

Prävention von Druckläsionen am Fuß: Projekt „Intelligente Diabetische Socken“ (IDS)

Towards foot ulcer prevention: The Intelligent Diabetic Socks (IDS) project

V. Luboz, A. Perrier, M. Bucki, F. Cannard, B. Diot, D. Colin, D. Rin, J.P. Bourg, N. Vuillerme, Y. Payan

ZUSAMMENFASSUNG

Ziele: Die häufigste Ursache für Amputationen sind Diabetes-assoziierte Komplikationen an der unteren Extremität. Die diabetische Polyneuropathie verhindert, dass der Diabetiker bei Traumata oder zu hohen Drücken am Fuß Schmerzen wahrnimmt. Folglich können Reibung oder wiederholte Traumata zu Druckläsionen führen. Das Projekt Intelligent Diabetic Socks (IDS) zielt auf die Entwicklung der ersten tragbaren intelligenten Fußbekleidung ab, die diesem Personenkreis durch kontinuierliche Überwachung der Druckbelastung in Verbindung mit einem personalisierten biomechanischen Fußmodell ein Biofeedback über das Risiko von Ulzerationen in Echtzeit zur Verfügung stellen.

Methoden: In dem IDS Projekt wurde ein Strumpf entwickelt, der mit Drucksensoren und einem Mikrokontroller ausgestattet ist. Damit können die Gewebebelastung an einem biomechanischen Modell des Fußes in Echtzeit berechnet werden. Wenn die berechneten Belastungen zu hoch sind, wird der Träger der Socke mit einem Warnsignal darüber informiert, dass der Fuß einem Risiko für Druckläsionen ausgesetzt ist. Die Socke besteht aus einem Gewebe mit eingebetteten 100 % textilen Drucksensoren. Alle 100 Millisekunden, werden die Drücke der Weichteile des Fußes am biomechanischen Modell simuliert, indem die Drücke, die durch die Socke gemessen werden, in ein numerisches Modell eingespeist werden. Für eine verbesserte Genauigkeit kann ein patienten-spezifisches biomechanisches Modell halbautomatisch errechnet werden, um so jedem Patienten individuell gerecht zu werden.

Ergebnisse: Mit der Fähigkeit, den Druck während der Alltagsaktivitäten rund um den Fuß zu messen und nicht nur im Bereich der Sohle, stellt die intelligente Socke eine neue Technik dar, um einen diabetischen Fuß zu überwachen. Simulationen zeigen, dass das Fußmodell ein realistisches Verhalten der Drücke während des Stehens aufzeichnet. Erste Studien haben auch die Notwendigkeit gezeigt, dass Weichgewebe des Fußes biomechanisch zu modellieren, da die inneren Spannungen im Fußgewebe wesentlich höher sind, als die reinen Oberflächendehnungen vermuten lassen. In der hier dargestellten Studie schwanken die Oberflächenspannungen um etwa 5 % (unterhalb der Ferse und Mittelfuß), während die Spannungen im Gewebe bis zu 70 % schwanken (an der Grenzfläche zwischen dem Fett und dem Fersenbein und zwischen dem Fett- und Mittelfuß).

Zusammenfassung: Die realistische Einschätzung der Fußbelastung durch ein personalisiertes biomechanisches Modell in Kombination mit der Echtzeit-Druckmessfähigkeit des Gewebes zeigen die Eignung des Gerätes als Alarmsystem zur Prävention von Druckläsionen bei Risikopatienten während ihrer täglichen Aktivitäten.

SCHLÜSSELWÖRTER

Diabetes, Druckkulus, Intelligente Diabetische Socke

SUMMARY

Objectives: Complications of diabetes in the lower limb are the most frequent cause of limb amputations. The foot insensitivity due to neuropathy prevents the diabetic person to perceive any pain after trauma or high pressures at the foot/shoe interface. Consequently, friction or repeated traumas can lead to ulceration. The Intelligent Diabetic Socks (IDS) project aims at developing the first wearable smart device that will provide to that person real-time biofeedback about the ulceration risk level assessed from continuously monitored interface pressures coupled with a personalized biomechanical model of the foot soft tissues.

