

publiziert bei:	 Das Portal der wissenschaftlichen Medizin
-----------------	--

AWMF-Register Nr.	002/016	Klasse:	S2k
-------------------	---------	---------	-----

**Oberflächen-Elektromyographie in der Arbeitsmedizin,
Arbeitsphysiologie und Arbeitswissenschaft
S2k-Leitlinie
der**

Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin (DGAUM)
und

der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft (GfA) und
Deutschen Physiologischen Gesellschaft (DPG)



Version: 4.0

Federführende Fachgesellschaft

Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e.V.

Schwanthaler Straße 73 b

80336 München

Tel.: +49 (0) 89 / 330 396-0

Fax: +49 (0) 89 / 330 396-13

E-Mail: gs@dgaum.de

Web: www.dgaum.de

Bitte wie folgt zitieren:

Benjamin Steinhilber, Matthias Jäger, Nikolaus-Peter Schumann, Tessy Luger, Christoph Anders, Ingo Bradl, Rolf-Detlef Treede, Karsten Kluth, Robert Seibt

Federführende Fachgesellschaft: Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e.V.

Titel: Oberflächen-Elektromyographie in der Arbeitsmedizin, Arbeitsphysiologie und Arbeitswissenschaft

Autoren früherer Auflagen

- Erstellung der Erstversion 1996: Helmut Strasser
- 1. Aktualisierung 2004: Helmut Strasser
- 2. Aktualisierung 2013: Benjamin Steinhilber, Matthias Jäger, Nikolaus-Peter Schumann, Christoph Anders, Thomas Läubli, Alwin Luttmann, Monika A. Rieger, Hans-Christoph Scholle, Helmut Strasser, Karsten Kluth, Robert Seibt

Danksagung

Unser besonderer Dank gilt Herrn Hans-Christoph-Scholle, der im Verlauf des Aktualisierungsprozesses aus der Leitliniengruppe ausgeschieden ist.

Was gibt es Neues?

Die vierte Auflage der Leitlinie Oberflächen-Elektromyographie (OEMG) wurde an die gängige Leitlinienstruktur der AWMF angepasst, so dass sich die Empfehlungen nun klar vom Hintergrundtext abheben.

Die wichtigsten Empfehlungen auf einen Blick

Empfehlungen zur Bestimmung muskuläre Beanspruchung

Empfehlung 20	modifiziert Stand (2022)
Zur Bestimmung der muskulären Beanspruchung soll der aus dem OEMG ermittelte Kennwert „Elektrische Aktivität (EA)“ verwendet werden.	
Konsensstärke: 5/5 – 100%	

Empfehlung 21	modifiziert Stand (2022)
Die Elektrische Aktivität (EA) sollte auf die muskel- und haltungsspezifische Maximal-EA (EA bei maximaler willkürlicher Muskelkontraktion) referenziert, d.h. durch diese geteilt, werden, um EAs verschiedener Personen/Muskeln vergleichen zu können und die erfasste Beanspruchung in den Bereich von 0 bis 100% der maximal möglichen Beanspruchung einordnen zu können.	
Konsensstärke: 5/5 – 100%	

Empfehlungen zur Bestimmung muskulärer Belastung

Empfehlung 22	modifiziert Stand (2022)
Zur Bestimmung muskulärer Belastungen (infolge von außen angreifender Kräfte oder Momente) sollte der aus dem OEMG ermittelte Kennwert „Elektrische Aktivität (EA)“ verwendet werden.	
Konsensstärke: 4/4 – 100%	

Empfehlung 23	modifiziert Stand (2022)
<p>Die Elektrische Aktivität (EA) sollte auf eine Referenz-EA bezogen, d.h. durch diese geteilt, werden, um EAs verschiedener Personen/Muskeln vergleichen zu können und um die inter-individuelle Streuung zu verringern. Diese Referenz-EA ist bei einer für alle untersuchten Personen absolut identischen Referenzbelastung zu erheben und ist im Allgemeinen muskel- und haltungsspezifisch. Individuelle Unterschiede (z.B. in der Muskelmaximalkraft) werden dadurch bei der Belastungsbestimmung eliminiert.</p>	
<p>Konsensstärke: 4/4 – 100%</p>	

Empfehlungen zur Bestimmung muskulärer Ermüdung

Empfehlung 24	modifiziert Stand (2022)
<p>Zur Bestimmung muskulärer Ermüdung sollte der aus dem OEMG ermittelte Kennwert „Elektrische Aktivität (EA)“ und ein spektraler Kennwert wie die „Medianfrequenz“ verwendet werden.</p>	
<p>Konsensstärke: 4/4 – 100%</p>	

Empfehlung 25	modifiziert Stand (2022)
<p>Sofern eine konstante oder in gleichen Zyklen sich wiederholende muskuläre Belastung vorliegt, kann sowohl die Elektrische Aktivität (EA) als auch ein spektraler Kennwert (z.B. Medianfrequenz) als alleiniger Indikator zur Ermittlung muskulärer Ermüdung herangezogen werden.</p>	
<p>Konsensstärke: 4/4 – 100%</p>	

FEDERFÜHRENDE FACHGESELLSCHAFT	1
<hr/>	
WAS GIBT ES NEUES?	2
<hr/>	
DIE WICHTIGSTEN EMPFEHLUNGEN AUF EINEN BLICK	2
<hr/>	
1.1 ZIELSETZUNG UND FRAGESTELLUNG	6
1.2 VERSORGBEREICH	6
1.3 PATIENT*INNENZIELGRUPPE	6
1.4 ADRESSATEN	6
1.5 WEITERE DOKUMENTE ZU DIESER LEITLINIE	6
2. VORBEMERKUNG	6
<hr/>	
3. EINFÜHRUNG IN DIE BEGRIFFLICHKEITEN, METHODIK UND ANWENDUNGSFELDER	7
<hr/>	
3.1 BEGRIFFLICHKEITEN UND HINTERGRUND	7
3.2 METHODIK	8
AUSWAHL DER ZU UNTERSUCHENDEN MUSKELN	8
BIPOLARE UND MONOPOLARE ABLEITUNG	9
3.3 ANWENDUNGSFELDER	9
4. SIGNALERFASSUNG	11
<hr/>	
4.1 HINTERGRUNDTEXT ZUR SIGNALERFASSUNG	12
HAUTVORBEREITUNG	13
ELEKTRODEN	13
5. SIGNALVERSTÄRKUNG UND DIGITALISIERUNG	16
<hr/>	
5.1 HINTERGRUNDTEXT ZUR SIGNALVERSTÄRKUNG UND DIGITALISIERUNG DES OEMG-SIGNALS	16
6. DIGITALE SIGNALVERARBEITUNG	19
<hr/>	
6.1 ZEIT-FREQUENZ-TRANSFORMATION	19
6.2 ERKENNEN UND BESEITIGEN VON SIGNALSTÖRUNGEN	19
FREQUENZKONSTANTE STÖRUNGEN	19
BEWEGUNGSARTEFAKTE, ÜBERSTEUERUNG, GELÖSTE ELEKTRODEN	20
STÖRUNGEN DURCH DIE ELEKTRISCHE HERZAKTIVITÄT	20
7. ZIELGRÖßEN VON OBERFLÄCHEN-ELEKTROMYOGRAPHIE-ANALYSEN	21
<hr/>	
7.1 HINTERGRUNDTEXT ZU ZIELGRÖßEN VON OEMG-ANALYSEN	22
KENNGRÖßEN DER OEMG	23
NORMALISIERUNG DER OEMG-KENNWERTE	27
INTERPRETATIONSMÖGLICHKEITEN DER KENNWERTE IN HINBLICK AUF DIE ZIELGRÖßEN	28

8. FAZIT	34
9. ANWENDUNGSBEISPIELE	34
9.1 MUSKULÄRE ERMÜDUNG IN ABHÄNGIGKEIT DER ARBEITSGESTALTUNG	35
9.2 ELEKTROMYOGRAPHIE ALS METHODE ZUR BESTIMMUNG DER „PHYSIOLOGISCHEN KOSTEN“	38
10. WICHTIGE FORSCHUNGSFRAGEN	42
11. ZUSAMMENSETZUNG DER LEITLINIENGRUPPE	42
11.1 LEITLINIENKOORDINATOR*IN/ANSPRECHPARTNER*IN	42
11.2 BETEILIGTE FACHGESELLSCHAFTEN UND ORGANISATIONEN	42
11.3 PATIENT*INNEN/BÜGER*INNENBETEILIGUNG	43
11.4 METHODISCHE BEGLEITUNG	44
12. INFORMATIONEN ZU DIESER LEITLINIE	44
12.1 METHODISCHE GRUNDLAGEN	44
12.2 SYSTEMATISCHE RECHERCHE, AUSWAHL UND KRITISCHE BEWERTUNG DER EVIDENZ	44
12.3 STRUKTURIERTE KONSENSFINDUNG	44
12.4 EMPFEHLUNGSGRADUIERUNG UND FESTSTELLUNG DER KONSENSSTÄRKE	45
13. REDAKTIONELLE UNABHÄNGIGKEIT	45
13.1 FINANZIERUNG DER LEITLINIE	45
13.2 DARLEGUNG VON INTERESSEN UND UMGANG MIT INTERESSENKONFLIKTEN	46
14. EXTERNE BEGUTACHTUNG UND VERABSCHIEDUNG	46
15. GÜLTIGKEITSDAUER UND AKTUALISIERUNGSVERFAHREN	46
16. VERWENDETE ABKÜRZUNGEN	46
17. LITERATURVERZEICHNIS	48
18. ANHANG: TABELLE ZUR ERKLÄRUNG VON INTERESSEN UND UMGANG MIT INTERESSENKONFLIKTEN	54

1. GELTUNGSBEREICH UND ZWECK

1.1 Zielsetzung und Fragestellung

Ziel ist es, methodische Standards bei der Anwendung der Oberflächen-Elektromyographie in Forschung und praxisnaher Evaluation zu etablieren:

- Darstellung der Analysemethoden zur Bestimmung von muskulärer Beanspruchung, muskulärer Belastung und lokaler Muskelermüdung.
- Verbesserung der Vergleichbarkeit von Studien- bzw. Untersuchungsergebnissen bezüglich Oberflächen-Elektromyographie in der Arbeitsphysiologie, Arbeitsmedizin und Arbeitswissenschaft sowie Ergonomie.

1.2 Versorgungsbereich

Primär-, Sekundär-, und Tertiärprävention von arbeitsassoziierten Muskel-Skelett-Erkrankungen: Identifizierung beruflicher Gesundheitsrisiken für das Muskel-Skelett-System und Evaluation von Arbeitsgestaltungsmaßnahmen bzw. arbeitsplatzbezogenen Interventionen zur Prävention von Muskel-Skelett-Beschwerden/-Erkrankungen.

1.3 Patient*innenzielgruppe

Gesunde Beschäftigte sowie Beschäftigte mit bestehenden muskuloskelettalen Beschwerden oder Erkrankungen, deren Arbeitsbedingungen und Tätigkeiten das Risiko für Muskel-Skelett-Beschwerden und -Erkrankungen erhöhen.

1.4 Adressaten

Wissenschaftlerinnen/Wissenschaftler im Bereich der Arbeitsphysiologie, Arbeitswissenschaft und Arbeitsmedizin sowie für Expertinnen/Experten im Bereich Ergonomie und Arbeitsschutz.

1.5 Weitere Dokumente zu dieser Leitlinie

Nach den Vorgaben des AWMF-Regelwerks (Version 1.1) sind für die Erstellung dieser Leitlinie ein Leitlinienreport und eine standardisierte Zusammenfassung der Angaben zu den Interessen sowie Angaben zur Bewertung und zum Umgang mit Interessenkonflikten erforderlich. Beides ist in die Leitlinie integriert. Es sind keine weiteren Dokumente zu dieser Leitlinie vorhanden.

<https://register.awmf.org/de/leitlinien/detail/002-016>

2. Vorbemerkung

Diese Leitlinie wird zur Anwendung bei der Erfassung muskulärer Belastung und Beanspruchung mittels der Oberflächen-Elektromyographie (OEMG) in arbeitsmedizinischen, arbeitsphysiologischen und arbeitswissenschaftlichen Studien und zur Bewertung von Tätigkeiten z.B. im Rahmen einer vertieften Gefährdungsbeurteilung empfohlen. Mit der Leitlinie sollen die Punkte aufgezeigt werden, die im Sinne der Qualitätssicherung als wesentlich erachtet werden. Da der vorliegende Text nicht den Charakter eines Lehrbuches haben kann, wird an vielen Stellen lediglich die Komplexität der Methodik aufgezeigt und auf Standardwerke verwiesen (Laurig 1970 & 1974, Rau 1977, Tichauer 1978, Einars 1979,

Basmajian & De Luca 1985, Göbel 1996, Luttmann 2001, Luttmann et al. 2001, Göbel 2004, Strasser 2006, SENIAM 1999, Merletti & Parker 2004). Anwendungsbeispiele illustrieren den praktischen Einsatz der OEMG unter verschiedenen Fragestellungen.

Vergleichsweise häufig werden mit der OEMG Fragestellungen adressiert, die sich mit arbeitsbedingten Muskel-Skelett-Beschwerden beschäftigen, verbunden mit der Frage, ob einzelne Elemente einer Arbeitstätigkeit zu Fehl-, Über- oder Unterbeanspruchungen führen, Anpassungsreaktionen der Muskulatur auslösen oder entspannend wirken können. Aber auch die Beurteilung oder prospektive Gestaltung eines Arbeitsplatzes oder Arbeitsablaufs und die Bewertung der Wirksamkeit von Interventionsmaßnahmen können OEMG-Analysen notwendig oder zumindest zu einer ergänzenden analytischen Methode werden lassen. Die OEMG ergänzt im Hinblick auf die bewegungstechnische Arbeitsgestaltung Systeme vorbestimmter Zeiten (z.B. Methods Time Measurement (MTM) oder Work Factor (WF)), die sich lediglich an der Dimension „Zeit“ bzw. dem Zeitbedarf für elementare Bewegungen orientieren, um Informationen zu muskulärer Beanspruchung und Belastung zu gewinnen. Die genannten Fragestellungen können vorrangig in gruppenvergleichenden Studiendesigns im Rahmen von Modellierung oder Simulation von Tätigkeiten untersucht oder im Rahmen von Felduntersuchungen bearbeitet werden.

Das Ziel der vorliegenden Leitlinie ist es, Anwendern aus dem Bereich der Arbeitswissenschaft, Ergonomie, Arbeitsphysiologie, Biomechanik und Arbeitsmedizin Möglichkeiten und Grenzen der Methode der OEMG aufzuzeigen und durch konkrete Empfehlungen eine sachgerechte und qualitativ hochwertige Anwendung zu fördern. Die Erarbeitung dieser Leitlinie erfolgte gemäß dem Regelwerk Leitlinien (V.1.0, Stand 2013) der Arbeitsgemeinschaft der wissenschaftlichen medizinischen Fachgesellschaften (AWMF). Das Vorgehen ist im Leitlinien-Report dargestellt.

Beachten Sie bitte die für das arbeitsmedizinische Leitlinienprinzip geltenden Besonderheiten sowie die sonstigen fachgebietsrelevanten Handlungsempfehlungen. Die in dieser Leitlinie vorgeschlagenen Maßnahmen entsprechen dem allgemein anerkannten Stand der Wissenschaft.

3. Einführung in die Begrifflichkeiten, Methodik und Anwendungsfelder

3.1 Begrifflichkeiten und Hintergrund

Unter Oberflächen-Elektromyographie bzw. Oberflächen-Elektromyogramm (OEMG) versteht man die Ableitung, Analyse und graphische Darstellung myoelektrischer Erregungsvorgänge in der Muskulatur („myo“ kennzeichnet Begriffe, die zum Muskel gehören; „graphisch“ bedeutet bezogen auf Schreibweise oder zeichnerische Darstellung). Mittels Elektroden auf der Hautoberfläche werden Summenaktionspotentiale abgeleitet, die bei der Erregung eines Muskels entstehen. Damit ist die OEMG kein direktes Messverfahren, um mechanische Kenngrößen wie Muskelspannung, Muskelkontraktionen oder Bewegungen zu erfassen. Tatsächlich handelt es sich dabei um die Erfassung elektrischer Aktivität, die mit den zuvor benannten Phänomenen assoziiert wird (Basmajian & De Luca 1985, Tassinari et al. 2007).

Diese hoch korrelative Beziehung zu mechanischen Kenngrößen wird jedoch im Rahmen neurodegenerativer Erkrankungen, bei degenerativen Prozessen, altersbedingten körperlichen Rückbildungsprozessen sowie physiologisch, mit der bei anhaltenden Belastungssituationen auftretenden muskulären Ermüdung verändert.

In der Arbeitswissenschaft, Arbeitsphysiologie und Arbeitsmedizin wird die OEMG unter anderem dazu eingesetzt, ergonomische Bedingungen von Arbeitsplätzen zu evaluieren. Von großer Bedeutung sind dabei eine Analyse und die Normalisierung des komplexen Rohsignals. Das OEMG-Rohsignal ist die zeitlich-räumliche Aufsummierung einer scheinbar zufälligen Überlagerung und Aneinanderreihung von motorischen Aktionspotentialen (Tassinari Cacioppo & Vanman 2007, SENIAM 1999). Die Amplituden dieses Interferenzmusters werden mit zunehmender Muskeleerregung größer, u.a. wenn die Muskelkraft gesteigert wird oder die muskuläre Ermüdung zunimmt. Auch die Form des Frequenz-Amplituden-Spektrums (bzw. seiner Hüllkurve) dieses OEMG-Rohsignals ist abhängig vom Muskel, seiner Beanspruchung, der zu erzeugenden Kraft und dem Grad der Ermüdung. Die im Signal enthaltenen Frequenzen liegen zwischen einigen Hundert Hertz (Hz) bei Muskeln mit großen motorischen Einheiten (z.B. M. biceps brachii, M. rectus femoris) und bis zu über eintausend Hz bei Muskeln mit einer Vielzahl kleiner motorischer Einheiten (z.B. M. masseter).

Die Ableitung, Entwicklung oder auch Berechnung verschiedener Kenngrößen aus dem OEMG-Rohsignal und deren Interpretation ermöglichen es, muskuläre Belastung und Beanspruchung (z.B. periphere Muskelermüdung) als wichtige Zielgrößen der OEMG-Analyse zu nutzen und daraus eine Bewertung muskulärer Aktivitäten abzuleiten.

3.2 Methodik

Auswahl der zu untersuchenden Muskeln

Der Analyse mittels OEMG sind in der Regel nur oberflächennahe Muskeln zugänglich. Dies bedeutet, dass die Aktivität tiefer liegender Muskeln nur orientierend, also nur mit geringerer Aussagekraft erfasst werden können. Daher gilt es abzuwägen, welche Aussagen und Ergebnisse bei Anwendung der OEMG für bestimmte Fragestellungen erwartet werden können, zumal Bewegungen im dreidimensionalen Raum stattfinden und nicht ausschließlich die ausführende Extremität oder Körperregion, sondern das gesamte Muskel-Skelett-System betreffen. Bereits vor Beginn einer elektromyographischen Studie müssen daher die in einen Arbeitsvollzug involvierten Muskelgruppen sorgfältig ausgewählt werden, so sind z.B. mehrere Muskelgruppen des Hand-Arm-Schulter-Systems für elementare Armbewegungen zuständig, wodurch selbst bei unkompliziert erscheinenden Tätigkeiten mit „einfachen“ Armbewegungen bereits mehrkanalige elektromyographische Registrierungen mehrerer Muskelgruppen des Hand-Arm-Schulter-Systems unabdingbar werden.

Die OEMG-Untersuchung des einen oder anderen Muskels mag durchaus klare Ergebnisse liefern, ihre Interpretation ist jedoch auf diesen Muskel zu beschränken. Die Interpretation des komplexen Geschehens des muskulären Zusammenspiels zwischen Agonisten (für eine Bewegung zuständige Muskeln), Synergisten (Muskeln, die die Bewegung anderer Muskeln

unterstützen) und Antagonisten (Muskeln, die der Bewegung anderer Muskeln entgegenwirken) ist bei alleiniger Betrachtung eines einzelnen Muskels nicht möglich.

