

Universität zu Lübeck

Sektion Medizin

Vorsitzender der Promotionskommission: Prof. Dr. med. Karl-Friedrich Klotz

---

**Physiologische Wirkungen von vibrierenden Geräten bei der  
gleichzeitigen Benutzung von Exoskeletten**

Inauguraldissertation

zur Erlangung der Doktorwürde

der Universität zu Lübeck

**- Aus der Sektion Medizin -**

Vorgelegt von

**Benjamin Ernst**

aus Solingen

Lübeck 2026



1. Berichterstatter\*in: Prof. Dr. med. Elke Ochsmann

Ko-Betreuer\*in: Prof. Dr. med. Karl-Friedrich Klotz

2. Berichterstatter\*in: Prof. Dr. Gabriela Ferreira Carvalho

Tag der mündlichen Prüfung: 19.02.2026

Zum Druck genehmigt. Lübeck, den 20.02.2026

-Promotionskommission der Sektion Medizin-

# Inhaltsverzeichnis

<b>Abkürzungsverzeichnis .....</b>	<b>6</b>
<b>1 Einleitung und Fragestellung.....</b>	<b>7</b>
1.1 Aktueller Stand der Wissenschaft in Bezug auf das Forschungsthema .....	7
1.1.1 Exoskelette .....	7
1.1.2 Einsatzmöglichkeiten von Exoskeletten .....	8
1.1.3 Effekte von Exoskeletten auf die Gesundheit.....	9
1.1.4 Vibrationen.....	11
1.2 Unbeantwortete Fragen zu Exoskeletten und Vibrationseinwirkung.....	15
1.2.1 Interaktion von Exoskeletten bei gleichzeitiger Vibrationseinwirkung .....	16
1.2.2 Einfluss der Arbeitsrichtung und die Körperhaltung auf Arbeiten mit vibrierenden Geräten .....	17
1.3 Fragestellung .....	18
<b>2 Methodik .....</b>	<b>19</b>
2.1 Experimenteller Aufbau .....	19
2.2 Exoskelette.....	20
2.3 Tätigkeiten.....	21
2.4 Untersuchungsplan.....	23
2.5 Erfassung der Zielgrößen .....	25
2.5.1 Vibrationsmessung .....	25
2.5.2 Kraftmessung.....	27
2.5.3 Messung der Vibrationsperzeption.....	27
2.5.4 Messung des Durchblutungsverhaltens .....	28
2.5.5 Muskelaktivität .....	28
2.5.6 Bewegungsanalyse .....	29
2.5.7 Messung der subjektiven Beanspruchung .....	30
2.6 Durchführung der Messungen .....	30
2.7 Datenverarbeitung.....	33
2.7.1 Vibration.....	33

2.7.2	Vibrationsperzeption .....	34
2.7.3	Thermographie.....	34
2.7.4	Muskelaktivität .....	35
2.7.5	Bewegungsanalyse.....	35
<b>3</b>	<b>Ergebnisse.....</b>	<b>37</b>
3.1	Einwirkung und Übertragung von Vibrationen .....	37
3.1.1	Effekt von Exoskeletten.....	37
3.1.2	Effekt der Arbeitsrichtung.....	46
3.2	Vorschubkraft .....	48
3.3	Vibrationsperzeption.....	49
3.4	Infrarot-Thermographie.....	51
3.5	Muskuläre Aktivität und Ermüdung .....	52
3.6	Bewegungsanalyse .....	54
3.7	Subjektives Empfinden .....	55
<b>4</b>	<b>Diskussion.....</b>	<b>57</b>
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung .....</b>	<b>73</b>
<b>6</b>	<b>Literaturverzeichnis.....</b>	<b>74</b>
<b>7</b>	<b>Anhänge .....</b>	<b>80</b>
7.1	Votum der Ethikkommission .....	80
7.2	Tabellen und Grafiken .....	82
7.2.1	Einwirkung und Übertragung von Vibrationen.....	82
7.2.2	Vorschubkraft.....	84
7.2.3	Veränderung der Vibrationsperzeption (TTS) .....	86
7.2.4	Veränderung des Durchblutungsverhaltens.....	88
7.2.5	Muskelaktivität (%MVC).....	89
7.2.6	Muskuläre Ermüdung (MFI) .....	90
7.2.7	Körperhaltung .....	92
7.3	Gesundheits-Fragebogen.....	96
<b>8</b>	<b>Danksagungen .....</b>	<b>100</b>
<b>9</b>	<b>Lebenslauf.....</b>	<b>101</b>



## Abkürzungsverzeichnis

°C	Grad Celsius
DIN	Deutsches Institut für Normung
E1	Exoskelett 1
E2	Exoskelett 2
EMG	Elektromyografie
EN	Europäische Norm
Hz	Hertz
ICP	Integrated Electronics Piezo-Electric
IFA	Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung
ISO	International Organization for Standardization
%MVC	Percentage of maximal voluntary contraction
MFI	Muscle fatigue index
N	Newton
OE	Ohne Exoskelett
RMS	Root-Mean-Square
SD	Empirische Standardabweichung
TTS	Temporary threshold shift

# **1 Einleitung und Fragestellung**

## **1.1 Aktueller Stand der Wissenschaft in Bezug auf das Forschungsthema**

### **1.1.1 Exoskelette**

Exoskelette sind am menschlichen Körper getragene Assistenzsysteme, die mechanisch auf den Körper einwirken (1). Durch die Kopplung und Interaktion mit dem Menschen können sie definierte Bewegungen bzw. Körperhaltungen unterstützen und je nach Funktion in den Bereichen Medizin, Gewerbe, Militär oder privat angewendet werden (2). Das Interesse am industriellen Einsatz von Exoskeletten hat, aufgrund deren fortschreitender Entwicklung und den damit einhergehenden Vorteilen im Einsatzbereich, in den letzten Jahren kontinuierlich zugenommen. Insbesondere in der Produktion, Logistik und Fertigung werden aktuell Einsatzmöglichkeiten für Exoskelette getestet (3). Exoskelette können auf verschiedenartige Weise klassifiziert werden. Die Art der Unterstützungswirkung (z. B. Bewegungen erleichtern oder stabilisieren), die Art des Antriebes (z. B. angetrieben oder nicht angetrieben), die unterstützte Körperregion (z. B. unterer Rücken oder Schulter- und Nackenbereich) und die äußere Gestalt und Struktur (z. B. starre oder weiche Elemente) sind Unterscheidungsmöglichkeiten (2, 4).

Da in Bezug auf die Arbeit mit handgehaltenen und handgeführten vibrierenden Geräten und Maschinen hauptsächlich Exoskelette relevant sind, die das Schulter-Arm-System unterstützen sollen, bezieht sich im Folgenden der Begriff Exoskelette auf Unterstützungssysteme dieser Art.

Exoskelette für das Schulter-Arm-System werden in der Regel nicht aktiv durch einen Motor angetrieben. Sogenannte passive Exoskelette speichern die Bewegungsenergie in Aktuatoren nach dem Prinzip einer gespannten Feder und geben sie bei entgegengesetzter Bewegungsrichtung wieder an einen Ansatzpunkt am Oberarm ab. So wird das Gewicht des Arms abhängig vom Schulterwinkel durch ein Unterstützungsmoment kompensiert (5). Das Unterstützungsmoment kann häufig, in einem begrenzten Maß, individuell durch und auf den Anwender angepasst werden. Die Unterstützungskennlinie (Drehmoment-Winkelverlauf) weist abhängig von der Bewegungsrichtung einen Hysterese-Effekt auf. Das heißt, der winkelabhängige Verlauf des Unterstützungsmoments ist in der Regel bei einer

Aufwärtsbewegung des Arms höher als bei einer Abwärtsbewegung. Der Oberarm ist in einer Armschale gelagert, die über eine Schiene mit einem Gelenk auf Schulterhöhe verbunden ist. Die starren Strukturelemente aus Hartplastik, Carbon oder Aluminium dienen zur Kraftübertragung des Aktuators auf die Körperstruktur (6). Die Exoskelette werden vergleichbar mit einem Rucksack auf den Schultern und der Hüfte mit Gurtsystemen am Körper fixiert.

### **1.1.2 Einsatzmöglichkeiten von Exoskeletten**

Obwohl Exoskelette seit einigen Jahren auf dem Markt verfügbar sind und etliche Branchen bereits intern Anwendungsmöglichkeiten getestet haben, hat sich bisher kaum ein besonders geeigneter Anwendungsbereich etabliert. Ein Grund ist unter anderem, dass die Akzeptanz der Anwender bezüglich des Nutzens von Exoskeletten sehr unterschiedlich ist. Die in dieser Untersuchung betrachteten Exoskelette zur Unterstützung des Schulter-Arm-Systems können theoretisch bei vielen manuellen Tätigkeiten auf und über Schulterniveau eingesetzt werden, sollten jedoch Haupt- und Nebentätigkeiten nicht entscheidend einschränken (7). Das Ausmaß und der Zeitpunkt der Unterstützungswirkung können Nebentätigkeiten nachweislich behindern (7). Ebenso sollten ausreichend Bewegungsraum am Arbeitsplatz vorhanden sein und sicherheitsrelevante Aspekte berücksichtigt werden (7). Einschränkungen gibt es an Arbeitsplätzen mit hoher Staub-, Hitze- oder Feuchtigkeitsbelastung, da Exoskelette aktuell noch nicht ausreichend gegen entsprechende Umgebungsbedingungen abgeschirmt sind. Es gibt darüber hinaus noch weitere Aspekte, die Ralfs et al. (7) in ihren „Empfehlungen zu Einsatz und Evaluation von Exoskeletten“ veröffentlicht haben. Tätigkeiten mit vibrierenden handgehaltenen Geräten wurden in diesem Zusammenhang jedoch nicht berücksichtigt.

Es gibt aus Studien hervorgehende Ansätze, an welchen Arbeitsplätzen Exoskelette theoretisch einsetzbar sind. De Bock et al. (8) sind der Auffassung, dass für quasistatische Arbeit eine hohe Unterstützung sinnvoll sei. Laut Ralfs et al. (7) eignen sich quasistatische Tätigkeiten, bei denen der optimale Wirkungsbereich des Exoskeletts bei nur geringer Variation erreicht wird. Hier werden insbesondere Tätigkeiten ohne große Laständerung hervorgehoben. Der Wirkungsbereich eines

Exoskeletts wird im Wesentlichen durch dessen Unterstützungskennlinien (Drehmoment-Winkelverlauf) bestimmt.

### **1.1.3 Effekte von Exoskeletten auf die Gesundheit**

Exoskelette wurden hinsichtlich der akuten Auswirkungen auf die unmittelbar betroffenen Körperregionen vielfach untersucht.

#### **1.1.3.1 Physiologisch**

De Bock et al. (9) haben in einem systematischen Review die bisherigen Untersuchungen zu Exoskeletten zusammengefasst. Die meisten der insgesamt 139 Untersuchungen haben zur Funktionsfähigkeit von Exoskeletten die Muskelaktivität untersucht (75%). Andere physiologische Parameter wurden in nur 18% der Studien betrachtet. Letztere berichteten über die Herzfrequenz, respiratorische Messungen, Energieverbrauch, Sauerstoffverbrauch, Atemvolumen, Herzfrequenzvariabilität und den Blutdruck.

Die meisten Exoskelette reduzieren die Beanspruchung und Ermüdung der Muskulatur im Schulterbereich, die für die Elevation und Rotation verantwortlich sind (10). Flexoren und Extensoren des Ellenbogengelenks, sowie Flexoren des Handgelenks werden dagegen nicht weniger beansprucht. Hierbei ist zu berücksichtigen, dass Exoskelette nicht immer während der gesamten Ausführung einer Tätigkeit eine Unterstützung bzw. Entlastung der Muskulatur bewirken (7). Es kann nur bei Teiltätigkeiten, die im optimalen Wirkungsbereich des Exoskeletts stattfinden, eine Unterstützungswirkung erkennbar sein.

Obwohl häufig untersucht (9), reduzieren Exoskelette in der Regel nicht dauerhaft die Herzfrequenz (10). Je nach Belastungsintensität und Dauer einer Tätigkeit kann der Sauerstoffverbrauch reduziert oder auch erhöht sein (7). Der Energieverbrauch wird dagegen gesenkt (10), was sich unter anderem durch eine Verschiebung der Energiebereitstellung in Richtung des aeroben Stoffwechsels bemerkbar macht (7).

In Bezug auf Überkopfarbeiten sollte berücksichtigt werden, dass die neurovaskulären Versorgungsstrukturen des Arms durch physiologische Engstellen

im Schultergürtel (Skalenuslücke, kostoklavikulärer Raum, subkorakoidaler Raum) bei diesen Tätigkeiten komprimiert werden (11, 12). Diese Strukturen werden zusätzlich durch das Tragen von Rucksäcken belastet, deren Auflagefläche, Auflageort und Gewicht vergleichbar mit Exoskeletten ist. Die Engpässe können das Nervengeflecht zusammendrücken und ein Taubheitsgefühl oder Schweregefühl ähnlich den Symptomen von Kompressionssyndromen verursachen (13). Linnenberg et al. (14) konnten nachweisen, dass beim Tragen von Exoskeletten bei Überkopfarbeiten neuronale und vaskuläre Symptome früher auftreten als ohne Exoskelett, was auf eine negative Auswirkung auf das neurovaskuläre Versorgungssystem des Arms hinweist. Der negative Einfluss der Exoskelette auf das vaskuläre oder neuronale System sei nicht nur auf eine Kompression des Schultergürtels zurückzuführen, sondern würde möglicherweise auch durch die Armschnittstelle verursacht. Obwohl die Druckempfindlichkeit als Maß für den Komfort stark vom Ort der Druckeinleitung abhängig und sehr individuell ist, wurde festgestellt, dass der in der Armschnittstelle auftretende Druck systematisch die Schwelle für eine angemessene Blutversorgung überschreitet und daher langfristig schädlich sein kann. Eine größere Kontaktfläche der Armschnittstelle bewirkt eine bessere Druckverteilung und führt ebenso wie eine Polsterung zu geringeren Spitzenwerten der Druckeinwirkung (7).

Der Einsatz von Exoskeletten kann das Bewegungsverhalten des Anwenders im geringen Maße verändern (7). Die kleineren Veränderungen können je nach Morphologie und Funktionsweise des Exoskeletts unterschiedlich stark auftreten und sind auch von Bewegungsart und Bewegungsrichtung abhängig.

### **1.1.3.2 Subjektive Beanspruchung**

Eine verbreitete Methode die subjektive Beanspruchung bei Exoskeletten zu erfassen ist die Verwendung der Borg-Skala (15). Exoskelette mindern die subjektive Beanspruchung im Bereich der Ansatzpunkte Nacken, Schulter und Oberarm (10). Körperregionen die weiter von den Ansatzpunkten entfernt liegen (Rücken, Hüfte, Oberschenkel, Knie, Unterschenkel, Füße, Hände und Handgelenke) erfahren dagegen keine geringere subjektive Beanspruchung. Ein empfundener Unterstützungseffekt korreliert nicht immer mit dem gemessenen Effekt aus EMG-Messungen (3). Auch ist die subjektive Beanspruchung abhängig

von Faktoren wie der Art der Bewegung, der zu bewegenden Gewichtslasten, der empfundenen Entlastung durch das Exoskelett oder das eingestellte Unterstützungsmoment (7).

#### **1.1.4 Vibrationen**

Handgehaltene und handgeführten Maschinen oder Geräte erzeugen Schwingungen, die über die Kontaktfläche der Hand auf das Hand-Arm-System des Menschen einwirken können. Nach der DIN EN ISO 5349-1 (16) werden Frequenzanteile zwischen 6 und 1250 Hz mit unterschiedlicher Gewichtung als potentiell gesundheitsgefährdend eingestuft. Eine entsprechende Frequenzbewertungskurve ermöglicht die Angabe eines Vibrationswerts als frequenzbewertete Beschleunigung. Hand-Arm-Vibrationen werden mittels Beschleunigungsaufnehmer an der Einleitungsstelle der Hand an der vibrierenden Oberfläche (i.d.R. der Maschinengriff) gemessen.

##### **1.1.4.1 Gesundheitsschädigungen durch Vibrationen**

Hand-Arm-Vibrationen können, abhängig von Expositionsdauer und Intensität, Gesundheitsschädigungen hervorrufen. Betroffen sind insbesondere das neuronale, vaskuläre und muskuloskelettale System (17). Welches System vorwiegend betroffen ist, hängt von der Frequenzzusammensetzung der Vibrationsexposition ab. Eine eindeutige frequenzabhängige Dosis-Wirkungs-Beziehung der einzelnen Störungsbilder liegt bisher jedoch nicht vor (18).

Vaskuläre Störungen sind anhand von peripheren Durchblutungsstörungen (Raynaud-Syndrom) zu erkennen. Das berufsbedingte Raynaud-Syndrom, auch Weißfingerkrankheit genannt, ist in vielen Ländern als Berufskrankheit anerkannt (19). Als diagnostisches Verfahren wird häufig die Kälteprovokation angewendet, die mit der Messung der Hauttemperatur oder der Fingerdurchblutung oder des Blutdrucks während und nach der Abkühlung der Finger und Hände einhergeht.

Neuronale Störungen können sich durch Kribbeln und Taubheitsgefühle in den Fingern und Händen (19), eine Verminderung der vibrotaktilen Empfindlichkeit oder der Berührungswahrnehmung und durch Veränderungen der Empfindlichkeit der

Finger für kalte und warme Reize äußern (20, 21). Sensorisch-neuronale Effekte durch Hand-Arm-Vibrationen treten in der Regel vor vaskulären Effekten auf (20, 22). Eine kurzzeitige Minderung der Wahrnehmungsschwelle (engl. temporary threshold shift, TTS) für Vibrationen lässt sich bereits nach einmaliger Vibrationsexposition feststellen und wird daher regelmäßig als Indikator für Untersuchungen zu den vibrationsbedingten neurologischen Effekten herangezogen (23, 24, 25).

Schwingungsbedingte degenerative Knochen- und Gelenkserkrankungen werden vorwiegend durch niederfrequente Schwingungen (< 50 Hz) hervorgerufen und können im Bereich des Hand-, Ellenbogen- und Schultergelenks auftreten (26). Die Krankheitsbilder treten nach mehrjähriger, intensiver Schwingungseinwirkung auf (27), sodass als Beanspruchungsparameter einer Körperregion die biomechanische Übertragung bzw. der Übertragungsquotient aus der Schwingungseinwirkung und einem Messpunkt am menschlichen Körper (z.B. dem Handgelenk) in Laboruntersuchungen herangezogen wird (28, 29, 30, 31).

Muskulär kann es zu Ermüdung, Schwächen und Schmerzen in den Händen und Armen durch Schwingungseinwirkung kommen (19). Entzündungen der Sehnen und ihrer Scheiden sind ebenfalls möglich. Sie können von der Einleitungsstelle der Hand bis in die Schulter auftreten (32).

#### **1.1.4.2 Einfluss von Arbeitsrichtung und Körperhaltung**

Das Risiko für Muskel-Skelett-Erkrankungen im Schulterbereich ist bei Arbeiten auf und über Schulterniveau um bis zu zwei Drittel erhöht (5). Insbesondere, wenn bei diesen Arbeiten Geräte oder Werkzeuge gehalten werden, steigt das Erkrankungsrisiko.

Es gibt Hinweise, dass eine Läsion der Rotatorenmanschette sowohl durch Arbeiten auf und über Schulterniveau (33) als auch durch Vibrationseinwirkung (32) hervorgerufen werden kann. Von einer Kombinationswirkung dieser beiden Einflussfaktoren ist auszugehen (34, 35). Sie wurde bisher jedoch nicht untersucht.

Als Schutzfunktion für die betroffenen körperlichen Strukturen erhöht sich die Aktivität der Muskulatur unter Schwingungsbelastung (36). Unter Vibrationseinwirkung steigert sich die Muskelaktivität der Flexoren und Extensoren

des Unterarms (37) oder auch des Musculus trizeps brachii (38). Es gibt Hinweise, dass eine erhöhte Vibrationseinwirkung auf eine bestimmte Körperregion eine schnellere Ermüdung der unterstützenden Muskulatur fördern kann (28). Kaulbars und Scheffer (39) zeigten unter anderem, dass sich die Muskelaktivität der beteiligten Muskelgruppen durch die kombinierte Belastung von statisch ausgeübten Haltekräften und Vibrationen gegenüber der Aktivität bei alleiniger Kraftausübung erhöht. Anhand von Untersuchungen an Meerschweinchen konnte nachgewiesen werden, dass eine erhöhte Muskelaktivität eine stärkere Dämpfung von sehr niederfrequenten Schwingungen bis 5 Hz bewirkt (40). Gleichzeitig wird durch die erhöhte Spannung die Elastizität der Muskulatur verändert, sodass höherfrequente Schwingungen ab 15 Hz verstärkt übertragen werden. Die Erhöhung der Muskelaktivität ist abhängig von der einwirkenden Schwingungsfrequenz. Bei höher einwirkenden Schwingungsfrequenzen ist die Muskelaktivität geringer als bei tieferen Schwingungsfrequenzen (36). Da die meisten Schwingungsimmissionen durch Geräte jedoch nicht ausschließlich aus einer Anregungsfrequenz, sondern einem Spektrum aus vielen Frequenzanteilen bestehen, lässt sich nicht immer ein unmittelbarer Zusammenhang zwischen Schwingungsimmission und Muskelaktivität herstellen. In den meisten Fällen führt eine Zunahme der Muskelaktivität zu einer erhöhten Vibrationsübertragung (39).

Neben der Vibrationseinwirkung wird die Unterarmmuskulatur zusätzlich durch das Greifen des Maschinengriffs aktiviert, was ebenfalls zu einer Zunahme der Steifigkeit der Muskeln führt. Dies wiederum führt zu einer erhöhten Vibrationsübertragung auf den Oberarm und die Schulter (41). Durch die stärkere Ankopplung an die Maschine dämpft eine erhöhte Greifkraft die Schwingungsimmission und führt gleichzeitig zu einer Minderung der Wahrnehmungsschwelle für Vibrationen (42). Mit zunehmender Andruckkraft der Hand auf den Maschinengriff erhöhen sich auch die absorbierte Schwingungsenergie (41) und die biodynamischen Reaktionen des Hand-Arm-Systems (39). Der Einfluss einer erhöhten Andruckkraft tritt vor allem bei einwirkenden Vibrationen in einem Frequenzbereich zwischen 30 und 200 Hz und zwischen 10 und 15 Hz auf (41).

Bei Arbeiten mit handgeführten oder handgehaltenen Geräten muss das Hand-Arm-System eine Hebekraft zur Kompensation der Gewichtskraft der Maschine

aufwenden (43). In vertikaler Arbeitsrichtung nach oben verläuft die Gewichtskraft entgegengesetzt zur Vorschubkraft der Hand, wodurch erhöhte Andruckkräfte entstehen. In horizontaler Arbeitsrichtung nach vorne verläuft die Gewichtskraft orthogonal zur Vorschubkraft der Hand.

Die Schwingungsübertragung nimmt mit zunehmendem Abstand von der Hand in Richtung Schulter ab (28, 30, 44). Dies ist unter anderem auf die Elastizitätseigenschaften der verschiedenen Körpergewebe und die Bewegungsmechanik des Hand-Arm-Systems zurückzuführen, die sich schwingungsmindernd auswirken (36).

Aldien et al. (45) stellten fest, dass die absorbierte Schwingungsenergie stark von der Hand-Arm-Haltung beeinflusst wird. Bei ausgestreckter Armhaltung ( $180^\circ$  im Ellenbogen) werden niederfrequente Vibrationen ( $< 25$  Hz) verstärkt bis zum Oberarm übertragen (28). Frequenzen oberhalb von 25 Hz werden mit dieser Armhaltung stärker gedämpft als bei einem angewinkelten Arm ( $90^\circ$  im Ellenbogen).

Die Schwingungsbelastung ist in Frequenzbereichen, in denen Resonanzeffekte auftreten, aufgrund der hohen mechanischen Belastung auf das Gewebe, besonders hoch (36). Xu et al. (44) zeigten, dass die Schwingungsübertragung im Resonanzbereich an der Schulter bei einem Ellenbogenwinkel von  $90^\circ$  tendenziell höher ist als bei einem Ellenbogenwinkel von  $120^\circ$ . Gleichzeitig wurde am Oberarm bei einem Ellenbogenwinkel von  $120^\circ$  eine etwas höhere Schwingungsübertragung im Resonanzbereich gefunden. Die Resonanzfrequenzen der dorsalen Seite der Hand und des Handgelenks liegen bei 30-40 Hz, des Unterarms bei 16-30 Hz, des Oberarms bei 7-12 Hz, der Schulter bei 7-9 Hz und am Nacken und Rücken bei 6-7 Hz (30, 44).

Die Schwingungsimmission ist ebenfalls von der Arbeitsrichtung bzw. der Körperhaltung abhängig. Taylor et al. (23) zeigten bei Bohrarbeiten mit einem Akku-Bohrschrauber bei ausgeschalteter Schlagfunktion, dass sich die Schwingungsimmission in vertikaler Richtung nach oben, in horizontaler Richtung nach vorne und in vertikaler Richtung nach unten unterscheidet. Die temporäre Schwellenverschiebung (TTS) der Vibrationsperzeption am Zeigefinger bei 125 Hz Testfrequenz unterschied sich in vertikaler Richtung nach oben und in horizontaler Richtung nach vorne. Anders als in einer vorangegangenen Untersuchung (46)

korrelierten Schwingungsimmission und die temporäre Schwellenverschiebung (TTS) nicht miteinander.

Maeda und Shibata (25) konnten nach Vibrationsexpositionen in variierenden Armhaltungen in horizontaler Richtung keine Korrelation zwischen Vibrationsimmission und TTS feststellen. Während die Vibrationsimmission bei allen Armhaltungen weitgehend konstant blieb, variierte der TTS.

## **1.2 Unbeantwortete Fragen zu Exoskeletten und Vibrationseinwirkung**

Bisher wurde der physiologische Einfluss von Exoskeletten vorwiegend lokal am Ansatzpunkt am Körper und über systemische Parameter erfasst. Bär et al. (10) betonen, nicht nur die Zielbereiche, sondern verschiedene Körperbereiche zu beobachten. Der indirekte Einfluss, wie der Umgang mit handgehaltenen und handgeführten vibrierenden Geräten, wurde bisher nicht betrachtet. Folglich wurden auch nicht die damit verbundenen physiologischen Prozesse, entfernt vom Ansatzpunkt der Exoskelette, untersucht.

Einige Untersuchungen haben Exoskelette unter dem Einsatz von handgehaltenen vibrierenden Geräten untersucht, jedoch nicht die Vibrationsimmission und deren Auswirkung betrachtet (47, 48).

Viele Studien zu Exoskeletten weisen ein hohes Risiko der Verzerrung auf, da sie kein angemessenes Randomisierungsverfahren enthalten oder nicht beschreiben (10). Darüber hinaus wurden bisher kaum Power Analysen vor einer Untersuchung durchgeführt oder Effektgrößen aufgeführt. Größere Stichproben würden mehr verwertbare Erkenntnisse über die Eigenschaften von Exoskeletten liefern.

### **1.2.1 Interaktion von Exoskeletten bei gleichzeitiger Vibrationseinwirkung**

Da Exoskelette das Schulter-Arm-System unterstützen sollen, beschäftigt sich die aktuelle Forschung hauptsächlich mit den Effekten auf die örtlich naheliegenden Körperregionen. Bisher wurden kaum Studien zu indirekten Effekten wie der Veränderung der Vibrationsimmission und den daraus folgenden physiologischen Reaktionen an den betroffenen Strukturen durchgeführt. In der bestehenden Literatur sind keine theoretischen Ansätze oder Modellierungen zur Interaktion von Exoskeletten mit handgehaltenen vibrierenden Geräten vorhanden. Es fehlen weiterhin genaue, valide und standardisierte Angaben zu den Unterstützungsmomenten einzelner Exoskelette und deren winkelabhängigen und richtungsabhängigen Verlauf, sodass ein theoretischer Ansatz aufgrund der mangelnden Datenlage aktuell nicht erfolgsversprechend ist.

McDowell et al. (49) untersuchten das Übertragungsverhalten von Vibrationen beim Tragen von Exoskeletten an einem Schwingerreger bei einer Versuchsperson. Die Ergebnisse weisen darauf hin, dass sich das Übertragungsverhalten insbesondere in den Frequenzbereichen verändert, in denen ein besonders hohes Gefährdungspotential für das Hand-Arm-System nach der Frequenzbewertung der DIN EN ISO 5349-1 besteht. Zwischen 20 und 50 Hz wurde eine verringerte, zwischen 60 und 120 Hz eine erhöhte Vibrationsübertragung auf das Handgelenk festgestellt. Die Effekte traten bei allen drei untersuchten Exoskeletten bei maximalen Unterstützungsmoment auf. Die Körperhaltung und Vibrationsexposition entsprach dem Prüfverfahren der DIN EN ISO 10819 (50) (vgl. Kapitel 1.2.2).

Aus einer weiteren Untersuchung geht hervor, dass mechanische Armkonstruktionen, die kein Unterstützungsmoment an der Schulter anbieten, sondern unmittelbar an der Maschine ansetzen und deren Gewichtskraft entgegen wirken, die Vibrationsimmission verringern können (51).

Bis auf die Untersuchung von McDowell et al. (49) sind zum aktuellen Zeitpunkt keine Studien bekannt, die das Übertragungsverhalten von Schwingungseinwirkungen auf den Menschen bei vibrierenden Geräten und Exoskeletten systematisch untersucht und in Abhängigkeit zu physiologischen Reaktionen betrachtet haben.

### **1.2.2 Einfluss der Arbeitsrichtung und die Körperhaltung auf Arbeiten mit vibrierenden Geräten**

Die meisten Laboruntersuchungen zur Vibrationsübertragung wurden, angelehnt an das Prüfverfahren der DIN EN ISO 10819 (50) zur Untersuchung von Anti-Vibrationshandschuhen, an einem Schwingerreger in stehender Position mit einer Schulterflexion von 45° und einer Ellenbogenflexion von 120° durchgeführt. Die Vibrationen wurden in horizontaler Richtung über einen Griff in das Hand-Arm-System eingeleitet. Aufgrund dieses standardisierten Versuchsaufbaus sind die Ergebnisse der Untersuchungen weitestgehend vergleichbar, beziehen sich jedoch fast ausschließlich auf eine oder zwei Körperhaltungen in horizontaler Ausrichtung. Die Übertragbarkeit auf andere Körperhaltungen ist nur eingeschränkt möglich.

Es ist bekannt, dass Vibrationsimmission und physiologische Beanspruchung bei verschiedenartigen Arbeitsrichtungen und Körperhaltungen variieren und nicht zwingend miteinander korrelieren. Eine allgemein anwendbare Systematik ist diesbezüglich noch nicht ermittelt. Daher ist unklar, welchen Einfluss Arbeiten auf und über Schulterniveau auf Exposition und Beanspruchung haben.

