

Feedback Training using Wearable Sensor Networks

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

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

²Human Performance Laboratory, University of Calgary, Canada

Contact E-Mail: patrick.kugler@informatik.uni-erlangen.de

Abstract: Feedback training is a training optimization approach that transmits training parameters to the athlete in a continuous and instant manner. The feedback incorporates information about correct movement execution as well as physiological performance parameters. This training approach can lead to a more consistent exercise execution and for this reason decrease the risk of injuries, increase the athletes motivation and optimize the training progress. This approach will be part of prospective athlete support systems which will not only monitor athletes but also actively support them directly. This article describes how a body area sensor network can be used for feedback training using the example of the squat exercise. We placed two SHIMMER sensor nodes with inertial sensors on the thigh and shank of five subjects to measure the knee angle and display the value for the athlete. The computed angles showed a high correlation of 0.96 with the reference marker-based video recording measurement. Feedback training led to a lower knee angle variation when compared to training without feedback.

1 Introduction

Feedback which is a central part of the motor learning process has a special meaning in sport science. There, it means to feed information about motion sequence or movement result back to the athlete [SW99]. This incorporates information about the correct movement execution as well as physiological performance parameters. Information from external sources during exercise is called extrinsic and gradient adaptive feedback. This kind of training can lead to a more consistent exercise execution and for this reason decrease the risk of injuries, increase the athletes motivation and optimize the training progress [SW99]. Examples for the application of feedback training in medicine are neuro- and biofeedback [Sch95]. Moreover, feedback training is applied in medical rehabilitation to monitor exercises selectively and to improve the precision of movement execution [WC78]. So far, systems for feedback training with movement analysis are often costly, inflexible and are therefore only applied in a clinical environment and not in athletes training. If at all, feedback is given after completion of the exercise (e.g. using video analysis) or only basic and simple parameters (e.g. current speed or heart rate) are used. The development of embedded systems and the miniaturization of sensors led to comprehensive wearable systems. This opens up new possibilities for training monitoring applications. A wearable feedback training system would be capable of supporting athletes in learning and improving move-

ments especially while exercising. In the future these athlete support systems might even be able to guide and not only support the user in reaching her or his exercising goals. Especially the integration of sensors in training equipment as well as intelligent clothing ([CML⁺09]) and the use of smart-phones will loom large and facilitate systems that comfortably monitor and support users during exercise. Those system might change the way we organize training to exercise more specific and reach optimal results. In addition, they might motivate in providing information about fitness level and progress during exercise. This article is meant to introduce and evaluate an implementation of such a feedback training system using wearable sensors. We choose the squat exercise as a simple example for a fitness training task. Depending on execution, a squat addresses different muscle groups and puts varying load on the knee joint [Esc01]. We present a system which supports the correct movement execution with visual feedback and therefore optimizes the training. Two wireless sensors mounted on the subjects leg collect and transmit acceleration data to a computer that computes the knee angle. The systems displays the current live angle to the user. We realized the system using the sensor platform SHIMMER (Sensing Health with Intelligence, Modularity, Mobility and Experimental Reusability, [MD09]). We chose this platform as it was dedicated to a wearable application [MD09]. Advantages are the small form factor, the support of different sensors and wireless transmission standards as well as the open programming interface. Standard software like TinyOS and BioMOBIUS allowed a fast and easy realization of a feedback application. Previous work in this field focused on medical problems like e.g. feedback training in postoperative rehabilitation with prostheses [DD96] [BVG⁺06]) or patients with brain impairments [WC78]. The authors of [PMH⁺09] and [SW09] used sensors to detect physical activity. The significant decrease of activity is used as an indicator for disease or heavy aging. The focus in sports research is on the development of adequate sensors and movement recording. Lapinski et al. use sensors to collect and analyze kinematic baseball data [LBG⁺09] for overload detection and early diagnosis of injury. Our system that provides feedback for the squat exercise separates from existing applications in the instant and gradient adaptive nature. The purpose of this article is to show that it is possible to precisely determine the knee angle during squatting using wearable sensors. We compared our results to synchronous marker-based video data computation. Furthermore, we will show that our system helps the subjects to increase precision and consistency of the exercise. This will be done with a comparison of the knee angles with and without feedback .

2 Methods

To implement the described feedback-system two SHIMMER sensor nodes were used. One sensor was attached to the thigh of the subject, the second one at the shank. The orientation of each sensor was estimated using the gravitation measured by the integrated three-axis accelerometer. This orientation is then compared to the initial orientation of the sensors to compute the knee flexion angle, which was then displayed to the subject during the feedback-training.

2.1 SHIMMER sensor network

The SHIMMER sensor network [MD09] was developed at the Harvard School of Engineering and Applied Sciences in cooperation with Intel. It was designed to create a standard platform for wearable body sensor networks and is under continuous development. Each of the sensor nodes employed in this study (see figure 1) contains a programmable micro controller (Texas Instruments MSP430F1611), a wireless radio module supporting Bluetooth and IEEE 802.15.4, as well as a SD-Card slot. The used sensor was a low-noise 3-axis accelerometer (Freescale Semiconductor MMA7260Q) with integrated temperature compensation. The used range was $\pm 2g$ at a sensitivity of 600 mV/g, 12-bit AD-conversion and a sampling rate of 100Hz. The sensor data was transferred to the computer using Bluetooth. Each node was running TinyOS 2.1 with a custom software.