Bipolare und monopolare Ableitung

Die Ableitung der Muskelsignale kann bipolar oder monopolar erfolgen. Bei der bipolaren Ableitung werden Potentialdifferenzen jeweils zwischen zwei Elektroden, die sich auf der Haut über dem zu untersuchenden Muskel befinden, gemessen. Bei der monopolaren Ableitung wird jeweils zwischen einer Elektrode, die sich auf der Haut über dem zu untersuchenden Muskel befindet, und einer gemeinsamen, in der Regel auf dem Körper entfernt platzierten Referenzelektrode (auf myoelektrisch wenig aktiver Fläche) gemessen. Die bei arbeitsbezogenen Untersuchungen bevorzugte Form der OEMG ist die Ableitung der Muskelpotentiale mittels eines (bipolaren) Elektrodenpaars in Faserlängsrichtung des Muskels. Vor allem bei Felduntersuchungen ist diese Ableitungsart zu empfehlen, weil sie sich gegenüber der monopolaren Ableitung durch eine niedrigere Störanfälligkeit auszeichnet. Zur Ableitung sehr kleiner Muskeln wie etwa der mimischen Muskulatur und beim EMG-Mapping zur Kennzeichnung von Aktivitätsunterschieden innerhalb flächiger Muskeln wird dagegen die monopolare Ableitung bevorzugt (Schumann et al. 2010). Diese Leitlinie bezieht sich vorwiegend auf die Anwendung der bipolaren OEMG.

3.3 Anwendungsfelder

In der Arbeitsmedizin, Arbeitswissenschaft, Arbeitsphysiologie und Biomechanik werden mit der OEMG qualitative und quantitative Aussagen über muskuläre Belastungen und Beanspruchungen, Ermüdung und Koordinationsmuster bei beruflichen Tätigkeiten oder damit assoziierten Bewegungen und Muskelkontraktionen getroffen. Zentrale Anwendungsfelder sind die Ergonomiebewertung und ergonomische Gestaltung von beruflichen Tätigkeiten, die Analyse der Wirkung beruflicher Expositionen auf spezielle Beschäftigtengruppen (z.B. ältere Beschäftigte oder Novizen (z.B. Auszubildende)) oder die Wirkung von Arbeitsmitteln (z.B. handgeführte Werkzeuge).

Zudem kann die OEMG dazu genutzt werden, die Wirksamkeit von berufsbezogenen Interventionen zu evaluieren (Krüger et al. 2015). Häufig werden Parameter aus dem OEMG mit Risiken für muskuloskelettale Beschwerden und Erkrankungen in Verbindung gebracht. Die prädiktive Aussagekraft der OEMG für Muskelskelett-Erkrankungen ist derzeit jedoch noch nicht ausreichend wissenschaftlich gesichert. Zusammenhänge konnten bislang nur in Einzelstudien erbracht werden (Nordander et al. 2013).

Beispiel - Ergonomiebewertung

Die Ergonomiebewertung von beruflichen Tätigkeiten stellt wahrscheinlich eines der häufigsten Anwendungsfelder von OEMG-Analysen dar (Holte & Westgaard 2002). Beispielhaft soll hier auf eine Studie von Barrero et al. (2012) verwiesen werden: Hierbei wurde die OEMG eingesetzt, um Aktivitätsprofile ausgewählter Muskeln der oberen Extremität bei beruflichen Tätigkeiten in der Garten- und Pflanzenindustrie zu erfassen. In Kombination mit den erfragten Muskel-Skelett-Erkrankungen der Beschäftigten und den ermittelten muskulären Aktivitätsprofilen kamen die Autoren zu dem Schluss, dass für diese

Tätigkeiten Interventionen, die der beanspruchten Muskulatur mehr Zeit zur Erholung erlaubt, notwendig sind.

Beispiel - Analyse der Wirkung von beruflichen Expositionen auf Beschäftigte

Die Wirkung von beruflichen Expositionen auf verschiedene Beschäftigtengruppen soll am Beispiel der Studie von Merkus et al. (2018) gezeigt werden: Die Autoren berichten, dass ältere Beschäftigte im Baugewerbe und in der Gesundheitsversorgung, bei gleicher Tätigkeit, höhere muskuläre Beanspruchungen aufweisen als jüngere Beschäftigte. Die OEMG-Analyse stützt hier die Forderung nach Konzepten zur langfristigen Arbeitsteilnahme einer alternden Belegschaft.

Beispiel - Wirkung von Werkzeugen

Nach Pionierleistungen von Tichauer (1978) wird die OEMG häufig – auch in Verbindung mit subjektiven Erhebungsmethoden – zur Ergonomiebewertung von Handwerkzeugen eingesetzt. Zahlreiche Publikationen aus dem skandinavischen und anglo-amerikanischen Raum und auch den Niederlanden verdeutlichen dies (vgl. u.a. Marras 1990; Eklund & Freivalds 1993; Kilbom et al. 1993; Kumar & Mital 1996; Laursen et al. 2002; Hoozemans & van Dieen 2005; Arvidson et al. 2007; Bruno Garza et al. 2012). So konnten Strasser und Kollegen zeigen, dass die muskuläre Beanspruchung bei Anwendung verschiedener Schraubendreher maßgeblich vom ergonomischen Layout des Griffstücks beeinflusst wird (Strasser 2000).

4. Signalerfassung

Im Folgenden werden 14 Empfehlungen zu verschiedenen Aspekten der OEMG-Signalerfassung gegeben. Dabei werden z.B. die Themen Auswahl der zu untersuchenden Muskulatur sowie Elektrodenapplikation angesprochen. Im daran anschließenden Text werden diese Empfehlungen ausführlich hergeleitet und begründet.

Empfehlungen zur Auswahl der Muskulatur

Empfehlung 1	modifiziert Stand (2022)
Die Auswahl der zu erfassenden Muskulatur soll sich nach der Relevanz für die Fragestellung richten und sich auf oberflächlich liegende Muskeln beschränken.	
Konsensstärke: 6/6 – 100%	

Empfehlungen zur Durchführung der Hautvorbereitung

Empfehlung 2	modifiziert Stand (2022)
Die Haut über der zu erfassenden Muskulatur soll abrasiv behandelt werden.	
Konsensstärke: 6/6 – 100%	

Empfehlung 3	modifiziert Stand (2022)
Körperbehaarung an der Ableitstelle soll entfernt (z.B. Rasur) werden.	
Konsensstärke: 5/6 (eine Enthaltung) – 83%	

Empfehlungen zu den verwendeten Elektroden

Empfehlung 4	modifiziert Stand (2022)
Einwegelektroden aus Silber/Silberchlorid (Ag/AgCl) sind sehr gut zur Ableitung der Aktionspotentiale eines Muskels geeignet und sollten daher genutzt werden.	
Konsensstärke: 6/6 – 100%	

Empfehlung 5	modifiziert Stand (2022)
Auch Mehrwegelektroden können zum Einsatz kommen.	
Konsensstärke: 6/6 – 100%	

Empfehlung 6	modifiziert Stand (2022)
Anweisungen des Geräteherstellers zu geeignetem Verbrauchsmaterial (Elektroden-Geräte-Kombination) sollen beachtet werden.	
Konsensstärke: 6/6 – 100%	

Empfehlung 7	modifiziert Stand (2022)
Im Rahmen einer Messreihe soll stets dieselbe Elektrodenkonfiguration (Art, Größe und Position der Elektroden) verwendet werden.	
Konsensstärke: 6/6 – 100%	

Empfehlungen zur Anbringung der Elektroden auf der Hautoberfläche

Empfehlung 8	modifiziert Stand (2022)
Das Elektrodenpaar sollte in Muskelfaserlängsrichtung angebracht werden.	
Konsensstärke: 6/6 – 100%	

Empfehlung 9	modifiziert Stand (2022)
Je nach Muskel und Elektrodengröße sollte der Interelektrodenabstand (Elektrodenzentrum zu Elektrodenzentrum) 10 bis 40 mm (häufig sind 25 mm geeignet) betragen.	
Konsensstärke: 6/6 – 100%	

Empfehlung 10	modifiziert Stand (2022)
Bei Geräten mit Gerätemasseelektrode sollte diese auf eine Körperstelle mit geringer myoelektrischer Aktivität und soll nicht in unmittelbarer Nähe des Herzens angebracht werden.	
Konsensstärke: 6/6 – 100%	

Empfehlung 11	modifiziert Stand (2022)
Elektrodenkabel sollen so angebracht werden, dass es zu keiner Bewegungseinschränkung der Testperson kommt und dass Zug an den Elektroden ausgeschlossen werden kann.	
Konsensstärke: 6/6 – 100%	

Empfehlung 12	modifiziert Stand (2022)
Bei kabelgebundenen Elektroden sind Kabelschlaufen und Sicherung der Kabel mit Klebeband geeignete Maßnahmen. Elektroden mit integrierter Elektronik und höherem Gewicht (>10-15g) sollten durch großflächiges Fixieren mit elastischem medizinischem Klebeband vor Bewegungen geschützt werden.	
Konsensstärke: 6/6 – 100%	

Empfehlung 13	modifiziert Stand (2022)
Die Elektroden sollen auf dem Muskelbauch platziert werden.	
Konsensstärke: 5/5 – 100%	

Empfehlung 14	modifiziert Stand (2022)
Elektroden sollen nicht direkt über einer motorischen Endplatte angebracht werden. Dies kann nur durch Plausibilitätsprüfung der Messsignale nach der Anbringung erfolgen.	
Konsensstärke: 5/5 – 100%	

4.1 Hintergrundtext zur Signalerfassung

Idealerweise wird das OEMG-Signal so abgeleitet, dass der Informationsgehalt maximal und die Verunreinigung durch Rauschen (Störsignale) minimal sind. Die Oberfläche des menschlichen Körpers ist ständigen elektromagnetischen Feldern ausgesetzt und fungiert wie

eine Antenne. Daher kommt dem Umgebungsrauschen – z.B. durch Elektromotoren, Leuchtstofflampen, Mobilfunk und der 50-Hz-Netzfrequenz (in manchen Ländern 60 Hz) sowie deren Oberwellen (Vielfache der Netzfrequenz), ausgehend von externen Spannungsquellen (elektrische Geräte) – bei der OEMG eine besondere Bedeutung zu. Die im Folgenden beschriebenen Punkte tragen dazu bei, die Qualität des Eingangssignals zu erhöhen. Der Erfassung der myoelektrischen Potentiale durch die Elektroden fällt dabei die entscheidende Rolle für die Signalqualität zu (De Luca 2002).

Hautvorbereitung

Im Gegensatz zur invasiven „Nadel-Elektromyographie“, die oftmals bei medizinischen Fragestellungen angewendet wird, werden bei der OEMG die Summenaktionspotentiale nicht im Muskel selbst, sondern an der Hautoberfläche erfasst. Die trockene, nicht vorbereitete Haut kann eine Übergangsimpedanz von bis zu einigen Megaohm aufweisen (De Luca 2002). Der Hautwiderstand über dem Zielmuskel sollte so gering wie möglich sein. Aufgrund der heutzutage verwendeten Verstärker mit hoher Eingangsimpedanz sind allerdings auch bei hoher Hautimpedanz kaum Verluste beim OEMG-Signal zu erwarten. Ein geringer Hautwiderstand trägt jedoch erheblich dazu bei, Störspannungen wesentlich zu verringern. Diese Störspannungen entstehen durch elektromagnetische Felder, die Spannungen in den Elektroden oder deren Zuleitungen (Anschlusskabel) induzieren. Bei geringem Hautwiderstand werden die induzierten Spannungen durch das Gewebe „kurzgeschlossen“.

Eine gute Hautvorbereitung zur Reduktion des Hautwiderstandes besteht aus: Rasur der Körperbehaarung und dem Abreiben der Haut mittels einer speziellen abrasiven Paste (ECG/EEG Abrasive Skin Preparation Gel). Dabei werden Hautpartikel der Hornschicht der Haut, die den höchsten Widerstand aufweisen (SENIAM 1999), und Schmutz beseitigt. Gleichzeitig bewirkt die Hautvorbereitung ein besseres Anhaften der Klebeelektroden.

Elektroden

Die verwendeten Elektroden sollen sich nach den Anweisungen des Geräteherstellers zu geeignetem Verbrauchsmaterial (Elektroden-Geräte-Kombination) richten. Üblicherweise kommen Einwegelektroden mit einer kreisförmigen aktiven Fläche aus Silber/Silberchlorid (Ag/AgCl) und einem Durchmesser von 2 bis 20 mm (aktive Fläche) zur Anwendung (Hermens et al. 2000). Die Größe (Durchmesser) und der Abstand zwischen den verwendeten Elektroden legen fest, ob das OEMG die myoelektrische Aktivität eines Muskels eher eingegrenzt lokal oder eher global repräsentiert. Dabei sollte insbesondere das Verhältnis von aktiver Elektrodenfläche und Größe des Muskels berücksichtigt werden. Die Verwendung großer Elektrodendurchmesser führt zu einer Zunahme der Integration über eine größere Muskelfläche und zu damit verbundener Tiefpassfilterung (Hermens et al. 2000) und zu Übersprechen (Crosstalk¹). Bei Einwegelektroden wird durch integriertes Elektrodengel und einen selbstklebenden Elektrodenrand eine schnelle Applikation ermöglicht.

¹ Crosstalk: Elektrische Signale angrenzender Muskeln, die nicht durch den Zielmuskel verursacht werden, aber dort gemessen werden.

Viele handelsübliche Einwegelektroden weisen – bezogen auf die aktive Fläche – einen Durchmesser von 15 mm auf und erlauben einen minimalen Zwischen-Elektrodenabstand von 25 mm (Mitte zu Mitte). Obwohl Studien darauf hindeuten, dass der Zwischen-Elektrodenabstand, sofern er eine Länge von 40 mm nicht überschreitet, einen geringen Einfluss auf die Signaleigenschaften der OEMG hat (Hermens et al. 2000, Beck et al. 2008), sollte dieser Abstand ebenso wie der Durchmesser der aktiven Fläche in wissenschaftlichen Publikationen stets angegeben werden (Hermens et al. 2000). Es ist darauf zu achten, dass der Zwischen-Elektrodenabstand und die Position der Elektroden auf einem Muskel bei Wiederholungsmessungen und in der Regel auch bei Vergleichen zwischen verschiedenen Probanden stets gleich gehalten wird. Elektrodenpaare auf einem Trägermedium bieten deshalb für viele Anwendungen Vorteile (Merletti & Parker 2005, Rau 1977).

Grundsätzlich sollten die Elektroden entlang des Muskelfaserverlaufs ausgerichtet werden, damit beide Elektroden Signale von überwiegend identischen Muskelfasern erfassen (SENIAM 1999). Des Weiteren ist darauf zu achten, dass die Elektroden nicht unmittelbar über den motorischen Endplatten platziert werden. Wenn beide Elektroden symmetrisch über der motorischen Endplattenregion platziert werden, wird das bipolare OEMG-Signal sehr klein. Dies kann nur durch Plausibilitätsprüfung der Messsignale nach der Anbringung erfolgen (Testkontraktion mit visueller Signalkontrolle). Durch Verschiebung des Elektrodenpaars längs der Muskelfasern lässt sich in der Regel die Signalqualität deutlich verbessern. Stabile und reliable Signale werden bei Elektrodenpositionen zwischen der Innervationszone des Muskels, in der sich die motorischen Endplatten eines Muskels befinden, und der distalen Sehne gemessen (Clarys 2000, Merletti & Parker 2004, Hermens et al. 2000). Außerdem sind für einige Muskeln Angaben in der Literatur verfügbar, wo sich die entsprechenden motorischen Endplatten typischerweise befinden (Barbero et al. 2012, Masuda & Sadoyama 1991). In der Praxis werden die Elektroden häufig über dem Muskelbauch ohne vorherige Bestimmung der Lage der motorischen Endplatten platziert (Hermans et al. 2000). Dies liefert in der Regel hinreichend gute Ergebnisse, zumal bei sehr kleinen Muskeln das weiter oben genannte Verfahren aus Platzgründen kaum realisierbar erscheint. Unverzichtbar ist in diesem Zusammenhang auch die oben erläuterte visuelle Kontrolle der Signale, nachdem die Elektroden angebracht wurden (Sodeberg & Knutson 2000). Die Testperson sollte dazu die abzuleitende Muskulatur kontrahieren. Zudem können dabei lose Kabel oder Elektroden sowie einige technische Defekte erkannt werden.

Weitere Hinweise zur Platzierung der Elektroden findet man in den Publikationen von Lippold (1967), Zipp (1982) und der SENIAM-Gruppe (1999). Außerdem sind Kenntnisse über anatomische Strukturen eine wesentliche Voraussetzung für eine gute Elektrodenplatzierung. Ein systematisches Vorgehen mit Orientierung an anatomischen Landmarken (gut tastbar / palpierbar), wie etwa knöchernen Punkten, helfen, die Zielmuskulatur optimal abzuleiten. Außerdem kann davon ausgegangen werden, dass ein solches Vorgehen die Reproduzierbarkeit bei Wiederholungsmessungen an verschiedenen Tagen verbessert, bei denen die Elektroden neu angebracht werden müssen (Hermens et al. 2000).

Neben den differenten Elektroden auf der Muskulatur ist das Anbringen einer Gerätemasseelektrode (auch Neutralelektrode oder Potentialausgleichselektrode genannt) wichtig. Die Gerätemasseelektrode dient der weiteren Verminderung von Signalstörungen und dem Schutz des Messgerätes vor elektrostatischen Entladungen. Sie sollte bevorzugt auf einem Areal mit geringer myoelektrischer Aktivität platziert werden (Hermens et al. 2000, Clarys et al. 2010) und nach Möglichkeit keinen mechanischen Störungen wie etwa Stößen oder Zug am Kabel ausgesetzt werden. Die Position der Gerätemasseelektrode sollte deshalb passend zum Untersuchungsvorhaben und den Bewegungsanforderungen gewählt werden. Von entscheidender Bedeutung für die optimale Reduktion von Störsignalen ist eine sorgfältige Hautvorbereitung auch unter der Gerätemasseelektrode (De Luca 2002).

Um komplexe Bewegungsmuster erfassen zu können, ist es zwingend notwendig, dass die untersuchte Person in ihrer Bewegungsfreiheit von den Messinstrumenten und Kabeln nicht eingeschränkt wird. Insbesondere bei länger dauernden Messungen sollte auf eine adäquate Fixierung geachtet werden, so dass sich Elektroden und Kabel nicht lösen. Außerdem müssen Anschlusskabel, Verstärker, etc. fixiert werden, um mechanische Belastungen (Zug oder Druck) auf die Elektroden zu minimieren. Selbst geringe mechanische Belastungen können zu Bewegungsartefakten führen und die Interpretation des OEMG-Signals zu derartigen Zeitpunkten erschweren. Mittlerweile gibt es bereits mehrere Hersteller von kabellosen OEMG-Systemen, bei denen zwar immer noch die Verstärker sicher fixiert werden müssen, jedoch die Bewegungsfreiheit der untersuchten Personen ansonsten nicht eingeschränkt wird. Kabellose Systeme, bei denen der Signalverstärker mit Sendeeinheit und Energieversorgung direkt auf einer oder beiden Elektroden platziert ist, können Messartefakte erzeugen. Das zusätzliche Gewicht auf der Elektrode und die damit erhöhte Massenträgheit kann insbesondere bei schnellen Körperbewegungen zu mechanischen Belastungen (Elektrodenbewegung) und dadurch induzierten Signalstörungen führen. Bei kabellosen Systemen, bei denen Messverstärker und Sendeeinheit über kurze Kabel mit den Elektroden verbunden sind und separat am Körper fixiert werden, ist diese Gefahr nicht gegeben. Generell muss jedoch beachtet werden, dass eine kabellose Signalübertragung meist eine geringere Bandbreite (Menge der Informationen je Zeiteinheit) als eine Kabelverbindung aufweist, was sich in der realisierbaren Abtastfrequenz niederschlagen kann. Darüber hinaus können kabellose Verbindungen z.B. im Feldeinsatz durch elektromagnetische Interferenzen gestört werden. In hochtechnisierten Unternehmen werden zunehmend kabellose Systeme zur Steuerung und Überwachung von Maschinen bzw. der Produktionskette eingesetzt. In manchen Unternehmen wird deshalb der Einsatz kabelloser OEMG-Systeme nicht gestattet. Neben der Zeitersparnis bei der Probandenvorbereitung aufgrund nicht notwendiger Kabelverlegung ist ein Vorteil der kabellosen OEMG-Systeme, dass Störungen der OEMG-Signale aufgrund von bewegungsbedingtem Zug an den Anschlusskabeln nicht auftreten können.

5. Signalverstärkung und Digitalisierung

In diesem Kapitel werden die Themen Signalverstärkung und Digitalisierung des OEMG-Signals behandelt. Hierbei kam die Leitliniengruppe zu 5 Empfehlungen, die im anschließenden Hintergrundtext begründet werden.

Empfehlungen zur Auswahl der Abtastfrequenz

Empfehlung 15	modifiziert Stand (2022)
Den Gesetzmäßigkeiten der Signalabtastung (Nyquist-Shannon-Abtasttheorem) folgend soll das OEMG-Signal mit mindestens der zweifachen Frequenz der am Analog-Digital-Wandler ankommenden Signale abgetastet werden.	
Konsensstärke: 6/6 – 100%	

Empfehlung 16	modifiziert Stand (2022)
Die Abtastrate sollte ca. 2000/s bis ca. 4000/s betragen.	
Konsensstärke: 5/5 – 100%	

Empfehlung 17	modifiziert Stand (2022)
Abtastraten kleiner 2000/s können verwendet werden, sofern ein hochwertiger, d.h. steiler Tiefpass-Filter (als Anti-Aliasing-Filter) eingesetzt wird.	
Konsensstärke: 5/5 – 100%	

Empfehlungen zur analogen Hochpass- und Tiefpass-Filterung

Hoch- und Tiefpassfilter bestimmen die Bandbreite des vom Analog-Digital-Wandler erfassten OEMG-Rohsignals und damit auch der enthaltenen Störsignale.

