

# **Text ist entnommen aus:**

Stapelfeldt, B.: Muskuläre Koordination von Elite-  
radfahrern im Stufentest auf dem SRM-Ergometer. Unver-  
öffentlichte Zulassungsarbeit zum ersten Staatsexamen.  
Freiburg 1997, 19-25.

## **2.3. Das Oberflächenelektromyogramm als Methode zur Beschreibung muskulärer Aktivität**

Körperbewegungen und -kräfte entstehen durch die Kontraktion einzelner Muskeln. Um zu wissen, wie die Muskeln Bewegungen koordinieren oder Kräfte zustande bringen, braucht man Informationen darüber, wann und wie sie kontrahieren. Über das Oberflächenelektromyogramm (EMG) kann die elektrische Aktivität, die jeder Kontraktion vorausgeht, gemessen werden. Daher wird mit dieser Methode versucht, die Entstehung von Körperbewegungen und -kräften näher zu beschreiben.

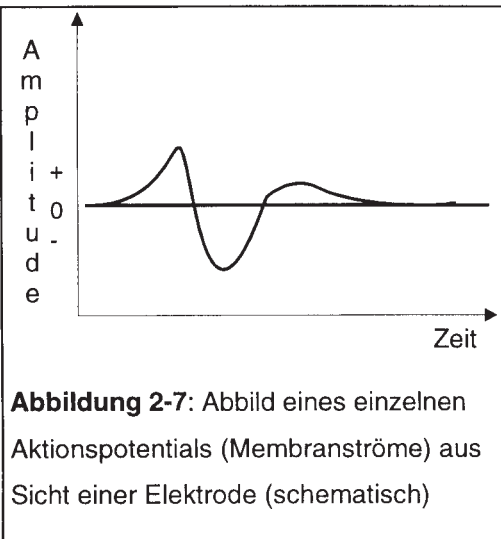
Im nächsten Abschnitt soll kurz auf die neuromuskulären Zusammenhänge von muskulären Kontraktionen und die technischen Aspekte des EMG eingegangen werden. Danach wird der eigentliche Informationsgehalt des EMG besprochen.

### 2.3.1. Neurophysiologische Grundlagen und technische Aspekte

Jeder Muskel enthält eine unterschiedlich große Anzahl motorischer Einheiten, die für den Kontraktionsvorgang eine elementare Rolle spielen (Vgl. zum Folgenden SCHMIDT 1987 und MARKWORTH 1984). Die motorische Einheit besteht aus unterschiedlich vielen Muskelfasern, die mit einer Nervenzelle verbunden sind. Die Anzahl der Muskelfasern pro Einheit bestimmt deren Größe und damit deren Kontraktionskraft. Die Fasern einer Einheit sind gleichmäßig auf einen Bereich von ca. 1/5 des Muskelquerschnitts verteilt (vgl. NOTH 1993, S.201). Einer Kontraktion geht immer die elektrochemische Innervation voran, die in einer motorischen Einheit alle Fasern erfaßt. Eine solche Innervation besteht aus mindestens einem überschwelligen Nervenreiz, dem Aktionspotential. Ein einzelnes Aktionspotential führt zu einer Einzelzuckung der zugehörigen Muskelfasern. Die zeitliche Häufung dieser Einzelreize führt zur Verschmelzung der Einzelzuckungen und damit zur Kontraktion der Faser, dem Tetanus.

Der Reiz entsteht in der motorischen *Vorderhornzelle* im Rückenmark, um sich dann in der zugehörigen efferenten Nervenfasern, dem *Axon*, bis zur motorischen Endplatte fortzupflanzen. Dort wird das elektrische Signal in ein chemisches umgewandelt und so in gleicher Intensität auf die Muskelfaser übertragen (Endplattenpotential). Wenn die Faser auf diese Weise im Endplattenbereich erregt wurde, wird das Aktionspotential in beide Richtungen an der Oberfläche der Faser weitergeleitet und sorgt so für die Kontraktion der gesamten Faser. Den Vorgang von der elektrischen Erregungsausbreitung bis zur mechanischen Spannungsentwicklung nennt man *elektromechanische Kopplung*. Hier muß von einer gewissen Latenzzeit ausgegangen werden, so daß zwischen maximaler elektrischer Aktivität und maximaler Muskelkraft bis zu 50 ms Verschiebung auftreten können (vgl. NOTH 1993, S.204).

