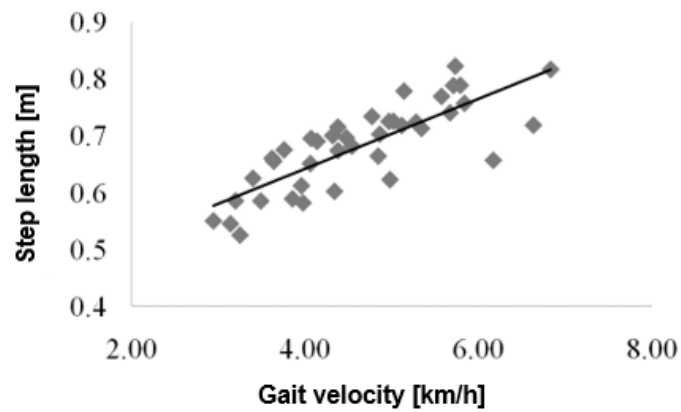


Abb. 23 Der Zusammenhang zwischen der Gehgeschwindigkeit gesunder Menschen und der Schrittlänge [28,33]

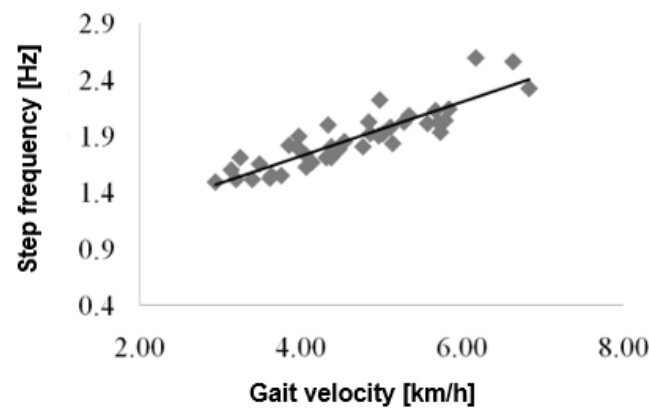


Abb. 24 Der Zusammenhang zwischen der Gehgeschwindigkeit gesunder Menschen und der Schrittfrequenz [28,33]

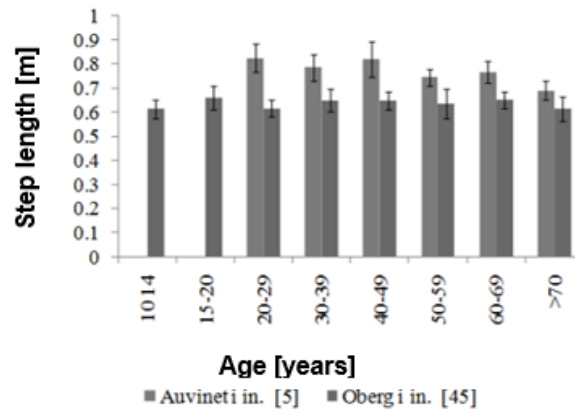
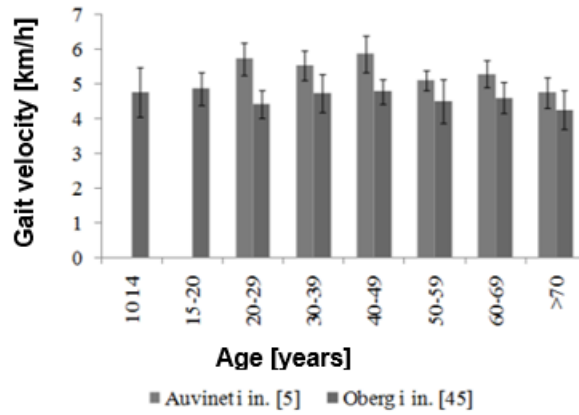


Abb. 26 Gehgeschwindigkeit in verschiedenen Altersklassen nach verschiedenen Autoren [2, 23,33]

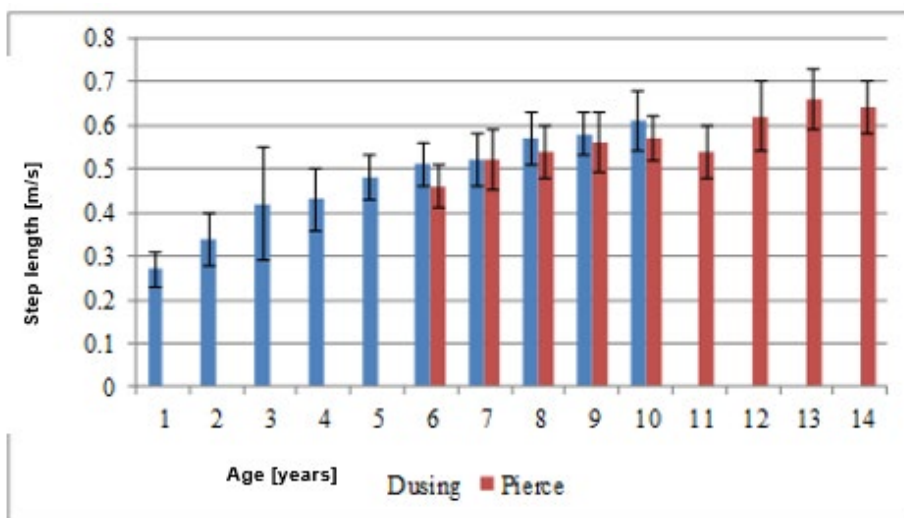


Abb. 27 Schrittlänge in verschiedenen Altersklassen nach verschiedenen Autoren [2, 23,33]

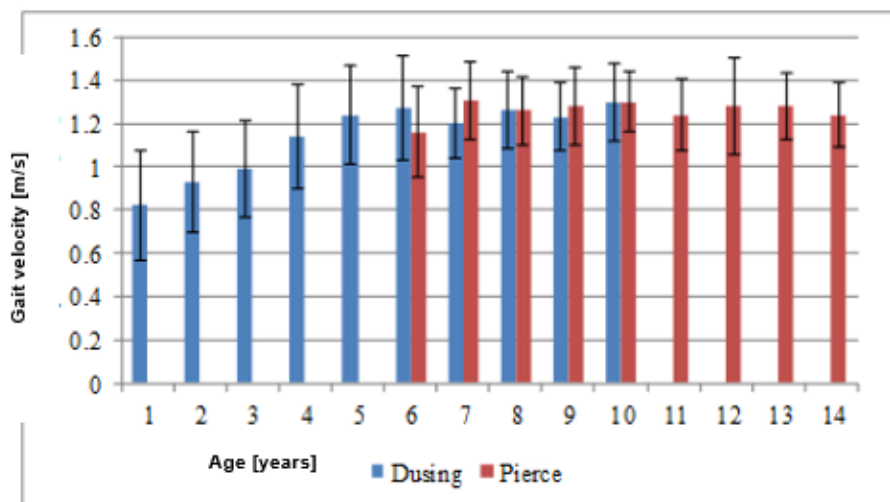


Abb. 28 Gehgeschwindigkeit von Kindern unterschiedlichen Alters [24, 12, 19]

Abb. 29 Schrittlänge beim Gehen in verschiedenen Altersstufen [24, 12, 19]

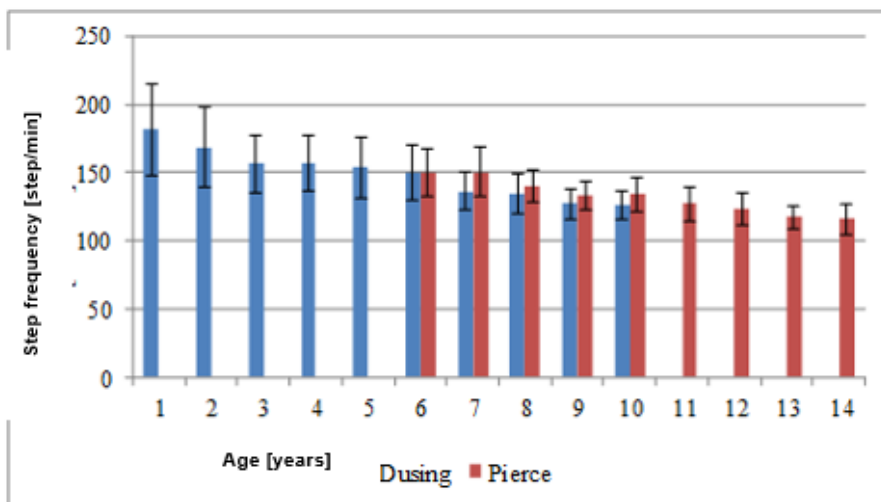


Abb. 30 Die Häufigkeit der Gehschritte bei Kindern unterschiedlichen Alters [24, 12, 19]

7. Kinematische Größen, die die Biomechanik des Gangs beschreiben - Gelenkwinkel

Die nächsten Parameter, die die Biomechanik des Gangs beschreiben, sind kinematische Parameter. Am häufigsten werden die Verläufe einzelner Gelenkwinkel analysiert, es ist aber auch möglich, die Trajektorien ausgewählter Körperpunkte sowie lineare und angulare Geschwindigkeiten und Beschleunigungen zu bestimmen.

Die Analyse von Gelenkwinkeln besteht in der Bestimmung des Verlaufs einzelner anatomischer Winkel in den Gelenken (in der Regel der unteren Gliedmaßen) und von Winkeln, die die Position des Beckens beschreiben. Die ermittelten Werte der Winkel und ihre Kurvenformen in der Zeit werden dann auf die Standardkurvenformen bezogen, die für gesunde Menschen erhalten wurden. Die Analyse wird üblicherweise für die folgenden Winkel durchgeführt:

- im Falle des Beckens sind dies die Beckenkipfung in der Sagittalebene, die seitlichen Bewegungen des Beckens in der Frontalebene (Schiefstand) und die Beckenrotation in der Transversalebene,
- für das Hüftgelenk sind dies die Winkel der Flexion und Extension in der Sagittalebene, der Abduktion und Adduktion in der Frontalebene und der Rotation um die vertikale Achse,
- Flexion und Extension des Knies in der Sagittalebene,
- Dorsalflexion und Plantarflexion des Fußes in der Knöchel- und Fußstellung in der Frontalebene.

Alle Winkelverläufe werden in Bezug auf den Gehzyklus ermittelt und analysiert, wobei der Beginn der Grafik mit dem Beginn der Stützphase zusammenfällt. In den folgenden Diagrammen werden die Bereiche der gültigen Werte für die einzelnen Gelenkwinkel dargestellt.

