



## ORIGINALARBEIT

# Computer Assistierte Chirurgie (CAS) Basierte Korrektur an Fuß und Sprunggelenk

## Computer-Assisted Surgery (CAS) Guided Correction of Foot and Ankle

Richter M\*, Zech S, Bay R

Klinik für Unfallchirurgie, Orthopädie und Fußchirurgie, Klinikum Coburg, Ketschendorfer Straße 33, 96450 Coburg

Eingegangen am 27. Dezember 2008; akzeptiert am 12. Januar 2009

### SCHLÜSSELWÖRTER

Navigation;  
Computer Assistierte  
Chirurgie (CAS);  
Korrektur;  
Arthrodese;  
Genauigkeit

### KEY WORDS

Computer Assisted  
Surgery (CAS);  
Ankle;  
Hindfoot;  
Midfoot;  
Correction

### Zusammenfassung

Die Computer Assistierte Chirurgie (CAS) hat in verschiedenen operativen Bereichen eine hohe Genauigkeit ermöglicht. Die Machbarkeit von CAS basierten Korrekturen an Fuß und oberem Sprunggelenk (OSG) wurde bereits mehrfach bestätigt. Ziel dieser Studie war es anhand einer suffizienten Fallzahl die Genauigkeit von CAS in diesem Bereich zu analysieren.

Zwei Systeme röntgenbildverstärkerbildbasierter Navigation wurden verwendet (Vectorvision/Navivision, Brainlab, Heimstetten). Eingeschlossen wurden Patienten bei denen von 01.01.2005 bis 30.09.2008 eine einseitige Korrekturarthrodese an OSG und/oder Fuß durchgeführt wurde. Die Korrektur wurde anhand von klinischen Befunden, Röntgen- und CT-Bildern geplant. Zeitaufwand, Genauigkeit und Probleme der CAS-gestützten Korrektur wurde analysiert. Die Genauigkeit der Korrektur wurde anhand von dreidimensionalen Reformatationsbildern analysiert, die intraoperativ mittels ISO-C-3D oder ARCADIS-3D Scan (Siemens, München) aquiriert wurden. Dabei wurde die Abweichung zwischen der präoperativen Planung auf CT-Bildern mit der erreichten Korrektur auf korrespondierenden ISO-C-3D/ARCADIS-3D Bilder verglichen (t-Test).

Einhundertachtzehn Fälle wurden eingeschlossen (Korrekturarthrodese an OSG, n=24; Subtalargelenk, n= 28; OSG und Subtalargelenk, n=19; Lisfrancgelenk, n=28, andere, n=19). Der Zeitaufwand für die Vorbereitung des Navigationsvorgangs inkl. Anbringen der Dynamischen Referenzbasen, Bildakquisition, Festlegung der Fragmente und Achsen betrug 345 Sekunden (210–1800), der Korrekturprozess 27 Sekunden (12–240). Das Navigationssystem funktionierte in 4 (3%) nicht. In den restlichen Fällen (n=114, 97%) war die Abweichung der erreichten Korrektur von der geplanten Korrektur maximal 2° oder 2 mm ( $p < 0,05$ )

Die Genauigkeit der CAS-gestützten Korrekturarthrodese an OSG und Fuß ist hoch (maximal 2°/mm Abweichung zur geplanten Korrektur) und erlaubt einen schnellen

\*Tel.:/Fax: +49-700-3877-872862.

E-Mail: [info@fuss-trauma.de](mailto:info@fuss-trauma.de) (M. Richter).

URL: <http://www.fuss-trauma.de> (M. Richter).

Korrekturvorgang (27 Sekunden im Durchschnitt). Die erhöhte Genauigkeit könnte zu einem verbesserten klinischen Ergebnis führen.

### Summary

Computer Assisted Surgery (CAS) has shown the potential to increase the accuracy of surgical procedures in different fields of orthopedic surgery. The clinical experiences with CAS guided correction arthrodeses were evaluated.

CAS guided correction arthrodeses were performed with two different navigation systems (Model Vectorvision before September 2006 and model Navivision from September 2006, both Brainlab Inc., Kirchheim-Heimstetten, Germany). Patients with unilateral correction arthrodesis between 01.01.2005 and 30.09.2008 were included. Before September 2006, the accuracy of the correction was checked with intraoperative three-dimensional imaging with ISO-C-3D (Siemens Medical Inc., Munich, Germany). From September 2006, the accuracy of the correction was checked with ARCADIS-3D (Siemens Medical Inc., Munich, Germany). The deviation from the achieved correction in comparison with the planned correction was analyzed (t-test).

One hundred eighteen patients were included (correction arthrodeses at ankle, n=24; subtalar joint, n=28; ankle and subtalar joint, n=19; midfoot/tarsometatarsal (TMT) joint, n=28, others, n=19). The time needed for preparation was 345 (240–1800) seconds, the correction process took 27 seconds (12–240). The CAS system encountered malfunctions in 4 procedures (3%). In the remaining cases, all the achieved angles/translations were within a maximum deviation of 2°/mm when compared to the planned correction ( $p < .05$ ).

With CAS guidance for the correction of foot and ankle deformities, high accuracy and the ability for a fast correction process is provided. The significance of the introduced method may be high in those cases, because the high accuracy may lead to an optimized clinical outcome.

## Einleitung

Deformitäten an Sprunggelenk, Rück- und Mittelfuß sind nicht selten [1,3,6,14,15,20,23,32,39,46,47]. Die biomechanischen Folgen dieser Deformitäten führen häufig zu klinischen Symptomen wie Schmerz und Gangbehinderung [2,9,18,20,21,36–38,42,45,46]. Die Korrektur dieser Deformitäten ist herausfordernd, da verbleibende Deformitäten oder fehlende Durchbauung häufige Probleme sind [4,20,23,37,43,46]. Die präoperative Diagnostik mit Röntgenaufnahmen unter Belastung und Computertomographie (CT) und die Verwendung von Planungssoftware erlaubt eine exakte Planung [10]. Die intraoperative Umsetzung der Planung ist allerdings regelhaft sehr schwierig, auch weil der Operateur im OP keine Steuerungs- und Kontrollinstrumente außer einem konventionellen Röntgenbildverstärker (BV) hat [4,20,23,25,43,46]. Die Navigation oder Computer Assistierte Chirurgie (CAS) hat sich in anderen Feldern der orthopädischen Chirurgie wie Wirbelsäulen-, Hüft- und Kniechirurgie als hilfreiches und exaktes Hilfsmittel gezeigt welches die Genauigkeit im Vergleich zur konventionellen BV-gestützten Technik erhöht

[7,8,11,13,16,19,22,26,31,40,44]. Für die Fußregion wurden verschiedene Systeme und Algorithmen auf Basis der BV-gestützten CAS entwickelt, da am Fuß die CT-gestützte CAS bereits in vitro nicht praktikabel war [24,34]. Diese Systeme zeigten dann eine gute Machbarkeit und Genauigkeit bei der ersten klinischen Anwendung [25,28]. Heute sind diese Methoden an unserer Institution im Routinegebrauch [33]. Die intra- und postoperativen Ergebnisse nach über 100 Fällen werden hier dargestellt.

