

# Empfehlungen zur computergestützten Aufzeichnung und Auswertung von Polygraphien

Recommendations for Computer Based Recording and Evaluation of Polysomnography

T. Penzel, U. Brandenburg, J. Fischer, M. Jobert, B. Kurella, G. Mayer, H.J. Niewerth, J.H. Peter, T. Pollmächer, T. Schäfer, R. Steinberg, E. Trowitzsch, R. Warmuth, H.-G. Weeß, C. Wölk, J. Zulley

Arbeitsgruppe Methodik der Deutschen Gesellschaft für Schlafforschung und Schlafmedizin (DGSM), (Leiter PD Dr. T. Penzel, Schlafmedizinisches Labor, Medizinische Poliklinik der Philipps-Universität Marburg)

## Zusammenfassung

Die umfassende Untersuchung des Schlafes basiert auf der Polysomnographie. Die ursprüngliche Überwachung auf einem Analogmonitor und einem Papierschreiber wird zunehmend durch computergestützte Systeme abgelöst. Wer heute einen Polysomnographen beurteilen will benötigt zusätzliche Fachkenntnisse, die hier in ihren Grundzügen vermittelt werden. Grundlagen der Biosignalverarbeitung bezogen auf die im Schlaflabor gemessenen Größen werden dargestellt. Eine digitale Polysomnographie erfüllt mehrere Funktionen im Schlaflabor. Diese sind die Funktion des Papierschreibers, des Dokumentationsblattes, der automatischen Schlafauswertung und der automatischen kardiorespiratorischen Auswertung. Ein Konsens mit minimalen Anforderungen an die zeitliche und amplitudenbezogene Auflösung der Signale unter Berücksichtigung internationaler Standards wird vorgestellt. Es werden auch die Anforderungen an die automatische Auswertung des Schlafes, der kardiorespiratorischen Funktion und der Beinbewegungen benannt und die minimal notwendigen Parameter aufgeführt. Im Vergleich zur digitalen Bildverarbeitung können die aufgeführten Empfehlungen mit einem moderaten Aufwand bezogen auf die Gerätetechnik verwirklicht werden.

*Schlüsselwörter* Polysomnographie – Standards – Empfehlungen – Biosignalverarbeitung – Schlafaufzeichnung – Schlafauswertung.

## Summary

Polysomnography is the basis of sleep investigation. Former techniques with analogue monitors and chart writers are nowadays replaced by digital systems. To judge on a modern polysomnographic system requires additional knowledge of which basics are provided in this paper. Therefore basics of biosignal analysis necessary for sleep are given here. A digital polysomnography serves several functions in a sleep laboratory. These are: a chart writer, a documentation of events, an automatic sleep analysis and an automatic analysis of cardiorespiratory signals. A consensus with minimal requirements on time and amplitude resolutions is given taking international standards into consideration. Requirements for an automatic analysis of sleep, of cardiorespiratory function, and of leg movements are named and the minimum set of parameters is defined. Comparing these recommendations with digital image processing the desired needs on technology are moderate and can be realised with adequate efforts.

*Key-words* polysomnography – standards – recommendations – biosignal analysis – sleep-recording – sleep-analysis.

## Einleitung

Ursache für ein wachsendes Interesse an einer computergestützten Aufzeichnung und Auswertung von Polysomnographien sind die Zeitersparnis bei der Auswertung, die

geringeren Kosten, der geringere Platzbedarf bei der Archivierung, ein schneller Zugriff auf die Daten in der ursprünglichen Auflösung und eine hohe Reliabilität der Auswertung.

Motivation für die Erstellung eines entsprechenden Empfehlungspapiers der DGSM ist, daß derzeit viele neue Schlaflabore entstehen und diese sich ohne genaue Kenntnisse sowohl ihrer eigenen Bedürfnisse als auch der technischen Notwendigkeiten und Möglichkeiten für ein auf dem Markt befindliches Computersystem entscheiden. Damit werden die Empfehlungen zur Durchführung und Auswertung polygraphischer Ableitungen fortgeschrieben [42]. Andererseits sind die zahlreichen Anbieter von Systemen zur computergestützten Auswertung von Polysomnographien ebenfalls auf der Suche nach einem Standard der Aufzeichnung und Auswertung nach dem sie sich in Zukunft richten können.

In diesen Empfehlungen werden Vorstellungen für einen Standard vorgestellt und damit werden neu entstehenden Laboren Kriterien zur Entscheidung für Systeme an die Hand gegeben. Die vorliegenden Empfehlungen sind auf Systeme für die diagnostische Routine im klinischen Schlaflabor eingegrenzt. Forschungsorientierte Systeme und laborspezifische Entwicklungen für spezielle Fragestellungen sind daher nicht Gegenstand dieses Papiers. Die Indikationen zur Durchführung einer Polysomnographie wurden vor kurzem überarbeitet und auf wenige Krankheitsbilder, insbesondere Hypersomnien, eingeschränkt [4].

Die Funktionen einer computergestützten Aufzeichnung und Auswertung lassen sich gliedern in:

#### a) Funktion eines Papierschreibers:

Alle Signale müssen in einer hohen zeitlichen Auflösung (entsprechend 30 s auf 30 cm) auf einem Monitor und auf Papier darstellbar sein. Alle Signale müssen eine ausreichende Amplitudenaufklärung bieten, so daß schnelle Beta-Wellen noch erkannt werden und hohe Delta-Wellen nicht durch Übersteuerung begrenzt werden. Es sollte darüber hinaus möglich sein, bereits während der Aufzeichnung zu zeitlich vorhergehenden Aufzeichnungsabschnitten „zurückzublättern“.

#### b) Funktion eines Dokumentationsblattes:

Es muß die Möglichkeit einer visuellen Auswertung (z. B. des Schlaf-EEG und der Apnoen) am Bildschirm mit nachfolgender Befunderstellung bestehen. Dazu muß ein schnelles Vorwärts- und Rückwärtsblättern sowie Springen zwischen Seiten am Computer möglich sein. Es muß möglich sein, Anmerkungen zum Schlaf, zur Atmung und weitere Kommentare und Bemerkungen ohne großen Aufwand während der Aufzeichnung selbst und auch bei einer späteren Auswertung einzugeben. Diese Eingaben sollen in Form von Befunden und einem Schlaflogbuch ausgegeben werden und dienen der Dokumentation der Polysomnographie. Für die anschließende Auswertung müssen Funktionen zur Verfügung stehen, die eine schnelle Schlafstadien- und Atmungsklassifikation ermöglichen.

