



universität
wien

MASTERARBEIT / MASTER'S THESIS

Titel der Masterarbeit / Title of the Master's Thesis

„Ermittlung der Materialeigenschaft Dämpfung der weiblichen Brust“

verfasst von / submitted by

Seraphina Stöger, Bakk.rer.nat.

angestrebter akademischer Grad / in partial fulfilment of the requirements for the degree of

Master of Science (MSc)

Wien, 2018 / Vienna 2018

Studienkennzahl lt. Studienblatt /
degree programme code as it appears on
the student record sheet:

A 066 826

Studienrichtung lt. Studienblatt /
degree programme as it appears on
the student record sheet:

Masterstudium Sportwissenschaft

Betreut von / Supervisor:

Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr. Arnold Baca

Kurzfassung

Studien zufolge empfinden Frauen die Bewegungen ihrer Brust beim Sport als störend und den Tragekomfort von Sport-BHs als mangelhaft.

Um die weibliche Brust bei Bewegung möglichst gut unterstützen und somit die Frau vor Schmerzen und anderen Unannehmlichkeiten bewahren zu können, ist es für die Entwicklung eben dieser Stützwäsche (Sport-BHs) unerlässlich, über die Materialeigenschaften der Brust Bescheid zu wissen. Auf Grund der auf diesem Gebiet noch sehr dünnen Studienlage wurde in vorliegender Untersuchung die Materialeigenschaft Dämpfung der weiblichen Brust an 33 Probandinnen erhoben. Hierbei kam ein Dämpfungstest zur Anwendung, bei dem die Probandin ihre Brust selbst anhebt und dann frei ausschlagen lässt. Die Trajektorien der Brustwarzen wurden dann zur Berechnung des Lehrschen Dämpfungsmaßes herangezogen. Dies ist die erste Untersuchung der Dämpfung an mehr als einer Probandin.

An der Untersuchung nahmen 59 Probandinnen teil (Alter: 33,9 Jahre $\pm$ 11,6 Jahre, Größe: 169 cm $\pm$ 13 cm, Masse: 69,4 kg $\pm$ 12,5 kg). Es wurde drei Forschungshypothesen nachgegangen; mit folgenden Ergebnissen:

- Der Unterschied im Volumen der beiden Brüste einer Probandin ist $> 5\%$ mit $p < 0,001$.
- Zwischen BMI und Brustvolumen gibt es einen statistisch signifikanten mittleren Zusammenhang ($r = 0,567$, $p < 0,001$).
- Es gibt keinen statistisch signifikanten Zusammenhang zwischen Lehrschem Dämpfungsmaß und Brustvolumen ($p = 0,266$).

Die Ergebnisse dieser Studie lassen vermuten, dass die Dämpfung der Brust bei der Entwicklung von Sport-BHs nicht individuell berücksichtigt werden muss.

Abstract

According to literature discomfort and pain caused by insufficient breast support reduce women's participation in physical activities.

The development of effective sports bras is necessary to protect women from discomfort. Therefore it is essential to know about the material properties of the female breast. So far very few studies were conducted on the specific material property of the female breast's damping. By analyzing the damping behavior of 33 women this study is the first one to have more than one subject investigated. Doing so a damping test was performed: the participants lifted their breasts, released them and the breast was filmed while coming to rest. The damping ratio was then calculated from the nipple's trajectories.

In total 59 subjects participated in this study (age: 33,9 years $\pm$ 11,6 years, height: 169 cm $\pm$ 13 cm, mass: 69,4 kg $\pm$ 12,5 kg). Three research hypotheses led to the following results:

- The difference in participant's left and right breast volume was greater 5% with $p < 0,001$.
- Between BMI and breast volume a moderate positive relationship was found ($r = 0,567$, $p < 0,001$).
- Damping ratio and breast volume did not correlate significantly ($p = 0,266$).

With these results there is evidence to suggest that the damping ratio of a female's breast is not needed to be considered individually when developing sports bras.

Inhaltsverzeichnis

Kurzfassung.....	3
Abstract	4
1 Einleitung.....	7
1.1 Ziel der Arbeit.....	8
1.2 Theoretischer Hintergrund	9
1.2.1 Die weibliche Brust.....	9
1.2.2 Finite-Elemente-Methode (FEM)	11
1.2.3 Einmassenschwinger	14
1.2.3.1 Dämpfungsarten	15
1.2.3.2 Berechnung der Dämpfung.....	16
1.2.4 N-Massenschwinger	18
1.2.4.1 Berücksichtigung der Dämpfung in N-Massenschwingern	19
2 Methodik.....	20
2.1 Probandinnen.....	20
2.1.1 Einschlusskriterien	22
2.1.2 Ausschlusskriterien	22
2.2 Bestimmung der BH-Größe	22
2.3 3D-Oberflächenscan	24
2.4 Brustvolumen aus FEM.....	26
2.5 Versuchsaufbau zur Ermittlung der Materialeigenschaft Dämpfung.....	28
2.6 Ermittlung der Materialeigenschaft Dämpfung.....	29
2.7 Auswertung der Daten	30
2.7.1 Markertracking in Kinovea.....	30
2.7.2 Berechnungen in Matlab	30
2.7.3 Berechnungen in SPSS.....	31
3 Ergebnisse.....	32
3.1 Deskriptive Statistik.....	32
3.2 Inferenzstatistik	34

4	Diskussion	36
4.1	Methodendiskussion	36
4.2	Interpretation der Ergebnisse	41
5	Conclusio	48
6	Verzeichnisse	50
6.1	Abbildungs- und Tabellenverzeichnis	50
6.2	Abkürzungsverzeichnis	52
6.3	Literaturverzeichnis	53
7	Eidesstattliche Erklärung	56
8	Anhang	57

1 Einleitung

Studien zeigen, dass jede fünfte Frau im Alter von 18 bis 65 Jahren keinen Sport betreibt, weil die dabei entstehenden Bewegungen der Brust als störend empfunden werden (Burnett, White & Scurr, 2015).

Beim Tragen eines Alltags-BHs während sportlicher Aktivität, was 59% der Frauen machen (Bowles, Steele & Munro, 2008), entsteht eine vertikale Brustbewegung von bis zu 8 cm, welche durch das Tragen eines Sport-BHs um 2 cm reduziert werden kann (Scurr, White & Hedger, 2011).

Bei Lauf- und Sprungbewegungen wird in der oberen Umkehr eine gegenläufige Aufwärtsbewegung der Brust erzeugt. Auslöser dafür sind die Trägheitskraft sowie die elastische Verbindung zwischen Brust und Thorax. Diese Brustbewegung nach oben wird als deutlich unangenehmer empfunden als jene nach unten und gilt als bislang unzureichend gelöstes Problem.

Diese Problematik verstärkt sich bei zunehmender Größe der Brust. Durch die unzureichende Unterstützung großer Brüste entstehen Schmerzen in Schultern, Nacken, Rücken oder Kopf (McGhee & Steele, 2010) sowie Brustschmerzen (Mastalgie), deren Häufigkeit mit der Brustgröße korreliert (Brown, White, Brasher & Scurr, 2014).

Laut (McGhee, Steele, Zealey & Takacs, 2013) lösen bereits Brustbewegungen von 2 cm beim Laufen über längere Zeiträume Unbehagen aus, es können jedoch vertikale Amplituden bis zu 10 cm auftreten.

Die genannten Symptome können so schwerwiegend sein, dass die betroffenen Frauen ihre sportliche Aktivität massiv einschränken oder sogar eine Reduktionsplastik machen lassen müssen. Aber auch für heranwachsende Mädchen kann das in der Pubertät einsetzende Brustwachstum und die damit einhergehende Bewegung der Brust beim Sport zu einer Verminderung der sportlichen Aktivität führen (Diketmüller, 2009).

Um diesen Problemen Abhilfe zu schaffen, müssen effizientere Sport-BHs entwickelt werden, die Tragekomfort und optimale Stützwirkung vereinen.

Im Rahmen des Forschungsprojekts: „Sport-BH-Optimierung durch Finite Elemente Simulation der Interaktion mit weiblichem Brustgewebe (FEM-Sport-BH)“ welches von der Abteilung Biomechanik, Bewegungswissenschaft und Sportinformatik des Instituts für Sportwissenschaft der Universität Wien (Projektleitung: M. Haßmann, MSc) in Kooperation mit der Firma CAE Simulation & Solutions Maschinenbau Ingenieurdienstleistungen GmbH durchgeführt wird, soll dazu ein Beitrag geleistet werden.

Die Erstellung und Validierung eines Finite Elemente (FE)-Simulationsmodells des weiblichen Oberkörpers mit Sport-BH kann genau dabei helfen.

Mit Hilfe von 3D-Oberflächenscans des Oberkörpers der Probandinnen kann ein FE-Modell erstellt werden. Dieses Simulationsmodell besteht aus dem Thorax der Probandin, so wie 2 beweglichen Brüsten und Haut. In einem zweiten Schritt wird dann noch zusätzlich ein (Sport-) BH virtuell angezogen.

Die aus den 3D-Scans gewonnenen statischen (geometrischen) Informationen für den Modellaufbau werden um dynamische, aus 3D-Bewegungsanalysen am Laufband, ergänzt. So kann das Simulationsmodell aufgebaut und validiert werden.

Dieses validierte FE-Modell kann zur Modellierung zusätzlicher Halte- und / oder Verstärkungselemente herangezogen werden, um so einen effizienteren Sport-BH zu erhalten. Durch diese Simulationsergebnisse können dann generelle Empfehlungen für Schnittmuster gemacht werden, die möglichst viele Brustformen und -größen bedienen oder individuell an die BH-Trägerin angepasst sind. So könnten auch Vorgaben für einen Prototypbau gemacht werden.

Um ein solches FE-Modell erstellen zu können, müssen verschiedenste Materialeigenschaften der weiblichen Brust erhoben werden, dazu zählt vor allem auch die Dämpfung der weiblichen Brust. Diese wurde im Rahmen des Projekts FEM-Sport-BH an 33 Probandinnen ermittelt. In Summe nahmen an der Untersuchung 59 Probandinnen teil.

1.1 Ziel der Arbeit

In dieser Arbeit wird das dynamische Verhalten der Brust bezogen auf den Dämpfungsfaktor erstmalig an einer repräsentativen Stichprobe, welche zusätzlich die getragenen BH-Größen der Österreicherinnen gut abbildet, untersucht.

Folgende anthropometrischen Parameter werden dazu auf Unterschiede bzw. Korrelationen geprüft: BMI, Brustvolumen und Dämpfungsfaktor der weiblichen Brust.

Forschungshypothesen sind hierbei:

- 1 H0: Der Unterschied im Volumen der beiden Brüste einer Probandin ist $\leq 5\%$.
H1: Der Unterschied im Volumen der beiden Brüste einer Probandin ist $> 5\%$.
- 2 H0: Es gibt keinen Zusammenhang zwischen BMI und Brustvolumen der Probandinnen.

H1: Es gibt einen Zusammenhang zwischen BMI und Brustvolumen der Probandinnen.

3 H0: Es gibt keinen Zusammenhang zwischen Dämpfungsfaktor und Brustvolumen.

H1: Es gibt einen Zusammenhang zwischen Dämpfungsfaktor und Brustvolumen.

1.2 Theoretischer Hintergrund

Dieses Kapitel dient der Erläuterung wesentlicher theoretischer Hintergründe zu vorliegender Untersuchung. Der Aufbau der weiblichen Brust, die Finite-Elemente-Methode sowie für die Ermittlung der Materialeigenschaft Dämpfung der weiblichen Brust relevante schwingende Systeme werden erklärt.

1.2.1 Die weibliche Brust

Der anatomische Aufbau der weiblichen Brust ist in Abbildung 1 dargestellt: die Rippen (1) bilden den ventralen Abschluss des Brustkorbs, darüber liegt die Muskelschicht des großen Brustmuskels (m. pectoralis major, 2). Die Brust selbst besitzt keinerlei Muskulatur, einzig die zwischen der anterioren (3) und posterioren (4) Faszie verlaufenden kollagenen Cooper-Ligamente (5) tragen geringfügig zur Formgebung der Brust in aufrecht stehender Position bei (Barral & Croibier, 2011). Das Volumen der Brust wird durch die Brustdrüsen (6) und subkutanes Fettgewebe (7) gebildet und von den Faszien (3, 4) und der Haut (8) umschlossen. Die Brustdrüsen münden über die Milchgänge (9) und Milchsäckchen (10) in der Brustwarze (11), welche vom Warzenhof (12) umgeben ist.

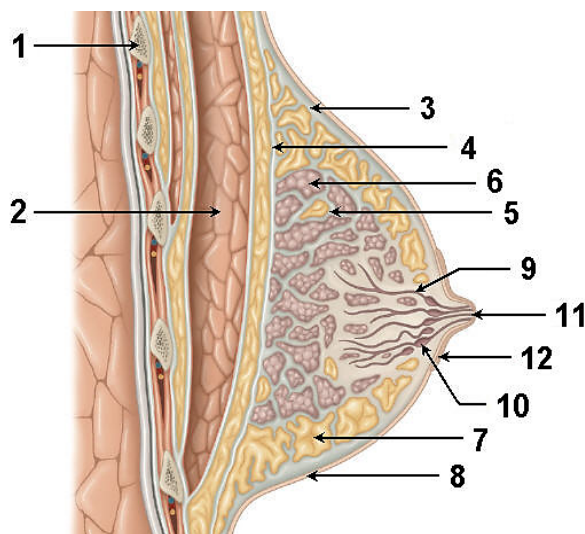


Abbildung 1: Anatomie der weiblichen Brust

(modifiziert nach Barral & Croibier, 2011, S. 123). Nähere Erläuterungen im Text.

Ausgehend von dem oben beschriebenen theoretischen Wissen über den Aufbau der weiblichen Brust, können genauere Informationen über die Zusammensetzung der vorhandenen Gewebearten gewonnen werden. Das kann mit bildgebenden Verfahren, wie Magnetresonanztomographie (MRT) (Azar, Metaxas & Schnall, 2000; Han et al., 2012), Computertomographie (CT) (del Palomar, Calvo, Herrero, López & Doblaré, 2008) und Röntgen (Ruiter et al., 2002) oder Biopsien (Azar et al., 2000) erreicht werden. Abbildung 2 zeigt ein solches MRT-Bild und Abbildung 3 ein CT-Bild der weiblichen Brust.

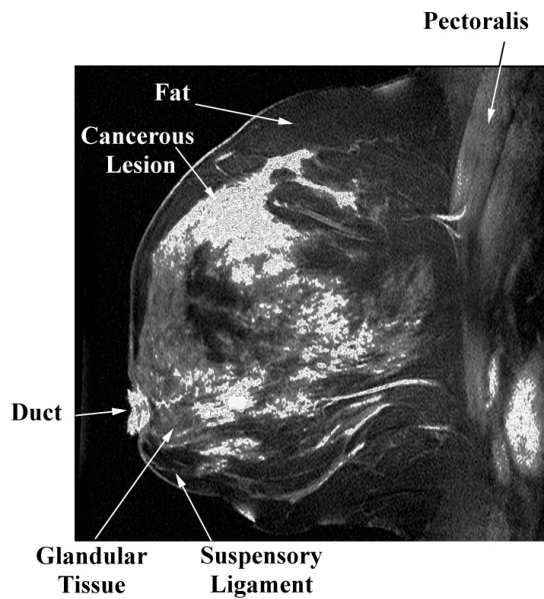


Abbildung 2: MRT der Brust (Azar et al., 2000, S. 39)

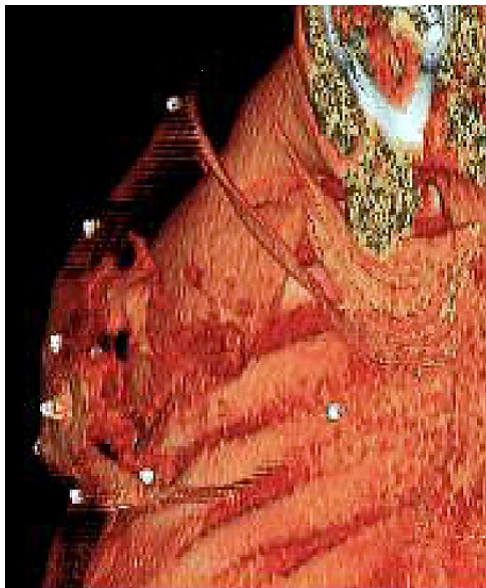


Abbildung 3: CT der Brust (del Palomar et al., 2008, S. 1091)

Das Wissen über den anatomischen Aufbau des weiblichen Thorax sowie die Verteilung der unterschiedlichen Gewebestrukturen macht eine computergestützte Modellbildung möglich. Das folgende Kapitel beschreibt den Vorgang einer solchen Modellbildung.

1.2.2 Finite-Elemente-Methode (FEM)

In diesem Abschnitt wird erklärt, was die Finite-Elemente-Methode (FEM) ist, und wozu sie im vorliegenden Kontext verwendet wird.

Bei der FEM wird

„ [...] eine komplizierte Struktur, für die die Differenzialgleichung des Verschiebungsfeldes nicht analytisch gelöst werden kann, in viele einfache Teilstrukturen, die sog. Elemente [zerlegt]. Die Elemente sind an Knotenpunkten miteinander verbunden, wobei die Verschiebungsmöglichkeiten eines Knotens als Freiheitsgrade bezeichnet werden.

Zwischen den Verschiebungsebenen an den Freiheitsgraden und dem Verschiebungsfeld innerhalb des Elements wird ein Zusammenhang angenommen, d.h. es wird eine Aussage darüber getroffen, wie sich das Element verformt, wenn Knotenverschiebungen auftreten.“ (Stelzmann, Groth & Müller, 2002)

So können am Computer ein mehrdimensionales Modell der Struktur erstellt und auftretende Verformungen und Kräfte berechnet werden.

In der Medizin werden mithilfe der FEM unter anderem biomechanische Veränderungen des Gewebes überprüft und simuliert. Genau das wird auch im Rahmen des FEM-Sport-BH-Projekts gemacht. Hier wird zuerst das dynamische Verhalten des weiblichen Brustgewebes und in einem zweiten Schritt die Interaktion mit dem Textilgewebe eines Sport-BHs simuliert. Abbildung 4 zeigt ein solches FE-Modell des weiblichen Torsos.

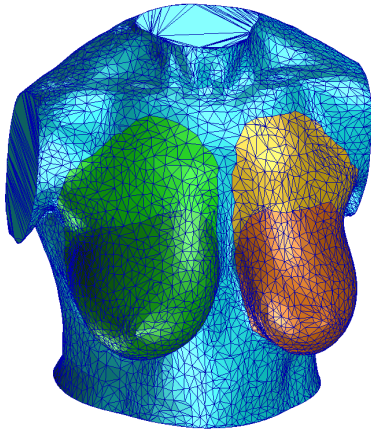


Abbildung 4: FE-Modell, weiblicher Torso

Das Vorgehen der FEM lässt sich laut Fotiu (2006) leicht als Computercode angeben, weil viele sich wiederholende Vorgänge auftreten.

