

Dynamik der Hüftschafftimplantation

**Vom Promotionsausschuss der
Technischen Universität Hamburg**
zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor-Ingenieur (Dr.-Ing.)

genehmigte Dissertation (kumulativ)

von

Peter J. Schlieker

aus


Rheine

2026

Erster Gutachter: Prof. Dr. habil. Michael Morlock
Zweiter Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. habil. Norbert Hoffmann
Vorsitz des Prüfungsausschusses: Prof. Dr. rer. nat. Gerold Schneider

Tag der mündlichen Prüfung: 22.01.2026

DOI: 10.15480/882.16641

 <https://orcid.org/0009-0003-1874-3558>

Creative Commons Lizenzvertrag

Der Text steht, soweit nicht anders gekennzeichnet, unter der Creative-Commons-Lizenz Namensnennung 4.0 (CC BY 4.0). Das bedeutet, dass er vervielfältigt, verbreitet und öffentlich zugänglich gemacht werden darf, auch kommerziell, sofern dabei stets der Urheber, die Quelle des Textes und o. g. Lizenz genannt werden. Die genaue Formulierung der Lizenz kann unter <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/legalcode.de> aufgerufen werden.

Danksagung

Die Fertigstellung dieser Dissertation wäre ohne die Mithilfe zahlreicher Menschen nicht möglich gewesen. An dieser Stelle möchte ich allen herzlich danken, die mich auf meinem Weg begleitet und unterstützt haben.

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. habil. Michael Morlock für die Möglichkeit zur Promotion, die umfassende fachliche Betreuung sowie das entgegengebrachte Vertrauen, eigene Ideen zu verfolgen. Die erfolgreiche Durchführung dieser Arbeit verdanke ich dem von Ihnen geschaffenen Forschungsumfeld. Ihre Impulse und inspirierenden Diskussionen haben wesentlich zu meiner fachlichen und persönlichen Weiterentwicklung beigetragen.

Ebenso danke ich Herrn Prof. Dr. rer. nat. habil. Norbert Hoffmann und Herrn Prof. Dr. rer. nat. Gerold Schneider für ihre Tätigkeit im Prüfungsausschuss dieser Promotion.

Ein großes Dankeschön geht an Herrn Dr.-Ing. Gerd Huber, der mich mit großer Fachkompetenz und sehr viel Engagement betreut hat. Vielen Dank für unsere unzähligen wertvollen Gespräche, die diese Arbeit stetig verbessert haben. Darüber hinaus danke ich allen Kolleg*innen am Institut für Biomechanik der TU Hamburg für die wertschätzende Zusammenarbeit und das stets unterstützende Miteinander. Mit diesem großartigen Team lässt sich wirklich jede Herausforderung meistern! Es war mir eine Freude, mit Euch zusammenzuarbeiten, und ich werde die Zeit am Institut sehr vermissen.

Für die finanzielle Unterstützung und die Bereitstellung von Materialien danke ich Johnson & Johnson MedTech. Insbesondere bedanke ich mich bei Herrn David Horne, Ph.D. für die ausgezeichnete und stets lösungsorientierte Zusammenarbeit. Ebenfalls möchte ich mich beim Institut für Rechtsmedizin des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf unter der Leitung von Herrn Prof. Dr. med. Benjamin Ondruschka für die freundliche und produktive Kooperation bedanken.

Abschließend danke ich von ganzem Herzen meinen Freund*innen, meiner Familie und Bianca für ihre Geduld und unermüdliche Unterstützung, auf die ich mich jederzeit verlassen konnte. Ihr wart mir eine unermessliche Hilfe.

Kurzfassung

In der zementfreien Hüftendoprothetik werden Hammerschläge eingesetzt, um die Raspeln bei der Präparation der femoralen Kavität voranzutreiben, das Implantat zu implantieren sowie die Implantatkomponenten zu fügen. Die Stärke der Hammerschläge ist entscheidend für eine stabile Presspassung, gleichzeitig ist die Dynamik der beteiligten Instrumente sowie die Wechselwirkung mit dem Femur-Weichgewebe-System jedoch komplex und individuell. Ziel dieser Arbeit ist daher die Untersuchung des Einflusses patient*innen- und operationsspezifischer Eigenschaften auf das dynamische Verhalten des Femur-Weichgewebe-Systems sowie die Kraftübertragung chirurgischer Instrumente.

Die experimentell bestimmten Parameter des Femur-Weichgewebe-Systems der untersuchten menschlichen Körper variierten in Abhängigkeit von der Positionierung auf dem Operationstisch, die vom operativen Zugang abhängig war. Für beide untersuchten Zugänge resultierten die Werte in einer relativ niedrigen Eigenfrequenz (lateral: 6,7 Hz, direkt anterior: 9,6 Hz), sodass Metall-auf-Metall-Hammerschläge oder vergleichbare kurze Impulse von automatisierten chirurgischen Einschlaginstrumenten zu einer überkritischen Anregung führen. Dies hat zur Folge, dass das Implantat in das Femur eingebracht wird, bevor der Knochen selbst überhaupt in Bewegung geraten kann.

Die experimentellen und numerischen Analysen ergaben eine signifikante Abschwächung der aufgebrachten Hammerkraft durch den Impaktor. Das Impaktordesign hatte einen erheblichen Einfluss auf die Kraftübertragung: Leichtere Impaktoren übertrugen höhere Spitzenkräfte als schwerere. Bereits geringfügige Designmodifikationen führten zu Unterschieden in der übertragenen Kraft um den Faktor zwei.

Aufgrund der überkritischen Anregung ist eine intraoperative Anpassung der Operationstechnik an die Lagerung der Patient*innen oder die Masse und Steifigkeit des umliegenden Weichgewebes nicht erforderlich. Die Verwendung unterschiedlicher Impaktoren kann jedoch zu deutlichen Abweichungen in der Kraftübertragung führen. Ohne entsprechende Aufklärung der Operateur*innen besteht bei einem Wechsel des Implantatsystems, der zugehörigen Instrumenten oder des operativen Zugangs ein erhöhtes Komplikationsrisiko für periprothetische Frakturen oder aseptische Lockerungen.

Abstract

In cementless hip arthroplasty, mallet blows are used to advance the rasp during the preparation of the femoral canal, to implant the prosthesis, and to join the implant components. The strength of the mallet blows is crucial for a stable press fit, while the dynamics of the involved instruments and the interaction with the femur-tissue system are complex and individual. Therefore, the aim of this study is to investigate the influence of patient- and surgical approach-specific characteristics on the dynamic behavior of the femur-tissue system as well as the force transmission of surgical instruments.

The experimentally determined parameters of the femur-tissue system of the human bodies examined varied depending on the positioning on the operating table, which in turn depended on the surgical approach. However, for both surgical approaches examined, the values resulted in a relatively low natural frequency (lateral: 6.7 Hz, direct anterior: 9.6 Hz). Consequently, metal-on-metal mallet blows or comparable short impulses from automated surgical impaction tools lead to overcritical excitation. As a result, the implant is inserted into the femur before the bone itself even starts moving.

The experimental and numerical analyses revealed a significant attenuation of the mallet force by the impactor. The design of the impactor had a significant influence on the force transmission: lighter impactors transmitted higher peak forces than heavier variants. Even minor design modifications resulted in differences in the transmitted force by a factor of two.

Due to the overcritical excitation, it is not necessary to make intraoperative adjustments of the surgical technique to the patient's positioning or to the mass and stiffness of the surrounding soft tissue. However, the utilization of different impactors can lead to considerable deviations in force transmission. Without adequate briefing for orthopedic surgeons, changing the implant system, the associated instruments, or the surgical approach can increase the risk of complications such as periprosthetic fractures or aseptic loosening.

Inhaltsverzeichnis

Kurzfassung	v
Abstract	vii
Glossar	xi
Abkürzungs- und Symbolverzeichnis	xiii
1 Einleitung	1
1.1 Hintergrund	1
1.2 Motivation und Zielstellung	2
1.3 Struktur der Arbeit	3
2 Grundlagen	5
2.1 Chirurgisches Vorgehen bei der Hüftoperation	5
2.2 Impaktoren	8
2.3 Automatisierte chirurgische Einschlaginstrumente	9
2.4 <i>In-vitro</i> -Befestigungsmethoden	13
3 Material und Methoden	15
3.1 Surrogat-Studie	15
3.2 Charakterisierung des Femur-Weichgewebe-Systems	17
3.3 Kraftübertragung durch den Impaktor	17
4 Ergebnisse	21
4.1 Kraftübertragung mit Surrogat des Femur-Weichgewebe-Systems	21
4.2 Parameter des Femur-Weichgewebe-Systems	22
4.3 Designänderung Impaktor	23
4.4 <i>In-situ</i> - und <i>In-vitro</i> -Kraftübertragung durch den Impaktor	23
5 Diskussion	25
5.1 Klinische Praxis	25
5.2 <i>In-vitro</i> -Studien	28

5.3 Entwicklung neuer Instrumente	31
6 Synthese	37
Literatur	39
A Veröffentlichung 1	49
B Veröffentlichung 2	65
C Veröffentlichung 3	71
D Schwingungsanalyse Obduktionstisch	81
E Entwicklung des mechanischen Ersatzmodells	83

Glossar

Begriff	Definition
<i>Acetabulum</i>	Gelenkpfanne des Hüftgelenks
<i>anterior</i>	vorne liegend (anatomische Lagebezeichnung)
<i>Arthrose</i>	degenerative Gelenkerkrankung
<i>aseptische Lockerung</i>	keimfreie Lockerung einer Prothesenkomponente
<i>Exzision</i>	chirurgisches Herausschneiden von Gewebe oder Knochen
<i>Femur</i>	Oberschenkelknochen
<i>Fraktur</i>	Knochenbruch
<i>in vitro</i>	im Labor ablaufende Vorgänge
<i>in vivo</i>	im lebenden Organismus ablaufende Vorgänge
<i>in silico</i>	in computergestützter Simulation ablaufende Vorgänge
<i>in situ</i>	an der ursprünglichen Position im Körper ablaufende Vorgänge
<i>Kavität</i>	präpariertes Prothesenbett im Knochen
<i>kontralateral</i>	auf der entgegengesetzten Seite
<i>lateral</i>	seitlich, seitwärts von der Körpermitte entfernt liegend (anatomische Lagebezeichnung)
<i>periprothetisch</i>	in der Nähe eines Implantats liegend
<i>porzin</i>	vom Schwein stammend
<i>posterior</i>	hinten liegend (anatomische Lagebezeichnung)
<i>proximal</i>	rumpfwärts gelegener Teil einer Extremität (anatomische Lagebezeichnung)
<i>transgluteal</i>	durch die Gesäßmuskulatur

Die Definitionen der medizinischen Begriffe basiert auf [1].

Abkürzungs- und Symbolverzeichnis

Abkürzungen

Abk.	Definition
ASIT	automatisiertes chirurgisches Einschlaginstrument (engl. <i>automated surgical impaction tool</i>)
CAD	computergestützte Konstruktion (engl. <i>computer-aided design</i>)
DAA	direkter anteriorer Zugang (engl. <i>direct anterior approach</i>)
FTS	Femur-Weichgewebe-System (engl. <i>femur-tissue system</i>)
HTEP	Hüfttotalendoprothese
LA	lateraler Zugang (engl. <i>lateral approach</i>)
PA	posteriorer Zugang (engl. <i>posterior approach</i>)
PoI	relevante Position (engl. <i>position of interest</i>)
PPF	periprothetische Fraktur (engl. <i>periprosthetic fracture</i>)
PTS	Pelvis-Weichgewebe-System (engl. <i>pelvis-tissue system</i>)

Griechische Symbole

Symbol	Einheit	Definition
α	-	Typ I Fehlerniveau

1 Einleitung

1.1 Hintergrund

Auf die ersten Ansätze des Hüftgelenkersatzes im späten 19. und frühen 20. Jahrhundert [2] folgte die Entwicklung der modernen Hüfttotalendoprothese (HTEP) durch Sir John Charnley in den 1960er Jahren [3]. Diese revolutionierte das Verfahren und wird seitdem stetig weiterentwickelt. Im Jahr 2023 war die „*operation of the century*“ [2] mit über 273 000 Erstimplantationen die häufigste Operation am Bewegungsapparat in Deutschland [4]. Die Standzeiten von mehr als 15 Jahren für 89 % der primären HTEP und von mehr als 25 Jahren für 57 % bestätigen den großen Erfolg dieses operativen Eingriffs [5].

Aufgrund des demografischen Wandels [6] und der gleichzeitig steigenden Mobilität und Aktivität im höheren Alter [7] wird auch in Zukunft eine weitere Zunahme der Primärimplantationen in Deutschland erwartet [7]. Für den Zeitraum von 2016 bis 2040 wird eine Zunahme um 23 % prognostiziert [7].

Obwohl die absoluten Fallzahlen der Primärimplantationen in den vergangenen Jahren insgesamt zugenommen haben, ist die Wahrscheinlichkeit für einen Revisionseingriff in Deutschland seit 2009 rückläufig und lag zuletzt im Jahr 2023 bei 12,5 % [4]. Die absolute Anzahl an Revisionseingriffen hat im gleichen Zeitraum leicht abgenommen und betrug 2023 ungefähr 34 000 Operationen [4]. Da Revisionseingriffe wiederum ein erhöhtes Komplikationsrisiko mit sich bringen [8], besteht weiterhin Verbesserungsbedarf bei der Implantation von HTEP, um bereits den ersten Revisionseingriff zu vermeiden.

Zu den häufigsten Ursachen für Revisionsoperationen zählen Lockerungen der Prothesenkomponenten (20,5–41,6 % [9–12]) sowie periprothetische Frakturen (PPF; 15,7–24,6 % [9–13]). Die PPF unterteilen sich in intraoperativ und postoperativ auftretende Frakturen. Intraoperativ können übermäßige Implantationskräfte Mikrofissuren und Frakturen verursachen – z. B. durch zu große Raspeln oder ein überdimensioniertes Implantat [14–16]. Postoperative PPF entstehen durch das weitere Einsinken des keilförmigen Schaftes unter Dauerlast [17] oder bei einzelnen Spitzenlasten wie z. B. Stürzen [18] oder Stolpern [19, 20], welche durch intraoperativ verursachte Mikrofissuren begünstigt [21] werden. Die

Abwägung zwischen Frakturrisiko und dem Risiko einer aseptischen Lockerung durch eine unzureichende Presspassung eines unterdimensionierten Schaftes muss intraoperativ von den Operateur*innen berücksichtigt werden [21].

Hierfür ist die richtige Dosierung der intraoperativ aufgebrachtten Kräfte entscheidend. Diese werden seit Beginn der Endoprothetik beim Einschlagen von Raspeln und Implantaten sowie dem Fügen von Prothesenkomponenten mit Hammerschlägen aufgebracht [22]. Die Hammerschläge unterscheiden sich jedoch sowohl zwischen Operateur*innen [21, 23] als auch zwischen den Operationen derselben Person [24–26].

Für einen dynamischen Vorgang wie das Einschlagen eines Implantats sind nicht nur die Kraftübertragung vom Hammer durch den Impaktor zum Implantat relevant, sondern auch die mechanischen Eigenschaften und Randbedingungen des Objekts, das im Kraftfluss dahinter liegt – in diesem Fall also der Körper der Patient*innen. Der gesamte menschliche Körper stellt ein Schwingungssystem dar, das aus einer Vielzahl von Teilsystemen besteht, die jeweils unterschiedliche Schwingungseigenschaften aufweisen [27]. Die Beine können in Abhängigkeit von ihrer Ausrichtung und Streckung Eigenfrequenzen von ca. 2 Hz bis über 20 Hz aufweisen [27]. Das für die Implantation einer HTEP relevante Teilsystem besteht aus dem Femur, das im umliegenden Weichgewebe gehalten und gleichzeitig in einem beschränkten Rahmen beweglich gelagert ist. Dieses schwingfähige Femur-Weichgewebe-System (eng. *femur-tissue system*, FTS) könnte durch das Körpergewicht sowie die Menge und Zusammensetzung des Muskel- und Fettgewebes beeinflusst werden. Zusätzlich ist das Schwingverhalten der Gliedmaßen des menschlichen Körpers von ihrer Lagerung auf dem Operationstisch abhängig [28], die wiederum entsprechend des operativen Zugangs gewählt wird.

1.2 Motivation und Zielstellung

Der dynamische Prozess der Implantation ist bisher wenig untersucht. In den Operationsanleitungen der Hersteller finden sich beispielsweise keine Empfehlungen zur intraoperativen Berücksichtigung des Femur-Weichgewebe-Systems hinsichtlich der Anzahl oder Intensität der während der Implantation benötigten Hammerschläge. Darüber hinaus gibt es eine Vielzahl verschiedener Impaktoren und Hämmer, welche sich zum Teil deutlich unterscheiden. Ob und wie diese die Kraftübertragung vom Hammer durch den Impaktor bis zum Implantat beeinflussen, wird ebenfalls nicht von den Herstellern angegeben. Aufgrund der dynamischen Vorgänge während eines Hammerschlages sollten beteiligte Komponenten wie der Impaktor aber auch das FTS entsprechend berücksichtigt werden, um die

wirkenden Kräfte besser zu verstehen. Sowohl zu niedrige als auch zu hohe Implantationskräfte können durch Lockerungen oder PPF zu Revisionen führen. Zur Reduktion dieser Komplikationen werden im Rahmen dieser Arbeit die folgenden Forschungsfragen mit Fokus auf die femorale Schaftimplantation untersucht:

1. Bestehen relevante Unterschiede in der Eigenfrequenz des FTS in Abhängigkeit vom Körpergewicht der Patient*innen sowie von deren Positionierung auf dem Operationstisch und somit vom operativen Zugang?
2. Wie verändert sich die maximal auftretende Kraft entlang des Übertragungsweges während des Hammerschlages?
3. Welchen Einfluss hat das Impaktordesign auf die Kraftübertragung durch den Impaktor?

1.3 Struktur der Arbeit

Im Rahmen dieser kumulativen Dissertation wurden drei wissenschaftliche Artikel in Fachzeitschriften mit *Peer-Review*-Verfahren veröffentlicht [29–31]. Nach einer Übersicht des aktuellen Stand des Wissens werden die wesentlichen Aspekte der Methodik und der Ergebnisse der Veröffentlichungen dargestellt sowie zusätzliche Aspekte ergänzt. Anschließend werden die daraus abgeleiteten Erkenntnisse gemeinsam diskutiert. Hierbei wird insbesondere die Konsequenz der dynamischen Vorgänge während der Implantation für die klinische Praxis, die Durchführung von *In-vitro*-Studien und die Entwicklung neuer Implantationsinstrumente berücksichtigt.

2 Grundlagen

Dieses Kapitel befasst sich mit den zentralen Grundlagen und wesentlichen Aspekten der Hüftendoprothetik. Der Fokus liegt dabei auf dem chirurgischen Vorgehen bei der Hüftoperation, den unterschiedlichen verwendeten Impaktoren und automatisierten chirurgischen Einschlaginstrumenten sowie den verschiedenen Befestigungsmethoden des Femurs für *In-vitro*-Studien.

2.1 Chirurgisches Vorgehen bei der Hüftoperation

Die mit Abstand häufigste Indikation für eine HTEP ist Arthrose im Hüftgelenk [11, 12]. Hierbei handelt es sich um eine degenerative Erkrankung des Gelenkknorpels, bei der dieser über das altersbedingte Maß hinaus stark verschleißt (Abbildung 2.1). Dadurch entstehen Schmerzen und Bewegungseinschränkungen, die im fortgeschrittenen Stadium häufig nicht mehr durch eine konservative Therapie behoben werden können. Zur Wiederherstellung einer schmerzfreien Bewegung der Patient*innen kann das Hüftgelenk durch ein künstliches ersetzt werden. Hierzu gibt es verschiedene operative Zugänge zum Hüftgelenk (Abbildung 2.2A). Während der direkte anteriore Zugang (engl. *direct anterior approach*, DAA) in Rückenlage durchgeführt wird, werden die Patient*innen für den lateralen Zugang (engl. *lateral approach*, LA) und den posterioren Zugang (engl. *posterior approach*,

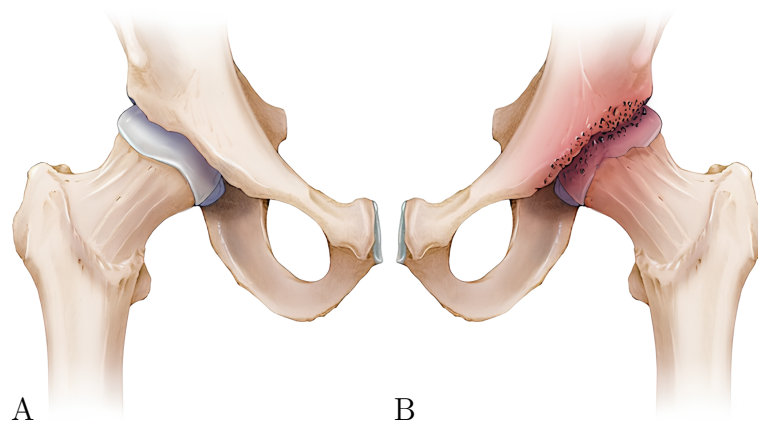


Abbildung 2.1: A) Natives Hüftgelenk und B) Hüftgelenk mit degeneriertem Knorpel [32].

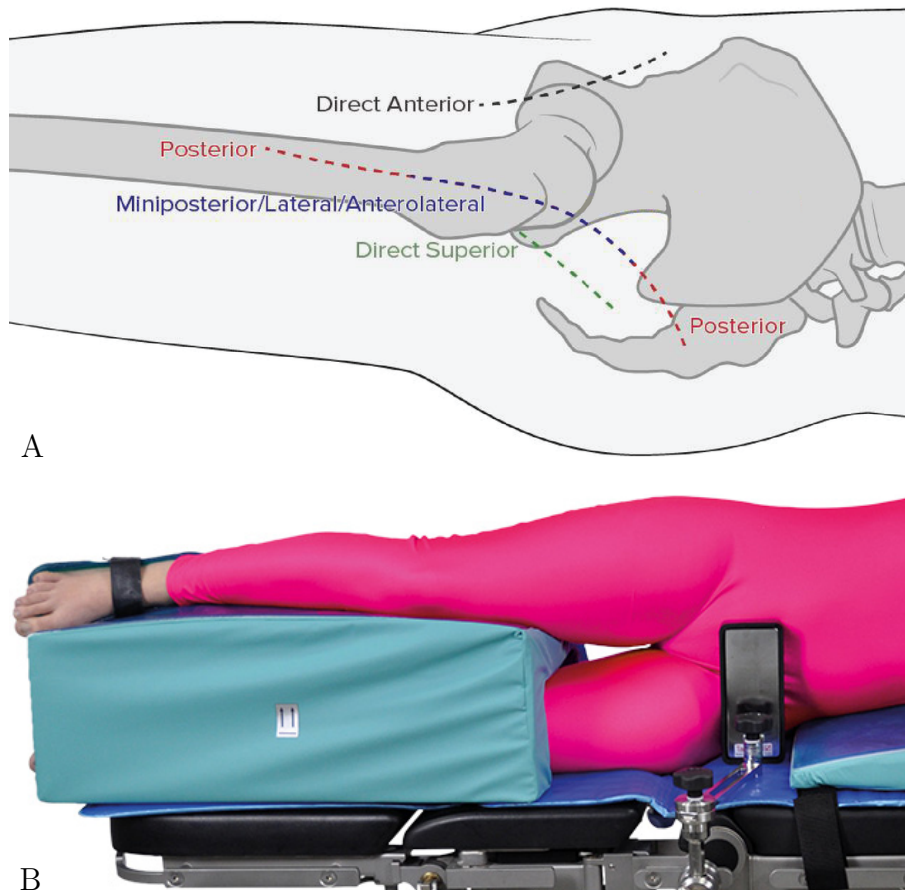


Abbildung 2.2: A) Lage der operativen Zugänge zum Hüftgelenk [33] und B) Lagerung in Seitenlage unter Einsatz eines Tunnelkissens und zweier Seitenstützen [34].

PA) in Seitenlage gebettet (Abbildung 2.2B). Nachdem der Schenkelhals resiziert wurde, wird der Femurkopf entfernt (Abbildung 2.3A). Anschließend wird die acetabuläre Seite des Gelenks präpariert, indem der Gelenkknorpel mit hemisphärischen Fräsern entfernt wird (Abbildung 2.3E). In die gefräste Kavität werden mittels Hammerschlägen eine Pfanne und in diese ein Inlay eingeschlagen (Abbildung 2.3F-G). Auf der femoralen Seite erfolgt die Präparation der Kavität schrittweise mit Raspeln zunehmender Größe, die mit Hammerschlägen in den Markkanal getrieben werden (Abbildung 2.3B). Wurde eine Raspelgröße erreicht, die festen Halt im Knochen findet, kann der Implantatschaft in der zugehörigen Größe eingesetzt werden. Hierzu wird ein Impaktor auf das Implantat aufgesetzt und das Implantat wird mittels Hammerschlägen auf den Impaktor in die Kavität getrieben. Dort wird das Implantat durch eine Übermaßpassung verkeilt (Abbildung 2.3C). Alternativ besteht die Möglichkeit, das Implantat mittels Formschluss unter Verwendung von Knochenzement in einer größeren Kavität zu verankern. Abschließend

wird mit einem weiteren Hammerschlag der Femurkopf auf den Schaftkonus gefügt (Abbildung 2.3D).