Empfehlung 18	modifiziert Stand (2022)
Zur analogen Hochpassfilterung sollte eine Grenzfrequenz zwischen 4 und 20 Hz eingesetzt werden und die Steilheit sollte mindestens 2. Ordnung (12dB / Oktave) sein.	
Konsensstärke: 5/5 – 100%	

Empfehlung 19	modifiziert Stand (2022)
Zur analogen Tiefpassfilterung (Anti-Aliasing-Filter) sollte eine Grenzfrequenz zwischen 500 und 2000 Hz, jedoch zwingend nicht größer als die Hälfte der Abtastfrequenz (Abtastrate) verwendet werden, und die Steilheit sollte mindestens 4. Ordnung (24 dB / Oktave) sein.	
Konsensstärke: 5/5 – 100%	

5.1 Hintergrundtext zur Signalverstärkung und Digitalisierung des OEMG-Signals

Um störende Einflüsse durch Umgebungsrauschen zu minimieren, wird bei der bipolaren OEMG das Prinzip der Differenzverstärkung angewendet. Das myoelektrische Signal wird an zwei Stellen (Elektroden) – jeweils als Potentialdifferenz zur Referenzelektrode – erfasst. Die beiden Signale werden voneinander subtrahiert und die resultierende Differenz verstärkt. Aktionspotentiale, die auf den Muskelfasern unter den Elektroden entlanglaufen, führen zu

elektrischen Potentialdifferenzen zwischen beiden Elektroden und werden verstärkt. Signale von weiter entfernten Störquellen kommen nahezu gleichförmig an den beiden Elektroden an und löschen sich größtenteils aus. Weitere Details zur Signalverstärkung von OEMG beschreiben Merletti & Parker (2004).

Stete Weiterentwicklungen der OEMG-Messgeräte ermöglichen heutzutage eine digitale Verarbeitung und Speicherung der Messdaten. Der entscheidende Grund für den Einsatz digitaler EMG-Messtechnik ist jedoch die Möglichkeit der Verarbeitung der gewonnenen Daten mit digitaler Rechentechnik. Mit der Digitaltechnik hat ein besonderer Tiefpassfilter Einzug in alle Messgeräte gehalten: der „Anti-Aliasing-Filter“. Er ist dem Analog-Digital-Wandler im Signalweg vorgelagert und verhindert, dass das Frequenzgemisch des analogen Rohsignals Frequenzen enthält, die oberhalb der Hälfte der Abtastfrequenz liegen. Ohne geeigneten Anti-Aliasing-Filter entstehen im OEMG-Signal Anteile, die künstlich erzeugt werden und die die muskulär induzierten (die „gewünschten“) Messergebnisse sehr stark und insbesondere nicht nachvollziehbar beeinträchtigen oder gar verfälschen können. Das kann zu Fehlinterpretationen führen.

Um eine hohe Qualität in den OEMG-Daten zu gewährleisten, sollten folgende Kennwerte der verwendeten Messtechnik bekannt sein bzw. berücksichtigt werden. Dabei ist es wichtig, stets den gesamten Signalpfad von den Elektroden am Körper über den Verstärker der Signalamplitude und Filter zur Begrenzung der Frequenzinhalte bis hin zur Analog-Digital-Wandlung einzubeziehen:

a) Abtastfrequenz

Den Gesetzmäßigkeiten der Signalabtastung (Nyquist-Shannon-Abtasttheorem) folgend muss das OEMG-Signal mit einer Frequenz abgetastet werden, die mindestens dem Zweifachen der höchsten, am Analog-Digital-Wandler ankommenden Signalfrequenz entspricht. OEMG-Messgeräte arbeiten dementsprechend mit Abtastfrequenzen (auch: „Samplingfrequenzen“) zwischen 1000 und 2000 Hz bzw., falls der gesamte OEMG-Signalebene erfasst werden soll, auch mit 4000 Hz. Höhere Abtastfrequenzen bringen keine weiteren Vorteile.

b) Analoge Hochpass- und Tiefpass-Filter und deren Steilheit (Ordnung)

Hoch- und Tiefpassfilter bestimmen die Bandbreite des vom Analog-Digital-Wandler erfassten OEMG-Rohsignals. Als Grenzfrequenz der Filter wird i.d.R. die Frequenz angegeben, an der das Signal um 3 dB gedämpft ist, d.h. seine Amplitude auf ca. 71% verringert wird. Je größer die Steilheit (auch: „Ordnung“), also der Übergang vom Sperr- in den Durchlassbereich des Filters ist, umso geringer werden das passierende (gewünschte) OEMG-Signal und die daraus abgeleiteten Kenngrößen beeinflusst.

Empfehlungen bezüglich zu beachtender Geräteanforderungen:

- analoge Hochpassfilterung: Grenzfrequenz zwischen 4 und 20 Hz; Steilheit mindestens 2. Ordnung (12dB/Oktave = 40dB/Dekade), besser 3. oder 4. Ordnung

- analoge Tiefpassfilterung (Anti-Aliasing-Filter): Grenzfrequenz zwischen 500 und 2000 Hz, jedoch zwingend nicht größer als die Hälfte der Samplingfrequenz; Steilheit mindestens 4. Ordnung (24dB/Oktave), besser 8. Ordnung (48 dB/ Oktave).
- c) Spektrale Variation der Übertragungskurve
- Signalanteile mit unterschiedlichen Frequenzen werden im Signalpfad eines jeden Messgerätes aus technischen Gründen nie exakt gleich übertragen. Die spektrale Variation der Übertragungskurve (oft auch „Linearität“ genannt) gibt an, wie stark die Amplitude der übertragenen Signale von der Frequenz des Signals abhängt. Anzustreben sind hier möglichst kleine Variationen, da anderenfalls Signalanteile mit differenten Frequenzen durch das Messgerät ungewollt gewichtet werden und diese Wichtung in sämtliche Kennwerte einfließt. Empfehlung bezüglich zu beachtender Geräteanforderungen: spektrale Variation im wichtigsten OEMG-Signalebereich (25 ... 500Hz) kleiner als +/-0,5dB (ca. +/-5%); mindestens jedoch kleiner als +/-1,0dB.
- d) Eingangsimpedanz
- Die Eingangsimpedanz bipolarer OEMG-Verstärker sollte im gesamten OEMG-Bereich (mindestens bis 500Hz) mindestens 100 Megaohm erreichen. Dadurch wird sichergestellt, dass Signale auch bei relativ großem Übergangswiderstand zwischen Haut und Elektrode nur minimal beeinflusst werden. Da die Eingangsimpedanz grundsätzlich frequenzabhängig ist, muss deren Minimum im OEMG-Frequenzbereich oder ihr spektraler Verlauf angegeben sein. Nicht verwechselt werden darf die Eingangsimpedanz mit dem oft mehrere Gigaohm betragenden Gleichspannung-Eingangswiderstand (oft: „Eingangswiderstand“).
- e) Auflösung und Messbereich
- Die Auflösung (Amplitudenauflösung) und der Messbereich (Amplituden-Messbereich), d.h. die größten noch messbaren Signale, werden von der Verstärkung der gesamten Signalkette und vom Analog-Digital-Wandler bestimmt. Die Auflösung gibt an, wie groß die Amplitudendifferenz zwischen zwei Werten des Rohsignals mindestens sein muss, damit sie nach der Analog-Digital-Wandlung noch als unterschiedliche Signale identifizierbar sind. Vereinfachend kann die Auflösung als Amplitude des kleinsten noch messbaren Signals verstanden werden.
- Der Messbereich gibt die größte ohne Verzerrung („Zerstörung“) des Signals noch messbare Amplitude an. Abhängig vom verwendeten Analog-Digital-Wandler müssen in OEMG-Messgeräten ggf. mehrere Verstärkungsstufen schaltbar sein, um sowohl eine gute Auflösung als auch einen hinreichend großen Messbereich zu gewährleisten. Als Faustregel kann gelten, dass bei Digitalisierung des Rohsignals mit weniger als 15 Bit eine Verstärkungsumschaltung vorhanden sein sollte. (Die Auflösung des Analog-Digital-Wandlers wird als Exponent von 2 – Binary digit – Bit – angegeben. 15 Bit entsprechen $2^{15} = 32768$ Stufen). Bei einer Digitalisierung ab 15 Bit ist eine Variation der Verstärkung i.d.R. nicht notwendig. Eine Analog-Digital-Wandlung mit weniger als 10 Bit ist für OEMG-Rohsignale nicht geeignet.

Empfehlung bezüglich zu beachtender Geräteanforderungen: Auflösung ≤ 2 Mikrovolt;
Messbereich ≥ 16 Millivolt Spitze-Spitze (16 mV_{pp})

f) Rauschen

Elektronische Bauteile erzeugen stets ein „Rauschen“, d.h. ein stochastisches Störsignal. OEMG-Signale, die kleiner als dieser Rauschpegel sind, können nicht mehr vom Störsignal unterschieden und damit nicht mehr gemessen werden. Es gibt verschiedene Möglichkeiten, das „Eigenrauschen“ des OEMG-Messgerätes anzugeben. Für den Anwender am verständlichsten ist der Effektivwert des auf das Eingangssignal bezogenen Rauschpegels über den gesamten erfassten OEMG-Signalebereich.

Empfehlung bezüglich zu beachtender Geräteanforderungen: Effektivwert (Root mean square = RMS) des Rauschpegels über den OEMG-Signalebereich von > 0 bis 500 Hz kleiner als 2 Mikrovolt.

Weitere Informationen und Details zu den genannten Punkten finden sich bei Merletti & Parker 2004, Kapitel 5.

6. Digitale Signalverarbeitung

6.1 Zeit-Frequenz-Transformation

Mittels verschiedener mathematischer Verfahren kann das OEMG-Rohsignal vom Zeit- in den Frequenzbereich transformiert werden. Dabei entsteht aus dem ursprünglichen Zeit-Signalspannungs-Zusammenhang (Rohsignal) ein dreidimensionaler Zeit-Frequenz-Signalspannungs-Zusammenhang. Die zusätzlich abgeleiteten Frequenzinformationen ermöglichen erweiterte Filtermethoden und die Berechnung von zusätzlichen Kennwerten. Digitale Filtermethoden erlauben eine sehr präzise und leicht anpassbare Signalfilterung. Dadurch können z.B. die Netzfrequenz inklusive ihrer Oberwellen selektiv gefiltert werden, ohne große Anteile aus dem ursprünglichen OEMG-Rohsignal zu verlieren. Außerdem kann das OEMG-Signal auf gewünschte Frequenzbereiche eingegrenzt werden.

Darüber hinaus können aus dem Frequenzbereich OEMG-Kennwerte berechnet werden, die im Zeit-Signalspannungs-Zusammenhang nicht ermittelbar sind. Beispiele sind die Median- und Mittenfrequenz sowie spektrale Bandleistungsverhältnisse.

6.2 Erkennen und Beseitigen von Signalstörungen

Frequenzkonstante Störungen

Frequenzkonstante Störungen sind Störungen durch elektromagnetische Felder, wie sie von durchströmten Kabeln, aktiven elektrischen Maschinen und Funksendern ausgehen. Diese sind durch konstante Frequenzen gekennzeichnet (Beispiel: Netzfrequenz und ihre Oberwellen). Im Frequenzbereich können diese durch Entfernen oder Korrigieren der entsprechenden spektralen Werte leicht beseitigt werden.

Bewegungsartefakte, Übersteuerung, Gelöste Elektroden

Bewegungsartefakte entstehen unter anderem durch schnelle Bewegungen, mechanische Belastungen (Zug oder Druck) auf die Elektroden sowie jede Art von relativer Bewegung der Elektroden über dem Muskel. Bewegungsartefakte erzeugen in der Regel kurzzeitige Störungen im OEMG-Signal, die unter anderem durch relativ hohe Signalanteile im unteren Frequenzbereich bis etwa 20 Hz gekennzeichnet sind (De Luca 2002). Gelöste Elektroden führen zu ähnlichen Signalstörungen, die jedoch eine deutlich höhere Amplitude aufweisen. Gestörte Signalabschnitte können manuell oder mittels komplexer softwarebasierter Filteralgorithmen entfernt werden. Manuelle Verfahren erfordern die Sichtung der gesamten Rohdaten. Starke Bewegungsartefakte können außerdem zu Übersteuerungen im Signalpfad führen, da OEMG-Messgeräte eingehende Signalspannungen nur bis zu einer bestimmten Größe verarbeiten können. Signale, deren Spitzenwerte darüber hinausreichen, werden „abgeschnitten“. Diese Übersteuerungen können aus mechanischen Belastungen der Elektroden, aus (teilweise) gelösten Elektroden, aber auch aus unerwartet hohen Muskelanspannungen (Kraftspitzen) resultieren. Eine Korrektur ist prinzipiell nicht möglich, stark gestörte Signalbereiche müssen entfernt werden.

Störungen durch die elektrische Herzaktivität

In Abhängigkeit von der Ausrichtung der Elektroden und bei der Ableitung herznaher Muskeln können starke Signalbeeinflussungen durch die elektrische Herzaktivität auftreten. Die Wirkung dieser Störungen auf die aus dem OEMG ermittelten Kenngrößen hängt vom Verhältnis zwischen der Größe des Störsignals (hier: Elektrokardiogramm, EKG) und des Nutzsignals (hier: OEMG) ab. Als Faustregel kann gelten, dass das EKG-Signal erst dann nennenswerten Einfluss auf die ermittelten OEMG-Kenngrößen hat, wenn es im OEMG-Rohsignal zu erkennen ist.

Eine einfache und damit unproblematisch anzuwendende, aber durch hohen Signalverlust behaftete Methode ist es, die entsprechenden Messungen mit einem Hochpassfilter von 30 Hz zu korrigieren (Drake et al. 2006). Sobald Änderungen im Frequenzbereich unter 30 Hz von Bedeutung sind, dürfen derartige, diesen Frequenzinhalt des Signals verändernde Methoden jedoch keinesfalls eingesetzt werden.

Eine zusätzliche bipolare EKG-Ableitung ermöglicht es, das EKG-Störsignal aus dem OEMG-Signal mittels muster-basierter Filterung zu entfernen, d.h. das ungestörte OEMG-Signal zu rekonstruieren. Die dafür verwendeten Algorithmen generieren separat für jeden Messkanal ein entsprechendes Muster, auch „Template“ genannt (mit den OEMG-Elektroden erfasstes muskelspezifisches Abbild des ankommenden EKG-Störsignals). Mit Hilfe dieser Muster wird das ursprüngliche OEMG-Signal rekonstruiert. Zu diesem Zweck wird anhand des zusätzlichen EKG-Kanals unter Nutzung der charakteristischen Amplitudenspitzen der QRS-Komplexe (Kammererregung) der korrekte Zeitpunkt bestimmt, an dem die Muster vom gestörten OEMG-Rohsignal subtrahiert werden.

Eine einfache Möglichkeit zur Entfernung des EKG-Störsignals bietet die EKG-synchronisierte Datenanalyse in Verbindung mit Hochpassfilterung. Hierbei wird die R-Zacke des EKG-Signals

als Trigger verwendet und das während der Zeit des QRS-Komplexes erfasste OEMG-Signal nicht in die Datenanalyse einbezogen. Die noch verbleibenden Anteile des EKG-Störsignals erzeugen ausschließlich niederfrequente Störungen und werden durch Hochpassfilterung des OEMG-Signals mit einer Grenzfrequenz ab 16 Hz eliminiert. Als Konsequenz muss in Kauf genommen werden, dass zeitliche Lücken in OEMG-Signal entstehen, die jedoch nur dann nennenswerten Einfluss auf die ermittelten Kenngrößen haben, falls muskuläre Aktivitäten zu analysieren sind, die in ihrer Frequenz mit dem Herzrhythmus korrelieren.

7. Zielgrößen von Oberflächen-Elektromyographie-Analysen

Im Folgenden werden Empfehlungen zu geeigneten Zielgrößen von Oberflächen-elektromyographischen Analysen in der Arbeitsmedizin, Arbeitsphysiologie und Arbeitswissenschaft und den entsprechenden Kennwerten der Oberflächen-Elektromyographie gegeben.

Empfehlungen zur Bestimmung muskuläre Beanspruchung

Empfehlung 20	modifiziert Stand (2022)
Zur Bestimmung der muskulären Beanspruchung soll der aus dem OEMG ermittelte Kennwert „Elektrische Aktivität (EA)“ verwendet werden.	
Konsensstärke: 5/5 – 100%	

Empfehlung 21	modifiziert Stand (2022)
Die Elektrische Aktivität (EA) sollte auf die muskel- und haltungsspezifische Maximal-EA (EA bei maximaler willkürlicher Muskelkontraktion) referenziert, d.h. durch diese geteilt, werden, um EAs verschiedener Personen/Muskeln vergleichen zu können und die erfasste Beanspruchung in den Bereich von 0 bis 100% der maximal möglichen Beanspruchung einordnen zu können.	
Konsensstärke: 5/5 – 100%	

Empfehlungen zur Bestimmung muskulärer Belastung

Empfehlung 22	modifiziert Stand (2022)
Zur Bestimmung muskulärer Belastungen (infolge von außen angreifender Kräfte oder Momente) sollte der aus dem OEMG ermittelte Kennwert „Elektrische Aktivität (EA)“ verwendet werden.	
Konsensstärke: 4/4 – 100%	

Empfehlung 23	modifiziert Stand (2022)
Die Elektrische Aktivität (EA) sollte auf eine Referenz-EA bezogen, d.h. durch diese geteilt, werden, um EAs verschiedener Personen/Muskeln vergleichen zu können und um die inter-individuelle Streuung zu verringern. Diese Referenz-EA ist bei einer für alle untersuchten Personen absolut identischen Referenzbelastung zu erheben und ist im Allgemeinen muskel- und haltungsspezifisch. Individuelle Unterschiede (z.B. in der Muskelmaximalkraft) werden dadurch bei der Bestimmung eliminiert.	
Konsensstärke: 4/4 – 100%	

Empfehlungen zur Bestimmung muskulärer Ermüdung

Empfehlung 24	modifiziert Stand (2022)
Zur Bestimmung muskulärer Ermüdung sollte der aus dem OEMG ermittelte Kennwert „Elektrische Aktivität (EA)“ und ein spektraler Kennwert wie die „Medianfrequenz“ verwendet werden.	
Konsensstärke: 4/4 – 100%	

Empfehlung 25	modifiziert Stand (2022)
Sofern eine konstante oder in gleichen Zyklen sich wiederholende muskuläre Belastung vorliegt, kann sowohl die Elektrische Aktivität (EA) als auch ein spektraler Kennwert (z.B. Medianfrequenz) als alleiniger Indikator zur Ermittlung muskulärer Ermüdung herangezogen werden.	
Konsensstärke: 4/4 – 100%	

Empfehlungen zur Bestimmung statischer und dynamischer Muskelaktivität

Empfehlung 26	modifiziert Stand (2022)
Zur Bestimmung statischer und dynamischer Muskelaktivitäten soll der aus dem OEMG ermittelte Kennwert „Elektrische Aktivität (EA)“ verwendet werden.	
Konsensstärke: 4/4 – 100%	

Empfehlung 27	modifiziert Stand (2022)
Sind die Unter- und Obergrenze der Elektrischen Aktivität (EA) über einen längeren Zeitraum stabil, sollte die Untergrenze als statischer Anteil der Beanspruchung verstanden werden. Die Differenz zwischen Ober- und Untergrenze der EA entspricht dem dynamischen Anteil.	
Konsensstärke: 4/4 – 100%	

Empfehlung 28	modifiziert Stand (2022)
Alternativ kann die Häufigkeit des Auftretens von Beanspruchungen unterschiedlicher Höhe zur Identifizierung statischer und dynamischer Anteile genutzt werden. Dazu soll die Höhe der EA in mindestens 10 Klassen unterteilt und als Häufigkeitsdiagramm (Histogramm) dargestellt werden. Sämtliche Beanspruchungshäufigkeiten bis zum 10. Perzentil gelten dabei als statischer Beanspruchungsanteil.	
Konsensstärke: 4/4 – 100%	

7.1 Hintergrundtext zu Zielgrößen von OEMG-Analysen

Arbeitsmedizinische, arbeitsphysiologische und arbeitswissenschaftliche Fragestellungen beschäftigen sich mit der Untersuchung der Funktion und Inanspruchnahme von Muskeln bei beruflicher Tätigkeit und insbesondere mit der Charakterisierung der muskulären Beanspruchung, Belastung und Ermüdung. Dabei werden folgende zentrale Zielgrößen von Untersuchungen mittels OEMG von den Verfassern dieser Leitlinie als bedeutsam erachtet:

- muskuläre Beanspruchung
- muskuläre Belastung
- muskuläre Ermüdung
- Differenzierung von statischen und dynamischen Beanspruchungsanteilen
- Wirkung von Bewegungspräzision und Bewegungsgeschwindigkeit auf muskuläre Beanspruchung und Belastung
- Seitenvergleiche (Vergleiche zwischen Muskeln der rechten und linken Körperhälfte)

Im Anschluss werden notwendige Kenngrößen des OEMG erläutert, die es erlauben, Aussagen hinsichtlich der genannten Zielgrößen zu treffen.