Die Vorgehensweise bei der FEM nach Fotiu (2006):

Das vorliegende physikalische Problem muss in einem ersten Schritt in ein mathematisches Modell gebracht werden. Dazu sind folgende Parameter zu eruieren:

- Geometrie
- Material
- Belastung und
- Lagerung

Differenzialgleichungen dienen zur mathematischen, CAD (computer-aided design)-Programme zur geometrischen Beschreibung. Im Rahmen des Preprocessings werden die geometrischen Daten aufbereitet und Materialeigenschaften, Lasten und Lagerungen eingegeben. Dabei wird die Struktur durch ein Netz Finiter Elemente ersetzt, also diskretisiert. Auf diese Vorbereitung der Berechnung, das Preprocessing, folgt die eigentliche Berechnung, in der das Programm aus den eingegebenen Daten Steifigkeitsmatrizen und Lastvektoren auf Elementebene ermittelt und diese dann an Hand der (automatisch erstellten) Zuordnungsliste zu einem globalen Gleichungssystem zusammensetzt. Dieses Gleichungssystem wird dann durch einen Gleichungslöser berechnet, als Lösung erhält man (im Rahmen der Verschiebungsmethode) die Knotenverschiebungen. Aus diesen können im Anschluss die auftretenden Spannungen und weitere gesuchte Größen berechnet werden.

Im Postprocessing können diese Informationen über ein GUI graphisch dargestellt und so ein Einblick in das Verhalten des Modells geben werden. Auf Grund dieser Erkenntnisse können dann Veränderungen am realen Objekt oder Rechenmodell (falls die Ergebnisse

daran zweifeln lassen) vorgenommen werden. Dabei obliegt es dem Anwender, die Ergebnisse dahingehend zu interpretieren, ob auftretende Effekte realitätsgetreu oder auf numerische Unzulänglichkeiten des Rechenmodells zurückzuführen sind. Abbildung 5 zeigt einen Überblick über den Ablauf des Verfahrens.

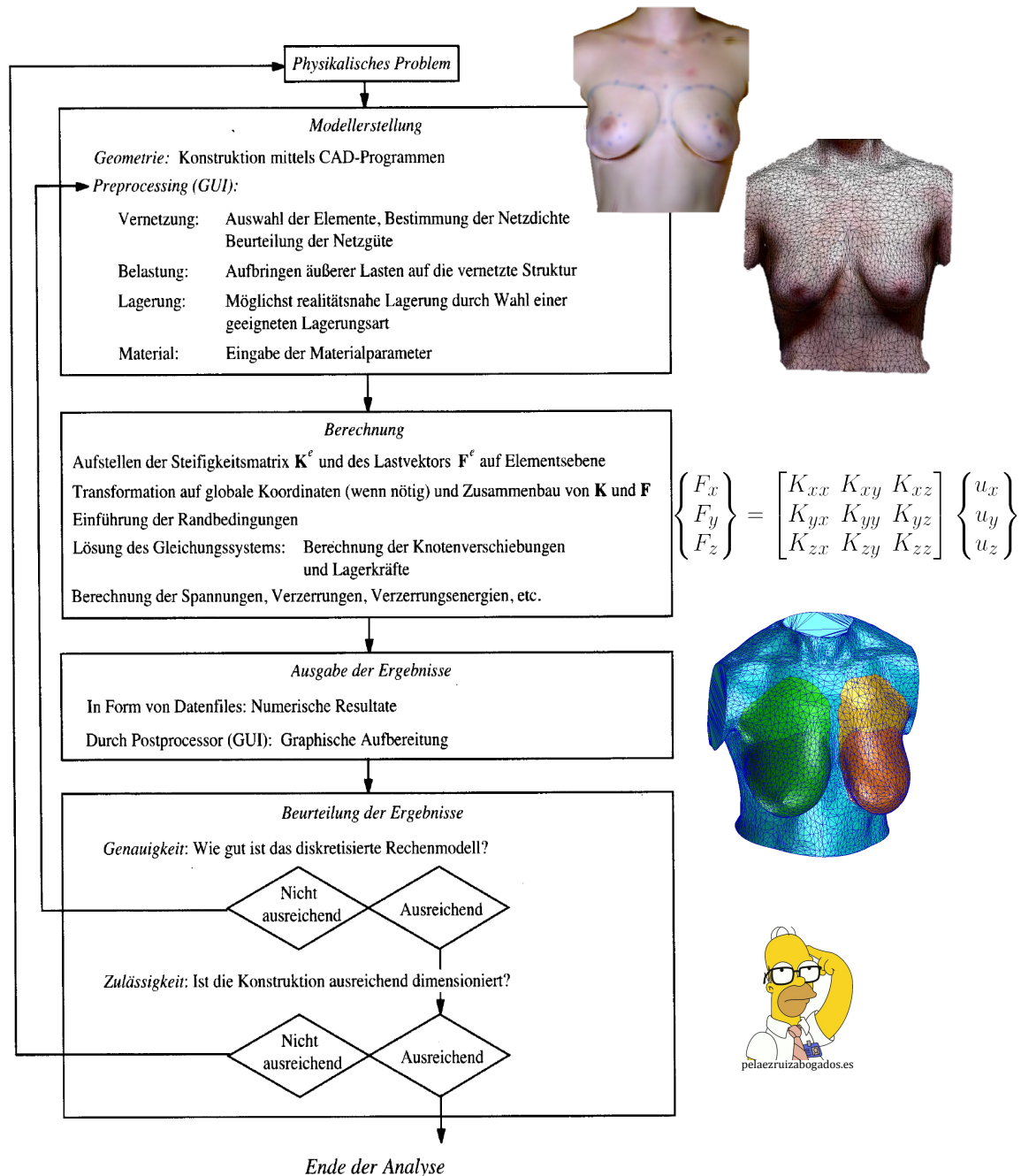


Abbildung 5: FEM-Verfahren (mod. nach Fotiu, 2006, S. 137)

1.2.3 Einmassenschwinger

Die Dämpfung ist eine wichtige Materialeigenschaft, die es bei der Untersuchung von schwingenden Systemen zu erheben gilt, um die FEM anwenden zu können. In diesem speziellen Fall handelt es sich um die Dämpfung der weiblichen Brust.

Um Grundbegriffe und Zusammenhänge des zu behandelnden Problems zu betrachten, wird nachfolgend eine grobe Reduktion auf ein System mit nur einem Freiheitsgrad (Einmassenschwinger) vorgenommen. In Abbildung 6 ist ein idealisierter Einmassenschwinger dargestellt.

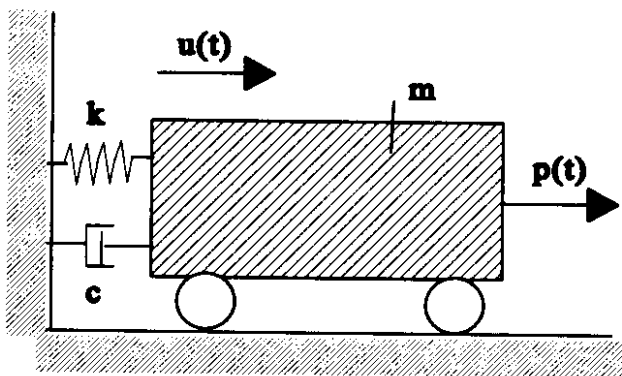


Abbildung 6: Idealisierter Einmassenschwinger (Stelzmann et al., 2002, S. 12)

Unter dem vorliegenden Gesichtspunkt wird davon ausgegangen, dass die Brust als frei schwingendes (unterkritisch) gedämpftes System am (relativ starren) Thorax hängt. Siehe dazu auch Kapitel 1.2.3.1 Dämpfungsarten.

Vereinfacht auf einen Einmassenschwinger in einem System findet man bei Stelzmann et al. (2002) die Differenzialgleichung (Bewegungsgleichung) des Einmassenschwingers (1).

$$m\ddot{u} + c\dot{u} + ku = p(t) - m\ddot{u}_g \quad (1)$$

Bedeutung der Zeichen:

$m[kg]$	Masse des Körpers
$\ddot{u}[m/s^2]$	relative Beschleunigung des Körpers gegenüber den Auflagerpunkten
$c[Ns/m]$	Dämpfungskonstante des Systems
$\dot{u}[m/s]$	relative Geschwindigkeit des Körpers gegenüber den Auflagerpunkten
$k[N/m]$	elastische Steifigkeit des Systems
$u[m]$	relative Verschiebung des Körpers gegenüber den Auflagerpunkten
$p(t)[N]$	zeitlich veränderliche, äußerlich angreifende Kraft
$\ddot{u}_g[m/s^2]$	Beschleunigung der Auflagerpunkte

Möchte man die Dämpfung beschreiben, muss man die Art der Belastung $p(t)$ und die dadurch erzeugte Schwingung des Systems genauer betrachten. In dem konkreten Fall der angehobenen und dann frei ausschlagenden weiblichen Brust handelt es sich um eine freie gedämpfte Schwingung ($p(t) = 0, c \neq 0$). Diese ist dadurch charakterisiert, dass das System durch eine vorhergehende Belastung aus der Ruhelage ausgelenkt oder in Bewegung gesetzt wird und ohne äußere Lastbeeinflussung weiter schwingt. Diese Eigenbewegung ist stark von der Dämpfung abhängig.

1.2.3.1 Dämpfungsarten

Bei der Beschreibung der Bewegung einer freien gedämpften Schwingung werden 3 Arten von Dämpfung unterschieden (vergleiche Stelzmann et al., 2002):

- **Kritische Dämpfung**
Eine kritisch gedämpfte Schwingung wird in kürzest möglicher Zeit zur Ruhe gedämpft. Sie ist daher aperiodisch und weist wenn überhaupt nur einen Durchgang durch die Ruhelage auf; zu sehen an der lachsfarbenen Linie in Abbildung 7.
- **Überkritische Dämpfung**
Die überkritische Dämpfung bewirkt, wie die kritische Dämpfung, eine aperiodische Schwingung. Da die Dämpfung größer als die Resonanzfrequenz ist, kann die Amplitude maximal einen Nulldurchgang aufweisen; in Abbildung 7 durch die graue strichlierte Linie dargestellt.
- **Unterkritische Dämpfung**
Eine unterkritisch gedämpfte Schwingung ist abklingend und ihre Frequenz hängt von der Dämpfung ab; in Abbildung 7 an der schwarzen Linie zu erkennen.

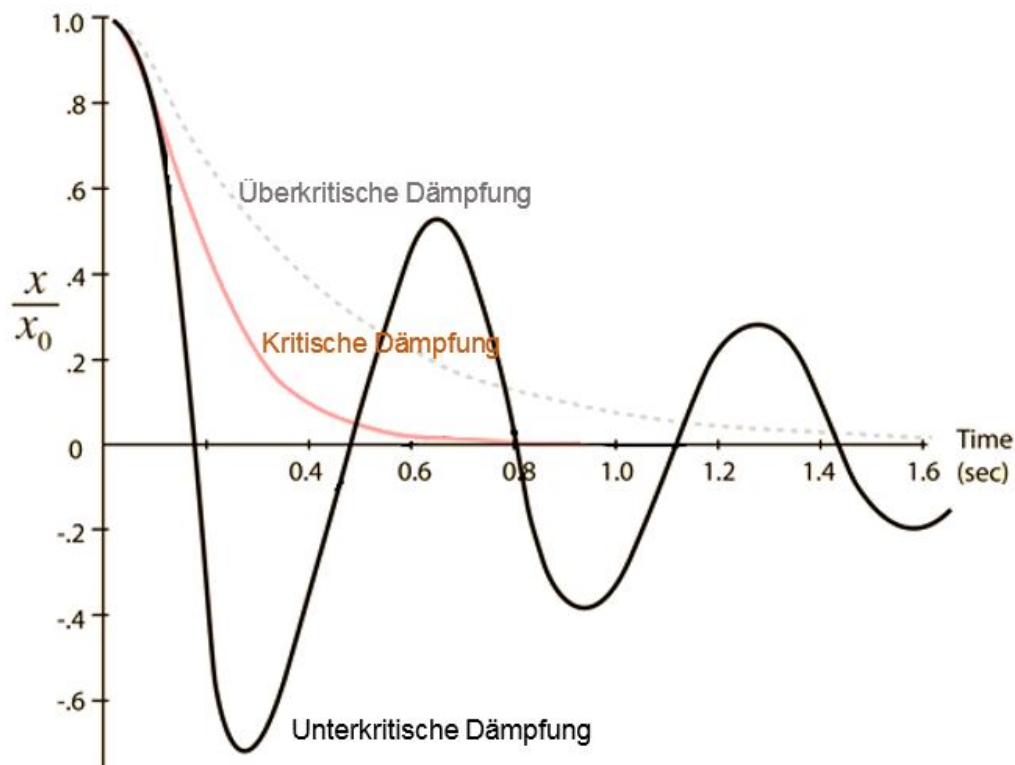


Abbildung 7: Dämpfungsarten

(mod. n. <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/images/oscd8.gif>)

Bei der angehobenen und frei ausschlagenden weiblichen Brust handelt es sich um ein unterkritisch gedämpftes System.

1.2.3.2 Berechnung der Dämpfung

Das dynamische Verhalten der angehobenen und frei ausschlagenden weiblichen Brust vor dem als ruhend angenommenen Thorax wird durch ein frei schwingendes unterkritisch gedämpftes System beschrieben.

Die Bewegungsgleichung des Einmassenschwingers (1) reduziert sich somit durch das Wegfallen einer aufgebrachten Last ($p(t) = 0$) und dem als ruhend ($\ddot{u}_g = 0$) angenommenen Auflagerpunkt (Thorax) zu Gleichung (2).

$$m\ddot{u} + c\dot{u} + ku = 0 \quad (2)$$

Abbildung 8 zeigt den zeitlichen Verlauf der Schwingung ($u(t)$) bei unterkritischer Dämpfung mit den aufeinander folgenden positiven Amplituden u_1 und u_2 .

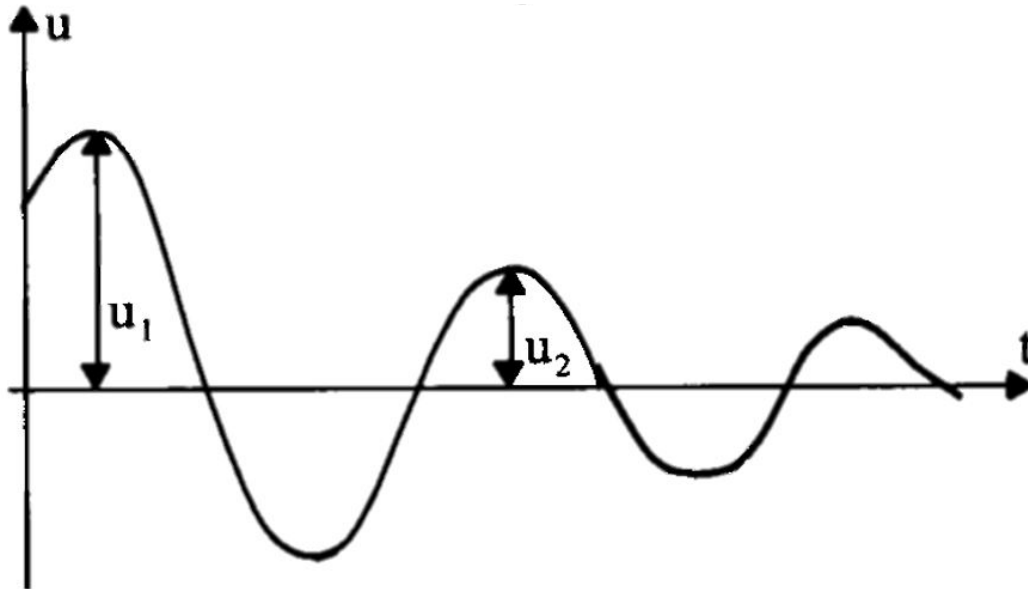


Abbildung 8: Schwingung bei unterkritischer Dämpfung
(mod. n. Stelzmann et al., 2002, S. 32)

Ein Exponentialansatz ergibt eine Lösungsfunktion für die Bewegungsgleichung (2). Diese Lösungsfunktion wird herangezogen, um das Abklingverhalten der betrachteten Schwingung durch das logarithmische Dekrement (δ) zu beschreiben. δ wird aus dem Verhältnis der Amplituden zweier aufeinanderfolgender Schwingungsdurchgänge (u_n und u_{n+1}) bestimmt, siehe (3). Dieses Verhältnis ist konstant und nur mehr von der Dämpfung des Systems abhängig, ausgedrückt z. B. durch das Lehrsche Dämpfungsmaß ($\xi = \frac{c}{2m\omega}$ mit der Eigenkreisfrequenz $\omega[s^{-1}]$).

$$\delta = \ln \frac{u_n}{u_{n+1}} = \frac{2\pi\xi}{\sqrt{1-\xi^2}} \quad (3)$$

Aus diesem Zusammenhang (3) ergibt sich ξ zu:

$$\xi = \frac{\delta}{\sqrt{(2\pi)^2 + \delta^2}} \quad (4)$$

Nach Sichtung der aufgezeichneten Daten wurde häufig eine Verschiebung des Nulldurchgangs im zeitlichen Verlauf der einzelnen Schwingungen festgestellt. Daher ist die Berechnung des log. Dekrements aus zwei aufeinanderfolgenden Maxima nicht zielführend. Alternativ findet man bei Nasdala (2010) folgende andere Berechnung des log. Dekrements:

$$\delta = \ln \frac{q_1}{q_2} = \frac{1}{n} \ln \frac{q_1}{q_{(1+n)}} = 2 \ln \frac{q_1}{|q_{(1+1/2)}|} = 2 \ln \frac{b_1}{b_2} \quad (5)$$

Diese wird aus gegebenem Anlass bei den hier durchgeführten Berechnungen angewendet.

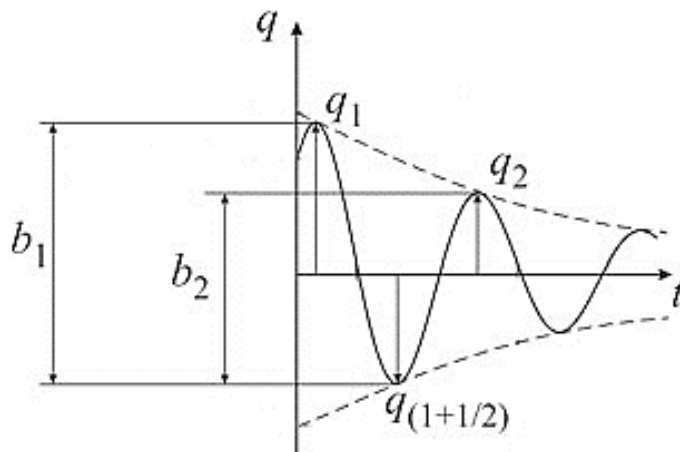


Abbildung 9: log. Dekrement aus Spitze-Tal-Werten (mod. n. Nasdala, 2010, S. 65)

Abbildung 9 zeigt die Spitze-Tal-Werte (b_1 und b_2), die aus zwei aufeinander folgenden Maxima und dem dazwischen liegenden Minimum gebildet werden.

