



# Praxisnah ermittelte Impedanzverläufe zur Nutzung für biomechanische Modellierungen der beiden menschlichen Hand-Arm-Systeme

J. Kinne

J. Kinne

**Praxisnah ermittelte Impedanzverläufe  
zur Nutzung für biomechanische  
Modellierungen der beiden  
menschlichen Hand-Arm-Systeme**

Dortmund/Berlin/Dresden 2012

Diese Veröffentlichung entspricht der überarbeiteten Dissertation „Praxisnah ermittelte Impedanzverläufe zur Nutzung für biomechanische Modellierungen der beiden menschlichen Hand-Arm-Systeme“.

Die Verantwortung für den Inhalt dieser Veröffentlichung liegt bei dem Autor.

D 17

Autor: Dr. Jens Kinne  
Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin

Titelfoto: Holger Reyhl  
Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin

Umschlaggestaltung: Rainer Klemm  
Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin

Herausgeber: Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin  
Friedrich-Henkel-Weg 1 – 25, 44149 Dortmund  
Telefon 0231 9071-0  
Fax 0231 9071-2454  
poststelle@buaa.bund.de  
www.buaa.de

Berlin:  
Nöldnerstr. 40 – 42, 10317 Berlin  
Telefon 030 51548-0  
Fax 030 51548-4170

Dresden:  
Fabricestr. 8, 01099 Dresden  
Telefon 0351 5639-50  
Fax 0351 5639-5210

Alle Rechte einschließlich der fotomechanischen Wiedergabe und des auszugsweisen Nachdrucks vorbehalten.

# **Praxisnah ermittelte Impedanzverläufe zur Nutzung für biomechanische Modellierungen der beiden menschlichen Hand-Arm-Systeme**

Vom Fachbereich Maschinenbau

an der Technischen Universität Darmstadt

zur

Erlangung des Grades eines Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.)

genehmigte

D i s s e r t a t i o n

vorgelegt von

**Dipl.-Ing. Jens Kinne**

aus Leipzig

Berichterstatter: Prof. Dr.-Ing. R. Bruder

Mitberichterstatter: Prof. Dr.-Ing. H. P. Wölfel

Tag der Einreichung: 17.06.2008

Tag der mündlichen Prüfung: 28.10.2008

Darmstadt 2009

# Inhaltsverzeichnis

	Seite
<b>Kurzreferat</b>	<b>5</b>
<b>Abstract</b>	<b>6</b>
<b>Vorwort</b>	<b>7</b>
<b>1 Einleitung</b>	<b>8</b>
1.1 Arbeitswissenschaft – Arbeitsschutz – Schwingungsschutz	8
1.2 Gesundheitsgefährdung des Hand-Arm-Systems durch das Einwirken mechanischer Schwingungen	13
1.3 Schutz des Hand-Arm-Systems vor Schwingungseinwirkungen	23
1.3.1 Anwendung des Technischen Schwingungsschutzes	24
1.3.2 Verwirklichung des Prinzips der Trennung von Mensch und Maschine	26
1.3.2.1 Nutzung der Modellierung von Hand und Hand-Arm-System	26
1.3.2.2 Biomechanische Modellierung des Hand-Arm-Systems	28
1.4 Notwendigkeit der Weiterentwicklung der Impedanzmessung zur Verbesserung der Ausgangssituation der biomechanischen Modellierung	32
1.5 Ziele und Inhalt dieser Arbeit	35
<b>2 Stand der Entwicklung</b>	<b>36</b>
2.1 Messung der Impedanz	37
2.2 Mechanische Interpretation des Impedanzverlaufs	41
2.3 Biomechanische Modellierung auf der Basis von Hand-Arm-Impedanzen	50
2.3.1 Software-Modelle	50
2.3.2 Hardware-Modelle	52
<b>3 Praxisnahe Ermittlung von Impedanzverläufen beider menschlicher Hand-Arm-Systeme</b>	<b>55</b>
3.1 Praxisnahe Impedanzmessung	55
3.1.1 Messeinrichtung für die gleichzeitige Messung der Impedanz des linken und rechten Hand-Arm-Systems	55
3.1.2 Nachweis der Anwendbarkeit der Messeinrichtung	56
3.1.3 Impedanzmessung	60
3.1.3.1 Weiterentwicklung des Verfahrens	60
3.1.3.2 Überprüfung der Anwendbarkeit des Verfahrens	62
3.2 Gleichzeitige und handmaschinengerechte Ermittlung von Impedanzkurven des linken und rechten Hand-Arm-Systems am Zweihandimpedanz-Versuchsstand	65
3.2.1 Allgemeine Versuchsbedingungen	65

3.2.1.1	Sicherheit am Versuchsstand	66
3.2.2	Versuchsparameter für das rechte Hand-Arm-System	68
3.2.3	Versuchsparameter für das linke Hand-Arm-System	69
3.2.3.1	Handkräfteermittlung	69
3.2.3.2	Festlegung der Handkräfte und Reproduzierbarkeit der Körperhaltung	72
3.2.4	Versuchsdurchführung	73
3.2.4.1	Ablauf der Messung für jede Versuchsperson	73
3.2.4.2	Subjektive Befragung der Versuchspersonen nach ihrer Erfahrung im Umgang mit drehschlagenden Handmaschinen	74
3.2.5	Statistische Sicherheit der Messwerte	74
<b>4</b>	<b>Darstellung der Messergebnisse</b>	<b>77</b>
4.1	Mittelwert des Impedanzbetrages aller Kraft- und Führhände	77
4.2	Auswertung nach dem Geschlecht	82
4.3	Wechsel der Händigkeit	84
4.4	Auswertung nach der subjektiven Anwendungserfahrung	86
<b>5</b>	<b>Biomechanische Modellierung der menschlichen Hand-Arm-Systeme</b>	<b>88</b>
5.1	Modellannahme	88
5.1.1	Massebestimmung aus Impedanzkurven	90
5.1.2	Armteilverolumina, Körperteildichte, Armmassen	91
5.1.3	Anthropometrisch nutzbare Ergebnisse	92
5.2	Weiterentwicklung des ebenen Schwingungsmodells	93
5.3	Nachweis der Gültigkeit des biomechanischen Schwingungsmodells	95
5.3.1	Berechnungsprogramm, Optimierung	95
5.3.2	Anwendung des Schwingungsmodells auf die mittlere Impedanz aller Kraft- und Führhände	99
5.3.3	Anwendung des Schwingungsmodells auf die mittlere Impedanz aller geschlechtsspezifisch ermittelten Kraft- und Führhände	100
5.3.4	Reduzierung des Schwingungsmodells auf das Modell 3 nach ISO 10068	104
5.4	Vergleich der ermittelten Armmassen mit den Ergebnissen des neuen ebenen, anatomienahen biomechanischen Schwingungsmodells des menschlichen HAS	106
<b>6</b>	<b>Diskussion und Ausblick</b>	<b>109</b>
	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>111</b>
	<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>119</b>
	<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>124</b>
	<b>Formelzeichen und Abkürzungen</b>	<b>125</b>
<b>Anhang</b>	<b>Anthropometrische Daten der Versuchspersonen</b>	<b>127</b>

# **Praxisnah ermittelte Impedanzverläufe zur Nutzung für biomechanische Modellierungen der beiden menschlichen Hand-Arm-Systeme**

## **Kurzreferat**

Im Arbeitsschutz spielt der Präventionsgedanke eine wesentliche Rolle. Diesen Gedanken sucht man im Technischen Schwingungsschutz zu verwirklichen, indem technische Lösungen erarbeitet werden, die Beschäftigte vor der schädigenden Einwirkung mechanischer Schwingungen auf ihren Körper, im zu betrachtenden Fall die menschlichen Hand-Arm-Systeme (HAS), bewahren. Eine mögliche Lösung dieses Problems ist die Anwendung des Prinzips der Trennung von Mensch und Maschine. Hierbei versucht man „künstliche HAS“ im Sinne der Nachbildung der mechanischen Eigenschaften der HAS des Menschen zu schaffen, die den Menschen präventiv von technischen Prozessen trennen, die potenziell gesundheitsgefährdend sind. Dies vermag eine modellhafte Nachbildung der vom Menschen in einem technologischen Prozess benötigten Funktion, wie z. B. bei der Interaktion Mensch – Handmaschine, zu leisten. Der Zweck ihres dargestellten Einsatzes bringt es mit sich, dass es ausreicht, derartige Schwingungsmodelle mit Hilfe einer am HAS messbaren mechanischen Antwort auf eine Schwingungserregung zu generieren. Das HAS selbst wird nicht mehr benötigt, es genügt, dass es seine mechanische Antwort zur Verfügung stellt. Diese mechanische Antwort ist die am HAS messbare physikalische Größe Impedanz.

Es ist gelungen, mit Hilfe des Standes der Technik ein stabiles Messverfahren für die Messung der freien mechanischen Hand-Arm-Impedanzen zu entwickeln. Zudem wird mit der Zweihand-Impedanzmessung ein praxisgerechtes und stabiles Messverfahren vorgestellt, das für die Generierung von realen Hand-Arm-Modellen in Prüfständen nutzbar ist und dort die Einhand-Impedanz ablöst.

Außerdem wird gezeigt, dass es möglich ist, mit Hilfe der physikalisch-biomechanischen Kennfunktion Impedanz ein bislang rein deskriptives Schwingungsmodell zu einem anatomienahen Schwingungsmodell weiter zu entwickeln. Dieses anatomienahe, ebene Schwingungsmodell des HAS steht damit zwischen den beiden bisher unterschiedenen biomechanischen Modellarten, die im Bereich des Arbeitsschutzes Anwendung finden, den arbeitsmedizinisch prädiktiven und deskriptiven biomechanischen Modellen.

Mittels dieses anatomienahen Schwingungsmodells können schon jetzt anthropometrische Armteilgewichte durch die Nachrechnung von Impedanzkurven ermittelt und mit anderen Untersuchungen verglichen werden. Zudem könnte mit Hilfe von Impedanzmessungen beispielsweise auch ein berufsbegleitendes Screening des oder der HAS von z. B. Bauarbeitern erfolgen, beginnend am besten zum Berufseinstieg der Arbeitnehmer.

## **Schlagwörter:**

Hand-Arm-System, biomechanisch, Modell, Schwingung, Messung, Zweihand-Impedanz, deskriptiv, anatomienah, Anthropometrie

# Impedance Curves Determined Under Realistic Conditions for the Application in Biomechanical Modeling of Both Human Hand-Arm Systems

## Abstract

In occupational health and safety, the idea of prevention plays an essential role. The Technical Vibration Protection seeks to implement this idea by developing technical solutions that save employees from the damaging effect of mechanical vibrations on their body, i.e. on the human hand-arm systems (HAS) in the case to be regarded here. A possible solution for this problem is the implementation of the principle of separating human and machine. In this, it is tried to create "artificial HAS" in terms of reproducing the mechanical properties of the human HAS. These artificial HAS preemptively separate humans from technical processes that are potential health hazards. This purpose can be achieved by an exemplary reproduction of the function required of the human in a technological process e.g. the interaction human-hand-held machine. As a result of the purpose of their described application, it is sufficient to generate such vibration models with the help of a mechanical response that is induced by a vibration excitation and can be measured at the HAS. The HAS itself is not required any more, providing its mechanical answer is sufficient. This mechanical answer is the physical quantity of impedance that can be measured at the HAS.

With the help of the best technology available, it was possible to develop a stable measuring method for measuring the free mechanical hand-arm-impedances. Furthermore, the introduction of the two-hand impedance measurement provides a practice-oriented and stable measuring method that can be used for the generation of real hand-arm-models in test stands and replaces the one-hand impedance there.

Moreover, it is demonstrated that, by means of the physical-biomechanical characteristic function of impedance, it is possible to further develop a hitherto purely descriptive vibration model into an anatomy-oriented vibration model. Thus, the anatomy-oriented, even vibration model of the HAS is situated between the biomechanical model types that have been distinguished so far and that are applied in the area of occupational health and safety, the predictive and descriptive models in terms of occupational medicine.

By means of this anatomy-oriented vibration model, now anthropometric weights of parts of the arm can already be determined and compared with other studies by recalculating impedance curves. Furthermore, with the help of impedance measurements it would be possible to perform an in-job screening of HAS e.g. of construction workers, best to start when the employees enter their profession.

## Key words:

hand-arm system, biomechanical, model, vibration, measurement, two-hand impedance, descriptive, anatomy-oriented, anthropometrics



## Vorwort

Für das Entstehen dieser Arbeit bin ich vielen Menschen zu Dank verpflichtet, im Kleinen wie im Großen. Leider kann ich an dieser Stelle nicht alle nennen und treffe deshalb voller Dankbarkeit eine Auswahl, die ich im Folgenden benennen will.

Dank gebührt

- Herrn Prof. Dr.-Ing. K. Landau, dem vormaligen Leiter des Fachgebiets Arbeitswissenschaft des Fachbereichs Maschinenbau der TU Darmstadt, der mich nach meiner diesbezügliche Anfrage wohlwollend unter seine Fittiche nahm und mich auch seinem Nachfolger im Amt Herrn Prof. Dr.-Ing. R. Bruder empfahl.
- deswegen in besonderer Weise Herrn Prof. Dr.-Ing. R. Bruder, der dieser Empfehlung dankenswerterweise folgte und meine Arbeit mit intensiver Diskussion und wertvollen Ratschlägen begleitete und voran brachte. Herr Prof. Bruder übernahm auch das Referat zu meiner Arbeit.
- in Verbindung damit ebenso Herrn Prof. Dr.-Ing. H. P. Wölfel, der auf meine Anfrage hin sofort bereit war, das Co-Referat für meine Arbeit zu übernehmen. Auch Prof. Wölfel hat durch intensive Diskussion und wertvolle Ratschläge zum Gelingen maßgeblich beigetragen.
- den Herren Kollegen Dr.-Ing. R. Melzig-Thiel und Dr.-Ing. M. Schatte, die nach der Formulierung des Zieles meiner Arbeit mich in jeder Lage durch ebenso intensive Diskussionen bei der Verwirklichung dieses Zieles unterstützten und mir durch diese Begleitung dabei halfen, den nötigen Willen kontinuierlich aufzubringen.
- meinem Kollegen Herrn Dipl.-Ing. K. Latzel, der mit seiner von mir begleiteten Diplomarbeit einen wichtigen Beitrag zum Erreichen des Ziels der Arbeit leistete.
- weiterhin den Herren Fachkollegen Dr.-Ing. F. Gillmeister und Dr.-Ing. S. Riedel, deren Dissertationen mir weiterhalfen und die keiner Diskussion mit mir aus dem Wege gingen.
- nicht zuletzt meiner Frau Dorothea und unseren Kindern Karen, Olaf, Kristina und Synke. Sie sind innerfamiliär natürlich wesentlich dafür verantwortlich, dass ich das Ziel nicht aus den Augen verlor. Dieses „Rückenstärken“ bedeutete viel für mich. Aufmerksam verfolgte auch meine Mutter, Wilma Kinne, dies Geschehen mit Freude. Beiden Eltern möchte ich an dieser Stelle besonders Danke sagen, weil sie es waren, die mir einen solchen beruflichen Werdegang ermöglichten.

# 1 Einleitung

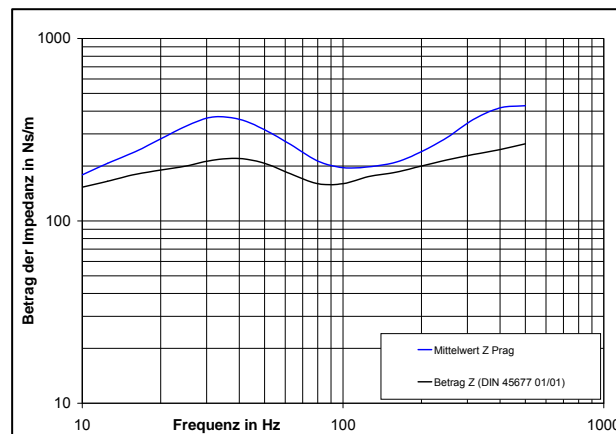
## 1.1 Arbeitswissenschaft – Arbeitsschutz – Schwingungsschutz

Die vorgelegte Arbeit beschäftigt sich mit der mechanischen Modellierung menschlicher Hand-Arm-Systeme (HAS) unter Zuhilfenahme der an der Schnittstelle zwischen Mensch und Maschine, also an der Handinnenfläche messbaren physikalischen Größe Impedanz. (Auf den Vorgang der Impedanzmessung selbst wird in Abschnitt 3 eingegangen.) Es ist ein Messvorgang, mit dem in das HAS quasi mechanisch „hineingehört“ wird um zu erfahren, ob und wie das HAS auch mechanisch „antwortet“. Wer sich als Techniker oder Physiker (beispielhaft genannt) die Anatomie des HAS vor Augen führt wird nicht daran zweifeln, dass die Antwort „mechanisch“ ausfallen wird, denn er sieht -natürlich näherungsweise- ein Hebelsystem.



**Abb. 1.1** Darstellung des menschlichen Skeletts, Vorderansicht

Nun, ganz so einfach ist es nicht, der Betrachter sieht als Antwort auf das „Hineinhören“ das Abbild einer veränderlichen Funktion und sucht diese folgerichtig mechanisch zu interpretieren.



**Abb. 1.2** Vergleich der Impedanzkurven in Schwingungsrichtung Z zwischen Mittelwertkurve Z Prag nach [37] und DIN 45677 [R7]

Die Interpretation der Impedanz kann, wie Abschnitt 1.3.2 zeigt, durch deren Modellierung als Schwingerkette erfolgen. Wird die Modellbildung erfolgreich abgeschlossen, dann besteht die Möglichkeit dieses Modell zur Nachbildung der Eigenschaften des menschlichen HAS soft- oder hardwaremäßig einzusetzen.

Damit betreibt der Techniker oder Physiker, neben anderem, **Biomechanik**, denn Gegenstand der Biomechanik ist nach [46]

**die Wirkung mechanischer Gesetzmäßigkeiten in biologischen Systemen und die Antwort dieser Systeme auf mechanische Einflüsse.**

Diesem Thema widmeten und widmen sich viele Ingenieurwissenschaftler. Recht oft geraten sie dabei in ein Spannungsfeld mit Vertretern der Humanwissenschaften, speziell der Medizin oder auch Arbeitsmedizin. Diskutiert wird dann das Thema: Kann der Mensch überhaupt modelliert werden? Wenn ja, geht das für Teilbereiche wie das HAS mit einfachen mechanischen Systemen, also z. B. einer Zweimassen-Schwingerkette? Wie berücksichtigt diese das Verhalten der Finger an der Hand? Zugegeben, dies ist ein wenig überspitzt, aber in ähnlicher Form durchaus erlebbar. Deswegen scheint angeraten aufzuzeigen, in welcher Beziehung bei diesem Thema Ingenieure, Mediziner, Arbeitswissenschaftler und Vertreter des Arbeitsschutzes zueinander stehen.

Nach Luczak und Volpert [45], dargestellt auch in [6], ist **Arbeitswissenschaft** die

**Systematik der Analyse, Ordnung und Gestaltung der technischen, organisatorischen und sozialen Bedingungen von Arbeitsprozessen,**

mit dem Ziel, dass die arbeitenden Menschen

- schädigungslose, ausführbare, erträgliche und beeinträchtigungsfreie Arbeitsbedingungen vorfinden,
- Standards sozialer Angemessenheit nach Arbeitsinhalt, Arbeitsaufgabe, Arbeitsumgebung sowie Entlohnung und Kooperation erfüllt sehen,
- Handlungsspielräume entfalten, Fähigkeiten erwerben und in Kooperation mit anderen Persönlichkeiten erhalten und entwickeln können.

Diese Definition wurde mit fortschreitender Zeit natürlich weiterentwickelt, siehe REFA-Methodenlehre, nachzulesen in [20], der Kern der Definition blieb aber erhalten.

Die Arbeitswissenschaft ist demnach eine in hohem Maße interdisziplinär arbeitende Wissenschaft. Nach [6] wird sie aufgabenbezogen durch Aspektwissenschaften gespeist und führt die Einzelerkenntnisse konstruktiv zusammen. Aspektwissenschaften sind nach diesem Ansatz Humanwissenschaften (u. a. Medizin, Psychologie), Ingenieurwissenschaften (u. a. Physik, Mess- und Regelungstechnik), und die Wirtschafts- und Sozialwissenschaften (Ökonomie, Rechtswissenschaft).

Aus der Arbeitswissenschaft wiederum ergeben sich Praxeologien, wie z. B. die Ergonomie, die Regeln für die Gestaltung von Arbeitsmitteln und Arbeitsplätzen zusammenfasst und zur Verfügung stellt und die Arbeitsorganisation, die Regeln für die Gestaltung von Organisation, Betrieb und Arbeitsgruppen beschreibt.

(Die Praxeologie ist nach Ludwig von Mises die Wissenschaft vom menschlichen Handeln [80]. Andere Autoren sprechen in diesem Zusammenhang allgemein von der Lehre vom Handeln, [78].)

Nach Hammer [25] ist Arbeitsschutz die Gesamtheit sozialpolitischer und technischer Maßnahmen zum Schutz der Beschäftigten vor berufsbedingten Gefahren und daraus entstehenden Personenschäden sowie zum Schutz vor schädigenden Belastungen.

Ein Vergleich der Definitionen Arbeitsorganisation und Arbeitsschutz führt zur Möglichkeit, den Arbeitsschutz in die Reihe der Praxeologien der Arbeitswissenschaft nach [6] stellen zu können.

Als Definition der **Praxeologie Arbeitsschutz** könnte gelten:

**Regeln für die Gestaltung objektiver Arbeitsbedingungen und subjektiver Leistungsvoraussetzungen zur Verbesserung des Arbeits- und Gesundheitsschutzes der Arbeitnehmer.**

Die Beschreibung objektiver Arbeitsbedingungen kann [22] entnommen werden:

Objektive Arbeitsbedingungen sind

- Technische Aspekte, wie technische Arbeitsmittel und persönliche Schutzausrüstungen, Arbeitsverfahren, Arbeitstätten,
- Organisatorische Aspekte, wie Dauer der Arbeitszeit, Schichtsysteme, Kommunikation,
- Ökonomische und soziale Aspekte, wie Entlohnung und Betreuung.

Subjektive Leistungsvoraussetzungen sind

- Physische Merkmale, wie Gesundheitszustand, Konstitution, und Tauglichkeit der Beschäftigten,
- Psychische Merkmale, wie Einstellung, Interesse und Qualifikation der Beschäftigten.

Eine Zusammenfassung dieser Überlegungen zeigt Abb. 1.3 mit der Darstellung der Wechselwirkung zwischen der Arbeitswissenschaft, ihren Aspektwissenschaften und ihren Praxeologien.



**Abb. 1.3** Wechselbeziehungen der Arbeitswissenschaft

Der Arbeitsschutz selbst kann unterteilt werden in technischen, medizinischen und sozialen Arbeitsschutz. Aus dem Ziel des Arbeitsschutzgesetzes [R11], die Gesundheit aller Beschäftigten durch Maßnahmen des Arbeitsschutzes zu sichern und zu verbessern, ergibt sich die Aufgabe des technischen Arbeitsschutzes. Die Aufgabe des technischen Arbeitsschutzes ist es, Leben und Gesundheit der Arbeitnehmer zu schützen, ihre Arbeitskraft zu erhalten und die Arbeitsbedingungen menschengerecht zu gestalten. Er beschäftigt sich deshalb mit Lärm- und Schwingungsschutz, Gefahrstoffen, biologischen Arbeitsstoffen, Anlagen – und Betriebssicherheit, Baustellensicherheit, Geräte und Produktsicherheit sowie Lastenhandhabung[83].

1. Lärm- und Schwingungsschutz
2. Gefahrstoffe
3. biologische Arbeitsstoffe
4. Anlagen- und Betriebssicherheit
5. Baustellensicherheit
6. Geräte- und Produktsicherheit
7. Lastenhandhabung

**Abb. 1.4** Bestandteile des Technischen Arbeitsschutzes

Arbeitnehmer können an ihrem Arbeitsplatz in erheblichem Maße der Einwirkung mechanischer Schwingungen (Vibrationen) ausgesetzt sein. Der Stellenwert dieser Gefährdung von Arbeitnehmern findet z. B. Ausdruck in der Kennzeichnungspflicht gemäß Maschinenrichtlinie [R15], in der die Angabe von Schwingungsemissionswerten für Arbeitsmittel gefordert wird. Darüber hinaus wurde in der Europäischen Union auch eine Vibrationsrichtlinie [R14] geschaffen. Diese enthält Mindestvorschriften zum Schutz von Sicherheit und Gesundheit der Arbeitnehmer vor der Gefährdung durch Vibrationen. Sie fordert u. a. technische, arbeitsmedizinische und organisatorische Schwingungsschutzmaßnahmen. Daraus ergeben sich die folgenden Arten des Schwingungsschutzes:

<p><b>Arten des Schwingungsschutzes</b></p> <p>technischer Schwingungsschutz</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>◆ Primärmaßnahmen</li> <li>◆ Sekundärmaßnahmen</li> </ul> <p>organisatorischer Schwingungsschutz</p> <p>persönlicher Schwingungsschutz</p> <p>arbeitsmedizinischer Schwingungsschutz</p>
--

**Abb. 1.5** Schwingungsschutzarten

Eine ausführliche Darstellung dieser Schutzmaßnahmen gegen die Einwirkung mechanischer Schwingungen auf den Menschen kann der VDI 3831 [R16] entnommen werden.

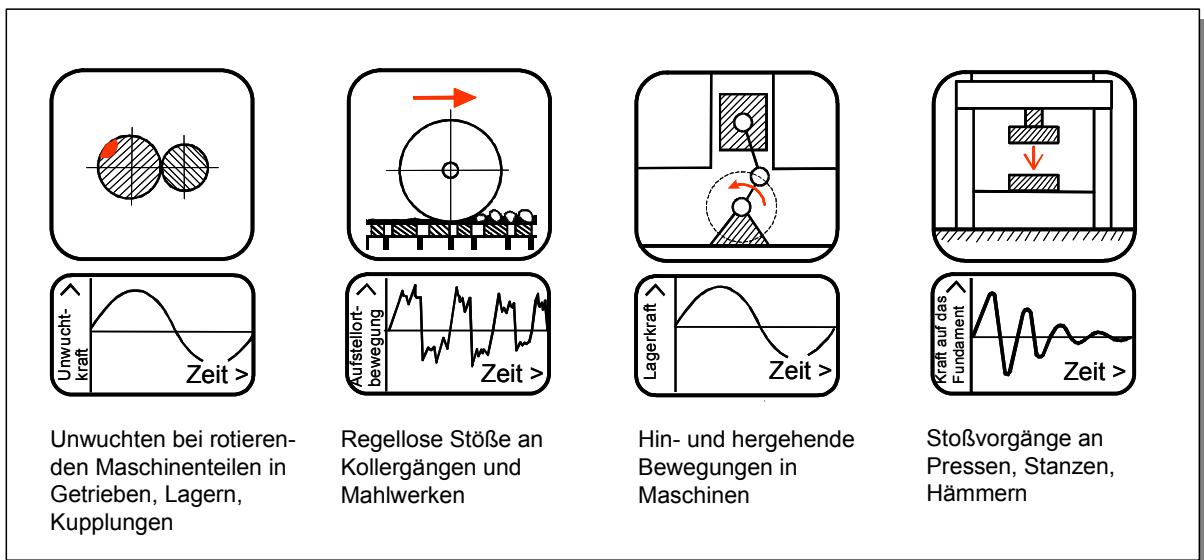
An dieser Stelle kommt nun die biomechanische Modellierung eines oder beider HAS des Menschen ins Spiel. Wie Abschnitt 1.3.2 zeigen wird ist die biomechanische Modellierung der HAS eine Folge der Anwendung des Prinzips der Trennung von Mensch und Maschine und zählt zu den Sekundärmaßnahmen des technischen Schwingungsschutzes. Der erste Schritt dieser Modellierung ist die Generierung eines Software-Schwingungsmodells. Im nächsten Schritt kann dann dieses Software-Schwingungsmodell zur Parameterbestimmung für Hand-Arm-Modelle (HAM), also zur Entstehung von Hardware z. B. für den Bau eines automatischen Prüfstandes für schlagende und drehschlagende Handmaschinen, angewendet werden.

Zum Erreichen dieses Zieles haben Vertreter verschiedener Wissenschaftszweige unter dem Dach der Arbeitswissenschaft zusammengearbeitet. Nach der Darstellung in Abb. 1.3 haben demnach Einzelergebnisse der Aspektwissenschaften über die Arbeitswissenschaft zur Formulierung eines Forschungsansatzes in der Praxeologie Arbeitsschutz geführt. Die Lösung dieser Forschungsaufgabe wiederum transportiert über die Arbeitswissenschaft Erkenntnisgewinn in die Aspektwissenschaften zurück.

## 1.2 Gesundheitsgefährdung des Hand-Arm-Systems durch das Einwirken mechanischer Schwingungen

Mechanische Schwingungen können durch das Einwirken äußerer, zeitlich veränderlicher Kräfte auf einen festen Körper entstehen. Dieser Vorgang ist dem Menschen aus Natur und Technik bekannt, er gehört zum täglichen Leben.

Beispiele für die Entstehung mechanischer Schwingungen zeigt die folgende Abbildung.



**Abb. 1.6** Zur Entstehung mechanischer Schwingungen

Eine mechanische Schwingung wird demnach gekennzeichnet durch

- ihren zeitlichen Verlauf - stochastisch, periodisch, harmonisch -
- die Häufigkeit der Veränderung ihrer Bewegungsrichtung - die Frequenz  $f$  -
- die Größe ihrer Auslenkung – Amplitude - und
- ihr Abklingverhalten.

Werden mechanische Schwingungen auf den Menschen übertragen, so werden diese auf den Menschen einwirkenden Schwingungen auch als Humanschwingungen bezeichnet. Humanschwingungen können nun ebenso wie in anderen Fällen, man denke hier an die mit Geräuscentstehung (Lärm) verbundene Musik, ambivalent wirken, Lust oder Last [18] sein. Mit anderen Worten: Humanschwingungen können sowohl gesundheitsfördernd als auch gesundheitsschädigend wirken.

Für die allgemeine *Gesundheitsförderung* des Menschen werden mechanische Schwingungen in der Physiotherapie eingesetzt, siehe [21] und [42], wie z. B.:

- Kurzwelle, Mikrowelle, Reizstrom, Ultraschall
- Horizontaler und vertikaler Schwingungsextensor (auch mit Einsatz einer Mikrowelle)
- Geräte zur biomechanischen Stimulation, wie z. B. nach [4]

Im Arbeitsschutz werden zwei Arten *gesundheitsschädigender* Humanschwingungen unterschieden:

- Ganzkörperschwingungen und
- Hand-Arm-Schwingungen.

Letztere werden zur besseren Handhabung in Verbindung mit dem Begriff Ganzkörperschwingungen in der Literatur auch als Teilkörperschwingungen bezeichnet [47], obwohl, streng genommen, auch die Beine Teil des ganzen Körpers des Menschen sind. Sie sind aber in der entsprechenden Fachliteratur bisher wenig durch eigene berufsbedingte Krankheitsbilder wie z. B. der Kniegelenke, siehe [67], in Erscheinung getreten, obschon die Beine im Grunde bei einer Ganzkörperschwingungseinleitung über die Füße eines stehenden Werkers unter bestimmten vergleichbaren Voraussetzungen ähnlich dem HAS reagieren könnten.

An vielen Arbeitsplätzen in der Industrie und in der Bauwirtschaft, im Bergbau und in Steinbrüchen sowie in der Land- und Forstwirtschaft sind die Beschäftigten der oft gesundheitsgefährdenden Einwirkung mechanischer Schwingungen auf das HAS ausgesetzt. Im Regelwerk wird die Einwirkung und die Beurteilung mechanischer Schwingungen auf den Menschen ausführlich durch die VDI 2057 behandelt, vgl. die folgende Abbildung und [R17]:

## **VDI 2057**

### **Einwirkung mechanischer Schwingungen auf den Menschen**

**Blatt 1: Ganzkörperschwingungen** (ISO 2631-1)

**Blatt 2: Hand-Arm-Schwingungen** (DIN EN ISO 5349-1)

**Blatt 3: Ganzkörperschwingungen an Arbeitsplätzen  
in Gebäuden**

**Abb. 1.7** VDI 2057: Einwirkung mechanischer Schwingungen auf den Menschen, Inhalt

Gemäß diesem Regelwerk werden Hand-Arm-Schwingungen in einem Frequenzbereich von  $8 \text{ Hz} < f < 1000 \text{ Hz}$  betrachtet.

Auf die Messung und Beurteilung der Schwingungsexposition des Menschen wird im Rahmen dieser Arbeit nicht näher eingegangen, sie können dem entsprechenden Regelwerk, vgl. [R4], [R12], [R5], [R3], einem CEN Report zu Mechanische Schwingungen – Leitfaden über die Wirkung von Schwingungen auf die Gesundheit des Menschen [R1] oder dem EU Handbuch Hand-Arm-Vibration [R10] entnommen werden. Sehr hilfreich für das Verständnis dieser Vorgänge ist eine Arbeit von Mohr [53], für den Vorgang der Begutachtung eines Krankheitsbildes für das HAS eine Arbeit von Rebe [55].



Quellen für die auf das HAS einwirkenden Hand-Arm-Schwingungen sind in erster Linie handgehaltene und handgeführte vibrierende Maschinen, vgl. [51].

Eine nicht den Anspruch auf Vollständigkeit erhebende Zusammenstellung derartiger möglicherweise gesundheitsgefährdender Schwingungsquellen enthält die folgende Liste:

- Bohrhämmer
- Abbauhämmer
- Stampfer
- Meißelhämmer
- Handschleifmaschinen
- Niethämmer und Gegenschlaghalter
- Kettensägen
- stomatologische Antriebe

Die an letzter Stelle aufgeführten Schwingungsquellen, wie Turbinen, Mikromotoren mit Höchststourenwinkelstück, Ultraschallzahnsteinentfernungsgeräte usw., eingesetzt in Zahnarztpraxen, Zahnkliniken und zahntechnischen Laboren, ist erst im vergangenen Jahrzehnt in den Blickpunkt diesbezüglicher Untersuchungen geraten, siehe Reitemeier und Kirchberg [58], Klyscz [41] und Reitemeier, Hänsel, Kinne et al. [57]. In neuerer Zeit sind diese Untersuchungen aber offensichtlich nicht fortgeführt worden.

Beispiele für Arbeitsplätze mit vibrierenden handgehaltenen Maschinen zeigt die folgende Abbildung:

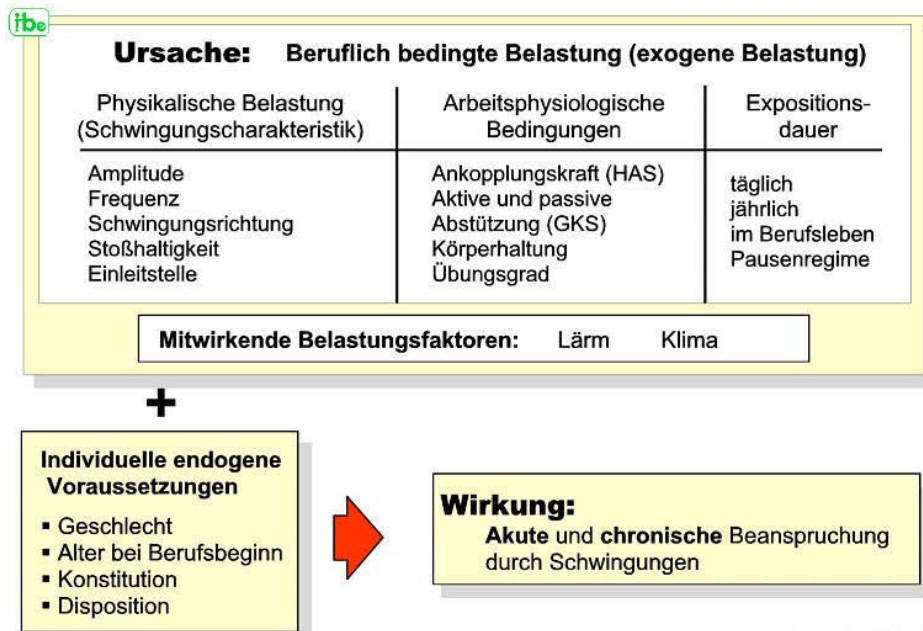


**Abb. 1.8** Arbeitsplätze mit vibrierenden handgehaltenen Maschinen (Quelle: [76])

Hand-Arm-Schwingungen können aber auch problematisch werden, wenn Werkstücke beim Bearbeiten (z. B. Schleifen in Gussputzereien) von Hand gehalten werden,

oder wenn sie beim Führen von mobilen Arbeitsmaschinen über das Lenkrad und die Bedien- und Steuerelemente in das HAS eingeleitet werden.

Für die Ermittlung der Gesundheitsgefährdung oder auch Gesundheitsschädigung des Menschen durch die langfristige Belastung mit Hand-Arm-Schwingungen ist die Kenntnis des Zusammenhangs zwischen Belastung und Beanspruchung, also zwischen Ursache und Wirkung wichtig, vgl. Riedel [62].



Quelle: nach DUPUIS

**Abb. 1.9** Zusammenhang Belastung und Beanspruchung des Menschen durch Humanschwingungen

Erstmals formuliert wurde dieser Zusammenhang in Arbeiten von Dupuis [13] sowie Dupuis und Zerlett [14].

Wie zu sehen ist, bestehen die Wirkungen mechanischer Schwingungen auf den Menschen aus akuten und chronischen Beanspruchungen:

**Akute Beanspruchungen** des schwingungsexponierten Menschen äußern sich in Befindensstörungen, Schmerzwahrnehmung, Biomechanischen Reaktionen, Physiologischen Reaktionen, Leistungsminderungen.

**Chronische Beanspruchungen** des schwingungsexponierten Menschen äußern sich in

Knochen-/Gelenkveränderungen, Durchblutungsstörungen, Nervenfunktionsstörung, Lumbalsyndrom

Die folgende Abbildung nach [18] veranschaulicht die mögliche Wirkung langjähriger Schwingungsexposition im HAS:



**Abb. 1.10** Wirkung langjähriger Schwingungsexposition im HAS

Aufgrund dieser Erkenntnisse wurden für das HAS zwei berufsbedingte Erkrankungen in die Liste der Berufskrankheiten, vgl. [3], aufgenommen:

- BK 2103** Erkrankungen durch Erschütterungen bei der Arbeit mit Druckluftwerkzeugen oder gleichartig wirkenden Werkzeugen oder Maschinen. (eingeführt 1929)
- BK 2104** Vibrationsbedingte Durchblutungsstörungen an den Händen, die zur Unterlassung aller Tätigkeiten gezwungen haben, die für die Entstehung, die Verschlimmerung oder das Wiederaufleben der Krankheit ursächlich waren oder sein können. (eingeführt 1977)

Die **BK 2103**, siehe auch [18] und [52], kann bei Arbeiten mit Handmaschinen entstehen, die vorrangig Schwingungen mit tiefen Frequenzanteilen (etwa 8-50 Hz) über die Handgriffe auf das HAS übertragen. Der Schädigungsmechanismus an den Knochen und Gelenken beruht vorwiegend auf gleichförmigen, aber auch stochastischen mechanischen Schwingungen und Stößen, dies vornehmlich bei starker Ankoppelung (Greif-, Andruck- und Haltekräfte) der Hände an den Werkzeuggriffen. Die hohe mechanische Belastung der Knochen und insbesondere der Gelenke in Form von Druck- und Zugkräften führt zu einer ständigen Stauchung und Streckung der Gelenkgewebe. An den mechanisch belasteten Gelenkknorpelflächen kann es dadurch zu einem vermehrten Anfall von Knorpelabriebprodukten, Rissbildungen und subchondralen Knochennekrosen mit Einbruch von Geröllzysten kommen.

Dabei kann vermehrter Anfall von Knorpelabriebprodukten zu einer reaktiven Entzündung der Innenhaut der Gelenkkapsel führen. Entzündungen aber stören das Gleichgewicht zwischen knorpelgewebeauf- und -abbauenden Prozessen, schädigen die Knorpelsubstanz und beschleunigen den Abbau von Knorpelgewebe.

Dies kann einhergehen mit einzelnen oder mehreren der folgenden Symptome:

- *Arthrotische Veränderungen im Bereich der Handgelenke*  
Schmerzen, Bewegungseinschränkung.
- *Mondbeinnekrose (Lunatummalazie, Morbus Kienböck)*  
Belastungsabhängige Schmerzen, Schwellung, Bewegungseinschränkung der Finger und Faust.
- *Ermüdungsbruch des Kahnbeins/Kahnbeinpseudarthrose*  
teilweise symptomlos, meist belastungsabhängige Schmerzen, Druck- und Bewegungsschmerz im Daumen/ teilweise Zeigefinger, Schwellung.
- *Arthrose des Ellenbogengelenks*  
Belastungsabhängige Schmerzen, Muskelverspannung, Schwellung.
- *Osteochondrosis dissecans im Ellenbogengelenk*  
Schmerzhafte Bewegungseinschränkung mit Gelenkblockaden.
- *Arthrose im Schulterergelenk*  
Schmerzen, meist bei Überbelastung.

Die **BK 2104**, vgl. Abb. 1.11, Durchblutungsstörungen der Hände, auch als Vibrationsbedingtes Vasospastisches Syndrom (VVS) oder Weißfingerkrankheit bezeichnet, kann beim Arbeiten mit Handmaschinen entstehen, die vorrangig Schwingungen im Frequenzbereich von etwa 30 bis 1000 Hz über die Handgriffe auf das HAS übertragen.



**Abb. 1.11** Durchblutungsstörungen der Hände, Beispiel nach [84]

Bezeichnend für diese Erkrankung ist, dass die Finger der Betroffenen nicht permanent schlecht durchblutet sind. Besonders Kälte oder Schwingungseinfluss lösen eine Weißfingerattacke aus, wobei meist nur einige Finger (hauptsächlich Ring-, Mittel- und Zeigefinger) betroffen sind, in schweren Fällen jedoch alle Finger betroffen sein können.

Zur **Diagnose der BK 2103**, also von Knochen-Gelenk-Schäden werden hauptsächlich Röntgenanalysen durchgeführt. Diese Analysen sind allgemein anerkannt und weisen keine wesentlichen methodischen Schwierigkeiten mehr auf. Zur **Diagnose der BK 2104** wird meist der Kälteprovokationstest, der die Wiedererwärmung der Fingerkuppen nach einem Kaltwasserbad aufzeichnet, eingesetzt.

Als wesentliche Parameter der Schwingungsexposition, die für die Entstehung von gesundheitlichen Beeinträchtigungen eine Bedeutung haben, sind vor allem die Frequenzzusammensetzung und die Intensität der mechanischen Schwingungen zu nen-

nen. Noch relativ ungeklärt ist die Bedeutung der zeitlichen Struktur der Schwingungsvorgänge. Während es zwischen sinusförmigen und stochastischen Schwingungen keine sehr großen Unterschiede hinsichtlich ihrer Wirkung auf den Menschen zu geben scheint, wird an der Erforschung der Folgen von stoßförmigen Schwingungsbelastungen immer noch gearbeitet. Manche Ergebnisse lassen auf eine vergleichsweise höhere Schwingungsbeanspruchung durch stoßhaltige Schwingungen schließen.

Weiterhin sind die Zeitdauer und die Richtung der Einwirkung als bedeutsame Faktoren für die Schwingungswirkung zu nennen. Nach den bisherigen Erkenntnissen bestehen keine gesicherten positiven Wirkungen von Erholungspausen bei der Ausbildung der Krankheiten. Die Wirkung der einzelnen aufeinander folgenden Schwingungsexpositionen hat kumulierenden Charakter. Hieraus ergibt sich auch, dass neben den technischen Maßnahmen zum Schwingungsschutz, die vorrangig auf die Veränderung von Frequenzzusammensetzung und Intensität orientiert sind, auch die Verringerung der Expositionszeit, (z. B. durch eine andere Arbeitsorganisation oder durch Wegfall von Freizeitexpositionen) einen verbesserten Schutz bewirken kann.

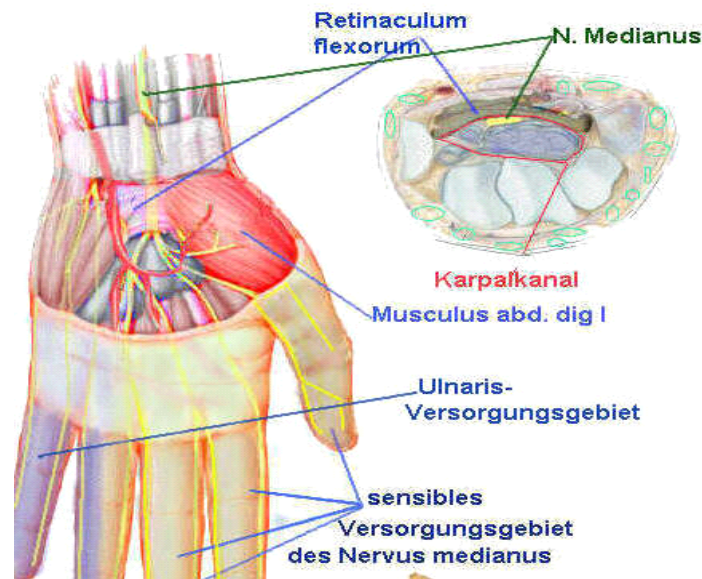
Bisher existieren keine gesicherten medizinischen Methoden zur Heilung entstandener Gesundheitsschäden.

Als mitwirkende Belastungsfaktoren bei einer Schwingungsexposition des HAS treten vor allem Lärm, hohe statische Haltekräfte, Staub, Zwangshaltungen sowie niedrige (beim Arbeiten im Freien), aber auch hohe (z. B. in Gießereien) Temperaturen auf. Zu diesen mitwirkenden Belastungsfaktoren zählt auch die individuelle Disposition des Bedieners einer Handmaschine (Vorschädigungen durch Krankheiten, Rauchen etc.).

Vor allem der Temperatureinfluss hat große Bedeutung für das Entstehen einer BK 2104. Es kann als sicher angesehen werden, dass sehr niedrige Temperaturen die Entstehung der Durchblutungsstörungen begünstigen. Die Wirkung solcher niedriger Temperaturen ist nicht nur an die Umgebungstemperatur gebunden. Beim Arbeiten mit Druckluftwerkzeugen, bei denen die Druckluft durch den Handgriff der Maschine geführt wird, können durch die expandierende Luft leicht lokale Unterkühlungen der Hände entstehen, die eine entsprechende Krankheitsentstehung begünstigen.

Zu den möglichen Erkrankungen des HAS unter Schwingungseinwirkung wird in neuerer Zeit auch das **Karpaltunnelsyndrom** gerechnet. Ob es durch Schwingungseinwirkung zu einem Karpaltunnelsyndrom kommt, ist aber noch nicht hinreichend geklärt. Des Öfteren wird jedoch in der Literatur auf das gleichzeitige Auftreten von Schwingungserkrankung und einem Karpaltunnelsyndrom hingewiesen, zu finden beispielsweise bei Wieslander und Norbäck [74] sowie Gerhardt [17].

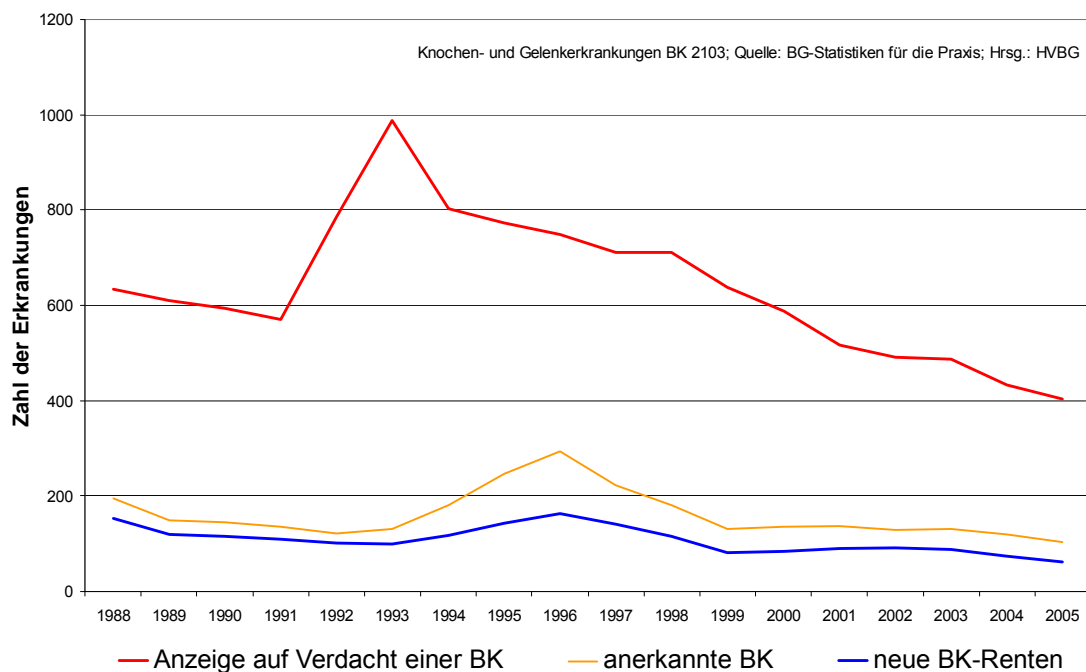
Zur besseren Veranschaulichung soll die folgende Abbildung aus [18] dienen:



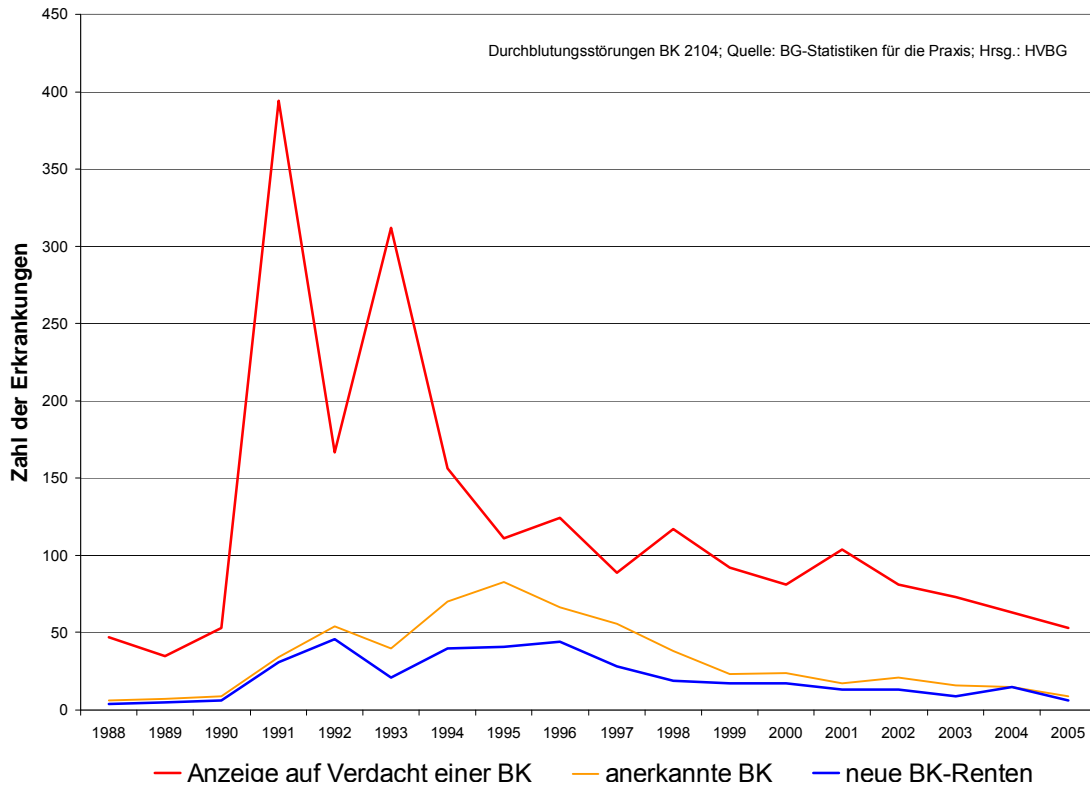
**Abb. 1.12** Darstellung des Karpaltunnels

Ausgelöst durch ständig wiederholte mechanische Reizungen im Karpaltunnel kann es zu einem akuten bis chronischen Druckschaden des *Nervus medianus* kommen. Diese Quetschung des Nervs äußert sich für die betroffene Person durch Schmerzen sowie Taubheits- und Lähmungsgefühle in den Händen und Armen.