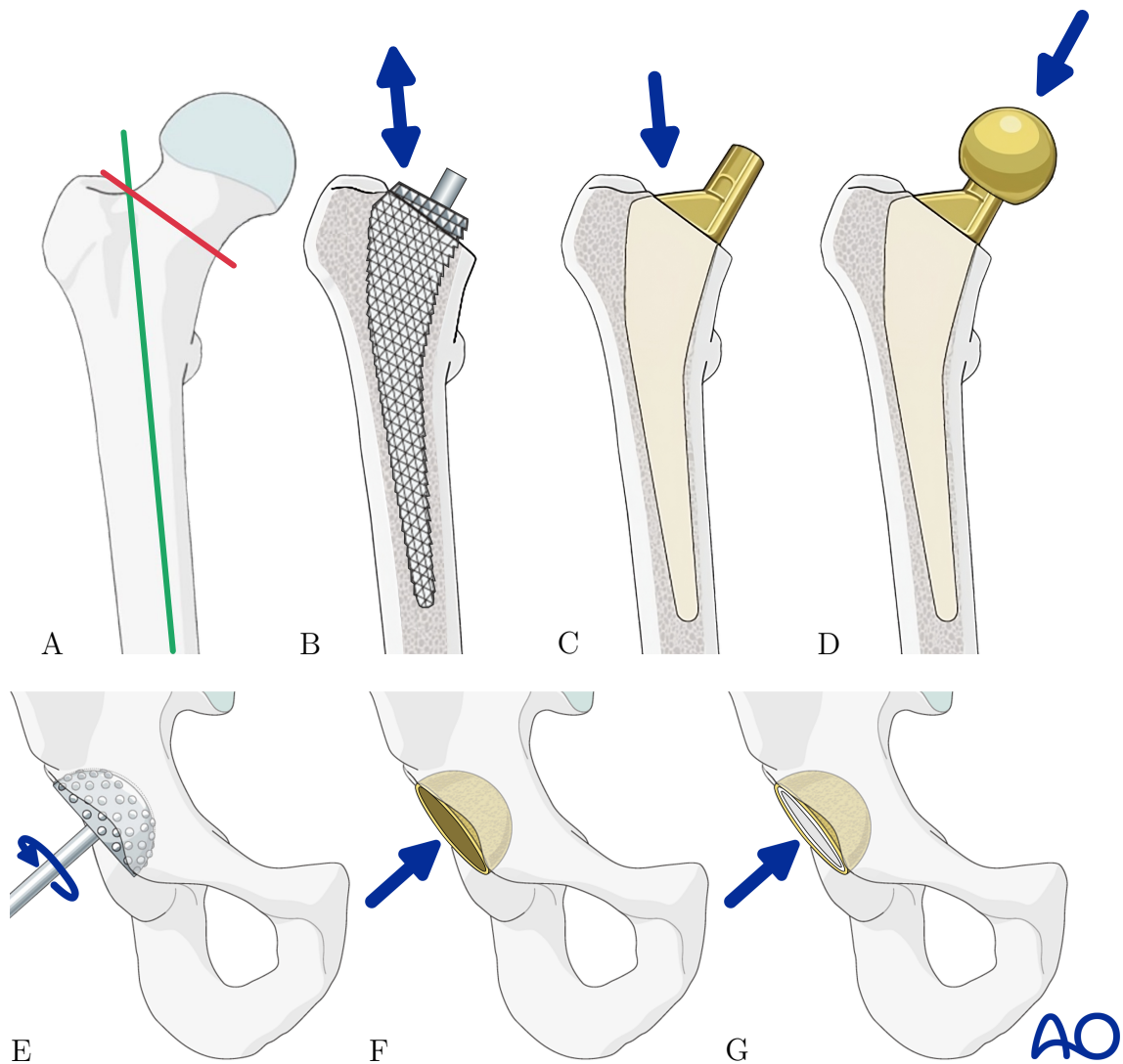


Abbildung 2.3: Operative Schritte zur Implantation der femoralen und der acetabulären Komponenten einer totalen Hüftendoprothese (nach [35–37], mit freundlicher Genehmigung der AO Foundation). A) proximales Femur mit Schaftachse (grün) und Resektionsebene des Schenkelhalses (rot); B) Präparation der femoralen Kavität mittels Raspeln; C) Implantation des zementfreien Hüftschaftes; D) Fügen des Femurkopfes auf den Schaftkonus; E) Präparation der acetabulären Kavität mittels hemisphärischen Fräsern; F) Implantation der zementfreien Hüftpfanne und G) Fügen des Inlays in die Prothesenpfanne.

2.2 Impaktoren

Die Hammerschläge werden nicht direkt auf die Raspeln und Prothesenkomponenten aufgebracht. Durch das umliegende Weichgewebe sind diese zum einen nicht immer direkt zu erreichen und zum anderen könnten sie durch direkte Schläge beschädigt werden. Stattdessen erfolgt die Übertragung der Implantationskräfte an die Prothesenkomponenten mittels Impaktoren. Mit höherer Steifigkeit der Impaktorspitze werden höhere Maximalkräfte beim Fügen der Kopf-Konus-Verbindung übertragen [38]. Darüber hinaus ist der Einfluss des Impaktors auf die Kraftübertragung bisher wenig untersucht worden.

Jeder Implantathersteller verkauft eigene Instrumente für seine Implantatsysteme und eine Bandbreite an operativen Zugängen. Zusätzlich kommt es vor, dass Hersteller im Laufe der Zeit Instrumente für bereits bestehende Systeme überarbeiten oder austauschen. Somit existiert sowohl zwischen den Herstellern als auch innerhalb ihrer Sortimente eine Vielfalt an Impaktoren (Abbildung 2.4), deren Einfluss auf die Implantation nicht systematisch untersucht wurde.

Die typische Länge von Impaktoren liegt im Bereich von 25 cm bis 30 cm; abhängig vom operativen Zugang sind auch andere Längen verfügbar. Ihr gängiger Aufbau besteht aus einem Griffstück und einem Schaft. Die Griffe sind entweder massiv oder geschlitzt ausgeführt, wobei die massiven Griffe entweder vollständig aus Metall oder aus einem Metallkern mit einer Gummi- oder Kunststoffoberfläche zur verbesserten Ergonomie bestehen. Die meisten Griffe besitzen eine metallene Schlagfläche, die wiederum flach oder gewölbt sein kann. Der Durchmesser der Schäfte variiert je nach Hersteller und Design und die Standardvariante der Schäfte ist gerade. Abhängig vom geplanten operativen Zugang und den damit verbundenen anatomischen Anforderungen gibt es jedoch auch gekrümmte Schäfte und Schäfte mit Versatz sowie Kombinationen aus beiden. Insbesondere minimalinvasive Eingriffe haben spezielle Anforderungen an die Geometrie des Impaktors. Mittlerweile sind außerdem modulare Lösungen verfügbar, bei denen je nach Anforderung verschiedene Schäfte mit dem gleichen Griff kombiniert werden können. Zudem kann das Instrumentarium für patient*innen-spezifische Implantate individuell gefertigte Impaktoren enthalten. Die Mehrheit aller Impaktoren wird auf den Schaft aufgesetzt, wodurch primär Druckkräfte übertragen werden können. Es gibt jedoch auch Varianten, die in den Implantatschaft eingeschraubt werden und somit neben Druck- auch Zugkräfte sowie Momente übertragen können.

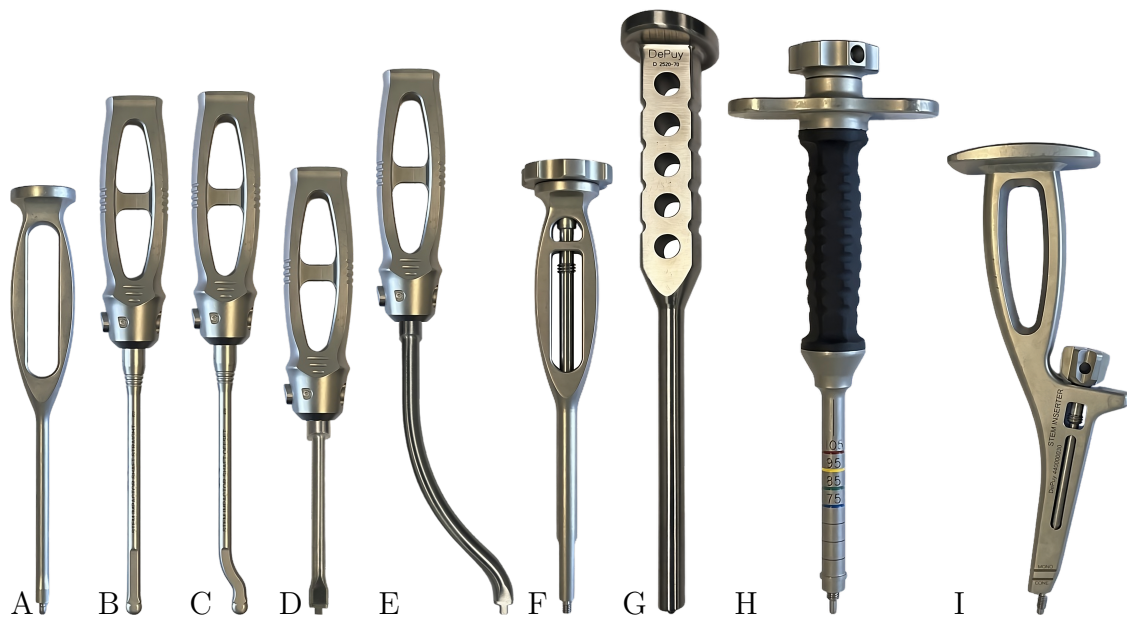


Abbildung 2.4: Verschiedene Impaktoren zur Implantation von Hüftschäften aus dem Sortiment von DePuy Synthes (Johnson & Johnson MedTech, Raynham, MA, US). A) gerader Impaktor (Summit™); B) gerader, modularer Impaktor (Emphasys™); C) gerader, modularer Impaktor mit Seitenversatz (Emphasys™); D) kurzer, gerader, modularer Impaktor (Corail®, Tri-Lock®); E) gebogener, modularer Impaktor (Corail®, Tri-Lock®); F) gerader Impaktor, der mit dem Schaft verschraubt wird (Summit™); G) gerader Impaktor (Excel™); H) gerader Impaktor, der mit dem Schaft verschraubt wird (Recalim™ Modular) und I) gebogener Impaktor, der mit dem Schaft verschraubt wird (Reclaim™ Monobloc).

2.3 Automatisierte chirurgische Einschlaginstrumente

Neben der Streuung der maximalen Kräfte bei manuellen Hammerschlägen können sowohl die Richtung des durch den Schlag erzeugten Kraftvektors sowie der Versatz zur Impaktorachse variieren [39]. Zudem kann die tagtägliche Verwendung eines Hammers im OP zu einer hohen körperlichen Belastung für die Operateur*innen führen [40, 41]. Zur Steigerung der Reproduzierbarkeit des Implantationsvorgangs und zur Entlastung der Operateur*innen wurden automatisierte chirurgische Einschlaginstrumente (engl. *automated surgical impaction tools*, ASIT) entwickelt (Tabelle 2.1, Abbildung 2.5). Das Ziel der Hersteller ist, den Hammer bei der Implantation zu ersetzen [40].

Tabelle 2.1: Parameter einiger derzeit verfügbarer automatisierter chirurgischer Einschlaginstrumente [42–47].

Hersteller	Integral Medizintechnik	Johnson & Johnson MedTech	Johnson & Johnson MedTech	Zimmer Biomet	De Soutter Medical
Modell	Specht®	Kincise™	Kincise™ 2	Hammr®	Orthodrive® DBZ-700
Anwendungsfall	Raspeln	Raspeln, Implantation, Fügen des Femurkopfes	Raspeln, Implantation, Fügen des Femurkopfes	Raspeln, Implantation, Fügen des Femurkopfes	Raspeln, Implantation
Stufen	2	1	1	3	4
Schlagenergie	unbekannt	3,5 J (Implantation)	3,5 J (Implantation, Raspelextraktion)	unbekannt	2,5 J, 4,5 J, 5,3 J und 5,9 J
Einzelschlag	X	✓	✓	✓	X
Wiederholungsrate	70/s	6/s	6/s	6/s	6/s (Implantation), 8/s (Raspeln)
Energieversorgung	Druckluft	Akku	Akku	Akku	Akku



Abbildung 2.5: Übersicht einiger derzeit verfügbarer automatisierter chirurgischer Einschlaginstrumente. A) Specht[®] (Integral Medizintechnik, Luzern, LU, CH) nach [42]; B) Kincise[™] (Johnson & Johnson MedTech, Raynham, MA, US) [48]; C) Kincise[™] 2 (Johnson & Johnson MedTech) [44]; D) Hammr[®] (Zimmer Biomet, Warsaw, IN, US) [49] und E) Orthodrive[®] DBZ-700 (De Soutter Medical, Aston Clinton, BKM, UK) nach [47].

Ein Schlag mit einem chirurgischen Metallhammer auf einen Metallimpaktor dauert etwa 0,15 ms (Abbildung 2.6A). Diese Zeitspanne beschreibt den Kontakt und somit die Kraftübertragung zwischen Hammer und Impaktor. Für die Implantation ist jedoch die Kraftübertragung vom Impaktor auf das Implantat entscheidend. Die dort wirkende Kraft schwingt stärker und nimmt langsamer ab, wodurch sich eine Dauer der Kraftübertragung von etwa 0,3 ms ergibt. Die ASIT generieren einen Impuls, der einem Hammerschlag sowohl im Zeitbereich als auch im Frequenzspektrum sehr ähnlich ist (Abbildung 2.6). Der erzeugte Schlag wird jedoch nicht mittels eines herkömmlichen Impaktors auf das Implantat übertragen, sondern direkt über einen fest mit dem ASIT verbundenen Adapter, der deutlich kürzer und leichter als die handgehaltenen Impaktoren ist. Im Falle des ASIT Kincise[™] (Johnson & Johnson MedTech, Raynham, MA, US) beträgt die Dauer der essentiellen Kraftübertragung innerhalb des Adapters etwa 0,2 ms. Aufgrund der sehr kurzen Schlagdauern wird bei der Kraftübertragung auf das Implantat sowohl bei Verwendung eines ASIT als auch eines herkömmlichen Impaktors ein breites Frequenzspektrum angeregt.

Ein wesentlicher Unterschied zwischen Hammer und ASIT ist jedoch die Wiederholungsrate der Schläge. Auch wenn diese häufig in Hertz angegeben wird, handelt es sich hierbei

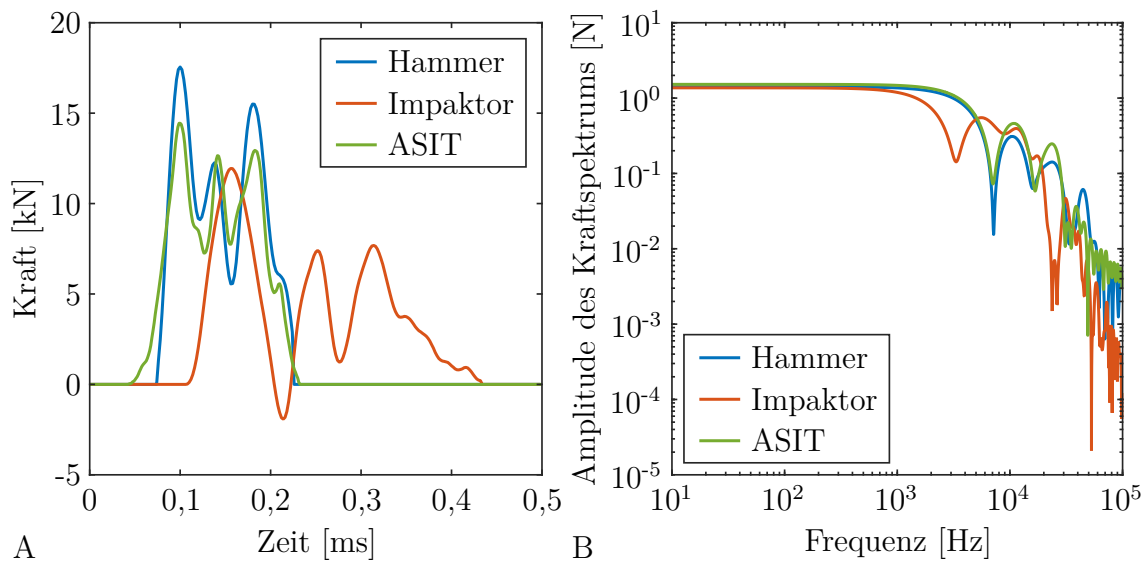


Abbildung 2.6: Beispielhafte Kraftsignale an der Spitze eines Hammers, im Schaft eines Impaktors sowie im Adapter des automatisierten Einschlaginstrumentes Kincise™ (ASIT; Johnson & Johnson MedTech, Raynham, MA, US) im A) Zeitbereich und B) Frequenzspektrum. Hammerschlag und Messung am Impaktor stammen aus einer *In-situ*-Implantation, während der Schlag des ASIT der letzte Schlag auf die finale Raspel einer *In-vitro*-Präparation war¹. Die Signale wurden im Zeitbereich mit einem Rechteckfenster multipliziert.

nicht um die Frequenz einer harmonischen Schwingung, sondern um die Anzahl der Schläge pro Zeitintervall. Operateur*innen erreichen üblicherweise bis zu 2 Schläge pro Sekunde [43]. Die ASIT sind hingegen zu schnelleren Schlagfolgen in der Lage und eine Unterteilung in zwei Gruppen ist diesbezüglich möglich (Tabelle 2.1). Die eine Gruppe arbeitet mit Wiederholungsraten von 6–8 Schlägen pro Sekunde bei ähnlich hohen Kraftamplituden wie der eines Hammerschlages [43, 44, 46]. Die andere Gruppe erreicht hingegen deutlich höhere Wiederholungsraten von 60–70 Schlägen pro Sekunde bei niedrigeren Kraftamplituden, um den Knochen weniger zu belasten [42, 50, 51]. Selbst bei hohen Wiederholungsraten von bis zu 70 Schlägen pro Sekunde sind die sehr kurzen, hammer-schlagsähnlichen Impulse bei einer Dauer von 0,2 ms lange abgeklungen, bevor der nächste Schlag folgt. Zusätzlich wird an höheren Wiederholungsraten von bis zu 300 Schlägen pro Sekunde geforscht [53]. Hierbei kann eine gleichmäßige Schwingung entstehen [53], da die einzelnen Schläge aufgrund der Massenträgheit des Adapters und des Implantats ineinander übergehen. Mit einer solchen Schwingung könnten deutlich niedrigere Kräfte zur Implantation ausreichen [53]. Bisherige Untersuchungen beschränkten sich jedoch auf Tests an Knochenersatzmodellen aus Polyurethan-Schaum [54], sodass die praktische Re-

¹Unveröffentlichte Daten einer *In-vitro*-Präparation mit ASIT am Institut für Biomechanik von [52]

levanz und Übertragbarkeit auf klinische Anwendungen bislang noch nicht abschließend bewertet werden konnten.

Obwohl das primäre Ziel der ASIT die Erzeugung gleichartiger Schläge ist, ermöglicht ein Teil von ihnen eine diskrete Einstellung der erzeugten Schlagenergie [45, 46], um geeignete Energien für den jeweiligen Anwendungsfall innerhalb der Operation aufzubringen [55]. Somit kann zum Beispiel die Knochenqualität berücksichtigt werden [45]. Darüber hinaus wäre eine Steigerung der Schlagenergie mit zunehmendem Setzen des Schaftes möglich, wie sie auch bei der Verwendung von klassischen chirurgischen Hämmern zu beobachten ist².

2.4 *In-vitro*-Befestigungsmethoden

In der überwiegenden Mehrheit biomechanischer Studien mit humanen Femora wird *in vitro* eine starre Befestigung verwendet [14, 56–63] (Abbildung 2.7). Hierbei wird das Femur meist in eine Einbettmasse eingegossen und anschließend in einem Schraubstock oder einer entsprechenden Aufnahme fixiert. Ziel dieser Befestigung ist es, eine reproduzierbare Positionierung und Lastaufnahme zu gewährleisten. Diese Methode vernachlässigt die weiche Aufhängung des anatomischen FTS.

Mittlerweile gibt es jedoch einige biomechanische Studien, die diese physiologischen Randbedingungen versuchen zu berücksichtigen. Hierzu wurden bisher verschiedene Ansätze verfolgt. Eine Möglichkeit besteht darin, die herkömmliche Befestigung auf eine Gelatineschicht [25], einen Block aus ballistischer Gelatine [64] oder eine Gummimatte zu stellen [21]. Eine nahezu vollständige Einbettung des Femurs in Gelatine ist ebenfalls möglich [65, 66]. Ein alternativer Ansatz ist die Verwendung von Schraubendruckfedern, um die Nachgiebigkeit des Weichgewebes abzubilden [38, 67]. Vorteile dieses Verfahrens sind die Modularität und die bekannte Federsteifigkeit. Die Vergleichbarkeit und Reproduzierbarkeit dieser Studien sind stark limitiert, da die Gewebeparameter aller vorgestellter Ansätze in den jeweiligen Studien nicht validiert wurden.

In der Arbeit von Doyle et al. wurden erstmals Parameter des FTS systematisch aus Messungen an Leichnamen bestimmt [68]. Hierzu wurde *in situ* die Kraft am chirurgischen Hammer bei Schlägen auf einen Impaktor gemessen, der starr in Verlängerung der Femurachse mit dem proximalen Femur verbunden war. Zusätzlich wurde die Auslenkung des Impaktors und somit des Femurs mittels Kamerasystem erfasst. Anschließend wurden die Parameter eines numerischen Modells eines gedämpften Einmassenschwingers iterativ

²Unveröffentlichte Daten manueller *In-vitro*-Implantationen am Institut für Biomechanik von [52]

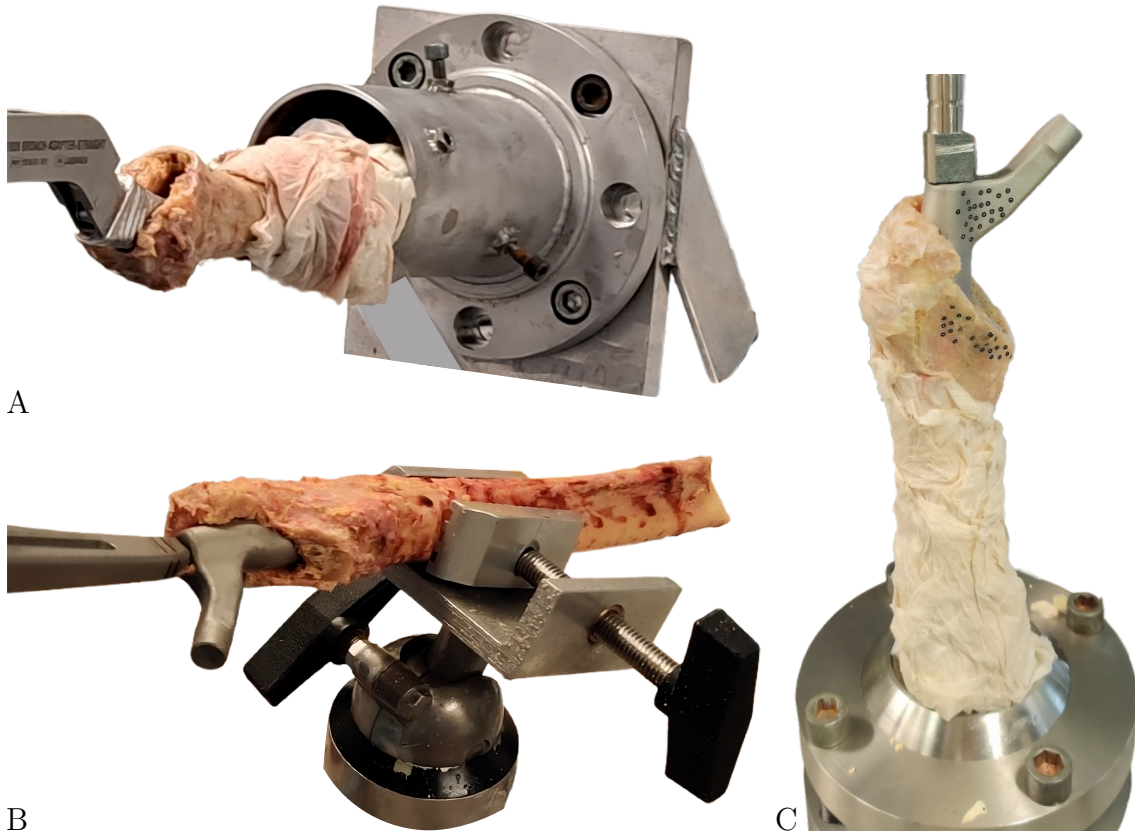


Abbildung 2.7: Starre Befestigungen von Femora in *in vitro*. A) zylindrische Aufnahme des eingebetteten Femurs ohne Neigungsmöglichkeit; B) Klemmung am Femurschaft ohne Einbettung mit drei rotatorischen Freiheitsgraden und C) zylindrische Aufnahme des eingebetteten Femurs mit drei rotatorischen Freiheitsgraden in vertikaler Ausrichtung.

angepasst, um die Differenz zwischen der modellierten und der experimentell gemessenen Verschiebung zu minimieren. Basierend darauf wurde ein mechanisches Ersatzmodell mit entsprechenden Parametern gebaut, das die *In-situ*-Messungen gut abbildete. Mit diesem Ansatz konnte gezeigt werden, dass ein gedämpfter Einmassenschwinger das Verhalten des FTS gut beschreibt.

3 Material und Methoden

In diesem Kapitel werden die methodischen Vorgehensweisen der drei durchgeführten Studien zusammengefasst. Zunächst wird die Surrogat-Studie zur Analyse der Kraftübertragung vom Hammer durch den Impaktor bis zum Implantat unter Berücksichtigung variierender Parameter des technischen Ersatzmodells des FTS sowie die zugehörige Modellierung beschrieben. Anschließend folgt die Messung an menschlichen Leichnamen zur Charakterisierung des FTS. An denselben Leichnamen wurde zudem der Einfluss unterschiedlicher Impaktordesigns auf die Kraftübertragung analysiert. Abschließend wird die Kraftübertragung durch den Impaktor bei *In-situ*- und *In-vitro*-Implantationen verglichen.

