

H. Schwameder, R. Roithner, E. Müller, W. Niessen, C. Raschner

## System zur Berechnung und Visualisierung von Kniegelenkskräften in Echtzeit

DEVICE FOR ON-LINE CALCULATION AND VISUALISATION OF KNEE JOINT FORCES

### *Zusammenfassung*

*Die Berechnung und Visualisierung von Kniegelenkskräften in Echtzeit stellt sowohl aus präventiver als auch rehabilitativer Sicht ein wichtiges Simultanfeedback hinsichtlich der Strukturbeanspruchungen bei Trainings- und Wettkampfübungen dar. Basierend auf diesen Überlegungen wurde das quasi-statische Kniemodell von YAMAGUCHI/ZAJAC (1989) so adaptiert, dass es für on-line Darstellungen geeignet ist. Kinematische und kinetische Daten werden elektronisch gemessen, in einen Computer eingelesen und dienen als Input in das Kniemodell. Die Kniegelenkskräfte bei Haltungen und einfachen Bewegungen können wahlweise numerisch oder graphisch ausgegeben werden.*

### *Summary*

*Concerning preventive and rehabilitative aspects on on-line calculation and visualisation of knee joint forces in real-time can serve important simultaneous feedback of loads on the different structures during training and performance exercises. Based on these considerations the quasi-static knee model of YAMAGUCHI/ZAJAC (1989) was adapted to provide representations of knee joint forces in real time. Kinematic and kinetic data are measured electronically, are imported into a computer and serve as input for the knee model. Knee joint forces in postures and during simple movements can be presented numerically or graphically.*

### 1. Problemstellung

Bei einer Vielzahl von Haltungen und Bewegungen sowohl im Alltag als auch im Sport treten Beanspruchungen in den verschiedenen Strukturen des Kniegelenks auf. Aus präventiver und rehabilitativer Sicht ist das Wissen um die Größe und Richtung dieser inneren Kräfte und Momente von entscheidender Bedeutung. Die Beanspruchungen in den verschiedenen Strukturen hängen einerseits vom externen Beugemoment und andererseits von der Kniegelenkskinematik ab. In der Literatur werden verschiedene Methoden zur Bestimmung der knieinternen Kräfte vorgestellt. Neben den in-vitro-Messungen (z.B. BUFF et al. 1988, MILLER et al. 1997) wurde eine Vielzahl mathematischer Modelle zur Berechnung der internen Kräfte vorgestellt (z.B. MENSCHIK 1974, MOEINZADEH et al. 1983, NISELL 1985, YAMAGUCHI/ZAJAC 1989, BLANKEVOORT et al. 1991, LOCH et al. 1992, GILL et al. 1996). Von den genannten Autoren ist NISELL (1985) der einzige, der eine Beziehung zwischen äusserer Belastung und innerer Beanspruchung herstellt, indem er die knieinternen Kräfte in Abhängigkeit vom Beugemoment angibt. Die von ihm angeführten Nomogramme sind allerdings insofern ungenau, als im Beugewinkelbereich von 0° bis 120° konkrete Werte nur in 30°-Schritten angegeben und die dazwischenliegenden Bereiche jeweils linear interpoliert werden.

Die Berechnung und Visualisierung von Kniegelenkskräften in Echtzeit stellt sowohl aus präventiver als auch aus rehabilitativer Sicht ein wichtiges Simultanfeedback

hinsichtlich der Strukturbeanspruchungen bei Trainings- und Wettkampfübungen dar. Die gewonnenen Informationen sind in gleicher Weise für Athleten, Trainer, Wissenschaftler und Ärzte von Bedeutung. Basierend auf diesen Überlegungen soll ein existierendes 2-dimensionales Kniemodell adaptiert werden, um knieinterne Strukturkräfte in Echtzeit berechnen und darstellen zu können.

## 2. Methoden

### 2.1. Kniemodell

Eine grundlegende Bedingung für eine on-line-Berechnung der Kniegelenkskräfte ist die Bestimmung der Kniegelenkskinematik als Funktion des Kniewinkels  $\kappa$ . Dazu wurde auf der Basis des 2-dimensionalen Kniemodells von YAMAGUCHI/ZAJAC (1989) sowie Ergänzungen durch Daten von NISELL (1985) und eigenen Vermessungen von 20 Röntgenbildern das zweidimensionale Kniemodell ‚Plakmos‘ (Abb.1) entwickelt und auf einen Beugewinkelbereich von  $0^\circ$  bis  $120^\circ$  erweitert. Die Femurkondylen werden durch zwei vertikal verschobene Ellipsen unterschiedlicher Größe approximiert. Die größere Ellipse repräsentiert die Kontaktpunkte des Tibiofemuralgelenks, während die kleinere Ellipse die Interkondylarfurche beschreibt, auf der die Patella gleitet. Das Tibiaplateau und die Patellasehne sind als Strecken konstanter Länge und die Patella als Rechteck modelliert.