Die Entwicklung der BK-Zahlen für beide Berufskrankheiten zeigen die beiden folgenden Abbildungen

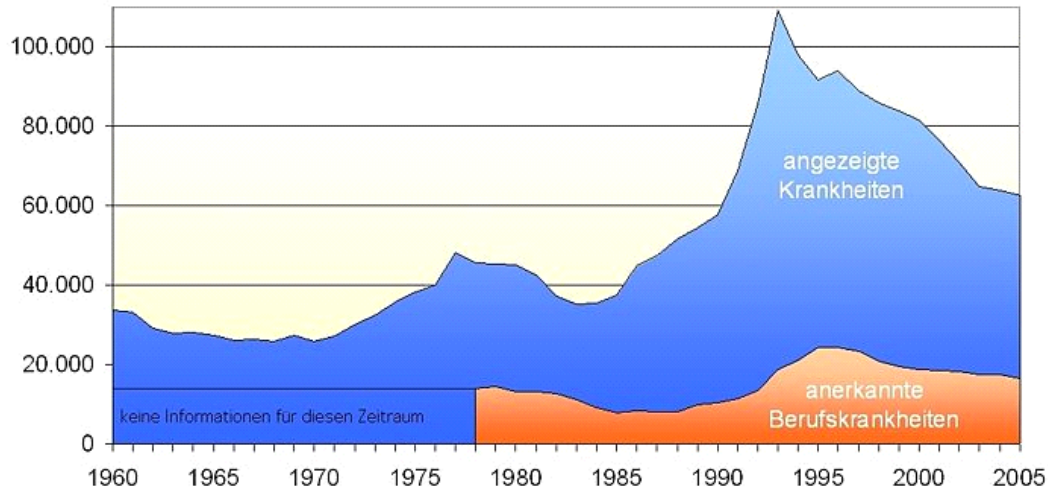


**Abb. 1.13** BK 2103 schwingungsexpositionsbedingte Knochen- und Gelenkerkrankungen des HAS



**Abb. 1.14** BK 2104 schwingungsexpositionsbedingte Durchblutungsstörungen der Hände

Beiden Diagrammen kann entnommen werden, dass zwischen der Zahl der angezeigten Verdachtsfälle für eine berufsbedingte Erkrankung und der Zahl der tatsächlichen Anerkennungen große Unterschiede bestehen. Die Ursache dafür kann der Literatur nicht entnommen werden, sie ist auch bei BGIA- Veröffentlichungen, wie z. B. in [33] nicht diskutiert. Möglich ist aber, dass dieses Thema schon mit der Einführung der Berufskrankheiten diskutiert wurde und jetzt keiner Diskussion mehr bedarf. Hilfreich bei der Betrachtung ist z. B. eine Beschäftigung mit dem berufsgenossenschaftlichen Grundsatz G 46, zu finden in [2], und dem Bericht der Bundesregierung zu Sicherheit und Gesundheit bei der Arbeit 2005, siehe [70]. Immerhin zeigt ein Diagramm aus dem zitierten Bericht der Bundesregierung, dass diese Unterschiede für alle Berufskrankheiten gelten:



**Abb. 1.15** Angezeigte und anerkannte Berufskrankheiten, Deutschland 1960 bis 2005

War 1978 das Verhältnis von angezeigten zu anerkannten Berufskrankheiten noch ca. 3 zu 1 so ist es 2005 etwa 3,5 zu 1. Dies Verhältnis zeigen im Jahr 2005 in etwa auch die beiden möglichen Berufskrankheiten für das schwingungsexponierte HAS. Verantwortlich für diese Differenzen sind also die sich mit Sicherheit schwierig gestaltenden BK-Anerkennungsverfahren.

Entnommen kann den drei Diagrammen ohne weiteres der statistische Hinweis auf die Wiedervereinigung der beiden deutschen Staaten im Jahr 1990.

Die Veröffentlichung der BK-Zahlen ist bekanntermaßen nachläufig, bei den feststellbaren Tendenzen der dargestellten Kurvenverläufe im zur Verfügung stehenden Betrachtungszeitraum aber nicht erheblich.

Wichtiger als die dargestellten BK-Zahlen ist ein Recherchieren ihrer finanziellen Auswirkungen auf die Wirtschaft der Bundesrepublik Deutschland.

Für die gesundheitsgefährdende Exposition von Arbeitnehmern durch Hand-Arm-Schwingungen schätzt der Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften (HVBG) zusammen mit dem Bundesverband der Unfallkassen (BUK) in einer Pressemitteilung vom 06.03.2007 eine Anzahl von 1,5 bis 2 Millionen betroffener Arbeitnehmer.

Mohr hingegen schätzt in [53] auf der Basis eines Mikrozensus von 2001 und von britischen Exponiertenraten von 1998 eine Exponiertenzahl gegen Hand-Arm-Schwingungen von 6.752.000 Millionen Erwerbstätiger, wobei 1.162.000 Millionen von ihnen mit Hand-Arm-Schwingungen exponiert werden, die über dem Auslösewert nach der Vibrationsrichtlinie [R14] liegen.

Dies sind erstaunlich unterschiedliche Zahlen. Nimmt man den oberen Zahlenwert der HVBG Schätzung, so liegt die Schätzung von Mohr um mehr als das Dreifache höher.



Schaut man hingegen in den schon mehrfach zitierten Bericht der Bundesregierung [70], der auf der Basis von Bödecker et al. [5] entstand, so findet man folgende Darstellung für entstandene Kosten berufsbedingter Erkrankungen(1998):

- Krankheiten des Skeletts und der Muskulatur	
direkte Kosten	4,1 Milliarden €
indirekte Kosten	4,6 Milliarden €
- <b>Vibrationen</b>	
direkte Kosten	3,3 Milliarden €
indirekte Kosten	3,5 Milliarden €
- gehörschädigender Lärm	
direkte Kosten	1,4 Milliarden €
indirekte Kosten	1,9 Milliarden €

Bekanntermaßen ist die Lärmschwerhörigkeit BK 2301 nach den Hauterkrankungen die zweithäufigste gemeldete und die häufigste anerkannte Berufskrankheit, vgl. [31]. Trotzdem entstehen für die Noxe Vibration, fasst man beide Kostenanteile zusammen, Kosten berufsbedingter Erkrankungen, die doppelt so hoch sind wie für die Noxe Lärm. Natürlich basieren die vorgestellten Daten auf der Basis einer Jahresdarstellung und natürlich sind BK-Renten für Lärmschwerhörigkeit eine besonders lang zu zahlende Rentenart. Dennoch sprechen die vorliegende Zahlen ihrer Größe nach wohl eher für die Schätzung der Exponentenzahlen nach [53] und somit dafür, dass im Bereich der Noxe Vibration noch große Präventionsanstrengungen unternommen werden müssen, um die Wirtschaft der Bundesrepublik Deutschland von nicht notwendigen Kosten zu entlasten.

### **1.3 Schutz des Hand-Arm-Systems vor Schwingungseinwirkungen**

Soll das Ziel verwirklicht werden, an Arbeitsplätzen mit Schwingungseinwirkungen auf den menschlichen Körper präventiv tätig zu werden und die Schwingungsexposition des Menschen zu vermindern oder auch ganz zu vermeiden, so ist allgemein davon auszugehen, dass

- der Stand der technischen Möglichkeiten,
- die Verfügbarkeit praktischer Maßnahmen zur Schwingungsminderung sowie
- die Verträglichkeit der ausgewählten Schwingungsschutzmaßnahmen mit der Verringerung und Überwachung anderer Gefährdungen an Arbeitsplätzen

beachtet wird. Hierzu sollten der Leitfaden zur Verringerung der Gefährdungen durch Schwingungen [R6] und ähnliche Literatur Beachtung finden.

### 1.3.1 Anwendung des Technischen Schwingungsschutzes

**Technischer Schwingungsschutz**, vgl. Abb. 1.16 und [R16], ist ein wesentlicher Bestandteil des technischen Arbeitsschutzes. Er kann unterteilt werden in

- **Maßnahmen zu Verringerung der Schwingungserregung**  
(auch: **Primärmaßnahmen** oder Maßnahmen an der Quelle (der Schwingungsentstehung)) und in
- **Maßnahmen zur Verringerung der Schwingungsübertragung**  
(auch: **Sekundärmaßnahmen**).

Beispiele für Maßnahmen zur Verringerung der Schwingungserregung und zur Verringerung der Schwingungsübertragung können Abb. 1.16 entnommen werden:

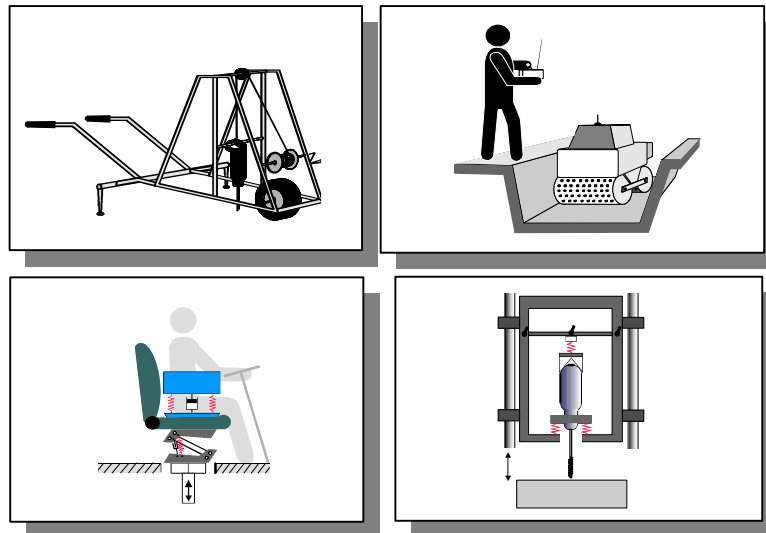


**Abb. 1.16** Darstellung von Primär- und Sekundärmaßnahmen des Schwingungsschutzes

Sekundärmaßnahmen wiederum können in

1. die Anwendung des Prinzips der Schwingungsisolierung und
2. des **Prinzips der Trennung von Mensch und Maschine** unterteilt werden.

Möglichkeiten zur Anwendung letzteren Prinzips demonstriert die folgende Abbildung.



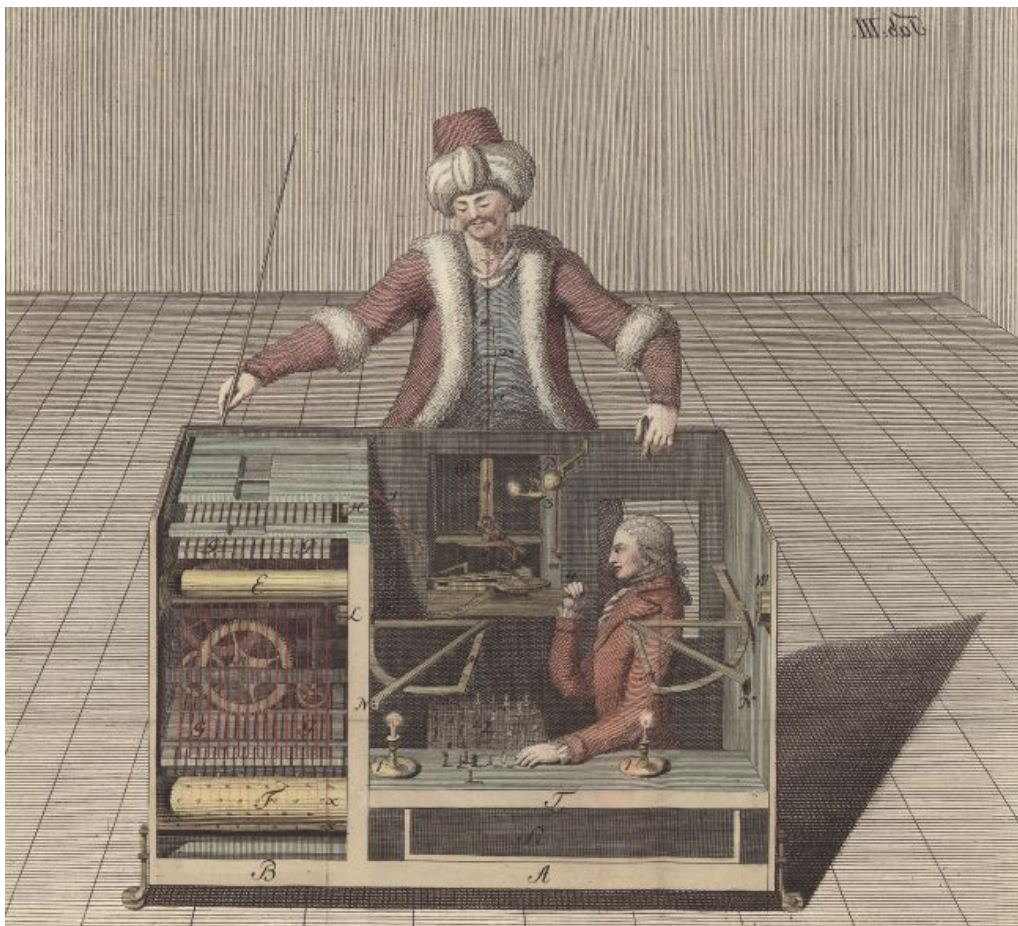
**Abb. 1.17** Realisierung der Trennung von Mensch und Maschine durch (im Uhrzeigersinn) einen Bohrwagen, eine ferngesteuerte Grabenwalze, ein biomechanisches Modell des sitzenden Menschen und einen automatisierten Handmaschinen-Prüfstand

Eine dieser Möglichkeiten der Anwendung des Prinzips der Trennung von Mensch und Maschine, der automatisierte Handmaschinen-Prüfstand, setzt die Entwicklung und den Bau eines biomechanischen HAM voraus. Dies wird im Folgenden näher erläutert.

## 1.3.2 Verwirklichung des Prinzips der Trennung von Mensch und Maschine

### 1.3.2.1 Nutzung der Modellierung von Hand und Hand-Arm-System

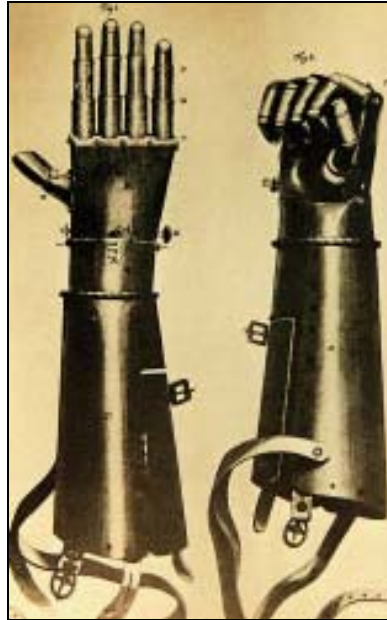
Die reale Modellierung des gesamten Menschen oder nur von Körperteilen mit Hilfe des jeweiligen Standes der Technik ist ein uralter menschlicher Traum, der in der Vergangenheit schon in vielfältiger Weise Ausdruck gefunden hat. Man denke da z. B. an den Trick-Schachspieler des Wolfgang von Kempelen um 1750 [77].



**Abb. 1.18** Trick-Schachspieler des Wolfgang von Kempelen

Von Kempelen entwickelte mit diesem mechanischen Automaten einen künstlichen Menschen als Gegenüber eines Schachspielers, offensichtlich immer verfügbar, jedoch später dann als Schwindel entlarvt. Die technischen Mittel waren eben noch nicht so weit, aber die Idee der Substitution des Menschen als Ganzes aus einem Prozess oder einer Tätigkeit war damit (scheinbar) gelungen umgesetzt. Die Tätigkeit des Schachspielers selbst besteht ja nicht nur aus dem Spiel im Kopf, sondern auch aus dem Ziehen (Setzen) der Figuren mit Hilfe des HAS.

Schon viel früher wollte man den Makel fehlender Körperteile verdecken und auch Teile ihrer Funktion ersetzen. Einfache Prothesen für Gliedmaßen gab es schon 2000 vor Christus in Ägypten. Näher an unserer Zeit ist die künstliche Hand des Götz von Berlichingen, entstanden nach dem Verlust der rechten Hand des Ritters in einer Schlacht im Jahr 1508 [44], zunächst mit **einer** Funktion versehen.



**Abb. 1.19** Die älteste erhaltene bewegliche Handprothese gehörte Götz von Berlichingen

Die Finger der Prothese konnten mit der gesunden Hand verstellt und die eingestellte Gelenkposition eingerastet werden. Nach Lösen der Rastfunktion stellten sich die Finger durch Federn wieder selbsttätig zurück. Der Sage nach führte der Ritter mit dieser Handprothese seine Turnierlanze.

Die Prothetik hat also bereits eine sehr lange Geschichte. Ihre Entwicklung zeigt heute, dass mit der Veränderung des Standes der Technik nunmehr schon durch den Anwender steuerbare Prothesen möglich sind, die Körperteilfunktionen in gewissem Umfang wiederherstellen:



**Abb. 1.20** DMC-Elektrogreifer der Myoelektrischen Handprothese nach [54]

Neben der medizinischen (prothetischen) Anwendung gibt es heute noch zwei weitere Anwendungsbereiche für künstliche Hände oder HAS.

Ihre Anwendung finden sie beispielsweise dort, wo stark gesundheitsgefährdende oder lebensgefährliche Bedingungen den Einsatz des Menschen behindern oder gar unmöglich machen. So kann es bei Störfällen in Chemieanlagen oder bei der Entschärfung von Bomben sinnvoll sein, die natürliche Geschicklichkeit menschlicher Hände künstlich nachzubilden. Roboterhände könnten auch den Menschen in Fertigung und Montage substituieren oder möglicherweise die Arbeit der Chirurgen bei langwierigen Operationen erleichtern. Dies führte nach [63] zur Unterscheidung der Entwicklungsrichtungen Prothese - Roboterhand, wobei zur Roboterhand auch zu meist der Roboterarm dazugehört.



**Abb. 1.21** Roboterhand nach [78]

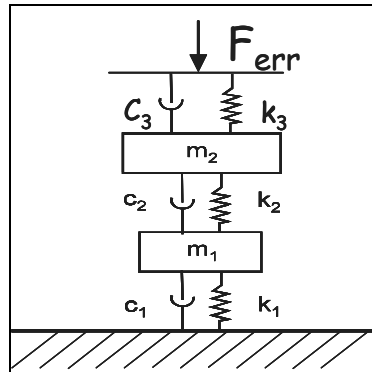
Im Hinblick auf die Anwendung von Handmaschinen (im weitesten Sinne) übernimmt die Prothetik aus Sicht einer Mensch-Maschine-Schnittstelle nicht nur kosmetische Aufgaben, sondern sie übernimmt, je nach Ausgangslage, auch die Aufgabe der Herstellung bzw. Wiederherstellung einer Mensch-Maschine-Schnittstelle. Die Anwendung der Robotertechnik in Gestalt von Roboterhand oder der Kombination von Roboterarm und Roboterhand verfolgt hingegen das Ziel, eine solche Mensch-Maschine-Schnittstelle obsolet zu machen, den Menschen nicht nur von der Maschine, sondern auch von Objekten zu trennen.

Ein zweiter Anwendungsbereich für künstliche HAS besteht darin, mit Hilfe der Nachbildung der mechanischen Eigenschaften der HAS den Menschen präventiv von technischen bzw. technologischen Prozessen zu trennen, die potenziell gesundheitsgefährdend sind. Hierbei besteht die Absicht nicht darin, die Funktionalität einzelner Teile oder des gesamten HAS genau nachzubilden, sondern die dynamische Funktion des HAS, d.h. seine Antwort auf dynamische Erregungen als Ganzes mittels einer biomechanisch modellhaften Nachbildung bei der Interaktion Mensch – Handmaschine zu beschreiben. Ein Beispiel wäre die Anwendung eines Ersatzsystems für das menschliche HAS in einem Handmaschinenprüfstand, vgl. Abb. 1.17.

### 1.3.2.2 Biomechanische Modellierung des Hand-Arm-Systems

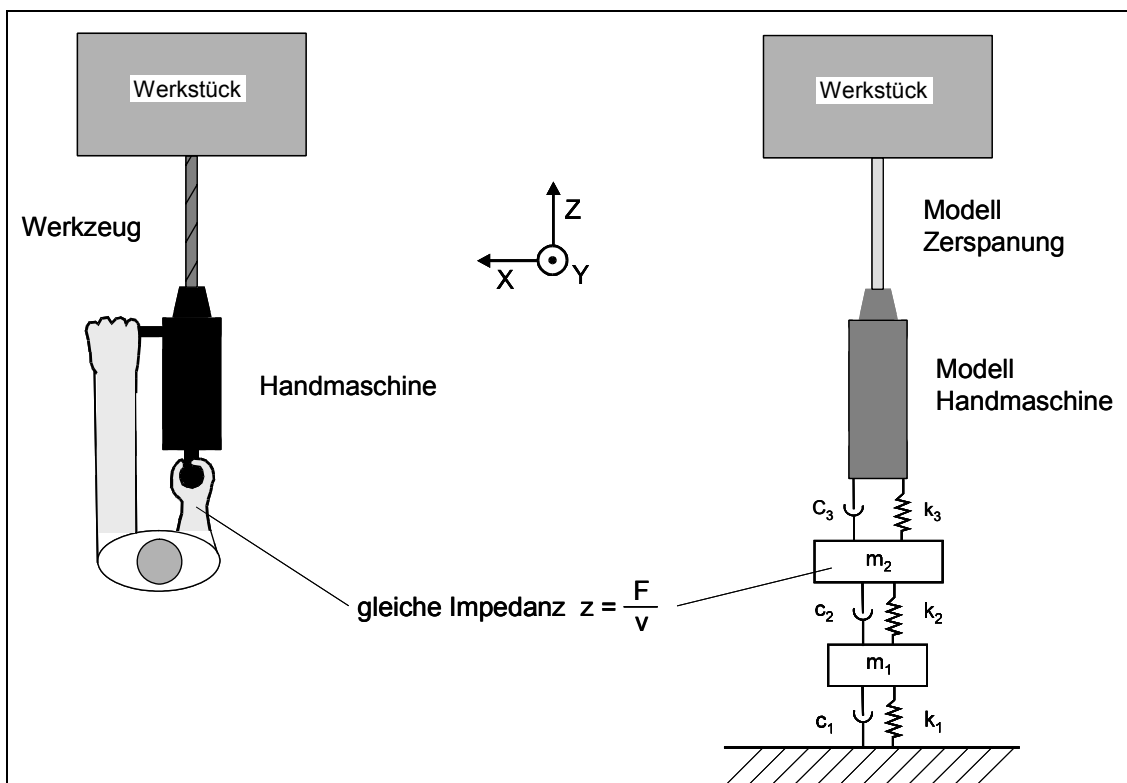
Bei einer biomechanischen Modellierung wird das HAS mit Hilfe seiner mechanischen Antwort Impedanz zu einem biomechanischen Schwingungsmodell transformiert. Das geschieht folgendermaßen:

Zunächst wird ein mathematisches Modell des menschlichen HAS generiert. Dieses kann zum einen an das Berechnungsmodell einer schwingungstechnisch modellierten Handmaschine angekoppelt werden. Damit kann man die Interaktionen zwischen Mensch und Handmaschine bei beispielsweise geplanten Konstruktionsänderungen berechnen.



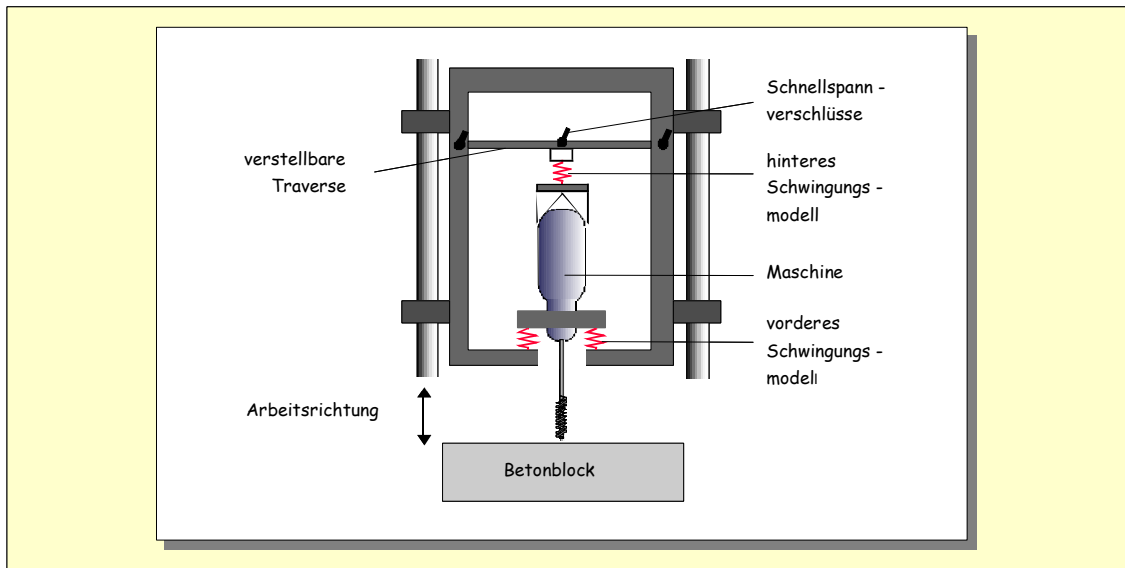
**Abb. 1.22** Zweimassen-Schwingungsmodell des HAS

Die Verknüpfung zwischen Software-HAM und Software-Modellen von Handmaschine und Zerspanung macht Abb.1.12 deutlich:



**Abb. 1.23** Mechanische Modellierung des HAS

Zum anderen kann dann dieses mathematische Modell zur Generierung von Bauteil-daten für den Bau eines realen biomechanischen Schwingungsmodells des HAS eingesetzt werden.



**Abb. 1.24** Reales mechanisches Schwingungsmodell beider HAS

Biomechanische Modelle zum Einsatz für Zwecke des Arbeitsschutzes können also soft- oder hardwaremäßig Anwendung finden. Der Zweck ihres dargestellten Einsatzes bringt es mit sich, dass es ausreicht, derartige Schwingungsmodelle mit Hilfe einer am HAS messbaren mechanischen Antwort (auf eine Schwingungserregung) zu generieren. Das HAS selbst wird nicht mehr benötigt, es genügt, dass es seine mechanische Antwort zur Verfügung stellt. Dies ist aber nur **eine** mögliche Art der Modellierung eines menschlichen Körperteils.

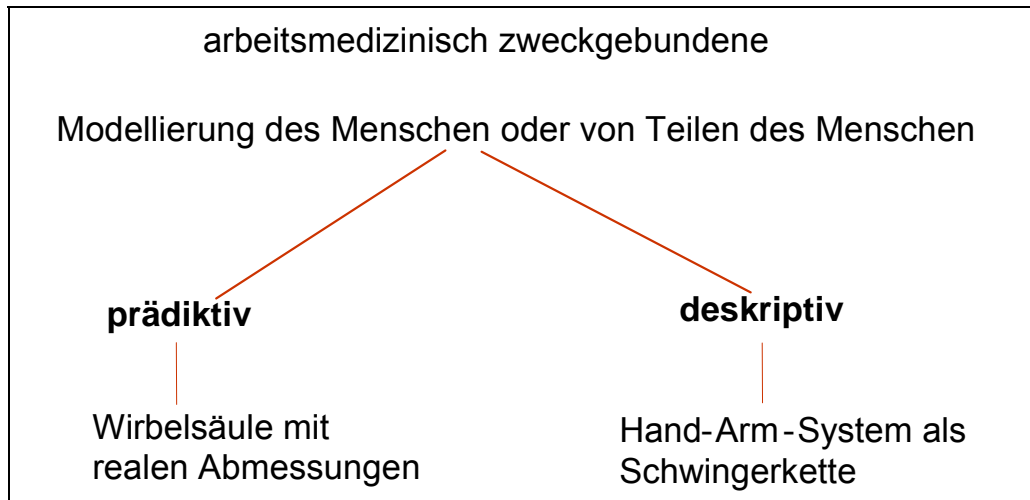
Eine **zweite** mögliche Art der biomechanischen Modellierung findet man bei Buck [7] und Grunendahl [23]. Die beiden Autoren modellieren Teile der Wirbelsäule oder die vollständige Wirbelsäule des Menschen, indem sie die Anatomie derselben nachbilden. Dies nun aber aus (arbeits)medizinischen Gründen. Die Autoren suchen nach Möglichkeiten, mit Hilfe von in der realen Arbeitswelt oder ihrer Nachbildung im Labor am Menschen gewonnenen Daten, z. B. der Messung von Übertragungsfunktionen oder Beschleunigungen am Menschen, siehe auch Riedel [62], die durch Belastungen und Beanspruchungen des Menschen entstehen, das Modell der Wirbelsäule praxistgerecht zu belasten und Aussagen über mögliche Schädigungen der Wirbelsäule oder über Schädigungsmechanismen zu erhalten. Das bedeutet, dass der Versuch unternommen wird, aus nichtinvasiv am Menschen ermittelten Belastungs- und Beanspruchungsdaten auf ebensolche im Körperinneren an der Wirbelsäule zu schließen (Simulation). Der Erfolg solcher Arbeiten dient letztendlich auch der arbeitsmedizinischen Prävention.

Wölfel et al. haben dies Vorgehen in [75] als phänomenologisch und anatomisch basierte zweckgebundene biomechanische Modellierung unterschieden. Hierbei meint der phänomenologische Ansatz die reine Wiedergabe der Zielfunktion durch ein Ersatzsystem. Anatomiebasierte Modelle hingegen sollen die Berechnung von Größen ermöglichen, die nicht der Messung zugänglich sind. Beide Modellarten sind natürlich zugleich physiologisch basiert. Nach [82] befasst sich die Physiologie mit den physikalischen, biochemischen und informationsverarbeitenden Funktionen der Lebewesen. Ohne die Physiologie antwortete der Mensch auf seine Umwelt, auf Belastun-



gen und Beanspruchungen nicht so wie er es tut und es gäbe keine am Menschen messbaren Kräfte, Momente, Beschleunigungen, Impedanzen.

Die Bezeichnung der beiden biomechanischen Modellarten wurde von Rützel in [64] weiterentwickelt, siehe die folgende Abbildung:



**Abb. 1.25** arbeitsmedizinisch zweckgebundene biomechanische Modellarten

Der arbeitsmedizinisch präventive Ansatz blieb für prädiktive biomechanische Modelle unverändert, denn diese müssen anatomisch sein und sollen Aussagen in Bezug auf Beanspruchungen und Schädigungen des Menschen ermöglichen. Hinzu kommt die von Rützel erhobene Forderung nach einer **mehrfachen** Validierung am anatomisch basierten Modell eingesetzter physikalischen Größen durch nicht invasive Ermittlung messbarer Größen am Menschen selbst.

In der Literatur findet man jedoch diese begriffliche Modellunterscheidung allenthalben, z. B. in der Sportwissenschaft, Erziehungswissenschaft, Psychologie usw. Der Begriff „Prädiktion“ wird hier beispielsweise für die Vorhersage einer Kräfteverteilung am menschlichen Körper beim Ausführen einer sportlichen Übung oder zur Vorhersage leistungsbestimmender Faktoren im Radsport genutzt. Auch in der Arbeitswissenschaft wird der Begriff für unterschiedlichste Vorhersagen angewendet.

Insofern erscheint eine Unterscheidung von anderen Wissenschaftsdisziplinen notwendig und es wird vorgeschlagen, diesen Unterschied durch die Einführung des Begriffs „arbeitsmedizinisch zweckgebundene Modellierung“ deutlich zu machen.

## **1.4 Notwendigkeit der Weiterentwicklung der Impedanzmessung zur Verbesserung der Ausgangssituation der biomechanischen Modellierung**

Um die Impedanz des menschlichen HAS als Startwert bzw. als Kennfunktion für eine biomechanische Modellierung verwenden zu können wurde die

DIN 45677: Mechanische Eingangsimpedanz des menschlichen Hand-Arm-Systems [R7]

entwickelt. In ihr wird die Verwendung der freien Impedanz des vorzugsweise rechten männlichen HAS, also eine Einhand-Impedanz zur Beschreibung dieses Schwingungsverhaltens zur Anwendung als verbindlicher Ausgangspunkt empfohlen, siehe auch Abschnitt 2.1. Zudem empfiehlt der Standard die Verdopplung der Impedanzen so die Absicht besteht, beide HAS biomechanisch zu modellieren.

In das Literaturverzeichnis der geltenden DIN 45677 wurden auch zwei Literaturstellen aufgenommen, vgl. Melzig-Thiel und Kinne [37] und Kinne und Latzel [38], deren Sinn es war und auch immer noch ist, den Anstoß zu einer Revision der standardisierten Impedanzkurven und der Impedanzmessung selbst zu geben, noch bevor die Ergebnisse, so wie sie jetzt vorliegen, mit der DIN 45677 der Öffentlichkeit übergeben wurden.

Gespeist wurde dies aus Erfahrungen, die von Kinne in [35] beschrieben wurden. Die bei der dort beschriebenen biomechanischen Modellierung aus der Kennfunktion Admittanz, siehe ebenso Abschnitt 2.1, gewonnenen Werte für die in ihrem Vereinfachungsgrad sehr weit gehende Lösung für die Einspannung der Handmaschine in einem Prüfstand garantierten den Erfolg nicht allein. Es war daher notwendig, eine weitere Validierungsmöglichkeit vorzusehen und zwar Schwingungsmessungen an der Handmaschine beim Betrieb mit dem Menschen und im Prüfstand. Im Übrigen ging schon die letztere Arbeit einher mit Versuchen zur Generierung eines anatomienahen mechanischen Modells des HAS, angetrieben von der Vorstellung, dass die Funktion Impedanz als Ausdruck der Physiologie des Menschen vielleicht nicht das einzige „Bio“ in dieser Methode ist.

Der Kurvenverlauf der Impedanzen der vorliegenden DIN 45677 entsprach zudem nicht den eigenen Messerfahrungen im Schwingungslabor. Dies führte zu einer intensiven Ursachensuche und einer Veröffentlichung anlässlich der internationalen Tagung zu Hand-Arm-Schwingungen 1995 in Prag, veröffentlicht in [37], und im Weiteren zu einem Forschungsbericht [38], der sich hauptsächlich mit der Lösung des Widerspruchs beschäftigte, der in Abschnitt 1.1 in der Gegenüberstellung zweier Impedanzverläufe für die Schwingungsrichtung Z in der Abb. 1.2 zu finden ist.

Wesentliches Ergebnis dieses Forschungsberichtes für die Weiterentwicklung der Impedanzmessung und die Verwendung der Kennfunktion Impedanz selbst sind die folgenden Feststellungen:

1. Schwingungsmessungen am Gehäuse einer Handmaschine bei der Anwendung mit dem Menschen und im Handmaschinenprüfstand führen zu einem schnelleren Abgleich von Kennwerten für die Funktion des Prüfstands. Dies ist ein deutlicher Hinweis darauf, auch die Kennfunktion Impedanz gleich unter Praxisbedingungen im Labor zu ermitteln und zwar für beide HAS.
2. Voruntersuchungen zur Messung der Impedanz *beider* HAS zeigen, dass für das Angreifen beider Hände an einer Handmaschine frequenzbereichsweise von einer Parallelschaltung beider HAS ausgegangen werden kann. Die Impedanzkonzeption lässt sich also in 1. Näherung anwenden. Die Ergebnisse zeigen auch, dass mechanische Modellierungen des HAS mit Handmaschine zukünftig beide HAS berücksichtigen müssen.
3. Die Gesamtimpedanz des Systems HAS - Handmaschine wird im Bereich häufig vorkommender Schlagfrequenzen von der Impedanz beider HAS wesentlich mitbestimmt. Die Nutzung der Impedanz zur Modellierung des Systems Mensch-Handmaschine muss deshalb die Realität der Arbeitswelt auch im Labor widerspiegeln, d.h., bei Impedanzmessungen sind beide menschlichen HAS zu berücksichtigen
4. Bei der Modellierung sollten zukünftig die komplexen Zusammenhänge beachtet werden. Impedanzbetrag und Phasenbeziehung der schwingenden Massen liefern wesentliche Informationen für die Identifikation von Massen und Federsteifigkeiten. Zudem sollte die gemessene Impedanz um die Impedanzen der Messhilfsmittel korrigiert werden.

Daraus lässt sich die folgende **Hypothese** formulieren:

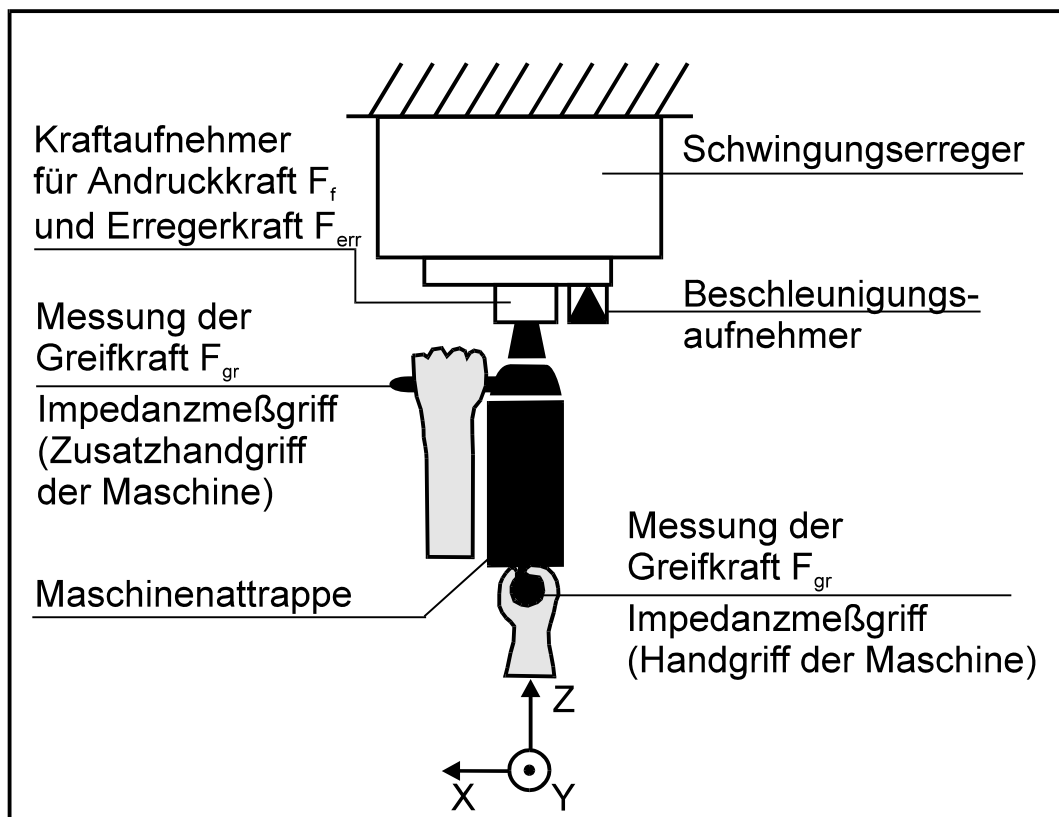
Die Entwicklung eines Messverfahrens der Impedanz des HAS mittels moderner Labormessverfahren, welches

1. die Impedanz beider HAS unter praxisnahen Bedingungen gleichzeitig und damit aus Anwendungssicht handmaschinengerecht ermittelt,
2. den Messwert um die Impedanzen der Messhilfsmittel korrigiert und
3. Impedanzbetrag und Phasenbeziehung der schwingenden Massen berücksichtigt

wird Hand-Arm-Impedanzen ergeben, die sich sowohl von den bisher gemessenen Impedanzen als auch von HAS zu HAS unterscheiden. Der in der geltenden Norm empfohlene Vorschlag der Verdopplung der Impedanz des rechten HAS zur Gewinnung der Summe der Impedanzen des rechten und linken HAS wird nicht aufrecht zu erhalten sein.

Es ist zu erwarten, dass derart ermittelte Impedanzen beider HAS die Startwerte für biomechanische Modellierungen der HAS deutlich verbessern. Zudem wird davon ausgegangen, dass diese Impedanzen die Generierung eines anatomienahen mechanische Schwingungsmodells für beide HAS ermöglichen werden.

Zur Verwirklichung dieser Hypothese wurde eine Messeinrichtung für die praxisnahe Messung der Impedanzen beider menschliche HAS unter Laborbedingungen methodisch konzipiert, vgl. folgende Abbildung:



**Abb. 1.26** Messaufbau für die praxisnahe Impedanzmessung (Zweihand-Impedanz)

## 1.5 Ziele und Inhalt dieser Arbeit

Die vorgelegte Arbeit verfolgt mehrere Ziele:

1. Weiterentwicklung der Impedanzmessung von der Messung der Einhand-Impedanz zur praxisgerechten Messung (Anwendung von Handmaschinen) der Zweihand-Impedanz im Labor. Unter Zweihand-Impedanz wird dabei die gleichzeitige, handmaschinenrichtige Messung der Impedanzen des rechten und linken HAS verstanden. Entwicklung eines stabilen Messverfahrens.
2. Ermittlung praxisgerechter Impedanzkurven für das linke und das rechte HAS (*bisher nur rechts*) als Kennfunktionen (Startwerte) für die biomechanische Modellierung beider HAS und damit Verbesserung der Ausgangsdaten für die Modellierung von „künstlichen HAS“, die z. B. in Prüfständen für Handmaschinen eingesetzt werden können. Dies ist für die Anwendung des Prinzips der Trennung von Mensch und Maschine als Maßnahme des Technischen Schwingungsschutzes notwendig.
3. Entwicklung und Validierung eines anatomienahen ebenen Schwingungsmodells der menschlichen HAS. Ausgangspunkt ist ein deskriptives Schwingungsmodell des menschlichen HAS.

Nach dieser knappen Zusammenfassung der Ziele folgt die Information über den weiteren Inhalt dieser Arbeit:

**Abschnitt 2** beschreibt die Ausgangslage im Wissensgebiet in Bezug auf die Messung der Impedanz und die biomechanische Modellierung.

**Abschnitt 3** stellt eine neuentwickelte Messeinrichtung zur praxisgerechten Messung der Zweihand-Impedanz vor und begründet die Weiterentwicklung des Impedanzmessverfahrens.

**Abschnitt 4** berichtet über die Ermittlung von Impedanzkurven des rechten und des linken HAS unter praxisnahen Bedingungen an einem Versuchsstand mit Hilfe einer Hydropulsanlage und einem größeren Versuchspersonenkollektiv. Hauptbestandteil des Versuchsstandes ist die neuentwickelte Messeinrichtung.

**Abschnitt 5** stellt die Messergebnisse vor. Zunächst die Mittelwerte über alle rechten und linken HAS der Versuchspersonen. Daran schließt sich eine geschlechtsspezifische Auswertung an, der eine Auswertung in Bezug auf den Einfluss der Händigkeit des Menschen auf die Impedanz folgt.

**Abschnitt 6** beschreibt die Entwicklung und Validierung eines neuen biodynamischen Schwingungsmodells für beide HAS. Dazu war es notwendig Kenntnis von den Armteilmassen zu erlangen, damit die Entwicklung eines ebenen anatomienahen Schwingungsmodells auf der Basis der Kennfunktion Impedanz auch erfolgreich abgeschlossen werden konnte.

**Abschnitt 7** diskutiert die vorgelegten Ergebnisse und gibt einen Ausblick in die Zukunft der Anwendung der Ergebnisse.

## 2 Stand der Entwicklung

Für den Schutz der Bedienperson vor Schwingungseinwirkungen auf und über das HAS, die beim Arbeiten mit Handmaschinen, wie z. B. Bohrhämmern, Schlagbohrmaschinen und Formsandstampfern auftreten, werden schwingungsisolierende Handgriffe, die schwingungsisoliert ausgeführte Handmaschine selbst oder andere schwingungsmindernde Maßnahmen vorgesehen. Die Wirksamkeit dieser Schwingungsschutzmaßnahmen hängt von den dynamischen Eigenschaften der Maschine, der schwingungsisolierenden Konstruktion und den dynamischen Eigenschaften des menschlichen HAS ab. Eine Vorausberechnung der Wirksamkeit von schwingungsmindernden Maßnahmen bei Handmaschinen ist möglich, wenn ein mathematisches Berechnungsmodell der Maschinen existiert und ein mathematisches Schwingungsmodell des HAS vorliegt.

Für die mathematische Modellierung des HAS gibt es eine Reihe von Vorschlägen, z. B. in [16] und [50]. Die mathematische Modellierung für Handmaschinen beschränkt sich jedoch auf Spezialfälle, vgl. [39] und in neuerer Zeit [32], sodass die rechnerische Überprüfung von Schwingungsschutzmaßnahmen an Handmaschinen sicher ebenso nur in Spezialfällen vorgenommen werden kann. Die Optimierung schwingungsmindernder Maßnahmen für Handmaschinen kann derzeit daher nur an diesen selbst erfolgen. Für die Prüfung von Handmaschinen unter Praxisbedingungen kann es demzufolge nach wie vor notwendig sein, Bedienpersonen einzusetzen. Daraus kann sich bei der Entwicklung von schwingungsmindernden konstruktiven Maßnahmen an und für Handmaschinen, die den Menschen vor Schwingungsexpositionen schützen sollen, die paradoxe Situation ergeben, dass der Mensch im Rahmen der Überprüfung der Wirksamkeit solcher Maßnahmen nicht geschützt werden kann.

Wie Abschnitt 1.3.2.2 aufzeigt, kann hier mit Hilfe eines mathematischen Modells des menschlichen HAS, entwickelt aus der mechanischen Impedanz des oder der HAS ein reales mechanisches Hand-Arm-Modell (HAM) entstehen, das, in einem Prüfstand eingesetzt, die Rolle der menschlichen HAS, idealerweise in den drei räumlichen Schwingungsrichtungen bei der beschriebenen Optimierung schwingungsmindernder Maßnahmen übernimmt.

Ein solcher Prüfstand ermöglicht die Verwirklichung dreier Ziele:

1. Vermeidung gesundheitsschädlicher Schwingungseinwirkungen auf den Menschen.
2. Herstellung objektiver und reproduzierbarer Prüfbedingungen.
3. Beseitigung der Staub- und Lärmexposition des Menschen sowie erhebliche Arbeitszeiteinsparung.

Voraussetzung für dessen Anwendung ist der Nachweis, dass für Mensch und HAM gleiche oder (mit definierten Abweichungen) ähnliche Maschinenschwingungen an der Handmaschine auftreten.

## 2.1 Messung der Impedanz

Historisch gesehen wurde zunächst die Admittanzkonzeption, siehe [71] und [49], zur vereinfachten Beschreibung komplexer, schwingender mechanischer Systeme an einem interessierenden Punkt entwickelt. Die mathematische Beziehung für die Admittanz (auch Geschwindigkeitsadmittanz) an einem Punkt ist

$$h = v / F \quad (2.1)$$

wobei  $h$ ,  $F$ ,  $v$  komplexe Größen im Frequenzbereich sind.

Da einfacher der Messung zugänglich, wurde auch im Bereich der Hand-Arm Schwingungen von Meltzer et al. [50] und [35] die Beschleunigungsadmittanz

$$h_a = a / F \quad (2.2)$$

verwendet.

Angewendet wurde die Admittanzkonzeption beispielsweise bei der Beschreibung der Körperschallanregung von Gebäuden durch Maschinen [47] zur Darstellung der schwingungstechnischen Eigenschaften einer Gebäudedecke. Hierbei wurde in Analogie zur Akustik und Elektrotechnik in einen Punkt der Gebäudedecke eine bekannte Anregung eingeleitet. Gleichzeitig wurde die Antwort der Gebäudedecke in demselben Punkt gemessen. Damit wurden die dynamischen Eigenschaften der Gebäudedecke in diesem Punkt beschrieben. Die Reaktionen anderer Punkte des Gebäudes, also der „komplizierten Struktur“, interessierten dabei zunächst nicht.

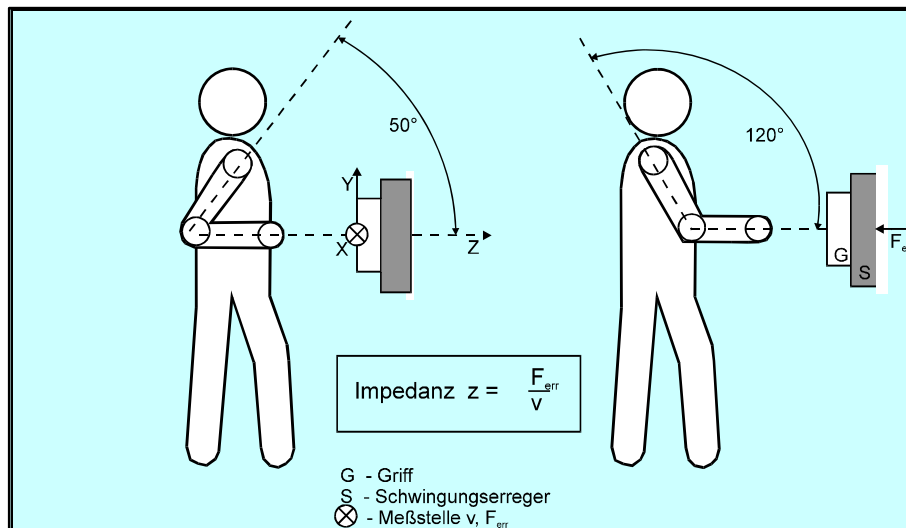
Nur für den Fall der Betrachtung eines Punktes ist die Impedanz (Punktimpedanz, auch Eingangsimpedanz, im englischen Sprachraum mit driving point impedance bezeichnet) der Kehrwert der Admittanz.

Die mathematische Beziehung für die Ermittlung der frequenzabhängigen Größe lautet

$$z = \frac{F}{v} \quad (2.3)$$

Auch hierbei handelt es sich im Einzelnen um komplexe Größen.

Das Prinzip der Impedanzmessung für ein HAS kann der Abb. 2.1 entnommen werden.



