

MOBILES MESSGERÄT FÜR DIE UNTERSUCHUNG DES LICHTEINFLUSSES AUF ZIRKADIANE RHYTHMEN

Kempton G¹, Ritter W¹

Kurzfassung

Dieser Beitrag beschreibt die Entwicklung und Evaluation eines mobilen Messgeräts für das Monitoring gesundheitsrelevanter zirkadianer Rhythmik. Hierzu wurde ein Motilitäts- und Lichtregistriergerät für ein am Handgelenk tragbares Armband erzeugt, das die kontinuierliche und hochauflösende Messung von Beleuchtungsstärke, Lichtfarbtemperatur und Beschleunigung des Körpers in den drei Raumachsen über mehrere Tage ermöglicht. Die Evaluation des Messgeräts zeigt, dass mit den gewonnenen Daten weiterführende Untersuchungen über Zusammenhänge zwischen der zirkadianen Rhythmik des Menschen und dem externen Zeitgeber „Licht“ möglich sind.

Abstract

This paper describes the development and evaluation of a mobile measuring device for monitoring health-relevant circadian rhythm. We have developed a motility and light logger for a comfortably wearable wristband, which enables continually high-resolution measurement of illuminance, color temperature, and acceleration of human body within three spacial axes for several days. The evaluation of our logger shows, that attained data allows further investigations about the relation between human circadian rhythm and the external timer “light”.

Keywords – Mobile Aktigrafie, Mobile Photometrie, Zirkadiane Rhythmik

1. Monitoring zirkadianer Rhythmik

Der richtige Umgang mit natürlichem und künstlichem Licht wird in der Gesundheitsvorsorge immer noch unterschätzt [4]. Halberg & Stephens [3] bezeichneten erstmals die 24-Stundenperiodik biologischer Vorgänge als zirkadiane Rhythmik. Dieser chronobiologische Takt benötigt für die Aufrechterhaltung gewöhnlich keine äußeren Reize, gleichwohl kann sie durch diese beeinflusst werden. Als wichtigster hirnanatomischer Bereich für diese “innere Uhr” wird der Nucleus suprachiasmaticus (SCN) im Hypothalamus angesehen [6]. Für diesen Kernbereich des Gehirns lässt sich ein stark endogener tagesperiodischer Stoffwechselverlauf nachweisen. Der Nucleus suprachiasmaticus besitzt über die Sehnerven auch Verbindung zu den Augen, wodurch auch der Einfluss des außen erfolgenden Tag-Nacht-Wechsels gegeben ist. Durch Lichtexposition wird auf diese Weise u.a. die Ausschüttung des “Schlaf-” Hormons Melatonin unterdrückt. Das Licht ist somit einer der wichtigsten externen Zeitgeber für die zirkadiane Rhythmik beim Menschen [3]. Die externe Beeinflussung der zirkadianen Rhythmik erfolgt jedoch nicht nur durch den (natürlichen) Hell-Dunkel-Wechsel. Neben der Lichtintensität ist auch das Lichtspektrum für die

¹ User Centered Technologies Research, Fachhochschule Vorarlberg GmbH, Dornbirn

Regulierung der Aktivierungsperiodik ausschlaggebend, welches für das menschliche Auge durch die Lichtfarbe sichtbar wird [4]. Während die Beleuchtungsstärke des natürlichen Lichts von 100000 Lux bei klarem Sonnenhimmel bis zu 1 Lux bei Mondlicht variieren kann, verläuft die Variation der Lichtfarbtemperatur von 1900 Kelvin bei warmweißem Kerzenlicht bis zu 26000 Kelvin bei klarem blauen Himmel (ohne direkte Sonneneinstrahlung). Diese externen Zeitgeber beeinflussen die zirkadiane Rhythmik insofern, als helles Licht und/oder kaltweißes Licht (mit einem hohen Blauanteil) den menschlichen Organismus aktiviert, wohingegen gedämpftes und/oder warmweißes Licht (mit hohem Rotanteil) zu einer Beruhigung des Organismus führt [4].