### 1.3 Fragestellung

Da Exoskelette für die obere Extremität auch den Einsatz von handgehaltenen Maschinen erleichtern sollen, stellt sich die Frage, welche Auswirkung Exoskelette in Bezug auf die Arbeit mit vibrierenden Geräten auf den Anwendenden haben. Aus diesem Grund soll in einer experimentellen Untersuchungsreihe geklärt werden, ob sich durch den Einsatz von passiven Exoskeletten zusammen mit vibrierenden Geräten die Vibrationsbelastung unter Umständen kritisch erhöhen kann. Darüber hinaus sollen akut auftretende physiologische Veränderungen bei Arbeiten mit Exoskeletten festgestellt und, soweit möglich, auf mechanische Einwirkungsgrößen zurückgeführt werden. Wir vermuten einen Zusammenhang zwischen dem Tragen von Exoskeletten und einer Veränderung in den Vorschubkräften. Ein weiterer Faktor bei Arbeiten mit Exoskeletten ist die Berücksichtigung der Arbeitsrichtung (horizontal vs. vertikal). Es soll untersucht werden, welchen Einfluss Exoskelette bei Tätigkeiten haben, deren Arbeitsrichtung nicht in Richtung des Unterstützungsmoments liegen. Da es keine einheitliche Bewertung der Arbeitsrichtung in Bezug auf Hand-Arm-Vibrationen gibt, soll außerdem untersucht werden, welche Auswirkungen die Arbeitsrichtung auf und über Schulterniveau auf die Vibrationseinwirkung hat. Somit ergeben sich zwei zentrale Fragestellungen, die in der Untersuchung geklärt werden sollen:

1. Die Auswirkung verschiedener Exoskelette und Arbeitsrichtungen auf die Vibrationsbelastung bei Arbeitstätigkeiten mit vibrierenden Geräten
2. Die Auswirkung verschiedener Exoskelette und Arbeitsrichtungen auf die vaskuläre, neurologische und muskuloskelettale Beanspruchung des Hand-Arm-Systems

## **2 Methodik**

Zur Beantwortung der Fragestellung wurde eine Laboruntersuchung mit 30 männlichen Teilnehmenden im Hand-Arm-Vibration Labor am Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (IFA) in St. Augustin durchgeführt. Gemäß der ISO 13091-1 (52) durfte vor und während der Untersuchung kein Alkohol, Nikotin oder Koffein zu sich genommen werden. Die gesundheitliche Eignung für die Untersuchung wurde mit einem vorab versendeten Fragebogen erhoben. Voraussetzungen für eine Teilnahme waren: keine Vorerkrankungen des Gefäß- oder Nervensystems, keine Vorerkrankung im Hand-Arm-Schulter-Bereich des Muskel-Skelett-Systems, keine berufliche Nutzung von Geräten, die Vibrationen erzeugen. Das Studienprotokoll wurde von der Ethikkommission der Universität zu Lübeck genehmigt, und alle Teilnehmenden waren freiwillige Versuchspersonen, die vor Beginn der Experimente, nach schriftlicher und mündlicher Aufklärung, schriftlich in die Teilnahme an der Untersuchung einwilligten. Anhand einer ersten Stichprobenabschätzung wurde eine Teilnehmerzahl von 24 Personen berechnet, um eine Power von 80 % bei einem  $\alpha$  von 0,05 zu erreichen. Die Annahmen basierten auf den Ergebnissen von Wakula et al. (53). Um sicherzustellen, dass bei Bedarf einzelne Teilnehmenden bei der Auswertung der Daten aussortiert werden konnten, ohne dass die notwendige Teilnehmerzahl zu gering ausfiel, wurde die Teilnehmendenzahl auf 30 Personen angehoben. Eine Aussortierung erfolgte u.a. bei Ausreißern, messtechnischen Problemen oder Studienabbrüchen durch die Teilnehmenden.

Der Einfluss von zwei Exoskeletten und der Arbeitsrichtung wurde im Rahmen von zwei Arbeitsgängen – Bohren und Schleifen auf Schulterniveau und darüber – in vertikaler Richtung nach oben und in horizontaler Richtung nach vorne untersucht und mit einer „normalen Tätigkeitsausführung“ ohne Nutzung der Exoskelette verglichen.

### **2.1 Experimenteller Aufbau**

Als Untersuchungsaufbau wurde, in Zusammenarbeit mit der hauseigenen Werkstatt des IFA, eine Konstruktion entwickelt, die es ermöglicht in mehreren Arbeitsrichtungen (vertikal nach oben oder horizontal nach vorne) Tätigkeiten auszuführen und zu untersuchen (siehe Abbildung 1). Die Aufhängung der

Werkstücke ist höhenverstellbar, sodass die Arbeitshöhe an die Körpergröße einer Person individuell angepasst werden kann. Die Spannvorrichtung ermöglicht die Aufhängung verschiedener Werkstücke (Holz, Metall oder auch Beton) mit einer Dicke von 5-100 mm und maximal 100 cm Länge x 80 cm Breite. Der Aufbau wurde fest an ein Betonfundament über Schraubverbindungen angekoppelt, um Resonanzeffekte der Schwingungseinwirkung zu minimieren. Ebenso wurde u.a. das Gewicht der Werkstücke, die Vorschubkraft der Personen, sowie die Vibrationseinwirkungen bei der Planung der Statik des Aufbaus berücksichtigt.

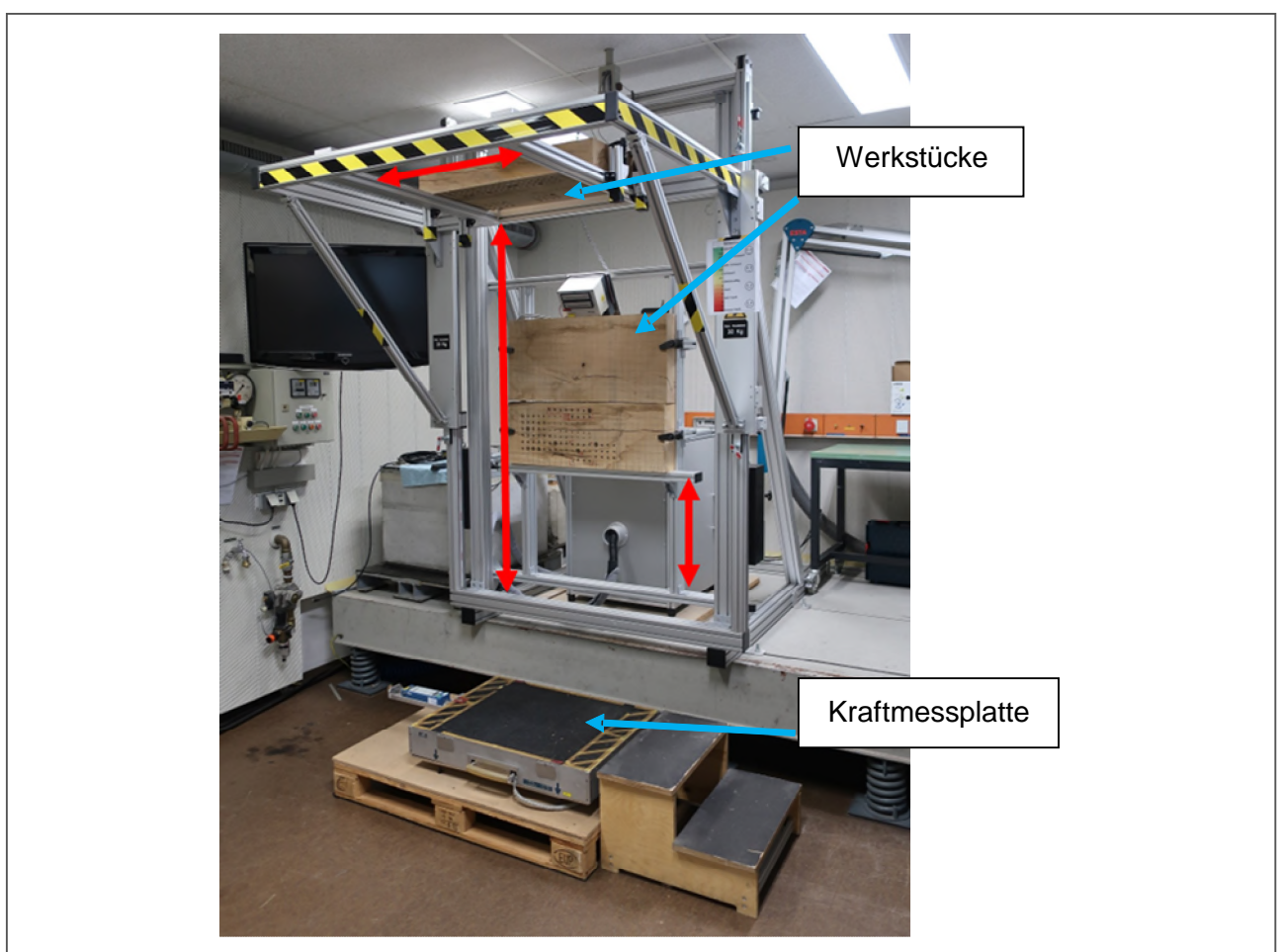


Abbildung 1: Laboraufbau für Arbeiten mit vibrierenden Geräten in verschiedene Richtungen

## 2.2 Exoskelette

Bei den Untersuchungen wurden zwei unterschiedlich konstruierte, am Körper getragene Exoskelette verwendet, die laut Herstellerangaben das Schulter-Arm-

System unterstützen sollen. Beide Exoskelette erzeugen über passive Aktuatoren auf Basis von Federsystemen im Schultergelenk ein unterstützendes Drehmoment (15). Nach Crea et al. (4) unterscheiden sich die verwendeten Exoskelette u.a. in den starren Strukturelementen. Das Exoskelett des Typs „ShoulderX“ vom Hersteller SuitX besteht aus anthropomorphen kinematischen Kettengliedern. Das Exoskelett des Typs „Paexo“ vom Hersteller Otto Bock besteht dagegen aus nicht-anthropomorphen Kettengliedern. Ein weiteres wesentliches Unterscheidungsmerkmal ist das Unterstützungsmoment, bei dem der Arm angehoben und abgesenkt wird. Beim Exoskelett „Paexo“ wird nur ein Aufwärtsmoment erzeugt, wenn der Arm angehoben wird (15). Beim Exoskelett „ShoulderX“ wird beim Anheben und Absenken des Arms ein Aufwärtsmoment erzeugt. Mit dem ShoulderX lässt sich im Vergleich zu anderen passiven Exoskeletten ein sehr hohes Unterstützungsmoment einstellen (54). Genaue Informationen zu dem Unterstützungsmoment von Paexo sind nicht bekannt. Aus der bisherigen Studienlage geht jedoch hervor, dass das Unterstützungsmoment von Paexo geringer als das von ShoulderX ist (15, 54, 55). Das Paexo ist mit 1,8 kg Gewicht ein verhältnismäßig leichtes Exoskelett dieser Art, das ShoulderX gehört mit 5,3 kg Gewicht zu den relativ schweren Exoskeletten (15).

Im Folgenden werden Abkürzungen für Exoskelett 1 (Paexo = E1), Exoskelett 2 (ShoulderX = E2) und die Tätigkeitsauführung ohne Exoskelett (= OE) verwendet.

### **2.3 Tätigkeiten**

Die Tätigkeiten erfolgten auf und über Schulterniveau in horizontaler Arbeitsrichtung nach vorne und in vertikaler Arbeitsrichtung nach oben, da Exoskelette für beide Richtungen eingesetzt werden können (siehe Abbildung 2). Die Haltung der Arme war bei der Auswahl der Arbeitsgänge und -richtungen von entscheidender Bedeutung. So bieten die Exoskelette eine Unterstützung für Tätigkeiten, die mindestens auf Schulterhöhe des Anwenders stattfinden, um der Gravitation entgegenzuwirken (5). Daher sollten Arbeitsgänge untersucht werden, die einen Großteil der Zeit eine Flexion der Schulter von ca. 90° erfordern. Die Höhe der Werkstücke wurde an die Körpergröße der Teilnehmenden angepasst, sodass die eingenommene Körperhaltung und Körperwinkel während der Tätigkeiten weitgehend konstant blieben (vgl. Kapitel 2.6).



Abbildung 2: Arbeiten mit vibrierenden Geräten in verschiedene Richtungen mit Exoskelett 1. Von links nach rechts: Bohren in horizontaler Richtung, Bohren in vertikaler Richtung, Schleifen in horizontaler Richtung, Schleifen in vertikaler Richtung

Bei der Auswahl der Geräte und Arbeitsgänge für die Untersuchung, sollte ein hoher zeitlicher Anteil an Vibrationsexposition mit wenig Pausen und eine möglichst hohe Vibrationsexposition erzielt werden. Denn je höher die Vibrationsdosis für einen Arbeitsgang ist, desto wahrscheinlicher ist das Auftreten von akuten physiologischen Reaktionen durch die Vibrationseinwirkung. Aus diesem Grund wurden Geräte ausgewählt, mit denen typischerweise auf oder über Schulterniveau gearbeitet wird und die gleichzeitig einen nicht zu geringen Momentanwert (Schwingungsgesamtwert  $a_{hv}$ ) aufweisen.

Es wurde ein Schwingschleifer (Typ: PSS 250 AE, Hersteller: Robert Bosch GmbH) mit einem Schleifpapier mit einer Körnung P120 (Hersteller: Fa. Starcke) ausgewählt, mit dem eine Holzoberfläche (siehe Abbildung 1) bearbeitet werden sollte. Als Expositionsdauer wurden pro Arbeitsgang 90 s festgesetzt. Die Expositionsdauer wurde aufgrund des Eigengewichtes der Schleifmaschine (1,6 kg), die von den Teilnehmenden während des Arbeitsganges gehalten werden musste und der zu erwartenden zügigen muskulären Ermüdung der Teilnehmenden bei Arbeiten auf und über Schulterniveau gewählt. Sie entspricht darüber hinaus der durchschnittlichen Dauer von quasi-isometrischen Aufgaben im Zusammenhang

von Messungen mit Exoskeletten (9). Eine höhere Expositionsdauer hätte das Risiko eines Versuchsabbruchs aufgrund von Erschöpfung durch die Teilnehmer erhöht.

Als weiteres Gerät wurde eine Schlagbohrmaschine (Typ: GSB 16 RE, Hersteller: Robert Bosch GmbH) bei ausgeschalteter Schlagfunktion mit einem Holzspiralbohrer (6 mm Durchmesser, 150 mm Länge, Typ: HSS-G, Hersteller: Fa. Famag) ausgewählt. Während der Tätigkeit mit der Bohrmaschine entsteht im Oberarm in vertikaler Arbeitsrichtung eine dynamische zu Auf- und Ab-Bewegung und in horizontaler Arbeitsrichtung eine Vor- und Rückbewegung, die sich für jeden Bohrvorgang wiederholt (Abbildung 2).

Als Werkstücke wurden Eichenholzplatten (80 x 35 x 10 cm, Länge x Breite x Dicke) verwendet, die aufgrund ihrer Festigkeit für beide Arbeitsgänge geeignet sind. Da der Holzspiralbohrer eine Länge von 150 mm und das Holz eine Dicke von 100 mm aufwies, wurde am Bohrer ein weißes Klebeband bei einer Länge von 100 mm befestigt und die Teilnehmenden instruiert, nur bis zu einer Tiefe in das Holz zu Bohren, bis die Markierung des Klebebands die Holzoberfläche erreicht hat. Auf der Holzoberfläche wurden Anbohrungen für zu bohrende Löcher im Abstand von 3 cm mit einem 4 mm langen Bohrer für die Untersuchung präpariert. Die Anbohrungen waren notwendig, da andere Markierungen auf der Holzoberfläche durch die Schleiftätigkeit abgetragen und unkenntlich gemacht wurden. Pro Arbeitsgang sollten 9 Bohrvorgänge in präparierte Bohrlöcher durchgeführt werden. Bei einer durchschnittlichen Dauer von 10 s pro Bohrvorgang sollte eine Expositionsdauer von ca. 90 s pro Arbeitsgang erreicht werden.

Zu berücksichtigen ist bei beiden Geräten, dass beide Hände in Kontakt mit den Maschinen sind. Das hat zur Folge, dass auf jeden Arm – abhängig von dem Körperwinkel – ein Unterstützungsmoment durch das Exoskelett wirkt.

## **2.4 Untersuchungsplan**

In der Untersuchung sollten alle Teilnehmenden mit beiden Exoskeletten (Interventionen) und ohne Exoskelett (Kontrolle) die Tätigkeiten ausführen. In der Studienpopulation wurde in einer ersten Randomisierung die Reihenfolge der

Interventionen und Kontrolle festgelegt (siehe Abbildung 3). Anschließend erfolgte in einer zweiten Randomisierung die Reihenfolge der Arbeitsgänge und Arbeitsrichtungen, sodass die Teilnehmenden die Arbeitsgänge Schleifen und Bohren in jeweils vertikaler und horizontaler Richtung mit und ohne Exoskelett durchführten. Durch die Randomisierung, Pausen und Wechsel der Tätigkeiten sollten Transfereffekte durch vorangegangene Arbeitsgänge und Interventionen minimiert werden.

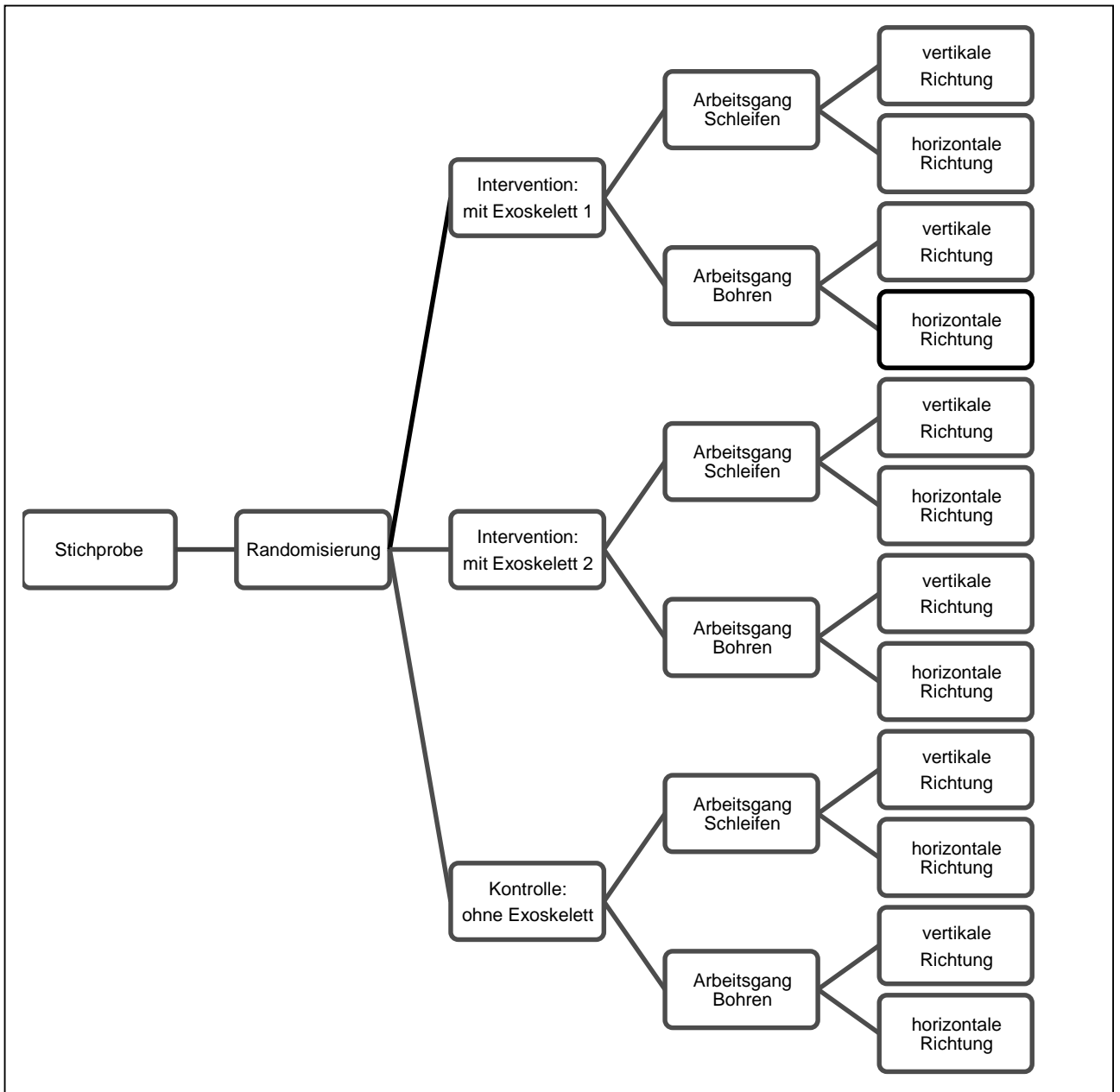


Abbildung 3: Untersuchungsplanung

## **2.5 Erfassung der Zielgrößen**

Um ein umfassendes Bild über die Mensch-Maschine-Interaktion zu erhalten, wurde die mechanische Belastung anhand der Vibrationsimmission der Geräte und der Vorschubkraft in Arbeitsrichtung gemessen. Die physiologische Beanspruchung wurde über die Vibrationsübertragung am Handgelenk, die Vibrationsperzeption an den Zeigefingern, das Durchblutungsverhalten der Finger, der Muskelaktivität der betroffenen Muskulatur, der Körperhaltung und über Befragung zur subjektiven Beanspruchung ermittelt.

### **2.5.1 Vibrationsmessung**

Die Vibrationsimmission der Geräte wurde mit einer Messeinrichtung für Hand-Arm-Schwingungen nach DIN EN ISO 8041-1 (56) (Eigenbau des IFA) und der zugehörigen „IFA-Hand-Arm Analyse- und Auswertesoftware“ (Version 2.3) erfasst. Verwendet wurden vier ICP-Messverstärker, zwei davon des Typ 482C (Firma PCB-Synotech GmbH) und zwei des Typ Nexus 2693 A 0S4 (Firma Brüel & Kjaer GmbH). Mit den Messverstärkern konnten vier Beschleunigungsaufnehmer des Typ 356A01 (Firma PCB-Synotech GmbH) parallel eingesetzt werden. Zwei Beschleunigungsaufnehmer wurden an den Griffen der Geräte an der Einleitungsstelle der Hände angebracht, um die Vibrationsimmission zu messen. Die Auswahl der Messpunkte sowie der Messrichtungen orientierten sich an der DIN EN ISO 5349 Teil 1 (16) und Teil 2 (57), sowie an den Prüfnormen für die verwendeten Geräte (58, 59) (siehe Abbildung 4 und Abbildung 5). Die Ankopplung der Beschleunigungsaufnehmer erfolgte an den Griffen mittels einer Klebeverbindung. Die Aufnahme Frequenz betrug bei allen Messungen 10000 Hz.



Abbildung 4: Anbringung und Achsenzuordnung der Beschleunigungssensoren - Bohrmaschine

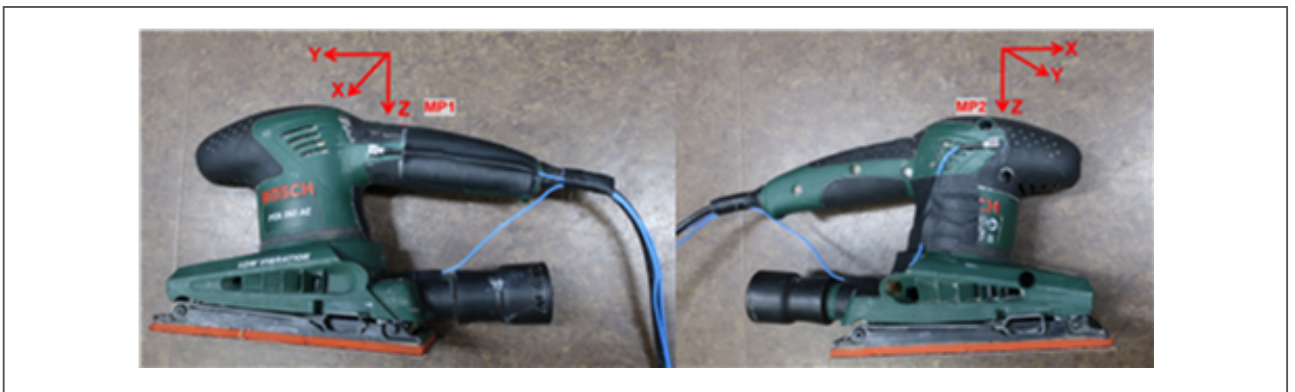


Abbildung 5: Anbringung und Achsenzuordnung der Beschleunigungssensoren - Schleifmaschine

Das Übertragungsverhalten der Vibrationen an beiden Handgelenken wurde anhand von den anderen zwei Beschleunigungsaufnehmern ermittelt, die durch chirurgische Pflaster und mit einem Neoprenband (Hersteller: Xsense) in der Foveola radialis, mit Kontakt zum knöchernen distalen Radius fixiert wurden (vgl. (60)) (siehe Abbildung 6).

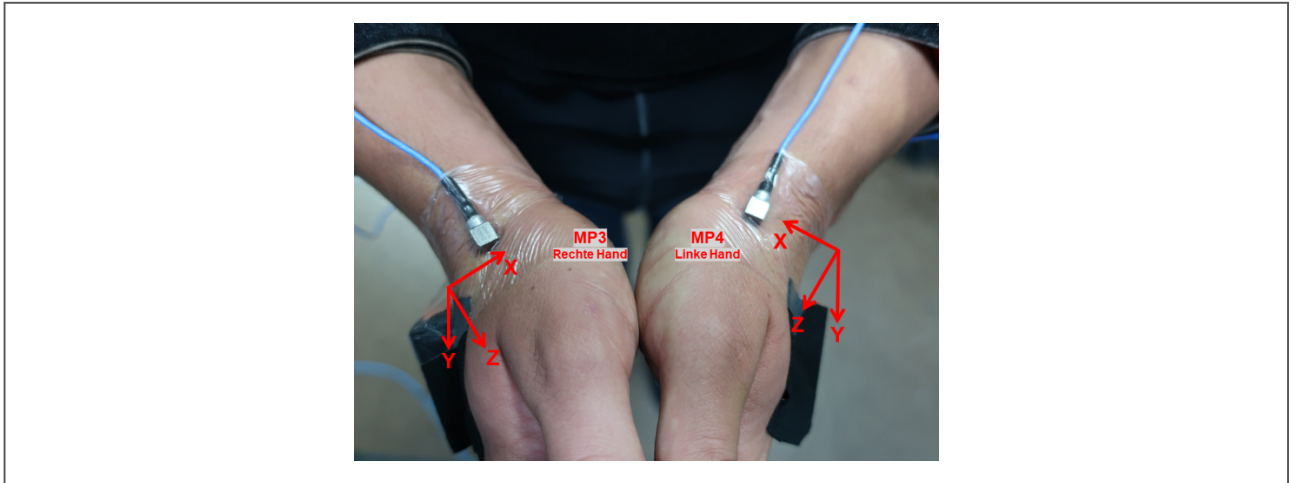


Abbildung 6: Anbringung und Achsenzuordnung der Beschleunigungssensoren - Handgelenke

### 2.5.2 Kraftmessung

Die Vorschubkraft in Arbeitsrichtung (horizontal oder vertikal) wurde über die Bodenreaktionskraft durch eine Kraftmessplatte (Eigenbau des IFA und des Instituts für Spannende Fertigung der Universität Dortmund, siehe Abbildung 1 unten) ermittelt. Dazu wurde der Messverstärker des Typ MGC Plus AB22A (Hersteller: Hottinger Baldwin Messtechnik) eingesetzt. Die Kraftsignale wurden parallel zu den Schwingungssignalen über die Messeinrichtung für Hand-Arm-Schwingungen des IFA erfasst. Die Übertragungsfaktoren der Kraftmessplatte wurden vor jedem Teilnehmendenversuch anhand von einem Gewicht von 300 N in vertikaler Richtung und in horizontaler Richtung mit einem Kraftmessgerät (Typ: 708, Hersteller: Erichsen) bei 50 N kalibriert. Die Aufnahmefrequenz betrug bei allen Messungen 10000 Hz.

### 2.5.3 Messung der Vibrationsperzeption

Eine Veränderung der Vibrationsperzeption wurde mit einem Mehrfrequenz-Vibrometer (Hersteller: VibroSense Dynamics, Typ: VS II) an der Spitze des Zeigefingers beider Hände zu Beginn der Untersuchung und nach jedem Arbeitsgang überprüft. Es wurde stets zuerst der Zeigefinger der dominanten und anschließend der Zeigefinger der nicht-dominanten Hand der Teilnehmenden in sitzender Position gemessen (siehe Abbildung 9). Die Reihenfolge der

Testfrequenzen war an der dominanten Hand: 16 Hz, 64 Hz, 125 Hz und 250 Hz; an der nicht-dominanten Hand: 125 Hz und 250 Hz. Die Teilnehmenden durften die Augen schließen und Gehörschützer verwenden, sofern sie dies als unterstützend für die Aufgabe empfanden. Die Umgebungsgeräusche wurden während der Messung auf ein Minimum reduziert. Trugen die Teilnehmenden während der Messung ein Exoskelett, wurde das Unterstützungsmoment für die Dauer der Messung ausgeschaltet.

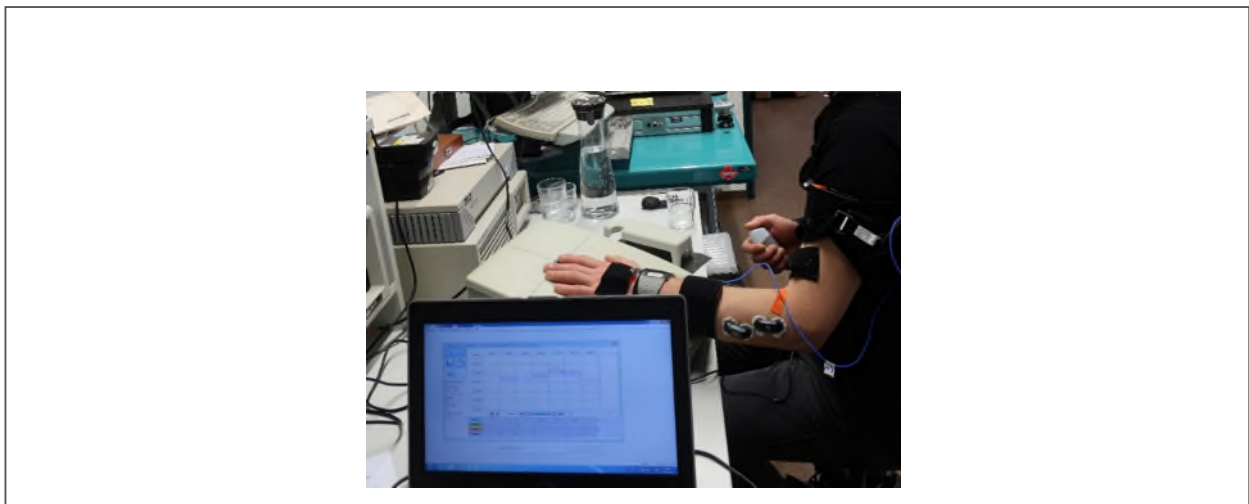


Abbildung 7: Messung der Vibrationsperzeptionsschwelle

#### **2.5.4 Messung des Durchblutungsverhaltens**

Mithilfe von Thermographie (Kamera-Typ: mobileIR 400, Hersteller: Infratec) wurde unmittelbar vor und nach jedem Arbeitsgang die Vasokonstriktion über den Temperaturgradienten an den Händen bestimmt. Als Auflage der Hände diente ein grobmaschiges Netz aus Nylon, das die Kontaktfläche auf ein Minimum beschränkt und die Luftzirkulation um die Hände zulässt. Die Palmar- und Dorsalseite der rechten und linken Hand wurden beim stehenden Teilnehmenden im Abstand von ca. 40 cm mit fixer Brennweite fotografiert.

