

Berechnung von Korrekturwinkeln für Hohe Tibia Osteotomie anhand von 3d Oberflächendruckverteilungen im Knie

A. Sommerkorn¹, R. Westphal¹, U. Wiebking², E. Liodakis², C. Krettek², F. Wahl¹

¹ TU Braunschweig, Institut für Robotik und Prozessinformatik, Braunschweig, Germany

² Medizinische Hochschule Hannover, Unfallchirurgie, Hannover, Germany

Kontakt: ralf.westphal@tu-bs.de

Abstract:

Der Korrekturwinkel für Hohe Tibia Osteotomien (HTO) wird üblicherweise geometrisch mit Hilfe von Ganzbeinaufnahmen ermittelt. Es wird angenommen, dass die mechanische Achse zwischen Femurkopf und Sprunggelenk durch das Kniezentrum führen muss, um eine optimale Druckverteilung zwischen lateralem und medialem Kompartiment herzustellen. Dabei werden individuelle Unterschiede in der Form des Tibiaplateaus und der Femurkondylen außer Acht gelassen. In dieser Arbeit wird ein Ansatz zur biomechanischen Bestimmung des Korrekturwinkels über die explizite Berechnung der Druckverteilung innerhalb des Knies mit Hilfe der Diskrete Elemente Analyse (DEA) vorgestellt. Diese Methode ist darüber hinaus in der Lage, auch bereits degeneriertes Knorpelgewebe zu modellieren.

Schlüsselworte: Diskrete Elemente Analyse, DEA, Hohe Tibia Osteotomie, HTO, Biomechanik, Druckverteilung

1 Problem

Gonarthrose ist eine der häufigsten Krankheiten in der immer älter werdenden Bevölkerung von hochentwickelten Ländern. Zurzeit ist anzunehmen, dass 45% der Erwachsenen in den USA gonarthrotische Beschwerden entwickeln werden [1]. Diese degenerative Krankheit führt zu einem Verlust von dämpfendem Weichteilgewebe im Gelenk und wird bei Fehlstellung der unteren Extremitäten auch schon in jungen Jahren begünstigt. Um das Einsetzen einer Knieprothese zu verhindern bzw. möglichst lange zu verzögern wird die Fehlstellung der Beine häufig mit Hilfe einer Korrekturosteotomie beseitigt. Die hier betrachtete Hohe Tibia Osteotomie (HTO) wird meistens geometrisch mit Hilfe von Röntgenbildern geplant und im OP mit speziellen Navigationsmodulen zur Einstellung der mechanischen Achse durchgeführt. Zur Herstellung der korrekten Achse, wird der Korrekturwinkel so geplant, dass die mechanische Achse durch das Kniezentrum verläuft (Abbildung 1a). Je nach Indikation kann auch eine leichte „Überkorrektur“ erfolgen, um dadurch das bereits degenerierte Kompartiment zu entlasten. Eine solche rein geometrische Planung wird allerdings deformiertem Knochen oder bereits degeneriertem Gewebe nicht vollends gerecht. Es wird daher eine Methode zur Osteotomieplanung auf Basis eines dreidimensionalen Kniemodells aus patientenspezifischen CT-Daten vorgestellt.

2 Methoden

Zur Berechnung der Oberflächendruckverteilung wird die Diskrete Elemente Analyse (DEA, auch als Rigid Body Spring Model Methode bekannt) [2] verwendet. Das Verfahren wurde sowohl in 2d [3] als auch in 3d [4] mit realen Druckmessungen im Knie verglichen. Bei der DEA werden die Knochen (Femur und Tibia) als starre Körper und die Kontaktfläche im Knie als eine Menge von Federn modelliert (vgl. Abbildung 1b). Für eine globale Eingangskraft F_G wird eine globale virtuelle Verschiebung U_G des durch die Steifigkeitsmatrix $[K]$ beschriebenen Systems berechnet.