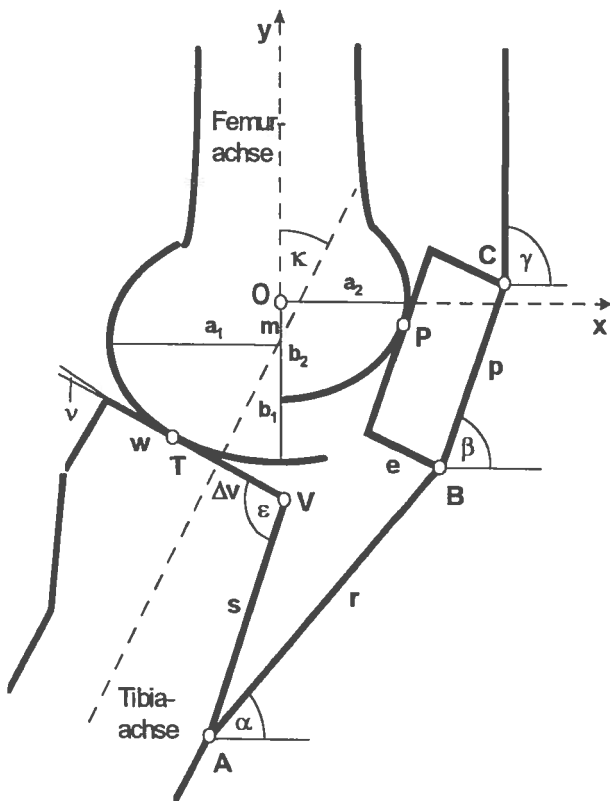


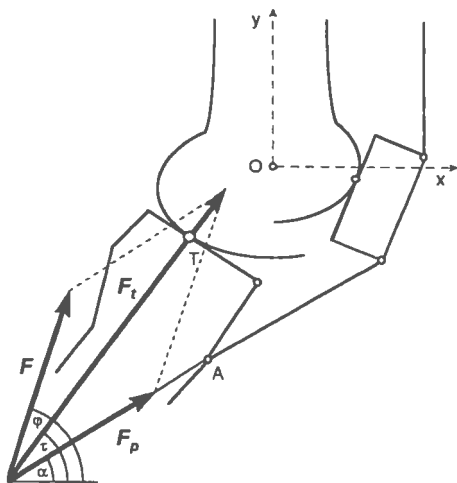
Abb. 1: Kniemodell ‚Plakmos‘ zur Bestimmung knieinterner Strukturkräfte

Weiters werden folgende Annahmen getroffen: die Zugrichtung der Quadricepssehne verläuft über den gesamten Beugbereich parallel zur Femurachse, alle Systemteile sind starre Körper und die Reibung in den Kontaktpunkten der Gelenke wird vernachlässigt.

Alle für die Beschreibung der Kniegelenkskinematik relevanten Parameter wurden für Kniewinkel von 0° bis 120° in Schritten von 2° bestimmt. In einem weiteren Schritt wurden diese Daten mit Hilfe nicht-linearer Regressionen als Polynomfunktionen des Kniewinkels bis zum Grad 10 berechnet.

Der Literaturvergleich hinsichtlich der Geometrieparameter zeigt, dass sich die Ergebnisse sehr gut in jene von vergleichbaren Untersuchungen einfügen.

