

Johannes Florineth

Nichtinvasive Bestimmung der mechanischen Abnutzung von Gelenken

Diplomarbeit



Institut für Health Care Engineering

Technische Universität Graz
Kopernikugasse 24, A-8010 Graz

Leiter: Univ.-Prof. Dr. N. Leitgeb

Betreuer: Dipl.-Ing. F. Niedermayr

Begutachter: Assoc.-Prof. Dr. J. Schröttner

Graz, Mai, 2012

Deutsche Fassung:
Beschluss der Curricula-Kommission für Bachelor-, Master- und Diplomstudien vom 10.11.2008
Genehmigung des Senates am 1.12.2008

EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG

Ich erkläre an Eides statt, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig verfasst, andere als die angegebenen Quellen/Hilfsmittel nicht benutzt und die den benutzten Quellen wörtlich und inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, am

.....

(Unterschrift)

Zusammenfassung

Das Ziel dieser Arbeit bestand darin, die aufgezeichneten Signale, die im Steigversuch durch unterschiedliche Belastung des menschlichen Hüftgelenks gewonnen wurden, untereinander zu vergleichen, um dadurch eine eventuell vorhandene Abnutzung des menschlichen Hüftgelenks zu detektieren. Dazu wurden in der Versuchsanordnung Beschleunigungssensoren verwendet. Der in der Nähe des Darmbeinstachels befestigte Sensor nahm die im Steigversuch aufgenommenen Geräusche und Vibrationen auf. Die gewonnenen Signale wurden in verschiedenen Frequenzbereichen bewertet. Neben der visuellen Analyse wurden Vergleiche der Signalmittelwerte sowie statistische Parameter ausgewertet. Mit Hilfe der genannten Auswertemethoden konnte in dieser Arbeit gezeigt werden, dass kein Unterschied zwischen den Messungen unter verschiedenen Belastungen des Hüftgelenks erkennbar war.

Schlüsselwörter – Gelenksgeräusche, natürliches menschliches Hüftgelenk, Beschleunigungssensoren, Steigversuch, statistische Analyse

Abstract

The goal of this study was to compare the signals recorded during the stair climbing test with different levels of strain in order to determine the possible existing wear of the human hip joint. Acceleration sensors attached near the iliac spine were used in the experimental design to record the sounds and vibrations produced during a stair climbing test. In order to attain diagnostically conclusive results, the signals gathered were converted into frequency range by means of Fourier transformation. In addition to visual analysis, comparisons of signal averages as well as statistical parameters were evaluated. With the help of these analysis methods could be shown in this work that no difference between the measurements under different loads of the hip joint was recognizable.

Key words – joint sounds, natural human hip joint, acceleration sensors, stairs climbing test, statistical analysis

Inhaltsverzeichnis

Symbolverzeichnis	vii
1 Einleitung	1
1.1 Aufgabenstellung	1
1.2 Geschichtliche Entwicklung	2
1.3 Untersuchungen des menschlichen Kniegelenks	3
1.4 Untersuchungen des menschlichen Hüftgelenks	3
2 Literaturrecherche	5
3 Messsystem	9
3.1 Messverstärker	9
3.2 Sensoren	11
3.2.1 Aufbau und Funktionsweise von Beschleunigungssensoren	11
3.2.2 Verwendete Sensoren	14
3.3 Soundkarte	16
3.3.1 Korrektur der Einflüsse der Soundkarte	17
3.4 Aufnahmesystem	17
3.5 Aufnahmesoftware	17
3.5.1 Oberfläche des Aufnahmeprogramms	18
3.5.2 Programmteile der Aufnahmesoftware	19
4 Messkonzept	22
4.1 Einführung und Hintergrund	22
4.2 Versuchsplanung	22
4.2.1 Probandenidentifikation	22
4.2.2 Datenstruktur	23
4.3 Versuchsdurchführung	24
4.3.1 Steigversuch	24
4.3.2 Vorbereitung des Probanden	24

4.3.3	Vorbereitung des Messsystems	25
4.3.4	Vorversuch	26
4.3.5	Ablauf des Versuchs	27
5	Messung	29
5.1	Probanden	29
6	Methoden der Auswertung	32
6.1	Vorbereitung zur Auswertung der aufgenommenen Signale	32
6.2	Visuelle Auswertung	34
6.3	Vergleiche der Signalmittelwerte	34
6.4	Statistische Auswertung	35
6.4.1	Berechnung der Klassenbreite für die Altersgruppen	35
6.4.2	Statistische Unterschiede zwischen den Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht	36
6.4.3	Statistische Unterschiede zwischen den Messungen in den Altersgruppen	37
7	Auswertung	39
7.1	Visuelle Auswertung	39
7.2	Vergleiche der Signalmittelwerte	45
7.3	Statistische Auswertung	45
7.3.1	Test auf Normalverteilung der Daten	46
7.3.2	Klassenbreite der Altersgruppen	46
7.3.3	Unterschiede mit und ohne zusätzliches Gewicht	47
7.3.4	Unterschiede in den Altersgruppen	48
8	Diskussion	50
8.1	Diskussion der Ergebnisse	50
8.2	Verbesserungen	51
8.2.1	Messung, Auswertung	51
8.2.2	Sensoren	52
8.2.3	Hardware	53
8.3	Schlussfolgerung	53
	Literaturverzeichnis	55
	Abbildungsverzeichnis	57

Tabellenverzeichnis	62
A Anhang	64
A.1 Tabellen der Messungen	64
A.2 Tabellen zu den statistischen Auswertungen	68
A.3 Visuelle Auswertung, Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht	69

Symbolverzeichnis

$\chi^2_{k-1;\alpha}$	kritische Schranken
ΔQ	Ladungsänderung
Δt	Zeitdifferenz
\hat{R}_p, \hat{R}_n	Summen der positiven/negativen Rangzahlen
Ω	elektrischer Widerstand
σ	Standardabweichung
$\tilde{\mu}$	Median der Differenzen
a	Beschleunigung
B/U	Messung mit bzw. ohne zusätzliches Gewicht
C_f	Rückkopplungskapazität
C_p	Kapazität des Quarzes plus Leitung zum Verstärker
d_i	Differenz der Wertepaare
F	Kraft
h	Klassenbreite
H_0	Nullhypothese
i	Strom
i_e	Eingangsstrom
i_f	Rückkopplungsstrom
k	Anzahl der Stichproben

m	Masse
n	Grundgesamtheit
n_1, n_2, \dots, n_k	Umfänge der k-Stichproben
$R(n; \alpha)$	kritischer Wert für den Wilcoxon-Paardifferenzen-Test
R_i	Rangsumme der i -ten Stichprobe
s	Weg
t	Zeit
U_a	Ausgangsspannung
U_e	Eingangsspannung
x_{i1}, x_{i2}	Wertepaare
z_α	Quartile der Standardnormalverteilung für den Wert α

1 Einleitung

1.1 Aufgabenstellung

Mithilfe einer bestehenden Messanordnung zur Aufnahme akustischer Signale soll die mechanische Abnutzung von natürlichen Hüftgelenken an Probanden untersucht werden.

Die Untersuchung wird mittels einer bestehenden, nichtinvasiven Messanordnung aus Sensor und Messverstärker durchgeführt. Zurzeit gibt es zwei Methoden, um Gelenke zu untersuchen: die invasive und die nichtinvasive. Jede dieser Methoden hat Vor- und Nachteile. Invasive Methoden wie Arthroskopie und Arthrographie sind gängige invasive Methoden zur Untersuchung von Gelenken und Knorpeln. Sie haben aber die großen Nachteile, dass sie kostspielig sind und die Gefahr von Infektionen bergen, wodurch es zu einer Beschädigung des Gelenks oder des Knorpels kommen kann (vgl. [Reddy et al. 1995]).

Zu den nichtinvasiven Methoden zählen vor allem bildgebende Untersuchungen durch Röntgenstrahlen, Magnetresonanztomographie, Untersuchungen mit Hilfe von Ultraschall, Szintigraphie sowie die aktive und passive Bewegungsanalyse (vgl. [Mascaro et al. 2009, Reddy et al. 2001, Reddy et al. 1995, Jiang et al. 2000]).

Die großen Nachteile dieser Methoden liegen in der Verzerrung des Abbildes des untersuchten Gelenks, in der nicht vorhandenen Möglichkeit, die Gelenke in allen Bewegungsgraden darzustellen, gegebenenfalls in Röntgenstrahlung, Kosten, der Dauer der Untersuchungen sowie der begrenzten Fähigkeit, zerstörte Knorpel zu detektieren (vgl. [Reddy et al. 1995]).

Aufgrund der bestehenden Nachteile der genannten invasiven sowie nichtinvasiven Methoden bestand wachsender Bedarf an einer einfachen, schnellen und billigen nichtin-

vasiven Methode, um Gelenke zu untersuchen. Dadurch bildete sich die Methode der Untersuchung von Gelenken mittels akustischer Messaufnehmer heraus (vgl. [Jiang et al. 2000, Mascaro et al. 2009, Reddy et al. 1995, Reddy et al. 2001]).

1.2 Geschichtliche Entwicklung

Akustische Untersuchungen am menschlichen Körper weisen bereits eine lange Geschichte auf. Seit der Zeit von Hippokrates wird die Auskultation benutzt, um Geräusche im menschlichen Körper wahrzunehmen. Durch *René Laennec*, den Erfinder des Stethoskops (1816), gewann die Auskultation an Bedeutung (vgl. [McCrea et al. 1985]).

Hüter (1885) widmete sich als Erster dem Studium der Gelenksgeräusche. Mithilfe eines umgebauten Stethoskops, des „Myo-Dermato-Osteophons“, wollte er nachweisen, dass er lose Körper im Kniegelenk lokalisieren könnte. Im Jahre 1933 machte *Erb* durch die Verwendung von Mikrofonen als Geräuschdetektoren Fortschritte auf dem Gebiet der Detektion von Geräuschen. *Erb* übertrug die mit dem Mikrofon aufgenommenen Signale auf einen Oszillographen, wodurch es möglich wurde, verschiedene pathologische Zustände des Knies aufzuzeigen. In den folgenden Jahren wurden weitere Studien durchgeführt. *Steindler* wies auf die Probleme des Hautreibens sowie der Hintergrundgeräusche bei der Verwendung von Mikrofonen hin (vgl. [McCrea et al. 1985]).

In der Mitte der 1970er-Jahre wurde von *Chu*, *Gradisar* und ihren Mitarbeitern ein System entwickelt, bei welchem zwei Mikrofone verwendet wurden, wodurch eine Minimierung der Nebengeräusche mithilfe eines Differential-Verstärkers erreicht werden konnte. Im Jahre 1980 benutzte *Mang* anstelle der Mikrofone einen 28 Gramm schweren Akzelerometer bzw. Beschleunigungssensor (vgl. [McCrea et al. 1985]).

Mollan und seine Mitarbeiter untersuchten in den folgenden Jahren verschiedene akustische phonoarthrographische Techniken und verglichen diese mit Messungen der Vibrationsemission. Da Geräusche sowie Vibrationen Varianten desselben physiologischen Phänomens sind, kann man Gelenksgeräusche sowohl als akustische Schwingungen (mithilfe eines Mikrofons) als auch als Vibration (mithilfe eines Beschleunigungssensors) aufnehmen (vgl. [McCrea et al. 1985]).

1.3 Untersuchungen des menschlichen Kniegelenks

Die meisten Untersuchungen auf dem Gebiet der Geräuschdetektion mittels Beschleunigungssensoren am Menschen wurden beim Knie gemacht. Das Knie birgt den Vorteil, dass sich dort wenig Muskeln sowie wenig Weichgewebe befinden. Ein weiterer Vorteil liegt in der einfachen Zugänglichkeit (vgl. [Glaser et al. 2010]). Aus diesen Umständen erklärt sich die Vielzahl der Studien im Bereich der Untersuchung des menschlichen Knies.

Beispielsweise wurde in *Krishnan et al.* der Knorpel im Knie mittels Beschleunigungssensoren untersucht. Dazu wurde der Sensor auf der Kniescheibe angebracht. Im Zeitintervall von 4 Sekunden mussten die Probanden einen Knieschwung im Winkel von ca. 135° bis 0° und wieder bis 135° durchführen. In dieser Untersuchung wurden 90 Signale (51 normale sowie 39 abnormale Signale) gewonnen. Durch eine umfangreiche Auswertung war es sogar möglich, normale Signale von abnormalen Signalen zu unterscheiden (vgl. [Krishnan et al. 2000]).

Eine weitere Möglichkeit des Einsatzes von Beschleunigungssensoren wurde in *Jiang et al.* beschrieben. In dieser Untersuchung wurden nicht ausreichend funktionsfähige Kniegelenkersatzteile untersucht. Es wurde der Verschleiß von Metall und Kunststoff bei Patienten mittels Beschleunigungssensoren sowie mittels Biopsien untersucht (vgl. [Jiang et al. 2000]).

Reddy et al. untersuchten die Unterschiede der Signale bei der nichtinvasiven Beschleunigungsmessung bei Arthritis und Chondromalazie. In dieser Studie wurde der Beschleunigungssensor an drei verschiedenen Punkten der Kniescheibe fixiert. Außerdem wurde mithilfe eines Goniometers der Winkel der Bewegung gemessen (vgl. [Reddy et al. 1995]).

1.4 Untersuchungen des menschlichen Hüftgelenks

Kernohan et al. untersuchten in ihren Artikeln unter anderem die angeborene Hüftluxation bei Säuglingen mittels Beschleunigungssensoren. Es wurden Sensoren am Becken des Säuglings befestigt, danach wurde das Bein bewegt. Das aufgenommene Signal

wurde anschließend im Frequenzspektrum betrachtet. Es konnte gezeigt werden, dass sich das Signal einer Hüfte mit angeborener Hüftluxation deutlich vom Signal einer normalen Hüfte unterscheidet (vgl. [Kernohan et al. 1986, Kernohan et al. 1992]).

Glaser et al. evaluierten in ihrer Studie die Funktionstüchtigkeit von Hüftendoprothesen. Da bildgebende Diagnoseverfahren allein oft keine ausreichende Aussage über Fehlfunktionen und Implantatlockerungen zulassen, bleibt oft nur die Verwendung von invasiven Verfahren, um zu aussagekräftigen Ergebnissen zu gelangen. In eben genannter Studie wurde die Verwendung von Beschleunigungssensoren beschrieben, die dazu dienen, schnell, einfach implementierbar, reproduzierbar, nichtinvasiv und günstig Mängel an Endoprothesen zu diagnostizieren und um Verbesserungen für die Forschung in diesem Fachgebiet zu erreichen. Ein Ziel dieser Studie war die Entwicklung einer neuen, nichtinvasiven Technik, um digital Vibrationen des Hüftgelenks aufzuzeichnen. Dazu wurden unter anderem zwei 3-Achsen-Beschleunigungssensoren verwendet. Als Aufnahmepunkte wurden die Nähe zu Trochanter major und zu Spina iliaca anterior superior gewählt, da in diesen Punkten Muskel- und Weichgewebe dünn sind. Es konnte gezeigt werden, dass Unterschiede zwischen den einzelnen Implantattypen detektierbar sind (vgl. [Glaser et al. 2010]).

Im Gegensatz zu beiden oben genannten Studien, an denen *Kernohan* beteiligt war, und zu jener von *Glaser et al.* benutzten die Wissenschaftler *Huang et al.* bzw. unter Mitarbeit von *Evans* in ihren Arbeiten Mikrofone, um Geräusche in menschlichen Hüftgelenken aufzunehmen. Um Umgebungsgeräusche von den Mikrofonen fernzuhalten, wurden diese in Stethoskope eingebaut. Dabei wurden Vibrationen über das Sacrum in den menschlichen Körper geleitet. Die über dem Trochanter major platzierten Stethoskop-Mikrofone nahmen Teile der Vibrationen wahr. Die aufgenommenen Signale wurden lediglich mit dem Eingangssignal und untereinander verglichen. So ließen sich die Übertragung der Vibrationen sowie die Unterschiedlichkeit zwischen den beiden Hüftgelenken darstellen (vgl. [Huang et al. 2000, Kwong et al. 2003a, Kwong et al. 2003b]).

2 Literaturrecherche

Zu Beginn der Diplomarbeit wurde nach der Aufarbeitung der bereits vorhandenen Literatur mit der Recherche begonnen, um den aktuellen Stand der Wissenschaft zu erfassen. In einem ersten Schritt lag der Fokus auf dem Auffinden der richtigen Schlagwörter für die Suche in Online-Suchmaschinen und Bibliotheken. Dabei ergab sich folgende Auswahl von Schlagwörtern für eine erste, grobe Suche:

„arthrophonie, arthrophony joint sounds, phonoarthrography, vibration arthrometry hip, vibroarthrographic signals, vibration arthrography hip, hip joint crackling, ascultation, arthrometry hip, vibroarthrogram, vibration emission hip, hip acoustic emission“

In der groben Suche wurden die oben genannten Schlagwörter unter Zuhilfenahme der Suchmaschine Google Scholar (<http://scholar.google.at/>) verwendet. Es wurden die Anzahl der Treffer, die Titel sowie bei nicht aussagekräftigen Titeln die Kurzbeschreibung erfasst. Ein Schlagwort wurde nicht weiter verwendet, falls keine oder nicht passende Treffer erzielt worden sind.

So erwiesen sich zum Beispiel die Schlagwörter „arthrophony“ und „joint sound“ als zu ungenau. Andere Schlagwörter bezogen sich auf andere wissenschaftliche Bereiche. Daher wurde zum Beispiel „hip acoustic emission“ nicht weiterverwendet.

Bei der groben Suche konnten folgende vier Schlagwörter gefunden werden, die zur Suche in den verschiedenen Online-Datenbanken geeignet waren:

- „phonoarthrography“
- „vibration arthrography hip“
- „vibration arthrometry hip“
- „vibration emission hip“

Folgende Online-Datenbanken sowie Suchmaschinen wurden verwendet:

- Google Scholar, <http://scholar.google.at/>
- Springer Link, <http://www.springerlink.com/>
- Medline.de, <http://medline.de/>
- IEEE, <http://ieeexplore.ieee.org/Xplore/guesthome.jsp>
- Pubmed, <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/>
- ScienceDirect, <http://www.sciencedirect.com/>

Folgende Ergebnisse (Suche Dezember 2011) wurden nach der hierarchischen Suche erzielt – das bedeutet, dass zuerst der Titel betrachtet wurde; stellte sich der Titel als passend heraus, wurde die Kurzbeschreibung durchgelesen. Im Folgenden ist die ungewichtete Reihenfolge, bezogen auf den Suchzeitraum Dezember 2011, ersichtlich:

Tabelle 2.1: Treffer und interessante Artikel, gefunden mit Google Scholar

Google Scholar:	Gesamtanzahl der Treffer	Interessante Artikel
phonoarthrography	52	3
vibration arthrography hip	367	3
vibration arthrometry hip	461	3
vibration emission hip	5200	8

Tabelle 2.2: Treffer und interessante Artikel, gefunden mit Springerlink

Springerlink	Gesamtanzahl der Treffer	Interessante Artikel
phonoarthrography	6	1
vibration arthrography hip	20	1
vibration arthrometry hip	1	0
vibration emission hip	196	1

Tabelle 2.3: Treffer und interessante Artikel, gefunden mit Medline.de

Medline.de	Gesamtanzahl der Treffer	Interessante Artikel
phonoarthrography	8	2
vibration arthrography hip	3	2
vibration arthrometry hip	4	1
vibration emission hip	3	1

Tabelle 2.4: Treffer und interessante Artikel, gefunden mit IEEE

IEEE	Gesamtanzahl der Treffer	Interessante Artikel
phonoarthrography	0	0
vibration arthrography hip	30	2
vibration arthrometry hip	29	4
vibration emission hip	509	1

Tabelle 2.5: Treffer und interessante Artikel, gefunden mit Pubmed

Pubmed	Gesamtanzahl der Treffer	Interessante Artikel
phonoarthrography	8	2
vibration arthrography hip	3	2
vibration arthrometry hip	4	4
vibration emission hip	2	1

Tabelle 2.6: Treffer und interessante Artikel, gefunden mit ScienceDirect

ScienceDirect	Gesamtanzahl der Treffer	Interessante Artikel
phonoarthrography	2	0
vibration arthrography hip	84	6
vibration arthrometry hip	11	4
vibration emission hip	864	8

Die oben dargestellten Treffer, bei denen auch mehrfach dieselben Artikel in verschiedenen Datenbanken gefunden wurden, wurden anschließend durch das Lesen der Kurzbeschreibungen – beziehungsweise, falls vorhanden, durch das Lesen des kompletten Artikels – ausgewertet.

Es handelte sich um insgesamt 19 Artikel, die folgenden Kategorien zugeordnet werden

konnten:

Tabelle 2.7: Kategorie und Anzahl der Artikel

Kategorie	Anzahl der Artikel in der Kategorie
Endoprothetik	10
Hüftsymmetrien	3
Messverfahren	3
Sonstige	2
Kongenitale Dysplasie	1

Zusätzlich zu den genannten Artikeln konnten mit der iterativen Recherche (z.B. Autorennamen) weitere Artikel gefunden werden. Diese Artikel beziehen sich zum Teil auf die ausgewählte Methode zur Auswertung der Daten.¹

¹ Siehe dazu Kapitel 6.4: Statistische Auswertung.

3 Messsystem

Das Messsystem setzt sich aus den in Abbildung 3.1 dargestellten Komponenten zusammen.

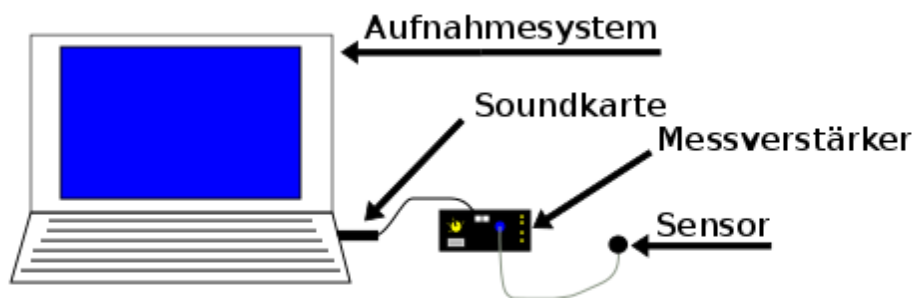


Abbildung 3.1: Messsystem

3.1 Messverstärker

Der für die Messungen verwendete Messverstärker wurde im Jahr 2009 im Rahmen einer Projektarbeit am Institut für Health Care Engineering mit Europaprüfstelle für Medizinprodukte der Technischen Universität Graz weiterentwickelt. Im Zuge dieses Projekts wurde unter anderem die Platine neu designt, Fehler wurden behoben und ein Anschluss für eine externe Stromversorgung wurde integriert.

Die eingebaute Verstärkerschaltung diente zum Verstärken des Eingangssignals (Signal des piezoelektrischen Sensors). Über einen Schalter am Gehäuse ließ sich die Verstärkung auf die Werte 1, 2, 5, 10 und 50 einstellen. Um den geforderten Patientenschutz zu gewährleisten, wurde die Verstärkereinheit in Patientenseite und PC-Seite unterteilt. Über einen Optokoppler wurden die beiden Seiten verbunden.

Um das Absinken der Batterieleistung rasch zu erkennen, musste die bestehende Batterieüberwachung umgebaut werden. Diese Neuerung ließ die am Gehäuse montierten Leuchtdioden leuchten, wenn die Batteriespannung unter die festgelegte Spannung sank. Um Schäden der Schaltung durch falsches Einlegen der Batterien zu verhindern, wurde ein Verpolungsschutz in die Batterieüberwachung eingebaut.

Die Bedienelemente umfassten an der Vorderseite den Drehschalter für die Verstärkung, einen Kippschalter für die Umschaltung zwischen externem Signal und Sensor-Signal, eine Steckdose für den Stecker des Sensors sowie die Leuchtanzeigen für die Batterieüberwachung.

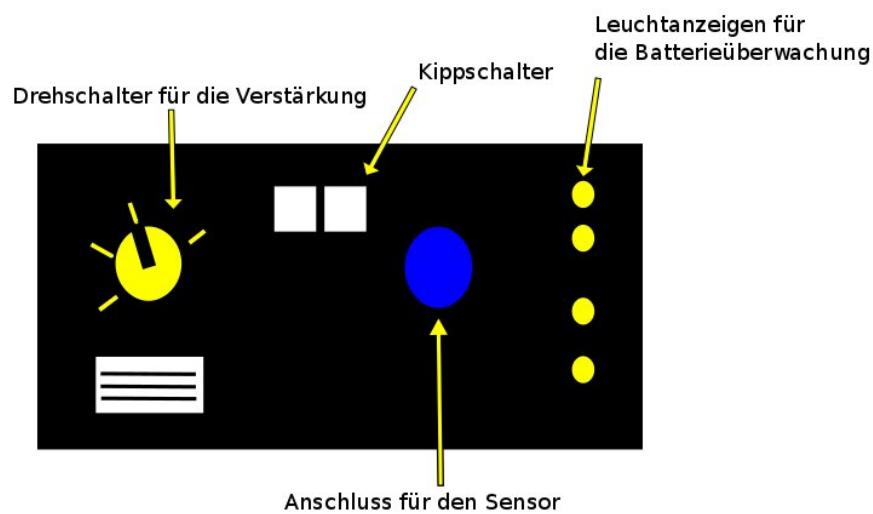


Abbildung 3.2: Messverstärker

Die Leuchtanzeigen für die Batterieüberwachung wurden in Patientenseite (Pat. + und Pat. -) und PC-Seite (PC. + und PC. -) aufgeteilt. Dadurch konnte man rasch erkennen, in welchem Teilbereich die Batterien nicht mehr die für den Betrieb des Messverstärkers notwendige Spannung aufbrachten. Auf der Rückseite waren Bedienelemente für die Stromversorgung und der Signalausgang untergebracht. Die beiden angebrachten Kippschalter (Patientenseite sowie PC-Seite) dienten zum Umschalten zwischen Batterieversorgung, Versorgung mittels externer Stromversorgung sowie Stromfreischaltung.

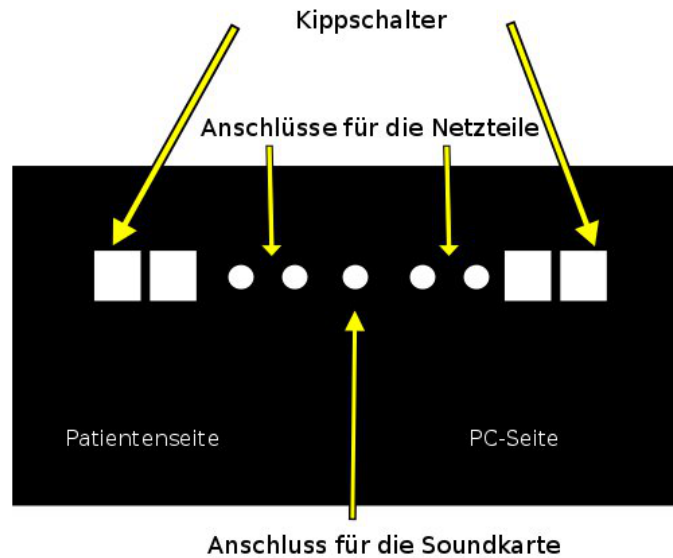


Abbildung 3.3: Rückseite des Messverstärkers

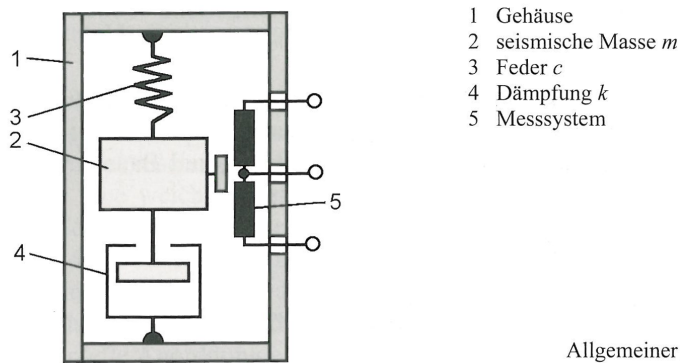
3.2 Sensoren

3.2.1 Aufbau und Funktionsweise von Beschleunigungssensoren

Beschleunigungen lassen sich durch folgende Messungen feststellen:

- Kraftmessung (Kraft F), bei der die Masse m bekannt sein muss. Für die Beschleunigung gilt: $a = F/m$
- zeitabhängige Wegmessung: $a = (2 * s)/t^2$

Durch Beschleunigungssensoren lassen sich Beschleunigungen in einer, zwei oder in allen drei Raumachsen messen (vgl. [Hesse & Schnell 2008, Seite 166-169]).



Allgemeiner Aufbau eines Beschleunigungssensors

Abbildung 3.4: Aufbau von Beschleunigungssensoren [Hesse & Schnell 2008, Seite 166]

Ein typischer Beschleunigungssensor funktioniert über ein gedämpftes Masse-Feder-System. Eine Masse befindet sich an einer gespannten Feder. Weitere Sensorentypen werden in der folgenden Abbildung dargestellt (vgl. [Hesse & Schnell 2008, Seite 166-169]):

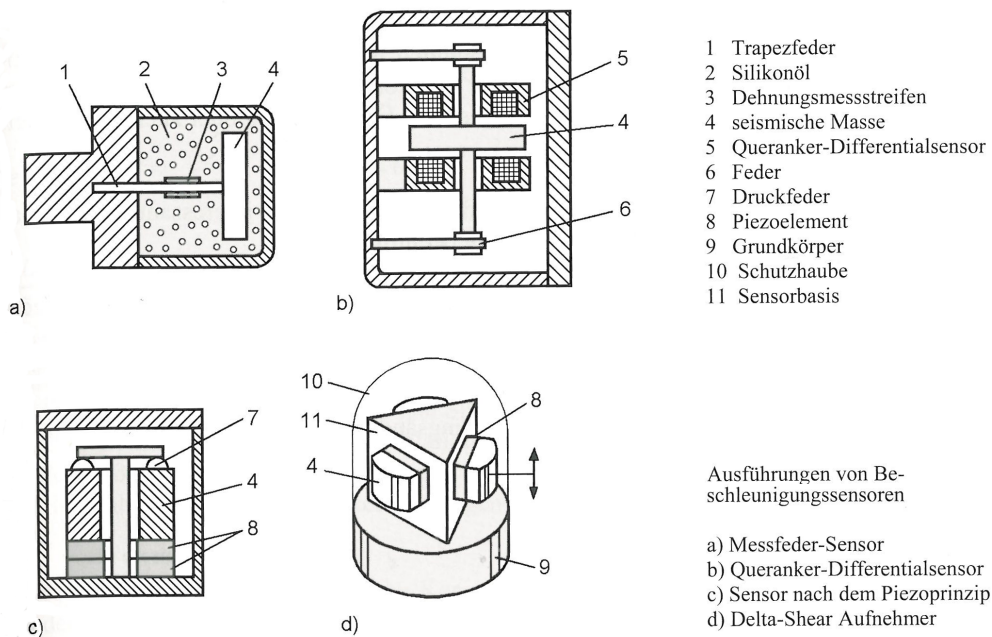


Abbildung 3.5: Typen von Beschleunigungssensoren [Hesse & Schnell 2008, Seite 167]

Auch bei piezoelektrischen Sensoren wie in Abbildung 3.6 wird das Masse-Feder-System eingesetzt. Eine definierte Masse wird auch bei diesen Sensoren über eine

Feder vorgespannt. Die vorgespannte Masse lastet aber ständig auf einem Quarz und verstärkt bzw. vermindert je nach Vorzeichen der Beschleunigung den Druck auf diesen Quarz. Die abgegebenen Ladungsänderungen sind proportional zur Beschleunigung (vgl. [Hesse & Schnell 2008, Seite 166-169]).

