1. EINLEITUNG

1.1 Einführung in die Fragestellung

Verletzungen des oberen Sprunggelenks und insbesondere Läsionen des lateralen Kapsel-Bandapparates sind die häufigsten Sport- und Freizeitverletzungen [36, 149, 155]. Die Einführung von neuen diagnostischen Verfahren (wie Sonografie und MRT) sowie der zunehmende Einsatz von wiederverwendbaren Orthesen hat die Diagnostik bzw. Therapie der Sprunggelenksverletzungen in den letzten Jahren deutlich verändert. Solche wiederverwendbare Sprunggelenksorthesen werden nicht nur in der Behandlung nach einer frischen Verletzung oder einer Bandnaht eingesetzt, sondern auch als präventive Maßnahmen zur Vorbeugung von Sprunggelenksdistorsionen im Sport und im Falle einer chronischen Instabilität.

Zur Überprüfung der Funktionsweise und des von den verschiedenen Orthesen gewährleisteten Supinationsschutzes sind in der Literatur die unterschiedlichsten Testverfahren beschrieben worden. Grundsätzlich handelt es sich um zwei verschiedene Evaluierungsverfahren: ein Statisches und ein Dynamisches. Bei statischen Versuchsanordnungen wird ein Leichenpräparat oder der Fuß eines Probanden in einem speziellen Halteapparat fixiert und mit einer von außen gesteuerten Kraft in verschiedenen Richtungen bewegt [40, 61, 99, 105] bzw. die aktive Beweglichkeit gemessen [48, 101, 158]. Das Bewegungsausmaß wird mit Hilfe von externen Goniometern gemessen und lässt somit Rückschlüsse auf die Wirksamkeit der getesteten Orthesen zu.

Im Gegensatz zu diesen rein statischen Versuchen, die sich lediglich mit der passiven Stabilität von Sprunggelenksorthesen beschäftigen, wurden von einigen Autoren dynamische Verfahren eingeführt. Bei diesen wird die Bewegungsausführung während Lauf- oder Sprungbewegungen gemessen. Verschiedene dynamische Versuchsanordnungen sind publiziert worden: Einerseits werden die Supinations- und Pronationswinkel sowie die Dorsal- und Plantarflexion des Sprunggelenks über mehrere Schrittzyklen gemessen [103, 127, 140]. Andererseits wird eine Plattform verwendet, welche um 30°- 40° mechanisch abgekippt werden kann. Die zufällige Auslösung des Klappmechanismus sollte den auf der Plattform stehenden Probanden einem unerwarteten Supinationsreiz aussetzen und somit eine reale Unfallsituation simulieren [31, 64, 73, 102, 110]. Bei beiden Versuchungsanordnungen wird der Supinationswinkel durch Filmanalysen oder über externe

Goniometer gemessen. Zum Dritten sind zur Beurteilung des Einflusses von Orthesen auf die Propriorezeption und sportspezifische Fähigkeiten Sprung-Tests beschrieben, bei denen seitliche Sprünge mit Vorwärts- und Rückwärtsbewegungen („Sprungparcour“) auf aktive Bodenplatten analysiert wurden [58, 60, 120].

Obwohl dynamische Methoden im Vergleich zu statischen Versuchsanordnungen als realitätstreuer betrachtet werden können, fällt die Bestimmung der Beweglichkeit mit Hilfe von externen Goniometern bzw. Markern nicht ohne Probleme aus. Während einer dynamischen Belastung, wie Laufen oder Springen, kann es wegen der Verschiebbarkeit der Haut und des Muskelgewebes über dem Knochen [97] zu einer beträchtlichen Bewegung der Hautmarker bzw. Goniometer kommen. Ein großer systematischer Fehler kann als Folge dieser relativen Bewegung hervortreten [97, 113]. Aufgrund dieses Hautverschiebbarkeitsartefakts wurden Forscher motiviert, die Skeletbewegungen mit Hilfe von Knochenpins direkt in-vivo zu messen [113, 141], obwohl solche direkten Messprozeduren typischerweise hoch invasiv sind. Dennoch sind solche Knochenmarker ebenfalls nicht ausreichend, um die tatsächlichen tibiocalcanealen Bewegungen exakt zu erfassen. Auf den Schuhen oder Orthesen befestigte Marker sind genauso problematisch. Da Schuhe bzw. Orthesen - besonders bei Seitwärtsbewegungen - eine größere Beweglichkeit als der Fuß aufweisen [136], sind die Schuh- bzw. Orthesenmarker lediglich zur Messung der Schuh- bzw. Orthesenbewegungen nützlich [113].

Eine weitere Möglichkeit zur Auswertung von dynamischen Verfahren sind die Kraft- und Druckmesssysteme. Solche elektronische Messsysteme sind sehr schnell und können daher dynamische Vorgänge beim Abrollen des Fußes erfassen. Kraftmessplatten messen die Bodenreaktionskräfte bei Barfußuntersuchungen und unter Darstellung von vereinzelten Schritten. Druckmesssysteme kommen entweder als Duckmessplatten oder als Druckmesssohlen vor. Druckmessplatten erfassen die Druckverteilung unter der Fußsohle bei Barfußuntersuchungen. Druckmesssolen nehmen nicht nur ein Druckverteilungsbild mit den maximalen Druckwerten auf, sondern eine ganze „Druck-Filmsequenz“ des gesamten Abrollvorgangs [86]. Dadurch wird eine dynamische Analyse des Gangs oder komplexerer Bewegungen, wie Laufen oder Springen, mit Schuhen oder Orthesen ermöglicht [30, 32, 45, 124].

Die Problematik in der Erfassung der Fuß- und Sprunggelenkskinematik bei dynamischen Evaluierungsmethoden, die zur Überprüfung der antisupinatorischen Wirksamkeit von Sprunggelenksorthesen konzipiert wurden, gab Anlass zu der hier vorgestellten Studie. Basierend auf der Annahme, dass Variationen der Fußbewegungen in verschiedenen dynamischen Druckverteilungsmustern dargestellt werden können [32, 43, 86, 91], wurden Druckmesssohlen in neuartiger Kombination mit einer dynamischen Orthesentestmethode eingesetzt, um der Biomechanik der Bewegungsvorgänge bei einer realitätsnahen Simula-

tion einer Supinationsverletzung näher zu kommen. Als solche wurde ein Tiefsprungverfahren auf schiefe Ebene ausgewählt, wobei der typische Verletzungsmechanismus des lateralen Kapsel-Bandapparates möglichst wirklichkeitstreu nachgeahmt werden sollte. Mit Hilfe der Druckmesssohlen wurden alle Phasen der Probandensprünge auf die seitwärts geneigte Rampe aufgezeichnet und später computerassistiert ausgewertet. Das verwendete Druckmesssystem sollte Aufschlüsse über die Biomechanik der Landungen auf die schiefe Rampe geben und somit das Verfahren genauer biomechanisch analysieren. Die Erkenntnisse aus der biomechanischen Untersuchung der komplexen Landebewegungen mit Supinationsschutz haben dabei geholfen, den antisupinatorischen Effekt der getragenen Orthesen indirekt zu überprüfen.

Primäres Ziel der hier vorgestellten Arbeit war, die komplexe Fußkinetik und -kinematik während eines dynamischen Tiefsprungverfahrens mit Hilfe von Druckmesssohlen indirekt zu beurteilen und daraus Einsichten in die Biomechanik von Landungen auf einer schrägen Ebene mit und ohne Supinationsschutz zu nehmen.

Zum Zweiten sollte die Verwendung von Druckmesssohlen in Kombination mit einem dynamischen Testverfahren auf Vor- und Nachteile überprüft werden. Des Weiteren sollten anhand der Erkenntnisse aus den Druckmessungen und der erfassten Landungsbiomechanik die Möglichkeiten und die Problematik des verwendeten plyometrischen Orthesenevaluierungsverfahrens genau überprüft werden.

Zum Dritten sollte der Einfluss der getesteten Orthesenmodelle auf die Landungsbiomechanik ergründet und Rückschlüsse auf die antisupinatorische Wirksamkeit der verschiedenen Sprunggelenksorthesen in Bezug auf ihre Materialeigenschaften und Konstruktionsprinzipien gezogen werden.

Schließlich wurde zusätzlich zu den rein mechanischen Aspekten der getesteten Schienen und ihrem Stabilisierungsverhalten die subjektive Beurteilung der in der Studie teilgenommenen Probanden berücksichtigt und somit die Akzeptanz und die Ansprüche der Benutzer gesichtet.

1.2 Funktionelle Anatomie und Biomechanik des Rück- und Mittelfusses

Zum besseren Verständnis der Biomechanik und Pathomechanik von Fußlandungen in einer Sprunganordnung ist eine genauere Betrachtung der funktionellen Anatomie und Biomechanik des Fußes unerlässlich. Im Folgenden wird in Kürze die funktionelle Anatomie und Mechanik des Rück- und Mittelfußes geschildert, da diese Fußteile von einem Supinationstrauma überwiegend betroffen werden.

1.2.1 Überblick

Der Fuß ist das Endglied der Bewegungskette der unteren Extremität („lower kinetic chain"), die sich externem Widerstand entgegenstellt. Aufgabe der unteren Extremität ist die Kompressions-, Dehnungs-, Scher- und Rotationskräfte während der Standbeinphase des Gangs zu verteilen und abzuschwächen [18, 21, 117]. Inadäquate Verteilung dieser Kräfte kann zu abnormaler Bewegung führen, die weiterhin exzessiven Stress verursacht und den Zusammenbruch von Bindegewebe und Muskeln als Folge hat [103]. Die normale Fuß- und Sprunggelenksmechanik kombiniert die Funktionen von Muskeln, Sehnen, Ligamenten und Knochen der unteren Extremität. Ziel und Resultat dieser Koordination ist die effiziente Kraftverteilung [25, 117].

Der Fuß wird in Vorfuß, Mittelfuß und Rückfuß eingeteilt. Der *Rückfuß* setzt sich aus Talus und Calcaneus zusammen. Die transversalen Rotationsbewegungen und Drehmomente der unteren Extremität werden über den Rückfuß in Bewegungen in der sagittalen, horizontalen und frontalen Ebene umgewandelt [21, 25]. Der Rückfuß beeinflusst außerdem Funktion und Kinematik des Mittel- und Vorfußes. Der *Mittelfuß* besteht aus Naviculare und Cuboid, überträgt die Bewegung vom Rückfuß zum Vorfuß und fördert die Stabilität. Die Bewegungen und die Funktion des Mittelfußes hängen von der Mechanik des Rückfußes ab. Der *Vorfuß* baut sich auf aus den Cuneiformen, den Metatarsalen und den Phalangen und passt sich an die verschiedenen Bodenbeschaffenheiten an. Das Anpassungspotenzial des Vorfußes hängt auch von der Mechanik des Rückfußes ab.