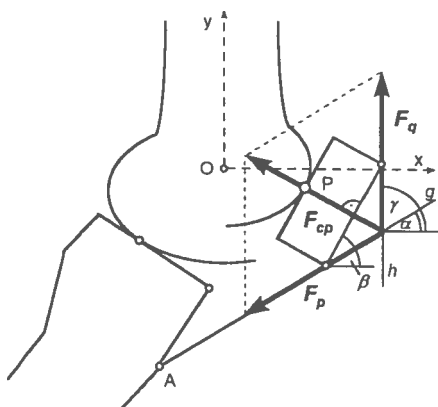
Bei Kenntnis der Größe und Richtung der Bodenreaktionskraft sowie des Kraftangriffspunktes können unter der Annahme quasi-statischer Bedingungen die Druck- und Zugkräfte mit Hilfe linearer Gleichungssysteme bestimmt werden. Die Position von  $F$  in Relation zum Kniegelenk ergibt den Angriffswinkel  $\tau$  der tibiofemoralen Kontaktkraft  $F_t$ . Da  $\alpha$  bekannt ist, können tibiofemorale Kontaktkraft  $F_t$  und Patellarsehnenkraft  $F_p$  nach folgendem System berechnet werden:



$$\begin{pmatrix} F_t \\ F_p \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \tau & -\cos \alpha \\ \sin \tau & -\sin \alpha \end{pmatrix}^{-1} F \begin{pmatrix} \cos \varphi \\ \sin \varphi \end{pmatrix}$$

Abb. 2: Kräfte an der Tibia

$F_t$  kann dabei aufgeteilt werden in eine tibiofemorale Kompressionskraft  $F_{ct}$  normal zum Tibiaplateau und eine tibiofemorale Scherkraft  $F_{st}$  in Richtung des Tibiaplateaus. Nun können die patellofemorale Kompressionskraft  $F_{cp}$  und die Quadricepszugkraft  $F_q$  nach dem System (2) bestimmt werden:



$$\begin{pmatrix} F_{cp} \\ F_q \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(90 + \beta) & -\cos \gamma \\ \sin(90 + \beta) & -\sin \gamma \end{pmatrix}^{-1} (-F_p) \begin{pmatrix} \cos \alpha \\ \sin \alpha \end{pmatrix}$$

Abb. 3: Kräfte an der Patella

Ab einem Beugewinkel von  $\kappa = 85^\circ$  bekommt die Quadrizepssehne Kontakt mit der Interkondylarfurche und erzeugt die Umschlingungskraft  $F_{cq}$ , die unter der Annahme eines reibungsfreien Zustandes an der Kontaktfläche berechnet werden kann durch:

$$F_{cq} = 2F_q \sin\left(\frac{90 - \gamma}{2}\right)$$

Unter den beschriebenen Voraussetzungen bietet ‚Plakmos‘ die Möglichkeit der Berechnung folgender Strukturkräfte im Kniegelenk in Abhängigkeit des äußeren Beugemoments: Tibiofemorale Kontaktkraft ( $F_t$ ), tibiofemorale Kompressionskraft ( $F_{ct}$ ), tibiofemorale Scherkraft ( $F_{st}$ ), Zugkraft der Patellasehne ( $F_p$ ), patellofemorale Kompressionskraft ( $F_{cp}$ ), Zugkraft der Quadrizepssehne ( $F_q$ ) und Umschlingungskraft der Quadrizepssehne ( $F_{cq}$ ).

Die mit Hilfe des Modells errechneten Kniegelenkskräfte zeigen hohe Übereinstimmung mit den Ergebnissen aus vergleichbaren Kniemodellen. Exemplarisch wird in Abb. 4 der Verlauf des Verhältnisses zwischen den Zugkräften der Patellasehne und der Quadrizepssehne ( $F_p/F_q$ ) im Literaturvergleich dargestellt.

