



Westsächsische Hochschule Zwickau
University of Applied Sciences



Entwicklung, Optimierung und vergleichende Testung von integrierten Messeinheiten für Schwingungs-Messungen zur Evaluierung der Osseointegration von Implantaten

Masterarbeit

vorgelegt an der Westsächsischen Hochschule Zwickau

Fachbereich PTI

Studiengang Medizin- und Gesundheitstechnologie

Hochschulbetreuer:	Frau Dr.-Ing. Leonore Heiland
Betrieblicher Betreuer:	Priv.-Doz. Dr. med. Gerlind Schneider
Firma/Institut:	AG Biomateriallabor, Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde, Universitätsklinikum Jena
Bearbeitet von:	Til Stockmann
Matrikelnummer:	42048
Seminargruppe:	191215
Studiengang:	Medizin- und Gesundheitstechnologie
Abgabedatum:	30.03.2021

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	I
Abbildungsverzeichnis	IV
Tabellenverzeichnis	X
Abkürzungsverzeichnis	XI
1. Einleitung.....	1
1.1 Motivation und Ziel der Arbeit	1
1.2 Stand der Technik.....	2
1.2.1 Kommerziell erhältliche Geräte.....	2
1.2.2 Wissenschaftliche Ansätze	3
1.2.2.1 InHuePro	3
1.2.2.2 Ansteuerung mit Frequenzsweep.....	4
1.2.2.3 Schlaghammer mit integrierten Kraftsensor	4
1.2.2.4 Elektromagnetische Anregung	4
1.2.2.5 Tierversuche	5
1.2.3 Vorarbeiten AG Biomateriallabor	5
1.2.4 Zusammenfassung und Bewertung	6
2. Grundlagen.....	8
2.1 Anatomische und physiologische Grundlage des Knochens	8
2.2 Osseointegration und Biokompatibilität	10
2.2.1 Osseointegration	10
2.2.2 Biokompatibilität	11
2.3 Tierversuchsmodelle.....	12
2.4 Schwingung	12
2.4.1 Dämpfung.....	14
2.4.2 Resonanzfrequenz	16
2.5 Aktorik.....	16
2.5.1 Schwingspule	16
2.5.2 Piezoaktor	17
2.5.3 Vibrationsmotor	17
2.6 Sensorik.....	18
2.6.1 Kraft- und Drucksensoren - Dehnungsmessstreifen	18

2.6.2 Sensorik für Schwingungsmessung.....	19
2.6.2.1 Beschleunigungssensor.....	19
2.6.2.2 Laser-Doppler-Vibrometrie.....	19
3. Material und Methoden	21
3.1 Messaufbau	21
3.1.1 Mechanische Komponenten	21
3.1.2 Elektrische Ansteuerung.....	25
3.2 Hard- und Software.....	26
3.2.1 Hardware.....	26
3.2.2 Software.....	28
3.3 Methodischer Ablaufplan.....	28
4. Ergebnisse.....	30
4.1 Messaufbau	30
4.1.1 Implantatgehäuse.....	30
4.1.2 Erweiterung des Messaufbaus	33
4.2 Versuchsreihen.....	33
4.2.1 Frequenz-Sweep	34
4.2.2 Neues Implantatgehäuse mit Piezoaktor	35
4.2.2.1 Verschiedene Einspannkräfte	35
4.2.2.2 Entkopplungsschicht	36
4.2.2.3 Dämpfungsschicht	37
4.2.3 Neues Implantatgehäuse mit Unwuchtmotor-Aktor	38
4.2.3.1 Freischwingendes Gehäuse.....	38
4.2.3.2 Verschiedene Einspannkräfte	38
4.2.3.3 Dämpfungsschicht	39
4.2.4 Laservibrometrie.....	39
4.2.4.1 Vergleich der Resonanzfrequenzen mit Beschleunigungssensor	39
4.2.4.2 Vergleich der Auslenkung mit der Simulation	40
4.3 Implementierung einer Auswertungssoftware in Matlab	42
5. Diskussion und Ausblick	46
5.1 Implantatgehäuse	46
5.2 Vergleich Piezoaktor mit anderen Aktorsystemen	46

5.3 Vergleich Piezoaktor und Unwuchtmotor	47
5.4 Beschleunigungssensor	48
5.5 Diskussion der Funktionalität des Messaufbaus Kochen-Weichgewebe-Implantat..	49
5.6 Vergleich mit anderen Auswertverfahren der AG Biomateriallabor	49
5.7 Ausblick	51
6. Zusammenfassung	53
7. Literaturverzeichnis	54
Anhang	a
Anhang A: Messkurven verschiedener Einspannkräften mit Piezoaktor	a
Anhang B: Messkurven der Entkopplungsschichten mit Piezoaktor	d
Anhang C: Messkurven der Dämpfungsschichten mit angekoppelten Materialblöcken und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit Piezoaktor	g
Anhang D: Messkurven verschiedener Einspannkräften mit Unwuchtmotor.....	m
Anhang E: Messkurven der Dämpfungsschichten mit angekoppelten Materialblöcken und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit Unwuchtmotor	p
Anhang F: Skript der Matlab-Auswertungssoftware	w
Danksagung	z
Eidesstaatliche Erklärung	aa

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Links: SmartPeg, das in das Dentalimplantat eingeschraubt wird. Mitte: Beacon, mobiles Gerät zur Anregung des SmartPegs und zur Messung des Implantatstabilitätsquotienten (ISQ). Rechts: Osstell IDx, Anregung des SmartPegs und zur Messung des ISQ. [5]	2
Abb. 2: Gerät zur Messung der Stabilität des Zahns bzw. des Implantats. Es regt den Zahn bzw. das Implantat an, misst die Kontaktzeit und gibt einen Wert (-8 bis 50) an. [7]	3
Abb. 3: Aufbau des Implantats (Prothesenkopf) im Projekt InHuePro [11].....	4
Abb. 4: Darstellung der akustischen Sensorsysteme nach Ewald: Links – mechanoakustisches System, Rechts – piezo-akustisches System [16].....	5
Abb. 5: Links: Messaufbau ENAS Frauenhofer [19], Rechts: Messaufbau Biomateriallabor [20]	6
Abb. 6: Links: Aufbau eines Röhrenknochens, Rechts: allgemeiner Aufbau eines Knochens [24]	8
Abb. 7: Aufbau des menschlichen Knochens [26]	9
Abb. 8: Darstellung der Stabilität eines Implantats über die Einheilungszeit [32].....	11
Abb. 9: Darstellung einer gedämpften (links) und einer angefachten (rechts) Schwingung [38]	13
Abb. 10: Darstellung einer sinus- (rot) und cosinusförmigen (blau) Schwingung [38]	14
Abb. 11: Darstellung verschiedener gedämpfter Systeme: A - gering gedämpft, B - aperiodisch gedämpft, C - überkritisch gedämpft [40]	16
Abb. 12: Darstellung einer Schwingspule [44].....	17
Abb. 13: Darstellung des piezoelektrischen Effekts [42].....	17
Abb. 14: Links: allgemeiner Aufbau eines DMS-Sensors, Mitte: Aufbau einer Halbbrückenschaltung, Rechts: Aufbau einer Vollbrückenschaltung [48]	19
Abb. 15: Links: Darstellung der seismische Beschleunigungssensorprinzip [49], Rechts: Darstellung des kapazitiven Beschleunigungssensorprinzips [50].....	19
Abb. 16: Laservibrometer VibroGo-200 im Labor der AG Biomateriallabor	20
Abb. 17: Messaufbau: Moosgummi-Block (1), 2 cm dicke Gummischicht (2), Alu-Konstruktionsprofil (3), mechanische Komponenten (4).....	22

Abb. 18: Seitenansicht des Alu-Konstruktionsprofil	23
Abb. 19: Links: vorliegende Implantatgehäuse, Rechts: neu entwickeltes Implantatgehäuse	24
Abb. 20: Darstellung der in Ansys simulierten Eigenfrequenzen der konstruierten Gehäusemodellen im Vergleich zum Vorgänger	32
Abb. 21: Darstellung des Modell 3 mit eingebauten Unwuchtmotor.....	33
Abb. 22: Messaufbau Frequenz-Sweep mit neuem Implantat	34
Abb. 23: Darstellung der Frequenz-Sweeps: links altes Gehäuse, rechts neues Gehäuse ..	34
Abb. 24: Links: Messaufbau für die Messung der verschiedenen Einspannkkräfte, Rechts: Messkurve mit angekoppelten Stahlblöcken und einer Einspannkraft von 20 N.....	36
Abb. 25: Links: Messaufbau zur Messung von Dämpfungsschichten, Rechts: Messkurve zu Stahl mit Abdruckmasse als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N.....	37
Abb. 26: Darstellung der Messkurve des Unwuchtmotors (türkis) und des Beschleunigungssensors (grün bzw. dunkelblau) im freischwingenden Implantatgehäuse ..	38
Abb. 27: Darstellung der Resonanzfrequenzen und der Auslenkung der Seitenwand, an die der Beschleunigungssensor aufgeklebt ist	40
Abb. 28: Darstellung der Frequenz und Auslenkung der Seitenfläche mit Gewindebohrung	41
Abb. 29: Darstellung der Resonanzfrequenzen und Auslenkung der Unterseite	41
Abb. 30: Darstellung der Resonanzfrequenzen und der Auslenkung der Seitenansicht des Gehäuses	42
Abb. 31: Messkurve mit angekoppelten Stahlblöcken und einer Einspannkraft von 0 N.....	a
Abbildung 32: Messkurve mit angekoppelten Stahlblöcken und einer Einspannkraft von 10 N	a
Abb. 33: Messkurve mit angekoppelten Kunstknochen und einer Einspannkraft von 0 N.....	b
Abb. 34: Messkurve mit angekoppelten Kunstknochen und einer Einspannkraft von 10 N.....	b
Abb. 35: Messkurve mit angekoppelten Kunstknochen und einer Einspannkraft von 20 N.....	b
Abbildung 36: Messkurve mit angekoppelten Kunstholz und einer Einspannkraft von 0 N	c
Abb. 37: Messkurve mit angekoppelten Kunstholz und einer Einspannkraft von 10 N.....	c

Abb. 38: Messkurve mit angekoppelten Kunstholz und einer Einspannkraft von 20 N.....	c
Abb. 39: Messkurve mit angekoppelten Stahlblöcken und Abdruckmasse als Entkopplungsschicht bei 20 N.....	d
Abb. 40: Messkurve mit angekoppelten Stahlblöcken und EVAC-Schaum als Entkopplungsschicht bei 20 N.....	d
Abb. 41: Messkurve mit angekoppelten Stahlblöcken und Saugkompresse als Entkopplungsschicht bei 20 N.....	d
Abb. 42: Messkurve mit angekoppelten Stahlblöcken und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht bei 20 N.....	e
Abb. 43: Messkurve mit angekoppelten Stahlblöcken und Fahrradschlauch als Entkopplungsschicht bei 20 N.....	e
Abb. 44: Messkurve mit angekoppelten Stahlblöcken und Neck-Holder als Entkopplungsschicht bei 20 N.....	e
Abb. 45: Messkurve mit angekoppelten Stahlblöcken und PE-Schaum als Entkopplungsschicht bei 20 N.....	f
Abb. 46: Messkurve zu Stahl mit EVAC-Schaum als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N	g
Abb. 47: Messkurve zu Stahl mit Saugkompresse als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N	g
Abb. 48: Messkurve zu Stahl mit Fahrradschlauch als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N	h
Abb. 49: Messkurve zu Stahl mit Neck-Holder als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N	h
Abb 50: Messkurve zu Stahl mit PE-Schaum als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N	h
Abb. 51: Messkurve zu Kunstholz mit Abdruckmasse als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N.....	i
Abb. 52: Messkurve zu Kunstholz mit EVAC-Schuam als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N.....	i
Abb. 53: Messkurve zu Kunstholz mit Saugkompresse als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N.....	i

Abb. 54: Messkurve zu Kunstholz mit Fahrradschlauch als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N	j
Abb. 55: Messkurve zu Kunstholz mit Neck-Holder als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N	j
Abb. 56: Messkurve zu Kunstholz mit PE-Schaum als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N	j
Abb. 57: Messkurve zu Kunstknochen mit Abdruckmasse als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N	k
Abb. 58: Messkurve zu Kunstknochen mit EVAC-Schaum als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N	k
Abb. 59: Messkurve zu Kunstknochen mit Saugkompresse als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N	k
Abb. 60: Messkurve zu Kunstknochen mit Fahrradschlauch als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N	l
Abb. 61: Messkurve zu Kunstknochen mit Neck-Holder als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N	l
Abb. 62: Messkurve zu Kunstknochen mit PE-Schaum als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N	l
Abb. 63: Messkurve mit angekoppelten Stahlblöcken und einer Einspannkraft von 0 N	m
Abb. 64: Messkurve mit angekoppelten Stahlblöcken und einer Einspannkraft von 10 N	m
Abb. 65: Messkurve mit angekoppelten Stahlblöcken und einer Einspannkraft von 20 N	m
Abb. 66: Messkurve mit angekoppelten Kunstholz und einer Einspannkraft von 0 N	n
Abb. 67: Messkurve mit angekoppelten Kunstholz und einer Einspannkraft von 10 N	n
Abbildung 68: Messkurve mit angekoppelten Kunstholz und einer Einspannkraft von 20 N ...	n
Abb. 69: Messkurve mit angekoppelten Kunstknochen und einer Einspannkraft von 0 N	o
Abb. 70: Messkurve mit angekoppelten Kunstknochen und einer Einspannkraft von 10 N	o
Abb. 71: Messkurve mit angekoppelten Kunstknochen und einer Einspannkraft von 20 N	o
Abb. 72: Messkurve zu Stahlblöcken mit Abdruckmasse als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N	p

Abb. 73: Messkurve zu Stahlblöcken mit EVAC-Schaum als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N	p
Abb. 74: Messkurve zu Stahlblöcken mit Saugkompresse als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N	q
Abb. 75: Messkurve zu Stahlblöcken mit Fahrradschlauch als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N	q
Abb. 76: Messkurve zu Stahlblöcken mit Neck-Holder als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N	q
Abb. 77: Messkurve zu Stahlblöcken mit PE-Schaum als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N	r
Abb. 78: Messkurve zu Kunstholz mit Abdruckmasse als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N	r
Abb. 79: Messkurve zu Kunstholz mit EVAC-Schaum als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N	r
Abb. 80: Messkurve zu Kunstholz mit Saugkompresse als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N	s
Abbildung 81: Messkurve zu Kunstholz mit Fahrradschlauch als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N	s
Abb. 82: Messkurve zu Kunstholz mit Neck-Holder als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N	s
Abb. 83: Messkurve zu Kunstholz mit PE-Schaum als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N	t
Abb. 84: Messkurve zu Kunstknochen mit Abdruckmasse als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N	t
Abb. 85: Messkurve zu Kunstknochen mit EVAC-Schaum als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N	t
Abb. 86: Messkurve zu Kunstknochen mit Saugkompresse als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N	u
Abb. 87: Messkurve zu Kunstknochen mit Fahrradschlauch als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N	u

Abb. 88: Messkurve zu Kunstknochen mit Neck-Holder als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N u

Abb. 89: Messkurve zu Kunstknochen mit PE-Schaum als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N v

Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Auflistung der physikalischen Wirkprinzipien von Sensoren und dazugehörige Beispiele [46]	18
Tab. 2: Beschreibung der mechanischen Komponenten	21
Tab. 3: Auflistung der verschiedenen Materialien.....	25
Tab. 4: Auflistung der elektrischen Ansteuerung der mechanischen Komponenten	25
Tab. 5: Systemeigenschaften der verwendeten Computer	28
Tab. 6: Auflistung bestimmter Eigenschaften der konstruierten Gehäusemodellen im Vergleich mit dem Vorgänger	31
Tab. 7: Auflistung der wichtigsten Peaks des alten und neues Gehäuses.....	35
Tab. 8: Auflistung der Spitze-Spitze-Spannung bei unterschiedlichen Einspannkraften für angekoppelte Stahl-, Kunstholz- und Kunstknochenblöcke	36
Tab. 9: Spitze-Spitze-Spannung verschiedener Entkopplungsmaterialien.....	37
Tab. 10: Darstellung der Spitze-Spitze-Spannungen für verschiedene Dämpfungsschichten und Materialblöcken.....	37
Tab. 11: Auflistung der Ergebnisse der Ankopplung verschiedener Materialien unter verschiedenen Einspannkraften in die Messstrecke.....	39
Tab. 12: Messergebnisse des Gehäuses mit unterschiedlich angekoppelter Dämpfungsschicht und Materialblöcken.....	39
Tab. 13: Vergleich des Piezokristalls und des Unwuchtmotors als Aktorsystem.....	47
Tabelle 14: Vergleich der drei quantitativen Auswerteverfahren der AG Biomateriallabor für die Osseointegration von Implantaten mit der Schwingungsanalyse [64].....	50

Abkürzungsverzeichnis

μ CT-Scan	-	Mikrocomputertomographie-Scan
AG	-	Arbeitsgruppe
BAHA	-	bone-anchored-hearing-aid
BIC	-	Bone-Implant-Contact
BID	-	Bone-Implant-Distance
CCD-Zeile	-	charge-coupled device-Zeile
DMS	-	Dehnungsmessstreifen
ENAS	-	Institut für Elektronische Nanosysteme
EZM	-	Extrazelluläre Matrix
FFT	-	Fast-Fourier-Transformation
FSR	-	force sensing resistor
HNO	-	Hals-Nasen-Ohren
ISQ	-	Implantatstabilitätsquotient
NZW-Rabbits	-	New Zealand-Rabbits
png	-	Portable Network Graphics
SPAHA	-	subcutaneous-piezoelectrically-actuated-hearing-aid
UKJ	-	Universitätsklinikum Jena
A	-	Amplitude
a	-	Beschleunigung
F	-	Kraft
k,b	-	Dämpfungskonstante
m	-	Masse
v	-	Geschwindigkeit
V_{pp}	-	Spitze-Spitze-Spannung
x	-	Weg

1. Einleitung

1.1 Motivation und Ziel der Arbeit

In der Arbeitsgruppe Biomateriallabor der HNO-Klinik des Universitätsklinikums Jena werden Biomaterialien für den Einsatz im Schädel-, Gesichts- und Halsbereich entwickelt und getestet.

Neben Zellkulturtests erfolgt die Prüfung auf Biokompatibilität im Tierversuch. Üblicherweise werden die Tiere nach dem jeweiligen Versuchszeitraum euthanasiert und die Präparate bildgebend (μ CT) und histologisch untersucht. [1]

Entscheidender Nachteil dieser Vorgehensweise ist, dass die Analysen nicht beim lebenden Tier durchgeführt werden können. Die Osseointegration der Implantate kann nicht kontinuierlich überprüft werden, sondern wird jeweils nur nach einer bestimmten Verweilzeit im Tier beurteilt. Um verschiedene Verweildauern abzudecken, muss eine größere Zahl an Versuchstieren verwendet werden.

Es wird daher angestrebt, die Osseointegration von Implantaten in Tiermodellen kontinuierlich und *in vivo* beurteilen zu können. Eine mögliche Vorgehensweise für die Verlaufskontrolle der Osseointegration ist die Schwingungsanalyse. Durch die Messung und Analyse der Schwingungen, z.B. mittels Beschleunigungssensor, eines vibrierenden Implantats können im Prinzip *in vivo* zu jeder Zeit Informationen zur Osseointegration gewonnen werden.

Mit Hilfe der Vibrationsanalyse und die dadurch kontinuierliche Beurteilung der Osseointegration versucht man, dass weniger Tiere in den Versuchen verwendet werden müssen.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, eine Messstrecke mit dem Modell eines Implantats mit integriertem Schwingungs-Aktor und Beschleunigungssensor zu erweitern und einen Auswertungsmodus zu entwickeln. Dabei soll das Implantatmodell mittels FE-Analysen hinsichtlich Form und Gewicht angepasst werden. Darüber hinaus sollen verschiedene Aktorsysteme, wie Piezoaktor und Unwuchtmotor, vergleichend untersucht werden, sowie Auswertungsalgorithmen für die Analyse der gemessenen Resonanzfrequenzen definiert und in Matlab implementiert werden.

1.2 Stand der Technik

Die Analyse der Osseointegration, der Implantat-Knochen-Stabilität und der Prothesenlockerung mit Hilfe der Schwingungsanalyse findet bereits Anwendung in der Zahnmedizin. Es gibt mehrere Verfahren zur Messung der Osseointegration von Dentalprothesen bzw. Zahnimplantaten im Kieferknochen, die aufgrund ihrer anatomischen Lage leicht zugänglich und umsetzbar sind. Das Ergebnis wird in Form eines parametrisierten Wertes direkt ermittelt und kann sowohl für die Diagnose als auch zur Therapie genutzt werden.

1.2.1 Kommerziell erhältliche Geräte

Das Unternehmen Osstell AB (Göteborg, Schweden) ist ein Hersteller für Geräte und Zubehör für die Messung der Stabilität von Dentalimplantaten, der ein nicht invasives, elektromagnetisches Messverfahren entwickelt hat, um die Implantatstabilität und Osseointegration von Zahnimplantaten festzustellen. Dazu wird ein Metallstift (*SmartPeg*, Abb. 1) in das Gewinde des Implantats geschraubt. [2] Im Kopf des *SmartPeg* befindet sich ein Magnet, der durch einen magnetischen Impuls von einer mobilen Sonde (*Beacon* oder *Osstell IDx*, Abb. 1) zum Schwingen gebracht wird. Die Resonanzfrequenz wird danach aus der Schwingungsfrequenz des *SmartPegs* berechnet und als Implantatstabilitätsquotient (ISQ, 1 (sehr schlecht) bis 100 (sehr gut)) angezeigt. [3], [4], [5]



Abb. 1: Links: *SmartPeg*, das in das Dentalimplantat eingeschraubt wird. Mitte: *Beacon*, mobiles Gerät zur Anregung des *SmartPegs* und zur Messung des Implantatstabilitätsquotienten (ISQ). Rechts: *Osstell IDx*, Anregung des *SmartPegs* und zur Messung des ISQ. [5]

Ein anderes Verfahren zur Bestimmung der Implantat-Knochen-Stabilität im Dentalbereich ist der *Periotest* (Abb. 2) von der Medizintechnik Gulden e.K. (Modautal, Deutschland), mit dem ebenfalls die Beurteilung der Osseointegration von Zahnimplantaten sowie eine Verlaufskontrolle der Einheilung möglich ist. Das Ergebnis für die Messung der Implantatstabilität wird dabei von -8 bis 50 (je kleiner der Wert, desto besser die Osseointegration) angegeben. [6]



Abb. 2: Gerät zur Messung der Stabilität des Zahns bzw. des Implantats. Es regt den Zahn bzw. das Implantat an, misst die Kontaktzeit und gibt einen Wert (-8 bis 50) an. [7]

Die Funktionsweise des Verfahrens beruht auf dem elektromechanischen Prinzip. Ein Stößel mit drucksensitivem Kopf klopft das Messobjekt/Implantat ab, wobei die Kontaktzeit gemessen wird. Je höher die Kontaktzeit, desto größer der Wert, der beim Periotest ermittelt wird (-8 bis 50), und umso lockerer ist der Zahn oder das Implantat. [6], [7]

1.2.2 Wissenschaftliche Ansätze

Die Entwicklung der Schwingungsanalyse zur Beurteilung der Osseointegration in der Endoprothetik ist im Gegensatz zur Dentalprothetik noch nicht weit entwickelt. Momentan ist kein Gerät dazu kommerziell erhältlich, es befinden sich lediglich einige Ansätze in der präklinischen Forschung.

1.2.2.1 InHuePro

Ein Ansatz für die Entwicklung ein solches Systems für die Endoprothetik ist z.B. das Forschungsprojekt InHuePro (Abb. 3), welches das Einwachsverhalten und die eventuelle Lockerung von Hüftprothesen messen und analysieren soll. Dazu wird ein schwingungsfähiges Mikrosystem in die keramische Prothesenkugel eingebaut, das die Osseointegration zwischen Kugel und Knochen im gesamten Zeitraum überprüfen soll. Die Energie- und Datenübertragung des Mikrosystems erfolgt dabei drahtlos, basierend auf einem Mikrosystem, das aus einer Anwenderspezifischen integrierter Schaltung (ASIC), Beschleunigungssensoren (3-achsig) und einer Antenne besteht. Durch die 3-achsigen Beschleunigungssensoren werden die drei Orientierungsachsen zeitversetzt analysiert. Daneben werden Lage der Prothese zum Erdschwerefeld, die Bewegungsabläufe des Patienten und die elektrische Bewertung der Qualität der Übertragungsstrecke gemessen. [8], [9], [10]

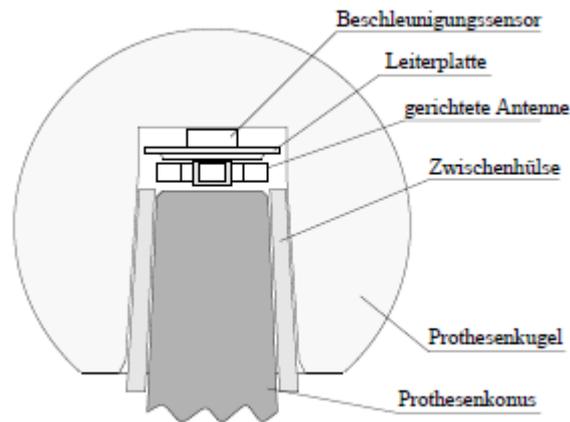


Abb. 3: Aufbau des Implantats (Prothesenkopf) im Projekt InHuePro [11]

1.2.2.2 Ansteuerung mit Frequenzsweep

Die Gruppe um Arami [12] untersuchte in einer Machbarkeitsstudie ein System mit einer nicht verschraubten Antriebsspitze, die mit der Haut in einem festen Kontakt steht. Angesteuert wird die Spitze durch einen Betriebsleistungsverstärker und einen Signalgenerator, der eine Sinuswelle von 30 Hz bis 3 kHz erzeugt. Zudem wurde eine Apparatur entwickelt die drei Freiheitsgrade (x-, y-, z-Richtung) und zwei Rotationsfreiheitsgrade (x- und y-Richtung) besaß. Zur Messung der Resonanzfrequenz wurde ein Sensorwürfel mit zwei zweiachsigen Beschleunigungsmessern gebaut, der auf ein implantiertes Tibiaimplantat geklebt wurde. Um eine konstante Kontaktkraft zwischen Antriebsspitze und Haut zu gewährleisten, wurde ein Kraftsensor in die Spitze integriert. Alle Sensoren wurden mit einer Datenerfassungskarte verbunden, die eine Datenabtastrate von 8 kHz hatte.

1.2.2.3 Schlaghammer mit integrierten Kraftsensor

Eine weitere Art der Anregung eines schwingfähigen Systems ist über einen Schlaghammer. So stellt die Gruppe um Goossens [13] in ihrer Studie einen modalen Schlaghammer mit eingebauten Kraftsensor vor. Dieser wurde bei den Untersuchungen an ein zusammengesetztes Schlüsselbein (Modell Nr. 3408-1, Sawbones, Vashon Island, WA, USA) angebracht. Die Anregung erfolgte an sechs verschiedenen Stellen. Ein Mikrofon misste die Resonanzfrequenz des Systems und ein Spektralanalysator analysierte das Eingangs- und Ausgangssignal. Eine weitere Arbeitsgruppe um Leuridan [14] befasste sich auch mit der Anregung mit einem Schlaghammer. Diese nutzten Beschleunigungssensoren zur Erfassung der Resonanzfrequenz, die mit Bienenwachs in drei orthogonalen Richtungen angebracht wurden.

1.2.2.4 Elektromagnetische Anregung

Weitere Ansätze sind z.B. zu finden bei Clasbrummel et al. [15], die ein implantierbares System mit Beschleunigungssensoren und Telemetrieinheit für Prothesen entwickelten, sowie bei Ewald et al. [16], die 2011 ein neuartiges akustisches Sensorsystem für die in-vivo-Diagnose der Lockerung von Hüftendoprothesen auf Basis eines mechano-akustischen Systems und eines piezo-akustischen Systems vorstellten (Abb. 4). Eine weitere Gruppe um Hayashi [17] befasste sich ebenfalls mit der Entwicklung eines berührungslosen elektromagnetischen

Systems zur Anregung eines schwingfähigen Systems. Das entwickelte System bestand aus drei Komponenten: Vibrator, Detektor und Analysator. Der Vibrator bestand aus einem Scheibenmagnet und einer elektromagnetischen Vorrichtung. Die elektromagnetische Vorrichtung bestand aus einem Ferritstab mit konischer Spitze, der 720-mal mit einem Emaildraht umwickelt wurde. Die Resonanzfrequenzen wurden mit einem FFT-Analysator berechnet und analysiert.

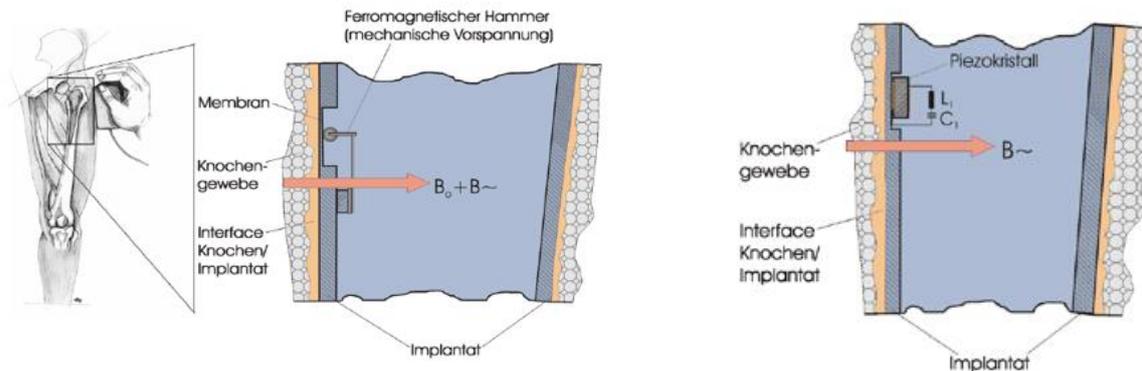


Abb. 4: Darstellung der akustischen Sensorsysteme nach Ewald: Links – mechano-akustisches System, Rechts – piezo-akustisches System [16]

1.2.2.5 Tierversuche

In der Arbeit von Ruther et al. [18] wird ein Ansatz für die Schwingungsanalyse in Tieren dargestellt. Es wurde eine Magnetkugel in den Hohlzylinder des Implantats eingesetzt. Die Magnetkugel wurde extern über ein Magnetfeld angeregt und so zur Kollision mit dem Implantat gebracht. Die dabei entstandenen Schwingungen wurden mit einem piezoelektrischen Sensor gemessen und in einem Datenverarbeitungsprogramm ausgewertet. Das Verfahren wurde von der Forschungsgruppe an 20 NWZ-Rabbits getestet, indem passgenaue Titanimplantate in deren lateralen Femurepikondylus eingesetzt wurden.

1.2.3 Vorarbeiten AG Biomateriallabor

In einer Kooperation zwischen der AG Biomateriallabor (HNO, UKJ) und dem Fraunhofer ENAS (Chemnitz) wurde als Voruntersuchung der vorliegenden Arbeit eine Vorrichtung für Schwingungsmessungen realisiert. Im Messaufbau wurde ein Titankörper mit einem Piezoaktor in Schwingung gebracht und die Resonanzfrequenz mit einem Beschleunigungssensor gemessen. Sowohl der Piezoaktor als auch der Beschleunigungssensor wurden mit Bienenwachs am Implantatkörper befestigt (Abb. 5). Danach wurde der Titankörper mit Piezoaktor und Beschleunigungssensor in Kunstholz gesetzt. In dieser Anordnung wurden unterschiedliche Zustände der Osseointegration (locker, mittelfest und fest) getestet und mit einem Frequenz-Sweep von 10-200 kHz angeregt. Die aufgenommenen Sweeps zeigten für jeden Sitz eine Charakteristik, so dass zwischen diesen Lockerungszuständen unterschieden werden konnte. In Versuch 2, der ein locker sitzendes Implantat simulieren sollte, wurden drei Resonanzstellen gemessen: bei 73 kHz, 115 kHz und 150-158 kHz. Dagegen wurde in Versuch 3

der gleiche Kunstholzquader mit Bienenwachs beschichtet (Simulation eines mittelfest sitzenden Implantats) und es wurde eine deutliche Änderung des Resonanzbereichs ermittelt. Aufgrund des Bienenwachses stieg die Dämpfung und die Resonanzbereiche wurden schmaler und es wurden folgende Werte gemessen: 85 kHz, 115 kHz und 155 kHz. In Versuch 4 wurde ein anderer Kunstholzblock verwendet, der eine passgenaue Aussparung hatte, indem das Implantat mit einem Hammer hineingeschlagen wurde (Simulation eines festsitzenden Implantats). Hier wurden die Frequenzbereiche im Vergleich zu Versuch 3 noch schmaler und die Dämpfung noch größer. Die Dämpfung war so stark, dass keine Resonanz unter 100 kHz auftrat. Es gab zwei Resonanzfrequenzen, bei 144 kHz und 156 kHz. [19] Auf den Erkenntnissen dieses Messaufbaus aufbauend, wurde in der AG Biomateriallabor eine Messstrecke für Schwingungsmessungen zur Evaluierung der Osseointegration entwickelt (Abb. 5). In der Messstrecke wird eine improvisiertes Implantatgehäuse aus einer Titanlegierung linear eingespannt. Die Spannung, mit dem das Gehäuse eingespannt wird, wird mit Hilfe eines in der Messstrecke integrierten Kraftsensors gemessen. Das Gehäuse wird mit Hilfe einer von einem Piezoaktor bewegten seismischen Masse in Schwingung gebracht. Diese Schwingung wird mit einem Beschleunigungssensor gemessen. Für die Realisierung der verschiedenen Osseointegrationszustände können verschiedene Materialblöcke seitlich an das Gehäuse angebracht und mit eingespannt werden. Doch konnten kaum Unterschiede in den Spannungen zwischen freischwingendem Gehäuse und Gehäuse mit angekoppeltem Material festgestellt werden, da das Gehäuse mit eingebauten Komponenten zu schwer war. Nur mit angekoppelten Stahlblöcken konnte ein leichter Unterschied im Gegensatz zum freischwingenden Implantatgehäuse gemessen werden. [20]

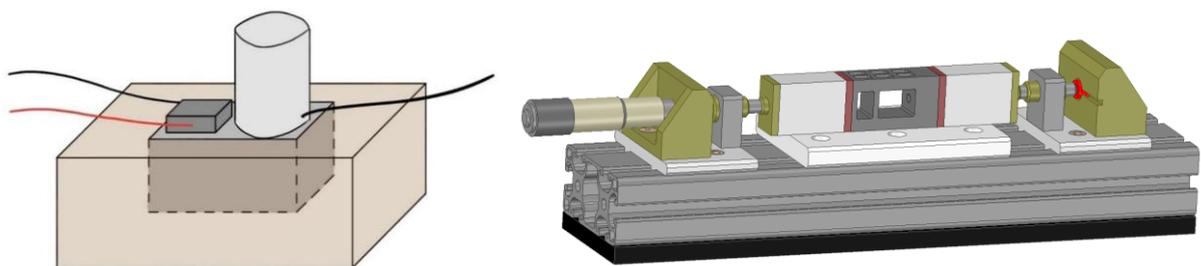


Abb. 5: Links: Messaufbau ENAS Fraunhofer [19], Rechts: Messaufbau Biomateriallabor [20]

1.2.4 Zusammenfassung und Bewertung

Alle beschriebenen Ansätze für die Bestimmung der Osseointegration in der Endoprothetik liefern Ergebnisse, mit denen eine Unterscheidung der Lockerungszustände in Knochengewebe im Prinzip möglich ist. Jedoch konnte im Gegensatz zur Dentalprothetik noch kein zuverlässiger parametrisierter Ergebniswert entwickelt werden, der eine klare Aussage über die Osseointegration der Endoprothese im Inneren des Körpers ermöglichen kann. Aufgrund der anatomischen Lage und der zusätzlichen Komplexität in Anregung und Auswertung gestaltet sich die Entwicklung eines solchen Ergebniswertes in der Endoprothetik schwierig.

Zudem könnten alle oben genannten Methoden bzw. Ansätze für die Analyse der Osseointegration beim Menschen in der Dentalmedizin bzw. Endoprothetik auch in Tierversuchen verwendet werden. Es bestehen aber höhere Anforderungen an die Miniaturisierung der Systeme, da in Tierversuchen meist Mäuse, Ratten oder Kaninchen verwendet werden. Diese haben wesentlich kleinere und feinere Knochen.

Die Ansätze der Arbeitsgruppen von Goossens [13] und Leuridan [14] sind einfache und gute Ansätze für die präklinische Forschung mit Tiermodellen, da im Implantat selbst kein Aktor sein muss, sondern ein Sensorsystem mit Telemetrieinheit. Jedoch besteht das Problem, wie bereits oben beschrieben, dass die Telemetrieinheit miniaturisiert werden müsste bei Kleintiermodellen (Ratte, Maus, Kaninchen).

Die Schwingungsanalyse mit der Methode nach Ruther [18] ist ebenfalls ein guter Ansatz und lässt sich leicht miniaturisieren. Jedoch besteht das Problem, dass das Sensorsystem entweder bei jeder Untersuchung zusätzlich angebracht werden muss (in Form einer Schraube mit Beschleunigungssensoren) oder an mit in das Implantat und einer Telemetrieinheit eingesetzt werden muss. Die zusätzliche Anbringung wäre eine zusätzliche Belastung für das Tier.

Zusammenfassend ergibt sich, dass ein Aktor, ein Sensorsystem und eine Telemetrieinheit in das Implantat integriert werden muss, da sonst das Tier bei jeder Untersuchung operiert werden müsste.