Vorfuß, Mittelfuß und Rückfuß funktionieren als Einheit. Veränderungen irgendeiner dieser Strukturen beeinflussen die Funktion des ganzen Fußes. Muskeln und Bindegewebe bestimmen sowohl die Unabhängigkeit, wie auch die Wechselbeziehungen vom Rück-, Mittel- und Vorfuß. Überdies gewähren die Weichteilstrukturen die Abhängigkeit des Fußes von der unteren Extremität [38]. Daher wirken Alterationen der Gelenkmechanik des Fußes auf die Funktion der unteren Extremität ein [25, 117].

1.2.2 Bewegungsprinzipien

Die drei Hauptebenen der Fuß- und Sprunggelenksbewegungen sind die frontale, die sagittale und die transversale. Inversion und Eversion sind Bewegungen in der Frontalebene. Dorsalextension und Plantarflexion finden in der sagittalen Ebene statt. Schließlich sind Adduktion und Abduktion Bewegungen in der transversalen Ebene.

Die Bewegungsachsen der Sprunggelenke (oberes und unteres), orientieren sich nicht nach den drei Körperebenen, sondern verlaufen in schräger Relation zu ihnen. Alle Bewegungen finden senkrecht zur Achse statt, während sich die Bewegungsebene in einem definierten Winkel zu den drei Körperebenen befindet. Wenn eine Bewegung gleichzeitig in allen drei Körperebenen stattfindet, wird sie als *triplanar* bezeichnet [25]. Pronation und Supination sind die triplanaren Bewegungen am Fuß und Sprunggelenk. Als *Pronation* wird die kombinierte Abduktion (transversale Ebene), Dorsalextension (sagittale Ebene) und Eversion (frontale Ebene) beschrieben. *Supination* kombiniert entgegengesetzt Adduktion (transversale Ebene), Plantarflexion (sagittale Ebene) und Inversion (frontale Ebene) [21, 62, 65, 108]. Richtung und Position der Bewegungsachse bestimmen die Größe der Bewegungskomponente in jeder Körperebene.

1.2.3 Mechanik und Stabilität des Rückfußes

1.2.3.1 Oberes Sprunggelenk (Articulatio talocruralis)

Das obere Sprunggelenk setzt sich aus dem tibiotalaren, fibulotalaren und tibiofibularen Gelenk zusammen. Die Oberfläche vom Taluskörper (*Trochlea tali*) hat die Form einer Rolle und stellt nach Inman [54] den Ausschnitt eines Kegelmantels dar, dessen Spitze nach medial zeigt. Die Neigung der Rollenoberfläche beträgt durchschnittlich 9,3° [131]. Sie ist vorne ca. 5 mm breiter als hinten und wird von der Gabel der Unterschenkelknochen („Malleolengabel“ oder „Mortise“ genannt) umfasst [62]. Bei Dorsalextension ist die Kongruenz zwischen Trochlea und distaler Tibia und Fibula maximal.

In der Frontalebene richtet sich die Achse des oberen Sprunggelenks, direkt unterhalb der Knöchelspitzen, um 8° nach lateral und distal. In der transversalen Ebene richtet sich die Bewegungsachse um 6° nach posterior [54, 12] (Abb. 1.1). Die triplanaren Pronations- und Supinationsbewegungen haben ihren Ursprung in der Neigung der Sprunggelenksachse. Da Trochlea kegelförmig mit medialem Apex ist, führt Dorsalextension zur Talusabduktion und -außenrotation. Plantarflexion ist dagegen mit Talusadduktion und -innenrotation kombiniert [81, 131].

Die klinisch dokumentierten Bewegungen am oberen Sprunggelenk sind die Dorsalextension und Plantarflexion, obwohl das Gelenk eigentlich Bewegungen in allen drei Körperebenen zulässt [112]. Tibia und Fibula (medialer und lateraler Malleolus) um-

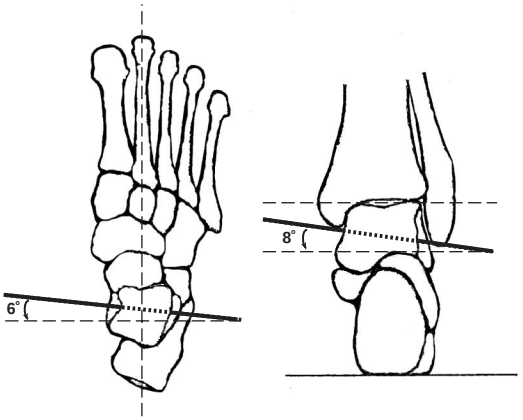

Abb. 1.1: Bewegungsachsenverlauf des oberen Sprunggelenks

greifen den Talus während seiner Bewegung in allen Positionen. Die Normalwerte für die Dorsalextension sind 20°- 30° und für die Plantarflexion 30°- 50° [62]. Die klinisch ermittelten Dorsalextensions- und Plantarflexionswerte sind größer als die radiologisch dokumentierten: Sie reflektieren den Gesamtumfang der Bewegungen am oberen und unteren Sprunggelenk und am Mittelfuß [144, 134]. Alle Fußwurzelgelenke beteiligen sich mit kleinen, akzessorischen Bewegungen, die aber nicht zu vernachlässigen sind [65, 62].

Der Talus als Gelenkpartner des Sprunggelenkes ist besonders von einer exakten Bandführung abhängig, da sich keine Sehnen an ihm ansetzen und seine Bewegungen ausschließlich passiv erfolgen bzw. indirekt bewirkt werden. Stormont et al. [145] haben festgelegt, dass die Stabilität des belasteten Sprunggelenks von verschiedenen Faktoren abhängig ist, nämlich von der Kongruenz der Gelenkflächen, der Ligamentenorientierung und der Position des Gelenks zum bestimmten Zeitpunkt während der Belastung [49, 145]. Nach McCullough und Burge [81] tragen die Gravitationskräfte, die Muskelaktivität und die Fuß-Boden-Interaktion zur aktiven Stabilität bei. Unter Belastung (durch das eigene Gewicht oder wegen Muskelspannung) steigt die Stabilität (bei intakten und bei verletzten Bändern) des Gelenks an [38, 81].

Während der Belastung sind 100% der Gelenkstabilität gegen In- bzw. Eversion auf die Gelenkflächen zurückzuführen. In einem nicht belasteten Zustand jedoch spielen die Gelenkflächen keine stabilisierende Rolle. Die drei Kollateralbänder tragen in diesem Fall mit bis zu 87% zur Stabilisierung des Gelenkes gegen Inversion bei [145]. Jedem der Außenbänder kommt, abhängig von der Flexionsstellung des Fußes, eine unterschiedliche Rolle zu [38, 47]. Inversion und Adduktion werden in Plantarflexion vom *Lig. talofibulare ant.*, in Neutralposition vom *Lig.calcaneofibulare* und in Dorsalextension vom *Lig. calcaneofibulare* und *Lig. talofibulare post.* eingeschränkt [112]. Das *Lig. deltoideum* trägt in nicht belastetem Zustand mit bis zu 83% der Gelenkstabilität gegen Eversion und Abduktion

bei [145, 112].

Die Beuge- und Streckbewegungen sind in erster Linie von der Länge der Gelenkflächen in der sagittalen Richtung bestimmt [62]. Dorsalextension hemmende Faktoren sind die *Ligg. tibiotalare posterius et talofibulare posterius* und der Talushals, der bei der maximalen Dorsalextension an die Vorderkante des distalen Tibiaendes anschlägt. Die Plantarflexion wird einerseits von der Anspannung der vorderen Kapselwand und des *Lig. talofibulare anterius* und andererseits von den Tubercula des Processus posterior tali, die bei maximaler Plantarflexion mit der Hinterkante des distalen Tibiaendes in Kontakt kommen, eingeschränkt [62, 112].

Zuletzt sollte das Ausmaß der Belastungskapazität des oberen Sprunggelenkes beim Körperlasttragen erwähnt werden. Bei axialer Belastung des Beines übernimmt der Talus durch seine Lage an einer zentralen Stellung zwischen Unterschenkel und Fuß die Funktion des Verteilers: die Körperlast wird über das Subtalargelenk zum Rückfuß und über das quere Fußwurzelgelenk zum Mittelfuß übertragen [9, 159]. Die kontaktierende Gelenkfläche beträgt etwa 5 cm^2 in Dorsalextensionsstellung und nimmt nach Plantarflexion deutlich ab [131]. Die mediale tibiotalare Kongruenz ist generell eher gering. Fibula nimmt zwischen 17 und 30% der auf den Unterschenkel einwirkenden axialen Druckkräfte auf, vor allem in Dorsalextension des oberen Sprunggelenks und valgischer Einstellung des Beins [131]. Das obere Sprunggelenk könnte also als eine sehr effiziente gewichtübertragende Struktur bezeichnet werden.

1.2.3.2 Unteres Sprunggelenk (Articulatio subtalaris)

Das untere Sprunggelenk setzt sich aus Talus und Calcaneus zusammen. Es handelt sich um eines der wichtigsten Gelenke der unteren Extremität, da es für die Umwandlung von Rotationsbewegungen verantwortlich ist [21, 143]. Die Mechanik des Gelenkes diktiert die Bewegungen an den Midtarsalgelenken und dem Vorfuß.

Das subtalare Gelenk umfasst zwei Gelenkbereiche: eine posteriore Artikulation, die aus dem konvexen Calcaneus und dem konkaven Talus zusammengestellt wird und eine anteriore Artikulation, die aus medialen, zentralen und lateralen Gelenkfacetten von Talus und Calcaneus gebildet wird [62].

Die Bewegung zwischen Talus und Calcaneus findet um eine schräge Achse statt. Die gesamte subtalare Achse richtet sich vom posterolateralen Anteil des Calcaneus nach anteromedial (Talushals) und steigt somit nach oben um 42° und nach medial um 23° [54, 107] (Abb. 1.2). Die Bewegung erfolgt senkrecht zur Achse. Wegen des – relativ zu den Körperebenen – schrägen Achsenverlaufs, sind die Bewegungen triplanar: Inversion von Calcaneus ist mit Plantarflexion und Innenrotation gekoppelt (*Supination*). Eversion dagegen ist mit Dorsalextension und Außenrotation kombiniert (*Pronation*) [62, 134].

Supination und Pronation am Subtalargelenk werden klinisch durch den Inversions- und Eversionsumfang des Calcaneus gemessen. 20° Inversion und 10° Eversion sind die Normwerte (Inversion/Eversion Ratio von 2:3 bis 1:3) [118]. Die mittlere Position des Gelenks ist die Neutralposition, in der die Kongruenz zwischen Talus und Calcaneus maximal ist [54, 62]. Plantarflexion und Pronation sind dagegen instabile Positionen [38, 103].

