

Redaktion

B. Hintermann, Basel
 W. Dick, Basel

M. Knupp · V. Valderrabano · B. Hintermann

Orthopädische Universitätsklinik, Universitätsspital, Basel

Anatomische und biomechanische Überlegungen zur Sprunggelenkprothetik

Die anfänglich ungünstigen Ergebnisse der Sprunggelenkprothetik dürften im Wesentlichen darauf zurückzuführen zu sein, dass die anatomischen und biomechanischen Prinzipien des oberen Sprunggelenks (OSG) nicht genügend verstanden waren [9]. Die Erkenntnisse aus neueren Untersuchungen haben dazu beigetragen, dass die Komponenten der aktuellen Prothesen mehr der Anatomie des OSG angepasst wurden und wertvolle Hinweise für die optimale Positionierung und Abstützung der Komponenten auf dem Knochen bestimmt werden konnten [9, 17, 36, 37, 38].

Das Ziel dieses Übersichtsartikel war es, die anatomischen und biomechanischen Prinzipien im Hinblick auf die Sprunggelenkprothetik aufzuarbeiten und damit dem Orthopäden das nötige Verständnis zu einer erfolgreichen Implantation einer Sprunggelenkprothese zu vermitteln.

Die Anatomie des Sprunggelenks

Das OSG ist ein ausgesprochen kongruentes Gelenk, welches funktionell aus 3 Knochen und einem komplexen Bandapparat besteht. Der Bandapparat setzt sich auch den Kollateralbändern, der Syndesmose sowie den gelenkübergreifenden Sehnen und Muskeln zusammen (▣ **Abb. 1**).

Bei Bewegungen im OSG wird der Talus durch starke Bänder in der Malleolengabel gehalten, wobei die mediale und die laterale Gelenkfläche parallel zum entsprechenden Malleolus ausgerichtet sind [14]. Diese hohe Kongruenz der inter-

agierenden Gelenkflächen ist im gesamten Bewegungsumfang des OSG gewährleistet. Die Stabilität und die Führung des Talus in der Malleolengabel wird somit durch knöcherne und ligamentäre Strukturen gewährleistet.

Knöcherne Bestandteile

Das OSG wird aus 3 Knochen gebildet: Tibia, Fibula und Talus. Diese sind durch verschiedene Bandstrukturen zu einem festen Verbund zusammengefasst (▣ **Abb. 2**).

Tibia

Die Tibia steht mit dem Pilon und dem medialen Malleolus über 2 Gelenkflächen in direktem Kontakt mit dem Talusdom. Das Pilon weist in der sagittalen Ebene eine konkave Form auf und ist in der Frontalebene medialseits leicht höher. Diese physiologische Varusstellung wurde sowohl in Kadaverstudien [14] als auch an Hand von radiologischen Studien festgestellt, wobei ein Durchschnittswert von 92,4° ermittelt wurde [16]. Zudem zeigte sich, dass Frauen einen varischeren Rückfuß besitzen und auch mit zunehmendem Alter eine Varisationstendenz vorhanden ist [16].

Ein weiterer wichtiger Aspekt ist die nach proximal rasch abnehmende Festigkeit des Knochens. Die Festigkeit nimmt nach Resektion des subchondralen Knochens an der Tibia um 70–90% ab. Damit ist das Knochenlager in der Metaphyse deutlich schwächer als im unmittelbar periartikulären Bereich [19].

Fibula

Auf der lateralen Seite steht der Talus mit dem äußeren Knöchel über die Facies malleolaris lateralis in Kontakt. Der äußere Knöchel ist massiger als der innere und reicht deutlich weiter nach distal. Die Fibula ist dynamisch fixiert, was ihr erlaubt, bei der Dorsalflexion des Fußes in der Frontalebene sich leicht von der Tibia zu entfernen, nach proximal auszuweichen und nach innen zu rotieren [10, 15, 20]. Bei der Plantarflexion nähert sie sich der Tibia wieder, bewegt sich nach distal und zeigt eine leichte Außenrotation. Diese Bewegungen sind nur gering, jedoch eindeutig nachzuweisen und ein Grund dafür, dass die Articulatio tibiofibularis nicht ankylosiert [15].