**Abb. 2.1** Prinzip der Einhand-Impedanzmessung  
(Typische Arbeitshaltungen mit einer Schlagbohrmaschine)

Das Messergebnis, die Impedanz, wurde zur Vereinheitlichung und zur Verbesserung der Vergleichbarkeit von Ergebnissen natürlich in den nationalen und internationalen Normungsprozess eingeführt. Derzeit existieren zwei Normen zur mechanischen Eingangsimpedanz des menschlichen HAS, national die DIN 45677 [R7] und international die ISO 10068 [R13].

Die erste Ausgabe der DIN 45677 erfolgte 1993. Die entsprechende internationale Norm ISO 10068 konnte von der International Organisation for Standardization (ISO) erst 1998 herausgegeben werden. Dann allerdings mit der Einarbeitung inzwischen entstandener neuerer Erkenntnisse und Messergebnisse. Aus diesem Grund erfolgte eine Revision der DIN 45677, bei deren Neufassung 2001 die wesentlichen Inhalte der ISO 10068 berücksichtigt wurden. Beide Normen sind also vom Inhalt her weitgehend identisch. Es wird jedoch in der DIN 45677 nur eines der mechanischen Modelle für die freie Impedanz des menschlichen HAS aus der ISO 10068 angegeben. Im vorliegenden Fall sind also der internationale und der nationale Stand des Wissens auf einer vergleichbaren Höhe. Für die Beschreibung des Schwingungsverhaltens des menschlichen HAS fand demnach seit 1993 die DIN 45677 Anwendung, ab 1998 hingegen die ISO 10068 und ab 2001 konnte die Fachwelt sich auf beide Standards gleichermaßen beziehen. In beiden Standards kann man Hinweise zu möglichen Abhängigkeiten der Impedanz des HAS von der Greifkraft, der Andruckkraft, der Armhaltung u. a. finden. Für die Messung und Bewertung der Greif- und Andruckkräfte wurde eine eigene DIN 45679 [R8] entwickelt.

Obwohl Kuhn [43] bereits 1953 eine Arbeit zur Impedanz des menschlichen HAS vorlegte, begann erst um 1970 in der Scientific Community, die sich in vielen Ländern mit der Erforschung des Schwingungsverhaltens der menschlichen HAS befasste, mit Abrams [1] die Entwicklung hin zur Verwendung der freien Impedanz des vorzugsweise rechten männlichen HAS zur Beschreibung dieses Schwingungsverhaltens, obwohl der messtechnische Aufwand für ihre Ermittlung ziemlich umfangreich ist, wie [36] entnommen werden kann. Freie Impedanz ist dabei die Bezeichnung

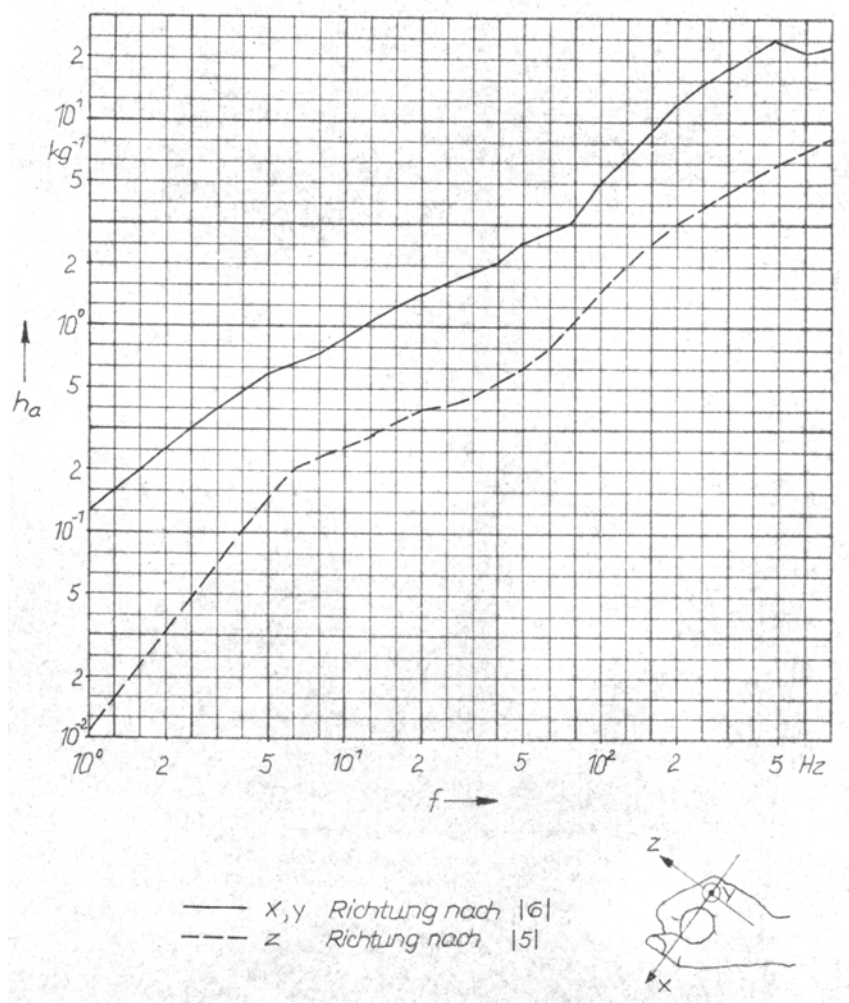


derjenigen Impedanz des HAS, die keine Anteile der Masse des zur Impedanzmessung verwendeten Handgriffs oder der Impedanzmeseinrichtung mehr enthält.

Man kann dies gut an Hand des Literaturverzeichnisses der bisher erfolgten Ausgaben der DIN 45677 [R7] nachvollziehen. Fortgesetzt wurde diese Entwicklung unter anderem mit Hempstock und O'Connor in [27], [28] und für den Beginn der stabilen Anwendungsphase der Impedanz steht beispielsweise Burström [8]. (Dies ist natürlich nur eine unvollständige Auswahl aus den zur Verfügung stehenden Literaturstellen.)

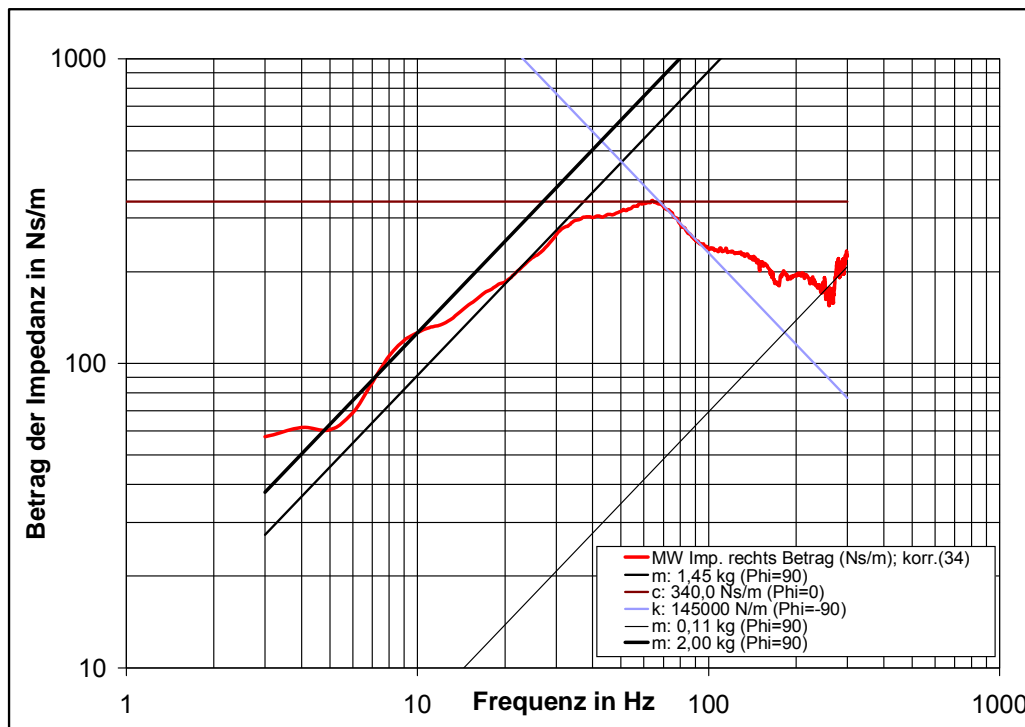
Eine der Begründungen für den Wechsel von der Beschleunigungsadmittanz zur (Geschwindigkeits-)Impedanz wird vom Verfasser im Kurvenverlauf beider Funktionen gesehen.

Betrachtet man Abb. 2.2, entnommen [35], so fällt auf, dass man aus diesem Beschleunigungsadmittanzverlauf ad hoc kaum Rückschlüsse im Hinblick auf die Interpretation des vorliegenden biomechanischen Systems in Bezug auf die mögliche Generierung einer Schwingerkette ziehen kann.



**Abb. 2.2** Eingangsbeschleunigungsadmittanz eines HAS

Verwendet man hingegen die Impedanz als beschreibende Funktion für das HAS, so kann man aus ihr sehr wohl ad hoc Hinweise erhalten. Zu ersehen ist dies aus der folgenden Abbildung nach [36]:



**Abb. 2.3** Impedanzkurve des rechten HAS mit Kennwertinterpretation

Wie ebenda [36] beschrieben, ist es möglich, näherungsweise die Parameter Masse, Federsteifigkeit und Dämpfung zu ermitteln. Wenn es auch nur erste Hinweise sind, so kann im vorliegenden Fall doch zunächst vom Vorhandensein wenigstens einer Zweimassenschwingerkette ausgegangen werden. Dies ist eine Interpretationsmöglichkeit, die man in der Admittanzkurve so nicht sofort finden kann. Dieses Interpretationsverfahren wird im folgenden Abschnitt 2.2 beschrieben.

Im letzten Jahrzehnt des 20. Jahrhunderts scheint es in Bezug auf die Verwendung der Impedanz als Kennfunktion für die Reaktion des HAS auf das Einwirken mechanischer Schwingungen keine offenen Fragen mehr gegeben zu haben, die Anzahl der Veröffentlichungen wurde kleiner. Die vorgelegten Veröffentlichungen beschäftigten sich mit Einzelaspekten, das Verfahren selbst wurde nicht infrage gestellt.

In das Literaturverzeichnis der DIN 45677 wurden zwar auch zwei Literaturstellen der Autoren Melzig-Thiel und Kinne aufgenommen, vgl. [37] und [38], deren Sinn es eigentlich war, den Anstoß zu einer Revision der Impedanzkurven und der Impedanzmessung selbst zu geben, noch bevor die Ergebnisse, so wie sie jetzt vorliegen, der Öffentlichkeit übergeben wurden. Diese beiden Veröffentlichungen konnten aber kein Echo in der Scientific Community auslösen.

Nach dem Jahr 2000 ist eine Arbeit nachweisbar, die sich zwar nicht vordergründig mit der Weiterentwicklung der Impedanzmessung beschäftigt, jedoch auf dem Weg der biomechanischen Modellbildung für das HAS zu einer gleichen Schlussfolgerung gelangt wie die Arbeit von Kinne und Latzel [38]. Es handelt sich dabei um die Dissertation von Keppler [34]. Keppler entscheidet sich bei der Modellbildung für das

menschliche HAS gegen die Anwendung der Impedanz. Er beruft sich dabei auf eine Arbeit von Meltzer et al. [50], in der noch die Admittanz verwendet wird. Die derzeitige Vereinbarung zur Messung der biomechanischen Eigenschaften ist ihm zwar bekannt, die Admittanz erscheint ihm aber aussagefähiger für seine Zwecke. Mit seinem mathematischen Modell der menschlichen HAS, zu dessen Validierung er eigene Admittanzmessungen im Labor (unbekannte Anzahl von Versuchspersonen) durchführt und damit ausgeführten Variationsrechnungen kommt er zumindest zu Aussagen, die sowohl in der DIN 45677 als auch in den eben zitierten Aussagen von [36] zu finden sind. Zitat:

- (Die) Admittanz ist von der Arbeitshaltung abhängig.
- Bei beidhändigem Greifen ändert sich die Admittanz stark.

(Beides gilt dann ja auch für die Impedanz.) Dies Resümee veranlasst Keppler dann Abb. 1.26 aus Abschnitt 1.4 zu zitieren und genau solch eine Art der Impedanzmessung zur Modellvalidierung vorzuschlagen.

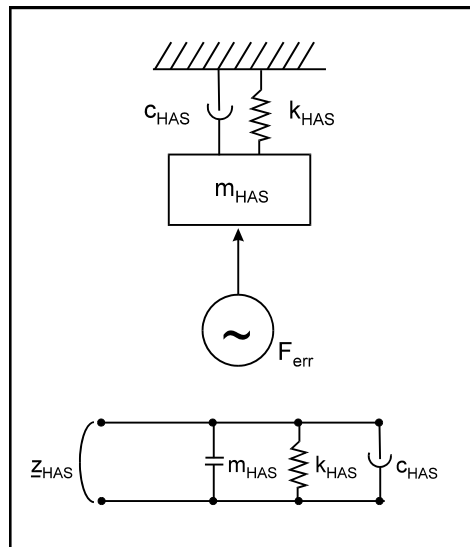
## 2.2 Mechanische Interpretation des Impedanzverlaufs

Die mechanische Eingangsimpedanz einer Struktur wird, wie bereits beschrieben, durch die Einleitung einer Erregerkraft in die Struktur an einem bestimmten Punkt und die Messung der Geschwindigkeit der Antwort der Struktur im gleichen Punkt ermittelt. Beide komplexen Größen werden in Beziehung zueinander gesetzt: die komplexe Impedanz  $z$  ist demnach das Verhältnis von Kraft zu Geschwindigkeit in einem Punkt.

Unter der Annahme einer einfachen mechanischen Modellstruktur für das HAS ist es möglich, mit der im Folgenden beschriebenen Kurvendiskussion aus der gemessenen Impedanzkurve eines HAS Voraussagen über ein wahrscheinliches mechanisches Modell für das HAS zu treffen. Diese Art der Interpretation von Impedanzkurven ist an das Denken in Schwingerketten bei einer Modellbildung mit Hilfe gemessener Impedanzverläufe von HAS geknüpft.

Aus dem grundsätzlichen Verlauf der Impedanzkurve kann also auf eine mögliche Struktur des Modells geschlossen werden, dessen Parameter durch eine nachfolgende Optimierungsrechnung so bestimmt werden können, dass die berechnete Impedanz des Modells der gemessenen möglichst nahe kommt. Startwerte für die Modellparameter lassen sich aus der Impedanzkurve streng genommen nur aus dem Verlauf bei niedrigen Frequenzen (Grenzwert für  $f$  gegen Null) bzw. hohen Frequenzen (Grenzwert für  $f$  gegen Unendlich) bestimmen. Für die in dieser Arbeit vorgestellten Messergebnisse hat sich aber ebenso wie für die in [36] gezeigt, dass durchaus auch aus anderen Bereichen geeignete Startwerte für Optimierungsrechnungen gefunden werden können.

Die Herangehensweise soll im Folgenden anschaulich gemacht werden. Ausgangspunkt der Betrachtungen sei ein Einmassenschwingungsmodell des HAS nach [38].



**Abb. 2.4** Einmassenschwingungsmodell des HAS

Für dieses Modell kann die Impedanz mit Hilfe der folgenden Beziehung berechnet werden:

$$Z_{HAS} = j\omega \cdot m_{HAS} + k_{HAS} / j\omega + c_{HAS} \quad (2.4)$$

Durch Umformung erhält man daraus

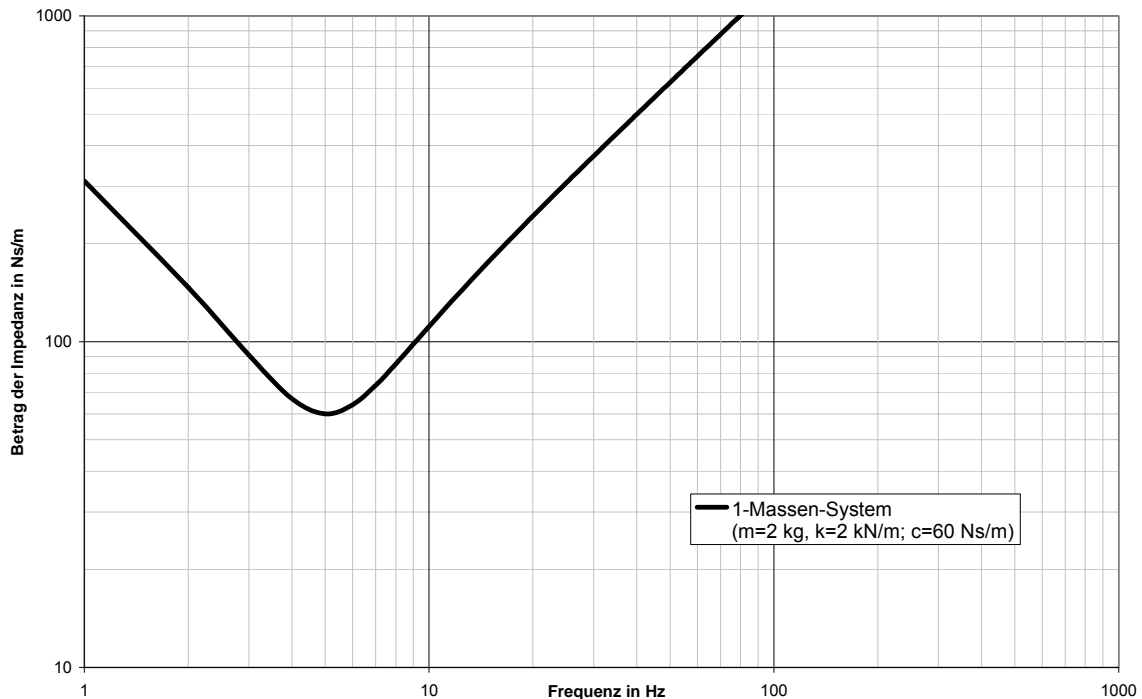
$$|Z_{HAS}| = c - j \left( \frac{k}{\omega} - \omega \cdot m \right). \quad (2.5)$$

Für weitere Betrachtungen ist die Arbeit mit dem Betrag dieser Impedanz von Vorteil:

$$|Z_{HAS}| = \sqrt{c^2 + \left( \frac{k}{\omega} - \omega \cdot m \right)^2} = \sqrt{c^2 + \frac{k^2}{\omega^2} \left( 1 - \frac{\omega^2}{\omega_0^2} \right)^2} \quad \text{mit} \quad \omega_0^2 = \frac{k}{m}, \quad (2.6)$$

wobei der letzte Formel­ausdruck die Eigenkreisfrequenz ist. Die Erregerkreisfrequenz  $\omega$  hingegen bleibt ohne Index.

Den Verlauf des Betrages der Impedanz eines Einmassensystems über der Frequenz in einem doppeltlogarithmischen Koordinatensystem zeigt Abb. 2.5, die verwendeten Parameter orientieren sich an den nach Abb. 2.14 im Frequenzbereich  $1 \text{ Hz} < f < 10 \text{ Hz}$  zu findenden Startwerten.



**Abb. 2.5** Verlauf des Betrages der Impedanz eines Einmassensystems

Mit Hilfe einer Kurvendiskussion wird nun versucht, Möglichkeiten einer Startwertinterpretation für ein solches System zu gewinnen.

1. Hohe Frequenzen:  $\omega$  wird groß gegenüber  $\omega_0$ ,

dann ist  $c^2$  gegenüber dem Wurzelausdruck  $\frac{k^2}{\omega^2} \cdot \frac{\omega^4}{\omega_0^4}$  zu vernachlässigen und es wird

$$|Z_{\text{HAS}}| = \omega \cdot m. \quad (2.7)$$

Hierbei handelt es sich um eine Massenimpedanz, deren Betrag mit der Frequenz ansteigt,  $|Z_{\text{HAS}}|$  ergibt also im doppelt-logarithmischen Koordinatensystem über der Frequenz  $f$  eine ansteigende Gerade, siehe unten.

2. Tiefe Frequenzen:  $\omega$  wird klein gegenüber  $\omega_0$ , d.h.  $\omega \rightarrow 0$ , dann ist  $c^2$  gegenüber dem Wurzelausdruck  $\frac{k^2}{\omega^2}$  zu vernachlässigen und es wird

$$|Z_{\text{HAS}}| = \frac{k}{\omega}. \quad (2.8)$$

Hierbei handelt es sich um eine Federimpedanz, deren Betrag mit der Frequenz abfällt,  $|Z_{\text{HAS}}|$  ergibt also im doppelt-logarithmischen Koordinatensystem über der Frequenz  $f$  eine abfallende Gerade, siehe unten.

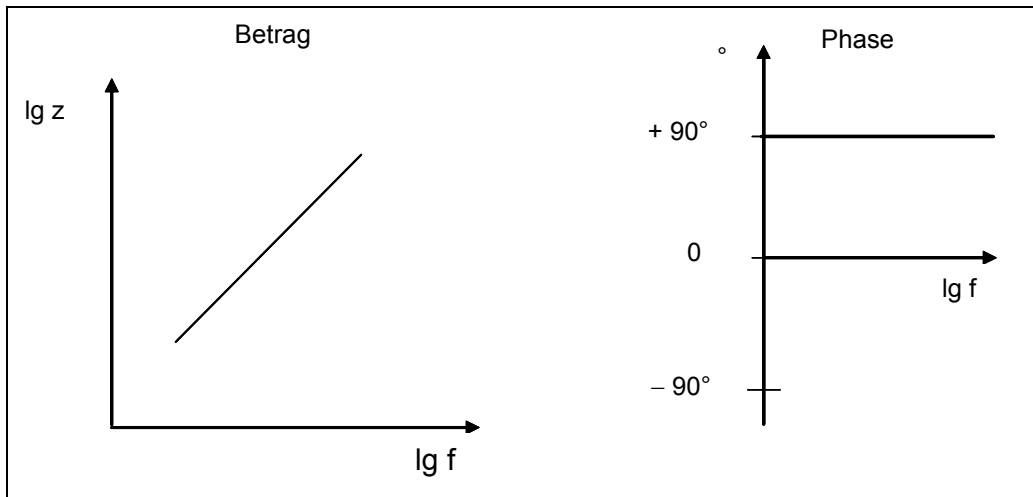
3. Beide Kreisfrequenzen werden gleichgesetzt:  $\omega = \omega_0$ ,

dann wird der Betrag der Impedanz zu  $|Z_{\text{HAS}}| = c$ . (2.9)

Hierbei handelt es sich um eine Dämpferimpedanz, deren Betrag im doppelt-logarithmischen Koordinatensystem eine Gerade parallel zur Frequenzachse ergibt.

Das folgende Bild zeigt den Verlauf der Impedanz  $z$  einer konstanten Masse in Abhängigkeit von der Frequenz in einem doppelt-logarithmischen Koordinatensystem, vgl. Punkt 1 der Kurvendiskussion. Die Gleichung dafür lautet

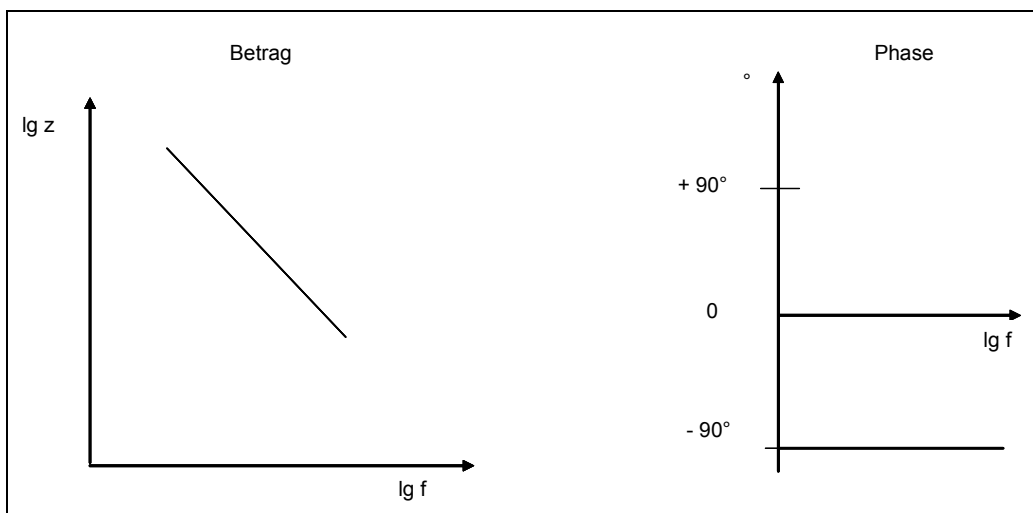
$$z = j\omega m \quad (2.10)$$



**Abb. 2.6** Masseimpedanz, Verlauf von Betrag und Phase

Das nächste Bild zeigt den Verlauf der Impedanz einer konstanten Federsteifigkeit in Abhängigkeit von der Frequenz, vgl. Punkt 2 der Kurvendiskussion. Die Gleichung dafür lautet:

$$z = \frac{k}{j\omega} \quad (2.11)$$

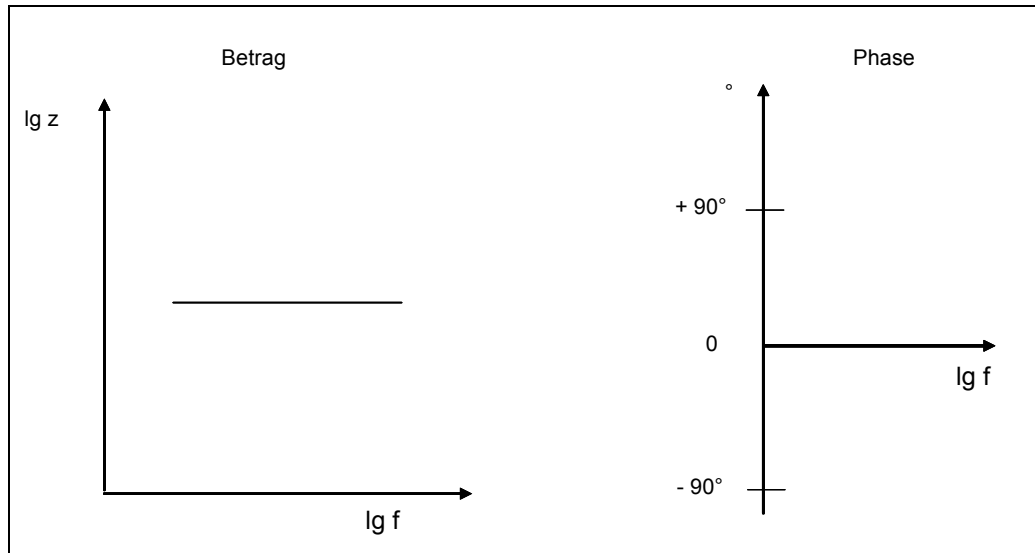


**Abb. 2.7** Federimpedanz, Verlauf von Betrag und Phase

Das Bild zu Punkt 3 der Kurvendiskussion zeigt den Verlauf der Impedanz einer konstanten Dämpfung in Abhängigkeit von der Frequenz.

Die Gleichung dafür lautet:

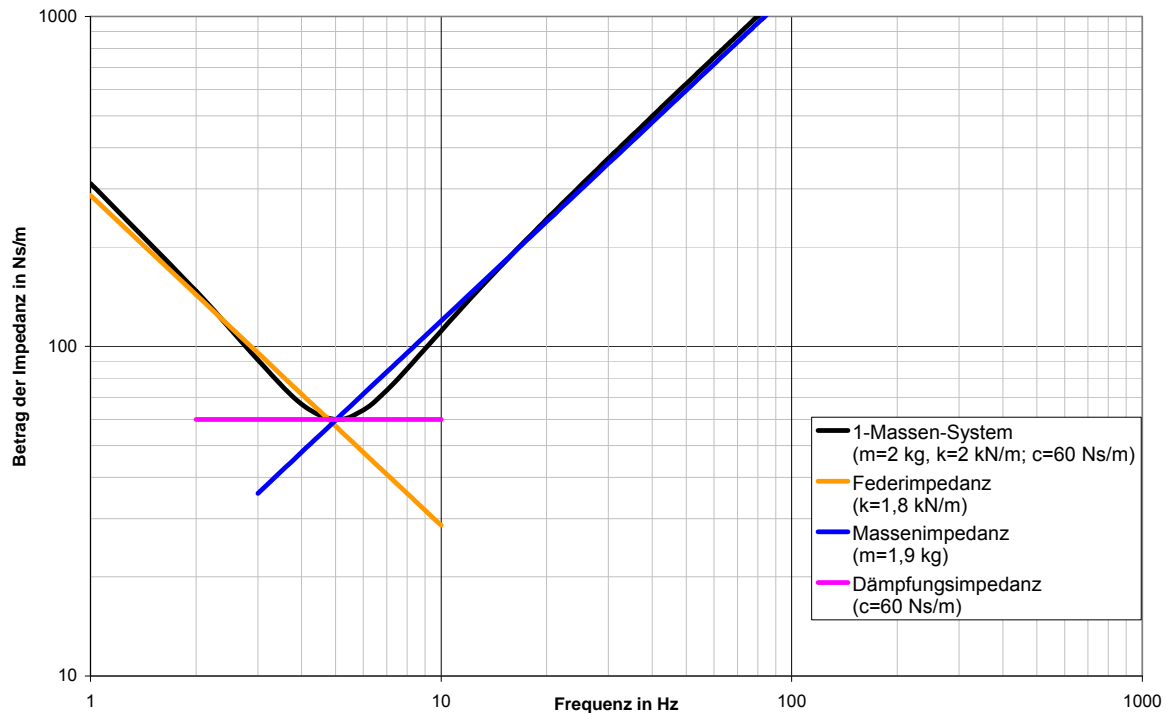
$$Z = c \quad (2.12)$$



**Abb. 2.8** Dämpferimpedanz, Verlauf von Betrag und Phase

Ob diese Deutung eines Kurvenabschnittes berechtigt ist, kann aus dem Verlauf des dazugehörigen Phasenwinkels abgelesen werden, dessen Darstellung deshalb in die Abb. 2.6 bis Abb. 2.8 mit aufgenommen wurde.

Diese Sonderfälle werden nun auf den Verlauf des Betrages für ein Einmassenschwingungssystem nach Abb. 2.5 angewendet:



**Abb. 2.9** Kennwertinterpretation für ein Einmassenschwingungsmodell

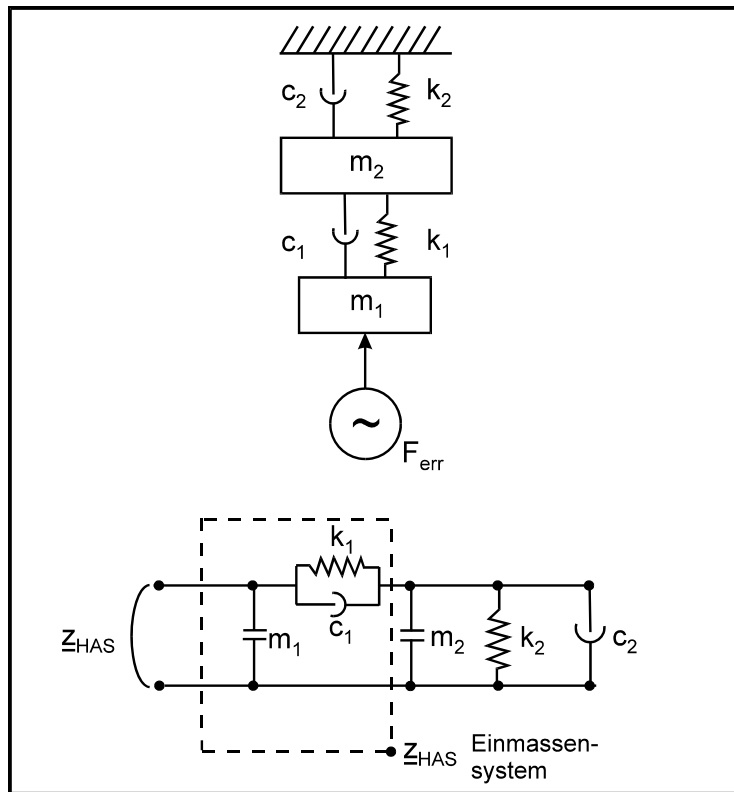
Die sich aus dem ablesbaren Impedanzbetrag ergebenden Kennwerte Federsteifigkeit, Masse und Dämpfung sollten im Normalfall auch das Einmassenschwingungssystem charakterisieren. Eine Überprüfung ergibt mit  $k = 1,8 \text{ kN/m}$  und  $m = 1,9 \text{ kg}$  und einem Teil der Formel nach (2/6)

$$\omega_0^2 = \frac{k}{m} = 947 / \text{s}^2. \text{ Durch Umformung erhält man die Eigenfrequenz } f_0 = 4,9 \text{ Hz.}$$

Besonderes Interesse verdient hierbei der Kennwert der Dämpfung, der sich aus dem Resonanzpunkt (Erregerkreisfrequenz = Eigenkreisfrequenz) des Einmassensystems ergibt. Dieser Wert kann aus der Tangente an die Betragskurve in eben diesem Punkt ermittelt werden. Denkt man in Schwingerketten, so muss sich der nächste Extremwert im Kurvenverlauf durch die Ankopplung eines weiteren Einmassensystems ergeben, vgl. Abb. 2.11 im Frequenzbereich  $60 \text{ Hz} < f < 70 \text{ Hz}$ .

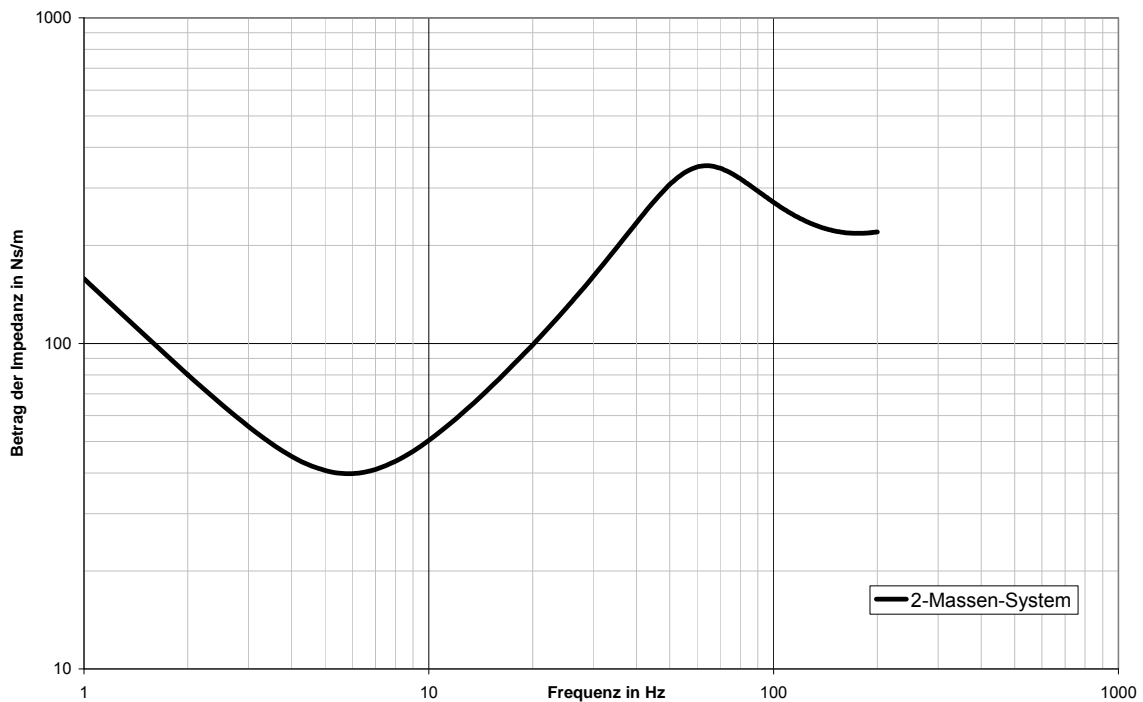
Um dies nachvollziehen zu können, wird das Einmassenschwingungsmodell nach Abb. 2.4 zu einem Zweimassenschwingungsmodell „erweitert“. Die Abb. 2.10 zeigt ein solches Modell und wurde [36] entnommen:





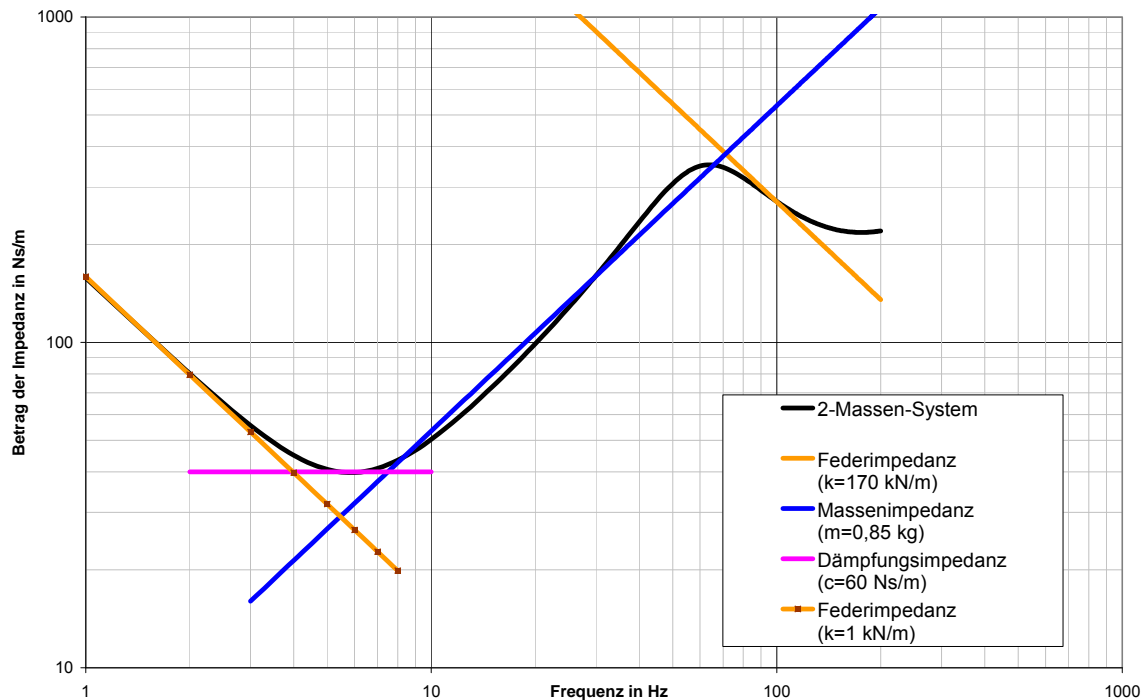
**Abb. 2.10** Zweimassenschwingungsmodell des HAS

Die folgende Abb. 2.11 nun zeigt den Verlauf des Betrages der Impedanz für ein solches Schwingungsmodell, wobei näherungsweise der Impedanzverlauf nach Abb. 2.14 nachgebildet wird.



**Abb. 2.11** Verlauf des Betrages der Impedanz eines Zweimassensystems

Analog zu Abb. 2.9 folgt nun die Anwendung der beschriebenen Kennwertinterpretation (vgl. auch Abb. 2.14) auf diesen Kurvenverlauf:

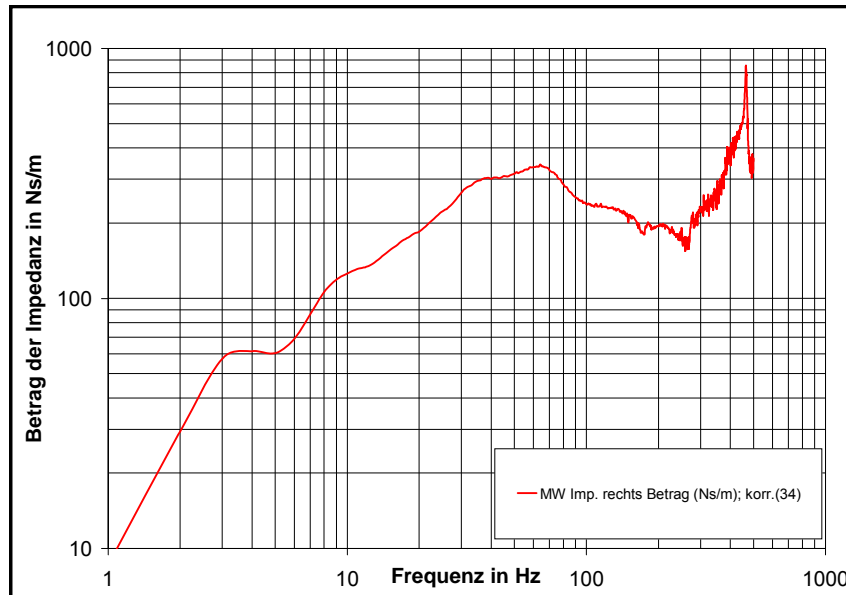


**Abb. 2.12** Kennwertinterpretation für ein Zweimassenschwingungsmodell

Ein Vergleich beider Kennwertinterpretationen ergibt

1. Für die Masse  $m_1$  des Schwingungssystems nach Abb. 2.10 wurde der Startwert 0,11 kg nach Abb. 2.14 verwendet.
2. Die Kennwerte eines zu Beginn der Interpretation angenommenen Einmassenschwingungssystems nach Abb. 2.9 verändern sich beim Übergang auf ein Zweimassenschwingungssystem.
3. Der Extremwert im Frequenzbereich  $60 \text{ Hz} < f < 70 \text{ Hz}$  nach Abb. 2.14 ist dagegen mit einem Zweimassenschwingungssystem in Betragshöhe und Frequenzlage gut nachbildbar.
4. Die schwingenden Massen eines solchen Systems stimmen mit den realen Massen der Arnteile nicht überein.
5. Die Startwerte für Modellrechnungen nach Abb. 2.14 sind mit einem Zweimassenschwingungsmodell offensichtlich nicht so einfach nachbildbar. Dies gilt auch für den gemessenen Impedanzverlauf. Zwar kann hier eine weitere Anzahl von Optimierungsrechnungen Annäherungsverbesserungen zum Sollkurvenverlauf erbringen, jedoch ist das Ergebnis als Hinweis darauf zu verstehen, dass für eine verbesserte Nachbildung eine Schwingerkette höherer Ordnungszahl zu verwenden ist.

Wird nun die Impedanz eines rechten HAS mit einer speziell dafür konstruierten Impedanz-Messeinrichtung gemessen (siehe Abb. 2.1, oder Abb. 3.1), dann kann man z. B. die folgende Kurvendarstellung, entnommen aus [36], finden:

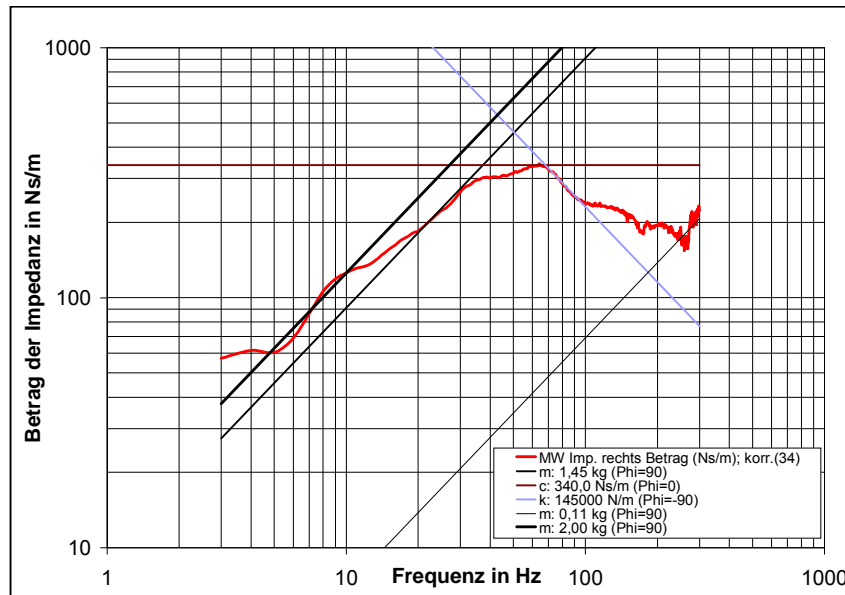


**Abb. 2.13** Mittelwert der Impedanz des rechten HAS von 34 Versuchspersonen

Mit Hilfe der in diesem Abschnitt beschriebenen einfachen Zusammenhänge kann nun der Versuch unternommen werden, diesen Kurvenverlauf für eine Modellbildung zu interpretieren.

Zunächst legt man den Frequenzbereich der möglichen Auswertung dieser Kurve fest. Werden in einer Messkette piezoelektrische Aufnehmer verwendet, wie das bei der Messung dieser Kurve geschehen ist, kann man eine Auswertung erst ab  $f = 3$  Hz beginnen. Dem weiteren Kurvenverlauf nach zu urteilen kann man dieser Beispielkurve bis zu einer Frequenz von etwa 300 Hz eine Auswertemöglichkeit zuschreiben. Betrachtet man nun das eingegrenzte Frequenzgebiet mit Hilfe der Abb. 2.6 bis Abb. 2.8 so fällt auf, dass ein längerer masseähnlicher Anstieg, ein längerer steifigkeitsähnlicher Abfall und auch ein zweiter masseähnlicher Anstieg der Kurve erkennbar sind. Der dazwischen liegende Kurventeil resultiert möglicherweise aus einer Kombination von Dämpfungs- und Federelementen, mehr kann dazu aber mit Hilfe dieser Betrachtungsweise nicht ausgesagt werden.

Zur Gewinnung von Startwerten können jetzt analog zur Abb. 2.9 näherungsweise Massen, Federsteifigkeiten und Dämpfungen bestimmt werden. Erfahrungsgemäß finden aber insbesondere die Massewerte als Startwerte für Modellierungsrechnungen Verwendung.



**Abb. 2.14** Kennwertinterpretation für Impedanz des rechten HAS (entspricht Abb. 2.3)

Die Interpretation des Impedanzverlaufs analog zu Abb. 2.9 und Abb. 2.12 ergibt:

Der Mittelwert der Impedanzkurven von 34 Versuchspersonen nach [36] zeigt, dass anscheinend alle HAS im Frequenzbereich von  $3 \text{ Hz} < f < 300 \text{ Hz}$  mindestens als Zweimassen-Schwingerketten reagieren. Es kann demzufolge auch der Versuch unternommen werden, das mittlere HAS als Zweimassen-Schwingerkette darzustellen. Derartige Zweimassensysteme als Ersatzsystem für ein menschliches HAS sind aus der Literatur hinlänglich bekannt und z. B. in [35] und [36] zu finden.

## 2.3 Biomechanische Modellierung auf der Basis von Hand-Arm-Impedanzen

### 2.3.1 Software-Modelle

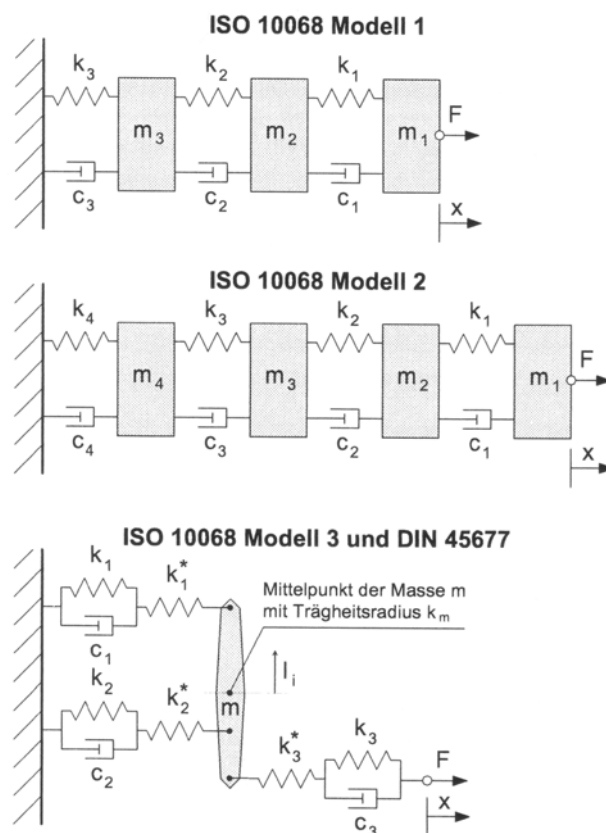
Zu mathematischen Modellen des HAS gibt es eine Vielzahl von Arbeiten. Alle anzuführen ist nicht möglich und so wird hier nur auf eine Auswahl aufmerksam gemacht. Es ist außerdem anzumerken, dass sich einige Modelle auch auf die Nutzung der Admittanz zu Ihrer Generierung beziehen können. Ausführungen zum zeitlichen Ablauf der Einführung der Impedanz in die Standardisierung wurden im vorhergehenden Abschnitt vorgestellt. Eine zweite Anmerkung betrifft die Art der biomechanischen Modellierung für das so genannte „wissenschaftliche Rechnen“, die Keppler [34] verwendet. Sie fußt zwar in ihren „Kinderschuhen“ auf dem „Denken in Schwingerketten“, der Dynamik, die heute noch so gelehrt wird, ist aber nicht ohne weiteres mit dem vergleichbar, was auf dem Weg dahin entwickelt wurde. Sie wird daher in dieser Arbeit nicht betrachtet.

Eine Übersicht zu diesem Gebiet ist bei Schenk und Knoll zu finden, vgl. [66]. Nach ihren Recherchen wurden in ersten Modellen, wie z. B. von Kuhn [43] das HAS als geschwindigkeitsproportionaler Dämpfer, von Dieckmann 1955 [11] hingegen als un-

gedämpftes Feder-Masse-Feder System modelliert. Von da aus vervollkommnete sich die mathematische Modellierung von Feder-Masse-Dämpfer Systemen mit einem Freiheitsgrad, siehe Abrams [1], über zwei, drei bis hin zu vier Freiheitsgraden, wie u. a. bei Reynolds und Falkenberg in [60] und [59] zu finden ist. Bekannt sind auch nichtlineare 4-Massen Schwingungssysteme, Gurram et al. [24], in die der Einfluss der in Greifkraft in die Modellierung einbezogen wird.

Allen diesen Modellen ist gemeinsam, dass ihre Modellmassen nichts mit der anthropometrischen Massenverteilung der HAS zu tun haben. Die Autoren erheben auch nicht den Anspruch darauf. Schenk und Knoll stellen zwar fest, dass sich in den Arbeiten von Meltzer et al. [50] anthropometrisch sinnvolle Massen finden lassen, gehen aber nicht näher darauf ein.

In dieser Arbeit wurde bisher ein Zweimassen Schwingungsmodell aus Kinne und Latzel [38] in Abschnitt 1.3.2.2 in Abb. 1.22 dargestellt. Im Weiteren sollen noch die in der ISO 10068 und der DIN 45677 (Ausgabe 1993) zu findenden Schwingungsmodelle vorgestellt werden. Sie wurden der Arbeit von Gillmeister [19] entnommen. Nach seinen Berechnungsergebnissen mit den Modellen nach ISO und DIN zeigt das Modell 3 der ISO 10068 oberhalb einer Frequenz von  $f = 10$  Hz die vergleichsweise beste Annäherung an die im gleichen Standard enthaltene Impedanzkurve in Schwingungsrichtung Z. Das Modell 3 der ISO 10068 ist in der geltenden Fassung der DIN 45677 nicht mehr enthalten, für diese Arbeit aber in Abschnitt 5.2 noch von Bedeutung. Deshalb wird auch die Quelle des Modells 3 angegeben, vgl. Schmid [68].