## Material und Methoden

### Patienten und klinische Parameter

Eingeschlossen wurden Patienten bei denen von 01.01.2005 bis 30.09.2008 eine einseitige Korrekturarthrodese an OSG und/oder Fuß durchgeführt wurde. Ausschlusskriterien wurden nicht definiert.

Es erfolgte eine klinische und radiologische Nachuntersuchung. Folgende Scores wurden verwendet: American Orthopaedic Foot and Ankle Society

(AOFAS) Hindfoot oder Midfoot Score, Visual Analogue Scale Foot and Ankle (VAS FA) [17,35].

### Studienorte

Diese klinische prospektive konsekutive Beobachtungsstudie wurde an einer Universitätsklinik (Klinik der Maximalversorgung) vor September 2006 und an einem Lehrkrankenhaus (Klinik der Schwerpunktversorgung) ab September 2006 durchgeführt. An der Studie waren erfahrene Chirurgen als auch Oberärzte und Assistenzärzte beteiligt. Die Eingriffe wurden alle bis auf zwei vom Erstautor durchgeführt.

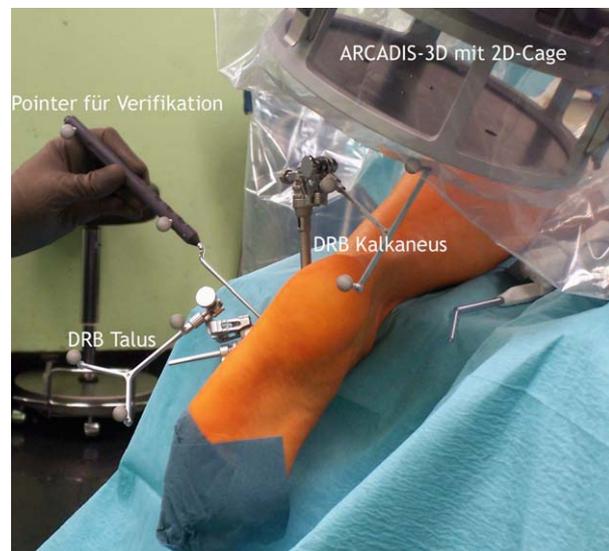
### Geräte

Zwei Systeme röntgenbildverstärkerbildbasierter Navigation mit schnurlosen Dynamischen Referenzbasen (DRB) wurden verwendet (Vectorvision/Navivision, Brainlab, Heimstetten). Vor September 2006 wurde ein Vectorvision System mit Vectorvision Trauma Software (Brainlab Inc., Kirchheim-Heimstetten) verwendet. Dieses System war mit einem modifizierten digitalen BV (Exposcope, Ziehm, Nürnberg) verbunden. Die Genauigkeit der Korrektur wurde mit intraoperativer 3D-Bildgebung mit ISO-C-3D (Siemens, München) analysiert. ISO-C-3D ist ein modifizierter motorisierte BV, der während eine orbitalen Rotation von 190° einen Datenwürfel von 119mm Kantenlänge generiert [29].

Ab September 2006 wurden ein Navivision mit Vectorvision Trauma Software (Brainlab, Kirchheim-Heimstetten) eingesetzt. Dieses System ist in einen ARCADIS-3D (Siemens, München) eingebaut, der eine Weiterentwicklung des ISO-C-3D ist. Die Genauigkeit der Korrektur wurde mit intraoperativer 3D-Bildgebung mit ARCADIS-3D analysiert (s. Absatz Evaluation).