Methods: The IDS project is based on a sock measuring pressures around the foot and connected to a microcontroller implementing a Finite Element biomechanical model of the foot whose function is to compute in real-time the strains within the soft tissues. When the computed strains are too high, a warning is sent informing the wearer that his/her foot is at risk of ulceration. The sock is made of a fabric with 100 % textile pressure sensors embedded within. Every 100 milliseconds, the biomechanical model simulates the compression of the soft tissues by applying the pressures measured

Vincent Luboz^{1,2}

Antoine Perrier^{1,2,3}

Marek Bucki¹

Francis Cannard¹

Bruno Diot^{3,4}

Dennis Colin⁶

Delphine Rin⁷

Jean Philippe Bourg⁷

Nicolas Vuillerme^{3,5}

Yohan Payan²

¹TexiSense, Montceau-les-Mines, France,

²Univ. Grenoble Alpes 1/CNRS/TIMC-IMAG UMR 5525, 38041, La Tronche, France,

³Univ. Grenoble Alpes 1, Laboratoire AGIMFRE 3405 CNRS/UJF/UPMF/EPHE, La Tronche, France;

⁴IDS, Montceau-les-Mines, France

⁵Institut Universitaire de France, France ;

⁶Centre de l'Arche - 72650 Saint Saturnin, France,

⁷IFTH Centre-Est – Ile de France, 10000 TROYES, France

E-Mail: Vincent.Luboz@TexiSense.com

by the sock on the numerical model and by computing the resulting internal strains. For enhanced accuracy, a patient specific biomechanical model can be semi-automatically created in order to precisely represent each individual.

Results: With the ability to measure pressures all around the foot – and not only on the sole – during daytime activities, the smart sock is a novel device to monitor diabetic feet. The simulations show that the foot model exhibits a realistic behavior when subject to pressures recorded during bipedal standing. These trials have also demonstrated the necessity to resort to biomechanical modeling of the soft tissues by showing that internal strains are much higher than surface strains. In the study illustrated here, the surface strains are around 5 % (below the heel and metatarsal heads) while the internal strains reach up to 70 % (at the interface between the fat and the calcaneus bone and between the fat and metatarsal heads).

Conclusion: The realistic strain estimation by the personalized biomechanical model combined with the real time pressure measurement capability of the fabric demonstrate the suitability of the device as an alert system to prevent ulcer formation during daytime activities.

KEYWORDS

Diabetes, pressure ulcer, Intelligent Diabetic Socks

I Einleitung

Schätzungen zufolge wird weltweit etwa alle 30 Sekunden eine Amputation bei einem Patienten mit Diabetes mellitus durchgeführt. Wegen der fast pandemischen Zunahme des Diabetes wird in den nächsten 15 Jahren eine Vervierfachung der Amputationszahlen erwartet. Verschiedene pathophysiologischen Mechanismen begünstigen das Auftreten von diabetischen Fußläsionen. Dazu gehören die Neuropathie, die periphere arterielle Verschlusskrankheit, die Fußdeformationen mit höheren lokalen Drücken und die Schwere des Diabetes [14].

Druckläsionen sind vor allem Folge einer übermäßigen lokalen Belastung. Diese lokale Belastung wird durch die diabetische Polyneuropathie begünstigt, da sie sensible Rückmeldungen aus dem Fuß verhindert. Als wesentliche anerkannte Ursachen [8, 11], die zu Druckläsionen führen, sind belegt:

1. Ischämie durch die verlängerte Druckdauer,
2. Hohe Druckunterschiede im Gewebe und
3. Gewebeerholung, durch repetitive Druckbelastungen.

Die Faktoren Zeit und Druck haben einen umgekehrt proportionalen Einfluss auf den Prozess der Ulkusbildung [6, 8, 16]: So kann eine hoher Druck über einen relativ kurzen Zeitraum (einige Minuten) ein Ulkus verursachen, während niedrige Drücke dazu deutlich mehr Zeit benötigen (zwei bis vier Stunden).

Das Bewusstsein des Patienten für seinen Zustand und die regelmäßige Überwachung durch Klinikpersonal sind die wichtigsten Instrumente, um Druckgeschwüre zu verhindern. Da frühe Veränderungen nicht immer sichtbar sind, sinkt sowohl bei den Patienten als auch dem Personal das Bewusstsein für die Gefährdung mit der Zeit ab. Messungen der Druckbelastung an der Grenzfläche zwischen der Hautoberfläche und der Auflagefläche könnten helfen, Ulzerationen zu vermeiden bzw. deren Abheilung zu erleichtern.

