

Feedback-Training mit tragbaren Sensor-Netzwerken

Patrick F. Kugler¹, Ulf Jensen¹, Björn Eskofier², Joachim Hornegger¹

¹Lehrstuhl für Mustererkennung, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg

²Human Performance Laboratory, University of Calgary, Canada

Kontaktadresse: patrick.kugler@informatik.uni-erlangen.de

Abstract: Dieser Artikel beschreibt die Anwendung eines tragbaren Sensor-Netzwerks im Feedback-Training am Beispiel von Kniebeugen. Hierzu wurden zwei Sensorknoten mit integrierten Beschleunigungssensoren genutzt, um den Knie-Winkel von 5 Probanden zu messen und direkt anzuzeigen. Diese berechneten Winkel zeigten im Vergleich zu einer Videoanalyse eine hohe Korrelation von 0.96. Das Feedback selbst hatte einen messbaren Effekt auf die Übungsdurchführung der Probanden.

1 Einleitung

Als Feedback, einem zentralen Bestandteil des motorischen Lernprozesses, werden in der Sportwissenschaft Rückmeldungen über Bewegungsablauf oder Bewegungsergebnis bezeichnet [SW99]. Erhält der Athlet während der Bewegungsausführung Informationen von außen spricht man von extrinsischem verlaufsbezogenen Feedback beim Training. Derartiges Feedback-Training kann zu einer konsistenteren Übungsdurchführung und damit einem geringerem Verletzungsrisiko, einer höheren Motivation des Athleten und einer Optimierung des Trainings beitragen [SW99].

In diesem Artikel soll eine konkrete Implementierung von Feedback-Training unter Verwendung von tragbaren Sensoren vorgestellt und evaluiert werden. Als einfaches Beispiel wurde hierfür die Kniebeuge als bekannte Fitnessübung ausgewählt. Abhängig von der Ausführung werden verschiedene Muskelgruppen trainiert und das Kniegelenk in unterschiedlichem Maße beansprucht [Esc01]. Es wird ein System vorgestellt, welches durch visuelles Feedback eine korrekte Bewegungsausführung unterstützt und damit das Training optimiert. Zwei drahtlose Sensoren senden hierbei Beschleunigungsdaten an einen Rechner um den Knie-Winkel zu ermitteln und den Wert anzuzeigen. Zur Realisierung wurde die drahtlose Sensorplattform SHIMMER [MD09] verwendet. Dieses System wurde ausgewählt, da es im Gegensatz zu anderen Systemen speziell für den Einsatz direkt am Körper entwickelt wurde [MD09].

Feedback-Training findet bereits breite Anwendung in der Medizin, z.B. als Neuro- oder Biofeedback [Sch95]. Bei der Rehabilitation wird Feedback eingesetzt um die Genauigkeit der Bewegungsausführung während Übungen zu verbessern [WC78]. Im Sportbereich werden derartige Systeme hingegen selten genutzt, da sie teuer, unflexibel und

meist nur in der Klinik einsetzbar sind. Vorherige Arbeiten sind z.B. die Anwendung von Feedback-Training bei Verwendung einer Prothese [DD96] [BVG⁺06] oder bei Patienten mit Hirnschädigung [WC78]. In [PMH⁺09] und [SW09] werden Sensoren zur Erkennung physischer Aktivität eingesetzt. Im Sportbereich ist vor allem die Entwicklung intelligenter Kleidungsstücke [CML⁺09] und spezieller Sensoren [LBG⁺09] zu nennen. Ziel ist meist die Früherkennung von Überlastungen oder Verletzungen, jedoch erfolgt die Analyse der erfassten Daten meist erst nach der Übung. Unser vorgestelltes System grenzt sich insofern von existierenden Anwendungen ab, da es eine sofortige Rückmeldung während der Bewegungsausführung liefert.

Ziel ist es zunächst zu zeigen, dass der Knie-Winkel mit hinreichender Genauigkeit erfasst werden kann. Hierzu werden die Ergebnisse mit den Werten einer parallelen Videoaufzeichnung von Markern verglichen. Anschließend soll anhand eines Vergleichs der Knie-Winkel mit und ohne Feedback gezeigt werden, dass das System den Probanden dabei hilft die Konsistenz und Genauigkeit der Übungsdurchführung zu steigern.