2. Grundlagen

2.1 Anatomische und physiologische Grundlage des Knochens

Der Knochen, lat. os, ist ein Organ, das aus mehreren Gewebearten, wie Knochengewebe (Verband aus Knochenzellen und Zwischenzellsubstanz), Fett, blutbildendes Gewebe, Knorpel, glatte Muskulatur, straffes und elastisches Bindegewebe, besteht. [21] Es hat die Funktionen als Stützapparat, Schutz für Nerven und innere Organe, Kalziumreservoir, Blutbildung und Freisetzung von Wachstumsfaktoren und Zytokinen. [22] Als gesamtes System ist der Knochen ein robustes und stabiles Organ gegenüber Zug-, Druck, Biegung- und Drehungskräften. Zudem kann er sich den funktionellen Bedürfnissen durch Umbauprozesse anpassen. [23], [24]

Grundlegend können Knochen in unterschiedlicher Weise eingeteilt werden. Geht man von der Größe und der Form aus, unterscheidet man in lange (*ossa longa*), kurze (*ossa brevia*) und platte (*ossa plana*) Knochen. Lange Knochen sind vor allem in den oberen und unteren Extremitäten zu finden und bestehen aus verschiedenen Abschnitten (Abb. 6) [23]. Einer dieser Abschnitte ist die Epiphyse, die das proximale und distale Gelenkende des Knochens bildet. Die Metaphyse ist der Abschnitt der langen Knochen, die die Epiphyse mit der Diaphyse verbindet und wo sich Knorpelzellen in Osteoblasten umwandeln. Der Knochenschaft, auch Diaphyse genannt, besteht aus der *Kompakta* und der Markhöhle. Als Apophyse werden Knochenvorsprünge bezeichnet, an denen Sehnen und Bänder inserieren. [24], [25]

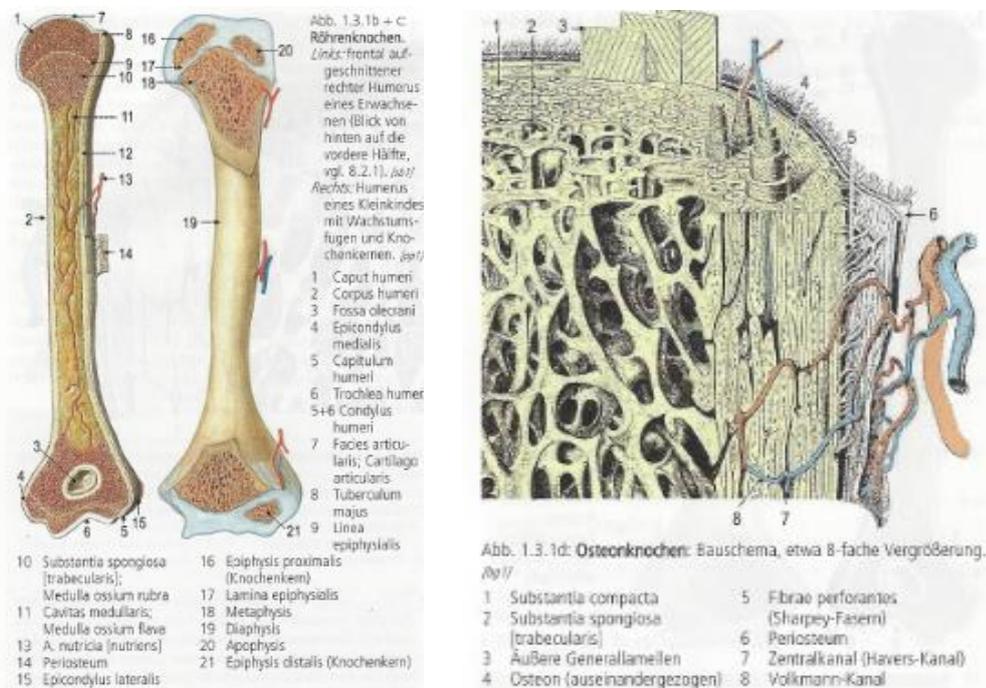


Abb. 6: Links: Aufbau eines Röhrenknochens, Rechts: allgemeiner Aufbau eines Knochens [24]

Alle Knochen bestehen aus der *Kortikalis* (kompakte Schicht), der *Spongiosa* im Inneren (schwammartiges System aus Knochenbälkchen) und der extrazellulären Matrix (EZM) (Abb. 7). Die extrazelluläre Matrix besteht aus organischen (35 %) und anorganischen Teilen (65 %)

und Wasser (10-15 %). [25] Das Bindegewebe ist die äußere (*Periost*) und innere (*Endost*) Knochenhaut, die den gesamten Knochen, bis auf Gelenkflächen, umhüllt. Im *Periost* befinden sich die Blutgefäße und Nervenzellen, die zur Versorgung des Knochens essenziell sind. Ein weiterer wichtiger Bestandteil des Knochens ist das Knochenmark, das in Markräumen zwischen der EZM liegt. Es gibt zwei Arten von Knochenmark, das Rote (blutbildendes Mark) und das Gelbe (fettspeicherndes Mark). [23], [24]

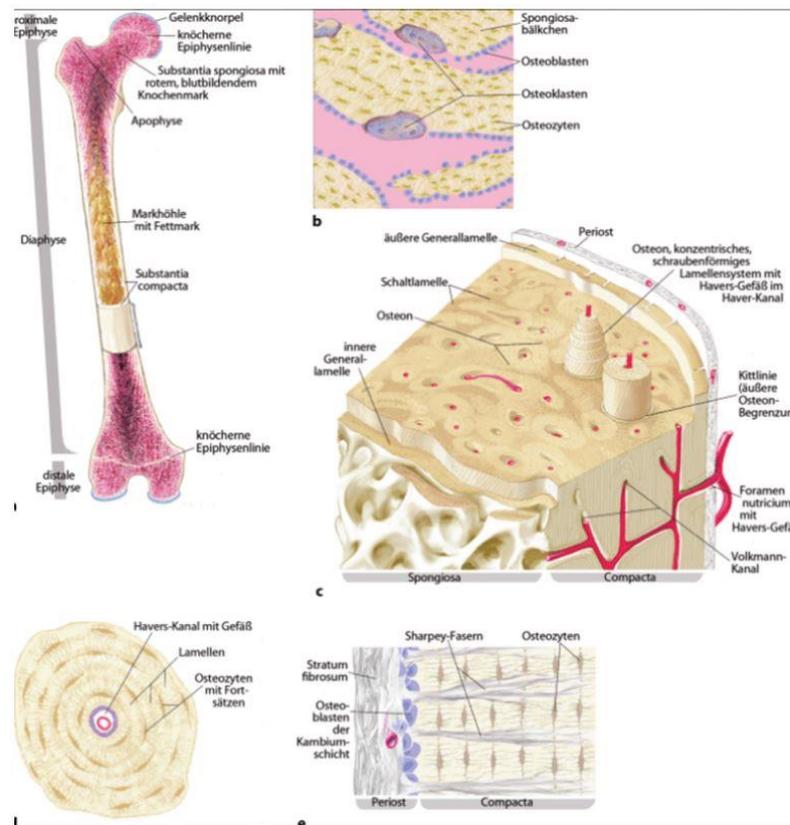


Abb. 7: Aufbau des menschlichen Knochens [26]

Wie bereits oben beschrieben, kann sich der Knochen den funktionellen Bedürfnissen durch Umbauprozesse anpassen. Dieser Prozess wird auch Ossifikation genannt und kann unterschieden werden in desmale (Ossifikation aus bindegewebsartigen Vorläufergewebe) und chondrale (Ossifikation aus hyalinem Knorpel). Die Knochenmodellierung wird in der Medizin in sechs Schritte unterteilt:

- | | | |
|--------------------------|---|--|
| 1. Ruhephase | → | Knochen wird nicht modelliert |
| 2. Aktivierungsphase | → | erste Anzeichen für Abbau des Knochens |
| 3. Resorptionsphase | → | Abbau der Knochenmatrix |
| 4. Umkehrphase | → | Übergang von Abbau zu Aufbau der Knochenmatrix |
| 5. Knochenbildungsphase | → | Knochenbildung durch Osteoblasten |
| 6. Mineralisierungsphase | → | Mineralisation der Knochenmatrix |

Für die Durchführung der Ossifikation sind drei Zellentypen im Knochen verantwortlich: die Osteoblasten, Osteozyten und Osteoklasten. Osteoblasten sind mononukleare Zellen und sind

für die Knochenbildung verantwortlich. Für die Bildung des Knochens verbinden sich mehrere Osteoblasten zu einem Verbund, der Osteoid genannt wird. Die Osteoklasten dagegen sind verantwortlich für den Abbau der Knochenmatrix und sind polyploid (mehrkernig). Sie sitzen an der Oberfläche des Knochens und bauen ihn mit Hilfe von Vesikeln mit sauren pH-Wert ab. Während des Abbaus entstehen Höhlen, die Howship-Lakunen genannt werden. [22], [25]

2.2 Osseointegration und Biokompatibilität

2.2.1 Osseointegration

Die Osseointegration ist ein zeitabhängiger Heilungsprozess, der das Ziel hat, eine klinisch asymptomatische starre Fixierung alloplastischer Materialien im Knochen bei funktionellen Belastungen zu erreichen und aufrechtzuerhalten. In den 1970er forschte Brånemark an der Implementierung von Implantaten und prägte das Konzept der Osseointegration. [27] Er beschrieb den Prozess der Osseointegration als Kontakt zwischen neugebildetem, lebendem Knochen und der Oberfläche eines Implantats auf lichtmikroskopischer Ebene (1969). 1983 erweiterte Brånemark die Definition der Osseointegration auf Titanimplantate, die unter einer Belastung stehen. [27], [28]

Der Erfolg der Osseointegration hängt von der Wechselbeziehung mehrerer Komponenten ab, einer der Komponenten ist das Implantat selbst. Bei der Entwicklung eines Implantats, das erfolgreich osseointegriert werden soll, ist es wichtig auf das Design, die chemische Zusammensetzung, mechanische Stabilität, Implantatoberfläche, Material, zu achten. Bei der Oberflächenbeschaffenheit stellte sich heraus, dass raue Oberflächenstrukturen eine bessere Sekundärstabilität besitzen als glatte. Der zweite Faktor ist das Implantatlager. Entscheidende Parameter des Implantatlager sind der Zustand des Wirtsknochens und dessen Heilungspotential, die verwendete Behandlungs- und Therapiemethode, wie Knochentransplantation, biophysikalische Stimulation oder pharmakologische Wirkstoffe [29], [30]. Ist die Osseointegration erfolgreich, teilt sich diese in zwei Stadien auf: die primäre Stabilität und sekundäre Stabilität. Die primäre Stabilität, ist die Stabilität, die das Implantat direkt nach dem Eingriff im kompakten Knochen hat (mechanische Stabilität). Sie nimmt im Laufe der Einheilung ab, da sie sich in die sekundäre Stabilität umwandelt (Abb. 8). Die sekundäre Stabilität ist die biologische Stabilität, die durch Knochenregeneration und -umbau erreicht wird; sie wächst im Laufe der Einheilungsphase. [31]

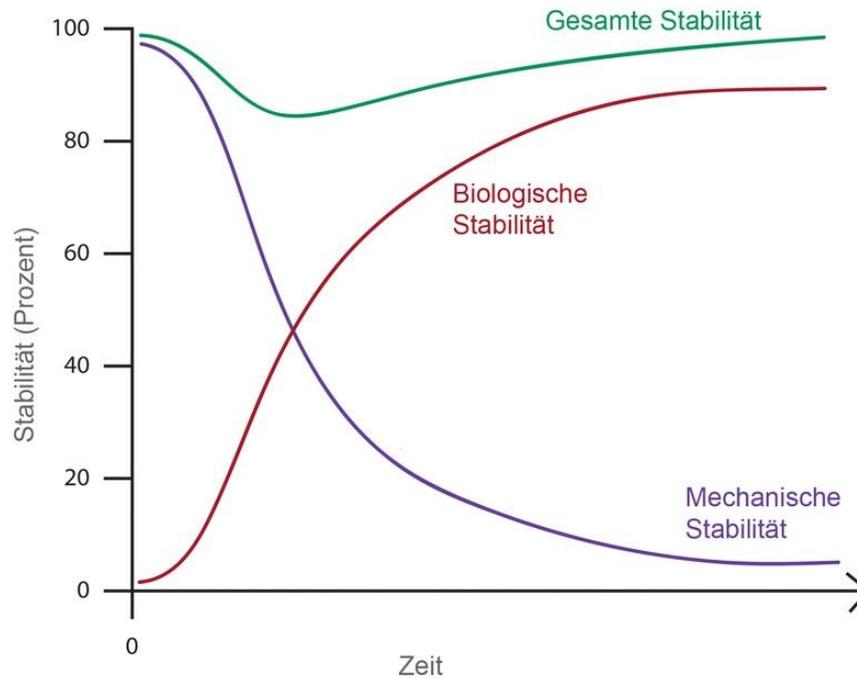


Abb. 8: Darstellung der Stabilität eines Implantats über die Einheilungszeit [32]

2.2.2 Biokompatibilität

Als Biokompatibilität bezeichnet man die Verträglichkeit zwischen einem technischen und biologischen System. Diese lässt sich nochmals in statische und dynamische Biokompatibilität gliedern, wobei Struktur- und Oberflächenkompatibilität eine Rolle spielen. [33]

Die statische Strukturkompatibilität beschreibt die Anpassung der Implantatstruktur, wie äußeres und inneres Design, an das mechanische Verhalten des Empfängergewebes. Im Unterschied dazu beschreibt die statische Oberflächenkompatibilität die chemische, biologische, physikalische und morphologische Anpassung der Oberflächeneigenschaften an das Empfängergewebe. Die dynamische Struktur- und Oberflächenkompatibilität beschreibt die Betrachtung der Dauer der angestrebten Verbindung. [33]

Nach der Implantation eines Implantates ins Gewebe ruft dieser Fremdkörper eine Reaktion hervor. Diese tritt vor allem an der Grenzfläche zwischen Implantat und Gewebe auf. Die Art und Weise der Reaktion ist abhängig vom Implantatmaterial und Implantatlager. So können Implantatmaterialien, eine *toxische*, *inerte*, *bioaktive* oder *degradable* Reaktion hervorrufen. Bei einer *toxischen* Reaktion stirbt das umliegende Gewebe durch Freigabe von Substanzen oder Antigenen in toxischen Konzentrationen ab. Eine *inerte* Reaktion hat zur Folge, dass das umliegende Gewebe eine Bindegewebskapsel um das Implantat bildet. *Bioaktive* Reaktionen sind im Gegensatz zu *toxischen* und *inerten* Reaktionen wünschenswert, da das Gewebe eine Bindung mit der Implantatoberfläche eingeht und somit eine feste mechanisch-stabile Verbindung entsteht. *Degradable* Reaktionen werden dann erreicht, wenn das Implantatmaterial nach und nach vom Gewebe ersetzt und abgebaut wird. Bei Knochenimplantaten kann der Grad der Biokompatibilität wie folgt eingeteilt werden: *inkompatibel*, *bioinert* und *bioaktiv*. [33]

2.3 Tierversuchsmodelle

Tierversuchsmodelle werden in der präklinischen Forschung verwendet, um das klinische Verhalten, die Sicherheit und die Biokompatibilität von Medizinprodukten bei Menschen vorherzusagen. [34]

Bei der Auswahl des Tiermodells müssen mehrere Faktoren berücksichtigt werden. Zuerst muss die behandelnde Forschungsfrage klar definiert werden, bevor man eine Tierart auswählt. Dann wählt man eine passende Art aus, wobei auf folgende Dinge eingegangen werden muss [35]:

- Kosten für den Erwerb und die Pflege von Tieren
- Verfügbarkeit,
- Akzeptanz für die Gesellschaft,
- Toleranz gegenüber Gefangenschaft und einfache Unterbringung
- leichte Pflege
- einfache Handhabung
- Resistenz gegen Infektionen und Krankheiten
- Gleichmäßigkeit zwischen den Tieren
- biologische Eigenschaften analog zum Menschen
- Toleranz gegenüber Operationen
- angemessene Einrichtungen und Hilfspersonal
- vorhandene Datenbank mit biologischen Informationen für die Art
- Lebensdauer mind. so lang, wie Studienzeit

In den folgenden Tiermodellen wurden Studien zur Untersuchung der Schwingungsanalyse durchgeführt.

In der Arbeit um Ruther [18] wurde die Studie mit 20 weiblichen NZW-Rabbits durchgeführt. Das Team um Ruther implantierte den Tieren nach der Eingewöhnungszeit ein Implantat aus Ti6Al4V in die Femurkondylen (Gelenkvorsätze des Oberschenkelknochens). Auch die Gruppe um Sul [36] nutzte zehn NZW-Rabbits, jedoch Männliche anstatt von Weiblichen. Bei dieser Studie wurden die Implantate in die Tibia (Schienbein) der Tiere eingesetzt.

Dagegen nutzte die Arbeitsgruppe um Al-Nawas [37] 16 Beagle (8 weibliche und 8 männliche) für die Durchführung ihrer Studie. Die Hunde waren alle 1,5 Jahre alt und wurden in einer Experimentiereinheit untergebracht. Den Tieren wurden insgesamt 12 Implantate implantiert (jeweils sechs in den Ober- und Unterkiefer).

2.4 Schwingung

Als Schwingung werden Vorgänge bezeichnet, bei denen bestimmte physikalische Vorgänge sich zeitlich wiederholen. Ein spezieller Vorgang wäre die mechanische Schwingung, bei der

eine physikalische Größe (z.B. Verschiebung der Masselemente) eines mechanischen Systems periodisch wiederholt wird. Es wird dabei in drei Arten von Schwingung unterschieden: ungedämpft, gedämpft und angefacht (Abb. 9). [38]

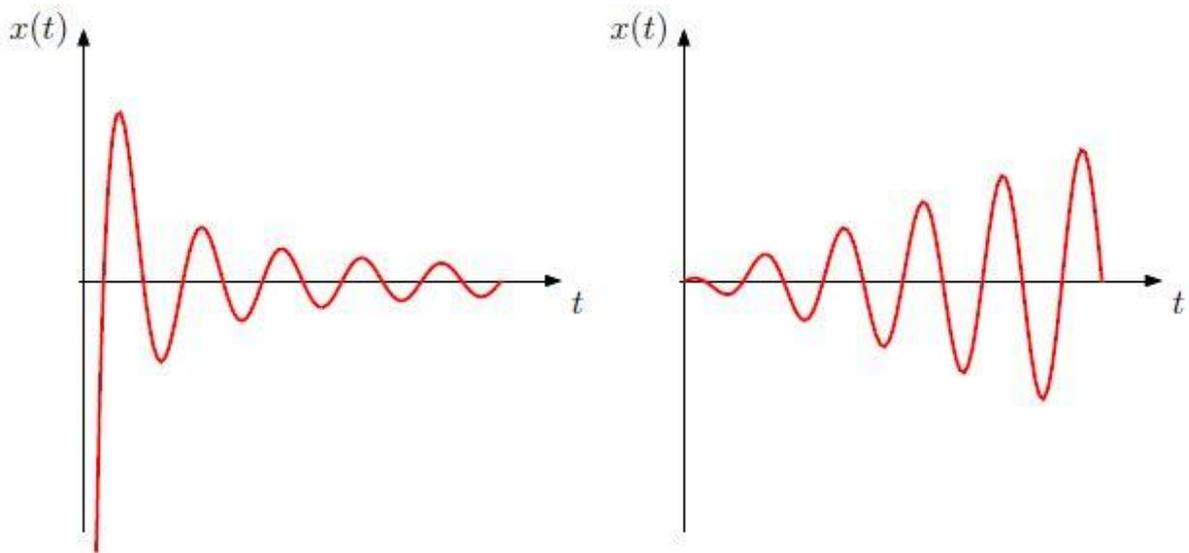


Abb. 9: Darstellung einer gedämpften (links) und einer angefachten (rechts) Schwingung [38]

Allgemein werden Schwingungen mit folgender Formel beschrieben:

$$y(t) = A_0 * \sin(\omega t + \varphi_0) \quad (1)$$

Die Schwingungsdauer des Systems wird als Periode T bezeichnet Sie ist der Abstand zwischen zwei Punkten, bei denen sich der Funktionsverlauf wiederholt (Abb. 10). In einer harmonischen Schwingung kann die Periode mit folgender Gleichung berechnet werden [38]:

$$T = \frac{2\pi}{\omega} = \frac{1}{f} \quad (2)$$

Die Frequenz f ist die Anzahl vollendeter Perioden einer Schwingung in einer Sekunde. Sie wird unter Verwendung der Periode T oder der Kreisfrequenz ω wie folgt berechnet [38]:

$$f = \frac{1}{T} = 2\pi\omega \quad (3)$$

Die Amplitude A_0 beschreibt den maximalen Ausschlag der Schwingung ausgehend von der Gleichgewichtslage. Berechnet wird sie durch den maximalen (x_{\max}) und minimalen (x_{\min}) Ausschlag der Schwingung [38]:

$$A = \frac{x_{\max} + x_{\min}}{2} \quad (4)$$

Die Phasenverschiebung φ_0 gibt die Lage des ersten Maximums an bzw. die Verschiebung zwischen zwei Nullgängen zweier identisch periodischen harmonischen Schwingungen. [38]

Harmonische Schwingungen sind Zeitfunktionen $x(t)$, die sich rein sinus- oder cosinunsförmig ändern [38]:

$$x(t) = A_1 * \sin(\omega t) \text{ bzw. } x(t) = A_2 * \cos(\omega t) \quad (5)$$

Harmonische Schwingungen haben eine Darstellungsform, die leichter zu handhaben ist als die trigonometrischen Gleichungen (Formel 5) [38]:

$$x(t) = y(t) + i * z(t) = A(\cos(\omega t) + i * \sin(\omega t)) = A * e^{i\omega t} \quad (6)$$

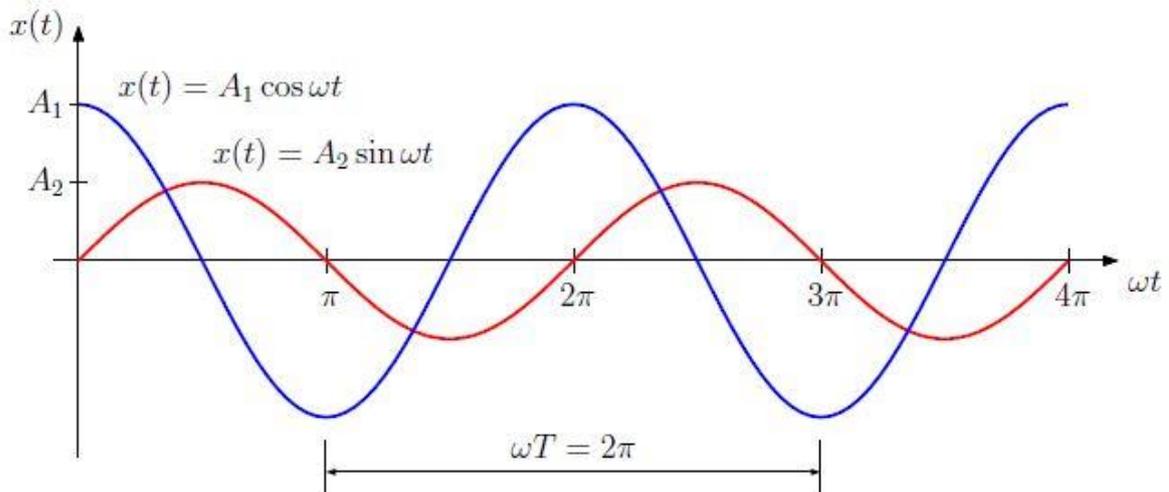


Abb. 10: Darstellung einer sinus- (rot) und cosinusförmigen (blau) Schwingung [38]

2.4.1 Dämpfung

Unter Dämpfung versteht man, dass bei einem schwingungsfähigen System die Amplitude mit der Zeit abnimmt (Abb. 9). Meist ist die Dämpfung in einem Schwingungssystem auf den Luftwiderstand und innere Reibung des Systems zurückzuführen. Die Reibungskraft ist abhängig von der Geschwindigkeit des Schwingkörpers und ist wirkt entgegengesetzt der Bewegung [39], [40]:

$$F_{\text{Dämpfung}} = -b * v \quad (7)$$

b ist die Dämpfungskonstante, die folgend berechnet werden kann [39], [40]:

$$b = \frac{2 * m}{t_L} \quad (8)$$

Schwingt eine Masse am Ende einer Feder, so wird ihr Rückstellkraft zu

$$F = -k * x \quad (9)$$

und somit wird das zweite Newton'sche Axiom ($ma = \sum F$) zu

$$m * a = -k * x - b * v \quad (10)$$

Danach werden alle Terme aus Formel 10 auf eine Seite gebracht und folgende ersetzt für [39], [40]:

$$v = \frac{dx}{dt} \quad (11)$$

$$a = \frac{d^2 t}{dt^2} \quad (12)$$

Das Ergebnis der Umstellung sieht dann wie folgt aus [39], [40]:

$$m * \frac{d^2 x}{dt^2} + b * \frac{dx}{dt} + k * x = 0 \quad (13)$$

Dies ist die Bewegungsgleichung für eine dämpfende Schwingung. Nimmt man nun eine Funktion mit geringer Dämpfungskonstante b und einem Aussehen wie einer Kosinunsfunktion, die mit der Zeit abnimmt, so entsteht folgende Gleichung die Formel 13 löst [39], [40]:

$$x = A * e^{\frac{-t}{t_L}} * \cos(\omega' * t) \quad (14)$$

Formel 14 ist tatsächlich eine Formel, wenn die Kreisfrequenz ω' und t_L folgende Werte annehmen [39], [40]:

$$\omega' = \sqrt{\frac{k}{m} - \frac{b^2}{4m^2}} \quad (15)$$

$$t_L = \frac{2m}{b} \quad (16)$$

Dabei ist zu beachten, dass ω' nicht gleich zu setzen mit der herkömmlichen Kreisfrequenz ω ($\omega = \sqrt{[k/m]}$) einer harmonischen Schwingung ist, da diese sich leicht unterscheiden. Die Frequenz einer gedämpften harmonischen Schwingung ist gegenüber einer ungedämpften harmonischen Schwingung, niedriger und die Periode länger. Sie kann mit folgender Formel berechnet werden [39], [40]:

$$f = \frac{\omega'}{2\pi} = \frac{1}{2\pi} * \sqrt{\frac{k}{m} - \frac{b^2}{4m^2}} \quad (17)$$

Die Formel 14 ist nicht gültig, wenn die Dämpfung b so groß ist, dass $b^2 > 4mk$, weil dann ω' imaginär wäre. Dadurch kann in drei stark gedämpfte System unterscheiden werden (Abb. 11). Kurve C zeigt ein überkritisch gedämpftes System ($b^2 \gg 4mk$), bei dem es lange dauert, bis die Gleichgewichtslage erreicht wird. Der Kurvenverlauf A dagegen zeigt eine gering gedämpfte Schwingung ($b^2 < 4mk$), bei dem das System mehrere Schwingungen durchläuft, bis es zur Ruhelage kommt. Kurve B zeigt den Verlauf einer aperiodischen Dämpfung ($b^2 = 4mk$) dar. In diesem Fall wird die Gleichgewichtslage in kürzester Zeit erreicht. [39], [40]

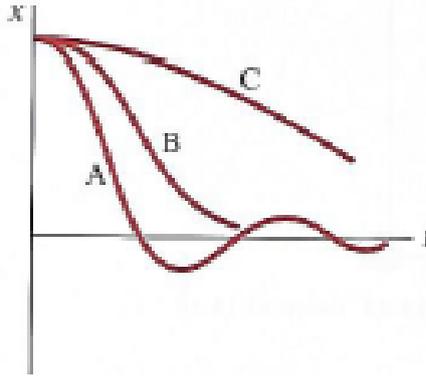


Abb. 11: Darstellung verschiedener gedämpfter Systeme: A - gering gedämpft, B - aperiodisch gedämpft, C - überkritisch gedämpft [40]

2.4.2 Resonanzfrequenz

Ist die Dämpfung eines Systems klein und die Anregungsfrequenz f nahe der Eigenfrequenz f_0 , ist die Amplitudenzunahme sehr groß (oft auch dramatisch). Diesen Effekt nennt man Resonanzfrequenz (= Eigenfrequenz f_0 eines schwingenden Systems). [40]

So wird beispielsweise in der Arbeit von Schwung [20] die Eigenfrequenz des Implantatsgehäuses genutzt, um das System zum Schwingen zu bringen und mit Hilfe von angekoppelten Materialien dessen Dämpfung zu messen. Ein weiteres Beispiel für die Verwendung von Resonanzfrequenzen ist das Projekt um Ruther [18] in dem eine Eisenkugel im Implantat über ein externes Magnetfeld angeregt wurde und zum Schwingen gebracht wurde.

2.5 Aktorik

Aktoren sind Verbindungsglieder zwischen informationsverarbeitenden Teilen elektrischer Steuerungen und einem technischen oder nichttechnischen Prozess. Sie stellen zielgerecht Energieflüsse oder Massen/Volumenströme ein. Als Eingangssignal bekommen Aktoren oft eine Spannung oder einen Strom von einer Steuerungseinheit eingespeist. Diese wird durch steuerungs- und regelungstechnische Funktionsprinzipien in eine Energie oder Leistung (mechanisches Arbeitsvermögen) umgewandelt. [41], [42]

2.5.1 Schwingspule

Die Schwingspule ist ein linearer Aktor, der aus zwei Hauptbestandteile besteht und durch anlegen einer Wechselspannung zum Schwingen gebracht werden kann (Abb. 12). Ein Hauptteil ist der Feld-Teil, der aus einem Permanentmagneten und einem Eisengehäuse besteht. Der Feld-Teil ist für die Entstehung eines gleichförmigen Magnetfeldes in einem schmalen Luftspalt zuständig. Der zweite Teil ist der Spulen- bzw. Wicklungskörperkörper, der in Längsrichtung im Luftspalt frei beweglich ist. [43]

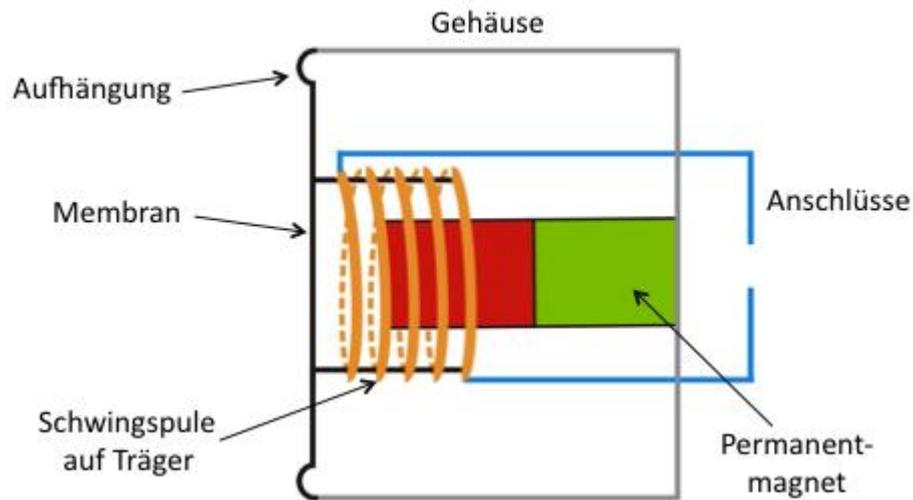


Abb. 12: Darstellung einer Schwingspule [44]

2.5.2 Piezoaktor

Der Piezoaktor wird mit Hilfe einer Wechselspannung zum Schwingen gebracht und wandelt mit Hilfe des piezoelektrischen Effekts elektrische Energie in Ausdehnung bzw. mechanische Arbeit um. Der piezoelektrische Effekt beruht auf einer Verschiebung der negativen Atomhülle gegenüber dem positiven Kristallgitter, wodurch sich mikroskopische Dipole bilden. Die Bildung der Dipole ist aber nur in unsymmetrischen Kristallgittern mit einer polaren Achse möglich und ist richtungsabhängig. So dehnt sich der Kristall aus, wenn an ihm eine Spannung angelegt wird (Abb. 13). Zudem ist der Piezoaktor elektrisch ansteuerbar und im nm- bis μm -Bereich exakt positionierbar. [42], [43]

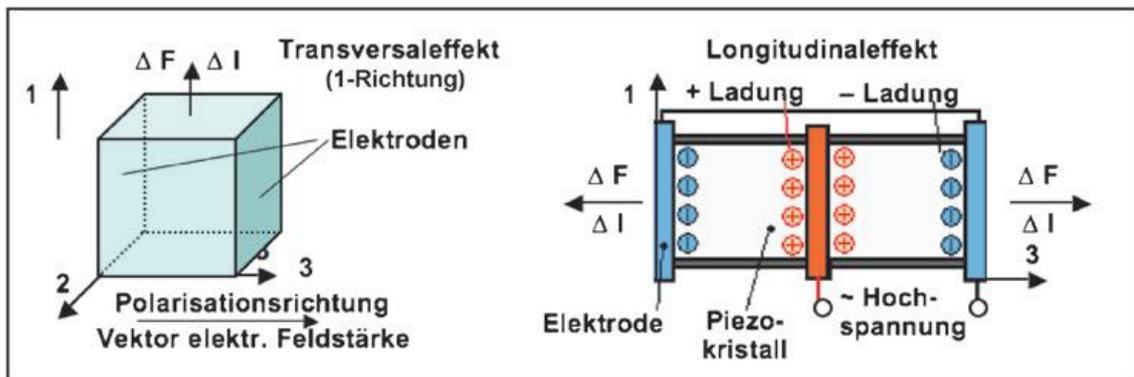


Abb. 13: Darstellung des piezoelektrischen Effekts [42]

2.5.3 Vibrationsmotor

Vibrationsmotoren gibt es in zwei Varianten: als rotatorische Gleichstrommotoren mit externer Unwucht und als flache Motoren mit integrierter Unwucht. Das Prinzip des Vibrationsmotors beruht auf verstellbare Gewichte, die an einer Welle befestigt sind und kreisförmige mechanische Schwingungen erzeugen. Die erzeugte Schwingfrequenz des Motors ist abhängig von der Motordrehzahl und mit steigender Frequenz steigt die abgegebene Schwingleistung. [43], [45]

2.6 Sensorik

Sensoren sind technische Bauteile, die bestimmte physikalische/chemische Eigenschaften oder chemische/stoffliche Beschaffenheiten aus seiner Umgebung erfassen können. Die erfasste Größe wird nach der Erfassung in ein elektrisches Signal umgewandelt. [46]

Zudem können Sensoren nach verschiedenen Kriterien klassifiziert werden, wie Größe, Energiequelle (passiv/aktiv) Ausgangssignal (analog/digital), physikalisches Wirkprinzip (Tab. 1), Sensortechnologie und Anwendungsgebiet. [46]

Tab. 1: Auflistung der physikalischen Wirkprinzipien von Sensoren und dazugehörige Beispiele [46]

Wirkprinzip	Beispiel
Mechanisch	Manometer, Dehnungshebel, Federwaage, Hebelwaage, Thermometer
Thermoel- ektrisch	Thermoelement
Resistiv	Dehnungsmessstreifen (DMS), Hitzdraht, Halbleiter-DMS, Pt100
Piezoel- ektrische	Beschleunigungssensor
Kapazitiv	Drucksensor, Regensensor
Induktiv	Neigungsmesser, Kraftsensor, Wegaufnehmer
Optisch	CCD-Sensor, Fozelle
Akustisch	Füllstandssensor, Doppelbogenkontrolle, Ultraschall-Durchflussmesser,
Magnetisch	Hall-Sensoren, Reed-Kontakt

2.6.1 Kraft- und Drucksensoren - Dehnungsmessstreifen

Kraft- und Drucksensor geben Rückschluss auf den Betrag auf ihnen wirkende Kraft und gehören zu den taktilen Sensoren. [47]

Dehnungsmessstreifen (DMS) sind passive Sensoren, die gut für die Messung von Kraft, Drehmoment, Druck, Dehnung oder Stauchung geeignet sind. Sie bestehen aus dünnen Widerstandsmessdrähten oder -leiterbahnen, die aus dünnen Metallfolien herausgeätzt werden (Abb. 14). DMS werden elektrisch von der Außenwelt durch eine Trägerfolie isoliert und wandeln die Dehnung in elektrische Signale um. Dehnungsmessstreifen nutzen das Prinzip [48]:

$$R = \frac{\rho * l}{A} \quad (18)$$

Die einzelnen Formelzeichen stehen für folgende Größen:

- R : Widerstand des Drahtes
- l : Drahtlänge
- A : Querschnittsfläche des Drahtes
- ρ : spezifischer Widerstand

Wird der Draht gestaucht, so wird der Widerstand kleiner; er wird größer, wenn der Draht gedehnt wird. Dehnungsmessstreifen werden häufig als Halb-, oder Vollbrückenschaltungen eingesetzt, um qualitativ bessere Messergebnisse zu bekommen. [48]

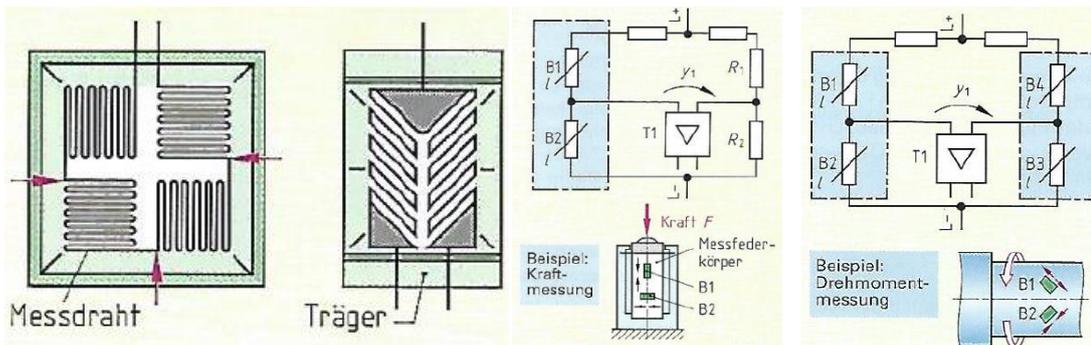


Abb. 14: Links: allgemeiner Aufbau eines DMS-Sensors, Mitte: Aufbau einer Halbbrückenschaltung, Rechts: Aufbau einer Vollbrückenschaltung [48]

2.6.2 Sensorik für Schwingungsmessung

2.6.2.1 Beschleunigungssensor

Beschleunigungssensoren zählen zu den taktilen Sensoren. Sie messen Beschleunigungen nach dem seismischen oder kapazitiven Prinzip. Das seismische Prinzip misst über ein Masse-Feder-Dämpfer-System eine Auslenkung, die von einem Wegsensor aufgenommen wird (Abb. 15). Das kapazitive Prinzip hingegen nutzt ein Feder-Masse-System, das mit drei Kondensatorplatten verbunden ist (Abb. 15). Wird eine Beschleunigung ausgeübt, wird die mittlere Kondensatorplatte bewegt und verändert dadurch die Kapazitäten. [42]



Abb. 15: Links: Darstellung der seismischen Beschleunigungssensorprinzip [49], Rechts: Darstellung des kapazitiven Beschleunigungssensorprinzips [50]

2.6.2.2 Laser-Doppler-Vibrometrie

Bei der Laser-Doppler-Vibrometrie wird ein Laser auf die Oberfläche des zu messenden Objekts fokussiert. Bewegt sich das Objekt, misst der Laser diese Verschiebung und nutzt das

Prinzip des Doppler-Effekts. Der Doppler-Effekt besagt, dass sich die Frequenz des reflektierten Laserstrahls verschiebt, wenn sich die reflektierende Oberfläche bewegt. Zurückgeworfene Laserstrahlwellen von einer nähernden/entfernenden Quelle erreichen den Empfänger in kleineren/größeren Zeitabständen [51], [52]:

$$\Delta f = \frac{2 * v}{\lambda_c} \quad (19)$$

Die zurück geworfenen Wellenberge werden mit Hilfe eines Interferometers ausgewertet. Dazu wird der ursprüngliche Laserstrahl durch einen Strahlteiler in ein Referenz- und Messstrahl geteilt. Der Referenzstrahl wird direkt zum Interferometer gelenkt und der Messstrahl zum Messobjekt. Der vom Messobjekt reflektierte Strahl wird dann mit dem Referenzstrahl überlagert und der Frequenzunterschied ermittelt (Abb. 16). [51], [52]



Abb. 16: Laservibrometer VibroGo-200 im Labor der AG Biomateriallabor

3. Material und Methoden

3.1 Messaufbau

In der AG Biomateriallabor wurde im Rahmen einer Bachelorarbeit ([20]) ein Messaufbau für Vibrationsmessungen entwickelt und getestet. Diese Vorarbeiten wurden in der vorliegenden Arbeit als Grundlage und Ausgangspunkt für die Etablierung von Vibrationsanalysen zur Bewertung der Osseointegration von Implantaten genutzt.