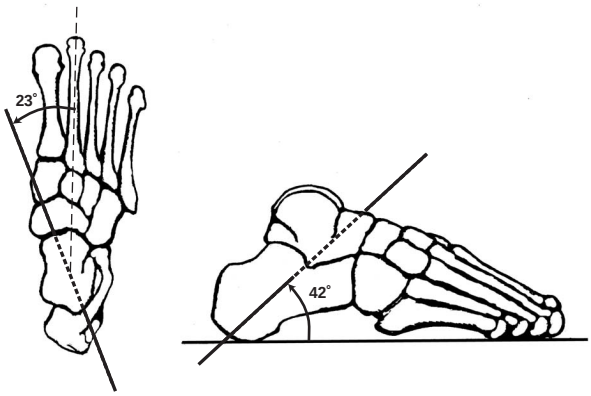

Abb. 1.2: Bewegungsachsenverlauf des Subtalargelenks

Knochen und Weichteile schränken Calacaneusinversion und -eversion ein. Wie weit der Calcaneus den Talus unterstützt, hängt davon ab, wie weit sich nach distal der anteromediale Aspekt von Calcaneus erstreckt. Ferner bildet Sustenaculum tali einen Drehpunkt für die Sehnen der *Mm. tibialis posterior*, *flexor hallucis longus et flexor digitorum longus*. Die Muskelkontraktion trägt zur dynamischen Stabilität des Rückfußes bei.

Die kurzen und kräftigen Bänder des Subtalargelenks, die Talus und Calcaneus miteinander verbinden, spielen eine wichtige Rolle bei der Gelenkstabilität und werden während des Gehens, Laufens und Springens großen Belastungen ausgesetzt. Das kräftigste Band ist das *Lig. talocalcaneum interosseum*, dessen sich zum Teil überkreuzende Fasernbündel den Sinus tarsi weitgehend ausfüllen. Das Band ist genau in der Verlängerung der Unterschenkelachse gelegen, wird somit verdrillt und Zugspannungen ausgesetzt. Es ist hauptsächlich für die Einschränkung sowohl der Inversion als auch der Eversion verantwortlich. Der Talus ist mit dem Calcaneus durch zwei weitere, schwächere Bänder verknüpft: die *Ligg. talocalcaneum laterale et posterius* [62].

Das subtalare Gelenk funktioniert im Rahmen einer geschlossenen Bewegungskette als Drehmomentkonverter der unteren Extremität [21, 25]. Die Rotationsbewegungen werden vom Subtalargelenk aufgenommen und umgewandelt. Außerdem sind die Rotationsbewegungen der unteren Extremität von den Bewegungen des unteren Sprunggelenks um seine schräge Achse abhängig. Pronation z.B. am Subtalargelenk hat eine Innenrotation der Tibia als Folge. Supination führt im Gegenteil zur Außenrotation der Tibia [21, 25].

1.2.4 Mechanik und Stabilität des Mittelfußes

1.2.4.1 Queres Fußwurzelgelenk (Articulatio tarsi transversa)

Das quere Fußwurzelgelenk oder CHOPARTsche Gelenk wird von der calcaneocuboiden und talonavicularen Artikulation zusammengestellt. Von oben betrachtet, hat die Gelenklinie einen S-förmigen Verlauf: Der Gelenkspalt vom talonavicularen Gelenk ist nach hinten, der vom calcaneocuboiden Gelenk leicht nach vorne konkav [62].

Rotationsbewegungen am queren Fußwurzelgelenk erlauben, dass der Vorfuß sich auf dem Rückfuß dreht. Drei kurze und kräftige Bänder (*Ligg. cuboideonaviculare dorsale, plantare et interosseum*) ziehen Naviculare und Cuboid eng zusammen und erlauben nur minimale Bewegung zu einander. Das *Lig. bifurcatum* befestigt den Vorderfuß am Calcaneus und wird als zentrale Bandverbindung des CHOPARTschen Gelenkes bezeichnet.

Die Bewegungsachse des queren Fußwurzelgelenks verläuft schräg von medial-oben nach lateral-unten in einem Winkel von 45° zur Horizontalen. Um sie bewegen sich Naviculare und Cuboid gemeinsam entweder nach unten-medial (Plantarflexion/Adduktion) oder nach oben-lateral (Dorsalextension/Abduktion) [25, 62].

Inversion und Eversion erfolgen um eine zweite longitudinal verlaufende Bewegungsachse [25]. Während einer Inversionsbewegung bewegen sich Naviculare und Cuboid gemeinsam nach medial, sodass der gesamte Vorfuß nach distal-medial gebracht wird. Gleichzeitig drehen sich die beiden Knochen um die durch das *Lig. bifurcatum* hindurchziehende, anterior-posteriore Achse, sodass das Naviculare ansteigt und sich das Cuboid senkt [62]. Diese Rotation stellt eine Supinationsbewegung dar. Die Fußsohle schaut nach medial, die Längswölbung des Fußes flacht im Bereich der Fußinnenkante ab. Entgegengesetzt verlagern sich Naviculare und Cuboid bei einer Eversionsbewegung gemeinsam nach lateral, der Vorfuß wird nach vorne-lateral orientiert. Gleichzeitig sinkt Naviculare ab und abduziert Cuboid. Infolgedessen dreht sich der Vorfuß im Sinne einer Pronation [62].

1.2.5 Bewegungsachsen und Muskelfunktion

Die kurz geschilderten Bewegungen am Rück- und Mittelfuß deuten darauf hin, dass alle Gelenke der hinteren Fußwurzelregion einen funktionell ineinander verzahnten Komplex bilden. Für den Fußwurzelgelenkkomplex existieren zwei nicht parallel zueinander verlaufende Achsen: Die des oberen Sprunggelenks und die so genannte HENKEsche Achse; letztere ist die gemeinsame Achse für das untere Sprung- und das quere Fußwurzelgelenk. Sie richtet sich schräg von hinten-unten und lateral nach vorn-oben und medial [62].

Die Orientierung der Achsen des Fußwurzelgelenkkomplexes bestimmt die Funktion der einzelnen Muskeln und somit die spezifischen Bewegungen des hinteren Fußwurzelkomplexes (Abb. 1.3). Zehn Muskeln mit insgesamt dreizehn Sehnen führen die Bewegungen

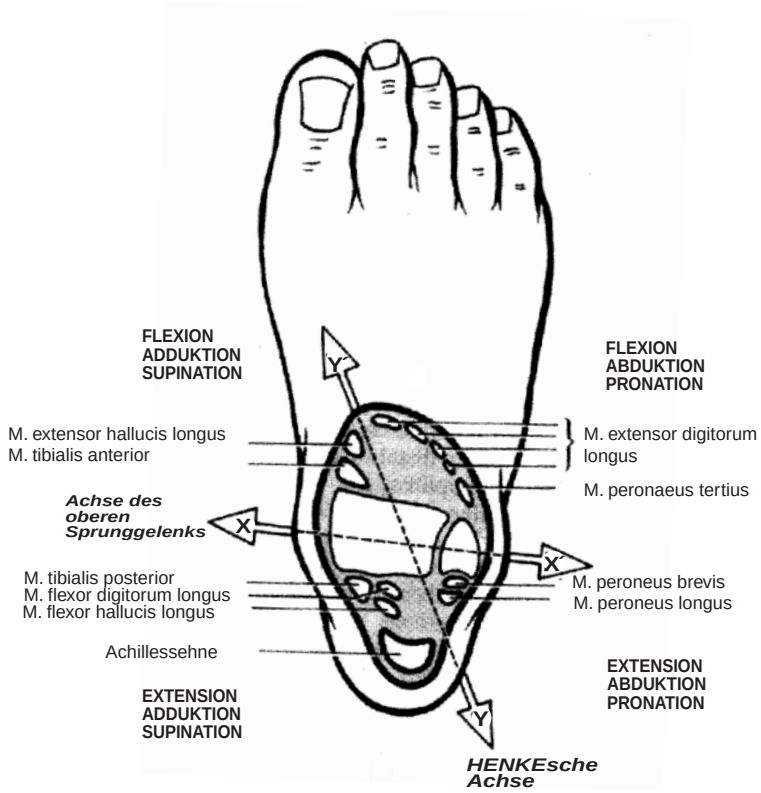

Abb. 1.3: Bewegungsachsen des hinteren Fußwurzelgelenkkopmplexes und Muskelfunktion. Ansicht von oben (nach KAPANDJI [62])

des Fußes aus. Die Projektion der Achse des oberen Sprunggelenkes auf der Transversalebene ergibt die *Flexions-Extensionsachse* (*xx´*): Alle vor der Achse gelegenen Muskeln (M. extensor hallucis longus, M. tibialis anterior, M. extensor digitorum longus und M. peronaeus tertius) sind Dorsalextensoren, alle hinter ihr Plantarflektoren (M. triceps surae, M. flexor hallucis longus, M. flexor digitorum longus, M. tibialis posterior, Mm. peroneus longus et brevis). Die Projektion der HENKEschen Achse auf der Transversalebene ergibt die *Pronations-Supinationsachse* (*yy´*): Muskeln medial dieser Achse sind gleichzeitig Adduktoren und Supinatoren (M. tibialis anterior, M. extensor hallucis longus, M. tibialis posterior, M. flexor hallucis longus , M. flexor digitorum longus, M.triceps surae). Muskeln lateral der Achse sind gleichzeitig Abduktoren und Pronatoren (M. extensor digitorum longus, M. peroneus tertius, Mm. peroneus longus et brevis). Eine „reine“ Dorsalextension bzw. Plantarflexion ohne jede Adduktions- und Supinations- oder Abduktions- und Pronationskomponente erfolgt nur, wenn alle Muskeln vor bzw. hinter der Flexions-Extensionsachse gleichmäßig mitwirken. Sie sind sowohl Antagonisten als auch Synergisten [62].

1.3 Landungsbiomechanik

1.3.1 Allgemein

Die Studie der normalen Mechanik des muskuloskeletalen Systems ist die Analyse von Kräften und ihren Effekten auf anatomische Strukturen wie z.B. Knochen, Muskeln, Sehnen und Ligamenten. *Kinetik* ist die Studie der Zusammenhänge zwischen den auf eine muskuloskeletale Struktur wirkenden Kräften und den durch sie hervorgerufenen Bewegungen [25]. *Kinematik* befasst sich mit der Erfassung dieser Bewegungen unabhängig von den einwirkenden Kräften bzw. der Masse des Körpersegments. In diesem Kapitel werden Bewegungen und einwirkende Kräfte während einer Landung geschildert.

