

W. Potthast<sup>1,2</sup>, K. Heinrich<sup>2</sup>, J. Funken<sup>2</sup>, R. Schmidt-Wiethoff<sup>1</sup>

# Präoperative Bestimmung des Korrekturwinkels bei hoher Tibia-Umstellungs-Osteotomie

Basierend auf dynamischen Bewegungsanalysen und Modellsimulationen

*Pre-operative determination of the correction angle in medial open wedge high tibial osteotomy*

Based on dynamic movement analysis and model simulation

**Zusammenfassung:** Grundsätzliches Ziel hoher Tibia-Umstellungs-Osteotomien (HTO) ist die Umverteilung der Gelenkkräfte vom medialen hin zum lateralen Aspekt. Das Adduktions- bzw. Knie-Varus-Moment ist der Surrogat-Indikator für die Verteilung der Gelenkbelastung. Die Reduktion des Knie-Varus-Moments beim Gehen oder Treppensteigen ist damit das eigentlich anzustrebende Ziel bei HTO. Ziel des hier vorgestellten Projekts ist die Entwicklung eines Verfahrens zur HTO-Planung basierend auf dynamischen Bewegungs- und Belastungsanalysen sowie auf modellbasierten Simulationen. 15 Patienten wurden präoperativ im Bewegungsanalyse-Labor untersucht, das ausgestattet ist mit Kraftmessplatten (Kistler, Schweiz) und Infrarot-High-Speed-Kameras (VICON, Großbritannien). Basierend auf einem Mehrkörpersimulationsmodell für Bewegungsanalysen (ALASKA, dynamicus) werden Gelenkwinkel und Gelenkmomente – insbesondere das Knie-Varus-Moment – beim Gehen kalkuliert. Die Effekte verschiedener Umstellungswinkel auf die Knie-Varus-Momente werden im Modell simuliert und für die OP-Planung prognostiziert. Erste Resultate zeigen, dass die mit Ganzbeinaufnahmen bestimmten Varus-Winkel nur 44 % des dynamisch im Gang bestimmten Adduktions-Moments präzisieren. In komplexeren Bewegungssituationen dürfte dieser Zusammenhang noch geringer sein.

*Schlüsselwörter: hohe Tibia-Umstellungs-Osteotomie, Knie-Adduktions-Moment, Knie-Varus-Moment, Bewegungsanalyse, Modell, Simulation*

## Zitierweise

Potthast W, Heinrich K, Funken J, Schmidt-Wiethoff R: Präoperative Bestimmung des Korrekturwinkels bei hoher Tibia-Umstellungs-Osteotomie. Basierend auf dynamischen Bewegungsanalysen und Modellsimulationen.

OUP 2014; 6: 274–277 DOI 10.3238/oup.2014.0274–0277

**Abstract:** The redistribution of joint contact load from the medial more to the lateral aspect is the principal aim of a high tibial osteotomy (HTO). The knee adduction or varus moment is the surrogate marker for the knee load distribution. The reduction of the knee varus moment in every day like situations like walking is therefore the actual aim of HTOs.

The purpose of this project is the development of a procedure for HTO surgery planning based on dynamic movement analysis and model based simulation. 15 patients are pre-operatively investigated in a movement laboratory equipped with force platforms (Kistler, Switzerland) and 16 infrared high-speed cameras (VICON, UK). Based on a multi-body-system for movement analysis (ALASKA, dynamicus) joint angles, joint moments and particularly the knee varus moment was measured in walking. The effects of different osteotomy angles on knee varus moments are simulated in the model and predicted for surgery planning. First results indicate that the knee varus angle determined by x-ray in erect standing does only explain 44 % of the variance of the dynamic calculated knee adduction moment. It is likely, that the relation is even smaller in more complex movement situations.