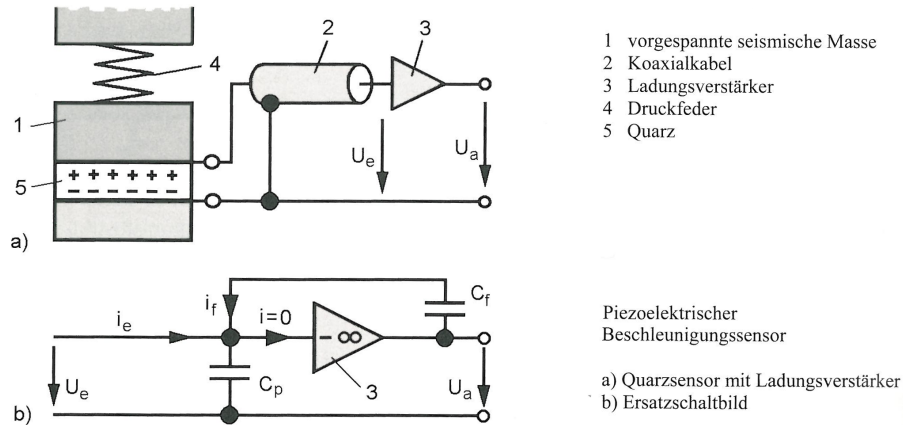


Abbildung 3.6: Piezoelektrischer Beschleunigungssensor [Hesse & Schnell 2008, Seite 168]

Zur Messung der Ladungsänderung wird meistens ein Ladungsverstärker eingesetzt. Es gilt daher:

$$\Delta U_e = \frac{\Delta Q}{C_p} \quad (3.1)$$

Die Verstärkung der Eingangsspannung ΔU_e des invertierenden Verstärkers ist theoretisch unendlich. Das bedeutet: $\Delta U_e = 0$. Falls $i = 0$, sind i_e sowie i_f gleich groß.

Daraus folgt:

$$\begin{aligned}
 U_e &= \frac{\Delta Q}{C_p} = \frac{i_e \cdot \Delta t}{C_p} \quad \text{und} \quad \Delta U_a = \frac{i_f \cdot \Delta t}{C_f} \\
 i_e + i_f &= 0 \Rightarrow \frac{i_e \cdot \Delta t}{C_p} + \frac{i_f \cdot \Delta t}{C_f} = 0 \\
 \frac{\Delta U_a}{\Delta U_e} &= \frac{-C_p}{C_f} \Rightarrow \Delta U_a = \frac{-\Delta U_e \cdot C_p}{C_f} = -\frac{\Delta Q}{C_f}
 \end{aligned} \quad (3.2)$$

Die Erkenntnisse aus den oben stehenden Formeln lauten: Nur der Isolationswiderstand C_f und die Ruhestrome des Verstärkers bestimmen die untere Grenzfrequenz. Eine weitere Möglichkeit bei piezoelektrischen Beschleunigungssensoren besteht insofern, als das Quarzelement selbst die seismische Masse bilden kann (vgl. [Hesse & Schnell 2008, Seite 166-169]).

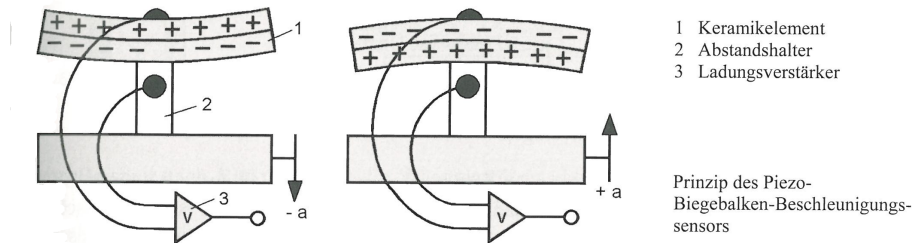


Abbildung 3.7: Biege-Beschleunigungssensor [Hesse & Schnell 2008, Seite 169]

In diesem Fall werden durch das Verbiegen der Quarzplatten elektrische Ladungen abgegriffen und verstärkt. Vorteile dieser Bauart liegen in Größe und Gewicht der Sensoren. Denn mit dieser Methode lassen sich sehr kleine und leichte Beschleunigungssensoren herstellen. Ein weiterer Vorteil besteht in der hohen Auflösung, die mit solchen Systemen erreicht werden kann (vgl. [Hesse & Schnell 2008, Seite 166-169]).

3.2.2 Verwendete Sensoren

Zum Einsatz kamen zwei piezoelektrische Beschleunigungssensoren des Typs *MT-3T* der Firma NIHON KOHDEN CORPORATION (Tokyo, Japan). Die verwendeten Sensoren hatten einen Durchmesser von 23 mm, eine Dicke von 6,5 mm und ein Nettogewicht pro Sensor von drei Gramm.²

² Siehe Abbildungen 3.8 und 3.9.

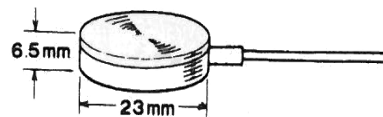


Abbildung 3.8: Abmessung der Sensoren aus dem Datenblatt der Firma NIHON KOHDEN

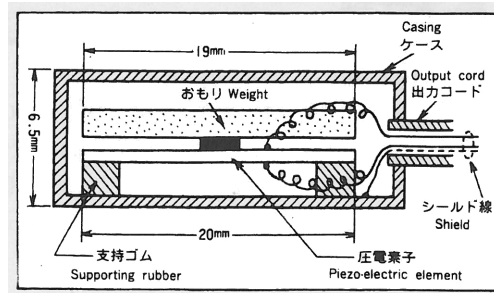


Abbildung 3.9: Aufbau der Sensoren aus dem Datenblatt der Firma NIHON KOHDEN

Laut Datenblatt der Herstellerfirma erzeugen die Sensoren eine Spannung von 100 bis 200 μV bei der Messung der Geräusche am Handballen. Bei einer Beschleunigung von 1 G erreicht man eine Spannung von mindestens 170 mV. Im Datenblatt ist außerdem die Frequenzantwort des Sensors dargestellt. Leider wird die Frequenzantwort im Diagramm nur im Bereich 1 bis 100 Hz dargestellt.³

Die Bilder aus dem Datenblatt des Sensors wurden aus Gründen der besseren Darstellung bearbeitet – der Hintergrund wurde weiß gemacht.

³ Siehe Abbildung 3.10.

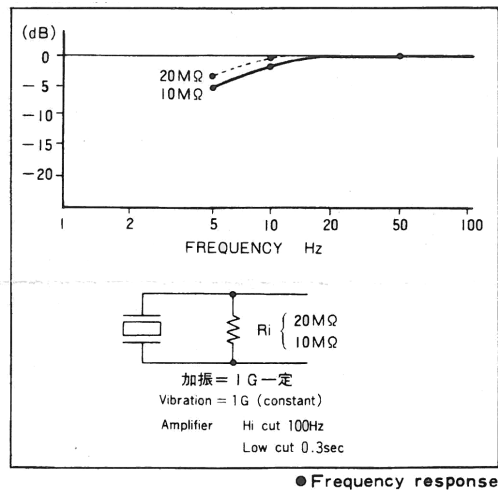


Abbildung 3.10: Frequenzgang der Sensoren aus dem Datenblatt der Firma NIHON KOHDEN

3.3 Soundkarte

Als Soundkarte diente eine externe Soundkarte der Firma Terratec [Terratec 2011, letzte Einsicht am 23.02.2012].

Der Grund für die Wahl einer externen Soundkarte und nicht einer im Aufnahmesystem (PC oder Notebook) eingebauten Soundkarte war jener, dass die Korrekturfaktoren für alle Aufnahmesysteme mit einer externen Soundkarte nur einmal erstellt werden mussten.

Die Soundkarte hatte eine Auflösung von 16 Bit bei 44,1 kHz und 48 kHz. Für die Messungen wurde nur der Mikrofon-Eingang mit einem 3,5-mm-Klinkenstecker benutzt.

Wichtig war, dass bei der externen Soundkarte die Softwareeinstellung *AGC* (Automatic Gain Control, automatische Verstärkungssteuerung) ausgeschaltet wurde, damit immer die am Aufnahmesystem eingestellte Verstärkung ausschlaggebend war.

3.3.1 Korrektur der Einflüsse der Soundkarte

Zur Korrektur der Frequenzkurve der Soundkarte wurden für 21 Frequenzen mit dem Messsystem Aufnahmen erstellt. Folgende Frequenzen wurden gewählt: 20 Hz, 90 Hz, 160 Hz, 270 Hz, 320 Hz, 460 Hz, 540 Hz, 620 Hz, 730 Hz, 840 Hz, 910 Hz, 1 kHz, 2 kHz, 3 kHz, 4 kHz, 5 kHz, 6 kHz, 7 kHz, 8 kHz, 9 kHz und 10 kHz.

Die Verstärkung des Messverstärkers wurde auf den Verstärkungsfaktor 5 gestellt, der Aufnahmepegel der Soundkarte auf 25%. Als Signal wurde beim Frequenzgenerator ein Sinussignal mit einer Amplitude von 120 mV eingestellt. Die aufgenommenen Daten wurden mittels FFT (Fast Fourier Transformation) in den Frequenzbereich transformiert und die Parameter des Maximums (Frequenz und Amplitude) wurden eruiert.

Die Korrekturwerte für die 21 eingestellten Frequenzen wurden mithilfe der am Frequenzgenerator eingestellten Amplitude sowie mit der am Messverstärker gewählten Verstärkung berechnet.

3.4 Aufnahmesystem

Als Aufnahmesystem wurde ein Notebook des Typs *Latitude E6400* der Firma *Dell* verwendet. Als Betriebssystem wurde *Debian GNU/Linux* (Version 6, Testing) verwendet.

3.5 Aufnahmesoftware

Die Software für die Aufnahme der Geräusche aus dem menschlichen, natürlichen Hüftgelenk basiert auf einem Programm, welches im Zuge einer Projektarbeit am Institut für Health Care Engineering an der TU Graz erstellt wurde. Dieses Programm wurde in der grafischen Programmiersprache *LabVIEW* der Firma National Instruments (Austin, Texas, USA) programmiert. *LabVIEW* steht für **L**aboratory **V**irtual **I**nstrumentation **E**ngineering **W**orkbench. Im Zuge dieser Arbeit wurde das

Aufnahmeprogramm überarbeitet und um neue Funktionen erweitert.

Im nachfolgenden Teil werden die Hauptblöcke des Programms erläutert.

3.5.1 Oberfläche des Aufnahmeprogramms

Die Benutzeroberfläche besteht im Groben aus den acht in der Abbildung 3.11 dargestellten Positionen:

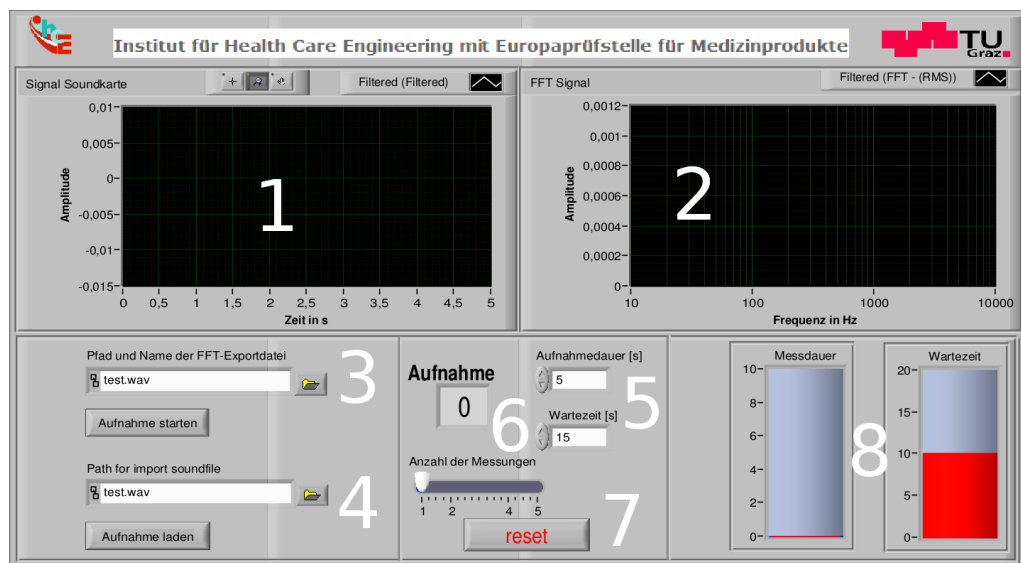


Abbildung 3.11: Oberfläche des Aufnahmeprogramms

1. In diesem Fenster werden die Audiosignale der Messungen angezeigt. Es dient vor allem der Überprüfung, ob die Aufnahme eines Steigversuchs funktioniert hat.
2. In diesem Fenster wird das fouriertransformierte Signal des aufgenommenen Audiosignals dargestellt.
3. Das Eingabefeld dient zur Auswahl des Speicherorts und zur Benennung der Ausgabedatei. Das Ausgabeformat der Datei ist das txt-Format.
4. Bestehende Audiodateien des Typs *wav* können in diesem Feld angegeben und durch den Button *Aufnahme laden* geladen, fouriertransformiert und ausgegeben werden.

5. Die zwei Elemente dienen zur Einstellung der Aufnahmezeit in Sekunden und der Wartezeit in Sekunden zwischen den einzelnen Aufnahmen.
6. Die Anzeige zeigt die Anzahl der bereits durchgeführten Aufnahmen an.
7. Mittels des Buttons wird der Zähler der durchgeführten Messungen (Punkt 6) wieder auf null gesetzt. Falls eine Aufnahme-datei bereits vorhanden ist, wird diese gelöscht.
8. Die zwei Balken dienen der Anzeige der Messdauer und der Wartezeit. Der linke Balken startet von null und läuft bis zu der Zeit, die im oberen Feld *Aufnahmedauer [s]* eingestellt wird. Die Wartezeit zählt vom eingestellten Wert der *Wartezeit [s]* herunter bis null.

Um den Start am Anfang der Messung beziehungsweise nach der Wartezeit zu erleichtern, wird zu Beginn der Messung ein Signalton ausgegeben. Die maximale Anzahl der Versuche kann auf fünf Messversuche eingestellt werden. Dies hat den Sinn, dass zwischen den Messungen von 5 Versuchen eine Pause gemacht werden kann.

3.5.2 Programmteile der Aufnahmesoftware

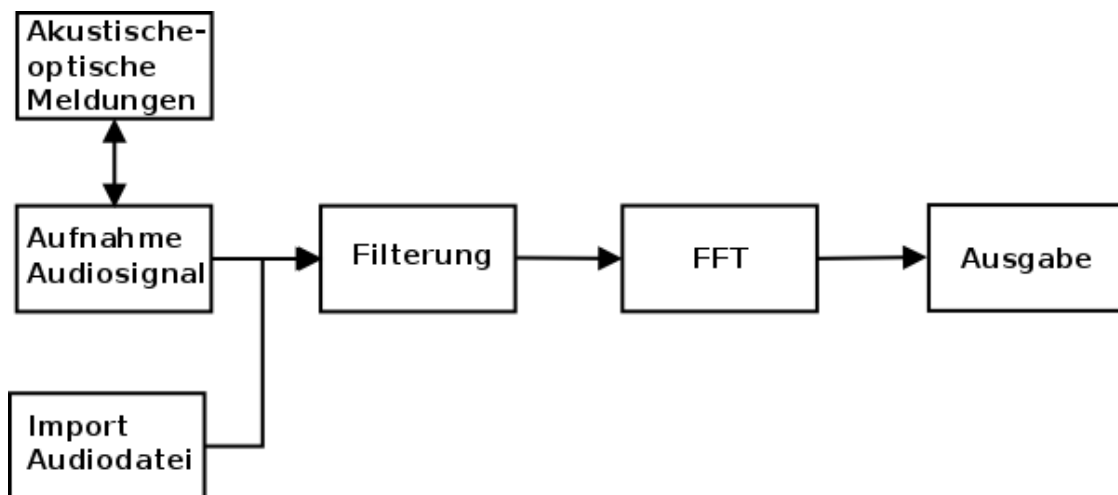


Abbildung 3.12: Programmteile des LabVIEW-Programms

Das oben angeführte Flussdiagramm dient zur Veranschaulichung der Aufnahmesoftware.

Das Programm durchläuft, wie im Flussdiagramm dargestellt, die folgenden Teile:

1. Aufnahme Audiosignal
2. Filterung
3. FFT
4. Ausgabe
5. Import Audiodatei
6. Akustische und optische Meldungen

Ad 1) Aufnahme Audiosignal

Das Audiosignal wird mithilfe des in LabVIEW implementierten Virtuellen Instruments (VI) Audioaufnahme eingelesen und für die weitere Bearbeitung zur Verfügung gestellt. Das vom Messverstärker kommende Audiosignal wird mit einer Abtastrate von 44.100 Hz und einer Auflösung von 16 Bit eingelesen.

Ad 2) Filterung

Das eingelesene Audiosignal durchläuft vier verschiedene Filterstufen. Der Filter im Bereich 5-11.000 Hz wird als Bandpass eingesetzt, um das eingelesene Signal auf den gewählten Frequenzbereich zu begrenzen. Zwei der vier Filter wurden für eventuell benötigte Filterungen eingebaut und wurden daher in dieser Softwareversion als Bandsperren im Bereich 1-2 Hz ausgeführt. Der letzte Filter dient zur Filterung des durch die Netzspannung verursachten 50-Hz-Rauschen. Dieser Filter wurde daher als Bandsperre im Bereich um 50 Hz gewählt.

Ad 3) FFT

Für die Transformation des gefilterten Audiosignals in den Frequenzbereich mittels Fast Fourier Transformation (FFT) wird das in LabVIEW eingebaute VI zur FFT benutzt.

Ad 4) Ausgabe

Das transformierte Signal wird im Format einer Textdatei (*txt*) ausgegeben. Auf Grund des Wertebereichs des transformierten Signals wurden sechs Nachkommastellen für die Abspeicherung gewählt.

Ad 5) Import Audiodatei

Eine weitere Aufgabe des Aufnahmeprogramms ist es, bestehende Audiodateien des Typs *wav* einzulesen. Bei dieser Funktion werden die Punkte 2 bis 4 durchlaufen.

Ad 6) Akustische und optische Meldungen

Um den Probanden beim Steigversuch, wie er in Kapitel 4.3.1 beschrieben ist, zu helfen, diesen koordiniert auszuführen, wurden akustische und optische Meldungen eingebaut, welche den Start sowie das Ende des Steigversuchs wiedergeben.

4 Messkonzept

4.1 Einführung und Hintergrund

Das Ziel des Messkonzeptes ist die Standardisierung der Messungen; das bedeutet, jede Messung soll nach dem im Messkonzept beschriebenen Ablauf erfolgen. Beginnend bei der Versuchsplanung mit der Probandenidentifikation (Anonymisierung der Probanden), über die Festlegung der Datenstruktur bis hin zur Befestigung des Sensors am Probanden und der Aufnahme der Signale werden alle Schritte genau beschrieben.

4.2 Versuchsplanung

4.2.1 Probandenidentifikation

Der erste Punkt der Versuchsplanung besteht in der Identifikation der Probanden.

Um bei den durchzuführenden Messungen und Auswertungen einerseits die Anonymität der Probanden zu gewährleisten, andererseits aber nachträglich bestimmen zu können, wem eine bestimmte Messung zuzuordnen ist, wird den Probanden eine fortlaufende Nummer zugeteilt. Der niedrigste zu vergebende Wert ergibt sich aus den bisher durchgeführten Messungen. Im vorliegenden Fall setzt sich die Identifikationsnummer der Probanden aus dem Buchstaben **P** und der fortlaufenden Nummer, beginnend mit **01**, zusammen.

Um Daten des Probanden zu sichern, werden diese in einer txt-Datei abgelegt. Zu diesen Daten gehören Alter, Geschlecht, Beruf/Tätigkeit sowie sportliche Aktivitäten. Einige dieser Parameter wie beispielsweise das Alter werden für die Auswertung der

gemessenen Daten benötigt. Der ausgeübte Beruf sowie die sportliche Aktivität der Probanden werden aus dem Grund dokumentiert, da diese Parameter Einfluss auf das Hüftgelenk haben können.

4.2.2 Datenstruktur

Um die Reihenfolge der Messungen festzuhalten, wird der Dateiname der Ausgabedatei in einem speziellen Format abgespeichert. Der Dateiname einer Probanden-Messdatei setzt sich aus den folgenden Kürzeln zusammen:

- **FFT**: FFT steht für die Abkürzung *Fast Fourier Transformation*. Diese Abkürzung wurde gewählt, da die Ausgabedaten fouriertransformiert sind.
- **Vxx**: V steht für das Wort Verstärkung. Die Buchstabenkombination xx gibt die am Messverstärker eingestellte Verstärkungsstufe wieder.
- **Pxx**: P steht für die Verstärkung der Soundkarte. Die Buchstabenkombination xx gibt auch in diesem Fall die Verstärkungsstufe an. Diese kann zwischen 0% und 100% liegen.
- **belastet** oder **unbelastet**: *belastet* gibt an, dass die Messung mit dem zusätzlichen Gewicht am Rücken durchgeführt wurde, *unbelastet* gibt an, dass kein zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden befestigt wurde.
- **JJJJMMTT**: JJJJMMTT gibt das Aufnahmedatum an. Das Aufnahmedatum wird im Format Jahr (4-stellig), Monat (2-stellig) und Tag (2-stellig) angegeben.
- **MessungX**: Das X in dieser Kombination gibt die Messung des Probanden an, die durchgeführt wird.

Als Beispiel für den Aufbau des Dateinamens wird hier die zweite, unbelastete Messung des Probanden 6 dargestellt. Die am Messverstärker eingestellte Verstärkung beträgt 10, die Verstärkungsstufe des Aufnahmемikrofons beträgt 50%. Dateiname: **FFT_V10_P50_unbelastet_20110305_Messung2**.

4.3 Versuchsdurchführung

4.3.1 Steigversuch

Ein Ziel dieser Arbeit ist es, Geräusche und Vibrationen aus dem Hüftgelenk aufzunehmen. Diese entstehen bei Belastung von zwei Objekten. Bei der Bewegung eines Menschen, zum Beispiel durch Gehen, bewegt sich der Oberschenkelkopf in der Hüftgelenkspfanne, was zu Geräuschen und daraus folgend zu Vibrationen führt (vgl. [Glaser et al. 2010]).

Paul beschreibt, dass bei schnellem Gehen das größte Körpergewicht auf dem Hüftgelenk lastet – und zwar das 7,6-fache Körpergewicht. Da schnelles Gehen aufgrund der Geschwindigkeit schwerer zu standardisieren ist, wird in der vorliegenden Arbeit das Treppensteigen als Bewegung nachempfunden. Die Kraft, die beim Treppensteigen auf das Hüftgelenk drückt, liegt beim Aufsteigen laut *Paul* beim 7,2-Fachen des Körpergewichtes und beim Absteigen beim 7,1-Fachen Körpergewicht (vgl. [Paul 1976]). Auch *Crowninshield et al.* bestätigen ähnliche Werte (vgl. [Crowninshield et al. 1978]).

In der Annahme, dass eine zusätzliche Belastung durch ein am Rücken aufgenommenes Gewicht eine höhere Signalamplitude erzeugt, wird den Probanden zusätzlich ein Rucksack mit einem Gewicht von 15 kg angelegt. Durch das Anlegen des zusätzlichen Gewichts soll ein Unterschied zwischen den aufgenommenen Signalen mit der zusätzlichen Belastung und den Signalen ohne Belastung ersichtlich werden.

4.3.2 Vorbereitung des Probanden

Zur Vorbereitung wird dem Probanden der Inhalt der Arbeit dargelegt. Ihm wird auch der genaue Ablauf der Messung erklärt. Die wichtigsten Punkte sind der Steigversuch, die Positionierung des Sensors sowie der Ablauf der Messungen.

Im Steigversuch wird das Treppensteigen nachempfunden, da – wie bereits beschrieben – ein hohes Vielfaches des Körpergewichtes auf das Hüftgelenk wirkt. Der Steigversuch kann in drei Teile aufgeteilt werden: in den Aufstieg, die Standphase und den Abstieg.

Bei der Messung der Vibrationen im rechten Hüftgelenk muss der Proband zuerst mit dem rechten Fuß auf einen Schemel steigen. Der Proband stemmt sich in die Höhe und stellt sich dann mit dem linken Fuß auf den Schemel. Dieser Teil kann als Standphase bezeichnet werden, da der Proband sich für kurze Zeit stehend auf dem Schemel befindet. Beim Abstieg wird zuerst der linke Fuß auf dem Boden aufgesetzt. Das anschließende Aufsetzen des rechten Fußes auf dem Boden beendet den kompletten Steigversuch.

Ein weiterer, für den Probanden wichtiger Vorbereitungspunkt ist die Befestigung des Sensors am Körper. Der Sensor muss an eine Position reproduzierbar aufgeklebt werden, an der die Signale leicht aufgenommen werden können, um die Messung nicht von der Positionierung des Sensors abhängig zu machen. Der Sensor wird daher in der Nähe des Darmbeinstachels, ca. zwei Fingerbreit unterhalb des vorderen Darmbeinstachels, aufgeklebt. Diese Position wird auch wegen der meist geringen Dicke des darunterliegenden Gewebes gewählt (vgl. [Glaser et al. 2010]).

Der wichtigste Teil der Vorbereitung des Probanden ist die Erklärung des genauen Messablaufs. Nach der Inbetriebnahme der Messgeräte und der Verkabelung mit dem Probanden muss zu Beginn ein Vorversuch zur Bestimmung der richtigen Verstärkung am Messverstärker gemacht werden. Nach erfolgreicher Beendigung des Vorversuchs kann mit der eigentlichen Messung begonnen werden.

4.3.3 Vorbereitung des Messsystems

Vor Beginn des Vorversuchs, der dem Einstellen der für den Probanden passenden Verstärkung am Messverstärker dient, muss das gesamte Messsystem vorbereitet werden. Dazu gehören die Kontrolle der Batterien, das Verkabeln des Messsystems sowie das Starten des Messaufnahmesystems. Zuerst werden die Batterien eingelegt, dann wird der Schalter für die Stromversorgung in die Position *Batterie* gebracht. Nun kann an der Vorderseite mithilfe der eingebauten Batterieüberwachung der Stand der eingelegten Batterien überprüft werden. Bei Anzeige einer oder mehrerer LED sind die betreffenden Batterien auszutauschen.

Das Messsystem besteht – wie in Kapitel 3.1 beschrieben – aus dem Messverstärker, der Aufnahmeeinheit (Soundkarte), dem Aufnahmegerät (Notebook) und dem Sensor.

Alle Systemteile müssen nun miteinander verkabelt werden, die Verstärkung am Messverstärker wird standardmäßig auf 10 gesetzt und der Aufnahmepegel der Soundkarte wird auf 50% eingestellt.

Im Betriebssystem muss der Aufnahmepegel für die Soundkarte geprüft werden. Falls die Soundkarte die Option AGC (Automatic Gain Control) besitzt, ist diese Option auszuschalten, da ansonsten die Verstärkung der Soundkarte automatisch durch das Betriebssystem geregelt wird.

4.3.4 Vorversuch

Um die für den Probanden richtige Verstärkung am Messverstärker zu finden sowie dem Probanden einige Probeversuche zu ermöglichen, wird der Vorversuch durchgeführt. Im Vorversuch soll der Proband ein Gefühl für den Ablauf des Steigversuchs bekommen, um in der eigentlichen Messung Probleme zu vermeiden. Beim Probanden wird der Sensor – wie unter 4.3.2 beschrieben – befestigt.

Um den für den Probanden richtigen Verstärkungsfaktor am Messverstärker einzustellen, muss der Proband einige Steigversuche (ohne zusätzliches Gewicht am Rücken) absolvieren. Ist das Audiosignal deutlich vom Rauschen zu unterscheiden, kann die Verstärkung auf dem eingestellten Faktor 10 belassen werden, ansonsten wird die Verstärkung auf den Faktor 50 gestellt. Bei Probanden, die ein höheres Fettgewebe an der Befestigungsposition des Sensors haben, wird die Verstärkung standardmäßig auf 50 gestellt.

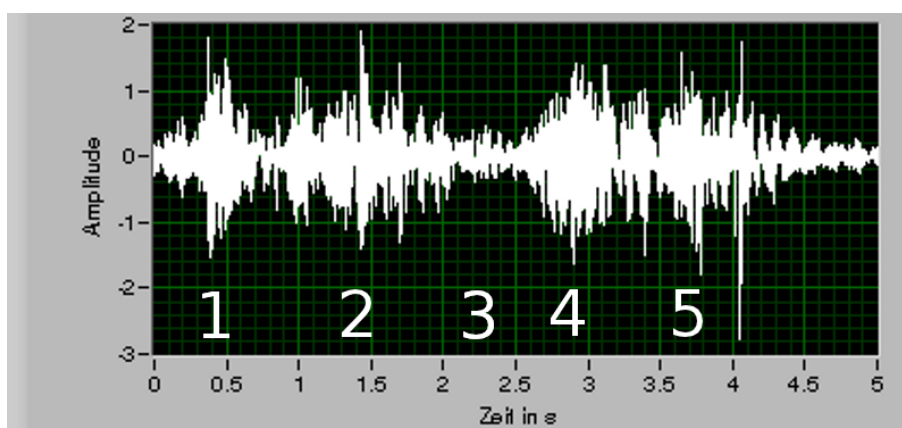


Abbildung 4.1: Sichtbare Bewegungsphasen im Audiosignal

Ein Audiosignal setzt sich deutlich vom Rauschen ab, wenn die einzelnen Bewegungsabläufe wie in Abbildung 4.1 (Anheben des Beines [1], Aufstieg [2], Standphase [3], Abstieg [4], Senken des Beines [5]) gut sichtbar sind.