Kenngrößen der OEMG

Die Verarbeitung des OEMG-Rohsignals erfolgt vor allem durch zeitbasierte und frequenzbasierte Methoden. Neben den im Folgenden beschriebenen etablierten Methoden findet man in der Literatur weitere Signalverarbeitungsmethoden mit teilweise komplexen Berechnungsmethoden, die in einer Übersichtsarbeit von Cifrek et al. (2009) zusammengefasst werden.

Elektromyographische Aktivität

Die zeitliche Dichte von Summenaktionspotentialen manifestiert sich in der gemessenen mittleren Amplitude des in der Regel durch Filterung und Digitalisierung bearbeiteten OEMG-Rohsignals und wird auch als „Elektromyographische Aktivität – EA“ oder „Elektrische Aktivität – EA“ bezeichnet. Sie reflektiert die Muskelexerregung und korreliert weitgehend mit der aufgebrauchten Muskelkraft. Ermüdung führt zu einer ansteigenden EA bei gleichbleibender Kraft, da im Verlauf einer anhaltenden Muskelaktivität eine ansteigende Muskelinnervation zur Aufrechterhaltung der Kraft notwendig wird. Im Laufe der Zeit wurden verschiedene Kennwerte der EA entwickelt, die nebeneinander verwendet werden.

Die EA wird heute in den meisten Fällen als Effektivwert (quadratisches Mittel) – im englischsprachigen Raum der Berechnung entsprechend als „root mean square“ (Wurzel aus dem quadratischen Mittelwert; RMS) – angegeben und kann sowohl im Zeit- als auch im Frequenzbereich (auch „Spektralbereich“) berechnet werden.

Die Berechnung der elektromyographischen Aktivität als Effektivwert aus dem Frequenz-Leistungs-Spektrum ($EA_{RMSpekt}$ – root mean square) ist das modernste und – wegen der Möglichkeit der digitalen Filterung von Signalstörungen und der möglichen Einschränkung auf genau definierte Frequenzbänder – derzeit vorteilhafteste, jedoch auch aufwändigste Berechnungsverfahren (vgl. Formel 1 und Abb. 1).

$$EA_{RMSpekt} = k \cdot \sqrt{\frac{1}{f_o - f_u} \int_{f_u}^{f_o} U^2(f) df}$$

Formel 1: Berechnung der elektromyographischen Aktivität als Effektivwert aus dem Frequenz-Leistungs-Spektrum.

U: Spannungssignal (im Frequenzbereich), f: Frequenz, k: Skalierungsfaktor

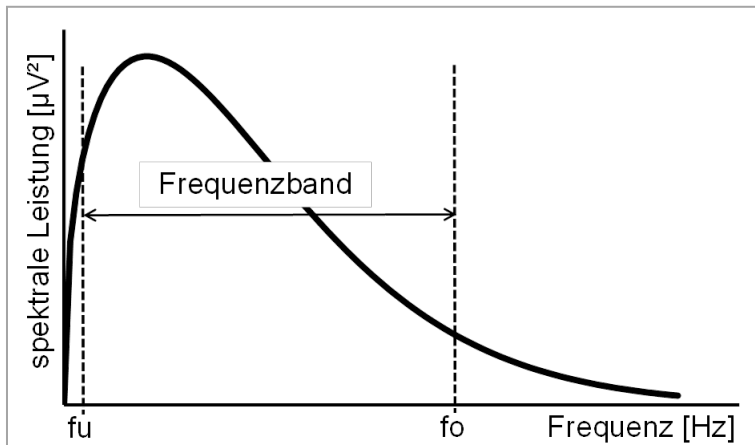


Abb. 1: Elektromyographische Aktivität als Effektivwert aus dem Frequenz-Leistungs-Spektrum

Die Elektrische Aktivität (EA) als Effektivwert (RMS) wird als quadratischer Mittelwert der spektralen Amplituden innerhalb eines Frequenzfensters berechnet und ggf. mit einem Skalierungsfaktor „k“ multipliziert. Unter- und Obergrenze des gewünschten OEMG-Frequenzbandes können gewählt werden.

Der angegebene Skalierungsparameter „k“ wird durch den verwendeten Algorithmus zur Zeit-Frequenz-Transformation und dessen Parameter und eine eventuell vor der Transformation angewandte Fensterfunktionen determiniert. Wird die EA normalisiert (siehe Abschnitt „Normalisierung der OEMG-Kennwerte“) kann der Skalierungsparameter „k“ entfallen.

Falls auf die digitale Filterung von Störungen weitgehend verzichtet werden kann (z.B. in elektromagnetisch abgeschirmter Umgebung), führt die Berechnung der EA als Effektivwert (EA_{RMS}) aus dem Rohsignal im Zeitbereich zu exakt gleichen Ergebnissen (Formel 2 und Abb. 2).

$$EA_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T U^2(t) dt}$$

Formel 2: Berechnung der elektromyographischen Aktivität als Effektivwert aus dem zeitlichen Verlauf des Spannungssignals.

U: Spannungssignal (im Zeitbereich), t: Zeit, T: Periodendauer (Zeitfensterlänge)

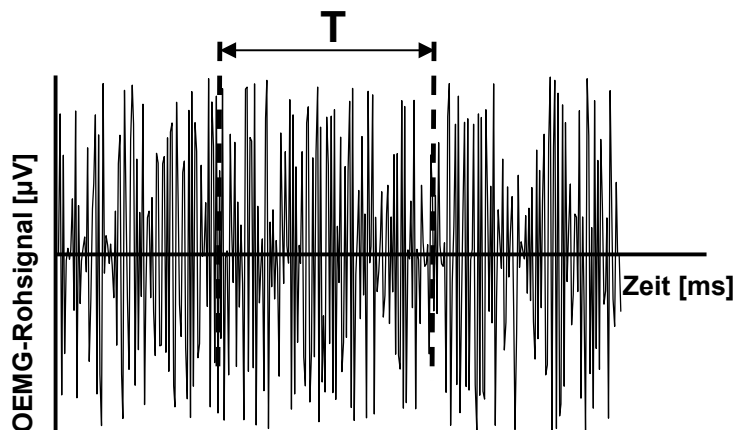


Abb. 2: Elektrische Aktivität als Effektivwert aus dem Rohsignal im Zeitbereich

Die Elektrische Aktivität (EA) als Effektivwert (RMS) wird als quadratischer Mittelwert der zeitlichen Folge von Amplituden innerhalb eines Zeitfensters „T“ berechnet (Abb. 2). Unter- und Obergrenze des OEMG-Frequenzbandes können hier NICHT beeinflusst werden.

Ein weiterer Kennwert der EA, der in einfacher Weise ebenfalls unmittelbar aus dem Zeitsignal berechnet werden kann, ist der „Gleichrichtwert“ (auch „gemittelter gleichgerichteter Wert“) – im englischsprachigen Raum der Berechnung entsprechend als „average rectified value“ (ARV) bezeichnet. Er wird heute nur noch selten verwendet (Formel 3).

$$EA_{ARV} = \frac{1}{T} \cdot \int_0^T |U(t)| dt$$

Formel 3: Berechnung der elektromyographischen Aktivität als Gleichrichtwert.

U: Spannungssignal (im Zeitbereich), t: Zeit, T: Periodendauer (Zeitfensterlänge)

Die Elektrische Aktivität (EA) als Gleichrichtwert (ARV) wird als Mittelwert der zeitlichen Folge von gleichgerichteten Amplituden innerhalb eines Zeitfensters „T“ berechnet. Unter und Obergrenze des OEMG-Frequenzbandes können hier NICHT beeinflusst werden.

Obwohl die Kennwerte untereinander nicht gleich sind, repräsentieren sie letztlich alle die myoelektrische Aktivität eines Muskels und liefern dementsprechend vergleichbare Ergebnisse.

Medianfrequenz – Mittenfrequenz

Median- und Mittenfrequenz sind Kennwerte aus dem Frequenz-Leistungsspektrum (Frequenz-Amplituden-Spektrum mit quadrierter Amplitude). Sie verändern sich in Abhängigkeit von der Kraftanforderung an den Muskel und dessen Ermüdung.

Median- und Mittenfrequenz sind Kennwerte, genauer „Lageparameter“, aus dem Frequenz-Leistungsspektrum des OEMG-Rohsignals. Ihre Lage wird dementsprechend von der Verteilung der elektrischen Leistung über die im Signal enthaltenen Frequenzen bestimmt (Formel 4 und Abb.3).

$$\int_{f_u}^{f_{MedF}} f \cdot U^2(f) df = \int_{f_{MedF}}^{f_o} f \cdot U^2(f) df$$

Formel 4: Berechnung der Medianfrequenz

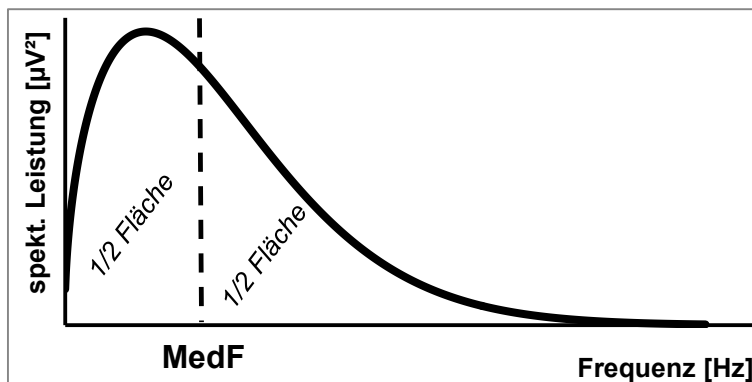


Abb. 3 Medianfrequenz

Die Medianfrequenz (MedF, teilweise auch mit „MF“ abgekürzt) ist die Frequenz, die das Frequenz-Leistungsspektrum so teilt, dass die beiden Teilflächen oberhalb und unterhalb der Medianfrequenz gleiche Inhalte aufweisen – lineare Maßstäbe vorausgesetzt.

Die Mittenfrequenz (hier MittF, auch MF – mean frequency oder MPF – mean power frequency) ergibt sich aus dem Frequenz-Leistungsspektrum, indem jede enthaltene Frequenz mit der ihr zugehörigen spektralen Leistung (dem Quadrat der spektralen Amplitude) gewichtet wird und daraus die mittlere aller einbezogenen Frequenzen berechnet wird (Formel 5).

$$MittF = \frac{\int_{f_u}^{f_o} f \cdot U^2(f) df}{\int_{f_u}^{f_o} f df}$$

Formel 5: Berechnung der Mittenfrequenz

Die Medianfrequenz wird im Vergleich zur Mittenfrequenz deutlich weniger von geringfügigen Störungen im OEMG-Rohsignal beeinflusst. Die Mittenfrequenz reagiert dafür jedoch sensibler auf spektrale Verschiebungen der Erregungsleistung (Erregungsleistung = EA²).

Spektrale Bandleistungsverhältnisse

Ein spektrales Bandleistungsverhältnis ist das Verhältnis zweier Anteile aus dem gesamten Frequenz-Leistungsspektrum, die durch Definition zweier Frequenzbänder gebildet werden. Das Verhältnis ändert sich mit variierender Kraftanforderung und bei muskulärer Ermüdung.

Normalisierung der OEMG-Kennwerte

Die OEMG unterliegt einer hohen inter- und intraindividuellen Variabilität. Dies wird durch anatomische und physiologische Unterschiede in der Muskulatur und deren elektrischen Ansteuerung begründet (Burden et al. 2010), nicht zuletzt auch, weil die Signale durch verschieden dickes Unterhautfettgewebe unterschiedlich stark gedämpft werden (Nordander et al. 2003). Auch bei OEMG-Messungen zu unterschiedlichen Zeitpunkten, an denen die Elektroden neu angebracht wurden, ist eine Vergleichbarkeit aufgrund unterschiedlicher Muskelareale unter den Elektroden oft nicht gegeben. Um Vergleiche zwischen verschiedenen Individuen, Muskeln, Untersuchungstagen oder Studien zu ermöglichen, ist die Normalisierung auf einen definierten Referenzwert in vielen Fällen sinnvoll (Sodeberg & Knutson 2000). Parallel zu dem Begriff „Normalisierung (in Bezug setzen)“ werden in anderen Bereichen auch die Begriffe Kalibrierung, Normierung, Standardisierung oder im Englischen „normalization“ oder „standardization“ verwendet. Hierbei wird das OEMG-Signal auf das OEMG-Signal der Referenzsituation bezogen und die Vergleichbarkeit über die gemeinsame Bezugsgröße hergestellt. Die sorgfältige Aufbereitung der Ausgangsdaten des OEMG-Rohsignals zu standardisierten elektromyographischen Aktivitäten sEA wurde bereits von Müller et al. (1988 & 1989) zur Auswertung elektromyographischer Zeitserien gefordert.

Die am häufigsten zur Anwendung kommende Bezugsgröße bei der OEMG-Normalisierung ist der OEMG-Referenzwert bei einer maximalen willkürlichen isometrischen Muskelkontraktion (maximal voluntary contraction = MVC). Die MVC zur OEMG-Normalisierung ist jedoch nicht unumstritten. Es wird angenommen, dass die MVC um bis zu 20-40% unterhalb des tatsächlichen Maximums liegen kann (Sodeberg & Knutson 2000). Hierbei spielen vor allem die motorischen Voraussetzungen (ungeübt vs. geübt) und die Motivation, die maximal willentlich erbringbare Kraft abzurufen, eine entscheidende Rolle. Außerdem ist die Bestimmung der MVC nicht für jeden Muskel praktikabel und kann bei motorisch ungeübten Personen auch eine Verletzung bedingen. Alternative Referenzwerte sind Bezugswerte, die während einer isometrischen Muskelkontraktion mit vorgegebener Kraft des Muskels oder in definierter Körperhaltung ermittelt werden. Ein Beispiel dafür ist das Halten eines Gewichts in einer standardisierten Körperhaltung (Steinhilber & Rieger 2013) oder eine standardisierte Körperhaltung wie etwa bei einem Biering-Sörensen-Test (Biering-Sorensen 1984). Weitere mögliche Referenzwerte können aus dem geringsten, Mittel- oder Maximalwert des betrachteten Kennwertes einer Tätigkeit abgeleitet werden. Dieser Ansatz kann für Felduntersuchungen eine adäquate Möglichkeit sein, sollte jedoch nur verwendet werden, wenn keiner der oben genannten Referenzwerte erhoben werden kann. Diese Art der Normalisierung beschränkt die Interpretation der OEMG-Signale erheblich. Vergleiche zwischen verschiedenen Tätigkeiten sind damit beispielsweise nicht möglich.

Neben der Funktion, durch Normalisierung vergleichbare OEMG-Signale zwischen unterschiedlichen Personen, Untersuchungstagen oder Muskeln zu ermöglichen, spielt die Normalisierung eine bedeutende Rolle bei der Interpretation der OEMG-Signale. Falls der zur Normalisierung verwendete Referenzwert einen Bezug zur Maximalkraft eines Muskels erlaubt, ist es möglich, die normalisierten EA-Werte im Sinne muskulärer Beanspruchung zu interpretieren. Hat der Referenzwert hingegen keinen Bezug zur MVC eines Muskels, so werden die normalisierten EA-Werte als Belastung des untersuchten Muskels interpretiert. Letztlich muss im Hinblick auf das Untersuchungsvorhaben und die gewünschten Zielgrößen abgewogen werden, welcher Referenzwert zur Normalisierung notwendig oder am sinnvollsten ist. Eine Begründung des verwendeten Referenzwertes sollte im Methodenteil von OEMG-Studien angegeben werden, ebenso wie eine genaue Beschreibung der Referenzwertbestimmung.

Bei intermuskulären Vergleichen ist zu beachten, dass auch normalisierte OEMG-Kenngrößen aufgrund unterschiedlicher Physiologie ggf. unterschiedlich interpretiert werden müssen. Beispielhaft sei hier auf unterschiedliche Muskelfasertypen und ihre spezifische Toleranz gegenüber statischer Beanspruchung verwiesen.

Interpretationsmöglichkeiten der Kennwerte in Hinblick auf die Zielgrößen

Die folgenden Ausführungen stellen Interpretationsmöglichkeiten der Zielgrößen dar. Vergleichende Studien, aus denen Empfehlungen mit verschiedenen Evidenzgraden abzuleiten wären, liegen derzeit nicht vor. Wissenschaftliche Untersuchungen haben stets nur eine Auswahl von Beanspruchungen betrachtet, und die jeweils eingesetzten Analysemethoden wurden in der Regel nicht verglichen. Nachfolgend wird eine Auswahl von Interpretationsverfahren vorgestellt, da es die Vielzahl möglicher Beanspruchungen an unterschiedlichen Arbeitsplätzen nicht erlaubt, sämtliche analytische Aspekte im Rahmen dieser Leitlinie detailliert zu erläutern.

Die einwirkenden Arbeitseinflüsse (Kräfte, Lasten, Haltungen etc.) müssen beschrieben und anhand der analysierten Kenngrößen nach hierarchischen arbeitswissenschaftlichen und arbeitsmedizinischen Kriterien hinsichtlich Ausführbarkeit, Erträglichkeit, Zumutbarkeit, Gesundheitsförderlichkeit, Schädigungspotential bewertet werden. Eine zusätzliche Erfassung relevanter Bewegungs-, Winkel-, oder Lagedaten ist immer anzuraten, um eine möglichst kontextbezogene Beurteilung der OEMG-Messdaten zu ermöglichen.

Beanspruchung

Da die elektromyographische Aktivität (EA) eng mit der Kraftanforderung an einen Muskel zusammenhängt, kann bei geeigneter Ermittlung des individuellen Zusammenhangs zwischen Kraft und Aktivität aus der EA auf die in der Untersuchungssituation aufgebrauchte Muskelkraft geschlossen werden. Der Rückschluss von der EA auf die Kraftanforderung ist allerdings nur dann möglich, wenn keine muskuläre Ermüdung vorliegt. Unter dynamischen Bedingungen erschweren Verschiebungen der Elektroden und Veränderungen der Muskelfaserlänge bzw. -dicke die Interpretation, da zusätzliche Veränderungen im EMG-Signal entstehen.

Die Beanspruchung hängt ab von der Leistungsfähigkeit des Muskels sowie vom aktuellen Ermüdungszustand durch Belastungen vor dem Messzeitpunkt. Um diese Beanspruchung zu bewerten, wird sie als Anteil der maximalen Beanspruchung gekennzeichnet. Dazu wird die EA bei maximaler Muskelkontraktion bestimmt und das Ergebnis der gemessenen EA bei einer Arbeitsbelastung auf diesen Maximalwert bezogen (= normalisiert).

Die Beanspruchung darf wiederum nicht im Sinne einer Belastung interpretiert werden. So sind die Beanspruchungswerte für die gleiche Tätigkeit bei Frauen in der Regel 30-50% höher als bei Männern. Wahrscheinlich zeigen Männer eine geringere Beanspruchung (Aktivierung), da sich die (gleiche) Kraftanforderung auf mehr Muskelmasse verteilt (Hettinger 1994).

Belastung

Werden OEMG-Daten mit einem Referenzwert ohne Bezug zur Maximalkraft des Muskels normalisiert, können gemessene EA-Werte als Belastung (infolge von außen einwirkenden Kräften oder Momenten) interpretiert werden. Ein Rückschluss auf den Grad der Beanspruchung des Muskels ist bei dieser Art der Normalisierung nicht möglich. Die Verwendung der Zielgröße „Belastung“ ist beispielsweise sinnvoll, wenn zwei unterschiedliche Tätigkeiten verglichen werden sollen, die jedoch auch von unterschiedlichen Personengruppen mit unterschiedlichen physischen Leistungsfähigkeiten ausgeführt werden. Durch diese Art der Normalisierung werden individuelle Differenzen ausgeglichen, tätigkeitsbedingte Unterschiede bleiben erhalten. Das Auftreten muskulärer Ermüdung beeinflusst den zur Belastungsmessung verwendeten normalisierten Kennwert und ist daher bei der Bewertung zu beachten.