*Keywords: high tibial osteotomy, knee adduction moment, knee varus moment, movement analysis, model, simulation, load redistribution*

## Citation

Potthast W, Heinrich K, Funken J, Schmidt-Wiethoff R: Pre-operative determination of the correction angle in medial open wedge high tibial osteotomy. Based on dynamic movement analysis and model simulation

OUP 2014; 6: 274–277 DOI 10.3238/oup.2014.0274–0277

<sup>1</sup> Arcus Kliniken Pforzheim

<sup>2</sup> Institut für Biomechanik und Orthopädie, Deutsche Sporthochschule Köln

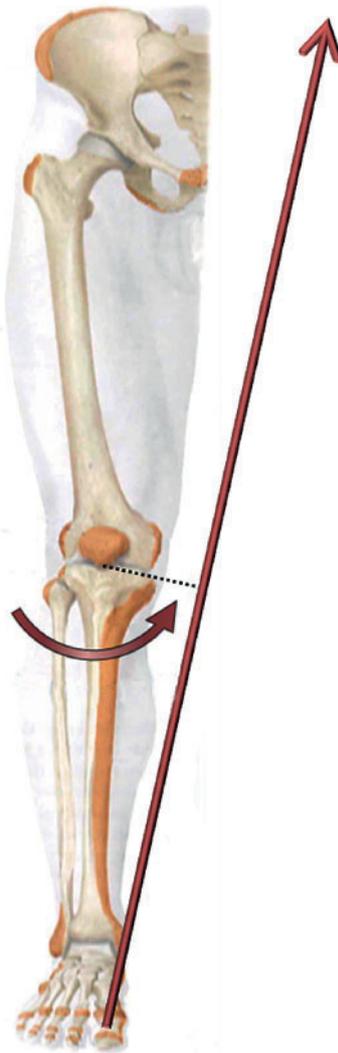
## Das medizinische Problem

Mit Behandlungskosten von fast 8 Mrd. Euro (2008) stellt Arthrose einen erheblichen Kostenfaktor im deutschen Gesundheitssystem dar. Da über 90 % der Kosten auf das Alterssegment über 45 Jahre entfallen, ist unter Berücksichtigung der zu erwartenden Veränderung der Altersstruktur davon auszugehen, dass die finanzielle Belastung weiter ansteigen wird. Bei 80–90 % der Kniearthrosen ist der mediale Gelenkanteil betroffen [1]. Eine wesentliche Determinante für das Entstehen und insbesondere für das beschleunigte Fortschreiten der medialen Kniearthrose ist ein hohes externes Knie-Adduktions- bzw. Varus-Moment [2, 3, 4]. Durch das hohe Varus-Moment werden die medialen Gelenkkontaktkräfte und -spannungen substantiell erhöht. Das bedeutet, dass der mediale Gelenkanteil höheren Belastungen ausgesetzt ist als der laterale [2, 3]. Diese Umverteilung der Kniegelenkbelastung und -beanspruchung bewirkt dann einen beschleunigten Verschleiß des Gelenkknorpels.

Unter einem Gelenkmoment wird grundsätzlich die rotatorische bzw. biegender Wirkung der resultierenden Kraft verstanden. Das Knie-Adduktions-Moment beschreibt damit die adduzierende Wirkung der resultierenden Kraft auf das Knie. Die Höhe des Knie-Adduktions-Moments ist im Wesentlichen durch die Höhe der wirkenden Bodenreaktionskraft und den medialen Abstand der Kraftwirkungslinie zum Kniegelenkmittelpunkt gegeben (s. Abb. 1).

Verschiedenen Maßnahmen, die das Verlangsamen oder Aufhalten der medialen Gonarthrose anstreben, liegt deshalb das prinzipielle Ziel der Reduktion des Knie-Adduktions-Moments zugrunde. Konservative Therapien wie Schuhausenrandhöhen und Knieorthesen können das Adduktions-Moment in geringem Maße reduzieren, ihre Wirksamkeit ist jedoch begrenzt [5, 6, 7, 8].

Um den künstlichen Gelenkersatz zu vermeiden oder zu verzögern, werden seit etwa 3 Jahrzehnten operative knie-nahe Gelenkumstellungen vorgenommen, die zum Ziel haben, den Hebelarm der Bodenreaktionskraft und damit das Adduktions-Moment zu reduzieren. Die früher gängige laterale „closed wedge high tibial osteotomy“ wurde mittlerweile durch die „medial open wedge



**Abbildung 1** Schematische Darstellung des Knie-Adduktions-Moments (roter gebogener Pfeil). Der lange rote Pfeil repräsentiert die Bodenreaktionskraft, die gestrichelte Linie zeigt den Abstand zwischen Kniegelenkmittelpunkt und Kraftvektor an bzw. den Hebelarm.

high tibial osteotomy“ (HTO) abgelöst. Der Einsatz winkelstabiler Implantate ermöglicht es mittlerweile, auf den lateralen Zugang und damit die verbundenen fibuläre Osteotomie sowie die Verletzungen lateraler Strukturen zu verzichten. Damit verbunden sind weiterhin einfachere OP-Techniken, kürzere OP-Zeiten und schnellere Belastbarkeit.

