

TECHNISCHE ÜBERLEGUNGEN ZUR AKQUISITION UND VERARBEITUNG VON BEWEGUNGSDATEN EPILEPTISCHER ANFÄLLE

Saboor S¹, Hanser F², Schulc E³, Them C³, Unterberger I⁴,
Ammenwerth E¹

Kurzfassung

Epilepsie schränkt die Lebensqualität der Patienten ein. Unerwartete Anfälle gehen einher mit dem totalen Verlust der Körperkontrolle und erhöhtem Verletzungsrisiko. Mobile Überwachungssysteme auf Basis tragbarer Bewegungssensoren könnten zusätzliche Sicherheit bieten. Die Entwicklung der erforderlichen Algorithmen erfordert die Aufnahme und Auswertung realer Anfälle. Dieser Beitrag beschreibt die Entwicklung und den Einsatz von Werkzeugen für diese Aufgaben. Die Lösung basiert auf dem drahtlosen Controller der Nintendo Wii® Konsole.

Abstract

Epilepsy patients suffer from a decreased quality of life. Unexpected seizures cause a total loss of body control. This results in an increased risk of severe injuries. Here, mobile monitoring systems that use wearable motion sensors could provide additional security. However, the development of the necessary seizure detection algorithm requires motion data of real epileptic seizures and the identification of characteristic motion features. This contribution describes the development and the first application of tools for these two tasks (i.e., acquisition and analysis). The proposed solution is based on the wireless controller of the Nintendo Wii® gaming console.

Keywords – Patient Monitoring, Epilepsy, Acceleration

1. Einleitung

Die Epilepsie-Erkrankung geht für die Betroffenen mit empfindlichen Einschnitten in die Lebensqualität einher (z.B. [10]). Dies ist insbesondere zurückzuführen auf den unerwarteten bzw. paroxysmalen Charakter epileptischer Anfälle, die zudem mit einem totalen Kontrollverlust des Patienten über seinen Körper über Minuten einhergehen [5] – im Speziellen bei generalisiert tonisch-klonischen Anfällen (GTKA). Das Verletzungsrisiko ist dementsprechend groß [8] – ohnehin weisen Epilepsiepatienten im Vergleich zur Normal- bzw. Allgemeinbevölkerung eine zwei- bis drei-

¹ Institut für Informationssysteme des Gesundheitswesens, UMIT – Private Universität für Gesundheitswissenschaften, Medizinische Informatik und Technik, Hall in Tirol

² Institut für Elektrotechnik, Elektronik und Bioengineering, UMIT, Hall in Tirol

³ Institut für Pflegewissenschaften, UMIT, Hall in Tirol

⁴ Universitätsklinik für Neurologie, Innsbruck

fach erhöhte Sterblichkeitsrate auf [9]. Folglich sind ein selbstbestimmtes Alltagsleben und großer Bewegungsfreiraum aufgrund der erforderlichen Beobachtung (z.B. durch Angehörige) kaum möglich. Aus diesem Grund scheint ein mobiles Überwachungssystem sehr sinnvoll, das bei Anfällen Alarm schlägt und Hilfe anfordert. Ein solches System könnte auch für die Dokumentation epileptischer Anfälle eingesetzt werden. Diese Dokumentation ist meist weit wichtiger für die Erstellung einer adäquaten Diagnose als eine körperliche Untersuchung ([3], S.219). Unter den Verfahren zur Detektion epileptischer Anfälle ist das Video-EEG, eine Kombination aus Video-Überwachung und Elektroenzephalographie, derzeit mit einem positiv-prädiktiven Wert von 100% der Gold-Standard [6]. Allerdings erfordert das Video-EEG eine stationäre Unterbringung der Patienten und deren physische Anbindung an das EEG. Die Anwendung derartiger Verfahren ist demnach sowohl zeitlich als auch örtlich eher beschränkt.

Im Rahmen eines kooperativen Projektes wurde deshalb untersucht, ob und inwieweit sich ein mobiles Überwachungssystem auf Basis von tragbaren Beschleunigungsmessern umsetzen lässt – die Identifikation epileptischer Anfälle soll hierbei anhand markanter Bewegungsmuster erfolgen. Dieser Beitrag nennt hierzu wesentliche Anforderungen an die technischen Hilfsmittel und beschreibt Werkzeuge für die pragmatische Akquisition der Bewegungsdaten und deren Auswertung.

