

**FORSCHUNGSBERICHTE
des
PSYCHOLOGISCHEN INSTITUTS
der
ALBERT-LUDWIGS-UNIVERSITÄT FREIBURG I. BR.**

Nr. 132

**Kalibrierte Accelerometrie
zur kontinuierlichen Erfassung von
Körperlage, Bewegungsmustern, Tremor**

**Jochen Fahrenberg, Friedrich Foerster und
Manfred Smeja**

**Forschungsgruppe Psychophysiologie
Psychologisches Institut
der Universität Freiburg
Belfortstrasse 20
D-79085 Freiburg i. Br.**

1998

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1. Einleitung	5
2. Kalibrierungen und Kontrollen der Beschleunigungssensoren.....	7
(J. Fahrenberg & M. Smeja)	
3. Automatic accelerometer detection of posture and motion: A validation study	29
(F. Foerster, M. Smeja & J. Fahrenberg)	
4. Joint amplitude and frequency analysis of tremor activity.....	41
(F. Foerster & M. Smeja)	
5. 24-hr assessment of tremor activity and posture in Parkinson's disease by multi-channel accelerometry	53
(M. Smeja, F. Foerster, G. Fuchs, D. Emmans, A. Hornig & J. Fahrenberg)	
6. Programm Tremor (β -Version)	71
(F. Foerster)	

Einleitung

Die kinematische Analyse aufgrund einer Mehrkanal-Accelerometrie (multi-site accelerometry) ist eine interessante Methodenentwicklung für die Verhaltenswissenschaft, die Psychophysiologie u.a. Bereiche (Veltink & van Lummel, 1994). Im Unterschied zu den früher verwendeten piezokeramischen Beschleunigungssensoren können die neuen, monolithischen Bauformen piezoresistiver und piezokapazitiver Sensoren genauer kalibriert werden. Bei dem von uns verwendeten piezoresistiven ICSensor Model 3031 repräsentiert die langsame (DC) Komponente, d.h. der Signaloutput < 0.5 Hz (digitaler Filter, 3 dB) die Inklination (Neigung) des Sensors, bezogen auf die Gravitationsachse (DC-Meßwert = 0 parallel zur Gravitationsachse, DC-Meßwert = + 1.0 bzw. - 1.0 bei Inklination + 90 Grad bzw. - 90 Grad). Die schnelle (AC) Komponente, d.h. der Signaloutput > 0.5 Hz repräsentiert die Beschleunigung in Richtung der empfindlichen Sensorachse. Diese Signalkomponenten (nach sog. DC/AC-splitting) können folglich als kalibrierte Accelerometrie zur kontinuierlichen Messung von Lage und Beschleunigung, also von Körperposition und Bewegung, verwendet werden.

Diese kinematische Analyse durch Accelerometrie hat praktisch wichtige Vorzüge gegenüber der auf Ableitungen des Elektromyogramms beruhenden Analyse (siehe auch Fahrenberg, Müller, Foerster & Smeja, 1996) und ist natürlich einer nicht ausreichend kalibrierten Accelerometrie (siehe u.a. Patterson et al., 1993) vorzuziehen. Kalibrierte Accelerometrie kann zur automatischen Detektion von Körperposition und Bewegungstyp verwendet werden, wenn zuvor die individuellen Bewegungsabläufe in einem Standardprotokoll erfaßt werden (Fahrenberg, Foerster, Müller & Smeja, 1997; Foerster, Smeja & Fahrenberg, 1998). Durch kombinierte Amplituden-Frequenz-Analysen des Signals (siehe auch Jain, Martens, Mutz, Weiß & Stephan, 1996; Qian & Chen, 1996, JTFA) kann die Accelerometrie z.B. zur Quantifizierung von Amplitude, Frequenz und zeitlicher Dauer des Tremors bei Parkinson-Patienten eingesetzt werden (Foerster & Smeja, 1998; Smeja, Foerster, Fuchs, Emmans, Hornig & Fahrenberg, 1998). Weitere Anwendungsmöglichkeiten sind überall dort zu sehen, wo auch bisher einfache Aktometer eingesetzt wurden (siehe Meijer et al., 1991; Tryon, 1991; Tulen, Bussmann, van Steenis, Peppinkhuizen & Man in't Veld, 1997).

Im Rahmen eines von der Deutschen Forschungsgemeinschaft geförderten Projektes (Fa 54/14) zur Entwicklung von Methoden für ambulante psychophysiologische Monitoringstudien (ambulantes Assessment) sind mehrere Arbeiten entstanden. Sie umfassen die technische Prüfung der Beschleunigungssensoren und die Entwicklung der speziellen Software sowie erste Anwendungen. Die Methodik zur Detektion von Körperlage und Bewegung wurde in einer Untersuchung an Studenten validiert. Die Analyse der Tremoraktivität konnte in Zusammenarbeit mit der Parkinson-Klinik Wolfach (Ärztl. Leiter Dr. G. Fuchs) praktisch erprobt werden.

Bei den folgenden Kapiteln handelt es sich zum Teil um Manuskripte, welche eingereicht bzw. schon angenommen wurden, jedoch erst in einiger Zeit erscheinen werden. Zusammen mit dem kurzen Bericht über die Kalibrierung der Sensoren und der umfangreich dokumentierten Programmbeschreibung sollen die Aufsatzmanuskripte eine Zusammenfassung des gegenwärtigen Standes unserer Arbeit geben.

Kalibrierungen und Kontrollen der Beschleunigungssensoren

Jochen Fahrenberg & Manfred Smeja

Accelerometrie (Aktometrie)

Der Beschleunigungssensor zum Vitaport 2 (Vitaport GmbH, Becker Ingenieurbüro, Karlsruhe) besteht aus dem Sensorelement und einer Anpassungselektronik mit Kompensation der Temperaturdrift. Diese Komponenten sind auf einer Platine montiert, welche zur Dämpfung schädigender Stöße entweder mit einer elastischen Schutzschicht überzogen oder – bei den neueren Sensoren – mit Epoxydharz vergossen bzw. in einem Gehäuse untergebracht ist. Das Gesamtgewicht beträgt zwischen 4 und 10 Gramm.

Der Beschleunigungssensor mit dem Bereich ± 5 g (von ICSensors, Typ 3031) ist piezoresistiv, mit großer Bandbreite und Linearität von 0 bis ca 1 kHz, hoher Empfindlichkeit (ca ± 1 mV/g) und typischer Genauigkeit von 0.2% bis maximal 1 % im Meßbereich. Piezoresistive Beschleunigungssensoren sind kleine, monolithische Siliciumelemente die sich wie ein Gewicht auf einer Feder verhalten. Als Federn dienen dünne Brücken, deren Widerstandsänderungen gemessen werden. Solche Sensoren reagieren auf langsame und schnelle Änderungen der Beschleunigung. Die Spannungsversorgung des Sensors erfolgt aus dem Vitaport 2. Neuere Typen des Vitaport 2 Beschleunigungsaufnehmers sind z.T. von anderer Bauart, u.U. mit 50 g Sensoren bestückt.

Das mitgelieferte Informationsblatt gibt Hinweise zur Einstellung der Definitionsdatei. Für jeden Sensor müssen diese Faktoren angepaßt und ein Offsetabgleich durchgeführt werden. Die Temperaturabhängigkeit des Sensors ist im Prinzip, aber nicht in seiner Größenordnung, bekannt.

Der Anwender hat also keine genaue Information über die Empfindlichkeit und die Temperaturabhängigkeit eines Sensors. Meßtechnisch interessieren hier nicht so sehr die absoluten Werte, sondern vor allem die relativen Unterschiede zwischen Sensoren, wenn diese bei verschiedenen Probanden oder an verschiedenen Körpersegmenten (Positionen) verwendet werden. Es kann sein, daß diese Unterschiede vernachlässigt werden können, wenn ihre Größenordnung bekannt ist.

Allgemeine Absichten

In den folgenden Abschnitten sind die Überlegungen, Protokolle, Ergebnisse und Schlußfolgerungen hinsichtlich der im Labor vorgenommenen Kalibrierungen und Kontrollen festgehalten. Da ein psychophysiologisches Labor gewöhnlich nicht für die meßtechnische Prüfung von Sensoren eingerichtet ist, mußten die Meßanordnungen z.T. improvisiert werden. Dennoch sollten die geschilderten Methoden und Ergebnisse zu einer Standardisierung zwischen Untersuchern und eventuell auch zur Verbesserung der Accelerometrie beitragen können. Mit diesem Arbeitsbericht können vielleicht entsprechende meßtechnische Prüfungen in anderen Laboratorien und der Erfahrungsaustausch angeregt werden.

Untersuchungsprogramm

Die meßtechnischen Untersuchungen umfassen:

1. die Kalibrierung jedes Sensors mit Festlegung der MUL-, DIV- und OFFSET-Werte der Definitionsdatei, so daß vertikal 0.0 g und horizontal + 1.0 g bzw. - 1.0 g gemessen werden;

2. die statische Kontrolle des Signaloutputs bei Variation der Inklination, d.h. des Winkels zur Gravitationsachse, so daß die Linearität des Sensorverhaltens geprüft werden kann;
3. die dynamische Kontrolle des Signaloutputs bei Hin- und Her-Bewegung (Takt-Bewegung) mit geringer und größerer Bewegungsamplitude und mit schrittweise geänderter Frequenz, so daß die Signalamplituden verglichen werden können;
4. die Prüfung der Temperaturabhängigkeit der Messung, so daß die Sensoren in dieser Hinsicht verglichen und die Effekte einer natürlich vorkommenden Temperaturänderung geschätzt werden können.

Zumindest approximative Messungen sind für die Praxis sehr wichtig, damit (1) Unterschiede zwischen Sensoren bzw. deren Austauschbarkeit und (2) mögliche Funktionsschwächen und Defekte, falls es sich nicht um Totalschäden handelt, bei regelmäßig wiederholten Kontrollen erkannt werden können.

Vorhandene Sensoren

Die folgende Übersicht spezifiziert die verschiedenen Sensortypen, die bisher geliefert wurden:

Tabelle 1: Sensortypen

Lokale Bezeichnung		Montage	Abmessungen mm	Sensor Typ	Besonderheiten
S1	alter Typ	transparent	20x20x2	5 g	Achse invertiert
S2	"	"	"	5 g	
S3	"	"	"		
S4	"	"	"		Achse invertiert
S5	neuerer Typ	Epoxyd schwarz	21x23x6		mechanisch anfälliger ?
S6	"	"	"		"
S7	"	Epoxyd weiß	22x24x7		"
S8	"	"	"		"
S9xyz	3 Achsen	Gehäuse mit Anschluß-element	20x20x10 55x30x10	5 g	Sensoren im Gehäuse nicht exakt justiert, nicht wassergeschützt ¹⁾

Anmerkung: Zur Zeit der ersten Sensorprüfungen waren die Sensoren S5 (Kabelbruch) und S8 defekt; die wichtigsten Messungen wurden später nachgeholt. ¹⁾ Der Sensor S9 ist inzwischen im Gehäuse vergossen worden und dennoch relativ leicht zugänglich geblieben.

Kalibrierung der Sensoren

Praktische Durchführung

Der Sensor wird an den vorgesehenen Kanal des Vitaport 2 (hier Nr. 82 oder 83) angeschlossen. Diese Zuordnung muß erhalten bleiben. Beim Wechsel der Kanäle können nach unserer Erfahrung größere Abweichungen auftreten, so daß eine neue Kalibrierung notwendig wäre.

Die Definitionsdatei wird mit Standardwerten vorbereitet:

MUL = 20, DIV = 8000, OFFSET = 2047

Verstärkung = 250, DC-NRM, ext Power on

Abtastrate und Speicherrate 64 (oder 16) Hz, Filter DC bis 30 (oder 10) Hz. Die Abtastrate und der Tiefpaß werden hier als Kompromiß zwischen Datenmenge und gewünschter Auflösung, z.B. für Bewegungsanalyse oder für Tremormessung, zu wählen sein.

Der Sensor wird mittels doppelseitigem Klebeband am Eichgestell befestigt. Dieses besteht aus einer kleinen Plattform, welche stufenlos 360 Grad um eine Achse gedreht werden kann. Die Inklination kann mit Wasserwaage (0, 180, 360 Grad) und Zeichen-Winkeln (30, 60, 90 Grad)

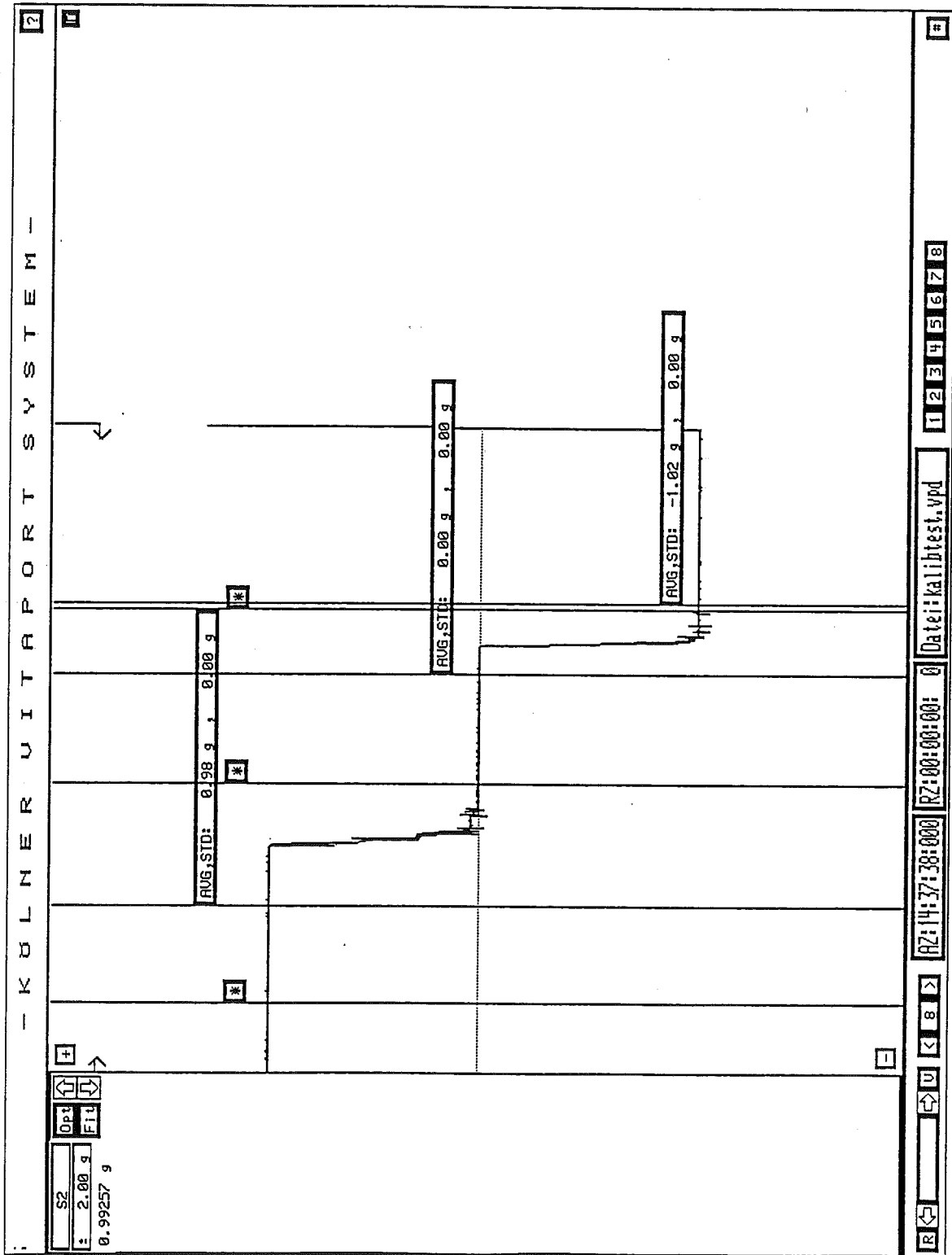


Abbildung 1: Treppenfunktion + 1g, 0g, - 1g bei Inklination des Sensors

hinreichend genau justiert werden. In der Ausgangslage befindet sich der Sensor auf der Plattform mit positiver Richtung der Achsenempfindlichkeit nach oben parallel zur Gravitationsachse, Kabelzuführung von der Plattform wegführend. In jeder Position wird ca 10 s lang registriert.

Nach Start der Registrierung wird jeweils einige Sekunden bei Inklinaton 0 Grad (horizontal), 90 Grad (vertikal) und 180 Grad (horizontal) gemessen. Es resultiert eine Treppenfunktion mit Werten von ungefähr 1, 0 und -1 g (siehe Abbildung 1). Die genaue Auswertung ist mit Statistikfunktion (AVG, STD) möglich: +1 g Wert, Nullwert, -1 g Wert, Range = +1 g Wert plus (-1 g Wert, absolut).

Der neue DIV-Wert und der neue OFFSET werden berechnet:

neuer DIV = Range * alter DIV/2 (bei unverändertem MUL-Wert)

neuer OFFSET = alter OFFSET + Nullwert * alter DIV

Diese Werte sind in die Definitionsdatei einzutragen, in einer Proberegistrierung zu überprüfen und gut zu dokumentieren. Ein SPIL Programm kann diese Aufgaben erleichtern (SPILWM/KALIBX, Autor: W. Müller). Bei einem dreiachsigen Sensor ist natürlich jede Achse zu prüfen.

Kalibrierung auf den exakten Bereich + 1.0 bis - 1.0 g

Das zuvor geschilderte Verfahren kann dazu führen, daß die Maxima und Minima etwas oberhalb oder unterhalb der theoretischen Konstante 1.0 g liegen. Das folgende Verfahren erreicht eine größere Genauigkeit.

Wenn der intern gespeicherte Wert ξ ist, mit dem Nullwert n_{alt} und dem Verstärkungsfaktor $v_{alt} = MUL_{alt}/DIV_{alt}$, dann wird von Vitagraph der Wert x in g ausgegeben: $x = (\xi - n_{alt}) v_{alt}$. Die Aufgabe der Eichung ist, nun eine lineare Transformation zu finden, so, daß mit dem neuen Nullwert n_{neu} und dem neuen Verstärkungsfaktor $v_{neu} = MUL_{neu}/DIV_{neu}$ die Werte $y = (\xi - n_{neu}) v_{neu}$ an den Extrempunkten die Werte ± 1.0 g erhalten.

Es gilt $\xi = x/v_{alt} + n_{alt} = y/v_{neu} + n_{neu}$

Bei $y = \pm 1$ g also

$$x_{max}/v_{alt} + n_{alt} = +1/v_{neu} + n_{neu}$$

$$x_{min}/v_{alt} + n_{alt} = -1/v_{neu} + n_{neu}$$

Daraus durch Addition bzw. Subtraktion der beiden Gleichungen:

$$\begin{aligned} (x_{max} + x_{min})/(2 \cdot v_{alt}) + n_{alt} &= n_{neu} \\ (x_{max} - x_{min})/v_{alt} &= 2/v_{neu} \end{aligned}$$

oder mit $MUL_{alt} = MUL_{neu} = MUL$

$$\begin{aligned} n_{neu} &= n_{alt} + (x_{max} + x_{min})/2 \cdot DIV_{alt}/MUL \\ DIV_{neu} &= MUL/v_{neu} = (x_{max} - x_{min})/2 \cdot DIV_{alt} \end{aligned}$$

Ergebnisse

Die Tabelle 2 enthält die Ergebnisse dieser Kalibrierung (kalibdynSxx.def Januar 1998 und kalibdynSxxx, unterstützt durch SPILWM/KALIBX).

Die Anpassungen im Hinblick auf den Nullwert und den Range sind gut, jedoch nicht perfekt. Dies kann an der z.T. unzureichenden Abstufungsmöglichkeit der Faktoren liegen (u.a. S7 und S9).

Kalibrierungsprotokoll für statische Kalibrierung der Accelerosensoren

Stand: 25.03.98

Vitaport-Gerätetyp: I/0083

Sensor	Kanal	Dat.Größe	Verstärk.	Tiefpaß	Hochpaß	Offset	Mul-Fkt	DIV-Fkt	Ext.Pow.	Average		
										+g	Null	-g
S9x	2	Word	250	30	DC	2525	20	4304	On	1.002	-0.022	-0.998
S9y	3	"	"	"	"	2468	"	4623	"	1.000	0.048	-1.000
S9z	4	"	"	"	"	2035	"	6572	"	1.001	0.019	-0.999
S1	5	"	"	"	"	1997	"	8447	"	1.000	0.024	-1.000
S2	6	"	"	"	"	2343	"	8503	"	1.000	0.010	-1.000
S3	7	"	"	"	"	2011	"	9215	"	1.000	0.043	-1.000
S8	8	"	"	"	"	2173	"	8035	"	1.000	0.035	-1.000

Vitaport-Gerätetyp: I/0082

S4	5	"	"	"	"	2044	"	8932	"	1.000	0.023	-1.000
S5	6	"	"	"	"	1890	"	8334	"	1.000	-0.018	-1.000
S6	7	"	"	"	"	2025	"	8538	"	1.000	-0.014	-1.000
S7	8	"	"	"	"	2036	"	4329	"	0.998	-0.002	-1.002

Tabelle 2: Protokoll der Kalibrierung der Sensoren

Der dreiachsige Sensor S9 wurde in drei Durchgängen, d.h. für seine x-, y- und z-Achse, geprüft, wobei jeweils auch der Signaloutput für die andere Achse registriert wurde. Die Ergebnisse in Tabelle 3 lassen erkennen, daß die Kalibrierung der einzelnen Achsen – für sich genommen – befriedigend ist, der Idealfall orthogonaler Meßwert-Änderungen jedoch bei weitem nicht erreicht ist. Dies könnte entweder an den ICs oder an deren räumlicher Justierung liegen (Tabelle 3).

Tabelle 3: Kalibrierung des dreiachsigen Sensors S9

Sensor- achse	Inklination Grad	Inklination der		
		X-Achse (0 - 180 Grad)	Y-Achse (0 - 180 Grad)	Z-Achse (0 - 180 Grad)
S9x	(0)	0.992	0.252	0.221
y		-0.099	1.034	-0.040
z		0.200	0.212	0.960
S9x	(30)	0.856	0.666	0.638
y		-0.503	0.886	-0.068
z		0.164	0.181	0.845
S9x	(60)	0.492	0.970	0.942
y		-0.787	0.506	-0.090
z		0.135	0.157	0.495
S9x	(90)	-0.001	1.080	1.060
y		-0.881	0.001	-0.100
z		0.120	0.140	0.001
S9x	(120)	-0.502	0.976	0.964
y		-0.760	-0.499	-0.100
z		0.120	0.143	-0.508
S9x	(150)	-0.872	0.680	0.678
y		-0.448	-0.853	-0.080
z		0.147	0.165	-0.890
S9x	(180)	-1.008	0.280	0.280
y		-0.040	-0.967	-0.060
z		0.180	0.193	-1.040

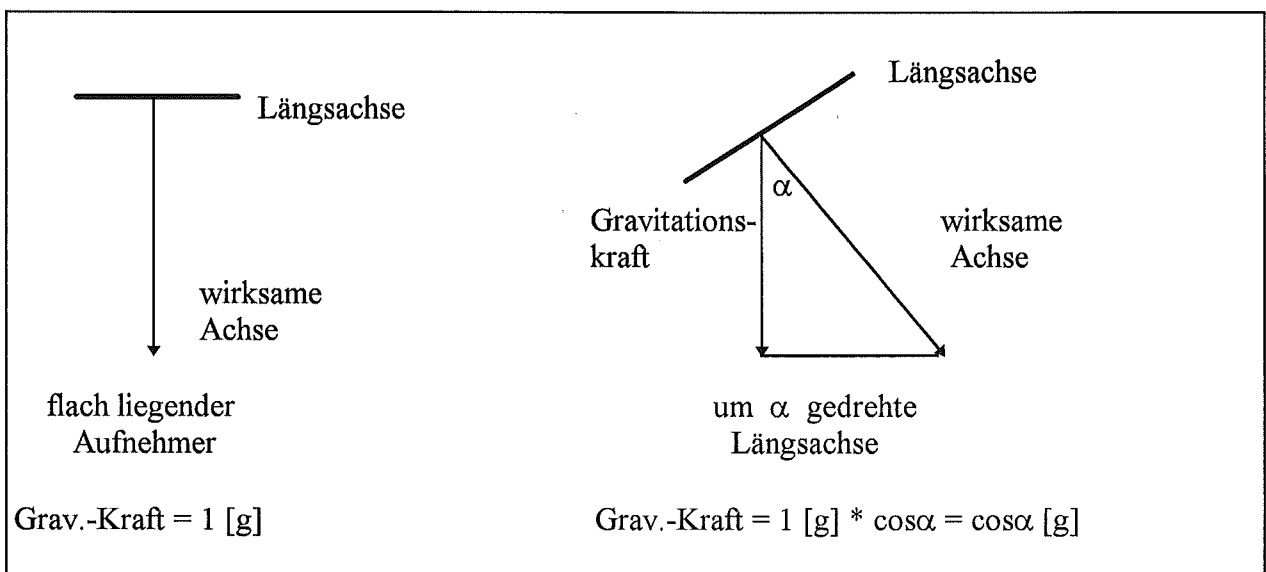
Anmerkung: Die Werte sind Mittelwerte über jeweils ca 10 s, welche in drei Durchgängen (x, y, z) bestimmt wurden.

Statische Kontrolle durch stufenweise Drehung

Drehung um eine Achse

Legt man einen Aufnehmer flach auf den Tisch, so zeigt er (nach Eichung) den Wert 1 g (bzw. - 1 g) an. Die wirksame Achse zeigt senkrecht nach unten. Die Horizontalachse vom Betrachter weg soll als Längsachse, die quer zum Betrachter als Querachse bezeichnet werden.

Dreht man nun den Aufnehmer um die Querachse, d.h. senkt die Längsachse nach unten, so wird auch die wirksame Achse gedreht, die senkrecht wirkende Gravitationskraft wird entsprechend vermindert:



Die gemessene Gravitation x ist mit dem Kosinus des Winkels linear, nicht mit dem Winkel selbst. Durch eine geeignete monotone Transformation lässt sich, falls gewünscht, Linearität mit α erzeugen:

$$x^* = 1 - \arccos(x)/90^\circ$$

Drehung um zwei Achsen

Wird der Aufnehmer wie zuvor gedreht, jedoch mit einer "Verkantung", d.h. einer konstanten Drehung um einen Winkel β um die Längsachse, so vermindert sich die Gravitationskraft entsprechend um den festen Wert $\cos\beta$, d.h. der gemessene Wert ist $x = \cos\alpha \cdot \cos\beta$.

Bei einachsigen Aufnehmern kann diese Verminderung als Fehler angesehen werden, doch dürfte der Winkel der Verkantung β selten bekannt und selten konstant sein (eine Korrektur wäre dann durch $x/\cos\beta$ möglich). Insbesondere bei den dynamischen Prozessen (etwa Tremor) ist aber eine Abschätzung des Fehlers von Vorteil:

β	$\cos\beta$	Fehler %
0°	1	0
15°	.966	3.4
25°	.906	9.4
30°	.866	13.4
45°	.707	29.3
60°	.5	50
73°	.259	74.1
90°	0	100

Bei dreiachsigen Aufnehmern lassen sich alle statischen und dynamischen Komponenten bestimmen. Mit den festen Wirkungsintensitäten von 1 g und den Winkeln α und β der Längs- und Quersachse zur Senkrechten gilt:

$$x = \cos\alpha \cos\beta$$

$$y = \sin\alpha \cos\beta$$

$$z = \sin\beta$$

(s. Polarkoordinaten).

Damit ist z.B. bei einer Schwingung entlang einer (unbekannt gedreht liegenden) Achse die Gesamtamplitude A dieser Schwingung durch

$$A = \sqrt{(A_x^2 + A_y^2 + A_z^2)} \text{ gegeben. } (A_x, A_y, A_z = \text{Amplituden-Komponenten})$$

Für die statischen Komponenten gilt immer

$$x^2 + y^2 + z^2 = 1.$$

Ergebnisse

Die Abbildung 2a zeigt für einige Sensoren die Beziehungen zwischen Inklination (x-Achse in Grad) und Meßwert (y-Achse in g) für die ausgewählten Winkel einer Drehung um die Quersachse. Wie zu erwarten, führt die Neigung der Empfindlichkeitsachse gegen die Gravitationsachse der Kosinusfunktion entsprechend zu verändertem Signaloutput, d.h. der Meßwert sinkt bei zunehmender Inklination von 1.0 bei 0 Grad bis auf 0.0 bei 90 Grad und wächst bei weiterer Drehung mit negativem Vorzeichen wieder auf -1.0 bei 180 Grad an. Auf diese Weise ist die Richtungsempfindlichkeit, d.h. auch der Richtungsfehler, des Sensors, zu erkennen. Diese Kontrolle führt zu sehr ähnlichen Ergebnissen für alle Sensoren (siehe auch Tabelle im Anhang). Durch rechnerische Transformation ist eine Linearisierung der Kennlinien möglich (siehe Abbildung 2b).

Dynamische Kontrolle durch definierte Bewegung

Zur Kontrolle des Signaloutputs bei Bewegung bzw. Beschleunigung mußte eine definierte Taktbewegung erzeugt werden. Hierfür wurde der Plotter-Kopf eines X-Y-Schreibers (Rikadenki Instr.) verwendet. Ansteuerung und Mechanik gestatten hier eine Frequenz von 0.5, 1, 2, 3, 4 und 5 Hz einzustellen. Es wurden zwei Amplituden in Y-Richtung gewählt 9 mm (mit Dekrement auf 6 mm bei 5 Hz) und 75 mm (mit Dekrement auf 71 mm bereits bei 3 Hz).

Die Sensoren wurden auf einer kleinen Plattform am Plotterkopf mit ihrer Achse parallel zur Bewegungsrichtung paarweise, um Referenzen zu haben, befestigt. Mit der kleinen Amplitude wurden sechs Frequenzstufen, mit der großen Amplitude wegen zunehmender Vibration nur vier Frequenzen (bis 3 Hz) jeweils mehrere Sekunden registriert (kakodyn Sxx.vpd).