$$F_G = [K] \cdot U_G$$

Die Gesamtsteifigkeitsmatrix $[K]$ berechnet sich dabei aus der Summe der einzelnen lokalen Federsteifigkeiten, die ins globale Koordinatensystem transformiert werden. $[B_i]$ stellt eine Transformation von den Referenzkoordinatensystemen in das Koordinatensystem der i-ten Feder dar.

$$[K] = \sum_i [B_i]^T [D_i] [B_i]$$

Der Oberflächendruck wird mit Hilfe der Methode der virtuellen Arbeit berechnet. Die globale virtuelle Verschiebung U_G der Referenzpunkte R_T (Tibia) und R_F (Femur) bewirkt im lokalen Koordinatensystem der Feder i eine lokale Verschiebung u_i . Aufgrund der Steifigkeit D_i wird somit virtuelle Arbeit verrichtet.

$$\begin{aligned} u_i &= [B_i] \cdot U_G \\ f_i &= [D_i] \cdot u_i \end{aligned}$$

Dieses Lösungsverfahren liefert eine Federspannkraft für jede Feder. Bei einer positiven Steifigkeit D_i gilt: Ist die lokale Verschiebung positiv, so ist auch die resultierende Kraft positiv. Bei einer negativen Verschiebung ist die resultierende Kraft hingegen negativ. Bildlich gesprochen wird die Feder bei einer positiven Verschiebung komprimiert, wohingegen sie bei einer negativen Verschiebung gedehnt wird.

Bei der Druckanalyse spielt nur die Kompression eine Rolle, so dass die gedehnten Federn aus dem Modell entfernt werden müssen. Die übrigen Federn bilden eine neue Steifigkeitsmatrix $[K']$, die zu einer neuen Lösung des Gleichungssystems führt.

$$F_G = [K'] \cdot U_G'$$

Nach mehreren Iterationen dieses Verfahrens kann genau die Steifigkeitsmatrix $[K]$ gefunden werden, die der aktuellen Kontaktsituation entspricht.

Der Vektor $F_G = [F_F, F_T]$ hat zwölf Komponenten, jeweils drei Kraft- und drei Drehmomentkomponenten für jeden der beiden starren Körper, die an den Referenzpunkten R_T und R_F wirken. $U_G = [U_F, U_T]$ ist ebenfalls ein Vektor mit zwölf Komponenten, der die virtuelle Verschiebung der Referenzpunkte R_T und R_F beschreibt. Wird die Steifigkeitsmatrix $[K]$ nur mit Hilfe der Oberflächenfedern auf dem Tibiaplateau gebildet, so entsteht ein sehr instabiles System. Die Kondition der Matrix ist sehr hoch, so dass sich numerische Fehler bei der Lösung stark auf das Ergebnis auswirken. Es ist mit dieser 12×12 Matrix im Allgemeinen nicht möglich, das Gleichungssystem zu lösen. Daher werden Nebenbedingungen eingeführt, die zu einer Dimensionsreduktion führen. F_G wird auf einen dreidimensionalen Vektor reduziert, so dass die Lösung des Systems in einer rein translatorischen Verschiebung eines starren Körpers resultiert. Der zweite Körper wird festgehalten und auch die daran angreifenden Reaktionskräfte müssen nicht explizit berechnet werden. Um die Kondition der Steifigkeitsmatrix ohne Nebenbedingungen zu reduzieren, wäre es nötig, auch die das Knie stabilisierenden Bänder in Form von dehnbaren Federn mit in die Berechnung einzubeziehen.