STELLUNG DES BECKENS

Während des Gangzyklus kommt es in allen anatomischen Ebenen des Körpers zu leichten Beckenbewegungen. In der Sagittalebene bewegt sich das Becken während des normalen Gangs am wenigsten und behält eine Neigung (Tilt) im Bereich von 8° - 10° bei. In der Frontalebene kommt es zu einer abwechselnden Bewegung von Beckenhebung und -senkung (Obliquität). Zu Beginn der Stützphase hebt sich das Becken auf der Seite des gestützten Gliedes leicht an, gefolgt von einem Absinken des Beckens in Richtung desselben Gliedes, wodurch die Stützphase beendet wird und die Schwungphase beginnt. Rotationsbewegungen haben die größte Amplitude von etwa 4° nach rechts und links. Zu Beginn der Stützphase wird das Becken auf der Seite der gestützten Gliedmaße nach vorne geschoben, und dann, wenn sich die Gliedmaße zur Schwungphase bewegt, wird das Becken auf der Seite dieser Gliedmaße zurückgezogen. [33].

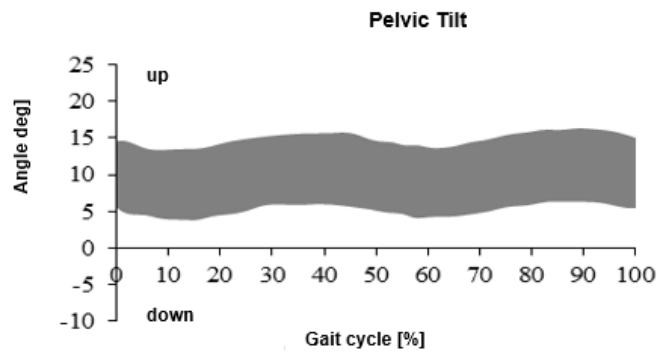


Abb. 31 Beckenkippung in sagittaler Ebene [33, 8, 16, 36]

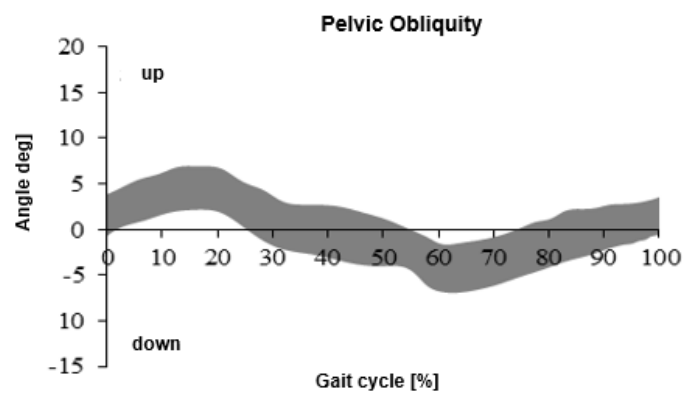


Abb. 32 Beckenschiefstand in der Frontalebene [33, 8, 16, 36]

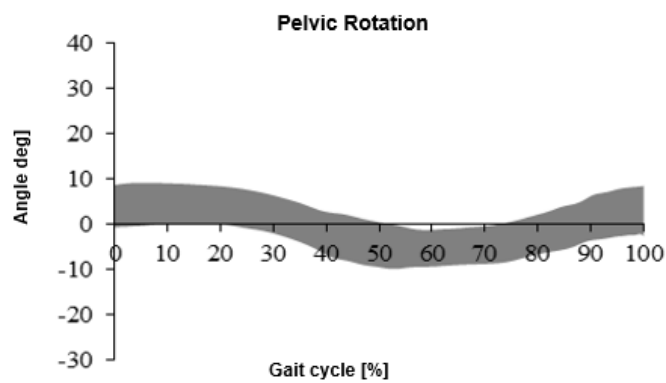


Abb. 33 Beckendrehung in der Transversalebene [33, 8, 16, 36]

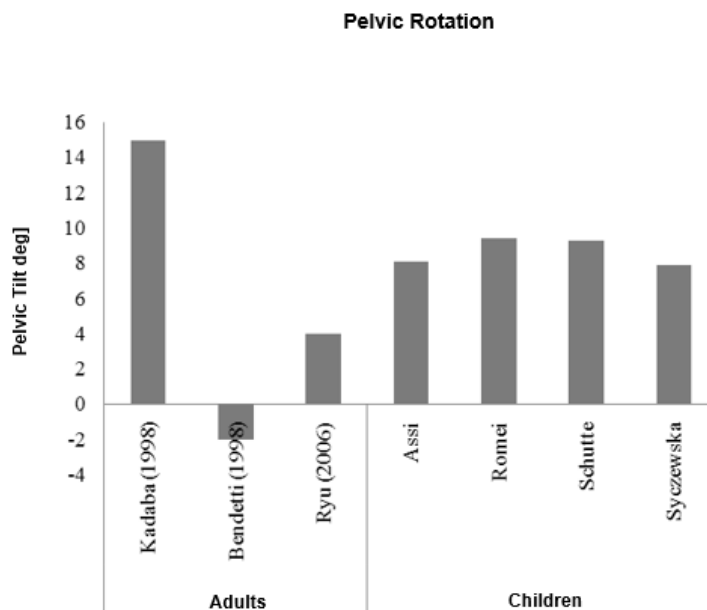


Abb. 34 Durchschnittlicher Beckenkippwinkel beim Gehen [33, 1, 4, 13, 25, 26, 27, 31]

WINKELVERLÄUFE IM HÜFTGELENK

Beim Gehen kommt es im Hüftgelenk zu Bewegungen in allen drei Ebenen [33]. Die umfangreichste Bewegung ist die Flexions-Extensionsbewegung. Zu Beginn der Stützphase wird die Extremität so positioniert, dass der Flexionswinkel im Hüftgelenk etwa 35° beträgt. Darauf folgt die Extension, so dass am Ende der Stützphase eine Extension von etwa -10° vorliegt. In der Schwungphase beträgt die Flexion ca. 35° .

In der Frontalebene befindet sich die Extremität zu Beginn der Stützphase in leichter Adduktion, die auf einen Wert von ca. 7° ansteigt und dann abzunehmen beginnt. Während der Schwungphase befindet sich die Extremität in leichter Abduktion.

Rotationsbewegungen während des gesamten Gangzyklus sind unbedeutend - ihr Umfang beträgt einige Grad.

Die Bewegung der Flexion und Abduktion im Hüftgelenk während der Schwungphase soll zu einer funktionellen Verkürzung der Gliedmaßen führen und somit die Bewegung der unteren Extremität über dem Boden ermöglichen.

Die in der Arbeit enthaltenen Diagramme zeigen die zeitlichen Verläufe der Gelenkwinkel und die Maximalwerte der Beugung und Streckung, die bei Messungen verschiedener Autoren ermittelt wurden.

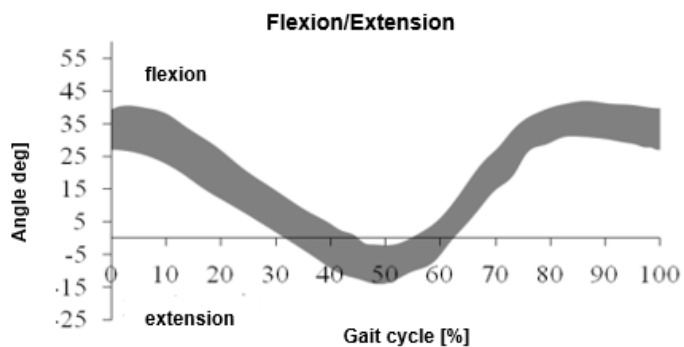


Abb. 35 Flexions-Extensions-Winkel am Hüftgelenk [33, 8, 16, 36]

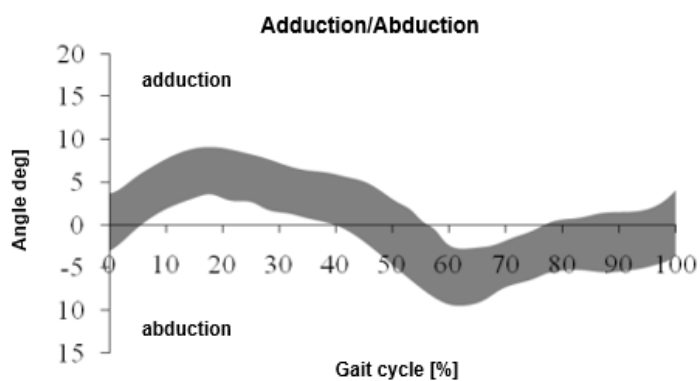


Abb. 36 Abduktions-Adduktions-Winkel im Hüftgelenk [33, 8, 16, 36]

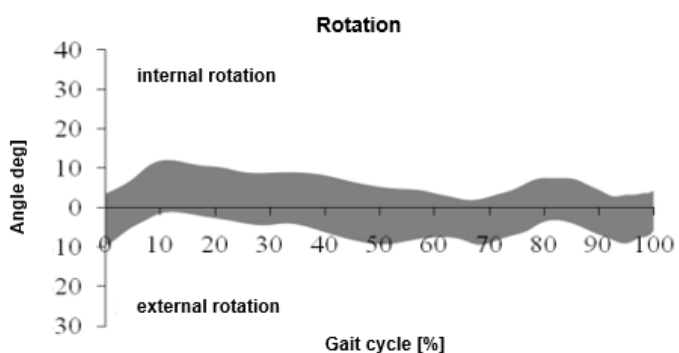


Abb. 37 Drehwinkel im Hüftgelenk [33, 8, 16, 36]

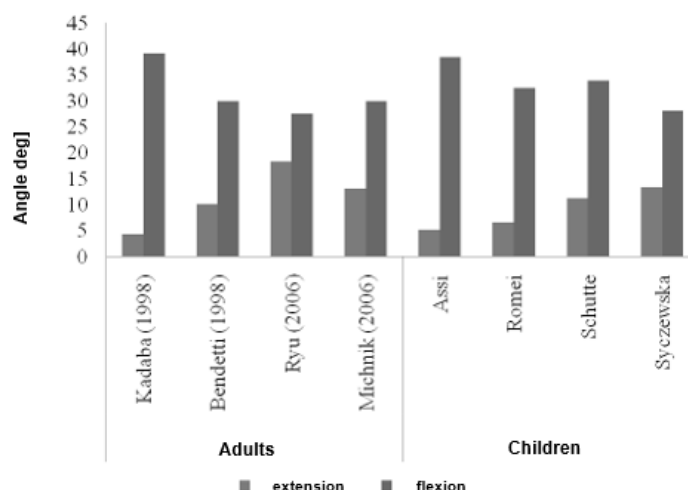


Abb. 38 Der Wert des maximalen Beuge- und Streckwinkels im Hüftgelenk während des Gehens [33, 1, 4, 13, 25, 26, 27, 31]

WINKELVERLÄUFE IM KNIEGELENK

Zu Beginn der Stützphase befindet sich das Kniegelenk in einer kleinen Beugung von ca. 8° - 15°. Während der Stützphase erfolgt nacheinander eine weitere Beugung, dann eine Streckung und anschließend eine Beugung. In der Schwungphase findet eine weitere Beugung statt, die bei ca. 75% des Gangzyklus ein Maximum von ca. 60° - 75° erreicht. Danach beginnt die Extensionsbewegung bis zum Erreichen des Wertes, der auch der Anfangswert der Stützphase ist. Ein solch großer Beugewinkel im Kniegelenk während der Schwungphase resultiert aus der Notwendigkeit der funktionellen Verkürzung der Gliedmaße, die es ermöglicht, diese Gliedmaße frei über dem Boden zu bewegen [33].