1.2.4 N-Massenschwinger

Nun stellt aber die Brust kein System mit nur einem Freiheitsgrad dar, sondern muss als N-Massenschwinger betrachtet werden; wobei N die Anzahl der Freiheitsgrade beschreibt.

Nach Stelzmann et al. (2002) besteht der Unterschied darin, dass der Einmassenschwinger großteils mit geschlossenen Lösungen beschrieben werden kann und beim N-Massenschwinger die FEM oder eine andere mathematische Näherungsweise angewendet wird, um eine numerische Lösung zu erhalten.

$$M\ddot{u} + C\dot{u} + Ku = F(t) \quad (5)$$

Die in Formel (5) beschriebene Matrizenbeziehung drückt die Bewegungsgleichungen eines Systems mit mehreren Freiheitsgraden (unabhängigen Verschiebungsgrößen) aus, wobei die Zeichen folgende Bedeutung haben:

M	die Massenmatrix
$\ddot{u}, \dot{u}, u$	die Vektoren der Verschiebungen, Geschwindigkeiten, Beschleunigungen
C	die Dämpfungsmatrix
K	die Steifigkeitsmatrix
$F(t)$	der Vektor der resultierenden äußeren Kräfte (Erregung)

1.2.4.1 Berücksichtigung der Dämpfung in N-Massenschwingern

Durch den Austausch von Formänderungsenergie und kinetischer Energie in schwingenden Systemen kommt es zur Dämpfung. Diese Dämpfung stellt einen Effekt dar, welcher das Abklingen von Bewegungsvorgängen bewirkt (Stelzmann et al., 2002).

Hinsichtlich der Ursachen unterscheidet man 3 Arten von Dämpfung:

- äußere Dämpfung
- innere Dämpfung durch Materialdämpfung und
- innere Dämpfung durch Kontaktflächendämpfung

Bei der angehobenen und dann fallengelassenen weiblichen Brust tritt innere Dämpfung durch Materialdämpfung auf, diese wird durch die

„ [...] innere Umordnung verursacht, welche thermischer oder atomarer Natur sein kann. Sie ist abhängig von der Temperatur, der Art der Beanspruchung und bei periodischer Beanspruchung von der Frequenz. Es zeigt sich, daß mit der Frequenz auch die Mikromechanismen der Dämpfung wechseln. In jedem Werkstoff sind Deformationen stets mit Energiedissipation verbunden. Bei quasi statischen Belastungen ist sie vernachlässigbar klein, nicht aber bei dynamischen Lasten.“ (Stelzmann et al., 2002, S. 69)

Bei dieser Untersuchung wird die Brust als Punktmasse betrachtet (daher nur ein Marker - die Brustwarze - pro Brust verwendet) und die so erhaltene Dämpfungseigenschaft allen Elementen, die Brustgewebe darstellen, zugeordnet.

2 Methodik

In diesem Kapitel wird die genaue Methodik der Ermittlung der Materialeigenschaft Dämpfung der weiblichen Brust dargestellt.

Die Untersuchung fand im Rahmen des Projekts FEM-Sport-BH statt und wurde nach den Erfahrungen aus der vorangegangenen Untersuchung „Ermittlung der Materialeigenschaft Dämpfung der weiblichen Brust – eine Vorstudie.“ von Stöger (2015) gestaltet.

Das positive Votum der Ethikkommission der Universität Wien liegt vor und alle Probandinnen nahmen freiwillig an der Untersuchung teil. Sie gaben nach ausführlicher Aufklärung ihr schriftliches Einverständnis. Die erhobenen Daten wurden anonymisiert gespeichert.

2.1 Probandinnen

An der Untersuchung nahmen 59 Probandinnen teil. Die Probandinnenakquise erfolgte mit Hilfe von Plakaten, am Zentrum für Sportwissenschaft und Universitätssport (ZSU) sowie allen Standorten des Universitätssportinstituts (USI) Wien und in weiterer Folge durch (Mund-) Propaganda der Probandinnen selbst. Abbildung 10 zeigt das verwendete Plakat.

50 Teilnehmerinnen für Sport-BH-Studie gesucht

Sport-BHs versprechen Stützwirkung und Komfort. Wie gut sind sie wirklich?
Wie können sie noch weiter verbessert werden?



Das rein weibliche Projektteam untersucht unterschiedliche Sport-BHs hochpreisiger Hersteller. Für diese Tests werden sportlich aktive Mädchen und Frauen (**15 bis 70 Jahre**) gesucht.

1. TEILNAHME-VORAUSSETZUNGEN

Sie tragen eine BH-Größe **85 oder 90 Cup B** oder **75 bis 95 Cup C bis F**. Sie haben keine akuten oder chronischen Verletzungen oder Erkrankungen, die Sie daran hindern auf dem Laufband zu laufen. Weitere Ausschlussgründe sind Schwangerschaft oder Stillzeit, sowie Operationen der Brust (auch kurz zurückliegende Biopsien). Sie haben Interesse an der Mitwirkung bei der sportwissenschaftlichen Analyse von Sport-BHs.

2. ABLAUF DER STUDIE

Sie nehmen an einer etwa zweistündigen Labortesting teil. Dabei wird Ihre korrekte BH-Größe ermittelt. Mit einem berührungslosen 3D-Oberflächenscanner wird Ihr Oberkörper (mit und ohne Sport-BH) gescannt, um daraus ein Modell für eine Computersimulation zu erstellen. Danach laufen Sie mit beiden Sport-BHs auf einem Laufband, um deren Stützwirkung und den Tragekomfort zu testen. Sie geben Ihre subjektive Bewertung anhand eines Fragebogens ab.

3. BENEFIT

Neben einem professionellen BH-Fitting bekommen Sie nach Ende der Tests einen bequemen und funktionellen Sport-BH geschenkt!

Informationen und Anmeldung unter:
FEM-Sport-BH@univie.ac.at
oder +43-1-4277-48883



Abbildung 10: FEM-Sport-BH-Plakat

Die Auswahl der Probandinnen wurde unter Berücksichtigung folgender Ein- und Ausschlusskriterien getroffen.

2.1.1 Einschlusskriterien

An der Untersuchung durften ausschließlich Frauen ab 15 Jahren teilnehmen. Ein körperlicher Gesundheitszustand, welcher die Anforderungen des Testverfahrens zulässt, war erforderlich. Die Probandinnen sollten unterschiedliche BH-Größen zwischen 75B und 95G (gemessen nach DIN EN 13402-3, ISO 8559 und ISO 7520) haben (siehe dazu Kapitel 2.2 Bestimmung der BH-Größe).

2.1.2 Ausschlusskriterien

Von der Studie ausgeschlossen waren Männer sowie Mädchen bis zum 15. Lebensjahr. Akute Brusterkrankungen, eine Biopsie der Brust, welche weniger als 6 Monate zurückliegt, Brustamputationen und Brustimplantate sowie eine vorliegende Schwangerschaft und das Stillen eines Kindes waren ebenfalls Ausschlusskriterien.

Außerdem wurden mit dem Fortschreiten der Untersuchung schon genügend oft vertretene BH-Größen ausgeschlossen, um ein möglichst breites Spektrum an BH-Größen abbilden zu können und so die weibliche Bevölkerung möglichst gut nachzuzeichnen.

2.2 Bestimmung der BH-Größe

Die Bestimmung der BH-Größe wurde nach dem Europäischen Standard für Größenbezeichnung von Bekleidung: EU-Norm 13402, Abschnitt 3: Abmessungen und Größenintervalle (DIN EN 13402-3, 2013) vorgenommen. Laut dieser Norm wird die BH-Größenbezeichnung aus Unterbrustbandlänge und Körbchengröße zusammengesetzt.

Ausschlaggebende Größen sind hierbei der Brust- und Unterbrustumfang in cm gemessen. Diese Messung wird mit mäßiger Spannung entweder entsprechend ISO 8559, über einem BH welcher das Brustvolumen nicht verschiebt oder die Brustform in unnatürlicher Weise verändert, oder nach ISO 7520 unbekleidet durchgeführt.

- **Brustumfang**

Der Brustumfang ist der maximale horizontale Umfang, welcher bei normaler Atmung und aufrechtem Stand horizontal unter den Achseln (axillae) um den Thorax über die Brusterhebung gemessen wird (DIN EN 13402-3, 2013).

- **Unterbrustumfang**

Der Unterbrustumfang ist der horizontal direkt unter der Brusterhebung gemessene Umfang. Auf 5 cm gerundet ergibt er die Unterbrustbandlänge des

BHs. In Tabelle 1 ist die Unterbrustbandlänge in Abhängigkeit von dem gemessenen Unterbrustumfang in cm dargestellt.

Tabelle 1: BH-Größe Unterbrustbandlänge

Unterbrustumfang [cm]	Unterbrustbandlänge [cm]
58-62	60
63-67	65
68-72	70
73-77	75
78-82	80
83-88	85
88-92	90
93-98	95
98-102	100
103-108	105
108-112	110
113-118	115
118-122	120
123-128	125

Quelle: mod. n. DIN EN 13402-3, 2013

Nach diesem Schema, kann die Unterbrustbandlänge beliebig erweitert werden.

Laut DIN EN 13402-3 (2013) ergibt sich die Körbchengröße aus Brustumfang minus Unterbrustumfang in cm, dargestellt in Tabelle 2.

Tabelle 2: BH-Größe Körbchengröße

Brustumfang – Unterbrustumfang [cm]	Körbchengröße
10-12	AA
12-14	A
14-16	B
16-18	C
18-20	D
20-22	E
22-24	F
24-26	G

Quelle: mod. n. DIN EN 13402-3, 2013

Auch hier ist nach diesem Schema die alphabetische Bezeichnung der Körbchengröße beliebig erweiterbar.

Mögliche Asymmetrien der Brüste und die Brustform werden von der Norm nicht berücksichtigt.

Die Probandinnen trugen auf Grund der beiden Messmöglichkeiten nach ISO 8559 oder ISO 7520 bei den Umfangsmessungen einen die natürliche Brustform nicht verändernden Alltags-BH (keine Schaumstoffeinlagen oder Bügel) oder waren alternativ unbekleidet. Abbildung 11 zeigt die genaue Positionierung des Maßbandes.

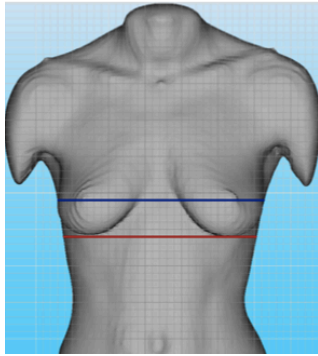


Abbildung 11: Messpositionen für Unterbrustumfang (rot) und Brustumfang (blau)

Um den Ablauf der Untersuchung zu beschleunigen, wurde für die Ermittlung der BH-Größe eine nach den oben beschriebenen Kriterien vorgefertigte Berechnung in Excel verwendet.

2.3 3D-Oberflächenscan

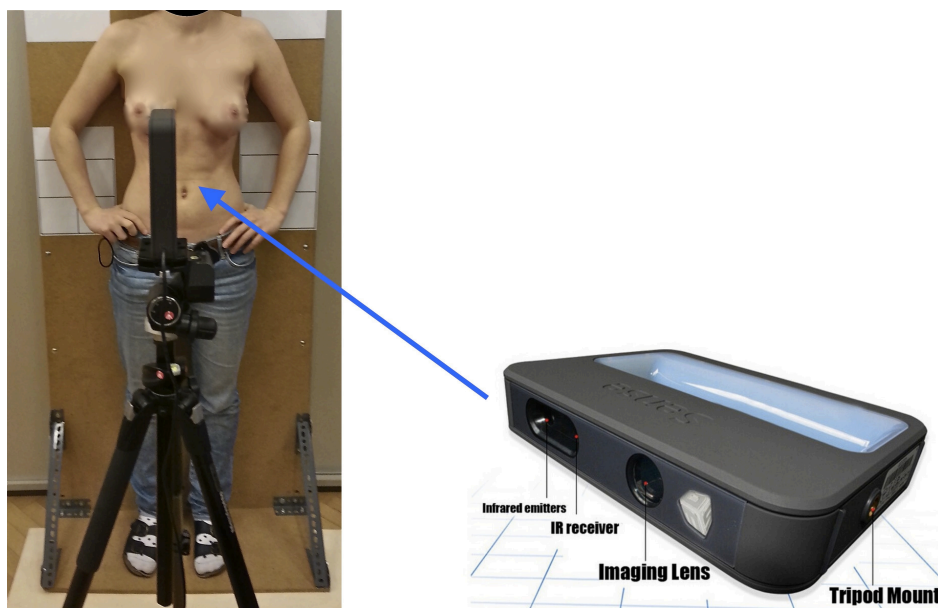
3D-Oberflächenscans dienen als Geometriebasis für den Aufbau eines FE-Modells des Oberkörpers der Probandin (siehe auch Kapitel 1.2.2 Finite-Elemente-Methode (FEM)). Besonders wichtig für die Simulation sind hierbei die Erhebung von Form und Volumen des Brustgewebes in stehender und liegender Position.

Um am Scan wichtige Punkte an Thorax und Brust, wie z. B. die Berandung der Brustregion deutlich sehen zu können, wurden diese markiert (Khatam, Reece, Fingeret, Markey & Ravi-Chandar, 2015) zu sehen in Abbildung 12.



Abbildung 12: Markierungspunkte Thorax

Die Probandinnen standen mit bloßem Oberkörper mit dem Rücken gegen eine Platte gelehnt, um einen ruhigen aufrechten Stand und damit eine senkrechte Körperposition zu sichern. Hinterkopf, Schulterblätter, Ellbogen und Gesäß sollten Plattenkontakt haben. Dabei waren die Füße auf einer immer gleichen Markierung am Boden platziert und die Handflächen auf die vorderen Darmbeinstachel (spina iliaca anterior superior) gelegt, als würde man die Hände von außen auf die Hosentaschen legen. In dieser Position wurde mit einem Handscanner (Sense™ 3D scanner, 3D Systems, Aufnahmefrequenz 30 Hz) ein Scan des Oberkörpers von Hals bis Bauchnabel gemacht. Der Bildausschnitt wurde so gewählt, dass der Kopf der Probandin nicht zu sehen war, um ihre Anonymität zu wahren.



*Abbildung 13: Positionierung für 3D-Scan und Handscanner
(Quelle Scanner: goo.gl/6mRYaN)*

Wie in Abbildung 13 zu sehen, wurde der Scanner zunächst auf einem Stativ etwa in Brusthöhe vor der Probandin positioniert, um ein definiertes Koordinatensystem zu erhalten. Danach wurde der Scanner vom Stativ gelöst und so an der Probandin entlanggeführt, dass auch von vorne nicht sichtbare Stellen, wie beispielsweise Schultern oder Bereiche unter der Brust erfasst werden konnten.

In genau der selben Position standen die Probandinnen auch auf einem Drehteller mit Hilfe dessen der gesamte Torso, also auch der Rücken gescannt werden konnte.

Außerdem wurde ein weiterer Scan in derselben Position aber auf einem Massagebett liegend, um eine waagrechte Körperposition zu sichern, angefertigt. Abbildung 18 zeigt die eben genannten Scanpositionen als Teilschritte des gesamten Aufnahmeprozesses.

2.4 Brustvolumen aus FEM

Aus diesen Scans kann ein dreidimensionales Model erstellt werden, wie in Abbildung 14 zu sehen.

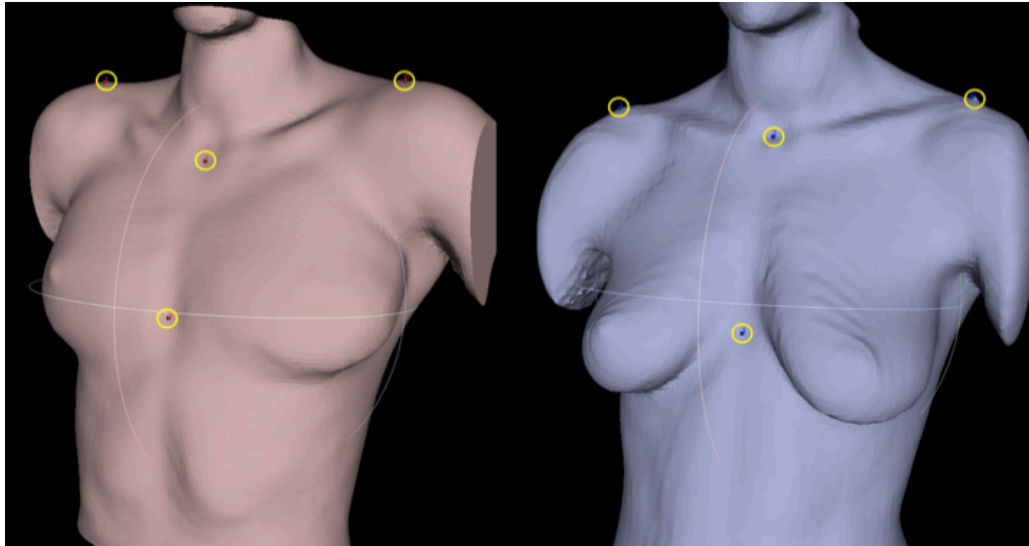


Abbildung 14: 3D-Modell aus Scan in liegender (links) und stehender (rechts) Position

Durch das Übereinanderlegen der drei Scans ist der folgende Aufbau eines FE-Modells möglich, aus welchem unter anderem das Brustvolumen berechnet werden kann.

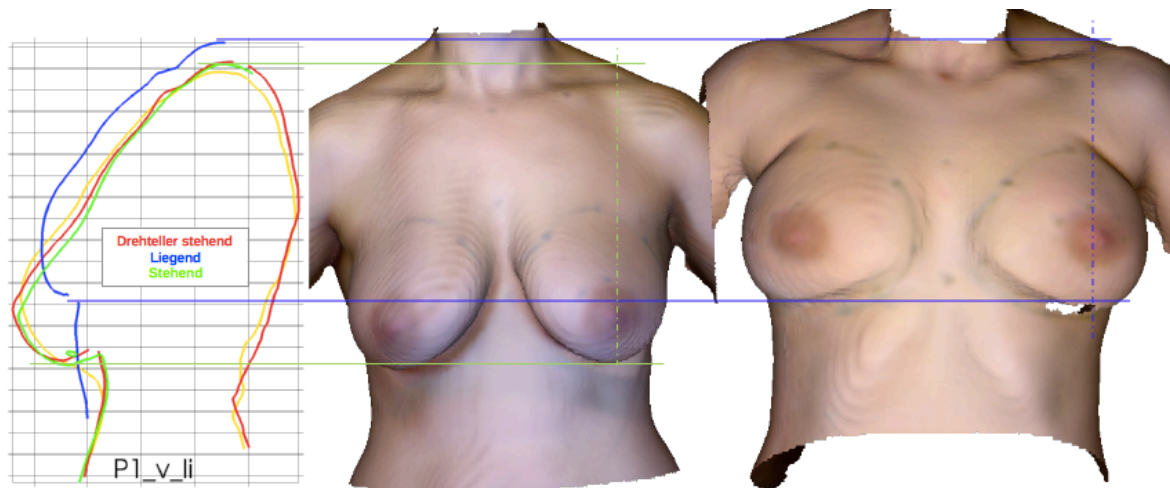


Abbildung 15: 3D-Scans und Querschnitt entlang der Sagittalebene

Abbildung 15 zeigt die beiden Scans stehend (Mitte) und liegend (rechts) so wie einen Querschnitt durch die Körpermitte der übereinandergelegten Scans (links). Die beiden Scans der Vorderseite (liegend blaue Linie und stehend grüne Linie) ergeben zusammen mit dem Drehtellerscan (rote Line) den dreidimensionalen Torso der gescannten Probandin.