2. Methoden

Das gewählte Vorgehen lässt sich wie folgt zusammenfassen: Im ersten Schritt wurden wesentliche Anforderungen an ein tragbares Bewegungserkennungssystem erhoben. Anhand dieser Ergebnisse wurde im zweiten Schritt ein geeigneter Bewegungssensor identifiziert. Auf Basis dieser Wahl erfolgte in Schritt 3 die eigentliche Entwicklung einer Schnittstelle zur Sensoranbindung und Akquisition der Bewegungsdaten. Anschließend wurde in Schritt 4 ein System zur adäquaten Darstellung und Auswertung der akquirierten Daten entwickelt. Die Schritte werden im Folgenden näher erläutert.

Schritt 1 – Erhebung der Anforderungen an ein tragbares Bewegungssensorsystem: Die Anforderungen an ein mobiles bzw. tragbares System zur Detektion epileptischer Anfälle wurden durch ein kombiniertes Vorgehen aus Literaturrecherche und anschließender Experteninterviews gewonnen. Hierdurch sollte eventuell existierende Detektionssysteme identifiziert werden. Die gefundenen Ansätze wurden in einer strukturierten Übersicht zusammengefasst. Danach wurden für die erhobenen Ansätze bzw. für die jeweils verwendeten Bewegungssensoren die erkennbaren Vor- und Nachteile bestimmt. Details zu der Literaturrecherche und die resultierende Übersicht können in [7] gefunden werden.

Schritt 2 – Auswahl eines geeigneten Bewegungssensors: Die Ergebnisse der Literaturrecherche bestätigten, dass sich Beschleunigungs- bzw. Bewegungssensoren prinzipiell für die Detektion epileptischer Anfälle eignen. Daraufhin wurden kommerziell erhältliche Bewegungssensorsysteme gesucht – diese wurden vor ihrer Markteinführung gründlich bzgl. Messgenauigkeit und Sicherheit bei der Handhabung getestet. Besonders die sicherheitsrelevanten Aspekte waren wegen des ethischen und rechtlichen Rahmens, der den Patienten schützen soll, äußerst wichtig. Die Wahl fiel auf den ADXL 330 von Analog Devices (siehe [1] für weitere Informationen des Herstellers). Diesen Sensor verwendet u.a. der kabellosen Controller (auch WiiRemote® genannt) der Spielekonsole Wii® von Nintendo verwendet. Die WiiRemote eignet sich besonders für die prototypische Umsetzung eines sensorbasierten Erkennungssystems, da sie im Wesentlichen günstig und leicht erhältlich sowie robust in der Anwendung ist.

Schritt 3 – Implementierung der Datenschnittstelle: Nintendo selbst sieht keine API (Application Programming Interface) oder anderweitige Möglichkeiten vor, um die Daten des verbauten Bewegungssensors abzurufen. Es gibt jedoch eine Vielzahl von Open Source Projekten (unter [11] kann eine Übersicht gefunden werden). Für die Implementierung in dem kooperativen Projekt wurde die WiiUse API [4] verwendet. Sie ist in ANSI C implementiert und daher leicht auf unterschiedlichen Plattformen einsetzbar. Darüber hinaus lassen sich vergleichsweise performante Anwendungen in recht kurzer Zeit entwickeln. Als Plattform diente das Debian Linux Betriebssystem. Die drahtlose Anbindung sollte über Bluetooth hergestellt werden – hierfür wurde der BlueZ-Bluetooth Stack [2] verwendet, der die simultane Anbindung von bis zu vier WiiRemotes® erlaubt. Desweiteren muss auch die Bedienung der Schnittstelle sehr einfach gehalten sein, da auch medizinisches Fachpersonal die Schnittstelle bedienen soll – diese Gruppe soll nicht noch zusätzlich Zeit und Konzentration für eine komplizierte Anwendung mit mehreren Fenstern und komplexen Einstellungen aufbringen müssen.