#### **2.5.5 Muskelaktivität**

Physiologisch sollte der Unterstützungseffekt des Exoskeletts auf die Muskulatur anhand von Oberflächenelektromyographie (EMG, Hersteller: Cometa, Typ: Wave

Plus) am Musculus trapezius descendens, Musculus biceps brachii, Musculus flexor carpi ulnaris und Musculus extensor digitorum an beiden Armen überprüft werden. Die Aufnahmefrequenz betrug bei allen Messungen 2000 Hz. Über Palpation wurden nach der Methodik von Seniam (61) die Elektroden positioniert (Abbildung 8). Als Elektroden wurden EKG-Klebelektroden des Typ H124SG von der Firma Kendall verwendet. Vor Anbringung der Elektroden wurden nach den Empfehlungen der EMG-Fibel von Konrad (62) die Hautstellen mit Alkohol desinfiziert. Die Sensoren und Elektroden wurden zusätzlich mit Kinesiologie Tape (Hersteller: Nasara) fixiert, um diese vor einfallender Holzspäne während der Arbeitsgänge abzuschirmen.

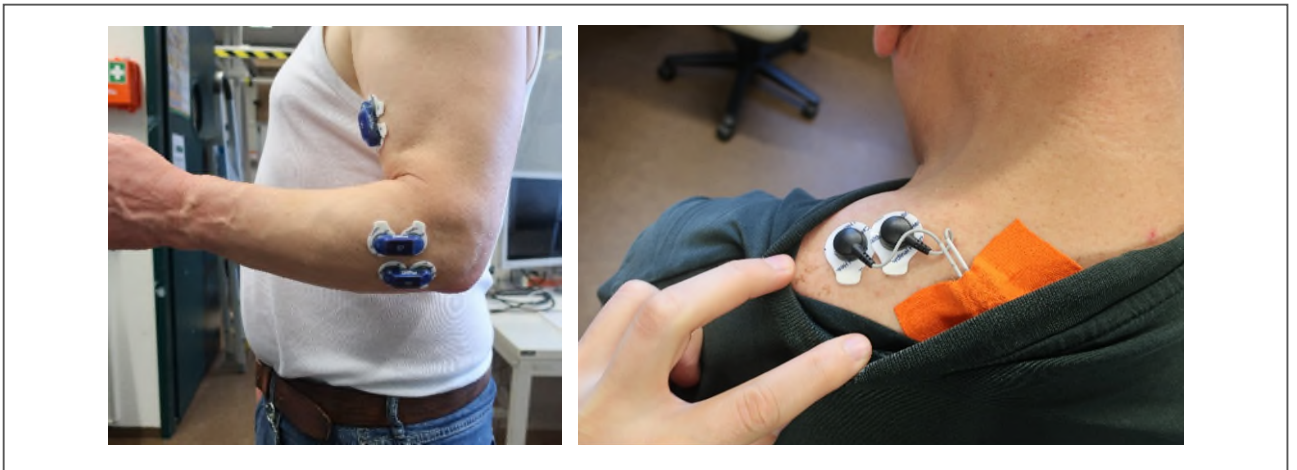


Abbildung 8: Anbringung der EMG-Elektroden am M. biceps brachii, M. flexor carpi ulnaris und M. extensor digitorum (je links) und M. trapezius descendens (rechts)

### 2.5.6 Bewegungsanalyse

Die Körperhaltung wurde durch ein am Körper getragenes, kabelloses Bewegungserfassungssystem (Hersteller: Xsense, Typ: Awinda) aufgezeichnet, um eine biomechanische Analyse zu ermöglichen. Da sich Hand-Arm-Vibrationen von der Einleitungsstelle der Hand hauptsächlich bis zur Schulter ausbreiten (44) und die verwendeten Exoskelette das Schulter-Arm-System unterstützen sollen, wurde ausschließlich die obere Körperhälfte mit dem Bewegungserfassungssystem ausgestattet und ein entsprechendes Modell in der zugehörigen Software Xsense MVN (Version 2022.0) ausgewählt (siehe Abbildung 9). Das System besteht aus

einzelnen Sensoreinheiten, die entweder über Neoprenbänder an den Extremitäten oder mit Klettverbindung an der zugehörigen Weste fixiert werden. Es wurden insgesamt 11 Sensoreinheiten verwendet. Die Aufnahmefrequenz betrug bei allen Messungen 12 Hz.



Abbildung 9: Anbringung des Bewegungserfassungssystems

### 2.5.7 Messung der subjektiven Beanspruchung

Das subjektive Empfinden der körperlichen Beanspruchung und etwaigen auftretenden Veränderungen wurde mit einem eigens zusammengestellten Fragebogen nach jeder Intervention (E1, E2 und OE) erfasst. Die Beschwerdestärke wurde jeweils auf einer numerischen Rating-Skala von 0 bis 10 (0 = keine Beschwerden, 10 = unerträglich) abgefragt und der angekreuzte Wert für die oben genannten Zielgrößen herangezogen. Zusätzlich wurde die subjektive Unterstützung auf einer numerischen Rating-Skala von 0 bis 10 (0 = keine Unterstützung, 10 = sehr starke Unterstützung) von den Teilnehmenden bewertet.

## 2.6 Durchführung der Messungen

Zu Beginn der Untersuchung wurden die Teilnehmenden über den Ablauf und Inhalt der Studie aufgeklärt und unterzeichneten eine Einwilligungserklärung. Anhand der von den Teilnehmenden mitgebrachten Gesundheits-Fragebögen wurde die gesundheitliche Eignung für die Studie überprüft. Alle Teilnehmenden wurden mit

persönlicher Schutzausrüstung ausgestattet. Diese bestand aufgrund der erhöhten Staubbelastung durch die Tätigkeiten mit der Schleifmaschine aus einer FFP2 Maske und weiteren für die Arbeitsverfahren üblichen tragbaren Schutz wie Sicherheitsschuhen, Gehörschutz, Schutzbrille bzw. Visier, Helm und, falls gewünscht, einem Kittel.

Die Körpergröße und Schulterhöhe der Teilnehmenden wurden mit einem Zollstock gemessen und die Höhe der Aufhängung der Werkstücke individuell an die Körpergröße der Teilnehmenden angepasst. Ziel war es, dass die Teilnehmenden für die Arbeitsgänge einheitliche Körperhaltungen einnehmen, um eine Vergleichbarkeit der erhobenen Parameter zwischen den Teilnehmenden zu ermöglichen. Gleichzeitig sollten die Teilnehmenden jedoch ausreichend Bewegungsfreiheit haben, um die Arbeitsaufgabe individuell bewältigen zu können. In vertikaler Richtung wurde die Höhe der Aufhängung des Werkstücks auf die minimale Höhe eingestellt, bei der ein Teilnehmer mit Helm aufrecht stehen kann, ohne sich den Kopf an dem Werkstück zu stoßen. Außerdem sollte für beide Geräte eine einheitliche Höhe der Werkstücke für alle Arbeitsgänge festgelegt werden, damit während der Untersuchung kein zeitlicher Aufwand für diesbezügliche Umbauten notwendig wurde. Ein weiterer Faktor war, das Unterstützungsmoment der Exoskelette möglichst optimal zu nutzen. Daher wurde, angelehnt an Hertrich (55), Maurice et al. (15) und De Bock et al. (9), eine Schulterflexion auf der rechten und linken Körperseite von circa 90° angestrebt. Somit wurde für die Aufhängung des Werkstückes in vertikaler Richtung die Höhe = Körpergröße +10 cm festgelegt. In horizontaler Arbeitsrichtung wurde die Unterkante des Werkstücks auf die Schulterhöhe des Teilnehmenden ausgerichtet.

Die Raumtemperatur wurde durch eine Klimaanlage konstant bei 21 °C gehalten und die Luftfeuchtigkeit dokumentiert.

Als Referenzwert für die Angabe der Muskelaktivität %MVC wurden zu Beginn der Untersuchung bei jedem Teilnehmenden Maximalkraftmessungen durchgeführt. Da die Maximalkraft abhängig von der eingenommenen Körperhaltung ist (63), wurden die Maximalkraftmessungen an der Konstruktion mit der auf die Teilnehmenden angepassten Werkstückhöhe durchgeführt. Die Teilnehmenden wurden instruiert, in drei aufeinanderfolgenden Messungen für 5 s mit maximaler Kraft gegen den unüberwindbaren Widerstand des Werkstücks zu drücken. Nach Anbringen der

Sensoren des EMG und des Bewegungserfassungssystems wurde die Maximalkraftmessung durchgeführt. Anschließend wurden die Beschleunigungssensoren an den Teilnehmenden befestigt und, falls vorgesehen, der Teilnehmende mit einem Exoskelett ausgestattet, sowie die Baseline für die Vibrationsperzeption gemessen.

Für jeden Teilnehmenden wurde ein neuer Bohrer und ein neues Schleifpapier verwendet, da aufgrund von Abnutzung des verwendeten Werkzeugs bzw. des Verbrauchmaterials die Vibrationsimmission der Geräte sukzessiv steigen und eine Verzerrung der Vibrationsexposition mit zunehmender Untersuchungsdauer bedeuten würde.

Die Teilnehmenden bekamen vor den Arbeitsgängen mit der Bohrmaschine die Instruktion, dass bei erhöhtem Widerstand während des Bohrvorgangs, der Bohrer langsam rausgezogen werden sollte, damit Holzspäne aus dem Bohrloch abgetragen wird. Anschließend sollte der Bohrer erneut in das Bohrloch gedrückt werden. Durch diese Instruktion wurde verhindert, dass die Teilnehmenden die Arbeitsweise der Maschine durch eine zu große Vorschubkraft manipulieren, die Maschine blockiert und der Bohrer abbricht.

Vor jedem Arbeitsgang wurde die Kraftmessplatte mit dem Gewicht des Teilnehmenden samt Exoskelett, verwendeten Gerät und Sensorik tariert, um ausschließlich die Vorschubkraft während der Arbeitsgänge zu messen.

Für die Arbeitsgänge mit der Schleifmaschine bekamen die Teilnehmenden ein visuelles und auditives Signal für Beginn und Ende des Arbeitsgangs. So wurde sichergestellt, dass die Expositionszeit von 90 s eingehalten wurde. Für die Arbeitsgänge mit der Bohrmaschine bekamen die Teilnehmenden die Instruktion, alle 9 Bohrvorgänge nacheinander ohne Pause zu bohren.

Insgesamt wurden 12 Arbeitsgänge nacheinander randomisiert stets nach folgendem Ablauf durchgeführt: Prä-Thermographie-Messung, Arbeitsgang, Post-Thermographie-Messung, Vibrationsperzeptions-Messung. Nachdem alle vier Arbeitsgänge für eine Intervention (E1, E2, OE) absolviert waren, wurde zusätzlich die subjektive Beanspruchung erfragt.

## 2.7 Datenverarbeitung

Die Schwingungswerte an den Maschinen und Handgelenken und die Vorschubkraft wurden parallel über die Messeinrichtung für Hand-Arm-Schwingungen des IFA erfasst. Das EMG wurde in der Software Xsense MVN über ein Plug-In parallel zu dem Bewegungserfassungssystem aufgezeichnet. Das Starten der Aufzeichnung in der Software Xsense MVN gab ein Synchronisationssignal von 5V über ein BNC-Kabel an die Messeinrichtung für Hand-Arm-Schwingungen weiter. Zwecks zeitlicher Synchronisierung der verschiedenen Messsignale und zur Identifikation möglicher Störgrößen wurden Videoaufzeichnungen (Typ Handycam HDR-PJ410, Hersteller: Sony) während der Durchführung der Arbeitsgänge aufgenommen. Schwingungswerte an Maschinen und Handgelenken, Vorschubkraft, EMG, Körperwinkel und Videoaufzeichnung wurden in der Software WIDAAN (Eigenentwicklung des IFA) zusammengeführt und über das Synchronisationssignal zeitlich synchronisiert und weiterverarbeitet. In WIDAAN wurde für jeden Arbeitsgang ein zeitliches Intervall für die Expositionszeit gesetzt, sodass sich alle Zielgrößen auf Messzeiten weitestgehend ohne Pausen beziehen (vgl. (57)). Nach der jeweiligen Verarbeitung in WIDAAN wurden die Daten in Matlab (Version 2019b, The MathWorks, Inc., Massachusetts, USA) aggregiert und die Zielgrößen bestimmt. Die statistische Auswertung erfolgte mit SPSS Software IBM SPSS Statistics 26 (IBM, Armonk, USA). Die Zielgrößen wurden gruppenweise anhand von t-tests verglichen. Es wurden Unterschiede der Zielgrößen zwischen den Exoskeletten (Interventionen) als auch den Exoskeletten und den Kontrollbedingungen bestimmt. Zusätzlich wurden Unterschiede in der Arbeitsrichtung (vertikal und horizontal) bei den Exoskeletten und der Kontrollbedingung untersucht. Vor den t-tests wurden die Differenzen zwischen den verbundenen Zielgrößen auf Normalverteilung mit dem Shapiro-Wilk-Test und einer zusätzlichen Prüfung mit Histogrammen auf Normalverteilung geprüft. Aufgrund der mehrfachen Durchführung der t-tests wurde eine Alpha-Korrektur (Bonferroni) vorgenommen.

### 2.7.1 Vibration

Die Daten wurden nach der DIN EN ISO 5349-1 (16) band- und frequenzbewertet. Der  $a_{hv}$  wurde über die drei Messrichtungen eines Sensors aus den bewerteten

Beschleunigungssignalen bestimmt. Für die Übertragungsfunktion wurde für die rechte und linke Hand je das unbewertete Beschleunigungssignal in Unterarmrichtung vom Sensor am Griff und am Handgelenk verwendet. Die Übertragungsquotienten bilden den Quotienten des  $a_{hv}$  von Handgelenk und Griff ab. Durch die Fourier Transformation erfolgte die Umwandlung der Messsignale aus dem Zeitbereich in den Frequenzbereich (Spektrum). Die spektrale Leistungsdichte normiert das Spektrum und ermöglicht den Vergleich von Spektren unterschiedlicher Parametrierung der Fouriertransformation (64). Die Auswertung der spektralen Leistungsdichte zeigt, in welchen Frequenzbereichen die Belastungen auftreten.

### **2.7.2 Vibrationsperzeption**

Die Absolutwerte der Vibrationsperzeption für die gemessenen Testfrequenzen wurden für die Auswertung verwendet. Die Differenz aus dem Baseline-Messwert und dem post-Expositions-Messwert bildete den Vibrationsperzeptions-Gradienten (TTS) für einen Arbeitsgang.

### **2.7.3 Thermographie**

Die Auswertung der Wärmebildaufnahmen erfolgte mit der Software IRBIS (Version 3.1, InfraTec GmbH, Dresden). Angelehnt an die ISO 14835 Teil 1 (65) wurde die Temperatur an jedem Finger (D1 bis D5) innerhalb der mittleren Phalanx über einen kreisförmigen Erfassungsbereich (Radius: 6 mm, 113 Pixel) gemessen (siehe Abbildung 10, links). Eine Fotoaufnahme diente (Abbildung 10, rechts) als Referenz zu Bestimmung der Erfassungsbereiche. Die Seiten dorsal und palmar wurden separat ausgewertet. Die Mittelung aller Finger ergab die Hauttemperatur für  $T_{\text{palmar}}$  und  $T_{\text{dorsal}}$ ; die Temperaturgradienten ( $\Delta T_{\text{palmar}}$  und  $\Delta T_{\text{dorsal}}$ ) wurden aus der Differenz zwischen prä- und post-Exposition gebildet.

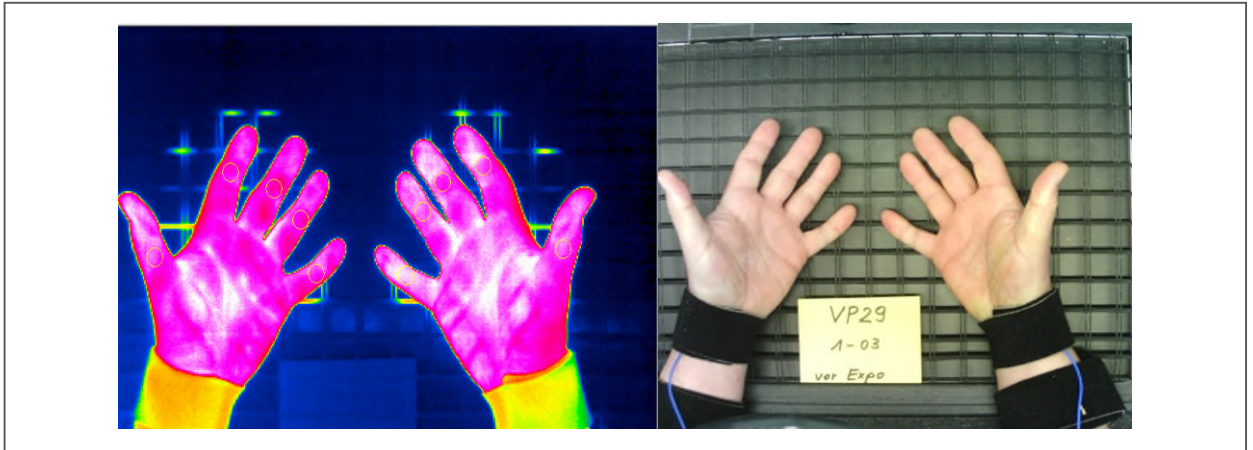


Abbildung 10: Thermographieaufnahme mit kreisförmigen Erfassungsbereichen (links) zur Ermittlung der Fingertemperatur und Referenzfotoaufnahme (rechts)

#### 2.7.4 Muskelaktivität

Die EMG-Signale durchliefen einen Bandpass-Filter (30/400 Hz). Anschließend wurde der RMS (Root-Mean-Square) mit einer Fensterbreite von 0,1 s berechnet. In den Maximalkraftmessungen wurde der 100%-MVC für jeden aufgezeichneten Muskel berechnet und anschließend für alle anderen Arbeitsgang-Messungen des Teilnehmenden als Referenz zur Berechnung des %MVC herangezogen. Die Zielgröße %MVC stellt den arithmetischen Mittelwert der %MVC-Berechnung eines Muskel-Signals dar. Für die Berechnung der muskulären Ermüdung wurde der MFI (Muscle-Fatigue-Index) (66) aus dem Rohsignal eines Muskels ein Spektrogramm mit einem Hanning-Fenster der Größe 512 gebildet und die Median-Frequenz für jedes Spektrum bestimmt. Aus der negativen Steigung der linearen Regression über alle Median-Frequenzen ließ sich der MFI über die Zeit ableiten.

#### 2.7.5 Bewegungsanalyse

Aus den Bewegungsdaten wurden über WIDAAN körperbezogene Winkel auf Basis des CUELA Dortmunder Modells (67) bestimmt. Da zur Ableitung des Unterstützungsmoments an der Schulter im Wesentlichen der Winkel des Oberarms zum Oberkörper entscheidend ist, wurde dieser Winkel unabhängig von den Körperebenen für beide Arme als Maß für den Schulterwinkel in der Auswertung verwendet. Darüber hinaus wurde die Vor- und Seitneigung des Oberkörpers (in

Sagittal- und Frontalebene) zur Kontrolle der Körperhaltung während der Tätigkeiten bestimmt.

### **3 Ergebnisse**

Die Betrachtung der physikalischen Größen und physiologischen Outcomes erfolgt für die rechte und linke Körperseite separat. Eine vollständige deskriptive und mathematische Statistik der erhobenen Parameter ist im Anhang hinterlegt. Für die Schleifmaschine entsprach die Expositionszeit während der Messzeit 100%. Bei der Bohrmaschine gab es arbeitsbedingte Pausen, in denen von einem Bohrloch zum nächsten gewechselt wurde. Diese Pausen sind in den angegebenen Messwerten enthalten, haben jedoch einen zeitlichen Anteil von < 5%.

Insgesamt nahmen 30 männliche Teilnehmende (Alter (Mittelwert  $\pm$  SD) = 35,6  $\pm$  13,5 Jahre; range: 19 – 64 Jahre) an der Untersuchung teil. Die Teilnehmenden waren durchschnittlich 182  $\pm$  7 cm groß und wogen 87  $\pm$  13 kg.

#### **3.1 Einwirkung und Übertragung von Vibrationen**

Die exakten Vibrationswerte, Übertragungsquotienten, Frequenzspektren und Übertragungsfunktionen sind im Anhang hinterlegt.

##### **3.1.1 Effekt von Exoskeletten**

Die Vibrationsimmission veränderte sich signifikant nur beim Tragen des Exoskelett 2 und ausschließlich bei Tätigkeiten mit der Bohrmaschine. So war der Immissionswert an der rechten Hand beim Exoskelett 2 in vertikaler ( $t = 2,755$ ,  $p < 0.05$ ) und horizontaler ( $t = 2,459$ ,  $p < 0.05$ ) Richtung höher als während der Ausführung ohne Exoskelett (siehe Abbildung 11). Mit Exoskelett 1 wurde bei keinem der Geräte ein Unterschied in der Vibrationsimmission im Vergleich zu der Tätigkeitsausführung ohne Exoskelett erfasst. Bei beiden Exoskeletten war jedoch im Vergleich zum Arbeiten ohne Exoskelett eine größere Standardabweichung der Vibrationsimmission während der Tätigkeiten mit der Bohrmaschine an beiden Griffen zu sehen.

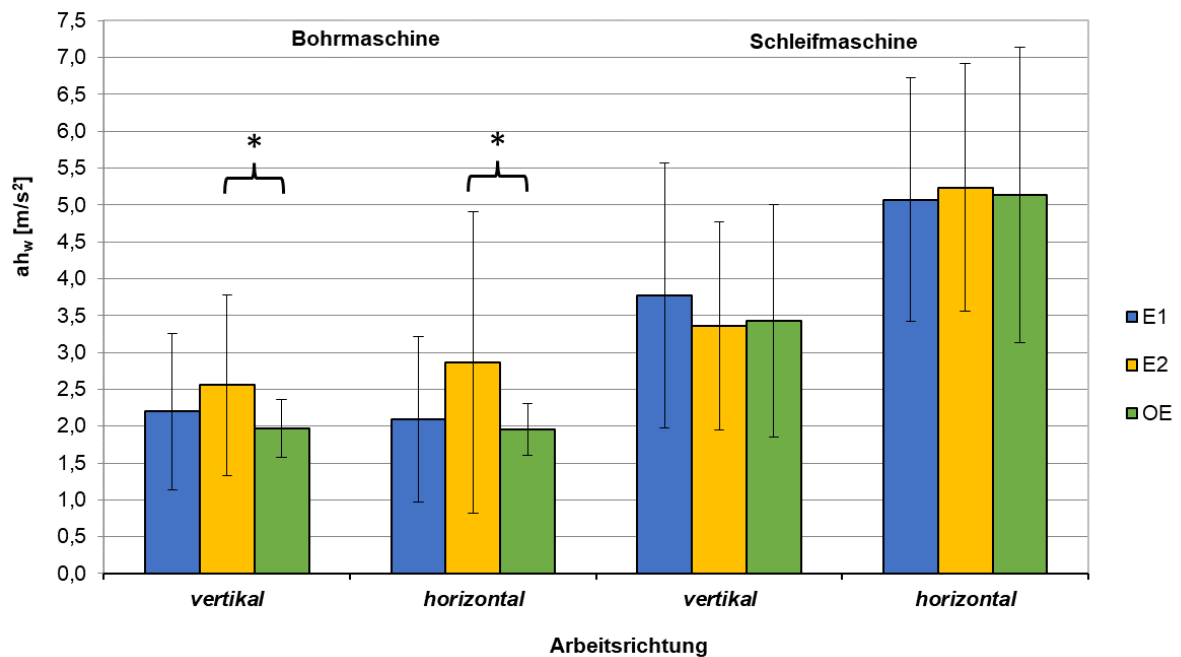


Abbildung 11: Einfluss der Exoskelette auf den Schwingungsgesamtwert  $a_{hv}$  an dem Gerätegriff der rechten Hand

Der Effekt von Exoskelett 2 auf die Vibrationsimmission bei den Tätigkeiten mit der Bohrmaschine ist am rechten Griff auch im Frequenzspektrum sichtbar: Die Amplitude des Frequenzspektrums ist bei Exoskelett 2 beim Arbeiten mit der Bohrmaschine im Vergleich zu Exoskelett 1 und ohne Exoskelett über den gesamten betrachteten Frequenzbereich bis 1000 Hz sichtbar erhöht (siehe Abbildung 12). Mit Exoskelett 1 ist die Amplitude des Frequenzspektrums in vertikaler Arbeitsrichtung über den gesamten Frequenzbereich bis 1000 Hz ebenfalls leicht erhöht, jedoch nicht in dem Ausmaß wie mit Exoskelett 2. In horizontaler Arbeitsrichtung ist keine Veränderung des Frequenzspektrums mit Exoskelett 1 am rechten Griff zu sehen.

## Bohrmaschine

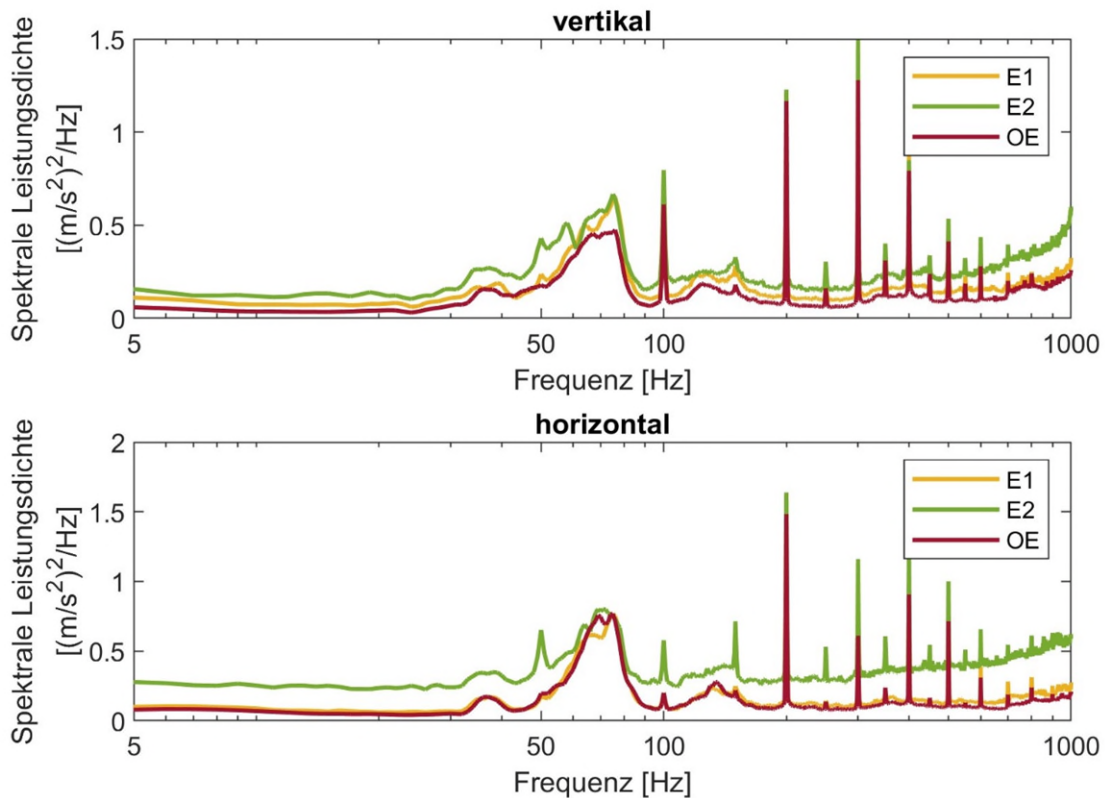


Abbildung 12: Frequenzspektren an dem Gerätegriff der Bohrmaschine an der rechten Hand mit und ohne Exoskelette

Die Frequenzspektren am rechten Handgelenk sind mit und ohne Exoskelette ähnlich ausgeprägt. Da weder eine veränderte Amplitude im Frequenzspektrum erkennbar noch eine Änderung des Schwingungsgesamtwertes  $a_{hv}$  am rechten Handgelenk mit einem der Exoskelette signifikant war, wird auf eine grafische Abbildung dieser Parameter an dieser Stelle verzichtet. Aufgrund der erhöhten Vibrationsimmission am rechten Gerätegriff und der unveränderten Vibrationsintensität am rechten Handgelenk mit Exoskelett 2 ist der Übertragungsquotient  $T_{wrist}$  am rechten Handgelenk bei beiden Arbeitsrichtungen (vertikal:  $t = -3,358$ ,  $p < 0.05$ ; horizontal:  $t = -2,198$ ,  $p < 0.05$ ) mit der Bohrmaschine geringer als ohne Exoskelett (siehe Abbildung 13).

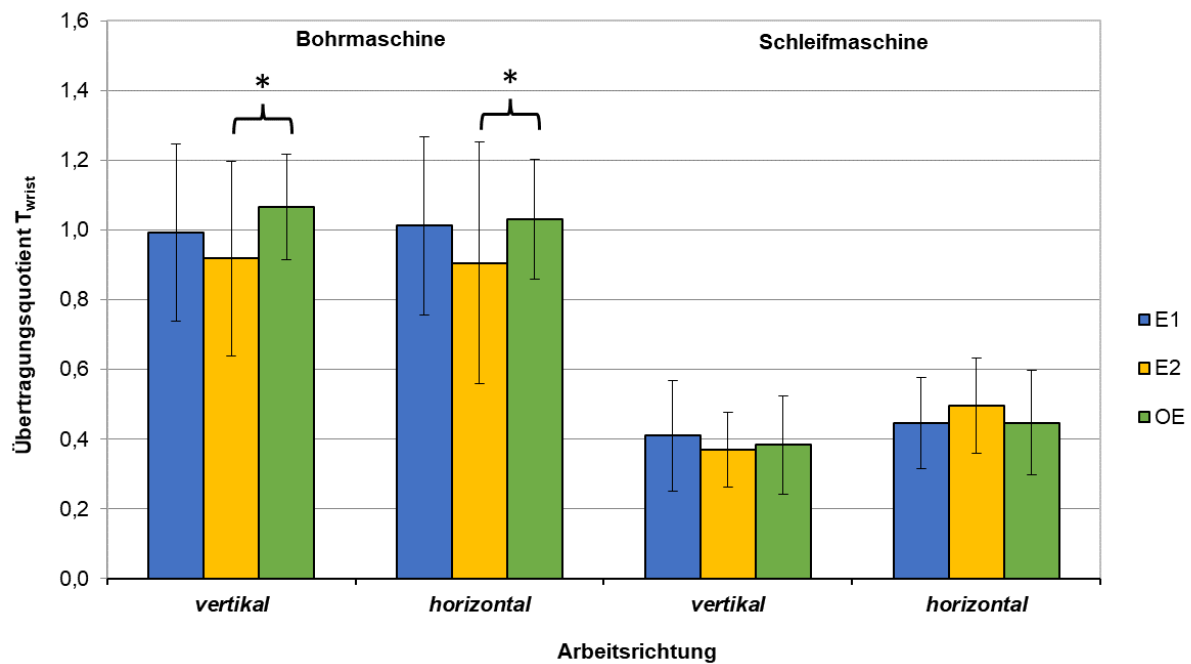


Abbildung 13: Einfluss der Exoskelette auf den Übertragungsquotienten  $T_{wrist}$  am rechten Handgelenk

Das veränderte Verhältnis von Vibrationsimmission am Griff und Vibrationsbelastung am Handgelenk durch Exoskelett 2 ist auch anhand der Übertragungsfunktionen erkennbar (siehe Abbildung 14). Im Frequenzbereich zwischen 5 Hz und 60 Hz und zwischen 75 Hz und 90 Hz in vertikaler Arbeitsrichtung sowie zwischen 5 Hz und 45 Hz und zwischen 60 Hz und 80 Hz in horizontaler Richtung ist der Übertragungsfaktor sichtbar verringert. Damit lag mit Exoskelett 2 in beide Arbeitsrichtungen eine reduzierte Vibrationsübertragung im tieffrequenten Bereich unterhalb von 100 Hz bei den Tätigkeiten mit der Bohrmaschine vor.

