

K. Pfeifer¹, L. Vogt², W. Banzer²

Kinesiologische Elektromyographie (EMG)

1 Inst. für Sportwissenschaft, O. v. Guericke-Universität Magdeburg, 2 Abt. Sportmed., Inst. für Sportwissenschaft, J. W. Goethe-Universität Frankfurt

Einleitung

Die Elektromyographie ist eine in Sportmedizin/-wissenschaft seit Jahrzehnten etablierte Methode zur Beurteilung von Muskelaktivitäten. Allgemein versteht man unter Elektromyographie ein Verfahren zur Ermittlung des Erregungs- und Kontraktionszustands der Skelettmuskulatur. Beim kinesiologischen EMG werden in der Regel Oberflächenelektroden verwendet, die über dem Muskel auf der Haut angebracht werden. In Einzelfällen werden auch hier Draht- oder Nadelelektroden verwendet. Fragestellungen kinesiologischer EMG-Untersuchungen können sein (6):

- Welche Muskeln sind wann und wie stark an einer Bewegung beteiligt?
- Welche zeitlichen Beziehungen bestehen zwischen der Aktivierung einzelner Muskeln? (intermuskuläre Koordination)
- Wie ist der Verlauf der Muskelaktivierung bei einer Bewegung (Innervationsmuster)?
- Wann und wie verändert sich das Innervationsverhalten bei Ermüdung?

EMG-Messung

Die Signale des EMG werden üblicherweise mit bipolaren Ableitungen erfasst, d.h. es wird die Spannungsdifferenz zwischen zwei Elektroden in Bezug auf eine Referenzelektrode ermittelt. Erfasst werden dabei die bei der Fortleitung von Aktionspotentialen an der Muskelfasermembran erzeugten Potentialänderungen. Das gemessene EMG-Signal stellt damit ein extrazellulär abgeleitetes Summsignal aller Aktionspotentiale der aktiven motorischen Einheiten dar.

Technische Anforderungen

Die für die EMG notwendige technische Ausstattung (Verstärker, AD-Wandler etc.) sollte den heute existierenden internationalen Standards (vgl. 4) entsprechen.

Elektrodenpositionierung, Cross-Talk

Zur Reduktion des Hautübergangswiderstands wird die Haut mit etwas Alkohol gereinigt, die Behaarung entfernt und die Hornschicht der Haut mit Sandpapier aufgeraucht, ohne die Haut zu verletzen. Bei den üblicherweise verwendeten Ag/AgCl-Einmalelektroden ist die eigentliche Ableitfläche in ein Gelkissen eingebettet, das die Verwendung von zusätzlichem Elektrodengel überflüssig macht. Verwendet werden können runde oder rechteckige Elektroden, deren Ableitfläche einen Durchmesser von ca. 10 mm nicht überschreiten sollte (3). Die Klebelektroden werden in Richtung des Muskelfaserverlaufs mit einem Abstand zwischen den Mittelpunkten der Ableitflächen von ca. 20 mm aufgeklebt. Für die Platzierung der Elektroden auf dem Muskel wird eine mittlere Positionierung zwischen der Innervationszone des Muskels und dem distalen Muskel-Sehnen-Übergang empfohlen (3, 6). Zu beachten ist, dass die elektrische Aktivität räumlich naheliegender Muskeln (z.B. am Unterarm) Einfluss auf das messbare Signal über dem interessierenden Muskel haben kann ("Crosstalk"). Die Referenzelektrode wird über einer weitgehend muskelfreien Region be-

festigt (Fuß-, Handgelenk, Dornfortsatz des siebten Halswirbels o.ä.). Eine elektrodennahe Anbringung der EMG-Verstärker ermöglicht eine weitgehend störungsfreie und bewegungsunabhängige Erfassung der Signale. Zur Vermeidung weiterer Störsignale ("Artefakte" durch Bewegungen) werden die zuführenden Leitungen zusätzlich gesichert (Zugentlastung).