Der Prozess einer Landung nach einem vertikalen Sprung wandelt die gewonnene potenzielle (dynamische) Energie der landenden Person in kinetische Energie um. Die während der Landung auf die unteren Extremitäten applizierten Kräfte und Drehmomente verursachen eine beschleunigte Bewegungssequenz, die distal mit Dorsalextension am oberen Sprunggelenk beginnt und von Flexion am Knie- und zuletzt am Hüftgelenk gefolgt wird. Das Resultat dieser Bewegungskette wäre der Kollaps der Gelenke der unteren Extremitäten. Ziele einer erfolgreichen Landung sind daher der Widerstand gegen einen solchen Kollaps und die Gegenanwendung von Extensorendrehmomenten, sodass die negative Geschwindigkeit des Körpers auf null und ohne Verletzung reduziert wird. Der Körper passt sich den unterschiedlichen Umständen an und die darauf folgenden Landebewegungen werden so koordiniert und ausgeführt, dass der Schock der Landung und die kinetische Energie am effizientesten absorbiert und der Fall gestoppt wird. Obwohl eine typische Landung über eine Sekunde dauert, erstreckt sich die Phase der Energieabsorption über nur 150-200 msec. Der Rest der Landungsdauer umfasst Ausbalancierungsbewegungen, die typischerweise mit der Anpassung der Hüfte und des oberen Sprunggelenkes assoziiert sind, während das Kniegelenk eine relativ neutrale Rolle dabei spielt [69, 83, 104].

1.3.2 Landestrategien

Abhängig von den Landungsumständen kann die Absorption der Stoßkräfte in verschiedenen Weisen erfolgen. Die Anpassungsmöglichkeit auf die erwarteten Stoßkräfte lässt sich beispielsweise bei der Beobachtung von Landungen auf harte und weiche Oberflächen erkennen. Eine Landung auf eine weiche (nachgiebige) Oberfläche, wie z.B. auf ein Trampolin oder ein Sprungbrett, wird von einer typisch geraden Körperhaltung mit nur minimaler Flexion der großen Gelenke charakterisiert, während eine Landung auf eine harte (feste, starre) Oberfläche eine markante Flexion aller Gelenke und eine deutlich lockere Körperhaltung aufweist [69].

Betrachtet man näher die Bewegungen der verschiedenen Körpersegmente während

einer Landung, so stellt man einerseits eine allgemeine Körperhaltungsstrategie und andererseits eine spezielle Fußkontaktstrategie fest. Anhand der ausgewählten Kombination von Körperhaltungs- und Fußkontaktstrategie lassen sich unterschiedliche Landestrategien erkennen, die während der Flugphase vorbereitet und während der Landephase (Bodenkontaktphase) ausgeführt werden.

1.3.2.1 Körperhaltungsstrategien

Die im letzten Beispiel geschilderten Landungstypen stellen die zwei Hauptlandestrategien dar: Sie werden als „*starre*“ bzw. „*weiche*“ Landungen beschrieben. Kinematisch gesehen, unterscheiden sich weiche von starren Landungen, indem die weichen Landungen einen signifikant größeren Bewegungsumfang der Gelenke der unteren Extremität aufweisen [67, 104]. Genauer betrachtet sind weiche Landungen von größerer Knie- und Hüftflexion und Dorsalextension am oberen Sprunggelenk charakterisiert als starre Landungen [23, 80, 104]. De Vita [23] definiert als weiche bzw. starre die Landungen, bei denen die Knieflexion größer bzw. kleiner als 90° ist. Höhere Kraftspitzen bei starren Landungen sind die Folge einer rapiden Stabilisation der Gelenke der unteren Extremität, während bei weichen Landungen die Energie des Aufpralls von einer sequenziellen Abbremsung der Beinsegmente absorbiert wird.

A. Flugphase

Die Vorbereitung auf die darauf folgende weiche oder starre Landung findet während der Flugphase statt. Die Hüftbeuger rotieren Rumpf und Oberschenkel nach vorne (Hüftbeugung) um den Aufprallstress auf die Wirbelsäule zu minimieren. Am Ende der Flugphase werden die Hüftextensoren aktiviert und bremsen die Geschwindigkeit der Hüftbeugung ab. Bei einer starren Landung ist das Drehmoment der Extensoren stärker und reduziert die Flexion der Hüften schneller [23]. Die Folge davon ist eine aufrechtere Körperhaltung am Anfang des Bodenkontakts, was sehr wichtig für die erfolgreiche Ausführung einer starren Landung ist. Die aufrechte Körperhaltung reduziert die Hebel der externen Kräfte, die Knie- und Hüftbeugung verursachen. Jedoch wirken die verkürzten Krafthebel den erhöhten externen Kräften nur begrenzt entgegen. Dennoch sind die Hüftextensoren- und Kniebeugerdrehmomente die Hauptkomponente der Vorbereitung auf eine weiche oder starre Landung [23].

B. Landephase

Unmittelbar nach dem Aufsetzen des Fußes auf den Boden fängt die Bewegungssequenz distal mit Dorsalextension am oberen Sprunggelenk an, gefolgt von Flexion am Knie- und Hüftgelenk. Zur Kontrolle der fortschreitenden Gelenkflexion werden die verschiedenen Muskelgruppen der unteren Extremität eingesetzt. Ein einheitliches Muster von Muskelaktivität lässt sich bei starren wie bei weichen Landungen erkennen. Zuerst werden die

Dorsalextension am oberen Sprunggelenk und die Flexion am Knie von den Plantarflexoren bzw. Knieextensoren abgebremst, während die Hüften aktiv flektiert werden und der Oberkörper sich nach vorne und unten beugt [23, 115]. Darauf folgend werden die Hüftextensoren zur Abbremsung der Hüftbeugung und der Bewegung des Rumpfes nach vorne eingesetzt, während die Dorsalextension am oberen Sprunggelenk und die Knieflexion weiter angehalten und gestoppt werden [23]. Der kombinierte Einsatz aller Muskelgruppen reduziert die Geschwindigkeit des Körpers auf null und kehrt seine Bewegung nach unten um, sodass der Körper wieder die aufrechte Haltung einnehmen kann.

Je nach Landestrategie (starr oder weich) ist der Bewegungsumfang der beteiligten Gelenke (obere Sprunggelenke, Knien, Hüften) unterschiedlich. Wie schon erwähnt, sind weiche Landungen von größerem Bewegungsumfang charakterisiert als starre Landungen [23, 104, 115]. Dementsprechend ist die Bewegung des Körpergewichtzentrums nach unten bei weichen Landungen ausgeprägter.

Bei einer *starren* Landung wird der Körper relativ steif gehalten und alle Körpersegmente werden gleichzeitig abgebremst (Abb. 1.4). Die Umkehr der negativen Beschleunigung erfolgt sehr schnell und die produzierten Kräfte sind groß. Der Körper verhält sich, wie ein Pfahl, der auf seine Spitze auf den Boden geworfen wird.

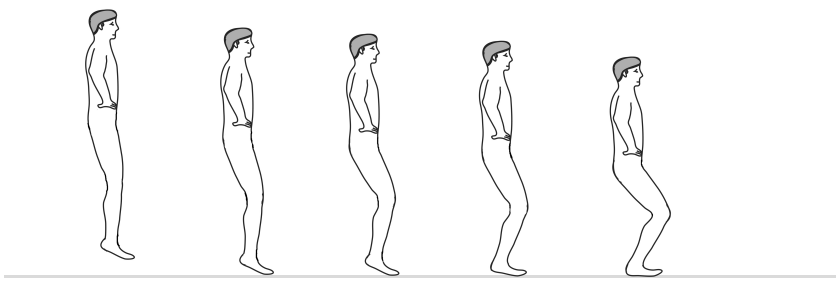

Abb. 1.4: Körperhaltungsstrategien: Starre Landung

Bei einer *weichen* Landung nimmt der Körper eine flexiblere Haltung an und verhält sich wie eine Spiralfeder (Abb. 1.5). Die Abbremsung dauert länger und die produzierten Kräfte sind niedriger. Die negative Beschleunigung ist geringer und wandelt sich nur langsam in eine niedrige positive um. Infolgedessen fehlt eine wichtige Ursache zur Entstehung eines raschen Kraftanstiegs [23, 115]. Es ist angenommen worden, dass die Beinmuskulatur korrekt vorgespannt ist. Die Muskelaktivität dauert länger und erstreckt sich bis zur bewussten Muskelreaktion. Das bedeutet, dass die Beinmuskulatur besser auf die Landung vorbereitet und effizienter koordiniert wird [23].

Bei beiden Landetechniken werden die größten Drehmomente und Kräfte von der Hüftmuskulatur produziert. Das lässt sich aus zwei Gründen erklären. Erstens ist der

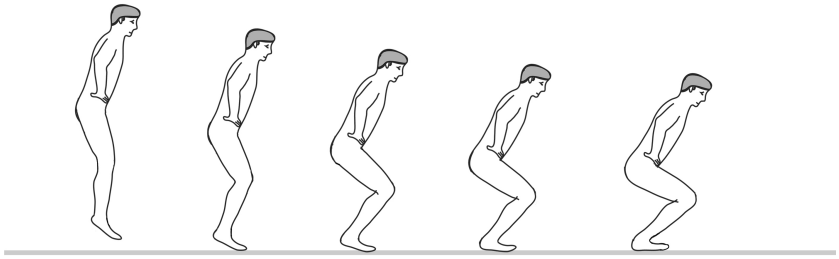

Abb. 1.5: Körperhaltungsstrategien: Weiche Landung

Oberkörper am Anfang der Landephase durch die aktive Flexion der Hüften positiv nach vorne beschleunigt, was bedeuten würde, dass der zur negativen Beschleunigung benötigte Kraftaufwand größer ist. Zweitens muss die Hüftmuskulatur die Bewegung des gesamten Oberkörpers (Kopf-Arme-Rumpf), der 68% des Körpergewichts umfasst, steuern. Im Gegensatz dazu kontrollieren die Muskelgruppen um das Knie und das obere Sprunggelenk nur segmentale Rotationsbewegungen der unteren Extremität assistiert von einander und von der Hüftmuskulatur.

Die Plantarflexoren des oberen Sprunggelenks und die Knieextensoren sind hauptsächlich verantwortlich für die Reduktion der kinetischen Energie des Körpers. DeVita [23] hat die Energieabsorption während beider Körperhaltungsstrategien gemessen und festgestellt, dass das Muskelsystem 19% mehr kinetische Energie bei den weichen Landungen absorbiert. Bei größerer Landungsrigidität nimmt der relative Beitrag der Plantarflexoren zu und der Knie- und Hüftextensoren ab [80, 115]. Obwohl die Plantarflexoren bei einer weichen Landung weniger Energie absorbieren, nimmt der von den Hüft- und Knieextensoren absorbierte Energieanteil um 50% zu, mehr als die Reduktion der Leistung der Plantarflexoren [23]. Bei den starren Landungen dagegen nehmen die übrigen Strukturen des Skeletsystems mehr Energie auf und sind somit größeren Belastungen ausgesetzt.