Kennlinien der Sensoren S1 – S4, S6 und S7

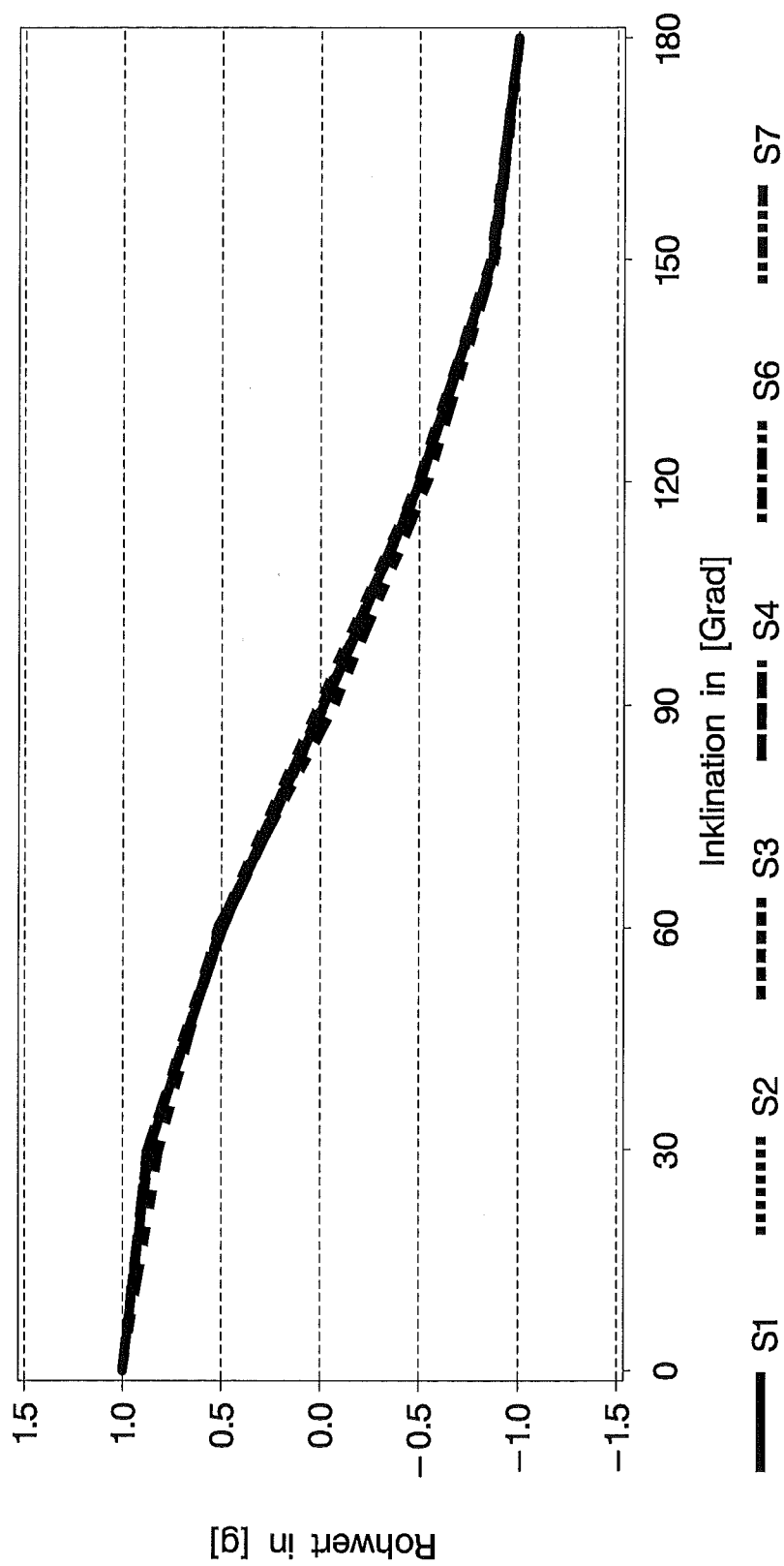


Abbildung 2a: Kennlinien der ausgewählten Sensoren: Rohwerte bei Inklination von 0 bis 180 Grad

Kennlinien der Sensoren S1 – S4, S6 und S7 (nach Linearisierung)

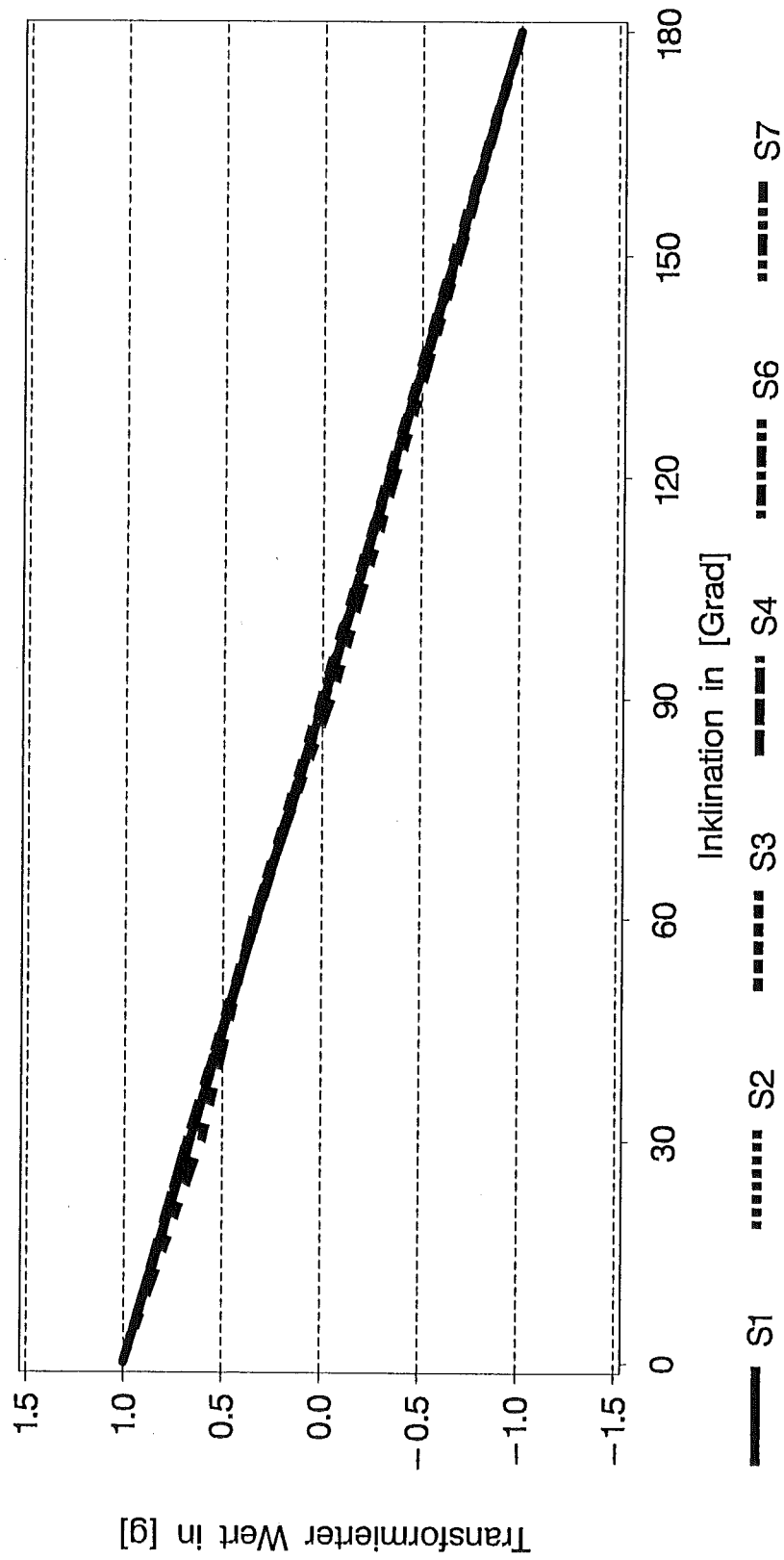


Abbildung 2b: Kennlinien ausgewählter Sensoren: Transformierte Werte (Linearisierung) aufgrund der Kosinusfunktion

Da eine Spitze-Spitze-Messung der Signalamplituden wegen der störenden, höheren Frequenzanteile schwierig war, wurde eine off-line Filterung des Rohsignals (64 Hz) mit 20 Hz oberer Grenzfrequenz durch ein SPIL-Programm (tiefpwm01.spl für den eingestellten Kanal) vorgenommen. Da diese Filterung einheitlich durchgeführt wird, beeinträchtigt sie nicht den Vergleich der Sensoren untereinander (siehe Anhang).

Die Auswertung dieser Registrierungen ergab für die Sensoren S1 bis S9 relativ ähnliche Werte, die auch gut reproduzierbar waren. Deshalb sind in Tabelle 4 nur die Werte für S1, mit Meßwiederholung angegeben. Die Abweichungen liegen in der Größenordnung von ± 0.02 g mit Ausnahme des Sensors S7 bei 3 Hz und einem Weg von 71 mm. Bei kurzem Weg führt eine Frequenzerhöhung um den Faktor 2 auch zu einer Amplitudensteigerung um den Faktor 2; beim längeren Weg wächst die Amplitude dagegen um den Faktor 3.

Tabelle 4: Signalamplituden bei Variation von Weg und Frequenz einer Taktbewegung

Sensor	Frequenz der Taktbewegung (Hz)					
	0.5	1	2	3	4	5
<i>Weg 9 (6) mm</i>						
S1	0.04	0.06	0.12	0.20	0.26	0.31
S1	0.03	0.05	0.11	0.18	0.24	0.29
S7	0.03	0.05	0.11	0.18	0.24	0.29
<i>Weg 75 (71) mm</i>						
S1	0.10	0.29	0.97	1.77	–	–
S1	0.11	0.28	0.97	1.77	–	–
S7	0.08	0.26	0.89	1.66	–	–

Anmerkung: Die Meßwerte sind in g (nach Sensorkalibrierung)

Diese Meßergebnisse sind auch im Hinblick auf die Beziehung zwischen Weg und Beschleunigung interessant. Im Prinzip kann aus der gemessenen Beschleunigung, falls der Weg konstant ist, dieser Weg zurückgerechnet werden. Eine praktische Anwendung wäre die Schätzung der Amplitude eines Tremors bekannter Frequenz aus der registrierten Beschleunigung.

Temperaturabhängigkeit

Zur Prüfung, ob die bekannte Temperaturabhängigkeit der Sensoren eine praktisch wichtige Größenordnung hat, wurde der Signaloutput bei Variation der Temperatur untersucht. Diese Prüfung ist auch wegen des veränderten Aufbaus und der veränderten Montage der Sensoren notwendig.

Für die Prüfung wurde mit + 10 Grad und + 50 Grad Celsius ein relativ großer Temperaturbereich gewählt, welcher höchstens unter extremen Temperaturbedingungen im Winter und Hochsommer erreicht würde, falls der Sensor, z.B. dorsal an der Hand, direkter Kälte bzw. intensiver Sonneneinstrahlung ausgesetzt wäre. Am Körper und unter der Kleidung angebracht, wird die Temperatur des Sensors wahrscheinlich nur selten außerhalb des Bereichs von ca 25 bis 35 Grad liegen. Mit drei Messungen, bei ca 10, ca 30 und ca 50 Grad, sollte sich die Temperaturabhängigkeit des Signaloutputs hinreichend genau interpolieren und für den relevanten Bereich schätzen lassen.

Die Versuchsanordnung besteht aus einer 5-Liter-Kühlbox und einem wärmeleitenden Alu-Blech, auf das alle Sensoren geklebt sind. Dieser Träger, der durch zwei dünne Kunststoffbeutel (Gefrierbeutel) wassergeschützt ist, wird flach an die Seite der Box geklebt, so daß die Sensoren

senkrecht stehen. In die Box wird zunächst Leitungswasser von ca 13 Grad, das mit zwei Kälte-Accus auf ca 10 Grad gekühlt wird, gefüllt. Nach der Registrierung bei dieser Temperatur wird durch Abschöpfen des kalten Wassers und Zuschütten heißen Wassers die zweite Temperaturstufe von ca 30 Grad und anschließend von ca 50 Grad hergestellt. Die Temperatur wird mit einem Quecksilber-Laborthermometer (Bereich -15 bis +50) im Wasser kontrolliert. Auf dem Träger ist außerdem ein Temperaturfühler (Vitaport) befestigt, welcher eine zusätzliche Kontrolle ermöglicht. Beide Temperaturmessungen stimmen nach ca 2 Minuten mit einer Differenz von 0.5 Grad oder weniger überein.

Der gewünschte Temperaturanstieg jeder Stufe ist in ungefähr zwei Minuten erreicht. Die Meßwerte wurden jeweils ca 10 Minuten registriert, um sicher zu sein, daß die Abkühlung bzw. die Erwärmung der Sensoren erreicht waren. Die Registrierungen wurden mit Statistikfunktion ausgewertet, und die Tabelle zeigt die Mittelwerte bei ca 10 Grad und nach Erwärmung auf ca 30 bzw. 50 Grad.

Die Meßergebnisse belegen sehr große Unterschiede im Temperaturverhalten der Sensoren: geringfügige Unterschiede bei den Sensoren S1, S3, S4, S6, größere bei S2 sowie S9 in den Achsen y und z sowie extreme Unterschiede bei den Sensoren S7 und S9 (x-Achse), die sogar weit über den Range ± 1 g hinausgehen. Die Reproduzierbarkeit der Meßwerte im zweiten Durchgang ist gut bei S4 und S6 und sehr schlecht bei S7 (siehe Tabelle 5).

Eine Erklärung dieser Befunde ist gegenwärtig schwierig. Es kann nicht an der Ummantelung bzw. am Gehäuse liegen, da sich S2 von den baugleichen S1, S3 und S4 unterscheidet und bei S9 sogar Unterschiede zwischen den Achsen bestehen. Eher sind andere Unterschiede der IC, der Konfektionierung und Anpassung zu vermuten.

Tabelle 5: Temperaturabhängigkeit des Signaloutputs der verschiedenen Sensoren

Sensor	Temperaturen im Wasserbad in Grad Celsius			Drift			
	Messreihe 1			Messreihe 2			
	12	30	50	8	30	51	20 bis 35 Grad
S1	-0.088	-0.088	-0.088	-.018	-0.029	-0.106	gering
S2	0.125	-0.038	-0.243				auffällig
S3	0.094	0.112	0.161				gering
S4	-0.004	-0.025	-0.086				gering
S6	0.049	0.036	0.059	0.066	0.034	0.076	gering
S7	0.234	0.462	0.758	0.497	0.707	1.193	sehr auffällig
S9x				-.505	-1.317	-2.163	sehr auffällig
S9y				-.117	0.145	0.326	auffällig
S9z				-.100	0.053	0.127	auffällig

Die Größenordnung der temperaturbedingten Signalkomponente ist so, daß sie bei den gut kompensierten Sensoren für praktische Zwecke im Bereich von ca 20 und 35 Grad wahrscheinlich vernachlässigt werden kann. Die stabileren Sensoren zeigen hier nur Effekte von weniger als 0.05 g. Dies gilt jedoch nicht für die Sensoren S2, S7 und S9. Bei diesen ist eine bessere Kompensation wünschenswert.

Zusammenfassung

Die Untersuchungsergebnisse haben gezeigt, daß solche Kalibrierungen und Kontrollen der Beschleunigungssensoren wichtig sind. Jeder Sensor muß für einen bestimmten, aus praktischen

Gründen am besten fest zuzuordnenden Kanal auf die Extremwerte +1 g und -1 g und den Nullpunkt kalibriert werden.

Die statische Kontrolle mit der Variation der Inklination von 0, 30, 60, 90, 120, 150 und 180 Grad ergab eine befriedigende Linearität und Vergleichbarkeit der Sensoren untereinander. Dagegen waren die Meßwerte auf den drei Achsen des Sensors S9 nicht orthogonal, eventuell wegen der schwierigen Justierung im Gehäuse. Die Montage in einem zu öffnenden Gehäuse hat Vorzüge, aber den Nachteil unzureichenden Schutzes gegen Feuchte.

Bei der dynamischen Kontrolle zeigten die Sensoren, mit Ausnahme von S7, ein sehr ähnliches Verhalten. Problematischer waren die Ergebnisse hinsichtlich der Temperaturdrift, da einige Sensoren im Arbeitsbereich nahezu konstant sind, andere jedoch durch deutlich temperaturabhängigen Signaloutput auffielen.

Die Ergebnisse dieser Methodenstudie sind bei der Planung und Auswertung empirischer Studien zu berücksichtigen und können bei wiederholter Nachprüfung als Referenz dienen. Darüber hinaus können sie technische Verbesserungen anregen.

Literaturverzeichnis

- Fahrenberg, J., Müller, W., Foerster, F., & Smeja, M. (1996). A multi-channel investigation of physical activity. *Journal of Psychophysiology*, 10, 209-217.
- Fahrenberg, J., Foerster, F., Müller, W., & Smeja, M. (1997). Assessment of posture and motion by multi-channel piezoresistive accelerometer recordings. *Psychophysiology*, 34, 607-612.
- Foerster, F. & Smeja, M. (1998). Joint amplitude and frequency analysis of tremor activity. *Electromyography and Clinical Neurophysiology* (in press).
- Jain, A., Martens, W.L.J., Mutz, G., Weiß, R.K., & Stephan, E. (1996). Towards a comprehensive technology for recording and analysis of multiple physiological parameters within their behavioral and environmental context. In J. Fahrenberg & M. Myrtek (Eds.), *Ambulatory assessment. Computer-assisted psychological and psychophysiological methods in monitoring and field studies* (pp. 215-235). Seattle, WA: Hogrefe & Huber.
- Meijer, G.A.L., Westerterp, K.R., Verhoeven, F.M.H., Koper, H.B.M., & ten Hoor, F. (1991). Methods to assess physical activity with special reference to motion sensors and accelerometers. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 38, 221-229.
- Patterson, S.M., Krantz, D.S., Montgomery, L.C., Deuster, P.A., Hedges, S.M., & Nebel, L.E. (1993). Automated physical activity monitoring: Validation and comparison with physiological and self-report measures. *Psychophysiology*, 30, 296-305.
- Quian, S. & Chen, D. (1996). *Joint time-frequency analysis. Methods and applications*. Upper Saddle River, N.J.: Prentice Hall.
- Smeja, M., Foerster, F., Fuchs, G., Emmans, D., Hornig, A., & Fahrenberg, J. (1998). 24 hr assessment of tremor activity and posture in Parkinson's disease by multi-channel accelerometry (submitted).
- Tryon, W.W. (1991). *Activity measurement in psychology and medicine*. New York: Plenum Press.
- Tulen, J.H., Bussmann, H.B., van Steenis, H.G., Pepplinkhuizen, L., & Man in't Veld, A.J. (1997). A novel tool to quantify physical activities: ambulatory accelerometry in psychopharmacology. *Journal of Clinical Psychopharmacology*, 17, 202-207.
- Veltink, P.H. & van Lummel, R.C. (Eds.) (1994). *Dynamic analysis using body fixed sensors. Second World Congress of Biomechanics. Amsterdam 1994*. The Hague, The Netherlands: McRoberts.

Anhang

Vitaport-Informationsblatt Beschleunigungssensor

Kennlinie eines Sensors (Datenblatt)

Kanaldefinition eines Sensors

Treppenfunktion bei stufenweiser Inklination

Registrierung einer dynamischen Prüfung (9 mm, 0.5 bis 5 Hz)

Registrierung einer dynamischen Prüfung (75 mm, 0.5 bis 3 Hz)

Auswertung der dynamischen Prüfung nach Filterung

Beschleunigungssensor VITAPORT-2

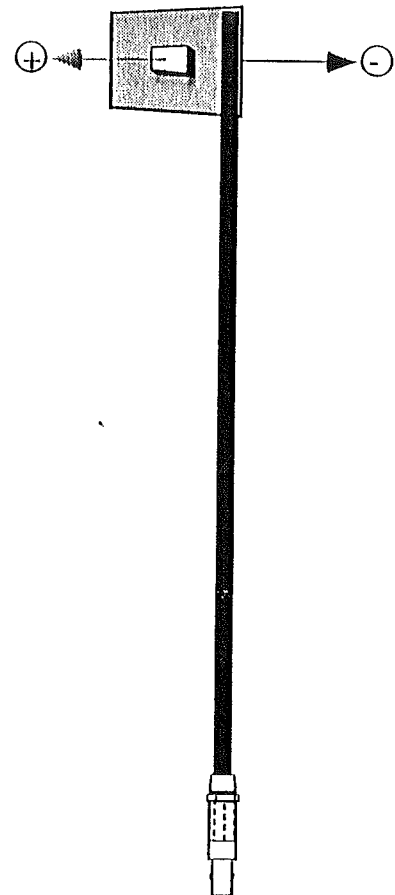
Meßprinzip

Der Sensor besteht aus einem Präzisionsfühler und einer Anpassungselektronik (Impedanzwandlung und Temperaturkompensation), beides montiert auf einer kleinen Platine.

Da der Sensor sehr empfindlich gegen harte Stöße ist, wurde die gesamte Elektronik mit einer elastischen Schutzschicht überzogen.

Die Spannungsversorgung des Sensors erfolgt aus dem VITAPORT.

Die Befestigung des Sensors kann mit Klebe- oder Klettband erfolgen.



Einstellungen in der Definitionsdatei:

Einheit:	g	
Vorverarbeitung:	keine ("No preprocessing")	
Datengröße:	BYTE	WORD
Scanrate:	nach Wunsch (z.B. 64 Hz)	
Speicherrate:	nach Wunsch (z.B. 16 Hz)	
Offset:	0127	2047
MUL-Faktor:	0036	0576
DIV-Faktor:	30000	30000
External Power:	ON	
HW-Verstärkung:	500	
Hochpaß:	DC	
Tiefpaß:	20 Hz	

Die Verstärkung von 500 erlaubt einen Meßbereich von $\pm 2,5$ g. Die entstehende Amplitude sollte am besten über Online kurz kontrolliert werden - sie kann gegebenenfalls über die Änderung des Verstärkungsfaktors noch beeinflusst werden. Passend zur Verstärkungsänderung müssen dann noch MUL- und DIV-Faktor angepaßt werden, damit die Skalierung in g erhalten bleibt.

ICSENSORS

Calibration Data **S3**

ICSENSORS

3031-010 Accelerometer

Serial Number: 2365-006

Date: 8/14/95

+6dB

With 5.00 Vdc excitation, 25°C
Sensitivity: 2.34 mV/g @ 100Hz and 2.1 g pk
Offset: 13.99 mV

By: A/T

Bridge resistance: 4.33 kΩ

Amplifying ratio: 0.79

Resonant frequency: 2120 Hz

CZ: -2.8 %FS/100°C (0 to 50°C)

CS: -26.2 TCR: 6.4 %/100°C (0 to 50°C)

Calculated temperature compensation resistors:

Rset: 92.7 kΩ Rstc: 15.4 kΩ

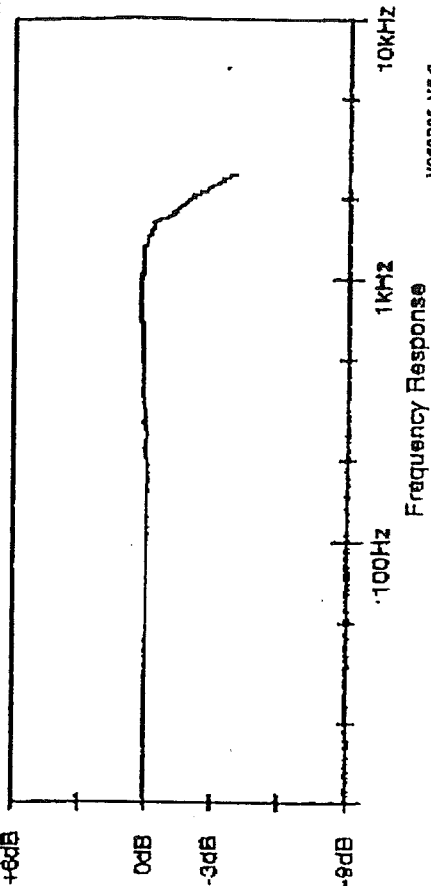
Rztc1: open Rztc2: 389.7 kΩ

Rzb1: short Rzb2: 17.5 Ω

Rs: 2.37 kΩ

For more details see Technical Note TM-008 and Product Data Sheet.

A2368/1



Kennlinie eines Sensors

S1

3.00 g

↑

+

↓

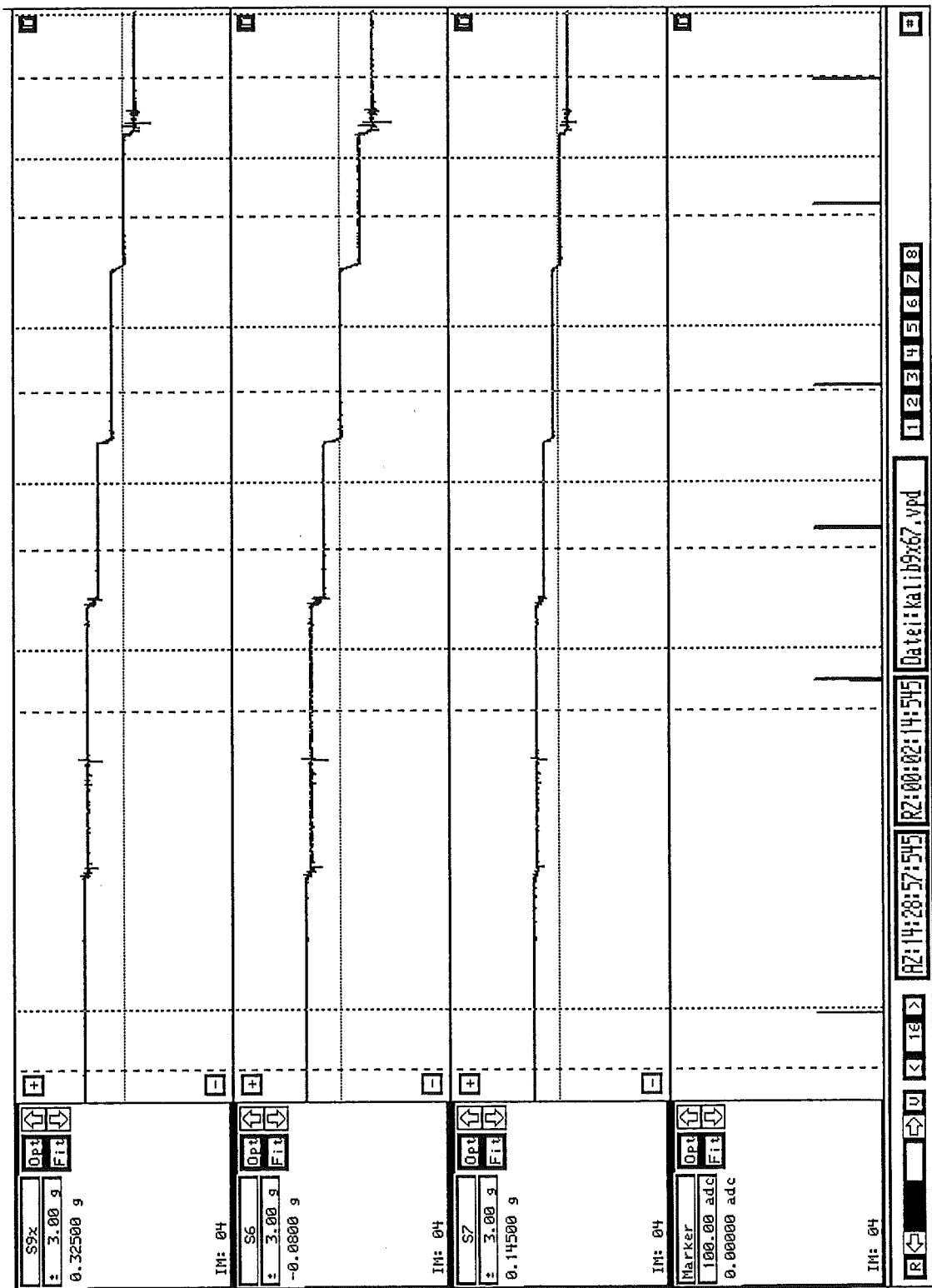
Kanaldefinition editieren 2

Datei: kalibS1.def Globale Scanrate: 1024 Hz

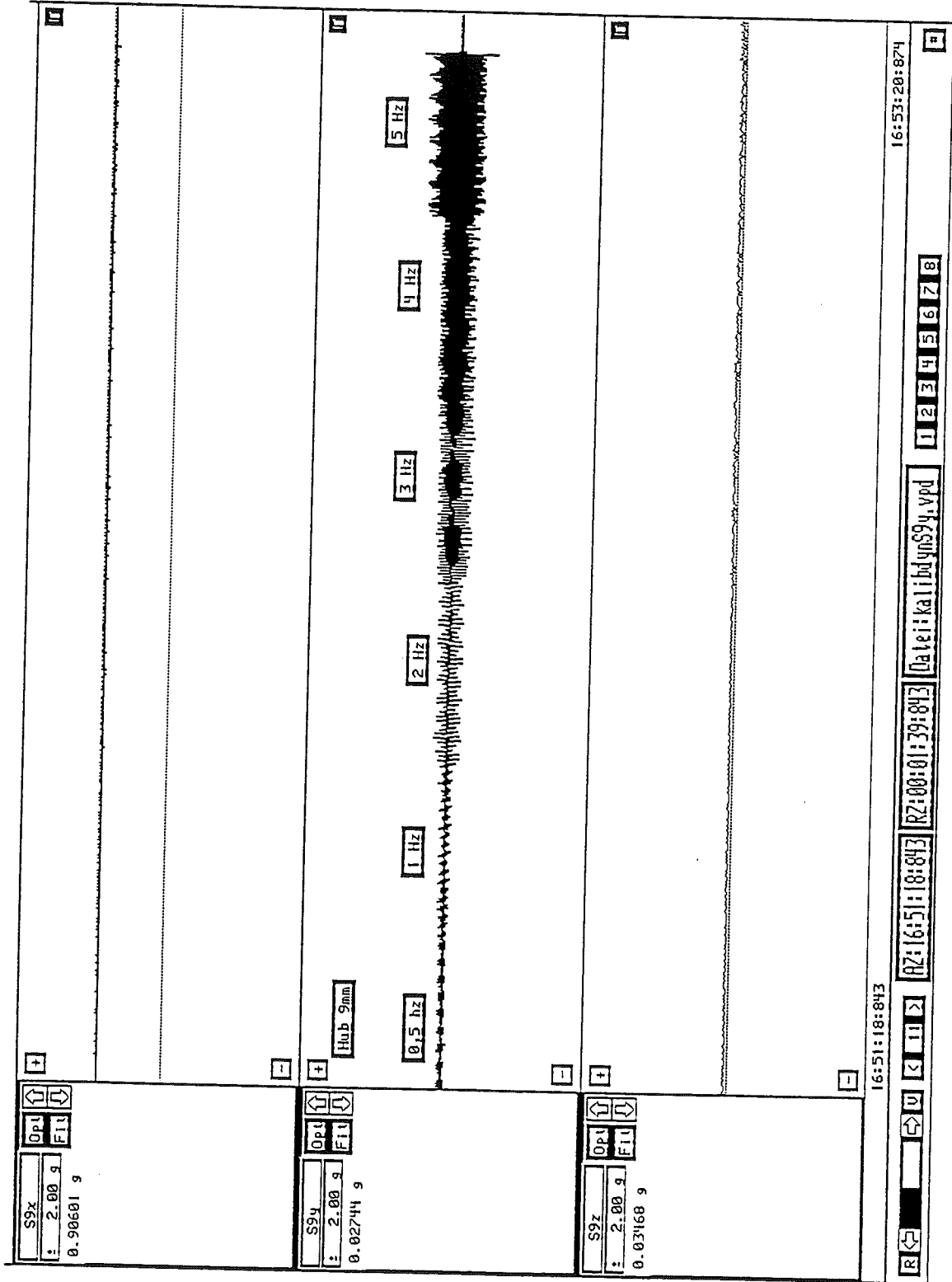
K.Name :	S1	Scanrate :	64.000 Hz
Kanalunit :	g	Speicherrate:	64.000 Hz
NO preprocessing		Ampl/Bit:	0.002 g
Datengröße: WORD	Offset :	02047	Ges.Zeit: 01:31:01
DC-NRM	Mul-Faktor :	BIN * 00002	VP Version: 0183-56
UNIVERSAL	NM-MOD	Div-Faktor :	BIN / 00800
No memory info!			
Ext-Power :	ON	HW-Hochpass :	DC
		DyRange:	3.0 g
HW-Verst.F:	00250	HW-Tiefpass :	0026 Hz
		Dy0ffs :	0.000 g