3.1.1 Mechanische Komponenten

In Tab. 2 werden die mechanischen Komponenten, die für die Versuchsreihen verwendet wurden, aufgelistet.

Tab. 2: Beschreibung der mechanischen Komponenten

Bezeichnung	Beschreibung	Hersteller
Grundgerüst	<ul style="list-style-type: none"> - Alu-Konstruktionsprofil 8 - Maße: 80x40x35 mm - schienenförmige Oberfläche - Unterseite: angeklebte 2 cm dicke Gummischicht - Entkopplung von der Arbeitsfläche: 30x8x2 cm dicker Moosgummi-Block 	item Industrietechnik GmbH, Solingen
Messstrecke	<ul style="list-style-type: none"> - Teflonschicht: reibungsfreie Unterlage für Gehäusemodell - Befestigungskonstruktion aus Stahl und Messing zur Fixierung des Messobjekts 	
Drucksensor	<ul style="list-style-type: none"> - Ultraminiatur-Druckkraftsensor 8416-5020-V100 - Messprinzip: DMS-Vollbrücke - Messbereich: 0-20 N - Datenausgabe als Spannungswert durch 6-Pol-DIN-Stecker - Empfindlichkeit: 0,7525 mV/V - Resonanzfrequenz: 6 kHz 	burster Präzisionsmesstechnik GmbH, Gernsbach
Mikrometer-Stellschraube	<ul style="list-style-type: none"> - Stellweg: 0-25 mm - Einstellschritt: 0,01 mm 	Feinmesszeug Fabrik, Suhl
Piezoaktor	<ul style="list-style-type: none"> - PL022.3x - Abmessung: 2x2x2 mm 	PI Ceramic GmbH, Lederhose

	<ul style="list-style-type: none"> - max. Stellweg: 2,2 μm - Resonanzfrequenz: 600 kHz - mechanische Vorspannung: 15 MPa im dynamischen Bereich 	
Spannschraube	<ul style="list-style-type: none"> - Madenschraube - M5-Feingewinde - Gewindesteigung: 0,5 mm - Länge: 8 mm - flachzulaufende Verjüngung 	Bohrendelft GmbH, Jena
Verbindungsstück	<ul style="list-style-type: none"> - Material: Vitronit - Maße: 6x6x3 mm - Aussparungen: 0,4 mm auf der einen Seite (Piezo), auf der anderen eine Runde für den Schraubenkopf 	Vitron Spezialwerkstoffe GmbH, Jena
Elastische Vorspannschicht	<ul style="list-style-type: none"> - 2 cm dicke Fahrradschlauchschicht - Marke: Schwalbe no.13 	Ralf Bohle GmbH, Reichsdorf
seismische Masse	<ul style="list-style-type: none"> - Quaderform - Material: Stahl (Dichte 7,9 g/cm³) - Maße: 10x20x14 mm - Gewicht: 21,59 g 	Forschungswerkstätte Universitätsklinikum Jena
Beschleunigungssensor	<ul style="list-style-type: none"> - Typ 4517-C - Signalausgabe: elektrische Spannung - Sensitivität: 10,34 mV/g 	Brüel & Kjær GmbH, Bremen

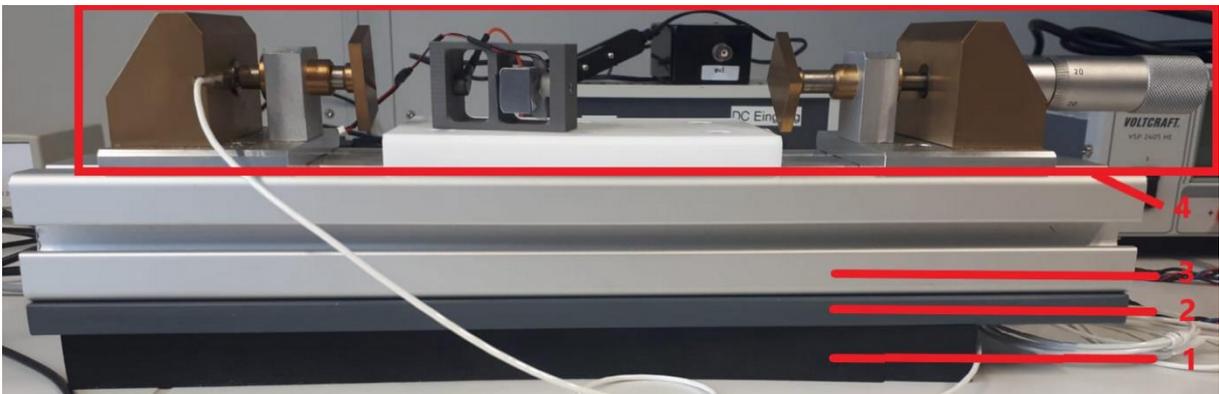


Abb. 17: Messaufbau: Moosgummi-Block (1), 2 cm dicke Gummischicht (2), Alu-Konstruktionsprofil (3), mechanische Komponenten (4)

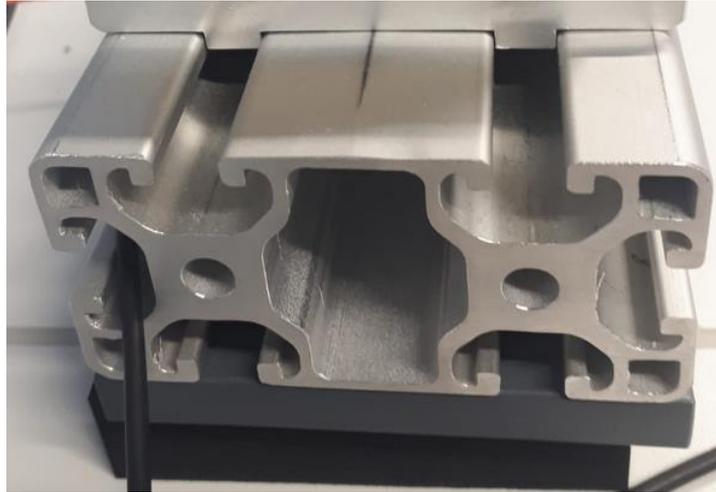


Abb. 18: Seitenansicht des Alu-Konstruktionsprofil

Als Modelle für ein Implantat diente das bereits vorhandene Gehäuse (Bachelorarbeit von Julian Schwung [20]) und ein weiteres Gehäuse, das im Rahmen der hier vorliegenden Arbeit entwickelt wurde. Beide Gehäuse wurden nach den in der AG Biomateriallabor erstellten Konstruktionsdaten mittels CNC-Fräse aus oder Ti6Al4V gefertigt (3di GmbH, Jena).

Diese Gehäuse enthielten jeweils zwei Kammern mit unterschiedlicher Funktionalität: den Sensorbereich und den Aktorbereich. In die Kammern der Gehäuse wurde jeweils ein Piezoaktor, eine Spannschraube, ein Verbindungsstück, eine Vorspannschicht, eine seismische Masse, eine Folie und ein Beschleunigungssensor montiert.

Das zu Beginn der Arbeit bereits vorliegende Gehäuse wog ohne eingebaute Komponenten 72,3 g und hatte mit allen Komponenten insgesamt eine Masse von 100,5 g (Abb. 19). Das Gehäuse war quaderförmig mit den Abmessungen 44x30x20 mm. Der Sensorbereich war eine rechteckige Aussparung mit abgerundeten Ober- und Unterkante und einer Abmessung von 7x15x20 mm. Auf der linken Seite des Sensorbereichs befand sich die 6 mm dicke Außenwand und rechts der 6 mm dicke Trennsteg, der Sensor- und Aktorbereich trennt. Der Aktorbereich mit einer Abmessung von 17x16x20 enthielt den Piezoaktor, das Verbindungsstück, die seismische Masse und die Vorspannschicht. In die 8 mm dicke, dem Trennsteg gegenüberliegende Außenwand wurde eine M5-Feingewindebohrung integriert, die von der zentralen Forschungswerkstatt des UKJ mit einem Gewindeschneider geschnitten wurde. Die innenliegenden Kanten der Bereiche wurden mit einer Rundung von 1 mm gefräst, da die CNC-Fräse keine 90°-Ecken fräsen konnte. Ober- und unterhalb der Kammern wurden Materialstege mit einer Dicke von 7 mm gelassen. In Ober- und Unterseite wurden je zwei Materialaussparungen in Trapezform mit einer Tiefe von 4 mm erstellt.

Das neu entwickelte Implantatgehäuse hatte ohne Komponenten ein Gesamtgewicht von 35,927 g (Abb. 19). Auch das neu entwickelte Implantatgehäuse hatte, wie das Vorgängermodell, ein quaderförmiges Aussehen, jedoch mit den Abmessungen 44x27x20 mm. Ebenfalls wurde das Gehäuse in ein Aktor- und Sensorbereich geteilt. Die Bereiche waren rechteckige Aussparungen mit abgerundeten Ober- und Unterkanten und die Bereiche wurden von einem 3 mm dicken Steg getrennt. Der Sensorbereich hatte eine Abmessung von 14x23x20 mm und

der Aktorbereich war 17x23x20 mm. Die Außenwände hatten eine Dicke von 5 mm (linke und rechte Wand) bzw. von 2 mm (obere und untere Wand). In der rechten Außenwand wurde ein M5-Feingewinde hineingebohrt und die innenliegenden Kanten wurden mit einer 1 mm Rundung gefräst, da die CNC-Fräße keine 90°-Ecken fräßen konnte. In der Ober- und Unterseite wurden rechteckförmige Materialaussparungen mit einer Tiefe von 1 mm gefräst.

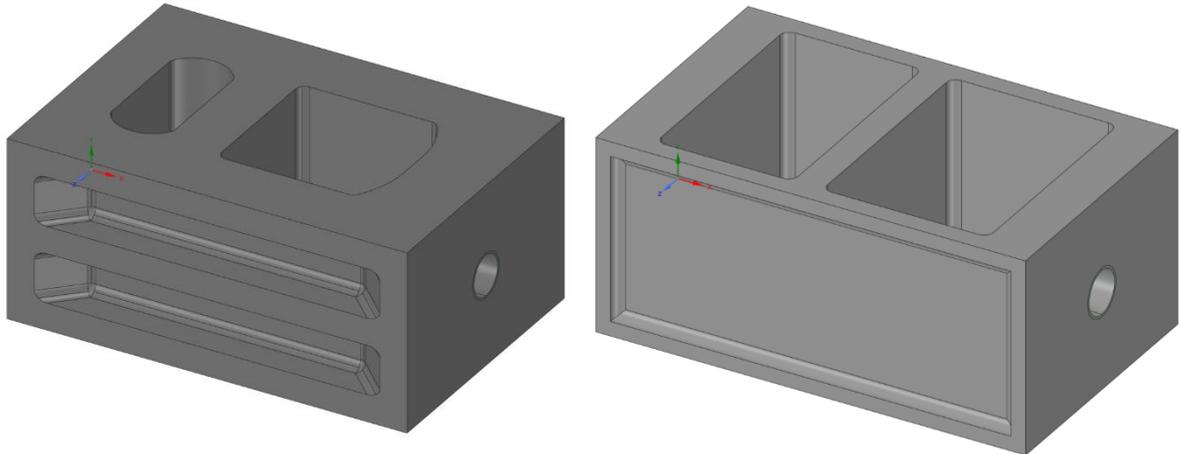


Abb. 19: Links: vorliegende Implantatgehäuse, Rechts: neu entwickeltes Implantatgehäuse

Im neuen Implantatgehäuse sollte auch ein neuer Aktor getestet werden. Dafür wurde ein Unwuchtmotor getestet. Der eine Motor war von der Firma Sourcing map (Kwai Chung, Hong Kong). Er hatte eine Abmessung von 10x2,7 mm und wog 10 g. Der Motor benötigte eine Gleichspannung von 3 V und erreichte 12000 Drehungen pro Minute.

Neben dem Beschleunigungssensor wurde die Resonanzfrequenz mit zwei Laservibrometern gemessen: Typ PSV-I-550-Xtra (Full-Field-Vibrometer) und VibroGo-200 (Einpunktvibrometer) der Firma Polytec (Waldbronn, Deutschland) gemessen. Mit dem VibroGo-200 konnten Frequenzen bis 100 kHz gemessen werden. Dagegen misst das PSV-I-500-Xtra die gesamte Fläche und deren Schwingungsverhalten.

In symmetrischer Anordnung wurden an beiden Schmalseiten des Gehäuses identische Blöcke aus den jeweils zu testenden Materialien (Schaumstoff, Kunstknochen, Kunstholz, Stahl) mit den Maßen 40x20x30 mm mechanisch angekoppelt, wobei es durch die Mikrometerschraube und den Drucksensor der Messanordnung möglich war, den Anpressdruck reproduzierbar einzustellen. Die Kunstholzblöcke wurden aus Obomodulan[®] 630 mokka (OBO-Werke GmbH, Stadthagen) hergestellt, hatten eine Dichte von 0,6 g/cm³ und wogen 13,3 g. Die Stahlblöcke hatten eine Dichte von 7,85 g/cm³ und wogen 188,2 g. Zwischen diesen Materialblöcken und den Spannbacken der Messvorrichtung wurden Blöcke aus verschiedenen elastischen Materialien als Entkopplungsschicht eingesetzt (Tab. 3).

Tab. 3: Auflistung der verschiedenen Materialien

Dämpfungsmaterial	Hersteller	Dicke [mm]
Neopolen Schall-Dämm-Matte	Adam-Hall, Neu-Anspach	18
Neck-Holder (Tracheostomy Necktape)	VMB Medizintechnik GmbH, Sulz a.N.	18
Sazgkomresse (Nobasorb-steril)	NOBAMED Paul Danz AG, Wetter	15
Abdruckmasse (Epiform flex)	Dreve Dentamid GmbH, Unna	17
EVAC Schaum	Aus Laborbeständen, unbekannter Hersteller	20
Fahrradschlauch, Schwalbe no. 13	Ralf Bohle GmbH, Reichsdorf	7
Vernetzter, geschlossenzelliger PE-Schaum	Aus Laborbeständen, unbekannter Hersteller	12

3.1.2 Elektrische Ansteuerung

In Tab. 4 werden die Komponenten, die für die elektrische Ansteuerung der mechanischen Komponenten genutzt wurden, zusammengefasst.

Tab. 4: Auflistung der elektrischen Ansteuerung der mechanischen Komponenten

	Gerät	Beschreibung	Hersteller
Beschleunigungssensor- und Piezoaktorsignal	Handyscope HS-5	- multifunktionales USB-Messgerät - zwei BNC-Eingänge - Mesbereich: 200 mV bis 80 V, 0-250 MHz - Datenübertragung durch USB	TiePie engineering, Sneek, Niederlande
	Handyscope HS-6	- vier BNC-Eingänge - Messbereich: 200 mV bis 200 V, 0-250 MHz	TiePie engineering, Sneek, Niederlande
Signalgeber für Aktorsystem	Handyscope HS-5	- Funktionsgenerator - Signalerzeugung: Sinus, Rechteck, Dreieck, Impuls, Rausch und Arbiträr - Spannung: max. 12 V - Parametereinstellungen: Frequenz, Amplitude und Symmetrie	TiePie engineering, Sneek, Niederlande

Elektrische Ansteuerung des Aktorsystems	Strom-Spannungsverstärker	- Eigenbau - Steuerung mit: 0-2,5 V und maximal 50 kHz	Forschungswerkstätten des Universitätsklinikums Jena
Spannungsversorger Aktorsystem	Voltcraft VSP 2405 HE	- Betriebsspannung von 30 V	Conrad Electronic AG, Hirschau
Signalverstärkung Beschleunigungssensor	Verstärker	- variable Einstellung der Verstärkung: 10, 50, 100, 150, 200 - Signaleingang und -ausgang über BNC-Anschluss	Forschungswerkstätten des Universitätsklinikums Jena
Signalverstärkung Kraftsensor	Verstärker	- Verstärkung von 1329 - Signaleingang: 6-Pol-DIN-Buchse - Signalausgang: BNC-Buchse	Forschungswerkstätten des Universitätsklinikums Jena

3.2 Hard- und Software

3.2.1 Hardware

Das Projekt wurde an drei unterschiedlichen Rechnern realisiert: Hochleistungsrechner, Arbeitslaptop und einem privaten Laptop (

Tab. 5). Am Hochleistungsrechner wurde das neue Implantatgehäuse modelliert und theoretisch untersucht. Zudem wurde auf dem Hochleistungsrechner die Matlab-Skripte zur Auswertung und Analyse gedämpfter Schwingungen neuer Implantatgehäuse entwickelt. Auf dem Arbeitslaptop und dem privaten Laptop wurden die Messergebnisse mit der TiePie-Software aufgenommen.

Tab. 5: Systemeigenschaften der verwendeten Computer

Computer	Hochleistungsrechner	Arbeitslaptop	Privater Laptop
Betriebssystem	Windows 10 Education	Windows 10 Education	Windows 10 Pro
Systemtyp	64-Bit-Betriebssystem	64-Bit-Betriebssystem	64-Bit-Betriebssystem
Prozessor	Intel® Xeon® Silver 4114 CPU @ 2,20 GHz	Intel® Core™ i5-8365U CPU @ 1,6 GHz	Intel® Core™ i7-8750H CPU @ 2,20 GHz
Arbeitsspeicher	128 GB	4 GB	16 GB
Grafikkarte	NVIDIA Quadro P2000	Intel® UHD Graphics 620	NVIDIA GeForce GTX 1060

3.2.2 Software

Zur Aufnahme der Messwerte und zur Erzeugung der Funktionssignale wurde die mitgelieferte Software „Multi Channel Software“ (TiePie engineering, Sneek, Niederlande) verwendet. Die Wir benutzen das Dateiformat *.mat, da wir sie in Matlab zur Auswertung einspeisen.

Für die Entwicklung des Implantatgehäuses und dessen Analyse wurde die Software Ansys 19.1 (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) genutzt.

Die Software Matlab R2020b (MathWorks, Natick, USA) wurde zur Entwicklung der Skripte benutzt.

3.3 Methodischer Ablaufplan

Für die Realisierung der Verbesserung des Messplatzes wurde der folgende Ablaufplan verwendet:

- vorhandene Materialien, Methoden und Quellen auflisten und analysieren
- Prüfung der vorhandenen mechanischen und elektrischen Komponenten
- Prüfung und Auflistung der nötigen mechanischen und elektrischen Komponenten → Beschaffung fehlender Komponenten
- Entwicklung des „Implantatgehäuses“ → äußere und innere Abmessung/Geometrie, Material und Fertigungsweise
 - Konstruktion mit Hilfe von Ansys
- Entwicklung eines neuen Aktorsystems
- FEM-Simulation der neu entwickelten Implantatgehäuse (Masse, Stabilität, Geometrie, Eigenschwingverhalten)
- Fertigung des Implantatgehäuses
- Bestellen und Fertigen der fehlenden Komponenten

- mechanische und elektrische Montage des Messaufbaus
- Testung des Messaufbaus
- Entwicklung der Matlab-Skripte

4. Ergebnisse

4.1 Messaufbau

4.1.1 Implantatgehäuse

Für die vorliegende Arbeit wurden in der Software Ansys SpaceClaim verschiedene Gehäuse-Designs aus Ti6Al4V konstruiert und daraufhin in Ansys Mechanical auf ihre Eigenfrequenzen untersucht.

Es wurden insgesamt vier verschiedene Modelle modelliert. Die Gehäuse unterschieden sich in Gewicht, Aussparungen, Aktor- und Sensorkammergröße, wobei das Augenmerk vor allem auf eine Gewichtsreduzierung gelegt wurde.

Das erste entworfene Modell hatte eine Gesamtmasse von 38,4 g und wog somit fast 50% weniger als das Vorgängermodell (72,3 g). Zudem wurden die Außenwanddicken um 50 % verkleinert, was bedeutet, dass die Ober- und Unterseite nur noch 3,5 mm und die Seitenwände nur noch 3,5 mm (links) bzw. 4 mm (rechts) dick sind. Der Steg, der Aktor- und Sensorkammer voneinander trennt, wurde ebenfalls auf eine Stärke von 3 mm gesenkt. Auch die Aussparungen an der Ober- und Unterseite des Gehäuses wurden verändert. Die neu entworfenen Aussparungen hatten eine Tiefe von 1,75 mm statt 4 mm und besaßen keinen Mittelsteg mehr. Durch die Änderung der Außenwand- und Stegstärke änderte sich auch die Maße der Aktor- und Sensorkammer von 17x16x20/7x15x20 mm zu 17x23x20/16,5x23x20 mm.

Im zweiten Modell wurde die Überlegung realisiert, dass man Aussparungen an den Seitenflächen des Gehäuses machen könnte, um das Gewicht noch weiter zu reduzieren. Es wurden an der linken Seitenwand (Beschleunigungssensor) eine rechteckförmige 1,75 mm tiefe Aussparung und an der Rechten (mit Gewindebohrung) zwei rechteckförmige 2 mm tiefe Aussparungen eingefügt. Durch die zusätzlichen Aussparungen kam es aber zu einer Reduktion der Übertragung der Schwingungen an das angekoppelte Material.

Deshalb wurde im dritten Modell die Aussparungen wieder entfernt und die Außenwandstärken verändert. Die Ober- und Unterseite waren nur noch 2 mm dick und die Seitenwände jedoch wieder 5 mm dick. Die Verstärkung der Seitenwände sollte die Kontaktfläche zu den angekoppelten Materialien optimieren. Zudem war dieses Gehäuse um 3 mm kleiner als seine Vorgänger.

In Modell vier wurde die Außenfläche nicht verändert und eine Gewichtsreduktion durch Aussparungen an den Innenflächen versucht zu erreichen.

Alle wichtigen Merkmale und Eigenschaften der einzelnen Modelle wurden nochmals in **Tab. 6** zusammengefasst.

Tab. 6: Auflistung bestimmter Eigenschaften der konstruierten Gehäusemodellen im Vergleich mit dem Vorgänger

Gehäusemodell	Gewicht [g]	Außenabmessung [mm]	Außenwandstärke in mm		Stegdicke [mm]	Aussparungstiefe		Aktor- und Sensor-kammerabmessung [mm]	
			Ober- und Unterseite	Seitenwände		Ober- und Unterseite	Seitenwände	Aktorkammer	Sensorkammer
Vorgänger	72,3	44x30x20	7	- links: 6 - rechts: 8	6	- 4 mm, trapezförmig	keine	17x16x20	7x15x20
1	38,4	44x30x20	3,5	- links: 3,5 - rechts: 4	3	- 1,75 mm, trapezförmig	keine	17x23x20	16,5x23x20
2	34,2	44x30x20	3,5	- links: 3,5 - rechts: 4	3	- 1,75 mm, trapezförmig	- links: 1,75 mm, rechteckig - rechts: 2 mm, 2x rechteckig	17x23x20	16,5x23x20
3	35,9	44x27x20	2	5	3	- 1mm, rechteckig	keine	14x23x20	17x23x20
4	30,1	44x27x20	2	5	3	- 1mm, rechteckig	- links: 2,5 mm, rechteckig - rechts: 2,5 mm, 2x rechteckig	14x23x20	17x23x20

Die Eigenfrequenzen des Vorgängermodells und der neu konstruierten Modelle wurden in Ansys simuliert und in Abb. 20 graphisch dargestellt. Die 50. Eigenfrequenz des Vorgängermodells war 88458 Hz. Alle vier neuen Modelle hatten, wie in der Abbildung zu sehen eine ähnliche niedrigere Eigenfrequenz: Modell 1 69818 Hz, Modell 2 67643 Hz, Modell 3 66114 Hz und Modell 4 61478 Hz.

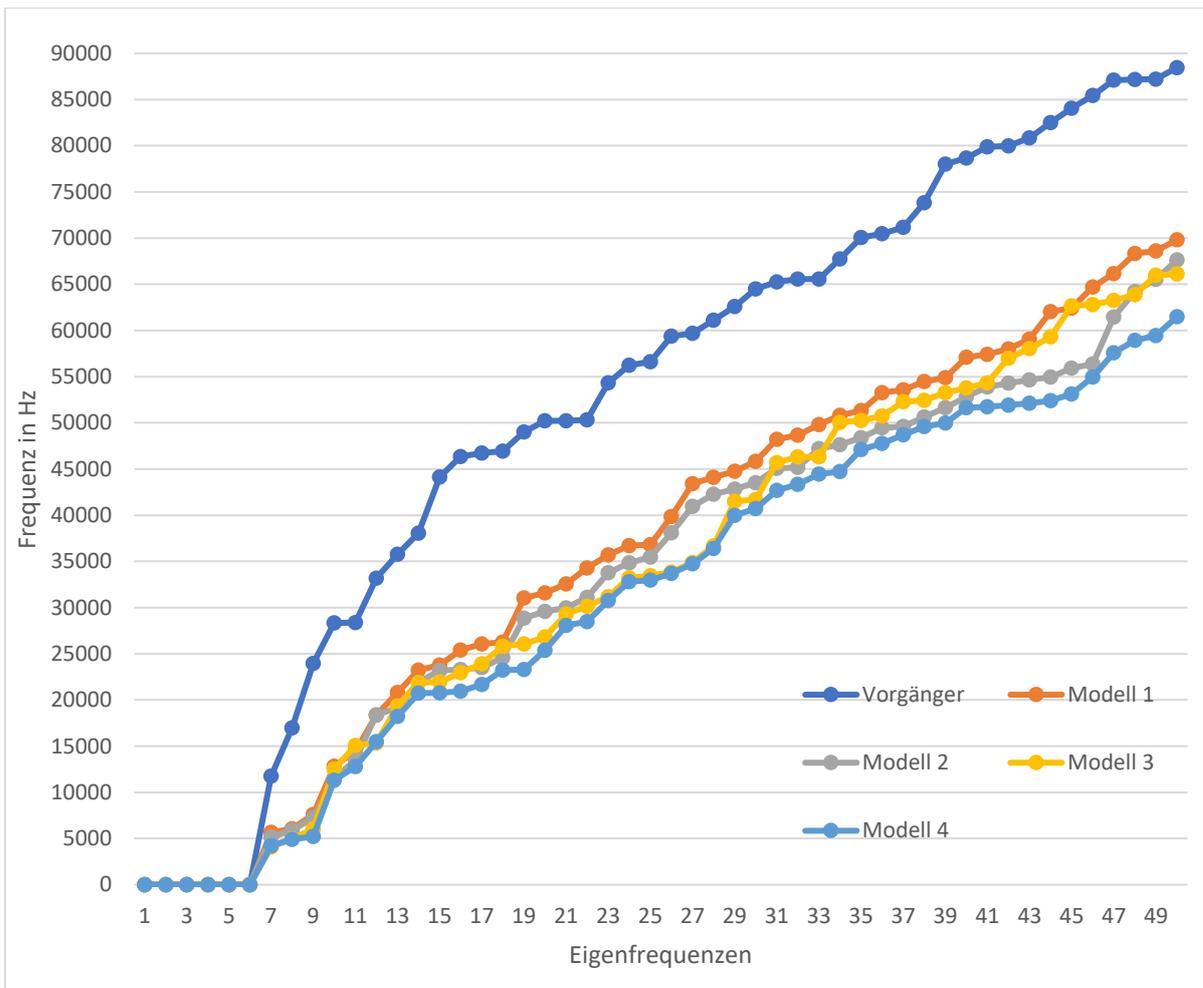


Abb. 20: Darstellung der in Ansys simulierten Eigenfrequenzen der konstruierten Gehäusemodellen im Vergleich zum Vorgänger

In Abwägung von Gewichtsreduktion und Eigenfrequenz wäre Modell 4 am besten geeignet. Die innenliegenden Aussparungen ließen sich aber herstellungsbedingt nicht umsetzen. Deshalb entscheiden wir uns für das Modell 3, welches etwas schwerer (um 5,8 g) als das Modell 4 war.

Das Modell 3 wog 35,9 g ohne Komponenten, wurde aus Ti6Al4V hergestellt und hatte eine Außenbemaßung von 44x27x20 mm (Abb. 21). Die Seitenwände des Gehäuses waren 5 mm dick und die Ober- und Unterseite jeweils 2 mm. In die rechte Seitenwand wurde ein M5-Feingewinde mit einer Steigung von 0,5 mm gebohrt. Zudem wurde das Modell durch einen 3 mm dicken Steg in einem Aktor- und Sensorbereich unterteilt. Der Sensorbereich hatte eine Abmessung 14x23x20 mm und die Aktorkammer von 17x23x20 mm. Die Innenkanten der Kammern wurden mit 1 mm Radius abgerundet, da 3di keine 90°-Ecken mit der CNC-Fräße herstellen konnte. Auf der Ober- und Unterseite wurden 1 mm tiefe rechteckige Aussparungen eingefräst.

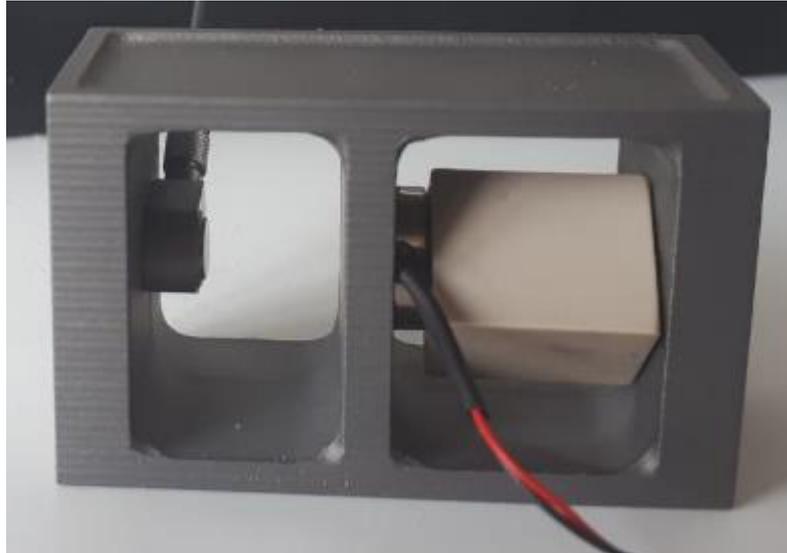


Abb. 21: Darstellung des Modell 3 mit eingebauten Unwuchtmotor

In der Sensorkammer wurde mittig an der Außenwand ein Beschleunigungssensor mit Sekundenklebstoff geklebt. In die Aktorkammer wurde die Vorspannschicht, die seismische Masse und der Piezoaktor (Typ PL022.3x) eingebracht. Die Madenschraube zur Vorspannung des Systems traf mit dem Schraubenkopf auf das Verbindungsstück zum Piezoaktor. Das Verbindungsstück hatte auf der einen Seite eine Aussparung speziell für den Schraubenkopf und auf der anderen Seite eine 0,4 mm tiefe Aussparung. Der Piezoaktor wurde mittig an das Verbindungsstück geklebt und wurde an die seismische Masse direkt angepresst. Zur elektrischen Isolierung des Piezoaktors zur seismischen Masse (Stahl) wurde ein Deckgläschen verwendet. Die seismische Masse diente als Schwungmasse für die erzeugte Schwingung des Piezoaktors. Der Unwuchtmotor wurde ebenfalls in der Aktorkammer mit Hilfe der Madenschraube und einem PEEK-Quader mit den Maßen 14x11 mm verspannt.

4.1.2 Erweiterung des Messaufbaus

Der vorhandene Messaufbau wurde mit einer Verstärkerschaltung, die von der Forschungswerkstatt des UKJ gebaut wurde, erweitert. Die Verstärkerschaltung hat Verstärkungseinstellungen um das 10-, 50-, 100-, 150- oder 200-fache.

Das USB-Speicheroszilloskop HS-5 wurde mit dem USB-Speicheroszilloskopmodul HS-6 erweitert, um beispielsweise den integrierten Kraftsensor zu messen.

4.2 Versuchsreihen

Für die Versuchsreihen wurde der Piezoaktor PL022.3x mit einer Vorspannung von 60 N und ein Unwuchtmotor zur Schwingungsanregung des Gehäuses verwendet. Zudem wurde zur Schwingungserzeugung mit Hilfe des Piezoaktors eine seismische Masse mit einem Gewicht von 21,59 g verwendet.

Alle Messergebnisse wurden mit dem Speicheroszilloskop aufgenommen. Das Signal des Beschleunigungssensors wurde 10fach verstärkt.

4.2.1 Frequenz-Sweep

Um das Verhalten des neuen Implantatgehäuses zu untersuchen, wurde ein Frequenz-Sweep mit einer Sinuskurve von 1 Hz bis 50 kHz in 20 s. Das bedeutet pro Sekunde wurde ein Frequenzbereich von 2500 Hz durchgeführt. Zudem wurde zusätzlich ein Sweep mit dem alten Gehäuse durchgeführt, um beide Gehäuse vergleichen zu können.



Abb. 22: Messaufbau Frequenz-Sweep mit neuem Implantat

Für den Sweep wurden beide Gehäuse nacheinander auf die Mitte der Teflonschicht gelegt und angeregt (Abb. 22). In Abb. 23 ist links der Sweep des alten und rechts des neuen Gehäuses dargestellt. Die türkise Kurve ist das Piezoaktorsignal und die grüne bzw. dunkelblaue die des Beschleunigungssensorsignals. Der Piezoaktor wurde mit Hilfe eines Verstärkers mit einer Spitze-Spitze-Spannung von 20 V_{pp} angesteuert.

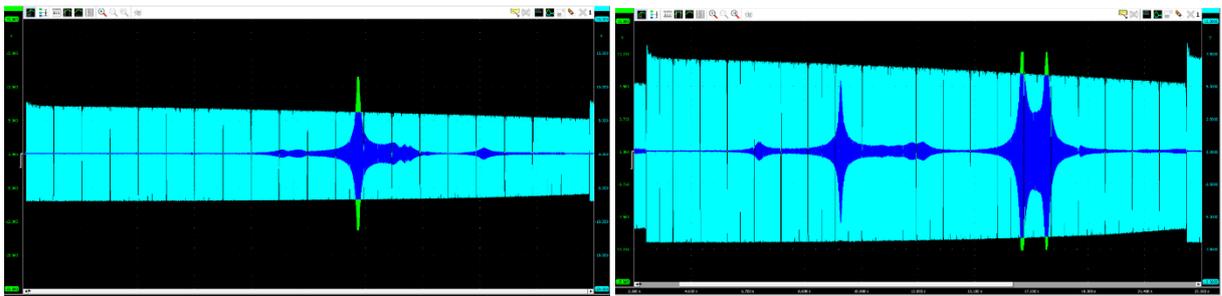


Abb. 23: Darstellung der Frequenz-Sweeps: links altes Gehäuse, rechts neues Gehäuse

Bei beiden Sweeps ist deutlich zu erkennen, dass die Spannung des Piezoaktors mit erhöhter Frequenz abfällt und bei 50 kHz ca. noch 5 V beträgt. Zudem ist deutlich, dass der Beschleunigungssensor beim neuen Gehäuse mehr Schwingung gemessen hat als beim alten Gehäuse, da der blaue Graph öfters ausschlägt, auch wenn es in manchen Frequenzbereichen nur minimale Spannungswerte sind. Das bedeutet, dass das neue Gehäuse schwingungsfähiger ist als das Alte. In Tab. 7 wurden die wichtigsten Peaks auf ihre Zeit, Spitze-Spitze-Spannung und Frequenz dargestellt.

Tab. 7: Auflistung der wichtigsten Peaks des alten und neues Gehäuses

Peak	Alt			Neu		
	Zeit [s]	Spitze-Spitze-Spannung [V]	Frequenz [Hz]	Zeit [s]	Spitze-Spitze-Spannung [V]	Frequenz [Hz]
1	14,44	1,296	22709,5	7,12	2,11	10390
2	14,99	1,149	24091,25	10,13	16,15	17932,25
3	17,1- 17,16	22,83	29347,25- 29504,75	12,75	1,97	24472,75
4	18,37	3,238	32627,5	13,18	2,13	25543
5	18,79	2,836	33573,5	16,82- 16,92	22,74	34636,5- 34886,25
6	18,98	2,360	34037,25	17,73- 17,80	22,74	36923-37096,25
7	21,6	1,723	40602,75	19,03	1,35	40173,25

Vergleicht man die ermittelten Peaks des alten und des neuen Gehäuses wird deutlich, dass das neue Gehäuse im niederen Kiloherzbereich von 10 bis 20 kHz und im höheren Bereich von ca. 34,5 bis 37 kHz schwingungsfähiger ist als das Alte. Jedoch besitzt das ältere Modell im Gegensatz zum neueren einen Peak im mittleren Frequenzbereich um die 30 kHz. Für weitere Messungen mit dem Piezoaktor wurde für die Anregung des neuen Implantatgehäuses eine Frequenz von 34761,375 Hz gewählt.

4.2.2 Neues Implantatgehäuse mit Piezoaktor

Für die folgenden Messungen wurden an das Implantatgehäuse verschiedene Materialblöcke aus Metall, Kunstholz und Kunstknochen und Entkopplungs- bzw. Dämpfungsschichten angekoppelt.

4.2.2.1 Verschiedene Einspannkräfte

In diesem Teilversuch wurden an das Gehäuse verschiedene Materialblöcke angekoppelt und mit verschiedenen Einspannkräften (0, 10, 20 N) in den Messaufbau eingespannt (Abb. 24). In Tab. 8 werden die gemessenen Daten und Messkurven dargestellt.