**Abb. 2.15** Mechanische Ersatzmodelle des HAS nach DIN 45677 und ISO 10068

### 2.3.2 Hardware-Modelle

In der Literatur sind nur wenige Angaben zu Hardware-Modellen zu finden. Nach Schenk und Knoll [66] folgte die Entwicklung dieser Modelle in der Parameterbestimmung für Massen und Federelemente zumeist zielgerichtet der Trial and Error Methode. Dies wurde schon in Abschnitt 2.1 kurz für das Hardware-Modell beschrieben.

Die aufgrund der vorliegenden Impedanz in Schwingungsrichtung  $Z$  (für das rechte HAS geltend und unter Laborbedingungen gemessen) schwierige Ausgangslage bei der Kennwertbestimmung für eine reale Modellierung, d.h. für eine Nachbildung der Praxisbedingungen in einem Handmaschinen-Prüfstand mit räumlich arbeitenden HAM führte, natürlich neben anderem, zur Entwicklung von Hardware-Modellen für ausgewählte Maschinengruppen. Auf diesem Weg waren die auftretenden Probleme bei der Entwicklung offensichtlich beherrschbar.

Bekannt sind Hardware-Modelle für

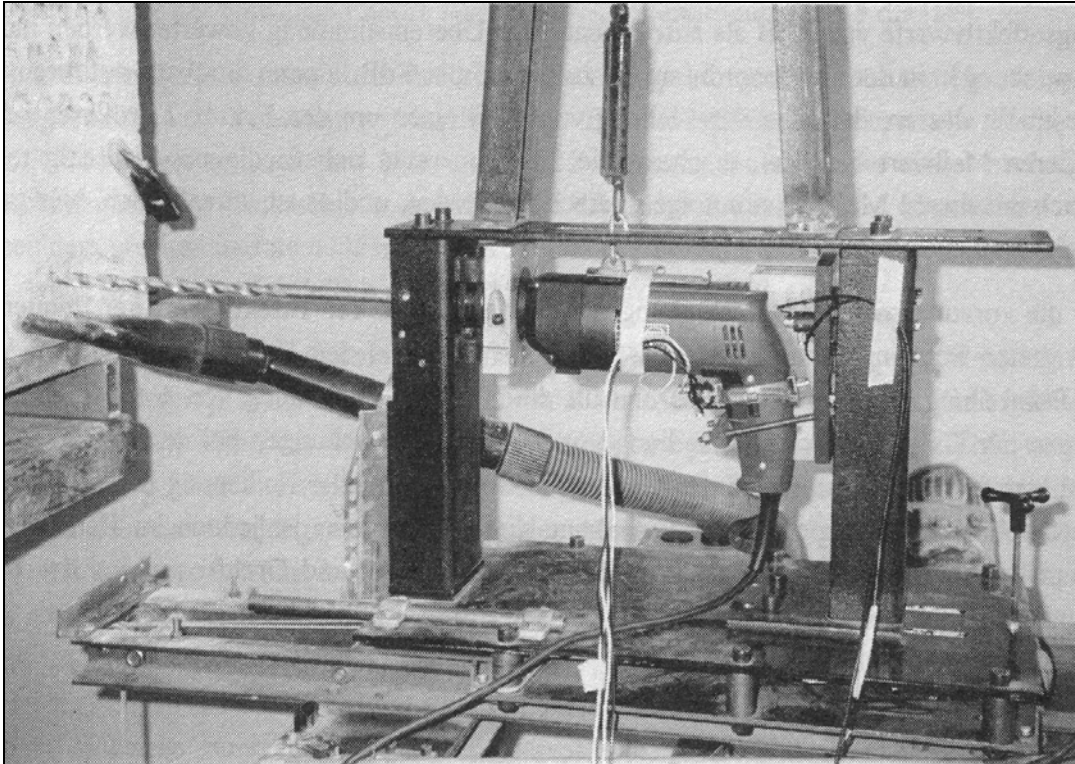
- Schlagbohrmaschinen, von Hansson und Kihlberg in [26], sowie Kinne in [35]
- Bohrhämmer, von Jahn und Hesse in [30]
- Schlaghämmer, von Dobry und Barczewski in [12], sowie von Kadam in [32]
- verbrennungsmotorbetriebene Motorschleifmaschinen, von Eckert in [15]
- Motorkettensägen, von Reynolds und Wilson in [61]

Die hier aufgeführten Hardware-Modelle sind nur in einer Arbeitsrichtung und ihr HAM zumeist auch nur in einer Schwingungsrichtung wirksam. Eine Ausnahme in Bezug auf die Schwingungsrichtungen bilden hier [15] und [35], deren HAM räumliches Schwingungsverhalten nachbilden.

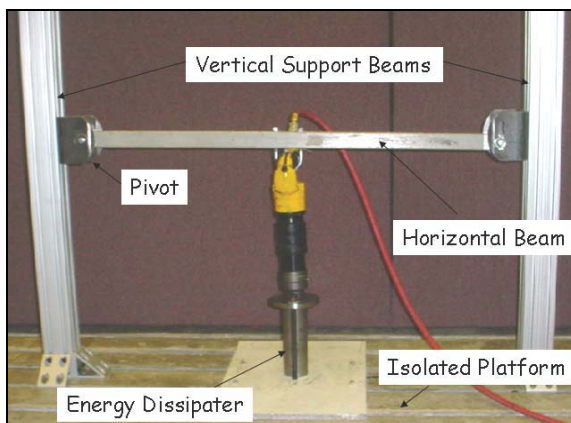
Eine Weiterentwicklung in Bezug auf die verwendbaren Handmaschinen und die anwendbaren Arbeitsrichtungen ist in der Arbeit von Schenk und Knoll [66] zu finden. Hier wird ein automatisierter Prüfstand vorgestellt, in dem

- das implementierte Schwingungsmodell für beide HAS räumlich arbeitet,
- unterschiedlich Andruckkräfte realisiert werden können,
- elektrische, pneumatische und unter bestimmten Bedingungen auch verbrennungskraftgetriebene nicht schlagende und schlagende Handmaschinen bis zu einer Masse von 20 kg einsetzbar sind und
- der sowohl in horizontaler, als auch nach einfacher Umrüstung in vertikaler Arbeitsrichtung einsetzbar ist.

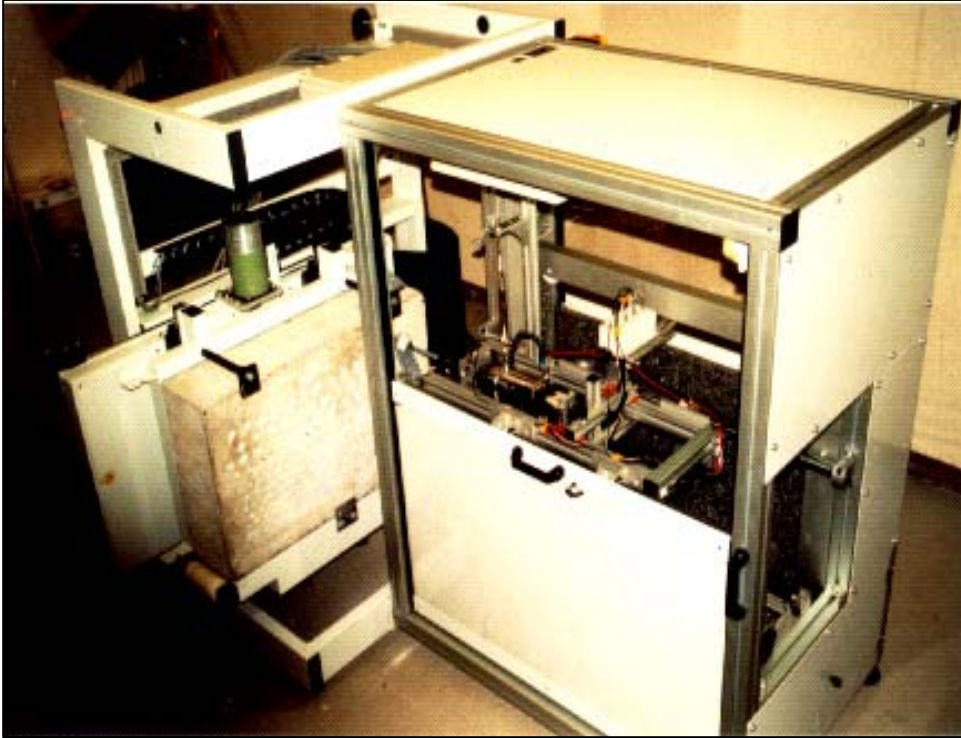
Zur Veranschaulichung der Entwicklung zeigt Abb. 2.16 den Prüfstand nach Kinne [35], Abb. 2.17 den Prüfstand nach Kadam [32] und Abb. 2.18 den Prüfstand nach Schenk und Knoll [66].



**Abb. 2.16** Handmaschinenprüfstand nach [35]



**Abb. 2.17** Schlaghammerprüfstand nach [32] mit Einzeldarstellung des modellierten HAS



**Abb. 2.18** Handmaschinenprüfstand nach [66]



### 3 Praxisnahe Ermittlung von Impedanzverläufen beider menschlicher Hand-Arm-Systeme

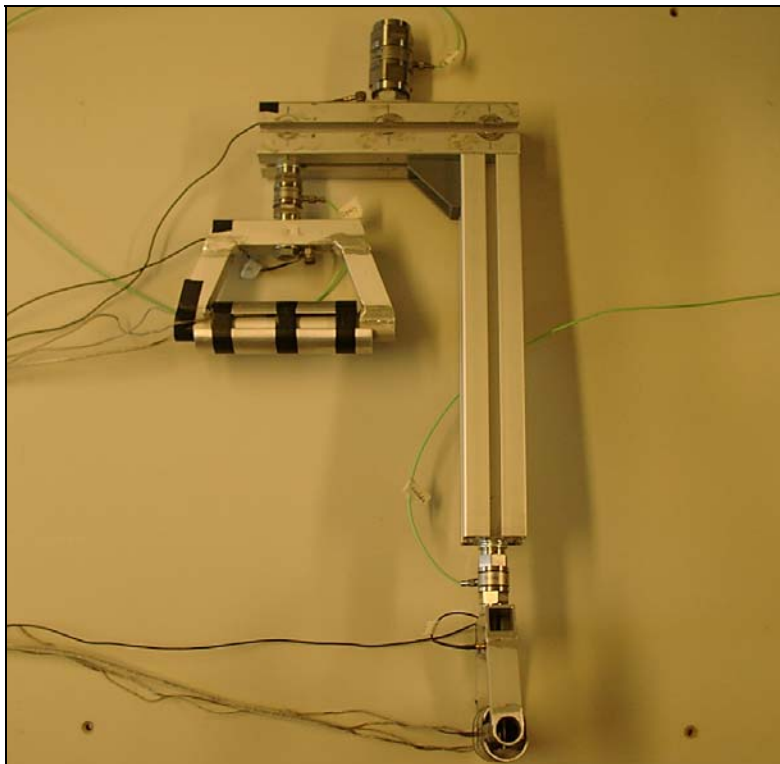
#### 3.1 Praxisnahe Impedanzmessung

Zur Weiterentwicklung der Impedanzmessung am menschlichen HAS wurden in Abschnitt 2.1 der Stand der Technik und der Stand der theoretischen Überlegungen zur Weiterentwicklung der Impedanzmessung, insbesondere wegen der Nutzung der Impedanz für biomechanische Modellierungen dargestellt.

Eine ausführliche Darstellung des folgenden, insbesondere der notwendigen technischen Entwicklungen ist in [36] enthalten. An dieser Stelle sollen Ausführungen erfolgen, die dem Verständnis der vorgelegten Arbeit dienen und daher aus [ebenda] zitiert werden und vor allem solche, die über die Darstellungen der zitierten Literaturstelle hinausgehen.

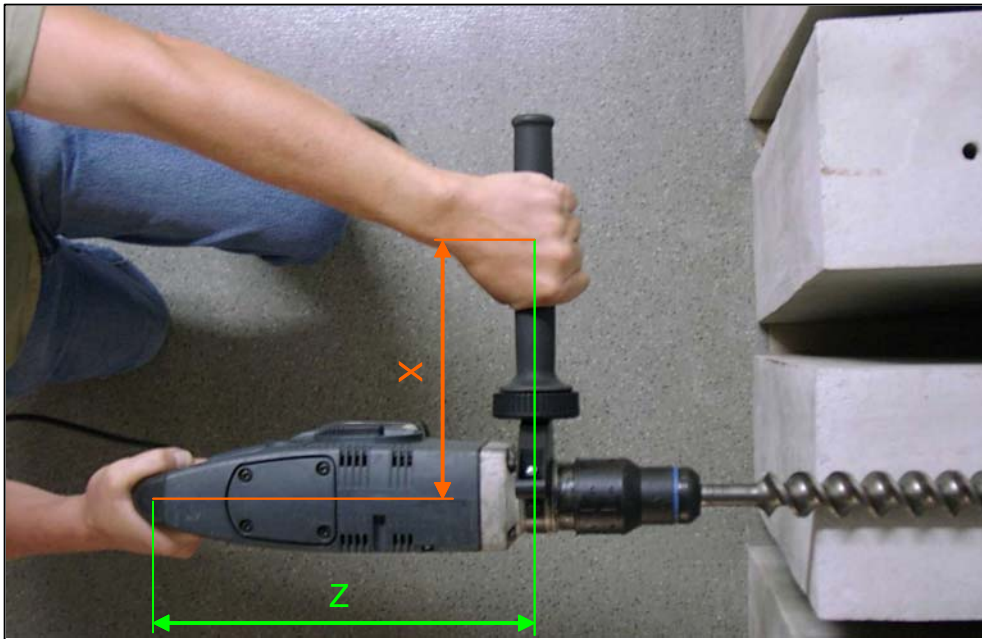
##### 3.1.1 Messeinrichtung für die gleichzeitige Messung der Impedanz des linken und rechten Hand-Arm-Systems

Die folgende Abbildung zeigt die neu entwickelte Messeinrichtung, die die theoretische Darstellung nach Abb. 1.26 anwendbar macht.



**Abb. 3.1** Messeinrichtung zur gleichzeitigen Ermittlung beider HAS-Impedanzen  
Ihre Gesamtmasse beträgt 1,83 kg; jeder der Messhandgriffe hat eine Masse von 0,26 kg.

Die geometrischen Abmessungen der Messhandgriffe zueinander wurden von realen Handmaschinen abgenommen und gemittelt.



**Abb. 3.2** Beispiel der Ermittlung geometrischer Abmessungen für die Entwicklung der Messeinrichtung (Bohrhammer Elu BH 45 EK)

Die Zusammenstellung der Ergebnisse zeigt die nachfolgende Tab. 3.1.

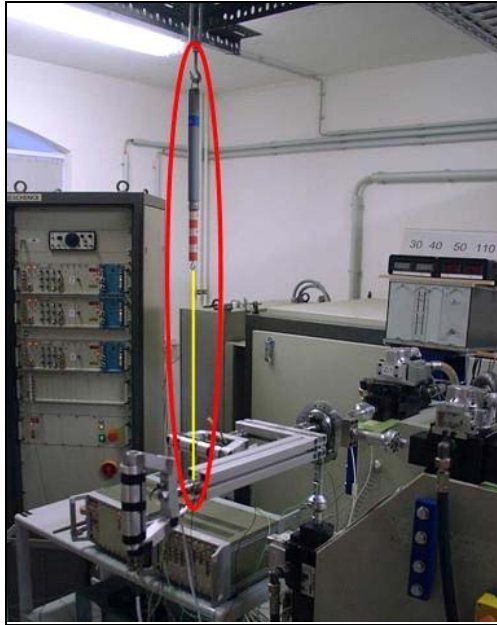
**Tab. 3.1** Ermittlung geometrischer Abmessungen an Bohrhämmern

Handmaschine	Griffabstand X (cm)	Griffabstand Z (cm)
Bosch PBH 160 R	12	25
Atlas Copco PHE 26 RA	12	35
Elu BH 45 EK	20	32
Bosch GBH 8 DCE	18	32
Fein SBM Dsceu 638	12	23
<b>Mittelwert</b>	<b>15</b>	<b>29</b>

### 3.1.2 Nachweis der Anwendbarkeit der Messeinrichtung

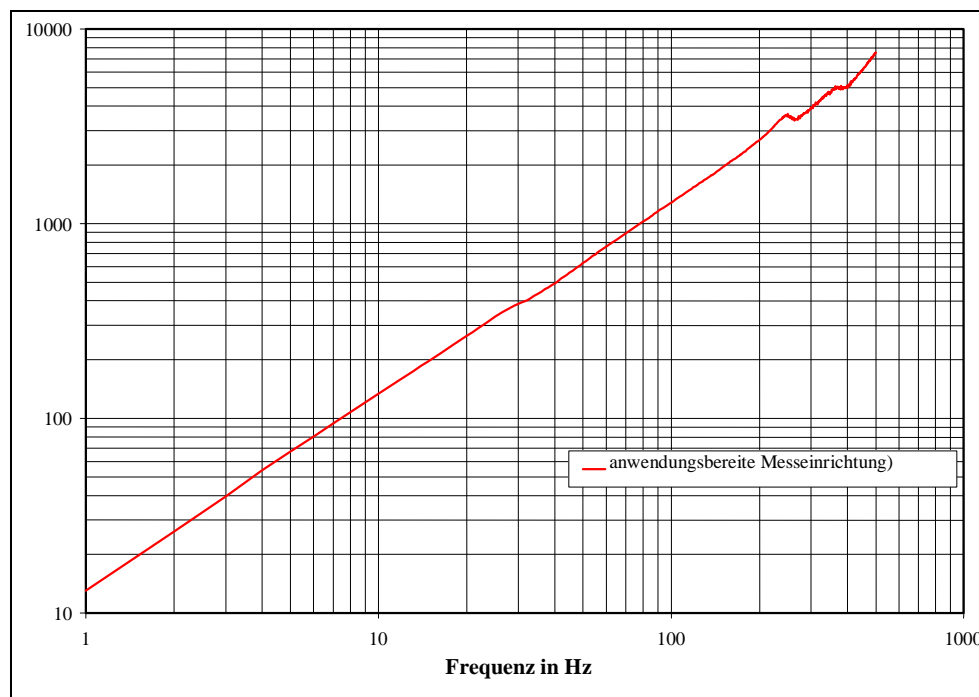
Die Messeinrichtung ist erkennbar modular aufgebaut. Aus diesem Grund lag es nahe, sie auch modular, also stufenweise messtechnisch mittels Impedanzmessung zu überprüfen.

Die Leerimpedanz (ohne zusätzliche Masseankopplung) wurde an der statisch entlasteten Messeinrichtung ermittelt.



**Abb. 3.3** Zweihand-Impedanzmesseinrichtung mit statischer Entlastung

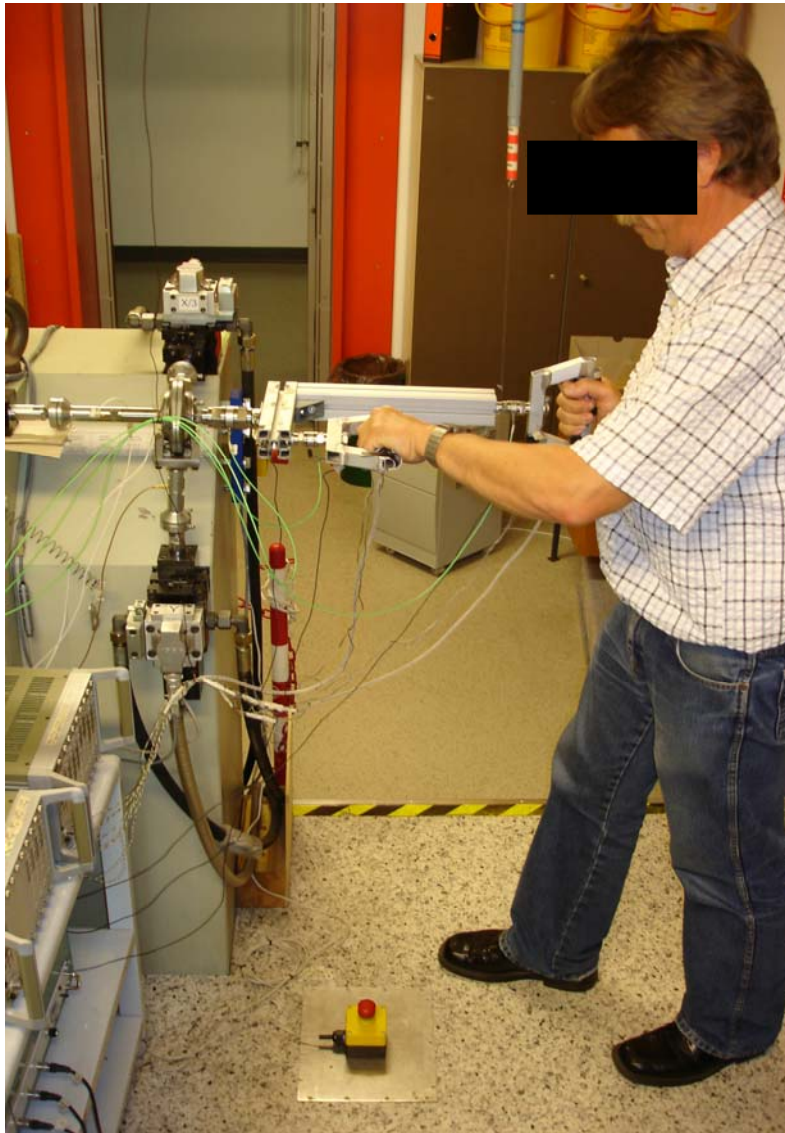
Die folgende Abbildung zeigt das Ergebnis der Messung der Impedanz an der anwendbaren Messeinrichtung.



**Abb. 3.4** Leerimpedanz der Zweihand-Impedanzmesseinrichtung

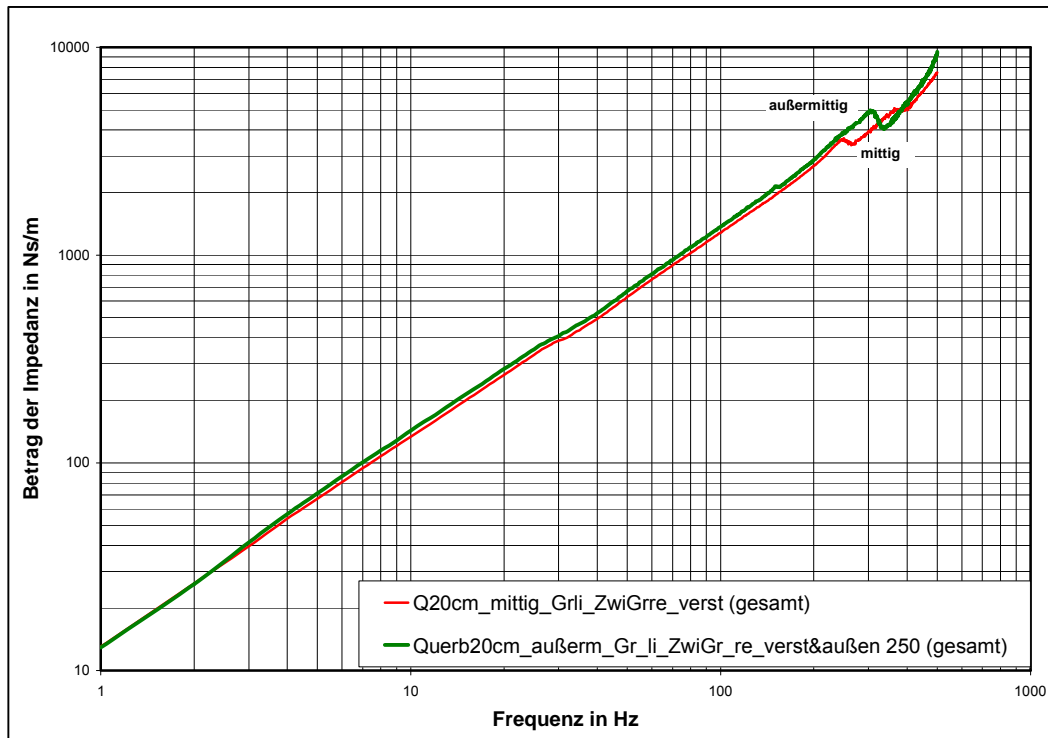
Am Kurvenverlauf kann man erkennen, dass die Impedanz der Messeinrichtung ab einer Frequenz von etwa 250 Hz keinen eindeutigen Massecharakter mehr hat. Die Abweichungen erscheinen tolerabel, dennoch werden vorläufig zur Sicherheit Messwerte oberhalb von  $f = 300$  Hz nicht mehr angegeben.

Die folgende Abb. zeigt den einsatzbereiten Versuchsstand für praxisnahe Zweihand-Impedanzmessungen mit Versuchsperson.



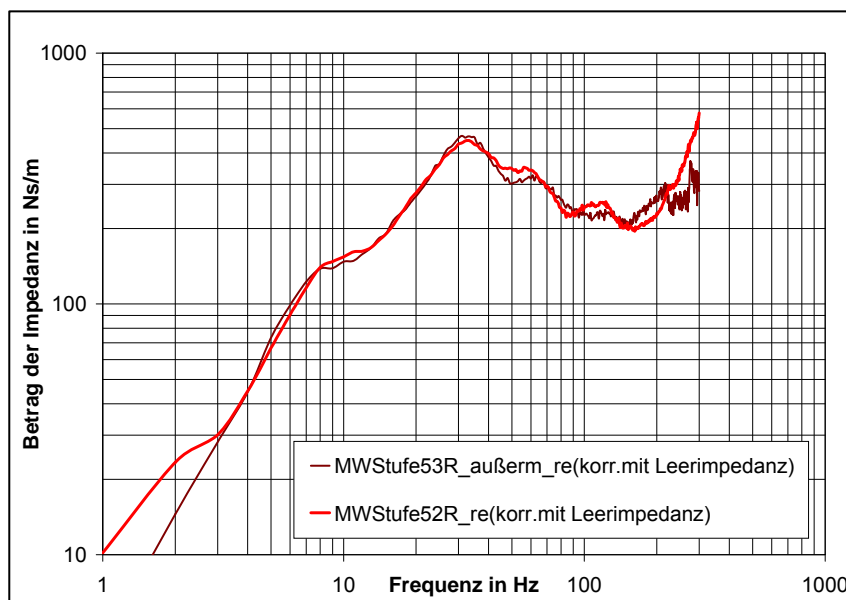
**Abb. 3.5** Zweihand-Impedanzmessungen an einer Versuchsperson

Den Versuchsstandsabbildungen kann entnommen werden, dass die Impedanzmessungen mit der Messeinrichtung nicht in der Wirkungsachse einer gedachten Handmaschine erfolgen. Dies hatte zwei Gründe, zum einen die innere Stabilität der Messeinrichtung, siehe Leerimpedanzmessung, Abb. 3.4, und zum anderen die räumlichen Verhältnisse am Versuchsstand. Vergleichsmessungen ergaben, dass die geringe geometrische Abweichung von der Wirkachse keinen Einfluss auf das Messergebnis hat.



**Abb. 3.6** Vergleich der Leerimpedanzen der Messeinrichtung bei mittig und außermittig (d. h. in Wirkachse) erfolgender Anregung am Querholm

Die Richtigkeit dieser Annahme bestätigt die folgende Abbildung, die einen Vergleich an einem rechten HAS gemessener Impedanzen für mittige und außermittige Anregung zeigt.



**Abb. 3.7** Vergleich von Impedanzen eines rechten HAS bei mittiger und außermittiger Anregung der Versuchseinrichtung

### 3.1.3 Impedanzmessung

#### 3.1.3.1 Weiterentwicklung des Verfahrens

Die Wiedergabe einer freien Impedanz des oder der HAS erfordert, die Impedanzen der an das HAS angekoppelten Messeinrichtung und Messhilfsmittel aus dem Ergebnis zu eliminieren, vgl. Abschnitt 2.1.

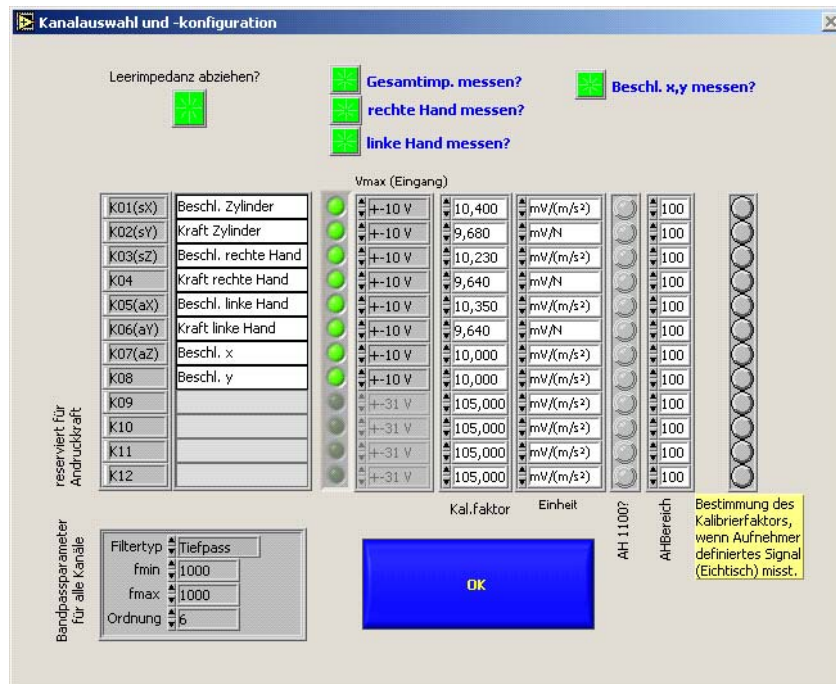
Bisher erfolgte dies immer **nach** der Impedanzmessung durch die rechnerische Eliminierung der Masseanteile der Messeinrichtung aus dem Gesamtergebnis (Keppler [34] spricht hier von so genannten „Rechentricks“). In der Tat waren in der Literatur keine Hinweise darauf zu finden, inwieweit eine solche Vorgehensweise Gültigkeit hat.

Zusätzlich fordert Abschnitt 1.4 dazu auf, zukünftig bei der Ermittlung und Anwendung der Impedanz des HAS in der komplexen Ebene zu arbeiten. Da erscheint es logisch, den beschriebenen Schritt nicht im Nachhinein zu gehen, sondern gleich zu Anfang. Die heutigen technischen Hilfsmittel (Computer, LabVIEW 7) erlauben dies ohne weiteres. Aus diesem Grund wurde der folgende Weg gewählt:

- Ermittlung und Speicherung der komplexen Leerimpedanz der Messeinrichtung vor geplanten Impedanzmessungen.
- Ermittlung der freien Impedanz beider HAS durch die komplexe Impedanzmessung von Versuchsperson mit Messeinrichtung und dem internen simultanen Abzug der gespeicherten komplexen Leerimpedanz der Messeinrichtung.

Dies geschieht auf folgende Weise:

Nach Start des Mess- und Auswerteprogramms wird zunächst ein Dialogfeld zur Auswahl und Anpassung der Messgrößen und -parameter angezeigt:



**Abb. 3.8** Konfiguration des Auswerteprogramms für Zweihand-Impedanzmessungen

Wurde bei der Konfiguration „Leerimpedanz abziehen“ gewählt, werden als erster Schritt der Messung die Leerimpedanzen  $z_{Li}$  ( $i$ : Index G, L, R für Gesamt, Rechts, Links) bestimmt. Aus den Messgrößen  $a_i(t)$  bzw.  $F_i(t)$  wird über ein von LabVIEW bereitgestelltes Unterprogramm (Berechnung der komplexen Übertragungsfunktion im Frequenzbereich aus zwei Zeitreihen) das frequenzabhängige Verhältnis  $V_{Li}^a$

$$V_{Li}^a(f) = f\left(\frac{F_i(t)}{a_i(t)}\right) = |V_{Li}^a| \bullet e^{j\omega\varphi} \quad \text{mit } \omega = 2\pi f \quad (3.1)$$

im eingestellten Frequenzbereich nach Betrag und Phase berechnet. Diese Werte werden intern im Messprogramm gespeichert und stehen damit für alle weiteren Messungen mit gleichen Frequenzparametern sowie gleicher Messkonfiguration zur Verfügung.

Ist die Messung der Leerimpedanz abgeschlossen (oder wurde sie nicht gefordert), kann mit der Messung mit Versuchsperson begonnen werden. Eine Änderung der Messkonfiguration während der Messung wird durch geeignete programmtechnische Maßnahmen unterbunden und kann erst nach einer erneuten Konfiguration der Messaufgabe durchgeführt werden.

Hat die Versuchsperson die geforderte korrekte Haltung eingenommen und erreichen Andruck- und Greifkraft die geforderten Werte (eine Überprüfung durch das Messprogramm wird nicht vorgenommen), kann die Messung gestartet werden. Es werden Kräfte und Beschleunigungen der eingestellten Messkanäle gemessen und aus diesen auf die gleiche Art und Weise wie bei der Leermessung die gewünschten komplexen Verhältnisse  $V_i^a$  bestimmt. Wurde bei der Konfiguration „Leerimpedanz abziehen“ gewählt, werden die im Programm gespeicherten Werte  $V_{Li}^a$  abgezogen. Die

dann nach Betrag und Phase vorliegenden Verhältnisse  $V_i^a = V_i^{a'} - V_{Li}^a$  repräsentieren die dynamischen Eigenschaften des Hand-Arm-Systems der Versuchsperson. Aus diesen Werten  $V_i^a$  werden durch Multiplikation des Betrages mit  $\omega$  und Addition von  $90^\circ$  zum Phasenwert die gesuchten komplexen Geschwindigkeitsimpedanzen  $z_i$  des Hand-Arm-Systems der Versuchsperson berechnet. Diese Werte können nach Abschluss der Messung als Textdatei für einen bequemen Transport nach MS Excel gespeichert werden. Abb. 3.9 zeigt den Screenshot einer Impedanzmessung:



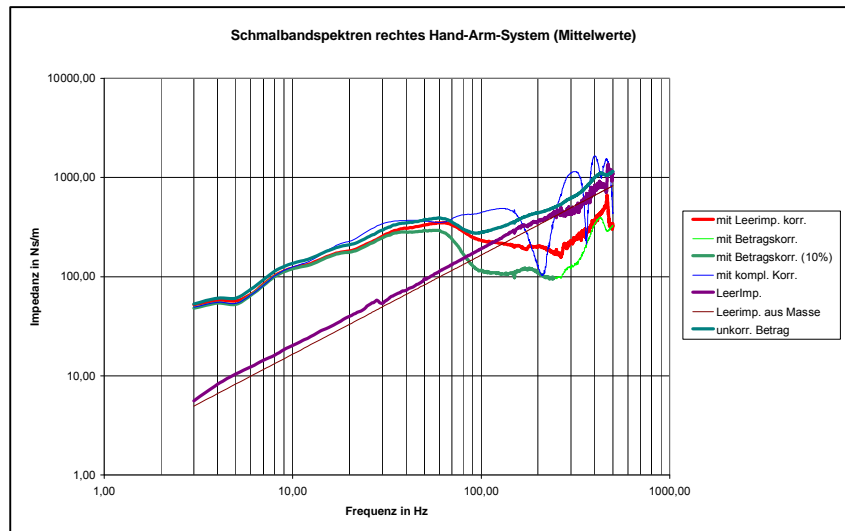
**Abb. 3.9** reale Messung der Impedanz beider HAS

Dieses Vorgehen hat den Vorteil, dass das gewünschte Ergebnis, die freie Impedanz beider menschlicher HAS, mit dem Ende der Impedanzmessung vorliegt und auch gleich vor Ort optisch eingeschätzt werden kann. Eine nachträgliche Bearbeitung des Ergebnisses ist nicht mehr notwendig.

### 3.1.3.2 Überprüfung der Anwendbarkeit des Verfahrens

Das weiterentwickelte Impedanzmessverfahren erfordert nach Abschluss einer Messung keine so genannte „Massekorrektur“ mehr. Um es anwenden zu können, ist vorher jedoch noch die Frage nach den Unterschieden zwischen beiden Verfahren zu klären. Zu diesem Zweck wurden neben dem „betragsmäßigen Herausrechnen der Masse der Messeinrichtung“ einige Variationen dieser Art mit der im weiterentwickelten Impedanzmessverfahren erfolgenden Leerimpedanzkorrektur verglichen. Als Beispiel wurde die Impedanzkurve des Mittelwertes aller rechten HAS betrachtet.





**Abb. 3.10** Vergleich verschiedener Korrekturmodi zur Gewinnung einer freien HAS - Impedanz

Hierbei wird das gemessene Impedanzspektrum wie folgt bereinigt:

1. Korrektur mit der Leerimpedanz der Messeinrichtung

$$Z_{HAS} = Z_{Messung} - Z_{LimpME} \quad (3.2)$$

2. Korrektur mit dem Betrag der Masse der Messeinrichtung

$$|Z_{HAS}| = |Z_{Messung}| - m_{ME} * \omega \quad (3.3)$$

3. Korrektur nach 2., jedoch mit einer Bandbreite von 10 %

$$|Z_{HAS}| = |Z_{Messung}| - 0,1 * m_{ME} * \omega \quad (3.4)$$

4. Korrektur nach 2., jedoch komplex ausgeführt

$$Z_{HAS} = Z_{Messung} - Z_{ME} = Z_{Messung} + j (Z_i - m_{ME} * \omega) \quad (3.5)$$

5. unkorrigierter Betrag

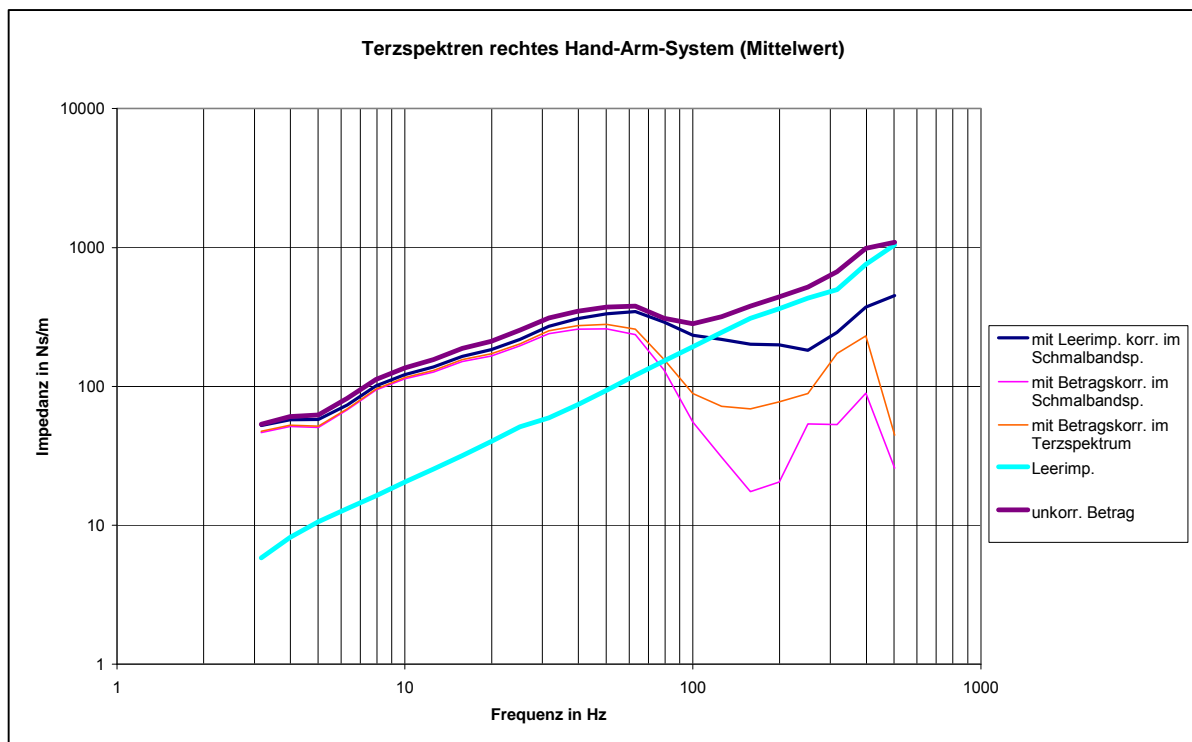
$$Z_{HAS}$$

Aus dem Diagramm kann folgendes ersehen werden:

- Die Korrekturmodi 2 und 3 sind in ihrer Wirkung gleichwertig, allerdings kann Korrekturmodus 3 nur bis zu einer Frequenz von 243 Hz ausgeführt werden. Ab  $f = 40$  Hz treten für beide Modi deutliche Betragsunterschiede im Vergleich zum Verlauf des Korrekturmodus 1 auf.
- Der Korrekturmodus 4 kann nur bis zu einer Frequenz von  $f = 150$  Hz ausgeführt werden. Ab  $f = 70$  Hz treten deutliche Betragsunterschiede im Vergleich zum Verlauf des Korrekturmodus 1 auf.
- Zwischen den Impedanzverläufen des unkorrigierten Betrags und des Korrekturmodus 1 treten ab  $f = 90$  Hz deutliche Betragsunterschiede im Vergleich zum Verlauf des Korrekturmodus 1 auf.

Festzustellen ist, dass der Verlauf des unkorrigierten Impedanzbetrages bis zu einer Frequenz von  $f = 90$  Hz dem Verlauf des mittels Korrekturmodus 1 gemessenen Impedanzbetrages nahezu entspricht. Im Frequenzbereich von  $40 \text{ Hz} < f < 70 \text{ Hz}$  beginnen sich deutliche Verlaufsunterschiede der Korrekturmodi 2 bis 4 vom Messverfahren mit Korrekturmodus 1 zu entwickeln. Das neue Impedanzmessverfahren liefert demnach im Frequenzbereich von  $3 \text{ Hz} < f < 400 \text{ Hz}$  zuverlässige Beträge der gemessenen Impedanz.

Da zu erwarten ist, dass das Messverfahren reproduzierbare Messungen ermöglichen wird, soll im Folgenden untersucht werden, ob die Möglichkeit besteht, das vorliegende Schmalbandspektrum mit Hilfe eines Frequenzfilters (Terzfilter) zu glätten und welchen Einfluss dies auf den Korrekturmodus 2 hat. Diese Art der Massekorrektur wurde wohl in der Vergangenheit am häufigsten angewendet.



**Abb. 3.11** Vergleich verschiedener Korrekturmodi zur Gewinnung einer freien HAS – Impedanz aus Terzspektren

Es ergeben sich nach diesem Diagramm vergleichbare Abweichungen der Impedanzkurven im zu Abb. 3.10 festgestellten Frequenzbereich. Offensichtlich ist die Anwendung eines Terzfilters auf die nach dem vorgestellten Verfahren gemessene Impedanz des HAS unproblematisch. Eine Betragskorrektur im Terzspektrum sollte aber ab einer Frequenz von  $f = 80$  Hz nicht erfolgen.

## 3.2 Gleichzeitige und handmaschinengerechte Ermittlung von Impedanzkurven des linken und rechten Hand-Arm-Systems am Zweihandimpedanz-Versuchsstand

Eine ausführliche Darstellung des folgenden, insbesondere der notwendigen technischen Entwicklungen ist in [36] enthalten. An dieser Stelle sollen Ausführungen erfolgen, die dem Verständnis der vorgelegten Arbeit dienen und daher aus [ebenda] zitiert werden und vor allem solche, die über die Darstellungen der zitierten Literaturstelle hinausgehen.

### 3.2.1 Allgemeine Versuchsbedingungen

Die Anregung der Messeinrichtung durch die Hydropulsanlage erfolgte mittels Signalgenerator durch weißes Rauschen. Die Effektivwerte der frequenzbewerteten Beschleunigung  $a_{hw}$ , gemessen an beiden Messhandgriffen, betragen im Frequenzbereich von 10 Hz bis 500 Hz jeweils  $4 \text{ m/s}^2$ . Dieser Wert wurde manuell eingeregelt. Natürlich wurden, bis auf die für das neue Impedanzmessverfahren notwendigen Änderungen, die Anforderungen nach DIN 45677 [R7] eingehalten. Die Versuchspersonen nahmen eine stehende Arbeitshaltung ein, die Z-Achse der Messeinrichtung und mithin die Griffmitte befand sich in einer Höhe mit der Waagerechten des Unterarms der Versuchsperson. Durch Beilagen unter den Füßen der Versuchsperson, siehe auch Abb. 3.12, konnte eine gleiche Haltung der Versuchspersonen zur Griffmitte erreicht werden, sodass für alle Versuchspersonen in der Schwingungsrichtung Z gleiche Bedingungen während der Impedanzmessungen geschaffen werden konnten.



**Abb. 3.12** Haltung der Versuchspersonen am Zweihandimpedanz-Versuchsstand

Die Kontrolle der Greif- und Ankopplungskräfte wurde mittels zweier digitaler Anzeigeteile realisiert. Für jedes HAS war körperseitenrichtig je ein Anzeigeteil mit zwei Digitalanzeigen für die beiden zu kontrollierenden Kräfte zuständig.



**Abb. 3.13** Digitale Anzeigeteile zur Kontrolle der Greif- und Ankopplungskräfte

Die Versuchspersonen hatten die Aufgabe, die vorgegebenen Kräfte nach kurzer Eingewöhnungszeit möglichst konstant zu halten. Erstaunlicherweise wurde diese Aufgabe von fast jeder Versuchsperson problemlos bewältigt. Das Versuchspersonal kontrollierte während der Versuche die Einhaltung dieser Anforderungen. Nur drei Versuchspersonen mussten am Ende wegen Nichteinhaltung der Greif- und An-druckkräfte aus der Auswertung herausgenommen werden. Das entspricht einer Aus-fallquote von 5 %.

### 3.2.1.1 Sicherheit am Versuchsstand

#### 3.2.1.1.1 Nachweis der Unbedenklichkeit der Schwingungseinwirkung auf die Hand-Arm-Systeme der Versuchspersonen

Die Hydropulsanlage leitet in jedes HAS der Versuchspersonen über die Messeinrichtung praxisähnliche Schwingungen mit einem Effektivwert der frequenzbewer-ten Beschleunigung von  $4 \text{ m/s}^2$  ein. Jede Impedanzmessung hat eine Dauer von ca. 1 Minute und wird zweimal wiederholt, damit aus drei Messwerten ein Mittelwert ge-bildet werden kann. Dies ergibt eine Gesamtexpositionszeit von ca. 3 Minuten für jede Versuchsperson. Von diesen Werten ausgehend ist es nun möglich, mit Hilfe der DIN EN ISO 5349-1 [R4] ein „Acht-Stunden-Äquivalent“ (auch: Tagesdosis) zu ermit-teln:

$$a_{hw} = 4 \text{ m/s}^2$$

$$T = 180 \text{ s}$$

$$T_o = 28,8 \times 10^3 \text{ s}$$

$$A(8) = \text{Tagesexpositionswert}$$

Mit 
$$A(8) = a_{hw} \sqrt{\frac{T}{T_o}} \quad (3.6)$$

und 
$$A(8) = 4 \text{ ms}^{-2} \sqrt{\frac{180 \text{ s}}{28,8 \cdot 10^3 \text{ s}}}$$

ergibt sich ein Tagesexpositionswert von

$$A(8) = 0,32 \text{ m/s}^2.$$

Geht man nun zur Erhöhung der Sicherheit für die Versuchspersonen davon aus, dass die Gesamtexpositionszeit und damit die Messzeit 30 Minuten betragen würde, so ergibt sich nach [R4] für die Tagesdosis ein Wert von

$$a_w(8) = 1,0 \text{ m/s}^2,$$

welcher deutlich geringer ist als der in der Vibrationsrichtlinie [R14] festgeschriebene Auslösewert von  $2,5 \text{ m/s}^2$ . Auch bei Anlehnung an die DIN EN ISO 13090-1: „Leitfaden zur Sicherheit von Prüfungen und Versuchen mit Menschen“, Teil 1: „Einwirkung von mechanischen Ganzkörperschwingungen und wiederholten Stößen“, Anhang A, Tabelle A1, [R9] wird der dort zu findende Schwingungshöchstwert von  $2,2 \text{ m/s}^2$  deutlich unterschritten.

Nach dieser Darstellung ist keine Schädigung der Hand-Arm-Systeme der Versuchspersonen zu erwarten.

#### 3.2.1.1.2 Einhaltung der Sicherheitsanforderungen an einer Hydropulsanlage

Grundsätzlich muss für diesen Versuchsstand zur Ermittlung beider Hand-Arm Impedanzen die EU-Richtlinie zum Schutz der Arbeitnehmer vor der Gefährdung durch einwirkende Vibrationen [R14] beachtet werden.

Die Hydropulsanlage, als Kern des Versuchsstandes, sollte in Anlehnung an die DIN EN ISO 13090-1 [R9] so programmiert sein, dass sich die Hydropulsanlage bei einer ungewollten Vergrößerung der Schwingwege selbst abschaltet. Außerdem muss die Versuchsperson jederzeit einen Not-Ausschalter erreichen können. Diese Schalter waren für den Versuchsstand mit dem linken Fuß und mit der rechten Hand durch die Versuchspersonen in der geforderten Weise jederzeit erreichbar. Dies kann sowohl Abb. 3.12 als auch Abb. 3.5 entnommen werden. Zudem dürfen die Versuchspersonen durch die Teilnahme an den Messungen keinen anderen Gefährdungen, wie Stoßen, Rutschen, Stolpern, Stürzen usw. ausgesetzt sein, siehe ebenso Abb. 3.12.

