

Langzeit-Elektromyographie mit intelligenten tragbaren Recordern zur ambulanten Aufzeichnung und Echtzeit-Auswertung der oralen Hypermotorik

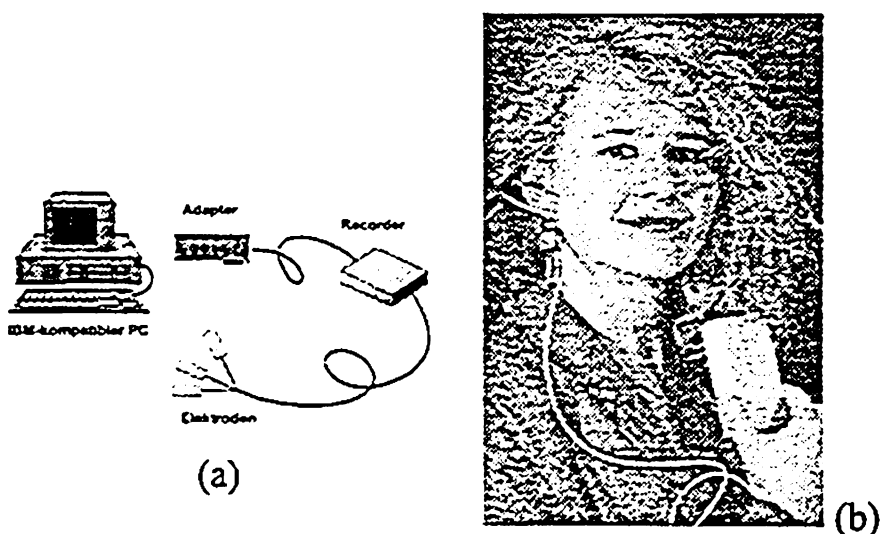
Gallo, L.M., Tagliabue, G.M., Palla, S.

Klinik für Kaufunktionsstörungen und Totalprothetik
Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Universität Zürich, Plattenstrasse 11, CH-8028 Zürich, Schweiz

EINLEITUNG

Die Entstehung von Myoarthropathien des Kaupsystems durch orale Hypermotorik ist nach wie vor ein kontroverses Thema [1]. Um diese Hypothese zu prüfen ist eine Langzeitüberwachung des Verhaltens der Kaumuskulatur in der natürlichen Umgebung nötig. Zu diesem Zweck wurden an unserer Klinik miniaturisierte prozessorgesteuerte Recordergeräte entwickelt [2](Fig. 1). Mit diesen Geräten werden Signale wie das Oberflächen-Elektromyogramm des m. masseter oder temporalis sowie andere Hilfssignale (z.B. die Bewegung der Extremitäten in Form von Beschleunigungsmessungen) über längere Zeitspannen in digitaler Form aufgezeichnet.

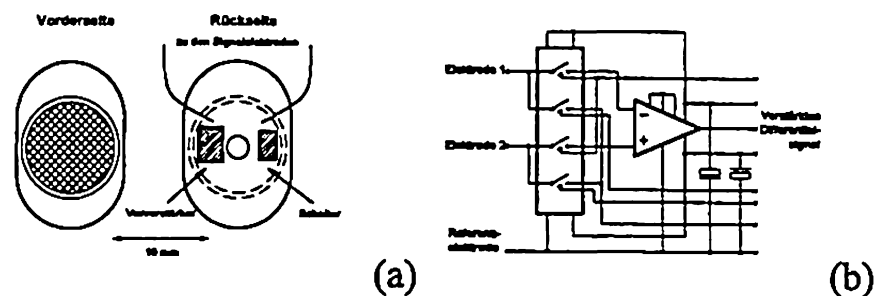
Unsere Forschung auf diesem Gebiet umfasst drei Hauptrichtungen: (a) Die Untersuchung der Muskelaktivität von Probanden mit gesundem Kaupsystem, um die Normalität zu bestimmen und ein allfälliges abnormes Verhalten von ausgewählten Gruppen von Patienten mit Kaufunktionsstörungen nachzuweisen. (b) Die parallele ambulante Aufzeichnung weiterer biologischer Signale, um die Natur der nächtlichen Kaumuskelaktivität abzuklären. (c) Die Echtzeit-Erkennung der Art von Kaumuskelaktivität, um nachzuweisen, welche Qualität der Hypermotorik schädigend ist.