Tab. 8: Auflistung der Spitze-Spitze-Spannung bei unterschiedlichen Einspannkräften für angekoppelte Stahl-, Kunstholz- und Kunstknochenblöcke

Kraft (N)	Stahl V_{pp} [V]	Kunstholz V_{pp} [V]	Kunstknochen V_{pp} [V]
0	22,78	20,67	20,47
10	21,92	19,78	19,93
20	18,98	19,2	19,32

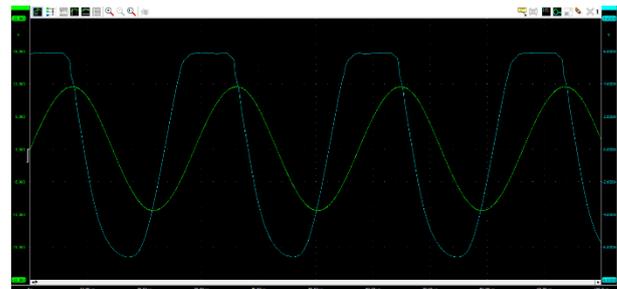
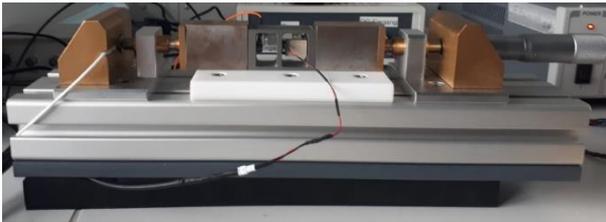


Abb. 24: Links: Messaufbau für die Messung der verschiedenen Einspannkräfte, Rechts: Messkurve mit angekoppelten Stahlblöcken und einer Einspannkraft von 20 N

Bei allen drei angekoppelten Materialien ist zu erkennen, dass bei erhöhter Einspannkraft auch die Spitze-Spitze-Spannung des Sensorsignals sinkt, was darauf schließen lässt, dass das Gehäuse mit erhöhter Einspannkraft mehr gedämpft wurde. Gründe für die erhöhte Dämpfung bei erhöhter Einspannkraft sind zu einem die stärkere Ankopplung an die Messstrecke und des Implantatgehäuses an die Materialblöcke selbst. In Auswertung dieser Untersuchungsergebnisse wurde für die weiteren Versuche eine Einspannkraft von 20 N gewählt.

4.2.2.2 Entkopplungsschicht

Für diesen Teilversuch wurden an das Implantatmodell die Stahlblöcke und zwischen den Stahlblöcken und dem Messaufbau eine Entkopplungsschicht aus verschiedenen Materialien angekoppelt. Das Ziel des Teilversuchs war es das beste Entkopplungsmaterial zwischen Messaufbau und Messstrecke zu finden. Die gemessenen Messkurven und Spannungswerte werden der Tab. 9 dargestellt.

Tab. 9: Spitze-Spitze-Spannung verschiedener Entkopplungsmaterialien

Material	Spitz-Spitz-Spannung [V]
Abdruckmasse	15,12
EVAC-Schaum	15,10
Saugkompresse	13,88
Schall-Dämm-Matte	19,66
Fahrradschlauch	15,80
Neck-Holder	16,65
PE-Schaum	16,76

Das freischwingende Implantatgehäuse hatte eine Spitze-Spitze-Spannung von 22,74 V_{pp} . Diesem Wert kam die Schall-Dämm-Matte mit 19,66 V_{pp} am nächsten, weshalb diese als Entkopplungsschicht ausgewählt wurde.

4.2.2.3 Dämpfungsschicht

In diesem Teilversuch wurde zwischen dem Implantatgehäuse und den Materialblöcken noch zusätzlich eine Dämpfungsschicht angekoppelt (Abb. 25). Die angekoppelte Dämpfungsschicht sollte weiches Gewebe zwischen Implantat und Knochen simulieren. Die Messergebnisse werden in Tab. 10 dargestellt.

Tab. 10: Darstellung der Spitze-Spitze-Spannungen für verschiedene Dämpfungsschichten und Materialblöcken

Dämpfungsschicht	Stahl V_{pp} [V]	Kunstholz V_{pp} [V]	Kunstknochen V_{pp} [V]
Abdruckmasse	16,73	22,32	18,37
EVAC-Schaum	22,72	22,80	20,66
Saugkompresse	22,82	20,34	19,13
Fahrradschlauch	14,24	14,72	11,85
Neck-Holder	22,79	22,73	20,70
PE-Schaum	22,77	22,79	17,69

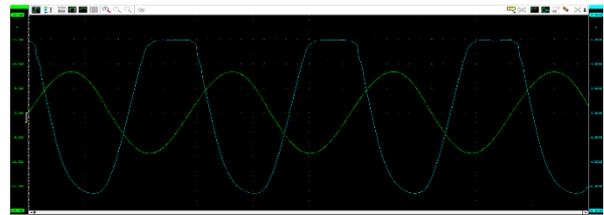


Abb. 25: Links: Messaufbau zur Messung von Dämpfungsschichten, Rechts: Messkurve zu Stahl mit Abdruckmasse als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

Das Gehäuse hatte mit angekoppelten Stahlblöcken und der Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht einen Spannungswert von 19,66 V_{pp} , der als Referenzwert genommen wurde.

Durch die zusätzliche Ankopplung einer Dämpfungsschicht war das Implantat uneingeschränkter in seinem Schwingverhalten als ohne.

Eine Verbesserung des Schwingverhaltens konnte mit Abdruckmasse, EVAC-Schaum, Saugkompresse, Neck-Holder und PE-Schaum als Dämpfungsmaterial erreicht werden. Dabei ergab sich bei der Kombination Abdruckmasse und Kunstholz der beste Wert. Eine Verschlechterung des Schwingverhalten wurde mit Fahrradschlauch als Dämpfungsschicht beobachtet.

4.2.3 Neues Implantatgehäuse mit Unwuchtmotor-Aktor

In den folgenden Versuchen wurde an Stelle eines Piezoaktors das Gehäuse mit Hilfe eines Unwuchtmotors zum Schwingen gebracht. Der Unwuchtmotor wurde mit Hilfe der Madenschraube und einem PEEK-Block in der Aktorkammer befestigt.

4.2.3.1 Freischwingendes Gehäuse

Um einen Referenzspannungswert zu erheben, wurde das Gehäuse mit eingebauten Unwuchtmotor, der mit einer 3 V Gleichspannung versorgt wurde, frei zum Schwingen gebracht. In Abb. 26 wird die aufgenommene Messkurve dargestellt.

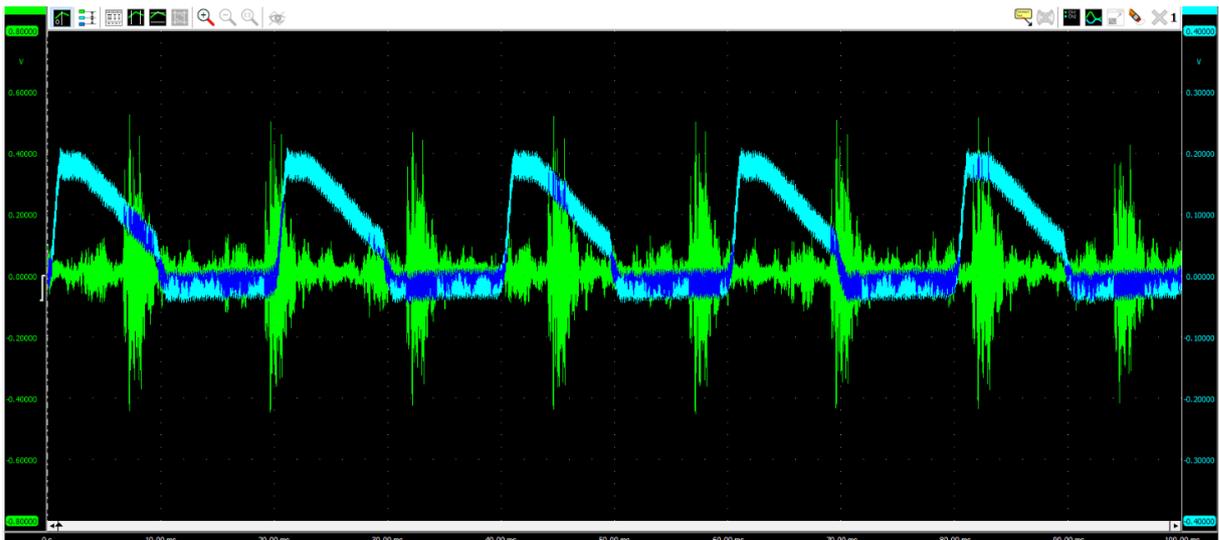


Abb. 26: Darstellung der Messkurve des Unwuchtmotors (türkis) und des Beschleunigungssensors (grün bzw. dunkelblau) im freischwingenden Implantatgehäuse

Es ist deutlich zu erkennen, dass der Unwuchtmotor und auch das Gehäuse rhythmisch schwingen. Aus der Messkurve wurde eine Spitze-Spitze-Spannung von 979,61 mV_{pp} gemessen.

4.2.3.2 Verschiedene Einspannkräfte

In diesem Teilversuch wurde an das Gehäuse verschiedene Materialblöcke (Stahl, Kunstholz, Kunstknochen) angekoppelt und mit verschiedenen Kräften (0 N, 10 N, 20 N) eingespannt. In Tab. 11 werden die Ergebnisse aufgelistet und der Messaufbau ist mit dem in Abb. 24 identisch.

Tab. 11: Auflistung der Ergebnisse der Ankopplung verschiedener Materialien unter verschiedenen Einspannkraften in die Messstrecke

Kraft [N]	Stahl in V_{pp} [mV]	Kunstholz in V_{pp} [mV]	Kunstknochen in V_{pp} [mV]
0	830,69	848,24	741,08
10	657,35	863,82	688,73
20	782,16	770,88	725,59

Anhand der Messergebnisse konnte kein deutlicher Trend bezüglich der Spannungswerte in Korrelation mit der Einspannkraft in die Messstrecke gezeigt werden.

4.2.3.3 Dämpfungsschicht

In diesem Teilversuch wurde zwischen den Materialblöcken (simuliert Knochengewebe) und dem Gehäuse eine Dämpfungsschicht (simuliert Weichgewebe) eingesetzt. Die entstandenen Messergebnisse werden in Tab. 12 aufgelistet und der Messaufbau ist mit dem in Abb. 25 identisch.

Tab. 12: Messergebnisse des Gehäuses mit unterschiedlich angekoppelter Dämpfungsschicht und Materialblöcken

Dämpfungsschicht	Stahl in V_{pp} [mV]	Kunstholz in V_{pp} [mV]	Kunstknochen in V_{pp} [mV]
Abdruckmasse	676,37	302,82	500,15
EVAC-Schaum	629,71	485,69	274,31
Saugkompresse	496,67	506,91	310,07
Fahrradschlauch	370,20	424,02	189,19
Neck-Holder	550,59	482,40	314,95
PE-Schaum	524,22	625,64	239,98

Abdruckmasse, EVAC-Schaum und Neck-Holder ließen das Implantatgehäuse gut schwingen und dämpften es somit wenig. Der Fahrradschlauch dagegen dämpfte das Implantat sehr.

4.2.4 Laservibrometrie

In diesem Versuchsteil wurden mit Hilfe eines Laservibrometers die Frequenzen und die Auslenkung der einzelnen Seiten des Gehäuses gemessen und graphisch dargestellt. Das Gehäuse wurde mit einem Frequenz-Sweep von 1 Hz bis 50 kHz innerhalb von 20 s angeregt.

4.2.4.1 Vergleich der Resonanzfrequenzen mit Beschleunigungssensor

In Abb. 27 wird die Auslenkung der Seitenwand, an die der Beschleunigungssensor aufgeklebt ist, dargestellt. Die Resonanzfrequenzen für diese Seitenflächen sind im unteren Teil abgebildet und betragen 10,73 kHz, 17,97 kHz, 34,82 kHz, 37,18 kHz, 40,20 kHz.

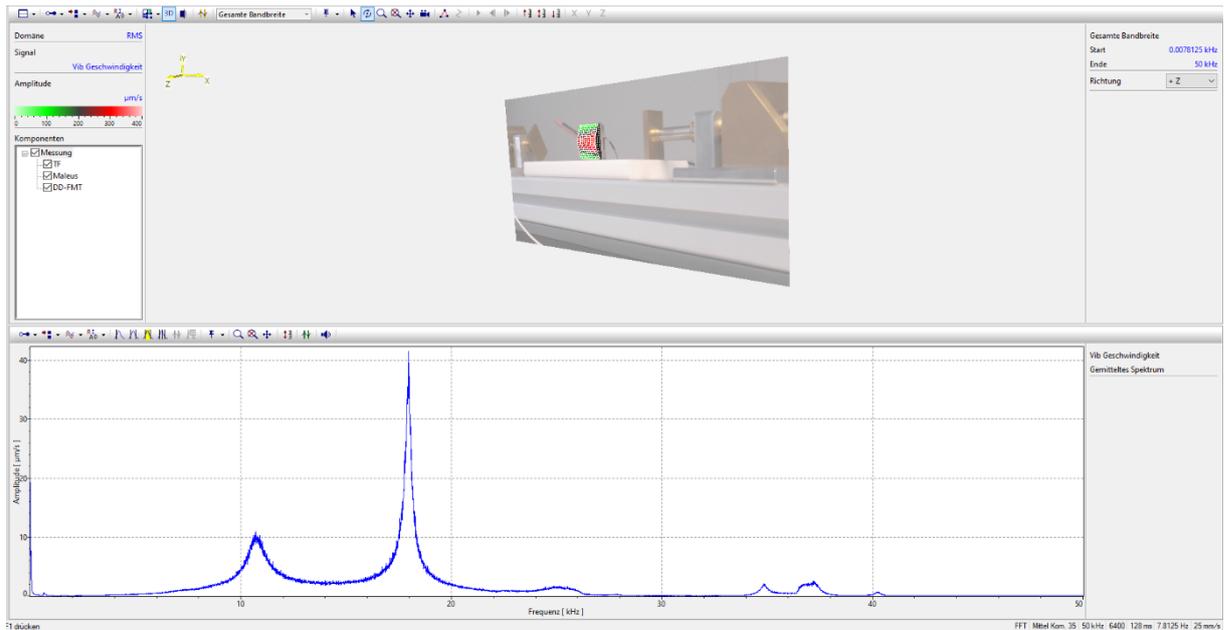


Abb. 27: Darstellung der Resonanzfrequenzen und der Auslenkung der Seitenwand, an die der Beschleunigungssensor aufgeklebt ist

Im Vergleich maß der Beschleunigungssensor während des Sweeps, Resonanzfrequenzen von 10,39 kHz, 17,93 kHz, 24,47 kHz, 25,54 kHz, 34,64-34,89 kHz, 36,92-37,10 kHz und 40,17 kHz (Abb. 23 rechts und Tab. 7).

Es ist deutlich zu erkennen, dass der Beschleunigungssensor mehr Resonanzfrequenzen gemessen hat als das Laservibrometer. So wurden vom Beschleunigungssensor Resonanzfrequenzen bei 24,47 kHz und 25,54 kHz gemessen, die das Laservibrometer nicht maß. Die anderen gemessenen Resonanzfrequenzen des Beschleunigungssensors sind nahezu identisch mit denen des Laservibrometers.

4.2.4.2 Vergleich der Auslenkung mit der Simulation

In Abb. 28 wird die Frequenz und die Auslenkung der Seitenfläche mit Gewindebohrung graphisch dargestellt. Die Frequenz betrug ca. 18 kHz und die Auslenkung $\pm 1,2$ nm. In der Simulation des Gehäuses wurde an der Seitenfläche eine Auslenkung von 0,327 bis 77 mm gemessen.

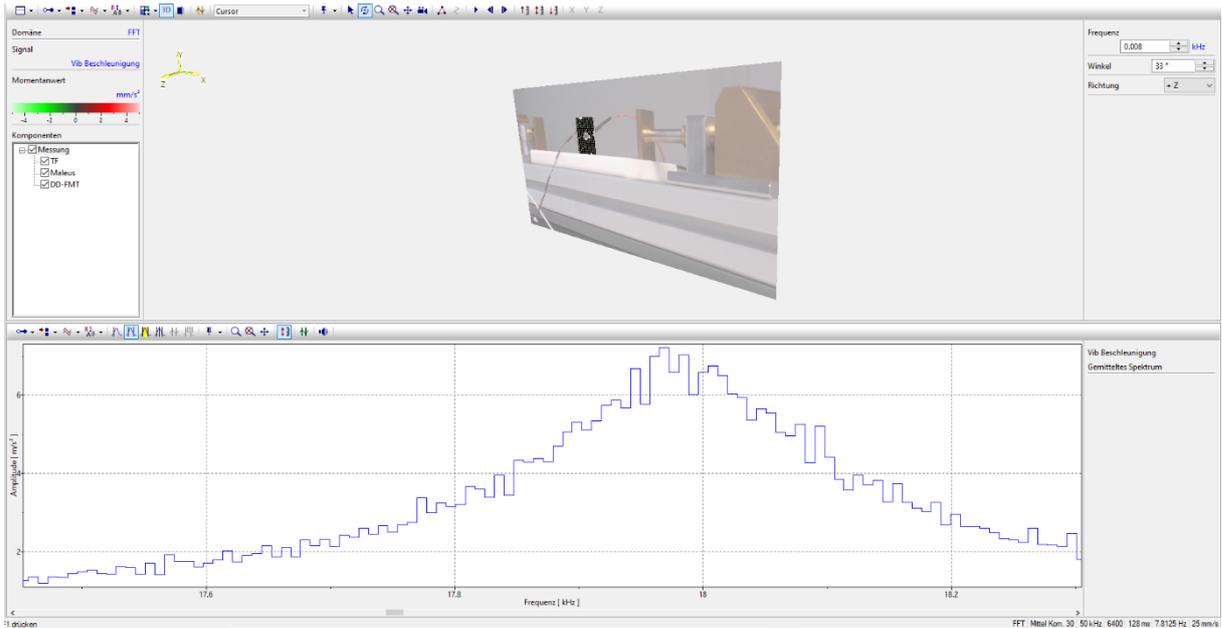


Abb. 28: Darstellung der Frequenz und Auslenkung der Seitenfläche mit Gewindebohrung

In Abb. 29 wird die Auslenkung und Resonanzfrequenz der Unterseite des Gehäuses dargestellt. Die Resonanzfrequenzen betragen 10,73 kHz, 18,08 kHz, 25,50 kHz, 34,73 kHz 36,53 kHz, 37,21 kHz und die Auslenkung $\pm 1,2 \mu\text{m}$ In der Simulation wurde eine Auslenkung von 0,327 bis 465 mm gemessen.

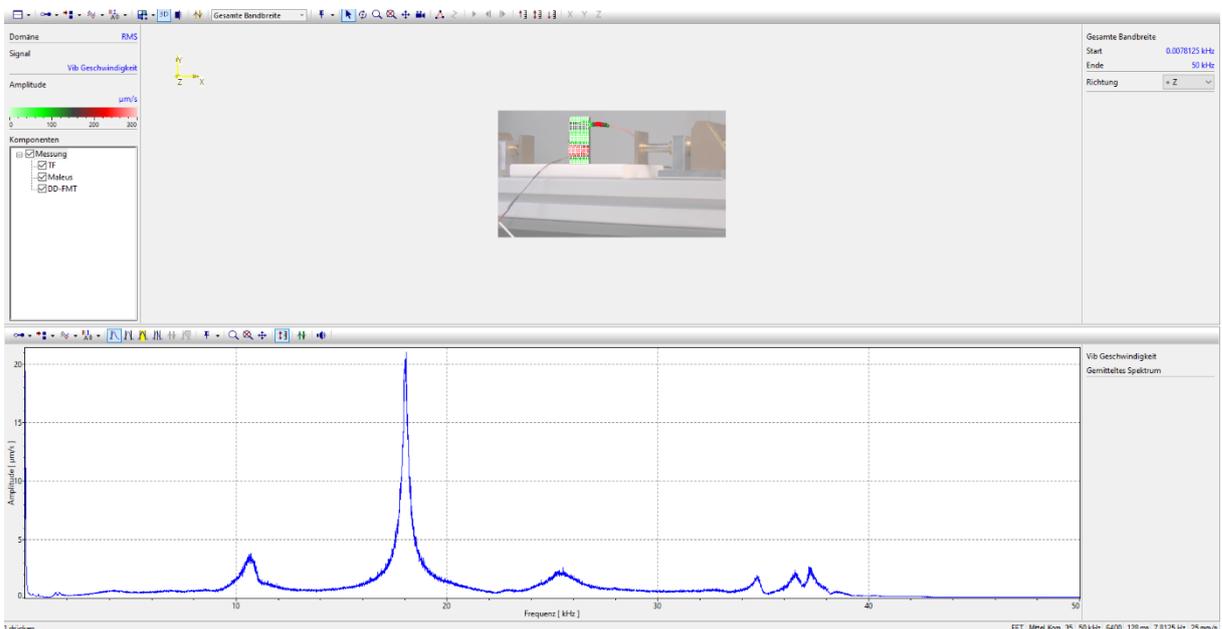


Abb. 29: Darstellung der Resonanzfrequenzen und Auslenkung der Unterseite

In Abb. 30 werden die Resonanzfrequenzen und die Auslenkung der Seitenansicht des Gehäuses dargestellt. Die Resonanzfrequenzen liegen bei 10,73 kHz, 17,97 kHz, 25,95 kHz, 34,79 kHz, 36,56 kHz, 37,24 kHz und die Auslenkung $\pm 2 \mu\text{m}$ In der Simulation wurde eine Auslenkung von 0,327 bis 697 mm gemessen.

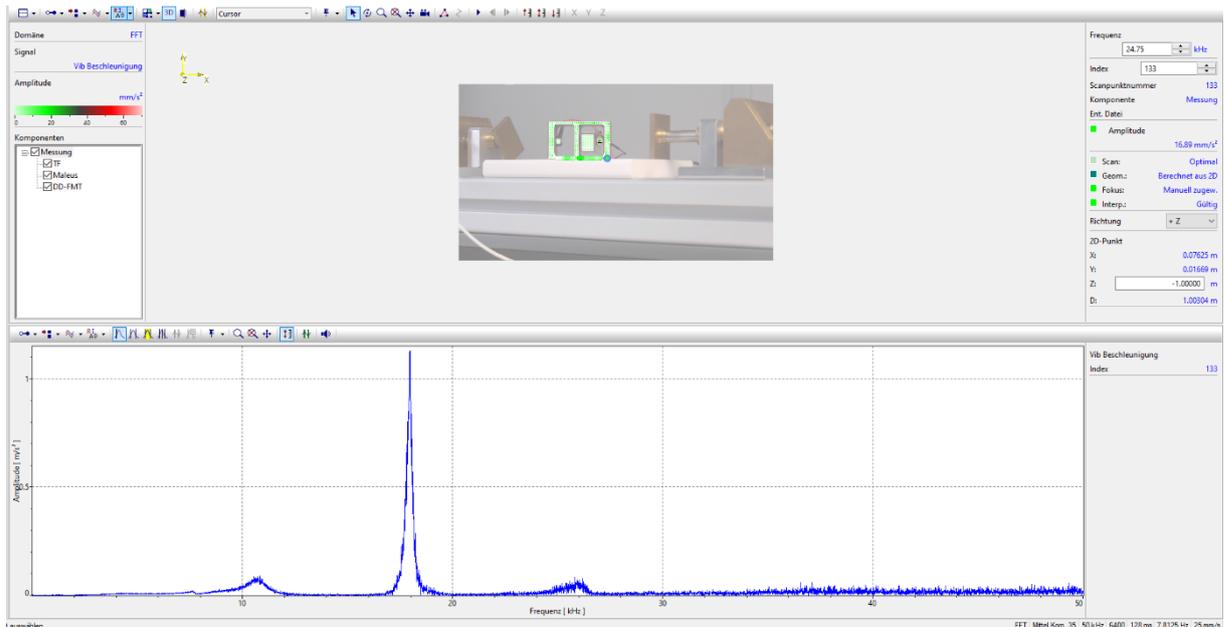


Abb. 30: Darstellung der Resonanzfrequenzen und der Auslenkung der Seitenansicht des Gehäuses

4.3 Implementierung einer Auswertungssoftware in Matlab

Ein Ziel der vorliegenden Arbeit war es, eine Auswertungssoftware in Matlab zu implementieren, da die Multi Channel Software von TiePie die aufgenommenen Daten in einem Matlab-Format exportieren konnte.

Der Ablauf des Auswertungsalgorithmus kann in den folgenden Schritten zusammengefasst werden:

1. Gespeicherte Variablen und zusätzlich geöffnete Fenster schließen mit den Befehlen **clear all** und **close all**
2. Aufforderungen zu Angaben aus der Multi Channel Software und der einzulesenden Datei
3. Einladen der Daten in Matlab
4. Messwerte in eine Zeiteinheit umrechnen
5. FFT des Sensorsignals und des Anregungssignals
6. Erzeugen der Darstellungen mit dem Befehl **plot**
7. Sichern der Daten in Excel und Darstellungen als Bilder

In Schritt 2 wird der Anwender des Programms nach bestimmten Eingaben abgefragt. Die geforderten Werte müssen vom Anwender im Command Window eingegeben werden. Die Eingaben werden in Matlab mit dem Befehl **input** realisiert, dabei wird vom Anwender erwartet, dass er einen Text oder eine Zahl eingibt. Der eingegebene Wert kann als Variable gespeichert und weiterverwendet werden. Im entwickelten Programm wurde der Anwender nach fünf Angaben abgefragt:

- **zeit_einheit** → Angabe der Zeiteinheit in der gemessen wurde
- **L** → Angabe der Zeiteinheit in der gemessen wurde

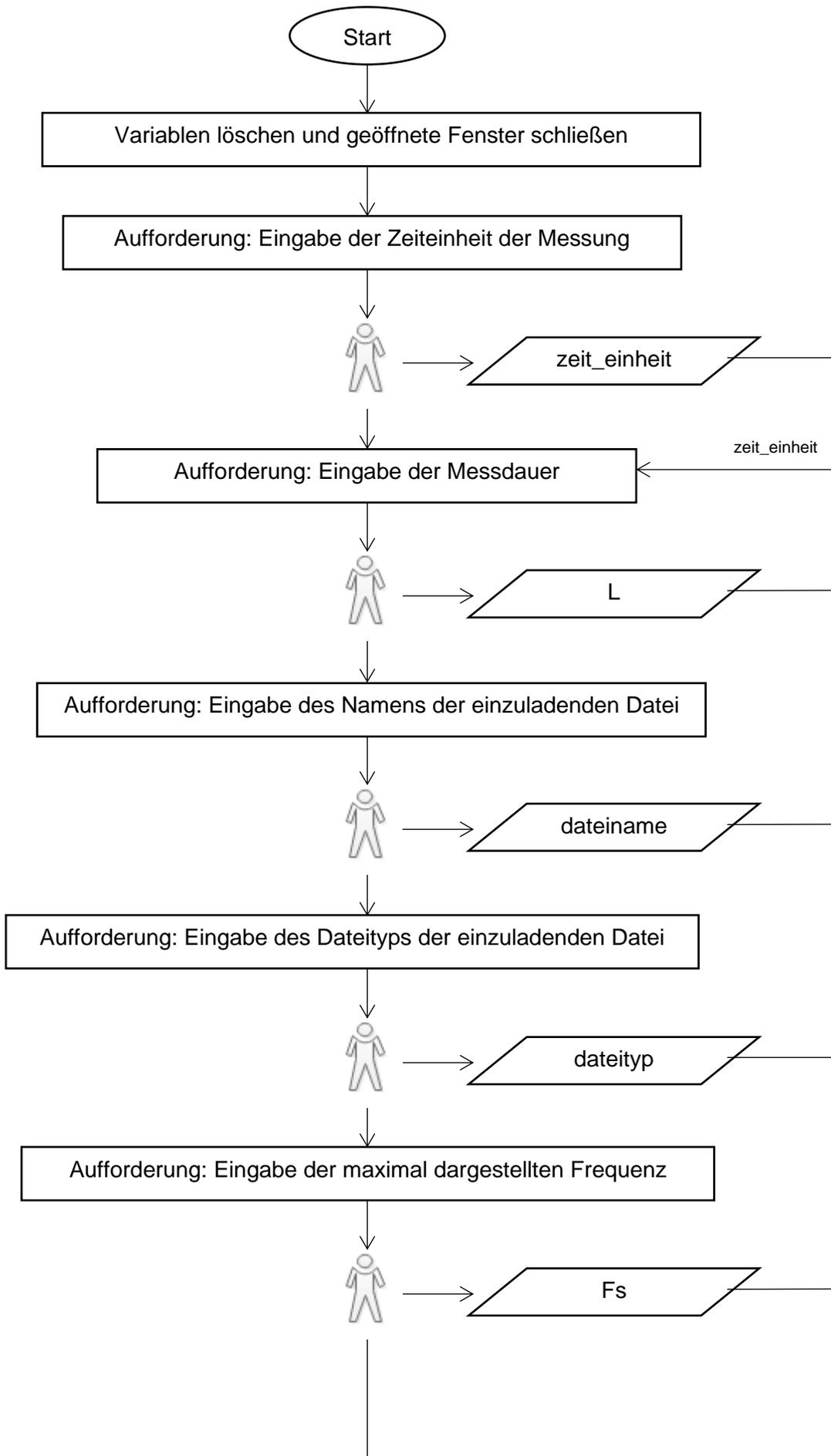
- **dateiname** → Angabe des Namens der einzulesenden Datei
- **dateityp** → Angabe des Typs der einzulesenden Datei
- **Fs** → Angabe zur Abtastfrequenz des Signals

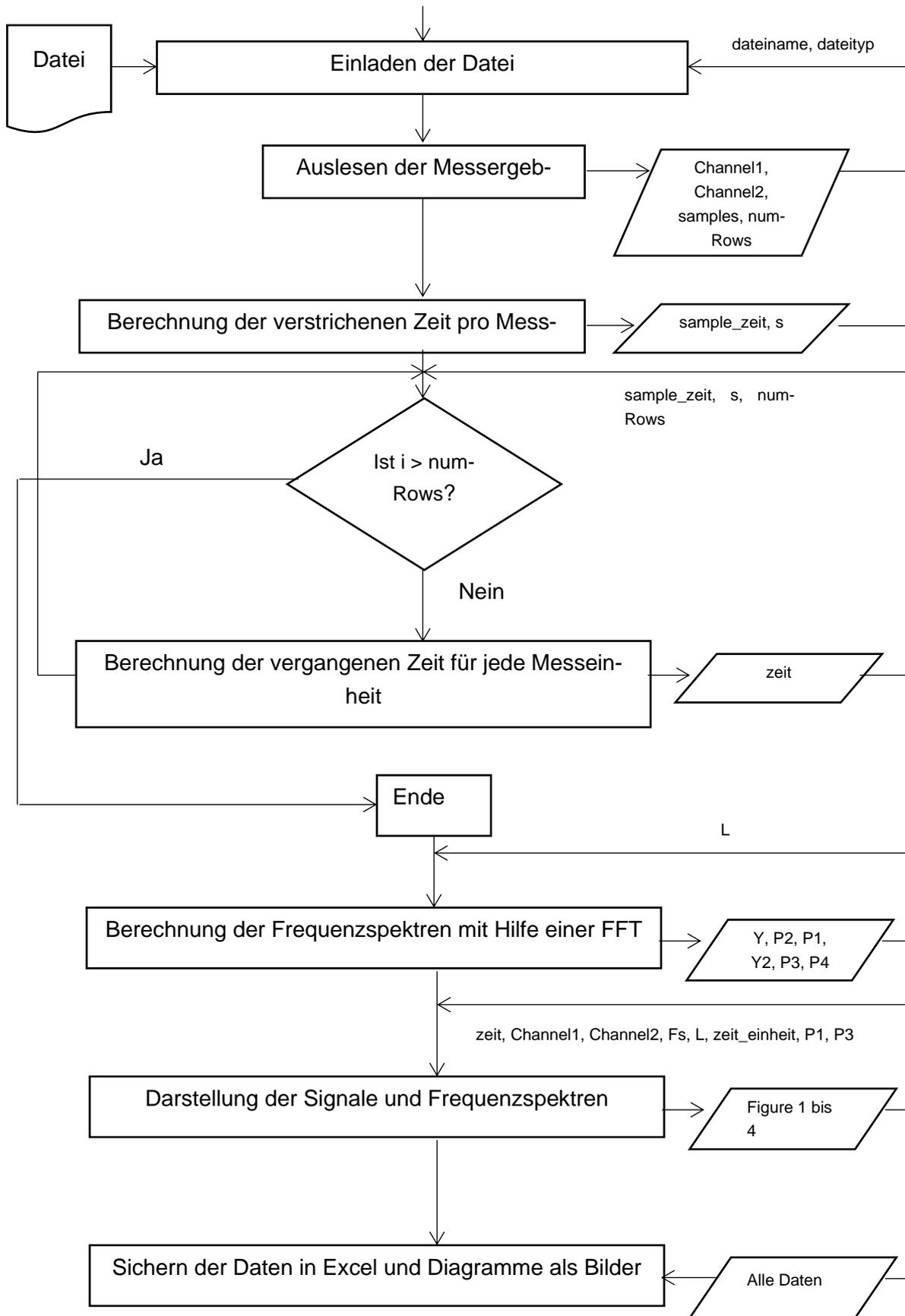
Die Angaben **zeit_einheit** und **L** müssen vom Anwender aus der Multi Channel Software notiert werden (**Anhang F**: Zeile 6-13).

Nach dem die Angaben vom Anwender getätigt wurden, wird in Schritt 3 die auszuwertende Datei in die Auswertungssoftware eingeladen und die darin befindlichen Daten ausgelesen und als Variablen abgespeichert. Im Programm werden die Messdaten des Beschleunigungssensors als **Channel1** und die Messdaten des Aktors als **Channel2** definiert. Danach wird die Anzahl der Messdaten (**samples**) und die dazugehörige vergangene Messzeit (**zeit**) in Schritt 4 definiert bzw. berechnet (**Anhang F**: Zeile 16-30).

Nun führt das Programm in Schritt 5 mit den verfügbaren Werten die FFT des Beschleunigungssensor- und Aktorsignals durch. Die FFT wird in Matlab mit dem Befehl **fft** ausgeführt, dazu werden die Messdaten aus den Variablen **Channel1** und **Channel2** verwendet. Danach wird die FFT in ein zweiseitiges Spektrum (Darstellung des Signals im Zeit- und Frequenzbereich) umgewandelt, in dem der Absolutwert des Quotienten aus den Werten der FFT und der Länge des Signals berechnet wird. Doch für die Auswertung des Signals wird ein einseitiges Spektrum (Darstellung des Signals im Zeit- oder Frequenzbereich) benötigt. Dazu wird das zweiseitige Spektrum halbiert und jeder Messwert verdoppelt (**Anhang F**: Zeile 43-54).

Im Folgenden wird das Programm zur genaueren Erklärung der Funktionsweise in einem Flussdiagramm dargestellt.





5. Diskussion und Ausblick

5.1 Implantatgehäuse

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde ein neues Gehäuse modelliert und umgesetzt. Anforderung an das neu entwickelte Gehäuse war, dass es deutlich leichter als sein Vorgängermodell war, damit auch leichtere angekoppelte Materialblöcke Einfluss auf dessen Schwingung hätten. Diese Anforderung wurde erfüllt, denn das neu entwickelte Modell wog nur noch 35,9 g, anstelle von 72,3 g. Zudem wurden im neuen Modell Resonanzfrequenzen im niederen kHz-Bereich gemessen, dass eine Auswirkung der Gewichtsreduzierung ist.

Vorteile der Anregung mit Resonanzfrequenzen im niederen kHz-Bereich ist, dass die Spannung des Piezoaktors stabiler und höher ist als in hohen Frequenzbereichen.

In der Arbeitsgruppe um Ewald [16] wurde ein piezo-akustisches System entwickelt, der dabei verwendete Piezoaktor wurde im Gegensatz zu der vorliegenden Arbeit mit einer Frequenz von 83 kHz angeregt. Dagegen wurde in der Studie von Tinoco [53] der Piezokristall mit einem Sweep von 0-20 kHz angeregt. Die Arbeitsgruppe um Kotiya verglich BAHA- und SPAHA-Systeme [54] und nutzte eine Anregungsfrequenzsweep von 200 bis 9600 Hz. In der Arbeit von Ruther [18] wurde die Magnetkugel im Implantat mit einer Frequenz von nur 5 Hz angeregt.

5.2 Vergleich Piezoaktor mit anderen Aktorsystemen

Im Rahmen der Arbeit sollte ein alternatives Aktorsystem zum Piezokristall für die Anregung des Gehäuses gesucht und getestet werden.

So wurde in der Arbeit von Ewald [16] zwei Aktorsysteme beschrieben, wobei das eine System (piezo-akustisch) ebenfalls zur Anregung ein Piezokristall verwendet. Jedoch das andere System (mechano-akustisch) nutzte einen Masseschwinger, der mit einem Gleich- und Wechselfeldimpuls zum Schwingen gebracht wurde. Das gleiche Prinzip nutzte auch die Arbeitsgruppe um Ruther [18], die mit Hilfe eines Magnetfeldes eine Magnetkugel im Implantat zum Schwingen brachten. Das Prinzip der magnetischen Anregung eines Körpers wird ebenfalls in der Dentalmedizin zur Beurteilung der Osseointegration von Osstell (SmartPeg) verwendet [5], [55]. Der Vorteil dieser Art der Anregung ist, dass sie kontaktlos ist und somit gut in Implantate verbaut werden kann, da keine Elektronik nach Außen geführt werden muss. Der Nachteil gegenüber dem Piezoaktor ist jedoch, dass mit zunehmendem Abstand zwischen Sender- und Empfängerspule, die induktive Kopplung gestört wird. Zudem ist ein solcher Versuchsaufbau komplexer, kostenintensiver und aufwändiger in der Wärmeabfuhr. [56]

In anderen Studien, wie [15], wurde das System mit Hilfe eines Impulses zum Schwingen gebracht. Dies ist im Gegensatz zum Piezoaktor und zur Anregung mit Hilfe eines Magnetfeldes, eine einfacherer Methode zur Schwingungsanregung. Jedoch ist das Ziel mit Hilfe der Schwingungsanalyse kontinuierliche Messungen der Osseointegration im lebenden Tier durchzuführen. Das kann aber mit Hilfe einer Impulsanregung, durch einen äußeren Schlag, nicht realisiert werden.

In anderen Studien ([57], [58]), wurde ein Metallstift direkt ins Implantat geschraubt und mit Hilfe einer Shaker-Einheit angeregt. Der Vorteil dieser Anregungsmethode, ist ebenfalls ein einfacherer Aufbau gegenüber dem Piezosystem, da kein Aktorsystem in das Implantat integriert werden muss. Jedoch müsste hier die Haut des Tieres über dem Implantat bei jeder Untersuchung erneut aufgeschnitten werden, das wiederum ein Rückschritt für die Stressreduzierung des Tieres nach dem 3R-Modell ([59], [60]) wäre

Nachdem all diese Anregungsmethoden bedacht und wieder verworfen wurden, kam man auf den Gedanken eines Unwuchtmotors als Schwingungsanregung. Für diesen Ansatz der Schwingungsanregung wurde bisher keine Literatur gefunden. Der Vorteil des Unwuchtmotors war, dass er mit den vorhandenen Mittel gesteuert und in das Gehäuse integriert werden konnte, weshalb er als neues Aktorsystem im Rahmen dieser Arbeit getestet und mit dem Piezokristall verglichen wurde.