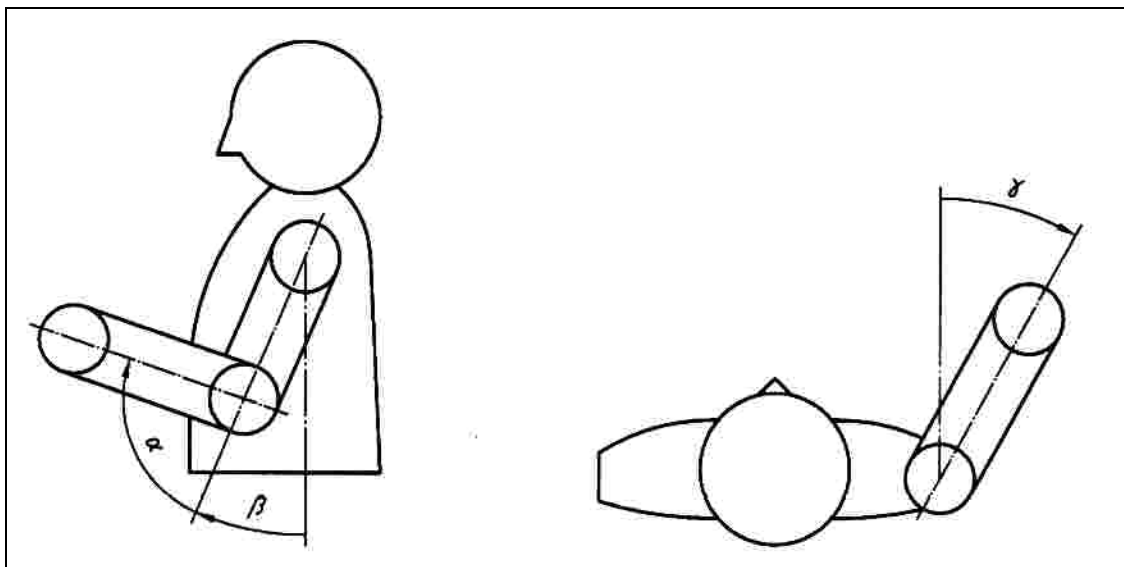
### 3.2.2 Versuchsparameter für das rechte Hand-Arm-System

Für das rechte HAS wurden am Versuchsstand folgende Parameter für alle Versuchspersonen eingehalten:

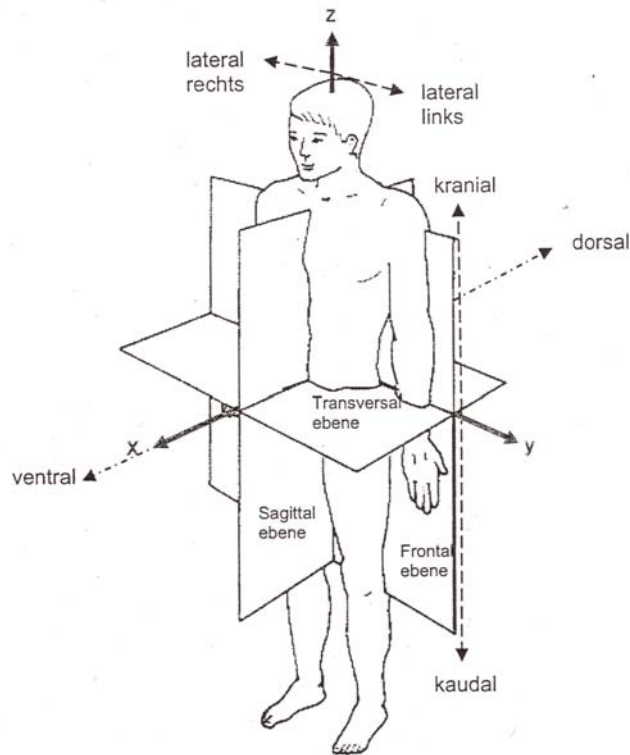
– Beugewinkel $\alpha$ :	$90^\circ \pm 15^\circ$
– Vorhaltewinkel $\beta$ :	$-5^\circ$ bis $15^\circ$
– Abweichung aus der sagittalen Ebene $\gamma$ :	$\pm 15^\circ$
– Effektivwert der frequenzbewerteten Beschleunigung nach DIN EN ISO 5349-1 [R4] im Frequenzbereich von 10 Hz bis 500 Hz:	4 m/s <sup>2</sup>
– Greifkraft $F_{gr}$ :	50 N
– Andruckkraft $F_f$ :	60 N

Die Haltung der anderen Körperseite und die Beinsetzung sollten als typisch für den bevorstehenden „Arbeitsgang“ erfüllt und eingenommen werden. Dies brachte für die hier angegebenen Haltungswinkel des rechten HAS natürlich Abweichungen mit sich, die aber innerhalb der angegebenen Toleranzen blieben.

Die geometrische Zuordnung der Winkel zum HAS und die Darstellungsebenen des Menschen können den Abbildungen Abb. 3.14 und Abb. 3.15 entnommen werden.



**Abb. 3.14** Winkel zur Beschreibung der Armhaltung nach DIN 45677 [R7]:  
 $\alpha$  Beugewinkel,  $\beta$  Vorhaltewinkel,  $\gamma$  Abweichung aus der sagittalen Ebene



**Abb. 3.15** Darstellung der Körperebenen nach Grunendahl [23]

Die Impedanzmessungen wurden für jede Versuchsperson dreimal wiederholt, 54 Versuchspersonen nahmen an den Impedanzmessungen teil. Es handelte sich dabei um eine inhomogene Personengruppe. Die von den Versuchspersonen erbetenen Daten können einer im Anhang beigefügten anonymisierten Tabelle entnommen werden.

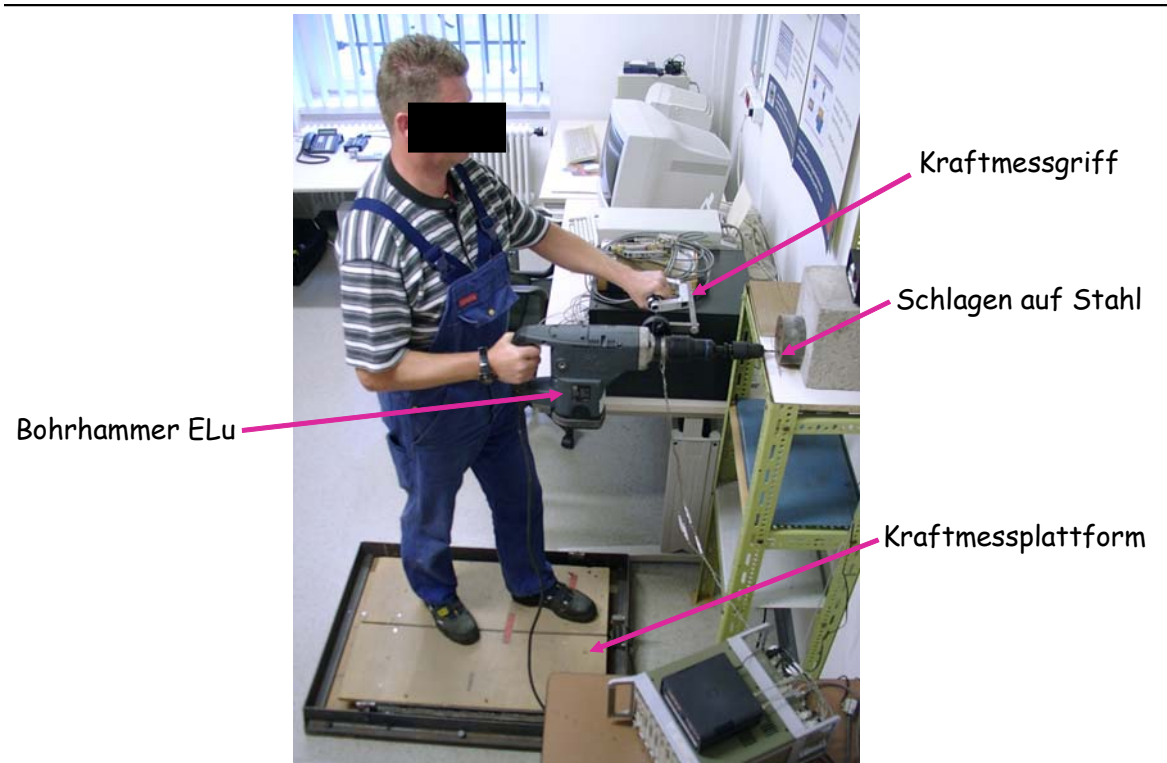
### 3.2.3 Versuchsparameter für das linke Hand-Arm-System

Aufgrund des Versatzes beider Hände in Z-Richtung ergab sich für das linke HAS am linken Handgriff ein Armbeugewinkel von  $120^\circ \pm 15^\circ$ , bei dem die üblicherweise für das rechte HAS angewendeten Handkräfte, Greifkraft 50 N und Andruckkraft 60 N nur unter großen Anstrengungen für die Versuchspersonen aufzubringen waren und damit für das linke HAS nicht der Praxis entsprechen können. Sie müssen demzufolge für das linke HAS geringer sein als für das rechte. Deshalb wurden Versuche zur Ermittlung der Handkräfte des linken HAS durchgeführt

#### 3.2.3.1 Handkräfteermittlung

##### 3.2.3.1.1 An einem praxisnahen Versuchsstand

An einem praxisnahen Versuchsstand gemäß Abb. 3.16 wurden Bohrversuche mit unterschiedlichen Andruckkräften für das rechte HAS mittels eines Bohrhammers Elu BH 45 EK ausgeführt. Dabei wurde der Arbeitsgang „Bohren in Beton“ durch Schlagen mit einem Stahlstift auf eine Stahlunterlage simuliert.



**Abb. 3.16** Versuchsstand zur Ermittlung der Handkräfte des linken HAS mittels praxisnahen Arbeitsgangs

Am Versuch nahmen 5 männliche Versuchspersonen aus der zur Verfügung stehenden Personengruppe teil. Sie standen während des Versuchs auf einer Kraftmessplattform, die Ihnen die gesamte Andruckkraft anzeigte. Zudem war der Zusatzhandgriff des Bohrhammers (Ankopplung des linken HAS) durch einen Impedanzmessgriff ersetzt worden. Dieser gestattet die Messung der Greif- und Ankopplungskraft. Die Kräfte für das linke HAS wurden der Versuchsperson nicht angezeigt.

Nach DIN 45679 [R8] gewinnt man die Andruckkraft aus der Beziehung

$$F_{cp} = F_{fe} + F_{gr} \quad (3.7),$$

wobei die Formelzeichen folgende Bedeutung haben:

- $F_{cp}$  - Ankopplungskraft
- $F_{fe}$  - Andruckkraft und
- $F_{gr}$  - Greifkraft

Die Aufgabe für die Versuchsperson bestand zunächst darin, während des Arbeitsganges die Erinnerung an eine solche Tätigkeit wachzurufen, sich also möglichst „normal“ zu verhalten und ca. 45 s lang eine Andruckkraft von 50 N einzuhalten. Währenddessen wurden die Greifkraft und die Ankopplungskraft des linken HAS für jede Versuchsperson (VP) ermittelt. Anschließend wurde die Andruckkraft dreimal erhöht. Die Ergebnisse zeigt Tab. 3.2:



**Tab. 3.2** Zusammenhang Gesamtandruckkraft – Andruckkraft linkes HAS

	VP 28	VP 22	VP 25	VP 29	VP 18	$F_f$ links (N)	$F_{f\text{gesamt}}$ (N)
links $F_{gr}$ (N)	10,3	22,4	23,5	12,2	16,6		50
links $F_{cp}$ (N)	11,2	24,6	28,4	17,8	19,3	0,9	
links $F_{gr}$ (N)	8,8	36,3	41,4	9,5	39,2		60
links $F_{cp}$ (N)	10,8	40,3	40,6	17,7	40,5	2	
links $F_{gr}$ (N)	7,4	32,7	29,4	10,2	19,6		75
links $F_{cp}$ (N)	21,9	45,4	34,7	27,1	33,4	14,5	
links $F_{gr}$ (N)	11,6	32,1	36,1	12,2	30,3		90
links $F_{cp}$ (N)	21,3	45,9	46,9	26,7	47,5	9,7	

Man kann hieraus ablesen, dass das linke HAS bis 60 N kaum am gesamten Andruckvorgang beteiligt ist. Geht die Gesamtandruckkraft darüber hinaus, erhöht sich der Anteil des linken HAS an der Gesamtandruckkraft. Jedoch trägt das linke HAS nicht wesentlich zum Geschehen bei. Der Anteil liegt zwischen 3% und 11%.

### 3.2.3.1.2 Am Zweihandimpedanz-Versuchsstand

Für das rechte HAS wurden bei dieser Versuchsreihe die Handkräfte gemäß Abschnitt 3.2.2 eingehalten. Ansonsten wurde wie beim ersten Versuch vorgegangen. Eine weitere Schwierigkeit war ja mental, dass man nicht selbst bohrte sondern „als ob“ agieren sollte. Die linke Seite des digitalen Handkräfte-Anzeigeteils in Abb. 3.13 wurde verdeckt, also konnten nur die Handkräfte des rechten HAS kontrolliert werden. An diesem Versuch nahmen 17 Personen (gemischt: weiblich, männlich) aus dem Versuchspersonenkollektiv, vgl. Anhang A, teil. Aufgrund der bisher erhaltenen Ergebnisse sollten die Versuchspersonen sich zuerst an den Vorgang der Messung gewöhnen (Versuchsbedingung A). Danach sollten sie soviel Kräfteinsatz wie möglich aufbringen (Versuchsbedingung B) und für die dritte Messung ein vorsichtiges Anbohren simulieren (Versuchsbedingung C). Jeder Messvorgang dauerte wiederum etwa 45 s. Diese Ergebnisse vermittelt Tab. 3.3:

**Tab. 3.3** Vergleich der Andruckkräfte für beide HAS

	li $F_{gr}$ (N)	li $F_f$ (N)	re $F_{gr}$ (N)	re $F_f$ (N)	$F_{f\text{gesamt}}$ (N)
A: $F_{cpli}$ 30N; $F_{cpre}$ 100N	30	0	50	50	50
B: maximale Vorschubkraft	43,5	39,3	54,8	128,5	167,8
C: Anbohren	15,8	12,2	17,6	47,4	59,6

Die Andruckkraft des linken HAS beträgt für maximalen Kräfteinsatz 30 % des Wertes für das rechte HAS und für geringen Kräfteinsatz 26 % des Wertes für das rechte HAS. Beide Werte liegen also in der gleichen Größenordnung.

### 3.2.3.2 Festlegung der Handkräfte und Reproduzierbarkeit der Körperhaltung

Vergleicht man die Ergebnisse der Versuche aus Abschnitt 3.2.3.1, so kann man feststellen, dass bei den Versuchen an der Zweihandimpedanz-Messeinrichtung der Anteil der Andruckkraft des linken HAS am Gesamtaufkommen der Andruckkraft für die Versuche B und C etwa gleich groß ist (30 %). Das gilt auch für das Verhältnis der Ankopplungskräfte zueinander, das in beiden Fällen etwa 45 % beträgt. Das Verhältnis der Andruckkräfte zueinander beim Bohrversuch liegt zwischen 4 % für Andruckkräfte bis 60 N und 12 % für Andruckkräfte bis 90 N. Die für den Bohrversuch festgestellte Tendenz des Verlaufes der beiden Andruckkräfte zueinander, Vergrößerung der Andruckkraft durch das linke HAS bei Anwachsen der Andruckkraft des rechten HAS, bestätigt sich. Das Verhältnis beider Andruckkräfte zueinander ist aber offensichtlich nicht direkt proportional.

Da für das rechte HAS eine Andruckkraft mit  $F_f = 60$  N bereits feststeht, so ergibt sich aus den festgestellten Kraftzusammenhängen für beide HAS die folgende Festlegung:

**Bezeichnung der Hände nach dem Krafteinsatz bei der Anwendung einer Handmaschine in Andruckrichtung, Geltung für beide Händigkeiten:**

**Krafthand:** Hand bzw. Hand-Arm-System mit dem größten Krafteinsatz beim Arbeitsvorgang

$$F_{gr} = 50 \text{ N}, F_{cp} = 110 \text{ N}; \Rightarrow F_f = 60 \text{ N}$$

**Führhand:** Hand bzw. Hand-Arm-System mit dem geringsten Krafteinsatz beim Arbeitsvorgang

$$F_{gr} = 30 \text{ N}, F_{cp} = 40 \text{ N}; \Rightarrow F_f = 10 \text{ N}$$

Für die Reproduzierbarkeit der Körperhaltung wurden verstellbare Winkel genutzt, wie beispielhaft den Abbildungen Abb. 3.17 und Abb. 3.18 entnommen werden kann.



**Abb. 3.17** Kontrolle des Armbeugewinkels des rechten HAS



**Abb. 3.18** Kontrolle des Armbeugewinkels des linken HAS

### 3.2.4 Versuchsdurchführung

#### 3.2.4.1 Ablauf der Messung für jede Versuchsperson

Zu Beginn jeder Versuchsreihe mit einer Versuchsperson wurden dieser Erläuterungen zu den Sicherheitsvorkehrungen im Labor und an der Versuchsanlage gegeben. Darauf folgte die Positionierung jeder Versuchsperson an der Hydropulsanlage.

Als erstes wurde im Bezug zur Messeinrichtung jede Versuchsperson so eingestellt, dass sich ihr Unterarm des rechten HAS in einer Linie zur statisch ausgeglichenen Messeinrichtung befand, siehe auch Abb. 3.17. Danach erfolgte die Positionierung der Versuchsperson, mit dem Hinweis: Verhalten Sie sich so, als ob Sie mit einer Bohrmaschine ein Loch in eine Betonwand oder Mauer bohren wollten. Aktivieren Sie Ihre Vorstellungskräfte!

Die Positionierung beider HAS erfolgte nach den Abschnitten 3.2.2 und 3.2.3, in denen die Winkeleinstellungen für die HAS angegeben sind. Anschließend erfolgte die Handkraft- bzw. Handkräfteeinstellung für das rechte Hand-Arm-System.

Nachdem dies die Versuchsperson absolviert hatte, wurde dieses Vorgehen analog für das linke HAS angewandt. Die Versuchsperson sollte sich nach ihrem Gedächtnis so verhalten, als ob sie einen realen Bohrvorgang ausführen wollte. Anschließend erfolgte probeweise ein beidarmiges Andrücken der Versuchsperson mit Handmaschinenmodell unter Schwingungserregung zur Fixierung der Arbeitshaltung. Auch hier wieder sollte die Versuchsperson die gedankliche Vorstellung entwickeln, dass sie eine drehschlagende Handmaschine anwendet.

Danach erfolgte eine Entlastung beider HAS. Das heißt, die Versuchsperson sollte sich aus ihrer Versuchshaltung lösen, Arme und Beine ausschütteln und eine geraume Zeit eine Ruhehaltung einnehmen. Anschließend wurde die Arbeitshaltung erneut bei Schwingungserregung eingenommen. Nach Erreichen der vorgegebenen Hand-

kräfte an beiden HAS erfolgte eine Impedanzmessung, deren Dauer im Mittel 45 s betrug.

Anschließend erfolgten wiederum eine Auflösung der Arbeitshaltung und eine Entspannungsphase von etwa 2 Minuten für die Versuchsperson. Dies wurde für alle 3 Wiederholungsmessungen so gehandhabt.

### 3.2.4.2 Subjektive Befragung der Versuchspersonen nach ihrer Erfahrung im Umgang mit drehschlagenden Handmaschinen

Bei der Aufnahme von anthropometrischen Daten der Versuchspersonen wurden sie auch nach einer persönlichen Einschätzung im Hinblick auf die Anwendung von schlagenden oder drehschlagenden Handmaschinen befragt. Für diese Einschätzung wurde eine einfache Dreipunkteskala angeboten:

**u** – unerfahren

**m** – mittlere Anwendungserfahrung, evtl. mehrmals im Jahr

**e** – erfahrener Anwenderin oder Anwender, evtl. mehrmals im Monat

Die Ergebnisse der Befragung sind in der Tabelle zu den Versuchspersonendaten im Anhang A festgehalten und werden auch Bestandteil der Auswertung sein.

### 3.2.5 **Statistische Sicherheit der Messwerte**

In dieser Arbeit erfolgt die erstmalige Vorstellung und Anwendung eines simultanen Mess- und Auswerteverfahrens für gleichzeitige handmaschinengerechte Impedanzmessungen an beiden HAS. Insofern werden Grundlagen für weitere Arbeiten auf diesem Gebiet gelegt. Eine „statistische Absicherung“ der Messwerte ist aus diesem Grund nicht möglich. Diese Absicherung erfolgt ja über den Vergleich mit Messwerten anderer Autoren zum selben Sachverhalt. Arbeiten anderer Autoren zum selben Sachverhalt liegen aber im nationalen und internationalen Schrifttum derzeit nicht vor. Möglich und notwendig ist jedoch das statistische Design der Versuchsdurchführung in Bezug auf die erforderliche Anzahl der Versuchspersonen und die erforderliche Anzahl der Messwerte.

Im Folgenden wird nun die Berechnung der erforderlichen Messwertanzahl vorgenommen, die notwendig ist, um mit anderen Autoren vergleichbare Ergebnisse zu erhalten. Zugrunde liegen der Berechnung die folgenden Formeln nach Sachs [65] für die Standardabweichung  $s$ , und die Anzahl der durchzuführenden Messungen  $n$ .

Die Varianz  $s^2$  berechnet sich aus den  $n$  Messwerten  $x$  und dem Mittelwert  $\bar{x}$  zu

$$s^2 = \frac{\sum (x - \bar{x})^2}{n-1} = \frac{\sum x^2 - \frac{(\sum x)^2}{n}}{n-1}. \quad (3.8)$$

Die Anzahl der erforderlichen Messungen  $n$  bestimmt sich zu

$$n = \left( \frac{z_{\alpha}}{(s - \sigma) / \sigma} \right)^2 * \sigma^2, \quad (3.9)$$

wobei:  $\sigma$  die Standardabweichung der Normalverteilung ist und  $z_{\alpha}$  der Tabelle 18 in [65] für die gewünschte statistische Sicherheit  $S = 1 - \alpha$  zu entnehmen ist.

Erste Annahme:

***Mittelwert der Messungen je Versuchsperson***

- Mittelwert der Messungen = 1
- Mittlere Abweichung der Messwerte pro Messung der Versuchsperson von 5 % vom Mittelwert
- Angestrebte statistische Sicherheit von 80 %
- Akzeptierte Abweichung des wahren Mittelwertes von der Schätzung  $\pm 0,05$ .

Das Ergebnis der Rechnung zeigt, dass die erforderliche Anzahl der Messungen je Versuchsperson  $n = 3$  ist.

Zweite Annahme:

***Mittelwert über alle Versuchspersonen***

- Mittelwert soll wieder = 1 gesetzt werden
- Mittlere Abweichung der Messwerte vom Mittelwert soll 5 % betragen
- Angestrebte statistische Sicherheit soll 99 % betragen
- Akzeptierte Abweichung des wahren Mittelwertes von der Schätzung soll  $\pm 0,05$  betragen.

Das Ergebnis zeigt, dass die erforderliche Anzahl von Versuchspersonen 9 sein soll.

Bei der ermittelten Anzahl von Versuchspersonen handelt es sich um eine Mindestanzahl, um auf der Basis der erhaltenen Messergebnisse Trendabschätzungen vornehmen zu können.

Da im Verlaufe dieser Arbeit eine sowohl mess- als auch auswertetechnisch völlig neu konzipierte und stabil anwendbare Art der praxisnahen Impedanzmessung entwickelt wurde, konnten aufgrund der in Abschnitt 1.4 formulierten Ausgangshypothese auch weitergehende Auswertemöglichkeiten erwartet werden, sofern eine wesentlich über die ermittelte Mindestanzahl von Versuchspersonen hinausgehende Anzahl von Versuchspersonen an der Ermittlung der Zweihand-Impedanz beteiligt werden könnte.

Letztendlich konnte mit einer Anzahl von 54 Versuchspersonen ein Versuchspersonenkollektiv an den Impedanzmessungen teilnehmen, vgl. Anhang, welches zwischen weiblichen und männlichen Versuchspersonen nahezu gleich verteilt war.

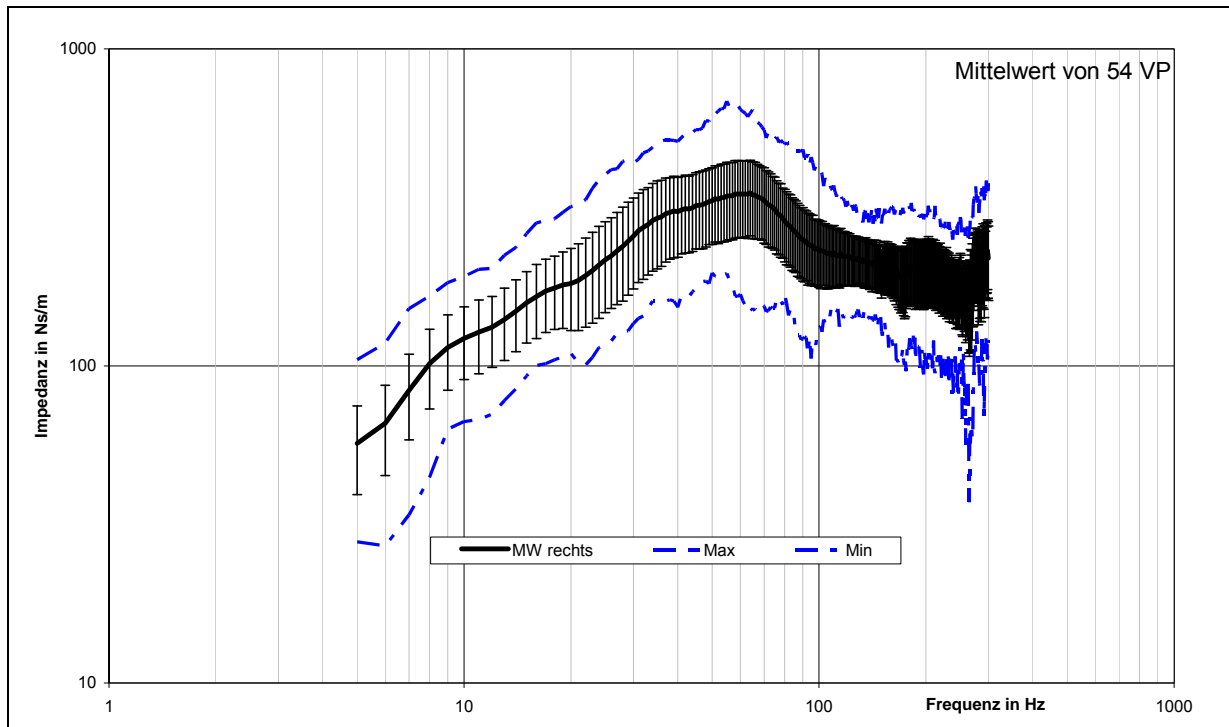
Für die Auswertung der Zweihand-Impedanzmessungen konnten auf der Basis des Wissenstandes folgende Hypothesen aufgestellt werden:

1. Es ist zu erwarten, dass sich aufgrund der unterschiedlichen Armhaltungen und der unterschiedlich aufgewendeten Handkräfte für beide HAS auch deutlich unterschiedliche Impedanzen ergeben werden. Infolge der aufgewendeten Armkräfte wird für das HAS, welches die größeren Handkräfte zur Verfügung stellt, die Bezeichnung „Krafthand“ und für das HAS, welches die geringeren Handkräfte zur Verfügung stellt, die Bezeichnung „Führhand“ gewählt. Daraus ergibt sich der 1. Auswertungsansatz: Gegenüberstellung der Mittelwerte des Impedanzbetrags aller Kraft- und Führhände.
2. Die weiblichen und männlichen Versuchspersonenkollektive sind groß genug, um einen 2. Auswertungsansatz zu verfolgen: geschlechtsspezifische Auswertung und Gegenüberstellung aller Mittelwerte des Impedanzbetrags der weiblichen und männlichen Kraft- und Führhände.
3. Aus der 1. Auswertehypothese folgt, dass zu erwarten ist, dass die Summierung der Impedanzen der Kraft- und der Führhand entgegen der Festlegung der DIN 45677 [R7] **nicht** der Verdopplung der Impedanz der Krafthand entsprechen wird. Wegen der anatomischen Verhältnisse ist aber zu erwarten, dass die beiden menschlichen HAS unter gleichen Bedingungen auch gleich, oder nahezu gleich reagieren. Deshalb soll mit einer kleinen Versuchspersonengruppe auch nach einer Antwort auf diese 3. Auswertehypothese gesucht werden.
4. Aus der in Abschnitt 3.2.4.2 beschriebenen Befragung der Versuchspersonen, wie sie ihren Erfahrungsgrad bei der Anwendung einer Schlagbohrmaschine zum Herstellen einer Bohrung einschätzen folgt die 4. Auswertehypothese: Lässt sich eine solche Abhängigkeit in einfacher Weise aus dem Vergleich von Impedanzkurven ablesen?

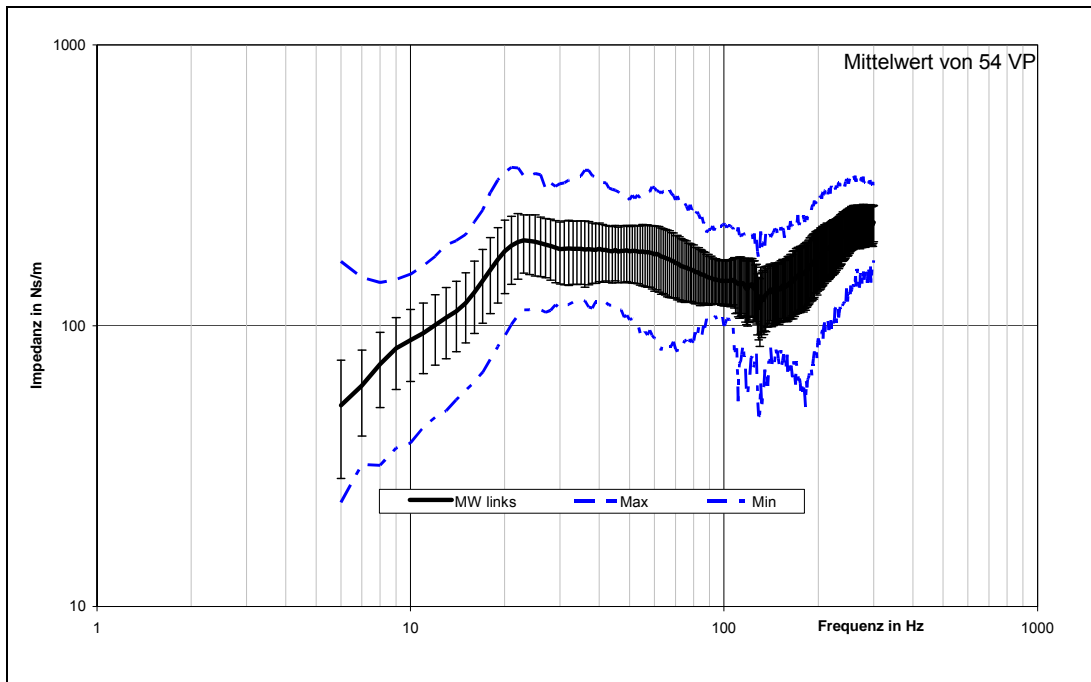
## 4 Darstellung der Messergebnisse

### 4.1 Mittelwert des Impedanzbetrages aller Kraft- und Führhände

Der Mittelwert der Krafthände (rechtes HAS) aller Versuchspersonen ist mit Standardabweichung und maximaler und minimaler Abweichung in Abb. 4.1, und der entsprechende Mittelwert der Führhände (linkes HAS) in Abb. 4.2 dargestellt.

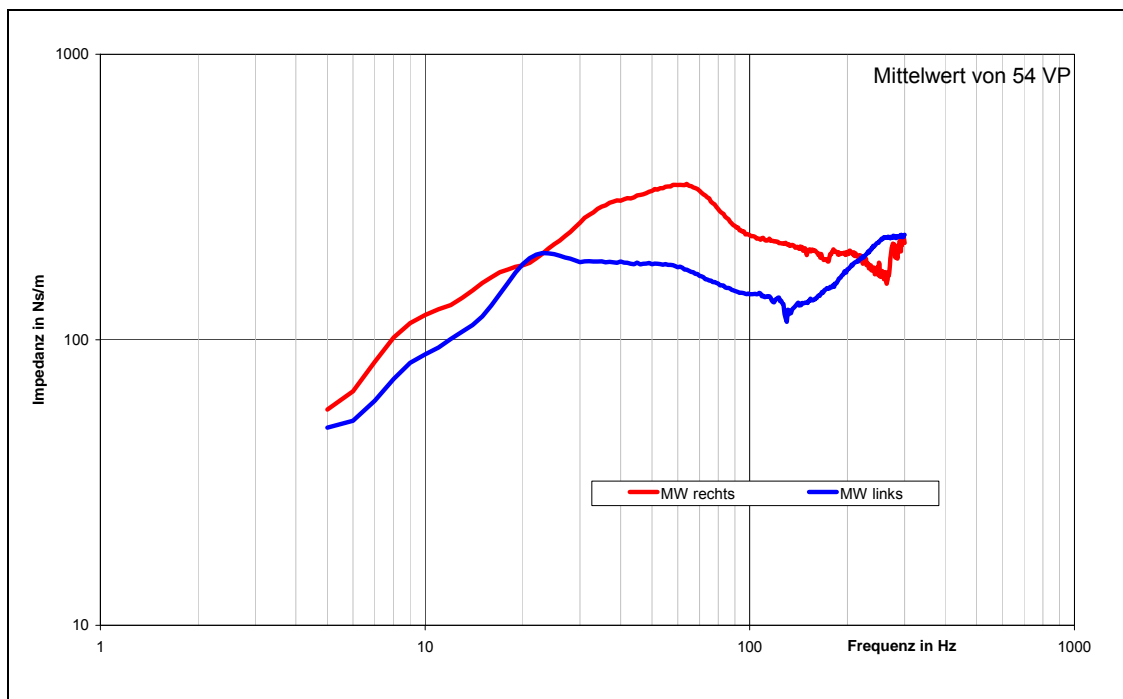


**Abb. 4.1** Mittelwert der Krafthände aller VP mit Standardabweichung und maximaler und minimaler Abweichung



**Abb. 4.2** Mittelwert der Führhände aller VP mit Standardabweichung und maximaler und minimaler Abweichung

Der Anschaulichkeit der Ergebnisse dient die folgende Abbildung, in der beide Mittelwerte gegenübergestellt sind.

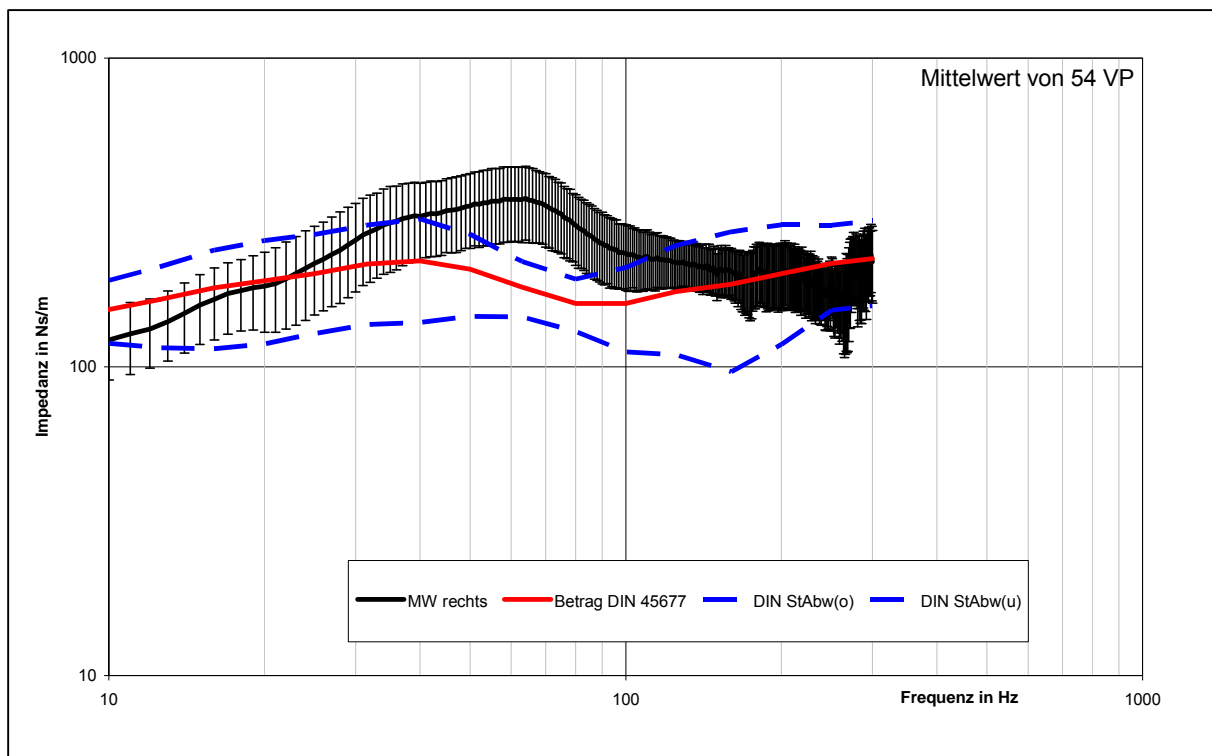


**Abb. 4.3** Vergleich der Mittelwerte der Kraft- und Führhände

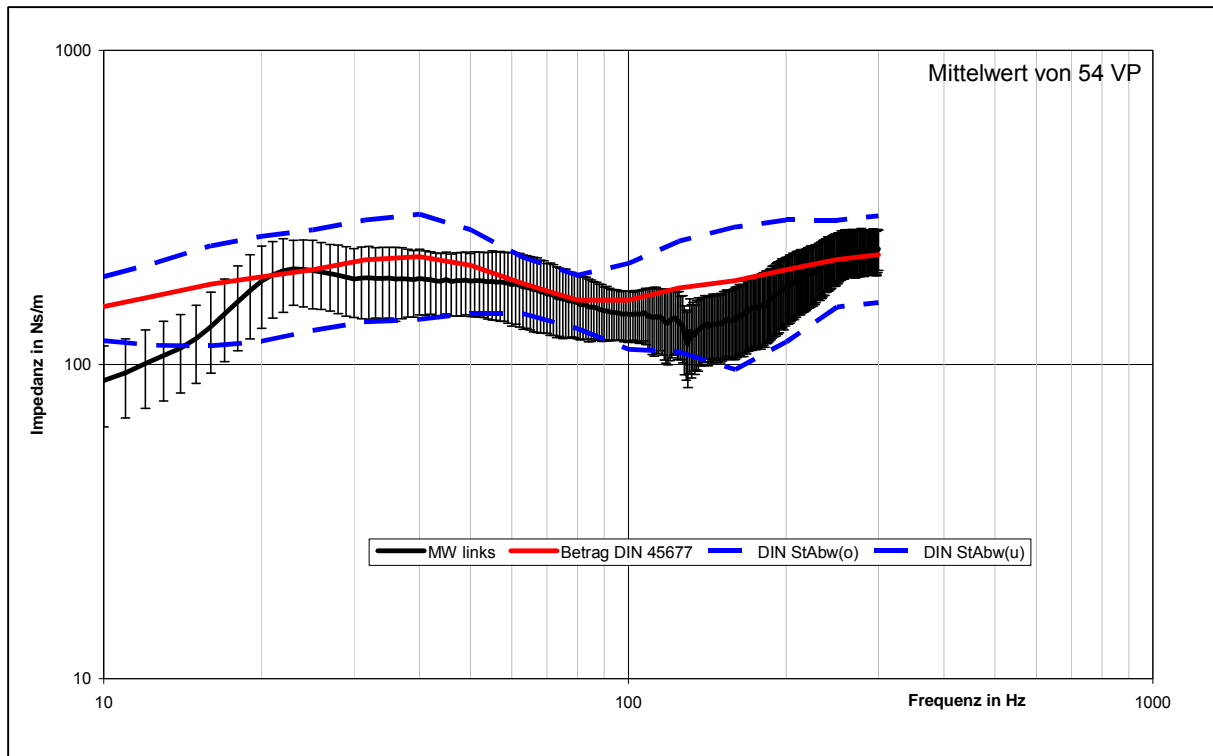


Die beiden Impedanzkurven zeigen nicht nur einen unterschiedlichen Verlauf oberhalb einer Frequenz von  $f = 20$  Hz, sondern auch im darunter liegenden Frequenzbereich. Wie in Abschnitt 4.3 ausgeführt wird, sind aber die Impedanzverläufe beider HAS bis auf kleinere Abweichungen gleichverlaufend. Die Abweichung im Anstieg der Impedanz im Frequenzbereich  $3 \text{ Hz} < f < 20 \text{ Hz}$  zwischen Kraft- und Führhand weist deshalb darauf hin, dass möglicherweise unterschiedliche Anteile schwingender Massen beider HAS in den jeweiligen gemessenen Impedanzverlauf einfließen - bei näherer Betrachtung der Haltung des linken HAS auch ein nahe liegender Schluss.

Ein Vergleich beider Mittelwerte mit der DIN 45677 [R7] unter Angabe der Standardabweichung kann den folgenden Abbildungen entnommen werden.



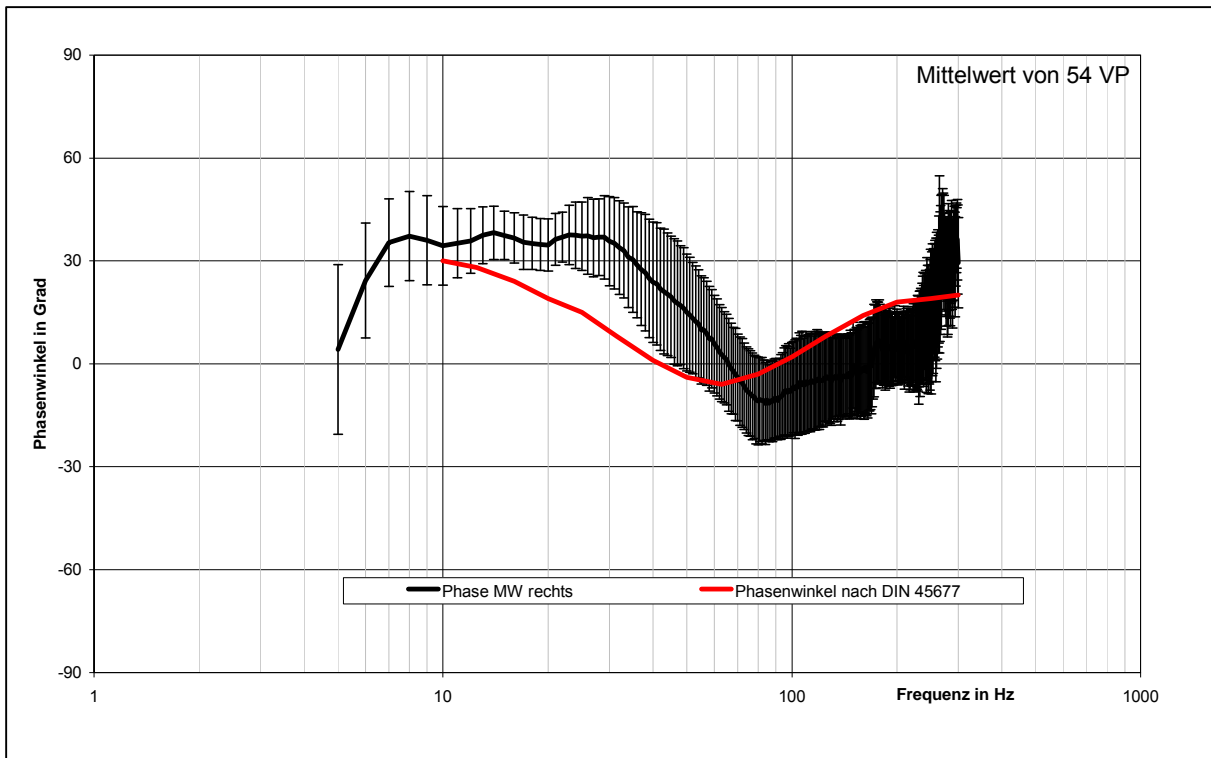
**Abb. 4.4** Vergleich des Verlaufs des Impedanzbetrages nach DIN 45677 mit dem Mittelwert des Impedanzbetrages der Kraft Hände (mit Standardabweichung)



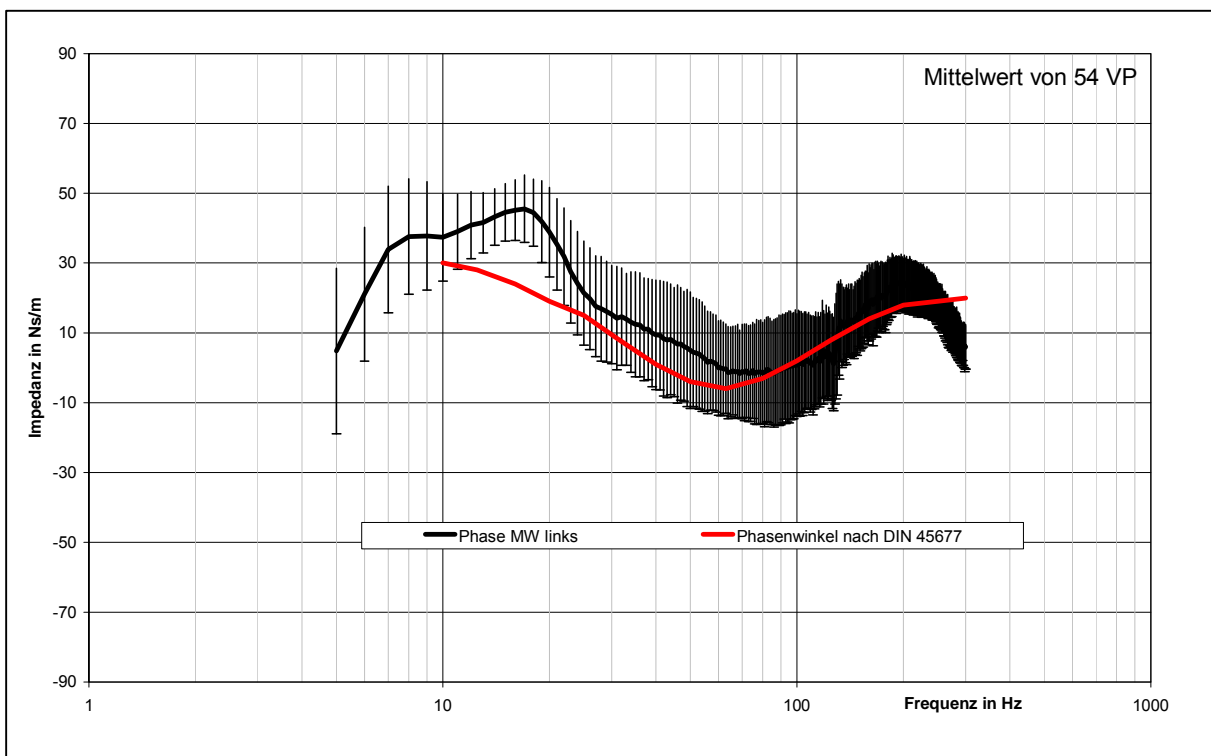
**Abb. 4.5** Vergleich des Verlaufs des Impedanzbetrages nach DIN 45677 mit dem Mittelwert des Impedanzbetrages der Führhände (mit Standardabweichung)

Insgesamt entsprechen diese Ergebnisse den Erwartungen an die Messergebnisse, die in Abschnitt 3.2.5 formuliert wurden. Bei praxismäßigem Greifen einer Handmaschine ändern sich die Impedanzen erheblich. Der Verlauf des Impedanzbetrags der Krafthand zeigt ein signifikant anderes Verhalten als die in DIN 45677 zu findende Impedanzkurve. Erstaunlich ist aber, dass der Verlauf des Impedanzbetrages der Führhand gut mit dem Verlauf der Impedanzkurve nach DIN 45677 übereinstimmt. Eine Erklärung dafür konnte nicht gefunden werden.

Zur Vervollständigung der Ergebnisse werden jetzt noch die zugehörigen Verläufe der Phasenwinkel abgebildet.



**Abb. 4.6** Vergleich der Phasenwinkelverläufe des Mittelwertes des Impedanzbetrages aller Kraft Hände und des Impedanzbetrages nach DIN 45677

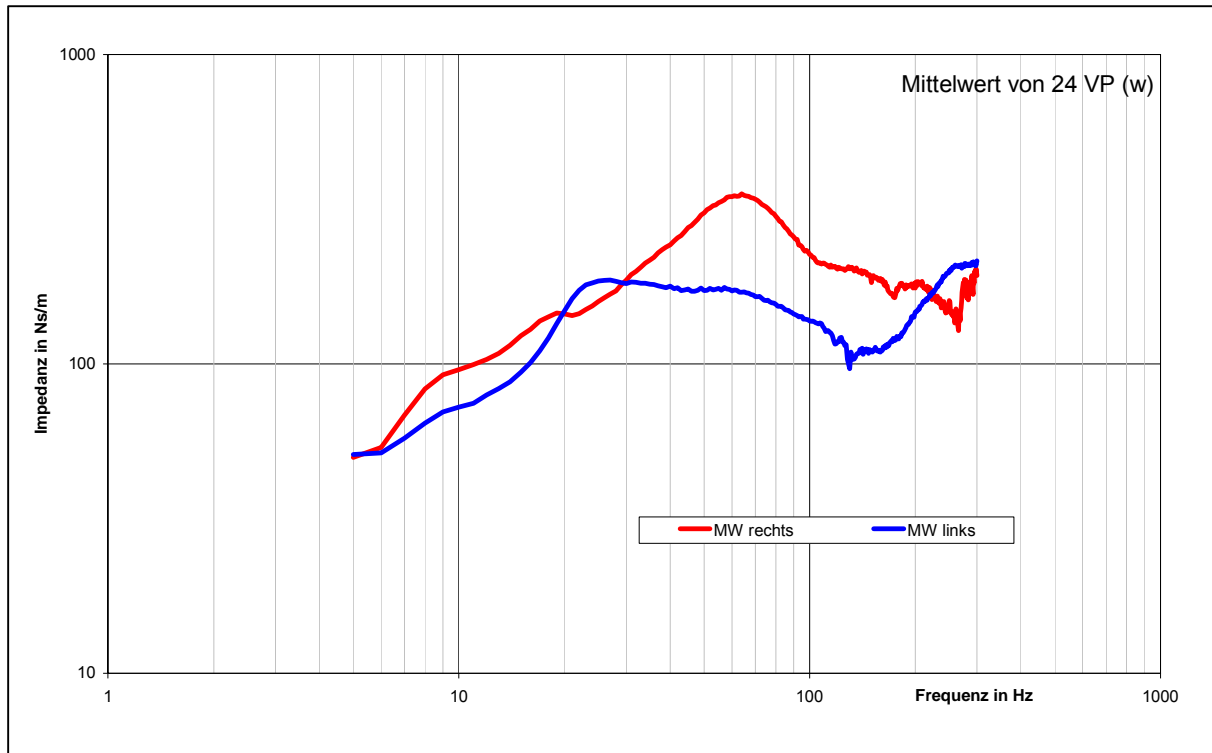


**Abb. 4.7** Vergleich der Phasenwinkelverläufe des Mittelwertes des Impedanzbetrages aller Führ Hände und des Impedanzbetrages nach DIN 45677

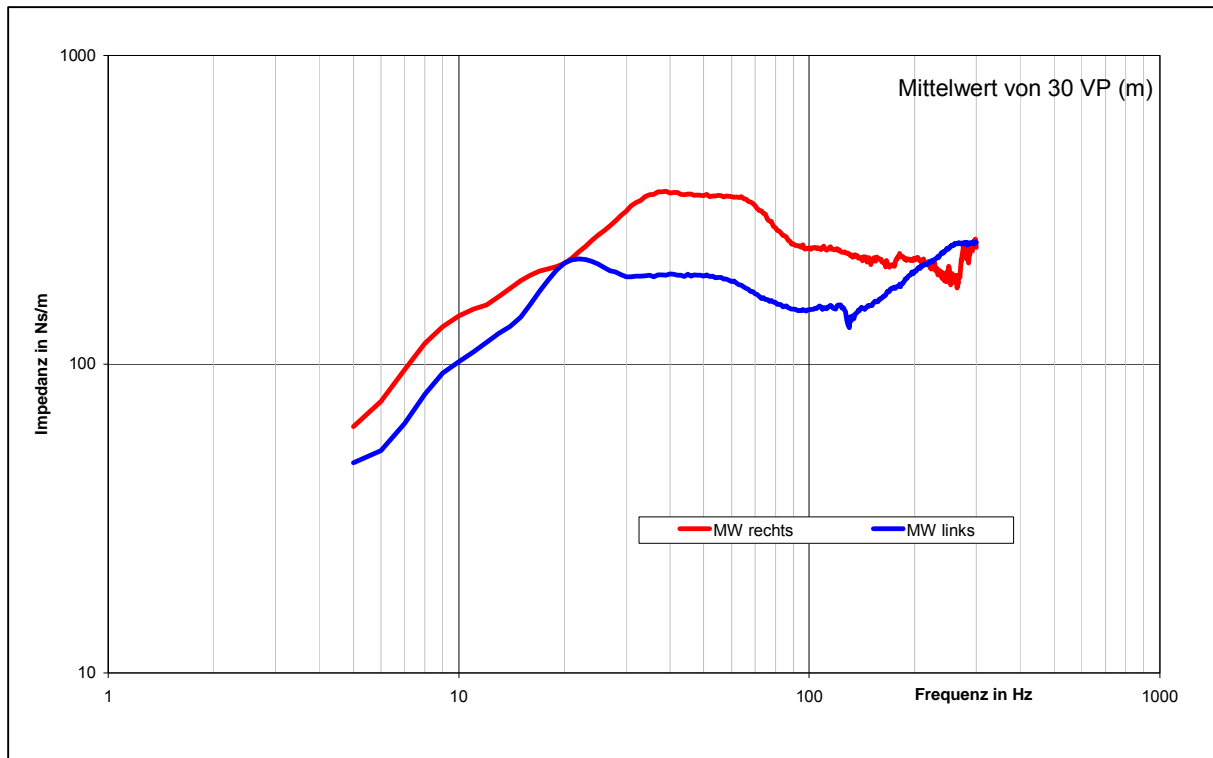
## 4.2 Auswertung nach dem Geschlecht

Da sich die Standardabweichung der Ergebnisse in diesem Abschnitt kaum von der der Ergebnisse des vorhergehenden Abschnitts unterscheidet, wird im Folgenden auf ihre Angabe verzichtet.