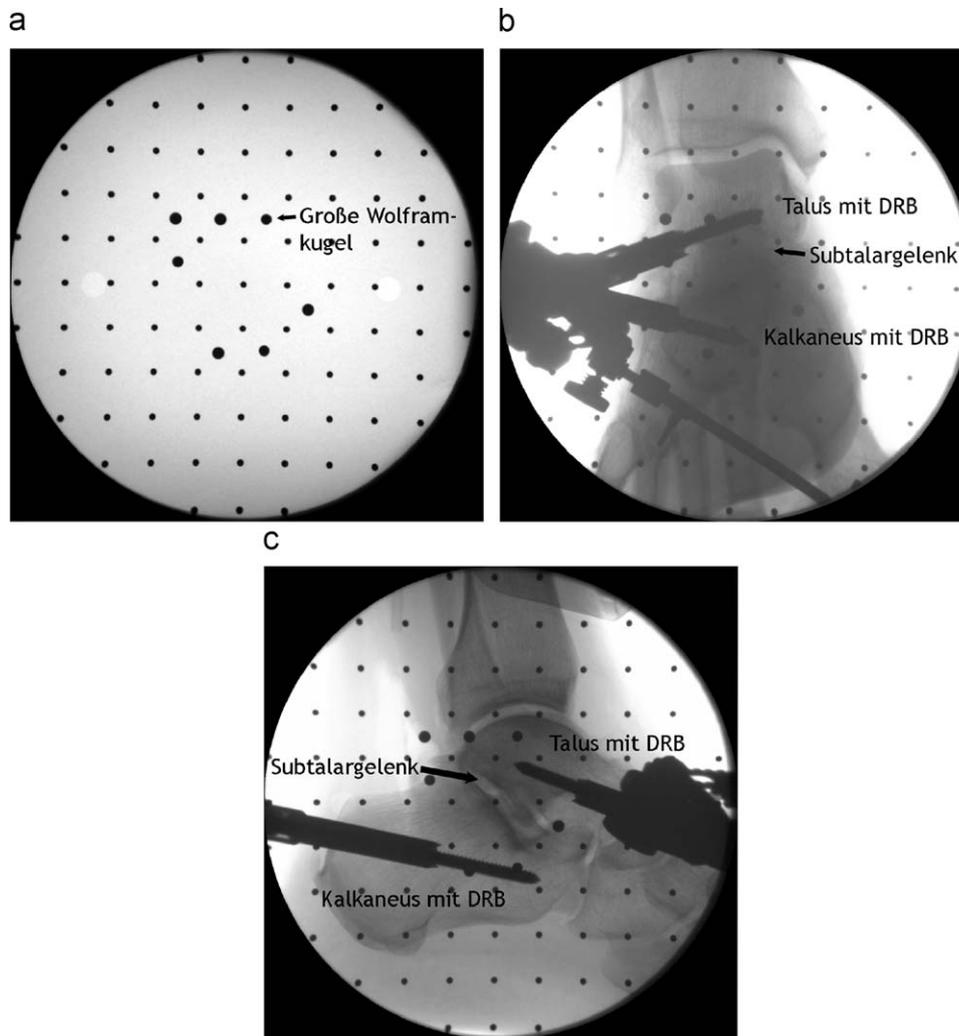
### CAS-Prozedur

Eine DRB wurde an jedem der Knochen oder Fragment fixiert welches in Relation zueinander navigiert werden sollte (Abb. 1). Dann erfolgte die Bildakquisition von 2D-BV-Bilder, meist im anteroposterioren oder dorsoplantaren und im seitlichen Strahlengang (Abb. 2b und c). Vor September 2006 wurde für die Bildakquisition mit einem modifizierten BV (Ziehm, Nürnberg) durchgeführt und dann die Bilddaten an das Navigationssystem übertragen. Ab September 2006 war diese Bildübertragung nicht mehr nötig, da das Navigationssystem und BV eine Einheit waren. Es folgte die sog.



**Abbildung 1.** Fall mit Korrekturarthrodese Subtalargelenk. Lagerung des Pat. in Bauchlage und posterolateraler Zugang. Zwei trikortikale Beckenkammspäne von ipsilateralen Beckenkamm wurden in das Subtalargelenk eingesetzt. Zwei 7,3 mm kanülierte Schrauben mit kurzem nicht durchgehendem Gewinde (Synthes, Umkirch) wurden eingesetzt. Die Abbildung zeigt die an Talus und Kalkaneus fixierten DRBs und den ARCADIS-3d mit 2D-Cage. Mit dem abgebildeten Pointer erfolgte die Verifikation (s. Abb 3).

Verifikation mit dem Pointer bei der die Genauigkeit und Plausibilität des Navigationssystems überprüft wurde (Abb. 3). Dann wurde der eigentliche Korrekturvorgang geplant und durchgeführt. Für die Planung wurde zunächst eine manuelle Selektion der beiden zu navigierenden Knochen oder Knochenfragmente durchgeführt. Dieser Schritt wurde vom Operateur mit extra übergezogenen und später abgeworfenen sterilen Handschuhen auf der unsterilen Touchscreen des Navigationssystems (vor September 2006) oder auf der steril bezogenen Touchscreen ohne extra Handschuhe (ab September 2006) durchgeführt (Abb. 4). Während des Korrekturvorgangs konnten die Translationen in Millimeter und die Winkel in Grad zwischen den beiden Knochen/Fragmenten in Echtzeit auf dem Navigationsbildschirm abgelesen werden (Abb. 5). Außerdem erfolgte eine virtuelle Darstellung der Knochen/Fragmente in beiden Strahlengängen (Abb. 5). Während des Korrekturvorgangs war keine BV Anwendung nötig. Nach der Korrektur erfolgte eine Retention mit 2,0 mm Titan-Kirschnerdrähten (Synthes, Umkirch). Es folgte die interne Fixation mit Nägeln, Platten und/oder Schrauben nach Standard [34]. Bei Arthrodese des oberen oder unteren Sprunggelenks (OSG/USG) wurden die Bohrungen für die Schrauben navigiert (Abb. 6a–c) [34]. Bei



**Abbildung 2a–c.** Gleicher Fall wie Abbildung 1. 2D-Bildakquisition. Zuerst wird eine sog. Leeraufnahme gemacht, die alle 7 großen Wolframkugeln zeigt (Abb. 2a). Diese Leeraufnahme ist am Fuß notwendig, da die großen Wolframkugeln auf den Standardaufnahmen regelhaft von den mit abgebildeten DRB verdeckt werden und dann keine Navigation möglich ist (Abb. 2b und c). Für die Navigation müssen mindestens 5 große Wolframkugeln eindeutig sichtbar bzw. detektierbar sein. Abbildung 2a zeigt die anteroposteriore und Abbildung 2c dies seitliche Standardaufnahme.

kombinierten Arthrodesen des OSG und OSG wurde ein 5 mm Kanal für den Führungsdraht für die Aufbohrung navigiert gebohrt [34].

Die Genauigkeit der Korrektur und internen Fixierung wurde mit intraoperativer 3D-Bildgebung mit ISO-C-3D/ARCADIS-3D (Abb. 7a und b). Tabelle 1 zeigte eine genauere Beschreibung der Standardversorgungen.

Abbildung 1 bis 7 zeigt ein klinisches Beispiel (Fallbeschreibung in den Abbildungslegenden).

## Evaluation

Zeitbedarf der Navigation, Genauigkeit und Probleme wurde aufgezeichnet und ausgewertet. Der

Zeitbedarf beinhaltete die Vorbereitung (Vorbereitung der Geräte, Anbringen der DRBs, Bildakquisition, Verifikation) und den Korrekturvorgang. Die bei der Korrektur durchzuführenden Translationen und Winkeländerungen wurden unter Berücksichtigung der präoperativen Röntgenaufnahmen unter Belastung auf den Reformationen der präoperativen CT festgelegt und dokumentiert. Dafür wurde die in der Röntgenabteilung installierte Software verwendet. Nach der Korrektur wurde mit Reformationen der intraoperativen Bildgebung mit ISO-C-3D/ARCADIS-3D, die genau zu den der präoperativen CT korrespondieren, die Abweichung zwischen Planung und erreichter Korrektur gemessen. Dafür wurde die auf ISO-C-3D/ARCADIS-3D installierte Software verwendet.



**Abbildung 3.** Gleicher Fall wie (Abb. 1 und 2). Verifikation mit dem Pointer. Der Pointer ist hier auf die Basis der talaren DRB aufgesetzt (s. Abb. 1). Diese Position wird auf dem Bildschirm genauso angezeigt was eine exakte Verifikation und adäquate Genauigkeit des Navigationssystems bedeutet.