Talus

Etwa 60% des Talus sind mit Knorpel überdeckt. Der Talus besitzt nur Insertionsstellen von verschiedenen Kapselband-Strukturen, jedoch keine Sehnenansätze. Damit besteht eine limitierte Blutzufuhr, was den Knochen für Osteonekrosen anfällig macht [1]. Der größte Teil der Durchblutung erfolgt über das Lig. deltoideum und den Talushals. Weiter obliegen die mechanische Stabilisierung und Führung ausschließlich den Gelenkflächen und den Bändern. Dies erklärt die Wichtigkeit des engen Gelenkschlusses zur Malleolengabel wie auch des intakten ligamentären Verbundes des Rückfußes.

Der Talus hat eine konisch geformte Gelenkfläche zur Tibia mit einem medial kleiner ausgebildeten Radius als lateral.



Abb. 1 ▲ Das OSG besteht aus 3 Knochen und einem komplexen Bandsystem: **a** anteriore Ansicht, **b** laterale Ansicht



Abb. 2 ▲ Im frontalen Querschnitt zeigt sich der enge knöcherne Verbund und Gelenkschluss des OSG (s. Text)



Abb. 3 ▲ Die kraniale Ansicht des Talus zeigt die sich nach dorsal verjüngende Form der tibialen Gelenkfläche und den medial kleineren Krümmungsradius der Talusrolle (s. Text)

Das heißt, dass der Talus nicht zylindrisch sondern Teil eines Konus mit Ausrichtung der Spitze nach medial ist. Die mediolaterale Ausdehnung stellt eine sich nach dorsal verjüngende Keilform dar (■ **Abb. 3**), [3, 14]. Zudem zeigte sich, dass der Gelenkradius der distalen Tibia größer ist als der korrespondierende auf der talaren Seite, was einen zusätzlichen Bewegungsfreiheitsgrad in der Sagittalebene zulässt [14].

Ligamentäre Strukturen

Das OSG weist im Wesentlichen 3 Bandssysteme auf: die lateralen Kollateralbänder, die Syndesmose und die medialen Kollateralbänder.

Lateraler Bandapparat

Der laterale Seitenbandapparat setzt sich aus dem Lig. fibulotalare anterius (LFTA), dem Lig. fibulocalcaneare (LFC) sowie dem Lig. fibulotalare posterius (LFTP) zusammen. Das LFTA zieht von der Vorderkante des Malleolus externus schräg nach vorne plantar zum Talushals, um kranial des Sinus tarsi zu inserieren (s. ■ **Abb. 1b**). Das LFC verbindet die vordere Malleolenfläche (gemeinsamer Ursprung mit dem LFTA) mit dem lateralen Kalkaneus [Insertion ca. 12 mm distal des unteren Sprunggelenks (USG), s. ■ **Abb. 1b**].

Das LFTP ist das stärkste der 3 Bänder und hat seinen Ursprung an der Innen- und Rückseite des Malleolus exter-

nus. Von dort verläuft es horizontal nach hinten und inseriert am Tuberculum laterale des Processus posterior tali, wobei es ein kraniales Bündel abgibt, das bis zum Malleolus medialis zieht (Lig. intermalleolare [2, 15], ■ **Abb. 4a**). Die einzelnen Anteile des lateralen Seitenbandapparats stabilisieren das Gelenk in unterschiedlicher Lage des Fußes. Während in Dorsalextension das LFTP gespannt ist, spannt sich in Plantarflexion v. a. das LFTA an [6, 27, 30].