2 Methoden

Verwendete Sensoren Für die Implementierung des in diesem Artikel beschriebenen Feedback-Systems werden zwei SHIMMER Sensorknoten [MD09] verwendet. Diese verfügen jeweils über einen Mikrocontroller (Texas Instruments MSP430F1611), ein Funkmodul für Bluetooth und IEEE 802.15.4 sowie einen rauscharmen 3-Achsen-Beschleunigungssensor (Freescale Semiconductor MMA7260Q) mit integrierter Temperaturkompensation. Der verwendete Messbereich war +/-2 G bei einer Sensitivität von 600 mV/G bei 12-bit AD-Wandlung und 100 Hz Abtastrate. Die Übermittlung der Sensordaten an den PC erfolgte via Bluetooth. Als Betriebssystem diente TinyOS 2.1. Die Sensoren wurden am Ober- und Unterschenkel des Probanden befestigt. Die Bewegung der Sensoren wird im Folgenden genutzt um den Knie-Winkel zu berechnen und dem Probanden anzuzeigen.

Kalibration der Beschleunigungssensoren Um die aktuelle Ausrichtung des Sensors im Raum zu bestimmen, kann die in Ruhelage gemessene Erdbeschleunigung genutzt werden. Hierzu ist eine Kalibration des Sensors nötig, wofür Standardverfahren mittels Positionier- und Schütteltische existieren. Für geringe Beschleunigungen ist jedoch oft die Erdbeschleunigung als Referenz ausreichend. Das hier benutzte Verfahren verwendet 6 Messungen der Erdbeschleunigung um die Modellparameter \vec{c} und \vec{s} pro Sensor zu schätzen. Die Umrechnung eines Messvektors $\vec{\hat{x}}$ in Richtungsvektoren \vec{x} erfolgt anschließend über folgendes Modell:

$$\begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} s_1 \cdot (\hat{x}_1 - c_1) \\ s_2 \cdot (\hat{x}_2 - c_2) \\ s_3 \cdot (\hat{x}_3 - c_3) \end{pmatrix} \quad (1)$$

Der Parameter \vec{c} stellt den Nullpunkt des Beschleunigungssensors dar, d.h. den Messwert im freien Fall. Um diesen Wert möglichst genau zu bestimmen müssen auf einer ebe-

nen Unterlage mindestens 6 Messungen \vec{n}_i durchgeführt werden. Der Sensor wird dabei so platziert, dass jede Achse einmal senkrecht nach oben und senkrecht nach unten zur Unterlage orientiert ist. Der Parameter \vec{c} kann dann als Mittelwert der 6 Messungen bestimmt werden. Der Parameter \vec{s} ist die Sensitivität der einzelnen Achsen. Da die Erdbeschleunigung in Ruhe immer 1g beträgt, kann \vec{s} aus den Messungen \vec{m}_i als Lösung eines überbestimmten und in s_i^2 linearen Gleichungssystems bestimmt werden:

$$\begin{pmatrix} (\hat{m}_{1,1} - c_1)^2 & (\hat{m}_{1,2} - c_2)^2 & (\hat{m}_{1,3} - c_3)^2 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ (\hat{m}_{6,1} - c_1)^2 & (\hat{m}_{6,2} - c_2)^2 & (\hat{m}_{6,3} - c_3)^2 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} s_1^2 \\ s_2^2 \\ s_3^2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 \\ \vdots \\ 1 \end{pmatrix} \quad (2)$$