Abbildung 1: Two wireless sensor nodes from the SHIMMER sensor network.

2.2 Calibration

As each sensor node is subject to Earth's gravitational field, the accelerometer measures an acceleration vector pointing directly upwards when the sensor is not in motion. This fact can be used to compute the current orientation of the sensor, as long as the node is not moving or only moving slowly. To accomplish this task the measured voltage values from the sensor must first be converted into orientation vectors. Hence an calibration of the sensor is need, for which special procedures exist. However, often gravitation is a good enough reference to perform the calibration. The calibration procedure used in this study uses 6 measurements of the gravitation to estimate the calibration parameters \vec{c} and \vec{s} for each sensor. Each measurement vector $\vec{\hat{x}}$ is then converted into an orientation vector \vec{x} using the following sensor model:

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

Here the parameter \vec{c} represents the zero-offset of the sensor, e.g. the measured voltage during free fall. To estimate this parameter as good as possible at least 6 measurements \vec{m}_i must be performed on an even surface. The sensor is thereby placed in a way that at least one measurement is taken for each axis pointing up and one for each axis pointing down. The calibration parameter \vec{c} is then estimated as the mean of all 6 measurements.

The parameter \vec{s} encodes the sensitivity of each axis. This parameter is computed using the fact that the length of the gravitation vector is exactly one g. Hence \vec{s} can be estimated from the 6 measurements \vec{m}_i as the solution of the following overdetermined, in s_i^2 linear system of equations:

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

2.3 Knee Flexion Angle

After the calibration the current orientation of each sensor node can be computed. To use this for the estimation of the knee flexion angle, the orientation of each sensor saved at zero degree flexion. This is only done once at the beginning of the exercise to eliminate the need of an exact positioning of the sensors. After this initialization the angle α_i is computed for each sensor, which represent the change between the original orientation \vec{r} and the current orientation \vec{x} :

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

The final knee flexion angle α is then the sum of both angles α_1 and α_2 . The renormalization of the vectors is necessary, as due to motion or noise the measured vectors often don't have unit length.

2.4 Feedback Application

The implementation of the feedback application was done using the software BioMOBI-US, a graphical development platform for sensor systems in the health sector. It simplified the application development, as the complete communication with the SHIMMER sensor

nodes via Bluetooth was already integrated and the sensor signals were directly usable. The developed program allows the user to connect the sensors and to calibrate the system using a graphical user interface. The computed knee flexion angle is then displayed directly on the screen and can be used for feedback training. Additionally all data is recorded to file on the computer.

3 Experiments

The first goal of the experiments was to show that the accuracy of the calculated knee flexion angles is sufficient. For this the estimated knee flexion angles from all trials were compared to reference values acquired using marker based video analysis. The second goal was to show whether the subjects could perform the exercise more optimally when feedback was provided. For this the variability of the maximum knee flexion was compared between trials with and without feedback.

3.1 Experimental Setup

The experimental setup is shown in figure 2. SHIMMER sensors were applied to the shank and thigh of the subject. Additionally three markers were attached at hip, knee and ankle for the video analysis. The subjects could see their current knee flexion angle live on a provided laptop running the feedback application. A camera was setup in a way that the real knee flexion angles could be estimated from the marker positions.

Before the start of each exercise the sensors were calibrated using the procedure described in section 2.2. Each subject then performed 10 to 15 squads, while the knee flexion angle could not be seen by the subjects (trials without feedback). Then the exercise was repeated, while the subjects could see their current knee flexion angle (trials with feedback). Before starting the exercises, the subjects were given the requirement to try to stay below 90° knee flexion. In total 138 squads were recorded from 5 subjects, comprised of 71 squads without and 67 squads with feedback.

3.2 Results Angle Accuracy

To estimate the accuracy of the angle calculations all 138 squads were evaluated using MATLAB. The knee flexion angle was computed from the recorded sensor data as described in section 2.3. The initial orientations r_1 and r_2 were set only once for each trial. Additionally the knee flexion angles were computed from the marker positions in the video. The marker positions were first extracted from the image using OpenCV and then tracked in the video using the Kanade-Lucas-Tomasi-Algorithm. Synchronization with the SHIMMER data was performed manually. The zero flexion angle was also manually set in both systems at the beginning of each exercise. Figure 3 shows the comparison between