Unter anderem mit Hilfe der chirurgischen Markierungen können die Scans passgenau übereinandergelegt und in Teile wie Körper, Brust, Muskel, Fett, ... segmentiert werden, wie in Abbildung 16 zu sehen.

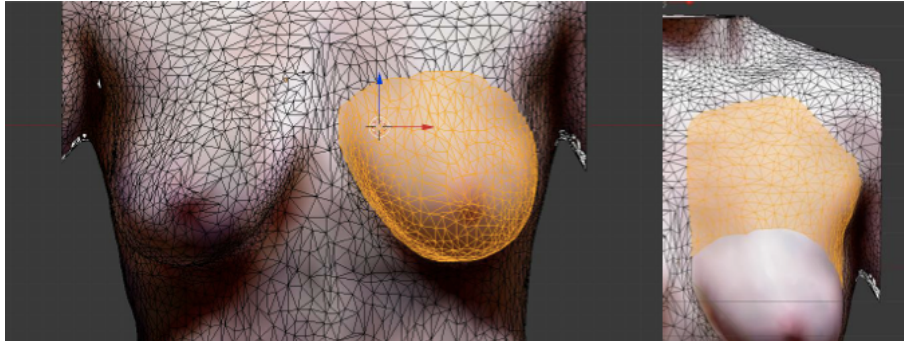


Abbildung 16: Segmentierung Brust und Muskel

Das Brustvolumen wird aus dem fertigen FE-Modell errechnet. Indem die Maße des segmentierten Volumenkörpers Brust ausgegeben werden, siehe Abbildung 17.

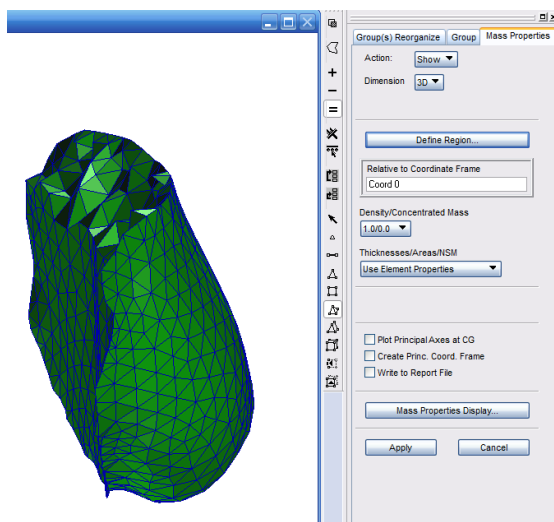


Abbildung 17: Volumenkörper Brust

Da bei den hier erstellten FE-Modellen die Auswahl des Brustbereichs zwar nach denselben Vorgaben, aber von unterschiedlichen Mitarbeiterinnen individuell für jede Probandin und jede Brust umgesetzt wurde, ist das Brustvolumen mit einem Messfehler behaftet. Durch das Auswählen der Elemente, welche als Brust definiert werden, kommt es an den Rändern zu mindestens einem falsch zugeordneten Element (Tetraeder). Aus diesen Einzelementen mit Kantenlänge 10 mm ergibt sich eine Volumsschicht von der Dicke eines Elements. Diese entspricht ungefähr 5% des mittleren Volumens der untersuchten Brüste und wird als Abschätzung der Ungenauigkeit der Brustvolumensbestimmung angenommen.

2.5 Versuchsaufbau zur Ermittlung der Materialeigenschaft Dämpfung

Wie bei den 3D-Scans (siehe 2.3 3D-Oberflächenscan) standen die Probandinnen mit bloßem Oberkörper mit dem Rücken gegen eine Platte gelehnt, um einen ruhigen aufrechten Stand zu sichern. Dabei waren die Füße auf einer immer gleichen Markierung am Boden platziert (links oben in Abbildung 18).

Die Highspeed-Kamera IDT MotionPro Y4-S2 (Aufnahmefrequenz 500 Hz) war in fixem Abstand frontal zur Probandin platziert, sodass der Bereich von Hals bis Bauchnabel aufgenommen werden konnte. Beleuchtet wurde mit einem 650 Watt starken Scheinwerfer (Scheinwerfer mit Kamera in Abbildung 18 oben rechts dargestellt). Zwei Aufnahmen pro Probandin wurde mit Hilfe des Programms Motion Studio geschnitten und gespeichert.

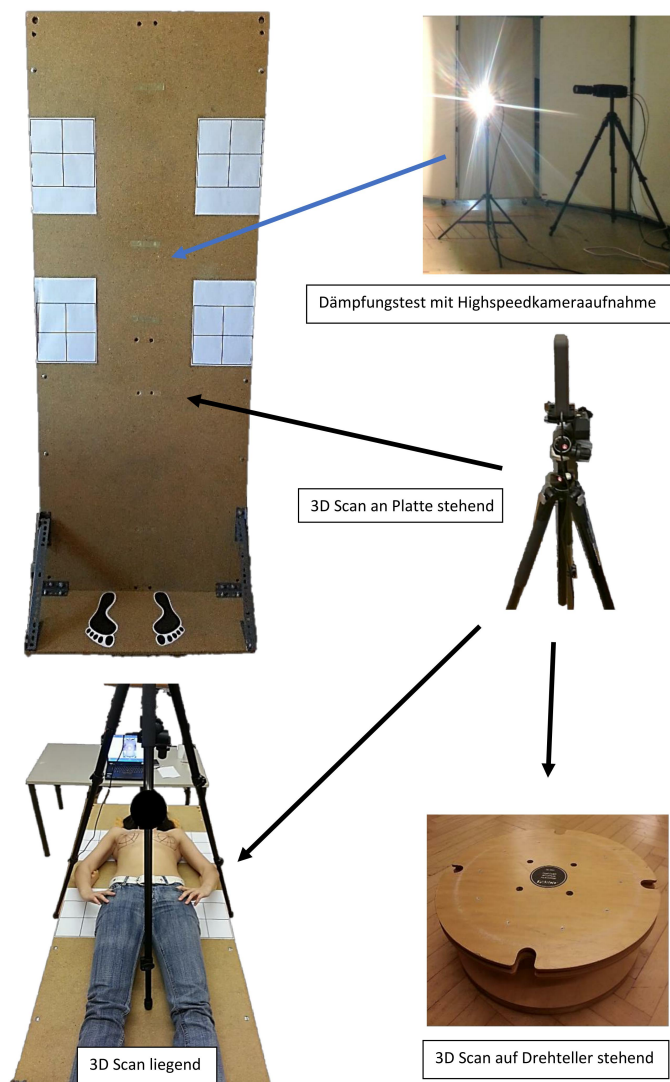


Abbildung 18: Versuchsaufbau

Die Brustwarzen (Papilla mammae) der rechten und linken Brust (RBRN und LBRN) dienten als Markerpunkte für die Brustbewegung, dargestellt in Abbildung 19.

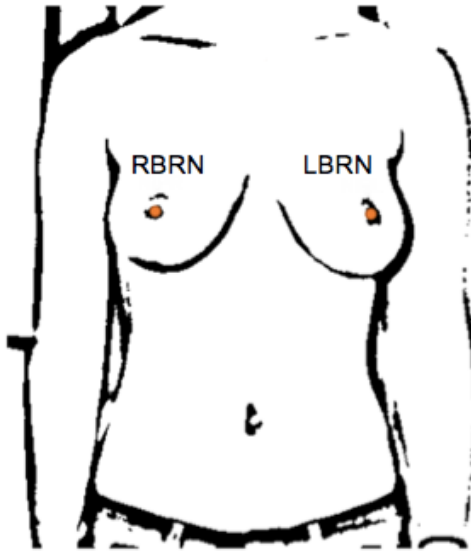


Abbildung 19: Markerpunkte der Brustbewegung

2.6 Ermittlung der Materialeigenschaft Dämpfung

Die Probandin wurde gebeten, sich aufrecht an die Platte anzulehnen, einmal normal ein- und auszuatmen und im ausgeatmeten Zustand ihre beiden Brüste, soweit es schmerzfrei möglich ist, anzuheben, um sie dann gleichzeitig los und frei ausschwingen zu lassen. Das Loslassen sollte abrupt sein und die Arme dabei direkt nach unten fallen gelassen werden. Dieser Vorgang wurde zweimal pro Probandin wiederholt und mit der Highspeed-Kamera gefilmt. Abbildung 20 zeigt ein Bild aus der Videoaufnahme kurz nach Beginn des Loslassens.

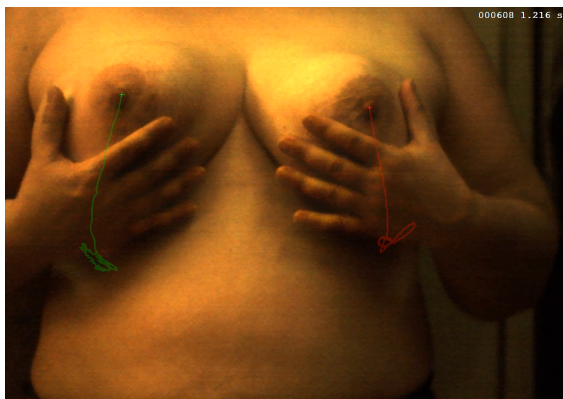


Abbildung 20: Dämpfungstest

2.7 Auswertung der Daten

In diesem Kapitel wird der Weg der Datenauswertung beschrieben. Das genaue Vorgehen wird im Folgenden dargestellt.

2.7.1 Markertracking in Kinovea

Die Aufnahmen der Highspeed-Kamera wurden in Kinovea (Version 0.8.22) geladen. Die Kalibration des Videos erfolgte über den Brustwarzenabstand der Probandin (ermittelt in blinder 2.78c), ermittelt aus dem 3D-Oberflächenscan im Stehen (siehe Kapitel 2.3 3D-Oberflächenscan). Mit Hilfe der Bewegungsanalysesoftware (Kinovea) konnten die Trajektorien der rechten (RBRN) und linken (LBRN) Brustwarze (semi-) automatisch verfolgt werden. Abbildung 21 zeigt in grün die Trajektorie der rechten und in rot die der linken Brust, so wie die Kalibrationslinie zwischen den Brustwarzen.

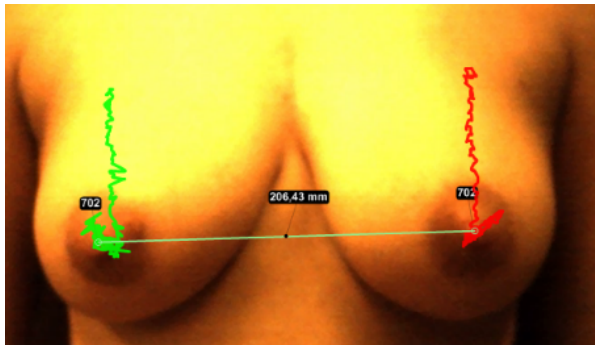


Abbildung 21: Trajektorien in Kinovea mit Kalibrationslinie

2.7.2 Berechnungen in Matlab

Die aus der Bewegungsanalyse Software (Kinovea) exportierten Trajektorien der rechten und linken Brustwarze wurden in Matlab R2010a importiert und weiter verarbeitet.

Als erstes wurden die Daten mit einem Moving Average-Filter (Fensterlänge = 9) geglättet. Anschließend folgte die Darstellung der Vertikalkomponente der Ausschwingbewegung der angehobenen Brust relativ zur ausgeschwungenen Ruhelage. Abbildung 22 zeigt diese asymmetrische Schwingung.

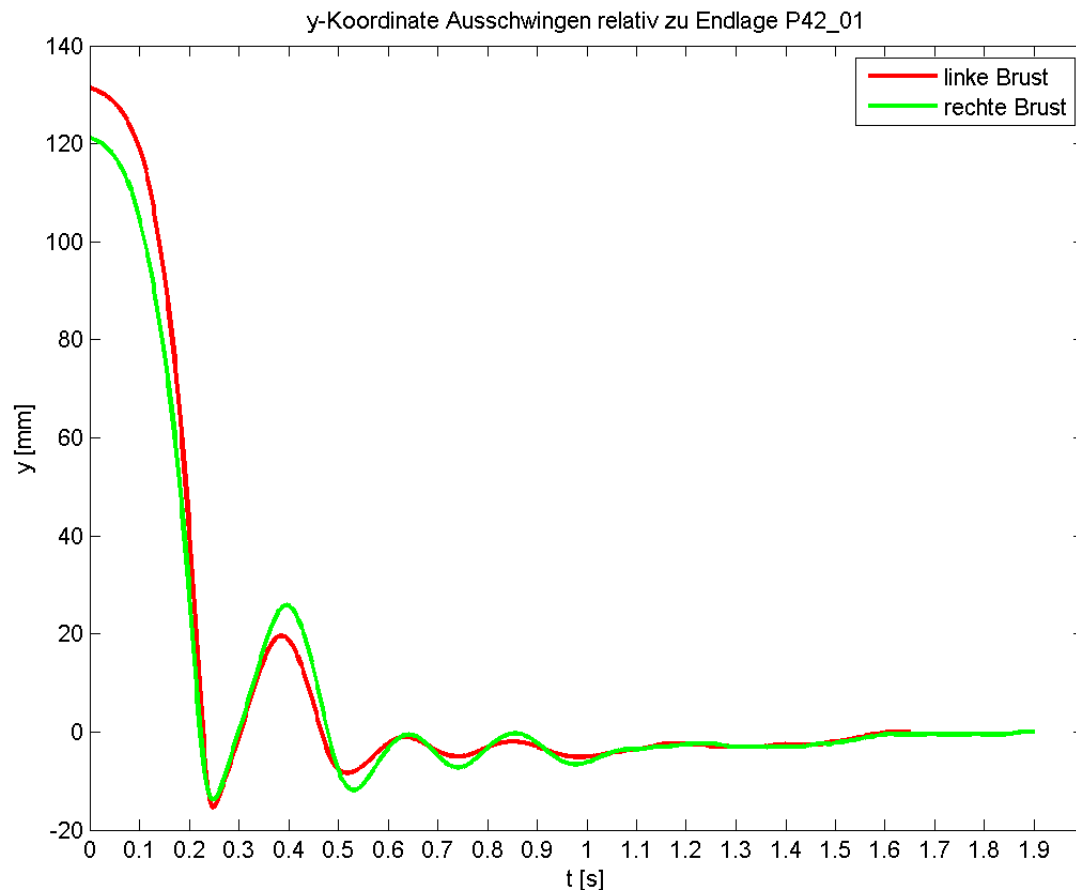


Abbildung 22: Abklingverhalten der Brustschwingung relativ zur Endlage

Aus den ersten beiden Maxima und dem dazwischen liegenden Minimum dieser Ausschwingkurve konnten die beiden Spitze-Tal-Werte (b_1 und b_2) ermittelt und wie in Kapitel 1.2.3.2 Berechnung der Dämpfung beschrieben, das logarithmische Dekrement und daraus das Lehrsche Dämpfungsmaß der linken und rechten Brust errechnet werden.

2.7.3 Berechnungen in SPSS

Die statistischen Auswertungen erfolgten mit Hilfe von IBM SPSS Statistics 23.

Die Überprüfung, ob sich das Volumen zwischen rechter und linker Brust um mehr als 5% (Genauigkeit der Volumsbestimmung) unterscheidet (Hypothese eins), wurde mittels Einstichproben-t-Tests durchgeführt.

Eine Rangkorrelation nach Spearman diente zur Überprüfung der Merkmalszusammenhänge zwischen BMI und Brustvolumen (Hypothese zwei), sowie Brustvolumen und Lehrschem Dämpfungsmaß (Hypothese drei).

Das statistische Signifikanzniveau wurde für alle angewendeten Tests auf $\alpha = 0,05$ festgelegt.

3 Ergebnisse

An der Untersuchung nahmen 59 Probandinnen teil (Alter: 33,9 Jahre $\pm$ 11,6 Jahre, Größe: 169 cm $\pm$ 13 cm, Masse: 69,4 kg $\pm$ 12,5 kg).

Zwei Datensätze mussten auf Grund von erfolgter und vermuteter Brustoperation ausgeschlossen werden. Brustvolumina konnten über das erstellte FE-Modell von 54 Probandinnen berechnet werden.

Von den zwei durchgeführten Versuchen des Dämpfungstests wurde jener ausgewählt, wo beide Brüste komplett angehoben und frei fallen gelassen wurden. Für die Berechnung des Lehrschen Dämpfungsmaßes wurden nur jene Versuche verwendet, wo die Ausschwingkurven der rechten und linken Brust der Probandin folgende Kriterien erfüllten:

- Die Ausschwingkurven entsprechen in ihrem Erscheinungsbild annähernd einer Sinusschwingung mit exponentiell abnehmenden Amplituden (siehe Kapitel 1.2.3.1 Dämpfungsarten).
- Dabei sind zwei eindeutig identifizierbare aufeinanderfolgende Schwingungsmaxima vorhanden.
- Außerdem darf ein nachfolgendes Schwingungsmaximum in seiner Amplitude das vorhergehende nicht übersteigen, selbiges gilt für Minima.

So ergaben sich 33 gültige Versuche.

3.1 Deskriptive Statistik

Die Daten von 57 Probandinnen konnten verwendet werden. Die Jüngste war 19, die älteste 67 Jahre alt. Abbildung 23 zeigt die Häufigkeitsverteilung des Alters der 57 Probandinnen.