Wesentlich für den klinischen Erfolg der HTO ist natürlich die korrekte Bestimmung des Umstellungswinkels. Aktuell geschieht die Bestimmung des Umstellungswinkels vor der Operation anhand von Röntgenbildaufnahmen im ruhigen Stand. Üblicherweise werden die Umstellungswinkel so kalkuliert, dass die me-

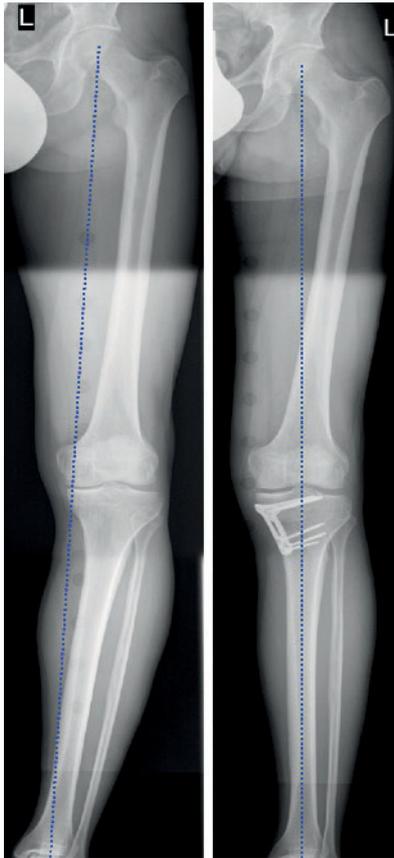
chanische Trageachse des Beins (virtuelle gerade Verbindung des Hüftgelenkmittelpunkts mit dem Mittelpunkt des oberen Sprunggelenks in der Frontalebene; s. Abb. 2) nicht medial am Knie vorbei, sondern nahezu mittig durch den sogenannten Fujisawa-Punkt verläuft (62 % der medio-lateralen Breite des Tibiaplateaus mit dem größeren Abstand zum medialen Plateaurand) [9, 10].

Diese Kalkulation wird an der Ganzbein-Standaufnahme vorgenommen. Bisher ist keine wissenschaftliche Publikation bekannt, die einen Zusammenhang zwischen der statisch bestimmten Beinachse bzw. dem statisch bestimmten Knie-Varus-Winkel und dem Knie-Adduktions-Moment in Alltagsbewegungen wie Gehen, Laufen, Treppensteigen o.Ä. untersucht. Im Gegensatz dazu ist aus ganganalytischen Studien bekannt, dass sowohl im Gang als auch im Lauf die Richtung des Bodenreaktionskraftvektors nicht gemäß der oben beschriebenen Tragelinie im ruhigen Stand verläuft, sondern weiter medial am Kniegelenkmittelpunkt vorbei [11]. Weiterhin zeigen prospektive Arbeiten von Miyazaki und Mitarbeitern [4], dass lediglich 16 % der Varianz des Fortschreitens der Gonarthrose auf die statisch bestimmte Beinachse zurückzuführen ist. Darüber hinaus indizieren weitere prospektive Studien [12, 13], dass durch statisch geplante HTO die Knie-Adduktions-Momente im Gang durchaus reduziert werden. Jedoch zeigte sich, dass die Momentenreduktion bei den Patienten mit präoperativ ausgesprochen hohen Adduktions-Momenten im Gang nicht nachhaltig war und sich innerhalb von 6–12 Monaten auf den präoperativen Zustand zurückbildete.

Es gibt also verschiedene Hinweise darauf, dass die Bestimmung des Umstellungswinkels bei geplanter HTO, allein basierend auf Ganzbeinstandaufnahmen, wichtige Aspekte dynamischer Situationen des Alltags unberücksichtigt lässt.