Für die geometrische Modellierung der Kontaktfläche wird aus CT-Daten nach Anwendung eines Hounsfield Schwellwerts ein 3d Oberflächenmodell des Knochens (Abbildung 1c) erstellt. Um die Genauigkeit zu erhöhen und Probleme der Schwellwert-Segmentierung, wie z.B. die Trennung einzelner Knochen im Gelenkbereich, die präzise Abgrenzung zum Knorpelbereich und der zuverlässige Umgang mit osteoporotischen Strukturen, zu umgehen, soll in Zukunft eine modellbasierte Segmentierung durchgeführt werden. Erste Arbeiten basierend auf statistischen Modellen der Kniegeometrie wurden bereits unter [5] veröffentlicht. Auf dem Tibiaplateau des Modells wird die Kontaktfläche zwischen Tibia und Femur manuell segmentiert. Dieses Dreiecksnetz dient als Eingangsdatum für die DEA. An jedem Vertex des Dreiecksnetzes wird in Normalenrichtung der Oberfläche eine komprimierbare Feder modelliert. In diesen Punkten stehen Tibia und Femur in unserem vereinfachten Modell in direktem Kontakt. Der resultierende Druck ist abhängig von der eingeleiteten Kraft und der Federsteifigkeit, die in Abhängigkeit von Materialparametern und Stärke des Knorpels gewählt wird. Die Steifigkeit dieser Federn hängt von den Materialparametern und der Dicke des Gelenkknorpels ab. Über die lokal definierbare Steifigkeit kann mit einfachen Mitteln defektes und verschlissenes Gewebe modelliert werden (Abbildung 3).

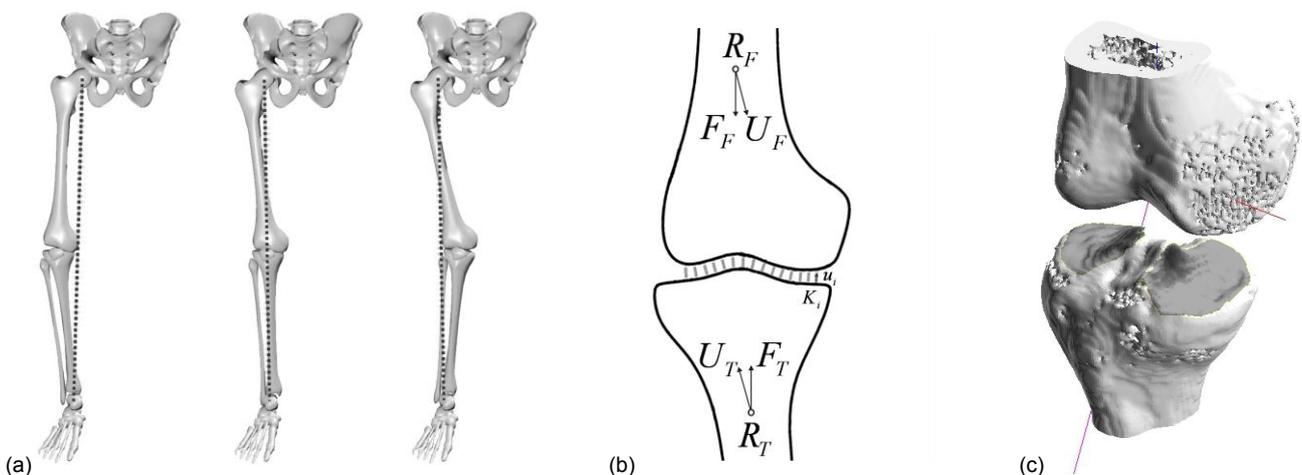


Abbildung 1: (a) Mechanische Achse des Knies. (b) Koordinatensystem sowie Kraft- und Verschiebungsvektoren der DEA. (c) Oberflächendruckverteilung bei Varusstellung. Eine farbige Version der Abbildung ist über folgenden Link zu finden: <http://www.rob.cs.tu-bs.de/research/projects/correctionsurgery>.

Aufbauend auf der DEA wurde in dieser Arbeit ein Algorithmus entwickelt, der für ein vorgegebenes Druckverhältnis zwischen lateralem und medialem Kompartiment den Korrekturwinkel für eine entsprechende Osteotomie berechnet. Dabei beschränkt sich der Algorithmus zunächst auf den tibiofemorale Winkel in der Frontalebene.