Schritt 4 – Entwicklung eines Systems zur Darstellung und Auswertung: Für die Auswertung der akquirierten Bewegungsdaten wurde eine eigene Anwendung auf Basis von MatLab implementiert. Die grundlegenden Anforderungen waren, gespeicherte Bewegungsdaten adäquat einlesen und darstellen zu können. Darüber hinaus sollte es möglich sein, die Bewegungsdaten durch einzelne aber auch kombinierte mathematische Verfahren (weiter-) zu verarbeiten. Zusätzliche Exportfunktionen sollten sowohl die ursprünglichen als auch die bearbeiteten Sensordaten in das gebräuchliche CSV (Comma Separated Value)-Format ausgegeben.

3. Ergebnisse

3.1. Die Anforderungen an ein tragbares Sensorsystem

Das kombinierte Vorgehen aus Literaturrecherche und Experteninterview ergab, dass Beschleunigungssensoren prinzipiell für die Detektion epileptischer Anfälle geeignet sind. Da Anfälle sich u.a. durch starke Bewegungen der oberen Extremitäten ausweisen, scheint es sinnvoll, die Sensoren dort anzubringen. Außerdem wurden folgende Anforderungen an den eigentlichen Bewegungssensor bzw. das gesamte System erhoben:

- Der Bewegungssensor sollte mindestens Linearbeschleunigungen in drei orthogonalen Dimensionen messen können.
- Der Bewegungssensor sollte mindestens eine Sampling Rate von 25 Hz haben. Es muss berücksichtigt werden, dass eine erhöhte Sampling Rate eine schnellere Datenverarbeitung voraussetzt, die wiederum den Energieverbrauch steigert und die potentielle Akku-Laufzeit verringert.
- Die Kapazität der Akkus sollte einen Betrieb über mehrere Tage ermöglichen. Das Laden und Wechseln der Akkus muss möglichst einfach sein.
- Das System muss drahtlos angebunden werden können (z.B. Bluetooth oder ZigBee). Derartige Signale müssen dann über Drahtlosnetzwerke mit größerer Reichweite weitergeleitet werden.
- Das System muss ein kleines und robustes Gehäuse besitzen, da sonst die Sensoren durch unkontrollierte Bewegungen während der Anfälle beschädigt werden könnten.
- Es ist zudem wichtig, dass das Gehäuse auch bei starken Aufprällen nicht bricht oder splittert, da sich ansonsten der Patient daran verletzen könnte.
- Es muss Datenschnittstellen geben, über die Rohdaten des Sensors zugegriffen bzw. abgerufen werden können.

- Die eingesetzte Datenschnittstelle sollte möglichst niedrige Systemvoraussetzungen haben (z.B. CPU-Belastung, RAM-Verbrauch).
- Die akquirierten Daten müssen zusammen mit präzisen Zeitstempeln geliefert werden.

3.2. Technische Umsetzung von Bewegungsdatenakquisition und -auswertung

Abbildung 1 zeigt die entwickelten Anwendungen zur Bewegungsdatenakquisition und deren Auswertung im Überblick: Die Anbindung der WiiRemote erfolgt über eine Bluetooth-Verbindung. Übermittelte Daten werden von der Datenschnittstelle (siehe „Motion Data Acquisition System“ in Abbildung 1) auf der Festplatte des zugrundeliegenden Systems persistent in Binärdateien gespeichert (siehe hierzu Abschnitt 3.2.1). Diese Binärdateien können danach durch das Visualisierungs- und Auswertungssystem geladen und verwendet werden (siehe hierzu Abschnitt 3.2.2).