## Lösungsansatz

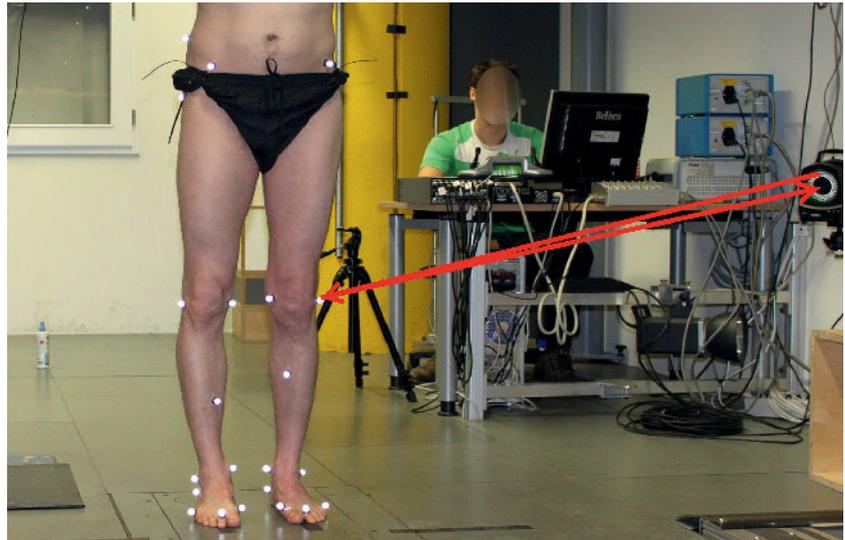
Eine nachhaltig wirksame Operationsplanung zur Festlegung des Umstellungsmaßes bei HTO sollte demnach konsequenterweise die Auswirkung der Umstellung auf die Belastungssituation



**Abbildung 2** Prä- (links) und postoperative Ganzbein-Stand-Aufnahme. Die blaue gestrichelte Linie zeigt die mechanische Beinachse, die Hüftmittelpunkt und den Mittelpunkt des oberen Sprunggelenks verbindet.

des Kniegelenks in dynamischen Situationen berücksichtigen. Biomechanische Bewegungs- und Belastungsanalysen erlauben es, auf Basis von mathematischen invers-dynamischen Bewegungsanalysemodellen, die Belastung auf den Bewegungsapparat im Allgemeinen und die Gelenkmomente im Besonderen zu bestimmen (s. Abb. 3 und 4).

Auf anatomische Referenzpunkte des Patienten werden dafür reflektierende Marker aufgebracht (Abb. 3). Die Bewegungen dieser Marker im Raum werden über ein Arrangement von Hochgeschwindigkeits-Infrarot-Kameras aufgenommen. Die Kenntnis der Referenzpunkte und der Markerbewegungen erlauben es nun, die Bewegungen der Körpersegmente des Patienten eindeutig und mit hoher Genauigkeit zu rekonstruieren. Die gleichzeitige Bestimmung der auf den Körper wirkenden Bodenreaktionskraft ermöglicht weiterhin die Kalkulation der Gelenk-Drehmomente,



**Abbildung 3** Darstellung des Bewegungsanalyselabors. Die weißen Punkte am Patienten stellen die reflektierenden Marker an anatomischen Referenzpunkten dar. Die roten Pfeile indizieren virtuell die Detektion eines Markers durch eine Kamera des Bewegungsanalyseapparats. Der Patient steht zur Referenzmessung auf einer Kraftmessplatte.

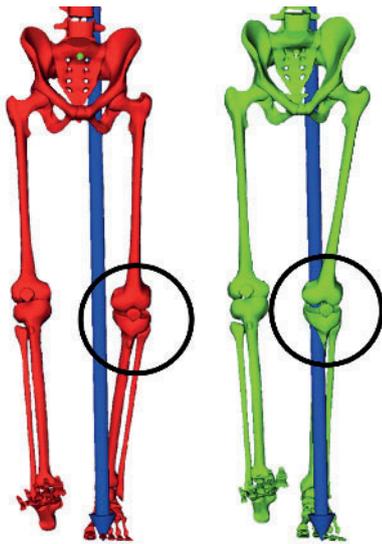
die Aufschluss über die Belastung und Belastungsverteilung des Bewegungsapparats geben.