4.3.5 Ablauf des Versuchs

Nachdem der Vorversuch erfolgreich abgeschlossen wurde, kann mit der eigentlichen Messung begonnen werden. Der Proband muss 20 Steigversuche in vier Fünferblöcken jeweils mit und ohne Rucksack absolvieren. Die standardmäßig eingestellte Messdauer beträgt fünf Sekunden. In dieser Zeit muss der Proband einen kompletten Steigversuch – wie unter 4.3.1 beschrieben – durchführen. Die einstellbare Wartezeit zwischen zwei Steigversuchen wird in der vorliegenden Arbeit standardmäßig auf sieben Sekunden gestellt.

Die Steigversuche werden zuerst immer mit dem zusätzlichen Gewicht am Rücken durchgeführt. Nach der Beendigung der ersten 20 Steigversuche mit dem zusätzlichen Gewicht am Rücken soll der Proband sich für ca. zehn Minuten ausruhen (bei Personen mit körperlichen Beschwerden soll die Ruhezeit verlängert werden), um das Hüftgelenk zu entlasten. Danach werden wieder 20 Steigversuche in je vier Fünferblöcken ohne zusätzliches Gewicht am Rücken durchgeführt.

Nach der Beendigung einer Messung soll der Proband eine mindestens 30-minütige Pause vor der nächsten Messung einlegen, falls am selben Tag mehrere Messungen vorgenommen werden, da eine komplette Messreihe aus je fünf Messungen mit zusätzlichem und ohne zusätzliches Gewicht besteht.



Abbildung 4.2: Steigversuch ohne zusätzliches Gewicht am Rücken

5 Messung

Das in dieser Arbeit untersuchte Probandenkollektiv umfasste 18 Probanden, die für die Messungen zur Verfügung stehen sollten.⁴ Das Alter der Probanden liegt einer Altersspanne von 21 bis 64 Jahren. Die Messungen an den Probanden sollten, falls möglich, an mehreren Tagen vorgenommen werden, um eine Verhinderung systematischer Einflüsse zwischen den Messungen (Position des Sensors, Verfassung des Probanden) zu gewährleisten.

Wie im Kapitel 4 beschrieben, besteht eine komplette Messung aus fünf Messungen mit 20 Steigversuchen mit zusätzlichem Gewicht sowie aus fünf Messungen mit 20 Steigversuchen ohne zusätzliches Gewicht. In Summe muss ein Proband also 200 Steigversuche absolvieren.

5.1 Probanden

In der nachstehenden Tabelle werden die einzelnen Probanden mit Alter, Geschlecht, Datum der Messung, Anzahl der Messungen und mit Sensorentyp dargestellt. Im Laufe der Messungen wurden insgesamt zwei Sensoren in drei Ausführungen benutzt, da ein Sensor durch die Reparatur eine Dämpfung in der Amplitude aufwies.

⁴ Die ursprüngliche Anzahl der Probanden (20) verringerte sich um zwei Personen, da sich dieser beiden Wohnort letztlich zu weit entfernt vom Ausführungsort der vorliegenden Aufgabenstellung befand. Diese Tatsache spiegelt sich auch in der Nummerierung der Tabellen wider, die ab Tabelle A.6 nicht mehr mit der Probandennummer übereinstimmt.

Tabelle 5.1: Zusammenfassung der Probanden

Probanden-ID	Alter	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht
01	32	5/5
02	62	5/5
03	52	4/4
04	21	5/5
05	30	5/5
06	28	5/5
09	64	5/5
10	21	5/5
11	21	5/5
12	36	5/5
13	28	5/5
14	61	5/5
15	32	5/4
16	30	5/5
17	53	5/5
18	58	5/5
19	26	5/5
20	21	5/5

Die in dieser Arbeit verwendeten Sensoren wurden mit der Kurzbezeichnung S1, S2 und S3 benannt. Mit dem Sensor S1 wurden die ersten Messungen durchgeführt. Im Zuge einiger Messungen hatte dieser öfter Ausfälle und wurde gegen den Sensor S2 getauscht. Da sich die Sensoren S1 und S2 von ihrer Charakteristik (Dämpfung und Frequenzgang) nicht unterschieden, wurden die mit dem Sensor S1 durchgeführten Messungen nicht mit dem Sensor S2 wiederholt. Beim Sensor S2 traten nach einigen Messungen Probleme auf, da sich der Aufnehmer vom Gehäuse löste. Durch eine Reparatur (Ankleben des Aufnehmers an das Gehäuse) erhöhte sich die Dämpfung der Amplitude. Der Sensor wurde nach der Reparatur mit S3 bezeichnet. Durch die Erhöhung der Dämpfung und somit durch eine Verringerung der Amplitude wurde bei den Probanden, die mit dem Sensor S3 gemessen wurden, die Verstärkung des Messverstärkers auf 50 gestellt.⁵

Die Messungen wurden am rechten Hüftgelenk mit zusätzlicher und ohne zusätzliche Belastung am Rücken durch den mit 15 kg bestückten Rucksack durchgeführt.

⁵ Siehe Anhang, Kapitel A.1

Beim Probanden 03 in der Tabelle 5.1 konnten aus gesundheitlichen Gründen nur vier komplette Messungen durchgeführt werden. Bei der dritten Messung des Probanden 15 (Tabelle 5.1 und Tabelle A.13) ohne zusätzliches Gewicht am Rücken ist ein Fehler im Aufnahmesystem aufgetreten. Daher gibt es bei diesem Probanden fünf komplette Messungen mit zusätzlichem Gewicht, aber nur vier komplette Messungen ohne zusätzliches Gewicht am Rücken.

6 Methoden der Auswertung

6.1 Vorbereitung zur Auswertung der aufgenommenen Signale

Um die aufgenommenen Signale auswerten zu können, mussten die mit dem Aufnahmeprogramm abgespeicherten Daten einige in MATLAB (MathWorks, Natick, Massachusetts, USA) erstellte Programme und Skripts durchlaufen.

Im folgenden Flussdiagramm werden die Hauptfunktionen dargestellt.

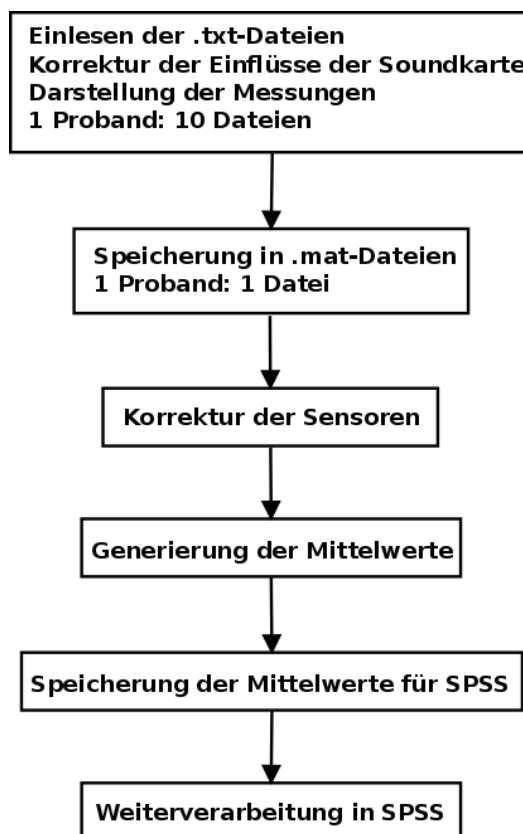


Abbildung 6.1: Flussdiagramm der Datenaufbereitung in Matlab

Ad Einlesen der .txt-Dateien

Im ersten Schritt wurden jeweils eine Messung (eine Messung setzte sich aus bis zu 20 Steigversuchen zusammen) mit zusätzlichem Gewicht sowie eine Messung ohne zusätzliches Gewicht in ein in MATLAB erstelltes Programm geladen. In diesem Programm wurden die unter Kapitel 3.3.1 erstellten Korrekturdaten auf die eingelesenen Daten angewandt. Außerdem wurden die Steigversuche zu einem Datensatz gemittelt. Die Ausgabe dieses Programms waren eine Darstellung der eingelesenen Messungen sowie die korrigierten Messdaten.

Ad Speicherung der Daten in .mat-Dateien

Die im ersten Schritt ausgegebenen Daten wurden nun in das Datei-Format von MATLAB (*.mat*) abgespeichert. Zum Zeitpunkt des Einlesens der txt-Dateien bestand der komplette Datensatz eines Probanden aus bis zu zehn einzelnen Dateien, welche sich aus jeweils bis zu 5 Dateien mit Messungen mit zusätzlichem Gewicht und bis zu 5 Messungen ohne zusätzliches Gewicht zusammensetzten. Bei der Speicherung in das mat-Format wurden die Messungen eines Probanden in eine Datei zusammengefasst.

Ad Korrektur der Sensoren

In diesem Punkt wurden die Daten von den Einflüssen der verschiedenen Sensoren (siehe Kapitel 5.1) befreit.

Ad Generierung der Mittelwerte

Die Mittelwerte in den verschiedenen Frequenzbereichen (10-100 Hz, 10-500 Hz, 10-1.000 Hz und 100-500 Hz) wurden in MATLAB generiert. Dazu wurden für jede Messung eines Probanden die korrigierten Daten zu einem Mittelwert zusammengefasst.

Ad Speicherung der Mittelwerte für SPSS

Die Funktion *save4spss* wurde zur Abspeicherung der MATLAB-Daten in das SPSS-Format benötigt. Dieses Programm wandelte die übergebenen Daten in das für SPSS (International Business Machines Corp., Armonk, New York, USA) lesbare Format *.dat/.txt* um und legte weiters die für SPSS benötigte Syntaxdatei an [Schleicher 2005].

Ad Weiterverarbeitung in SPSS

Ab diesem Zeitpunkt können die gewonnenen Daten einfach in das Statistikprogramm SPSS eingelesen und ausgewertet werden.

6.2 Visuelle Auswertung

Die korrigierten und gemittelten Messungen wurden dargestellt, um die Messungen visuell zu vergleichen. Dabei wurden die Frequenzbereiche 10-100 Hz, 10-500 Hz, 10-1.000 Hz und 100-500 Hz gewählt.

Aufgrund der Arbeit von *Reddy et al.* im Jahr 1995 wurde der Frequenzbereich 100-500 Hz in die vorliegende Arbeit einbezogen. Dort wurde der Frequenzbereich 100-500 Hz verwendet, da unterhalb von 100 Hz keine signifikanten Änderungen des Signals aufgetreten sind. In dieser Arbeit liegt die höchste Leistung im Bereich 10-100 Hz, was in den Leistungsdichtespektren (Abbildungen 7.9 und 7.10) deutlich sichtbar ist (vgl. [Reddy et al. 1995]).

Die visuelle Auswertung diente neben der Prüfung der Reproduzierbarkeit auch dem Erkennen von Unterschieden zwischen den Messungen mit bzw. ohne zusätzliches Gewicht.

Zur visuellen Auswertung wurden spezielle Datenpunkte (Frequenzen) herangezogen. So wurden die Startpunkte, Steigungen und Gefälle untereinander verglichen, um eine Ähnlichkeit zu bestimmen.

6.3 Vergleiche der Signalmittelwerte

Für jeden Probanden wurden die durchgeführten Messungen mit dem Gewicht am Rücken mit den Messungen ohne Gewicht am Rücken verglichen. Die bereits gemittelten Datensätze für jede Messung mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden wurden für diese Berechnung verwendet. Diese Mittelwerte wurden für die Frequenzbereiche 10-100 Hz, 10-500 Hz, 10-1.000 Hz und 100-500 Hz gebildet.

Zum Vergleiche der Signalmittelwerte wurde das Verhältnis der Signalmittelwerte betrachtet.

Das Verhältnis der Mittelwerte wird aus Gründen der Einfachheit als Prozentwert berechnet. Dadurch ist es gut ersichtlich, welche Art der Messung höhere Mittelwerte erzielt.

6.4 Statistische Auswertung

Reddy et al. verwenden als statistisches Verfahren zur Auswertung der Ergebnisse die Varianzanalyse (ANOVA), den Student-Newman-Keuls-Test und den Student-T-Test (vgl. [Reddy et al. 1995]). *Untersteiner* stellt dar, dass der angedachte T-Test nur für normalverteilte Daten durchgeführt werden darf (vgl. [Untersteiner 2007, S. 138]). Die Tests dieser Daten auf Normalverteilung mit Hilfe des Kolmogorov-Smirnov-Test im Statistikprogramm SPSS fallen hingegen negativ aus (siehe Kapitel 7.3.1).

In Anlehnung an *Untersteiner* wurden zur statistischen Auswertung folgende Tests herangezogen:

- *Wilcoxon-Test* für die Untersuchung der Unterschiede zwischen den Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht
- *Kruskal-Wallis-H-Test* für die Untersuchungen, ob Unterschiede in verschiedenen Altersgruppen ersichtlich sind

6.4.1 Berechnung der Klassenbreite für die Altersgruppen

Als Methode für die Einteilung der Altersgruppen wurde die Einteilung der Klassenbreiten nach *Scott* gewählt, wobei σ die Standardabweichung darstellt und n die Anzahl der Probanden (vgl. [Scott 1979]):

$$h = \frac{3,49 * \sigma}{\sqrt[3]{n}} \quad (6.1)$$

6.4.2 Statistische Unterschiede zwischen den Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht

Die Untersuchung, ob Unterschiede zwischen den Messungen mit sowie ohne zusätzliches Gewicht auftreten, wurde mit dem Wilcoxon-Test durchgeführt. Dieser Test ist laut *Sachs und Hedderich* der optimale Test für den Vergleich zweier verbundener Stichproben bei nicht normalverteilten Differenzen (vgl. [Sachs & Hedderich 2006, S. 400]).

Der Test erlaubt die Prüfung, ob die Differenzen paarig angeordneter Daten symmetrisch mit dem Median gleich null verteilt sind. Die Nullhypothese H_0 besagt somit, dass die Paare aus derselben Grundgesamtheit stammen (vgl. [Sachs & Hedderich 2006, S. 400]).

Die Nullhypothese H_0 wird wie folgend definiert: Der Median der Differenz der Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht ist null.

H_0 wird abgelehnt, falls die Grundgesamtheit nicht symmetrisch in Bezug auf den Median ist, das heißt, dass der Median der Differenzen ungleich null ist ($\tilde{\mu} \neq 0$) oder die beiden Stichproben zu unterschiedlichen Verteilungen gehören.

Abgesehen von Paaren mit gleichen Einzelwerten werden für die restlichen n Wertepaare die Differenzen $d_i = x_{i1} - x_{i2}$ gebildet. Die absoluten Beträge $|d_i|$ werden anschließend in eine ansteigende Rangfolge gebracht: Der kleinste Betrag erhält die Rangzahl 1, der größte Betrag die Rangzahl n . Bei gleich großen Beträgen wird eine gemittelte Rangzahl vergeben. Jede Rangzahl wird mit dem Vermerk des Vorzeichens der Differenz bestückt. Anschließend werden die Summen der positiven und negativen Rangzahlen (\hat{R}_p und \hat{R}_n) gebildet. Als Kontrolle muss folgende Gleichung erfüllt sein:

$$\hat{R}_p + \hat{R}_n = n(n + 1)/2 \quad (6.2)$$

Als Testgröße wird die kleinere Rangsumme $\hat{R} = \min(\hat{R}_p, \hat{R}_n)$ verwendet. Die Nullhypothese H_0 wird verworfen, wenn der berechnete Wert für \hat{R} kleiner oder gleich dem kritischen Wert $R(n; \alpha)$ ist.

Für $n > 25$ gilt die Approximation

$$R(n; \alpha) = \frac{n(n+1)}{4} - z \cdot \sqrt{\frac{1}{24}n(n+1)(2n+1)} \quad (6.3)$$

Geeignete Werte für z werden aus den Quartilen der Standardnormalverteilung abgeleitet (vgl. [Sachs & Hedderich 2006, S. 400f]).

6.4.3 Statistische Unterschiede zwischen den Messungen in den Altersgruppen

Die Überprüfung auf Unterschiede zwischen den drei Altersgruppen wurde mit dem Kruskal-Wallis-H-Test durchgeführt. Laut *Sachs und Hedderich* ist der H-Test eine Verallgemeinerung des U-Tests und prüft, ob die k -Stichproben derselben Grundgesamtheit entstammen (vgl. [Sachs & Hedderich 2006, S. 442]).

Die Nullhypothese H_0 lautet bei dieser Auswertung, dass die Verteilung der Messungen über die Altersgruppen gleich ist.

Ist die Prüfgröße \hat{H} größer als der kritische Wert $\chi^2_{k-1; \alpha}$ (siehe Tabelle A.19), wird die Nullhypothese verworfen und es wird angenommen, dass sich die Messungen in den Altersgruppen unterscheiden (vgl. [Sachs & Hedderich 2006, S. 442]).

Die Auswertung der Unterschiede in den Altersgruppen wurde für alle drei Altersgruppen in den Frequenzbereichen 10-100 Hz, 10-500 Hz, 10-1.000 Hz und 100-500 Hz, jeweils für die Messungen mit zusätzlichem Gewicht sowie für die Messungen ohne zusätzliches Gewicht durchgeführt.

Die $n = \sum_{i=1}^k n_i$ Zufallsstichproben von Messwerten mit den Umfängen n_1, n_2, \dots, n_k aus umfangreichen Grundgesamtheiten werden der Größe nach aufsteigend geordnet und wie in Kapitel 6.4.2 mit den Rängen $1, \dots, n$ versehen. Anschließend wird aus den Rängen der i -ten Stichprobe die Summe R_i gebildet. Die Prüfgröße lässt sich dadurch wie folgt berechnen:

$$\hat{H} = \left[\frac{12}{n(n+1)} \right] \cdot \left[\sum_{i=1}^k \frac{R_i^2}{n_i} \right] - 3(n+1) \quad (6.4)$$

Zur Kontrolle der Rangsummen R_i kann die Beziehung

$$\sum_{i=1}^k R_i = n(n+1)/2 \quad (6.5)$$

benutzt werden (vgl. [Sachs & Hedderich 2006, S. 442]).

7 Auswertung

7.1 Visuelle Auswertung

In den Abbildungen 7.1, 7.2, 7.3 und 7.4 sind die korrigierten und gemittelten Messdaten des Probanden P06 in den Frequenzbereichen 10-100 Hz, 10-500 Hz, 10-1.000 Hz und 100-500 Hz dargestellt. In den Abbildungen 7.5, 7.6, 7.7 und 7.8 sind die gemittelten Kurven des Probanden P11 in den Frequenzbereichen 10-100 Hz, 10-500 Hz, 10-1.000 Hz und 100-500 Hz dargestellt.

Die Leistungsdichtespektren der korrigierten und gemittelten Messdaten des Probanden P09 im Frequenzbereich 10-1.000 Hz mit und ohne zusätzliches Gewicht sind in den Abbildungen 7.9 und 7.10 dargestellt.

Es ist deutlich sichtbar, dass nach der 50-Hz-Filterung die Messungen, ausgenommen Ausreißer, bei beiden Probanden sehr eng beieinander lagen. In dem Frequenzbereich von 100-500 Hz (siehe Abbildungen 7.4 und 7.8), den *Reddy et al.* im Jahr 1995 beschreiben, weisen vorliegende Messungen optisch keine Unterschiede zwischen den Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht auf.

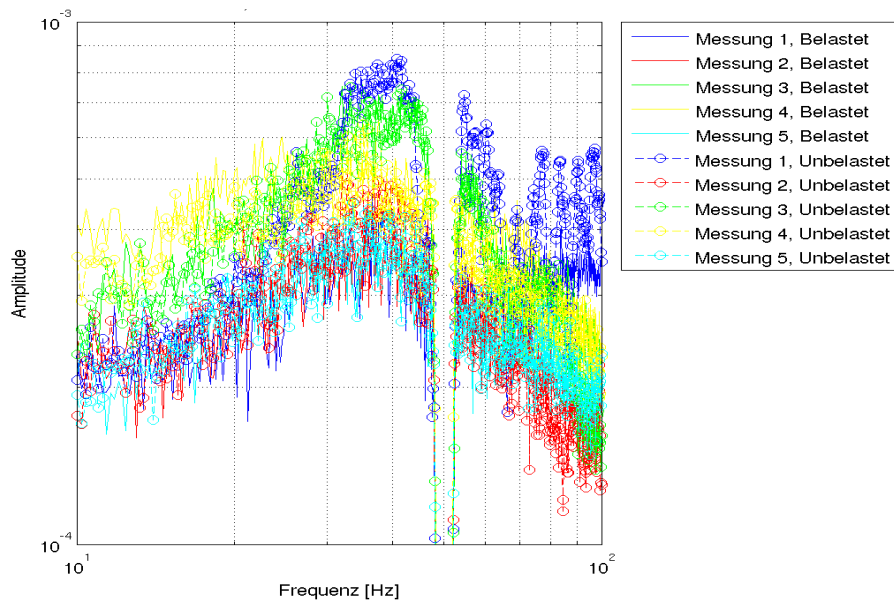


Abbildung 7.1: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P06, 10-100 Hz

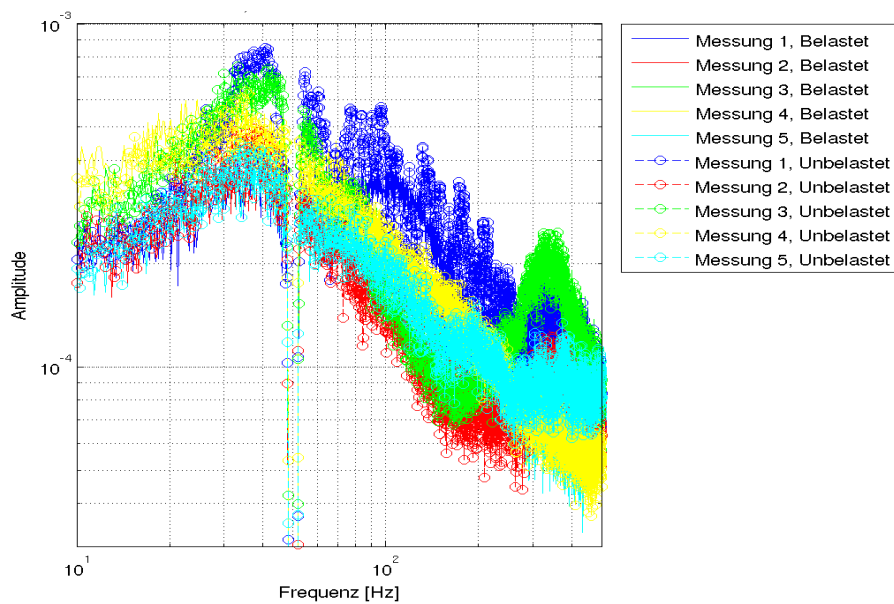


Abbildung 7.2: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P06, 10-500 Hz

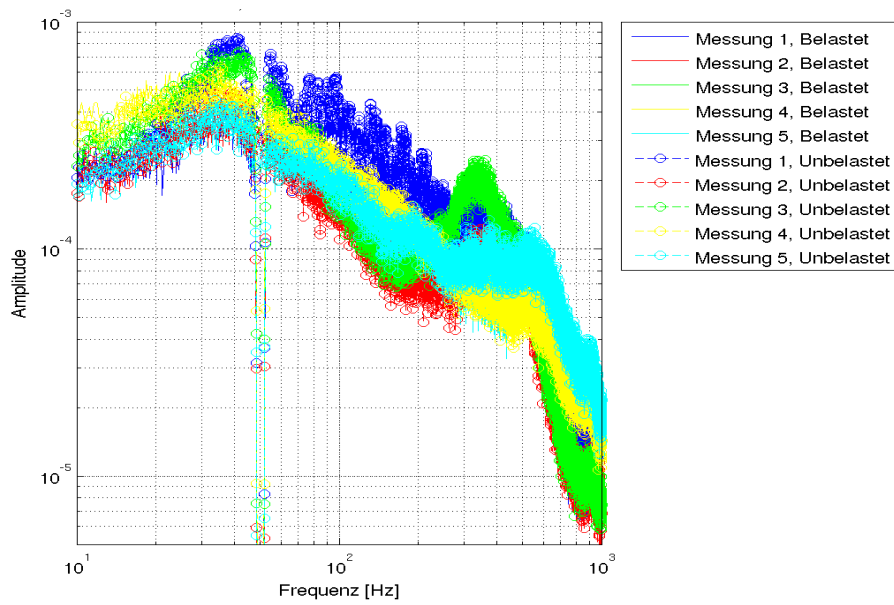


Abbildung 7.3: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P06, 10-1.000 Hz

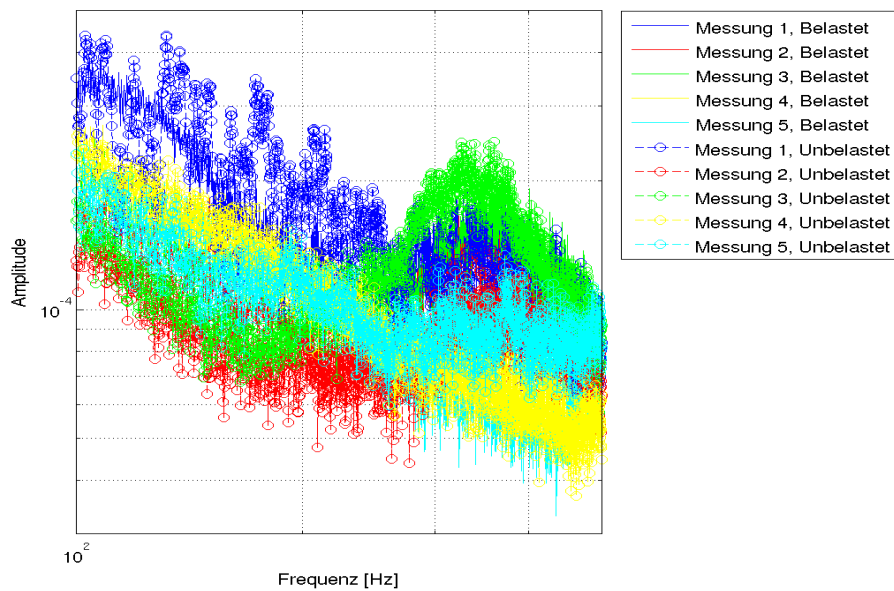


Abbildung 7.4: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P06, 100-500 Hz

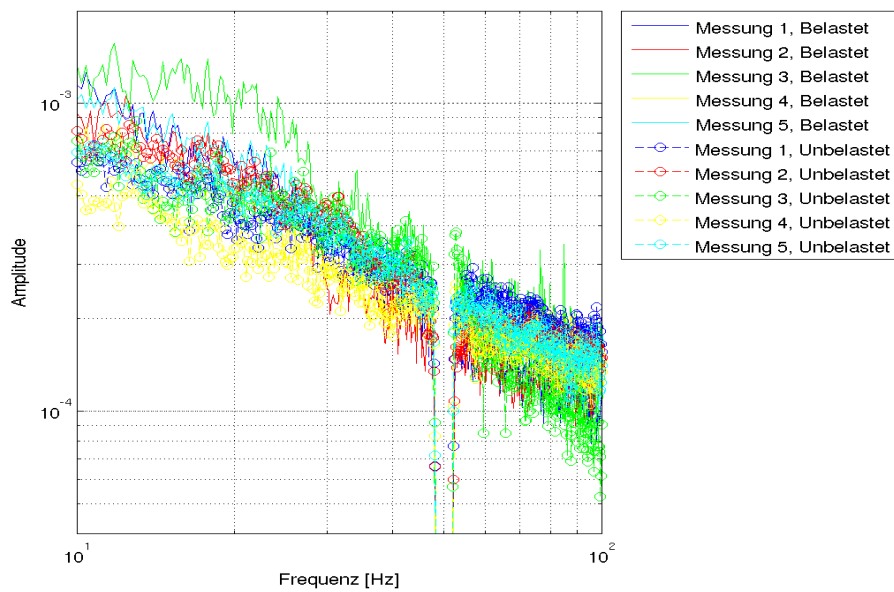


Abbildung 7.5: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P11, 10-100 Hz

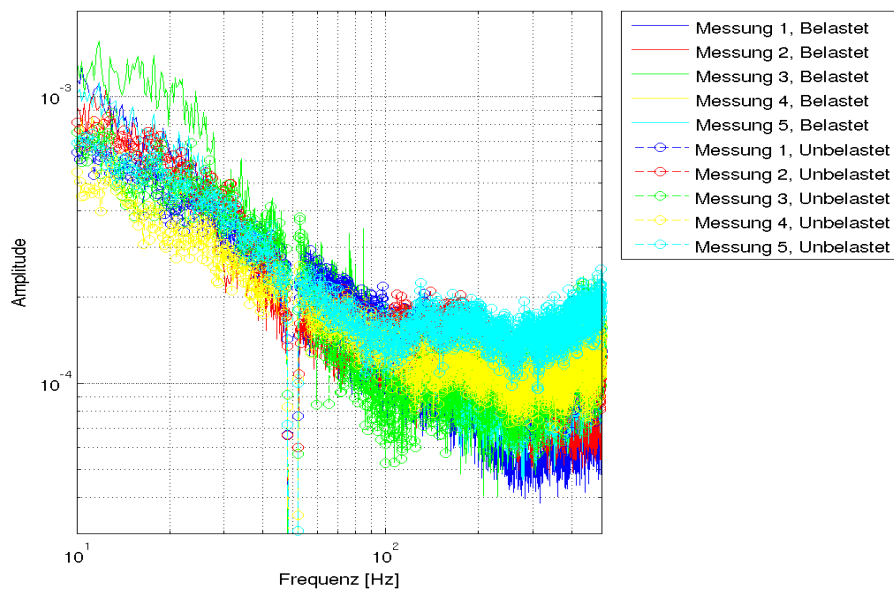


Abbildung 7.6: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P11, 10-500 Hz

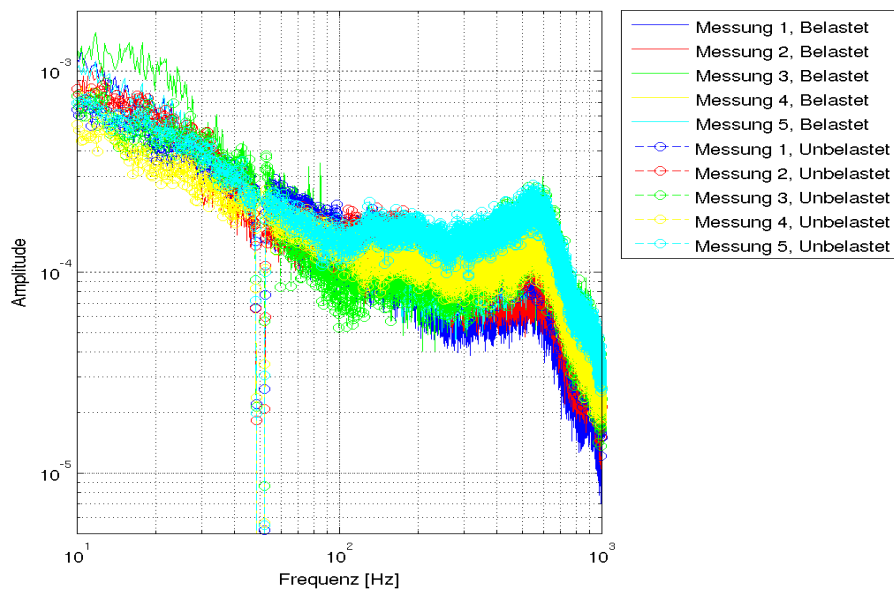


Abbildung 7.7: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P11, 10-1.000 Hz