Datenerfassung und Einflussfaktoren

Beim kinesiologischen EMG ist eine gleichzeitige Erfassung kinematischer oder kinetischer Merkmale notwendig, um die gemessenen EMG-Kurven in Bezug zu einer jeweils interessierenden Bewegungsaufgabe interpretieren zu können. Eine Ausnahme stellen u. U. lediglich isometrische Kontraktionen dar. Die Signale werden in der Regel mit dem Faktor 1000, bei manchen Fragestellungen und in Abhängigkeit von der zu erwartenden Signalstärke auch höher verstärkt. Der wesentliche Frequenzanteil des EMG-Summenpotentials liegt zwischen ungefähr 20 und 500 Hz. Zur Aufnahme der gesamten Frequenzinformation des Signals, muss die Abtastfrequenz mindestens doppelt so hoch sein, wie die höchste im Spektrum des Signals zu erwartende Frequenz (Nyquist-Theorem), also mindestens 1000 Hz. Das EMG-Signal unterliegt vielfältigen Einflussfaktoren, die bei der Messung, Auswertung und Interpretation der Signale sorgfältig beachtet werden müssen (vgl. 1, 6):

- Elektrodenmaterial, Vorbereitung der Ableitstelle, Abstand der Elektroden und Größe der Ableitfläche
- Positionierung der Elektrode in Bezug zu Muskelfaserverlauf, Innervationszone des Muskels und benachbarten Muskeln ("Crosstalk")
- Bewegung der Muskulatur unter der Elektrode
- Verschiebung der Elektrode auf der Haut bei Bewegung (Artefakte)
- Filterungseigenschaften des Gewebes zwischen Elektrode und Muskel (z.B. Dicke des Unterhautfettgewebes)
- Anzahl der aktiven motorischen Eigenschaften in der Ableitregion (Rekrutierung) und deren Innervationsfrequenz
- Leitgeschwindigkeit der Muskelfasern
- Muskelfasertypen, Durchmesser der Muskelfasern, Durchblutung etc.

Auswertung von EMG-Signalen

Eine erste qualitative Betrachtung des Roh-Signals liefert bereits einen Eindruck vom Aktivierungsverhalten des untersuchten Muskels und dient der Prüfung des Signals auf Störungen ("Artefakte"), z.B. von Bewegungen der Elektroden auf der Haut oder ableitenden Kabel.

Die Grundlage für zeit- und amplitudenbezogene Auswertungen (außer Frequenzanalyse) werden durch das sogenannte gleichgerichtete EMG gebildet, bei dem alle negativen Signalanteile invertiert werden (Abb. 1).

Amplitudenbezogene Auswertung

Zur Bestimmung der Aktivitätshöhe werden meist Mittelwerte oder die sogenannten Root Mean Square-Werte (Wurzel aus dem Mittelwert der quadrierten Amplitudenwerte) über einen zu definierenden Kurvenabschnitt berechnet. Mit Ausnahme von Vergleichen innerhalb derselben Elektrodenklebung ist die Anwendung von Normierungsverfahren notwendig, um die Amplituden zwischen Muskeln und Personen vergleichbar zu machen. Eine Methode zur Bestimmung von relativen Muskelaktivitäten ist die Normierung der bei einer Bewegung erzeugten elektrischen Aktivität eines Muskels an der Höhe seiner Aktivität bei einer willkürlich maximalen Muskelkontraktion (MVC-Normierung, MVC= maximal voluntary contraction). Weitere Möglichkeiten der Amplitudenormierung bieten versuchsinterne Normierungen. Als Bezugsgröße dient dabei z.B. der Mittelwert über die im gesamten Messvorgang erzeugte Muskelaktivität.