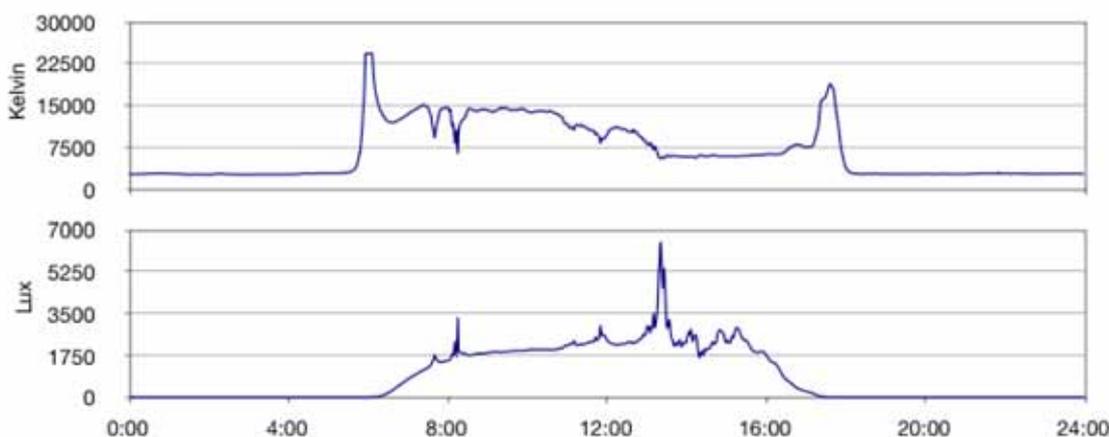


Abbildung 1: Tagesverlauf von Lichtfarbtemperatur (oben) und Beleuchtungsstärke (unten), gemessen mit dem HCT-99 Luminous Color Meter von Gigahertz-Optik in einem nord-östlichen Fenster in Dornbirn am 25.2.11.

Neben diesen vereinfachten Zusammenhängen zwischen Lichtexposition und zirkadianer Rhythmik gibt es noch viele generelle und individuelle Detailspekte, welche die Lichtvariabilität und die psychophysiologischen Effekte dieser Lichtparameter beim Menschen betreffen [3]. Diese werden im praktischen Leben dann besonders relevant, wenn andere externe Zeitgeber, wie z.B. Arbeitszeiten und andere soziale Aktivitäten, an Einfluss verlieren [6]. Dies ist vor allem bei älteren Menschen der Fall, die sich aus dem beruflichen Arbeitsleben zurückziehen müssen. Hinzu kommt, dass mit zunehmendem Alter immer weniger des einfallenden Lichts durch Linseneintrübung auf die Sehnerven eintrifft und diese Menschen, aufgrund eingeschränkter Mobilität, sich immer weniger dem natürlichen Tageslicht aussetzen können.

2. Entwicklung des Motility und Light Loggers

Um den Einfluss des Lichts auf die zirkadiane Rhythmik des Menschen im natürlichen Umfeld untersuchen zu können und im Sinne von "mobile healthcare" gesundheitsförderliche Maßnahmen treffen zu können, bedarf es einer geeigneten mobilen Messsensorik. Diese Messapparatur sollte einerseits die in Abbildung 1 gezeigte Variation der Lichtparameter kontinuierlich erfassen können, andererseits auch die allgemeine Aktivität überwachen. In der Erforschung der zirkadianen Rhythmik erfolgt die Messung der Ruhe- und Aktivitätsphasen häufig mittels der sog. Aktigrafie [2]. Ein Aktigraf ist ein kleines Gerät, das üblicherweise wie eine Armbanduhr getragen wird und primär die Bewegungen des Armbanduhrträgers ein- oder mehrachsig über einen längeren Zeitraum misst. Es gibt viele verschiedene kommerzielle Produkte, die sich vor allem durch die Art des Bewegungssensors und die Integration weiterer Sensorik unterscheiden [1, 2, 5, 6]. Es gibt auch Aktigrafen mit Lichtsensoren, doch auch diese Sensoren liefern je nach Bauart eine unterschiedlich ausgeprägte Qualität und Quantität an Daten [4]. Dieser Beitrag zeigt die Entwicklung und Evaluation eines Motility und Light Loggers auf, der hochauflösende Daten der genannten Lichtparameter und der Beschleunigung des Körpers in den drei Raumachsen (X, Y, Z) ermöglicht.

