

Finite Element Modelling in der Fusschirurgie

Christian Wyss

Fusszentrum orthopädische Klinik, Kantonsspital Aarau AG, 5001 Aarau,

christian.wyss@ksa.ch

Einleitung

Das Ziel des orthopädischen Fusschirurgen ist es, durch operative oder orthopädiotechnische Veränderungen der Fuss-Mechanik Schmerzfreiheit zu erzielen. Dies wird in aller Regel durch Umverteilung von Kräften oder Drucken erreicht. Liegen keine mechanischen Probleme vor, muss die Situation von anderen Spezialitäten wie Neurologie, Angiologie oder Rheumatologie gelöst werden. Damit der orthopädische Fusschirurg Fussprobleme überhaupt therapieren kann, muss er also in erster Linie erkennen, ob ein Schmerzproblem mechanisch bedingt ist oder nicht.

Leider können viele mechanische Probleme aber häufig nicht mit klinischen Methoden erkannt werden. In Bezug auf erhöhte Drucke am Vorfuss im Gehen wurden 846 Personen untersucht. Für die klinische Untersuchung fand sich lediglich eine Sensitivität von 45% und eine Spezifität von 60%. Das heisst: mit der klinischen Untersuchung ist es unmöglich eine Druckerhöhung am Fuss mit Sicherheit zu erkennen. Somit kann der orthopädische Chirurg ohne eine objektive Druckmessung auch die für ihn behandelbaren Patienten nicht von den orthopädisch nicht behandelbaren unterscheiden. Erstes und oberstes Ziel ist es also zu erkennen, ob wirklich ein mechanisches Problem vorliegt. Dazu müssen Messmethoden benutzt werden die präzise, quantifizierbar und reproduzierbar sind.

Methode

Die angewendeten Messmethoden gliedern sich in sechs einzelne Schritte: 1. die Messung der Kinetik, 2. die Messung der Kinematik und 3. die Messung der elektrischen Muskelaktivitäten im Gehen mit der Elektromyographie. Diese ersten 3 Schritte werden im Labor für Bewegungsanalyse (Abbildung 1) durchgeführt. Der Patient geht dabei mit frei gewählter Geschwindigkeit in x- Richtung (Abbildung 1) und trifft die Platte im 2.

Schritt. In der Regel werden 5 Versuche durchgeführt. Der 4. Schritt der Methode ist die Modellrechnung mit den erhobenen Daten aus den Schritten 1-3. Es werden Muskelkräfte, gesamtresultierende Kräfte und intraartikuläre Kräfte berechnet. Als 5. Schritt werden postinterventionelle Situationen mit neuronalen Netzwerken simuliert. Damit können postoperativ zu erwartende Zustände annäherungsweise berechnet werden. Als 6. Schritt werden diese errechneten und simulierten Randbedingungen der prä- und postinterventionellen Situation zur Erstellung von Finiten Element Modellen (FEM) gebraucht, mit denen die durch die Operation hervorgerufenen Veränderungen der Belastungen von Knochen, Knorpel, Muskeln und Sehnen dargestellt werden können.

1. Kinetik

Die kinetische Untersuchung besteht aus einer Druckmessung auf der Druckmessplatte und der 3D Kraftmessung mit der Kraftmessplatte.

Die Druckmessplatte

Benutzt wird die EMED SF Druckmessplatte von Novel® mit 4 Sensoren pro cm². Diese Platte arbeitet mit 50 Hz und ist nicht synchronisiert mit der AMTI® Platte. Sie ist aber definiert auf der AMTI® Platte mittels Stahlrahmen fest fixiert. Dies ermöglicht es den Center of Force der Kraftmessplatte direkt dem Fussumriss zuzuordnen. Nach einer Arbeit von Uccioli et. al (2001) können so auch Scherkräfte approximativ berechnet werden, was vor allem bei Diabetikern wichtig ist. Für die Umrechnung der Drucke in Kräfte benötigt man Masken, die den Fuss in 12 Regionen einteilen. Die Einteilung erfolgt prozentual zur Fusslänge und Breite, der Algorithmus dafür ist in der Software von Novel® enthalten. Dieser Algorithmus ermöglicht eine testerunabhängige Einteilung in Fussregionen. Es handelt sich hier um ein Standardverfahren, über das eine ausreichende Literatur besteht, stellvertretend seien diese Arbeiten genannt (Bus und de Lange, 2005; Debrunner und Jacob, 1998).

