

Aus dem Institut für Arbeitsmedizin, Prävention und betriebliches Gesundheitsmanagement der
Universität zu Lübeck

Direktorin: Prof. Dr. med. Elke Ochsmann

Unmittelbare Effekte von Einzelstößen auf das Hand-Arm-System – systematische Literaturrecherche und Pilotstudie

Inauguraldissertation zur Erlangung der Doktorwürde der Universität zu Lübeck

– aus der Sektion Medizin –

vorgelegt von Jonathan Witte

aus Hildesheim

Lübeck 2021

1. Berichterstatterin: Prof. Dr. med. Elke Ochsmann
2. Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. med. Johannes Kiene

Tag der mündlichen Prüfung: 24.01.2022

Zum Druck genehmigt. Lübeck, den 24.01.2022

- Promotionskommission der Sektion Medizin -

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	6
1. Einleitung	7
1.1. Hintergrund	7
1.2. Humanschwingungen im Bereich des Hand-Arm-Systems	9
1.2.1. Anatomische Bestandteile des Hand-Arm-Systems	9
1.2.2. Mechanische Eigenschaften des Hand-Arm-Systems	11
1.2.3. Hand-Arm-Vibration und deren Messung	11
1.2.4. Hand-Arm-Vibrations-Syndrom	14
1.2.5. Vibrations-assoziierte Berufskrankheiten	14
1.2.6. Stöße als Expositionsform und deren Gefährdungsbeurteilung	15
1.3. Derzeitige Studienlage und Defizitanalyse	17
1.4. Fragestellung	19
2. Material und Methoden	21
2.1. Systematische Literaturrecherche	21
2.2. Pilotstudie	26
2.2.1. Vorannahmen	26
2.2.2. Simulation der Stoßexposition	26
2.2.3. Vibrationsempfindungsschwelle	29
2.2.4. Infrarot-Thermografie	32
2.2.5. Greifkraft und Kneifkraft	33
2.2.6. Elektromyografie	34
2.2.7. Tests der Handfertigkeit	38
2.2.8. Studienkollektiv	39
2.2.9. Ablauf der Messungen	39
2.2.10. Statistische Auswertungsverfahren	41
3. Ergebnisse	43
3.1. Systematische Literaturrecherche	43
3.1.1. Quantitative Analyse verwendeter Outcomes	43
3.1.2. Auswertung der Studien zu akuten Effekten	46

3.2.	Pilotstudie	52
3.2.1.	Simulation der Stoßexposition	52
3.2.2.	Vibrationsempfindungsschwelle	53
3.2.3.	Infrarot-Thermografie	56
3.2.4.	Greifkraft und Kneifkraft	60
3.2.5.	Elektromyografie	61
3.2.6.	Tests der Handfertigkeit.....	65
4.	Diskussion.....	67
4.1.	Systematische Literaturrecherche	67
4.1.1.	Diskussion der Ergebnisse	67
4.1.2.	Limitationen	73
4.2.	Pilotstudie	74
4.2.1.	Methodische Diskussion.....	74
4.2.2.	Diskussion der Ergebnisse	75
4.2.3.	Limitationen	82
4.3.	Ausblick	84
4.4.	Fazit	85
5.	Zusammenfassung	88
6.	Literaturverzeichnis.....	91
7.	Anhänge	104
7.1.	Konzeption des Gesamtprojekts und Erklärung über Einzelanteile.....	104
7.2.	Votum der Ethikkommission	105
7.3.	Ausführliche Tabellen und Grafiken.....	106
7.4.	Anamnese-Fragebogen	120
7.5.	Danksagung	123
7.6.	Lebenslauf	124

Abkürzungsverzeichnis

BK	Berufskrankheit
BMI	Body Mass Index
COS	Core Outcome Set
DGUV	Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung e.V.
s-EMG	Oberflächen-Elektromyografie
EKG	Elektrokardiografie
FSBP	Finger Systolic Blood Pressure
HAVS	Hand-Arm-Vibrations-Syndrom
HFD	Index der fraktalen Dimension
IR	Infrarot
ISO	International Organization for Standardization
MDF	Index der Median-Frequenz des Leistungsdichtespektrums
MeSH	Medical Subject Headings
MNF	Index der Mittelwert-Frequenz des Leistungsdichtespektrums
MRT	Magnetresonanztomografie
MVIC	Maximal voluntary isometric contraction
PEO	Population, Exposure, Outcome
peakPSD	Index der Maximal-Frequenz des Leistungsdichtespektrums
SD	Empirische Standardabweichung
SNR	Signal-Rausch-Verhältnis
TTS	Temporary threshold shift
UP	Untersuchungsphase
VPT	Vibrationsempfindungsschwelle

1. Einleitung

1.1. Hintergrund

In Deutschland sind derzeit 44,8 Millionen Menschen erwerbstätig [1]. Die Arbeitsbedingungen haben dabei einen großen Einfluss auf die Gesundheit des Menschen. Als wesentliche Errungenschaft für den Erhalt und die Förderung der Gesundheit am Arbeitsplatz gelten vielfältige Maßnahmen der Arbeitssicherheit und des Gesundheitsschutzes, die sich in Deutschland ab dem Ausgang des 19. Jahrhunderts entwickelten [2]. In den vergangenen 150 Jahren war die Verbesserung der Sicherheit und Ergonomie am Arbeitsplatz, beginnend in der Industrie, später auch im Dienstleistungsgewerbe, immer wieder Teil der politischen Agenda. Meilensteine waren dabei die Anfänge der Unfallversicherung und die Gründung einer Gewerbeaufsicht durch Bismarcks Sozialgesetzgebung und die Einführung des 8-Stunden-Tages zu den Zeiten der Weimarer Republik. Ziel war, unmittelbare Unfall- und Gesundheitsgefahren für die Arbeitenden zu minimieren. Die meisten dieser historischen Regelungen zum Arbeitsschutz wurden während des Ersten und Zweiten Weltkriegs außer Kraft gesetzt [2]. In der zweiten Hälfte des 20. Jahrhunderts rückten mit der Verabschiedung des Arbeitssicherheitsgesetzes 1974 schließlich auch die chronischen Folgen der Exposition chemischer und physikalischer Belastungen in den Vordergrund, darunter auch Hand-Arm-Vibration. Zu diesem Zeitpunkt wurde außerdem die Rolle von Betriebsmedizinerinnen und Betriebsmedizinern im Arbeitsschutz fest verankert. Die gesetzlichen Maßnahmen wurden durch neu eingeführte Industriestandards und die Regelung des Arbeitsschutzes auf europäischer Ebene stetig weiterentwickelt [3].

Gegenwärtig sind psychische Belastungen am Arbeitsplatz sowie die Transformation der Arbeitswelt durch die Digitalisierung vermehrt im Fokus öffentlicher und wissenschaftlicher Wahrnehmung [4, 5]. Gleichwohl haben physikalische Beanspruchungen eine unvermindert große Bedeutung im Arbeitsschutz, da trotz Tertiärisierung der Gesellschaft in Deutschland erhebliche Arbeitnehmerkollektive tagtäglich mechanischen Belastungen des Hand-Arm-Systems ausgesetzt sind. Von 9,7 Millionen Arbeitsplätzen im primären Sektor und in der Industrie sind schätzungsweise 1,8 Millionen Erwerbstätige Vibrationen und ähnlichen mechanischen Noxen exponiert [6]. Handgeführte Geräte spielen dabei trotz zunehmender Automatisierung in vielen Branchen eine zentrale Rolle und werden von Arbeitnehmenden oft einen signifikanten Teil der Arbeitszeit genutzt [7]. Die Einwirkung mechanischer Schwingung und Erschütterung auf das Hand-Arm-System ist damit ein häufiges Phänomen in der Arbeitswelt. Die gesundheitlichen Folgen (vgl. Kapitel 1.2.4 - 1.2.5.) mindern die Lebensqualität der Betroffenen und belasten die Versorgungssysteme [8].

Stoßhaltige Belastungen des Hand-Arm-Systems treten ebenfalls häufig im beruflichen Kontext auf. Ausgehend vom Gebrauch einfacher Handhämmer im Handwerk sind Geräte wie Niethämmer, Klammernagler, Druckluftnagler oder Bolzensetzer z. B. in Holzwirtschaft, Fertighausbau, Metallverarbeitung, Schiff- und Flugzeugmontage, Einzelhandel und Logistik oder im Schlachtgewerbe verbreitet [9].



Abbildung 1: Verwendung von Druckluftnagler (links) und Klammernagler (rechts) als Beispiele für handgeführte Geräte mit stoßhaltigen Emissionen

Hinzu kommt, dass auch im Bereich des Leistungs- oder Breitensports, beispielsweise bei Aufprallsportarten (Tennis, Hockey, Baseball) oder weiteren Freizeitaktivitäten wie Sportschießen oder Fahrrad fahren, Stöße auf das Hand-Arm-System einwirken. Obwohl nicht Teil der beruflichen Exposition und isoliert betrachtet zumeist gesundheitlich ungefährlich [10], ist die Erhöhung des beruflichen Risikos einer vibrations-assoziierten Erkrankung durch diese Tätigkeiten vorstellbar. Belastbare Studien über den zusätzlichen Einfluss des Freizeitbereichs auf gefährdete Berufsgruppen liegen bisher allerdings nicht vor.

Der bestmögliche Schutz der im Berufsalltag exponierten Arbeitnehmenden vor gesundheitlichen Folgen ihrer körperlichen Arbeit bleibt – auch vor dem Hintergrund des demografischen Wandels und einer älter werdenden Erwerbsbevölkerung – ein zentrales Anliegen der Arbeitsmedizin. Dabei gilt es, den Arbeitsschutz bei physikalischen Belastungen des Hand-Arm-Systems am Arbeitsplatz für die Zukunft konsequent und gezielt weiterzuentwickeln.

1.2. Humanschwingungen im Bereich des Hand-Arm-Systems

1.2.1. Anatomische Bestandteile des Hand-Arm-Systems

Der Terminus des Hand-Arm-Systems ist in den angewandten Naturwissenschaften verbreitet, um die funktionelle Einheit der Knochen, Gelenke, Bänder und Skelettmuskeln zu beschreiben, die das komplexe Bewegungsorgan der oberen Extremität bilden [11]. Den knöchernen Anteil bilden der Schultergürtel mit Scapula und Clavicula, Humerus, Ulna und Radius sowie die Knochen der Handwurzel, Metacarpale und Phalangen der Finger (vgl. Abb. 2a). Sie artikulieren in den Schultergelenken (3 Freiheitsgrade), dem zusammengesetzten Ellenbogengelenk (2 Freiheitsgrade), dem Handgelenk (2 Freiheitsgrade) sowie in den Carpometacarpal-, Metacarpophalangeal- (funktionell 2 Freiheitsgrade) und Interphalangealgelenken (1 Freiheitsgrad) der Fingerstrahlen. Die zugehörige Muskulatur (vgl. Abb. 2b) lässt sich systematisch in Schultergürtel-, Schultergelenks-, Oberarm-, Unterarm- und Handmuskulatur einteilen [12].

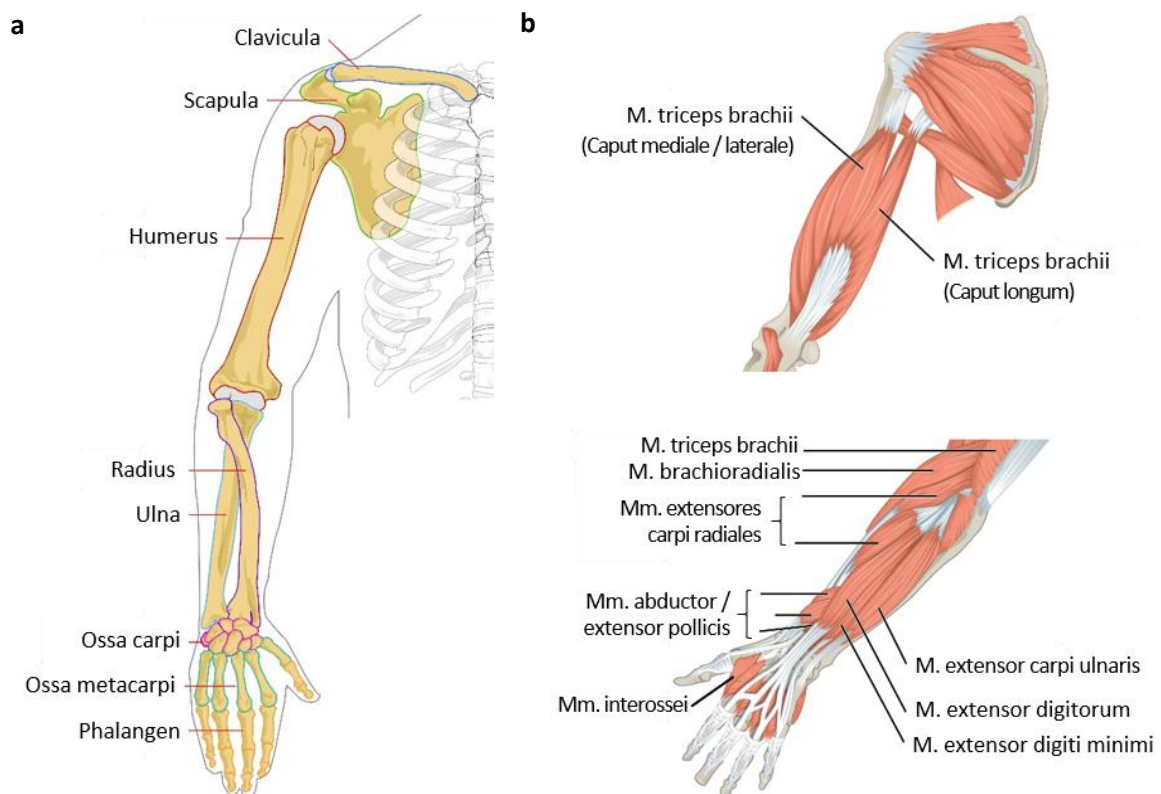


Abbildung 2: Übersicht der knöchernen (a, anteriore Ansicht) und muskulären (b, dorsale Ansicht) Anatomie des Armes
Grafik verändert nach: Betts et al., *Anatomy & Physiology*, OpenStax, Houston 2013, S. 477, lizenziert CC BY 4.0

Diese ausschließlich biomechanische Definition des Hand-Arm-Systems – in der Arbeitsmedizin insbesondere im Gebiet der Muskel-Skelett-Erkrankungen gebraucht – muss für Fragestellungen zu

den gesundheitlichen Effekten mechanischer Schwingung und Stößen erweitert werden [11], denn zusätzlich können hier die Gefäße, periphere Nerven, Sinnesrezeptoren und die funktionelle Leistungsfähigkeit der oberen Extremität betroffen sein.

Die vaskuläre Versorgung der Hand erfolgt durch Endarterien des Arcus palmaris aus dem Stromgebiet der A. axillaris, die sich im proximalen Unterarm in die A. radialis und A. ulnaris teilt.

Sensibel innerviert wird die palmare Hand durch Äste des N. radialis, N. medianus und N. ulnaris (vgl. Abb. 3). Den Mechanorezeptoren der unbehaarten Haut an der Innenseite der Hand und der Finger kommt eine besondere Bedeutung für den Tast- und Vibrationssinn und damit auch der Feinmotorik zu. Anhand ihres Adaptierungsverhaltens werden sie in langsam adaptierende Merkel-Zellen, langsam adaptierende Ruffini-Korpuskel (jeweils empfindlich für Berührung oder konstanten Druck), mittelschnell adaptierende Meissner-Körperchen und schnell adaptierende Pacini-Körperchen eingeteilt (empfindlich für die Änderung der Berührung bzw. Vibration). Die Entladungsrate der letztgenannten schnell adaptierenden Sinneszellen ist dabei als Differentialrezeptor primär von der Änderung der Reizgeschwindigkeit abhängig [13, 14].

Diese Leitungsbahnen sind umgeben von Knochen-, Muskel-, Fett- und Bindegewebe, die zu einem großen Teil die mechanischen Eigenschaften bestimmen. Das Hand-Arm-System im verwendeten Sinne entspricht damit der Gesamtheit all dieser Gewebe.

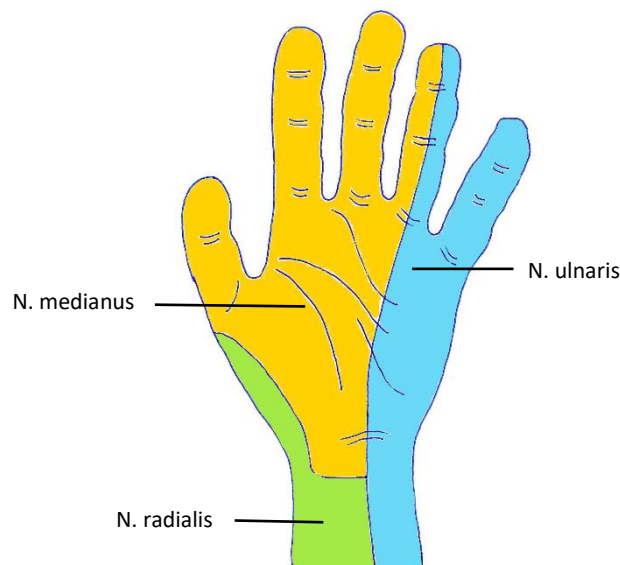


Abbildung 3: Sensible Innervation der Hohlhand

Grafik verändert nach Harry Gouvas, https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Hand_Sensory_Nerves.jpg, lizenziert CC BY-SA 3.0

1.2.2. Mechanische Eigenschaften des Hand-Arm-Systems

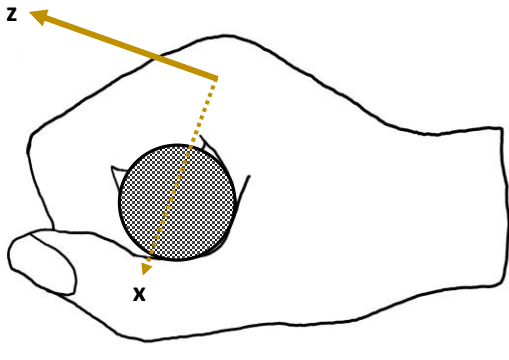
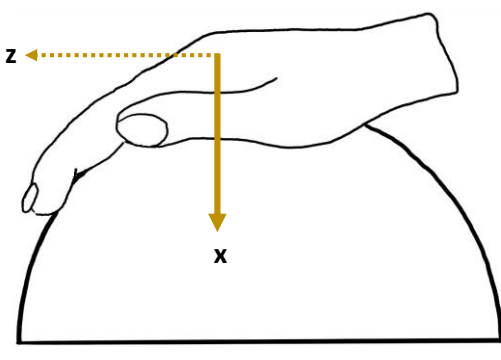
Das Hand-Arm-System überträgt oder absorbiert mechanische Stimuli wie Vibration oder Stöße gemäß dem Grundsatz der Energieerhaltung. Experimentelle Untersuchungen mit simulierter Vibration und Geräten wie Schlaghammer und Schleifmaschine ergaben, dass Expositionen mit mehrheitlich tiefen Frequenzanteilen <50 Hz größere Belastungen an Ellenbogen und Schulter verursachen, während höhere Anregungsfrequenzen >100 Hz fast ausschließlich auf Finger und Hand und kaum proximal im Hand-Arm-System einwirken [15, 16]. Relevant für die Transmission und Absorption durch die verschiedenen Gewebe sind dabei die Resonanzfrequenzen, bei denen sich die Schwingung im biologischen System verstärkt. Diese liegen global für das gesamte Hand-Arm-System betrachtet im Bereich zwischen 16 und 63 Hz, isoliert für die Finger aber viel höher bei etwa 150 - 300 Hz. Das Resonanzverhalten kann durch die Anspannung der entsprechenden Muskulatur und der daraus resultierenden zunehmenden Steifigkeit des Systems beeinflusst werden [15].

1.2.3. Hand-Arm-Vibration und deren Messung

Die Europäische Union regelt die Arbeitsschutzbestimmungen bei Humanschwingungen seit 2002 in der Richtlinie 2002/44/EG. Neben der vor allen Dingen mit Gesundheitsrisiken für die Wirbelsäule verbundenen Ganzkörpervibration beinhaltet die Richtlinie Bestimmungen zu Hand-Arm-Vibration. Definiert ist diese als mechanische Schwingung, die bei Übertragung auf das Hand-Arm-System des Menschen Gefährdungen verursacht, insbesondere Durchblutungsstörungen, Knochen- oder Gelenkschäden, neurologische Erkrankungen oder Muskelerkrankungen [Art. 2a RL 2002/44/EG]. Aus dieser Begriffsbestimmung geht hervor, dass es sich bei Hand-Arm-Vibration stets um eine schädliche Noxe handelt, dessen Transmission im Sinne des Arbeitsschutzes zu minimieren ist. Die Dosis-Wirkungs-Beziehung bei Hand-Arm-Vibration ist dabei immer wieder Gegenstand der arbeitsmedizinischen Forschung, wobei die Auswirkungen unterschiedlicher Intensitäten und Expositionszeiten, Frequenzspektren, Wirkrichtungen, Körperhaltungen, Ankopplungskräfte und klimatischer Bedingungen untersucht wurden [17, 18]. Für die meisten möglichen Einflussfaktoren existieren allerdings bis heute keine geeigneten Methoden für standardisiertes Reporting [19].

Für die Quantifizierung von Hand-Arm-Vibration nach dem Standard 5349 der *International Organization for Standardization* (ISO) wird deshalb lediglich die tägliche Expositionsdauer, das Frequenzspektrum sowie die Intensität bzw. Magnitude der Schwingungen berücksichtigt. Signalgeber für die Magnitude der Vibration sind Beschleunigungssensoren, die in den drei Dimensionen des Raumes orientiert sind [19]. Die ISO 5349 schlägt dazu zwei Applikationsmodi mit entsprechendem Koordinatensystem vor (vgl. Tabelle 1).

Tabelle 1: Standardisierte Positionen und Koordinatensystem zur Messung von Hand-Arm-Vibration nach ISO 5349

„handgrip position“	„flat palm position“
	
<ul style="list-style-type: none"> - simulierte Hand-Arm-Vibration durch Umschließen eines vertikalen Griffes und Übertragung der Vibration in z-Richtung - relevant für die Transmission: Andruck- und Griffkraft 	<ul style="list-style-type: none"> - simulierte Hand-Arm-Vibration durch Auflage der Handfläche oder der Finger auf eine in x-Richtung vibrierende Plattform - relevant für die Transmission: Auflagekraft

Die ermittelten Beschleunigungssignale jeder Messrichtung werden zwischen 1 und 1000 Hz bandpassgefiltert und sodann einer für Hand-Arm-Vibration konsentierten Frequenzbewertung nach ISO 5349 unterzogen (vgl. Abb. 4). Die bewertete Beschleunigung wird als a_{hw} bezeichnet.[19].

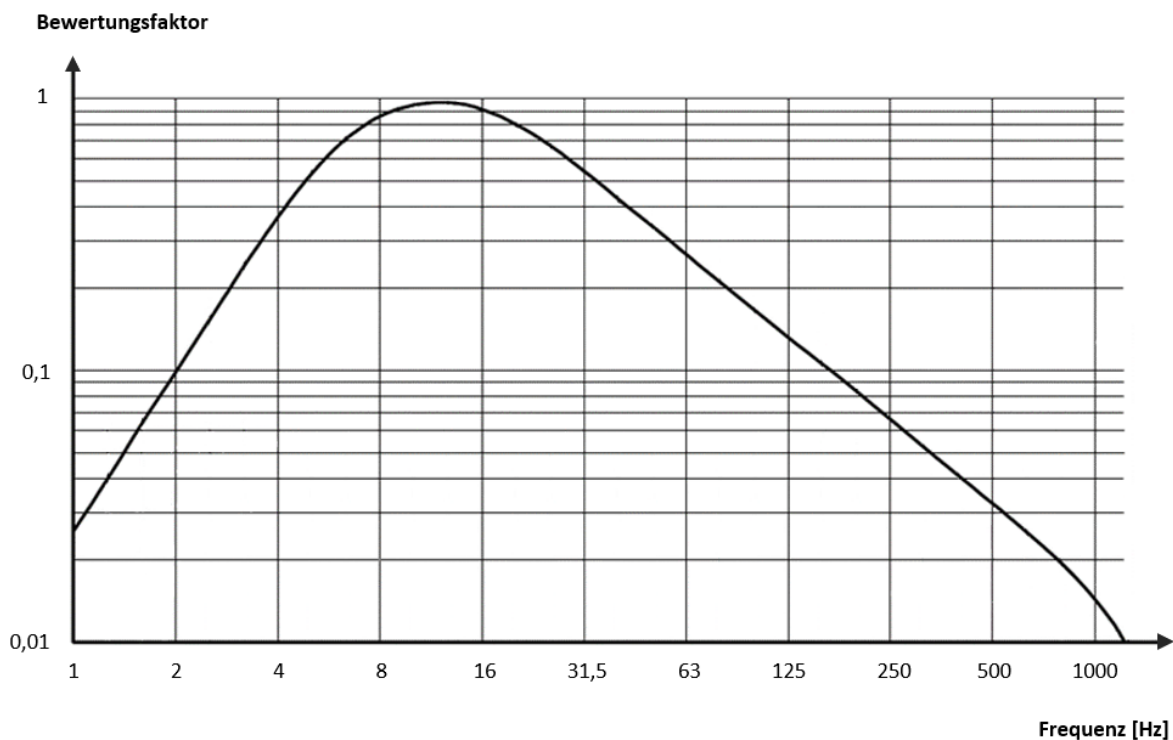


Abbildung 4: Kurve der Frequenzbewertung nach ISO 5349

Die Berechnung der Magnitude des gesamten Beschleunigungssignals erfolgt schließlich durch die Vektorsumme der frequenzbewerteten Beschleunigungen aller drei Richtungen x, y, und z. Als Gesamtformel ergibt sich damit

$$a_{hv} = \sqrt{(w_h \times a_{hx})^2 + (w_h \times a_{hy})^2 + (w_h \times a_{hz})^2}$$

wobei a_{hv} der bewerteten Gesamtbeschleunigung, w_h dem Bewertungsfaktor der Frequenzbewertungskurve nach ISO 5349 und a_h dem bandpassgefilterten unbewerteten Beschleunigungssignal entspricht.

Um die Schwingungsdosis zu berechnen, wird das frequenzbewertete Signal der Hand-Arm-Vibration um die Zeitkomponente ergänzt. Als Dosiswert wird der auf einen Bezugszeitraum von 8 Stunden normierte Tagesexpositionswert $A(8)$ verwendet, der durch das Produkt aus der bewerteten Gesamtbeschleunigung a_{hv} und der Quadratwurzel der auf $T_0 = 8$ Stunden bezogenen Expositionszeit T ausgedrückt wird:

$$A(8) = a_{hv} \times \sqrt{\frac{T}{8}}$$

Die EU-Richtlinie zum Schutz von Arbeitnehmenden vor physikalischen Einwirkungen setzt für den $A(8)$ -Wert im Bereich der Hand-Arm-Vibration einen täglichen Auslösewert von $2,5 \text{ m/s}^2$ sowie einen täglichen Expositionsgrenzwert von $5,0 \text{ m/s}^2$ fest [Art. 3 Abs. 1 RL 2002/44/EG]. Diese Schwellenwerte sind in Deutschland durch die Verordnung zum Schutz der Beschäftigten vor Gefährdungen durch Lärm und Vibrationen (LärmVibrationsArbSchV) seit 2007 in nationales Recht umgesetzt. Beim Erreichen des Auslösewertes müssen technische und organisatorische Maßnahmen ergriffen werden, um die Vibrationsbelastung der Arbeitnehmenden zu reduzieren. Dazu gehören explizit alternative vibrationsärmere Arbeitsverfahren, ergonomische oder schwingungsgedämpfte Arbeitsgeräte, die Schulung zur sicheren Handhabung von Maschinen, die Erstellung von Arbeitszeitplänen oder die Begrenzung von Dauer und Intensität der Exposition. Der Grenzwert darf nicht überschritten werden, ansonsten ist der Arbeitgeber verpflichtet, unverzüglich die Gründe zu ermitteln und die Exposition auf einen Wert unterhalb der Expositionsgrenzwerte zu senken [§ 10 LärmVibrationsArbSchV]. Ferner muss aufgrund der Verordnung zur arbeitsmedizinischen Vorsorge (ArbMedVV) die Angebotsvorsorge bei Erreichen des Expositionsauslösewertes bzw. die Pflichtvorsorge bei Erreichen des Grenzwertes sichergestellt werden [ArbMedVV, Anhang Arbeitsmedizinische Pflicht- und Angebotsvorsorge].

1.2.4. Hand-Arm-Vibrations-Syndrom

Grund für die strengen Grenzwerte sind vielfältige Gesundheitsrisiken, die mit Humanschwingungen wie Hand-Arm-Vibration verbunden sind und in erster Linie unter dem Hand-Arm-Vibrations-Syndrom (HAVS) zusammengefasst werden. Erste Fallbeschreibungen der sogenannten „Weißfingerkrankheit“ bei italienischen Bergarbeitern reichen bis ins Jahr 1911 zurück. Das zunächst bei chronisch vibrationsexponierten Arbeitnehmern als Syndrom aus schmerzhaften und erblassten bzw. weißen Fingern beschriebene Krankheitsbild wurde in der Folge um neurologische, teils auch muskuloskelettale Symptome, wie eingeschränkte Mechanorezeption, Geschicklichkeit oder Handkraft erweitert [7]. Zur Einteilung des nunmehr als sekundäres Raynaud-Syndrom klassifizierten HAVS wurden Ende der 1980er Jahre mit der Stockholm-Workshop-Skala vaskuläre und neurologische Kategorien eingeführt, die durch das Ergänzen von Scores und zusätzlichen Messmethoden vielfach modifiziert und aktualisiert wurden [20, 21]. Bis heute existieren allerdings kein einzelner Test oder objektivierbare Diagnosekriterien des HAVS, die über Expertenempfehlungen hinaus gehen [7, 21].

Der genaue Pathomechanismus des HAVS ist bis heute unverstanden. Vermutet wird ein lokaler Vasospasmus, der durch Erhöhung des Sympathikustonus bei Endothelschädigung durch mechanischen oder oxidativen Stress hervorgerufen wird [22]. Direkte Schädigungen von myelinisierten und unmyelinisierten Nervenfasern der Finger könnten zu den neurologischen und möglicherweise sekundär zu Skelettmuskel-assoziierten Defiziten führen [7]. Die Auslösung oder Aggravation der Symptome bei Kälte ist ähnlich wie beim Raynaud-Syndrom anderweitiger Genese vielfach beschrieben [23, 24]. Dies führt zu einer regionalen Häufung in kälteren, nördlicheren Ländern, während das HAVS in wärmeren Regionen klinisch selten evident wird, obwohl die neurologische Komponente dennoch vorliegen kann [25].

1.2.5. Vibrations-assoziierte Berufskrankheiten

Grundsätzlich sind arbeitsbezogene Erkrankungen, bei denen die Arbeitswelt verstärkender Faktor ist, von Berufskrankheiten (BK), die ursächlich mit der Arbeitsbelastung verbunden sind, zu unterscheiden [11, 26].

Da die haftungsfüllende Kausalität der zumeist berufsbedingten Vibrationsexposition für die Symptome durch zahlreiche Fall-Kontroll-Studien als belegt gilt, ist das HAVS in Deutschland als BK 2104 in die Berufskrankheiten-Verordnung (BKV) aufgenommen worden und unterliegt der entsprechenden Meldepflicht [§ 4 BKV]. Trotz einer z. B. für Großbritannien auf ca. 288.000 Betroffene geschätzten Punktprävalenz des HAVS und der hohen Verbreitung von Hand-Arm-

Vibration in vielen Industriezweigen [27], zeigt sich eine erhebliche Diskrepanz zwischen den Verdachtsanzeigen und Anerkennungen auf Berufskrankheit. Sie werden für das Jahr 2018 in Großbritannien mit lediglich 180, bzw. in Deutschland im gleichen Zeitraum mit 102 Anträgen angegeben, bei seit Jahren kontinuierlich rückläufigen Zahlen [28, 29]. Als Ursache wird neben dem verbesserten Arbeitsschutz bei gefährdeten Tätigkeiten sowie dem Umstand, dass sich nur bei einem kleinen Anteil der Betroffenen ein kausaler Zusammenhang mit dem Arbeitsfeld sichern lässt, eine erhebliche Dunkelziffer angeführt [30].

Des Weiteren werden unter der BK 2103 Erkrankungen des Skeletts geführt, die durch prolongierte Exposition zu niederfrequenten Erschütterungen bei der Arbeit mit Druckluftwerkzeugen oder gleichartig wirkenden Werkzeugen bzw. Maschinen entstehen. Bedingt durch die mechanisch belasteten Gelenkknorpelflächen sind die medizinischen Folgen in erster Linie unspezifische degenerative Pathologien sowie aseptische Knochennekrosen oder Ermüdungsfrakturen der oberen Extremität [31]. Verdachtsanzeigen und anerkannte Fälle sinken seit Jahren, liegen in Deutschland aber höher als für die BK 2104 [28, 32]. Das Risiko, Knochen- und Gelenkschäden mit einem ursächlichen Beitrag aus einer beruflichen Tätigkeit zu erleiden, wird allerdings heutzutage als gering eingestuft, womit die Berufskrankheit in Begutachtungsfällen zunehmend kritisch diskutiert und teilweise als obsolet bewertet wird [33].

1.2.6. Stöße als Expositionsform und deren Gefährdungsbeurteilung

Stöße stellen unter den Humanschwingungen eine als eigenständig zu betrachtende Expositionsform dar. Die *International Organization for Standardization* definiert Stöße als plötzliche Änderung einer Kraft, Lage, Geschwindigkeit oder Beschleunigung, die eine transiente Störung in einem System auslöst [34].

Einzelstöße treten als isoliertes Ereignis auf und werden durch einen charakteristischen Beschleunigungsverlauf beschrieben, der durch die Anstiegszeit $t_2 - t_1$ und den Maximalwert M gekennzeichnet ist (vgl. Abb. 5a). Sie unterscheiden sich damit von harmonischer Vibration, die einer mechanischen Schwingung um einen Gleichgewichtspunkt entspricht und einen sinusoidal-periodischen Charakter besitzt. Ebenfalls müssen Einzelstöße von ungerichteter Vibration abgegrenzt werden, die als Schwingung mit zufälligen Oszillationen definiert ist, mehrere Anregungsfrequenzen enthält und nur über statistische Parameter quantifiziert werden kann (vgl. Abb. 5b-c). Enthält eine vibrationsähnliche Schwingung zusätzlich Stoßkomponenten, wird sie als stoßhaltige Vibration bezeichnet [35].

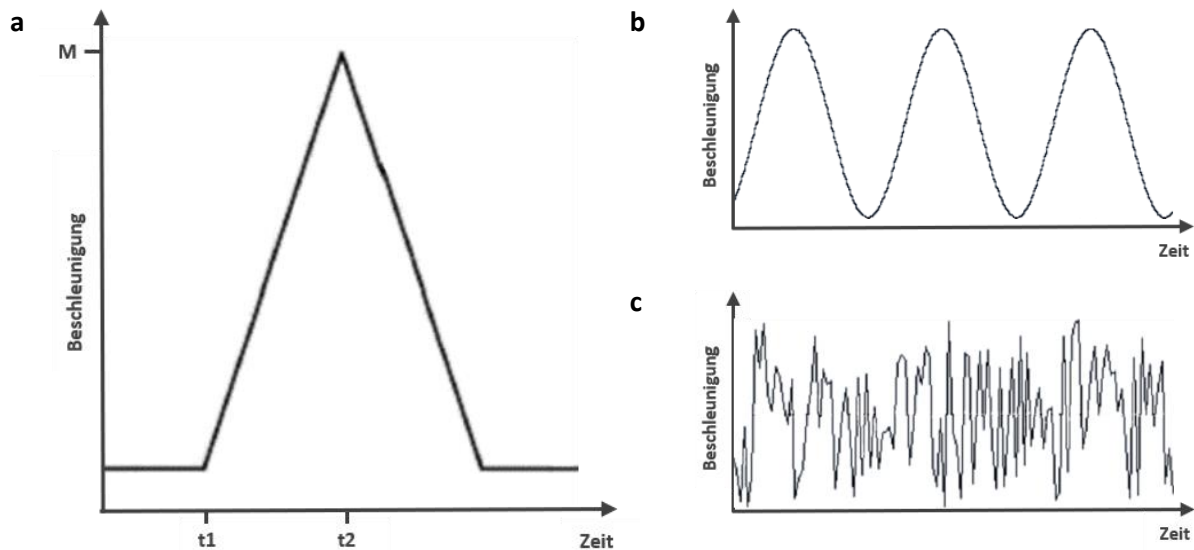


Abbildung 5: Theoretischer Beschleunigungsverlauf eines isolierten Stoßes (unbewertete Beschleunigung, a) im Vergleich zu harmonischer Vibration (b) und ungerichteter Vibration (c)

Nach der Frequenzbewertung des Signals lässt sich für isolierte Stöße oder Einzelstöße analog zur Vibrationsmagnitude (vgl. Kapitel 1.2.3.) der über $t = 1$ s gemittelte gleitende Effektivwert der Beschleunigung durch Integration bestimmen. Die Angabe des Maximalwerts des gleitenden Effektivwertes ist bei der Betrachtung einer Zeitspanne wiederholt auftretender Stöße sinnvoll [36].

In der Arbeitswelt lässt sich die Differenzierung der o. g. Emissionsformen anhand physikalischer Definitionen praktisch nicht zuverlässig vornehmen. Vielmehr liegt im Berufsalltag häufig eine Kombination aus Vibrations-, Stoß- und Lärmexposition vor – typischerweise verknüpft mit einseitiger Überlastung der oberen Extremität durch z. B. Haltungsabnormalitäten beim Führen des Arbeitsgeräts. Pitts et al. [37] stellten demgemäß fest, dass die theoretische Unterscheidung möglicher Signalformen in Bezug auf reale stoßhaltige Expositionen des Hand-Arm-Systems nicht praktikabel sei. Unterschieden werden müsse vielmehr zwischen isoliert wahrgenommenen Einzelstößen, wie sie beispielsweise von pneumatischen oder pyrotechnischen Geräten zum Nageln, Nieten oder Bolzensetzen emittiert werden, Stoßserien (z. B. Schlagschrauber, Bohrhämmer) und stoßhaltiger, vibrationsähnlicher Schwingungen (z. B. Schleifgeräte, Kettensägen). Ausgehend von diesen Vorschlägen ergaben weitere Untersuchungen, dass Wiederholraten bis 15 Hz als isolierte Stöße diskriminiert und erst darüber hinaus als Stoßserie oder impulshaltige Vibration empfunden werden [38]. Auch niedrigfrequente Maschinen wie Rüttler, Stampfer oder Druckluftschlämmer sollten folglich Einzelstoß-Expositionen zugerechnet werden, für die eine Neubewertung des Schädigungspotenzials über das der Hand-Arm-Vibration hinaus erfolgen müsse [37].

1.3. Derzeitige Studienlage und Defizitanalyse

Das Auftreten und die Reversibilität schädlicher Auswirkungen auf die Gesundheit wurde für harmonische oder ungerichtete Vibrationsexpositionen des Hand-Arm-Systems bereits vielfältig untersucht und in der Literatur rezipiert [39-41]. Experimentelle Arbeiten und Feldstudien stellten dabei zunehmend Evidenz für die Ursache-Wirkungs-Beziehungen beim HAVS her, was zur Entwicklung der ISO 5349 und einheitlichen Messung und Bewertung von Hand-Arm-Vibration führte. Die bekannten medizinischen Effekte einer chronischen Exposition können dabei Symptome eines Raynaud-Syndroms, reduzierten Finger-Blutfluss, eine periphere Neuropathie mit herabgesetzter Fühlschwelle für Vibration und Wärme, Taubheit, Missempfindungen, Schmerzen, sensomotorische Störungen, Muskelsteifheit, reduzierte Geschicklichkeit und außerdem das gehäufte Auftreten von Karpaltunnelsyndrom oder Dupuytren-Kontrakturen umfassen [39, 42]. Bezüglich akuter Effekte oder physiologischer Reaktionen des Hand-Arm-Systems bei Vibration existieren dagegen nur wenige experimentelle Studien, die z. B. die transiente Beeinträchtigung der mechanischen und thermischen Sensibilität und der peripheren Durchblutung sowie eine Steigerung der elektromyografisch gemessenen Muskelaktivität nahelegten [17, 42-44]. Eine umfassende Übersicht zu den unmittelbaren Effekten von Hand-Arm-Vibration liegt bisher nicht vor.

Der Kenntnisstand zu Einzelstößen ist deutlich lückenhafter [37]. Zunächst erschweren fehlende einheitliche Definitionen zu Einzelstößen, Stoßserien und stoßhaltiger Vibration die Vergleichbarkeit und Einordnung bisheriger experimenteller Ergebnisse. Ebenso existieren bis heute für die stoßhaltigen Expositionsformen kaum Erkenntnisse darüber, welche physikalischen Größen – Beschleunigung, Geschwindigkeit, Kraft – oder Signalcharakteristika – Stoßdauer, Anstiegszeit, Waveform, Amplitude – biologisch relevant sind [37]. Lediglich für das Frequenzspektrum wurde an Arbeitnehmern verschiedener Berufe gezeigt, dass – entsprechend dem Resonanzverhalten des Armes – niedrigfrequente stoßhaltige Schwingung bis in den Ellenbogen und die Schulter übertragen werden, während hochfrequente stoßhaltige Schwingung Symptome eher im Bereich der Hände provoziert [45].

Für die adäquate Beurteilung von Stoßexpositionen ist deshalb fraglich, ob bestehende Evaluierungsstrategien, wie die für Hand-Arm-Vibration festgelegte Frequenzbewertung, bei Einzelstößen sinnvoll zur Anwendung kommen sollten, oder ob diese das reale Gefährdungspotenzial unzureichend abbilden [46]. Bemerkenswert ist, dass in der ISO 5349 selbst der vorläufige Charakter der Anwendbarkeit der Messvorschrift auf Stöße betont und zu Vorsicht bei der Anwendung geraten wird, da die Wirkungen von wiederholten Stößen auf den Menschen noch nicht ausreichend bekannt seien [19].

Seit den 1980er Jahren gab es bereits erste Hinweise darauf, dass Geräte mit stoßartigem Expositionsmuster mit der gängigen Frequenzbewertung in ihrer gesundheitsschädigenden Wirkung unterschätzt werden könnten [47-49]. In einer experimentellen Studie verglichen Dupuis et al. [50] daraufhin die physiologischen Auswirkungen von nicht-stoßhaltiger und stoßhaltiger Hand-Arm-Vibration und konnten bei Expositionszeiten <8 Minuten keinen signifikanten Unterschied bezüglich akuter Effekte feststellen. In der Folge wurde jedoch die potenzielle Schadeinwirkung der hohen Maximalwerte der Beschleunigung bei Einzelstoßemissionen, z. B. durch die Gerätegruppe der Nagler und Niethämmer, immer wieder kritisch diskutiert. So ergab sich tierexperimentell, dass hier Schädigungen der Nerven stark unterbewertet werden [51, 52]. Auch für Schlagschrauber wurde bei Arbeitsplatzmessungen in der Nutzfahrzeugindustrie eine auffallend hohe Prävalenz neurophysiologischer Beeinträchtigungen festgestellt. Als Ursache wurden die in der Dosisberechnung der ISO 5349 nicht berücksichtigten, hochfrequenten Frequenzanteile der Stöße diskutiert [53].

Zwei jüngere Studien untersuchten stoßhaltige Expositionen in Bezug auf muskuläre und vaskuläre Outcomes: Buchanan et al. [54] wiesen eine muskuläre Beanspruchung durch repetitives Hämmern nach, die durch Dämpfung wirksam reduziert werden konnte; Ye et al. [55] berichteten einen reduzierten Finger-Blutfluss infolge simulierter Stöße. Darüber hinaus konnten in einem Review der Literatur von Hausmanning et al. [56] bislang keine speziellen Krankheitsbilder identifiziert werden, die durch berufsbedingte Stoßexposition auf das Hand-Arm-System ausgelöst werden. Die insgesamt verhältnismäßig geringe Zahl der anerkannten BK-Fälle könnte dabei mitverantwortlich für die bisher geringen Forschungsaktivitäten in diesem Themenkomplex sein, die sich zudem bisher vor allen Dingen auf die schwingungsbelastenden Arbeitsgeräte und weniger auf die relevanten gesundheitliche Effekte im Hand-Arm-System erstreckten [30].