Zeitbezogene Auswertung

Beginn oder Ende der Muskelaktivität werden unter Verwendung von Schwellenwerten (z.B. x% des max. Amplitudenwertes) (automatisiert)

bestimmt (1,2). Allerdings liegt bisher kein einheitlicher Standard vor. Die Gründe liegen vor allem in der stochastischen Struktur des Interferenzmusters und den nur sehr geringen Spannungen (μV), die bei geringer willkürlicher Muskelaktivität kaum vom Hintergrundrauschen zu

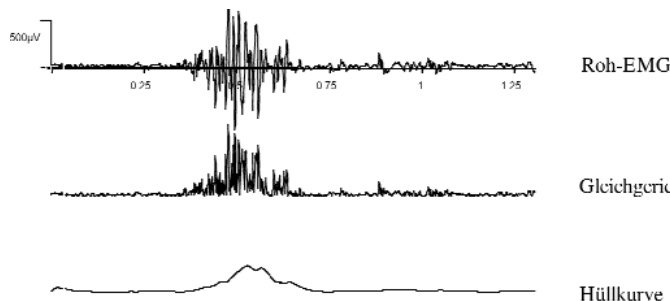


Abbildung 1: Bearbeitung eines Roh-EMG

unterscheiden sind. Eine akzeptierte Möglichkeit bietet weiterhin die subjektive Festlegung von Zeitpunkten durch den erfahrenen Untersucher am Computerbildschirm unter hochauflösender Darstellung des Signals und unter Berücksichtigung von Signalstruktur und Fragestellung. Neben Aktivitätsbeginn und Ende lassen sich mit diesen Verfahren auch die Zeitpunkte der maximalen Muskelaktivität und die Dauer von Aktivitätsbeginn und bis zur maximalen Amplitude bestimmen. Für eine valide Interpretation wird immer eine Vielzahl von EMG-Signalen betrachtet. Hinsichtlich der Anzahl von Zyklen für eine Mittelwertbildung findet man in der Literatur unterschiedliche Angaben (3 bis mehr als 20 Zyklen).

Bei repetitiven Bewegungen mit variierender Zyklusdauer (z.B. beim Gehen) erfolgt die Ermittlung des charakteristischen Aktivierungsverlaufs eines Muskels in folgenden Arbeitsschritten (Abb. 1 und 2):

- Gleichrichtung des Roh-EMG
- Hüllkurvenbildung (Tiefpass-Filterung)
- Zerlegung in Einzelzyklen (in Bezug zu einem Referenzsignal, z.B. Bodenkontakt, Winkel etc.)
- Zeitnormierung (Umwandlung der absoluten Bewegungszeit in relative Zeiteinheiten, z.B. 0-100% Gangzyklus)
- Mittelung der zeitnormierten Einzelzyklen zu einem charakteristischen Mittelwertprofil

Beim Bearbeiten von EMG-Kurven mit digitalen Filtern ist zu beachten, dass Verschiebungen der zeitlichen Struktur des Signals erzeugt werden. Genaue Aussagen hinsichtlich zeitlicher Ereignisse (Aktivitätsbeginn, Analyse zeitlich definierter Phasen, Bezug zu anderen Messgrößen etc.)

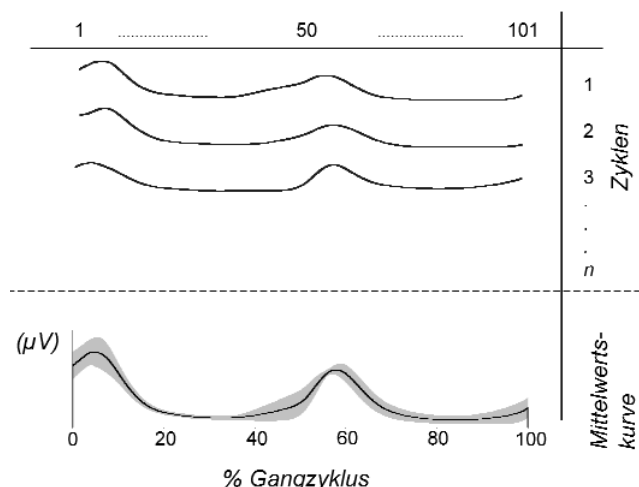


Abbildung 2: Mittelung gefilterter und zeitnormierter EMG-Profile

sollten deshalb eher aus dem gleichgerichteten und nicht geglätteten EMG abgeleitet werden.