3.1 Surrogat-Studie

In dieser *In-vitro*-Untersuchung wurde die Kraftübertragung vom Hammer durch den Impaktor zum Implantat analysiert. Zur Fokussierung auf den Impaktor wurde auf biologische Präparate verzichtet und stattdessen der Fügeprozess der Kopf-Konus-Verbindung untersucht. Hierzu wurden Metallköpfe mit jeweils einem Hammerschlag auf den zugehörigen Kopf-Impaktor auf Schaftrepliken gefügt (Abbildung 3.1A). Die mechanischen Eigenschaften des umliegenden Weichgewebes wurden berücksichtigt, indem die Schaftrepliken auf einen Einmassenschwinger mit unterschiedlichen Gewebeparametern als Surrogat des FTS montiert wurden. Zur Variation dieses Surrogats standen vier verschiedene Spiraldruckfedern (0,6 N/mm, 1,9 N/mm, 4,0 N/mm und 5,0 N/mm) sowie zwei unterschiedliche Massen (0,52 kg und 0,89 kg) zur Auswahl. Darüber hinaus wurden die Schaftrepliken direkt mit der hohen Masse der Plattform eines Versuchstisches (167 kg) verschraubt. Dadurch konnte die feste Einspannung, wie sie in herkömmlichen *In-vitro*-Experimenten angestrebt wird, mit der zuvor verwendeten weichen Aufhängung verglichen werden.

Die Messung der auftretenden Kräfte erfolgte synchron an drei Positionen entlang des Kraftübertragungsweges: an der Hammerspitze, im Kopf-Impaktor zwischen Schaft und Polymer-Spitze sowie unterhalb des Schaftkonus (Abbildung 3.1A). Die Kraftsignale wurden anschließend mit einem Butterworth-Tiefpassfilter vierter Ordnung ohne Phasenver-

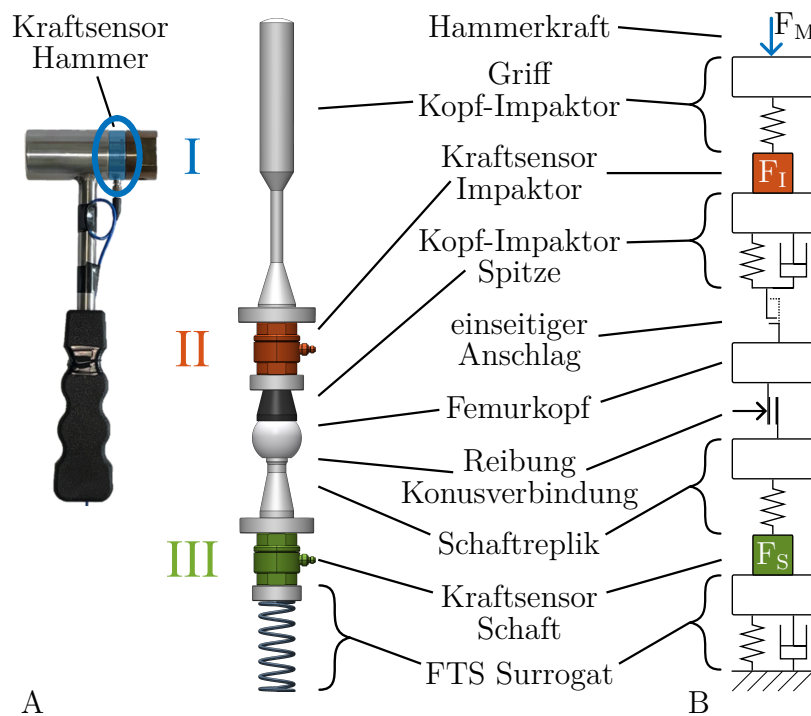


Abbildung 3.1: A) Synchroner Kraftmessungen im Hammer, Kopf-Impaktor und Implantatschaft beim Fügen der Kopf-Konus-Verbindung unter Verwendung des Surrogats des Femur-Weichgewebe-Systems (FTS) und B) Aufbau des phänomenologischen, uniaxialen *In-silico*-Modells (beide nach [29]).

schiebung gefiltert. Das Kraftverhältnis aus der Kraft am Impaktor bzw. Schaft und der maximalen Hammerkraft des zugehörigen Schlages wurde als Maß für die Abschwächung der Kraftübertragung definiert.

Zur Beschreibung des dynamischen Kraftübertragungssystems wurde ein phänomenologisches, uniaxiales *In-silico*-Modell erstellt (Abbildung 3.1B). Dieses bestand aus idealisierten Massen, Federn und Dämpfern sowie einem einseitigen Anschlag für die Kontaktsituation zwischen Impaktorspitze und Hüftkopf und einem Reibelement zur Nachbildung der Konusverbindung. Die Modellparameter wurden durch eine Kombination aus Sensitivitätsanalyse und Optimierung basierend auf den experimentellen Daten ermittelt. Das validierte Modell wurde anschließend verwendet, um Parametervariationen des Impaktors und des Surrogats des FTS durchzuführen und den Einfluss dieser Größen auf die Kraftübertragung zu untersuchen.³

³Eine ausführlichere Beschreibung der Methodik ist in [29] (Anhang A) zu finden.

3.2 Charakterisierung des Femur-Weichgewebe-Systems

In *In-situ*-Untersuchungen wurden anhand von vier frischen, gekühlten, menschlichen Leichnamen die Gewebeeigenschaften des FTS charakterisiert. Die Ethikkommission der Ärztekammer Hamburg hatte die Studie im Vorfeld genehmigt (2024-300436-WF). An jedem Leichnam wurden zwei Hüftoperationen durchgeführt: die erste Seite wurde mittels transglutealen LA [69], die kontralaterale Seite mittels DAA behandelt. Die Lagerung der Leichname sowie die operativen Zugänge erfolgte gemäß klinischem Standard und sämtliche Eingriffe wurden von demselben erfahrenen Operateur durchgeführt.

Nach der Resektion des Femurkopfes wurde das Femur am proximalen Ende axial mit einer Sinusschwingung mit zunehmender Frequenz von einem elektrodynamischen Shaker angeregt⁴. Dabei wurden die aufgebrachte Kraft sowie die resultierende triaxiale Beschleunigung des Femurs gemessen. Aus diesen Messdaten wurde die Accelerance, das Verhältnis aus Beschleunigung zu Kraft im Frequenzbereich, für das FTS jedes Leichnams und Zugangs berechnet. Unter Berücksichtigung beobachteter Schwingungen des Operationstisches wurde ein Modell einer Reihenschaltung aus zwei gedämpften Einmassenschwingern erstellt. Mithilfe eines Optimierungsalgorithmus wurde die Übertragungsfunktion des Modells iterativ an die gemessene Accelerance angepasst. Dadurch konnten die effektive Masse, die Steifigkeit und das Dämpfungsverhalten des FTS quantitativ bestimmt werden.⁵

3.3 Kraftübertragung durch den Impaktor

Zur Untersuchung der Kraftübertragung durch den Impaktor wurden die Leichname der vorherigen Studie unmittelbar im Anschluss an die Charakterisierung des FTS verwendet. Die Vorgehensweisen entsprachen weiterhin klinischem Standard und sämtliche Operationen wurden von demselben erfahrenen Operateur durchgeführt.

Nach Entfernung der Messtechnik für die Charakterisierung des FTS wurde die Versorgung des Femurs mit einem zementfreien Hüftschaft fortgesetzt. Nach der vollständigen Implantation des Schaftes mittels ASIT (Kincise™, Johnson & Johnson MedTech, Raynham, MA, US) erfolgten zehn zusätzliche Schläge mittels chirurgischen Hammers und

⁴Die Entwicklung der Befestigung am proximalen Femur wurde gemeinsam mit Felix Hammerstein im Rahmen seiner Bachelorarbeit entwickelt [70]. Die Anregung mittels Shaker wurde gemeinsam mit Finn Heck im Rahmen seiner Studienarbeit untersucht [71].

⁵Eine ausführlichere Beschreibung der Methodik ist in [30] (Anhang B) zu finden.

Impaktors auf den Schaft zur Bestimmung der Kraftübertragung durch den Impaktor. Der erste Schlag diente hierbei der Präkonditionierung, um einen guten Kontakt zwischen Impaktorspitze und Schaft herzustellen. Für die folgenden neun Schläge wurden die Kräfte am Hammer sowie im Impaktorschaft gemessen. Für die Kraftmessung im Impaktorschaft musste dieser modifiziert werden und es wurden zwei unterschiedliche Varianten gefertigt (Abbildung 3.2A). Die eine Version stimmte in der Länge mit dem ursprünglichen Impaktor überein, da ein Stück des Schaftes durch den Kraftsensor ersetzt wurde. Die zweite Variante hatte einen längeren Schaft unterhalb des Kraftsensors (+ 5 cm), sodass eine Positionierung des Sensors auch bei dickerer Weichgewebeschicht außerhalb dieser sichergestellt werden konnte. Die Wahl, welcher Impaktor verwendet wurde, lag beim Operateur. Zur Berücksichtigung der Variabilität der Hammerschläge und zur Bewertung der Kraftübertragung wurde, wie bereits in der Surrogat-Studie, das Verhältnis der maximalen Impaktorkraft zur maximalen Hammerkraft für jeden Schlag berechnet.

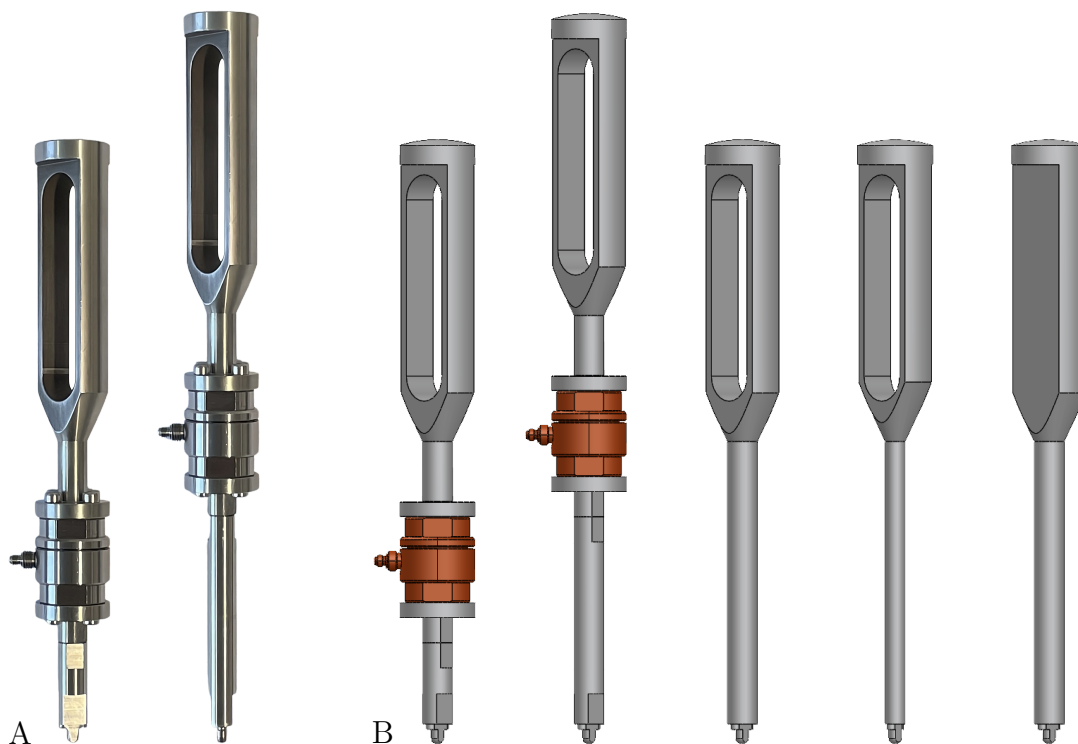


Abbildung 3.2: *In situ* und *in silico* verwendete Impaktoren. A) modifizierte Impaktoren mit Kraftsensor (9333A, Kistler, Winterthur, ZH, CH) in Originallänge sowie mit um 5 cm verlängertem Schaft; B) computergestützte Konstruktionsmodelle zur Bestimmung der Modellparameter der beiden Impaktoren mit Kraftsensor, des kurzen Impaktors ohne Kraftsensor sowie der Varianten mit dünnerem Schaft und mit massivem Griff (nach [31]).

Zur *In-silico*-Untersuchung der Kraftübertragung durch den Impaktor wurde das in der Surrogat-Studie validierte phänomenologische Modell der Kraftübertragung genutzt und durch jeweils eine Reihenschaltung von Einmassenschwingern für den Impaktorgriff sowie für den Impaktorschaft erweitert. Diese Anpassung war notwendig, da der verwendete Impaktor eine komplexere Geometrie aufwies als der zuvor verwendete Kopf-Impaktor. Die benötigten Modellparameter wurden anhand computergestützter Konstruktionsmodelle (engl. *computer-aided design*, CAD; Abbildung 3.2B) sowie Finite-Elemente-Analysen bestimmt. Das FTS wurde individuell entsprechend der zuvor ermittelten Parameter für den jeweiligen Leichnam und Zugang implementiert. Mithilfe des Modells konnten Kräfte an der für Implantationen tatsächlich relevanten Position (engl. *position of interest*, PoI), zwischen Impaktor und Implantat berechnet werden. Darüber hinaus wurde das Modell genutzt, um die Kraftübertragung durch einen Impaktor ohne enthaltenen Kraftsensor sowie für realistische Variationen des Impaktordesigns zu berechnen (Abbildung 3.2B). Hierzu wurde eine Variante mit dünnerem Schaft (8 mm statt 12 mm) und eine weitere mit massivem Griff simuliert.⁶

Zusätzlich wurde analysiert, wie sich die etablierte starre Einspannung exzidierte Femora *in vitro* im Vergleich zur flexibleren Situation *in situ* auf die Kraftübertragung durch den Impaktor auswirkt. Hierzu wurden die Messergebnisse von *In-vitro*-Implantationen zementfreier Hüftschäfte (Corail, Johnson & Johnson MedTech) in exzidierte Femora genutzt [52] ($n = 16$; Abbildung 3.3). Die Femora wurden von restlichem Weichgewebe befreit, eingebettet (Technovit 4004, Kulzer GmbH, Wehrheim, HE, DE) und anschließend in einer am Tisch verschraubten Vorrichtung eingespannt. Der bei der Implantation verwendete chirurgische Hammer und die Impaktoren waren dieselben instrumentierten Instrumente, die ebenfalls bei der *In-situ*-Bestimmung der Kraftübertragung durch den Impaktor verwendet worden waren (Hammer: 9041A, Kistler, Winterthur, ZH, CH; Impaktor: 9333A, Kistler). Während der Implantation des Schaftes wurden die Kräfte am Hammer und im Impaktor gemessen (800 kS/s, 14 bit, NI-9775, National Instruments, Austin, TX, US). Für den Vergleich wurde jeweils nur das Kraftverhältnis des letzten Schlages der *In-vitro*-Implantationen verwendet, da bei diesem, analog zur *In-situ*-Studie, kein weiteres Setzen des Implantats auftritt.

Dem erfahrenen Operateur – in dieser Studie ein anderer als bei den vorherigen *In-situ*-Implantationen – wurde ebenfalls die Wahl der Impaktorlänge überlassen. Für den Vergleich wurden jeweils nur die *In-situ*-Messungen herangezogen, die mit demselben Im-

⁶Eine ausführlichere Beschreibung der Methodik ist in [31] (Anhang C) zu finden.

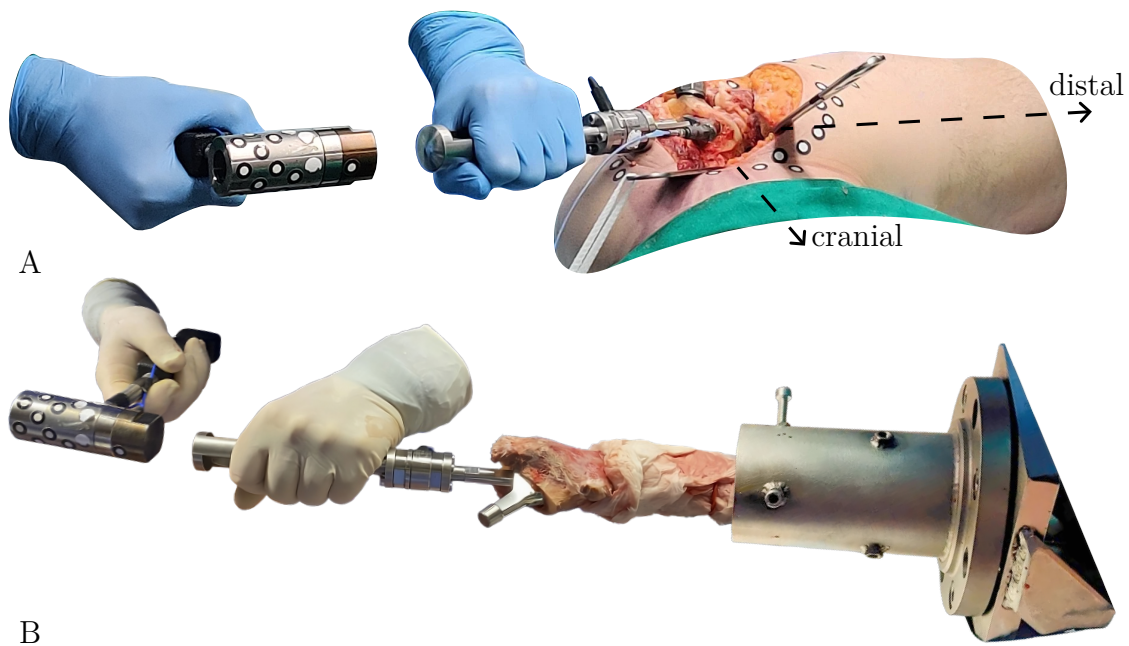


Abbildung 3.3: Kraftmessungen im Hammer und Impaktor A) entsprechend der klinischen Situation *in situ* sowie B) an einem exzidierten Femur in einer starren Einspannung in einer *In-vitro*-Studie [52].

paktor durchgeführt wurden, um bis auf die mechanischen Randbedingungen des Femurs möglichst konstante Bedingungen zu gewährleisten.

Die gemessenen Kraftverhältnisse der *In-vitro*- und der *In-situ*-Implantationen wurden mittels Mann-Whitney-U-Tests mit einem Typ-I-Fehlerniveau von $\alpha = 0,05$ verglichen (IBM SPSS Statistics 29, International Business Machines Corporation, Armonk, NY, US).

4 Ergebnisse

Im Folgenden werden die zentralen Ergebnisse der drei zugrundeliegenden Studien präsentiert. Die Darstellung erfolgt dabei thematisch getrennt. Abschließend wird das Ergebnis des Vergleichs der *In-situ*- mit der *In-vitro*-Kraftübertragung durch den Impaktor vorgestellt.

4.1 Kraftübertragung mit Surrogat des Femur-Weichgewebe-Systems

Die in der Surrogat-Studie manuell ausgeübten Hammerschläge erzeugten Kraftimpulse mit einer Dauer von $0,140 \text{ ms} \pm 0,008 \text{ ms}$ und Maximalwerten von $9,2 \text{ kN} \pm 1,5 \text{ kN}$. Die *In-vitro*-Messungen zeigten eine deutliche Abschwächung der Kräfte entlang des Übertragungsweges vom Hammer zum Implantat. Beim Fügevorgang mit dem Surrogat des FTS wurde nur etwa 35 % der maximalen Kraft des Hammerschlages am Kraftsensor im Impaktor gemessen, während das Kraftverhältnis am Schaftkonus auf ca. 21 % reduziert wurde. Die Variation der Federsteifigkeit im Surrogat des FTS hatte im untersuchten Bereich keinen Einfluss auf die Kraftverhältnisse. Eine höhere Masse im Surrogat führte hingegen zu einer signifikanten Steigerung der Kraftverhältnisse im Impaktor und am Schaftkonus. Wenn die Schaftrepliken direkt mit der Plattform des Versuchstisches verschraubt wurden, sodass die Masse um die des Tisches gesteigert wurde, nahmen die resultierenden Kraftverhältnisse im Impaktor und am Schaftkonus signifikant auf 42 % bzw. 28 % zu (Abbildung 4.1). Dies entsprach einer Zunahme von 20 % bzw. 33 %.

Das entwickelte phänomenologische Modell konnte die gemessenen Kraftverläufe mit hoher Genauigkeit abbilden und bestätigte die zuvor gemessenen Ergebnisse bei der Variation der Parameter des Surrogats. Weitere Simulationen zeigten, dass leichtere Impaktoren zu höheren Kraftverhältnissen sowohl im Impaktor als auch unterhalb des Schaftkonus führten. Darüber hinaus übte die Steifigkeit des Impaktors ebenfalls einen maßgeblichen Einfluss auf die Kraftübertragung aus. Im Gegensatz dazu beeinflussten die Eigenschaf-

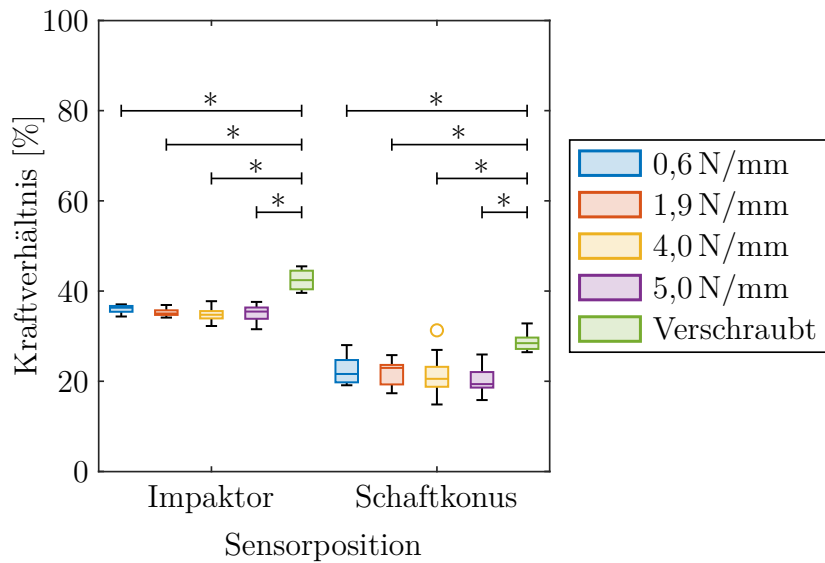


Abbildung 4.1: Gemessene Kraftverhältnisse im Impaktor und am Schaftkonus für die verschiedenen Steifigkeiten des Surrogats des Femur-Weichgewebe-Systems sowie für die mit der Plattform des Versuchstisches verschraubte Variante. Das Kraftverhältnis ist definiert als das Verhältnis der maximal gemessenen Kraft zur maximalen Hammerkraft des jeweiligen Schlages.

ten des simulierten FTS das Kraftverhältnis im Impaktor nicht. Das Kraftverhältnis am Konus nahm hingegen mit zunehmender effektiver Masse des FTS zu.⁷

4.2 Parameter des Femur-Weichgewebe-Systems

Die Messungen der Accelerance des FTS *in situ* zeigten eine sehr hohe Reproduzierbarkeit und die Ergebnisse des Modells nach der Optimierung beschrieben im Bereich von 1 Hz bis 25 Hz den Verlauf von dieser sehr gut. Die damit ermittelten Parameter des FTS unterschieden sich teilweise zwischen den einzelnen Leichnamen und immer zwischen den beiden operativen Zugängen. Eine einheitliche Abhängigkeit vom Körpergewicht konnte nicht gezeigt werden, weshalb an dieser Stelle nur die zugangsspezifischen Mittelwerte beschrieben werden: Die effektive Masse des FTS war für den LA signifikant höher als beim DAA (LA 16,5 kg, DAA 11,5 kg). Dagegen zeigte der DAA eine höhere Steifigkeit (LA 29,7 N/mm, DAA 41,7 N/mm) und damit einhergehend auch eine höhere Eigenfrequenz (LA 6,7 Hz, DAA 9,6 Hz). Die Dämpfung beim LA war tendenziell niedriger als beim DAA (LA 467 Ns/m, DAA 553 Ns/m).⁸

⁷Eine ausführlichere Beschreibung der Ergebnisse ist in [29] (Anhang A) zu finden.

⁸Eine ausführlichere Beschreibung der Ergebnisse ist in [30] (Anhang B) zu finden.

4.3 Designänderung Impaktor

Die Spitzenkräfte der Hammerschläge *in situ* variierten im Bereich von 7,7 kN bis 23,9 kN. Zur Kompensation dieser großen Streuung wurden die Kräfte im Impaktor mit der am Hammer gemessenen Kraft normiert. Das resultierende Kraftverhältnis lag im Bereich von 61 % bis 85 % der Spitzenkraft der Hammerschläge. Der Operateur entschied sich bei beiden Zugängen eines Leichnams für den kürzeren Impaktor und bei den verbleibenden sechs Eingriffen immer für den längeren. Innerhalb der zwei bzw. sechs Fälle mit verschiedenen Schaftlängen gab es keine Unterschiede bei der Kraftübertragung. Zwischen den Gruppen unterschieden sich die Werte jedoch signifikant voneinander. Der Impaktor mit dem kürzeren Schaft verursachte eine stärkere Kraftabschwächung und führte somit zu einem niedrigeren Kraftverhältnis als der längere. Darüber hinaus konnte keine Abhängigkeit der Kraftübertragung vom Leichnam oder dem operativen Zugang festgestellt werden.

In silico konnten die gemessenen Kraftverhältnisse reproduziert und die Dynamik der Kraftübertragung realistisch abgebildet werden. Auch die unterschiedlichen Kraftübertragungen durch die beiden Impaktoren mit verschiedenen Längen wurden korrekt reproduziert.

Die weiterführenden Simulationen ergaben, dass die Auswertung des Kraftverhältnisses innerhalb des Impaktorschaftes zu einer signifikanten Überschätzung der tatsächlich zwischen Impaktorspitze und Implantat wirkenden Kräfte führte. Die numerische Exklusion des Kraftsensors führte hingegen zu einem höheren Kraftverhältnis an der Spitze des Impaktors. Die auf das Implantat wirkenden Kräfte unterschieden sich deutlich in Abhängigkeit des Impaktordesigns. Die massivere Variante übertrug nur 24 % der maximalen Hammerkraft, während das schlankere Impaktordesign mit 47 % eine fast doppelt so hohe Kraftübertragung erzielte.⁹

4.4 *In-situ*- und *In-vitro*-Kraftübertragung durch den Impaktor

Da kein Weichgewebe den Zugang zum Femur beeinträchtigte, wurde in der gesamten *In-vitro*-Studie die kürzere Variante des Impaktors verwendet. Für einheitliche Bedingungen wurden daher nur die *In-situ*-Messungen mit demselben Impaktor ($n = 18$) für den Vergleich herangezogen.