Die Kraftmessplatte

Es wird eine Kraftmessplatte von AMTI® benutzt, welche mit dem Viconsystem (siehe unten) synchronisiert ist. Sie arbeitet mit einer Frequenz von 1000Hz. Die Platte ist vom umliegenden Boden auf dem der Patient geht, entkoppelt und im Betonboden festgeschraubt. Auch hier handelt es sich um ein Standardverfahren, das seit Jahrzehnten in der Bewegungsanalyse eingesetzt wird. Stellvertretend für die ebenfalls

reichlich vorhandene Literatur seien diese Arbeiten zitiert: Dettwyler, 2006; Debrunner und Jacob, 1998; Perry, 1992, Zatsiorsky, 2002.

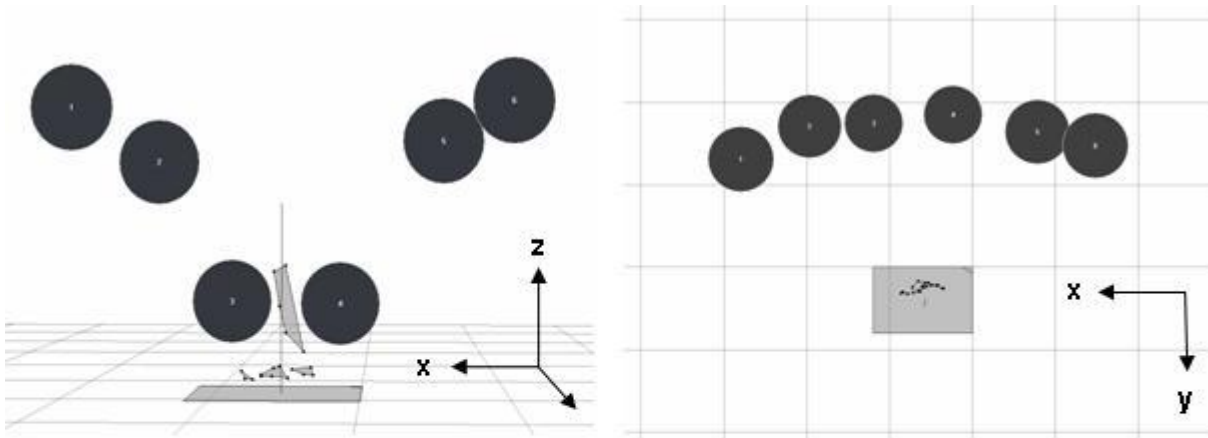
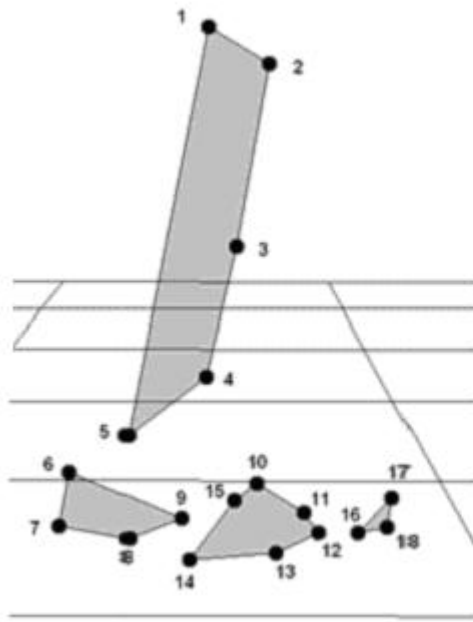