Zusammenfassend ist zu konstatieren, dass die berufliche Exposition gegenüber Einzelstößen hinsichtlich ihrer akuten gesundheitlichen Effekte trotz vereinzelter Hinweise, dass diese abweichend von der besser erforschten ungerichteten Hand-Arm-Vibration zu bewerten ist, unzureichend untersucht ist. Um eine umfassende Studie vorzubereiten, die schädliche Folgen einzelstoßhaltiger Belastungen evaluieren soll, insbesondere im Vergleich zu Hand-Arm-Vibration, müssen Stoßexpositionen und mögliche Outcomes konzipiert und an Gesunden getestet werden. Damit Arbeitnehmende bei beruflicher Exposition gezielter geschützt werden können, ist zukünftig ferner ein Präventionskonzept für Einzelstoßbelastungen vonnöten, für das mögliche Endpunkte und Messmethoden exploriert werden müssen.

1.4. Fragestellung

Die vorliegende Arbeit wurde in zwei Abschnitte aufgeteilt. Im ersten Teil wurden anhand einer systematischen Literaturrecherche zu den Belastungen des Hand-Arm-Systems durch Humanschwingungen bisher zur Evaluierung von Gesundheitsaspekten genutzte Outcomes und Messinstrumente umfassend aufgeführt. Damit wurde ein Überblick über verschiedene Verfahren geschaffen, welche zur Erfassung medizinisch relevanter Effekte von allgemeinen Humanschwingungen einerseits, und speziell von Einzelstoßexpositionen andererseits zur Anwendung kamen. In einem weiteren Schritt wurden die bisherigen Forschungsergebnisse zu den unmittelbaren Auswirkungen auf die Physiologie des Hand-Arm-Systems analysiert. Folgende Fragen sollten dabei beantwortet werden:

- Welche Outcomes und welche (ggf. standardisierte) Messinstrumente wurden bisher in Studien zu den Auswirkungen mechanischer Belastungen auf das Hand-Arm-System – auch speziell bei Einzelstößen – eingesetzt?
- Welche Frühsymptome und akuten physiologischen Veränderungen im Hand-Arm-System konnten an Gesunden festgestellt werden?

Für den zweiten Teil wurde – basierend auf der Literaturrecherche – eine quasi-experimentelle Pilotstudie mit gesunden jungen Männern konzipiert und durchgeführt. Die zentrale Rolle spielten dabei folgende weitere Fragestellungen:

- Gibt es Hinweise auf akute, durch isolierte Einzelstöße hervorgerufene neurologische, vaskuläre, muskuläre oder funktionelle Effekte im Hand-Arm-System?
- Wie ist der zeitliche Verlauf dieser Effekte einzuschätzen? Gibt es Hinweise auf Dosis-Wirkungs-Beziehungen oder Schwelleneffekte?
- Gibt es Hinweise darauf, dass gegenwärtige, für Hand-Arm-Vibration konzipierte Arbeitsschutz-Regelungen unzureichend für Einzelstoß-Expositionen sein könnten?

Mit dem experimentellen Ansatz wurde damit – zunächst dediziert explorativ – die Forschungslücke thematisiert, die in der ISO 5349 mit der Vorläufigkeit der Gefährdungsbeurteilung von Einzelstößen aufgeworfen wurde. Durch die Pilotstudie wurden fundierte Hypothesen generiert und die Eignung der erhobenen Outcomes und der Methodik für die Interventionen und das Design einer weiterführenden Hauptstudie evaluiert [57].

2. Material und Methoden

2.1. Systematische Literaturrecherche

Grundlage der Literaturrecherche bildeten die drei Online-Datenbanken PubMed, Scopus und Cochrane Library, die mit ihrem Fokus auf biomedizinische, bzw. naturwissenschaftlich-technische Quellen einen guten Überblick über die Thematik erlauben. Zur Auswahl der Suchbegriffe und der Entwicklung des Suchstrings wurde das insbesondere für Fragestellungen zu Ätiologie und Prävention von Erkrankungen entwickelte PEO-Schema (Population, Exposure, Outcome) modifiziert [58, 59]. Auf die Kategorie „Population“ wurde dabei zugunsten eines umfassenden Suchansatzes verzichtet und somit ein methodensensitiver, zweiteiliger String (Exposure / Outcome) konzipiert. Für die einzelnen Stichworte jeder Komponente erfolgte zunächst eine Pilot-Suche nach relevanten Formulierungen und Wortvariationen, die allgemein in Studien zu vibrationsbedingten Gesundheitseffekten verwendet wurden, um typische Expositionen und Effekte zu beschreiben. Dieser methodische Ansatz, mit einer sehr großen Anzahl Suchbegriffe eine sensitive Datenbankrecherche anzustreben, wurde gewählt, da sich die Terminologie von Stößen auf das Hand-Arm-System in der Literatur uneinheitlich darstellt und die systematische Zusammenstellung bisher untersuchter Effekte durch eine Vielzahl an Begriffsvariationen erschwert wird [37]. Die vollständige Stichwortliste findet sich im Anhang (vgl. Tabelle 9, Kapitel 7.3.). Sie wurde fortlaufend ergänzt, bevor sie auf den Suchstring angewandt wurde. Im Zuge der Suchstrategie wurden sämtliche Erscheinungsjahre bis Mai 2019 berücksichtigt; darüber hinaus gab es keine formale Sucheinschränkung.

Die Gesamtheit der als „Exposure“ klassifizierten Suchbegriffe wurde mit allen Stichworten, die als mögliche „Outcomes“ gewertet wurden unter Einbezug von subsumierten MeSH-Begriffen und durch Verwendung von Platzhaltern und Booleschen Operatoren wie AND, OR und NOT kombiniert. Der Suchstring generierte in den betrachteten Datenbanken eine umfangreiche Primärausgabe, die einer weiteren mehrschrittigen Auswahl unterzogen wurde (vgl. Abb. 6). Bei Ergebnislisten >200 Treffer für jede Suchkombination wurde noch vor der Auswahl durch die Untersuchenden ein fachspezifischer Suchfilter eingesetzt, der durch die Erhebung einer Reihe arbeitsmedizinischer Schlagworte die Resultate automatisiert auf einen arbeitsmedizinischen Kontext eingrenzte [60]. Die Titel der identifizierten Quellen wurden durch zwei Untersucher auf grundsätzliche thematische Relevanz gescreent. Nach der Entfernung von Duplikaten wurden Ergänzungen durch die Hinzunahme weiterer Literaturquellen aus dem Bestand des Instituts für Arbeitsschutz der

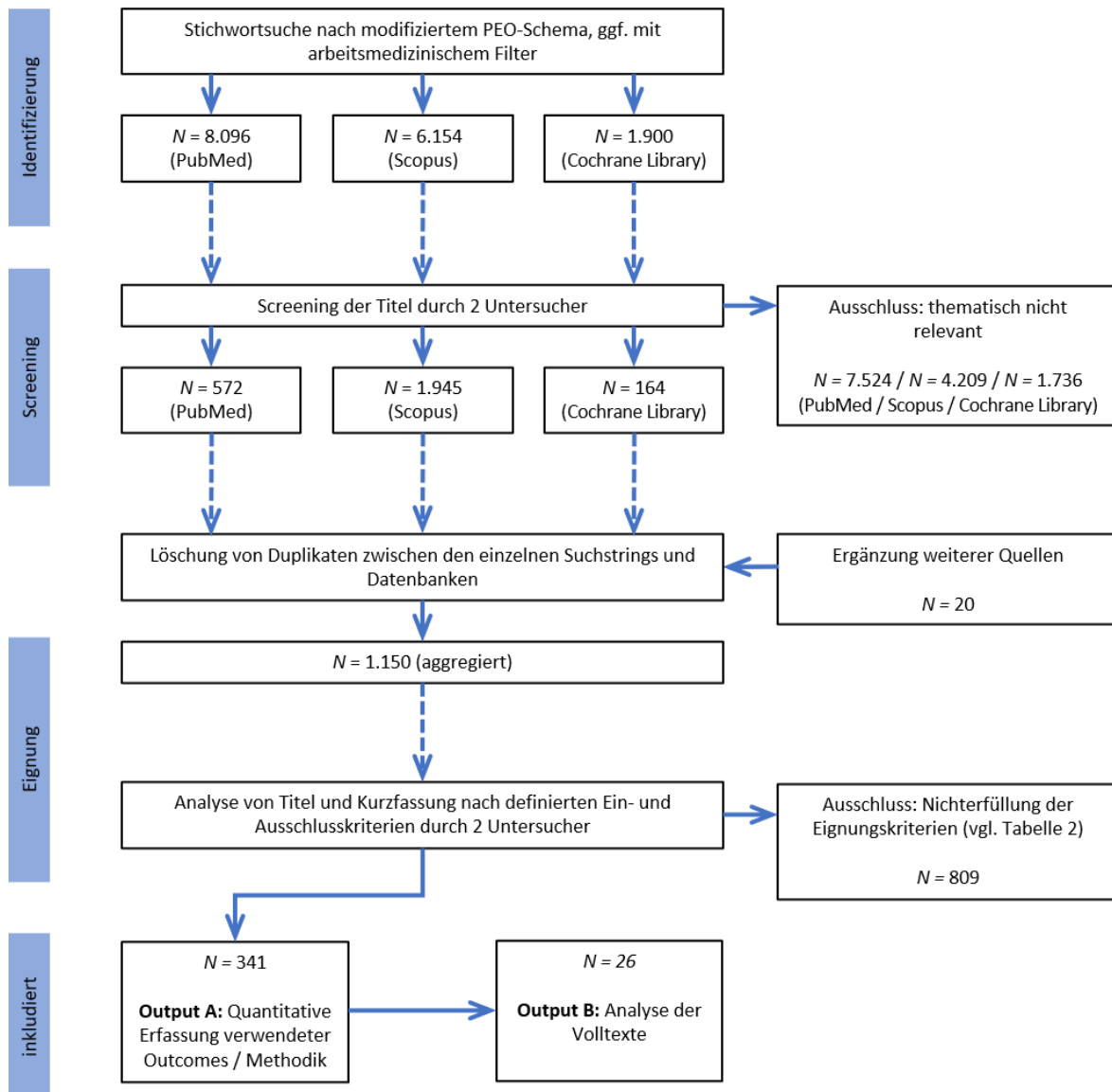


Abbildung 6: Schematische Darstellung der Suchstrategie

Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung e. V. (DGUV) sowie aktueller, bisher unveröffentlichter Berichte und Konferenzprotokolle zu der Thematik getätigt. Für die finale Aufstellung wurden Titel und Kurzfassungen von $N = 1.150$ Veröffentlichungen durch zwei unabhängige Untersucher auf die in Tabelle 2 aufgelisteten Ein- und Ausschlusskriterien geprüft. Geeignete Studien, die den formalen Anforderungen entsprachen, wurden im Output A gelistet (vgl. Abb. 6).

Analyse Output A

Aus den ausgewählten Quellen wurden Informationen über Autoren, Erscheinungsjahr, Probanden, Kontrollgruppen, Expositionen sowie erhobene Variablen und dazu verwendeten Messinstrumente

extrahiert. Für deren Analyse wurde das Konzept der Outcome-Domänen verwendet, welches eine genaue Klassifizierung in klinischen Studien verwendeter Outcomes vorsieht, um die Vergleichbarkeit zwischen verschiedenen Ergebnissen zu einer Fragestellung zu verbessern. Außerdem dient es dazu es, im Rahmen der Entwicklung eines Core Outcome Sets (COS) Empfehlungen für in Studien minimal zu erhebende Bereiche und Messtechniken zu einem bestimmten Symptom oder einer Erkrankung zu ermöglichen [61]. Die hierarchische Einteilung der Outcomes orientierte sich hier an einer von Dodd et al. [62] entwickelten Taxonomie, deren Eignung bereits für systematische Reviews aus Cochrane-Datenbanken demonstriert wurde.

Aus den im Output A identifizierten Quellen wurde danach jeder erhobene Endpunkt mit zugehöriger Methodik unter den prädefinierten Kernbereichen Mortalität/Überleben, physiologisch/klinisch, Funktionsniveau und Ressourcennutzung in bis zu 38 mögliche Outcome-Domänen klassifiziert (vgl. Abb. 7).

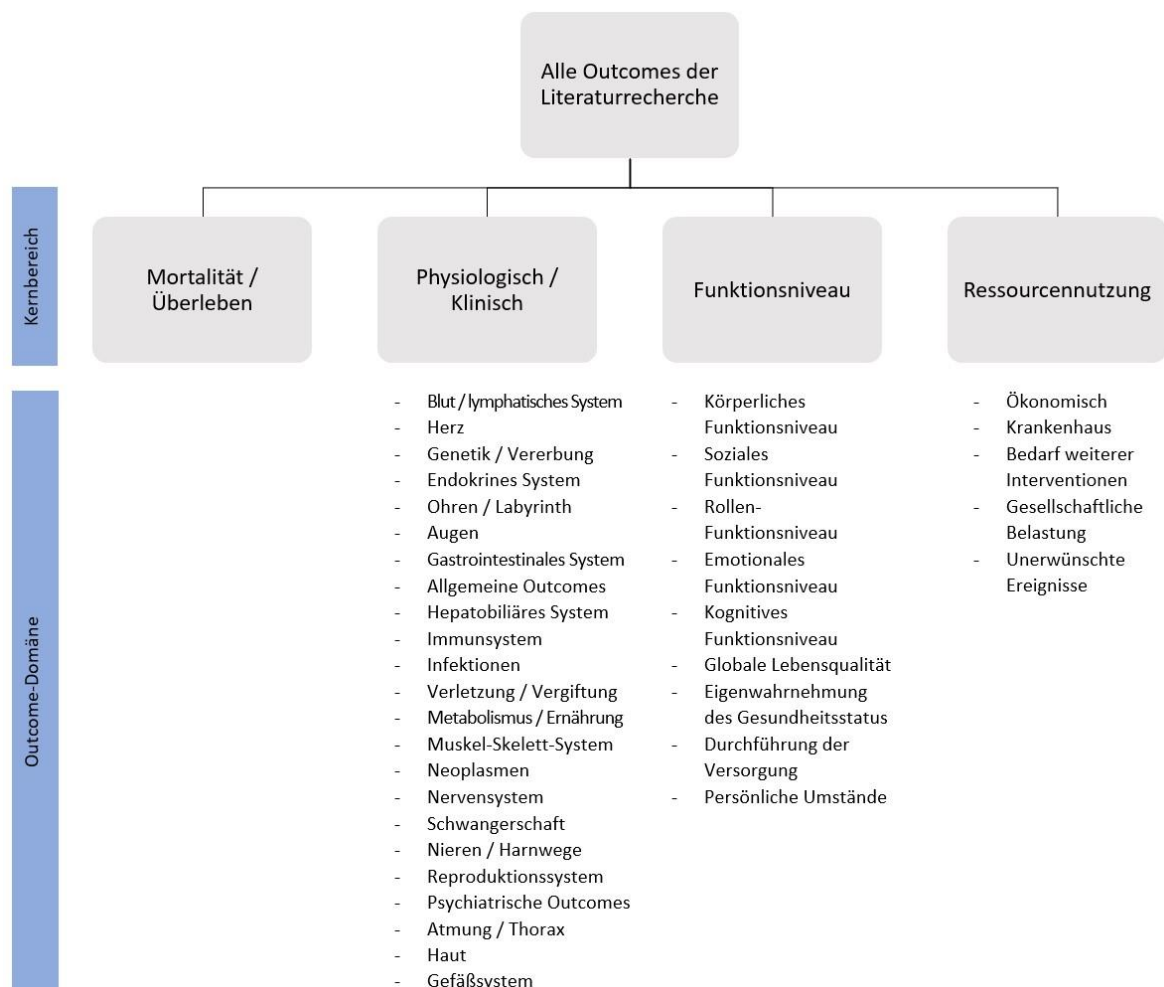


Abbildung 7: Verwendete Outcome-Taxonomie nach Dodd et al. [62]

Der Zuschnitt der Outcome-Domänen des bei diesem Suchansatz besonders relevanten physiologisch-klinischen Kernbereichs richtete sich weitgehend nach Organsystemen [62]. Damit wurde den vaskulären und neurologischen Komponenten des Hand-Arm-Vibrations-Syndroms, die im internationalen Konsensus festgelegt wurden, entsprochen [20, 63].

Die Einteilung und quantitative Erfassung der Kernbereiche und Outcome-Domänen erfolgte zusätzlich nochmals separat für diejenigen Studien aus Output A, in der explizit mit stoßhaltigen Humanschwingungen exponiert wurde, um Erkenntnisse zur bisher verwendeten Variablen speziell bei dieser Expositionsform zu gewinnen.

Zudem wurde für jedes Outcome, zu der ≥ 3 Studien vorlagen, die mittlere Fallzahl bestimmt, indem die Summe der Studienteilnehmer durch die Anzahl der Studien, in der das jeweilige Messinstrument verwendet wurde, geteilt wurde.

Tabelle 2: Ein- und Ausschlusskriterien der finalen Auswahl der Quellen für die Literaturrecherche. Output A entspricht den oberen Kriterien. Für Output B gelten zusätzlich die grau markierten Kriterien.

	Einschlusskriterien	Ausschlusskriterien
Output A	<ul style="list-style-type: none"> - Kurzfassung vorhanden - experimentelle Methodik - Exposition durch mechanische Stöße oder Vibration auf das Hand-Arm-System: Simulation, Beruf oder Freizeit - Messung potenziell schädlicher Effekte 	<ul style="list-style-type: none"> - keine Kurzfassung vorhanden - keine experimentelle Methodik - keine Exposition gegenüber Stößen oder Vibration - Ganzkörpervibration - Evaluation von Trainingseffekten mechanischer Stimulation - Funktionsveränderungen durch systemische Erkrankungen
zusätzlich für Output B	<ul style="list-style-type: none"> - Volltexte vorhanden - Studienpopulation gesunder, nicht regelmäßig Hand-Arm-Vibrations-exponierter Probanden - experimentelle Exposition durch Vibration mit Angabe zu Dauer und Intensität - Messung akuter Effekte der Expositionen 	<ul style="list-style-type: none"> - keine Volltexte vorhanden - Studienpopulation chronisch exponierter Probanden (z. B. Kollektive beruflich Exponierter) - andere mechanische Belastungen als Hand-Arm-Vibration - tierexperimentelle Methodik

Analyse Output B

Für eine weiterführende Analyse wurden zusätzliche Ein- und Ausschlusskriterien zugrunde gelegt (vgl. Tabelle 2), um ausgehend von der initialen Quellenauswahl im Output A den spezifischeren

Output B einzugrenzen. Dieser enthielt nunmehr Studien, die sich dediziert mit frühen oder akuten Effekten der Expositionen auf das Hand-Arm-System bei gesunden Probanden beschäftigten. Hier wurden neben der verwendeten Messmethodik auch die Ergebnisse ausgewertet.

Alle Quellen mussten im Volltext vorliegen. Es wurden neben Angaben zu Autor, Erscheinungsjahr, Land und Studienkollektiv, auch Informationen zum Design extrahiert. Dazu wurden anhand der Merkmale der Intervention, der Allokation zu den Gruppen und der prospektiven Anteilen der Studie das verwendete Untersuchungsdesign bestimmt [64].

Weiterhin erfolgte die deskriptive Auswertung der Charakteristika der Interventionen und ggf. der Kontrollexpositionen sowie der mit unterschiedlichen Messinstrumenten als Ergebnisse erhobenen veränderten physiologischen Parameter. Hiermit konnten die gewählten Expositionen und gemessenen Outcomes vergleichend dargestellt werden. Die Kontrolle der Bedingungen und die Erhebung weiterer Störvariablen wurde ebenfalls berichtet.

2.2. Pilotstudie

Um die Effekte der in Kapitel 1.2.6. beschriebenen Einzelstöße auf das Hand-Arm-System charakterisieren zu können, wurde eine Pilotstudie konzipiert. Für diese wurde eine Auswahl der durch die systematischen Literaturrecherche (vgl. Kapitel 2.1.) identifizierten Messmethoden an jungen gesunden Probanden eingesetzt, um frühe physiologische Reaktionen bei einzelstoßhaltiger mechanischer Belastung zu evaluieren.

Für die Durchführung der Pilotphase der Studie lag unter dem Aktenzeichen 18-222 ein positives Votum der Ethikkommission der Universität zu Lübeck vor (vgl. Kapitel 7.2.).

2.2.1. Vorannahmen

Für die Pilotstudie wurde einerseits das biomechanische Übertragungsverhalten des Hand-Arm-Systems durch Beschleunigungsmessungen und das Monitoring statischer Kräfte berücksichtigt (vgl. Kapitel 2.2.2.). Andererseits wurde die Erhebung von physiologischen Parametern im Vorher-Nachher-Vergleich (vgl. Kapitel 2.2.3. - 2.2.7.) in den Versuchsablauf integriert, um geeignete Outcomes und Messmethoden für den Interventionsarm einer späteren Hauptstudie zu testen [57].

Aufgrund der sowohl in der bisherigen Forschung als auch in regulatorischen Normen wie der ISO 5349 gängigen Beurteilung des Gefährdungspotenzials von Einzelstößen analog zur Vibrationsexposition [19, 65] wurden die vorangegangenen, potenziell schädigenden Effekte in Anlehnung an die Komponenten des HAVS in peripher-neurologische, peripher-vaskuläre sowie muskuloskelettale Veränderungen eingeteilt. Da sich in der Literatur keine belastbaren Hinweise auf ossäre oder artikuläre Pathologien als direkte Folge von Vibration finden ließen [33, 66], wurden diese für die Konzeption der Pilotierung nicht berücksichtigt, sondern zunächst durch ein Kooperationsprojekt in einer Computer-gestützten Modellierung untersucht (vgl. Kapitel 4.2.2., Kapitel 7.1.).

2.2.2. Simulation der Stoßexposition

Zur Evaluierung von gesundheitlichen Effekten bot eine Simulation der Stoßbelastung unter standardisierten Bedingungen im Labor Vorteile hinsichtlich der Vergleichbarkeit der Expositionsbedingungen und erforderte keine Übung oder Sicherheitsunterweisungen der Probanden mit den entsprechenden Maschinen.

Die Stoßsimulation erfolgte durch einen elektrodynamischen Shaker der Bauart V726 (Ling Dynamic Systems, Royston, Großbritannien). Dieser war gekoppelt mit einem Handgriff aus Aluminium mit einer Höhe von 155 mm und einem Durchmesser von 40 mm, der von der Hand eines Erwachsenen vollständig umschlossen werden konnte. Die Regelungs-Software Premier Shock (Spectral Dynamics, San José, USA) generierte gleichmäßige und annähernd dreieckige Stöße der Wiederholraten 1 Hz und 4 Hz, die ausschließlich unidirektional in z-Richtung wirkten (vgl. Abb. 8a), sodass auf die Erhebung der Beschleunigungskomponenten in x- und y-Richtung verzichtet werden konnte ($a_{hv} = a_{hw}$). Das Signal wurde derart angesteuert, dass der a_{hw} -Wert für jede 5-minütige Exposition konstant bei 10 m/s^2 gehalten wurde. Damit wurde im Experiment eine angenähert gleichförmige Dosiszufuhr für die Probanden erreicht. Für die Simulation von Stößen mit einer Wiederholrate von 20 Hz wurden Schwingungspakete (Bursts) mit einer mittleren Burstfolge-Frequenz von ca. 0,7 Hz modelliert, da die kontinuierliche Einzelstoß-Exposition bei diesen höheren Wiederholraten technisch nicht realisierbar war. Der a_{hw} -Wert lag bei einer Expositionsdauer von 5 Minuten weiterhin bei 10 m/s^2 . Als letzte Expositionsform wurde ungerichtete Vibration in einem Spektrum von 20 - 200 Hz verwendet, ebenfalls bei 5 Minuten Dauer und konstant geregelter a_{hw} -Wert von 10 m/s^2 .

In der Summe wurde in diesem Setup eine errechnete Dosis von $A(8) = 1,77 \text{ m/s}^2$ durch die kumuliert 15-minütige Stoßexposition sowie zuzüglich der 5-minütigen Vibrationsdosis Emissionen von $A(8) = 2,04 \text{ m/s}^2$ erreicht (vgl. Kapitel 1.2.3.). Diese lagen somit unterhalb des EU-Auslösewertes von $2,5 \text{ m/s}^2$ und weit unter dem dort angegebenen Expositions-Grenzwert von $5,0 \text{ m/s}^2$ [Art. 3 Abs. 1 RL 2002/44/EG], um jegliche Gefährdung der Probanden auszuschließen. Die Haltung der Probanden entsprach weitgehend der ISO-Norm 10819 für die Prüfung von Vibrationsschutzhandschuhen [67], in aufrechter Haltung mit entlang der z-Achse ausgerichtetem, etwa 100° flektiertem und leicht abduziertem Unterarm (vgl. Abb. 8a).

Unidirektionale Beschleunigungssensoren wurden mittels chirurgischer Pflaster am Acromion, an der lateralen Humeruskondyle und in der Foveola radialis, mit Kontakt zum knöchernen distalen Radius fixiert (vgl. Abb. 8b). Die Messrichtung z entsprach dabei der erwarteten Auslenkung des Hand-Arm-Systems bei jedem über das Griffstück übertragenen Stoß bzw. Vibration. Die so erhaltenen Werte für die bewertete Beschleunigung a_{hw} wurden ins Verhältnis zur erzeugten Beschleunigung des Shakers, gemessen am Griffstück, gesetzt und bildeten den lokalisationsbezogenen Übertragungsfaktor.

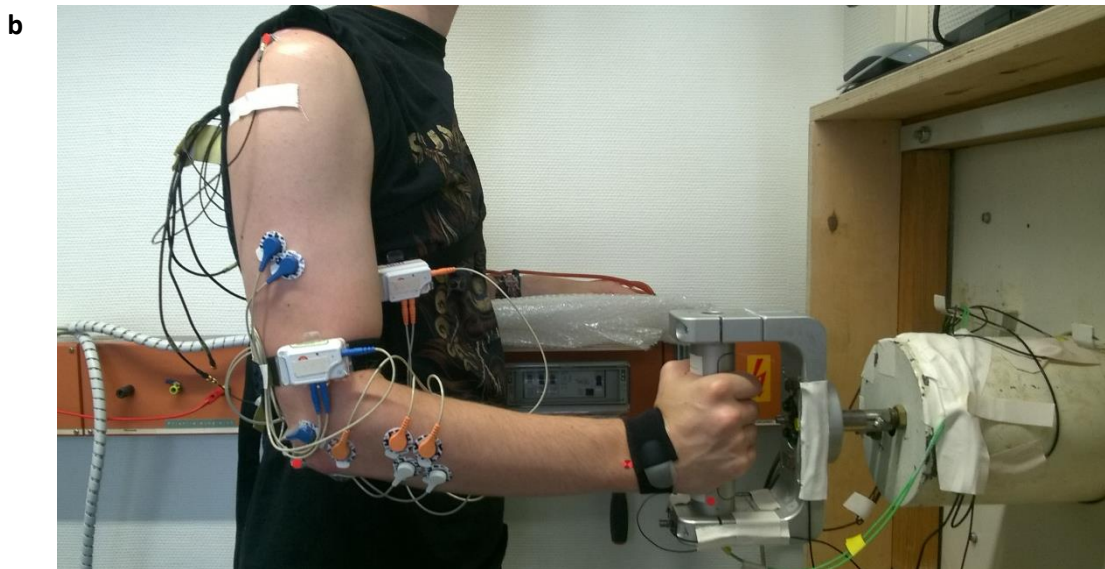
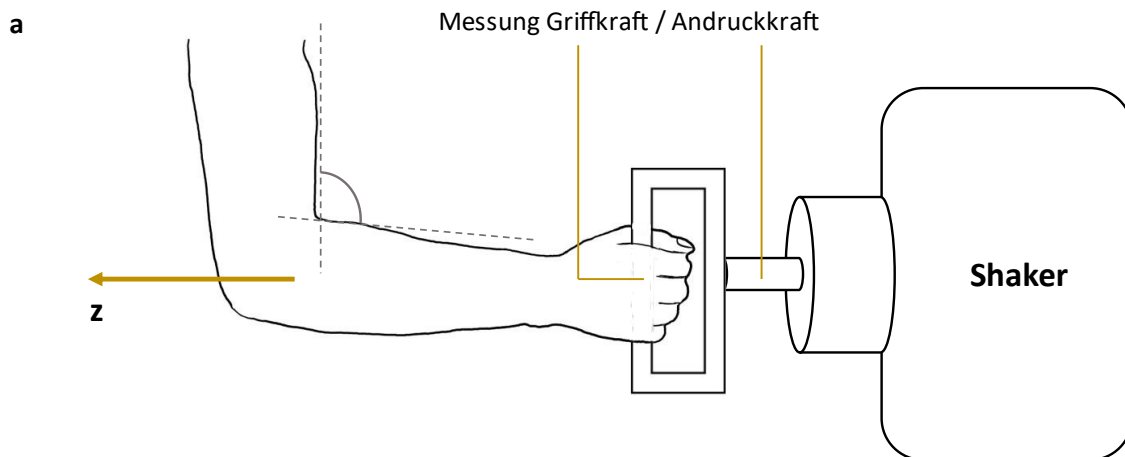


Abbildung 8: Schematische Darstellung des Aufbaus (a), Messsetup für die Stoßsimulation am Shaker (b). Hellrot markiert sind die Messaufnehmer für die Beschleunigungsmessung, blau / orange / weiß die EMG-Mess- und Masseelektroden

Für die Bewertung der Transmission von mechanischen Belastungen ins Hand-Arm-System wurden weiterhin zwei Ankopplungskräfte erfasst. Dies war zum einen die nahezu ausschließlich in z-Richtung wirkende Andruckkraft des Probanden gegen den Griff, zum anderen die Griffkraft, die bei der Umfassung des Griffstücks erbracht wurde [68]. Beide Kräfte wurden innerhalb der Messintervalle kontinuierlich aufgezeichnet, die Andruckkraft zudem durch die Probanden über visuelles Feedback weitgehend konstant bei 50 N gehalten.

Die kontinuierlich aufgezeichnete Griffkraft ist hier begrifflich von der maximalen Greifkraft zu unterscheiden, die dynamometrisch vor und nach den Expositionen bestimmt wurde (vgl. Kapitel 2.2.5.).

Die experimentelle Durchführung der Stoßsimulation fand in einem belüfteten Raum statt, in dem die Temperatur zu den Messzeitpunkten durchschnittlich 25,6°C (SD 0,9°C), die relative Luftfeuchtigkeit im Mittel 47,7% (SD 5,8%) betrug.

2.2.3. Vibrationsempfindungsschwelle

Labor- und Feldstudien bestätigen die Eignung der Vibrationsempfindungsschwelle (VPT) als Maß für Vibrations-induzierte, peripher-neuronale Beeinträchtigungen der oberen Extremität [69]. Das Berührungs- und Vibrationsempfinden über die verschiedenen Mechanorezeptoren der Haut hängt hauptsächlich von der Frequenz und Intensität der applizierten Schwingung ab. Die psychophysiologische Fühlschwelle an einem bestimmten Hautareal muss daher für mehrere Untersuchungsfrequenzen ermittelt werden. Um einen umfassenden Überblick über stoßbedingte Veränderungen dieser Schwelle zu gewinnen, wurden diese bei 8 Hz und 32 Hz – einem Frequenzbereich, in dem die Sensibilität überwiegend der Aktivität von Meissner-Körperchen zugeordnet wird – sowie bei 125 Hz, 250 Hz und 500 Hz, in dem überwiegend Pacini-Körperchen aktiviert werden, gewählt [70]. Dies erfolgte in Übereinstimmung mit der für die Messung der Fühlschwelle zur Anwendung kommenden ISO 13091-2 [71].

Als Messgerät fungierte das Modell VibroSense Meter II (VibroSense Dynamics, Malmö, Schweden), das für die frühe Erkennung von Diabetes-, Chemotherapie- oder HAVS-induzierter peripherer Neuropathie eingesetzt wird. Veränderungen der Vibrationsempfindung, und damit das Ausmaß möglicher Nervenschädigung, können hiermit bereits in subklinischen Stadien und weitgehend Untersucher-unabhängig ermittelt werden [72], was einen entscheidenden Vorteil gegenüber konventionellen Methoden wie der Stimmgabel-Testung oder Berührung durch Nadeln bzw. Semmes-Weinstein-Monofilamente darstellt [73]. Das Funktionsprinzip des VibroSense Meter II entsprach der Multifrequenz-Vibrometrie, die über das mehrfache Ansteuern der Wahrnehmungsschwelle mit unterschiedlichen Untersuchungsfrequenzen einen mittleren Wert für das Vibrationsempfinden an der untersuchten Körperstelle ermittelte, wobei reliable Messungen primär an der Leistenhaut der Handinnenflächen erreicht wurden [74]. Der Proband legte dazu die Fingerkuppe locker auf einen 4 mm dicken Metallpin, der die entsprechenden Schwingungen emittierte (vgl. Abb. 9). Sobald regelmäßige Impulse, bzw. Vibration wahrgenommen wurden, musste ein Knopf gedrückt und so lange gedrückt gehalten werden, bis die Sensation nicht mehr wahrnehmbar war.



Abbildung 9: Messung der Vibrationsempfindungsschwelle mit dem VibroSense Meter II

Jede Untersuchungsfrequenz (8 Hz, 32 Hz, 125 Hz, 250 Hz und 500 Hz) wurde automatisch 5-fach bis über die Schwellenintensität hoch- und bis unter die Schwellenintensität heruntergeregelt und dabei die Rampengeschwindigkeiten variiert. Nach der Multifrequenz-Messung im durch den N. medianus innervierten Areal der palmaren Endphalanx des Fingers D II erfolgte analog die Messung im entsprechenden vom N. ulnaris innervierten Bereich des Fingers D V [72]. Für jede Untersuchungsfrequenz konnte somit ein „Vibrogramm“ ausgegeben werden, aus der die mittlere Vibrationsempfindungsschwelle der exponierten Hand ermittelt wurde (vgl. Abb. 10).

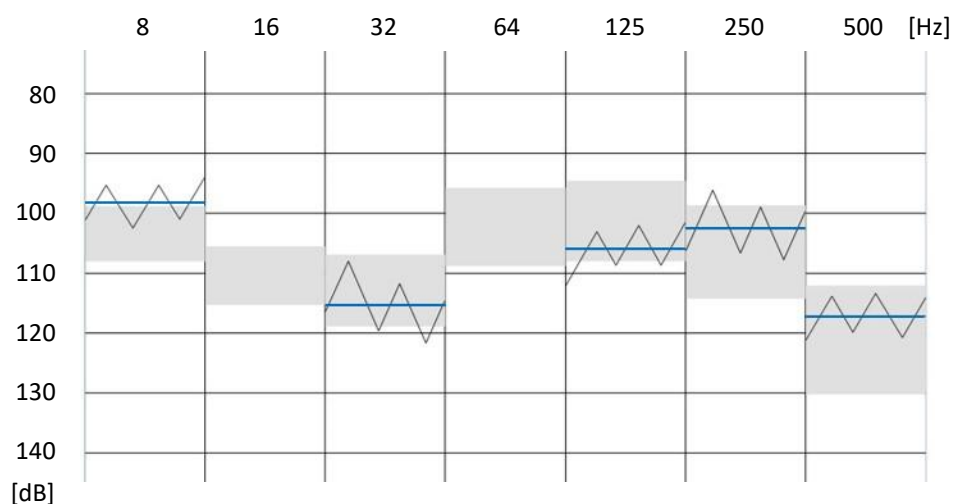


Abbildung 10: Exemplarisches Vibrogramm zu Ermittlung der mittleren Vibrationsempfindungsschwelle VPT in dB (blaue Linien) mit Referenzbereichen (graue Bereiche) bei den verwendeten Untersuchungsfrequenzen 8 - 500 Hz.

Hinweis: Messungen, bei denen das Einsetzen des Vibrationsempfindens (Minima der Kurve) bei geringeren Intensitäten erfolgte als das empfundene Abebben (Maxima der Kurve), wurden wiederholt, bis eine sinnvolle Mittelwertbildung möglich war.

Für die Ermittlung der Vibrationsempfindungsschwelle wurden enge Versuchsbedingungen definiert. Alle Probanden wurden im Vorfeld der Untersuchung kontaktiert und angehalten, eine 3-stündige Nikotin- und Alkoholkarenz einzuhalten. Hier sind eindeutige vasokonstriktorische Effekte belegt [75, 76], die die physiologische Reaktion auf mechanische Exposition verfälschen können. Auch bei Koffein wurde bei uneinheitlicher Studienlage hinsichtlich dessen Effekte auf die mikrovaskuläre Durchblutung um eine 3-stündige Karenz gebeten [77, 78]. Ebenso wurden die Teilnehmer vorher informiert, am gleichen Tag keine schweren Trainingseinheiten zu absolvieren oder Vibrationsemissionen ausgesetzt zu sein.

Durch die Auswahl der Studienpopulation (vgl. Kapitel 2.2.8.) lag weitgehende Homogenität bei den anthropometrischen Größen der oberen Extremität vor. Es bestanden außerdem keine das periphere Nervensystem betreffende Vorerkrankungen. Interindividuell verschieden ausgeprägte Motivation, Konzentration oder Erschöpfung [69] konnten hingegen nicht kontrolliert werden und wurden daher unter der Teilnehmervariable subsumiert.

Als weitere Confounder der Messung der Vibrationsempfindungsschwelle an der Fingerkuppe gemäß ISO 13091-2 wurden der statische Auflagedruck des Fingers, die Rampengeschwindigkeit sowie die Fingertemperatur geführt [71]. Der Auflagedruck wurde durch das Messgerät kontrolliert und dem Untersucher fortwährend angezeigt, sodass größere Abweichungen unmittelbar korrigiert werden konnten. Die Rampengeschwindigkeit wurde bei jeder der fünf Frequenztestungen durch das Gerät automatisch variiert. Die Temperatur der Fingerkuppen wurde überwacht und der Proband bei Werten $\leq 21^\circ\text{C}$ gebeten, seine Hände vor der Untersuchung durch Aneinanderreiben aufzuwärmen.

Um den Einfluss von Umgebungslärm zu minimieren und die Aufmerksamkeit der Probanden nicht zu stören, fanden die Messungen in einem schallisolierten Nebenraum statt. Dort wurde die Raumtemperatur bei durchschnittlich $24,4^\circ\text{C}$ (SD $0,9^\circ\text{C}$) konstant gehalten.

2.2.4. Infrarot-Thermografie

Zur nicht-invasiven Oberflächen-Temperaturmessung von Fingern und Händen ist die Infrarot-Technologie etabliert und bereits in mehreren Studien zum HAVS zum Einsatz gekommen, in diesem Kontext insbesondere im Zusammenhang mit Kälteprovokationstests [79, 80]. Hintergrund ist dabei die Grundannahme, dass Hauttemperatur und akraler Blutfluss unmittelbar zusammenhängen, sowohl beim physiologischen, pulsatile-arteriellen Blutstrom als auch bei provozierten vaskulären Reaktionen [81, 82]. Eine kompakte Infrarot-Thermokamera vom Typ FLIR One Pro (FLIR Systems, Wilsonville, USA) wurde zusammen mit einem Smartphone Typ iPhone 6 (Apple, Cupertino, USA) und der entsprechenden Hersteller-App Flir One eingesetzt. Die Messungengenauigkeit betrug dabei laut Hersteller $\pm 3\text{ }^{\circ}\text{C}$ oder $\pm 5\%$ der Differenz zur Umgebungstemperatur. Die Auflösung der Infrarot-Bilder lag bei 160×120 Pixel, ein parallel vom gleichen Bildausschnitt aufgenommenes natives Foto löste mit 1440×1080 Pixel auf [83]. Als Auflage der Hände diente ein grobmaschiges Netz aus Nylon, das die Kontaktfläche auf ein Minimum beschränkte und Luftzirkulation um die Hände zuließ. Die Dorsalseiten der rechten und linken Hand wurden unmittelbar vor und nach der Exposition beim sitzenden Probanden im Abstand von ca. 40 cm sowie mit fixer Brennweite fotografiert. Zur Ermittlung der Fingertemperaturen wurden anschließend die Werte von $15 \times 15 = 225$ Pixeln der Finger D I - D IV bzw. $11 \times 11 = 121$ Pixeln der Finger D V gemittelt. Diese Auswertungsboxen wurden händisch anhand der gleichzeitig angefertigten Fotos innerhalb der mittleren Phalanx der jeweiligen Finger platziert (vgl. Abb. 11). An dieser Stelle des Fingers gibt es bei dynamischen Expositionen Hinweise darauf, dass die Druckverteilung an der Schnittstelle zwischen Hand und Handgriff am höchsten ist [84] und somit sowohl Stoßtransmission ins Gewebe als auch vaskuläre Effekte am deutlichsten zu erwarten sind.

Analysiert wurden die mittleren Hauttemperaturen der dorsalen Mittelphalangen aller 10 Finger vor und nach den verschiedenen Expositionen. Aufgrund der Erkenntnis, dass der Vergleich

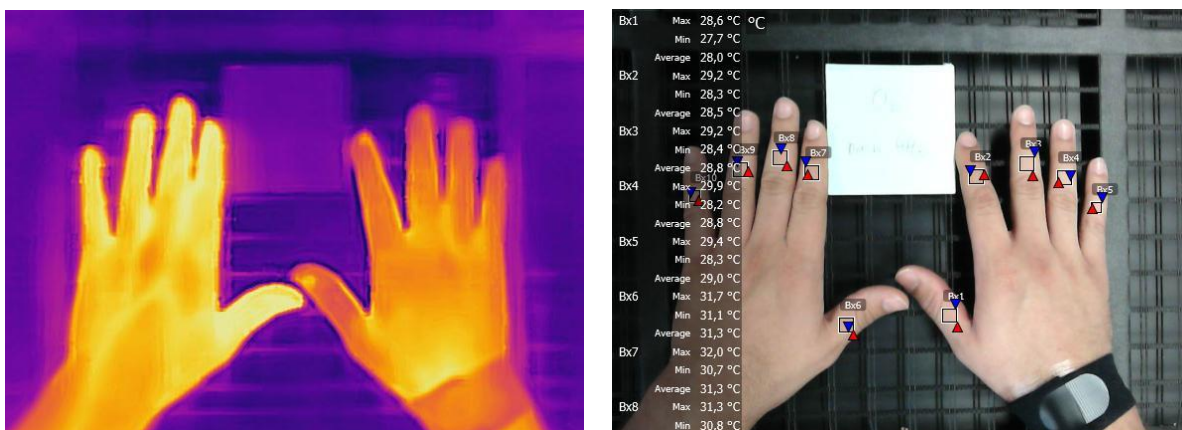


Abbildung 11: Exemplarische Auswertung der IR-Fotografie (links) anhand des Nativbildes (rechts)

intraindividuelle Temperatur-Gradienten keinen diagnostischen Mehrwert bietet [85], wurden die Messpunkte der einzelnen IR-Bilder nicht untereinander verglichen.

2.2.5. Greifkraft und Kneifkraft

Die Messung des Faustschlusses als resultierendes Maß für die aus vielen kleineren Komponenten bestehende Handgreifkraft hat sich in den zurückliegenden Jahrzehnten in der Orthopädie etabliert, um Verletzungen und Erkrankungen an der oberen Extremität sowie deren Therapieverläufe zu beurteilen [86]. Die Erhebung der Greifkraft ist dabei begrifflich von der kontinuierlich aufgezeichneten Griffkraft zu unterscheiden, mit der der Handgriff des Shakers umfasst wurde (vgl. Kapitel 2.2.2.).

Zur Anwendung kam ein hydraulisches Dynamometer vom Typ Saehan Professional SH5001 (Saehan, Masan, Südkorea), das die maximale isometrische Greifkraft mit einer Genauigkeit von 0,5 kg ermittelte. Der justierbare Handgriff war für alle Teilnehmer auf der für wissenschaftliche Studien gebräuchlichen zweiten Stufe, entsprechend 4,8 cm Griffabstand, eingestellt, worunter die Mehrzahl einer Population ihr maximales Kraftniveau erreicht [87]. Die Messung erfolgte in einer standardisierten Körperhaltung, bei der sich der Proband aufrecht sitzend mit im Schultergelenk adduziertem sowie im Ellenbogengelenk 90° flektiertem Arm positionierte. Im Handgelenk wurde eine leichte Extension bis ca. 15° toleriert [86]. Im Abstand von ca. 10 s erfolgten an beiden Armen jeweils drei Versuche, maximale Kraft beim Faustschluss zu applizieren. Als Ergebnis wurde das arithmetische Mittel dieser Versuche gewertet, da dieses die höchste Interrater- und Test-Retest-Reliabilität erreicht [88].

Die Erfassung der Kneifkraft diente der Messung der maximalen Kraft insbesondere kleinerer Handmuskeln wie der Flexoren der Finger und Adduktoren des Daumens. In drei verschiedenen Manövern, angelehnt an die aktuellen Empfehlungen der *American Society of Hand Therapists* zur Messung der Kneifkraft, wurden die Probanden angehalten, den Metallknopf eines hydraulischen Dynamometers so stark wie möglich zusammenzupressen [89]. Im ersten Kneif-Manöver (3-Finger-Griff) musste die Auflagefläche zwischen Daumen sowie Zeige- und Mittelfinger bei neutraler Armstellung zusammengedrückt werden (vgl. Abb. 12). Beim zweiten Kneif-Manöver (Schlüsselgriff) wurde der Daumen gegen die restlichen, gebeugten Finger gedrückt. Das dritte Kneif-Manöver (2-Finger-Griff) bestand aus dem Drücken des Daumens gegen ausschließlich den Zeigefinger als Widerlager.