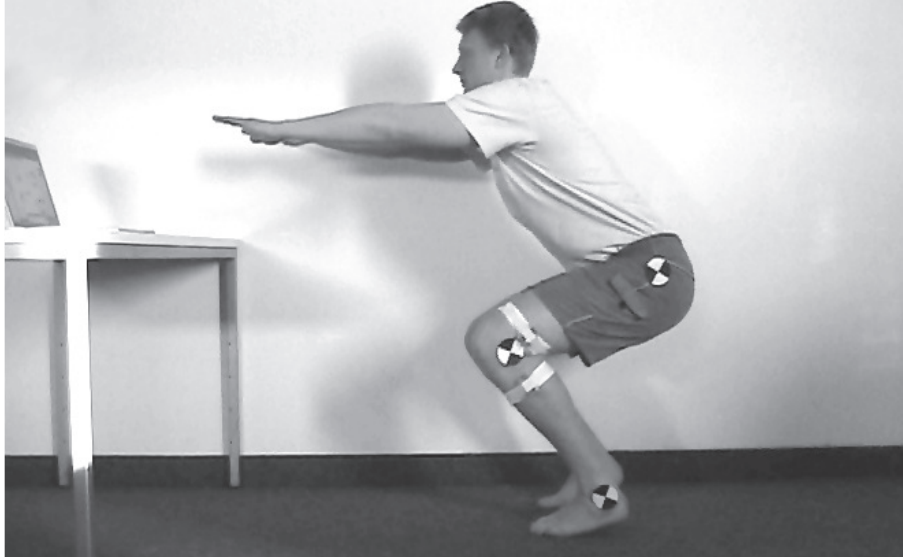


Abbildung 2: Experimental setup during feedback training. Two SHIMMER sensors were mounted on the thigh and shank of the subject and were transmitting accelerometer data via Bluetooth to a laptop. The software on the laptop displays the calculated knee flexion angle while the subjects perform the exercise. Additional markers were attached to hip, knee and ankle to determine the angle accuracy.

the computed angles and the video reference during squats.

The correlation between the estimated angles from the SHIMMER sensors and the video reference was at 0.96 over all trials. The mean average deviation was 12.2° using manual synchronization. The assessment of the absolute error was difficult, as the zero angle had to be set manually for both systems at the beginning. To remove the influence of this manual procedure, additionally the range of motion of each squat was inspected. This parameter was defined as the difference between the minimal and maximal knee flexion angle for each squat. The mean average error of this range of motion parameter was 7.4° .

3.3 Results Feedback Training

To show the influence of the feedback on the execution of the exercise, only about half of the squats were performed with feedback. Additionally the subjects were instructed to try to stay below 90° knee flexion angle during all exercises. Figure 4 shows the distribution of the maximum knee flexion angle with and without feedback for all squats from all subjects. Using feedback, the mean value changed from 94° to 85° , while the standard deviation was reduced from 15° to 6° . The histograms also show that the distribution of the squats with feedback is much more homogeneous than the one without feedback.

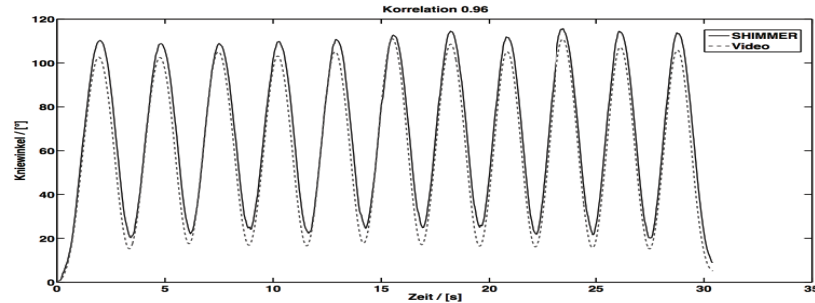


Abbildung 3: Comparison of the knee flexion angle estimated from the SHIMMER sensors and the video based reference system. Correlation was at 0.96 over all trials.

Additionally less subjects were over 90°.

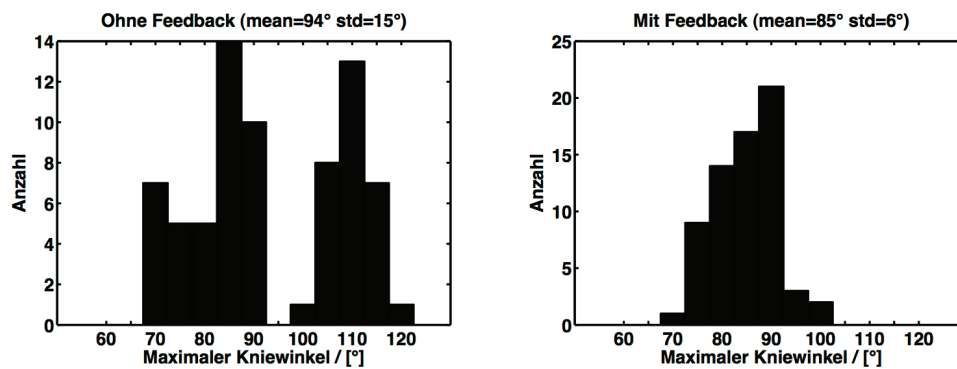


Abbildung 4: Distribution of the maximum knee flexion angle without feedback (left) and with feedback (right). Before both trials the subjects were instructed to stay below 90° knee flexion. The subjects showed a much higher compliance during the trials with feedback.