Berechnung des Knie-Winkels Nach der Kalibration kann die aktuelle Ausrichtung der beiden Sensorknoten im Raum bestimmt werden. Um daraus den Knie-Winkel zu berechnen wird zunächst die Ausrichtung der beiden Sensoren im Stand bei durchgestreckten Beinen gespeichert. Dadurch wird sichergestellt, dass der Knie-Winkel zu Beginn der Übung Null ist. Danach wird für jeden der beiden Sensoren der Winkel α_i zwischen dem aktuellen Richtungsvektor \vec{x} und der initialen Ausrichtung \vec{r} wie folgt berechnet:

$$\alpha_1 = \arccos\left(\frac{\vec{x}_1 \cdot \vec{r}_1}{\|\vec{x}_1\| \cdot \|\vec{r}_1\|}\right) \quad \alpha_2 = \arccos\left(\frac{\vec{x}_2 \cdot \vec{r}_2}{\|\vec{x}_2\| \cdot \|\vec{r}_2\|}\right) \quad (3)$$

Der endgültige Kniewinkel α entspricht dann der Summe der beiden Winkel α_1 und α_2 . Die Normierung der Vektoren ist nötig, da durch Rauschen und die durch die Bewegung verursachte Beschleunigung der Betrag der Vektoren von 1 G abweichen kann.

Implementierung der Feedback-Anwendung Das System zur Anzeige und Berechnung des Knie-Winkels wurde mittels BioMOBIUS, einer grafischen Entwicklungsplattform für Sensor-Systeme im Gesundheitsbereich, implementiert. Die Software erlaubt die Kalibration der Sensoren, eine Live-Anzeige des Knie-Winkels und die Aufzeichnung der Daten.

3 Experimente

Versuchsaufbau Je ein SHIMMER Sensorknoten wurde kalibriert und am Ober- und Unterschenkel des Probanden fixiert (siehe Abbildung 1). Zusätzlich wurden drei optische Marker am Hüftgelenk, Kniegelenk und Fussgelenk angebracht und von einer Kamera aufgezeichnet. Die Probanden wurden angewiesen einen Knie-Winkel von 90° nicht zu überschreiten und jeweils 10-15 Kniebeugen durchzuführen. Im ersten Versuch war der Knie-Winkel für den Probanden nicht einsehbar (ohne Feedback). Anschließend wurde der Versuch wiederholt, wobei diesmal der Knie-Winkel während des Versuchs für den Probanden sichtbar war (mit Feedback). Insgesamt wurden 138 Kniebeugen von 5 Probanden aufgezeichnet, davon 71 ohne Feedback und 67 mit Feedback.

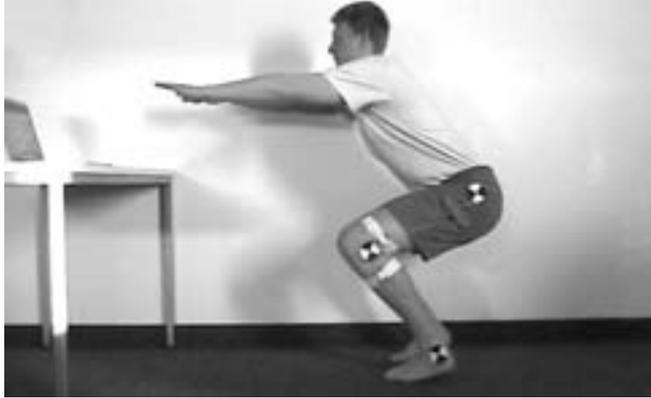


Abbildung 1: Der Versuchsaufbau während des Feedback-Trainings. Je ein SHIMMER Sensorknoten ist am Ober- und Unterschenkel des Probanden befestigt. Auf einem Laptop wird der aktuellen Knie-Winkel angezeigt. Die Marker dienen zur Evaluation der Winkelgenauigkeit.