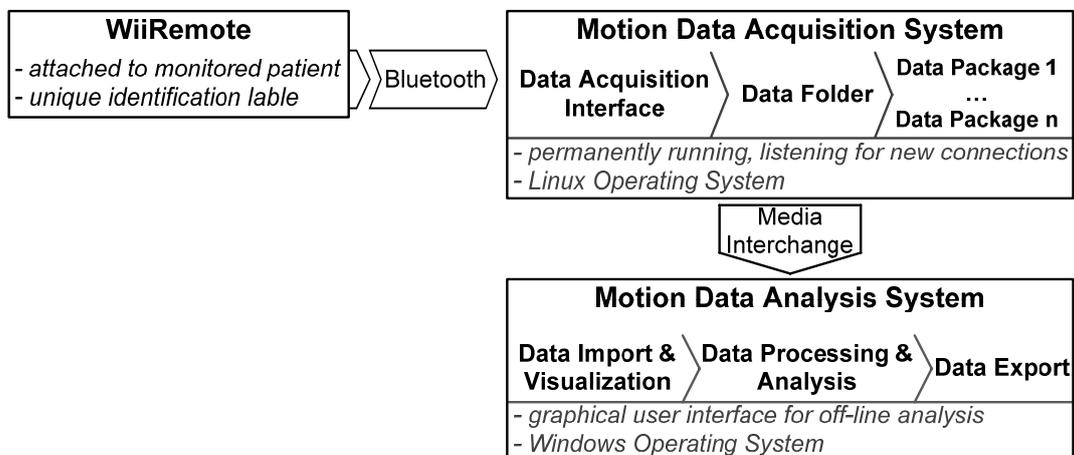


Abbildung 1: Übersicht der entwickelten Anwendungen zur Akquisition der Bewegungsdaten („Motion Data Acquisition System“) und deren Auswertung („Motion Data Analysis System“)

3.2. 1. Die Datenschnittstelle für die WiiRemote®

Die implementierte Datenschnittstelle kann sich parallel über Bluetooth zu mehreren WiiRemotes® verbinden und deren Daten aufzeichnen. Jede dieser WiiRemotes® wird zuvor am Unterarm des dominanten Arms des Patienten angebracht. Hierzu wird eine orthopädische Manschette verwendet, die für den nötigen Halt sorgt ohne den Patienten zu behindern. Die WiiUse-Library verwaltet hierbei die verschiedenen Bluetooth-Kommunikationspartner (z.B. durch Ignorieren bereits angebundener Entitäten bei neuen Synchronisationsvorgängen).

```

*****
* Remote-Motion-Sensor-Device-Connector
* Version: 0.8
*****
* Starting...
* Label for recording - possible numbers (1) to (99): 1

* Searching remote device - Please press buttons (1) & (2) on your WiiMote.
[INFO] Found 3 bluetooth device(s).
[INFO] Found wiimote (00:1F:32:B0:12:20) [id 1].

* Found WiiMote - connecting ...
[INFO] Connected to wiimote [id 1].

* Connection established!
  
```

Abbildung 2: Linke Seite – Starten der Aufnahme und Vergabe einer Aufnahme-Identifikation (1 - 99); rechte Seite – Aufbau einer Verbindung mit einer vorbereiteten WiiRemote

Die Bedienung der Schnittstelle ist sehr einfach gehalten und lässt sich mit einem einfachen Befehl starten (siehe Abbildung 2, linke Seite). Der Benutzer muss gleich nach dem Start eine Identifikations-

nummer für die jeweilige Aufnahme angeben (Pseudonymisierung aus Datenschutzgründen). Danach wird eine Bluetooth-Verbindung zu einer verfügbaren WiiRemote® aufgebaut (siehe *Abbildung 2, rechte Seite*). Nachdem die Verbindung erfolgreich aufgebaut wurde, startet die Aufnahme automatisch. Die Daten werden in Datenpaketen mit einer frei wählbaren Größe gespeichert (z.B. 30 Minuten/Paket). Alle aufgenommenen Daten werden, zur besseren Übersicht, in einer hierarchischen Ordnerstruktur abgelegt (sortiert die Daten-Files nach Tag und Aufnahme). Um die Anwendung der Schnittstelle zu erleichtern, wurde das gesamte System als Live-CD realisiert. Auf diese Weise ist eine Installation überflüssig und die Akquisition kann mit jedem beliebigen PC durchgeführt werden.

Bei dieser Lösung muss allerdings bezüglich der Speicherung beachtet werden: In einer herkömmlichen Live-CD Session wird zur Systemlaufzeit eine Festplatte simuliert, auf der u.a. Verzeichnisse angelegt und Daten gespeichert werden können. Allerdings werden diese Daten bei einem Neustart des Systems gelöscht. Daher bietet es sich an, die aufgenommenen Bewegungsdaten direkt auf eine externe Festplatte schreiben zu lassen. Auf diese Weise bleiben wie bei einem herkömmlichen System dauerhaft erhalten.