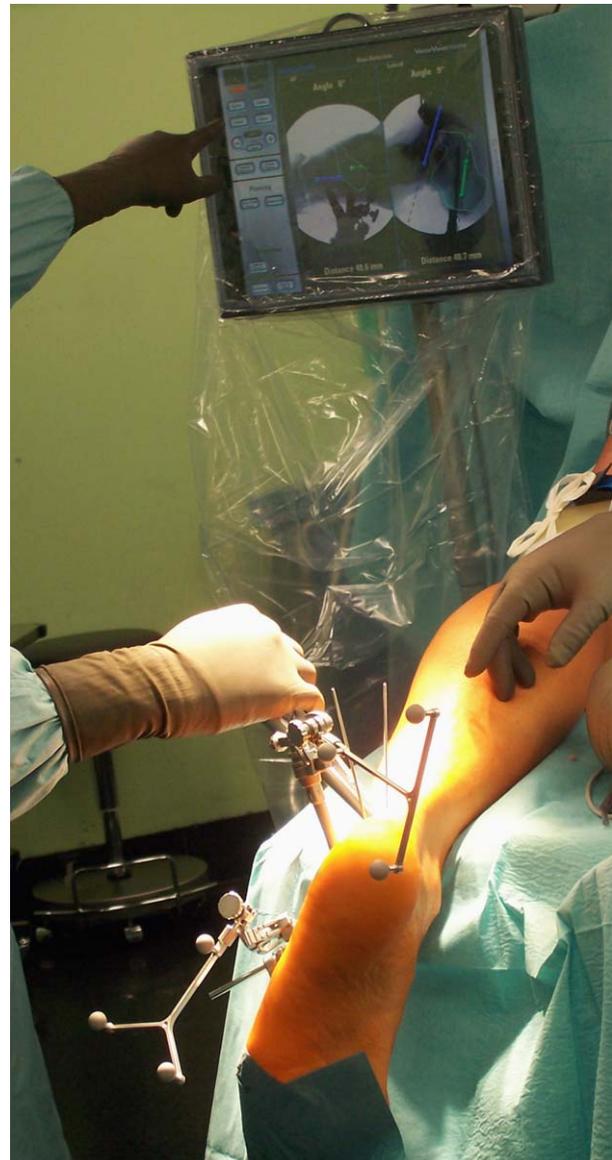


**Abbildung 4.** Gleicher Fall wie Abbildung 1–3. Manuelle Definition der zu navigierenden Knochen Talus und Kalkaneus und der Knochenachsen. Diese Schritte müssen durchgeführt werden bevor die Position der Knochen zueinander geändert wird, beispielsweise durch eine Gelenkentknorpelung oder Korrekturosteotomien und -vorgänge. Nur dadurch kann das präoperativ verwendete Korrekturausmaß zur Anwendung kommen.

Die Genauigkeit der Bohrung für die Implantatplatzierung wurde nicht ausgewertet, da diese nicht präoperativ geplant worden waren.

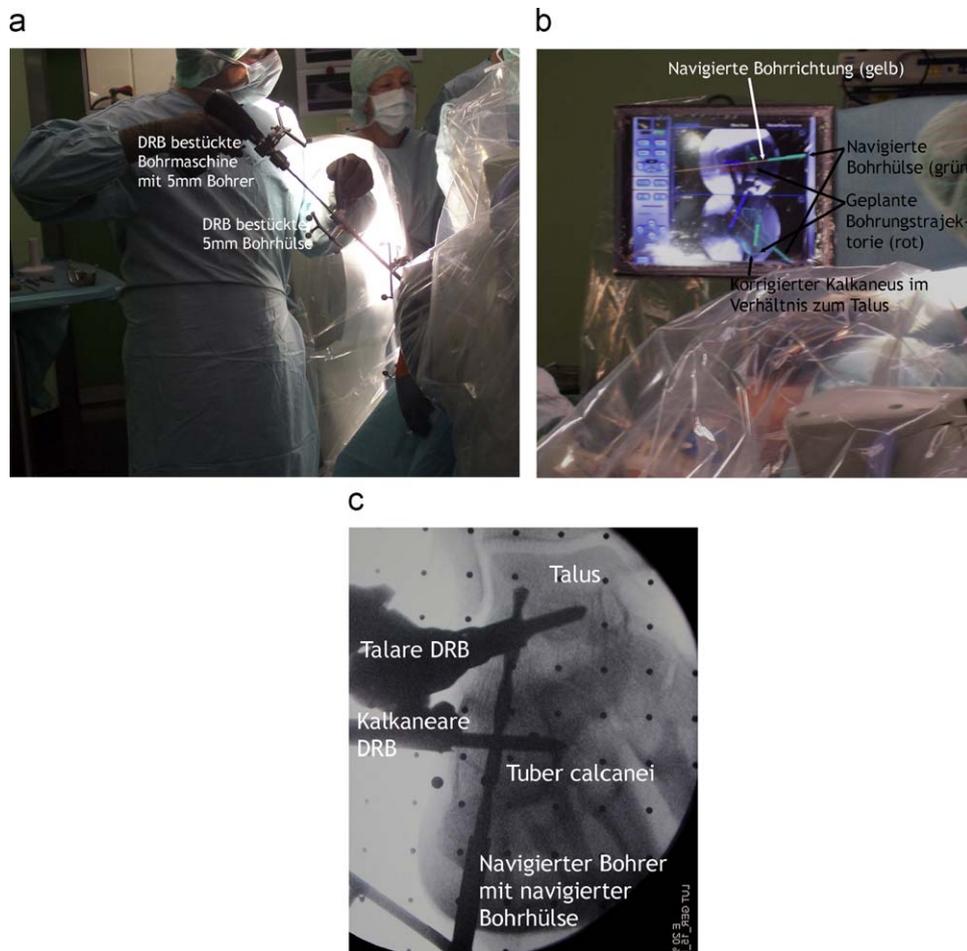
## Statistik

Die Werte der geplanten und der erreichten Korrektur wurden mit einem gepaarten t-Test verglichen. Eine Poweranalyse unter Berücksichtigung der Fallzahl ergab für die Tests einen Wert von über



**Abbildung 5.** Gleicher Fall wie Abbildung 1–4. Navigierte Korrektur des Talus in Relation zum Kalkaneus. Beide Knochen und Knochenachsen werden auf dem Bildschirm in Echtzeit auf virtuellen BV Bildern im anteroposterioren und seitlichen Strahlengang dargestellt. BV-Einsatz ist während des Korrekturvorgangs nicht nötig. Nach dem Korrekturvorgang werden die Knochentransplantate eingebracht und die Stellung mit zwei 2,0mm Titan-Kirschnerdrähten retiniert. Diese Schritte werden unter dauernder Überprüfung der Knochenpositionen mit dem Navigationsgerät durchgeführt um eine Korrekturverlust zu verhindern. Titan-drähte werden zur Minimierung der Metallartefakte für die abschließende intraoperative 3D-Bildgebung verwendet (s. Abb. 7b)

0,8. Die Nullhypothese mit einem Signifikanzniveau von 0,05 wurde dahingehend formuliert, dass zwischen der präoperativen Planung und der erreichten Stellung kein Unterschied bestand.