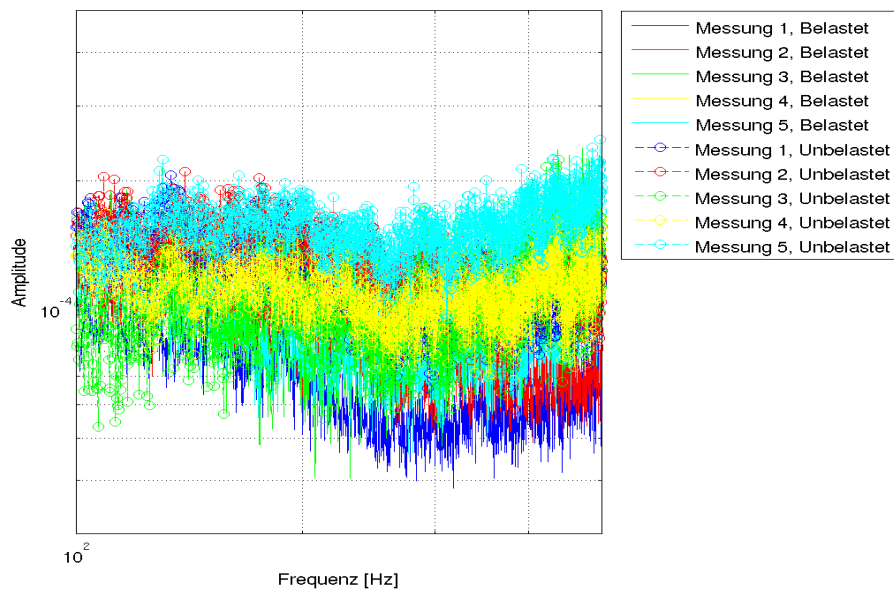


Abbildung 7.8: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P11, 100-500 Hz

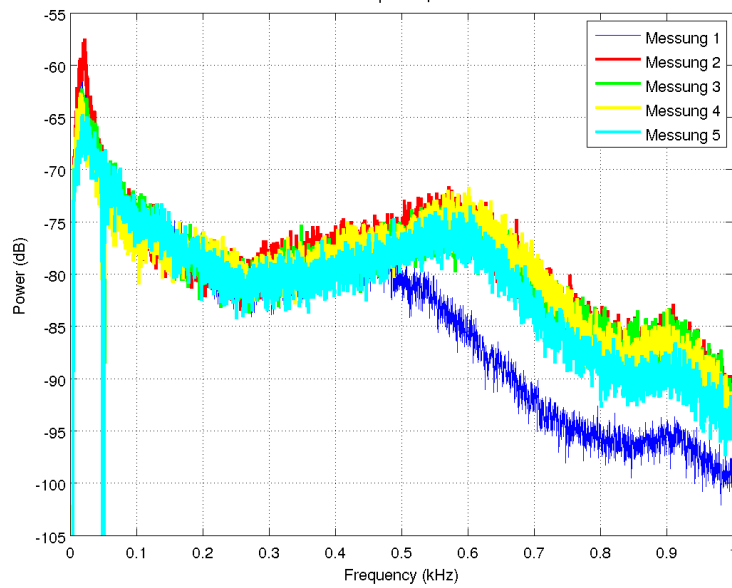


Abbildung 7.9: Leistungsdichtespektrum der Messung mit zusätzlichem Gewicht, Proband P09,

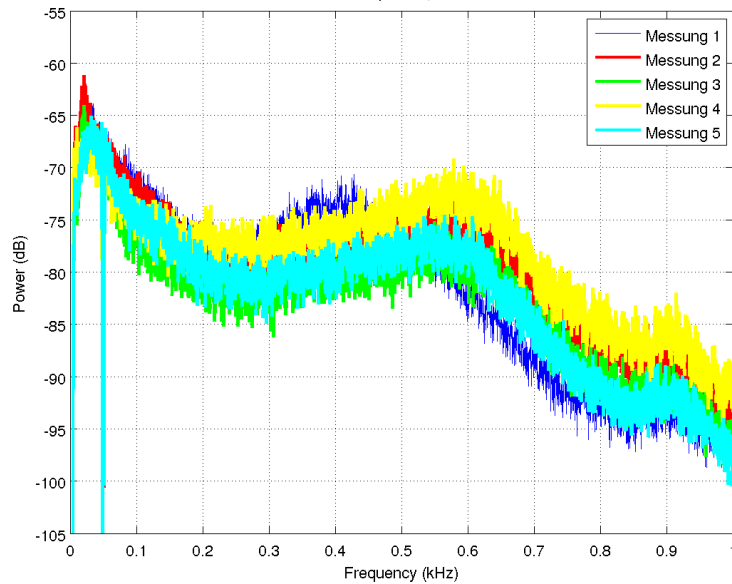


Abbildung 7.10: Leistungsdichtespektrum der Messung ohne zusätzliches Gewicht, Proband P09,

7.2 Vergleiche der Signalmittelwerte

Wie in Kapitel 6.3 beschrieben, wurden für die Auswertung der Vergleiche der Signalmittelwerte die Frequenzbereiche 10-100 Hz, 10-500 Hz, 10-1.000 Hz und 100-500 Hz gewählt.

Tabelle 7.1: Vergleiche der Signalmittelwerte

Frequenzber.	Messungen mit zusätzlichem Gewicht		Messungen ohne zusätzliches Gewicht	
	Anzahl	Prozent	Anzahl	Prozent
10-100 Hz	59	67,05%	29	32,95%
10-500 Hz	50	56,82%	38	43,18%
10-1.000 Hz	50	56,82%	38	43,18%
100-500 Hz	44	50,00%	44	50,00%

Die in Tabelle 7.1 dargestellten Werte zeigten, dass im Frequenzbereich 10-100 Hz über zwei Drittel der Messungen mit dem Zusatzgewicht einen höheren Mittelwert in der Amplitude aufwiesen. Bei der Erweiterung des Frequenzspektrums auf 500 Hz sowie 1.000 Hz nahm die Anzahl jener Werte ab, deren Mittelwerte bei den Messungen mit Zusatzgewicht größer waren als ohne Zusatzgewicht. In dem von *Reddy et al.* beschriebenen Frequenzbereich von 100-500 Hz konnte keine Tendenz der Vergleiche der Signalmittelwerte zwischen den Messungen mit und ohne Zusatzgewicht gefunden werden, da der Prozentsatz bei vorliegender Aufgabenanordnung bei beiden 50% betrug.

7.3 Statistische Auswertung

Bei den statistischen Auswertungen in den Kapiteln 7.3.3 und 7.3.4 wurde das Signifikanzniveau von 5% gewählt.

7.3.1 Test auf Normalverteilung der Daten

Wie in Kapitel 6.4 beschrieben, müssen die Daten für die Auswertung mittels T-Test Normalverteilung aufweisen. Der Kolmogorov-Smirnov-Test liefert für die einzelnen Frequenzbereiche folgende Werte:

Tabelle 7.2: Signifikanzwerte des Tests auf Normalverteilung

Frequenzbereich	Signifikanzwert
10-100 Hz ohne zusätzliches Gewicht	0,000
10-100 Hz mit zusätzlichem Gewicht	0,000
10-500 Hz ohne zusätzliches Gewicht	0,000
10-500 Hz mit zusätzlichem Gewicht	0,093
10-1.000 Hz ohne zusätzliches Gewicht	0,000
10-1.000 Hz mit zusätzlichem Gewicht	0,012
100-500 Hz ohne zusätzliches Gewicht	0,000
100-500 Hz mit zusätzlichem Gewicht	0,012

Wie in obiger Tabelle ersichtlich, weisen die Messwerte aller Frequenzbereiche, mit der Ausnahme die Messwerte der Messungen mit zusätzlichem Gewicht im Bereich 10-500 Hz, keine Normalverteilung auf, da die Irrtumswahrscheinlichkeit p kleiner als 0,05 ist.

7.3.2 Klassenbreite der Altersgruppen

Die Aufteilung erfolgte in folgende Gruppen:

- Altersgruppe 1 (0-22 J.): P04, P10, P11, P20
- Altersgruppe 2 (23-45 J.): P01, P05, P06, P12, P13, P15, P16, P19
- Altersgruppe 3 (46-68 J.): P02, P03, P09, P14, P17, P18

Aufgrund der berechneten Klassenbreite umfasst die Altersgruppe 1 den Bereich vor dem ersten bis zum 22. Lebensjahr. Der jüngste Proband war allerdings 21 Jahre alt.

Alle statistischen Auswertungen wurden in den Frequenzbereichen 10-100 Hz, 10-500 Hz, 10-1.000 Hz und 100-500 Hz durchgeführt.

7.3.3 Unterschiede mit und ohne zusätzliches Gewicht

Wie in Kapitel 6.4.3 beschrieben, wird die Nullhypothese für die Berechnung der Unterschiede mit und ohne zusätzliches Gewicht behalten, falls der Median der Differenz der Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht null ist. Die Annahme, dass Messungen mit zusätzlichem Gewicht einen höheren Mittelwert aufweisen, soll mit dieser Berechnung bestätigt oder widerlegt werden.

Die Berechnungen der Signifikanzwerte brachte folgende Ergebnisse:

Tabelle 7.3: Testgrößen und Signifikanzwerte des Tests auf Unterschiede mit und ohne zusätzliches Gewicht

Frequenzbereich	Testgröße \hat{R}	Signifikanzwert p
10-100 Hz	1.087	0,000
10-500 Hz	2.021	0,940
10-1.000 Hz	1.778	0,358
100-500 Hz	1.638	0,136

Im Frequenzbereich 10-100 Hz wird die Nullhypothese aufgrund der Testgröße $\hat{R} = 1.087$ sowie des Signifikanzwertes $p = 0,000$ abgelehnt. Da die Testgröße $\hat{R} = 1.087$ kleiner als der kritische Wert $R(89; 0,05) = 1523,44$ ist, wird die Nullhypothese verworfen. Dies bedeutet, dass der Median der Differenzen ungleich null ist oder dass den beiden Stichproben eine unterschiedlichen Verteilung zugrunde liegt, das heißt, dass sich die Mittelwerte der Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht im Frequenzbereich 10-100 Hz voneinander unterscheiden (vgl. [Sachs & Hedderich 2006, S. 400]).

Die Testgröße \hat{R} für die restlichen Frequenzbereiche ist immer größer als der kritische Wert $R(n; \alpha)$. Daher darf für diese Frequenzbereiche die Nullhypothese nicht verworfen werden. Dies bedeutet, dass die Messungen aus derselben Verteilung stammen oder dass die Grundgesamtheit nicht symmetrisch in Bezug auf den Median ist (vgl. [Sachs & Hedderich 2006, S. 400]).

7.3.4 Unterschiede in den Altersgruppen

Die Nullhypothese H_0 besagt, wie in Kapitel 6.4.3 beschrieben, dass die Verteilung der Messungen gleich ist. Das Ergebnis sollte laut Hypothese Unterschiede zwischen den Altersgruppen liefern. Die Verteilung der Mittelwerte der Altersgruppe 1 sollte den niedrigsten Wert aufweisen, die Verteilung der Mittelwerte der Altersgruppe 2 sollten zwischen der Verteilung der Altersgruppe 1 und der Altersgruppe 3 liegen, in welcher die höchsten Mittelwerte zu erwarten wären.

Die folgende Tabelle zeigt die verschiedenen Signifikanzwerte der Berechnung der Unterschiede in den Altersgruppen.

Tabelle 7.4: Prüfgröße und Signifikanzwerte des Tests auf Unterschiede in den Altersgruppen

Frequenzbereich	Prüfgröße \hat{H}	Signifikanzwert
10-100 Hz ohne zusätzliches Gewicht	0,145	0,930
10-100 Hz mit zusätzlichem Gewicht	0,502	0,778
10-500 Hz ohne zusätzliches Gewicht	6,360	0,042
10-500 Hz mit zusätzlichem Gewicht	0,159	0,923
10-1.000 Hz ohne zusätzliches Gewicht	3,204	0,202
10-1.000 Hz mit zusätzlichem Gewicht	0,489	0,783
100-500 Hz ohne zusätzliches Gewicht	3,272	0,195
100-500 Hz mit zusätzlichem Gewicht	0,100	0,951

Im Fall des Frequenzbereichs 10-500 Hz tritt bei den Mittelwerten ohne zusätzliches Gewicht ein Signifikanzwert p von 0,042 auf. Die Prüfgröße \hat{H} liegt bei $\hat{H} = 6,360$, wobei die kritische Schranke $\chi^2_{k-1;\alpha} = 5,991$ ⁶ beträgt. Dies bedeutet, dass die Nullhypothese verworfen werden konnte. Wie in der Abbildung 7.11 jedoch dargestellt, ist der Mittelwert der *Altersgruppe 1* jener Mittelwert, der sich stark nach oben von den beiden anderen Altersgruppen unterscheidet.

⁶ Siehe Tabelle der kritischen Schranken A.19

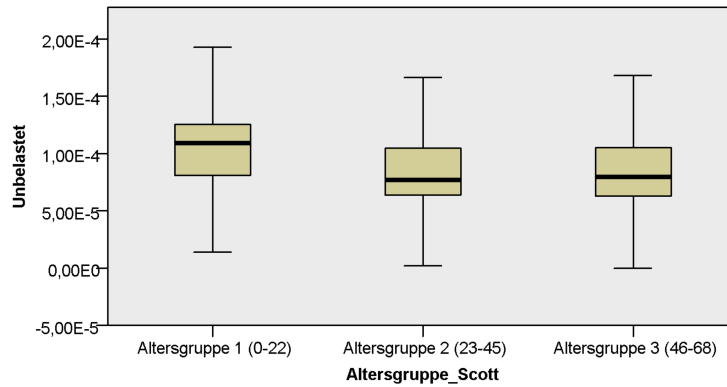


Abbildung 7.11: Verteilung der Mittelwerte des Kruskal-Wallis-Tests im Frequenzbereich 10-500 Hz, Messung ohne zusätzliches Gewicht

In den restlichen Frequenzbereichen konnte aufgrund der Größe der Prüfgröße \hat{H} die Nullhypothese nicht verworfen werden, was bedeutet, dass keine Unterschiede in der Verteilung der Grundgesamtheit gefunden werden konnten.

8 Diskussion

8.1 Diskussion der Ergebnisse

Die Fragestellung dieser Arbeit lautete, ob durch eine nichtinvasive Methode die Gelenksgeräusche von menschlichen, natürlichen Hüftgelenken aufgenommen und klassifiziert werden könnten. Klassifiziert wurden die Gelenksgeräusche über die Abnutzung der Gelenke.

Es wurde angenommen, dass sich die Gelenksgeräusche bei Personen höheren Alters von den Geräuschen bei jüngeren Personen unterscheiden. Außerdem wurde angenommen, dass durch die zusätzliche Belastung des Körpers durch ein definiertes Gewicht mehr Druck auf dem Hüftgelenk liegt und dass sich die Messungen dadurch voneinander unterscheiden.

Zusammenfassend kann die Aussage getroffen werden, dass im Zuge der durchgeführten Messungen keine Unterschiede bzgl. der Abnutzung der menschlichen, natürlichen Hüfte gefunden wurden. Es konnten auch keine Unterschiede zwischen Personen höheren Alters und jüngeren Personen gefunden werden. Es konnte aber durch die visuelle und statistische Auswertung (Kapitel 7.1 und Kapitel 7.3) die Reproduzierbarkeit der Messungen bestätigt werden. Visuell erfolgte dies durch das Betrachten der Kurven der einzelnen Messungen. Statistisch wurde die Reproduzierbarkeit mithilfe der Untersuchung, ob Messungen mit dem zusätzlichen Gewicht sich von Messungen ohne zusätzliches Gewicht unterscheiden, durchgeführt. Diese Untersuchung ergab, dass die Verteilung der Mittelwerte der Messungen aus derselben Grundgesamtheit stammten, das bedeutet, dass die Mittelwerte der Messungen aus derselben Verteilung stammten und statistisch keine Unterschiede aufwiesen.

Einzig im Bereich der Vergleiche der Signalmittelwerte (Kapitel 7.2) konnte der Unterschied zwischen den Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht gefunden werden.

Im Frequenzbereich von 10-100 Hz liegen etwa 67% der Mittelwerte der Messungen mit dem zusätzlichen Gewicht am Rücken über den Messungen ohne zusätzliches Gewicht. Dies tritt auch bei den Frequenzbereichen 10-500 Hz und 10-1.000 Hz auf, in diesem Fall liegt die Anzahl der Mittelwerte mit zusätzlichem Gewicht allerdings nur knapp über 55%.

Die Unterschiede der Mittelwerte mit und ohne zusätzliches Gewicht in den Frequenzbereichen 10-100 Hz, 10-500 Hz, 10-1.000 Hz und 100-500 Hz konnten statistisch nur für den Frequenzbereich 10-100 Hz gefunden werden. Die in Kapitel 7.3.3 durchgeführte Auswertung der Mittelwerte der Messungen ergab, dass sich im Frequenzbereich 10-100 Hz die Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht statistisch gesehen voneinander unterscheiden. Für die Frequenzbereiche 10-500 Hz, 10-1.000 Hz und 100-500 Hz erbrachte diese Auswertung das Resultat, dass sich die Mittelwerte statistisch nicht voneinander unterscheiden.

Die Annahme, dass durch das Messsystem Abnutzungen des Hüftgelenks zu detektieren seien, konnte auch in Bezug auf die Altersgruppen nicht bestätigt werden. Die Auswertung in den drei Altersgruppen (Kapitel 7.3.4) lieferte keinen Hinweis, dass Unterschiede in den Altersgruppen zu finden wären. Hier kann nun interpretiert werden, dass die Abnutzung selbst keine – oder für das Messsystem zu geringe – Geräusche erzeugt.

8.2 Verbesserungen

8.2.1 Messung, Auswertung

Für zukünftige Untersuchungen in diesem Fachgebiet ist es unerlässlich, Probanden mit pathologischen Hüftgelenken zu untersuchen. Diverse Arbeiten vergleichen in ihren Untersuchungen meist „normale“ Gelenke (gesunde Gelenke) mit „abnormalen“ Gelenken (pathologischen Gelenken) beziehungsweise zwei verschiedene „abnormale“ Gelenke.⁷

⁷ Siehe dazu [McCoy et al. 1987], [Mascaro et al. 2009], [Kwong et al. 2003b], [Reddy et al. 2001] und [Krishnan et al. 2000].

Durch Untersuchungen an bestätigten „abnormalen“ Gelenken wäre es möglich, diese mit unbekanntem Messungen zu vergleichen. Eine Möglichkeit bestünde darin, dass „abnormale“ Gelenke bestimmte Geräusche und dadurch vielleicht bestimmte Muster im Frequenzbereich hinterließen. Für einen solchen Test könnte als Vorversuch das Hüftgelenk eines Schweins untersucht werden. Um einen pathologischen Zustand zu erreichen, könnte das Gelenk beschädigt oder mit einem Fremdkörper bestückt werden.

Eine definierten Bewegung des Oberschenkels und dadurch des Gelenkskopfs könnte als Basis für eine weitere Untersuchungsreihe dienen. Dies wäre durch eine Bewegungsschiene möglich, bei der man zusätzlich den Winkel, die Dauer und die Geschwindigkeit der Bewegung steuern könnte. Durch die Verwendung einer solchen Bewegungsschiene mit der Kombination eines Goniometers (Winkelmessers) wäre es möglich, bestimmte Signalmuster des Audiosignals einem bestimmten Winkel zuzuordnen. Dadurch wäre es möglich, jene Position des Hüftgelenks zu finden, die bestimmte Signalmuster erzeugt.

Einflüsse, die bei den in der vorliegenden Arbeit durchgeführten Messungen nicht entfernt wurden, die aber einen starken Einfluss hatten, waren jene Geräusche, die durch die um den Aufnahmepunkt liegenden Muskeln, Gewebe und Bänder verursacht wurden. Diese Geräusche könnten durch die Bewegung der Muskeln, ohne dass das Hüftgelenk bewegt wird, aufgenommen werden. Diese Nebengeräusche müssten bei mehreren Probanden aufgenommen und auf Ähnlichkeit überprüft werden. Falls die Nebengeräusche eine Ähnlichkeit aufwiesen, sollte aus mehreren dieser Signale ein gemittelt Signal berechnet werden. Dieses gemittelte Signal könnte als zusätzliche Korrektur in die Auswertung einfließen.

8.2.2 Sensoren

Als Verbesserung der bestehenden Messanordnung sollten robustere Sensoren verwendet werden. Den in Kapitel 3.2 beschriebenen und in den Messungen verwendeten Sensoren fehlte die für die Messungen benötigte Robustheit. Bei einem der verwendeten Sensoren löste sich nach einigen Messungen die Zugentlastung des Kabels, beim zweiten löste sich sogar der Sensor vom Gehäuse.

Die Sensoren sollten eine gute Auflösung besitzen und resistent gegen starke Erschütte-

rungen sein. Für nachfolgende Versuche sollte auch, wie in *Prior et al.* beschrieben, in Erwägung gezogen werden, einen Sensor zu verwenden, der Aufnahmen mit hohen Frequenzen (400 kHz) möglich macht.⁸

8.2.3 Hardware

Ein Verbesserungsvorschlag in Bezug auf die Hardware beträfe zum Beispiel den Messverstärker. Ein robusterer Aufbau des Messverstärkers könnte eine Verbesserung in Bezug auf die Ausfallsicherheit bewirken, da der verwendete Messverstärker so filigran aufgebaut war, dass sich beim Transport des Messverstärkers Kabel von der Platine lösten und dadurch Aufnahmen nicht mehr möglich waren.

Energieeffizientere Bauteile wären ebenfalls von Vorteil, da beim jetzigen Messverstärker vier 9V-Blöcke oder vier Netzteile für den Betrieb des Messverstärkers verwendet werden müssen.

Die Verwendung eines digitalen Ausgangs wie zum Beispiel eines Universal-Serial-Bus-(USB-)Ausgangs anstelle des Audio-Ausgangs würde für weitere Versuche nützlich sein, da eine Korrektur des Frequenzgangs der Soundkarte wegfallen würde und ein Betrieb bei mehreren Aufnahmegegeräten möglich wäre.

Sinnvoll wäre auch ein Messverstärker, der mehrere Eingänge besäße. Es wäre vorteilhaft, wenn der Messverstärker gleichzeitig zwei Beschleunigungssensoren und ein Goniometer zur Bestimmung der Winkel aufnehmen könnte. Dadurch könnte die Messzeit bei Probanden deutlich gesenkt werden.

8.3 Schlussfolgerung

Die nichtinvasive Bestimmung der Abnutzung von Gelenken konnte in dieser Arbeit mit den angewandten Methoden der Auswertung (visuelle Auswertung, Auswertung

⁸ Siehe dazu [Prior et al. 2010].

der Vergleiche der Signalmittelwerte sowie statistische Auswertung) nicht hinreichend bestimmt werden.

Die Standardisierung des Messablaufs sowie die verwendete Software zur Aufnahme sollten weiterhin die Basis für zukünftige Messabläufe darstellen.

Literaturverzeichnis

- Crowninshield, R., Johnston, R., Andrews, J. & Brand, R. [1978], 'A biomechanical investigation of the human hip', *Journal of Biomechanics* **11**(1-2), 75–77.
- Glaser, D., Komistek, R., Cates, H. & Mahfouz, M. [2010], 'A non-invasive acoustic and vibration analysis technique for evaluation of hip joint conditions', *Journal of biomechanics* **43**(3), 426–432.
- Hesse, S. & Schnell, G. [2008], *Sensoren für die Prozess- und Fabrikautomation: Funktion-Ausführung-Anwendung*, Vieweg+Teubner.
- Huang, X., Kwong, K. & Cheng, J. [2000], Acoustic transmission in normal human hips, in 'Engineering in Medicine and Biology Society, 2000. Proceedings of the 22nd Annual International Conference of the IEEE', Vol. 1, IEEE, pp. 584–588.
- Jiang, C., Lee, J. & Yuan, T. [2000], 'Vibration arthrometry in the patients with failed total knee replacement', *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* **47**(2), 219–227.
- Kernohan, G., Beverland, D., McCoy, G., Shaw, S., Wallace, R., McCullagh, G. & Mollan, R. [1986], 'The diagnostic potential of vibration arthrography', *CLINICAL ORTHOPAEDICS AND RELATED RESEARCH* **210**, 106–112.
- Kernohan, W., Trainor, B., Haugh, P., Johnston, A. & Mollan, R. [1992], 'The Belfast hip screener: from infancy to maturity.', *The Ulster Medical Journal* **61**(2), 151.
- Krishnan, S., Rangayyan, R., Bell, G. & Frank, C. [2000], 'Adaptive time-frequency analysis of knee joint vibroarthrographic signals for noninvasive screening of articular cartilage pathology', *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* **47**(6), 773–783.
- Kwong, K., Huang, X., Cheng, J. & Evans, J. [2003a], 'Acoustic transmission in normal human hips: structural testing of joint symmetry', *Medical engineering & physics* **25**(10), 811–816.
- Kwong, K., Huang, X., Cheng, J. & Evans, J. [2003b], 'New technique for early screening of developmental dysplasia of the hip: pilot study', *Journal of Pediatric Orthopaedics* **23**(3), 347.

- Mascaro, B., Prior, J., Shark, L., Selfe, J., Cole, P. & Goodacre, J. [2009], 'Exploratory study of a non-invasive method based on acoustic emission for assessing the dynamic integrity of knee joints', *Medical engineering & physics* **31**(8), 1013–1022.
- McCoy, G., McCrea, J., Beverland, D., Kernohan, W. & Mollan, R. [1987], 'Vibration arthrography as a diagnostic aid in diseases of the knee. A preliminary report', *Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume* **69**(2), 288.
- McCrea, J., McCoy, G., Kernohan, W., McClelland, C. & Mollan, R. [1985], 'Moderne Tendenzen in der Phonoarthrographie Current Trends in Phonoarthrography', *Z Orthop Ihre Grenzgeb* **123**(1), 13–17.
- Paul, J. [1976], 'Force actions transmitted by joints in the human body', *Proceedings of the Royal Society of London. Series B. Biological Sciences* **192**(1107), 163.
- Prior, J., Mascaro, B., Shark, L., Stockdale, J., Selfe, J., Bury, R., Cole, P. & Goodacre, J. [2010], 'Analysis of high frequency acoustic emission signals as a new approach for assessing knee osteoarthritis', *Annals of the rheumatic diseases* **69**(5), 929.
- Reddy, N., Rothschild, B., Mandal, M., Gupta, V. & Suryanarayanan, S. [1995], 'Noninvasive acceleration measurements to characterize knee arthritis and chondromalacia', *Annals of biomedical engineering* **23**(1), 78–84.
- Reddy, N., Rothschild, B., Verrall, E. & Joshi, A. [2001], 'Noninvasive measurement of acceleration at the knee joint in patients with rheumatoid arthritis and spondyloarthropathy of the knee', *Annals of Biomedical Engineering* **29**(12), 1106–1111.
- Sachs, L. & Hedderich, J. [2006], *Angewandte Statistik, Methodensammlung mit R. 12., vollständig neu bearbeitete Auflage. 702 S.*, Springer, ISBN-13.
- Schleicher, R. [2005], 'save4spss: saves numerical matrices as ascii data + spss import syntax', <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/8659-save4spss>.
- Scott, D. [1979], 'On optimal and data-based histograms', *Biometrika* **66**(3), 605.
- Terratec [2011], http://www.terratec.net/de/produkte/technische-daten/produkte_technische_daten_de_9883.html.
- Untersteiner, H. [2007], *Statistik – Datenauswertung mit Excel und SPSS: für Naturwissenschaftler und Mediziner*, Uni-Taschenbücher L, Facultas.WUV.