Syndesmose

Tibia und Fibula sind an den proximalen Enden durch ein Gelenk und an ihrem distalen Ende durch eine Syndesmose miteinander verbunden, welche aus 3 Anteilen besteht: Lig. tibiofibulare anterius, Lig. tibiofibulare posterius und Membrana interossea. Das Lig. tibiofibulare anterius verläuft von medial nach lateral – distal. Das Lig. tibiofibulare posterius ist wesentlich stärker und setzt breitbasig an der Tibia an, von wo es ebenfalls nach lateral und distal verläuft (s. ■ **Abb. 1**), [15].

Medialer Bandapparat

Der mediale Seitenbandapparat lässt sich in 6 Bandstrukturen unterteilen, die fächerförmig vom medialen Malleolus zum Os naviculare, Talus und zum Kalkaneus ziehen (s. ■ **Abb. 4b**), [5]. Die anterioren Bänder bilden den oberflächlichen Anteil und überbrücken sowohl das OSG als auch das USG: das Lig. tibionaviculare zieht vom Vorderrand des medialen Malleolus zum Os naviculare, das Tibiospringligament zum Springligament und das Lig. tibioalcaneare zum Sustentaculum tali des Kalkaneus. Die posterioren Bänder bilden den tiefen Anteil und ziehen alle zum medialen Talus: Lig. tibiotalare superficiale, Lig. tibiotalare anterius und dem Lig. tibiotalare posterius [5, 7, 24].

Funktionell stabilisiert der mediale Bandapparat das Gelenk gegen Valgusstress, lateraler Verschiebung und Außenrotation. Das tibiokalkaneare Band – das stärkste oberflächliche Band – wirkt hierbei insbesondere der Abduktion des Talus entgegen und die tiefen Anteile stabilisieren das Gelenk gegen die seitliche

Hier steht eine Anzeige.



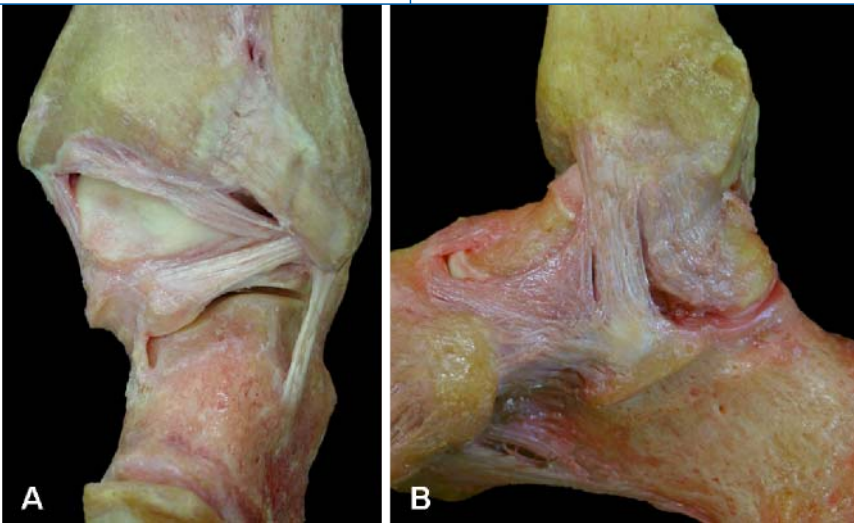


Abb. 4 ▲ Insertion und Verlauf von LCF, LFTP und Lig. intermalleolare (a, posteromediale Ansicht) und b der oberflächlichen und tiefen Bandanteile des Lig. deltoideum (mediale Ansicht)

Verschiebung und Außenrotation [25, 26].

Die Biomechanik des Sprunggelenks

Neuere anatomische und biomechanische Untersuchungen haben die Komplexität des Sprunggelenks besser verstehen lassen und wurden in ihrer Bedeutung für die erfolgreiche prothetische Versorgung erkannt.