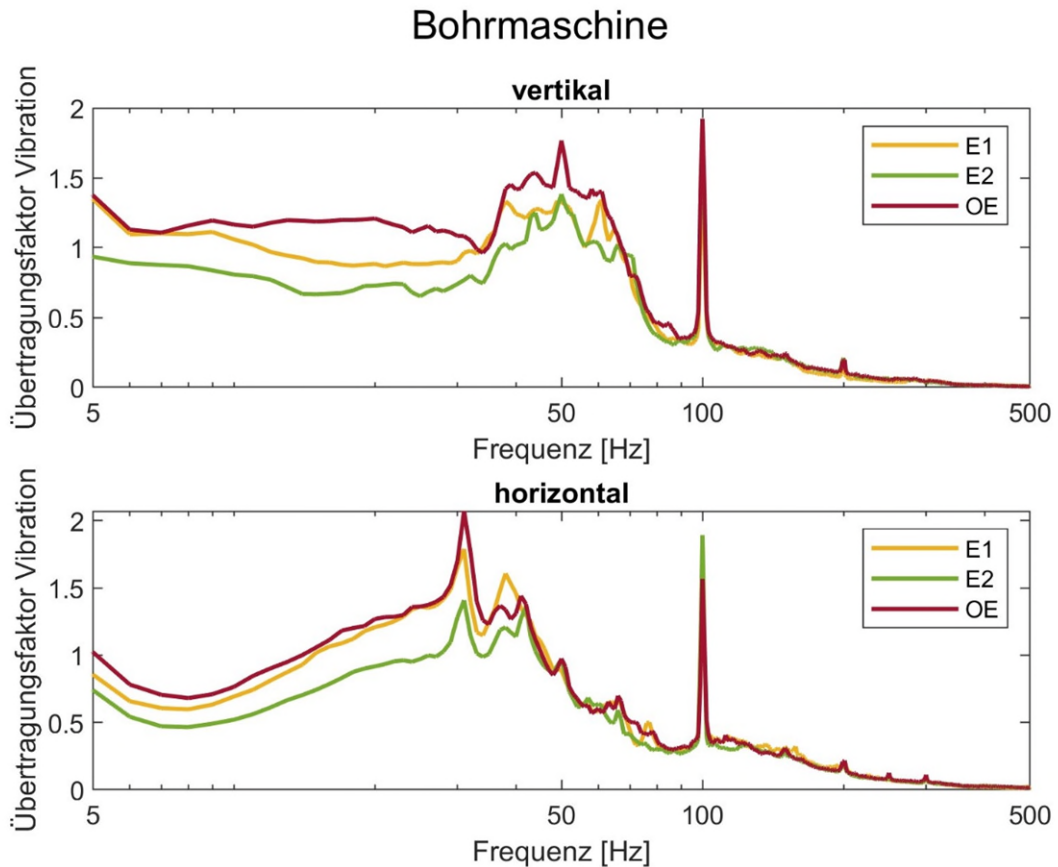


Abbildung 14: Übertragungsfunktionen am rechten Handgelenk für Tätigkeiten mit der Bohrmaschine mit und ohne Exoskelette

Der Schwingungsgesamtwert  $a_{hv}$  der Schleifmaschine veränderte sich an keinem der beiden Griffe signifikant durch die Verwendung der Exoskelette. Im Frequenzspektrum ist jedoch, wie bei der Bohrmaschine, eine Amplitudenerhöhung mit beiden Exoskeletten sichtbar, die im Bereich der Hauptanregung der Maschine zwischen 150 bis 200 Hz vorlag (siehe Abbildung 18). Die Amplitudenzunahme trat an beiden Griffen und an den Handgelenken jeweils in vertikaler Arbeitsrichtung auf. In horizontaler Richtung war keine Amplitudenerhöhung sichtbar. Die Übertragungsfunktionen zu den Tätigkeiten mit der Schleifmaschine hatten eine zu geringe Aussagekraft, um in diesem Zusammenhang berücksichtigt zu werden. Unterhalb der Hauptanregung war nahezu keine Anregung vorhanden. Aufgrund der geringen Anregung im unteren Frequenzbereich eignet sich die Übertragungsfunktion nicht zur Wirkungsbetrachtung der Exoskelette.

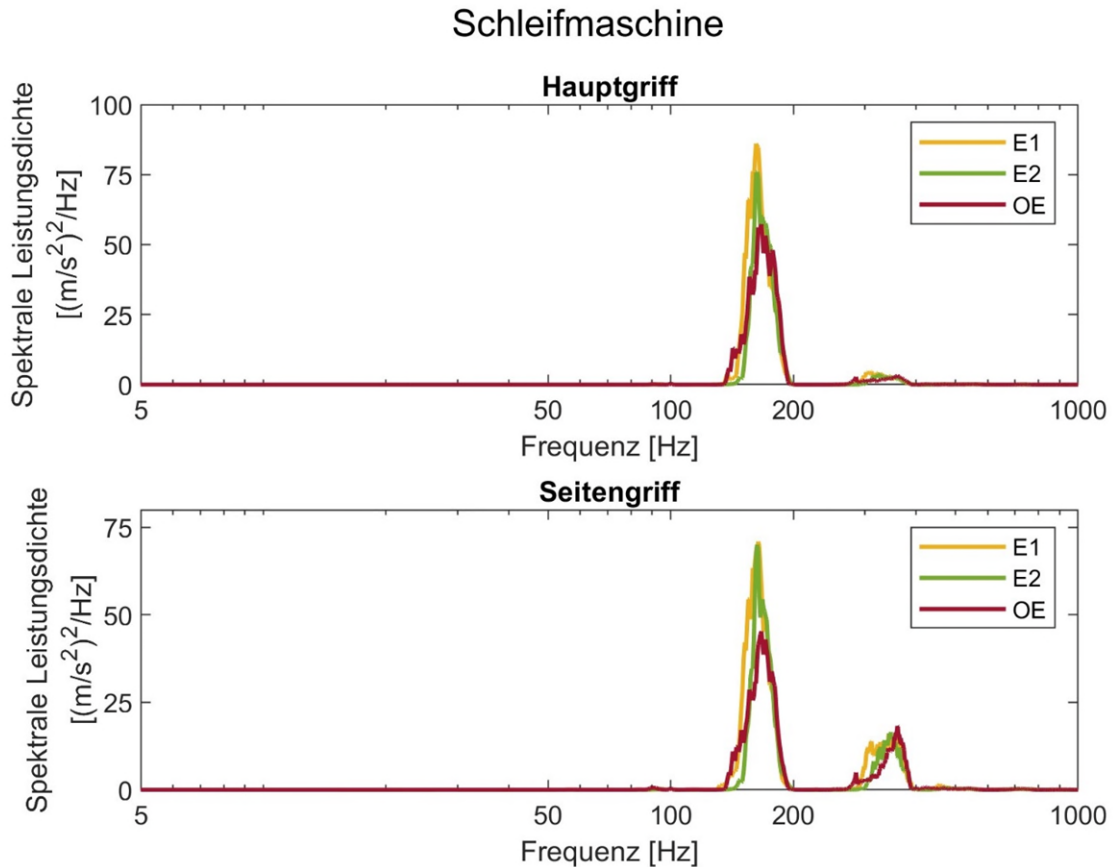


Abbildung 15: Frequenzspektren an den Gerätegriffen der Schleifmaschine in vertikaler Arbeitsrichtung mit und ohne Exoskelette

Bei Exoskelett 2 lag auch am linken Griff ( $t = 2,655$ ,  $p < 0.05$ ) in vertikaler Richtung beim Bohren ein höherer Vibrationswert vor als bei der Tätigkeit ohne Exoskelett (siehe Abbildung 16). Bei allen anderen Bedingungen wies der Schwingungsgesamtwert  $a_{hv}$  am linken Griff beim Tragen der Exoskelette keine signifikanten Unterschiede zur Tätigkeitsausführung ohne Exoskelett auf.

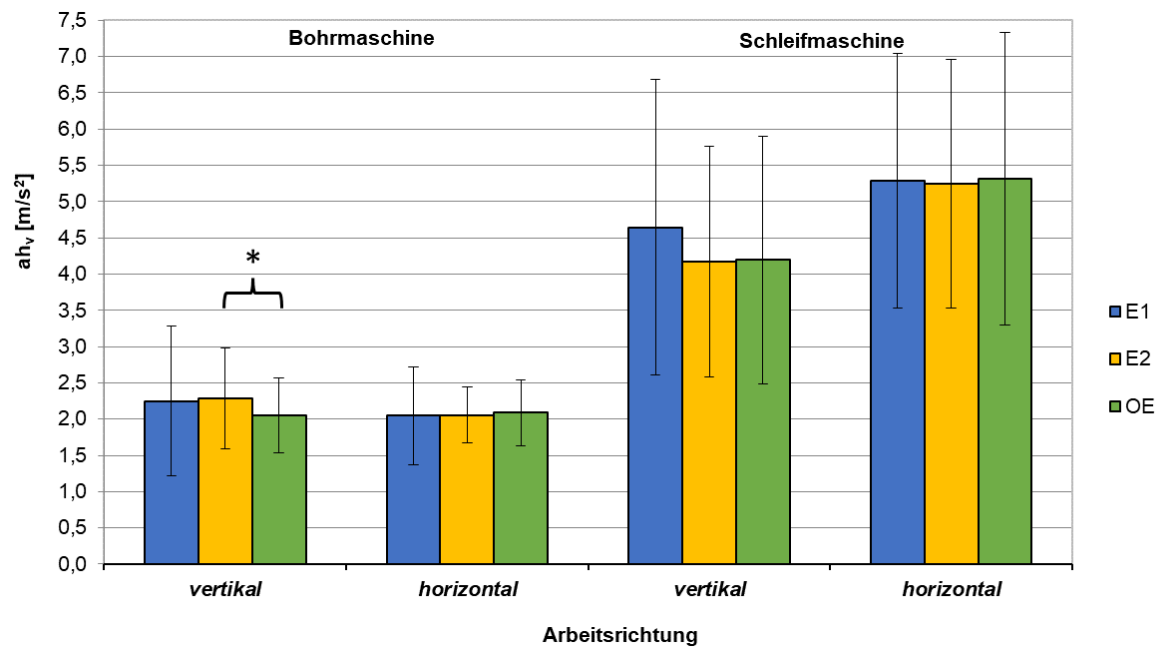


Abbildung 16: Einfluss der Exoskelette auf den Schwingungsgesamtwert  $a_{hv}$  an dem Gerätegriff der linken Hand

Die Vibrationsbelastung am linken Handgelenk war im Kontrast zu dem rechten Handgelenk ebenfalls erhöht (siehe Abbildung 17,  $t = 2,507$ ,  $p < 0.05$ ). Entsprechend war der Übertragungsquotient bei Exoskelett 2 am linken Handgelenk nicht höher als bei der Ausführung ohne Exoskelett. Da kein Übertragungsquotient am linken Handgelenk einen signifikanten Unterschied zwischen der Tätigkeitsausführung mit Exoskeletten und ohne Exoskelette aufwies, wird auf die graphische Darstellung verzichtet.

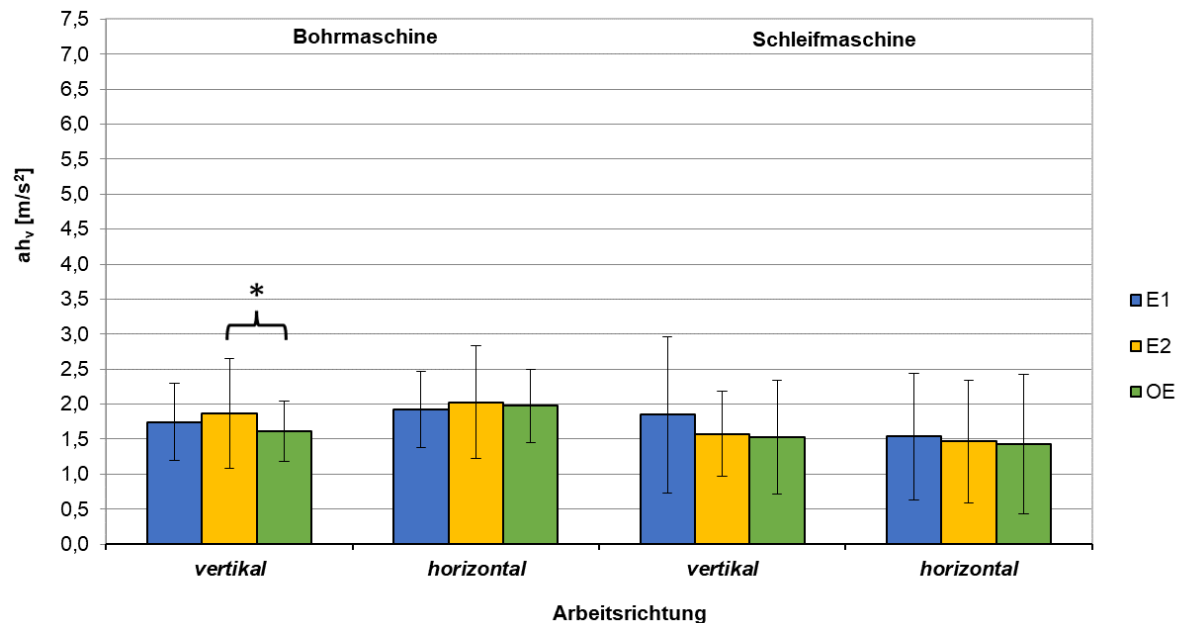


Abbildung 17: Einfluss der Exoskelette auf den Schwingungsgesamtwert  $a_{hv}$  am linken Handgelenk

Mit Blick auf das Frequenzspektrum am linken Griff der Bohrmaschine ist bei Exoskelett 2 eine Erhöhung der Amplitude im unteren Frequenzbereich zwischen 20 Hz und 45 Hz sowie zwischen 55 Hz und 75 Hz im Vergleich zu der Ausführung ohne Exoskelett zu sehen (siehe Abbildung 18). Im Vergleich zur Frequenzbetrachtung des rechten Griffs lag keine konsistente Amplitudenerhöhung zwischen 5 Hz und 1000 Hz vor. Bei Exoskelett 1 wurde auf der linken Seite weder am Griff noch am Handgelenk eine signifikante Veränderung der Schwingungsgesamtwerts durch die Maschinen festgestellt. Es sind jedoch bei der Bohrmaschine in vertikaler Richtung die Amplituden der Frequenzen zwischen 5 Hz und 15 Hz, 35 Hz und 45 Hz sowie zwischen 60 Hz und 80 Hz leicht erhöht. Gleichzeitig ist die Amplitude vereinzelt, wie im Bereich um 50 Hz, im Vergleich zu der Ausführung ohne Exoskelett herabgesetzt. Bei beiden Exoskeletten war der Schwingungsgesamtwert mit der Bohrmaschine in horizontaler Richtung im Vergleich zu der Tätigkeit ohne Exoskelette unverändert. Im Frequenzspektrum sind bei beiden Exoskeletten für diese Tätigkeit Veränderungen in der Amplitude zu sehen, die jedoch nicht systematisch erhöht oder verringert sind.

## Bohrmaschine

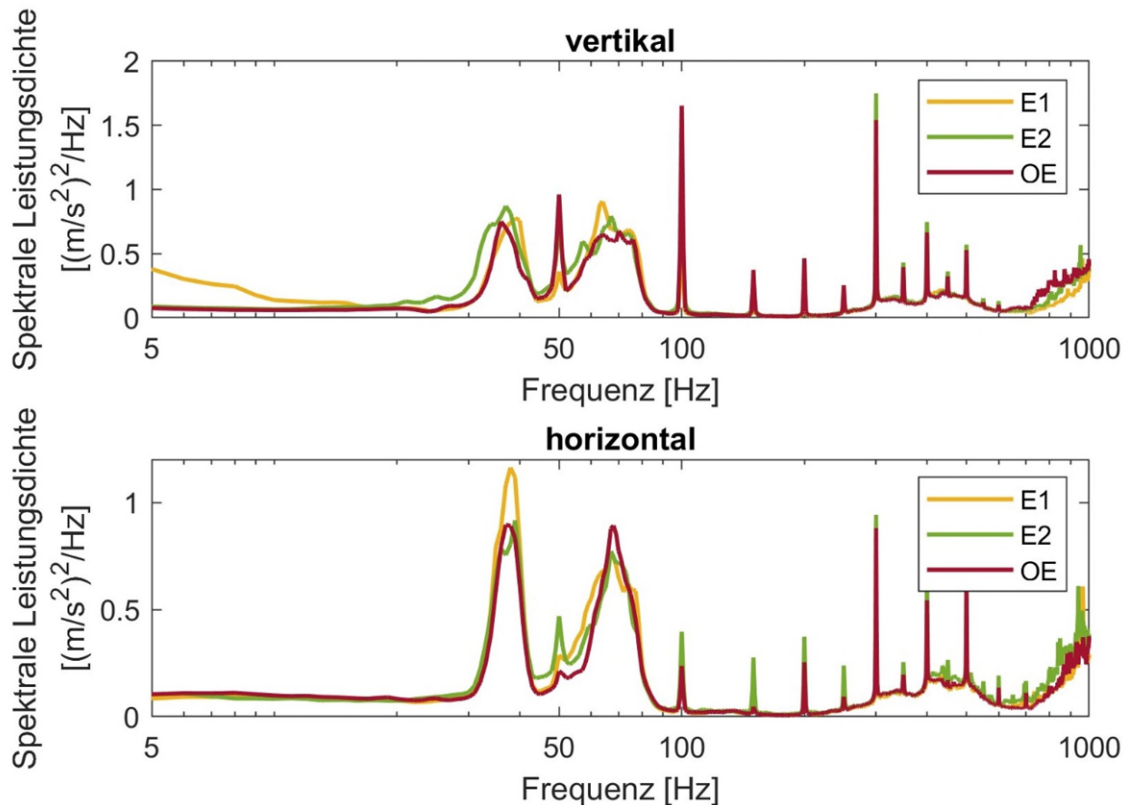


Abbildung 18: Frequenzspektren an dem Gerätegriff der Bohrmaschine an der linken Hand mit und ohne Exoskelette

Bei Exoskelett 2 war mit der Bohrmaschine am linken Handgelenk in vertikaler Richtung ein verminderter Übertragungsfaktor im unteren Frequenzbereich zwischen 15 Hz und 30 Hz sowie zwischen 50 Hz und 60 Hz sichtbar (siehe Abbildung 19). Bei Exoskelett 1 war der Übertragungsfaktor für diese Tätigkeit in einem fast identischen Bereich zwischen 10 Hz und 35 Hz sowie zwischen 50 Hz und 60 Hz herabgesetzt. In horizontaler Arbeitsrichtung war der Übertragungsfaktor mit Exoskelett 2 nahezu konstant niedriger als bei der Tätigkeit ohne Exoskelett. Mit Exoskelett 1 gab es, wie bei der Frequenzzusammensetzung am Griff, keine einheitliche Erhöhung oder Verringerung des Übertragungsfaktors. Damit gab es bei beiden Exoskeletten im unteren Frequenzspektrum weniger Frequenzbereiche mit einem geringeren Übertragungsfaktor als an der rechten Hand. Gleichzeitig war der Übertragungsfaktor teilweise bei beiden Exoskeletten erhöht. Dies stellt einen Unterschied des Übertragungsverhaltens im Vergleich zur rechten Hand dar.

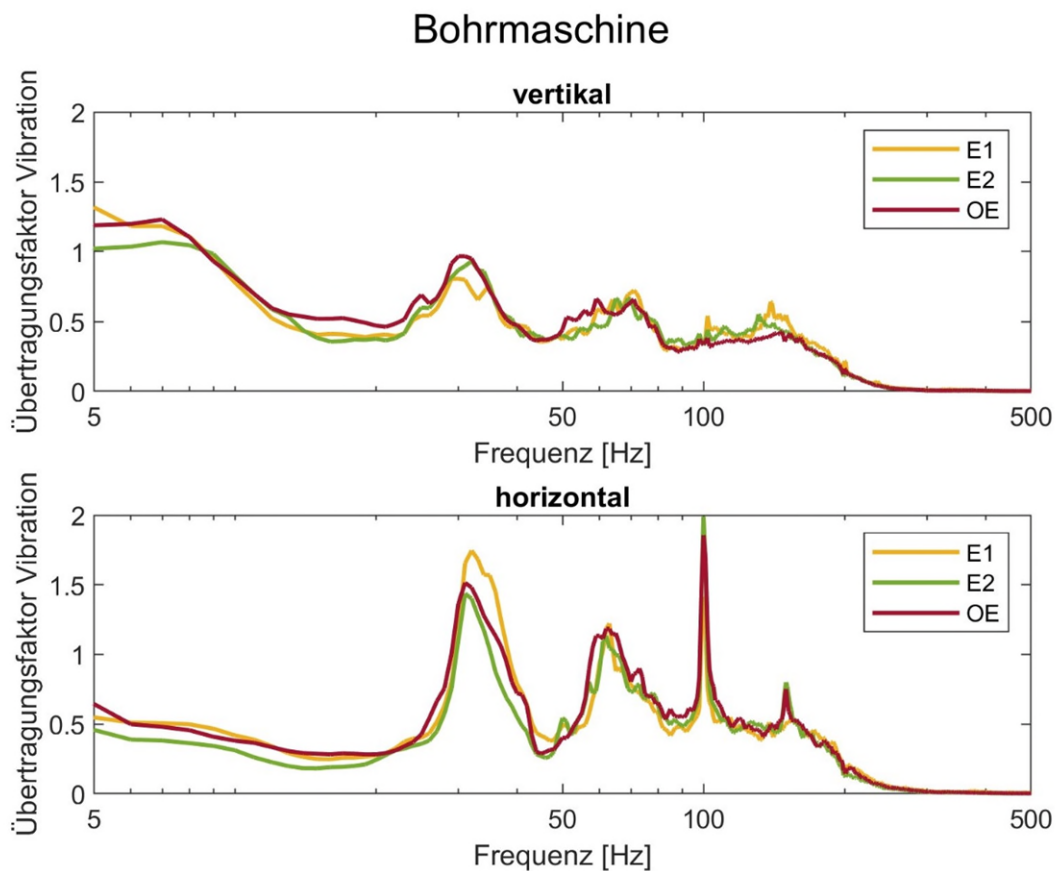


Abbildung 19: Übertragungsfunktionen am linken Handgelenk für Tätigkeiten mit der Bohrmaschine mit und ohne Exoskelette

Bei allen anderen Tätigkeiten waren am linken Griff oder linken Handgelenk keine Veränderungen der Vibrationswerte beim Tragen der Exoskelette im Vergleich zur Ausführung ohne Exoskelette festzustellen.

### 3.1.2 Effekt der Arbeitsrichtung

Bei den Tätigkeiten mit der Schleifmaschine war der Immissionswert am rechten Griff in horizontaler Richtung bei den Exoskeletten als auch ohne Exoskelett stets höher als in vertikaler Arbeitsrichtung (Exoskelett 1:  $t = -4,632$ ,  $p < 0.01$ ; Exoskelett 2:  $t = -7,748$ ,  $p < 0.01$ ;  $t = -7,534$ ,  $p < 0.01$ , siehe Abbildung 20). Bei den Tätigkeiten mit der Bohrmaschine wurden keine Unterschiede festgestellt.

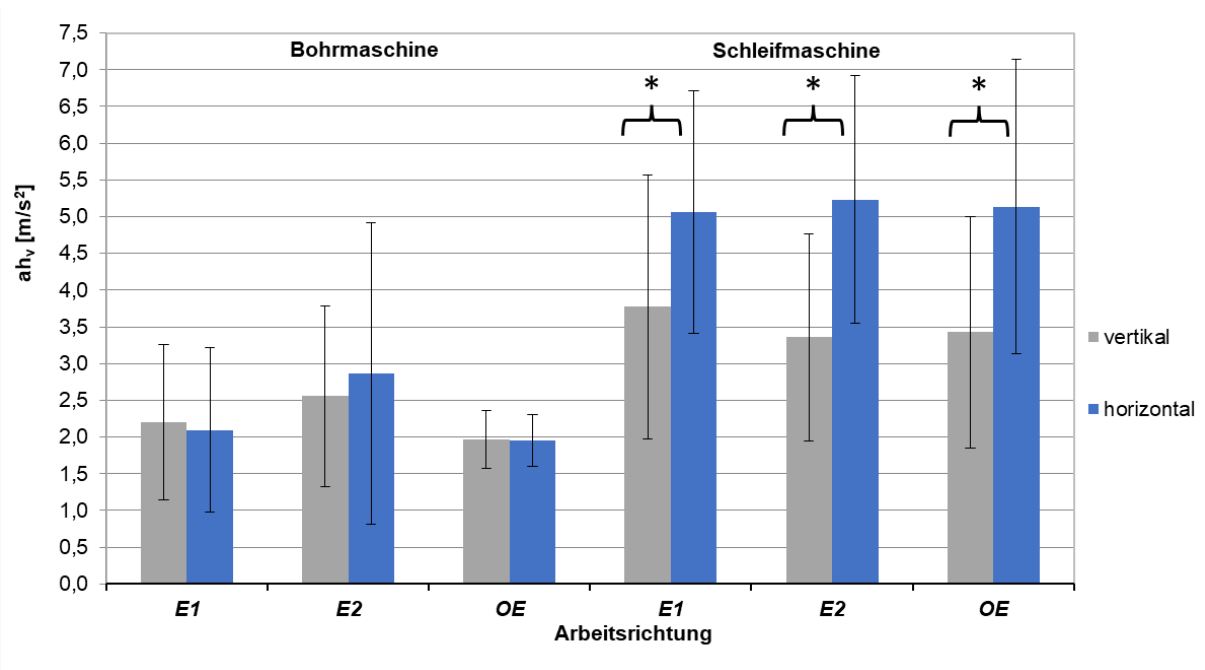


Abbildung 20: Einfluss der Arbeitsrichtung auf den Schwingungsgesamtwert  $a_{hv}$  an dem Gerätegriff der rechten Hand

Bei den Tätigkeiten mit der Schleifmaschine waren auch am rechten Handgelenk die Vibrationswerte in horizontaler Arbeitsrichtung höher als in vertikaler Arbeitsrichtung (Exoskelett 1:  $t = -2,923$ ,  $p < 0.05$ ; Exoskelett 2:  $t = -6,936$ ,  $p < 0.01$ ;  $t = -6,799$ ,  $p < 0.01$ ). Der Übertragungsquotient war bei den Tätigkeiten mit der Schleifmaschine in horizontaler Richtung bei Exoskelett 2 ( $t = -4,661$ ,  $p < 0.01$ ) und ohne Exoskelett ( $t = -2,900$ ,  $p < 0.05$ ) erhöht.

Am linken Griff wiesen die Immissionswerte bei Tätigkeiten mit der Schleifmaschine in horizontaler Richtung bei Exoskelett 2 ( $t = -4,164$ ,  $p < 0.01$ ) und ohne Exoskelett ( $t = -4,505$ ,  $p < 0.01$ ) höhere Werte auf als in vertikaler Arbeitsrichtung. Bei Arbeiten mit der Bohrmaschine in vertikaler Richtung traten bei Exoskelett 2 höhere Immissionswerte ( $t = 2,246$ ,  $p < 0.05$ ) als in horizontaler Richtung auf.

Am linken Handgelenk lag bei den Bohrtätigkeiten bei beiden Exoskeletten (Exoskelett 1:  $t = -2,441$ ,  $p < 0.05$ ; Exoskelett 2:  $t = -2,367$ ,  $p < 0.05$ ) als auch ohne Exoskelett ( $t = -5,685$ ,  $p < 0.01$ ) in horizontaler Arbeitsrichtung ein höherer Schwingungsgesamtwert vor als in vertikaler Richtung.

Der Übertragungsquotient am linken Handgelenk ist beim Arbeiten mit der Bohrmaschine für beide Exoskelette (Exoskelett 1:  $t = -3,123$ ,  $p < 0.05$ ; Exoskelett 2:  $t = -4,564$ ,  $p < 0.01$ ) und ohne Exoskelett ( $t = -4,064$ ,  $p < 0.01$ ) in horizontaler Arbeitsrichtung erhöht (siehe Abbildung 21). Beim Arbeiten mit der Schleifmaschine ist der Effekt umgekehrt mit einem erhöhten Übertragungsquotienten in vertikaler Richtung zu sehen (Exoskelett 1:  $t = 4,806$ ,  $p < 0.05$ ; Exoskelett 2:  $t = 6,926$ ,  $p < 0.01$ ; ohne Exoskelett:  $t = 4,946$ ,  $p < 0.01$ ). Bei beiden Exoskeletten (und ohne Exoskelett ( $t = 4,946$ ,  $p < 0.01$ )) ist der Übertragungsquotient in vertikaler Arbeitsrichtung höher als in horizontaler Richtung.