Die meisten geeigneten Geräte sind Prototypen aus Forschungslaboren, die sich auf Fußsohlendruckmessung konzentrieren [3, 4, 10, 12]. Andere Unternehmen, wie Novel (<http://www.novel.de>), Tekscan (<http://www.tekscan.com>) und Vista Medical (<http://www.pressuremapping.com>) haben auch Messinstrumente zur Gangkontrolle und Wiederherstellung des Gleichgewichts entwickelt.

Diese Geräte ermöglichen die Messung von Drücken an der Fußsohle in Echtzeit. Sie benötigen jedoch eine Kabelverbindung, die sie für den täglichen Gebrauch ungeeignet macht. Darüber hinaus ist diese Sensorik nur im Sohlenbereich enthalten und kann somit die Druckbelastung auf der dorsalen Seite des Fußes und der Zehen nicht überwachen. Dies ist eine wichtige Einschränkung, da mehr als 25 % der Geschwüre sich in diesen Fußregionen entwickeln [13]. Weiterhin misst keine dieser Techniken die Spannungen innerhalb des Fußgewebes. Tatsächlich haben jüngste Forschungen gezeigt, dass auch peripher übliche Drücke zu hohen Belastungen im Fußgewebe führen, was den Fuß für Gewebeerkrankung prädisponiert [1].

Die intelligente diabetische Socke (Intelligent Diabetic Sock = IDS) wurde entwickelt, um diese Nachteile zu überwin-

den. Die IDS ist eine druckempfindliche 100 % textile Socke und misst den Druck an der Oberfläche des Fußes. Diese Echtzeit-Drucksensoren sind mit einem Mikrokontroller verbunden, der anhand eines biomechanisches Modell des Fußes die Belastung des Weichteilgewebes beurteilt und den Patienten warnt, wenn ein erhöhtes Risiko für Druckläsionen infolge übermäßiger Beanspruchung erkannt wird.

I Materialien und Methoden

Die IDS-Modul besteht aus in vier Bausteinen:

1. Der druckmessende „Socke“ selbst,
2. Aus einem generisches biomechanisches Modell,
3. Dem Algorithmus zur Berechnung eines patientenspezifischen biomechanischen Modells aus diesem generischen Modell, und
4. Der Skala zur Risikobewertung der Entstehung von Druckläsionen.

Eine Übersicht über diese Bausteine gibt Abb. 1. Dargestellt ist der Strumpf als 100 % textiler Drucksensor, der mit einem Mikrokontroller verbunden ist. Er ist drahtlos mit einer vibrierenden Uhr oder einem Smartphone verbunden und warnt den Strumpft Träger über ein Signal, wenn ein pathologische Muster erhöhter Drücke die Integrität der Weichteile bedroht.

Die Druckmesssocke

Die Druckmesssocke besteht aus einem waschbaren Stoff mit anheftbarem Mikrokontroller. In Abhängigkeit von der individuellen Fußpathologie kann die Socke so ausgelegt sein, dass die acht Sensoren unter dem Fuß (Abb. 2) oder auf seiner dorsalen Seite positioniert sind. Sie können aber auch im Bereich der Zehen positioniert werden.

Die IDS kann den Patienten und / oder dem Pflegepersonal einfache Warnsignale oder komplexere Nachrichten übermitteln. So kann der Benutzer zum Beispiel, nach Übermittlung der Informationen an sein Smartphone, die Fußregion sehen, die der höchsten Belastungen ausgesetzt ist und die im Laufe des weiteren Tages entlastet werden sollte.

Diese Alarme werden durch die Zentraleinheit in Abhängigkeit von der Größe der geschätzten inneren Spannungen erzeugt. Die Zentraleinheit, deren Abmessungen 2 cm × 1,5 cm × 0,5 cm beträgt,



Abbildung 1
IDS-Komponenten mit Socke und Mikrokontroller, biomechanischen Fußmodell und drahtloser Verbindung zur Smartuhr oder Smartphone.

ist am oberen Teil der Socke im Wadenbereich fixiert. Ihre geringe Größe und Gewicht machen sie für eine tägliche Nutzung ohne Komfortminderung geeignet. Diese Zentraleinheit zeichnet die Drücke auf und berechnet die inneren Spannungen während der Tagesaktivitäten des Patienten. Diese Angaben werden auf einer On-

Board-SD-Karte für die spätere Verarbeitung gespeichert oder aber das Gerät via Bluetooth an eine Smartuhr oder ein Smartphone gesendet.