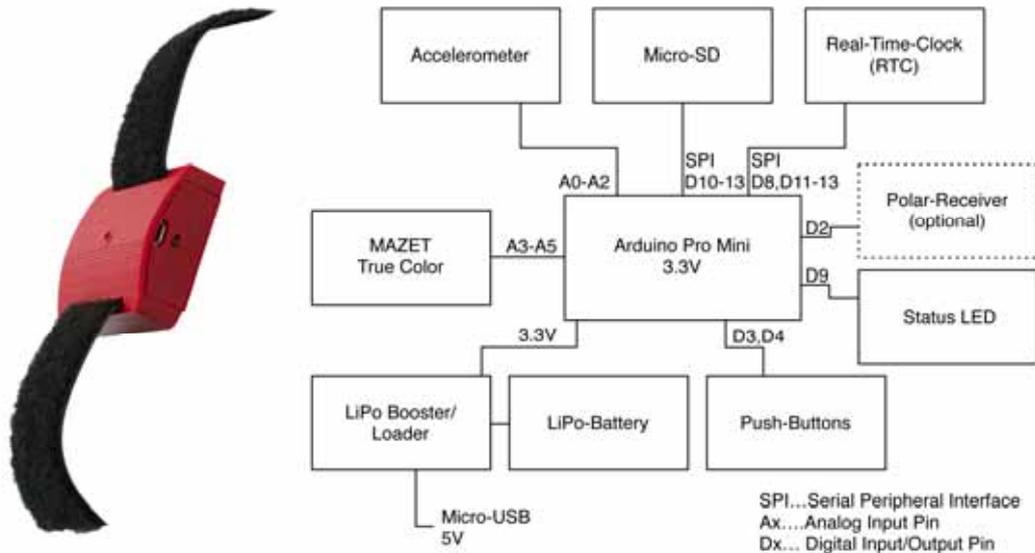


Abbildung 2: Prototypbild und Blockschaltbild des Motility und Light Loggers (Erläuterung im Text).