Aufgrund der sehr kleinen Abduktions-Adduktions- und Rotationsbewegungen im Kniegelenk werden diese Größen in der Regel nicht ausgewertet.

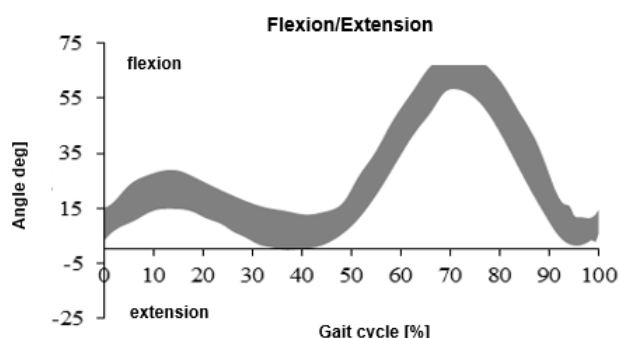


Abb. 39 Flexion-Extension-Winkel im Kniegelenk [33, 8, 16, 36]

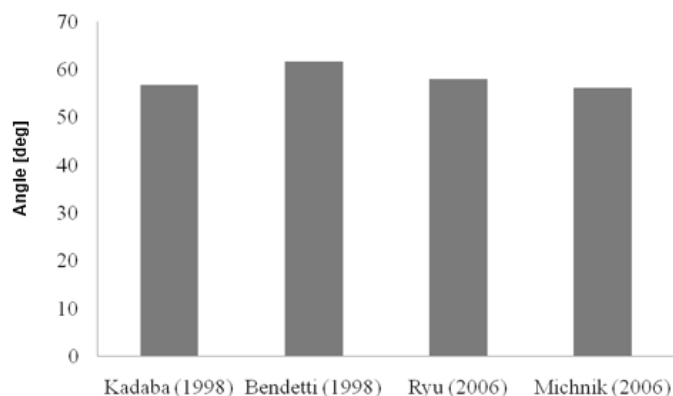


Abb. 40 Der Wert des maximalen Beuge- und Streckwinkels im Kniegelenk beim Gehen [33, 4, 13, 18, 22, 26]

WINKELVERLÄUFE IM SPRUNGGELENK

Zu Beginn der Stützphase beginnt der Fuß, der sich in einer leichten (einige Grad) Dorsalflexion befindet, die Plantarflexion und bleibt bis zum Ende der Doppelstützphase in der Plantarflexion. Dann kommt es zur Dorsalflexion, die ihr Maximum (Fuß in Dorsalflexion gleich ca. 10°) bei ca. 40% des Gangzyklus erreicht. Dann beginnt sich die Ferse vom Boden zu lösen und der Fuß beginnt mit der Plantarflexion, die ihr Maximum am Ende der Stützphase erreicht (Plantarflexion ca. $15^\circ - 20^\circ$). Zu Beginn der Schwungphase erfolgt eine schnelle Dorsalflexion. Der Fuß erreicht eine Position nahe 0° oder bleibt bis zum Ende der Schwungphase leicht dorsalflektiert. Diese Anordnung des Fußes ermöglicht eine freie Bewegung der unteren Extremität über dem Boden [33].

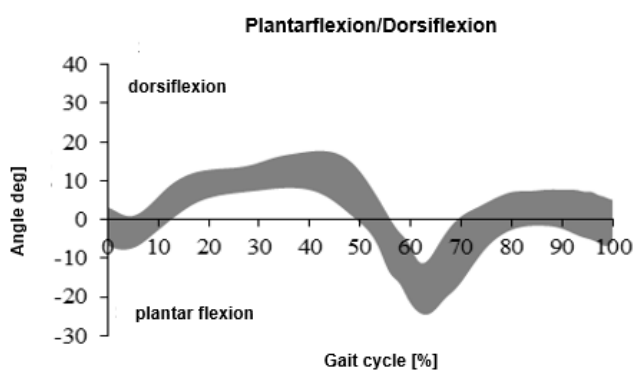


Abb. 41 Dorsalflexion und Plantarflexion im Sprunggelenk [33, 8, 16, 36]

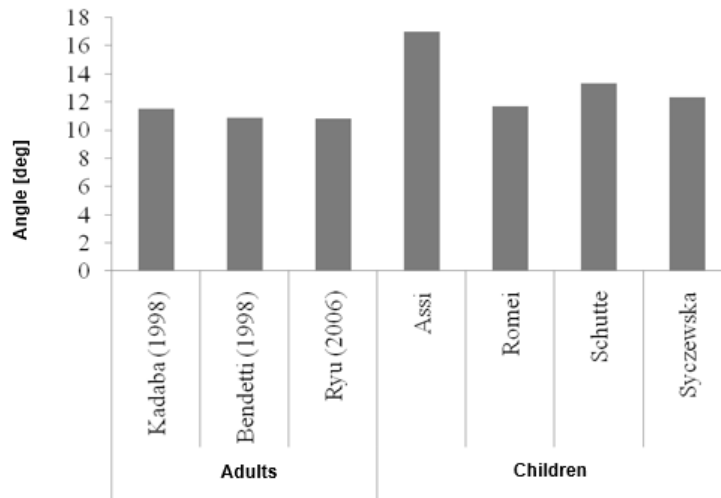


Abb. 42 Maximalwerte des Dorsalflexionswinkels im Sprunggelenk beim Gehen [33, 1, 4, 13, 25, 26, 27, 31]

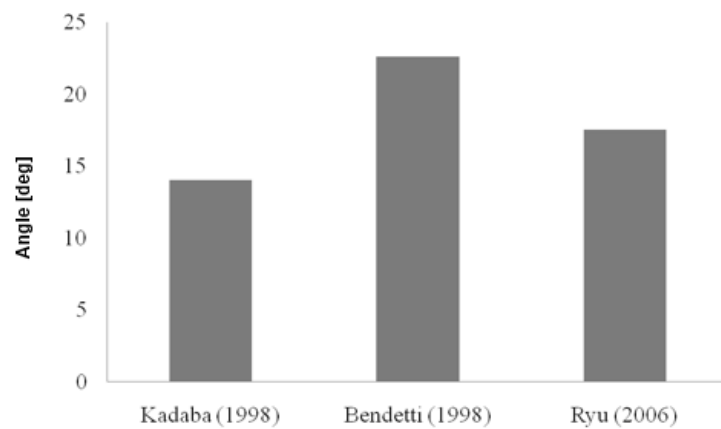


Abb. 43 Maximalwerte des Plantarflexionswinkels des Sprunggelenks beim Gehen [33, 4, 13, 26]

8. Dynamische Größen, die die Biomechanik des Gangs beschreiben - Bodenreaktionen

Der Gang ist eine dynamische Aktivität, bei der der gesamte Körper durch Skelettmuskeln, die Kräfte erzeugen, die auf das menschliche Skelett wirken, angetrieben und im Gleichgewicht gehalten wird. Neben den muskulären Kräften wird der Körper auch durch Kräfte wie Schwerkraft, Trägheit und Bodenreaktionen beeinflusst. Die Messung der letzteren ist ein wichtiger Bestandteil der Analyse und Beschreibung der Gangbiomechanik [33].

Bodenreaktionen sind Kräfte, die auf einen menschlichen Körper wirken (beim Gehen wirken sie auf die Füße) als Reaktion auf den Druck des Körpers auf diesen Boden, gemäß Newtons 3. Gesetz der Dynamik, das besagt, dass, wenn ein Körper auf den anderen wirkt, der andere auf den ersten mit der gleichen Kraft in Wert und Richtung, aber mit entgegengesetztem Sinn wirkt.

In der biomechanischen Beschreibung des Gangs treten am häufigsten drei Bodenreaktionen auf, die eigentlich drei Komponenten der Bodenreaktion sind, die sich auf drei Kräfte parallel zu den drei Achsen des Koordinatensystems verteilen [33]. Diese drei Komponenten sind:

- vertikale Reaktion parallel zur vertikalen Achse des Koordinatensystems,
- anteroposteriore Reaktion parallel zur horizontalen Achse des Koordinatensystems, die entsprechend der Gangrichtung des Probanden ermittelt wird,
- seitliche (transversale) Reaktion parallel zur horizontalen Achse des Koordinatensystems, die in einer Richtung senkrecht zur Laufrichtung der Testperson verläuft.

Messungen der Bodenreaktion werden meist mit Messplattformen, Messmatten oder Schuheinlagen durchgeführt. Einzelne Geräte erlauben aufgrund ihrer Bauart die Messung anderer Größen. Messplattformen erlauben die Messung aller drei Komponenten der Bodenreaktion, während Messmatten und Schuheinlagen die Möglichkeit bieten, nur die vertikale Komponente der Reaktion zu messen, aber zusätzlich die Verteilung des Fußdrucks auf den Boden zu messen.

Die Messwerte der Bodenreaktionen werden zum einen in Form des zeitlichen Verlaufs der Änderungen dieser Werte dargestellt. Zum anderen werden die Reaktionswerte häufig in einer auf das Körpergewicht der untersuchten Person normierten Form dargestellt. Diese Normierung ermöglicht den direkten Vergleich der Ergebnisse verschiedener Personen untereinander sowie den Bezug der erhaltenen Ergebnisse auf Standardverläufe, die aus Messungen an gesunden und sich richtig bewegenden Personen ermittelt wurden.

Abb. 42 zeigt die Verläufe der Bodenreaktionen für die rechte und linke untere Extremität in Bezug auf die einzelnen Phasen des Gangzyklus.