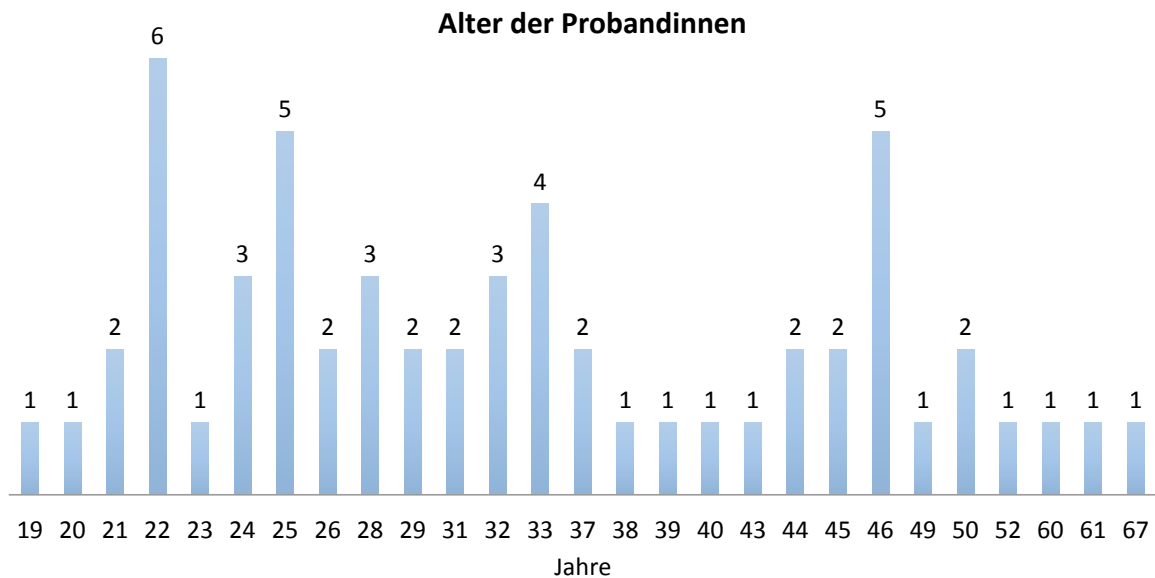


Abbildung 23: Häufigkeitsverteilung: Alter der Probandinnen ($n = 57$)

In Abbildung 24 sind die Brustvolumina der rechten und linken Brust der Probandinnen dargestellt. Der Unterschied im Volumen der rechten und linken Brust beträgt im Mittel $7,5\% \pm 5,1\%$; wobei die Differenz im Volumen der beiden Brüste immer bezogen auf die größere Brust betrachtet wurde.

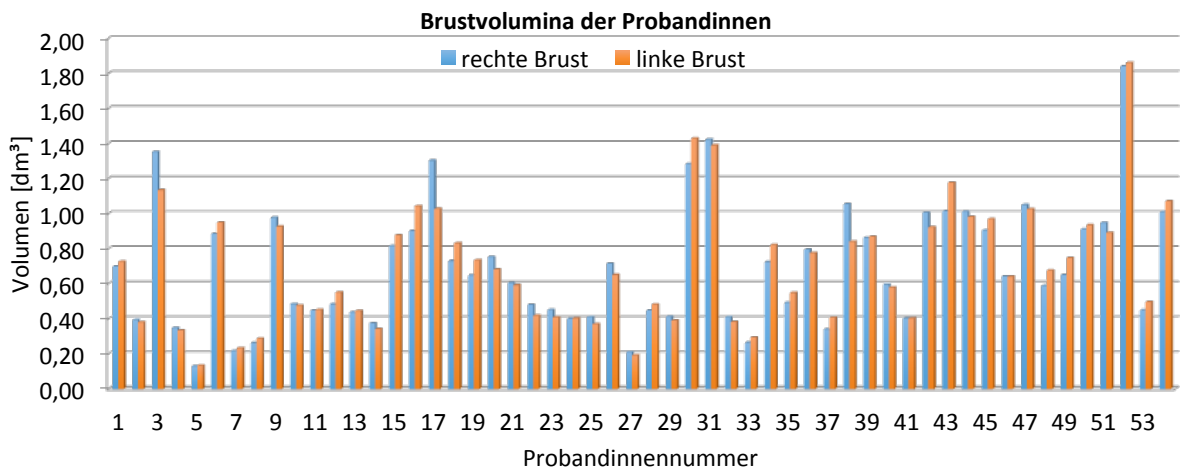


Abbildung 24: Brustvolumina der Probandinnen ($n = 54$)

Der prozentuelle Unterschied des Lehrschen Dämpfungsmaßes zwischen rechter und linker Brust beträgt im Mittel $19,6\% \pm 13,5\%$; auch hier wurde die Differenz im Dämpfungsverhalten der beiden Brüste immer bezogen auf die größere Brust betrachtet. Abbildung 25 zeigt die Gegenüberstellung des Lehrschen Dämpfungsmaßes der rechten und linken Brust der Probandinnen.

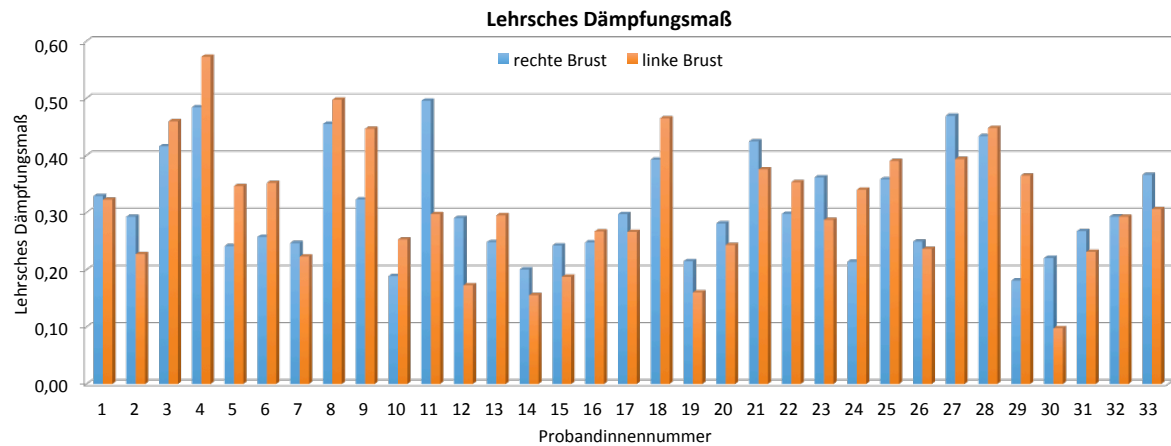


Abbildung 25: Lehrsches Dämpfungsmaß der Probandinnen (n = 33)

3.2 Inferenzstatistik

- 1 H0: Der Unterschied im Volumen der beiden Brüste einer Probandin ist $\leq 5\%$.
H1: Der Unterschied im Volumen der beiden Brüste einer Probandin ist $> 5\%$.

Der Unterschied im Volumen der beiden Brüste einer Probandin ist $> 5\%$ mit $p < 0,001$.

- 2 H0: Es gibt keinen Zusammenhang zwischen BMI und Brustvolumen der Probandinnen.
H1: Es gibt einen Zusammenhang zwischen BMI und Brustvolumen der Probandinnen.

Zwischen BMI und Brustvolumen gibt es einen statistisch signifikanten mittleren Zusammenhang ($r=0,567$, $p < 0,001$). Abbildung 26 zeigt das Streudiagramm des Zusammenhangs zwischen BMI und Brustvolumen.

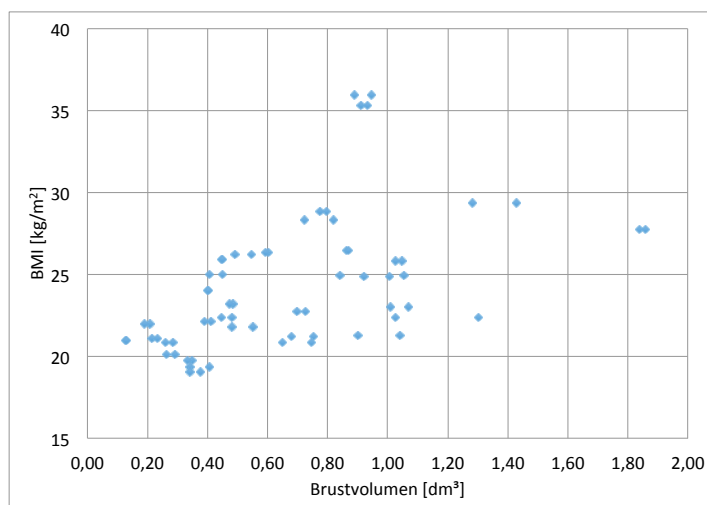


Abbildung 26: Streudiagramm Zusammenhang zwischen BMI und Brustvolumen

3 H0: Es gibt keinen Zusammenhang zwischen Lehrschem Dämpfungsmaß und Brustvolumen.

H1: Es gibt einen Zusammenhang zwischen Lehrschem Dämpfungsmaß und Brustvolumen.

Es gibt keinen statistisch signifikanten Zusammenhang zwischen Lehrschem Dämpfungsmaß und Brustvolumen ($p = 0,266$). Abbildung 27 zeigt das Streudiagramm des Zusammenhangs zwischen Lehrschem Dämpfungsmaß und Brustvolumen.

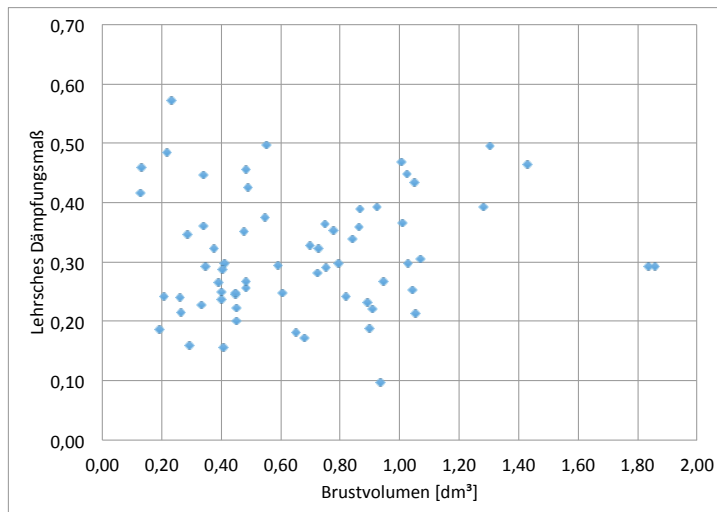


Abbildung 27: Streudiagramm Zusammenhang zwischen Lehrschem Dämpfungsmaß und Brustvolumen

4 Diskussion

In diesem Kapitel wird zuerst die Durchführung der Untersuchung kritisch betrachtet, darauf folgt die Interpretation der Ergebnisse zu welchen abschließend Erklärungsversuche angeführt werden.

Um die weibliche Brust bei Bewegung möglichst gut unterstützen und somit die Frau vor Schmerzen und anderen Unannehmlichkeiten bewahren zu können ist es für die Entwicklung eben dieser Stützwäsche (Sport-BHs) unerlässlich, über die Materialeigenschaften der Brust Bescheid zu wissen. Auf Grund der auf diesem Gebiet noch sehr dünnen Studienlage wurde in vorliegender Untersuchung die Materialeigenschaft Dämpfung der weiblichen Brust an 33 Probandinnen erhoben.

4.1 Methodendiskussion

Die Probandinnenakquise war äußerst effizient und zielführend. Das Aufhängen der gestalteten Plakate (siehe Kapitel 2.1 Probandinnen) an einigen Sportstätten brachte überraschend großen Zulauf und generierte so in Verbindung mit Mundpropaganda die meisten Probandinnen.

Das Feststellen der BH-Größe war einfach und unkompliziert. Messen des Unterbrust- und Brustumfanges (genaues Vorgehen, siehe Kapitel 2.2 Bestimmung der BH-Größe) und anschließende Ermittlung der BH-Größe mit Hilfe vorgefertigter Berechnung in Excel ging schnell und war ein guter Einstieg in die Untersuchung. Dabei fiel auf, dass viele Frauen in einem zu kleinen BH zur Untersuchung kamen und eindeutig Informationsbedarf über Passkriterien eines solchen besteht. Das einzige Problem, das festgestellt wurde, ist dass sich die mit Hilfe der Norm ermittelten BH-Größen oft stark von den im BH der Probandinnen vermerkten Größen unterschieden. Auch bei den vor Ort getesteten BHs passten den Probandinnen oft die verschiedenen Modelle in unterschiedlichen Größen. Hier wäre eine Einhaltung einer einheitlichen Norm für die Größenbezeichnung für die Konsumentin oder den Konsumenten sehr hilfreich.

Das Scannen der Probandinnen funktionierte gut, wenn die entsprechenden Voreinstellungen richtig getroffen wurden. Diese zu finden, war vor allem auch ein Ausprobieren verschiedener Beleuchtungsmethoden. Manchmal gab es Probleme beim Erfassen von Oberflächen (Reflexionen) oder mit den Lichtverhältnissen. Der Scanner ist sehr genau (räumliche Auflösung von 1 mm) und eine hohe Wiederholbarkeit der Scans wurde im Vorfeld an einem Mannequin und Testprobandinnen als sehr zufriedenstellend festgestellt. Der Scanvorgang geht schnell (etwa zwei Minuten), wenn das Testpersonal

gut geübt ist. Am schwierigsten gestaltet sich hierbei das Halten eines passenden Abstandes zum gescannten Objekt. Außerdem darf der Scanner nicht zu schnell oder ruckartig bewegt oder geschwenkt werden. Der große Vorteil ist die gegebene Mobilität, so dass man sich an die Probandin anpassen kann und diese nicht zu lange ruhig stehen oder eine durch fix montierte Geräte bedingte Haltung einnehmen muss. Das Bearbeiten und Speichern der Scans erfolgte mithilfe der mitgelieferten Software (Sense V2.2) schnell und fast problemlos und ermöglichte den Export aller notwendigen Datenformate, vor allem solcher, die auch Farbinformation enthielten (.ply und .obj), um in späterer Verarbeitung die Brustberandungsmarkierung erkennen zu können. Ein doch erheblicher Nachteil der Software ist, dass vorgenommene Retuschen zwar angezeigt, aber weggeschnittene Teile nicht wirklich gelöscht werden. Öffnet man also den aus Anonymitätsgründen kopflos gespeicherten Scan in einer anderen Software, erscheint wieder die ganze Probandin. Das musste verhindert werden, indem der retuschierte einmal gespeicherte Datensatz erneut in der Sense-Software geöffnet und gespeichert wurde.

Die Probandinnen sollten die vorgegebene Position während des Scans möglichst ruhig halten. Zu starkes Einatmen führte zu einem unbrauchbaren Scan, da der Brustkorb deformiert abgebildet wurde. Auch zu frühes Bewegen nach Beendigung des eigentlichen Scanvorganges bedingte, obwohl in vielen Fällen durch Retusche zu beheben, eine Wiederholung des Scans. Zweit genanntes Problem ließ sich durch die verbalen Anweisungen des Testpersonals gut in den Griff bekommen.

Die erste Position, die eingenommen werden sollte, war jene am Drehteller (siehe Kapitel 2.3 3D-Oberflächenscan). Hier war das Einnehmen der Ausgangsposition nur mit Hilfe möglich, da sich der Teller von alleine zu drehen beginnt und etwas wackelig ist. Wenn auch nicht gefährlich, war diese Situation vermutlich die ungewohnteste. Hier kam noch hinzu, dass die genaue Positionierung der Hände an den Hüften nicht immer sofort richtig verstanden wurde. Eine kurze Erklärung des Testpersonals und Kommentare zu Ablauf und Fortschritt der Scanprozedur ermöglichten auch das Schließen der Augen, da durch die Beleuchtung mit einem Scheinwerfer viele Probandinnen geblendet waren. Das durch das Stehen mit geschlossenen Augen auftretende (leichte) Schwanken war nicht störend. Die Scans haben bei allen Probandinnen gut funktioniert und es gab keine negativen Rückmeldungen diesbezüglich. Eventuelle Verbesserungsmöglichkeiten wären, wenn es die Rahmenbedingungen zulassen, eine andere Art der Beleuchtung: Licht von allen Seiten gleich und nicht zu hell, und das Installieren einer Vorrichtung, die sich mit dem Scanner montiert einmal in fixem Abstand um die Probandin dreht, so dass diese nicht

gedreht werden muss. Außerdem gestaltete sich das während des Scannens notwendige Montieren und Abnehmen des Scanners vom Stativ mitunter schwierig, da herkömmliche Fotostative für andere Abmessungen als die des Scanners konzipiert sind.

Bei den nun folgenden weiteren Scanpositionen war die einzunehmende Handhaltung schon bekannt, und sie konnten daher noch schneller eingenommen werden. Das Stehen an der Platte war durch angebrachte Markierungen am Boden und das vorgegebene Anlehnen von Kopf, Schulterblättern, Gesäß und allen sonst möglichen Partien des Rückens bei allen Probandinnen sehr ähnlich. Einziger Nachteil der eingesetzten Platte: sie wurde Anfangs als unangenehm kalt empfunden. Lösung wäre hier das Überziehen der Platte mit einem Stoff. Außerdem war es bei den beiden Stehend Positionen für das Testpersonal nicht einfach, die Schultern von großen Probandinnen zu erfassen. Ein gut ausgeleuchteter mit Schwenkvorrichtung für den Scanner und Podesten ausgestatteter Scanbereich wäre hilfreich.

Die letzte und bequemste Position war das Liegen in Rückenlage auf einem Massagebett. Diese Position stellte für die Probandinnen keine Herausforderung dar. Hier gestaltete sich nur die Positionierung des Scanners über der Probandin etwas schwierig. Eine an der Decke montierte Haltevorrichtung statt des über der Probandin positionierten Statives würde die Handhabung vereinfachen.

Zusammenfassend ist die verwendete Scanmethodik sehr zufriedenstellend, um die Geometrie des weiblichen Oberkörpers zu erfassen. Hohe Genauigkeit und gute Wiederholbarkeit der Ergebnisse des Scanners werden durch einfache Handhabung des Gerätes und der Software ergänzt. Das Einarbeiten in die Bedienung von Hard- und Software ist nicht sehr kompliziert und zeitaufwendig. Wenn gleich noch feinere Einstellungsmöglichkeiten wünschenswert wären, ist der limitierende Faktor in diesem Zusammenhang die Methodik und nicht die Messgenauigkeit des Gerätes. Die günstigen Anschaffungskosten von etwa 400 Euro sprechen zudem für den Einsatz dieses Scanners bei zukünftigen Untersuchungen.

Die Durchführung und Auswertung des Dämpfungstests (siehe Kapitel 2.5 Versuchsaufbau zur Ermittlung der Materialeigenschaft Dämpfung) barg einige Herausforderungen.

Brauchbare Ergebnisse des Dämpfungstests können nur bei genauer Einhaltung des Durchführungsprotokolls generiert werden. Die genaue Instruktion der Probandinnen war schwierig und die Umsetzung der gestellten Bewegungsausführung benötigt einige Übungsversuche. Es könnte sein, dass ein unbekleidetes Vorzeigen der Durchführung des Dämpfungstests durch das Testpersonal einen positiven Effekt auf diese manchmal

angespannte Situation haben könnte und dadurch sowohl Eingewöhnungszeit als auch Durchführungsqualität positiv beeinflusst wären. Zusätzlich könnten festgelegte beobachtbare Gütekriterien für einen gelungenen Dämpfungstest das Testpersonal befähigen, den optimalen Zeitpunkt der Beendigung der Eingewöhnungsphase und Beginn der Messung festzustellen.

Obwohl gegenüber der Vorstudie zur Ermittlung der Materialeigenschaft Dämpfung der weiblichen Brust (Stöger, 2015) eine erhebliche Verbesserung betreffend die aufrechte und ruhige Haltung der Probandinnen durch das Anlehnen an eine Platte erreicht wurde, ist nach wie vor eine Standardisierung nicht möglich. Ausgangshöhe der Brust und das Fallenlassen selbst können stark differieren. Außerdem werden die Brüste oft nicht gleichzeitig oder in gleicher Weise losgelassen. Hier könnte eventuell eine Art Fallvorrichtung für die Brüste das Prozedere vereinheitlichen. Dabei müsste aber unbedingt auf Schmerz freie Durchführbarkeit des Dämpfungstests geachtet werden.