5.3 Vergleich Piezoaktor und Unwuchtmotor

In Tab. 13 werden nach bestimmten Merkmalen die Unterschiede zwischen dem Piezoaktor und den Unwuchtmotor als Aktorsystem aufgezeigt.

Tab. 13: Vergleich des Piezokristalls und des Unwuchtmotors als Aktorsystem

Merkmal	Piezoaktor	Unwuchtmotor
Abmessung	2x2x2 mm	10x2,7 mm
Gewicht	ca. 77,78 mg	10 g
Spannungsversorgung	10 V _{pp} Wechselspannung	3 V Gleichspannung
ausgegebene Leistung	im V-Bereich	im mV-Bereich
Stellweg/Umdrehung	2,2 µm	12000 Umdrehungen/min
gemessene Spannung	im V-Bereich	in mV-Bereich
Befestigung	Madenschraube + Verbindungsstück	Madenschraube + PEEK-Block
Anregung mit verschiedenen Signalen und Frequenzen möglich	ja	nein
benötigen einer seismischen Masse	ja	nein
benötigen einer elektrischen Isolierung	ja	nein
benötigen einer Vorspannung	mechanische Vorspannung von 15 MPa	nur so viel, dass er fest in der Aktorkammer hält

Der Vorteil des Piezoaktors liegt eindeutig in seinem Größe-Leistungs-Verhältnis. Er ist 2x2x2 mm groß gibt aber Spannungen von mehreren Volt aus und bringt das Implantat so in Schwingung, dass der Sensor Beschleunigungen im mehreren Volt-Bereich misst. Zudem kann er mit verschiedenen Frequenzen und Anregungssignalen angesteuert werden. Der Nachteil ist jedoch, dass er ein Verbindungsstück zwischen sich und der Madenschraube braucht, damit der nicht von der Schraube zerstört wird und als elektrische Isolierung. Zudem benötigt er eine seismische Masse, damit seine Kraft optimal ausgenutzt werden kann und ebenfalls eine zusätzliche elektrische Isolierung. Ein weiterer Nachteil ist eine benötigte mechanische Vorspannung von 15 MPa, die ihn vor der Selbstzerstörung bewahrt und eine hohe Spannungsversorgung von 10 V_{pp}, die eventuell in einem bewegten Implantat nicht immer gewährleistet werden kann.

Der Vorteil des Unwuchtmotors ist das er eine geringe Versorgung von 3 V Gleichspannung benötigt und zur Befestigung eine Madenschraube und PEEK-Block benötigt. Zudem benötigt er keine mechanische Vorspannung, die ihn vor der Selbstzerstörung bewahrt und keine elektrische Isolierung von anderen leitfähigen Materialien, da er von einem Gehäuse umgeben ist. Dafür ist sein Größe-Leistungs-Verhältnis schlechter als das vom Piezoaktor, denn der Unwuchtmotor ist 10x2,1 mm groß und gibt Leistungen aber in mV-Bereich aus. Auch die gemessene Beschleunigung liegt nur im mV-Bereich. Zudem kann er nicht mit verschiedenen Signalen und Frequenzen angeregt werden, aber mit verschiedenen Gleichspannungen von maximal 3 V. Verschiedene angelegte Gleichspannungen sorgen für verschiedene Umdrehungen pro Minute, was jedoch auch Auswirkung auf die ausgegebene Leistung hat.

5.4 Beschleunigungssensor

In der vorliegenden Arbeit wurde als Sensorsystem ein Beschleunigungssensor verwendet. Zudem wurde eine Laservibrometrie am Gehäuse durchgeführt, die als Eichkurve des Beschleunigungssensors dienen sollte. Es wurde anhand der gemessenen Daten der Laservibrometrie bestätigt, dass der Beschleunigungssensor quantitativ hohe Messwerte lieferte.

Auch die Arbeitsgruppe um Clasbrummel [15], nutzten als Sensorsystem Beschleunigungssensoren und erhielten vorzuweisende Ergebnisse. So konnten sie in ihrer Studie anhand der aufgenommenen Werte des Sensors und der daraus resultierenden Analyse eine Aussage über die Osseointegration von Implantaten mit Hilfe der Schwingungsanalyse machen. In einer weiteren Studie [53] wurden Piezosensoren, die eine Beschleunigung aufnehmen, verwendet. Auch in dieser Studie wurden gute Ergebnisse mit Hilfe der Sensoren erzielt, mit denen eine quantitative Aussage gemacht werden konnte. Die Arbeitsgruppe um Ewald [16] nutzte für piezo-akustisches Prinzip ebenfalls einen Piezokristall. Dieser war in diesem System gleichzeitig Aktor und Sensor und nahm die Schwingungen, die durch die Eigenresonanzen des Implantates entstanden, auf. Mit Hilfe der Aufzeichnungen konnte auch hier eine Aussage über den Osseointegrationszustand des Implantates anhand der Messdaten gemacht werden.

5.5 Diskussion der Funktionalität des Messaufbaus Kochen-Weichgewebe-Implantat

In der vorliegenden Arbeit wurde der Messaufbau so gewählt, dass er dem menschlichen Gewebe am nächsten kam. So wurde am Implantat selbst eine Dämpfungsschicht angelegt, die das Weichgewebe simulieren sollte. Danach wurden Materialblöcke aus Stahl (nicht realitätsnah), Kunstholz (knochenähnlich) und Kunstknochen angekoppelt. Mit dem neuen Gehäuse konnten Unterschiede je nach angekoppelten Materialien gemessen werden.

In der Studie von Ruther [18] wurden unterschiedliche Implantate in die Femurkondylen von Kaninchen eingesetzt und geschaut, wie sie verheilen. Hier wurden die Implantate, im Gegensatz zur vorliegenden Messaufbau, in einem Tier implantiert und geschaut, ob mit der Schwingungsanalyse Unterschiede gemessen werden konnten. Als Referenz für einen lockeren Zustand wurden manche Implantate mit umliegenden Gewebe nach bereits vier Wochen herausgeholt und als Referenz für gut verheilende Implantate erst über vier Wochen.

In der Arbeit von Ewald [16] wurden verschiedene Materialien genutzt, um die Funktionalität des Sensors testen zu können. So wurde künstlicher Knochen unterschiedlicher Dichte an den Sensor angebracht. Zudem wurden unterschiedliche Lockerungszustände simuliert, so wurde z.B. ein lockerer Zustand mit Hilfe von Gelatine und ein fester Sitz mit direkt angebrachten Knochen realisiert. Im realen Test wurde der Messaufbau in einer Ulna eines Hausschweines implantiert. Im ersten Versuch wurde das Implantat presspassgenau in den Knochen implantiert (fester Sitz), dies ist vergleichbar in der vorliegenden Arbeit mit direkt an das Gehäuse angekoppelten Materialblöcken und einer Einspannkraft von 20 N. Eine zunehmende Lockerung wurde in der Studie simuliert, indem das Implantat mehrmals entfernt und wieder eingesetzt wurde. Dies ist in der vorliegenden Arbeit vergleichbar mit der Lockerung der Einspannkraft. Zum Schluss wurde das Implantat in einen mit Wasser gefüllten Spalt gesetzt, der eine vollständige Lockerung des Implantates simulieren sollte. Der Wasser gefüllte Spalt ist das Gleiche, wie die Dämpfungsschicht zwischen Gehäuse und Materialblock. In der Studie konnten Unterschiede des Implantatsitzes anhand von Frequenzspektren erkannt werden.

5.6 Vergleich mit anderen Auswertverfahren der AG Biomateriallabor

In der AG Biomateriallabor wurden drei weitere quantitative Auswertungsverfahren für die Beurteilung der Osseointegration entwickelt: die morphometrische Auswertesoftware Histo-Gap für 2D-Bilder, der Jahresringalgorithmus und ein Matlab-Skript für segmentierte 3D-Bilder. [61], [62], [63], [64]

Die Auswertungssoftware HistoGap wurde vom Biomateriallabor entwickelt, um 2D-Bilder (Hartgewebe-Histologien) morphometrisch zu untersuchen. Dabei ist es für das Programm nicht notwendig, ob die 2D-Bilder segmentiert oder unsegmentiert sind. Die Software analysiert die Histologie auf den bone implant distance (BID) und leitet daraus den bone implant contact (BIC) ab. Für die Ermittlung der Werte, muss der Softwarebenutzer Begrenzungslinien manuell für das Implantat und den Knochen ziehen. Als Definition der Messrichtung dient die Rotationsachse des Implantats als Referenz [61], [63]. Nachteil dieser Methode ist es, dass

die Linien manuell gezogen werden müssen und somit ungenau bzw. subjektiv sein könnten. Um die Messung überprüfen zu können, wird am Ende der Messung ein Referenzbild exportiert, um spätere visuelle Überprüfungen bzw. die Präzision der Markierungen kontrollieren zu können. Mit der HistoGap Software können virtuelle Schnitte aus 3D-Bilddatensätze oder von einem Lichtmikroskop aufgenommene 2D-Bilder innerhalb von 3-5 Minuten analysiert werden.

Im Jahresringalgorithmus [62] und dem Matlab-Skript [64] werden 3D-Bilddatensätze analysiert. Diese Bilddatensätze müssen segmentiert sein und müssen bestimmte Bedingungen erfüllen, damit sie morphometrisch ausgewertet werden können:

- ausreichende Ortsauflösung in Zusammenhang mit der angestrebten Messgenauigkeit
- fehlerfreie, präzise Segmentierung
- Ausrichtung der Implantatrotationsachse in z-Richtung

Die Voxelgröße ist ausreichend, wenn das Abtasttheorem nach Shannon-Nyquist erfüllt ist, d.h. dass die Voxelgröße maximal halb so groß ist, wie das kleinste Detail [65], [66]. Der Jahresringalgorithmus berechnet den partiellen Knochenvolumen in Abhängigkeit vom Abstand zur Implantatoberfläche. Das Matlab-Skript dagegen ermittelt aus den 3D-Bilddaten den BID, BIC und das partielle Knochenvolumen.

Der Vorteil der drei verwendeten quantitativen Messverfahren zur Ermittlung der Osseointegration von Implantaten ist, dass sie Parameter messen, die bereits klinisch evaluiert sind. Dagegen gibt es in der Schwingungsanalyse, abgesehen in der Dentalmedizin, noch keinen evaluierten Parameter, der eine zuverlässige Aussage über die Osseointegration von Implantaten machen kann. Zudem kommt das Problem hinzu, dass Schwingungssysteme für Tierversuche miniaturisiert werden müssen, was eine große Schwierigkeit darstellt.

Dafür ist der Vorteil der Schwingungsanalyse gegenüber den anderen Messverfahren, dass eine kontinuierliche Messung der Osseointegration gemacht werden kann. Zudem müssten die Implantate operativ nicht mehr entfernt und die Versuchstiere getötet werden.

Tabelle 14: Vergleich der drei quantitativen Auswerteverfahren der AG Biomateriallabor für die Osseointegration von Implantaten mit der Schwingungsanalyse [64]

Eigenschaft	HistoGap	Jahresringalgorithmus	Abrollen auf die Ebene	Schwingungsanalyse
Bilddaten/Messdaten	2D-Bild: -mit Lichtmikroskop fotografierter [Hart- gewebe]-Histologie- Schnitt - 2D-Bild aus 3D- Bilddatensatz	3D-Bild: μ CT-Scan	3D-Bild: μ CT-Scan	Spannungswerte, Matlab-File
Anforderungen an Bilddaten	- unsegmentiert oder segmentiert - ausgerichtet nach Deckel (oben) und	- ausreichende Bildauflösung - segmentiert	- ausreichende Bildauflösung - segmentiert	-

	Grundkörper (unten)	- Rotationsachse des Implantates parallel zur z-Achse	- Rotationsachse des Implantates parallel zur z-Achse	
Parameter	KIA, BIC	BV/TV, BIC	KIA, BIC, BV/TV, Knochendicke (bei BIC)	Frequenzspektrum, Spannungswerte
zerstörungsfreies Bildgebungsverfahren	nein (Histologie) ja (2D-Bild aus μ CT)	ja (μ CT)	ja (μ CT)	-
Genauigkeit der Auswertung	hoch (hohe Bildqualität der Histologie), aber abhängig von präziser manueller Markierung der Bildstrukturen	abhängig von: 1. der Qualität der Bilddaten 2. Präzision der Segmentierung	abhängig von: 1. der Qualität der Bilddaten 2. Präzision der Segmentierung	hoch, aber abhängig von der Anzahl der Messdaten
Software	HistoGap	Avizo	MATLAB	Multi Channel Software, Matlab
Töten der Versuchstiere	notwendig	notwendig	notwendig	nicht notwendig
Entnahme der Implantate	notwendig	notwendig	notwendig	notwendig
Möglichkeit der dauerhaften Messung des Osseointegrationszustand des Implantats	nicht möglich, nur nach bestimmten Verweildauern	nicht möglich, nur nach bestimmten Verweildauern	nicht möglich, nur nach bestimmten Verweildauern	möglich
Miniaturisierung des Systems für Tierversuche	nicht notwendig	nicht notwendig	nicht notwendig	notwendig, zumindest für Kleintiere

5.7 Ausblick

In Zukunft sollte weiterhin versucht werden das Implantatgehäuse zu verkleinern, damit es für den Einsatz von Osseointegrationsuntersuchungen in Kleintiermodellen anwendbar wird und eine Ergänzung zum Jenaer Schädelmodell [67], [68] wird. Zudem sollte das Gehäuse in zukünftigen Arbeiten leichter konstruiert werden, damit auch Materialien, die knochenähnliche Eigenschaften haben, an das Implantat angekoppelt werden können und einen Einfluss auf dessen Schwingverhalten hat. Dennoch darf auf Folgen der Miniaturisierung und der Gewichtsreduzierung die Stabilität des Implantats nicht vermindert werden, da es sonst passieren könnte, dass es nach mehreren Schwingprozessen brechen könnte.

Weiterhin sollten Versuchsreihen mit anderen Aktorsystemen gemacht werden. So bietet sich eine Anregung mit Hilfe eines induktiven Magnetfeldes an. Die Anregung des Gehäuses mit Hilfe des Magnetfeldes könnte mit einer Magnetkugel, wie in [18] oder wie in den Studien von

Ewald [16] mit einem mechano-akustischen oder piezo-akustischen System umgesetzt werden.

In zukünftigen Messanordnungen zur Schwingungsanalyse könnte ein Sensor in den angekoppelten Materialien eingesetzt werden. Dies könnte zeigen, ob auch an dieser Position Schwingungen bzw. -änderungen gemessen werden können und wäre somit eine gute Ergänzung zum ferromagnetischen Aktorsystemen. Zudem könnte man zeigen, dass der Einbau einer Sensorik im Implantat nicht notwendig sein könnte.

In Zukunft könnte auch die Anschaffung eines Laservibrometers, als Erweiterung des Messaufbaus in Betracht gezogen werden. Dies wäre eine ergänzende Messmethode zu den Beschleunigungssensoren und könnte als Eichkurve dienen. Zudem könnte man den Messaufbau und die Messstrecke an sich noch weiterentwickeln. So könnte man auf die Teflonschicht bzw. an die Verankerungskonstruktion ein System angebracht werden, dass das Gehäuse und die angekoppelten Materialien in einer Linie halten. Im Laufe der Arbeit wurde festgestellt, dass es sich teilweise als schwierig gestaltete die Messordnung linear zu halten. Es kam manchmal zu Verschiebungen bis komplette Zerstörung der linearen Messanordnungen aufgrund von ungeraden Flächen der Dämpfungsschichten. Jedoch sollte das System leicht und am besten wenig schwingfähig sein, da es sonst Einfluss auf die Messungen hat.

Ein weiterer Ansatz für zukünftige Arbeiten, wäre eine Gestaltung einer Software basierten Simulation der Schwingungsanalyse der vorhandenen Messstrecke. Dazu könnte man die Software Ansys SpaceClaim zur Konstruktion der Messstrecke (schon vorhanden) und der zukünftig entwickelten Implantatgehäuse nutzen. Danach könnte man mit Ansys Mechanical die Eigenfrequenzen des Gehäuses und der Messstrecke simulieren und in einer Excel-Datei speichern. Diese Excel-Datei könnte mit Hilfe eines Matlab-Skripts ausgelesen und zur Berechnung des Schwingverhaltens des Implantats mit unterschiedlich angekoppelten Materialien verwendet werden. Zudem könnte das Skript eine detaillierte Analyse der Signale machen. Im Rahmen dieser Arbeit wurde bereits ein Skript entwickelt, dass Signale mit Hilfe einer FFT auf ihr Frequenzspektrum untersuchen kann. Jedoch läuft dieses noch nicht optimal für die aufgenommenen Messdaten, weshalb dieses in Zukunft verbessert werden könnte.

6. Zusammenfassung

In der AG Biomateriallabor ein Projekt gestartet, das sich mit der Schwingungsanalyse zur Beurteilung der Osseointegration von Implantaten beschäftigt. Dazu wurde zunächst eine Bachelorarbeit [19] in Kooperation mit dem Fraunhofer Institut ENAS Chemnitz gemacht. Darauf aufbauend wurde im Labor der AG im Rahmen einer eigenen Arbeit [20] eine Messtrecke konzipiert und realisiert. Zudem wurde ein stabiles und schweres Implantatgehäuse entwickelt, das mit Hilfe eines Piezoaktors zum Schwingen gebracht wurde. Die Resonanzfrequenzen wurden dann mit einem Beschleunigungssensor gemessen und mit einem USB-Oszilloskop aufgezeichnet. Mit der selbst entwickelten Messtrecke konnte zusätzlich an Gehäuse Materialblöcke (Stahl, Kunstholz, Kunstknochen) angekoppelt werden, die Knochengewebe simulieren sollten. Doch durch die schwere und kompakte Bauweise des Gehäuses konnte nur eine Veränderung des Schwingungsverhalten mit angekoppelten Stahlblöcken beobachtet werden. Zusätzlich konnte das Gehäuse mit angekoppelten Materialien mit reproduzierbaren Einspannkräften in der Messstrecke verspannt werden.

Diese Messtrecke wurde als Grundlage der vorliegenden Arbeit genommen und sollte im Rahmen dieser verbessert werden. Dazu sollte zu einem ein neues Gehäusemodell konzipiert und realisiert werden. Das neuentwickelte Gehäuse sollte im Gegensatz zu seinem Vorgänger vor allem im Gewicht reduziert werden, damit leichter angekoppelte Materialien eine Auswirkung auf das Schwingverhalten des Gehäuses hätten. Außerdem sollte ein neues Aktorsystem zur Schwingungsanregung getestet und mit dem Piezoaktor verglichen werden. Des Weiteren sollte ein Auswertungsprogramm in Matlab realisiert werden, dass das Aktor- und Beschleunigungssensorsignal mit Hilfe einer FFT auf ihre Frequenzspektrum untersucht.

Im Rahmen der Arbeit wurde ein neues Implantatgehäuse entwickelt, das um 36,4 g leichter war als sein Vorgängermodell. Durch die starke Gewichtsreduzierung konnte auch ein verändertes Schwingverhalten bei leichter angekoppelten Materialblöcken beobachtet werden. Zudem wurde ein Unwuchtmotor als neues Aktorsystem für Schwingungsanregung des neuentwickelten Gehäusemodells getestet. Doch im Vergleich zum Piezoaktor ist das Größe-Leistungs-Verhältnis wesentlich schlechter. So gab der Piezoaktor Spannungen im Volt-Bereich und der Unwuchtmotor nur in mV-Bereich aus. Jedoch konnten auch mit dem Unwuchtmotor Veränderungen der Spannung, je nach angekoppeltem Material gemessen werden. Als letztes wurde eine Software in Matlab implementiert, dass die aufgenommenen Daten einliest und die Signale mit Hilfe einer FFT auf ihre Frequenzspektrum analysiert. Jedoch lief das Programm nicht optimal für die aufgenommenen Messdaten, was aber aufgrund der Zeit im Rahmen dieser Arbeit nicht behoben werden konnte.

Diese Arbeit soll mit als Grundlage für weitere Messungen und Verbesserungen für die Evaluierung der Schwingungsanalyse zur Beurteilung der Osseointegration von Implantaten dienen und vorantreiben.

7. Literaturverzeichnis

1. Voigt, S. and Schneider, G. (2009): Das Jenaer Schädelmodell. *BioNanoMaterials* 10(3/4), P151.
2. Pagliani, L., Sennerby, L., Petersson, A., Verrocchi, D., Volpe, S. and Andersson, P. (2013): The relationship between resonance frequency analysis (RFA) and lateral displacement of dental implants: an in vitro study. *J. Oral Rehabil.* 40(3), 221-227.
3. Brizuela-Velasco, A., Alvarez-Arenal, A., Javier Gil-Mur, F., Herrero-Climent, M., Chavarri-Prado, D., Chento-Valiente, Y. and Dieguez-Pereira, M. (2015): Relationship Between Insertion Torque and Resonance Frequency Measurements, Performed by Resonance Frequency Analysis, in *Micromobility of Dental Implants: An In Vitro Study.* *Implant Dentistry* 24(5), 607-611.
4. Sennerby, L. and Meredith, N. (2008): Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontol.* 2000 47, 51-66.
5. <https://www.osstell.com/de/products/>, 2021-03-11.2021
6. <http://www.med-gulden.com/periostestverfahren.php>, 04.07.2019.
7. www.med-gulden.com/
8. <https://www.technik-zum-menschen-bringen.de/projekte/inhuepro>, 04.07.2019.
9. Jettkant, B. and Dambrowski, U. (2013): Intelligente Hüftprothese - Entwicklung eines Systems zur Überwachung der knöchernen Integration bei Hüftprothesen (INHUEPRO), in *BMBF-Forschungsbericht. Bundesministerium für Bildung und Forschung.* p. 1-151.
10. Sauer, S., Fischer, W.-J. and Marschner, U. (2013): Intelligente Hüftprothese - Entwicklung eines Systems zur Überwachung der knöchernen Integration bei Hüftprothesen (INHUEPRO), *BMBF-Verbundprojekt INHUEPRO, Teilvorhaben: Entwicklung eines Verfahrens zur direkten mechanischen Anregung von Hüftprothesen (BMBF-Verbundprojekt: Intelligente Hüftprothese INHUEPRO im Rahmenprogramm Mikrosysteme, Intelligente Implantate), TU Dresden, Institut für Halbleiter- und Mikrosystemtechnik (IHM) Dresden.*
11. Grätz, H. (2013): Intelligente Hüftprothese - Entwicklung eines Systems zur Überwachung der knöchernen Integration bei Hüftprothesen (INHUEPRO), *BMBF-Verbundprojekt INHUEPRO, Schlußbericht zum Teilvorhaben: Entwicklung einer integrierten Schaltung (ASIC) zur Erfassung von Schwingungen (BMBF-Verbundprojekt: Intelligente Hüftprothese INHUEPRO im Rahmenprogramm Mikrosysteme, Intelligente Implantate), Fraunhofer IPMS: Dresden.*
12. Arami, A., Delaloye, J.R., Rouhani, H., Jolles, B.M. and Aminian, K. (2018): Knee Implant Loosening Detection: A Vibration Analysis Investigation. *Ann. Biomed. Eng.* 46(1), 97-107.
13. Goossens, Q., Vancleef, S., Leuridan, S., Pastrav, L.C., Mulier, M., Desmet, W., Vander Sloten, J. and Denis, K. (2020): The Use of a Vibro-Acoustic Based Method to Determine the Composite Material Properties of a Replicate Clavicle Bone Model. *Journal of Functional Biomaterials* 11(4), Article 69.
14. Leuridan, S., Goossens, Q., Sloten, T.V., De Landsheer, K., Delpont, H., Pastrav, L., Denis, K., Desmet, W. and Sloten, J.V. (2017): Vibration-based fixation assessment of tibial knee implants: A combined in vitro and in silico feasibility study. *Med. Eng. Phys.* 49, 109-120.

15. Clasbrummel, B., Jettkant, B., DeLuca, N., Muhr, G. and Möllenhoff, G. (2007): Endoprothesenlockerungen. *Trauma Berufskrankh* 9(2), 84-87.
16. Ewald, H., Ruther, C., Mittelmeier, W., Bader, R. and Kluess, D. (2011): *Ein neuartiges akustisches Sensorsystem für die in-vivo-Diagnose der Lockerung von Hüftendoprothesen.* in *DGZfP-Jahrestagung 2011*. Bremen: Deutsche Gesellschaft für Zerstörungsfreie Prüfung e.V.
17. Hayashi, M., Kobayashi, C., Ogata, H., Yamaoka, M. and Ogiso, B. (2010): A no-contact vibration device for measuring implant stability. *Clin. Oral Implant. Res.* 21(9), 931-936.
18. Ruther, C., Gabler, C., Ewald, H., Ellenrieder, M., Haenle, M., Lindner, T., Mittelmeier, W., Bader, R. and Kluess, D. (2014): In Vivo Monitoring of Implant Osseointegration in a Rabbit Model Using Acoustic Sound Analysis. *J. Orthop. Res.* 32(4), 606-612.
19. Berger, S. (2019): Entwicklung und Testung einer Messvorrichtung für Schwingungsmessungen zur Evaluierung der Osseointegration von Implantaten. Fraunhofer ENAS.
20. Schwung, J. (2019): Entwicklung, Aufbau und Testung einer Messvorrichtung für Schwingungsmessungen zur Evaluierung der Osseointegration von Implantaten, EAH Jena
21. G. Aumüller, G. Aust, J. Engele, J. Kirsch, G. Maio, A. Mayerhofer, S. Mense, D. Reißig, J. Salvetter, W. Schmidt, F. Schmitz, E. Schulte, K. Spanel-Borowski, G. Wennemuth, W. Wolff, L. J. Wurzinger and Zilch, H.-G. (2014): *Anatomie Duale Reihe*. Thieme Verlag, 3. Auflage
22. Biberthaler, P. and van Griensven, M., eds. *Knochendefekte und Pseudarthrosen*. Series (2017): *Knochendefekte und Pseudarthrosen*. Springer: Berlin Heidelberg.
23. Junqueira, L.C., Carneiro, J., Schiebler, T.H. and Peiper, U. (2013): *Histologie: Lehrbuch der Cytologie, Histologie und mikroskopischen Anatomie des Menschen. Unter Berücksichtigung der Histophysiologie. Nach der amerikanischen Ausgabe von L. C. Junqueira und J. Carneiro. Übersetzt, überarbeitet und ergänzt von T. H. Schiebler und U. Peiper*. Springer, Berlin Heidelberg.
24. Lippert, H. (1993): *Lehrbuch Anatomie*. Urban & Schwarzenberg, 3. Auflage
25. <https://flexikon.doccheck.com/de/Knochen13.08.2019>
26. Schubert E.C. and M., v.G. (2017): *Knochendefekte und Pseudarthrosen* Springer.
27. Albrektsson, T. and Wennerberg, A. (2005): The impact of oral implants-past and future, 1966-2042. *J Can Dent Assoc.* 71(5), 327.
28. Albrektsson, T., Branemark, P.I., Hansson, H.A. and Lindstrom, J. (1981): OSSEOINTEGRATED TITANIUM IMPLANTS - REQUIREMENTS FOR ENSURING A LONG-LASTING, DIRECT BONE-TO-IMPLANT ANCHORAGE IN MAN. *Acta Orthop. Scand.* 52(2), 155-170.
29. Mavrogenis, A.F., Dimitriou, R., Parvizi, J. and Babis, G.C. (2009): Biology of implant osseointegration. *J. Musculoskelet. Neuronal Interact.* 9(2), 61-71.
30. Parithimarkalaignan, S. and Padmanabhan, T.V. (2013): Osseointegration: An update. *J Indian Prosthodont Soc.*, 2-6.
31. Tanaka, K., Sailer, I., Iwama, R., Yamauchi, K., Nogami, S., Yoda, N. and Takahashi, T. (2018): Relationship between cortical bone thickness and implant stability at the time of surgery and secondary stability after osseointegration measured using resonance frequency analysis. *J Periodontal Implan* 48(6), 360-372.
32. <https://abutments4life.de/one-abutment-the-1st-time-de/isq/>

33. Wintermantel, E. and Ha, S.-W. (2009): Medizintechnik: Life Science Engineering. Interdisziplinarität, Biokompatibilität, Technologien, Implantate, Diagnostik, Werkstoffe, Zertifizierung, Business. . 5. ed. Springer, Berlin [u.a.].
34. Ratner, B.D., Hoffman, A.S., Schoen, F.J. and Lemons, J.E., eds. Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine (3rd ed.). 3 ed. Series (2012): Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine (3rd ed.). Academic Press / Elsevier: Amsterdam. 1573.
35. Pearce, A.I., Richards, R.G., Milz, S., Schneider, E. and Pearce, S.G. (2007): Animal models for implant biomaterial research in bone: A review. Eur. Cells Mater. 13, 1-10.
36. Sul, Y.T., Jonsson, J., Yoon, G.S. and Johansson, C. (2009): Resonance frequency measurements in vivo and related surface properties of magnesium-incorporated, micropatterned and magnesium-incorporated TiUnite((R)), Osseotite((R)), SLA((R)) and TiOblast((R)) implants. Clin. Oral Implant. Res. 20(10), 1146-1155.
37. Al-Nawas, B., Groetz, K.A., Goetz, H., Duschner, H. and Wagner, W. (2008): Comparative histomorphometry and resonance frequency analysis of implants with moderately rough surfaces in a loaded animal model. Clin. Oral Implant. Res. 19(1), 1-8.
38. S. Kolling, H.S. (2013): Technische Schwingungslehre. Skriptum zur Vorlesung, TH Mittelhessen.
39. <https://de.wikipedia.org/wiki/D%C3%A4mpfung#:~:text=Als%20D%C3%A4mpfung%20bezeichnet%20man%20die,B>
40. Ginacoli, D.C. (2010): Physik: Lehr- und Übungsbuch. Vol. Vol. 4023. Pearson Deutschland GmbH.
41. Janocha, H., ed. Aktoren: Grundlagen und Anwendungen. Series (2013): Aktoren: Grundlagen und Anwendungen. Springer: Berlin Heidelberg
42. Czichos, H. (2019): Mechatronik: Grundlagen und Anwendungen technischer Systeme. Vieweg+Teubner Wiesbaden.
43. Mounier, S. (2004): Entwicklung einer realitätsnahen Krafrückkopplung bei fluidisch betriebenen Handprothesen (Forschungszentrum Karlsruhe - Wissenschaftliche Berichte - FZKA 7004; Fak. f. Maschinenbau, Diss. v. 13.2.2004), Universität Karlsruhe
44. <https://www.educentral.de/Lautsprecher-und-Mikrofon-Praesentation>
45. <https://de.wikipedia.org/wiki/Unwuchtmotor>
46. <https://de.wikipedia.org/wiki/Sensor>
47. Martin, J.C. (2004): Ein Beitrag zur Integration von Sensoren in eine anthropomorphe künstliche Hand mit flexiblen Fluidaktoren, Universität Karlsruhe
48. Bumiller, H., Burgmaier, M., Eichler, W., Feustel, B., Käppel, T., Klee, W., Manderla, J., Recihmann, O., Schwarz, J., Tkotz, K., Winter, U. and Ziegler, K. (2014): Fachkunde Elektrotechnik. 29. Auflage ed. Verlag Europa-Lehrmittel, Haan-Gruiten.
49. http://www.chemgapedia.de/vsengine/vlu/vsc/de/ch/11/cmt/sensoren/vlus/beschleunigungs_mess.vlu/Page/vsc/de/ch/11/cmt/sensoren/beschleunigung/mech_beschleunigung.vscml.html
50. <http://www.chemgapedia.de/vsengine/vlu/vsc/de/ch/11/cmt/sensoren/vlus/beschleuni>

gungs_mess.vlu/Page/vsc/de/ch/11/cmt/sensoren/beschleunigung/kapazitive_beschleunigung.vscml.html

51. <https://de.wikipedia.org/wiki/Vibrometer>
52. <https://www.optomet.com/de/technologie/messprinzip/>
53. Tinoco, H.A., Cardona, C.I., Pena, F.M., Gomez, J.P., Roldan-Restrepo, S.I., Velasco-Mejia, M.A. and Barco, D.R. (2019): Evaluation of a Piezo-Actuated Sensor for Monitoring Elastic Variations of Its Support with Impedance-Based Measurements. *Sensors-Basel* 19(1), (ArticleNr_184).
54. Kotiya, A., Bance, M., Leadbetter, J., Brown, J. and Adamson, R. (2016): Functional Testing of Subcutaneous Piezoelectrically Actuated Hearing Aid: Comparison With BAHA and Potential for Treating Single-sided Deafness. *Otol. Neurotol.* 37(6), 753-760.
55. Osstell (2019): When to load an implant?, in *The implant stability ebook.*, ebook.
56. Bucher, A. (2014): Resonante Konverter höherer Ordnung für die kontaktlose induktive Energieübertragung. Doktorarbeit, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg
57. Zhang, X., Neart, I., Van Schoonhoven, D. and Duyack, J. (2012): Direct High-Frequency Stimulation of Peri-Implant Rabbit Bone: A Pilot Study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 14(4), 558-564.
58. Pattijn, V., Jaecques, S.V.N., De Smet, E., Muraru, L., Van Lierde, C., Van der Perre, G., Naert, I. and Sloten, J.V. (2007): Resonance frequency analysis of implants in the guinea pig model: Influence of boundary conditions and orientation of the transducer. *Med. Eng. Phys.* 29(2), 182-190.
59. Kilkenny, C., Parsons, N., Kadyszewski, E., Festing, M.F.W., Cuthill, I.C., Fry, D., Hutton, J. and Altman, D.G. (2009): Survey of the Quality of Experimental Design, Statistical Analysis and Reporting of Research Using Animals. *PLoS One* 4(11), 11.
60. Tannenbaum, J. and Bennett, B.T. (2015): Russell and Burch's 3Rs Then and Now: The Need for Clarity in Definition and Purpose. *J. Amer. Assoc. Lab. Anim. Sci.* 54(2), 120-132.
61. Diebowski, S. (2014): Kombination von μ CT und Hartgewebephistologie bei der Auswertung von in-vivo Untersuchungen an Knochenersatzmaterialien für den Schädelbereich, FSU-Jena
62. Kottke, S., Linde, D., Saupe, P. and Schneider, G. (2016): Quantitative Bewertung der Osseointegration von Implantaten: „Jahresring-Algorithmus“ für die Analyse dreidimensionaler Bilddaten. *BioNanoMaterials* 17(S1), 33-34 (S04-06).
63. Müller, C., Kottke, S., Linde, D., Otto, K., Voigt, S. and Schneider, G. (2017): *2D- und 3D-Verfahren zur quantitativen Analyse der Osseointegration von Implantatmaterialien.* in *4. Jenaer μ CT-Workshop "Anwendung der μ CT in der biomedizinischen Forschung" 22.11.2017.* Jena: Universitätsklinikum Jena.
64. Stockmann, T. (2018): Visualisierung und quantitative Analyse segmentierter 3D- μ CT-Scans: Evaluierung der Osseointegration zylinderförmiger Implantate durch virtuelle Entfaltung der Kontaktfläche in zwei Dimensionen, EAH Jena
65. Nyquist, H. (1928): Certain Topics in Telegraph Transmission Theory. *Transactions of the American Institute of Electrical Engineers* 47(2), 617-644.
66. Shannon, C.E. (1998): Communication in the presence of noise (Reprinted from the *Proceedings of the IRE*, vol 37, pg 10-21, 1949). *Proc. IEEE* 86(2), 447-457.

67. Schneider, G., Blechschmidt, K., Linde, D., Litschko, P., Körbs, T. and Beleites, E. (2010): Bone regeneration with glass ceramic implants and calcium phosphate cements in a rabbit cranial defect model. *J Mater Sci Mater Med* 21(10), 2853-2859.
68. Linde, D., Diebowski, S., Greiner-Petter, C. and Schneider, G. (2012): Evaluation of bone replacement materials in a rabbit cranial defect model using micro CT and hard tissue histology. *Biomed Tech (Berl)* 57(Suppl.1), 557-560.