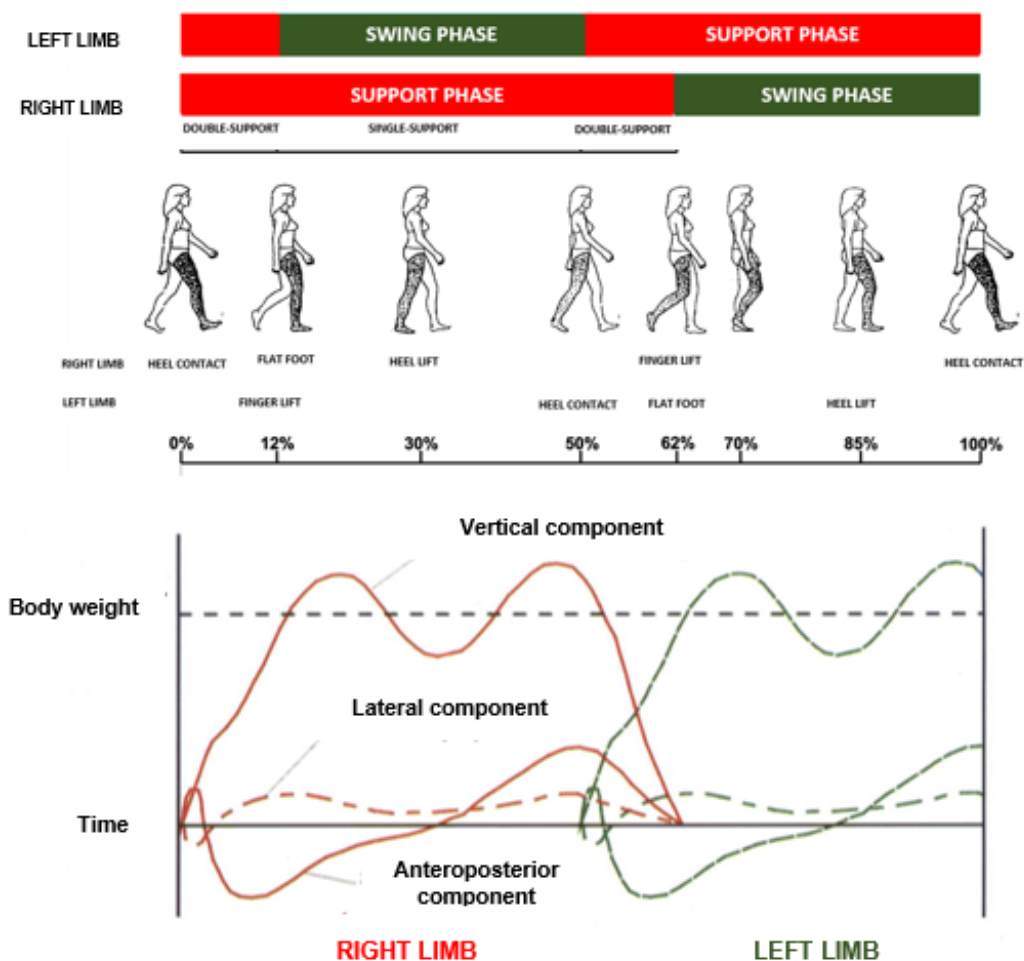


Abb. 44 Reaktionen der rechten und linken unteren Extremitäten zusammen mit der Angabe, in welchen Phasen des Gangzyklus sie auftreten [33]

VERTIKALE KOMPONENTE DER BODENREAKTION

Die vertikale Komponente hat eine charakteristische Wellenform mit zwei charakteristischen Maxima (Abb. 43). Das erste steht im Zusammenhang mit dem Auftreffen der Ferse auf den Boden und dem Abbremsen des Körpers. Das zweite Maximum resultiert aus der Beschleunigung des Körpers zum nächsten Schritt. Die Werte dieser Maxima übersteigen in der Regel das Körpergewicht um ca. 15% - 20% und sind abhängig von der Gehgeschwindigkeit (Abb. 44). Zwischen den beiden Maxima nimmt der Reaktionswert ab und erreicht einen Wert, der unter dem Körpergewicht liegt. Der durchschnittliche Wert der Vertikalkomponente liegt in dieser Phase bei 80 % des Körpergewichts, sein Wert ist aber auch von der Gehgeschwindigkeit abhängig. Aufgrund des charakteristischen Verlaufs der Vertikalkomponente wurde die Stützphase in die Phase der Überlastung, der Entlastung und des Vortriebs unterteilt [33].

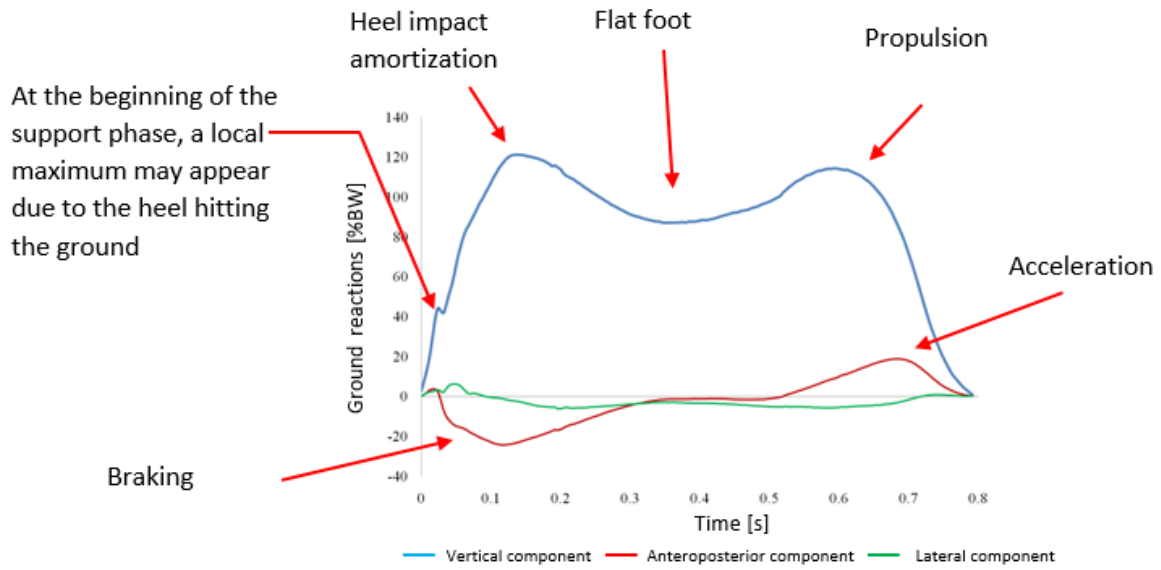


Abb. 45 Einzelne Elemente der Fußposition während der Stützphase, die in der Bodenreaktionskurve sichtbar sind

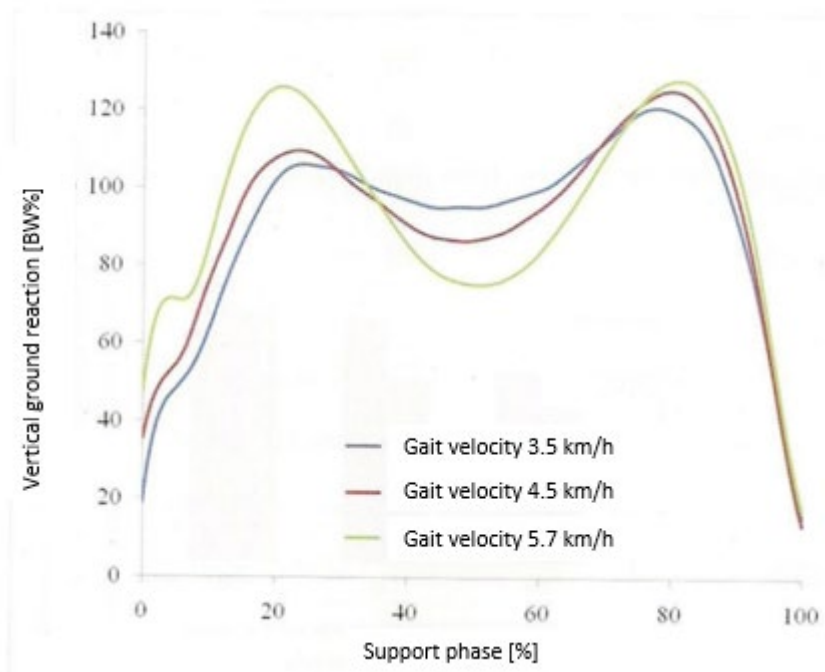


Abb. 46 Abhängigkeit der vertikalen Komponente der Bodenreaktion von der Gehgeschwindigkeit [28]

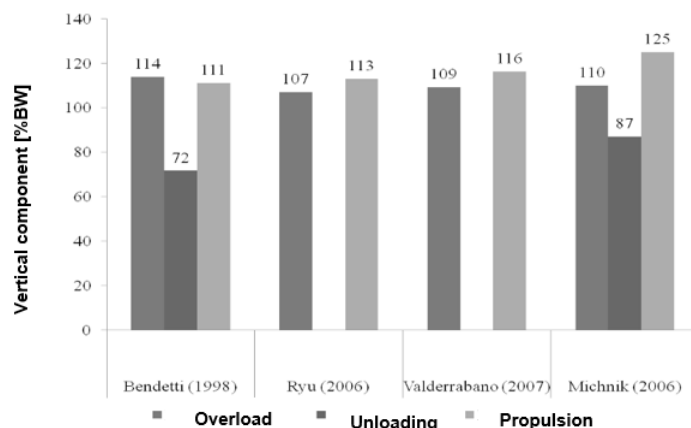
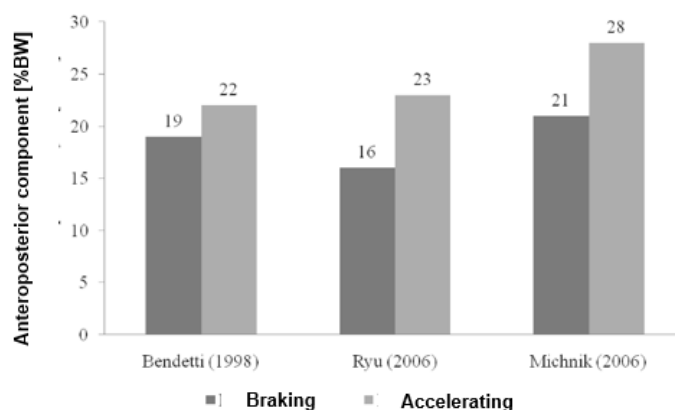


Abb. 47 Maximalwerte der vertikalen Komponente der Bodenreaktion beim Gehen, die in verschiedenen Studien ermittelt wurden [33, 4, 18, 26, 34]

ANTEROPOSTERIORE KOMPONENTE DER BODENREAKTION

Ein charakteristisches Merkmal der anteroposterioren Komponente ist der Wechsel des Vorzeichens etwa in der Mitte der Stützphase. Dieser Wechsel zeigt, dass in der ersten Hälfte der Körper bremst, während in der zweiten Hälfte der Körper bis zum nächsten Schritt beschleunigt. Beim Abbremsen versucht der Fuß, sich auf dem Boden vorwärts zu bewegen, was durch die auf den Fuß wirkende Reibungskraft entgegen der Richtung des Bewegungsvektors (Gangrichtung) nicht zugelassen wird. Beim Beschleunigen versucht der Fuß, rückwärts über die Oberfläche zu gleiten, und die resultierende Reibungskraft hat dann einen Sinn, der mit dieser Bewegung übereinstimmt. Das erste Maximum auf der Kurve dieser Komponente entsteht bei etwa 12% des Gehzyklus, d.h. wenn die Doppelstockphase endet. Das zweite Maximum tritt auf, wenn die nächste Doppelstützphase beginnt, d. h. wenn die gegenüberliegende Gliedmaße den Kontakt mit dem Boden beginnt (etwa 50 %



des Gehzyklus) [33].