3.2. 2. Die Anwendung zur Visualisierung und Auswertung der Bewegungsdaten

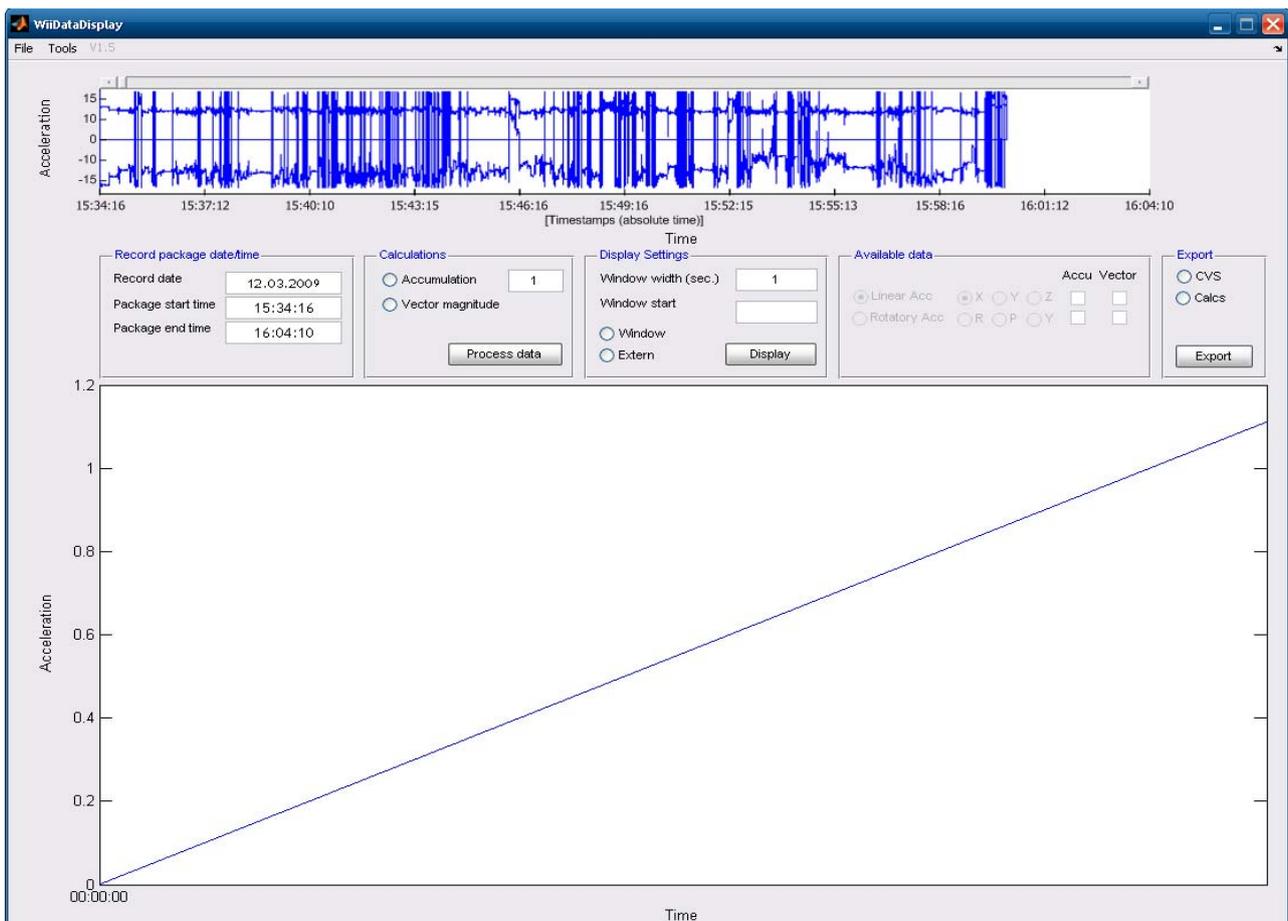


Abbildung 3: Grafische Benutzeroberfläche des Visualisierungs- und Auswertungssystems mit Übersicht (Plot oben), Detaildarstellung (Plot unten) sowie Angaben zur Aufnahme (links, „Record Package date/time“), Verarbeitungsoptionen (zweite von links, „Calculations“), Anzeigeoptionen (mitte, „Display Settings“), Verfügbare Daten (zweite von rechts, „Available Data“) und Exportfunktionen (rechts, „Export“)