Rotationsachsen

Die sich nach dorsal verjüngende Form der Gelenkfläche, die konische Form des Talus sowie die straffe Führung des medialen Seitenbandapparats bedingen, dass sich die Bewegungsachse des OSG in Abhängigkeit von der Dorsalextension/Plantarflexion ständig ändert und zu einer komplexen Bewegung des Talus in der Sagittal-, Koronar- und der Transversalebene führt [3, 8, 11, 21]. Dabei bleibt der Talus in der Frontalebene jedoch in stetem Kontakt mit der tibialen malleolären Fläche [20, 21]. Dass diese Bewegung im OSG nicht um eine konstante Achse im Sinn eines einfachen Scharniergelenks sondern um eine dynamische Bewegungsachse geschieht, wurde mit Hilfe verschiedener kinematischer und mathematischer Test dargelegt [17, 21, 23] und ist Teil der komplexen Koppelung zwischen dem Unterschenkel und dem Fuß.

Durch verschiedene zusätzliche Interaktionen zwischen der Fibula und der Tibia, im Tibiotalargelenk, Subtalargelenk und im Chopart-Gelenk führt die Dorsalextension im OSG zu einer Innenrotation im Unterschenkel, einer Eversion/Valgisierung am Rückfuß und einer Pronation im Vorfuß. Bei der Plantarflexion ist entsprechend eine Außenrotation am Unterschenkel, eine Inversion/Variierung am Rückfuß sowie eine Suppination im Vorfuß zu beobachten [3, 17, 20, 29, 31, 37, 38].

Diese komplexen Zusammenspiele zusammen mit der dynamischen Achse des OSG könnten einer der Gründe für das Implantatversagen der Prothesen des OSG sein und sollten deshalb bei der Entwicklung der Prothesen beachtet werden.

Bewegungsausmaß

Das normale Bewegungsausmaß des OSG wird in der Literatur mit 23–56° Plantarflexion und 13–33° Dorsalextension angegeben [8, 18, 20, 28, 33, 36]. Beim Gehen auf der Ebene werden zwischen 10° und 15° Plantarflexion und 10° Dorsalextension benötigt. Beim Treppensteigen wurden 37° und beim Treppabgehen 56° Bewegungsumfang gemessen [33]. Eine Beweglichkeit von 15° im OSG ist jedoch normalerweise für die Bewältigung des Alltags genügend, vom Treppensteigen abgesehen [21]. Aus diesem Grund sollte es das Ziel der prothetischen Versorgung sein, ein

Minimum von 10° Dorsalextension und 20° Plantarflexion zu erreichen.

Aufgrund der sich nach medial verjüngenden konischen Form des Talus übernehmen die 3 lateralen Bänder den weit größeren Bewegungsumfang als das mediale Lig. deltoideum. Dies hat zur Folge, dass bei nicht anatomischer Rekonstruktion, z. B. bei zylindrisch geformten Taluskomponenten, oder bei einer nicht am richtigen Ort implantierten Komponente, eine Überlastung des medialen Bandapparats resultiert. Die Überlastung des medialen Bandapparats kann dann zu chronischem Schmerz, posteromedialen Verknocherungen und Verlust des Bewegungsumfangs führen [35]. Weiter kann sich eine Insuffizienz des lateralen Bandapparats mit einer daraus folgenden lateralen Instabilität entwickeln.

Stabilität des Sprunggelenks

Die Stabilität im OSG beruht auf der Geometrie der Gelenkflächen, den Bändern sowie den gelenkübergreifenden Sehnen.

Bänder

Die Bänder haben einen passiven stabilisierenden und führenden Effekt. Auf der medialen Seite zeigt das starke tiefe Lig. deltoideum eine Sicherung gegen vordere und laterale Subluxation des Talus aus der Malleolengabel [5, 7, 27]. Auf der lateralen Seite verhindert lediglich das LFTA eine Dislokation nach vorne [27]. Dieses Ligament wird bei einem Trauma am häufigsten verletzt und führt dann bei einer Insuffizienz zu einer anterolateralen Dislokation des Talus aus der Malleolengabel sowie einer posterioren Subluxation der Fibula [4].