1.3.2.2 Fußkontaktstrategien

Ein wichtiges Element der Landestrategiesequenz ist das Aufsetzen des Fußes auf den Boden. Die Haltung des Fußes zu diesem Zeitpunkt kann die Amplitude der vertikalen Reaktionskräfte beeinflussen [50]. Bei näherer Betrachtung der Fußkontaktphase fällt eine große Vielfalt an Landestrategien auf.

In der Forschung der Quantifizierung der auftretenden Stoßkräfte bei den verschiedenen Landeaktivitäten sind hauptsächlich zwei Fußkontaktmuster zu beobachten: die *Vorfuß-Ferse-Landung* („Toe-Heel“), die am häufigsten beobachtet wird und die *Flachfußlandung* („Flatfoot“). Zusätzlich sind noch andere Fußkontaktmuster beobachtet worden,

wie die Landung nur auf den Vorfuß („Toe-only“) und die Fersen-Landung („Heel-only“) [28] (Abb. 1.6). Im Folgenden werden näher die Vorfuß-Ferse-Landungen und die Fersen- bzw. Flachfußlandungen erläutert.

Die verschiedenen Fußkontaktmuster können in Kombination mit beiden Körperhaltungsstrategien (weichen und starren) auftreten. Nach dem Aspekt, dass je größer die Flexionswinkel der Gelenke, desto weicher die Landung ist [67, 104], lassen sich einigermaßen die Vorfuß-Ferse-Landungen als weiche und die Fersen- oder Flachfußlandungen als starre Landungen, wegen der größeren bzw. kleineren Flexionswinkel am oberen Sprunggelenk, charakterisieren. Im Gegensatz dazu kann der Flexionsumfang der Knie und Hüften größer bei Fersen- oder Flachfußlandungen als bei Vorfußlandungen sein. Der aufsummierte Bewegungsumfang der Gelenke der unteren Extremität ist jedoch größer bei Vorfuß-Ferse-Landungen als bei Fersen- oder Flachfußlandungen [67].

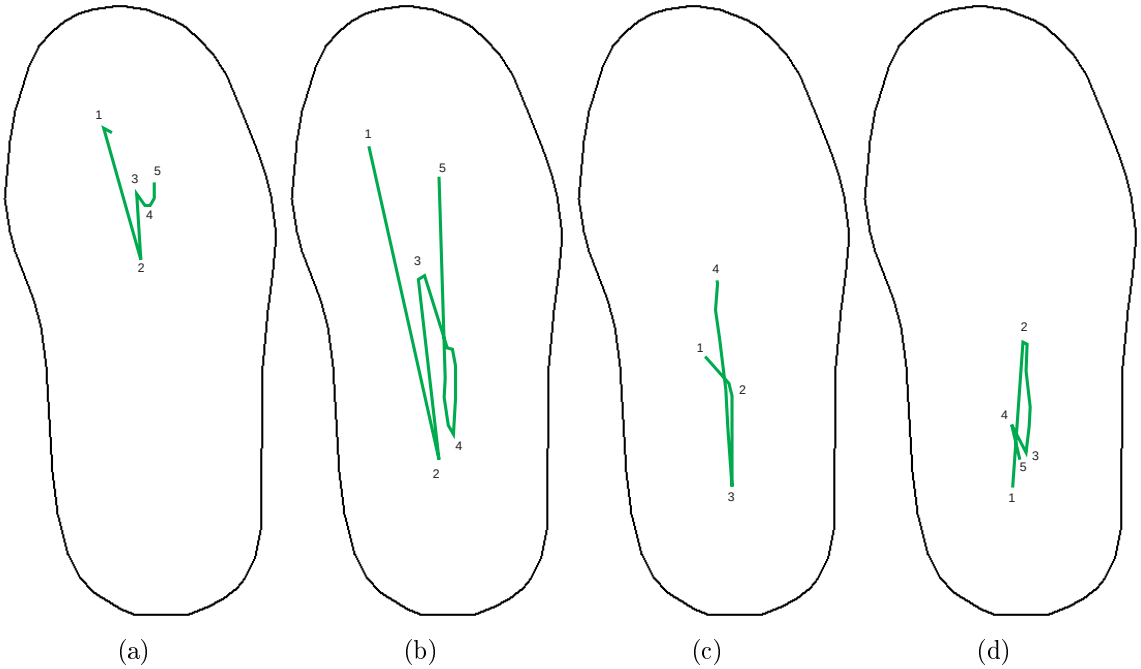

Abb. 1.6: Fußlandestrategien: Bewegung des Druckschwerpunktes während der Landung: (a) Vorfußlandung, (b) Vorfuß-Ferse-Landung, (c) Flachfußlandung, (d) Fersenlandung

Bei einer *Vorfuß-Ferse-Landung* landet zuerst der Vorfuß auf den Boden (Abb. 1.6b). Der Aufstellwinkel zwischen Sohle und Boden variiert nach Stacoff zwischen 30-45° [138]. Nach dem Aufsetzen des Vorfußes wird der Fuß mit einer Winkelgeschwindigkeit von 12 bis 28 rad/sec in Dorsalextension gebracht, bis die Ferse den Boden berührt [138]. Mit dem Aufprall der Ferse auf den Boden wird die Bewegung des Fußes auf null abgebremst. Der Rest des Körpers bewegt sich weiterhin nach unten und kommt später vollständig zur Ruhe.

Bei einem flachen Aufsetzen des Fußes (*Flachfußlandung*) oder bei einer *Fersenlandung* werden die Dorsalextensoren des Fußes am Ende der Flugphase aktiviert und somit wird die Plantarflexion des Fußes reduziert. Der Fuß wird flach oder auf der Ferse aufgesetzt und seine Bewegung auf null abgebremst (Abb. 1.6c,d). Knie und Hüften flektieren weiter und der Oberkörper bewegt sich weiterhin nach unten, bis ihre Bewegung später gestoppt wird.

Während der Bodenkontaktphase bewegt sich der Vorfuß sehr schnell aus einer Inversionsposition unmittelbar vor der Landung zu einer Eversionsstellung [1, 76, 77, 96, 108, 136]. Demzufolge finden Eversion und Dorsalextension, relativ zum Rückfuß, am talonavicularen und calcaneocuboiden Gelenk statt. Der Eversionsumfang am Talonaviculargelenk ist 5-13° und am Calcaneocuboidgelenk 8-18°[2]. Die ausgewählte Landestrategie hat keinen signifikanten Einfluss auf die maximale Eversion und Dorsalextension am Talonavicular- oder Calcaneocuboidgelenk. Die maximalen Eversionswinkel des Vorfußes sind größer bei Landungen als beim Gehen [2]. Die Belastung des Mittelfußes ist groß genug um eine Verletzung zu verursachen.

Die Vorfußbewegungen am Talonavicular- und Calcaneocuboidgelenk werden auf den Rückfuß übertragen. Das tibiotalare Gelenk evertiert, abduziert und flektiert nach dorsal: d.h. der Fuß proniert [97, 108]. Diese Pronationsbewegung ist einer der Mechanismen, die zur Reduzierung der Stoßbelastung beitragen [108]. Arampatzis [2] hat die maximalen Eversionswinkel am tibiotalaren Gelenk bei Tiefsprüngen aus 0,80 und 1,15 m gemessen und sie zwischen 3-8° gefunden. Die in der Studie angewendeten Landestrategien sowie die viel größeren, als beim Gehen oder Laufen, gemessenen Stoßkräfte hatten keinen Einfluss auf die maximalen Eversionswinkel am tibiotalaren Gelenk [2].

Der sagittale Bewegungsumfang des oberen Sprunggelenks beträgt ungefähr 50° und spiegelt seine bedeutende Rolle während der Landung wider [42], denn Bewegung am oberen Sprunggelenk und am Knie erlaubt das kontrollierte Absinken des Körpergewichtzentrums, nachdem die Ferse auf dem Boden fixiert ist.

Ein wichtiger Unterschied zwischen beiden Fußlandestrategien ist die niedrige Energieabsorption von den Plantarflexoren bei Fersen- oder Flachfußlandungen. Nach Kovacs [67] beträgt die negative Leistung der Plantarflexoren bei Fersen- oder Flachfußlandungen durchschnittlich das 23% der Leistung bei Vorfußlandungen. Dabei spielen die Hüft- und Knieextensoren eine wichtigere Rolle bei Fersen- oder Flachfußlandungen, was aus ihrem größeren Drehmoment, Kraft und Leistungswerten während der Flexionsphase hervorgeht [67]. Bei Vorfuß-Ferse-Landungen ist die Leistung der Sprunggelenksflexoren größer als die der Knie- und Hüftextensoren. Entgegengesetzt ist die Leistung der Knieextensoren bei Fersen- oder Flachfußlandungen größer als die der Hüftextensoren und Sprunggelenksflexoren [67]. Das bedeutet, dass bei Vorfußlandungen die Energie hauptsächlich

vom Sprunggelenk und bei Fersen- oder Flachfußlandungen hauptsächlich von der Hüfte aufgenommen wird. Überwiegend wegen der erhöhten Leistung der Plantarflexoren ist die gesamte Energieabsorption durch die Muskulatur der unteren Extremität größer bei Vorfuß-Ferse-Landungen als bei Fersen- oder Flachfußlandungen [67]. Die ausgewählte Fußkontaktstrategie kann daher eindeutig die Amplitude und Verteilung der produzierten Stoßkräfte beeinflussen.

1.3.3 Stoßkräfte und Fußbelastung

1.3.3.1 Allgemein

Im Rahmen der menschlichen Beweglichkeit entstehen aus der Kollision eines Körperteils mit dem Boden Kräfte, die als Stoßkräfte („impact forces“) bezeichnet werden. Während einer solchen Kollision übt der Körper auf den Boden Kräfte aus und der Boden reagiert mit entgegengerichteten Kräften darauf, die als Bodenreaktionskräfte („Ground reaction forces“, GRF) bezeichnet werden [94].

Die bei verschiedenen Aktivitäten, wie z.B. Laufen, Gehen und Springen, auf den Fuß einwirkenden Kräfte können entweder positive oder negative Effekte haben. Im ersten Fall tragen sie zur Kräftigung der Skeletstrukturen bei, im Zweiten können sie zur Überbelastung dieser Strukturen führen [11, 44, 95]. Nigg [93, 94] hat vorgeschlagen, die externen Kräfte zu messen und ihre Auswirkungen auszuwerten, wenn eine potenzielle Verletzungsgefahr bei einer Aktivität besteht. In ähnlicher Weise hat Mizrahi [88] festgestellt, dass wenn der Körper ungewöhnlich großen externen Kräften bei einer Landung ausgesetzt wird, die Gefahr negativer Auswirkungen wie z.B. Knochenfrakturen oder Knorpeldegeneration besteht. Die eigentliche Toleranz der Skeletstrukturen der unteren Extremität gegenüber solchen Kräften ist teilweise unbekannt [94].