Abb. 48 Maximalwerte der anteroposterioren Bodenreaktionskomponente während des Gehens, die in verschiedenen Studien ermittelt wurden [33, 4, 18, 26, 34]

In den Diagrammen, je nachdem, ob das Gehen in Übereinstimmung mit dem Sinn der Koordinatensystemachse parallel zur Laufrichtung oder entgegengesetzt zu diesem Sinn erfolgt, wird der Wert der anteroposterioren Reaktion in der ersten Hälfte negativ und in der zweiten positiv sein oder man kann auch auf eine umgekehrte Schreibweise stoßen - der Wert ist in der ersten Hälfte positiv und in der zweiten Hälfte negativ. Dies folgt aus der Konvention für die Aufzeichnung des Kraftvorzeichens - positiv, wenn der Sinn der Kraft mit dem Sinn der Achse des Koordinatensystems, in dem wir die Werte schreiben, übereinstimmt, und negativ, wenn der Sinn dem Sinn dieser Achse entgegengesetzt ist.

Abb. 46 zeigt die maximalen absoluten Werte der antero-posterioren Bodenreaktionskomponente, die während verschiedener Tests erhalten wurden, getrennt für die Brems- und Beschleunigungsphasen.

MEDIOLATERALE KOMPONENTE DER BODENREAKTION

Die mediolaterale Komponente der Bodenreaktion ergibt sich aus Verschiebungen zu den Seiten des Masseschwerpunkts und ist die Auswirkung der Platzierung der Füße außerhalb der die Bewegungsrichtung bestimmenden Mittellinie. Eine größere seitliche Verkippung führt zu höheren Werten der mediolateralen Komponente.

PARAMETER, DIE BEI DER BIOMECHANISCHEN BEWERTUNG DES GANGS AUF DER GRUNDLAGE DER BODENREAKTIONEN ANALYSIERT WERDEN

Durch die Durchführung einer quantitativen Analyse der Biomechanik des Gangs auf der Grundlage der Bodenreaktion werden bestimmte Werte ermittelt, die die Korrektheit des Gangs beschreiben oder Abweichungen von der Norm anzeigen können. Jeder der vorgestellten Parameter, mit Ausnahme derjenigen, die sich auf die Doppelstützphase beziehen, wird separat für die rechte und linke Extremität ermittelt.

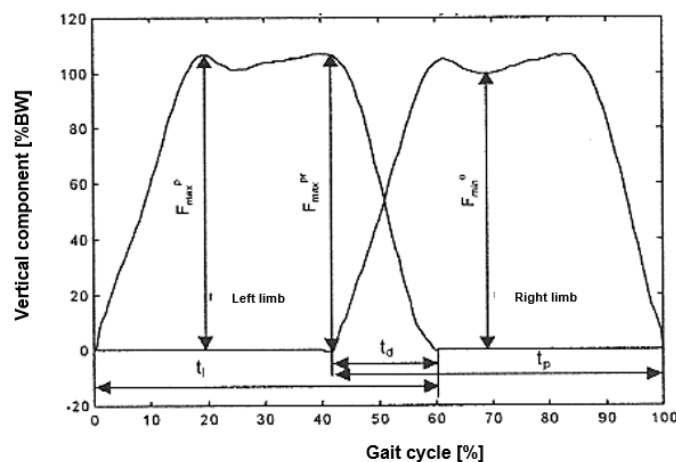


Abb. 49 Analyierte Parameter auf Basis der vertikalen Komponente der Bodenreaktion

Beschreibung der in Abb. 47 enthaltenen Symbole zur Darstellung der vertikalen Komponente der Bodenreaktion:

- t_l , t_p - Kontaktzeit des linken und rechten Fußes mit dem Boden,
- t_d - Dauer der Doppelstockphase,
- F_{maxp} - Maximum der Überlastphase,
- F_{mino} - Minimum der Entladephase,
- F_{maxpr} - Maximum der Antriebsphase.

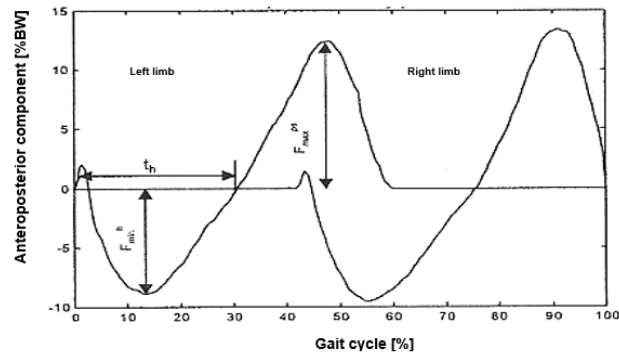


Abb. 50 Analyierte Parameter auf Basis der anteroposterioren Komponente der Bodenreaktion

Beschreibung der in Abb. 48 enthaltenen Symbole zur Darstellung der anteroposterioren Komponente der Bodenreaktion:

- t_h - Bremszeit
- F_{minh} - Minimum der Bremsphase
- F_{maxps} - Maximum der Beschleunigungsphase

Beschreibung der in Abb. 49 enthaltenen Symbole zur Darstellung der mediolateralen Komponente der Bodenreaktion:

- F_{maxp} - Maximum der Überlastphase,
- F_{mino} - Minimum der Entladephase,
- F_{maxpr} - Maximum der Antriebsphase.

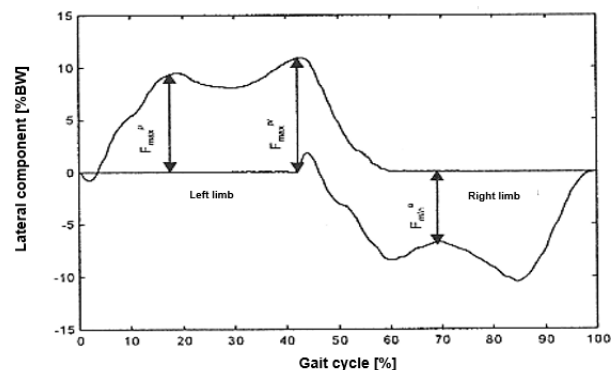


Abb. 51 2 Analyierte Parameter auf Basis der mediolateralen Komponente der Bodenreaktion

9. Andere dynamische Größen, die die Biomechanik des Gangs beschreiben

Die im vorherigen Kapitel vorgestellten Bodenreaktionen sind die grundlegenden Parameter zur Beschreibung der Biomechanik des Gangs. Mathematische Berechnungen ermöglichen auch die Bestimmung vieler anderer Größen, unter anderem Momente der Muskelkräfte in den Gelenken und Leistung. Derzeit werden diese Werte in der Diagnostik des Bewegungsapparates nicht so häufig verwendet. In diesem Kapitel werden die Verläufe dieser beiden Größen in Bezug auf den Anteil des Gangzyklus dargestellt.

MOMENTE DER MUSKELKRÄFTE IN DEN GELENKEN

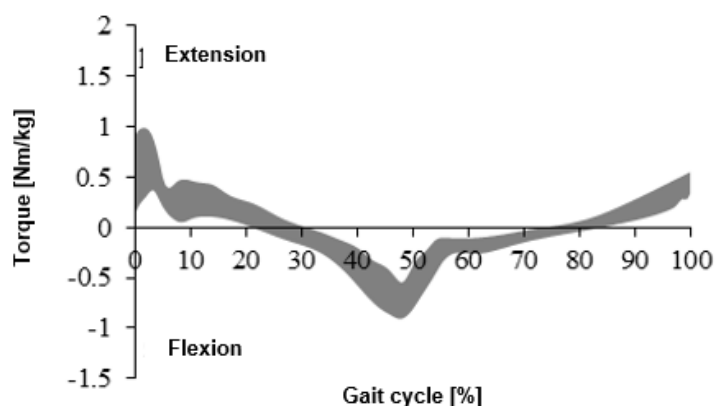


Abb. 53 Moment der Muskelkräfte im Hüftgelenk [33, 8, 17]

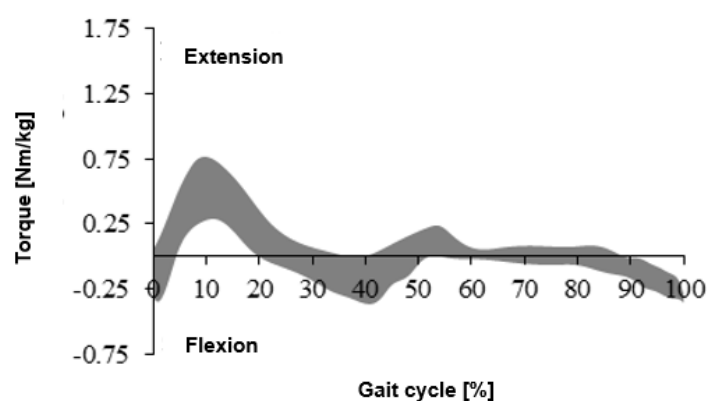


Abb. 54 Moment der Muskelkräfte im Kniegelenk [33, 8, 17]

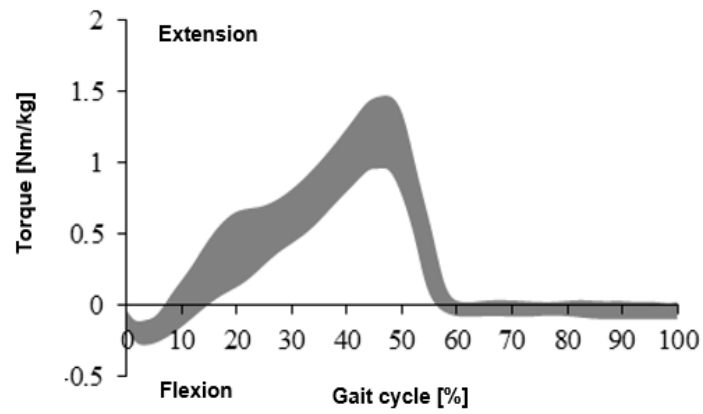


Abb. 55 Moment der Muskelkräfte im Sprunggelenk [33, 8, 17]