Anhang

Anhang A: Messkurven verschiedener Einspannkräften mit Piezoaktor

Stahl

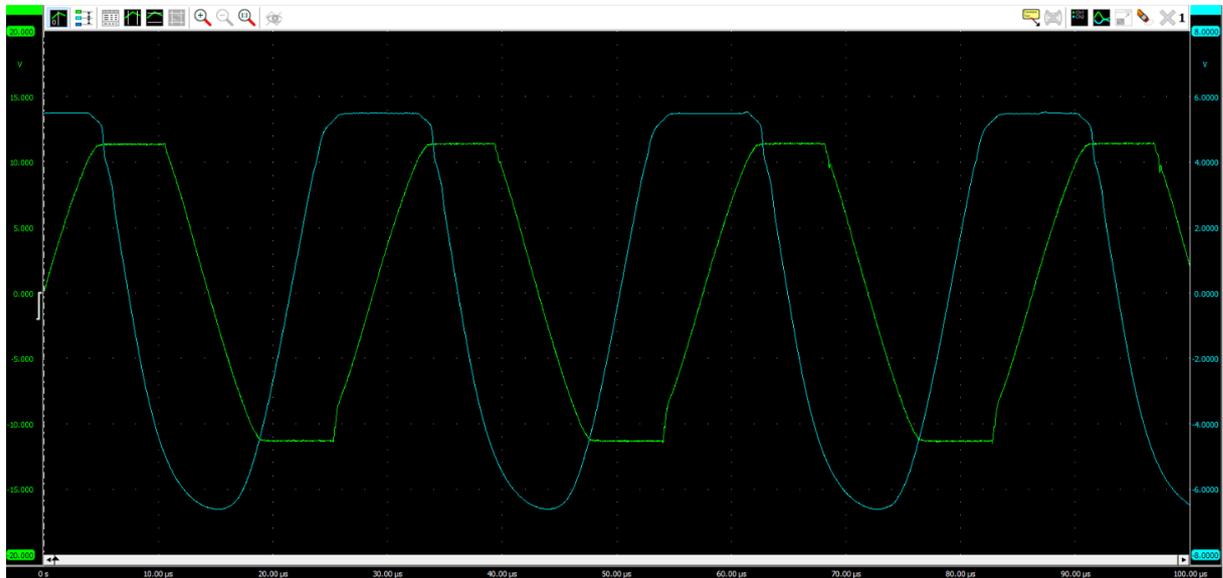


Abb. 31: Messkurve mit angekoppelten Stahlblöcken und einer Einspannkraft von 0 N

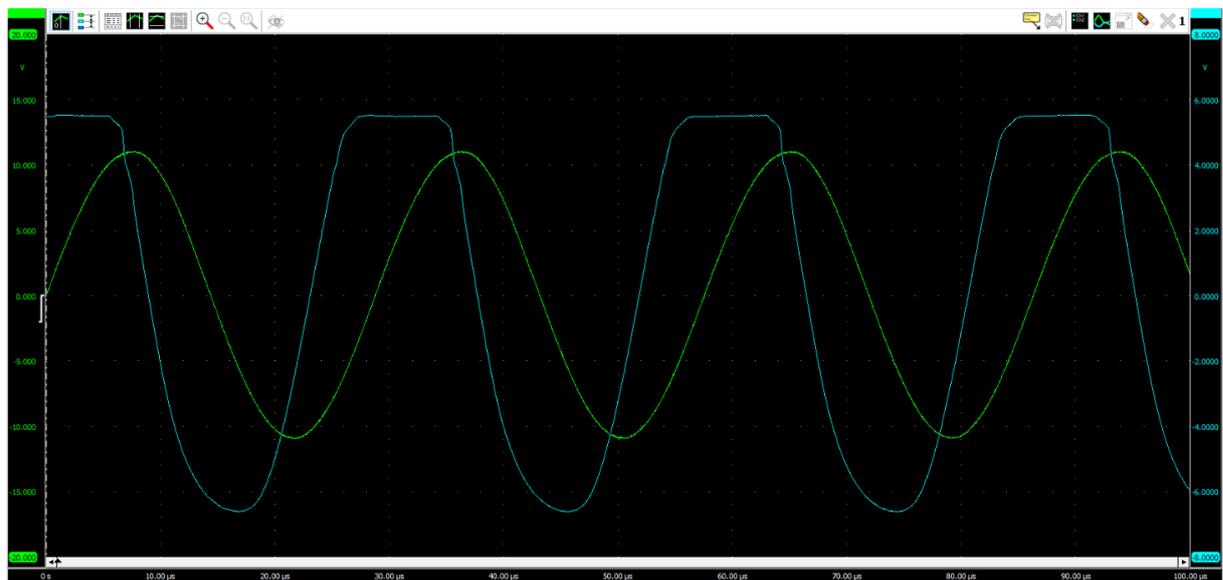


Abbildung 32: Messkurve mit angekoppelten Stahlblöcken und einer Einspannkraft von 10 N

Kunstknochen

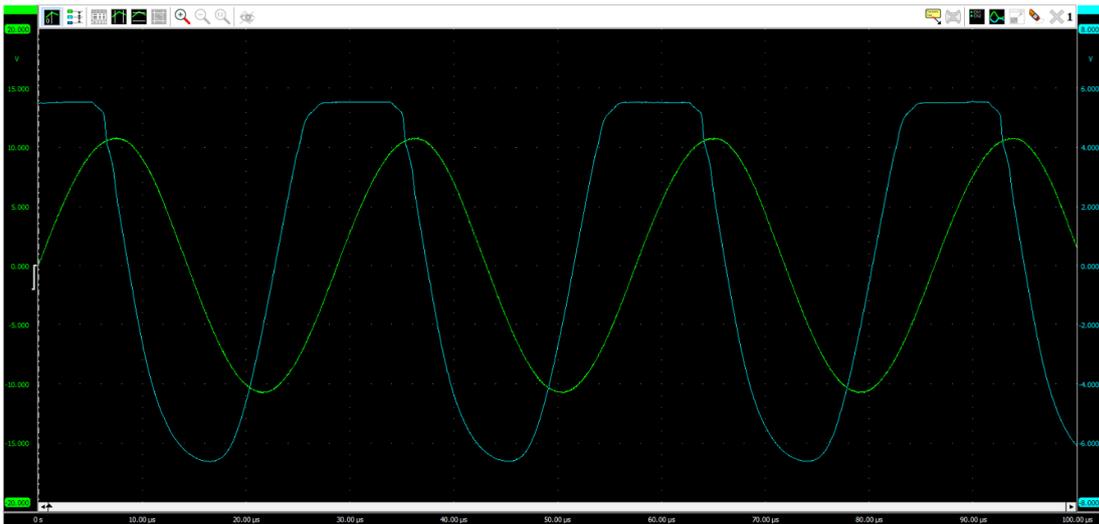


Abb. 33: Messkurve mit angekoppelten Kunstknochen und einer Einspannkraft von 0 N

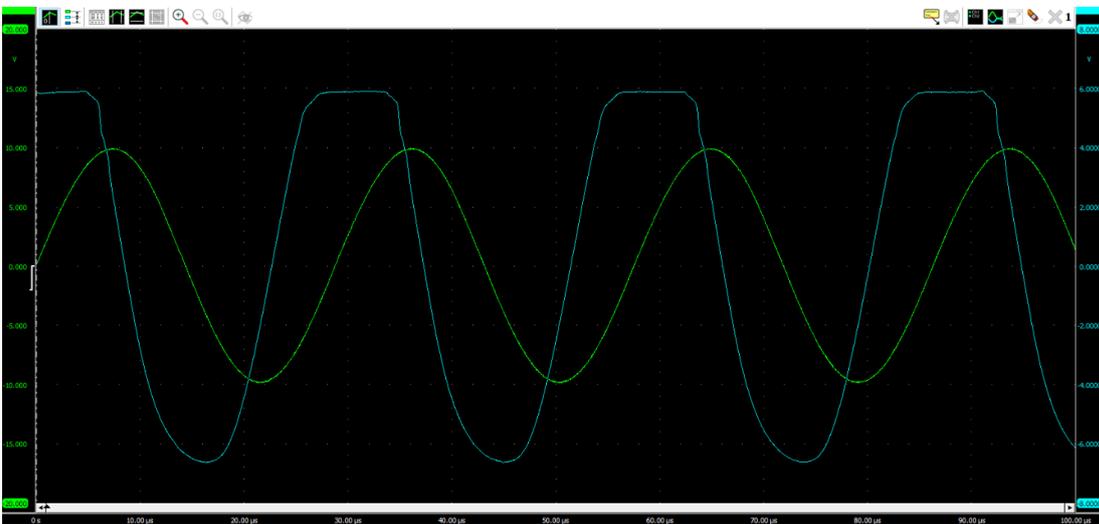


Abb. 34: Messkurve mit angekoppelten Kunstknochen und einer Einspannkraft von 10 N

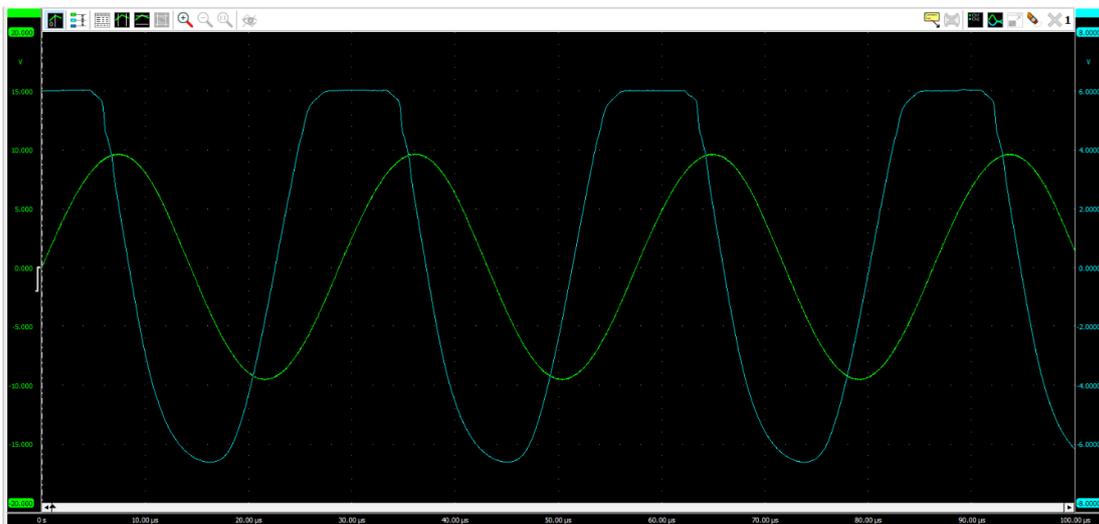


Abb. 35: Messkurve mit angekoppelten Kunstknochen und einer Einspannkraft von 20 N

Kunstholz

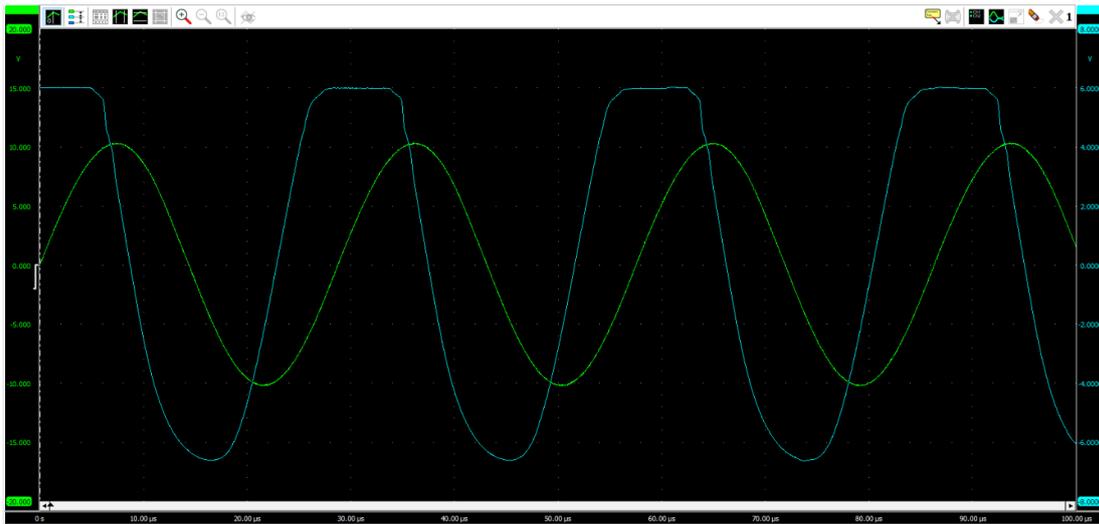


Abbildung 36: Messkurve mit angekoppelten Kunstholz und einer Einspannkraft von 0 N

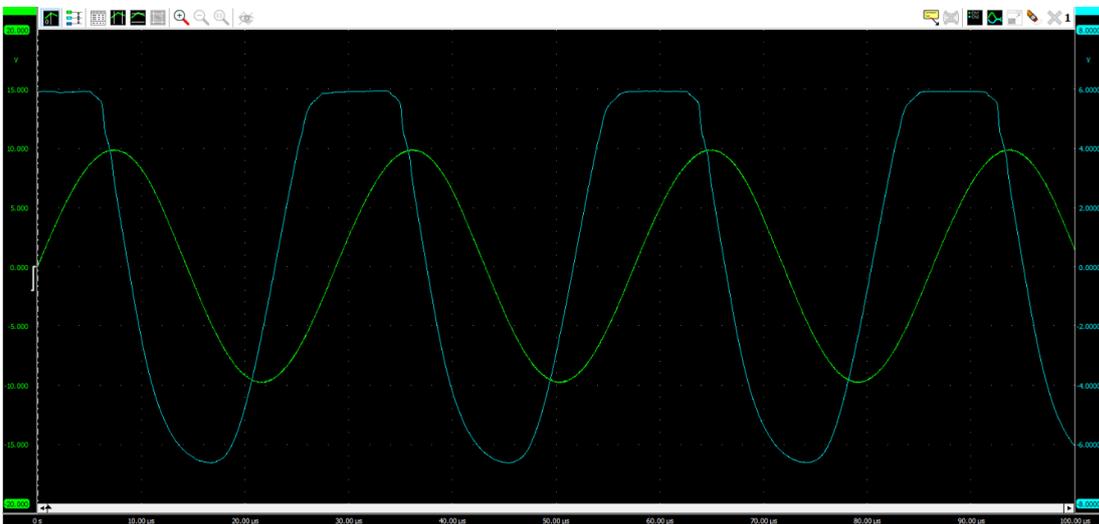


Abb. 37: Messkurve mit angekoppelten Kunstholz und einer Einspannkraft von 10 N

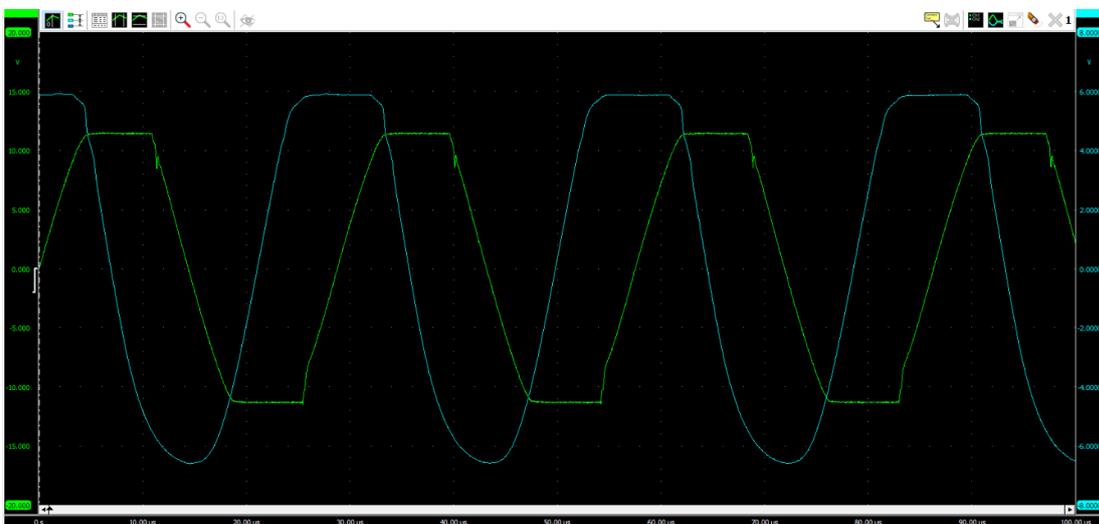


Abb. 38: Messkurve mit angekoppelten Kunstholz und einer Einspannkraft von 20 N

Anhang B: Messkurven der Entkopplungsschichten mit Piezoaktor

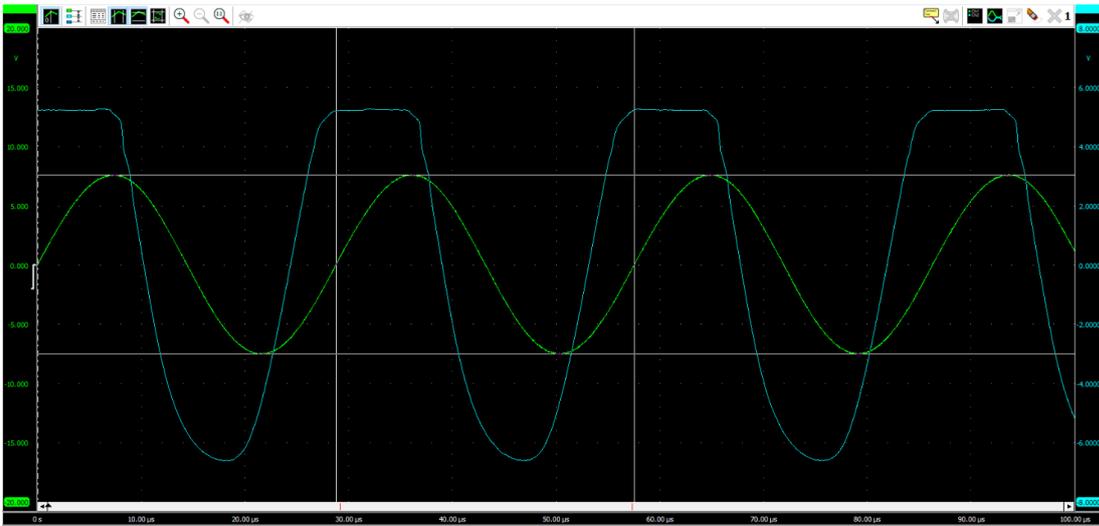


Abb. 39: Messkurve mit angekoppelten Stahlblöcken und Abdruckmasse als Entkopplungsschicht bei 20 N

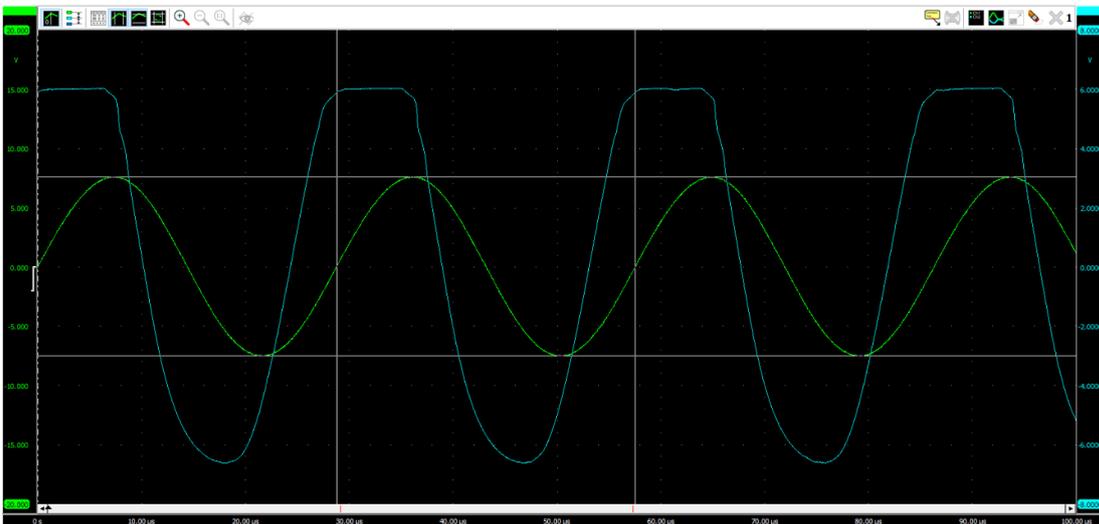


Abb. 40: Messkurve mit angekoppelten Stahlblöcken und EVAC-Schaum als Entkopplungsschicht bei 20 N

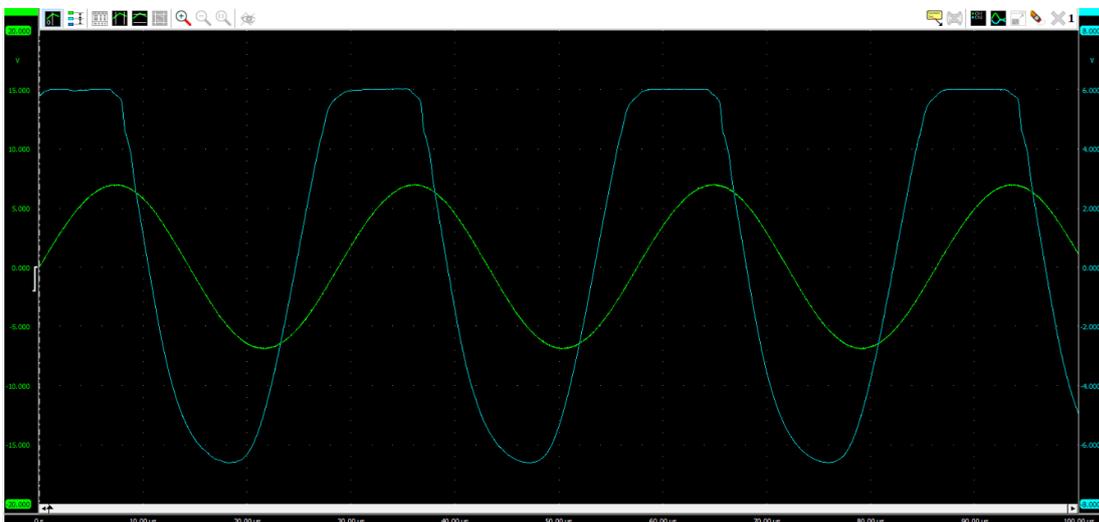


Abb. 41: Messkurve mit angekoppelten Stahlblöcken und Saugkompressore als Entkopplungsschicht bei 20 N

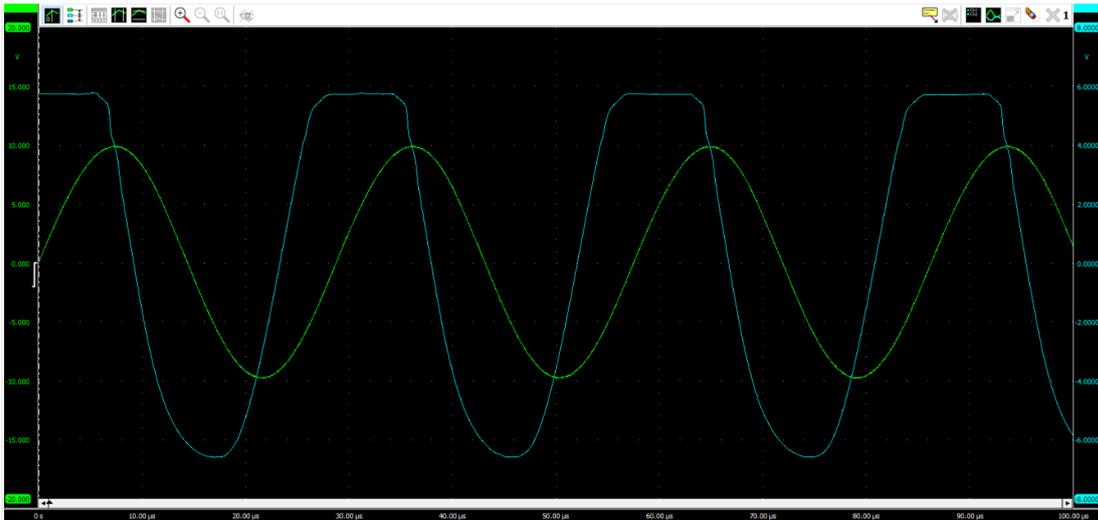


Abb. 42: Messkurve mit angekoppelten Stahlblöcken und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht bei 20 N

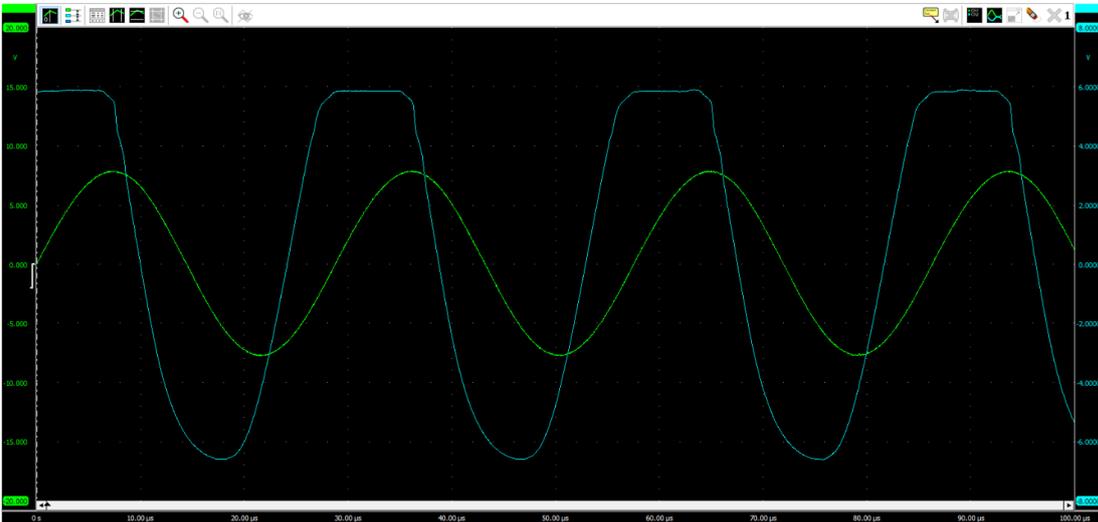


Abb. 43: Messkurve mit angekoppelten Stahlblöcken und Fahrradschlauch als Entkopplungsschicht bei 20 N

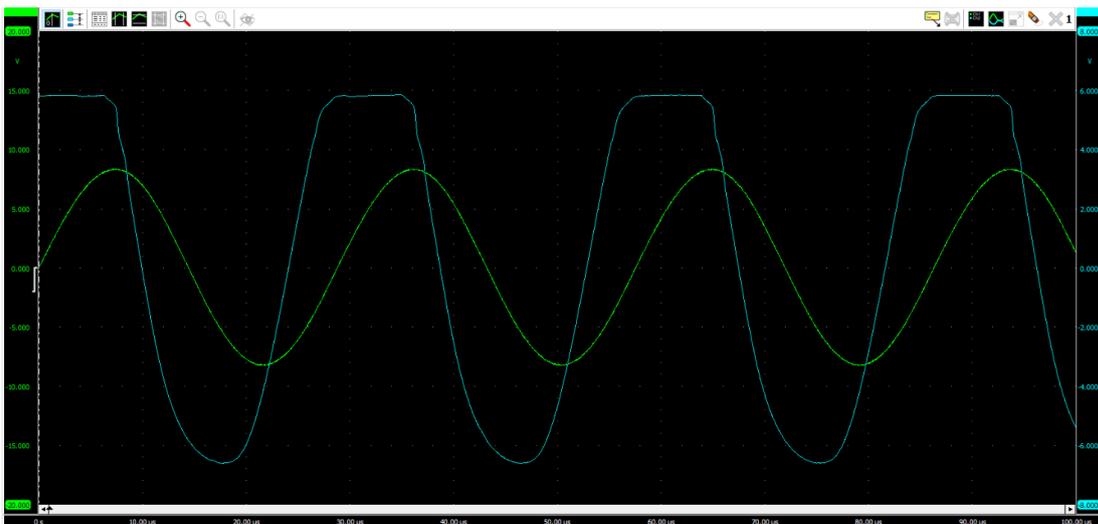


Abb. 44: Messkurve mit angekoppelten Stahlblöcken und Neck-Holder als Entkopplungsschicht bei 20 N

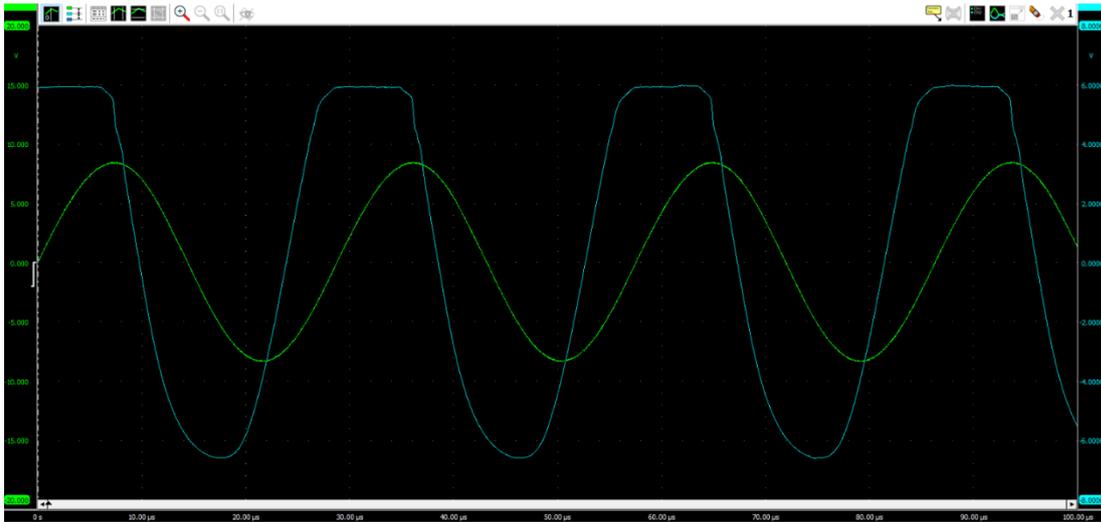


Abb. 45: Messkurve mit angekoppelten Stahlblöcken und PE-Schaum als Entkopplungsschicht bei 20 N

Anhang C: Messkurven der Dämpfungsschichten mit angekoppelten Materialblöcken und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit Piezoaktor

Stahl

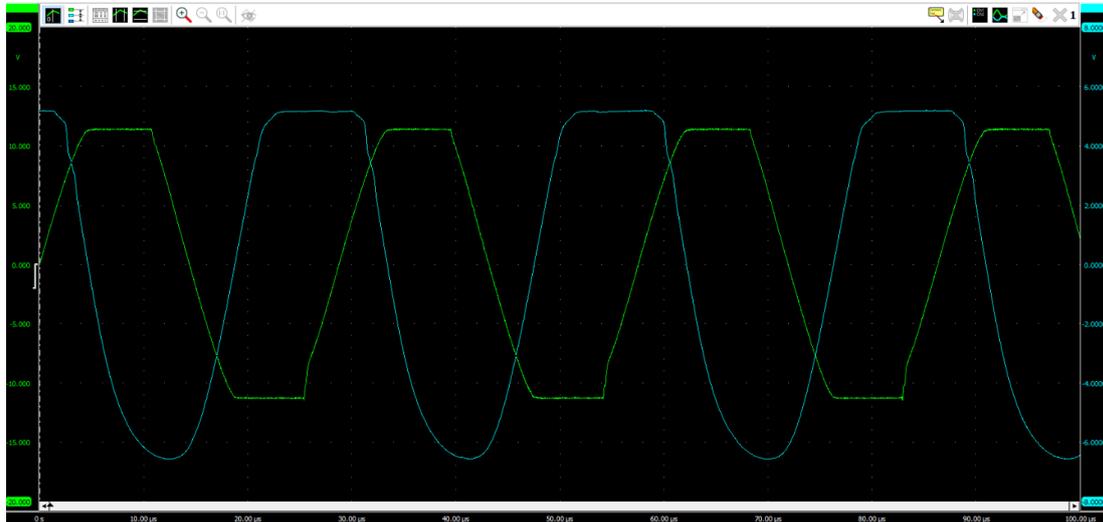


Abb. 46: Messkurve zu Stahl mit EVAC-Schaum als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

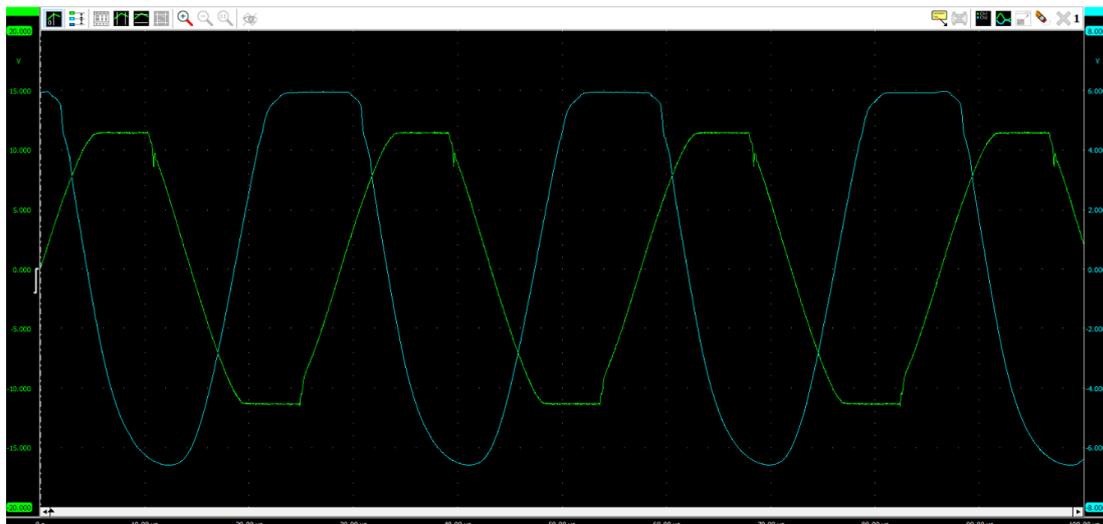


Abb. 47: Messkurve zu Stahl mit Saugkompressore als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

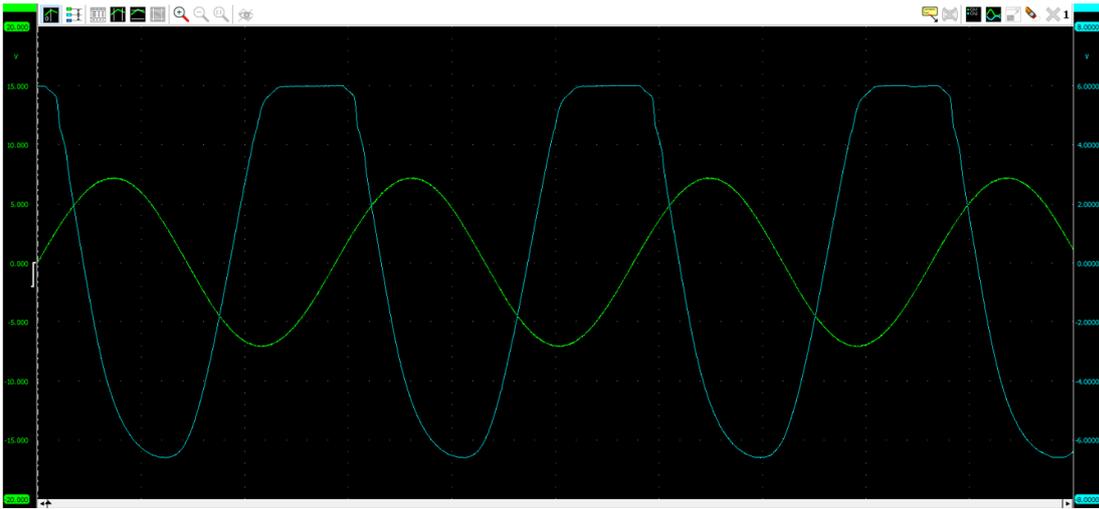


Abb. 48: Messkurve zu Stahl mit Fahrradschlauch als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

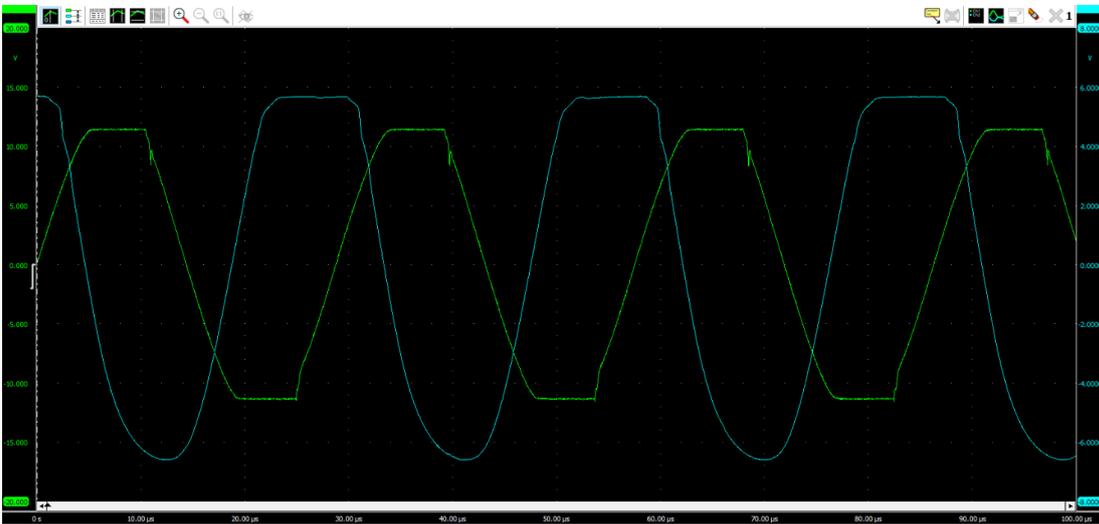


Abb. 49: Messkurve zu Stahl mit Neck-Holder als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

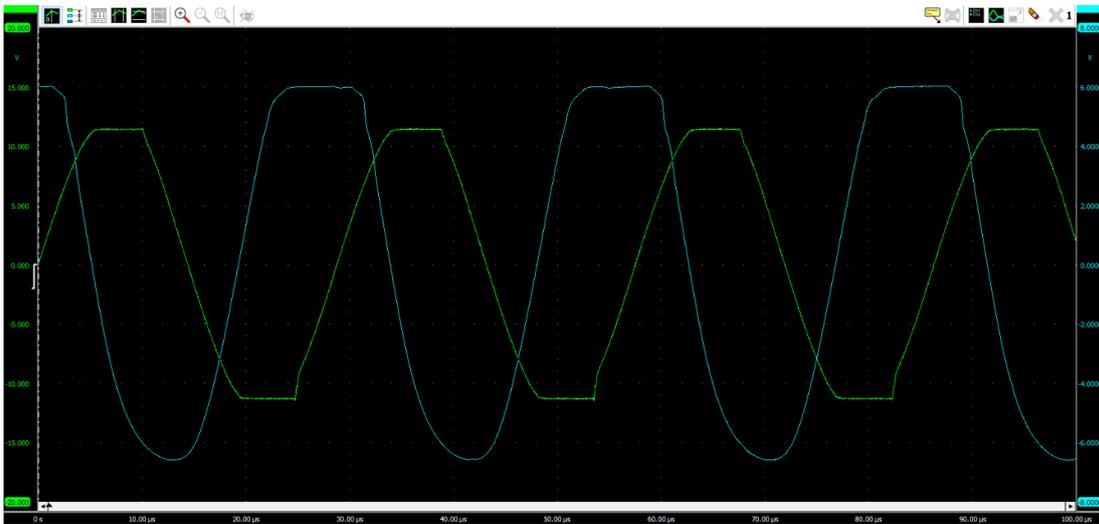


Abb. 50: Messkurve zu Stahl mit PE-Schaum als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

Kunstholz

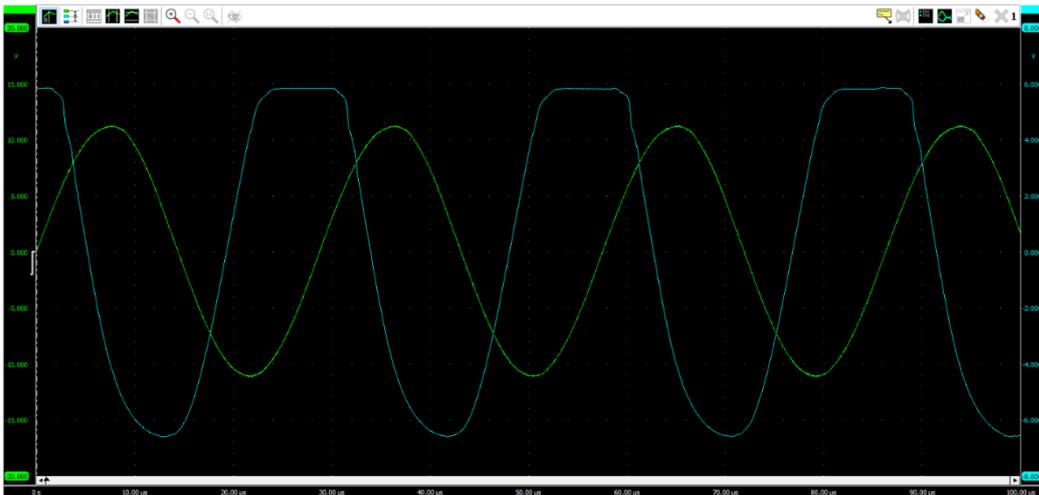


Abb. 51: Messkurve zu Kunstholz mit Abdruckmasse als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkoppungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