⁹Eine ausführlichere Beschreibung der Ergebnisse ist in [31] (Anhang C) zu finden.

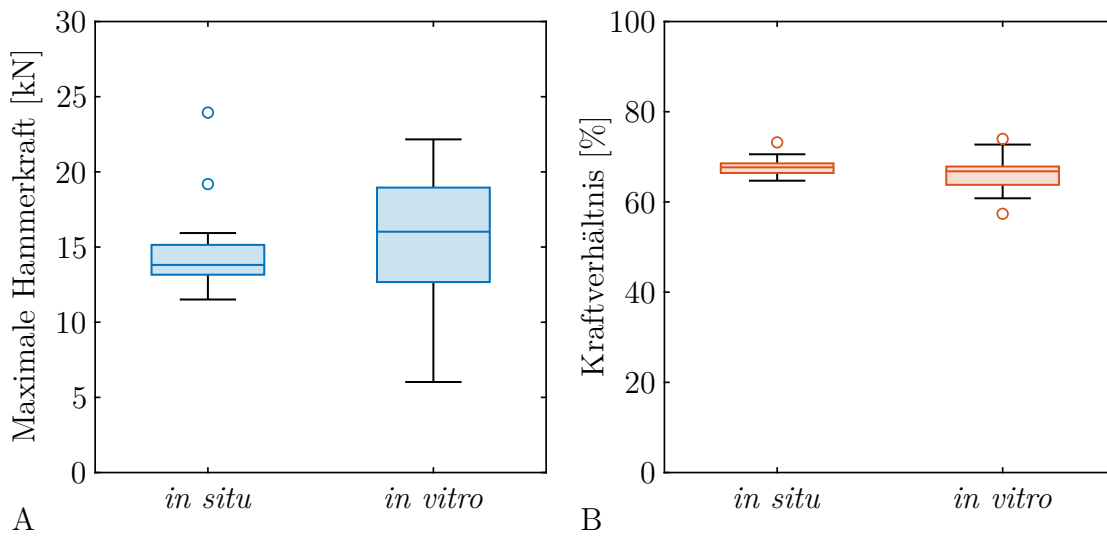


Abbildung 4.2: Vergleich der *In-situ*- und *In-vitro*-Implantationen¹⁰. A) maximale Kraft an der Hammerspitze und B) im Impaktor gemessene Kraftverhältnisse. Die Kraftverhältnisse entsprechen den maximal gemessenen Impaktorkräften, normiert auf die maximale Hammerkraft des jeweiligen Schläges.

Die Verteilung der Kräfte an der Hammerspitze unterschied sich nicht zwischen den beiden Studien ($p = 0,187$; Abbildung 4.2A). Dennoch wurden die Kräfte im Impaktor normiert, um das Kraftverhältnis zu bestimmen. Die Mediane der Kraftverhältnisse betragen 67 % und 68 % für die *In-vitro*- und die *In-situ*-Messungen. Zwischen den Verteilungen konnte kein Unterschied festgestellt werden ($p = 0,135$; Abbildung 4.2B).

¹⁰Unveröffentlichte Daten von *In-vitro*-Implantationen am Institut für Biomechanik von [52]

5 Diskussion

Im Folgenden werden die Erkenntnisse der durchgeführten Untersuchungen diskutiert. Hierbei werden studienübergreifend die Konsequenzen für die klinische Praxis, zukünftige *In-vitro*-Studien sowie die Entwicklung neuer Implantationsinstrumente adressiert.

5.1 Klinische Praxis

Umliegendes Weichgewebe

Bei jeder HTEP-Operation liegt eine individuelle Kombination aus patient*innen-spezifischen Körpereigenschaften (z. B. die Menge an Muskel- und Fettgewebe), der Zugang zum Gelenk und die Positionierung der Patient*innen auf dem Operationstisch vor. Weder die vorhandene Literatur noch die Operationsanleitungen der Hersteller geben den Operateur*innen klare Empfehlungen, ob und wie die Implantationskräfte und somit die Hammerschläge an die verschiedenen Szenarien angepasst werden sollten. Die Vorgaben beschränken sich meist auf Zielparameter wie die Rotationsstabilität der Raspel oder die Setztiefe des Implantats. Ob die Operateur*innen auf Basis ihrer Erfahrung unterbewusst handeln oder das Weichgewebe intraoperativ vernachlässigt wird, wurde bisher nicht systematisch untersucht. Die *In-situ*-Untersuchung des FTS bestätigte, dass das Schwingungsverhalten des menschlichen Oberschenkels bei HTEP-Implantationen gut mittels eines gedämpften Einmassenschwingers beschrieben werden kann. Die dabei bestimmten effektiven Massen und Dämpfungen des FTS entsprachen ungefähr den Werten in der Literatur [68] (Tabelle 5.1). Lediglich für die Steifigkeit des FTS wurden in der vorliegenden Arbeit Werte ermittelt, die um bis zu eine Größenordnung größer waren als in der Literatur. Mögliche Faktoren, die für diesen Unterschied verantwortlich sein könnten, sind das geringere Alter zum Todeszeitpunkt, das deutlich höhere Körpergewicht, die Lagerung aufgrund unterschiedlicher operativer Zugänge sowie die alleinige Kühlung der Leichname ohne zusätzliche Fixierung mit Phenol. Der Einfluss der Phenol-Fixierung auf die mechanischen Gewebeeigenschaften wird kontrovers diskutiert [72–74]. Aus diesem Grund wurden in dieser Studie ausschließlich gekühlte Leichname verwendet, um mögliche Veränderungen der Gewebeeigenschaften durch Fixierungsmittel zu vermeiden und so

Tabelle 5.1: Gemessene Parameter des Femur-Weichgewebe-Systemes (FTS) und des Pelvis-Weichgewebe-Systems (PTS) für den posterioren Zugang (PA), lateralen Zugang (LA) und direkt anterioren Zugang (DAA).

	Doyle et al. (2019)		Schlieker et al. (2025)	
Körpergewicht [kg]	50–65		70–118	
Alter	81–94		35–65	
Knochen-Weichgewebe-System	FTS	PTS	FTS	FTS
Zugang	PA	PA	LA	DAA
Effektive Masse [kg]	12,7	19,7	16,5	11,5
Steifigkeit [N/mm]	4,1	8,0	29,7	41,7
Dämpfung [Ns/m]	322	595	467	553
Eigenfrequenz [Hz]	2,9	3,2	6,8	9,6
Gedämpfte Eigenfrequenz [Hz]	2,0	2,1	6,4	8,8

ein möglichst realistisches Abbild der physiologischen Zustände *in vivo* zu erhalten. Dennoch gilt für alle Parametertriple aus effektiver Masse, Steifigkeit und Dämpfung, dass die zugehörige Eigenfrequenz des FTS deutlich unterhalb der Frequenzen liegt, welche überwiegend durch Hammerschläge während der Implantation angeregt werden. Diese überkritische Anregung ermöglicht, dass ein Implantat in die vorbereitete Kavität des Femurs rutscht, bevor der Knochen überhaupt in Bewegung geraten kann. Es ist daher keine Anpassung der Schläge an die mechanischen Parameter des FTS notwendig, solange weiterhin überkritische Metall-auf-Metall-Hammerschläge oder ASIT mit ähnlich kurzen Impulsen verwendet werden.

Während der Messungen der Gewebeparameter des FTS wurde beobachtet, dass der verwendete Obduktionstisch im niedrigen Frequenzbereich auf die Anregung reagierte und ebenfalls in Schwingung versetzt wurde. Dies wurde bei der Bestimmung der Parameter berücksichtigt, indem zwei gedämpfte Einmassenschwinger in Reihe untersucht wurden, von denen der untere die Schwingung sämtlicher Stützstrukturen und insbesondere des Tisches beschrieb. Eine gesonderte Untersuchung des verwendeten Obduktionstisches bestätigte, dass der erste Peak der Übertragungsfunktion von diesem verursacht wurde (Anhang D). Der Einfluss auf die Charakterisierung der Parameter des FTS wird als vernachlässigbar eingeschätzt.

Eine Bestimmung der Parameter des Pelvis-Weichgewebe-Systems (engl. *pelvis-tissue system*, PTS) war im Rahmen dieser Arbeit nicht mit der gleichen Messmethodik möglich. Ursache hierfür war, dass keine klar erkennbaren Hochpunkte in der Übertragungsfunk-

tion ermittelt werden konnten. Es ist anzunehmen, dass dies darin begründet ist, dass es sich hierbei um eine stark gedämpfte Masse handelt, da neben dem Pelvis große Teile des Torsos ebenfalls angeregt werden müssen. Dies resultiert neben einer deutlich größeren Masse als im Falle des FTS vermutlich in einer stärkeren Dämpfung, da es sich überwiegend um Weichgewebe inklusive der inneren Organe des Torsos handelt. Sowohl auf Basis dieser Annahme als auch mit den Literaturwerten [68] ist intraoperativ keine Anpassung an oder Berücksichtigung des PTS bei einer dynamischen Implantation erforderlich.

Kraftübertragung durch neue Impaktoren

Die *In-situ*- und *In-silico*-Untersuchungen des Impaktors haben ergeben, dass verschiedene Impaktordesigns Hammerschläge unterschiedlich an das Implantat übertragen. Bereits kleine Designänderungen eines Impaktors können dabei die Kraftübertragung durch diesen maßgeblich verändern. Falls Operateur*innen aufgrund eines Wechsels des Implantatsystems, der zugehörigen Instrumente oder des operativen Zugangs Impaktoren verwenden, die sich von den bisher genutzten unterscheiden, können durch die veränderte Kraftübertragung verschiedene Szenarien entstehen (Abbildung 5.1). Bei hoher Schlagkraft kann trotz einer geringeren Kraftübertragung im Vergleich zum vorherigen Impaktor davon ausgegangen werden, dass ein ausreichend großes Implantat unter realisierbarem Kraftaufwand an die gewünschte Position gebracht werden kann. Wird hingegen mit identischer hoher Schlagkraft auf einen Impaktor geschlagen, der eine deutlich höhere Kraftübertragung als der vorherige aufweist, steigt das Risiko einer intraoperativen PPF. Die Ursache hierfür ist, dass eine deutlich höhere Kraft das Implantat erreicht, als der*die Operateur*in gewöhnt ist. Dies kann dazu führen, dass eine zu große Raspel oder ein zu großes Implantat gewählt oder diese zu tief eingeschlagen werden – beides kann zu einer PPF führen. Werden hingegen niedrige Schlagkräfte auf einen Impaktor ausgeübt, der ein höheres Kraftverhältnis überträgt, können ausreichend große Implantate bis an die gewünschte Position implantiert werden, die andernfalls aufgrund zu hoher körperlicher Beanspruchung nicht erreicht werden könnten. Wird jedoch eine niedrige Schlagkraft in Kombination mit einem Impaktor verwendet, der nur einen geringen Anteil dieser Kraft überträgt, besteht die Gefahr, dass zu kleine Schäfte implantiert werden, die sich postoperativ lockern oder zu tief einsinken könnten.

In beiden beschriebenen Fällen ist jedoch davon auszugehen, dass eine Lernkurve existiert und die Operateur*innen sich innerhalb weniger Implantationen an den neuen Impaktor gewöhnen. In der Zwischenzeit sind jedoch Komplikationen denkbar. Zur Vermeidung dieser ist es zwingend erforderlich, Operateur*innen über die verwendeten Instrumente

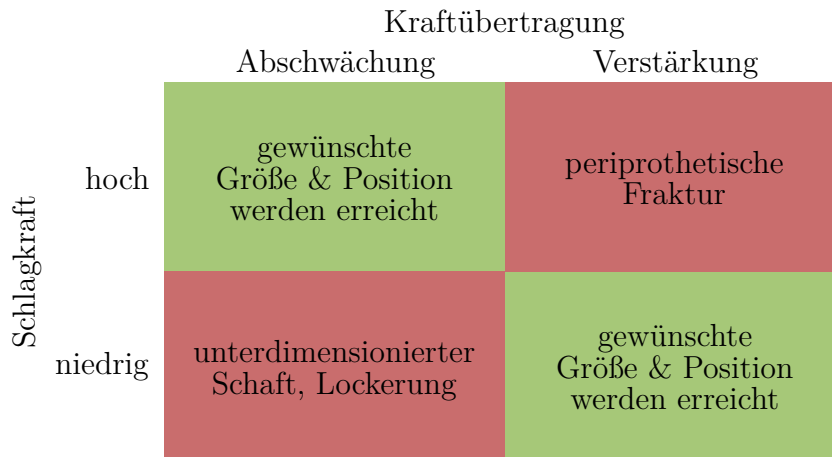


Abbildung 5.1: Konsequenzen unterschiedlicher Kraftübertragungen durch neue Impaktoren für niedrige und hohe Schlagkräfte. Abschwächung und Verstärkung sind relativ auf die Kraftübertragung des zuvor genutzten Instruments bezogen.

und ihre Kraftübertragung aufzuklären. Hierzu kann neben einer theoretischen Aufklärung eine praktische Übung in Form von Implantationen an Knochenersatzmaterial sinnvoll sein. Werden die Operateur*innen nicht über die veränderte Kraftübertragung informiert, muss nach einem Wechsel auf andere Impaktoren mit intraoperativen Zwischenfällen oder postoperativen Komplikationen gerechnet werden.

5.2 *In-vitro*-Studien

Kraftmessung

In *In-vitro*-Studien werden Kraftmessungen bei Implantationen an zahlreichen unterschiedlichen Sensorpositionen durchgeführt. Gängig sind Kraftmessungen am Hammer [21, 75], mit einem instrumentierten Rasselgriff [14], instrumentierte Impaktoren für den Schaft [56, 61, 63, 76] und den Prothesenkopf [38, 77], Kraftsensoren im Schaft der Prothese [23, 65] sowie Sensoren unter dem gesamten Messaufbau. Direkt an der PoI sind Messungen allerdings meist nicht möglich, da es sich hierbei häufig um Verbindungsstellen wie die Impaktor-Implantat-Kontaktstelle, die Kopf-Konus-Verbindung oder die Implantat-Knochen-Grenzfläche handelt. Anhand der Surrogat-Studie sowie der *In-silico*-Analyse der Kraftübertragung durch den Impaktor konnte jedoch gezeigt werden, dass Messergebnisse verschiedener Sensorpositionen nicht miteinander vergleichbar sind. Die dazwischenliegenden Teile des Instrumentariums beeinflussen die Kraftübertragung hierfür zu sehr. Sensoren sollten daher möglichst nah an der PoI platziert werden, um eine

fehlerhafte Einschätzung der in der klinischen Anwendung wirkenden Kräfte zu reduzieren. Darüber hinaus sollten idealerweise nur Messungen von der gleichen Sensorposition miteinander verglichen werden. Hierzu ist es erforderlich, dass Messdaten immer gemeinsam mit der zugehörigen Messposition dokumentiert und publiziert werden, um korrekte Vergleiche zu ermöglichen. In Fällen, in denen der Sensor nicht nah genug an der PoI platziert werden kann oder mit Messergebnissen einer anderen Sensorposition verglichen werden muss, können numerische Modelle, wie in der vorliegenden Arbeit gezeigt, helfen, an einer anderen Stelle wirkende Kräfte abzuschätzen. Hierzu ist es jedoch erforderlich, die verwendeten Instrumente sehr genau zu kennen, um sie korrekt im Modell abzubilden.

Mithilfe der *In-silico*-Analyse der Kraftübertragung durch den Impaktor konnte ebenfalls gezeigt werden, dass die Kraftmessung der Implantationskräfte einen Beobachtungseffekt mit sich bringt und die Verwendung eines Kraftsensors die wirkenden Kräfte beeinflusst. Aufgrund der benötigten hohen zeitlichen Auflösung werden in der Regel piezoelektrische Kraftsensoren verwendet. Diese weisen zwar eine hohe Steifigkeit, allerdings auch eine nicht zu vernachlässigende Masse auf. Durch diese erhält das instrumentierte Instrument zusätzliche Eigenfrequenzen und eine erhöhte Massenträgheit. Beide Aspekte können die wirkenden und gemessenen Kräfte beeinflussen. Da die Verwendung von Kraftsensoren in biomechanischen Studien unverzichtbar ist, sollten Sensoren mit möglichst geringem Gewicht gewählt werden. Zudem ist die Verwendung ausschließlich der für die jeweilige Untersuchung relevanten Sensoren zu empfehlen. Andernfalls ist mit substantiellen Abweichungen zwischen Messergebnissen und Realität zu rechnen, wodurch fehlerhafte Schlussfolgerungen für die klinische Anwendung gezogen werden könnten.

Unterschiedliche Impaktoren

In biomechanischen *In-vitro*-Studien werden aus unterschiedlichsten Gründen viele verschiedene chirurgische Impaktoren verwendet. Hauptgründe hierfür sind sicherlich die Verfügbarkeit an der testenden Einrichtung, die persönliche Präferenz der operierenden Person sowie die untersuchte Forschungsfrage. Da sich vollkommen verschiedene Impaktoren in sehr vielen Punkten unterscheiden und da bereits kleine Unterschiede des Impaktordesigns gravierende Folgen auf die Kraftübertragung mit sich bringen können, ist eine vergleichbare Kraftübertragung von Studien mit unterschiedlichen Impaktoren äußerst unwahrscheinlich. In diesen Fällen gestaltet sich die Umrechnung mithilfe numerischer Modelle aufgrund fehlender Informationen zu den Materialparametern und der Geometrie als schwierig. Diese Modelle können sehr sensibel auf einzelne Parameter der Impaktoren reagieren, wodurch eine rechnerische Korrektur der gemessenen Kräfte schwierig bis

unmöglich wird. Ein Vergleich der Kräfte aus Studien mit unterschiedlichen Impaktoren ist selbst bei ähnlicher Sensorposition daher nur sehr eingeschränkt möglich, wenn überhaupt. Zur Erhöhung der Reproduzierbarkeit der Ergebnisse sollten daher die verwendeten Instrumente gemeinsam mit den Messdaten publiziert werden.

Befestigung des Femurs

Die *In-vitro*-Messungen zeigten, dass eine überkritische Anregung des Surrogats des FTS zu niedrigeren wirkenden Kräften führte als bei einer festen Einspannung. Damit übereinstimmend maßen Maharaj et al. niedrigere maximale Kräfte bei der Implantation carbonfaserverstärkter Polyetheretherketon-Schäfte *in situ* als *in vitro* ($5,83 \text{ kN} \pm 0,67 \text{ kN}$ vs. $6,20 \text{ kN} \pm 0,15 \text{ kN}$) [56]. Der Vergleich der *In-situ*- und *In-vitro*-Kraftübertragung durch den Impaktor konnte diese Resultate jedoch nicht bestätigen. In vergangenen *In-vitro*-Studien wurde allerdings beobachtet, dass der Tisch mit der als steif angesehenen Einspannung der Femora sichtbar wackelte und bei starken Schlägen sogar verrutschte. Dies legt nahe, dass die nominell starre Einspannung keine so steife Randbedingung darstellt wie angenommen. Bei der verschraubten Gruppe der Surrogat-Studie handelte es sich hingegen um eine wirklich starre Befestigung der Proben. Die Schaftrepliken waren fest mit dem Versuchstisch verbunden, dieser hatte eine sehr viel höhere Masse als der Versuchstisch der *In-vitro*-Implantationen und zudem wurden die Hammerschläge vertikal ausgeführt, sodass es ausgeschlossen war, dass der Tisch wackelte oder verrutschte. Das Nachgeben des Tisches oder anderer Unterkonstruktionen von Versuchsaufbauten darf jedoch nicht die Voraussetzung sein, um *in vitro* die klinische Situation realistisch abzubilden. In Studien werden zwar teilweise die Befestigungen des Femurs benannt, allerdings wird nie deren Steifigkeit – geschweige denn die des Tisches, der Werkbank oder anderer stützender Strukturen – beschrieben. Aufgrund dieser unzureichend definierten Randbedingungen und der damit mangelnden Reproduzierbarkeit, ist ein Vergleich zwischen *In-vitro*-Studien mit fester Einspannung nur eingeschränkt möglich. Zur Gewährleistung dieser sind standardisierte Randbedingungen für *In-vitro*-Implantationen notwendig.

Dies ist jedoch nicht erforderlich, wenn statt einer festen eine flexible Einspannung der Femora verwendet wird. Solange die Parameter in einer ähnlichen Größenordnung liegen und die Hammerschläge eine überkritische Anregung darstellen, müssen die restlichen Rahmenbedingungen nicht übereinstimmen. Zur Untersuchung möglicher Unterschiede der aufbrachten Implantationskräfte verglich Bildau ein flexibles Ersatzmodell (Anhang E) mit einer klassischen starren Einbettung [78]. Hierzu wurden zementfreie Schäfte mit gleicher Auslenkung eines Pendelhammers in *porzinen* Femora implantiert und die

Kräfte am Hammer gemessen. Die Implantationskräfte des flexiblen Ersatzmodells fielen tendenziell niedriger aus ($1,8 \text{ kN} \pm 0,22 \text{ kN}$ vs. $2,1 \text{ kN} \pm 0,42 \text{ kN}$, $p = 0,178$). Aufgrund der geringen Stichprobengröße ($n = 11$) konnte zwar kein signifikanter Unterschied, aber ein großer Effekt nach Cohen ($d = 0,982$) festgestellt werden.

Sollten *In-vitro*-Implantationen mit starren Einbettungen die klinische Realität nicht korrekt abbilden, würde dies dazu führen, dass die tatsächlich intraoperativ aufgebrachten Kräfte anhand der *In-vitro*-Ergebnisse falsch eingeschätzt werden. Dies hätte zur Folge, dass intraoperativ höhere Kräfte mit dem Hammer aufgebracht werden müssen, als in der präklinischen Testung erforderlich waren, um die gleichen Operationsergebnisse zu erzielen. Neben einer höheren Belastung für die Operateur*innen und Instrumente wäre somit eine präklinische Unterschätzung des Risikos einer PPF zu erwarten. Solange dies nicht abschließend untersucht wurde, sollten *In-vitro*-Studien flexible Ersatzmodelle des FTS verwenden, wenn ihr Ziel ist, Implantationskräfte realistisch abzuschätzen. Sie sind in der Lage, die klinische Situation mindestens so gut wie die annähernd rigide Einspannung abzubilden, und bieten den Vorteil einer verbesserten Reproduzierbarkeit.

5.3 Entwicklung neuer Instrumente

Impaktoren

Aus der großen Vielzahl unterschiedlicher Impaktordesigns folgt eine erhebliche Anzahl verschiedener Konstellationen aus Massen und Steifigkeiten. Dies legt nahe, dass bisher keine konsequente Berücksichtigung der Kraftübertragung bei der Entwicklung neuer Impaktoren erfolgte. Nach den bereits genannten klinischen Konsequenzen für niedrige und hohe Schlagkräfte (Kapitel 5.1) und der eingeschränkten Vergleichbarkeit von *In-vitro*-Studien durch die unterschiedlichen verwendeten Impaktoren (Kapitel 5.2), wird an dieser Stelle auf die Konsequenzen der neuen Erkenntnisse auf die Entwicklung neuer Impaktoren eingegangen.

Der Längenunterschied der beiden Impaktorschäfte von nur 5 cm in der *In-situ*-Untersuchung der Kraftübertragung durch den Impaktor führte dazu, dass die Messungen eines Leichnams nicht mehr gemeinsam mit denen der anderen drei ausgewertet werden konnten. Dadurch wurde die Relevanz des Impaktordesigns verdeutlicht und konnte verstärkt untersucht werden. Die in der zugehörigen *In-silico*-Analyse verwendeten Designänderungen bewegten sich in einem sehr realistischen Rahmen. Sie beschränkten sich auf eine

Änderung des Durchmessers und das Ausfüllen des zuvor geschlitzten Griffes. Dies hatte zur Folge, dass sich die auf das Implantat übertragenen Kräfte um den Faktor zwei unterschieden.

Die höheren Kräfte bei Verwendung des längeren Impaktorschaftes scheinen zunächst im Widerspruch zu den beschriebenen Einflüssen von Impaktormasse und -steifigkeit zu stehen. Der längere Impaktorschaft hat sowohl eine höhere Masse als auch eine niedrigere Steifigkeit, wodurch eher niedrigere als höhere Kräfte im Vergleich zum kürzeren Schaft zu erwarten sind. Stattdessen war Gegenteiliges der Fall. Dies lässt sich jedoch durch die veränderte Massenverteilung innerhalb des Impaktors erklären: Durch die Verlängerung kam es zu einer Steigerung um 40 % der Masse des Impaktorschaftes unterhalb des Kraftsensors. Die damit einhergehende Massenträgheit führte zu den gemessenen höheren Kräften im Impaktor. Gleichzeitig ist anzunehmen, dass niedrigere Kräfte an das Implantat übertragen wurden als mit dem kürzeren und daher leichteren Impaktor.

Innerhalb der durch die klassische Gestalt von Impaktoren definierten Designgrenzen ist die Masse des Impaktors maßgeblich für die Abschwächung der übertragenen Kraft verantwortlich. Falls höhere Kräfte am Implantat oder eine geringere körperliche Anforderung an die Operateur*innen bei gleicher Kraft am Implantat gewünscht sind, müsste die Masse des Impaktors reduziert oder seine Steifigkeit erhöht werden, wobei die Masse einen größeren Einfluss auf die Kraftübertragung hat. Hierzu könnte das Design angepasst werden, indem Griff und Schaft schlanker oder kürzer gestaltet werden. Darüber hinaus könnte das Material des Impaktors eine mögliche Einflussgröße darstellen. Bisher sind die entscheidenden Komponenten aus chirurgischem Edelstahl. Denkbar wären hingegen auch die Verwendung von Metallen oder Kunststoffen mit niedrigerer Dichte, die sich bereits im klinischen Umfeld bewährt haben. Auch bei niedrigerem Elastizitätsmodul ließen sich damit leichtere Impaktoren realisieren als bisher. Ungeklärt ist allerdings, ob die Dauerfestigkeit ausreichend ist, um intraoperative Komplikationen durch versagende Instrumente zu vermeiden. Darüber hinaus müsste untersucht werden, ob Hammerschläge auf einen Kunststoff-Impaktor zu ausreichend kurzen Impulsen führen, um weiterhin überkritische Anregungen für das FTS zu erzeugen.

