
**Visualisierung der Knochen-Prothesen-Verbundfestigkeit durch
die Analyse implantationsbedingter Akustiksignale bei einer
zementfreien Hüftkurzschaftprothese**

Inauguraldissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

des Fachbereichs Medizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von

Frieder Wilhelm Lang

aus Kirchheimbolanden

Gießen 2023

**Visualisierung der Knochen-Prothesen-Verbundfestigkeit durch
die Analyse implantationsbedingter Akustiksignale bei einer
zementfreien Hüftkurzschaftprothese**

Inauguraldissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

des Fachbereichs Medizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von

Frieder Wilhelm Lang

aus Kirchheimbolanden

Gießen 2023

Aus dem Fachbereich Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen
Biomechanik der Justus-Liebig-Universität. Das Labor ist eine Forschungseinheit der
Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Orthopädischen Chirurgie.

Gutachter:

Prof. Dr. Dr. Heiß, Christian

Gutachter:

Prof. Dr. Ishaque, Bernd Alexander

Tag der Disputation:

03.06.2024

1	EINLEITUNG	1
1.1	STAND DER FORSCHUNG	2
2	AUFGABENSTELLUNG	6
3	THEORETISCHE GRUNDLAGEN	7
3.1	SYSTEMTHEORIE.....	7
3.1.1	Übertragungssystem.....	8
3.1.2	Dirac-Impuls	9
3.1.3	Die Impulsantwort.....	10
3.1.4	Diskrete Fourier-Transformation.....	10
3.2	MESSTECHNIK	11
3.2.1	Richtmikrofon.....	11
3.2.2	Wandlerprinzip.....	12
3.2.3	Richtcharakteristik	12
3.3	ANATOMISCHE FEMURKONFIGURATION	14
3.3.1	Canal flare index (CFI).....	14
3.4	OPERATIONSVERFAHREN.....	15
3.4.1	Die präoperative Vorbereitung	15
3.4.2	Minimalinvasiver anterolateraler Zugang	17
3.4.3	Presspassung (engl.: Press-Fit-Implantation)	18
3.5	QUANTITATIVE COMPUTERTOMOGRAPHIE (QCT)	18
3.5.1	Ward'sches Dreieck	19
4	MATERIAL UND METHODE.....	20
4.1	ERHEBUNG DES PATIENTENKOLLEKTIVS	20
4.2	STUDIENDESIGN	20
4.2.1	Explorative Querschnittsstudie im klinischen Alltag.....	20
4.3	MESSTECHNIK	21
4.3.1	Richtmikrofon.....	21
4.3.2	Digital Voice Recorder.....	22
4.3.3	Intraoperativer Aufbau.....	22
4.4	METHA® KURZSCHAFT-HÜFTENDOPROTHESE VON BRAUN.....	23
4.5	OPERATIONSABLAUF	24
4.6	SCHALLAKUSTISCHE AUSWERTUNG	26
4.6.1	Systemtheorie	27
4.6.2	Schlag-Sequenz-Korrelationsmatrix	28
4.7	ANATOMISCHE FEMURKONFIGURATION	28
4.8	POSTOPERATIVE KNOCHENDICHTEMESSUNG MITTELS QCT	29
4.9	STATISTISCHE METHODEN	30

4.9.1	Urteilerübereinstimmung (engl.: Interrater Reliabilität) in Form einer Hörprobe zur Kontrolle des Algorithmus.....	30
4.9.2	Analyse zum Einfluss der unabhängigen Variablen auf die Systemantwort der Akustiksignale.....	31
4.9.3	Analyse der Systemantworten im Insertionsverlauf.....	33
5	ERGEBNISSE	34
5.1	SCHALLAKUSTISCHE AUSWERTUNG	34
5.1.1	Schlag-Sequenz-Korrelationsmatrix	38
5.2	STATISTISCHE ERGEBNISSE	44
5.2.1	Deskriptive Statistik des Kollektivs	44
5.2.2	Interrater Reliabilität zur Prüfung des Algorithmus „Finding Edge“	49
5.2.3	Statistischer Einfluss der unabhängigen Variablen auf die Akustiksignale	49
6	DISKUSSION	57
6.1	LIMITATIONEN UND AUSBLICK.....	63
6.2	KLINISCHER TRANSFER UND RELEVANZ DER ERGEBNISSE.....	65
7	ZUSAMMENFASSUNG	67
8	ABSTRACT	69
	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	71
	TABELLENVERZEICHNIS	74
	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	75
	SYMBOLVERZEICHNIS	77
	LITERATURVERZEICHNIS	78
	PUBLIKATIONSVERZEICHNIS	A
	ERKLÄRUNG ZUR DISSERTATION	B
	DANKSAGUNG	C

1 Einleitung

„Gesundheit ist ein Zustand des vollständigen körperlichen, geistigen und sozialen Wohlergehens und nicht nur das Fehlen von Krankheit oder Gebrechen“ [World Health Organization 2020].

Durch den medizinischen Fortschritt der letzten Jahrzehnte sowie den demographischen Wandel steigt in der Orthopädie der Anspruch an die endoprothetische Versorgung von Patienten mit Gelenkbeschwerden, um die oben genannte Definition von Gesundheit zu erfüllen. Die Wiedereingliederung in den Alltag sowie die autonome Mobilität sind wesentliche psychosoziale Elemente die es u.a. durch erfolgreiche, endoprothetische Versorgungen zu wahren gilt.

Im Jahr 2019 wurden durch das Endoprothesenregister Deutschland, welches etwa 70 % aller endoprothetischen Knie- und Hüftgelenksoperationen registriert, 157.681 Erstimplantationen einer Hüftendoprothese verzeichnet. Der Anteil der zementfreien Hüfttotalendoprothesen lag, mit steigender Tendenz zu den Vorjahren, bei 78,4 % [Grimberg et al. 2020]. Bei der Implantation von zementfreien Hüftendoprothesen ist die formschlüssige Präparation des Markraums und der Einschlagvorgang für die Primärstabilität der Prothese von zentraler Bedeutung [Schmidbauer et al. 1993; Fonseca Ulloa et al. 2020]. Wird beim Aufraspeln oder Einschlagen zu viel Kraft auf das Femur ausgeübt, können intraoperative Komplikationen, wie periprothetische Schaftfrakturen, entstehen [Grimberg et al. 2020; Schmidbauer, Brendel et al 1993; Sakai et al. 2011]. *Berry et al.* geben in ihrer epidemiologischen Übersichtsarbeit die Häufigkeit der intraoperativ provozierten periprothetischen Frakturen bei der Erstoperation mit 5,4 % (N = 3121) und im Falle einer Revisionsoperation mit 20,9 % (N = 1536) an [Berry 1999; Lindahl 2007; Meek et al. 2004; Tsiridis et al. 2003]. Noch häufiger wird mit 27 % die Komplikation der aseptischen Lockerung angegeben [Grimberg et al. 2020]. *Kärrholm et al.* konnten in ihrer Arbeit zeigen, dass ein axiales Absinken der Schaftkomponente um mehr als 1,5 mm innerhalb von zwei Jahren nach Erstimplantation mit einer 50 % höheren Wahrscheinlichkeit eine Revisionsoperation zur Folge hat [Kärrholm et al. 1994]. Zur Verhinderung der oben genannten Komplikationen, sollte das Ziel dieses Operationsverfahrens die größtmögliche, primärstabile Verankerung der zementfreien Hüftendoprothese sein. Um dies zu erreichen, muss auf eine optimale Insertion der Schaftkomponente geachtet werden. Hier kommt das Prinzip der sogenannten

Presspassung (engl.: Press-Fit-Implantation) zum Tragen, bei der eine relative Überdimensionierung der endgültigen Schaftkomponente gegenüber der letzten Knochenraspel vorliegt, die für die Präparation des Markraums verwendet wurde. Pilliar *et al.* und nachfolgende Arbeitsgruppen konnten in ihren Studien zeigen, dass die Mikrorelativbewegung zwischen Knochen und Prothese 150 μm nicht überschreiten sollte, um eine befriedigende Osteointegration und Sekundärstabilität der Prothese zu erreichen [Pilliar *et al.* 1986; Engh *et al.* 1992; Jasty *et al.* 1997; McKellop *et al.* 1991; Fonseca Ulloa *et al.* 2020; Thomsen *et al.* 2008].

Für Operateure, die lediglich das visuelle, taktile und akustische Feedback beim Einschlagvorgang nutzen können, stellt der Insertionsprozess eine Herausforderung dar, welcher von subjektiven Erfahrungswerten geprägt ist. Immer wieder berichten erfahrene Operateure der hiesigen Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie des UKGM, dass sie anhand der auftretenden und veränderlichen Schallsignale, die während der Implantation einer Endoprothese auftreten, den festen primären Sitz des Implantats subjektiv abschätzen können. Allerdings gibt es bisher keine geeignete Methode, um diese subjektiv empfundenen Tonveränderungen zu quantifizieren und mit der tatsächlichen Primärstabilität des Implantats in Verbindung zu bringen [Rowlands *et al.* 2008].

1.1 Stand der Forschung

Bisher gibt es nur wenige Studien, die sich zum Ziel gesetzt haben, Schallsignale, die bei der Implantation von Endoprothesen entstehen, zu analysieren und anhand dieser Signale Aussagen über die Verbundfestigkeit zwischen Endoprothesen und Knochen abzuleiten.

Die Arbeitsgruppe Lannocca *et al.* untersuchte anhand einer Schwingungsanalyse die Primärstabilität von Endoprothesen von zementfreien Hüftendoprothesen, um insbesondere zwischen stabilen und quasistabilen Implantaten unterscheiden zu können. Der Messaufbau bestand aus einem mit dem Schaft verbundenen piezoelektrischen Schwingungserreger und einem am Femur angebrachten Beschleunigungssensor. Vorversuche wurden an vier Femora durchgeführt, bei denen ein herkömmlicher Schaft implantiert worden war. Die Ergebnisse zeigten, dass das Eingangssignal wiederholbar war und die Ausgabe genau aufgezeichnet werden konnte. Der empfindlichste Parameter für die Stabilität war die Verschiebung der Resonanzfrequenz des Schaft-Knochen-

Verbundes, die in hohem Maße mit der restlichen Mikrobewegung aller vier Proben korrelierte. Trotz der Korrelation der Ergebnisse kann die Methode allerdings aufgrund des komplexen Messaufbaus und der Kabelbindung intraoperativ nicht eingesetzt werden [Lannocca et al. 2007].

Eine weitere Studie, die sich mit der intraoperativen Schallemissionsanalyse und der primärstabilen Verankerung von zementfreien Prothesensystemen beschäftigt, wurde von der Arbeitsgruppe *Whitwell et al.* durchgeführt. Ziel dieser Studie war es, Tonhöhenänderungen durch die Analyse von der ersten Markraumaufbereitung, der letzten sowie den vom finalen Implantat erzeugten Schallspektren mit Hilfe einer Spektralanalysesoftware zu charakterisieren. Die letzten Spektren der Markraumaufbereitung und der finalen Implantation der vier Prothesen zeigten niederfrequente ($f = 400 - 1200$ Hz) Spektralspitzen, die bei Verwendung der ersten Markraumaufbereitung nicht erfasst wurden. Auch wenn die Ergebnisse zeigen, dass es möglich ist, die Signaländerung zu messen und zu identifizieren, die bei der Markraumaufbereitung des Femurkanals oder beim Setzen der Prothese im Femurkanal zu hören ist, konnten keine definitiven Aussagen über die frequenzabhängige Primärstabilität der Prothese getroffen werden. Auch unterschiedliche Femurmorphologien und Knochenqualitäten, die den Schwingungsenergieübertragungsgrad und damit die Resonanzfrequenz beeinflussen können, wurden nicht berücksichtigt [Whitwell et al. 2013].

Sakai et al. zeichneten bei 16 Patienten die, durch die intraoperative Insertion von Schaftkomponenten, entstandenen Schallemissionen der Hammerschläge mit einem Richtmikrofon auf. Die Analyse der Akustikdaten erfolgte in Echtzeit. Die Arbeitsgruppe entwickelte einen Auswertungsalgorithmus, der die Konvergenz der Spitzenfrequenzen objektiviert. Hierbei wurden die speziellen Resonanzfrequenzen von Prothesenschaft und Einschläger (engl.: Inserter) vor der Analyse herausgefiltert. Bei 15 Patienten konnte im Verlauf der Insertion eine mittlere Spitzenfrequenz von $3,39 \pm 1,90$ kHz festgestellt werden. Den Erhalt dieser Spitzenfrequenz über mehrere Schläge definierte die Arbeitsgruppe als Konvergenz und somit als das Erreichen einer stabilen Verankerungssituation zwischen Knochen und Prothese. Die Autoren weisen darauf hin, dass ein Überschreiten der Spitzenfrequenzen zu periprothetischen Frakturen oder anderen postoperativen Komplikationen führen könnten. Die Ergebnisse der Studie zeigen, dass eine Objektivierung der Verankerungssituation durch die Analyse von

Akustiksignalen möglich ist. Patientengebundene Faktoren wie Knochenqualität, Femurkonfiguration und BMI wurden jedoch nicht in die Analyse der Daten einbezogen [Sakai et al. 2020].

In der Studie der Arbeitsgruppe *Morohashi et al.* wurde ebenfalls der bei der Implantation einer zementfreien Hüftendoprothese entstehende Schall aufgenommen und die entstandenen Frequenzmuster mit möglicher Komplikation, wie z. B. einer intraoperativen Femurfraktur, korreliert. Hierfür wurden bei insgesamt 71 Hüftendoprothesen-Patienten die Schallemissionen aufgenommen und ein möglicher Zusammenhang zwischen diesen und dem Auftreten intraoperativer Frakturen sowie dem Migrieren der Prothese untersucht. Die Schallemissionen konnten in zwei Muster A und B unterschieden werden. Hierbei konnte in der postoperativen Kontrolle festgestellt werden, dass Komplikationen wie z. B. intraoperative Frakturierungen oder eine unerwünschte postoperative Migration der Prothese bei Patienten mit Muster A signifikant seltener als bei Patienten mit Muster B auftraten (sechs von 42 Hüften mit Muster A und 13 von 29 Hüften mit Muster B, $p = 0,004$). Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass der beim Implantieren des Schaft erzeugte Schall quantifizierbar ist und die entstehenden Klangmuster mit Komplikationen verbunden sein können [Morohashi et al. 2017].

Ab welchem Klangmuster die Hüftendoprothese allerdings als primärstabil verankert anzusehen ist, konnte keine der oben genannten Arbeitsgruppen mit ihren Messmethoden festlegen.

In der Studie der Arbeitsgruppe *Goossens et al.* wurden die akustischen Signale von 26 Patienten während der Insertion einer zementfreien Hüftendoprothese aufgezeichnet. Ziel war es, eine Messmethode zu etablieren, welche dem Operateur intraoperativ bei der Entscheidungsfindung zum definitiven Endpunkt, der größtmöglichen Primärstabilität, unterstützt. Für die Analyse der Daten in Bezug auf das Setzungsverhalten der Prothese und der Erkennung von möglichen Komplikationen wie intraoperativen, periprothetischen Schaftfrakturen wurden zwei metrische Merkmalsparameter, die Bandleistungsfunktion (engl.: bandpowerfeature (BPF)) und der Pearson Korrelationskoeffizient (engl.: Pearson correlation coefficients (PCC)), etabliert. Des Weiteren wurde der Konvergenzindex zur Objektivierung des Insertionsendpunktes (festes Implantat) entwickelt. Sowohl das BPF als auch der PCC stiegen über den Insertionsverlauf in 18 von 23 Fällen ohne Komplikation an (78 %). Das BPF stieg bei

den 18 Fällen um durchschnittlich 479 % ($p < 0,01$) und zeigte sich somit höchst sensitiv in Bezug auf das Implantatsetzungsverhalten. Bei drei Patienten kam es intraoperativ zu einer Mikrofrakturierung des Femurschafts, was zu einem drastischen Abfall des BPFs und PCCs innerhalb einer konsistenten und kontinuierlichen Hämmerreihe führte. Das BPF zeigte gegen Ende der Insertion, betrachtet auf alle 26 Fälle, einen Variationskoeffizienten (engl.: coefficient of variation (COV)) von 47 %. Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass sich der BPF und PCC gut als Parameter für die Quantifizierung der Implantatstabilität sowie als Index für Komplikationen wie intraoperative Frakturen nutzen lässt. Die hohe Variation des BPF gegen Ende der Insertion führten sie auf patientenabhängige Faktoren (Knochendichte, Weichteildeckung, Flüssigkeitsinteraktionen) und umgebungsgebundene Faktoren (Störgeräusche im Operationssaal, unterschiedliches Implantationsbesteck, Kontakt zwischen Einschläger und Weichteilgewebe, Abweichungen in der Einschlägerausrichtung bzw. des Kontakts zwischen Einschläger und Prothese) zurück [Goossens et al. 2020].

Die Studie liefert, anhand von neu entwickelten metrischen Parametern, aufschlussreiche Ergebnisse zur Etablierung einer möglichen Messmethode, welche dem Operateur intraoperativ Feedback in Bezug auf die Implantatstabilität und mögliche Komplikationen gibt. Für die hohe Variabilität des BPF gegen Ende der Insertion werden jedoch lediglich Hypothesen ausgesprochen. Es wird daher deutlich, dass eine statistische Auswertung von Schallsignalen in Bezug auf patientengebundene Faktoren wie Körpermassenindex (engl.: Body-Mass-Index (BMI)), Femurschaftkonfiguration (engl.: canal-flare-index (CFI)), Alter, Geschlecht und Knochendichte (engl.: bone mineral density (BMD)) zur Prüfung dieser Variabilität sinnvoll wäre. Des Weiteren sollten andere metrische Parameter herausgearbeitet werden, welche die Ergebnisse dieser Studie stützen, bzw. dazu beitragen, neue Messmethoden zu entwickeln.

2 Aufgabenstellung

Ziel des vorliegenden Forschungsprojekts ist es, im Sinne einer explorativen Querschnittsstudie im klinischen Alltag, Schallsignale, die während der Implantation der zementfreien Metha[®]-Kurzschafthprothese (B. Braun, Aesculap AG, Tuttlingen) auftreten, aufzunehmen.

Anhand dieser intraoperativ auftretenden Schallsignale soll letztendlich über eine frequenzbasierte Schallanalyse eine Visualisierung des Implantationsvorgangs erfolgen, um eine Aussage über die Verankerungssituation zwischen femoralem Knochen und der Metha[®]-Kurzschafthprothese treffen zu können.

Des Weiteren soll statistisch geprüft werden, ob patientengebundene Faktoren wie Alter, Geschlecht, BMI, CFI und die Knochendichte Einfluss auf die Akustiksignale nehmen und somit in der Etablierung künftiger Analyseverfahren berücksichtigt werden sollten.

3 Theoretische Grundlagen

3.1 Systemtheorie

Die Systemtheorie ist eine fächerübergreifende Disziplin der Ingenieurwissenschaften, insbesondere der Elektrotechnik. Die Systemtheorie beschäftigt sich mit der mathematischen Beschreibung und Berechnung von physikalischen Systemen.

In jedem dynamischen Prozess lassen sich Einheiten identifizieren, in denen Informationen in zielgerichteter Weise weitergeleitet und beeinflusst werden. Unter einem dynamischen Prozess versteht man hierbei ein System, bei dem die Ausgangssignale von einzelnen Eingangswerten abhängig sind. Eine Beschreibung solcher Einheiten durch mathematische Modelle nennt man Übertragungssystem. Es ist gekennzeichnet durch mindestens ein Eingangssignal und mindestens ein Ausgangssignal, welche eine eindeutige Flussrichtung aufweisen (Abb. 1) [Berns et al. 2019].

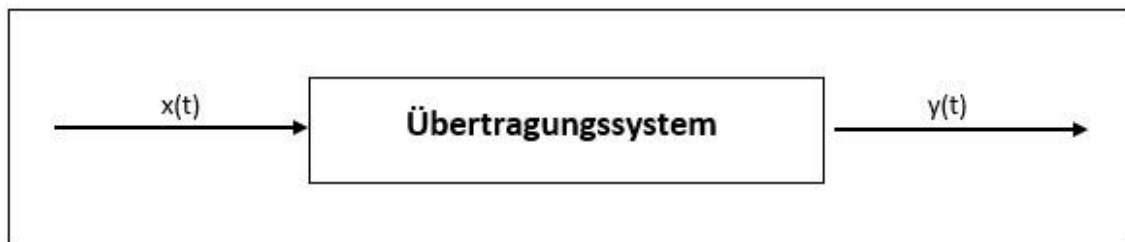


Abbildung 1: Symbolische Darstellung eines Übertragungssystems mit einem Signaleingang und einem Signalausgang. In Anlehnung an [Berns et al. 2019].

Ein Signal $x(t)$ ist dabei eine veränderliche Größe bzw. Funktion, die Informationen darstellt.

Das Übertragungssystem ist eine abstrakte Beschreibung, also ein Modell eines realen Vorganges, der solche Signale umwandelt. Es kann auch über mehrere Ein- und Ausgangssignale verfügen. Dabei ist das System mathematisch durch einen Operator T definiert, welcher das Eingangssignal x auf das Ausgangssignal y eindeutig abbildet (Formel 1).

$$\mathbf{y} = \mathbf{T}(\mathbf{x}) \quad (1)$$

Mithilfe des Übertragungssystems und mathematischer Modelle können Systemantworten $y(t)$ generiert werden. Prozesse lassen sich planbar machen, da auch

komplexe technische Wirkmechanismen durch einheitliche Formalisierung übersichtlicher gestaltet werden [Unbehauen 2010].

3.1.1 Übertragungssystem

Für diese Auswertung der Schallsignale wurde das LTI-System (*linear time invariant*) gewählt. Es ist ein etabliertes System zur Beschreibung von Filtern für Biosignale, welches sich mit linearen, zeitinvarianten und konzentrierten Parametern beschäftigt.

Lineare und nichtlineare Systeme

Die Frage nach der Linearität ist besonders wichtig, da für lineare Systeme bereits mathematische Methoden für die Modellierung vorliegen. Somit wird häufig versucht, nichtlineare Systeme in lineare zu überführen.

Lineare Systeme zeichnen sich durch ihre Additivität und Homogenität aus, da die Summe gewichteter Eingangssignale ein Ausgangssignal ergibt, welches der Summe proportionaler Ausgangssignale entspricht (Formel 2 und 3).

$$T(c_1 \cdot x_1(t) + c_2 \cdot x_2(t)) = c_1 \cdot y_1(t) + c_2 \cdot y_2(t) \quad \text{Additivität} \quad (2)$$

$$T(c \cdot x(t)) = c \cdot y(t) \quad \text{Homogenität} \quad (3)$$

Zeitvariable und zeitinvariable Systeme

Bei einem zeitinvarianten System ändern sich die Systemparameter nicht über die Zeit. Somit gilt für jede beliebige Zeitverschiebung t_0 :

$$T(x(t - t_0)) = y(t - t_0) \quad \text{Zeitinvarianz} \quad (4)$$

Systeme mit konzentrierten oder verteilten Parametern

Bei vielen natürlichen Systemen liegt eine ortsabhängige Verteilung der Parameter vor. So unterliegen z. B. die Messwerte der Raumtemperatur ortsabhängigen Schwankungen. Man spricht dann von Systemen mit verteilten Parametern, welche durch partielle Differenzialgleichungen beschrieben werden.

Liegt keine Ortsabhängigkeit vor, handelt es sich um konzentrierte Parameter, welche mit gewöhnlichen Differenzialgleichungen modelliert werden [Werner 2008].

Diskrete LIT-Systeme lassen sich mit verschiedenen mathematischen Funktionen, wie der Diskreten Fourier-Transformation (DFT) oder der Z-Transformation beschreiben.

3.1.2 Dirac-Impuls

Für die theoretische Beschreibung eines Systems ist es häufig hilfreich, die verwendete Funktion zu idealisieren. Eine solche idealisierte Impulsfunktion ist der sog. Dirac-Impuls: Er kann als eine Rechteckfunktion mit der Fläche 1 verstanden werden, deren Breite gegen Null approximiert wird. Die Amplitude des Impulses muss dabei unendlich groß sein (Abb. 2).

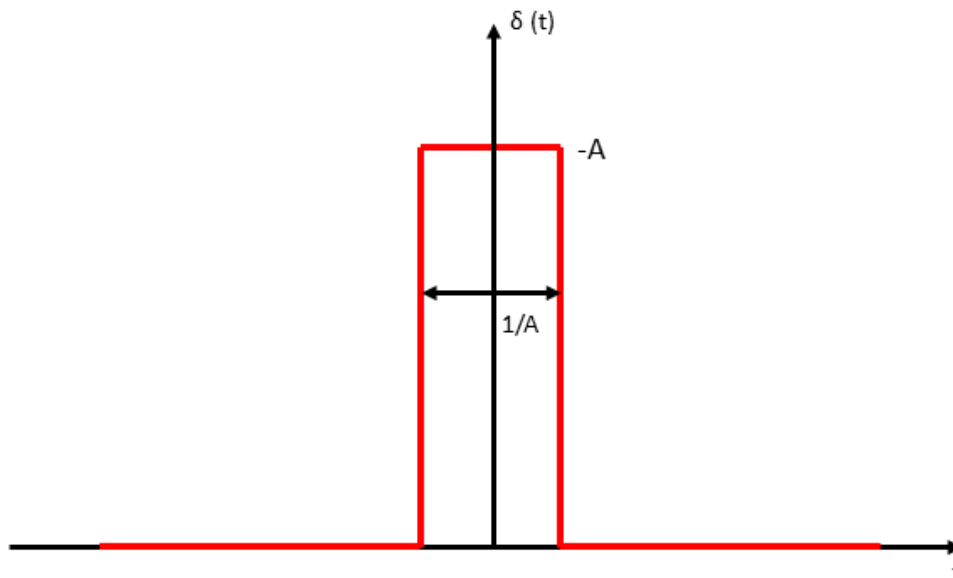


Abbildung 2: Der Dirac-Impuls lässt sich graphisch als Grenzwert einer Rechteckfunktion der Höhe A und der Breite $1/A$ veranschaulichen, bei der A gegen unendlich ($A \rightarrow \infty$) strebt. Die Fläche des Rechtecks beträgt 1.

Der Dirac-Impuls ist definiert über folgenden Zusammenhang:

$$\int_{-\infty}^{\infty} \delta(t) dt = 1 \quad \text{bzw.} \quad \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \cdot \delta(t) dt = f(0) \quad (5)$$

Der $\delta(t)$ ist eine irreguläre Distribution und keine Funktion im mathematischen Sinne. Das Integral ist als Zuordnungsvorschrift zu werten: Dem Integral wird der Funktionswert von f an der Stelle $t = 0$ zugeordnet [Werner 2008].

3.1.3 Die Impulsantwort

Legt man einen Dirac-Impuls an ein LTI-System, so lässt sich mit Hilfe einer Fourier-Analyse der Ausgangssignale der Frequenzgang des Systems feststellen.

Für die Fourier-Transformation des Dirac-Impulses gilt:

$$F\{\delta(t)\} = \Delta(\omega) = 1 \text{ für alle Frequenzen } \omega \quad (6)$$

Das Frequenzspektrum ist also unendlich weit und enthält alle Frequenzen mit einer konstanten Amplitude von 1. Die Phase ist für alle Frequenzen gleich Null.

Wird nun ein Dirac-Impuls an ein Ausgangssignal eines LTI-Systems angelegt, gewinnt man nach Definition der Systemtheorie eine „Impulsantwort“. Dies ist von großer Bedeutung, denn die Impulsantwort definiert ein LTI-System vollständig. Es ergeben sich zahlreiche Anwendungsmöglichkeiten:

Durch die Fourier-Transformation der Impulsantwort, bei streng stabilen Systemen, erhält man direkt die Übertragungsfunktion des Systems. Durch Multiplikation der Übertragungsfunktion lässt sich die Wirkung des Systems im Fourier-Bereich ermitteln (Formel 7). Im Folgenden ist $h(t)$ als Impulsantwort definiert [Weinzierl 2009]:

$$G(s) = L\{h(t)\} \quad (7)$$

Die Impulsantwort kann auch durch die inverse Fourier-Transformation aus der Übertragungsfunktion berechnet werden:

$$h(t) = L^{-1}\{G(s)\} \quad (8)$$

Durch Faltung der Impulsantwort eines Systems mit einem beliebigen Signal $x(t)$ im Zeitbereich, lässt sich die Systemantwort auf das Signal $x(t)$ berechnen [Unbehauen 2010].

3.1.4 Diskrete Fourier-Transformation

Die Fourier-Verfahren gehören zu den Standardverfahren bei der Analyse von Biosignalen. Die Diskrete Fourier-Transformation (DFT) macht es möglich, ein diskretes endliches Signal im Zeitbereich, welches periodisch fortgesetzt wird, auf ein diskretes periodisches Signal im Frequenzbereich abzubilden (Abb. 3). Durch die Analyse der Schallemission eines einzigen Schlags ist es möglich, die Überlagerung von mehreren Frequenzen zu entschlüsseln [Girod et al. 2003].