Ermüdung

Bei gleichbleibender Kraftanforderung kann Ermüdung durch eine ansteigende EA qualifiziert (identifiziert) und unter Zuhilfenahme einer aufwändigen Kalibrierungsprozedur mit bekannter Ermüdung quantifiziert werden.

Liegt eine Tätigkeit mit variierender Kraftanforderung vor, so ist die Ermüdungsanalyse allein mittels der EA nicht mehr möglich, da die EA sowohl von der Kraft als auch von der Ermüdung abhängt. Die zusätzliche Betrachtung eines Kennwertes des Frequenz-Leistungsspektrums ermöglicht auch bei wechselnder oder gleichzeitiger Variation von Kraft und Ermüdung eine qualitative Beschreibung des muskulären Zustandes. Die Joint Analysis of Spectrum and Amplitude (JASA) ist eine Methode, die solche Kennwerte vereint (Luttmann et al. 1996b). Sie basiert auf der Beobachtung einer steigenden Amplitude und gleichzeitig sinkenden Median- oder Mittenfrequenz bei zunehmender lokaler Muskelermüdung sowie einem Ansteigen der Median- oder Mittenfrequenz bei zunehmender Kraftanforderung (vgl. Beispiel 1 auf S. 35).

Obwohl die verbundene Analyse von Kenngrößen aus dem Zeit- und dem Frequenzbereich erweiterte Möglichkeiten bietet, sind Kenngrößen aus dem Frequenzbereich im Vergleich zur Elektrischen Aktivität bis heute deutlich weniger untersucht. Vergleichende Untersuchungen haben gezeigt, dass sich für Muskeln unterschiedlicher Größe, Leistungsfähigkeit und Faserzusammensetzung erhebliche Unterschiede für das Verhalten des OEMG im Zeit- und Frequenzbereich bei Ermüdung ergeben (Luttmann et al. 2004). Deshalb sollte nicht von einer

einfachen Übertragbarkeit der vorstehend beschriebenen Erläuterung auf beliebige Muskeln und beliebige Kraftbereiche ausgegangen werden. Im Vorfeld von OEMG-Analysen werden Pilotversuche an den ausgewählten Muskeln mit definierten Kräften und ggf. auch mit definierten Ermüdungen empfohlen.

Muskuläre Ermüdung muss nicht zwingend kritisch gesehen werden. Beispielsweise erfordert die Erhöhung der muskulären Leistungsfähigkeit durch Muskeltraining eine vorausgehende Ermüdung. Ein Wechsel zwischen Ermüdung und Erholung im Laufe eines mehrstündigen Arbeitsprozesses ist ebenso eher positiv zu werten. Kommt es innerhalb eines Arbeitstags jedoch zu gehäuften Ermüdungserscheinungen, kann dies ein Zeichen einer Überbeanspruchung der Muskulatur sein. Besonders kritisch sind dabei einseitige Beanspruchungen zu bewerten. Eine Ermüdung, die vorwiegend auf dynamischer Muskelbeanspruchung basiert, ist in der Regel weniger kritisch zu beurteilen als Ermüdungen durch längere statische Beanspruchungen.

Anteile statischer und dynamischer Beanspruchung

Für arbeitswissenschaftliche und arbeitsmedizinische Fragestellungen ist häufig die Unterscheidung in statische und dynamische Beanspruchung von Interesse. Insbesondere statische Beanspruchung gilt als Indikator für unergonomische Arbeitsgestaltung. Der Unterschied zwischen statischer und dynamischer Muskelbeanspruchung ist durch die zeitliche Dauer von muskulärer Aktivierung determiniert, kann jedoch nicht in eindeutige Zeitfenster aufgeteilt werden. Konsens besteht jedoch darin, dass der Wechsel zwischen Beanspruchung und Entlastung mit sehr geringer Vorgangsdauer als dynamisch gilt und konstante Beanspruchungen mit langer Dauer als statisch gelten. Die Übergangsfunktion zwischen statisch und dynamisch ist noch nicht ausreichend untersucht. Dementsprechend können OEMG-Signalanteile mit zeitlicher Veränderung als dynamische und Signalanteile ohne zeitliche Veränderung als statische Beanspruchungsanteile betrachtet werden. Diese können bei beruflichen Tätigkeiten additiv überlagert sein und sollten aufgrund ihrer unterschiedlichen physiologischen Wirkung getrennt zu bewerten.

Mit verschiedenen Auswertestrategien wird versucht, sich diesen Zielgrößen, der Unterscheidung zwischen statischer und dynamischer Beanspruchung, anzunähern. Eine Möglichkeit besteht in der Interpretation des zeitlichen Verlaufs muskulärer Aktivierung, der mit der EA korreliert. Dabei wird eine muskuläre Beanspruchung innerhalb eines definierten zeitlichen Abschnitts (Fenster) betrachtet. Innerhalb dieses zeitlichen Fensters repräsentiert das Minimum den statischen Beanspruchungsanteil. Die Differenz zwischen Maxima und Minima wird den Bewegungen oder Kraftvariationen zugeschrieben. Sie stellt damit die dynamische Komponente der Muskelbeanspruchung dar. Eine solche Differenzierung der statischen und dynamischen Anteile ist physiologisch durch die verschiedenen Ermüdungswirkungen zu begründen: Während dynamische Kontraktionen die Muskeldurchblutung durch Kapillarkräfte, metabolische Gefäßerweiterung und Muskelpumpe unterstützen, wird bei statischen Kontraktionen, bereits mit geringer Intensität, die Muskeldurchblutung durch den Innendruck gehemmt (Palmerud et al. 2000). Im Falle gleichzeitigen Auftretens statischer und dynamischer Beanspruchungen kann die über einen längeren Zeitraum stabile Untergrenze

der EA als statischer Anteil der Beanspruchung betrachtet werden. Die Differenz zwischen Ober- und Untergrenze der EA entspricht bei dieser Betrachtungsweise dem dynamischen Anteil (Müller et al. 1988).

Eine alternative Möglichkeit besteht in der Analyse der Häufigkeit des Auftretens von Beanspruchungen unterschiedlicher Höhe innerhalb eines zeitlichen Fensters. Konkret wird dabei das Häufigkeitsdiagramm (Histogramm) einer OEMG-Kenngröße, in der Regel der Elektrischen Aktivität innerhalb eines Zeitabschnitts, erstellt. Im englischen Sprachraum wird diese Methode als „Amplitude probability distribution function“ (APDF) bezeichnet. Sämtliche Beanspruchungshäufigkeiten bis zum 5. oder 10. Perzentil gelten dabei als statischer Beanspruchungsanteil (Hagberg 1979, Jonsson 1988).

Bestimmung der physiologischen Kosten

In den letzten Jahren wurden reichhaltige Erfahrungen gesammelt mit mehrkanaligen, rechnergestützten elektromyographischen Verfahren, mit denen letztlich die ergonomische Qualität von Arbeitsplätzen mit manuellen Tätigkeitsmerkmalen und handgeführten Arbeitsmitteln bestimmt wurde (Strasser 2007). Hierbei kam das Konzept der „physiologischen Kosten“ (Strasser & Ernst 1992; Kluth, Chung und Strasser 2004) zur Anwendung, d.h. mit Maß und Zahl zu bestimmen, was von einem Muskel bzw. vom Gesamtorganismus für die Erledigung einer einzelnen Arbeitsaufgabe „bezahlt“ werden muss. Wie oben geschildert werden die „physiologischen Kosten“ auf der Basis von EA-Daten ermittelt, die in bestimmten Aktivitätssituationen gemessen wurden und auf den maximal möglichen EA-Wert eines Muskels bezogen werden. So konnte z.B. bei handgeführten Arbeitsmitteln, untersucht werden, ob die Gleichung „menschengerecht = handgerecht“ mehr oder weniger erfüllt ist, d.h. die Arbeitsmittel mehr oder weniger mit dem Hand-Arm-System kompatibel sind. Hierbei konnte in vergleichenden Untersuchungen ein „Mehr“ oder „Weniger“ an physiologischen Kosten objektiviert werden, d.h. der physiologische Aufwand ausgewiesen werden, der in die Handhabung von z.B. handgeführten Arbeitsmitteln (Strasser 2000; Kluth et al. 2004; Kluth & Strasser 2006) oder stationären Arbeitsmitteln an Computerarbeitsplätzen (Strasser et al. 2007) von entsprechenden, in die Arbeit involvierten Muskeln zu investieren war (vgl. auch Beispiel 2 auf S. 38).

Seitenvergleich und muskuläre Koordination

Von hoher Bedeutung ist die Betrachtung der Kennwerte in Hinblick auf ihre Symmetrie zwischen der rechten und linken Körperhälfte. Beim Vergleich der Aktivitäten von Muskeln der einen Körperhälfte mit denen der anderen bzw. für Aussagen bezüglich einer symmetrischen oder asymmetrischen muskulären Aktivität ist eine Normalisierung der Aktivitäten der betrachteten Muskulatur ebenfalls notwendig.

Kurzzeitige Asymmetrien zwischen rechts und links erscheinen unbedenklich, wohingegen Asymmetrien über einen gesamten Arbeitstag einen klaren Hinweis auf eine ungünstige Gestaltung des Arbeitsplatzes und/oder des Arbeitsablaufs liefern.

Erheblich komplexer ist die Beurteilung des Zusammenspiels von Agonisten, Synergisten und Antagonisten. Zusätzlich zur Muskelaktivität und ggf. der muskulären Ermüdung sollten hier auch Variationen der Aktivierungs- und Deaktivierungszeitpunkte Berücksichtigung finden.

Feinmotorische Anforderungen durch Präzision und hohe psychomentale Anforderungen

Belastungen bei feinmotorischen Anforderungen durch sowie bei hohen psychomentalen Anforderungen führen zu Aktivierungen auch von Muskeln, die nicht direkt an der Ausführung der Tätigkeit beteiligt sind.

Dabei kommt es zu einer Muskelbeanspruchung, die mit der OEMG beurteilt werden kann:

- Bei feinmotorischen Arbeiten tritt eine begleitende andauernde und teils hohe Muskelanspannung auch in Muskelgruppen auf, die zur Stabilisierung von Gelenkstellungen und zur präzisen Bewegung der für die Handlung erforderlichen Muskeln beitragen (Kokontraktion). Diese nicht direkt an der Ausführung der Bewegungen beteiligten Muskeln müssen miteinbezogen werden, um die Beanspruchung hinreichend abzubilden.
- Bei hohen psychomentalen Anforderungen kommt es häufig zur Anspannung von Muskeln, die teils als belastend und teils als schmerzhaft empfunden werden kann. Typische Lokalisationen sind die Schultermuskulatur (besonders der M. trapezius pars descendens) und die Stirnmuskulatur.

Beispiele für derartige Konstellationen zeigen die nachfolgenden ausgewählten Literaturzitate: Beispielsweise zeigten Wærsted et al. (1994) in einem Laborexperiment mit komplexen Zweifachwahl-Reaktionstests, dass neben der Fingerbewegung zur Eingabe

- zusätzliche Anforderungen an die Geschwindigkeit die Fehlerrate erhöhten, nicht aber die elektromyographische Aktivität (EA) im Trapezmuskel,
- bei Rückmeldung zur erreichten Reaktionsgeschwindigkeit sich die Leistung erhöhte, jedoch nicht die EA,
- sich die EA im Trapezmuskel verdoppelte, falls zur Motivation zusätzlich eine Geldprämie angeboten wurde, und
- sich die EA im Trapezmuskel ebenfalls signifikant erhöhte, ebenso wie die Reaktionszeit, jedoch ohne die Fehlerrate signifikant zu verbessern, falls eine Geldprämie für möglichst gute Testleistung angeboten wurde.

Die Herzschlagfrequenz reagierte in allen Experimenten gleichsinnig wie die Aktivität im Trapezmuskel, und zusätzlich zu den beschriebenen Effekten stieg die statische Komponente der Muskelaktivität im Laufe der Experimente kontinuierlich an.

In einer Studie von 1996 untersuchten Wærsted & Westgaard, welche Muskeln bei einer Wahl-Reaktion-Aufgabe aktiviert wurden. Die Auswertung konzentrierte sich auf die Frage, ob eine statische Muskelaktivität während des Experiments in Aufgaben-irrelevanten Muskeln nachgewiesen werden kann. Bei allen zwanzig in die Untersuchung einbezogenen Muskeln zeigte sich während der Experimente eine messbare Erhöhung der Muskelaktivität, die für den

Stirnmuskel am höchsten war (im Mittel 2,2% der Aktivität bei Maximalkraft). Eine mittlere Aktivität von > 0,7% fanden die Autoren beim oberen Trapezmuskel rechts und links sowie beim linken medialen Gastrocnemius. Der statische Anteil dieser Aktivität war in den genannten Muskeln zu mehr als 70% der Messdauer nachweisbar.

Eine beispielgebende Studie wurde von Laursen et al. (1997) veröffentlicht. Sie untersuchten, wie sich Anforderungen an die Präzision und Geschwindigkeit bei Zielbewegungen mit einem Stift auf Muskeln im Nacken-Schulter-Bereich auswirkten. Eine OEMG-Aufzeichnung erfolgte an dreizehn Messpunkten. Der statische Anteil an der Aktivität wurde entsprechend der Formel von Jonsson (1988) bestimmt und entspricht dem 10. Perzentil des gleichgerichteten und normalisierten OEMG-Signals. Das experimentelle Protokoll verlangte, dass in neun Teilversuchen, die aus der Kombination von geringen, mittleren und hohen Anforderungen an Präzision und/oder der Geschwindigkeit zusammengestellt waren, wiederholt langsamer oder schneller kleinere oder größere Ziele mit einem Stift markiert wurden. Varianzanalytisch wurde gezeigt, dass alle neun abgeleiteten Muskeln auf dieselbe Art mit einer zusätzlichen mittleren Aktivität auf eine Erhöhung der Präzisions- und Geschwindigkeitsanforderungen reagierten. Der höchste statische Aktivitätsanteil zeigte sich im Supraspinatus-muskel (um und über 10% der Maximalaktivität), im oft untersuchten pars descendens des Trapezmuskels erreichte er um 5% der Maximalkraft.

Die Analyse zeigt, dass neben der Beurteilung der Agonisten auch die Aktivität weiterer Muskeln, die ein Gelenk stabilisieren, einbezogen werden sollten, um deren Mitbeanspruchung zu erfassen. Aus der Epidemiologie repetitiver Handtätigkeiten ist bekannt, dass die Kombination von Anforderungen an die Kraft und die Geschwindigkeit einen Risikofaktor für Überbeanspruchungsreaktionen darstellen, hier wurde aufgezeigt, dass die Kombination von Präzisionsanforderungen und Geschwindigkeit zu einem deutlich überadditiven Anstieg der Muskelaktivität führt und dass dies auch für die statische Komponente zutrifft.

Visser et al. (2004) bestätigten im Wesentlichen diese Ergebnisse. Sie fanden bei Laborexperimenten mit einer Computermouse, dass Anforderungen an die Präzision zu einer signifikanten Erhöhung der Muskelaktivität im Handflexor führte und dass die verbale Aufforderung, ein möglichst gutes Resultat zu erreichen, signifikante Anstiege in allen drei gemessenen Muskeln, deutlich auch für den Trapezmuskel, verursachte.

Lundberg (2002) postulierte, dass psychosoziale Faktoren und mentaler Stress zusammen mit arbeitsbedingten mechanischen Belastungen zu erhöhter Muskelanspannung führen. Zeitdruck und fehlende Pausen bei der Arbeit und/oder Belastungen außerhalb der Arbeit (Kinderbetreuung, Haushaltarbeit) behindern gleichzeitig die Entspannung der Muskulatur als auch den Stressabbau. Viele Arbeitsanforderungen können zu einer geringen, aber langdauernden Aktivierung von Muskeln führen. Damit ergibt sich das Risiko einer ununterbrochenen Aktivität einzelner motorischen Einheiten (Wærsted, 2000).

8. Fazit

Die OEMG liefert mit den Zeichen der elektrischen Muskelaktivität einen Surrogatparameter für die in vielen arbeitsmedizinischen, arbeitsphysiologischen und arbeitswissenschaftlichen Fragestellungen benötigte mechanische Muskelaktivität. Ihr Hauptvorteil ist die auch im Feldversuch leichte Durchführbarkeit eines objektiven Messverfahrens. Ihre Hauptnachteile sind die Notwendigkeit der Normalisierung auf die mechanische Muskelaktivität und die oftmals nicht garantierte Stabilität des Normalisierungsfaktors über die Zeit, über Muskelgruppen hinweg oder über Versuchspersonen hinweg. Gegenstand dieser S2k-Leitlinie sind die technischen Ableitbedingungen für aussagekräftige OEMG, die Berechnung von Kenngrößen und deren Interpretation für die Anwendungsgebiete muskuläre Beanspruchung, muskuläre Belastung, muskuläre Ermüdung sowie statische und dynamische Muskelaktivität. Hierzu werden insgesamt 28 Empfehlungen abgegeben.

Ogleich die elektromyographische Messmethodik an sich nicht neu ist, erlauben aktuelle elektronische Ableitungs- und Verarbeitungstechnologien eine Anwendung auch unter weniger idealen Bedingungen. Damit werden auch komplexere elektromyographische (objektive) Analysen im Rahmen von Feldstudien möglich, die sich bis dato weitgehend auf subjektive Einschätzungen der muskulären Beanspruchung bei zu untersuchenden Tätigkeiten beschränken mussten.

Die Notwendigkeit hierzu erklärt sich beispielsweise aus dem nach wie vor großen Erklärungsbedarf zum Zustandekommen muskuloskelettaler Erkrankungen im Zusammenhang mit Arbeitstätigkeiten. Das gilt insbesondere vor dem Hintergrund einer weiter zunehmenden Arbeitsverdichtung als Folge von Effizienzbemühungen. Die Oberflächen-Elektromyographie vermag mittels verschiedener Einblicke in die Interaktion verschiedener Muskeln und Muskelgruppen Informationen zu liefern, die wiederum zu Muskelermüdung und möglicherweise zu muskuloskelettalen Erkrankungen beitragen, ohne dass dies über die nach außen wirksamen Kräfte oder Bewegungen zu erklären wäre.

Trotz immanenter methodischer Herausforderungen bleibt die Oberflächen-Elektromyographie die einzig nicht-invasive und im Feld sinnvoll anwendbare Methode zur individuellen muskulären Beanspruchungsbeurteilung.

9. Anwendungsbeispiele

Die Anwendungen der Oberflächen-Elektromyographie in der Arbeitsmedizin, Arbeitsphysiologie und Arbeitswissenschaft lassen sich im Wesentlichen folgenden Fragestellungen zuordnen: (1) Feststellung von Muskelermüdung und (2) Ermittlung der Höhe der Muskelbeanspruchung. Daneben lassen sich über die OEMG auch psychische Beanspruchungen bei Tätigkeiten erfassen, bei denen nicht primär die körperliche, sondern die psychische Belastung im Vordergrund steht.

Zu (1). Hinsichtlich des ersten Anwendungsfeldes der Oberflächen-Elektromyographie in der Arbeitsmedizin, Arbeitsphysiologie und Arbeitswissenschaft ist es erforderlich, zunächst zeitliche Veränderungen im OEMG-Signal zu ermitteln und diese dann als ermüdungsbedingt

zu identifizieren. Das weitere Ziel besteht dann in der Regel darin, die Muskelermüdung durch eine veränderte Arbeitsgestaltung zu reduzieren.

Bei Ermüdung eines Muskels findet man im OEMG-Signal ein Ansteigen der Amplitude und eine Verschiebung des Frequenzspektrums zu niederfrequenten Anteilen hin. Die Zunahme der Amplitude ist hauptsächlich durch die zunehmende Rekrutierung motorischer Einheiten (mehr Muskelfasern) und die häufigere Aktivierung der motorischen Einheiten bedingt, während die Verschiebung des Frequenzspektrums hin zu niederfrequenten Anteilen wesentlich auf eine Verlangsamung der Potentialausbreitungsgeschwindigkeit zurückzuführen ist. Ein Vergleich der physiologischen Ursachen zeigt, dass die Veränderung der OEMG-Amplitude unmittelbar mit der Ermüdung als dem „Nachlassen der Fähigkeit, eine geforderte oder angestrebte Kraft aufrechtzuerhalten“ (Edwards 1981) verknüpft ist, während die Verringerung der Ausbreitungsgeschwindigkeit eher als Begleiterscheinung einzustufen ist (Luttmann 2001). Bei ergonomischen Anwendungen sollte daher auf die Betrachtung der Amplitudenveränderung nicht verzichtet werden, zumal die Frequenzveränderungen nicht immer sicher mit Abstufungen des Ermüdungsgrades eines Muskels korreliert werden können.