Selbiges gilt auch für die Verwendung von chirurgischen Hämmern, die eine Schlagfläche aus Kunststoff besitzen. Diese gelten als angenehmer für die Orthopäd*innen. Ob der Kunststoff-auf-Metall-Kontakt zwischen Kunststoff-Hammerspitze und Impaktor zu einem längeren Impuls führt und ob dieser ausreicht, um weiterhin eine überkritische Anregung des FTS zu gewährleisten, sollte unbedingt untersucht werden, da diese Hämmer bereits in Verwendung sind.

Statt die Abschwächung der übertragenen Kraft durch den Impaktor als Nachteil einzustufen, der durch Designänderungen reduziert werden sollte, kann sie auch als Vorteil interpretiert werden. Durch die Abschwächung der aufgebrachten Hammerschläge können die Patient*innen vor den teilweise sehr hohen wirkenden Kräften geschützt werden. Würden diese unbeeinflusst das Implantat erreichen, würden bei der aktuellen Operationspraxis reihenweise PPF auftreten. Eine Modifikation der Impaktoren zur Steigerung der Kraftübertragung ist daher nur in Kombination mit einem vorsichtigeren Implantationsprozess sinnvoll.

Darüber hinaus wäre eine Begrenzung der übertragenen Kraft, beispielsweise ähnlich dem Wirkprinzip eines mechanischen Drehmomentschlüssels, technologisch grundsätzlich realisierbar. Die Entwicklung und Fertigung einer sterilisierbaren Lösung wäre jedoch mit erheblichem Aufwand verbunden. Zudem existiert kein einheitlicher Maximalwert für die bei einer Implantation zulässige Kraft, da die interindividuellen Unterschiede zu groß sind.

Unabhängig von der Art der Veränderung an einem Impaktor sollte die Kraftübertragung durch ein neues Instrument stets überprüft werden. Werden hierbei relevante Unterschiede festgestellt, sind diese den Operateur*innen mitzuteilen, damit sie ihren Kraftaufwand entsprechend anpassen und somit intraoperativen PPF oder der Unterdimensionierung von Implantaten vorbeugen können. Dies trifft ebenfalls auf Impaktoren für patient*innenspezifische Implantate zu.

Neben der anteiligen Kraftübertragung durch die Impaktoren gibt es noch einen weiteren Faktor, der nicht vernachlässigt werden sollte: der Unterschied zwischen aufgesetzten und verschraubten Impaktoren. Bei zweiteren handelt es sich um eine Verbindung, die auch Zugkräfte übertragen kann. Auch wenn der*die Operateur*in nicht vorsätzlich während der Implantation am Impaktor und somit am Implantat zieht, können während der Implantation Zugkräfte durch Rückpralleffekte auftreten [79]. Zur Schonung der Fixierung des Implantats im Knochen sollte daher auf verschraubte Impaktoren zur Implantation, wenn möglich, verzichtet werden. Für das Raspeln ist eine feste Verbindung von Griff und Raspel unbedenklich, da diese nicht im Knochen verweilen soll und somit keinen bestmöglichen Halt erfordert.

Automatisierte chirurgische Einschlaginstrumente

Aktuell sind erst wenige ASIT auf dem Markt. Es ist allerdings davon auszugehen, dass deren Zahl in den nächsten Jahren weiter steigen wird, da weitere Implantathersteller in

diesen Markt einsteigen werden. Da zudem die robotergestützte Implantation von HTEP zunehmend an Bedeutung gewinnt [12, 80], sind zusätzliche Kombinationen von ASIT mit OP-Robotersystemen zu erwarten, um die Implantation noch weiter zu standardisieren. Hierzu muss der Arm des Roboters und insbesondere dessen Regelung auf die kurzen kräftigen Impulse vorbereitet werden.

Die übertragenen Impulse des untersuchten ASIT Kincise™ können als überkritische Anregungen des FTS eingestuft werden. Für noch niedrigere Impulsdauern gilt dies weiterhin. Längere Impulse sind grundsätzlich auch denkbar, allerdings ist zu klären, wie viel länger die Impulse gestaltet werden können, bevor das FTS angeregt werden würde.

Neben der Variabilität durch die Operateur*innen [21, 23–26] können ASIT die Variation der implantatspezifischen Impaktoren reduzieren. Da eine Abkehr von den verschiedenen operativen Zugängen jedoch unwahrscheinlich ist, werden die unterschiedlichen benötigten Adapter weiterhin erhalten bleiben. Es wäre daher sinnvoll, diese bezüglich ihrer Kraftübertragung zu untersuchen und die Ergebnisse bei der weiteren Entwicklung der ASIT zu berücksichtigen.

Aufgrund des nicht benötigten Impaktorgriiffs, sind Implantationsadapter der ASIT derzeit deutlich leichter als handgehaltene Impaktoren. Dies hat zur Folge, dass im Fall von zwei identisch aufgebrachtten Schlägen das ASIT eine höhere Kraft auf das Implantat ausübt als ein Hammer. Diesen Aspekt müssen Hersteller von ASIT berücksichtigen, um zu hohe Kräfte am Implantat zu vermeiden.

Teilweise verfügen die ASIT über einstellbare Energieniveaus [45, 46]. Dies ermöglicht eine individuelle Anpassung an die intraoperative Situation sowie eine Steigerung der Schläge mit fortschreitendem Setzen des Implantats, ähnlich der zunehmenden Stärke der Hammerschläge bei manueller Implantation. Gleichzeitig steht dies allerdings im Gegensatz zur Standardisierung und birgt das Risiko, dass Operateur*innen mit einem zu hohen Energieniveau arbeiten und dadurch PPF verursachen könnten. Für die Implantation des Schaftes ist beispielsweise nur die niedrigste Energiestufe des Hammers® vorgesehen [55]. Es ist allerdings äußerst wahrscheinlich, dass dies intraoperativ nicht immer berücksichtigt werden wird. Würden jedoch hingegen nur zusätzliche niedrigere Energieniveaus als die bisher nicht variablen und bereits etablierten 3,5 J [43] zum Kincise™ (Johnson & Johnson MedTech, Raynham, MA, US) hinzugefügt, könnten leichtere Schläge zu Beginn der Implantation durchgeführt werden, ohne das Risiko einer PPF zu erhöhen. Gleichzeitig äußern sich vereinzelt Operateur*innen dazu, dass die aufgebrachtten Kräfte der ASIT zu niedrig seien und fordern höhere Energieniveaus. Ob Geräte sich klinisch durchsetzen werden, die in der Lage sind, Schläge mit höheren Energien abzugeben, wird sich in

den nächsten Jahren beispielsweise am Orthodrive[®] DBZ-700 (De Soutter Medical, Aston Clinton, BKM, UK) zeigen, der bis zu 5,9 J aufbringen kann [47].

Ein weiterer wesentlicher Parameter bei der Entwicklung von ASIT kann die Wiederholungsrate der Schläge sein. Hier hat sich eine Rate von 6 Schlägen pro Sekunde zum Implantieren durchgesetzt. Für die Implantation der Pfanne konnte gezeigt werden, dass diese Wiederholungsrate einer Rate von einem Schlag pro Sekunde überlegen ist, da mit 6 Schlägen pro Sekunde eine vergleichbare primäre Stabilität bei gleichzeitig geringerer Krafteinwirkung erzielt und somit das Risiko einer PPF verringert wird [81]. Für die Implantation der femoralen Komponente gibt es bisher keine vergleichbaren Untersuchungen. Grundsätzlich wären aufgrund der sehr kurzen Impulsdauer auch deutlich höhere Wiederholungsraten denkbar. Der Nutzen von diesen muss allerdings noch umfangreicher untersucht werden [51].

6 Synthese

Sowohl für die klinische Praxis als auch für *In-vitro*-Studien und die Entwicklung neuer ASIT ist es sinnvoll, die dynamischen Vorgänge während der Implantation zu berücksichtigen.

Die *in situ* gemessenen Parameter des FTS hingen stärker vom operativen Zugang als von den einzelnen Leichnamen ab. Das dynamische Verhalten konnte gut durch einen gedämpften Einmassenschwinger beschrieben werden. Die jeweiligen Eigenfrequenzen lagen jedoch in allen Fällen deutlich unter den Frequenzen, die primär durch Metall-auf-Metall-Hammerschläge angeregt werden, was eine überkritische Anregung des Systems bewirkt. Dadurch dringt das Implantat weiter in die Kavität des Femurs vor, ehe dieses in Bewegung geraten kann. Eine intraoperative Anpassung der Implantationstechnik an die Lagerung der Patient*innen oder das umliegende Weichgewebes ist daher nicht erforderlich.

Darüber hinaus konnte gezeigt werden, dass während der Implantation eine erhebliche Abschwächung der maximalen Kraft entlang des Übertragungsweges auftritt. Im Falle des verwendeten Impaktors erreichte weniger als ein Drittel der vom Hammer aufgebrachten maximalen Kraft das Implantat. Dies wurde maßgeblich durch die Masse und Steifigkeit des Impaktors beeinflusst und bereits kleine Designmodifikationen führten zu resultierenden Kräften, die sich um den Faktor zwei unterschieden. Daher ist es unerlässlich, dass Operateur*innen beim Wechsel zu neuen Instrumenten umfassend über deren Kraftübertragung aufgeklärt werden.

Soll bei der Entwicklung neuer Impaktoren gezielt die Kraftübertragung modifiziert werden, können folglich insbesondere die Impaktormasse und -steifigkeit angepasst werden. Auch eine Verwendung anderer Materialien für Griff, Schaft oder Spitze des Impaktors könnten diesbezüglich positive Effekte erzielen. Mit Hilfe des entwickelten *In-silico*-Modells kann die Kraftübertragung für neue Impaktordesigns bereits vor der Herstellung von Prototypen berechnet werden. Unter großem technologischen Aufwand wäre es außerdem möglich, die übertragene Kraft zu limitieren. Eine entsprechende Ausbildung und Schulung der Operateur*innen ist allerdings deutlich zielführender.

Aufgrund der Abschwächung der Kräfte entlang ihres Übertragungsweges hängen die Kraftmessungen bei Implantationen signifikant von der Sensorposition ab. Für belastbare Aussagen sollten Kraftsensoren daher möglichst nah an der PoI platziert werden. Um zusätzlich die Vergleichbarkeit zwischen Studien zu erhöhen, sollten die Sensorposition und die verwendeten Instrumente eindeutig beschrieben werden.

Obwohl sich die mechanischen Randbedingungen des flexiblen Ersatzmodells des FTS von denen einer festen Einspannung des Femurs *in vitro* unterscheiden, konnte bisher nicht eindeutig geklärt werden, ob eine flexible einer annähernd rigiden Einspannung der Femora *in vitro* vorzuziehen ist. Während der Studien bestätigte ein Operateur jedoch, dass das haptische Feedback der festen Einspannung der Femora sich subjektiv deutlich von der klinischen Realität unterscheidet.

Die sehr reproduzierbaren Schläge, die mit ASIT generiert werden, erfüllen ebenfalls die Anforderungen einer überkritischen Anregung des FTS und stellen somit eine gute Alternative zur Verwendung konventioneller Hammerschläge dar. Bei der Entwicklung ist jedoch Vorsicht mit hohen Energieniveaus geboten, insbesondere da durch die leichteren Adapter deutlich höhere Kräfte auf Raspel oder Implantat übertragen werden können als bei herkömmlichen Hammerschlägen mit den längeren Impaktoren.

Insgesamt konnte im Rahmen dieser Arbeit gezeigt werden, dass eine Berücksichtigung der dynamischen Vorgänge während der Implantation der femoralen Komponente der HTEP sinnvoll und notwendig ist, um die Versorgung der Patient*innen sicherer und reproduzierbarer zu gestalten. Insbesondere die Kraftübertragung durch den Impaktor spielt hierbei eine Schlüsselrolle und sollte den Operateur*innen gezielt vermittelt werden.

Literatur

- [1] Walter de Gruyter GmbH. „Pschyrembel Online“ (2025). URL: <https://www.pschyrembel.de/>.
- [2] I. D. Learmonth, C. Young und C. Rorabeck. „The operation of the century: total hip replacement“. In: *Lancet* 370.9597 (2007), S. 1508–1519.
- [3] J. Charnley. „Arthroplasty of the hip. A new operation“. In: *Lancet* 1.7187 (1961), S. 1129–1132.
- [4] Statistisches Bundesamt. „Fallpauschalenbezogene Krankenhausstatistik (DRG) - Operationen und Prozeduren an vollstationären Patienten: Deutschland, Jahre, Operationen und Prozeduren (1-4-Steller Hierarchie)“ (2025). URL: <https://www-genesis.destatis.de/datenbank/online/statistic/23141/table/23141-0101> (besucht am 21.07.2025).
- [5] J. T. Evans, J. P. Evans, R. W. Walker, A. W. Blom, M. R. Whitehouse und A. Sayers. „How long does a hip replacement last? A systematic review and meta-analysis of case series and national registry reports with more than 15 years of follow-up“. In: *Lancet* 393.10172 (2019), S. 647–654.
- [6] Statistisches Bundesamt. „15. koordinierte Bevölkerungsvorausberechnung“ (2025). URL: <https://www.destatis.de/DE/Themen/Gesellschaft-Umwelt/Bevoelkerung/Bevoelkerungsvorausberechnung/begleitheft.html> (besucht am 14.08.2025).
- [7] M. Rupp, E. Lau, S. M. Kurtz und V. Alt. „Projections of Primary TKA and THA in Germany From 2016 Through 2040“. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research* 478.7 (2020), S. 1622–1633.
- [8] K. Deere, M. R. Whitehouse, S. K. Kunutsor, A. Sayers, J. Mason und A. W. Blom. „How long do revised and multiply revised hip replacements last? A retrospective observational study of the National Joint Registry“. In: *The Lancet Rheumatology* 4.7 (2022), e468–e479.

- [9] A. W-Dahl, J. Kärrholm, C. Rogmark, Oskar Johansson, P. Ighani Arani, M. Mohaddes und O. Rolfson. „Annual report 2024“. The Swedish Arthroplasty Register. Göteborg, SE (2024). URL: <https://registercentrum.blob.core.windows.net/sar/r/Swedish-Arthroplasty-Register-Annual-report-2024-ENG-CHsgLK06p.pdf> (besucht am 21.07.2025).
- [10] A. Grimberg, S. Kirschner, J. Lützner, O. Melsheimer, M. M. Morlock und A. Steinbrück. „Endoprothesenregister Deutschland (EPRD) - Jahresbericht 2024“ (2024).
- [11] National Joint Registry. „21st Annual Report 2024“ (2024). URL: <https://reports.njrcentre.org.uk/Portals/0/PDFdownloads/NJR%2021st%20Annual%20Report%202024.pdf> (besucht am 30.04.2025).
- [12] P. L. Lewis, D. R. J. Gill, M. J. McAuliffe, C. McDougall, J. D. Stoney, C. J. Vertullo, C. J. Wall, S. Corfield, P. Du, C. Holder, D. Harries, S. Edwards, Q. Xu, M. F. Lorimer, K. Cashman und P. N. Smith. „Hip, Knee and Shoulder Arthroplasty: 2024 Annual Report“. Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry. Adelaide, SA, AU (2024). URL: <https://aoanjrr.sahmri.com/documents/10180/1798900/AOANJRR+2024+Annual+Report.pdf/9d0bfe03-2282-8fc8-a424-b8d9abb82b1f?t=1727666185313> (besucht am 30.04.2025).
- [13] T. Konow, J. Bätz, O. Melsheimer, A. Grimberg und M. M. Morlock. „Factors influencing periprosthetic femoral fracture risk“. In: *The Bone & Joint Journal* 103-B.4 (2021), S. 650–658.
- [14] T. Konow, K. Glismann, F. Lampe, B. Ondruschka, M. M. Morlock und G. Huber. „Stem Size and Stem Alignment Affect Periprosthetic Fracture Risk and Primary Stability in Cementless Total Hip Arthroplasty“. In: *Journal of Orthopaedic Research* 42.4 (2024), S. 829–836.
- [15] S. Jantsch, M. Leixnering, W. Schwägerl und H. Hackl. „Shaft Fissures Due to Implantation of Cementless Total Endoprostheses of the Hip Joint“. In: *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 107.4 (1988), S. 236–241.
- [16] J. N. Lamb, G. S. Matharu, A. Redmond, A. Judge, R. M. West und H. G. Pandit. „Risk Factors for Intraoperative Periprosthetic Femoral Fractures During Primary Total Hip Arthroplasty. An Analysis From the National Joint Registry for England and Wales and the Isle of Man“. In: *The Journal of Arthroplasty* 34.12 (2019), 3065–3073.e1.

- [17] S. C. Mears, A. M. Richards, T. A. Knight und S. M. Belkoff. „Subsidence of uncemented stems in osteoporotic and non-osteoporotic cadaveric femora“. In: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine* 223.2 (2009), S. 189–194.
- [18] M. P. Abdel, C. D. Watts, M. T. Houdek, D. G. Lewallen und D. J. Berry. „Epidemiology of periprosthetic fracture of the femur in 32 644 primary total hip arthroplasties“. In: *The Bone & Joint Journal* 98-B.4 (2016), S. 461–467.
- [19] G. Bergmann, F. Graichen und A. Rohlmann. „Hip joint loading during walking and running, measured in two patients“. In: *Journal of Biomechanics* 26.8 (1993), S. 969–990.
- [20] M. J. Taunton, L. D. Dorr, W. T. Long, M. R. Dastane und D. J. Berry. „Early Postoperative Femur Fracture After Uncemented Collarless Primary Total Hip Arthroplasty: Characterization and Results of Treatment“. In: *The Journal of Arthroplasty* 30.11 (2015), S. 2008–2011.
- [21] L. Scholl, G. Schmidig, A. Faizan, K. TenHuisen und J. Nevelos. „Evaluation of surgical impaction technique and how it affects locking strength of the head-stem taper junction“. In: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 230.7 (2016), S. 661–667.
- [22] H. E. Matar, P. Kay, M. M. Morlock und T. N. Board. „The hammer: instrument of Thor (and orthopaedic surgeons)“. In: *BMJ* 367 (2019), S. 16648.
- [23] R. Nassutt, I. Mollenhauer, K. Klingeil, O. Hennig und H. Grundei. „Die Bedeutung der Setzkraft für die Sicherheit einer Konuskopplung von Hüftstiel und keramischem Prothesenkopf (Relevance of the insertion force for the taper lock reliability of a hip stem and a ceramic femoral head)“. In: *Biomedizinische Technik* 51.2 (2006), S. 103–109.
- [24] S. Oberst, J. Baetz, G. Campbell, F. Lampe, J. C. Lai, N. Hoffmann und M. Morlock. „Vibro-acoustic and nonlinear analysis of cadavric femoral bone impaction in cavity preparations“. In: *International Journal of Mechanical Sciences* 144 (2018), S. 739–745.
- [25] A. Tijou, G. Rosi, R. Vayron, H. A. Lomami, P. Hernigou, C.-H. Flouzat-Lachaniette und G. Häiat. „Monitoring cementless femoral stem insertion by impact analyses: An in vitro study“. In: *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 88 (2018), S. 102–108.

- [26] M. Preutenborbeck, J. Reuter und E. Ferrari. „Quantitative characterisation of impaction events during femoral broaching in total hip arthroplasty“. In: *Medical Engineering & Physics* 76 (2020), S. 13–19.
- [27] Brüel & Kjær. „Human Vibration“. Brüel & Kjær. Naerum, DK (1989).
- [28] H. E. von Gierke und R. R. Coermann. „The biodynamics of human response to vibration and impact“. In: *Industrial Medicine and Surgery* 32 (1963), S. 30–32.
- [29] P. J. Schlieker, M. M. Morlock und G. Huber. „The force at the implant cannot be assessed by the mallet force – Unless supported by a model“. In: *PLOS One* 19.5 (2024), e0303682.
- [30] P. J. Schlieker, F. Lampe, J. Zwirner, B. Ondruschka, M. M. Morlock und G. Huber. „Dynamic response of soft tissue can be disregarded during femoral stem impaction“. In: *Clinical Biomechanics* 125 (2025), S. 106530.
- [31] P. J. Schlieker, F. Lampe, J. Zwirner, B. Ondruschka, M. M. Morlock und G. Huber. „Design of surgical impaction instruments matters“. In: *Arthroplasty Today* (2025).
- [32] Lex Medicus. „Hip Osteoarthritis“ (2020). URL: <https://pathologies.lexmedicus.com.au/collection/hip-osteoarthritis> (besucht am 21.07.2025).
- [33] G. Fischer. „Direct Superior Approach“ (2021). URL: <https://www.fischerjoints.com/direct-superior-approach.html> (besucht am 09.10.2025).
- [34] TapMed Medizintechnik. „Patientenlagerung im OP“ (2025). URL: https://www.tapmed.de/wp-content/uploads/2025/09/LA-59-01-005_Lagerungsbeispiele_OP.pdf (besucht am 09.10.2025).
- [35] AO Foundation. „AO Surgery Reference: Revision of cup to multihole pressfit cup Traumatic acetabular fracture with unstable component“ (2020). URL: <https://surgeryreference.aofoundation.org/orthopedic-trauma/periprosthetic-fractures/hip/traumatic-acetabular-fracture-with-unstable-component/revision-of-cup-to-multihole-pressfit-cup?searchurl=/searchresults> (besucht am 16.09.2025).
- [36] AO Foundation. „AO Surgery Reference: Total hip arthroplasty for Displaced subcapital femoral neck fractures“ (2022). URL: <https://surgeryreference.aofoundation.org/orthopedic-trauma/adult-trauma/proximal-femur/femoral-neck-fracture-subcapital-displaced/total-hip-arthroplasty> (besucht am 28.08.2025).

- [37] AO Foundation. „AO Surgery Reference: Tension band wiring for Isolated single trochanter fractures“ (2022). URL: <https://surgeryreference.aofoundation.org/orthopedic-trauma/adult-trauma/proximal-femur/trochanteric-fracture-isolated-single-trochanteric/tension-band-wiring> (besucht am 28.08.2025).
- [38] A. Krull, M. M. Morlock und N. E. Bishop. „Maximizing the fixation strength of modular components by impaction without tissue damage“. In: *Bone & Joint Research* 7.2 (2018), S. 196–204.
- [39] A. Reynolds, R. Doyle, O. Boughton, J. Cobb, S. Muirhead-Allwood und J. Jeffers. „Dynamics of manual impaction instruments during total hip arthroplasty“. In: *Bone & Joint Research* 13.4 (2024), S. 193–200.
- [40] E. Ferrari, M. Khan, J. Mantel und R. Wallbank. „The assessment of muscle fatigue in orthopedic surgeons, by comparing manual versus automated broaching in simulated total hip arthroplasty“. In: *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 235.12 (2021), S. 1471–1478.
- [41] G. Coden, P. Greenwell, R. Niu, C. Fang, C. Talmo und E. L. Smith. „Energy expenditure of femoral broaching in direct anterior total hip replacements - Comparison between manual and automated techniques“. In: *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* 20.1 (2023), e2592.
- [42] Integral Medizintechnik. „Woodpecker™ Operation Manual“ (2021). URL: <https://novel-shiner.10web.me/wp-content/uploads/2025/01/2021-Operation-Manual-EN.pdf> (besucht am 14.07.2025).
- [43] DePuy Synthes. „Application of energy in total hip arthroplasty“ (2018). URL: https://jnjinstitute.com/sites/default/files/2018-10/093648-180710%20KINCISE%20Surgical%20Automated%20System_Energy%20Analysis_DPS%20FINAL.pdf (besucht am 14.07.2025).
- [44] Johnson & Johnson MedTech. „KINCISE™ 2 System Brochure“ (2025). URL: <https://p1.aprimocdn.net/jjamp/en/depuy-synthes/sales-brochures/kincise-2-brochure-us-dps-pwt1-392427-v6-392427.pdf> (besucht am 14.07.2025).
- [45] Zimmer Biomet. „HAMMR® Automated Hip Impaction System Brochure“ (2025). URL: <https://www.zimmerbiomet.com/content/dam/zb-corporate/en/products/specialties/hip/hammr-automated-hip-impaction-system/4293.2-US-en%20HAMMR%20Marketing%20Tri-fold%20Brochure.pdf> (besucht am 14.07.2025).

- [46] De Soutter Medical. „orthodrive® DBZ-700 User Manual“ (2024). URL: <https://enovis.com/sites/default/files/IFU/Impactor%20IFU.pdf> (besucht am 14.07.2025).
- [47] K. M. Kutzer, D. G. Deckey, J. M. Florance, S. Rosas, M. A. Mont und T. M. Seyler. „Automatic Impactors in Total Hip Arthroplasty: A State-of-the-Art Review“. In: *The Journal of Arthroplasty* (2025).
- [48] Johnson & Johnson MedTech. „KINCISE™ Surgical Automated System“ (2023). URL: <https://www.jnjmedtech.com/en-US/product/kincise> (besucht am 02.10.2025).
- [49] Zimmer Biomet. „HAMMR® Automated Hip Surgical Impactor System“ (2025). URL: <https://www.zimmerbiomet.com/en/products-and-solutions/specialties/hip/hammr-automated-hip-impaction-system.html> (besucht am 02.10.2025).
- [50] Y. Niki, G. Huber, K. Behzadi und M. M. Morlock. „Vibratory insertion of press-fit acetabular components requires less force than a single blow technique“. In: *Bone & Joint Research* 13.6 (2024), S. 272–278.
- [51] Y. Niki, G. Huber, K. Behzadi und M. Morlock. „Vibratory and conventional impaction of acetabular components into porcine acetabula“. In: *Bone & Joint Research* 14.4 (2025), S. 309–317.
- [52] K. Brand. „Die Rolle des Kragens in der zementfreien Hüftendoprothetik“ (2026). Technische Universität Hamburg. Dissertation.
- [53] K. Behzadi. „Vibratory Insertion of Orthopedic Implants“ (2022). URL: <https://www.istaonline.org/wp-content/uploads/2022/08/Preliminary-abstract-body-book.html> (besucht am 06.10.2025).
- [54] K. Behzadi und J. Rusk. „Characterization of Acetabular Cup Insertion Forces in Cancellous Bone Proxy for Validation of an Invasive Sensing Model and Development of Automatic Prosthesis Installation Device: A Preliminary Study“. In: *Journal of Medical Devices* 15.2 (2021).
- [55] Zimmer Biomet. „HAMMR® Automated Impaction System Surgical Technique“ (2025). URL: https://www.zimmerbiomet.com/content/dam/zb-corporate/en/education-resources/surgical-techniques/specialties/hip/hammr/4696.3-US-en%20HAMMR%20Surgical%20Technique_FINAL.pdf (besucht am 31.07.2025).