Für diskrete endliche Signale gilt:

$$X[k] = \frac{1}{N} \cdot \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \cdot e^{-i2\pi \cdot k \cdot \frac{n}{N}} \quad (9)$$

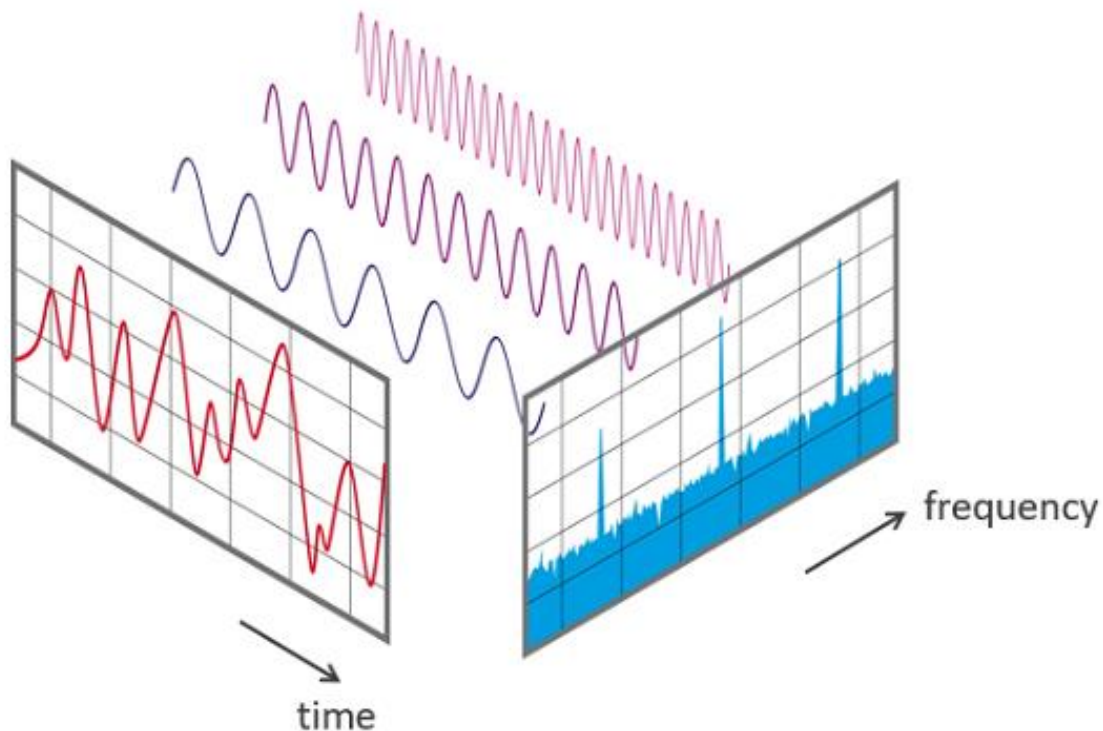


Abbildung 3: Graphische Darstellung der DFT. Das Signal im Zeitbereich wird durch die Transformation als Signal im Frequenzbereich abgebildet [Phonical 2017].

3.2 Messtechnik

3.2.1 Richtmikrofon

Mikrofone fungieren im elektroakustischen Übertragungssystem als Umformer von Schallenergie in elektrische Energie. Prinzipiell wird in jedem Mikrofon eine dünne Membran dem Schalldruck ausgesetzt, wodurch sie selbst in Schwingung gerät. Diese Schwingung wird mithilfe einer elektrischen Leerlaufspannung umgeformt. Im Laufe der Jahre wurden viele verschiedene Mikrofontypen entwickelt, welche sich auf der Ebene von Wandlerprinzip, Richtcharakteristik und Übertragungsbereich unterscheiden [Bernstein 2019].

3.2.2 Wandlerprinzip

3.2.2.1 Kondensatormikrofon

Der Mechanismus des Mikrofons entspricht dem Prinzip eines physikalischen Kondensators. Die Membran besteht aus einer sehr dünnen, elektrisch leitfähigen Metallfolie, welche zusammen mit der Gegenelektrode und der dazwischen befindlichen Luft als Dielektrikum den Kondensator bildet (Abb. 4).

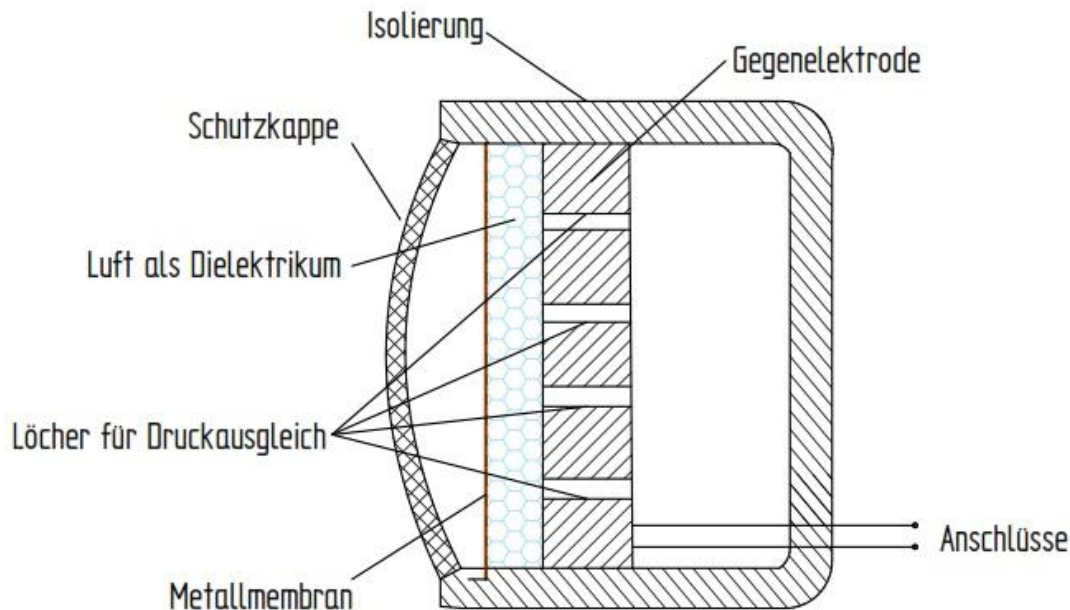


Abbildung 4: Schnitt durch ein Kondensatormikrofon. In Anlehnung an [Bernstein 2019].

Durch diesen Aufbau besitzt der Kondensator eine bestimmte Kapazität. Kommt es aufgrund einer Schalleinwirkung zur Auslenkung der Membran, so ändert sich der Abstand zwischen Membran und Gegenelektrode, welches eine Änderung der Kapazität zur Folge hat. Technisch betrachtet handelt es sich hierbei um einen Elongationsempfänger [Bernstein 2019; Weinzierl 2009].

3.2.3 Richtcharakteristik

Ein wichtiges Kriterium ist die Empfindlichkeit eines Mikrofons in Abhängigkeit vom Schalleinfallswinkel. Durch die Änderung des konstruktiven akustischen Aufbaus eines Mikrofons erhält man zahlreiche verschiedene Richtcharakteristika, wie z. B. Achtercharakteristik, Keulencharakteristik und Nierencharakteristik [Rickmann 1943].

Die Richtcharakteristika von Mikrofonen werden in reflexionsarmen Räumen im Direktfeld gemessen. Dafür wird das Mikrofon in einem Abstand von 1 m von einer 1 kHz-Schallquelle gedreht und dabei der Ausgangspegel, in Abhängigkeit vom Einfallswinkel, gemessen und in einem Polardiagramm aufgezeichnet (Abb. 5).

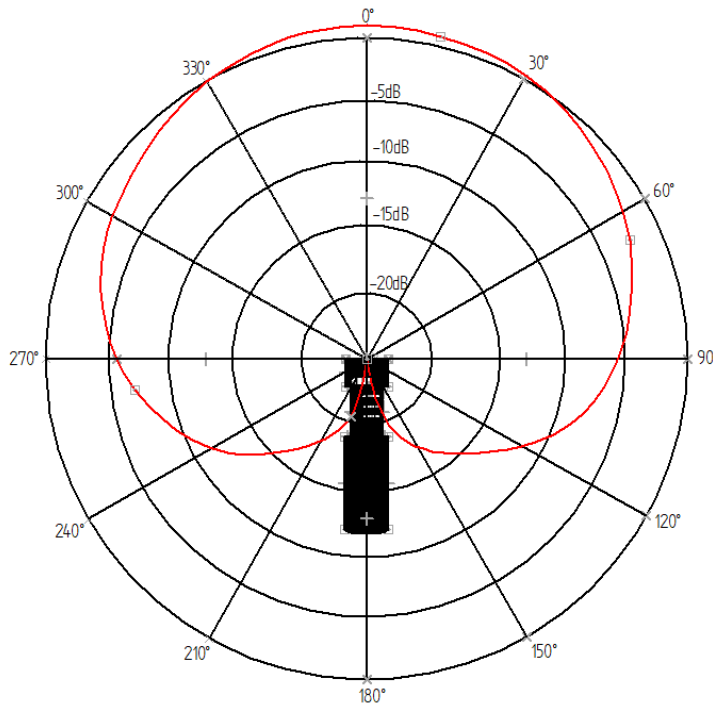


Abbildung 5: Polardiagramm eines Richtmikrofons mit Nierencharakteristik

3.2.3.1 Nierencharakteristik

Durch den Kapselaufbau des Mikrofons treffen Schallwellen, die vor dem Mikrofon entstehen, ungebremst auf die Membran. Dies spiegelt sich in einer größeren Amplitude im Polardiagramm wider. Schallsignale, die in einem Winkel von 120° - 240° einfallen, werden nahezu vollständig ausgeblendet oder mit einer geringeren Amplitude im Frequenzspektrum abgebildet (Abb. 5).

3.3 Anatomische Femurkonfiguration

3.3.1 Canal flare index (CFI)

Die Konfiguration des proximalen Markkanals des Femurs hat großen Einfluss auf die primärstabile Verankerung einer zementfreien Hüftkurzschaftendoprothese [Clarke et al. 1992; Itami et al. 1983; van der Wal et al. 2008; Bert 1996]. Um diese Konfiguration in der anterioren-posterioren Projektion des Röntgenbildes zu beschreiben, hat die Arbeitsgruppe um *Noble et al.* den CFI etabliert (Formel 11) [Noble et al. 1988].

$$CFI = \frac{a}{b} \quad (11)$$

Wie in Abbildung 6 zu sehen ist, wird das Verhältnis der Messgrößen 20 mm proximal des *Trochanter minor* (a) zum *femoralem Isthmus* (b) gebildet. Ist das Verhältnis kleiner als 3,0, liegt eine *Ofenrohr-Konfiguration* vor (Abb. 6-C). Bei Werten zwischen 3,0 - 4,7 liegt eine *normale Konfiguration* (Abb. 6-B) vor und bei Werten über 4,7 spricht man von *Champagnerglas-Konfiguration* (Abb. 6-A).

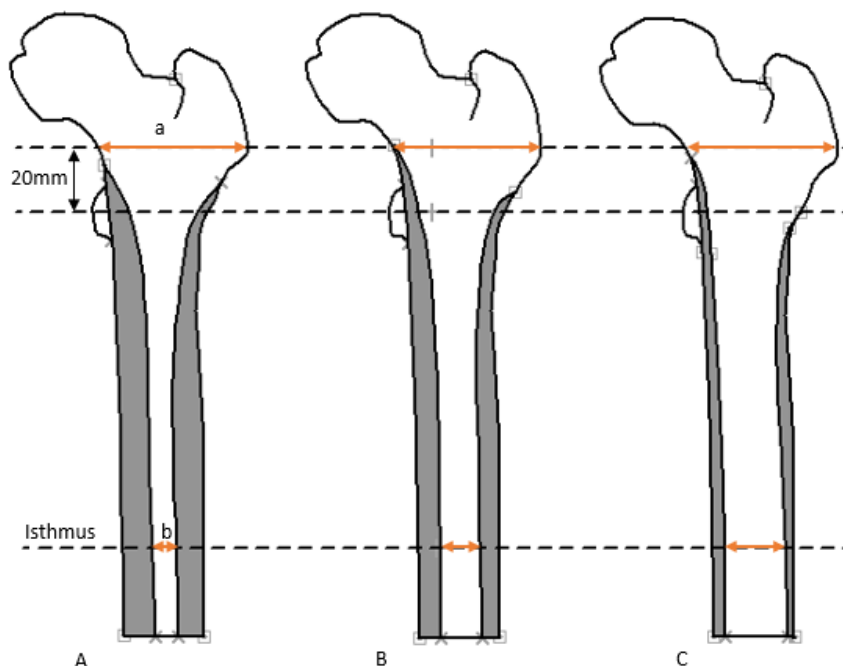


Abbildung 6: Canal-Flare-Index: Champagnerglas Konfiguration (A), normale Konfiguration (B), Ofenrohr Konfiguration (C)

Die Arbeitsgruppe *Jahnke et al.* konnten in ihrer Studie für die Metha[®]-Kurzschaftprothese zeigen, dass eine *normale* oder *Ofenrohr-Konfiguration* mit einer

proximalen Verankerung der Prothese einhergeht. Bei der *Champagnerglas-Konfiguration* hingegen erfolgte die Hauptverankerung im distalen Bereich des Metha®-Prothesenschafts [Jahnke et al. 2015].

3.4 Operationsverfahren

3.4.1 Die präoperative Vorbereitung

Bei allen Patienten wurden präoperativ eine konventionelle anterior-posteriore Beckenübersichtsaufnahme und eine Lauenstein-Aufnahme durchgeführt. Anatomische Fehlstellungen wie eine Beinlängendifferenz und Achsfehlstellungen wurden mit Hilfe des Programms mediCAD 2D (Version 6x, mediCAD Hectec GmbH, Altdorf/Landshut, Germany) visualisiert und in die Planung einbezogen (Abb. 7).

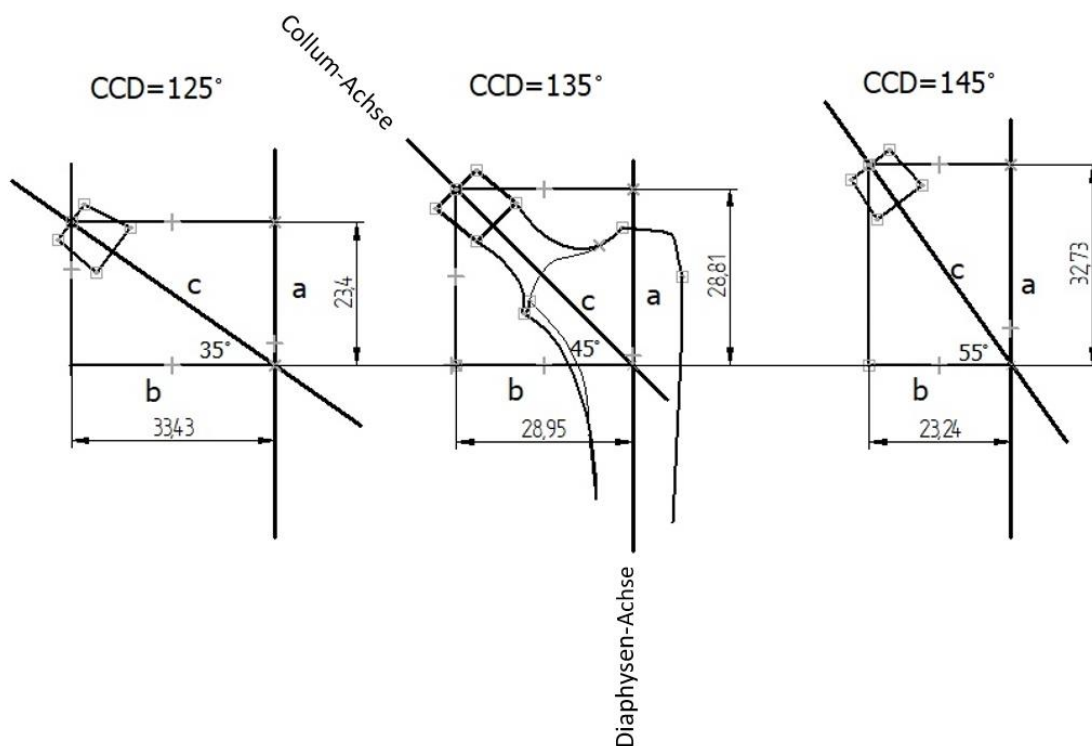


Abbildung 7: Auswirkung des CCD-Winkels auf den femoralen Offset und die Beinlänge. In Anlehnung an [Effenberger et al. 2005].

Die Auswahl der richtigen Prothesengröße richtete sich nach folgenden Parametern:

1. den Markraumabmessungen
2. dem CCD-Winkel
3. dem femoralen Offset
4. der Beinlängendifferenz, welche durch eine horizontale Gerade über die Spitzen des *Trochanter minors* bestimmt wurde

Die Variablen femoraler Offset, CCD-Winkel und Beinlängendifferenz sind voneinander abhängig. Somit sollte die Summe aller Veränderungen das bestmögliche Ergebnis liefern. Bei kleinem CCD-Winkel wird das femorale Offset größer und die Beinlänge nimmt ab. Steigt der CCD-Winkel, sinkt das femorale Offset und die Beinlänge nimmt zu (Abb. 7) [Effenberger et al. 2005]. Das Metha®-System bietet desweiteren drei Kopfgrößen, wodurch die Anzahl der möglichen Kombinationen weiter steigt und jeder Patient individuell versorgt werden kann.

3.4.2 Minimalinvasiver anterolateraler Zugang

Die minimalinvasiven Zugangswege gewinnen in der chirurgischen Orthopädie immer mehr an Bedeutung. Ein Vorteil der minimalinvasiven Hüftgelenksendoprothetik besteht oberflächlich betrachtet in dem kürzeren Hautschnitt von etwa 7 cm Länge. Wichtiger ist jedoch, dass bei der Präparation in die Tiefe versucht wird, weichteilschonend vorzugehen. Dies gelingt bei dem minimalinvasiven anterolateralen Zugang, indem eine gegebene Muskellücke zwischen *M. tensor fasciae latae* und *M. gluteus medius* genutzt wird (Abb. 8).

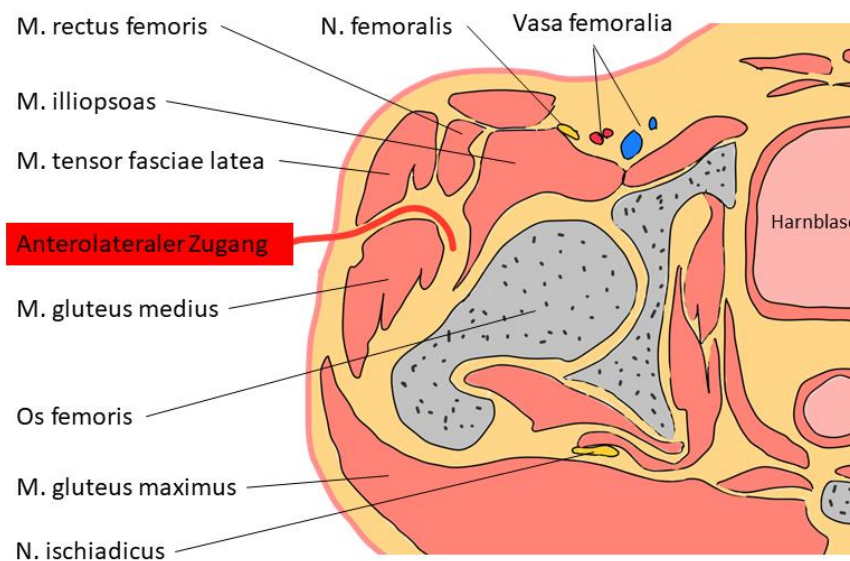


Abbildung 8: Anterolateraler Zugangsweg. In Anlehnung an (Schünke et al. 2022).

Dadurch müssen keine Muskeln durchtrennt oder vom Muskelansatz abgelöst werden. Auch aus neurophysiologischer Sicht ist es sinnvoll, diese Strukturen zu erhalten, da an Sehnen-Knochen- und Sehnen-Muskel-Übergängen die Mehrzahl von Mechanorezeptoren lokalisiert sind [Kugler 2021]. Des Weiteren konnte gezeigt werden, dass ein Abtrennen der Muskulatur am entspringenden Knochen zu einem Verlust von Knochensubstanz führen kann. Dies könnte sekundär zu einer schlechteren Osteointegration oder Lockerung der Prothese führen [Perka et al. 2005; Heller et al. 2003]. Durch das weichteilschonende Vorgehen sollte somit die Propriozeption und eine suffiziente Knochensubstanz erhalten bleiben. Die Patienten sollten, verglichen mit invasiveren Methoden, schneller schmerzfrei und die Rehabilitation früher abgeschlossen sein. Nichtsdestotrotz erfordert ein minimalinvasiver Zugang, durch das kleinere operative Sichtfeld, eine große Expertise. Die Erfolgsrate ist somit abhängig von der Erfahrung des Operateurs [Roth et al. 2021].

3.4.3 Presspassung (engl.: Press-Fit-Implantation)

Bei der mechanischen Presspassung handelt es sich um ein in der orthopädischen Chirurgie verwendetes Verankerungsprinzip, welches ohne zusätzliche Materialien wie Zement, Schrauben oder Klammern auskommt. Durch die Presspassung sollen Relativbewegungen zwischen den zwei aneinander liegenden Oberflächen minimiert werden [Morscher 2001]. Im Falle einer zementfreien Hüfttotalendoprothese wird der Markraum des Femurschafts mit in der Größe ansteigenden Knochenraspeln vorpräpariert, wobei die zuletzt verwendete Knochenraspel 1 - 2 mm kleiner dimensioniert ist als die endgültig zu wählende Prothese. Durch die minimale Unterdimensionierung des Femurschafts, entsteht beim Einschlagen der endgültigen, 1 - 2 mm größeren Schaftkomponente eine sogenannte Presspassung. Sie ist maßgeblich für die primärstabile Verankerung der Prothese verantwortlich. Nach der Arbeitsgruppe *Pilliar et al.* sollte die Mikrorelativbewegung zwischen Schaftkomponente und femoralem Knochen unter 150 μm liegen. Die geringe Bewegung zwischen femoralem Knochen und Prothese führt zu einer besseren Osteointegration und schlussendlich zu einer guten sekundärstabilen Verankerung der Prothese [Pilliar et al. 1986; Jasty et al. 1997; Engh et al. 1992; Fonseca Ulloa et al. 2020].

3.5 Quantitative Computertomographie (qCT)

Die qCT ist neben der Dual X-Ray Absorptiometry (DXA) ein klinisches Standardverfahren, um die Knochendichte eines Patienten zu bestimmen. Bei einer qCT-Untersuchung werden kommerzielle Computertomographie-Geräte (CT) eingesetzt. Es wird lediglich ein Knochenmineraldichtephantom mitgescannt, welches zur Kalibrierung des jeweiligen CT-Scanners dient [Cann und Genant 1980]. Die Computertomographie ist ein Schnittbildverfahren, das auf Schwächungswerten, gemessen in Hounsfield-Einheiten (HU), basiert. Die während des Schnittbildverfahrens gemessenen Schwächungskoeffizienten des Gewebes werden dabei in Beziehung zum Schwächungskoeffizienten von Wasser (0 HU) gesetzt [Hounsfield 1973]. Im Gegensatz zur DXA, welche lediglich eine zweidimensionale Röntgenuntersuchung darstellt (Ergebnisse in mg/cm^2), ist die qCT ein dreidimensionales Verfahren, bei der die Dichte des Knochens in mg/cm^3 ermittelt wird. Im klinischen Alltag wird für die Knochendichtemessung (Osteodensitometrie), aufgrund einer kostengünstigeren

Beschaffung und der geringen Strahlenbelastung für den Patienten häufiger die DXA verwendet [Link 2012].

3.5.1 Ward'sches Dreieck

Auf das Femur wirken entgegengesetzte Kräfte, die aus Körpergewicht, Muskel- und Bänderzug resultieren. Die resultierende Kraft führt durch die exzentrische Lage des Femurs zu einer Druck- und Biegebeanspruchung des Schenkelhalses. Nach *Pauwels* reagiert der Knochen auf eine solche Belastung zum einen durch eine Umstellung der trajektoriellen Ausrichtung der Spongiosaarchitektur, zum anderen durch die Anpassung des Verhältnisses zwischen Kortikalis und Spongiosa [Pauwels 1973]. Aus dem kranialen Bereich des Femurkopfes entspringen Spongiosa-Drucktrabekel, die nach kaudal in die Kortikalis auf der medialen Seite des Schenkelhalses einstrahlen (Abb. 9).

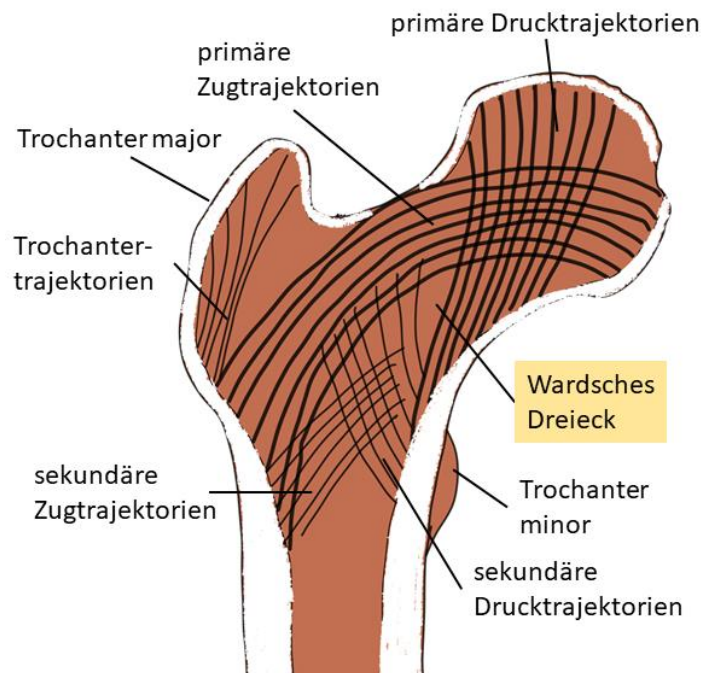


Abbildung 9: Knochenstruktur des Os femur. In Anlehnung an [L. Duchemin 2006]

Diese Drucktrabekel werden dabei im Femurkopf rechtwinklig von Zugtrabekeln gekreuzt, die proximal aus dem unteren Bereich des Femurkopfes kommen und bogenförmig nach kranial ziehen. Der Boden des Wardschen Dreiecks wird durch Knochentrabekel gebildet, welche von *Trochanter major* zum *Trochanter minor* ziehen [Tillmann 2003]. In der Klinik hat sich das Wardsche Dreieck zur Bestimmung der Knochendichte bewährt, da es sehr früh Knochendichteveränderungen im Sinne einer Osteoporose aufzeigt.

4 Material und Methode

4.1 Erhebung des Patientenkollektivs

In der Einrichtung für Orthopädie und orthopädische Chirurgie des Universitätsklinikums Gießen wurden 32 Patienten, aufgrund der zuvor festgelegten Ein- und Ausschlusskriterien (Tab. 1), im Zeitraum von 25.11.2019 - 29.01.2021 mit einer zementfreien Metha[®]-Kurzschafthprothese versorgt. Teilnehmer 14 und Teilnehmer 26 wurden, aufgrund einer zu spät gestarteten Audioaufnahme, nachträglich vom Kollektiv ausgeschlossen.

Tabelle 1: Ein- und Ausschlusskriterien für die Studienteilnahme

Einschlusskriterien	Ausschlusskriterien
Operateur: Prof. Dr. med. Bernd A. Ishaque	vorangegangene Osteotomie des Femurs
Implantat: Metha [®] -Kurzschafthprothese	vorangegangene Frakturierung des Femurs
Zugang: minimalinvasiver antero-lateraler	Femurkopf wurde an die Knochenbank gespendet
schriftliche Einverständniserklärung des Patienten	Fehlen der schriftlichen Einverständniserklärung

4.2 Studiendesign

4.2.1 Explorative Querschnittsstudie im klinischen Alltag

Der Studientypus lässt sich am ehesten als explorative Querschnittsstudie im klinischen Alltag mit dem Ziel des Gewinnes von Primärdaten definieren. Im Gegensatz zu einer klinisch interventionellen Studie wurde hier keine experimentelle Behandlung durchgeführt, sondern es wurden lediglich Daten während einer etablierten Prozedur gesammelt. Die Daten dienen der Beobachtung einer Patientengruppe, bei denen die Metha[®]-Kurzschafthprothese zum Einsatz kommt. Die Wahl der Prothese und der

Prothesengröße erfolgt allgemein in Abhängigkeit zu der präoperativen, computergestützten Operationsplanung. Diese Daten wurden dann explorativ mithilfe eines Algorithmus der Signalanalyse ausgewertet, um Marker zu identifizieren, die Aufschluss über das Verbundsystem zwischen Knochen und Prothese liefern. Anschließend wurde statistisch getestet, ob die unabhängigen Variablen Alter, Geschlecht, BMI, BMD, CFI einen signifikanten Einfluss auf die Akustikdaten haben.

4.3 Messtechnik

4.3.1 Richtmikrofon

Es wurde ein Kompakt-Richtmikrofon (Rode, 107 Carnarvon St, Silverwater, NSW, 2128, Australia) mit einem Frequenzbereich von 100 Hz – 20 kHz und einer Sensitivität von $-33 \text{ dB re } 1 \text{ V/Pa}$ ($22 \text{ mV @ } 94 \text{ dB SPL}$) $\pm 2 \text{ dB @ } 1 \text{ kHz}$ im OP eingesetzt (Abb. 10). Für die Aufnahme wurde das Richtmikrofon auf einem Stativfuß im nicht-sterilen OP-Bereich platziert.