#### c) Funktion einer automatischen Schlafauswertung anhand von EEG, EOG und EMG:

Das System soll auf der Basis guter elektrophysiologischer Signalableitungen entsprechend den Regeln von Rechtschaffen und Kales eine Schlafstadien-Klassifikation imitieren. Die Validität dieser automatischen Auswertung sollte für unterschiedliche Patientengruppen durch Studien verschiedener Arbeitsgruppen belegt sein.

#### d) Funktion einer automatischen kardiorespiratorischen Auswertung:

Die Atmungsauswertung sollte Apnoen und Hypopnoen differenzieren und Apnoen typisieren können. Eine atmungsbezogene Auswertung der Sauerstoffsättigung muß möglich sein. Das EKG soll in Hinblick auf die Herzfrequenz ausgewertet werden. Außerdem soll das Vorhandensein von Herzrhythmusstörungen erkannt werden. Eine weitergehende Klassifikation von Rhythmusstörungen ist möglich, sofern mehr als nur eine EKG-Ableitung aufgezeichnet wurde.

### Methodische Grundlagen

#### Datenakquisition

Die elektrischen Signale, die bei der Ableitung und Verstärkung der biologischen Variablen entstehen, müssen zuerst dem Computer zugänglich gemacht werden [40]. Für diesen Zweck werden die Signale digitalisiert, d. h. die elektrischen Spannungen werden in Zahlenwerte verwandelt. Um bei der Darstellung am Bildschirm und bei einer nachfolgenden Auswertung die Zahlen interpretieren zu können, ist eine Kalibrierung der Signalamplituden notwendig. Diese kann fest im System eingebaut sein, oder sie muß als sogenannte Geräteeichung zu Beginn der Messung vorgenommen werden. Damit werden die Amplituden von exakt normiert erfaßbaren Signalen, nämlich EEG, EOG, EMG, EKG, Sauerstoffsättigung, Herzfrequenz, Partialdrucke des O<sub>2</sub> und CO<sub>2</sub>, Blutdrucke, Ösophagusdruck und Temperatur definiert. Semiquantitativ erfaßte Größen, wie oronasaler Luftfluß, thorakale, abdominale Atmungsbewegungen, Bewegung, Licht und Mikrophonsignale werden in willkürlich festgelegten Einheiten, z. B. Millivolt, aufgezeichnet. Eine Kalibrierung dieser Signale ist in der Regel nicht notwendig.

Es muß bei der Digitalisierung auf eine ausreichende Auflösung der Signale in Bezug auf die Amplituden geachtet werden. Häufig werden die digitalisierten Signale in einem Byte (entsprechend 8 Bit) gespeichert und erfassen somit einen Zahlenbereich von 0 bis 255. Eine Digitalisierung mit 12 Bit erfaßt bereits einen Zahlenbereich von 0 bis 4095. Dies wird von vielen forschungsorientierten Systemen benutzt. Man kann die Auflösung ermitteln, indem man von den Empfehlungen der Verstärkung bei Papieraufzeichnung ausgeht. Beim EEG gilt eine Verstärkung von 7 µV/mm als Standard. Geht man von einer noch differenzierbaren Strichdicke auf Papier von 0,1 mm aus, und möchte diese Genauigkeit binär festhalten, also als Auflösung für ein Bit vorsehen, so ergibt sich eine Auflösung von 0,7 µV pro Bit. Festgelegte Empfehlungen existieren für das EKG, 10 µV pro Bit werden von der American Heart Association (AHA) gefordert [5], und für das EEG werden 0,5 µV pro Bit von der American EEG Society empfohlen [3, 38]. Die Empfehlungen der Deutschen EEG Gesellschaft weisen ebenfalls auf die Einhaltung ausreichender Auflösungen bei der digitalen Aufnahme hin und benennen auch die für eine Polysomnographie erforderlichen Signale [25]. Für die digitale Aufzeichnung des Blutdruckes ist eine Auflösung von 1 mm Hg pro Bit notwendig. Die digitale Auflösung sollte besser als Auflösung des analogen Signals sein, um durch die Digitalisierung nicht zusätzliche Fehler einzuführen, die im Bereich des sogenannten Bitrauschen liegen (darunter versteht man die zufälligen Wechsel digitaler Werte bei benachbarten Zahlen).

Es muß weiterhin auf eine ausreichende Auflösung der Signale in Bezug auf die Zeit geachtet werden. Die Ab-

	Zeitpunkt					
Signal	1	2	3	...	n-1	n
A	A1	A2	A3	...		An
B	B1					
C	C1					
...	...					
X	X1	X2	X3	...		Xn

transversale  
Analyse

longitudinale Analyse

**Abbildung 1.** Darstellung des Analyseprozesses bei visueller Auswertung (transversal) und automatischer Auswertung (longitudinal).

tastrate gibt an, wie häufig das Signal pro Sekunde in eine Zahl übersetzt wird. Um einen Werteverlauf zu erhalten, der die im Signal enthaltene Information erhält, muß die Abtastrate mindestens das Doppelte der größten im Signal enthaltenen Frequenz betragen (Nyquist-Regel). Die amerikanische EEG Gesellschaft empfiehlt das dreifache der oberen Filter-Grenzfrequenz als Abtastrate [38]. Um an einem Computermonitor einen subjektiv unbeeinträchtigten Kurvenverlauf zu erhalten, muß die Abtastrate das fünffache der größten im Signal enthaltenen Frequenz betragen. Empfehlungen richten sich nach dem Informationsgehalt der Signale. Für das EKG gibt es hier ebenfalls Empfehlungen der AHA: für das Ruhe-EKG werden 500 Hz und für das Langzeit-EKG werden 250 Hz gefordert [5]. Alle Langzeit-EKG Systeme erreichen heute diese Forderungen, zum Teil unter Zuhilfenahme von Datenkompressionstechniken.