Abbildung 2 zeigt die wichtigsten elektronischen Komponenten des Motility und Light Loggers. Der Drei-Achsen-Beschleunigungssensor (XYZ-Accelerometer ADXL335) von Analog Devices Inc. ist sowohl für dynamische Messungen (z.B. Bewegungen, Vibrationen, Stöße) als auch für statische Messungen (z.B. Gravitation) innerhalb eines Messbereichs von ± 3 g geeignet. Er liefert die XYZ-Messungen als Spannung, die in Beschleunigungswerte konvertiert werden müssen. Der Sensor zeichnet sich durch eine hohe Empfindlichkeit (300 mV/g), eine niedrige Stromaufnahme ($320 \mu\text{A}$), gute Temperaturstabilität im Bereich von $-25 \text{ }^\circ\text{C}$ und $70 \text{ }^\circ\text{C}$, hohe Stoßfestigkeit bis 10.000 g , ein geringes Rauschen sowie eine geringe Baugröße ($4 \times 4 \times 1,4 \text{ mm}$) aus. Der RGB-Lichtfarbsensor (MTCS-TIAM2) von Mazet GmbH besteht aus integrierten Fotodioden mit Farbfiltern (19×3 wabenförmige Elemente) und einem programmierbaren Signalverstärker. Er liefert die RGB-Messungen als Spannung, die in Lichtfarbtemperatur und Beleuchtungsstärke konvertiert werden müssen. Der Sensor ist in einem SMD-fähigen Plastikgehäuse verpackt und enthält eine Lochblende ($6,5 \times 1,5 \times 5,0 \text{ mm}$) zur Einhaltung der Messgeometrie. Die Empfindlichkeit im Blauspektrum beträgt $35 \text{ mV} \cdot \text{cm}^2 / \mu\text{W}$ @ $\lambda = 445 \text{ nm}$, im Grünspektrum $50 \text{ mV} \cdot \text{cm}^2 / \mu\text{W}$ @ $\lambda = 555 \text{ nm}$ und im Rotspektrum $53 \text{ mV} \cdot \text{cm}^2 / \mu\text{W}$ @ $\lambda = 600 \text{ nm}$. Der Durchmesser der sensitiven Fläche beträgt 2.0 mm , die sensitive Fläche je Farbe beträgt 0.85 mm^2 . Der Sensor ist geeignet für Farbmessungen nach Normspektralwertfunktion CIE 1931/DIN5033. Weitere Komponenten sind die Echtzeituhr (RTC, Real Time Clock), eine auswechselbare Flash-Speicherkarte (Micro-SD), ein optionales Modul für den drahtlosen Empfang von Herzfrequenz-Informationen aus allen Brustgurten von Polar Electro (Polar-Receiver), ein Lithium-Polymer-Akkumulator (LiPo-Batterie) mit entsprechendem Ladecontroller (LiPo Booster/Loader) zum Laden der Batterie über einen 5 V Micro-USB Anschluss sowie optionale Drucktaster und Status LED-Anzeigen. Die zentrale Prozessoreinheit bildet der Arduino Pro Mini mit $3,3 \text{ V}$ Versorgungsspannung und 8 MHz Taktfrequenz, der sich in der Arduino Serie durch seine kleine ($18 \times 33 \text{ mm}$) und leichte (2 g) Bauweise auszeichnet. Diese Einheit besteht aus einem Atmel ATmega 328p-Mikrocontroller, mit 32 KB Flash-Memory für Programmcode und 2 KB SRAM bzw. 1024 Bytes EEPROM, sowie sechs zugänglichen analogen I/O Pins und 14 digitalen I/O Pins. Die Abtastrate beträgt bis zu 20 Hertz pro Kanal. Über D10 bzw. D8 erfolgt die Auswahl, welches SPI-Gerät über D11-D13 angesprochen wird. Programmiert wird die Arduino Einheit mit der Java-basierten integrierten Entwicklungsumgebung von Arduino.

Der Logger-Programmcode wird einmalig auf den integrierten Flash-Speicher der Arduino Prozessoreinheit geschrieben. Das Programm wird durch den Bootloader beim Einschalten der

zentralen Prozessoreinheit selbsttätig gestartet. Entsprechend einer Konfigurationsdatei, die beim Start von der eingelegten MicroSD Karte gelesen wird, startet der Messvorgang und die Messdaten werden auf die Flash-Speicherkarte geschrieben. In der getesteten Konfiguration sind das ein Zeitstempel der Echtzeituhr, der X-, Y- und Z-Wert des Beschleunigungssensors, der R-, G- und B-Wert des Lichtfarbsensors sowie der Status des Markierungs-Drucktasters jeweils mit einer Abtastrate von zehn Messwerten pro Sekunde. Die maximale Messzeitdauer hängt einerseits von der Stromaufnahme der einzelnen Komponenten sowie der Vorgabe einer minimalen Baugröße des Messgeräts und damit der dementsprechenden maximal wählbaren Batteriegröße ab. Die Bestückung mit einer 850 mAh Lithium-Polymer Batterie (30x51x4 mm) erlaubt eine kontinuierliche Messung von mindestens 75 Stunden. Ein Leerlauf der Batterie während einer Messung führt jedoch zu keinen Datenverlusten. Das geeignete Gehäuse für die elektronischen Komponenten galt es in Anlehnung an die kommerziellen Aktigrafen als Armband zu konzipieren. Dazu wurden die elektronischen Komponenten in einen Spannungsversorgungsteil und einen Messdatenerfassungsteil aufgeteilt und für beide Teile ein passendes Gehäuse entworfen. Die Gehäuse (inklusive der Abdeckung) konnten mit einem 3D-Drucker passgenau gefertigt werden. Beide sehr kompakten Teile (48x27x6 mm) sind durch ein Kabel mit Steckverbindung am Messdatenerfassungsteil verbunden. Auf diese Weise kann der Spannungsversorgungsteil zum Zweck des Batterietausches entfernt werden und am anderen Ende bei Bedarf eine leistungsfähigere Spannungsversorgung angebracht werden. Die Länge dieser Kabelverbindung ist so gewählt, dass die Gehäuse in ein um das Handgelenk getragenes Band aus Frottee (sog. Sportschweißband) integriert werden können. Bei dem in Abbildung 2 dargestellten Prototypbild wurden alle elektronischen Teile in ein Gehäuse integriert.