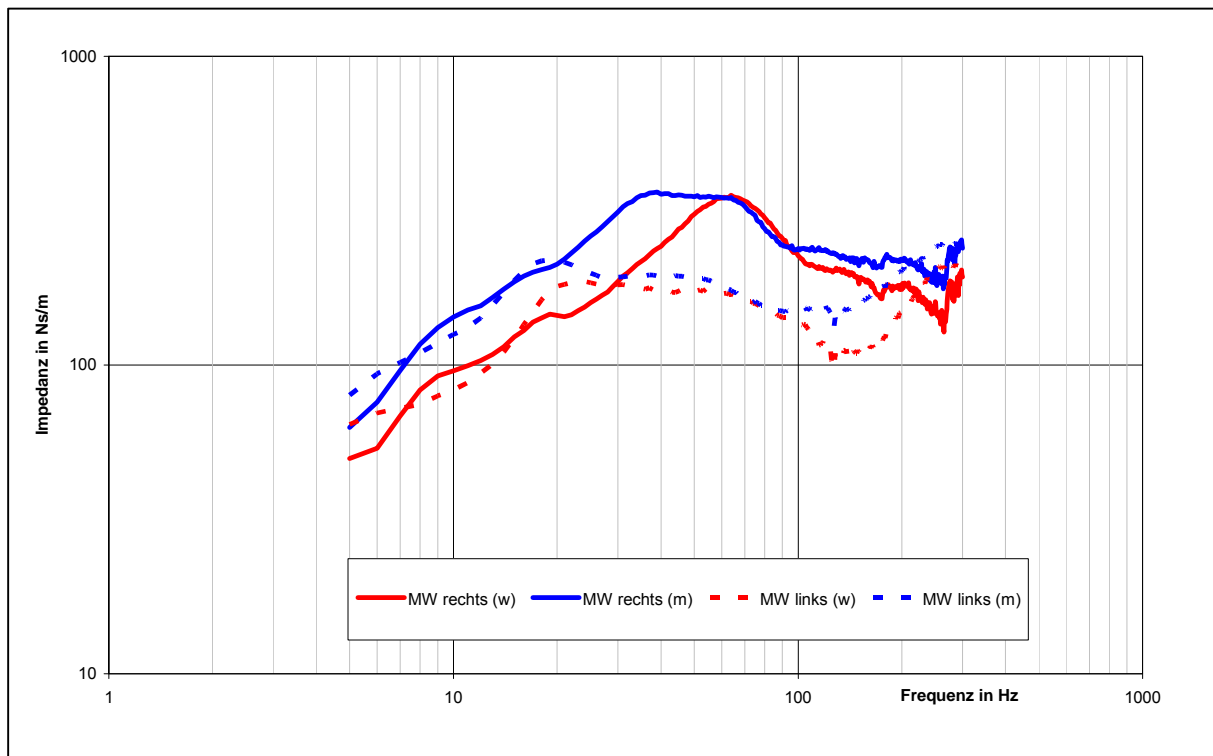
Die Auswertungen, die in diesem Abschnitt vorgestellt werden, erfolgen natürlich auch unter dem Gesichtspunkt der Unterteilung in Kraft- und Führhände. Abb. 4.8 zeigt den Vergleich der Mittelwerte des Impedanzbetrages der weiblichen Kraft- und Führhände, Abb. 4.9 denselben Vergleich für die männlichen oberen Extremitäten.



**Abb. 4.8** Vergleich der Mittelwerte der weiblichen Kraft- und Führhände



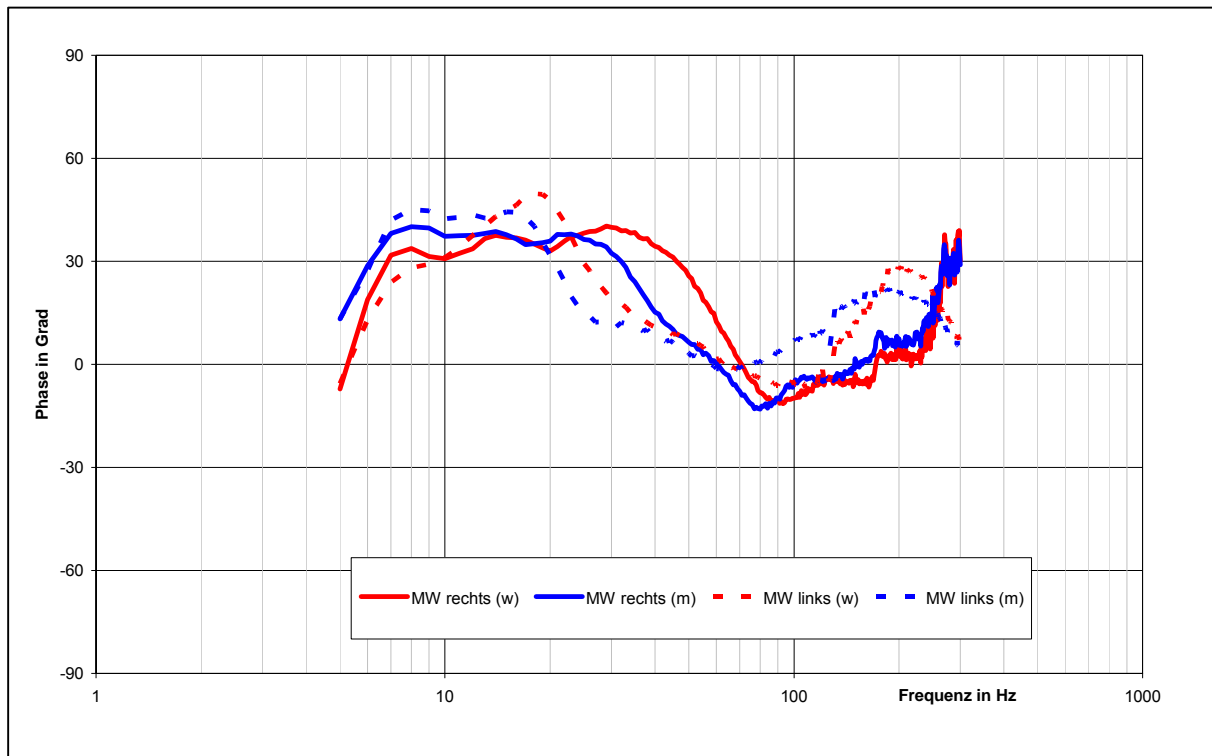
**Abb. 4.9** Vergleich der Mittelwerte der männlichen Kraft- und Führhände  
Den Vergleich der geschlechtsspezifischen Auswertungen zeigt die folgende Abbildung:



**Abb. 4.10** Vergleich der geschlechtsspezifischen Auswertung der Kraft- und Führhände

Der Verlauf der Krafthände passt gut zueinander. Der Unterschied im Impedanzverlauf im Frequenzbereich  $3 \text{ Hz} < f < 50 \text{ Hz}$  ist in einem Masseunterschied zu sehen, der zwischen den mittleren Armmassen von Frauen und Männern besteht, vgl. Tab. 5.4. Der Impedanzbetragsverlauf der Führungshände zeigt den gleichen Masseunterschied, jedoch nur im Frequenzbereich  $3 \text{ Hz} < f < 20 \text{ Hz}$ . Alles in allem zeigt der Vergleich, dass die HAS von Frauen und Männern unter gleichen Bedingungen auch gleich reagieren.

Auch für diese Impedanzverläufe werden der Vollständigkeit halber die Verläufe der Phasenwinkel im geschlechterspezifischen Vergleich angegeben.

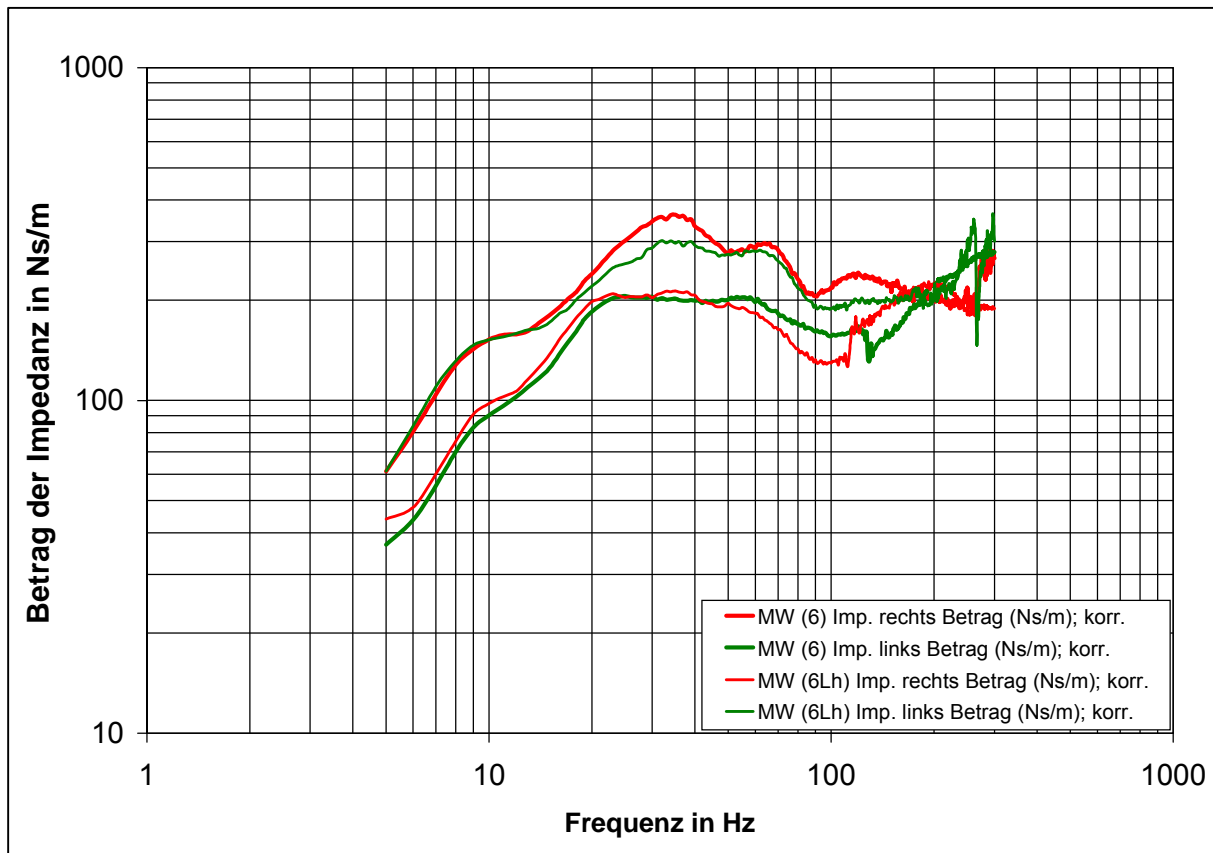


**Abb. 4.11** Vergleich der Phasenwinkelverläufe für die geschlechtsspezifische Auswertung der Kraft- und Führungshände

### 4.3 Wechsel der Händigkeit

Die in der DIN 45677 [R7] getroffene Festlegung, dass für den Fall der biomechanischen Modellierung beider HAS die in der DIN zu findende Impedanzkurve für Rechtshändigkeit (oder: Händigkeit rechts) auch für das linke HAS anzuwenden sei, wird nicht näher erläutert. Auch die aufgeführten Literaturstellen lassen keinen Inhalt in Form eines messtechnischen Nachweises dieser „Annahme“ erwarten. Deshalb wurde im Rahmen der Zweihandimpedanzmessungen nach einer Antwort auf diese Frage gesucht. Natürlich sollten die beiden HAS eines Menschen unter gleichen Bedingungen – mit geringen Abweichungen – auch gleich reagieren. Dazu wurden aus den zur Verfügung stehenden Versuchspersonen 6 ausgewählt. Sie erhielten die Aufgabe, ihre Rechtshändigkeit unter den geltenden Versuchsbedingungen erneut einzusetzen und nach diesen Versuchen die gleiche Aufgabe als Linkshänder zu erfüllen. Das Ergebnis kann Abb. 4.12 entnommen werden. (Der Zusatz „korr.“ zur Kur-

venlegende bedeutet, dass die Massenkorrektur auf die in dieser Arbeit beschriebene Weise erfolgte.)

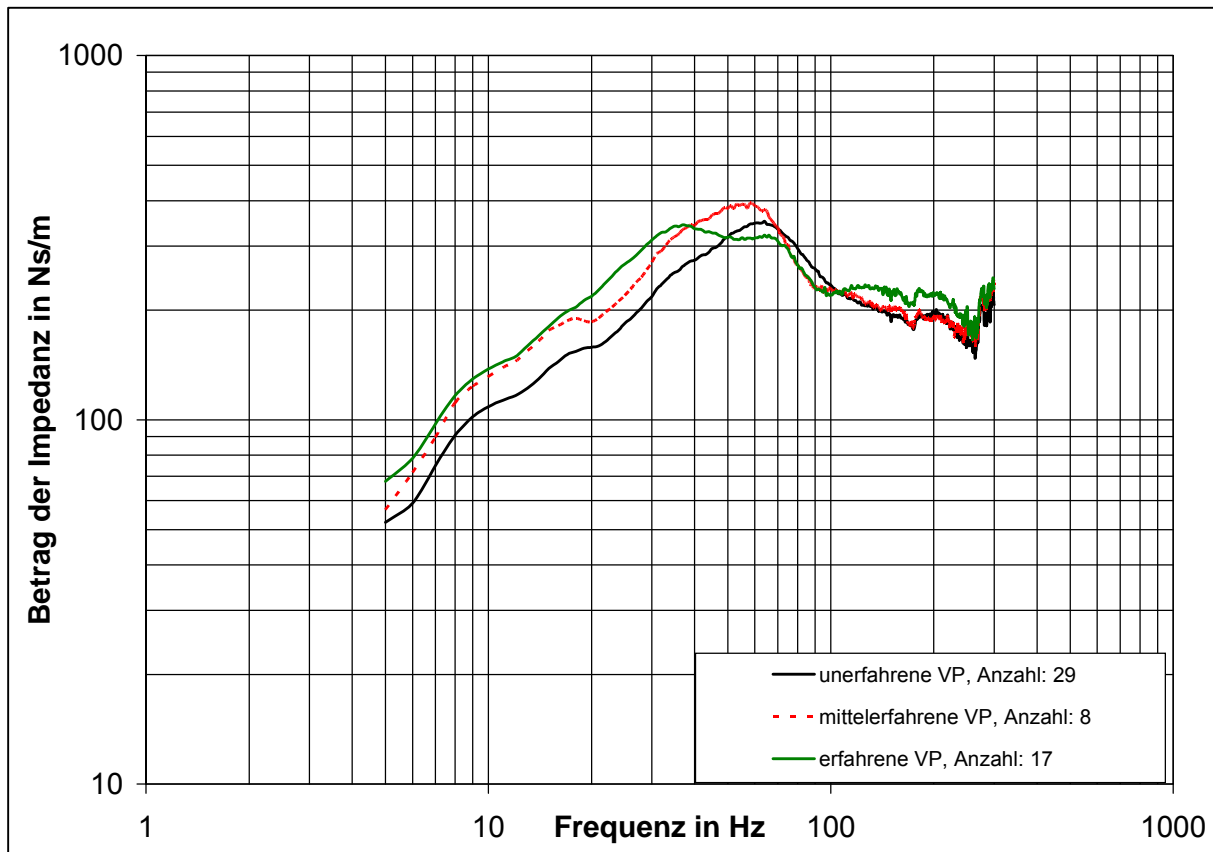


**Abb. 4.12** Mittelwerte der Kraft- und Führhände bei Änderung der Händigkeit von Versuchspersonen

Die Impedanzbetragskurven zeigen das erwartete Ergebnis. Die HAS einer Person reagieren unter genau gleichen Bedingungen auch gleich, weil sie dasselbe biomechanische System sind. Geringe Unterschiede erklären sich z. B. aus dem unterschiedlichen Ausbildungs-, also Trainingszustand der HAS.

#### 4.4 Auswertung nach der subjektiven Anwendungserfahrung

In Abschnitt 4.4.2 wurden die Versuchspersonen befragt, wie sie ihren Erfahrungsgrad bei der Anwendung einer Schlagbohrmaschine zum Herstellen einer Bohrung einschätzen. Verwendet wurde eine einfache Dreipunkteskala. In Abb. 4.13 wird die Auswirkung dieser Befragung auf den Verlauf des Impedanzbetrages der Krafthände deutlich.

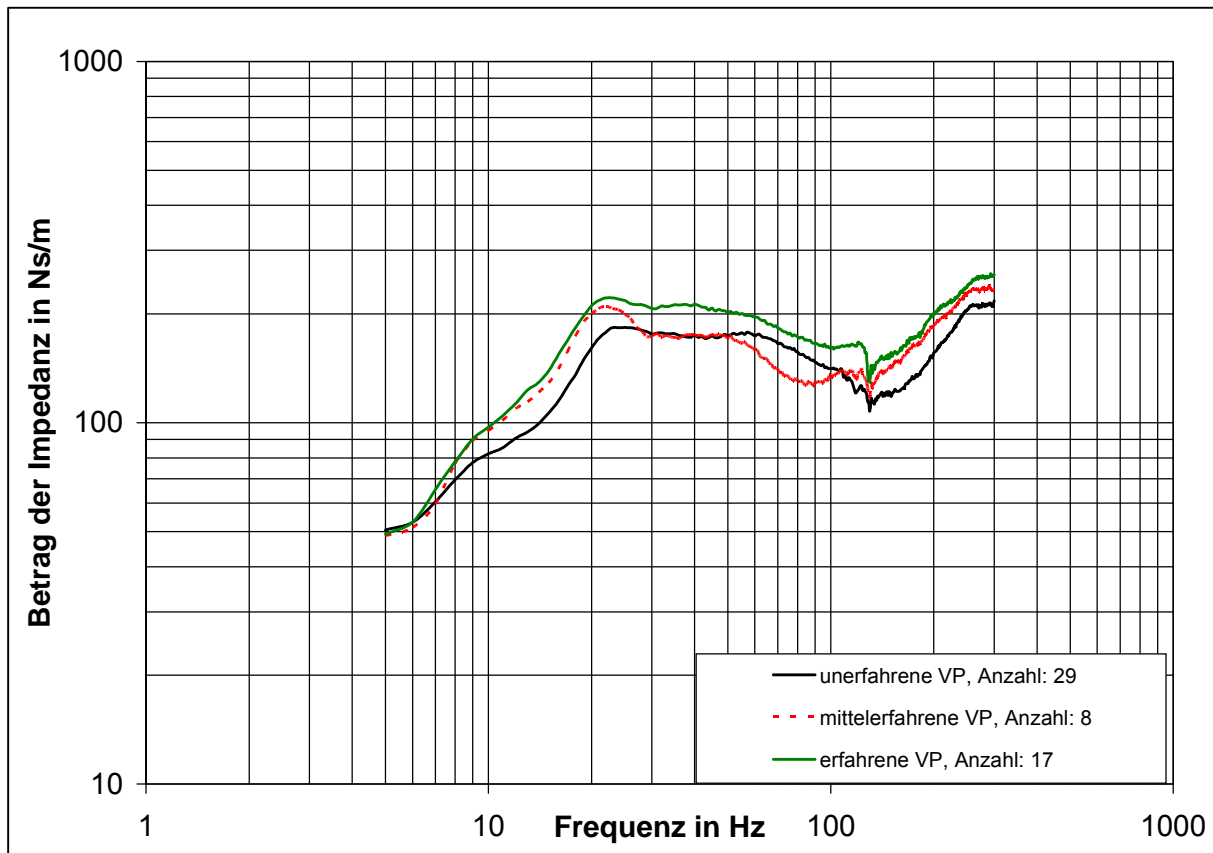


**Abb. 4.13** Mittelwert des Impedanzbetrages der Krafthände aller Versuchspersonen in Bezug auf die Erfahrung im Umgang mit Handmaschinen

Man sieht, dass die Impedanzverläufe der erfahrenen und mittelerfahrenen Versuchspersonen keine wesentlichen Unterschiede aufweisen. Der Unterschied beider Kurven zu den unerfahrenen Versuchspersonen im Frequenzbereich von  $3 \text{ Hz} < f < 50 \text{ Hz}$  (Masseanstieg) ist jedoch deutlich. Er weist darauf hin, dass zu dieser Gruppe erheblich mehr Frauen als Männer gehören. Die Kontrolle ergab, dass dies im Verhältnis von 21 zu 8 der Fall war. Es existiert, wie im Abschnitt 4.2 erläutert wird, ein geschlechtsspezifischer anthropometrischer Unterschied in der Masse der HAS.



Die Auswirkung der Auswertung nach dieser Befragung auf den Verlauf des Impedanzbetrages der Führhände kann Abb. 4.14 entnommen werden.



**Abb. 4.14** Mittelwert des Impedanzbetrages der Führhände aller VP in Bezug auf die Erfahrung im Umgang mit Handmaschinen

Im Wesentlichen verhalten sich die Führhände wie die Krafthände, nur der Frequenzbereich des Masseunterschiedes verkleinert sich in seinem oberen Wert analog zu Abschnitt 4.1 auf eine Frequenz von 20 Hz.

## 5 Biomechanische Modellierung der menschlichen Hand-Arm-Systeme

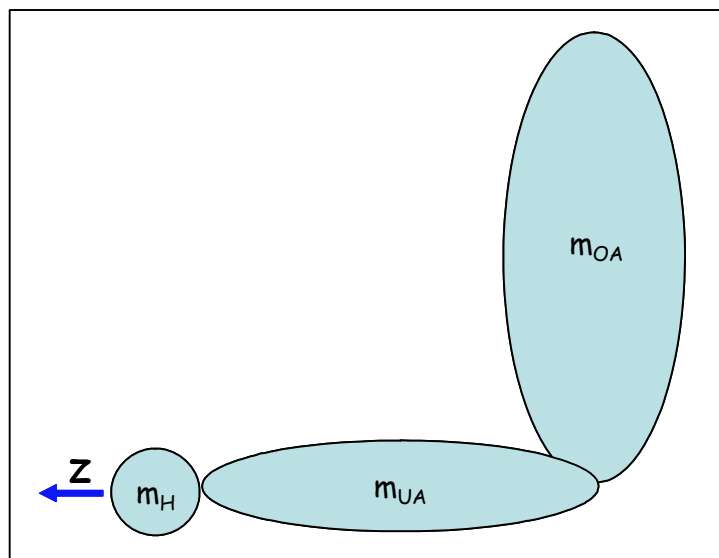
### 5.1 Modellannahme

Im Rahmen der Weiterentwicklung der Impedanzmessung und deren Verwirklichung entstand die Ansicht, dass man auch die bisherige deskriptive biomechanische Modellierung auf der Basis der Impedanz weiterentwickeln kann. Die intensive Beschäftigung mit dem Schwingungsverhalten des menschlichen HAS führte zu der Überzeugung, dass das bisherige Denken in einfachen Schwingerketten den Blick auf andere Lösungen verstellt. Betrachtet man die gemessenen Impedanzkurven der Kraft Hände nach Abb. 4.1, so fällt der erste Anstieg der Kurve oberhalb einer Frequenz von 10 Hz auf. Mit dem vorgestellten Verfahren nach [36] kann man den Zahlenwert dieses Masseanstiegs ohne weiteres bestimmen. Aber was bedeutet er, welche einzelne Masse oder welche Massen des HAS schwingen da gleichphasig miteinander?

Diese Überlegungen führten zu zweierlei:

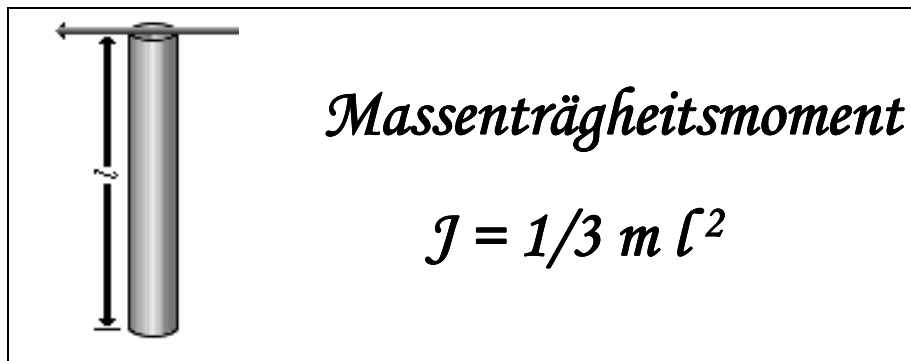
1. Setzt man sehr kleine Bewegungen des angewinkelten HAS voraus, wobei der Beugewinkel zwischen Oberarm (OA) und Unterarm (UA)  $90^\circ$  betragen soll, so führt das doch, allein für den OA betrachtet, zu der Vorstellung, dass der Oberarm wie ein Stab schwingt.
2. Wenn man erkennen will, ob ein Schwingungsmodell die Teilmassen des HAS wiedergibt, so sollte man diese Arnteilmassen kennen.

Betrachtet man ein HAS wie vorgeschlagen, so ergibt sich die folgende Abbildung:



**Abb. 5.1** Prinzipdarstellung eines angewinkelten HAS (mit H für Hand)

Stellt man sich nun weiter den Oberarm als einen dünnen Stab vor, der senkrecht zu seiner Körperachse um ein Ende rotiert, so erhält man die Abb. 5.2:



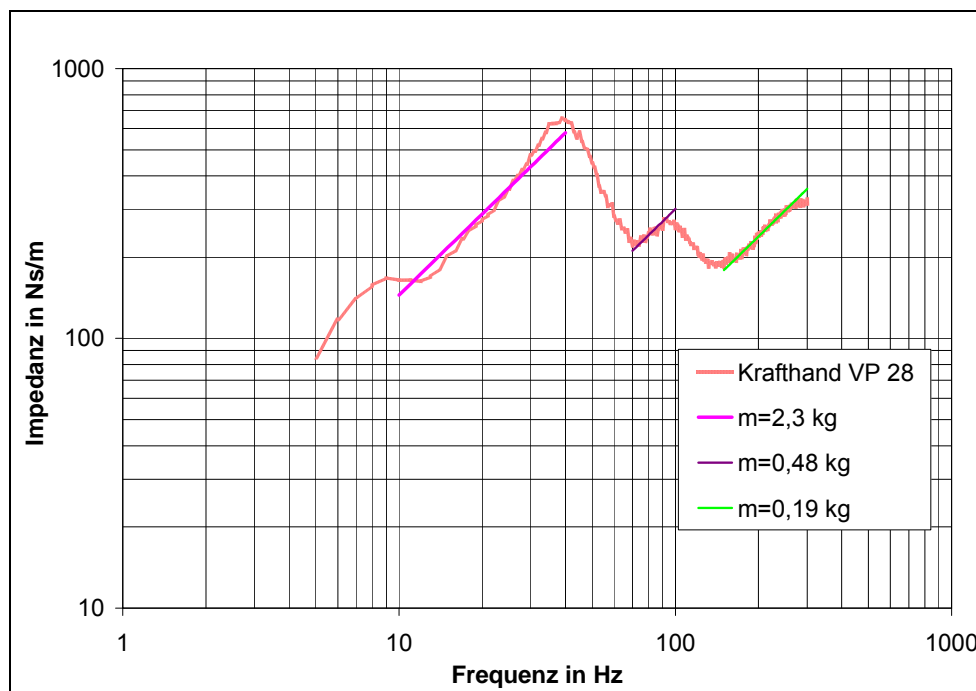
**Abb. 5.2** Massenträgheitsmoment eines dünnen Stabes, der senkrecht zu seiner Körperachse um ein Ende rotiert, Quelle: [79]

Es ist zu sehen, dass man nach diesem Ansatz davon ausgehen kann, dass in Schwingungsrichtung Z nur ein Drittel der Masse des Oberarms schwingend wirksam wird. Daraus folgt in erster Näherung, dass die schwingende Masse für kleine Bewegungen in dieser Schwingungsrichtung aus der hypothetischen Beziehung

$$m_{\text{gesamt}} = \frac{1}{3} m_{\text{OA}} + m_{\text{UA}} + m_{\text{H}} \quad (5.1)$$

ermittelt werden kann.

Könnte es denn sein, dass sich aus der Einhand-Impedanz eine solche Masseangabe ermitteln ließe? Hier hilft die nähere Betrachtung der folgenden Abbildung.



**Abb. 5.3** Einhand-Impedanz (stehende Versuchsperson) gemessen nach DIN 45677 mit Impedanzlinien konstanter Masse

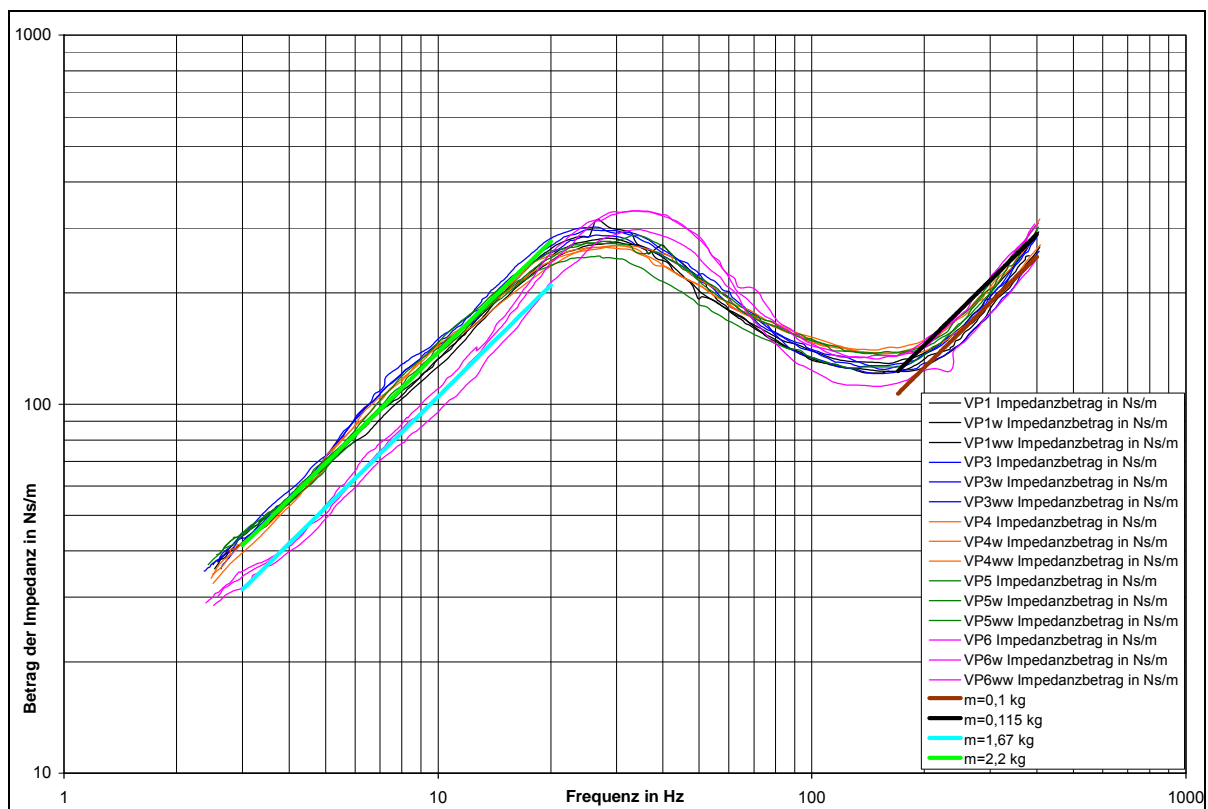
Die mit Hilfe der Impedanzkurve ermittelbaren Massen wurden mittels zweier weiterer Einhandimpedanzmessungen mit weiteren Werten verglichen. Es stellte sich heraus, dass insbesondere die erste ermittelbare Masse im Frequenzbereich  $10 \text{ Hz} < f < 40 \text{ Hz}$  für diese drei Versuchspersonen in der Größenordnung von  $2,35 \text{ kg}$  lagen. Um diese Feststellung mit Ergebnissen eines anderen Autors vergleichen zu können, wurde die Arbeit von Hesse [29] ausgewählt. Die darin veröffentlichten Einhandimpedanzkurven schienen mit den eigenen Kurven gut überein zu stimmen. Zudem hatte Hesse akribisch die Armabmessungen seiner VP ermittelt, um deren Armeilvolumina bestimmen zu können. Die Angabe der Dichte des Menschen gehörte leider nicht dazu.

### 5.1.1 Massebestimmung aus Impedanzkurven

Die Versuchsbedingungen für die Einhandimpedanzmessungen (zentraler Versuch 5) nach Hesse [29] seien hier kurz aufgeführt:

Die fünf Versuchspersonen nahmen eine sitzende Haltung ein, jede Kurve wurde aus 3 Messungen gemittelt. Die Greifkraft  $F_{gr}$  betrug  $30 \text{ N}$ , die Andruckkraft  $F_f$  hatte eine Größe von  $30 \text{ N}$ , der frequenzbewertete Effektivwert der Schwingbeschleunigung am Messgriff betrug  $10 \text{ m/s}^2$ .

Die veröffentlichten Kurven wurden digitalisiert, das Ergebnis kann der folgenden Abbildung entnommen werden.



**Abb. 5.4** Einhand-Impedanzen (sitzende Versuchspersonen) nach Hesse mit Impedanzlinien konstanter Masse

Während die eigenen Einhand-Impedanzkurven für stehende Versuchspersonen im Mittel ein Maximum bei 40 Hz aufweisen, so weisen die Kurven für eine sitzende Haltung das Maximum bereits bei etwa 25 Hz auf. Daraus ergibt sich ein deutlicher Hinweis auf den Einfluss der Körperhaltung, der im Impedanzverlauf sichtbar wird. Die Anstiege vor dem jeweiligen Maximum sind aber gut miteinander vergleichbar. Für männliche Versuchspersonen ergibt sich bei Hesse ein Mittelwert von 2,2 kg. Die einzige weibliche Versuchsperson hat den schon im Abschnitt 4.4 diskutierten Masseabstand zu ihren männlichen Kollegen, mit 1,65 kg ergibt sich eine mittlere Differenz von 0,55 kg.

Danach wurden die Armteilmolumina nach den in [29] vorhandenen Angaben berechnet. Diese wurden mit Hilfe der hypothetischen Beziehung nach Gleichung (5.1) zu den aus den Anstiegen der Einhandimpedanzkurven ermittelten Massen in Bezug gesetzt, um die Dichte des Menschen für die dabei eingesetzten VP ermitteln zu können. Die Ergebnisse können der Tabelle Tab. 5.1 entnommen werden.

### 5.1.2 Armteilmolumina, Körperteildichte, Armmassen

Mit Hilfe anatomischer Literatur zum HAS, zur Morphologie, zu Abmessungen der Teile eines HAS, wie z. B. in [72] wurden insbesondere die Längen der Teile eines HAS an 5 VP ermittelt. Dies diente dem Ziel, die Volumina der einzelnen Bestandteile eines HAS mit einer einfachen Versuchsanordnung Auslitern zu können. Mit Auslitern wird die Volumenbestimmung von festen Körpern durch Messung ihrer Wasserverdrängung bezeichnet. Das Volumen der Hand beispielsweise, die in ein bis zur oberen Begrenzung mit Wasser gefülltes Gefäß getaucht wird, entspricht dem Volumen des aus dem Gefäß überlaufenden und aufgefangenen Wassers.

Außerdem wurden weitere Abmaße der Armtteile abgenommen, um Werte analog zu [29] zu erhalten. Aus den geometrischen Abmessungen wurden sodann Volumina der Armtteile ermittelt. Diese wurden mit den Volumina der Ausliterung verglichen und anschließend mit Hilfe der hypothetischen Beziehung in Gleichung (5.1) zu den dafür aus den Einhandimpedanzen, analog zu Abb. 5.3, von drei VP ermittelten Massen gesetzt. Die Ergebnisse aus den beiden vorangegangenen Abschnitten können der folgenden Tabelle entnommen werden.

**Tab. 5.1** Mittelwerte der Teilmassen und Armteilmassen von VP

	<b>m</b> (kg)	<b>m<sub>HAS</sub></b> (4,5% <b>m</b> )	<b>l<sub>HAS</sub></b> (cm)	<b>m<sub>H</sub></b> (~0,51% <b>m</b> )	<b>l<sub>H</sub></b> (cm)	<b>m<sub>UA</sub></b> (~1,46% <b>m</b> )	<b>l<sub>UA</sub></b> (cm)	<b>m<sub>OA</sub></b> (~2,54% <b>m</b> )	<b>l<sub>OA</sub></b> (cm)	<b>1/3m<sub>OA</sub>+m<sub>R</sub></b>
Kinne VP28	80	3,60	79	0,41	21	1,17	28	2,03	30	2,25
VP22	78	3,51	83	0,40	21	1,14	29	1,98	33	2,19
VP25	90	4,05	80	0,46	20	1,31	28	2,28	32	2,53
VP29	97	4,37	79	0,49	20	1,41	28	2,46	31	2,73
VP18	98	4,41	82	0,50	19	1,43	29	2,49	34	2,75
Hesse VP1	73	3,29	79	0,37	20	1,06	27,00	1,85	32	2,05
VP3	90	4,05	84	0,46	21	1,31	29,00	2,28	34	2,53
VP4	83	3,74	88,5	0,42	20,5	1,21	33,00	2,10	35	2,33
VP5	76	3,42	79,5	0,39	19,5	1,11	29,00	1,93	31	2,14
(w)VP6	60	2,70	70	0,30	17,5	0,87	24,50	1,52	28	1,69
<b>MW:</b>	<b>82,50</b>	<b>3,71</b>	<b>80,40</b>	<b>0,42</b>	<b>19,95</b>	<b>1,20</b>	<b>28,45</b>	<b>2,09</b>	<b>32,00</b>	<b>2,32</b>
<b>MW(ohne VP6)</b>	<b>85,00</b>	<b>3,83</b>	<b>81,56</b>	<b>0,43</b>	<b>20,22</b>	<b>1,24</b>	<b>28,89</b>	<b>2,16</b>	<b>32,44</b>	<b>2,39</b>

Hierbei bedeutet der Index R in der ersten Zeile der letzten Spalte den „Rest“ des HAS, also die Summe der Masse des Unterarms und der Hand nach Gleichung (5.1).

Der Mittelwert aus nur männlichen VP ist um 2,5 kg höher als der Mittelwert mit nur einer weiblichen VP. Dies gibt natürlich wegen fehlender Gleichverteilung ein verzerrtes Bild, sodass nur die Anwendung des männlichen Mittelwertes zu empfehlen ist.

Aus den bisherigen Berechnungen und Vergleichsrechnungen für die Arbeit in Bezug auf eine mögliche Wertzuweisung für die Dichte des Menschen für eine Auswahl im Rahmen dieser Arbeit verwendeten VP ergibt sich die folgende Tabelle:

**Tab. 5.2** Mittelwert der Masse des HAS und mittlere Dichte der VP

	HAS Volumen (cm <sup>3</sup> )	HAS Masse	$\rho$ (g/cm <sup>3</sup> )
VP28	3810,66	3,60	<b>0,94</b>
VP22	3220,92	3,51	<b>1,09</b>
VP25	3901,39	4,05	<b>1,04</b>
VP29	4509,28	4,37	<b>0,97</b>
VP18	3901,39	4,41	<b>1,13</b>
<b>Mittelwert</b>	<b>3868,7</b>	<b>4,0</b>	<b>1,03</b>

Nun folgt die gleiche Tabelle für die Daten, die aus [29] verwendet wurden:

**Tab. 5.3** Mittelwert des Volumens des HAS und mittlere Dichte der VP

m (kg)	V <sub>HAS</sub> (cm <sup>3</sup> )				
73	3177,0				
90	3916,8				
83	3612,2	<b>m<sub>OA</sub>/m (%)</b>	<b>m<sub>UA</sub>/m (%)</b>	<b>m<sub>H</sub>/m (%)</b>	<b><math>\rho</math> (g/cm<sup>3</sup>)</b>
76	3307,5	<b>2,54</b>	<b>1,46</b>	<b>0,51</b>	<b>1,034</b>
60	2611,2				
<b>76,4</b>	<b>3324,9</b>		<b>m = m<sub>Körper</sub></b>		

Diese beiden Tabellen sind zum besseren Vergleich der ermittelten Ergebnisse etwas unterschiedlich aufgebaut. Die Dichteangaben stimmen gut überein.

In Tab. 5.1 wurde mit den Arnteilmassen ein weiteres Validierungsmerkmal verwendet, welches im Folgenden erläutert wird.

### 5.1.3 Anthropometrisch nutzbare Ergebnisse

Neben den Arbeiten des vorangegangenen Abschnitts erfolgte eine intensive Literaturrecherche nach anthropometrischen Vergleichsdaten. Pfeifer gibt für beide HAS einen Anteil an der Gesamtmasse des menschlichen Körpers von 10 % an, Clauser et al. [9] von 9,8 % und Dempster [10] von 7,6 % an. Das ergibt ein arithmetisches Mittel von 9,1 %, abgerundet 9 %. Alle weiteren Literaturstellen, wie Braune/Fischer, Harless, Bernstein, Matsui, werden nicht aufgelistet, weil sie nur nach dieser einen Angabe durchgesehen wurden. Diese Literaturstellen stützen den angenommenen Wert. Für ein HAS ergibt sich also im Mittel ein Anteil von 4,5 % an der Gesamtmas-

se des Menschen. Dies ist der Wert, der zur weiteren Validierung der Ergebnisse in Tab. 5.1 verwendet wurde.

Diese Verfahrensweise wurde auf alle VP angewendet und daraus ergaben sich folgende Ergebnisse:

**Tab. 5.4** Mittelwerte der Arnteilmassen eines HAS in kg

	<b>Alle VP</b>	<b>VP (w)</b>	<b>VP (m)</b>
$m_{OA}$	1,88	1,71	2,02
$m_{UA}$	1,08	0,98	1,16
$m_h$	0,38	0,34	0,40
<b><math>m_{has}</math></b>	<b>3,33</b>	<b>3,04</b>	<b>3,58</b>

Aus dieser Tabelle ergibt sich, dass die mittleren Armmassen eines HAS von Frauen und Männern um 540 g differieren, das mittlere HAS von Frauen ist um diesen Betrag leichter.

Außerdem konnten im Verlaufe der Volumen- und Massebestimmung die Einzelanteile der mittleren Arnteilmassen an der Gesamtmasse des Menschen verifiziert werden. Diese Einzelanteile sind bereits in Tab. 5.3 enthalten und werden mit der folgenden Tabelle zur Anwendung bei der Ermittlung anthropometrischer Teilmassen des menschlichen Körpers vorgeschlagen.

**Tab. 5.5** Anteil der Arnteilmassen an der Gesamtmasse des Menschen

$m_{OA}/m$ (%)	$m_{UA}/m$ (%)	$m_H/m$ (%)
2,54	1,46	0,51
mit Masse $m = m_{\text{Körper des Menschen}}$		

Parallel zu dieser Massebestimmung, die dem Vergleich mit den Modellmassen dienen soll, erfolgte die Weiterentwicklung des Zweimassenschwingungsmodells nach [36].

## 5.2 Weiterentwicklung des ebenen Schwingungsmodells

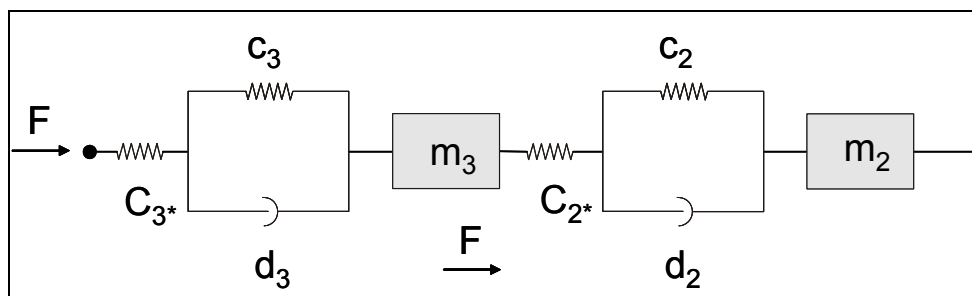
Ein Ziel dieser Arbeit ist es, aufzuzeigen, dass man mit Hilfe der Impedanzkonzeption durchaus in der Lage ist, ein deskriptives biomechanisches Modell des oder der HAS weiterzuentwickeln und zwar so, dass dieses Modell möglicherweise zu einem prä-diktiven Modell weiterentwickelt werden kann.

Der erste Schritt wäre der, aus einem rein deskriptiven Modell auf der Basis der Impedanz des HAS ein anatomienahes Modell zu entwickeln. Dieses würde dann zwar immer noch ein deskriptives Modell sein, aber die Anatomie des HAS erkennen lassen und durch seinen Aufbau weitere Entwicklungsmöglichkeiten haben. Was jedoch wichtiger ist, es geschähe auf der Basis einer weithin anerkannten Funktion zur Be-

schreibung der mechanischen Eigenschaften des menschlichen HAS, der Impedanz. Zudem ist die Impedanz eine Größe, die in situ vorhanden ist und zwischen ihr und dem zu simulierenden Körperteil, beispielsweise einem Gelenk des HAS, besteht ein innerer Zusammenhang. Letzterer bedarf natürlich noch einer Klärung.

Verbindet man die Modellvorstellungen der Abbildungen Abb. 1.22 und Abb. 5.1 und berücksichtigt man die Auffassung von Gillmeister [19] über die Güte des Schwingungsmodells 3 der ISO 10068 zur Nachbildung der Impedanz und bezieht sie in die Überlegungen für die Generierung eines anatomienahen Modells mit ein, so liegt der Gedanke nahe, beide Modellvorstellungen miteinander zu verbinden. Daraus entsteht ein Dreimassenschwingungsmodell des HAS, jedoch nicht im Sinne einer einfachen Schwingerkette, wie z. B. das Modell 1 der ISO 10068. Die Masse  $m_3$  dieses Schwingungsmodells beträgt in Schwingungsrichtung Z 2,9 kg und hat demnach eine Differenz von 1,18 kg zur Oberarmmasse des Armes nach Tab. 5.4. Diese Differenz ist groß, die anderen Massen des Modells 1 korrespondieren auch nicht mit den entsprechenden Armteilmassen. Die Masse des Modells 3 hat eine Differenz von 2,99 kg zur Gesamtmasse des HAS. Alle diese Werte wurden jedoch mit Hilfe der bisher bekannten Einhand-Impedanzkurve berechnet.

Das weiterentwickelte Schwingungsmodell soll auch rein äußerlich die Anatomienähe erkennen lassen. Zudem wird das Design des Modells nach Schmid [68] übernommen. Insbesondere die Verbindungsstellen der schwingenden Massen können nicht von einfachen Feder und Dämpferelementen nachgebildet werden. Die Verbindungsstellen der Armteilmassen, die Gelenke, sind hochkomplexe Gebilde und nicht einfach darstellbar. Selbst ihre Darstellung als Standard-3-Parameter-Modell nach Wagner [73], vgl. Abb. 5.5 (eine Hintereinanderschaltung eines Hook'schen und Kelvin'schen Mediums zur Modellierung elastischer Materialeigenschaften), und die Ermittlung ihrer Parameter wird nicht so einfach in die anatomische Wirklichkeit zurück zu interpretieren sein.

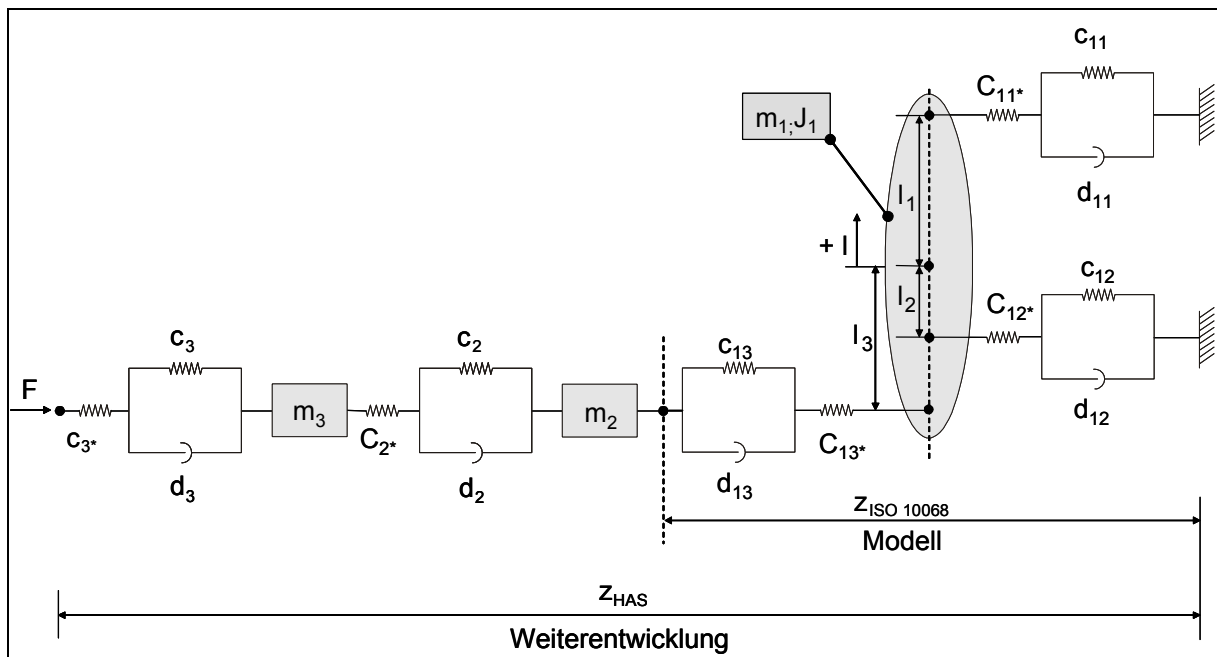


**Abb. 5.5** Zusammenschaltung Hook'scher und Kelvinscher Medien zu einem Standard-3-Parameter Modell

Es sei deswegen darauf hingewiesen, dass aus Parametern der Einzelemente der Verbindungsstellen der Teilmassen des Schwingungsmodells für beide HAS keine Rückschlüsse auf etwaige Gelenkeigenschaften der HAS gezogen werden können. Ob die gewählte Darstellung als Standard-3-Parameter-Modell der Modellierung von Gelenkeigenschaften entspricht, bedarf sicher noch eines langwierigen Untersuchungs- und Modellierungsprozesses.