Abbildung 12: 3-Finger-Griff zur Prüfung der Kneifkraft mit dem hydraulischen Dynamometer

Als Messgerät fungierte das Modell Baseline Pinch Gauge Hydraulic Lite (Baseline Measurement, White Plains, USA) mit einer Messgenauigkeit von 0,5 kg. Analog zur Erfassung der Greifkraft wurde der Mittelwert der maximal erreichten Kraft von drei Versuchen aller Kneif-Manöver jeweils für die linke und rechte Hand ermittelt [88].

2.2.6. Elektromyografie

Bei Vorversuchen unter nicht-standardisierten Bedingungen wurde zunächst die Transmission eines Stoßes auf die anatomischen Strukturen des Hand-Arm-Systems mittels Hochgeschwindigkeitskamera untersucht. Neben der Trägheit des Weichteilgewebes konnten dabei die aktive oder passive Beteiligung von Gewebe um den M. triceps brachii, Strecker im Ellenbogengelenk, sowie mehrerer kleinerer Muskeln im Unterarm beobachtet werden. Zusätzlich zum M. triceps brachii wurden daher der M. flexor carpi ulnaris, Beuger und Abduktor im Handgelenk, und der M. extensor digitorum, Extensor im Handgelenk, als potenziell relevant bei der Abfederung des Stoßes im Hand-Arm-Systems identifiziert. Die Auswahl der Skelettmuskeln entsprach damit weitgehend der von Schäfer et al. [90] gewählten. Während der Stoßsimulation am Shaker wurde das Oberflächen-EMG dieser Muskeln untersucht.

Zur Transduktion des ionischen Stromflusses im Muskelgewebe in einen auswertbaren elektrischen Stromfluss wurden selbstklebende, passive Silber/Silberchlorid-Einmalelektroden vom Typ K24 (TerniMed, Bielefeld) mit einem Durchmesser von 24 mm verwendet. Zur Minimierung von Grenzflächenpotenzialen zwischen dem Elektrodengel und der Epidermis [91] wurde das entsprechende Hautareal mit einem abrasiven Gel oberflächlich angeraut und mit alkoholischer

Lösung desinfiziert. Anschließend wurden die Elektroden nach Palpation der Muskelbäuche in Längsrichtung der Muskelfasern der drei zu untersuchenden Muskeln M. triceps brachii, lateraler Kopf, M. extensor digitorum und M. flexor carpi ulnaris in einer bipolaren Konfiguration in einem Abstand von ca. 25 mm angeordnet [92]. Eine dritte Elektrode fungierte als Referenzelektrode und wurde an einem Punkt elektrisch neutralen Gewebes in der Nähe der Messelektroden befestigt. Dazu wurden die gut tastbaren Knochenpunkte Epicondylus medialis humeri, Epicondylus lateralis humeri und das Olecranon verwendet (vgl. Abb. 8b, Kapitel 2.2.2.).

Die EMG-Sensoren vom Typ Shimmer 2R (Shimmer Sensing, Dublin, Irland) vereinten die EMG-Signalausgabe über eine Bluetooth-Telemetrie und ein integriertes tridirektionales Akzelerometer in einem kompakten Gerät. Die Software Multi-Shimmer Sync (Shimmer Sensing, Dublin, Irland) zeichnete die drahtlos übertragenen, bipolaren Signale auf einem Computer auf. Dabei erfolgte auch eine digitale Differentialverstärkung zur Verbesserung des Signal-Rausch-Verhältnis (SNR).

Nach dem Anbringen von Elektroden und Sensoren wurde der Proband gebeten, bei entspanntem Arm die Funktionen der einzelnen Muskeln auszuführen. Damit konnte die Amplitude der Signale im Vergleich zum Rauschen visuell abgeschätzt werden. Bei nicht zufriedenstellendem Verhältnis wurde die Platzierung der Elektroden modifiziert [93].

Im Anschluss erfolgte ein Halteversuch am Griff des ausgeschalteten Shakers, bei dem lediglich die statische Andruckkraft aufgebracht werden musste. Weiterhin erfolgten angeleitete Manöver zur Durchführung maximaler willkürlicher isometrischer Kontraktionen (MVIC) der zu untersuchenden Muskeln. Für den M. triceps brachii bestand dieses aus der maximalen Extension im Ellenbogengelenk gegen Widerstand, für den M. extensor digitorum in der Dorsalextension der Finger gegen Widerstand und für den M. flexor carpi ulnaris in der Ulnarabduktion des Handgelenks gegen Widerstand. Die entsprechenden EMG-Signale der verwendeten Elektroden-Konfiguration wurden als Referenz (statische Kraft bzw. MVIC) registriert.

Während der Expositionen am Shaker wurden die EMG-Daten der drei Muskeln M. triceps brachii, M. flexor carpi ulnaris und M. extensor digitorum sowie die zeitskalierten Beschleunigungsdaten des am Oberarm fixierten EMG-Sensors des M. triceps kontinuierlich mit der maximalen zeitlichen Auflösung des Systems von 512 Hz über eine Messdauer von 285 s pro Stoßexposition (Simulationsdauer: 300 s) aufgezeichnet.

Alle aufgezeichneten Datensets wurden mithilfe eines für diesen Versuchsaufbau entwickelten Skripts in der Software DIAdem 2018 (National Instruments, Austin, USA) nach nachstehendem Vorgehen automatisiert verarbeitet und ausgewertet: Zuerst erfolgte eine Bandpassfilterung (untere Grenzfrequenz = 10 Hz, obere Grenzfrequenz = 250 Hz) zur Eliminierung von Bewegungs-

artefakten im niedrigen Frequenzbereich und EMG-fremder Rauschsignale im hohen Frequenzbereich [91]. Weiterhin wurden die Signale gleichgerichtet und schließlich integriert, mit dem Ziel, die Amplitudengröße beurteilen zu können.

Die Bestimmung des MVIC erfolgte durch die Analyse des maximalen Integralwertes des gefilterten und gleichgerichteten EMG-Signals der MVIC-Manöver für die drei untersuchten Muskeln über ein Zeitfenster von $t = 1$ s.

Die Analyse der EMG-Daten während der 5-minütigen Expositionen mit 1 Hz, 4 Hz, 20 Hz (Burst-Signal) sowie ungerichteter Vibration erfolgte in der Zeitdomäne hinsichtlich zweier Aktivitätswerte – bezogen auf das MVIC einerseits und auf die statische Haltekraft des Leerversuches bei ausgeschaltetem Shaker andererseits: In einem ersten Schritt wurden die akzelerometrischen Daten aus dem am Oberarm befestigten EMG-Sensor nachverarbeitet. Dazu wurde zunächst die Zeitbasis aller Kanäle vereinheitlicht, bevor die triaxialen Beschleunigungswerte unter Bildung der Quadratsummen der drei Kanäle zu einem Aktivitätskanal zusammengefasst wurden. Über eine Spektrumanalyse dieses Kanals wurde anschließend jeweils das Maximum des Spektrums als Anregungsfrequenz der jeweiligen Exposition bestimmt (vgl. Tabelle 3).

Tabelle 3: Auswertungsintervalle der vier Expositionen am Shaker. Bei den Einzelstoß-Signalen entsprachen die gemessenen Auswertungsintervalle weitgehend der emittierten Wiederholraten der Stöße. Beim Burst-Signal ergab sich die Impulsfolgefrequenz der Bursts; für die ungerichtete Vibration wurden 1-s-Intervalle festgelegt.

durch Shaker generiertes Signal	Auswertungsintervall (ermittelt über Beschleunigungsmessung)
Einzelstöße – 1 Hz	0,94 Hz
Einzelstöße – 4 Hz	4,00 Hz
Einzelstöße – 20 Hz (Burst-Signal)	0,68 - 0,74 Hz, entsprechend der Impulsfolgefrequenz der Bursts
Ungerichtete Vibration (Spektrum 20 Hz - 200 Hz)	Feste 1-Sekunden-Intervalle

Weiter erfolgte die Bandpassfilterung des Aktivitätskanals mit einer unteren bzw. oberen Grenzfrequenz von $\frac{1}{4}$ bzw. $4 \times$ der jeweiligen Anregungsfrequenz. Aus den Nulldurchgängen des gefilterten Signals konnte die Aktivitätsphase als Zeitpunkt der Transmission des Stoßes in das Hand-Arm-System definiert werden.

Im zweiten Schritt wurde das wie oben beschrieben gefilterte und gleichgerichtete EMG-Signal aus den verschiedenen Expositionen am Shaker über die auf der Zeitachse definierten Aktivitätsphasen integriert. Die erhaltenen Werte bedurften abschließend einer Skalierung mit den MVIC-Werten bzw. mit den Werten der ausschließlich statischen Kräfte des jeweiligen Muskels. Das durchschnittliche Aktivitätsintegral der untersuchten Muskeln konnte somit jeweils als Bruchteil der maximalen isometrischen Kraft und der statischen Leermessung dargestellt werden (vgl. Tabelle 16, Kapitel 7.3.). Zur Verbesserung der Reliabilität der Messungen wurden für die Auswertung dabei ausschließlich Werte akzeptiert, die ein Signal-to-Noise-Verhältnis >5 aufwiesen, wobei galt:

$$SNR = \frac{\text{durchschnittliches Aktivitätsintegral}}{5 \% \text{ kleinste Aktivitätsintegrale}}$$

Verlauf und Veränderung des Aktivitätsintegrals über die Dauer der verschiedenen Stoßexpositionen konnte mittels linearer Regression abgeschätzt werden [94, 95]. Die in den Ergebnissen dargestellten Indizes (vgl. Tabelle 17, Kapitel 7.3.) stellten dabei den Quotienten des letzten Wertes der Regressionsgerade und des ersten Wertes dar.

In der Frequenzanalyse wurden die EMG-Daten hinsichtlich etablierter Ermüdungsindizes, wie der mittleren (MNF) bzw. Medianfrequenz (MDF) des Leistungsdichtespektrums oder dessen Maximalfrequenz (peakPSD) ausgewertet [96]. Diese konnten nach Glättung der EMG-Kurve [97] und Spektrumanalyse durch die Fast-Fourier-Transformation des EMG-Signals für jede Aktivitätsphase ermittelt werden. Hierbei wurde die maximale, die mediane und mittlere Frequenz aus dem Spektrum bestimmt [96]. Analog zur Bestimmung des Aktivitäts-Index erfolgte die lineare Regression und Quotientenbildung des letzten Wertes der Gerade mit dem ersten, um den Verlauf dieser Parameter für zentrale und periphere Muskelermüdung abschätzen zu können.

Die Analyse der fraktalen Dimension nach dem monofraktalen Algorithmus von Higuchi et al. [98] konnte darüber hinaus Aussagen über Veränderungen der Regelmäßigkeit bzw. Selbstähnlichkeit des EMG-Signals liefern. Da die fraktale Dimension am wenigsten von Veränderungen der Leitgeschwindigkeit abhängt, sondern vielmehr mit der Rekrutierung von Motoreinheiten assoziiert ist [99], war sie als Parameter zentraler Muskelermüdung zu werten. Auch hier wurde die Änderung über die Expositionszeit mittels linearer Regression untersucht.

2.2.7. Tests der Handfertigkeit

Einschränkungen der Sensibilität, im Besonderen der kutanen Mechanorezeptoren [100], und der Motorik an den Händen, wie sie bei peripheren Neuropathien auftreten, können ultimativ zu einer Einschränkung der manuellen Fertigkeiten und Geschicklichkeit führen. Auch Patienten mit fortgeschrittenem HAVS berichten von Symptomen wie der Unfähigkeit, kleinere Objekte aufzuheben oder präzise manuelle Aufgaben durchzuführen [101]. Der Purdue Pegboard Test (Patterson Medical, Bolingbrook, USA) stellt einen standardisierten Test zur Evaluation der Geschicklichkeit insbesondere der Finger dar. In ein mit 2 x 24 Bohrungen versehenes Brett müssen mit der linken, der rechten, sowie beiden Händen der Reihe nach so schnell wie möglich einzelne Metallpins gesteckt werden, die in Schalen oberhalb der Lochreihen sortiert sind (vgl. Abb. 13).



Abbildung 13: Durchführung des Purdue Pegboard Tests

Die Erläuterungen für den Probanden durch den Untersucher folgten einem festen Protokoll. Einer Demonstration durch den Untersucher schloss sich eine kurze Übungsphase für jede Aufgabe an. Danach wurde die Zeit gestoppt. Für die Aufgaben 1 – rechte Hand, 2 – linke Hand, und 3 – beide Hände hatten die Probanden jeweils 30 s Zeit. Für die vierte Aufgabe musste mit beiden Händen alternierend ein Pin, eine Scheibe, eine Öse und eine weitere Scheibe zusammengebaut werden. Hierfür hatten die Probanden 60 s Zeit. Es erfolgten drei Durchläufe aller Aufgaben, um die an großen Kollektiven ermittelte Reliabilität zu reproduzieren, die typischerweise Test-Retest-Korrelationen zwischen 0,82 und 0,91 erreicht [102]. Während die ersten drei Aufgaben insbesondere die Fähigkeit maßen, kleine Gegenstände schnell, geschickt und kontrolliert zu bewegen, erhob die vierte Übung den zusätzlichen Faktor der Hand-Arm-Koordination [102, 103].

2.2.8. Studienkollektiv

In der Pilotstudie wurden $N = 8$ gesunde, normalgewichtige Männer im Alter von 23 bis 35 Jahren untersucht. Das mediane Alter betrug 27,5 Jahre (SD 4,0 Jahre), der mediane BMI $22,7 \text{ kg/m}^2$ (SD $2,1 \text{ kg/m}^2$). Kenngrößen der Physiognomie der Hand waren eine durchschnittliche Handlänge von 20,1 cm (SD 0,6 cm), eine durchschnittliche Handbreite von 9,9 cm (SD 0,3 cm) und ein durchschnittlicher Handgelenksumfang von 17,5 cm (SD 0,7 cm). Kein Proband war beruflich oder im Freizeitkontext mechanischen Belastungen des Hand-Arm-Systems ausgesetzt. Orthopädische, neurologische bzw. rheumatologische Vorerkrankungen oder Voroperationen im Bereich der oberen Extremität bestanden ebenfalls nicht. Alle Teilnehmer waren Rechtshänder sowie Nichtraucher.

Die Probanden wurden ärztlich über Ziel, Zweck und Ablauf der Studie, etwaige Risiken sowie sämtliche Messverfahren aufgeklärt und willigten anschließend schriftlich in die Teilnahme ein. Die Teilnahme war freiwillig und konnte jederzeit widerrufen werden. Erhobene Daten wurden vollständig pseudonymisiert und gemäß der europäischen Datenschutz-Grundverordnung verarbeitet [Art. 32, Art. 89 DSGVO].

2.2.9. Ablauf der Messungen

Für jeden Probanden erfolgte ein blockweise strukturierter Studienablauf (vgl. Abb. 14). Zu Beginn füllten alle Teilnehmer einen Anamnese-Fragebogen (vgl. Kapitel 7.4.) mit Items zur allgemeinen medizinischen Vorgeschichte, letzten sportlichen Aktivität, Expositionen gegenüber Vibration und Stößen in Freizeit und Beruf sowie zum habituellen Alkohol- und Tabakkonsum aus. Daran anschließend erfolgten in der Untersuchungsphase (UP) 2 für jeden Probanden Eingangsmessungen, in dem für alle Messgeräte Baseline-Werte erhoben wurden. Untersuchungsphase 3 umfasste vorbereitende Maßnahmen, zu denen das Anbringen der akzelerometrischen Sensoren und der EMG-Elektroden am rechten Arm sowie entsprechende Referenzmessungen gehörten.

Im weiteren Verlauf wurden in der 4. - 6. Untersuchungsphase die in Kapitel 2.2.2. beschriebenen Stoßsimulationen durchgeführt. Dabei wurden EMG-Daten aufgezeichnet und aus jedem Set ca. 2,5s Videomaterial mittels einer Hochgeschwindigkeitskamera, Modell Speedcam MegaVis mini HD (HS Vision, Ettlingen), mit einer Bildrate von 1000 Bilder pro Sekunde aufgezeichnet, um die Transmission der Stöße auf die unterschiedlichen Gewebe der oberen Extremität präzise zu dokumentieren. Jeweils davor wurden IR-Fotografien der Hände erstellt, unmittelbar danach

erneute IR-Aufnahmen sowie die Untersuchung der Vibrationsempfindungsschwelle in einem geräuscharmen Nebenraum.

In Untersuchungsphase 7 wurde anschließend die Testbatterie aus der Phase 2 als Abschlussmessung wiederholt, dabei wurde die VPT zusätzlich erneut nach einer 30-minütigen Erholungszeit bestimmt. Die Länge dieses Zeitraums wurde von Burström et al. [104] bei Messungen zur



Abbildung 14: Schematischer Gesamttablauf der Pilotstudie – Untersuchungsphasen 1 - 8

Wiederherstellung temporärer Schwellenwert-Veränderungen durch Hand-Arm-Vibration ermittelt. In Untersuchungsphase 8 wurde schließlich analog zu den vorherigen Expositionen eine Simulation ungerichteter Vibration als Vergleichsmessung durchgeführt. Wieder erfolgte vorher und nachher die IR-Fotografie der Hände sowie post-expositionell die Untersuchung der VPT.

Die gesamte Untersuchungsdauer betrug für jeden Probanden ca. 4 Stunden. Zusätzlich wurde ein Proband am Folgetag der Messung unter Umkehrung der Abfolge der Interventionen erneut exponiert, um den Einfluss der Expositions-Reihenfolge abschätzen zu können.

2.2.10. Statistische Auswertungsverfahren

Für die statistische Auswertung der Ergebnisse der Pilotstudie wurde die Software SPSS Statistics 25 (IBM, Armonk, USA) verwendet.

Jede Werteverteilung der Stichprobe wurde unter Berechnung des arithmetischen Mittelwertes, der Standardabweichung sowie Minima und Maxima beschrieben. In der grafischen Darstellung der verwendeten Boxplots wurden als deskriptive Parameter der Median sowie die 25%- und 75%-Quantilen der Stichprobe verwendet; Ausreißer sind durch eine mindestens 1,5-fache Abweichung vom Interquartilabstand definiert. Als Signifikanzniveau wurde für alle durchgeführten Tests $\alpha = 5\%$ gewählt. Aufgrund der geringen Größe der Stichprobe von $N = 8$ in der Pilotstudie wurde immer gegen das Vorliegen einer Normalverteilung entschieden.

Für die induktive Statistik wurden folglich nicht-parametrische Tests verwendet. Vergleiche verbundener Stichproben, entsprechend Messwerten vor und nach den jeweiligen Stoßexpositionen, wurden mit dem Wilcoxon-Test für zwei Stichproben durchgeführt. Dieser Test gilt durch die Vergabe von Rängen als verhältnismäßig robust gegenüber einzelnen Ausreißern. Für die aus den EMG-Daten bestimmten Ermüdungsindizes wurde der Wilcoxon-Test als Einstichproben-Variante gegen den Testwert 1 berechnet.

Die Bedingungen für die Berechnung der asymptotischen Signifikanz lagen aufgrund des kleinen Datenumfangs und der nicht-balancierten Werteverteilung nicht vor, weshalb die exakte Methode zur Berechnung der Signifikanz verwendet wurde. Da es sich um rein explorative Analysen handelte, wurde nicht für multiples Testen korrigiert [105].

3. Ergebnisse

3.1. Systematische Literaturrecherche

3.1.1. Quantitative Analyse verwendeter Outcomes

Es konnten $N = 341$ Veröffentlichungen identifiziert werden, die die Kriterien für Output A erfüllten. Die Gesamtzahl der untersuchten Outcomes betrug 593, da in vielen Studien mehrere Variablen untersucht wurden. Die Untersuchungen erfolgten zum überwiegenden Teil als Beobachtungsstudie, darunter Case Reports, Fallserien, Querschnittsstudien und Fall-Kontroll-Studien sowie prospektive Kohortenstudien. Außerdem waren quasi-experimentelle Designs und Tierexperimente als Interventionsstudie vertreten. Keine Studie erfüllte die formalen Anforderungen an eine randomisierte kontrollierte Studie.

Die vollständige Klassifizierung der eingesetzten Messmethodik in die entsprechenden Kernbereiche und Outcome-Domänen ist ausführlich in Tabelle 10 im Anhang dargestellt (vgl. Kapitel 7.3.).

Die Kernbereiche Mortalität / Überleben und Ressourcennutzung waren nicht repräsentiert. Der überwiegende Anteil der Endpunkte, die bei den experimentellen Ansätzen zu den Auswirkungen von mechanischen Belastungen auf das Hand-Arm-System gewählt wurden, entstammte dem physiologischen / klinischen Kernbereich (vgl. Tabelle 4).

Tabelle 4: Aufgliederung der Outcome-Domänen der Studien aus Output A nach Dodd et al. [62]

Kernbereich	Outcome-Domäne	Σ der Studien mit ≥ 1 Outcome (relativer Anteil in %)
physiologisch / klinisch	Nervensystem	244 (71,6)
	Gefäßsystem	216 (63,3)
	Muskel-Skelett-System	86 (25,2)
	Blut / Lymphatisches System	9 (2,6)
	Allgemeine Outcomes	6 (1,8)
Funktionsniveau	Körperliches Funktionsniveau	28 (8,2)
	Eigenwahrnehmung der Gesundheit	4 (1,2)

Hinweis: Durch das Vorkommen teilweise mehrerer Outcomes pro Studie addieren sich die Prozentangaben auf > 100 %. Die vollständige Klassifizierung aller Messinstrumente ist in Tabelle 10, Kapitel 7.3. dargestellt.

Mindestens ein neurologisches Outcome beinhalteten 71,6% der analysierten Studien. Darunter befand sich in erster Linie die Prüfung der Schwellenwerte der dermalen Mechanorezeptoren über die vibrotaktile Schwelle, auch als Vibrationsempfindungsschwelle (VPT) bezeichnet, Schwellenwerte des Berührungsempfindens, 2-Punkt-Diskrimination und weitere assoziierte aesthesiometrische Verfahren. In insgesamt $n = 101$ Fällen wurden derartige Messmethoden verwendet, was mit einem Anteil von etwa 30% an allen betrachteten Studien mit Abstand dem häufigsten Outcome entsprach (vgl. Tabelle 10, Kapitel 7.3.). Weiterhin wurde vielfach die physiologische Funktion des Nervensystems durch Bestimmung der peripheren Nervenleitgeschwindigkeit im N. medianus und N. ulnaris, seltener im N. radialis, untersucht ($n = 43$). Hinzu kamen die Evaluation der thermotaktilen Fühlschwelle (Wahrnehmungsschwellenwerte von Wärme und Kälte an bestimmten Hautarealen, $n = 22$) oder des Tonus des autonomen Nervensystems über Variablen wie Herzfrequenz oder Schweißsekretion (zusammen $n = 13$). Die Einteilung in die sensoneuronalen Stadien etablierter HAVS-Skalen, wie der Stockholm-Workshop-Skala sowie Fragebögen zu neurologischen Symptomen erfolgte $n = 22$ bzw. $n = 12$ -mal. Vereinzelt kamen sonstige neurologische Methoden zum Einsatz, darunter die Analyse peripherer Nerven mittels klinischer Tests wie dem Tinel- oder dem Phalen-Zeichen oder via Ultraschall (vgl. Tabelle 10, Kapitel 7.3.).

In 63,3% der Fälle wurden vaskuläre Outcomes verwendet (vgl. Tabelle 4). Hier standen insbesondere Methoden zur direkten oder indirekten Messung der akralen Durchblutung im Mittelpunkt. Thermometrische Verfahren, z. T. kombiniert mit vorangegangener Kälteprovokation, umfassten direkte Hauttemperaturmessungen, Infrarot-Thermometrie sowie weitere unspezifizierte Methoden, um die Wiedererwärmung des Gewebes zu messen. Sie kamen in $n = 55$ der Quellen zum Einsatz. Außerdem wurden Finger-Blutdruck und Finger-Blutfluss mit unterschiedlichen Verfahren evaluiert. Dazu gehörten die Okklusions-Plethysmografie mit distaler Blutflussmessung (insgesamt $n = 41$ Anwendungen), die alleinige Messung des Blutflusses im Finger mittels sonografischer oder Laser-Doppler-Methodik ($n = 20$) und die Dehnungsstreifen-Plethysmografie ($n = 17$). Diese Techniken waren zum überwiegenden Teil mit einer vorangehenden Kälteprovokation verbunden. Weitere Endpunkte waren klinische Tests der vaskulären Funktion ($n = 14$), z. B. die Veränderung des Hautkolorits, die Nagel-Rekapillarierungszeit oder der Allen-Test. Weitere $n = 7$ -mal wurde vaskuläre Bildgebung mittels Röntgen- oder MR-gestützter Angiografie und Ultraschall eingesetzt. In einigen Experimenten erfolgte zudem die Bestimmung von Biomarkern wie Endothelin, Katecholaminen, Prostaglandinen und weiterer gerinnungs- oder vasoaktiver Moleküle. In $n = 11$ Fällen wurden Symptom-Fragebögen zu vaskulären Beschwerde- oder Krankheitszeichen verwendet (vgl. Tabelle 10, Kapitel 7.3.).

Muskuloskeletale Outcomes waren Teil von 25,2% aller analysierten Quellen. Am häufigsten wurde die isometrische Messung der Handgreifkraft und der Kneifkraft verfolgt (zusammen $n = 35$). In $n = 18$ Studien wurde das Oberflächen-EMG genutzt, um die elektrische Muskelaktivität verschiedener Flexoren und Extensoren im Ellenbogen- und Handgelenk, kleiner Handmuskeln oder des M. trapezius während oder nach Vibrations- und Stoßbelastung zu erfassen. Weitere Techniken wie Bildgebung oder Histologie von Knochen und Weichteilen sowie die klinische oder goniometrische Erfassung von Bewegungsmanövern wurden nur in wenigen Studien verwendet (vgl. Tabelle 10, Kapitel 7.3.).

In die Outcome-Domäne Blut / Lymphatisches System wurden $n = 9$ Studien (2,6%) eingeordnet, die laborchemische Messverfahren für die Evaluation der zellulären Bestandteile und rheologischen Eigenschaften des Blutes nutzten. Allgemeine klinisch / physiologische Outcomes (1,8%) umfassten die Erhebung anthropometrischer Größen wie Handgelenksumfang oder den BMI (vgl. Tabelle 10, Kapitel 7.3.).

Innerhalb des Kernbereichs Funktionsniveau, dem 8,2% der erhobenen Outcomes zuzuordnen waren, dominierten Zielgrößen des körperlichen Funktionsniveaus, wie Tests der Geschicklichkeit und Fertigkeiten (4,7%, inklusive Purdue Pegboard Test), Fragebögen zur Alltagseinschränkung und Symptomen (2,3 %) sowie Schmerzskalen. Lediglich vier Studien (1,2%) bezogen Outcome-Variablen zur Eigenwahrnehmung des Gesundheitsstatus ein (vgl. Tabelle 10, Kapitel 7.3.).

Verteilung der Outcomes bei stoßhaltiger Exposition

Die Teilmenge der Quellen aus Output A, die sich dediziert mit stoßhaltigen Expositionen auseinandersetzte, betrug lediglich $n = 15$. In diesen Studien wurden insgesamt 20 Outcomes untersucht, die in einer separaten Aufstellung den entsprechenden Outcome-Domänen zugeordnet wurden (vgl. Tabelle 11, Kapitel 7.3.).

Bei einer insgesamt kleinen Anzahl von experimentellen Studien überwogen hier – im Gegensatz zum gesamten Output A – muskuloskeletale Outcomes mit insgesamt 35%, darunter der häufige Einsatz der Elektromyografie und beide Magnetresonanztomografie-Studien (MRT) aus der Gesamtrecherche. Ferner kamen Outcomes aus den Domänen Nervensystem – insbesondere die Bestimmung der VPT – und Gefäßsystem mit jeweils 30% bzw. 15% mehrfach bei den Experimenten mit stoßhaltiger Humanschwingung zum Einsatz (vgl. Tabelle 11, Kapitel 7.3.).

Analyse der Fallzahlen

Die durchschnittliche Größe der Studienkollektive, an denen die ermittelten Outcomes getestet wurden, ist im Anhang (vgl. Tabelle 10, Kapitel 7.3.) angegeben. Verhältnismäßig große Fallzahlen umfassten Studien mit klinischen Diagnosen oder Fragebögen als Messinstrument für neurologische, vaskuläre oder muskuloskelettale Outcomes. Technische und invasive Verfahren wie bildgebende Verfahren, EMG, laborchemische Tests oder die Ableitung der Nervenleitgeschwindigkeit wurden dagegen an kleineren Kollektiven von jeweils durchschnittlich <65 Probanden durchgeführt. Eine Ausnahme bildete die röntgenologische Diagnostik des Skeletts mit im Mittel 196,3 inkludierten Teilnehmern. Das häufigste erhobene Outcome, die Analyse der Vibrationsschwelle, wurde an durchschnittlich 117,1 Probanden durchgeführt. In der Subgruppe der Studien mit stoßhaltigen Expositionen umfasste das Studienkollektiv hingegen lediglich durchschnittlich 14,7 Probanden (vgl. Tabelle 11, Kapitel 7.3.). Das für die vaskuläre Funktionsdiagnostik zahlreich verwendete und in der in der ISO 14835-2 genormte Verfahren der plethysmografischen Messung des Finger-Blutdruckes kam, auch bedingt durch große Kohorten in zwei Studien von Bovenzi et al. [106, 107], an durchschnittlich 201,7 Studienteilnehmern zur Anwendung.

Für Blutuntersuchungen auf zelluläre Bestandteile und Biomarker kamen über Humanversuche hinaus Zellkulturen und in-vitro-experimentelle Ansätze zum Einsatz. Ebenso wurden die Verfahren der Messung der Fühlschwelle von elektrischem Strom, die Histologie neuronaler Strukturen und weitere Serum-Biomarker zusätzlich in Tierexperimenten erprobt (vgl. Tabelle 10, Kapitel 7.3.).

3.1.2. Auswertung der Studien zu akuten Effekten

Im zweiten Suchansatz, dem spezifischeren Output B, wurden durch Hinzunahme weiterer Ein- und Ausschlusskriterien (vgl. Tabelle 2, Kapitel 2.1.) $N = 26$ Studien ermittelt. Diese untersuchten den kausalen Zusammenhang zwischen applizierter Hand-Arm-Vibration und frühen physiologischen Veränderungen in Gesunden. Eine Gesamtaufstellung der Quellen und ihrer Charakteristika ist in Tabelle 12 dargestellt (vgl. Kapitel 7.3.).

Teilnehmer und Design

Bei allen inkludierten Studien wurde ein quasi-experimentelles Design gewählt. Damit lagen methodisch stets nicht-kontrollierte Interventionsstudien mit Prätest-Posttest-Vergleich vor [64], deren Ergebnisse nach der *Agency for Healthcare Research and Quality* der Evidenzklasse IIb

entsprachen [108]. Die Studien wurden an insgesamt 280 Probanden durchgeführt, deren mittleres Alter zwischen 22,0 und 55,4 Jahre (Mittelwert 29,6 Jahre, SD 8,9 Jahre, Daten von $n = 18$ Studien) lag. Alle Kollektive umfassten anamnestisch gesunde Erwachsene ohne relevante Vorerkrankungen. Der Anteil des weiblichen Geschlechts an allen Studienteilnehmern betrug 17,8% (Daten von $n = 24$ Studien, vgl. Tabelle 12, Kapitel 7.3.).

Expositionen

Die experimentelle Exposition mit Hand-Arm-Vibration wurde in variierenden Frequenzspektren, Intensitäten und Dauer zugeführt, zudem in abgewandelten Körperhaltungen und Richtungen (vgl. Tabelle 12, Kapitel 7.3.).

Die Frequenzen der für die Expositionen emittierten harmonischen Vibrationen erstreckten sich, sofern kontrolliert simuliert, zwischen 16 und 500 Hz und orientierten sich mit Ausnahme von vier experimentellen Setups [109-112] an den Dritteloktav-Bändern der ISO 5349 [19]. Teilweise wurden stattdessen auch komplexe, ungerichtete Frequenzspektren verwendet, entweder durch Simulation am Shaker oder im Feldversuch mit echten handgeführten Maschinen [43, 113, 114].

Die Intensität der zugeführten Vibration wurde durch den Wert a_{hv} der bewerteten Beschleunigung angegeben (vgl. Kapitel 1.2.3.). Sie reichte von $0,16 \text{ m/s}^2$ bei Malchaire et al. [115] bis hin zu $44,2 \text{ m/s}^2$ bei Furuta et al. [116]. Zur Abschätzung von Dosiseffekten wurde die Intensität der Schwingung von einigen Autoren im Experiment variiert [17, 104, 111, 113, 115-122].

Für die Expositionsdauer wurden Zeitspannen von 10 Sekunden bis 60 Minuten gewählt, wobei eine Expositionsdauer < 1 Minute ausschließlich für simultan zur Exposition gemessene Outcome-Variablen wie EMG [109, 123] oder momentaner Wandschubspannung [119] verwendet wurde. Alle Experimente mit Variablen im Vorher-Nachher-Vergleich exponierten dagegen in Antizipation eines Effektes mindestens 1-2 Minuten.

Die Ankopplung zwischen Expositionsquelle und Hand-Arm-System konnte in drei Varianten unterteilt werden. In 8 der 26 Studien wurde die „flat palm position“ eingesetzt, in 15 weiteren Experimenten die „handgrip position“ in verschiedenen Haltungsveränderungen (vgl. Kapitel 1.2.3.) [19]. Dritte Expositionsform war der Feldversuch mit Maschinen, der in 3 Studien durchgeführt wurde. Hier war die Haltung nicht nach der ISO 5349 standardisiert, sondern an den Erfordernissen der Praxis orientiert. Die Durchführung der Expositionen im Detail war insgesamt uneinheitlich; vergleichbare Setups waren oft nur innerhalb bestimmter Autorengruppen festzustellen.

Ergebnisse

Es wurden im Schnitt 1,7 Outcomes pro Studie erfasst. In $n = 13$ (29,5%) Fällen wurden neurologische Endpunkte verwendet, insbesondere die temporäre Verschiebung (temporary threshold shift, TTS) der Vibrationsempfindungsschwelle. Vaskuläre Endpunkte wurden in $n = 20$ Studien (45,5%) untersucht, darunter am häufigsten die Erhebung des Finger-Blutfluss mittels Okklusions-Plethysmografie oder Wärmediffusion. Weiterhin wurden $n = 5$ (11,4%) muskuloskelettale Endpunkte erhoben sowie $n = 6$ (13,6%) Variablen aus dem Kernbereich Funktionsniveau. Die zentralen Ergebnisse der betrachteten Studien sind in Tabelle 13 (vgl. Kapitel 7.3.) dargestellt.

Teil der neurologischen Assessments waren Analysen zum TTS der Vibrationsempfindungsschwelle [43, 74, 104, 115, 121, 124, 125], der Berührungsschwelle [43, 113] und der Temperaturschwelle [118], zur Nervenleitgeschwindigkeit [115] sowie ein Fragebogen zu Parästhesien [124]. Thonnard et al. [43] und ebenso Kihlberg et al. [124] berichteten einen signifikanten Anstieg der Vibrationsschwelle durch die Simulation von sowohl harmonischen als auch stoßhaltigen Schwingungen ($p < 0,001$, $p < 0,05$) sowie eine stetige Erholung nach Beendigung der Belastung. Shibata et al. [121] und Malchaire et al. [115] fanden den gleichen Effekt, dazu schien der TTS nach Vibration kleiner zu sein, wenn bereits in der Baseline-Messung ein interindividuell höherer Wert festgestellt wurde. Maeda et al. [125] kamen zu ähnlichen Ergebnissen und ergänzten als mögliche Kovariable verschiedene Körperhaltungen bei der Arbeit mit vibrationshaltigen Geräten. Burström et al. [104] erhoben die TTS erstmals nach den Richtlinien der ISO 13091-1 und stellten eine Abhängigkeit von der Frequenz der Vibrationsstimuli fest ($p < 0,001$). Diese beeinflusste darüber hinaus auch die Erholungszeit, bis die prä-expositionelle Schwelle wiederhergestellt war. Kein Zusammenhang konnte hingegen zwischen Magnitude der vorangegangenen Exposition und TTS nachgewiesen werden ($0,28 < p < 0,48$). Mahbub et al. [74] konkludierten, dass die Quantifizierung des TTS nach Hand-Arm-Vibration auf der Palmarseite der Finger reliabel einen Schwellenwerteffekt nachwies, dieser allerdings auf der Dorsalseite eingeschränkt reproduzierbar war. Insgesamt konstatierten alle Autoren trotz unterschiedlicher Schwerpunktsetzung der Studien stets einen durch Vibrationsexposition induzierten, signifikanten TTS im Sinne eines Anstiegs der Schwelle des Vibrationsempfindens.

Weitere Studien untersuchten den TTS von Berührungsempfinden und 2-Punkt-Diskrimination. Bovenzi et al. [113] zeigten in ihren Experimenten, dass eine Änderung der Schwelle vor allem durch statische Haltekraft und weniger durch die Hand-Arm-Vibration bedingt war. Bei Thonnard et al. [43] war dieser TTS zwar erhöht, allerdings nicht statistisch signifikant ($p = 0,053$). Die Schwelle des

Temperaturempfindens schien nach Burström et al. [118] nur beim Kälteempfinden, nicht jedoch beim Wärmeempfinden betroffen. Auch die von Malchaire et al. [115] untersuchte Nervenleitgeschwindigkeit des N. medianus war nach Vibrationsexposition nicht signifikant verändert ($p > 0,05$).

Unter die Analyse vaskulärer Parameter als frühe Effekte fielen die Messung des Finger-Blutflusses bzw. damit im direkten Zusammenhang stehende hämodynamische Größen wie die Wandschubspannung oder der systolische Blutdruck der Finger (Finger Systolic Blood Pressure, FSBP) [17, 111, 112, 116, 117, 119, 120, 122, 126-128] und die Hauttemperatur [17, 43, 113, 114, 117, 127, 129]. Mehrere Studien fanden eine akute Abnahme des gemessenen Blutflusses in Folge von Hand-Arm-Vibration in sowohl exponierten als auch nicht-exponierten Händen und vermuteten daher ätiologisch einen zentralen vasokonstriktorisches Mechanismus [17, 111, 116, 117, 120, 122]. Der überwiegende Anteil dieser Studien nutzte Verfahren der Okklusions-Plethysmografie zur Bestimmung des Blutflusses. Weitere beschriebene Ergebnisse waren eine initiale, transiente Vasodilatation durch mutmaßlich lokale mechanische oder biochemische Prozesse, die durch die anschließende Vasokonstriktion abgelöst wurde [17]. Während Luo et al. [111] darüber hinaus eine Aggravation der Vasokonstriktion durch wiederholte Exposition berichteten, wurde bei Bovenzi et al. [117] und Olsen et al. [120] – ähnlich der Regeneration der Vibrationsempfindungsschwelle nach akuter Exposition – ein Wiederanstieg des Finger-Blutflusses nach Beendigung der Vibration beschrieben ($p = 0,01$, $p < 0,05$). Zentrales Ergebnis einer weiteren Untersuchung von Bovenzi et al. [126] war hingegen, dass die die ISO-konformen Messwerte der FSBP mit Kälteprovokation nach akuter Exposition nicht signifikant zum Vorbefund abwichen.

Der grundsätzliche Nachweis eines Effektes von Frequenz und Magnitude der applizierten Hand-Arm-Vibration auf die Reduktion des Blutflusses wurde durch mehrere Autoren reproduziert [17, 111, 116, 117, 122]. Dabei maßen Furuta et al. [116] die größte Reduktion des Finger-Blutflusses dem Spektrum zwischen 31,5 Hz und 63 Hz sowie zwischen 250 Hz und 500 Hz zu. Im Gegensatz dazu fanden Bovenzi et al. [17] einen größeren vasokonstriktorisches Effekt bei 125 Hz im Vergleich zu 31,5 Hz. Thompson et al. [122] identifizierten bei konstanter Schwingungsmagnitude den Bereich zwischen 125 und 315 Hz als das Spektrum mit den größten Auswirkungen auf den Finger-Blutfluss. Zusätzlich demonstrierten sie einen annähernd linearen Zusammenhang zwischen Schwingungsmagnitude und Abnahme des Finger-Blutflusses [122].

Zu gänzlich anderen Ergebnissen kamen Mahbub et al. [127], die den Unterschied zwischen palmaren und dorsalen Messungen des Finger-Blutflusses mittels Wärmediffusion, und damit einem nicht-plethysmografischen Verfahren, evaluierten. Exposition zu Hand-Arm-Vibration

induzierte hier bei leicht reduziertem palmaren Blutfluss eine signifikante Zunahme des dorsal gemessenen Blutflusses ($p = 0,004$) [127]. Auch Nakamura et al. [112] demonstrierten, dass der Blutfluss, initial reduziert durch das statische Umfassen des Griffes, unter Vibration wieder signifikant zunahm ($p < 0,05$). In einer weiteren Studie zeigten Mahbub et al. [128], dass der mittels Wärme-Diffusions-Methode gemessene Finger-Blutfluss unabhängig von der gewählten Raumtemperatur unter Hand-Arm-Vibration beidseits zunahm ($0,001 < p < 0,05$), und schlossen auf eine Dilatation oberflächlicher Gefäße.

Studien, die stattdessen die Finger-Hauttemperatur als indirektes Maß der Durchblutung untersuchten, kamen ebenfalls zu heterogenen Ergebnissen. Bovenzi et al. [117] und Thonnard et al. [43] konnten mit direkter Thermometrie bzw. im IR-Messverfahren keine signifikante Änderung der Hauttemperatur durch Vibrationsexposition oder Erholung feststellen ($p > 0,05$). Petterson et al. [114] griffen dieses Ergebnis auf und konstatierten, dass die akute Vibrationsexposition in verschiedenen klimatischen Umgebungen keinen zusätzlichen Effekt auf die Hauttemperatur an der ipsilateralen Handfläche bedingte ($p > 0,2$). Hingegen berichteten Mahbub et al. [127] auf der Palmarseite eine Reduktion der Hauttemperatur durch Hand-Arm-Vibration. Diesen signifikanten Effekt ($p < 0,05$) – synergistisch zu Kälteexposition – fand auch eine frühere Studie von Scheffer et al. [129], die das Absinken der Hauttemperatur allerdings in erster Linie der statischen Griff- und Andruckkraft attribuierte.

Zudem wurden durch die erfassten Studien weitere Variablen erhoben, darunter verschiedene EMG-Parameter [44, 109, 123, 124], durch die sich in den meisten untersuchten Muskeln erhöhte Muskelaktivität und Ermüdung, bedingt durch die Vibrationsexposition, nachweisen ließ ($p < 0,03$, $p < 0,01$, $p < 0,001$, $p > 0,1$). Einmalig wurden auch post-expositionell eine signifikante Reduktion der dynamometrisch gemessenen maximalen Kneifkraft beschrieben ($p < 0,05$) [113]. Die Bestimmung der Nervenleitgeschwindigkeit (sensorische Latenz des N. medianus) [115] und der Plasma-Endothelin-Konzentration [112] wurde vereinzelt eingesetzt und zeigte keine signifikanten Unterschiede im Vorher-Nachher-Vergleich. Diese ließen sich bei den Scores funktioneller Tests ebenfalls nicht nachweisen [43, 44], insbesondere zeigte sich im Purdue Pegboard Test keine Verschlechterung der Handfertigkeit durch Hand-Arm-Vibration ($p > 0,05$) [43, 115]. Lediglich Gerard et al. [110] erfassten einen signifikanten Effekt ($p < 0,05$) auf Präzision und Geschwindigkeit der gewählten visio-manuellen Aufgabe.

Kontrolle der Bedingungen und Confounder

Die abhängigen Variablen und miterfasste Confounder der untersuchten Studien sind in Tabelle 13 (vgl. Kapitel 7.3.) dargestellt. Da die quasi-experimentellen Untersuchungen keine Kontrollgruppe aufwiesen, stellte dieses Reporting ein wichtiges Qualitätskriterium für die interne Validität der analysierten Experimente dar.

Die Abschätzung der Effekte rein statischer Kräfte, in Abgrenzung zur applizierten Hand-Arm-Vibration, wurde in 16 der 26 Studien durch ein entsprechendes Versuchsdesign verfolgt. Mehrere Autoren beobachteten bereits während der Kontroll-Exposition mit ausschließlich Haltekraft relevante Effekte, insbesondere auf Finger-Blutfluss und Hauttemperatur [112, 129], während Luo et al. [111], Mahbub et al. [127] und Thompson et al. [122] diesbezüglich keine signifikanten Effekte berichteten ($p > 0,1$).