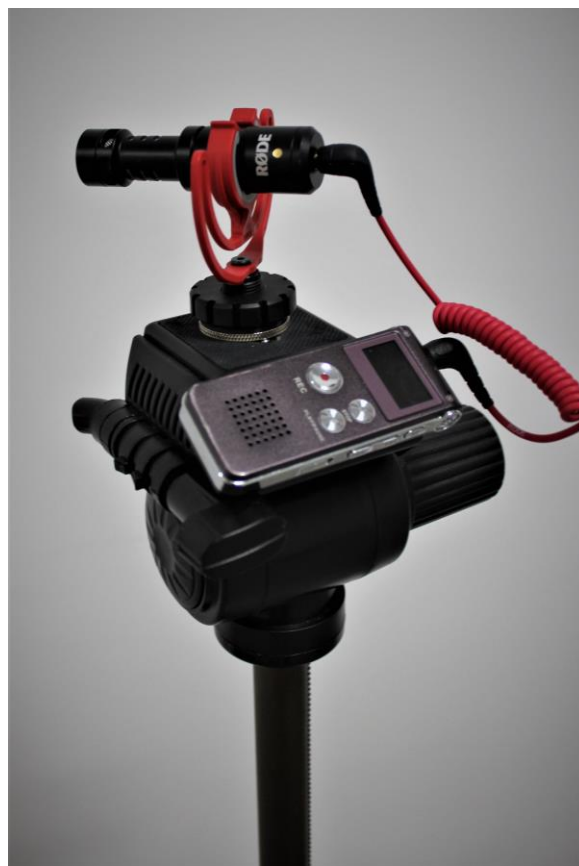


Abbildung 10: Darstellung der Messelektronik bestehend aus Richtmikrofon, Diktiergerät, 3,5 mm Klinkenkabel und Stativ.

4.3.2 Digital Voice Recorder

Die während der Implantation aufgetretenen Schallsignale wurden mit einem digitalen Diktiergerät (Digital Voice Recorder, ZIKO, China) mit einer Aufnahmerate von $f_s = 48000$ Hz aufgenommen. Das Diktiergerät war über ein 3,5 mm Klinckenstecker mit dem Mikrofon verbunden und die Schallsignale wurden im WAV-Format aufgenommen (Abb. 10). Die aufgenommenen WAV-Spuren wurden abschließend im Labor für Biomechanik mit einem eigens entwickelten Auswertungsalgorithmus bearbeitet.

4.3.3 Intraoperativer Aufbau

Alle Messungen wurden nach dem folgenden Schema durchgeführt.

Das Richtmikrofon wurde auf einem höhenverstellbaren Stativ befestigt und rechtwinklig zur Femurachse, auf Höhe der einzuschlagenden Schaftkomponente im nicht-sterilen OP-Bereich platziert (Abb. 11).



Abbildung 11: 1. Operateur Prof. Dr. med. Bernd A. Ishaque während der Insertion der Schaftkomponente (rechts), 2. und 3. Assistent (links)

Hierbei wurde der Abstand zum OP-Tisch mit 1,2 m immer gleich gewählt. Da die Prothese streng im axialen Verlauf des vorpräparierten Femurs eingeschlagen werden muss, nahm der 1. Operateur Prof. Dr. Ishaque eine für den Kraftfluss optimale Position,

kranial zu der Metha[®]-Kurzschafthüftendoprothese ein, wodurch ein Fenster mit freiem Blick auf das OP-Feld entsteht (Abb. 12; rechts im Bild). Die Schallwellen, die während der Insertion entstanden, konnten somit ungedämpft von dem Richtmikrofon aufgezeichnet werden. Für den Zeitraum der Aufzeichnung (durchschnittlich 40 s) wurde darum gebeten, die Gespräche einzustellen. Andere Signaltöne, wie zum Beispiel das der Stauerstoff-Sättigung des Narkosegeräts, konnten aufgrund ihres homogenen Charakters später herausgefiltert werden.



Abbildung 12: Das Richtmikrofon wurde auf Höhe der Schaftkomponente ausgerichtet und zielt genau in das OP-Feld.

4.4 Metha[®] Kurzschafthüftendoprothese von Braun

Die verwendete Hüftendoprothese war in allen Fällen die zementfreie Metha[®]-Kurzschafthüftendoprothese (B. Braun, Aesculap AG, Tuttlingen). Aufgrund ihrer geringen Größe, dem modularem Aufbau und der Oberflächenbeschichtung mit Plasmapore[®] μ -CaP Implantatoberfläche bestehend aus mikroporösem Reintitan Plasmapore[®] sowie einer 20 μ m dicken Dikalziumphosphatschicht, eignet sich die Prothese sehr gut für minimalinvasive Zugänge. Die bei der Implantation geschaffene Press-Fit-Situation und der im oberen 2/3 beschichtete Schaft sorgt für eine metaphysäre Stabilität und eine gute Osteokonduktion [Metha[®] Kurzschafthüftendoprothese 2020].

Das keilförmige, sich nach distal verjüngende Schaftprofil trägt außerdem zu einer höheren Rotationsstabilität bei [Bieger et al. 2012] (Abb. 13).



Abbildung 13: Metha®-Kurzschafthprothese der Firma Braun.

Sie wird vorwiegend bei Patienten eingesetzt, welche eine gute Knochenqualität aufweisen [Rometsch et al. 2012; Gulow et al. 2007; Floerkemeier et al. 2012; Ettinger et al. 2011; Braun et al. 2007]. Bei der Operation muss nur sehr wenig femoraler Knochen reseziert werden, wodurch im Falle einer Lockerung und Revision der Prothese genügend Knochensubstanz vorhanden ist, um die nächstgrößere Prothese stabil zu verankern [Aesculap AG und Creative Tuttlingen; Floerkemeier et al. 2013].

4.5 Operationsablauf

Da die Operation immer von dem gleichen Operateur durchgeführt wurde, können die folgenden Schritte als konstant angesehen werden. Alle Operationen wurden minimalinvasiv über den anterolateralen Zugang durchgeführt. Als erstes erfolgte die Rückenlagerung des Patienten mit steriler Waschung und Abdeckung des OP-Gebiets.

Der etwas 7 cm lange Hautschnitt erfolgte in Richtung einer gedachten Linie zwischen *Spina iliaca anterior superior* und dem *Trochanter major*. Dabei befand sich das distale Viertel des Schnittes über dem *Trochanter major*. Bei der Präparation in die Tiefe wurde die gegebene Muskellücke zwischen *M. tensor fasciae latae* und *M. gluteus medius* genutzt. Die Eröffnung der Gelenkkapsel erfolgte T-förmig mit stückweiser Resektion der freiliegenden Kapselanteile. Die Osteotomie des Schenkelhalses *in situ* wurde mit

einer oszillierenden Säge unter Schutz von Hohmann-Haken durchgeführt. Als nächstes erfolgte die Bergung des Femurkopfes mittels Hüftkopfextraktors und die weitere Resektion der noch vorhandenen Kapselanteile. Osteophytäre Anbauten wurden mit dem Meisel entfernt.

Meist beginnend mit einer 44 mm Pfannenfräse wurde die *Fovea acetabulare* stückweise in 2 mm Schritten aufgefräst, bis der Gelenkknorpel vollständig entfernt war. Nach Prüfung der Stabilität und Durchblutung wurde die Größe der Originalpfanne nach den Abmessungen der zuletzt verwendeten Raspel gewählt. Das Einschlagen der Originalpfanne erfolgte in 40 - 45 Grad Inklination und 10 - 15 Grad Anteversion. Da die Originalpfanne 1 mm größer ist als die zuvor präparierte Gelenkpfanne, ergibt sich durch den Einschlagvorgang eine Press-Fit-Situation.

Für die Präparation des Femurschafts wurde das Bein in die Vierer-Position gebracht. Das Bein wurde in der Hüfte um 90 Grad außenrotiert und 45 Grad adduziert, das Knie um 90 Grad flektiert. Durch diese Lagerung erhält der Operateur einen orthogonalen Zugang zum Markraum des Femurs. Die Eröffnung des Markraums erfolgte mit einem Ahl. Anschließend erfolgte die formschlüssige Aufweitung des Femurschafts mit Raspeln in streng axialer Richtung. Die Originalgröße der Schaftkomponente wurde nach der zuletzt fest im Markraum sitzenden Raspel gewählt. Die letzte Raspel sollte hierbei rotations- und kippungsstabil sitzen [Jahnke et al. 2018].

Für die Aufzeichnung des Einschlagvorgangs der Schaftkomponente wurde das Mikrofon wie in Abb. 12 platziert und um Ruhe gebeten. Nach Beginn der Aufnahme startete der Operateur den Insertionsprozess der Schaftkomponente, bis diese nach seinem Empfinden stabil verankert war. Die Aufnahme wurde daraufhin gestoppt. Nun wurde der Schaft mit dem passenden Prothesenkopf besetzt und die Hüfte durch axialen Zug am Bein und Innenrotation im Hüftgelenk reponiert. Nach Kontrolle der Beinlänge erfolgte die Spülung des Wundbereichs mit NaCl, Einlage einer Drainage und ein steriler Wundverschluss. Der resezierte Femurkopf wurde trocken in einer Pathologiedose asserviert und im Labor für Biomechanik für die spätere Knochendichtebestimmung eingefroren.

4.6 Schallakustische Auswertung

Die Aufnahme der Schallemissionen erfolgte mit dem Richtmikrofon. Hierbei registrierte das Mikrofon Schallwellen, die als Druckschwankungen (dB) der Luft über die Zeit aufgezeichnet wurden (Abb. 14).

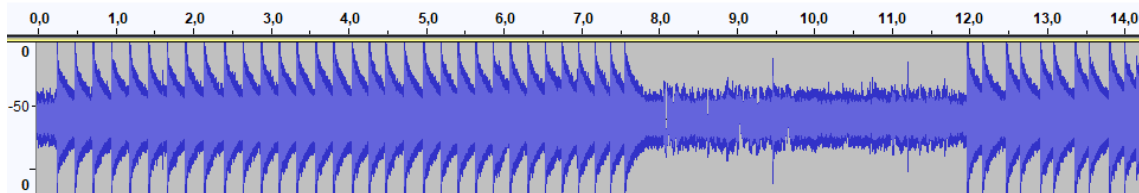


Abbildung 14: Aufnahme der Schallemission in dB pro Sekunde, welche bei der Implantation der Schaftkomponente entstehen.

Die aufgezeichneten Wave-Dateien wurden zunächst mit Audacity (Audacity 2.3.2, audacity.org, London, Vereinigtes Königreich) bearbeitet. Die einzelnen Hammerschläge, Störgeräusche sowie Artefakte wurden manuell markiert und für die weitere Auswertung in MATLAB (R2018, MathWorks Inc., Natick, Massachusetts, USA) als Wave- und Text-Dateien gespeichert (Abb. 15).

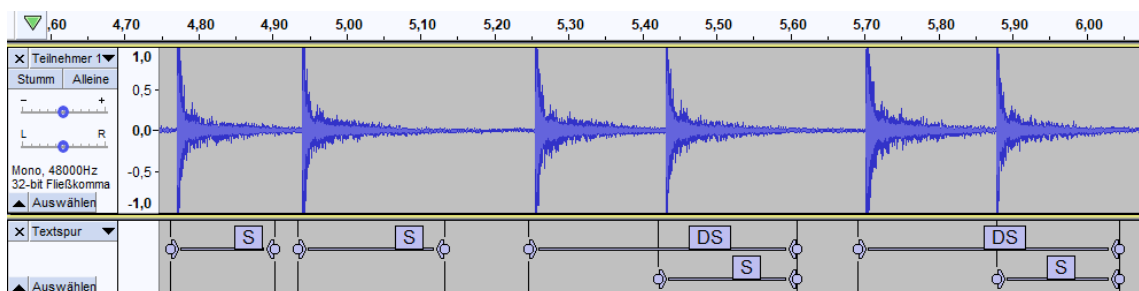


Abbildung 15: Die mittels Audacity markierten Schläge (S) und Doppelschläge (DS) der Wave-Datei.

4.6.1 Systemtheorie

Für die Analyse und Korrelation verschiedener Aufnahmen wurde ein Konzept der Ingenieurwissenschaften benutzt: die Systemtheorie. Für diese Auswertung der Schallsignale wurde das LTI-Übertragungssystem (linear time invariant) gewählt.

Mithilfe des Übertragungssystems (Abb. 16) und mathematischer Modelle können Systemantworten generiert werden, die aufschlussreicher sind als solche, die aus Betrachtung einzelner Klangaufnahmen resultieren. Dabei wurde angenommen, dass die Systemantwort auf den Impuls des Hammerschlags einer Zusammensetzung der Schallemissionen des Verbunds aus Hammer, Prothese und Implantationsbesteck entspricht.

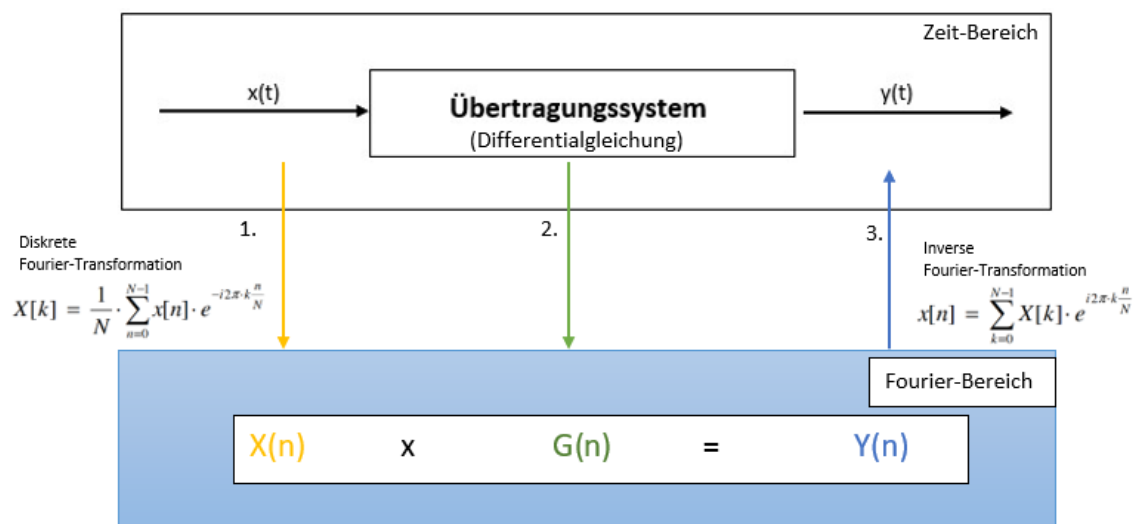


Abbildung 16: Anwendung der Diskreten Fourier-Transformation zur analytischen Berechnung der Systemantwort eines LTI-Übertragungssystems. Schritt 1: Der Signaleingang $x(t)$ wird durch die diskrete Fourier-Transformation als $X(n)$ im Fourier-Bereich dargestellt. Schritt 2: Durch Übertragen des Zustandsmodells, also den Differentialgleichungen, in den Fourier-Bereich gelangt man zur Übertragungsfunktion $G(n)$ des Systems. Schritt 3: Mit Hilfe des Linearitätssatzes wird $Y(n)$ anschließend in den Zeitbereich rücktransformiert. Man erhält eine analytische Lösung für die Systemantwort $y(t)$ auf die im 1. Schritt festgelegte Eingangserregung.

Für jede Schallemission eines Schlags wurde mithilfe von MATLAB eine DFT berechnet und ein energienormiertes Powerspektrum erstellt. Die Energienormierung des Powerspektrums erfolgte für den Vergleich der einzelnen Schläge untereinander.

4.6.2 Schlag-Sequenz-Korrelationsmatrix

Um eine Änderung der akustischen Systemantwort des Verbundsystems während der Implantation zu detektieren, wurden die einzelnen Powerspektren der Schläge einer Implantationssequenz miteinander nach Pearson korreliert. Dadurch entstand eine $N \times N$ große Schlag-Sequenz-Korrelationsmatrix, wobei gilt: N gleich der Anzahl der Schläge einer Implantation. Danach wurden die Korrelationskoeffizienten unter Beibehaltung der Reihenfolge gegeneinander in einer Heatmap aufgetragen, um die Korrelationskoeffizienten bei steigender Anzahl der Implantationsschläge unabhängig von Operateuren und Implantationsvorgang zu analysieren.

An dieser Stelle wird noch darauf hingewiesen, dass der letzte Schlag eines Insertionsprozesses, aufgrund der großen Erfahrung des Operateurs, als fest definiert wurde. In Abhängigkeit davon, stellte Schlag 0, die locker in den vorpräparierten Markraum eingelegte Schaftkomponente da.

4.6.2.1 Finding Edge

Um die Analyse zu automatisieren, wurde in MATLAB eine Funktion namens „Finding Edge“ programmiert, welche in der Schlag-Sequenz-Korrelationsmatrix die größte Differenz zwischen den Korrelationskoeffizienten detektierte. Da es sich dabei um eine neue Methode handelt, wurde diese Funktion im Sinne einer Urteilerübereinstimmung (engl.: Interrater Reliabilität) von zwei Experten kontrolliert und falls notwendig korrigiert (siehe Kapitel 5.2.2). Für die statistischen Auswertungen wurden die Daten anhand dieser Kante (engl.: edge) in zwei Datenbereiche, im weiteren Verlauf als Area1 und Area2 bezeichnet, aufgeteilt. In einer Tabelle wurde dann die normierte Leistung eines jeden Probanden zu ihrer jeweiligen Frequenz aufgetragen.

4.7 Anatomische Femurkonfiguration

Die Konfiguration des proximalen Markkanals des Femurs wurde, wie von *Noble et al.* beschrieben, mit Hilfe des CFI bestimmt [Noble et al. 1988]. Hierzu wurden die präoperativ durchgeführte a.p. Beckenübersichtsaufnahmen herangezogen und der Markkanal mittels mediCAD® (Classic Version 4.0, mediCAD Hectec GmbH, Altdorf/Landshut, Germany) vermessen. Die Einteilung erfolgte in drei Klassen (siehe Kapitel 3.3.1).

4.8 Postoperative Knochendichtemessung mittels qCT

Um die Studienteilnehmer keiner unnötigen Strahlenbelastung auszusetzen, wurde die Bestimmung der Knochenqualität an resezierten Femurköpfen vorgenommen. Die intraoperativ resezierten Femurköpfe wurden am Ende einer jeden Operation im Institut für Biomechanik eingefroren. Nachdem alle 30 Femurköpfe gesammelt worden waren, erfolgte die Knochendichtemessung mittels qCT in Kooperation mit dem Institut für Radiologie des UKGM.

Die Femurköpfe wurden auf dem qCT-Tisch so positioniert, dass sie mit der reellen anatomischen Ausrichtung übereinstimmten. Das qCT wurde auf eine cranio-caudale Bildfolge mit 0.75 mm Schichtdicke eingestellt. Die BMD wurde anhand eines 10 mm Schichtbildes bestimmt, bei welcher die durch die Bergung entstandenen Bohrkanäle des Hüftkopfextraktors („Korkenzieher“) von der Messung ausgeschlossen wurden. Das Messsystem unterteilte die Femurköpfe in vier Quadranten und lieferte sowohl eine trabekuläre als auch eine kortikale Dichtemessung (Abb. 17). Für die statistische Auswertung wurden die Mittelwerte der Vier-Quadrantenmessung bestimmt.

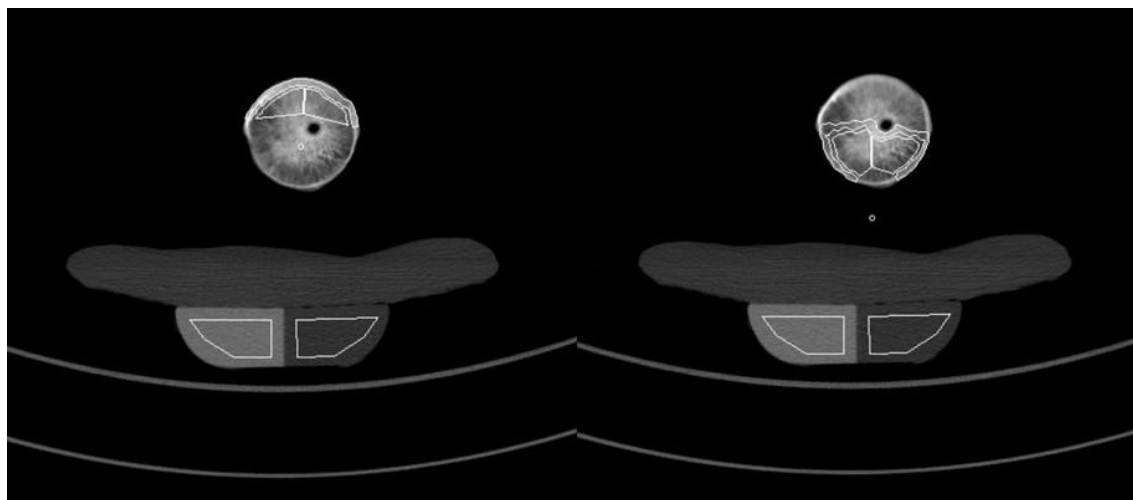


Abbildung 17: Ventrale BMD-Messung von den Quadranten eins und zwei (links), dorsale BMD-Messung von den Quadranten drei und vier (rechts). Die Bohrkanäle werden von der Messung ausgespart.

4.9 Statistische Methoden

Da es sich um die Etablierung eines neuen Analyseverfahrens handelte und die weitere statistische Auswertung maßgeblich von der Einteilung der Daten in die Area1 und Area2 abhing, muss der Algorithmus durch Experten kontrolliert werden. Des Weiteren wurde geprüft, ob die unabhängigen Variablen Alter, BMI, CFI und BMD Einfluss auf die Systemantwort der Akustiksignale nehmen.

Die statistische Auswertung und graphische Darstellung erfolgte mit dem Programm SPSS® für Windows (Version 24.0, IBM SPSS Statistics Ink., Chicago, USA) und mit Microsoft® Excel® für Windows (Microsoft Office Professional Plus 2019, Microsoft Software, Redmond, Washington, Vereinigte Staaten)

4.9.1 Urteilerübereinstimmung (engl.: Interrater Reliabilität) in Form einer Hörprobe zur Kontrolle des Algorithmus

Um den Algorithmus, im speziellen die Funktion „Finding Edge“, auf seine Reliabilität zu prüfen, wurde eine Hörprobe durchgeführt. Hierfür wurden den Prüfenden die intraoperativ aufgezeichneten Tonspuren jedes Patienten mit 0,01-facher Originalgeschwindigkeit präsentiert. Sie mussten die Stelle zwischen zwei Hammerschlägen definieren, bei der sie die größte Änderung des Klangs hörten. Als Prüfer diente ein Arzt der hiesigen Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie sowie ein wissenschaftlicher Mitarbeiter aus dem Labor für Biomechanik Gießen. Die Durchführung der Hörprobe erfolgte unter verblindeten Versuchsbedingungen. Die Prüfer wussten somit nicht, um welchen Teilnehmer es sich handelt und wie das Ergebnis des Algorithmus ausfiel.

Diese Ergebnisse wurden mit denen des Algorithmus verglichen und mit dem Cohens's Kappa-Test nach Formel (10) statistisch ausgewertet. Die Interpretation von Kappa erfolgte nach Landis und Koch (Tab. 2) [Landis und Koch 1977].

$$K = \frac{P_0 - P_e}{1 - P_e} \quad (10)$$

Tabelle 2: Interpretation von Kappa im Sinne der Urteilerübereinstimmung nach Landis und Koch.

Kappa	Interpretation nach Landis und Koch
0,81 - 1,00	fast perfekt
0,61 - 0,80	substanziell
0,41 - 0,60	moderat
0,21 - 0,40	mäßig
0,00 - 0,20	gering
< 0,00	mangelhaft

4.9.2 Analyse zum Einfluss der unabhängigen Variablen auf die Systemantwort der Akustiksignale

Bei der Signalanalyse mittels DFT entsteht bei einer Abtastrate von 48000 ein abbildbares Frequenzspektrum bis 24000 Hz [Meyer 2017]. Pro Patient ergaben sich dadurch für die Datenbereiche Area1 und Area2 je 3266 energienormierte Leistungswerte, die der jeweiligen Frequenz zugewiesen wurden. Um die statistische Auswertung übersichtlicher zu gestalten, wurden Frequenzbänder in 1000 Hz Schritten erzeugt, bei denen die einzelnen Messerwerte innerhalb der Bande aufsummiert wurden. Pro Teilnehmer waren somit nur noch 24 energienormierte Leistungen pro Area1 und Area2, im weiteren Verlauf als BandpowerArea1 und BandpowerArea2 bezeichnet, statistisch gegen die unabhängigen Variablen zu prüfen. Bei der Verteilung der Urwerte von BandpowerArea1 und BandpowerArea2 wurde nicht von normalverteilten Daten ausgegangen. Für die Analyse wurden somit nicht-parametrische Tests herangezogen.

Um Zusammenhänge zwischen den unabhängigen Variablen Alter, BMI, CFI und BMD zur energienormierten Leistung von BandpowerArea1 und BandpowerArea2 der jeweiligen Frequenzbänder aufzuzeigen, wurden die Daten nach dem Frequenzband aufgeteilt und mit der bivariaten Korrelation nach Spearman für nicht normalverteilte Daten analysiert. Der Test wurde mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha = 5\%$ durchgeführt.

4.9.2.1 Kategoriale Analyse des Einflusses der Femurschaftkonfiguration

Es konnte bereits für viele Kurzschaftprothesen gezeigt werden, dass die Femurkonfiguration Einfluss auf die Presspassung im Femurschaft hat [Jahnke et al. 2015; Issa et al. 2014; Haraguchi et al. 2001]. Es wäre möglich, dass sich die unterschiedliche Verankerungscharakteristik auch in den energienormierten Leistungen der Akustiksignale niederschlägt. Daraus ließ sich folgende Hypothese generieren:

H_0 = Die Mediane und die Verteilung der energienormierten Leistung der Akustiksignale (BandpowerArea1/2) sind über die drei Kategorien des Canal-Flare-Index identisch.

H_A = Die Mediane und die Verteilung der energienormierten Leistung der Akustiksignale (BandpowerArea1/2) sind über die drei Kategorien des Canal-Flare-Index unterschiedlich.

Die Daten wurden zur statistischen Testung nach dem Ergebnis ihrer CFI-Messung in ihre jeweilige Kategorie aufgeteilt [Noble et al. 1988]. Der nicht-parametrische Mediantest und Kruskal-Wallis-Test für unabhängige Stichproben wurde sowohl für BandpowerArea1 als auch für BandpowerArea2 angewendet, um des Weiteren den Effekt im zeitlichen Verlauf des Insertionsprozesses aufzuzeigen. Bei einer Testwahrscheinlichkeit von $p < 0.05$ sollte die Nullhypothese (H_0) verworfen und die Alternativhypothese (H_A) angenommen werden. Der Test wurde mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha = 5\%$ angewendet.

4.9.2.2 Kategoriale Analyse des Einflusses der Knochendichte

Für die Analyse des Einflusses der Knochendichte auf die Systemantwort der Akustiksignale wurden die Teilnehmer nach folgender Einteilung gruppiert. Bei der trabekulären Knochendichte wurde zwischen drei Gruppen unterschieden. Teilnehmer mit niedriger Knochendichte ($<200 \text{ mg/cm}^3$), mit mittlerer Knochendichte ($200 - 270 \text{ mg/cm}^3$) und mit hoher Knochendichte ($>270 \text{ mg/cm}^3$). Bei der kortikalen Knochendichte wurde zwischen Teilnehmern mit Messwerten $<350 \text{ mg/cm}^3$ und $>350 \text{ mg/cm}^3$ unterschieden.

Der nicht-parametrische Mediantest und Kruskal-Wallis-Test (trabekuläre Knochendichte) bzw. Mann-Whitney-U-Test (kortikale Knochendichte) für unabhängige Stichproben wurde, unter Aufteilung in die jeweiligen Gruppen, für BandpowerArea1 und BandpowerArea2 durchgeführt. Die Nullhypothese wurde widerlegt, wenn ein

signifikanter Unterschied zwischen dem Median und der Verteilung der Gruppen bezüglich der energienormierten Leistung BandpowerArea1 bzw. BandpowerArea2 besteht. Die Irrtumswahrscheinlichkeit der statistischen Tests wurde mit einem $\alpha = 5\%$ angewendet.

4.9.3 Analyse der Systemantworten im Insertionsverlauf

Die Daten von 0 – 24000 Hz aller Teilnehmer wurden anhand des Algorithmus „Finding Edge“ in eine Area1, welche die gemittelten Frequenzspektren der Hammerschläge zu Beginn der Insertion abbildet, und in eine Area2, welche die gemittelten Frequenzspektren der Hammerschläge zum Ende der Insertion darstellt, aufgeteilt. Um einen Unterschied der Frequenzspektren im zeitlichen Verlauf des Insertionsprozesses aufzuzeigen, wurde der Friedman-Test für verbundene Stichproben durchgeführt. Bei einem signifikanten Ergebnis durfte die Nullhypothese, dass die Verteilung von Area1 und Area2 identisch ist, verworfen werden. Dies würde konkret bedeuten, dass sich ein statistisch signifikanter Wechsel der Frequenzspektren im Verlauf der Insertion belegen lässt. Die Irrtumswahrscheinlichkeit des Friedman-Tests wurde ebenfalls mit einem $\alpha = 5\%$ angewendet.