Ergebnisse Winkelgenauigkeit Für die Evaluation der Winkelgenauigkeit wurden alle 138 aufgezeichneten Kniebeugen mit MATLAB ausgewertet. Die Knie-Winkel wurden anhand der aufgezeichneten Sensordaten wie in Kapitel 2 berechnet. Die Initialpositionen r_1 und r_2 wurden dabei für jeden Probanden einmalig am Anfang der Übung festgelegt. Als Gold-Standard wurden mittels OpenCV die tatsächlichen Knie-Winkel anhand des aufgezeichneten Videos bestimmt und manuell synchronisiert. Abbildung 2 zeigt den Verlauf der Winkel während einiger Kniebeugen. Der Vergleich der berechneten Knie-Winkel mit dem Gold-Standard lieferte eine Korrelation von 0.96 unter Berücksichtigung aller Versuche. Die mittlere absolute Abweichung betrug 12.2° . Zusätzlich wurde der Bewegungsumfang jeder einzelnen Knie-Beuge betrachtet. Dieser wurde pro Kniebeuge als Differenz zwischen maximalem Winkel und dem vorhergehenden minimalen Winkel definiert. Die mittlere absolute Abweichung dieser Differenz war 7.4° .

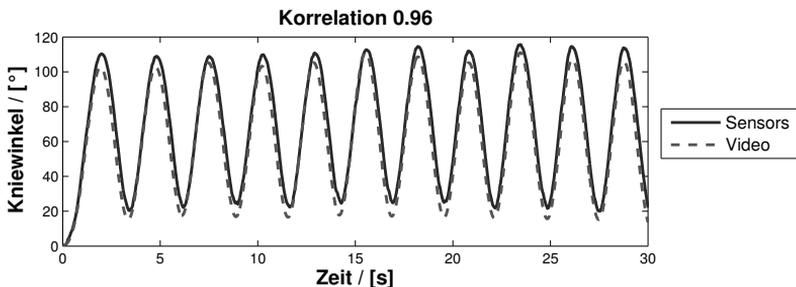


Abbildung 2: Verlauf der Knie-Winkel ermittelt mit den SHIMMER-Sensoren im Vergleich zum Gold-Standard (Videoanalyse mittels Marker).

Ergebnisse Feedback-Training Um den Einfluss des Feedbacks zu bewerten, wurde die Verteilung des maximalen Knie-Winkels mit und ohne Feedback verglichen (siehe Abbildung 3). Der Mittelwert dieser Winkel hat sich durch das Feedback von 94° auf 85° verbessert, die Standardabweichung von 15° auf 6° verringert. Die Histogramme zeigen außerdem, dass die Verteilung der Versuche mit Feedback homogener als ohne Feedback ist, zudem haben deutlich weniger Probanden, wie gefordert, die 90° -Grenze überschritten.

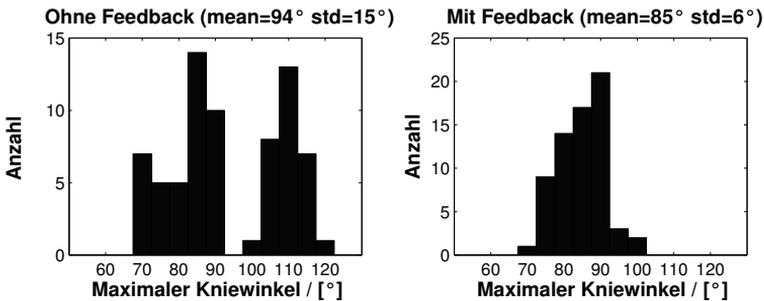


Abbildung 3: Verteilung des maximalen Knie-Winkels ohne Feedback (links) und mit Feedback (rechts). Die Probanden wurden jeweils angewiesen ihre Knie nicht weiter als 90° zu beugen. Unter Bereitstellung von Feedback konnten die Testpersonen diese Vorgabe deutlich besser einhalten.

4 Diskussion

Die hohe Korrelation im Vergleich zur Video-Analyse zeigt, dass tragbare Sensoren die Änderung des Knie-Winkel während Kniebeugen mit hoher Genauigkeit messen können. Der mittlere absolute Fehler war gering, jedoch war der aus den Sensoren berechnete Winkel im Vergleich zur Videoanalyse systematisch höher. Mögliche Gründe hierfür könnten eine Bewegung des Markers auf der Kleidung oder ein Verrutschen der Sensoren durch die Muskelkontraktion sein. Der Vergleich der Übung mit und ohne Feedback hat gezeigt, dass die Akkuranz der Umsetzung klar gesteigert werden konnte. Während der Versuche hat sich jedoch gezeigt, dass die Wert-Anzeige des Knie-Winkels nicht optimal ist und grafische Visualisierungen oder akustische Signale besser geeignet wären.