Zur Umgebungstemperatur während der Experimente machten 16 der 26 Studien Angaben. In diesen wurde die Temperatur durch Klimatisierung konstant oder innerhalb eines engen Fensters gehalten, teilweise auch als zusätzliche, unabhängige Variable variiert [114, 128, 129]. In 5 Quellen wurde die Finger-Hauttemperatur [43, 74, 121, 122, 124], in 3 weiteren die Grifftemperatur des Shakers [74, 115, 128] kontrolliert, jeweils bei der Erfassung neurologischer Outcomes.

Weitere kontrollierte Confounder waren die Andruck- und Griffkräfte bei der Simulation der Vibration in 9 von 26 Studien (vgl. Tabelle 13, Kapitel 7.3.) [44, 109, 110, 114, 115, 121, 123, 124, 129]. Zudem erfolgte – im Rahmen einer Kovarianzanalyse – teilweise die Miterfassung von Alter, Geschlechterverteilung, Blutdruck an Oberarm und Fingern und die entsprechende Anpassung der Ergebnisse [104, 118, 120, 126].

3.2. Pilotstudie

3.2.1. Simulation der Stoßexposition

Die Transmission der Einzelstöße bzw. ungerichteter Vibration in das Hand-Arm-System wurde akzelerometrisch erfasst. Die aus den bewerteten Beschleunigungsdaten an Handgelenk, Ellenbogen und Schulter ermittelten Übertragungsfaktoren sind in Tabelle 5 dargestellt. Sie dienen als Referenzinformation zu den mechanischen Eigenschaften des Hand-Arm-Systems, insbesondere zu dessen Dämpfungs- und Resonanzverhalten im Experiment.

Tabelle 5: Übertragungsfaktoren (dimensionslos) der bewerteten Beschleunigungen a_{hw} in das Hand-Arm-System

	Übertragungsfaktor Handgelenk/Shaker				Übertragungsfaktor Olecranon/Shaker				Übertragungsfaktor Acromion/Shaker			
	1 Hz	4 Hz	20 Hz	U. Vib.	1 Hz	4 Hz	20 Hz	U. Vib.	1 Hz	4 Hz	20 Hz	U. Vib.
VP02	0,92	0,89	0,66	0,75	0,89	0,73	0,64	0,56	0,14	0,11	0,06	0,05
VP03	1,12	1,01	1,12	1,07	1,05	0,93	0,41	0,69	0,17	0,16	0,03	0,08
VP05	1,03	1,04	0,95	0,92	0,62	0,57	0,27	0,33	0,12	0,09	0,04	0,06
VP06	0,76	0,65	0,83	0,72	0,46	0,42	0,23	0,19	0,10	0,10	0,02	0,05
VP07	1,14	1,16	1,10	1,11	1,00	0,95	0,65	0,83	0,18	0,15	0,09	0,14
VP08	0,90	0,98	0,79	0,82	0,96	0,97	0,55	0,37	0,19	0,20	0,09	0,09
VP09	0,83	0,80	0,83	0,71	0,88	0,60	0,27	0,46	0,09	0,08	0,03	0,02
VP10	0,70	0,70	0,73	0,69	0,48	0,46	0,24	0,29	0,09	0,09	0,05	0,06
Median	0,91	0,93	0,83	0,78	0,88	0,67	0,34	0,41	0,13	0,10	0,04	0,06
SD	0,15	0,16	0,15	0,16	0,22	0,21	0,17	0,20	0,04	0,04	0,03	0,03

Legende: **U. Vib.** = Ungerichtete Vibration, **VP02 - VP10** = Pseudonyme der Studienteilnehmer

Es zeigte sich, dass der Übertragungsfaktor im Bereich der Schulter stets am kleinsten war und sich nach distal bis zum Messpunkt in der Foveola radialis vergrößerte. Dabei nahm er in Einzelfällen Werte an, die eine Verstärkung des Shaker-Signals im Bereich des Handgelenkes nahelegten. Im Median war die biomechanische Transmission bei der Einzelstoßexposition mit 1 Hz und 4 Hz größer als bei der Kontrollexposition mit ungerichteter Vibration, insbesondere auf Höhe des Olecranons und des Acromions. Übertragungsfaktoren nahe 1 im Bereich des Handgelenks und des Ellenbogens indizierten dabei ein nur geringes Dämpfungsverhalten distal der Schulter (vgl. Tabelle 5).

Weiterhin waren für die Transmission der simulierten mechanischen Belastungen die Ankopplungskräfte Andruckkraft und Griffkraft von Bedeutung. Die Andruckkraft wurde durch visuelles Feedback weitgehend konstant bei 50 N gehalten und wies daher eine vergleichbar geringe Varianz auf. Im Unterschied dazu fluktuierte die durch die Probanden nicht aktiv kontrollierte Griffkraft. Der Quartilsdispersionskoeffizient als Maß der relativen Streuung erreichte hier Werte nahe und größer 1 (vgl. Tabelle 20, Kapitel 7.3.).

3.2.2. Vibrationsempfindungsschwelle

Die Ergebnisse der Untersuchungen der Vibrationsempfindungsschwelle (VPT) der rechten Hand im Verlauf des Experiments sind ausführlich in Tabelle 14 (vgl. Kapitel 7.3.) dargestellt.

Abbildung 15 zeigt die mittleren VPT für die Finger D II und D V der exponierten Hand, aufgeteilt nach zuvor stattgehabter Exposition und Untersuchungsfrequenz. Die mittlere VPT variierte in Abhängigkeit von der Testfrequenz, wobei in allen Untersuchungsphasen an beiden untersuchten Fingern die höchste Schwelle bei 500 Hz detektiert wurde. Die niedrigsten Schwellenwerte, und damit die höchste Sensibilität der Mechanorezeptoren, wurden bei Untersuchungsfrequenzen von entweder 125 Hz (Finger D II außer in UP 6, UP 8) oder 8 Hz (Finger D V außer UP 2, UP 4) gefunden. Die VPTs der Untersuchungsfrequenzen 32 Hz und 250 Hz lagen entsprechend im Mittel stets zwischen den beiden oben genannten Extremwerten. Diese Reihenfolge bei unterschiedlicher Untersuchungsfrequenz war weitgehend konstant und unabhängig von der simulierten Stoß- und Vibrationsexposition (vgl. Abb. 15, Tabelle 14, Kapitel 7.3.).

Weiterhin veränderte sich die mittlere VPT im Zuge der Interventionen am Shaker, infolge derer 3x5 Minuten Stoßexposition unterschiedlicher Wiederholrate sowie 5 Minuten ungerichtete Hand-Arm-Vibration kumuliert wurden (vgl. Kapitel 2.2.2.). Ein temporärer Anstieg der Schwelle (temporary threshold shift, TTS) folgte fast immer – bei Untersuchungsfrequenz 32 Hz, 250 Hz und 500 Hz in beiden untersuchten Fingern, bei 8 Hz und 125 Hz zumindest für den Finger D V – auf die Stoßexpositionen in den Untersuchungsphasen 4 - 6. Anschließend war im Mittel eine mindestens partielle Erholung der VPT nach 30 Minuten Ruhe in UP 7 sowie ein erneuter TTS durch die letzte Exposition mit ungerichteter Vibration zu beobachten (vgl. Abb. 15).

Der größte durchschnittliche TTS am Finger D II im Vergleich zur Baseline-Messung wurde mit 11,3 dB nach der 3. Stoßexposition (UP 6) bei 250 Hz beobachtet; am Finger D V betrug dieser maximale Shift bei der gleichen Untersuchungsfrequenz sogar 12,7 dB. Diese Messung entsprach dem Effekt der Gesamtdosis an Einzelstößen, die mit einem Tages-Expositionswert von $A(8) = 1,77 \text{ m/s}^2$ berechnet wurde.

Der maximale TTS der Messungen nach Exposition durch ungerichtete Vibration (UP 8) betrug im Mittel 13,5 dB für D II und 13,6 dB für D V, jeweils gemessen bei 250 Hz (vgl. Tabelle 14, Kapitel 7.3.). Zum Zeitpunkt dieser Erhebung waren die Probanden nach zwischenzeitlicher Erholungsphase mit der Gesamtdosis Humanschwingungen exponiert, entsprechend einem Expositionswert von $A(8) = 2,04 \text{ m/s}^2$ (vgl. Kapitel 2.2.9.).

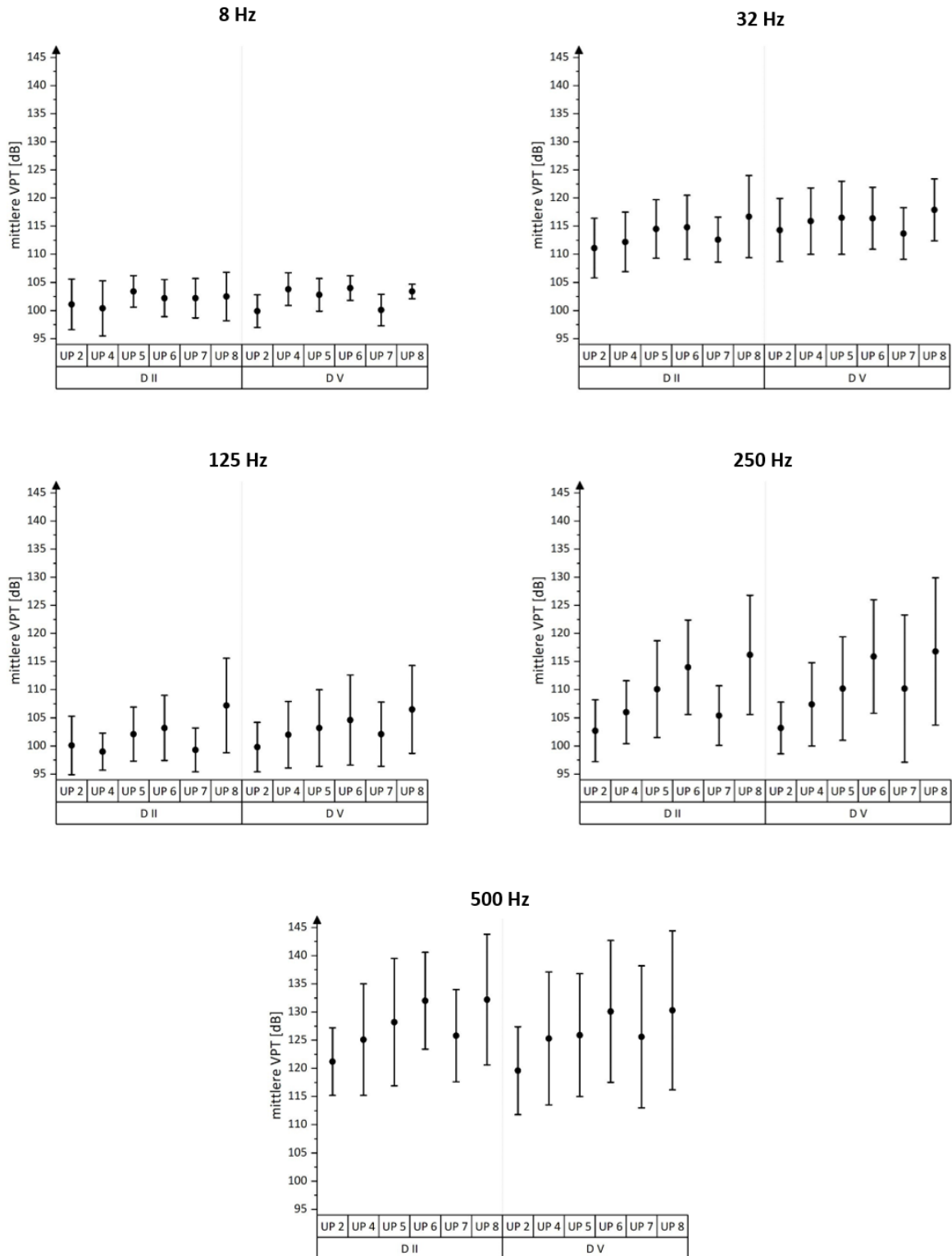


Abbildung 15: Mittlere VPT \pm SD in dB der beiden Finger D II und D V über den Verlauf der Pilotstudie. **Oben links:** Untersuchungsfrequenz 8 Hz, **Oben rechts:** Untersuchungsfrequenz 32 Hz, **Mitte links:** Untersuchungsfrequenz 125 Hz, **Mitte rechts:** Untersuchungsfrequenz 250 Hz, **Unten:** Untersuchungsfrequenz 500 Hz

Legende: **UP 2** = Untersuchungsphase 2 (Baseline), **UP 4** = Untersuchungsphase 4 (nach Exposition 1 Hz), **UP 5** = Untersuchungsphase 5 (nach Exposition 4 Hz), **UP 6** = Untersuchungsphase 6 (nach Exposition 20 Hz Burst), **UP 7** = Untersuchungsphase 7 (nach 30 Minuten Erholung), **UP 8** = Untersuchungsphase 8 (nach Exposition ungerichteter Vibration)

Die Ergebnisse der statistischen Tests sind in Tabelle 6 dargestellt. Verglichen wurden jeweils paarweise die Verteilungen der Baseline-VPT mit den Werten nach den drei Stoßexpositionen, nach 30 Minuten Erholung sowie nach ungerichteter Vibration (Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben, einseitige Signifikanz, $p < 0,05$).

Tabelle 6: Mittlere Schwellenwerte des Vibrationsempfindens in dB (SD) im Verlauf des Experiments mit Ergebnissen des Vergleichs Baseline-VPT mit post-expositioneller VPT der drei Stoßexpositionen, 30 Minuten Erholung sowie ungerichteter Vibration (N = 8, Wilcoxon-Test für 2 verbundene Stichproben, bei $p < 0,05$ wird die Nullhypothese abgelehnt)

Exposition	Untersuchungs- frequenz	Finger D II		Finger D V	
		Mittlere VPT (SD)	Vergleich zur Baseline- Messung	Mittlere VPT (SD)	Vergleich zur Baseline- Messung
UP 2 Baseline	8 Hz	101,1 (4,5)	-	99,9 (2,9)	-
	32 Hz	111,1 (5,3)	-	114,3 (5,6)	-
	125 Hz	100,1 (5,2)	-	99,8 (4,4)	-
	250 Hz	102,7 (5,5)	-	103,2 (4,6)	-
	500 Hz	121,2 (6,0)	-	119,6 (7,8)	-
UP 4 Einzelstöße 1 Hz	8 Hz	100,4 (4,9)	$p = 0,344$	103,8 (2,9)	$p = 0,039$
	32 Hz	112,2 (5,3)	$p = 0,273$	115,9 (5,9)	$p = 0,230$
	125 Hz	99,0 (3,3)	$p = 0,191$	102,0 (5,9)	$p = 0,055$
	250 Hz	106,0 (5,6)	$p = 0,004$	107,4 (7,4)	$p = 0,004$
	500 Hz	125,1 (9,9)	$p = 0,016$	125,3 (11,8)	$p = 0,008$
UP 5 Einzelstöße 4 Hz	8 Hz	103,4 (2,8)	$p = 0,078$	102,8 (2,9)	$p = 0,078$
	32 Hz	114,5 (5,2)	$p = 0,074$	116,5 (6,5)	$p = 0,230$
	125 Hz	102,1 (4,8)	$p = 0,273$	103,2 (6,8)	$p = 0,098$
	250 Hz	110,1 (8,6)	$p = 0,008$	110,2 (9,2)	$p = 0,004$
	500 Hz	128,2 (11,3)	$p = 0,023$	125,9 (10,9)	$p = 0,008$
UP 6 Einzelstöße 20 Hz Burst	8 Hz	102,2 (3,3)	$p = 0,234$	104,0 (2,2)	$p = 0,016$
	32 Hz	114,8 (5,7)	$p = 0,055$	116,4 (5,5)	$p = 0,125$
	125 Hz	103,2 (5,8)	$p = 0,027$	104,6 (8,0)	$p = 0,055$
	250 Hz	114,0 (8,4)	$p = 0,004$	115,9 (10,1)	$p = 0,004$
	500 Hz	132,0 (8,6)	$p = 0,008$	130,1 (12,6)	$p = 0,008$
UP 7 nach 30 min Erholung	8 Hz	102,2 (3,5)	$p = 0,344$	100,1 (2,8)	$p = 0,531$
	32 Hz	112,6 (4,0)	$p = 0,422$	113,7 (4,6)	$p = 0,371$
	125 Hz	99,3 (3,9)	$p = 0,230$	102,1 (5,7)	$p = 0,125$
	250 Hz	105,4 (5,3)	$p = 0,098$	110,2 (8,9)	$p = 0,004$
	500 Hz	125,8 (8,2)	$p = 0,023$	125,6 (12,6)	$p = 0,016$
UP 8 Ungerichtete Vibration	8 Hz	102,5 (4,3)	$p = 0,289$	103,4 (1,3)	$p = 0,008$
	32 Hz	116,7 (7,3)	$p = 0,027$	117,9 (5,5)	$p = 0,039$
	125 Hz	107,2 (8,4)	$p = 0,020$	106,5 (7,8)	$p = 0,027$
	250 Hz	116,2 (10,6)	$p = 0,008$	116,8 (13,1)	$p = 0,008$
	500 Hz	132,2 (11,6)	$p = 0,008$	130,3 (14,1)	$p = 0,008$

Die drei Stoßexpositionen (UP 4 - 6) und ungerichtete Vibration (UP 8) wiesen in der statistischen Auswertung nur vereinzelt Unterschiede zwischen den Prätest- und Posttest-Vibrationsempfindungsschwellen bei den niedrigeren Untersuchungsfrequenzen bis 125 Hz auf. Hingegen zeigten sich Unterschiede der VPT-Verteilungen und damit ein TTS nach sämtlichen Expositionen bei 250 Hz und 500 Hz Untersuchungsfrequenz (vgl. Tabelle 6).

Um die Normalisierung des TTS des Vibrationsempfindens nach Erholung zu prüfen, wurde abschließend die VPT aus UP 7 (nach 30 Minuten Erholung) mit den Baseline-Werten verglichen. Während bei den Analysen mit Untersuchungsfrequenzen bis 125 Hz keine Unterschiede zwischen der VPT in Ruhe und nach Stoßexposition mit folgender 30-minütiger Erholung zu eruieren waren, zeigten sich solche Unterschiede bei 250 Hz am Finger D V und bei 500 Hz am Finger D II und D V (vgl. Tabelle 6). Hier ist davon auszugehen, dass die VPT noch nicht der Baseline-Schwelle entsprach, d. h. diese im gegebenen Zeitraum noch nicht wiederhergestellt war.

Um Konfundierung der neurologischen Funktion durch kalte Hände zu reduzieren, wurde die Hauttemperatur der Fingerkuppe bei den Messungen kontrolliert. Sie betrug bei den sechs Messungen im Mittel jeweils zwischen 29,6°C und 32,0°C am Finger D II bzw. zwischen 30,0°C und 32,3°C am Finger D V. Zu keinem Zeitpunkt betrug die Fingertemperatur bei einem Studienteilnehmer während der VPT-Messungen weniger als 24,5°C.

3.2.3. Infrarot-Thermografie

Die bei durchschnittlich 25,6°C (SD 0,9°C) Raumtemperatur gemessenen mittleren Temperaturen der dorsalen Mittelphalangen der Finger der rechten und linken Hand unmittelbar vor und nach den Expositionen sind ausführlich im Anhang dargestellt (vgl. Tabelle 15, Kapitel 7.3.).

Die Differenz ΔT dieser Temperaturmessungen als Maß der funktionellen Änderung der akralen Durchblutung nach UP 4 (Exposition mit Einzelstößen 1 Hz) wird in Abbildung 16a gezeigt. Von einem beständigen Ausreißer abgesehen, der weiter unten diskutiert wird, zeigten sich Median und Quartile von ΔT für die einzelnen Finger der Hand jeweils im negativen Bereich. Für beide Hände konnte somit eine Abnahme der Hauttemperatur konstatiert werden, wobei diese – ausgehend von den hier dargestellten statistischen Lageparametern – an der exponierten rechten Hand etwas ausgeprägter zu sein schien. In Untersuchungsphase 5 (vgl. Abb. 16b) bedingten die Einzelstöße der Wiederholrate 4 Hz an der exponierten Hand im Median erneut eine Abnahme der Temperatur im Vergleich zur Vorher-Messung. Varianz und Interquartilsabstand der Stichprobe stellten sich im Vergleich zu UP 4 jedoch größer dar. Außerdem lagen vereinzelte Werte in Bereichen >0 , darunter ein Ausreißer, bei dem konstant eine Zunahme der Hauttemperatur gemessen wurde. Aus der

deskriptiven Statistik ließ sich daher ein schwächerer Trend zur Temperaturabnahme als bei der Exposition mit 1 Hz abschätzen.

Die Untersuchungsphase 6 mit Exposition zu Stößen im 20-Hz-Burst-Intervall führte zu einer Abnahme der Hauttemperatur in der Stichprobe mit einem ähnlichen Verteilungsmuster wie zuvor in UP 4 (vgl. Abb. 16c). Abgesehen von einem sich erneut invers verhaltenen Ausreißer lagen die Werte für den Temperaturunterschied durchgängig im negativen Bereich, im Median zwischen $-1,9^{\circ}\text{C}$ und $-3,6^{\circ}\text{C}$. Ein eindeutiger Unterschied zwischen rechter und linker Hand war nicht zu identifizieren.

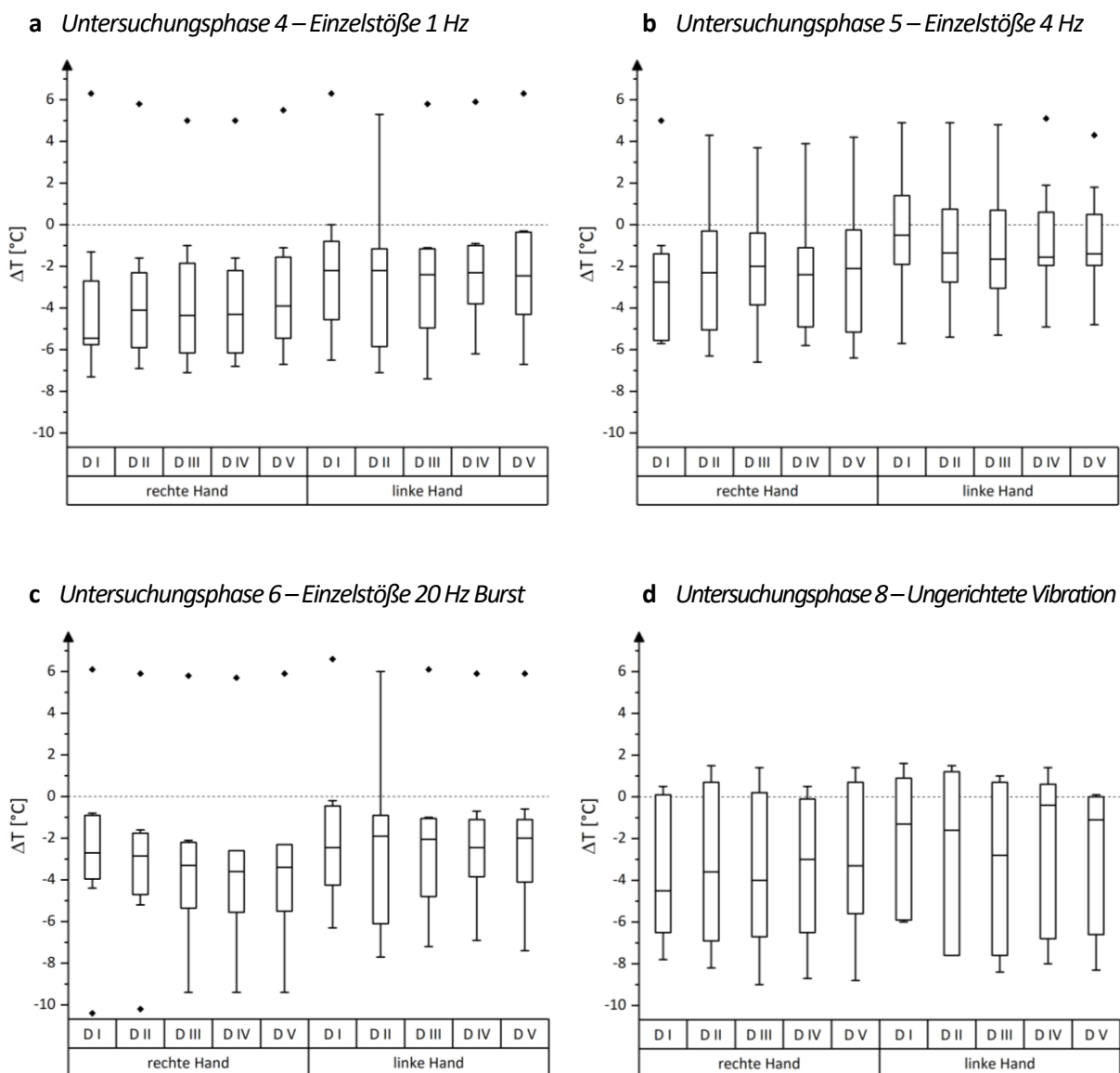


Abbildung 16: Stichprobenverteilung der Differenz ΔT der Hauttemperaturen der Finger D I - D V vor und nach den 4 Expositionen des Experiments (UP 4 - 6, 8)

In Abbildung 16d ist außerdem die Verteilung von ΔT durch die abschließende Exposition mit ungerichteter Vibration in Untersuchungsphase 8 gezeigt. Im Median erfolgte eine Abnahme der Hauttemperatur, die sich an den Fingern der rechten Hand etwas stärker manifestierte als an der linken Hand. Die Werte verteilten sich zwischen recht deutlichen Temperaturabnahmen um $-6,0^{\circ}\text{C}$ bis $-9,0^{\circ}\text{C}$ und leichten Temperaturzunahmen bis $1,5^{\circ}\text{C}$. Auffällig war die ausgeprägte Spannweite der Stichprobe (vgl. Abb. 16d).

Ein Ausreißer verhielt sich in UP 4 und 6 gegensätzlich zum Trend der Stichprobe. Da ein systematischer Messfehler nicht zu eruieren war, aber möglich blieb, erfolgte die statistische Testung (Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben, einseitige Signifikanz, $p < 0,05$) sowohl an der vollständigen Stichprobe mit $N = 8$ Probanden als auch an einem angepassten Kollektiv mit $N = 7$, in dem der Proband mit den divergierenden Werten ausgeschlossen wurde.

Tabelle 7: Übersicht der Ergebnisse der statistischen Testung der Prätest-Posttest-Vergleiche der IR-Thermometrie (Wilcoxon-Test für zwei verbundene Stichproben) jeweils vor und nach den vier Interventionen des Experiments. Gegenübergestellt sind dabei die Testergebnisse für die gesamte Stichprobe $N = 8$ und die angepasste Stichprobe $N = 7$. Bei $p < 0,05$ wird die Nullhypothese abgelehnt.

Exposition Finger		gesamte Stichprobe, $N = 8$				angepasste Stichprobe, $N = 7$			
		Einzelstöße 1 Hz	Einzelstöße 4 Hz	Einzelstöße 20 Hz	Ungerichtete Vibration	Einzelstöße 1 Hz	Einzelstöße 4 Hz	Einzelstöße 20 Hz	Ungerichtete Vibration
Rechte Hand	D I	$p = 0,066$	$p = 0,039$	$p = 0,066$	$p = 0,039$	$p = 0,008$	$p = 0,055$	$p = 0,008$	$p = 0,078$
	D II	$p = 0,039$	$p = 0,055$	$p = 0,074$	$p = 0,055$	$p = 0,008$	$p = 0,078$	$p = 0,008$	$p = 0,109$
	D III	$p = 0,027$	$p = 0,074$	$p = 0,051$	$p = 0,055$	$p = 0,008$	$p = 0,109$	$p = 0,008$	$p = 0,109$
	D IV	$p = 0,039$	$p = 0,055$	$p = 0,051$	$p = 0,023$	$p = 0,008$	$p = 0,055$	$p = 0,008$	$p = 0,047$
	D V	$p = 0,055$	$p = 0,055$	$p = 0,051$	$p = 0,055$	$p = 0,008$	$p = 0,055$	$p = 0,008$	$p = 0,109$
Linke Hand	D I	$p = 0,078$	$p = 0,406$	$p = 0,098$	$p = 0,148$	$p = 0,016$	$p = 0,500$	$p = 0,008$	$p = 0,281$
	D II	$p = 0,055$	$p = 0,191$	$p = 0,055$	$p = 0,102$	$p = 0,008$	$p = 0,234$	$p = 0,008$	$p = 0,219$
	D III	$p = 0,051$	$p = 0,163$	$p = 0,074$	$p = 0,109$	$p = 0,008$	$p = 0,234$	$p = 0,008$	$p = 0,219$
	D IV	$p = 0,074$	$p = 0,273$	$p = 0,074$	$p = 0,219$	$p = 0,008$	$p = 0,344$	$p = 0,008$	$p = 0,406$
	D V	$p = 0,074$	$p = 0,223$	$p = 0,074$	$p = 0,031$	$p = 0,008$	$p = 0,336$	$p = 0,008$	$p = 0,063$

In Tabelle 7 ist ersichtlich, dass im gesamten Kollektiv nur vereinzelt Differenzen zwischen den Vorher-Nachher-Verteilungen der Hauttemperatur zu erkennen sind, welche zudem durch wechselnde Expositionen bedingt sind. In der Mehrheit der Fälle konnten keine Unterschiede zwischen den IR-Temperaturmessungen vor und nach den Expositionen gezeigt werden.

In der Analyse des angepassten Kollektivs mit nur $N = 7$ Probanden entfielen die teils erheblich abweichenden Werte eines Probanden. Hier zeigte die statistische Testung an allen Fingern bei den Interventionen mit Einzelstößen 1 Hz und 20 Hz bedeutsame Unterschiede bei der Hauttemperatur. Dies entsprach einer Reduktion der Hauttemperatur durch diese Expositionen. Hingegen führten bis auf eine Ausnahme (rechter Finger D IV) die Interventionen Einzelstöße 4 Hz sowie ungerichtete Vibration auch in dieser Stichprobe zu keinen Unterschieden zwischen den Vorher-Nachher-Verteilungen der Hauttemperatur (vgl. Tabelle 7).

Tabelle 8 zeigt die statistischen Tests zur Prüfung eines Unterschieds von ΔT zwischen der rechten, exponierten und der linken, nicht-exponierten Hand der Probanden durch die Interventionen der Experimente. Hierzu wurden sowohl die Stichproben der Werte der einzelnen Finger D I bis D V als auch ein zusammengesetzter Wert für die gesamte Hand miteinander verglichen.

Tabelle 8: Übersicht der Ergebnisse der statistischen Testung der Rechts-Links-Vergleiche der Temperaturunterschiede ΔT in Folge der vier Interventionen des Experiments: 1. Einzelstöße mit 1 Hz, 2. Einzelstöße mit 4 Hz, 3. Einzelstöße mit 20 Hz Burst, 4. ungerichtete Vibration ($N = 8$, Wilcoxon-Test für zwei verbundene Stichproben)

Exposition Vergleich rechts-links von	Einzelstöße 1 Hz	Einzelstöße 4 Hz	Einzelstöße 20 Hz	Ungerichtete Vibration
D I	p = 0,027	p = 0,012	p = 0,049	p = 0,023
D II	p = 0,131	p = 0,027	p = 0,248	p = 0,117
D III	p = 0,012	p = 0,045	p = 0,012	p = 0,117
D IV	p = 0,002	p = 0,006	p = 0,002	p = 0,090
D V	p = 0,016	p = 0,020	p = 0,035	p = 0,457
Gesamte Hand: $\Sigma(\Delta T_{D I - D V}) / 5$	p = 0,004	p = 0,002	p = 0,049	p = 0,098

Unterschiede des ΔT zwischen exponierter und nicht exponierter Hand fanden sich an allen Fingern für verschiedene Interventionen. Insbesondere die Belastungen durch Einzelstöße induzierten dabei einen Seitenunterschied bei der funktionellen Temperaturabnahme, so auch in der Gesamtvariable für die ganze Hand (vgl. Tabelle 8). In Abgrenzung dazu zeigte der Vergleich der Temperaturdifferenz durch ungerichtete Vibration bis auf den Finger D I keine Hinweise auf Unterschiede der Verteilungen zwischen Links und Rechts.

Die möglichen kumulativen Effekte der applizierten mechanischen Belastungen auf die Hauttemperatur der Mittelphalangen wurden mittels Vergleichs der Temperatur vor der ersten Intervention und nach der letzten Stoßexposition in Untersuchungsphase 6 des Experimentes,

entsprechend einem A(8)-Wert von $1,77 \text{ m/s}^2$, untersucht. Hier konnten für alle Finger keine Unterschiede demonstriert werden ($p = 0,098 - 0,191$). Hinweise auf einen Dosiseffekt nach der zusätzlichen Exposition mit ungerichteter Vibration ($A(8) = 2,04 \text{ m/s}^2$) ergab sich für lediglich 3 der 10 Finger ($p = 0,016 - 0,031$), während in den anderen untersuchten Fingern die Vorher- und Nachher-Hauttemperatur nicht differierte ($p = 0,078 - 0,531$).

3.2.4. Greifkraft und Kneifkraft

Die Messergebnisse der verschiedenen dynamometrischen Kraftmessungen beider Hände vor und nach Stoßexpositionen sind vollständig in Tabelle 18 (vgl. Kapitel 7.3.) dargestellt. Die Probanden erreichten vor Beginn der Interventionen beim Faustschluss eine durchschnittliche Greifkraft von rechts 44,6 kg (SD 8,0 kg) und links 41,2 kg (SD 6,4 kg). Nach kumulierter Dosis von 3x5 Minuten simulierter Stoß-Exposition, betragen diese Werte an der rechten Hand 42,8 kg (SD 8,3 kg) und an der linken Hand 40,1 kg (SD 6,0 kg).

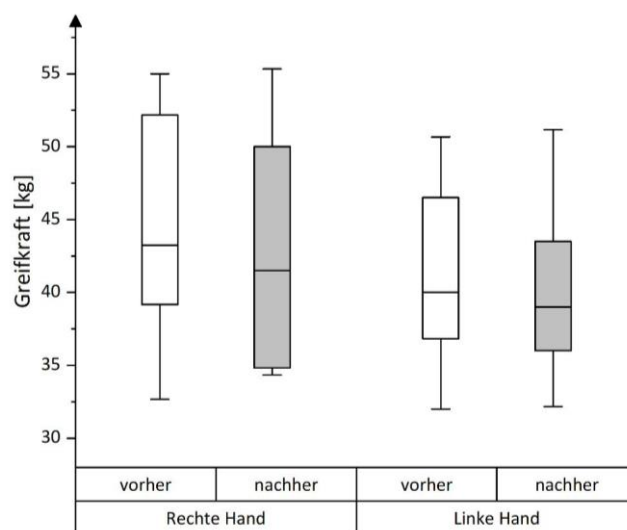


Abbildung 17: Greifkraft der Stichprobe vor und nach kumulierter Stoß-Exposition 3 x 5 Minuten (Vergleich UP 2 / UP 7)

In der schließenden Statistik zeigte sich für beide Hände kein Unterschied zwischen den Verteilungen der maximalen Greifkraft in Untersuchungsphase 2 und Untersuchungsphase 7 ($p = 0,090 / p = 0,188$) und damit keine Hinweise auf Kraftminderung durch die kumulierte Dosis Einzelstöße.

Die Ergebnisse der prä- und post-expositionellen Kneifkraft-Messungen zeichnen ein heterogenes Bild; teilweise war ein Trend zur Kraftabnahme nach den Expositionen anhand der deskriptiven Kenngrößen zu erkennen (vgl. Tabelle 18, Kapitel 7.3.), der sich allerdings unterschiedlich ausgeprägt darstellte (vgl. Abb. 18).

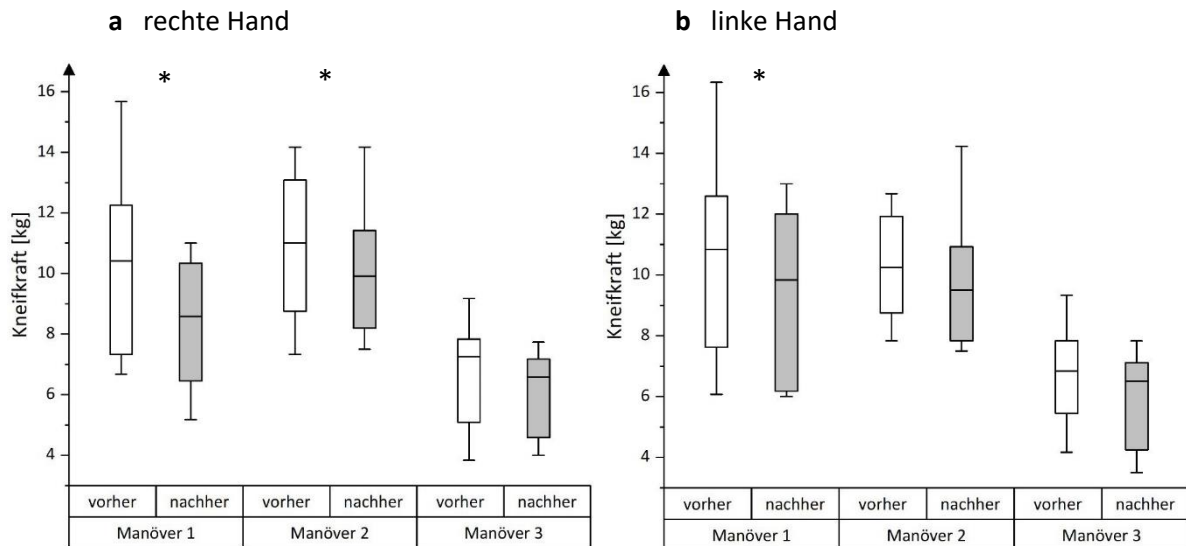


Abbildung 18: Ergebnisse Kneifkraft-Messungen, jeweils vor und nach Stoß-Exposition 3 x 5 Minuten (UP 2 / UP 7). Bei den mit * markierten Vergleichen konnten Unterschiede zwischen den Verteilungen gezeigt werden ($p = 0,004 - 0,047$).

Legende: **Manöver 1** = 3-Finger-Griff, **Manöver 2** = Schlüsselgriff, **Manöver 3** = 2-Finger-Griff (vgl. Kapitel 2.2.5.)

Hinweise auf Unterschiede im Vergleich vor und nach den Stoßexpositionen ergaben sich für das Manöver 1 (3-Finger-Griff) für beide Hände ($p = 0,004 / p = 0,027$), zudem auch für Manöver 2 (Schlüsselgriff) an der exponierten rechten Hand ($p = 0,047$). Für die übrigen Verteilungen wurden nach der statistischen Testung die Nullhypothese beibehalten, da keine Differenzen gezeigt werden konnten ($p = 0,063 - 0,078$).

3.2.5. Elektromyografie

Elektromyografisch wurde das Integral des mittleren EMG-Signals in den Aktivitätsphasen des Stoßes, d. h. zwischen den Nulldurchgängen des akzelerometrischen Signals, ermittelt. Die Ausschläge des nachverarbeiteten EMG-Signals korrelierten gut mit der Periodizität der durch die Stöße induzierten gemessenen Beschleunigungen (vgl. Abb. 19).

Beschleunigungs-/EMG-Signal [relative Einheiten]

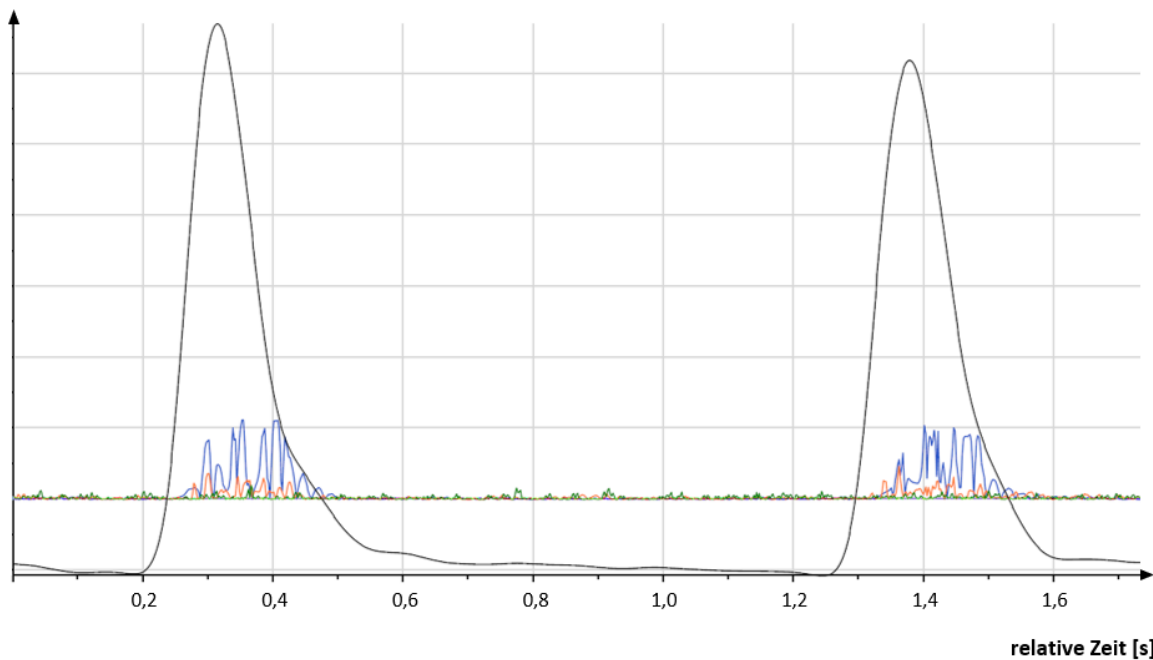
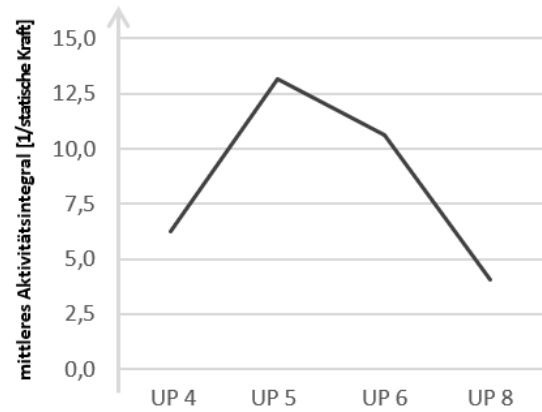
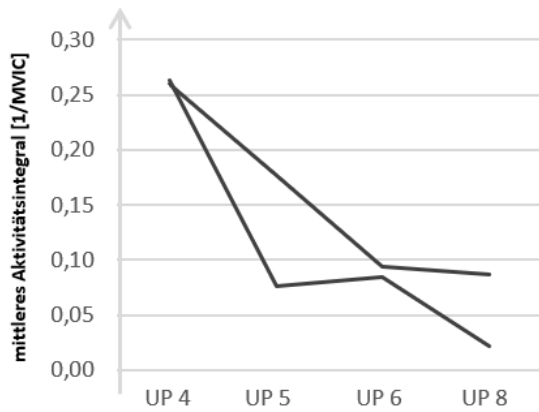


Abbildung 19: Exemplarisches akzelerometrisches Signal (nach Re-Sampling, schwarz) und gefilterte EMG-Signale der untersuchten Muskeln (blau = *M. triceps brachii*, orange = *M. extensor digitorum*, grün = *M. flexor carpi ulnaris*), Ausschnitt aus UP 4 (Stoßexposition mit 1 Hz)

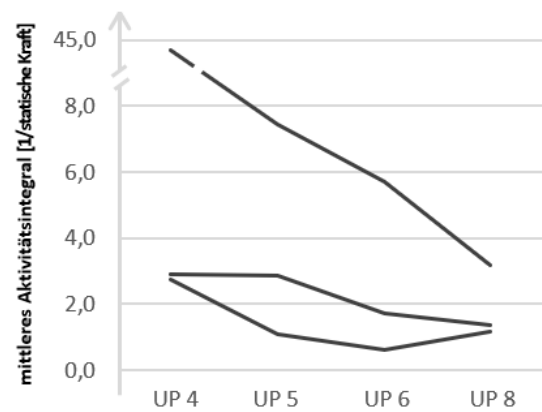
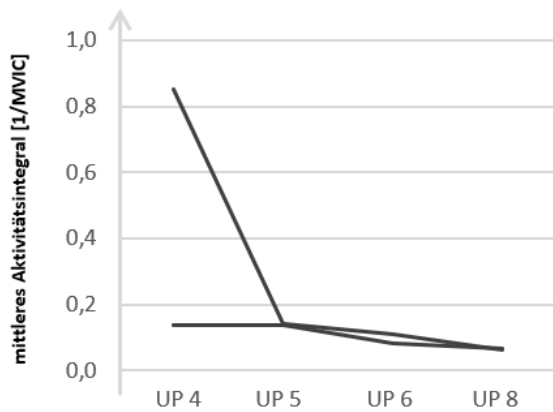
Die Werte für das Aktivitätsintegral während der Expositionen, bezogen sowohl auf die im Vorversuch maximal ausübbarer isometrischer Kontraktionen (MVIC) als auch auf das EMG-Signal bei lediglich statischer Kraft, sind für jeden Probanden in Tabelle 16 (vgl. Kapitel 7.3.) aufgeführt. Unter Ausschluss derjenigen Resultate, bei denen das Signal-to-Noise-Verhältnis unterhalb des akzeptierten Wertes von $SNR = 5$ lag (vgl. Kapitel 2.2.6.), betrug die elektrische Muskelaktivität während der experimentellen Bedingungen im *M. triceps brachii* zwischen 25,9% und 26,3%, im *M. extensor digitorum* zwischen 13,7% und 85,0% sowie im *M. flexor carpi ulnaris* zwischen 32,7% und 89,6% des MVIC. Bezogen auf die im Leerversuch ermittelte statische Muskelarbeit, bei der der Griff umfasst und die prädefinierte Andruckkraft von 50 N aufgebracht wurde, entsprach dies Werten von jeweils 124% bis 1315%, 174% bis 4469% und 90% bis 446% für diese drei Muskeln. Damit konnte in nahezu allen Fällen eine Zunahme der elektromyografischen Rekrutierung in den Stoßphasen im Vergleich zur rein statischen Kraft gezeigt werden.