LEISTUNG IN EINZELNEN GELENKEN

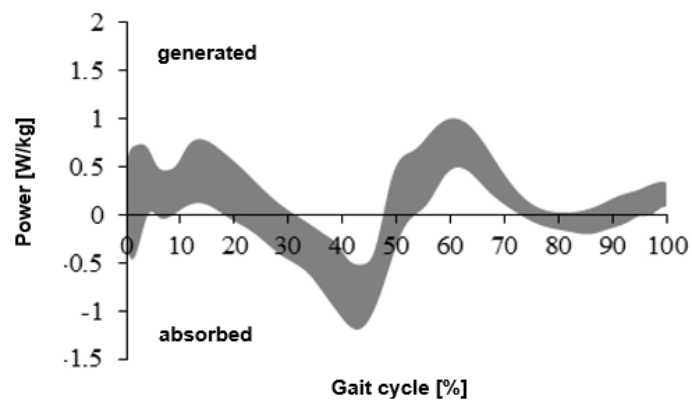


Abb. 56 Kraft im Hüftgelenk [33, 8, 17]

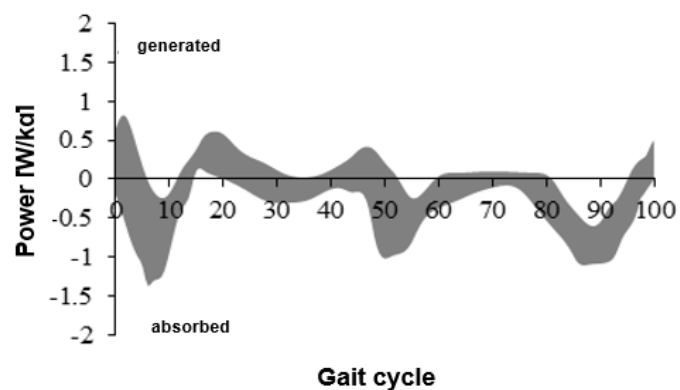


Abb. 57 Kraft im Kniegelenk [33, 8, 17]

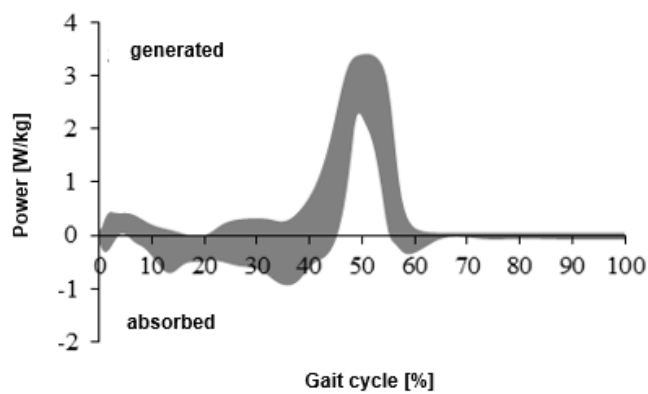


Abb. 58 Kraft im Sprunggelenk [33, 8, 17]

10. Muskularbeit beim Gehen

Zur Bestimmung der Muskularbeit beim Gehen wird am häufigsten das Oberflächen-EMG verwendet. Die Potentialdifferenz zwischen zwei Elektroden, die sich entlang der Muskelfasern befinden, wird direkt als Ergebnis der Messung erhalten. Die gemessene Potentialdifferenz ergibt sich aus der Tatsache des Auftretens und der Bewegung von Aktionspotentialen. Dank der Messmethode, die darin besteht, Elektroden auf die Haut zu kleben, ist es möglich, die elektrische Aktivität des gesamten Muskels oder einer Muskelgruppe kollektiv zu messen [14].

Die kombinierte Auswertung der gemessenen EMG-Signale zusammen mit dem Verlauf von Winkeln und Bodenreaktionen erlaubt die Bestimmung der Art der Muskularbeit - isometrische, konzentrische oder exzentrische Arbeit.

Während des Gehens wird die EMG-Messung üblicherweise für die folgenden Muskeln durchgeführt [33]:

- vorderen Schienbeinmuskel,
- Gastrocnemius-Muskel,
- Soleus-Muskel,
- Musculus rectus femoris,
- Vastus femoris Muskel,
- Gluteus maximus-Muskel.

Die in den folgenden Abbildungen (Abb. 56- Abb. 62) dargestellten Messergebnisse zeigen, dass die untersuchten Muskeln die meiste Aktivität während der Stützphase zeigen, insbesondere in der Doppelstützphase, wenn der Körper abgebremst und beschleunigt wird.

ZEITLICHE VERLÄUFE VON ÄNDERUNGEN DER AKTIVITÄT EINZELNER MUSKELN

Die folgenden Diagramme zeigen die zeitlichen Veränderungen der sieben Muskeln im Verhältnis zu den Prozentsätzen des Gangzyklus.

Bei der Analyse der vorgestellten Graphen sollte man vor allem auf zwei Elemente achten:

- hohe Aktivität der Muskeln, die das Hüft- und Kniegelenk stabilisieren, zu Beginn der Stützphase, wenn der Körper abbremst
- hohe Aktivität der Plantarflexormuskeln des Fußes während der propulsiven Phase, wenn der Körper zum nächsten Schritt beschleunigt.

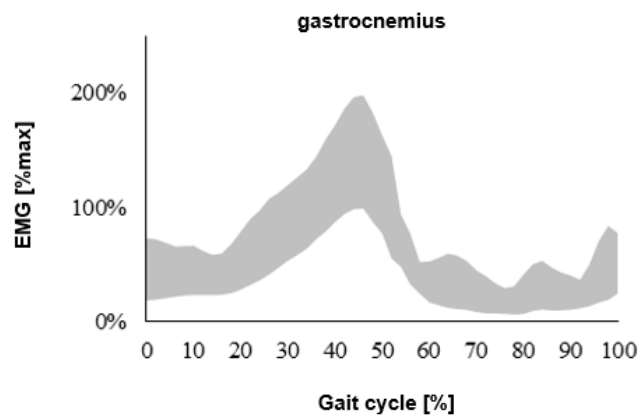


Abb. 59 Aktivität des Gastrocnemius-Muskels während des normalen Gangzyklus [33, 21,36]

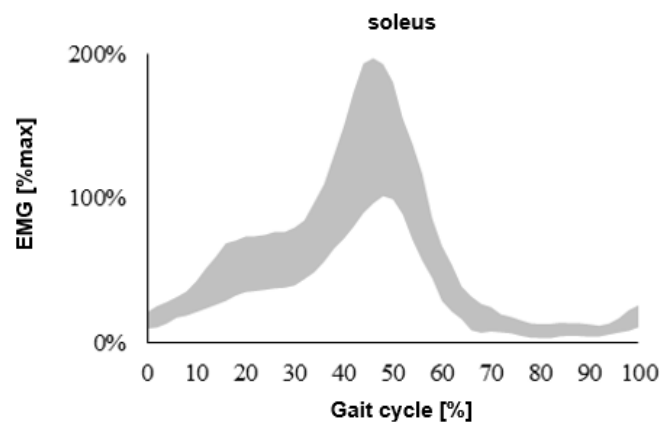


Abb. 60 Verlauf der Soleus-Muskelaktivität während des normalen Gangzyklus [33, 21,36]

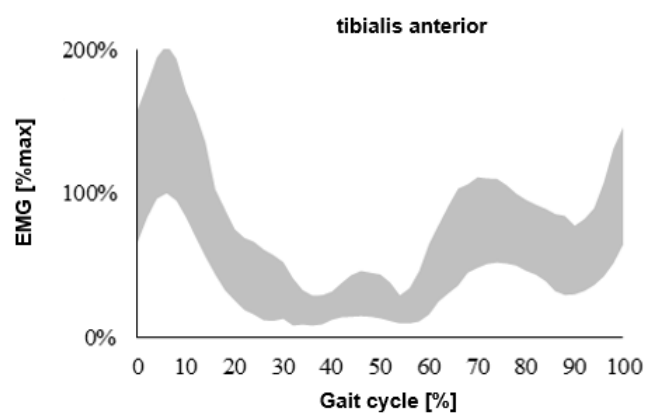


Abb. 61 Aktivität des Musculus tibialis anterior während des normalen Gangzyklus [33, 21,36]

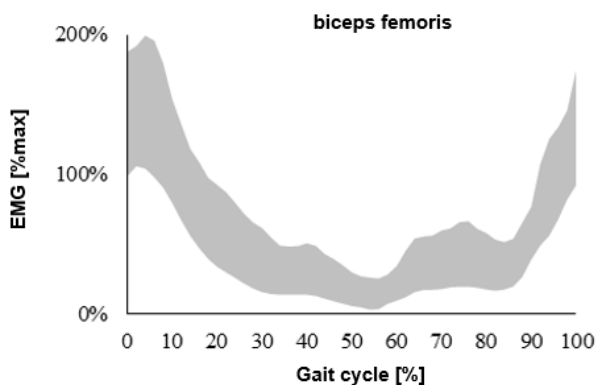


Abb. 62 Der Verlauf der Aktivität des M. biceps femoris während eines normalen Gangzyklus [33,

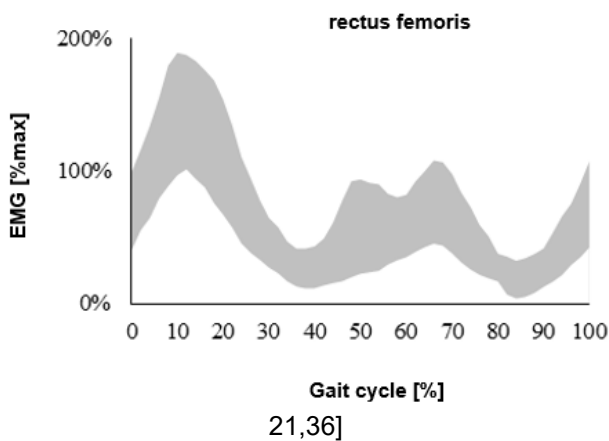


Abb. 63 Der Verlauf der Aktivität des M. rectus femoris während des normalen Gangzyklus [33, 21,36]