Prä-operativ eingesetzt können solche Belastungsanalysen bereits wertvolle Hinweise über die Belastungssituation des medialen Kniekompartiments geben. Weiterhin können geeignete Bewegungsanalysemodelle so erweitert werden, dass bestimmte Therapiemaßnahmen simulierbar sind. Im konkreten Fall der HTO-Planung können im Modell verschiedene Umstellungswinkel eingestellt werden. Basierend auf den realen Daten der prä-operativen Messung können dann die Effekte der verschiedenen Umstellungswinkel auf die Adduktionsmomente am Modell simuliert bzw. präzisiert werden. Die prä-operativ gewonnenen Bewegungsdaten sind also nutzbar, um das Simulationsmodell zu treiben, in dem die verschiedenen Umstellungswinkel simuliert und die resultierenden Adduktionsmomente vorherbestimmt werden sollen. Diesen Satz von Ergebnissen kann der Operateur nun in die OP-Planung, bzw. konkret in die Planung des Umstellungswinkels, einfließen lassen. Dabei ist davon auszugehen, dass eine Reduktion des Adduktionsmoments um 20 % eine sehr deutliche Verlangsamung des Fortschreitens der Arthrose bewirken kann [4], was als Zielgröße für die Umstellung mitberücksichtigt werden kann.

## Perspektiven und Schlussfolgerungen

In einer eigenen Studie wurden die Adduktionsmomente bewegungsanalytisch prä-operativ an 15 männlichen Patienten mit medialer Gonarthrose, die bereits für eine HTO terminiert waren, bei verschiedenen Alltagsbewegungen ermittelt. Weiterhin wurden die Korrelationen zwischen den Gelenkmomenten und den Knie-Varus-Winkeln kalkuliert, die prä-operativ über die Ganzbeinstandaufnahmen bestimmt wurden. Interessanterweise wird beim Gehen weniger als die Hälfte der Varianz des Adduktionsmoments über den statisch bestimmten Knie-Varus-Winkel aufgeklärt ( $r = 0,66$ ;  $r^2 = 0,44$ ). Das bedeutet, dass das Knie-Adduktionsmoment im Gang zu weniger als 50 % vom statischen Varus-Winkel abhängt.

Dieses Ergebnis ist durchaus plausibel, berücksichtigt man, dass Höhe und Verlauf der Bodenreaktionskraft natürlich nicht nur durch den Knie-Varus-Winkel determiniert sind, sondern stark von der Funktionalität des Fußes, von der Morphologie und Statik der unteren Extremität und des Rumpfs sowie natürlich sehr stark von der Ausführung der betrachteten Bewegung abhängen. Weitere Analysen zeigen an, dass bei komplexeren und dynamischeren Bewegungsanforderungen der Zusammen-



**Abbildung 4** Prä- (rot) und post-operative (grün) Animationen der modellbasierten Bewegungsanalysen. Auffallend ist die erhebliche Reduktion des Hebelarms. Postoperativ verläuft der Kraftvektor (blauer Pfeil) durch das Kniegelenk, präoperativ medial daran vorbei.

hang zwischen Adduktions-Moment und Knie-Varus-Winkel noch geringer ist. Auch solche komplexeren Belastungsprofile können mit dem vor-

gestellten Modellansatz individuell simuliert werden.

Komplexe quantitative Bewegungsanalysen und modellbasierte Simulationen, wie hier dargestellt, beinhalten selbstverständlich einen nicht zu unterschätzenden apparativen, zeitlichen und personellen Aufwand, der nicht unmittelbar in vollem Umfang in die klinische Routine implementierbar ist. Ergebnisse der eigenen Arbeiten deuten jedoch an, dass für solche Patienten, die einen weniger aktiven Lebensstil führen und keinen dynamischen körperlichen Aktivitäten im Alltag nachgehen, die traditionelle Planung hinreichend sein kann. Für körperlich aktivere Patienten, die ggf. nach der HTO Sport treiben möchten, erscheinen dann jedoch umfangreichere Analysen indiziert. Um eine möglichst scharfe Trennung dieser Patientengruppen vorzunehmen, sind noch weitere Forschungsarbeiten notwendig.