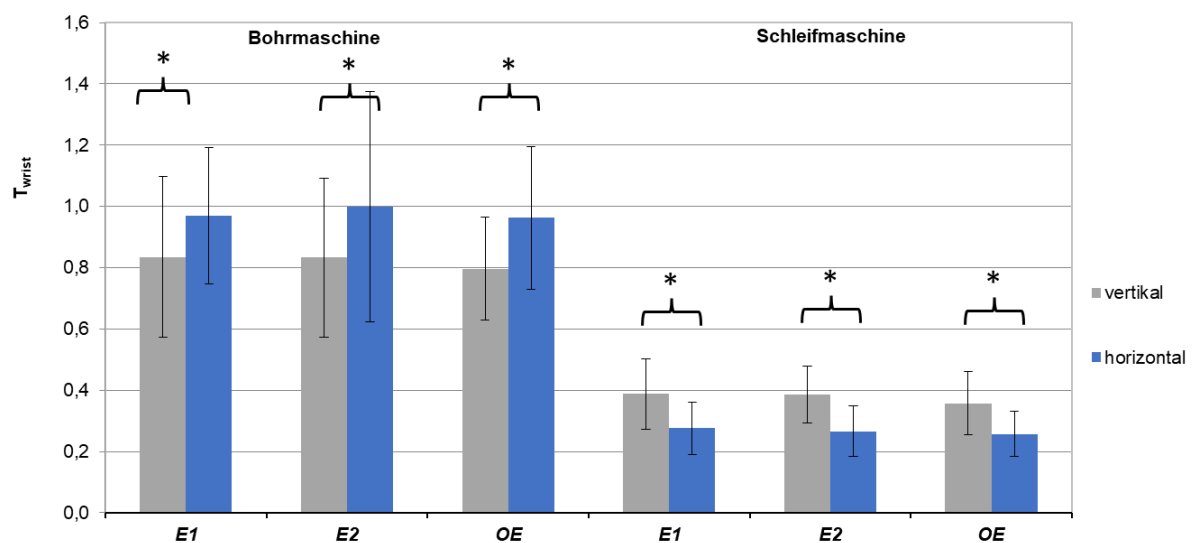


Abbildung 21: Einfluss der Arbeitsrichtung auf den Übertragungsquotienten des  $a_{hv}$  am linken Handgelenk

### 3.2 Vorschubkraft

Beim Tragen der Exoskelette wurde keine erhöhte Vorschubkraft bei einer der Tätigkeiten im Vergleich zu der Tätigkeitsausführung ohne Exoskelett festgestellt. Einen Effekt gab es zwischen den Exoskeletten: beim Schleifen in vertikaler Arbeitsrichtung wurde bei Exoskelett 1 eine höhere Vorschubkraft als bei Exoskelett 2 aufgewendet ( $t = 2,298$ ,  $p < 0.05$ ).

Die Arbeitsrichtung beim Schleifen hatte einen Einfluss auf die Vorschubkraft, wenn währenddessen die Exoskelette getragen wurden (siehe Abbildung 22). Mit den Exoskeletten wurde in horizontaler Arbeitsrichtung eine höhere Vorschubkraft aufgewendet als in vertikaler Richtung (Exoskelett 1:  $t = -2,958$ ,  $p < 0.05$ ; Exoskelett

2:  $t = -4,398$ ,  $p < 0.01$ ). Die aufgewendete Vorschubkraft war ohne Exoskelett in vertikaler Arbeitsrichtung beim Bohren höher ( $t = 2,866$ ,  $p < 0.05$ ) als in horizontaler Richtung.

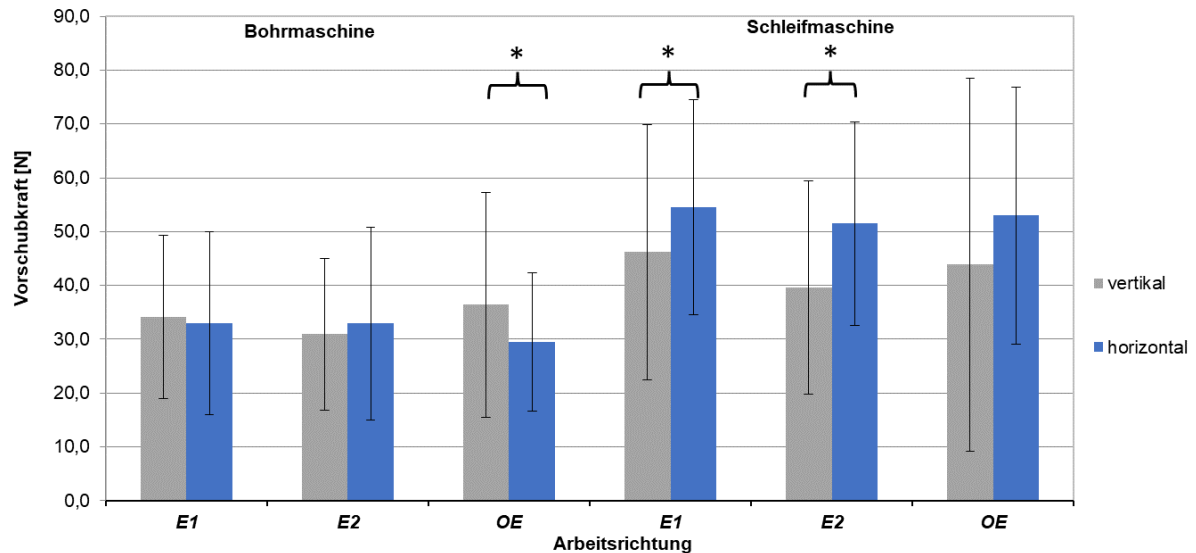


Abbildung 22: Einfluss der Arbeitsrichtung auf die Vorschubkraft

### 3.3 Vibrationsperzeption

Nach allen Tätigkeiten wurde unter sämtlichen Testfrequenzen tendenziell eine Erhöhung der Vibrationsperzeptionsschwelle gemessen. Dabei war keine systematische Erhöhung oder Senkung der Vibrationsperzeptionsschwelle durch Exoskelett 2 erkennbar. Nach dem Tragen von Exoskelett 1 wurde im Vergleich zu den Tätigkeiten ohne Exoskelett in vier Fällen eine Erhöhung der Perzeptionsschwelle bei unterschiedlichen Testfrequenzen festgestellt. Nach den Tätigkeiten in horizontaler Arbeitsrichtung war die Vibrationsperzeptionsschwelle am rechten Zeigefinger nach der Bohrtätigkeit bei der Testfrequenz von 16 Hz ( $t = -2,123$ ,  $p < 0.05$ ) und nach der Schleiftätigkeit bei der Testfrequenz von 64 Hz ( $t = -2,442$ ,  $p < 0.05$ ) und 125 Hz ( $t = -2,056$ ,  $p < 0.05$ ) und am linken Zeigefinger nach der Bohrtätigkeit bei der Testfrequenz von 250 Hz ( $t = -2,123$ ,  $p < 0.05$ ) erhöht. Zu einer Senkung der Schwelle kam es mit Exoskelett 1 am rechten Zeigefinger bei der Testfrequenz 125 Hz nach der Bohrtätigkeit in vertikaler Arbeitsrichtung (siehe Abbildung 23). Bei dieser Tätigkeit wurde auch der einzige Unterschied in der Veränderung der Vibrationsperzeption zwischen Exoskelett 2 und der Tätigkeit ohne Exoskelett festgestellt. Die Effekte traten vorwiegend an der rechten Hand bei

der Testfrequenz von 125 Hz auf. Ohne Exoskelett erhöhte sich die Vibrationsperzeptionsschwelle bei dieser Testfrequenz bei der Tätigkeit Bohren in vertikaler Richtung mehr als bei Exoskelett 1 ( $t = 2,546, p < 0.05$ ) und Exoskelett 2 ( $t = 2,288, p < 0.05$ ). Mit der Schleifmaschine wurde bei Exoskelett 1 in horizontaler Richtung eine höhere Verschiebung der Vibrationsperzeptionsschwelle als bei Exoskelett 2 ( $t = -2,791, p < 0.05$ ) gemessen.

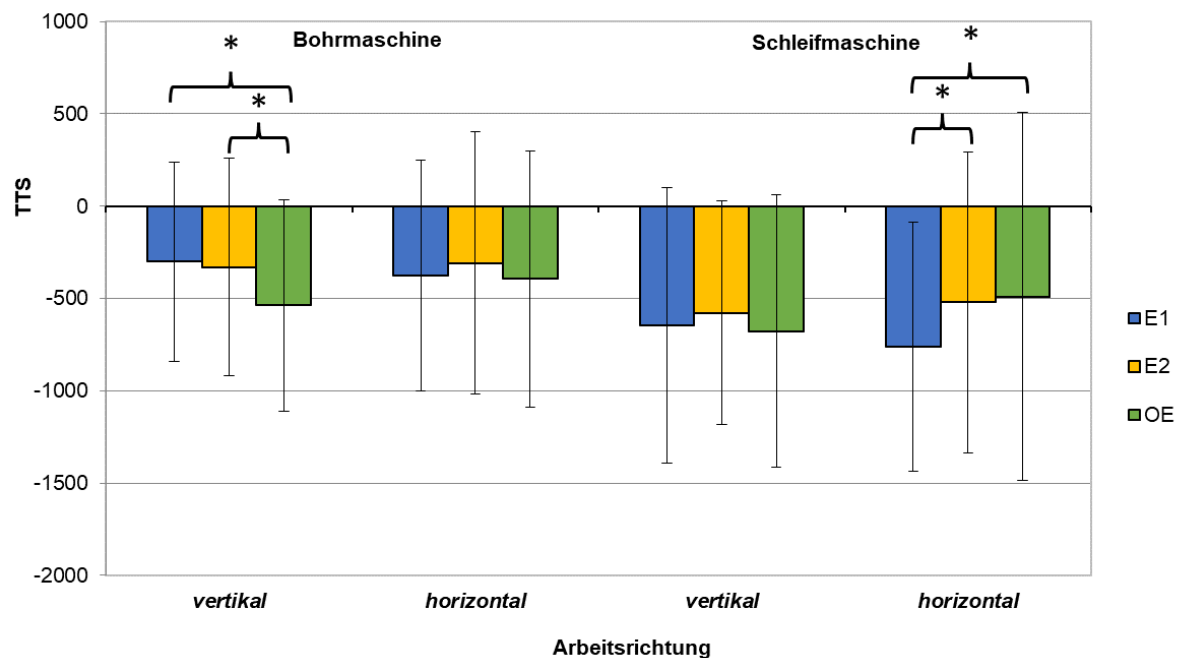


Abbildung 23: Einfluss der Exoskelette auf die Vibrationsperzeption an der Spitze des rechten Zeigefingers bei der Testfrequenz 125 Hz

Am linken Zeigefinger traten bei der Testfrequenz von 125 Hz keine Effekte in der Veränderung der Vibrationsperzeption zwischen der Tätigkeitsausführung mit und ohne Exoskelette auf (siehe Abbildung 24). Die arithmetischen Mittelwerte weisen jedoch eine vergleichbare Tendenz der Verteilung zu den Mittelwerten am rechten Zeigefinger bei dieser Testfrequenz auf.

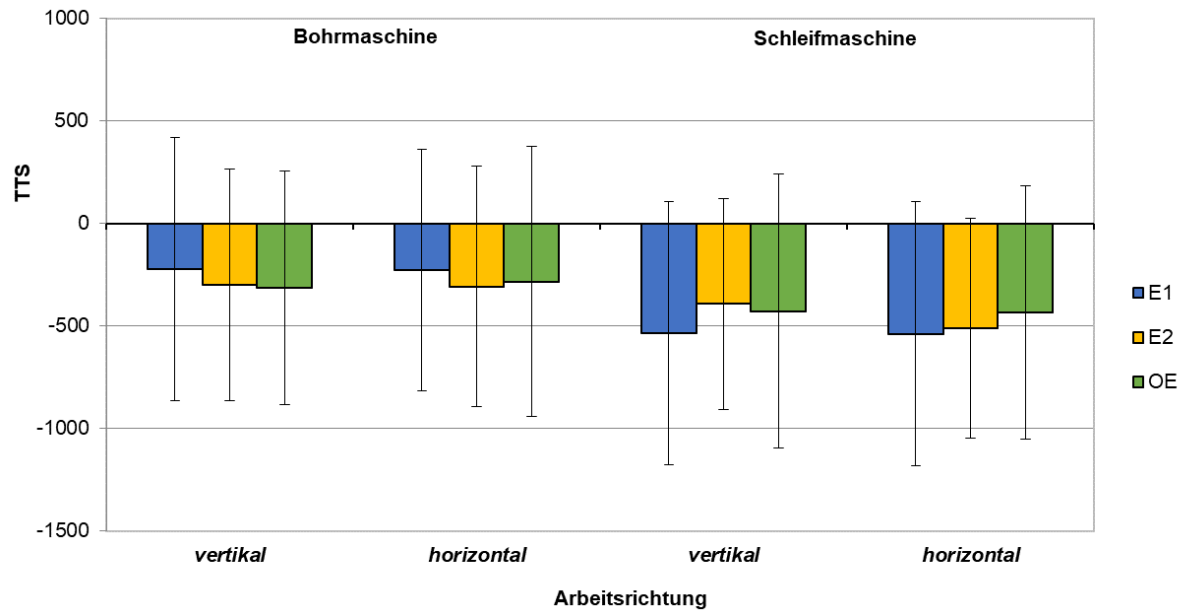


Abbildung 24: Einfluss der Exoskelette auf die Vibrationsperzeption an der Spitze des linken Zeigefingers bei der Testfrequenz 125 Hz

Hinsichtlich der Arbeitsrichtung wurde nur bei der Testfrequenz von 64 Hz an der rechten Zeigefingerspitze bei Exoskelett 1 ein Unterschied festgestellt. In horizontaler Richtung war beim Schleifen die Verschiebung der Perzeptionsschwelle höher als in vertikaler Richtung ( $t = 2,132, p < 0.05$ ).

### 3.4 Infrarot-Thermographie

Anhand der Wärmebildaufnahmen konnte kein Einfluss durch die Exoskelette auf palmarer oder dorsaler Seite der Hände festgestellt werden.

In Bezug auf die Arbeitsrichtung traten Effekte ausschließlich dorsal an der rechten und linken Hand auf. Tendenziell war der Temperaturgradient nach allen Tätigkeiten in vertikaler Richtung höher als in horizontaler Richtung (siehe Abbildung 25). Signifikant höher war der Temperaturgradient an beiden Händen bei Exoskelett 2 bei Arbeiten in vertikaler Richtung mit der Bohrmaschine (rechts:  $t = 2,152, p < 0.05$ ; links:  $t = 2,131, p < 0.05$ ). Bei Exoskelett 1 war der Temperaturgradient in vertikaler Richtung mit der Bohrmaschine an der rechten Hand ( $t = 2,240, p < 0.05$ ) und mit der Schleifmaschine an der linken Hand höher ( $t = 2,127, p < 0.05$ ). Ohne Exoskelett

war der Temperaturgradient bei der Schleifmaschine in vertikaler Richtung erhöht ( $t = 2,588, p < 0.05$ ).

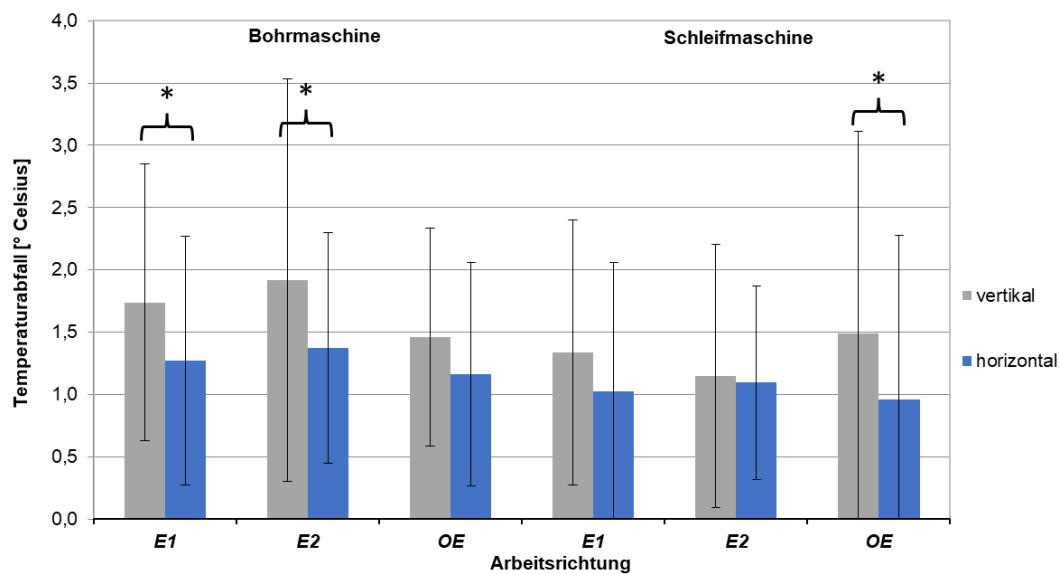


Abbildung 25: Einfluss der Arbeitsrichtung auf den Temperaturgradienten auf der dorsalen Seite der rechten Hand

### 3.5 Muskuläre Aktivität und Ermüdung

Bei allen ermittelten Effekten war das Aktivitätsniveau der Muskulatur (%MVC) mit den Exoskeletten geringer als ohne Exoskelett. Das Aktivitätsniveau veränderte sich unter fast allen Bedingungen am Musculus trapezius descendens (rechts und links, siehe Tabelle 1). Einige Effekte traten auch am M. biceps brachii (links und rechts) auf. Am extensor digitorum wurden keine und am flexor carpi ulnaris nur vereinzelt Effekte festgestellt. Eine Veränderung des Aktivitätsniveaus trat vor allem an der linken Körperseite auf. Im direkten Vergleich der Exoskelette war insbesondere das Aktivitätsniveau des Musculus trapezius descendens bei Exoskelett 2 geringer als bei Exoskelett 1.

Tabelle 1: p-Wert Vergleiche des Aktivitätsniveaus (%MVC) der Muskulatur (t-tests bei verbundenen Stichproben)

	Flexor carpi ulnaris		Extensor digitorum		M. biceps brachii		M. trapezius descendens	
	links	rechts	links	rechts	links	rechts	links	rechts
Bohrmaschine								
vertikal								
E1 vs. OE	<b>0,008</b>	0,681	0,331	0,428	<b>0,009</b>	0,642	0,326	0,321
E2 vs. OE	0,181	0,564	0,087	0,438	<b>0,008</b>	0,980	<b>0,001</b>	<b>0,002</b>
E1 vs. E2	<b>0,001</b>	0,370	0,688	0,947	0,078	0,529	<b>0,010</b>	<b>0,000</b>
horizontal								
E1 vs. OE	0,377	<b>0,017</b>	0,886	0,439	<b>0,000</b>	0,281	0,137	<b>0,037</b>
E2 vs. OE	0,585	0,113	0,631	0,854	<b>0,001</b>	0,286	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>
E1 vs. E2	0,419	0,430	0,435	0,329	0,768	0,666	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>
Schleifmaschine								
vertikal								
E1 vs. OE	0,477	0,434	0,634	0,393	0,469	<b>0,026</b>	<b>0,017</b>	<b>0,000</b>
E2 vs. OE	0,872	0,064	0,975	0,150	<b>0,001</b>	<b>0,011</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>
E1 vs. E2	0,550	0,073	0,616	0,073	0,388	<b>0,038</b>	<b>0,000</b>	<b>0,030</b>
horizontal								
E1 vs. OE	0,576	0,670	0,218	0,314	<b>0,021</b>	0,054	<b>0,001</b>	<b>0,017</b>
E2 vs. OE	0,478	<b>0,015</b>	0,885	0,815	<b>0,007</b>	<b>0,004</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>
E1 vs. E2	0,232	0,178	0,228	0,203	0,090	0,186	<b>0,001</b>	<b>0,000</b>

E1 = Exoskelett 1; E2 = Exoskelett 2; OE = ohne Exoskelett

Die Muskelaktivität war in vertikaler Richtung stets größer als in horizontaler Richtung. Die Arbeitsrichtung hatte in Bezug auf das Aktivitätsniveau auf der rechten Körperseite einen stärkeren Effekt (siehe Anhang 7.2.4). Bei allen Bedingungen mit der Schleifmaschine waren Unterschiede am flexor carpi ulnaris (rechts), M. biceps brachii (links und rechts) und M. trapezius descendens (links und rechts) zu erkennen. Bei den Tätigkeiten mit der Bohrmaschine hatte die Arbeitsrichtung bei allen Bedingungen einen Effekt auf den M. biceps brachii (rechts) und den M. trapezius descendens (rechts).

Signifikante Unterschiede der muskulären Ermüdung wurden nur vereinzelt und ausschließlich auf der linken Körperseite festgestellt. Vor allem am linken M. biceps brachii war die Ermüdung bei der Schleifmaschine mit den Exoskeletten geringer als ohne Exoskelett.

### 3.6 Bewegungsanalyse

Der linke Oberarm war im Durchschnitt bei allen Tätigkeitsausführungen ohne Exoskelette stärker angehoben als der rechte Arm. Mit den Exoskeletten war dagegen der rechte Arm bei den Tätigkeiten mit der Bohrmaschine in horizontaler Richtung und mit der Schleifmaschine in vertikaler Richtung im Mittel höher als der linke Arm positioniert. Die Schulterwinkel beider Arme waren während aller betrachteten Tätigkeiten im Durchschnitt  $<90^\circ$  und damit unterhalb des für die Untersuchung angestrebten optimalen ob die Unterstützungsgrads der Exoskelette.

Durchschnittlich war der rechte Oberarm bei Exoskelett 2 bei allen Tätigkeiten höher positioniert als bei der Ausführung ohne Exoskelett (Bohrmaschine vertikal:  $t = 3,136$ ,  $p < 0.05$ ; Bohrmaschine horizontal:  $t = 2,880$ ,  $p < 0.05$ ; Schleifmaschine vertikal:  $t = 3,832$ ,  $p < 0.05$ ; Schleifmaschine horizontal:  $t = 3,137$ ,  $p < 0.05$ ). Der linke Oberarm war dagegen nur bei der Tätigkeit mit der Schleifmaschine in vertikaler Richtung im Vergleich zur Tätigkeitsausführung ohne Exoskelett erhöht ( $t = 2,616$ ,  $p < 0.05$ ). Mit Exoskelett 1 war der rechte Schulterwinkel bei der Tätigkeitsausführung mit der Schleifmaschine jeweils erhöht (vertikal:  $t = 2,611$ ,  $p < 0.05$ ; horizontal:  $t = 2,064$ ,  $p < 0.05$ ). Bei Tätigkeitsausführung mit der Bohrmaschine gab es keinen Unterschied der Schulterwinkel zwischen Exoskelett 1 und der Tätigkeitsausführung ohne Exoskelett.

Eine Veränderung der Neigung des Oberkörpers nach vorne (Rückenflexion) oder einer Neigung des Rückens zur Seite (Lateralflexion) war nahezu bei keiner Tätigkeit durch die Exoskelette verändert. Einzig bei der Tätigkeit mit der Schleifmaschine in vertikaler Richtung gab es eine stärkere Seitenneigung des Rückens bei Exoskelett 1 im Vergleich zur Tätigkeitsausführung ohne Exoskelett ( $t = -2,822$ ,  $p < 0.05$ ). Außerdem lag während der Bohrtätigkeit in vertikaler Richtung eine stärkere Seitenneigung des Rückens mit Exoskelett 2 als mit Exoskelett 1 vor ( $t = -2,818$ ,  $p < 0.05$ ).

### 3.7 Subjektives Empfinden

Es wurden keine Unterschiede in der subjektiven Beanspruchung der Teilnehmenden zwischen den Bedingungen Exoskelett 1, Exoskelett 2 und ohne Exoskelett festgestellt.

Die subjektive Beanspruchung wurde bei allen Bedingungen in vertikaler Arbeitsrichtung höher wahrgenommen als in horizontaler Arbeitsrichtung.

Die Unterstützung der Exoskelette wurde bei Exoskelett 1 geringer (Mittelwert: 2,5  $\pm$  Standardabweichung: 1,8) als bei Exoskelett 2 (3,6  $\pm$  2,6) beurteilt. Der Unterschied war jedoch statistisch nicht signifikant. Das stärkere Unterstützungsmoment von Exoskelett 2 im Vergleich zu Exoskelett 1 beurteilten die Teilnehmenden sehr unterschiedlich. Einige empfanden das Unterstützungsmoment als zu stark, sodass die Unterstützung insgesamt als nicht hilfreich und entsprechend gering im Fragebogen eingestuft wurde. Andere Teilnehmende empfanden die Stärke des Unterstützungsmoments als angemessen und gaben eine entsprechend hohe Bewertung für die Unterstützung. Als Beschwerden nannten die Teilnehmenden vorwiegend Taubheitsgefühle und Kribbeln an den Fingern (siehe Tabelle 2). Vereinzelt wurde auch von Kraftlosigkeit und Schmerzen in der Schulter berichtet. Ellenbogen und Nacken blieben während der Untersuchung weitestgehend beschwerdefrei. Die Exoskelette hatten keinen Einfluss auf die Häufigkeit der auftretenden Beschwerden.

Tabelle 2: Übersicht der Beschwerden nach den betroffenen Körperregionen

	E1	E2	OE
Finger			
	10	12	9
Taubheitsgefühl			
Kribbeln	16	14	17
Schmerzen	1	1	0
Kältegefühl	2	0	1
Kraftlosigkeit	1	1	1
Ziehen	1	0	0
Ellenbogen			
Schmerzen	1	0	0
Ziehen	0	1	0
Kribbeln	0	1	0
Kraftlosigkeit	0	0	1
Schulter			
Kraftlosigkeit	2	4	3
Schmerzen	2	2	2
Ziehen	0	1	1
Kribbeln	0	1	0
Nacken			
Ziehen	0	1	0
Kribbeln	0	1	0

E1 = Exoskelett 1; E2 = Exoskelett 2; OE = ohne Exoskelett

## 4 Diskussion

Wie vorangegangene Studien untermauert die vorliegende Untersuchung die Komplexität der physiologischen Beanspruchung durch Hand-Arm-Vibrationen und dem daraus abzuleitenden Gefährdungspotential einzelner Belastungsfaktoren. Es wurde gezeigt, dass Exoskelette bei Arbeiten auf und über Schulterniveau bei der Verwendung von vibrierenden Geräten eingesetzt werden können.

Während des Tragens von Exoskelett 2 traten gerätespezifisch erhöhte Vibrationsimmissionen beim Arbeiten mit der Bohrmaschine auf. Diese setzten sich jedoch nicht im Übertragungsverhalten bis zum Handgelenk fort. Akute physiologische Effekte konnten vereinzelt mit dem Tragen des Exoskeletts in Verbindung gebracht werden, folgten jedoch keiner sichtbaren Systematik. Die muskuläre Aktivität war in den Zielregionen des Exoskeletts an den Schultern herabgesetzt, die für die Vibrationsübertragung vorwiegend verantwortliche Unterarmmuskulatur wies dagegen keine Veränderungen auf. Subjektiv wurde die Unterstützung bei Exoskelett 2 etwas stärker als bei Exoskelett 1 wahrgenommen, die Tätigkeiten wurden aber nicht weniger beanspruchend beurteilt.

Mit Exoskelett 1 blieben die Vibrationsimmissionen und das Übertragungsverhalten im Vergleich zur Tätigkeitsausführung ohne Exoskelett unverändert. In horizontaler Arbeitsrichtung war bei beiden Geräten die Vibrationsperzeption teilweise vermindert. Eine herabgesetzte Muskelaktivität lag vor allem in der Schulterregion und vereinzelt in der Unterarmmuskulatur vor. Beim Durchblutungsverhalten der Hände war dagegen kein systematischer Effekt durch das Exoskelett erkennbar.

Die Arbeitsrichtung hatte im Vergleich zu den Exoskeletten einen stärkeren Einfluss auf die mechanische Einwirkung und die physiologische Beanspruchung bei den erhobenen Tätigkeiten. Der Einfluss wirkte sich gerätespezifisch bei der Schleifmaschine auf die Vibrationsimmission und die aufgewendete Vorschubkraft aus. Arbeiten in horizontaler Richtung bedeuteten mit dieser Maschine eine höhere Exposition als in vertikaler Richtung. Dieser Effekt hatte jedoch keinen Einfluss auf die Wahrnehmungsschwelle für Vibrationen oder das Durchblutungsverhalten der Hände. Der Temperaturabfall war sogar an beiden Händen bei allen Tätigkeiten in vertikaler Richtung besonders ausgeprägt. Damit wurde deutlich, dass die Arbeitsrichtung, noch vor der Vibrationsimmission, der Vorschubkraft oder den

Exoskeletten, einen besonders starken Einfluss auf das Durchblutungsverhalten haben kann. In Bezug auf die Muskulatur wiesen alle gefundenen Effekte auf eine erhöhte Aktivität in vertikaler Arbeitsrichtung hin.

Es lässt sich feststellen, dass die bekannten akuten Wirkungen von Hand-Arm-Vibrationen einige Hinweise liefern, unter welchen Bedingungen bei der Verwendung von Exoskeletten und der Arbeit in verschiedene Richtungen bei langjähriger beruflicher Exposition chronische Wirkungen in verschiedenen Bereichen (neuronales, vaskuläres, muskuloskelettales System) zu erwarten sind.

Obwohl grundsätzlich eine erhöhte Vibrationsimmission beim Arbeiten mit der Bohrmaschine mit Exoskelett 2 im Vergleich zur Tätigkeitsausführung ohne Exoskelett gemessen wurde, ist nicht auszuschließen, dass aufgrund der großen Standardabweichung der Vibrationsimmission der Effekt an dem rechten Handgriff möglicherweise auf eine zu kurze Eingewöhnung auf das Exoskelett bei Tätigkeiten mit einer Bohrmaschine zurückzuführen ist. Sowohl die kurze Gewöhnungszeit als auch die ausschließliche Erfassung akuter Effekte wurde von vielen Autoren im Zusammenhang mit Untersuchungen zu Exoskeletten aufgegriffen und die Übertragbarkeit der Ergebnisse dieser Studien auf Langzeitfolgen infrage gestellt (9, 10, 68). Es bestehe daher weiterhin ein Bedarf an Langzeitstudien aus denen Langzeiteffekte hervorgehen würden. Bezogen auf die vorliegende Untersuchung würde bei regelmäßiger Tätigkeitsausführung der Immissionswert mehr Konstanz aufweisen, wie es bei erfahrenen Maschinenbedienern üblich ist (69). Prozentual hat sich die Vibrationsimmission mit Exoskelett 2 bei der Bohrtätigkeit in horizontaler Richtung mit durchschnittlich 46% am meisten erhöht. Die in dieser Untersuchung erhobene Erhöhung der Vibrationsimmission stellt aufgrund der mangelnden Erfahrung der Teilnehmenden vielmehr ein Maximum der möglichen Veränderung und der Folgen des Einsatzes des Exoskelett 2 mit den verwendeten Geräten dar. Da die Veränderung in diesem Worst-Case-Szenario durchaus relevant für die gesundheitlichen Auswirkungen ausfällt, ist anzunehmen, dass die mittelfristige Anwendung des Exoskelett 2 eine erhöhte Belastung durch die Vibrationsimmission beinhaltet.