- [56] G. R. Maharaj und R. D. Jamison. „Intraoperative Impact: Characterization and Laboratory Simulation on Composite Hip prostheses“. In: *Composite Materials for Implant Applications in the Human Body: Characterization and Testing*. R. D. Jamison und L. N. Gilbertson (Hrsg.). American Society for Testing and Materials. West Conshohocken, PA, US (1993), S. 98–108.
- [57] C. Götze, W. Steens, V. Vieth, C. Poremba, L. Claes und J. Steinbeck. „Primary stability in cementless femoral stems: custom-made versus conventional femoral prosthesis“. In: *Clinical Biomechanics* 17.4 (2002), S. 267–273.
- [58] R. Decking, W. Puhl, U. Simon und L. E. Claes. „Changes in strain distribution of loaded proximal femora caused by different types of cementless femoral stems“. In: *Clinical Biomechanics* 21.5 (2006), S. 495–501.
- [59] E. Schwarz, G. Reinisch, A. Brandauer, S. Aharinejad, W. Scharf und K. Trieb. „Load transfer and periprosthetic fractures after total hip arthroplasty: Comparison of periprosthetic fractures of femora implanted with cementless distal-load or proximal-load femoral components and measurement of the femoral strain at the time of implantation“. In: *Clinical Biomechanics* 54 (2018), S. 137–142.
- [60] M. Saemann, M. Darowski, N. S. Hennicke, R. Bader, M. Sander und D. Kluess. „Experimental analysis of early periprosthetic femoral fractures with uncemented straight hip stems“. In: *Clinical Biomechanics* 91 (2022), S. 105543.
- [61] J. M. Boettcher, K. Sellenschloh, G. Huber, B. Ondruschka und M. M. Morlock. „The influence of hip revision stem spline design on the torsional stability in the presence of major proximal bone defects“. In: *PLOS One* 18.9 (2023), e0291599.
- [62] T. Konow, P. J. Schlieker, F. Lampe, B. Ondruschka, M. M. Morlock und G. Huber. „Influence of bone morphology and femur preparation method on the primary stability of hip revision stems“. In: *Journal of Orthopaedic Research* 41.6 (2023), S. 1283–1290.
- [63] K. Glismann, T. Konow, F. Lampe, B. Ondruschka, G. Huber und M. M. Morlock. „Small design modifications can improve the primary stability of a fully coated tapered wedge hip stem“. In: *PLOS One* 19.4 (2024), e0300956.
- [64] S. Nambu, M. Ewing, I. Timmerman, M. Roark und D. Fitch. „Effect of assembly impaction and cyclic loading forces on the micromotion in the modular neck-stem interface“. In: *Orthopaedic Proceedings* 99.SUPP_5 (2016), S. 48.
- [65] T. Wendler, T. Prietzel, R. Möbius, J.-P. Fischer, A. Roth und D. Zajonz. „Quantification of assembly forces during creation of head-neck taper junction considering soft tissue bearing: a biomechanical study“. In: *Arthroplasty* 3.20 (2021), S. 1–10.

- [66] G. Athanassoulis Makris, L. Pastrav, Q. Goossens, M. Timmermans, M. Mulier, G. F. Vles, W. Desmet und K. Denis. „Influence of Artificial Soft Tissue on Intra-Operative Vibration Analysis Method for Primary Fixation Monitoring in Cementless Total Hip Arthroplasty“. In: *Applied Sciences* 12.8 (2022), S. 4027.
- [67] A. Krull, N. E. Bishop, N. M. Steffen, F. Lampe, K. Püschel und M. M. Morlock. „Influence of the compliance of a patient’s body on the head taper fixation strength of modular hip implants“. In: *Clinical Biomechanics* 46 (2017), S. 1–5.
- [68] R. J. Doyle, O. Boughton, D. Plant, G. Desoutter, J. P. Cobb und J. R. T. Jeffers. „An in vitro model of impaction during hip arthroplasty“. In: *Journal of Biomechanics* 82 (2019), S. 220–227.
- [69] R. Bauer, F. Kerschbaumer, S. Poisel und W. Oberthaler. „The transgluteal approach to the hip joint“. In: *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 95.1-2 (1979), S. 47–49.
- [70] F. Hammerstein. „Experimenteller Vergleich von Befestigungsmethoden eines Shakers am proximalen Femur“ (2024). Technische Universität Hamburg. Bachelorarbeit. Betreuer: P. J. Schlieker.
- [71] F. Heck. „Vergleich von Impulshammer und Shaker zur Messung der mechanischen Eingangsimpedanz“ (2024). Technische Universität Hamburg. Studienarbeit. Betreuer: P. J. Schlieker.
- [72] C. A. Richins, E. C. Roberts und J. A. Zeilmann. „Improved Fluids for Anatomical Embalming and Storage“. In: *The Anatomical Record* 146.3 (1963), S. 241–243.
- [73] R. M. Holewijn, S. S. A. Faraj, I. Kingma, B. J. van Royen, M. de Kleuver und A. J. van der Veen. „Spinal biomechanical properties are significantly altered with a novel embalming method“. In: *Journal of Biomechanics* 55 (2017), S. 144–146.
- [74] F. Galbusera, D. Volkheimer und H.-J. Wilke. „In Vitro Testing of Cadaveric Specimens“. In: *Biomechanics of the Spine*. F. Galbusera und H.-J. Wilke (Hrsg.). Academic Press. Cambridge, MA, US (2018), S. 203–221.
- [75] M. L. Mroczkowski, J. S. Hertzler, S. M. Humphrey, T. Johnson und C. R. Blanchard. „Effect of impact assembly on the fretting corrosion of modular hip tapers“. In: *Journal of Orthopaedic Research* 24.2 (2006), S. 271–279.
- [76] J. M. Boettcher, K. Sellenschloh, G. Huber, B. Ondruschka und M. M. Morlock. „A Modified Wagner Stem Design Increases the Primary Stability in Cementless Revision Hip Arthroplasty“. In: *Arthroplasty Today* 32 (2025), S. 101622.

-
- [77] A. Rehmer, N. E. Bishop und M. M. Morlock. „Influence of assembly procedure and material combination on the strength of the taper connection at the head-neck junction of modular hip endoprostheses“. In: *Clinical Biomechanics* 27.1 (2012), S. 77–83.
- [78] C. A. Bildau. „Implantationstest am proximalen Femur: Bedeutung der mechanischen Randbedingungen bei in-vitro Versuch“ (2025). Technische Universität Hamburg. Masterarbeit. Betreuer: G. Huber.
- [79] A. Reynolds, M. Karia, J. Jeffers, S. Muirhead-Allwood, H. Alagha und L. Xu. „Decoupled Impaction Increases Primary Cup Fixation in Cementless THA“ (2024). URL: <https://www.istaonline.org/wp-content/uploads/2024/10/ISTA-Online-Abstracts.pdf> (besucht am 28.07.2025).
- [80] C. N. Carender, V. Hegde, B. R. Levine, J. I. Huddleston und A. Cohen-Rosenblum. „Highlights of the 2024 American Joint Replacement Registry Annual Report“. In: *Arthroplasty Today* 33 (2025), S. 101727.
- [81] M. Ruhr, G. Huber, Y. Niki, L. Lohner, B. Ondruschka und M. M. Morlock. „Impaction procedure influences primary stability of acetabular press-fit components“. In: *The Bone & Joint Journal* 105-B.3 (2023), S. 261–268.
- [82] L. Harms. „Schwingungsanalyse verschiedener Tische zur in-vitro Implantation von Hüftendoprothesen“ (2025). Technische Universität Hamburg. Studienarbeit. Betreuer: P. J. Schlieker.
- [83] T. Walter. „Entwicklung eines mechanischen Ersatzmodells des femurseitigen Weichgewebes für die in-vitro Implantation von Hüftendoprothesen“ (2025). Technische Universität Hamburg. Studienarbeit. Betreuer: P. J. Schlieker.
- [84] J. Körfer. „Agar-Agar als mechanisches Ersatzmodell für Weichgewebe: Einflussfaktoren auf den Elastizitätsmodul“ (2023). Technische Universität Hamburg. Bachelorarbeit. Betreuer: P. J. Schlieker.

A Veröffentlichung 1

*The force at the implant cannot be assessed by the mallet force -
Unless supported by a model*

(Die Kraft am Implantat kann nicht mit der Hammerkraft bestimmt werden -
Es sei denn, ein unterstützendes Modell wird verwendet)

RESEARCH ARTICLE

The force at the implant cannot be assessed by the mallet force—Unless supported by a model

Peter J. Schlieker *, Michael M. Morlock , Gerd Huber

Institute of Biomechanics, TUHH Hamburg University of Technology, Hamburg, Germany

* peter.schlieker@tuhh.de



Abstract

The implantation of uncemented prostheses requires the application of sufficient forces to achieve a press-fit of the implant in the bone. Excessive forces have to be omitted to limit bone damage. Force measurements along the force transmission path between mallet and implant are frequently used to investigate this trade-off. Placing a load cell at a position of interest (PoI), which might be the implant bone interface or the head taper junction, is technically challenging or even impossible so that nearby positions are chosen. Thus, a certain inertia and stiffness remain between the PoI and the sensor, and consequently the measured dynamic forces differ from those at the PoI. This experimental and numerical study aimed to investigate the amount of force reduction along the transmission path while joining femoral heads to stem tapers. Forces were measured in vitro at the tip of the mallet, directly above the polymer tip of the impactor and below the stem taper. Springs and masses were used to represent the responding tissue of a patient. A semi-empirical numerical model of the force transmission path was developed and validated in order to simulate a larger range of responding tissue properties than experimentally possible and to investigate the influence of different surgical instruments. A distinct attenuation was observed since the peak forces at the impactor reached 35% of the applied peak forces and 21% at the stem taper, respectively. The force curves were replicated with a median root mean square error of 3.8% of the corresponding mallet blow for the impactor and 3.6% for the stem. The force measurement position and the used surgical instruments have a strong influence on the measured forces. Consequently, the exact measurement conditions with regard to sensor positioning and used surgical instruments have to be specified and hence only studies with similar setups should be compared to avoid misestimation of the forces at the PoI. The proposed dynamic numerical model is a useful tool to calculate the impact of the chosen or changed mechanical parameters prior to executing experiments and also to extrapolate the effect of changing the applied forces to the resulting forces at the PoI.

OPEN ACCESS

Citation: Schlieker PJ, Morlock MM, Huber G (2024) The force at the implant cannot be assessed by the mallet force—Unless supported by a model. PLoS ONE 19(5): e0303682. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0303682>

Editor: John Leicester Williams, University of Memphis, UNITED STATES

Received: November 13, 2023

Accepted: April 29, 2024

Published: May 17, 2024

Peer Review History: PLOS recognizes the benefits of transparency in the peer review process; therefore, we enable the publication of all of the content of peer review and author responses alongside final, published articles. The editorial history of this article is available here: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0303682>

Copyright: © 2024 Schlieker et al. This is an open access article distributed under the terms of the [Creative Commons Attribution License](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original author and source are credited.

Data Availability Statement: All relevant data are within the manuscript and its [Supporting Information](#) file. The file of the developed model is available from the TUHH Open Research database (DOI: [10.15480/882.9287](https://doi.org/10.15480/882.9287)).

Introduction

Periprosthetic femoral fractures are one of the major reasons for revision surgery in total hip arthroplasty, involved in 19.7%–24.6% of revisions [1–3]. Minor intraoperative damages to

Funding: The author(s) received no specific funding for this work.

Competing interests: I have read the journal's policy and the authors of this manuscript have the following competing interests: MMM is a paid consultant of DePuy Synthes and obtains research support as a Principal Investigator from Ceramtec, DePuy, and Beiersdorf. He obtains speaker's fees from Aesculap, Ceramtec, DePuy, Zimmer, Peter Brehm, Corin, and Mathys and is in the editorial board "Trauma und Berufskrankheit." GH is an associated member of the board of the German Society of Biomechanics.

the femur might be a possible cause that later develop into fractures [4]. These can be introduced by excessive impaction forces, but too little forces do not provide a sufficient press-fit. For the resulting trade-off, crucial force thresholds of the impaction forces are still under debate. The most commonly used source of the implantation force is a mallet, which can generate short and high force impulses when used together with a metal impactor. At the same time, amplitude and number of blows depend on the surgeon [4, 5]. Therefore, automated tools like DePuy Synthes' Kincise™ and IMT's Woodpecker have been developed to reduce the variability of the cavity preparation and, in the case of Kincise™, also of the implantation process.

To improve the force at the Points of Interest (PoI) like the implant-bone interface or the taper junction between head and stem, the force transmission from the mallet or the automated tool to the PoI must be understood. Common methods to measure the impaction force along the transmission path are instrumented mallets [4, 6], instrumented broach handles [7], instrumented impactors [8], instrumented head impactors [9–11], load cells in the stem [5, 12] or beneath the experimental setup. All of the above have in common, that the Position of Measurement (PoM) cannot be the same as the PoI. This leaves a certain inertia and stiffness in between, which affects the measured force in such dynamic processes like a mallet blow. However, the extent of these influences is unknown and so the comparison of forces of different PoM is vague.

The purpose of this experimental and numerical study was to investigate the amount of force lost along the transmission path between the surgical mallet and the PoI. For simplicity reasons, the force transmission during the *in vitro* assembly of the head taper junction between stem taper and the femoral metal ball head was analyzed, focusing explicitly on the force transmission rather than the taper junction itself.

Materials and methods

Mallet impaction is commonly used in orthopedics. For simplicity reasons, the exemplary setup to investigate the force transmission path was the assembly of metal ball heads to stem tapers.

In vitro experiment

Heads (CoCr, \varnothing 28 mm, 12/14 taper, DePuy Synthes, Raynham, MA; $n = 8$) were placed loosely on stem taper replicas (Ti-6Al-4V, 12/14 tapers, 48 mm long, DePuy Synthes; $n = 8$) and assembly was obtained by a single blow of a mallet (0.87 kg; Fig 1A) on top of an impactor (Emphasys head impactor, DePuy Synthes) which was guided vertically to ensure that the axes of the impactor and the taper remained aligned. Before the consecutive assembly, the stem taper replicas were connected to a high mass platform (167 kg) by replaceable elastic springs to simulate different tissue impedances (Fig 1B). A linear guidance constrained horizontal displacements, rotation and inclinations of the stem tapers. The combined weight of all components below the stem taper was 0.52 kg and could be increased representing changes in the weight of the femur or the implant's stem resulting in additional impedances of the responding tissue. After each test, the junctions were disassembled and both parts were cleaned with isopropyl alcohol ($\geq 99.8\%$).

A total of 20 consecutive assemblies with randomly reassigned heads were performed for each stem taper of which the 1st assembly served as preconditioning. During the following assemblies, different stiffnesses and additional masses were combined below the stem taper. The 2nd, 5th, 10th and 15th assembly were conducted with identical parameters (4.0 N/mm, no additional mass) denoted as reference measurements in order to ensure that no bias was

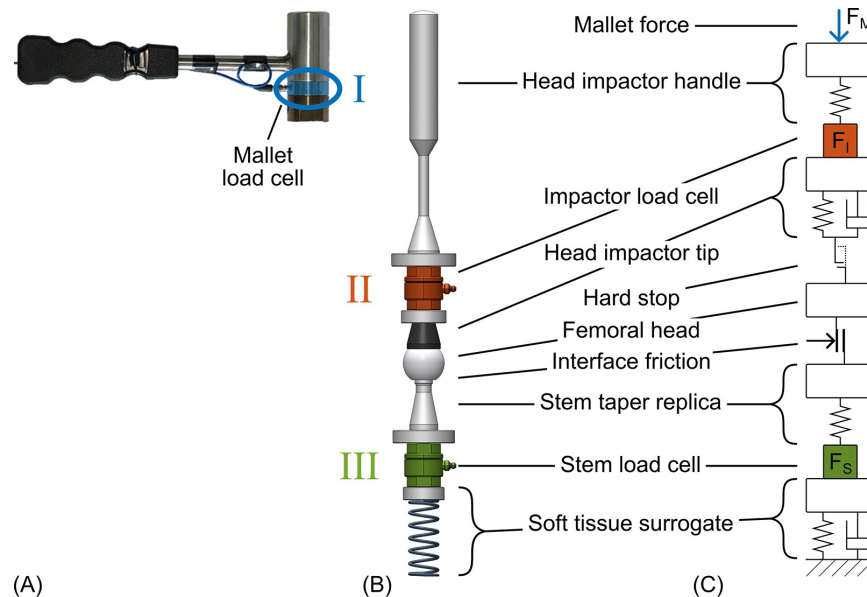


Fig 1. Experimental and numerical setup. (A) Mallet with load cell. (B) Simplified experimental setup with load cells in the impactor and below the stem taper replica. The linear guidance to constrain all movements apart of the one-dimensional displacement is not shown. (C) Structure of the semi-empirical numerical model.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0303682.g001>

introduced by continuously reusing the components. The stiffness of 4.0 N/mm was chosen as reference because it was almost identical to the stiffness determined *in vivo* by Doyle et al. (4.1 N/mm) [13]. A part of the selection of tissue impedances and different assembly procedures were performed without being related to this research question and are mentioned here only for completeness. This leads to $n = 64$ measurements evaluated of which 32 were reference measurements, 24 were tested with varying stiffnesses and 8 had additional weight mounted (Table 1).

Forces were measured I) at the striking surface of the instrumented mallet (9041A, Kistler, Winterthur, CH; Fig 1A), II) between the head impactor handle and its corresponding tip

Table 1. Variations of the soft tissue surrogate for the different consecutive assemblies. The stiffness of 4.0 N/mm of the reference groups was chosen based on results from Doyle et al. measured in full body cadavers (4.1 N/mm [13]). The other stiffnesses were selected in a range from 15% to 125% of the reference stiffness in order to consider a broader spectrum of tissue properties.

Assembly	Mass [kg]	Stiffness [N/mm]
1 (preconditioning)	0.52	4.0
2, 5, 10, 15 (reference)	0.52	4.0
3	0.52	1.9
6	0.52	5.0
8 (additional weight)	0.89	4.0
13	0.52	0.6
4, 7, 9, 11, 12, 14	Additional measurements and different assembly procedures not related to this research question	

Each set of assembly parameters was used for all eight stem tapers.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0303682.t001>

(Emphasys femoral head impactor tip, DePuy Synthes; polyether ether ketone), and III) at the stem below the taper (both 9333A, Kistler; Fig 1B). Data acquisition was performed at 800 kHz (NI-9775, National Instruments, Austin, TX). Noise and oscillations caused by the stiffness of the load cells were removed from the force signals by filtering with 4th order zero-phase Butterworth low-pass filters. The cut-off frequencies were adapted to the PoM since each load cell had a unique combination of sensor stiffness and attached weights (I: 20 kHz, II: 10 kHz, III: 15 kHz).

Numerical model

For the uniaxial semi-empirical numerical model, the major components of the force transmission path were simplified with ideal physical components ([14], Fig 1C; Simscape, Simulink 2022B, MathWorks, Natick, MA). Additionally, the loose contact between the impactor tip and the mass of the head as well as the indentation of the metal head into the softer impactor tip were represented by a one-sided hard stop with linearly increasing stiffness within a transition region. A friction element was used to simulate the clamping at the head taper junction by considering the friction coefficients and the estimated normal force between head and stem taper. The normal force is proportional to the contact area of the taper junction [15] hence a polynomial of degree two related to the insertion depth of the stem taper into the head taper was used but without a linear term.

From the measured mallet force solely the first peak was used as force input at the striking surface of the simulated impactor. Since the experimental setup was vertical, the gravitational force of all mass components was implemented in axial direction. In addition, the initial compression of all spring elements was set according to each gravitational load to start in a steady state without movements before the mallet impact. The simulation duration was 0.8 ms and the fundamental sampling frequency was fixed to 800 kHz, according to the frequency of the data acquisition during the experimental part.

The model included ten parameters that could not be determined exactly (impactor stiffness, impactor tip stiffness and damping, transition region of the hard stop between the impactor tip and the head, static and kinetic friction coefficients at the taper junction, constant term of the normal force at the taper junction, the displacement-dependent factor of the normal force at the taper junction, stem stiffness, and damping of the responding tissue). Therefore, a sensitivity analysis was performed on one preliminary experimental dataset to detect parameters with little influence by using Monte Carlo simulations and correlation analysis [16] to decrease the degrees of freedom for the following parameter optimization.

The transition region of the hard stop between the impactor tip and the head, the constant term of the normal force at the taper junction, and the damping of the responding tissue were rated to be less influential and were therefore assigned broadly estimated values of 50 μm , 5 N, and 10% of the corresponding spring stiffness respectively. Afterwards, the remaining seven parameters—impactor stiffness, impactor tip stiffness and damping, static and kinetic friction coefficients, the displacement-dependent factor of the normal force at the taper junction, and stem stiffness—were determined by optimizing the sum squared error of the forces at the impactor and below the stem taper for all datasets of the repeatedly assembled reference groups.

The goodness of fit between simulated and measured data was evaluated by calculating the root mean square error (RMSE) for the attenuated forces at the impactor and the stem taper. Therefore, for each PoI the values from the zero crossing before the first to the zero crossing after the second peak were considered. This includes two positive half-waves and the negative in between.

The model was used for two extrapolations. First, the mass of the impactor was increased gradually in five steps between 0.1 kg and 2 kg. For each mass 26 different stiffnesses between 100 N/mm and 1×10^6 N/mm were used for the impactor stiffness resulting in 130 simulations for the investigation of the influence of the mechanical properties of the impactor on the force transmission. Second, for the parameters of the analogous model of the responding tissue, eight masses between 0.1 kg and 20 kg were combined with eight stiffnesses in the range 0.1 N/mm to 50 N/mm resulting in 64 simulations. The relatively large ranges were chosen to give a more general overview of the dependencies on the varied parameters, even though the realistic values may lie in a smaller range.

Statistical analysis

Statistical analysis was performed with a type I error level of $\alpha = 0.05$ (SPSS 26.0, IBM, Armonk, NY). Normality and homogeneity of variance were checked with Shapiro-Wilk and Levene's test respectively. When requirements were fulfilled, one-way analysis of variance with Bonferroni correction was used to analyze differences between means, otherwise Kruskal-Wallis test together with Mann-Whitney U test as post hoc test were performed. When only two groups were compared, an independent t-test or Mann-Whitney U test was used. Results of parametric tests were presented as bar charts with mean \pm standard deviation. Non-parametric results were visualized as box plots with whiskers up to 1.5 interquartile ranges (IQR) in length. Values outside this range were highlighted as outliers but not excluded from further evaluations.

Results

Experiment

The exerted mallet blows resulted in the desired short and high impulses ($9247 \text{ N} \pm 1513 \text{ N}$, $0.140 \text{ ms} \pm 0.008 \text{ ms}$). All measured forces were normalized to the peak force of the corresponding mallet blow to account for the unavoidable differences between the manually applied blows. The resulting normalized force peaks represent the attenuation of the forces from mallet to impactor and from mallet to stem. Force signals of the reference groups showed reproducible curves for each PoM after filtering and normalization (Fig 2) and were not affected by the number of consecutive assemblies (impactor: $p = 0.135$, stem: $p = 0.396$). The force signals of the impactor resembled a slightly damped sinus with some offset for the first millisecond (first peak $34.8\% \pm 1.3\%$, period 0.27 ms (IQR: 0.26 ms to 0.28 ms)). The forces of the stem also behaved sinusoidal with an increasing offset. Thus, the highest force was reached at the second peak (second peak $21.2\% \pm 3.4\%$, period 0.15 ms (IQR: 0.14 ms to 0.16 ms)). The attenuation of the peak force from mallet to impactor to stem was significant (both PoM: $p < 0.001$). The time delay of the peaks between the different PoM increased with distance to the mallet (mallet-impactor: $0.0694 \text{ ms} \pm 0.0024 \text{ ms}$, mallet-stem: $0.4624 \text{ ms} \pm 0.0250 \text{ ms}$, $p < 0.001$). The significance in the latter case was independent of whether the first or the second local maximum of the force of the stem was considered.

The stiffness of the soft tissue surrogate did not influence the force peaks (Fig 3, impactor: $p = 0.187$, stem: $p = 0.534$)—at least not for the examined range—and did also not influence the time delays (Fig 4, impactor: $p = 0.102$, stem: $p = 0.421$) at either PoM. Increasing the mass of the stem piece resulted in an upwards shift of the force curves of the stem with changed oscillatory behavior after approximately 0.6 ms (Fig 5). Accordingly, the force of the stem increased significantly (Fig 6, $p = 0.001$) while all other evaluation variables remained unchanged (impactor force: $p = 0.654$, impactor delay: $p = 0.517$, stem delay: $p = 0.561$).