Die De- und Repolarisationsvorgänge an der Fasermembran erzeugen elektrotonische Strömchen, den sogenannten Membranstrom, der sich parallel zur Membran vom Ort der Depolarisation ausbreitet. Dieser Membranstrom liegt dem elektromyographischen Signal zugrunde. Die Polarisationsvorgänge ereignen sich in einer Zone von 1-3 mm<sup>2</sup> (vgl. NORAXON 1993, S.5). Es sei nun modellhaft angenommen, daß



von einer Elektrode aus ein einziges Aktionspotential beobachtet wird. Die Elektrode steht fest, während das Aktionspotential unter ihr hindurchläuft. Von der Elektrode aus betrachtet, wird der Membranstrom während der Depolarisation zunehmend positiver. Nach seinem Höhepunkt kehrt er über den ursprünglichen Ruhewert hinaus ins Negative um. Danach erreicht er wieder den Ruhewert. Zeitlich aufgetragen ergibt sich das in Abbildung 2-7 dargestellte Bild

(Vgl. SCHMIDT 1987, S. 64 und NORAXON 1993, S.7).

Bei einer Kontraktion sind in einer Muskelfaser mehrere solcher Einzelpotentiale dicht hintereinander zu beobachten. Das bei einer Kontraktion entstehende EMG besteht aber nicht nur aus den Aktionspotentialen einer Muskelfaser. Wenn man Oberflächen Elektroden verwendet, die auf der Haut über dem Muskelbauch angebracht sind, werden nicht allein die Potentiale der verschiedenen Fasern einer motorischen Einheit, sondern auch die der benachbarten Einheiten registriert. Im EMG überlagern sich die Potentiale aller innervierten Muskelfasern im Meßbereich zum sogenannten *Summenpotential* (vgl. BASMAJIAN; DELUCA 1985, S.66 ff.). Das EMG-Signal repräsentiert also nicht die Aktivität des gesamten Muskels, sondern nur derjenigen Muskelfasern, die im Meßbereich unter den Elektroden liegen (vgl. BASMAJIAN; DELUCA 1985, S.72). Dabei erscheinen im EMG-Signal die Aktionspotentiale der am dichtesten an den Elektroden befindlichen Muskelfasern am größten. Das liegt daran, daß die elektrische Spannung mit der Strecke, welche die Strömchen zurücklegen müssen, abnimmt.

Der Muskel steuert die Intensität seiner Kontraktion über die Rekrutierung und Frequenzierung motorischer Einheiten (vgl. DE MAREES 1992, S.56 und SALE 1994, S. 249-251).<sup>4</sup> Im ersten Fall werden mehr und größere motorische Einheiten innerviert, im zweiten Fall folgen die einzelnen Aktionspotentiale rascher aufeinander, was zur tetanischen Summation führt. Beides hat auf das EMG einen Einfluß, denn in beiden Fällen überlagern sich mehr einzelne Aktionspotentiale.

<sup>4</sup> Vollständigerweise muß auch die Synchronisation motorischer Einheiten genannt werden. Diese spielt aber nur bei maximalen Krafteinsätzen eine Rolle.

Es soll nun noch kurz auf die technischen Aspekte des Oberflächenelektromyogramms eingegangen werden (Vgl. NORAXON 1993 und BASMAJIAN; DELUCA 1985).

Es wird meistens eine bipolare Elektrodenkonfiguration verwendet. Dazu werden zwei Elektroden über dem Muskelbauch parallel zu den Muskelfasern appliziert. Zusätzlich wird eine Referenzelektrode an einem Ort des Körpers angebracht, der keine Potentialschwankungen aufweist. Beide Meßelektroden registrieren das elektrische Signal relativ zur Referenzelektrode. In einem Differentialverstärker wird die Differenz beider Meßwerte gebildet. Diese Konfiguration hat den Vorteil, daß von außen kommende Störspannungen, die an beiden Elektroden phasengleich anliegen, sich aufheben und damit von der weiteren Analyse ausgeschlossen werden. Andere Störsignale, wie z.B. die Aktivität anderer Muskeln, können allerdings im Signal weiterhin dargestellt werden. Dieses als *cross-talk* bezeichnete Problem muß nachträglich behandelt werden (vgl. WINTER 1994).