Fuß-Modell

Die Zentraleinheit des IDS stellt ein Mik-

roprozessor dar, der über ein Finite-Element (FE) an einem Modell des Fußes die Druckbelastung berechnet und anhand einer festgelegten Risikokala bewertet. Die Finite-Elemente-Methode ist ein numerisches Verfahren zur Lösung von partiellen Differenzialgleichungen. Sie ist ein weit verbreitetes modernes Berechnungsverfahren im Ingenieurwesen und ist das Standardwerkzeug bei der Festkörpersimulation. Aufgrund der relativ geringen Rechenleistung des Prozessors, kann ein komplexes biomechanisches Modell des Fußes nicht in der Zentraleinheit integriert sein. Dennoch ermöglicht das integrierte lineare Modell auf der Basis der Drücke, die durch die Sensoren der Socke gemessen werden eine realistische Bewertung der inneren Spannungen innerhalb des Fußgewebes in Echtzeit. Das biomechanische Fußmodell wurde anhand einer 3D Simulationsplattform ArtiSynth (www.artisynth.org) entwickelt [7]. Das Modell besteht aus Weichteilen, Knochen, Bänder und Gelenken, die jeweils als FE-Elemente definiert sind [9]. Die Weichteile sind zusammenhängend als FE-Netz moduliert und in vier Bereiche unterteilt: die Fußsohle (unter der Ferse, dem Mittelfuß und Zehen), die nicht-plantare Haut (weicher als die Fußsohle), Fußmuskulatur und Fettgewebe.

Das FE-Netz, das die Weichteile umfasst ist in Abb. 3 beschrieben. Um große Verformungen im Fußgewebe darstellen zu können, wurden Neo-Hooke-Materialien ausgewählt. (Neo-Hooke ist ein hyperelastischen Materialmodell, das dem Hooke'schen Gesetz folgt und für die Vorhersage der nichtlinearen Spannungs-Dehnungs-Verhalten von Materialien, welches großen Verformungen unterliegt, verwendet werden kann.) Für jede Schicht sind in der Literatur verschiedene Materialeigenschaften beschrieben [15]: Aktuelle Module wurden auf Drücke von 6 MPa für die Fußsohlen, 200 kPa für die nicht-plantare Haut, 50 kPa für die Muskeln und 4 kPa für das Fett ausgelegt (Abb. 3). Unter der Annahme, dass diese Gewebe fast nicht komprimierbar sind, haben wir ihre Poisson-Verhältnisse mit 0,495 angenommen. Die 26 Fußknochen und ein Abschnitt der Tibia und Fibula sind in das Modell integriert. Da ihre Steifigkeit wesentlich höher ist als die der Weichteile sind sie als starre Körperoberflächen dargestellt. Jeder Knochen ist mit seinem Nachbarn durch mehrere Bänder im Sinne von Gelenken



Abbildung 2
100% textile Socke und Drucksensoren unter den Fuß (rote Regionen) oder auf der Dorsalseite des Fußes und der Zehen (schwarze Bereiche).

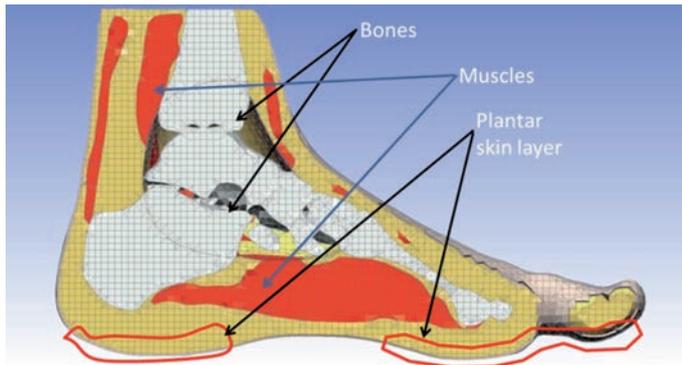


Abbildung 3
Querschnitt durch das FE-Netz der Fußweichteile: plantare Hautschichten (plantar skin layer), Muskelschicht (muscles) und das Fett. Die weißen Bereiche repräsentieren die Knochen (Bones) als starre Körperteile.