Kooperationsmodelle zwischen orthopädischen Kliniken und biomechanischen Labors erscheinen sinnvoll und notwendig, um einerseits den Patienten von solchen Synergien profitieren zu lassen und weiterhin Forschungsarbeiten wie oben angedeutet im Patienteninteresse zu ermöglichen. Es ist geplant,

über zukünftige Studien einen Satz an wesentlichen biomechanischen Parametern aus den komplexen Bewegungs- und Belastungsanalysen zu extrahieren, der eine umfassendere Planung des Umstellungswinkels für HTO unter Berücksichtigung dynamischer Situationen erlaubt. Die Bestimmung dieser Parameter kann dann über Analysen mit relativ geringem Apparate-, Personen- und Zeitaufwand auch in den klinischen Alltag eingebunden werden. **OUP**

**Interessenkonflikt:** Die Autoren erklären, dass keine Interessenkonflikte im Sinne der Richtlinien des International Committee of Medical Journal Editors bestehen.

#### Korrespondenzadresse

Univ.-Prof. Dr. Wolfgang Potthast  
 Klinische Biomechanik  
 Institut für Biomechanik  
 und Orthopädie  
 Deutsche Sporthochschule Köln  
 Am Sportpark Müngersdorf 6  
 50933 Köln  
 potthast@dshs-koeln.de

## Literatur

- Andriacchi TP. Dynamics of knee malalignment. *Orthop Clin North Am* 1994; 25: 395–403
- Roos EM, Herzog W, Block JA, Bennell KL. Muscle weakness, afferent sensory dysfunction and exercise in knee osteoarthritis. *Nature* 2010; doi:10.1038
- Andriacchi TP, Mündermann A, Smith RL, Alexander EJ, Dyrby CO, Koo S. A framework for the in vivo pathomechanics of osteoarthritis at the knee. *Annals of Biomedical Engineering* 2004; 32: 447–457
- Miyazaki T, Wada M, Kawahara H, Sato M, Baba H, Shimada S. Dynamicload at baseline can predict radiographic disease progression in medialcompartment knee osteoarthritis. *Ann. Rheum. Dis.* 2002; 61: 617–622
- Fantini Pagani CH, Potthast W, Brüggemann GP. The effect of valgus bracing on the knee adduction moment during gait and running in male subjects with varus alignment. *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon) 2010; 25: 70–76
- Pagani CHE, Böhle C, Potthast W, Brüggemann GP. Short-term effects of a dedicated knee orthosis on knee adduction moment, pain, and function in patients with osteoarthritis. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 2010; 91: 1936–1941
- Kutzner I, Küther S, Heinlein B, Dymke J, Bender A, Halder AM, Bergmann G. The effect of valgus braces on medial compartment load of the knee joint – in vivo load measurements in three subjects. *Journal of biomechanics* 2011; 44: 1354–1360
- Lindenfeld TN, Hewett TE, Andriacchi TP. Joint loading with valgus bracing in patients with varus gonarthrosis. *Clinical orthopaedics and related research* 1997; 344: 290–297
- Fujisawa Y, Masuhara K, Shiomi S. The effect of high tibial osteotomy on osteoarthritis of the knee. *An arthroscopic study of 54 knee joints. The Orthopedic clinics of North America* 1979; 10: 585–608
- Hinterwimmer S, Feucht M, Imhoff A. Hohe tibiale Osteotomie bei Varusgonarthrose. *Arthroskopie* 2012; 25: 184–194
- Shelburne KB, Torry MR, Pandy MG. Muscle, ligament, and joint-contact forces at the knee during walking. *Medicine and science in sports and exercise* 2005; 37: 1948–1956
- Prodromos CC, Andriacchi TP, Galante JO. A relationship between gait and clinical changes following high tibial osteotomy. *The Journal of bone and joint surgery* 1985; American volume, 67: 1188–1194
- Birmingham TB et al. Medial opening wedge high tibial osteotomy: a prospective cohort study of gait, radiographic, and patient-reported outcomes. *Arthritis and rheumatism* 2009; 61: 648–657