Anz:02 Ausw: 2 < > Sichern als Cancel Sichern

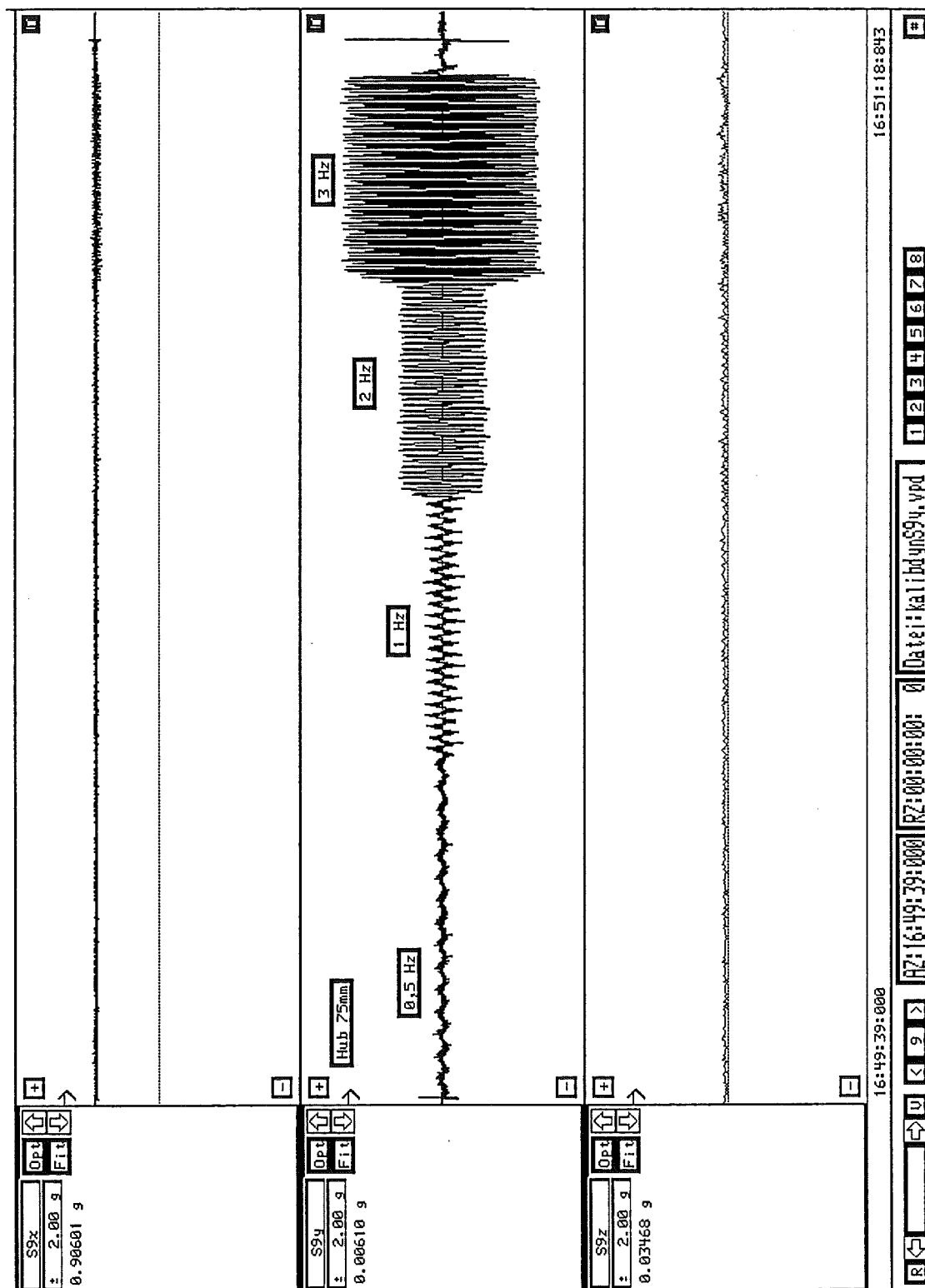




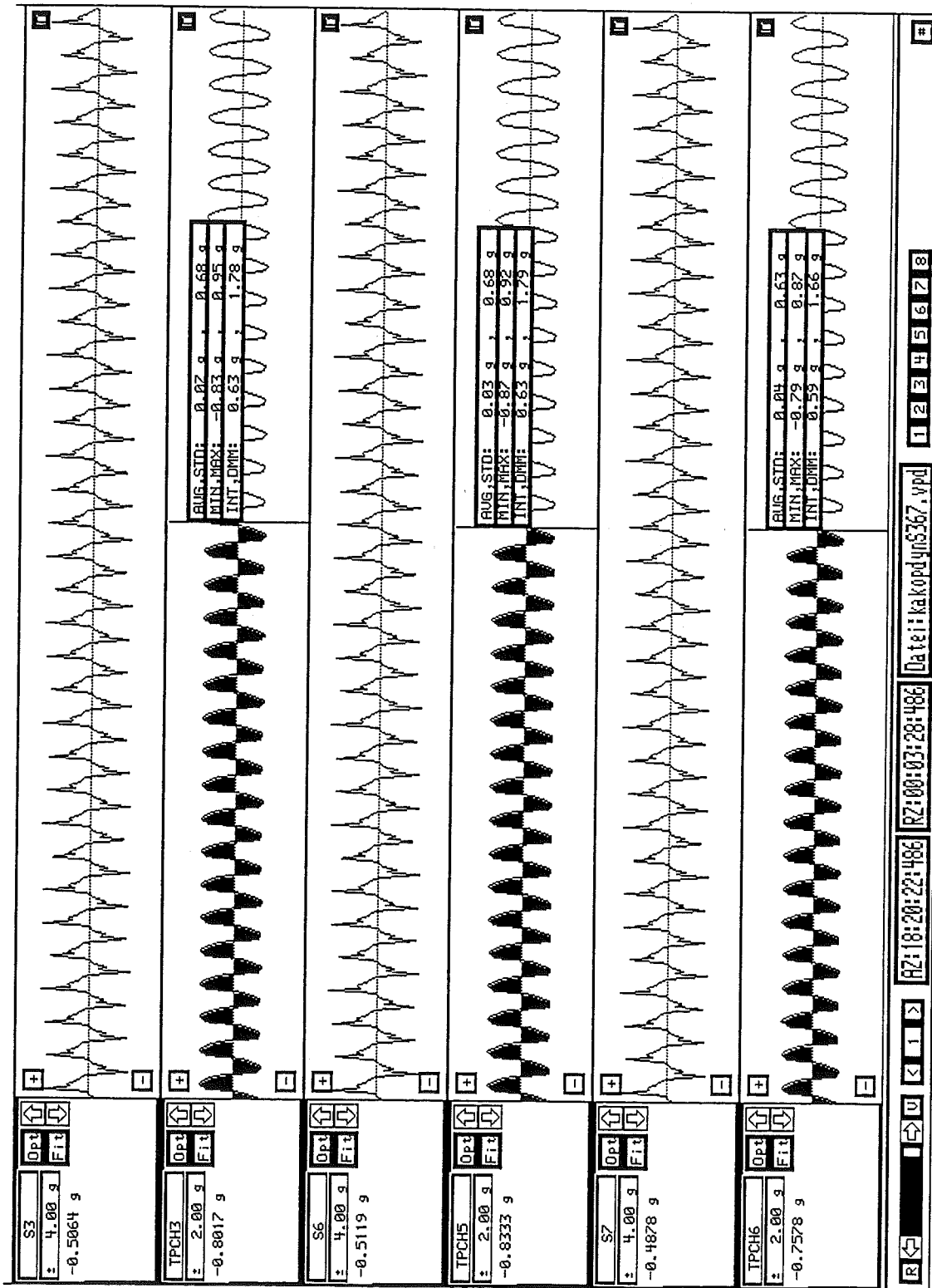
Treppenfunktion bei stufenweiser Inklination eines Sensors (0, 30, 60, 90, 120, 150, 180 Grad)



Dynamische Kontrolle eines Sensors (Weg 9 mm, 0.5 bis 5 Hz)



Dynamische Kontrolle eines Sensors (Weg 75 mm, 0.5 bis 3 Hz)



Dynamische Kontrolle von Sensoren: Auswertung nach Tiefpaß 20 Hz

Automatic accelerometer detection of posture and motion: A validation study

Friedrich Foerster, Manfred Smeja, and Jochen Fahrenberg

Forschungsgruppe Psychophysiologie, Universität Freiburg, Germany

This research was supported by the Deutsche Forschungsgemeinschaft Fa 54/14
We thank Marcus Cheetham for improving the English version of this article.

Abstract

The suitable placement of a small number of calibrated piezoresistive accelerometer devices may suffice to reliably assess certain postures and motions. Such findings obtained in a previous investigation led to the further development of this methodology. Recordings were made of 24 participants according to a standard protocol consisting of nine postures/motions (repeated once) that provided reference patterns. The recordings were continued outside the laboratory. A participant observer provided a segmentation and classification of postures and motions accordingly. Four sensor placements (sternum, wrist, thigh, lower leg) were used. The findings indicated that the detection of posture and motion based on accelerometry is highly reliable. The correlation between behavior observation and kinematic analysis (validity) was satisfactory, although discrepancies existed in some participants regarding specific motions. Continuous recording and the automatic detection of posture and motion can be generally useful in ambulatory monitoring and behavior assessment.

Keywords: Ambulatory monitoring, Accelerometer, Movement, Physical activity, Posture

The assessment of posture and motion is an essential issue in ambulatory monitoring since physiological responses, for example changes in heart rate or blood pressure, may be due to changes in body position and physical activity. Continuous 24-hr recordings of posture and motion can be generally useful in behavior assessment.

Multichannel accelerometry using calibrated devices appears to have important advantages as compared to conventional methods, i.e. recording the electromyogram (EMG) or recording the output from non-calibrated accelerometer devices (cf. Fahrenberg, Müller, Foerster, & Smeja, 1996; Patterson, Krantz, Montgomery, Deuster, Hedges, & Nebel, 1993; Tuomisto, Johnston, & Schmidt, 1996). The wide bandwidth of piezoresistive accelerometers which became available recently have made it possible to develop a new methodology of kinematic analysis. The slow component (direct current (DC) component, i.e. signal output < 0.5 Hz) allows for assessment of slow motion and change in position in relation to the gravitational axis; the alternating current (AC) component, calibrated in g, represents acceleration along the sensitive axis of the device. The use of a separate body position sensor system is unnecessary (Fahrenberg, Foerster, Müller & Smeja, 1997; Jain, Martens, Mutz, Weiß, & Stephan, 1996; Martens, 1994; Veltink & van Lummel, 1994).

This new methodology was used in a previous study to evaluate reliabilities and the discrimination between positions and motions. Recordings were made of 26 participants for eight conditions: sitting, standing, lying supine, sitting and typing on a PC keyboard, walking, climbing stairs, walking downstairs, and cycling. This procedure was repeated in reversed order. A classification of physical activities according to the eight conditions (first trial) and based on four

parameters, that is, DC-components trunk, thigh, lower leg and AC-component trunk, was correct in almost 100 % of patterns, when applied to the second trial (Fahrenberg et al., 1997).

These findings speak for the tentative extension of this methodology from the semi-natural conditions as used in our laboratory, to daily life, i.e., assessment of posture and motion during ambulatory monitoring. The present study, thus, was designed as an extension and, moreover, as a validation study. Are the findings of automatic detection of posture and motion consistent with behavior observation? A standard protocol was obtained, again, in the laboratory as a reference (calibration). Then the participant continued his daily activities outside the laboratory. He returned later to the laboratory so that the standard protocol could be repeated. This design allowed for the estimation retest reliability.

The correlation between behavior observation and kinematic analysis was the main issue. Discrepancies between methods, for example, regarding certain types of motion, may lead to further refinement of automatic detection procedures. Bussmann, Veltink, Martens, and Stam (1994) who conducted a similar study made use of video analysis to record the actual behavior. We preferred behavior observation by a participant observer instead. Video analysis is very time-consuming and the video recording itself may produce unwanted variance due to irritation and social interaction when performed outside the laboratory.

Since the recordings and the division of DC and AC components were made as previously (cf. Fahrenberg et al., 1997) a rather short account may suffice here. There was, however, one noteworthy exception. The sensor that previously had been placed at the regio infraclavicularis was now placed at the sternum in order to reduce [side] effects caused by arm movements. Two further channels, speech activity and vertical movement of the head, were included to explore the potential advantages in objectively assessing phases of conversation during ambulatory monitoring.

The findings of the present method study should contribute to further development and application of this new methodology.

Method

Participants

In this study, 24 male university students (age range = 21-34 years, M = 26 years) served as paid voluntary participants. The participants were told that the study would investigate various measures to assess physical activity and gave informed consent.

Apparatus

The Vitaport 2 (Vitaport EDV Systeme GmbH, Erftstadt, Germany) was used for the multichannel recording. Vitaport 2 is a general purpose digital recorder/analyzer (32 bit microprocessor, 16 MHz) with minimized dimensions and power consumption designed for prolonged ambulatory recording. It weighs 700 g. The recorder is carried in a padded bag worn on a belt around the waist. The universal module includes eight analog input channels (16 kHz at 12 bit A/D), with software programmable amplifier gain, high pass and low pass filter. Storage is available on 16 MByte RAM and 131 MByte Disk. The postprocessing is carried out with Vitagraph Software or add-on analysis programs developed by the user (Jain et al., 1996).

Procedure and Methods

The participants chose from among a 9 a.m., 11 a.m., or 2 p.m. appointment.

Four sensors were placed:

- Sternum
Frontal aspect, about 5 cm below the jugulum.
- Wrist (preferred hand)
Dorsum of the wrist distal from the m. extensor carpi ulnaris.

- Thigh (preferred leg)
Frontal aspect of thigh, distal from m. rectus femoris.
- Lower leg (preferred leg)
Frontal aspect of the tibia about 15 cm distal from the patella.

The sensors were fastened with Velcro bands and, additionally, the flexible cables were fixed to the skin with adhesive medical tape, all connections leading centripetally to the trunk (Vitaport recorder). The sensitive axis of the sensors was (roughly) perpendicular to the surface, that is, to the frontal aspect of the sternum, dorsum of the lower arm segment, frontal aspect of thigh, and lower leg segment, respectively. Furthermore, a sensor was fastened between left ear and mastoid to detect vertical movements of the head. A small throat micro (condensor microphone, Rimkus Medizintechnik, Riemerling, Germany) was fixed at the left aspect of the larynx. The output was amplified and filtered (HP 300 Hz, LP 1000 Hz), rectified and smoothed (time constant = 7 ms). Heart rate was obtained by an electrocardiogram from modified Nehb anterior leads.

After electrodes and sensors were attached and checked, the following conditions were used in a fixed order:

- Sitting (duration 60 s).
- Standing (duration 60 s).
- Lying supine (duration 60 s).
- Sitting and talking (duration 60 s).
- Sitting and operating PC keyboard (duration 60 s).
- Walking (duration 60 s).
- Stairs up (duration about 40 s); participants were asked to climb stairs (60 steps) in the laboratory building at their usual speed.
- Stairs down (duration about 40 s).
- Cycling (duration about 40 s); participants rode a bicycle around the block.

The protocol was obtained twice, at the beginning of the recordings and after returning to the laboratory. The participants (and the participant observer, M.S.) spent about 50 minutes outside the laboratory and engaged in various activities, whereby the observer suggested some kinds of activities in order to obtain a wide range of postures and motions (e.g., upstairs, downstairs, sitting and lying). However, the participants were relatively free to choose certain settings, for example coffeshop, cafeteria, library, reading a newspaper, conversation, etc. Behaviors were recorded as precisely as possible using a prepared form and stop-watch. A time resolution of at least three seconds was achieved throughout and a segmentation was provided accordingly, without knowledge of the kinematic analyses.

Accelerometry

The four sensors (IC Sensor Model 3031) were piezoresistive, lightweight, wide bandwidth (that is, DC and AC response) devices with high sensitivity ~ 1 mV/g (standard range ± 2 g), an accuracy typically of ± 0.2 %, and practically linear frequency response characteristically up to the kHz range. The sensor (supplied by Vitaport, Becker Ingenieurbüro, Karlsruhe, Germany), mounted 20 x 20 x 2 mm, mass 4 g, was provided with offset compensation and temperature drift compensation.

The sensors were calibrated by measuring the signal under controlled inclination, that is, by rotating the sensor providing a signal output corresponding to + 1 g and - 1 g (the gravitational constant). The DC output is zero when the sensitive axis is parallel to the gravitational axis. The recordings were obtained with a 16 Hz sampling rate (low pass filtering at 12 Hz).

Data analysis

DC and AC components of the raw signal were separated by means of a digitally simulated resistance-capacitance circuit, corresponding to conventional analog filtering, with a cut-off frequency at 0.5 Hz (3 dB). DC components and AC components (absolute values) from the raw signals were averaged across data points for each condition and monitoring segment (cf. Fahrenberg et al., 1997; Figure 2).

The classification of data segments is based on L_1 distances (see e.g. Bock, 1974; p.39):

$$d_{j_1 j_2} = \sum_{i=1 \dots nv} |x_{ij_1} - x_{ij_2}|$$

$d_{j_1 j_2}$ was the L_1 distance between two conditions j_1 and j_2 with $i = 1 \dots nv$ variables,

x_{ij_1} and x_{ij_2} were the measures for variable i in condition j_1 and j_2 .

The nv variables, which were suitably normalized, constitute a nv -dimensional space. Normalization was necessitated due to different scaling of the variables. For the normalization factor, the average L_1 distance of a variable i between all pairs of the standard protocol conditions was used:

$$s_i = \sum_{j_1=2 \dots ns} \sum_{j_2 < j_1} |x_{ij_1} - x_{ij_2}| / [ns(ns-1)/2],$$

ns = number of standard protocol conditions.

The standard protocol conditions represent fixed points in this space. A certain data segment was labeled according to the standard protocol condition that had had the smallest L_1 distance.

Recordings from sensor placements at the sternum, wrist, thigh, and lower leg (DC and AC components) as well as of speech activity (AC component) were used for classifications. DC components were weighted by factor 2 to account for the substantial contribution of posture in detecting various motions.

To examine the reliability of detection, patterns obtained from the standard protocol in the second trial were classified. The percentage of correct classifications for the 24 participants \times 9 conditions was noted. Each ambulatory monitoring segment of at least 20 s duration was classified and stored together with the "true" (observed) activity noted by the participant observer.

Results

Substantial differences exist – according to the type of physical activity – between conditions concerning the accelerometer DC and AC components and throat micro raw signal. Retest reliabilities differ in magnitude. About 60 % of the accelerometer DC and AC variables attain r_{tt} in the range of .80 to .99. The reliabilities for certain conditions were obviously dependent on the amount of variance present. For example, the DC components (posture) sternum, wrist, thigh, lower leg, and head during walking had different r_{tt} values .95, .41, .69, .98, and .97 compared to sitting, .73, .33, .99, .35, and .94; the reliabilities for corresponding AC components were .99, .96, .98, .98, and .97 for walking and .62, .25, .43, .67, and .50 for sitting.

The automatic detection of posture and motions was highly reliable when the method was applied to the recordings obtained for the nine conditions of the second standard protocol. Only 4 % misclassifications (9 out of 216) were noticed (see Table 1). These misclassifications occurred due to an insufficient discrimination between walking and walking downstairs (5 cases), between the three sitting conditions (3 cases), and between walking and walking upstairs (1 case).

A comparison of the means of the conditions between the first and second trial revealed highly significant differences ($p < .01$), mainly in the AC components during walking and walking downstairs and, concerning each of the five sensor positions, a higher level of activity during the second trial. This finding may indicate that participants increased speed of movement toward the end of the recording session, although the t -tests for dependent measures applied here were problematic in some instances due to small variances.

Concerning ambulatory monitoring the automatic detection of posture and motions was based on a total of 466 segments with a duration of 20 s or more. Incorrectly classified segments were observed in 155, i.e., 33 % of segments (see Table 1)

The cross-classification of observed and automatically detected postures and motions indicated that discrimination was especially difficult regarding walking and walking downstairs and between the three conditions of sitting, sitting and talking, and sitting and operating the PC keyboard (see Table 2). Accordingly, the set of the observed conditions was reduced to six classes instead of nine classes. When this classification was applied, the percentage of incorrectly detected postures and motions shrank: 46 out of 466, i.e., 10 %; however, it became evident that this result was mainly due to four participants (#6, 9, 10, and 24). Elimination of these participants reduced the percentage of incorrectly classified conditions to 5 % (20 out of 401).

Further analyses of discrepancies revealed that eliminating segments shorter than 40 seconds decreased the percentage of incorrectly classified segments to 69 of 362, i.e., 19 %. The reduction from nine classes to six classes (see above) led to 18, i.e., 5 %, misclassifications.

Discussion

The previous investigation (Fahrenberg et al., 1997) showed that the new methodology, which was based on calibrated sensors, AC/DC-division of the accelerometer signal, and on a stepwise discriminatory analysis of recordings, proved successful in detecting posture and motions for laboratory-based recordings. The protocol consisted of a rather standardized sequence of physical activities, although the participants' pattern of movement was not restricted. The findings obtained in the present investigation, again, indicated the high retest reliability.

As expected, it was more difficult to detect postures and motions during ambulatory monitoring outside the laboratory building, where behavior observation was carried out in order to obtain an objective reference. The strategy for detecting behaviors, which used DC and AC components from four sensors and speech activity, and incorporated standardization and weights, was satisfactory for the majority of participants and conditions. The percentage of correctly classified segments increased slightly when segments with a duration of at least 40 s were analyzed. However, in a number of participants, the discrimination of, in particular, the three conditions of sitting and the conditions of walking downstairs and walking was not reliable.

Speech activity, although a promising parameter in behavior assessment, appeared to be less valid in the present study. The evaluation of the speech parameter was affected by the empirical distribution of activities: The condition "sitting and talking" was less often observed than expected and talking also occurred during other conditions. Since speech activity was not a continuous signal, the averaging across segments should be replaced by more appropriate techniques of data analysis.

An investigation using a basically similar methodology was published by Bussmann et al. (1994). Recordings from four healthy participants and four amputees followed a protocol that included lying, standing, sitting, and dynamic conditions (i.e., a number of functional activities in a semi-natural setting). The correlation between video analysis and accelerometry (two sensors at the sternum perpendicular to each other for tangential and radial direction, and one sensor placed at the upper leg) was reported to be high (range of 80 to 99 % for postures and 73 % for dynamic activity).

From the present investigation, it can be concluded that this methodology is suited to the automatic detection of a variety of motion patterns in the natural setting, provided that the individual's basic patterns are previously assessed under laboratory conditions as a reference. The outcome of the present validation study serves to encourage the further development of this methodology.

Table 1. Detection of posture and motion by accelerometry.

Participant	Standard Protocol	Monitoring outside Laboratory		
	Number of incorrectly classified (out of 9) in second trial	Total number of segments	Incorrectly classified referring to	
			9 patterns	6 patterns
1	0	12	5	0
2	0	16	7	0
3	0	16	6	0
4	1	17	3	1
5	1	15	3	2
6	1	15	11	7
7	0	20	10	0
8	0	26	8	3
9	0	13	6	5
10	2	17	6	5
11	0	21	2	0
12	1	22	11	1
13	0	11	2	2
14	0	21	11	2
15	0	24	8	3
16	0	22	1	0
17	0	20	6	2
18	0	24	1	0
19	1	23	10	0
20	1	29	15	1
21	0	20	3	1
22	0	19	2	1
23	0	23	5	1
24	1	20	13	9
Total	9 (~4 per cent)	466	155 (~33 per cent)	46 (~10 per cent)

Note: The standard protocol comprises nine conditions: Sitting, Standing, Lying, Sitting/Talking, Sitting/Operating PC, Walking, Stairs up, Stairs down, Cycling. These patterns were used as a reference in detection of posture and motion in daily activities.

The number of incorrectly classified segments were denoted referring to these 9 patterns and, also referring to a reduced set of 6 classes whereby Sitting, Sitting/Talking and Sitting/Operating keyboard were grouped together and Walking and Downstairs as well.

There are several aspects where methodological refinement may be achieved. These are the use of twoaxial or threeaxial instead of uniaxial sensors and the selection of sensor placements that are, perhaps, more suitable; these refinements may assist in achieving comparable results with only three channels. Another suggestion would be the registration of further channels. In the present study, a more reliable discrimination between walking/walking downstairs could have been attained by the inclusion of heart rate as a predictor. The average heart rates (standard protocol) were 89 and 103 bpm for the task of walking and walking downstairs.

Inspection of certain discrepancies between observed and detected conditions revealed a number of issues that, hopefully, may be resolved by further methodological refinement. Some participants obviously behaved less naturally under laboratory conditions, exhibiting, for example, somewhat restricted (inhibited) movement during the laboratory test of walking as compared to freely moving outside. On the other hand, lying supine under the field condition was more variable than in the laboratory. For some participants, the DC components from thigh and lower leg indicated that the legs were not in a horizontal position. Accordingly, the discrimination between lying and sitting was more difficult. A few misclassifications regarding standing and walking were also noteworthy (see Table 2); however, the reliability of the observation may be lower in some of these instances because segments were rather short in duration.

Preliminary findings indicated, furthermore, that speech activity recorded by throat micro and vertical movement of the head (nodding) permitted, in some participants at least, the assessment of talking to others because a systematic alternation between speech and nodding during the casual conversation was evident. Thus, multichannel ambulatory recordings appear to lend themselves to behavior measurement in natural settings. Further research in this direction including simultaneous recordings obtained from the interacting person is planned.

Appropriate reservations should be made as to the generalizability of this methodology. Placement of sensors and selection of variables will basically depend on the question to be researched. In patients with Parkinson's disease, for example, a sensor placed at the dorsal aspect of the hand and two sensors attached to the sternum and thigh may suffice to assess tremor activity and posture. The methodology developed here appears to be suited for a large range of applications, because it can be adapted easily: a set of reference patterns is to be obtained for each individual and, as well, for each of the specific postures and motions which are relevant to the investigation.

A behavior protocol based on multichannel recordings and data reduction using the methodology developed here is depicted in Figure 1. Our intention is to obtain objective data on posture and motion as necessary contextual information in the evaluation of ambulatory recordings of finger blood pressure with the Portapres 2 system. Appropriate procedures for the segmentation of such records and for statistical analysis have yet to be worked out in the next step. It should be mentioned that a variety of clinical field and workplace applications using calibrated accelerometry can be conceived. As Jain et al. (1996) and Veltink and van Lummel (1994) commented, accelerometer devices can be mounted at various segments of the body. A wide variety of practical applications is, thus, made possible; for example, analysis of gait and walking frequency, or the recording of body rotation and motility during sleep.

At present we are investigating the tremor activity of patients with Parkinson's disease who are being assessed during performance of certain tasks, such as rest conditions, lifting a water-filled glass, or approaching a key-hole, and in the course of 24-hour ambulatory monitoring. In this project kinematic analysis, as applied here, is supplemented by joint time-frequency analysis as proposed by Martens (1994; cf. Jain et al., 1996). Such analyses seek to obtain continuous measurement of amplitude and frequency of tremor activity and to establish specific relationships within changes that occur in posture and motion. The obvious advantages of this methodology warrants further investigation of the validity and reliability of such assessments.

References

- Bock, H.H. (1974). *Automatische Klassifikation*. Göttingen: Vandenhoeck & Ruprecht, Germany.
- Busser, H.J. (1994). Using the piezoresistive accelerometer in posture and motion monitoring. In P.H. Veltink & R.C. van Lummel (Eds.), *Dynamic analysis using body fixed sensors. Second World Congress of Biomechanics. Amsterdam 1994* (pp. 107-109). The Hague, The Netherlands: McRoberts.
- Busmann, J.B.J., Veltink, P.H., Martens, W.L.J., & Stam, H.J. (1994). Activity monitoring with accelerometers. In P.H. Veltink & R.C. van Lummel (Eds.), *Dynamic analysis using body fixed sensors. Second World Congress of Biomechanics. Amsterdam 1994* (pp. 13-17). The Hague, The Netherlands: McRoberts.
- Fahrenberg, J., Müller, W., Foerster, F., & Smeja, M. (1996). A multi-channel investigation of physical activity. *Journal of Psychophysiology*, 10, 209-217.
- Fahrenberg, J., Foerster, F., Müller, W., & Smeja, M. (1997). Assessment of posture and motion by multi-channel piezoresistive accelerometer recordings. *Psychophysiology*, 34, 607-612.
- Jain, A., Martens, W.L.J., Mutz, G., Weiß, R.K., & Stephan, E. (1996). Towards a comprehensive technology for recording and analysis of multiple physiological parameters within their behavioral and environmental context. In J. Fahrenberg & M. Myrtek (Eds.), *Ambulatory assessment. Computer-assisted psychological and psychophysiological methods in monitoring and field studies* (pp. 215-235). Seattle, WA: Hogrefe & Huber.
- Martens, W.L.J. (1994). Exploring the information content and some applications of body mounted piezo-resistive accelerometers. In P.H. Veltink & R.C. van Lummel (Eds.), *Dynamic analysis using body fixed sensors. Second World Congress of Biomechanics. Amsterdam 1994* (pp. 9-12). The Hague, The Netherlands: McRoberts.
- Patterson, S.M., Krantz, D.S., Montgomery, L.C., Deuster, P.A., Hedges, S.M., & Nebel, L.E. (1993). Automated physical activity monitoring: Validation and comparison with physiological and self-report measures. *Psychophysiology*, 30, 296-305.
- Tuomisto, M.T., Johnston, D.W., & Schmidt, T.F.H. (1996). The ambulatory measurement of posture, thigh acceleration, and muscle tension and their relationship to heart rate. *Psychophysiology*, 33, 409-415.
- Veltink, P.H., & van Lummel, R.C. (Eds.) (1994). *Dynamic analysis using body fixed sensors. Second World Congress of Biomechanics. Amsterdam 1994*. The Hague, The Netherlands: McRoberts.

Table 2. Cross-classification of observed and detected postures and motions (N = 24).

Observed \ Detected	Lying	Sitting	Sitting/ Talking	Sitting/ Operating	Standing	Walking	Walking/ Downstairs	Walking/ Upstairs	Cycling	Total
Lying	16	0	0	0	0	0	0	0	0	16
Sitting	2	6	2	0	2	0	0	0	0	12
Sitting/ Talking	0	3	2	0	1	0	0	0	0	6
Sitting/ Operating	0	16	3	2	1	0	0	0	0	22
Standing	0	0	0	0	114	3	1	0	0	118
Walking	0	0	0	0	6	107	4	4	0	121
Walking/ Downstairs	0	0	0	0	2	80	26	1	0	108
Walking/ Upstairs	0	0	0	0	3	20	1	25	0	49
Cycling	0	0	0	0	0	0	0	0	13	13
Total	18	25	7	2	129	210	32	30	13	466

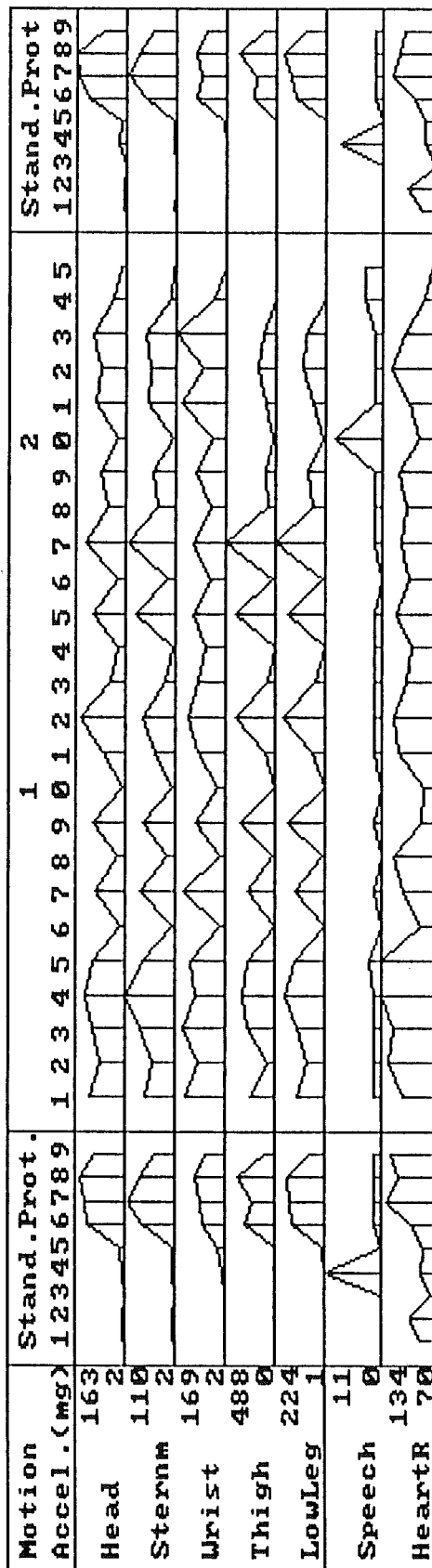
Note: The heavy lines indicate two classes of similar motions where the consistency is less satisfactory.

Figure Legend

Kinematic analysis of posture and motion based on calibrated accelerometry for Participant Number 16. The standard protocol (left-side) consisting of nine conditions was repeated once (right-side). In ambulatory monitoring, 30 segments (duration > 20 s) were obtained. Accelerometer recordings from sternum, wrist, thigh, and lower leg, were used for classification of posture and motions. The heavy dashes in the upper section represent change in posture and the polygons in the lower section indicate amount of physical activity (mg) and speech activity (relative units). Heart rate (bpm) was also included in this protocol as an indirect measure of physical activity, however, HR was not used at this stage for classification of patterns.

Kinematic Analysis: Posture and Motion (F.Foerster, Forschungsgruppe Psychophysiologie, Universitaet Freiburg i.Br.)			
Subject	16	Day	27. 8.1996
		Time	9:30:44 to 10:49:44
Multi-channel Accelerometry Universitaet Freiburg i.Br.)			

Posture	Stand.Prot. 123456789	Ambulatory Monitoring																		Stand.Prot 123456789
Lying	■																			■
Lbackward																				
Sitting	■ ■ ■			■			■													■ ■ ■
Lforward																				
Standing	■ ■ ■ ■																			■ ■ ■ ■



Joint amplitude and frequency analysis of tremor activity

Friedrich Foerster and Manfred Smeja

Forschungsgruppe Psychophysiologie
Psychologisches Institut der Universität Freiburg
Belfortstrasse 20, D-79085 Freiburg i. Br.

We thank Marcus Cheetham for improving the English manuscript. Supported by Deutsche Forschungsgemeinschaft Fa 54/14.

Abstract

Clinical tremor analysis mostly is used for the measurement of tremor frequency. The analysis is based on short segments of EMG recordings and on clinical ratings of tremor intensity. Accelerometry appears to have some practical advantages. The present study was concerned with the development of a methodology for assessing tremor activity using the three parameters, frequency (Hz), amplitude (milli-g), and occurrence of tremor (in per cent of time). These parameters were derived from joint amplitude frequency analysis of the calibrated accelerometer raw signal and from appropriate decision rules.

This methodology was used in connection with 27 patients with Parkinson's disease, to investigate the aforesaid parameters of tremor activity. Postural tremor had a higher occurrence time (right-hand only) and higher frequency (left-hand only) than resting tremor, however, the average amplitudes did not differ. The correlations between right-hand and left-hand measures were higher during postural tremor test. Frequency was not correlated to amplitude or occurrence time, however, moderate correlations did exist between amplitude and occurrence time. In addition to the assessment of tremor activity, multi-channel accelerometry may be used for the detection of posture and motion. Further applications of this methodology, for example, in 24 hr ambulatory monitoring of tremor, are discussed.

Keywords: Tremor; Accelerometry; Joint time-frequency analysis; Ambulatory monitoring

1. Introduction

The measurement of tremor activity, e.g., in Parkinson's Disease, is mostly confined to the special analysis of agonist-antagonist interaction, based on surface EMG-data (cf. Andreeva, Ivanova-Smolenskaya, Kandel & Khutorskaya, 1985; Bacher, Scholz & Diener, 1989). This methodology may assist in revealing basic electrophysiological mechanisms in burst patterns, however, obvious disadvantages exist; these may become especially evident in clinical investigations that involve repeated measurement designs and long-term recordings, e.g., 24 hour ambulatory recordings.