Abbildungsverzeichnis

3.1	Messsystem	9
3.2	Messverstärker	10
3.3	Rückseite des Messverstärkers	11
3.4	Aufbau von Beschleunigungssensoren	12
3.5	Typen von Beschleunigungssensoren	12
3.6	Piezoelektrischer Beschleunigungssensor	13
3.7	Biege-Beschleunigungssensor	14
3.8	Abmessung der Sensoren	15
3.9	Aufbau der Sensoren	15
3.10	Frequenzgang der Sensoren	16
3.11	Oberfläche des Aufnahmeprogramms	18
3.12	Programmteile des LabVIEW-Programms	19
4.1	Sichtbare Bewegungsphasen im Audiosignal	26
4.2	Steigversuch ohne zusätzliches Gewicht am Rücken	28
6.1	Flussdiagramm der Datenaufbereitung in Matlab	32
7.1	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P06, 10-100 Hz	40
7.2	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P06, 10-500 Hz	40
7.3	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P06, 10-1.000 Hz	41
7.4	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P06, 100-500 Hz	41
7.5	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P11, 10-100 Hz	42
7.6	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P11, 10-500 Hz	42

7.7	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P11, 10-1.000 Hz	43
7.8	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P11, 100-500 Hz	43
7.9	Leistungsdichtespektrum der Messung mit zusätzlichem Gewicht, Proband P09,	44
7.10	Leistungsdichtespektrum der Messung ohne zusätzliches Gewicht, Proband P09,	44
7.11	Verteilung der Mittelwerte des Kruskal-Wallis-Tests im Frequenzbereich 10-500 Hz, Messung ohne zusätzliches Gewicht	49
A.1	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P01, 10-100 Hz	69
A.2	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P01, 10-500 Hz	69
A.3	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P01, 10-1.000 Hz	70
A.4	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P01, 100-500 Hz	70
A.5	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P02, 10-100 Hz	71
A.6	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P02, 10-500 Hz	71
A.7	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P02, 10-1.000 Hz	72
A.8	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P02, 100-500 Hz	72
A.9	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P03, 10-100 Hz	73
A.10	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P03, 10-500 Hz	73
A.11	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P03, 10-1.000 Hz	74
A.12	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P03, 100-500 Hz	74

A.13	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P04, 10-100 Hz	75
A.14	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P04, 10-500 Hz	75
A.15	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P04, 10-1.000 Hz	76
A.16	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P04, 100-500 Hz	76
A.17	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P05, 10-100 Hz	77
A.18	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P05, 10-500 Hz	77
A.19	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P05, 10-1.000 Hz	78
A.20	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P05, 100-500 Hz	78
A.21	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P09, 10-100 Hz	79
A.22	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P09, 10-500 Hz	79
A.23	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P09, 10-1.000 Hz	80
A.24	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P09, 100-500 Hz	80
A.25	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P10, 10-100 Hz	81
A.26	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P10, 10-500 Hz	81
A.27	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P10, 10-1.000 Hz	82
A.28	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P10, 100-500 Hz	82
A.29	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P12 10-100 Hz	83
A.30	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P12, 10-500 Hz	83

A.31	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P12, 10-1.000 Hz	84
A.32	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P12, 100-500 Hz	84
A.33	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P13 10-100 Hz	85
A.34	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P13, 10-500 Hz	85
A.35	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P13, 10-1.000 Hz	86
A.36	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P13, 100-500 Hz	86
A.37	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P14 10-100 Hz	87
A.38	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P14, 10-500 Hz	87
A.39	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P14, 10-1.000 Hz	88
A.40	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P14, 100-500 Hz	88
A.41	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P15 10-100 Hz	89
A.42	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P15, 10-500 Hz	89
A.43	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P15, 10-1.000 Hz	90
A.44	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P15, 100-500 Hz	90
A.45	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P16 10-100 Hz	91
A.46	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P16, 10-500 Hz	91
A.47	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P16, 10-1.000 Hz	92
A.48	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P16, 100-500 Hz	92

A.49	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P17 10-100 Hz	93
A.50	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P17, 10-500 Hz	93
A.51	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P17, 10-1.000 Hz	94
A.52	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P17, 100-500 Hz	94
A.53	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P18 10-100 Hz	95
A.54	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P18, 10-500 Hz	95
A.55	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P18, 10-1.000 Hz	96
A.56	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P18, 100-500 Hz	96
A.57	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P19 10-100 Hz	97
A.58	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P19, 10-500 Hz	97
A.59	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P19, 10-1.000 Hz	98
A.60	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P19, 100-500 Hz	98
A.61	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P20 10-100 Hz	99
A.62	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P20, 10-500 Hz	99
A.63	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P20, 10-1.000 Hz	100
A.64	Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P20, 100-500 Hz	100

Tabellenverzeichnis

2.1	Treffer und interessante Artikel, gefunden mit Google Scholar	6
2.2	Treffer und interessante Artikel, gefunden mit Springerlink	6
2.3	Treffer und interessante Artikel, gefunden mit Medline.de	7
2.4	Treffer und interessante Artikel, gefunden mit IEEE	7
2.5	Treffer und interessante Artikel, gefunden mit Pubmed	7
2.6	Treffer und interessante Artikel, gefunden mit ScienceDirect	7
2.7	Kategorie und Anzahl der Artikel	8
5.1	Zusammenfassung der Probanden	30
7.1	Vergleiche der Signalmittelwerte	45
7.2	Signifikanzwerte des Tests auf Normalverteilung	46
7.3	Testgrößen und Signifikanzwerte des Tests auf Unterschiede mit und ohne zusätzliches Gewicht	47
7.4	Prüfgröße und Signifikanzwerte des Tests auf Unterschiede in den Altersgruppen	48
A.1	Proband P01, 32 Jahre, männlich	64
A.2	Proband P02, 62 Jahre, männlich	64
A.3	Proband P03, 52 Jahre, weiblich	64
A.4	Proband P04, 21 Jahre, weiblich	65
A.5	Proband P05, 30 Jahre, weiblich	65
A.6	Proband P06, 28 Jahre, männlich	65
A.7	Proband P09, 64 Jahre, männlich	65
A.8	Proband P10, 21 Jahre, männlich	66
A.9	Proband P11, 21 Jahre, weiblich	66
A.10	Proband P12, 36 Jahre, männlich	66
A.11	Proband P13, 28 Jahre, weiblich	66
A.12	Proband P14, 61 Jahre, männlich	67
A.13	Proband P15, 32 Jahre, männlich	67

A.14	Proband P16, 30 Jahre, weiblich	67
A.15	Proband P17, 53 Jahre, männlich	67
A.16	Proband P18, 58 Jahre, weiblich	68
A.17	Proband P19, 26 Jahre, weiblich	68
A.18	Proband P20, 21 Jahre, weiblich	68
A.19	Tabelle der kritischen Schranken $\chi^2_{k-1;\alpha}$ für den H -Test ($n_i \gtrsim 25$) und den Friedman-Test ($n \gtrsim 25$)	68

A Anhang

A.1 Tabellen der Messungen

Tabelle A.1: Proband P01, 32 Jahre, männlich

Messung	Art der Messung	Datum	Sensor	Verstärkungsfaktor
1	B/U	18.06.2010	S1	10
2	B/U	19.06.2010	S2	10
3	B/U	01.11.2010	S2	10
4	B/U	01.11.2010	S2	10
5	B/U	21.11.2010	S2	10

Tabelle A.2: Proband P02, 62 Jahre, männlich

Messung	Art der Messung	Datum	Sensor	Verstärkungsfaktor
1	B/U	18.06.2010	S1	10
2	B/U	19.06.2010	S2	10
3	B/U	10.06.2010	S2	10
4	B/U	31.07.2010	S2	10
5	B/U	07.12.2010	S3	50

Tabelle A.3: Proband P03, 52 Jahre, weiblich

Messung	Art der Messung	Datum	Sensor	Verstärkungsfaktor
1	B/U	18.06.2010	S1	10
2	B/U	19.06.2010	S2	10
3	B/U	20.06.2010	S2	10
4	B/U	08.08.2010	S2	10

Tabelle A.4: Proband P04, 21 Jahre, weiblich

Messung	Art der Messung	Datum	Sensor	Verstärkungsfaktor
1	B/U	18.06.2010	S1	10
2	B/U	19.06.2010	S2	10
3	B/U	01.11.2010	S2	10
4	B/U	01.11.2010	S2	10
5	B/U	01.11.2010	S2	10

Tabelle A.5: Proband P05, 30 Jahre, weiblich

Messung	Art der Messung	Datum	Sensor	Verstärkungsfaktor
1	B/U	18.06.2010	S1	50
2	B/U	19.06.2010	S2	50
3	B/U	20.06.2010	S2	50
4	B/U	21.11.2010	S2	50
5	B/U	21.11.2010	S2	50

Tabelle A.6: Proband P06, 28 Jahre, männlich

Messung	Art der Messung	Datum	Sensor	Verstärkungsfaktor
1	B/U	30.07.2010	S2	10
2	B/U	30.07.2010	S2	10
3	B/U	30.07.2010	S2	10
4	B/U	28.10.2010	S2	10
5	B/U	28.10.2010	S2	10

Tabelle A.7: Proband P09, 64 Jahre, männlich

Messung	Art der Messung	Datum	Sensor	Verstärkungsfaktor
1	B/U	30.07.2010	S2	10
2	B/U	12.12.2010	S3	50
3	B/U	12.12.2010	S3	50
4	B/U	12.12.2010	S3	50
5	B/U	12.12.2010	S3	50

Tabelle A.8: Proband P10, 21 Jahre, männlich

Messung	Art der Messung	Datum	Sensor	Verstärkungsfaktor
1	B/U	22.10.2010	S2	10
2	B/U	22.10.2010	S2	10
3	B/U	29.12.2010	S3	50
4	B/U	04.02.2011	S3	50
5	B/U	04.02.2011	S3	50

Tabelle A.9: Proband P11, 21 Jahre, weiblich

Messung	Art der Messung	Datum	Sensor	Verstärkungsfaktor
1	B/U	25.10.2010	S2	50
2	B/U	25.10.2010	S3	50
3	B/U	27.12.2010	S3	50
4	B/U	27.12.2010	S3	50
5	B/U	29.12.2010	S3	50

Tabelle A.10: Proband P12, 36 Jahre, männlich

Messung	Art der Messung	Datum	Sensor	Verstärkungsfaktor
1	B/U	01.11.2010	S2	10
2	B/U	07.01.2011	S3	50
3	B/U	07.01.2011	S3	50
4	B/U	07.01.2011	S3	50
5	B/U	07.01.2011	S3	50

Tabelle A.11: Proband P13, 28 Jahre, weiblich

Messung	Art der Messung	Datum	Sensor	Verstärkungsfaktor
1	B/U	20.11.2010	S2	10
2	B/U	02.12.2010	S3	50
3	B/U	02.12.2010	S3	50
4	B/U	09.12.2010	S3	50
5	B/U	09.12.2010	S3	50

Tabelle A.12: Proband P14, 61 Jahre, männlich

Messung	Art der Messung	Datum	Sensor	Verstärkungsfaktor
1	B/U	25.11.2010	S2	10
2	B/U	25.11.2010	S2	10
3	B/U	05.02.2011	S3	50
4	B/U	05.02.2011	S3	50
5	B/U	05.02.2011	S3	50

Tabelle A.13: Proband P15, 32 Jahre, männlich

Messung	Art der Messung	Datum	Sensor	Verstärkungsfaktor
1	B/U	25.11.2010	S2	10
2	B/U	25.11.2010	S2	10
3	B	29.01.2011	S3	50
4	B/U	29.01.2011	S3	50
5	B/U	29.01.2011	S3	50

Tabelle A.14: Proband P16, 30 Jahre, weiblich

Messung	Art der Messung	Datum	Sensor	Verstärkungsfaktor
1	B/U	25.11.2010	S2	10
2	B/U	25.11.2010	S2	10
3	B/U	29.01.2011	S3	50
4	B/U	29.01.2011	S3	50
5	B/U	29.01.2011	S3	50

Tabelle A.15: Proband P17, 53 Jahre, männlich

Messung	Art der Messung	Datum	Sensor	Verstärkungsfaktor
1	B/U	27.11.2010	S2	10
2	B/U	27.11.2010	S2	10
3	B/U	28.11.2010	S2	10
4	B/U	28.11.2010	S2	10
5	B/U	28.11.2010	S2	10

Tabelle A.16: Proband P18, 58 Jahre, weiblich

Messung	Art der Messung	Datum	Sensor	Verstärkungsfaktor
1	B/U	27.06.2010	S2	50
2	B/U	27.06.2010	S2	50
3	B/U	28.11.2010	S2	50
4	B/U	28.11.2010	S2	50
5	B/U	28.11.2010	S2	50

Tabelle A.17: Proband P19, 26 Jahre, weiblich

Messung	Art der Messung	Datum	Sensor	Verstärkungsfaktor
1	B/U	27.11.2010	S2	10
2	B/U	27.11.2010	S2	10
3	B/U	28.11.2010	S2	10
4	B/U	28.11.2010	S2	10
5	B/U	28.11.2010	S2	10

Tabelle A.18: Proband P20, 21 Jahre, weiblich

Messung	Art der Messung	Datum	Sensor	Verstärkungsfaktor
1	B/U	27.11.2010	S2	10
2	B/U	27.11.2010	S2	10
3	B/U	17.12.2010	S3	50
4	B/U	19.12.2010	S3	50
5	B/U	19.12.2010	S3	50

A.2 Tabellen zu den statistischen Auswertungen

Tabelle A.19: Tabelle der kritischen Schranken $\chi^2_{k-1;\alpha}$ für den H -Test ($n_i \gtrsim 25$) und den Friedman-Test ($n \gtrsim 25$)

k \ P	0,10	0,05	0,01
3	4,605	5,991	9,210
4	6,251	7,815	11,345
5	7,779	9,488	13,277
6	9,236	11,070	15,086
7	10,645	12,592	16,812

A.3 Visuelle Auswertung, Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht

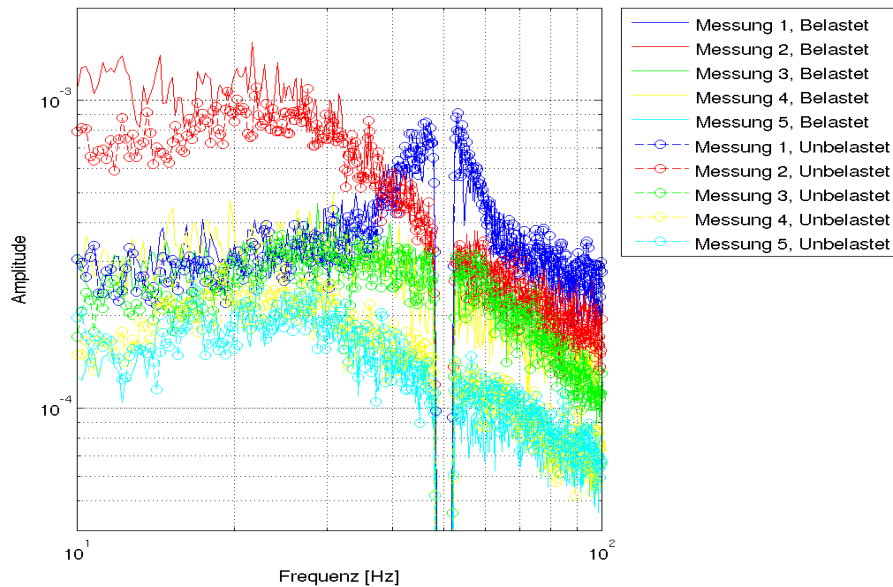


Abbildung A.1: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P01, 10-100 Hz

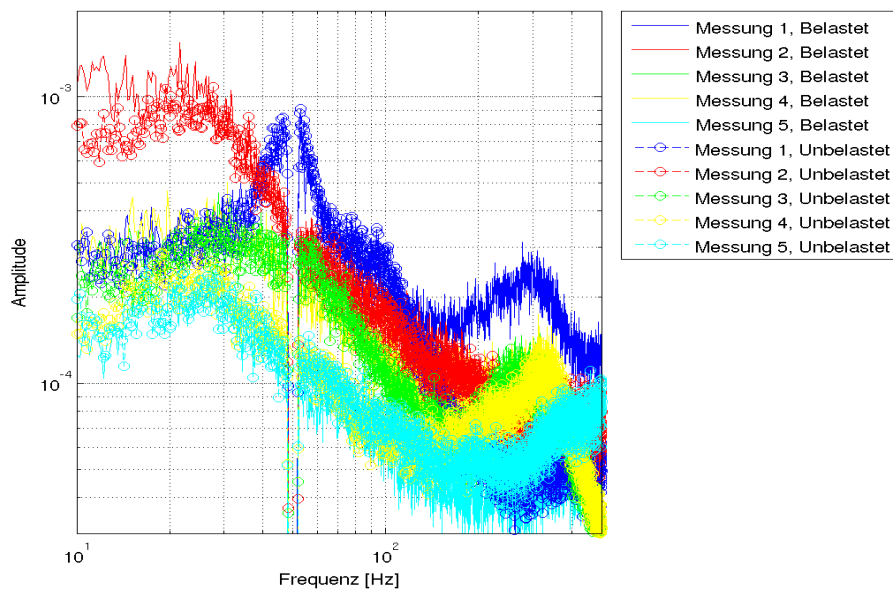


Abbildung A.2: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P01, 10-500 Hz

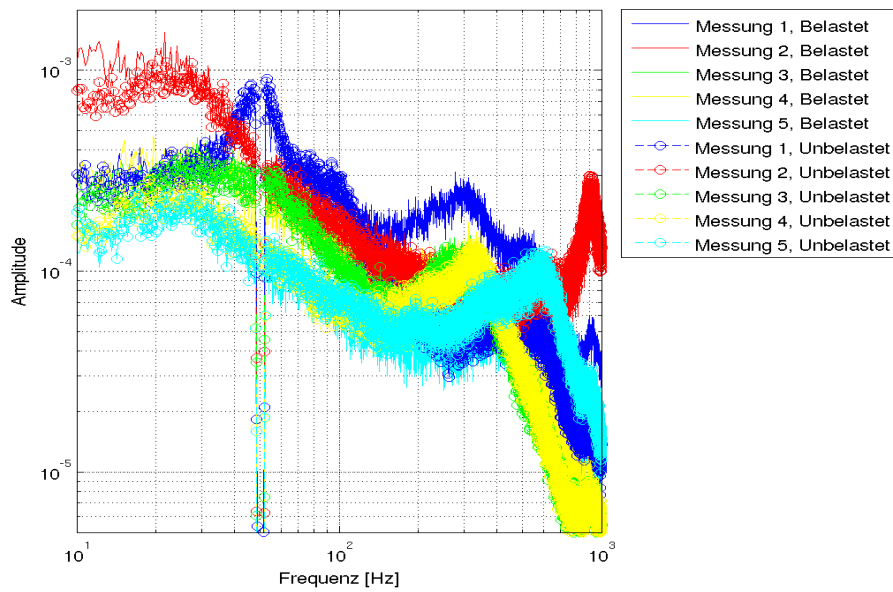


Abbildung A.3: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P01, 10-1.000 Hz

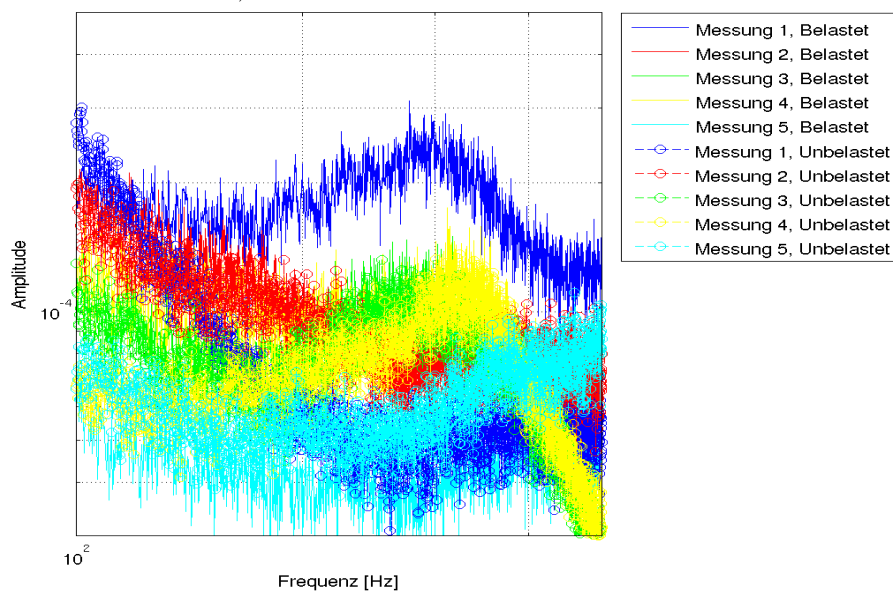


Abbildung A.4: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P01, 100-500 Hz

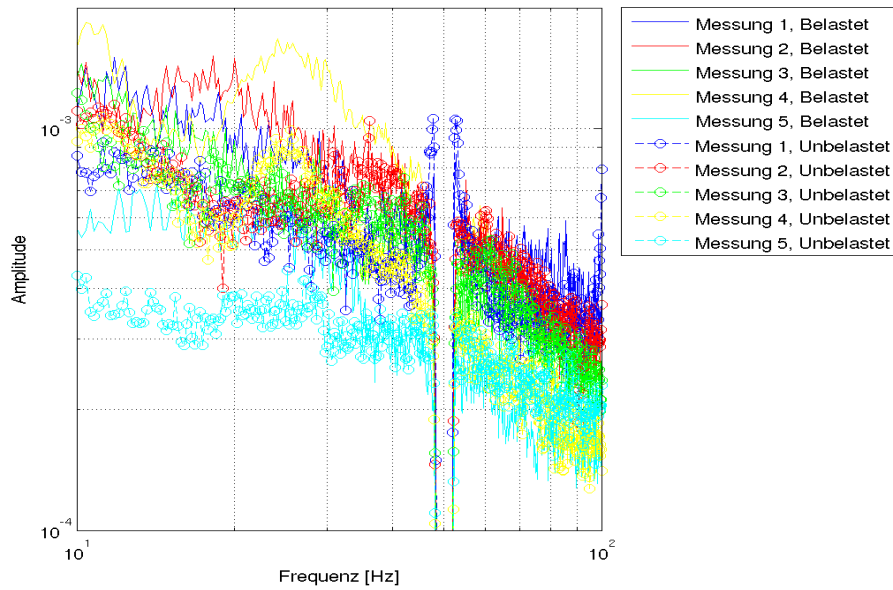


Abbildung A.5: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P02, 10-100 Hz

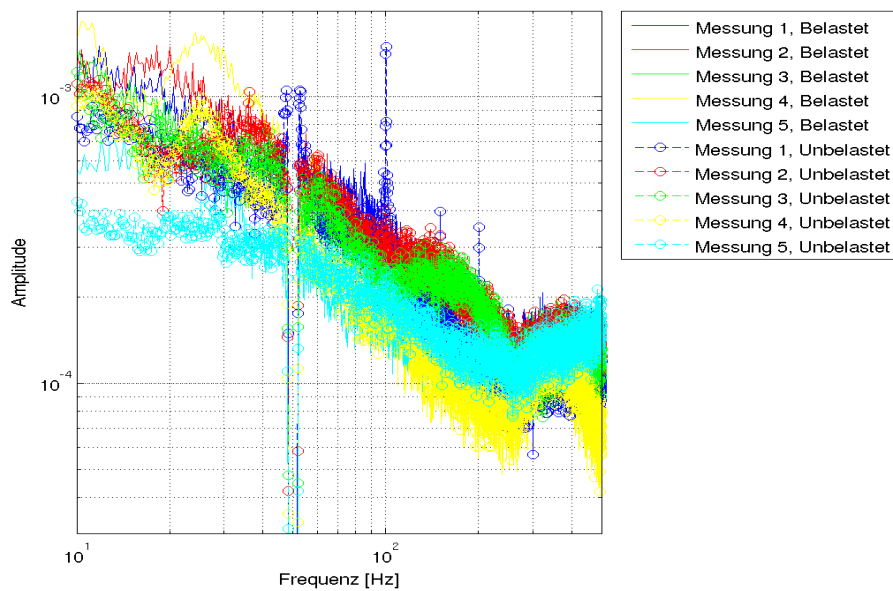


Abbildung A.6: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P02, 10-500 Hz

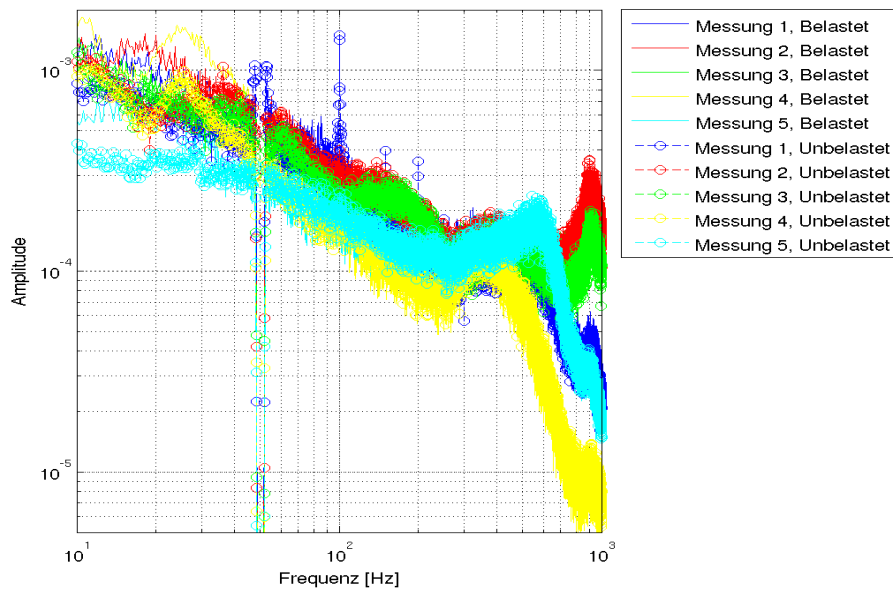


Abbildung A.7: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P02, 10-1.000 Hz

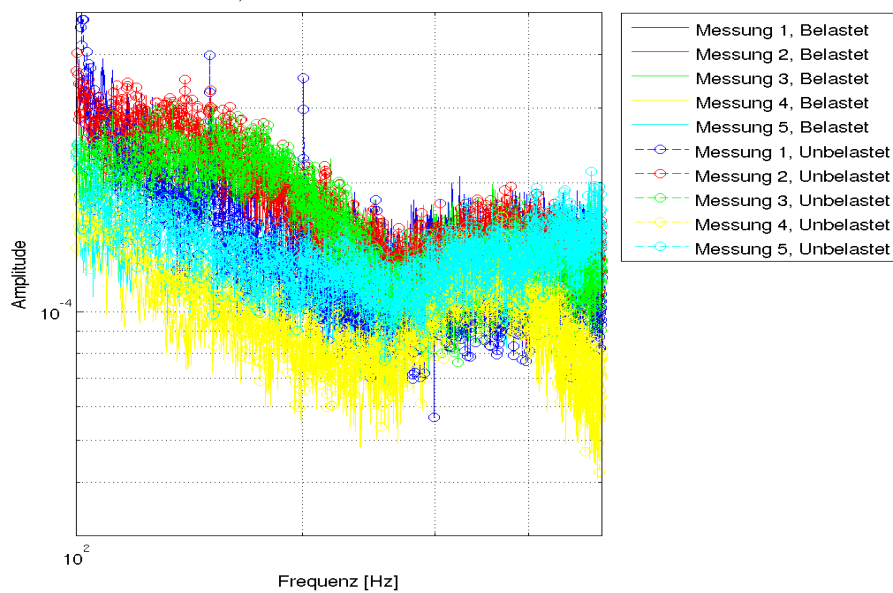


Abbildung A.8: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P02, 100-500 Hz

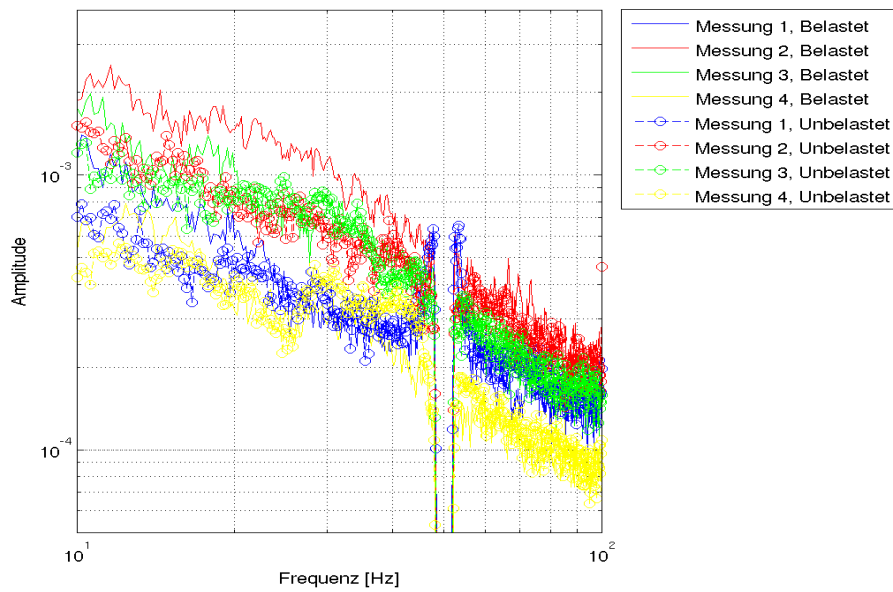


Abbildung A.9: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P03, 10-100 Hz

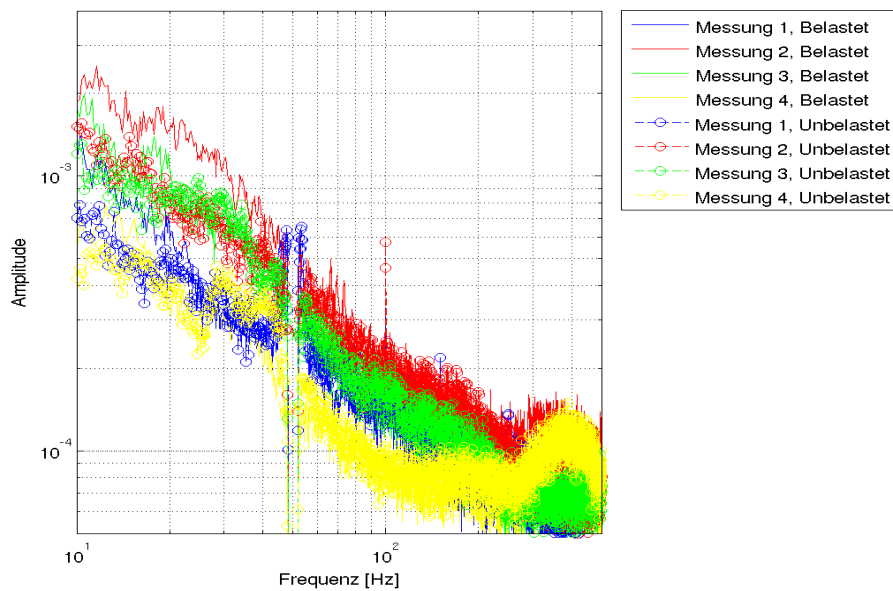


Abbildung A.10: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P03, 10-500 Hz

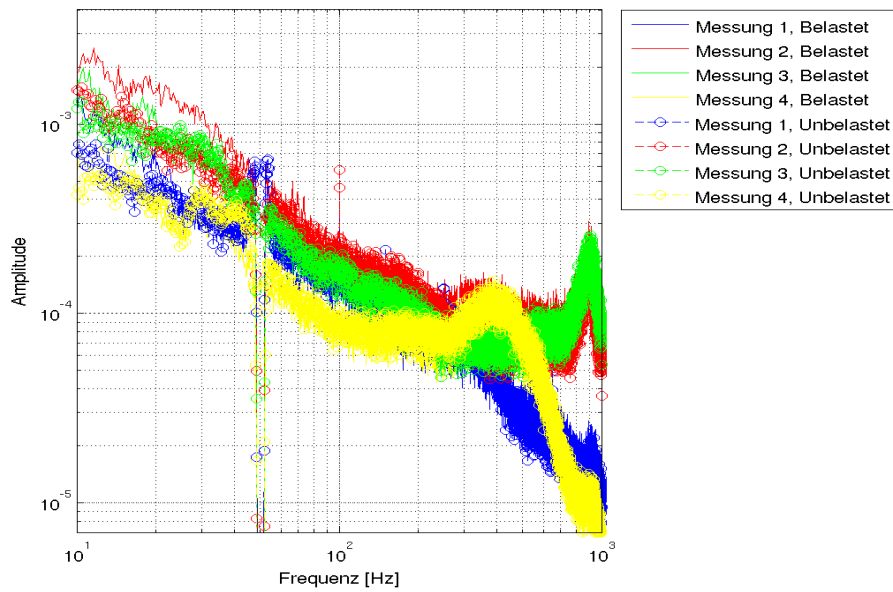


Abbildung A.11: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P03, 10-1.000 Hz