Der Verlauf des Aktivitätsintegrals in den ausgewerteten Phasen bei den Stoßexpositionen aus Untersuchungsphase 4 - 6 sowie ungerichteter Vibration aus Untersuchungsphase 8 sind in Abbildung 20 dargestellt. Die höchste durchschnittliche Muskelaktivität in den Aktivitätsphasen, sowohl als Anteil der MVIC, als auch relativ zur statischen Kraft berechnet, zeigte sich für die meisten auswertbaren Probanden im Spektrum der Einzelstöße, insbesondere bei der Exposition

M. triceps brachii



M. extensor digitorum



M. flexor carpi ulnaris

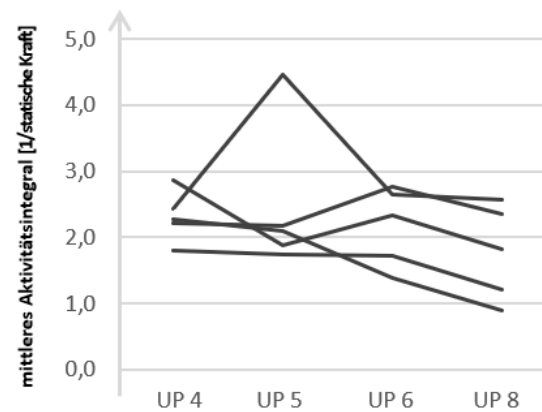
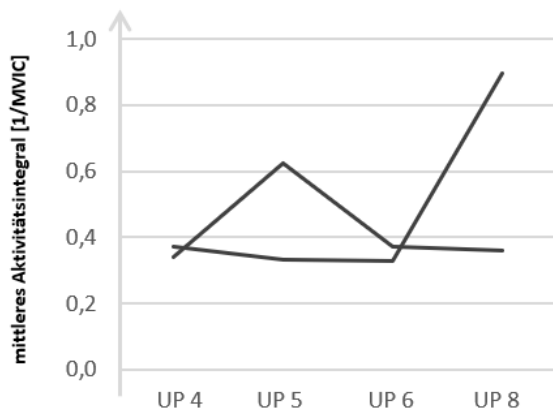


Abbildung 20: Verlauf des Aktivitätsintegrals (in 1/MVIC und 1/statische Kraft) über die verschiedenen Expositionen des Experiments. Jede Kurve repräsentiert EMG-Daten, bei denen ein SNR ≥ 5 erreicht wurde.

Legende: **UP 4** = Untersuchungsphase 4 (Exposition 1 Hz), **UP 5** = Untersuchungsphase 5 (Exposition 4 Hz), **UP 6** = Untersuchungsphase 6 (Exposition 20 Hz Burst), **UP 8** = Untersuchungsphase 8 (Exposition ungerichteter Vibration)

der Wiederholrate 1 Hz. Das EMG-Integral bei ungerichteter Vibration in der abschließenden Untersuchungsphase 8 fiel entsprechend im Trend geringer aus als bei den Einzelstoß-Expositionen (vgl. Abb. 20), hindeutend auf eine größere muskuläre Stimulation durch Stöße. Durch die geringe Anzahl valider rauscharmer Messungen – zwischen einer und fünf bei $N = 8$ Versuchsteilnehmern – wurden allerdings über diese deskriptiven Ergebnisse hinaus keine statistische Testung hinsichtlich Unterschiede zwischen Einzelstößen verschiedener Wiederholrate und Vibration durchgeführt.

Zur Evaluation von muskulärer Ermüdung im Zuge der experimentellen Hand-Arm-Belastungen wurden außerdem mittels linearer Regression die Fatigue-Indizes MNF, MDF, peakPSD und HFD ermittelt. Sie sind für jeden der drei untersuchten Muskeln in Tabelle 17 (vgl. Kapitel 7.3.) aufgeführt sowie im Median grafisch in Abbildung 21 aufgetragen. Die Indizes repräsentieren die Veränderung der Frequenzen des Leistungsdichtespektrums (MNF, MDF, peakPSD) bzw. der fraktalen Dimension (HFD) über die jeweilige Expositionsdauer von 5 Minuten.

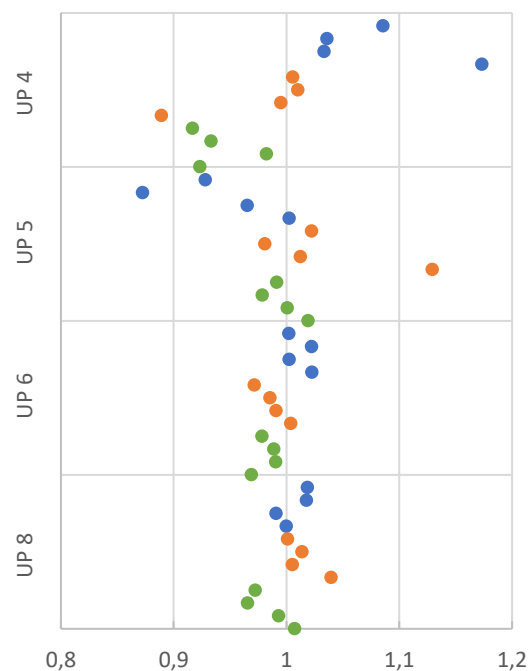


Abbildung 21: Darstellung des Medians der über lineare Regression ermittelten Indizes von MDF, MNF, peakPSD, HFD der Muskeln *M. triceps brachii* (blau), *M. extensor digitorum* (orange), *M. flexor carpi ulnaris* (grün) während der vier Expositionen in UP 4 - 6, UP 8

Legende: **UP 4** = Untersuchungsphase 4 (Exposition 1 Hz), **UP 5** = Untersuchungsphase 5 (Exposition 4 Hz), **UP 6** = Untersuchungsphase 6 (Exposition 20 Hz Burst), **UP 8** = Untersuchungsphase 8 (Exposition ungerichteter Vibration)

Eine Abnahme dieser Parameter während einer Exposition, entsprechend Index-Werten von gleichbleibend <1 , konnte dabei nicht festgestellt werden. Vielmehr verteilten sich die mittels Regression gebildeten Indizes von MNF, MDF, peakPSD und HFD in allen drei untersuchten Muskeln und in allen Untersuchungsphasen im Median annähernd stochastisch um den Wert 1 (vgl. Abb. 21).

Damit lieferten diese Daten keine Hinweise auf Muskelermüdung im Verlauf der jeweiligen Exposition am Shaker.

Bestätigt wurde dies im statistischen Test der Stichproben gegen den Testwert 1, bei der für keine der Indizes, ungeachtet der Muskeln oder Expositionen, Unterschiede festgestellt wurden ($0,074 < p < 0,531$). Einzige Ausnahme stellte der M. flexor carpi ulnaris in Untersuchungsphase 6 (Stoßexposition 20 Hz Burst) dar, bei dem isoliert für den Index der fraktalen Dimension (HFD) eine Abnahme gezeigt wurde ($p = 0,004$).

3.2.6. Tests der Handfertigkeit

Für die Auswertung der Ergebnisse des Purdue Pegboard Tests wurden die arithmetischen Mittel der drei Durchläufe der verschiedenen Testaufgaben gewertet. Die Verteilungen der Scores von Aufgabe 1 - 3 – Einstecken von Metallpins in die vorgebohrten Löcher mit der rechten, linken, oder beiden Händen, und Aufgabe 4 – Zusammenbau aus drei Kleinteilen – sind im Vorher-Nachher-Vergleich dargestellt (vgl. Abb. 22 sowie Tabelle 19, Kapitel 7.3.).

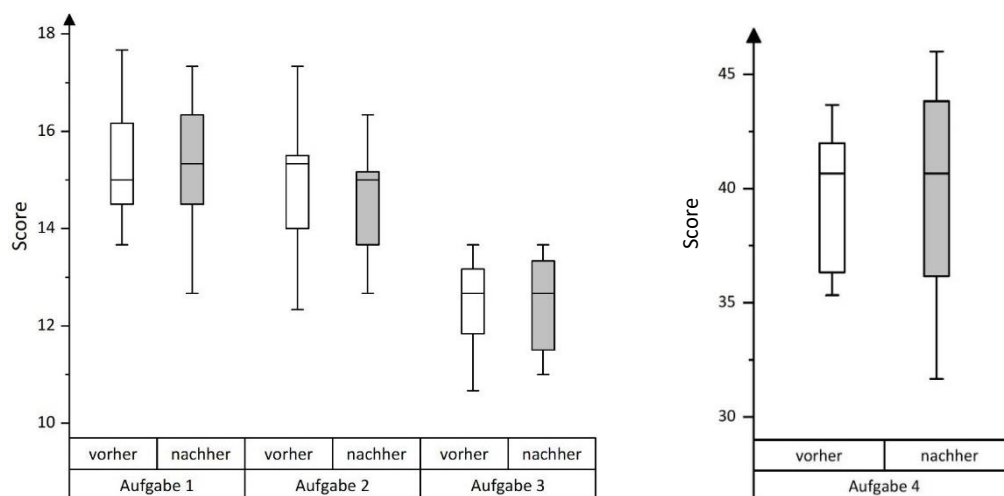


Abbildung 22: Verteilung der erreichten Scores im Purdue Pegboard Test jeweils vor und nach Stoß-Exposition 3 x 5 Minuten (UP 2 / UP 7)

Legende: **Aufgabe 1** = Einstecken der Pins in die Lochreihe mit der rechten Hand in 30 s, **Aufgabe 2** = Einstecken der Pins in die Lochreihe mit der linken Hand in 30 s, **Aufgabe 3** = Einstecken der Pins in die Lochreihe mit beiden Händen in 30 s, **Aufgabe 4** = Zusammenbau mit drei verschiedenen Bauteilen in 60 s

Der Vergleich der zentralen Tendenzen der Stichproben mittels des Wilcoxon-Tests ergab für alle Aufgaben 1 - 4 des Purdue Pegboard Tests keine Anhaltspunkte für Unterschiede zwischen den Ergebnissen vor und nach Stoßexpositionen auf das Hand-Arm-System ($p = 0,133 - 0,461$).

4. Diskussion

4.1. Systematische Literaturrecherche

Mit Hilfe der sensitiven Suchstrategie der Literaturrecherche zum Thema Hand-Arm-Vibration konnten insgesamt $N = 341$ Literaturquellen ermittelt werden. Durch die Aufschlüsselung der medizinischen Effekte in Outcome-Domänen wurde im Output A initial eine strukturierte Übersicht bisher untersuchter Outcomes erstellt. Die quantitative Abschätzung gab zudem erste Hinweise auf Eignung und Einsatzmöglichkeiten der verwendeten Messmethodik.

Im zweiten, spezifischeren Ansatz der Literaturrecherche (Output B) wurden erstmals Forschungsergebnisse zu akuten physiologischen Veränderungen durch kontrollierte Hand-Arm-Vibration systematisch zusammengetragen. Die Problemstellung wurde in den vorliegenden $N = 26$ Studien ausschließlich durch quasi-experimentelle Setups behandelt, deren Heterogenität eine sinnvolle Aggregation oder Meta-Analyse ihrer Ergebnisse nicht zuließ. Daher erfolgte die Auswertung ausschließlich deskriptiv unter Berücksichtigung der Messbedingungen und miterfassten Kovariablen.

4.1.1. Diskussion der Ergebnisse

Output A

Durch die Recherche ließ sich abbilden, dass vor allem seit den 1980er und 1990er Jahren vermehrt experimentelle Forschungsanstrengungen unternommen wurden, um potenziell schädliche Effekte durch mechanische Belastungen des Hand-Arm-Systems zu evaluieren. Zur Erhebung gesundheitlicher Outcomes für den Arbeitsschutz bei Humanschwingungen wurde in den letzten Jahrzehnten ein breites Spektrum klinischer und apparativer diagnostischer Methoden eingesetzt. Am häufigsten erfolgte die Bestimmung der Vibrationsempfindungsschwelle. Auch Studien zur Nervenleitgeschwindigkeit, Hauttemperatur und Reduktion des systolischen Finger-Blutdrucks bei Kälteprovokation wurden zahlreich im Rahmen von HAVS-Studien durchgeführt. Technisch anspruchsvollere oder kostenintensive Verfahren wie EMG, histologische Untersuchungen oder MRT und Sonografie wurden erwartungsgemäß im Mittel bei kleineren Studienpopulationen umgesetzt. Viele alternative Ansätze, bestimmte standardisierte Fragebögen oder klinische Untersuchungen, aber auch bildgebende Verfahren und einige Biomarker wurden nur vereinzelt als Testvariable verwendet.

Die eindeutige Einteilung in ein hierarchisches, mit universellem Anspruch für Outcomes aller medizinischer Forschungsfelder entwickeltes Klassifizierungssystem [62] war dabei nicht immer trennscharf möglich. Beispielsweise könnte der TTS der Vibrationsempfindungsschwelle nicht nur der Domäne Nervensystem, sondern auch organspezifisch den Mechanorezeptoren in der Haut zugeordnet werden. Ebenso könnte die Untersuchung der rheologischen Eigenschaften des Blutes – als separate Outcome-Domäne klassifiziert – sekundär auch einen das Gefäßsystem betreffenden Parameter darstellen. Die hier vorgenommene Einordnung der Messgrößen orientierte sich daher an den unmittelbar betroffenen physiologischen Systemen.

Zwar lag ein deutlicher Fokus auf neurologischen, vaskulären und muskuloskelettalen Outcomes, jedoch wurde insgesamt ein großes Spektrum an Variablen untersucht. Folglich war die Bandbreite verwendeter Messverfahren groß, illustriert beispielsweise durch die Verwendung von mindestens sieben verschiedenen Ansätzen zur direkten oder indirekten Messung der Aktivität des autonomen Nervensystems nach Hand-Arm-Vibration: Histologie von Nerven und Rezeptoren, Parameter der Herzratenvariabilität, Katecholamine in Serum oder Urin, Schwitzen, sympathische Vasokonstriktion, Elektroenzephalografie, kraniale MRT (vgl. Tabelle 10, Kapitel 7.3.). Dieses kann als fortdauernder Versuch gewertet werden, die möglichen physiologischen Effekte bei mechanischer Belastung auf das Hand-Arm-System vollständig zu erfassen sowie geeignete Messmethoden zu entwickeln, erkrankte oder gefährdete Patienten reliabel zu identifizieren. Andererseits wurde bei der quantitativen Auswertung deutlich, dass sich in der bisherigen Forschung einige Studien auf den Einsatz bestimmter Methoden fokussierten, oft davon beeinflusst, welche Techniken in den entsprechenden regulatorischen ISO-Normen aufgenommen wurden. So wird die in den analysierten Studien häufige Bestimmung der Vibrationsempfindungsschwelle (vgl. Tabelle 10, Kapitel 7.3.) seit 2001 in der ISO 13091 beschrieben [71]. Im Bereich der vaskulären Diagnostik ist die wiederholt vorkommende Bestimmung von Hauttemperatur und systolischem Finger-Blutdruck in der ISO 14835-1 bzw. ISO 14835-2 aus dem Jahr 2005 standardisiert [130]. Trotz dieser Regulierungsansätze, die dazu führten, dass einige Methoden verstärkt zur Anwendung kamen, ist in der Heterogenität der Messinstrumente insgesamt ein grundsätzliches Defizit an Standardisierung bei häufig berichteten Outcomes festzustellen. Damit steigt das Risiko widersprüchlicher Ergebnisse und selektiven Reportings erheblich an [131]. Für verbesserte Vergleichbarkeit und Ergebnistransparenz der HAVS-Studien kann es daher sinnvoll sein, ein Core Outcome Set (COS) zu entwickeln und damit einen Konsens über die wichtigsten Outcome-Parameter und die entsprechenden Messinstrumente herzustellen. Die im Rahmen der systematischen Literaturrecherche vorliegende Liste identifizierter Outcomes stellt dabei die Grundlage für ein COS dar, der die Evaluation von

Gütekriterien wie Diskriminationsfähigkeit oder Durchführbarkeit mittels mehrstufiger Befragungsverfahren oder qualitativer Forschung mit Experten und Patienten folgen sollte [131].

Das bei der thematischen Einteilung überwiegende Vorkommen des Kernbereichs der physiologischen / klinischen Outcomes ist zum Teil mit den Auswahlkriterien der Literaturrecherche zu erklären, in der eine experimentelle Methodik zur Erfassung potenziell schädlicher Effekte als Suchkriterien festgelegt wurden (vgl. Tabelle 2, Kapitel 2.1.). Als mögliche weitere Ursache, warum keine untersuchten Outcomes in den Kernbereich Mortalität fallen, ist allerdings auch der Umstand zu werten, dass das HAVS und assoziierte Symptome grundsätzlich keine lebenslimitierende Erkrankung der oberen Extremität darstellen. Sind noch für berufsbedingten Lärm, der in einer Metaanalyse als unabhängiger Risikofaktor für die koronare Herzkrankheit gewertet wurde, sowie allgemein für das Raynaud-Syndrom eine erhöhte kardiovaskuläre Mortalität beschrieben [132, 133], scheinen mechanische Belastungen insgesamt keinen relevanten direkten Einfluss auf die Sterblichkeit zu haben [134]. Hingegen sind die Auswirkungen von chronischer Vibrationsexposition auf das körperliche Funktionsniveau, Alltagsfähigkeiten und die globale Lebensqualität erheblich und in verschiedenen Prävalenzstudien belegt [101, 135, 136]. Nichtsdestotrotz enthalten bisher durchgeführte experimentelle Studien verhältnismäßig wenige dieser funktionellen Outcomes. In der Zukunft sollten insbesondere auch Endpunkte aus diesem Kernbereich verstärkt untersucht werden. Damit können die medizinischen Effekte von Hand-Arm-Vibration nicht nur hinsichtlich ihrer Pathophysiologie, sondern auch bezüglich der Konsequenzen für Betroffene beurteilt werden.

Die Subgruppe der Studien, die speziell stoßhaltige Schwingungen als Expositionsform verwendeten, fiel mit nur 15 von den insgesamt 341 Studien des Output A verhältnismäßig klein aus. Dies macht zunächst deutlich, in welchem geringen Umfang auf das Hand-Arm-System wirkende Stöße in bisherigen experimentellen Designs berücksichtigt wurden. Gleichzeitig sind die im Zusammenhang mit Stößen untersuchten Outcome-Variablen aber vergleichbaren Domänen wie in der Gesamtrecherche zuzuordnen, d. h. schädliche gesundheitliche Effekte wurden auch hier im Spektrum des HAVS mit dessen primär neurologischen und vaskulären Komponenten vermutet. Dass muskuloskelettale Outcomes mit Messmethoden wie EMG oder auch Weichteil-MRT prozentual deutlich häufiger bei Stoßexposition zur Anwendung kamen, könnte dabei den stärkeren biomechanischen Belastungen zuzuschreiben sein, die im Hand-Arm-System bei Stoßexposition im Vergleich zu Vibration wirken [137].

Output B

Die untersuchten Studienkollektive der $N = 26$ untersuchten Literaturquellen im Output B waren eher klein (im Median 10 Probanden) und überwiegend männlich dominiert. Die zumeist mithilfe eines elektrodynamischen Shakers simulierten Expositionen variierten erheblich in Dauer, Frequenz und Intensität. Erhobene Outcomes umfassten neurologische, vaskuläre, muskuloskelettale, laborchemische und funktionelle Endpunkte. Konnte bei Assessments der Vibrationsschwelle ausnahmslos eine temporäre Erhöhung der Empfindungsschwelle für Vibration festgestellt werden, so waren die Ergebnisse hinsichtlich der vaskulären Parameter Finger-Blutfluss, Finger-Blutdruck nach Kälteprovokation und Hauttemperatur zwischen den Studien heterogen. Die während der zugeführten Hand-Arm-Vibration elektromyografisch noch erhöhte Muskelaktivität oder muskuläre Ermüdung stellte sich bei post-expositionellen Maximalkraftmessungen nicht verändert dar. Auch Funktionstests zeigten überwiegend keine Unterschiede vor und nach Vibrationsexposition in den Kollektiven junger gesunder Erwachsener.

In der analysierten Literatur zeigte sich durch die Vielzahl unterschiedlicher Intensitäten, Frequenzen und Körperhaltungen bei der Expositionssimulation, dass keine allgemeingültige Vibrationsdosis abzuleiten ist, ab der messbare Effekte in gesunden Probanden zu erwarten sind. Ein standardisiertes Expositions-Protokoll könnte dazu beitragen, diese Schwelle zu identifizieren und die Messergebnisse einzuordnen. Einschränkend muss jedoch berücksichtigt werden, dass die Exposition durch die individuelle Belastbarkeit der Probanden, der technischen Leistungsfähigkeit des Shakers und durch die Messvoraussetzungen der einzelnen Effektentitäten limitiert bleibt. Jeder gemessene Effekt ist somit immer im Bezug zur applizierten Vibrationsdosis zu sehen.

Die temporäre Beeinträchtigung der Vibrationsempfindungsschwelle infolge von kurzfristiger Hand-Arm-Vibration wird übereinstimmend durch die Autoren beschrieben. Dieses würde bereits größere, kontrollierte Studien an Gesunden zur weiteren Klärung der Pathophysiologie rechtfertigen (vgl. Kapitel 4.3.), auch weil aktuelle epidemiologische Untersuchungen bei chronisch Exponierten von einem Zusammenhang zwischen Exposition und herabgesetzter VPT ausgehen [138]. Eine neuere Meta-Analyse von Nilsson et al. [139] zum medizinischen Risiko bei beruflicher Vibrationsexposition durch handgeführte Maschinen schlussfolgert zudem, dass das Auftreten neurosensorischer Schädigung im Vergleich zu vaskulären Beeinträchtigungen wie einem sekundären Raynaud-Syndrom mit 3-fach kürzerer zeitlicher Latenz auftritt. Diese Konstellation aus messbaren akuten Effekten und klinischer Relevanz legt einen speziellen Fokus auf die Untersuchung der VPT auch bei Expositionen mit Einzelstößen nahe (vgl. Kapitel 4.2.2.).

Vaskuläre Effekte akuter Vibration wurden hingegen teilweise widersprüchlich beschrieben. Einige Studien schränken dabei ein, dass nicht gezeigt werden konnte, ob es bei vaskulären Veränderungen primär zur Aktivierung des vasokonstriktorisches oder des vasodilatatorischen Systems kam [127]. Da zugrundeliegende Pathomechanismen häufig noch nicht geklärt sind, müssen bei der Interpretation der Resultate (vgl. Kapitel 3.1.2., *Ergebnisse*) eine Vielzahl möglicher Mechanismen in den beteiligten Geweben berücksichtigt werden. Dabei muss davon ausgegangen werden, dass sich sowohl synergistische als auch antagonistische Prozesse bei mechanischer Belastung des Hand-Arm-Systems überlagern [140]. Dazu gehören einerseits direkte, mikrotraumatische Wirkungen des Vibrationsstimulus auf die Blutgefäße, andererseits aber auch die davon beeinflussten zentralnervösen Regulationsmechanismen des Gefäßtonus [141] sowie die durch Vasodilatation unmittelbar eintretende Hyperämie der Muskulatur bei Greif- und Haltearbeit [142]. Das Gleichgewicht dieser den vaskulären Tonus beeinflussenden Prozesse bedingt so die physiologischen Veränderungen bei simulierter und auch beruflicher Hand-Arm-Vibration, wie beim Bedienen handgeführter Geräte.

Von allen betrachteten Studien zu vaskulären Effekten nutzten lediglich Bovenzi et al. [117] mehr als eine Methode für die Messung der Durchblutung der Finger. Obwohl beim Vergleich der Studien immer auch die verschiedenen Frequenzen und Intensitäten der applizierten Hand-Arm-Vibration (vgl. Tabelle 12, Kapitel 7.3.) beachtet werden mussten, schienen divergierende Folgerungen auch von der verwendeten Mess- und Expositionstechnik abhängig zu sein. Die Anwendung der Wärmediffusions-Flowmetrie zur Evaluation des Blutflusses fand sich überwiegend in japanischen Studien, die die Probanden über einen vibrierenden Griff exponierten („handgrip position“, vgl. Kapitel 1.2.3.) und vordergründig von einer Zunahme der Finger-Durchblutung ausgingen [112, 127, 128]. Der gleiche Trend wurde auch in einer Fall-Kontroll-Studie von Bernstein et al. [143] mit photoplethysmografischer Technik beobachtet. Andere Quellen, die im Gegensatz dazu eine Reduktion des Finger-Blutflusses konstatierten, hatten den methodischen Ansatz der Finger-Plethysmografie sowie die Expositionsform in „flat palm position“ (vgl. Kapitel 1.2.3.) gemeinsam [117, 122, 144]. Gestützt wird die These, dass die Methodik eine mögliche Einflussgröße auf die Ergebnisse darstellt, davon, dass mittels thermaler Diffusion und Photoplethysmografie vor allen Dingen die Veränderung superfizieller Gefäße erhoben wird [128, 145], was beispielsweise durch eine reaktive Vasodilatation im Rahmen des festen Umgreifens des Griffs bedingt sein kann. Der Blutinflux im gesamten Finger, wie er bei der Dehnungsstreifen-Plethysmografie gemessen wird, kann dabei durch vibrationsbedingte Vasokonstriktion dennoch reduziert sein.

Der Stellenwert direkter Hauttemperatur-Messungen zur Diagnostik des Hand-Arm-Vibrations-Syndroms wird in der Literatur als gering eingeschätzt. Harada et al. [146] bemängeln die

unzureichende Datenlage für standardisierte Erhebungen und den fehlenden Konsens über die Messparameter trotz des verbreiteten Einsatzes der Methode. Zwar wurde die grundsätzliche Eignung des Messinstruments, zwischen Gesunden und HAVS-Kollektiven zu unterscheiden, von mehreren Autoren berichtet [147-149]. Die Sensitivität für eine individuelle Diagnosestellung sei allerdings nicht ausreichend und der Finger-Plethysmografie unterlegen gewesen [147]. Die Reliabilität und Validität der Variable Hauttemperatur in Bezug auf akute Veränderungen in Gesunden lässt sich dagegen aus den Quellen der Literaturrecherche, in denen zumeist keine signifikanten Änderungen durch den Einfluss applizierter Vibration unmittelbar nach Exposition auftraten (vgl. Tabelle 13, Kapitel 7.3.), nicht abschließend beurteilen.

Plethysmografische Verfahren mit Kälteprovokation zur Erhebung des systolischen Finger-Blutdruckes demonstrierten in Untersuchungen mit beruflich Exponierten 87% Sensitivität und mindestens 94% Spezifität bei der Erkennung des HAVS [126, 150]. Sie kamen auch in mehreren Studien zu akuten Effekten zur Anwendung (vgl. Tabelle 13, Kapitel 7.3.) – allerdings lediglich einmalig seit der Standardisierung des Messverfahrens in der ISO 14835-2 im Jahr 2005 [151]. Hier konnte die Methode keine signifikanten Abweichungen der FSBP zum Vorbefund detektieren [126]. Obwohl also Evidenz dafür vorliegt, dass die plethysmografische FSBP-Messung für Screening-Untersuchungen in Kohorten chronisch Exponierter geeignet ist, scheinen akute physiologische Effekte mit der ISO-konformen Messung nicht zuverlässig abgebildet zu werden.

Auffällig war, dass einige Outcomes, insbesondere vaskuläre Parameter, nicht häufig reproduziert wurden und die Ergebnisse außerdem von den gewählten Variablen und Studienbedingungen abhängig waren. Diesbezüglich lässt sich feststellen, dass – obwohl Autoren wie Mahbub et al. [128] auf die Bedeutung der Kontrolle der Umgebungstemperatur als Confounder hinwiesen – in der bisherigen Literatur nur 16 der 26 analysierten Studien über diese berichteten (vgl. Kapitel 3.1.2.). Der Einfluss weiterer Störgrößen wie Griffkraft, Körperhaltung oder Lärm, die sporadisch angeführt wurden, ist bisher kaum systematisch untersucht. Im Interesse der internen Validität zukünftiger medizinischer Forschung zum HAVS sollten diese Studienbedingungen daher zumindest vorerst weiter kontrolliert werden. Um die Objektivität und Vergleichbarkeit der experimentellen Ansätze zu steigern und damit die Basis für diagnostische Kriterien herzustellen [61], sollte ferner ein zu entwickelndes COS für die medizinische Forschung zu vibrationsassoziierten Syndromen bestehende ISO-Normen ergänzen.

Insgesamt suggerieren die Ergebnisse der behandelten experimentellen Studien aus Output B, dass bei jungen gesunden Erwachsenen akute Effekte applizierter Hand-Arm-Vibration zunächst reversibel-funktioneller Natur sind. Damit sind sie insbesondere für einen präventivmedizinischen

Kontext von Bedeutung. Ein verbessertes Verständnis der bisher selten untersuchten akuten, transienten Phänomene kann dabei helfen, bereits subklinische Krankheitsverläufe des HAVS beruflich vibrationsexponierter Patienten zu erkennen. Daraus können vielfältige Präventionskonzepte abgeleitet werden. Konkret sollte bei entsprechenden Risikopatienten im Rahmen regelmäßiger arbeitsmedizinischer Check-ups auf die BK 2104 – HAVS und deren Differentialdiagnosen BK 2113 – Karpaltunnelsyndrom und BK 2114 – Hypothenar-Hammer-Syndrom gescreent werden, für die aufgrund veralteter Kriterien ohnehin aktuell ein überarbeitetes Anerkennungsverfahren gefordert wird [152].

4.1.2. Limitationen

In der systematischen Literaturrecherche wurde eine größere Anzahl Publikationen identifiziert und ausgewertet. Nicht gesondert durch Interviews erhoben und daher nur eingeschränkt im Rahmen von Konferenzprotokollen berücksichtigt wurden dabei Expertenmeinungen zum Themenkomplex. Ferner wurde im Output A der Fokus ausschließlich auf betrachtete Outcomes und die entsprechende Messmethodik gelegt. Evidenzgrad und methodische Qualität der Studien konnten deshalb nicht abschließend beurteilt werden, obwohl diese erfahrungsgemäß stark variieren. Dementsprechend kann der quantitativen Übersicht keine empirische Bedeutung beigemessen werden. Im Sinne eines möglichst breiten Überblicks über bereits verbreitete Methoden wurde dennoch dieser sensitive Ansatz ohne Wichtung einzelner Outcomes gewählt.

Im Output B kam es schließlich zum deskriptiven Vergleich verschiedener Experimente zu den akuten Folgen von Vibration. Eine Metaanalyse der Versuchsergebnisse konnte hier aufgrund der Heterogenität der Studien nicht erstellt werden. Damit unterblieb eine Aggregation der Ergebnisse zu den jeweils verwendeten Outcomes.

4.2. Pilotstudie

4.2.1. Methodische Diskussion

Die Pilotstudie wurde – wie die meisten in der Literaturanalyse untersuchten Untersuchungen – als quasi-experimentelle Studie mit Prätest-Posttest-Versuchsplan angelegt. Von ursprünglich zehn vorgesehenen Probanden konnten aufgrund der hohen physischen Anforderungen an die Studie lediglich acht Versuchspersonen die Expositionen über die gesamte Dauer abschließen und ausgewertet werden. Die Konzeption von Outcomes und Messinstrumenten zu den unmittelbaren Auswirkungen von Einzelstößen auf das Hand-Arm-System baute auf den Erkenntnissen der Literaturrecherche zu den Effekten von Stoß- und Vibrationsexposition (vgl. Kapitel 4.1.1.) auf. Orientierend an den Komponenten des Hand-Arm-Vibrations-Syndroms wurden neurologische, vaskuläre und muskuloskelettale Outcomes sowie funktionelle Test der Geschicklichkeit in das Versuchssetup integriert. Voraussetzung für den Einsatz in der Pilotierung waren nicht-invasive Methoden, die insbesondere bezüglich Kosten und Handhabbarkeit auch in einem betrieblichen Setting Akzeptanz finden könnten.

Für das neurologische Assessment wurde die Erhebung des TTS der Vibrationsschwelle ausgewählt, ein etabliertes und sensitives Verfahren (vgl. Kapitel 3.1.), das auch bei Gesunden bereits gute Reliabilität demonstrierte [153]. Mit der automatisierten Messung mittels eines Gerätes aus der Polyneuropathie-Diagnostik konnte die Erhebung der Schwellenwerte nochmals vereinfacht und objektiviert werden.

Da die Diskriminierungsfähigkeit der plethysmografischen Messung mit Kälteprovokation hinsichtlich unmittelbarer Effekte bei Interventionen an Gesunden eingeschränkt zu sein schien – Bovenzi et al. [126] fanden keinen Unterschied zwischen Vibrationsexposition und nur Kontaktkraft – kam diese Methode für die Erhebung vaskulärer Effekte nicht in Frage, zumal sie als relativ aufwändig gilt. Durch den kostengünstigen und einfachen Einsatz kontaktloser Temperaturmessungen auch z. B. in einem Betrieb drängte sich indes die Infrarot-Technologie zur Messung der Oberflächen-Hauttemperatur auf.

Für das Assessment muskulärer Outcomes wurde zum einen das Oberflächen-EMG von drei Muskeln des Armes kontinuierlich aufgezeichnet, um die unmittelbare Antwort der Haltemuskulatur während der Stoßexposition zu erfassen. Zum anderen wurde vor und nach dem Gesamtexperiment die maximale Greif- und Kneifkraft gemessen. Da eine reduzierte Muskelkraft bisher nur in einigen Kollektiven langjährig Exponierter gezeigt wurde [154, 155], nicht jedoch bei akuter Belastung [156], war ein relevanter Unterschied im Vorher-Nachher-Vergleich nicht zu erwarten. Ähnlich verhielt es sich mit dem vielfach an manifest HAVS-Erkrankten validierten Purdue

Pegboard Tests, der dennoch erhoben wurde, um einen Funktionstest für Geschicklichkeit und Hand-Auge-Koordination zu berücksichtigen.

Für das Experiment wurden (3+1)x5 Minuten Simulation am Shaker gewählt (vgl. Kapitel 2.2.2.). Damit konnte mit den technisch umsetzbaren Emissionen eine relevante Dosis erzeugt werden, die dennoch unterhalb des EU-Auslösewertes lag [Art. 3 Abs. 1 RL 2002/44/EG]. Mahbub et al. [127] betonten, dass praktische Tätigkeiten am Shaker anstatt über eine horizontale Plattform über ein vertikal ausgerichtetes Griffstück („handgrip position“) simuliert werden sollten. Dies wurde auch bei der Einzelstoß-Simulation der Pilotierung berücksichtigt, um möglichst nah an Tätigkeiten mit handgeführten Maschinen wie Nieten, Bolzensetzen oder Meißeln zu sein. Eine vergleichbare Einwirkungsdauer wie im beruflichen Umfeld, wo eine Exposition meistens über eine ganze Arbeitsschicht intermittierend auftritt, wurde im Pilotierungs-Experiment aus praktischen Gründen über kontinuierliche Zeitintervalle von je 5 Minuten erreicht. Faktoren, die speziell bei stoßhaltigen Schwingungen die biodynamische Übertragung ins Hand-Arm-System beeinflussen konnten, wurden weitgehend konstant gehalten (vgl. Kapitel 2.2.2.). Zu diesen Einflussgrößen zählen z. B. Armhaltung (Adduktion im Schultergelenk, Flexion im Ellenbogengelenk), anthropometrische Größen wie der Handumfang und die Andruckkraft [137].

4.2.2. Diskussion der Ergebnisse

Für die Interpretation der Messergebnisse wurde die Stichprobe, teilweise aber auch nicht-repräsentative Einzelwerte der Testpersonen ausgewertet und mit aus der Literatur bekannten Effekten von Hand-Arm-Vibration verglichen. Ziel war es, die Eignung der erhobenen Outcomes und der Methodik für weiterführende Forschung kritisch zu prüfen, Hinweise auf bestimmte Dosis- oder Schwelleneffekte zu sammeln und damit fundierte Hypothesen für die Hauptstudie zu generieren.

Messergebnisse Stoßexposition

Für die Abschätzung physiologischer Effekte muss die Transmission und Absorption der Energie in das Hand-Arm-System berücksichtigt werden. Burström et al. [137] berichteten zu dieser Fragestellung, dass durch stoß- und impulshaltige Expositionen größere Energieabsorption und Muskelaktivierung zu beobachten sind als bei harmonischer Vibration. Übereinstimmend wurde in den akzelerometrischen Messungen der Pilotierung an Acromion, Olecranon und Handgelenk höhere Werte bei den Stoßexpositionen ermittelt als bei ungerichteter Vibration der gleichen Intensität, im Besonderen bei der Exposition mit 1 Hz (vgl. Tabelle 5, Kapitel 3.2.1.). Die Möglichkeit

der verstärkten Transmission von Stößen im Vergleich zu ungerichteter Vibration sollte in größer angelegten Experimenten kritisch geprüft werden. Darüber hinaus ist die Analyse der komplexen biomechanischen Eigenschaften des Hand-Arm-Systems im Humanexperiment nur schwer möglich. Um sowohl die aktiven Komponenten als auch die für die passive Absorption mechanischer Energie maßgeblichen viskoelastischen Eigenschaften der Gewebe abzubilden, wurden demgemäß in der Vergangenheit Modelle entwickelt, die Transmission und Resonanzverhalten des menschlichen Hand-Arm-Systems simulieren [157, 158]. Der Einsatz solcher Modelle kann die Erkenntnisse der arbeitsmedizinischen Forschung bei Einzelstößen, insbesondere im Hinblick auf mögliche Belastungen von Gelenken über degenerative Pathologien hinaus, sinnvoll ergänzen. Die Weiterentwicklung computergestützter Simulationen speziell für das Übertragungsverhalten von Stößen ist daher, auch zur Verbesserung der Beurteilung der kontroversen BK 2103, anzustreben (vgl. Kapitel 1.2.5.).

Messergebnisse Vibrationsempfindungsschwelle

Sowohl die durchschnittliche Baseline-VPT als auch die Standardabweichung der $N = 8$ männlichen Studienteilnehmer lagen im Bereich bisheriger Referenz-Untersuchungen [104, 159]. Der TTS der Vibrationsschwelle variierte in Abhängigkeit von der vorangegangenen Exposition in einem wiederkehrenden Muster (vgl. Abb. 15, Kapitel 3.2.2.), das durch die kumulativen Effekte der Einzelstöße analog zu denen von Vibration zu erklären ist. Übereinstimmend zeigte die Literatur – exemplarisch Malchaire et al. [115] und Kihlberg et al. [124] – für die Exposition mit Vibration einen progredienten Anstieg der VPT mit zunehmender Expositionsdauer sowie einen Rückgang nach Erholung. Damit ist hier von einer Dosis-Wirkungs-Beziehung der Veränderung auszugehen, pathophysiologisch bedingt durch Inhibition der kutanen Mechanorezeptoren [160].

Außerdem war ein Trend zu erkennen, dass der TTS größer ausfällt, je hochfrequenter der Teststimulus gewählt wird. Malchaire et al. [115] berichteten von einem ähnlichen Effekt beim Vergleich der Untersuchungsfrequenzen 31,5 Hz und 125 Hz. Auch Lindholm et al. [161] zeigten, dass im Vergleich mit niedrigeren Frequenzen 125 Hz die größte Sensitivität beim Screening der peripheren Neuropathie in Typ-I-Diabetikern besaß, was durch Untersuchungen der Vibrationsschwelle an einem gesunden Kollektiv bestätigt wurde. Ahn et al. [162] stellten fest, dass 125 Hz hinsichtlich der Empfindlichkeit nicht nur nieder- sondern auch höherfrequenten Untersuchungsstimuli überlegen waren. Für diese hohen Untersuchungsfrequenzen wie 250 Hz oder 500 Hz, die in der Pilotierung mit Einzelstößen den drastischsten TTS offenlegten, wurde bisher nur bei Diabetikern ein besonders deutlicher Anstieg der VPT beschrieben [163]. Dennoch zeigten

die vorliegenden Ergebnisse, dass bei diesen hohen Testfrequenzen 30 Minuten Erholung – in bisherigen Studien maximale Dauer für eine vollständige Rückkehr zum Basis-Wert [104] – nicht ausreichend sein könnten. Dies weist auf die besondere Sensitivität höherer Frequenzen bei der VPT-Untersuchung bei Gesunden hin.

Ein neurologischer Effekt der Einzelstöße scheint demnach die transiente Verschiebung der Wahrnehmungsschwelle von Vibration, insbesondere bei höheren Testfrequenzen zu sein. Damit ist neben den Meissner-Körperchen in erster Linie die funktionelle Kapazität der rasch adaptierenden Pacini-Körperchen beeinträchtigt, deren höchste Empfindlichkeit bei Vibration um 300 Hz liegt [164]. Dies ist von Bedeutung, da Längsschnitt-Untersuchungen an vibrationsexponierten Arbeitnehmern nachweisen konnten, dass ein beeinträchtigter TTS über die Zeit auch die permanente Empfindungsschwelle verändert und damit bei chronisch Exponierten Prädiktor für die Integrität von Mechanorezeptoren und schnell leitenden A β -Afferenzen ist [165]. Pathologische Veränderungen führen im Hand-Arm-System zu den Symptomen einer peripheren Neuropathie, z. B. Taubheit, Missempfindungen, Ungeschicklichkeit, die im Rahmen von arbeitsmedizinischer Prävention wirksam zu reduzieren sind (vgl. Kapitel 4.3.).

Sauni et al. beschrieben, dass speziell die Exposition zu impulshaltiger Vibration das Auftreten neurosensorischer Symptome bedingte [41]. Eine Studie von Maeda et al. [166], die ebenfalls die Expositionsform Einzelstöße untersuchte, fand beim Vergleich energieäquivalenter Dosen allerdings Hinweise auf einen geringeren TTS bei Stößen als bei entsprechender ungerichteter Vibration. Der direkte Vergleich der Expositionsformen Vibration und Einzelstöße war aufgrund des Designs der Pilotstudie vorerst nicht möglich, soll aber durch Randomisierung der Teilnehmer in der Folgestudie realisiert werden. Damit könnte der Umfang der neurologischen Folgen stoßhaltiger Belastung in Zukunft besser quantifiziert und zu Vibration abgegrenzt werden.

Abschließend gilt es, die klinische Relevanz des neurologischen Endpunktes genauer zu beleuchten, da aktuell kaum Erkenntnisse zu Determinanten wie der minimalen klinisch wichtigen Differenz oder weiterer Patienten-zentrierter Outcomes vorliegen. Auch dieses kann an einem größeren Kollektiv umgesetzt werden.

Messergebnisse Hauttemperatur

Die Messung der Hauttemperatur im Rahmen der Pilotstudie stellte den Versuch dar, einen einfach zu messenden und dennoch ausreichend reliablen Parameter für mögliche Durchblutungsänderungen durch Einzelstöße zu erfassen. Interindividuell variierende absolute Temperatur-Messwerte (vgl. Tabelle 15, Kapitel 7.3.) waren dabei laut Hersteller auf die interne

Kalibrierung der IR-Kamera zurückzuführen, die zwischen den Probanden teilweise neu gestartet werden musste [83]. Die Verwendung der Temperaturdifferenz ΔT ermöglichte es, dennoch vergleichbare Daten zu generieren.