EMG recordings usually require the abrasion of the skin and application of an electrolyte. The properties of the skin-electrode system exhibit systematic and time-dependent changes. The processing of the raw signal requires making certain assumptions, e.g., about stationarity and filter settings, which may be questionable. Although surface EMG recordings can be calibrated, i.e., in micro Volts, this does not ensure a reliable comparison of the amplitude parameter of tremor activity in between-subjects and within-subject (repeated measurement) designs.

Accelerometry, on the other hand, appears to offer some advantages (e.g., Jankovic & Frost, 1981; Sälzer, 1972; Zimmermann, Deuschl, Hornig, Schulte-Mönting, Fuchs & Lücking, 1994). Furthermore, calibrated piezoresistive sensors have made it possible to develop a new methodology of kinematic analysis (cf. Veltink & van Lummel, 1994), for example in detecting posture and motion (Martens, 1994; Middelkoop, van Dam, Smilde-van den Doel & van Dijk, 1997; Fahrenberg, Foerster, Smeja & Müller, 1997; Fahrenberg, Müller, Foerster & Smeja, 1996).

Accelerometer devices can be easily placed on one or more segments of the body to obtain multi-channel recordings of tremor activity and, if desired, recordings of posture and motion at the same time. The sensor is fastened with adhesive medical tape without any appreciable discomfort to the patient. The accelerometer raw signal can be used in a joint amplitude frequency analysis to obtain amplitude (milli-g) and frequency (Hz) measures as well as a derived index of tremor occurrence (per cent of time). It should be noted that amplitude refers here to the actometer raw signal and, therefore, signifies acceleration (milli-g) and not the amplitude of movement (mm) which equals the second derivative of acceleration. Although there may be very few diagnostic situations where such amplitude values are helpful (Deuschl, Krack, Lauk & Timmer, 1996), the amplitude values are required in order to indicate the occurrence of tremor. Tremor parameters may be generally useful in therapy studies about the tremorolytic activity of anti-parkinson agents and in psychophysiological research on tremor-enhancing conditions and events like emotional upset.

The present paper deals with the methodology to assess tremor parameters based on accelerometry. Further issues include the covariation of tremor activity across the right and left-hand and the evaluation of tremor activity during certain tasks in the laboratory and during 24 hr ambulatory monitoring, respectively.

Besides the accelerometer devices on both hands, sensors were also placed at the thigh of the dominant leg and at the sternum. Thus, it was possible to detect posture and motion simultaneously and to evaluate relationships between such data and tremor parameters. A comprehensive account of such kinematic analysis was given in a previous article (Fahrenberg et al., 1997). Findings on tremor activity, its dependence on posture and time of day (e.g., day-night differences) obtained in 25 patients with Parkinson's Disease are reported elsewhere (Smeja, Foerster, Fuchs, Emmans, Hornig & Fahrenberg, submitted).

2. Methods

2.1 Data acquisition

Participants

The study took place at the Parkinson Klinik, Wolfach, Germany. N=27 (19 female and 8 male) patients were monitored ranging in age from 55 to 82 years, with a mean age of 69 years. All participants were diagnosed as idiopathic Parkinson patients. All patients exhibited tremor at rest and were classified at stages III to IV on the Hoehn and Yahr scale. The overall UPDRS score ranged from 10 to 99 points (mean 45.5 points). In all patients the tremor was unilaterally as well as bilaterally and distally distributed. The patients participated in a stationary rehabilitation program and, at the time of measurement, were all on anti-parkinsonism medication. Informed consent was obtained from each patient for the 24 hr monitoring.

Apparatus

The VITAPORT 2 (Vitaport EDV Systeme GmbH, Becker Ingenieurbüro, Karlsruhe, Germany) was used for the multi-channel recording. Vitaport 2 is a general purpose digital recorder/analyzer (32 bit microprocessor, 16 MHz) with minimized dimensions, weighing 700g, and a power consumption designed for prolonged ambulatory recording. The recorder is carried in a padded bag worn on a belt around the waist. The universal module includes eight analog input channels (16 kHz at 12 bit A/D) with software programmable amplifier gain, high pass, and low pass filter. Storage is available on 16 Mbytes RAM and 131 Mbytes Disk. The processing is handled by Vitagraph Software or by add-on analysis programs developed by the user (Jain, Martens, Mutz, Weiß & Stephan, 1996).

Sensors (IC Sensor Model 3031) were piezoresistive, lightweight, wide bandwidth, that is, DC and AC response, highly sensitive (standard range ± 2 g), typically accurate to ± 0.2 %, and had a practically linear frequency response characteristic up to the kHz range. Uni-axial sensors (Vitaport, Becker Ingenieurbüro, Karlsruhe, Germany) were mounted 20 x 20 x 2 mm, weight 4 g, sensitivity 1 mV/g, provided with offset compensation and temperature drift compensation. The sensors were calibrated by measuring the signal under controlled inclination, that is, by rotating the sensor thereby, providing a signal output corresponding to +1g and -1g (the gravitational constant). The recordings were obtained with a 16 Hz sampling rate.

Procedure

The recordings took place during the first week in which the patients were admitted to the rehabilitation center. The sensors were fastened with Velcro bands and, additionally, the flexible cables were fixed to the skin with adhesive medical tape: all connections leading centripetally to the trunk (Vitaport recorder). The sensitive axis of sensors was (roughly) perpendicular to the surface, that is, dorsum of both hands, frontal aspect of the sternum, and frontal aspect of thigh (5 cm above patella). After sensors were attached and checked a standard protocol, including a series of tasks, was obtained. Recordings were taken, patients sitting, during:

(1) Rest (120 s)

Forearm supported, pronation of hands, wrist and hands relaxed.

(2) Postural Tremor Test (120 s)

Forearm supported, hand and fingers outstretched.

Both tasks were repeated with distracting instruction, namely counting numbers backward, starting at 100. Subsequently, the 24 hr monitoring began. The patients could move unrestricted within the premise and vicinity of the rehabilitation center and they were instructed to adopt their usual course of daily life.

2.2 Data Analysis

Analysis of periodical signals is usually made by spectral analyses: a suitable signal interval is transformed into the frequency domain by a Fast Fourier Transform (FFT). Sampling rate and interval length determine the resulting spectrum. In order to detect fast variations in the spectrum, the analysed intervals must be selected in shorter and shorter intervals (then overlapping). Present day computers allow for a fast calculation of a FFT for each sampling point, that means, there is a spectrum available for each point of the time series. Whenever the spectra have only *one* frequency peak, the whole information content of the spectra is contained in this peak frequency and its amplitude. Thus, the original time series is transformed into two new time series describing the (actual) frequency and its amplitude. By suitable filtering of the original time series within a predefined frequency band, now, one or

more of such pairs of new time series can be calculated.¹ In the case of tremor, we expect, from the beginning, only one peak frequency in the band which is predefined by sampling rate (e.g., 16 Hz) and suitable interval length.

The program *Tremor* (Foerster) transforms a time series into an amplitude and a frequency time series in the following steps:

1. The DC component and the very slow frequencies were removed by exponential filtering (digitally simulated RC circuit) to reduce FFT rounding errors and errors due to uncertainties at the interval ends. This very fast filter employed the lower boundary of the user defined frequency band as cutoff. The frequency band used here was 2.0 to 7.0 Hz. In Figure 1a, a typical accelerometer signal is depicted. The signal has values between 0.4 g and 1.4 g and a DC-level of about 0.9 g. The DC-level is due to the rest position of the hand: spindles of high amplitude and short tremor intervals.
2. For each data point a FFT was calculated using an interval of s seconds counting backwards from this point with rectangle or Hanning window (optional); the interval length s determines the frequency steps in the spectrum (interval length s seconds leads to frequencies $1/s$ Hz, $2/s$ Hz, ...). In the present investigation, an interval length of 2 seconds was used, i.e., frequency steps of 0.5 Hz.
3. The actual spectrum was analyzed by searching for the greatest peak within the predefined frequency band. The peak frequency can be (quadratically) interpolated for higher accuracy.
4. Smoothing of the new frequency and amplitude time series: Due to uncertainties at the interval ends, time series contain slight periodic waves when the peak frequency is calculated as above; these can be easily eliminated by moving averages of the (known) periodic length. Figure 1b shows the respective frequency time series. Tremor spindles with high amplitude have frequencies with low variation, whereas the frequency estimation varies during low amplitude intervals. The amplitude time series in Figure 1c followed roughly an envelope of the raw signal with a time lag of about one second due to FFT analysis intervals used retrospectively (see also Figure 1f). Between 13 and 14 seconds the amplitude drops below the threshold which is marked with a dotted line.
5. In the decision procedure, the obtained time series were segmented and classified according to "tremor" and "no tremor", according to five criteria (actual values for the present tremor study in brackets):
 - peak frequency within the predefined frequency band (2-7 Hz);
 - the peak frequency should contain a certain portion of the total power (50%); this criterion makes sure that no other relevant peaks appear outside the predefined band; especially low frequency motion artifacts and high frequency environmental influences may lead to missing values;
 - the absolute peak amplitude (0.005 g); low amplitudes are seen to indicate absent or negligible tremor activity;
 - length of a tremor episode (1 s); very short activity intervals are considered rather as motion artifacts than as tremor spindles.

Data points which do not meet these criteria are designated as to missing data (see Figure 1d for frequency and 1e for amplitude);

6. For the tremor indicator calculated according to the criteria in (5), the time lag was estimated and removed (see Figure 1f).

The segment of tremor activity between 6 and 8 seconds was very short (Figure 1d and 1e). In accordance with the tremor spindle length criterion, these intervals were assigned to missing

¹ The demodulation of EEG signals into amplitude, frequency, and band width parameters was already suggested in the early 70's by Hjorth (1974; cf. also Denoth, 1974). Modern algorithms have been developed by Martens (Fast Time Frequency Transform, FTFT, 1993) and Qian and Chen (Joint Frequency and Time Analysis, JFTA; 1996).

data as can be seen in Figure 1f. The time lag due to FFT analysis intervals used retrospectively was incorporated with an interval length of two seconds, the center of the interval lying one second before the actual data point, i.e., the time lag was one second.

The program *Tremor* provides graphic output with up to four time series for each tremor signal:

- (1) the raw signal;
- (2) the frequency time series;
- (3) the amplitude time series;
- (4) the tremor indicator, which is 1 or 0.

For recordings that include multi-channel accelerometry in order to detect posture and motion, the raw signal, the DC, and the AC signal of further channels can be selected for graphical output. Furthermore, if trunk and thigh sensors are available, the posture index can be plotted as 1, 2, or 3 for lying, sitting, and standing, respectively.

Numerical output of each tremor signal within a given time interval is:

- occurrence of tremor, i.e., the relative length of "tremor yes" (tremor indicator =1) within the time interval (promill);
- average tremor frequency (1/100 Hz);
- average tremor intensity, i.e. tremor amplitude (milli-g).

For each non-tremor signal (e.g., posture), averages of intervals with and without tremor are stored.

The program *Tremor* actually runs on a SUN work-station, an adaptation to personal computer systems under Windows-95 will be available in 1998. Data analysis of a 24 hr recording of tremor activity in one channel required about six minutes computer time on a Pentium PC.

SAS programs (SAS Institute Inc.) were used for statistical analyses. In order to compare conditions (rest and postural tremor) and sensor locations (left-hand, right-hand) univariate tests for the repeated measurement design were applied. Correlations between the three variables, i.e., occurrence, frequency, and amplitude of the tremor, were obtained.

3. Results

3.1 Tremor parameters during rest and postural tremor test

The amount of variability present in all three tremor activity parameters is depicted in Table 1. A maximum amplitude (acceleration) of 1.2 g (averaged across 2 minutes of the postural tremor test) was found in one patient. However, the average amplitudes were roughly about 100 milli-g. Taking an arbitrary value of 20 milli-g as a cut-off, tremor appeared to be almost absent at rest, in 10 of the 27 patients, i.e., amplitudes were < 20 milli-g in both hands. In the postural tremor test, 9 patients had no obvious tremor. In both recording conditions, seven patients were without obvious tremor activity. Accordingly, the tremor occurrence parameter (Table 1) ranged from no tremor (relative time 0 %) to permanent tremor.

The range of tremor frequencies was larger than expected. Outliers in the frequency parameter, i.e., frequencies < 4.0 or > 6.0 Hz were mostly associated with lower amplitudes. Tremor frequency ranged from 3.66 to 6.58 Hz (patients with low amplitudes < 20 milli-g disregarded). Rest and postural tremor tests were compared in Table 2. During the postural tremor test, there was a slight tendency towards more tremor with higher frequencies and amplitudes in both hands, although differences were mostly not significant. The positive correlation coefficients (r up to .90) revealed that, in all three parameters, patients with a high tremor activity during rest will also exhibit such activity during the postural tremor test.

3.2 Comparing right and left-hand tremor parameters

Table 3 shows that there are no significant differences in sample means between right-hand and left-hand tremor activity. Occurrence and amplitude have significant, moderate to high, right hand-left hand correlations that are higher during postural tremor test (.56, .84) than during rest (.39, .40). Frequencies correlate during postural tremor test moderately (.53), however, the relationship is not significant during rest (-.16). This finding can be explained by a number of outliers with varied frequencies and low amplitudes (see patient 12, 13, 17, and 20, Table 1). When all frequencies with amplitudes less than 10 milli-g were disregarded the correlations between frequency parameters rise to .35 (N=9) and .60 (N=12) for rest and postural tremor test, respectively.

3.3 Correlations between parameters derived from the same sensor

The question whether the three variables are related is answered in Table 4. It is evident that tremor frequency was not correlated with tremor occurrence or tremor amplitude whereas the latter two variables show highly significant, moderate correlations with one another (.44 to .65).

4. Discussion

Accelerometry appears to have some practical advantages in measuring tremor activity (cf. also van Hilten, Dunnewold, van Dijk, Jacobi, Busser & van Lummel, 1994; Zimmermann et al., 1994). A methodology was developed here to assess tremor activity using the three parameters, frequency, amplitude, and occurrence of tremor in per cent of time. These parameters were derived by joint amplitude-frequency analysis of the accelerometer raw signal. The presence of tremor was detected according to certain decision rules about the threshold values of tremor amplitude and duration of activity. This methodology was used in an investigation of tremor activity in patients with Parkinson's disease.

Appropriate reservations should be made concerning the joint amplitude-frequency analysis. However, the method presented here appears to be adequate for time series which exhibit a dominant frequency as is known in the case of tremor. Further reservations should be made concerning some technical aspects. At present, a sampling rate of 16 Hz was used, having taken into account the storage capacity of the Vitaport system. However, a comparison between records with sampling rates at 16 Hz and 64 Hz showed that 16 Hz may suffice. It should be underlined that the sensors were uni-axial, i.e., the maximum sensitivity is perpendicular to the sensor position. A complete measurement of the tremor by accelerometers would require a three-dimensional registration. According to findings by Sälzer (1972), however, for a given hand position, an axis can be determined in which the tremor is greatest. Nonetheless, a comparison with recordings that use tri-axial sensors and different approaches in data analysis (e.g., Jankovic & Frost, 1981; Zimmermann et al., 1994) is desirable. At present, a new tri-axial piezoresistive sensor, which has become recently available, is being put to the test.

In practice it may be desirable to know the amplitude of the movement instead of the amplitude of the accelerometer signal. Such a post hoc conversion, i.e., milli-g to mm, is possible under the assumption that the underlying function is a simple sine function. Then, an estimation of movement amplitude can be obtained with the formula: movement amplitude (cm) = $981 \text{ s}^{-2} / 4 \pi^2 f^2$ (Hz): an acceleration of $\pm 1 \text{ g}$ corresponds to an amplitude of about 1 cm.

An obvious advantage of joint amplitude-frequency analysis was the assessment of tremor occurrence and of fluctuations in amplitude and frequency. The accelerometer raw signal amplitude should not be confused with the amplitude of actual movement. Although frequency

and amplitude of movement are not generally independent dimensions, no significant relationship was found here in the given range of tremor activity.

The symptom was rather stable, i.e., tremor parameters obtained during both conditions were highly correlated. However there was a non-significant tendency towards enhanced tremor activity with greater amplitude and higher frequency during postural tremor test as compared with rest tremor. No systematic differences were found between the two hands. Although most patients had a dominant tremor activity, either right or left-hand (see Table 1).

In the present study, some patients had rather low frequencies of tremor. According to Deuschl et al. (1996), these must be considered to be rare frequencies. However, accelerometry and joint amplitude-frequency analysis were methods especially suited to showing that tremor activity in Parkinson's disease includes a continuum of amplitudes and frequencies and of dynamic fluctuations.

About one fourth of the patients were without obvious tremor activity during the recordings although they had exhibited tremor previously. This is an essential issue in long-term recordings. 24 hr ambulatory assessment of tremor activity, furthermore, could reveal whether the symptom is related to posture and motion and behavioral activities (Smeja et al., submitted).

References

- ANDREEVA, Y.A., IVANOVA-SMOLENSKAYA, I.A., KANDEL, E.I. and KHUTORSKAYA, O.Y. Envelope EMG spectral analysis in the studies of physiological and pathological tremor. *EMG, Clinical Neurophysiology*, 25: 273-293. 1985.
- BACHER, M., SCHOLZ, E. and DIENER, H.C. 24 hour continuous quantification based on EMG recording. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 72: 176-183. 1989.
- DENOTH, F. Some general remarks on Hjorth's parameters used in EEG analysis. In: Dolce, G. and Künkel, H. (Eds). *CEAN. Computerized EEG analysis*. pp.9-18. Fischer. Stuttgart, Germany. 1974.
- DEUSCHL, G., KRACK, P., LAUK, M. and TIMMER, J. Clinical neurophysiology of tremor. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 13: 110-121. 1996.
- FAHRENBERG, J., MÜLLER, W., FOERSTER, F. and SMEJA, M. A multi-channel investigation of physical activity. *Journal of Psychophysiology*, 10: 209-217. 1996.
- FAHRENBERG, J., FOERSTER, F., SMEJA, M. and MÜLLER, W. Assessment of posture and motion by multi-channel piezoresistive accelerometer recordings. *Psychophysiology*, 34: 607-612. 1997.
- FOERSTER, F., SMEJA, M. and FAHRENBERG, J. Automatic detection of posture and motion: A validation study. *Psychophysiology*. (submitted) 1997.
- HJORTH, B. Time domain descriptors and their relation to a particular model for generation of EEG activity. In: Dolce, G. and Künkel, H. (Eds.). *CEAN. Computerized EEG analysis*. pp.3-8. Fischer. Stuttgart, Germany. 1974.
- JAIN, A., MARTENS, W.L.J., MUTZ, G., WEISS, R.K. and STEPHAN, E. Towards a comprehensive technology for recording and analysis of multiple physiological parameters within their behavioral and environmental context. In: Fahrenberg, J. and Myrtek, M. (Eds.). *Ambulatory assessment. Computer-assisted psychological and psychophysiological methods in monitoring and field studies*. pp. 215-235. Hogrefe & Huber. Seattle, WA. 1996.
- JANKOVIC, J. and FROST, J.D. Quantitative assessment of parkinsonian and essential tremor: clinical application of triaxial accelerometry. *Neurology*, 31: 1235-1240. 1981.

- MARTENS, W.L.J. (1993). *The fast time frequency transform (F.T.F.T.): a novel DSP time domain approach to the instantaneous spectrum*. Annual Meeting DSP Associates, Boston. 1993.
- MARTENS, W.L.J. Exploring the information content and some applications of body mounted piezo-resistive accelerometers. In: Veltink, P.H. and van Lummel, R.C. (Eds.). *Dynamic analysis using body fixed sensors. Second World Congress of Biomechanics. Amsterdam 1994*. pp. 9-12. McRoberts. The Hague, The Netherlands. 1994.
- MIDDELKOOP, H.A.M., VAN DAM, E.M., SMILDE-VAN DEN DOEL, D.A. and VAN DIJK, G. 45-hour continuous quintuple-site actimetry: Relations between trunk and limb movements and effects of circadian sleep-wake rhythmically. *Psychophysiology*, 34: 199-203. 1997.
- QIAN, S. and CHEN, D. *Joint time-frequency analysis. Methods and applications*. Prentice Hall. Upper Saddle River, N.J. 1996.
- SÄLZER, M. Three-dimensional tremor measurements of the hand. *Journal of Biomechanics*, 5: 217-221. 1972.
- SMEJA, M., FOERSTER, F., FUCHS, G., EMMANS, D., HORNIG, A. and FAHRENBERG, J. 24-hour recordings of tremor activity in Parkinson's disease by multi-channel accelerometry. (submitted) 1998.
- VAN HILTEN, J.J., DUNNEWOLD, R.J.W., VAN DIJK, J.G., JACOBI, C.E., BUSSER, H.J. and VAN LUMMEL, R.C. Quantitative assessment of posture in patients with Parkinson's disease. In: Veltink, P.H. and van Lummel, R.C. (Eds.). *Dynamic analysis using body fixed sensors. Second World Congress of Biomechanics. Amsterdam 1994*. pp. 19-21. McRoberts. The Hague, The Netherlands. 1994.
- VELTINK, P.H. and VAN LUMMEL, R.C. (Eds.). *Dynamic analysis using body fixed sensors. Second World Congress of Biomechanics. Amsterdam 1994*. McRoberts. The Hague, The Netherlands: 1994.
- ZIMMERMANN, R., DEUSCHL, G., HORNIG, A., SCHULTE-MÖNTING, J., FUCHS, G. and LÜCKING, C.H. Tremors in Parkinson's disease: Symptom analysis and rating. *Clinical Neuropharmacology*, 17: 303-314. 1994.

Table 1: Tremor activity parameters during Rest and Postural Tremor Test.

No	Rest						Postural Tremor Test					
	Right-Hand			Left-Hand			Right-Hand			Left-Hand		
	Frq (Hz)	RL (%)	Amp (milli-g)	Frq (Hz)	RL (%)	Amp (milli-g)	Frq (Hz)	RL (%)	Amp (milli-g)	Frq (Hz)	RL (%)	Amp (milli-g)
1	5.26	85.0	110.3	5.38	67.2	8.3	5.20	91.9	214.3	5.37	61.3	9.5
2	4.91	100.0	287.3	5.02	34.9	4.3	5.21	77.5	27.0	5.18	32.0	5.2
3	5.11	100.0	133.5	5.50	99.3	33.0	5.78	98.8	122.3	6.58	75.6	32.2
4	.	0.0	0.0	.	0.0	0.0	6.28	27.1	6.8	6.51	14.9	7.7
5	4.40	99.0	39.2	3.66	81.7	155.8	4.48	99.8	140.0	4.49	100.0	357.0
6	.	0.0	0.0	.	0.0	0.0	4.16	5.0	5.5	3.15	1.5	7.0
7	5.90	25.6	76.5	4.72	100.0	591.3	5.38	93.3	198.8	4.99	96.8	418.0
8	5.62	99.9	497.3	5.47	90.3	503.5	6.01	98.6	573.7	5.70	95.9	520.5
9	4.71	86.1	91.7	4.24	94.7	137.2	5.43	71.8	55.2	6.45	2.7	4.2
10	4.07	23.6	4.8	4.21	23.9	114.3	2.58	19.6	12.0	4.05	20.3	7.2
11	4.30	18.3	7.3	4.30	77.3	46.8	4.97	94.7	26.8	4.90	100.0	79.3
12	6.03	54.2	9.5	4.02	52.0	17.3	5.77	95.3	46.5	5.37	91.9	14.5
13	6.20	15.6	7.3	4.58	40.5	48.2	5.56	68.5	13.5	4.87	97.4	54.3
14	4.63	61.8	10.0	.	0.0	0.0	5.31	25.2	8.3	4.38	3.9	3.3
15	.	0.0	0.0	5.01	72.4	49.2	4.67	28.0	7.7	4.07	55.4	30.3
16	5.59	99.9	781.3	5.24	98.6	162.3	5.72	98.7	1224.8	5.30	98.5	635.7
17	3.67	56.0	33.3	5.21	19.2	11.2	5.08	94.7	115.0	6.16	46.5	27.2
18	.	0.0	0.0	4.62	99.8	124.2	6.36	1.6	8.0	5.12	98.7	112.5
19	2.91	8.2	11.3	.	0.0	0.0	3.72	57.4	10.2	.	0.0	0.0
20	2.47	4.4	3.7	6.13	1.2	1.0	5.76	29.7	8.3	5.75	17.6	5.0
21	4.79	93.1	223.2	4.60	52.1	18.8	2.35	9.2	5.2	5.32	7.7	3.2
22	5.44	2.6	1.0	5.48	65.8	18.8	5.53	54.5	12.0	5.82	71.4	36.0
23	5.06	14.9	7.0	5.07	99.6	39.5	5.79	92.7	72.0	5.56	90.8	31.3
24	.	0.0	0.0	6.51	1.3	1.3	5.85	50.5	10.8	6.56	7.4	3.7
25	4.13	18.5	10.3	4.48	53.5	21.5	4.47	98.1	69.5	4.61	80.8	19.0
26	4.59	2.3	1.5	.	0.0	0.0	.	0.0	0.0	.	0.0	0.0
27	5.52	46.2	7.3	.	0.0	0.0	4.88	19.6	9.0	5.23	97.8	48.3
Nval	22	27	27	21	27	27	26	27	27	25	27	27
Mean	4.78	41.3	87.2	4.93	49.1	78.1	5.09	59.3	111.2	5.26	54.3	91.6
Std.	0.95	39.9	178.9	0.70	39.4	145.2	1.00	36.8	251.6	0.86	40.4	173.3

Notes: No = number of participant, Frq = tremor frequency, RL = relative length (tremor occurrence), Amp = tremor amplitude; Nval = number of valid data, Mean = means of variables, Std. = standard deviations.

Table 2: Comparing Rest and Postural Tremor Test.

Variable	Nval	Means			Standard Deviations			Correlations	
		Rest	Postural	p	Rest	Postural	p	r	p
R-Hand RL	27	41.3	59.3	.022	39.9	36.8	.642	.48	.010
FR	21	4.79	5.00	.413	0.98	1.00	.867	.36	.096
AM	27	87.2	111.2	.296	178.9	251.6	<.001	.90	<.001
L-Hand RL	27	49.1	54.3	.418	39.4	40.4	.839	.66	<.001
FR	21	4.93	5.34	.008	0.70	0.73	.791	.57	.006
AM	27	78.1	91.6	.542	145.2	173.3	.173	.76	<.001

Notes: Nval = number of valid pairs; p = p-value; r = correlation coefficient; Rhand = right-hand, Lhand = left-hand; RL = relative tremor time (occurrence, %), FR = frequency (Hz), AM = amplitude (milli-g).

Table 3: Comparing Sensor Locations at Right and Left-Hand.

	<u>Nval</u>	<u>M e a n s</u>			<u>Correlations</u>	
Variable		Right-Hand	Left-Hand	p	r	p
<u>Rest</u>						
Relative Length (Occurrence, %)	27	41.3	49.1	.367	.39	.040
Frequency (Hz)	18	4.87	4.85	.905	-.16	.519
Amplitude (milli-g)	27	87.2	78.1	.782	.40	.036
<u>Postural Tremor Test</u>						
Relative Length (Occurrence, %)	27	59.3	54.3	.482	.56	.002
Frequency (Hz)	25	5.14	5.26	.526	.53	.006
Amplitude (milli-g)	27	111.2	91.6	.482	.84	<.001

Notes: Nval = number of valid pairs; p = p-value; r = correlation coefficient.

Table 4: Correlations between Tremor Occurrence (Relative Length), Frequency, and Amplitude.

	Tremor Occurrence/ Frequency		Tremor Occurrence/ Amplitude		Frequency/ Amplitude	
	r	p	r	p	r	p
<u>Rest</u>						
Right-Hand	.29	.187	.65	<.001	.31	.167
Left-Hand	-.33	.147	.53	.004	-.11	.642
<u>Postural Tremor Test</u>						
Right-Hand	.31	.129	.44	.023	.22	.275
Left-Hand	-.04	.846	.54	.004	-.04	.844

Notes: r = correlation coefficient, p = p-value.

Figure legends

Figure 1a

Accelerometer raw signal recorded from the dorsum of the left-hand: 14 seconds, signal calibrated in g (gravitational constant).

Figure 1b

Tremor *frequency* time series (*without* missing data criteria).

Figure 1c

Tremor *amplitude* time series (*without* missing data criteria). The amplitude threshold is marked with a dotted line.

Figure 1d

Tremor *frequency* time series (*with* missing data criteria). Missing data points were set to zero (lower margin of the plot).

Figure 1e

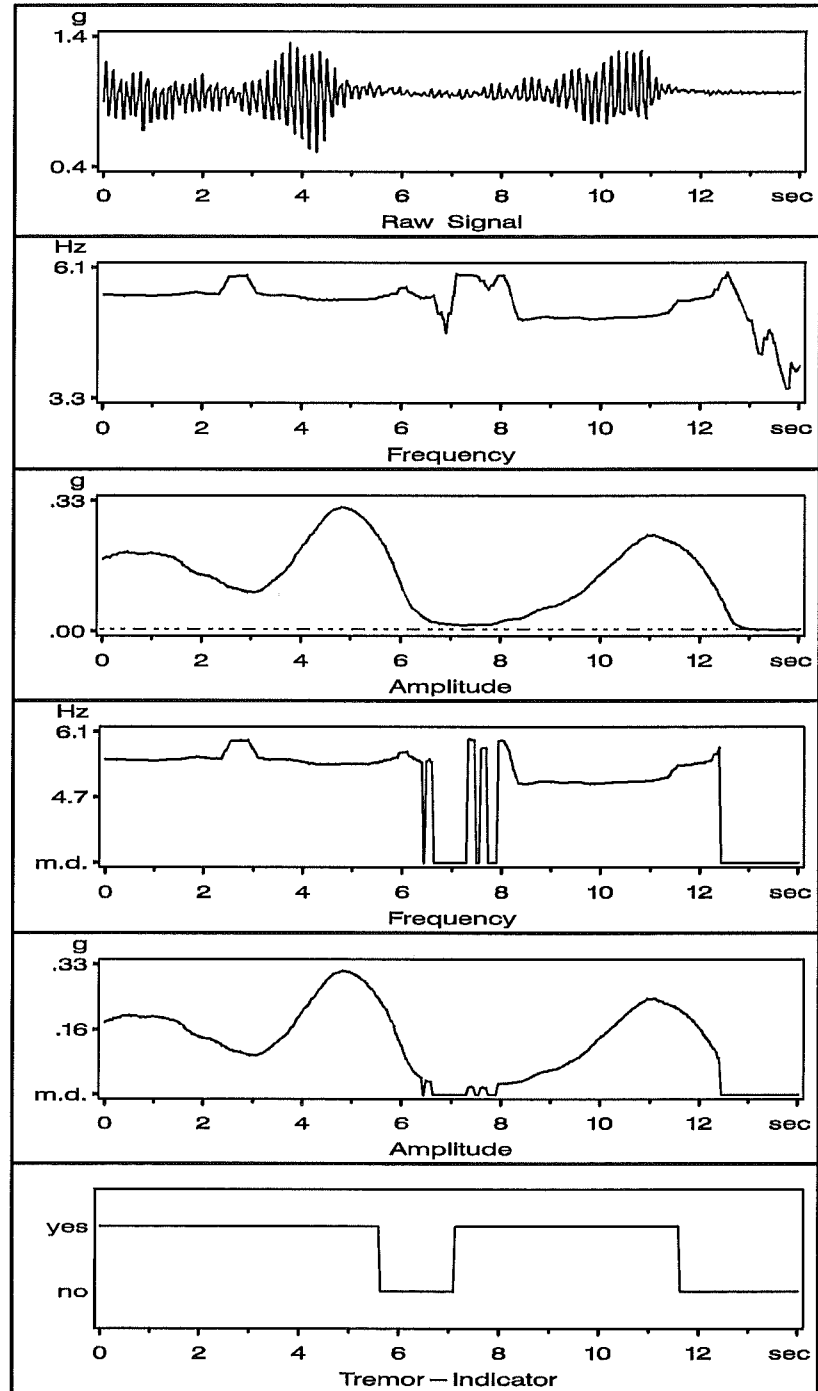
Tremor *amplitude* time series (*with* missing data criteria). Missing data points were set to zero (lower margin of the plot).

Figure 1f

Tremor indicator time series with codes "yes" if tremor is present and "no" if not.

Footnote 1:

The demodulation of EEG signals into amplitude, frequency, and band width parameters was already tried in the early 70's by Hjorth (1974, cf. also Denoth, 1974). Modern algorithms have been developed by Martens (Fast Time Frequency Transform, FTFT, 1993) and Qian and Chen (Joint Frequency and Time Analysis, JFTA, 1997).



24 hr assessment of tremor activity and posture in Parkinson's disease by multi-channel accelerometry

M Smeja¹, F Foerster¹, G Fuchs², D Emmans², A. Hornig² & J Fahrenberg¹

¹ Forschungsgruppe Psychophysiologie, Psychologisches Institut, Universität Freiburg i. Br., Belfortstrasse 20, D-79085 Freiburg

² Parkinson-Klinik Wolfach, Kreuzbergstrasse 12-16, D-77709 Wolfach

Abstract

A new method is described, which allows continuous quantification of tremor activity and posture on the basis of accelerometer recordings. The occurrence, amplitude and frequency of tremor were derived by joint amplitude-frequency analysis. In particular, the AC/DC components of multi-channel accelerometry from certain body segments allowed the detection of posture. Tremor activity, therefore, may be assessed outside the laboratory in daily life without impairing free movement. Long-term recordings provide representative data for the clinical evaluation of tremor activity, diurnal changes and, furthermore, relationships between tremor activity and posture and behavior.