**Abbildung 6a–c.** Gleicher Fall wie Abbildung 1–5. Navigierte 5 mm Bohrungen mit navigierter Bohrmaschine und -hülse (Abb. 6a). Abbildung 6b zeigt in Echtzeit die geplante Bohrtrajektorie (rot) und die tatsächliche Position von Bohrhülse (grün) und Bohrrichtung (gelb). Sehr wichtig ist die Verwendung von Bildern mit der aktuellen, d.h. korrigierten Knochenposition und nicht von initialen „Rohbildern“. Abbildung 6c zeigt ein BV-Kontrollbild, welches aus didaktischen Gründen für diese Publikation während des Bohrvorgangs akquiriert wurde. Normalerweise ist kein BV-Einsatz während der Bohrung nötig.

## Ethikkommission

Die Studie wurde von der Ethikkommission der Medizinischen Hochschule Hannover genehmigt.

## Ergebnisse

### Patienten

Einhundertachtzehn Fälle wurden eingeschlossen (Korrekturarthrodese OSG, n=24; Subtalargelenk, n= 28; OSG und Subtalargelenk, n=19; Lisfrancgelenk, n=28, andere, n=19). Die präoperativen Scores betragen: AOFAS Hindfoot/Midfoot: 57 (24–82) Punkte und VAS FA 52 (18–78)(jeweils 100 Punkte maximal möglich).

## Probleme

Das Navigationssystem funktionierte in 4 (3%) Fällen nicht. Diese Probleme wurden 3 Mal durch eine inkorrekte Montage des sog. 2D-Cages für die 2D-Bildakquisition mit daraus folgender ungenauer Verifikation verursacht. In diesen Fällen erfolgte eine konventionelle Korrektur ohne Navigation. In einem Fall wurde nach der navigierten Korrektur eine Lockerung der DRB welche am Talus fixiert war festgestellt.

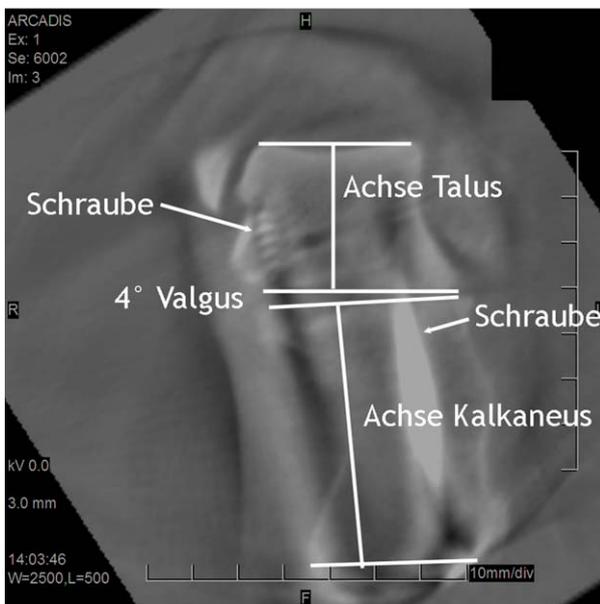
## Zeitaufwand

Der Zeitaufwand für die Vorbereitung des Navigationsvorgangs inkl. Anbringen der Dynamischen Referenzbasen, Bildakquisition, Festlegung der

a



b



**Abbildung 7a und b.** Gleicher Fall wie Abbildung 1–6. Intraoperative 3D-Bildgebung mit ARCADIS-3D zur Analyse der Knochen- und Implantatposition. Zuvor werden die DRB entfernt um die Metallartefakte zu minimieren. Der Situs und Operationstisch wird mit einer sterilen Tüte steril abgedeckt. Der anteroposteriore und seitliche Laser erlaubt eine exakte Positionierung des ARCADIS-3D ohne Strahlenbelastung (Abb. 7a). Während des 3D-Scans verlässt das Personal den Kontrollbereich. Abbildung 7b zeigt eine koronare Reformation zur Beurteilung der Knochenachsen zwischen Talus und Kalkaneus. Präoperativ bestand ein Varus von 6 Grad und geplant und erreicht wurde der hier gezeigte Valgus von 4°, der der Gegenseite entspricht.

Fragmente und Achsen betrug 345 Sekunden (223–1800). Der Korrekturvorgang für die Fälle mit funktionierender Navigation betrug 27 (12–240) Sekunden. Der Korrekturvorgang dauerte bei den 3 Fällen, die ohne Navigation durchgeführt

wurde (Verdreher 2D-Cage, s.o.) 280 (180–560) Sekunden.

### Genauigkeit

In 114 (97%) Fällen mit funktionierender Navigation war die Abweichung der erreichten Korrektur von der geplanten Korrektur maximal 2° oder 2 mm ( $p < 0,05$ ). Die durchschnittliche geplante Korrektur betrug 17,2°/mm (3–92°/mm; Standardabweichung: 18,8) und die durchschnittliche erreichte Korrektur 17,0°/mm (2–90°/mm; Standardabweichung: 17,8) ( $p > 0,05$ ). Die durchschnittliche Differenz zwischen erreichter und geplanter Korrektur betrug 0,2°/mm (–2–2°/mm; Standardabweichung: 0,6) für die Fälle mit erfolgreicher Navigation. Prozentual ausgedrückt wurde die geplante Korrektur in 97,0% (75–100%; Standardabweichung: 7,3) erreicht.

In den 3 Fällen mit inkorrektur Verifikation wurde eine Abweichung der erreichten von der geplanten Korrektur von mehr als 5° registriert ( $p < 0,05$ ). In dem einen Fall mit am Ende festgestellter gelockterter DRB wurde eine Abweichung der erreichten von der geplanten Korrektur von mehr als weniger als 2°/mm registriert.