Bodenreaktionskräfte werden in allen drei Richtungen ausgeübt: vertikal, anterior-posterior und mediolateral. Die meist studierten Stoßkräfte sind die vertikalen Bodenreaktionskräfte, die mit Hilfe von Kraftmesssystemen bei Landeaktivitäten dokumentiert und ausgewertet werden. Verschiedene Landebewegungen sind erforscht worden: Landungen nach einem Sprung (im Labor bzw. bei einer sportlichen Aktivität z.B. Basketball oder Netball), Landungen aus einem Podest auf eine flache oder schiefe Ebene und Laufen. Laufen ist zwar keine klare Landebewegung, wird aber aus einer Reihenfolge von Fersenlandungen zusammengesetzt [27].

Mit Hilfe von Kraftmessplatten haben Frederic [34] und Lees [70] die vertikalen Reaktionskräfte beim Laufen gemessen und ihre maximalen Werte innerhalb der ersten 20-30 ms nach dem Bodenkontakt festgestellt. Nach Nigg [93, 94] erreichen die vertikalen Bodenreaktionskräfte ihr erstes Maximum typischerweise ca. 10-30 ms nach dem

Bodenkontakt. Die Zeit zwischen der ersten Registrierung des Signals und der ersten Muskelreaktion ist ungefähr 100 ms [94]. Das bedeutet, dass die Landung ein passiver Prozess ist. Daher werden die Stoßkräfte als *passive* Kräfte bezeichnet im Gegensatz zu den von den Muskeln erzeugten und kontrollierten *aktiven* Kräften.

Maximale externe Stoßkräfte beim Gehen, Laufen oder anderen Sportaktivitäten sind typischerweise nicht größer als das vierfache des Körpergewichts. Sie können jedoch bei Bewegungen, wie z.B. das „Take-off“ eines Sprungs nach oben, eine Landung aus großer Höhe oder während eines Dreisprungs („Triple-Jump“), das zehnfache des Körpergewichts übersteigen [94]. Der Fersenaufprall beim Laufen produziert Stoßkräfte, die das 1,6- bis 3fache des Körpergewichts erreichen [6, 17, 93].

1.3.3.2 Stoßkräfte und Landestrategien

Die verschiedenen Landestrategien produzieren charakteristische Zeitgeschichten der vertikalen Bodenreaktionskräfte.

Bei einer *starren* Landung erfolgt die Umkehr des nach unten gerichteten Körperimpulses sehr schnell und die produzierten Kräfte sind groß. Die Zeitgeschichte der am unteren Bein applizierten Kräfte weist eine frühe Spitze auf (Abb. 1.7). Der frühe und hohe Kraftanstieg ist einerseits auf die schnelle und kräftige Reaktion der Unterschenkelmuskulatur auf die Dorsalextension am oberen Sprunggelenk und andererseits auf die Stabilisierung der Knie- und Hüftgelenke zurückzuführen. Die darauf folgende Abbremsung des Kopf- und Rumpfsegments führt zur rapiden Senkung der Bodenreaktionskräfte [69].

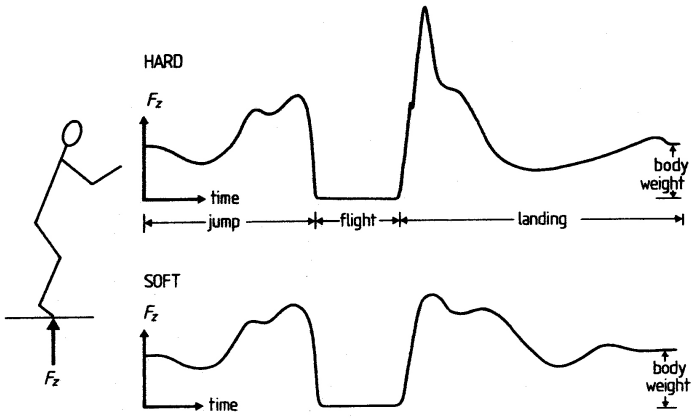

Abb. 1.7: Vergleich der vertikalen Bodenreaktionskräfte während einer starren (oben) und einer weichen Landung (unten) (Quelle:Lees [69])

Bei einer *weichen* Landung dauert die Abbremsung länger und die produzierten Kräfte sind niedriger. Die negative Körperbeschleunigung wandelt sich nur langsam in eine niedrige positive. Infolgedessen fehlt eine wichtige Ursache für die Entstehung eines raschen

Kraftanstiegs. Die bei den starren Landungen auffallende frühe Kraftspitze ist reduziert, dennoch ist eine zweite Spitze präsent, als die unteren Beinsegmente eine positive Beschleunigung aufweisen (Abb. 1.7). Dieser Effekt ist jedoch reduziert wegen der noch andauernden negativen Beschleunigung des Oberkörpers [69].

Bei einer *Vorfußlandung* zeichnet sich eine bimodale Kraftkurve ab. Die erste Kraftspitze (F_1) erscheint unmittelbar nach dem Bodenaufsetzen des Vorfußes und ist von einer Zweiten (F_2) unmittelbar nach dem Bodenaufsetzen der Ferse gefolgt [28, 42, 88] (Abb. 1.8). Die zweite Kraftspitze ist nach KOVACS [67] um 2,1mal höher als die Erste. STACOFF [138] stellte fest, dass das erste Maximum der vertikalen Kräfte bei Landungen nach einem Volleyballblock 1000 bis 2000 N ist, während die zweite Kraftspitze 1000 und 6000 N betrug. Nach VALIANT UND CAVANAGH [152] erreicht F_1 das 1,3fache und F_2 das 4,1fache des Körpergewichts. DUFEK [27] hat die Kraftspitzen bei Vorfußlandungen aus Höhen von 40, 60 und 100 cm gemessen und F_1 das 1,2- bis 2,1fache und F_2 das 3,8- bis 5,1fache des Körpergewichts gefunden. Als Folge einer kontrollierteren Bewegung der Ferse nach unten ist die zweite Kraftspitze abgerundet [42].

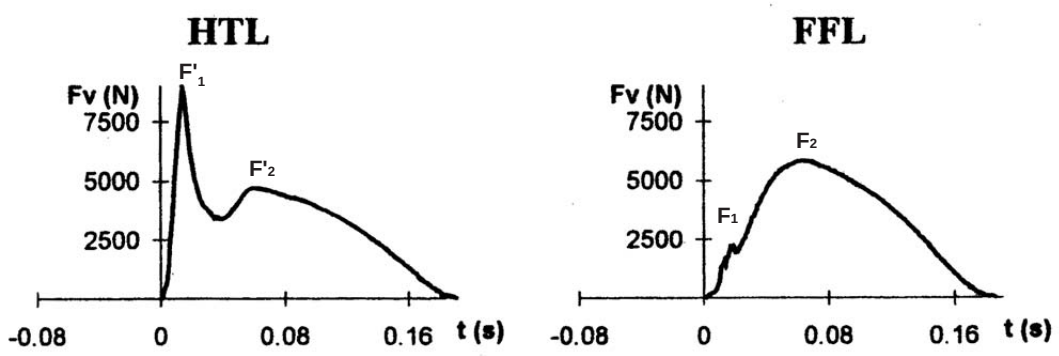

Abb. 1.8: Repräsentative Zeitkurven der vertikalen Bodenreaktionskräfte während einer Fersen- (HTL) und einer Vorfuß-Fersen-Landung (FFL) (Quelle: KOVACS ET AL. [67])

Bei *Fersenlandungen* sind die vertikalen Bodenreaktionskräfte größer und dauern kürzer (20-25 ms) [50, 67]. Die Kraft-Zeit-Kurve zeigt eine erste scharfe Kraftspitze (F_1') unmittelbar nach dem Bodenaufsetzen der Ferse, die mit Zunahme der Knie- und Hüftflexion rasch abnimmt. Nach VALIANT UND CAVANAGH [152] beträgt F_1' das 6fache des Körpergewichts. Mit der Umkehr der Körperbewegung nach unten zeichnet sich eine zweite niedrigere Kraftspitze (F_2'). Nach KOVACS [67] ist F_2' 2,4mal niedriger als F_1' (Abb. 1.8). Die erste Kraftspitze stellt eine eher mechanische bzw. NEWTONsche Antwort auf die Landung dar, während die Zweite als eine eher neuromuskuläre Antwort betrachtet werden kann, denn sie erscheint viel später nach dem ersten Bodenaufprall und somit verbleibt

den Muskeln mehr Zeit zur Reaktion und Energieabsorption [161].

1.3.3.3 Einflussfaktoren

Die Amplitude der vertikalen Bodenreaktionskräfte nimmt mit der Geschwindigkeit des Aufpralls auf den Boden zu [84, 83]. Bei Landungen mit relativ niedriger Geschwindigkeit sind von NIGG ET AL. [98] und VALIANT [152] Stoßkräfte zwischen dem 3,5- und dem 7,1fachen des Körpergewichts gemessen. Bei höheren Geschwindigkeiten, wie z.B. nach Gymnastiksprüngen mit multiplen Körperumdrehungen aus größeren Höhen, können die Reaktionskräfte das 14- bis 18fache des Körpergewichts erreichen [106].

Gemäß den NEWTONschen Gesetzen nimmt die Landungsgeschwindigkeit analog zur Sprunghöhe zu. Folglich nimmt die Größe der vertikalen Bodenreaktionskräfte mit der Sprunghöhe zu [2, 27, 77, 83, 87, 122, 161]. Bei Landungen aus 32, 72 und 128 cm Höhe hat MCNITT-GRAY [84] Stoßkräfte vom 9,1- bis zum 11fachen des Körpergewichts gemessen. Bei solchen Landungen aus größeren Höhen erreichen die Reaktionskräfte ihren maximalen Wert früher als bei Landungen aus niedrigeren Höhen [10, 83]. Das bedeutet, dass die Rigidität der Gelenke bei größeren Sprunghöhen größer ist [122]. MCNITT-GRAY [83] hat bei weiblichen Gymnasten festgestellt, dass Landungen aus größeren Sprunghöhen länger dauerten. Das bedeutet nach Ansicht des Autors, dass die weiblichen Gymnasten ihre Landestrategie bei größeren Höhen änderten, sodass sie die erhöhten Stoßkräfte über längere Zeit verteilen konnten. Der Zusammenhang zwischen Reaktionskräften und Sprunghöhe zeigt, dass die erste Kraftspitze F_1 eine eher mechanische bzw. NEWTONsche Antwort auf die Landung darstellt [161].