Recordings were obtained from 27 patients with Parkinson's disease during rest condition and postural tremor test, both of which were repeated under distracting instruction, and during 24 hr ambulatory monitoring.

Key words: Tremor; Accelerometry; Joint time-frequency analysis; Ambulatory monitoring.

1. Introduction

The aim of the present study was to develop a practical method of assessing the tremor activity in patients with Parkinson's disease during standardized tasks and under conditions of daily life. Relevant tremor parameters were amplitude, frequency and occurrence in percent of time. Joint amplitude-frequency analysis was used to obtain such quantifications [1]. Furthermore, a recently developed methodology of kinematic analysis to detect posture and motion based on multi-channel accelerometry [2, 3] was applied to investigate relationships between tremor parameters and posture.

Despite much progress in quantitative tremor analysis, in most clinical studies tremor activity is measured for only a brief period of time during rest condition and during postural tremor test. However, the amplitude and the occurrence in percent of time exhibit significant fluctuations and diurnal changes, and, therefore, short-time recordings of tremor may not reflect a patient's disability [4, 5]. Patients with moderate tremor amplitude may be significantly disabled if their tremor is constant, whereas other patients may be disabled due to tremor that is only intermittently severe. Clinical studies on the course of tremor and appropriate medication necessitate repeated measurement designs that may include, besides standardized rest and postural tremor tests, long-term recordings. A 24 hr ambulatory monitoring, furthermore, would facilitate in investigating how

tremor activity is affected by change of posture, by time of day and night and, possibly, by emotional and behavioral events.

Ambulatory recordings of motor activity and day-to-day variability in patients with Parkinson's disease have been reported [6, 7] and the use of accelerometry has been suggested as a means to assessing tremor [8] and evaluating tremor, posture, and motion [9]. A method for long-term recordings of tremor was developed based on the EMG and the use of portable analog recorder devices [10-13]. However, EMG recordings appear to have some disadvantages as compared to multi-channel calibrated accelerometry. EMG recordings usually require abrasion of the skin and application of an electrolyte. Properties of the skin-electrode system will exhibit systematic and time-dependent changes. The processing of the raw signal requires certain assumptions, e.g., concerning stationarity and filter settings, which may be open to closer scrutiny. Although EMG recordings can be calibrated, i.e., in micro Volts, this does not ensure a reliable comparison of the amplitude parameter of tremor activity between-subjects and within subject (repeated measurement) designs. Such limitations may become especially evident in clinical investigations that involve repeated measurement designs and long-term recordings, e.g., 24 hour ambulatory recordings. It should be noted that amplitude issued here in reference to the actometer raw signal and, therefore, signifies acceleration (milli-g) and not the amplitude of movement (mm), which equals the second derivative of acceleration. Although there may be very few diagnostic situations where such amplitude values are helpful [14], the amplitude values are required to indicate the occurrence of tremor.

The development of this new methodology was presented in previous articles [1-3] so that a rather short description may suffice here. The present paper deals with the findings that were obtained from 27 patients. The leading questions were the feasibility of multi-channel accelerometry for assessing tremor parameters in long-term recordings and the evaluation of individual differences. Further issues included comparisons between right and left-hand, rest conditions and postural tremor test, effects of distraction, day-night differences and relationships between tremor activity and posture. Besides the accelerometer devices on both hands, sensors were also placed at the thigh of the dominant leg and at the sternum. Thus, it was possible to detect posture and motions simultaneously and to evaluate relationships between such data and tremor parameters.

2. Methods

2.1 Data acquisition

Participants

The study took place in the Parkinson Klinik, Wolfach, Germany. N=27 (19 female and 8 male) patients were monitored. They ranged in age from 55 to 82 years, with a mean age of 69 years. All participants were diagnosed as idiopathic Parkinson patients. All patients exhibited clinically visible tremor at rest and were classified at stages III to IV on the Hoehn and Yahr scale. The overall UPDRS score ranged from 10 to 99 points (mean 45.5 points). In all patients the tremor was unilaterally as well as bilaterally and distally distributed. The patients participated in a stationary rehabilitation program and all were on anti-parkinsonism medication. Informed consent was obtained from each patient for the 24 hr monitoring.

Apparatus

The VITAPORT 2 (Vitaport EDV Systeme GmbH, Becker Ingenieurbüro, Karlsruhe, Germany) was used for the multi-channel recording. Vitaport 2 is a general purpose digital recorder/analyzer (32 bit microprocessor, 16 MHz) with minimized dimensions and power consumption designed for prolonged ambulatory recording. It weighs 700 g. The recorder is carried in a padded bag worn on a belt around the waist. The universal module includes eight analog input channels (16 kHz at 12 bit A/D), with software programmable amplifier gain, high pass and low pass filter. Storage is available on 16 Mbytes RAM and 131 Mbytes Disk. The processing is handled by Vitagraph Software or add-on analysis programs developed by the user [15].

Sensors (IC Sensor Model 3031) were piezoresistive, lightweight, wide bandwidth, that is, DC and AC response, devices with high sensitivity (standard range ± 2 g), accuracy typically ± 0.2 %, practically linear frequency response characteristic up to the kHz range. Uniaxial sensors (Vitaport, Becker Ingenieurbüro, Karlsruhe, Germany) were mounted 20 x 20 x 2 mm, weight 4 g, sensitivity about 1 mV/g, provided with offset compensation and temperature drift compensation. The sensors were calibrated by measuring the signal under controlled inclination, that is, by rotating the sensor, thereby providing a signal output corresponding to +1g and -1g (the gravitational constant). The recordings were obtained with a 16 Hz sampling rate.

Procedure

The recordings took place during the first week in which the patients were admitted to the rehabilitation center. The sensors were fastened with Velcro bands and, additionally, the flexible cables were fixed to the skin with adhesive medical tape, all connections leading centripetally to the trunk (Vitaport recorder). The sensitive axis of sensors was (roughly) perpendicular to the surface, that is, dorsum of both hands, frontal aspect of the sternum, and frontal aspect of thigh (5 cm above patella, as shown in Figure 1). After sensors were attached and checked a standard protocol including a series of tasks was obtained. Recordings were taken, patients sitting, during:

(1) Rest (120 s)

Forearm supported, pronation of the hands, wrist and hands relaxed.

(2) Rest with Distraction (120 s). Rest as above but with distraction by counting numbers backwards starting at 100.

(3) Postural Tremor Test (120 s)

Forearm supported, hand and fingers outstretched.

(4) Postural Tremor Test with Distraction (120 s)

Subsequently, the 24 hr monitoring began. Recordings were obtained from 25 patients. The patients could move unrestricted within the premises and vicinity of the rehabilitation center and they were instructed to adopt their usual course of daily life. They were asked to maintain their habitual 24 hr pattern of activities. During the recording period, all subjects kept a log in which they recorded the time they went to sleep, the time of definitive awaking, any naps or specific events.

2.2 Data Analysis

The post-processing of the accelerometer recordings was handled by the software system *Tremor* (developed by F. Foerster) which transforms a time series into an amplitude and a frequency time series in the following steps.

(1): The DC component and very slow frequencies were removed by exponential filtering (digitally simulated RC circuit) to reduce FFT rounding errors and errors due to uncertainties at the interval ends. This very fast filter employed the lower boundary of the user defined frequency band as

cutoff. The frequency band used here was 2.0 to 7.0 Hz (see Figure 2a for the accelerometer raw signal).

(2): For each data point, a FFT was calculated using an interval of s seconds counting backwards from this point; the interval length s determines the frequency steps in the spectrum (interval length s seconds leads to frequencies $1/s$ Hz, $2/s$ Hz, ...). In the present investigation an interval length of 2 seconds was used, i.e., frequency steps of 0.5 Hz.

(3): The actual spectrum was analyzed by searching for the greatest peak within the predefined frequency band. The peak frequency can be (quadratically) interpolated for higher accuracy.

(4): Smoothing of the new frequency and amplitude time series: Due to uncertainties at the interval ends, time series contain slight periodic waves with the peak frequency calculated as above; these can be easily eliminated by moving averages of the (known) periodic length (see Figure 2b for the frequency and 2c for the amplitude).

(5): Decision procedure: the obtained time series were segmented and classified according to "tremor" or "no tremor" on the basis of five criteria (actual values for the present tremor study in brackets):

- peak frequency within the predefined frequency band (2-7 Hz);
- the peak frequency should contain a certain portion of the total power (50%); this criterion makes sure that no other relevant peaks appear outside the predefined band; especially low frequency motion artifacts and high frequency environmental influences may lead to missing values;
- the absolute peak amplitude (0.005 g); low amplitudes are regarded as representing absent or negligible tremor activity;
- length of a tremor episode (1 s); very short activity intervals are considered rather as motion artifacts than as tremor.

Data points which do not meet the criteria are classified as missing data (see Figure 2d for frequency and 1e for amplitude).

(6): For the tremor indicator calculated according to the criteria in (5), the time lag was estimated and removed (see Figure 2f).

The program *Tremor* provides graphic output with up to four time series for each tremor signal:

- (1) the raw signal;
- (2) the frequency time series;
- (3) the amplitude time series;
- (4) the tremor indicator which is 1 or 0.

For recordings that include multi-channel accelerometry in order to detect posture and motion, the raw signal, the DC, and the AC signal of further channels can be selected for graphical output. Furthermore, if trunk and thigh sensors are available, the posture index can be plotted as 1, 2, or 3 for lying, sitting, and standing, respectively.

Numerical output for each tremor signal within a given time interval was:

- occurrence of tremor, i.e., the relative length of "tremor yes" (tremor indicator =1) within the time interval (promill);
- average tremor frequency (1/100 Hz);
- average tremor intensity, i.e., tremor amplitude (milli-g).

For each non tremor signal (e.g., posture) averages of intervals with and without tremor are stored.

The program *Tremor* actually runs on a SUN workstation, an adaptation on personal computer systems under Windows-95 will be available in 1998. Data analysis of a 24 hr recording of tremor activity in one channel required about six minutes computer time on a Pentium PC.

SAS programs (SAS Institute Inc.) were used for statistical analyses. In order to compare conditions (e.g., rest and postural tremor) univariate tests for the repeated measurement design were applied.

3. Results

3.1 Tremor parameters during rest condition and postural tremor test.

The patients showed a remarkable variability in tremor amplitude and tremor occurrence during the 120 s rest period. Taking tremor amplitudes > 20 milli-g as an arbitrary criterion, tremor was present in 17 patients either for the right-hand or the left-hand. In 10 patients (9 patients for postural tremor test), the amplitudes were < 20 milli-g for both hands, i.e., tremor was almost absent. Tremor occurrence varied, as expected, between 0 and 100 percent of time.

During postural tremor test, there was a generally higher amplitude, frequency and occurrence time, however, such differences were statistically significant in tremor occurrence right-hand and frequency left-hand only. The between condition correlation coefficients were highly significant in accordance with the exception of tremor frequency right-hand (Table 1). The comparison of measures between right and the left-hand revealed no significant differences.

Table 1: Comparing Rest and Postural Tremor Test.

Variable	Nval	Means			Standard Deviations			Correlations	
		Rest	Postural	p	Rest	Postural	p	r	p
R-Hand RL	27	41.3	59.3	.022	39.9	36.8	.642	.48	.010
FR	21	4.79	5.00	.413	0.98	1.00	.867	.36	.096
AM	27	87.2	111.2	.296	178.9	251.6	<.001	.90	<.001
L-Hand RL	27	49.1	54.3	.418	39.4	40.4	.839	.66	<.001
FR	21	4.93	5.34	.008	0.70	0.73	.791	.57	.006
AM	27	78.1	91.6	.542	145.2	173.3	.173	.76	<.001

Notes: Nval = number of valid pairs; p = p-value; r = correlation coefficient; R-hand = right-hand, L-hand = left-hand; RL = relative tremor time (occurrence, %), FR = frequency (Hz), AM = amplitude (milli-g).

Distraction caused a substantial increase in tremor amplitude and occurrence time and the t-Tests were significant in several instances. This holds true for the rest condition as well as for the postural tremor test. Tremor frequencies showed no obvious changes when patients were distracted by counting numbers backward (see Table 2).

3.2 Twenty-four hour monitoring

The diurnal changes in tremor activity of 25 patients are depicted in Figure 3. Findings indicated substantial changes in tremor amplitude and tremor occurrence and a comparatively small variability in tremor frequency between 4 and 5 Hz. A low level of tremor activity during the night, increasing activity in the morning, a maximum between 2 p.m. and 4 p.m., and a marked decrease

Table 2: The effect of distraction on tremor activity

Variable		Nval	Means			Standard Deviations			Correlations	
			without distraction	with distraction	p	without distraction	with distraction	p	r	p
Rest conditions										
R-Hand	RL	27	414.67	723.65	<.001	397.72	308.98	.132	.56	.002
	FR	23	457.69	493.50	.160	136.44	56.79	<.001	.49	.016
	AM	26	90.66	237.69	<.001	181.56	242.31	.067	.65	<.001
L-Hand	RL	27	490.71	627.43	.043	393.93	356.08	.541	.59	.001
	FR	20	484.62	496.26	.427	60.92	49.16	.342	.35	.126
	AM	27	78.08	103.62	.290	145.15	124.54	.351	.59	.001
Postural Tremor test										
R-Hand	RL	27	598.46	738.68	.022	359.68	296.09	.236	.58	.001
	FR	26	490.80	513.80	.363	141.09	49.24	<.001	.46	.015
	AM	27	111.90	212.57	.008	251.35	324.80	.029	.82	<.001
L-Hand	RL	27	543.20	678.27	.033	404.28	384.77	.735	.68	<.001
	FR	25	525.89	507.96	.275	85.65	116.95	.035	.72	<.001
	AM	27	91.56	192.40	.006	173.31	293.74	<.001	.84	<.001

Notes: Nval = number of valid pairs; p = p-value; r = correlation coefficient; R-Hand = right-hand, L-Hand = left hand; RL = relative tremor time (occurrence, promill), FR = frequency (Hz x 100), AM = amplitude (milli-g).

in the evening after 8 p.m. were evident. The recordings from the right and the left-hand follow roughly the same pattern, and, as expected, the recordings from the thigh too, although on a lower level of activity.

In one patient, the recording could be repeated three weeks after the initial assessment. The tremor activity was significantly reduced. The over all occurrence of tremor decreased from 22 to 11 percent of time and the amplitude decreased from 68 to 53 milli-g in the right-hand and from 45 to 30 milli-g in the left-hand. However, the time series revealed a notable exception to this over all relief of symptoms between 8 p.m. and 10 p.m. in the evening (see Figure 4). The patient reported that at that time she had been emotionally upset by a TV program.

Posture was detected by referring to the DC-component of the sensors placed at the sternum and the thigh that indicated whether trunk and thigh were in vertical or horizontal position. On the average, patients were sitting 496 minutes (SD = 138) during daytime, lying 116 minutes (SD = 84) and exhibited other patterns, like standing or walking, 270 minutes (SD = 112). Depending on posture, i.e., lying, sitting, or "other", a highly significant difference in tremor activity was evident (Figure 5). This finding holds true for amplitude and occurrence time, as well as for all sensor placements: right-hand, left-hand, trunk, and thigh. Findings indicated a tremor activity in 17.5

percent of the time, when patients were sitting, and only in about 10 percent, when standing. Again, tremor frequency (not shown in the figure) remained rather stable.

The duration of nightly rest was obtained from the patient's log on activities, rest, and sleep. However, it was obvious from the recordings that not all of the patients spent the night in a horizontal position because longer intervals in other positions, like sitting, sitting but leaning backwards or standing, occurred. Highly significant differences between daytime and nighttime recordings existed in time of occurrence and amplitude (Figure 5). The tremor occurrence in both hands is reduced from about 20 percent to about 5 percent of time and the mean amplitude from about 60 to 10 milli-g. Such day/night differences were present for all sensor placements.

The time series of tremor activity, which were available for each patient, revealed individual differences in symptom manifestation. During the night, tremor activity of 20 patients was almost absent (i.e., occurrence was below five percent of time) for a couple of hours at least (in one patient only for two hours). In four patients tremor occurred in 10 to 30 percent of time during the whole night. In another patient, whose sleep was disturbed, tremor was primarily present during the night: left-hand tremor in about 20 percent of time with amplitude 20 milli-g, right-hand tremor in about 15 percent of time and amplitude 50 to 60 milli-g. Generally, the 24 hr ambulatory monitoring revealed substantial between subject and within subject variance in tremor parameters.

3.3 Consistency

The consistency of tremor parameters between test conditions, i.e., rest and postural tremor, and ambulatory monitoring (the patient sitting) was investigated by correlation analysis. Substantial relationships were found in occurrence, i.e., relative time of tremor activity, and frequency (Table 3). Such correlations were evident for left-hand amplitude, however, the correlation was absent for the right-hand amplitude. This effect could not be explained by looking to the dominant hand of tremor activity. This effect was obviously caused by four outliers, who had much higher amplitudes during the test condition than during the day. The latter holds true for most of the patients. If, for example, patient 16 was omitted from the analysis, the correlation coefficient rose from $r = .01$ to $r = .20$. This patient had almost no tremor activity during the day in relaxed condition but high amplitude tremor in the right-hand during social interaction and arousal.

Table 3: Consistency of tremor parameters between test conditions and ambulatory monitoring.

Test condition	Daytime Monitoring		
	Sitting		
	Occurrence	Frequency	Amplitude
<i>Rest</i>			
Right-hand	.47*	.68**	.01
Left-hand	.62**	.50*	.82**
Dominant hand	.41*	.56**	.30
<i>Postural test</i>			
Right-hand	.55**	.55**	.02
Left-hand	.77**	.23	.61**
Dominant hand	.67**	.35	.10

Note: * $p < .05$, ** $p < .01$
(N = 25, missing data accounted for).

3.4 Clinical ratings of tremor and accelerometry

Four items from the Unified Parkinson's Disease Rating Scale, UPDRS, about tremor, rest tremor and postural tremor (left and right-hand), were correlated with occurrence (relative length) and amplitude of tremor recorded during rest, postural tremor test, and condition "sitting" from ambulatory monitoring (Table 4). A few significant coefficients ($p < .05$) were found between clinical ratings and measures of left-hand amplitudes during rest. Relationships between such ratings and (1) measures from the right-hand, and (2) measures obtained during postural tremor test were negligible. However, several highly significant, substantial coefficients were evident in the occurrence time and amplitude in ambulatory monitoring. Coefficients, which were obtained for the dominant hand or for averages from left and right-hand, were generally not higher than for the right-hand alone.

4. Discussion

Accelerometry appears to be a suitable method for the quantification of tremor parameters during certain tasks and during 24 hr monitoring. Accelerometry has some practical advantages as compared to long-term recordings of the EMG.

Reservations should be made concerning the joint amplitude frequency analysis. However, the method presented here appears to be adequate for time series exhibiting a dominant frequency as is the case with tremor. Further reservations should be made about some technical aspects. At present, a sampling rate of 16 Hz was used taking into account the storage capacity of the Vitaport system. However, a comparison between records with sampling rates at 16 Hz and 64 Hz showed that 16 Hz may suffice. It should be underlined that the sensors were uni-axial, i.e., the maximum sensitivity is perpendicular to the sensor position. A comparison with recordings that use tri-axial sensors is desirable [8, 16, 17]. At present, a tri-axial sensor, which became recently available, is being put to the test.

The present study was not planned to estimate the reliability and reproducibility of measurement. Due to the large amount of intraindividual variance, i.e., fluctuations and diurnal changes, such coefficients must be open to scrutiny. In ambulatory monitoring study with EMG-recordings, patients with essential tremor and Parkinson's disease showed no differences between three successive days in tremor parameters [12]. However, the EMG-electrodes, apparently, were not removed between days and this may introduce, possibly, a bias to over-estimation of the reproducibility of measures.

Tremor parameters obtained from a rest condition and postural tremor test revealed no systematic differences between right and left-hand. The postural tremor test tended to enhance the tremor activity. Distraction by counting numbers backwards, which is a cognitive task, and which, at the same time, could be an emotionally disturbing test situation for many patients, caused substantial increase in tremor occurrence and amplitude. The potential effect of emotional upset was also seen in a patient who watched a TV film.

It is noteworthy that about one fourth of the patients did not exhibit an obvious tremor activity, i.e., amplitudes greater than 20 milli-g, during the rest condition and the postural tremor test, although they had positive UPDRS ratings and had manifest tremor during the diagnostic EMG recordings taken in the clinic. A reliable assessment of such fluctuations would necessitate long-term recordings and, in particular, 24 hr recordings that could reveal diurnal changes. The present findings suggest that UPDRS items had little predictive validity for tremor parameters assessed

during standardized test conditions, however, a significant prediction was clear in the ambulatory monitoring. It is noteworthy that predictions were more reliable for occurrence and, especially, amplitude of left-hand tremor than for amplitude of right-hand tremor.

Differences between left-hand and right-hand tremor were also evident concerning the consistencies between test conditions and ambulatory assessment relating to the "sitting" condition. Moderate to high correlation's were found for occurrence and frequency of tremor and, also for the amplitude in the left-hand, but not in the right-hand. Such discrepancies could be accounted for by outliers, i.e., patients who exhibit a deviant pattern of tremor activity. The continuously recorded tremor activity reflected individual differences in diurnal changes and remarkable differences of tremor during the night. Moreover, specific tremor episodes became obvious which may be caused, for example, by emotional conditions and social interaction. A 24 hr ambulatory assessment of tremor activity, furthermore, could reveal whether the symptom is related to posture and motion and behavioral activities.

The patient's compliance in the 24 hr monitoring was better than expected. The sensors were rather unobtrusive and many patients were especially interested in such recordings since they regarded tremor as an particularly annoying symptom of their disease. Precautions are essential, however, regarding artifacts and other sources of error in such recordings. For example, the hand position was not controlled during sleep and, in some patients, the hands were possibly bent or closed under the body. Ambulatory monitoring, thus, may contain unwanted variance. There are many factors that could influence the tremor and in subsequent studies more precise behavioral assessments and kinematic analysis, e.g., multi-site accelerometry [2, 18], are desirable.

Repeated recordings on one patient showed that his methodology is suited to assessing diurnal and long-term changes in tremor activity and, for example, a specific tremor episode that was due to emotional upset. Such 24 hr assessments may provide valuable data in evaluating the course and clinical management of tremor in Parkinson's disease.

References

- 1 Foerster F, Smeja M. Joint amplitude and frequency analysis of tremor activity (in press).
- 2 Fahrenberg J, Foerster F, Smeja M, Müller W. Assessment of posture and motion by multichannel piezoresistive accelerometer recordings. *Psychophysiology* 1997; **34**: 607-12.
- 3 Foerster F, Smeja M, Fahrenberg J. Automatic detection of posture and motion: A validation study. *Psychophysiology* (submitted).
- 4 Cleaves L, Findley L. Variability in amplitude of untreated essential tremor. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry* 1987; **50**: 704-708.
- 5 Elble RJ, Koller WC. *Tremor*. Baltimore: Johns Hopkins University Press, 1991.
- 6 van Hilten JJ, Middelkopp HAM, Kerkhof GA, Roos RAC. A new approach in the assessment of motor activity in Parkinson's disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry* 1991; **54**: 976-979.

- 7 van Hilten JJ, Hoff JJ, Roos RAC. Ambulatory activity monitoring: an evaluation of day-to-day variability in patients with Parkinson's disease and healthy elderly. *Journal of Ambulatory Monitoring* 1993; **6**: 219-223.
- 8 Zimmermann R, Deuschl G, Hornig A, Schulte-Mönting J, Fuchs G, Lücking CH. Tremors in Parkinson's disease: Symptom analysis and rating. *Clinical Neuropharmacology* 1994; **17**: 303-314.
- 9 van Hilten JJ, Hoogland G, van der Velde EA, van Dijk JG, Kerkhof GA, Ros RAC. Quantitative assessment of Parkinsonian patients by continuous wrist activity monitoring. *Clinical Neuropharmacology* 1993; **16**: 36-45.
- 10 Bacher M, Scholz E, Diener HC. 24 hour tremor quantification based on EMG recording. *Electromyography and Clinical Neurophysiology* 1989; **72**: 176-183.
- 11 Boose A., Jentgens Ch, Spieker S, Dichgans J. Variations on tremor parameters. *Chaos* 1995; **5**: 52-56
- 12 Boose A, Spieker S., Jentgens Ch, Dichgans J. Wrist tremor: investigation of agonist-antagonist interaction by means of long-term EMG recording and cross-spectral analysis. *Electromyography and Clinical Neurophysiology* 1996; **101**: 355-363.
- 13 Spieker S, Boose A, Jentgens Ch, Dichgans J. Long-term tremor recordings in parkinsonian and essential tremor. *Journal of Neural Transmission* 1995; **46** (Suppl.): 339-349.
- 14 Deuschl G, Krack P, Lauk M, Timmer J. Clinical neurophysiology of tremor. *Journal of Clinical Neurophysiology* 1996; **13**: 110-121.
- 15 Jain A, Martens WLJ, Mutz G, Weiss RK, Stephan E. Towards a comprehensive technology for recording and analysis of multiple physiological parameters within their behavioral and environmental context. In Fahrenberg J, Myrtek M, eds. *Ambulatory assessment: Computer-assisted psychological and psychophysiological methods in monitoring and field studies*. Seattle WA: Hogrefe 1996: 215-235.
- 16 Sälzer M. Three-dimensional tremor measurements of the hand. *Journal of Biomechanics* 1972; **5**: 217-221.
- 17 Jankovic J, Frost JD. Quantitative assessment of parkinsonian and essential tremor: clinical application of triaxial accelerometry. *Neurology* 1981; **31**: 1235-1240.
- 18 Middelkoop HAM, van Dam EM, Smilde-van den Doel DA, van Dijk G. 45-hour continuous quintuple-site actimetry: Relations between trunk and limb movements and effects of circadian sleep-wake rhythmicity. *Psychophysiology* 1997; **34**: 199-203.

Figure Legends

Figure 1 Placement of Sensors

Figure 2 Signal Processing

- (a) Accelerometer raw signal recorded from the dorsum of the left-hand of patient 2: 14 seconds, signal calibrated in g (gravitational constant).
- (b) Tremor *frequency* time series (without missing data criteria).
- (c) Tremor *amplitude* time series (without missing data criteria). The threshold of amplitude is marked as dotted line.
- (d) Tremor *frequency* time series (with missing data criteria). Missing data points were set to zero (lower margin of the plot).
- (e) Tremor *amplitude* time series (with missing data criteria). Missing data points were set to zero (lower margin of the plot).
- (f) Tremor indicator time series with codes "yes" if tremor is present and "no" if not.

Figure 3 Diurnal changes in occurrence time, frequency, and amplitude of tremor (N= 25). Sensors were placed at the dorsum of the right and left-hand and at the frontal aspect of the thigh.

Figure 4 Change in tremor amplitude during the rehabilitation

Figure 5 Relationship between tremor activity, i.e., occurrence time and amplitude, and posture. Day-night differences in occurrence time and amplitude of tremor.

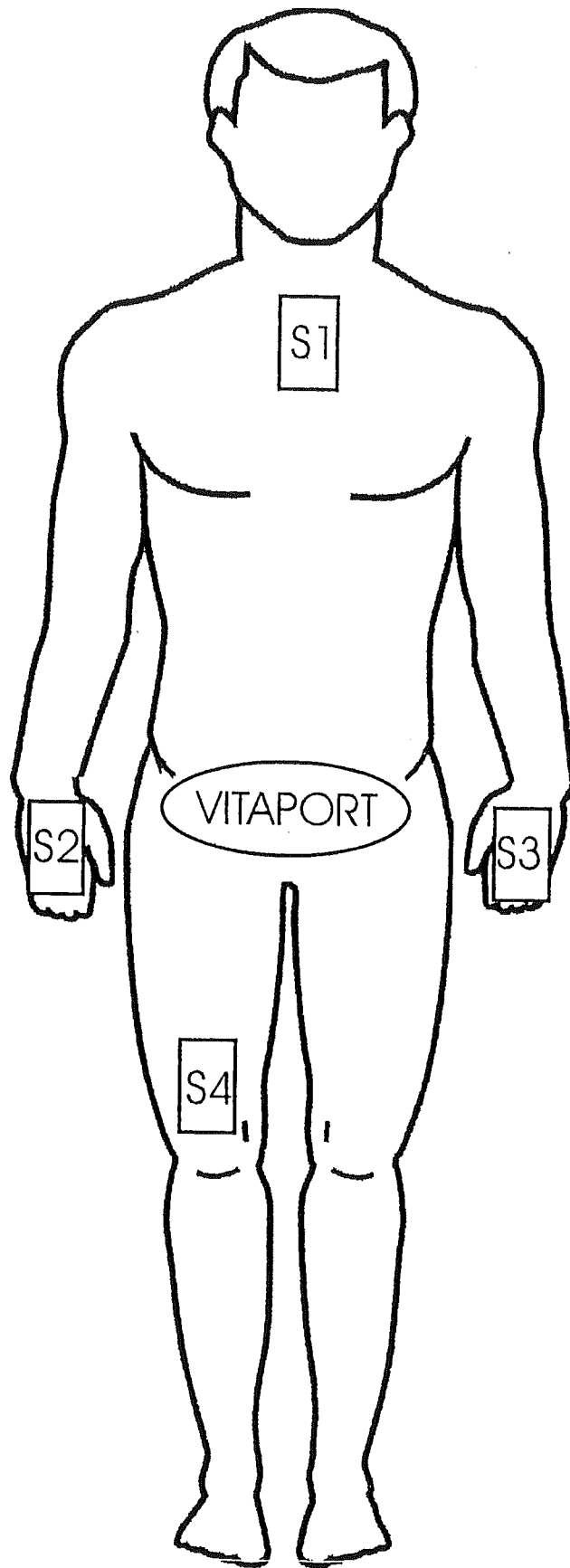
Table 4: Relationship between clinical ratings of tremor (Unified Parkinson's Disease Rating Scale, UPDRS) and accelerometry.

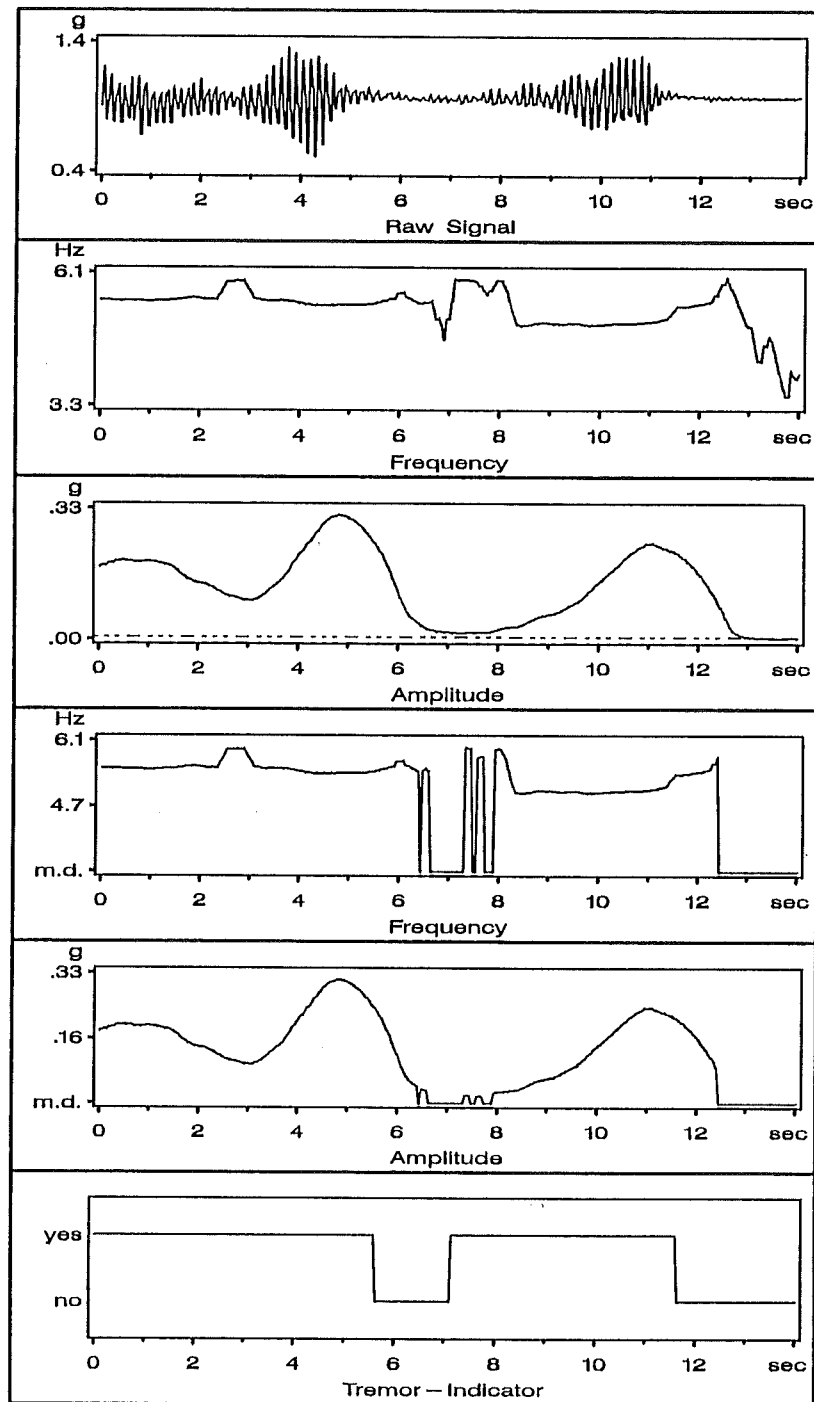
UPDRS (Item)	Rest						Postural Test						Daytime Sitting					
	L-Hand			R-Hand			L-Hand			R-Hand			L-Hand			R-Hand		
	RL	AM	RL	AM	RL	AM	RL	AM	RL	AM	RL	AM	RL	AM	RL	AM	RL	AM
Tremor (16)	.33	.25	-.07	-.14	.19	.05	.15	-.11	.45*	.59**	.26	.08						
Rest tremor hands (20b)	.27	.39*	.31	.03	.20	.23	.23	.00	.47*	.57**	.39*	.04						
Postural tremor left (21L)	.27	.41*	.06	-.15	.04	.06	.21	-.17	.31	.54**	.32	.14						
Postural tremor right (21R)	.47*	.49**	.00	-.01	.43*	.25	.32	.04	.58**	.69**	.24	-.11						

Note: RL = relative tremor time (occurrence, %); AM = amplitude (milli-g).