Zu (2). Bei der Untersuchung von beruflichen Tätigkeiten treten in der Regel komplexe Bewegungen und Kraftausübungen auf, die mit unterschiedlicher Muskelbeanspruchung einhergehen. Durch elektromyographische Untersuchungen ist es dabei möglich, Tätigkeitsabschnitte entsprechend ihrer Muskelbeanspruchung zu differenzieren, indem die Höhe der myoelektrischen Aktivität für die verschiedenen Abschnitte ermittelt wird. Dazu hat es sich bewährt, bei der Signalerfassung typische Tätigkeitsabschnitte durch ein elektrisches Signal („Tätigkeitscode“) zu kennzeichnen, das zusammen mit den OEMG-Signalen aufgezeichnet wird. Bei der Signalauswertung kann dieses Codesignal genutzt werden, um die OEMG-Signale den verschiedenen Tätigkeitsabschnitten zuzuordnen und dann die zugehörige charakteristische Muskelbeanspruchung zu ermitteln. Diese Vorgehensweise ermöglicht es, unterschiedliche Gestaltungszustände des Arbeitsplatzes, der Arbeitsmittel und der Arbeitsausführung hinsichtlich der resultierenden Muskelbeanspruchung zu vergleichen.

Um ein besseres Verständnis für Analysen mit der OEMG zu ermöglichen, werden in der Folge zwei Beispiele zu Arbeitsanalysen vorgestellt, die den zuvor genannten Bereichen zugeordnet werden können.

9.1 Muskuläre Ermüdung in Abhängigkeit der Arbeitsgestaltung

Als Beispiel für dieses Anwendungsfeld der OEMG wird eine vergleichende Untersuchung von Arbeitsplätzen urologischer Operateure vorgestellt. In dieser wurde die Kombination von Kennwerten aus dem OEMG als Bewertungsverfahren herangezogen, da die variierende Kraftanforderung und gleichzeitig auftretende muskuläre Ermüdung bei diesem Arbeitsplatz die Betrachtung eines zweiten Parameters neben der Elektrischen Aktivität erforderte – hier der Mittenfrequenz (MF). Letztere stellt einen Kennwert aus dem Frequenz-Leistungsspektrum dar. Abbildung 4 zeigt exemplarisch die zeitlichen Verläufe von EA und MF beim Endoskopieren (Luttmann et al. 1996b).

Die ermittelten zeitlichen Veränderungen der EA und MF im Vergleich zur Ausgangssituation zu Beginn der Tätigkeit werden mittels Joint Analysis of Spectrum and Amplitude (JASA) analysiert. Hierbei erfolgt im JASA-Schema (vgl. Abb. 5) die Zuordnung der Kombination gleichzeitiger Variation der EA und MF zu verschiedenen muskulären Zuständen (Erholung, Ermüdung, Kraftzunahme, Kraftabnahme) im Vergleich zur Ausgangssituation zu Beginn der Tätigkeit.

Im vorliegenden Beispiel verdeutlicht die Häufigkeitsverteilung der EA-MF-Punkte in den einzelnen Quadranten die unterschiedlichen Wirkungen der beiden Endoskopieverfahren auf die Muskulatur (vgl. Abb.6).

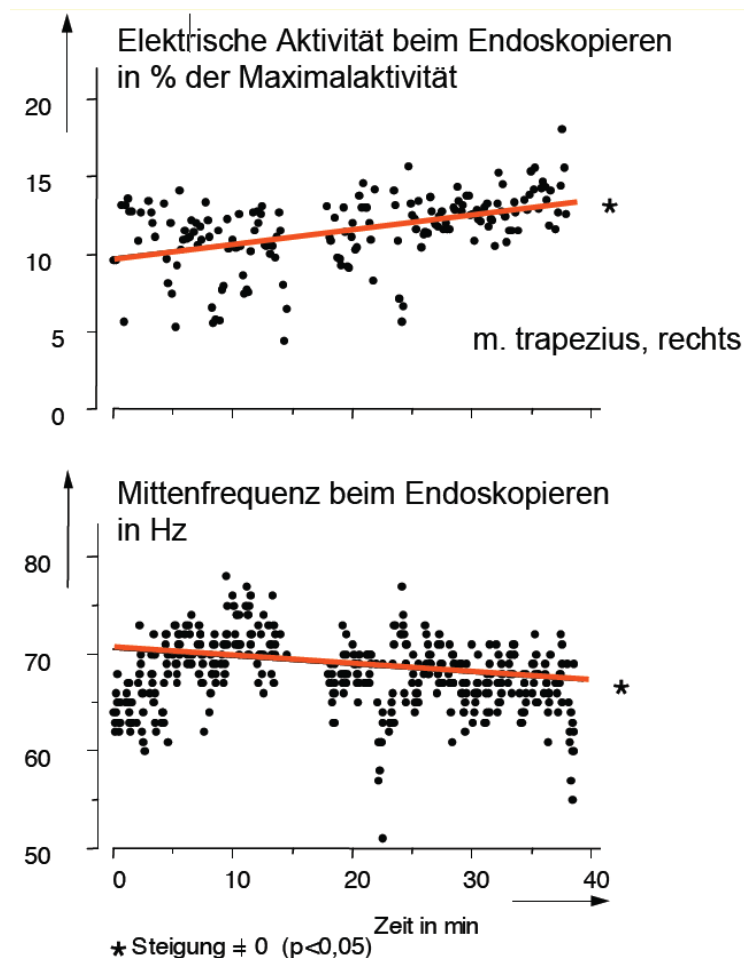


Abb. 4: Zeitlicher Verlauf der Elektrische Aktivität und Mittenfrequenz beim Endoskopieren nach Luttmann et al. (1996b)

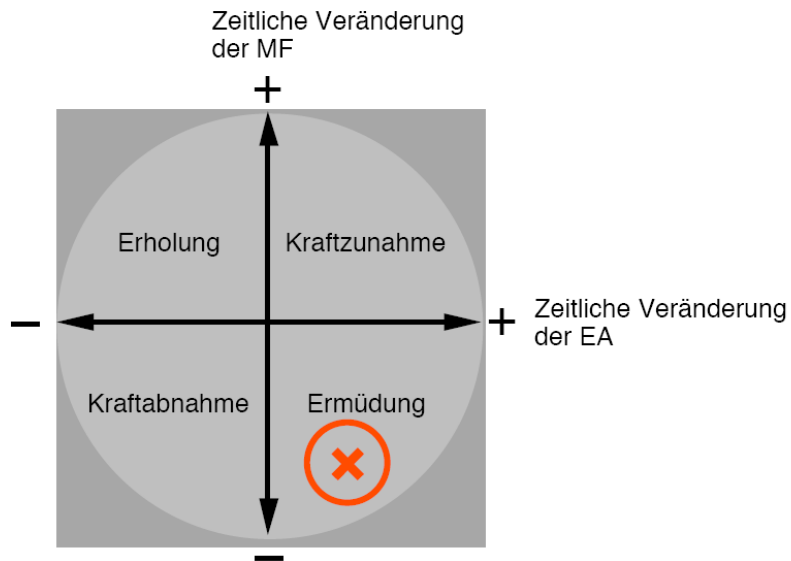


Abb. 5: Beurteilung muskulärer Zustände mittels Joint Analysis of Spectrum and Amplitude nach Luttmann et al. (1996b)

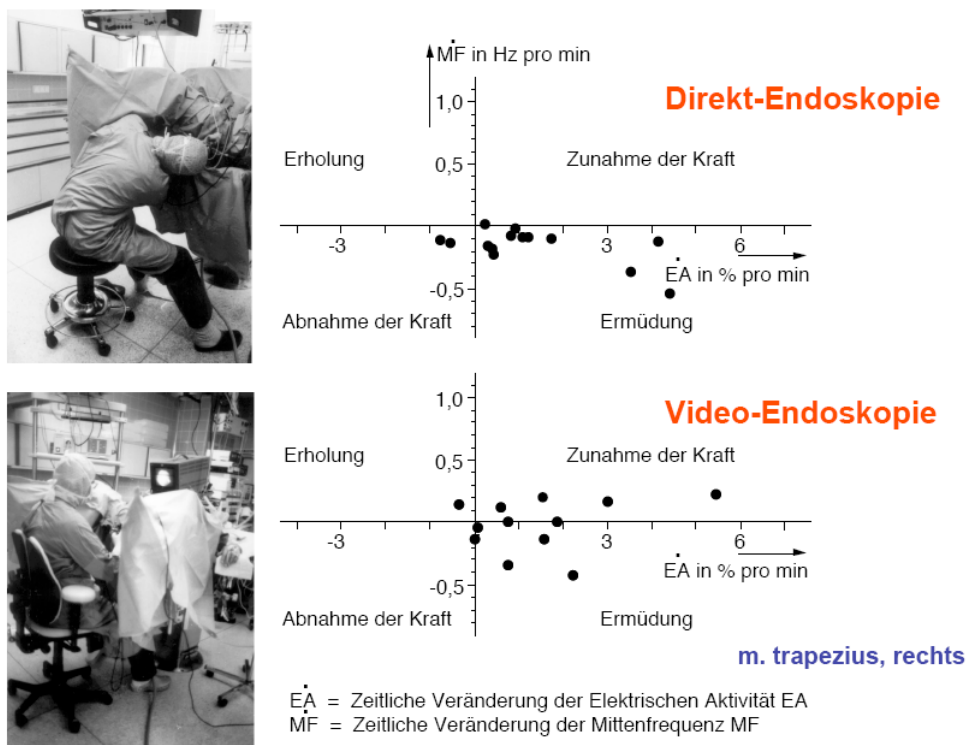


Abb. 6: Beurteilung des M. trapezius in Bezug auf zwei Endoskopieverfahren mittels JASA nach Luttmann et al. (1996a)

9.2 Elektromyographie als Methode zur Bestimmung der „Physiologischen Kosten“

Im zweiten Beispiel wird zunächst die Analyse einer zyklischen Tätigkeit an einem PC-Arbeitsplatz dargestellt. Die Analyse beschränkt sich auf die Betrachtung der elektromyographischen Aktivität (EA). Analysiert wird dabei die Kraftanforderung an die Muskulatur und die Anteile statischer und dynamischer Beanspruchungen mit dem Ziel, die Wirkung differenter Produktgestaltung zu evaluieren. In Abbildung 7 sind die notwendigen Analyseschritte und Ergebnisse abgebildet. Eine detaillierte Darstellung dieser Methodik findet sich bei Strasser et al. (1989) und Kluth et al. (2007).

Abweichend von dem in Abschnitt „Elektromyographische Aktivität“ auf Seite 23 dargestellten Vorgehen wurde auf das gleichgerichtete und gefilterte Roh-EMG zurückgegriffen. Hierbei reflektiert die elektromyographische Aktivität EA als Hüllkurve (vgl. Abb. 7, oberste beispielhafte Registrierung einer Zeitserie über 50 s) die Muskeleerregung und korreliert unter statischen Bedingungen mit der aufgebrauchten Muskelkraft. Für dynamische Kontraktionen gilt das wegen der Abhängigkeit der Hebelwirkung vom Gelenkwinkel und wegen der geschwindigkeitsabhängigen Kontraktionskraft nur eingeschränkt. Ermüdung führt zu einem Anstieg über die entsprechende Kennlinie des EA-Kraft-Verlaufs hinaus, da eine ansteigende Muskeleerregung zur Aufrechterhaltung der Kraft notwendig wird. Wie oben dargestellt, können in diesem Ansatz die „physiologischen Kosten“ manueller Arbeiten ermittelt werden und damit eine Quantifizierung dessen erfolgen, was der Organismus an Muskelaktivierung aufwenden muss, um bei gegebenen Arbeitsverhältnissen eine Tätigkeit auszuführen. Im Unterschied zu Energieumsatzmessungen können diese Kosten gezielt für die einzelnen beteiligten Muskeln ausgewiesen werden. Bei mehr oder weniger günstigen manipulativen Arbeiten im Zuge der bewegungstechnischen Arbeitsgestaltung (vgl. z.B. Kluth 1996; Strasser & Ernst 1992; Strasser & Müller 1999) sind die „physiologischen Kosten“ unterschiedlich groß.

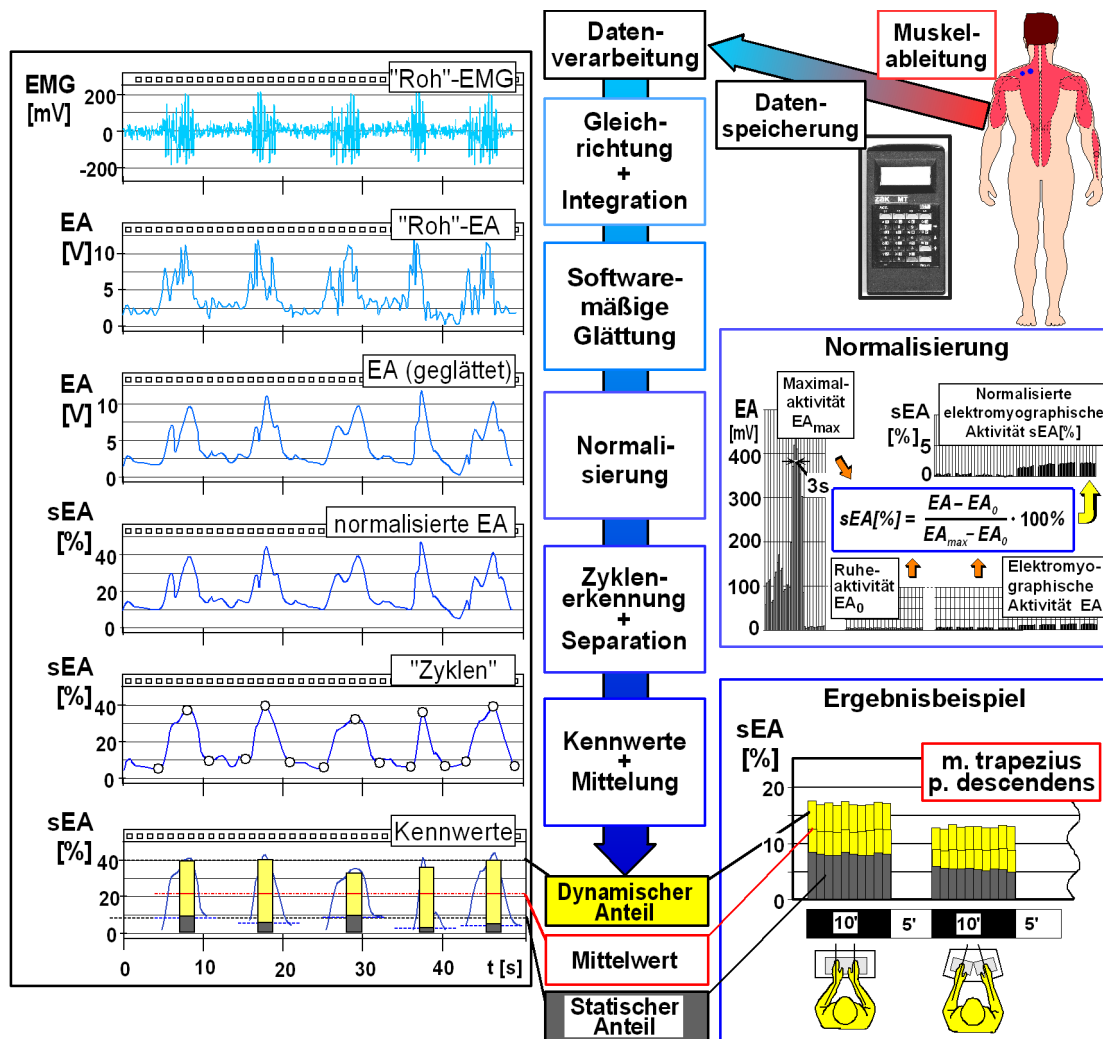


Abb. 7: Zeitliche Abfolge der Simultanregistrierung und Auswertung von elektromyographischen Zeitreihen (softwaremäßige Glättung der „Roh“-EA-Zeitserien, Normalisierung, Zyklenerkennung und Separation in statische und dynamische Komponenten, beispielhafte graphische Darstellung der normalisierten elektromyographischen Aktivität sEA)

Die Beanspruchungsbeurteilung mittels OEMG bleibt aber nicht auf die Arbeitsgestaltung beschränkt, sondern lässt sich erfolgreich auch bei der Gestaltung von ergonomischen Arbeitsmitteln einsetzen. Mittels drei handelsüblicher Standardschraubendrehern sei gezeigt, dass mit einem Griff, der den Eigengesetzlichkeiten der Hand weitgehend angepasst ist, sowohl höhere Kräfte bzw. Drehmomente entfaltet werden können, wie auch umgekehrt man sich bei gleicher abverlangter Arbeit weniger „plagen“ muss (Strasser & Bullinger, 2007). So lag das mit einem Standardschraubendreher (SD 3) erbringbare maximale Drehmoment um etwa die Hälfte unter dem Wert, der sich bei dem Griff SD 1 ergab, der ergonomischen Ansprüchen in besonderer Form entsprach (Abb. 8 rechts).

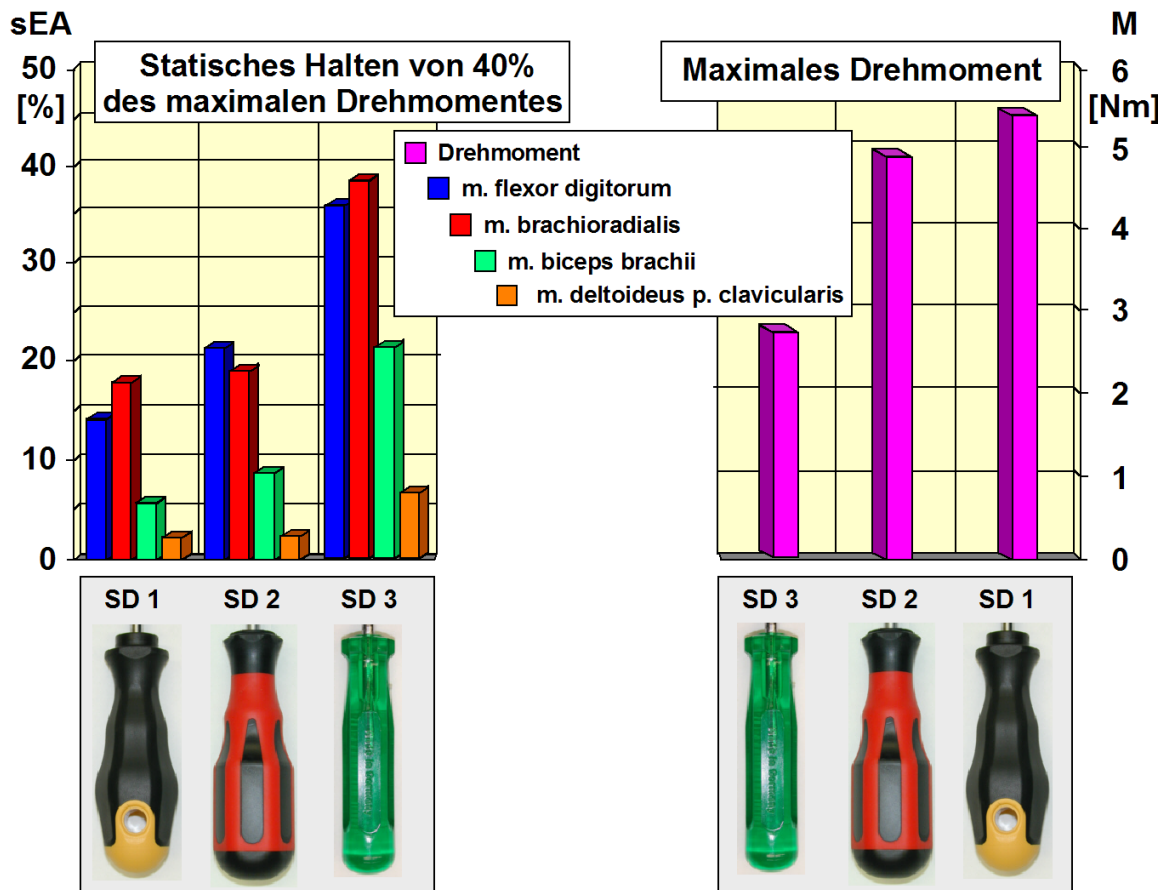


Abb. 8: Standardisierte/normalisierte elektromyographische Aktivität sEA [%] von 4 Muskeln bzw. Muskelteilen beim statischen Halten von 40% des auf einen nicht dargestellten Referenzwert bezogenen maximal erreichbaren Drehmoments über 10 s im Zugriff sowie maximal erreichbares Drehmoment im Umfassungsgriff, jeweils bei auswärtsdrehender Hand (Supination) und unter Einsatz unterschiedlicher Schraubendreher. Mittelwerte über 12 Versuchspersonen

Bedeutsamer, weil näher am Alltagsgeschehen, ist schließlich der Vergleich des physiologischen Aufwandes der bei der Verwendung unterschiedlicher Schraubendreher, aber bei gleicher submaximaler operationeller Leistung aufgebracht werden muss. Bei der Vorgabe von 40% des auf einen Referenzwert bezogenen maximalen Drehmoments über eine Haltedauer von 10 Sekunden ergab sich aus den dabei ermittelten elektromyographischen Daten, dass bei Werkzeugen, die nicht „nach des Menschen Maß“, d.h. ohne eine konsequent ergonomische Gestaltung entwickelt wurden, zum Teil doch erheblich mehr an physiologischen Ressourcen mobilisiert werden müssen. Die in Abbildung 8 links verdeutlichte muskuläre Beanspruchung lässt den Schluss zu, dass sich mit einem volumenreichen, rutschfesten und dem Handgewölbe angepassten Griff (SD 1) die gestellte Aufgabe beanspruchungsärmer erledigen lässt. Schon deutlich erkennbar wird die Zunahme der Leistungserfordernis für den Grifftyp SD 2 mit seiner nicht in allen Belangen dem Handgewölbe angepassten Formgebung. Die gemittelten Ergebnisse für den schlanken Standardgriff SD 3 heben sich auch in dieser Grafik hervor. Bereits für diese mit den beiden anderen Griffotypen (auch körperlich) leicht zu bewältigende Aufgabe wird eine markante Steigerung der von den

Probanden zu erbringenden physiologischen Leistung erkennbar. Das wird besonders im Vergleich der in Abbildung 9 exemplarisch für die Griffotypen SD 2 und SD 3 dargestellten Kurvenverläufe der Muskelbeanspruchungen ersichtlich (vgl. Kluth et al. 2004). Während sich für den Griff SD 2 nur eine geringe, nicht ansteigende elektromyographische Aktivität zeigt, liegt das Aktivitätsniveau beim Griff SD 3 von Anfang an schon wesentlich höher, und für 3 der 4 Ableitungen steigen die Werte im Verlauf der Messung sogar noch an. Dieser Schraubendrehergriff ist nach dem heutigen Stand der Technik selbst für so körperlich wenig fordernde Tätigkeiten nicht mehr zu empfehlen.