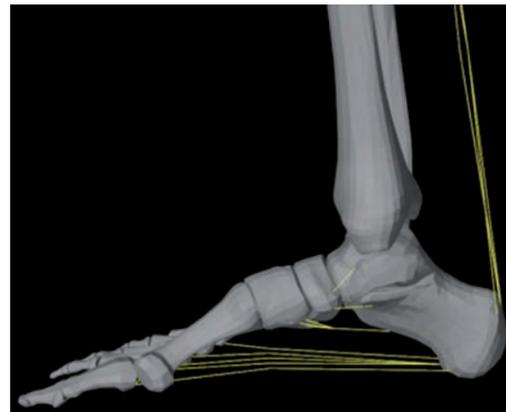


Abbildung 4
Ansicht von medial auf die wichtigsten Bänder unseres Modells: rechts die Achillessehne und plantar die zwei Anteile der Plantaraponeurose.

verbunden.

Das biomechanische Modell integriert auch die vier wichtigsten Bänder des Fußes, um das Körpergewicht zu unterstützen und die Stabilität zu gewährleisten (Abb. 4): die interne und externe Plantaraponeurose, das transversale Mittelfußkopfband und die Achillessehne. Bänder werden als Verbindungskabel zwischen den knöchernen Strukturen modelliert. Ihre Insertionsstellen wurden von einem erfahrenen Orthopäden definiert. Basierend auf der Arbeit von [5] wird den Bändern in Abhängigkeit davon, ob sie elongiert (200 MPa) oder komprimiert (0 MPa) werden, eine unterschiedliche Steifigkeit zugeordnet.

Patientenspezifische Modellierung

Für eine genaue Berechnung ist ein spezifisches Patientenmodell unter Berücksichtigung der Morphologie der Knochen und Weichteile des Patienten erforderlich. Dieses personalisierte FE-Modell wird mit der Mesh-Match-and-Repair (MMRep) Methode berechnet [2], die automatisch aus einem echten Fußmodell und einer Reihe von Oberflächen- und Fußknochenpunkten des Patienten ein patientenspezifisches Modell bestimmt.

Das generische Modell ist oben beschrieben und seine Morphologie wurde von einer Datenbank mit anerkannten dreidimensionalen anatomischen Modellen entnommen (www.zygotec.com). Dieses Modell wurde anhand eines dreidimensionalen

medizinischen Bilddatensatzes an die Morphologie eines jeden Patienten angepasst.

Als Datensatz der Patienten dienen ein MRT oder CT oder eine einfache 3D-Oberflächenanalyse der Haut unter Verwendung von der Microsoft Software Kinect. Kinect ist einfach in der Anwendung und kann die Oberfläche schnell erfassen, aber es kann Knochenstrukturen nicht abbilden. Ein MRT oder CT hingegen ermöglicht eine genaue Darstellung der Haut, Muskeln und Knochenoberflächen. Unter Verwendung dieser Oberflächen bestimmt die MMRep-Methode ein frei ausrichtbares patientenspezifisches FE-Netz.

Warnung bei Drucküberschreitung

Anhand des biomechanischen Modells ist der Mikrokontroller in der Lage, aus den an der Fußoberfläche gemessenen Spannungen, Spannungen im Gewebe zu berechnen und zu bewerten. Dies ist wichtig, um Geschwüre zu verhindern. Als Grenzwerte werden zwei Konzepte von der Smart Socke berücksichtigt:

1. Es ergeht eine Warnung, wenn die maximale innere Spannungen für mehr als zwei Stunden 20 % überschreitet oder
2. Wenn die maximale innere Spannungen für mehr als 10 Minuten 50 % überschreitet. Diese Schwellenwerte wurden anhand des aktuellen Konsensus über die Ätiologie von Druckläsion gewählt [8].

Zusätzlich zu diesen Warnungen kann man für den Patienten oder dem Arzt Hinweise

über die Möglichkeiten, die entsprechenden Drücke zu reduzieren, geben. Diese Hinweise können dem Patienten durch eine intelligente Uhr, die in der Lage ist, einfache Botschaften wie „Höre so schnell wie möglich auf zu laufen“ oder „Zieh den rechten Schuh aus“ zu liefern, zu Verfügung gestellt werden. Diese Hinweise können auch mit Hilfe eines Smartphones, das ein breiteres Spektrum von Meldungen ermöglicht, übermittelt werden. So könnte die Meldung z. B. lauten: „Gefahr von Druckläsion im Bereich des zweiten Mittelfußköpfchen“.