* p < .05, ** p < .01

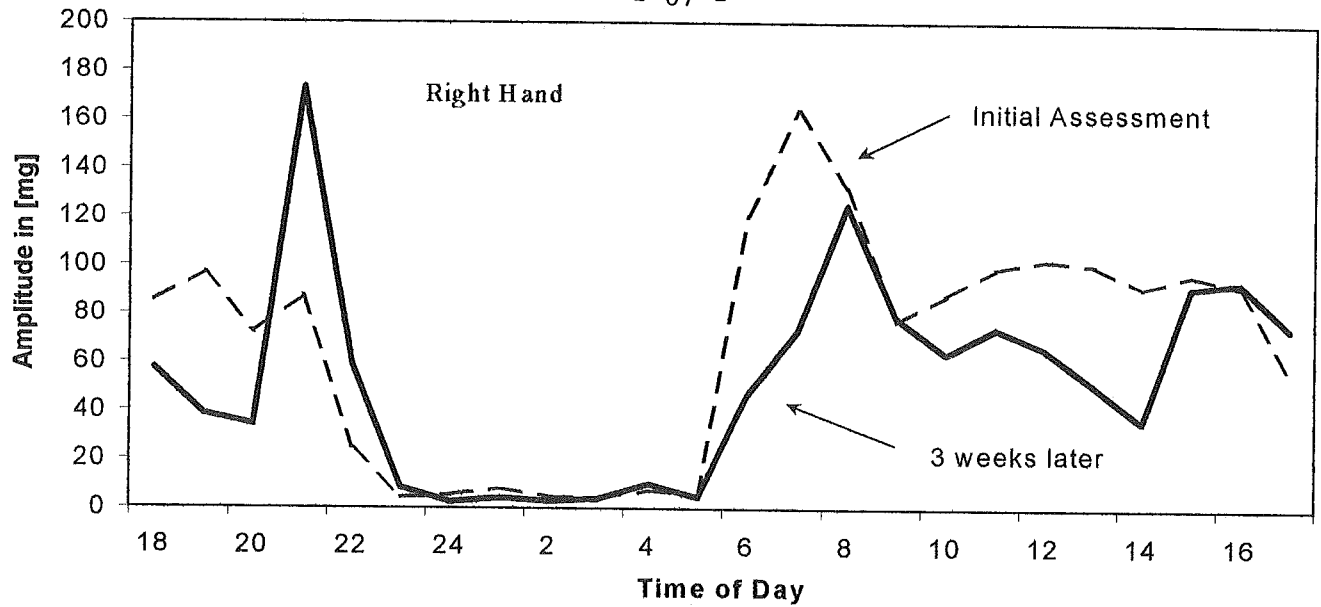
(N between 25 and 27, missing data were accounted for).



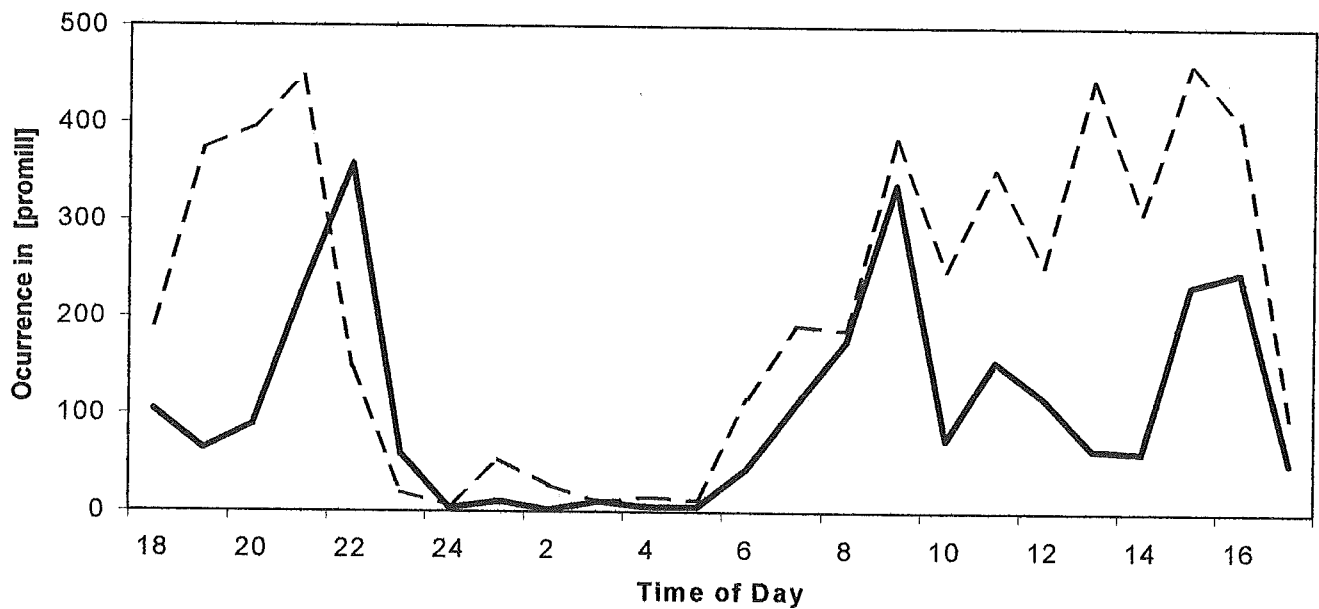


Amplitude

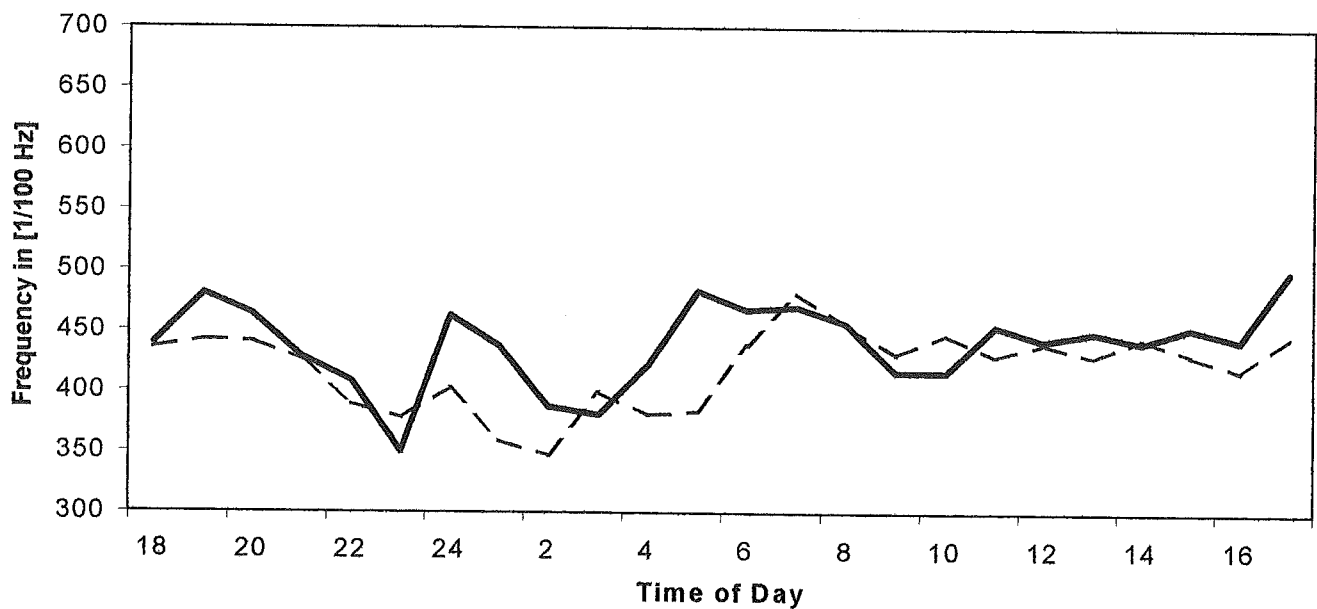
- 67 -

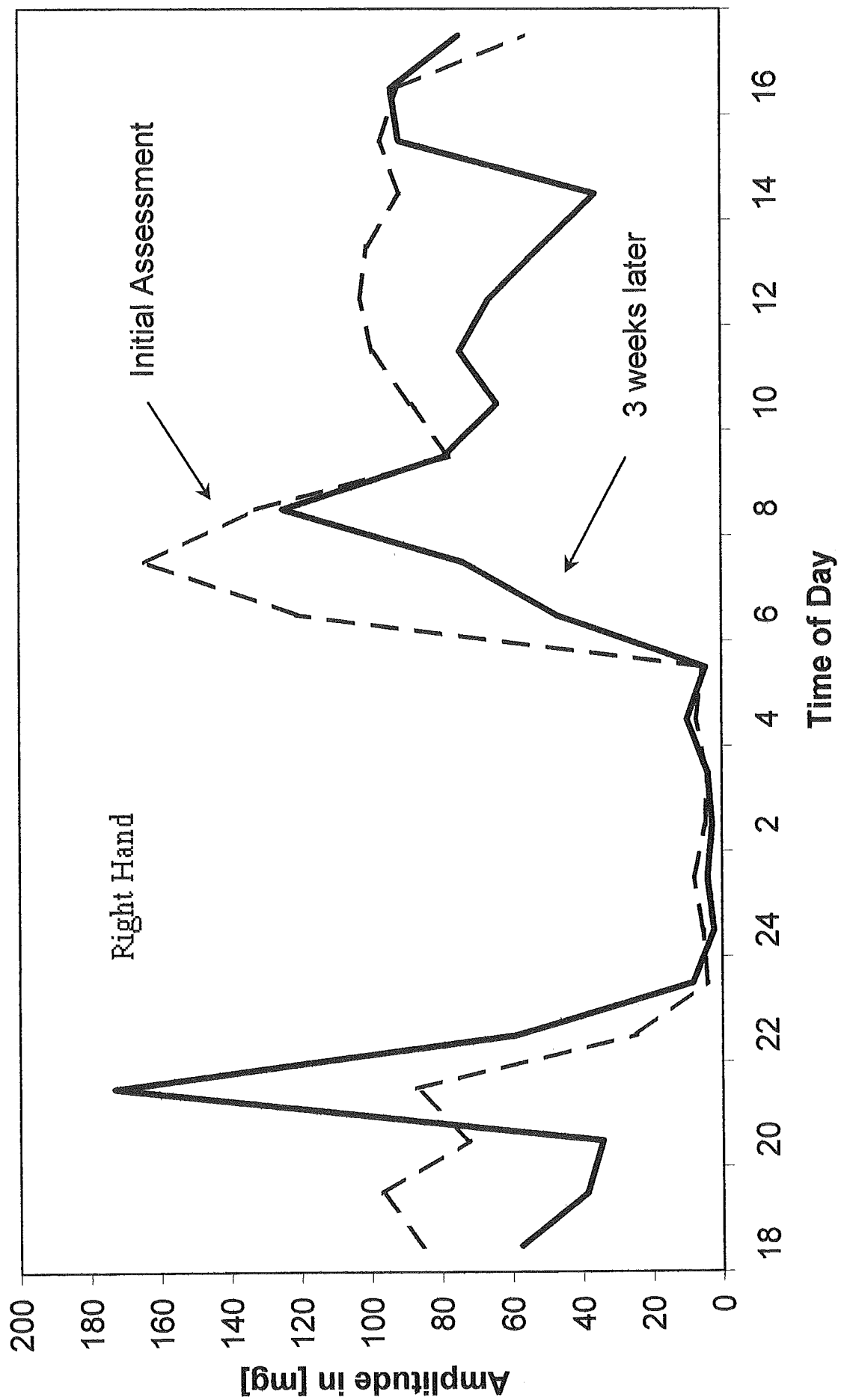


Tremor Occurrence

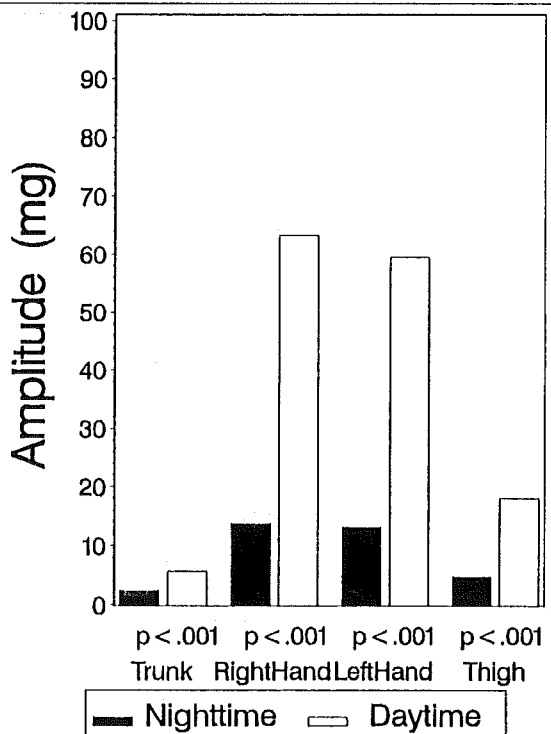
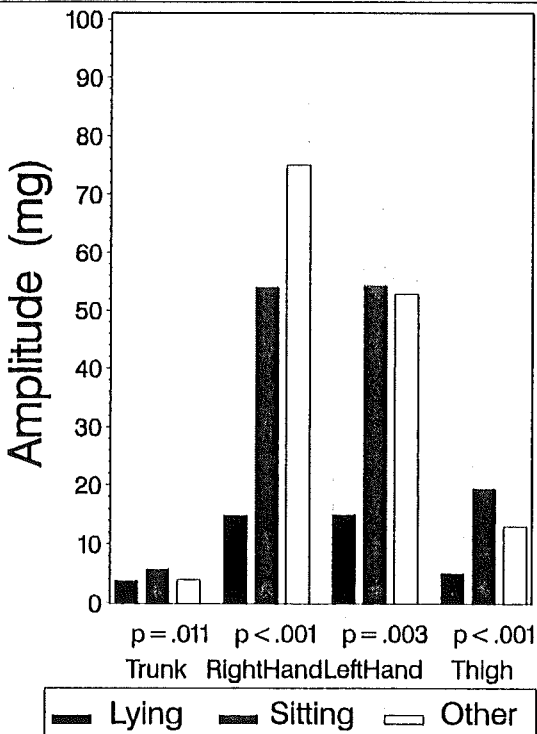
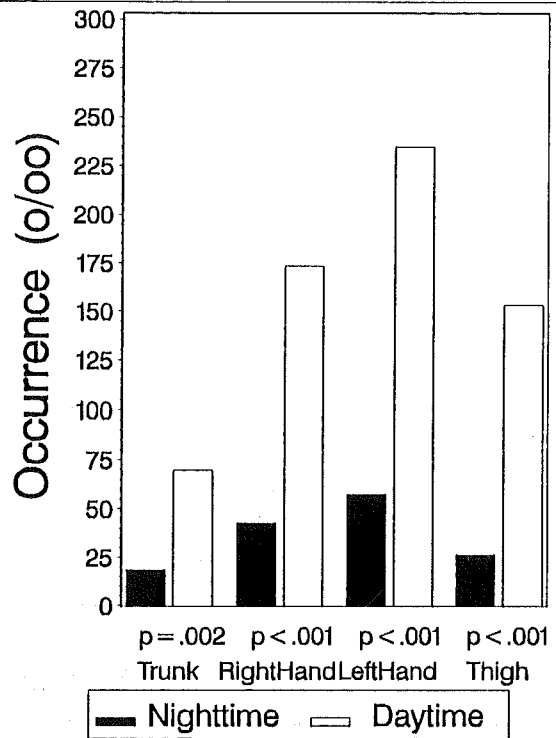
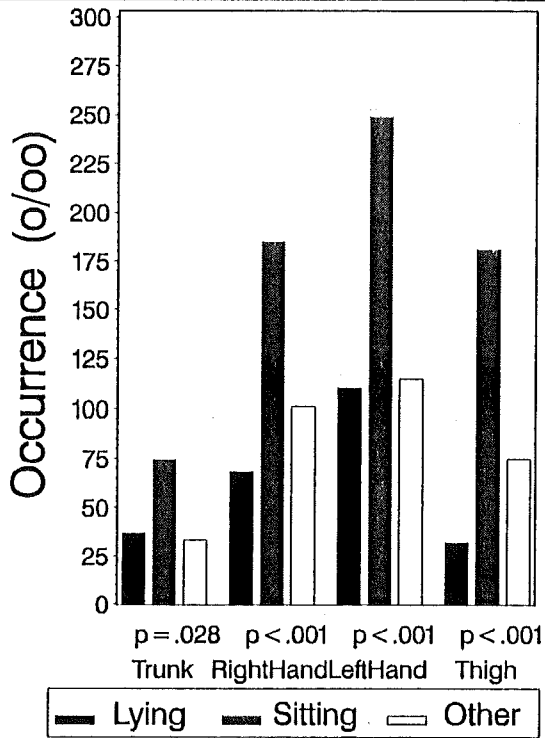


Frequency





TREMOR: Position Effects of N=25 Subjects Posture Night/Day



Programm Tremor Programmbeschreibung (β -Version)

Freiburger Tremor Analysen
(Version vom 10.04.1998)
Dipl.Math. Friedrich Foerster
Forschungsgruppe Psychophysiologie
Universität Freiburg
Belfortstraße 20
D-79085 Freiburg i.Br.
Tel.: (++49)(0)761/203-3031
Fax: (++49)(0)761/203-3023
E-Mail: foerster@psychologie.uni-freiburg.de

Inhalt (tr-cont.dat):

1. Einleitung	73
2. Files	73
• Parameterfile (.p*)	
• VitaPort-Datenfile (.vpd)	
• Markerfile (.mrk)	
• Protokoll- (Output-) File (.prt)	
3. Windows-Fenster	75
• Grafik	
• Text	
• Klick-Menu	
• File-Input (File-Handling)	
• Parameteränderung	
• Farbenänderung	
• Plotauswahländerung	
• Springen auf der Zeitachse	
• Short Time Fourier Analysis (STFT)	
• Help	
4. Parameter	79
• Globale Parameter	
• Typ 1: Kardiotachogramm (Herzfrequenz)	
• Typ 2: DC-AC-Dekomponierung	
• Typ 3: STFT (Tremor, Herzfrequenz-Variabilität)	
• Typ 4: unspezifische Kanäle	
• Typ 5: Posture (Brust)	
• Typ 6: Posture (Oberschenkel)	
• Typ 7: Posture-Marker	
5. Handhabung und Kontrollen	84
• Parameterfile	
• Klick-Menu	
• Fenster-Leiste	
6. Datenausgabe	86
7. Fehlermeldungen	87
8. Analysen	89
• AC-DC-Dekomposition	
• Short Time Frequency Transform (STFT)	
9. Literatur	94

1. Einleitung

Das Programm TREMOR ist entstanden zunächst zur Darstellung und Analyse von Bewegungsdaten, wobei durch Trennung von langsamen und schnellen Veränderungen (DC-AC-Dekomposition) Variable für Körperlage (Posture) und Bewegung (Motion) gewonnen wurden (Fahrenberg, Müller, Foerster und Smeja, 1996; Fahrenberg, Foerster, Smeja und Müller, 1997). In der Folge wurden die (eichbaren) piezoresistiven Bewegungsaufnehmer bei Parkinson-Patienten zur Tremor-Analyse angewandt, wodurch Frequenzanalysen notwendig wurden (Smeja, 1998; Foerster & Smeja, 1999; Smeja, Foerster, Fuchs, Emmans, Hornig & Fahrenberg, subm.). Dabei waren schnelle Veränderungen der Tremor-Frequenzen und -Amplituden von Interesse, die mithilfe einer Variante der „Joint Time-Frequency Analysis (JTFA)“, der sogenannten „Short Time Fourier Transform (STFT)“, beschrieben werden können (Qian & Chen, 1996). Neben dem Programm-Paket rund um BIO25 (auf DOS-Ebene), das Biosignal-Analysen vorzugsweise im kardiovaskulären Bereich auf der untersten zeitlichen Ebene (RR-Abstände) erlaubt (inklusive Randbereiche Atmung, EDA, motorische Signale, Temperatur und Atemgas-Analysen), steht nun ein Programm zur Analyse von „frei laufenden“, möglicherweise periodischen Signalen zur Verfügung (unter WINDOWS-95). Im Gegensatz zu BIO25, wo auf Schlag-zu-Schlag-Ebene einzelne wohl definierte Orte in den Signalen gesucht und gesetzt werden, liegen die Eingriffsmöglichkeiten hier eher bei Parameter- und Schwellen-Anpassungen, deren Bestimmung und Auswirkung auf die Analysen in geeigneter grafischer Darstellung. Das Programm wurde in der Forschungsgruppe Psychophysiologie (Freiburg) bislang angewendet zur Bestimmung von Körperlage und -bewegung, zur Tremor-Analyse, sowie zur Beurteilung von Herzfrequenz- und Blutdruck-Variabilität.

TREMOR ist ein isoliertes Programm, das auf Daten des tragbaren Erfassungs-Systems VITAPORT-2 (Vitaport EDV Systeme GmbH, Erfstadt) zugreift und die Ergebnisse auf einen allgemein zugänglichen ASCII-File ablegt. Das Programm wird von Diskette auf ein Unterverzeichnis „TREMOR“ mit allen Unterfiles (Exe-File, 2 Initialisierungs-Files, 8 Help-Files) kopiert und unter WINDOWS-95 gestartet. Beim ersten Start muß die Diskette eingelegt bleiben. Die Diskette enthält zusätzlich ein Programm VPDHD, mit dem die Header-Informationen eines Vitaport-2-Datenfiles gelesen werden können (einfach aufrufen, Output in einem File mit gleichem Namen wie Datenfile und Extension „hed“).

Das Programm ist nicht kommerziell und nicht in allen Teilen und allen Richtungen voll ausgetestet (β-Version). Die unautorisierte Weitergabe ist nicht gestattet.

2. Files (tr-file.dat)

1. Parameterfile (Inhalt s. unter Parameter; Extension .p*):

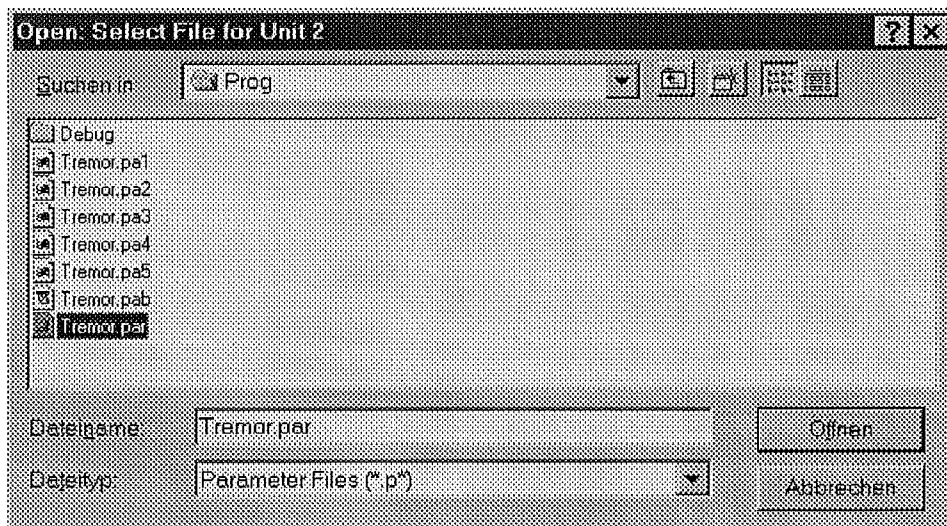
- kann in der Kommandozeile angegeben werden;
- sonst wird der File von einem Window-Fenster gelesen (Abb.1);
- falls hier ein falscher Filename eingetippt wird (z.B. ein nicht vorhandener File), so benutzt das Programm den Default-File TREMOR.PAR.

2. VitaPort-Datenfile (Extension .vpd):

- vom Parameterfile eingelesen;

- hat dieser Name eine dreistellige Markierung +++, so wird an dieser Stelle eine Vp-Nummer eingesetzt (Batch-Betrieb, s.a. Parameter);
- ist der Name im Parameterfile blank (1. Zeichen), so wird der Name vom Windows-Fenster gelesen (Abb.1).

Abbildung 1: Windows-Application zum interaktiven Einlesen von Files.



3. Markerfile (Extension .mrk):

Das Programm erwartet eine Strukturierung der Daten in einzelne auszuwertende Abschnitte (Phasen usw.). Diese zeitliche Struktur kann von VITAGRAPH im Trailer des VPD-Files gespeichert sein oder explizit von einem ASCII-File gelesen werden (Markerfile):

- es kann im Parameterfile ein Name mit Stellvertreter +++ für die Vp-Nummer stehen (s.2.);
- es kann im Parameterfile ein Name ohne +++ stehen; dann gilt dieser File für alle Personen (z.B. wenn der gesamte Datensatz ohne Struktur ist);
- wenn der VPD-File vom Parameterfile gelesen wurde und der Markerfile blank ist, so wird die Struktur vom Trailer des VPD-Files erwartet;
- wenn der VPD-File vom Windows-Fenster gelesen wurde, dann wird auch der Markerfile von einem solchen Fenster gelesen (Abb.1);
- wenn der VPD-File vom Windows-Fenster gelesen wurde, die Struktur jedoch vom Trailer des VPD-Files kommen soll, so muss im Windows-Fenster für den Markerfile ein un-gültiger Name eingegeben werden (nicht existierender File, z.B. „nn“) und die Frage „Diese Datei ist nicht vorhanden. Soll sie erstellt werden?“ mit „ja“ beantwortet werden.

Ein ASCII-Markerfile enthält in jeweils einer Zeile Anfangs- und Endzeit in der Form

hh:mm:ss hh:mm:ss

also mit Stunden, Minuten und Sekunden, zweistellig und durch Doppelpunkt separiert. Der File darf Kommentare enthalten, jedoch nicht in den Datenzeilen.

4. Protokoll- (Output-) File (Extension .prt):

Das Programm legt einen Protokoll- und Ausgabefile an, in dem die Auswertung dokumentiert ist. Der File hat denselben Namen wie der VPD-File, jedoch mit der Extension .prt. Ein existierender File wird überschrieben. Der File (ASCII) kann direkt in SAS eingelesen werden (mit kleinen Editionen auch in andere Statistik-Systeme wie SPSS).

3. Windows-Fenster (tr-wind.dat):

Das Programm kennt permanente und temporäre Fenster. Permanente Fenster sind das Grafikfenster, in dem die Daten als Kurven gezeichnet sind, und das Textfenster, in dem Meldungen zur Information und Programmsteuerung gedruckt werden. Temporäre Fenster dienen dem File-Handling, der Steuerung des Programms durch Mausklicks, der Änderung von Parameter-, Farben- und Bildauswahl-Einstellungen, der Darstellung von STFT-Ergebnissen, sowie der Bewegung im Zeitkontinuum.

1. Grafikfenster:

Nimmt den größten Raum im linken Teil des Bildschirms ein. Es enthält die Datenkurven mit Achsenkreuz und Beschriftung (Kanalname, Minimum, Maximum, Anfangs- und Endzeit). Farbwahl und Auswahl der Kanäle geschieht durch Einstellungen im Parameterfile (s. dort) oder durch die Menuleiste "Color" bzw. "Plot" (s. Abb.2).

2. Textfenster:

Das schmale Textfenster rechts oben wird benutzt für Informationen und die Steuerung des Programms bei Unterbrechungen (s. Klickmenu "wait").

3. Klickmenu-Fenster:

Enthält 8 Knöpfe zur Steuerung des Programmablaufs (Abb.3); Bedienung durch linke Maustaste:

- go on gehe zum nächsten Datenstück
- zoom Auswahl eines kleineren Zeitsegments mithilfe eines Cursors
- unzoom Darstellung des Original-Zeitsegments
- measure Vermessung eines Signals, Ausgabe im Textfenster
- parameters Änderung der Parameter und Schwellen
- plots Änderung der dargestellten Kanäle
- wait Programmunterbrechung zur Bedienung der Menuleiste; Wiederaufnahme durch rechten Mausklick
- jump Springen im Zeitkontinuum und definierte Beendigung des Programms durch springen ans Datenende

4. Filehandling-Fenster:

WINDOWS-Standardfenster mit Vorauswahl für Directory und Extension (Abb.1); einlesen der Filenamen für Parameter (.p*), Daten (.vpd) oder Marker (.mrk).

5. Parameteränderung:

Bei Anwahl einer Parameteränderung wird zuerst die Liste der Kanäle geboten, bei denen eine Änderung vorgenommen werden soll (Abb.4). Abhängig vom Typ des jeweiligen Kanals werden über ein weiteres Fenster mit Select-Buttons und Scrollbars die veränderbaren Parameter und Schwellen neu festgelegt (Abb.5). Die neuen Werte können über die Fensterleiste "Parameter" gespeichert werden. Über dieses Menu können auch die alten Werte zurückgeholt werden. Eine (endgültige) Speicherung auf einen vom Programm verwalteten File erfolgt nur bei definiertem Programmende (s. 3.). Diese Speicherung wird dann beim Restart des Programms übernommen.

Abbildung 2: Bildschirm mit Grafik-, Text- und Klickmenu-Fenster.

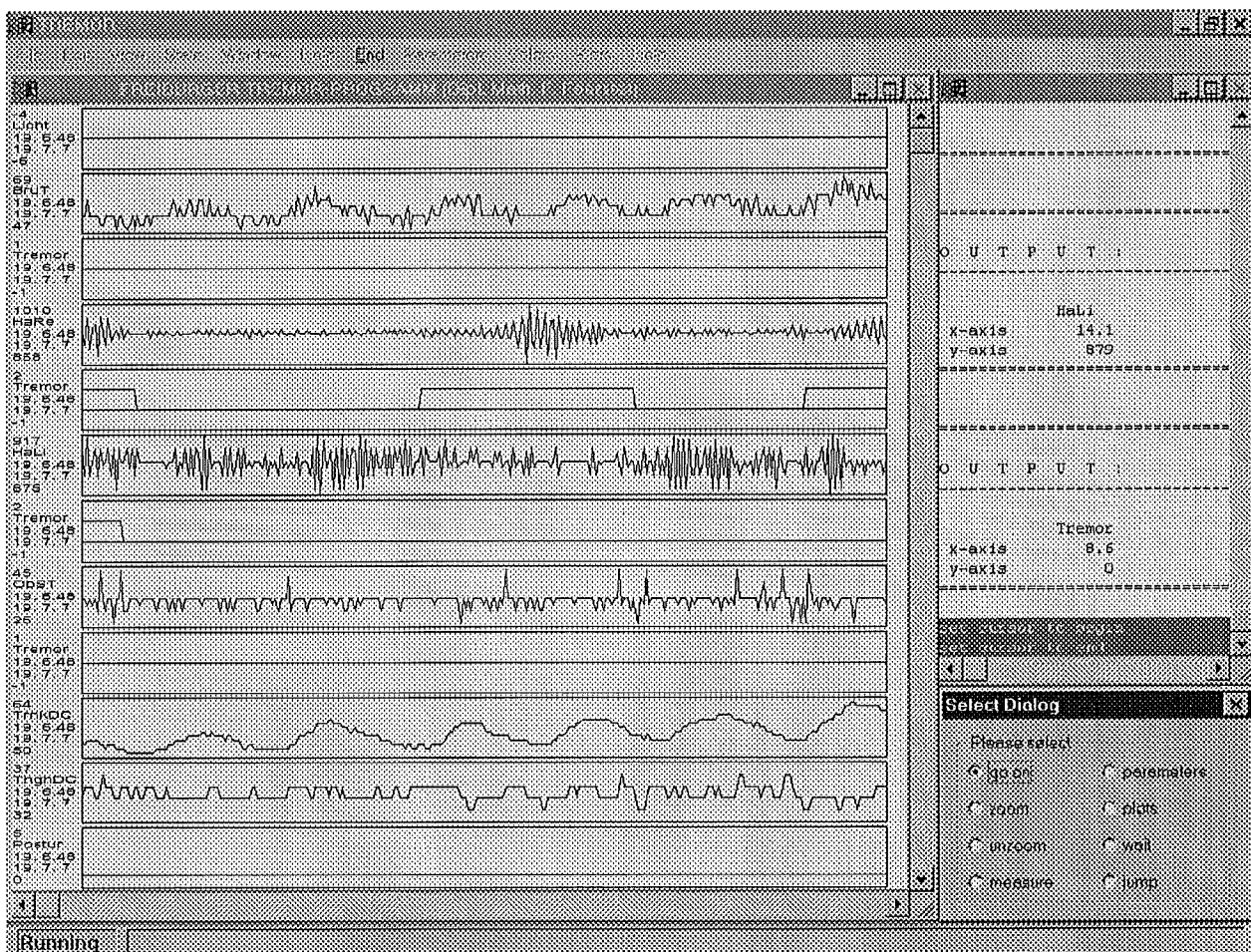


Abbildung 3: Klick-Menu-Fenster

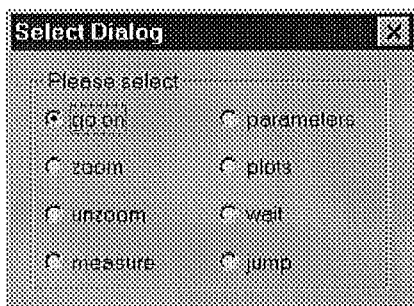


Abbildung 4: Fenster zur Auswahl der zu ändernden Kanäle (Parameter-Änderungen).