Die Verfahren der Glättung und Zeitnormierung bei der Mittelung müssen nur dann zwingend zur Anwendung kommen, wenn die Signale zeitlich variieren. Eine Mittelung mehrerer Wiederholungen einer Bewegung in Bezug zu einem Referenzsignal (z.B. Bodenkontakt) ist auch ohne Normierung möglich, wenn die Versuchsbedingungen eine hohe zeitliche Übereinstimmung gewährleisten.

Frequenzanalyse

Neben der Betrachtung von Aktivitätszeiten und -höhen kann das EMG-Signal auch auf seinen Frequenzgehalt hin untersucht werden. Ein typisches Anwendungsfeld ist die Untersuchung der muskulären Ermüdung. Dabei kommen in erster Linie die Analyse des Leistungsspektrums mit anschließender Berechnung der Medianfrequenz zur Anwendung (2). Voraussetzung für Frequenzanalysen ist allerdings, dass

für den Analysezeitraum eine Stationarität des Signals angenommen werden kann, d.h. es dürfen keine wesentlichen Variationen des Kurvenverlaufs vorliegen. Die Untersuchung der Muskelermüdung erfolgt typischerweise innerhalb isometrischer Kontraktionen von über 30% der maximalen Willkürkontraktion. Dabei werden jeweils Ausschnitte des Signals z.B. im Verlauf einer ermüdenden Belastung analysiert. *Merletti et al.* (5) empfehlen für Kontraktionen unterhalb von 50% der maximalen Kontraktionsstärke Analysezeiträume von ca. 1-2 Sekunden, wohingegen dieser Zeitraum bei höheren Intensitäten und damit zu erwartender schnellerer Ermüdung auf ca. eine halbe Sekunde reduziert wird.

Fazit

Bei den hier vorgestellten Verfahrensweisen handelt es sich um einen Ausschnitt aus dem großen Spektrum der Anwendungsmöglichkeiten. Aufgrund der methodischen Komplexität haben in den letzten Jahren verschiedene internationale Konsensusgruppen versucht, sich auf Standards zu einigen. Diese sind z.B. regelmäßig im Journal of Electromyography and Kinesiology oder in den Ergebnisberichten einer europaweit koordinierten Aktion (SENIAM = Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles, Hermens et al. 1999) zu finden. Letztlich bleibt es dem Anwender vorbehalten, dass für seine spezifische Fragestellung jeweils adäquate Vorgehen zu ermitteln.

Literatur

1. De Luca CJ: The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech* 13 (1997) 135-163
2. DiFabio R: Reliability of computerized surface electromyography for determining the onset of muscle activity. *Phys Ther* 67 (1987) 43-48
3. Freriks B, Hermens H, Disselhorst-Klug C, Rau G: The recommendations for sensors and sensor placement procedures for surface electromyography. In: Hermens HJ et al. (s. Lit. 4) S. 13-53
4. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, Disselhorst-Klug C, Hägg G: European recommendations for surface electromyography. Roessingh Research and Development, ISBN 90-75452-15-2, 1999.
5. Merletti R, Farina D, Hermens H, Freriks B, Harlaar J: European Recommendations for signal processing methods for surface electromyography. In: Hermens HJ et al. (s. Lit. 4) S. 57-68
6. Pfeifer K, Vogt L: Elektromyographie. In: Banzer W, Pfeifer K, Vogt L (Hrsg.). *Sportmedizinische Funktionsdiagnostik des Bewegungssystems*. Berlin: Springer Verlag, 2004, S. 165-182

Korrespondenzadresse:

Prof. Dr. Klaus Pfeifer

Institut für Sportwissenschaft, Otto von Guericke Universität

Postfach 4120, 39016 Magdeburg