Im Gesamttrend abnehmende Hauttemperaturen für beide Hände fanden sich in unterschiedlichem Ausmaß bereits in einigen Studien zu akuten Effekten von Hand-Arm-Vibration und wurden als Anhaltspunkt für die funktionell reduzierte Durchblutung gewertet [114, 127, 167]. Ätiologisch wurde diese Beobachtung dabei primär den statischen Haltekräften zugeschrieben, die bei den Experimenten auf den Griff wirken [113, 129, 167].

Bei den Probanden der Pilotstudie wurde unter den gewählten Expositionsbedingungen größtenteils abnehmende Hauttemperaturen nach Stoßexposition gemessen. Eine Ausnahme stellte eine Versuchsperson dar, deren ΔT post-expositionell oft im positiven Bereich lag. Bei zusätzlichen Untersuchungen desselben Probanden, ergänzend an einem anderen Tag unter Umkehrung der Reihenfolge der Expositionen durchgeführt, stieg die Hauttemperatur ebenfalls nach der ersten Exposition an, diesmal jedoch infolge ungerichteter Vibration. Jeweils mit der letzten Dosis am Shaker kehrte sich der Effekt wieder um, und eine Abnahme der Hauttemperatur an allen 10 Fingern war zu beobachten (vgl. Abb. 23, Kapitel 7.3.). Bei der komplexen Regulierung des Gefäßtonus könnten in diesem individuellen Fall also zunächst vasodilatative Effekte überwogen haben und die Durchblutung senkenden Effekte erst nach höherer Dosis aufgezeigt worden sein. In der Gesamtstichprobe verzerrte der Ausreißer die Messergebnisse so erheblich, dass kaum eine Veränderung der Hauttemperatur durch Stöße zu demonstrieren war. Daher erschien die Exklusion der Extremwerte unter den gegebenen Bedingungen – der Konzeption als Pilotstudie und der kleinen Probandenzahl – als zielführend, um die möglichen Effekte der Einzelstöße präziser offenlegen zu können. In einer größeren Folgestudie sollte zukünftig die offengelegte mögliche Konfundierung durch die Messreihenfolge berücksichtigt werden. Trotz dieses Ausreißers sind insgesamt starke Hinweise auf eine abnehmende Hauttemperatur nach den verschiedenen Stoßexpositionen erkennbar.

Nur wenige Autoren untersuchten bisher ebenfalls die vaskuläre Funktion speziell infolge von Stößen und deren Charakteristika. So konnte in ex-vivo-Untersuchungen von Krajnak et al. [168] nach 15-minütiger stoßhaltiger Exposition durch einen Niethammer keine veränderte Vasoreagibilität bei Ratten festgestellt werden. Ye et al. [55] führten hingegen direkte Finger-Blutfluss-Messungen durch und konkludierten, dass eine akute Reduktion des Blutflusses bei Stoß-Wiederholungsraten im Spektrum zwischen 1,3 und 83,3 Hz auftritt und unmittelbar von der Beschleunigung der Schwingung abhängt. In der vorliegenden Pilotstudie wurde diese bei 10 m/s^2

konstant gehalten. Dennoch sind für die Stoßexpositionen 1 Hz und 20 Hz, die eine Burst-Frequenz von ca. 0,7 Hz aufwies (vgl. Kapitel 2.2.2.), sowohl in der deskriptiven Statistik als auch beim Testen deutlichere Hinweise auf Abnahme der Hauttemperatur als bei 4 Hz oder ungerichteter Vibration zu finden. Damit wird die Frage aufgeworfen, ob bei Stößen eine Abhängigkeit von deren Wiederholrate vorliegt, ähnlich zu der bereits beschriebenen Frequenzabhängigkeit bei Vibrationsexposition [116]. Zudem zeigte sich die Temperaturabnahme nach ungerichteter Vibration trotz des zu erwartenden Dosiseffektes nach bereits 3 x 5 Minuten Stoßexposition weniger stark als nach 1 Hz oder 20 Hz Burst, sodass eine stärkere Reduktion der Durchblutung durch Stöße möglich ist. Diese Hypothesen sollten anhand größerer Populationen überprüft werden.

Unterschiede bezüglich der funktionellen Temperaturabnahme zwischen der exponierten und nicht-exponierten Hand konnten für die Einzelstoß-Expositionen gezeigt werden, während nach ungerichteter Exposition der Seitenunterschied nicht bedeutsam war. Dies deckt sich mit der pathophysiologischen Erklärung aus der Literatur, dass bei gleichförmiger Hand-Arm-Vibration ein zentraler Mechanismus für die zu beobachtende Vasokonstriktion verantwortlich ist [17, 111, 117, 120]. Speziell bei Stößen könnte hingegen die direkte Einwirkung des Impulses auf das ipsilaterale Hand-Arm-System eine wichtigere Rolle spielen, z. B. durch die auf das Endothel wirkende Schubspannung [169] oder Mikrotraumata wie beim ebenfalls als Berufskrankheit anerkannten Hypothenar-Hammer-Syndrom [170].

Beim Vergleich der Hauttemperatur zu Beginn und bei Beendigung der Expositionen konnten keine Hinweise auf kumulative Effekte demonstriert werden. Dies war angesichts der applizierten Gesamtdosis, mit $A(8) = 2,04 \text{ m/s}^2$ deutlich unterhalb des EU-Auslösewertes gelegen, erwartbar und demonstriert, dass in diesem Bereich Hand-Arm-Schwingungen zunächst reversible Auswirkungen auf die Kreislauf-Physiologie der oberen Extremität haben.

Ob die Messung der Hauttemperatur methodisch ausreicht, um vaskuläre Effekte wirksam und objektiv abzuschätzen, wird in der Literatur mit Verweis auf mögliche Einflussgrößen immer wieder diskutiert [128, 171]. House et al. [172] argumentieren dazu, dass Oberflächentemperaturmessungen hinsichtlich Sensitivität und Spezifität keinen trennscharfen diagnostischen Test für die vaskuläre Komponente des HAVS darstellten. Dagegen konnten Thompson et al. [173] plethysmografische Blutfluss-Messungen mit gemessenen Hauttemperaturen korrelieren und folgern, dass beide Methoden reliabel denselben vaskulären Mechanismus abbildeten.

Unter den gegebenen Bedingungen mit weitgehend konstanter Raumtemperatur und Luftfeuchtigkeit – jedoch ohne konstanter Griffkraft oder Erwärmen des Griffstückes des Shakers – konnten bereits deutliche Effekte der Stoß- und Vibrationsexpositionen auf die Hauttemperatur

beobachtet werden. Damit sollte dieses Messinstrument gerade im Hinblick auf den späteren unkomplizierten Einsatz im arbeitsmedizinischen Alltag weiter erprobt werden.

Messergebnisse Greifkraft und Kneifkraft

Die mittlere maximal aufgebrachte Greifkraft beim Faustschluss lag im Studienkollektiv vor Intervention etwas unterhalb der Normwerte junger Männer in Deutschland, wobei hier weitere Kovariablen wie Körpergröße oder der Beruf einfließen [174]. Die im Seitenvergleich an der rechten Hand erhöhten Durchschnittswerte sind aus bisherigen dynamometrischen Untersuchungen bekannt und auf die Händigkeit der Probanden zurückzuführen [162, 175]. Nach den 3x5 Minuten kontinuierlicher Stoßexposition konnte kein Unterschied zur Eingangsmessung gefunden werden. Damit gab die Pilotstudie keine Hinweise auf eine akute Abnahme der maximalen Greifkraft durch die Interventionen. Auch in der Literatur lassen sich lediglich bei manifest HAVS-Erkrankten oder langjährig-chronisch Vibrationsexponierten statistische Effekte bezüglich Minderung der Handkraft finden [155, 176], nicht jedoch bei jungen, gesunden Männern.

Bei den Untersuchungen zur Kneifkraft zeigte sich zwar ein Unterschied zwischen den Stichproben prä- und post-expositionell, allerdings beidseits nur für das Manöver 3-Finger-Griff, sowie ausschließlich ipsilateral für das Manöver Schlüsselgriff. Ein Review von Mahbub et al. [177] berichtet zudem, dass bisher keine Evidenz für ausreichende Sensitivität und Spezifität von dynamometrischen Kraftmessungen zur Diagnostik muskuloskelettaler Beeinträchtigungen im Kontext des HAVS vorliege, sodass die klinische Relevanz dieser Beobachtung zurückhaltend bewertet werden sollte.

Insgesamt scheinen Effekte auf die maximale Handmuskelkraft infolge von akuter Stoßbelastung wenig wahrscheinlich. Aufgrund der einfachen, schnellen und kostengünstigen Durchführung der dynamometrischen Messungen könnte aber zumindest das am vielversprechendste 3-Schlüssel-Manöver zur Erhebung der Kneifkraft weiter eingesetzt werden, um den in der Pilotierung erkennbaren Effekt anhand größerer Fallzahlen kritisch zu überprüfen.

Messergebnisse Oberflächen-EMG

Die muskuläre Beanspruchung im Hand-Arm-System wurde simultan zur biomechanischen Belastung durch die Stöße untersucht. Sie kann ein Risikofaktor für muskuloskelettale Erkrankungen wie dem Repetitive-Strain-Injury-Syndrom, Tendinitis oder Kompressionssyndrome darstellen [178, 179]. Vermutet wurde – nicht zuletzt aufgrund der High-Speed-Video-Aufnahmen

der Stoßtransmission (vgl. Kapitel 2.2.6.) – eine aktive Involvierung von Muskelgruppen am Unter- und Oberarm über die Absorptionseigenschaften des Gewebes hinaus. Durch den gegebenen Zusammenhang zwischen den abgeleiteten Summenaktionspotenzialen bei der Muskelnervation und der tatsächlichen, annähernd isometrischen Muskelkontraktion [180] konnte letztere während der Expositionen über das s-EMG quantifiziert werden.

In den Stoßphasen ermittelte Aktivitätsintegrale zeigten bei den ausgewerteten Probanden, wie in einer früheren Studie von Schäfer et al. [90], einen deutlichen Anstieg der elektromyografischen Signale relativ zur rein statischen Kontrollexposition. Erklärt werden kann dies durch einen Mechanismus der muskulären Abfederung der applizierten Stöße, z. B. im Rahmen eines tonischen Reflexes oder zentral-motorischer Innervation [66, 181]. Die Ergebnisse deuten dabei auch auf einen kleineren MVIC-Anteil im M. triceps brachii verglichen mit den Unterarmmuskeln M. extensor digitorum und M. flexor carpi ulnaris hin, analog zu den von distal nach proximal abnehmenden Beschleunigungsdaten im Hand-Arm-System (vgl. Tabelle 5, Kapitel 3.2.1.). Die kleineren Unterarmmuskeln könnten damit ein höheres Risiko besitzen, durch Ausgleichs- und Stabilisierungsaktivität bis zur maximalen Rekrutierung beansprucht zu werden als die proximale Muskulatur. Dieses Phänomen ist bereits bei Arbeitsplatzmessungen mit Bohrtätigkeiten demonstriert worden [182]. Die Hypothese, dass reflektorische oder willkürliche Muskelarbeit eine Folge von Stoßexposition darstellen kann, sollte nun an größeren Stichproben und durch post-expositionelle Halteaufgaben (s. u.) systematisch untersucht werden.

Die Modellierung von Ermüdungsparametern in der Frequenzanalyse und deren Verlaufsdarstellung mittels linearer Regression erbrachte in der Stichprobe der Pilotierung in den untersuchten Muskeln keine Hinweise auf Muskelermüdung im Laufe der 5-minütigen Expositionen. Dies ist in Übereinstimmung mit einer Studie von Åström et al. [183], die für Hand-Arm-Vibration demonstrierte, dass kurzzeitige Exposition ohne Auswirkungen auf die Muskelfatigue des M. trapezius blieben. Außerdem muss einordnend bedacht werden, dass die innerhalb der Expositionen gemessenen EMG-Potenziale überwiegend im niedrigen Bereich zwischen <10% und 40% des MVIC lagen, was einem Niveau physischer Anstrengung entsprach, bei dem auch z. B. Rainoldi et al. [94] im Gegensatz zu 70% MVIC nur eine leichte, nicht-signifikante Abnahme des EMG-Ermüdungsindex MNF beschrieben. In der Praxis sind Exponierte nicht selten zusätzlicher Haltearbeit ausgesetzt. Muskuläre Ermüdung könnte dementsprechend durch erneute Belastung mit Manövern, die z. B. 60 - 80% des jeweiligen MVIC erfordern, durchaus demaskiert werden. Hierzu müsste allerdings der Versuchsablauf modifiziert werden.

Insgesamt ist aufgrund der wenigen validen und entsprechend vielen artefaktüberlagerten Messungen auch die grundsätzliche Eignung des s-EMGs bei impulsartigen Expositionen kritisch zu prüfen. Die hohen Maximalwerte der Beschleunigung, wie sie bei Stößen auftreten, scheinen relevante Bewegungsartefakte auszulösen. Eine weitere methodische Limitation der simultanen dynamischen Messung ist zudem, dass die s-EMG-Signale nur bedingt räumlich auflösen, was im Besonderen die Aktivitätsphasen betrifft, in denen es durch die Stöße zur Verschiebung des Haut- und Unterhautfettgewebes kommt. Mit Beschränkung der Auswertung der Aktivitätsintegrale auf Messwerte mit einem SNR >5 konnten die teils großen interindividuellen Schwankungen reduziert werden. Die ohnehin kleine Stichprobe von $N = 8$ Probanden wurde damit allerdings weiter eingeschränkt, sodass für einige Muskeln und Expositionen lediglich EMG-Potenziale einzelner Versuchsteilnehmer berichtet werden konnten. Somit kann auch der Trend zu höheren EMG-Aktivitätsintegralen bei den Stoßexpositionen im Vergleich zu ungerichteter Vibration (vgl. Abb. 20, Kapitel 3.2.5.) nur exemplarisch gezeigt werden. Die Implikation, dass eine stoßhaltige Exposition zu einer stärkeren muskulären Antwort führt als Vibration, wurde allerdings bereits durch ältere elektromyografische Untersuchungen des M. triceps brachii von Schäfer et al. [90] gestützt. Burström et al. [137] kamen mittels mechanischer Messung der Griffkraft während der Exposition zu ähnlichen Rückschlüssen. Weiterführende Untersuchungen sollten anhand größerer Kollektive den empirischen Nachweis dieses Phänomens anstreben.

Messergebnisse Handfertigkeit

Der Purdue Pegboard Test stellte ein geeignetes Messinstrument dar, beeinträchtigte Geschicklichkeit und Handfertigkeit in HAVS-Erkrankten zu messen und im Längsschnitt zu beurteilen [177, 184]. Bei akut stoßexponierten Gesunden zeigten sich jedoch keine Unterschiede der Scores im Vorher-Nachher-Vergleich. Funktionelle Defizite im Bereich der Feinmotorik und der Hand-Arm-Koordination schienen damit nicht Teil der unmittelbaren physiologischen Folgen von Einzelstößen auf das Hand-Arm-System zu sein. Gestützt wird diese These von den Schlussfolgerungen von Malchaire et al. [115] und Thonnard et al. [43], die in Gesunden nach Applikation von kurzzeitiger Hand-Arm-Vibration ebenfalls keine messbaren Effekte fanden.

4.2.3. Limitationen

Durch die Konzeption der Experimente als Pilotstudie waren die Resultate grundsätzlich als fundierte Hypothesen zu werten und besitzen a priori keine verallgemeinerbare externe Validität. Dies ist vor allem durch die in dieser Vorhabensphase kleine Probandenzahl von $N = 8$ begründet,

bei der die Ergebnisse fehleranfällig für Messungenauigkeiten sowie nicht kontrollierte endogene Faktoren wie Kondition und Konzentration der Probanden waren.

Im Speziellen ist zu konstatieren, dass sich die s-EMG-Erhebung zeitsynchron zur Exposition erheblich artefaktanfällig darstellte (vgl. Kapitel 3.2.5.), was die Auswertbarkeit der Stichprobe weiter einschränkte. Hinzu kam, dass die statistischen Ergebnisse der Stichprobe ohne Korrektur für multiples Testen nur mit ungenügender Sicherheit auf eine Grundgesamtheit zu übertragen wären. Die Beibehaltung der Nullhypothese in dieser Pilotstudie impliziert daher, dass, obgleich keine Unterschiede gezeigt werden konnten, diese weiterhin vorhanden sein könnten. Umgekehrt waren die statistischen Tests, die die Alternativhypothese nahelegten ($p < 0,05$), in erster Linie nicht als statistisch signifikant, sondern lediglich als Hinweis für einen – anhand eines größeren Kollektivs zu überprüfenden – Effekt einzuordnen.

Weiterhin gab es Einschränkungen, die durch das quasi-experimentelle Versuchsdesign und den Messablauf bedingt waren. Der zeitliche Umfang der Messungen und die Grenzwerte der LärmVibrationsArbSchV erlaubten keine Mehrfach-Messungen der Probanden am gleichen Tag, ebenso waren zeitversetzte Messungen derselben Probanden an verschiedenen Tagen aus logistischen Gründen nicht für alle Studienteilnehmer durchführbar. Ferner waren Aussagen zum direkten Vergleich zwischen den Einzelstoß-Expositionen und ungerichteter Vibration nicht möglich, da die Stöße stets 3x5 Minuten einwirkten, Vibration jedoch nur 1x5 Minuten, und im Ablauf stets zuletzt appliziert wurde. Der Einfluss kumulativer und über die Zeit regenerativer Effekte, z. B. auf den TTS der Vibrationsempfindungsschwelle, war in diesem Kontext ebenfalls nicht genau aufzulösen.

4.3. Ausblick

Aufbauend auf den dargelegten Ergebnissen der Literaturrecherche und der Pilotstudie wird aktuell eine weiterführende experimentelle Studie durchgeführt. Diese verfolgt das Ziel, mit einem kontrollierten Design die generierten Hypothesen statistisch zu überprüfen und damit eine Risikoabschätzung zur Gefährdung durch berufsbedingte Stoßexposition unter Laborbedingungen zu ermöglichen. Dazu gehört auch die Gegenüberstellung von Einzelstößen unterschiedlicher Wiederholrate und Hand-Arm-Vibration anhand randomisierter Kollektive. Die hier evaluierten Messinstrumente kommen dabei mit leichten Modifikationen erneut zum Einsatz. Ebenso werden weitere Erkenntnisse, wie der mögliche Effekt der Expositions-Reihenfolge bei vaskulären Reaktionen oder die Rolle der maximalen physischen Belastbarkeit der Probanden, berücksichtigt. Die Pilotphase konnte damit dazu beitragen, noch vor den quantitativen Ergebnissen der Hauptstudie Interventionen, Messabläufe und aussichtsreiche Methodik zur Erfassung physiologischer Effekte zu optimieren [185].

Die Entwicklung eines gesonderten Präventionskonzepts für Einzelstoß-exponierte Arbeitsplätze über bestehende Bestimmungen für Hand-Arm-Vibration hinaus kann in der Folge weiter erforderlich sein. Um diese Fragestellung zu klären, sollten nach Abschluss der experimentellen Studien akute Auswirkungen von Einzelstößen auf die Gesundheit auch im Feldversuch oder durch Arbeitsplatzmessungen sowie Daten zum Chronifizierungsrisiko der Beschwerden erhoben werden.

Bereits durch die vorliegende Pilotstudie lässt sich konstatieren, dass Teile der hier eingesetzten Methodik relativ einfach durchzuführen sowie verhältnismäßig kostengünstig in der Beschaffung sind. Vielversprechend für einen späteren Einsatz zu Präventionszwecken im arbeitsmedizinischen Alltag, in dem im Allgemeinen nur eingeschränkte klinische Ressourcen zur Verfügung stehen, sind beispielsweise Geräte ähnlich dem VibroSense Meter II oder der IR-Kamera FLIR One Pro. Weniger geeignet erscheint hingegen die Erhebung des s-EMG, unabhängig von der erreichbaren Datenqualität. Hier fehlt insbesondere die Möglichkeit einer zeitsynchronen Auswertung.

Anzustreben ist, in betroffenen Branchen durch ein betriebsmedizinisches Screening mögliche bleibende Schädigungen im Hand-Arm-System bereits in frühen Stadien zu detektieren. Dabei sollte ausreichende zeitliche Latenz zur stattgehabten Exposition eingehalten werden, um die Befunde von den akuten physiologischen Effekten abzugrenzen [104].

4.4. Fazit

Ziel dieser explorativen Arbeit war, aussagekräftige Outcomes und Messinstrumente für die Abschätzung physiologischer Effekte von Einzelstößen im Hand-Arm-System zu identifizieren (Literaturrecherche) und Hypothesen zur Ausprägung dieser Merkmale zu generieren (Pilotstudie), um somit eine größere klinische Studie zum arbeitsmedizinischen Gefährdungspotenzial dieser Form der mechanischen Belastung vorzubereiten.

Durch die zweiteilige Literaturrecherche wurde bereits verwendete Messmethodik zusammengestellt sowie die bisherigen Studien zu akuten Effekten von Hand-Arm-Vibration analysiert. Folgende Kernaussagen können getroffen werden:

- Bei einer Vielzahl erhobener Outcomes und Messtechniken, mit denen physiologische Effekte auf das Hand-Arm-System in der Literatur charakterisiert wurden, überwiegen neurologische, vaskuläre und muskuloskelettale Outcome-Domänen.
- Bei gesunden Menschen sind peripher-neurologisch das Vibrationsempfinden, evtl. auch andere Afferenz-Qualitäten sowie teils funktionelle Tests (Geschicklichkeit, Feinmotorik) akut-reversibel beeinträchtigt.
- Zu den akuten vaskulären Effekten gibt es divergierende Folgerungen in Abhängigkeit von der verwendeten Mess- und Expositionstechnik.

Die Heterogenität der Expositions-Intensitäten und -Modalitäten sowie ein Mangel an standardisierten Outcomes und Messmethoden erschwerten dabei die Vergleichbarkeit bisheriger Studien. Randomisiert-kontrollierte Interventionsstudien zu den akuten Effekten könnten das pathophysiologische Verständnis der assoziierten Berufskrankheiten verbessern.

In der Pilotstudie wurden Messverfahren für neurologische, vaskuläre, muskuläre und funktionelle Outcomes eingesetzt, die sich hinsichtlich Sensitivität und Handhabbarkeit aussichtsreich darstellten, die durch Einzelstöße induzierten, unmittelbaren, physiologischen Veränderungen im Hand-Arm-System abzubilden. Diese sind für ein verbessertes Verständnis der sich potenziell sekundär entwickelnden Pathologien und die daraus resultierende Relevanz für arbeitsmedizinische Prävention unabdingbar. Obwohl der multimethodische Ansatz der Pilotierung Kompromisse im Studiendesign erforderte, konnten bei gesunden Männern Hinweise auf folgende Effekte gefunden werden:

- Temporär erhöhte Wahrnehmungsschwelle des Vibrationsempfindens, teilweise länger persistierend als bisher bei Hand-Arm-Vibration beschrieben

- Transient reduzierte akrale Durchblutung der ipsilateralen Seite durch akute Stoßexposition von 1 Hz und 20 Hz Burst-Signal (Burst-Frequenz 0,7 Hz), bei interindividuell unterschiedlicher Vulnerabilität
- Erhöhte elektromyografische Aktivität von mindestens zwei Unterarmmuskeln sowie des M. triceps brachii in den Stoßphasen, jedoch ohne eindeutige Hinweise auf Muskelfatigue innerhalb von 5 Minuten Expositionsdauer
- Erhaltene maximale Greifkraft beim Faustschluss, teilweise reduzierte Kneifkraft nach 3x5 Minuten Stoßexposition
- Erhaltene Geschicklichkeit und Koordination im Purdue Pegboard Test nach 3x5 Minuten Stoßexposition

Mit diesen Ergebnissen scheinen trotz des distinkten mechanischen Einwirkprofils und hohen maximalen Beschleunigungswerten bei Einzelstößen die unmittelbaren medizinischen Folgen in den untersuchten Domänen grundsätzlich vergleichbar mit denen von Hand-Arm-Vibration zu sein. Zugleich zeigen die Resultate im Detail, dass hinsichtlich beruflicher Exposition zu Einzelstößen eine differenzierte Bewertung von Humanschwingungen notwendig ist. Dazu zählt die mögliche Abhängigkeit von der Wiederholrate, der potenziell lokale Schädigungsmechanismus beim Auftreten der funktionellen Durchblutungsstörungen oder die beobachteten verlängerten Regenerationsphasen beim Vibrationsempfinden (vgl. Kapitel 4.2.2.).

Die vorliegenden Ergebnisse und Hypothesen sollten für belastbare Aussagen nun an größeren Kollektiven statistisch überprüft und validiert werden. Außerdem sollten weiterführende Studien direkte Vergleiche von Stößen und Vibration anstreben, um die Frage nach der Notwendigkeit eines abweichenden Risikoassessments für die Expositionsform Einzelstöße und bislang zumeist unter Vibrations-Gesichtspunkten beurteilter Maschinen wie Nagler, Niethämmer, Rüttler, Stampfer etc. abschließend beantworten zu können. Entsprechend müssen existierende Konzepte im Arbeitsschutz gegebenenfalls angepasst werden.

5. Zusammenfassung

Die Exposition mit Einzelstößen auf das Hand-Arm-System ist durch Tätigkeiten wie pneumatisches Nieten, Nageln, Hämmern oder Bolzensetzen noch heute in vielen Berufen verbreitet. Ausgehend von bereits identifizierten gesundheitlichen Risiken von Hand-Arm-Vibration wird angenommen, dass Einzelstöße schädliche Auswirkungen auf die Physiologie des Hand-Arm-Systems haben und dosisabhängig bleibende Schädigungen hervorrufen können. Eine separate Gefährdungsbeurteilung der medizinischen Effekte stoßhaltiger Schwingungen liegt allerdings bisher nicht vor. Vielmehr werden Stoßemissionen in den Arbeitsschutz-Richtlinien der Europäischen Union vorerst wie Vibrationen behandelt, was das reale Gesundheitsrisiko der beruflichen Exposition zu Einzelstößen unterschätzen könnte.

In einer systematischen Literaturrecherche wurden zunächst sensitiv Outcomes und verwendete Messmethoden experimenteller Studien zu Hand-Arm-Schwingungen allgemein sowie stoßhaltigen Schwingungen im Speziellen identifiziert. Außerdem wurden ausgewählte Quellen hinsichtlich früher physiologischer Veränderungen im Hand-Arm-System analysiert. Auf Grundlage der Recherche-Ergebnisse wurde eine Pilotstudie konzipiert, in der $N = 8$ gesunde Probanden am Shaker mit verschiedenen einzelstoßhaltigen Belastungen exponiert wurden. Mittels Untersuchung der Vibrationsempfindungsschwelle, Infrarot-Thermometrie, Oberflächen-Elektromyografie, Prüfung der Greifkraft und Kneifkraft sowie dem Purdue Pegboard Test wurden Hinweise auf akute, durch Einzelstöße hervorgerufene neurologische, vaskuläre, muskuläre oder funktionelle Effekte exploriert.

Bisher kamen überwiegend Verfahren zur Erhebung neurologischer, vaskulärer und muskuloskelettaler Parameter im Zusammenhang mit Humanschwingungen zum Einsatz. Als akute Effekte in Gesunden wurden, bei kaum standardisierten Endpunkten, insbesondere die transiente Beeinträchtigung des Vibrationsempfindens und funktioneller Tests sowie diverse Veränderungen der akralen Durchblutung beschrieben. Akute Exposition zu Einzelstößen löste in gesunden jungen Männern bereits bei nach europäischem Recht unbedenklichen Dosen abhängig von der Wiederholrate transiente Veränderungen des Vibrationsempfindens und der Hauttemperatur an der exponierten Hand aus. Hinzu kamen Indikatoren einer Mehrbelastung der Unterarmmuskulatur. Die maximale Greifkraft war ebenso wie Geschicklichkeit und Koordination nicht beeinträchtigt, die Kneifkraft nur teilweise reduziert.

Die in der Pilotstudie ermittelten unmittelbare Effekte von Einzelstößen betreffen ähnliche Systeme wie Hand-Arm-Vibration. Dennoch könnte eine über Vibrationsbelastung hinausgehende Gefährdungsbeurteilung speziell für Einzelstöße erforderlich sein. Eine Empfehlung lässt sich auf Basis der Pilotstudie noch nicht abschließend treffen, da die Ergebnisse primär der Hypothesenbildung für eine Folgestudie dienen, in der die ermittelten Hinweise an größeren Kollektiven validiert und statistisch überprüft werden. Einige der angewandten Methoden, insbesondere die Untersuchung der Vibrationsempfindungsschwelle, eignen sich für arbeitsmedizinische Präventionsmaßnahmen bei Einzelstoßbelastungen des Hand-Arm-Systems.

6. Literaturverzeichnis

1. Statistisches Bundesamt, *Eckzahlen zum Arbeitsmarkt, Deutschland*. Verfügbar auf <https://www.destatis.de/DE/Themen/Arbeit/Arbeitsmarkt/Erwerbstaetigkeit/Tabellen/eckwerttabelle.html>, letzter Aufruf 13.01.2021.
2. Eckart, W.U., *Geschichte, Theorie und Ethik der Medizin*. 7. Auflage, 2013, Springer: Berlin. S. 216-220.
3. Froneberg, B. und Timm, S., *Country Profile of Occupational Health System in Germany*. 1. Auflage, 2012, WHO Regional Office for Europe: Bonn. S. 81-82.
4. Sonntag, K. und Feldmann, E., *Objektive Erfassung psychischer Belastung am Arbeitsplatz - Anwendung des Verfahrens GPB in der Produktion*. *Z Arbeitswiss*, 2018. 72(4): S. 319-325.
5. Klammer, U., Steffes, S., Maier, M.F., Arnold, D., Stettes, O., Bellmann, L. und Hirsch-Kreinsen, H., *Arbeiten 4.0 - Folgen der Digitalisierung für die Arbeitswelt*. Wirtschaftsdienst, 2017. 97(7): S. 459-476.
6. Statistik der Bundesagentur für Arbeit, *Beschäftigte nach Wirtschaftszweigen (Quartalszahlen)*. Verfügbar auf https://statistik.arbeitsagentur.de/Statistikdaten/Detail/201912/iiiia6/beschaeftigung-sozbe-wz-heft/wz-heft-d-0-201912-xlsx.xlsx?__blob=publicationFile&v=1, letzter Aufruf 13.01.2021.
7. Shen, S.C. und House, R.A., *Hand-arm vibration syndrome: What family physicians should know*. *Can Fam Physician*, 2017. 63(3): S. 206-210.
8. House, R., Wills, M., Liss, G., Switzer-McIntyre, S., Lander, L. und Jiang, D., *The effect of hand-arm vibration syndrome on quality of life*. *Occup Med*, 2014. 64(2): S. 133-135.
9. Ochsmann, E. und Kaulbars, U., *Jobs with single shock exposures - an explorative approach*. Proceedings of the 14th International Conference on Hand-Arm-Vibration, Bonn, 2019: S. 89-90.
10. Cane, J. und Gomez-Agustina, L., *Determination of Urban Cycling-Induced Hand-Arm Vibration and Mitigation*. Proceedings of the 48th International Congress and Exposition on Noise Control Engineering, Madrid, 2019: S. 6664-6675.
11. Hölzel, C., *Belastungsreduzierung für das Hand-Arm-System bei manuellen Montagetätigkeiten*. Dissertation zum Dr.-Ing. München, 2016: S. 6-14.
12. Schünke, M., Schulte, E. und Schumacher, U., *Obere Extremität*, in Schünke, M., Schulte, E. und Schumacher, U.: *Prometheus Lernatlas der Anatomie - Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*. 3. Auflage, 2011, Georg Thieme Verlag: Stuttgart. S. 256-298.
13. Mense, S., *ZNS - funktionelle Systeme*, in Aumüller, G., Aust, G., Engele, J., Kirsch, J., Maio, G., Mayerhofer, A.: *Duale Reihe Anatomie*. 3. Auflage, 2014, Georg Thieme Verlag: Stuttgart. S. 1196-1198.
14. Bovenzi, M., Apostoli, P., Alessandro, G. und Vanoni, O., *Changes over a workshift in aesthesiometric and vibrotactile perception thresholds of workers exposed to intermittent hand transmitted vibration from impact wrenches*. *Occup Environ Med*, 1997. 54(8): S. 577-587.
15. Krajnak, K., Riley, D.A., Wu, J., McDowell, T., Welcome, D.E., Xu, X.S. und Dong, R.G., *Frequency-dependent effects of vibration on physiological systems: experiments with animals and other human surrogates*. *Ind Health*, 2012. 50(5): S. 343-353.

16. Kihlberg, S., *Biodynamic response of the hand-arm system to vibration from an impact hammer and a grinder*. Int J Ind Ergon, 1995. 16(1): S. 1-8.
17. Bovenzi, M. und Griffin, M.J., *Haemodynamic changes in ipsilateral and contralateral fingers caused by acute exposures to hand transmitted vibration*. Occup Environ Med, 1997. 54(8): S. 566-576.
18. Maeda, S., Taylor, M.D. und Anderson, L.C., *Can we prevent HAVS by using declared vibration emission value?* Proceedings of the 14th International Conference on Hand-Arm-Vibration, Bonn, 2019: S. 155-156.
19. International Organization for Standardization, *DIN EN ISO 5349-1: Mechanical Vibration - Measurement and evaluation of human exposure to handtransmitted vibration - Part 1 General requirements*. 2001, Beuth-Verlag: Berlin.
20. Gemne, G., Pyykko, I., Taylor, W. und Pelmear, P.L., *The Stockholm Workshop scale for the classification of cold-induced Raynaud's phenomenon in the hand-arm vibration syndrome (revision of the Taylor-Pelmear scale)*. Scand J Work Environ Health, 1987. 13(4): S. 275-278.
21. Poole, C.J.M., Bovenzi, M., Nilsson, T., Lawson, I.J., House, R., Thompson, A. und Youakim, S., *International consensus criteria for diagnosing and staging hand-arm vibration syndrome*. Int Arch Occup Environ Health, 2019. 92(1): S. 117-127.
22. Stoyneva, Z., Lyapina, M., Tzvetkov, D. und Vodenicharov, E., *Current pathophysiological views on vibration-induced Raynaud's phenomenon*. Cardiovasc Res, 2003. 57(3): S. 615-624.
23. Goundry, B., Bell, L., Langtree, M. und Moorthy, A., *Diagnosis and management of Raynaud's phenomenon*. BMJ, 2012. 344(1): S. e289.
24. Gemne, G., *Raynaud's Phenomenon ("White Fingers") in Workers Using Hand-Held Vibrating Tools*, in Kanerva, L., Wahlberg, J. E., Elsner, P. und Maibach, H. (Hrsg.): *Handbook of Occupational Dermatology*. 1. Auflage, 2000, Springer: Berlin. S. 162-166.
25. Su, A.T., Darus, A., Bulgiba, A., Maeda, S. und Miyashita, K., *The Clinical Features of Hand-arm Vibration Syndrome in a Warm Environment - A Review of the Literature*. J Occup Health, 2012. 54(5): S. 349-360.
26. Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, *Sicherheit und Gesundheit bei der Arbeit 2013 - Unfallverhütungsbericht Arbeit*. 1. Auflage, 2014, BAuA: Dortmund. S. 14-18.
27. Palmer, K.T., Griffin, M.J., Bendall, H., Pannett, B. und Coggon, D., *Prevalence and pattern of occupational exposure to hand transmitted vibration in Great Britain: findings from a national survey*. Occup Environ Med, 2000. 57(4): S. 218-228.
28. Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung, *Anzeigen auf Verdacht einer Berufskrankheit*. Verfügbar auf <https://www.dguv.de/de/zahlen-fakten/bk-geschehen/bk-verdachtsanzeigen/index.jsp>, letzter Aufruf 19.09.2020.
29. Health and Safety Executive, *Hand arm vibration in Great Britain*. Verfügbar auf <https://www.hse.gov.uk/statistics/causdis/vibration/index.htm>, letzter Aufruf 19.09.2020.
30. Ludolph, E. und Meyer-Clement, M., *Die Berufskrankheit Nr. 2104 - Vibrationsschäden*, in Ludolph, E. und Meyer-Clement, M.: *Begutachtung chirurgisch-orthopädischer Berufskrankheiten durch mechanische Einwirkungen*. 1. Auflage, 2019, Ecomed Medizin: Landsberg am Lech. S. 153-155.

31. Bundesministerium für Gesundheit, *Merkblatt zur Berufskrankheit Nr. 2103 der Anlage zur Berufskrankheiten-Verordnung (BKV)*. BArbBl, 2005(3): S. 51.
32. Grosser, V., *Berufskrankheiten*, in Thomann, K.D., Grosser, V. und Schröter, F. (Hrsg.): *Orthopädisch-unfallchirurgische Begutachtung*. 3. Auflage, 2020, Elsevier: München. S. 368-370.
33. Heitmann, C., Tränkle, M., Sauerbier, M. und Germann, G., *Berufsbedingte Erkrankungen durch Erschütterung sowie vibrationsbedingte Durchblutungsstörungen an den Händen*. Trauma Berufskrankh, 2001. 3(2): S. 148-151.
34. International Organization for Standardization, *DIN EN ISO 2041: Mechanical vibration, shock and condition monitoring - Vocabulary*. 2018, Beuth-Verlag: Berlin.
35. Crandall, S.H. und Mark, W.D., *Random Vibration in Mechanical Systems*. 2. Auflage, 2014, Elsevier Science: Amsterdam. S. 12-15.
36. Bundesministerium des Innern, *Technische Regeln zur Lärm- und Vibrations-Arbeitsschutzverordnung - Teil Allgemeines*, in *Gemeinsames Ministerialblatt Nr. 25/26*. 2015: Berlin. S. 482.
37. Pitts, P., Kaulbars, U., Lindell, H., Grétarsson, S.L., Machens, M., Brammer, A.J., Yu, G., Schenk, T. und Haas, F., *Hand-arm vibration: Exposure to isolated and repeated shock vibrations – Review of the International Expert Workshop 2015 in Beijing*. IFA Report 5/2017e, 1. Auflage, 2017, DGUV: Berlin. S. 45-46.
38. Schenk, T., *Isolated shock events acting upon the hand-arm system: A proposal for a definition*. Proceedings of the 14th International Conference on Hand-Arm-Vibration, Bonn, 2019: S. 111-112.
39. Hewitt, S. und Mason, H., *A critical review of evidence related to hand-arm vibration syndrome and the extent of exposure to vibration*. HSE Books, Research Report 1060, 2015: S. 14-18.
40. Krajnak, K., *Health effects associated with occupational exposure to hand-arm or whole body vibration*. J Toxicol Environ Health, 2018. 21(5): S. 320-334.
41. Sauni, R., Pääkkönen, R., Virtema, P., Toppila, E. und Uitti, J., *Dose-Response Relationship Between Exposure to Hand-arm Vibration and Health Effects among Metalworkers*. Ann Occup Hyg, 2009. 53(1): S. 55-62.
42. Burström, L., Neely, G., Lundström, R. und Nilsson, T., *Occupational exposure to vibration from hand-held tools - A teaching guide on health effects, risk assessment and prevention*. 1. Auflage, 2009, WHO Press: Genf. S. 35-59.
43. Thonnard, J.L., Masset, D., Penta, M., Piette, A. und Malchaire, J., *Short-term effect of hand-arm vibration exposure on tactile sensitivity and manual skill*. Scand J Work Environ Health, 1997. 23(3): S. 193-198.
44. Hammarskjöld, E., Harms-Ringdahl, K., Ekholm, J. und Samuelson, B., *Effect of short-time vibration exposure on work movements with carpenters' hand tools*. Int J Ind Ergon, 1991. 8(2): S. 125-134.
45. Kihlberg, S. und Hagberg, M., *Hand-arm symptoms related to impact and nonimpact hand-held power tools*. Int Arch Occup Environ Health, 1997. 69(4): S. 282-288.
46. Louda, L., Hartlová, D., Muff, V., Smolíková, L. und Svoboda, L., *Impulsive vibration and exposure limit*. Nagoya J Med Sci, 1994. 57(Suppl): S. 165-172.

47. Louda, L., Rouskova, H., Svoboda, L. und Muff, V., *Disease and disorders resulting from hand-arm shocks*. Proceedings of the 6th International Conference on Hand-Arm-Vibration, Bonn, 1992: S. 271-277.
48. Schenk, T. und Heine, G., *Effects of shocks on the peripheral nervous system*. Proceedings of the 6th International Conference on Hand-Arm-Vibration, Bonn, 1992: S. 319-325.
49. Dandanell, R. und Engström, K., *Vibration from riveting tools in the frequency range 6 Hz-10 MHz and Raynaud's phenomenon*. Scand J Work Environ Health, 1986. 12(4): S. 338-342.
50. Dupuis, H. und Schäfer, N., *Effects of impulse vibration on the hand-arm system*. Scand J Work Environ Health, 1986. 12(4): S. 320-322.
51. Raju, S.G., Rogness, O., Persson, M., Bain, J. und Riley, D., *Vibration from a riveting hammer causes severe nerve damage in the rat tail model*. Muscle Nerve, 2011. 44(5): S. 795-804.
52. Zimmerman, J.J., Bain, J.L.W., Wu, C., Lindell, H., Grétarsson, S.L. und Riley, D.A., *Riveting hammer vibration damages mechanosensory nerve endings*. J Peripher Nerv Syst, 2020. 25(3): S. 279-287.
53. Gerhardsson, L., Ahlstrand, C., Ersson, P. und Gustafsson, E., *Vibration-induced injuries in workers exposed to transient and high frequency vibrations*. J Occup Med Toxicol, 2020. 15(1): S. 18-26.
54. Buchanan, K.A., Maza, M., Perez-Vazquez, C.E., Yen, T.Y., Kijowski, R., Liu, F. und Radwin, R.G., *Proximal forearm extensor muscle strain is reduced when driving nails using a shock-controlled hammer*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2016. 38(1): S. 22-28.
55. Ye, Y., Mauro, M., Bovenzi, M. und Griffin, M.J., *Acute effects of mechanical shocks on finger blood flow: influence of shock repetition rate and shock magnitude*. Int Arch Occup Environ Health, 2012. 85(6): S. 605-614.
56. Hausmanninger, L., Komnik, I. und Potthast, W., *Hand as hammer: A comprehensive review of biomechanical studies related to occupational hand strikes*. Hum Factors Ergon Manuf, 2019. 29(4): S. 361-371.
57. Lancaster, G.A. und Thabane, L., *Guidelines for reporting non-randomised pilot and feasibility studies*. Pilot Feasibility Stud, 2019. 5(1): S. 114.
58. Pollock, A. und Berge, E., *How to do a systematic review*. Int J Stroke, 2017. 13(2): S. 138-156.
59. Munn, Z., Stern, C., Aromataris, E., Lockwood, C. und Jordan, Z., *What kind of systematic review should I conduct? A proposed typology and guidance for systematic reviewers in the medical and health sciences*. BMC Med Res Methodol, 2018. 18(1): S. 5-5.
60. Mattioli, S., Zanardi, F., Baldasseroni, A., Schaafsma, F., Cooke, R.M., Mancini, G., Fierro, M., Santangelo, C., Farioli, A., Fucksia, S., Curti, S., Violante, F.S. und Verbeek, J., *Search strings for the study of putative occupational determinants of disease*. Occup Environ Med, 2010. 67(7): S. 436-443.
61. Page, M.J., McKenzie, J.E., Green, S.E., Beaton, D.E., Jain, N.B., Lenza, M., Verhagen, A.P., Surace, S., Deitch, J. und Buchbinder, R., *Core domain and outcome measurement sets for shoulder pain trials are needed: systematic review of physical therapy trials*. J Clin Epidemiol, 2015. 68(11): S. 1270-1281.