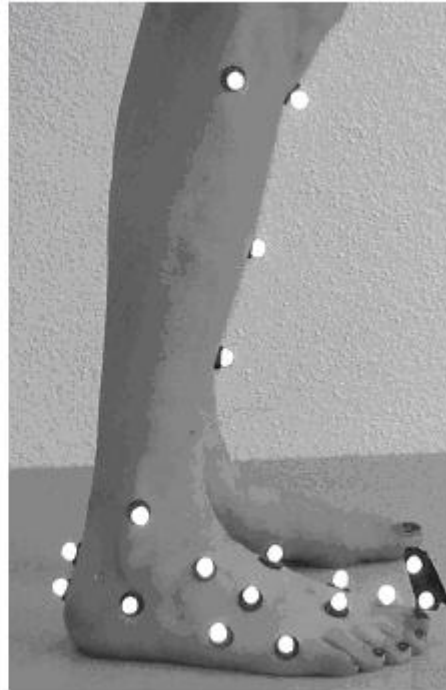
Abbildung 1: Anordnung der Kameras und der Kraftmessplatte/Druckmessplatte in der Ansicht von der Seite und von oben. Die Gangrichtung ist die x-Richtung.

2. Kinematik

Die Bewegungsanalyse wird mit einem 3D Bewegungsanalysesystem (Vicon MX®, Oxford Metrics) mit 6 Kameras durchgeführt (Abbildung 1). Es handelt sich hier auch um ein Standardverfahren in der Bewegungsanalyse (Pedotti und Ferrigno, 1995, Dettwyler 2006, Debrunner und Jacob, 1998, Craik und Oatis, 1995, Allard et al. 1997). Das Aufnahmevervolumen beträgt ca. 1m^3 . Gemessen wird nur die Standphase. Die Untersuchung wird immer unilateral durchgeführt. Das Marker Setup umfasst für die Standarduntersuchung 5 Segmente, wobei das Vorfuss und Mittelfuss Segment gemeinsame Marker besitzen (Abbildung 2). Dieses Setup ähnelt demjenigen von Unternährer (2005). Zur Berechnung der Rotationsmatrizen und Translation der Clusterzentren wird die von Dettwyler (2006) und Gander (1997) beschriebene Methode verwendet. Die Winkelberechnungen erfolgen mit der Methode von Grood and Suntay (1983). Die Validierung des Setups in Bezug auf Reproduzierbarkeit wurde im Labor des Kantonsspitals Aarau von Steiger (2008) im Rahmen einer Masterarbeit (ETH Zürich) durchgeführt.



a



b

Abbildung 2: a) Darstellung des verwendeten Markersetup in Vicon Workstation® mit nummerierten Punkten. b) Bild des Unterschenkels einer Probandin, die mit dem entsprechenden Markersetup bestückt ist.

3. Die Elektromyographie

Für die Elektromyographie wird ein ME6000-T4 System von MegaWin benutzt. Es kommen Oberflächenelektroden an den Muskeln M.tibialis anterior, M.gastrocnemius medialis., M.tibialis posterior, M.peroneii zum Einsatz. Normalisiert wird auf die mittlere Aktivität eines Probedurchganges mit mind. 5 Schritten (Winter,1991). Die Aufnahmefrequenz beträgt 1000Hz. Danach werden synchron mit dem 3D Bewegungsanalysesystem 5 Einzelschritte gemessen. Neben einer Fourieranalyse zur Darstellung der Frequenzspektren gehört eine Wavelet Analyse mit speziellen Analysen für niedrige, mittlere und hohe Frequenzen zum Standarduntersuch.

4. Die Modellrechnungen

Im Wesentlichen kommt das Vorfussmodell von Jacob (2001) zur Anwendung. Dieses Modell wurde etwas weiter ausgebaut für den 3.,4. und 5. Strahl (Wyss, 2005). Voraussetzung für dieses Modell ist neben den vorausgegangenen Untersuchungen eine standardisierte Röntgenaufnahme des Fusses dorsoplantar und seitlich im Stehen in

streng definierter, reproduzierbarer Position. Die Projektionsfehler werden rechnerisch korrigiert. Benötigt werden neben den Längen der einzelnen Fussknochen auch deren Winkelstellung zum Boden.