5 Ergebnisse

Zuerst werden die deskriptiven Ergebnisse dargestellt, welche aus der Erstellung und Analyse der Graphen und Schlag-Sequenz-Korrelationmatrizes gewonnen wurden. Anschließend werden die statistischen Ergebnisse präsentiert, wodurch der Einfluss verschiedener unabhängiger Variablen, wie Alter, Geschlecht, BMI, BMD und CFI, auf die Systemantwort verdeutlicht werden soll.

5.1 Schallakustische Auswertung

Auf der kommenden Seite sind die energienormierten Powerspektren von allen Teilnehmern aufgeführt um einen visuellen Vergleich der Kurvenverläufe von Area1 und Area2 zu ermöglichen (Abb. 18).

Bei einer Abtastrate (engl.: Samplerate) $f_s = 48000$ Hz ergibt sich unter Berücksichtigung der Nyquist-Frequenz ein abbildbares Frequenzspektrum von $f = 0 - 24000$ Hz [Meyer 2017]. Bei Betrachtung der Daten im energienormierten Powerspektrum fiel auf, dass sich bei allen Teilnehmern, im Frequenzbereich zwischen $f = 15000 - 24000$ Hz, keine nennenswerten Veränderungen während des Insertionsprozesses zeigten (Abb. 18). Bei dem Vergleich der Kurvenverläufe von Area1 und Area2 zwischen den Teilnehmern ließen sich keine größeren Gemeinsamkeiten im Frequenzmuster feststellen, welche eine Gruppierung der Daten gerechtfertigt hätte.

Die mithilfe der DFT generierten Powerspektren zeigten, dass mit steigender Anzahl der Hammerschläge ein Wandel im Frequenzspektrum vom oberen Frequenzbereich zum unteren Frequenzbereich hin stattfindet.

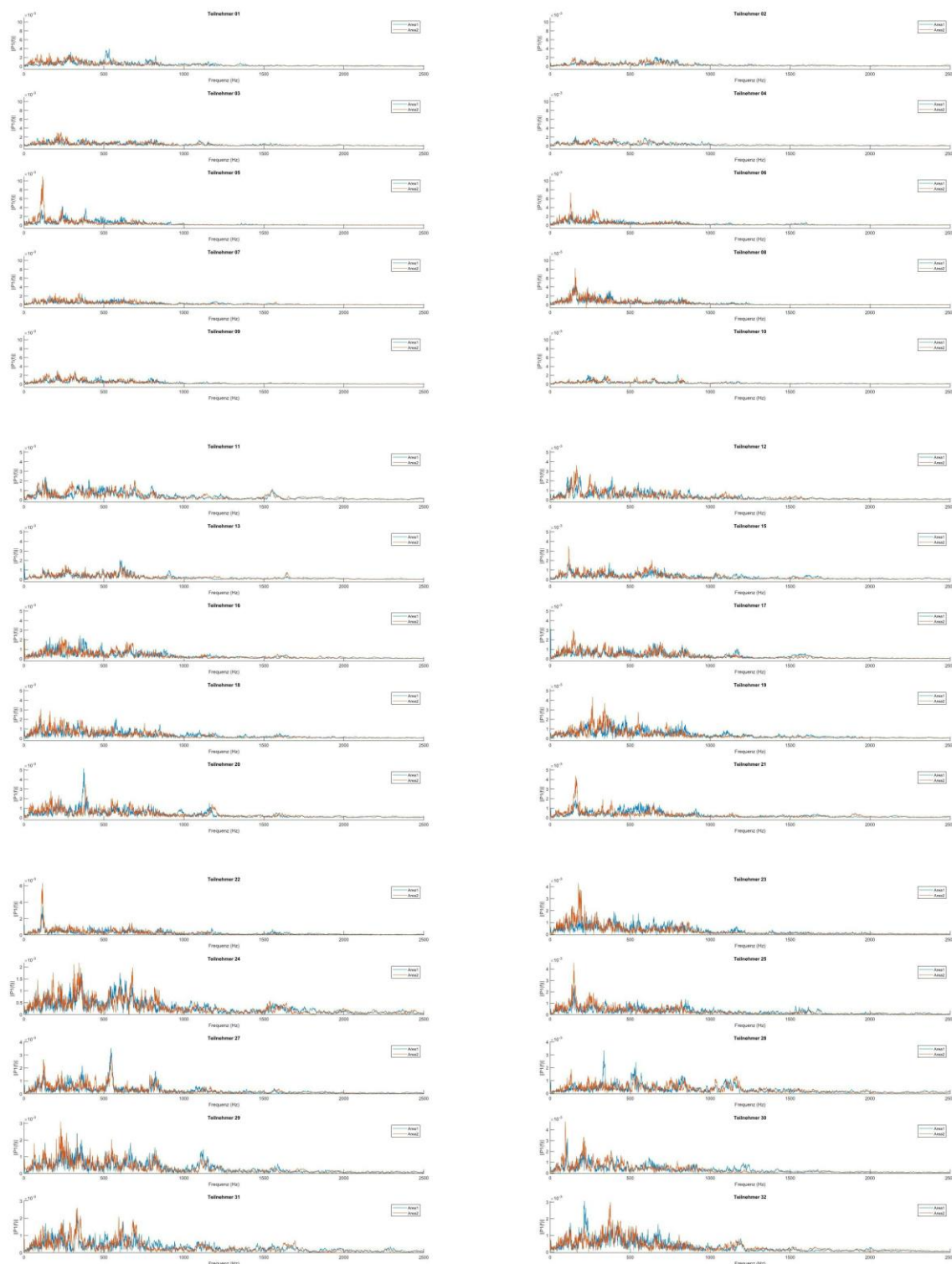


Abbildung 18: Darstellung der Daten aus Area1 (blau) und Area2 (rot). Die Abszisse gibt die Frequenz bis $f = 25000$ Hz an; auf der Ordinate ist die energienormierte Leistung aufgetragen. Ein Verschiebung der energienormierten Leistung gegen Ende der Insertion (Area2) ließ sich bei allen Teilnehmern objektivieren. Es ließen sich keine Frequenzmuster erkennen, welche eine sinnvolle Gruppierung gerechtfertigt hätte.

Diese Entwicklung konnte bei 30/30 Teilnehmer festgestellt werden. Exemplarisch wird nun der jeweils erste und letzte Hammerschlag von Teilnehmer 21 (Abb. 19) und Teilnehmer 25 (Abb. 20) präsentiert.

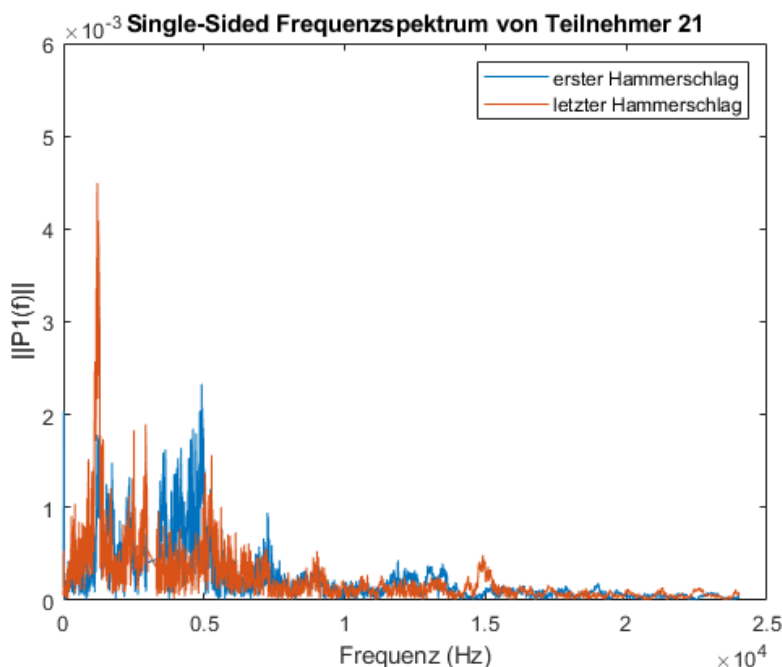


Abbildung 19: Das Powerspektrum des ersten (rot) und letzten Hammerschlags (blau) von Teilnehmer 21. Die Abszisse gibt die Frequenz bis $f = 25000$ Hz an; auf der Ordinate ist die energienormierte Leistung aufgetragen.

Der blaue Kurvenverlauf bildet das Frequenzspektrum des ersten Hammerschlags ab. Die Ausprägung des Spektrums ist über den Frequenzbereich von $f = 0 - 15000$ Hz relativ gleichmäßig verteilt. Die rote Kurve stellt das Frequenzspektrum des letzten Hammerschlags da. Es zeigt sich eine dicht ausgeprägte Oszillation im Bereich von $f = 0 - 7500$ Hz. Bei diesen beiden Teilnehmern bildete sich im letzten Hammerschlag des Einschlagvorgangs eine energienormierte Spitzenleistung mit $P = 0.0055$ im Frequenzbereich $f = 1000 - 1200$ Hz aus. Des Weiteren zeigt Teilnehmer 25 eine energienormierte Spitzenleistung, im letzten Hammerschlag, bei $f = 2000 - 2500$ Hz.

Bei der Betrachtung aller Teilnehmer konnten wenig Gemeinsamkeiten zwischen den Mustern der Frequenzspektren festgestellt werden. So zeigt Teilnehmer 10 (Abb. 21) einen deutlich abweichenden Amplitudenverlauf von Teilnehmer 21 und 25 (Abb. 19/20). Die energienormierte Leistung des letzten Hammerschlags nimmt auch hier im unteren Frequenzbereich bis $f = 7500$ Hz zu.

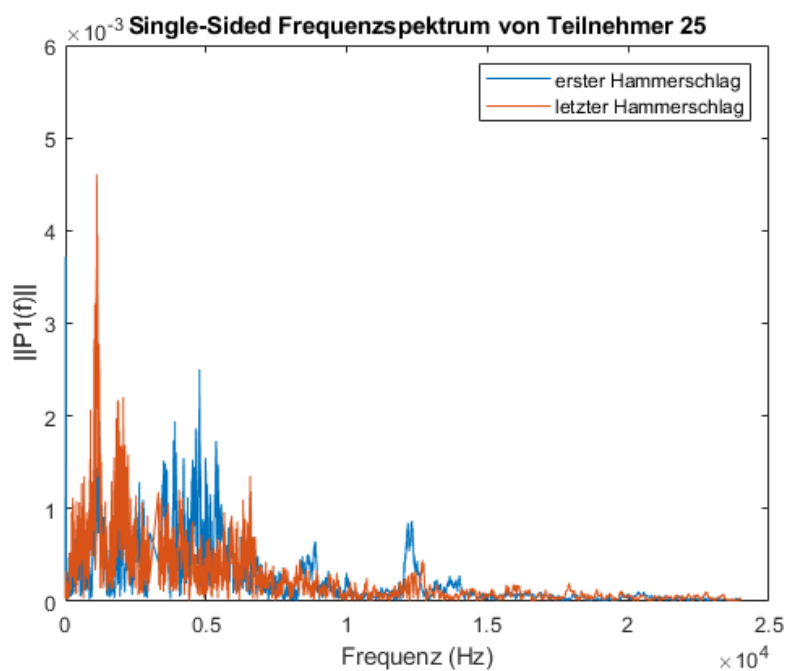


Abbildung 20: Das Powerspektrum des ersten (rot) und letzten Hammerschlags (blau) von Teilnehmer 25. Die Abszisse gibt die Frequenz bis $f = 25000$ Hz an; auf der Ordinate ist die energienormierte Leistung aufgetragen.

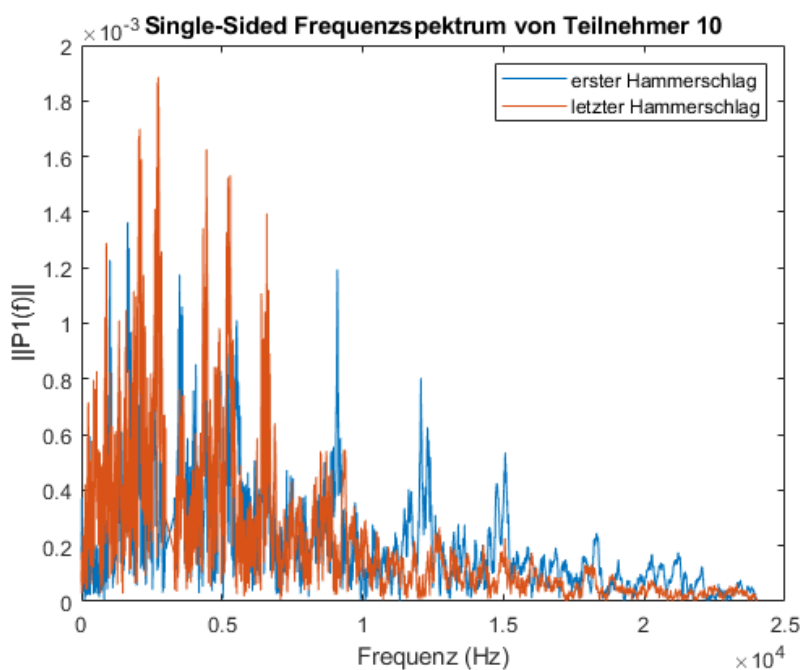


Abbildung 21: Erster und letzter Hammerschlag von Teilnehmer 10. In der Ausprägung der Frequenzspektren ist ein deutliches Abweichen im Vergleich zu Teilnehmer 21 und 25 festzustellen.

Die Leistung im unteren Frequenzbereich nimmt auch hier gegen Ende der Insertion zu. Die Abszisse gibt die Frequenz bis $f = 25000$ Hz an. Die energienormierte Leistung ist auf der Ordinate aufgetragen.

5.1.1 Schlag-Sequenz-Korrelationsmatrix

Mithilfe der in MATLAB erstellten Schlag-Sequenz-Korrelationsmatrix ist es möglich, Momente großer Änderung zu detektieren und zu visualisieren.

Durch diese wurde deutlich, dass bei den meisten Teilnehmern der Korrelationskoeffizient von Schlag 1 zum finalen Schlag anwuchs. Einige der Teilnehmer zeigten hierbei einen sehr ausgeprägten Punkt, ab dem die Korrelation schlagartig zunahm (Abb. 22).

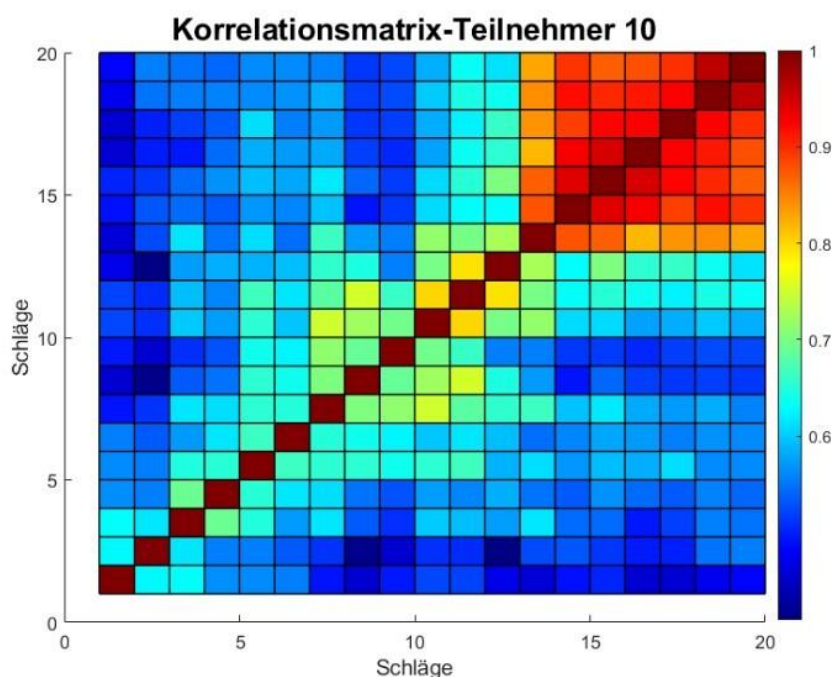


Abbildung 22: Schlag-Sequenz-Korrelationsmatrix von Teilnehmer 10 als Beispiel für einen sprunghaften Anstieg der Korrelation von Schlag 13 auf Schlag 14. Der Korrelationskoeffizient ist farblich dargestellt und kann an der Legende rechts der Korrelationsmatrix abgelesen werden.

Fünf der 30 Teilnehmer wiesen ab Schlag 1 eine große Varianz auf (Abb. 23), welches durch die ansteigenden und abfallenden Korrelationskoeffizienten entsteht. Diese Uneinheitlichkeit erschwerte es dem Algorithmus, die *edge* präzise zu bestimmen. In diesem Fall wurde die *edge* zugunsten der Experten umgelegt (siehe Kapitel 5.2.2). Im Folgenden werden bei der Auswertung der Graphiken die kontrollierten Werte zur *edge* wiedergegeben. Ein, mit Fortschreiten des Insertionsprozesses, tendenziell wachsender Korrelationskoeffizient ließ sich jedoch auch bei den Schlag-Sequenz-Korrelationsmatrizes mit hoher Varianz feststellen.

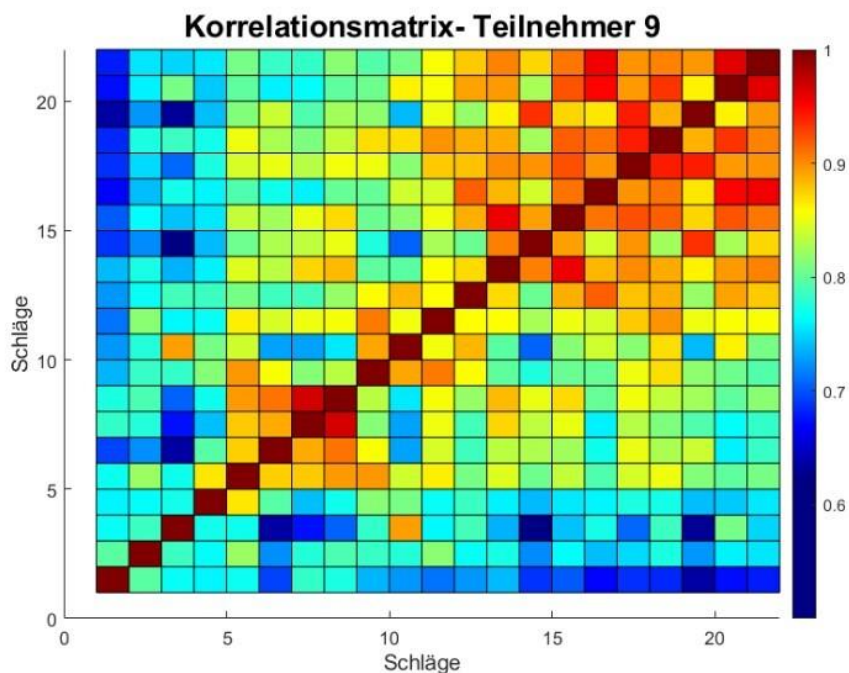


Abbildung 23: Schlag-Sequenz-Korrelationsmatrix von Teilnehmer 9 als Beispiel für ein „buntes Bild“. Die *egde* wurde zwischen Schlag 4 und 5 definiert.

Im weiteren Verlauf war zu beobachten, dass sich bei einigen Teilnehmern Blöcke mit hoher Korrelation einstellen, die bei Progression der Insertion zwischenzeitlich wieder verloren gehen und sich anschließend wieder neu aufbauen (Abb. 24).

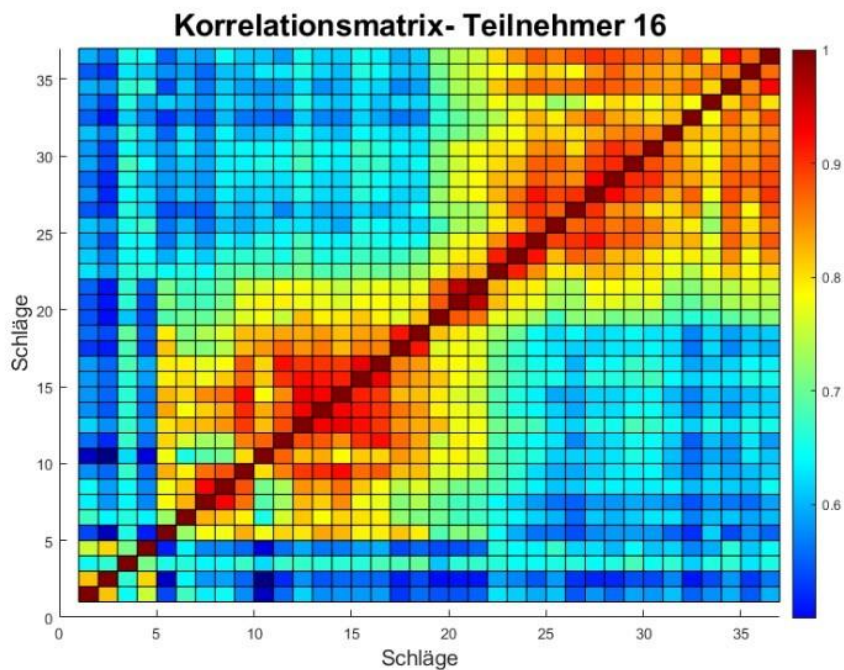


Abbildung 24: Schlag-Sequenz-Korrelationsmatrix von Teilnehmer 16. Die Schläge 5 - 20 korrelieren gut miteinander (Block 1) sowie die Schläge 22 - 37 (Block 2).

Eine weitere interessante Beobachtung stellt der Zuwachs der Korrelation in schrittweisen Sequenzen dar. Im Folgenden wird dieses Ergebnis exemplarisch am Beispiel der Korrelationsmatrix von Teilnehmer 6 verdeutlicht (Abb. 25). Zu Beginn des Insertionsprozess (Schlag 1 - 6) zeigt sich eine niedrige Korrelation zwischen den einzelnen Schlägen mit einem Korrelationskoeffizienten von $r = 0,55 - 0,75$. Die einzelnen Powerspektren der Schläge 1 - 6 weisen somit noch eine zu große Differenz in ihrer Verteilung des Frequenzspektrums auf. Von Schlag 7 - 9 zeigt sich die nächste Sequenz mit einem Korrelationskoeffizienten zwischen $r = 0,8 - 0,9$. Die dritte Sequenz erstreckt sich von Schlag 9 - 15 mit $r = 0,9 - 0,95$. In der letzten Sequenz gleichen sich die Powerspektren der Schläge 15 - 22 so stark, dass ein $r = 0,95 - 1$ erreicht wird.

Die *edge* wurde von dem Algorithmus zwischen Schlag 6 und 7 definiert. Hier zeigte sich die größte Differenz zwischen den Korrelationskoeffizienten zweier Schläge ($grad_corr = 2,0818$). Area1 bildet somit die Powerspektren von Schlag 1 - 6 ab, Area2 die von Schlag 6 - 22.

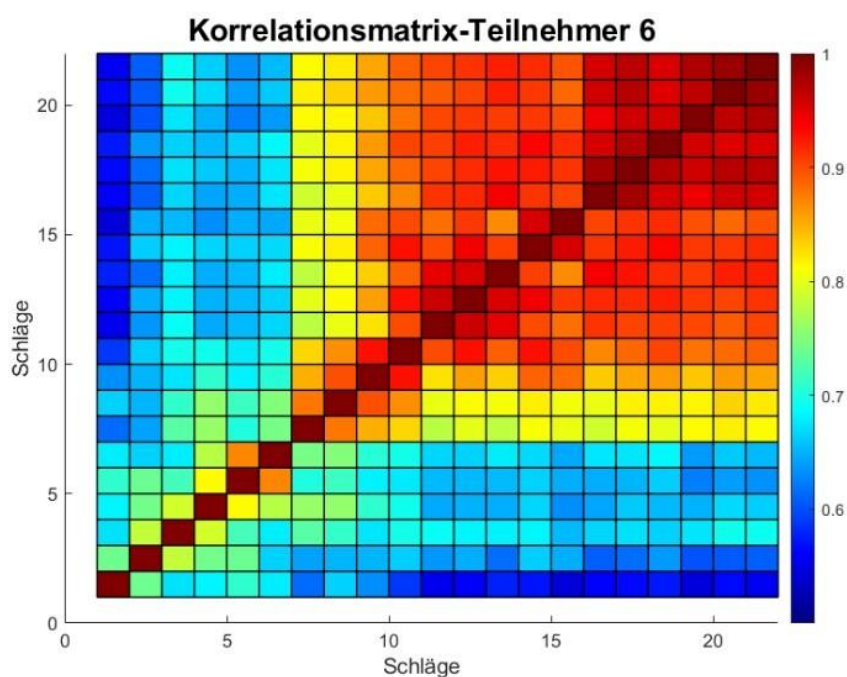


Abbildung 25: Schlag-Sequenz-Korrelationsmatrix von Teilnehmer 6 als Beispiel für einen fast stetigen Anstieg der Korrelation

Die Einteilung der Daten in eine Area1 und Area2 dient nun dazu, die mittleren Amplitudenverläufe der Frequenzspektren gegeneinander aufzutragen. Hier wird der Unterschied zwischen Area1, welche die ersten Schläge des Insertionsprozesses abbildet, und Area2, welche die letzten Schläge des Insertionsprozesses abbildet, erneut deutlich (Abb. 26).

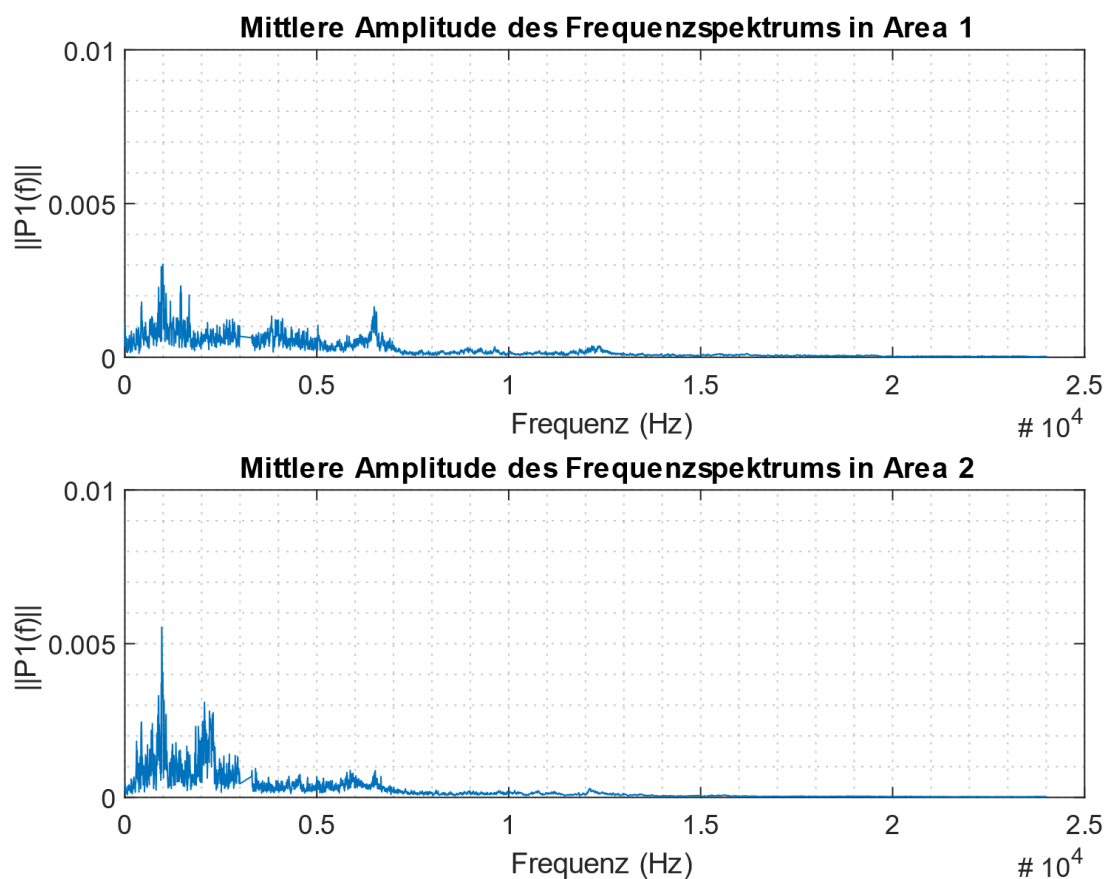


Abbildung 26: Die mittleren Amplitudenverläufe von Teilnehmer 6. Die Unterschiede sind besonders im unteren Frequenzbereich ausgeprägt. Die Abszisse gibt die Frequenz bis $f = 25000$ Hz an. Die energienormierte Leistung ist auf der Ordinate aufgetragen.

Im Studienzeitraum wurde ein Teilnehmer mit der Diagnose einer beidseitigen Coxarthrose sowohl links als auch rechts mit einer Metha[®]-Kurzschaffprothese versorgt. Dies bot die Möglichkeit, dass die Systemantworten von einem Patienten zu zwei verschiedenen Zeitpunkten angeschaut werden konnten. Die Variablen wie BMI, Alter, und Prothesengröße waren zu beiden Zeitpunkten identisch und können somit bei diesem Vergleich außer Acht gelassen werden (Abb. 27).