Wie im vorigen Abschnitt bereits ausgeführt, treten beim Gehen neben der Flexion/Extension im Gelenk zusätzlich Rotationsbewegungen auf. Das Ausmaß der Rotation wird dabei entscheidend von den medialen und lateralen Ligamenten kontrolliert, wobei bei der Übertragung des Drehmoments insbesondere dem medialen Bandapparat eine wichtige Rolle zugeschrieben wird [12, 32].

Gelenkflächen

Inversions-/Eversionskräfte am belasteten Fuß werden allein durch die Kongruenz der Gelenkfläche aufgefangen, ohne die Ligamente zu belasten („intrinsische Stabilität“ des OSG) [22, 34]. Dies könnte eine der Erklärungen dafür sein, dass die Prothesentypen, welche die Ligamente unter erhöhte Inversions-/Eversionskräfte setzen, häufiger schlechte Resultate ergaben [9].

Damit wird also die Stabilität im OSG in Bezug auf Torsions- und a.-p.-Kräfte v. a. durch die Ligamente und die Inversion/Eversion v. a. durch die Gelenkfläche gewährleistet. Ist die intrinsische Stabilität des verwendeten Implantats vermindert, resultierten erhöhte Belastungen auf die umliegenden Strukturen. Deshalb sollte das Design der Prothese so anatomisch wie möglich gestaltet werden, um die physiologischen Abläufe und die ligamentäre Balancierung zu erhalten und damit ein möglichst langes Implantatüberleben zu gewährleisten.

Knochenlager und Stärke des subchondralen Knochens

Beobachtungen in der Prothetik an anderen Gelenken haben gezeigt, dass die knöchernen Abstützung der Komponenten von entscheidender Bedeutung ist. Das Scheitern vieler Prothesentypen wurde auf die exzessive Knochenresektion zurückgeführt, die dann zusätzlich die Revision erheblich erschwerte [9].

Tibia

Die Qualität des subchondralen Knochens ist als Fundament für die Prothetik von großer Bedeutung. Nach Resektion des subchondralen Knochens insbesondere an der Tibia nimmt die Festigkeit stark ab [19].

Der Knochen hat auf der posteromedialen Seite des Pilon tibiale die höchste und auf der anterolateralen Seite die niedrigste Festigkeit [13]. Um also einen Zusammenbruch des lateralen Anteils des Pilon tibiale zu vermeiden, sollten insbesondere Valgusfehlstellungen korrigiert werden.

Weiter konnte gezeigt werden, dass 90% der Kraftübertragung zwischen Un-

terschenkel und Fuß über den Kortex der distalen Tibia stattfinden [36]. Deshalb sollte der kortikale Ring der Tibia nicht geschwächt werden und die Tibiakomponente möglichst zirkulär auf dem Kortex der distalen Tibia aufliegen.

Talus

Auch auf der talaren Seite sollte der Knochen nicht unnötig geschwächt werden, da durch die Entfernung des subchondralen Knochens eine erhöhte Belastung auf den spongiosen Knochen des Talus resultiert. Um dies zu vermeiden, ist auch hier die Resektion so sparsam wie möglich durchzuführen. Eine zusätzliche Entlastung des Knochenlagers kann erreicht werden, indem die Taluskomponente den Dom vollständig überdeckt und auf eine möglichst breite Abstützung am Talushals geachtet wird.

Kraftübertragung zwischen Implantat und Knochen

Beim Gehen auf ebener Unterlage entstehen axiale Kräfte auf das OSG entsprechend dem 5,2fachen Körpergewicht [33]. Am Gelenk resultieren dadurch Kräfte, die sich aus der Summe von der Bodenreaktionskraft, der Gravitationskraft, den Muskelkräften und Zugkräften der Bänder ergeben. Diese resultierende intraartikuläre Kraft im OSG hat Torsions-, Scher- und Kompressionskomponenten zur Folge, welche auf die Kraft vom 2- bis 3fachen des Körpergewichts geschätzt werden. Die resultierenden Kräfte werden dann zum größten Teil über die tibiotalare Fläche von ca. 7 cm² übertragen. Beim prothetischen Ersatz üben die starren Implantatkomponenten zusätzliche Kräfte an der Grenzfläche zum Knochen aus, welche von den Hebelarmen abhängen; sie sind um so größer, je größer die Prothesenkomponenten sind.