Auf Basis von MatLab wurde eine komplexe Anwendung zur Visualisierung, Verarbeitung und zum Export der Daten realisiert (siehe *Abbildung 3*).

Die Anwendung untersucht beim Laden die Aufnahme und ermittelt, welche Daten fehlen – die entsprechenden Elemente auf der Benutzeroberfläche werden dann gesperrt und sind sowohl für die Anzeige als auch für die Weiterverarbeitung nicht mehr verfügbar. Beim Laden wird der Verlauf der gesamten Aufnahme in einem kleinen Übersichtsbereich dargestellt. In dieser Übersicht kann dann ein Bereich (ein sog. „Window“) zur näheren Untersuchung ausgewählt werden. Hierzu muss lediglich der Startzeitpunkt per Mausklick ausgewählt und die Länge des (Zeit-)Bereichs angegeben werden – die Details dieses Zeitbereichs werden dann in einem großen Detailfenster dargestellt. Zusätzlich stehen mathematische Funktionen für die weitere Aufbereitung der Rohdaten zur Verfügung. Diese Funktionen können entweder auf ein Window beliebiger Länge oder die gesamte Aufnahme angewendet werden. Die Daten können dann über die Export-Funktion in das gebräuchliche CSV-Format exportiert werden.

3.3. Erste Erprobung in einem realen Setting

Die entwickelten Anwendungen wurden bereits in einem Feldversuch getestet. Dieser umfasste 20 Patienten einer Epilepsie-Sonderstation des Universitätsklinikums Innsbruck (pro Patient 72 Stunden Daueraufnahme). Es konnten hierbei 4 reale Anfälle aufgezeichnet und ausgewertet werden. Während der gesamten Dauer liefen die Anwendungen stabil und bewährten sich als nützlich bei der Auswertung.

Erste Auswertungen zeigen, dass sich die zeitlichen Bereiche epileptischer Anfälle durchaus anhand der Bewegungsdaten von den restlichen Abschnitten – zumindest visuell – unterscheiden lassen. Die Entwicklung eines Detektionsalgorithmus scheint damit aus derzeitiger Sicht prinzipiell möglich.

4. Diskussion

In dieser Arbeit wurden technische Anforderungen an ein System zur mobilen Überwachung epileptischer Patienten erarbeitet und darauf aufbauend Werkzeuge zur Akquisition sowie Auswertung entsprechender Bewegungsdaten. Hierdurch sollen Bewegungen realer Epilepsieanfälle aufgezeichnet und auf charakteristische Muster untersucht werden. Die so gewonnen Erkenntnisse sind essentiell für die Entwicklung eines validen und robusten Algorithmus für die automatische Detektion epileptischer Anfälle. Ein solcher Algorithmus ist für ein tragbares System zur Überwachung von Epilepsiepatienten erforderlich. Ein derartiges Monitoringsystem gibt es derzeit nicht.

Bei der Entwicklung der vorgestellten Anwendungen bzw. Systeme bestand außerdem das Ziel, eine kostengünstige und pragmatische Lösung zu finden: Daher wurde ausschließlich handelsübliche Technik (i.e., WiiRemote®) verwendet, die robust und erprobt ist. Die Anwendung zur Datenakquisition hat äußerst niedrige Systemanforderungen, erlaubt somit die simultane Anbindung mehrerer WiiRemotes® und wurde als Live-CD umgesetzt – die Akquisition ist somit ohne Spezialsysteme möglich. Die Anwendung zur Datenauswertung ermöglicht dem Benutzer auf übersichtliche Weise die visuelle Inspektion. Zudem bietet sie Funktionen zur Aufbereitung der Rohdaten an. Die Daten können zudem in das gebräuchliche CSV-Format exportiert werden.