Es zeigt sich, dass sich das Frequenzmuster, trotz Gleichheit der unabhängigen Variablen, nicht ähnelt. Area1 der linken Hüfte, stellt die ersten Schläge des Insertionsprozess dar und zeigt eine dichte Oszillation mit annähernd gleicher Amplitude ($P = 0.0024$), wohingegen Area1 der rechten Hüfte zwei Resonanzfrequenzen bei $f = 4521$ Hz ($P = 0.0023$) und $f = 6694$ Hz ($P = 0.0025$) aufweist. In beiden Fällen wurden Frequenzen bis $f = 10000$ Hz registriert. Area2 der linken Hüfte zeigt eine Resonanzfrequenz bei $f = 1189$ Hz mit $P = 0.0057$. Der Amplitudenverlauf in Area 2 der rechten Hüfte ist hingegen weitestgehend konstant ohne ausgeprägte Peaks. Vergleicht man Area1 gegen Area2, unabhängig von der Operationsseite, zeigt sich die Gemeinsamkeit darin, dass in beiden Fällen ein Verschiebung der Frequenzspektren von Area1 ($f = 0 - 10000$ Hz) zu Area2 ($f = 0 - 7500$ Hz) stattfand. Die spektrale Leistung hat sich in den unteren Frequenzbereich verschoben; ihre stärkste Ausprägung liegt zwischen $f = 0 - 3000$ Hz.

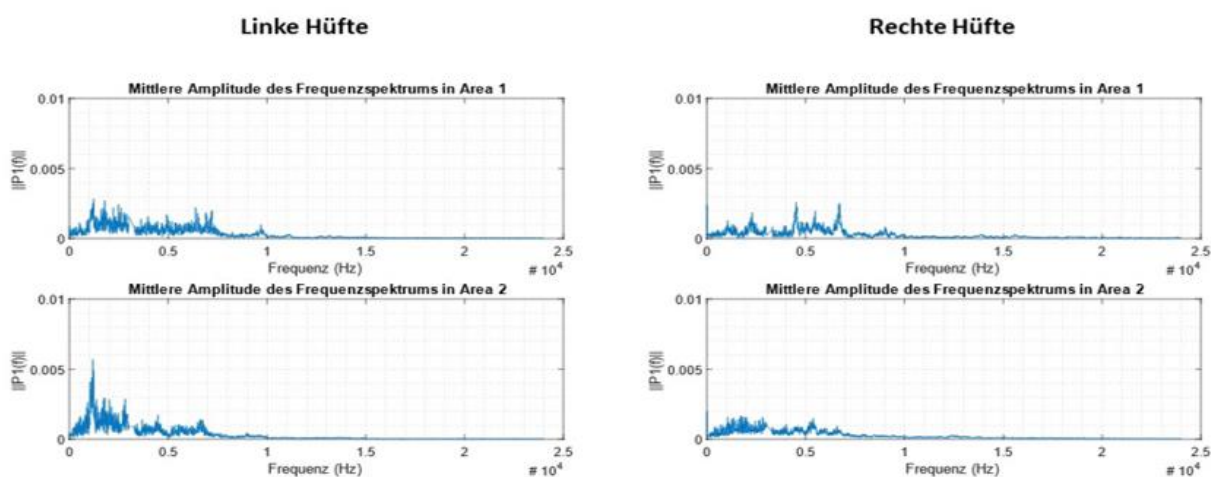


Abbildung 27: Vergleich der Systemantwort eines Teilnehmers, welcher im Studienzeitraum sowohl an der rechten als auch an der linken Hüfte operiert wurde. Die Abszisse gibt die Frequenz bis $f = 25000$ Hz an. Die energienormierte Leistung ist auf der Ordinate aufgetragen.

Durch das Erzeugen der Differenzkurve können die Unterschiede zwischen Area1 und Area2 exakt abgelesen werden. Im Frequenzbereich von $f = 0 - 7500$ Hz ergeben sich, bei Betrachtung aller Teilnehmer, die größten Differenzen. Hier exemplarisch an den Teilnehmern 6 (Abb. 28) und 8 (Abb. 29) gezeigt.

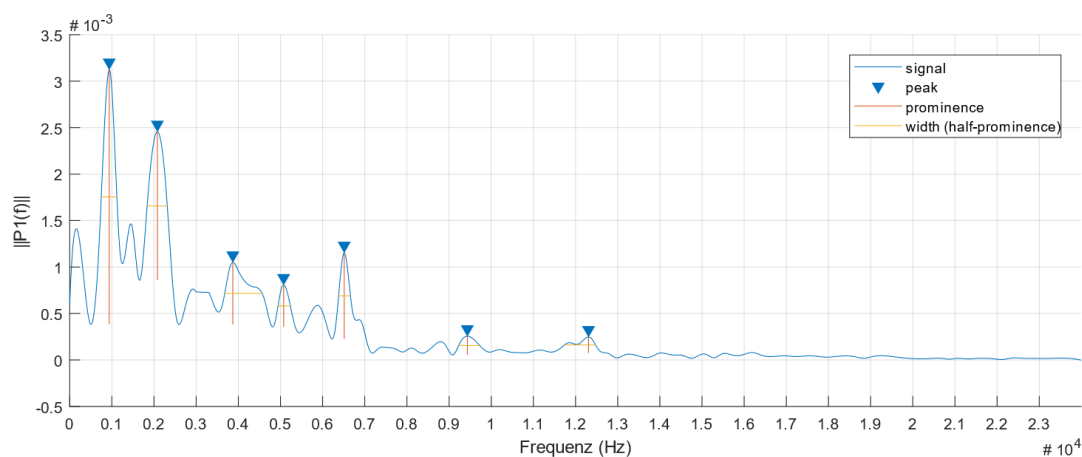


Abbildung 28: Differenzkurve der energienormierten Leistung zwischen Area2 und Area1 von Teilnehmer 6. Die Abszisse gibt die Frequenz bis $f = 25000$ Hz an. Die energienormierte Leistung ist auf der Ordinate aufgetragen.

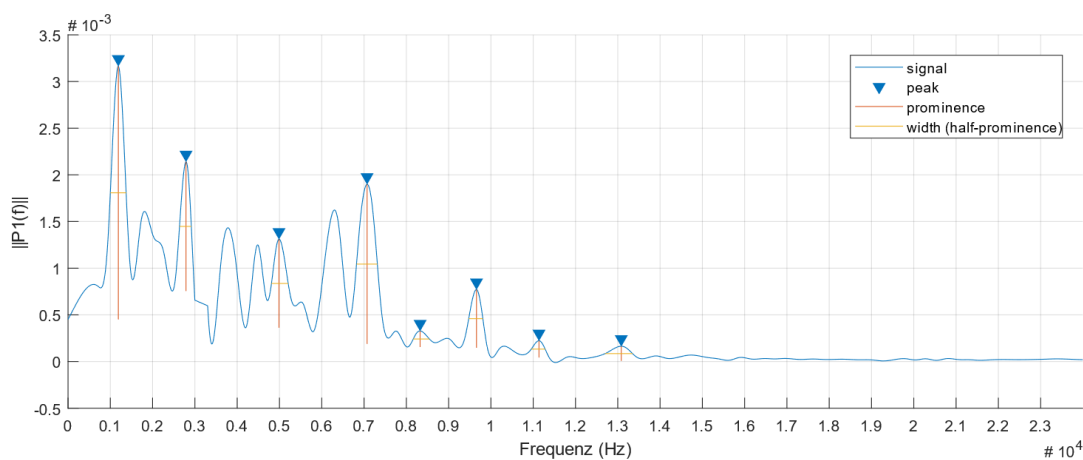


Abbildung 29: Differenzkurve der energienormierten Leistung zwischen Area2 und Area1 von Teilnehmer 8. Die Abszisse gibt die Frequenz bis $f = 25000$ Hz an. Die energienormierte Leistung ist auf der Ordinate aufgetragen.

5.2 Statistische Ergebnisse

5.2.1 Deskriptive Statistik des Kollektivs

Bei der Testung auf Normalverteilung wurden die Daten ($n = 30$) von 11 Patientinnen und 19 Patienten berücksichtigt (Abb. 30).

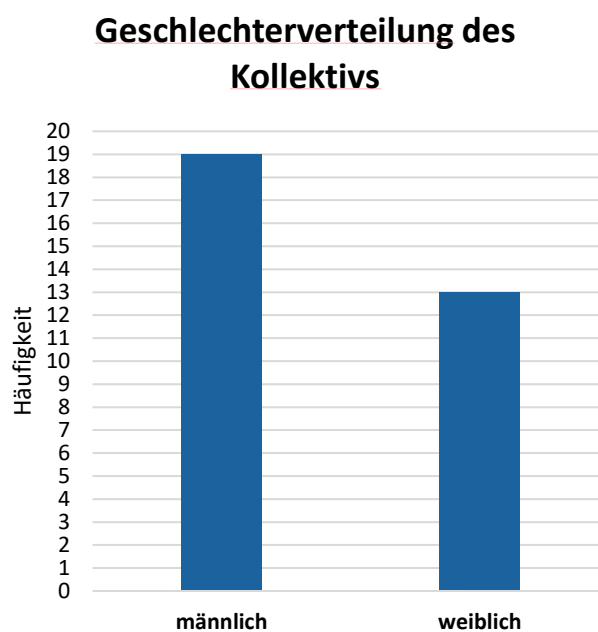


Abbildung 30: Geschlechterverteilung des Kollektivs. Unter den Teilnehmern befanden sich 19 Männer und 11 Frauen.

Anhand von Tabelle 3 erkennt man, dass das Alter mit einem Mittelwert von 61,4 Jahren und einer Standardabweichung von 8,7 Jahren dem Patientenstamm entspricht, für welchen die Metha[®]-Kurzschaffprothese konzipiert wurde. Der Body-Mass-Index lag im Mittel bei 28,4 kg/m² (SD = 4,5). Nach ICD 11 entspricht dieser der Kategorie Präadipositas (25,0 - 29,9 kg/m²) [World Health Organization 2018]. Die Bestimmung des Canal-Flare-Index ergab bei 4 Teilnehmern eine *Ofenrohr-Konfiguration*, bei 19 Teilnehmern eine *normale Konfiguration* und bei 7 Teilnehmern eine *Champagnerglas-Konfiguration*.

Der Kolmogorov-Smirnov- und Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung lieferten bei einem $\alpha = 0,05$ % für die unabhängigen Variablen Alter, Körpergröße, Körpergewicht, BMI und CFI jeweils ein signifikantes Ergebnis. Demnach sind die Daten normalverteilt, sodass die Nullhypothese beibehalten werden konnte.

Tabelle 3: Deskriptive Statistik der unabhängigen Variablen

n = 30	MW	SD	Varianz
Alter [Jahren]	61,4	8,7	75,7
Körpergröße [m]	1,7	0,1	0,01
Körpergewicht [kg]	86,3	16,3	267,2
BMI [kg/m ²]	28,4	4,5	20,3

5.2.1.1 Ergebnisse der postoperativen Knochendichtemessung mittels qCT

Die intraoperativ resezierten Femurköpfe wurden gebündelt in gefrorenem Zustand mit einem qCT auf ihre Knochendichte hin untersucht. Da diese Untersuchung eigentlich für die Vermessung von Wirbelkörpern konzipiert wurde, musste der Messbereich am Femurkopf von einem radiologisch technischen Assistenten manuell angelegt werden. Bei 5 Teilnehmern konnten aufgrund zweier Bedingungen nur die zwei ventralen Quadranten vermessen werden. Einerseits waren teilweise die Femurköpfe sehr stark degeneriert (Abb. 31), andererseits musste der Bohrkanal des Hüftkopfextraktors, welcher beim Bergen des Femurkopfes aus der Hüftpfanne entsteht, ausgelassen werden.

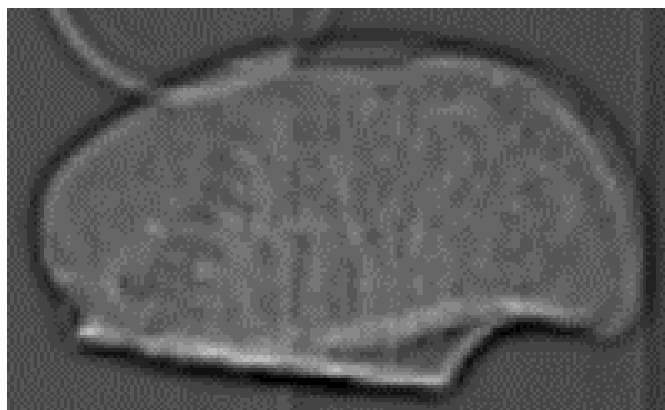


Abbildung 31: Topogramm des Femurkopfes von Teilnehmer 28. Aufgrund der starken Degeneration bei Z.n. Hüftkopfnekrose, war nur die Bestimmung von zwei Quadranten bei der trabekulären Messung möglich.

Die Ergebnisse dieser postoperativen Knochendichtemessung dürfen allein für die Analyse und statistische Auswertung innerhalb des Kollektivs verwendet werden. Die Messwerte an einem Hüftkopf mit vorbestehender Koxarthrose weichen stark von der Knochendichte an Wirbelkörpern bzw. dem Ward'schen-Dreieck ab. Letztere werden im klinischen Alltag als Messpunkte der Knochendichte, zur Diagnosestellung einer Osteoporose eingesetzt [Guss et al. 2021]. Im Folgenden werden zuerst die trabekulären und dann die kortikalen Messergebnisse präsentiert. Danach wird die Plausibilität der Messwerte aufgezeigt.

5.2.1.1.1 Trabekuläre BMD-Messung

Die trabekuläre Knochendichte ergab über alle vier Quadranten einen Mittelwert von $MW = 235,9 \text{ mg/cm}^3$ mit einer Standardabweichung von $SD = 56,33 \text{ mg/cm}^3$ (Tab. 4).

Tabelle 4: Ergebnisse der trabekulären Knochendichtemessung mittels qCT.

trabekuläre BMD-Messung in mg/cm^3					
	n	Minimum	Maximum	MW	SD
1. Quadrant	30	91,1	381,6	238,7	71,2
2. Quadrant	30	78,3	353,3	237,7	71,3
3. Quadrant	25	83,5	352,1	230,9	67,2
4. Quadrant	25	99,6	383,3	233,5	76,2
BMD-Gesamt	30	91,2	356,4	235,9	56,3

Die Daten ($n = 30$) waren nach Shapiro-Wilk-Test ($p = 0,626$) normalverteilt. Teilnehmer 1 präsentierte sich im Boxplot als unterer Extremwert und wies mit einem Mittelwert von $MW = 91,20 \text{ mg/cm}^3$ die minimale Knochendichte auf (Abb. 32).

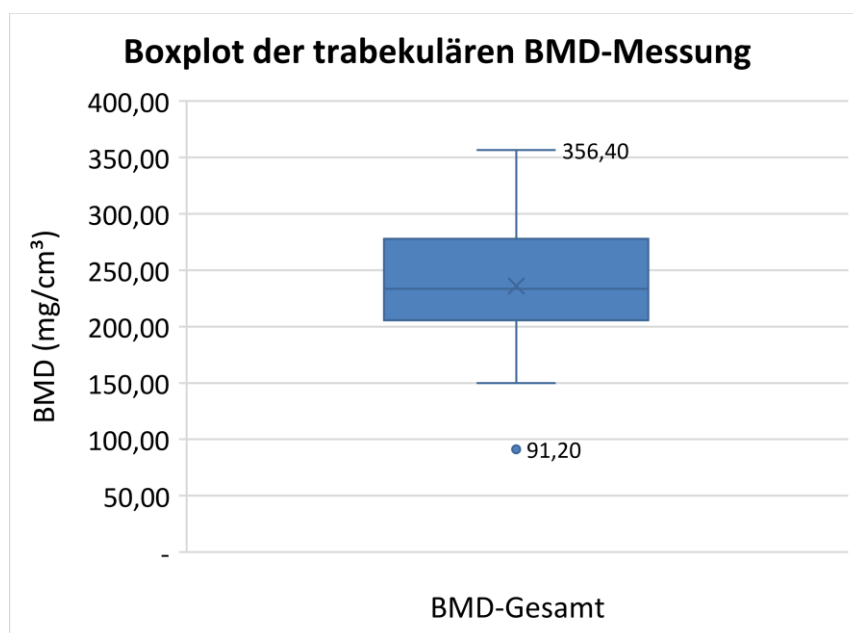


Abbildung 32: Boxplot der trabekulären Knochendichte. Die Daten sind normalverteilt.

Teilnehmer 1 zeigt die geringste Knochendichte (MW = 91,20 mg/cm³) und präsentiert sich dadurch im Boxplot als unterer Extremwert. Der untere Whisker enthält die Daten von Teilnehmer 10 (MW = 150 mg/cm³), der obere die von Teilnehmer 6 (MW = 356,40 mg/cm³). Des Weiteren zeigt die Graphik das erste Quartil (205,45 mg/cm³), den Median (233,38 mg/cm³), den Mittelwert (235,97 mg/cm³) und das zweite Quartil (277,64 mg/cm³).

Diese schwerste Koxarthrose mit starker subchondraler Sklerosierung war auch schon in den präoperativen Beckenübersichtsaufnahmen zu beobachten. Durch die visuelle Auswertung der qCT- und Röntgenbildern von Teilnehmern mit minimalem und maximalem mittleren BMD-Messwert konnte die Plausibilität des Messwerts bestätigt werden.

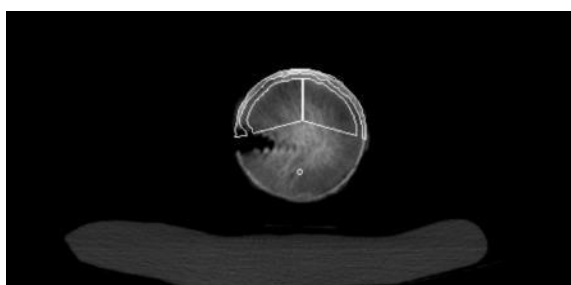


Abbildung 33: qCT-Aufnahme von Teilnehmer 1

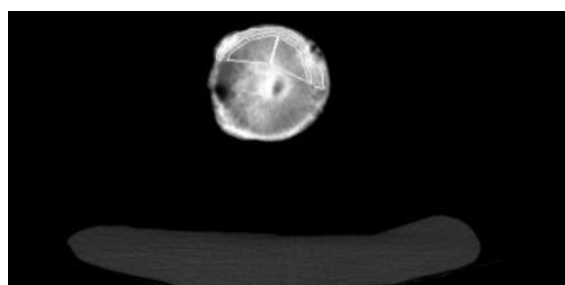


Abbildung 34: qCT-Aufnahme von Teilnehmer 6

5.2.1.1.2 Kortikale BMD-Messung

Nach Shapiro-Wilk-Test waren die Daten ($n = 30$) normalverteilt ($p = 0,961$). Die kortikale Knochendichte über alle vier Quadranten zeigte einen Mittelwert von $MW = 335,4 \text{ mg/cm}^3$ mit einer Standardabweichung von $SD = 69,33 \text{ mg/cm}^3$. Im Vergleich zum trabekulären Mittelwert entspricht dies einer um $99,5 \text{ mg/m}^3$ höheren Dichte (Tab. 5).

Tabelle 5: Ergebnisse der kortikalen Knochendichtemessung mittels qCT

kortikale BMD-Messung in mg/cm^3					
	n	Minimum	Maximum	MW	SD
1. Quadrant	30	118,0	546,2	346,2	111,4
2. Quadrant	30	168,4	649,2	387,0	113,9
3. Quadrant	25	157,3	423,9	309,9	59,1
4. Quadrant	25	154,4	496,4	277,5	73,3
BMD-Gesamt	30	181,0	477,9	335,4	69,3

5.2.2 Interrater Reliabilität zur Prüfung des Algorithmus „*Finding Edge*“

Wie bereits unter dem Kapitel 5.1.1 Schlag-Sequenz-Korrelationsmatrix erwähnt, wurde die *edge* zur Einteilung der Daten in Area1 und Area2 in einigen Fällen nach der Kontrolle durch Experten umgelegt. Diese Entscheidung wurde mittels Hörprobe und Interrater Reliabilität getroffen.

Prüfer 1 (Orthopäde im UKGM) stimmte in 56,6 % mit dem Ergebnis des Algorithmus überein. Prüfer 2 (Wissenschaftlicher Mitarbeiter im Labor für Biomechanik Gießen) fällte in 60 % die gleiche Entscheidung wie der Algorithmus. Im Vergleich dazu entschieden sich Prüfer 1 und Prüfer 2 in 70 % der Fälle gleich. Bedingung weiterer Überlegungen stellte die Annahme dar, dass die Ergebnisse des Algorithmus korrekt seien. Die erstellte Matrix lieferte demnach ein Cohen's Kappa von 0.507 mit einem Standardfehler vom $SE = 0,161$ und einem 95 % Konfidenzintervall von $0,191 - 0,823$. Die Interpretation von Kappa nach *Landis et al.* ergibt somit indirekt eine moderate Übereinstimmung zwischen der Entscheidung der Experten und der des Algorithmus [Landis und Koch 1977]. Durch die Tatsache, dass es sich um eine neue Methode zur automatischen Bestimmung der *edge* handelt, welche erst mit Erweiterung des Datenpools immer präziser arbeitet, wurde für die weitere statistische Auswertung in sechs Fällen, unter Zuhilfenahme der Schlag-Sequenz-Korrelationsmatrizes, von den Experten eine Korrektur der *edge* vorgenommen.

5.2.3 Statistischer Einfluss der unabhängigen Variablen auf die Akustiksignale

Die graphische Auswertung der Systemantworten lieferte die Erkenntnis, dass im Bereich zwischen $f = 15000 - 24000$ Hz kaum nennenswerte energienormierte Leistungen vertreten waren. Daher erfolgte die weitere statistische Auswertung nur für den Frequenzbereich zwischen $f = 0 - 15000$ Hz. Der Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung der energienormierten Leistung *BandpowerArea1* und *BandpowerArea2* ergab in beiden Fällen das Ergebnis, dass die Daten nicht normalverteilt sind ($p < 0,01$).

Die Ergebnisse der bivariaten Korrelation nach Spearman-Rho mit einer Aufteilung der Daten nach Frequenzbändern ist in Tabelle 6 zusammengefasst. In den Frequenzbändern 3, 4, 7 und 12 wurden keine statistisch signifikanten Korrelationen gefunden, sodass sie aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht in der Tabelle aufgeführt werden. Die Korrelationskoeffizienten zeigten mit einem minimalen $\rho = 0,367$ und maximalem $\rho = 0,558$ einen schwachen bis mittelstarken linearen Zusammenhang zwischen den Variablen an.

Tabelle 6: Korrelation zwischen der Systemantwort und den unabhängigen Variablen.

Korrelationskoeffizienten nach Spearman-Rho								
Frequenzbande	BandpowerArea1				BandpowerArea2			
	vs.				vs.			
	BMD-T	BMD-K	CFI	age	BMD-T	BMD-K	CFI	age
1	0,517**							
2								-0,397*
5						-0,435*		
6			-0,402*					
8					-0,380*	-0,482**		
9		-0,399*						
10				-0,441*		-0,435*		
11			0,367*					
13					0,378*			
14							-0,565**	
15	-0,558**							0,537**

** Die Korrelation ist auf dem 0,01-Niveau signifikant.

* Die Korrelation ist auf dem 0,05-Niveau signifikant.

5.2.3.1 Kategorialer Einfluss der Femurschaftkonfiguration

Der Mediantest für unabhängige Stichproben lieferte für BandpowerArea1 ($p = 0,616$) und BandpowerArea2 ($p = 0,733$) kein signifikantes Ergebnis. Auch der Kruskal-Wallis-Test für unabhängige Stichproben lieferte für BandpowerArea1 ($p = 0,788$) und BandpowerArea2 ($p = 0,363$) kein signifikantes Ergebnis. Die Nullhypothesen, dass die Mediane sowie die Verteilung über die Kategorien des CFI identisch sind, mussten beibehalten werden. Wie in Abbildung 35 visualisiert, waren die Unterschiede des Medians und der Verteilung von BandpowerArea1 und BandpowerArea2 über die Kategorien des CFI nicht signifikant.

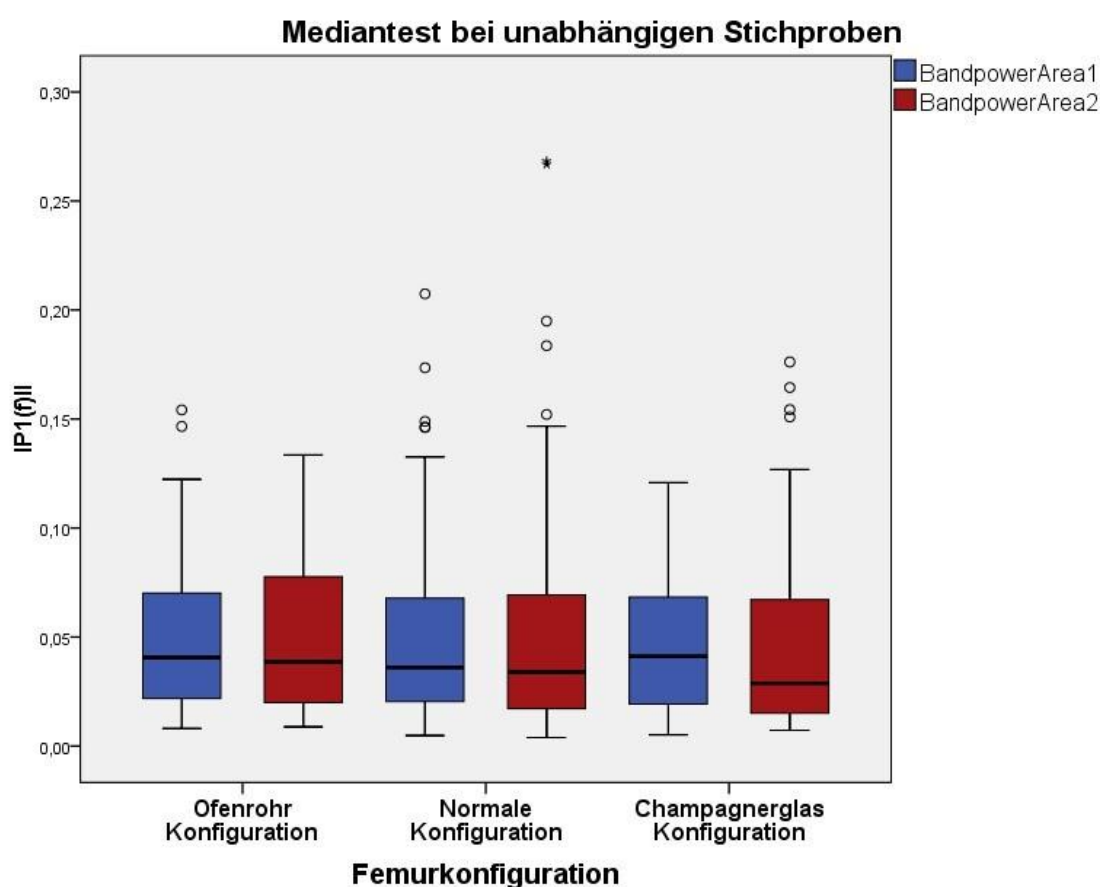


Abbildung 35: Die Ergebnisse des Mediantest von BandpowerArea1 und BandpowerArea2 werden in Bezug auf die Femurkonfiguration in Form von Boxplots visualisiert. Es lässt sich kein signifikanter Unterschied feststellen. Die Ordinate zeigt die energienormierte Leistung.

5.2.3.1.1 Trabekuläre Knochendichte

Für die statistische Testung wurden der trabekuläre und der kortikale Knochendichtemesswert getrennt voneinander betrachtet. Die Berechnung erfolgte mit den Mittelwerten der Vier-Quadranten-Messung.

Der Mediantest für unabhängige Stichproben ergab für BandpowerArea1 ($p = 0,639$) und BandpowerArea2 ($p = 0,835$) kein signifikantes Ergebnis. Der Kruskal-Wallis-Test lieferte für BandpowerArea1 ($p = 0,425$) und BandpowerArea2 ($p = 0,225$) ebenfalls kein signifikantes Ergebnis. Die Nullhypothesen, dass sich die Mediane und die Verteilung von BandpowerArea1 und BandpowerArea2 über die kategorische Einteilung von niedriger Knochendichte ($<200 \text{ mg/cm}^3$, $n = 6$), mittlerer Knochendichte ($200 - 270 \text{ mg/cm}^3$, $n = 16$) und hoher Knochendichte ($> 270 \text{ mg/cm}^3$, $n = 8$) gleichen, musste beibehalten werden (Abb. 36).