Ergebnisse

Abb. 5 zeigt die internen Spannungen im Fuß als Mises-Vergleichsspannung unserer ersten Patientensimulationen im beidfüßigen Stand. Die nach Mises benannte Vergleichsspannung ist ein Begriff aus der Festigkeitslehre und bezeichnet eine fiktive einachsige Spannung, die dieselbe Materialbeanspruchung darstellt wie ein realer, mehrachsiger Spannungszustand. Die Spannungen an der Fußoberfläche sind deutlich geringer als im Fußinneren. Sie lagen im Bereich von 2,7 % bis 8,0 % für die Hautoberfläche und von 43,0 % bis 96,8 % für die Weichteile in der Nähe der Knochenstrukturen. Die maximalen Belastungen wurden unter der Ferse gemessen. Diese Dehnungsverteilung mit einem mehr als 10fachen Größenunterschied ist konsistent mit den klinisch beobachteten Mechanismus der Ulkusbildung: Gewebeschäden treten zunächst intern in der Nähe

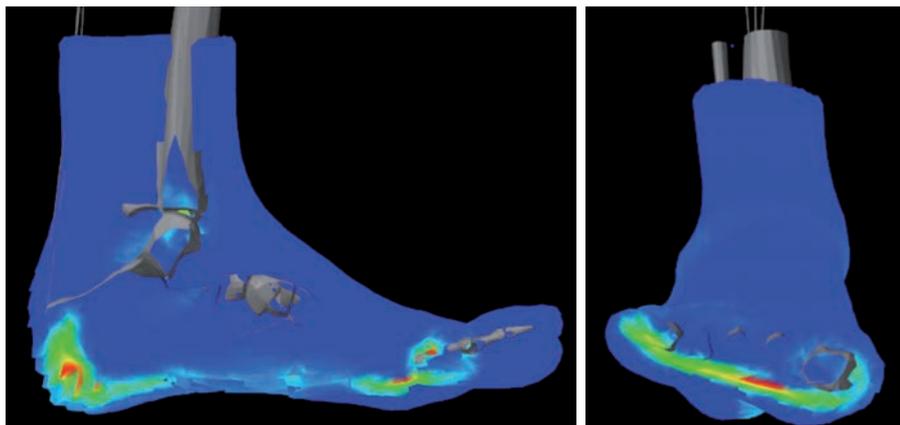


Abbildung 5
 Querschnitt in Höhe der zweiten Zehe als Seitenansicht (links) und Querschnitt in Höhe der Mittelfußköpfe als Frontansicht (rechts), die die internen Gewebespannungen in der Fußsohle in stehender Position wiedergeben. Die Farbskala reicht von 0 % Spannung in blau bis zu 96,8 % Spannung in rot.

von Knochenvorsprüngen auf (wegen der sehr hohen Spannungen), bevor sie an der Hautoberfläche klinisch diagnostiziert werden.

Zusammenfassung

Die IDS ist ein neues Gerät, um Druckläsionen am diabetischen Fuß zu verhindern. Es ist ein 100 % textile waschbar Socke mit 8 bis 12 Drucksensoren, welche unter und auf dem Fuß angeordnet sein können. Dies ist mit einem Mikrokontroller verbunden, der in Echtzeit anhand der Drücke, die durch die Socke gemessen werden, und einem biomechanischen Modell des Fußes eine Druckbewertung vornimmt. In diesem Model werden die Weichteile als FE-Kontinuum mit Neo-Hooke-Materialien für die Haut, Fett und Muskeln an den Knochen als starre Körper simuliert. Diese biomechanische Simulationen erlaubt eine realistische Einschätzung der internen Belastungen am Fuß. So zeigt sich an unsere ersten Patienten einer durchschnittlichen Belastung von 5 % unter der Ferse und in den Hautschichten des Mittelfußes während in der Nähe der Knochen eine durchschnittliche Belastung von 70 % gemessen werden. Durch die Nutzung dieser Technik können die von der Smartsocke gemessenen Druckwerte jedes Mal bewertet werden. Sie können zur Warnung genutzt werden, wenn die inneren Spannungen zu hoch sind oder zu lange dauern und zu einer Druckläsion führen könnten. In diesem Fall wird für den Patienten oder

seinem Arzt eine Warnung an ein angeschlossenes Gerät (Smartphone oder einem Smart Uhr) übermittelt, sein Verhalten anzupassen, um die Entwicklung der Druckläsion vorzubeugen.