Die Kräfte an der Knochen-Implantat-Grenzfläche sind zusätzlich von der Kontaktfläche abhängig; je größer die Kontaktfläche ist, desto kleiner ist die mittlere Kraft an der Grenzfläche zwischen Knochen und Implantat. Dennoch können mit steigender Übertragungsfläche auch aufgrund von exzentrisch auftretenden Kräften (edge loading) die Spitzenkräf-

Orthopäde 2006 · 35:489–494
DOI 10.1007 / s00132-006-0935-9
© Springer Medizin Verlag 2006

M. Knupp · V. Valderrabano · B. Hintermann Anatomische und biomechanische Überlegungen zur Sprunggelenkprothetik

Zusammenfassung

Der Erfolg des prothetischen Ersatzes des oberen Sprunggelenks (OSG) dürfte wesentlich davon abhängen inwieweit die physiologischen Verhältnisse des Gelenks erhalten bleiben, respektive wiederhergestellt wurden. Je mehr das Design der Prothese der physiologischen Anatomie entspricht, je korrekter die Achsenstellung des Rückfußes und je ausgeglichener die Bandspannung ist, desto besser werden die normalen kinematischen Verhältnisse des OSG nachgeahmt. Dadurch können unphysiologische Kräfte vermindert werden, die zu Schmerzen, Verschleiß und zu einem frühen Implantatversagen führen können.

In diesem Artikel sind die zur Sprunggelenkprothetik notwendigen anatomischen und biomechanischen Grundlagen zusammengestellt.

Schlüsselwörter

Oberes Sprunggelenk · Anatomie · Kinematik · Sprunggelenkprothese

Anatomical and biomechanical aspects of total ankle replacement

Abstract

The success of total ankle replacement highly depends on how successfully the physiological kinematics are maintained or reconstructed. Normal kinematics of the ankle joint can be replicated by designing an implant that is as close as possible to the normal bony anatomy, aligning the ankle and balancing the ligaments. Mimicking normal kinematics and kinetics of a healthy ankle joint will consequently decrease damaging joint contact stress forces and stress forces on the surrounding soft tissue, which may cause wear, implant failure, and pain.

This article summarizes the anatomical and biomechanical basics that are required in total ankle replacement.

Keywords

Ankle · Anatomy · Kinematics · Total ankle replacement

te zunehmen, die dann über die vergrößerten Hebelarme zu Lockerungen führen können.

Aus diesem Grund sollte eine ausreichend große Übertragungsfläche zwischen den Kontaktflächen gewählt werden, um die Kräfte auf die Grenzfläche klein zu halten. Die Kraftübertragung sollte sich im mittleren Drittel der Komponenten konzentrieren, um die Kippmomente zu minimieren. Weiter soll das Gelenk eine gute Achsenstellung aufweisen und die Ligamente gut balanciert sein, um resultierende schädliche Kräfte so klein wie möglich zu halten.

Fazit

Aus den dargestellten Erkenntnissen können bezüglich Anatomie und Biomechanik folgende Schlussfolgerungen für die Sprunggelenkprothetik gezogen werden:

1. Die Implantate einer Sprunggelenkprothese sollen so anatomisch wie möglich geformt sein.
2. Analog zum normalen Sprunggelenk soll (wenn immer möglich) die Stabilität des Talus hinsichtlich Inversion und Eversion durch die tibiotalaren Gelenkflächen gewährleistet werden (intrinsische Stabilität).
3. Die Stabilität in a.-p.-Richtung soll von den tibiotalaren und den fibulotalaren Ligamenten gewährleistet werden (ligament balancing).
4. Die Knochenresektion soll minimal gehalten werden, um das Lager nicht unnötig zu schwächen und eventuelle spätere Revisionen zu erleichtern.
5. Die Kortikalis der distalen Tibiametaphyse soll so wenig wie möglich geschädigt werden und die Tibiakomponente sollte möglichst zirkulär aufliegen.
6. Zur Minimalisierung von unerwünschten Kräften zwischen Implantat und Knochen sollte die Auflagefläche der Implantate auf dem Knochen möglichst groß und die Dimension der Prothese als ganzes möglichst klein gehalten werden.