Bei gegebener oder konstanter Landungsgeschwindigkeit bestimmt die Landestrategie die Größe der vertikalen Reaktionskräfte [27, 84]. Je weicher eine Landung ist, desto niedriger sind die Stoßkräfte. Nach STACOFF [138] spielt sogar die Landestrategie eine wichtigere Rolle als die Sprunghöhe und die Landungsgeschwindigkeit. Bei einer Landung variiert die Knie- und Hüftflexion, sodass die vertikalen Stoßkräfte reduziert oder vergrößert werden [116]. Nach STACOFF [138] steht der Knieflexionswinkel in einem deutlichen Zusammenhang zu den vertikalen Stoßkräften. Je gestreckter das Knie beim Aufsetzen des Fußes ist, desto größer sind die auftretenden Kräften [27, 138]. Dies bedeutet, dass bei der Landung des Fußes nicht nur die Masse des Fußes, sondern auch Teile des Unter- und Oberschenkels abgebremst werden. Somit gewinnt die Landetechnik an Bedeutung [138]. Vorfußlandungen reduzieren die Stoßkräfte und in dieser Hinsicht wird von DUFEK [27] empfohlen, dass Personen, die regulär Landungen ausüben und sich hohen vertikalen Kräften aussetzen, möglichst auf den Vorfuß und mit gebeugten Knien landen sollten. Für eine Reduktion der Aufprallkräfte ist es nach STACOFF [138] sinnvoll, in leicht flektierter Knieposition (ca. 160°) auf den Vorfuß und die Ferse zu landen. Eine noch größere

Kniebeugung würde die Belastung nicht mehr entscheidend reduzieren [138].

1.3.4 Muskelreaktion

Die Reaktionszeit (Latenzzeit) des neuromuskulären Systems auf einen Stimulus beträgt 50-75 msec [53, 85, 92]. Die Stoßkräfte, die als passive Kräfte von NIGG [92] bezeichnet wurden, erreichen ihr Maximum in weniger als 50 msec, i.e. schneller als die Reaktion des neuromuskulären Systems. Die Muskeln der unteren Extremität sind daher nicht in der Lage die Stoßenergie zu absorbieren [39, 114] und die Belastung wird an die Knochen und Weichteilen geleitet [85]. Ineffektive Abschwächung der passiven Kräfte kann zu Mikrotrauma von Knochen und Weichteilen führen [11, 44, 93, 95].

Demzufolge ist das neuromuskuläre System von einer Muskelpräaktivierung abhängig, um die Aufprallenergie während der ersten 50 msec des Bodenkontakts zu absorbieren. MELVILL-JONES [85] hat eine EMG-Aktivität der Antigravitationsmuskulatur ca. 75 msec nach dem Fallbeginn und vor dem Bodenkontakt festgestellt. Der Beginn dieser Aktivität war unabhängig von der Sprunghöhe und nach Meinung des Autors handelt es sich um eine von den Otolithenorganen hervorgerufene reflexartige Reaktion auf die Gravitationsbeschleunigung. Funktionell gesehen verleiht diese Präaktivierung dem neuromuskulären System die erforderliche Rigidität vor dem Bodenkontakt [39, 122]. Nach SANTELLO [122] überdauert diese Aktivität den Bodenaufprall um ca. 100 msec. Eine effiziente Reflexantwort der Beinmuskulatur auf die mechanische Belastung beim Bodenkontakt ist erst nach 191 msec festzustellen [85]. Die Abbremsung bei einer Landung wird also eher von einer vorprogrammierten Reaktion ermöglicht, als von einer reflexartigen Antwort auf die mechanische Belastung [41, 85].

Bei Landungen mit Seitwärtskomponenten kommt es zu einer verletzungsgefährdenden Fußinversion. Die Aktivität der Peronealmuskulatur als Antwort auf diese plötzliche Inversionsbewegung ist vielmals dokumentiert. Die peroneale Reaktion ist hauptsächlich von Rezeptoren in der Nähe vom Sprunggelenk-Fuß-Komplex als von zentral koordinierten Einsätzen auf visuelle oder vestibuläre Informationen abgeleitet [66]. Jedoch spielen visuelle oder vestibuläre Reize eine Rolle beim Schutzmechanismus, denn sie können eine antizipatorische Muskelaktivierung vor der Inversion hervorrufen. Die Peronei werden früher als die Wadenmuskulatur aktiviert und nach Literaturangaben liegt ihre Latenzzeit zwischen 60 und 80 msec [63, 66, 75]. Nach KONRADSEN [66] sollte ein effektiver Einsatz des dynamischen Schutzmechanismus erst nach 126 msec erwartet werden. Das subtalare Gelenk erlaubt 40° Inversion bevor eine genügende Spannung an den Ligamenten gebildet ist [38, 66]. Eine ungehinderte Inversion aus der Neutralposition würde die Kollateralbänder in ca. 100 msec in Gefahr bringen [66]. Beim Gehen oder Laufen kommt es noch schneller zur subtalaren Rotation und zur darauf folgenden Verletzung. Zudem

resultiert eine zunehmende Plantarflexion in eine Verlängerung der Latenzzeit der Peronei, was einen effektiven Schutz noch weiter verzögern würde [75]. Im Alltag jedoch wird in vielen Fällen (wenn z.B. der Schuh auf die Inversionsoberfläche rutscht, oder wenn die Inversionsbewegung von einer unebenen Oberfläche verlangsamt wird) die forcierte Inversion verlangsamt und genügende Zeit kann vergehen, bis der dynamische Schutzmechanismus voll eingesetzt werden kann. Eine Vorprogrammierung also der Muskelaktivität mit einer z.B. leichten Erhöhung des Kontraktionsniveaus um das Sprunggelenk vor dem Bodenkontakt, kann das Gelenk steifer machen und die Zeitspanne zwischen Belastung und Verletzung verlängern [4, 66].

1.3.5 Modifizierende Faktoren

In realen Bedingungen spielen verschiedene Einflussfaktoren während einer Landung eine wichtige Rolle auf die Bewegungsbiomechanik des Fußes. Solche Faktoren modifizieren sowohl die Landebewegung als auch die entstehenden Stoßkräfte. Einige dieser Faktoren werden im Folgenden erläutert.

1.3.5.1 Seitwärtsbewegungen

Abhängig von der Sprungsituation (z.B. Spielsituation) muss eine Landung mit unterschiedlichen Seitwärtsbewegungen durchgeführt werden. Als Folge verändert sich die Bein- und Fußstellung während der Flugphase, sodass die Landung auf den Boden recht unterschiedlich stattfinden kann [138]. Bei Landebewegungen mit Seitwärtskomponenten oder auf eine schiefe Ebene (z.B. Hindernis oder Fuß des Mitspielers) trifft der Vorfuß in den meisten Fällen zuerst am Boden auf [138]. Dabei kommt es zu einer Torsion des Vorfußes (Inversion bzw. Eversion), während die Ferse sich noch in der Luft befindet. Die Torsion des Vorfußes findet im queren Tarsalgelenk (Chopart) und im Tarsometatarsalgelenk (Lisfranc) statt und kann sich während des Aufsetzens der Ferse auf den Rückfuß übertragen. Kommt es zu einer Inversion des Vorfußes bei der Landung, wenn sich der Fuß in flektierter und daher instabiler Position befindet [38, 103, 160], erhöht sich das Verletzungsrisiko bezüglich einer Distorsion oder Ruptur des lateralen Bandapparates erheblich. Solche Bewegungsabläufe treten sehr oft in Spielsituationen auf. Am häufigsten handelt es sich um Landungen, bei denen der Sportler durch die Spielsituation abgelenkt ist und nicht auf seine Landetechnik aufmerksam sein kann. Die Inversion des Vorfußes, häufig sehr stark und schnell, wird von der Hebelwirkung der Schuhsohlen verstärkt [138].

Self [132] hat bei in-vitro Landungen auf eine schiefe Ebene festgestellt, dass die maximalen Spannungswerte („strains“) am lateralen Bandapparat signifikant höher als bei den Landungen auf die Flachebene waren. Die maximalen Spannungsraten („strain rates“)

waren ebenfalls signifikant höher im Vergleich zu den Landungen auf die Flachebene, wobei *Lig. talofibulare ant.* viel stärker als *Lig. calcaneofibulare* belastet wurde. Daraus lässt sich erkennen, dass der Vorfuß bei einer Seitwärtsbewegung nur in geringem Maße, der Rückfuß aber in sehr hohem Maße einem Verletzungsrisiko ausgesetzt ist. Mit Ausnahme von Verletzungen des lateralen Kapsel-Band-Apparates sind auch Achillessehneverletzungen nicht auszuschließen [138].

1.3.5.2 Visuelle Kontrolle

Bei Landungen ohne visuelle Kontrolle können die Dauer der Flugphase und die Amplitude der vertikalen Reaktionskräfte vor der ersten Landung aus einer gegebenen Höhe nicht genau errechnet werden. Die propriozeptiven und vestibulären Informationen aus den ersten Landeversuchen können jedoch gebraucht werden, um die Bewegungen besser zu koordinieren und weitere Landungen besser auszuführen.

Santello [121] verglich Landungen mit und ohne visuelle Kontrolle und stellte fest, dass die vertikalen Komponenten der Bodenreaktionskräfte bei Landungen ohne Sicht signifikant größer waren als bei Landungen mit Sicht [116, 121]. Der Unterschied zwischen beiden Situationen war noch größer bei Landungen aus größeren Höhen. Die Zeit bis zum Kraftmaximum blieb konstant, unbeeinflusst von der vorhandenen visuellen Kontrolle. Die EMG-Aktivität begann früher, dauerte länger und ihre Amplitude war größer bei Landungen ohne visuelle Kontrolle.

Wenn Sichtkontrolle vorhanden ist, wird das kontinuierliche Feedback zur Einschätzung von Flugdauer und zur Modulation von antizipierender Muskelaktivität und/oder kinematischer Variablen wie Gelenkflexionswinkel oder Körpersegmentenorientierung verwendet [122]. Im Gegensatz dazu, ohne Sichtkontrolle sind die landenden Personen gezwungen eine „Trial-and-Error"-Strategie anzuwenden, um zu erlernen, welche Muskelaktivierungsstrategie zu einer sicheren und weichen Landung führt [82]. Deswegen ist der erste Landeversuch ohne Sicht von einer vorbeugenden größeren Muskelaktivierung charakterisiert. Bei einer Landung auf eine unbekannte Oberfläche versucht man sich vor der Wahrscheinlichkeit einer Gefahr zu beschützen, indem man annimmt, dass die Landungsoberfläche instabil ist. Daher versucht man mit einer starren Landestrategie die Landungsoberfläche zusammenzudrücken, um ihre Stabilität zu optimieren [116].