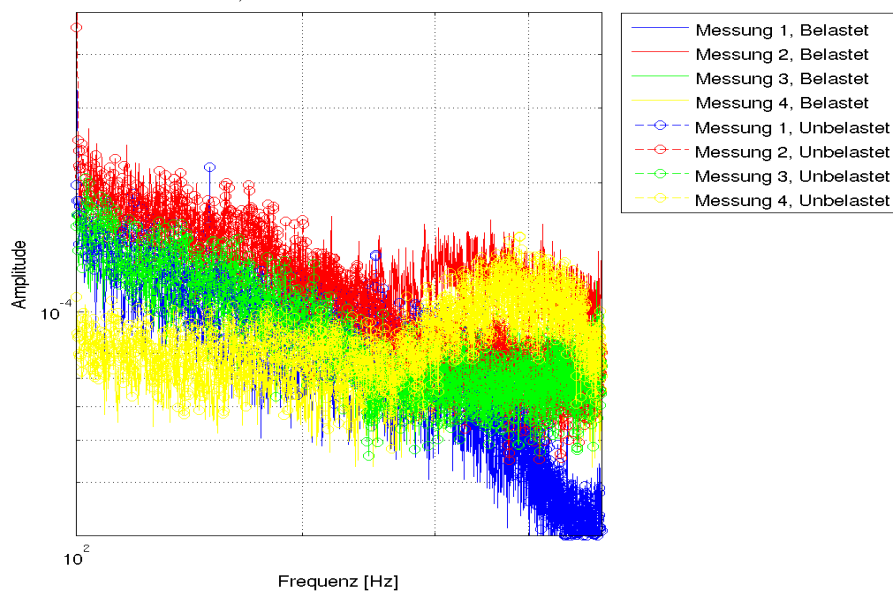


Abbildung A.12: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P03, 100-500 Hz

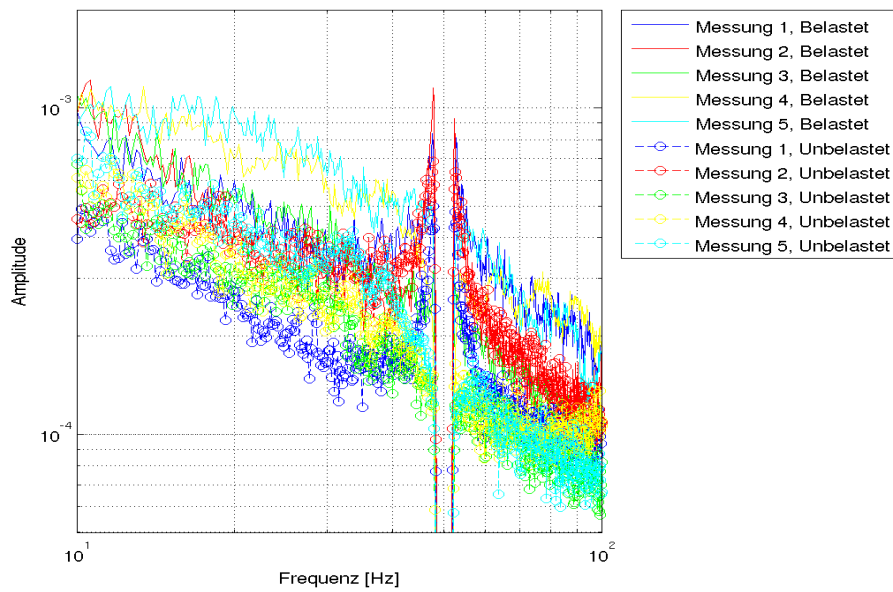


Abbildung A.13: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P04, 10-100 Hz

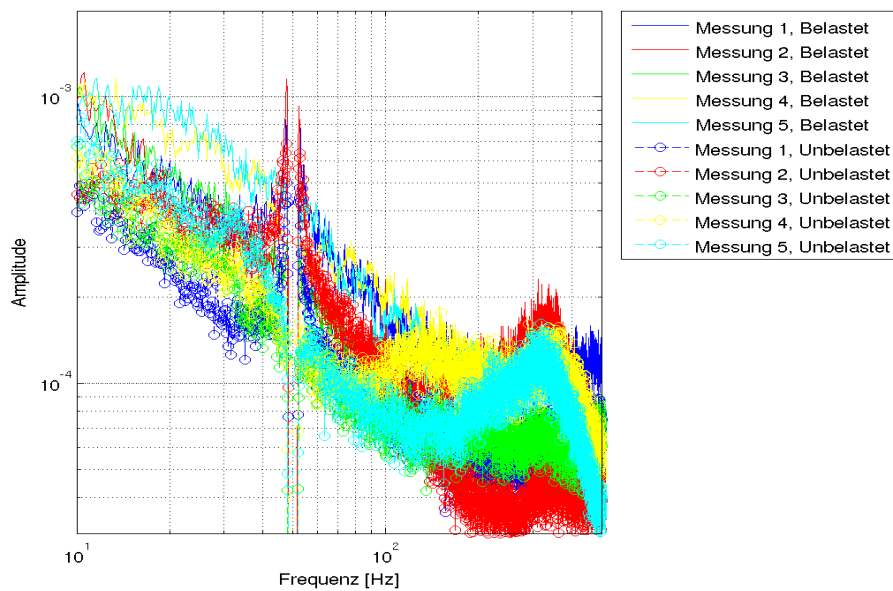


Abbildung A.14: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P04, 10-500 Hz

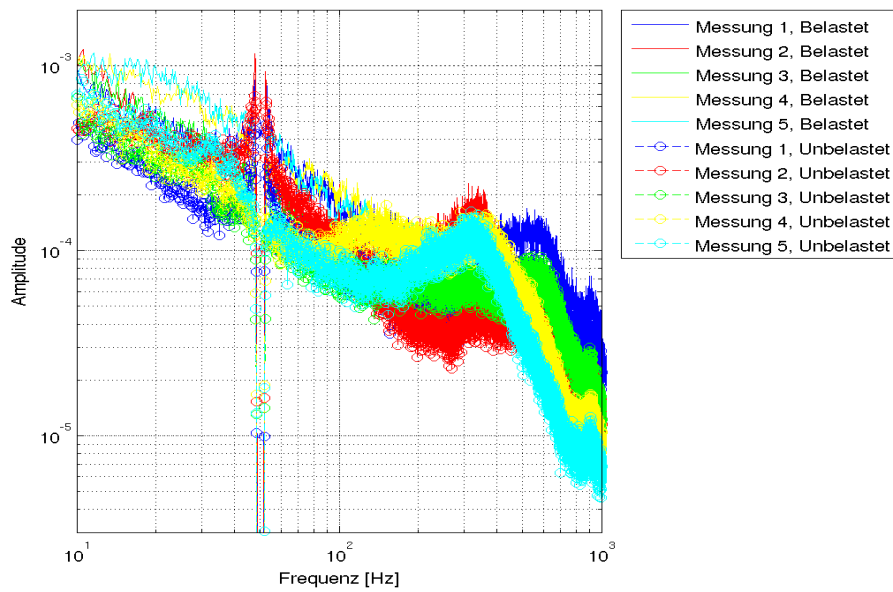


Abbildung A.15: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P04, 10-1.000 Hz

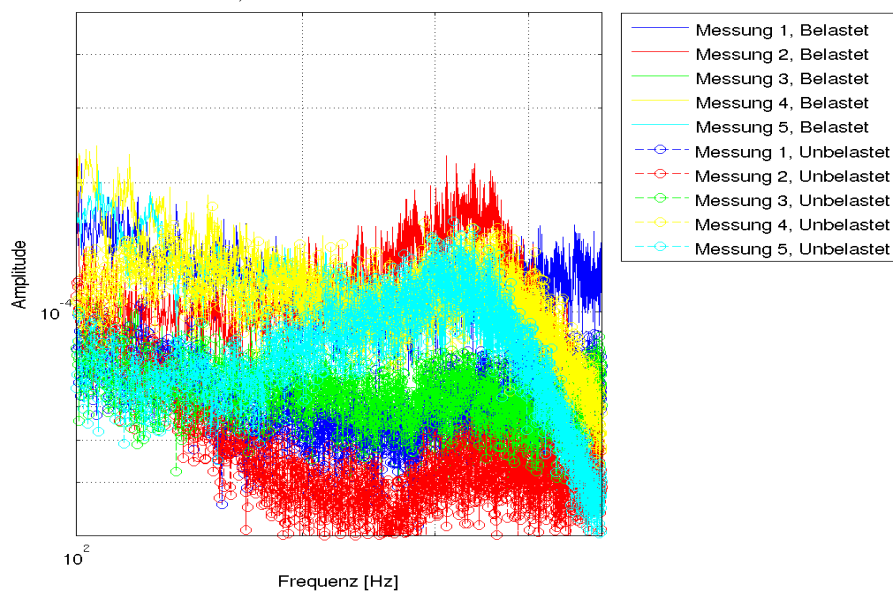


Abbildung A.16: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P04, 100-500 Hz

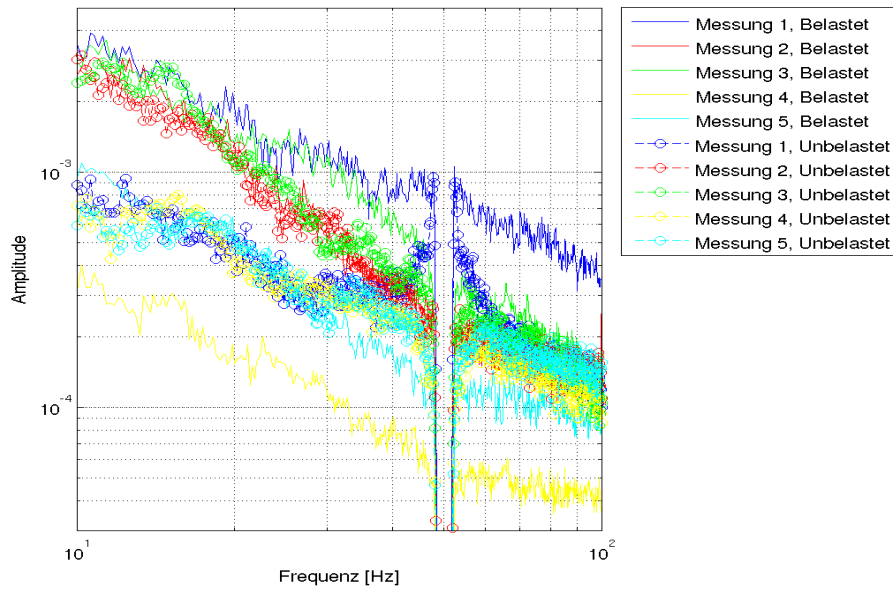


Abbildung A.17: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P05, 10-100 Hz

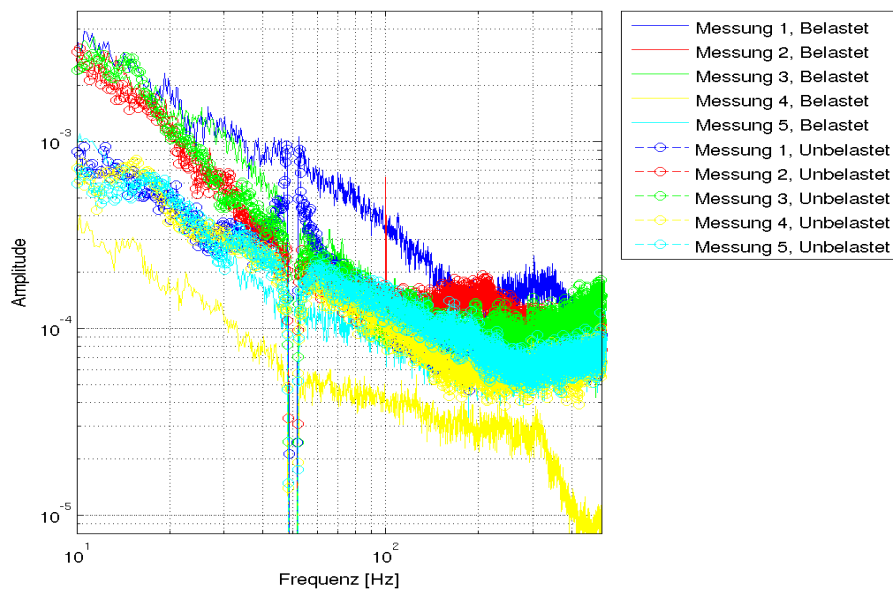


Abbildung A.18: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P05, 10-500 Hz

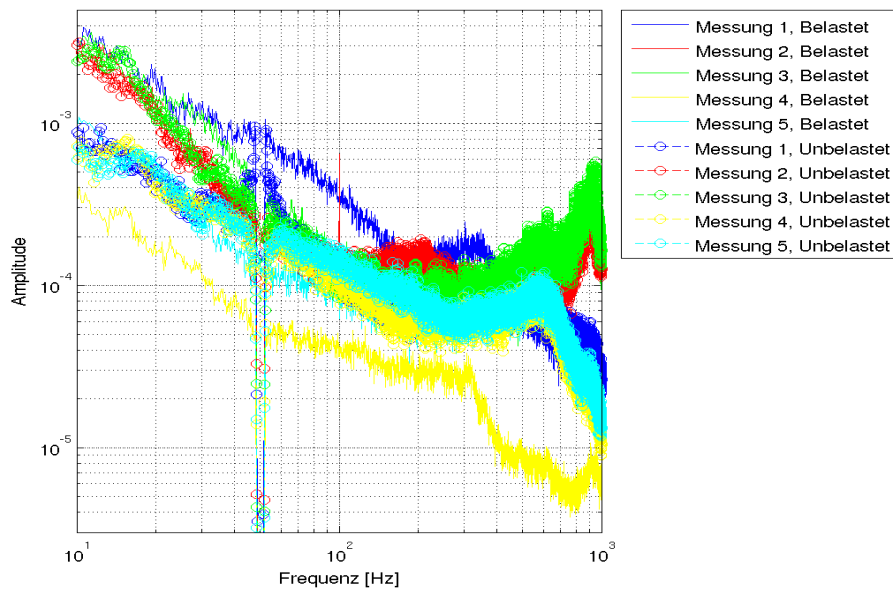


Abbildung A.19: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P05, 10-1.000 Hz

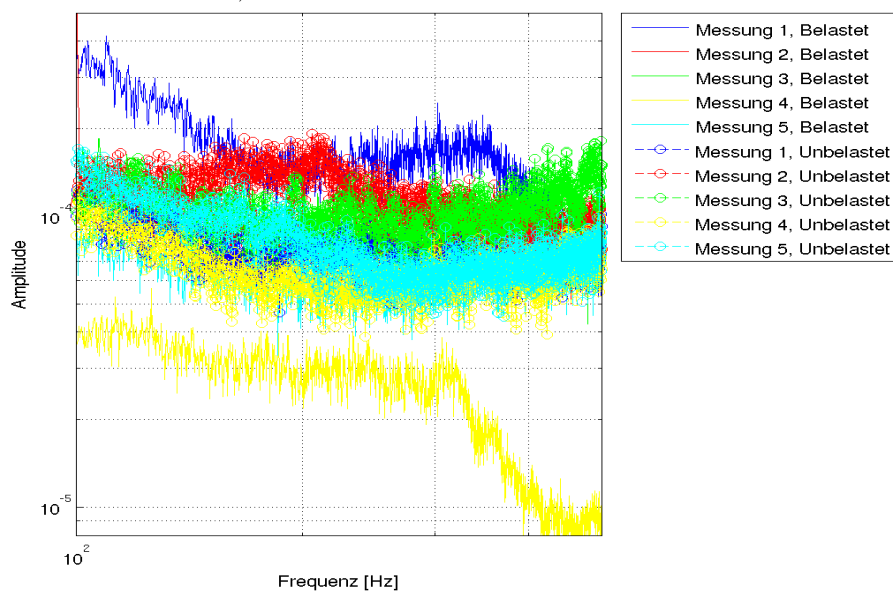


Abbildung A.20: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P05, 100-500 Hz

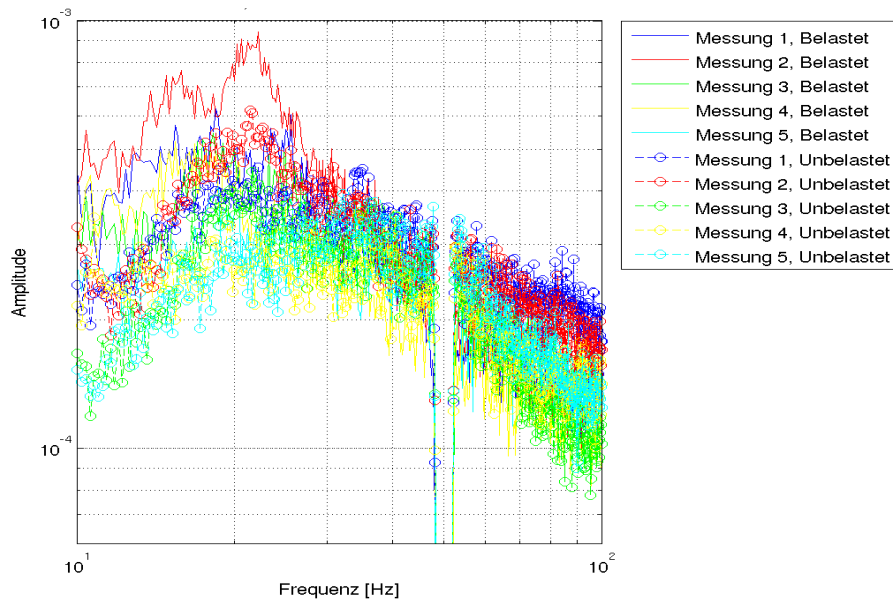


Abbildung A.21: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P09, 10-100 Hz

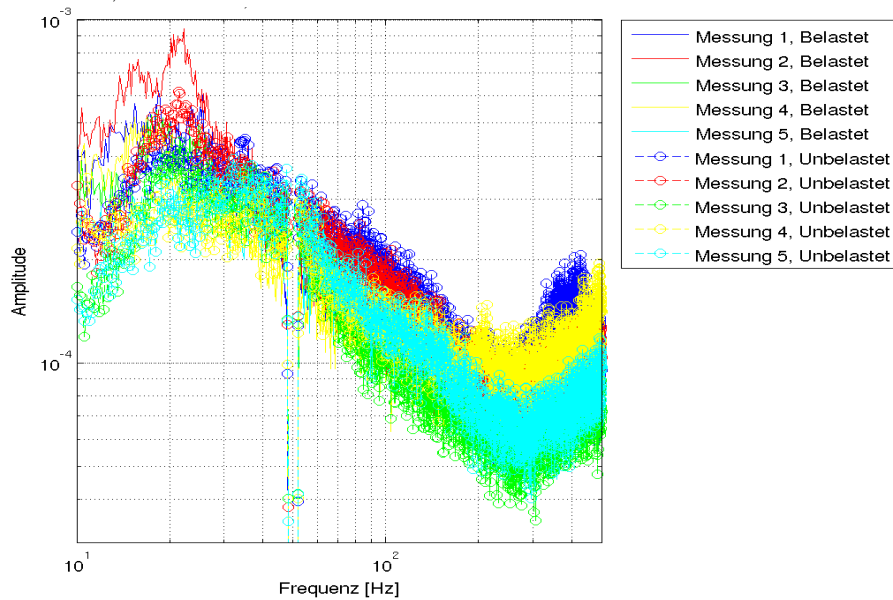


Abbildung A.22: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P09, 10-500 Hz

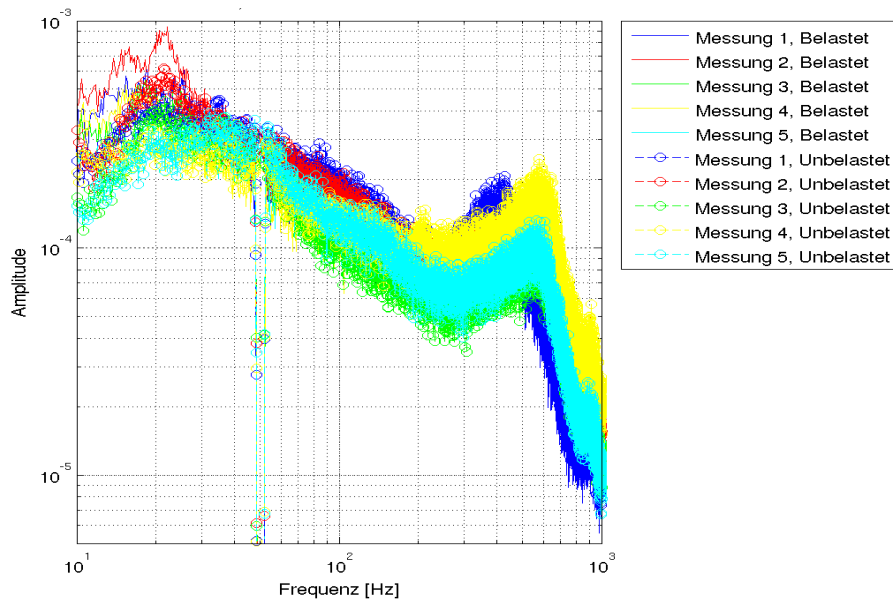


Abbildung A.23: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P09, 10-1.000 Hz

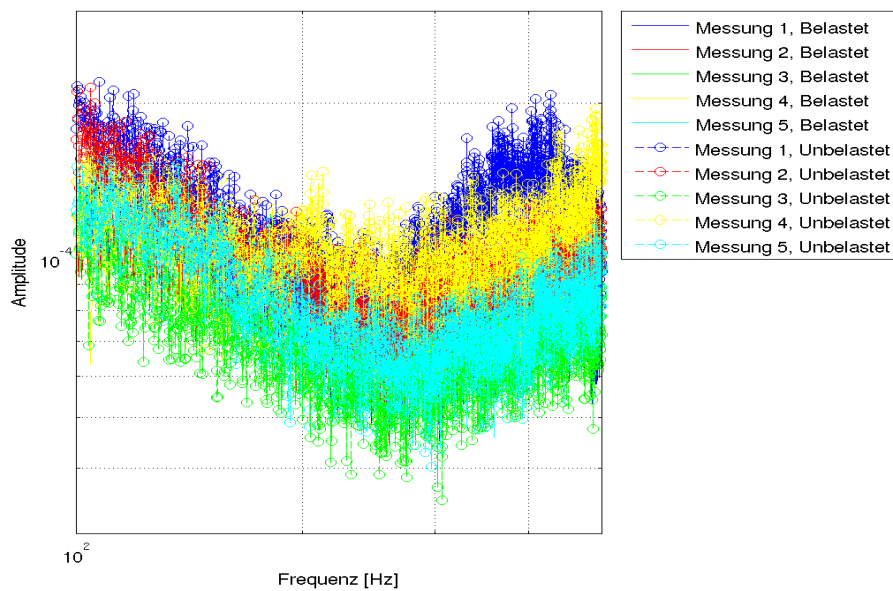


Abbildung A.24: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P09, 100-500 Hz

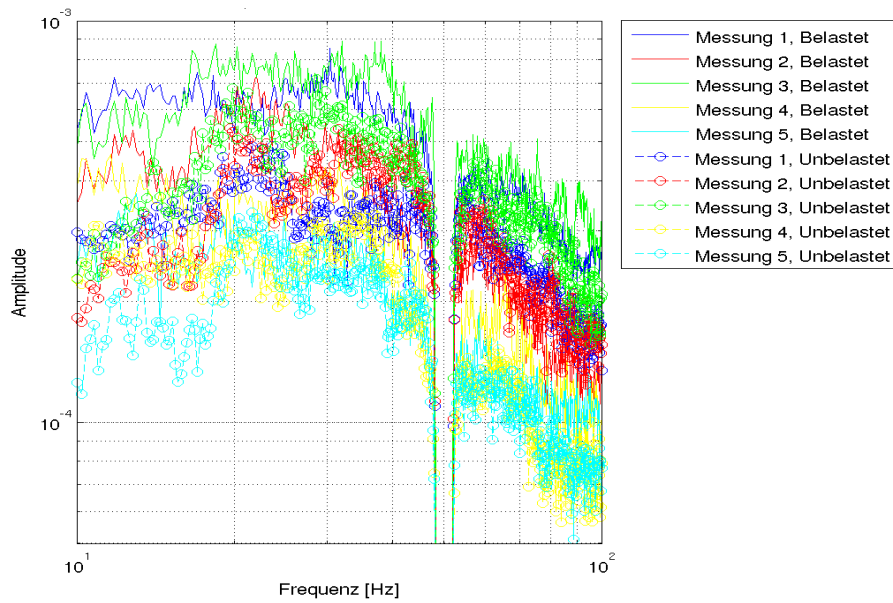


Abbildung A.25: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P10, 10-100 Hz

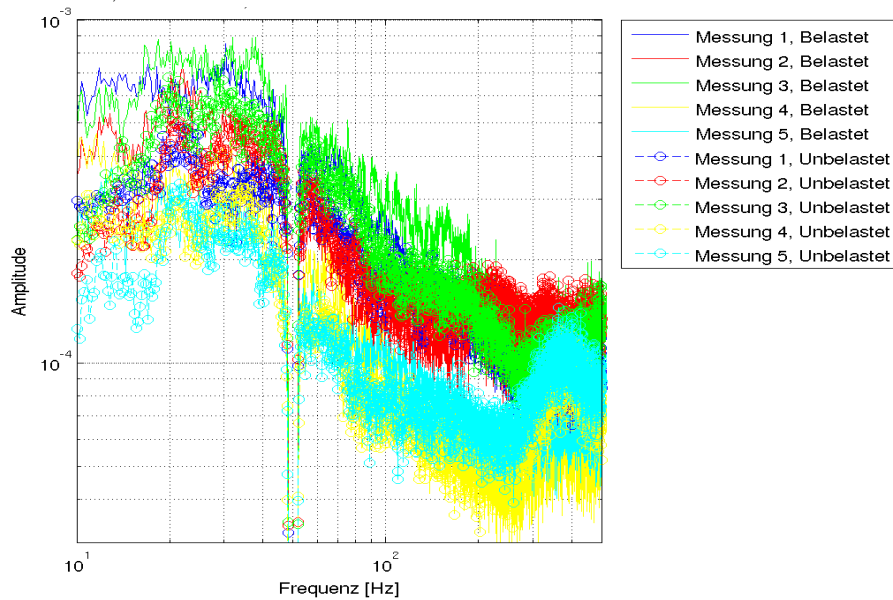


Abbildung A.26: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P10, 10-500 Hz

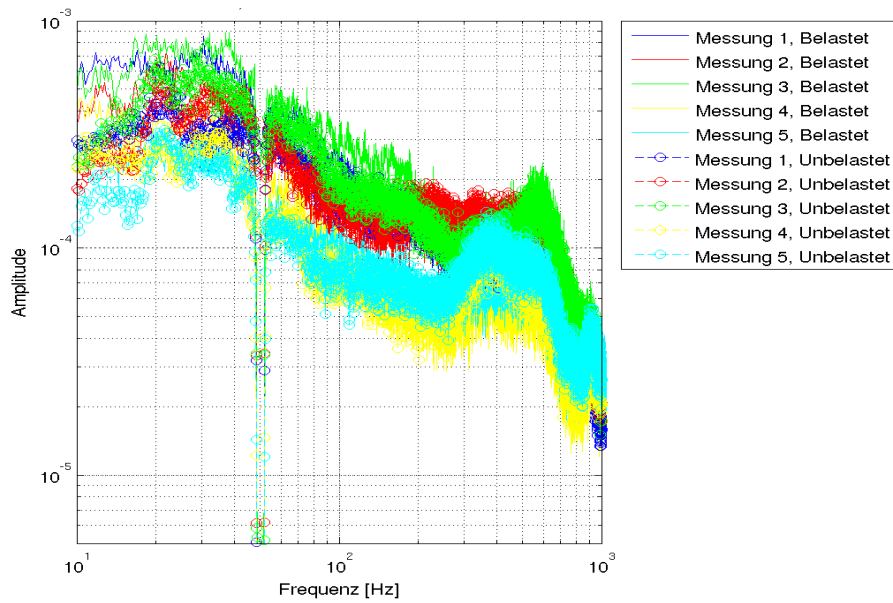


Abbildung A.27: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P10, 10-1.000 Hz

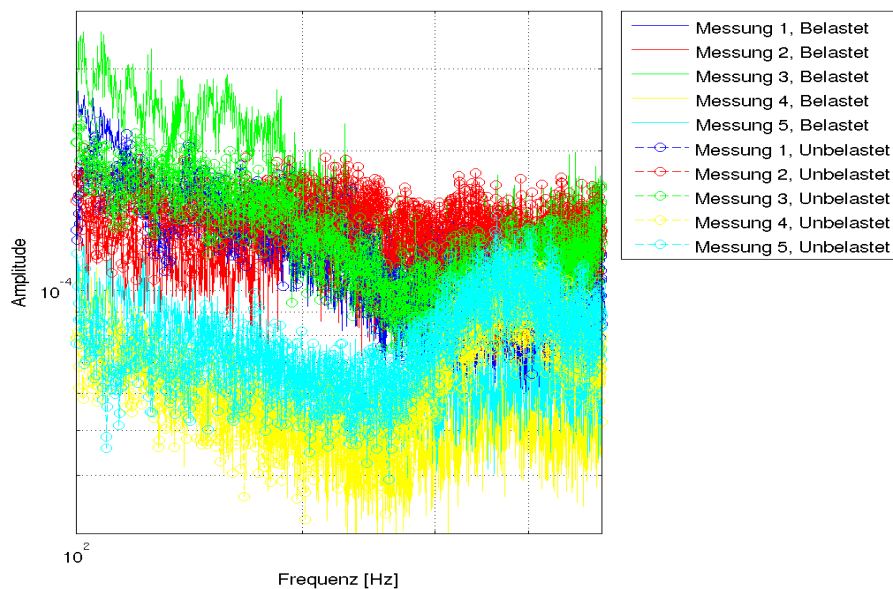


Abbildung A.28: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P10, 100-500 Hz

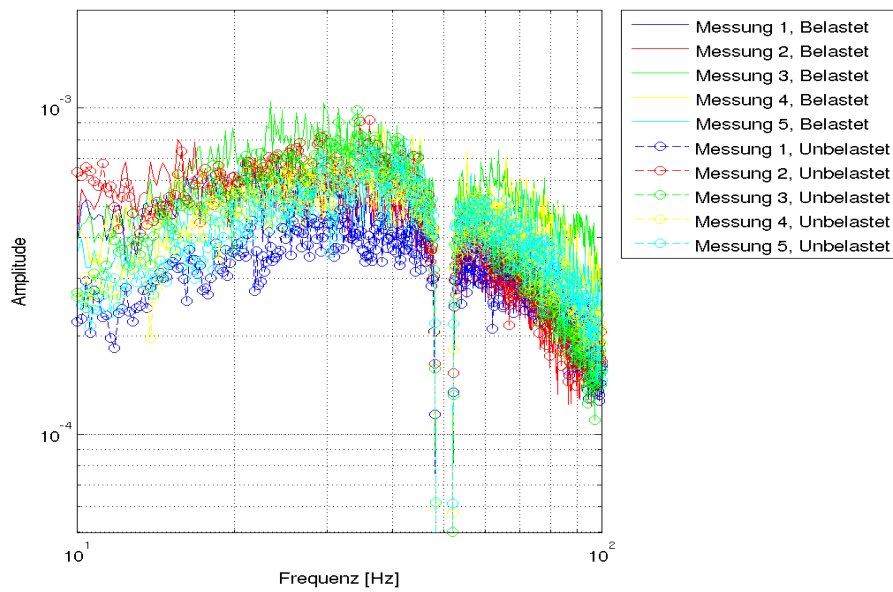


Abbildung A.29: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P12 10-100 Hz