Korrespondierender Autor

Prof. Dr. B. Hintermann
Orthopädische Universitätsklinik,
Universitätsspital
CH-4031 Basel
bhintermann@datacomm.ch

Interessenkonflikt. Es besteht kein Interessenkonflikt. Der korrespondierende Autor versichert, dass keine Verbindungen mit einer Firma, deren Produkt in dem Artikel genannt ist, oder einer Firma, die ein Konkurrenzprodukt vertreibt, bestehen. Die Präsentation des Themas ist unabhängig und die Darstellung der Inhalte produktneutral.

Literatur

1. Adelaar RS (1990) Fractures of the talus. In: Greene WB (ed) Instructional course lectures XXXIX. American Academy of Orthopaedic Surgeons, Park Ridge, IL, pp 147–156
2. Anderson KJ, LeCocq JF, Clayton ML (1962) Athletic injury to the fibular collateral ligament of the ankle. *Clin Orthop* 23: 146
3. Barnett CH, Napier JR (1952) The axis of rotation at the ankle joint in man. Its influence upon the form of the talus and mobility of the fibula. *J Anatomy* 86: 1–9
4. Baumhauer JF, Alosa DM, Renstroem PA, Trevino S, Beynon B (1995) A prospective study of ankle injury risk factors. *Am J Sports Med* 23: 564–570
5. Boss AP, Hintermann B (2002) Anatomical study of the medial ankle ligament complex. *Foot Ankle Int* 23: 547–553
6. Colville MR, Marder RA, Boyle JJ, Zarins B (1990) Strain measurement in lateral ankle ligaments. *Am J Sports Med* 18: 196–200
7. Harper MX (1987) Deltoid ligament: an anatomical evaluation of function. *Foot Ankle* 8: 19–22
8. Hicks JH (1953) The mechanics of the foot, vol 1: The joints. *J Anatomy* 87: 345–357
9. Hintermann B (2005) Anatomic and biomechanical characteristics of the ankle joint and total ankle arthroplasty. In: Hintermann B (ed) Total ankle arthroplasty. Springer, Wien New York, pp 25–42
10. Hintermann B, Nigg BM (1995) In vitro kinematics of the loaded ankle/foot complex in response to dorsi-/plantar flexion. *Foot Ankle Int* 16: 514–518
11. Hintermann B, Nigg BM, Sommer C, Cole GK (1994) Transfer of movement between calcaneus and tibia in vitro. *Clin Biomech* 9: 349–355
12. Hintermann B, Sommer C, Nigg BM (1995) The influence of ligament transection on tibial and calcaneal rotation with loading and dorsi-/plantar flexion. *Foot Ankle Int* 9: 567–571
13. Hvid I, Rasmussen O, Jensen N, Nielsen S (1985) Trabecular bone strength profiles at the ankle joint. *Clin Orthop* 199: 306–312
14. Inman VT (1991) The joints of the ankle. In: Inman VT (ed) The joints of the ankle, 2nd edn. Williams & Wilkins, Baltimore, pp 31–74
15. Kapandji IA (1987) Das obere Sprunggelenk. In: Kapandji IA (Hrsg) Funktionelle Anatomie der Gelenke, Bd 47. Enke, Stuttgart, pp 150–163
16. Knupp M, Ledermann HP, Magerkurth O, Hintermann B (2005) The surgical tibiotalar angle: A radiological study. *Foot Ankle Int* 26: 713–715
17. Leardini A, O'Connor JJ, Catani F, Giannini S (1999) A geometric model of the human ankle joint. *J Biomech* 32: 585–591
18. Lindsjo U, Danckwardt-Lilliestrom G, Sahlstedt B (1985) Measurement of the motion range in the loaded ankle. *Clin Orthop* 199: 68–71
19. Lowery RB (1995) Fractures of the talus and the os calcis. *Opin Orthop* 6: 25–34