5. Die neuronalen Netzwerke

Das Prinzip zur Erstellung eines Netzwerkes ist folgendes (Wyss, 2007): es werden Patienten vor und ein Jahr nach einer Operation mit einer Ganganalyse untersucht. In der Regel ergeben sich aus einer solchen Untersuchung 123 Parameter. Für das gesuchte Netzwerk sind alle präoperativen Parameter der Input. Das Target ist ein einziger Parameter, z.B. der Winkel zwischen Calcaneus und Tibia nach der Operation. Es wird also davon ausgegangen, dass dieser gesuchte postoperative Winkel von allen Parametern beeinflusst wird. Das Netzwerk, ein 5 schichtiges Backpropagation Netzwerk (RPROP) wird mit Hilfe eines resilienten Trainingsmodus (Riedmiller und Braun, 1993) so lange trainiert, bis das Target erreicht ist. In der Regel werden über 3000 solche verschiedenen Netzwerke für einen Parameter hergestellt, indem die Anzahl der Neuronen in den einzelnen Schichten kontinuierlich erhöht wird. Die Auswahl des besten Netzes erfolgt mit einem speziellen Postprocessing. Für jeden der untersuchten Patienten wird eine lineare Regression zwischen dem mit dem neuronalen Netzwerk errechneten Wert und dem effektiv postoperativ aufgetretenen Wert durchgeführt. Jedem Patienten wird so ein Korrelationskoeffizienten R_{Patient} zugeordnet. Dasjenige Netz mit der grössten Anzahl $R_{\text{Patient}} > 0.75$ ist das Beste. Für jeden zu interessierenden Parameter muss also ein solches Netz erstellt werden; ebenso natürlich für jede Operation.

6. Finite Element Modelle

Die Finiten Element Modelle werden in ANSYS® erstellt. Im Moment werden nur 2-dimensionale Modelle hergestellt, für die Zukunft sind aber auch Lösungsansätze mit 3D Modellen vorgesehen. Die Randbedingungen erhält man aus den Schritten 1-5. Das Modell selber wird auf der Basis von Röntgenbildern hergestellt, die mit Hilfe von eigenen MATLAB® Programmen die Umrisskontur eines Modells abtasten und eine Modellierung individuell für einen Patienten ermöglichen. Ebenfalls werden Computertomographiebilder von einzelnen Schichten, je nach Fragestellung benutzt. Stets wird ein quasistatischer Zustand untersucht. Für die notwendigen Materialeigenschaften werden die Angaben von Gefen (Gefen, 2000; Gefen, 2002) sowie Jacob (1989) benutzt.

Resultate

Als beispielhaftes Resultat dieser Untersuchungen soll folgender Fall dienen:

Beispiel:

43 jähriger Patient mit Schmerzen an der Ferse seit ca. 2 Jahren. Diagnose: Aponeuritis plantaris(=Entzündung am Ansatz (Ferse) des Längsbandes in der Fusssohle).

Therapeutisch wurde die ganze konservative Palette mit Nachtschiene, Dehnübungen Steroidinfiltration, Einlageversorgung, Lasertherapie, Ultraschalltherapie,

Röntgenbestrahlung usw. bereits durchgeführt. Der Patient wird zugewiesen mit dem Wunsch nach Release (operativer Durchtrennung) der Plantaraponeurose. Die

Untersuchung im Ganglabor zeigt keine mechanische Pathologie. Sämtliche Parameter in den Schritten 1-4 der oben beschriebenen Methodik zeigen normale Werte. Schritt 5

kann hier nicht durchgeführt werden, da keine neuronalen Netzwerke für Operationen bei Durchtrennung der Plantaraponeurose vorliegen. Schritt 6 zeigt den Ist-Zustand mit

massiv erhöhten Vergleichsspannungen (Von Mises Spannung) im Bereiche des Ansatzes der Plantaraponeurose (Abbildung 3, Pfeil). Dieser Umstand verleitet einem zur

Idee die Plantaraponeurose könnte für diese Spannungserhöhung verantwortlich sein.