Auf technischer Seite ist vor allem die Verarbeitung des Videomaterials auf Grund der hohen Aufnahmefrequenz sehr rechenintensiv. Damit werden Speicherzeit und benötigter –platz groß. In vorliegendem Fall konnten auf Grund der dadurch entstandenen Wartezeit nicht mehr als zwei Versuche pro Probandin durchgeführt werden. Die hohe Auflösung in Verbindung mit einer hohen Abtastrate ließ ein Video entstehen, das auch hervorragend zur qualitativen Analyse der Versuche geeignet ist. Hierbei ist aufgefallen, dass Unterschiede in der Versuchsausführung wie Handpositionierung oder das Begleiten der Brust beim Loslassen zu großen Unterschieden im Ergebnis führen kann. Da diese Bewegung noch nicht ausreichend erforscht ist, konnten hier wichtige Informationen über die Auswirkungen der verschiedenen Einflussfaktoren auf das Ausschwingverhalten der Brust gewonnen werden. Allerdings sollte auf jeden Fall für zukünftige Untersuchungen eine höhere Wiederholungszahl des Dämpfungstests angestrebt werden, um den Einfluss verschiedener Anfangshöhen und Wiederholbarkeit der Methode noch genauer zu überprüfen. Dazu könnte eine Bewegungsanalyse der Brustwarzen mit Hilfe eines Bewegungserfassungssystems durchgeführt werden, so wie bei (Cai et al., 2018; Chen, Ng, Yu, Zhou & Wan, 2013; Haake & Scurr, 2010). Ein Video sollte dann zur qualitativen Beurteilung der Ausschwingbewegung mitlaufen. Das würde auch die Trajektorienerfassung sogar in 3 Dimensionen ermöglichen, womit Abweichungen in der Güte (Hauptbewegungsrichtung der Brust) des durchgeführten Versuches festgestellt und weitere Analyse vereinfacht werden könnten. Nachteil wäre, dass ein Marker auf der Brust platziert werden müsste. Den Vorteil der hier durchgeführten Methode stellt eine gänzlich berührungslose Erfassung der Messdaten dar, weil anatomische Orientierungspunkte wie

die Brustwarze verwendet werden können. Um bei dieser Methode zu bleiben, sollte ein optimales Verhältnis zwischen Aufnahmefrequenz, Auflösung und Speicherdauer des Highspeed-Bildmaterials gefunden werden.

Bei der Auswertung der Highspeedvideos ist aufgefallen, dass bei vielen Schwingungskurven der Brust die Nulllage nach unten wandert. Es also zu einer scheinbaren Verschiebung der statischen Gleichgewichtslage im Verlauf der Ausschwingbewegung kommt. Weder Chen et al. (2013) (Abbildung 28) noch Cai et al. (2018) (Abbildung 29) haben dieses Phänomen beobachtet.

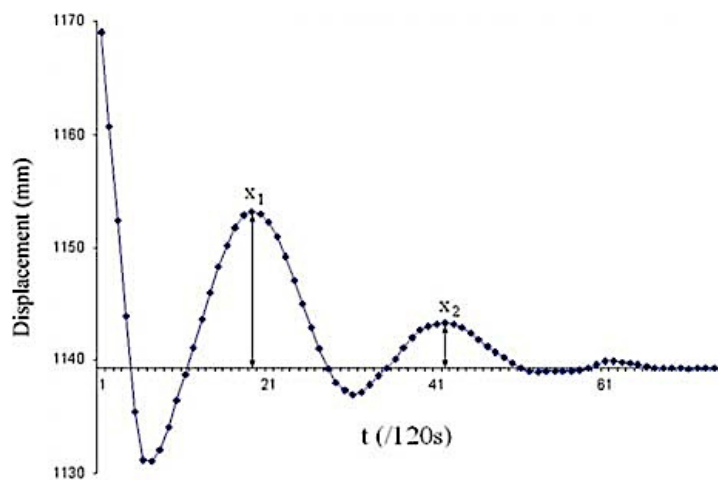


Abbildung 28: Ausschwingkurve der Brust bei Chen et al. (2013, S. 871)

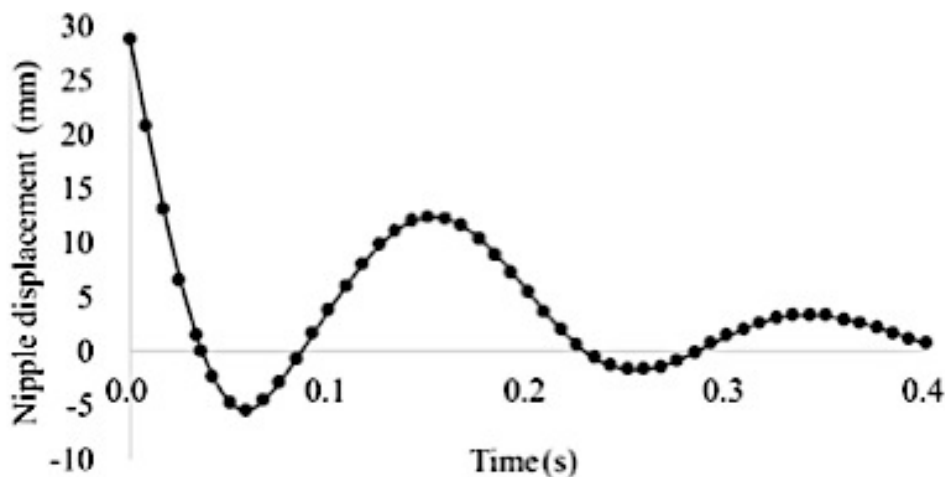


Abbildung 29: Ausschwingkurve der Brust bei Cai et al. (2018, S. 139)

Mit der hier gewählten Berechnungsmethode wurde dieser Umstand berücksichtigt, auch wenn er zum jetzigen Zeitpunkt nicht erklärt werden kann. Ein Fehler in der Datenauswertung kann in diesem Zusammenhang nicht ausgeschlossen werden.

4.2 Interpretation der Ergebnisse

An Hand der drei aufgestellten Forschungshypothesen wird zum einen die bisherige Studienlage bestätigt (Hypothese zwei), zum anderen ein konträres Ergebnis zu einer einzigen anderen durchgeführten Studie zu dem Thema gefunden (Hypothese eins) und ein bisher noch unerforschter möglicher Zusammenhang untersucht (Hypothese drei).

Der gefundene Unterschied im Volumen der beiden Brüste der Probandinnen (Hypothese eins) übersteigt den mit 5% abgeschätzten Messfehler des Brustvolumens und ist somit als gegeben anzunehmen. Die einzige andere Studie dazu (Coltman, Steele & McGhee, 2017) findet bei der Untersuchung des Unterschieds im Brustvolumen von 346 Probandinnen keinen signifikanten Unterschied zwischen rechter und linker Brust. Allerdings ist die verwendete Berechnungsmethode nicht passend, da der angewendete t-Test für abhängige Stichproben eventuell vorhandene individuelle Unterschiede nicht zeigt. Unter der Annahme, dass das Brustvolumen der Probandinnen entweder rechts oder links größer sein kann und dieser Umstand nicht bei allen gleich auftritt, ist der bei diesem t-Test vorgenommene Vergleich der mittleren Differenzen der Messwerte der rechten und linken Seite nicht zielführend. Hier könnte beispielsweise die vorhandene Differenz bei Probandin eins $-x$ und bei Probandin zwei $+x$ betragen und sich daher im Mittel aufheben. Es könnte also sein, dass auch in diesem Fall ein Unterschied der Volumina festzustellen wäre. Das wäre bei der großen Stichprobe von 346 Probandinnen sehr interessant, da die Erhebungsmethode des Brustvolumens der hier verwendeten sehr ähnlich ist und Unterschiede deutlicher sichtbar machen könnte. Eine mögliche Abweichung bei der Bestimmung des Brustvolumens ist die Auswahl des als Brust angenommenen Bereichs des Oberkörpers. Coltman et al. (2017) nehmen den in Vorlage vom Brustkorb weghängenden Bereich als Brust an, wobei die Brandung der Brust zuvor gekennzeichnet wurde. Dem gegenüber wird hier der Bereich, welcher nur aus Brustmuskel mit Haut überzogen besteht nicht als Brust gewertet. Abbildung 30 zeigt den Auswahlbereich für das Brustvolumen.

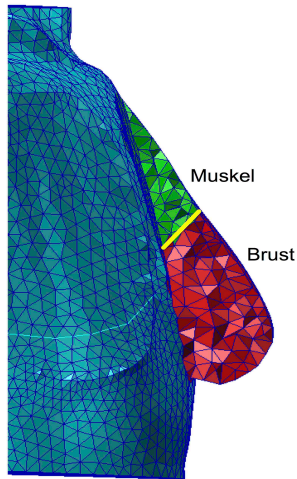


Abbildung 30: Auswahlbereich für Brustvolumen (FE-Modell)

Es könnte also sein, dass die bei Coltman et al. (2017) erhobenen Brustvolumina größer sind.

Die Abweichung im Volumen zwischen rechter und linker Brust beträgt im Mittel 7,5% ($\pm 5,1\%$). Dieses Ergebnis überrascht nach den Rückmeldungen der Probandinnen nicht, da ein Großteil der Probandinnen berichteten eine merklich größere Brust zu haben.

Der gefundene positive Zusammenhang zwischen BMI und Brustvolumen (Hypothese 2) zeigt sich auch in der Untersuchung von Brown et al. (2012), wobei dort die Brustmasse nach der Methode von Turner & Dujon (2005) an Hand von Unterbrustweite und Körbchengröße abgeschätzt wurde. Hierbei könnte die in vorliegender Untersuchung durchgeführte Berechnungsmethode des Brustvolumens gegenüber der Abschätzung noch genauere Ergebnisse liefern. Bei Coltman et al. (2017) wurde das Brustvolumen ebenfalls über ein aus 3D Scans erstelltes Modell errechnet und eine Korrelation mit dem BMI der Probandinnen gefunden ($r_p = 0,67$ (linke Brust), $r_p = 0,70$ (rechte Brust)). Dieses Ergebnis bekräftigt die hier gefundene Korrelation ($r_s = 0,57$).

Obwohl dieses Ergebnis also mit der Studienlage übereinstimmt, ist es nicht restlos zufriedenstellend, da der Zusammenhang von BMI mit dem Brustvolumen nicht eindeutig erklärt werden kann. Der BMI (kg/m^2) wird aus Körpermasse und Körpergröße bestimmt. Eine Studie von Brown et al. (2012) zeigt, dass kein signifikanter Unterschied in der Körpergröße zwischen Frauen mit kleineren und größeren Brüsten besteht. So bleibt die Körpermasse als das Brustvolumen bestimmende Größe. Dieses allerdings müsste getrennt in fettfreie Masse und Körperfettmasse betrachtet werden, um festzustellen, was den ausschlaggebenden Einfluss auf das Brustvolumen hat.

Page & Steele (1999) stellen den Zusammenhang zwischen Brustvolumen und in der Brust vorhandenem Fettgewebe fest. Sherwood (2010) gibt an, dass die Brustgröße durch das Ausmaß an vorhandenem Fettgewebe bestimmt wird, da die Brust zum größten Teil aus Fettgewebe besteht (siehe 1.2.1 Die weibliche Brust). Nun ist zu beachten, dass ein höherer BMI zwar ein möglicher Indikator für einen höheren Körperfettanteil ist, was den positiven Zusammenhang zwischen BMI und Brustvolumen erklären könnte, jedoch keine eindeutige Aussage über die Körperfettzusammensetzung liefert.

Brown et al. (2012) konnten zeigen, dass von einer Reihe an anthropometrischen Maßen Trizeps Hautfaltenmessung und das Taille-Hüft-Verhältnis den größten Zusammenhang mit der Brustmasse haben. Diese Messmethoden sind laut Bean (1996; zit. n. Brown et al., 2012) und Sharp (1995; zit. n. Brown et al., 2012) im Vergleich zu technisch aufwendigeren Körperzusammensetzungsuntersuchungen einfach anzuwenden, benötigen minimale Ausrüstung und haben einen geringen Messfehler, was sie praktisch in der Anwendung macht. Aus diesem Grund sollten sie bei zukünftigen Messungen das Brustvolumen betreffend mit erhoben werden. Das Taille-Hüft-Verhältnis könnte zusätzlich zum Brustvolumen aus dem 3D-Oberkörperscan ermittelt werden, so müsste die Probandin nicht extra vermessen werden.

Die noch in keiner anderen Studie aufgestellte Hypothese über einen möglichen Zusammenhang zwischen Lehrschem Dämpfungsmaß und dem Brustvolumen einer Probandin (Hypothese drei) kann nach der Analyse vorliegender Daten nicht bestätigt werden.

Es gibt drei Studien (Cai et al., 2018; Chen et al., 2013; Haake & Scurr, 2010), die ebenfalls den Dämpfungsgrad der Brust untersucht haben. Allerdings ist bei den beiden erstgenannten Studien die Erhebung der Dämpfung nicht Hauptdesiderat der Studie. Leider ist bei keiner der Studien der genaue Ablauf der Untersuchung ausreichend beschrieben, um ihn bis ins Detail mit der hier durchgeführten Untersuchung vergleichen zu können. Dies wäre interessant, da bei der Durchsicht der aufgenommenen Videos schon minimale Abweichungen in Handhaltung, Loslassen, Schulterposition oder Brustkorbdurchmesser (auf Grund von Ein- oder Ausatmen) einen mit bloßem Auge zu erkennenden Unterschied im Schwingungsverhalten der Brust erkennen ließen. Mit ein Grund, warum die Probandinnen in dieser Untersuchung beim Dämpfungstest an eine Platte angelehnt standen. Eine Standardisierung der Testmethode scheint aus diesem Grund notwendig.

Außerdem fällt bei den genannten Studien auf, dass keine Angaben bezüglich Genauigkeit der Messgeräte und –methoden gemacht werden, lediglich Haake & Scurr (2010) geben die Genauigkeit der kinematischen Erfassung der Marker mit $\pm 0,25$ mm an.

Zudem wurde der Dämpfungsgrad in allen drei Studien nur an einer Probandin erhoben, wobei in zwei davon die Untersuchungen an nur einer Brust erfolgten, wie im Folgenden näher erläutert.

Chen et al. (2013) haben einen sehr ähnlichen Versuchsaufbau zu vorliegender Studie, hier wird die linke Brust von der Probandin selbst angehoben und fallen gelassen. Einzige Versuchsperson war eine 40 jährige Chinesin mit BH-Größe 80B. Allerdings ist nicht klar, nach welcher Methode oder Norm die BH-Größe ermittelt wurde. Dafür wird der Versuch zehn Mal aus verschiedenen Anfangshöhen durchgeführt und im Mittel ein Dämpfungsgrad von $0,215 \pm 0,013$ angegeben. Leider gibt es auch hier keine Beschreibung der verschiedenen Anfangshöhen. Für Folgeuntersuchungen wäre die Erhebung des Einflusses der Ausgangshöhe auf die Dämpfung interessant. Verglichen mit dem hier berechneten Lehrschen Dämpfungsmaß von $0,312 \pm 0,012$ (Mittelwert aus allen Versuchen, jeweils rechte und linke Brust einzeln gewertet, also $n=66$) fällt auf, dass die Standardabweichung in beiden Fällen ähnlich gering ($< 10\%$) ist. Diese bemerkenswert geringe Streuung spricht gerade bei einem nicht standardisierten Testverfahren, wie in vorliegender Untersuchung angewandt, für eine hohe Konsistenz der Ergebnisse bei Messwiederholung. Obwohl hier eine leicht andere Berechnungsmethode des logarithmischen Dekrements angewendet wird, sind die erhaltenen Werte für das Dämpfungsmaß in guter Übereinstimmung (selbe Größenordnung), siehe Tabelle 3.

Tabelle 3: Studien zu Dämpfungsgrad im Überblick

Studie	Probandinnen	Anzahl und Art der Versuche	Dämpfungsgrad
Chen et al. (2013)	1 Probandin linke Brust	Anheben und Fallenlassen der Brust; 10 Messwiederholungen aus verschiedenen Anfangshöhen	$0,215 \pm 0,013$
Haake & Scurr (2010)	1 Probandin beide Brüste	Laufen bei 10 km/h für 30 s	$0,475 \pm 0,062$
Cai et al. (2018)	1 Probandin 1 Brust	Anheben und Fallenlassen der Brust; 3 Messwiederholungen	6,92 oberhalb 7,83 unterhalb statischer Gleichgewichtslage
Stöger (2018)	33 Probandinnen beide Brüste	Anheben und Fallenlassen der Brüste; 1 Versuch pro Probandin	$0,312 \pm 0,012$

Haake & Scurr (2010) erhoben die Dämpfung der Brust an einer Probandin (34 Jahre, BH-Größe 32 C nach McGhee, Steele, Pechter & Bowles (2006) während des Laufens mit

nacktem Oberkörper bei 10 km/h. Der dort ermittelte Wert für das Dämpfungsmaß ist $0,475 \pm 0,062$. Auch dieser Wert ist in derselben Größenordnung, wie der hier gefundene, obwohl aus der Kinematik der Laufbewegung erhoben. Das könnte mit ein Grund sein, warum der in dieser Untersuchung gefundene Wert dem von Chen et al. (2013) noch ähnlicher ist, als jenem von Haake & Scurr (2010).

Cai et al. (2018) untersuchten die Dämpfung ebenfalls an nur einer Brust einer 40 jährigen Probandin (BH-Größe 80C nach dem metrischen BH-Größen System). Welche Brust ist nicht bekannt.

Bei den anderen beiden Studien (Chen et al., 2013; Haake & Scurr, 2010) wurde explizit angeführt, dass die Probandin keine chirurgischen Eingriffe an der Brust hatte. In dieser Studie wird das nicht angeführt (Cai et al., 2018). Es ist zwar davon auszugehen, dass dieser Umstand auch hier zutrifft, aber es sei an dieser Stelle erwähnt, da es eine zwingende Voraussetzung ist, um das natürliche Dämpfungsverhalten der Brust bestimmen zu können. Der Dämpfungstest wurde drei Mal wiederholt. In dieser Studie wurde das Modell zur Beschreibung der Brustbewegung abschnittsweise unterschiedlich definiert, nämlich oberhalb und unterhalb der Gleichgewichtslage. Unter dieser Annahme ergeben sich zwei unterschiedliche Werte für Federkonstante und Dämpfungskoeffizient. Der Dämpfungsgrad oberhalb der Gleichgewichtslage ergab 6,92 und jener unterhalb 7,83. Diese Werte unterscheiden sich von denen der anderen beiden Studien und dem hier gefundenen deutlich (um eine Größenordnung), siehe Tabelle 3. Auf diesen Unterschied wird in der Diskussion bei Cai et al. (2018) bedauerlicherweise nicht eingegangen, obwohl eingangs die Werte von Chen et al. (2013) und Haake & Scurr (2010) genannt werden und die erhaltenen Werte für die Federkonstanten mit den Werten bei Haake & Scurr (2010) verglichen und diskutiert werden.