20. Lundberg A, Goldie I, Kalin B, Selvik G (1989) Kinematics of the ankle/foot complex, part 1: Plantar flexion and dorsiflexion. *Foot Ankle* 9: 194–200
21. Lundberg A, Svennson OK, Nemeth G, Selvik G (1989) The axis of rotation of the ankle joint. *J Bone Joint Surg Br* 71: 94–99
22. McCullough CJ, Burge PD (1980) Rotatory stability of the load-bearing ankle. An experimental study. *J Bone Joint Surg Br* 62: 460–464
23. Michelson JD, Schmidt GR, Mizel MS (2000) Kinematics of a total arthroplasty of the ankle: comparison to normal ankle motion. *Foot Ankle Int* 21: 278–284
24. Milner CE, Soames RW (1998) The medial collateral ligaments of the human ankle joint: anatomical variations. *Foot Ankle Int* 19: 289–292
25. Rasmussen O, Kroman-Andersen C, Boe S (1983) Deltoid ligament: functional analysis of the medial collateral ligamentous apparatus of the ankle joint. *Acta Orthop Scand* 54: 36–44
26. Rasmussen O, Tovberg-Jensen I (1982) Mobility of the ankle joint: recording of rotatory movements in the talocrural joint in vitro with and without the lateral collateral ligaments of the ankle. *Acta Orthop Scand* 53: 155–160
27. Renstrom P, Wertz M, Incavo S, Pope M, Ostgaard HC, Arms S, Haugh L (1988) Strain in the lateral ligaments of the ankle. *Foot Ankle* 9: 59–63
28. Roaas A, Andersson GB (1982) Normal range of motion of the hip, knee and ankle joints in male subjects, 30–40 years of age. *Acta Orthop Scand* 53: 205–208
29. Sammarco J (1977) Biomechanics of the ankle: Surface velocity and instant centre of rotation in the sagittal plane. *Am J Sports Med* 5: 231–234
30. Sarrafian SK (1994) Anatomy of foot and ankle, 2nd edn. Lippincott, Philadelphia, pp 239–240
31. Siegler S, Chen J, Schneck CD (1988) The three-dimensional kinematics and flexibility characteristics of the human ankle and subtalar joint. *J Biomech Eng* 110: 364–373
32. Sommer C, Hintermann B, Nigg BM, Bogert van den AJ (1996) Influence of ankle ligaments on tibial rotation: an in vitro study. *Foot Ankle Int* 17: 79–84
33. Stauffer RN, Chao EY, Brewster RC (1977) Force and motion analysis of the normal, diseased, and prosthetic ankle joint. *Clin Orthop* 127: 189–196
34. Stormont DM, Morrey BF, An KN, Cass JR (1985) Stability of the loaded ankle. *Am J Sports Med* 13: 295–300
35. Valderrabano V, Hintermann B, Dick W (2004) Scandinavian total ankle replacement: a 3.7-year average follow-up of 65 patients. *Clin Orthop* 424: 47–56
36. Valderrabano V, Hintermann B, Nigg BM, Stefanyszyn D, Stergiou P (2003) Kinematic changes after fusion and total replacement of the ankle, part 1: Range of motion. *Foot Ankle Int* 24: 881–887
37. Valderrabano V, Hintermann B, Nigg BM, Stefanyszyn D, Stergiou P (2003) Kinematic changes after fusion and total replacement of the ankle, part 2: Movement transfer. *Foot Ankle Int* 24: 888–896
38. Valderrabano V, Hintermann B, Nigg BM, Stefanyszyn D, Stergiou P (2003) Kinematic changes after fusion and total replacement of the ankle, part 3: Talar movement. *Foot Ankle Int* 24: 897–900