Die Arbeitsrichtung hatte in dieser Untersuchung hinsichtlich der Vibrationsimmission einen Effekt bei den Tätigkeiten mit der Schleifmaschine. Dieser Effekt blieb auch beim Tragen eines Exoskeletts erhalten. Bei den

Tätigkeiten mit der Bohrmaschine trat dagegen kein Effekt durch die Arbeitsrichtung auf. Auch hier hatten die Exoskelette keinen Einfluss auf das Ergebnis. Folglich ist davon auszugehen, dass die Arbeitsrichtung einen großen Effekt auf die Vibrationsimmission haben kann und dieser Effekt geräteabhängig ist. Im Fall der verwendeten Schleifmaschine bedeutete eine Änderung von der vertikalen in die horizontale Arbeitsrichtung ohne Exoskelett eine durchschnittliche Zunahme der Vibrationsimmission von 50%. Anders als bei den Exoskeletten, bei denen eine Veränderung der Vibrationsimmission auch auf eine mangelnde Eingewöhnung zurückgeführt werden kann, ist bei der Erhöhung der Vibrationsimmission durch die Veränderung der Arbeitsrichtung von einem dauerhaft gesteigerten Belastungszustand beim Arbeiten mit dieser Maschine auszugehen. Taylor et al. (23) ermittelten bei Bohrtätigkeiten mit einem Akku-Bohrschrauber bei ausgeschalteter Schlagfunktion in Beton ebenfalls höhere Vibrationsimmissionen in horizontaler Arbeitsrichtung als in vertikaler Richtung nach oben. Infolgedessen muss bei Arbeiten mit handgehaltenen und handgeführten Geräten berücksichtigt werden, dass höhere Vibrationsimmissionen in horizontaler Arbeitsrichtung im Vergleich zu Arbeiten in vertikaler Richtung nach oben auftreten können. Es ist grundsätzlich darauf hinzuweisen, dass in dieser Untersuchung die kumulative Vibrationsdosis aller Bedingungen aufgrund der kurzen Expositionsdauer vergleichsweise gering zu einer typischen Tagesdosis war (70). Die Vibrationsimmission der verwendeten Geräte ist dagegen mit typischen Praxisbedingungen vergleichbar (71). Folglich sind bei längerer Exposition der untersuchten Tätigkeiten praxisnahe physiologische Reaktionen zu erwarten.

Die bislang in der Fachwelt mehrfach geäußerte Annahme, dass die frequenzbewertete Beschleunigung nach der DIN EN ISO 5349-1 (16) in nicht ausreichendem Maße akute physiologische Veränderungen vorhersagt (23, 72, 73), kann anhand der vorliegenden Ergebnisse zum Durchblutungsverhalten der Hände und zur Vibrationsperzeption an den Fingerspitzen durchaus unterstützt werden. Es ist dennoch zu berücksichtigen, dass die Frequenzbewertung auf die Vorhersage von Schädigungen durch Schwingungen ausgerichtet ist (16). Die chronischen, pathologischen Auswirkungen von Schwingungsexpositionen über einen längeren Zeitraum und entsprechender Intensität korrelieren nicht zwingend mit den akuten Auswirkungen. Die physiologische Beanspruchung wird nicht ausschließlich durch

die physikalische Belastung, sondern auch durch individuelle Faktoren wie Alter, Geschlecht, Konstitution und Disposition beeinflusst (36).

Mit beiden Exoskeletten waren an den Griffen der Bohrmaschine erhöhte Amplituden im Frequenzspektrum zu sehen. Insbesondere am Hauptgriff waren bei Exoskelett 2 in beide Arbeitsrichtungen die Amplituden über den gesamten betrachteten Frequenzbereich im Vergleich zu Exoskelett 1 und ohne Exoskelett erhöht. Mit Exoskelett 1 war eine vergleichbare Tendenz der Amplitudenerhöhung am Hauptgriff der Bohrmaschine zu erkennen. Allerdings nicht in der Höhe wie mit Exoskelett 2. Daher ist die stärkere Vibrationseinwirkung bei Exoskelett 1 statistisch nicht über den Mittelwert-Vergleich des frequenzbewerteten Schwingungsgesamtwerts  $a_{hv}$ , sondern nur im Frequenzspektrum zu sehen. Aus der Frequenzanalyse lässt sich dennoch ableiten, dass die passiven Exoskelette für das Schulter-Arm-System bei der Bohrmaschine tendenziell die Amplitude über das gesamte Frequenzspektrum erhöhen und dass sich der bei Exoskelett 2 gefundene Effekt nicht spezifisch auf dieses Exoskelett bezieht. Die Amplituden in den Frequenzspektren am rechten Handgelenk waren jedoch bei allen drei Bedingungen (Exoskelett 1, Exoskelett 2 und ohne Exoskelett) ähnlich ausgeprägt. Da insbesondere bei Exoskelett 2 eine höhere Frequenzamplitude und ein erhöhter Schwingungsgesamtwert am Griff vorlag, wird folglich mehr Schwingungsenergie in die Hand eingeleitet. Diese zusätzliche Energie wird bis zum Handgelenk reduziert, sodass ein geringeres Übertragungsverhältnis im Vergleich zu der Bedingung ohne Exoskelett bestand. Da die Frequenzspektren an den Handgelenken mit Exoskelett 2 keinen Unterschied zu den anderen Bedingungen aufwiesen, ist von keiner erhöhten Belastung der Knochen- und Gelenkstrukturen ab den Handgelenken in Richtung der Schulter auszugehen (74) .

Der mit den Geräten ermittelte Einfluss der Exoskelette auf die Vibrationsübertragung stimmt teilweise mit der bisher einzig bekannten Studie zu Hand-Arm-Vibrationen und Exoskeletten von McDowell et al. (49) überein. Insbesondere die Verläufe der Übertragungsfunktionen für die Tätigkeit mit der Bohrmaschine ähneln den Übertragungsfunktionen von McDowell et al. In beiden Untersuchungen wurde im unteren Frequenzbereich eine Abnahme des Übertragungsfaktors durch die Exoskelette gemessen. Insofern ist der von McDowell et al. geäußerten Annahme einer Verminderung der

Vibrationsübertragung durch Exoskelette zuzustimmen. Die vorliegende Untersuchung gibt darüber hinaus Hinweise, unter welchen Bedingungen dieser Annahme zuzustimmen ist. Bei McDowell et al. wurde die Vibrationsbelastung durch einen Schwingerreger konstant gehalten. Mit den dort eingesetzten Exoskeletten sank bei höchstem einstellbarem Unterstützungsmoment der Vibrationswert am Handgelenk im Vergleich zu der Ausführung ohne Exoskelette. Da der Effekt bei allen drei getesteten Exoskeletten auftrat, gehen die Autoren von einer Vibrationsminderung durch die Exoskelette aus. Der genaue Frequenzbereich zwischen 20 Hz und 50 Hz der Vibrationsminderung wurde anhand der Übertragungsfunktion deutlich. In dieser Untersuchung stieg die Vibrationsbelastung bei den Tätigkeiten mit der Bohrmaschine besonders mit Exoskelett 2, welches ebenfalls ein hohes Unterstützungsmoment aufwies. In den meisten Fällen blieb jedoch die Vibrationsbelastung am Handgelenk im Vergleich zu der Exposition ohne Exoskelett unverändert. Somit lag keine geringere Vibrationsbelastung für niedrige Frequenzanteile am Handgelenk durch das Exoskelett vor, sondern eine gleichbleibende Vibrationsbelastung am Handgelenk bei gleichzeitig höherer Belastung an der Einleitungsstelle der Handfläche mit Reduzierung der zusätzlichen Energie bis zum Handgelenk. Insofern wurde in beiden Untersuchungen ein geringeres Übertragungsverhältnis in einem vergleichbaren Frequenzbereich festgestellt, welches jedoch auf unterschiedliche Weise zustande kam. Dennoch ist festzuhalten, dass durch ein Exoskelett mit entsprechend hohem Unterstützungsmoment zwar von keiner verminderten Vibrationsbelastung durch die verwendete Maschine auszugehen ist, jedoch die Amplitude im Frequenzbereich zwischen 5 Hz und 50 Hz bis zum Handgelenk reduziert werden kann. Das Übertragungsverhalten und damit die Übertragungsfunktionen des Arms werden durch Exoskelette verändert. Beide Untersuchungen zeigen, dass die Stärke der Reduktion in der Übertragung durch die Stärke des Unterstützungsmoments bestimmt wird. So ist anhand von Exoskelett 1 zu sehen, dass die Reduktion bei einem schwächeren Unterstützungsmoment geringer ausfällt, jedoch im Frequenzspektrum zu sehen ist. Die vorliegende Untersuchung zeigte, dass sich bei Änderung der Arbeitsrichtung bzw. der Armhaltung die Breite des reduzierten Frequenzbereichs verändert, die Tendenz der Reduzierung durch die Exoskelette jedoch erhalten bleibt. So war am Hauptgriff der Bohrmaschine in horizontaler Arbeitsrichtung der Übertragungsfaktor

bei Exoskelett 2 zwischen 5 Hz und 45 Hz und zwischen 60 Hz und 80 Hz vermindert. In vertikaler Arbeitsrichtung war der Übertragungsfaktor sogar zwischen 5 Hz und 90 Hz nahezu durchgehend geringer als zur Tätigkeitsausführung ohne Exoskelett. Obwohl der Übertragungsfaktor am Seitengriff nicht so stark reduziert wie am Hauptgriff vorlag, war weiterhin eine reduzierte Amplitude im unteren Frequenzbereich durch beide Exoskelette sichtbar. Anhand der vorliegenden Daten bleibt offen, inwiefern der Frequenzbereich oberhalb von 90 Hz durch die Exoskelette beeinflusst wird, da dieser Frequenzbereich am Handgelenk aufgrund der Dämpfung durch die vorangehenden Handstrukturen durch einen Beschleunigungssensor nicht mehr erfassbar ist (28). Eine erhöhte Vibrationsbelastung im Frequenzbereich oberhalb von 90 Hz könnte sich an den Händen durch Veränderungen des Durchblutungsverhaltens oder der Vibrationsperzeption bzw. durch andere akute Symptome wie Kribbeln oder Taubheitsgefühle an den Fingern äußern (75). Die vorliegenden Ergebnisse weisen auf keine systematische Erhöhung der oben genannten Symptome hin. Daher ist davon auszugehen, dass sich die durch das Tragen von Exoskeletten hervorgerufene Amplitudenerhöhung am Gerätegriff auch im Frequenzbereich oberhalb von 90 Hz – akut betrachtet – nicht zu stark in physiologischen Reaktionen äußert. Die Auswirkungen einer längeren und regelmäßigen Exposition sind in dieser Untersuchung nicht festzustellen. Es lässt sich also festhalten, dass die Vibrationsübertragung sowohl in Abhängigkeit von den verwendeten Geräten als auch in Bezug auf die Arbeitsrichtung und das verwendete Exoskelett mit entsprechendem Unterstützungsmoment variiert. Die passiven Exoskelette für das Schulter-Arm-System vermindern die Vibrationsübertragung, abhängig von den voran genannten Faktoren, in einem Frequenzbereich zwischen 5 Hz und 90 Hz.

Entgegen der in der Fragestellung formulierten Vermutung, bewirkte der Einsatz der Exoskelette keine Veränderung der aufgebrachten Vorschubkraft während der Tätigkeiten. Die zusätzlich auf den Körper einwirkende Kraft durch das Unterstützungsmoment resultierte also nicht systematisch in einer höheren oder geringeren Kraft auf das Werkstück. Daraus hervorgehend ist anzunehmen, dass sich auch die Summe der Andruckkräfte beider Hände mit den Exoskeletten nicht verändert. Die Beobachtung, dass die Exoskelette keinen signifikanten Einfluss auf das Durchblutungsverhalten der Hände ausübten, deutet ebenfalls darauf hin, dass die Ankopplungskräfte im Wesentlichen unter Einsatz der Exoskelette unverändert

geblieben sind. Insbesondere ein Anstieg der Greifkraft wäre durch ein Absinken der Hauttemperatur sichtbar (76). Daher besteht kein erhöhtes Gefährdungsrisiko durch die Exoskelette aufgrund von erhöhten Vorschubkräften.

Die Arbeitsrichtung hatte gerätespezifisch einen Einfluss auf die Vorschubkraft. Die erhöhten Immissionswerte am rechten und linken Griff der Schleifmaschine bei nahezu allen Bedingungen in horizontaler Arbeitsrichtung im Vergleich zur vertikalen Arbeitsrichtung sind möglicherweise auf die erhöhte Vorschubkraft in horizontaler Arbeitsrichtung zurückzuführen. Da weder Vibrationsperzeption noch das Durchblutungsverhalten in horizontaler Arbeitsrichtung zunahm, ist nicht davon auszugehen, dass sich auch die Greifkraft in dieser Arbeitsrichtung erhöht hat oder dass das neurologische und das vaskuläre System bei Tätigkeiten mit der Schleifmaschine in dieser Arbeitsrichtung zusätzlich belastet werden. Vielmehr ist damit zu rechnen, dass das muskuloskeletale System bei diesen Tätigkeiten aufgrund der höheren Vibrationsimmission und Vibrationsübertragung auf das Handgelenk in horizontaler Arbeitsrichtung stärker belastet wird als in vertikaler Richtung.

Hinsichtlich der Vorschubkraft ist zu berücksichtigen, dass es sich um die resultierende Kraft der Maschine auf das Werkstück handelt (43). Inwiefern sich das Verhältnis der Andruckkräfte zwischen den Händen bei den verschiedenen Bedingungen verändert hat und es zu einer Umverteilung der Kräfte von einer Körperseite auf die andere kam, ist mit dieser Methodik nicht festzustellen. Es ist nicht auszuschließen, dass Exoskelett 2 bei den Bohrtätigkeiten eine Umverteilung der Andruckkräfte zwischen den Händen und damit höhere Immissionswerte bewirkte.

Die Beziehung zwischen den Ankopplungskräften und der Vibrationsimmission ist gerätespezifisch und nicht gänzlich erschlossen (16, 77). Während eine höhere Ankopplungskraft bei einer Bohrmaschine zu einer Dämpfung der Vibrationsimmission, jedoch zu einer höheren Vibrationsübertragung führen kann, bewirkt eine erhöhte Andruckkraft bei einer Schleifmaschine eine höhere Vibrationsimmission, aufgrund der Interaktion der Maschine mit der Werkstückoberfläche.

Eine Möglichkeit die Andruck-, Greif- und Ankopplungskräfte der rechten und linken Hand separat zu ermitteln, wäre über den Einsatz von kapazitiv wirkenden Sensormatten, die um die Griffe gewickelt werden (78). Da die Sensormatten einen dämpfenden Effekt auf die Vibrationseinwirkung haben und fast ausschließlich nur um runde oder elliptische Griffe gewickelt werden können, wurde in dieser Untersuchung auf deren Einsatz aufgrund der Griffform des Hilfsgriffs des Schwingschleifers und zugunsten der zu erwartenden physiologischen Effekte verzichtet. Es gibt Ansätze, Ankopplungskräfte auch an weiteren Griffformen mit Sensormatten zu messen (79). Diese sind jedoch mit erheblichem zeitlichem und finanziellem Aufwand verbunden.

Durch die Vibrationseinwirkung kam es nach allen Tätigkeiten zu einer kurzzeitigen Erhöhung der Vibrationsperzeptionsschwelle an den Fingerspitzen. Separat betrachtet, hatten die Exoskelette und die Arbeitsrichtung nur einen geringen Einfluss auf die Veränderung dieser Wahrnehmungsschwelle. In Kombination dieser beiden Faktoren war jedoch ein ungünstiger Einfluss von Exoskelett 1 bei Tätigkeiten in horizontaler Arbeitsrichtung bei beiden Geräten zu erkennen. Sowohl mit der Bohrmaschine (16 Hz und 250 Hz) als auch der Schleifmaschine (64 Hz und 125 Hz) waren jeweils zwei Testfrequenzen der Vibrationsperzeption im Vergleich zur Tätigkeitsausführung ohne Exoskelett verringert. Die anderen erhobenen Parameter geben wenig Rückschlüsse, warum es nach diesen Tätigkeiten zu einer Veränderung der Vibrationsperzeption gekommen ist. Weder die Vibrationsexposition und die Vorschubkraft veränderten sich signifikant, noch lässt sich ein vergleichbarer Effekt bei den übrigen physiologischen Parametern hervorheben. Aufgrund fehlender Hinweise bei der Betrachtung der Vorschubkraft oder des Durchblutungsverhaltens der Hände ist davon auszugehen, dass die Veränderungen der Vibrationsperzeptionsschwelle nicht auf einen Anstieg der Greifkraft durch die Exoskelette zurückzuführen sind (80). Ohne Berücksichtigung der Arbeitsrichtung lässt sich anhand der Daten nicht endgültig bestimmen, ob die Exoskelette tendenziell die Wahrnehmungsschwelle erhöhen oder senken. Die aufgetretenen Veränderungen an der rechten Zeigefingerspitze traten nicht an der linken Zeigefingerspitze auf. Aufgrund der hohen zeitlichen Abhängigkeit der Verschiebung der Wahrnehmungsschwelle, war die Pause zwischen der Vibrationsexposition und der Messung am linken Zeigefinger vermutlich zu groß, sodass die Wahrnehmungsschwelle zum Zeitpunkt der Messung bereits auf das

Ausgangsniveau zurückgekehrt war. Langfristig ist jedoch an der linken Hand eine ähnliche Veränderung der Wahrnehmungsschwelle wie an der rechten Hand zu erwarten (81). Die vorgefundenen Veränderungen an der rechten Hand sind daher für beide Hände in Betracht zu ziehen. Anhand der Testfrequenz von 125 Hz konnten, wie in vorangehenden Studien (20, 25), auftretende Veränderung effektiv aufgezeigt werden. Die Berücksichtigung der Körperhaltung als Kovariable (23, 25) in Bezug auf die Veränderung der Vibrationsperzeptionsschwelle lässt sich aus den Ergebnissen bei Exoskelett 1 ableiten, nicht jedoch bei der Tätigkeitsausführung ohne Exoskelett. Während die Tätigkeiten in vertikaler Arbeitsrichtung sowohl mit als auch ohne Exoskelette einen ungünstigen Effekt auf das Durchblutungsverhalten hatten, war insbesondere bei Exoskelett 1 eine herabgesetzte Vibrationsperzeptionsschwelle in horizontaler Arbeitsrichtung zu sehen. Bezugnehmend auf Linnenberg et al. (14) lässt daraus ableiten, dass die neurovaskuläre Versorgung der Hände nicht einheitlich durch die Körperhaltung oder ein Exoskelett beeinflusst wird. Vielmehr kann die Kombination dieser beiden Faktoren eine ungünstige Veränderung spezifisch für das neuronale oder vaskuläre System bedeuten. Nach Povlsen und Povlsen (13) würde sich das höhere Gewicht von Exoskelett 2 (5,3 kg) im Vergleich zu Exoskelett 1 (1,8 kg) ungünstig auf die neurovaskuläre Versorgung auswirken. In dieser Untersuchung war dies jedoch nicht der Fall, da es mit Exoskelett 2 keine systematische Herabsetzung der Vibrationsperzeptionsschwelle und des Durchblutungsverhaltens der Hände gab. Es gilt bei der Körperhaltung zu berücksichtigen, dass diese stets für Tätigkeiten auf und über Schulterniveau beschränkt war. Der wesentliche Einfluss der Körperhaltung bzw. der Arbeitsrichtung bei stärker variierenden Bedingungen wie bei Tätigkeiten in geringerer Höhe oder beispielsweise bei vertikal nach unten gerichteten Tätigkeiten ist, wie die bisherige Studienlage belegt (23), durchaus gegeben. Wie die vorliegende Untersuchung zeigt, ist der Einfluss jedoch nicht zwingend anhand der Veränderung der Vibrationsperzeptionsschwelle, sondern auch an anderen Parametern wie der Vibrationsübertragung oder am Durchblutungsverhalten der Hände sichtbar. Die Ergebnisse legen nahe, dass sich der Einfluss der Arbeitsrichtung gerätespezifisch verhält.

Die Exoskelette hatten in dieser Untersuchung keinen zusätzlichen Einfluss auf die Veränderung der Temperatur der Finger bzw. deren Durchblutungsverhalten bei Vibrationsexposition. Der Anstieg der Vibrationsimmission bei einigen Bedingungen

hatte nicht zur Folge, dass sich das Durchblutungsverhalten verändert hat und war demzufolge nicht ausreichend, um eine akute Reaktion hervorzurufen. Dies ist insofern bemerkenswert, da mit der Schleifmaschine eine erhöhte Vibrationsimmission jeweils in horizontaler Arbeitsrichtung vorlag, der Temperaturabfall an den Händen jedoch in vertikaler Richtung stärker war. Der Effekt der Arbeitsrichtung scheint also hinsichtlich des Durchblutungsverhaltens stärker durch Faktoren wie der Körperhaltung als durch die Vibrationsimmission hervorgerufen zu werden. Ein Absinken der Hauttemperatur wird auch ohne Vibrationseinwirkung durch erhöhte Ankopplungskräfte bewirkt (36). Da beim Tragen der Exoskelette die aufgewendete Vorschubkraft in horizontaler Arbeitsrichtung beim Schleifen höher war als in vertikaler Richtung, ist davon auszugehen, dass die Andruckkräfte der Hände in horizontaler Richtung ebenfalls höher waren. Demzufolge hatte auch die Vorschubkraft einen geringeren Einfluss auf die Veränderung der Hauttemperatur als die Arbeitsrichtung. Die palmare Seite der Hand erwies sich für eine Messung der Hauttemperatur unmittelbar nach einer Vibrationsexposition im Vergleich zur dorsalen Seite als weniger geeignet. Vermutlich wirkt der Kraftschluss der Hand und der zu einem gewissen Grad wärmespeichernde und wärmeemittierende Griff dem Absinken der Hauttemperatur entgegen. An der dorsalen Seite der Hände wurde der Einfluss der Arbeitsrichtung sichtbar. Bei allen Bedingungen war der Temperaturabfall tendenziell in vertikaler Richtung höher als in horizontaler Richtung. Dies wird auch auf die höhere Armhaltung bei den Tätigkeiten in vertikaler Richtung zurückzuführen sein, wodurch die neurovaskulären Versorgungsstrukturen des Arms im Schultergürtel stärker komprimiert wurden (11). Die höhere Position der Hände bedeutete zusätzlich einen erhöhten Aufwand der arteriellen Durchblutung gegen die Schwerkraft, wodurch es vermutlich zu einer geringeren Durchblutung der oberen Extremitäten während dieser Tätigkeiten kam. Die stärkere Aktivierung der Muskulatur bei den Tätigkeiten in vertikaler Richtung wird aufgrund des hohen statischen Zeitanteils und der relativ untrainierten Konstitution der Teilnehmenden für diese Art der Tätigkeiten vorwiegend auf isometrischen Kontraktionen basiert und damit ebenfalls eine Vasokonstriktion in den zugehenden Armstrukturen gefördert haben.

Die kurze Expositionsdauer von 90 s pro Tätigkeit macht es wahrscheinlich, dass einige Effekte nicht messbar waren, da die erhobenen physiologischen Parameter

zumindest partiell von der Vibrationsdosis abhängig sind. Es ist anzunehmen, dass bei einer längeren und regelmäßigen Exposition weitere Effekte zu erkennen sind.

Die Ermüdung wiederum kann durch einen gleichzeitigen zeitlichen Anstieg der EMG-Amplitude und eine Abnahme ihres Frequenzgehalts beurteilt werden (82).

Das erhobene Aktivitätsniveau der Muskulatur entspricht der bisherigen Studienlage zu der Wirksamkeit von Exoskeletten (10). Beide Exoskelette hatten eine ähnliche Wirkung auf die Muskulatur. Die Effekte traten weitgehend unabhängig von der verwendeten Maschine oder der Vibrationsexposition auf. Insbesondere letzteres ist bemerkenswert, da trotz erhöhter Vibrationsexposition bei Exoskelett 2 keine erhöhte Muskelaktivität an der betroffenen Muskulatur vorlag. Dies kann an einer zu geringen Erhöhung der Vibrationsexposition für eine Muskelreaktion liegen, oder daran, dass der mindernde Effekt des Exoskeletts auf die Muskelaktivität größer war als der verstärkende Effekt der Vibrationsexposition. Aufgrund des unveränderten Übertragungsverhaltens der Vibrationen an den Handgelenken und der Reduzierung der zusätzlichen Schwingungsenergie durch das Exoskelett bis zu dieser Region, ist es jedoch am naheliegendsten, dass eine Zunahme der Muskelaktivität als Reaktion auf eine erhöhte Vibrationseinwirkung in den Unterarmen nicht notwendig war. Es ist nicht auszuschließen, dass die Exoskelette während spezifischer Teiltätigkeiten eine Entlastung der Muskulatur bewirkten und sich dieser Effekt nicht in der Gesamtbetrachtung der muskulären Aktivität während der Tätigkeit widerspiegelte (7). Unter anderem wäre es möglich, dass die Exoskelette eine veränderte muskuläre Reaktion auf Belastungsspitzen der Vibrationsbelastung hervorriefen. Da solche Belastungsspitzen zeitlich sehr begrenzt sind, wäre in der Signalauflösung des aufgenommenen Muskels nur eine stark limitierte Abbildung des Effekts möglich (29). Die muskuläre Aktivität der Unterarmmuskulatur veränderte sich in der Gesamtbetrachtung der Tätigkeiten jedoch nicht. Daher ist – wenn überhaupt – nur von einem geringen Einfluss der Exoskelette auf Teiltätigkeiten auszugehen. In Bezug auf die Praxis ist berücksichtigen, dass in dieser Untersuchung standardisierte Bewegungen im Labor gemessen wurden und im Feld häufig eine größere Variation in der Dynamik und Bewegungsausführung auftritt (7). In der betrieblichen Anwendung ist daher von einer veränderten Muskelaktivität auszugehen.

Neben der muskulären Aktivität ist auch anhand der Schulterwinkel zu erkennen, dass diese im Wirkungsbereich der Exoskelette während aller untersuchten Tätigkeiten lagen. Dies unterstützt die Annahme, dass die gefundenen mechanischen und physiologischen Veränderungen auf das zusätzliche Unterstützungsmoment der Exoskelette zurückzuführen sind.

Exoskelett 1 hatte einen geringeren Einfluss auf die Körperhaltung als Exoskelett 2, was vermutlich auf das geringere Unterstützungsmoment zurückzuführen ist. Beide Exoskelette bewirkten hauptsächlich eine höhere Haltung des rechten Oberarms, mit welchem jeweils der Hauptgriff der verwendeten Geräte gefasst wurde.

Bei Exoskelett 1 war die höhere Oberarmhaltung auf der rechten Körperseite ausschließlich bei den Tätigkeiten mit der Schleifmaschine zu sehen. Bei der Schleiftätigkeit in vertikaler Richtung war darüber hinaus eine stärkere Neigung des Oberkörpers zur Seite zu erkennen. In Bezug auf die Bohrtätigkeit war keine Veränderung durch Exoskelett 1 festzustellen. Die Körperhaltung kann durch Exoskelett 1 demnach gerätespezifisch bei der Arbeit mit Schleifmaschinen variieren.

Der Effekt des Exoskelett 2 zeigte sich in Bezug auf die Schulterwinkel vorwiegend auf der rechten Körperseite. Einige Teilnehmende berichteten, dass sie die Unterstützung des Exoskeletts 2 nur auf der rechten Körperseite empfunden haben und an der linken Körperseite aufgrund des höheren Schulterwinkels während der Tätigkeiten kaum ein Unterstützungsmoment spürbar war. Der Schulterwinkel auf der linken Körperseite war demnach zumindest zeitweise außerhalb des Unterstützungsbereichs des Exoskeletts. Für die Versuchsdurchführung war es wichtig, dass der maximale Winkel von  $150^\circ$  (55) an beiden Schultern nicht überschritten wird, um eine kontinuierliche Unterstützung der Exoskelette während der gesamten Tätigkeitsausführungen zu ermöglichen. Da sich beide Oberarme während des Haltens der Geräte arbeitsbedingt nicht auf der gleichen Höhe befinden konnten, wurde die Höhe des Werkstücks an den jeweils oberen Arm angepasst und gleichzeitig wurde die Arbeitshöhe so gewählt, dass weiterhin ein Praxisbezug bestand. Eine fehlende Unterstützungswirkung aufgrund eines zu großen Schulterwinkels auf der linken Körperseite bei Exoskelett 2 würde erklären, warum auf dieser Körperseite nahezu keine Veränderung des Schulterwinkels durch das Exoskelett 2 sichtbar war. Laut der ermittelten Schulterwinkel sollte eine

Überschreitung der Unterstützungswinkel der Exoskelette jedoch nur vereinzelt für kurze Zeitabschnitte stattgefunden haben.

Grundsätzlich beinhaltet eine einseitige Änderung der Körperhaltung, wie bei Exoskelett 2 auf der rechten Körperseite, das Potential, die Belastungsfaktoren auf einer Seite zu verstärken und gleichzeitig eine asymmetrische, ergonomisch ungünstige Körperhaltung zu fördern. In dieser Untersuchung war jedoch eine einseitige Veränderung der mechanischen Belastungsfaktoren oder der physiologischen Veränderungen nicht sichtbar. Eine Veränderung der Oberkörperhaltung in Bezug auf eine Seitneigung des Oberkörpers war durch Exoskelett 2 nicht gegeben. Es ist daher davon auszugehen, dass das zusätzliche Unterstützungsmoment auf der rechten Körperseite mit Exoskelett 2 nicht zu einer Ausgleichbewegung des Oberkörpers führt, sondern den Oberarm zusätzlich anhebt.

Insgesamt beschränkten sich die körperlichen Beschwerden hauptsächlich auf die unmittelbar durch Vibrationen exponierten Finger. Dabei hatten die Exoskelette keinen Einfluss auf die Häufigkeit der auftretenden Beschwerden.

Eine Unterstützung wurde bei beiden Exoskeletten wahrgenommen. Der Unterstützungsgrad beider Exoskelette wurde gering bis mittel eingeschätzt, wobei Exoskelett 2 tendenziell eine etwas stärkere Unterstützung zugeschrieben wurde. Durch das fehlende Unterstützungsmoment beim Senken der Arme bzw. wenn nicht auf oder über Schulterniveau gearbeitet wird, ermöglicht Exoskelett 1 eine Entlastung der antagonistischen Schultermuskeln (15). Ebendiese antagonistischen Schultermuskeln werden beim Arbeiten mit Exoskelett 2 nachweislich verstärkt beansprucht (54). Viele Teilnehmende berichteten von einer unangenehmen Haltearbeit des Oberarms entgegen dem Exoskelett während der Tätigkeiten. Dies deutet darauf hin, dass das zusätzliche Unterstützungsmoment durch das Exoskelett nicht vollständig in Richtung der Maschine bzw. des Werkstücks geleitet wird, sondern bereits durch die eine zusätzliche Aktivität der antagonistischen Muskulatur kompensiert wird. In dieser Untersuchung wurden die Antagonisten jedoch nicht untersucht. Exoskelett 2 drückt die Arme kontinuierlich aufwärts in den höchsten Unterstützungs-Winkel. Dadurch muss die Muskulatur gegen das Unterstützungsmoment arbeiten, sobald bei Tätigkeiten nicht der maximale Unterstützungs-Winkel eingenommen wird. Laut den Teilnehmenden ist für die

Muskulatur besonders anstrengend, wenn ein submaximaler Winkel in der Schulter gehalten werden soll. Das war besonders bei den Bohrtätigkeiten in horizontaler Richtung der Fall, wenn das Bohrloch und damit die Maschine auf einer ganz bestimmten Höhe bzw. Schulterwinkel angesetzt und gehalten werden musste. Da die Teilnehmenden diesen Umstand je nach eigener Präferenz als zusätzlich beanspruchend oder unterstützend wahrnahmen, war die Streuung in der Bewertung der Unterstützung bei Exoskelett 2 relativ hoch. Es gilt hierbei zu berücksichtigen, dass die akut empfundene Unterstützung durch ein Exoskelett zunächst etwas höher als im späteren Verlauf einer längeren Tätigkeitsausführung sein kann (7).