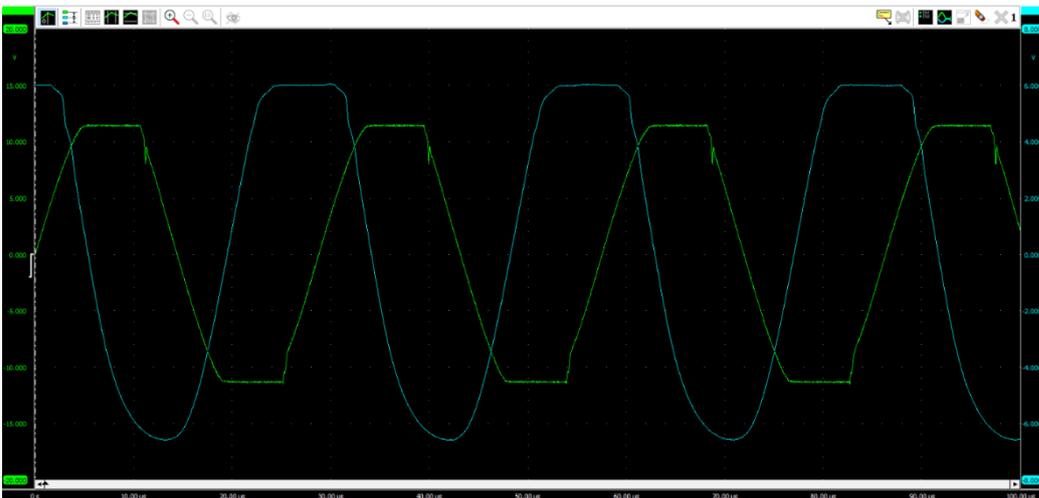


Abb. 52: Messkurve zu Kunstholz mit EVAC-Schum als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkoppungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

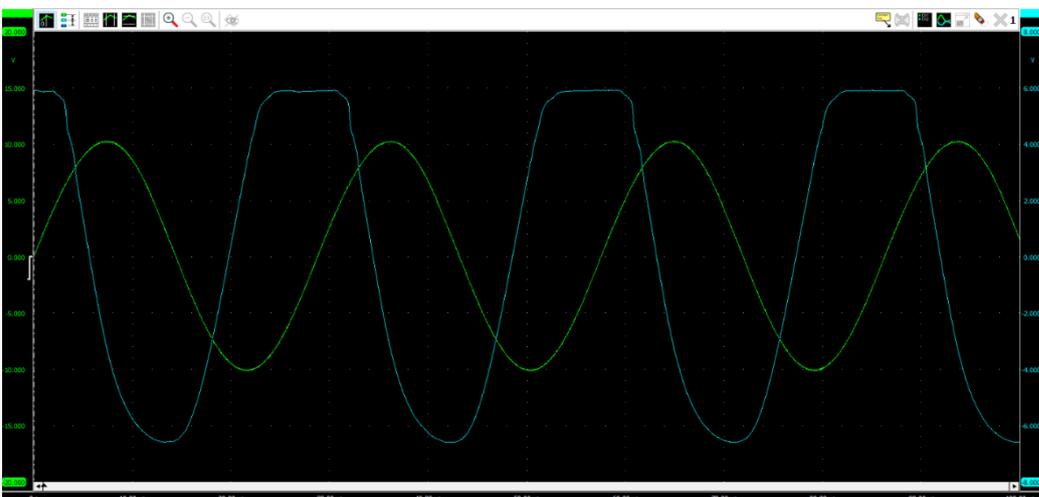


Abb. 53: Messkurve zu Kunstholz mit Saugkompre als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkoppungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

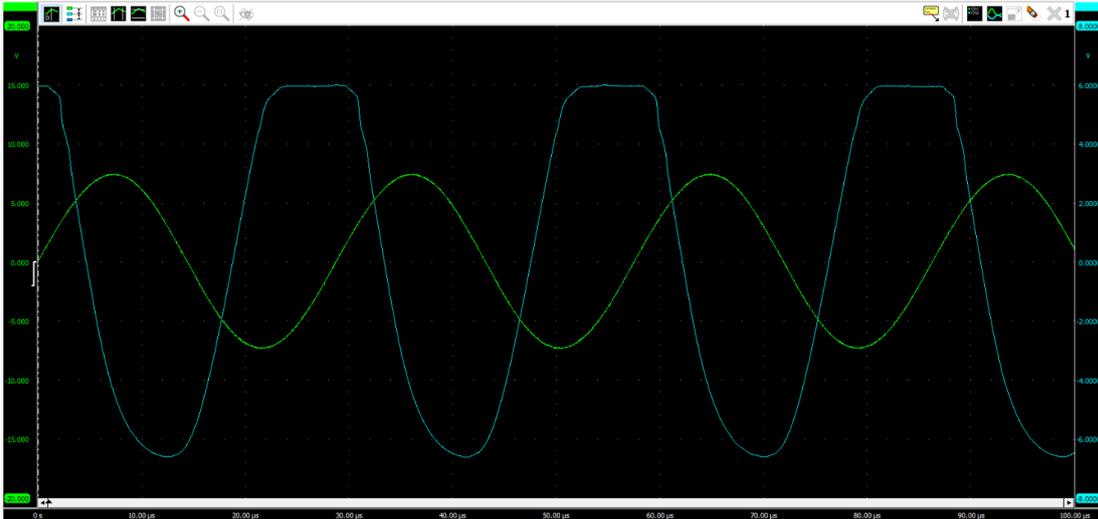


Abb. 54: Messkurve zu Kunstholz mit Fahrradschlauch als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkoppungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

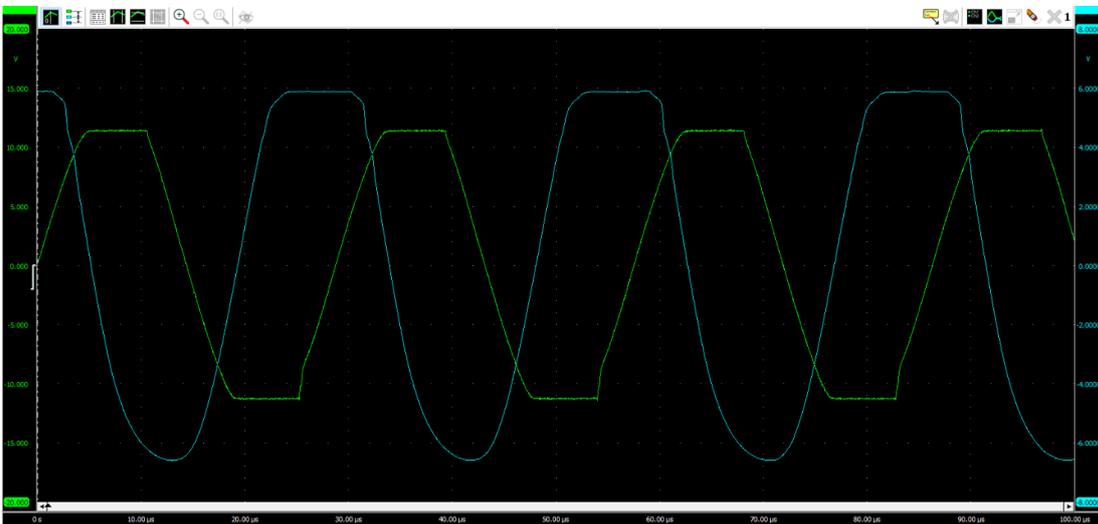


Abb. 55: Messkurve zu Kunstholz mit Neck-Holder als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkoppungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

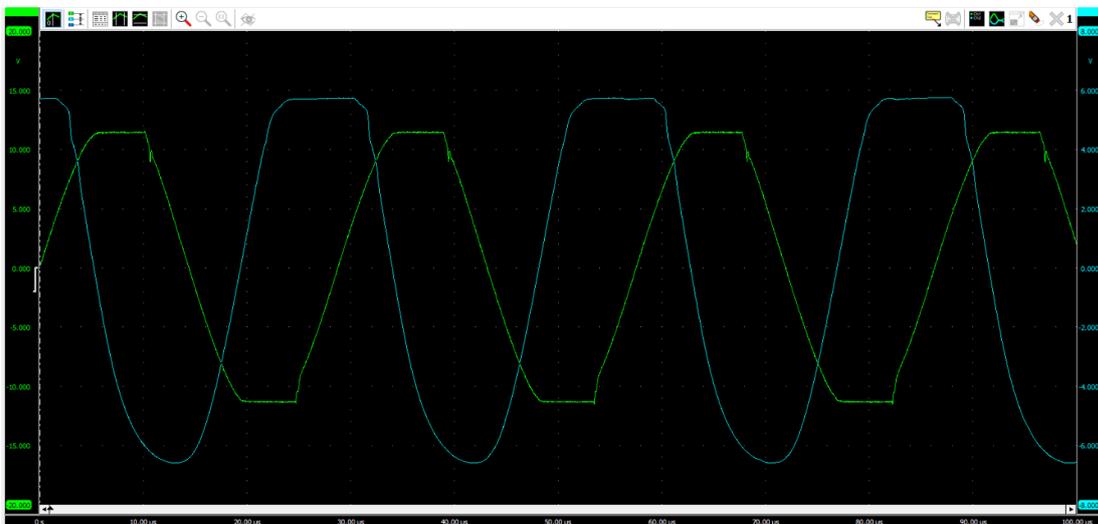


Abb. 56: Messkurve zu Kunstholz mit PE-Schaum als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkoppungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

Kunstknochen

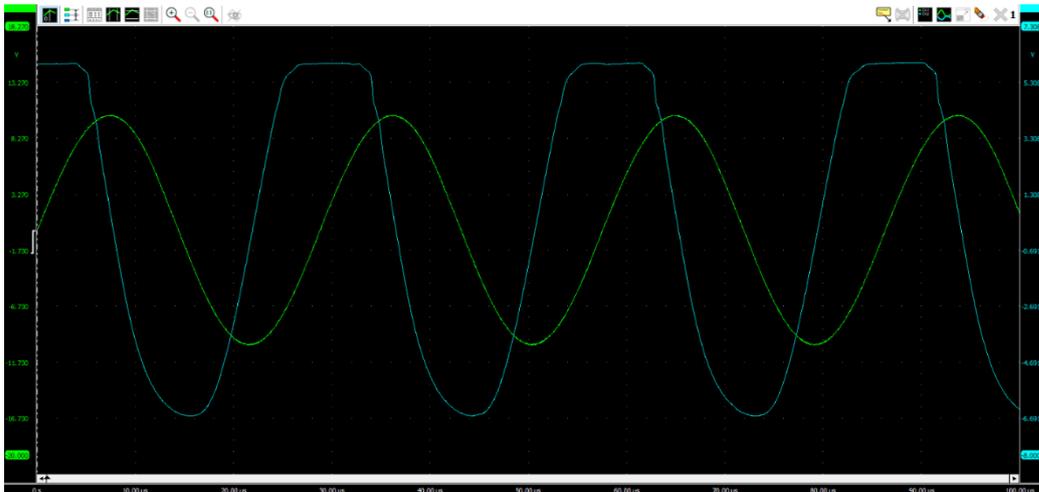


Abb. 57: Messkurve zu Kunstknochen mit Abdruckmasse als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

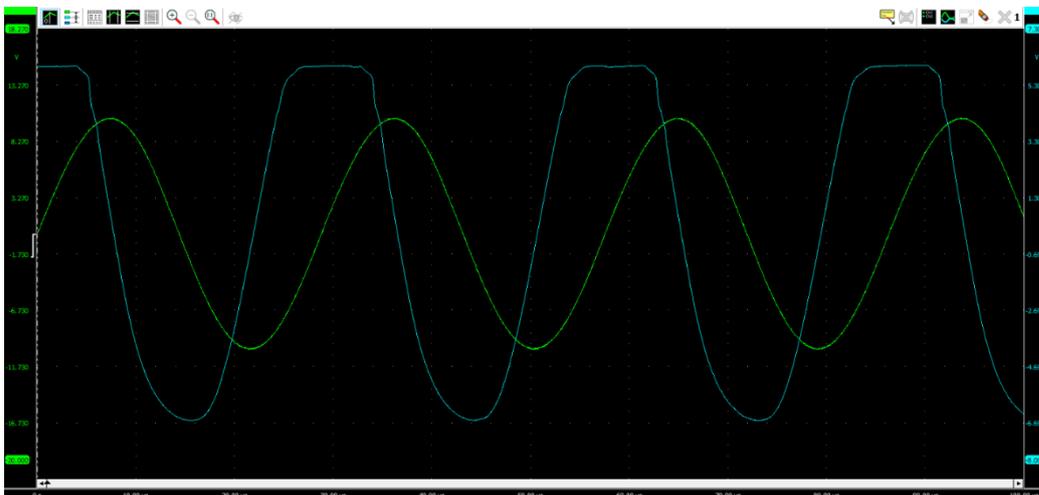


Abb. 58: Messkurve zu Kunstknochen mit EVAC-Schaum als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

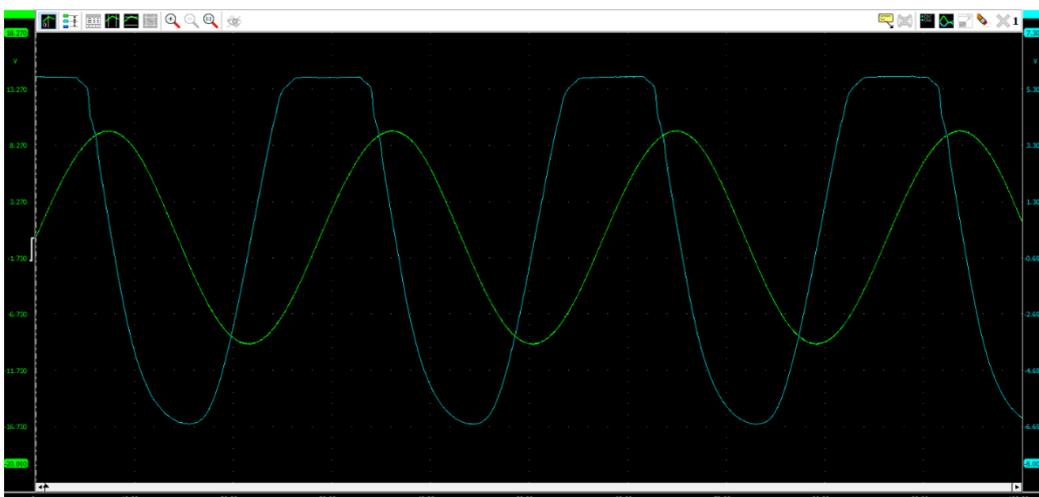


Abb. 59: Messkurve zu Kunstknochen mit Saugkompresse als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

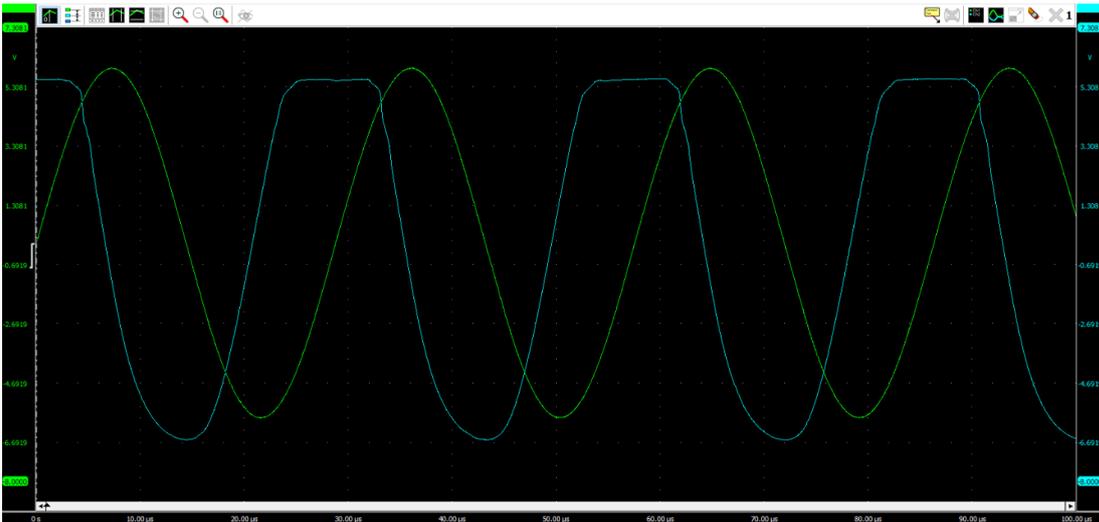


Abb. 60: Messkurve zu Kunstknochen mit Fahrradschlauch als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

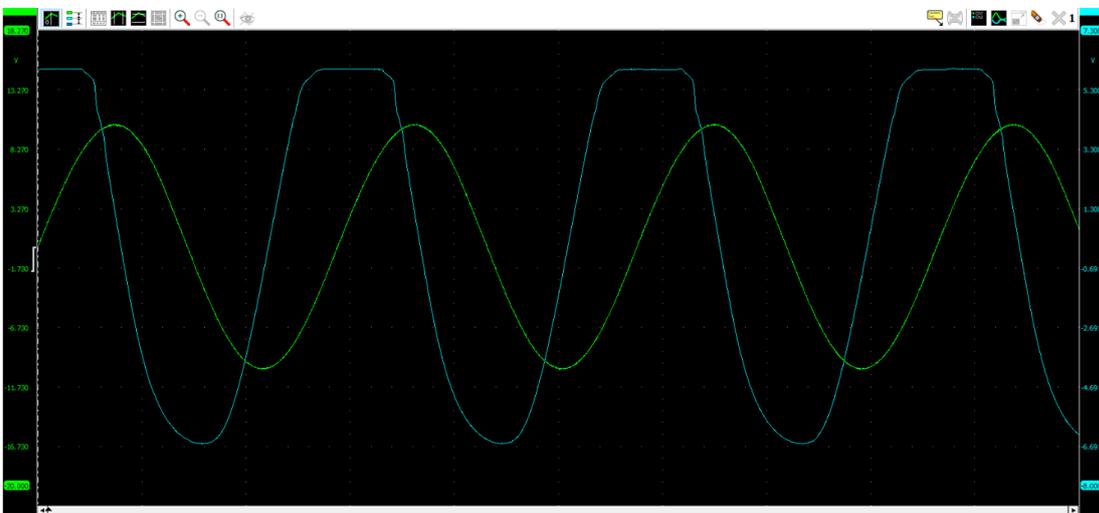


Abb. 61: Messkurve zu Kunstknochen mit Neck-Holder als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

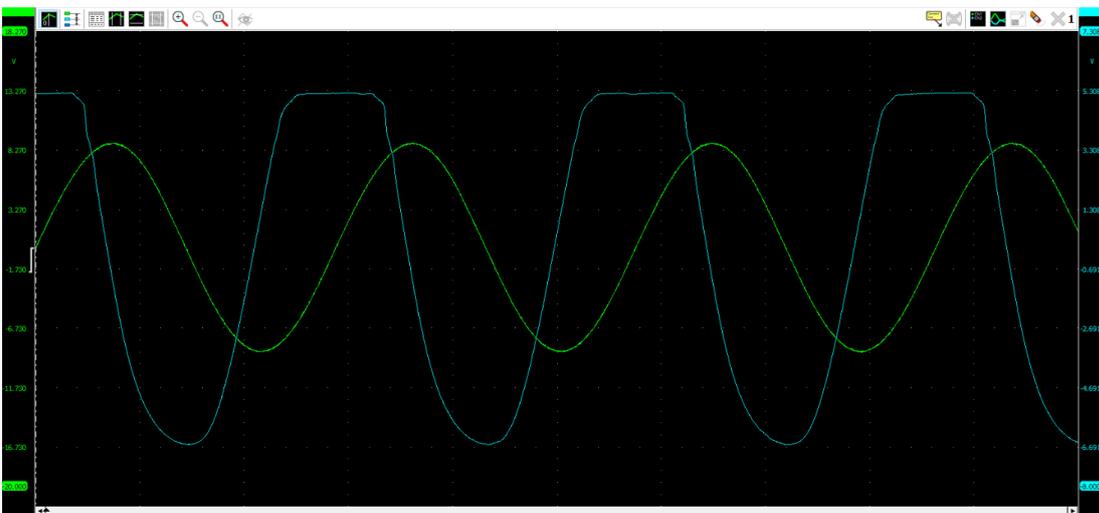


Abb. 62: Messkurve zu Kunstknochen mit PE-Schaum als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

Anhang D: Messkurven verschiedener Einspannkraften mit Unwuchtmotor

Stahl

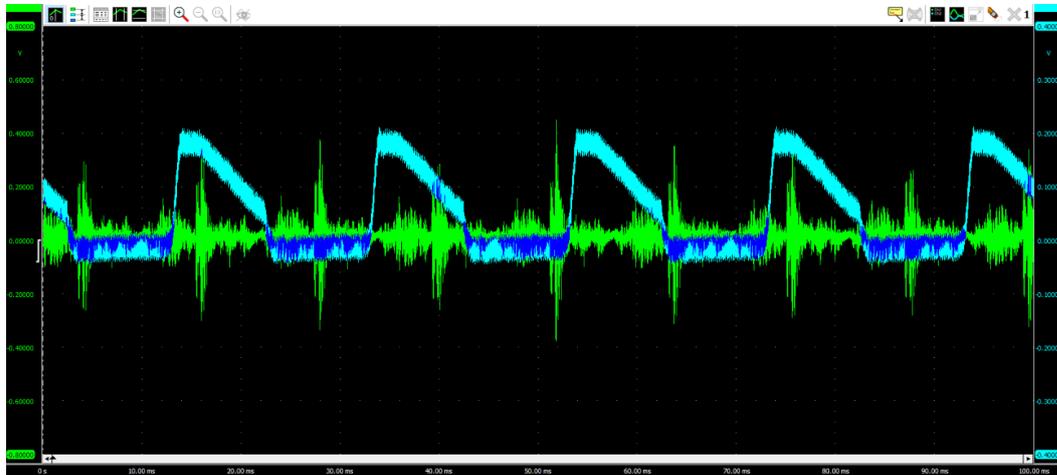


Abb. 63: Messkurve mit angekoppelten Stahlblöcken und einer Einspannkraft von 0 N

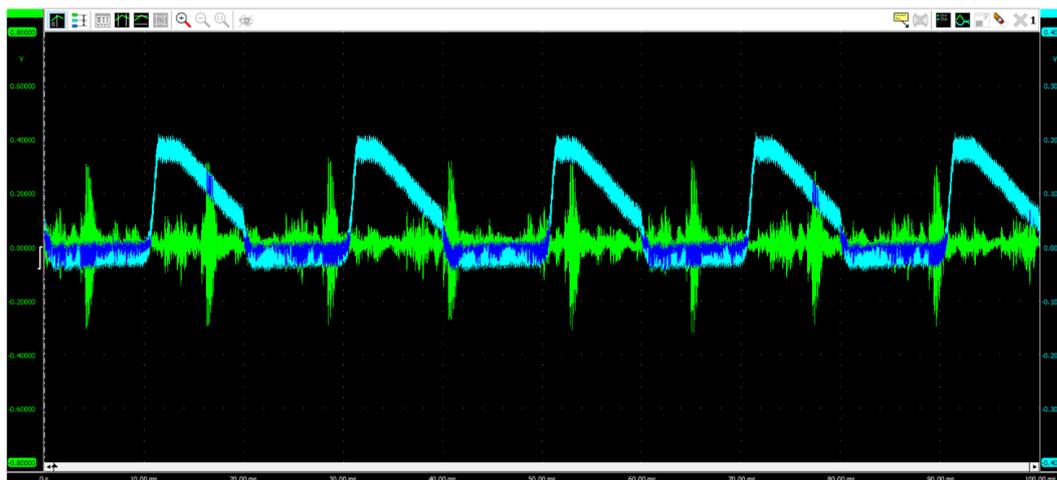


Abb. 64: Messkurve mit angekoppelten Stahlblöcken und einer Einspannkraft von 10 N

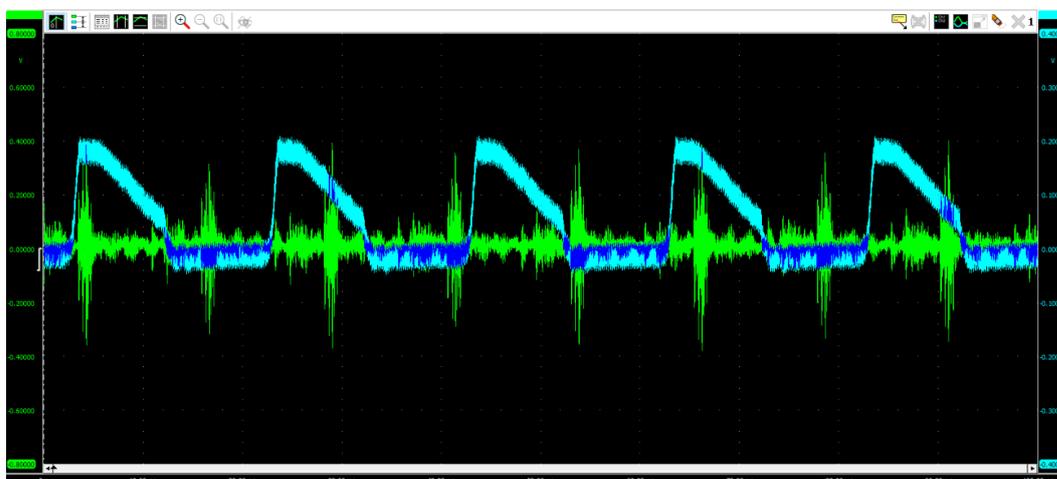


Abb. 65: Messkurve mit angekoppelten Stahlblöcken und einer Einspannkraft von 20 N

Kunstholz

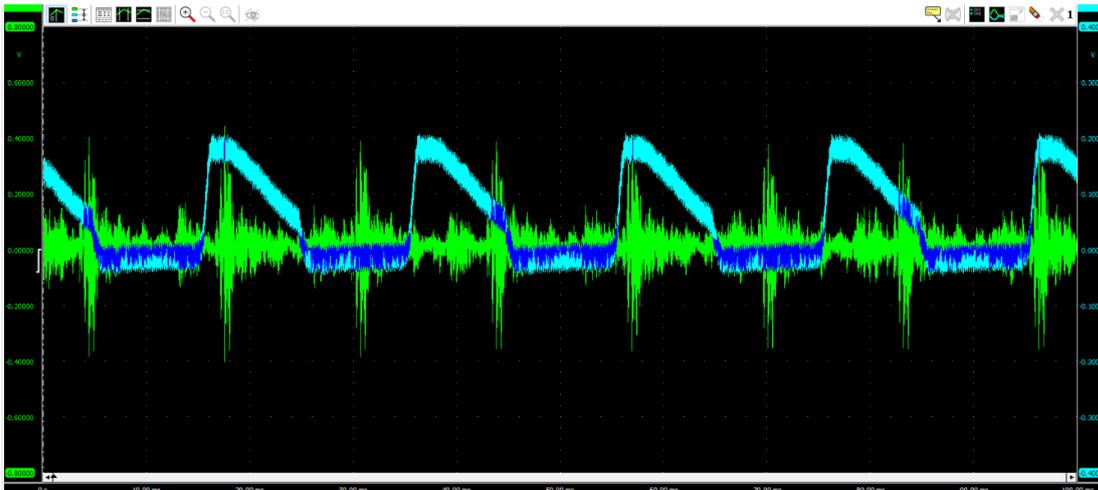


Abb. 66: Messkurve mit angekoppelten Kunstholz und einer Einspannkraft von 0 N

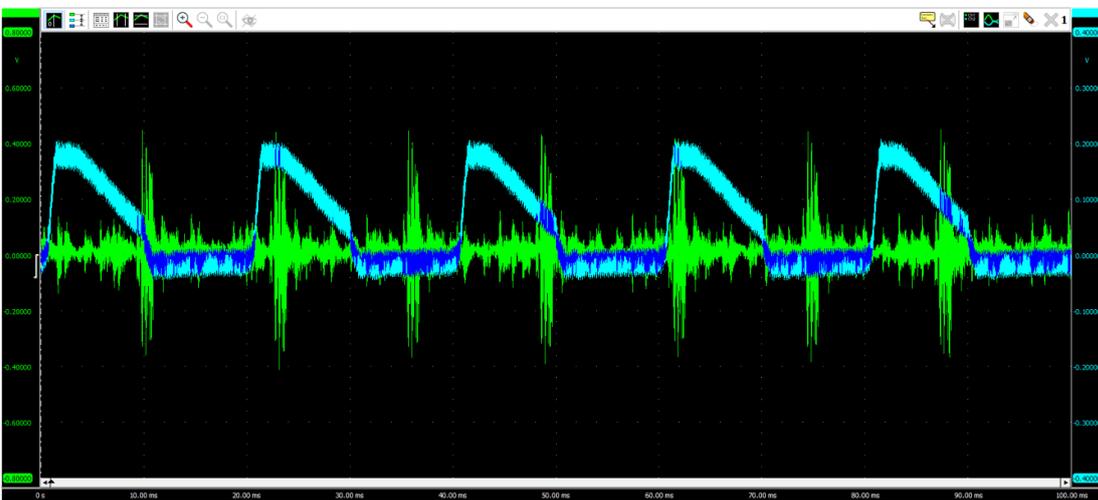


Abb. 67: Messkurve mit angekoppelten Kunstholz und einer Einspannkraft von 10 N

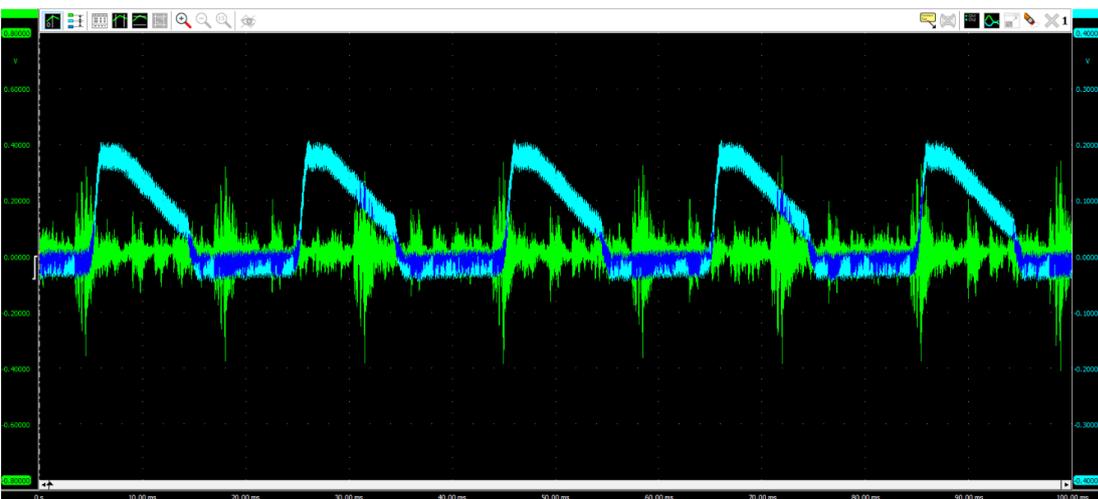


Abbildung 68: Messkurve mit angekoppelten Kunstholz und einer Einspannkraft von 20 N

Kunstknochen

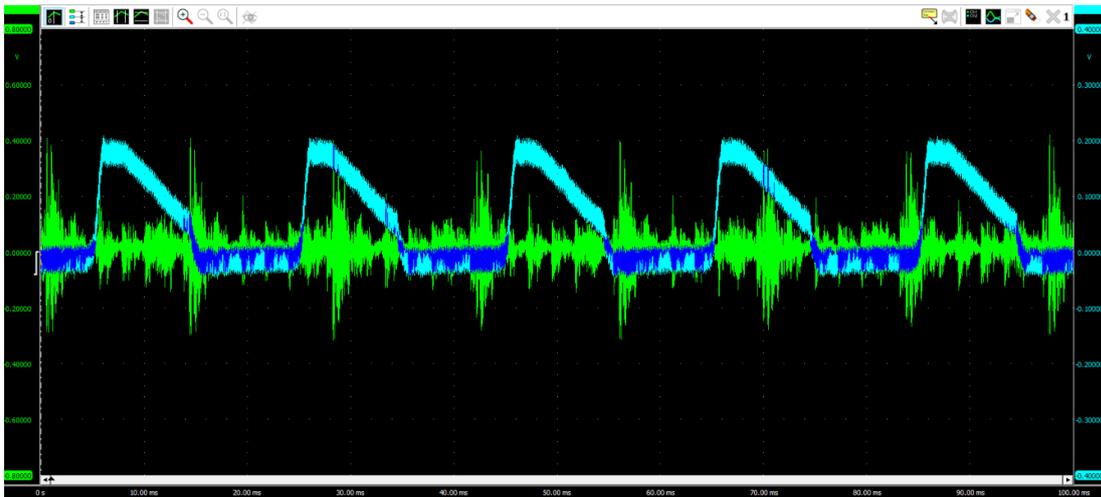


Abb. 69: Messkurve mit angekoppelten Kunstknochen und einer Einspannkraft von 0 N

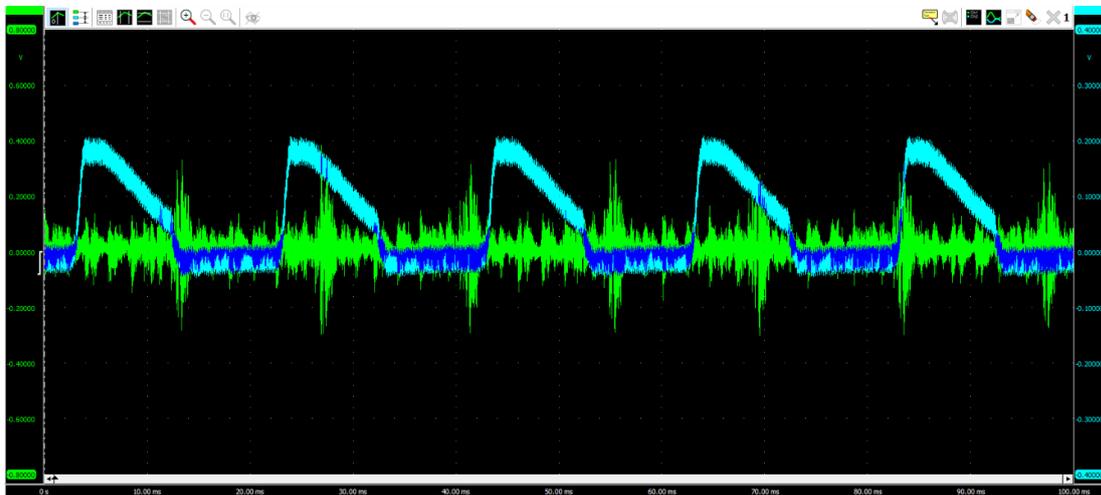


Abb. 70: Messkurve mit angekoppelten Kunstknochen und einer Einspannkraft von 10 N

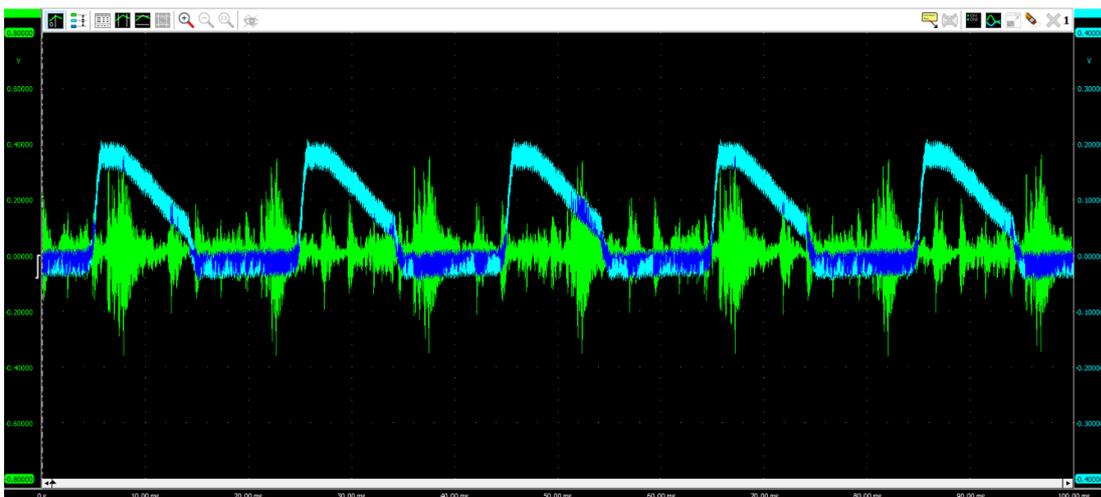


Abb. 71: Messkurve mit angekoppelten Kunstknochen und einer Einspannkraft von 20 N

Anhang E: Messkurven der Dämpfungsschichten mit angekoppelten Materialblöcken und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit Unwuchtmotor

Stahl

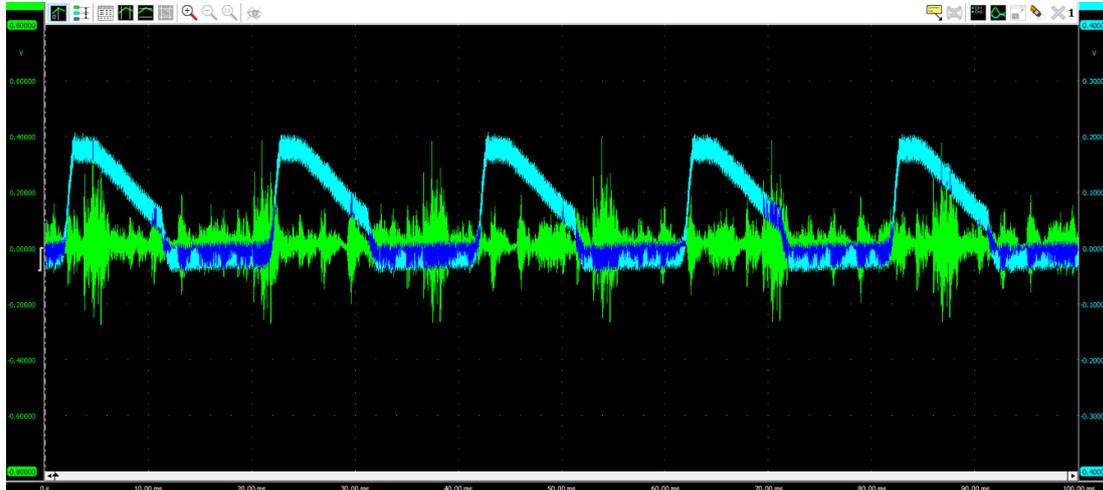


Abb. 72: Messkurve zu Stahlblöcken mit Abdruckmasse als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