Danksagung und Interessenkonflikt

Diese Arbeit wurde teilweise durch das nationale französische Projekt ANR (ANR-TecSan 2010-013 IDS), von französischen Staat über das ANR Investissements d'Avenir Programm (Labex CAMI) (ANR-11-LABX finanziert, -0004) und vom Institut Universitaire de France gefördert.

Literatur

1. ATLAS E, YIZHAR Z, KHAMIS S, SLOMKA N, HAYEK S, GEFEN A: Utilization of the foot load monitor for evaluating deep plantar tissue stresses in patients with diabetes: Proof-of-concept studies. *Gait & Posture* 2009; 29:377–382.
2. BUCKI M, LOBOS C, PAYAN Y: A Fast and Robust Patient Specific Finite Element Mesh Registration Technique: Application to 60 Clinical Cases. *Medical Image Analysis*, 2010, 14:303–317.
3. DABIRI F, VAHDATPOUR A, NOSHADI H, HAGOPIAN H, SARRAFZADEH M: Electronic Orthotics Shoe: Preventing Ulceration in Diabetic Patients, 30th Annual International IEEE EMBS Conference Vancouver, Canada, August 20–24, 2008.
4. DESCATOIRE A, THÉVENON A, MORETTO P: Baropodometric information return device for foot unloading. *Medical Engineering & Physics*, 2009; 31:607–613.
5. GEFEN A: Plantar soft tissue loading under the medial metatarsals in the standing diabetic foot, *Medical Engineering & Physics*, 2003; 25:491–499.
6. KOSIAK M: Etiology and pathology of ischemic ulcers. *Arch Phys Med Rehabil* 1959; 40: 62–69.

7. LLOYD JE, STAVNESS I, FELS S: “ArtiSynth: a fast interactive biomechanical modeling toolkit combining multibody and finite element simulation”, *Soft Tissue Biomechanical Modeling for Computer Assisted Surgery, Studies in Mechanobiology, Tissue Engineering and Biomaterials*, Springer, 2012; 11 :355–394.
8. LOERAKKER S: The relative contributions of muscle deformation and ischaemia to pressure ulcer development, PhD TU Eindhoven, The Netherlands, 2011.
9. LUBOV V, PERRIER A, STAVNESS I, LLOYD JE, BUCKI M, CANNARD F, DIOT B, VUILLERME N, PAYAN Y: Foot Ulcer Prevention Using Biomechanical Modeling. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization (CMBBE: I&V)*, 2014.
10. MARTINEZ-NOVA, CUEVAS-GARCIA, PASCUAL-HUERTA, SINCHER-RODRIGUEZ: BioFoot® in-shoe system: Normal values and assessment of the reliability and repeatability. *The Foot*, 2007; 17:190–196.
11. MUELLER MJ: Etiology, evaluation, and treatment of the neuropathic foot. *Crit Rev Phys Rehabil Med* 1992; 3: 289–309.
12. PUTTI, ARNOLD, COCHRANE AND ABBODD: The Pedar® in-shoe system: Repeatability and normal pressure values. *Gait & Posture*, 2007; 25: 401–405.
13. REIBER GE, VILEIKYTE L, BOYKO EJ, DEL AGUILA M, SMITH DG, LAVERY LA, BOULTON AJM: Causal pathways for incident lower-extremity ulcers in patients with diabetes from two settings. *Diabetes Care* 1999; 22:157–162.
14. SHAW JE, BOULTON AJM: The pathogenesis of diabetic foot problems. An overview. *Diabetes* 1997; 46 (Suppl 2):S58–S61.
15. SOPHER R, NIXON J, MCGINNIS E, GEFEN A: “The influence of foot posture, support stiffness, heel pad loading and tissue mechanical properties on biomechanical factors associated with a risk of heel ulceration”, *J Mech Behav Biomed Mater*, 2011, 4(4): 572–82.
16. VAN SCHIE CHM, BOULTON AJM: Biomechanics of the Diabetic Foot, The Road to Foot Ulceration. In *The Diabetic Foot, Second Edition*. Veves V., Giurini JM and LoGerfo FW Editors, Humana.