### Auswertung

Bei der Analyse von Biosignalen im Schlaf und bei der Analyse von polysomnographischen Daten, lassen sich ganz verschiedene Vorgehensweisen unterscheiden. Die klassische Methode der visuellen Analyse [10, 17, 37, 44] besteht darin, wiederkehrende, über längere Zeit stabile komplexe Signalkonfigurationen zu identifizieren und als Zustände oder Stadien zu charakterisieren. Dieses Vorgehen bietet verschiedene Vorteile:

- a) es ist **heuristisch wertvoll**, da es die Definition von charakteristischen elektrophysiologisch abgrenzbaren Zuständen erlaubt,
- b) es ist **in der Praxis anwendbar**, da die so definierten Zustände personenunabhängig und universell sind,
- c) es ist **ökonomisch**, da sich der Schlafverlauf auf wenige Zustände reduzieren läßt (Wach, Stadium 1 bis 4 und REM), die zudem eine klare Zeitstruktur des Schlafes erkennen lassen. Da es sich um Zustände handelt, die längere Zeit (mehrere Minuten) andauern, konnte eine gleichbleibende Zeitstrecke von meistens 30 s als Basis für die visuelle Auswertung festgelegt werden.

Dennoch ist die visuelle Schlafstadienklassifikation ein beschränktes Werkzeug, dessen Mängel durch eine computergestützte Auswertung überwunden werden können. Die ursprünglichen Auswertungsrichtlinien sind nur inadäquat mit den visuellen Auswertungen der kardiorespiratorischen Signale zu vereinbaren. Zu den bekannten Nachteilen der visuellen Auswertung gehören:

- a) eine erhebliche Datenreduktion, die zu einer **geringen Auflösung** im zeitlichen Ablauf des Schlafes führt,
- b) eine frühzeitige Integration komplexer Muster aus verschiedenen Signalquellen (EEG, EMG, EOG) in Zustände, deren **innere Variabilität unberücksichtigt** bleibt,

c) eine **nichtadäquate Erfassung** von zahlreichen Störungen des Schlafes, die sich nicht allein in der groben Struktur weniger genau definierter Schlafstadien widerspiegelt.

Diese Nachteile sind die Folge einer Vernachlässigung der vollen zeitlichen Dynamik des Schlafverlaufes und der Mikrostruktur des Schlafes bei der visuellen Auswertung. Dagegen sollte das Ziel einer computergestützten Schlafanalyse sein, die Vorteile der visuellen Analysen durch die Möglichkeit der automatischen Signalanalyse zu ergänzen. Beide Analysen sind als komplementäre Beschreibungen des gleichen biologischen Prozesses „Schlaf“ anzusehen.

Voraussetzung dafür ist eine Gliederung des Analyseprozesses, die zum einen die Eigenschaften der einzelnen biologischen Signale im Zeitverlauf darstellen soll (longitudinale Analyse), zum anderen die momentane Beziehung der verschiedenen registrierten Signale zueinander (transversale Analyse).

Wie sich an dem in Abbildung 1 dargestellten Schema leicht ablesen läßt, arbeitet die visuelle Analyse primär transversal. Damit wird komplexe Information bei eingeschränktem zeitlichen Überblick integriert. Die automatische Analyse arbeitet hingegen primär longitudinal. Dadurch ist sie hervorragend geeignet, die zeitliche Struktur und Dynamik der biologischen Signale abzubilden, hingegen bleibt die Interaktion zwischen den Signalen unbeachtet. Erst durch zusätzliche algorithmische Verfahren ist es dann möglich, auch die transversale Analyse zu integrieren. Automatische Analyseverfahren lassen sich somit in verschiedene Gruppen einteilen:

- a) solche, die nur ein Signal analysieren,
- b) solche, die mehrere Signale analysieren, und
- c) schließlich solche, die mehrere Signale analysieren und auch integrieren.

Im folgenden sollen Verfahren der automatischen Schlafanalyse dargestellt werden, die sich entweder mit der Makro- oder mit der Mikrostruktur des Schlafes beschäftigen.

### Computergestützte Verfahren

#### Schlaf-EEG

Als in den 70er Jahren die ersten Rechner in Schlaflaboren installiert wurden, war diese technische Innovation mit der Hoffnung verbunden, den biologischen Schlafprozeß besser verstehen zu können [26, 32]. Mit den Rechnern wurde vorrangig versucht, die Schlafstadien zu klassifizieren und damit die Schlafforscher von der visuellen Auswertearbeit zu befreien [12, 20, 23]. Diese Tendenz, die Rechner dazu zu bringen, Schlafstadien zu erkennen und deren Verteilung über die Nacht darzustellen (Hypnogramm), ist sehr verbreitet, obwohl die Kriterien, die die meisten Rechneralgorithmen für die Auswertung verwenden, sich sehr von denen eines visuellen Auswerter (nach *Rechtschaffen* und *Kales*) unterscheiden.

Mehrere Erkennungsalgorithmen für Schlafstadien basieren auf den Ergebnissen der Spektralanalyse. Die Leistung des EEG in verschiedenen Frequenzbändern (delta, theta, alpha, sigma und beta) wird mit einfachen Schwellenverfahren analysiert, um beispielsweise die Segmente mit hohem Leistungsmerkmal im Delta- (Tiefschlaf) oder Sigmabereich (Stadium 2, Schlafspindeln) zu trennen. Die Schwellen werden in der Regel interaktiv mit dem Rechner festgelegt. Die Qualität der Ergebnisse bei diesen Verfahren ist meistens ausreichend um den Einsatz in Routineuntersuchungen zu rechtfertigen. Als Erweiterung können die Spektralparameter gegebenenfalls mit spe-

ziellen mathematischen Verfahren (Principal Component Analysis, Independent Component Analysis, Neuronal Networks) ausgewertet werden [6, 11, 27, 45]. Neben der Rechnerleistung, die solche Methoden für ihren Einsatz benötigen, lassen sich die Algorithmen nur mit einem erheblichen Aufwand implementieren. Sie werden bisher nur selten bei Routineuntersuchungen eingesetzt und sind bisher die Domäne von einigen wenigen Forschungslaboren. Es ist anzunehmen, daß sich dies in den kommenden Jahren ändern wird.