Figur 1: (a) Systemaufbau des tragbaren EMG Recorders
(b) EMG-Recorder am Patienten.

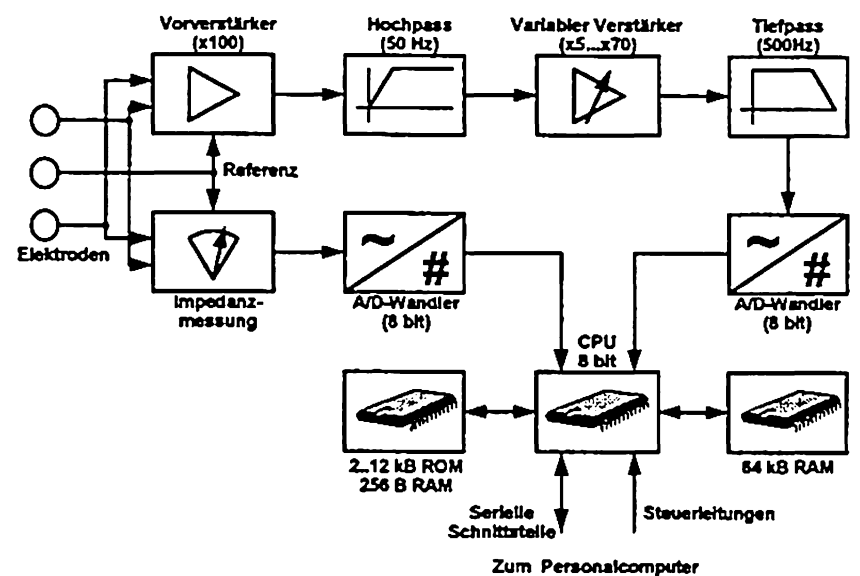
APPARATUR

Der EMG-Recorder misst in der aktuellen Version 95x58x25mm, wiegt weniger als 150g und wird mit einer 9V-Batterie betrieben. Zur Maximierung des Signal/Rauschverhältnisses wird das EMG-Signal in einem auf der Rückseite der Referenzelektrode (16x11x1mm) gebondeten Differentialverstärker 100x vorverstärkt (Fig. 2). Das Signal wird anschliessend zwischen 50 und



Figur 2: Referenzelektrode: (a) Aufbau (b) Schema.

500Hz gefiltert, 5..70x verstärkt, mit 1kHz abgetastet und 8 Bit-digitalisiert (Fig. 3). Die weitere Signalverarbeitung (u.a. Gleichrichtung und Integration bis zu 1s) erfolgt softwaremässig. Die Messdaten werden in 64kByte RAM abgelegt. Wiederholte Impedanzmessungen zwischen den beiden Signalelektroden und der Referenzelektrode erleichtern eine geeignete Hautvorbereitung und erlauben die Erkennung einer eventuell abgerissenen Elektrode. Der EMG-Recorder kann so programmiert werden, dass er sämtliche Rohdaten mit einer bestimmten Integrationszeit aufnimmt oder in Echtzeit Ereignisse grob diskriminiert. Zur off-line-Analyse und Optimierung von Auswertparametern werden die Daten zu einem IBM-kompatiblen PC transferiert und auf magnetischem Medium gespeichert.



Figur 3: Blockscheema des EMG-Recorders.

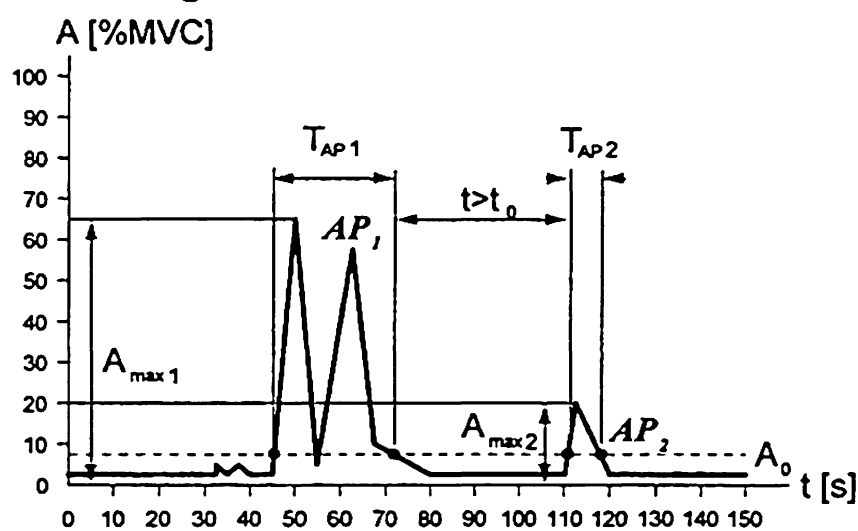
EXPERIMENTE

Folgende Studien wurden bis anhin durchgeführt und beeinflussen die Weiterentwicklung unserer Geräte:

(a) Ausgehend von 2000 zufällig ausgewählten Einwohner der Stadt Zürich wurde eine Gruppe von 14 symptomfreien Probanden ausgewählt, an welchen das EMG des m. masseter während 7 Nächten in der natürlichen Umgebung aufgenommen wurde [3]. Das Signal wurde

mit 0.5s integriert und die Elektroden reproduzierbar befestigt. Eine Aktivitätsperiode (AP) des EMG-Signals wurde definiert als ein Signalabschnitt oberhalb einer Schwelle A_0 , der auch unterschwellige Signalanteile enthalten darf, sofern diese in ihrer Dauer die vorgegebene Standby-Zeit t_0 nicht überschreiten (Fig. 4). Die Signalamplitude bezog sich auf die bei maximalem Pressen gemessene Amplitude (%MVC). Bestimmt wurden die Gesamtzahl APs pro Nacht, die durchschnittliche Anzahl APs pro Stunde, die mittlere und maximale Amplitude (A_{mean} , A_{max}) sowie die Dauer der APs.

(b) An denselben Probanden wie in Experiment (a) wurde auch gleichzeitig die Armbewegung mit einem synchronisierten externen Recorder (Integrationszeit=1s) aufgezeichnet [4]. APs des EMG-Signals sowie des Bewegungssignals wurden mit $t_0=5s$ bestimmt. Zur Analyse der zeitlichen Beziehung zwischen EMG- und Bewegungsereignissen wurde ein zwischen 5 und 30s variables Zeitfenster eingesetzt. Das Zeitfenster wurde systematisch in 5s-Schritten um jedes Ereignis plaziert. Die Anzahl Ereignisse einer Art begleitet von einem Ereignis der anderen Art wurde als Funktion der Fensterbreite und -lage bestimmt.

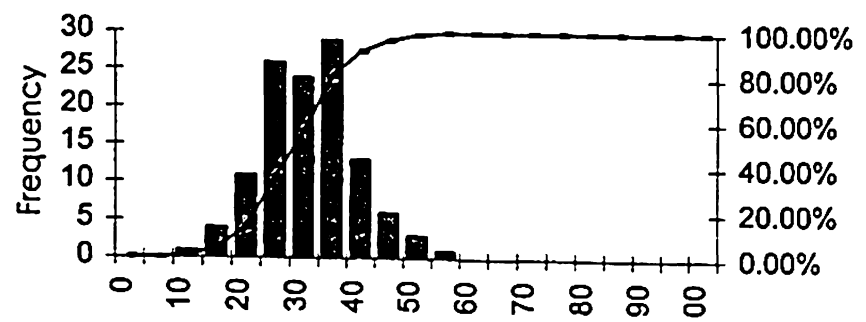


Figur 4: Bestimmung der EMG-Aktivitätsperioden.

(c) Zwölf Probanden führten eine definierte Reihe funktioneller und parafunktioneller Aktivitäten aus (Kauen von weicher und harter Nahrung, Schlucken, Lachen, Sprechen, Zähneknirschen und -pressen), während am rechten m. masseter Elektromyogramme laufend aufgenommen wurden. Dieses Experiment wurde vorläufig mit einem stationären PC durchgeführt. In einer Lernphase wurden intraindividuelle Klassifikationsfunktionen mit Hilfe der multivariaten Diskriminanzanalyse berechnet. In der Prüfungsphase wiederholte der Proband dieselben Aktivitäten und der Computer klassifizierte sie kontinuierlich in Echtzeit [5].