4 Discussion

The high correlation of 0.96 between the computed angles and the angles in our video recording proves that wearable sensors are capable of measuring knee angles precisely. The mean absolute error of 7.4° is still acceptable. We observed a systematic error in our measurements as the values for the computed angle is always higher than the video angle. We identified possible reasons for this observation in the mounting of the markers and the sensors as both might get out of place during exercise. In addition, there is a high force on the sensors at the end of a squat as the movement direction changes in this phase. These forces may overlay the orientation value that our system measures and may therefore

influence our measurement. The comparison between execution with and without feedback showed that the subjects could increase accuracy with the help of feedback significantly. Using feedback, the users were more able to stick to the given target angle of 90° and decreased variability significantly. These findings show that the subjects were able to react on the given feedback and that our systems guides users towards a correct movement execution. However, the experiments showed that the display of the current knee angle is not the optimal visual feedback mechanism. We propose to switch to a more graphical visualization or acoustic feedback as this might be more suitable for this exercise.

5 Summary and outlook

This article described the applicability of wearable sensors and the corresponding analysis methods to monitor movement execution by means of the squat exercise. We used two body-mounted acceleration sensors to compute the knee angle and used this value for feedback training. Our analysis proved that our method computes high-precision knee angles and that the subjects reacted with a more consistent exercise execution on the feedback we provided. We intentionally selected a simple movement pattern for this study to prove the general applicability of the components. We plan to enhance our system to more complex movements in future research. Our system will be extended with additional exercises and in cooperation with sport scientists as a next step. In addition, we will integrate other sensors (EMG, ECG,...) and more analysis methods. An implementation on a smart-phone to allow mobile use is also planned.

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.

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: Unter Feedback-Training versteht man den Versuch der Trainingsoptimierung durch kontinuierliche und unmittelbare Übermittlung von Parametern an den Sportler oder Patienten. Dies umfasst Informationen über die korrekte Bewegungsdurchführung sowie körperliche Leistungsparameter. Feedback-Training kann zu einer konsistenteren Übungsdurchführung und damit einem geringeren Verletzungsrisiko, einer höheren Motivation des Athleten und einer Optimierung des Trainings beitragen. In Zukunft wird dieser Trainingsansatz in Sportler-Assistenz-Systemen Einzug halten, welche Athleten nicht nur überwachen sondern auch direkt und aktiv unterstützen können.

Dieser Artikel beschreibt die Anwendung eines direkt am Körper tragbaren Sensor-Netzwerkes im Feedback-Training am einfachen Beispiel von Kniebeugen. Hierzu wurden zwei SHIMMER Sensorknoten mit Inertialsensoren am Ober- und Unterschenkel von 5 Probanden befestigt um den Knie-Winkel während der Kniebeuge zu messen und für den Probanden zu visualisieren. Die aus den Sensoren berechneten Winkel zeigten im Vergleich zu einer Videoanalyse mit Markern eine hohe Korrelation von 0.96. Das Feedback-Training führte zu einer geringeren Streuung des Knie-Winkels im Vergleich zum Training ohne Feedback.

1 Einleitung

Als Feedback, einem zentralen Bestandteil des motorischen Lernprozesses, werden in der Sportwissenschaft Rückmeldungen über Bewegungsablauf oder Bewegungsergebnis bezeichnet [SW99]. Dies umfasst Informationen über die korrekte Bewegungsdurchführung sowie physiologische Leistungsparameter. 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 geringeren Verletzungsrisiko, einer höheren Motivation des Athleten und einer Optimierung des Trainings beitragen [SW99].

Beispiele für die Anwendung von Feedback-Training in der Medizin sind Neuro- sowie Biofeedback [Sch95]. Jedoch wird Feedback-Training oft auch in der medizinischen Rehabilitation eingesetzt um gezielt die Durchführung von Übungen zu überwachen und die Genauigkeit der Bewegungsausführung zu verbessern [WC78]. Bisherige Systeme zum Feedback-Training mittels Bewegungsanalyse sind jedoch oft zu teuer, unflexibel und

werden daher nur in der Klinik und nicht im Training von Sportlern eingesetzt. Wenn überhaupt vorhanden erfolgt beim Training eine Rückmeldung erst nach der Übung z.B. mittels einer Videoanalyse, oder es werden nur sehr einfache Parameter wie z.B. die aktuell Geschwindigkeit oder die Herzrate verwendet. Durch die fortschreitende Entwicklung eingebetteter Systeme und die Miniaturisierung von Sensoren sind jedoch mittlerweile auch Systeme realisierbar, welche direkt am Sportler getragen werden können. Dies eröffnet neue Möglichkeiten zur Trainingsüberwachung während des Sports. Ein am Körper getragenes System zum Feedback-Training würde es erlauben die Sportler beim Erlernen und Verbessern von Bewegungsabläufen sowie beim sportlichem Training direkt während des Trainings zu unterstützen. In der Zukunft werden Sportler-Assistenz-Systeme existieren, welche nicht nur direktes Feedback an den Athleten weitergeben, sondern ihn sogar aktiv beim gezieltem Erreichen seines Trainingsziels behilflich sind. Besonders die Integration von Sensoren in Trainingsgeräte oder intelligente Kleidungsstücke wie in [CML⁺09] sowie die Verwendung von Smartphones wird hierbei eine große Rolle spielen und Systeme ermöglichen, welche den Athleten während des Trainings komfortabel überwachen und unterstützen. Derartige Systeme könnten neue Formen der Trainingsorganisation ermöglichen um zielgerichtet und optimal zu trainieren. Gleichzeitig könnten sie die Motivation beim Training erhöhen, da Informationen über den aktuellen Fitnessgrad oder den Trainingsfortschritt zur Verfügung gestellt werden.