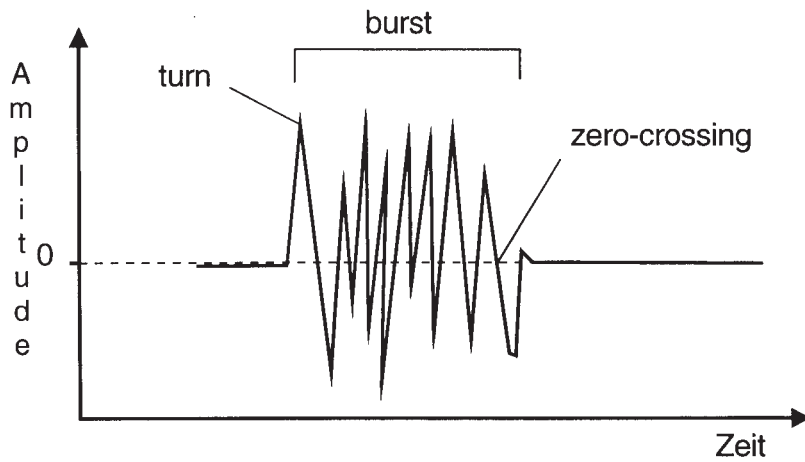
Das Signal wird im Differentialverstärker noch vorverstärkt, um dann in einem Analogverstärker weiter aufbereitet zu werden. Manche Geräte enthalten elektronische Filter, die das Signal weiter verändern. Dies ist jedoch kritisch zu sehen, da damit bereits eine Vorauswahl bezüglich des Informationsgehaltes getroffen wird, die nicht mehr rückgängig zu machen ist.

Das Problem der Beeinflussung des EMG-Signals durch Temperaturveränderungen der Haut muß bei bestimmten Versuchsbedingungen bedacht werden (vgl. WINKEL 1991). Im Falle des Stufentests ist von einer Erwärmung auszugehen, welche die Amplitude des Signals reduzieren könnte. Damit werden die erwarteten Effekte aber eher vermindert, was die Wahrscheinlichkeit des Alpha-Fehlers nicht erhöht. Denn es gilt die später begründete Annahme, daß das EMG-Signal unter Belastungszunahme ansteigt.

### 2.3.2. Informationsgehalt des EMG

Nach Beschreibung der Entstehung des EMG-Signals soll nun dessen Informationsgehalt betrachtet werden. Dies ist dann auch die Stelle, an der einige kritische Bemerkungen zur Methode gemacht werden müssen. Zum besseren Verständnis wird zunächst auf die verschiedenen Parameter, die in der Signalform des Summenpotentials enthalten sind, eingegangen.

Im wesentlichen sind dies **Frequenz - Amplitude - Zeit**.



**Abbildung 2-8:** ungleichgerichtetes EMG (Roh-EMG)

Die **Frequenz** wird mit Hilfe mathematischer Verfahren bestimmt und gibt Aufschluß über Muskelermüdung oder Muskelkraft (vgl. BASMAJIAN; DELUCA

1985 und NORAXON 1993). Dies ist jedoch umstritten. Mit der Frequenz hängt die Anzahl der Nulldurchgänge (*zero crossings*) oder der Umkehrpunkte (*turns*) zusammen, die in einer bestimmten Zeit in einem Aktivitätsbereich (*burst*) zu finden sind. NOTH (1993, S. 208) bezeichnet die Anzahl der Umkehrpunkte als "Maß für die Anzahl der entladenen Alpha - Motoneurone". Da die Frequenz in dieser Untersuchung keiner Analyse unterzogen wurde, soll darauf auch nicht weiter eingegangen werden.

Mit **Amplitude** ist die Höhe des Signals zwischen den Umkehrpunkten gemeint. Sie ist nach NOTH (1993, S. 208) "ein Maß für die Größe der entladenen motorischen Einheiten". Es gilt jedoch zu bedenken, daß die Signalhöhe von der Lage der Muskelfasern zum Ableitort abhängig ist.

Innerhalb eines *bursts*, der aus verschiedenen Einzelamplituden besteht, wird die mittlere Amplitude gebildet. Dies ist das arithmetische Mittel aus der Amplitude der einzelnen Meßwerte.<sup>5</sup>

Die **Zeit** als eigenständiger Kennwert spielt hauptsächlich beim EMG zyklischer Bewegungen eine Rolle. Dort bestimmen Beginn und Ende des *burst* die Aktivitätszeit oder -dauer. Dieser Parameter sagt nichts darüber aus wie intensiv eine Aktivität ist, sondern wie lange sie dauert. Mit diesen Werten können z.B. zeitliche Aktivitätsmuster erstellt werden. Der große Vorteil liegt darin, daß es sich um absolute Werte handelt, die in ihrer Höhe nicht durch die Ableitbedingungen beeinflussbar sind. Man kann also durchaus interindividuelle Vergleiche ziehen oder Messungen verschiedener Tage vergleichen. Das Problem besteht in der Bestimmung von Beginn und Ende eines Aktivitätsbereiches. Hier gibt es keine allgemeingültigen Angaben, sondern

<sup>5</sup> Die Meßwerte müssen hierzu vorher gleichgerichtet werden. Das Verfahren wird weiter unten erklärt.

man muß eine eigene Definition entwickeln, die sich aus dem Untersuchungsgegenstand ableitet.