Interessant ist, dass sich die gefundenen Werte für die Dämpfung oberhalb und unterhalb der statischen Gleichgewichtslage wenig voneinander unterscheiden (ca. 10%). Es bleibt die Frage offen, ob der mögliche Genauigkeitszugewinn dieser Betrachtungsweise in gerechtfertigtem Verhältnis zu anderen, das Endergebnis eventuell viel mehr beeinflussenden, Kenngrößen oder Untersuchungsbereichen steht. Hierzu zählt vor allem die Art des Fallenlassens der Brust. Außerdem bleibt ungeklärt, woraus sich der Unterschied von einer Größenordnung zu allen anderen gefundenen Ergebnissen ergibt. Auch hier können nur zukünftige Untersuchungen Klarheit schaffen.

Zusammengefasst wird also bei allen Studien von einem Feder-Masse-Dämpfer-System (siehe Kapitel 1.2.3 Einmassenschwinger) zur Beschreibung der Dämpfung der weiblichen Brust ausgegangen. Es werden zwar unterschiedliche, aber in jedem Fall

ausreichend genaue Werte für eine Simulation der Brustbewegung gefunden. Generell sollte für eine erfolgreiche Simulation notwendige Parameter bestimmt werden, um mit Hilfe dieser Simulation Materialzusammensetzungen für den optimalen Sport-BH testen zu könne, ohne dafür einen Versuch am Menschen durchführen zu müssen. So könnten für verschiedene Bewegungsarten, abhängig von der typischerweise auftretenden Bewegungsamplitude, verschiedene BH-Modelle entwickelt werden. Ein auf die wichtigsten Parameter reduziertes Modell könnte dafür einfach Schnitte liefern.

Äußerst interessant ist, dass die unterschiedlichen Brustvolumina der Probandinnen scheinbar keinen wesentlichen Einfluss auf die Dämpfungseigenschaften der Brust haben, da keine signifikante Korrelation gefunden wurde.

Um diesen Umstand näher erklären zu können, gilt es, die genaue Zusammensetzung der Brust und ihre Veränderung bei zunehmendem Volumen zu erheben. Die aktuelle Studienlage lässt dazu keine eindeutigen Schlüsse zu. Es gilt in Erfahrung zu bringen, welche Faktoren in welcher Weise auf die Dämpfungseigenschaften der Brust Einfluss haben.

Auch wenn es hierzu keine Literatur gibt, versuchen Haake & Scurr (2010) die Auswirkung der Brustmasse auf die Amplitude der bewegten Brust zu simulieren und kommen zu dem Schluss, dass das Tragen eines Sport-BHs die Materialeigenschaften des Systems Brust plus Sport-BH unabhängig von der Brustgröße machen. Sie empfehlen eine Validierung mit mehreren Probandinnen mit unterschiedlichen Brustgrößen bei verschiedenen Laufgeschwindigkeiten, um die Vorhersagen des Modells zu überprüfen. In der Studie von Haake & Scurr (2010) wurde mittels Bewegungsanalyse der Laufbewegung einer Probandin versucht, auf die Materialeigenschaften der Brust rückzuschließen und mit Hilfe der gefundenen Parameter ein Modell zur Vorhersage des Brustverhaltens in Verbindung mit Stützwäsche bei Bewegung erstellt. Einmal generiert, wurde an Hand des Modells versucht, den Einfluss der Brustmasse auf die Auslenkung der Brust bei Bewegung vorherzusagen, siehe Abbildung 31.

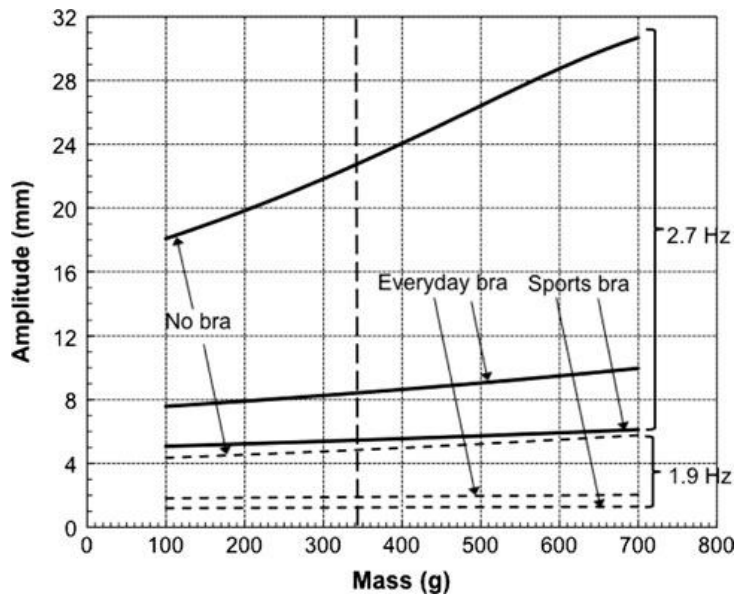


Abbildung 31: Der vorhergesagte Effekt der Brustmasse auf die Brustauslenkung bei Bewegung (Laufen: durchgehende Linie, Gehen: strichlierte Linie) (Haake & Scurr, 2010, S. 195)

Die Vorhersage des Modells bezogen auf Laufen ist folgende: Ohne BH wird die Bewegungsamplitude der Brust mit zunehmender Masse erwartungsgemäß deutlich größer. Das Tragen eines Sport-BHs lässt diesen Einfluss jedoch beinahe verschwinden (annähernd horizontaler Verlauf der Linie; unterste durchgezogene Linie in Abbildung 31). Es scheint also das Material des Sport-BHs so stark dämpfend (rigide) zu sein, dass das Dämpfungsverhalten des Systems Brust plus Sport-BH nur mehr durch den BH bedingt ist. Ist das zutreffend und die Materialeigenschaften des Sport-BHs dominieren über die der Brust, könnte bei der Individualisierung von Sport-BHs das individuelle Dämpfungsmaß der Brust vernachlässigt werden. Dieses Ergebnis hätte somit in der praktischen Anwendung des BH-Designs dieselbe Auswirkung wie das hier gefundene (kein Zusammenhang zwischen Dämpfungsmaß und Brustvolumen). Nämlich, dass die individuelle Dämpfung der Brust vernachlässigt werden kann. Dafür kann das Hauptaugenmerk auf die optimale Passform des Körbchens gelegt werden. Hierbei sollte vor allem auf die verschiedenen Brustformen Rücksicht genommen werden. Außerdem sollte beachtet werden, dass nicht die absolute Reduktion der Bewegungsamplitude der Brust, sondern der Komfort des Sport-BHs im Vordergrund steht.

5 Conclusio

Die Simulation des weiblichen Oberkörpers mit Sport-BH kann zur Verbesserung der bis jetzt unzureichend gelösten Sport-BH-Anpassung dienen. Momentan besteht vor allem das Problem fehlender Individualisierung, im Besonderen bezogen auf die Berücksichtigung verschiedener Brustformen. Für diese Simulation ist es unerlässlich Materialeigenschaften des Systems zu erheben. Die Materialeigenschaft Dämpfung der weiblichen Brust ist bisher unzureichend untersucht. Es existiert noch kein standardisierter Test zur ihrer Erhebung und die wenigen durchgeführten Studien betrachten nur eine Probandin. Um Ergebnisse vergleichbar zu machen, ist es dringend notwendig sich auf ein standardisiertes valides Testverfahren zur Erhebung der Dämpfung mit sowohl vorgegebenem Fallvorgang der Brust, als auch vorgegebener Körperposition zu einigen.

Bei den untersuchten 33 Probandinnen wurde kein Zusammenhang zwischen Brustvolumen und Dämpfung gefunden.

Trifft die Annahme zu, dass durch das Tragen eines Sport-BHs das System Brust plus Sport-BH überwiegend durch die Materialeigenschaften des Sport-BHs bestimmt wird, hat die individuelle Dämpfung der Brust einen vernachlässigbaren Einfluss. Bei der Individualisierung von Sport-BHs könnte daher das Hauptaugenmerk auf die optimale Anpassung an anatomische Gegebenheiten der Trägerinnen, wie die Brustform gelegt werden. Bei gleicher Konfektionsgröße sollten verschiedene Brustformen beachtet und auch die Veränderung der Brustform bei zunehmendem Volumen berücksichtigt, so wie Zwischengrößen angefertigt werden.

Das wichtigste Kriterium muss das schmerzfreie Bewegen mit dem Sport-BH sein. Hier steht also der Komfort, nicht die absolute Reduktion der Bewegungsamplitude der Brust im Vordergrund. Es könnten für verschiedene Bewegungsarten, abhängig von der typischerweise auftretenden Bewegungsamplitude, verschiedene BH-Modelle entwickelt werden.

Außerdem sollten die für eine Simulation notwendigen Parameter bestimmt und genau genug bestimmbar gemacht werden, um in Zukunft langwierige und unangenehme Untersuchungen am Menschen überflüssig zu machen. Mit Hilfe dieser Simulation könnten Materialzusammensetzungen für den optimalen Sport-BH getestet werden. Um genau diese Simulation möglich zu machen, erscheint diese Untersuchung mit 33 Probandinnen als ein Schritt in die richtige Richtung. Es fehlen allerdings Studien mit

einem standardisierten Testverfahren an einem mindestens so großen Kollektiv und mehr als einem Versuch pro Probandin.

6 Verzeichnisse

Im folgenden Abschnitt sind Abbildungs- und Tabellenverzeichnis, Abkürzungsverzeichnis, so wie Literaturverzeichnis zu finden.

6.1 Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

Abbildung 1: Anatomie der weiblichen Brust (modifiziert nach Barral & Croibier, 2011, S. 123). Nähere Erläuterungen im Text.....	9
Abbildung 2: MRT der Brust (Azar et al., 2000, S. 39).....	10
Abbildung 3: CT der Brust (del Palomar et al., 2008, S. 1091).....	10
Abbildung 4: FE-Modell, weiblicher Torso	12
Abbildung 5: FEM-Verfahren (mod. nach Fotiu, 2006, S. 137).....	13
Abbildung 6: Idealisierter Einmassenschwinger (Stelzmann et al., 2002, S. 12).....	14
Abbildung 7: Dämpfungsarten (mod. n. http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/images/oscd8.gif)	16
Abbildung 8: Schwingung bei unterkritischer Dämpfung (mod. n. Stelzmann et al., 2002, S. 32)	17
Abbildung 9: log. Dekrement aus Spitze-Tal-Werten (mod. n. Nasdala, 2010, S. 65).....	18
Abbildung 10: FEM-Sport-BH-Plakat	21
Abbildung 11: Messpositionen für Unterbrustumfang (rot) und Brustumfang (blau).....	24
Abbildung 12: Markierungspunkte Thorax	24
Abbildung 13: Positionierung für 3D-Scan und Handscanner (Quelle Scanner: goo.gl/6mRYaN)	25
Abbildung 14: 3D-Modell aus Scan in liegender (links) und stehender (rechts) Position ..	26
Abbildung 15: 3D-Scans und Querschnitt entlang der Sagittalebene	26
Abbildung 16: Segmentierung Brust und Muskel	27
Abbildung 17: Volumenkörper Brust	27
Abbildung 18: Versuchsaufbau	28
Abbildung 19: Markerpunkte der Brustbewegung	29
Abbildung 20: Dämpfungstest	29
Abbildung 21: Trajektorien in Kinovea mit Kalibrationslinie	30
Abbildung 22: Abklingverhalten der Brustschwingung relativ zur Endlage	31
Abbildung 23: Häufigkeitsverteilung: Alter der Probandinnen (n = 57)	33
Abbildung 24: Brustvolumina der Probandinnen (n = 54)	33
Abbildung 25: Lehrsches Dämpfungsmaß der Probandinnen (n = 33).....	34
Abbildung 26: Streudiagramm Zusammenhang zwischen BMI und Brustvolumen	34

Abbildung 27: Streudiagramm Zusammenhang zwischen Lehrschem Dämpfungsmaß und Brustvolumen	35
Abbildung 28: Ausschwingkurve der Brust bei Chen et al. (2013, S. 871).....	40
Abbildung 29: Ausschwingkurve der Brust bei Cai et al. (2018, S. 139).....	40
Abbildung 30: Auswahlbereich für Brustvolumen (FE-Modell).....	42
Abbildung 31: Der vorhergesagte Effekt der Brustmasse auf die Brustauslenkung bei Bewegung (Laufen: durchgehende Linie, Gehen: strichlierte Linie) (Haake & Scurr, 2010, S. 195).....	47
Tabelle 1: BH-Größe Unterbrustbandlänge.....	23
Tabelle 2: BH-Größe Körbchengröße.....	23
Tabelle 3: Studien zu Dämpfungsgrad im Überblick	44

6.2 Abkürzungsverzeichnis

BH	Büstenhalter
BMI	Body Mass Index
CAD	computer-aided design
CT	Computertomographie
FE	Finite Elemente
FEM	Finite-Elemente-Methode
GUI	graphical user interface
LBRN	left breast nipple (linker Brustnippel)
MRT	Magnetresonanztomographie
RBRN	reight breast nipple (rechter Brustnippel)
USI	Universitätssportinstitut
ZSU	Zentrum für Sportwissenschaft und Universitätssport

6.3 Literaturverzeichnis

- Azar, F. S., Metaxas, D. N. & Schnall, M. D. (2000). A finite element model of the breast for predicting mechanical deformations during biopsy procedures (S. 38–45). IEEE Comput. Soc. doi:10.1109/MMBIA.2000.852358
- Barral, J. P. & Croibier, A. (2011). *Visceral vascular manipulations*. Edinburgh: Churchill Livingstone/Elsevier. Zugriff am 2.5.2018. Verfügbar unter: http://www.123library.org/book_details/?id=56460
- Bowles, K.-A., Steele, J. R. & Munro, B. (2008). What are the breast support choices of Australian women during physical activity? *British Journal of Sports Medicine*, 42 (8), 670–673. doi:10.1136/bjsm.2008.046219
- Brown, N., White, J., Brasher, A. & Scurr, J. (2014). An investigation into breast support and sports bra use in female runners of the 2012 London Marathon. *Journal of Sports Sciences*, 32 (9), 801–809. doi:10.1080/02640414.2013.844348
- Brown, N., White, J., Milligan, A., Risius, D., Ayres, B., Hedger, W. et al. (2012). The relationship between breast size and anthropometric characteristics. *American Journal of Human Biology*, 24 (2), 158–164. doi:10.1002/ajhb.22212
- Burnett, E., White, J. & Scurr, J. (2015). The Influence of the Breast on Physical Activity Participation in Females. *Journal of Physical Activity and Health*, 12 (4), 588–594. doi:10.1123/jpah.2013-0236
- Cai, Y., Chen, L., Yu, W., Zhou, J., Wan, F., Suh, M. et al. (2018). A piecewise mass-spring-damper model of the human breast. *Journal of Biomechanics*, 67, 137–143. doi:10.1016/j.jbiomech.2017.11.027
- Chen, L.-H., Ng, S.-P., Yu, W., Zhou, J. & Wan, K. W. F. (2013). A study of breast motion using non-linear dynamic FE analysis. *Ergonomics*, 56 (5), 868–878. doi:10.1080/00140139.2013.777798
- Coltman, C. E., Steele, J. R. & McGhee, D. E. (2017). Breast volume is affected by body mass index but not age. *Ergonomics*, 60 (11), 1576–1585. doi:10.1080/00140139.2017.1330968
- Diketmüller, R. (2009). „Gerne Mädchen sein“ - ein vermeintlich traditionelles Ziel als Ausgangspunkt für ein modernes Mädchenbild im Sport/-unterricht? *Mädchen im Turnsaal*, (8), 6–8.
- Fotiu, P. A. (2006). Vorlesungsskript Finite Elemente. 1. Teil. Vorlesungsskript, Fachhochschule Wr. Neustadt.

- Haake, S. & Scurr, J. (2010). A dynamic model of the breast during exercise. *Sports Engineering*, 12 (4), 189–197. doi:10.1007/s12283-010-0046-z
- Han, L., Hipwell, J. H., Tanner, C., Taylor, Z., Mertzaniidou, T., Cardoso, J. et al. (2012). Development of patient-specific biomechanical models for predicting large breast deformation. *Physics in Medicine and Biology*, 57 (2), 455–472. doi:10.1088/0031-9155/57/2/455
- Khatam, H., Reece, G. P., Fingeret, M. C., Markey, M. K. & Ravi-Chandar, K. (2015). In-vivo quantification of human breast deformation associated with the position change from supine to upright. *Medical Engineering & Physics*, 37 (1), 13–22. doi:10.1016/j.medengphy.2014.09.016
- McGhee, D. E. & Steele, J. R. (2010). Optimising breast support in female patients through correct bra fit. A cross-sectional study. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13 (6), 568–572. doi:10.1016/j.jsams.2010.03.003
- McGhee, D. E., Steele, J. R., Pechter, E. & Bowles, K.-A. (2006). How do respiratory state and measurement method affect bra size calculations? * Commentary 1 * Commentary 2. *British Journal of Sports Medicine*, 40 (12), 970–974. doi:10.1136/bjism.2005.025171
- McGhee, D. E., Steele, J. R., Zealey, W. J. & Takacs, G. J. (2013). Bra–breast forces generated in women with large breasts while standing and during treadmill running: Implications for sports bra design. *Applied Ergonomics*, 44 (1), 112–118. doi:10.1016/j.apergo.2012.05.006
- Nasdala, L. (2010). *FEM-Formelsammlung Statik und Dynamik: Hintergrundinformationen, Tipps und Tricks* (Studium) (1. Aufl.). Wiesbaden: Vieweg + Teubner.
- Page, K. A. & Steele, J. R. (1999). Breast motion and sports brassiere design. Implications for future research. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 27 (4), 205–211.
- del Palomar, A. P., Calvo, B., Herrero, J., López, J. & Doblaré, M. (2008). A finite element model to accurately predict real deformations of the breast. *Medical Engineering & Physics*, 30 (9), 1089–1097. doi:10.1016/j.medengphy.2008.01.005
- Ruiter, N. V., Müller, T. O., Stotzka, R., Gemmeke, H., Reichenbach, J. R. & Kaiser, W. A. (2002). Automatic image matching for breast cancer diagnostics by a 3D deformation model of the mamma. *Biomedizinische Technik. Biomedical Engineering*, 47 Suppl 1 Pt 2, 644–647.
- Scurr, J. C., White, J. L. & Hedger, W. (2011). Supported and unsupported breast

displacement in three dimensions across treadmill activity levels. *Journal of Sports Sciences*, 29 (1), 55–61. doi:10.1080/02640414.2010.521944

Sherwood, L. (2010). *Human physiology: from cells to systems* (7th ed.). Australia ; United States: Brooks/Cole, Cengage Learning.