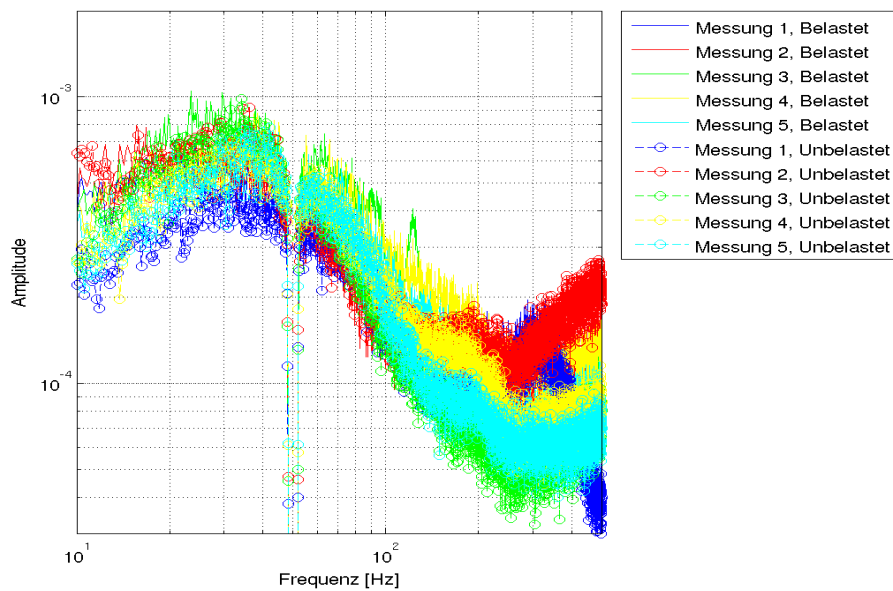


Abbildung A.30: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P12, 10-500 Hz

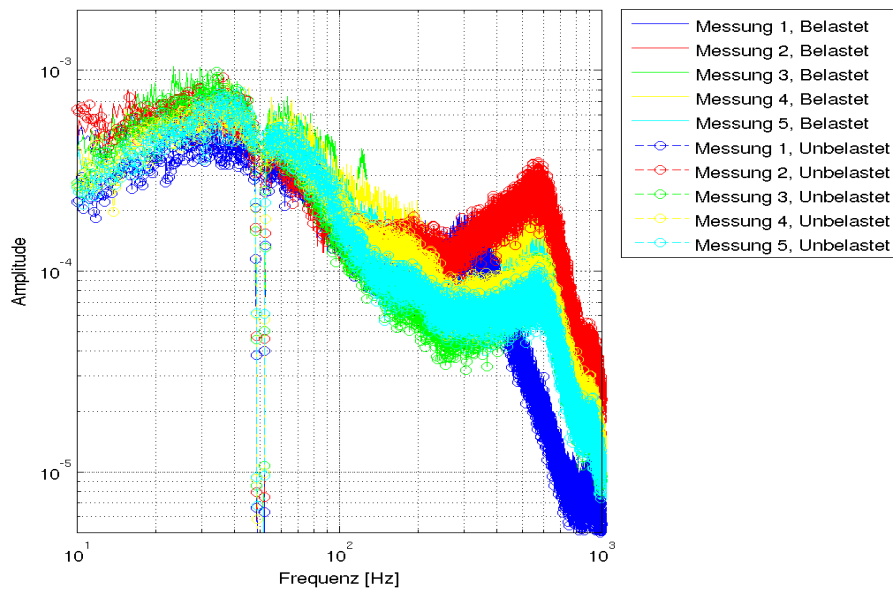


Abbildung A.31: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P12, 10-1.000 Hz

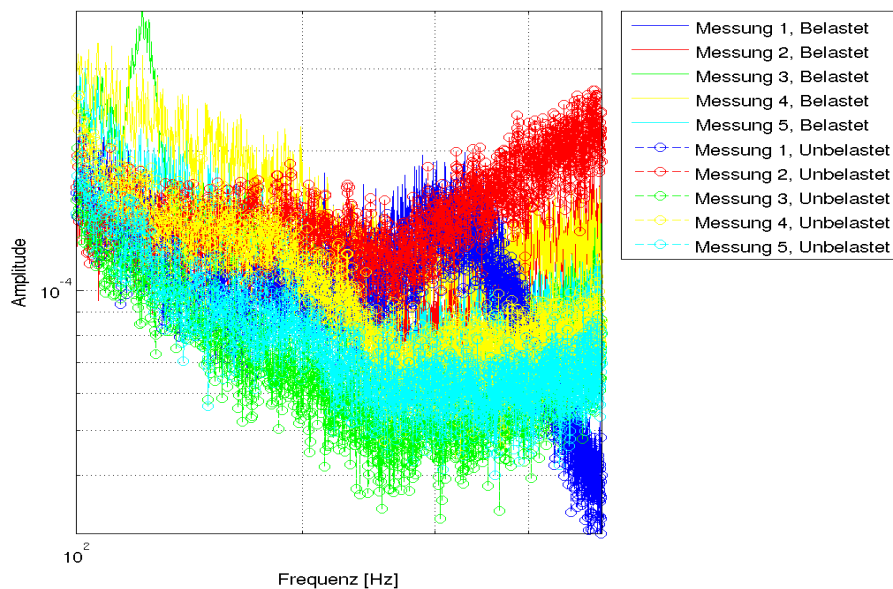


Abbildung A.32: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P12, 100-500 Hz

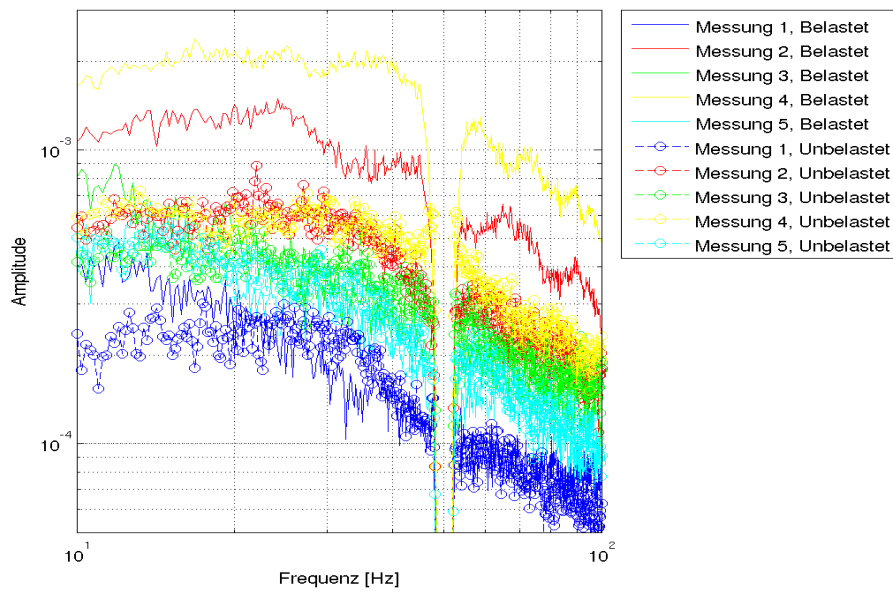


Abbildung A.33: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P13 10-100 Hz

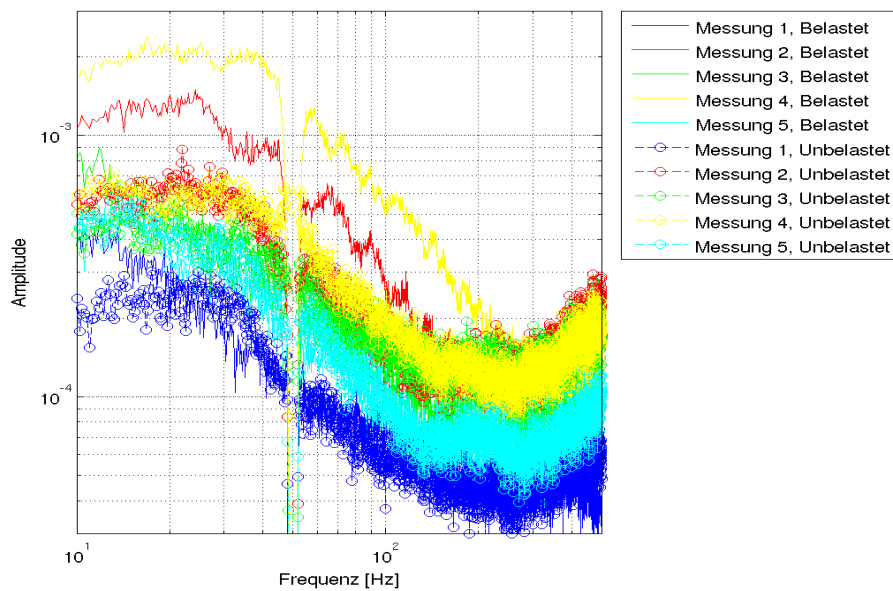


Abbildung A.34: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P13, 10-500 Hz

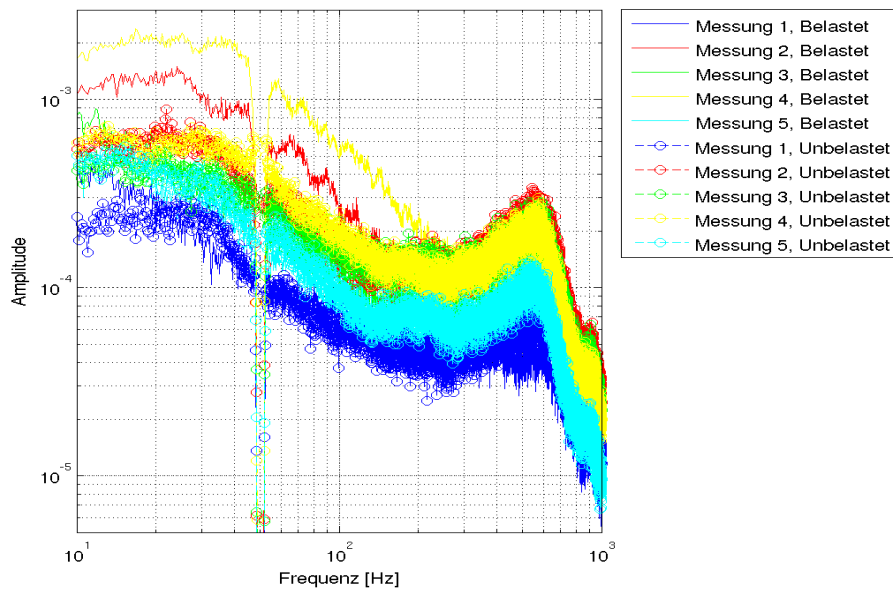


Abbildung A.35: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P13, 10-1.000 Hz

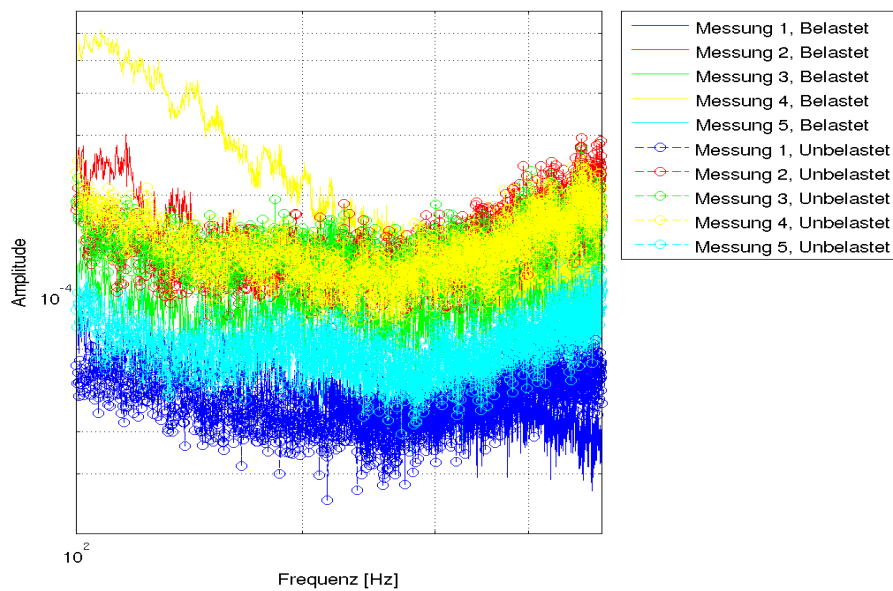


Abbildung A.36: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P13, 100-500 Hz

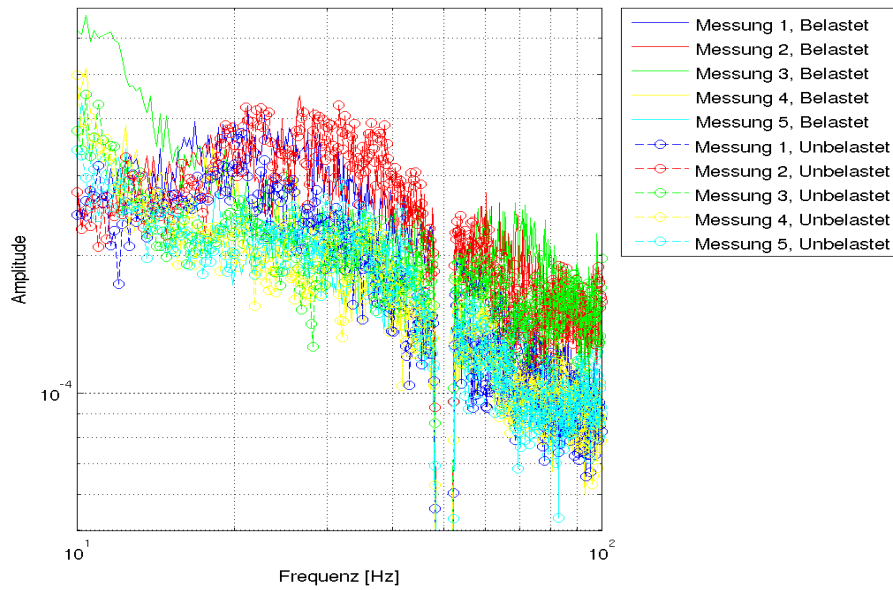


Abbildung A.37: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P14 10-100 Hz

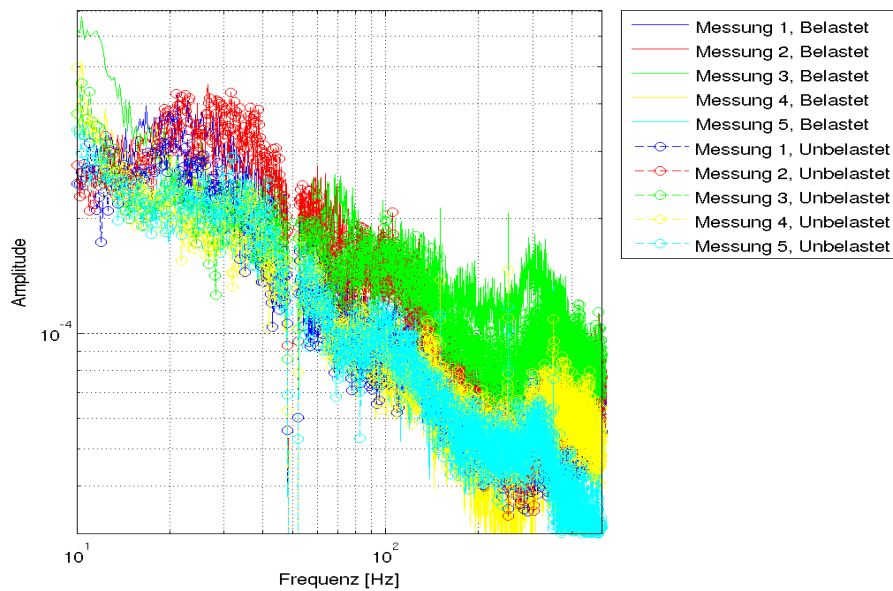


Abbildung A.38: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P14, 10-500 Hz

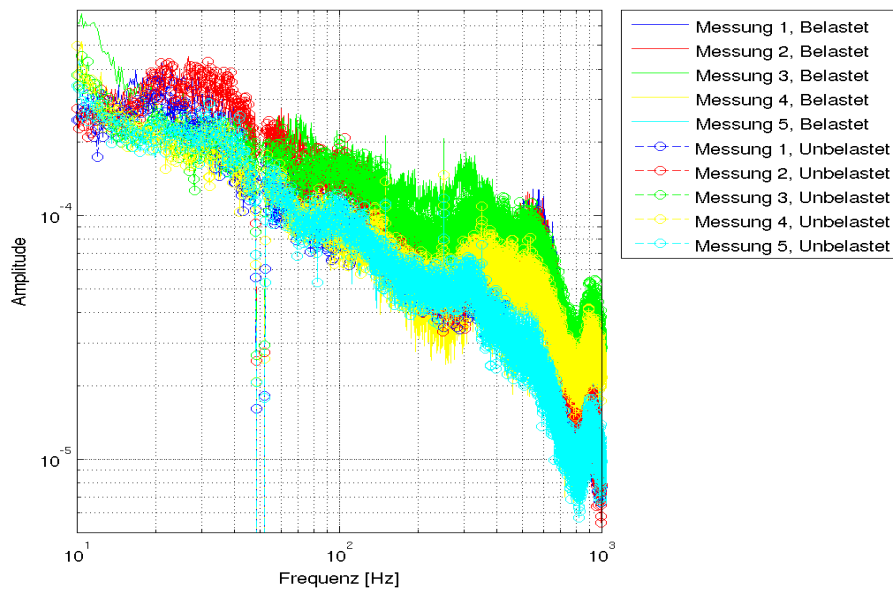


Abbildung A.39: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P14, 10-1.000 Hz

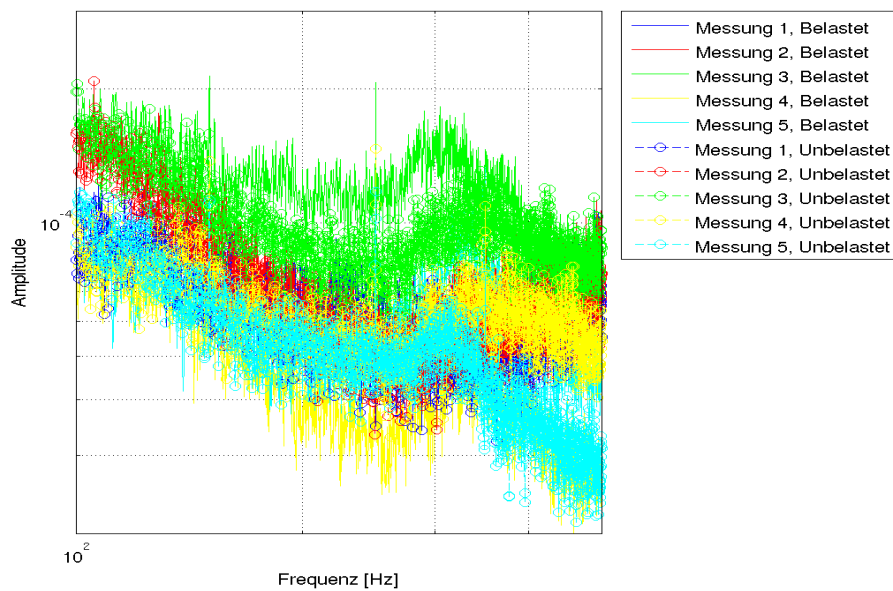


Abbildung A.40: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P14, 100-500 Hz

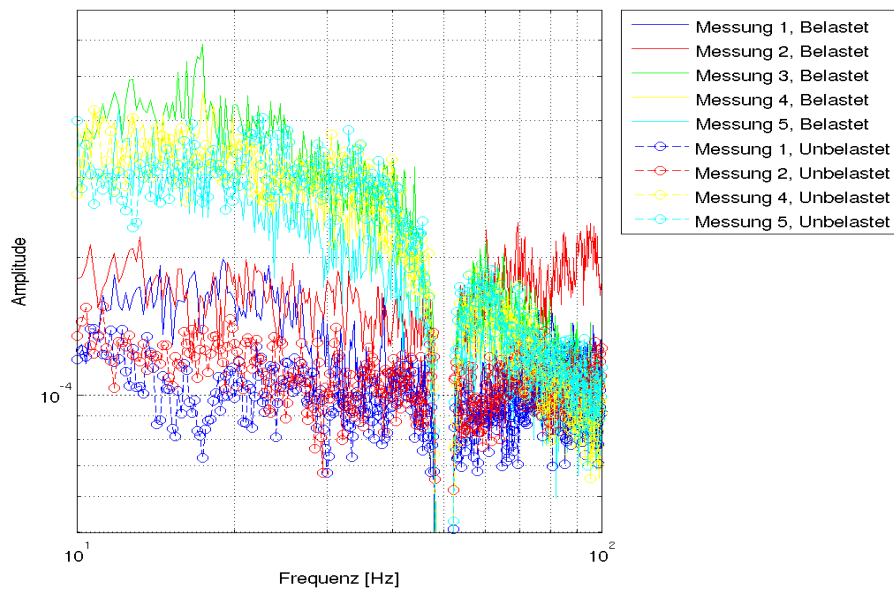


Abbildung A.41: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P15 10-100 Hz

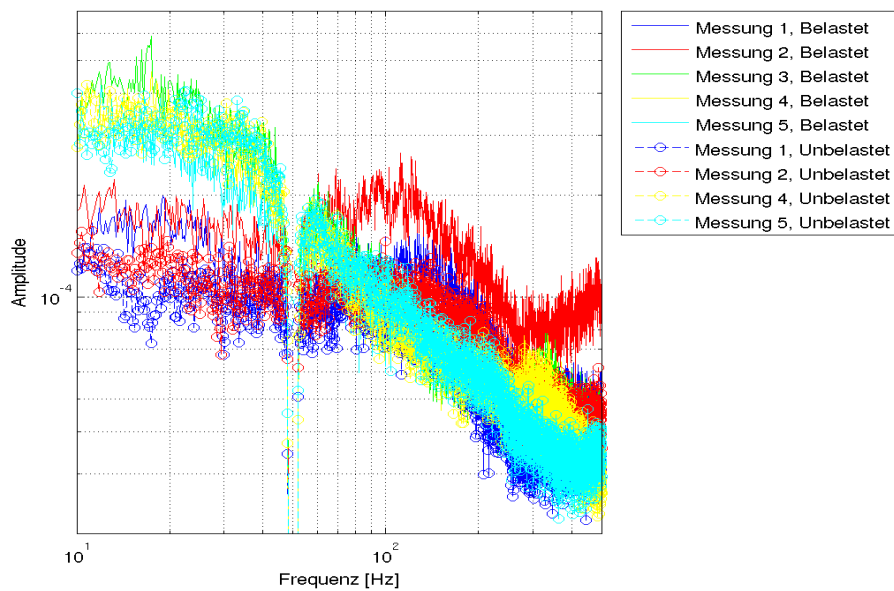


Abbildung A.42: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P15, 10-500 Hz

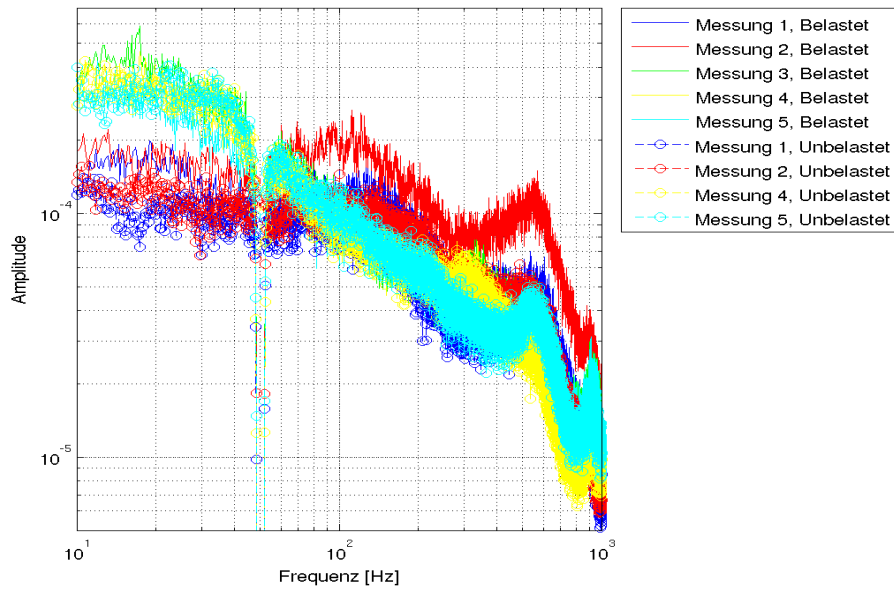


Abbildung A.43: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P15, 10-1.000 Hz

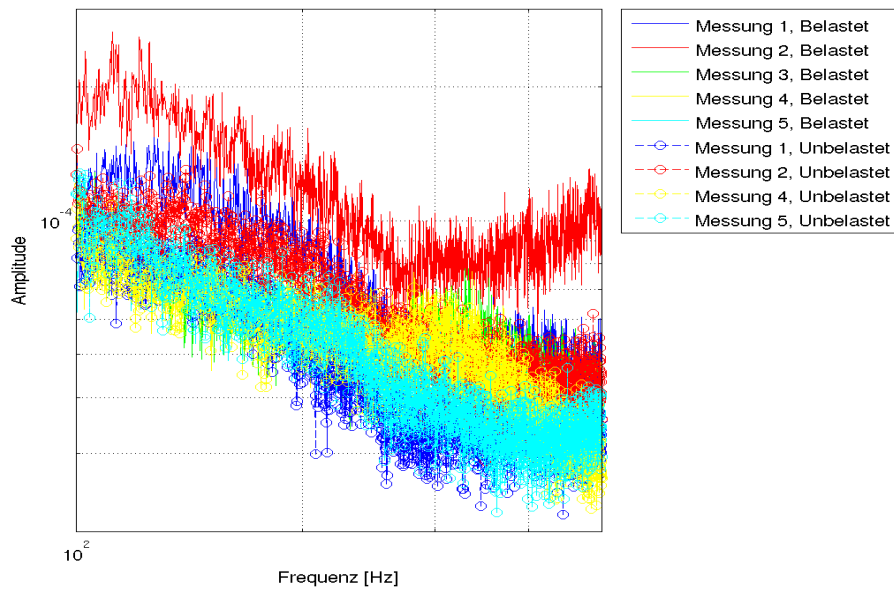


Abbildung A.44: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P15, 100-500 Hz

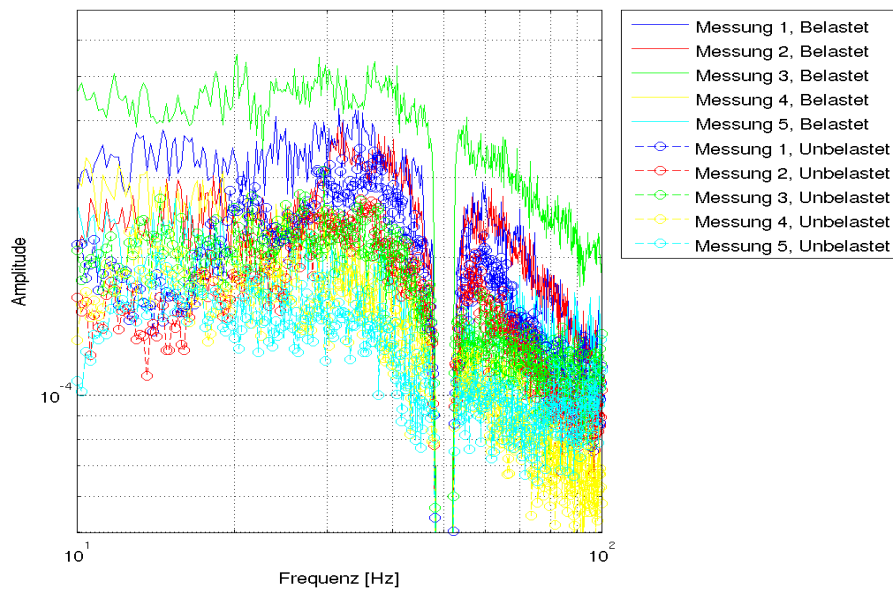


Abbildung A.45: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P16 10-100 Hz

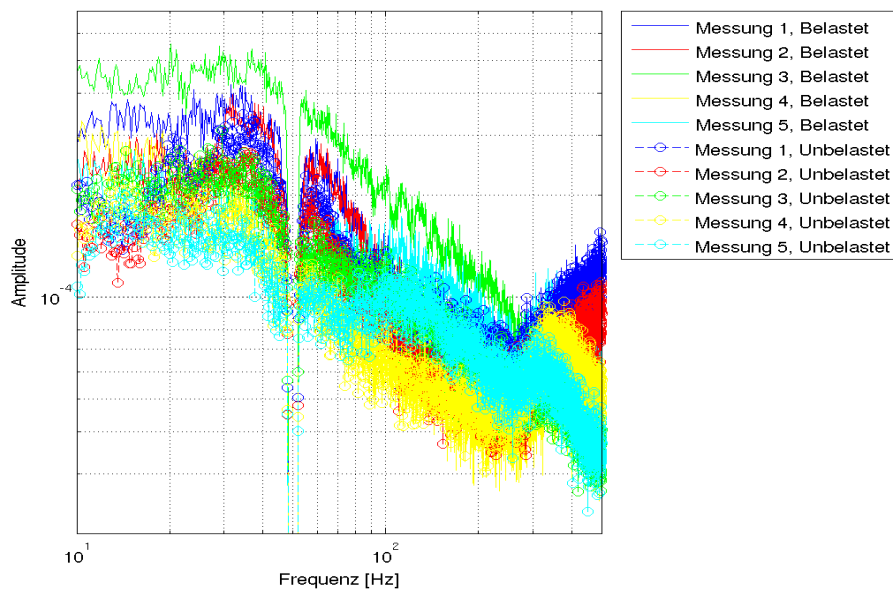


Abbildung A.46: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P16, 10-500 Hz