Einen weiteren Parameter stellt das **integrierte EMG (IEMG)** dar. Da es sich aus Zeit und Amplitude zusammensetzt, liefert es eigentlich keine zusätzlichen Informationen, sondern stellt sie nur anders dar. Für die Bildung des IEMG muß das aus positiven und negativen Anteilen bestehende Roh-EMG gleichgerichtet, d.h. absolutiert, werden. Inhaltlich handelt es sich um das Integral des EMG, also um die Fläche unter der Aktivitätskurve mit der Einheit  $\text{mV} \cdot \text{ms}$  (vgl. BASMAJIAN; DELUCA 1985, S.96). Das IEMG wird oft mit der mittleren Amplitude gleichgesetzt. Dies ist jedoch nur bei ganz bestimmten Auswertebedingungen richtig. Dazu muß ein gleichbleibendes Zeitintervall definiert werden, in dem das IEMG bestimmt wird. Nur dann entspricht das IEMG der mittleren Amplitude im Intervall.

*"[T]he integrated rectified value will increase continuously as a function of time. The only difference between the integrated rectified value [IEMG, d.Verf.] and the average rectified value [mittl. Ampl., d.Verf.] is that in the latter case the value is divided by T, the time over which the average is calculated."*  
(BASMAJIAN; DELUCA 1985, S.97)

Der entscheidende Unterschied zur mittleren Amplitude liegt also darin, daß die Aktivitätszeit in das IEMG einfließt. D.h., wenn das Zeitintervall ausgedehnt wird, wächst auch das IEMG an, während die mittlere Amplitude gleichbleiben oder sogar kleiner werden kann. Wenn man das IEMG bei zyklischen Bewegungen vom Beginn bis zum Ende eines *bursts* bestimmt, dann wird es bei Ausdehnung der Aktivitätszeit trotz gleichbleibender mittlerer Amplitude größer. Dies ist wichtig für die späteren Betrachtungen.

Mit der EMG-Methode versucht man nähere Erkenntnisse über die Vorgänge bei Muskelkontraktionen zu erlangen. Ein großes Interesse lag hierbei bisher auf dem Zusammenhang zwischen elektrischer Aktivität und Kraftentwicklung.

Das Problem der EMG-Methode besteht aber in der großen Anzahl an unbekanntem Faktoren, die das Signal beeinflussen können. Die Unbekannten bei einer Kontraktion sind *"die Anzahl der motorischen Einheiten, die lokale Lage der Einheiten bezogen auf die Elektroden, die Faserstruktur mit ihren spezifischen Aktionspotentialen und die Entladungsfrequenz der motorischen Einheiten"* (ZSCHORLICH 1989, S.57). Damit ist der Anteil der unerklärten bzw. Zufallsvarianz an der Gesamtvarianz recht

## 2. Vorüberlegungen und theoretische Grundlagen

---

groß. Man muß deshalb davon ausgehen, daß die systematische Varianz in den statistischen Auswertungen des EMG's um so geringer ist.

Es gibt zahlreiche Untersuchungen, die einen linearen Zusammenhang zwischen der mittleren Amplitude bzw. dem IEMG belegen (vgl. BASMAJIAN; DELUCA 1985, S.187 ff.). Andere Untersuchungen können einen linearen Zusammenhang nicht oder nur im submaximalen Bereich nachweisen. Ein Großteil dieser Untersuchungen basiert auf Messungen mit isometrischen oder isotonischen Kontraktionen. Hinsichtlich der Muskelauswahl, der Belastungsintensität und der Signalverarbeitung gibt es jedoch beträchtliche Variationen, die das uneinheitliche Ergebnis mit begründen.

In dieser Untersuchung liegen die Belastungen im submaximalen Bereich, so daß die Fehler, die im maximalen Bereich auftreten, hier keinen Einfluß haben. Und selbst wenn im submaximalen Bereich tatsächlich kein linearer Zusammenhang vorliegt, ist dennoch davon auszugehen, daß bei steigender Kontraktionskraft auch das IEMG größer wird. Damit bleibt eine Veränderung der über das EMG im Stufentest gemessenen muskulären Aktivität auch hinsichtlich der Kraftentwicklung interpretierbar.