Eine Erweiterung des Schlafstadienklassifizierungskonzeptes kann auch in der adaptativen Signalsegmentierung [7, 12, 43] gesehen werden. Dabei wird eine Analyse der Variation der Spektralparameter vorgenommen, um das EEG-Signal in Segmente mit ähnlichen Charakteristika zu gruppieren, und damit homogene Zustände unterschiedlicher Dauer zu definieren. Durch eine Variation eines Grenzwertes im Verfahren kann die Empfindlichkeit der Segmentierung definiert werden. Obwohl diese Methode zu sehr interessanten Ergebnissen führt, weist sie – wie bei der Klassifizierung in Schlafstadien – einige Begrenzungen in der Beschreibung des Schlafprozesses auf. Es werden auch sehr geringe Änderungen der Signalmuster als separate Segmente gewertet. So findet man beim Einschlafen bei Zeiträumen mit wechselnden Alpha- und Beta-Aktivitäten sehr viele kurze Segmente.

Ein zu der soweit beschriebenen Stadienklassifizierung grundlegend unterschiedliches Konzept ist die Analyse der Variation eines zeitabhängigen Parameters über die ganze Nacht. Dabei wird nicht mehr versucht, ein Schlafstadium zu erkennen, sondern es ist das Ziel, den Schlafprozeß mit Übergangsphasen zwischen mehreren stabilen Zuständen zu erfassen und zu quantifizieren. Zahlreiche Methoden wurden vorgeschlagen, die sich durch die Wahl und Verarbeitung des zeitabhängigen Parameters unterscheiden:

*Lessard* und *Paschall* [36] analysierten das EEG in dem Deltabereich (0,5–4,0 Hz); *Agnew* [2] schlug einen integrierenden EEG-Parameter vor; *Dirlich* et al. [18] entwickelten einen Parameter, der die Zeit-Frequenz-Verteilung des EEG beschreibt; *Hoffmann* et al. [26] setzten eine Periodenanalyse des Signals ein; *Todorova* et al. [46] beschrieben Schlaf auf der Basis der Frequenzanalyse durch eine dynamische Klassifizierung im mehrdimensionalen Zustandsraum; *Achermann* und *Borbély* [1, 8] beschrieben die zirkadiane Schlafregulation mit spektralen EEG-Daten; *Haustein* et al. [24] verwendeten digitale Filter; *Jobert* et al. [28] schlugen den Alpha Slow-Wave Index (ASI) vor, um Übergänge zwischen Wach- und Schlafzuständen zu erfassen.

Der Vorteil dieser Methoden besteht daran, daß der Schlafprozeß auf eine kontinuierliche Skala abgebildet wird. Auch leichte Veränderungen innerhalb eines Schlafstadiums können erfaßt werden. Sie sollten jedoch nicht als eine Alternative zu der konventionellen visuellen Auswertung nach den Kriterien von *Rechtschaffen* und *Kales* verstanden werden, sondern als eine komplementäre Darstellung der Schlafdynamik. Sie bilden die Basis einer Makro-Analyse des Schlaf-EEG.

Die letzte Gruppe der Schlafauswerteverfahren können unter dem Begriff der Mikro-Analyse des Schlafes zusammengefaßt werden. Dabei werden Graphoelemente und Ereignisse (Muster) innerhalb eines EEG-Abschnittes erkannt. Dazu gehört die Computer-gestützte Erkennung von Schlafspindeln oder K-Komplexen, die eine wesentliche Rolle bei der Definition von Schlafstadium 2 spie-

len. Zu diesem Zweck wurden unterschiedliche Methoden eingesetzt: *Bremer* et al. (1970) verwendeten ein Hybrid-system; *Da Rosa* et al. [14] setzten ein modellgestütztes Verfahren ein; *Jobert* et al. [29] schlugen den Einsatz der adaptiven Filterung für die Erkennung von Graphoelemente vor; *Jansen* [27] und *Bankman* et al. [6] benutzten neuronale Netzwerke, um K-Komplexe zu erkennen. Diese Methoden sind in der Regel kompliziert und benötigen die intensive Beratung durch einen Ingenieur. Zuletzt wurde auch die Implementierung der Wavelet-Transformation, die eine gleichzeitige Auswertung des Signals im Zeit- und Frequenzbereich ermöglicht, für die Erkennung von komplexen Graphoelementen wie z. B. Arousals, untersucht [31]. Auch hier ist das Verfahren sehr aufwendig, und wird bisher nicht in Routineuntersuchungen eingesetzt. Alle Mustererkennungssysteme bilden jedoch eine zukunftsorientierte Basis für die Untersuchung von Schlafpolygraphien und für die Mikrostruktur des Schlafes.

### Computergestützte Atmungsanalyse

Eine genaue quantitative Auswertung der Atmung in bezug auf Atemzugvolumen, Atemfluß und Atmungsdrücke kann nur in einem geschlossenen System, wie es ein Bodyplethysmograph darstellt, stattfinden. Bei der kardiorespiratorischen Polysomnographie werden semiquantitative Meßmethoden zur Erfassung der Atmung eingesetzt [39, 41] die Schwierigkeiten bei einer automatischen Atmungsanalyse zur Folge haben. In der Regel wird versucht aus den Atmungssignalen, nämlich oronasalem Atemfluß, thorakale und abdominale Atmungsbewegungen eine Inspiration und eine Expiration zu erkennen. Daraus wird eine relative Atmungsamplitude und seltener eine Atmungsfrequenz berechnet. Eine Atmungsamplitude wird als „normal“ für die jeweilige Messung festgelegt und davon ausgehend werden Hyperpnoe, Hypopnoe und Apnoe in Prozentsätzen der Amplitude bestimmt. Die kombinierte Auswertung der Atmungsbewegung und des Atemflusses führt zu einer Einteilung in obstruktive, gemischte und zentrale Apnoen. Wesentliche Größe ist die Dauer einer jeden Atmungsstörung. Für jede einzelne Atmungsstörung wird die dazugehörige Änderung der Sauerstoffsättigung bestimmt. Sofern der Ösophagusdruck gemessen wurde, können die inspiratorisch wirksamen Unterdrucke während der Obstruktion berechnet werden. Die meisten Verfahren zur Analyse der Atmung basieren auf einer Kombination digitaler Filter, die den Atmungsfrequenzen angepaßt sind und einfacher Schwellenwertverfahren für die Atmungsamplituden. Diese Verfahren zeigen exzellente Ergebnisse bei Probanden ohne Atmungsstörungen. Das Problem dieser Verfahren liegt in der erheblichen Variation der Atmungsmuster bei Erkrankungen. Daher ist die Robustheit der Algorithmen gegenüber unterschiedlichen Kurvenformen das vordringlichste Problem. In der klinischen Routine sollten daher die berechneten Indices zur Apnoe- und Hypopnoezahl pro Stunde Schlafzeit (AI, HI und AHI) jeweils noch anhand einer visuellen Inspektion der Atmung überprüft werden.