In diesem Artikel soll eine konkrete Implementierung eines derartigen Systems zum 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 bei einer Kniebeuge verschiedene Muskelgruppen vorwiegend 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 am Bein der Probanden senden hierbei Beschleunigungsdaten via Bluetooth an einen Rechner um den Knie-Winkel zu ermitteln. Dem Nutzer des Systems wird anschließend sein aktueller Knie-Winkel auf einem Display visualisiert. Zur Realisierung des Systems wurde die drahtlose Sensorplattform SHIMMER (Sensing Health with Intelligence, Modularity, Mobility and Experimental Reusability, [MD09]) verwendet. Dieses System wurde ausgewählt, da es im Gegensatz zu anderen kommerziell erhältlichen Systemen speziell für den Einsatz direkt am Körper entwickelt wurde [MD09]. Hauptvorteile des Systems sind eine geringe Baugröße, die Unterstützung verschiedener Sensoren und Funkstandards sowie eine offene Programmierschnittstelle. Die Unterstützung durch Standardsoftware wie TinyOS und BioMOBIUS ermöglichte eine schnelle und einfache Realisierung der Feedback-Anwendung.

Vorherige Arbeiten in diesem Themenbereich konzentrieren sich hauptsächlich auf medizinische Problemstellungen wie z.B. die Anwendung von Feedback-Training in der post-operativen Rehabilitation bei Verwendung einer Prothese [DD96], [BVG⁺06] oder bei Patienten mit Hirnschädigung [WC78]. In [PMH⁺09] und [SW09] werden Sensoren zur allgemeinen Erkennung physischer Aktivität eingesetzt. Die signifikante Abnahme der Aktivität dient als Indikator für Krankheit oder verstärkte Alterung. Im Sportbereich ist vor allem die Entwicklung geeigneter Sensoren und die Aufzeichnung von Bewegungen

zu nennen. So werden in [LBG⁺09] z.B. selbst entwickelte Sensoren genutzt um Bewegungsabläufe beim Baseball zu erfassen und zu analysieren. Aufgrund der gemessenen Daten erhofft man sich Früherkennung von Überlastungen oder Verletzungen.

Unser vorgestelltes System, welches sofortige Rückmeldung während der Bewegungsausführung einer Kniebeuge bereitstellt, grenzt sich somit von existierenden Anwendungen ab. Ziel dieses Artikels ist es zunächst zu zeigen, dass es mit am Körper tragbaren Sensoren möglich ist den Knie-Winkel während des Kniebeugens mit guter Genauigkeit zu erfassen. 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 steigert.

2 Methoden

Für die Implementierung des in diesem Artikel beschriebenen Feedback-Systems werden zwei SHIMMER Sensorknoten verwendet. Der erste Sensor wird dabei am Oberschenkel des Probanden befestigt, der anderer am Unterschenkel. Der integrierte drei-Achsen Beschleunigungssensor ermittelt über die Erdbeschleunigung die Ausrichtung der Sensoren. Die Rotation der Sensoren gegenüber der Ausgangsposition wird genutzt um den Knie-Winkel zu berechnen und den Winkel während des Feedback-Trainings dem Probanden anzuzeigen.

2.1 SHIMMER Sensor-Netzwerk

Das SHIMMER Sensor-Netzwerk [MD09] wurde an der Harvard School of Engineering and Applied Sciences in Zusammenarbeit mit Intel entwickelt um eine standardisierte Plattform für am Körper tragbare Sensor-Netzwerke zu schaffen und wird seitdem kontinuierlich weiterentwickelt. Die hier verwendeten Sensorknoten (siehe Abbildung 1) verfügten jeweils über einen frei programmierbaren Mikrocontroller (Texas Instruments MSP430F1611), ein Funkmodul für Bluetooth und IEEE 802.15.4 sowie einen SD-Card Steckplatz. Als Sensor wurde ein rauscharmer 3-Achsen-Beschleunigungssensor (Freescale Semiconductor MMA7260Q) mit integrierter Temperaturkompensation genutzt. Der verwendete Messbereich war $\pm 2g$ bei einer Sensitivität von 600 mV/g bei 12-bit AD-Wandlung und 100Hz Abtastrate. Die Übermittlung der Sensordaten an den PC erfolgte via Bluetooth. Als Betriebssystem auf den Sensorknoten wurde TinyOS 2.1 verwendet.