In einem Matlab-Programm wird dabei ein initialer Winkel vorgegeben, woraus die Richtung des Gewichtskraftvektors resultiert. Der entwickelte Algorithmus berechnet dazu die Oberflächendruckverteilung und bildet das Druckverhältnis zwischen medialem und lateralem Kompartiment für ein vorgegebenes Bewertungsmaß. Entsprechende Maße können beispielsweise die durchschnittliche Federspannkraft, Kraftspitzen oder die Summe der Federkräfte sein. Die Analyse der möglichen Bewertungsmaße hinsichtlich ihrer Eignung zur Berechnung eines aus biomechanischer Sicht optimalen Korrekturwinkels ist Gegenstand unserer zukünftigen Arbeiten. Denkbar wären auch Ansätze, bei denen verschiedene Bewertungsmaße in einer Kostenfunktion kombiniert werden. Der Algorithmus verändert iterativ den Winkel, bis ein vorgegebenes Druckverhältnis gefunden ist.

3 Ergebnisse

Abbildung 2 zeigt das Ergebnis des Algorithmus. Der initiale tibiofemorale Winkel ist mit -5° gewählt. Das Zielverhältnis zwischen der medialen und lateralen durchschnittlichen Federspannkraft ist mit 1.0 angegeben. Die Kontaktfläche ist durch 493 Federn mit einer normierten Federsteifigkeit von 1 N/mm modelliert. Der optimale Winkel wird anhand des Durchschnittsdrucks ermittelt.

Die Grafik oben rechts zeigt die Druckverteilung unter dem initialen Winkel. Das mediale Kompartiment ist deutlich stärker belastet. Das Druckverhältnis ist 1.8101. Die Grafik unten rechts zeigt die Druckverteilung nach der Korrektur, es wurde ein Druckverhältnis von 0.99116 erreicht. Die linke Grafik visualisiert die Beinachsen für den initialen Winkel und den korrigierten Winkel (hier 2.8125°).

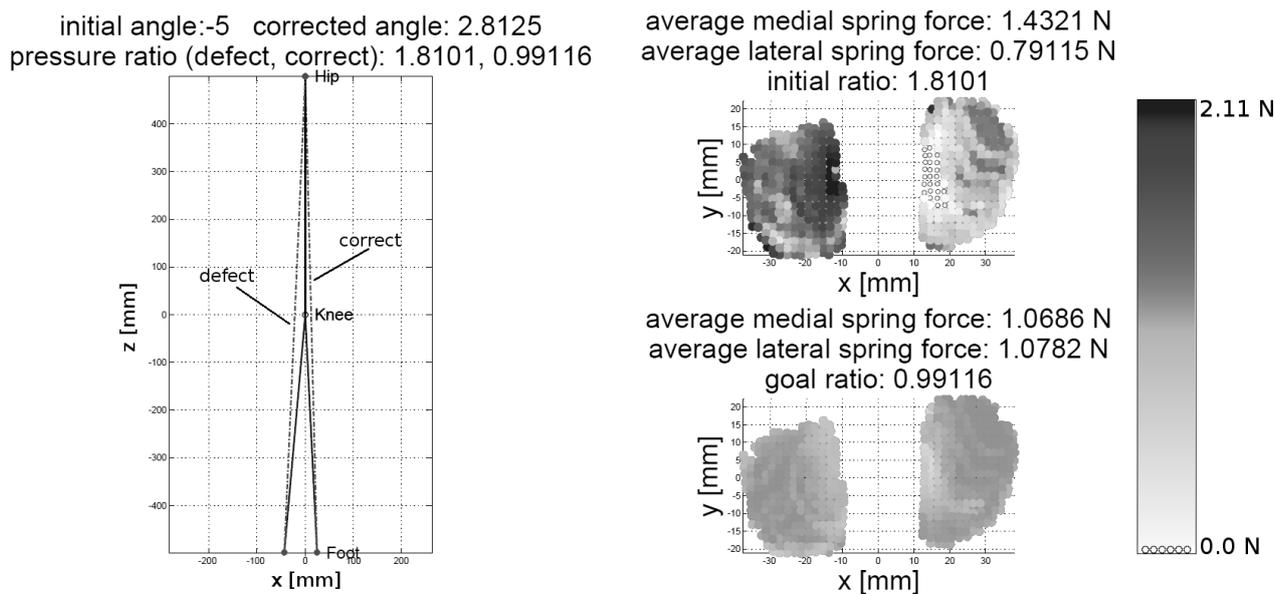


Abbildung 2: Ergebnisse der Korrektur bei Optimierung anhand des Durchschnittsdrucks. Die Grafik links zeigt die mechanische Achse des Beins vor und nach der Korrektur. Rechts oben ist die Druckverteilung vor der Korrektur und rechts unten nach der Korrektur zu sehen.