3. Evaluation des Motility und Light Loggers

Zwecks Evaluation der Geräteentwicklung wurde der Motility und Light Logger eine Woche lang von derselben Person im täglichen Leben kontinuierlich getragen. Zwischendurch musste der Akku einmal aufgeladen werden. Im zweiten Durchlauf blieb der Logger so lange aktiv (96 Stunden) bis die Batterie leer lief. Die Speicherkarte fasste alle Daten und hatte noch genügend Reserve. Obwohl der Tragekomfort sehr hoch war und das Armband fast immer außerhalb des Fokus der Aufmerksamkeit zu liegen kam, empfand die Person das endgültige Ablegen des Loggers als eine leichte Befreiung. Neben der psychologischen Irritation (z.B. Beachtung des Monitorings, Erscheinungsbild des Armbands) gab es noch weitere kleinere Einschränkungen. Da das Messgerät als Armband am Handgelenk getragen wurde, musste z.B. immer wieder darauf geachtet werden, dass der Lichtsensor nicht durch Kleidungsstücke verhüllt wird. Auch Verdeckungen durch Drehung und Auflegen des betroffenen Handgelenks versuchte die Testperson zu vermeiden. Weiters musste bei Bade- und Saunabesuch der Logger abgelegt werden, um direkten Wasserkontakt zu vermeiden. Abbildung 3 zeigt auszugsweise die Messdaten von drei aufeinanderfolgenden Tagen innerhalb eines einwöchigen Messzeitraums bei einer Testperson. Für die Interpretation zirkadianer Rhythmik werden üblicherweise die Aktivitätsprofile mehrerer aufeinanderfolgender Tage einer Person miteinander verglichen und Abweichungen von der durch externe Zeitgeber vorgegebenen Tagesrhythmik gesucht [2, 6]. Für die exemplarisch-qualitative Einzelfallinterpretation wurde die Lichtfarbtemperatur, die Beleuchtungsstärke und die Körperbeschleunigung in getrennten Messblöcken mit je einer Datenzeile pro Tag (0 bis 24 Uhr) aufgetragen. Die Darstellung der Körperbeschleunigung erfolgte aus Gründen der Übersichtlichkeit nur in der X-Achse des dreiaxigen Beschleunigungssensors am Handgelenk. Die mit 10 Hertz relativ hoch gewählte Abtastrate des Motility und Light Logger erlaubte die Anwendung vieler verschiedener Filter- und Auswertungsalgorithmen.