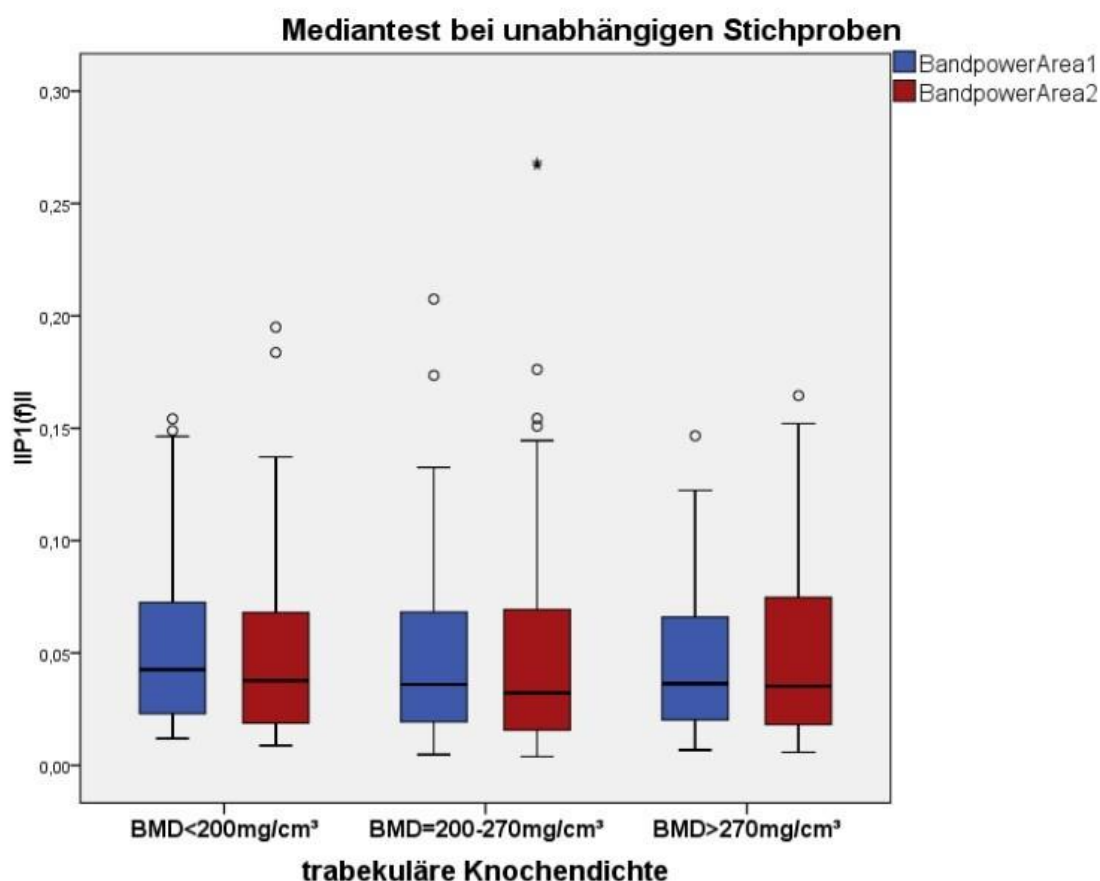


Abbildung 36: Die Ergebnisse des Mediantests werden mithilfe von Boxplots visualisiert. Die Gruppen zeigen keinen signifikanten Unterschied bezüglich des Medians. Die Abszisse zeigt die Gruppierung nach der trabekulären Knochendichte und die Ordinate die energienormierte Leistung.

5.2.3.1.2 Kortikale Knochendichte

Bei der kategorialen Einteilung fielen 17 Teilnehmer in die Gruppe mit einer kortikalen Knochendichte $<350 \text{ mg/cm}^3$ und 13 Teilnehmer in die Gruppe mit einer kortikalen Knochendichte $>350 \text{ mg/cm}^3$. Der Mediantest für unabhängige Stichproben lieferte für BandpowerArea1 und BandpowerArea2 ($p = 0,849$) kein signifikantes Ergebnis (Abb. 37). Der Mann-Whitney-U-Test lieferte für BandpowerArea1 ($p = 0,570$) und BandpowerArea2 ($p = 0,305$) ebenfalls kein signifikantes Ergebnis. Die Nullhypothesen, dass kein signifikanter Unterschied zwischen dem Median und der Verteilung der beiden Gruppen besteht, musste beibehalten werden.

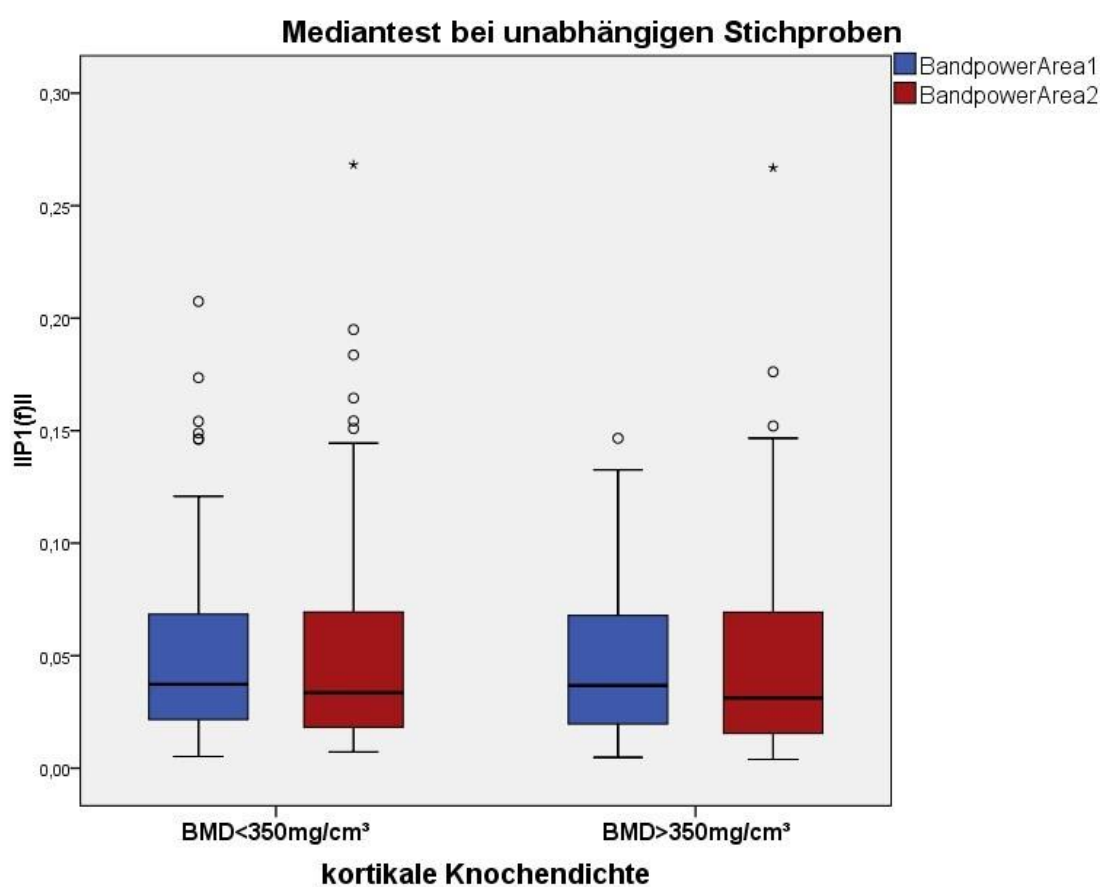


Abbildung 37: Die Ergebnisse des Mediantests werden mithilfe von Boxplots visualisiert. Die Gruppen zeigen keinen signifikanten Unterschied bezüglich des Medians. Die Abszisse zeigt die Gruppierung nach der kortikalen Knochendichte und die Ordinate die energienormierte Leistung.

5.2.3.2 Änderung der Systemantwort im Insertionsverlauf

Der Friedman-Test für verbundene Stichproben lieferte bei der Testung von $n = 97980$ Daten einen signifikanten Unterschied zwischen der Verteilung von Area1 und Area2 ($p = 0.001$). Für Area1 ergab sich ein mittlerer Rang von 1,53 und für Area2 ein mittlerer Rang von 1,47 (Abb. 38).

Zweifaktorielle Varianzanalyse für Ränge nach Friedman bei verbundenen Stichproben

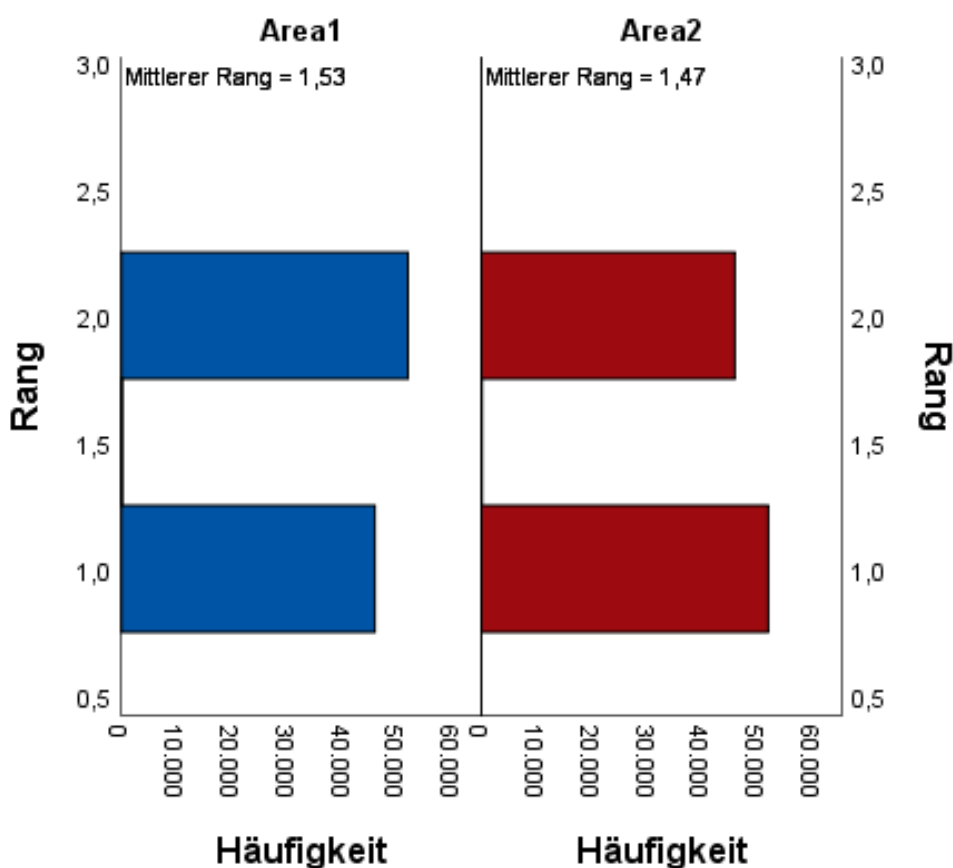


Abbildung 38: Die zweifaktorielle Varianzanalyse für Ränge nach Friedman lieferte einen signifikanten Unterschied in der Verteilung von Area1 und Area2 ($p = 0.001$).

Konkret bedeutet dies, dass ein Wechsel der Frequenzspektren im Insertionsprozess stattfindet. In Abbildung 39 wird dies anhand der graphischen Darstellung von BandpowerArea1 und BandpowerArea2 über die Frequenzbänder $f = 0 - 15000$ Hz deutlich.

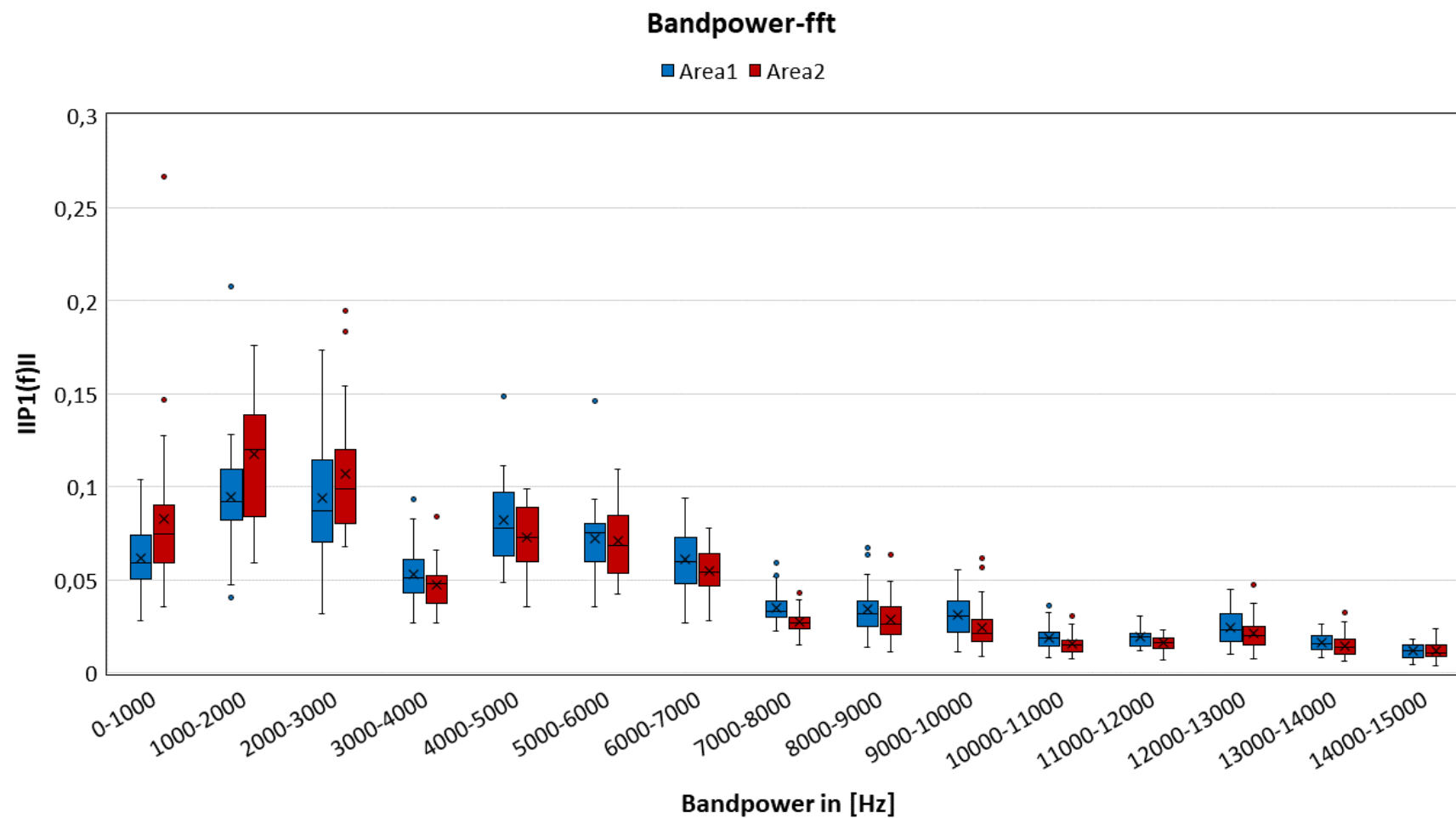


Abbildung 39: Die Verteilung der energienormierten Leistung von Area1 und Area2 wurden zum Vergleich anhand der einzelnen Frequenzbanden bis $f = 15000$ Hz begutachtet. Die Abszisse zeigt die einzelnen Frequenzbanden und die Ordinate die energienormierte Leistung.

Die absolute Differenz der Mittelwerte zwischen den zwei Variablen ist in den ersten drei Frequenzbändern am größten. Sowohl die energienormierte Leistung als auch die absolute Differenz der Mittelwerte von BandpowerArea1 und BandpowerArea2 nehmen mit Anstieg der Frequenz ab (Abb. 40).

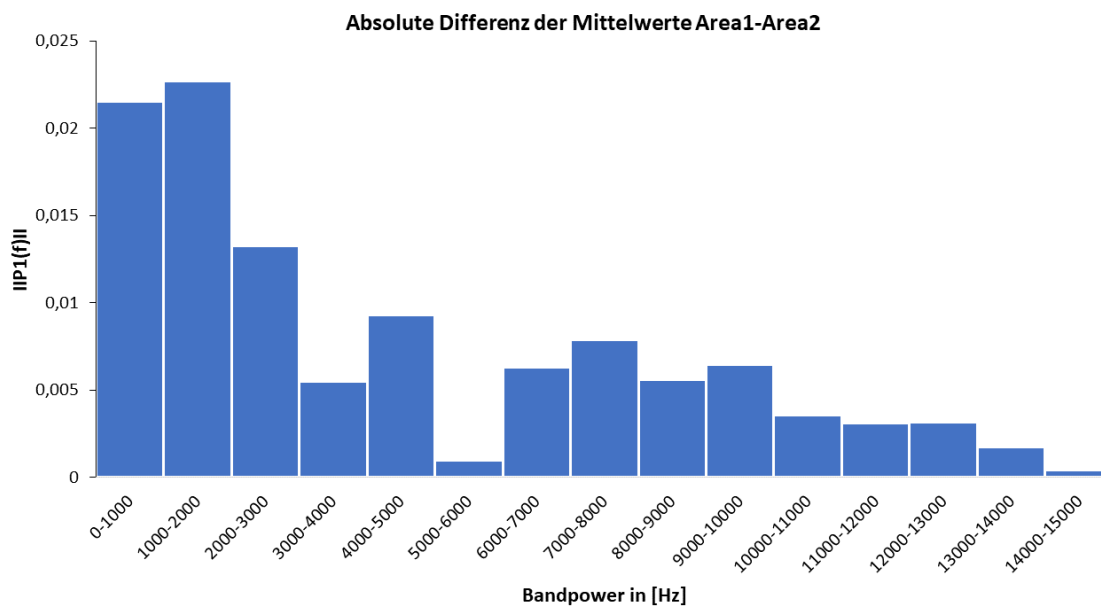


Abbildung 40: Die Graphik zeigt die Unterschiede des Mittelwerts zwischen Area1 und Area2, getrennt für jede Frequenzbande bis 15000 Hz. In der Abszisse werden die Frequenzbanden bis $f = 15000$ Hz angegeben. Die Ordinate bildet die Messwerte der energienormierten Leistung ab.

6 Diskussion

Bei einer durch den medizinischen Fortschritt immer älter werdenden Gesellschaft, wächst das Bedürfnis der Menschen, auch bis ins hohe Lebensalter schmerzfrei mobil zu bleiben. Jahresberichte des Endoprothesenregister Deutschland zeigen den Trend auf, dass die Zahl der Patienten, die eine endoprothetische Versorgung erhalten, von Jahr zu Jahr ansteigt. Durch Forschung, neue Systeme und Prothesenmodelle wachsen die Möglichkeiten in der individuellen Versorgung. So werden jüngere Patienten, welche unter der Diagnose einer Coxarthrose leiden, immer häufiger mit einem zementfreien Kurzschaftsystem behandelt [Grimberg et al. 2020]. Dies bringt den Vorteil mit sich, dass nur sehr wenig femoraler Knochen reseziert werden muss. So können im Falle einer Lockerung problemlos andere Systeme, wie Standardschäfte oder zementierte Endoprothesen verwendet werden. Nichtsdestotrotz sollte bei der ersten endoprothetischen Versorgung alles darangesetzt werden, möglichst lange Standzeiten zu ermöglichen und Komplikationen, wie die aseptische Lockerung oder periprothetische Frakturen, zu verhindern.

Zentraler Ansatzpunkt im klinischen Setting ist der Insertionsprozess der zementfreien Schaftkomponente. Die Optimierung der Presspassung der Endoprothese im femoralen Knochen mit größtmöglicher Primärstabilität führt sekundär durch eine gute Osteointegration zu längeren Standzeiten und der Minimierung von Komplikationen [Pilliar et al. 1986].

Aufgrund dieser Umstände ist es Ziel des Forschungsprojekts, dazu beizutragen, eine akustische Messmethode zu entwickeln, welche den, bisher durch rein subjektive Erfahrungswerte des Operateurs geprägten, Insertionsprozess kontrolliert und optimiert.

Anhand der intraoperativ auftretenden Schallsignale soll letztlich über eine frequenzbasierte Schallanalyse eine Visualisierung des Implantationsvorgangs erfolgen, um eine Aussage über die Verankerungssituation zwischen femoralem Knochen und der Metha[®]-Kurzschaftprothese treffen zu können.

Des Weiteren soll statistisch geprüft werden, ob patientengebundene Faktoren, wie Alter, Geschlecht, Body-Mass-Index, Canal-Flare-Index und die Knochendichte, Einfluss auf

die Akustiksignale nehmen und somit in der Etablierung künftiger Analyseverfahren berücksichtigt werden müssen.

Die deskriptive, schallakustische Auswertung zeigt, dass am Anfang des Insertionsprozesses, bei locker einliegender Schaftkomponente, die energienormierte Leistung der Frequenzspektren bis $f = 20000$ Hz relativ gleichmäßig verteilt ist. Im Insertionsverlauf nimmt die Metha[®]-Kurzschafthprothese Stück für Stück mehr Kontakt zum femoralen Knochen auf. Je höher der Kontakt zwischen Prothese und Knochen wird, desto eher resultiert eine Systemantwort des Verbunds aus Knochen, Prothese und Implantationsbesteck, was zu einem ausgeprägten Niederfrequenzspektrum zwischen $f = 0 - 7500$ Hz führt. Der Friedman-Test lieferte bei der Testung von 97980 Daten einen signifikanten Unterschied ($p = 0.001$) zwischen der Verteilung von Area1 und Area2. Die absolute Differenz der Mittelwerte zwischen den zwei Variablen ist in den ersten drei Frequenzbänder ($f = 0 - 3000$ Hz) am größten. Sowohl die energienormierte Leistung als auch die absolute Differenz der Mittelwerte von BandpowerArea1 und BandpowerArea2 nehmen mit dem Anstieg der Frequenz ab.

Diese Beobachtung könnte folgendermaßen begründet werden. Das Implantationsbesteck, welches bei einem Hammerschlag in frei-freien Bedingungen sehr hohe Frequenzen generiert, wird durch Anstieg des Prothesen-Presspassung immer weiter gedämpft. Da die Schwingungen der akustisch wirkenden Komponenten, durch den festen Verbund zwischen Knochen und Prothese in den Röhrenknochen weitergeleitet werden, kommen die dämpfenden Eigenschaften der Weichteile auf das schwingungsgebende System stärker zum Tragen. Tiefe Frequenzen sind weniger anfällig für diese Dämpfung, weshalb der oben genannte Verschiebung in den niederfrequenten Bereich zu beobachten ist. Zurückliegende Studien zu dem Thema formulierten ebenfalls die Relevanz des niederfrequenten Spektrums bei der akustischen Quantifizierung des Insertionsprozesses [Goossens et al. 2020; Abdulkarim et al. 2013; A. Paech et al. 2008]. In dieser Forschungsarbeit wird der niederfrequente Bereich, im Vergleich zu vorangegangenen Studien, größer definiert. Grund dafür könnten unterschiedliche Resonanzfrequenzen des Insertionsbestecks (Hammer, Einschläger) sowie des Prothesentyps sein.

Whitwell et al. führten die Analyse mit Hilfe von zwei verschiedenen Operateuren durch und konnten in beiden Fällen beim letzten Hammerschlag niederfrequente Spektralspitzen ($f = 400 - 1200$ Hz) feststellen, die beim ersten Hammerschlag weniger

stark vertreten waren. Sie führten diese Beobachtung auf eine stehende, longitudinale Welle im Femurkanal zurück, welche sich erst gegen Ende der Insertion, bei vollständigem Verschluss des Markraums durch die Prothese entwickelt. Die von ihnen berechnete Resonanzfrequenz des Femurs beträgt $f = 894$ Hz und liegt in den oben genannten Frequenzspitzen ($f = 400 - 1200$ Hz) [Whitwell et al. 2013].

In dieser Forschungsarbeit ließ sich das Ergebnis einer solchen Femurresonanzfrequenz in den Powerspektren nicht reproduzieren bzw. objektivieren. Bei dem Vergleich der Powerspektren des letzten Hammerschlags unterschieden sich die Teilnehmer deutlich. Im Gegensatz zu der Forschungsarbeit *Morohashi et al.*, welche die 72 Teilnehmer nach spektralen Mustern in zwei Gruppen aufteilten, konnten in dieser Arbeit keine spektralen Muster in den Powerspektren detektiert werden. Dadurch ergab sich keine gerechtfertigte Einteilung in bestimmte Gruppen, welche die weitere statistische Auswertung in Bezug auf patientengebundene Faktoren womöglich erleichtert hätten.

Durch die Etablierung der Schlag-Sequenz-Korrelationsmatrix gelingt es, Momente großer Änderung im Insertionsprozess zu detektieren. Die Ergebnisse zeigen, dass eine Visualisierung des Insertionsprozesses mit Rückschlüssen auf die Primärstabilität möglich ist. Der Pearson-Korrelationskoeffizient lag bei allen Teilnehmern in den letzten drei Schlägen über $r = 0,9$.

In Bezug auf den Insertionsvorgang gab es zwei Vorgaben, welche vor Beginn der Studie definiert wurden. Zum einen das Schlag 0 den Zustand darstellt, bei dem die Prothese locker im vorpräparierten Markraum sitzt und zum anderen, dass der letzte Hammerschlag, durch die große Erfahrung des Operateurs als fest definiert ist. Am Anfang des Insertionsprozesses rutscht die Prothese bei jedem Hammerschlag ein großes Stück weiter in den vorpräparierten Markraum. Durch diese großen Unterschiede bezüglich der Lage und des Kontakts zum Knochen, unterscheiden sich auch die einzelnen Powerspektren der Anfangsschläge deutlich. Das Resultat sind niedrige Korrelationskoeffizienten bis zu dem Zeitpunkt, zu welchem sich die Prothese zum ersten Mal stärker mit dem femoralen Knochen verzahnt. Ab diesem Zeitpunkt sinkt die Prothese mit jedem Schlag etwas weniger ab und der Verbund aus Prothese und Knochen wird von Schlag zu Schlag stabiler. Bei den letzten Schlägen der Implantation bildet sich durch die primärstabile Verankerung der Prothese ein Resonanzkörper aus Hammer, Einschläger, Prothese und Knochen, welcher bei jedem Hammerschlag nahezu identische Powerspektren generiert und somit in der Schlag-Sequenz-Korrelationsmatrix mit einem

Pearson-Korrelationskoeffizient $r > 0,9$ einhergeht. Im Rahmen dieser Studie kam es zu keinen perioperativen Schaftfrakturen. Es ist jedoch anzunehmen, dass sich diese sehr deutlich in der Schlag-Sequenz-Korrelationsmatrix niederschlagen würden.

Goossens et al. konnten in ihrer Studie, bei der Untersuchung von drei Teilnehmern mit einer perioperativen Schaftfraktur, einen abrupten Abfall der zuvor stetig angestiegenen Korrelation feststellen [Goossens et al. 2020]. Des Weiteren könnte es möglich sein, drohende Komplikationen frühzeitig zu erkennen. Teilnehmer 16 (Abb. 24) zeigte innerhalb der erste Schläge 5 - 20 (Block 1) einen starken Anstieg der Korrelationskoeffizienten, welcher nach Schlag 21 abrupt verloren geht. Anschließend baute sich die Korrelation wieder Schlag für Schlag auf. Ursache des ersten Korrelationsanstieges könnte eine Fehlpositionierung der Prothese im Sinne einer Ante- oder Retrotorsion in Bezug auf den vorpräparierten Markraum sein (mündliche Information von Prof. Dr. Bernd Ishaque 25.08.2021). Durch die Rotation verkantet der Schaft bereits sehr früh im Insertionsprozess, was sich in Block 1 mit hoher Korrelation widerspiegelt. Da der Prothesenschaft nicht rundum schlüssig an dem vorpräparierten Markraum anliegt, treten an der reduzierten Kontaktfläche zwischen Prothese und Knochen Kraftspitzen auf, die schnell zu perioperativen Schaftfrakturen führen können. Bei Teilnehmer 16 kam es glücklicherweise zu keiner periprothetischen Fraktur. Die Schaftkomponente löste sich möglicherweise mit Schlag 21 aus der Rotationsfehlstellung und rutschte in den formschlüssigen Markraum nach. Hier bildete sich wie in Block 2 zu sehen, der endgültig stabile Verbund zwischen Knochen und Prothese. Die Messmethode bzw. Visualisierung des Insertionsprozesses könnte, insbesondere bei unerfahrenen Operateuren, frühzeitig auf drohende Komplikationen hinweisen und somit das Outcome verbessern. Des Weiteren sollte während der Insertion auf eine schnellere Schlagabfolge bei reduzierter Schlagkraft geachtet werden. Der Operateur setzt dies in Form von leichten, schnellen Doppelschlägen gegen Ende des Insertionsprozesses um. *Schmidbauer et al.* konnten in ihrer Forschungsarbeit zeigen, dass dadurch das Risiko von Frakturen und Fissuren reduziert werden kann [Schmidbauer, Brendel et al 1993].

Bei dem Vergleich der fünf Teilnehmer, welche in der Schlag-Sequenz-Korrelationsmatrix eine hohe Varianz der Korrelationskoeffizienten aufwiesen, ließ sich keine Gemeinsamkeit der patientengebundenen Faktoren identifizieren, welche als mögliche Ursache der schwankenden Korrelationskoeffizienten diskutiert werden könnte. Einerseits ist davon auszugehen, dass die hohe Variabilität zwischen den

Powerspektren der Hammerschläge auf umweltbedingte Faktoren zurückzuführen ist. Dazu gehören beispielsweise Störgeräusche im Operationssaal, Unterschiede in der Kraft des Faustschlusses um den Einschläger, Unterschiede im Anpressdruck des Einschlägers auf die Prothese und Unterschiede in der Trefferfläche von Hammer und Einschläger. Andererseits besteht die Möglichkeit, dass das bunte Korrelationsbild durch intraoperative Komplikationen entsteht, welche sekundär zu kürzeren Standzeiten oder postoperativen Komplikationen führen könnte. Bei der Weiterführung dieses Forschungsprojekts sollte somit retrospektiv ein besonderes Augenmerk auf diese fünf Teilnehmer gelegt werden.