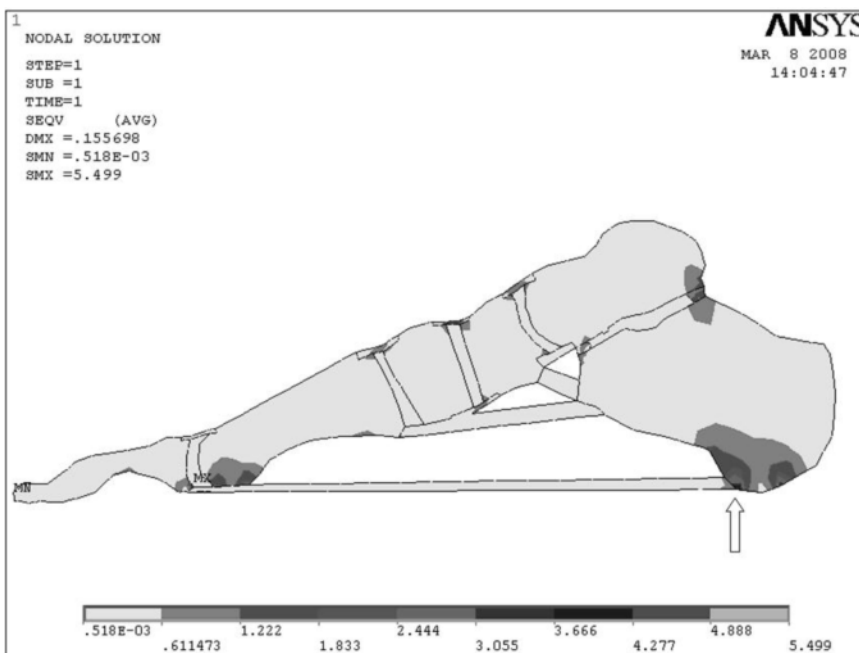


Abbildung 3: Von Mises Vergleichsspannungen bei Fuss mit Aponeuritis plantaris.

Es wird daher die komplette Entfernung derselben simuliert (Abbildung 4), also den postoperativen Zustand. Deutlich ist eine Zunahme der Spannung an der kritischen Stelle des Calcaneus zu sehen (Abbildung 4, Pfeil).

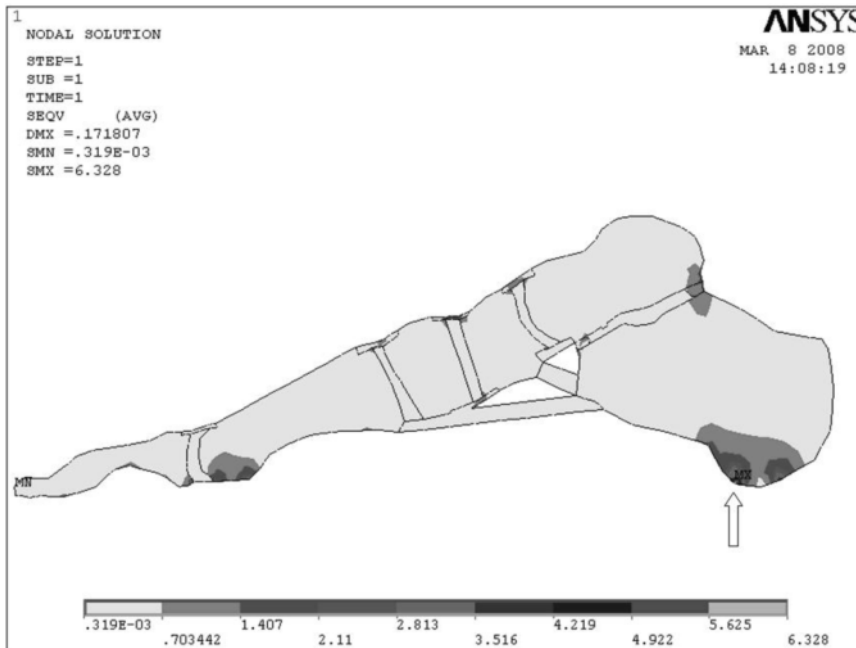


Abbildung 4: Von Mises Vergleichsspannungen nach simulierter Entfernung der Plantaraponeurose.