McNair [82] hat den Effekt von visueller Kontrolle und Bewegungsanweisungen auf die Landungskinetik erforscht und gefunden, dass die Kombination von visuellen Informationen und Instruktionen zu signifikant größerer Abnahme der maximalen Werte der vertikalen Reaktionskräfte führte.

1.3.5.3 Geschlecht

Zur Kompensation der hohen Stoßkräfte bei einer Landung verwenden Männer und Frauen unterschiedliche Methoden [22, 46]. Aus der neuromuskulären Perspektive sind Frauen als quadrizepsdominant identifiziert worden dadurch, dass sie als Reaktion auf potenzielle Verletzungsmechanismen zuerst den Quadrizeps aktivieren [71]. Demzufolge lässt sich eine markante Dysbalance zwischen Quadrizeps und Knieflexoren erkennen [46]. Die aufrechtere Körperhaltung der Frauen während einer Landung ist mit einem verstärkten Einsatz der Plantarflexoren zur Absorption der auftretenden Kräfte kombiniert, wobei die Hüftflexoren bei Männern eine wichtigere Rolle spielen [22].

Größere Knieflexion kann die Landungskräfte abschwächen. Dabei spielt Quadrizeps eine kritische Rolle zur Kräfteverteilung und -absorption während einer Landung. Die Tendenz der Frauen zu mangelnder Knieflexion hat signifikante Implikationen in der Kraftverteilung und könnte in einen exzessiven Stress auf den vorderen Kreuzband resultieren, da eine Quadrizepsanspannung ohne Widerstand die Tibia nach vorne verlagert [22, 71].

1.3.5.4 Sporttraining

Bei Landungen aus größerer Höhe sind Athleten im Vergleich zu Freizeitsportlern weniger gefährdet [28, 84, 154]. Die Anforderungen einer Landung aus größerer Höhe haben als Folge die Modifikation der Landungskinetik, indem die Leistung und die Drehmomente der Extensoren erhöht werden. Solche Modifizierungen der Landungskinetik sind sowohl bei Athleten als bei Freizeitsportler zu beobachten. Jedoch ist die Reaktion beider Gruppen auf die Zunahme der Landungsgeschwindigkeit unterschiedlich. Die Resultate einer Studie von McNitt-Gray [83] zeigen, dass Athleten dazu tendieren, die erhöhte Belastung gleichmäßiger über das Sprunggelenk, das Knie und die Hüfte zu verteilen als Freizeitsportler. Athleten erzeugen größere Extensorendrehmomente am Sprunggelenk und an der Hüfte, während Freizeitsportler ihre Landestrategie so verändern, dass sie größere Knie- und Hüftflexion und eine zunehmend längere Landephasedauer auswählen.

Zusätzlich sind die von den Athleten produzierten Sprunggelenkflexoren- und Hüftextensorendrehmomente, als Folge des Trainings, größer als die der Freizeitsportler. Das würde bedeuten, dass Athleten über eine verbesserte Fähigkeit zur Kontrolle von größeren Drehmomenten, die während komplexer Gymnastikübungen entstehen, verfügen [83, 154]. Folglich sind Freizeitsportler anfälliger gegen akute Verletzungen. Dennoch kann auf der anderen Seite der kumulative Effekt dieser sich wiederholenden exzessiven vertikalen Stoßkräften bei Sportlern zu chronischen Verletzungen führen [44, 93, 95, 116].

1.3.5.5 Landungsoberfläche

Zur Prophylaxe von Verletzungen werden sehr häufig bei Landungen externe Schutzvorrichtungen („protective devices“) angewendet. Solche Schutzvorrichtungen, konstruiert aus verschiedenen Polymerschaummaterialien, sind Schuhe und Matten. Es ist verbreitet angenommen, dass solche Landungsoberflächen sowohl die Häufigkeit als auch den Schweregrad von Sportverletzungen beeinflussen können [28]. Daher bezwecken sie die Reduktion der vertikalen Stoßkräfte [116]. NIGG ET AL. [100] hat angenommen, dass eine größere Oberflächendeformation mit herabgesetzten Maximalkraftwerten und einer darauf folgenden Reduktion der Überbelastungsverletzungen verbunden ist. FUKUDA [35] ist zu dem Ergebnis gekommen, dass die Kniebelastung mit der Härte der Landungsoberfläche zunimmt. Daraus schloss er, dass solche erhöhte Belastung eine mögliche Ursache von Verletzungen bei Landungen auf harte Oberflächen sein kann.

Aus früheren Studien ist es gezeigt worden, dass Athleten Strategien mit größerem Flexionsgrad bei Landungen auf härteren Oberflächen verwenden [93, 100]. Das bedeutet, dass Athleten ihre Landestrategie auf die Konstruktion der Landungsoberfläche anpassen.

ARAMPATZIS [2] und GROSS [42] haben keinen Einfluss der Mattenkonstruktion auf die Maximalwerte der vertikalen Stoßkräfte feststellen können. Im Gegensatz dazu, beeinflusst die von der Mattenkonstruktion bedingte Veränderung der Landestrategie [83, 93, 100] signifikant die Amplitude der Stoßkräfte [2]. Das wäre ein weiterer Beweis für die Anpassungsfähigkeit des Körpers an die verschiedenen Landungsoberflächen.

Aufgrund der Modifizierung der Landestrategie wegen der Mattenkonstruktion hat MCNITT-GRAY [83] bei Landungen auf weichen und harten Oberflächen keine Unterschiede in der Dauer der gesamten Landephase festgestellt. Die mittlere Zeit jedoch bis zum Kraftmaximum war bei Landungen aus niedrigen und mittleren Höhen kürzer je größer die Sprunghöhe war. Bei Landungen aus größeren Höhen gab es keine signifikanten Unterschiede und es zeigte sich, dass weiche und harte Matten die Leistung in fast ähnlicher Weise beeinflussten.

Die maximale Mattendeformation hängt von der Landestrategie und der Mattenkonstruktion ab: Weiche Matte und starre Landung haben als Folge die größte Mattendeformation [2]. Die Energieabsorption von der Matte nimmt mit der Abnahme der Mattenhärte zu [2]. Hochdeformierbare Oberflächen steigern das subjektive Komfortgefühl der Athleten. Bei Landungsexperimenten mit Objekten auf weichen Landungsoberflächen lässt sich eine Reduzierung der vertikalen Stoßkräfte zeigen. Im Gegenteil lässt sich eine Zunahme bis zu 20% [116] der Stoßkräfte bei Landungsexperimenten mit Probanden beobachten, wegen der vorzüglich angewendeten starren Landestrategie [116].

Die verschiedenen Mattenkonstruktionen beeinflussen die Eversion am Talonavikular- und Calcaneocuboidgelenk und folglich die Vorfußstabilität: je deformierbarer die Matte, desto größer die Eversion des Vorfußes relativ zum Rückfuß [116]. Die verschiedenen Matten beeinflussen dagegen die Kinematik des tibiotalaren Gelenks nicht [2].

1.3.5.6 Schuhe

Schuhe können als eine Landungsoberfläche betrachtet werden, da sie alle von der Bodenoberfläche produzierten Reaktionskräfte auf die Fußsohle übertragen [28]. Daher bezweckt das moderne Design von Sportschuhen einerseits eine verbesserte Fußstabilität andererseits die Reduktion der vertikalen Stoßkräfte.

Es ist angenommen worden, dass Schuhe zur Unterschätzung der plantaren Belastung führen können, im Vergleich zur Barfußsituation, die eine genauere Bestimmung erlaubt [116]. Wenn Barfuß ist, und die Belastung einen kritischen Bereich (Verletzungsgefahr) erreicht, dann erzeugt die intensive Stimulation der plantaren Mechanorezeptoren ein unangenehmes Gefühl, was Muskelreaktionen einleitet, wie z.B. die Flexion der Gelenke der unteren Extremität [116]. Dieser protektive Mechanismus wird von Interfaces, wie Sportschuhen oder Matten, zum Teil neutralisiert, weil solche Interfaces den lokalisierten vertikalen Stress und die Scherkräfte, die zur Einleitung des Unannehmlichkeitsgefühls wichtig sind, abschwächen. Mehr Material führt zu einem verlängerten Bremsweg, dadurch können Kraftspitzen reduziert werden. Der Unterschied der Bodenreaktionskräfte bei verschiedenen Schuhmodellen kann bis zu 30% betragen [138]. Dennoch kann das Tragen von modernen Schuhen schließlich zur Erhöhung der Stoßkräfte beitragen, weil sie zur Verhaltens- und Landestrategieveränderung führen, sodass die Stabilität beim Landen optimiert wird [116].

Die Schuhe beeinflussen indirekt die Kinetik des Fußes, indem sie als Hebel wirken. Wenn die Ferse in eine instabile Lage, d.h. zum Überkippen über den äußeren Fußrand gezwungen wird, stellt sich eine solche Hebelwirkung als besonders verletzungsgefährdend heraus [139]. Wie schon erwähnt, bei einer Landung mit Seitwärtskomponenten wird die eventuelle Vorfußinversion auf den Rückfuß übertragen. Dabei ist das Verhalten der Schuhsohlen mit ihrer Geometrie und Materialeigenschaften von entscheidender Bedeutung. Torsionssteife Schuhsohlen verhindern die beim Barfuß beobachtete Torsionsbwegung des Vorfußes und forcieren damit eine Inversion des Rückfußes [142] (Abb. 1.9).

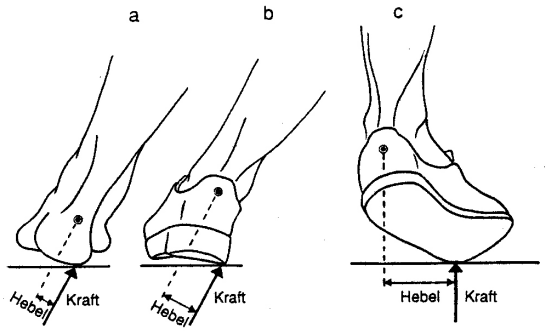

Abb. 1.9: Seitwärtsbewegungen (a) barfuß, (b,c) mit Schuhen: mögliche Hebel zwischen der Bodenreaktionskraft und dem angenäherten Drehpunkt bezüglich des unteren Sprunggelenks (Quelle: STACOFF UND STÜSSI [142])

Folglich nimmt die Stabilität des Rückfußes ab. Weiche Fersenklappen gewährleisten ebenfalls keine Stabilität. Durch geeignete Sohlenkonstruktionen der Sportschuhe, wie z.B. verbesserte Torsionsfähigkeit und Reduktion der Hebelwirkung im medialen Fersenbereich, können sich die Winkelwerte mit Schuhen den Barfußwerten annähern [142].