Die Funktion *Finding Edge* wurde entwickelt, um die Stelle im Insertionsprozess zu detektieren, an der die Prothese zum ersten Mal einen relativ stabilen Verbund mit dem Knochen eingeht. Die Einteilung der Daten in eine Area1 spiegelt somit den Bereich wider, in dem lockere Anfangsbedingungen zwischen Knochen und Prothese gelten. In diesem Datenbereich unterscheiden sich die einzelnen Powerspektren stark voneinander. In Area2 sind die Daten enthalten, welche durch das Voranschreiten einer relativ stabilen Implantat-Situation hin zu einer primärstabilen Implantat-Situation entstehen. Die Funktion wurde durch die Interrater Reliabilität geprüft und in sechs Fällen von den Experten, unter Zuhilfenahme der Schlag-Sequenz-Korrelationsmatrix, korrigiert. In der Zukunft wird die Optimierung und Präzisierung der Funktion durch die Erweiterung des Datenpools und mit Hilfe von künstlicher Intelligenz angestrebt.

Die Analyse von Area1 und Area2 bietet den Vorteil, die gemittelten Frequenzspektren miteinander zu vergleichen, ohne dass Informationen verloren gehen. Andere Studien, die sich mit dem Thema der schallakustischen Analyse von Insertionsprozessen beschäftigten, verglichen lediglich die Powerspektren des ersten und des letzten Hammerschlags [Whitwell et al. 2013]. Gerade in Area1 unterscheiden sich die Powerspektren der einzelnen Hammerschläge jedoch stark, weshalb sich eine Mittelung positiv auf die Entwicklung eines Messverfahrens auswirken könnte.

Zahlreiche Studien diskutierten in der Vergangenheit die Variabilität der Systemantwort gegen Ende des Insertionsprozesses. Sie vermuteten, dass die Weichteildeckung, Knochendichte und Flüssigkeitswechselwirkungen der Patienten, neben Umwelteinflüssen, wie Störgeräuschen im Operationssaal, zu dieser Variabilität führen [Whitwell et al. 2013; Morohashi et al. 2017; Goossens et al. 2020].

In dieser Arbeit wurde eine solche Variabilität ebenfalls beobachtet und erstmals der statistische Einfluss der patientengebundenen Faktoren auf die Systemantwort untersucht. Für die Diskussion der Ergebnisse der statistischen Analyse von patientengebundenen Faktoren können in Bezug auf die Systemantwort die oben genannten Erkenntnisse genutzt werden. Überträgt man die Theorie, dass die dämpfenden Eigenschaften mit Anstieg des Verbundes zwischen Knochen und Prothese zunehmen, so müssten der BMI und die BMD stärker mit den Frequenzbändern aus Area2 korrelieren. Diese Hypothese, dass der Median der energienormierten Leistung in Bandpowerarea2, bei höherem BMI bzw. BMD, durch die erhöhte Dämpfung geringer ist als der Median von BandpowerArea1, konnte nicht bestätigt werden. Der Mediantest für BandpowerArea1 und BandpowerArea2, mit kategorialer Einteilung nach hoher und niedriger Knochendichte, ergab sowohl für die trabekulären Messwerte ($p = 0,639$) als auch für die kortikalen Messwerte ($p = 0,849$), keinen signifikanten Unterschied. Es muss jedoch darauf hingewiesen werden, dass aus Gründen der zu vermeidenden Strahlenbelastung für die Patienten, die BMD-Messung an den resezierten Femurköpfen erfolgte, deren Knochendichte durch Arthrose-bedingte Umbauprozesse stark von den normal gemessenen Knochendichten in den Wirbelkörpern oder im Ward'schen Dreieck abweichen dürften. Um den Einfluss der Knochendichte genauer zu evaluieren, sollte in Zukunft die BMD-Messung im Ward'schen Dreieck genutzt werden. Sie repräsentiert am genauesten die Knochenstruktur, welche bei der Weiterleitung der Schwingung in das Femur beteiligt ist.

Auch der Mediantest für BandpowerArea1 und BandpowerArea2, mit der kategorialen Einteilung nach der jeweiligen Femurkonfiguration, lieferte keinen signifikanten Unterschied ($p = 0,616$) zwischen den Gruppen. Die Ergebnisse verdeutlichen, dass der Einfluss der Femurkonfiguration auf die energienormierte Leistung der Systemantwort sowohl zu Beginn (BandpowerArea1) als auch gegen Ende der Insertion (BandpowerArea2) als gering anzusehen ist.

Da in den vorherigen Studien die Variabilität der Spektralmuster in den Powerspektren thematisiert wurde, beschäftigte sich diese Arbeit zusätzlich mit der Korrelation zwischen den unabhängigen Variablen wie Alter, Geschlecht, BMI, CFI und BMD in Bezug auf die energienormierten Leistungen der Frequenzbanden von Area1 und Area2. So sollten patientengebundene Faktoren detektiert werden, welche sich in bestimmten Frequenzbändern niederschlagen. Die bivariate Korrelation nach Spearman-Rho, mit

Aufteilung der Daten nach Frequenzbändern, lieferte schwache bis mittelstarke lineare Zusammenhänge zwischen den Variablen und den Akustiksignalen (Tab. 6). In den Frequenzbanden 3, 4, 7 und 12 ließ sich kein korrelativer Zusammenhang feststellen. Die schwache bis mittelstarke Korrelation lässt aktuell auf einen eher untergeordneten Einfluss der patientengebundenen Faktoren schließen. Nach Vergrößerung des Datenpools sollte diese Testung jedoch erneut durchgeführt werden, um die Validität und Reliabilität zu prüfen. Diese Annahme wird auch durch das Ergebnis der deskriptiven schallakustischen Auswertung von Teilnehmer 8 / 16, welcher sowohl links als auch rechts mit einer Metha[®]-Kurzschaffprothese versorgt wurde, unterstützt. Die patientengebundenen Faktoren waren zu beiden Operationszeitpunkten gleich. Dennoch zeigte sich bei der Auswertung der mittleren Amplitudenverläufe von Area1 und Area2 ein großer Unterschied in Bezug auf Frequenzspitzen und Leistungsverteilung. Dies lässt darauf schließen, dass weitere Faktoren neben Alter, Geschlecht, BMI, CFI und BMD die Systemantwort beeinflussen.

Zusammenfassend lässt sich der Einfluss der patientengebundenen Faktoren auf die Systemantwort der Akustiksignale durch die statistische Analyse als sehr gering beschreiben. Dies erleichtert die Entwicklung eines Messverfahrens, welches im klinischen Setting als Feedback Instrument für die Operateure genutzt werden könnte.

Für die Entwicklung eines Messverfahrens, auf Basis der Schlag-Sequenz-Korrelationsmatrix, spielt diese Variabilität zwischen den Teilnehmer jedoch keine Rolle. Durch die Korrelation nach Pearson konnte in allen Fällen ein Informationsgewinn innerhalb des Insertionsprozesses mit Rückschlüssen auf die Primärstabilität erzielt werden.

6.1 Limitationen und Ausblick

Bei diesem Forschungsprojekt müssen folgende limitierenden Faktoren berücksichtigt werden. Durch die Ein- und Ausschlusskriterien wurde festgelegt, dass nur Prof. Dr. Ishaque als erster Operateur die Implantation vornimmt. Des Weiteren wurde das Erreichen der „Primärstabilität“ anhand der Entscheidung des Operateurs definiert und ist nicht im Sinne einer *in vitro* mechanisch getesteten Primärstabilität zu werten. Das Kollektiv ist mit 30 Teilnehmern verhältnismäßig klein und der Prothesentyp war ausschließlich die Metha[®]-Kurzschaffprothese. Im zukünftigen Forschungsverlauf sollte

die Anzahl der Teilnehmer und der verwendeten Prothesenmodelle stetig ausgebaut werden, um die Validität und die Reliabilität der Ergebnisse zu prüfen. Innerhalb des Kollektivs ist keine periprothetische Fraktur aufgetreten, wodurch die Testung des Einflusses auf die Systemantwort ausblieb. Andere Forschungsarbeiten wie *Gossens et al.* konnten jedoch bei drei periprothetischen Frakturen zeigen, dass eine Objektivierung und Quantifizierung in Form eines Abfalls der PCC und BPF möglich ist [Goossens et al. 2020]. Um diese Ergebnisse zu prüfen, planen das Labor für Biomechanik und die Klinik für Orthopädie des Universitätsklinikums eine *in vitro*-Analyse an Leichen-Femora, bei denen periprothetische Frakturen provoziert werden sollen. Auch eine Prüfung des Messverfahrens, mit Zuhilfenahme der Schlag-Sequenz-Korrelationsmatrix und anschließender biomechanischer Testung auf die Primärstabilität der Prothese, wäre *in vitro* an Leichen-Femora anzustreben.

Da wir die langjährige Erfahrung, aber subjektive Entscheidung des Chirurgen für den optimalen Endpunkt nutzten, ist es nun sinnvoll, eine Nachkontrolle der Teilnehmer innerhalb der ersten 24 Monate mittels Ein-Bild-Röntgen-Analyse (EBRA) durchzuführen. So sollte fortlaufend eine Analyse der Migration der Prothese stattfinden, um eine mögliche Sinterung der Prothese oder eine Stressabschirmung (engl.: Stress-Shielding) als Instabilitätskriterium abzuleiten. Hierbei sollte insbesondere auch ein spezielles Augenmerk auf die Teilnehmer gelegt werden, welche bei der schallakustischen Auswertung von der Mehrheit abweichen. Somit könnte man untersuchen, ob das Abweichen zu einem schlechteren postoperativen Outcome führt oder mit bestimmten Komplikationen assoziiert ist.

Das Hauptziel dieser Studie war es jedoch, an der Entwicklung eines Messverfahrens mitzuwirken, die Akustiksignale zu quantifizieren und über diese Analyse Rückschlüsse auf das Knochen-Prothesen-Verbundsystem zu ziehen. Des Weiteren sollte durch folgende Bedingungen (gleicher Operateur und dadurch annähernd gleiche intraoperative Bedingungen, wie operativer Zugang, Schlagkraft, Ausrichtung von Einschlager und Prothese, Kraft des Faustschlusses) eine Standardisierung des Messverfahrens gewährleistet werden. Dies bietet die Grundlage, um patientengebundene Faktoren zu identifizieren, welche im statistisch signifikanten Ausmaß Einfluss auf die Systemantwort nehmen. Dieses Hauptziel wurde umfassend erreicht. Durch die oben genannten Nachuntersuchungen und die Weiterführung des Projekts mit *in vitro*-

Analysen kann einigen der oben genannten limitierenden Faktoren entgegengewirkt werden.

6.2 Klinischer Transfer und Relevanz der Ergebnisse

Die Ergebnisse dieser Forschungsarbeit zeigen, dass eine Quantifizierung der Akustikdaten mit Rückschlüssen auf drohende Komplikationen und die Primärstabilität möglich sein könnte.

Die deskriptive schallakustische Auswertung konnte die Ergebnisse von vorangegangenen Studien reproduzieren. Um künftige Messverfahren zu optimieren, muss gegen Ende des Insertionsprozesses ein besonderes Augenmerk auf das Niederfrequenzspektrum zwischen $f = 0 - 3000$ Hz gelegt werden. In dieser Forschungsarbeit konnte mit den angewandten statistischen Methoden und relativ kleinem Patientenkollektiv kein patientengebundener Faktor gefunden werden, der in höherem Maße Einfluss auf die Akustiksignale nimmt (vgl. Tab. 6). Die Tests sollten im Verlauf mit einer Vergrößerung des Datenpools erneut durchgeführt werden. Aktuell ist jedoch davon auszugehen, dass die große Variabilität zwischen den Powerspektren verschiedener Teilnehmer, wie zuvor gesagt, auf Umweltfaktoren zurückzuführen ist. Dies erleichtert die Entwicklung eines Messverfahrens, da lediglich die Akustiksignale in die Analyse einfließen. Die Visualisierung des Insertionsprozesses mittels Schlag-Sequenz-Korrelationsmatrix ist patientenspezifisch und unabhängig von der großen Variabilität der Powerspektren zwischen den Teilnehmern. Dies könnte somit in Zukunft, durch die Erweiterung des Datenpools, der Ausweitung des Studiumfanges auf andere Prothesenmodelle und durch die Weiterentwicklung eines gut validierten künstlichen Intelligenzsystems zur genauen Definition der *edge*, als intraoperatives Feedback Instrument Verwendung finden. Durch das Studiendesign im klinischen Setting konnte gezeigt werden, mit welchem geringen Mehraufwand ein Messverfahren in den operativen Ablauf integriert werden kann. Für die schallakustische Analyse ist lediglich ein Mikrofon mit Recorder sowie ein Monitor mit der Analysesoftware notwendig, um den Insertionsprozess zu visualisieren. In Zukunft wäre eine feste Montage eines Richtmikrofons an der Operationslampe denkbar. Die Ausrichtung des Lichtkegels in das Operationsgebiet würde indirekt zur optimalen Ausrichtung des Mikrofons beitragen. Vorangegangene Studien versuchten die Stabilität zwischen Knochen und Prothese mit der Hilfe von piezoelektrischen Schwingungserregern auf dem Prothesenhals und

Beschleunigungssensoren an der lateralen Femurkondyle zu detektieren [Lannocca et al. 2007]. Bei dem hier etablierten, rein akustischen Messverfahren entfällt, im Gegensatz zum oben genannten Verfahren, die Behinderung des Operateurs und das Risiko von Infektionen durch Messelemente im Operationsfeld. Als supportives Instrument könnte das Messverfahren auf drohende Komplikationen wie periprothetische Schaftfrakturen oder den Aufbau der Primärstabilität hinweisen und dadurch das Outcome vieler Patienten verbessern [Bischel et al. 2022; Morlock et al. 2006; Ishaque et al. 2020]. Es muss betont werden, dass ein solches Feedback Instrument lediglich additiv bei der Entscheidungsfindung der Operateure mithelfen sollte, dessen Entscheidung jedoch nicht gänzlich ablöst. Jedoch könnten gerade unerfahrenen Operateure von der Visualisierung des Insertionsprozesses enorm profitieren [Eggl et al. 1998; Pastrav et al. 2009].

7 Zusammenfassung

Erfahrene Operateure der hiesigen Klinik für Orthopädie des UKGM berichten, dass sie anhand der auftretenden und veränderlichen Akustiksignale, die während der Implantation einer Endoprothese auftreten, den festen primären Sitz des Implantats subjektiv abschätzen können. Bisher existiert keine Messmethode, um diese Tonveränderungen ausreichend zu quantifizieren und mit der Stabilität des Implantats in Verbindung zu bringen. Ziel des vorliegenden Projekts ist es, die während der Implantation von zementfreien Hüft-Endoprothesen auftretenden Akustiksignale zu erfassen und einen Zusammenhang mit der Primärstabilität oder drohenden Komplikationen aufzuzeigen. Des Weiteren soll statistisch geprüft werden, ob patientengebundene Faktoren wie Alter, Geschlecht, Body-Mass-Index, Canal-Flare-Index und die Knochendichte Einfluss auf die Akustiksignale nehmen und somit in der Etablierung künftiger Analyseverfahren berücksichtigt werden müssten.

Es wurden 30 Teilnehmer mit einer zementfreien Metha[®]-Kurzschafthoprothese versorgt. Die implantationsbedingten Akustiksignale wurden mit einem Kompakt-Richtmikrofon bei einer Abtastrate von 48 kHz aufgezeichnet. Anschließend wurden die einzelnen Hammerschläge mittels Audacity markiert sowie Störsignale entfernt. Zur Analyse der Schallemissionen wurden in MATLAB mittels energienormierten Powerspektren Schlag-Sequenz-Korrelationsmatrizes erstellt, um Änderungen der Frequenzkomponenten im Verlauf der Insertion zu detektieren. Anhand der Übergänge im Gradienten der Korrelationsmatrix wurden die Daten in zwei Bereiche aufgeteilt und ein gemittelttes Powerspektrum bestimmt. Mithilfe des Friedmann-Tests wurde ein Unterschied in der zentralen Tendenz der gemittelten Powerspektren überprüft.

In der Schlag-Sequenz-Korrelationsmatrix zeigte sich im Verlauf der Insertion ein Anstieg der Korrelationskoeffizienten. Der Friedmann-Test zwischen den beiden Bereichen lieferte einen signifikanten Unterschied mit den mittleren Rängen des ersten Bereiches 1,53 und des zweiten Bereiches 1,47 ($p < 0,5$). Durch die Powerspektren konnte mit Fortschreiten der Insertion eine Umverteilung der energienormierten Leistung vom hochfrequenten zum niederfrequenten Bereich festgestellt werden. Der Mediantest für BandpowerArea1 und BandpowerArea2 nach kategorialer Aufteilung für CFI ($p = 0,616$), BMD- trabekulär ($p = 0,639$) / -kortikal ($p = 0,849$) lieferte keinen signifikanten Unterschied. Die Korrelationskoeffizienten nach Spearman-Rho zeigten mit einem minimalen $k = 0,367$ und maximalem $k = -0,558$ einen schwachen bis mittelstarken linearen Zusammenhang zwischen den patientengebundenen Faktoren und der Systemantwort.

Die Powerspektren ändern sich im Verlauf der Implantation signifikant. Der feste Sitz der Prothese führt dazu, dass sich ein Verbund aus Knochen, Prothese, Einschläger und Hammer bildet, bei dem sich die Frequenzkomponenten der einzelnen Schläge nur noch gering unterscheidet. In diesem Kollektiv hatten die patientengebundenen Faktoren keinen signifikanten Einfluss auf die Systemantwort. Sollte diese Ergebnis nach Vergrößerung des Kollektivs reproduzierbar sein, müssen bei der Etablierung künftiger Messmethoden keine patientengebundenen Faktoren berücksichtigt werden. Mit Ausbau des Datenpools, Follow-Up- und *in vitro*-Untersuchungen könnte die Quantifizierung der intraoperativen Implantat-Stabilität und die Entwicklung eines intraoperativen Feedback Instruments möglich sein.

8 Abstract

Experienced surgeons at the local Clinic for Orthopedics of the UKGM report that they can subjectively assess the firm primary fit of the implant on the basis of the occurring and changing acoustic signals that occur during the implantation of an endoprosthesis. To date, no measurement method exists to adequately quantify these sound changes and relate them to the implant stability. The aim of the present project is to record the acoustic signals occurring during the implantation of cementless hip endoprostheses and to show a correlation with primary stability or impending complications. Furthermore, it will be statistically tested whether patient-related factors such as age, gender, body mass index, canal flare index and bone density have an influence on the acoustic signals and should therefore be considered in the establishment of future analysis methods.

N=30 subjects were fitted with a cementless Metha® short stem prosthesis (B. Braun, Aesculap AG, Tuttlingen, Germany). The implantation-related acoustic signals were recorded with a compact directional microphone (Rode, 107 Carnarvon St, Silverwater, NSW, 2128, Australia) at a sampling rate of 48 kHz. Individual hammer blows were then marked using Audacity (Audacity 2.3.2, audacity.org), and noise was removed. To analyze the acoustic emissions, impact sequence correlation matrices were created in MATLAB (R2018b, MathWorks Inc.), using energy normalized power spectra, to detect changes in frequency components as the insertion progressed. Based on the transitions in the gradient of the correlation matrix, the data were divided into two regions and an averaged power spectrum was determined. Using the Friedman test, a difference in the central tendency of the averaged power spectra was checked.

The beat-sequence-correlation-matrix shows an increase in correlation coefficients as the insertion progresses. The Friedman test between the two ranges provided a significant difference with the mean ranks of the first range 1.53 and the second range 1.47 ($p < 0.5$). The power spectra showed a redistribution of the energy normalized power from the high frequency to the low frequency range as the insertion progressed. The median test for BandpowerArea1 and BandpowerArea2 after categorical partitioning for CFI ($p = 0.616$), BMD-trabecular ($p = 0.639$)/-cortical ($p = 0.849$) provided no significant difference. Spearman-Rho correlation coefficients showed a weak to moderate linear correlation between patient-related factors and system response with a minimum $k = 0.367$ and maximum $k = -0.558$.

The power spectrum changes significantly during the course of implantation. The tight fit of the prosthesis leads to the formation to a composite-system of bone, prosthesis, impactor, and

hammer, with little difference in the frequency components of the individual impacts. The patient-related factors have no significant influence on the system response and do not need to be considered when establishing future measurement methods. With expansion of the data pool, follow-up and *in vitro* studies, quantification of intraoperative implant stability and development of an intraoperative feedback tool may be possible.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Symbolische Darstellung eines Übertragungssystems mit einem Signaleingang und einem Signalausgang. In Anlehnung an [Berns et al. 2019].	7
Abbildung 2: Der Dirac-Impuls lässt sich graphisch als Grenzwert einer Rechteckfunktion der Höhe A und der Breite $1/A$ veranschaulichen, bei der A gegen unendlich ($A \rightarrow \infty$) strebt. Die Fläche des Rechtecks beträgt 1.	9
Abbildung 3: Graphische Darstellung der DFT. Das Signal im Zeitbereich wird durch die Transformation als Signal im Frequenzbereich abgebildet [Phonical 2017].	11
Abbildung 4: Schnitt durch ein Kondensatormikrofon. In Anlehnung an [Bernstein 2019].	12
Abbildung 5: Polardiagramm eines Richtmikrofons mit Nierencharakteristik	13
Abbildung 6: Canal-Flare-Index: Champagnerglas Konfiguration (A), normale Konfiguration (B), Ofenrohr Konfiguration (C).	14
Abbildung 7: Auswirkung des CCD-Winkels auf den femoralen Offset und die Beinlänge. In Anlehnung an [Effenberger et al. 2005].	15
Abbildung 8: Anterolateraler Zugangsweg. In Anlehnung an (Schünke et al. 2022).	17
Abbildung 9: Knochenstruktur des Os femur. In Anlehnung an [L. Duchemin 2006]	19
Abbildung 10: Darstellung der Messelektronik bestehend aus Richtmikrofon, Diktiergerät, 3,5 mm Klinkenkabel und Stativ.	21
Abbildung 11: 1. Operateur Prof. Dr. med. Bernd A. Ishaque während der Insertion der Schaftkomponente (rechts), 2. und 3. Assistent (links).	22
Abbildung 12: Das Richtmikrofon wurde auf Höhe der Schaftkomponente ausgerichtet und zielt genau in das OP-Feld.	23
Abbildung 13: Abbildung 13: Metha®-Kurzschafthprothese der Firma Braun.	24
Abbildung 14: Aufnahme der Schallemission in dB pro Sekunde, welche bei der Implantation der Schaftkomponente entstehen.	26
Abbildung 15: Die mittels Audacity markierten Schläge (S) und Doppelschläge (DS) der Wave-Datei.	26
Abbildung 16: Anwendung der Diskreten Fourier-Transformation zur analytischen Berechnung der Systemantwort eines LTI-Übertragungssystems. Schritt 1: Der Signaleingang $x(t)$ wird durch die diskrete Fourier-Transformation als $X(n)$ im Fourier-Bereich dargestellt. Schritt 2: Durch Übertragen des Zustandsmodells, also den Differentialgleichungen, in den Fourier-Bereich gelangt man zur Übertragungsfunktion $G(n)$ des Systems. Schritt 3: Mit Hilfe des Linearitätssatzes wird $Y(n)$ anschließend in den Zeitbereich rücktransformiert. Man erhält eine analytische Lösung für die Systemantwort $y(t)$ auf die im 1. Schritt festgelegte Eingangserregung.	27
Abbildung 17: Ventrale BMD-Messung von den Quadranten eins und zwei (links), dorsale BMD-Messung von den Quadranten drei und vier (rechts). Die Bohrkanäle werden von der Messung ausgespart.	29
Abbildung 18: Darstellung der Daten aus Area1 (blau) und Area2 (rot). Die Abszisse gibt die Frequenz bis $f = 25000$ Hz an; auf der Ordinate ist die energienormierte Leistung aufgetragen. Ein Verschiebung der energienormierten Leistung gegen Ende der Insertion (Area2) ließ sich bei allen	

<i>Teilnehmern objektivieren. Es ließen sich keine Frequenzmuster erkennen, welche eine sinnvolle Gruppierung gerechtfertigt hätte.</i>	35
<i>Abbildung 19: Das Powerspektrum des ersten (rot) und letzten Hammerschlags (blau) von Teilnehmer 21. Die Abszisse gibt die Frequenz bis $f = 25000$ Hz an; auf der Ordinate ist die energienormierte Leistung aufgetragen.</i>	36
<i>Abbildung 20: Das Powerspektrum des ersten (rot) und letzten Hammerschlags (blau) von Teilnehmer 25. Die Abszisse gibt die Frequenz bis $f = 25000$ Hz an; auf der Ordinate ist die energienormierte Leistung aufgetragen.</i>	37
<i>Abbildung 21: Erster und letzter Hammerschlag von Teilnehmer 10. In der Ausprägung der Frequenzspektren ist ein deutliches Abweichen im Vergleich zu Teilnehmer 21 und 25 festzustellen. Die Leistung im unteren Frequenzbereich nimmt auch hier gegen Ende der Insertion zu. Die Abszisse gibt die Frequenz bis $f = 25000$ Hz an. Die energienormierte Leistung ist auf der Ordinate aufgetragen.</i>	37
<i>Abbildung 22: Schlag-Sequenz-Korrelationsmatrix von Teilnehmer 10 als Beispiel für einen sprunghaften Anstieg der Korrelation von Schlag 13 auf Schlag 14. Der Korrelationskoeffizient ist farblich dargestellt und kann an der Legende rechts der Korrelationsmatrix abgelesen werden.</i>	38
<i>Abbildung 23: Schlag-Sequenz-Korrelationsmatrix von Teilnehmer 9 als Beispiel für ein „buntes Bild“. Die egde wurde zwischen Schlag 4 und 5 definiert.</i>	39
<i>Abbildung 24: Schlag-Sequenz-Korrelationsmatrix von Teilnehmer 16. Die Schläge 5 - 20 korrelieren gut miteinander (Block 1) sowie die Schläge 22 - 37 (Block 2).</i>	39
<i>Abbildung 25: Schlag-Sequenz-Korrelationsmatrix von Teilnehmer 6 als Beispiel für einen fast stetigen Anstieg der Korrelation</i>	40
<i>Abbildung 26: Die mittleren Amplitudenverläufe von Teilnehmer 6. Die Unterschiede sind besonders im unteren Frequenzbereich ausgeprägt. Die Abszisse gibt die Frequenz bis $f = 25000$ Hz an. Die energienormierte Leistung ist auf der Ordinate aufgetragen.</i>	41
<i>Abbildung 27: Vergleich der Systemantwort eines Teilnehmers, welcher im Studienzeitraum sowohl an der rechten als auch an der linken Hüfte operiert wurde. Die Abszisse gibt die Frequenz bis $f = 25000$ Hz an. Die energienormierte Leistung ist auf der Ordinate aufgetragen.</i>	42
<i>Abbildung 28: Differenzkurve der energienormierten Leistung zwischen Area2 und Area1 von Teilnehmer 6. Die Abszisse gibt die Frequenz bis $f = 25000$ Hz an. Die energienormierte Leistung ist auf der Ordinate aufgetragen.</i>	43
<i>Abbildung 29: Differenzkurve der energienormierten Leistung zwischen Area2 und Area1 von Teilnehmer 8. Die Abszisse gibt die Frequenz bis $f = 25000$ Hz an. Die energienormierte Leistung ist auf der Ordinate aufgetragen.</i>	43
<i>Abbildung 30: Geschlechterverteilung des Kollektivs. Unter den Teilnehmern befanden sich 19 Männer und 11 Frauen.</i>	44
<i>Abbildung 31: Topogramm des Femurkopfes von Teilnehmer 28. Aufgrund der starken Degeneration bei Z.n. Hüftkopfnekrose, war nur die Bestimmung von zwei Quadranten bei der trabekulären Messung möglich.</i>	45