2.2 Kalibration der Beschleunigungssensoren

Da der Sensor in Ruhelage der Erdbeschleunigung ausgesetzt ist, misst der Beschleunigungssensor einen Beschleunigungsvektor, welcher senkrecht nach oben zeigt. Dies kann



Abbildung 1: Zwei Sensorknoten des SHIMMER Sensor-Netzwerks.

genutzt werden um die aktuelle Ausrichtung des Sensors in Ruhe oder bei langsamer Bewegung zu bestimmen. Damit dies möglich ist müssen die gemessenen Spannungswerte jedoch zunächst in Richtungsvektoren konvertiert werden. Hierfür 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 hierbei den Nullpunkt des Beschleunigungssensors dar, d.h. der Messwert im freien Fall. Um diesen Wert möglichst genau zu bestimmen müssen auf einer ebenen Unterlage mindestens 6 Messungen \vec{m}_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} spiegelt die Sensitivität der einzelnen Achsen wieder. Um ihn zu bestimmen kann die Tatsache genutzt werden, dass der Vektor der Erdbeschleunigung in Ruhe immer die Einheitslänge besitzt. Somit kann \vec{s} aus den 6 Messungen \vec{m}_i als Lösung des folgenden überbestimmten und in s_i^2 linearen Gleichungssystems bestimmt werden:

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

2.3 Berechnung des Knie-Winkels

Nach der Kalibration kann die aktuelle Ausrichtung der beiden Sensorknoten im Raum direkt bestimmt werden. Um daraus den Knie-Winkel zu berechnen wird zunächst die Ausrichtung der beiden Sensoren im Stand bei durchgestreckten Beinen (Winkel 0 Grad) gespeichert. Dies wird nur einmalig bei Beginn der Übung durchgeführt und sorgt dafür das die Sensoren nicht exakt am Probanden ausgerichtet werden müssen. Nach dieser Initialisierung 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 oft von 1 abweicht.

2.4 Implementierung der Feedback-Anwendung

Die Implementierung der Feedback-Anwendung erfolgte mit Hilfe der Software BioMOBIUS, einer grafische Entwicklerplattform für Sensor-Systeme im Gesundheitsbereich. Dies vereinfacht die Implementierung von derartigen Anwendungen enorm, da die komplette Ansteuerung der SHIMMER Sensorknoten via Bluetooth bereits integriert ist und z.B. die Daten der Beschleunigungssensoren direkt verfügbar sind. Das erstellte Programm stellt dem Benutzer eine Oberfläche zur Verfügung mit deren Hilfe die Verbindung hergestellt und das System für einen Nutzer kalibriert werden kann. Der berechnete Knie-Winkel wird anschließend direkt auf dem Bildschirm angezeigt und steht für das Feedback-Training zur Verfügung. Zusätzlich werden die Daten in einer Datei auf dem PC aufgezeichnet.

3 Experimente

Ziel der Experimente war es zunächst zu zeigen, dass die aus den Sensoren berechneten Knie-Winkel hinreichend genau sind. Hierzu wurden die ermittelten Knie-Winkel aller Versuche zunächst mit einem Gold-Standard (Videoanalyse mittels Marker) verglichen. Anschließend sollte überprüft werden, ob die Probanden bei vorhandenem Feedback eine optimierte Übungsdurchführung zeigen. Hierzu wurde die Variabilität des Knie-Winkels während Versuchen mit Feedback und Versuchen ohne Feedback verglichen.

3.1 Versuchsaufbau

Der Versuchsaufbau ist in Abbildung 2 verdeutlicht. Je ein SHIMMER Sensorknoten wurde am Ober- und Unterschenkel des Probanden fixiert. Zusätzlich wurden für die Videoanalyse drei optische Marker am Hüftgelenk, Kniegelenk und Fussgelenk angebracht. Die Versuchsperson konnte die Anzeige des momentanen Knie-Winkels auf einem Bildschirm verfolgen. Dafür wurde ein Laptop mit der angesprochenen Feedback-Software verwendet. Eine Kamera wurde so zum Probanden ausgerichtet, dass die tatsächlichen Knie-Winkel anhand der Marker einfach bestimmt werden konnten.