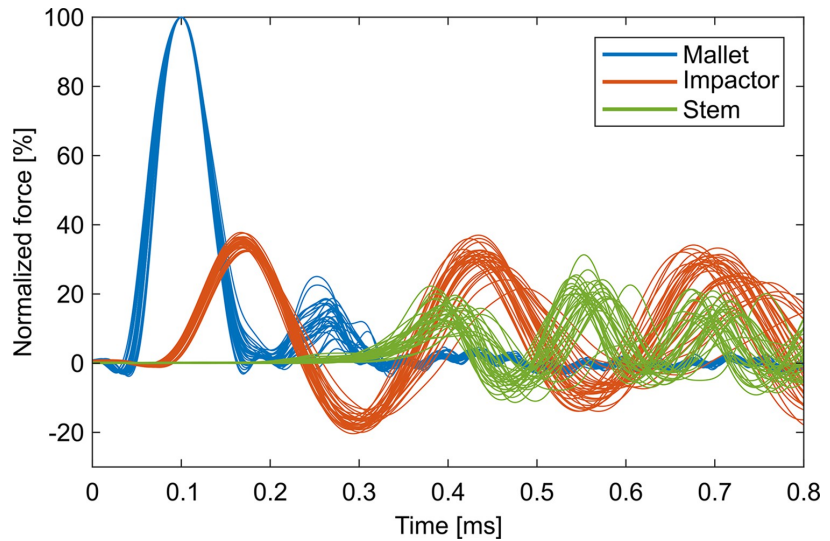


Fig 2. Normalized force measurements of the mallet, impactor and stem. The 32 reference groups exhibited rather similar characteristics for each PoM including the attenuation from mallet to impactor and stem.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0303682.g002>

Numerical model

During the parameter estimation process, three datasets were excluded from the optimization because they showed distinctly different oscillatory behavior. The remaining 29 datasets

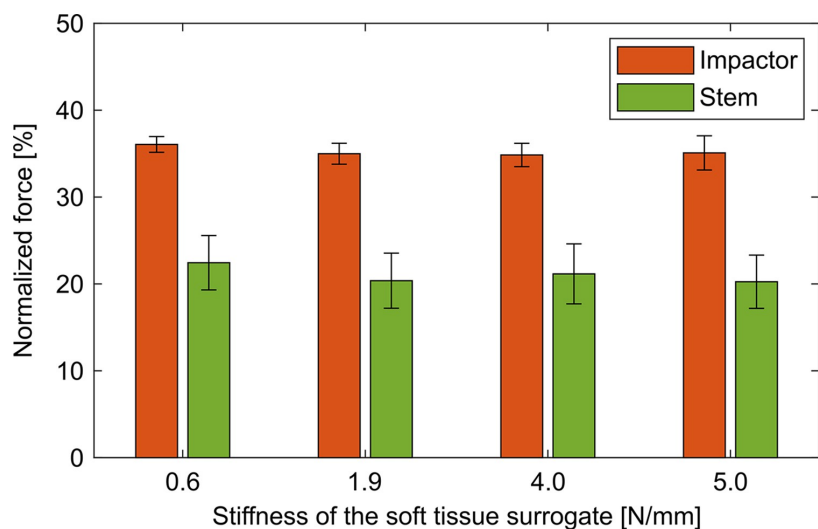


Fig 3. Normalized force in dependence of the stiffness of the soft tissue surrogate. The stiffness of the soft tissue surrogate did not affect the attenuation of the force for the values considered in this study—neither for the impactor nor for the stem.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0303682.g003>

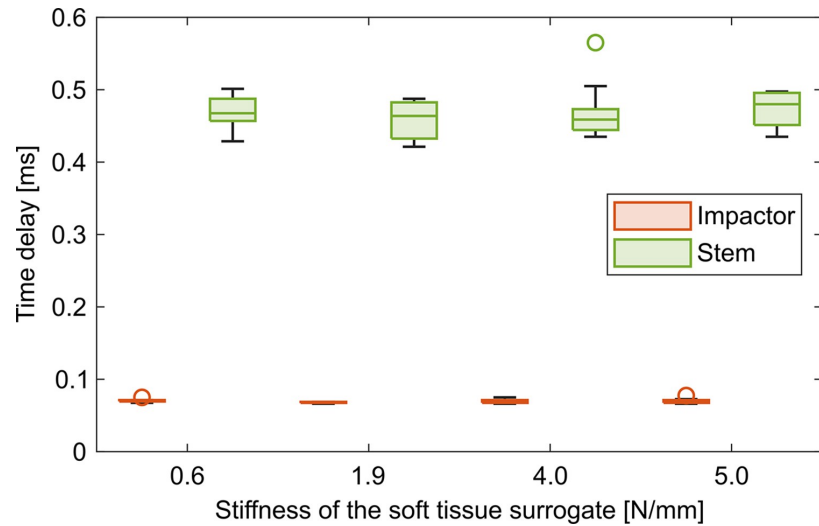


Fig 4. Time delay of force peaks in dependence of the stiffness of the soft tissue surrogate. The stiffness did not affect the time delay for the values considered in this study—neither for the force of the impactor nor for the force of the stem.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0303682.g004>

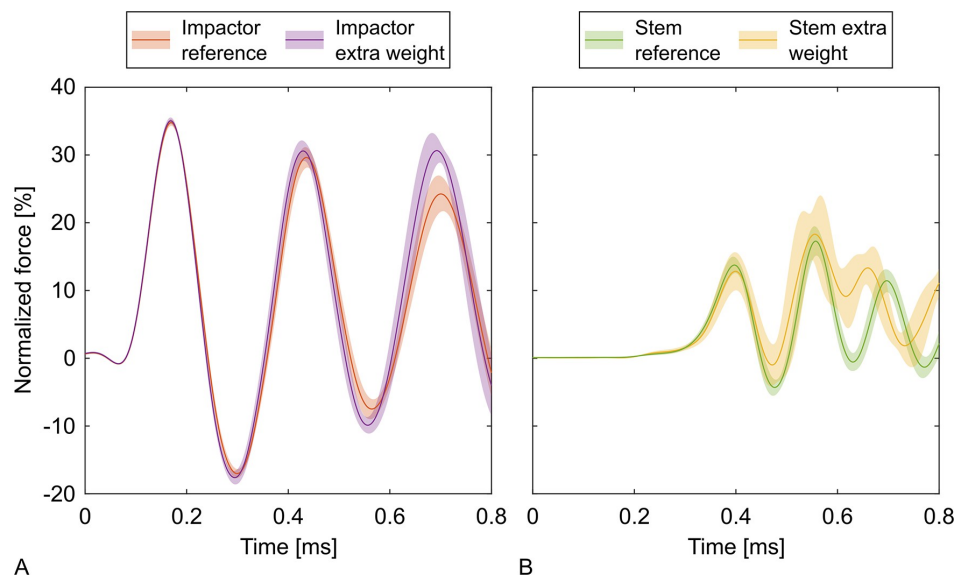


Fig 5. Normalized forces for the additional weight below the stem. The curves represent the mean normalized forces with 95% confidence intervals for the impactor and the stem for the reference groups and the assemblies with additional weight below the stem (+0.37 kg, +71%). The additional weight had little effect on the force of the impactor. The force of the stem was shifted upwards due to the additional weight and showed a different oscillatory behavior after approximately 0.6 ms.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0303682.g005>

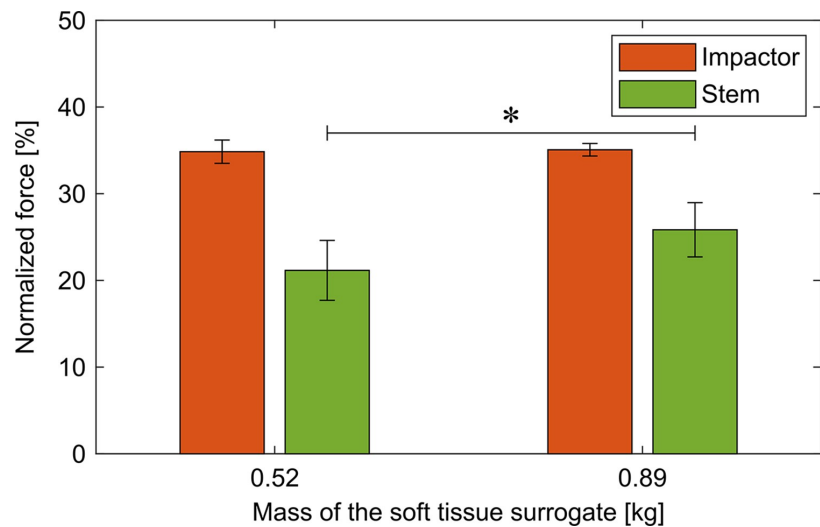


Fig 6. Normalized peak forces for the additional weight below the stem. Increasing the weight at the stem resulted in higher forces at the stem. In contrast, the forces at the impactor were not affected by the changed weight.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0303682.g006>

formed the baseline for the model and the identified parameters were used to simulate all performed experiments (Table 2).

For the reference groups the numerical model obtained a RMSE of 3.81% (IQR: 3.35% to 4.77%) for the impactor and 3.60% (IQR: 2.55% to 4.50%) for the stem. The peaks of the attenuated impactor forces were consistently underestimated during the first two oscillations (Fig 7). The time offset of the peaks was 3.75 μ s (IQR: 2.50 μ s to 6.25 μ s; equivalent to 3 sampling periods (IQR: 2 to 5 sampling periods)) for the impactor and -2.50 μ s (IQR: -8.75 μ s to 10.00 μ s; equivalent to -2 sampling periods (IQR: -7 to 8 sampling periods)) for the stem.

The model that was optimized for the reference measurements was also able to predict the results of the measurements that were generated with different soft tissue surrogates. The RMSEs were similar (impactor: $p = 0.504$, stem: $p = 0.148$) and neither the force offsets

Table 2. Parameters of the numerical model including the results of the parameter estimation.

Object	Mass [kg]	Stiffness [N/mm]	Damping [Ns/mm]	Miscellaneous
Impactor	0.508	85×10^3		
Load cells	0.137	2.3×10^6		
Impactor tip	0.084	13×10^3	240	
Transition between impactor tip and head				50×10^{-6} m
Femoral head	0.062			
Friction inside head taper junction				$\mu_{\text{kinetic}} = 0.49$ $\mu_{\text{static}} = 0.79$
Normal force of head taper junction				5.0 N 140×10^9 N/m ²
Stem taper replica	0.043	130×10^3		
Analogous model of the responding tissue	0.52* and 0.89*	0.6 to 5.0	10% of stiffness	

* including load cell

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0303682.t002>

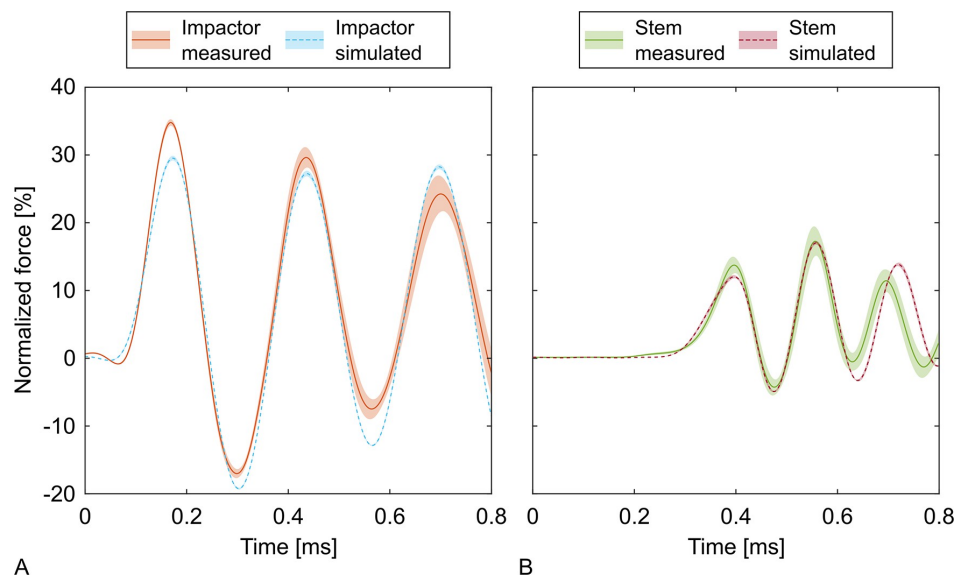


Fig 7. Measured and simulated forces of the impactor and stem. The curves represent the normalized forces of the reference groups averaged for each point in time together with their 95% confidence intervals. The confidence intervals of the simulations are smaller than the line width in some areas.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0303682.g007>

(impactor: $p = 0.097$, stem: $p = 0.586$) nor the time offsets (impactor: $p = 0.173$, stem: $p = 0.218$) were affected by the changes of the surrogate.

Simulation results for the large selection of mass and stiffness of the impactor showed that the force of the impactor was greater the lighter the impactor was (Fig 8A). In addition, heavier impactors resulted in flatter curves and the peaks were reached at higher impactor stiffnesses. In the area of the estimated stiffness and the actual weight of the impactor, the impactor force increased logarithmically with the stiffness and decreased with increasing weight. The force of the stem at the actual weight from the experiments was barely affected by the variation of the stiffness of the impactor (Fig 8B). Lighter impactors showed a strong dependence on the stiffness with maximum forces of the stem becoming higher and getting closer to the estimated stiffness at lower weights of the impactor.

The force of the impactor was not affected by the different parameters of the analogous model of the responding tissue and was constantly 29.2%. Higher masses resulted in higher forces below the stem (Fig 9). When high masses were used, the variation of the stiffness had no effect on the force below the stem. Stiffnesses above the spring stiffnesses used during the experiments increased the forces of the stem for the lighter analogous models of the responding tissue.

Discussion

The derived force attenuation in the transmission path from mallet to stem exemplarily focused on the assembly of the head taper junction, but similar mechanisms are likely elsewhere in the implantation process (e.g. reaming and insertion of the femoral stem), since the stiffnesses and masses are of a similar order of magnitude.

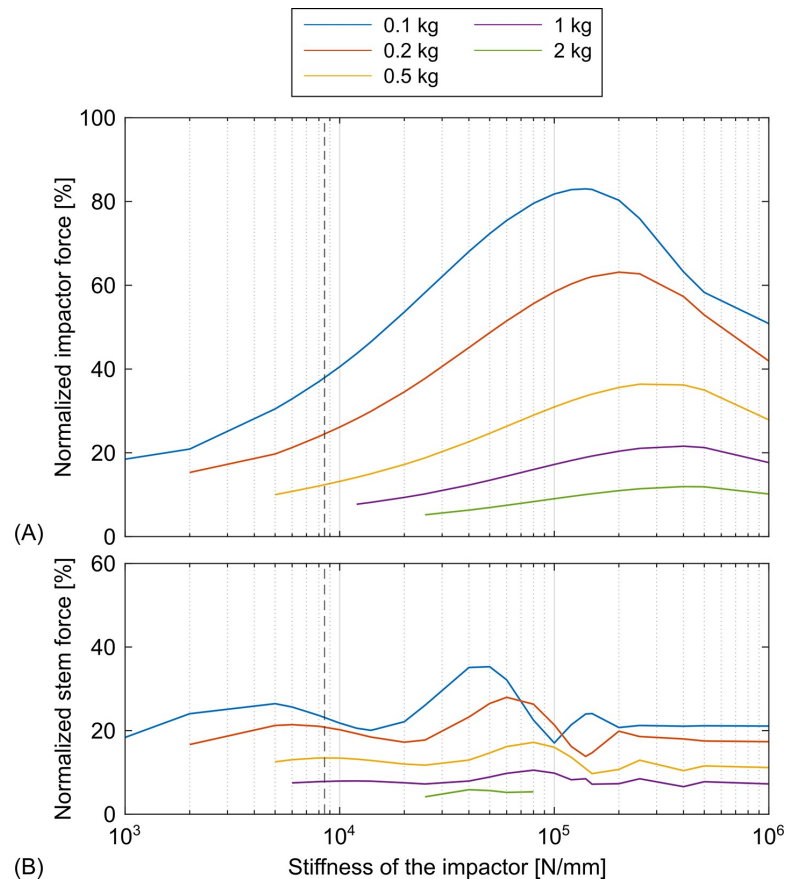


Fig 8. Parameter variation of the impactor. Assemblies with a large selection of masses and stiffnesses of the impactor were simulated. Low stiffnesses and high masses of the impactor did not result in oscillations with determinable peaks within the simulation time and were therefore excluded, resulting in curves of different lengths. The stiffness from the parameter estimation was marked with a dashed vertical line. The green line corresponds to the real weight of the impactor. (A) normalized force of the impactor and (B) normalized force of the stem.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0303682.g008>

The cut-off frequencies of the mallet and impactor filters were about five times higher than the most dominant frequency of the corresponding signal. This ratio was sufficient to filter the desired frequencies without substantially distorting the signals.

The introduced semi-empirical numerical model was capable to reproduce the measured force curve in the time domain, even though minor variations in frequency resulted in relatively large increases of the RMSEs. The remaining underestimation of the peaks is most likely due to the simplifications caused by the usage of basic mechanical components. Since the force can be calculated at any position in the model, it can be used to estimate forces at PoIs which are not accessible with sensors. Beside this, the validated and parametrized model could also simulate most of the observed behavior of the experiments using different configurations for the analogous model of the responding tissue—without repeating the parameter optimization.

Along the transmission path the impactation force was unexpectedly attenuated, which has to be considered if force measurements from different PoMs are compared. Each PoM should be

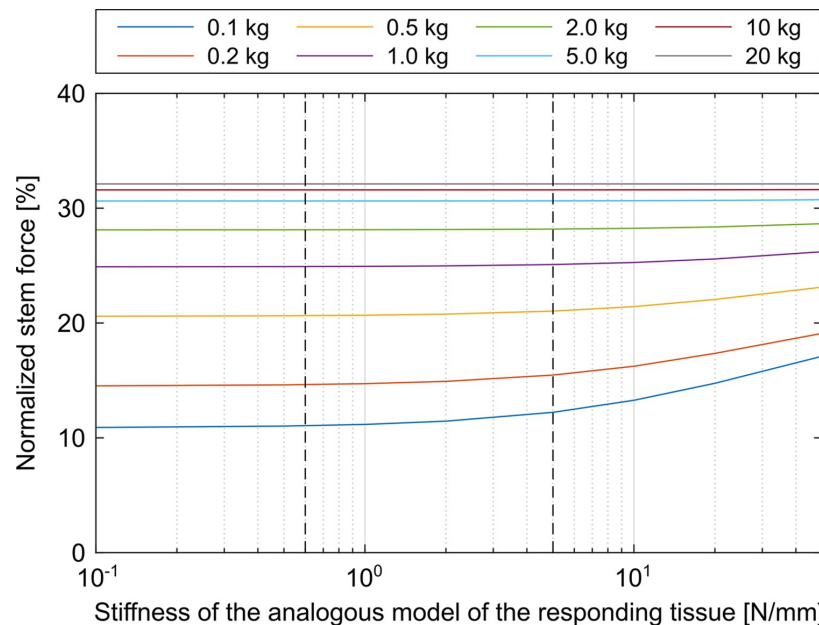


Fig 9. Parameter variation of the analogous model of the responding tissue. Assemblies with a large selection of masses and stiffnesses of the responding tissue were simulated. The range of stiffnesses used in the experiments was marked with two dashed vertical lines. The yellow and purple line correspond to the approximate weights considered in the experiments.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0303682.g009>

as close and as rigidly connected to the PoI as possible to receive accurate forces for the PoI. Even the results of different studies with similar PoMs may strongly differ since different surgical instruments—that differ in mass and stiffness—are likely to be used. All these points can be addressed by using a model like the one presented in this paper to calculate the forces at the PoIs while considering the complete experimental setup.

Wendler et al. reported a less severe attenuation at the implant neck that was $84.4\% \pm 13.5\%$ of the introduced mallet force during head taper assembly on human cadavers [12]. They attributed the attenuation to their bearing of the handheld impactor or a misalignment between the impact direction and the neck axis [12]. However, based on the simulations performed, it could be shown that friction is not the decisive factor for the attenuation. Scholl et al. already suggested that components in the transmission path between force application (mallet) and the PoM reduce the peak force at the PoM [4]. The presented model however helped to relate the observed effects to the inertia and stiffness of the components—leading to the severe attenuation to less than 40% of the introduced impactation force in this study.

The following limitations have to be mentioned. In clinical practice, heads and stems are not reused to avoid potential negative influences [17]. However, in this particular study the junction mechanics were not in the scope and repeated measurements of the reference groups showed that reuse had no effect on the measured forces within the force transmission path. The force impulse and the impactor axis might not always have been in line, due to the manual excitation by a mallet, potentially causing minor differences between measured mallet force and acting force in axial direction of the impactor—in vitro and in clinics. Furthermore, it is possible that variations within the measurements occurred due to screws tightened to different degrees, despite regular retightening of all screws.

Alike to Krull et al., the results suggest that the stiffness of the surrounding tissue has a minor influence on the implantation forces [9, 18]. The stiffness used for the reference groups was taken from Doyle et al., but since the cadavers they used were rather light (mean weight: 60 kg, range: 50 kg to 65 kg) [13], heavier patients with more surrounding soft tissue may not have been covered. The stiffnesses of the additionally used springs were in the same order of magnitude, but at this point it is not possible to assess whether this represents the physiological range. Therefore, a wider range of parameters for the responding tissue was covered in the simulation. The occurring increase of the force below the stem for high stiffnesses in combination with low masses of the responding tissue can be explained with the natural frequency of the tissue. The impulse of the impactor has a frequency of approximately 3.5 kHz which is clearly overcritical for the tissue parameters from Doyle et al. with a natural frequency of almost 3 Hz [13]. With increasing stiffness, the natural frequency of the tissue increases and the excitation gets closer to the resonance case. A wide range of patient-specific tissue parameters, positioning and fixation of the patient during the surgical procedure and new surgical methods [19] could further affect the mechanical situation and should therefore be investigated in further projects.

Conclusion

The result of any force measurement in the transmission path of a surgical impaction highly depends on the chosen PoM and the included impaction instruments. It is mandatory to report that information in order to assess whether a comparison between studies is possible. The model presented can be used to investigate influences of design changes of surgical instruments or implants on the force transmission to narrow down the number of experimental tests to be performed prior clinical introduction. The model could also allow a more accurate determination of the forces at other PoIs, for example at the implant-bone interface.

Supporting information

S1 File. Contains all data required to recreate the figures from the manuscript. (ZIP)

Acknowledgments

The heads, tapers and surgical instruments were kindly provided by DePuy Synthes. The authors greatly appreciate the support of Kay Sellenschloh and Matthias Vollmer during the experiments.

Author Contributions

Conceptualization: Peter J. Schlieker.

Data curation: Peter J. Schlieker.

Formal analysis: Peter J. Schlieker.

Investigation: Peter J. Schlieker.

Methodology: Peter J. Schlieker.

Resources: Michael M. Morlock, Gerd Huber.

Software: Peter J. Schlieker.

Supervision: Michael M. Morlock, Gerd Huber.

Writing – original draft: Peter J. Schlieker.

Writing – review & editing: Michael M. Morlock, Gerd Huber.

References

1. National Joint Registry. 20th Annual Report 2023. 2023. Available from: <https://reports.njrcentre.org.uk/Portals/0/PDFdownloads/NJR%2020th%20Annual%20Report%202023.pdf> (date last accessed 04 April 2024).
2. Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry (AOANJRR). Hip, Knee & Shoulder Arthroplasty: 2022 Annual Report. 2022. Available from: <https://aoanjrr.sahmri.com/documents/10180/732916/AOA+2022+AR+Digital/f63ed890-36d0-c4b3-2e0b-7b63e2071b16> (date last accessed 04 April 2024).
3. Konow T, Bätz J, Melsheimer O, Grimberg A, Morlock MM. Factors influencing periprosthetic femoral fracture risk. *Bone Joint J.* 2021; 103-B:650–8. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.103B4.BJJ-2020-1046.R2> PMID: 33789487
4. Scholl L, Schmidig G, Faizan A, TenHuisen K, Nevelos J. Evaluation of surgical impaction technique and how it affects locking strength of the head-stem taper junction. *P I Mech Eng H.* 2016; 230:661–7. <https://doi.org/10.1177/0954411916644477> PMID: 27107031
5. Nassutt R, Mollenhauer I, Klingeill K, Hennig O, Grundeil H. Die Bedeutung der Setzkraft für die Sicherheit einer Konuskopplung von Hüftstiel und keramischem Prothesenkopf (Relevance of the insertion force for the taper lock reliability of a hip stem and a ceramic femoral head). *Biomed Tech.* 2006; 51:103–9. <https://doi.org/10.1515/BMT.2006.018> PMID: 16915773
6. Mroczkowski ML, Hertzler JS, Humphrey SM, Johnson T, Blanchard CR. Effect of impact assembly on the fretting corrosion of modular hip tapers. *J Orthop Res.* 2006; 24:271–9. <https://doi.org/10.1002/jor.20048> PMID: 16435360
7. Konow T, Glismann K, Lampe F, Ondruschka B, Morlock MM, Huber G. Stem Size and Stem Alignment Affect Periprosthetic Fracture Risk and Primary Stability in Cementless Total Hip Arthroplasty. *J Orthop Res.* 2023. <https://doi.org/10.1002/jor.25729> PMID: 37971200
8. Glismann K, Konow T, Huber G, Lampe F, Ondruschka B, Morlock MM. Small design changes affecting primary stability in fully coated tapered wedge stems. *PLOS ONE.* 2024;Forthcoming.
9. Krull A, Morlock MM, Bishop NE. Maximizing the fixation strength of modular components by impaction without tissue damage. *Bone Joint Res.* 2018; 7:196–204. <https://doi.org/10.1302/2046-3758.72.BJR-2017-0078.R2> PMID: 29682286
10. Ruhr M, Huber G, Niki Y, Lohner L, Ondruschka B, Morlock MM. Impaction procedure influences primary stability of acetabular press-fit components. *Bone Joint J.* 2023; 105-B:261–8. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.105B3.BJJ-2022-1011.R1> PMID: 36854327
11. Rehmer A, Bishop NE, Morlock MM. Influence of assembly procedure and material combination on the strength of the taper connection at the head-neck junction of modular hip endoprostheses. *Clin Biomech.* 2012; 27:77–83. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.08.002> PMID: 21903309
12. Wendler T, Prietzel T, Möbius R, Fischer J-P, Roth A, Zajonz D. Quantification of assembly forces during creation of head-neck taper junction considering soft tissue bearing: a biomechanical study. *Arthroplasty.* 2021; 3:1–10. <https://doi.org/10.1186/s42836-021-00075-7> PMID: 35236493
13. Doyle RJ, Boughton O, Plant D, Desoutter G, Cobb JP, Jeffers JRT. An in vitro model of impaction during hip arthroplasty. *J Biomech.* 2019; 82:220–7. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.10.030> PMID: 30420174
14. Schlieker PJ, Morlock MM, Huber G. Semi-empirical numerical model of the force transmission path (v1.0). 2024. <https://doi.org/10.15480/882.9287>
15. Macdonald W, Aspenberg A, Jacobsson CM, Carlsson LV. Friction in orthopaedic zirconia taper assemblies. *P I Mech Eng H.* 2000; 214:685–92. <https://doi.org/10.1243/0954411001535714> PMID: 11201416
16. The MathWorks, Inc. Simulink Design Optimization Reference. 2022. Available from: https://de.mathworks.com/help/releases/R2022b/pdf_doc/slido/slido_ref.pdf (date last accessed 04 April 2024).
17. Mueller U, Bormann T, Schroeder S, Kretzer JP. Taper junctions in modular hip joint replacements: What affects their stability. *J Mech Behav Biomed.* 2021; 116:104258. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.104258> PMID: 33497961
18. Krull A, Bishop NE, Steffen NM, Lampe F, Püschel K, Morlock MM. Influence of the compliance of a patient's body on the head taper fixation strength of modular hip implants. *Clin Biomech.* 2017; 46:1–5. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.04.009> PMID: 28463695

19. Dun S, Lim BH, Swope SW, Whitaker DR. A novel method to improve femoral head and stem taper stability intraoperatively in total hip arthroplasty—a proof of concept study. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2022; 108:103284. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2022.103284> PMID: 35470121



CORRECTION

Correction: The force at the implant cannot be assessed by the mallet force—Unless supported by a model

Peter J. Schlieker, Michael M. Morlock, Gerd Huber

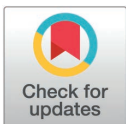
In [Table 2](#), the damping parameter for the impactor tip has incorrect unit. The correct unit should be 0.24 Ns/mm. Please see the correct [Table 2](#) here.