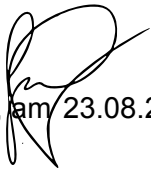
Stelzmann, U., Groth, C. & Müller, G. (2002). *FEM für Praktiker. Bd. 2: Strukturdynamik* (Edition expertsoft) (3. Aufl.). Renningen: Expert-Verl.

Stöger, S. (2015). *Ermittlung der Materialeigenschaft Dämpfung der weiblichen Brust - eine Vorstudie*. Bakkalaureatsarbeit. Universität Wien.

Turner, A. J. & Dujon, D. G. (2005). Predicting cup size after reduction mammoplasty. *British Journal of Plastic Surgery*, 58 (3), 290–298. doi:10.1016/j.bjps.2004.11.008

7 Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre, dass ich die vorliegende Arbeit *selbstständig verfasst* und nur die ausgewiesenen Hilfsmittel verwendet habe. Diese Arbeit wurde weder an einer anderen Stelle eingereicht (z. B. für andere Lehrveranstaltungen) noch von anderen Personen (z. B. Arbeiten von anderen Personen aus dem Internet) vorgelegt.


Wien, am 23.08.2018

8 Anhang

Matlabcode

```
% 17.04.2018
% Seraphina Stöger, seraphina.stoeger@univie.ac.at
%

fprintf('n') ;
fprintf('#####n') ;
fprintf('Reading Highspeed Videos for Breast Tissue Damping n') ;
fprintf('#####n') ;
fprintf('n') ;

subject_dir = uigetdir() ; % Ordner auswaehlen, wo Daten liegen (Highspeed Matlab --> data --> 1-raw)
figDir = subject_dir(1:end-6);
subject_files = dir(subject_dir) ; % Inhalt von diesem Ordner: P1 bis P59
subject_files = subject_files(3:end) ;

Daempfung = cell (length (subject_files)*2,7); % Array für lehrsches Daempfungsmasz; Zeilen: 2mal Länge subject files (2 Versuche pro Proband) , 7 Spalten

for j = 1:length(subject_files) % Schleife drum für alle 59 Probandinne

    iP = str2num(subject_files(j).name(end-1:end));
    fs = 500 ; % 1/(delta T(iT,1)/1000) - Hochgeschwindigkeitskamera nicht gemacht!
    if iP == 1
        fs = 1000 ; % nur bei P1 1000 fps
    end

    folder_name = subject_files(j).name ; % wie heißt der Subject-Ordner
    fprintf(' - Subject %s\n', folder_name) ;

    video_dir = fullfile(subject_dir, folder_name) ; % Ordner in dem alle Tracking-Daten sind
    video_files = dir([video_dir '*.xml']) ; % .xml aus diesem Ordner laden

    %----- *.xml-Daten einlesen -----

    % immer gleiche Benennung und Reihenfolge der Marker beim Tracking in Kinovea! RBRN LBRN
    % P#_Ausschwingen_##_cut.xml 1, 2

    for jj = 1:length(video_files)

        xml_name = video_files(jj).name ; % wie heißt das *.xml-File
        tmpInd = strfind(xml_name, '_');
        iT = str2num(xml_name(tmpInd(3)-1)); % Trial-Nummer: 1, 2
        fprintf(' - Read Kinovea Tracking for video %s_Ausschwingen_0%s_cut.xml\n', folder_name, num2str(iT)) ;

        [xml_num,~,xml_raw] = xlsread(fullfile(video_dir, xml_name), 1) ; % es gibt in jedem *.xml nur 1 Sheet
        check = isnan(xml_num) ; % suche alle NaN in xml_num

        iRBRN_start = 0 ; % suche die RBRN Trajektorie
        for iRAW = 1:size(xml_raw,1) % suche Label RBRN (in raw)
            if strcmp(xml_raw(iRAW,2), 'RBRN')
                iRBRN_start = iRAW ;
                break
            end
        end
        if iRBRN_start == 0
            error('No RBRN Label was found') ;
        end
    end
end
```

```

end

iLBRN_start = 0 ; % suche die LBRN Trajektorie
for iRAW = 1:size(xml_raw,1) % suche Label LBRN (in raw)
    if strcmp(xml_raw(iRAW,2), 'LBRN')
        iLBRN_start = iRAW ;
        break
    end
end
end
if iLBRN_start == 0
    error('No LBRN Label was found') ;
end

iRBRN_start = 0 ; % suche den Beginn der ersten Trajektorie
for iNUM = 1:length(check) % suche die erste Zeile wo beide NaN == 0
    if check(iNUM,1) == 0 && check(iNUM,2) == 0
        iRBRN_start = iNUM ; % in dieser Zeile beginnen die Daten der ersten Trajektorie
        break
    end
end
end
iRBRN_end = iRBRN_start ;
for iNUM = iRBRN_start:length(check) % suche das Ende der ersten Trajektorie = das erste NaN danach
    if check(iNUM,1) == 1
        iRBRN_end = iNUM - 1;
        break
    end
end
end

iLBRN_start = iRBRN_end + 1 ; % suche den Beginn der zweiten Trajektorie
for iNUM = iLBRN_start:length(check) % suche die erste Zeile wo beide NaN == 0
    if check(iNUM,1) == 0 && check(iNUM,2) == 0
        iLBRN_start = iNUM ; % in dieser Zeile beginnen die Daten der zweiten Trajektorie
        break
    end
end
end
iLBRN_end = iLBRN_start ;
for iNUM = iLBRN_start:length(check) % suche das Ende der zweiten Trajektorie = das erste NaN danach
    if check(iNUM,1) == 1
        iLBRN_end = iNUM - 1;
        break
    else
        iLBRN_end = length(check) ; % sollte die letzte Trajektorie sein
    end
end
end

RBRN(iT,1) = xml_num(iRBRN_start:iRBRN_end,1:2) ; % nimm x y von RBRN
LBRN(iT,1) = xml_num(iLBRN_start:iLBRN_end,1:2) ; % nimm x y von LBRN
t(iT,1) = [1:length(RBRN(iT,1))].'; % erzeuge einen Vektor t [Frames]
t(iT,1) = [t(iT,1),t(iT,1)/500] ; % gib eine zweite Spalte dazu [ms]
t(iT,2) = [1:length(LBRN(iT,1))].'; % erzeuge einen Vektor t [Frames]
t(iT,2) = [t(iT,2),t(iT,2)/500] ; % gib eine zweite Spalte dazu [ms]
if iP == 1
    t(iT,1)(:2) = t(iT,1)(:2)/2 ; % nur bei P1
    t(iT,2)(:2) = t(iT,2)(:2)/2 ;
end

fprintf(' - Finished reading Kinovea Tracking for video %s_Ausschwingen_0%s_cut.xml\n', folder_name, num2str(iT)) ;

%----- Berechnungen -----

```

```

%----- Datenaufbereitung -----

% optimale windowSize ermitteln aus der Länge der Daten oder Frequenzgehalt! immer ungerade
windowSize = 9 ;

if iP == 1

    windowSize = 25 ; % nur bei P1

end

RBRN(iT,1)(:,3:4) = filtfilt((1/windowSize)*ones(1,windowSize),1,RBRN(iT,1)(:,1:2)) ; % MOVAG mit filtfilt erzeugen
LBRN(iT,1)(:,3:4) = filtfilt((1/windowSize)*ones(1,windowSize),1,LBRN(iT,1)(:,1:2)) ;

for iCOL = 1:length(RBRN(iT,1)) % geht nicht in einer Zeile!

    RBRN(iT,1)(iCOL,5:6) = RBRN(iT,1)(iCOL,3:4) - RBRN(iT,1)(end,3:4) ; % relativ zur Endlage - brauche ich für die Rotation des Koo-Sys!

end

for iCOL = 1:length(LBRN(iT,1))

    LBRN(iT,1)(iCOL,5:6) = LBRN(iT,1)(iCOL,3:4) - LBRN(iT,1)(end,3:4) ; % relativ zur Endlage

end

figure

plot(t(iT,2)(:,:2),LBRN(iT,1)(:,:6),'r','LineWidth',2) % y relativ zur Endlage und gefiltert

hold on

plot(t(iT,1)(:,:2),RBRN(iT,1)(:,:6),'g','LineWidth',2) % y relativ zur Endlage und gefiltert

title(['y-Koordinate Ausschwingen relativ zu Endlage ', folder_name, '_0', num2str(iT)],'interpreter','none') ;

ylabel('y [mm]') ;

xlabel('t [s]') ;

set(gca,'XTick',0:0.1:t(iT,1)(end,2)) %mit Xtick kann man Achse skalieren

legend(['linke Brust', 'rechte Brust']);

figure_out = fullfile(figDir, 'y-Koordinate_Ausschwingen_relativ_zu_Endlage_alle',[folder_name,'_Ausschwingen_0', num2str(iT), '_Tracking.png'] ) ;

figure_out_Matlab = fullfile(figDir, 'y-Koordinate_Ausschwingen_relativ_zu_Endlage_alle',[folder_name,'_Ausschwingen_0', num2str(iT), '_Tracking.fig'] ) ; % speichert Matlabfigure: kann man später in Matlab aufbereiten

saveas(figure(1),figure_out) ; % speichere die Figure als *.png-File

saveas(figure(1),figure_out_Matlab) ;

close(gcf) ;

% Plot mit Max und Min eingezeichnet

[PeakR,b]=findpeaks(RBRN(iT,1)(:,:6)) ; %findet Peaks (PeakR) in Ausschwingkurve und indices (b) at which the peak occur

[PeakL,d]=findpeaks(LBRN(iT,1)(:,:6));

[~,e]=findpeaks(-RBRN(iT,1)(:,:6)) ; %findet Index (e) zu nicht ausgegebenem Wert '-' = Min in Ausschwingkurve; durch - vor RBRN sind es die Min.

[~,g]=findpeaks(-LBRN(iT,1)(:,:6));

figure

plot(t(iT,2)(:,:2),LBRN(iT,1)(:,:6),'r','LineWidth',2)% y relativ zur Endlage und gefiltert plus Maxima

hold on

plot(t(iT,1)(:,:2),RBRN(iT,1)(:,:6),'g','LineWidth',2)% y relativ zur Endlage und gefiltert plus Maxima

plot(t(iT,1)(b,2),PeakR,'bx')

plot(t(iT,2)(d,2),PeakL,'bx')

plot(t(iT,1)(e,2),RBRN(iT,1)(e,6),'bo')

plot(t(iT,2)(g,2),LBRN(iT,1)(g,6),'bo')

title(['y-Koordinate Ausschwingen relativ zu Endlage ', folder_name, '_0', num2str(iT)],'interpreter','none') ;

ylabel('y [mm]') ;

xlabel('t [s]') ;

set(gca,'XTick',0:0.1:t(iT,1)(end,2)); %mit Xtick kann man Achse skalieren

set(gca,'YLim',[RBRN(iT,1)(e(1),6)-5,PeakR(1)+5]);

figure_out = fullfile(figDir, 'y-Koordinate_Ausschwingen_relativ_zu_Endlage_Ausschnitt',[folder_name,'_Ausschwingen_0', num2str(iT), '_Tracking.png'] ) ;

saveas(figure(1),figure_out) ; % speichere die Figure als *.png-File

close(gcf) ;

%----- Dämpfungsgrad -----

% Stelzmann et al. (20002) und andere Lehrbücher zur Anwendung der FEM;

% so auch Artikel Chen et al. (2013): logarithmisches Dekrement  $\delta = \ln(A_1/A_2)$  A... Amplitude

% wir machen aber peak-to-peak-Amplitude nach Nasdala, weil dann "wanderender" Nulldurchgang nicht korrigiert werden muss

```

% (was für die Bestimmung der Amplituden notwendig wäre), was wir nicht könne, weil Sigantl zu kurz geschnitten und Ruhelage quasi nie feststellbar.

% 2 In (b1/b2) b ... PeakToPeakAmplitude

% Ausnahmen für:

% P_09_01; P_13_02 nur links (grün); P_16_01; P_18_01; P_23_01;

% P_25_01; P_25_02; P_36_02

```
if ((iP == 09) && (iT == 01)) %||((iP == 16) && (iT == 01))||((iP == 18) && (iT == 01))||((iP == 23) && (iT == 01))||((iP == 25) && (iT == 01))||((iP == 25) && (iT == 02)) %|| ... oder [geht leider nicht]
```

PeakToPeakAmplitudeR_1 = PeakR(1)-RBRN{iT,1}(e(1),6); % Ausnahme

PeakToPeakAmplitudeR_2 = PeakR(2)-RBRN{iT,1}(e(1),6);

PeakToPeakAmplitudeL_1 = PeakL(1)-LBRN{iT,1}(g(1),6);

PeakToPeakAmplitudeL_2 = PeakL(2)-LBRN{iT,1}(g(1),6);

elseif ((iP == 16) && (iT == 01))

PeakToPeakAmplitudeR_1 = PeakR(1)-RBRN{iT,1}(e(1),6); % Ausnahme

PeakToPeakAmplitudeR_2 = PeakR(2)-RBRN{iT,1}(e(1),6);

PeakToPeakAmplitudeL_1 = PeakL(1)-LBRN{iT,1}(g(1),6);

PeakToPeakAmplitudeL_2 = PeakL(2)-LBRN{iT,1}(g(1),6);

elseif ((iP == 18) && (iT == 01))

PeakToPeakAmplitudeR_1 = PeakR(1)-RBRN{iT,1}(e(1),6); % Ausnahme

PeakToPeakAmplitudeR_2 = PeakR(2)-RBRN{iT,1}(e(1),6);

PeakToPeakAmplitudeL_1 = PeakL(1)-LBRN{iT,1}(g(1),6);

PeakToPeakAmplitudeL_2 = PeakL(3)-LBRN{iT,1}(g(1),6);

elseif ((iP == 23) && (iT == 01))

PeakToPeakAmplitudeR_1 = PeakR(1)-RBRN{iT,1}(e(1),6); % Ausnahme

PeakToPeakAmplitudeR_2 = PeakR(2)-RBRN{iT,1}(e(1),6);

PeakToPeakAmplitudeL_1 = PeakL(1)-LBRN{iT,1}(g(1),6);

PeakToPeakAmplitudeL_2 = PeakL(2)-LBRN{iT,1}(g(1),6);

elseif ((iP == 25) && (iT == 01))

PeakToPeakAmplitudeR_1 = PeakR(1)-RBRN{iT,1}(e(1),6); % Ausnahme

PeakToPeakAmplitudeR_2 = PeakR(2)-RBRN{iT,1}(e(1),6);

PeakToPeakAmplitudeL_1 = PeakL(1)-LBRN{iT,1}(g(1),6);

PeakToPeakAmplitudeL_2 = PeakL(2)-LBRN{iT,1}(g(1),6);

elseif ((iP == 25) && (iT == 02))

PeakToPeakAmplitudeR_1 = PeakR(1)-RBRN{iT,1}(e(1),6); % Ausnahme

PeakToPeakAmplitudeR_2 = PeakR(2)-RBRN{iT,1}(e(1),6);

PeakToPeakAmplitudeL_1 = PeakL(1)-LBRN{iT,1}(g(1),6);

PeakToPeakAmplitudeL_2 = PeakL(2)-LBRN{iT,1}(g(1),6);

elseif ((iP == 36) && (iT == 02))

PeakToPeakAmplitudeR_1 = PeakR(1)-RBRN{iT,1}(e(1),6); % Ausnahme

PeakToPeakAmplitudeR_2 = PeakR(2)-RBRN{iT,1}(e(1),6);

PeakToPeakAmplitudeL_1 = PeakL(1)-LBRN{iT,1}(g(1),6);

PeakToPeakAmplitudeL_2 = PeakL(2)-LBRN{iT,1}(g(1),6);

elseif (iP == 13 && iT == 02)

PeakToPeakAmplitudeR_1 = PeakR(1)-RBRN{iT,1}(e(1),6); % Ausnahme

PeakToPeakAmplitudeR_2 = PeakR(2)-RBRN{iT,1}(e(1),6);

PeakToPeakAmplitudeL_1 = PeakL(1)-LBRN{iT,1}(g(2),6);

PeakToPeakAmplitudeL_2 = PeakL(2)-LBRN{iT,1}(g(2),6);

else

% eigentliche Berechnug

PeakToPeakAmplitudeR_1 = PeakR(1)-RBRN{iT,1}(e(2),6); % Max(1) - Min(2) = b1

PeakToPeakAmplitudeR_2 = PeakR(2)-RBRN{iT,1}(e(2),6); % Max(2) - Min(2) = b2


```

PeakToPeakAmplitudeL_1 = PeakL(1)-LBRN{iT,1}(g(2),6); % dasselbe für links
PeakToPeakAmplitudeL_2 = PeakL(2)-LBRN{iT,1}(g(2),6);

end

Daempfung{(j-1)*2+iT,1} = [folder_name,'_0',num2str(iT)] ; % Versuch (P_XY_XY)

Daempfung{(j-1)*2+iT,2} = 2*log (PeakToPeakAmplitudeR_1/PeakToPeakAmplitudeR_2) ; % logDekrement
Daempfung{(j-1)*2+iT,3} = 2*log (PeakToPeakAmplitudeL_1/PeakToPeakAmplitudeL_2) ;

Daempfung{(j-1)*2+iT,4} = Daempfung{(j-1)*2+iT,2}/sqrt(4*pi^2+Daempfung{(j-1)*2+iT,2}^2) ; % lehrschesDM (lehrsches Daempfungsmasz)
Daempfung{(j-1)*2+iT,5} = Daempfung{(j-1)*2+iT,3}/sqrt(4*pi^2+Daempfung{(j-1)*2+iT,3}^2) ;

if iT == 2

    Daempfung{(j-1)*2+iT,6} = (Daempfung{(j-1)*2+iT,4}+ Daempfung{(j-1)*2+iT-1,4})/2 ; % MW der beiden Versuche rechte Brust
    Daempfung{(j-1)*2+iT,7} = (Daempfung{(j-1)*2+iT,5}+ Daempfung{(j-1)*2+iT-1,5})/2 ; % MW der beiden Versuche linke Brust
end

Daempfung{(j-1)*2+iT,8} = (Daempfung{(j-1)*2+iT,5}+ Daempfung{(j-1)*2+iT,4})/2 ; % MW lehrsches Daempfungsmasz rechte und linke Brust

end

end

Daempfung = [{"Versuch","logDekrement_R","logDekrement_L","lehrschesDM_R","lehrschesDM_L","MW_R","MW_L","MW_lehrschesDM_RL"};Daempfung]; %Füge dem Cell Array Daempfung eine
Überschrift ein; erst anm dieser Stelle, weil sonst die Indizes iP und iT oben nicht passen würden

saveDatDir=uigetdir; % Abfrage, wohin Daempfungsmatrix gespeichert werden soll
xlswrite(fullfile(saveDatDir,'Daempfung.xlsx'),Daempfung); % speichert Matrix Daempfung als .xlsx

% fprintf("\n") ;
% fprintf("#####\n") ;
% fprintf("Reading Highspeed Videos for Breast Tissue Damping finished \n") ;
% fprintf("#####\n") ;
% fprintf("\n") ;
%
% %clear

```