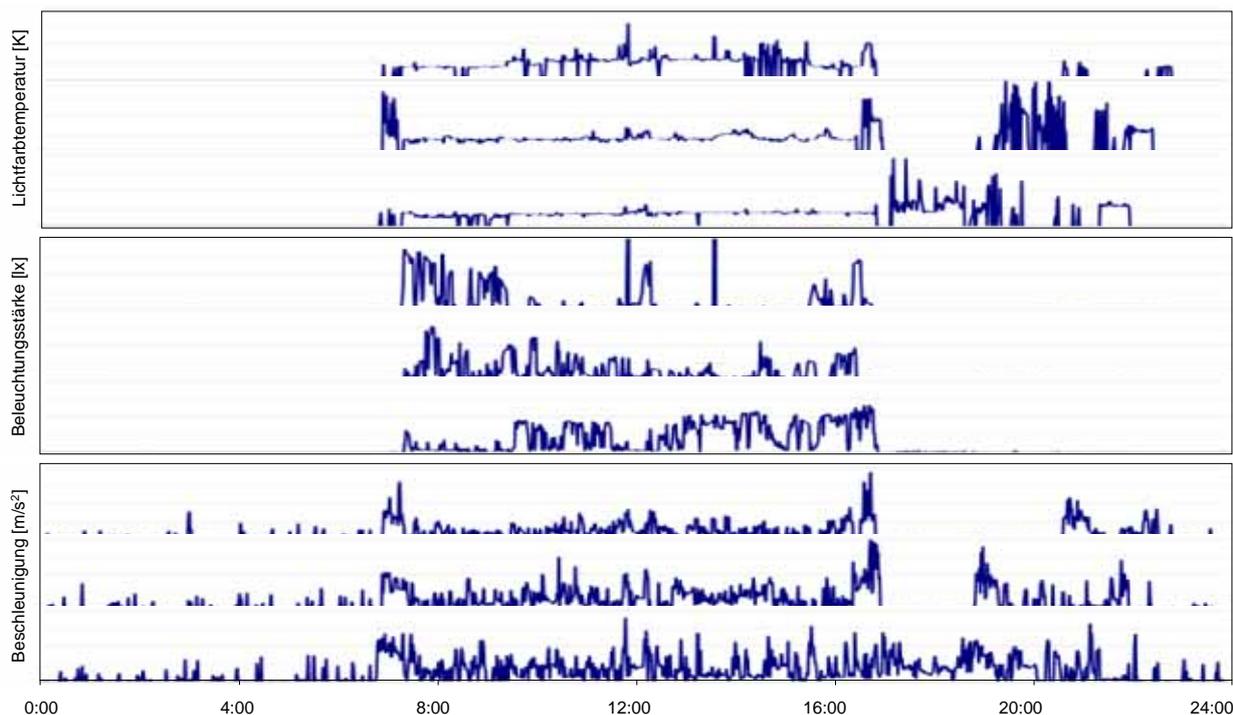


Abbildung 3: Dreitägiger Ausschnitt aus einer einwöchigen Messung von Lichtfarbtemperatur (oben), Beleuchtungsstärke (mittig) und Körperbewegung bzw. X-Achse des Beschleunigungssensors am Handgelenk (unten).

In Abbildung 3 sind die Lichtmessdaten als Mittelwerte pro Minute und die Beschleunigungsdaten als Maximalwerte pro Minute dargestellt, wodurch die Aktivitätsphasen und weniger die Ruhephasen der zirkadianen Aktivitätsrhythmik betont werden. Die Problematik der Verdeckung des Licht-sensors erkennt man bei der Inspektion der Beleuchtungsstärke. Diese variiert aufgrund dessen im Tagesverlauf zwischen Sonnenaufgang und Sonnenuntergang stark und gerät oft in die Nähe der Nulllinie. Man kann jedoch gut zwischen Exposition mit natürlichem Tageslicht und (abendlichem) Kunstlicht unterscheiden. Bei der Lichtfarbtemperatur ist beides nicht so stark ausgeprägt, denn dieser Parameter zeigt sich im Tagesverlauf deutlich stabiler und er reagiert auch gut auf Kunstlicht mit schwacher Intensität. Dennoch empfiehlt es sich für die Weiterentwicklung des Messgeräts, den Lichtsensor an einer Körperstelle zu platzieren, die gleichförmiger der Lichtexposition ausgesetzt ist (z.B. Brille). Die Beschleunigungsmesswerte zeigen sehr gut den über den Tag variierenden Aktivitätsverlauf der Testperson sowie die Ruhephasen in der Nacht. Die längeren Phasen absoluter Inaktivität am Abend zeigen die Zeiträume, in welchen das Messgerät zwecks Fitnesspraxis abgelegt wurde. Insofern handelt es sich hier quasi um Messdatenausfälle. Die visuelle Inspektion lässt ansatzweise eine Veränderung des Aktivitätsprofils im Verlauf von drei Tagen erkennen: die Testperson geht zunehmend früher zu Bett, zeigt vermehrt einen unruhigen Schlaf und steht täglich früher auf; die allgemeine Tagesaktivität nimmt innerhalb von drei Tagen zu. Das Ziel ausgeprägter Nachtruhe und vergleichbarer Schlafzeiten wird, zumindest innerhalb dieses kurzen Zeitausschnitts, nicht erfüllt. Als möglicher Grund kann die erkennbar hohe Exposition mit kaltweißem Licht in den Abendstunden angenommen werden, welche für die natürliche zirkadiane Rhythmik wenig zuträglich ist [4]. Auch wenn der Zusammenhang zwischen Tagesrhythmus und Lichtexposition in diesem Fall aufgrund des zu kleinen Messzeitraums kaum belegt werden kann, so zeigt dieser exemplarische Einzelfall zumindest die Einsatzmöglichkeiten des Motility und Light Loggers auf.