Um die Auswirkung von unterschiedlichen Federspannkraften entlang einer Oberfläche zu analysieren, wurde ein einfaches 2d Modell, wie es in Abbildung 3 dargestellt wird, erstellt. Entlang einer gestauchten Sinuskurve sind 150 Federn mit einer Federsteifigkeit von je 1 N/mm verteilt (Abbildung 3, links). Die Kurve bildet die Kontaktfläche zwischen den starren Körpern 1 und 2, die durch die Referenzpunkte R_1 und R_2 repräsentiert werden. Das Aufbringen einer Kraft F_2 von 100 N im Referenzpunkt R_2 in Y-Richtung resultiert in einer gleichmäßigen Druckverteilung entlang der Kontaktfläche (Abbildung 3, links unten). Im zweiten Modell (Abbildung 3, rechts) wurde die Federsteifigkeit entlang der Kontaktfläche von links nach rechts linear skaliert. Das heißt die Feder, die am weitesten links liegt, hat eine Steifigkeit von 1 N/mm, die Feder am weitesten rechts eine Steifigkeit von 5 N/mm. Die Federsteifigkeiten der Federn dazwischen sind entsprechend linear interpoliert skaliert. Die gleiche Eingangskraft resultiert nun in einer veränderten virtuellen Verschiebung U_2 von R_2 , diese wiederum führt zu einer veränderten Druckverteilung (Abbildung 3, rechts unten).

4 Diskussion

Es wurde ein Konzept zur Berechnung von Korrekturwinkeln für Umstellungsosteotomien vorgestellt. Das aktuell verwendete Kniemodell beinhaltet noch keine Information über die Spannung der kniestabilisierenden Bänder (mediales und laterales Kollateralband). Diese Bänder können in einem erweiterten Modell als dehnbare Federn modelliert werden und dazu beitragen, die Kondition der Steifigkeitsmatrix $[K]$ zu reduzieren. Ein entsprechend vollständiges Modell könnte die in den Methoden besprochene Dimensionsreduktion überflüssig machen. Ein weiterer Punkt, der vor der Erstellung eines patientenspezifischen Modells betrachtet werden sollte, ist der Zusammenhang zwischen den Steifigkeiten der Federn, die die Kontaktfläche modellieren, und dem tatsächlich vorhandenen Knorpelgewebe. So ist es z.B. denkbar, aus MRT Aufnahmen den Gelenkknorpel zu segmentieren und aus der Stärke des Gewebes die Steifigkeit zu berechnen. Hier gilt ein umgekehrt proportionaler Zusammenhang, d.h. je dünner das Knorpelgewebe, desto höher die Federsteifigkeit. Eine hohe Federsteifigkeit bewirkt schon bei geringer Kompression hohe Kräfte.

Im Bereich der (bio-)mechanischen Modellierung und Simulation kommen häufig FEM-Systeme zum Einsatz. Unser DEA-basierter Ansatz hat gegenüber FEM den Vorteil, dass die Simulation in Echtzeit erfolgen kann, wodurch die Optimierung des Korrekturwinkels im Sekundenbereich möglich ist. Darüber hinaus kann so auch während der Operation die aktuelle Lage in Echtzeit analysiert und bewertet werden.