5 Zusammenfassung und Ausblick

In der vorliegenden Arbeit wurde am einfachen Beispiel von Kniebeugen gezeigt, dass tragbarer Sensoren für Feedback-Training genutzt werden können. Die Auswertung hat gezeigt, dass die vorgestellte Methode den Knie-Winkel mit hoher Genauigkeit erfasst und dass die Probanden auf Feedback-Training mit einer konsistenteren Übungsdurchführung reagieren. Für die hier gezeigte Fallstudie wurde bewusst ein einfaches Bewegungsmuster

herausgegriffen um die grundsätzliche Eignung der Technik zu zeigen. In einem nächsten Schritt soll das System in Zusammenarbeit mit Sportwissenschaftlern auf weitere Übungen ausgeweitet werden. Zusätzliche Sensoren (Gyroskope, EMG) sollen integriert werden. Ziel ist es Sportler-Assistenz-Systeme zu entwickeln, welche den Athleten während des Trainings komfortabel überwachen und aktiv helfen sein Trainingsziel zu erreichen.

Dieses Projekt wurde gefördert vom Bayerischen Staatsministerium für Wirtschaft, Infrastruktur, Verkehr und Technologie im Rahmen des Embedded Systems Institute (ESI).

Literatur

- [BVG⁺06] K. Brettmann, L. Vogt, R. Galm, S. Hartge und W. Banzer. Visuelles Feedback-Gehtraining nach hüftendoprothetischer Versorgung. *Deutsche Zeitschrift Sportmedizin*, 57(7/8):189–194, 2006.
- [CML⁺09] Shirley Coyle, Deirdre Morris, King-Tong Lau, Dermot Diamond und Niall Moyna. Textile-Based Wearable Sensors for Assisting Sports Performance. In *BSN '09: Proceedings of the 2009 Sixth International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks*, Seiten 307–311, Washington, DC, USA, 2009. IEEE Computer Society.
- [DD96] J. B. Dingwell und B. L. Davis. A rehabilitation treadmill with software for providing real-time gait analysis and visual feedback. *Journal of Biomechanical Engineering*, 118(2):253–255, 1996.
- [Esc01] R. F. Escamilla. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine and science in sports and exercise*, 33(1):127–141, 2001.
- [LBG⁺09] Michael Lapinski, Eric Berkson, Thomas Gill, Mike Reinold und Joseph A. Paradiso. A Distributed Wearable, Wireless Sensor System for Evaluating Professional Baseball Pitchers and Batters. In *ISWC '09: Proceedings of the 2009 International Symposium on Wearable Computers*, Seiten 131–138, Washington, DC, USA, 2009. IEEE Computer Society.
- [MD09] M. J. McGrath und T. J. Dishongh. A Common Personal Health Research Platform - SHIMMER and BioMOBIUS. *Intel Technology Journal*, 13(3):122–147, 2009.
- [PMH⁺09] Shyamal Patel, Chiara Mancinelli, Jennifer Healey, Marilyn Moy und Paolo Bonato. Using Wearable Sensors to Monitor Physical Activities of Patients with COPD: A Comparison of Classifier Performance. *International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks*, 0:234–239, 2009.
- [Sch95] Mark S. Schwartz, Hrsg. *Biofeedback: A practitioner's guide (2nd ed.)*. Guilford Press, New York, NY, US, 1995.
- [SW99] Charles H. Shea und Gabriele Wulf. Enhancing motor learning through external-focus instructions and feedback. *Human Movement Science*, 18(4):553 – 571, 1999.
- [SW09] Anita Sant'Anna und Nicholas Wickstrom. Developing a motion language: Gait analysis from accelerometer sensor systems. In *3rd International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare, 2009*, 2009.
- [WC78] G. Wannstedt und R. L. Craik. Clinical evaluation of a sensory feedback device: the limb load monitor. *Bulletin of prosthetics research*, Spring:8–49, 1978.