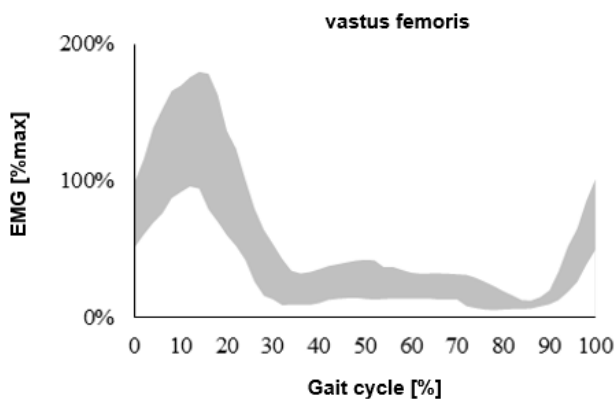


Abb. 64 Der Aktivitätsverlauf des M. vastus femoris während des normalen Gangzyklus [33, 21,36]

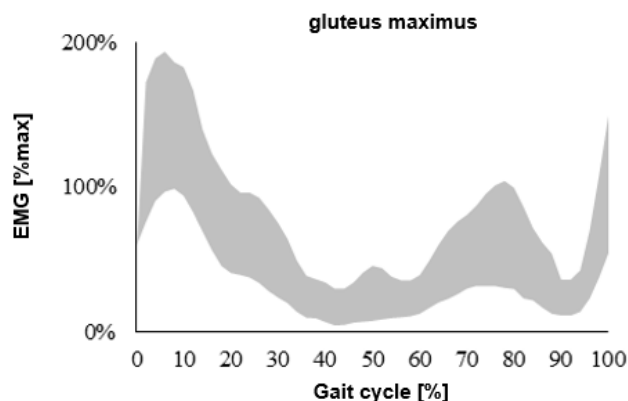


Abb. 65 Aktivität des M. gluteus maximus während des normalen Gangzyklus [33, 21,36]

EIN/AUS-ANALYSE DER MUSKELARBEIT

Eine andere Art der Analyse der Muskelarbeit ist die Ein/Aus-Analyse, d. h. die Bestimmung, wann ein bestimmter Muskel zu arbeiten beginnt und wann er aufhört, d. h. in welcher Phase der Bewegung der Muskel aktiv ist. Ein gesunder Muskel unter normalen Arbeitsbedingungen schaltet sich nur dann ein, wenn es notwendig ist, und schaltet sich aus, wenn seine Arbeit unnötig wird. Die Feststellung von Muskelaktivität in der Bewegungsphase, wenn bei einer gesunden Person dieser Muskel nicht arbeitet, kann auf einige Abnormalitäten hinweisen, wie z. B. Schmerzen, erhöhte Spannung (z. B. aufgrund von Spastizität), Gelenkinstabilität oder sie kann aus Stress oder schlechter motorischer Koordination resultieren. Eine fehlerhafte Muskelarbeit kann auch auf das Vorhandensein von Kompensationen hinweisen. Diese Informationen können sehr wichtig sein, damit der Patient richtig diagnostiziert und anschließend behandelt werden kann [6, 14].

Ein wichtiger Vorteil dieser Art von Analyse ist das Fehlen der Notwendigkeit, das empfangene Signal zu normalisieren, was bei der Analyse von Verläufen des elektrischen Potentials über die Zeit notwendig ist. Es ist jedoch zu beachten, dass eine falsche Definition der Schwelle für das Einsetzen der Muskelaktivität zu einer Fehlinterpretation der Ergebnisse führen kann, zum Beispiel zu einer falschen Diagnose der neuromuskulären Koordination [6, 14].

Die nächsten Diagramme zeigen die korrekte Arbeit der Muskeln, die für die Stabilisierung der einzelnen Gelenke der unteren Gliedmaßen verantwortlich sind.

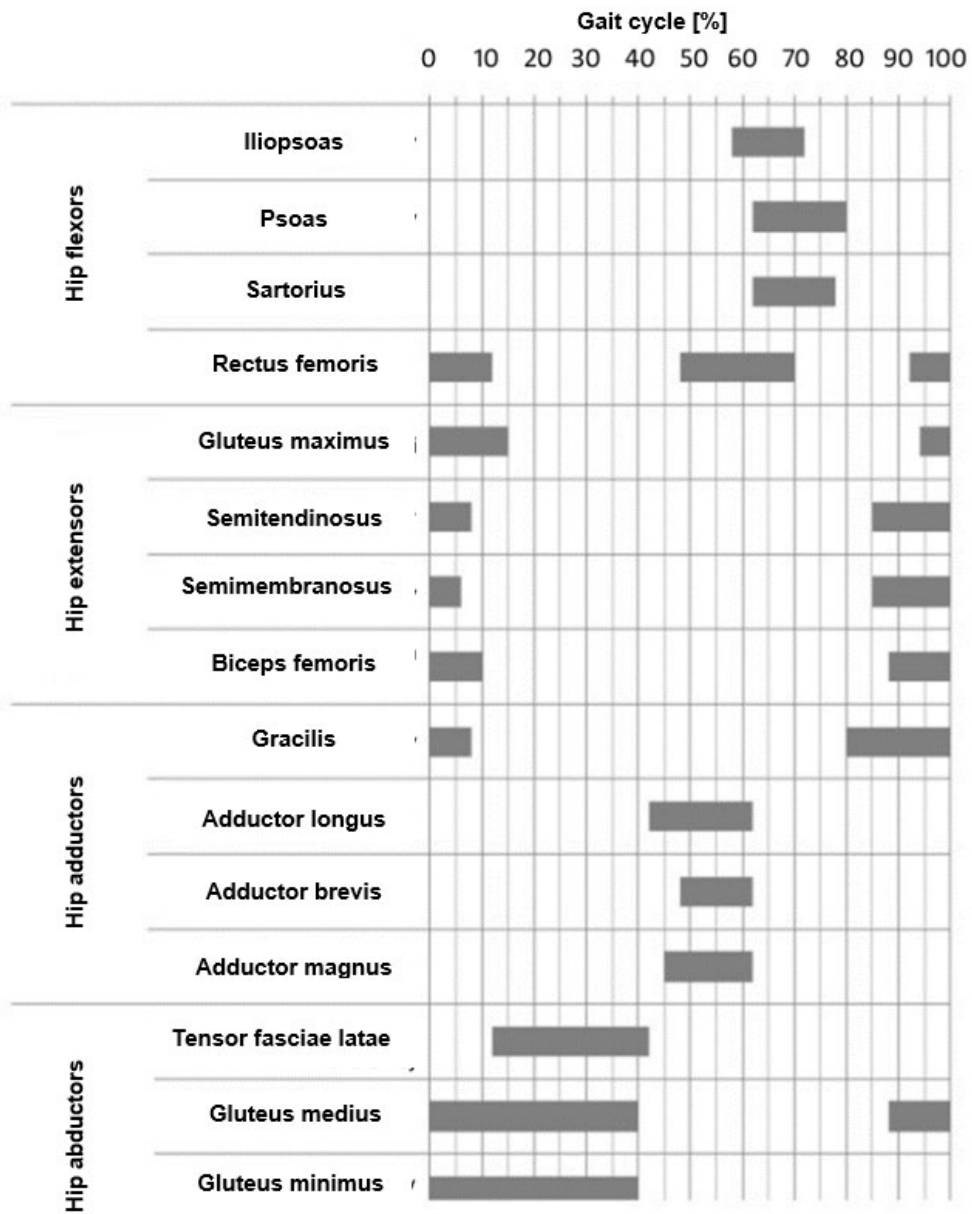


Abb. 66 Muskelaktivität im Hüftgelenk während des normalen Gangzyklus [9, 32, 33, 35, 36]

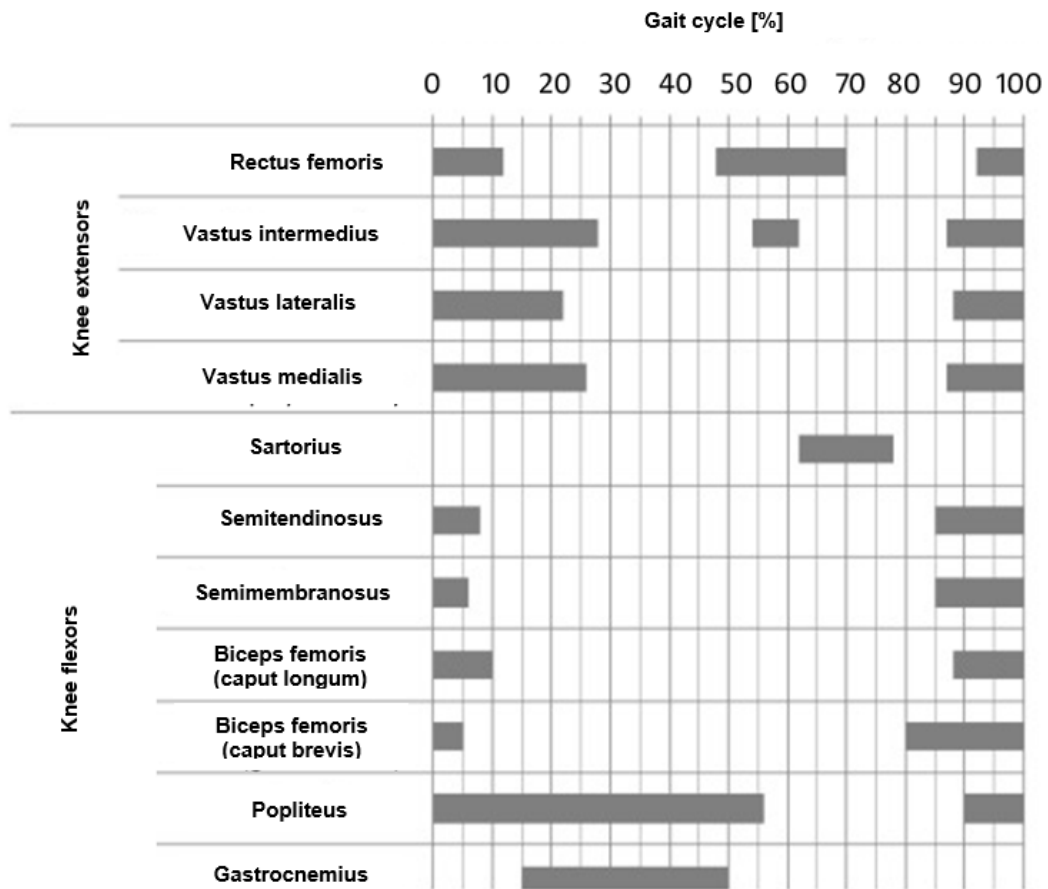


Abb. 67 Muskelaktivität im Kniegelenk während des normalen Gangzyklus [9, 32, 33, 35, 36]