62. Dodd, S., Clarke, M., Becker, L., Mavergames, C., Fish, R. und Williamson, P.R., *A taxonomy has been developed for outcomes in medical research to help improve knowledge discovery*. J Clin Epidemiol, 2018. 96(1): S. 84-92.
63. Lawson, I.J., Burke, F., McGeoch, K.L., Nilsson, T. und Proud, G., *Diseases Associated with Physical Agents - Section Two: Vibration*, in Baxter, P., Aw, T.C., Cockcroft, A., Durrington, P., Harrington, J.M. (Hrsg.): *Hunter's Diseases of Occupations*. 10. Auflage, 2010, CRC Press: London. S. 489-512.
64. Reeves, B., Deeks, J., Higgins, J.P.T. und George, A., *Including non-randomized studies*, in Higgins, J.P.T. und Green, S. (Hrsg.): *Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions Version 5.1.0*. 2011, The Cochrane Collaboration: London. S. 13.1-13.34.
65. Schäfer, N., *Forschungsbericht HA 85-020 des Bundesministeriums für Forschung und Technologie: Akute Wirkungen stoßhaltiger Schwingungen auf das Hand-Arm-System*. 1. Auflage, 1985, FIZ Karlsruhe: Karlsruhe. S. 112-120.
66. Gemne, G. und Saraste, H., *Bone and joint pathology in workers using hand-held vibrating tools. An overview*. Scand J Work Environ Health, 1987. 13(4): S. 290-300.
67. International Organization for Standardization, *DIN EN ISO 10819: Mechanical vibration and shock - Hand-arm vibration - Measurement and evaluation of the vibration transmissibility of gloves at the palm of the hand*. 2013, Beuth-Verlag: Berlin.
68. Hartung, E., Dupuis, H. und Scheffer, M., *Effects of grip and push forces on the acute response of the hand-arm system under vibrating conditions*. Int Arch Occup Environ Health, 1993. 64(6): S. 463-467.
69. Schenk, T., *Investigations of the suitability of pallesthesiometry in the diagnostics of functional disturbances of the peripheral nervous system*. Cent Eur J Public Health, 1995. 3(12): S. 73-77.
70. Johansson, R.S., Landstrom, U. und Lundstrom, R., *Responses of mechanoreceptive afferent units in the glabrous skin of the human hand to sinusoidal skin displacements*. Brain Res, 1982. 244(1): S. 17-25.
71. International Organization for Standardization, *DIN EN ISO 13091-2: Mechanical vibration - Vibrotactile perception thresholds for the assessment of nerve dysfunction - Part 2 Analysis and interpretation of measurements at the fingertips*. 2003, Beuth-Verlag: Berlin.
72. Stromberg, T., Dahlin, L.B. und Lundborg, G., *Vibrotactile sense in the hand-arm vibration syndrome*. Scand J Work Environ Health, 1998. 24(6): S. 495-502.
73. Perkins, B.A., Olaleye, D., Zinman, B. und Bril, V., *Simple screening tests for peripheral neuropathy in the diabetes clinic*. Diabetes Care, 2001. 24(2): S. 250-256.
74. Mahbub, M.H., Ohnari, H., Tanigawa, K., Hiroshige, K., Takahashi, Y., Togari, T. und Harada, N., *Vibrotactile perception at glabrous and nonglabrous skin of fingers: repeatability of measurements and changes induced by acute vibration exposure*. J Occup Health, 2011. 53(1): S. 10-15.
75. Kudo, R., Yuui, K., Kasuda, S. und Hatake, K., *Effect of alcohol on vascular function*. Nihon Arukoru Yakubutsu Igakkai Zasshi, 2015. 50(3): S. 123-134.
76. Netscher, D.T. und Clamon, J., *Smoking: adverse effects on outcomes for plastic surgical patients*. Plast Surg Nurs, 1994. 14(4): S. 205-210.
77. Knight, R., Pagkalos, J., Timmons, C. und Jose, R., *Caffeine consumption does not have an effect on digital microvascular perfusion assessed by laser Doppler imaging on healthy volunteers: a pilot study*. J Hand Surg Eur, 2015. 40(4): S. 412-415.

78. Echeverri, D., Montes, F.R., Cabrera, M., Galán, A. und Prieto, A., *Caffeine's Vascular Mechanisms of Action*. Int J Vasc Med, 2010. 2010(834060): S. 1-10
79. von Bierbrauer, A., Schilk, I., Lucke, C. und Schmidt, J.A., *Infrared thermography in the diagnosis of Raynaud's phenomenon in vibration-induced white finger*. Vasa, 1998. 27(2): S. 94-99.
80. Youakim, S., *Infrared thermometry in the diagnosis of hand-arm vibration syndrome*. Occup Med (Lond), 2010. 60(3): S. 225-230.
81. Sagaidachnyi, A.A., Skripal, A.V., Fomin, A.V. und Usanov, D.A., *Determination of the amplitude and phase relationships between oscillations in skin temperature and photoplethysmography-measured blood flow in fingertips*. Physiol Meas, 2014. 35(2): S. 153-166.
82. Sagaidachnyi, A., Fomin, A., Usanov, D. und Skripal, A., *Real-time technique for conversion of skin temperature into skin blood flow: human skin as a low-pass filter for thermal waves*. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2019. 22(12): S. 1009-1019.
83. FLIR Systems, *FLIR One Pro - Specifications*. Verfügbar auf <https://www.flir.com/products/flir-one-pro/>, letzter Aufruf 20.11.2020.
84. Gurram, R., Rakheja, S. und Gouw, G.J., *A study of hand grip pressure distribution and EMG of finger flexor muscles under dynamic loads*. Ergonomics, 1995. 38(4): S. 684-699.
85. Poole, K., Elms, J. und Mason, H., *Cold-provocation testing for the vascular component of hand-arm vibration syndrome in health surveillance*. Ind Health, 2006. 44(4): S. 577-583.
86. Hahn, P., Spies, C., Unglaub, F. und Mühldorfer-Fodor, M., *Die Messung der Griffkraft*. Orthopäde, 2018. 47(3): S. 191-197.
87. Trampisch, U.S., Franke, J., Jedamzik, N., Hinrichs, T. und Platen, P., *Optimal Jamar Dynamometer Handle Position to Assess Maximal Isometric Hand Grip Strength in Epidemiological Studies*. J Hand Surg Am, 2012. 37(11): S. 2368-2373.
88. Mathiowetz, V., Weber, K., Volland, G. und Kashman, N., *Reliability and validity of grip and pinch strength evaluations*. J Hand Surg Am, 1984. 9(2): S. 222-226.
89. MacDermid, J., Solomon, G. und Valdes, K., *Pinch Strength Dynamometry*, in MacDermid, J., Solomon, G. und Valdes, K.: *Clinical Assessment Recommendations*. 3. Auflage, 2015, American Society of Hand Therapists: Mount Laurel. S. 18-45.
90. Schäfer, N., Dupuis, H. und Hartung, E., *Acute effects of shock-type vibration transmitted to the hand-arm system*. Int Arch Occup Environ Health, 1984. 55(1): S. 49-59.
91. Gerdle, B., Karlsson, S., Day, S. und Djupsjöbacka, M., *Acquisition, Processing and Analysis of the Surface Electromyogram*, in Windhorst, U. und Johansson, H. (Hrsg.): *Modern Techniques in Neuroscience Research*. 1. Auflage, 1999, Springer: Berlin. S. 705-755.
92. Hermens, H., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., Disselhorst-Klug, C. und Hägg, G., *The Recommendations for Sensors and Sensor Placement Procedures for Surface Electromyography (SENIAM Project)*. 1. Auflage, 1999, Roessingh Research and Development: Enschede. S. 15-53.
93. Roman-Liu, D. und Bartuzi, P., *Influence of type of MVC test on electromyography measures of biceps brachii and triceps brachii*. Int J Occup Saf Ergon, 2018. 24(2): S. 200-206.

94. Rainoldi, A., Galardi, G., Maderna, L., Comi, G., Lo Conte, L. und Merletti, R., *Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachii muscle*. J Electromyogr Kinesiol, 1999. 9(2): S. 105-119.
95. Masuda, K., Masuda, T., Sadoyama, T., Mitsuharu, I. und Katsuta, S., *Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions*. J Electromyogr Kinesiol, 1999. 9(1): S. 39-46.
96. Cifrek, M., Medved, V., Tonkovic, S. und Ostojic, S., *Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2009. 24(4): S. 327-340.
97. Velleman, P.F., *Definition and Comparison of Robust Nonlinear Data Smoothing Algorithms*. J Am Stat Assoc, 1980. 75(371): S. 609-615.
98. Higuchi, T., *Approach to an irregular time series on the basis of the fractal theory*. Physica D, 1988. 31(2): S. 277-283.
99. Belbasis, A. und Fuss, F., *Muscle Performance Investigated With a Novel Smart Compression Garment Based on Pressure Sensor Force Myography and Its Validation Against EMG*. Front Physiol, 2018. 9(1): S. 408.
100. Brammer, A., Taylor, W. und Lundborg, G., *Sensorineural Stages of the Hand-Arm Vibration Syndrome*. Scand J Work Environ Health, 1987. 13(1): S. 279-283.
101. Sakakibara, H., Hirata, M. und Toibana, N., *Impaired manual dexterity and neuromuscular dysfunction in patients with hand-arm vibration syndrome*. Ind Health, 2005. 43(3): S. 542-547.
102. Tiffin, J. und Asher, E.J., *The Purdue Pegboard: norms and studies of reliability and validity*. J Appl Psychol, 1948. 32(3): S. 234-247.
103. Fleishman, E.A. und Ellison, G.D., *A factor analysis of fine manipulative tests*. J Appl Psychol, 1962. 46(2): S. 96-105.
104. Burström, L., Lundstrom, R., Hagberg, M. und Nilsson, T., *Vibrotactile perception and effects of short-term exposure to hand-arm vibration*. Ann Occup Hyg, 2009. 53(5): S. 539-547.
105. Bender, R., Lange, S. und Ziegler, A., *Multipler Testen*. Dtsch Med Wochenschr, 2007. 132(1): S. e26-e29.
106. Bovenzi, M., *Vibration-induced white finger and cold response of digital arterial vessels in occupational groups with various patterns of exposure to hand-transmitted vibration*. Scand J Work Environ Health, 1998. 24(2): S. 138-144.
107. Bovenzi, M., *Finger systolic blood pressure indices for the diagnosis of vibration-induced white finger*. Int Arch Occup Environ Health, 2002. 75(1-2): S. 20-28.
108. Hadorn, D.C., Baker, D., Hodges, J.S. und Hicks, N., *Rating the quality of evidence for clinical practice guidelines*. J Clin Epidemiol, 1996. 49(7): S. 749-754.
109. Fattorini, L., Tirabasso, A., Lunghi, A., Di Giovanni, R., Sacco, F. und Marchetti, E., *Muscular synchronization and hand-arm fatigue*. Int J Ind Ergon, 2017. 62(1): S. 13-16.
110. Gerard, M.J. und Martin, B.J., *Post-effects of long-term hand vibration on visuo-manual performance in a tracking task*. Ergonomics, 1999. 42(2): S. 314-326.
111. Luo, J., Sakakibara, H., Zhu, S.K., Kondo, T. und Toyoshima, H., *Effect of vibration magnitude and repetitive exposure on finger blood flow in healthy subjects*. Int Arch Occup Environ Health, 2000. 73(4): S. 281-284.

112. Nakamura, H., Okazawa, T., Nagase, H., Yoshida, M., Ariizumi, M. und Okada, A., *Change in digital blood flow with simultaneous reduction in plasma endothelin induced by hand-arm vibration*. Int Arch Occup Environ Health, 1996. 68(2): S. 115-119.
113. Bovenzi, M., Peretti, A., Zadini, A., Betta, A. und Passeri, A.C., *Physiological reactions during brush saw operation*. Int Arch Occup Environ Health, 1990. 62(6): S. 445-449.
114. Pettersson, H., Rissanen, S., Wahlstrom, J. und Rintamaki, H., *Skin temperature responses to hand-arm vibration in cold and thermoneutral ambient temperatures*. Ind Health, 2018. 56(6): S. 545-552.
115. Malchaire, J., Rodriguez Diaz, L.S., Piette, A., Goncalves Amaral, F. und de Schaetzen, D., *Neurological and functional effects of short-term exposure to hand-arm vibration*. Int Arch Occup Environ Health, 1998. 71(4): S. 270-276.
116. Furuta, M., Sakakibara, H., Miyao, M., Kondo, T. und Yamada, S., *Effect of vibration frequency on finger blood flow*. Int Arch Occup Environ Health, 1991. 63(3): S. 221-224.
117. Bovenzi, M., Lindsell, C.J. und Griffin, M.J., *Magnitude of acute exposures to vibration and finger circulation*. Scand J Work Environ Health, 1999. 25(3): S. 278-284.
118. Burström, L., Lundstrom, R., Sjodin, F., Lindmark, A., Lindkvist, M., Hagberg, M. und Nilsson, T., *Acute effects of vibration on thermal perception thresholds*. Int Arch Occup Environ Health, 2008. 81(5): S. 603-611.
119. Noël, C. und Settembre, N., *The vibration-induced arterial wall-shear stress: a potential groundwork for a new vascular filter?* Proceedings of the 14th International Conference on Hand-Arm-Vibration, Bonn, 2019: S. 19-20.
120. Olsen, N., *Vibration aftereffects on vasoconstrictor response to cold in the normal finger*. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1993. 66(3): S. 246-248.
121. Shibata, N. und Maeda, S., *Effect of tool handle diameter on temporary threshold shift (TTS) of vibrotactile perception*. Int J Ind Ergon, 2008. 38(9-10): S. 697-702.
122. Thompson, A.J. und Griffin, M.J., *Effect of the magnitude and frequency of hand-transmitted vibration on finger blood flow during and after exposure to vibration*. Int Arch Occup Environ Health, 2009. 82(9): S. 1151-1162.
123. Radwin, R.G., Armstrong, T.J. und Chaffin, D.B., *Power hand tool vibration effects on grip exertions*. Ergonomics, 2007. 30(5): S. 833-855.
124. Kihlberg, S., Attebrant, M., Gemne, G. und Kjellberg, A., *Acute effects of vibration from a chipping hammer and a grinder on the hand-arm system*. Occup Environ Med, 1995. 52(11): S. 731-737.
125. Maeda, S. und Shibata, N., *Temporary threshold shifts (TTS) of fingertip vibrotactile perception thresholds from hand-held tool vibration exposures at working surface*. Int J Ind Ergon, 2008. 38(9-10): S. 693-696.
126. Bovenzi, M., Welsh, A.J. und Griffin, M.J., *Effect of prior exposure to hand-transmitted vibration on cold response of digital arteries*. Int Arch Occup Environ Health, 2007. 80(4): S. 281-289.
127. Mahbub, M.H. und Harada, N., *Digital blood flow and temperature responses in palmar and dorsal skin induced by short-term vibration exposure while grasping a vibratory handle*. Int Arch Occup Environ Health, 2008. 81(7): S. 889-897.

128. Mahbub, M.H., Inoue, M., Yokoyama, K., Laskar, M.S., Ohnari, H., Suizu, K., Inagaki, J., Takahashi, Y. und Harada, N., *Assessment of room temperature influence on finger blood flow response induced by short-term grasping of vibrating handle*. Int Arch Occup Environ Health, 2006. 79(1): S. 22-26.
129. Scheffer, M. und Dupuis, H., *Effects of combined hand-arm vibration and cold on skin temperature*. Int Arch Occup Environ Health, 1989. 61(6): S. 375-378.
130. International Organization for Standardization, *DIN EN 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*. 2005, Beuth-Verlag: Berlin.
131. Chiarotto, A., Ostelo, R., Turk, D., Buchbinder, R. und Boers, M., *Core outcome sets for research and clinical practice*. Braz J Phys Ther, 2017. 21(1): S. 77-84.
132. Dzhambov, A.M. und Dimitrova, D.D., *Occupational noise and ischemic heart disease: A systematic review*. Noise Health, 2016. 18(83): S. 167-177.
133. Nietert, P.J., Shaftman, S.R., Silver, R.M., Wolf, B.J., Egan, B.M., Hunt, K.J. und Smith, E.A., *Raynaud phenomenon and mortality: 20+ years of follow-up of the Charleston Heart Study cohort*. Clin Epidemiol, 2015. 7(1): S. 161-168.
134. Fukuda, Y. und Futatsuka, M., *Mortality in a Cohort of Patients with Vibration Syndrome in Japan*. J Occup Health, 2000. 42(5): S. 245-250.
135. Aliabadi, M., Bayat, R., Golmohammadi, R., Farhadian, M. und Taghavi, S.M.E., *Health Effects and Work Disability Caused by Exposure to Hand-Transmitted Vibration Among Stone Cutting Workers*. Acoust Aust, 2017. 45(2): S. 471-482.
136. Cederlund, R., Nordenskiöld, U. und Lundborg, G., *Hand-arm vibration exposure influences performance of daily activities*. Disabil Rehabil, 2001. 23(13): S. 570-577.
137. Burström, L. und Sörensson, A., *The influence of shock-type vibrations on the absorption of mechanical energy in the hand and arm*. Int J Ind Ergon, 1999. 23(5): S. 585-594.
138. Clemm, T., Færden, K., Ulvestad, B., Lunde, L.-K. und Nordby, K.-C., *Dose-response relationship between hand-arm vibration exposure and vibrotactile thresholds among roadworkers*. Occup Environ Med, 2020. 77(3): S. 188-193.
139. Nilsson, T., Wahlström, J. und Burström, L., *Hand-arm vibration and the risk of vascular and neurological diseases-A systematic review and meta-analysis*. PLoS One, 2017. 12(7): S. e0180795.
140. Greenstein, D. und Kester, R.C., *Acute vibration - its effect on digital blood flow by central and local mechanisms*. Proc Inst Mech Eng H, 1992. 206(2): S. 105-108.
141. Bovenzi, M., Griffin, M.J. und Ruffell, C.M., *Acute effects of vibration on digital circulatory function in healthy men*. Occup Environ Med, 1995. 52(12): S. 834-841.
142. Clifford, P.S., *Skeletal muscle vasodilatation at the onset of exercise*. J Physiol, 2007. 583(Pt 3): S. 825-833.
143. Bernstein, S., D'Angelo, D., Vasko, J., Foehl, H. und Eisenhardt, J., *The Effects of Short Term Vibration on Grip Strength, Sensation, and Circulation*. Cardiopulm Phys Ther J, 1995. 6(1): S. 28-29.
144. Egan, C.E., Espie, B.H., McGrann, S., McKenna, K.M. und Allen, J.A., *Acute effects of vibration on peripheral blood flow in healthy subjects*. Occup Environ Med, 1996. 53(10): S. 663-669.

145. Nitzan, M., Anteby, S.O. und Mahler, Y., *Transient heat clearance method for regional blood flow measurements*. Phys Med Biol, 1985. 30(6): S. 557-563.
146. Harada, N. und Mahbub, M.H., *Diagnosis of vascular injuries caused by hand-transmitted vibration*. Int Arch Occup Environ Health, 2008. 81(5): S. 507-518.
147. Bovenzi, M., *Finger thermometry in the assessment of subjects with vibration-induced white finger*. Scand J Work Environ Health, 1987. 13(4): S. 348-351.
148. Bogadi-Sare, A. und Zavalic, M., *Diagnostic value of finger thermometry in assessment of hand-arm vibration syndrome*. Arh Hig Rada Toksikol, 1993. 44(2): S. 133-138.
149. Ye, Y. und Griffin, M.J., *Assessment of two alternative standardised tests for the vascular component of the hand-arm vibration syndrome (HAVS)*. Occup Environ Med, 2016. 73(10): S. 701-708.
150. Bovenzi, M., *Finger systolic pressure during local cooling in normal subjects aged 20 to 60 years: reference values for the assessment of digital vasospasm in Raynaud's phenomenon of occupational origin*. Int Arch Occup Environ Health, 1988. 61(3): S. 179-181.
151. International Organization for Standardization, *DIN EN ISO 14835-2: Mechanical vibration and shock - Cold provocation tests for the assessment of peripheral vascular function - Part 2 Measurement and evaluation of finger systolic blood pressure*. 2005, Beuth-Verlag: Berlin.
152. Wahl, U., Kaulbars, U., Ernst, F. und Hirsch, T., *Vibrationssyndrom der Finger*. Trauma Berufskrankh, 2019. 21(4): S. 276-285.
153. James, G. und Scott, C., *Vibration testing: a pilot study investigating the intra-tester reliability of the Vibrometer for the Median and Ulnar nerves*. Man Ther, 2012. 17(4): S. 369-372.
154. Mirbod, S.M., Akbar-Khanzadeh, F., Onozuka, M., Jamali, M., Watanabe, K., Inaba, R. und Iwata, H., *A four-year follow-up study on subjective symptoms and functional capacities in workers using hand-held grinders*. Ind Health, 1999. 37(4): S. 415-425.
155. Necking, L.E., Lundborg, G. und Friden, J., *Hand muscle weakness in long-term vibration exposure*. J Hand Surg Br, 2002. 27(6): S. 520-525.
156. Gomez, A.L., Volek, J.S., Rubin, M.R., French, D.N., Ratamess, N.A., Sharman, M.J. und Kraemer, W.J., *Physiological and functional effects of acute low-frequency hand-arm vibration*. J Strength Cond Res, 2003. 17(4): S. 686-693.
157. Pacurari, M., Waugh, S. und Krajnak, K., *Acute Vibration Induces Peripheral Nerve Sensitization in a Rat Tail Model: Possible Role of Oxidative Stress and Inflammation*. Neuroscience, 2019. 398(1): S. 263-272.
158. Adewusi, S., Rakheja, S. und Marcotte, P., *Biomechanical models of the human hand-arm to simulate distributed biodynamic responses for different postures*. Int J Ind Ergon, 2012. 42(2): S. 249-260.
159. Daud, R., Maeda, S., Kameel, N.N., Ripin, M.Y., Bakrun, N., Md Zein, R., Kido, M. und Higuchi, K., *A pilot study of reference vibrotactile perception thresholds on the fingertip obtained with Malaysian healthy people using ISO 13091-1 equipment*. Ind Health, 2004. 42(2): S. 189-195.
160. Wu, J.Z., Krajnak, K., Welcome, D.E. und Dong, R.G., *Analysis of the dynamic strains in a fingertip exposed to vibrations: Correlation to the mechanical stimuli on mechanoreceptors*. J Biomech, 2006. 39(13): S. 2445-2456.

161. Lindholm, E., Löndahl, M., Fagher, K., Apelqvist, J. und Dahlin, L.B., *Strong association between vibration perception thresholds at low frequencies (4 and 8 Hz), neuropathic symptoms and diabetic foot ulcers*. PLoS One, 2019. 14(2): S. e0212921.
162. Ahn, R., Yoo, C.I., Lee, H., Sim, C.S., Sung, J.H., Yoon, J.K. und Shin, S.W., *Normative data for neuromuscular assessment of the hand-arm vibration syndrome and its retrospective applications in Korean male workers*. Int Arch Occup Environ Health, 2013. 86(7): S. 837-844.
163. Dahlin, L.B., Thrainsdottir, S., Cederlund, R., Thomsen, N.O.B., Eriksson, K.F., Rosén, I., Speidel, T. und Sundqvist, G., *Vibrotactile sense in median and ulnar nerve innervated fingers of men with Type 2 diabetes, normal or impaired glucose tolerance*. Diabet Med, 2008. 25(5): S. 543-549.
164. Meßlinger, K., *Somatoviszzerale Sensibilität*, in Silbernagl, S., Klinke, R., Pape, H.C. und Kurtz, A. (Hrsg.): *Physiologie*. 6. Auflage, 2010, Georg Thieme Verlag: Stuttgart. S. 644-650.
165. Malinskaya, N., Filin, A.P. und Shkarinov, L.N., *Problem of occupational hygiene in operating mechanised tools*. Vestn Akad Med Nauk SSSR, 1964. 19(1): S. 31-36.
166. Maeda, S. und Griffin, M.J., *Temporary threshold shifts in fingertip vibratory sensation from hand-transmitted vibration and repetitive shock*. Br J Ind Med, 1993. 50(4): S. 360-367.
167. Dupuis, H. und Jansen, G., *Immediate effects of vibration transmitted to the hand*. Stud Environ Sci, 1981. 13(C): S. 76-86.
168. Krajnak, K.M., Waugh, S., Johnson, C., Miller, G.R., Xu, X., Warren, C. und Dong, R.G., *The effects of impact vibration on peripheral blood vessels and nerves*. Ind Health, 2013. 51(6): S. 572-580.
169. Starck, J., *High impulse acceleration levels in hand-held vibratory tools. An additional factor in the hazards associated with the hand-arm vibration syndrome*. Scand J Work Environ Health, 1984. 10(3): S. 171-178.
170. Zufferey, P., Depairon, M. und Essinger, A., *Hypothenar hammer syndrome: little-known etiology of secondary Raynaud's phenomenon*. Schweiz Med Wochenschr, 1992. 122(1-2): S. 33-37.
171. Mahbub, M.H. und Harada, N., *Review of Different Quantification Methods for the Diagnosis of Digital Vascular Abnormalities in Hand-arm Vibration Syndrome*. J Occup Health, 2011. 53(1): S. 241-249.
172. House, R., Holness, L., Taraschuk, I. und Nisenbaum, R., *Infrared thermography in the hands and feet of hand-arm vibration syndrome (HAVS) cases and controls*. Int J Ind Ergon, 2017. 62(1): S. 70-76.
173. Thompson, A., House, R. und Manno, M., *Assessment of the hand-arm vibration syndrome: thermometry, plethysmography and the Stockholm Workshop Scale*. Occup Med (Lond), 2007. 57(7): S. 512-517.
174. Steiber, N., *Strong or Weak Handgrip? Normative Reference Values for the German Population across the Life Course Stratified by Sex, Age, and Body Height*. PLoS One, 2016. 11(10): S. e0163917-e0163917.
175. Gerhardsson, L. und Hagberg, M., *Vibration induced injuries in hands in longterm vibration exposed workers*. Occup Environ Med, 2018. 75(1): S. 515-516.

176. Bovenzi, M., Prodi, A. und Mauro, M., *Relationships of neurosensory disorders and reduced work ability to alternative frequency weightings of hand-transmitted vibration*. Scand J Work Environ Health, 2015. 41(3): S. 247-258.
177. Mahbub, M.H., Kurozawa, Y., Ishitake, T., Kume, Y., Miyashita, K., Sakakibara, H., Sato, S., Toibana, N. und Harada, N., *A systematic review of diagnostic performance of quantitative tests to assess musculoskeletal disorders in hand-arm vibration syndrome*. Ind Health, 2015. 53(5): S. 391-397.
178. Ranney, D., Wells, R. und Moore, A., *Upper limb musculoskeletal disorders in highly repetitive industries: precise anatomical physical findings*. Ergonomics, 1995. 38(7): S. 1408-1423.
179. Muggleton, J.M., Allen, R. und Chappell, P.H., *Hand and arm injuries associated with repetitive manual work in industry: a review of disorders, risk factors and preventive measures*. Ergonomics, 1999. 42(5): S. 714-739.
180. Hof, A.L., *The relationship between electromyogram and muscle force*. Sportverletz Sportschaden, 1997. 11(3): S. 79-86.
181. Armstrong, T., Bir, C., Foulke, J., Martin, B., Finsen, L. und Sjogaard, G., *Muscle responses to simulated torque reactions of hand-held power tools*. Ergonomics, 1999. 42(1): S. 146-159.
182. Widia, M. und Dawal, S.Z.M., *The effect of hand-held vibrating tools on muscle activity and grip strength*. Aust J Basic Appl Sci, 2011. 5(11): S. 198-211.
183. Åström, C., Lindkvist, M., Burström, L., Sundelin, G. und Karlsson, J.S., *Changes in EMG activity in the upper trapezius muscle due to local vibration exposure*. J Electromyogr Kinesiol, 2009. 19(3): S. 407-415.
184. Rui, F., D'Agostin, F., Negro, C. und Bovenzi, M., *A prospective cohort study of manipulative dexterity in vibration-exposed workers*. Int Arch Occup Environ Health, 2008. 81(5): S. 545-551.
185. Cathain, A., Thomas, K.J., Drabble, S.J., Rudolph, A. und Hewison, J., *What can qualitative research do for randomised controlled trials? A systematic mapping review*. BMJ Open, 2013. 3(6): S. e002889.

7. Anhänge

7.1. Konzeption des Gesamtprojekts und Erklärung über Einzelanteile

Eingebettet ist das Projekt in eine Forschungsk Kooperation zum Thema Einzelstöße zwischen dem Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung e. V. in Sankt Augustin (Expositionskataster, Hand-Arm-Labor, Betriebsmessungen), Research Institutes of Sweden AB in Mölndal/Schweden (Simulationen am neu entwickelten Hand-Arm-Modell) sowie dem Institut für Arbeitsmedizin, Prävention und Gesundheitsmanagement der Universität zu Lübeck.

Im Lübecker Teilprojekt liegt der Schwerpunkt auf der Identifikation medizinischer Effekte von Einzelstößen und der Entwicklung präventiver Konzepte für Betroffene. Die Projektleitung hat Elke Ochsmann inne.

Die vorliegende Arbeit stellt die Exploration relevanter Outcomes und Messinstrumente dar, um mögliche physiologische Effekte auf das Hand-Arm-System erstmals systematisch zu erfassen. Bei der Literaturrecherche wirkte Alexandra Corominas, Institut für Arbeitsmedizin, Prävention und Gesundheitsmanagement, Universität zu Lübeck, als zweite Reviewerin bei der Eignungsprüfung der ermittelten Quellen mit. Uwe Kaulbars und Benjamin Ernst, Institut für Arbeitsschutz der DGUV, supervidierten den Aufbau und Aussteuerung des elektrodynamischen Shakers für die Experimente in Sankt Augustin. Das Skript zur automatisierten Auswertung der EMG-Daten wurde durch Robert Wendlandt, Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie, Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Lübeck realisiert. Statistische Beratung zur Pilotstudie erfolgte durch Nicole Heßler, Institut für Medizinische Biometrie und Statistik, Universität zu Lübeck.

Aktuell erfolgt die Umsetzung der experimentellen Studie „Single Shocks & Health Effects“, deren Protokoll auf den Ergebnissen der Pilotstudie basiert.

7.2. Votum der Ethikkommission



UNIVERSITÄT ZU LÜBECK

Universität zu Lübeck · Ratzeburger Allee 160 · 23538 Lübeck

Frau
Prof. Dr. med. Ochsmann
Institut für Arbeitsmedizin

im Hause

Ethik-Kommission

Vorsitzender:

Herr Prof. Dr. med. Alexander Katalinic
Universität zu Lübeck
Stellv. Vorsitzender:
Herr Prof. Dr. med. Frank Gieseler
Ratzeburger Allee 160
23538 Lübeck

Sachbearbeitung: Frau Janine Erdmann
Tel.: +49 451 3101 1008
Fax: +49 451 3101 1024

ethikkommission@uni-luebeck.de

Aktenzeichen: 18-222

Datum: 11. September 2018

Sitzung der Ethik-Kommission am 06. September 2018

Antragsteller: Frau Prof. Dr. Ochsmann

Titel: Einzelstöße auf das Hand-Arm-System durch Maschinen und Werkzeuge: Expositionen, Übertragung und gesundheitliche Effekte (SSHE)

Sehr geehrte Frau Prof. Ochsmann,

der Antrag wurde unter berufsethischen, medizinisch-wissenschaftlichen und berufsrechtlichen Gesichtspunkten geprüft.

Das folgende Votum bezieht sich ausschließlich auf die Pilotphase des oben genannten Studienvorhabens. Die Kommission hat **nach der Berücksichtigung** der folgenden **Hinweise** keine Bedenken: Aushang wie Probandeninformation zum Arbeitspaket 3 sollten angeben, wie viel Zeit für eine Studienteilnahme aufzubringen ist. Vorgesehene Versicherungen sind mit Kontaktdaten in der Probandeninformation zu benennen. Die „Exposition im Shaker“ ist für Laien verständlich zu erläutern. Die Informationen zum EMG sind in eine Studieninformation zu integrieren.

Für die Beratung der Hauptstudie bittet die Kommission um Vorlage eines üblichen Studienprotokolls.


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).

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. med. Alexander Katalinic
Vorsitzender

Herr Prof. Dr. Katalinic (Soz.med. u. Epidemiologie, Vorsitzender)
 Hr. Prof. Dr. Gieseler (Medizinische Klinik I, Stellv. Vorsitzender)
Hr. Prof. Habermann (Chirurgie, Biobank)
 Hr. PD Dr. Bausch (Chirurgie)
 Hr. Prof. Dr. Borck (Medizingeschichte u. Wissenschaftsforschung)
 Fr. Farries (Amtsgericht Eutin)
 Hr. Prof. Dr. Lauten (Kinder- u. Jugendmedizin)

Frau Martini (Caritas)
 Hr. Prof. Dr. Moser (Neurologie)
 Herr Prof. Obleser (Psychologie)
 Hr. Prof. Dr. Raasch (Pharmakologie)
Hr. Prof. Dr. Rehmann-Sutter (MGWF)
 Hr. Schneider (Landgericht Lübeck)
 Fr. Prof. em. Dr. Schrader (Plastische Chirurgie)
 Hr. Dr. Vonthein (Med. Biometrie u. Statistik)

7.3. Ausführliche Tabellen und Grafiken

Tabelle 9: Liste der Stichworte, die bis 13. Mai 2019 mittels Pilot-Suche ermittelt und anschließend für die Literaturrecherche nach PEO-Schema kombiniert wurden. Die Suchen erfolgten unter Einsatz von MeSH-Begriffen, Platzhaltern (*, ?) und Booleschen Operatoren.

Exposure	Outcome
<p><i>Shock / vibration wording</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • Single shock* • repetitive shock* • Adhoc shock* • vibration* • Impact vibration* • impulsive vibration* • transients • transient vibration* • isolated shock* • shock-type vibration* • shock type vibration* <p><i>shock / vibration emitting tools</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • hand tool* • Vibration tool* • Hand-held • Nail gun* • Hammer* • Pistol* • Pneumatic gun* • Axe* • Impact drill* • Percussion drill* • tamping rammer* • chipping hammer* • impact wrench* • Breaker* • Orbital sander* • Spot welder* • Angle grinder* • Rivet gun* • Pneumatic knife* • Hand tractor* <p><i>Sport / recreational</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • Golf • Tennis NOT "tennis elbow" • Baseball • Cricket • Squash • Hockey • Ice hockey • Recreational shoot* • Sport shoot* • Boxing • Drumm* 	<p><i>Syndromes</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • Carpal tunnel syndrome (MeSH) • Hypothenar hammer syndrome • Hand-arm vibration syndrome (MeSH) • Hand arm vibration syndrome (MeSH) • HAVS <p><i>Nerves</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • peripheral neuropathy (MeSH) • Radial nerve (MeSH) • Lesion, radial nerve (MeSH) • Ulnar nerve (MeSH) • Median nerve (MeSH) • Median neuropathy (MeSH) • Axillary nerve • Axillary / innervation (MeSH) • Nerve conduction (MeSH) • Paresthesia (MeSH) • vibratory sensation • Hypesthesia (MeSH) • Sensory threshold (MeSH) • Perceptive threshold • Temporary threshold shift <p><i>Vessels</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • Vibration white finger • finger blanching • Raynaud* phenomenon (MeSH) • Circulatory • temperature • thermosensing (MeSH) <p><i>Muscles / Tendons / Bones</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • musculoskeletal disorder • musculo-skeletal disorder • Muscular fatigue (MeSH) • Muscle fatigue (MeSH) • Muscular edema • Grip force • Hand strength (MeSH) • Tendinopathy (MeSH) • Tendinitis (MeSH) • Tendinosis (MeSH) • Tenosynovitis • Joint disease* (MeSH) • Arthropathy • Arthrosis, premature • Arthrosis • Osteoporosis <p><i>Biomarker</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • Creatine kinase (MeSH) • Lactic acid (MeSH) • troponin* (MeSH) • Endothelin (MeSH) <p><i>Anatomy</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • Hand • Arm • Hand-arm* • Finger (MeSH) • Wrist (MeSH) • Elbow (MeSH) • Shoulder (MeSH)

Tabelle 10: Häufigkeit und durchschnittliche Fallzahl primärer und sekundärer Outcomes aller N = 341 Quellen aus Output A, systematisiert nach der von Dodd et al. [62] vorgeschlagenen Outcome-Klassifizierung

Kernbereich	Outcome-Domäne	Outcome	Häufigkeit (relativer Anteil in %)	Mittlere Fallzahl ¹	
Physiologisch / klinisch	Blut / lymphatisches System	Veränderungen zellulärer Blutbestandteile und der Viskosität	9 (2,6)	58,0 ²	
		Summe: ≥1 Outcome Blut / Lymphatisches System	9 (2,6)		
	Allgemeine Outcomes	Umfang der Finger und des Handgelenks	5 (1,5)	59,2	
		Body Mass Index	1 (0,3)		
		Summe: ≥1 allgemeine Outcomes	6 (1,8)		
	Muskel-Skelett-System	Kraftmessung: Greifkraft	27 (7,9)	96,2	
		Elektromyografie der Muskeln des Hand-Arm-Systems	18 (5,3)	26,3	
		Bildgebung Knochen: Röntgen / Dual-Röntgen-Absorptiometrie	13 (3,8)	196,3	
		Kraftmessung: Kneifkraft	8 (2,3)	146,0	
		Fragebogen: muskuloskelettale Symptome	8 (2,3)	388,1	
		Klinische Gelenkprüfung / Goniometrie	6 (1,8)	105,0	
		Bildgebung Weichteile: Magnetresonanztomografie	2 (0,6)		
		Histologie: Muskel und Knochen	2 (0,6)		
		Klinische Chemie: Hydroxyprolin im Urin	1 (0,3)		
		Klinische Diagnose: M. Dupuytren	1 (0,3)		
		Summe: ≥1 Outcome Muskel-Skelett-System	86 (25,2)		
		Nervensystem	Schwellenwerte der dermalen Mechanorezeptoren (Vibration / Druck / Berührung)	101 (29,6)	117,6
			Periphere Nervenleitgeschwindigkeit	43 (12,6)	62,8
	Thermotaktile Fühlschwelle		22 (6,5)	81,6	
	Stockholm-Workshop-Skala / Taylor-Pelmear-Skala, sensoneuronales Stadium		22 (6,5)	120,8	
	Histologie: Nerven und Rezeptoren		13 (3,8)	29,0 ³	
	Fragebogen: neurologische Symptome		12 (3,5)	396,3	
	Autonomer Tonus: Herzratenvariabilität		10 (2,9)	38,5	
	Klinische Chemie: Katecholamine in Serum / Urin		6 (1,8)	119,2	
	Fühlschwelle elektrischer Strom		4 (1,2)	118,0 ³	
	Autonomer Tonus: Schwitzen, Gefäßtonus		3 (0,9)	20,3	
	Elektroenzephalografie		2 (0,6)		
	Hoffmann-Tinel-Zeichen / Phalen-Zeichen		2 (0,6)		
	Bildgebung peripherer Nerven: Sonografie		2 (0,6)		
	Bildgebung Schädel: Magnetresonanztomografie		1 (0,3)		
	Klinische Diagnose: Tremor		1 (0,3)		
	Summe: ≥1 Outcome Nervensystem		244 (71,6)		
	Gefäßsystem		Haut-Thermometrie, mit Kälteprovokation	40 (11,7)	102,7
			Finger-Blutdruck mittels Okklusions-Plethysmografie, mit Kälteprovokation (% FSBP)	38 (11,1)	201,7
		Klinische Chemie: vasoaktive / gerinnungsaktive Serum-Biomarker (exklusive Endothelin)	22 (6,5)	62,1 ³	
		Finger-Blutfluss mittels Sonografie / Laser-Doppler-Technik	20 (5,9)	28,7	
		Stockholm-Workshop-Skala / Taylor-Pelmear-Skala, vaskuläres Stadium	18 (5,3)	126,3	
		Finger-Blutfluss mittels Dehnungsstreifen-Plethysmografie	17 (5,0)	57,9	
		Haut-Thermometrie, ohne Kälteprovokation	15 (4,4)	95,7	
		Fragebogen: vaskuläre Symptome	11 (3,2)	230,6	
		Klinische Beurteilung des Hautkolorits nach Kälteprovokation	7 (2,1)	98,8	
		Klinische Diagnose: M. Raynaud	5 (1,5)	368,4	
		Klinische Chemie: Endothelin-Konzentration	4 (1,2)	58,8 ²	
		Allen-Test	4 (1,2)	39,0	
		Bildgebung peripherer Gefäße: Röntgen-/MR-Angiografie	4 (1,2)	3,7	
		Bildgebung peripherer Gefäße: Sonografie, Echokardiografie	3 (0,9)	70,0	

		Nagel-Rekapillarierungszeit	3 (0,9)	21,1
		Finger-Blutdruck mittels Okklusions-Plethysmografie, ohne Kälteprovokation	3 (0,9)	15,5
		Histologie: Endothel	2 (0,6)	
		Summe: ≥1 Outcome Gefäßsystem	216 (63,3)	
Funktionsniveau	Körperliches Funktionsniveau	Geschicklichkeits-/Fertigkeitstests exklusive Purdue Pegboard Test	10 (2,9)	86,0
		Fragebögen Funktionseinschränkungen (Disability of hand, shoulder and arm, Nordic, Alltagseinschränkung)	8 (2,3)	118,7
		Geschicklichkeits-/Fertigkeitstests: Purdue Pegboard Test	6 (1,8)	129,2
		Schmerzskaalen	4 (1,2)	228,8
		Summe: ≥1 Outcome Körperliches Funktionsniveau	28 (8,2)	
	Eigenwahrnehmung des Gesundheitsstatus	Fragebogen: subjektive Wahrnehmung von Hand-Arm-Vibration	3 (0,9)	
		Fragebogen: subjektive Schwere der Symptome	1 (0,3)	
		Summe: ≥1 Outcome Eigenwahrnehmung	4 (1,2)	

¹ Durchschnittswert der angegebenen Probandenzahl inklusive Kontrollgruppen, angegeben bei mindestens 3 Studien

² zusätzlich Zellkultur / in-vitro-Experimente mit dieser Methode

³ zusätzlich Tierversuche mit dieser Methode

Tabelle 11: Häufigkeit und durchschnittliche Fallzahl primärer und sekundärer Outcomes von n = 15 Quellen mit stoßhaltigen Expositionen aus Output A, systematisiert nach der von Dodd et al. [62] vorgeschlagenen Outcome-Klassifizierung

Kernbereich	Outcome-Domäne	Outcome	Häufigkeit (relativer Anteil in %)	Mittlere Fallzahl ¹
Physiologisch / klinisch	Blut / lymphatisches System	Veränderungen zellulärer Blutbestandteile und der Viskosität	1 (5)	
		Summe: ≥1 Outcome Blut / Lymphatisches System	1 (5)	
	Muskel-Skelett-System	Elektromyografie der Muskeln des Hand-Arm-Systems	4 (20)	21,3
		Bildgebung Knochen: Röntgen / Dual-Röntgen-Absorptiometrie	1 (5)	
		Bildgebung Weichteile: Magnetresonanztomografie	2 (10)	
		Summe: ≥1 Outcome Muskel-Skelett-System	7 (35)	
	Nervensystem	Schwellenwerte der dermalen Mechanorezeptoren (Vibration / Druck / Berührung)	4 (20)	14,7
		Periphere Nervenleitgeschwindigkeit	2 (10)	
		Summe: ≥1 Outcome Nervensystem	6 (30)	
	Gefäßsystem	Haut-Thermometrie, ohne Kälteprovokation	2 (10)	
Klinische Diagnose: M. Raynaud		1 (5)		
Summe: ≥1 Outcome Gefäßsystem		3 (15)		
Funktionsniveau	Körperliches Funktionsniveau	Fragebögen Funktionseinschränkungen (Disability of hand, shoulder and arm, Nordic, Alltagseinschränkung)	1 (5)	
		Summe: ≥1 Outcome Körperliches Funktionsniveau	1 (5)	
	Eigenwahrnehmung des Gesundheitsstatus	Fragebogen: subjektive Schwere der Symptome	2 (10)	
		Summe: ≥1 Outcome Eigenwahrnehmung	2 (10)	

¹ Durchschnittswert der angegebenen Probandenzahl inklusive Kontrollgruppen, angegeben bei mindestens 3 Studien

Tabelle 12: Charakteristika der inkludierten Studien der Literaturrecherche (Output B)

Quelle	Jahr	Land	Design	Probanden			Intervention				Kontrollexposition
				Anzahl	davon ♀	Ø Alter [Jahre]	Typ	Dauer [min]	a _{h_v} [m/s ² rms]	Frequenz [Hz]	
Bovenzi et al. [17]	1997	GBR	QES	N = 8	0	28,8 (Spanne 23 - 44)	FPP	30	2,8 11,0	31,5 125	statische Kraft
Bovenzi et al. [117]	1999	GBR	QES	N = 10	0	32,0 (SD 8,5)	FPP	15	0,7 2,8 5,5 7,8	125	Keine
Bovenzi et al. [113]	1990	ITA	QES	N = 8	0	48,0 (Spanne 23 - 61)	FV	5 - 15	3,5 (rechts) 2,5 (links)	variables Spektrum (Kettensäge)	statische Kraft statische Kraft + Lärm
Bovenzi et al. [126]	2007	GBR	QES	N = 10	0	28,1 (SD 4,7)	FPP	60	8	125	statische Kraft
Burström et al. [104]	2009	SWE	QES	N = 10	5	23,3 (Spanne 21 - 25)	FPP	2 - 16	2,5 - 14,2	31,5 125	Keine
Burström et al. [118]	2008	SWE	QES	N = 10	5	25,0 (Spanne 22 - 28)	FPP	2 - 16	2,5 - 14,2	31,5 125	Keine
Fattorini et al. [109]	2016	ITA	QESc	N = 34	16	22,0 (SD 5,0)	HP	45 s	nicht berichtet	20 / 30 / 33 / 40	Keine
Furuta et al. [116]	1991	JPN	QES	N = 18	9	k. A. (Spanne 20 - 35)	FPP	1	0,3 - 44,2	16 / 31,5 / 63 / 125 / 250 / 500	Keine
Gerard et al. [110]	1999	USA	QES	N = 10	nicht berichtet	k. A. (Spanne 20 - 32)	HP	10	nicht berichtet	90 150 300	statische Kraft
Hammarskjöld et al. [44]	1991	SWE	QES	N = 10	0	37,0 (Spanne 23 - 49)	HP	10	20	50	Keine
Kihlberg et al. [124]	1995	SWE	QES	N = 15	0	34,0 (Spanne 22 - 58)	HP	20 s 3 min	8	variables Spektrum (Schleifgerät, Meißelhammer)	statische Kraft (beim EMG)
Luo et al. [111]	2000	JPN	QES	N = 10	4	30,7 (SD 5,7)	FPP	5 (3x)	0,8 8	60	statische Kraft
Maeda et al. [125]	2008	JPN	QES	N = 9	0	k. A. (Spanne 21 - 23)	FV	5	0,53	variables Spektrum (Elektrogerät)	statische Kraft
Mahbub et al. [127]	2008	JPN	QES	N = 8	0	24,0 (SD 0,5)	HP	5	5,5	31,5 125 250	statische Kraft
Mahbub et al. [128]	2006	JPN	QES	N = 6	0	22,7 (SD 1,0)	HP	5	5,1	125	Keine
Mahbub et al. [74]	2011	JPN	QES	N = 8	0	24,0 (SD 0,5)	HP	5	5,5	31,5 250	statische Kraft