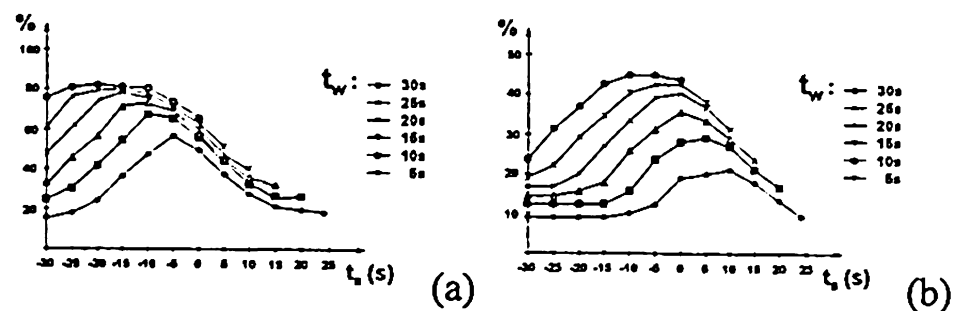
RESULTATE

(a) Sämtliche gesunden Probanden zeigten Masseteraktivität während des Schlafs, die interindividuell in Dauer und Amplitude variierte. Mit $t_0=5s$ wurden im Durchschnitt 69 ± 24 APs pro Nacht (Bereich 23-139) gefunden, d.h. 10 ± 4 APs pro Stunde (Bereich 4-24). Die durchschnittliche A_{mean} der APs lag bei 26 ± 7 %MVC (Bereich 13-47). Im Durchschnitt dauerte eine AP 5 ± 2 s (Bereich 2-10). Die 80. Perzentile von A_{mean} während jeder Nacht lag im Mittel bei 33 ± 8 %MVC (Bereich 15-55) (Fig. 5).



Figur 5: Verteilung der 80. Perzentile der mittleren Amplitude der EMG-Aktivitätsperioden über 98 Nächte.

(b) Ein mässiger Assoziationsgrad zwischen Masseter- und Armaktivität wurde nachgewiesen. Obwohl Bewegungsereignisse in einem Fenster von 30s beginnend 15s vor denselben zu 83% von EMG-Ereignissen begleitet wurden, waren im Mittel nur 44% der EMG-Ereignisse mit Bewegungsereignissen assoziiert, wenn das Zeitfenster 30s breit war und 5s vor dem Ereignis anfang (Fig. 6).



Figur 6: Assoziation (a) zwischen EMG- und Bewegungsereignissen und (b) zwischen Bewegungs- und EMG-Ereignissen.

(c) Die automatische Klassifikationsmethode zeigte einen hohen Genauigkeitsgrad in der Echtzeiterkennung oraler Aktivitäten unter experimentellen Bedingungen. Ruhezustand, Lachen, Zähneknirschen und -pressen wurden zu 100% korrekt erkannt. Kauen von harter und weicher Nahrung sowie Schlucken wurden zwischen 66% und 100% richtig klassifiziert. Sprechen wurde zu 92 % korrekt erkannt.

AUSBLICK

Zur weiteren Untersuchung unterschiedlicher Pathologien sind leistungsfähigere Recorder in Entwicklung, welche mehrkanalige Aufnahmen und die Echtzeit-Erkennung der Aktivität unter Abspeicherung grösserer Datenmengen ermöglichen. Mit diesen Geräten wird ein weiterer Schritt in der Abklärung des Einflusses der oralen Hypermotorik auf das Kausystem unternommen. Diese Geräte können auch zur Untersuchung weiterer myogener Schmerzen wie z.B. Rücken- oder Nackenschmerzen verwendet werden.

LITERATUR

- [1] Lund J.P., Widmer C.G. An Evaluation of the Use of Surface Electromyography in the Diagnosis, Documentation, and Treatment of Dental Patients. *J Craniomandib Disord: Facial & Oral Pain* 1989(3)125-137.
- [2] Gallo L.M., Palla S. Activity recognition in long-time electromyograms. *J Oral Rehabil* 1995(22)455-462.
- [3] Salis Gross S.S. Nocturnal masseter EMG activity of healthy volunteers in natural environment. *Med diss Uni Zürich* 1996.
- [4] Tagliabue G.M., Werner S., Gallo L.M., Palla S. Ambulant nocturnal monitoring of masseter EMG activity and arm motion. *J Dent Res (spec. issue)* 1995(74)589.
- [5] Gallo L.M., Guerra P., Palla S. Online identification system of masseter muscle activity. *Proc 19th conf Society of Oral Physiology* Edinburgh 1995.