### Computergestützte Analyse periodischer Beinbewegungen

Die Analyse periodischer Beinbewegungen ist in der Literatur verhältnismäßig gut definiert. Mindestens vier Beinbewegungen von 0,5 bis 5 s Dauer müssen auftreten, um gewertet zu werden. Daher ist eine Umsetzung auf Algorithmen relativ einfach. Verschiedene Systeme haben heute Verfahren zur Auswertung periodischer Beinbewe-

**Tabelle 1.** Minimal sinnvolle Abtastraten der Biosignale, die bei einer diagnostischen Polygraphie aufgezeichnet werden.

Funktion	Biosignal	Abtastrate	Auflösung
Schlaf	EEG (C3-A2, C4-A1)	100 Hz	1 $\mu$ V/Bit
	EOG links und rechts	100 Hz	1 $\mu$ V/Bit
	EMG mentalis	100 Hz	0,5 $\mu$ V/Bit
Atmung	Luftfluß an Mund und Nase	16/32 Hz	
	Atmungsbewegung Thorax	16/32 Hz	
	Atmungsbewegung Abdomen	16/32 Hz	
	Schnarchgeräusche integriert	1 Hz	
	oder Schnarchen vom Mikrophon	100 Hz	
	Sauerstoffsättigung SaO <sub>2</sub>	1/4 Hz	1%/Bit
	EKG	100/250 Hz	10 $\mu$ V/Bit
Herz-Kreislauf	Herzfrequenz	4 Hz	1 Schlag/Bit
	EMG tibialis	100 Hz	0,5 $\mu$ V/Bit
Bewegung	Körperlage	1 Hz	
	Körperkern-temperatur	1 Hz	0,1 °C/Bit
Optionen, je nach Fragestellung	arterieller Blutdruck	100 Hz	1 mm Hg/Bit
	ösophagealer, gastraler Druck	100 Hz	0,5 mm Hg/Bit
	Beatmungsdruck	16/32 Hz	0,1 cm H <sub>2</sub> O/Bit
	Kapnographie	16/32 Hz	
	Beschleunigungsaufnehmer	16 Hz	
	oder integriert	4 Hz	
	transkutaner PO <sub>2</sub> , PCO <sub>2</sub>	1 Hz	0,1 mm Hg/Bit
	Finger-Plethysmographie bei SaO <sub>2</sub>	1/4 Hz	
	ösophageale pH-Metrie	1 Hz	0,1 pH/Bit

gungen integriert und liefern reliable Ergebnisse. Diese müssen zu parallel auftretenden Arousal in Beziehung gesetzt werden und dienen der Bewertung einer Schlafsegmentation.

## Ergebnisse

### Funktion Papierschreiber

Die Funktion Schreiber und visuelle Auswertung bedarf einer minimalen graphischen Auflösung auf dem Monitor sowie auf dem Schreiber. Auf einem Monitor sollen Schlafspindeln als solche erkannt werden. Die Auflösung sollte 1280 × 1024 Pixel nicht unterschreiten [39]. Das erfordert aus ergonomischen Gründen einen Computermonitor von 20 Zoll Größe. Ein 17 Zoll-Bildschirm ist für diesen Zweck ungeeignet, da die Darstellung höherfrequenter Ereignisse im EEG, wie z. B. Schlafspindeln und deren Unterscheidung von durch Muskelaktivität hervorgerufenen Artefakten nicht möglich ist. Darüber hinaus erscheint es zum Zweck des visuellen Klassifizierens des Schlafes äußerst wünschenswert, durch das Gedrückthalten einer Taste die mehrfache Vergrößerung der Darstellung eines Teilausschnitts der Meßepoche hervorrufen zu können. Eine solche „Lupenfunktion“ sollte einfach in der Handhabung sein. Ohne Erhöhung der zeitlichen Auflösung ist eine visuelle Bestimmung der Schlafstadien bzw. die Überprüfung der vom System automatisch bestimmten Schlafstadien am Bildschirm nicht nur sehr unergonomisch, sondern de facto nicht zuverlässig möglich. Werden 30 s auf dem Monitor dargestellt, so stehen für jede Sekunde ca. 40 Pixel zur Verfügung. Ein Signal mit einer Frequenz von 20 Hz (Betaaktivität) kann auf diese

Weise nicht mehr aufgelöst werden. Der Bildschirmaufbau muß so schnell erfolgen, daß kein längeres Warten notwendig ist, d. h. für das Blättern bei Schlafstadienbewertungen (30s-Fenster) muß der Bildschirmaufbau schneller als in einer halben Sekunde erfolgen. Für das Blättern in einer Atmungsauswertung (5min-Fenster) muß der Bildschirmaufbau schneller als in 2 s erfolgen. Dies stellt für die heute verfügbaren Computer kein Problem dar. Auf dem Schreiber bzw. Drucker erscheint eine Auflösung von 300 dpi (Laserdruckerqualität) als ausreichend, wenn sie mit der Qualität von konventionellen Tinten- oder Thermoschreibern verglichen wird.

Für die digitale Aufnahme der Signale werden minimale Abtastraten vorgesehen. Gleichzeitig sind in der Tabelle 1 die Signale aufgeführt, die für eine kardiorespiratorische Polysomnographie erforderlich sind. Es werden auch Amplitudenauflösungen für die Signale spezifiziert.