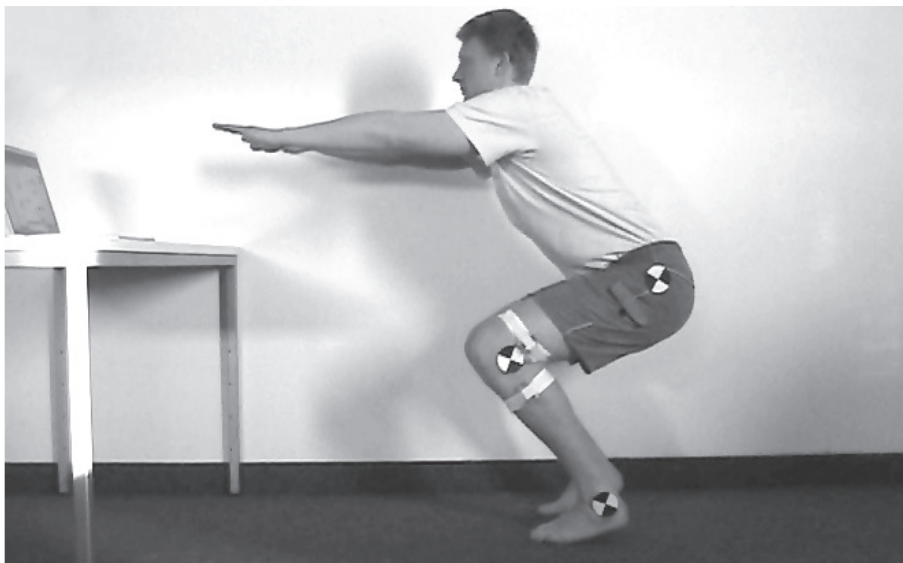


Abbildung 2: Versuchsaufbau während des Feedback-Trainings. Zwei SHIMMER-Sensoren sind an Ober- und Unterschenkel des Probanden befestigt und übertragen Beschleunigungsdaten via Bluetooth zu einem Rechner. Der Laptop zeigt den aktuell berechneten Knie-Winkel direkt während der Kniebeuge an und ermöglicht so das Feedback-Training. Die zusätzlichen Marker an Hüfte, Knie und Fuß erlauben eine nachträgliche Bewertung der Winkelgenauigkeit.

Vor jeder Übung wurden die Sensoren mit dem in Kapitel 2.2 beschriebenen Verfahren kalibriert. Jeder der Probanden führte dann jeweils 10-15 Kniebeugen durch, wobei der Knie-Winkel während des Versuchs für den Probanden nicht einsehbar war (ohne Feedback). Anschließend sollten erneut 10-15 Kniebeugen durchgeführt werden, wobei diesmal der Knie-Winkel während des Versuchs für den Probanden sichtbar war (mit Feedback). Den Probanden wurde die Vorgabe gegeben einen Knie-Winkel von 90° nicht zu überschreiten. Insgesamt wurden 138 Kniebeugen von 5 Probanden aufgezeichnet, davon 71 ohne Feedback und 67 mit Feedback.

3.2 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 2.3 berechnet. Die Initialpositionen r_1 und r_2 wurden dabei für jeden Probanden einmalig am Anfang der Übung festgelegt. Als Gold-Standard wurden die tatsächlichen Knie-Winkel anhand des Videos bestimmt. Hierzu wurde mittels OpenCV die Position der Marker im Bild ermittelt und mit dem Kanade-Lucas-Tomasi-Algorithmus im Video verfolgt. Aus der Position der Marker wurde anschließend der Knie-Winkel berechnet. Die Zeit-Synchronisation mit den SHIMMER-Daten erfolgte manuell. Die Nullposition wurde zu Beginn jeder Übung einmalig in beiden Systemen festgelegt. Abbildung 3 zeigt den Verlauf der berechneten Knie-Winkel im Vergleich zum Gold-Standard während einiger Kniebeugen.

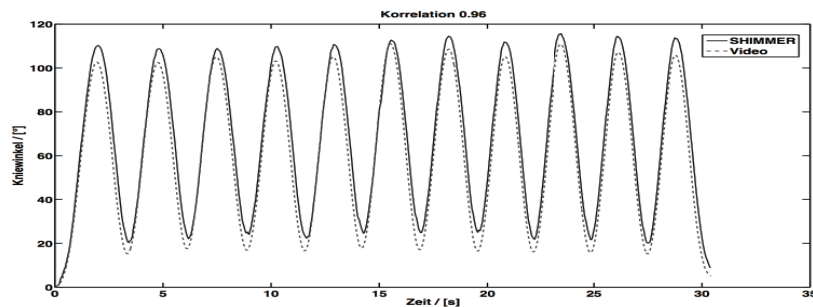


Abbildung 3: Verlauf der Knie-Winkel ermittelt mit den SHIMMER-Sensoren im Vergleich zum Gold-Standard (Videoanalyse mittels Marker). Korrelation lag bei 0.96 über alle Versuche.

Die Korrelation zwischen den aus den SHIMMER-Sensoren berechneten Knie-Winkeln und dem Gold-Standard aus der Videoanalyse betrug 0.96 über alle Versuche. Die mittlere absolute Abweichung betrug bei manueller Synchronisation 12.2° . Die Bewertung der absoluten Abweichung gestaltete sich schwierig, da der Null-Winkel in beiden Systemen zu Beginn festgelegt wurden. Um diesen manuellen Einfluss zu entfernen wurde zusätzlich der Bewegungsumfang der einzelnen Knie-Beugen betrachtet. Dieser wurde pro Kniebeuge als Differenz zwischen maximalem Knie-Winkel und den vorhergehenden minimalen Winkel definiert. Die mittlere absolute Abweichung des Bewegungsumfangs der Kniebeugen betrug 7.4° .