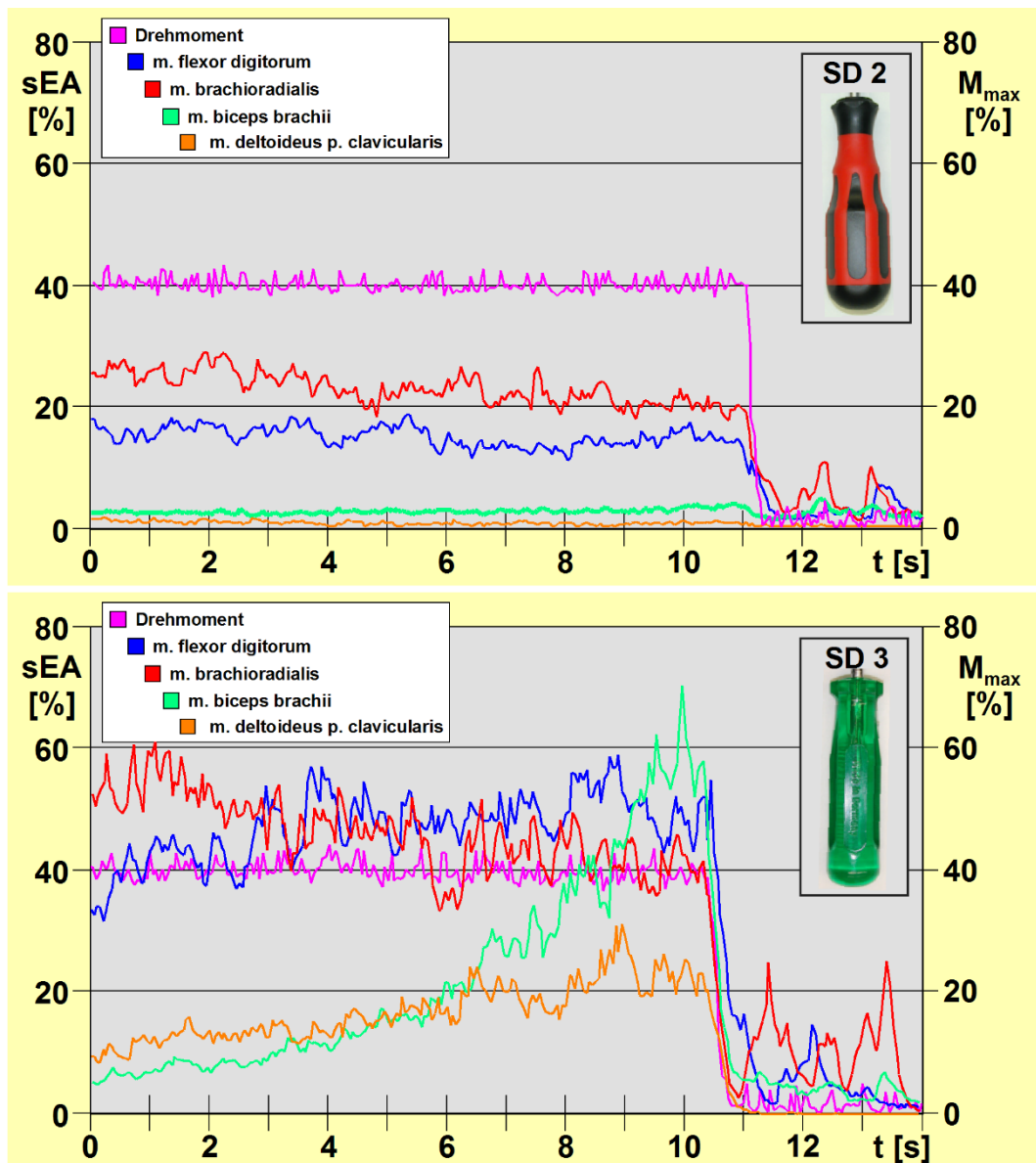


Abb.9: Exemplarische Darstellung eines Kurvenverlaufes der bei Nutzung des Schraubendrehers SD 2 (oben) bzw. Schraubendrehers SD 3 (unten) gemessenen standardisierten/normalisierten elektromyographischen Aktivität sEA [%] von 4 Muskeln bzw. Muskelteilen beim statischen Halten von 40% des auf einen Referenzwert bezogenen maximalen Drehmomentes

10. Wichtige Forschungsfragen

Die wichtigsten Forschungsfragen bestehen hinsichtlich der klinischen Bedeutung der verschiedenen Oberflächenelektromyographie-Kennwerte. Es scheint plausibel, dass höhere muskuläre Beanspruchungen das Risiko für Muskel-Skelett-Erkrankungen steigern, jedoch ist nicht bekannt, ab welcher Quantität das Risiko tatsächlich zunimmt und in welchem Bereich keine Gesundheitsgefahren zu erwarten sind. Der Einfluss moderierender Faktoren wie Alter, Geschlecht oder physische Leistungsfähigkeit ist in diesem Zusammenhang ebenfalls wenig erforscht.

11. Zusammensetzung der Leitliniengruppe

11.1 Leitlinienkoordinator*in/Ansprechpartner*in

Leitlinienkoordination:

PD Dr. rer. nat. Benjamin Steinhilber

Leitliniensekretariat:

Deutsche Gesellschaft für Arbeits- und Umweltmedizin (DGAUM)

Geschäftsstelle Schwanthalerstr. 73 b 80336 München

Tel. 089 / 330 396 0

Fax. 089 / 330 396 13

Email: leitlinien@dgaum.de

11.2 Beteiligte Fachgesellschaften und Organisationen

Tabelle 1: Mitglieder der Leitliniengruppe

Mandatstragende	Fachgesellschaft/ Organisation	Zeitraum
PD Dr. rer. nat. Benjamin Steinhilber (Mandatsträger)	Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin	2013 bis 2023
Tessy Luger, PhD (stellvertretende Mandatsträgerin)	Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin	2018 bis 2023
Prof. Dr.-Ing. Karsten Kluth (Mandatsträger)	Gesellschaft für Arbeitswissenschaft	2013 bis 2023
PD Dr.-Ing. Matthias Jäger (stellvertretender Mandatsträger)	Gesellschaft für Arbeitswissenschaft	2013 bis 2023

Mandatstragende	Fachgesellschaft/ Organisation	Zeitraum
Prof. Dr. med. Rolf-Detlef Treede (Mandatsträger)	Deutsche Physiologische Gesellschaft	2018 bis 2023
Prof. Dr. med. Hans-Christian Scholle (stellvertretender Mandatsträger)	Deutsche Physiologische Gesellschaft	2013 bis 2020
Weitere Teilnehmende	Funktion & Fachgesellschaft/ Organisation	Zeitraum
PD Dr. med. Peter-Nikolaus Schumann	Leitlinienautor, Experte ad personam	2013 bis 2023
APL Prof. Dr. med. Christoph Anders	Leitlinienautor, Experte ad personam	2013 bis 2023
Robert Seibt	Leitlinienautor, Experte ad personam	2013 bis 2023
Ingo Bradl	Berufsgenossenschaft Nahrungsmittel und Gastgewerbe, Geschäftsbereich Prävention, Gesundheitsschutz Erfurt Forschungsgesellschaft für angewandte Systemsicherheit und Arbeitsmedizin mbH	2013 bis 2023

11.3 Patient*innen/Bürger*innenbeteiligung

Patienten wurden an der Erstellung der Leitlinie nicht beteiligt. Die Leitlinie bezieht sich auf die methodische Anwendung der Oberflächen-Elektromyographie zur Untersuchung muskulärer Aktivität bei der Arbeit. In diesem Sinne stellt die Oberflächen-Elektromyographie

einerseits kein Therapieverfahren dar und kann andererseits auch nicht zur Diagnose von Erkrankungen eingesetzt werden. Vielmehr hilft die Oberflächen-Elektromyographie arbeitsbedingte Belastungen zu identifizieren, die sich negativ oder förderlich auf das Muskel-Skelett-System auswirken können. Wissenschaftlich unterstützt diese Methode die komplexen Auswirkungen arbeitsbedingter Belastungen auf unterschiedliche Individuen besser zu verstehen und Arbeitsgestaltungsmaßnahmen zur Vermeidung von Überlastung des Muskel-Skelett-Systems zu entwickeln. Anwender dieser Methode, wie Wissenschaftlicher und Wissenschaftlerinnen aus den Feldern Arbeitsphysiologie, Arbeitsmedizin und Arbeitswissenschaft sowie Ergonomieexperten sind Teil der Leitliniengruppe und waren daher an der Erstellung beteiligt.

11.4 Methodische Begleitung

Bei der Aktualisierung wurde die Leitlinie durch Frau Dr. Susanne Blödt, AWMF-Leitlinienberaterin, methodisch begleitet.

12. Informationen zu dieser Leitlinie

12.1 Methodische Grundlagen

Die Methodik zur Erstellung dieser Leitlinie richtet sich nach dem AWMF-Regelwerk (Version 1.1 vom 27.02.2013).

Quelle:

Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften (AWMF) – Ständige Kommission Leitlinien. AWMF-Regelwerk „Leitlinien“. S.10, 2. Auflage 2020. <https://www.awmf.org/regelwerk/>

12.2 Systematische Recherche, Auswahl und kritische Bewertung der Evidenz

Im Rahmen dieser S2k-Leitlinie wurde keine systematische Recherche und kritische Bewertung der Literatur durchgeführt. Vielmehr wurde der Hintergrundtext der bestehenden Leitlinie (ursprünglich erstellt durch Herrn Prof. Dr.-Ing. Helmut Strasser) durch zahlreiche wissenschaftliche Quellennachweise ergänzt, um so die Herleitung und Begründung der aufgestellten Empfehlungen zu stützen.

12.3 Strukturierte Konsensfindung

Die strukturierte Konsensfindung erfolgte im Rahmen eines nominalen Gruppenprozesses und einer strukturierten Konsenskonferenz unter unabhängiger Moderation durch Dr. Susanne Blödt (AWMF). Der Ablauf war wie folgt:

Vor der Konsensuskonferenz wurden 36 Empfehlungen von den beiden Leitlinienautoren Herrn Seibt und Herrn Steinhilber erstellt und der Leitliniengruppe per Email zugesandt. Alle Mitglieder der Leitliniengruppe hatten vor der Konsensuskonferenz die Möglichkeit, Änderungsvorschläge für die einzelnen Empfehlungen zu machen sowie weitere Empfehlungen zu erstellen bzw. rückzumelden, ob Empfehlungen gestrichen werden sollten.

In der Konsensuskonferenz am 1. 7.2021 wurden die Rückmeldungen zu den 36 Empfehlungen diskutiert. Schließlich wurden insgesamt 28 Empfehlungen im Konsens verabschiedet, wobei folgendes Vorgehen berücksichtigt wurde:

- Präsentation der zu konsentierenden Aussagen/Empfehlungen
- Stille Notiz: Welcher Empfehlung/Empfehlungsgrad stimmen Sie nicht zu? Ergänzung, Alternative?
- Registrierung der Stellungnahmen im Umlaufverfahren und Zusammenfassung von Kommentaren durch den Moderator (noch keine Diskussion)
- Vorabstimmung über Diskussion der einzelnen Kommentare – Erstellung einer Rangfolge
- Debattieren/Diskussion der Diskussionspunkte
- Endgültige Abstimmung über jede Empfehlung und ggf. Alternativen

Empfehlungsgraduierung und Feststellung der Konsensstärke

Festlegung des Empfehlungsgrades

Erläuterung: Neben der Evidenz werden bei der Empfehlungsstärke die wissenschaftlich-methodische Erfahrung der Leitlinienautoren sowie etablierte verfahrenswesen aus der praktischen Anwendung der Oberflächen-Elektromyographie bei der Graduierung der Empfehlung berücksichtigt.

In Tabelle 2 ist die verwendete Empfehlungsgraduierung dargestellt.

Tabelle 2 Beispiel 1: Dreistufiges Schema zur Graduierung von Empfehlungen

Beschreibung	Ausdrucksweise
starke Empfehlung	soll /soll nicht
Empfehlung	sollte /sollte nicht
Empfehlung offen	kann erwogen/verzichtet werden

Feststellung der Konsensstärke

Die Konsensstärke wurde gemäß Tabelle 3 klassifiziert.

Tabelle 3: Feststellung der Konsensstärke

Klassifikation der Konsensusstärke	
starker Konsens	> 95% der Stimmberechtigten
Konsens	>75-95% der Stimmberechtigten
mehrheitliche Zustimmung	>50-75% der Stimmberechtigten
keine mehrheitliche Zustimmung	<50% der Stimmberechtigten

13. Redaktionelle Unabhängigkeit

13.1 Finanzierung der Leitlinie

Die Leitlinienkoordination wurde aus finanziellen Ressourcen des Instituts für Arbeitsmedizin, Sozialmedizin und Versorgungsforschung am Universitätsklinikum Tübingen bewerkstelligt.

Die Arbeit der Leitlinienauthoren erfolgte entweder ehrenamtlich oder aus finanziellen Ressourcen der jeweiligen Arbeitgeber.

13.2 Darlegung von Interessen und Umgang mit Interessenkonflikten

Die Angaben zu den Interessen wurden mit dem AWMF-Formblatt von 2018 erhoben und von Benjamin Steinhilber (Leitlinienkoordinator) und Susanne Blödt (AWMF Leitlinienberaterin) auf einen thematischen Bezug zur Leitlinie bewertet. Als geringer Interessenkonflikt wurde die Forschung mit und zur Methodik der Oberflächenelektromyographie gewertet. Als moderater Interessenkonflikt galt die Entwicklung von technischen Geräten, die mit der Anwendung der Oberflächenelektromyographie in Zusammenhang stehen. Dies hatte eine Stimmenthaltung bei damit assoziierten Empfehlungen zur Konsequenz. Ein hoher Interessenkonflikt war vorhanden, wenn Anteile an Firmen bestanden, die technische Geräte zur Erfassung von Elektromyogrammen entwickeln und kommerziell vertreiben. Dies zog in der Konsequenz zum Ausschluss von der Beratung und Abstimmung der Empfehlungen. Als protektive Faktoren, die einer Verzerrung durch Interessenkonflikte entgegenwirken, können die pluralistische Zusammensetzung der Leitliniengruppe, die strukturierte Konsensfindung unter neutraler Moderation, die Diskussion zu den Interessen und Umgang mit Interessenkonflikten zu Beginn der Konsenskonferenz und eine öffentliche Konsultationsfassung gewertet werden.

14. Externe Begutachtung und Verabschiedung

Eine externe Begutachtung (z.B. in Form eines peer Reviews oder öffentliche Konsultation) ist nicht erfolgt.

Die Leitlinie wurde im Zeitraum von 20.11.2022 bis 14.03.2023 von den Vorständen der beteiligten Fachgesellschaften verabschiedet.

15. Gültigkeitsdauer und Aktualisierungsverfahren

Die Leitlinie ist ab **20.11.2022** bis zur nächsten Aktualisierung gültig, die Gültigkeitsdauer beträgt maximal 5 Jahre nach der letzten inhaltlichen Überarbeitung. Vorgesehen sind regelmäßige Aktualisierungen; bei dringendem Änderungsbedarf werden diese gesondert publiziert. Kommentare und Hinweise für den Aktualisierungsprozess sind ausdrücklich erwünscht und können an das Leitliniensekretariat gesendet werden.

Leitliniensekretariat: Deutsche Gesellschaft für Arbeits- und Umweltmedizin (DGAUM)

Geschäftsstelle Schwanthalerstr. 73 b 80336 München

Tel. 089 / 330 396 0

Fax. 089 / 330 396 13

Email: leitlinien@dgaum.de

16. Verwendete Abkürzungen

Abb.	Abbildung
ARV	average rectified value

Abb.	Abbildung
AWMF	Arbeitsgemeinschaft der wissenschaftlichen medizinischen Fachgesellschaften
ÄZQ	ärztlichen Zentralstelle Qualitätssicherung
dB	Dezibel
EA	Elektrische Aktivität
EKG	Elektrokardiogramm
Hz	Herz
JASA	Joint Analysis of Spectrum and Amplitude
MedF/MF	Medianfrequenz
MittF/MPF	Mittenfrequenz/Mean power frequency
MTM	Methods Time Measurement
OEMG	Oberflächenelektromyographie/Oberflächenelektromyogramm
RMS	root mean square
SD	Schraubendreher
WF	work Factor

17. Literaturverzeichnis

Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften (AWMF) – Ständige Kommission Leitlinien. AWMF-Regelwerk „Leitlinien“. S.10, 2. Auflage 2020. <https://www.awmf.org/regelwerk/>

AWMF und ÄZQ (2001). Das Leitlinien-Manual. Z. ärztl. Fortbild. Qual.sich. (ZaeFQ) 95 Suppl. I. Urban & Fischer Verlag.

Barrero LH, Pulido JA, Berrio S, Monroy M, Quintana LA, Ceballos C, Hoehne-Hueckstaedt U, Ellegast R (2012). Physical workloads of the upper-extremity among workers of the Colombian flower industry. *Am J Ind Med* 55(19):926-39

Barbero M, Merletti R, Rainoldi A (2012). Atlas of Muscle Innervation Zones - Understanding Surface Electromyography and Its Applications. Mailand: Springer-Verlag.

Basmajian JV, De Luca CJ (1985). Muscles alive - their functions revealed by electromyography . William & Wilkins, Baltimore

Beck TW, Housh TJ, Cramer JT, Malek MH, Mielke M, Hendrix R (2008). The effects of the innervation zone and interelectrode distance on the patterns of responses for electromyographic amplitude and mean power frequency versus isometric torque for the vastus lateralis muscle. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 48: 13-25.

Biering-Sorensen F (1984) Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine* 9:106–19

Bruno Garza JL, Eijckelhof BHW, Johnson PW, Raina SM, Rynell PW, Huysmans MA, van Dieën JH, van der Beek AJ, Blatter BM, Dennerlein JT (2012). Observed differences in upper extremity forces, muscle efforts, postures, velocities and accelerations across computer activities in a field study of office workers. *Ergonomics* 55:6, 670-681

Burden A (2010) How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *J Electromyogr Kinesiol* 20: 1023-1035

Cifrek M, Medved V, Tonkovic S, Ostojic S (2009). Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clin Biomech* 24: 327-340

Clarys JP, Scafoglieri A, Tresignie J, Reilly T, Van Roy P (2010). Critical appraisal and hazards of surface electromyography data acquisition in sport and exercise. *Asian J of Sports Med* 1: 69-80

Clarys JP (2000). Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics* 43: 1750-1762

De Luca CJ (2002). Surface Electromyography: Detection and Recording / DeSys Incorporated. Zugriff am 18.10.2012 unter http://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_SEMGintro.pdf

Drake JD and Callaghan JP (2006). Elimination of electrocardiogram contamination from electromyogram signals: An evaluation of currently used removal techniques. *J Electromyogr Kinesiol*, 16 (2):175-187.