Der Kompensationsmechanismus durch die antagonistische Muskulatur ist vermutlich der Hauptgrund, warum die zusätzlichen Unterstützungsmomente der Exoskelette nicht vollständig in die Vorschub- bzw. Ankopplungskräfte weitergegeben werden. Wenn die zur Handhabung der Maschine notwendige Ankopplungskraft vorliegt, wirkt jedes zusätzliche Unterstützungsmoment der Handhabung der Maschine entgegen. Dies trifft besonders dann zu, wenn Bewegungen nicht in Richtung des Unterstützungsmoments führen. Eine erhöhte Aktivität der antagonistischen Muskulatur wäre demnach ein geeigneter Hinweis für ein zu hohes Unterstützungsmoment durch das Exoskelett. In diesem Zusammenhang ist zu berücksichtigen, dass die Genauigkeitsanforderungen für die Handhabung einer Maschine zwischen Tätigkeiten variieren. Höhere Unterstützungsmomente können bei Tätigkeiten mit geringeren Genauigkeitsanforderungen eine größere Unterstützung darstellen als geringe Unterstützungsmomente. Gleichzeitig kann das kontinuierlich wirkende Unterstützungsmoment von Exoskelett 2 bei hohen Genauigkeitsanforderungen die Handhabbarkeit der eingesetzten Geräte beeinträchtigen. Bei Exoskelett 1 wurde dieser Einfluss auf die Geräte nicht berichtet.

Bei Feldstudien wird die Wirksamkeit von Exoskeletten über die reine Funktionalität hinaus in Frage gestellt, was die Übertragung von Forschungsergebnissen vom Labor auf die Feldbedingungen beeinträchtigt (4).

Laut Crea et al. (4) wurden bisher keine kommerziellen Exoskelette nach der europäischen Verordnung 2016/425 (d.h. der Richtlinie über persönliche Schutzausrüstungen) zertifiziert. Es gibt aber Bestrebungen auf nationaler Ebene

(z. B. in Deutschland) die Eigenschaften, ergonomischen Anforderungen und Prüfverfahren für Exoskelette zu normen (2).

In der vorliegenden Untersuchung wurden bewusst zwei Exoskelette für Arbeiten auf Schulterniveau oder darüber ausgewählt, um den Effekt auf Arbeiten mit vibrierenden handgehaltenen Geräten zu überprüfen, denn diese Art von Exoskeletten werden im industriellen Bereich für in Bezug auf Hand-Arm-Vibrationen am häufigsten eingesetzt. Darüber hinaus gibt es auch andere Exoskelette, wie z. B. zur Unterstützung des Handgelenks oder der Greifkräfte (10), die mit hohen Wahrscheinlichkeiten ebenfalls einen Einfluss auf die Vibrationsübertragung haben.

Kudernatsch und Peterson (83) weisen darauf hin, dass es zwar verlockend ist anzunehmen, dass die größtmögliche Verringerung der prozentualen MVC wünschenswert ist, aber eine solche Verringerung die Wahrnehmung des Gewichts des gehandhabten Objekts vollständig aufheben und zu unerwünschten Ergebnissen führen könnte (z. B. Verletzungen des Benutzers oder anderer Personen, unangemessene biomechanische Kompensation). Aus diesem Grund sollte ein Exoskelett die Muskelaktivität nur so weit reduzieren, dass eine stoffwechselbedingte Ermüdung verhindert wird und dass Verletzungen durch körperliche Anstrengung vermieden werden. Es müsse jedoch noch ermittelt werden, welche Reduktionswerte den Einsatz rechtfertigen würden. Eine einheitliche Schwelle für das Aktivitätsniveau der Muskulatur, ab dem eine stoffwechselbedingte Ermüdung eintritt, liegt jedoch nicht vor, da diese stark von individuellen Faktoren wie dem Alter, Geschlecht, der körperlichen Konstitution und der Art der Belastung abhängt (84, 85). Ein Ansatz, die stoffwechselbedingte, muskuläre Ermüdung festzustellen, wäre über die Messung des Blutlaktatanstiegs oder der maximalen Sauerstoffaufnahme zur Erfassung des Ermüdungszustandes der gesamten Muskulatur (86) oder, wie in dieser Studie erfolgt, über die Messung der individuellen Muskelaktivität und Ermüdung durch EMG-Elektroden (66). Erstere Ansätze zur Messung der zentralen Ermüdung haben, wie bereits in Kapitel 1.1.3.1 erwähnt, bislang keine einheitlichen Ergebnisse hervorgebracht und könnten in Langzeitstudien näher untersucht werden.

Ebenso sollte eine Verringerung der Vibrationsimmission durch die Verwendung von Exoskeletten nicht automatisch zur Folge haben, dass aus Gründen der

Produktivität die Expositionszeit pro Tag erhöht wird und die Tagesdosis unverändert bleibt (51). Exoskelette dienen als Präventionsmaßnahme (7). Der präventive Effekt durch das Exoskelett würde in diesem Fall aufgehoben.

Es sei nochmals darauf hingewiesen, dass der Einsatz eines Exoskeletts im gewerblichen Kontext nicht nur von der technischen Eignung abhängt, sondern auch Faktoren wie die Akzeptanz der nutzenden Personen, der Gebrauchstauglichkeit des Exoskeletts, einer möglichen Produktivitätssteigerung und mögliche Vorurteile im betrieblichen Umfeld zu berücksichtigen sind (7). Allein die maximale Unterstützungsleistung zur Bewertung eines Exoskeletts heranzuziehen ist nach Ralfs et al. (7) nicht ausreichend, sondern es sollte die situative Unterstützungsleistung bewertet werden.

Die derzeit verfügbaren Exoskelette sind für spezifische Anwendungsfälle (Teiltätigkeiten) ausgerichtet und liefern daher nur in einem sehr beschränkten Arbeitsbereich eine signifikante Unterstützung (7). Laut Ralfs et al. (7) liegt der Zeitanteil mit unterstützender Wirkung von Exoskeletten selbst bei monoton belastenden Tätigkeiten bei unter 20% der Arbeitszeit.

Grundsätzlich ist darauf hinzuweisen, dass sowohl Exoskelett als auch Vibrationen die motorische Leistung beeinflussen und insbesondere Montage- oder feinmotorische Arbeiten erschweren können (36). Daher muss individuell abgewogen werden, ob der Nutzen des Exoskeletts trotz der Einschränkungen in der Ausführung der Tätigkeit überwiegt.

## 5 Zusammenfassung

In dieser experimentellen Studie sollten die Auswirkungen zwei passiver Exoskelette und Arbeitsrichtungen auf die Vibrationsbelastung bei Tätigkeiten mit vibrierenden Geräten und auf die vaskuläre, neurologische und muskuloskelettale Beanspruchung des Hand-Arm-Systems untersucht werden.

30 Versuchsteilnehmer führten randomisiert mit und ohne Exoskelett mehrere Bohrvorgänge und Schleifarbeiten in vertikaler Richtung nach oben und in horizontaler Richtung nach vorne an einer Holzplatte durch. Als mechanische Parameter wurden die Vibrationsmission an den Griffen der Maschinen, die Vibrationsübertragung auf die Handgelenke und die resultierende Vorschubkraft gemessen. Physiologisch wurde die Veränderung der Vibrationsperzeption an den Fingerspitzen, das Durchblutungsverhalten der Hände, die Muskelaktivität an den Schultern, Ober- und Unterarmen, die Körperhaltung und die subjektive Beanspruchung mittels eines Fragebogens erfasst.

Die Ergebnisse legen nahe, dass sich der Einfluss der Arbeitsrichtung und der Exoskelette gerätespezifisch verhält. Unter Verwendung des Exoskeletts mit einem hohen Unterstützungsmoment wurde mit der Bohrmaschine eine erhöhte Vibrationsmission gemessen. Tätigkeiten in horizontaler Arbeitsrichtung bewirkten mit und ohne Exoskelette bei der Schleifmaschine eine höhere Vibrationsmission als in vertikaler Richtung. Der bekannte positive Effekt einer Senkung der muskulären Aktivität durch Exoskelette im Schulterbereich ließ sich auch unter den dargebotenen Bedingungen feststellen. Die weiteren akuten physiologischen Effekte konnten vereinzelt mit dem Tragen der Exoskelette in Verbindung gebracht werden, folgten jedoch keiner einheitlichen Systematik.

Die Untersuchung zeigt, dass bei der Verwendung eines Exoskeletts mit einem hohen Unterstützungsmoment eine erhöhte Vibrationsbelastung auftreten kann. Gleichzeitig vermindert das Tragen eines Exoskeletts die Vibrationsübertragung unteren Frequenzbereich zwischen 5 Hz und 90 Hz, sodass dieser ungünstige Effekt weitestgehend relativiert wird. Ebenso kann die Vibrationsmission aufgrund der Arbeitsrichtung variieren. Unter Berücksichtigung dieser Faktoren ist im Einzelfall zu prüfen, ob sich die Vibrationsbelastung mit einem spezifischen Gerät verändert. Es sind jedoch keine positiven Effekte in Bezug auf die Vibrationsbelastung oder der damit verbundenen physiologischen Reaktion im Hand-Arm-System im Sinne der Prävention durch Exoskelette zu erwarten.

## 6 Literaturverzeichnis

1. Liedtke M, Glitsch U (2018) Exoskelette - Verordnung für Persönliche Schutzausrüstungen. sicher ist sicher - Arbeitsschutz aktuell 3, 110-113
2. Schick R (2023) Exoskelette – Stand der Normungsarbeit. KAN Brief 2/23, 13-14
3. Ralfs L, Hoffmann N, Linnenberg C, Edwards V, Reimeir B, Calisti M, Prokop G, Waniek J, Weidner R, Glitsch U, Heinrich K, Johns J, Werner C, Bömer T, Liedtke M (2022) Bewertung exoskelettaler Systeme in der Arbeitswelt - BGHW-Studie Exo@Work. BGHW, Innsbruck
4. Crea S, Beckerle P, De Looze M, De Pauw K, Grazi L, Kermavnar T, Masood J, O'Sullivan LW, Pacifico I, Rodriguez-Guerrero C, Vitiello N, Ristić-Durrant D, Veneman J (2021) Occupational exoskeletons: A roadmap toward large-scale adoption. Methodology and challenges of bringing exoskeletons to workplaces. *Wearable Technologies* 2, e11-25
5. Schmalz T, Bornmann J, Schirrmeister B, Schändlinger J, Schuler M (2019) Prinzipstudie zur Wirkung eines industriellen Exoskeletts bei Überkopfarbeit. *Orthopädie Technik* 70, 36-41
6. Weidner R, Linnenberg C, Hoffmann N, Prokop G, Edwards V (2020) Exoskelette für den industriellen Kontext: Systematisches Review und Klassifikation. 66. GfA-Frühjahrskongress - Digitaler Wandel, digitale Arbeit, digitaler Mensch?, Berlin
7. Ralfs L, Hoffmann N, Linnenberg C, Edwards V, Reimeir B, Calisti M, Prokop G, Waniek J, Weidner R, Glitsch U, Heinrich K, Johns J, Werner C, Bömer T, Liedtke M (2022) Leitfaden zur Evaluation von Exoskeletten - BGHW-Studie Exo@Work. Bewertung exoskelettaler Systeme in der Arbeitswelt, BGHW, Innsbruck
8. De Bock S, Ghillebert J, Govaerts R, Elprama SA, Marusic U, Serrien B, Jacobs A, Geeroms J, Meeusen R, De Pauw K (2021) Passive shoulder exoskeletons: more effective in the lab than in the field? *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 29, 173-183
9. De Bock S, Ghillebert J, Govaerts R, Tassignon B, Rodriguez-Guerrero C, Crea S, Veneman J, Geeroms J, Meeusen R, De Pauw K (2022) Benchmarking occupational exoskeletons: An evidence mapping systematic review. *Applied Ergonomics* 98, 103582
10. Bär M, Steinhilber B, Rieger MA, Luger T (2021) The influence of using exoskeletons during occupational tasks on acute physical stress and strain compared to no exoskeleton – A systematic review and meta-analysis. *Applied Ergonomics* 94, 103385-103385
11. Hooper TL, Denton J, McGalliard MK, Brismée JM, Sizer PS, Jr. (2010) Thoracic outlet syndrome: a controversial clinical condition. Part 1: anatomy, and clinical examination/diagnosis. *J Man Manip Ther* 18, 74-83
12. Meier TO, Donati OF, Tschirch FF, Weishaupt D, Hug U, Giovanoli P, Schiller A (2008) Thoracic-outlet-Syndrom (TOS). *gefaessmedizin.net* 4, 18-83
13. Povlsen S, Povlsen B (2018) Diagnosing Thoracic Outlet Syndrome: Current Approaches and Future Directions. *Diagnostics* 8, 21
14. Linnenberg C, Weidner R (2022) Industrial exoskeletons for overhead work: Circumferential pressures on the upper arm caused by the physical human-machine-interface. *Applied Ergonomics* 101, 103706
15. Maurice P, Camernik J, Gorjan D, Schirrmeister B, Bornmann J, Tagliapietra L, Latella C, Pucci D, Fritzsche L, Ivaldi S, J B (2019) Objective and

- subjective effects of a passive exoskeleton on overhead work. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 1–13
16. DIN EN ISO 5349-1:2001-12, Messung und Bewertung der Einwirkung von Schwingungen auf das Hand-Arm-System des Menschen. Allgemeine Anforderungen (ISO 5349-1:2001); Deutsche Fassung EN ISO 5349-1:2001
  17. Youakim S (2009) Hand-arm vibration syndrome (HAVS). *British Columbia Medical Journal* 51, 10
  18. Sun Y, Bochmann F, Eckert W, Ernst B, Kaulbars U, Nigmann U, Raffler N, Samel C, van den Berg C (2023) Dose-Response Relationship between Hand-Arm Vibration Exposure and Musculoskeletal Disorders of Upper Extremities: A Case-Control Study among German Workers. *Proceedings* 86, 22
  19. PD CEN/TR 12349:2023. Mechanical vibration. Guide to the health effects of vibration on the human body
  20. Dong RG, Wu JZ, Xu XS, Welcome DE, Krajinak K (2021) A Review of Hand–Arm Vibration Studies Conducted by US NIOSH since 2000. *Vibration* 4, 482-528
  21. Griffin MJ (1990) Neurological disorders. In: (Hrsg.): *Handbook of human vibration*. 1st edn., 600-607, Academic Press, London
  22. Nilsson T, Wahlström J, Burström L (2017) Hand-arm vibration and the risk of vascular and neurological diseases—A systematic review and meta-analysis. *PLOS ONE* 12, e0180795
  23. Taylor M, Maeda S, Miyashita K (2021) An Investigation of the Effects of Drill Operator Posture on Vibration Exposure and Temporary Threshold Shift of Vibrotactile Perception Threshold. *Vibration* 4, 395-405
  24. Clemm T, Færden K, Ulvestad B, Lunde LK, Nordby KC (2020) Dose-response relationship between hand-arm vibration exposure and vibrotactile thresholds among roadworkers. *Occup Environ Med* 77, 188-193
  25. Maeda S, Shibata N (2008) Temporary threshold shifts (TTS) of fingertip vibrotactile perception thresholds from hand-held tool vibration exposures at working surface. *International Journal of Industrial Ergonomics* 38, 693-696
  26. Ludolph E, Meyer-Clement M (2019) Die Berufskrankheit Nr. 2103 - Pressluftschaden. In: (Hrsg.): *Begutachtung chirurgisch-orthopädischer Berufskrankheiten durch mechanische Einwirkungen*. 1. Aufl., 619-647, ecomed-Storck GmbH, Landsberg am Lech
  27. Dupuis H, Hartung E, Konietzko J (1998) Arbeitstechnische Voraussetzungen für die Berufskrankheit Nr. 2103. *Arbeitsmedizin Sozialmedizin Umweltmedizin* 33, 490-496
  28. Adewusi SA, Rakheja S, Marcotte P, Boutin J (2010) Vibration transmissibility characteristics of the human hand–arm system under different postures, hand forces and excitation levels. *Journal of Sound and Vibration* 329, 2953-2971
  29. Witte J, Corominas A, Ernst B, Kaulbars U, Wendlandt R, Lindell H, Ochsmann E (2023) Acute physiological and functional effects of repetitive shocks on the hand-arm system: a pilot study on healthy subjects. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics* 29, 1057-1066
  30. Welcome DE, Dong RG, Xu XS, Warren C, McDowell TW, Wu JZ (2015) An examination of the vibration transmissibility of the hand-arm system in three orthogonal directions. *International journal of industrial ergonomics* 45, 21-34

31. Schäfer N, Dupuis H, Hartung E (1984) Acute effects of shock-type vibration transmitted to the hand-arm system. *International archives of occupational and environmental health* 55, 49-59
32. Sutinen P, Toppila E, Starck J, Brammer A, Zou J, Pyykkö I (2006) Hand-arm vibration syndrome with use of anti-vibration chain saws: 19-year follow-up study of forestry workers. *Int Arch Occup Environ Health* 79, 665-71
33. Järvholm U, Palmerud G, Styf J, Herberts P, Kadefors R (1988) Intramuscular pressure in the supraspinatus muscle. *J Orthop Res* 6, 230-8
34. Dalbøge A, Frost P, Andersen JH, Svendsen SW (2014) Cumulative occupational shoulder exposures and surgery for subacromial impingement syndrome: a nationwide Danish cohort study. *Occupational and Environmental Medicine* 71, 750-756
35. Seidler A, Romero Starke K, Freiberg A, Hegewald J, Nienhaus A, Bolm-Audorff U (2020) Dose–Response Relationship between Physical Workload and Specific Shoulder Diseases—A Systematic Review with Meta-Analysis. *International Journal of Environmental Research and Public Health* 17, 1243
36. Dupuis H (1991) Akute Wirkungen mechanischer Schwingungen. In: Konietzko J, Dupuis H (Hrsg.): *Handbuch der Arbeitsmedizin*. 1-11, ecomed, Landsberg
37. Kihlberg S, Attebrant M, Gemne G, Kjellberg A (1995) Acute effects of vibration from a chipping hammer and a grinder on the hand-arm system. *Occupational and Environmental Medicine* 52, 731-737
38. Dupuis H, Hartung E, Hammer W (1976) Biomechanisches Verhalten, Muskelreaktion und subjektive Wahrnehmung bei Schwingungserregung der oberen Extremitäten zwischen 8 und 80 Hz. *International Archives of Occupational and Environmental Health* 37, 9-34
39. Kaulbars U, Scheffer M (1992) Forschungsbericht Hand-Arm-Schwingungen III Wirkung von Greif- und Andruckkraft unter Schwingungsbelastung. Sankt Augustin
40. Fischer V, Ungethüm M, Schmid W, Witt AN (1977) Die muskuläre Dämpfung niederfrequenter Schwingungen im Tierversuch. *Archiv für orthopädische und Unfall-Chirurgie, mit besonderer Berücksichtigung der Frakturenlehre und der orthopädisch-chirurgischen Technik* 87, 317-323
41. Lindenmann A, Schröder T, Germann R, Gwosch T, Matthiesen S, *Influence of Human Factors on the Translational Hand-Arm Impedance – Effect of Arm Posture, Gripping Force, and Push Force*. 2022, IPEK-Institute of Product Engineering, Karlsruhe Institute of Technology (KIT): Karlsruhe.
42. Löfgren A, Vihlborg P, Fornander L, Bryngelsson I-L, Graff P (2020) Nerve Function Impairment After Acute Vibration Exposure. *Journal of Occupational and Environmental Medicine* 62, 124-129
43. DIN 45679:2013-2 Mechanische Schwingungen - Messung und Bewertung der Greif- und Andruckkräfte zur Beurteilung der Schwingungsbelastung des Hand-Arm-Systems
44. Xu X, Dong R, Welcome D, Warren C, McDowell T, Wu J (2016) Vibrations transmitted from human hands to upper arm, shoulder, back, neck, and head. *International Journal of Industrial Ergonomics* 62, 1-12
45. Aldien Y, Marcotte P, Rakheja S, Boileau PE (2006) Influence of hand–arm posture on biodynamic response of the human hand–arm exposed to zh-axis vibration. *International Journal of Industrial Ergonomics* 36, 45-59

46. Maeda S, Griffin MJ (1993) Temporary threshold shifts in fingertip vibratory sensation from hand-transmitted vibration and repetitive shock. *Br J Ind Med* 50, 360-7
47. Moyon A, Poirson E, Petiot J-F (2018) Experimental study of the physical impact of a passive exoskeleton on manual sanding operations. *Procedia CIRP* 70, 284-289
48. Alabdulkarim S, Nussbaum MA (2019) Influences of different exoskeleton designs and tool mass on physical demands and performance in a simulated overhead drilling task. *Applied Ergonomics* 74, 55-66
49. McDowell TW, Xu XS, Warren C, Welcome DE, Dong RG (2019) The Effects of Exoskeleton Vests on Hand-Transmitted Vibration. 14th International Conference on Hand-Arm Vibration, Bonn, 69-70
50. DIN EN ISO 10819:2022-12 Mechanische Schwingungen und Stöße – Hand-Arm-Schwingungen – Messung und Bewertung der Schwingungsübertragung von Handschuhen in der Handfläche (ISO 10819:2013 + Amd.1:2019 + Amd.2:2021); Deutsche Fassung EN ISO 10819:2013 + A1:2019 + A2:2022
51. McDowell TW, Welcome DE, Warren C, Xu XS, Dong RG (2016) The Effect of a Mechanical Arm System on Portable Grinder Vibration Emissions. *Ann Occup Hyg* 60, 371-86
52. ISO 13091-1. Mechanical vibration - Vibrotactile perception thresholds for the assessment of nerve dysfunction - Part 1: Methods of measurement at the fingertips
53. Wakula J, Steinebach T, Steidel V, Wolff J (2019) Erarbeiten und Testen eines Konzeptes zur Analyse von körperlichen Belastungen und physiologischer Beanspruchung bei der Überkopfarbeit mit und ohne passive Exoskelette. *GfA Frühjahrskongress 2019, Dresden*
54. Van Engelhoven L, Poon N, Kazerooni H, Barr A, Rempel D, Harris-Adamson C (2018) Evaluation of an adjustable support shoulder exoskeleton on static and dynamic overhead tasks. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 804–808
55. Hertrich L (2019) Biomechanische Analyse eines Exoskeletts bei Arbeiten über Schulterhöhe. *Masterthesis. Gießen*
56. DIN EN ISO 8041-1:2017-10, Schwingungseinwirkung auf den Menschen - Messeinrichtung – Teil 1: Schwingungsmesser für die allgemeine Anwendung (ISO 8041-1:2017); Deutsche Fassung EN ISO 8041-1:2017
57. DIN EN ISO 5349-2:2015-12, Mechanische Schwingungen – Messung und Bewertung der Einwirkung von Schwingungen auf das Hand-Arm-System des Menschen – Teil 2: Praxisgerechte Anleitung zur Messung am Arbeitsplatz (ISO 5349-2:2001 + Amd 1:2015); Deutsche Fassung EN ISO 5349-2:2001 + A1:2015
58. DIN EN ISO 28927-5:2015-12, Handgehaltene motorbetriebene Maschinen – Messverfahren zur Ermittlung der Schwingungsemission – Teil 5: Bohrmaschinen und Schlagbohrmaschinen (ISO 28927-5:2009 + Amd 1:2015); Deutsche Fassung EN ISO 28927-5:2009 + A1:2015
59. DIN EN ISO 28927-3:2010-05, Handgehaltene motorbetriebene Maschinen – Messverfahren zur Ermittlung der Schwingungsemission – Teil 3: Poliermaschinen sowie Rotationsschleifer, Schwingschleifer und Exzentrerschleifer (ISO 28927-3:2009); Deutsche Fassung EN ISO 28927-3:2009

60. Schäfer N (1985) Akute Wirkungen stoßhaitiger Schwingungen auf das Hand-Arm-System. Forschungsbericht ttA 85-020 Humanisierung des Arbeitslebens, Fachinformationszentrum, Karlsruhe
61. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G (2000) Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10, 361-374
62. Konrad P (2011) EMG-Fibel. Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie
63. Wakula J, Berg K, Schaub K, Bruder R, Glitsch U, Ellegast RP (2009) Der montagespezifische Kraftatlas (BGIA-Report 3/2009). Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV), Berlin
64. Kuttner T, Rohnen A (2019) Praxis der Schwingungsmessung: Messtechnik und Schwingungsanalyse mit MATLAB®. Springer-Verlag
65. ISO 14835-1 Mechanical vibration and shock — Cold provocation tests for the assessment of peripheral vascular function — Part 1: Measurement and evaluation of finger skin temperature
66. De Luca CJ (1997) The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* 13, 135-163
67. Ellegast R, Hermanns I, Schiefer C (2010) Feldmesssystem CUELA zur Langzeiterfassung und -analyse von Bewegungen an Arbeitsplätzen. *Z Arb Wiss* 64, 101-110
68. Toxiri S, Koopman AS, Lazzaroni M, Ortiz J, Power V, de Looze MP, O'Sullivan L, Caldwell DG (2018) Rationale, Implementation and Evaluation of Assistive Strategies for an Active Back-Support Exoskeleton. *Frontiers in Robotics and AI* 5, 1-14
69. ISO/TS 22704:2022. Mechanical vibration - Uncertainty of the measurement and evaluation of human exposure to vibration
70. Sun Y, Bochmann F, Dohlich J, Eckert W, Ernst B, Freitag C, Nigmann U, Raffler N, Samel C, Berg Cvd, Kaulbars U Exposure-response relationship between work-related hand-arm-vibration exposure and musculoskeletal disorders of the upper extremities: The German Hand-Arm-Vibration Study. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics* 1-23
71. Freitag C, Sun Y, Bochmann F, Eckert W, Ernst B, Kaulbars U, Nigmann U, Samel C, van den Berg C, Raffler N (2023) Hand-Arm Vibration Exposure Assessment for a Case-Control Study among German Workers. *Proceedings* 86, 41
72. Bovenzi M, Tarabini M (2024) Relation of digital arterial dysfunction to alternative frequency weightings of hand-transmitted vibration. *Industrial Health* 62, 32-38
73. Burström L, Lundström R, Hagberg M, Nilsson T (2009) Vibrotactile perception and effects of short-term exposure to hand-arm vibration. *Ann Occup Hyg* 53, 539-547
74. Dupuis HH, E. (1999) Vibrationsbedingte Erkrankungen des Knochen- und Gelenksystems (BK 2103). In: Konietzko J, Dupuis H (Hrsg.): *Handbuch der Arbeitsmedizin*. 1-11, ecomed, Landsberg
75. Gerhardsson L, Ahlstrand C, Ersson P, Gustafsson E (2020) Vibration-induced injuries in workers exposed to transient and high frequency vibrations. *Journal of Occupational Medicine and Toxicology* 15, 1-9
76. Dupuis H (1982) Wirkung mechanischer Schwingungen auf das Hand-Arm-System - Literaturanalyse. Forschungsbericht 308, Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Unfallforschung, Dortmund

77. Pan D, Xu XS, Welcome DE, McDowell TW, Warren C, Wu J, Dong RG (2018) The relationships between hand coupling force and vibration biodynamic responses of the hand-arm system. *Ergonomics* 61, 818-830
78. Kaulbars U, Conzettoni E (2007) Industrial trials of a system for measurement of coupling forces. 11th International Conference on Hand-Arm Vibration, Bologna, 481-488
79. Schröder T, Lindenmann A, Hehmann S, Uhl M, Gwosch T, Matthiesen S (2020) A Method of Determining the Separation Plane of a Knob-Shaped Measuring Handle for the Measurement of Hand-Arm-Impedances. 8. VDI-Fachtagung Humanschwingungen, Würzburg, 131-140
80. Nishiyama K, Watanabe S (1981) Temporary threshold shift of vibratory sensation after claspings a vibrating handle. *International Archives of Occupational and Environmental Health* 49, 21-33
81. Gerhardsson L, Hagberg M (2019) Vibration induced injuries in hands in long-term vibration exposed workers. *Journal of Occupational Medicine and Toxicology* 14, 21
82. Basmajian JV, De Luca CJ (1985) *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography*. 5. Ed., Williams & Wilkins
83. Kudernatsch S, Peterson DR (2018) Biomechanical Testing of an Upper-Extremity Occupational Exoskeleton - Preliminary Report on Methodologies and Pilot Data. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting* 62, 2013-2017
84. Tomasits J, Haber P (2016) Ermüdung. In: Tomasits J, Haber P (Hrsg.): *Leistungsphysiologie: Lehrbuch für Sport- und Physiotherapeuten und Trainer*. 155-158, Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg
85. Tornero-Aguilera JF, Jimenez-Morcillo J, Rubio-Zarapuz A, Clemente-Suárez VJ (2022) Central and Peripheral Fatigue in Physical Exercise Explained: A Narrative Review. *Int J Environ Res Public Health* 19, 3909
86. Tomasits J, Haber P (2016) *Leistungsphysiologie: Lehrbuch für Sport- und Physiotherapeuten und Trainer*. 5. Ed., Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg

## 7 Anhänge

### 7.1 Votum der Ethikkommission



UNIVERSITÄT ZU LÜBECK

Universität zu Lübeck Ratzeburger Allee 160 23562 Lübeck

Institut für Arbeitsmedizin, Prävention und betriebliches Gesundheitsmanagement  
Frau Prof. Dr. elke ochsmann  
ratzeburger allee 160  
23562 luebeck

#### Ethik-Kommission

##### Vorsitzender:

Herr Prof. Dr. med. Alexander Katalinic

##### Stellv. Vorsitzender:

Herr Prof. Dr. med. Frank Gieseler

##### Geschäftsstelle:

Dr. rer. nat. Inga Kaufhold +49(0)451 3101 1026  
Dr. rer. nat. Christopher Link +49(0)451 3101 1009  
Janine Kurzaj-Erdmann +49(0)451 3101 1008  
Doris Seuthe +49(0)451 3101 1025

E-Mail: [ethikkommission@uni-luebeck.de](mailto:ethikkommission@uni-luebeck.de)

Website: [www.uni-luebeck.de/forschung/kommissionen/ethikkommission](http://www.uni-luebeck.de/forschung/kommissionen/ethikkommission)

Aktenzeichen: 2022-442  
08.09.2022 / IK

#### Sitzung der Ethik-Kommission am 01.09.2022

Antragsteller: Prof. Dr. Elke Ochsmann

**Titel: Physiologische Wirkungen von vibrierenden Geräten bei der gleichzeitigen Benutzung von Exoskeletten**

Sehr geehrte Frau Prof. Dr. Elke Ochsmann,

der Antrag wurde unter berufsethischen, medizinisch-wissenschaftlichen und berufsrechtlichen Gesichtspunkten geprüft.  
Die Kommission hat **nach Berücksichtigung der Hinweise** keine Bedenken gegen die Durchführung der Studie.