### Nachuntersuchung

Bisher wurden 102 (86%) Fälle nach durchschnittlich 9,2 (6–36) Monaten nachuntersucht. In allen Fällen war zum Nachuntersuchungszeitpunkt eine Durchbauung der des Arthrodesebereichs eingetreten. Die Nachuntersuchungsscores betragen: AOFAS Hindfoot/Midfoot: 82 (46–100) Punkte und VAS FA 79 (43–100) (Maximale mögliche Punktzahl des AOFAS Hindfoot Score bei versteiftem OSG 92 Punkte; bei versteiftem Subtalargelenk 94 Punkte und bei versteiftem OSG und Subtalargelenk 86 Punkte; maximale mögliche Punktzahl bei AOFAS Midfoot Score und VAS FA 100 Punkte). Z

### Statistik

Die Nullhypothese wurde für die Genauigkeit der Fälle mit funktionierendem Navigationssystem nicht abgelehnt und für die 3 Fälle mit inkorrektur Verifikation und abgebrochener Navigation abgelehnt.

### Diskussion

Die korrektive Fußchirurgie am Ende des 20. Jahrhunderts ist durch die Verwendung von

**Tabelle 1.** Chirurgische Prinzipien der 4 Standardkorrekturen (alle Implantate von Synthes, Umkirch).

| N  | Arthrodesentyp         | Dynamisch Reference Basis (DRB) Platzierung  | Geplante Korrektur   | Interne Fixierung  |
|----|------------------------|--|--|--|
| 24 | OSG                    | Tibia – Schaft, distales Drittel von anteromedial Talus – Talushals von dorsomedial  | Tibiotalar 0° Equinus, 0° Varus/Valgus in Relation zur gesunden Gegenseite                                     | Drei 7,3 mm kanülierte Schrauben, zwei von Tibia anterior in den Taluskörper posterior, eine von Tibia posteromedial in den Talushals, eine 4,5 mm Spongiaschraube von Fibula lateral in den Taluskörper |
| 28 | Subtalargelenk         | Talus – Talushals von dorsomedial Kalkaneus – Proc. ant. von lateral   | Talokalkaneärer Winkel, Böhlerwinkel* und Rückfußwinkel wie gesunde Gegenseite                                 | Zwei parallele 7,3 mm kanülierte Schrauben vom Kalkaneus durch die posteriore Facette in Taluskörper   |
| 19 | OSG und Subtalargelenk | Tibia – Schaft, distales Drittel von anteromedial Kalkaneus/Talus Einheit (Transfixation Talus-Kalkaneus) – Proc. ant. von lateral | OSG 0° Equinus, 0° Varus/Valgus Talokalkaneärer Winkel, Böhlerwinkel* und Rückfußwinkel wie gesunde Gegenseite | Retrograder Nagel (z.B. Distaler Femurnagel, DFN) Verriegelung Kalkaneus, Talus und Tibia  |
| 28 | Lisfranc               | Talus – Talushals von dorsomedial Metatarsale 1 – Schaft distales Drittel von dorsomedial  | Talo-Metatarsale-1-Winkel 0° dorso – plantar und seitlicher Strahlengang                                       | 3,5 mm Drittelrohrplatte erster und ggf. zweiter Strahl 3,5 mm Zugschrauben für Arthrodesen  |

\*geschätzter Böhlerwinkel [28].

komplexen präoperativen Analyse- und Planungsmöglichkeiten gekennzeichnet [10,25]. Mit dieser rasanten Entwicklung konnten allerdings die intraoperativen technischen Möglichkeiten nicht mithalten [25]. Zu Beginn des 21. Jahrhunderts kamen dann im Fußbereich erstmals Navigationssysteme mit dem Ziel der besseren intraoperativen Planungsumsetzung zum Einsatz [24,25,27,29,30]. Die ersten Ergebnisse dieser neuen Methodik waren sehr vielversprechend [28]. Allerdings waren die Fallzahlen lange zu gering und Nachuntersuchungsergebnisse fehlten bis zu dieser Studie völlig.

## Zeitbedarf

Der Zeitbedarf war unter 10 Minuten für die komplette Vorbereitung des Navigationssystems bis zum Einsatz. Der Korrekturvorgang allein war außerordentlich schnell, speziell im Vergleich zu den bekannten Problemen mit der konventionellen BV-gestützten Korrektur [20,28]. In unserer Erfahrung benötigt der Korrekturvorgang ohne Naviga-

tion mehr als zehnmals soviel Zeit als mit Navigation. Allerdings wurden hier nur 3 Fälle ohne Navigation mit 115 Fällen mit Navigation verglichen (s.o.). Im Schrifttum sind keine Daten zur Dauer des Korrekturvorgangs zum Vergleich verfügbar.

## Genauigkeit

Wir waren von der hohen Genauigkeit der navigierten Korrektur überrascht. Insbesondere wenn berücksichtigt wird, dass die Umsetzung der geplanten Korrektur meist von Weichteilrestriktionen und anderen Problemen behindert ist [4,20,23,37,43,46]. Trotzdem konnte in dieser Studie eine hohe Genauigkeit der navigierten Fälle erreicht werden. Einige in dieser Studie durchgeführte Korrekturvorgänge sind nicht durch einen navigierten Korrekturvorgang zu bewerkstelligen und nicht durch intraoperative Bildgebung eruiert (z.B. Verbreiterung der lateralen Wand des Kalkaneus). Diese Komponenten wurden beurteilt aber nicht ausgemessen. Uns ist auch keine Studie bekannt bei der dies erfolgte. Uns ist bekannt, dass die Messung

von Winkeln und Translationen problematisch sein kann [12,20,23,28,38,43]. Um diese Probleme zu vermeiden wurden die Messungen rein softwaregestützt digital auf Standardreformationen durchgeführt. Wir konnten keine Vergleichsdaten in der Literatur bzgl. der Korrektorgenauigkeit finden [12,20,23,38,43]. Auch anhand von eigenen Daten von Korrekturwinkeln konnten wir keinen Vergleich ableiten da hier die Planungsdaten fehlten [41]. Rammelt et al. berichteten indirekt von einer Differenz der prä- und postoperativen Winkeln bei subtalaren Korrekturarthrodesen, allerdings ohne eine Planung mit einer erreichten Korrektur zu vergleichen [23]. Sie beschrieben einen Vergleich zwischen der gesunden Gegenseite als virtuelle Planungsschablone und der korrigierten Seite [23]. Diese Planung wurde in 38,5% bis 61,8% erreicht [23]. Wir erreichten die geplante Korrektur für alle Korrekturen in 75% bis 100% (im Mittel 97%) und für subtalare Korrekturarthrodesen in 85% bis 100% (im Mittel 98%). Trotz der höheren Prozentzahlen in unserer Studie fehlt ein eindeutiger Vergleich zwischen der Genauigkeit der navigierten und der nicht navigierten Korrektur. In unserer Studie waren diese Prozentzahlen in Korrekturen mit geringerem Korrekturausmaß geringer als in Korrekturen mit höherem Korrekturausmaß. Daher halten wir auch die Feststellung für gerechtfertigt, dass die Navigation vor allem bei Korrekturen mit hohem Korrekturausmaß hilfreich [24,25,28,33]. Die Nützlichkeit in diesen Fällen erscheint in diesen Fällen besonders hoch, da die hohe Korrelation zwischen Korrektorgenauigkeit und klinischen Ergebnis bekannt ist [2,5,9,18,20,21,36,38,42,45,46].