3.3 Ergebnisse Feedback-Training

Um Aussagen über den Einfluss des Feedbacks auf die Übungsdurchführung machen zu können, wurden nur ca. die Hälfte aller Versuche mit Feedback durchgeführt. Vor dem Versuch wurden die Probanden angewiesen einen Knie-Winkel von 90° nicht zu

überschreiten. Abbildung 4 zeigt die Verteilung der aus den Sensoren berechneten maximalen Knie-Winkel ohne sowie mit Feedback. Der Mittelwert hat sich durch das Feedback von 94° auf 85° verändert, die Standardabweichung hat sich 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 die 90° -Grenze überschritten.

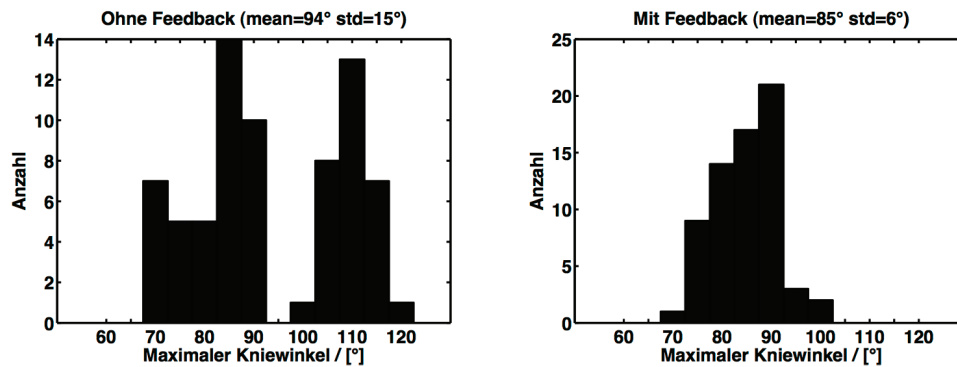


Abbildung 4: Verteilung des maximalen Knie-Winkels ohne Feedback (links) und mit Feedback (rechts). Die Probanden wurden jeweils angewiesen ihre Knie nicht weiter als 90° zu beugen. Unter Bereitstellung von Feedback konnten die Testpersonen diese Vorgabe deutlich besser einhalten.

4 Diskussion

Die hohe Korrelation von 0.96 zwischen den berechneten Knie-Winkeln 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 von $7,4^\circ$ liegt ebenfalls in einem guten bis akzeptablen Bereich. Interessant war, dass der aus den Sensoren berechnete Winkel immer höher als der Winkel aus der Video-Analyse war, und somit ein systematischer Fehler vorliegt. Mögliche Gründe hierfür wären die nicht optimale Markerposition auf der Hose im Hüftbereich oder ein leichtes Verrutschen der Sensoren durch die Muskelkontraktion während der Kniebeuge. Zusätzlich wirken besonders am Ende der Kniebeuge starke Kräfte auf den Sensor ein, da sich die Bewegungsrichtung der Sensoren ändert. Diese Kräfte überlagern sich mit der Erdbeschleunigung und können so die gemessene Ausrichtung verfälschen.

Der Vergleich der Übung mit und ohne Feedback hat gezeigt, dass die Akkuranz der Umsetzung klar gesteigert werden konnte. Fast alle Probanden waren mit Feedback in der Lage die Vorgabe von maximal 90° einzuhalten, zusätzlich wurde die Variabilität deutlich verringert. Dies zeigt, dass die Testpersonen auf das Feedback reagieren konnten und in der korrekten Bewegungsdurchführung unterstützt wurden. Während der Versuche hat

sich jedoch gezeigt, dass visuelles Feedback, nämlich die Wert-Anzeige des momentanen Knie-Winkels, nicht optimal für diese Übung geeignet ist. Eine grafische Visualisierungen oder akustische Signale wären denkbare Alternativen und womöglich besser geeignet.

5 Zusammenfassung und Ausblick

In der vorliegenden Arbeit wurde am einfachen Beispiel von Kniebeugen gezeigt, dass tragbare Sensoren mit geeigneten Auswertemethoden dazu geeignet sind die korrekte Ausführung von Bewegungen zu überwachen. Mittels zweier am Körper getragener Beschleunigungssensoren wurde dazu der Knie-Winkel während der Kniebeuge berechnet und für Feedback-Training genutzt. Die Auswertung hat gezeigt, dass die vorgestellte Methode die Knie-Winkel mit hoher Genauigkeit erfasst und dass die Probanden auf das Feedback-Training mit einer konsistenteren Übungsdurchführung reagiert haben.

Für die hier gezeigte Fallstudie wurde bewusst ein einfaches Bewegungsmuster herausgegriffen um die grundsätzliche Eignung der Technik zu zeigen. Die Erweiterung auf komplexere Bewegungsabläufe ist in der Zukunft geplant. In einem nächsten Schritt soll das System in Zusammenarbeit mit Sportwissenschaftlern auf weitere Übungen ausgeweitet werden. Hierzu ist geplant weitere Sensoren (Gyroskope, EMG) und Auswertemethoden zu integrieren. Zusätzlich ist die Implementierung auf einem Smartphone angedacht um eine mobile Nutzung zu ermöglichen.

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.