#### Studienprotokoll:

- Im Studienprotokoll sind in Abbildung 1 auf Seite 4 nur Pfeile Beschriftungen zu sehen. Wahrscheinlich soll ein Bild vom Untersuchungsaufbau abgebildet sein. Dieses muss bitte ergänzt werden.
- Wie erfolgt die Randomisierung? Bitte beschreiben.
- Versicherung: „Für die Untersuchung werden die Teilnehmenden über eine kurzfristige Beschäftigung bei der DGUV angestellt und sind für die Dauer der Studienteilnahme über die Verwaltungs-Berufsgenossenschaft (VBG) versichert.“ Das muss ausführlich aufgeklärt werden, da Studieninteressierte vorab prüfen müssen, ob ein kurzzeitiges Anstellungsverhältnis bei der DGUV durch den eigentlichen Arbeitgeber möglich ist, bzw. diesem häufig vorab gemeldet werden muss.
- Studienname: *Cross-over Studie*. Der Titel weicht vom eigentlich verwendeten Projekttitle ab.
- Die Teilnehmendenvergütung stellt keinen individuellen Nutzen dar. Ein Eigennutzen ist in dem vorliegenden Vorhaben nicht gegeben.
- Biometrie: Warum werden 30 Teilnehmende rekrutiert, wenn 24 Teilnehmende zur Bestätigung der Annahme begründet werden.
- Was ist die Grundannahme/Hypothese? Die Gleichheit oder der Unterschied? Dass übertragene Vibrationen durch die Exoskelette verstärkt werden, und die Exoskelette dadurch einen nachteiligen, gesundheitsgefährdenden Effekt vermitteln? Oder dass die Vibrationen durch die Exoskelette gemildert werden?

#### Studieninformation:

- Das Logo der Universität und/oder des UKSH ist aufzunehmen.

- Nutzen und Risiko der Teilnahme sind zu beschreiben. Auch kein Nutzen ist zu beschreiben. Es bestehen keine Vorteile bei Studienteilnahme. Die Teilnehmendenvergütung stellt keinen individuellen Nutzen dar. Ein Eigennutzen ist in dem vorliegenden Vorhaben nicht gegeben.
- Die Teilnahme handwerklicher Laien wird nicht ausgeschlossen. Die Risiken der Studienmaßnahmen, die durch den Bohrer oder den Schleifer, das Bohren oder das Schleifen entstehen, sind zu beschreiben.
- Die Ethikkommission empfiehlt nicht die Durchführung von Studien, sondern äußert (keine) Bedenken gegen eine Studiendurchführung.
- (Medizinische) Fachbegriffe sind zu vermeiden oder zu erklären: *nicht-invasiv; pseudonymisiert*.
- Das Zitieren aus der untenstehenden Einwilligungserklärung ist nicht notwendig. Dopplungen können vermieden werden.
- Die Datenschutzangaben sind unvollständig. Kontaktangaben zur Studienleitung und der Datenschutzaufsichtsbehörde sind zu ergänzen.
- Da in der Einwilligungserklärung explizit die Einwilligung in die Nutzung von Foto- und Videoaufnahmen eingeholt wird, ist der Absatz „Hiermit stimme ich zu, dass im Rahmen der Studie...“ (S. 7) redundant.
- Monoptionale Checkboxen sind zu entfernen. Die Einwilligung ist Voraussetzung für die Studienteilnahme und erfolgt durch Unterschrift der Proband\*innen.

Rekrutierungsmaterial:

- Das UKSH und die Studienleitung sind prominent zu nennen.

Allgemeine Hinweise:

Aufgeführte Hinweise sind zu berücksichtigen. Eine Wiedervorlage ist nicht nötig. Bei Bedarf eines Votums ohne Hinweise sind die angepassten Dokumente als Amendement vorzulegen.  
 Bei Änderung des Studiendesigns sollte der Antrag erneut vorgelegt werden.  
 Über alle schwerwiegenden oder unerwarteten und unerwünschten Ereignisse, die während der Studie auftreten, ist die Kommission umgehend zu benachrichtigen.  
 Die Deklaration von Helsinki in der aktuellen Fassung fordert in § 35 dazu auf, jedes medizinische Forschungsvorhaben mit Menschen zu registrieren. Daher empfiehlt die Kommission grundsätzlich die Studienregistrierung in einem öffentlichen Register (z.B. unter [www.drks.de](http://www.drks.de)).  
 Die ärztliche und juristische Verantwortung des Studienleiters und der an der Studie teilnehmenden Ärzte bleibt entsprechend der Beratungsfunktion der Ethikkommission durch unsere Stellungnahme unberührt.  
 Datenschutzrechtliche Aspekte von Forschungsvorhaben werden durch die Ethikkommission grundsätzlich nur kursorisch geprüft. Dieses Votum / diese Bewertung ersetzt mithin nicht die Konsultation des zuständigen Datenschutzbeauftragten.

Mit freundlichen Grüßen



Prof. Dr. Alexander Katalinic  
 Vorsitzender der Ethik-Kommission

## 7.2 Tabellen und Grafiken

### 7.2.1 Einwirkung und Übertragung von Vibrationen

Tabelle 3: p-Wert Vergleiche der Vibrationswerte für die Intervention Exoskelette (t-tests bei verbundenen Stichproben)

	rechte Hand			linke Hand		
	a <sub>hv</sub> (Gerät)	a <sub>hv</sub> (Handgelenk)	Übertragungs- faktor Twrist	a <sub>hv</sub> (Gerät)	a <sub>hv</sub> (Handgelenk)	Übertragungs- faktor Twrist
<b>Bohrmaschine</b>						
vertikal						
E1 vs. OE	0,217	0,281	0,096	0,232	0,083	0,531
E2 vs. OE	<b>0,010</b>	0,699	<b>0,002</b>	<b>0,013</b>	<b>0,018</b>	0,390
E1 vs. E2	0,219	0,317	0,149	0,397	0,234	0,905
horizontal						
E1 vs. OE	0,397	0,449	0,575	0,318	0,676	0,526
E2 vs. OE	<b>0,020</b>	0,588	<b>0,036</b>	0,882	0,630	0,691
E1 vs. E2	0,123	0,654	0,161	0,934	0,415	0,689
<b>Schleifmaschine</b>						
vertikal						
E1 vs. OE	0,262	0,210	0,281	0,194	0,116	0,182
E2 vs. OE	0,750	0,522	0,637	0,912	0,645	0,133
E1 vs. E2	0,106	0,069	0,132	0,120	0,135	0,905
horizontal						
E1 vs. OE	0,759	0,883	0,967	0,930	0,548	0,197
E2 vs. OE	0,609	0,228	0,077	0,742	0,719	0,463
E1 vs. E2	0,341	0,064	<b>0,039</b>	0,845	0,537	0,411

E1 = Exoskelett 1; E2 = Exoskelett 2; OE = ohne Exoskelett

Tabelle 4: p-Wert Vergleiche der Vibrationswerte für die Intervention Arbeitsrichtung (t-tests bei verbundenen Stichproben)

	rechte Hand			linke Hand		
	a <sub>hv</sub> (Gerät)	a <sub>hv</sub> (Handgelenk)	Übertragungs- faktor Twist	a <sub>hv</sub> (Gerät)	a <sub>hv</sub> (Handgelenk)	Übertragungs- faktor Twist
Exoskelett 1						
BV vs. BH	0,117	0,384	0,647	0,289	<b>0,021</b>	<b>0,004</b>
SV vs. SH	<b>0,000</b>	<b>0,007</b>	0,310	<b>0,081</b>	0,082	<b>0,000</b>
Exoskelett 2						
BV vs. BH	0,175	0,192	0,778	<b>0,033</b>	<b>0,025</b>	<b>0,000</b>
SV vs. SH	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	0,391	<b>0,000</b>
Ohne Exoskelett						
BV vs. BH	0,848	0,083	0,213	0,323	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>
SV vs. SH	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	<b>0,007</b>	<b>0,000</b>	0,605	<b>0,000</b>

Bohrmaschine = B; Schleifmaschine = S; vertikal = V; horizontal = H

## 7.2.2 Vorschubkraft

Tabelle 5: p-Wert Vergleiche der Vorschubkraft für die Intervention Exoskelette (t-tests bei verbundenen Stichproben)

Vorschubkraft	
Bohrmaschine	
vertikal	
E1 vs. OE	0,423
E2 vs. OE	0,116
E1 vs. E2	0,055
horizontal	
E1 vs. OE	0,063
E2 vs. OE	0,159
E1 vs. E2	0,937
Schleifmaschine	
vertikal	
E1 vs. OE	0,949
E2 vs. OE	0,255
E1 vs. E2	<b>0,030</b>
horizontal	
E1 vs. OE	0,581
E2 vs. OE	0,468
E1 vs. E2	0,111

E1 = Exoskelett 1; E2 = Exoskelett 2; OE = ohne Exoskelett

Tabelle 6: p-Wert Vergleiche der Vorschubkraft für die Intervention Arbeitsrichtung (t-tests bei verbundenen Stichproben); E1 = Exoskelett 1; E2 = Exoskelett 2; OE = ohne Exoskelett

Vorschubkraft	
Exoskelett 1	
BV vs. BH	0,402
SV vs. SH	<b>0,008</b>
Exoskelett 2	
BV vs. BH	0,882
SV vs. SH	<b>0,006</b>
Ohne Exoskelett	
BV vs. BH	<b>0,008</b>
SV vs. SH	0,053

Bohrmaschine = B; Schleifmaschine = S; vertikal = V; horizontal = H

### 7.2.3 Veränderung der Vibrationsperzeption (TTS)

Tabelle 7: p-Wert Vergleiche der Veränderung der Vibrationsperzeption (TTS) für die Intervention Exoskelette (t-tests bei verbundenen Stichproben)

	rechte Hand				linke Hand	
	TTS (16 Hz)	TTS (64 Hz)	TTS (125 Hz)	TTS (250 Hz)	TTS (125 Hz)	TTS (250 Hz)
<b>Bohrmaschine</b>						
vertikal						
E1 vs. OE	0,859	0,481	<b>0,016</b>	0,191	0,275	0,778
E2 vs. OE	0,656	0,233	<b>0,030</b>	0,877	0,862	0,701
E1 vs. E2	0,687	0,725	0,709	0,263	0,344	0,851
horizontal						
E1 vs. OE	<b>0,042</b>	0,606	0,820	0,709	0,534	<b>0,046</b>
E2 vs. OE	0,755	0,885	0,273	0,852	0,830	0,176
E1 vs. E2	0,252	0,728	0,379	0,900	0,460	0,725
<b>Schleifmaschine</b>						
vertikal						
E1 vs. OE	0,181	0,809	0,790	0,238	0,275	0,851
E2 vs. OE	0,557	0,272	0,233	0,892	0,687	0,739
E1 vs. E2	0,398	0,067	0,515	0,175	0,089	0,512
horizontal						
E1 vs. OE	0,884	<b>0,021</b>	<b>0,049</b>	0,302	0,363	0,416
E2 vs. OE	0,378	0,307	0,751	0,962	0,431	0,474
E1 vs. E2	0,368	0,077	<b>0,009</b>	0,424	0,278	0,307

E1 = Exoskelett 1; E2 = Exoskelett 2; OE = ohne Exoskelett

Tabelle 8: p-Wert Vergleiche der Veränderung der Vibrationsperzeption (TTS) für die Intervention Arbeitsrichtung (t-tests bei verbundenen Stichproben)

	rechte Hand				linke Hand	
	TTS (16 Hz)	TTS (64 Hz)	TTS (125 Hz)	TTS (250 Hz)	TTS (125 Hz)	TTS (250 Hz)
<b>Exoskelett 1</b>						
BV vs. BH	0,313	0,422	0,238	0,344	0,962	0,237
SV vs. SH	0,648	<b>0,042</b>	0,096	0,052	0,979	0,801
<b>Exoskelett 2</b>						
BV vs. BH	0,570	0,685	0,770	0,467	0,910	0,363
SV vs. SH	0,395	0,320	0,622	0,786	0,496	0,407
<b>Ohne Exoskelett</b>						
BV vs. BH	0,101	0,080	0,095	0,225	0,649	0,053
SV vs. SH	0,366	0,308	0,222	0,801	0,931	0,333

Bohrmaschine = B; Schleifmaschine = S; vertikal = V; horizontal = H

## 7.2.4 Veränderung des Durchblutungsverhaltens

Tabelle 9: p-Wert Vergleiche der Veränderung des Durchblutungsverhaltens für die Intervention Exoskelette (t-tests bei verbundenen Stichproben)

	dorsal		palmar	
	rechte Hand	linke Hand	rechte Hand	linke Hand
<b>Bohrmaschine</b>				
vertikal				
E1 vs. OE	0,132	0,132	0,071	0,154
E2 vs. OE	0,157	0,154	0,097	0,060
E1 vs. E2	0,475	0,711	0,314	0,622
horizontal				
E1 vs. OE	0,539	0,894	0,217	0,607
E2 vs. OE	0,238	0,735	0,281	0,290
E1 vs. E2	0,555	0,839	0,869	0,727
<b>Schleifmaschine</b>				
vertikal				
E1 vs. OE	0,662	0,896	0,414	0,392
E2 vs. OE	0,257	0,563	0,963	0,861
E1 vs. E2	0,287	0,758	0,974	0,834
horizontal				
E1 vs. OE	0,976	0,241	0,319	0,123
E2 vs. OE	0,605	0,500	0,708	0,476
E1 vs. E2	0,652	0,529	0,653	0,368

E1 = Exoskelett 1; E2 = Exoskelett 2; OE = ohne Exoskelett

Tabelle 10: p-Wert Vergleiche der Veränderung des Durchblutungsverhaltens für die Intervention Arbeitsrichtung (t-tests bei verbundenen Stichproben)

	dorsal		palmar	
	rechte Hand	linke Hand	rechte Hand	linke Hand
<b>Exoskelett 1</b>				
BV vs. BH	<b>0,033</b>	0,104	0,475	0,103
SV vs. SH	0,166	<b>0,045</b>	0,505	0,227
<b>Exoskelett 2</b>				
BV vs. BH	<b>0,040</b>	<b>0,043</b>	0,578	0,240
SV vs. SH	0,990	0,592	0,613	0,937
<b>Ohne Exoskelett</b>				
BV vs. BH	0,138	0,299	0,531	0,883
SV vs. SH	<b>0,016</b>	0,113	0,581	0,372

Bohrmaschine = B; Schleifmaschine = S; vertikal = V; horizontal = H

## 7.2.5 Muskelaktivität (%MVC)

Tabelle 11: p-Wert Vergleiche der Muskelaktivität (%MVC) für die Intervention Arbeitsrichtung (t-tests bei verbundenen Stichproben)

	Flexor carpi ulnaris		Extensor digitorum		M. biceps brachii		M. trapezius descendens	
	links	rechts	links	rechts	links	rechts	links	rechts
	<b>Exoskelett 1</b>							
BV vs. BH	0,504	0,964	0,734	0,245	0,163	<b>0,005</b>	0,418	<b>0,000</b>
SV vs. SH	<b>0,023</b>	<b>0,014</b>	0,655	<b>0,010</b>	<b>0,012</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>
<b>Exoskelett 2</b>								
BV vs. BH	0,617	0,473	0,223	0,822	0,129	<b>0,009</b>	0,837	<b>0,000</b>
SV vs. SH	0,060	<b>0,007</b>	0,593	0,164	<b>0,001</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>
<b>Ohne Exoskelett</b>								
BV vs. BH	<b>0,034</b>	0,054	0,887	0,092	0,314	<b>0,005</b>	0,137	<b>0,000</b>
SV vs. SH	0,191	<b>0,001</b>	0,444	0,053	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>

Bohrmaschine = B; Schleifmaschine = S; vertikal = V; horizontal = H

## 7.2.6 Muskuläre Ermüdung (MFI)

Tabelle 12: p-Wert Vergleiche der muskulären Ermüdung (MFI) für die Intervention Arbeitsrichtung (t-tests bei verbundenen Stichproben)

	Flexor carpi ulnaris		Extensor digitorum		M. biceps brachii		M. trapezius descendens	
	links	rechts	links	rechts	links	rechts	links	rechts
Bohrmaschine								
vertikal								
E1 vs. OE	0,227	0,077	0,144	0,704	0,387	0,474	0,050	0,960
E2 vs. OE	<b>0,015</b>	0,249	0,513	0,182	0,526	0,541	0,999	0,705
E1 vs. E2	0,314	0,452	0,296	0,480	0,445	0,999	0,052	0,774
horizontal								
E1 vs. OE	0,846	0,273	<b>0,012</b>	0,501	0,811	0,931	0,520	0,498
E2 vs. OE	0,395	0,059	0,076	0,250	0,408	0,720	0,625	0,587
E1 vs. E2	0,285	0,348	0,121	0,353	0,954	0,878	0,213	0,924
Schleifmaschine								
vertikal								
E1 vs. OE	0,098	0,885	0,669	0,307	<b>0,041</b>	0,963	0,672	0,837
E2 vs. OE	0,771	0,736	0,246	0,406	<b>0,018</b>	0,661	0,483	0,754
E1 vs. E2	0,235	0,701	0,372	0,682	0,234	0,719	0,772	0,648
horizontal								
E1 vs. OE	0,586	0,527	0,271	0,903	<b>0,024</b>	0,600	0,157	0,757
E2 vs. OE	0,699	0,672	0,177	0,807	0,209	0,251	0,315	0,069
E1 vs. E2	0,394	0,252	0,584	0,926	0,538	0,123	0,066	0,058

E1 = Exoskelett 1; E2 = Exoskelett 2; OE = ohne Exoskelett

Tabelle 13: p-Wert Vergleiche der muskulären Ermüdung (MFI) für die Intervention Arbeitsrichtung (t-tests bei verbundenen Stichproben)

	Flexor carpi ulnaris		Extensor digitorum		M. biceps brachii		M. trapezius descendens	
	links	rechts	links	rechts	links	rechts	links	rechts
Exoskelett 1								
BV vs. BH	0,194	0,050	0,616	<b>0,000</b>	0,936	0,208	0,073	0,088
SV vs. SH	0,925	0,127	0,165	0,243	<b>0,033</b>	0,157	0,214	0,059
Exoskelett 2								
BV vs. BH	0,636	0,127	0,064	<b>0,001</b>	0,699	0,069	0,727	0,766
SV vs. SH	<b>0,045</b>	0,923	0,950	0,136	0,306	0,988	<b>0,013</b>	<b>0,030</b>
Ohne Exoskelett								
BV vs. BH	0,906	<b>0,000</b>	<b>0,017</b>	<b>0,000</b>	0,139	0,170	0,720	0,145
SV vs. SH	0,184	0,710	<b>0,029</b>	<b>0,040</b>	0,107	0,197	0,084	<b>0,012</b>

Bohrmaschine = B; Schleifmaschine = S; vertikal = V; horizontal = H

## 7.2.7 Körperhaltung

Tabelle 14: p-Wert Vergleiche der Körperhaltung für die Intervention Arbeitsrichtung (t-tests bei verbundenen Stichproben)

	Rücken			LWS	Thorax	
	Flexion	Lateralflexion	Torsion	L5S1 Inclination	Inclination	Lateralinclination
<b>Bohrmaschine</b>						
vertikal						
E1 vs. OE	0,305	0,422	0,208	0,127	0,274	0,635
E2 vs. OE	0,361	0,061	0,212	0,609	0,133	<b>0,016</b>
E1 vs. E2	0,785	<b>0,009</b>	0,928	0,170	<b>0,010</b>	<b>0,016</b>
horizontal						
E1 vs. OE	0,629	0,949	0,676	0,822	0,368	0,717
E2 vs. OE	0,164	0,467	0,522	0,305	0,356	0,999
E1 vs. E2	0,291	0,369	0,775	0,394	0,135	0,700
<b>Schleifmaschine</b>						
vertikal						
E1 vs. OE	0,829	<b>0,009</b>	0,497	0,476	0,064	<b>0,029</b>
E2 vs. OE	0,089	0,965	0,353	0,277	<b>0,042</b>	0,402
E1 vs. E2	0,079	0,123	0,927	0,767	<b>0,007</b>	<b>0,007</b>
horizontal						
E1 vs. OE	0,727	0,074	0,243	0,357	<b>0,037</b>	<b>0,023</b>
E2 vs. OE	0,440	0,942	0,225	0,297	0,789	0,760
E1 vs. E2	0,107	0,260	0,551	0,839	0,071	<b>0,037</b>

	Flexion		Schulter		Elevation		Ellenbogen		Handgelenk	
			Abduktion				Flexion		Flexion	
	links	rechts	links	rechts	links	rechts	links	rechts	links	rechts
<b>Bohrmaschine</b>										
vertikal										
E1 vs. OE	0,123	0,274	0,494	0,887	0,841	0,401	0,441	0,127	<b>0,008</b>	0,668
E2 vs. OE	0,426	0,133	<b>0,044</b>	<b>0,001</b>	0,848	<b>0,004</b>	<b>0,013</b>	0,609	0,054	0,385
E1 vs. E2	0,308	<b>0,010</b>	0,491	<b>0,003</b>	0,952	<b>0,001</b>	0,244	0,170	0,721	0,737
horizontal										
E1 vs. OE	0,140	0,368	0,108	0,226	0,924	0,275	0,723	0,822	<b>0,037</b>	0,546
E2 vs. OE	0,372	0,356	<b>0,026</b>	0,218	0,087	<b>0,007</b>	0,944	0,305	0,350	0,989
E1 vs. E2	0,076	0,135	0,593	0,690	0,107	<b>0,026</b>	0,766	0,394	0,485	0,621
<b>Schleifmaschine</b>										
vertikal										
E1 vs. OE	0,511	0,064	0,623	0,898	0,068	<b>0,014</b>	<b>0,039</b>	0,476	0,172	0,250
E2 vs. OE	<b>0,036</b>	<b>0,042</b>	0,116	0,750	<b>0,014</b>	<b>0,001</b>	<b>0,018</b>	0,277	0,878	0,820
E1 vs. E2	0,307	<b>0,007</b>	0,202	0,817	0,511	<b>0,038</b>	0,710	0,767	0,237	0,117
horizontal										
E1 vs. OE	0,465	<b>0,037</b>	0,065	<b>0,004</b>	0,173	<b>0,048</b>	0,591	0,357	0,131	0,584
E2 vs. OE	0,219	0,789	0,006	<b>0,001</b>	0,091	<b>0,004</b>	0,286	0,297	<b>0,047</b>	0,147
E1 vs. E2	0,499	0,071	0,315	0,239	0,577	0,232	0,696	0,839	0,705	0,485

E1 = Exoskelett 1; E2 = Exoskelett 2; OE = ohne Exoskelett

Tabelle 15: p-Wert Vergleiche der Körperhaltung für die Intervention Arbeitsrichtung (t-tests bei verbundenen Stichproben)

		Rücken		LWS	Thorax	
	Flexion	Lateral-Flexion	Torsion	L5S1 Inclination	Inclination	Lateral-Inclination
<b>Exoskelett 1</b>						
BV vs. BH	0,431	<b>0,000</b>	0,510	<b>0,017</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>
SV vs. SH	<b>0,038</b>	<b>0,000</b>	0,233	0,076	<b>0,000</b>	<b>0,001</b>
<b>Exoskelett 2</b>						
BV vs. BH	0,665	<b>0,000</b>	0,680	<b>0,002</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>
SV vs. SH	<b>0,000</b>	<b>0,001</b>	0,167	<b>0,006</b>	<b>0,000</b>	<b>0,003</b>
<b>Ohne Exoskelett</b>						
BV vs. BH	0,346	<b>0,000</b>	0,221	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>
SV vs. SH	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	0,663	0,731	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>

Bohrmaschine = B; Schleifmaschine = S; vertikal = V; horizontal = H

	Schulter						Ellenbogen		Handgelenk	
	Flexion		Abduktion		Elevation		Flexion		Flexion	
	links	rechts	links	rechts	links	rechts	links	rechts	links	rechts
Exoskelett 1										
BV vs. BH	0,07	<b>0,000</b>	<b>0,035</b>	<b>0,000</b>	<b>0,012</b>	<b>0,000</b>	0,634	<b>0,017</b>	<b>0,004</b>	<b>0,027</b>
	5									
SV vs. SH	0,36	<b>0,000</b>	0,550	0,093	0,161	<b>0,000</b>	<b>0,001</b>	0,076	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>
	1									
Exoskelett 2										
BV vs. BH	0,08	<b>0,000</b>	<b>0,004</b>	<b>0,000</b>	0,149	<b>0,000</b>	0,052	<b>0,002</b>	<b>0,029</b>	<b>0,001</b>
	2									
SV vs. SH	0,07	<b>0,000</b>	0,377	0,927	0,089	<b>0,000</b>	<b>0,003</b>	<b>0,006</b>	<b>0,000</b>	<b>0,035</b>
	5									
Ohne Exoskelett										
BV vs. BH	<b>0,00</b>	<b>0,000</b>	<b>0,005</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	0,927	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	<b>0,007</b>
	0									
SV vs. SH	0,40	<b>0,000</b>	0,342	<b>0,000</b>	0,392	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	0,731	<b>0,000</b>	0,085
	3									

Bohrmaschine = B; Schleifmaschine = S; vertikal = V; horizontal = H

## 7.3 Gesundheits-Fragebogen



Institut für Arbeitsschutz

**Ansprechpartner:** Benjamin Ernst  
**Tel.:** 0301 3001-3440,  
**E-Mail:** benjamin.ernst@dguv.de

# Gesundheits-Fragebogen für Teilnehmende

## Kontaktinformationen

---

Teilnehmender (Pseudonym): .....

derzeitiger Beruf:.....

## Allgemeine Gesundheit

---

Treiben Sie regelmäßig Sport?  Ja  Nein

**Wenn ja, eine Sportart (wie Tennis, Squash, etc.) mit Belastung des Hand-Arm-Systems?**

Ja  Nein

Sportart(en) \_\_\_\_\_

Wie lange ist Ihr letztes Training her? \_\_\_\_\_

**Hobbies: Benutzen Sie *vibrierende oder stoßhaltige Werkzeuge\** in Ihrer Freizeit?**

\* z. B. Bohrmaschinen, Sägen, Naglergeräte, Tacker, Rüttler, etc.

Ja, folgende \_\_\_\_\_  Nein

**Vorerkrankungen (z. B. Bluthochdruck, Diabetes, Asthma, Erkrankungen des Stütz- und Bewegungsapparates, Störungen des Nervensystems)**

.....  
.....

**Bisherige Operationen oder Krankenhausaufenthalte (ggf. Details)**

.....  
.....

**Tragen Sie einen Hüftgelenkersatz oder Herzschrittmacher?**

Ja  Nein

**Sind Sie derzeit in ärztlicher Behandlung, gleich welcher Art?**

Ja  Nein

**Nehmen Sie regelmäßig Medikamente ein?**

Ja  Nein

*Falls ja, welche:*

.....

**Fühlen Sie sich derzeit fit und leistungsfähig?**

Ja  Nein

**Körpergewicht** ..... **Körpergröße** .....

**Muskel-Skelett-System**

**Ich bin:**  Rechtshänder  Linkshänder  Beidhänder

**Hatten Sie jemals Beschwerden in der rechten oder linken Schulter?**

Ja Wann? \_\_\_\_\_  Nein

Falls ja, welche? Mehrfachauswahl ist möglich:

Verletzungen  Schmerzen  Bewegungseinschränkung  
 Kältegefühl  Kraftlosigkeit  Sonstiges: \_\_\_\_\_

**Hatten Sie jemals Beschwerden im rechten oder linken Arm?**

Ja Wann? \_\_\_\_\_

Nein

Falls ja, welche? Mehrfachauswahl ist möglich:

- Verletzungen       Schmerzen       Bewegungseinschränkung  
 Kältegefühl       Kraftlosigkeit       Sonstiges: \_\_\_\_\_

**Hatten Sie jemals Beschwerden in der rechten oder linken Hand?**

Ja Wann? \_\_\_\_\_

Nein

Falls ja, welche? Mehrfachauswahl ist möglich:

- Verletzungen       Schmerzen       Bewegungseinschränkung  
 Kältegefühl       Kraftlosigkeit       Sonstiges: \_\_\_\_\_

**Hatten Sie in den letzten 7 Tagen Beschwerden im rechten Hand-Arm-Bereich?**

Ja

Nein

Falls ja, wo?

Falls ja, welche? Mehrfachauswahl ist möglich:

Hand

Arm

- Verletzungen       Schmerzen       Bewegungseinschränkung  
 Kältegefühl       Kraftlosigkeit       Sonstiges: \_\_\_\_\_

**Haben Sie jetzt Beschwerden im rechten Hand-Arm-Bereich?**

Falls ja, wo?  Ja  Nein

Falls ja, welche? Mehrfachauswahl ist möglich:  Hand  Arm

- Verletzungen  Schmerzen  Bewegungseinschränkung  
 Kältegefühl  Kraftlosigkeit  Sonstiges: \_\_\_\_\_

**Sonstiges**

---

**Sind Sie heute mit dem Fahrrad angereist?**  Ja  Nein

**Haben Sie heute Kaffee getrunken?**  Ja  Nein

*Falls ja:*

Wann haben Sie das letzte Mal Kaffee getrunken? Vor \_\_\_\_\_ Stunden

**Trinken Sie Alkohol?**  Ja  Nein

*Falls ja:*

- regelmäßig (3-5-mal pro Woche)  gelegentlich (1-2-mal pro Woche)  
 selten (weniger als 4-mal pro Monat)

Haben Sie in den letzten 12 Stunden Alkohol getrunken? \_\_\_\_\_

**Rauchen Sie?**  Ja  Nein  Ex-Raucher

*Falls ja oder Ex-Raucher:*

Seit wann rauchen Sie / haben Sie geraucht? \_\_\_\_\_

Wie viele Zigaretten am Tag rauchen Sie / haben Sie geraucht? \_\_\_\_\_

Wann haben Sie Ihre letzte Zigarette geraucht? \_\_\_\_\_

**Herzlichen Dank für Ihre Mitarbeit!**

**Ihre Daten werden vertraulich behandelt und ausschließlich pseudonymisiert verarbeitet.**

## **8 Danksagungen**

Ich bedanke mich bei meiner Doktormutter Professor Dr. EO für die vertrauensvolle Zusammenarbeit, sowie für die Unterstützung und Impulse, die zu jederzeit das Forschungsvorhaben und die Erstellung dieser Arbeit vorangetrieben haben.

Ebenfalls möchte ich Dr. CF danken, der die Anfertigung dieser Arbeit am Institut ermöglicht und mich fachlich und organisatorisch bei diesem Vorhaben unterstützt hat. Ich danke außerdem Dr. JR für ein stets offenes Ohr und die Unterstützung bei der Studienplanung und der Auswertung. Danke an GS und MS für die messtechnische Unterstützung, durch die dieses Vorhaben umgesetzt werden konnte.

Abschließend möchte ich meiner Frau für ihre Ermutigung bei der Erstellung dieser Arbeit und ihr unerschütterliches Vertrauen in mich danken.

## **9 Lebenslauf**

(nicht veröffentlicht)