Beide Anwendungen wurden für einen pragmatischen Einsatz konzipiert. Allerdings erfolgt die Datenakquisition unter Linux und die Auswertung unter Windows – diese Aufteilung war während

der Projektphase leider unvermeidbar und führte dazu, dass die Kommunikation bzw. Datenübertragung zwischen beiden Applikationen etwas umständlich wurde. Daher ist geplant, auch die Datenauswertung künftig unter Linux durchzuführen. Die Portierung der Anwendung zur Datenauswertung sollte ohne weiteres möglich sein, da die zugrundeliegende MatLab-Umgebung für beide Plattformen verfügbar ist.

5. Schlussfolgerung

Bewegungssensoren auf Basis von Beschleunigungsmessern scheinen für die Detektion epileptischer Anfälle geeignet zu sein. Zwar gibt es derzeit ausreichen präzise und robuste Bewegungssensoren. Doch ein Algorithmus für die robuste und valide Identifikation anfallstypischer Bewegungsmuster fehlt. Um einen solchen Algorithmus entwickeln zu können, müssen reale epileptische Anfälle aufgezeichnet und ausgewertet werden. Dieser Beitrag stellt entsprechende Applikationen für diese Aufgaben vor. Als Bewegungssensor wird der kommerzielle Controller der Spielekonsole Wii® von Nintendo eingesetzt.

6. Literatur

- [1] ANALOG DEVICES. ADXL330 | Small, Low Power, 3-Axis $\pm 3g$ iMEMS® Accelerometer | Inertial Sensors | Sensors | Analog Devices. [Webpage] 2009 [cited 2010 Mar 10]; Available from: <http://www.analog.com/en/sensors/inertial-sensors/adxl330/products/product.html>
- [2] BLUEZ PROJECT. BlueZ. [Webpage] 2010 Mar 7 [cited 2010 Mar 10]; Available from: <http://www.bluez.org/>
- [3] KRÄMER G. Das große TRIAS-Handbuch Epilepsie: Trias Verlag; 2005.
- [4] LAFOREST M. WiiUse - The Wiimote C Library. [Project website] 2007 [cited 2010 Mar 10]; Available from: <http://www.wiimote.net>
- [5] MATHES A, SCHNEBLE H. Epilepsien. Stuttgart-New York: Thieme Verlag; 1999.
- [6] NIJSEN TM, ARENDS JB, GRIEP PA, CLUITMANS PJ. The potential value of three-dimensional accelerometry for detection of motor seizures in severe epilepsy. *Epilepsy Behav* 2005;7(1):74-84.
- [7] SCHULC E, HILBE J, SABOOR S, AMMENWERTH E, UNTERBERGER I, THEM C. Automatische Detektion epileptischer Anfälle basierend auf Beschleunigungsmessungen – Literaturübersicht. *PR-Internet* 2009;2009(10):517-525.
- [8] TOMSON T, BEGHI E, SUNDQVIST A, JOHANNESSEN SI. Medical risks in epilepsy: a review with focus on physical injuries, mortality, traffic accidents and their prevention. *Epilepsy Res* 2004;60(1):1-16.
- [9] TRINKA E. Mortalität von Patienten mit Epilepsien in Tirol [Masterthesis]: Privaten Universität für Gesundheitswissenschaften, Medizinische Informatik und Technik (UMIT); 2005.
- [10] TSUCHIE SY, GUERREIRO MM, CHUANG E, BACCIN CE, MONTENEGRO MA. What about us? Siblings of children with epilepsy. *Seizure* 2006;15(8):610-4.
- [11] WIIBREW-PROJECT. WiiBrew. [Webpage] 2008 [cited 2010 Mar 10]; Available from: http://wiibrew.org/wiki/Main_Page

Corresponding Author

Samrend Saboor

Institute for Health Information Systems, UMIT – Private University for Health Sciences, Medical
Informatics and Technology,

Eduard Wallnöfer-Zentrum 1, 6060 Hall in Tyrol, Austria

Email: samrend.saboor@umit.at