Durch den Einsatz modellbasierter Planungssysteme im Anwendungsgebiet der HTO können zukünftig biomechanisch optimierte Korrekturen geplant werden, wodurch der prothetische Ersatz so lange wie möglich hinausgezögert werden kann. Obwohl grundsätzlich die Eignung der DEA zu Bestimmung der Kraftverteilung bereits gezeigt wurde [3, 4], so sind dennoch weitere Studien erforderlich, um z.B. geeignete Maße für die Optimierung der Lastverteilung zu bestimmen und den tatsächlichen erreichbaren Nutzen für den Patienten zu bewerten.

Diese Arbeiten sind im Rahmen einer DFG-Förderung „Roboterassistierte Umstellungsosteotomie“ entstanden.

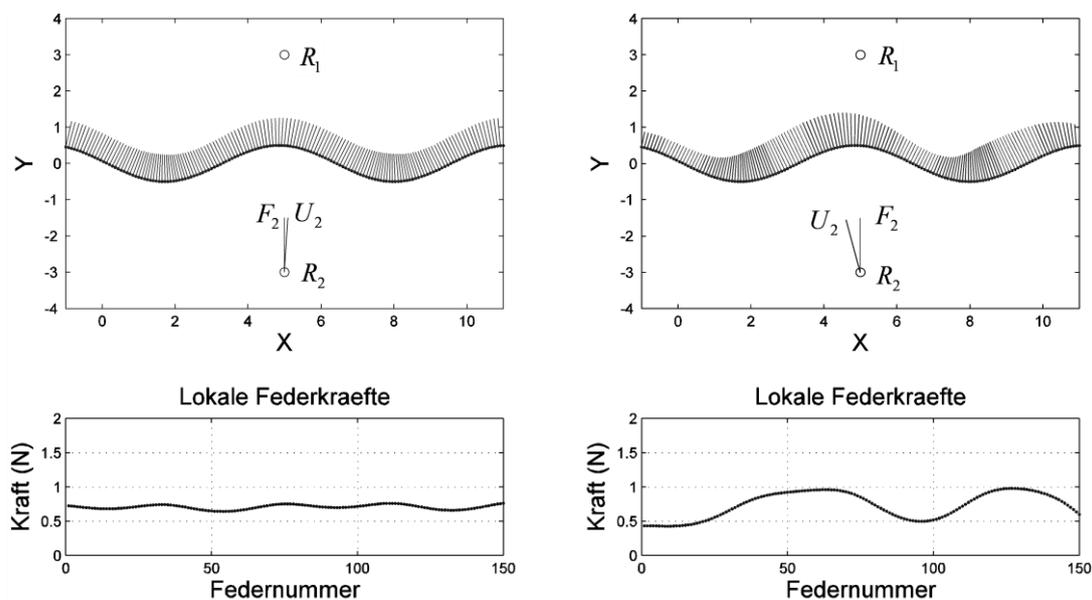


Abbildung 3: Unterschiedliche Druckverteilung bei gleicher Federspannkraft (links) und nach rechts linear ansteigender Federspannkraft (rechts).

5 Referenzen

- [1] Murphy L, Schwartz TA, Helmick CG et al.: Lifetime risk of symptomatic knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum* 59:1207–1213, 2008
- [2] An KN, Himeno A, Tsumura H, Kawai T, Chao EY: Pressure distribution on articular surfaces: application to joint stability evaluation. *Journal of biomechanics*, Elsevier, 1990
- [3] Anderson DD, Iyer KS, Segal NA, Lynch JA, Brown TD: Implementation of discrete element analysis for subject-specific, populationwide investigations of habitual contact stress exposure. *J Appl Biomech.*, May;26(2):215-23, Elsevier, 2010
- [4] Miller EJ, Riemer RF, Haut Donahue TL, Kaufman KR: Experimental validation of a tibiofemoral model for analyzing joint force distribution., *J Biomech.*, June 19; 42(9): 1355–1359., Elsevier, 2009
- [5] Last C, Sommerkorn A, Westphal R, Wiebking U, Krettek C, Wahl F: Fully automatic knee CT image segmentation with locally adaptive shape priors (Poster), *CARS 2012*, Pisa, Italien, 2012