4. Schlussfolgerung

Zur Ermittlung von zirkadianen Rhythmusstörungen werden u.a. auch die Aktivitätsprofile von Patienten mittels Aktigrafie erfasst und den externen Zeitgebern dieser Personen gegenübergestellt [5]. Auch wenn sich die Evaluation des neu entwickelten Motility und Light Loggers noch in einem sehr frühen Stadium befindet, lässt sich in Grundzügen aufzeigen, dass hiermit nicht nur derartige Aktivitätsprofile, sondern auch Zusammenhänge zwischen dem zirkadianen Aktivitätsprofil und der ganztägigen Lichtexposition einer Person prinzipiell erfasst werden können. Informationen über diesen Zusammenhang sind für die Diagnose und die Kontrolle eines Therapieverlaufs ein wichtiger Faktor, da Licht einen maßgeblichen Einfluss auf den chronobiologischen Takt nimmt [3]. Den Einfluss anderer Faktoren gilt es durch geeignete Verfahren für Störvariablen zu kontrollieren. Ein Vorzug des hier dargestellten Motility und Light Loggers im Vergleich zu anderen mobilen Messgeräten [1, 2, 5, 6] ist die hohe Abtastrate bis 20 Hertz, die die Anwendung vieler verschiedener Filter- und Auswertungsalgorithmen erlaubt, welche es allerdings noch (quasi-) experimentell zu validieren gilt. In den anstehenden Forschungsarbeiten soll der neue Motility und Light Logger vor allem für die Untersuchung der Auswirkung von Änderungen der alltäglichen Lichtsituationen auf die zirkadiane Rhythmik älterer Menschen eingesetzt werden.

5. Danksagung

Dieses Entwicklungsprojekt wurde mit Fördermitteln der Österreichischen Forschungsgesellschaft mbH im Rahmen des Programms „COMET/K-Projekte“ (Projektnummer 825348/K-Licht) und im Rahmen des Programms „COIN/Aufbau“ (Projektnummer 818378/SmartRoom) unterstützt.

6. Literaturangaben

- [1] Aigner G, Schreier G, Daumer M. Mobile Akzelerometrie zur Messung der Lage in Ruhe und Schlaf. In: Schreier G, Hayn D, Ammenwerth E, editors. Proceedings of the eHealth2011. 2011 Mai 26-27; Vienna, Austria. OCG; 2011. p. 181-7.
- [2] Ancoli-Israel S, Cole R, Alessi C, Chambers M, Moorcroft W, Pollak CP. The role of actigraphy in the study of sleep and circadian rhythms. *Sleep*. 2003; 26(3):342-92.
- [3] Halberg F. Physiologic 24-hour periodicity: general and procedural considerations with reference to the adrenal cycle. *Z Vit Horm Fermentfor*. 1959;10:225-96.
- [4] Kempster G, Maier E. Increasing psycho-physiological wellbeing by means of an adaptive lighting system. In: Cunningham C, Cunningham M, editors. Proceedings of the eChallenges2008. 2008 October 22-24; Stockholm, Sweden. IOS; 2008. p. 529-37.
- [5] Lee, KY, Macfarlane DJ, Cerin E. Comparison of three models of actigraph accelerometers during free living and controlled laboratory conditions. *Europ J Sport Sci*. 2012; 12(3): tbp.
- [6] Wirz-Justice A, Bromundt V, Cajochen C. Circadian disruption and psychiatric disorders: the importance of entrainment. *Sleep Med Clin*. 2009;4(2):273-84.

Corresponding Author

Guido Kempster
Fachhochschule Vorarlberg
Hochschulstr. 1
6850 Dornbirn, Austria