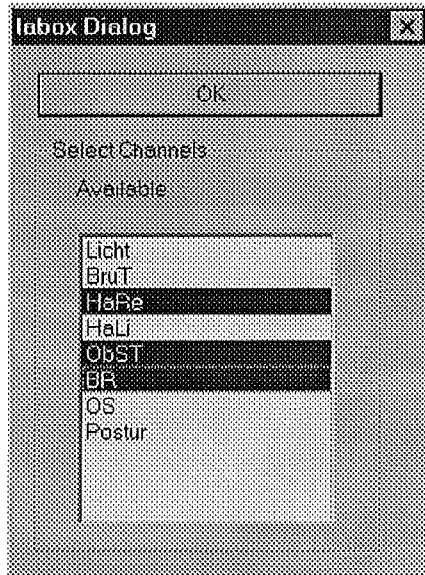
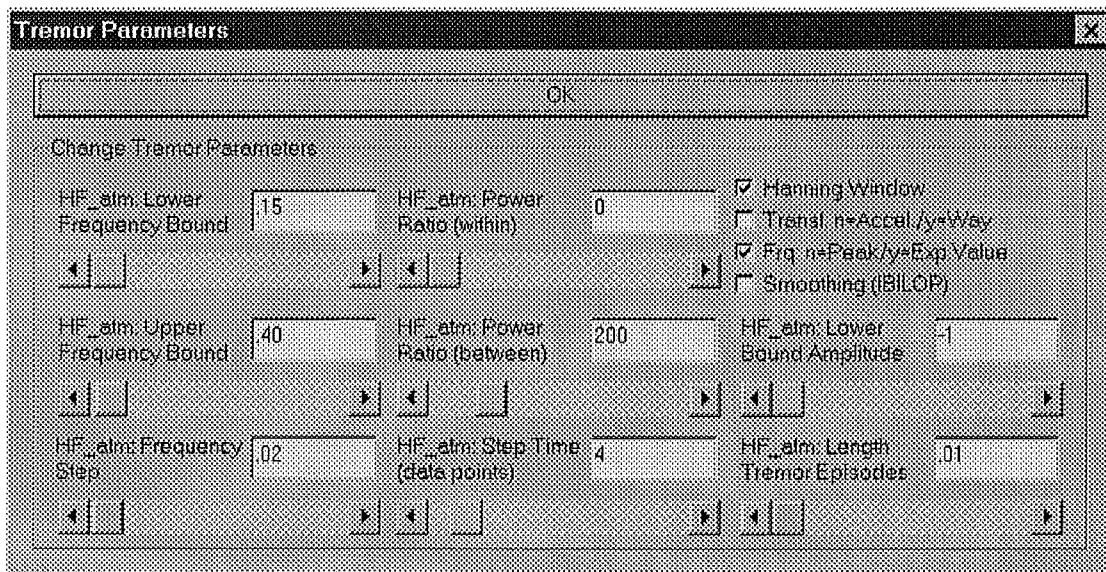


Abbildung 5: Beispiel eines Parameter-Änderungs-Fensters (Typ 3, Kanal mit dem Namen „HF_atm“).



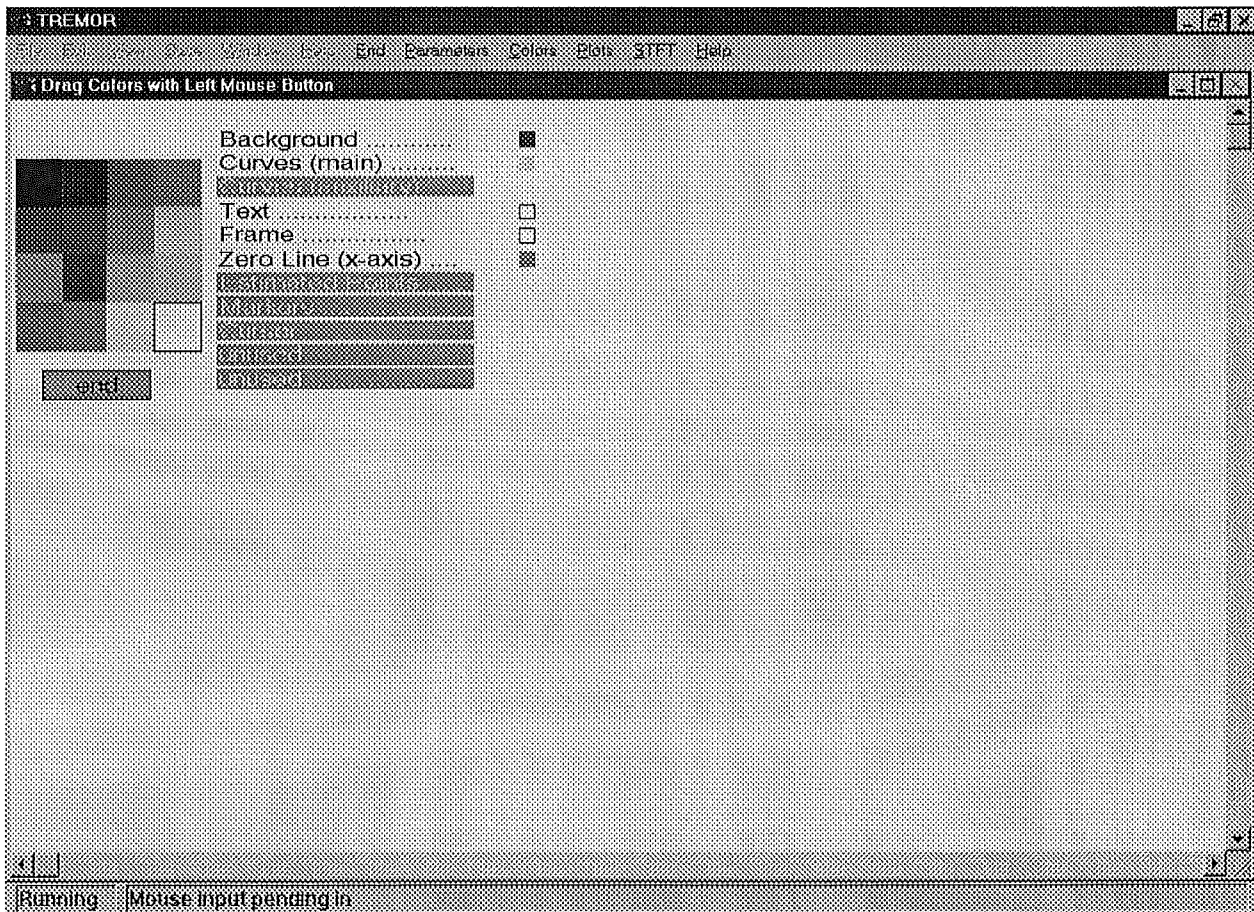
6. Farbenänderung:

Die Auswahl und Speicherung entspricht der bei Parameteränderung. Im Farben-Wahl-Fenster (Abb. 6) werden die Farben mit der linken Maustaste "rübergezogen" (dragged).

7. Plotauswahländerung:

Die Auswahl und Speicherung entspricht der bei Parameteränderung. Es wird eine Liste der Kanäle geboten mit der aktuellen Auswahl als Vorauswahl (vgl. Abb.4).

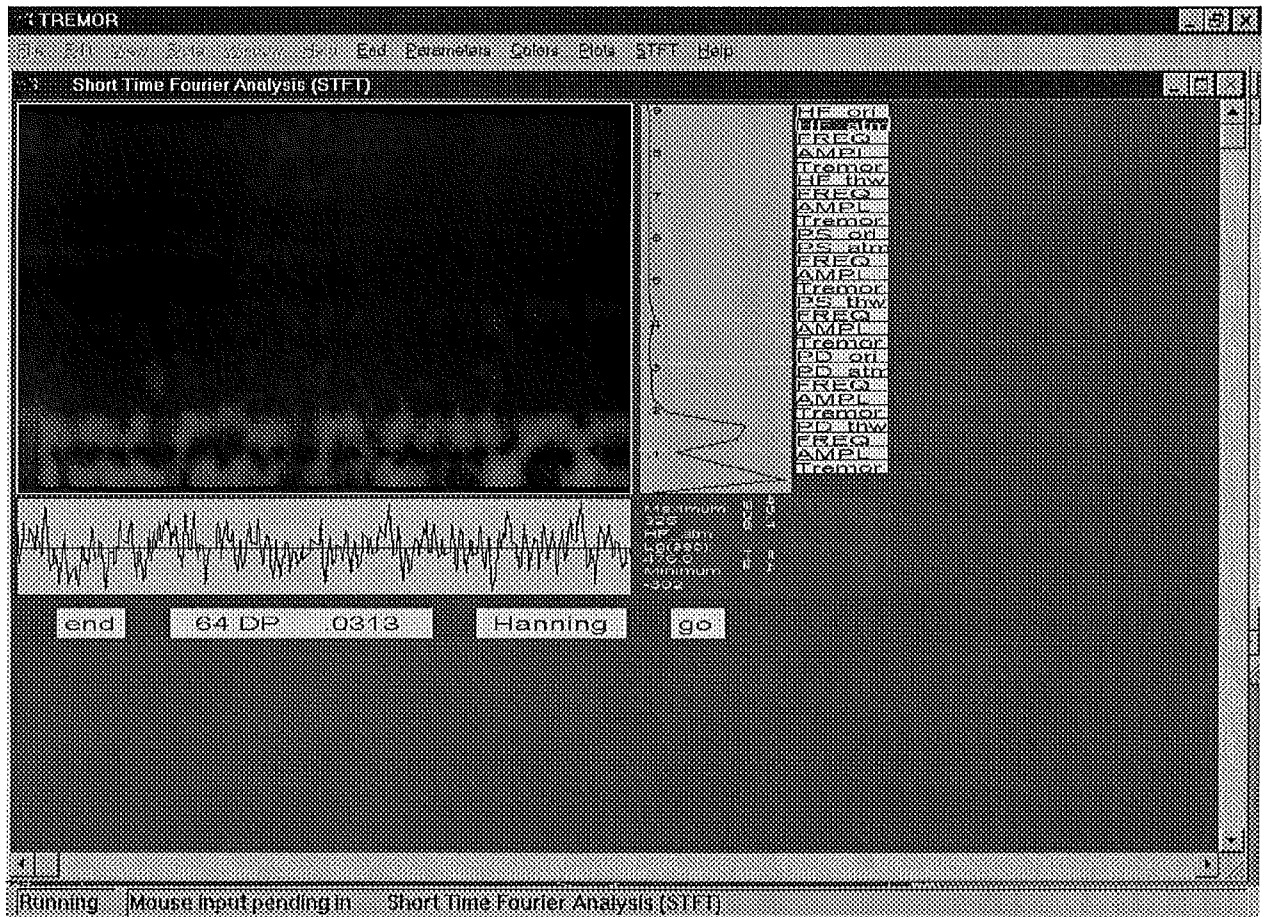
Abbildung 6: Farbänderungs-Fenster.



8. STFT-Darstellung:

Über die Fensterleiste hat der Benutzer die Möglichkeit, einzelne Kanäle mittels STFT zu analysieren und darzustellen. Im Beispiel wird ein Kanal „HF_atm“ (hochpaß-gefiltertes Kardiotachogramm, s. Abb.7) dargestellt: links unten das eingegebene Signal, links oben die STFT-Darstellung mit horizontaler Zeit- und vertikaler Frequenz-Achse, die temporären Amplituden-Spektren dargestellt durch zunehmend helle Rotmarkierungen, rechts vertikal das *gemittelte Frequenzspektrum* (abweichend von *Qian & Chen, 1996*, die das *Gesamtspektrum* darstellen). Der Benutzer hat die Möglichkeit, gemitteltes und Gesamtspektrum (durch Eingabe der gesamten Länge für STFT) zu vergleichen und so die Vorteile der STFT zu beurteilen. Die Handhabung erfolgt mausgesteuert, rechts die angebotenen Kanäle, unten die Wahl eines Hanning- oder Rechteck-Fensters und die STFT-Länge in Datenpunkten (maximal 2048, bzw. größte Zweierpotenz kleiner Gesamtlänge), die die Auflösung des Spektrums bedingt. Die Änderung der Länge erfolgt durch Mausklicks links (kleiner) oder rechts (größer) im dafür vorgesehenen Rechteck. „go“ startet die STFT und „end“ kehrt ins Hauptprogramm zurück.

Abbildung 7: STFT-Fenster



9. Help-Fenster:

Inhaltsangabe und Programmbeschreibung zu einzelnen Punkten. Steuerung durch Eingabe von „b“ (beginning, Sprung zum Anfang), „n“ (next, nächste Seite), „p“ (previous, vorherige Seite) und „e“ (end, Rückkehr ins Hauptprogramm). Das Help-Fenster „error“ erscheint auch automatisch bei Fehlern während der Auswertung (runtime-errors).

4. Parameter (tr-par.dat):

Das Programm benutzt einen Parameterfile zur Steuerung. Er enthält globale Einstellungen, die anwendungsbezogen und weitgehend fest gewählt werden, sowie Einstellungen und Schwellen, die auch während der Auswertung geändert werden können (vgl. "Windows-Fenster" und „Handhabung und Kontrollen“).

1. Elf Farben des grafischen Fensters (veränderbar, s. Menuleiste "Colors"):

- Hintergrund
- Kurve

- Hilfskurve (z.Z. nicht benutzt)
- Text
- Rahmen
- Nulllinie
- berechnete Punkte (z.Z. nicht benutzt)
- Marker (z.Z. nicht benutzt)
- Cursor (z.Z. nicht benutzt)
- (z.Z. nicht benutzt)
- (z.Z. nicht benutzt)

Beispiel: 9,14,0,15,15,8,0,0,0,0

2. Pfad der Daten- und Markerfiles (.vpd, .mrk; Input), sowie der Protokollfiles (.prt; Output):
Vorauswahl bei einlesen der Namen mit Fenster

- beginnend mit erster Spalte, Abschluss mit \
- Leerzeile bedeutet aktuelle Directory des Programmaufrufs.

Beispiel: C:\FREIBURG\TREMOR\DATEN\

3. VitaPort Datenfile(s) ohne Extension "vpd":

- beginnend mit erster Spalte;
- wenn die letzten 3 Stellen +++ sind, dann werden diese durch die aktuelle Personen-Nummer ersetzt (s.u., Punkt 11);
- existieren keine Stellvertreter +++, dann Einzelfiles;
- Leerzeile bedeutet Einlesen des Filenamens mit Fenster (interaktiv);
- zum Filehandling s.a. „Files“;

Beispiel: trew+++

4. Markerfile mit Extension:

beginnend mit erster Spalte;

- wenn die letzten 3 Stellen +++ sind, dann werden diese durch die aktuelle Personen-Nummer ersetzt;
- war der VPD-File vom Fenster gelesen, so wird auch der Markerfile vom Fenster gelesen;
- existieren keine Stellvertreter +++, dann allgemein gültiger Markerfile;
- Leerzeile bei lesen des VPD-Files vom Parameterfile oder ungültiger Name bei lesen vom Fenster (nicht vorhandener Filename und anschließend drücken von „ja“ auf die Frage „Diese Datei ist nicht vorhanden. Soll sie erstellt werden?“) bedeutet lesen der Marker vom Trailer des VPD-Datenfiles (erstellt mit VITAGRAPH).

Beispiel: trew+++mrk

5. Grafik-Option (s.a. Klickmenu und Fensterleiste "plot"):

- 0=ohne Grafik (Batch);
- 1=mit Grafik;
- 2=mit Grafik (unter Berücksichtigung von Missing Data bei STFT-(Tremor-)Kanälen: Missing Data, intern mit Frequenz=Amplitude=0 kodiert, werden als Minimum der Nicht-Null-Daten im dargestellten Datenstück gezeichnet, sind jedoch erkennbar an den senkrechten Sprungstellen).

6. Zeit-Option:

- 0=relative Zeit; Daten beginnen bei 00:00:01
- 1=absolute Zeit; Datenbeginn wird vom VPD-File übernommen; in einem ggf. benutzten Markerfile müssen dann die Zeiten größer als die Anfangszeit sein.

7. Phasenauswahl:

Die Phasen-Gesamtanzahl wird via Markerfile oder Trailer bestimmt (vgl. Punkt 4).

Die Phasenauswahl gibt dem Benutzer die Möglichkeit, Phasen auszuwählen:

- Anzahl der Phasen
- erste auszuwertende Phase
- letzte auszuwertende Phase

Die Phasenauswahl kann im Klick-Menü, Knopf "jump" verändert werden (Abb.8 in „Handhabung und Kontrollen“); Sprung zu einer Phase außerhalb der ausgewählten ist möglich, die letzte auszuwertende Phase wird gegebenenfalls auf die ausgewählte Phase gesetzt. Wichtig: beim Sprung zum Ende erscheint im Fenster die Meldung "New Subject", was eine definierte Beendigung der Person bzw. des Programms bewirkt (und damit Speicherung der Parameter, Farben und Plotauswahl in einen File TREMOR.1943; vgl. „Handhabung und Kontrollen“).

Beispiel: 11,3,7

8. Segmentlänge und Überlappung (in Sekunden):

Die Phasen werden in Segmente aufgeteilt. Bei Anwendung der STFT (s. „Analysen“) ist die Berechnung an den Rändern nicht gewährleistet, da für jeden Datenpunkt eine FFT von definierter Länge gerechnet wird (z.B. bei einer gewünschten Auflösung des Spektrums von f Hz wird eine FFT über $1/f$ Sekunden gerechnet, daher ist eine Überlappung von mindestens $1/2f$ sec angebracht (wegen FFT: Anzahl der Datenpunkte aufgerundet zur nächsten Zweierpotenz). Die gesamte auswertbare Länge (also Segmentlänge + $2 \times$ Überlappung) ist z.Z. auf 30000 Datenpunkte (nach Reduktion der Abtastrate; s. Punkt 9, Kopfzeile) begrenzt, was bei einer Abtastrate von h Hz einer Segmentlänge von $30000/h$ Sekunden entspricht. Gelesen, d.h. vor Abtastraten-Reduktion, können z.Z. 150000 Datenpunkte = $150000/h$ Sekunden.

Beispiel: 25.5,2.0

9. Kanal-Spezifikationen (für jeden auszuwertenden Kanal):

Z.Z. sind 7 Typen von Kanälen implementiert:

- 1 = Herzfrequenz (Kardiotachogramm)
- 2 = AC-DC-Demodulation (z.B. für Bewegung/Körperlage)
- 3 = Short Time-Fourier Transform (STFT; z.B. Tremor)
- 4 = unspezifische Signale
- 5 = Bewegungsaufnehmer Brust (für Körperlage)
- 6 = Bewegungsaufnehmer Oberschenkel (für Körperlage)
- 7 = Körperlage (nur wenn 5 und 6 existieren)

Es müssen *nicht alle* Kanäle des VPD-Files ausgewertet werden. Es können einzelne Kanäle *mehrfach* ausgewertet werden (z.B. mit unterschiedlichen Typen oder Parametern). War ein Kanal bereits gelesen, so wird dieser bei einer zweiten Auswertung samt seiner Voranalysen übernommen. Dies ermöglicht z.B. die Analyse der Herzfrequenz-Variabilität: der Kanal wird *zuerst* als Herzfrequenz-Kanal (Typ 1) definiert, dann als STFT-Kanal (Typ 3); als Herzfrequenz werden Artefakte gesucht und ersetzt (s. u.), als STFT-Kanal werden diese korrigierten Daten weiter analysiert. Die im VPD-File gespeicherten Kanal-Namen können verändert werden (wichtig: keine gleichen Namen verwenden wg. SAS-Namen, s. „Datenausgabe“). Jeder ausgewählte Kanal hat eine Kopfzeile, eine Parameter-Schwellen-Zeile und eine Plotmaske.

Die *Kopfzeile* ist für alle Typen gleich und enthält:

- Name (6 Zeichen);
- Kanalnummer auf VPD-File (kann mit Programm VPDHD abgefragt werden);
- Auswertungs-Typ (1-7);
- Exponent e für Verstärkung (wegen Darstellbarkeit der Daten in Integer); alle Daten des Kanals werden mit 10^{**e} multipliziert; der Benutzer muß diesen Faktor selbst verwalten, z.B. bei Tremor z.Z.=3 ergibt milli-g (wichtig für absolute Amplituden-Schwelle); alle Daten von Vitaport werden Integer gelesen und als *Integer weiterverarbeitet*, jedoch *als Real-Zahlen* (Mittelwerte usw.) *ausgegeben* (s. 6. „Datenausgabe“); bei Herzfrequenz wird e vom Programm auf 0 gesetzt;
- neue Abtastrate in Hz (zugelassen sind nur Teiler oder Vielfache der Original-Abtastrate); Daten werden gemittelt, bzw. mit kubischen Splines interpoliert; 0.0 Hz bedeutet Verwendung der Original-Abtastrate vom VPD-File;

Die *Parameter-Schwellen-Zeile* ist kanal-spezifisch:

- | | |
|----------------|--|
| Herzfrequenz: | minimale und maximale Herzfrequenz, Werte außerhalb dieses Bereichs werden Missing gesetzt; außerdem werden die Herzfrequenzen auf Abweichungen von einem aktuellen Mittelwert geprüft (der aktuelle Mittelwert wird durch die tiefpaß-gefilterte Kurve festgelegt; exponentieller Tiefpaß, s. „Analysen“, Grenzfrequenz 0.4 Hz), wobei die sich die zugelassenen Differenz logarithmisch verändert von 20 bpm bei niedriger Herzfrequenz (20 bpm) bis zu nur noch 1 bpm bei sehr hoher Herzfrequenz (300 bpm). Anschließend werden die Missing Data durch lineare Interpolation ersetzt und mit 0.4 Hz tiefpaß-gefiltert. |
| AC-DC-Kanal: | Grenzfrequenz in Hz |
| STFT (Tremor): | <ul style="list-style-type: none"> • obere und untere Frequenz des Suchbandes in Hz, • Schrittfrequenz in Hz (Auflösung des Spektrums; steuert die Länge der STFT: Anzahl der Datenpunkte = Abtastrate/Schrittfrequenz, z.Z. auf 2024 Datenpunkte begrenzt), • Option für Programmbeschleunigung und post-hoc-Glättung:
 Absolutwert = Schrittweite (nur jeder i-te Wert wird berechnet),
 positiv = mit IBILOP, sonst ohne IBILOP; IBILOP ist ein Tiefpaß durch gleitende Mittelung variabler (frequenz-gesteuerter) Länge über jeweils eine volle Schwingung (Periode); [sonstige Anwendung bei kardiovaskulären Signalen als Hochpaß IBIHIP: InterBeat Interval dependent High/Low Pass; vgl. „Analysen“], • Powerquotient in Promill p_1; Schwellenkriterium zur Sicherstellung ausreichenden Inhalts im Frequenzband („Between-Kriterium“): Power im Frequenzband/Gesamtpower*1000 muß $> p_1$ sein, sonst m.d., • dreistelliges Optionen-Wort:
 Hunderter-Stelle: Peak-Schätzung (0=Schätzung des relativen Maximums mit Interpolation, 1=Schätzung durch „Erwartungswert“, d.h. mit |

	Powerwerten gewichtetes Mittel im Frequenzband)									
Zehner-Stelle:	Beschleunigungs-Weg-Transformation (0=nein, 1=ja)									
Einer-Stelle:	Hanning-Fenster (0=nein, 1=ja),									
	<ul style="list-style-type: none">• Mindestamplitude in milli-g (bzw. 1/1000 cm) bei geeichten Bewegungsaufnehmern (bzw. andere Potenz gemäß Exponent in der Kopfzeile; s.o.); sonst in den entsprechenden Einheiten,• Mindestlänge der Tremor-Spindeln in Sekunden; wirkt sich nur auf den Tremor-Marker aus; Stücke mit Tremor müssen mindestens diese Länge haben,• Powerquotient in Promill p_2; Schwellenkriterium zur Beurteilung der Peak-Schärfe im Frequenzband („Within-Kriterium“): Power der Peak-Frequenz/Power im Band *1000 muß > p_2 sein, sonst m.d.;									
Unspezifisch:	kleinster, größter, missing-data-Wert; der Exponent in der Kopfzeile muß berücksichtigt werden; Datenpunkte mit Amplitude außerhalb des angegebenen Intervalls werden auf den missing-data-Wert gesetzt (und z.Z. linear interpoliert); Zeile 0.0,0.0,0.0 bewirkt keine Datenmanipulation;									
Brust (Sternum):	wie AC-DC-Kanäle;									
Oberschenkel:	wie AC-DC-Kanäle;									
Posture Marker:	<p>Der Posture-Marker ist kein echter Kanal, daher Kanalnummer=0. Er verwendet die DC-Werte der Kanäle „Brust“ (Typ 5) und „Oberschenkel“ (Typ 6). Nur wenn diese Kanäle vorliegen, ist ein Posture-Marker berechenbar. Parameter sind Grenzwerte für DC Brust und Oberschenkel, der Exponent in der Kopfzeile muß berücksichtigt werden. Dem Marker wird ein Wert nach dem Vierfelder-Schema zugewiesen:</p> <table><tr><td></td><td>Brust<Grenzwert</td><td>Brust>Grenzwert</td></tr><tr><td>Oberschenkel<Grenzwert</td><td>1</td><td>2</td></tr><tr><td>Oberschenkel>Grenzwert</td><td>3</td><td>4</td></tr></table>		Brust<Grenzwert	Brust>Grenzwert	Oberschenkel<Grenzwert	1	2	Oberschenkel>Grenzwert	3	4
	Brust<Grenzwert	Brust>Grenzwert								
Oberschenkel<Grenzwert	1	2								
Oberschenkel>Grenzwert	3	4								
Beispiele:	<pre>HR ,9,1,0,0.0 45.0,180.0 1 AC_DC ,5,2,0,0.0 0.5 011 HaRe ,3,3,3,0.0 3.0,7.0,0.5,2,500,11,5,1.0,200 1111 HFatm ,9,3,2,0.0 0.2,0.4,0.025,2,-1,101,-1,0.0,-1</pre>									

```

1110
Licht      ,1,4,0,0.
0,0,0
0
Brust      ,2,5,3,0.0
0.5
001
Obsch      ,5,6,3,0.0
0.5
001
Postur     ,0,7,0,0.0
3000,3000
1

```

Die *Plot-Masken-Zeile* ist für alle Typen gleich (0=nicht plotten, 1=plotten), jedoch unterschiedlich lang:

- Typ 1,4,7 mit einer Stelle (Originalsignal, bzw. Posture-Marker),
- Typ 2,5,6 mit drei Stellen (Originalsignal, AC, DC),
- Typ 3 mit vier Stellen (Originalsignal, Frequenz, Amplitude, Tremor-Marker).

10. Endmarke für Abschluß der Kanalauswahl: "end" in Spalte 1-3

11. Personen-Nummern:

nur bei Verwendung von VPD-Dateien mit Stellvertretern +++ (Batch-Betrieb); eine negative Personen-Nummer schließt das Programm.

5. Handhabung und Kontrollen (tr-ctrl.dat):

Das Programm kann auf drei Arten gesteuert werden:

- durch den Parameter-File (Grundsteuerung),
- durch das Klick-Menü (mit sofortiger Wirkung),
- durch die Fensterleiste (Hintergrundänderung).

Die *Grundsteuerung* via Parameterfile ist unter „Parameter“ beschrieben. Die Grundeinstellungen werden üblicherweise zu Beginn einer Studie festgelegt.

Parameter, Farben, Plotauswahl und zeitliche Lokalisation lassen sich während der Auswertung ändern. Hierzu dient zum einen das Klickmenü-Fenster (rechts unten; Abb. 2 und 3) für Parameter, Plotauswahl und Zeitsprünge mit direkter Anwendung, zum anderen die Fensterleiste mit allen möglichen Änderungen und Speicherungen. Alle Änderungen sind Windows-Anwendungen mit Maussteuerung.

Steuerungen über die *Fensterleiste* finden parallel zum (seriellen) Programmablauf statt und führen, an den „falschen“ Stellen durchgeführt, schnell zu Programm-Abbrüchen. Daher wird die Fensterleiste nur an fest definierten Programmstellen zugelassen, normalerweise durch klicken des Klick-Menü-Knopfs „wait“. Um Änderungen von der Fensterleiste wirksam werden zu lassen, muß im Grafik-Fenster neu gezeichnet werden durch Rückkehr ins Klick-Menü

(drücken rechte Maus-Taste im Textfenster) und klicken von „unzoom“ bei Farb- und Plotauswahl-Änderungen, bzw. Sprung mit „jump“ zum aktuellen Zeit-Segment bei Parameter-Änderungen.

Parameteränderungen (Klick-Menü oder Fenster-Leiste):

Bei Anwahl einer Parameteränderung wird zuerst die Liste der Kanäle geboten, bei denen eine Änderung vorgenommen werden soll. Ausgewählte Kanäle erscheinen blau unterlegt. Abhängig vom Typ des jeweiligen Kanals werden über ein weiteres Fenster mit Select-Buttons und Scrollbars die veränderbaren Parameter und Schwellen neu festgelegt. Die neuen Werte können über die Fensterleiste „Parameter-Save“ gespeichert werden. Über dieses Menü können auch die alten Werte zurückgeholt werden („load actual“ sind die Werte der Session, „load original“ die aus dem Parameterfile). Eine (endgültige) Speicherung auf einen vom Programm verwalteten File erfolgt nur bei definiertem Personen- bzw. Programmende (s.u.). Diese Speicherung wird dann beim Restart des Programms übernommen.

Farbenänderung (nur Fenster-Leiste):

Die Anwahl und Speicherung entspricht der bei Parameteränderung. Im Farben-Wahl-Fenster (Abb.6) werden die Farben mit der linken Maustaste "rübergezogen" (dragged).

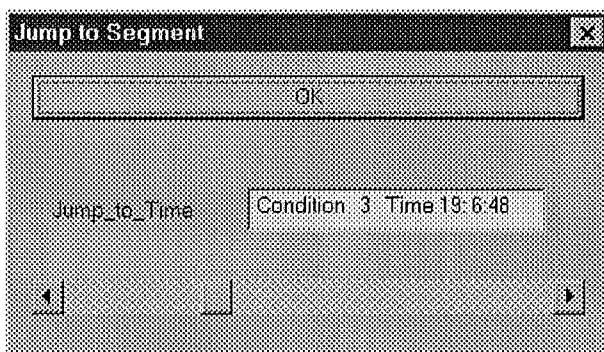
Plotauswahländerung (Klick-Menü oder Fenster-Leiste):

Die Anwahl und Speicherung entspricht der bei Parameteränderung. Es wird eine Liste der Variablen geboten mit der aktuellen Auswahl als Vorauswahl (blau unterlegt). Wenn keine Variable zur Darstellung ausgewählt wird, so wird der Grafik-Modus abgeschaltet und der Rest der Daten ohne Grafik gerechnet. Dies bietet eine einfache Möglichkeit, die Parameter und Schwellen individuell einzustellen und danach die Auswertung automatisch laufen zu lassen. **Achtung:** Es gibt keine Möglichkeit, zum Grafik-Modus zurückzukehren (Abbruch ggf. mit Ctrl-C).