### Nachuntersuchungsergebnisse

Unsere Nachuntersuchungsergebnisse sind bisher nur Kurzzeitergebnisse. Die Scores sind mit denen anderer Studien ohne Navigation vergleichbar.

### Was bringt die Zukunft?

Für die Zukunft werden sicherlich noch eine deutlich verbesserte Bedienbarkeit und vor allem wesentlich geringere Gerätekosten erreicht. Vor allem ist aber eine Integration der präoperativen Diagnostik und Planung in ein integriertes Computersystem dringend notwendig [25]. Mit einem derartigen System könnten CT, Kernspintomographie, Pedographie zum prä-, intra- und postoperativen Zeitpunkt eingebunden und ausgewertet werden um eine noch bessere Hilfe für den Chirurgen zu gewährleisten [25].

### Schlussfolgerungen

Die Genauigkeit der CAS-gestützten Korrekturarthrodese an OSG und Fuß ist hoch (maximal 2°/mm Abweichung zur geplanten Korrektur) und erlaubt einen schnellen Korrekturvorgang (27 Sekunden im Durchschnitt). Die erhöhte Genauigkeit könnte zu einem verbesserten klinischen Ergebnis führen [33].

### Literatur

- [1] R.S. Adelaar, The treatment of complex fractures of the talus, *Orthop. Clin. North Am.* 20 (4) (1989) 691–707.
- [2] R.S. Adelaar, M.K. Kyles, Surgical correction of resistant talipes equinovarus: observations and analysis – preliminary report, *Foot Ankle* 2 (3) (1981) 126–137.
- [3] K. Amon, Luxationsfraktur der kuneonavikularen Gelenklinie. Klinik, Pathomechanismus und Therapiekonzept einer sehr seltenen Fussverletzung, *Unfallchirurg.* 93 (9) (1990) 431–434.
- [4] E.J. Bailey, S.M. Waggoner, M.J. Albert, W.C. Hutton, Intraarticular calcaneus fractures: a biomechanical comparison of two fixation methods, *J. Orthop. Trauma* 11 (1) (1997) 34–37.
- [5] J.E. Bechtold, S.H. Powless, The application of computer graphics in foot and ankle surgical planning and reconstruction, *Clin. Podiatr. Med. Surg.* 10 (3) (1993) 551–562.
- [6] R. Brutscher, Frakturen und Luxationen des Mittel- und Vorfusses, *Orthopäde* 20 (1) (1991) 67–75.
- [7] S.K. Chauhan, G.W. Clark, S. Lloyd, R.G. Scott, W. Braidahl, J.M. Sikorski, Computer-assisted total knee replacement. A controlled cadaver study using a multi-parameter quantitative CT assessment of alignment (the Perth CT Protocol), *J. Bone Joint Surg. Br.* 86 (6) (2004) 818–823.
- [8] S.K. Chauhan, R.G. Scott, W. Braidahl, R.J. Beaver, Computer-assisted knee arthroplasty versus a conventional jig-based technique. A randomized, prospective trial, *J. Bone Joint Surg. Br.* 86 (3) (2004) 372–377.
- [9] J.C. Coetzee, S.T. Hansen, Surgical management of severe deformity resulting from posterior tibial tendon dysfunction, *Foot Ankle Int.* 22 (12) (2001) 944–949.
- [10] C. Dahlen, H. Zwipp, [Computer-assisted surgical planning. 3-D software for the PC], *Unfallchirurg.* 104 (6) (2001) 466–479.
- [11] A.M. DiGioia III, S. DiGioia, B. Jaramaz, Computer-assisted orthopaedic surgery: minimally invasive hip and knee reconstruction, *Orthop. Clin. North Am.* 35 (2) (2004) 183–189.
- [12] M.E. Easley, H.J. Trnka, L.C. Schon, M.S. Myerson, Isolated subtalar arthrodesis, *J. Bone Joint Surg. Am.* 82 (5) (2000) 613–624.