Die Weiterentwicklung des Schwingungsmodells zeigt die folgende Abbildung:



**Abb. 5.6** Anatomienahes ebenes Schwingungsmodell des menschlichen HAS

Hierbei bedeuten:

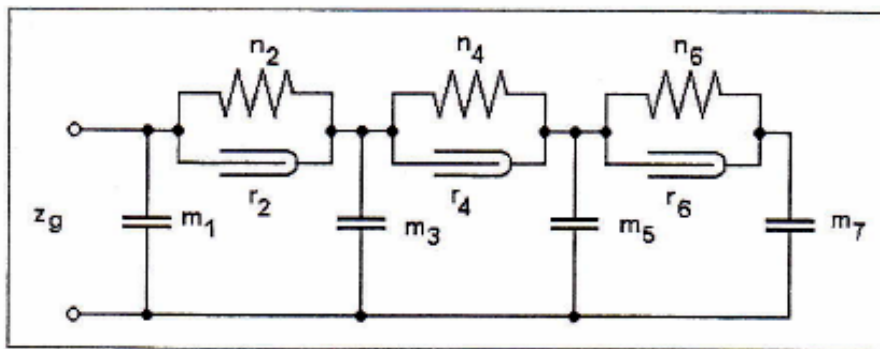
- $J_1$ : Massenträgheitsmoment der Masse 1
- $m_1$  bis  $m_3$ : Teilmassen des HAS
- $c$ : Federsteifigkeiten
- $d$ : Dämpfungen

## 5.3 Nachweis der Gültigkeit des biomechanischen Schwingungsmodells

### 5.3.1 Berechnungsprogramm, Optimierung

Das Berechnungsprogramm für das Schwingungsmodell wurde in MATLAB® geschrieben. Die Bewegungsgleichungen entstanden mit Hilfe des elektromechanischen Analogieverfahrens nach Reichardt [56], welches die schwingungstechnische Modellierung mechanischer Baugruppen auf der Grundlage von Impedanzmessungen gestattet. Eine ausführliche Darstellung des Verfahrens ist in der Arbeit von Seidel [69] enthalten, es wird im Folgenden nur beispielhaft in Grundzügen vorgestellt.

Im elektromechanischen Analogieverfahren werden mechanische Systeme, wie Schwingerketten, als elektrische Schaltungen dargestellt. Die folgende Abb. 5.7 zeigt eine solche Schaltung für ein Viermassen-Schwingungsmodell.



**Abb. 5.7** Viermassen-Schwingungsmodell, mechanische Modellstruktur nach [69]

Anschließend wird diese Modellstruktur in eine Ketten-Impedanzschaltung umgewandelt. Dabei werden die einzelnen Schaltungselemente in Teilimpedanzen  $z$  als Funktion der komplexen Kreisfrequenz

$$p = j \cdot \omega \quad (5.2)$$

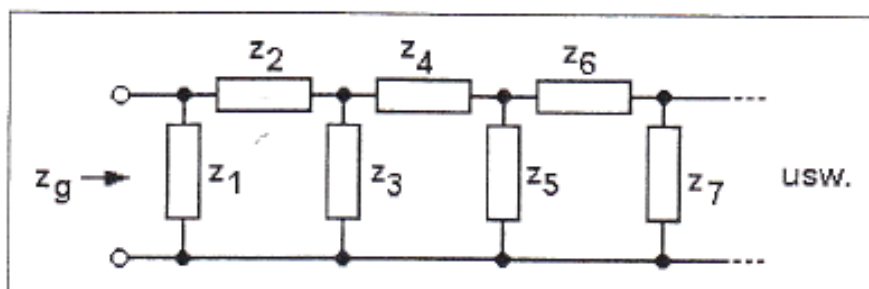
umgewandelt.

Dabei gelten die mathematischen Beziehungen nach der folgenden Abbildung:

Masse:	$z_m = p \cdot m$
Nachgiebigkeit:	$z_n = 1/p \cdot m$
Reibung:	$z_r = r$
Parallelschaltung:	$z_p = z_1 + z_2$
Reihenschaltung:	$z_R = 1/(1/z_1 + 1/z_2)$

**Abb. 5.8** Mathematische Beziehungen für die Entwicklung einer Ketten-Impedanzschaltung nach [69]

Durch deren Anwendung erhält man nun die gesuchte Schaltung:



**Abb. 5.9** Ketten-Impedanzschaltung nach [69]

Die Gesamtimpedanz der Schaltung wird im Weiteren durch schrittweises Zusammenfassen der Einzelimpedanzen, einmal als Parallelschaltung und einmal als Reihenschaltung ermittelt. Aus dieser Zusammenfassung entsteht ein Kettenbruch, der sich mathematisch in eine gebrochen rationale Funktion überführen lässt.

Nach der Umsetzung der Lösung in die Programmiersprache kann die Gesamtimpedanz des Schwingungsmodells berechnet werden. Das Vorgehen geschieht folgendermaßen:

Als Optimierungskurve wird beispielsweise die Impedanz der Krafthände aller männlichen VP nach Abschnitt 4.1 in das Programm eingetragen. Die Optimierung erfolgt manuell mit Hilfe einer speziell dafür programmierten Kennwertmaske, die das Überblicken mehrerer Optimierungsschritte nebeneinander erlaubt. Diese Maske zeigt die folgende Abbildung:

Parametereingabe für die Eingangsimpedanz (Modell des Hand-Arm-Systems nach Kinne)

moa1:	2.13	kg	moa2:	2.13	kg
mua1:	1.79	kg	mua2:	1.79	kg
mha1:	0.45	kg	mha2:	0.45	kg
k1:	0.55	m	k2:	0.55	m
coa11:	9000	N/m	coa12:	9000	N/m
coast11:	1000	N/m	coast12:	1000	N/m
coa21:	190	N/m	coa22:	190	N/m
coast21:	40	N/m	coast22:	40	N/m
coa31:	1100	N/m	coa32:	1100	N/m
coast31:	1000	N/m	coast32:	1000	N/m
cua1:	340000	N/m	cua2:	340000	N/m
cuast1:	40000000	N/m	cuast2:	40000000	N/m
cha1:	4900	N/m	cha2:	4900	N/m
chast1:	430000	N/m	chast2:	430000	N/m
doa11:	110	Ns/m	doa12:	110	Ns/m
doa21:	95	Ns/m	doa22:	95	Ns/m
doa31:	40	Ns/m	doa32:	40	Ns/m
dua1:	400	Ns/m	dua2:	400	Ns/m
dha1:	355	Ns/m	dha2:	355	Ns/m
L11:	0.16	m	L12:	0.16	m
L21:	-0.16	m	L22:	-0.16	m
L31:	-0.16	m	L32:	-0.16	m

Verz. und DateiNr. für nächst Speichern:

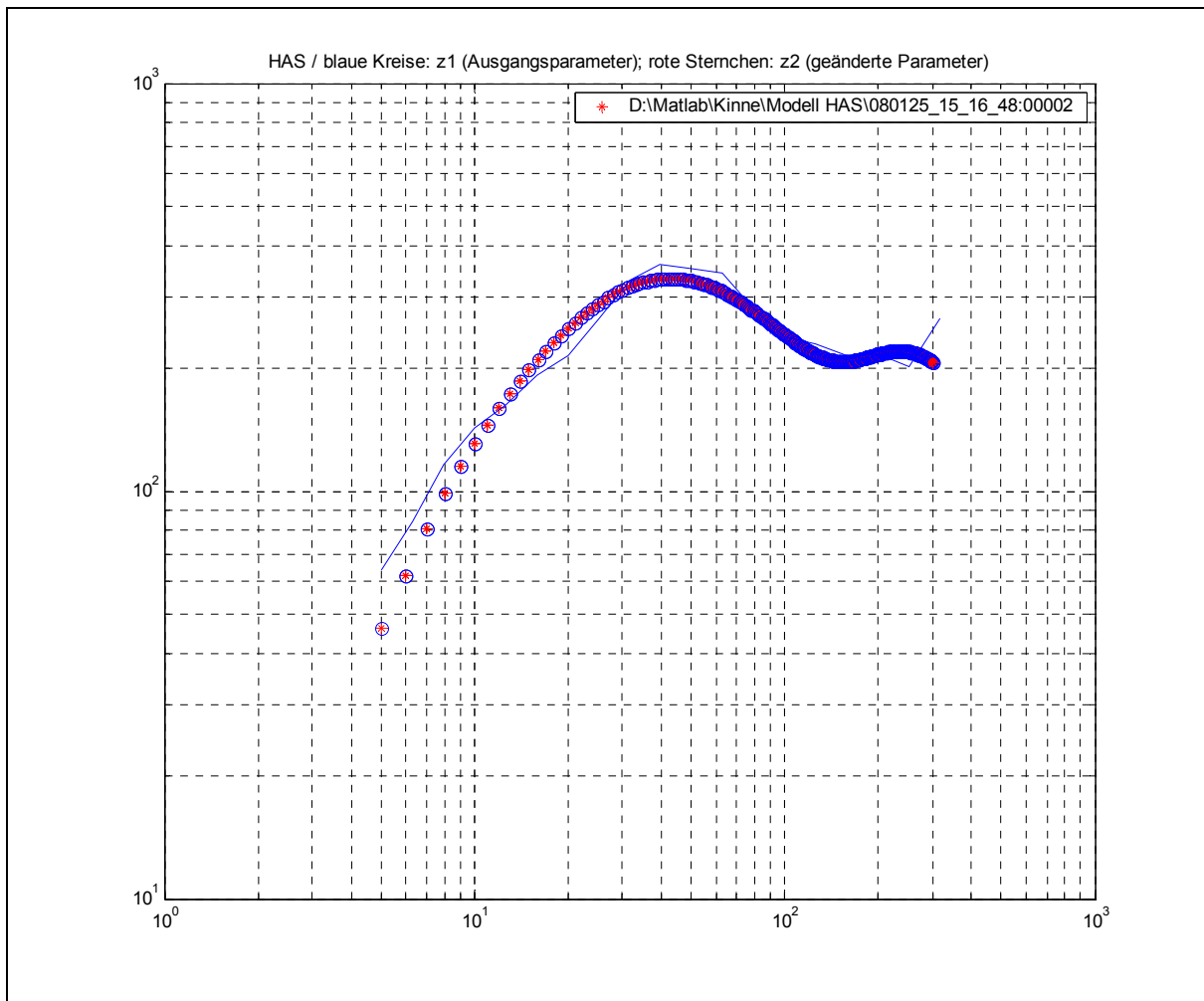
lfd.Nr.:

in Verzeichnis:

**Abb. 5.10** Optimierungsmaske des Berechnungsprogramms

Die Entscheidung für ein manuelles Optimierungsverfahren wurde getroffen, weil die Verwendung einer programmierten Optimierungsstrategie dazu führen kann, dass das Optimierungsprogramm die Lösung in Bereichen sucht, die physikalisch oder biomechanisch nicht sinnvoll erscheinen. Um dies zu verhindern, muss der Anwender dann versuchen, die Parameter sinnvoll einzugrenzen. Bei einfacheren mechanischen Systemen, wie dem in dieser Arbeit entwickelten, kann es durchaus sinnvoller sein, die Optimierung selbst zu begleiten.

Das Ergebnis zu Abb. 5.10 kann der folgenden Abbildung entnommen werden:

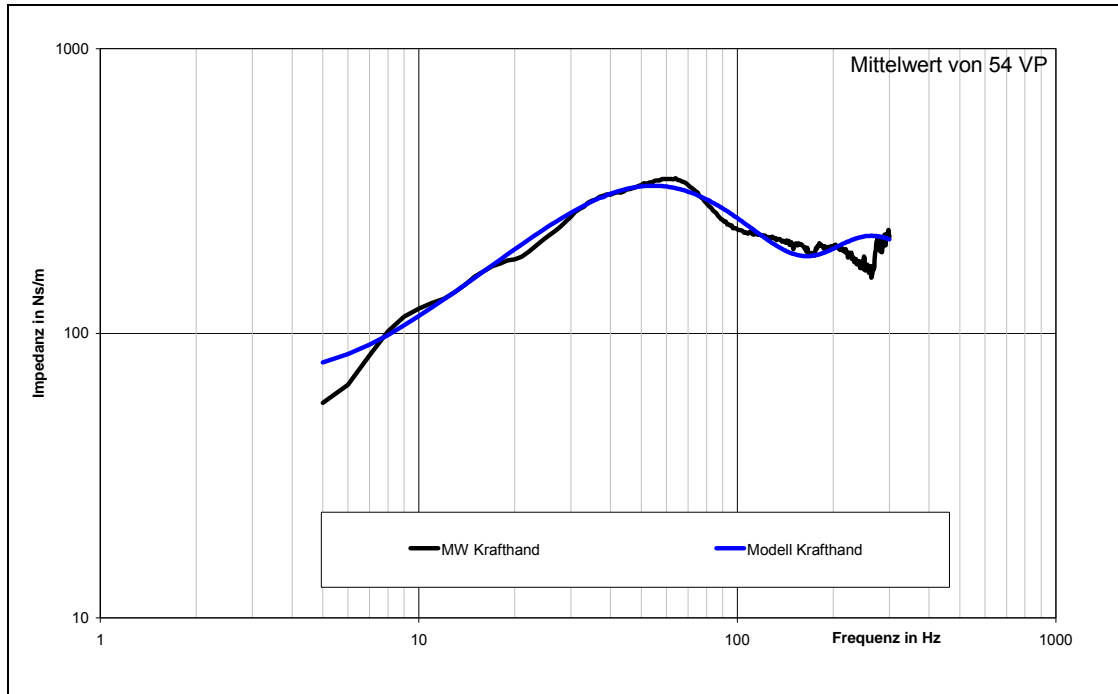


**Abb. 5.11** Ergebnis der Optimierungsrechnung für die Annäherung des Impedanzverlaufs des Schwingungsmodells (Betrag) an den Impedanzverlauf des Mittelwertes aller männlichen Kraft Hände (Betrag)

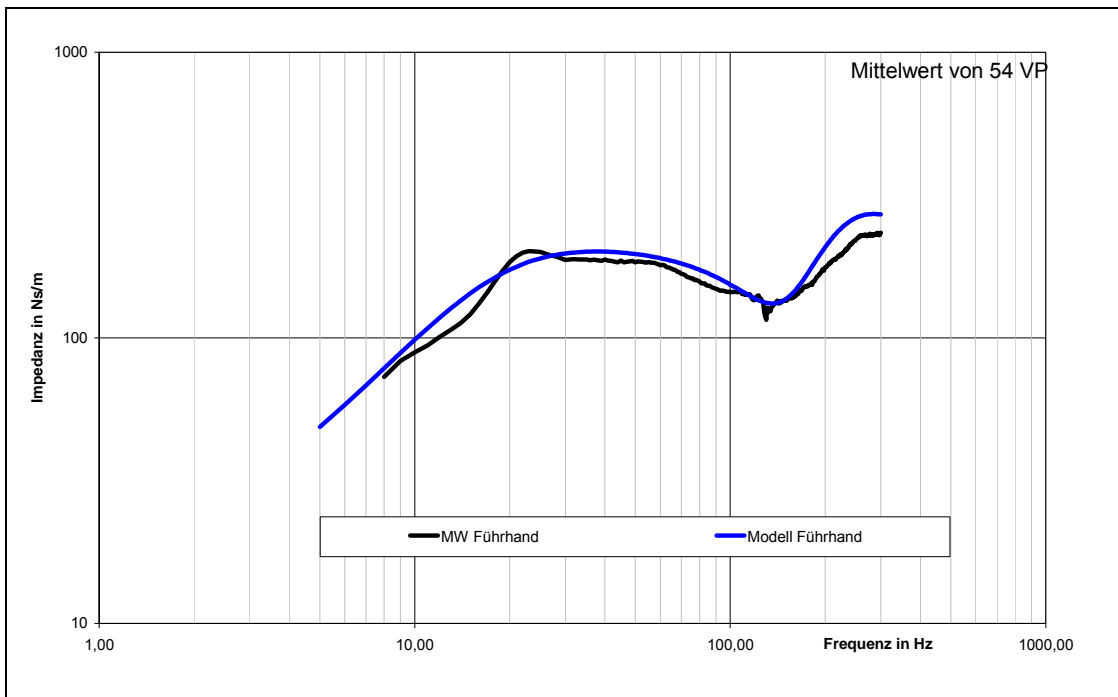
Eine solche Optimierungsrechnung kann, einige Erfahrung vorausgesetzt, in etwa 60 Minuten erfolgen.

### 5.3.2 Anwendung des Schwingungsmodells auf die mittlere Impedanz aller Kraft- und Führhände

Einen Vergleich der Verläufe des Betrags der Impedanz für die Mittelwerte und das Schwingungsmodell zeigen die folgenden Abbildungen:

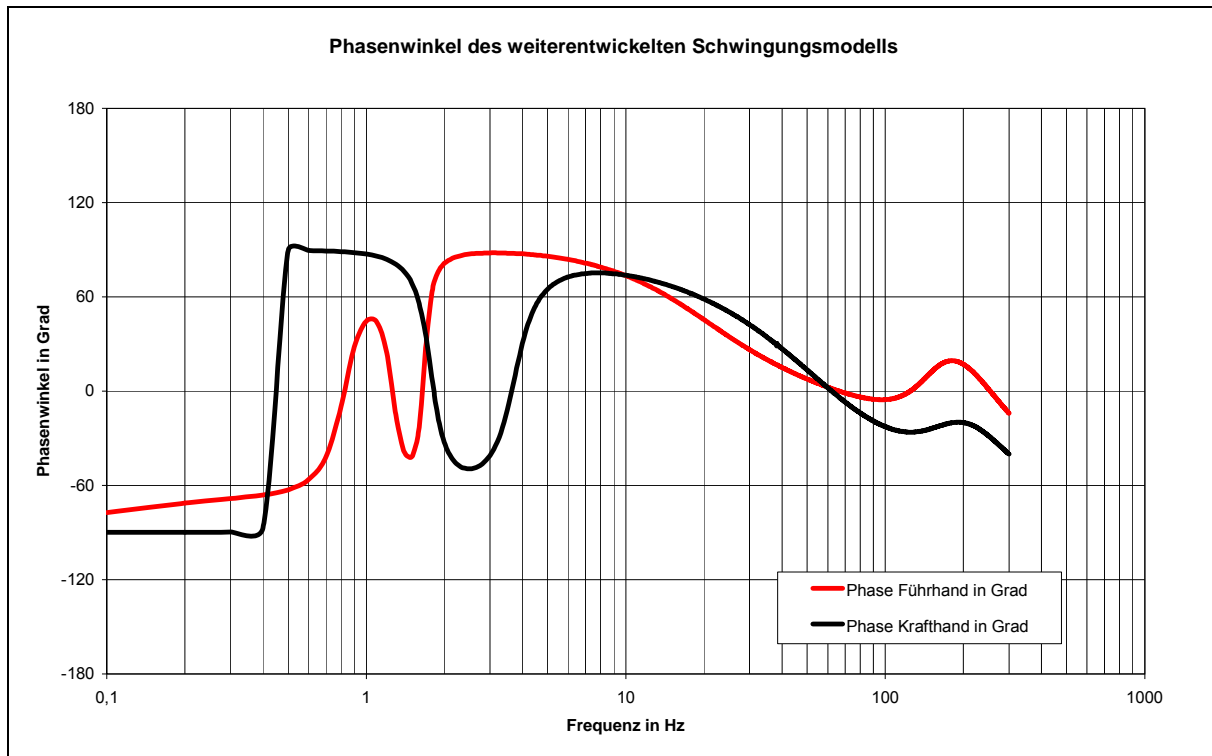


**Abb. 5.12** Beträge der gemessenen und aus dem Modell berechneten Impedanzen für die Krafthand



**Abb. 5.13** Beträge der gemessenen und aus dem Modell berechneten Impedanzen für die Führhand

Die Optimierung kann als gelungen betrachtet werden, obwohl, streng genommen, nur eine der möglichen Lösungen erreicht wurde. Für die Einschätzung der Güte der entwickelten Lösung ist die Betrachtung des Phasenverlaufs des Schwingungsmodells für beide Näherungen erforderlich. Die Phasenverläufe der Optimierungen sind der folgenden Abbildung zu entnehmen.

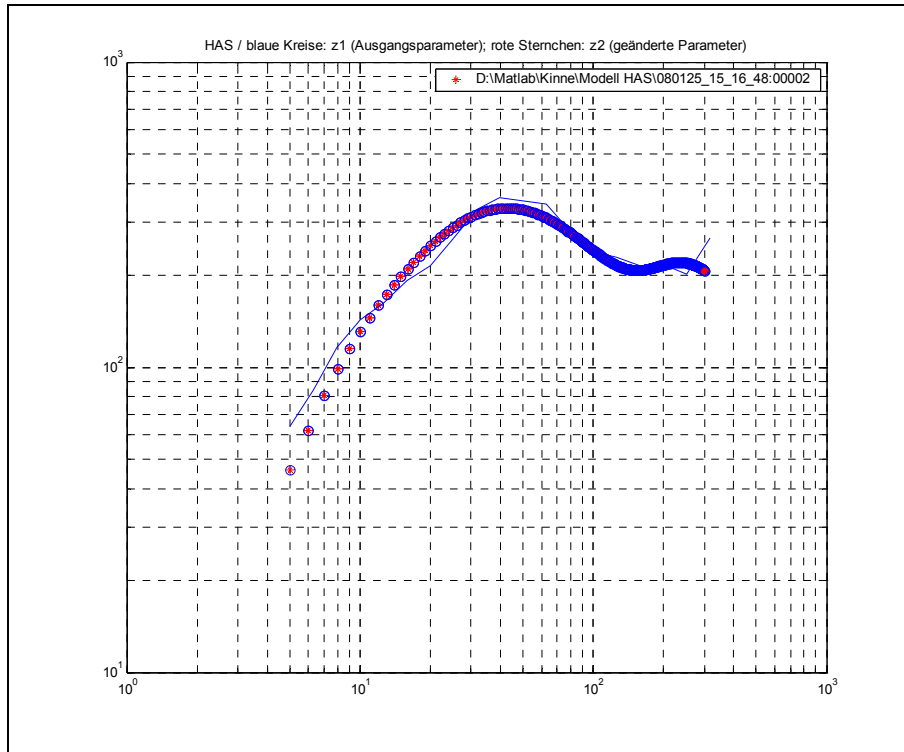


**Abb. 5.14** Phasenverlauf der Optimierung des Schwingungsmodells für die Kraft- und Führhand der Mittelwerte aller Versuchspersonen

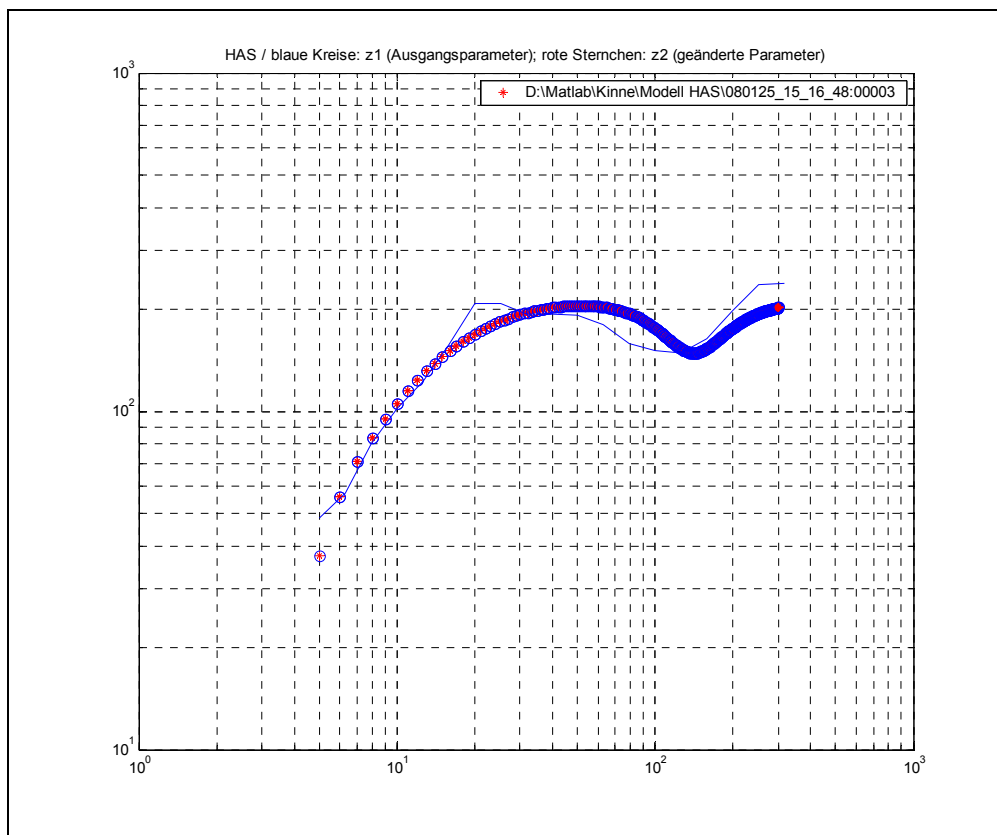
Der Phasenverlauf korrespondiert gut mit dem durch Optimierung ermittelten Verlauf der Beträge der Impedanz. Die Struktur des Schwingungsmodells entspricht auch nach dem Phasenverlauf der aus der Impedanz ableitbaren Struktur eines möglichen Feder-Masse-Systems.

### 5.3.3 Anwendung des Schwingungsmodells auf die mittlere Impedanz aller geschlechtsspezifisch ermittelten Kraft- und Führhände

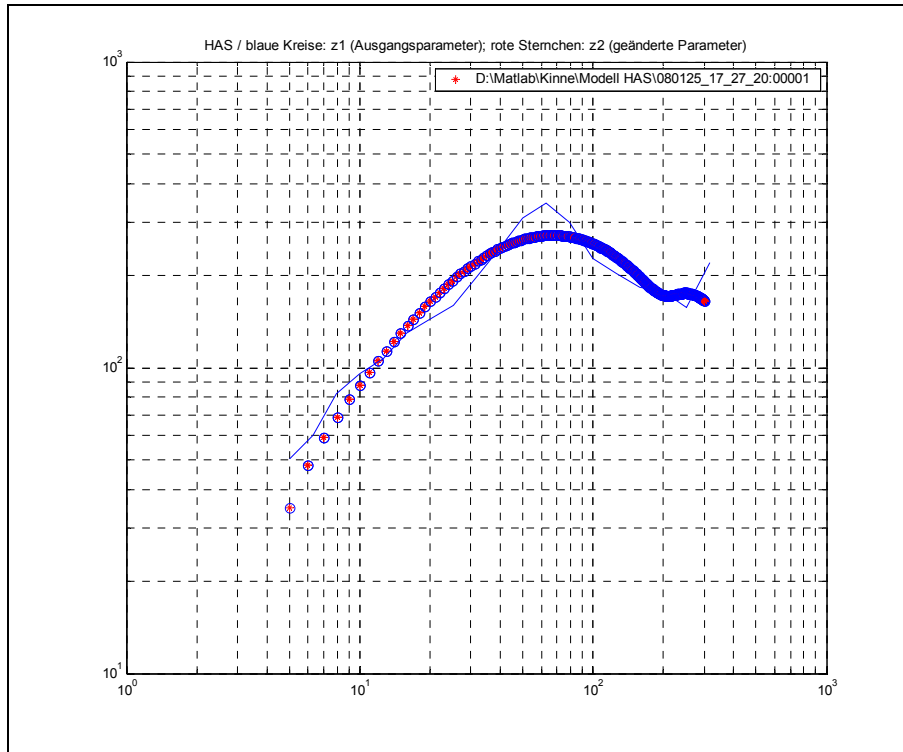
Die Ergebnisse der Optimierungsrechnungen mit dem Schwingungsmodell für die geschlechtsspezifisch ermittelten Impedanzverläufe der Kraft- und Führhände können den folgenden Abbildungen entnommen werden.



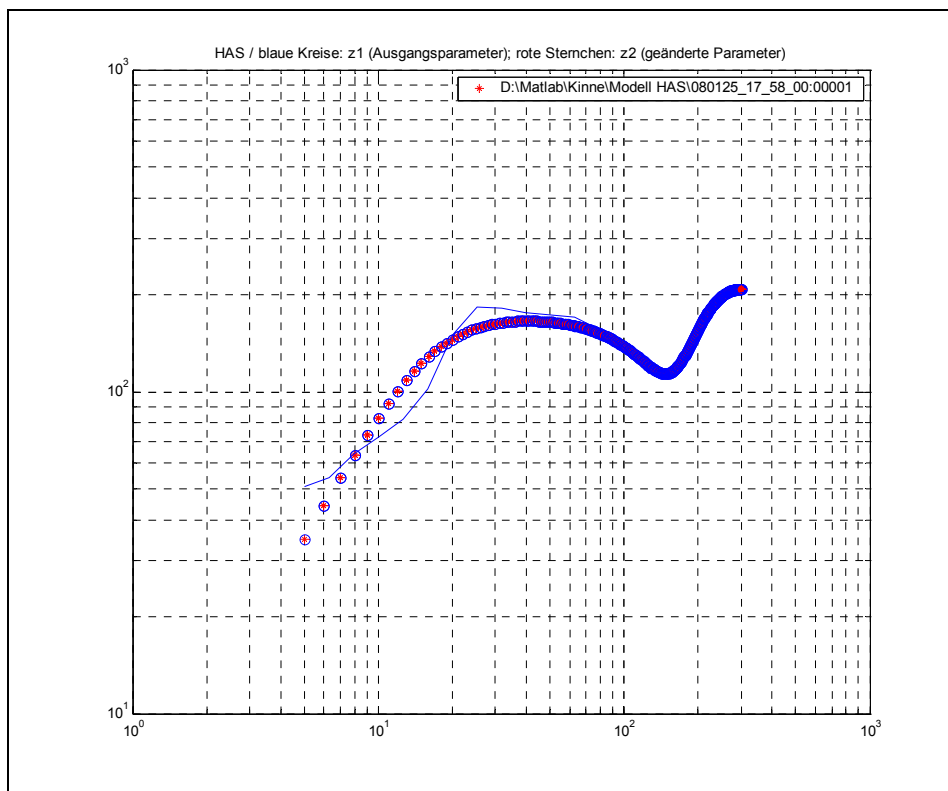
**Abb. 5.15** Optimierungsrechnung mit dem Schwingungsmodell für den Mittelwert aller männlichen Kraft Hände



**Abb. 5.16** Optimierungsrechnung mit dem Schwingungsmodell für den Mittelwert aller männlichen Führ Hände



**Abb. 5.17** Optimierungsrechnung mit dem Schwingungsmodell für den Mittelwert aller weiblichen Kraft Hände

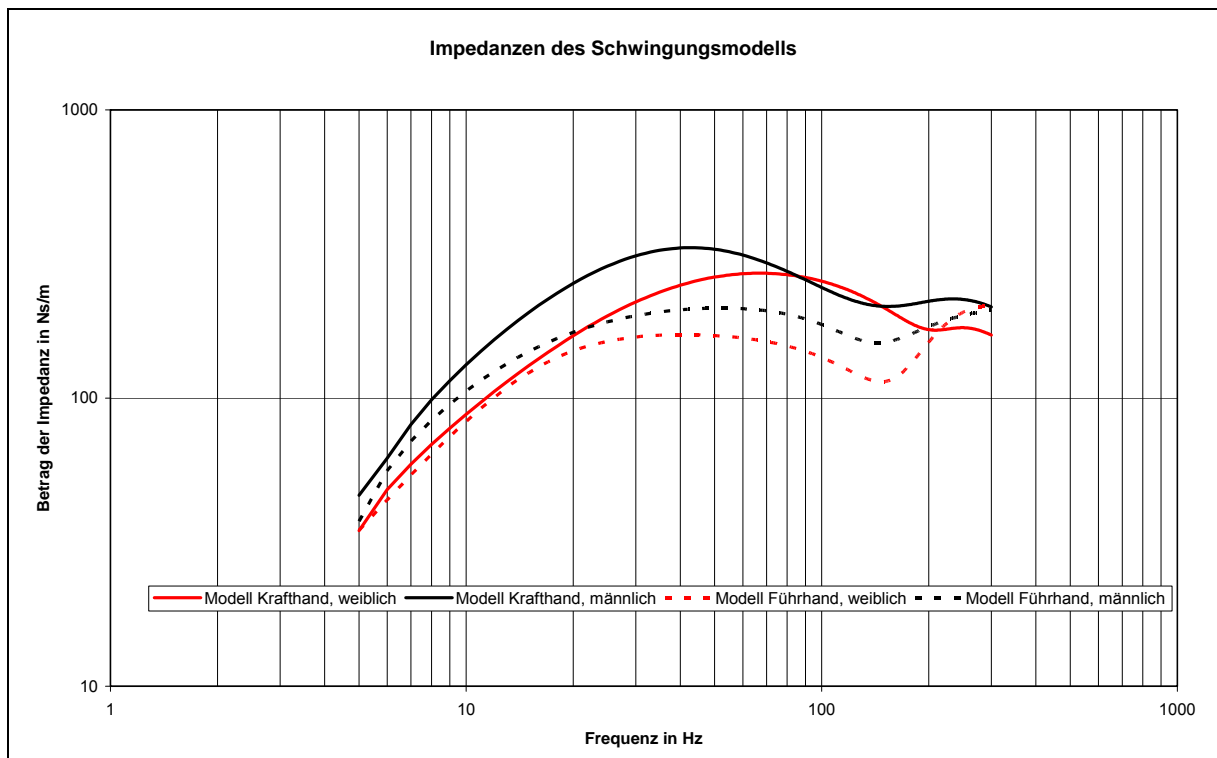


**Abb. 5.18** Optimierungsrechnung mit dem Schwingungsmodell für den Mittelwert aller weiblichen Führ Hände



Die Ergebnisse der Optimierungsrechnungen lassen erkennen, dass es mit dem entwickelten Schwingungsmodell und dem gewählten Optimierungsverfahren für beide HAS möglich ist, gute Annäherungen an gemessene Impedanzkurven zu erreichen. Allerdings ist auch zu erkennen, besonders für die Abbildungen Abb. 5.17 und Abb. 5.18, dass dies nicht immer gelingen kann und natürlich von den Impedanzverläufen abhängt. Für diese beiden Beispiele muss dann noch zusätzlich das Kriterium der Minimierung der Flächen zwischen Zielkurve und Optimierungskurve angewendet werden.

Die folgende Abbildung zeigt die optimierten Impedanzkurven des Schwingungsmodells für die weiblichen und männlichen HAS (Mittelwerte aller Versuchspersonen) in einer gemeinsamen Darstellung.

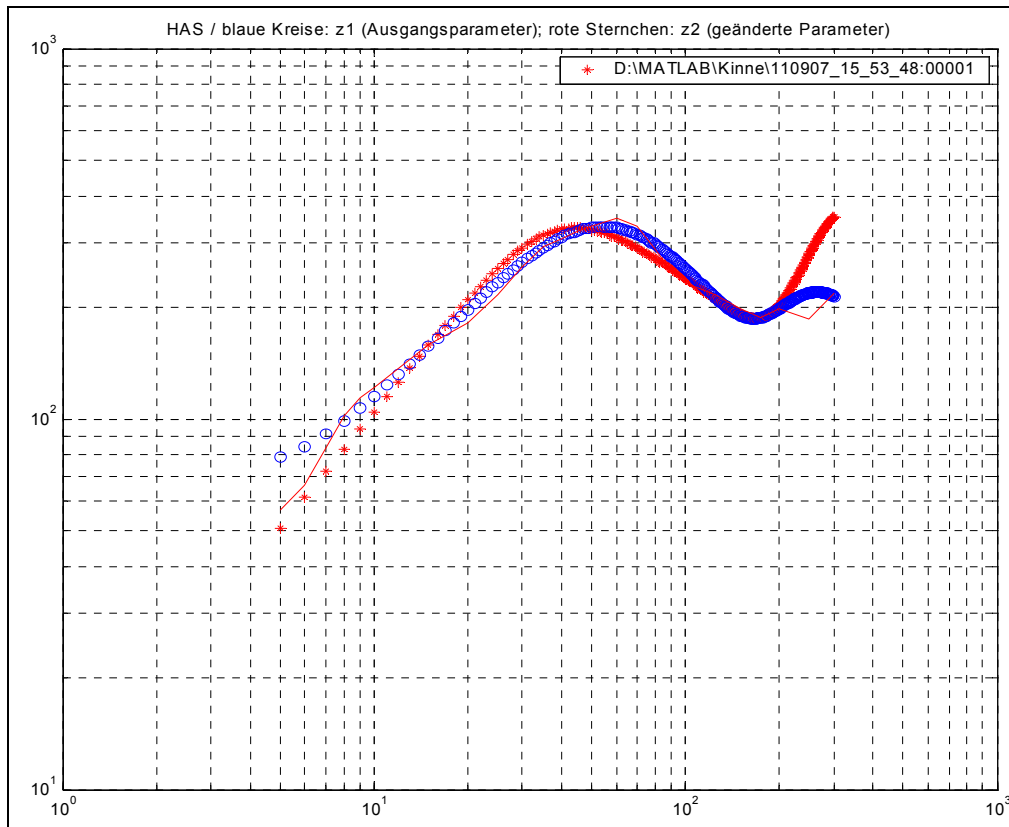


**Abb. 5.19** Optimierte Impedanzkurven des Schwingungsmodells für geschlechtsspezifisch ermittelte Mittelwerte der Impedanzkurven beider HAS

Die Verläufe der Impedanzkurven entsprechen gut den Vorbildern aus Abb. 4.10. Interessant wird es sein, die damit ermittelten Armteilmassen mit anderen zu vergleichen. Dies geschieht in Abschnitt 5.4.

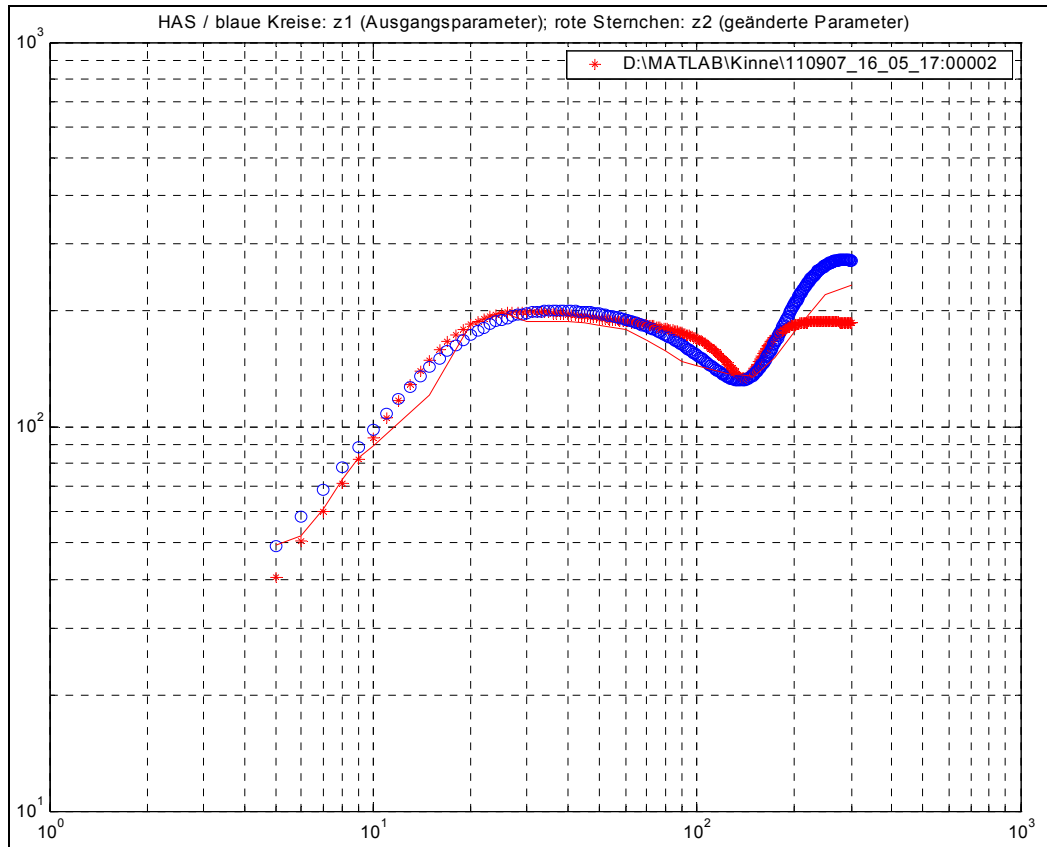
### 5.3.4 Reduzierung des Schwingungsmodells auf das Modell 3 nach ISO 10068

Durch entsprechende Parametereinstellung ist es natürlich möglich, eine Optimierungsrechnung für das Hebel-Schwingungsmodell nach Schmid [68] auszuführen. Die Ergebnisse solcher Optimierungsrechnungen können den nachfolgenden Abbildungen entnommen werden. Die Kurve des Hebel-Schwingungsmodells nach Schmid besteht aus roten Sternen, die Kurve aus blauen Kreisen entspricht der Kurve für den optimierten Impedanzverlauf der Krafthand nach Abb. 5.12.



**Abb. 5.20** Optimierungsrechnung mit dem Hebel-Schwingungsmodell für den Mittelwert aller Krafthände

Die Kurve des Hebel-Schwingungsmodells nach Schmid besteht wiederum aus roten Sternen, die Kurve aus blauen Kreisen entspricht der Kurve für den optimierten Impedanzverlauf der Führhand nach Abb. 5.13.



**Abb. 5.21** Optimierungsrechnung mit dem Hebel-Schwingungsmodell für den Mittelwert aller Führhände

Mit dem Hebel-Schwingungsmodell nach Schmid [68] können gute Optimierungsergebnisse erreicht werden. Für die Krafthand liegt die Masse des gesamten HAS nahe bei der anthropometrischen Masse, zu entnehmen der Tabelle Tab. 5.6. Mit dem Hebel-Schwingungsmodell ist es aber nicht möglich, für die Führhand die entsprechende Gesamtmasse des HAS zu erreichen. Dies wiederum kann dafür sprechen, dass mit den Optimierungsrechnungen nur eine der möglichen Lösungen erreicht wird.

## 5.4 Vergleich der ermittelten Armmassen mit den Ergebnissen des neuen ebenen, anatomienahen biomechanischen Schwingungsmodells des menschlichen HAS

Einen Vergleich der in Abschnitt 5.1.3 ermittelten Arnteilmassen mit den aus Optimierungsrechnungen mit dem Schwingungsmodell resultierenden Massen kann der folgenden Tabelle Tab. 5.6 entnommen werden.

**Tab. 5.6** Massenvergleich für Kraft und Führhände

Masse	ermittelte anthropometrische Arnteilmassen	Modell nach Kinne, Krafthand	Hebelmodell nach ISO 100068, Krafthand	Modell nach Kinne, Führhand	Hebelmodell nach ISO 100068, Führhand
	kg	kg	kg	kg	kg
$m_{OA}$	1,88	1,95	---	1,95	---
$m_{UA}$	1,08	1,12	---	0,95	---
$m_H$	0,38	0,39	---	0,35	---
$m_{Ges.}$	3,33	3,46	3,5	3,25	2,6

Die Tabelle lässt erkennen, dass die anthropometrischen Arnteilmassen gut mit den Massen übereinstimmen, die man durch Optimierungsrechnungen mit Hilfe des anatomienahen ebenen Schwingungsmodells erhält. (Es sei an dieser Stelle nochmals darauf hingewiesen, dass es sich bei den Optimierungen nur um eine der möglichen Lösungen handelt.) Die erzielbaren Ergebnisse sprechen jedoch dafür, dass das anatomienahes Schwingungsmodell Anwendung finden wird und sicher auch für andere Zwecke eingesetzt werden kann. Die folgende Tabelle zeigt die Zusammenstellung der in Abschnitt 5.1.3 mit Hilfe von Optimierungsrechnungen ermittelten geschlechtsspezifischen Arnteilmassen.

**Tab. 5.7** Vergleich mittlerer anthropometrischer mit geschlechtsspezifisch ermittelten Arnteilmassen

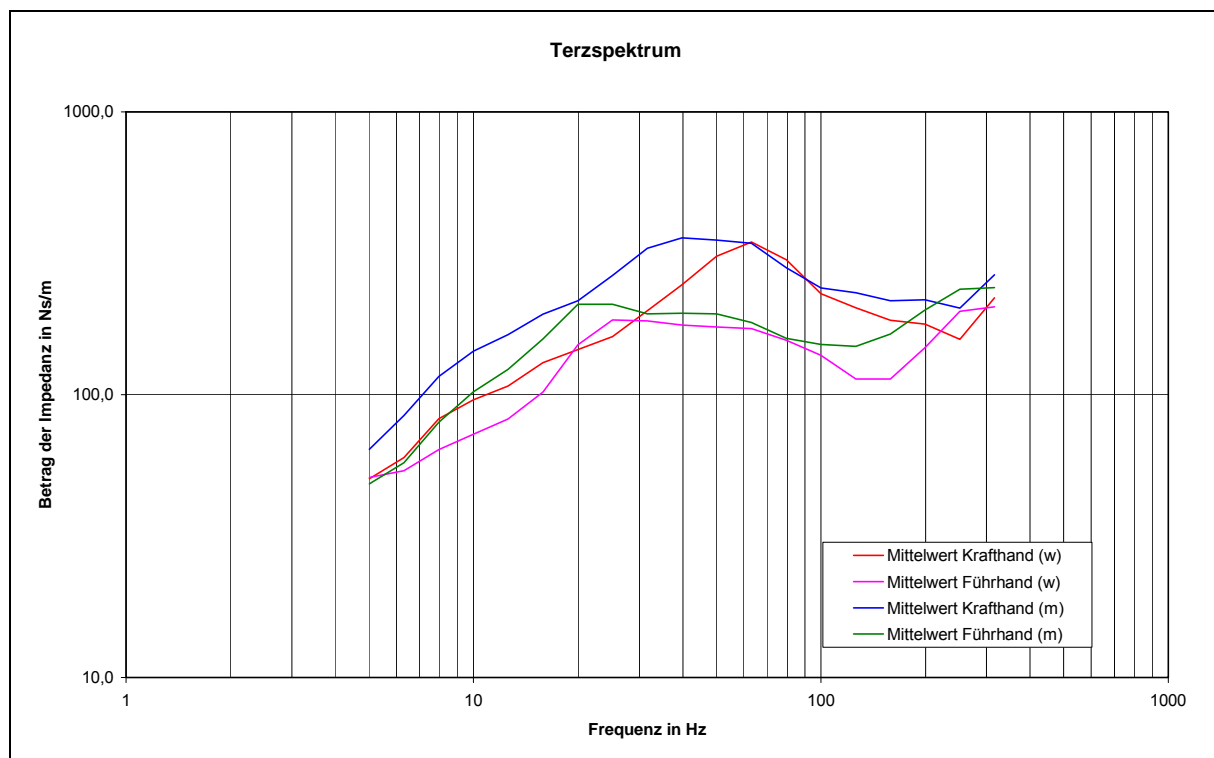
Masse	ermittelte anthropometrische Arnteilmassen	weibliche Krafthand	weibliche Führhand	männliche Krafthand	männliche Krafthand
	kg	kg	kg	kg	kg
$m_{OA}$	1,88	1,80	1,75	2,13	2,30
$m_{UA}$	1,08	0,85	0,80	1,79	1,40
$m_H$	0,38	0,65	0,32	0,45	0,60
$m_{Ges.}$	3,33	3,30	2,87	4,37	4,30

Die vorgestellten Armteilmassen sind durch Vergleichsrechnungen und Mittelungen entstanden. Zwischen linkem HAS und rechtem HAS wurde auch infolge der Datelage aus dem Schrifttum bei der Ermittlung zunächst nicht unterschieden. Die Unterscheidung nach den beiden HAS erfolgte dann durch die Ergebnisse der Impedanzmessungen. Hierbei wurde aber noch nicht geschlechtsspezifisch unterschieden. Die geschlechtsspezifisch ermittelten Armteilmassen machen sichtbar, dass mit weiterer Unterteilung, also Einführung der Geschlechtsspezifik und damit Änderung der Anzahl der an der nun erfolgenden arithmetischen Mittelung beteiligten Versuchspersonen zweierlei geschieht, nämlich:

- die Mittelung verdeckt vorhandene individuelle Unterschiede und
- geschlechtsspezifische Unterschiede zwischen den HAS sind tatsächlich vorhanden.

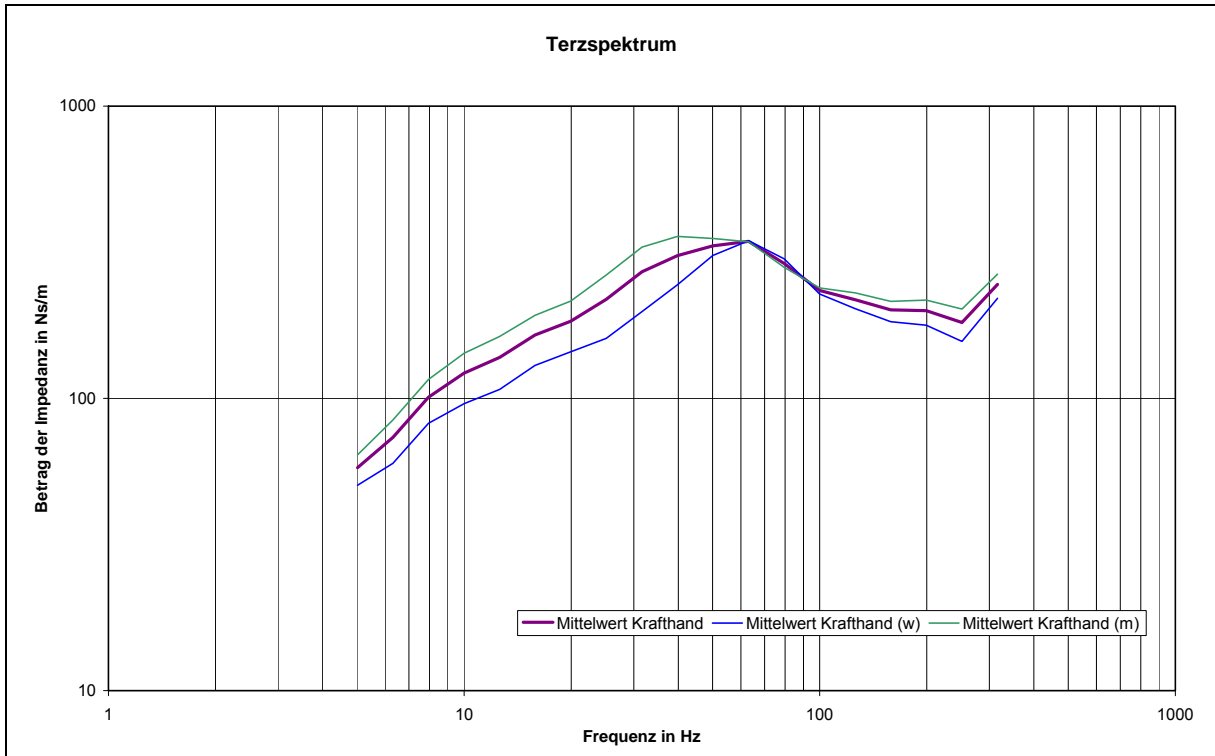
Die weiblichen HAS liegen offensichtlich leicht unter dem anthropometrischen Mittelwert und die männlichen HAS etwas stärker über diesem Mittelwert.