Springen in der Zeit (nur Klick-Menü):

Der Klick-Menü-Knopf „jump“ erlaubt eine Bewegung in der Zeit, wobei automatisch die Phasen mitgeführt werden (Abb.8). Wenn im Parameterfile eine Phasenauswahl angegeben wurde, so kann trotzdem vor die erste ausgewählte Phase zurückgesprungen werden; beim Vorwärts-Springen hinter die letzte ausgewählte Phase wird die Phasenauswahl ggf. bis zu der gewünschten Phase erweitert. **Wichtig:** beim Sprung zum Ende erscheint im Fenster die Meldung "New Subject", was eine definierte Beendigung der Person bzw. des Programms bewirkt (und damit Speicherung der Parameter, Farben und Plotauswahl in einen File TREMOR.1943).

Abbildung 8: Fenster zum Springen in der Zeit



6. Datenausgabe (tr-out.dat):

Der Ausgabe- und Protokollfile wird vom Programm automatisch angelegt mit dem Namen des VPD-Files und Extension „.prt“. *Er wird bei Restarts überschrieben.* Dieser ASCII-File ist so angelegt, daß er direkt in SAS eingelesen werden kann; alle Informationen, die nicht eigentliche Daten sind, sind als SAS-Kommentare ausgegeben; die Variablen-Namen in SAS-Konvention sind fest und ohne Labels (Umbenennungen und Einfügen von Labels müssen ggf. in SAS, proc datasets/modify durchgeführt werden). Für andere Statistik-Pakete (z.B. SPSS) müssen die Ausgabefiles geringfügig editiert werden. Jedes Segment einer Phase (vgl. Parameters) enthält folgende Variable:

1	VP_NR	Personen-Nummer
2	PH_NR	Phasen-Nummer
3	SECA	Anfangs-Sekunde
4	LAENGE	Segment-Länge (Sekunden)
5	STUNDE	Zeit (Stunde)
6	MINUTE	Zeit (Minute)
7	SEKUNDE	Zeit (Sekunde)

Für die einzelnen Kanäle werden unterschiedlich viele Variable berechnet. Falls ein oder mehrere Tremor-Kanäle (Typ 3) vorliegen, so werden alle Mittelwerte aufgesplittet in Intervalle mit und ohne Tremor (bestimmt an diesem Kanal/diesen Kanälen). Die Mittelwerte haben die durch die Eichung in Vitaport definierten Einheiten (also z.B. g bzw. cm bei Tremor, bpm bei Herzfrequenz, usw.). Im einzelnen werden folgende Variablen berechnet:

Typ 1 (Herzfrequenz) oder 4 (unspezifische Kanäle):

- falls kein Tremorkanal vorliegt:

1	Kanalname	Mittelwert
---	-----------	------------
- sonst pro Tremorkanal je ein Mittelwert ohne/mit Tremor:

1	nnnn_ott	nnnn = Stelle 1-4 des Kanalnamens
	o	= „ohne Tremor“
	tt	= laufende Nummer des Tremorkanals
2	nnnn_mtt	nnnn = Stelle 1-4 des Kanalnamens
	m	= „mit Tremor“
	tt	= laufende Nummer des Tremorkanals

Typ 2, 5, 6 (AC-DC-Kanäle; z.B. Bewegung und Körperlage):

- falls kein Tremorkanal vorliegt:

1	nnnnnnAC	Mittelwert der absoluten AC-Werte
	nnnnnn	= Kanalname
2	nnnnnnDC	Mittelwert der DC-Werte
	nnnnnn	= Kanalname
- sonst pro Tremorkanal:

1	nnnnAott	Mittelwert der absoluten AC-Werte
	nnnn	= Stelle 1-4 des Kanalnamens
	A	= AC
	o	= „ohne Tremor“
	tt	= laufende Nummer des Tremorkanals
2	nnnnAmtt	Mittelwert der absoluten AC-Werte

- nnnn = Stelle 1-4 des Kanalnamens
 A = AC
 m = „mit Tremor“
 tt = laufende Nummer des Tremorkanals
 3 nnnnDott Mittelwert der DC-Werte
 nnnn = Stelle 1-4 des Kanalnamens
 D = DC
 o = „ohne Tremor“
 tt = laufende Nummer des Tremorkanals
 4 nnnnDmtt Mittelwert der DC-Werte
 nnnn = Stelle 1-4 des Kanalnamens
 D = DC
 m = „mit Tremor“
 tt = laufende Nummer des Tremorkanals

Typ 3 (STFT-Kanäle; z.B. Tremor):

- 1 nnnnn_aL nnnnn = Stelle 1-5 des Kanalnamens
 aL = absolute Tremordauer (sec)
 2 nnnnn_rL nnnnn = Stelle 1-5 des Kanalnamens
 rL = relative Tremordauer (%)
 3 nnnnn_FR nnnnn = Stelle 1-5 des Kanalnamens
 FR = Frequenz, Mittelwert (Hz)
 4 nnnnn_AM nnnnn = Stelle 1-5 des Kanalnamens
 AM = Amplitude, Mittelwert (z.B. in g oder cm)

Typ 7 (Körperlage-Index):

- 1 Posture häufigste Stufe:
 1 = DC Brust niedrig DC Oberschenkel niedrig
 2 = DC Brust hoch DC Oberschenkel niedrig
 3 = DC Brust niedrig DC Oberschenkel hoch
 4 = DC Brust hoch DC Oberschenkel hoch

Die Ordnungsvariable (Variable 1 bis 7) sind Integer im Format (1x,7i12), alle anderen Daten werden im Format (1x,7e12.5) ausgegeben, d.h. mit Exponent und 5 signifikanten Stellen. Fehlende Daten (z.B. „leere“ Mittelwerte) werden mit . markiert.

7. Fehlermeldungen (tr-err.dat):

Meldung im Textfenster	Parameter	Bedeutung
no vpd-file specified	-	falscher VPD-File vom Fenster
no path in vpd-file	-	File vom Fenster muß Pfad haben
vpd-file too long (30 char.max)	-	Name des VPD-Files vom Fenster zu lang
header file incorrect	-	Name des VPD-Files fehlt oder zu lang oder beginnt mit Punkt
no path in marker-file	-	File vom Fenster muß Pfad haben
marker-file too long (30 char.max)	-	Name des Marker-Files vom Fenster zu lang

Meldung im Textfenster	Parameter	Bedeutung
too much channels selected	-	z.Z. maximal 32 Kanäle möglich
Markerfile (Segmente) falsch gelesen?	-	Formatfehler beim lesen der Zeiten: hh:mm:ss oder hh:mm:ss:ms
header too long	-	Headerlänge VPD-File > 1000 Bytes
more than n channels selected	n	Gesamtkanalzahl (Tremor hat 4, AC-DC hat 3, evtl. + Körperlageindex): n > 57
channel i,hz,n too long	i,hz,n	Länge eines zu lesenden Segments n>150000 Punkte (i=Kanalnummer, hz=originale Abtastrate); Segment kürzen auf 150000/hz sec!
channel i,hz,n too long (reduced)	i,hz,n	Länge eines reduzierten Segments n>30000 Punkte (i=Kanalnummer, hz=reduzierte Abtastrate); Segment kürzen auf 30000/hz sec!
too much tremor channels	-	maximal 21 Tremorkanäle zulässig
too much variables	-	maximal 6000 Output-Variable zulässig
cannot find/open file	name	Open-Fehler
read beyond end of file	name	EOF-Fehler
no marker part in file	name	Phasen-Marken nicht im VPD-File-Trailer
number of markers different	-	Phasen-Anzahl im Trailer stimmt nicht mit Parameterfile überein
estimation of posture not possible	-	vor Körperlage-Kanal müssen je ein Kanal vom Typ 5 und 6 definiert sein (Brust, Oberschenkel)
rdvpd-buffer too short	-	Lesepuffer > 1000 Bytes (UP rdvpds)
second beyond end of channel	Kanal	Positionierungsfehler (UP rdvpds)
changing of sampling rate (old,new)	hza,hzn	neue Abtastrate muß Teiler oder Vielfaches der alten sein
changing of sampling rate (scratch length)	hza,hzn,n,max	durch Erhöhung der Abtastrate sind die Seg- mente zu lang (s. Fehler „channel too long“)
error in parameter file (comma)	-	Parameterfile: Trennzeichen (Komma) fehlt
error in parameter file (character)	-	Parameterfile: zu wenig Parameter, Name zu kurz, Integer/Real-Verwechslung
error in parameter file (length)	-	Parameterfile: Parameter falsch, Integer/Real- Verwechslung
buffer for crosshairs	max,size	Fadenkreuz-Cursor nicht ladbar (Grafik-Karte?)
error: resource not found	Resource	QuickWin-Fehler
TimPos: Condition not found	-	Fehler beim „jump“ in Zeitachse
file INIBILD.DAT is missing	-	ASCII-File INIBILD.DAT fehlt
insert initializing disc	-	beim ersten Aufruf des Programms muß die Lade-Diskette aktiv sein
Program not licensed	-	bitte beim Autor rückfragen
subroutine SELECT: too many selections	n,max	z.Z. maximal 32 Kanäle möglich

8. Analysen (tr-anal.dat):

AC-DC-Dekomposition

Die Methode des Hochpasses für die AC-Komponente und des Tiefpasses für die DC-Komponente ist angelehnt an einfachste technische Filter (Widerstands-Kapazitäts-Kreise, RC-Glieder; s.z.B. *Tietze & Schenk, 1993, S.9ff*). Der Tiefpaß (DC) entspricht einer Faltung des Signals mit einer Exponentialfunktion (Exponential Smoothing, z.B. in *Brockwell & Davis, 1991, S.57ff*). Der Hochpaß (AC) ist entsprechend die Faltung des differenzierten Signals mit einer Exponentialfunktion. Beide Filter sind rekursiv berechenbar, daher einfach und schnell. Für die Dekomposition von Bewegung (AC) und Körperlage (DC) genügen diese unscharfen Filter vollauf. Es wird eine Grenzfrequenz von 0.1 bis 0.5 Hz empfohlen.

Der Tiefpaß:

Wenn $x(t)$ das Originalsignal ist und T die Zeitkonstante, dann gilt für das tiefpaß-gefilterte Signal $DC(t)$:

$$DC(t) = (1/T) \int x(\tau) \exp(-(t-\tau)/T) d\tau \quad (\text{Integral von } -\infty \text{ bis } t) \quad (1)$$

Der Frequenzgang der Power des Filters, d.h. das Powerspektrum der Funktion $\exp(-t/T)/T$, läßt sich leicht berechnen:

$$A^2 = 1/(1 + \omega^2 T^2) \quad (\omega = 2\pi f, f = \text{Frequenz in Hz}) \quad (2)$$

Die sogenannte -3dB-Grenzfrequenz liegt bei $A^2 = 1/2$, d.h. bei $A = 1/\sqrt{2}$ (ca. 71% der vollen Amplitude; s. *Tietze & Schenk, 1993*). Zwischen -3dB-Grenzfrequenz und Zeitkonstante besteht also die Beziehung $T = 1/(2\pi f)$.

Anmerkung: Die Bezeichnung dB ist eine Vereinbarung zur bequemerer Charakterisierung von Filtern und Verstärkern; sie errechnet sich durch $20 \lg(A)$, beim -3db-Punkt also $20 \lg(1/\sqrt{2}) = 20 * (-0.150515) \approx -3$. Die -3dB-Grenzfrequenz ist wegen ihrer Symmetrie Tiefpaß-Hochpaß (s.u.) ausgezeichnet, andere Grenzfrequenzen sind jedoch denkbar (z.B. der -16dB-Punkt, wo die Beziehung $T = 1/f$ gilt, d.h. $A = 1/2$, $20 \lg(A) = 20 * (-0.79818) \approx -16$).

Der Hochpaß:

Wenn $x'(t)$ das differenzierte Originalsignal ist und T die Zeitkonstante, dann gilt für das hochpaß-gefilterte Signal $AC(t)$:

$$AC(t) = \int x'(\tau) \exp(-(t-\tau)/T) d\tau \quad (\text{Integral von } -\infty \text{ bis } t) \quad (3)$$

Die Belegungsfunktion des Signals $x(t)$ läßt sich leicht berechnen: Wenn man die Definitionsgleichung partiell integriert, so erhält man

$$AC(t) = x(t) - DC(t)$$

(Anmerkung: DC und AC addieren sich zum ungefilterten Signal, falls beide Filter dieselbe Grenzfrequenz, bzw. Zeitkonstante verwenden!)

Die zugehörige Fourier-Transformierte ist dann entsprechend

$$\begin{aligned} F(AC) &= F(x) - F(DC) \\ &= (u+iv) - (a-ib)(u+iv) \\ &= (u-au-bv) + (v-av+bu)i \end{aligned}$$

Der Frequenzgang der Power des Filters, d.h. dessen Powerspektrum, ist dann:

$$A^2 = 1 - 1/(1 + \omega^2 T^2) \quad (\omega = 2\pi f, f = \text{Frequenz in Hz}) \quad (4)$$

Die sogenannte -3dB-Grenzfrequenz liegt wieder bei $A^2 = 1/2$, d.h. bei $A = 1/\sqrt{2}$ (ca. 71% der vollen Amplitude). Zwischen -3dB-Grenzfrequenz und Zeitkonstante besteht also, wie beim Tiefpaß, die Beziehung $T = 1/(2\pi f)$.

Die rekursiven Approximationen:

Approximativ kann $DC(t)$ nach *Brockwell & Davis (1991)* rekursiv berechnet werden durch:

$$DC(n+1) = \alpha DC(n) + (1-\alpha)x(n+1) \quad (\alpha = \exp(-\Delta t/T); \Delta t = \text{Abtastzeit} = 1/\nu; \nu = \text{Abtastrate in Hz}) \quad (5)$$

mit der Anfangsbedingung $DC(1) = x(1)$.

Um die Additivität von Hoch- und Tiefpaß auch bei der Approximation zu gewährleisten, wird diese Formel leicht abgewandelt durch folgende Ableitung:

Aus (1) folgt für den Tiefpaß

$$\begin{aligned} DC(t+\Delta t) &= \alpha DC(t) + (1/T) \int_t^{t+\Delta t} x(\tau) \exp(-(t+\Delta t - \tau)/T) d\tau \quad (\text{Restintegral von } t \text{ bis } t+\Delta t) \\ &\approx \alpha DC(t) + [(x(t) + x(t+\Delta t))/2] (1/T) \int_t^{t+\Delta t} \exp(-(t+\Delta t - \tau)/T) d\tau \\ &= \alpha DC(t) + [(x(t) + x(t+\Delta t))/2] [1-\alpha] \end{aligned} \quad (6)$$

oder diskret (bei äquidistanten Stützstellen)

$$DC(n+1) \approx \alpha DC(n) + (x(n+1) + x(n))(1-\alpha)/2 \quad (7)$$

Ebenfalls abweichend von Brockwell und Davis wird der Anfangswert nicht auf $DC(1) = x(1)$ gesetzt, sondern zur stabileren Schätzung auf den Mittelwert der Einschwingzeit:

$$DC(1) = \sum x(i)/n \quad (i=1, \dots, n=T/\Delta t) \quad (8)$$

Entsprechend folgt aus (3) für den Hochpaß

$$\begin{aligned} AC(t+\Delta t) &= \alpha AC(t) + \int_t^{t+\Delta t} x'(\tau) \exp(-(t+\Delta t - \tau)/T) d\tau \quad (\text{Restintegral von } t \text{ bis } t+\Delta t) \\ &\approx \alpha AC(t) + [(1+\alpha)/2] \int_t^{t+\Delta t} x'(\tau) d\tau \\ &= \alpha AC(t) + [(1+\alpha)/2] [x(t+\Delta t) - x(t)] \end{aligned} \quad (9)$$

oder diskret (bei äquidistanten Stützstellen)

$$AC(n+1) \approx \alpha AC(n) + (x(n+1) - x(n))(1+\alpha)/2 \quad (10)$$

mit dem Anfangswert $AC(1) = 0$.

Damit ist die Additivität (bei gleichen Grenzfrequenzen) auch für die rekursiven Approximationen gewährleistet:

$$\begin{aligned} DC(n+1) + AC(n+1) &= \alpha (DC(n) + AC(n)) + (x(n+1) + x(n))(1-\alpha)/2 + (x(n+1) - x(n))(1+\alpha)/2 \\ &= x(n+1). \end{aligned}$$

Short Time Fourier Transform (STFT)

Zeit-Frequenz-Analysen gehen in ihrer einfachsten Form auf Militärforschungen zu Ende des Zweiten Weltkriegs zurück und wurden bereits Anfang der Achzigerjahre publiziert (z.B. *Protnoff, 1980*). Doch erst durch die rasante Entwicklung der Computerwelt (Geschwindigkeit, Speicherplatz) wurden solche Joint Time-Frequency Verfahren praktikabel, die ja für jeden Datenpunkt (mithilfe seiner Umgebung) ein Frequenz-Spektrum oder eine Frequenz-Verteilung beschreiben. Das einfachste dieser Verfahren ist die STFT, bei der für jeden Datenpunkt eine Fast Fourier Transform (FFT) gerechnet wird. *Shie Qian und Dapang Chen (1997)* haben eine Reihe solcher Verfahren vorgestellt und an Beispielen anhand eines Demonstrations-Programms die Unterschiede aufgezeigt. Dabei ist die STFT deutlich schneller als die anderen Verfahren. Bei allen vorgestellten Prozessen waren die Ergebnisse der STFT zufriedenstellend, sofern ein geeignetes Fenster verwendet wurde (z.B. Hanning- oder Hamming-Fenster). Falls nur eine Peakfrequenz im Spektrum erwartet wird (wie z.B. bei Tremor), so kann die Hauptinformation des aktuellen Spektrums in Peakfrequenz und deren Amplitude ausgedrückt werden. Mithilfe geeigneter Schwellenwerte kann sichergestellt werden, daß (a) im vordefinierten Frequenzband tatsächlich nur ein Peak existiert (die Frequenzen außerhalb des Bandes werden als weggefiltert angesehen) oder (b) daß außerhalb des vordefinierten Frequenzbandes keine wesentlichen Frequenzanteile existieren (z.B. Bewegungsartefakte).

Schritt 1: vorgeschalteter Hochpaß

Das Programm schaltet der STFT einen Hochpaß vor, um die DC-Komponente zu entfernen. Dadurch wird im Wesentlichen ein (im Datensegment als nahezu fest anzusehender) Intercept subtrahiert, was die Genauigkeit der folgenden Berechnungen erhöht. Als Hochpaß wird die oben beschriebene exponentielle Glättung verwendet mit dem Minimum aus der *unteren Bandfrequenz* f_u und der *Auflösungsfrequenz* f_a als Grenzfrequenz (vgl. „Parameter“). Die Auflösungsfrequenz bestimmt die Länge der FFT und damit die Überlappung. Die FFT wird jeweils in einem Bereich von $\pm 1/f_a/2$ um den Datenpunkt berechnet, d.h. die Überlappung sollte ebenfalls mindestens so groß sein. In der Zeit $1/f_a/2$ fällt die e-Funktion $\exp(-t/T)$ auf den Wert $\exp(-1/f_a/2/T) = \exp(-1/f_a/2 * 2\pi f_a) = \exp(-\pi) = 0.043$ ab, was als ausreichende Einschwingzeit des Filters angesehen wird.

Schritt 2: STFT

Durchführung der STFT: Für jeden Datenpunkt wird eine FFT berechnet, d.h. jeder Datenpunkt erhält eine Fourier-Transformierte zugewiesen (vgl. *Qian & Chen, 1997, S.46ff*):

$$\text{STFT}(t, \omega) = \int x(\tau) g(\tau - t) \exp(-i\omega\tau) d\tau \quad (x(t) = \text{Signal}, g(t) = \text{Fensterfunktion}, \omega = 2\pi f, f = \text{Frequenz}) \quad (11)$$

Als einfachste Fensterfunktion kann ein Rechteckfenster gewählt werden, das im Bereich $\pm B$ den Wert 1 und außerhalb des Bereichs den Wert 0 hat. Die Beispiele im Demonstrations-Programm von Qian&Chen zeigen jedoch erhebliche Unterschiede zu allen anderen Verfahren. Einfach und schnell zu realisieren sind *Hanning- und Hamming-Fenster*, die *im Spektrum* angewendet werden können. Das Hanningfenster ist definiert als (s.z.B. *Stanley, 1975, S.226ff*):

$$g(t) = 0.5(1 + \cos(2\pi st)) \quad (\text{in } |t| \leq 1/2s \text{ und } 0 \text{ sonst; } s = \text{Grundfrequenz}) \quad (12)$$

oder diskret

$$g(m) = 0.5(1 + \cos(\pi m/M)) \quad (\text{in } |m| \leq M \text{ und } 0 \text{ sonst; } 2M = \text{Länge der FFT}) \quad (13)$$

Wegen der wohlbekannten trigonometrischen Identitäten

$$\sin(a)\cos(b) = 0.5[\sin(a+b) + \sin(a-b)]$$

$$\cos(a)\cos(b) = 0.5[\cos(a+b) + \cos(a-b)]$$

wirkt sich ein Hanningfenster im Power-Spektrum durch eine einfache Glättung aus (vgl. *Ludwig, 1972, S.137; zitiert nach Blackman & Tukey, 1959*):

$$P''(k) = [P(k-1) + 2P(k) + P(k+1)]/4 \quad (14)$$

Schritt 3: Vermessung des Spektrums

Für jeden Datenpunkt wird das (ggf. geglättete) Power-Spektrum der Fourier-Transformierten vermessen. Bestimmt werden:

- i = Ort des (größten) relativen Maximums (Peak) im Frequenzband,
- P_{ges} = die Gesamtpower,
- P_{band} = die Power im Frequenzband.

Abhängig von der Peak-Frequenz-Schätz-Option werden folgende Kennwerte bestimmt:

Die „echte“ Peak-Frequenz, interpoliert durch das mit den Powerwerten $P(j)$ gewichtete Mittel der 3 benachbarten Frequenzen,

$$f = [(i-1)(P(i-1) + iP(i) + (i+1)P(i+1))] / [P(i-1) + P(i) + P(i+1)]$$

$$\text{Amplitude} = \sqrt{[P(i-1) + P(i) + P(i+1)]}$$

oder der „Erwartungswert“ der Peak-Frequenz, d.h. gewichtete Mittel im ganzen Band

$$f = \sum f_j P(f_j) / \sum P(f_j) \quad (\text{summiert über alle Frequenzen } f_j \text{ innerhalb des Frequenzbands}),$$

$$\text{Amplitude} = \sqrt{\sum P(f_j)} \quad (\text{summiert über alle Frequenzen } f_j \text{ innerhalb des Frequenzbands}).$$

Wenn im Frequenzband zwei oder mehrere „echte“ Peaks enthalten sind (wie z.B. bei Herzfrequenz-Variabilität zu beobachten, wo Blutdruck- und respiratorische Perioden in ein und demselben Band liegen können), so wird das mit der größeren Frequenz ausgewählt (da die kleinere Frequenz eher ein Artefakt sein mag oder, wie bei Herzfrequenz-Variabilität, ein weiteres

Band unterhalb des aktuellen Verwendung findet). Insbesondere bei solchen Anwendungen empfiehlt sich die Verwendung der „Erwartungswert“-Schätzung für die Peak-Frequenz.

Abhängig von den verwendeten relativen Schwellen (Powerquotienten) für ausreichenden „Inhalt“ im Band („Between“-Kriterium), Peak-Schärfe („Within“-Kriterium) und absoluter Amplituden-Höhe (s. „Parameter“) werden Frequenz und Amplitude ggf. Missing gesetzt (=0). Da die zwei Kennwerte als ganze Zahlen dargestellt (Plots) und verarbeitet werden, erhält die Peakfrequenz einen dezimalen Faktor, der von der oberen Bandfrequenz f_0 abhängt:

$$\text{frq_f} = 10^{3 - \text{int}(\text{alog10}(f_0))}$$

(int(x)=größte Integer-Zahl <x; alog10=Logarithmus zur Basis 10). Der Faktor wird im Protokoll-File (Ausgabe) dokumentiert. Bei der Inspektion der Plots muß der Faktor berücksichtigt werden. Wird f_0 durch Parameteränderung während der Auswertung über eine Zehnerpotenz-Grenze verändert, so wird auch frq_f verändert; eine Meldung erfolgt nur im Textfenster. Beim Output wird der Faktor frq_f automatisch berücksichtigt (Frequenzen werden in Hz ausgegeben; vgl. „Datenausgabe“)

Schritt4: Beschleunigungs-Weg-Transformation

An dieser Stelle wird (z.Z. wg. Tremor) die Beschleunigungs-Amplitude in eine Weg-Amplitude umgerechnet (vgl. *Messtechnik-News BMC*, ???). Ausgehend von der (hier nur interessierenden) Peak-Frequenz-Welle der Beschleunigung, die mit

$$x''(t) = a \cos(2\pi f t + \delta) \quad (f = \text{aktuelle Peak-Frequenz}, \delta = \text{Phase})$$

(15)

angenommen werden kann, erhält man durch zweimalige Integration die Peak-Frequenz-Welle des Wegs

$$x(t) = -a/(2\pi f)^2 \cos(2\pi f t + \delta) + ct + d \quad (16)$$

mit den Integrationskonstanten c und d, die jedoch bei fehlendem Trend und Offset als =0 angesehen werden können.

Die Weg-Amplitude kann also beschrieben werden durch

$$w = a/(2\pi f)^2 \quad (17)$$

wobei die Beschleunigungs-Amplitude a in Einheiten der Gravitationskonstanten $g=981 \text{ cm/sec}^2$ und f in $\text{Hz}=1/\text{sec}$ gemessen sind. Der Weg ist daher in Einheiten von $981/(2\pi)^2 * [\text{cm/sec}^2]/[1/\text{sec}]^2 = \text{cm}$ ausgedrückt. Bei für die Tremormessung plausiblen Werten von $f=5 \text{ Hz}$ und $a=\pm 1 \text{ g}$ erhält man also eine Wegamplitude von ca. $\pm 981/(2\pi*5)^2 \approx \pm 1 \text{ cm}$ (wegen der Speicherung in Intergerwerten wird die Weg-Amplitude in Einheiten von 1/1000 cm ausgegeben).

Bei Abweichung der Wellenform der Peakfrequenz von Sinus/Cosinus sind höhere und niedrigere Frequenzen in der Peakfrequenz wirksam. Daher wurde der Fehler durch Dreiecks- und Rechtecks-Signale abgeschätzt:

Dreiecks-Signal:

$$x''(t) = \begin{cases} a(4ft-1) & 0 \leq t \leq 1/(2f) \\ -a(4ft-3) & 1/(2f) \leq t \leq 1/f \end{cases} \quad (18)$$

Mit den Randbedingungen $x'(1/2f)=x'(1/f)=0$ (Integration über je eine halbe Periode) und $x(1/4f)=x(3/4f)=0$ (Nullstellen) können die Integrationskonstanten bestimmt werden, sodaß für den Weg gilt:

$$x(t) = \begin{cases} a(2ft^3/3 - t^2/2 + 1/(48f^2)) & 0 \leq t \leq 1/(2f) \\ -a(2ft^3/3 - 3t^2/2 + t/f - 9/(48f^2)) & 1/(2f) \leq t \leq 1/f \end{cases} \quad (19)$$

sodaß sich die Wegamplitude (bei $x(0)=-x(1/2f)$) berechnet zu

$$w_D = a/(48f^2) \quad (20)$$

d.h. eine *Unterschätzung* um $(1/(2\pi)^2 - 1/48) \cdot (2\pi)^2$ oder 18%; im obigen Beispiel würden nur ± 0.82 cm für eine Beschleunigung von ± 1 g bei einer Frequenz von 5 Hz errechnet werden.

Rechtecks-Signal:

$$x''(t) = \begin{cases} a & 0 \leq t < 1/(2f) \\ -a & 1/(2f) \leq t < 1/f \end{cases} \quad (21)$$

Mit den Randbedingungen $x'(1/4f)=x'(3/4f)=0$ (Integration über je eine halbe Periode) und $x(0)=x(1/2f)=x(f)=0$ (Nullstellen) können die Integrationskonstanten bestimmt werden, sodaß für den Weg gilt:

$$x(t) = \begin{cases} a(t^2/2 - t/(4f)) & 0 \leq t < 1/(2f) \\ -a(t^2/2 - 3t/(4f) + 1/(4f^2)) & 1/(2f) \leq t < 1/f \end{cases} \quad (22)$$

sodaß sich die Wegamplitude (bei $x(1/4f)=-x(3/4f)$) berechnet zu

$$w_R = a/(32f^2) \quad (23)$$

d.h. eine *Überschätzung* um $(1/32 - 1/(2\pi)^2) \cdot (2\pi)^2$ oder 23%; im obigen Beispiel würden jetzt ± 1.23 cm für eine Beschleunigung von ± 1 g bei einer Frequenz von 5 Hz errechnet werden.

Schritt 5: IBILOP (InterBeat Interval LowPass)

Es hat sich gezeigt, daß die durch STFT gewonnenen Zeitreihen der Peakfrequenz und Peakamplitude periodische Schwankungen mit ebendieser Peakfrequenz aufweisen. Diese Schwankungen sind insbesondere unter Verwendung von Rechteck- statt Hanning-Fenstern bedeutsam, da dann die Randbedingungen der FFT zeitlichen Veränderungen unterliegen. Man kann diese Schwankungen leicht eliminieren, da ja ihre Frequenz und damit ihre Periodendauer bekannt ist und somit für jeden Datenpunkt ein Mittelwert über immer eine vollständige Periode berechenbar ist. Die Idee stammt aus der kardiovaskulären Forschung, wo bei genauen Vermessungen der Signale Verzerrungen durch Hardware-Filter vermieden werden sollten, gleichwohl jedoch Nullinienschwankungen verzerrungsfrei zu eliminieren waren. Dabei wurden zunächst die RR-Abstände (InterBeat Intervals, IBI) aus dem EKG bestimmt, aus diesen durch Interpolation die aktuelle Periodendauer geschätzt und der Mittelwert über diese Periode vom Signal subtrahiert (zum IBIHIP = InterBeat Interval HighPass s. *Fahrenberg & Foerster, 1989, S.252ff*). Hier wird diese Technik als Tiefpaß (optional) angewandt.

Schritt 6: Kontrolle der absoluten Amplitude

Für Datenpunkte, deren Amplitude die absolute Schwelle (s. Parameters) nicht erreichen, werden Frequenz und Amplitude Missing (=0) gesetzt.

Schritt 7: Tremor-Marker

Es wird eine Zeitreihe „Tremor-Marker“ erzeugt, die die Werte 0 für „kein Tremor vorhanden“ und 1 für „Tremor vorhanden“ hat. Tremor-Episoden (Tremor-Spindeln), die kürzer sind als die vorgegebene Schwelle (s. „Parameter“), werden auf 0 („kein Tremor“) gesetzt.

9. Literatur

- Brockwell, P.J. & Davis, R.A. (1991): *ITSM: An Interactive Time Series Modelling Package for the PC*. New York: Springer.
- Blackman, R.B. & Tukey, J.W. (1959): *The Measurement of Power Spectra from the Point of View of Communication Engineering*. New York: Dover.
- Fahrenberg, J. & Foerster, F. (1989): *Nichtinvasive Methodik für die kardiovaskuläre Psychophysiologie*. Frankfurt am Main: Lang.
- Fahrenberg, J., Müller, W., Foerster, F. & Smeja, M. (1996). A multi-channel investigation of physical activity, *Journal of Psychophysiology*, 10, 209-217.
- Fahrenberg, J., Foerster, F., Smeja, M. & Müller, W. (1997). Assessment of posture and motion by multichannel piezoresistive accelerometer recordings, *Psychophysiology*, 34, 607-612.
- Foerster, F. & Smeja, M. (1999). Joint amplitude and frequency analysis of tremor activity, *EMG, Clinical Neurophysiology*, 39 (in Druck).
- Ludwig, T.B. (1972): *Korrelations- und Spektralanalytische Methoden der Zeitreihenanalyse*. Unveröff. Diplomarbeit, Freiburg.
- Qian, S. & Chen, D. (1996): *Joint Time-Frequency Analysis*. Upper Saddle River: Prentice Hall PTR.
- Protnoff, M.R. (1980): Time-frequency representation of digital signal and systems based on short-time Fourier analysis. *IEEE Trans. Acoustics, Speech, Signal Processing*, 28-1, 55-69.
- Smeja, M. (1998): *Ambulantes 24 h Monitoring der Tremoraktivität bei Patienten mit Morbus Parkinson*, Unveröff. Diplomarbeit, Freiburg.
- Smeja, M., Foerster, F., Fuchs, G., Emmans, D., Hornig, A. & Fahrenberg, J. (eingereicht). 24 hr assessment of tremor activity and posture in Parkinson's disease by multi-channel accelerometer. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*.
- Stanley, W.D. (1975): *Digital Signal Processing*. Reston, Virginia: Reston Publishing Company.
- Tietze, U. & Schenk, Ch. (1993): *Halbleiter-Schaltungstechnik*. Berlin: Springer.