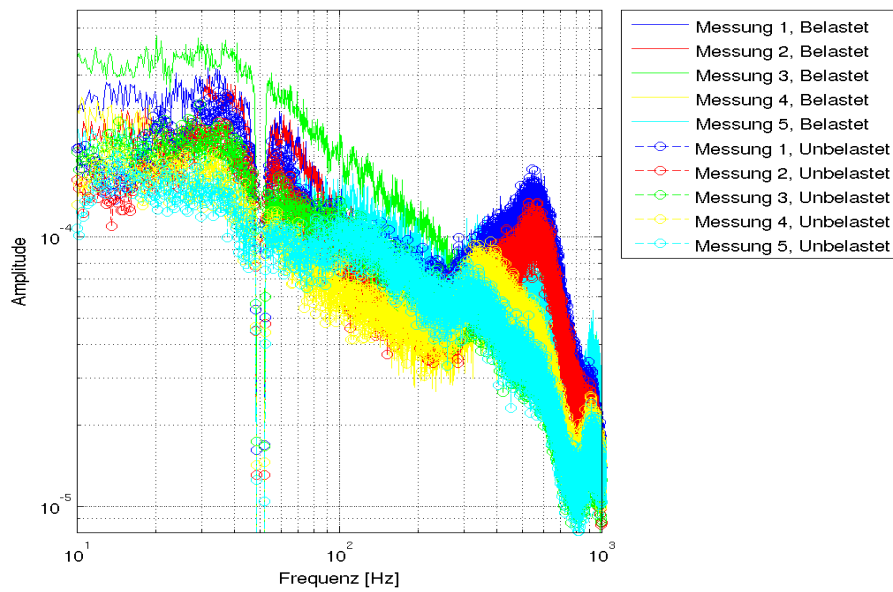


Abbildung A.47: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P16, 10-1.000 Hz

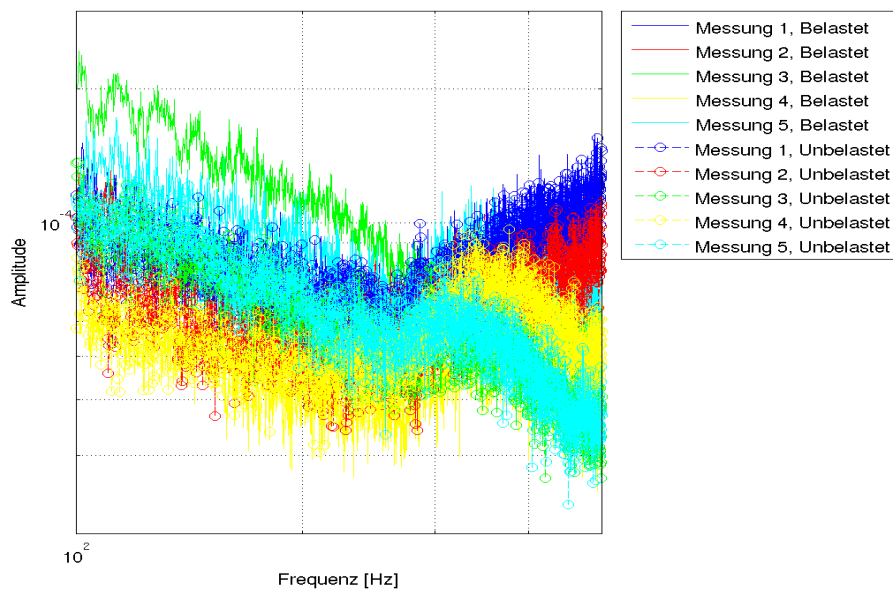


Abbildung A.48: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P16, 100-500 Hz

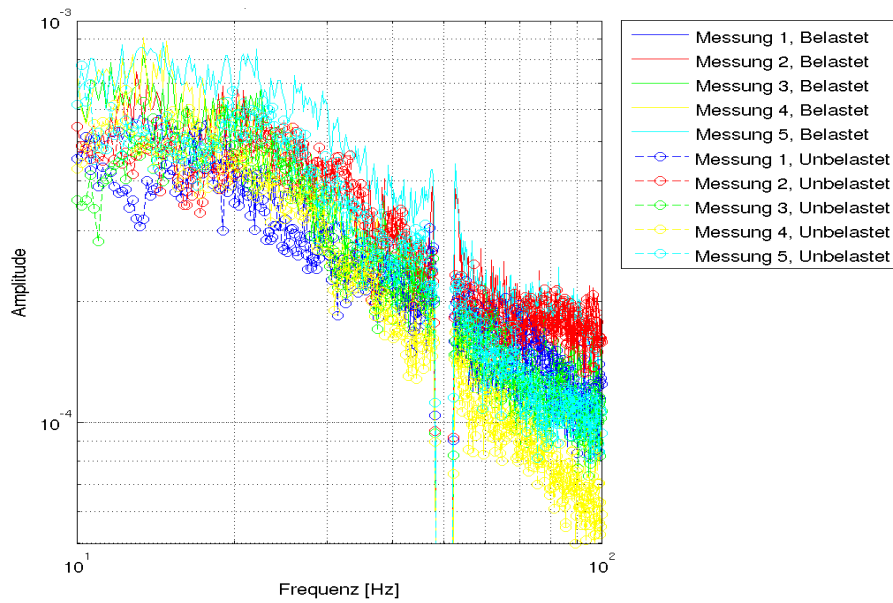


Abbildung A.49: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P17 10-100 Hz

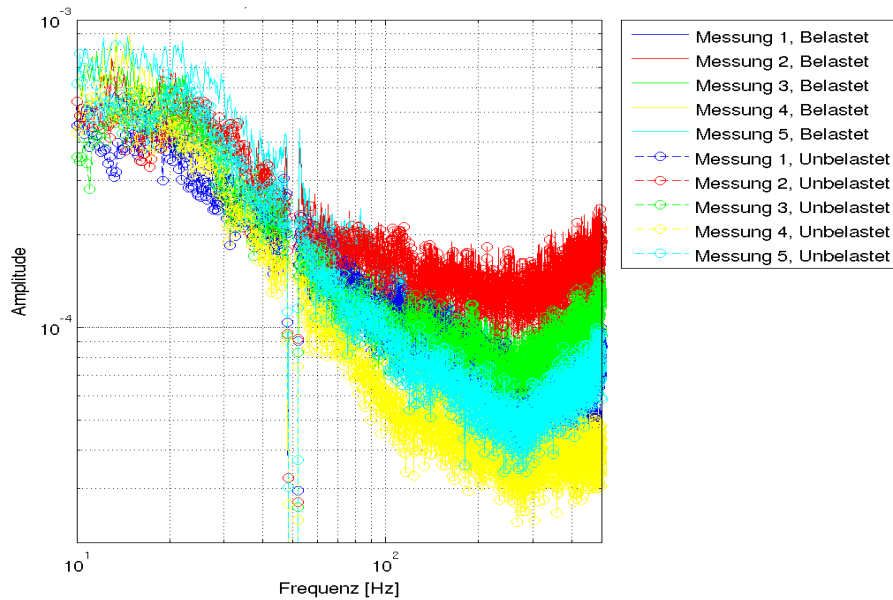


Abbildung A.50: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P17, 10-500 Hz

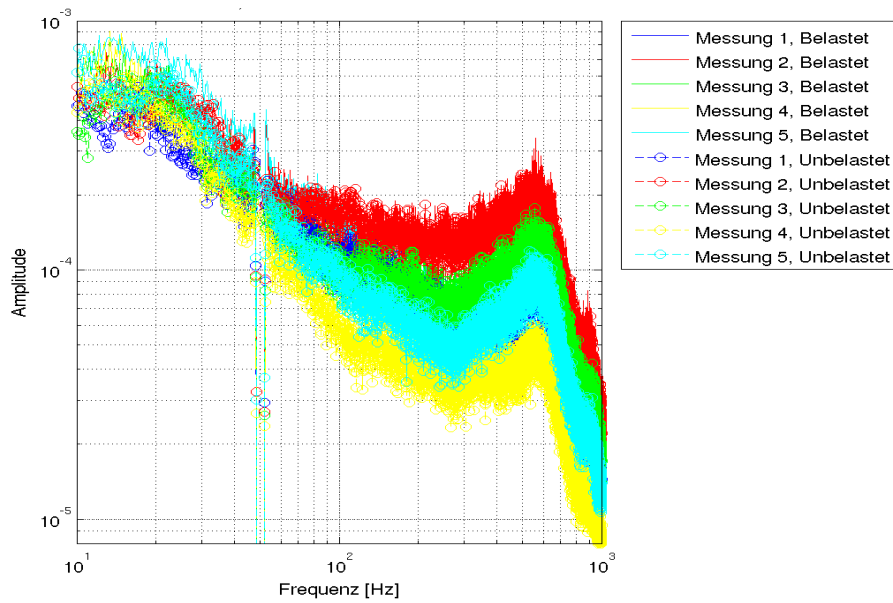


Abbildung A.51: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P17, 10-1.000 Hz

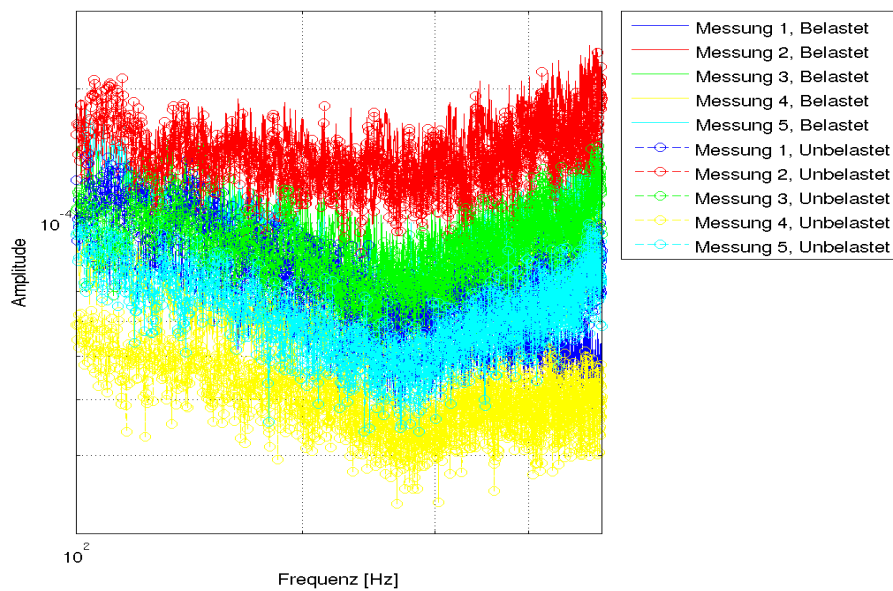


Abbildung A.52: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P17, 100-500 Hz

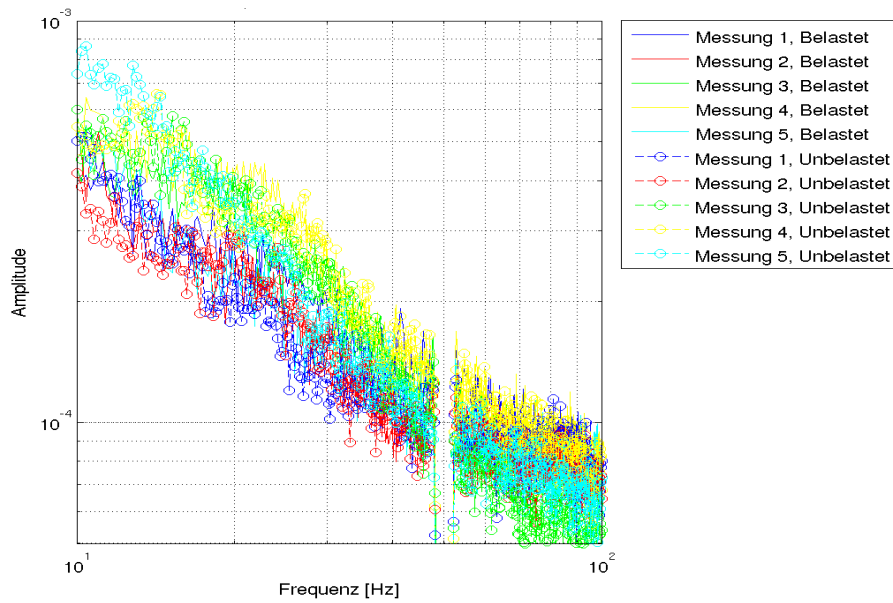


Abbildung A.53: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P18 10-100 Hz

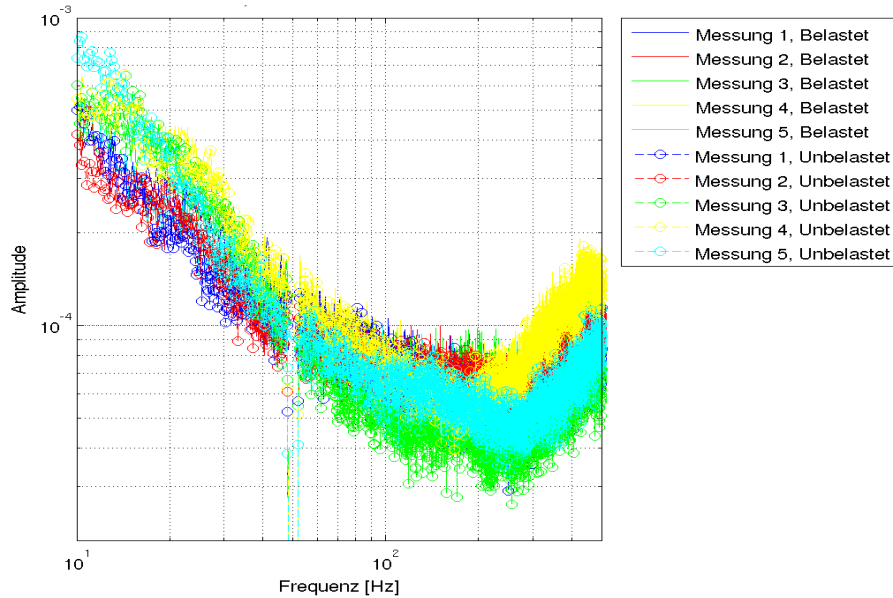


Abbildung A.54: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P18, 10-500 Hz

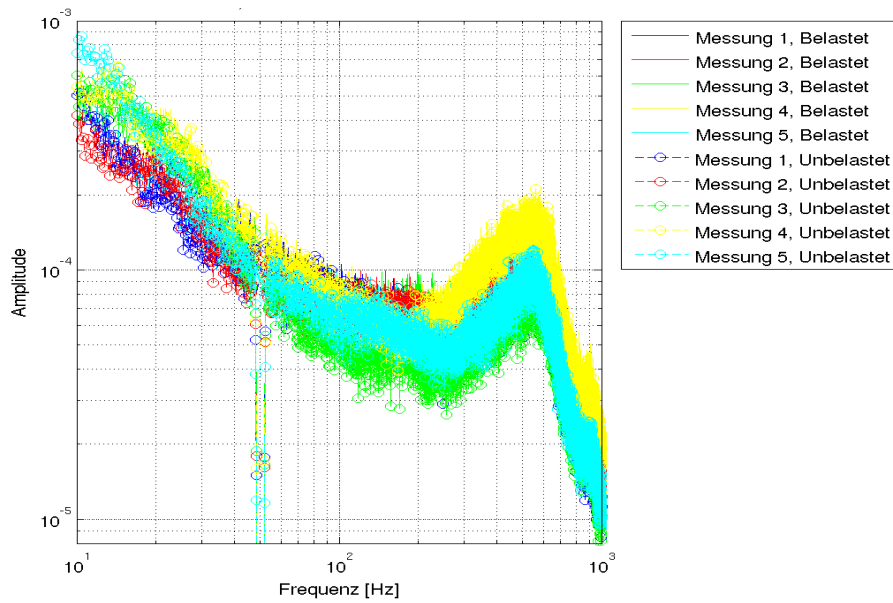


Abbildung A.55: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P18, 10-1.000 Hz

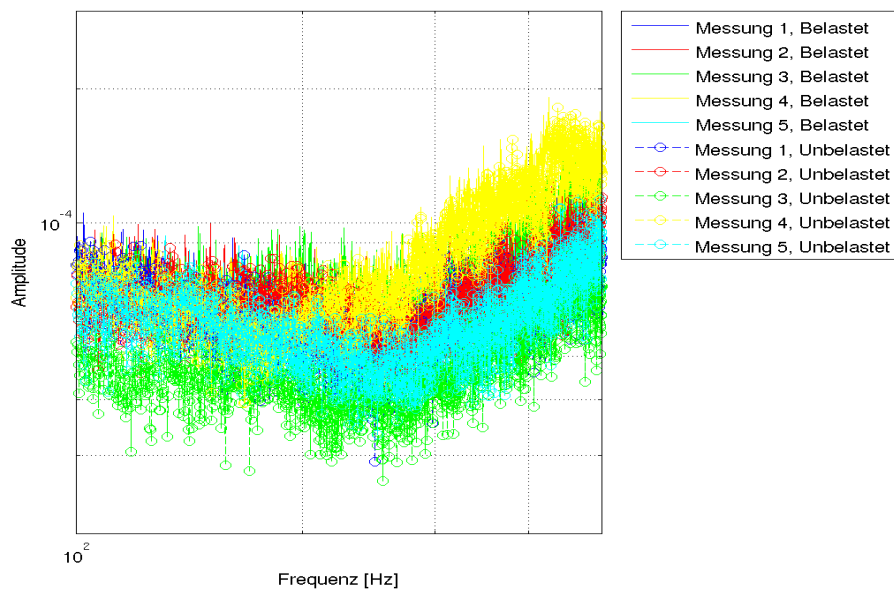


Abbildung A.56: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P18, 100-500 Hz

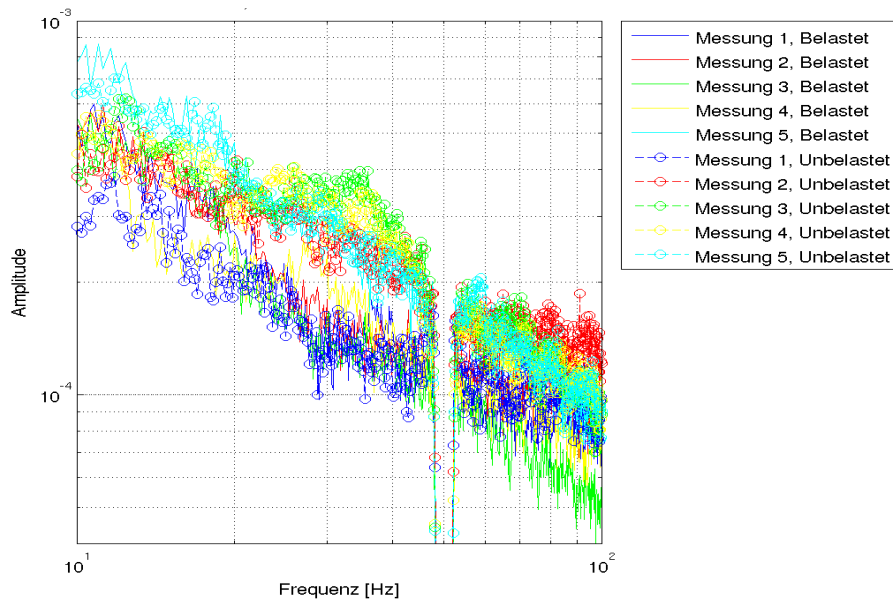


Abbildung A.57: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P19 10-100 Hz

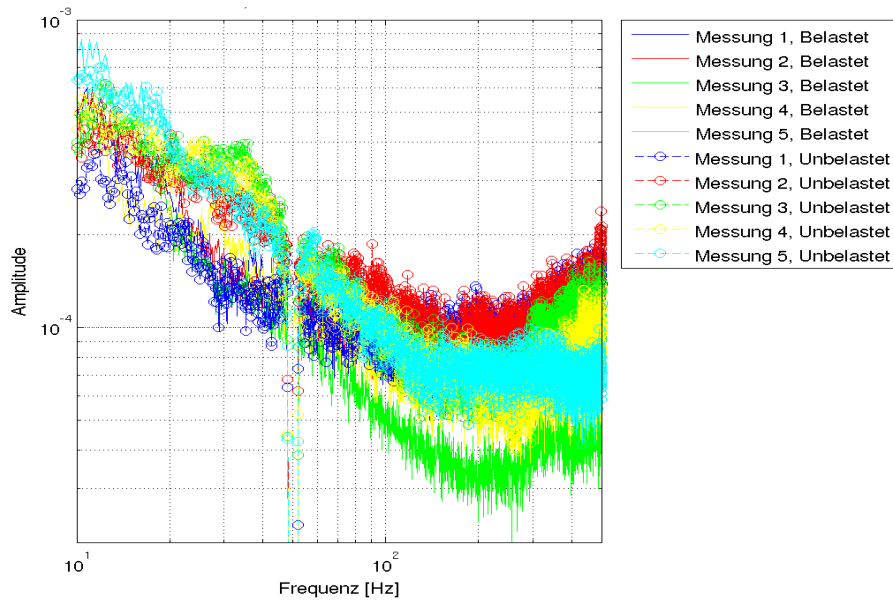


Abbildung A.58: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P19, 10-500 Hz

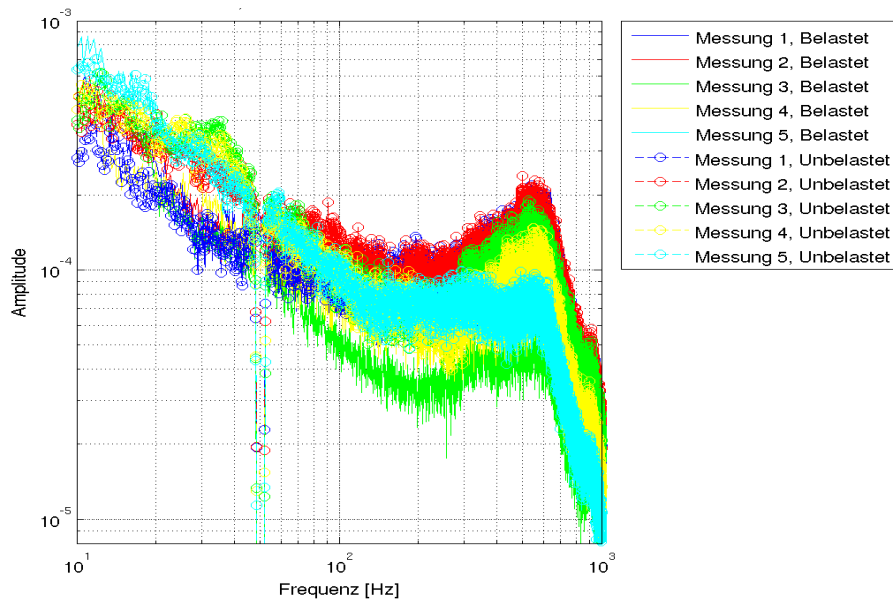


Abbildung A.59: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P19, 10-1.000 Hz

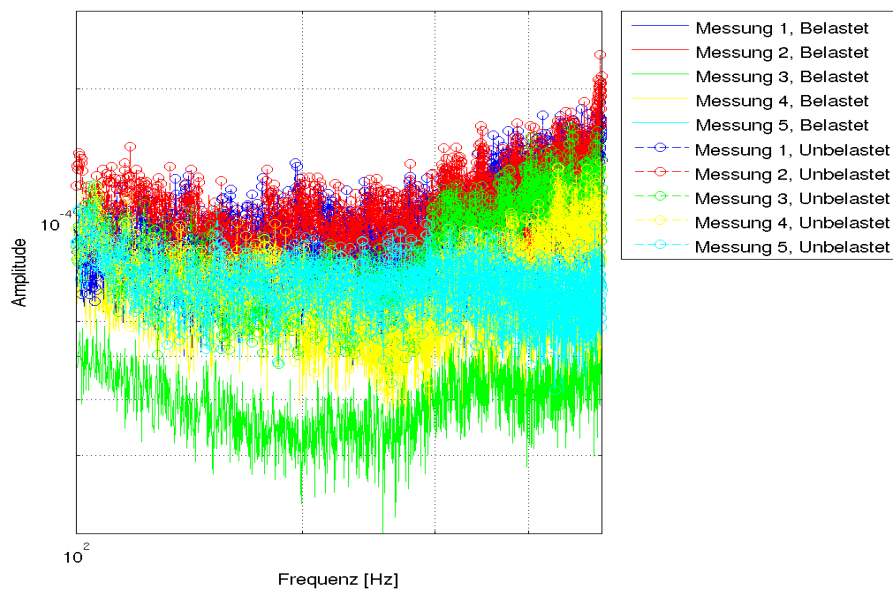


Abbildung A.60: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P19, 100-500 Hz

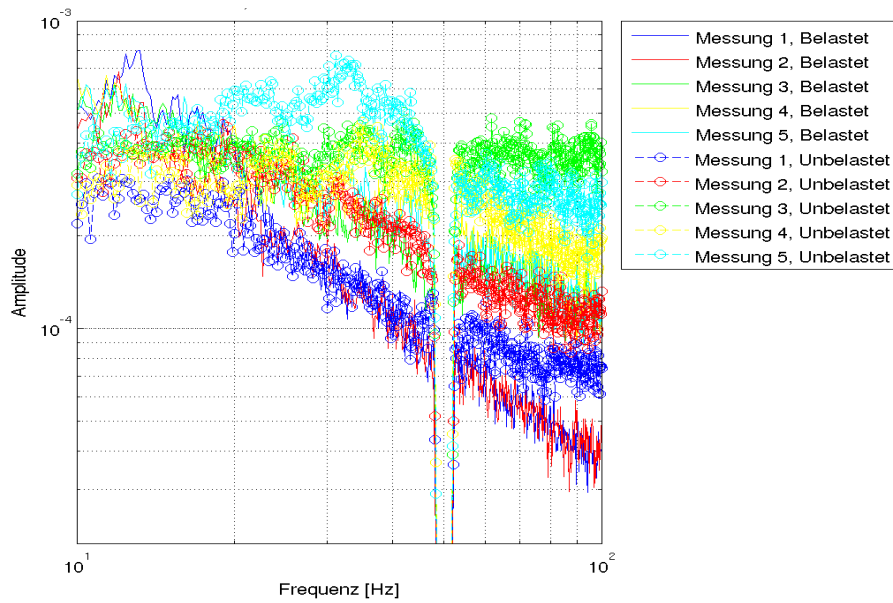


Abbildung A.61: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P20 10-100 Hz

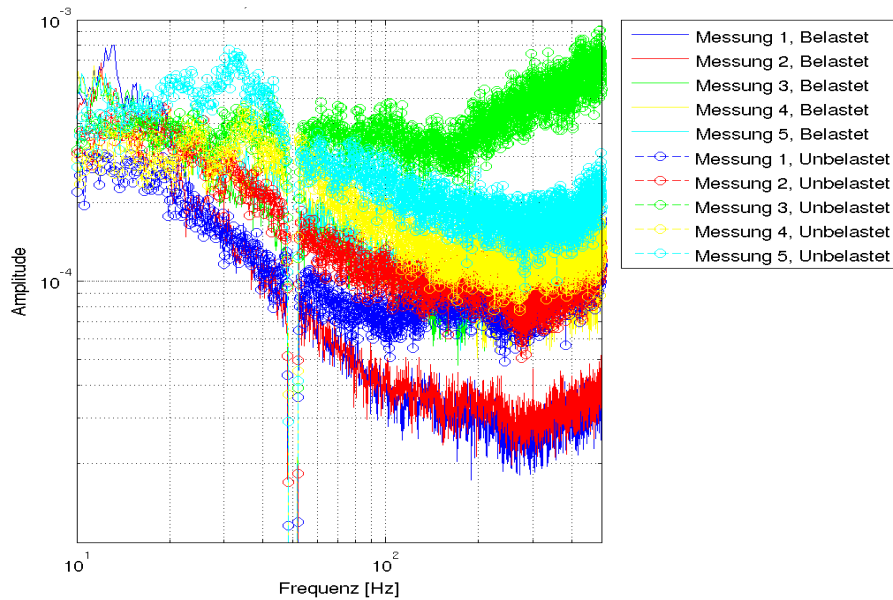


Abbildung A.62: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P20, 10-500 Hz

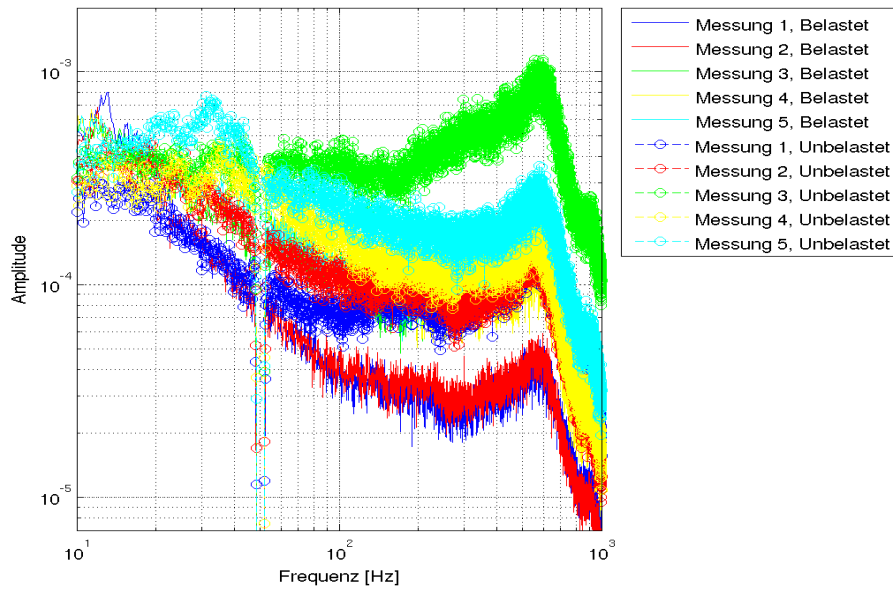


Abbildung A.63: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P20, 10-1.000 Hz

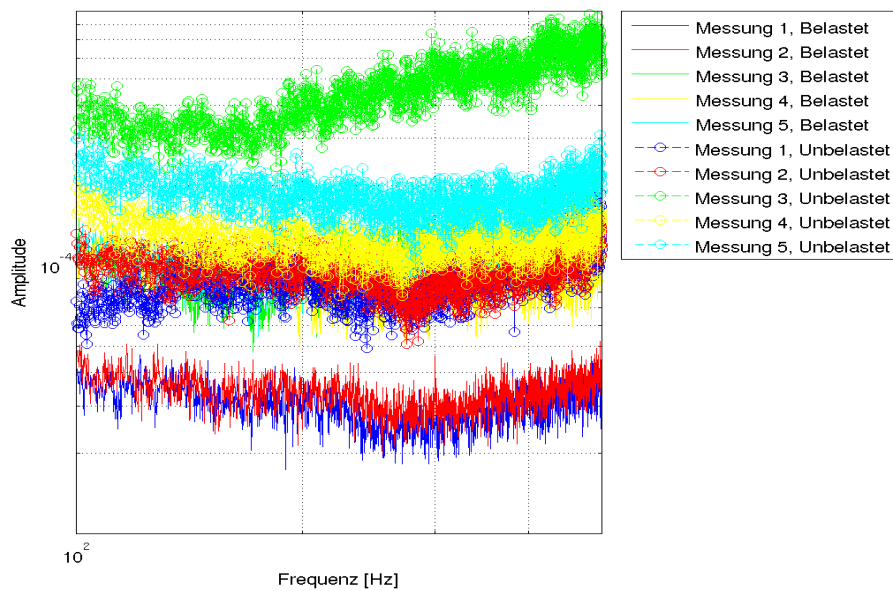


Abbildung A.64: Messungen mit und ohne zusätzliches Gewicht am Rücken des Probanden P20, 100-500 Hz