Edwards RHT (1981). Human muscle function and fatigue. In Porter R, Whelan J (Eds.) Human muscle fatigue: Physiological mechanisms 1-18. Pitman Medical, London

- Einars W (1979). Elektromyographie als arbeitswissenschaftliche Methode zur Beurteilung von lokaler Belastung, Beanspruchung und Ermüdung bei dynamischer Muskelarbeit. Dr.-Ing. Dissertation, Institut für Arbeitsphysiologie der TU München, München
- Eklund J and Freivalds A (1993). Special Issue on Hand Tools for the 1990s. *Applied Ergonomics* 24 (3)
- Göbel M (1996). Elektromyografische Methoden zur Beurteilung sensumotorischer Tätigkeiten. Dokumentation Arbeitswissenschaft, Bd. 40, Schmidt Verlag, Köln
- Göbel M (2004). Electromyography. In: N. Stanton et al. (Eds.) *Handbook of Human Factors and Ergonomics Methods*. 19-1 to 19-8. Taylor & Francis Ltd., London
- Hagberg M (1979). The amplitude distribution of surface EMG in static and intermittent static muscular performance. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1;40(4):265-72.
- Holte KA and Westgaard RH (2002). Further studies of shoulder and neck pain and exposures in customer service work with low biomechanical demands. *Ergonomics* 20;45(13): 887-909
- Hermens H, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G (2000). Development of recommendations for SEMG sensor and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kines* 10: 361-374
- Hettinger Th (1994). *Isometrisches Muskeltraining*. Ecomed Verlagsgesellschaft, Landsberg/Lech
- Hoozemans MJM, van Dieën JH (2005). Prediction of handgrip forces using surface EMG of forearm muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 15: 358–366
- Jonsson B (1988). Electromyographic studies of job rotation. *Scand J Work Environ Health* 14: suppl 1, 108-109
- Kilbom A, Mäkräinen M, Sperling L, Kadefors R, Liedber L (1993). Tool Design, User Characteristics and Performance: A Case Study on Plate-Shears. *Applied Ergonomics* 24:3, 221-230
- Kluth K (1996). Physiologische Kosten repetitiver Bewegungen an planzeitorientierten Montagearbeitsplätzen mit sitzender Tätigkeitsausführung. Höpner und Göttert, Siegen,
- Kluth K, Chung HC, Strasser H (2004). Verfahren und Methoden zur Prüfung der ergonomischen Qualität von handgeführten Arbeitsmitteln – Professionelle Schraubendreher im Test. *Schriftenreihe Ergo-Med.* Band 5. Dr. Curt Haefner-Verlag, Heidelberg
- Kluth K, Strasser H (2006). Ergonomics in the Rescue Service – Ergonomic Evaluation of Ambulance Cots. *International Journal of Industrial Ergonomics* 36:3, 247-256
- Kluth K, Böhlemann JB, Strasser H (2007). Rapid communication a system for strain-oriented analysis of the layout of assembly workplaces. *Ergonomics* 37: 1441-1448
- Krüger K, Petermann C, Pilat C, Schubert E, Pons-Kühnemann J, Mooren FC (2015). Preventive strength training improves working ergonomics during welding *Int J Occup Saf Ergon* 21 (2): 150-7
- Kumar S and MITAL A (1996.): *Electromyography in Ergonomics*, Taylor & Francis Ltd., London
- Laurig W (1970). Elektromyographie als arbeitswissenschaftliche Untersuchungsmethode zur Beurteilung von statischer Muskelarbeit. Beuth-Verlag, Berlin/Köln/Frankfurt a.M.
- Laurig W (1974). Beurteilung einseitig dynamischer Muskelarbeit. Bd. 33 der Schriftenreihe "Arbeitswissenschaft und Praxis", Beuth Verlag, Berlin/Köln/Frankfurt a.M.

- Laursen B, Jensen BR, Sjøgaard G (1997): Effect of speed and precision demands on human shoulder muscle electromyography during a repetitive task. *Eur J Appl Physiol* 78: 544-548.
- Laursen B, Jensen BR, Garde AH, Jørgensen AH (2002). Effect of mental and physical demands on muscular activity during the use of a computer mouse and a keyboard. *Scand J Work Environ Health* 28:4, 215-221
- Lippold OCJ (1967). Electromyography. In Venables PH & Martin I (Eds.) *Manual of psychophysiological methods* (pp. 247-297). Wiley, New York
- Lundberg U (2002). Psychophysiology of work: stress, gender, endocrine response, and work-related upper extremity disorders. *Am J Ind Med* 41: 383-392
- Luttman A, Jäger M, Sökeland J, Laurig W (1996a). Electromyographical study on surgeons in urology, Part I: Influence of the operating technique on muscular strain. *Ergonomics* 39: 285-297
- Luttman A, Jäger M, Sökeland J, Laurig W (1996b). Electromyographical study on surgeons in urology, Part II: Determination of muscular fatigue. *Ergonomics* 39: 298-313
- Luttman A (2001). Untersuchung von Muskelbeanspruchung und -ermüdung mit Hilfe der Oberflächen-Elektromyographie – Teil 1: Physiologische Grundlagen und EMG-Kenngrößen. *Zbl Arbeitsmed* 51: 426-442
- Luttman A, Jäger M, Laurig W (2001) Untersuchung von Muskelbeanspruchung und -ermüdung mit Hilfe der Oberflächen-Elektromyographie – Teil 2: Anwendungen in arbeitsphysiologischen Feldstudien. *Zbl Arbeitsmed* 51: 443-461
- Luttman A, Sawatzki K, Jäger M (2004) Zeitliches Verhalten von Elektromyogrammen bei Muskeln verschiedener Größe und Leistungsfähigkeit. *Zbl Arbeitsmed* 54: 74-82
- Marras WS (1990). Guidelines Industrial Electromyography (EMG). *Int. Journal of Industrial Ergonomics* 6: 89-93
- Masuda T, Sadoyama T (1991). Distribution of innervation zones in the human biceps brachii J *Electromyogr Kines* 1: 107-115
- Merkus SL, Lunde LK, Koch M, Wærsted M, Knardahl S, Veiersted KB (2018). Physical capacity, occupational physical demands, and relative physical strain of older employees in construction and healthcare. *Int Arch Occup Environ Health*. [Epub ahead of print].
- Merletti R und Parker PA (2004). *Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*. IEE Press.
- Müller KW, Ernst J, Strasser H (1988). Eine Methode zur Fraktionierung der elektromyographischen Aktivität bei Beanspruchungsanalysen von repetitiven Tätigkeiten. *Z.Arb.wiss.* 42 (14 NF) 3: 147-153
- Müller KW, Ernst J, Strasser H (1989). Ein Normierungsverfahren der elektromyographischen Aktivität zur Beurteilung einseitig dynamischer Muskelbeanspruchung. *Z.Arb.wiss.* 43 (15 NF) 3: 129-135
- Nordander C, Ohlsson K, Akesson I, Arvidsson I, Balogh I, Hansson GÅ, Strömberg U, Rittner R, Skerfving S (2013). Exposure-response relationships in work-related musculoskeletal disorders in elbows and hands - A synthesis of group-level data on exposure and response obtained using uniform methods of data collection. *Appl Ergon* ;44(2):241-53

Nordander C, Willner J, Hansson G-A, Larsson B, Unge J, Granquist L, Skerfving S (2003). Influence of the subcutaneous fat layer, as measured by ultrasound, skinfold calipers and BMI, on the EMG amplitude. *Eur J Appl Physiol* 89: 514-519

Palmerud G, Forsman M, Sporrang H, Herberts P, Kadefors R (2000). Intramuscular pressure of the infra- and supraspinatus muscles in relation to hand load and arm posture. *Eur J Appl Physiol*. 83(2-3):223-30.

Rau G (1977). Anwendung der Elektromyographie bei der Beurteilung körperlicher Momentan- und Langzeitbeanspruchung. *Z.Arb.wiss. (3 NF)* 31: 112-120

Schumann NP, Bongers K, Guntinas-Lichius O, Scholle HC (2010). Facial muscle activation patterns in healthy male humans: A multi-channel surface EMG study. *J Neurosci Methods* 187: 120–128

Sodeberg GL, Knutson LM (2000). A Guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. *Phys Ther* 80: 485-498

SENIAM group. Zugriff am 31.10.2022 unter <http://www.seniam.org/>

Steinhilber B und Rieger MA (2013). Arbeitsmedizinisch ausgerichtete Normalisierungsverfahren der Oberflächen-Elektromyographie – Ergebnisse einer standardisierten Literaturübersicht. *Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie* 2013; 63(5):254-259

Strasser H, Keller E, Müller K-W, Ernst J (1989). Local muscular strain dependent on the direction of horizontal arm movements. *Ergonomics* 32: 899-910

Strasser H and Ernst J. (1992). Physiological Cost of Horizontal Materials Handling while Seated. *Int. Journal of Industrial Ergonomics* 9: 303-313

Strasser H (Hrsg. 1996). Beanspruchungsgerechte Planung und Gestaltung manueller Tätigkeiten – Elektromyographie im Dienst der menschengerechten Arbeitsgestaltung. Ecomed Verlag, Landsberg/Lech

Strasser H and Müller K-W (1999). Favourable Movements of the Hand-Arm System in the Horizontal Plane Assessed by Electromyographic Investigations and Subjective Rating. *Int. Journal of Industrial Ergonomics* 23: 339-347

Strasser H (2000). Ergonomische Qualität handgeführter Arbeitsmittel – Elektromyographische und subjektive Beanspruchungsermittlung. Ergon-Verlag, Stuttgart

Strasser H (2006). Electromyography: Methods and Techniques. In: Karwowski W (Ed.). *International Encyclopedia of Ergonomics and Human Factors, Second Edition. Volume II, Part 12, Methods and Techniques*, 3115-3118. Taylor & Francis, London & New York

Strasser H (2007). Assessment of the ergonomic quality of hand-held-tools and computer input devices. Volume 1. *Ergonomics, Human Factors and Safety*. IOS Press, Amsterdam, Berlin, Oxford, Tokyo, Washington DC

Strasser H, Bullinger H.-J. (2007). Handgeführte Werkzeuge und handbetätigte Stellteile. In: Letzel S, Nowak D (Hrsg.): *Handbuch der Arbeitsmedizin. 2. Ergänzungslieferung 5/07. BV-9. Ergonomie und Arbeitsgestaltung*, 1-24. Verlagsgruppe Hüthig Jehle Rehm GmbH ecomed Medizin, Landsberg/Lech

Strasser H, Kluth K, Keller E (2007). A Knowledge-based system for utilizing electromyographic methods for the measurement of physiological costs associated with operating hand-held tools and computer

input devices. In: Strasser H (Ed.). Assessment of the ergonomic quality of hand-held tools and computer input devices. Chapter 3, 41-55. IOS Press, Amsterdam

Tassinari LG, Cacioppo JT, Vanman EJ (2007). The Skeletomotor System: Surface Electromyography. In Cacioppo JT, Tassinari LG, Bernston GG Handbook of Psychophysiology (pp. 267-303). Cambridge University Press, Cambridge

Tichauer ER (1978). The Biomechanical Basis of Ergonomics – Anatomy Applied to the Design of Work Situations. Wiley, New York

Visser B, De Looze MP, De Graaff MP & Van Dieën JH (2004). Effects of precision demands and mental pressure on muscle activation and hand forces in computer mouse tasks, *Ergonomics*, 47:2, 202-217

Wærsted M, Bjørklund RA & Westgaard HR (1994): The effect of motivation on shoulder muscle tension in attention-demanding tasks, *Ergonomics*, 37:2, 363-376

Wærsted M, Westgaard RH (1996). Attention-related muscle activity in different body regions during VDU work with minimal physical activity, *Ergonomics*, 39:4, 661-676

Wærsted M (2000). Human muscle activity related to non-biomechanical factors in the workplace, *Eur J Appl Physiol* 83: 151-158

Zipp P (1982). Recommendations for the standardization of lead positions in surface electromyography. *Eur J Appl Physiol* 50: 41-54

18. Anhang: Tabelle zur Erklärung von Interessen und Umgang mit Interessenkonflikten

Im Folgenden sind die Interessenerklärungen als tabellarische Zusammenfassung dargestellt sowie die Ergebnisse der Interessenkonfliktbewertung und Maßnahmen, die nach Diskussion der Sachverhalte von der der LL-Gruppe beschlossen und im Rahmen der Konsensuskonferenz umgesetzt wurden.

Leitlinienkoordination: Steinhilber, Benjamin

Leitlinie: Oberflächen-Elektromyographie in der Arbeitsmedizin, Arbeitsphysiologie und Arbeitswissenschaft

Registernummer: 002-016

	Tätigkeit als Berater*in und/oder Gutachter*in	Mitarbeit in einem Wissenschaftlichen Beirat (advisory board)	Bezahlte Vortrags-/oder Schulungstätigkeit	Bezahlte Autor*innen-/oder Coautor*innenschaft	Forschungsvorhaben/Durchführung klinischer Studien	Eigentümer*inneninteressen (Patent, Urheber*innenrecht, Aktienbesitz)	Indirekte Interessen	Von COI betroffene Themen der Leitlinie ¹ , Einstufung bzgl. der Relevanz, Konsequenz
Prof. Dr. med. Anders, Christoph	Nein	Nein	Nein	Nein	BMW	Nein	Mitglied: Scientific Board Member IAAAM / Kontrolle der Buchhaltung, Wissenschaftliche Tätigkeit: OEMG-Analyse der Rumpfmuskulatur, OEMG-Analyse bei Lokomotion, OEMG-Analyse der Gesichtsmuskulatur	Thema: Elektrodenplatzierung (moderat), Stimmenthaltung bei den Empfehlungen 13 und 14
Dr. Blödt, Susanne	Keine	keine	CIEE-Non-profit organization	Nein	keine	keine	Mitglied: keine, Wissenschaftliche Tätigkeit: EBM, Leitlinien, Onkologie, Patientenperspektive	kein Thema (keine), keine
Bradl, Ingo	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	kein Thema (keine), keine
PD Dr. Jäger, Matthias	keinerlei	keinerlei	Nein	Nein	DGUV / IFA StAugustin; BAuA Dtmd; IAD, TU Darmstadt; ASER W'tal; ArbMedErgo Hamburg	keinerlei	Mitglied: Gesellsch.f.Arbeitswiss.; Geschäftsführender Vorstand; Autor Mandatsträger f. GfA: AWMF-LL Exoskelette: , Wissenschaftliche Tätigkeit: Ergonomie, Biomechanik, Rückenbelastung, -belastbarkeit, Wissenschaftliche Tätigkeit: keinerlei, Beteiligung an Fort-/Ausbildung: keinerlei, Persönliche Beziehung: keinerlei	kein Thema (keine), keine
Prof. Dr.-Ing. Kluth, Karsten	Nein	Zeitschrift für Arbeitswissenschaft	Nein	BMW AG Doktorandenprog	Nein	Nein	Mitglied: Gesellschaft für Arbeitswissenschaft / Vorstand, Nachwuchsförderung Mitglied des Forums Arbeitsphysiologie	kein Thema (gering), keine

	Tätigkeit als Berater*in und/oder Gutachter*in	Mitarbeit in einem Wissenschaftlichen Beirat (advisory board)	Bezahlte Vortrags-/oder Schulungstätigkeit	Bezahlte Autor*innen-/oder Coautor*innenschaft	Forschungsvorhaben/Durchführung klinischer Studien	Eigentümer*inneninteressen (Patent, Urheber*innenrecht, Aktienbesitz)	Indirekte Interessen	Von COI betroffene Themen der Leitlinie ¹ , Einstufung bzgl. der Relevanz, Konsequenz
				ramm			<p>Mitglied des wissenschaftlichen Beirats der Zeitschrift Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie</p> <p>Mitglied des Ausschusses für Arbeitsstätten (ASTA)</p> <p>Mitglied des Arbeitskreises 1.10 Kälte des AAMED DGUV, Wissenschaftliche Tätigkeit: Labor- und Felduntersuchungen zur physiologischen Rückwirkung von Exoskeletten auf den Menschen 9 Publikationen</p> <p>Kältarbeit 3 Publikationen</p> <p>Einsatz und Rückwirkung auf den Menschen durch Cyber-Physische-Systeme 4 Publikationen</p> <p>Akustik (Diverse) 2 Publikationen, Wissenschaftliche Tätigkeit: Keine, Beteiligung an Fort-/Ausbildung: Keine, Persönliche Beziehung: keine</p>	
PhD Luger, Tessy	Nein	Nein	Universität Tübingen, Universität Tübingen	Wissenschaftliche Publikationen siehe Anlage	Chairless Chair, Laevo, Pausen beim Chirurgen	Nein	Mitglied: Deutsche Gesellschaft für Arbeits- und Umweltmedizin (DGAUM), Wissenschaftliche Tätigkeit: biomechanische und physiologische Bewertung der Arbeitsgestaltung, sowie Grundprinzipien der Theorie bei der Entwicklung von Muskel-Skelett-Erkrankungen	kein Thema (keine), keine
Prof. Dr. med. Scholle, Hans-Christoph	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	kein Thema (keine), keine
PD. Dr. med. Schumann, Nikolaus-Peter	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	kein Thema (keine), keine
Seibt, Robert	Nein	Nein	UKT und	Nein	Audi, Daimler, BMW, Iturri,	THUMEDI Präventionsmanagem	Wissenschaftliche Tätigkeit:	alle Themen der Leitlinie (hoch), Stimmhaltung bei allen

	Tätigkeit als Berater*in und/oder Gutachter*in	Mitarbeit in einem Wissenschaftlichen Beirat (advisory board)	Bezahlte Vortrags-/oder Schulungstätigkeit	Bezahlte Autor*innen-/oder Coautor*innenschaft	Forschungsvorhaben/Durchführung klinischer Studien	Eigentümer*inneninteressen (Patent, Urheber*innenrecht, Aktienbesitz)	Indirekte Interessen	Von COI betroffene Themen der Leitlinie ¹ , Einstufung bzgl. der Relevanz, Konsequenz
			THUMEDI		Deutsche Post, BASF, Dach-ser, MTU Aero , B. Braun Aesculap AG, Exzellenzinitiative Universität Tübingen , Berufsgenossenschaft Handel und Warenlogistik	ent GmbH	Forschung im Bereich Arbeitsphysiologie	Empfehlungen Kapitel zu den technischen Voraussetzungen der OEMG wurde gemeinsam mit Herrn Steinhilber erstellt.
PD Dr. Steinhilber, Benjamin	Bruderhaus Diakonie Reutlingen	Fraunhofer Institut für Arbeitswirtschaft und Organisation IAO und LebensPhasenHaus Universität Tübingen	Wissenschaftlich-universitäre Einrichtungen, wissenschaftlich-universitären Einrichtungen, Berufsgenossenschaften, Industrie	Nein	Audi, Daimler, BMW, Iturri, Deutsche Post, BASF, Dach-ser, MTU Aero, B. Braun Aesculap AG, Exzellenzinitiative Universität Tübingen, Berufsgenossenschaft Handel und Warenlogistik, DFG	Nein	Mitglied: Mitglied bei der Deutschen Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e.V. sowie bei der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft, Mitglied: Mandatsträger bei einer AWMF Leitlinie für die Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin sowie Leitlinienkoordinator , Wissenschaftliche Tätigkeit: Forschung im Bereich Arbeitsphysiologie	kein Thema (gering), keine
Prof. Dr. med. Treede, Rolf-Detlef	BAYER, Grünenthal, GSK, Sanofi	Nein	Nein	Nein	BMBF, DFG, EU	Nein	Mitglied: DPG (Vorstand), DGSS (Beirat), AWMF (Vorstand), IASP (Vorstand), Wissenschaftliche Tätigkeit: Schmerzforschung, Wissenschaftliche Tätigkeit: keine, Beteiligung an Fort-/Ausbildung: keine, Persönliche Beziehung: keine	kein Thema (keine), keine

¹ In die tabellarische Zusammenfassung wurden hier nur die Angaben übertragen, für die nach Diskussion und Bewertung der vollständig entsprechend Formblatt der AWMF offengelegten Sachverhalte in der Leitliniengruppe ein thematischer Bezug zur Leitlinie festgestellt wurde. Die vollständigen Erklärungen sind im Leitliniensekretariat hinterlegt.

Versionsnummer:	4.1.
Erstveröffentlichung:	06/1998
Überarbeitung von:	11/2022
Nächste Überprüfung geplant:	11/2027

Die AWMF erfasst und publiziert die Leitlinien der Fachgesellschaften mit größtmöglicher Sorgfalt - dennoch kann die AWMF für die Richtigkeit des Inhalts keine Verantwortung übernehmen. **Insbesondere bei Dosierungsangaben sind stets die Angaben der Hersteller zu beachten!**

Autorisiert für elektronische Publikation: AWMF online