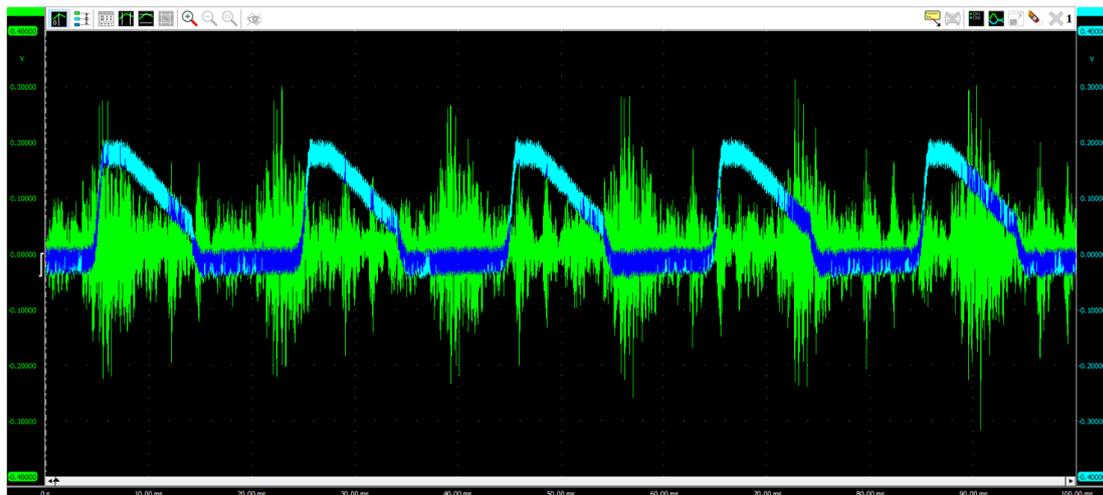


Abb. 73: Messkurve zu Stahlblöcken mit EVAC-Schaum als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

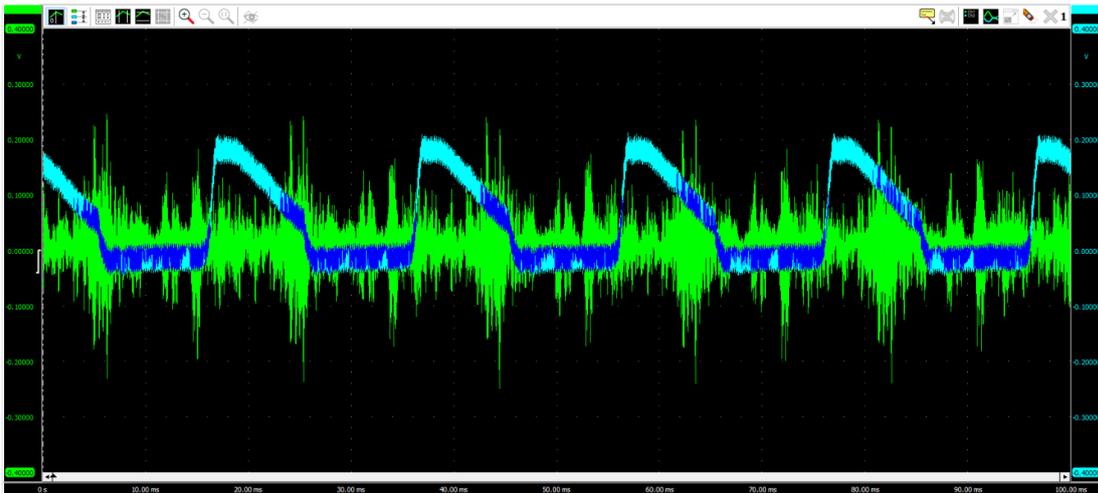


Abb. 74: Messkurve zu Stahlblöcken mit Saugkompressse als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

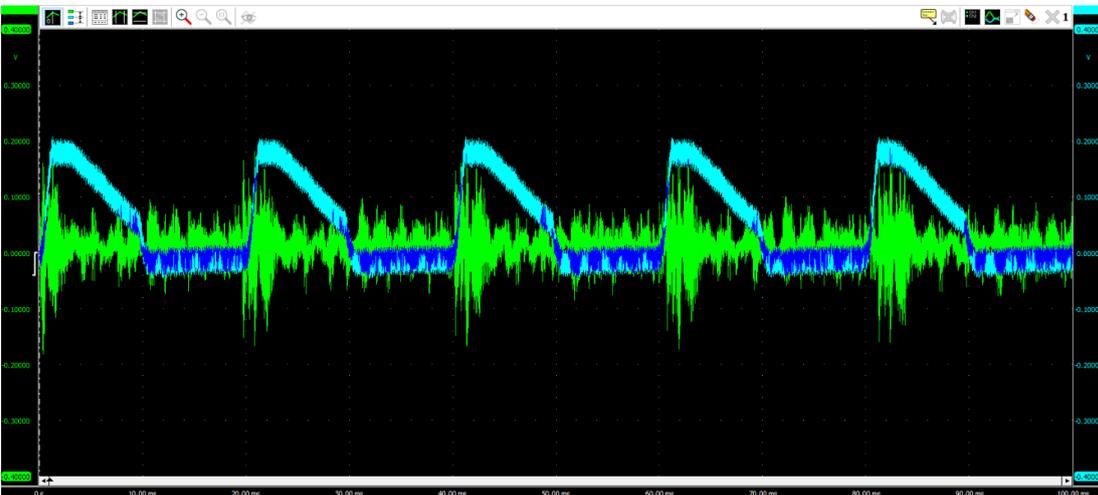


Abb. 75: Messkurve zu Stahlblöcken mit Fahrradschlauch als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

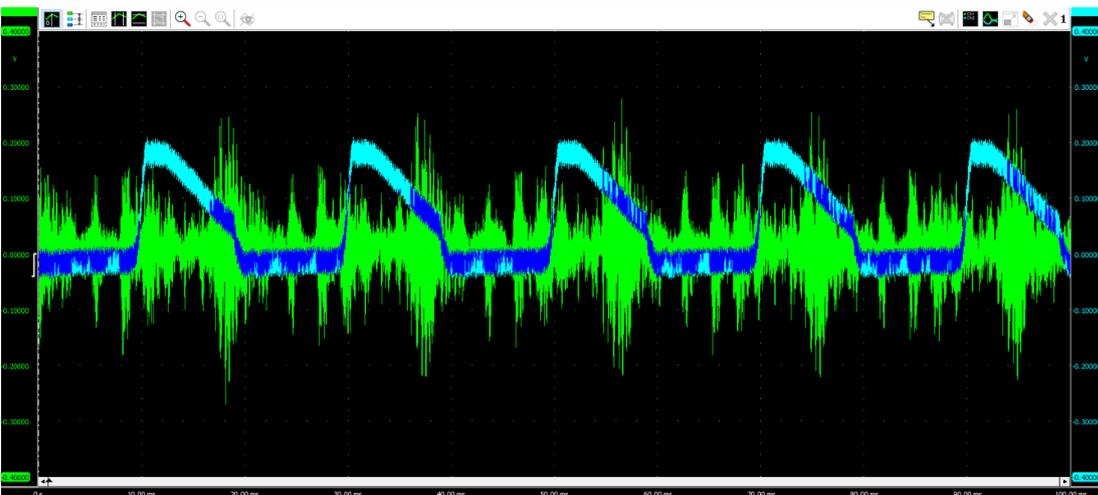


Abb. 76: Messkurve zu Stahlblöcken mit Neck-Holder als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

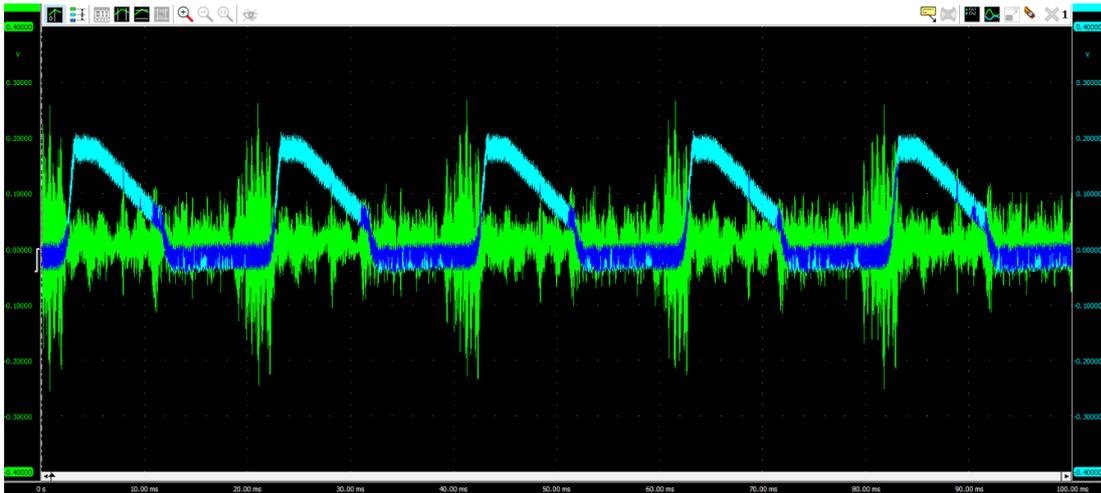


Abb. 77: Messkurve zu Stahlblöcken mit PE-Schaum als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkoppungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

Kunsthholz

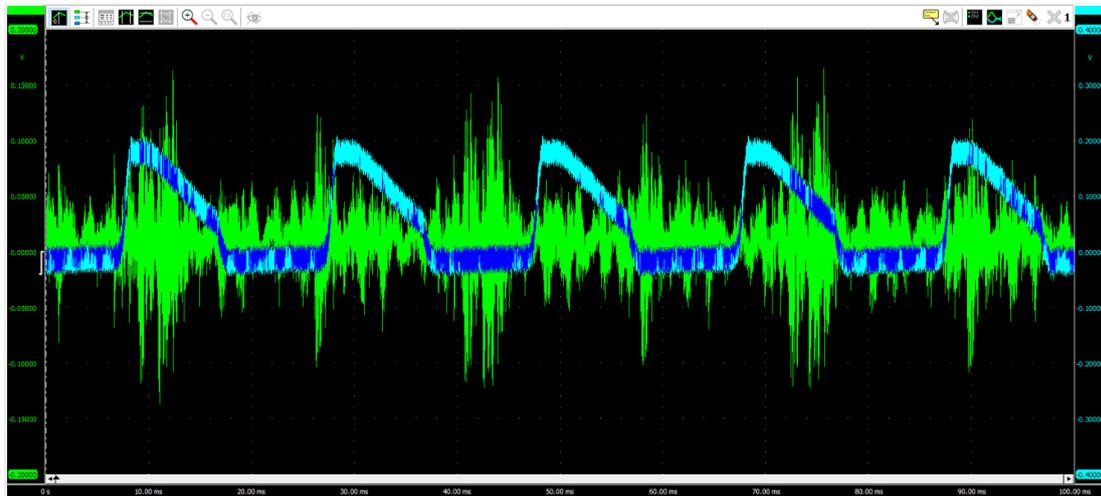


Abb. 78: Messkurve zu Kunstholz mit Abdruckmasse als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkoppungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

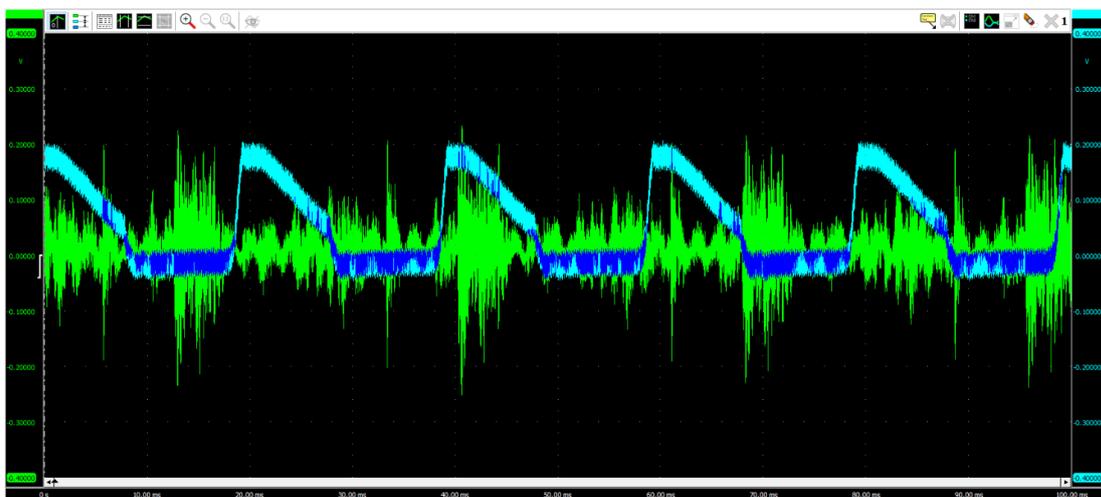


Abb. 79: Messkurve zu Kunstholz mit EVAC-Schaum als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkoppungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

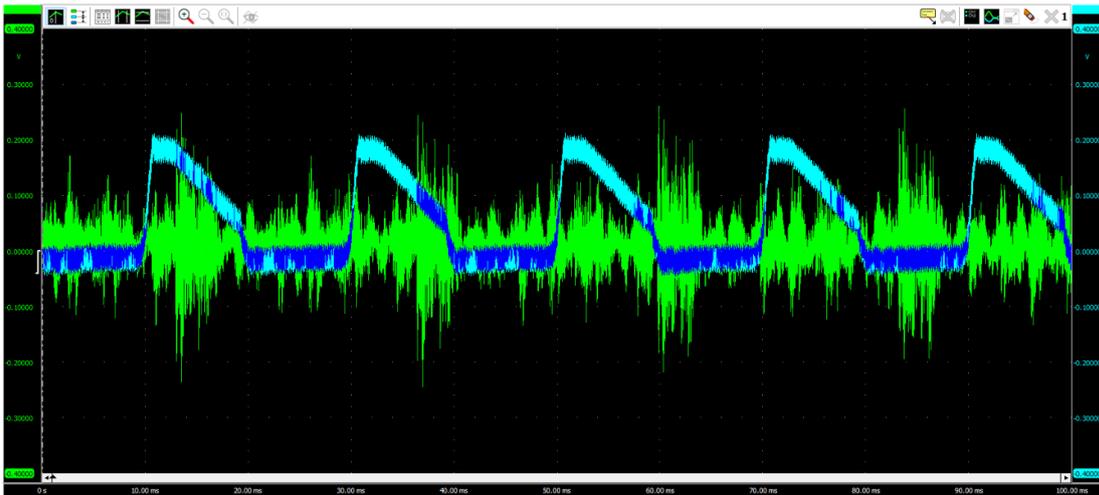


Abb. 80: Messkurve zu Kunstholz mit Saugkomprese als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

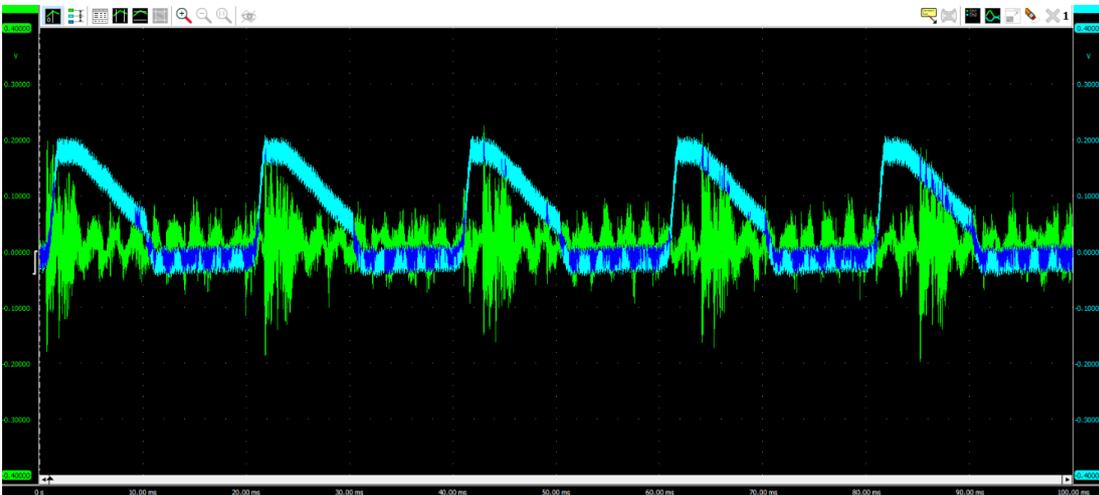


Abbildung 81: Messkurve zu Kunstholz mit Fahrradschlauch als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

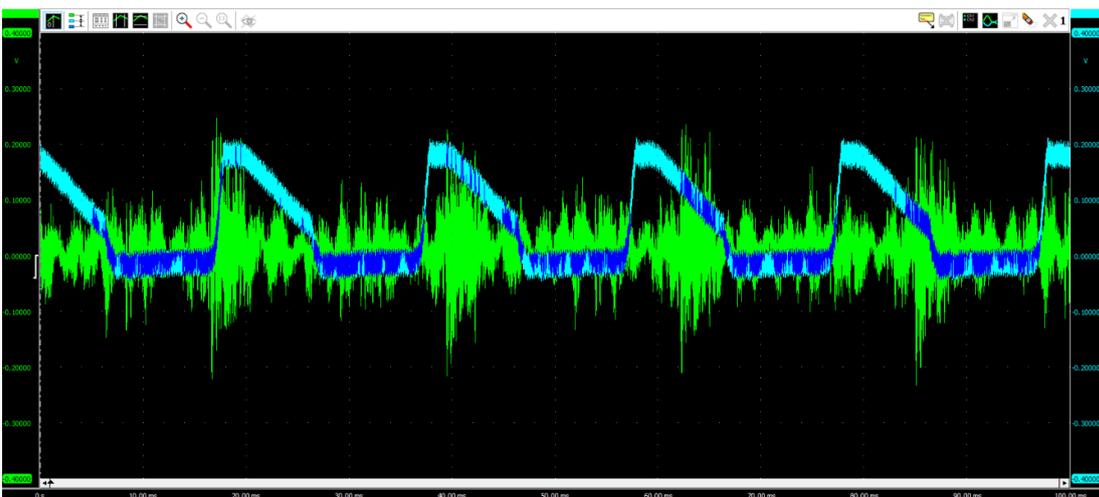


Abb. 82: Messkurve zu Kunstholz mit Neck-Holder als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

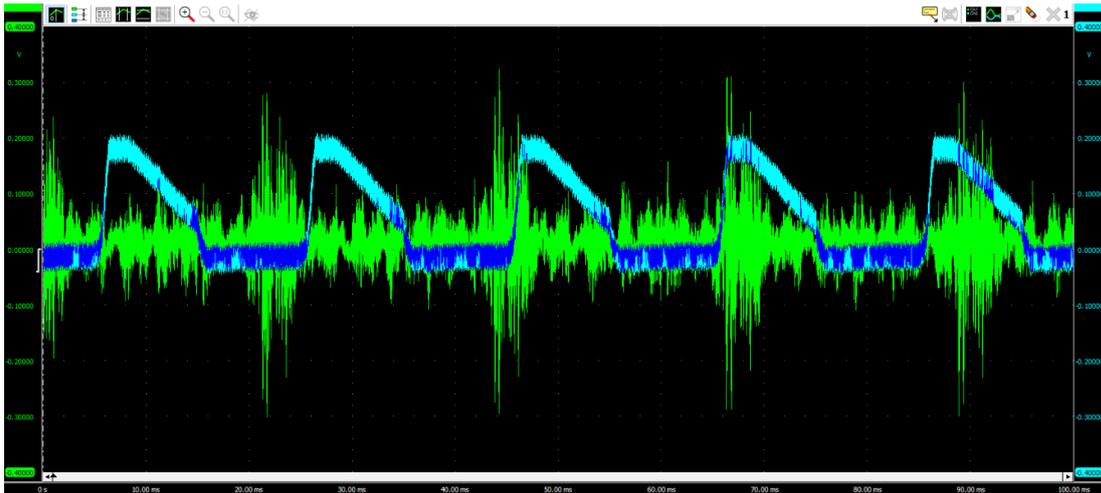


Abb. 83: Messkurve zu Kunstholz mit PE-Schaum als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

Kunstknochen

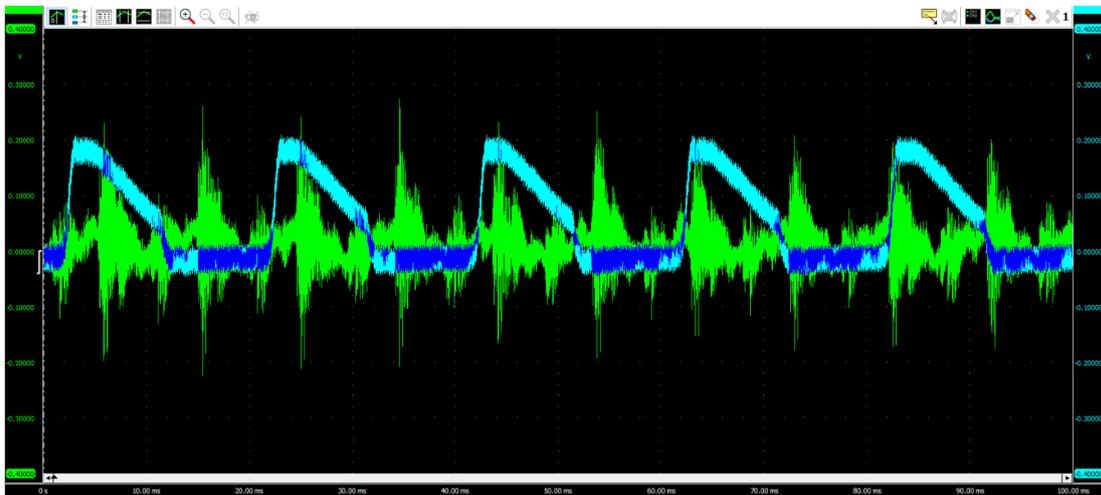


Abb. 84: Messkurve zu Kunstknochen mit Abdruckmasse als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

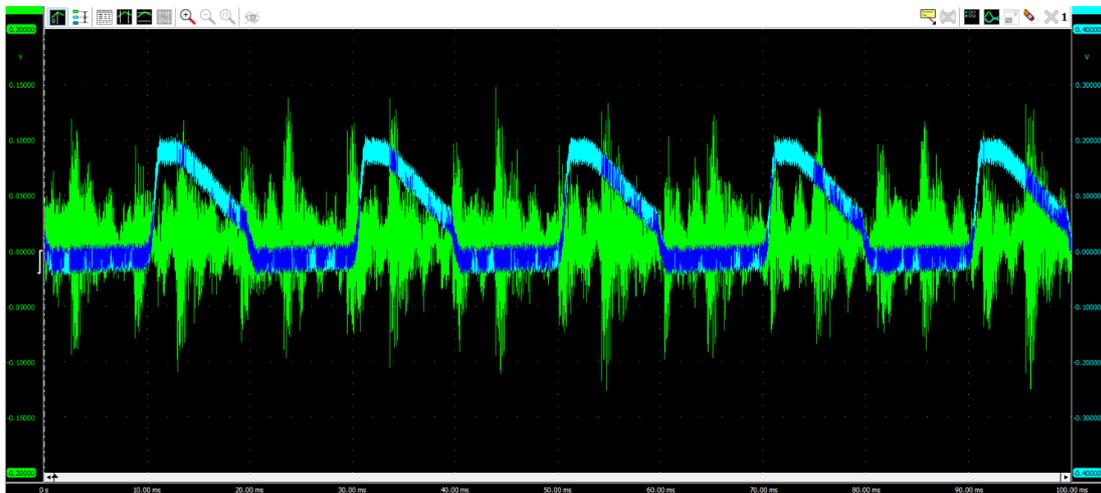


Abb. 85: Messkurve zu Kunstknochen mit EVAC-Schaum als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

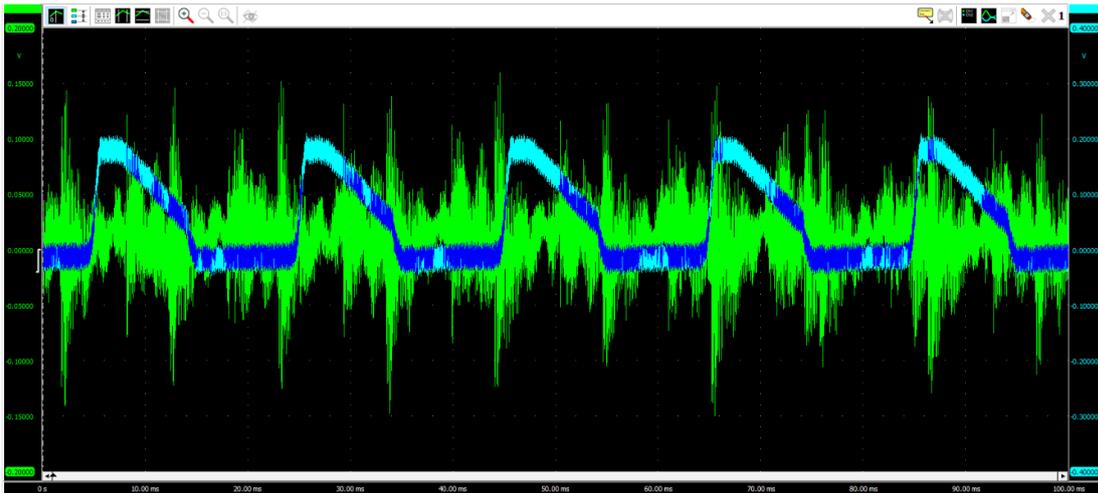


Abb. 86: Messkurve zu Kunstknochen mit Saugkomresse als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

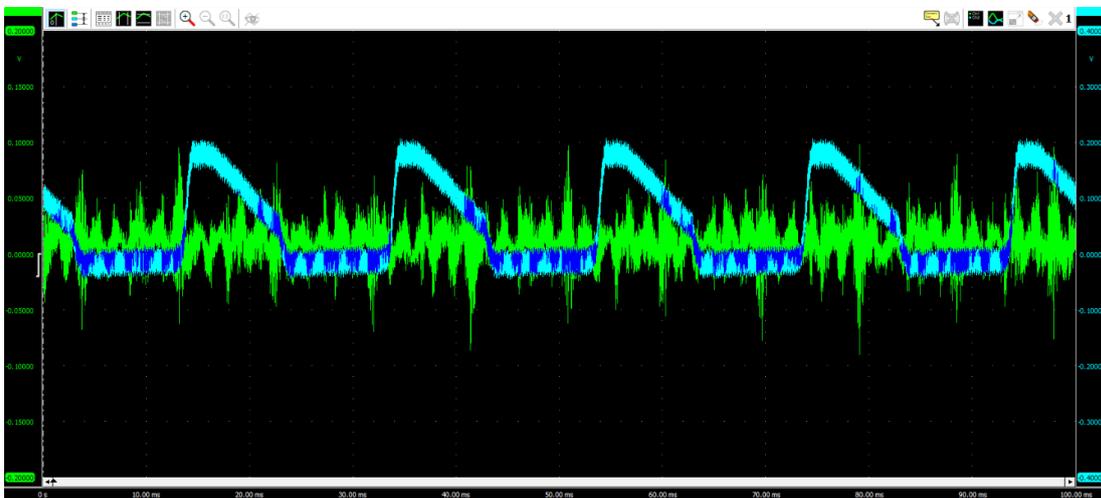


Abb. 87: Messkurve zu Kunstknochen mit Fahrradschlauch als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

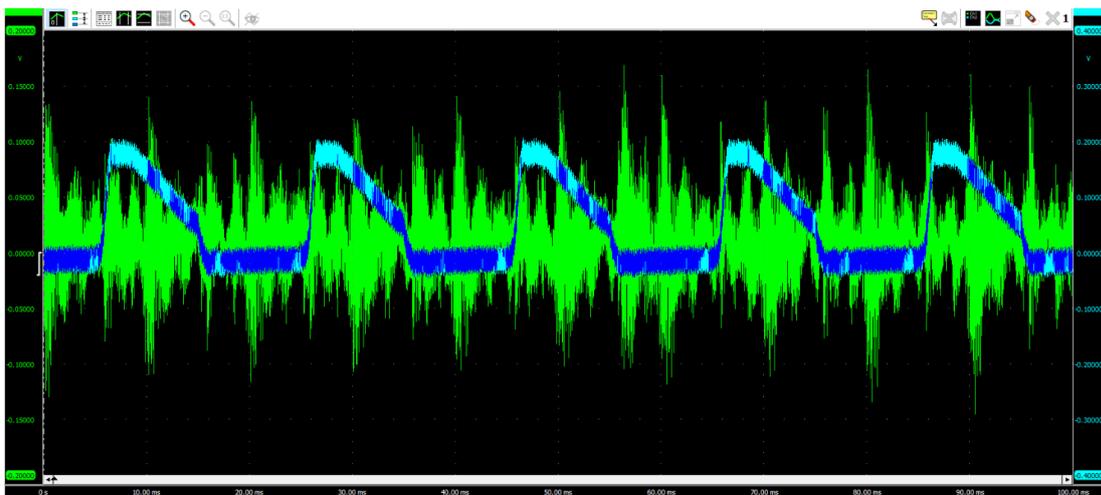


Abb. 88: Messkurve zu Kunstknochen mit Neck-Holder als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkopplungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

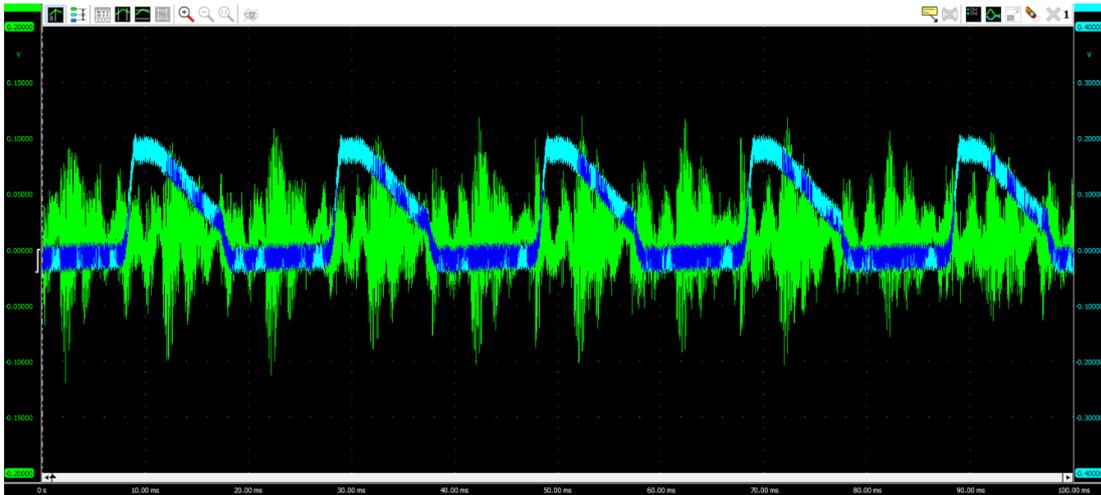


Abb. 89: Messkurve zu Kunstknochen mit PE-Schaum als Dämpfungsschicht und Schall-Dämm-Matte als Entkoppelungsschicht mit einer Einspannkraft von 20 N

Anhang F: Skript der Matlab-Auswertungssoftware

```
1 %% Daten löschen
2 clear all
3 close all
4
5 %% Angaben aus Multichannel-Software und zu einladenden Datei
6 zeit_einheit = input('Geben Sie die Zeiteinheit an: ', 's');
%am besten immer eine Zeiteinheit unten drunter angeben
7 L = input(cat(2,'Geben Sie die gemessene Dauer in
',zeit_einheit,' an: ')); %L am besten genauso groß wählen, wie die
Ergebnisse Menge
8 % frequenzsweep = input('Haben Sie einen Frequenz-Sweep ge-
macht: '); % 1=ja, 0=nein
9 % dateiname = input('Geben Sie den Namen der einzulesen-
den Datei ein: ', 's');
10 % dateityp = input('Geben Sie den Dateityp der einzule-
senden Datei ein: ', 's');
11 Fs = input('Geben Sie die maximal dargestellte
Frequenz an, sie sollte mind. doppelt so hoch sein wie die Anregungs-
frequenz: ');
12 T = 1/Fs; %Periodendauer der Abtastfrequenz
13 t(:,1) = (0:L-1)*T;
14
15 %% Daten in Matlab laden
16 % load(cat(2,dateiname,dateityp));
17 %Channel1 = msrcl.Data(:,1);
18 Channel1(:,1) = sin(2*pi*20*t);
19 %Channel2 = msrcl.Data(:,2);
20 Channel2(:,1) = sin(2*pi*100*t);
21 samples(:,1) = [1:size(Channel1)];
22 numRows = size(samples);
23
24 %% Messwerte in Zeiteinheit umrechnen
25 sample_zeit = L/numRows(1,1);
26 s = 0;
27 for i=1:1:numRows(1,1)
28     s = sample_zeit+s;
29     zeit(i,1) = s;
30 end
31
32 %% Definitionen
33 %
```

```

34 % Y =      zeros(numRows(1,1),1);
35 % Y2 =     zeros(numRows(1,1),1);
36 % P1 =     zeros(numRows(1,1)/2,1);
37 % P2 =     zeros(numRows(1,1),1);
38 % P3 =     zeros(numRows(1,1)/2,1);
39 % P4 =     zeros(numRows(1,1),1);
40
41 %% FFT Channel1
42
43 Y = fft(Channel1);
44
45 P2 = abs(Y/L);           %zweiseitiges Spektrum (Signal im
Zeit- und Frequenzbereich)
46 P1 = P2(1:L/2+1);       %einseitiges Spektrum (Signal im
Zeit- oder Frequenzbereich)
47 P1(2:end-1) = 2*P1(2:end-1); %Verdopplung des Wertes, da sonst
nur die Hälfte raus kommt (statt 1 kommt 0,5)
48
49 %% FFT Channel2
50 Y2 = fft(Channel2);
51
52 P4 = abs(Y2/L);         %zweiseitiges Spektrum (Signal
im Zeit- und Frequenzbereich)
53 P3 = P4(1:L/2+1);       %einseitiges Spektrum (Signal im
Zeit- oder Frequenzbereich)
54 P3(2:end-1) = 2*P3(2:end-1); %Verdopplung des Wertes, da sonst
nur die Hälfte raus kommt (statt 1 kommt 0,5)
55
56 %% Diagramme erstellen
57 %Darstellung des Beschleunigungssensor- und Anregungssignal
58 figure(1)
59 plot(zeit,Channel1);
60 title('Beschleunigungssensorsignal')
61 xlabel(cat(2,'t in ', zeit_einheit))
62 ylabel('Spannung in V')
63 figure(2)
64 plot(zeit,Channel2);
65 title('Anregungssignal')
66 xlabel(cat(2,'t in ', zeit_einheit))
67 ylabel('Spannung in V')
68 %Darstellung der FFT Channel1
69 f = Fs*(0:L/2)/L;

```

```

70 figure (3)
71 plot(f,P1)
72 title('FFT Beschleunigungssensor')
73 xlabel('f (Hz)')
74 ylabel('|P1(f)|')
75 %Darstellung FFT Channel2
76 figure (4)
77 plot(f,P3)
78 title('FFT Anregungssignal')
79 xlabel('f (Hz)')
80 ylabel('|P3(f)|')
81
82 %% Excel-Datei erstellen und Diagramme speichern
83 excel_name = input('# Wie soll die Datei heißen in denen die Daten
84 gespeichert werden sollen: ', 's');
85 excel_typ = '.xlsx'
86 fileName = cat(2,excel_name,excel_typ);
87 xlswrite(fileName,{'Messwerte'},1,'A1');
88 xlswrite(fileName,{cat(2,'Zeit in ', zeit_einheit)},1,'B1');
89 xlswrite(fileName,{'Channel 1'},1,'C1');
90 xlswrite(fileName,{'Channel 2'},1,'D1');
91 xlswrite(fileName,{'Messwerte'},2,'A1');
92 xlswrite(fileName,{cat(2,'Zeit in ', zeit_einheit)},2,'B1');
93 xlswrite(fileName,{'FFT Beschleunigungssensor'},2,'C1');
94 xlswrite(fileName,{'FFT Aktorsignal'},2,'D1');
95 xlswrite(fileName,samples,1,'A2');
96 xlswrite(fileName,zeit,1,'B2');
97 xlswrite(fileName,Channel1,1,'C2');
98 xlswrite(fileName,Channel2,1,'D2');
99 xlswrite(fileName,samples,2,'A2');
100 xlswrite(fileName,zeit,2,'B2');
101 xlswrite(fileName,P1,2,'C2');
102 xlswrite(fileName,P3,2,'D2');
103 saveas (figure (1), 'Beschleunigungssensorsignal.png');
104 saveas (figure (2), 'Anregungssignal.png');
105 saveas (figure (3), 'FFT_Beschleunigungssensor.png');
106 saveas (figure (4), 'FFT_Anregungssignal.png');

```

Danksagung

Ich möchte mich bei PD Dr. Gerlind Schneider, Sibylle Voigt, Dr. Astrid Enkelmann und Dirk Linde bedanken meine interessante und lehrreiche Masterarbeit in der AG Biomateriallabor am UKJ anfertigen zu dürfen.

Ein sehr großes Dankeschön geht an die zentralen Forschungswerkstätten des UKJs, im Speziellen an Herrn Ditze und sein Mitarbeiter-Team, die zur Fertigung des Schwingungsmessplatz großartige Arbeit geleistet haben und immer Ansprechpartner waren. Darüber hinaus danke ich dem Jenaer Unternehmen 3di GmbH sehr für die Fertigung des Implantatgehäuses und die Bereitstellung der dafür notwendigen Materialien.

Eidesstaatliche Erklärung

Ich (wir) erkläre(n), dass ich (wir) die vorliegende Arbeit selbstständig und nur unter Verwendung der angegebenen Quellen und Hilfsmittel angefertigt habe(n). Alle Stellen, die wörtlich oder sinngemäß aus Quellen entnommen wurden, sind als solche gekennzeichnet.

Diese Arbeit lag in gleicher oder ähnlicher Weise noch keiner Prüfungsbehörde vor und wurde bisher noch nicht veröffentlicht.

Ort, Abgabedatum

Unterschrift des (der) Verfasser(s)