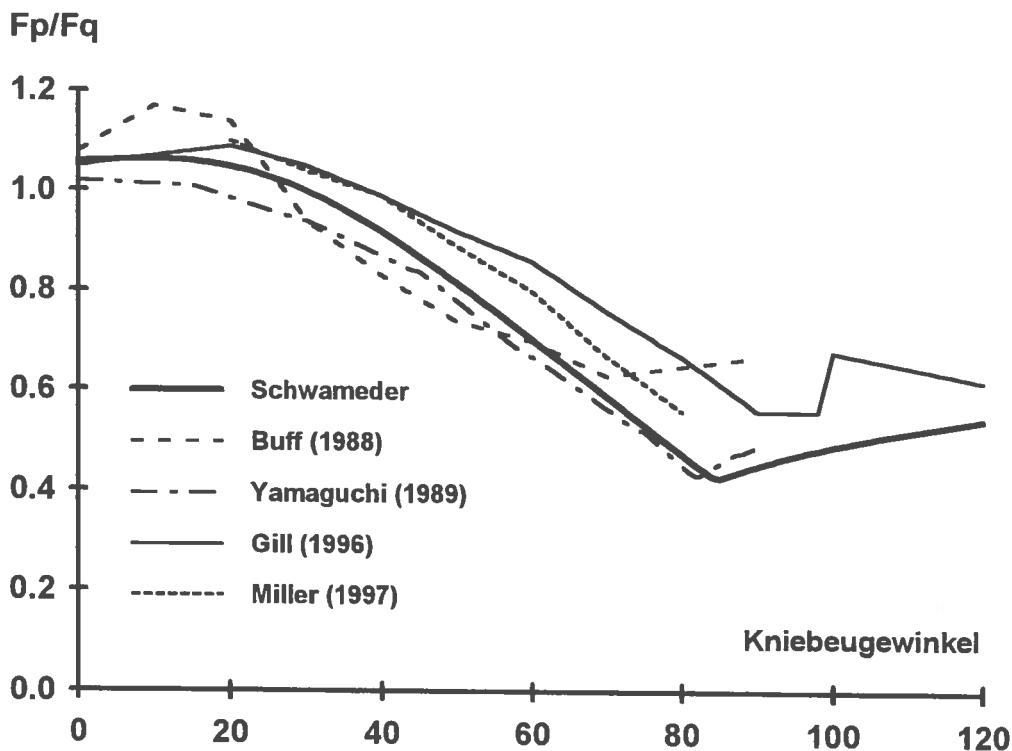


Abb. 4: Verlauf des Verhältnisses zwischen den Zugkräften der Patellasehne und der Quadrizepssehne ( $F_p/F_q$ ). Vergleich mit Ergebnissen von BUFF (1988), YAMAGUCHI/ZAJAC (1989), GILL et al. (1996) und MILLER et al. (1997).

## 2.2. System zur Berechnung und Visualisierung von Kniegelenkskräften in Echtzeit

Das Messsystem besteht aus einer Kraftmessplatte (AMTI) zur Bestimmung der Größe, der Richtung und des Angriffspunktes der Bodenreaktionskraft und zwei elektronischen Goniometern zur Bestimmung des Sprunggelenkwinkels sowie des Kniewinkels (Abb. 5). Aus der bekannten Länge des Unterschenkels und dem gemessenen Sprunggelenkwinkel können die Koordinaten des aktuellen Rotationszentrums im Kniegelenk in Relation zum Koordinatensystem der Kraftmessplatte berechnet werden. Somit sind alle Informationen zur Berechnung der Kniegelenkskräfte nach der oben beschriebenen Methode gegeben. Die Datenaufnahme (Bodenreaktionskräfte, Momente, Winkel), die Berechnung der Kinematik des Kniegelenks, die Bestimmung der Kniegelenkskräfte und deren Visualisierung werden mit der Mess- und Auswertesoftware DasyLab durchgeführt.

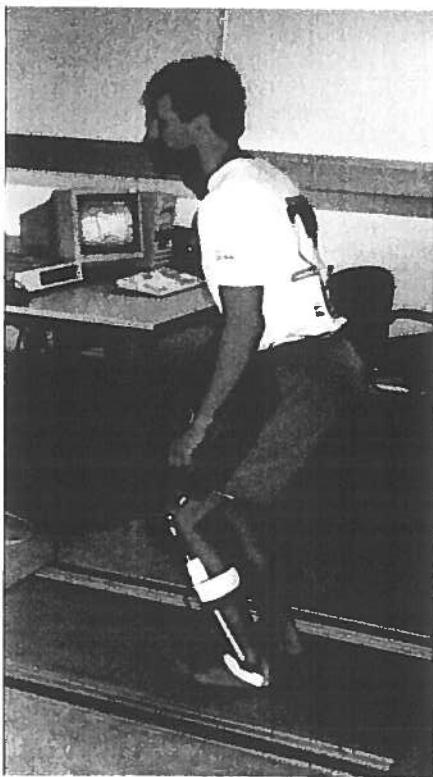


Abb. 5: Proband mit Messapparatur

## 3. Ergebnisse

Die Strukturkräfte des Kniegelenks können unter Benutzung des oben angeführten Systems on-line zur Bewegung des Probanden oder Patienten visualisiert werden. Diese Visualisierung geschieht über den Weg von Balkengraphen und mitlaufenden numerischen Werten auf einem Bildschirm. Zusätzlich können auf den Balkengraphen Marker gesetzt werden, die bei der Überschreitung von Grenzwerten ein optisches Signal erzeugen. Die Anzahl und Anordnung der auf dem Auswertebildschirm angeführten Graphen kann beliebig verändert werden, um für verschiedene Anwendungen Übersichtlichkeit zu garantieren.