Zu den Werten werden Erläuterungen gegeben. Die Abtastrate von 100 Hz für elektrophysiologische Signale (EEG, EOG, EMG) ist für eine klinische Schlaflauswertung ausreichend. Für wissenschaftliche Auswertungen sind höhere Abtastraten, 128 Hz oder 200 Hz, erforderlich. Das EOG sollte mit der gleichen Frequenz wie das EEG abgetastet werden, um EOG-Einstreuungen aus dem EEG-Signal zu entfernen. Wird von solchen Algorithmen kein Gebrauch gemacht, so können auch niedrigere Abtastraten eingesetzt werden. Eine Abtastrate von 32 Hz sollte beim EOG nicht unterschritten werden. Die Abtastrate des Mikrophonsignals (100 Hz) entspricht in der Darstellung einem EMG-Signal. Eine Analyse der Geräusche ist damit nicht möglich. Wird nur die Lautstärke des Mikrophons, oder das Ergebnis einer anderen Vorverarbeitung aufgezeichnet, reicht eine Abtastrate von 1 Hz. Ein Langzeit-EKG muß mit 250 Hz abgetastet werden, um den Empfehlungen der AHA zu entsprechen. Bei der Polysomnographie ist es üblich, das EKG nur zur Bestimmung der Herzfrequenz für klinische Zwecke einzusetzen. Dann können 100 Hz als ausreichend angesehen werden. Eine Analyse der Herzfrequenzvariabilität ist damit nicht möglich, dafür ist eine Auflösung von 500 Hz notwendig. Die Abtastrate des Ösophagusdrucks muß entsprechend seiner Interpretation gewählt werden. Sollen transmurale Blutdrucke berechnet werden, ist die gleiche Abtastrate der Blutdrucke zu wählen (100 Hz), soll das Signal allein zur Beurteilung der Atmung benutzt werden, so sind 16 Hz, wie für alle Atmungssignale gewählt, ausreichend. Werden Atmungsaufzeichnungen in einem pädiatrischen Schlaflabor durchgeführt, so ist eine minimale Abtastrate von 32 Hz für alle Atmungssignale vorzusehen. Da bei Säuglingen häufig kurzfristige Schwankungen der Sauerstoffsättigung bei hoher Pulsfrequenz beobachtet werden, soll diese mit 4 Hz abgetastet werden. Zusätzlich ist zur Beurteilung das Plethysmographiesignal erwünscht.

Maximale Amplituden wurden für die Signale nicht angegeben. Sie können bei Erwachsenen und Kindern unterschiedlich sein (z. B. EEG) was bei der Bestimmung der Speicherkapazität (8 Bit oder 12 Bit) zu berücksichtigen ist.

### Funktion Dokumentation

Eine Eingabe von Anmerkungen zu Ereignissen während und nach der Aufzeichnung ist erforderlich. Eine visuelle Auswertung von Schlaf und Atmung muß auf funktional sinnvolle und ökonomische Weise ebenso wie das Editieren von Ereignissen, Schlafstadien und der Atmungsauswertung möglich sein. Es muß aber dabei erkennbar

bleiben, welche Teile der Auswertung visuell und welche automatisch vorgenommen worden sind. Wünschenswert ist die Möglichkeit visuelle Auswertungen durch verschiedene Personen ohne Kenntnis einer vorhergehenden Bewertung vornehmen zu lassen und diese unter verschiedenen Kürzeln zu speichern, bzw. zu kennzeichnen. Heutzutage sollte in ein Schlafanalyse-System auch eine Patientenverwaltungssoftware mit eingebaut sein. Es sollte damit auch möglich sein zu sehen, auf welchem Medium (z. B. die laufende Nummer einer CD-ROM) sich eine Aufzeichnung befindet. Das Datenformat der originalen Signale bleibt jedem System überlassen, da so Datenzugriff und Speicherplatz am besten optimiert werden können. Für den Austausch der digitalen Kurven zwischen verschiedenen Schlafmeß- und -analysesystemen wird ein einfaches Datenformat benutzt [33], welches als Option von vielen existierenden Polygraphiesystemen unterstützt wird. Die kommerziell verfügbaren Systeme sollten Konverter zur Verfügung stellen. Die Verwaltungssoftware des Systems sollte die Befunde der untersuchten Patienten schnell abrufbar bereit halten. Dazu zählen die schriftliche Beurteilung, die Ergebniswerte der Polygraphie sowie die Werte des Hypnogramms. Mit der Einführung digitaler Patientenakten werden Standards, wie HL7, DICOM und CEN Datenformate im Krankenhaus einziehen. Künftige Systeme sollten für diese Standards offen sein bzw. Anpassungen erlauben.

#### **Funktion automatische Schlafauswertung**

Die Funktion Schlafauswertung muß sich an den Regeln von Rechtschaffen und Kales orientieren. Ein Hypnogramm soll den Verlauf der Schlafstadien über die Schlafperiode hinweg graphisch darstellen. Eine spektralanalytische Darstellung der elektrischen Hirnaktivität (EEG) hinsichtlich der verschiedenen Frequenzbänder, der Aktivität der Muskelspannung (EMG), der Augenbewegungsdichte (EOG) zeitlich parallel zum Hypnogramm sollte möglich sein. Optional ist eine kontinuierliche Darstellung des Verlaufs der Körpertemperatur.

Neben der deskriptiv-statistischen Darstellung der typischen Schlafkennwerte, wie prozentuale Schlafstadienverteilung, Gesamtschlafzeit, Schlaffeffizienz, Schlaflatenzen, Schlafstadienwechsel, Arousal und Aufwachen [42] sollten weiterführende bewegungsbezogene, respiratorische und kardiale Maße differenziert, nicht nur numerisch, sondern auch graphisch zeitlich parallel zum Hypnogramm dargestellt werden. Eine Darstellung dieser Schlafkennwerte in Abhängigkeit von Nachtdritteln bzw. -hälften, vom jeweiligen Schlafstadium, der Körperlage etc. wäre im Sinne einer umfassenden Diagnostik wünschenswert. In Zukunft dürften „lernfähige“ Systeme, die sich im Sinne von Expertensystemen an den Auswertungsstil des jeweiligen Auswerters adaptieren, zunehmend an Bedeutung gewinnen. Aber auch jetzt schon sollten in ihrer Auswertungscharakteristik vom Benutzer modifizierbaren Systemen gegenüber solchen mit fest definierten Entscheidungskriterien der Vorzug gegeben werden, da nur so eine Adaptation an die jeweiligen Besonderheiten der untersuchten Patientengruppe, z. B. alters- oder medikamentenbedingte Veränderungen im EEG, möglich ist.