- [13] R.G. Haaker, M. Stockheim, M. Kamp, G. Proff, J. Breitenfelder, A. Ottersbach, Computer-assisted navigation increases precision of component placement in total knee arthroplasty, *Clin. Orthop. Relat. Res.* 433 (2005) 152–159.
- [14] S.T. Hansen Jr., *Functional Reconstruction of the Foot and Ankle*, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, Baltimore, New York, 2000.
- [15] K.A. Hildebrand, R.E. Buckley, N.G. Mohtadi, P. Faris, Functional outcome measures after displaced intra-articular calcaneal fractures, *J. Bone Joint Surg. Br.* 78 (1) (1996) 119–123.
- [16] B.M. Jolles, P. Genoud, P. Hoffmeyer, Computer-assisted cup placement techniques in total hip arthroplasty improve accuracy of placement, *Clin. Orthop. Relat. Res.* 426 (2004) 174–179.
- [17] H.B. Kitaoka, I.J. Alexander, R.S. Adelaar, J.A. Nunley, M.S. Myerson, M. Sanders, Clinical rating systems for the ankle – hindfoot, midfoot, hallux, and lesser toes, *Foot Ankle Int.* 15 (7) (1994) 349–353.
- [18] P. Koczewski, M. Shadi, M. Napiontek, Foot lengthening using the Ilizarov device: the transverse tarsal joint resection versus osteotomy, *J. Pediatr. Orthop. B* 11 (1) (2002) 68–72.
- [19] A.J. Langdown, J. Auld, W.J. Bruce, Computer-assisted knee arthroplasty versus a conventional jig-based technique, *J. Bone Joint Surg. Br.* 87 (4) (2005) 588–589.
- [20] R.K. Marti, J.A. de Heus, W. Roolker, R.W. Poolman, P.P. Besselaar, Subtalar arthrodesis with correction of deformity after fractures of the os calcis, *J. Bone Joint Surg. Br.* 81 (4) (1999) 611–616.
- [21] S. Mosier-LaClair, G. Pomeroy, A. Manoli, Operative treatment of the difficult stage 2 adult acquired flatfoot deformity, *Foot Ankle Clin.* 6 (1) (2001) 95–119.
- [22] M. Nogler, Navigated minimal invasive total hip arthroplasty, *Surg. Technol. Int.* 12 (2004) 259–262.
- [23] S. Rammelt, R. Grass, T. Zawadski, A. Biewener, H. Zwipp, Foot function after subtalar distraction bone-block arthrodesis. A prospective study, *J. Bone Joint Surg. Br.* 86 (5) (2004) 659–668.
- [24] M. Richter, Experimental Comparison Between Computer Assisted Surgery (CAS) based and C-Arm based correction of hind- and midfoot deformities, *Osteo Trauma Care* 11 (2003) 29–34.
- [25] M. Richter, Computer based systems in foot and ankle surgery at the beginning of the 21st century, *Fuss Sprungg.* 4 (1) (2006) 59–71.
- [26] M. Richter, L.P. Amiot, S. Neller, P. Kluger, W. Puhl, Computer-assisted surgery in posterior instrumentation of the cervical spine: an in-vitro feasibility study, *Eur. Spine J.* 9 (Suppl. 1) (2000) S65–S70.
- [27] M. Richter, M. Frink, S. Zech, N. Vanin, J. Geerling, P. Droste, C. Krettek, Intraoperative pedography: a validated method for static intraoperative biomechanical assessment, *Foot Ankle Int.* 27 (10) (2006) 833–842.
- [28] M. Richter, J. Geerling, M. Frink, S. Zech, K. Knobloch, F. Dammann, S. Hankemeier, C. Krettek, Computer Assisted Surgery Based (CAS) based correction of posttraumatic ankle and hindfoot deformities – Preliminary results, *Foot Ankle Surg.* 12 (2006) 113–119.
- [29] M. Richter, J. Geerling, S. Zech, T. Goesling, C. Krettek, Intraoperative three-dimensional imaging with a motorized mobile C-arm (SIREMOBIL ISO-C-3D) in foot and ankle trauma care: a preliminary report, *J. Orthop. Trauma* 19 (4) (2005) 259–266.
- [30] M. Richter, J. Geerling, S. Geerling, C. Krettek, ISO-C-3D based Computer Assisted Surgery (CAS) guided retrograde drilling in a osteochondrosis dissecans of the talus: a case report, *Foot* 15 (2) (2005) 107–113.
- [31] M. Richter, T. Mattes, B. Cakir, Computer-assisted posterior instrumentation of the cervical and cervico-thoracic spine, *Eur. Spine. J.* 13 (1) (2004) 50–59.
- [32] M. Richter, B. Wippermann, C. Krettek, E. Schrott, T. Hufner, H. Thermann, Fractures and fracture dislocations of the midfoot – occurrence, causes and long-term results, *Foot Ankle Int.* 22 (5) (2001) 392–398.
- [33] M. Richter, S. Zech, Computer Assisted Surgery (CAS) guided arthrodesis of the foot and ankle: an analysis of accuracy in 100 cases, *Foot Ankle Int.* 29 (12) (2008) 1235–1242.
- [34] M. Richter, S. Zech, R. Bay, 3D-Imaging (ARCADIS) based Computer Assisted Surgery (CAS) guided drilling for nail placement in combined ankle and subtalar fusion, *Foot Ankle Int.* 29 (12) (2008) 1249–1252.
- [35] M. Richter, S. Zech, J. Geerling, M. Frink, K. Knobloch, C. Krettek, A new foot and ankle outcome score: Questionnaire based, subjective, Visual-Analogue-Scale, validated and computerized, *Foot Ankle Surg.* 12 (4) (2006) 191–199.
- [36] G.J. Sammarco, S.F. Conti, Surgical treatment of neuroarthropathic foot deformity, *Foot Ankle Int.* 19 (2) (1998) 102–109.
- [37] H.M. Stephens, R. Sanders, Calcaneal malunions: results of a prognostic computed tomography classification system, *Foot Ankle Int.* 17 (7) (1996) 395–401.
- [38] H.M. Stephens, A.K. Walling, J.D. Solmen, C.J. Tankson, Subtalar repositional arthrodesis for adult acquired flatfoot, *Clin. Orthop.* 365 (1999) 69–73.
- [39] E.G. Suren, H. Zwipp, Luxationsfrakturen im Chopart- und Lisfranc-Gelenk, *Unfallchirurg.* 92 (3) (1989) 130–139.
- [40] M.L. Swank, Computer-assisted surgery in total knee arthroplasty: recent advances, *Surg. Technol. Int.* 12 (2004) 209–213.
- [41] H. Thermann, T. Hufner, H.E. Schrott, C. Held, H. Tscherne, Subtalar fusion after conservative or operative treatment of intraarticular calcaneus fracture, *Unfallchirurg.* 102 (1) (1999) 13–22.
- [42] B.C. Toolan, B.J. Sangeorzan, S.T. Hansen Jr., Complex reconstruction for the treatment of dorso-lateral peritalar subluxation of the foot. Early results after distraction arthrodesis of the cal-

- caneocuboid joint in conjunction with stabilization of, and transfer of the flexor digitorum longus tendon to, the midfoot to treat acquired pes planovalgus in adults, *J. Bone Joint Surg. Am.* 81 (11) (1999) 1545–1560.
- [43] H.J. Trnka, M.E. Easley, P.W. Lam, C.D. Anderson, L.C. Schon, M.S. Myerson, Subtalar distraction bone block arthrodesis, *J. Bone Joint Surg. Br.* 83 (6) (2001) 849–854.
- [44] J. Victor, D. Hoste, Image-based computer-assisted total knee arthroplasty leads to lower variability in coronal alignment, *Clin. Orthop. Relat. Res.* 428 (2004) 131–139.
- [45] S.Y. Wei, R.J. Sullivan, R.S. Davidson, Talo-navicular arthrodesis for residual midfoot deformities of a previously corrected clubfoot, *Foot Ankle Int.* 21 (6) (2000) 482–485.
- [46] H. Zwipp, *Chirurgie des Fusses*, Springer, Berlin, Heidelberg, New York, Wien, 1994.
- [47] H. Zwipp, C. Dahlen, T. Randt, J.M. Gavlik, Komplextrauma des Fusses, *Orthopäde* 26 (12) (1997) 1046–1056.