## 4. Diskussion

Es konnte gezeigt werden, dass sowohl die Berechnung unter Benutzung von „Plakmos“ als auch das Messsystem, bestehend aus Kraftmessplattform, Goniometern, mathematischen Algorithmen und der Messsoftware zufrieden stellend sind für eine on-line-Visualisierung ausgewählter Strukturkräfte im Kniegelenk. Die systemimmanenten

Fehler des Messsystems wurden mit geeigneten Methoden abgeschätzt. Die größten Fehler treten bei der Bestimmung der Gelenkwinkel auf, während die Fehler, die aus der Kraftmessplattform stammen vernachlässigbar sind. Die Fehler der Eingangsdaten ergeben relative Fehler in den Strukturkräften zwischen 2 und 8%. Die Fehler, die aus den Einschränkungen und Annahmen des Modells (2-Dimensionalität, starre Körper, approximierte Formen) entstehen, sind schwer zugänglich, aber die hohe Übereinstimmung mit ähnlichen Modellen berechtigt zur Anwendung von „Plakmos“ in der beschriebenen Art und Weise. Der letztgenannte Einfluss dürfte von vernachlässigbarer Wichtigkeit sein, wenn verschiedene Situationen relativ zueinander verglichen werden.

Aus Sicht der Prävention und Rehabilitation ist das Wissen um äußere Belastung und innere Beanspruchung auf die verschiedenen Strukturen des menschlichen Körpers von entscheidender Wichtigkeit. On-line-Mess- und Visualisierungssysteme unterstützen Athleten, Trainer, Wissenschaftler und Ärzte beim Abschätzen von Belastungen auf kritische Strukturen bei bestimmten Haltungen und Bewegungen. Das vorgestellte System ermöglicht es, Strukturkräfte im Kniegelenk während statischer Haltungen und einfachen Bewegungen in Echtzeit zu berechnen und darzustellen. Der Vorteil des Systems liegt darin, dass Athleten und Patienten sofort auf übermäßige Belastungen reagieren können, indem sie ihre Bewegungstechnik in adäquater Weise verändern. Es ist offensichtlich, dass Echtzeit-Feedback-Systeme eine der besten Möglichkeiten sind, sowohl Athleten im Hochleistungstraining als auch Patienten im rehabilitativen Training vor übermäßigen Belastungen und vor Verletzungen zu bewahren.

### *Literatur:*

- BLANKEVOORT L., KUIPER J.H., HUISKES R., GROOTENBOER H.J. (1991), Articular contact in a three-dimensional model of the knee, in: J. Biomechanics, 24, 11, 1019-1031.
- BUFF H.U., JONES L.C., HUNGERFORD D.S. (1988), Experimental determination of forces transmitted through the patello-femoral joint, in: J. Biomechanics, 21, 17-23.
- GILL H.S., O'CONNOR J.J. (1996), Biarticulating two-dimensional computer model of the human patellofemoral joint, in: Clinical Biomechanics, 11, 2, 81-89.
- LOCH D.A., LUO Z., LEWIS J.L., STEWART N.J. (1992), A theoretical model of the knee and ACL: Theory and experimental verification, in: J. Biomechanics, 25, 1, 81-90.
- MENSCHIK A. (1974), Mechanik des Kniegelenks, I. Teil, in: Z. Orthop. 112, 3, 481-495.
- MILLER R.K., MURRAY D.W., GILL H.S., O'CONNOR J.J., GOODFELLOW J.W. (1997), In vitro patellofemoral joint force determined by a non-invasive technique, in: Clinical Biomechanics, 12, 1, 1-7.
- MOEINZADEH M.H., ENGIN A.E., AKKAS N. (1983), Two-dimensional dynamic modelling of human knee joint, in: J. Biomechanics, 16, 4, 253-264.
- NISELL R. (1985), Mechanics of the knee, in: Acta Orthop. Scand., Suppl. 216, Vol. 56, 3-42.
- YAMAGUCHI G.T., ZAJAC F.E. (1989), A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism, in: J. Biomechanics, 22, 1, 1-10.