Im Rahmen einer Ueberprüfung über die Auswirkungen solcher Analysen, wie sie im vorangegangenen Beispiel erläutert wurde, kann ausserdem folgendes festgestellt werden: Die angewendete Methode zeigt, dass bei 95 Patienten, die vor der Ganganalyse gestellte Diagnose nur in 14% (13/95) der Fälle bestätigt werden konnte. Aufgrund der Ganganalyse wurde bei 79% (75/95) eine andere Therapie vorgeschlagen. In mehr als der Hälfte dieser Fälle war dies statt einem operativen ein konservatives Vorgehen. In 67% (64/95) der Fälle wurde dann tatsächlich auch eine andere Therapie durchgeführt.

Diskussion

Dieses Beispiel zeigt eine typische Situation, wo es im klinischen Alltag darum geht herauszufinden, ob eine mechanische Problematik besteht oder nicht.

Typisch für die Problematik der Aponeuritis ist, dass in der Ganganalyse in der Regel keine pathologischen Werte gefunden werden, die die Schmerzen erklären könnten. Erst nach der modellhaften Berechnung der auf den Fuss einwirkenden Kräfte, beim Herstellen von Finiten Element Modellen, kommt dann die eigentliche Pathologie zum Vorschein: Es besteht am Ansatz der Aponeurose nicht eine Zugspannung wie das klinisch oft erwartet und häufig postuliert wird, sondern eine Druckspannung. Die

pathologische Spannung wird also nicht durch den Zug der Plantaraponeurose, sondern durch die in den Talus (=Sprungbein) via USG (=unteres Sprunggelenk) eingeleitete Kraft in Form einer Druckspannung aufgebaut. Das erklärt dann auch das Versagen der Operation mit Durchtrennung respektive fiktivem Entfernen der Aponeurose. Ein operatives Vorgehen empfiehlt sich also hier nicht. Was sich empfiehlt, aber hier nicht näher ausgeführt werden soll, ist eine orthopädische Massfussbettung, die ausschliesslich das Sustentaculum (=Innenseite des Fersenbeines) stützt und die Plantaraponeurose nicht tangieren darf. Damit verschwindet die beschriebene Druckspannung im Modell schlagartig. Interessant sei der Hinweis, dass der Patient mit dieser Massnahme auch tatsächlich beschwerdefrei geworden ist.

Ein wichtiger Kritikpunkt an dieser Messmethode ist, dass Modelle angewandt werden, deren Wertigkeit im Wesentlichen von den gewählten Randbedingungen abhängt. Eine experimentelle Messung, wie das zum Teil im Maschinenbau möglich ist, ist am Menschen nicht möglich. Auch mit in vitro Untersuchungen nicht, da in vitro die Muskelkräfte und die intraartikulär auftretenden Kräfte nur sehr schlecht reproduziert werden können und deshalb keinen realen Zustand repräsentieren. Auch können Messinstrumente nur schlecht, wenn überhaupt, an die zu interessierenden Stellen angebracht werden, ohne die Struktur des Messobjektes unnatürlich zu verändern. In vivo Untersuchung und erst noch im Gehen sind schlicht nicht möglich, sodass die Validierung der Modelle nur über die Diskussion der Randbedingungen geführt werden kann. Das Resultat einer solchen Simulation sollte also nur von Personen interpretiert werden, die wissen wie die Randbedingungen gewählt wurden und die Kenntnis haben wie man solche Modelle berechnet.

Schlussbemerkung/Fazit

Die Beobachtung, dass mit der klinischen Untersuchung allein nur in 14%(13/95) die Diagnose richtig gestellt wurde, zeigt bereits die Wertigkeit der ganganalytischen Untersuchungstechnik. Dass in 79% der Fälle eine andere Therapie vorgeschlagen wurde und von diesen die Hälfte weniger operiert wurde, unterstreicht die Wichtigkeit der hier vorgestellten Untersuchung nicht nur in diagnostischer, sondern auch in therapeutischer Hinsicht.