#### **Funktion kardiorespiratorische Auswertung**

Es müssen die Anzahl Apnoen, getrennt nach obstruktiv, gemischt, zentral, die Hypopnoen, ein Apnoeindex, ein Hypopnoeindex und die Dauer der Ereignisse angegeben

werden. Die Funktion Atmungsauswertung muß über die Berechnung von Apnoeindices hinausgehen. Die Dauer der einzelnen Atmungsstörungen ist von hoher Bedeutung, sowie der Zusammenhang mit Sauerstoffsättigung und zentralnervösen Arousal. Daher müssen die Zeiten der Sauerstoffsättigung unter 90%, unter 80% und unter 70% in Prozent der Schlafzeit neben der mittleren Sättigung und der Anzahl der Entsättigungen angegeben werden. Umfassende Tabellen über alle Atmungsstörungen müssen zur Verfügung stehen. Die numerische Darstellung von Signalen zusätzlich zu einem Kurvenverlauf ist für die Sauerstoffsättigung und die Herzfrequenz besonders wichtig. Sofern Blutdrucksignale aufgenommen werden können, sollten auch hier numerische Werte für den systolischen, mittleren und diastolischen arteriellen Druck angegeben werden. Numerische Werte für die Atemfrequenz können eine Hilfe bei respiratorischen Problemen darstellen, sind aber nicht unbedingt erforderlich.

Die Auswertung der periodischen Beinbewegungen wird als Index der Bewegungen je Stunde Schlafzeit angegeben. Werden parallel aufgetretene Arousal berücksichtigt, kann zusätzlich ein Index von PLM-assoziierten Arousal pro Stunde Schlafzeit bestimmt werden.

#### **Schlußfolgerungen**

Für jede Funktion der computergestützten Aufzeichnung und Auswertung (Papierschreiber, Dokumentation, automatische Schlafauswertung, automatische kardiorespiratorische Auswertung) gelten jeweils Mindestanforderungen, mit denen im gegebenen Fall ein bestimmtes Aufgabengebiet adäquat abgedeckt werden kann. Es konnte bisher kein System gefunden werden, welches gleichzeitig alle Anforderungen spezieller Forschungsprojekte und die maximalen Ansprüche an eine qualifizierte klinische Diagnostik erfüllt. Daher muß sich jeder, der ein neues Labor einrichten will zunächst entscheiden, welche Funktionen sein System im spezifischen Einsatz in seiner Klinik tatsächlich erfüllen soll. In erster Linie soll das System eine qualifizierte Diagnostik aller in der ICSD definierten Schlafstörungen ermöglichen und in zweiter Linie soll es auch die Bearbeitung neuer Fragestellungen erlauben. Deshalb ist das System optimal bezogen auf die Funktionen Papierschreiber und Dokumentation zu wählen. Zeitliche und amplitudenbezogene Auflösung, sowie die Computerausstattung müssen den Empfehlungen und dem Stand der Technik entsprechen. Die Güte der automatischen Auswertungen des Schlafes und der Atmung müssen mit publizierten Validierungsstudien belegt sein. Diese sollten Sensitivität und Spezifität für feste Entscheidungsgrößen angeben (z. B. Diagnosefindung Apnoe) und Maße für eine Übereinstimmung von kontinuierlichen Größen mit visuellen Auswertungen (z. B. Schlafstadienverteilungen). Die Auswahl der optionalen Kanäle richtet sich dann nach den individuellen Forschungsinteressen des Schlaflabores.

#### **Literatur**

- [1] Achermann P, Borbély AA: Dynamics of EEG slow wave activity during physiological sleep and after administration of benzodiazepine hypnotics. *Human Neurobiol* 6: 203-210, 1987.
- [2] Agnew Jr HW: Integrator analysis of the sleep electroencephalogram. *Electroenceph. Clin Neurophysiol* 34:391-397, 1973.
- [3] American Electroencephalographic Society. Guidelines for Polygraphic Assessment of Sleep-Related Disorders (Polysomnography). *J Clin Neurophysiol* 9: 88-96, 1992.