Malchaire et al. [115]	1998	BEL	QES	N = 9	0	k. A. (Spanne 25 - 35)	HP	32	0,16 - 41,5	31,5 125 500	statische Kraft
Nakamura et al. [112]	1996	JPN	QES	N = 7	0	55,4 (SD 8,2)	HP	5	6,4	120	statische Kraft
Noël et al. [119]	2019	FRA	QES	N = 1	nicht berichtet	nicht berichtet	HP	10 s 1 min	1,6 - 20,8	31 / 63 / 125 / 160 / 200 / 250 / 315 / 400	Keine
Olsen et al. [120]	1993	DNK	QES	N = 12	0	27,0 (Spanne 18 - 38)	HP	30	16,0 4,0	31,5 125	Keine
Pettersson et al. [114]	2018	FIN	QES	N = 14	7	25,0 (Spanne 21 - 39)	HP	30	5,0	variables Spektrum (Winkelschleifer)	statische Kraft
Radwin et al. [123]	1987	USA	QESc	N = 5	2	nicht berichtet	HP	1	8,0	20 / 40 / 80 / 160	statische Kraft
Scheffer et al. [129]	1989	DEU	QES	N = 14	0	k. A. (Spanne 18 - 32)	HP	8	6,3	nicht berichtet	Nur Kälte statische Kraft (teilweise)
Shibata et al. [121]	2008	JPN	QES	N = 10	0	22,1 (SD 1,0)	HP	5	5,0 20,0	125	statische Kraft
Thompson et al. [122]	2009	GBR	QES	N = 12	0	k. A. (Spanne 26 - 32)	FPP	30	0 - 15,0 (linear gesteigert)	16 / 31,5 / 63 / 125 / 250 / 315	statische Kraft
Thonnard et al. [43]	1997	BEL	QES	N = 12	0	24,5 (SD 2,5)	FV	30	12,0	variables Spektrum (Schleifgerät)	Keine

Legende: a_{hv} = bewertete Gesamtbeschleunigung der Vibration (nach ISO 5349 in den einheitlichen a_{hv} -Wert umgerechnet, sofern in den Quellen unbewertet angegeben), **BEL** = Belgien, **DEU** = Deutschland, **DNK** = Dänemark, **FIN** = Finnland, **FPP** = Simulation in „flat palm position“ nach ISO 5349, **FRA** = Frankreich, **FV** = Exposition im Feldversuch mit Maschinen, **GBR** = Großbritannien, **HP** = Simulation in „handgrip position“ nach ISO 5349, **ITA** = Italien, **JPN** = Japan, **k. A.** = keine Angabe, **QES** = Quasi-experimentelle Studie ohne Kontrollgruppe mit Prätest-Posttest-Setup, **QESc** = Quasi-experimentelle Studie ohne Kontrollgruppe und kontinuierlicher Messung, **rms** = quadratischer Mittelwert (root mean square), **USA** = Vereinigte Staaten von Amerika, **SWE** = Schweden

Tabelle 13: Outcome-Parameter mit Messinstrumenten, exemplarische Ergebnisse sowie Störvariablen der inkludierten Studien der Literaturrecherche (Output B)

Quelle	abhängige Ziel-Variable / Messinstrument	Studienergebnisse		Störvariablen ³
		Prä-Wert (SD) ¹	Post-Wert (SD) ¹ bzw. mittlere Veränderung (SD) ¹	
Bovenzi et al. [17]	FSPB in mmHg (Verschluss-Plethysmografie)	k. A.	k. A.	- Alter
	Finger-Blutfluss in ml / 100 ml Gewebe / min (Verschluss-Plethysmografie)	29,5 (5,2)	22,9 (4,8)	- Finger-Oberfläche
	Finger-Hauttemperatur in °C (Thermoelement)	34,3 (0,5)	35,3 (0,3)	- Raumtemperatur
Bovenzi et al. [117]	Finger-Blutfluss in ml / 100 ml Gewebe / min (Verschluss-Plethysmografie)	21,0 (1,7)	8,3 (1,9)	- Alter
	Finger-Hauttemperatur in °C (Thermoelement)	32,6 (2,5)	k. A.	- Finger-Oberfläche
				- Raumtemperatur
Bovenzi et al. [113]	TTS von Druck und Berührung in Δ mm (2-Punkt-Diskrimination)	} k. A.	+ 0,5	- Raumtemperatur (teilweise)
	Geschicklichkeit (Score einer manuellen Aufgabe)		+/- 0	
	Finger-Hauttemperatur in °C (Thermoelement)		-2,3	p > 0,05
	Kneifkraft in kg (Dynamometer)		-2,2	0,001 < p < 0,05 p < 0,05
Bovenzi et al. [126]	FSPB bei lokaler Kühlung in % vom FSBP vor Kühlung (Verschluss-Plethysmografie)	91,7 (8,1)	89,3 (13,0)	- Alter
Burström et al. [104]	TTS der Vibrationsschwelle in dB	k. A.	+19,9 (4,4)	- Raumtemperatur
Burström et al. [118]	TTS der Kälteschwelle in °C	33,6 (1,4)	-0,67 (0,4)	- Blutdruck (Oberarm, Finger)
	TTS der Wärmeschwelle in °C	38,0 (1,7)	+0,05 (0,3)	- Geschlechterverteilung
Fattorini et al. [109]	Indizes der Muskelermüdung und Muskelsynchronisation (s-EMG)	Kontinuierliche Messung, Vergleich unterschiedlicher Expositionen		- Raumtemperatur
Furuta et al. [116]	Finger-Blutfluss in ml / 100 ml Gewebe / min (Wärmediffusion)	} k. A.	-9,5 %	- Luftfeuchtigkeit
	Finger-Blutfluss in ml / 100 ml Gewebe / min (Laser-Doppler-Flowmeter)		-50 % bei 28-56 % der Messungen	- Griffkraft
			k. A.	- Raumtemperatur
Gerard et al. [110]	Geschicklichkeitstest (Fehlerquote bei visio-manueller Aufgabe)	12,4 (6,0)	17,5 (10,2)	- Übungseffekt
				- Griffkraft

Hammarström et al. [44]	Muskelaktivität in %MVIC (s-EMG) Leistung bei der Ausführung von Tischlerarbeiten (Nageln, Sägen, Schrauben) in Drehungen bzw. Schlägen / min	19,0 / 5,0 2,6 (0,3)	15,0 / 5,5 2,5 (0,3)	p < 0,01 / p > 0,05 p > 0,05	- Griffkraft
Kihlberg et al. [124]	Muskelaktivität in %MVIC (s-EMG) TTS der Vibrationsschwelle in dB Score eines Fragebogens zum Missempfinden	59,0 / 52 k. A. 4,7	105 / 78 k. A. 5,5	p < 0,03 / p < 0,0002 p < 0,05 p = 0,0001	- Griffkraft, - Andruckkraft - Hauttemperatur
Luo et al. [111]	Finger-Blutfluss in ml / 100 ml Gewebe / min (Wärmediffusion)	38,1 (3,4)	-21,7 % (4,0 %)	p < 0,01	- Geschlechterverteilung - Raumtemperatur
Maeda et al. [125]	TTS der Vibrationsschwelle in dB	k. A.	+12 dB	k. A.	- Lärm - Körperhaltung
Mahbub et al. [127]	Finger-Blutfluss in ml / 100 ml Gewebe / min (Wärmediffusion) Finger-Hauttemperatur in °C (Thermistor)	34,5 (5,0) / 25,5 (2,5) 32,9 (1,5) / 31,4 (1,5)	+13,1 (5,7) % / +45,6 (6,5) % -8,2 (0,6) % / -6,4 (0,3) %	p = 1,00 / p = 0,004 p = 0,013 / p = 1,00	- Raumtemperatur - Grifftemperatur
Mahbub et al. [128]	Finger-Blutfluss in ml / 100 ml Gewebe / min (Wärmediffusion)	53,0 / 26,0	62,0 / 32,0	p < 0,001 / p < 0,05	- Raumtemperatur - Grifftemperatur
Mahbub et al. [74]	TTS der Vibrationsschwelle in dB	105,0 / 112,0	121,0 / 121,0	p < 0,001 / p < 0,05	- Hauttemperatur - Raumtemperatur - Grifftemperatur
Malchaire et al. [115]	TTS der Vibrationsschwelle in dB TTS von Druck und Berührung (Anzahl Monofilamente) Nervenleitgeschwindigkeit in ms (sensorische Latenz) Geschicklichkeit (Score Purdue Pegboard Test)	96,6 (3,2) k. A. 2,12 17	+22,1 (4,1) +1 / +2 2,55 17	k. A. p > 0,05 p > 0,05 p > 0,05	- Grifftemperatur - Griffkraft
Nakamura et al. [112]	Finger-Blutfluss in ml / 100 ml Gewebe / min (Wärmediffusion) Plasma-Endothelin in pg/ml (laborchemische Bestimmung)	29,3 (2,9) 2,3	36,7 (4,5) 1,6	p < 0,05 p < 0,05	- Raumtemperatur
Noël et al. [119]	Wandschubspannung in Pa (Hochfrequenz-Ultraschall)	k. A.	-300 %	p < 0,05	k. A.
Olsen et al. [120]	Änderung der FSBP bei lokaler Kühlung in % (Verschluss-Plethysmografie)	34	34 / 48	p > 0,05 / p < 0,05	- Raumtemperatur - Blutdruck (Oberarm, Finger)
Pettersson et al. [114]	Finger-Hauttemperatur in °C (Thermistor)	26,5	25,4	p > 0,05	- Raumtemperatur - Luftstrom - Griffkraft - Andruckkraft

Radwin et al. [123]	Muskelaktivität in mV (s-EMG)	k. A.	+ 32 % / + 12 %	p < 0,001 / p > 0,1	- Griffkraft
Scheffer et al. [129]	Finger-Hauttemperatur in °C (Thermosensoren)	31,8	-2,6	k. A.	- Raumtemperatur - Griffkraft - Andruckkraft
Shibata et al. [121]	TTS der Vibrationsschwelle in dB	k. A.	+9,5 (2,8) / +15,3 (4,8)	p < 0,05 / p < 0,05	- Hauttemperatur - Raumtemperatur - Griffkraft
Thompson et al. [122]	Finger-Blutfluss in ml / 100 ml Gewebe / min (Verschluss-Plethysmografie)	k. A.	-50 % / -28 %	p < 0,001	- Hauttemperatur - Raumtemperatur
Thonnard et al. [43]	TTS der Vibrationsschwelle in dB	94,0 (5,5)	127,5 (5,0)	p < 0,001	- Hauttemperatur
	TTS von Druck und Berührung in mN (Monofilamente)	2,8 (1,2)	4,5 (2,6)	p = 0,053	
	Geschicklichkeit (Score Purdue Pegboard Test)	16,2 (1,8)	17,3 (1,6)	p < 0,001	
	Kraft-Koordination-Index in ms (Grip-Lift-Test)	383 (140)	378 (152)	p = 0,486	

Legende: **FSBP** = Finger systolic blood pressure, **k. A.** = keine Angabe, **MVIC** = maximal voluntary isometric contractions, **TTS** = temporary threshold shift

¹ Auszüge aus den Studien: Werte jeweils angegeben für die exponierte Hand, für eine exemplarische Exposition

² Nullhypothese = kein Unterschied im Vergleich zu Vorher bzw. zu einer Kontrollexposition

³ miterfasste Variablen (experimentell kontrolliert oder statistisch korrigiert), teilweise als unabhängige Variablen verwendet

Tabelle 14: Schwellenwerte des Vibrationsempfindens in dB im Verlauf des Experiments (rechte Hand, N = 8)

Exposition	Finger	Untersuchungs- frequenz	Mittelwert	SD	Min	Median	Max
Untersuchungsphase 2 Baseline	D II	8 Hz	101,3	4,5	93,5	102,0	107,1
		32 Hz	111,1	5,3	102,0	112,6	116,4
		125 Hz	100,1	5,2	94,7	100,3	108,7
		250 Hz	102,7	5,5	90,3	103,7	108,0
		500 Hz	121,2	6,0	111,0	121,2	130,2
	D V	8 Hz	99,9	2,9	96,0	99,7	104,2
		32 Hz	114,3	5,6	107,5	113,4	122,8
		125 Hz	99,8	4,4	92,7	100,4	105,6
		250 Hz	103,2	4,6	95,8	103,8	109,9
		500 Hz	119,6	7,8	109,0	119,6	128,7
Untersuchungsphase 4 Einzelstöße 1 Hz	D II	8 Hz	100,4	4,9	91,7	100,7	108,2
		32 Hz	112,2	5,3	103,6	112,5	118,6
		125 Hz	99,0	3,3	93,1	98,4	103,1
		250 Hz	106,0	5,6	95,3	106,6	114,4
		500 Hz	125,1	9,9	112,9	124,2	144,0
	D V	8 Hz	103,8	2,9	99,5	103,0	108,6
		32 Hz	115,9	5,9	106,1	118,8	121,5
		125 Hz	102,0	5,9	92,8	103,5	109,4
		250 Hz	107,4	7,4	99,8	105,1	122,6
		500 Hz	125,3	11,8	110,0	126,1	145,7
Untersuchungsphase 5 Einzelstöße 4 Hz	D II	8 Hz	103,4	2,8	98,0	104,0	106,5
		32 Hz	114,5	5,2	105,6	114,2	121,3
		125 Hz	102,1	4,8	95,0	102,0	108,6
		250 Hz	110,1	8,6	96,2	109,6	126,1
		500 Hz	128,2	11,3	112,1	131,1	147,1
	D V	8 Hz	102,8	2,9	97,4	103,3	106,0
		32 Hz	116,5	6,5	105,9	118,6	123,2
		125 Hz	103,2	6,8	95,0	102,0	112,8
		250 Hz	110,2	9,2	99,3	108,6	127,5
		500 Hz	125,9	10,9	113,5	125,6	145,6
Untersuchungsphase 6 Einzelstöße 20 Hz Burst	D II	8 Hz	102,2	3,3	96,1	102,2	107,4
		32 Hz	114,8	5,7	107,3	114,9	122,7
		125 Hz	103,2	5,8	94,8	102,6	112,6
		250 Hz	114,0	8,4	102,0	113,5	131,6
		500 Hz	132,0	8,6	120,8	131,2	147,0
	D V	8 Hz	104,0	2,2	101,6	103,6	107,6
		32 Hz	116,4	5,5	107,6	116,9	122,6
		125 Hz	104,6	8,0	95,1	103,2	118,9
		250 Hz	115,9	10,1	103,2	114,4	134,7
		500 Hz	130,1	12,6	113,0	131,4	153,2
Untersuchungsphase 7 nach 30 Minuten Erholung	D II	8 Hz	102,2	3,5	98,3	100,7	108,2
		32 Hz	112,6	4,0	106,9	112,3	118,8
		125 Hz	99,3	3,9	93,1	99,5	104,6
		250 Hz	105,4	5,3	97,4	106,4	111,0
		500 Hz	125,8	8,2	117,0	126,3	136,9
	D V	8 Hz	100,1	2,8	96,2	99,1	105,1
		32 Hz	113,7	4,6	104,9	114,8	118,2
		125 Hz	102,1	5,7	92,9	102,6	110,1
		250 Hz	110,2	8,9	98,3	109,5	127,0
		500 Hz	125,6	12,6	108,2	126,2	146,5
Untersuchungsphase 8 Ungerichtete Vibration	D II	8 Hz	102,5	4,3	97,7	101,9	109,8
		32 Hz	116,7	7,3	104,7	117,7	128,1
		125 Hz	107,2	8,4	96,2	106,8	123,7
		250 Hz	116,2	10,6	100,3	116,1	134,6
		500 Hz	132,2	11,6	114,4	132,0	150,6
	D V	8 Hz	103,4	1,3	101,2	103,8	104,9
		32 Hz	117,9	5,5	108,2	119,7	124,7
		125 Hz	106,5	7,8	95,3	105,4	121,7
		250 Hz	116,8	13,1	96,5	118,1	140,9
		500 Hz	130,3	14,1	110,4	129,1	154,8

Tabelle 15: Hauttemperatur der Dorsalseite der Mittelphalangen der Finger in °C im Verlauf des Experiments (Raumtemperatur 25,6 °C, SD 0,9 °C, N = 8)

Exposition	Hand	Finger	Mittelwert		SD		Min		Median		Max	
			vorher	nachher	vorher	nachher	vorher	nachher	vorher	nachher	vorher	nachher
Untersuchungsphase 4 Einzelstöße 1 Hz	rechts	D I	29,3	25,7	3,0	5,7	24,3	17,0	30,0	26,3	33,1	36,0
		D II	28,9	25,7	3,0	5,7	24,4	17,5	29,3	26,7	32,4	35,2
		D III	29,0	25,6	2,8	5,6	24,8	17,8	29,3	26,4	32,4	34,8
		D IV	29,3	25,9	2,7	5,4	25,2	18,4	29,5	26,9	32,8	34,7
		D V	29,1	26,2	2,9	5,6	24,9	18,2	29,6	27,3	32,8	35,5
	links	D I	29,7	27,7	2,6	5,5	25,9	19,5	30,2	29,8	33,2	36,1
		D II	29,3	26,8	2,9	6,0	24,7	18,0	29,9	29,0	32,9	35,6
		D III	29,2	26,8	2,9	5,9	24,1	17,8	29,7	28,7	32,7	35,6
		D IV	28,8	26,9	3,0	5,6	24,1	17,9	29,5	28,4	32,1	35,5
		D V	28,5	26,7	2,9	5,9	24,0	17,4	29,1	28,0	32,0	35,2
Untersuchungsphase 5 Einzelstöße 4 Hz	rechts	D I	29,4	26,9	3,3	5,3	25,7	20,7	28,8	24,8	37,4	35,6
		D II	28,5	26,3	3,9	5,3	23,1	19,0	28,3	24,2	37,2	34,6
		D III	28,5	26,5	3,8	5,0	24,4	19,7	27,8	24,6	37,3	34,6
		D IV	29,2	26,9	3,4	5,0	25,4	20,0	28,6	25,0	37,1	34,6
		D V	29,0	26,9	3,1	5,2	24,4	20,2	28,6	25,4	35,8	35,3
	links	D I	29,4	29,1	3,5	4,7	25,6	20,0	29,2	28,2	37,4	35,7
		D II	29,3	28,4	3,4	5,2	24,3	18,9	29,3	28,0	36,9	35,5
		D III	29,5	28,4	3,4	5,2	24,0	18,7	29,5	28,2	36,8	35,1
		D IV	29,2	28,5	3,6	5,2	23,8	18,9	29,2	28,3	37,0	35,2
		D V	28,9	28,1	3,8	5,0	23,9	19,1	28,7	27,7	37,1	34,9
Untersuchungsphase 6 Einzelstöße 20 Hz Burst	rechts	D I	29,7	27,3	3,7	5,2	22,0	20,1	30,2	27,7	34,7	37,6
		D II	29,3	26,5	3,0	5,1	24,0	20,3	29,7	26,6	33,4	37,1
		D III	29,8	26,6	2,2	5,0	26,5	19,7	29,8	26,5	32,9	37,4
		D IV	30,2	26,8	2,3	4,9	26,3	20,3	30,7	26,9	33,5	37,5
		D V	30,1	26,9	2,4	5,1	26,4	20,1	30,7	27,1	33,4	37,7
	links	D I	30,4	28,7	3,1	4,9	24,0	21,7	30,9	28,7	35,2	38,0
		D II	30,1	27,6	3,4	5,5	22,3	20,2	30,7	27,6	34,4	37,6
		D III	30,1	28,0	3,6	5,4	22,0	20,0	31,0	28,4	34,6	37,7
		D IV	29,9	27,9	3,6	5,5	22,2	19,9	31,0	28,8	34,6	37,6
		D V	29,5	27,6	3,6	5,5	22,0	18,9	30,2	28,2	34,4	37,5
Untersuchungsphase 8 Ungerichtete Vibration	rechts	D I	31,2	27,6	2,9	2,7	28,1	23,2	30,1	27,5	38,2	30,5
		D II	30,3	27,0	3,3	2,9	26,9	22,1	29,5	26,9	37,9	30,6
		D III	30,4	26,8	3,3	2,7	26,8	22,0	29,6	26,7	38,3	30,0
		D IV	30,6	27,1	3,2	2,8	27,7	21,7	29,9	27,4	38,5	30,5
		D V	30,5	27,2	3,3	3,1	27,7	22,1	29,7	27,1	38,7	31,5
	links	D I	31,9	29,6	2,5	3,4	28,9	23,0	31,6	30,9	37,9	33,2
		D II	31,5	28,7	3,0	3,8	27,8	21,4	31,5	30,0	38,4	32,8
		D III	31,7	28,5	3,1	3,9	26,6	20,8	31,4	30,8	38,4	32,1
		D IV	31,0	28,3	3,1	4,0	26,2	20,4	30,7	30,5	37,8	31,4
		D V	30,9	27,8	3,0	4,0	26,0	20,1	30,9	29,8	37,5	31,0

Tabelle 16: Für die Stoßphasen berechnetes durchschnittliches Aktivitätsintegral sowie jeweiliges Signal-Rausch-Verhältnis des s-EMGs (jeweils dimensionslos) der einzelnen Probanden im Verlauf des Experiments

Exposition	Muskel	berechnete Größe	VP02	VP03	VP05	VP06	VP07	VP08	VP09	VP10
Untersuchungsphase 4 Einzelstöße 1 Hz	M. triceps brachii	AI 1	0,0343	0,0153	0,3134	0,0358	0,2633	0,0621	0,2594	0,0267
		SNR	1,7711	1,0377	4,8871	0,8221	7,9344	1,7690	6,4167	0,5483
		AI 2	6,2681	1,3018	0,7381	0,9449	1,3874	0,8109	8,3724	0,6924
		SNR	10,2895	7,3067	1,8534	1,7472	9,9711	1,7537	12,5973	0,5644
	M. extensor digitorum	AI 1	0,1385	0,0107	0,1963	0,0131	0,1171	0,8503	0,0260	0,0976
		SNR	6,3085	0,2954	0,5771	0,4362	2,1595	25,969	1,1647	3,3442
		AI 2	2,8857	1,6805	0,5006	0,1810	2,7645	44,6859	0,6651	0,1512
		SNR	9,7459	2,7211	0,6304	0,5853	11,5908	67,5982	1,2893	1,0520
	M. flexor carpi ulnaris	AI 1	0,0392	0,3414	0,0467	0,3699	0,0216	0,0299	0,0263	0,0113
		SNR	1,1569	7,0045	1,5001	8,8966	1,0996	1,2812	1,4539	1,7912
		AI 2	2,2756	2,4322	2,5504	0,1561	0,4128	2,8632	1,7997	2,2111
		SNR	13,3443	5,2268	4,1905	1,0687	1,7251	9,162	7,7395	8,3548
Untersuchungsphase 5 Einzelstöße 4 Hz	M. triceps brachii	AI 1	0,0719	0,0167	0,3078	0,0221	0,0762	0,1557	- ¹	0,0244
		SNR	3,7149	1,1369	4,7994	0,5067	2,2980	4,4377	- ¹	0,5018
		AI 2	13,1472	1,4263	0,7249	0,5824	0,4018	2,0342	- ¹	0,6338
		SNR	21,5821	8,0055	1,8202	1,0770	2,8879	4,3991	- ¹	0,5166
	M. extensor digitorum	AI 1	0,1366	0,0107	0,1871	0,0120	0,0464	0,1415	- ¹	0,1002
		SNR	6,2225	0,2937	0,5500	0,3994	0,8569	4,3216	- ¹	3,4351
		AI 2	2,8464	1,6707	0,4771	0,1657	1,097	7,4364	- ¹	0,1553
		SNR	9,6129	2,7053	0,6008	0,5360	4,5993	11,2493	- ¹	1,0807
	M. flexor carpi ulnaris	AI 1	0,0362	0,6258	0,0456	0,3308	0,0156	0,0197	- ¹	0,0111
		SNR	1,0697	12,8403	1,4639	7,9560	0,7979	0,8433	- ¹	1,7608
		AI 2	2,1041	4,4586	2,4889	0,1396	0,2995	1,8845	- ¹	2,1735
		SNR	12,3386	9,5814	4,0894	0,9557	1,2518	6,0303	- ¹	8,2129
Untersuchungsphase 6 Einzelstöße 20 Hz Burst	M. triceps brachii	AI 1	0,0580	0,0105	0,2519	0,0161	0,0840	0,0979	0,0945	0,0382
		SNR	2,9977	0,7120	3,9275	0,3685	2,5302	2,7914	2,3367	0,7844
		AI 2	10,6088	0,8932	0,5932	0,4235	0,4424	1,2795	3,0489	0,9907
		SNR	17,4151	5,0137	1,4895	0,7832	3,1797	2,7671	4,5875	0,8075
	M. extensor digitorum	AI 1	0,0834	0,0222	0,1587	0,0126	0,0263	0,1082	0,0172	0,1361
		SNR	3,7966	0,6117	0,4665	0,4191	0,4855	3,3050	0,7703	4,6635
		AI 2	1,7367	3,4800	0,4047	0,1739	0,6215	5,6870	0,4399	0,2108
		SNR	5,8653	5,6349	0,5096	0,5624	2,6059	8,6030	0,8527	1,4671
	M. flexor carpi ulnaris	AI 1	0,0239	0,3722	0,0374	0,3271	0,0134	0,0244	0,0251	0,0141
		SNR	0,7048	7,6377	1,2015	7,8665	0,6831	1,0476	1,3874	2,2343
		AI 2	1,3864	2,6520	2,0428	0,1380	0,2564	2,3413	1,7174	2,7580
		SNR	8,1300	5,6992	3,3564	0,9450	1,0716	7,4918	7,3855	10,4214
Untersuchungsphase 8 Ungerichtete Vibration	M. triceps brachii	AI 1	0,0221	0,0146	0,3062	0,0986	0,0222	0,0538	0,0869	0,0278
		SNR	1,1433	0,9889	4,7746	2,2623	0,6698	1,5324	2,1490	0,5717
		AI 2	4,0461	1,2406	0,7211	2,6002	0,1171	0,7024	2,8040	0,7220
		SNR	6,6419	6,9634	1,8108	4,8081	0,8418	1,5191	4,2189	0,5885
	M. extensor digitorum	AI 1	0,0649	0,0091	0,1792	0,0272	0,0501	0,0606	0,0105	0,1055
		SNR	2,956	0,2495	0,527	0,9057	0,9250	1,8522	0,4720	3,6171
		AI 2	1,3522	1,4194	0,4571	0,3758	1,1842	3,1872	0,2696	0,1635
		SNR	4,5667	2,2983	0,5756	1,2153	4,9649	4,8214	0,5225	1,1379
	M. flexor carpi ulnaris	AI 1	0,0155	0,3613	0,0423	0,8958	0,0159	0,0190	0,0176	0,0120
		SNR	0,4576	7,4137	1,3588	21,5459	0,8090	0,8157	0,9727	1,8986
		AI 2	0,9002	2,5743	2,3101	0,3781	0,3037	1,8228	1,2040	2,3436
		SNR	5,2789	5,5321	3,7957	2,5882	1,2693	5,833	5,1780	8,8556

Legende: **AI 1** = Aktivitätsintegral, berechnet als Anteil des MVIC, **AI 2** = Aktivitätsintegral, berechnet als Anteil der statischen Kräfte der Haltung am Shaker, entsprechend der Leermessung ohne Stöße/Vibration, **SNR** = Signal-to-Noise-Ratio, **VP02 - VP10** = Pseudonyme der Studienteilnehmer (N = 8)

¹ keine auswertbaren Daten vorliegend

Tabelle 17: Indizes der muskulären Ermüdung der drei elektromyographisch untersuchten Muskeln (dimensionslos) im Verlauf des Experiments (N = 8)

Exposition	Muskel	Index	Mittelwert	SD	Min	Median	Max
Untersuchungsphase 4 Einzelstöße 1 Hz	M. triceps brachii	MDF	1,4535	1,1333	0,6319	1,0856	4,1473
		MNF	1,2048	0,6133	0,6576	1,0360	2,6261
		HFD	1,0447	0,1168	0,9051	1,0335	1,2642
		Peak PSD	1,4801	0,8189	0,7858	1,1733	3,0104
	M. extensor digitorum	MDF	0,9598	0,2874	0,4290	1,0055	1,3388
		MNF	0,9856	0,2499	0,5327	1,0102	1,2794
		HFD	0,9913	0,0831	0,8385	0,9951	1,0953
		Peak PSD	0,8811	0,2868	0,4884	0,8893	1,2924
	M. flexor carpi ulnaris	MDF	1,1553	0,8193	0,4978	0,9167	3,1276
		MNF	1,0446	0,4892	0,5492	0,9332	2,1964
		HFD	1,0060	0,1023	0,8793	0,9822	1,2368
		Peak PSD	1,3977	1,3301	0,5218	0,9233	4,4946
Untersuchungsphase 5 Einzelstöße 4 Hz	M. triceps brachii	MDF	1,0316	0,3448	0,6524	0,9281	1,6035
		MNF	1,0342	0,3370	0,6799	0,8726	1,6058
		HFD	0,9979	0,1170	0,8628	0,9653	1,1408
		Peak PSD	0,9907	0,3527	0,5158	1,0024	1,4642
	M. extensor digitorum	MDF	1,0041	0,1722	0,7995	1,0224	1,3209
		MNF	1,0030	0,1393	0,8620	0,9808	1,2691
		HFD	1,0105	0,0399	0,9634	1,0125	1,0770
		Peak PSD	1,0677	0,2346	0,7501	1,1293	1,4071
	M. flexor carpi ulnaris	MDF	1,0259	0,1711	0,8256	0,9915	1,3420
		MNF	1,0142	0,1412	0,8413	0,9786	1,2486
		HFD	1,0105	0,0477	0,9576	1,0007	1,0786
		Peak PSD	1,0048	0,1313	0,7696	1,0191	1,1801
Untersuchungsphase 6 Einzelstöße 20 Hz Burst	M. triceps brachii	MDF	1,0788	0,2432	0,7978	1,0021	1,4762
		MNF	1,0496	0,1560	0,8286	1,0223	1,3698
		HFD	1,0103	0,0459	0,9396	1,0024	1,0963
		Peak PSD	1,0357	0,2225	0,7645	1,0225	1,5073
	M. extensor digitorum	MDF	0,9613	0,1081	0,7565	0,9714	1,1184
		MNF	0,9762	0,0996	0,7815	0,9855	1,1210
		HFD	0,9827	0,0373	0,9040	0,9907	1,0341
		Peak PSD	1,0886	0,3516	0,7915	1,0038	1,9136
	M. flexor carpi ulnaris	MDF	0,9746	0,0454	0,8985	0,9782	1,0471
		MNF	0,9849	0,0399	0,9335	0,9888	1,0486
		HFD	0,9905	0,0064	0,9788	0,9904	0,9988
		Peak PSD	0,9785	0,1956	0,6829	0,9690	1,3558
Untersuchungsphase 8 Ungerichtete Vibration	M. triceps brachii	MDF	0,9656	0,2576	0,4333	1,0187	1,2834
		MNF	0,9793	0,2266	0,4915	1,0179	1,2610
		HFD	0,9857	0,0807	0,8161	0,9909	1,0708
		Peak PSD	0,9754	0,2077	0,5450	0,9999	1,1911
	M. extensor digitorum	MDF	1,0986	0,3452	0,7198	1,0011	1,7905
		MNF	1,0753	0,2533	0,8291	1,0139	1,6070
		HFD	1,0116	0,0577	0,9368	1,0052	1,1121
		Peak PSD	1,1407	0,3210	0,6884	1,0395	1,6654
	M. flexor carpi ulnaris	MDF	0,9155	0,1684	0,6324	0,9723	1,1600
		MNF	0,9269	0,1258	0,7130	0,9656	1,0796
		HFD	0,9880	0,0275	0,9407	0,9931	1,0283
		Peak PSD	0,9430	0,1920	0,5812	1,0072	1,1789

Legende: **HFD** = Index der fraktalen Dimension (Selbstähnlichkeit), **MDF** = Index der Median-Frequenz des Leistungsdichtespektrums, **MNF** = Index der Mittelwert-Frequenz des Leistungsdichtespektrums, **Peak PSD** = Maximal-Frequenz des Leistungsdichtespektrums

Hinweis: Für weitere Erläuterungen zu den verwendeten Indizes vgl. Kapitel 2.2.6.

Tabelle 18: Greifkraft und Kneifkraft in kg im Verlauf des Experiments (N = 8)

Exposition	Hand	Griff	Mittelwert	SD	Min	Median	Max
Untersuchungsphase 2 Baseline	rechts	Greifkraft	44,6	8,0	32,7	40,8	55,0
		Kneifkraft: Manöver 1	10,3	3,1	6,7	10,4	15,7
		Kneifkraft: Manöver 2	10,9	2,5	7,3	11,0	14,2
		Kneifkraft: Manöver 3	6,7	1,8	3,8	7,3	9,2
	links	Greifkraft	41,2	6,4	32,0	40,0	50,7
		Kneifkraft: Manöver 1	10,6	3,4	6,1	10,8	16,3
		Kneifkraft: Manöver 2	10,3	1,8	7,8	10,3	12,7
		Kneifkraft: Manöver 3	6,7	1,8	4,2	6,8	9,3
Untersuchungsphase 7 Abschluss-Messung	rechts	Greifkraft	42,8	8,3	34,3	41,5	55,3
		Kneifkraft: Manöver 1	8,4	2,2	5,2	8,6	11,0
		Kneifkraft: Manöver 2	10,1	2,3	7,5	9,9	14,2
		Kneifkraft: Manöver 3	6,1	1,4	4,0	6,6	7,7
	links	Greifkraft	40,0	6,0	32,2	39,0	51,2
		Kneifkraft: Manöver 1	9,4	3,0	6,0	9,8	13,0
		Kneifkraft: Manöver 2	9,8	2,3	7,5	9,5	14,2
		Kneifkraft: Manöver 3	5,9	1,7	3,5	6,5	7,8

Legende: **Manöver 1** = 3-Finger-Griff, **Manöver 2** = Schlüsselgriff, **Manöver 3** = 2-Finger-Griff (vgl. Kapitel 2.2.5.)

Tabelle 19: Score der Aufgaben des Purdue Pegboard Tests im Verlauf des Experiments (N = 8)

Exposition	Aufgabe (Purdue Pegboard Test)	Mittelwert	SD	Min	Median	Max
Untersuchungsphase 2 Baseline	Aufgabe 1: rechte Hand	15,3	1,3	13,7	15,0	17,7
	Aufgabe 2: linke Hand	14,9	1,5	12,3	15,3	17,3
	Aufgabe 3: beide Hände	12,5	1,0	10,7	12,7	13,7
	Aufgabe 4: Zusammenbau	39,6	3,2	35,3	40,7	43,7
Untersuchungsphase 7 Abschluss-Messung	Aufgabe 1: rechte Hand	15,3	1,5	12,7	15,3	17,3
	Aufgabe 2: linke Hand	14,6	1,2	12,7	15,0	16,3
	Aufgabe 3: beide Hände	12,5	1,0	11,0	12,7	13,7
	Aufgabe 4: Zusammenbau	39,9	5,1	31,7	40,7	46,0

Tabelle 20: Gegenüberstellung der Streuung von Andruckkraft (kontrolliert) und Griffkraft in N während der Experimente (N = 8)

		Median (SD)	Quartilsdispersionskoeffizient = Interquartilsabstand / Median
Andruckkraft	1 Hz	49,7 (0,8)	0,02
	4 Hz	49,4 (1,1)	0,03
	20 Hz	49,2 (1,7)	0,04
	Ungerichtete Vibration	49,6 (1,0)	0,02
Griffkraft	1 Hz	18,0 (8,9)	0,84
	4 Hz	12,0 (22,3)	1,33
	20 Hz	13,6 (13,5)	1,52
	Ungerichtete Vibration	13,1 (11,5)	1,19

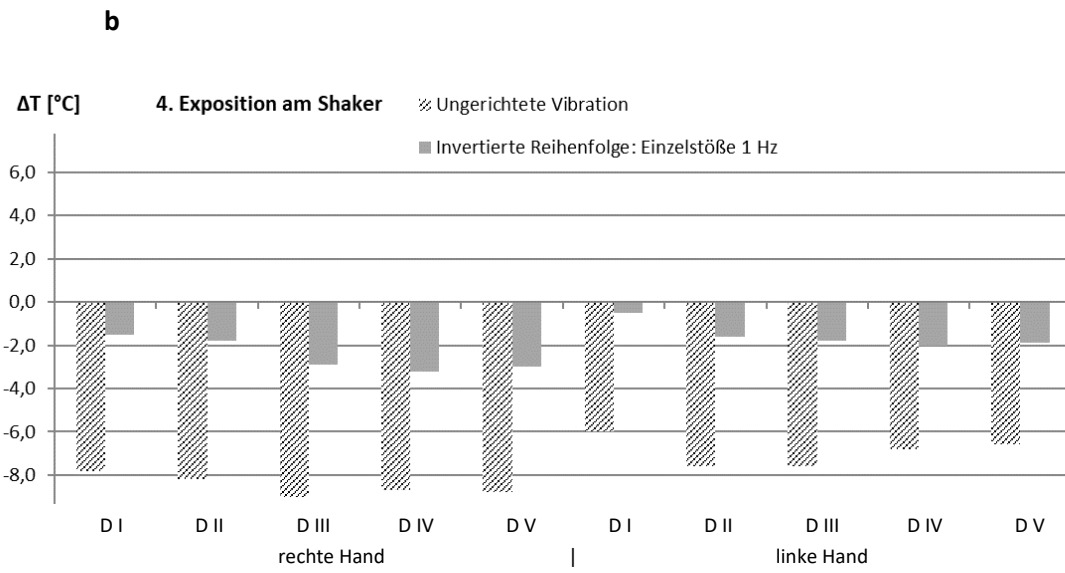
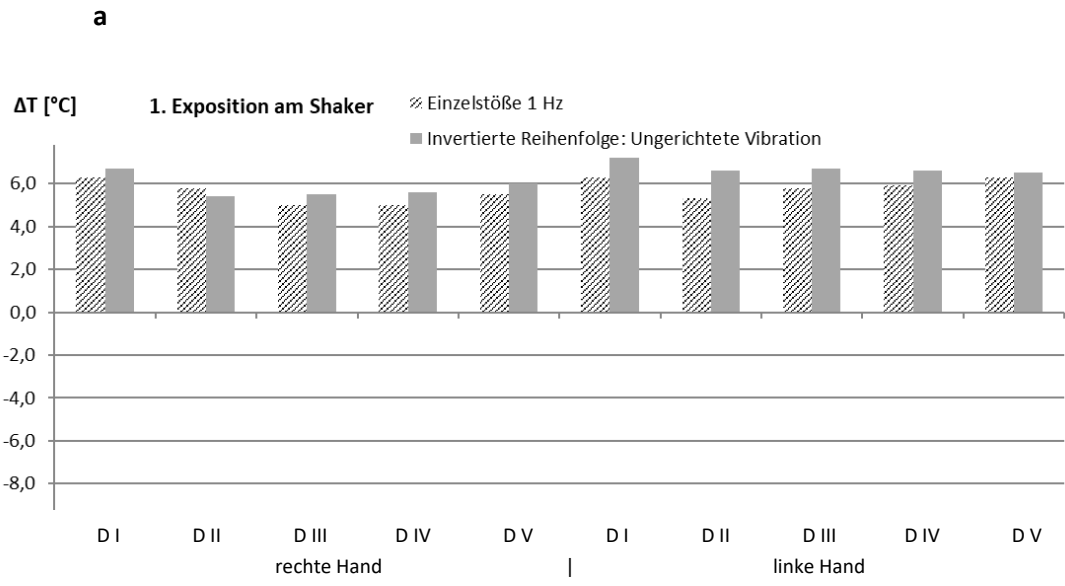



Abbildung 23: Zusatzuntersuchung der ΔT bei einer Versuchsperson durch Umkehrung des Versuchsablaufs, dargestellt sind jeweils die erste (a) und die letzte Exposition (b). Hinweise auf einen Reihenfolge-Effekt ergaben sich durch die initiale Zunahme und finale Abnahme der Hauttemperatur unabhängig von der Expositionsmodalität.

7.4. Anamnese-Fragebogen



**UK
SH**

UNIVERSITÄTSKLINIKUM
Schleswig-Holstein

Campus Lübeck
Institut für Arbeitsmedizin, Prävention und BGM
Direktorin: Prof. Dr. med. Elke Ochsmann

Anamnese-Fragebogen für Probanden

Kontaktinformationen

Name, Vorname Geburtsdatum

Telefon E-Mail

derzeitiger Beruf

Allgemeine Gesundheit

Treiben Sie regelmäßig Sport? Ja, seit _____ Nein

Sportart(en) _____

Wie lange ist Ihr letztes Training her? _____

Benutzen Sie *vibrierende oder stoßhaltige Werkzeuge in Ihrer Freizeit?**

* z. B. Naglergeräte, Bolzensetzer, Tacker, Rüttler, Nietgeräte, pneumatische Geräte etc.

Ja, folgende _____ Nein

Vorerkrankungen (z. B. Bluthochdruck, Diabetes, Asthma, Schaden 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**

Arme, Hände, Beine, Rücken

Ich bin: Rechtshänder(in) Linkshänder(in) Beidhänder(in)

Bisherige Symptome / Diagnosen (bitte markieren falls zutreffend)

Arme Verletzungen - Schmerzen - Bewegungseinschränkung - Tennisellenbogen - Kribbeln

Sonstiges / Details: _____

Hände: Kribbeln - weiße Finger bei Kälte - kalte Hände - Taubheitsgefühl

Sonstiges / Details: _____

Beine Verletzungen - Schmerzen - Krampfadern - kalte Füße - Kribbeln - Taubheitsgefühl

Sonstiges / Details: _____

Rücken Beweglichkeit - Verspannungen - Belastungen – Rheumatische Erkrankungen

Sonstiges / Details: _____

Spezielle Fragen für die Studie

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!

7.5. Danksagung

Ich möchte mich bei allen bedanken, die mich bei Konzeption, Durchführung und Anfertigung der medizinischen Doktorarbeit unterstützt haben.

An dieser Stelle gilt der Dank vor allem meiner Doktormutter und Direktorin des Instituts für Arbeitsmedizin, Prävention und betriebliches Gesundheitsmanagement, Elke Ochsmann, für die Überlassung des Themas und der Begleitung des Projektes mit hilfreichen Ratschlägen und konstruktiver Kritik.

Ganz herzlich bedanke ich mich auch beim Team des Instituts, insbesondere Alexandra Corominas, für die kollegiale und vertrauensvolle Zusammenarbeit und die vielen Anregungen bei Projektplanung, Durchführung und schriftlicher Ausarbeitung. *Thanks for having my back.*

Ebenfalls möchte ich mich stellvertretend für das Institut für Arbeitsschutz der DGUV bei Uwe Kaulbars und Benjamin Ernst für die gute interdisziplinäre Zusammenarbeit bei den Messungen in Sankt Augustin bedanken, durch die dieses Vorhaben umgesetzt werden konnte. Robert Wendlandt, Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie, danke ich für die Hilfe und seine Kreativität bei den Herausforderungen der EMG-Auswertung und Nicole Heßler, Institut für Medizinische Biometrie und Statistik, für die Beratung und die nützlichen Tipps zur statistischen Auswertung der Pilotstudie.

Schließlich möchte ich mich bei meinen Freunden und meiner Familie für die Geduld und das Verständnis sowie die interessierte Begleitung während meiner Promotionszeit bedanken.

7.6. Lebenslauf

(nicht veröffentlicht)