<i>Abbildung 32: Boxplot der trabekulären Knochendichte. Die Daten sind normalverteilt. Teilnehmer 1 zeigt die geringste Knochendichte ($MW = 91,20 \text{ mg/cm}^3$) und präsentiert sich dadurch im Boxplot als unterer Extremwert. Der untere Whisker enthält die Daten von Teilnehmer 10 ($MW = 150 \text{ mg/cm}^3$), der obere die von Teilnehmer 6 ($MW = 356,40 \text{ mg/cm}^3$). Des Weiteren zeigt die Graphik das erste Quartil ($205,45 \text{ mg/cm}^3$), den Median ($233,38 \text{ mg/cm}^3$), den Mittelwert ($235,97 \text{ mg/cm}^3$) und das zweite Quartil ($277,64 \text{ mg/cm}^3$).</i>	<i>47</i>
<i>Abbildung 33: qCT-Aufnahme von Teilnehmer 1.....</i>	<i>47</i>
<i>Abbildung 34: qCT-Aufnahme von Teilnehmer 6.....</i>	<i>47</i>
<i>Abbildung 35: Die Ergebnisse des Mediantest von BandpowerArea1 und BandpowerArea2 werden in Bezug auf die Femurkonfiguration in Form von Boxplots visualisiert. Es lässt sich kein signifikanter Unterschied feststellen. Die Ordinate zeigt die energienormierte Leistung.</i>	<i>51</i>
<i>Abbildung 36: Die Ergebnisse des Mediantests werden Mithilfe von Boxplots visualisiert. Die Gruppen zeigen keinen signifikanten Unterschied bezüglich des Medians. Die Abszisse zeigt die Gruppierung nach der trabekulären Knochendichte und die Ordinate die energienormierte Leistung.....</i>	<i>52</i>
<i>Abbildung 37: Die Ergebnisse des Mediantests werden Mithilfe von Boxplots visualisiert. Die Gruppen zeigen keinen signifikanten Unterschied bezüglich des Medians. Die Abszisse zeigt die Gruppierung nach der kortikalen Knochendichte und die Ordinate die energienormierte Leistung.....</i>	<i>53</i>
<i>Abbildung 38: Die zweifaktorielle Varianzanalyse für Ränge nach Friedman lieferte einen signifikanten Unterschied in der Verteilung von Area1 und Area2 ($p = 0,001$),.....</i>	<i>54</i>
<i>Abbildung 39: Die Verteilung der energienormierten Leistung von Area1 und Area2 wurden zum Vergleich anhand der einzelnen Frequenzbanden bis $f = 15000 \text{ Hz}$ begutachtet. Die Abszisse zeigt die einzelnen Frequenzbanden und die Ordinate die energienormierte Leistung.</i>	<i>55</i>
<i>Abbildung 40: Die Graphik zeigt die Unterschiede des Mittelwerts zwischen Area1 und Area2, getrennt für jede Frequenzbande bis 15000 Hz. In der Abszisse werden die Frequenzbanden bis $f = 15000 \text{ Hz}$ angegeben. Die Ordinate bildet die Messwerte der energienormierten Leistung ab.</i>	<i>56</i>

Tabellenverzeichnis

<i>Tabelle 1: Ein- und Ausschlusskriterien für die Studienteilnahme</i>	20
<i>Tabelle 2: Interpretation von Kappa im Sinne der Urteilerübereinstimmung nach Landis und Koch.</i>	31
<i>Tabelle 3: Deskriptive Statistik der unabhängigen Variablen</i>	45
<i>Tabelle 4: Ergebnisse der trabekulären Knochendichtemessung mittels qCT.</i>	46
<i>Tabelle 5: Ergebnisse der kortikalen Knochendichtemessung mittels qCT</i>	48
<i>Tabelle 6: Korrelation zwischen der Systemantwort und den unabhängigen Variablen.</i>	50

Abkürzungsverzeichnis

Abkürzung	Bedeutung
a. p.	anterior-posterior
Abb.	Abbildung
Area1	Ein Datenbereich der 3266 energienormierte Leistungswerte umfasst und den Bereich VOR der <i>Edge</i> abbildet.
Area2	Ein Datenbereich der 3266 energienormierte Leistungswerte umfasst und den Bereich NACH der <i>Edge</i> abbildet.
AUDACITY®	Software-Eigenname
BandpowerArea1	Datenbereich, um die statistische Auswertung übersichtlicher zu gestalten. Es wurden Frequenzbänder von Area1 in 1000 Hz-Schritten erzeugt, bei denen die einzelnen Messerwerte innerhalb der Bande aufsummiert wurden.
BandpowerArea2	Datenbereich, um die statistische Auswertung übersichtlicher zu gestalten. Es wurden Frequenzbänder von Area2 in 1000 Hz-Schritten erzeugt, bei denen die einzelnen Messerwerte innerhalb der Bande aufsummiert wurden.
BPF	band power feature
bzw.	beziehungsweise
CCD-Winkel	Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel
COV	Variationskoeffizienten
CT	Computertomographie

DFT	Diskrete Fourier-Transformation
EPRD	Endoprothesenregister Deutschland
fft	fast fourier transformation
ICD 11	International Classification of Diseases, 11. Auflage
k	Korrelationskoeffizient
LTI-System	linear time invariant-System
MATLAB®	Software-Eigenname: matrix laboratory
mediCAD®	Software-Eigenname
MW	Mittelwert
NaCl	Natriumchlorid
p	Wahrscheinlichkeit
PCC	Pearson correlation coefficients
qCT	quantitative CT-Osteodensitometrie
SD	Standardabweichung
SE	Standardfehler
SPSS®	Software-Eigenname: SPSS® Statistical Package for the Social Sciences
Tab.	Tabelle
vgl.	vergleiche
WAV-Datei	Containerformat für Audiodaten in Wellenform
z. B	zum Beispiel
Z. n.	Zustand nach

Symbolverzeichnis

Zeichen	Einheit	Bedeutung
<	-	kleiner
>	-	großer
Σ	-	Summe
	-	Betrag
P1(f)	-	Betrag der energienormierten Leistung
α %	-	Irrtumswahrscheinlichkeit (statistisches Werkzeug)
μm	μm	Mikrometer (Längenmaß)
BMD	mg/cm^3	bone mineral density
BMD-K	mg/cm^3	bone mineral density- kortikal
BMD-T	mg/cm^3	bone mineral density- trabekulär
BMI	kg/m^2	body-mass-index
CFI	-	canal-flare-index
dB	dB	Dezibel
f	Hz	Frequenz
fs	Hz	Samplingrate
P	-	Leistung
Pmax	-	Maximale Leistung

Literaturverzeichnis

1. Abdulkarim, A.; Jackson, B.; Riordan, D.; Rice, J. (2013): The use of sound analysis to guide femoral reaming in uncemented total hip arthroplasty: A new concept. In: *International Journal of Surgery* 11 (8), S. 593. DOI: 10.1016/j.ijvsu.2013.06.036.
2. Aesculap AG; Creative Tuttlingen: 2011_06-Kurzschafthprothese-METHA. Online verfügbar unter https://www.eingartner.com/wp-content/uploads/2011/06/2011_06-Kurzschafthprothese-METHA.pdf, zuletzt geprüft am 04.04.2020.
3. Berns, K.; Köpper, A.; Schürmann, B. (2019): Systemtheorie. In: Karsten Berns, Alexander Köpper, Bernd Schürmann (Hg.): Technische Grundlagen Eingebetteter Systeme: Springer Vieweg, Wiesbaden, S. 87–120. Online verfügbar unter https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-658-26516-8_5.
4. Bernstein, H. (2019): Elektroakustik. Mikrofone, Klangstufen, Verstärker, Filterschaltungen und Lautsprecher. 2., aktualisierte Auflage (Lehrbuch).
5. Berry, D. (1999): EPIDEMIOLOGY. In: *Orthopedic Clinics of North America* 30 (2), S. 183–190. DOI: 10.1016/S0030-5898(05)70073-0.
6. Bert, J. (1996): Custom total hip arthroplasty. In: *The Journal of arthroplasty* 11 (8), S. 905–915. DOI: 10.1016/S0883-5403(96)80131-8.
7. Bieger, R.; Ignatius, A.; Decking, R.; Claes, L.; Reichel, H.; Dürselen, L. (2012): Primary stability and strain distribution of cementless hip stems as a function of implant design. In: *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 27 (2), S. 158–164. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2011.08.004.
8. Bischel, O.; Seeger, J.; Suda, A. (2022): Risk factors for failure after cementless femoral revision THA: a consecutive series of 105 cases. In: *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 142 (5), S. 763–768. DOI: 10.1007/s00402-020-03723-w.
9. Braun, A.; Lazovic, D.; Zigan, R. (2007): Modular short-stem prosthesis in total hip arthroplasty: implant positioning and the influence of navigation. In: *Orthopedics* 30 (10 Suppl), S148-52. Online verfügbar unter <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17983119/>.
10. Cann, C.; Genant, H. (1980): Precise measurement of vertebral mineral content using computed tomography. In: *Journal of computer assisted tomography* 4 (4), S. 493–500. DOI: 10.1097/00004728-198008000-00018.
11. Clarke, H.; Jinnah, R. H.; Cox, Q. G.; Curtis, M. (1992): Computerized templating in uncemented total hip arthroplasty to assess component fit and fill. In: *The Journal of arthroplasty* 7 (3), S. 235–239. DOI: 10.1016/0883-5403(92)90042-O.

12. Duchemin, L. (2006): Personalized finite element modelling of the proximal femur for fracture risk prediction. Online verfügbar unter <https://www.semanticscholar.org/paper/Personalized-finite-element-modelling-of-the-femur-Duchemin/c60660eb4e459b635e0f74ac71f986c9d98fe862>.
13. Effenberger, H.; Imhof, M.; Witzel, U.; Rehart, S. (2005): Zementfreie Hüftschäfte. Aktueller Stand. In: *Der Orthopade* 34 (5), 477-500; quiz 501. DOI: 10.1007/s00132-005-0800-2.
14. Eggli, S.; Pisan, M.; Müller, M. (1998): The value of preoperative planning for total hip arthroplasty. In: *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 80 (3), S. 382–390. DOI: 10.1302/0301-620x.80b3.7764.
15. Engh, C.; O'Connor, D.; Jasty, M.; McGovern, T.; Bobyn, J.; Harris, W. (1992): Quantification of implant micromotion, strain shielding, and bone resorption with porous-coated anatomic medullary locking femoral prostheses. In: *Clinical orthopaedics and related research* (285), S. 13–29. Online verfügbar unter <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1446429/>.
16. Ettinger, M.; Ettinger, P.; Lerch, M.; Radtke, K.; Budde, S.; Ezechieli, M. et al. (2011): The NANOS short stem in total hip arthroplasty: a mid term follow-up. In: *Hip international : the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy* 21 (5), S. 583–586. DOI: 10.5301/HIP.2011.8658.
17. Floerkemeier, T.; Gronewold, J.; Berner, S.; Olender, G.; Hurschler, C.; Windhagen, H.; Lewinski, G. (2013): The influence of resection height on proximal femoral strain patterns after Metha short stem hip arthroplasty: an experimental study on composite femora. In: *International orthopaedics* 37 (3), S. 369–377. DOI: 10.1007/s00264-012-1725-0.
18. Floerkemeier, T.; Tscheuschner, N.; Calliess, T.; Ezechieli, M.; Floerkemeier, S.; Budde, S. et al. (2012): Cementless short stem hip arthroplasty METHA® as an encouraging option in adults with osteonecrosis of the femoral head. In: *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 132 (8), S. 1125–1131. DOI: 10.1007/s00402-012-1524-5.
19. Fonseca Ulloa, C.; Seeger, A.; Ishaque, B.; Ahmed, G.; Rickert, M.; Jahnke, A. (2020): How do the geometries of the broach handles relate to the distribution of force and moments in a femoral model? In: *Medical Engineering & Physics* 86, S. 122–127. DOI: 10.1016/j.medengphy.2020.11.001.
20. Girod, B.; Rabenstein, R.; Stenger, A. (2003): Einführung in die Systemtheorie. 2., korrigierte und aktualisierte Auflage. Wiesbaden, s.l.: Vieweg+Teubner Verlag (Springer eBook Collection Life Science and Basic Disciplines).
21. Goossens, Q.; Pastrav, L.; Roosen, J.; Mulier, M.; Desmet, Wim; Vander Sloten, Jos; Denis, Kathleen (2020): Acoustic analysis to monitor implant seating and early detect fractures in cementless THA: An in vivo study. In: *Journal of*

orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society.
DOI: 10.1002/jor.24837.

22. Grimberg, A.; Lützner, J.; Mesheimer, O.; Morlock, M.; Steinbrück, A. (2020): Deutsches Endoprothesenregister-Jahresbericht 2020. Online verfügbar unter https://www.eprd.de/fileadmin/user_upload/Dateien/Publikationen/Berichte/Jahresbericht2020-Web_2020-12-11_F.pdf, zuletzt geprüft am 11.12.2021.
23. Gulow, J.; Scholz, R.; Salis-Soglio, G. (2007): Kurzschäfte in der Hüftendoprothetik. In: *Der Orthopäde* 36 (4), S. 353–359. DOI: 10.1007/s00132-007-1071-x.
24. Guss, C.; McAllister, A.; Gordon, C. (2021): DXA in Children and Adolescents. In: *Journal of clinical densitometry : the official journal of the International Society for Clinical Densitometry* 24 (1), S. 28–35. DOI: 10.1016/j.jocd.2020.01.006.
25. Haraguchi, K.; Sugano, N.; Nishii, T.; Koyama, T.; Nishihara, S.; Yoshikawa, H.; Ochi, T. (2001): Comparison of fit and fill between anatomic stem and straight tapered stem using virtual implantation on the ORTHODOC workstation. In: *Computer aided surgery : official journal of the International Society for Computer Aided Surgery* 6 (5), S. 290–296. DOI: 10.1002/igs.10018.
26. Heller, M.; Perka, C.; Wilke, K.; Haas, N; Zippel, H, Duda G (2003): Surgical approach in total hip arthroplasty causes long term differences in periprosthetic femoral bone densities. In: *Trans Orthop Res Soc* (49), S. 1349.
27. Hounsfield, G. (1973): Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. In: *The British journal of radiology* 46 (552), S. 1016–1022. DOI: 10.1259/0007-1285-46-552-1016.
28. Ishaque, B.; Wieczorek, J.; Fonseca Ulloa, C.; Seeger, J.; Ahmed, G.; Rickert, M.; Jahnke, A. (2020): Clinical evaluation of a novel press-fit acetabular cup using "Ein-Bild-Roentgen-Analysis" (EBRA): A positive short-term prognosis. In: *Journal of Orthopaedics* 22, S. 33–37. DOI: 10.1016/j.jor.2020.03.059.
29. Issa, K.; Pivec, R.; Wuestemann, T.; Tatevossian, T.; Nevelos, J.; Mont, M. (2014): Radiographic fit and fill analysis of a new second-generation proximally coated cementless stem compared to its predicate design. In: *The Journal of arthroplasty* 29 (1), S. 192–198. DOI: 10.1016/j.arth.2013.04.029.
30. Itami, Y.; Akamatsu, N.; Tomita, Y.; Nagai, M.; Nakajima, I. (1983): A clinical study of the results of cementless total hip replacement. In: *Archives of orthopaedic and traumatic surgery. Archiv für orthopädische und Unfall-Chirurgie* 102 (1), S. 1–10. DOI: 10.1007/BF00443031.
31. Jahnke, A.; Engl, S.; Seeger, J.; Basad, E.; Rickert, M.; Ishaque, B. (2015): Influences of fit and fill following hip arthroplasty using a cementless short-stem prosthesis. In: *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 135 (11), S. 1609–1614. DOI: 10.1007/s00402-015-2302-y.

32. Jahnke, A.; Fonseca Ulloa, C.; Seeger, J.; Rickert, M.; Jahnke, G.; Ahmed, G. ; Ishaque, B. (2018): Analysis of the elastic bending characteristics of cementless short hip stems considering the valgus alignment of the prosthetic stem. In: *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 52, S. 49–56. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2018.01.006.
33. Jasty, M.; Bragdon, C.; Burke, D.; O'Connor, D.; Lowenstein, J.; Harris, W. (1997): In vivo skeletal responses to porous-surfaced implants subjected to small induced motions. In: *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 79 (5), S. 707–714. DOI: 10.2106/00004623-199705000-00010.
34. Kärrholm, J.; Borssén, B.; Löwenhielm, G.; Snorrason, F. (1994): Does early micromotion of femoral stem prostheses matter? 4-7-year stereoradiographic follow-up of 84 cemented prostheses. In: *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 76 (6), S. 912–917. Online verfügbar unter <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7983118/>.
35. Kugler, P. (2021): *Der menschliche Körper. Anatomie Physiologie Pathologie*. 4. Auflage. München: Elsevier.
36. Landis, R.; Koch, G. (1977): The Measurement of Observer Agreement for Categorical Data. In: *Biometrics* 33 (1), S. 159. DOI: 10.2307/2529310.
37. Lannocca, M.; Varini, E.; Cappello, A.; Cristofolini, L.; Bialoblocka, E. (2007): Intra-operative evaluation of cementless hip implant stability: a prototype device based on vibration analysis. In: *Medical Engineering & Physics* 29 (8), S. 886–894. DOI: 10.1016/j.medengphy.2006.09.011.
38. Lindahl, H. (2007): Epidemiology of periprosthetic femur fracture around a total hip arthroplasty. In: *Injury* 38 (6), S. 651–654. DOI: 10.1016/j.injury.2007.02.048.
39. Link, T. (2012): Osteoporosis imaging: state of the art and advanced imaging. In: *Radiology* 263 (1), S. 3–17. DOI: 10.1148/radiol.2633201203.
40. McKellop, H.; Ebramzadeh, E.; Niederer, P.; Sarmiento, A. (1991): Comparison of the stability of press-fit hip prosthesis femoral stems using a synthetic model femur. In: *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 9 (2), S. 297–305. DOI: 10.1002/jor.1100090219.
41. Meek, D.; Garbuz, D. ; Masri, B.; Greidanus, N.; Duncan, C. (2004): Intraoperative fracture of the femur in revision total hip arthroplasty with a diaphyseal fitting stem. In: *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 86 (3), S. 480–485. DOI: 10.2106/00004623-200403000-00004.
42. Metha® Kurzschaft-Hüftendoprothese (2020). Online verfügbar unter <https://www.bbraun.de/de/products/b/metha-kurzschaff-hueftendoprothese.html>, zuletzt aktualisiert am 02.04.2020, zuletzt geprüft am 03.04.2020.

43. Meyer, M. (2017): Signalverarbeitung. Analoge und digitale Signale, Systeme und Filter. 8., verbesserte Auflage. Wiesbaden: Springer Vieweg (Lehrbuch). Online verfügbar unter <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-658-18321-9>.
44. Morlock, M.; Bishop, N.; Rüther, W.; Delling, G.; Hahn, M. (2006): Biomechanical, morphological, and histological analysis of early failures in hip resurfacing arthroplasty. In: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine* 220 (2), S. 333–344. DOI: 10.1243/095441105X69015.
45. Morohashi, I.; Iwase, H.; Kanda, A.; Sato, T.; Homma, Y.; Mogami, A. et al. (2017): Acoustic pattern evaluation during cementless hip arthroplasty surgery may be a new method for predicting complications. In: *SICOT-J* 3, S. 13. DOI: 10.1051/sicotj/2016049.
46. Morscher, E. (2001): Die Press-Fit-Verankerung. In: Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik: Steinkopff, Heidelberg, S. 1–8. Online verfügbar unter https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-642-57635-5_1.
47. Noble, P.; Alexander, J.; Lindahl, J.; Yew, T.; Granberry, M.; Tullos, S. (1988): The anatomic basis of femoral component design. In: *Clinical orthopaedics and related research* (235), S. 148–165.
48. Paech, A.; Cabrera Palacios, H.; Schulz, P.; Keine, J.; Wenzl, E.; Ch. Jurgens (2008): Acoustic Tests on Hip Prosthesis Models Using Frequency Resonance Monitoring (FRM). In: *Research Journal of Medical Sciences*, S. 82–91.
49. Pastrav, L. ; Jaecques, S.; Jonkers, I.; van der Perre, G.; Mulier, M. (2009): In vivo evaluation of a vibration analysis technique for the per-operative monitoring of the fixation of hip prostheses. In: *Journal of orthopaedic surgery and research* 4, S. 10. DOI: 10.1186/1749-799X-4-10.
50. Pauwels, F. (1973): Atlas Zur Biomechanik der Gesunden und Kranken Hüfte. Prinzipien, Technik und Resultate Einer Kausalen Therapie. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin / Heidelberg. Online verfügbar unter <https://ebookcentral.proquest.com/lib/kxp/detail.action?docID=6711633>.
51. Perka, C.; Heller, M.; Wilke, K.; Taylor, W.; Haas, N.; Zippel, H.; Duda, G. (2005): Surgical approach influences periprosthetic femoral bone density. In: *Clinical orthopaedics and related research* (432), S. 153–159. DOI: 10.1097/01.blo.0000149814.40480.8e.
52. Phonical (2017): FFT-Time-Frequency-View.png (PNG-Grafik, 540 × 378 Pixel). Phonical, CC BY-SA 4.0 <<https://creativecommons.org/licenses/by-sa/4.0/>>, via Wikimedia Commons. Online verfügbar unter <https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/6/61/FFT-Time-Frequency-View.png>, zuletzt aktualisiert am 30.11.2017, zuletzt geprüft am 03.06.2022.

53. Pilliar, R.; Lee, J.; Maniopoulos, C. (1986): Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. In: *Clinical orthopaedics and related research* (208), S. 108–113.
54. Rickmann, E. (1943): Elektroakustisches Taschenbuch. 4914. Aufl. Berlin: Neumann. Online verfügbar unter <http://worldcatlibraries.org/wcpa/oclc/257466975>.
55. Rometsch, E.; Bos, P.; Koes, B. (2012): Survival of short hip stems with a "modern", trochanter-sparing design - a systematic literature review. In: *Hip international : the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy* 22 (4), S. 344–354. DOI: 10.5301/HIP.2012.9472.
56. Roth, A.; Goralski, S.; Pempe, C. (2021): Zugangswege Hüftendoprothetik – anterolateraler Zugang in Rückenlage. In: *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date* 16 (01), S. 43–66. DOI: 10.1055/a-1010-9896.
57. Rowlands, A.; Duck, F.; Cunningham, J. (2008): Bone vibration measurement using ultrasound: application to detection of hip prosthesis loosening. In: *Medical Engineering & Physics* 30 (3), S. 278–284. DOI: 10.1016/j.medengphy.2007.04.017.
58. Sakai, R.; Uchiyama, K.; Takahira, N.; Kakeshita, M.; Otsu, Y.; Yoshida, K.; Ujihira, M. (2020): Usefulness of Hammering Sound Frequency Analysis as an Evaluation Method for the Prevention of Trouble during Hip Replacement. In: *JBiSE* 13 (05), S. 74–80. DOI: 10.4236/jbise.2020.135007.
59. Sakai, R.; Kikuchi, A.; Morita, T.; Takahira, N.; Uchiyama, K.; Yamamoto, T. et al. (2011): Hammering sound frequency analysis and prevention of intraoperative periprosthetic fractures during total hip arthroplasty. In: *Hip international : the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy* 21 (6), S. 718–723. DOI: 10.5301/HIP.2011.8823.
60. Schmidbauer, U.; Brendel, T.; Kunze, K.; Nietert, M.; Ecke, H. (1993): Dynamische Kräftermessung bei der Implantation von Total-Endoprothesen des Hüftgelenkes. In: *Unfallchirurgie* 19 (1), S. 11–15. DOI: 10.1007/BF02588222.
61. Schmidbauer, B. et al 1993: Dynamische Kräftermessung bei der Implantation von Total-Endoprothesen des Hüftgelenkes 1993.
62. Thomsen, M.; Jakubowitz, E.; Seeger, J.; Lee, C.; Kretzer, J.; Clarius, M. (2008): Fracture load for periprosthetic femoral fractures in cemented versus uncemented hip stems: an experimental in vitro study. In: *Orthopedics* 31 (7), S. 653. Online verfügbar unter <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19292385/>.
63. Tillmann, B. (Hg.) (2003): Bewegungsapparat. [Neuaufg.], 3., überarb. Aufl. Stuttgart: Thieme (Anatomie des Menschen, Bd 1).
64. Tsiridis, E.; Haddad, F.; Gie, G. (2003): The management of periprosthetic femoral fractures around hip replacements. In: *Injury* 34 (2), S. 95–105. DOI: 10.1016/S0020-1383(02)00257-7.

-
65. Unbehauen, R. (2010): Systemtheorie. 7., überarb. und erw. Aufl. München: Oldenbourg Wissenschaftsverlag (Naturwissenschaft und Technik II 6-2010).
66. van der Wal, B.; Kramer, B.; Grimm, B.; Vencken, W.; Heyligers, I.; Tonino, A. (2008): Femoral fit in ABG-II hip stems, influence on clinical outcome and bone remodeling: a radiographic study. In: *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 128 (10), S. 1065–1072. DOI: 10.1007/s00402-007-0537-y.
67. Weinzierl, S. (Hg.) (2009): Handbuch der Audiotechnik. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg (VDI-Buch). Online verfügbar unter <http://nbn-resolving.org/urn:nbn:de:bsz:31-epflicht-1521165>.
68. Werner, M. (2008): Signale und Systeme. Lehr- und Arbeitsbuch mit MATLAB®-Übungen und Lösungen. 3., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage. Wiesbaden: Vieweg+Teubner / GWV Fachverlage GmbH Wiesbaden. Online verfügbar unter <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-8348-9523-3>.
69. Whitwell, G.; Brockett, C.; Young, S.; Stone, M.; Stewart, T. (2013): Spectral analysis of the sound produced during femoral broaching and implant insertion in uncemented total hip arthroplasty. In: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine* 227 (2), S. 175–180. DOI: 10.1177/0954411912462813.
70. World Health Organization (Hg.) (2018): International classification of diseases for mortality and morbidity statistics. Online verfügbar unter <https://icd.who.int/browse11/1-m/en>, zuletzt geprüft am 08.07.2022.
71. World Health Organization (Hg.) (2020): Basic documents. World Health Organization. Online verfügbar unter https://apps.who.int/gb/bd/pdf_files/BD_49th-en.pdf#page=6, zuletzt geprüft am 24.06.2022.

Publikationsverzeichnis

Fonseca Ulloa, Carlos; Schreynemackers, Simon; Harz, Torben; **Lang, Frieder**; Fölsch, Christian; Rickert, Markus; Jahnke, Alexander; Ishaque, Bernd (2023): Acoustical determination of primary stability of femoral short stem during uncemented hip implantation. In: *Clinical Biomechanics*. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2023.106079

Vortrag

Lang, Frieder*; Fonseca Ulloa, Carlos; Hofmann, Simon; Groß, Volker; Ishaque, Bernd Rickert, Markus; Jahnke, Alexander. Visualisierung der Knochen-Prothesen-Verbundfestigkeit durch die Aufnahme implantationsbedingter Akustiksignale. Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie (DKOU 2021), Berlin 2021.

Lang, Frieder*; Fonseca Ulloa, Carlos; Hofmann, Simon; Groß, Volker; Ishaque, Bernd Rickert, Markus; Jahnke, Alexander. Visualisierung der Knochen-Prothesen-Verbundfestigkeit durch die Aufnahme implantationsbedingter Akustiksignale. AE-Kongress „Live am Kap Europa“, Frankfurt 2022.

*als Vortragender

Erklärung zur Dissertation

„Hiermit erkläre ich, Frieder Wilhelm Lang, geboren am 22.03.1995 in Kirchheimbolanden, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nichtveröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten sowie ethische, datenschutzrechtliche und tierschutzrechtliche Grundsätze befolgt. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen oder habe diese nachstehend spezifiziert. Die vorgelegte Arbeit wurde weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt und indirekt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.“

Ort, Datum

Unterschrift Frieder Wilhelm Lang

Danksagung

An erster Stelle danke ich meinem Doktorvater Prof. Dr. med. Bernd A. Ishaque, der mir die Gelegenheit bot, meine Arbeit durchzuführen und meine Studie umfassend begleitete und unterstützte. Des Weiteren danke ich Dr. Alexander Jahnke, der mich von Anfang an, auf eine sehr herzliche, freundschaftliche Art und Weise, in sein Team – dem Labor für Biomechanik – aufgenommen hat. Er bot mir die Chance, maßgeblich an der Projektgestaltung mitzuwirken und war bei Fragen oder Anregungen immer erreichbar. Den gleichen Dank möchte ich auch Carlos Alfonso Fonseca Ulloa entgegenbringen, der mich zahlreiche Stunden bei der technischen Umsetzung unterstützte. Er und Simon Hoffmann von der THM-Gießen, brachten mir die mathematischen Grundlagen näher und führten mich in das Thema der Signalanalyse ein. Ohne ihre Hilfe wäre das Projekt nicht umsetzbar gewesen und es freut mich sehr, dass sie dieses Projekt in Form von „Fit with Hit“ weiterführen.

Ich möchte mich ganz herzlich bei allen Mitarbeitern der Klinik und Poliklinik für Orthopädie und orthopädische Chirurgie des Universitätsklinikums Gießen und Marburg, Standort Gießen, bedanken, die es mir ermöglichten, dieses Forschungsvorhaben durchzuführen und mir bei Problemen und Fragen zur Seite standen. Auch ein großes Dankeschön an Dr. Marian Kampschulte und an Tobis Borchardt aus dem Team der „Diagnostischen und Interventionellen Radiologie“ des UKGM, die die qCT-Bilder für die Osteodensitometrie für mich anfertigten.

Ein großes Dankeschön geht an meine Familie, die mich in jeder Lebenssituation unterstützt und immer an mich geglaubt hat. An dieser Stelle muss ich meiner Schwester einen ganz besonderen Dank aussprechen, da sie diese Arbeit, trotz Fachchinesisch, Korrektur gelesen hat.

Zu guter Letzt danke ich all meinen Freunden, die immer motivierend an meiner Seite standen und so manchen Frust aufgefangen haben. Ganz besonders zu erwähnen, sind Nina Schraps und ihre Familie, die mich damals bei der Entscheidung und der Bewerbung zur Dissertation unterstützt haben sowie Christian Binger und Constantin Niederau die ohne zu zögern bei der Korrektur behilflich waren.