Die folgenden Abbildungen stützen diese Ergebnisbetrachtung. Abb. 5.22 lässt deutliche Unterschiede zwischen den geschlechtsspezifisch ermittelten Kurven im Frequenzbereich des ersten Masseanstieges zwischen  $3 \text{ Hz} < f < 20 \text{ Hz}$  für die weiblichen HAS und zwischen  $3 \text{ Hz} < f < 50 \text{ Hz}$  für die männlichen HAS erkennen.

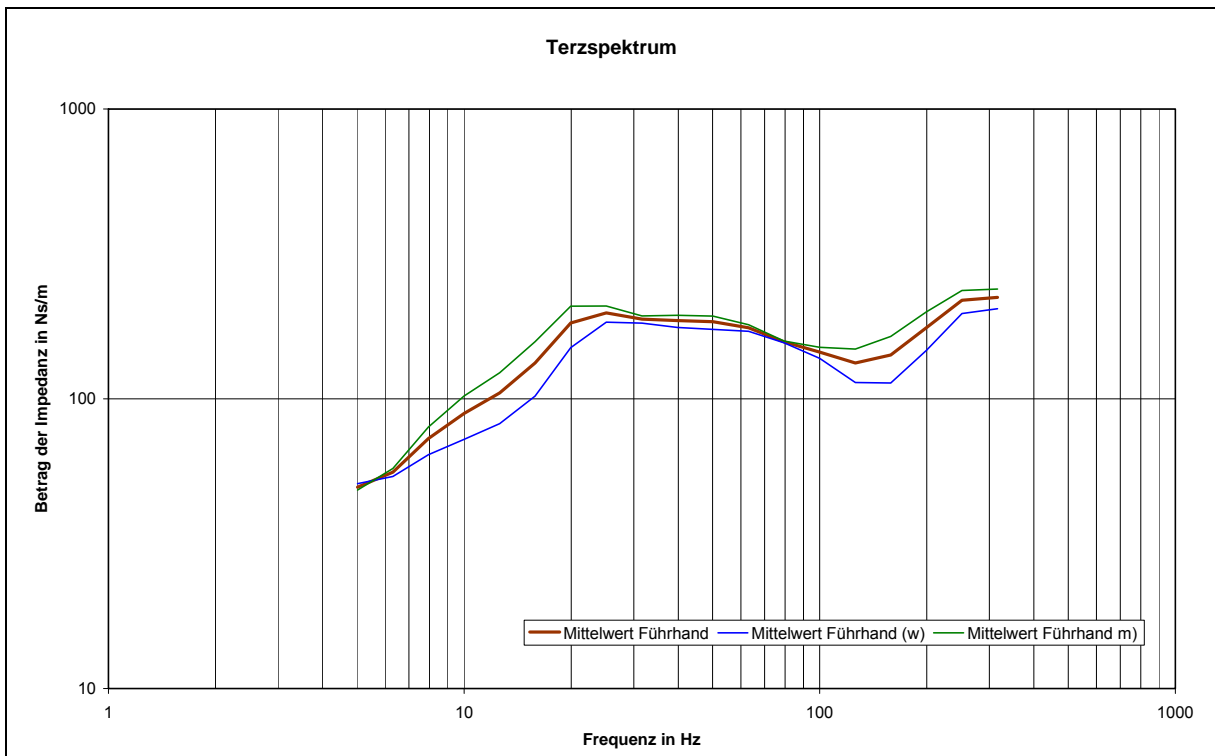


**Abb. 5.22** Vergleich geschlechtsspezifisch ermittelter Impedanzkurven für Kraft- und Führhände

Die Abb. 5.23 und Abb. 5.24 zeigen, dass die jeweiligen Impedanzkurven der Mittelwerte **aller** Kraft- und Führhände der Versuchspersonen erwartungsgemäß zwischen den geschlechtsspezifisch ermittelten Impedanzkurven liegen.



**Abb. 5.23** Vergleich der Mittelwerte für Krafthände



**Abb. 5.24** Vergleich der Mittelwerte für Führhände

## 6 Diskussion und Ausblick

Die Praxeologie Arbeitsschutz und der Technische Schwingungsschutz sind Teilhaber an der interdisziplinären Arbeitsweise der Arbeitswissenschaft. Im Arbeitsschutz spielt der Präventionsgedanke eine wesentliche Rolle. Diesen Gedanken sucht der Technische Schwingungsschutz zu verwirklichen, in dem er beispielsweise technische Lösungen erarbeitet, die die Arbeitnehmerinnen und Arbeitnehmer vor der schädigenden Einwirkung mechanischer Schwingungen auf ihren Körper, in der vorgestellten Arbeit auf die beiden menschlichen HAS, bewahrt. Eine mögliche Lösung dieses Problems ist die Anwendung des Prinzips der Trennung von Mensch und Maschine. Hierbei versucht man „künstliche HAS“ im Sinne der Nachbildung der mechanischen Eigenschaften der HAS des Menschen zu schaffen, die den Menschen präventiv von technischen Prozessen trennen, die potenziell gesundheitsgefährdend sind. Damit wird eine Mensch-Maschine-Schnittstelle überflüssig gemacht.

Diese Problemlösung vermag eine modellhafte Nachbildung der vom Menschen in einem technologischen Prozess benötigten Funktion, wie z. B. bei der Interaktion Mensch – Handmaschine zu leisten. Hierbei wird das HAS mit Hilfe seiner mechanischen Antwort Impedanz zu einem biomechanischen Schwingungsmodell transformiert. Das geschieht folgendermaßen:

Zunächst wird ein mathematisches Modell des menschlichen HAS generiert. Dieses kann zum einen an das Berechnungsmodell einer schwingungstechnisch modellierten Handmaschine angekoppelt werden. Damit kann man die Interaktionen zwischen Mensch und Handmaschine bei beispielsweise geplanten Konstruktionsänderungen berechnen. Zum anderen kann dieses mathematische Modell zur Generierung von Bauteildaten für den Bau eines realen biomechanischen Schwingungsmodells des HAS eingesetzt werden.

Der Zweck ihres dargestellten Einsatzes bringt es mit sich, dass es ausreicht, derartige Schwingungsmodelle mit Hilfe einer am HAS messbaren mechanischen Antwort (auf eine Schwingungserregung) zu generieren. Das HAS selbst wird nicht mehr benötigt, es genügt, dass es seine mechanische Antwort zur Verfügung stellt. Diese mechanische Antwort ist die am HAS messbare physikalische Größe Impedanz.

Aus dem Kurvenverlauf des Betrags der Impedanz kann man erkennen, ob sich dahinter beispielsweise ein mehrmassiges Schwingungssystem verbirgt. Außerdem kann man Parameter wie Federsteifigkeit und Dämpfung ablesen. Kurz gesagt: der Impedanzverlauf ist ein mechanisches Abbild, im vorliegenden Fall des oder der menschlichen HAS.

Es ist gelungen, mit Hilfe des Standes der Technik ein stabiles Messverfahren für die Messung der freien mechanischen Hand-Arm-Impedanzen zu entwickeln. Das gilt sowohl für die Einhand- als auch für die Zweihand-Impedanzmessung. Zudem wurde mit der Zweihand-Impedanzmessung ein völlig neues, praxisgerechtes und stabiles Messverfahren vorgestellt, das für die Generierung von realen Hand-Arm-Modellen in Prüfständen nutzbar ist und dort die Einhand-Impedanz ablöst.

Außerdem wurde gezeigt, dass es möglich ist, mit Hilfe der physikalisch-biomechanischen Kennfunktion Impedanz ein bislang rein deskriptives Schwingungs-

modell zu einem anatomienahen Schwingungsmodell zu entwickeln. Dieses anatomienahen, ebene Schwingungsmodell des HAS steht damit zwischen den beiden bisher unterschiedenen biomechanischen Modellarten, die im Bereich des Arbeitsschutzes Anwendung finden, den arbeitsmedizinisch prädiktiven und deskriptiven biomechanischen Modellen.

Mit Hilfe dieses anatomienahen Schwingungsmodells können schon jetzt anthropometrische Armteilmomente mit Hilfe der Nachrechnung von Impedanzkurven ermittelt und mit anderen Untersuchungen verglichen werden.

Es scheint nicht ausgeschlossen, dass dieses anatomienahen Schwingungsmodell auch zu einem prädiktiven Schwingungsmodell entwickelbar ist. Besser ist aber zukünftig für arbeitsmedizinisch präventive Zwecke eine Verbindung von zwei Dingen: die Kombination des nicht invasiven bildgebenden Verfahrens der Impedanzmessungen an HAS mit prädiktiven Schwingungsmodellen für HAS.

Der Impedanzverlauf ist ein mechanisches Abbild der menschlichen HAS. Jedenfalls ist es schon jetzt technisch ohne weiteres machbar, Impedanzmessungen unter genau definierten Bedingungen in jedem Sprechzimmer eines Arbeitsmediziners durchzuführen, der Platzbedarf der dafür notwendigen technischen Ausrüstung wird nicht groß sein und ein PC ist überall vorhanden.

Mit Hilfe von Impedanzmessungen könnte ein berufsbegleitendes Screening des oder der HAS von z. B. Bauarbeitern erfolgen, am besten zum Berufseinstieg der Arbeitnehmer. Die bei einer solchen Einstellungsuntersuchung abgelegten und archivierten Impedanzkurven können Jahr für Jahr mit den folgenden Ergebnissen von Impedanzmessungen am HAS verglichen werden. Die anthropometrische Erläuterung von Masseabweichungen zwischen Kurven ist schon jetzt möglich. Arbeitsmediziner sollten entscheiden können, bei welchen Veränderungen des mechanischen Abbildes des HAS mit klärenden Untersuchungen reagiert wird. Möglicherweise können ja Ergebnisse aus bisher schon erfolgten epidemiologischen arbeitsmedizinischen Studien, etwa in Bezug auf Knochen- und Gelenkerkrankungen, am Arbeitsplatz schwingungsexponierter Werker mit den vorliegenden Ergebnissen in Verbindung gebracht werden und in ein noch zu entwickelndes prädiktives Schwingungsmodell einfließen.

Es ist also durchaus denkbar, dass im Rahmen arbeitswissenschaftlicher interdisziplinärer Zusammenarbeit aus dem vorgestellten Zweihand-Impedanzmessverfahren ein nicht invasives bildgebendes Verfahren über die Veränderungen der menschlichen HAS durch beispielsweise Schwingungsexposition von Arbeitnehmerinnen und Arbeitnehmer entsteht und mit seiner Anwendung präventiv gewirkt werden kann.



## Literaturverzeichnis

- [1] **Abrams, C. F.:** Modelling the vibrational characteristics of the human hand by the driving point impedance. NC State University, Diss. (1971)
- [2] Auswahlkriterien für die spezielle arbeitsmedizinische Vorsorge nach dem berufsgenossenschaftlichen Grundsatz G 46 „Belastungen des Muskel- und Skelettsystems“, BGI 504-46, Hauptvorstand der gewerblichen Berufsgenossenschaften, Carl Heymanns Verlag, Köln, 2005
- [3] **Berufskrankheitenverordnung** vom 31. Oktober 1997 (BGBl. I S. 2623) - zuletzt geändert durch Artikel 1 der Verordnung vom 5. September 2002 (BGBl. I S. 3541)
- [4] Biomechanische Stimulation (BMS) – Aktuelle Trends und Entwicklungstendenzen, Medizintechnik-Schulung & BMS-Workshop, DKI GmbH Dresden, Holzhaus, Oktober 2007
- [5] **Bödeker, W.; Friedel, H.; Röttger, Chr.; Schröer, A.:** Kosten arbeitsbedingter Erkrankungen, Fb 946 der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, Dortmund / Berlin 2002.
- [6] **Bubb, H.:** Vorlesungsunterlagen Ergonomics. Lehrstuhl für Ergonomie, Technische Universität München, 2004
- [7] **Buck, B.:** Ein Modell für das Schwingungsverhalten des sitzenden Menschen mit detaillierter Abbildung der Wirbelsäule und Muskulatur im Lendenbereich. Dissertation, TH Darmstadt, 1997
- [8] **Burström, L.:** Measurement of the impedance of the hand-arm-system. Int Arch Occup Environ Health 62 (1990), S. 431 - 439
- [9] **Clauser, C.; Mc Conville, T.J.; Young, J. W.:** Weight, Volume and Center of Mass of Segments of the Human Body. AMRL-TR-70 (Ad-710 622) Aerospace Medical Research Laboratory, Aerospace Medical Division, Air Force Systems Command, Wright-Patterson Air Force Base, 1969
- [10] **Dempster, W. T.:** Free-Body-Diagrams as an approach of the mechanics of human posture and motion biomechanical studies of the musculoskeletal System. Springfield, S. 81-135
- [11] **Dieckmann, D.:** Ein schwingungsmechanisches Modell für das schwingungserregte Hand-Arm-System des Menschen. VDI-Zeitschrift 101 (1959) 1, S. 23-26
- [12] **Dobry, M.; Barczewski, R.:** Integrated stand for vibration und ergonomic investigations of hand held impact-tools. Centr. eur. J. publ. Hlth 4 (1996) 1, S. 59-64
- [13] **Dupuis, H.:** Wirkung mechanischer Schwingungen auf das Hand-Arm-System. Literaturanalyse. Bundesanstalt f. Arbeitsschutz u. Unfallforsch. Dortmund, Forsch. Ber. 308, 1982

- [14] **Dupuis, H.; Zerlett, G.:** Beanspruchung des Menschen durch mechanische Schwingungen - Kenntnisstand zur Wirkung von Ganzkörper-Schwingungen. Schriftenreihe des Hauptverbandes der gewerblichen Berufsgenossenschaften, Bonn, 1984
- [15] **Eckert, R.:** Verfahren zur Reduzierung der Hand-Arm-Schwingungsbelastung an Trennschleifern. Dissertation. Universität Stuttgart 1994
- [16] **Fritz, M.:** Ermittlung von Beanspruchungen des Hand-Arm-Systems bei Schwingungsbelastungen mit Hilfe von biomechanischen und physiologischen Methoden. Düsseldorf: VDI-Verlag 1991. Fortschritt-Berichte VDI Reihe 17 Nr. 71
- [17] **Gerhardt, R.:** Zusammenhänge zwischen beruflicher Tätigkeit und dem Auftreten des Carpal-tunnelsyndroms - eine Literaturübersicht. Dissertation, Joh. Gutenberg-Univers. Mainz 1996
- [18] **Gillmeister, F.:** Grundlagen der Messung von Humanschwingungen. Seminar Messung und Bewertung von mechanischen Schwingungen am Arbeitsplatz. Sinus GmbH, Leipzig, 10./11.10. 2005
- [19] **Gillmeister, F.:** Passive und aktive sekundäre Maßnahmen zur Reduzierung der Hand-Arm-Schwingungsbelastung. Dissertation, Universität Dortmund 1998. Schriftenreihe des ISF, 6, Hrsg.: Klaus Weinert - Essen: Vulkan Verlag.
- [20] **Glossar zum ERA-TV:** IG Metall Bezirk Baden-Württemberg / Südwestmetall, Januar 2005
- [21] **Gottschild, S.; Kröling, P.:** Eine Literaturübersicht zu physiologischen Wirkungen und therapeutischer Wirksamkeit. Institut für Med. Balneologie und Klimatologie der Ludwig-Maximilians-Universität München, Phys Rehab Kuror 2003; 13: 85-95
- [22] **Graßl; Zakrzewski:** Arbeitssicherheit und Unfallverhütung im öffentlichen Dienst, 1999, S. 36
- [23] **Grunendahl, A.:** Beitrag zur numerischen Simulation des sitzenden Menschen zur Beurteilung der Auswirkung von Ganzkörperschwingungen. Dissertation, RWTH Aachen, 2004
- [24] **Gurram, R.; Rakheja, S.; Boileau, P.-E.; Gouw, G. J.:** Development of a grip force dependent hand-arm vibration model, Central European Journal of Public Health 4 (1996), 1, 65-68
- [25] **Hammer, W.:** Wörterbuch der Arbeitswissenschaft-Begriffe und Definitionen. REFA-Fachbuchreihe Betriebsorganisation, Carl Hanser Verlag München, 1997.
- [26] **Hansson, J.-E.; Kihlberg, S.:** Testrigg för mätning av vibrationer i handverktyg. Arbete och hälsa (1982) 15, S 1-34
- [27] **Hempstock, T. I.; O'Connor, D. I.:** Accuracy of measuring impedance in the hand-arm-system. Scand. J. Work Environ. Health 12 (1986), S. 355 – 358

- [28] **Hempstock, T. I.; O'Connor, D. I.:** Measurement of impedance of hand-arm-system. Proc. Institute of Acoustics 11 (1989), S. 483 – 490
- [29] **Hesse, M.:** Die Antwort des Hand-Arm-Systems auf stochastische Erregung und ihre Anwendung im Schwingungsschutz. Dissertation, Universität Dortmund 1989
- [30] **Jahn, R.; Hesse, M.:** Applications of hand-arm models in the investigation of the interaction between man and machine. Scand. J. Work Environ. & Health 12 (1986), S. 343-346
- [31] **Jürgens, W. W.:** "Lärmschwerhörigkeit"- Aspekte aus arbeitsmedizinisch-gewerbeärztlicher Sicht. Landesinstitut für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin Potsdam, 2003
- [32] **Kadam, R.:** Vibration characterization and numerical modelling of a pneumatic impact hammer. Virginia Polytechnic Institute and State University (2006), MS in Mechanical Engineering, Eigenverlag
- [33] **Kaulbars, U.:** Vibrationsexposition am Arbeitsplatz. Gefährdungsbeurteilung und Maßnahmen. BGIA, Bonn, 2007.
- [34] **Keppler, V.:** Biomechanische Modellbildung zur Simulation zweier Mensch-Maschine-Schnittstellen. Dissertation, Eberhard-Karls-Universität Tübingen 2003
- [35] **Kinne, J.:** Reales mechanisches Schwingungsmodell des menschlichen Hand-Arm-Systems. Zentralinstitut für Arbeitsschutz. Dresden 1988. Bericht Nr. 915
- [36] **Kinne, J.; Latzel, K.; Melzig-Thiel, R.; Schatte, M.:** Schwingungstechnische Modellierung der beiden Hand-Arm-Systeme von Bedienpersonen für die Anwendung bei der Prüfung von Handmaschinen. Abschlussbericht zum Forschungsthema F 1955 der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, Druck in Vorbereitung
- [37] **Kinne, J.; Melzig-Thiel, R.:** Derivation of mean impedance curves as a basis for mechanical models of the human hand-arm system. Central European Journal of Public Health 4 (1996), 1, 53-56
- [38] **Kinne, J.; Latzel, K.:** Schwingungstechnische Modelle der Hand-Arm-Systeme für die Verwendung in Prüfständen von Handmaschinen. Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, Forschungsbericht Fb 864, Dortmund, Berlin 1999
- [39] **Kirchberg, S.; Schatte, M.:** Minderung der Gehäuseschwingungen bei Schlagbohrmaschinen durch elastisch gelagerten Schlagmechanismus. Zentralinstitut für Arbeitsschutz. Dresden 1978. Bericht Nr. 799
- [40] **Kirchberg, S.; Schatte, M.:** Minderung der Schwingungen bei Druckluftstampfern. Zentralinstitut für Arbeitsschutz. Dresden 1979. Bericht Nr. 804

- [41] **Klyscz, Th.; Hahn, M.; Blum, A.; Steins, A.; Jünger, M.:** Berufsbedingte Kleinfinger-Nekrose bei einem Zahnarzt mit Thrombangiitis obliterans. *Occup. Environ.* 44 (1969), S.169-172
- [42] **Klyscz, Th.; Ritter-Schempp, C.; Jünger, M.; Rassner, G.:** Biomechanische Stimulationstherapie zur physikalischen Behandlung des arthrogenen Stauungssyndroms, *Z. Hautarzt* (1997)
- [43] **Kuhn, F.:** Über die mechanische Impedanz des Menschen bei der Arbeit mit dem Presslufthammer. *Arbeitsphysiologie* 15 (1953), S. 79-84
- [44] **künstliche Hand des Götz von Berlichingen:** forschung. *Das Magazin der deutschen Forschungsgemeinschaft.* 4/2003, S.7
- [45] **Luczak, H.; Volpert, W.; Raeithel, A.; Schwier, W.:** Arbeitswissenschaft, Kerndefinition-Gegenstandskatalog-Forschungsgebiete. Eschborn: RKW; Köln: TÜV Rheinland, 1989.
- [46] **Matthes, K.:** Biomechanik des Sportschwimmens. Humboldt-Universität zu Berlin, Institut für Sportwissenschaft, Abteilung Bewegungs- und Trainingswissenschaft.
- [47] **Meltzer, G.; Kirchberg, S.:** Schwingungs- und Körperschallabwehr bei Maschinenaufstellungen. Schriftenreihe des Zentralinstituts für Arbeitsschutz, Heft 45. Verlag Tribüne Berlin 1976
- [48] **Meltzer, G.; Melzig-Thiel, R.; Schatte, M.; Kurzweil, W.:** Statistisch gesichertes Schwingungsmodell für das menschliche Hand-Arm-System. Zentralinstitut für Arbeitsschutz Dresden 1979. Bericht Nr. 809
- [49] **Meltzer, G.:** Schwingungsisolierung im akustischen Frequenzbereich. *Wissenschaftliche Zeitschrift der Technischen Hochschule Karl-Marx-Stadt* 14 (1972) Heft 2, 181-195
- [50] **Meltzer, G.; Melzig-Thiel, R.; Schatte, M.:** Statistisch gesicherte Schwingungsmodell für das menschliche Hand-Arm-System. Zentralinstitut für Arbeitsschutz. Dresden 1979. Bericht Nr. 809, Teil B
- [51] **Melzig-Thiel, R.:** Wirkung von Vibration auf den Menschen. *Sicher ist Sicher*, s.i.s. 1/79, S. 25 – 28
- [52] **Merkblatt zur Berufskrankheit Nr. 2103 der Anlage zur Berufskrankheitenverordnung (BKV):** Erkrankungen durch Erschütterungen bei der Arbeit mit Druckluftwerkzeugen oder gleichartig wirkenden Werkzeugen oder Maschinen *BarbBl.* 3/2005, S. 51
- [53] **Mohr, D.:** Die Lärm-Vibrationsschutz-Arbeitsschutzverordnung in der Praxis (LärmVibrationsArbSchV), Land Brandenburg, Landesamt für Arbeitsschutz, 2007
- [54] **Myoelektrische Handprothese:** Otto Bock HealthCare GmbH. Duderstadt, 2006.

- [55] **Rebe, Th.:** Vibrationen-Gesundheitsgefahren und Prävention. Institut für Arbeitsmedizin, Medizinische Hochschule Hannover, 2007
- [56] **Reichardt, W.:** Grundlagen der Technischen Akustik. Akad. Verlagsgesellschaft Geest & Portig, Leipzig 1968, S. 80 - 110
- [57] **Reitemeier, B.; Hänsel, K.; Kinne, J.; Brode, Th.; Klyscz, Th.:** Hand-Arm-Schwingungen – ein Belastungsfaktor bei zahnärztlicher prophylaktischer Tätigkeit. Jahrestagung der Europäischen Gesellschaft für zahnärztliche Ergonomie, Kopenhagen, 06/1997
- [58] **Reitemeier, B.; Kirchberg, S.:** Beanspruchung durch Hand-Arm-Schwingungen während zahnärztlicher Tätigkeit. Zentralblatt Arbeitsmedizin 1996; 46: 21-27.
- [59] **Reynolds, D. D.; Falkenberg, R. J.:** A study of hand vibration on chipping and grinding operators, Part II: Four-degree-of-freedom lumped parameter model of the vibration response of the human hand. Journal of Sound and Vibration 95 (1984) 4, S. 499-514
- [60] **Reynolds, D. D.; Falkenberg, R. J.:** Three- and four-degrees-of-freedom models of the vibration response of the human hand. In : Brammer, A.J; Taylor, W. [Hrsg.]:Vibration effects on the hand and arm in Industry, New York 1982, S.117-132
- [61] **Reynolds, D. D.; Wilson, F. L.:** Mechanical test stand for measuring the vibration of chain saw handles during cutting operations. In : Brammer, A.J; Taylor, W. [Hrsg.]:Vibration effects on the hand and arm in Industry, New York 1982, S.211-224
- [62] **Riedel, S.:** Wirkung mechanischer Schwingungen auf den Menschen, Analyse des Normungsdefizits und experimentelle Arbeiten zur Ergänzung des Kenntnisstandes. Dissertation, TU Darmstadt, 2000
- [63] **Roboterhand:** forschung. Das Magazin der deutschen Forschungsgemeinschaft. 4/2003, S.8
- [64] **Rützel, S.:** Ganzkörperschwingungen des sitzenden Menschen am Fahrerarbeitsplatz – Einfluss des Kontaktverhaltens zwischen Mensch und Sitz und modale Beschreibung der biodynamischen Eigenschaften. Dissertation, TU Darmstadt, 2007
- [65] **Sachs, L.:** Statistische Methoden. Ein Soforthelfer für Praktiker in Naturwissenschaft, Medizin, Technik, Wirtschaft, Psychologie und Soziologie. 2. Aufl. Berlin: Springer 1972
- [66] **Schenk, Th.; Knoll, P.:** Untersuchungen zur Anwendbarkeit von Prüfstandsmessungen an handgehaltenen motorisch angetriebenen Geräten zur Beurteilung von Schwingungsbelastungen. Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, Forschungsbericht Fb 795, Dortmund, Berlin 1998

- [67] **Schilling, H.:** Reflexdystrophie oder Berufskrankheit 2103 am Kniegelenk? Ein klinischer und gutachtlicher Beitrag zu einem „Einzelfall“. European Journal of Trauma, Vol. 9, Nr. 2 /März, 1983, S. 76 – 82
- [68] **Schmid, W.:** Mathematisches Modell der Hand-Arm-Impedanz. Automobil-Industrie 34, 6 (1989), S. 737-739
- [69] **Seidel, E.:** Schwingungstechnische Modellierung mechanischer Baugruppen auf der Grundlage von Impedanzmessungen. Technisches Messen tm 10/2001, S. 456 – 464
- [70] **Sicherheit und Gesundheit bei der Arbeit 2005:** Bericht der Bundesregierung über den Stand von Sicherheit und Gesundheit bei der Arbeit und über das Unfall- und Berufskrankheitengeschehen in der Bundesrepublik Deutschland im Jahr 2005
- [71] **Ungar, E. E.; Dietrich, C. W.:** High - Frequency Vibration Isolation, Journal of Sound and Vibration (1966)4(2), S.224-241
- [72] **v. Lanz, T.; Wachsmuth, H.:** Praktische Anatomie. Springer Verlag Berlin-Göttingen-Heidelberg 1959, Bd.1, 2.Auflage
- [73] **Wagner, J.:** Vorlesungsunterlagen Dynamik III., Institut für Statik und Dynamik der Luft- und Raumfahrtkonstruktionen, Universität Stuttgart, April 2007
- [74] **Wieslander, G.; Norbäck, D.:** Carpal tunnel syndrome in the construction industry. Stockholm Workshop 94, Hand-Arm Vibration Syndrome: Diagnostics and Quantitative Relationships to Exposure. Undersökningsrapport 1994:39, 63-64
- [75] **Wölfel, H.P.; Rützel, S.; Hofmann, J.:** CASIMIR und MEMOSIK: Biodynamische Modelle des Menschen-Anwendung ingenieurwissenschaftlicher Methoden auf das biologische System Mensch. TU Darmstadt, Thema FORSCHUNG 2/2002, S. 48 – 53
- [76] **BG BAU, Baustein A197**
- [77] **Racknitz, J.:** Humboldt Universität Berlin, [Die Wissenschaftlichen Sammlungen](#) Kupferstich Nr. 3

## Internet - Adressen (Stand: 07.07.2009)

- [78] [http://www.dlr.de/media/desktopdefault.aspx/tabid-4986/8423\\_page-20/8423\\_read-21263](http://www.dlr.de/media/desktopdefault.aspx/tabid-4986/8423_page-20/8423_read-21263)
- [79] [http://de.wikipedia.org/wiki/Axiologie\\_\(Philosophie\)](http://de.wikipedia.org/wiki/Axiologie_(Philosophie))
- [80] [http://de.wikipedia.org/wiki/Ludwig\\_von\\_Mises](http://de.wikipedia.org/wiki/Ludwig_von_Mises)
- [81] <http://de.wikipedia.org/wiki/Tr%C3%A4gheitsmoment>
- [82] <http://de.wikipedia.org/wiki/Physiologie>
- [83] [www.bmas.bund.de/BMAS/Navigation/Arbeitsschutz](http://www.bmas.bund.de/BMAS/Navigation/Arbeitsschutz)
- [84] <http://www.havsrn.com/home/what>

## Richtlinien und Normen

- [R1] **CEN Report CR 12349 – 1996:** Mechanische Schwingungen – Leitfaden über die Wirkung von Schwingungen auf die Gesundheit des Menschen. Beuth, Berlin 1996
- [R2] **DIN 33402-2:** Ausgabe: 2005-12 Ergonomie - Körpermaße des Menschen, Teil 2: Werte, Beiblatt 1 zu Teil 2: Werte; Anwendung von Körpermaßen in der Praxis. Beuth, Berlin 2005
- [R3] **DIN EN ISO 20643:** Mechanische Schwingungen - Handgehaltene und handgeführte Maschinen - Grundsätzliches Vorgehen bei der Ermittlung der Schwingungsemission (ISO 20643:2005). Beuth, Berlin 2005
- [R4] **DIN EN ISO 5349-1:** Mechanische Schwingungen - Messung und Bewertung der Einwirkung von Schwingungen auf das Hand-Arm-System des Menschen - Teil 1: Allgemeine Anforderungen (ISO 5349-1:2001). Beuth, Berlin 2001
- [R5] **DIN EN ISO 5349-2:** Mechanische Schwingungen - Messung und Bewertung der Einwirkung von Schwingungen auf das Hand-Arm-System des Menschen - Teil 2: Praxisgerechte Anleitung zur Messung am Arbeitsplatz (ISO 5349-2:2001). Beuth, Berlin 2001
- [R6] **DIN V 45695:** Hand-Arm-Schwingungen - Leitfaden zur Verringerung der Gefährdungen durch Schwingungen - Technische und organisatorische Maßnahmen. Beuth, Berlin 1996
- [R7] **DIN 45677:** Mechanische Eingangsimpedanz des menschlichen Hand-Arm-Systems. Beuth, Berlin 2001
- [R8] **DIN 45679:** Mechanische Schwingungen - Messung und Bewertung der Greif- und Andruckkräfte zur Beurteilung der Schwingungsbelastung des Hand-Arm-Systems. Beuth, Berlin 2005

- [R9] **DIN EN ISO 13090-1:** Mechanische Schwingungen und Stöße - Leitfaden zur Sicherheit von Prüfungen und Versuchen mit Menschen - Teil 1: Einwirkung von mechanischen Ganzkörper-Schwingungen und wiederholten Stößen. Beuth, Berlin 1998
- [R10] **EU Hand-Arm-Vibration Handbuch:** Rechtlich nicht bindendes Handbuch im Hinblick auf die Umsetzung der Richtlinie 2002/44/EG über Mindestvorschriften zum Schutz von Sicherheit und Gesundheit der Arbeitnehmer vor der Gefährdung durch physikalische Einwirkungen (Vibrationen), 31/07/2007
- [R11] **Gesetz über die Durchführung von Maßnahmen des Arbeitsschutzes zur Verbesserung der Sicherheit und des Gesundheitsschutzes der beschäftigten bei der Arbeit.** BGBl. I S. 1246 i. d. Fassung des BGBl. I S. 2407, 2434 und der Änderung durch Art. 559 VO vom 31.10.2006
- [R12] **ISO 2631-1:** Mechanische Schwingungen und Stöße - Bewertung der Einwirkung von Ganzkörper-Schwingungen auf den Menschen - Teil 1: Allgemeine Anforderungen. Beuth, Berlin 1997
- [R13] **ISO 10068:** Mechanische Schwingungen und Stöße. Mechanische Eingangsimpedanz des Hand-Arm-Systems des Menschen. Dezember 1998
- [R14] **Richtlinie 2002/44/EG** des Europäischen Parlaments und des Rates vom 25. Juni 2002 über Mindestvorschriften zum Schutz von Sicherheit und Gesundheit der Arbeitnehmer vor der Gefährdung durch physikalische Einwirkungen (Vibrationen)
- [R15] **Richtlinie 2006/42/EG** des Europäischen Parlaments und des Rates vom 17. Mai 2006 über Maschinen und zur Änderung der Richtlinie 95/16/EG
- [R16] **VDI 3831:** Schutzmaßnahmen gegen die Einwirkung mechanischer Schwingungen auf den Menschen. VDI-Richtlinie. Beuth, Berlin 2006
- [R17] **VDI-Richtlinie 2057:** Einwirkung mechanischer Schwingungen auf den Menschen, Beuth Verlag, 2002



## Abbildungsverzeichnis

	Seite	
Abb. 1.1	Darstellung des menschlichen Skeletts, Rückansicht	8
Abb. 1.2	Vergleich der Impedanzkurven in Schwingungsrichtung Z zwischen Mittelwertkurve Z Prag nach [37] und DIN 45677 [R7]	8
Abb. 1.3	Wechselbeziehungen der Arbeitswissenschaft	11
Abb. 1.4	Bestandteile des Technischen Arbeitsschutzes	11
Abb. 1.5	Schwingungsschutzarten	12
Abb. 1.6	Zur Entstehung mechanischer Schwingungen	13
Abb. 1.7	VDI 2057: Einwirkung mechanischer Schwingungen auf den Menschen, Inhalt	14
Abb. 1.8	Arbeitsplätze mit vibrierenden handgehaltenen Maschinen (Quelle: [83])	15
Abb. 1.9	Zusammenhang Belastung und Beanspruchung des Menschen durch Humanschwingungen	16
Abb. 1.10	Wirkung langjähriger Schwingungsexposition im HAS	17
Abb. 1.11	Durchblutungsstörungen der Hände	18
Abb. 1.12	Darstellung des Karpaltunnels	20
Abb. 1.13	BK 2103 schwingungsexpositionsbedingte Knochen- und Gelenkerkrankungen des HAS	20
Abb. 1.14:	BK 2104 schwingungsexpositionsbedingte Durchblutungsstörungen der Hände	21
Abb. 1.15	Angezeigte und anerkannte Berufskrankheiten, Deutschland 1960 bis 2005	22
Abb. 1.16	Darstellung von Primär- und Sekundärmaßnahmen des Schwingungsschutzes	24
Abb. 1.17	Realisierung der Trennung von Mensch und Maschine durch (im Uhrzeigersinn) einen Bohrwagen, eine ferngesteuerte Grabenwalze, ein biomechanisches Modell des sitzenden Menschen und einen automatisierten Handmaschinen-Prüfstand	25
Abb. 1.18	Trick-Schachspieler des Wolfgang von Kempelen	26
Abb. 1.19	Die älteste erhaltene bewegliche Handprothese gehörte Götz von Berlichingen	27
Abb. 1.20	DMC-Elektrogreifer der Myoelektrischen Handprothese nach [54]	27
Abb. 1.21	Roboterhand nach [63]	28
Abb. 1.22	Zweimassen-Schwingungsmodell des HAS	29
Abb. 1.23	Mechanische Modellierung des HAS	29

Abb. 1.24	Reales mechanisches Schwingungsmodell beider HAS	30
Abb. 1.25	arbeitsmedizinisch zweckgebundene biomechanische Modellarten	31
Abb. 1.26	Messaufbau für die praxisnahe Impedanzmessung (Zweihand-Impedanz)	34
Abb. 2.1	Prinzip der Einhand-Impedanzmessung (Typische Arbeitshaltungen mit einer Schlagbohrmaschine)	38
Abb. 2.2	Eingangsbeschleunigungsadmittanz eines HAS	39
Abb. 2.3	Impedanzkurve des rechten HAS mit Kennwertinterpretation	40
Abb. 2.4	Einmassenschwingungsmodell des HAS	42
Abb. 2.5	Verlauf des Betrages der Impedanz eines Einmassensystems	43
Abb. 2.6	Masseimpedanz, Verlauf von Betrag und Phase	44
Abb. 2.7	Federimpedanz, Verlauf von Betrag und Phase	44
Abb. 2.8	Dämpferimpedanz, Verlauf von Betrag und Phase	45
Abb. 2.9	Kennwertinterpretation für ein Einmassenschwingungsmodell	46
Abb. 2.10	Zweimassenschwingungsmodell des HAS	47
Abb. 2.11	Verlauf des Betrages der Impedanz eines Zweimassensystems	47
Abb. 2.12	Kennwertinterpretation für ein Zweimassenschwingungsmodell	48
Abb. 2.13	Mittelwert der Impedanz des rechten HAS von 34 Versuchspersonen	49
Abb. 2.14	Kennwertinterpretation für Impedanz des rechten HAS (entspricht Abb. 2.3)	50
Abb. 2.15	Mechanische Ersatzmodelle des HAS nach DIN 45677 und ISO 10068	51
Abb. 2.16	Handmaschinenprüfstand nach [35]	53
Abb. 2.17	Schlaghammerprüfstand nach [32] mit Einzeldarstellung des modellierten HAS	53
Abb. 2.18	Handmaschinenprüfstand nach [66]	54
Abb. 3.1	Messeinrichtung zur gleichzeitigen Ermittlung beider HAS- Impedanzen	55
Abb. 3.2	Beispiel der Ermittlung geometrischer Abmessungen für die Entwicklung der Messeinrichtung (Bohrhammer Elu BH 45 EK)	56
Abb. 3.3	Zweihand-Impedanzmesseinrichtung mit statischer Entlastung	57
Abb. 3.4	Leerimpedanz der Zweihand-Impedanzmesseinrichtung	57
Abb. 3.5	Zweihand-Impedanzmessungen an einer Versuchsperson	58
Abb. 3.6	Vergleich der Leerimpedanzen der Messeinrichtung bei mittig und außermittig (d. h. in Wirkachse) erfolgreicher Anregung am Querholm	59
Abb. 3.7	Vergleich von Impedanzen eines rechten HAS bei mittiger und außermittiger Anregung der Versuchseinrichtung	59

Abb. 3.8	Konfiguration des Auswerteprogramms für Zweihand-Impedanzmessungen	61
Abb. 3.9	reale Messung der Impedanz beider HAS	62
Abb. 3.10	Vergleich verschiedener Korrekturmodi zur Gewinnung einer freien HAS - Impedanz	63
Abb. 3.11	Vergleich verschiedener Korrekturmodi zur Gewinnung einer freien HAS – Impedanz aus Terzspektren	64
Abb. 3.12	Haltung der Versuchspersonen am Zweihandimpedanz-Versuchsstand	65
Abb. 3.13	Digitale Anzeigeteile zur Kontrolle der Greif- und Ankopplungskräfte	66
Abb. 3.14	Winkel zur Beschreibung der Armhaltung nach DIN 45677 [R7]: $\alpha$ Beugewinkel, $\beta$ Vorhaltewinkel, $\gamma$ Abweichung aus der sagittalen Ebene	68
Abb. 3.15	Darstellung der Körperebenen nach Grunendahl [23]	69
Abb. 3.16	Versuchsstand zur Ermittlung der Handkräfte des linken HAS mittels praxisnahen Arbeitsgangs	70
Abb. 3.17	Kontrolle des Armbeugewinkels des rechten HAS	72
Abb. 3.18	Kontrolle des Armbeugewinkels des linken HAS	73
Abb. 4.1	Mittelwert der Krafthände aller VP mit Standardabweichung und maximaler und minimaler Abweichung	77
Abb. 4.2	Mittelwert der Führhände aller VP mit Standardabweichung und maximaler und minimaler Abweichung	78
Abb. 4.3	Vergleich der Mittelwerte der Kraft- und Führhände	78
Abb. 4.4	Vergleich des Verlaufs des Impedanzbetrages nach DIN 45677 mit dem Mittelwert des Impedanzbetrages der Krafthände (mit Standardabweichung)	79
Abb. 4.5	Vergleich des Verlaufs des Impedanzbetrages nach DIN 45677 mit dem Mittelwert des Impedanzbetrages der Führhände (mit Standardabweichung)	80
Abb. 4.6	Vergleich der Phasenwinkelverläufe des Mittelwertes des Impedanzbetrages aller Krafthände und des Impedanzbetrages nach DIN 45677	81
Abb. 4.7	Vergleich der Phasenwinkelverläufe des Mittelwertes des Impedanz-betrages aller Führhände und des Impedanzbetrages nach DIN 45677	81
Abb. 4.8	Vergleich der Mittelwerte der weiblichen Kraft- und Führhände	82
Abb. 4.9	Vergleich der Mittelwerte der männlichen Kraft- und Führhände	83
Abb. 4.10	Vergleich der geschlechtsspezifischen Auswertung der Kraft- und Führhände	83
Abb. 4.11	Vergleich der Phasenwinkelverläufe für die geschlechtsspezifische Auswertung der Kraft- und Führhände	84

Abb. 4.12	Mittelwerte der Kraft- und Führhände bei Änderung der Händigkeit von Versuchspersonen	85
Abb. 4.13	Mittelwert des Impedanzbetrages der Kraft Hände aller Versuchspersonen in Bezug auf die Erfahrung im Umgang mit Handmaschinen	86
Abb. 4.14	Mittelwert des Impedanzbetrages der Führhände aller VP in Bezug auf die Erfahrung im Umgang mit Handmaschinen	87
Abb. 5.1	Prinzipdarstellung eines angewinkelten HAS (mit H für Hand)	88
Abb. 5.2	Massenträgheitsmoment eines dünnen Stabes, der senkrecht zu seiner Körperachse um ein Ende rotiert, Quelle: [79]	89
Abb. 5.3	Einhand-Impedanz (stehende Versuchsperson) gemessen nach DIN 45677 mit Impedanzlinien konstanter Masse	89
Abb. 5.4	Einhand-Impedanzen (sitzende Versuchspersonen) nach Hesse mit Impedanzlinien konstanter Masse	90
Abb. 5.5	Zusammenschaltung Hook'scher und Kelvinscher Medien zu einem Standard-3-Parameter Modell	94
Abb. 5.6	anatomienahes ebenes Schwingungsmodell des menschlichen HAS	95
Abb. 5.7	Viermassen-Schwingungsmodell, mechanische Modellstruktur nach [69]	96
Abb. 5.8	mathematische Beziehungen für die Entwicklung einer Ketten-Impedanzschaltung nach [69]	96
Abb. 5.9	Ketten-Impedanzschaltung nach [69]	96
Abb. 5.10	Optimierungsmaske des Berechnungsprogramms	97
Abb. 5.11	Ergebnis der Optimierungsrechnung für die Annäherung des Impedanzverlaufs des Schwingungsmodells (Betrag) an den Impedanzverlauf des Mittelwertes aller männlichen Kraft Hände (Betrag)	98
Abb. 5.12	Beträge der gemessenen und aus dem Modell berechneten Impedanzen für die Kraft hand	99
Abb. 5.13	Beträge der gemessenen und aus dem Modell berechneten Impedanzen für die Führ hand	99
Abb. 5.14	Phasenverlauf der Optimierung des Schwingungsmodells für die Kraft- und Führ hand der Mittelwerte aller Versuchspersonen	100
Abb. 5.15	Optimierungsrechnung mit dem Schwingungsmodell für den Mittelwert aller männlichen Kraft Hände	101
Abb. 5.16	Optimierungsrechnung mit dem Schwingungsmodell für den Mittelwert aller männlichen Führ Hände	101
Abb. 5.17	Optimierungsrechnung mit dem Schwingungsmodell für den Mittelwert aller weiblichen Kraft Hände	102
Abb. 5.18	Optimierungsrechnung mit dem Schwingungsmodell für den Mittelwert aller weiblichen Führ Hände	102

Abb. 5.19	optimierte Impedanzkurven des Schwingungsmodells für geschlechts-spezifisch ermittelte Mittelwerte der Impedanzkurven beider HAS	103
Abb. 5.20	Optimierungsrechnung mit dem Hebel-Schwingungsmodell für den Mittelwert aller Krafthände	104
Abb. 5.21	Optimierungsrechnung mit dem Hebel-Schwingungsmodell für den Mittelwert aller Führhände	105
Abb. 5.22	Vergleich geschlechtsspezifisch ermittelter Impedanzkurven für Kraft- und Führhände	107
Abb. 5.23	Vergleich der Mittelwerte für Krafthände	108
Abb. 5.24	Vergleich der Mittelwerte für Führhände	108

## Tabellenverzeichnis

	Seite	
Tab. 3.1	Ermittlung geometrischer Abmessungen an Bohrhämmern	56
Tab. 3.2	Zusammenhang Gesamtandruckkraft – Andruckkraft linkes HAS	71
Tab. 3.3	Vergleich der Andruckkräfte für beide HAS	71
Tab. 5.1	Mittelwerte der Teilmassen und Armteilmassen von VP	91
Tab. 5.2	Mittelwert der Masse des HAS und mittlere Dichte der VP	92
Tab. 5.3	Mittelwert des Volumens des HAS und mittlere Dichte der VP	92
Tab. 5.4	Mittelwerte der Armteilmassen eines HAS in kg	93
Tab. 5.5	Anteil der Armteilmassen an der Gesamtmasse des Menschen	93
Tab. 5.6	Massenvergleich für Kraft und Führhände	106
Tab. 5.7	Vergleich mittlerer anthropometrischer mit geschlechtsspezifisch ermittelten Armteilmassen	106

## Formelzeichen und Abkürzungen

### Formelzeichen

a	Beschleunigung
$a_{hw}$	Effektivwert der frequenzbewerteten Beschleunigung der Hand
$a_w$	Effektivwert der frequenzbewerteten Beschleunigung
c	Dämpfung
f	Frequenz
$f_s$	Schlagfrequenz
F	Kraft
$F_{cp}$	Ankopplungskraft
$F_{err}$	Erregerkraft
$F_f$	Andruckkraft
$F_{gr}$	Greifkraft
g	Erdbeschleunigung (= 9,81m/s <sup>2</sup> )
G	Index für gesamt
H	Index für Hand
Im	Index für Imaginärteil
k	Federsteifigkeit
L	Index für links
lg	dekadischer Logarithmus
m	Masse
n	Anzahl der durchzuführenden Messungen
R	Index für rechts
Re	Index für Realteil
s	Standardabweichung
$s^2$	Varianz
v	Schwinggeschwindigkeit
V	frequenzabhängiges Verhältnis
X, Y, Z	Raumrichtungen
z	Betrag der Impedanz (= F/v)
$\alpha$	Beugewinkel
$\beta$	Vorhaltewinkel
$\gamma$	Abweichung aus der sagittalen Ebene
$\sigma$	Standardabweichung der Normalverteilung
$\omega$	Kreisfrequenz (=2 $\pi$ f)

**Einheiten**

cm	Zentimeter	Längeneinheit
Hz	Hertz	Frequenzeinheit
j	$\sqrt{-1}$	imaginäre Einheit
kg	Kilogramm	Masseinheit
m	Meter	Längeneinheit
mm	Millimeter	Längeneinheit
m/s <sup>2</sup>	Meter pro Quadratsekunde	Beschleunigungseinheit
N	Newton	Krafteinheit
Ns/m	Newtonsekunde pro Meter	Impedanzeinheit
s	Sekunde	Zeiteinheit
°	Grad	Winkeleinheit

**Abkürzungen**

A	Arm
Abb.	Abbildung
BAuA	Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin
DIN	Deutsches Institut für Normung
EN	Europäische Norm
G	Griff
Gl.	Gleichung
H	Hand
HAS	Hand-Arm-System
HAM	Hand-Arm-Modell
HMM	Handmaschinenmodell
ISO	Internationale Standardisierungsorganisation
MW	Mittelwert
PC	Personal Computer
S	Schwingungserreger
Tab.	Tabelle
u. a.	unter anderem
u.s.w.	und so weiter
vgl.	vergleich[e]!
VP	Versuchsperson
z. B.	zum Beispiel



## Anhang: Anthropometrische Daten der Versuchspersonen

Daten aller weiblichen Versuchspersonen:

Vp.-Nr.:	Geschlecht	Alter	Körperhöhe in cm	Körpermasse in kg	Armlänge in cm	O.-Arm- länge in cm	U.-Arm- länge in cm	Handlänge in cm	Handmaschinen- anwendung
1	w	19	180	100	76	33	25	18	u
2	w	35	164	60	71	32	21	18	u
3	w	30	169	73	76	32	24	20	u
4	w	38	162	76	67	29	22	16	u
5	w	41	172	70	71	31	21	19	u
6	w	42	178	78	76	35	21	20	e
7	w	42	172	77	74	31	25	18	u
8	w	45	167	59	70	30	22	18	u
9	w	24	166	65	73	31	24	18	u
10	w	48	161	52	69	30	22	17	u
11	w	50	161	57	69	30	21	18	u
12	w	55	165	75	70	31	21	18	e
13	w	55	168	68	73	32	21	20	u
14	w	57	162	66	69	29	23	17	u
15	w	57	164	85	73	32	23	18	m
16	w	58	164	67	70	32	19	19	u
17	w	29	170	75	73	31	22	20	u
40	w	64,5	170	52,8	69	30	22	17	u
42	w	58	153	60	69	29	23	17	u
46	w	63	159	72	71	32	23	16	u
47	w	64	163	62	69	30	23	16	u
48	w	64	167	77	75	33	24	18	u
49	w	65	164	60	72	32	22	18	u
54	w	14	160	48	68	28	24	16	u
55	w	14	163	50	69	30	23	16	u
57	w	64	162	71	70	33	19	18	u
MW		45,98	165,62	67,53	71,23	31,08	22,31	17,85	
			$m_{OA}$	1,71					
			$m_{UA}$	0,98					
			$m_H$	0,34					
			$m_{HAS}$	3,04					

Die blau dargestellten Zahlen ergeben sich aus der arithmetischen Mittelwertbildung.