Die dargestellte Methodik ist von sehr hohem Wert, sowohl in Hinblick auf die Voraussage eines postinterventionellen Resultates mit den geschilderten Modellrechnungen, als auch in Hinblick auf die so wichtige postinterventionelle Qualitätskontrolle. Die operativen Resultate, als auch die orthopädietechnischen Massnahmen können objektiv und reproduzierbar auf ihre Wirkung geprüft werden. Dies ist ein wichtiger Vorteil, weshalb die geschilderte Methode am Fusszentrum des Kantonsspitals Aarau nicht mehr aus dem klinischen Alltag wegzudenken ist.

Literatur:

Allard, P., Capozzo, A., Lundberg, A., Vaughan, C.L. (1997): Three-dimensional analysis of human locomotion. John Wiley & Sons, New York.

Bus, A. S., de Lange A. (2005): A comparison of the 1-step, 2-step and 3-step protocols for obtaining barefoot plantar pressure data in the diabetic neuropathic foot. *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon), 20(9), 892–899.

Bus, A.S. (2004): Foot deformity in diabetic neuropathy. A radiological and biomechanical analysis. Doctoral Thesis, University of Amsterdam.

Craik, R.L., Oatis, C.A. (1995): Gait analysis, theory and application. Mosby, St. Louis.

Dettwyler, M. (2006): Biomechanische Untersuchungen und Modellierungen am menschlichen oberen Sprunggelenk im Hinblick auf Arthroplastiken. Diss. ETH Zürich.

Debrunner H.U., Jacob A.C.J. (1998): Biomechanik des Fusses. 2. Auflage. Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart.

Gander W., Hrebicek J. (1997): Solving Problems in Scientific Computing using Maple and Matlab, Chapter 23: Least Squares Fit of Point Clouds. Springer, Berlin: 339–349.

Gefen, A. (2000): Biomechanical analysis of the three-dimensional foot structure during gait: A basic tool for clinical application. *Journal of Biomechanical Engineering* 122, 630–639.

Gefen, A. (2002): Stress analysis of the standing foot following surgical plantar fascia release. *Journal of Biomechanics* 35, 629–637.

Gefen, A. (2004): Comparison of the trabecular architecture and the isostatic stress flow in the human calcaneus. *Medical Engineering & Physics* 26, 119–129.

Grood, E.S. et al. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: Application to the knee. *Journal of Biomechanical Engineering* 105, 136–144.

- Jacob, H.A.C.** (2001). Forces acting in the forefoot during normal gait – an estimate. *Clinical Biomechanics* 16, 783–792.
- Jacob, H.A.C.** (1989): Biomechanics of the forefoot. Thesis, University of Strathclyde.
- Pedotti A., Ferrigno G.** (1995): Optoelectronic-based systems, Chapter 4. In: Allard, P., Stokes, I.A.F., Blanche J.P.: Three-Dimensional analysis of human movement, Human Kinetics, Champaign, 57–79.
- Perry, J** (1992): Gait analysis. Normal and pathological function. SLACK Incorporated, Thorofare.
- Riedmiller, M., Braun, H.** (1993): A direct adaptive method for faster backpropagation learning: The RPROP algorithm. Proceedings of the IEEE International Conference on Neural Networks, 586–591.
- Steiger, C.** (2008): Die day-to-day Variabilität orthopädisch relevanter kinematischer Parameter am Fuss. Msc ETH Bew.-wiss., Zürich.
- Uccioli, L. et. al.** (2001): Pattern of abnormal tangential forces in the diabetic neuropathic foot. *Clinical Biomechanics* 16, 446–454.
- Unternährer, S.** (2005): Entwicklung eines Markersets für Rückfuss und Vorfuss. Msc ETH Bew.-wiss., Zürich.
- Winter, D.A.** (1991). The biomechanics and motor control of human gait: Normal, elderly and pathological, second edition University of Waterloo Press, Waterloo.
- Wyss, C.** (2005): Forces acting in the forefoot during gait – A clinical application. *Clinical Biomechanics* 20, S41–S42.
- Wyss, C.** (2007): Computersimulation of foot surgery using foot models, neuronal networks and gait analysis. *Gait & Posture* 26S, S69.
- Zatsiorsky, V.M.** (2001): External Contact Forces (Chapter 1). In: Kinetics of human motion, Zatsiorsky, V.M., Human Kinetics, 2002, 1–75.