- [4] American Sleep Disorders Association Standards of Practice Committee: Practice Parameters for the Indications for Polysomnography and Related Procedures. *Sleep* 20: 406-422, 1997.
- [5] Bailey JJ, Berson AS, Garson A, Horan LG, MacFarlane PW, Mortara DW, Zywiets C: Recommendations for Standardization and Specifications in Automated Electrocardiography: Bandwidth and Digital Signal Processing. *Circulation* 81: 730-739, 1990.
- [6] Bankman IN, Sigillito VG, Wise RA, Smith PL: Feature-based detection of the K-complex wave in the human electroencephalogram using Neural Networks. *IEEE Trans Biomed Engin* 39: 1305-1310, 1993.
- [7] Barlow J, Creutzfeldt OD, Michael D, Houchin J, Epelbaum H: Automatic adaptive segmentation of clinical EEG. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 51: 512-525, 1981.
- [8] Borbély A: A two-process model of sleep regulation. *Hum Neurobiol* 1: 195-204, 1982.
- [9] Bremer G, Smith JR., Karacan I: Automatic detection of the K-complex in sleep electroencephalograms. *IEEE Trans Biomed Engin* 17:314-323, 1970.
- [10] Carskadon M.A., Rechtschaffen A.: Monitoring and staging human sleep. In: Kryger MH, Roth Th, Dement WC (eds): Principles and Practice of Sleep Medicine. Saunders, Philadelphia, pp 665-695, 1989.
- [11] Chang TG, Smith JR, Principe JC: An expert system for multichannel sleep EEG/EOG signal analysis. *Biomed Sci Instrum* 24: 19-25, 1988.
- [12] Creutzfeldt OD, Bodenstern G, Barlow JS.: Computerized EEG pattern classification by adaptive segmentation and probability density function classification – Clinical evaluation *Electroenceph Clin Neurophysiol* 60: 373-393, 1985.
- [13] Czeisler CA et al: Glossary of standardized terminology for sleep-biological rhythm research. *Sleep* 2: 287-288, 1980.
- [14] Da Rosa AC, Kemp B, Lopes Da Silva FH, Kamphuisen HAC: A model-based detector of vertex waves and K-complexes in sleep electroencephalogram. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 78: 71-79, 1991.
- [15] Da Rosa AC, Paiva T: Automatic Detection of K-Complexes: Validation in Normals and Dysthymic Patients. *Sleep* 16: 239-248, 1993.
- [16] De Olivera PG, Principe JC, Cruz AN, Tome AM: HIDRA: a hierarchical instrument for distributed real-time analysis of biological signals. *IEEE Trans Biomed Engin* 34: 921-927, 1987.
- [17] Dement WC Kleitman N: The relation of eye movements during sleep to dream activity: an objective method for study of dreaming. *J Exp Psychol* 53: 339-346, 1957.
- [18] Dirlich G, Friedrich-Freksa C, Schulz H: A time-dependent model of sleep EEG. In: WP Koella and P Levin (eds): Sleep. Physiology, Biochemistry, Psychology, Pharmacology, Clinical Implications. Karger, Basel, pp 253-257, 1973.
- [19] Ferri R, Ferri P, Colognola RM, Petrella MA, Musumeci SA, Bergonzi P: Comparison between the results of an automatic and a visual scoring of sleep EEG recordings. *Sleep* 12: 354-362, 1989.
- [20] Frost Jr JD: An automatic sleep analyser. *Electroenceph clin Neurophysiol* 29: 88-92, 1970.
- [21] Gaillard J-M, Tissot R: Principles of automatic analysis of sleep records with a hybrid system. *Comp Biomed Res* 6: 1-13, 1973.
- [22] Gasser T, Möcks J: Graphical representation of multi-dimensional EEG data and classificatory aspects. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 55: 609-612, 1983.
- [23] Gath I Bar-On E: Computerized method for scoring of polygraphic sleep recordings. *Comput Programs Biomed* 11: 217-223, 1980.
- [24] Hausteiner W, Pilcher J, Klink J, Schulz H: Automatic analysis overcomes limitations of sleep stage scoring. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 64: 364-374, 1986.
- [25] Heinze H-J, Clarenbach P, Elger CE, Flemming I, Hinrichs H, Kubicki SK, Lücking C-H, Noachter S, Zschocke S: Empfehlungen der Deutschen Gesellschaft für Klinische Neurophysiologie (Deutsche EEG-Gesellschaft) für Langzeitableitungen. *Z EEG-EMG* 25: 219-225, 1994.
- [26] Hoffmann RF, Moffitt AR, Shearer JC, Sussman PS, Wells RB: Conceptual and methodological considerations towards the development of computer-controlled research on the electrophysiology of sleep. *Waking Sleeping* 3: 1-16, 1979.
- [27] Jansen BH: Artificial Neural Nets for K-complex detection. *IEEE Engineering in Medicine and Biology* 50-52, September 1990.
- [28] Jobert M, Escola H, Jähnig P, Schulz H: A comparison between visual and computer assessment of sleep onset latency and their application in a pharmacological sleep study. *Sleep* 16: 233-238, 1993.
- [29] Jobert M, Poiseau E, Jähnig P, Schulz H, Kubicki S: Pattern recognition by matched filtering: An analysis of sleep spindle and K-complex density under the influence of Lormetazepam and Zopiclone. *Neuropsychobiology* 26: 100-107, 1992.
- [30] Jobert M, Schulz H, Jähnig P, Tismer C, Bes F, Escola H: A computerised method for detecting episodes of wakefulness during sleep based on the alpha slow-wave index (ASI). *Sleep* 17: 37-46, 1994.
- [31] Jobert M, Tismer C, Poiseau E, Schulz H: Wavelets, a new tool in sleep biosignal analysis. *J Sleep Research* 3: 223-232, 1994.
- [32] Johnson LC: The EEG during sleep as viewed by a computer. *EEG Informatics. A didactic review of methods and applications of EEG data processing.* A Remond (ed): Elsevier/North-Holland Biomedical Press, Amsterdam, pp 385-406, 1977.
- [33] Kemp B, Värri A, DaRosa A, Nielsen KD, Gade J: A simple format for exchange of digitized polygraphic recordings. *Electroenceph. Clin Neurophysiol* 82: 391-393, 1992.
- [34] Kubicki S, Herrmann WM, Höller L: Critical comments on the rules by Rechtschaffen and Kales concerning the visual evaluation of EEG sleep records. In: Herrmann, WM (ed.): *Electroencephalography in Drug Research*, Fischer, Stuttgart, pp 387-403, 1982.
- [35] Larsen LE, Walter DO: On automatic methods of sleep staging by EEG spectra. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 28: 459-467, 1970.
- [36] Lessard CS, Paschall Jr RC: A system for quantifying EEG slow wave activity. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 29: 516-520, 1970.
- [37] Loomis AL, Harvey EN, Hobart GA: Cerebral States During Sleep, as studied by Human Brain Potentials. *J Exp Psychol* 21: 127-144, 1937.
- [38] Nuwer MR, Emerson RG, Frost JD, Gotman J, Ives JR, Jacobs E, Lagerlund TD, Oken BS, Sgro JA, Shtipton HW, Weiner RD: Guidelines for Recording Clinical EEG on Digital Media. American Electroencephalographic Society, 1991.
- [39] Penzel T, Brandenburg U, Conradt R, Kesper K, Peter JH: Erfassung und Auswertung von Biosignalen des Schlafes. *Somnologie* 1: 46-54, 1997.
- [40] Penzel T, Brandenburg U, Peter JH: Langzeitregistrierung und Zeitreihenanalyse in der Inneren Medizin. *Internist* 38: 734-741, 1997.
- [41] Penzel T, Brandenburg U: Diagnostische Verfahren und Standards in der Schlafmedizin. *Internist* 37: 442-453, 1996.
- [42] Penzel T, Hajak G, Hoffmann RM, Lund R, Podszus T, Pollmächer T, Schäfer T, Schulz H, Sonnenschein W, Spieweg I: Empfehlungen zur Durchführung und Auswertung polygraphischer Ableitungen im diagnostischen Schlaflabor. *Z EEG EMG* 24: 65-70, 1993.
- [43] Praetorius HM, Bodenstern G, Creutzfeldt OD: Adaptive segmentation of EEG records: A new approach to automatic analysis. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 42: 84-94, 1977.
- [44] Rechtschaffen A, Kales A: A manual of standardized terminology, techniques and scoring system for sleep stages of human subjects. Brain Information Service/Brain Research Institute. University of California, Los Angeles, 1968.
- [45] Smith JR: Automated Analysis of Sleep EEG Data. In: Lopes da Silva FH, Storm van Leeuwen W, Remond A. (eds): *Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology (Revised series)*. Elsevier, pp 131-147, 1986.
- [46] Todorova A, Hofmann HC, Dimpfel W: A New Frequency Based Automatic Sleep Analysis – Description of the Healthy Sleep. *Eur J Med Res* 2: 187-197, 1997.