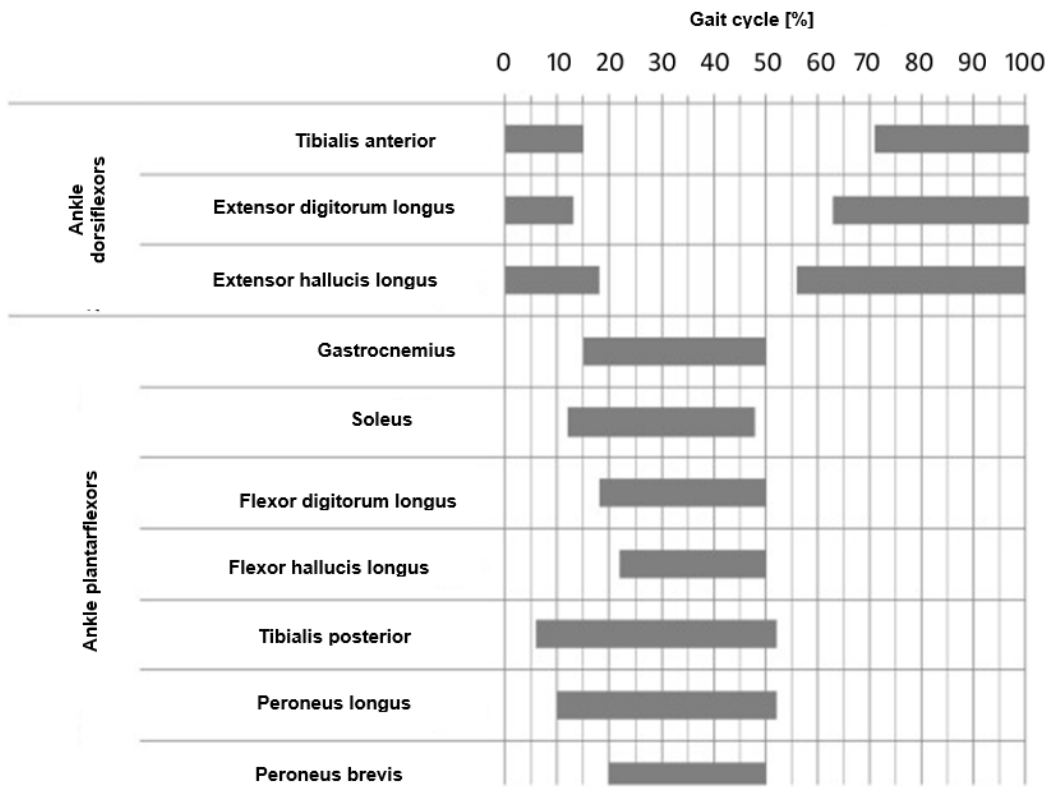


Abb. 68 Muskelaktivität im Sprunggelenk während des normalen Gangzyklus [9, 32, 33, 35, 36]

11. Wichtige Ideen

- Zur Beurteilung des menschlichen Bewegungsapparates sind Kenntnisse der Gangbiomechanik erforderlich.
- Für die Beschreibung der Biomechanik des Gangs werden Parameter verwendet, die aus Beobachtungen und Messungen mit Hilfe von Spezialgeräten gewonnen werden.
- Bei der Beurteilung des Gangs sollte man sich gleichzeitig auf ermittelte kinematische und dynamische Werte sowie auf Messungen der Muskelfunktionen stützen. Nur die Verwendung all dieser Elemente ergibt ein vollständiges Bild der Biomechanik des Gangs, was wiederum die korrekte Beurteilung möglicher Störungen ermöglicht.

12. Bibliographie

- [1] Assi A, Ghanem I., Lavaste F., Skalli W.: Gait analysis in children and uncertainty assessment for Davis protocol and Gillette Gait Index, *Gait & Posture* 2009, vol. 30, Issue 1, s. 22–26
- [2] Auvinet B., Berrut G., Touzard C., Moutel L., Collet N., Chaleil D., Barrey E.: Reference data for normal subject obtained with an accelerometric device. *Gai&Posture*, 2002, 16 (2), 124-134
- [3] Baker R. The history of gait analysis before the advent of modern computers. *Gait&Posture*, 2007, 26, 331-342
- [4] Benedetti M.G., Catani F., Leardini A., Pignotti E., Giannini S.: Data management in gait analysis for clinical applications. *Clinical Biomechanics*, 1998, 13 (3), 204-215
- [5] Błaszczyk J.W.: *Biomechanika kliniczna*, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2004.
- [6] Bober T.: *Biomechanika chodu i biegu*, Studia i monografie AWF we Wrocławiu, zeszyt nr 8, Wrocław 1985
- [7] Cho S.H., Park J.M., Kwon O.Y.: Gender differences in three dimensional gait analysis from 98 healthy Korean adults. *Clinical Biomechanics*, 2004, 19 (2), 145-152
- [8] Davis R.B., Ounpuu S., DeLuca P.A.: *Analysis of gait. Biomechanics. Principles and application*, CRC Press, 2008
- [9] De Lisa J.A. (ed): *Gait Analysis in the science of rehabilitation. Monograph*, 002, 1998
- [10] Dec J.B., Saunders M., Inman V.T., Eberhart H.D.: The major determinants in normal and pathological gait. *Journao of Bone and Joint Surgery*. 1953, 35,543-558
- [11] Dega W.: *Ortopedia i rehabilitacja*, Wydawnictwo PZWL, Warszawa 2006.
- [12] Dusing S., Thorpe D.: A normative sample of temporal and spatial gait parameters in children using the GAITRite electronic walkay. *Gait&Posture*, 2007, 25, 135–139.
- [13] Kadaba M.P., Ramarkrishnan H.K., Wootten M.E.: Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research*, 1989, 8, 383-392 27
- [14] Konrad P.: *The ABC or EMG. A practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Noraxon INC. USA, Version 1.0, April 2005
- [15] Kwołka A.: *Rehabilitacja medyczna*, Wydawnictwo Medyczne Urban & Partner, Wrocław 2001

- [16] Leardini A., Sawacha Z. i in.: A new anatomically based protocol for gait analysis in children. *Gait & Posture*, 2007, 26, 560-571
- [17] Michnik R., Jurkojć J., Guzik A., Tejszerska D.: Analysis of loads of the lower limb during gait, carried out with the use of the mathematical model, made for patients during rehabilitation progress. *Eccomas Conference Multibody Dynamics 2007*, Milano
- [18] Michnik R., Jurkojć J., Jureczko P., Guzik A., Tejszerska D.: Analysis of gait kinematics of patient after total hip or knee replacement. *Journal of Vibroengineering*, 2006, 8 (3).
- [19] Michnik R., Kopyta I., Jochymczyk-Woźniak K.: Wykorzystanie metod inżynierskich w analizie chodu dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym. Monografia. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2016
- [20] Morecki A., Ramotowski W.: Problemy biocybernetyki i inżynierii biomedycznej, tom 5, Wydawnictwa Komunikacji i Łączności, Warszawa 1990
- [21] Neptune R.R., Sasaki K.: Ankle plantar flexor force production is an important determinant of the referred walk-to-run transition speed. *Journal of Experimental Biology*, 2005, 208, 799-808
- [22] Öberg T., Karsznia A., Öberg K.: Joint angle parameters in gait: Reference data for normal subjects 10-79 years of age. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 1994, 31 (3), 199-213
- [23] Öberg T., Karsznic A., Öberg K.: Basic gait parameters: Reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 1993, 30 (2), 210-223
- [24] Pierce R., Orendurff M., Sienko Thomas S.: Gait parameters norms for children ages 6-14. *Gait & Posture*, 2002, 16, Suppl. 1, 53-54.
- [25] Romei R., Galli M., Motta F., Schwartz M., Crivellini M.: Use of the normalcy index for the evaluation of gait pathology. *Gait & Posture*, 2004, 19 (1), 85-90
- [26] Ryu T., Soon Choi H., Choi H., Chung M.H. .: A comparison of gait characteristics between Korean and Western people for establishing Korean gait reference data. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 2006, 36, 1023–1030
- [27] Schutte L.M. i in.: An index for quantifying deviations from normal gait. *Gait&Posture* 2000, 11, 25-31
- [28] Śnieżek A., Mężyk A., Michnik R.: Analiza dynamiki chodu prawidłowego. Aktualne problemy biomechaniki, 2007, 1
- [29] Staszkiwicz R., Ruchlewicz T., Nosiadek L.: Zmiany wybranych parametrów chodu w zależności od prędkości. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 1999, 1 (1)

- [30] Syczewska M: Diagnostyka rehabilitacyjna narządu ruchu dziecka, Standardy Medyczne 2003, tom 5, Nr 9, s. 1254 – 1264
- [31] Syczewska M, Dembowska-Baginska B., Perek-Polnik M., Perek D.: Functional status of children after treatment for a malignant tumor of the CNS: a preliminary report, Gait & Posture 2006, vol. 23, s. 206–210
- [32] Syczewska M., Lebiódowska M., Kalinowska M.: Analiza chodu w praktyce klinicznej, [W:] Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000, Pod red. Macieja Nałęcz, Tom 5, Biomechanika i inżynieria rehabilitacyjna, Red. Romuald Będziniński [i in.], Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2004
- [33] Tejszerska D., Świtoński E.: Biomechanika inżynierska, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2004
- [34] Valderrabano V., Nigg B.M., Vinzenz von Tschanner, Darren J. Stefanyshyn D.J., Goepfert B., Hintermann B.: Gait analysis in ankle osteoarthritis and total ankle replacement. Clinical Biomechanics, 2007, 22, 894-904
- [35] Vaughan Ch. L., Davis B.L., O'Connor J.C.: Dynamics of human gait. Kiboho Publisher, Cape Town, 1999
- [36] Winter D.A., Biomechanics of human movement. John Wiley&Sons, New York, 1979
- [37] https://brain.fuw.edu.pl/edu/index.php/Pracownia_Sygna%C5%82%C3%B3w_Biologicznych/Zajecia_9
- [38] <https://pl.pinterest.com/pin/420242208980082843/#>
- [39] <https://www.imaging-resource.com/news/2012/11/27/eadweard-muybridge-the-photographic-pioneer-who-froze-time-and-nature>
- [40]



Die Unterstützung der Europäischen Kommission für die Erstellung dieser Veröffentlichung stellt keine Billigung des Inhalts dar, welcher nur die Ansichten der Verfasser wiedergibt, und die Kommission kann nicht für eine etwaige Verwendung der darin enthaltenen Informationen haftbar gemacht werden.