Table 2. Parameters of the numerical model including the results of the parameter estimation.

Object	Mass [kg]	Stiffness [N/mm]	Damping [Ns/mm]	Miscellaneous
Impactor	0.508	85×10^3		
Load cells	0.137	2.3×10^6		
Impactor tip	0.084	13×10^3	0.24	
Transition between impactor tip and head				50×10^{-6} m
Femoral head	0.062			
Friction inside head taper junction				$\mu_{\text{kinetic}} = 0.49$ $\mu_{\text{static}} = 0.79$
Normal force of head taper junction				5.0 N 140×10^9 N/m ²
Stem taper replica	0.043	130×10^3		
Analogous model of the responding tissue	0.52* and 0.89*	0.6 to 5.0	10% of stiffness	

* including load cell.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0332707.t002>



OPEN ACCESS

Citation: Schlieker PJ, Morlock MM, Huber G (2025) Correction: The force at the implant cannot be assessed by the mallet force—Unless supported by a model. PLoS One 20(9): e0332707. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0332707>

Published: September 17, 2025

Copyright: © 2025 Schlieker et al. This is an open access article distributed under the terms of the [Creative Commons Attribution License](#), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original author and source are credited.

Reference

- Schlieker PJ, Morlock MM, Huber G. The force at the implant cannot be assessed by the mallet force—Unless supported by a model. PLoS ONE. 2024;19(5):e0303682. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0303682> PMID: 38758920

B Veröffentlichung 2

*Dynamic response of soft tissue can be disregarded
during femoral stem impaction*

(Die dynamische Reaktion des Weichgewebes kann beim Einschlagen
des Femurschaftes vernachlässigt werden)



Contents lists available at ScienceDirect

Clinical Biomechanics

journal homepage: www.elsevier.com/locate/clinbiomech

Dynamic response of soft tissue can be disregarded during femoral stem impaction

Peter J. Schlieker^{a,*}, Frank Lampe^{b,c}, Johann Zwirner^{d,e}, Benjamin Ondruschka^d, Michael M. Morlock^a, Gerd Huber^a

^a Hamburg University of Technology, Institute of Biomechanics, Denickestrasse 15, 21073 Hamburg, Germany

^b Asklepios Klinik Barmbek, Rübenkamp 220, 22307 Hamburg, Germany

^c Hamburg University of Applied Sciences, Faculty of Life Sciences, Ulmenliet 20, 21033 Hamburg, Germany

^d University Medical Center Hamburg-Eppendorf, Institute of Legal Medicine, Butenfeld 34, 22529 Hamburg, Germany

^e University of Otago, Department of Oral Sciences, 310 Great King Street, 9016 Dunedin, New Zealand

ARTICLE INFO

Keywords:

Total hip arthroplasty
Soft tissue
Mechanical response
Impaction
Mallet blows

ABSTRACT

Background: In cementless total hip arthroplasty stems are inserted into the bone by mallet blows. Surgeons are not instructed to adjust the force of their blows to differences among patients especially with regard to weight. Whether this is linked to complications is yet unknown. This study investigated factors that could affect the mechanical behavior of the femur-tissue system.

Methods: Four cadavers were subject to two total hip arthroplasties by the same surgeon – one side via a lateral approach and the contralateral side via a direct anterior approach. A mass-spring-damper model was used to replicate the mechanical response of the femur-tissue system of the cadavers and make them comparable.

Findings: The mechanical response in terms of mass-spring-damper parameters differed between the approaches (lateral: 16.5 kg, 29.7 N/mm, 467.1 Ns/m; direct anterior: 11.5 kg, 41.7 N/mm, 553.0 Ns/m).

Interpretation: Common metal-on-metal mallet blows in surgery are very short and mostly excite high frequencies that are clearly above the natural frequency of the femur-tissue system. Those overcritical force impulses make the stem slide into the femur before the bone can even start moving. Hence, the individual mechanical behavior of the femur-tissue system can be disregarded provided that the force is applied with very short blows. This needs to be considered for any attempt to replace the mallet in the operation theater (e.g. automated surgical impaction tools) or to modify the mallet (e.g. alternative tip material). Furthermore, it may provide guidance on the fixation of femurs in in vitro testing to mimic surgical reality.

1. Introduction

In cementless total hip arthroplasty (THA), the broaching of the femoral cavity and the implantation of the implant are typically achieved with mallet blows on the broach handle or the stem impactor to drive the broach or the stem into the femoral canal. In every THA surgery, a unique combination of patient-specific body characteristics (e.g. the amount of muscle and fat tissue), the approach to the joint and the patient's positioning on the surgical table need to be addressed. Neither the existing literature nor the manufacturer's surgical instructions provide surgeons with clear recommendations on whether and how to adapt their mallet blows to the diverse scenarios. The sole target for the

surgeon is the achievement of the desired implant position without the occurrence of a fracture, seeking to receive sufficient primary stability. As a consequence, number and strength of the mallet blows vary between clinicians (Nassutt et al., 2006; Reynolds et al., 2024; Scholl et al., 2016). In recent years, automated surgical impaction tools have been introduced (e.g. IMT's Woodpecker, Johnson & Johnson MedTech's Kincise, Zimmer Biomet's Hammr) and are currently gaining popularity in the operation theater (Thalody et al., 2023). One of their key advantages is the high reproducibility of blows, which aims for less variability in the fixation process (Konow et al., 2022) and is a step towards more standardization in the operating room. Additionally, the automated surgical impaction tools reduce the physical load for surgeons

* Corresponding author.

E-mail addresses: peter.schlieker@tuhh.de (P.J. Schlieker), fr.lampe@asklepios.com (F. Lampe), j.zwirner@uke.de (J. Zwirner), b.ondruschka@uke.de (B. Ondruschka), morlock@tuhh.de (M.M. Morlock), g.huber@tuhh.de (G. Huber).

<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2025.106530>

Received 6 January 2025; Accepted 15 April 2025

Available online 20 April 2025

0268-0033/© 2025 The Authors. Published by Elsevier Ltd. This is an open access article under the CC BY license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

during the impaction process, allowing them to work more efficiently and reduce fatigue related failures during surgery (Ferrari et al., 2021). The patients, however, cannot be standardized and their inter-individual variability remains. Insufficient primary stability and periprosthetic fractures are still major reasons for THA-revisions (National Joint Registry, 2023; Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry, 2024; Grimberg et al., 2024). It is conceivable that both could potentially be associated with an inadequate consideration of the flexible connection of the bone to the surrounding soft tissue as well as the positioning and fixation on the table. To enable a comparison of different bone-tissue systems, their mechanical response can be described with a fundamental phenomenological model based on a mass-spring-damper system (Doyle et al., 2019). Therefore, the aim of this study was to investigate different femur-tissue systems with varying influencing factors (e.g. BMI, surgical approach and patient positioning) to gain insights into the order of magnitude and variation of the system parameters.

2. Methods

2.1. Cadaveric measurements

Four fresh human cadavers without any fixation were included in this study and stored at 4 °C prior to measurements. Their personal information was anonymized for the complete study. The only accessible data were age at death, sex, weight and height (35 to 65 years; male/female = 3/1; 70.4 kg to 117.6 kg; 1.81 m to 1.84 m). The Ethics Commission of the Medical Association Hamburg had approved this post mortem cadaveric study (2024-300436-WF).

The cadavers were treated alike patients in THA surgery by an experienced surgeon. For the lateral approach (LA) on one side, the cadavers were placed in lateral position on the autopsy table (ST HS 11-02, UFSK, Regensburg, DE) and stabilized with a standard tunnel pad and a pair of lateral hip positioners. On the contralateral side, a direct anterior approach (DAA) was performed in supine position. For the sake of consistency, ropes were used to hold the retractors and the knee in place. The padding in lateral position, the incision, the access to the joint and the osteotomy of the femoral neck were performed in accordance with the established procedures for THA surgery.

Axial excitation of the femur (sinusoidal, increasing frequency 0.5 Hz to 1000 Hz, 60 s) was applied by an electrodynamic shaker (TV 51075-M, TIRA, Schalkau, DE). This shaker (Fig. 1) was attached to a metal plasterboard dowel (GKM, Fischer, Waldachtal, DE) that was screwed into the proximal femur prior to broaching and secured with bone cement (Palacos® R, Heraeus, Wehrheim, DE). The shaker itself was suspended from a gallews and additionally supported at the rear to prevent uncontrollable resonance. The applied uniaxial force was measured at the tip of the shaker (9321C, Kistler, Winterthur, CH). The resulting accelerations were measured with an accelerometer that was screwed to the anterior cortex of the proximal femur close to the resection line of the neck cut (triaxial; M354C02, PCB Piezotronics, Depew, NY). Data acquisition was performed at 500 kHz (NI-9222, National Instruments, Austin, TX). The excitations were repeated three

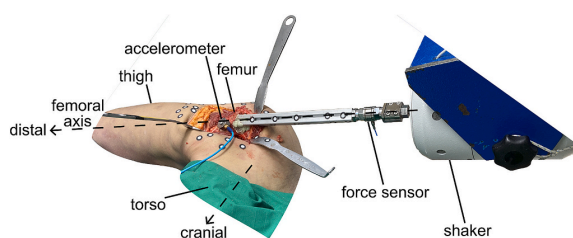


Fig. 1. Shaker mounted to the proximal femur during a lateral approach.

times for all cadavers and both approaches ($n = 24$). Laserscans of the field of surgery (HandySCAN BLACK™ Elite Limited, Creaform, Lévis, Quebec, CA) were used to establish a femur based Cartesian coordinate system: z in axis with the positive direction of force along the femoral axis, x parallel to the surface of the table, y perpendicular to x and z. The measured triaxial accelerations were later transformed in this coordinate system.

2.2. Data evaluation

The frequency response function (FRF) was described in terms of acceleration, which is calculated as the ratio of acceleration to force in the frequency domain (Ewins, 2000). The repeatability of consecutive measurements was evaluated with the mean coefficient of variation (mCV) defined as the ratio of variance to mean averaged over all frequencies.

A phenomenological model of two combined single degree of freedom mass-spring-damper systems in series was fitted to the experimental data to derive a parameter based description of the mechanical response (Fig. 2; Doyle et al., 2019; Schlieker et al., 2024b). One represented the oscillation of the femur in the surrounding tissue (femur-tissue system), whereas the other one covered the low-frequency vibrations resulting from the environment as the table fixation of the cadaver (support system). The six resulting model parameters were determined for each cadaver and each approach by optimizing the mean absolute percentage error (MAPE) between the simulated and the measured acceleration between 1 Hz and 25 Hz (fmincon, Matlab 2024A, MathWorks, Natick, MA; Simscape, Simulink 2024A, MathWorks). Higher low energy frequencies above that range couldn't be described by the two mass-spring-damper systems and did not lie within the scope of this study. Although the identical table was used for all measurements, the parameters of the support system were redetermined for each cadaver and each approach, as the cadaver's weight, the table's height and the direction of the excitation differed.

2.3. Statistical analysis

The statistical analysis was performed with a type I error level of $\alpha = 0.05$ (SPSS 26.0, IBM, Armonk, NY). Given the rarity of cadaver studies, the group size was small. To account for this, p -values between α and 0.2 were considered as trends. Normality was checked with the Shapiro-Wilk test and homogeneity of variance with the Levene's test. Pearson correlations were performed for correlation analysis. Based on the assumption that the mechanical situation on both sides of each cadaver is similar, a dependent t -test was used to compare the two approaches.

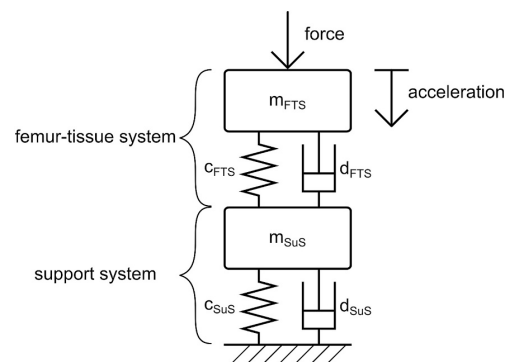


Fig. 2. Phenomenological model of the setup represented by two combined single degree of freedom mass-spring-damper systems in series. The force was applied to the femur-tissue system (FTS) that was linked to the support system (SuS).

P.J. Schlieker et al.

3. Results

The mCV of the measured FRF between 1 Hz and 100 Hz ranged from 0.8 % to 2.5 %. This small variation allowed combining consecutive measurements for each approach on each cadaver by averaging the FRF.

The MAPE of the simulated FRFs ranged from 3.2 % to 4.4 % for the DAA and from 2.3 % to 3.9 % for the LA, respectively (Fig. 3). Above 25 Hz the measured and the modelled acceleration diverged. In accordance with this, the phase shift of the measured acceleration did not reach 0° as the simulated did.

Dynamic properties tend to increase with increasing body weight for the LA (mass: $R^2 = 0.875$, $P = 0.065$; stiffness: $R^2 = 0.870$, $P = 0.067$; damping: $R^2 = 0.857$, $P = 0.074$; natural frequency: $R^2 = 0.847$, $P = 0.080$; Fig. 4A-D). For the DAA, only the damping followed a similar trend ($R^2 = 0.797$, $P = 0.107$), while the effective mass was found to be nearly constant ($R^2 = 0.030$, $P = 0.827$). Slight increase in stiffness and natural frequency for the DAA was not significantly related to body weight (stiffness: $R^2 = 0.474$, $P = 0.312$; natural frequency: $R^2 = 0.363$, $P = 0.397$).

The effective mass of the femur-tissue system was determined as 11.5 kg (SD 0.54 kg) for the DAA and 16.5 kg (SD 1.13 kg) for the LA, respectively ($P = 0.004$). In contrast, the DAA resulted in a 12.0 N/mm higher stiffness (41.7 N/mm, SD 6.2 N/mm vs. 29.7 N/mm, SD 6.4 N/mm, $P = 0.010$), and consequently, the natural frequency was on average 2.9 Hz larger for the DAA than for the LA (9.6 Hz, SD 0.9 Hz vs. 6.7 Hz, SD 0.5 Hz, $P = 0.003$). The difference in damping was only a trend and again the DAA resulted in higher values than the LA (553.0 Ns/m, SD 184.6 Ns/m vs. 467.1 Ns/m, SD 177.3 Ns/m, $P = 0.146$).

4. Discussion

The repeatability of the consecutive measurements was high. The low mCV of the measured acceleration was caused by the excitation of the shaker and proved that three repetitions per cadaver were sufficient to effectively capture the system's dynamics. Based on the MAPEs of the simulated FRFs it was shown, that in accordance with Doyle et al. (2019) the usage of a mass-spring-damper system was a sufficient approach to simulate the dynamic response of the femur-tissue system – even though it had to be expanded by a component representing the support in this study.

The effective masses for both approaches were higher than the

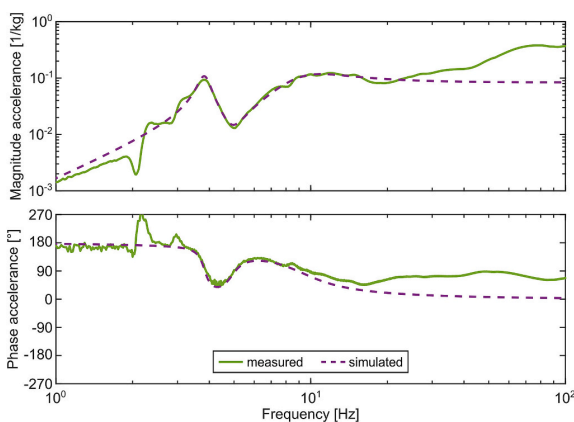


Fig. 3. Exemplary Bode diagram of a measured and the corresponding simulated frequency response function (mean absolute percentage error = 3.2 %). The first peak in magnitude and the corresponding phase shift, both at 4 Hz, indicate the natural frequency of the support system. The femur-tissue system is a heavily damped system, which leads to the diminished intensity of the rather flat peak at approximately 9 Hz.

Clinical Biomechanics 125 (2025) 106530

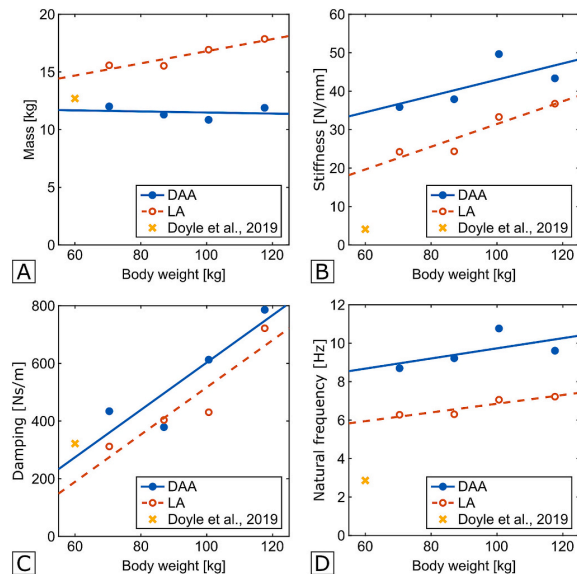


Fig. 4. A) mass, B) stiffness, C) damping, and D) natural frequency of the femur-tissue system for the direct anterior approach and the lateral approach in dependency of the cadaver's body weight. The single data from Doyle et al. (2019) was included for visual comparison.

weight of a plain femur showing that not only the femur was excited, but also a part of the surrounding soft tissue and the limb. This was also visually observed during the measurements. The independence of the effective mass from the body weight for the DAA was found to be counterintuitive, particularly when there was a clear trend for the LA. However, the approaches differ in the amount of support, which can explain the different parameters of the femur-tissue system.

The effective masses and damping characteristics resemble the single value in the literature (Doyle et al., 2019). However, the stiffnesses are six to twelve times higher than in the literature, resulting in natural frequencies that are 2.4 to 3.5 times higher. One potential explanation for this could be that their cadavers were embalmed using phenol in addition to being cooled (Doyle et al., 2019), whereas the decedents used in the present study stayed unfixed. Phenol has the capacity to either decrease the tissue stiffness by denaturing protein or increase it by dehydrating the tissue (Richins et al., 1963). The extent to which these two effects occur cannot be assessed at this point. However, it is important to note that a common side effect of embalming techniques is the alteration of tissue properties (Galbusera et al., 2018; Holeyijn et al., 2017). Without fixation, the cadavers for the present study had to be relatively fresh. As a consequence, rigor mortis had to be broken by mobilization prior to the surgical procedure, but did not re-establish during the subsequent examination. However, parts of the muscles may still have been hardened. Additionally, although a similar positioning was used, different muscle releases for the LA as for the posterior approach used by (Doyle et al., 2019) are needed. Furthermore, the anatomical subjects in the present study were younger (35–65 years vs. 81–94 years) which might come along with higher stiffness of the soft tissue.

Both studies used cooled cadavers and the reduced body temperature could have led to an overestimation of the tissue stiffness in comparison to living patients (Krompecher, 1981). Due to the additional damage to the bone, extended operating time and increased risk of infection, in vivo studies are not ethically justifiable. Therefore, human cadavers are the best available substitute model to gain better knowledge of the mechanics of the femur-tissue system.

In the present study, a shaker was used to excite a broad range of harmonic frequencies with a reasonable amount of energy to receive a complete transfer function. In contrast, mallet blows are commonly used in clinical practice to drive broaches or implants into the bone. These blows cause a short non-harmonic force excitation, which can be approximated as superposition of sinusoidal half-waves (Fourier transform) with durations of approximately 0.15 ms to 0.3 ms (Albini Lomami et al., 2020; Dubory et al., 2020; Elias et al., 2000; Glismann et al., 2024; Schlieker et al., 2024b). Transferred in the frequency domain this means that predominantly frequencies in the single-digit kHz range are excited. This excitation is orders of magnitude above the natural frequencies of the different femur-tissue systems and the excitation can be regarded as overcritical. The consequence of the overcritical excitation is that the accelerated stem or broach slides into the femur before the bone even starts moving (Bishop et al., 2022). Thus, with respect to the implantation dynamics, differences in the femur-tissue system or the support system (with its even lower natural frequency) can be disregarded (Krull et al., 2017; Schlieker et al., 2024b). The same is applicable for the assembly of implant components (Doyle et al., 2019). The excitation during broaching might be slightly different due to longer force transmission during plastic deformation. Little relevance with regard to the natural frequency of the femur-tissue system is expected.

Excitations below the natural frequency of the femur-tissue system or even quasi statically with its easy to control peak forces would require additional fixation of the femur. Without fixation, they would lead to soft tissue damage, since the femur would be pushed distally without proper seating of the stem. Even though blows from hand-operated mallets bear some variability (Nassutt et al., 2006; Reynolds et al., 2024; Scholl et al., 2016), their blows are overcritical and lead to a sufficient result. Softer mallets (e.g. polymer or copper) lead to longer blows (Bishop et al., 2021). In extreme cases this could result in an excitation of lower frequencies and consequently could interfere with the femur-tissue system. Hence, the energy would be absorbed by the surrounding tissue instead of being used for the seating of the implant. This is also applicable for automated surgical impaction tools – as long as their blows are short enough and lead to an overcritical excitation, they can be a viable alternative to hand-operated mallets. It is important to note that the excited frequencies are not equal to the repetition rate of blows (e.g. IMT's Woodpecker: 70 blows per second (Goossens et al., 2017), Johnson & Johnson MedTech's Kincise: 6 blows per second (Konow et al., 2022), Zimmer Biomet's Hammr: 6 blows per second (Zimmer Zimmer Biomet, 2024)). The devices apply very short impulses followed by longer interruptions and no harmonic excitation.

In addition to their clinical application, these findings can also be applied to the testing of implants and surgical instruments. In many in vitro studies excised femora without soft tissue are fixated relatively rigidly. It is therefore likely that in these cases the system stiffness exceeds that of the in situ situation. As a consequence, the results might only be transferred to the clinical situation to a limited extent.

The findings of this study are subject to a few limitations. The incision had to be slightly longer than usual for a standard primary THA surgery to be able to attach the shaker and the accelerometer to the proximal femur. This resulted in the necessity for the release of additional soft tissue, which could have affected the tissue stiffness in comparison to the actual surgical situation.

The measurement of the mechanical response and the numerical approach are predicated on the assumption that the femur-tissue system exhibits linear behavior. An impulse mallet could have been used to apply a force in the correct order of magnitude, but low frequencies would insufficiently be excited and thereby the determination of the natural frequency of the femur-tissue system would not be possible (Schlieker et al., 2024a).

Autopsy tables or surgical tables differ, but are likely to influence the measurements in a characteristic and itself comparable way. In this study, the movement of the table could be clearly isolated in the data,

since the support system had a lower natural frequency than the femur-tissue system and did therefore not affect the determination of the dynamic properties of the latter.

5. Conclusion

The findings indicate that the dynamic properties of the femur-tissue system possess a natural frequency, which is orders of magnitude below the frequencies that are excited by the force impulses experienced during femoral stem impaction with mallet blows. As long as implantations are performed with such short impulses, the force input remains overcritical, and consequently, the femur-tissue system and the support system (e.g. amount of soft tissue, fixation, positioning or surgical table) does not have a relevant influence on the dynamics of the femoral stem impaction. The surgical procedure during impaction of an implant therefore does not have to be adapted to specific patient characteristics or approaches as long as short metal-on-metal blows are applied. This is not necessarily the case when the instruments' materials or the impaction philosophies are altered.

CRedit authorship contribution statement

Peter J. Schlieker: Writing – original draft, Visualization, Software, Project administration, Methodology, Investigation, Formal analysis, Data curation, Conceptualization. **Frank Lampe:** Writing – review & editing, Investigation. **Johann Zwirner:** Writing – review & editing, Investigation. **Benjamin Ondruschka:** Writing – review & editing, Supervision, Resources. **Michael M. Morlock:** Writing – review & editing, Supervision, Resources, Funding acquisition. **Gerd Huber:** Writing – review & editing, Supervision, Resources, Methodology, Funding acquisition, Formal analysis, Conceptualization.

Declaration of competing interest

MMM reports financial support was provided by Johnson & Johnson MedTech. FL reports a relationship with Johnson & Johnson MedTech that includes: consulting or advisory. FL reports a relationship with Aesculap AG that includes: consulting or advisory. MMM reports a relationship with Johnson & Johnson MedTech that includes: consulting or advisory, funding grants, and speaking and lecture fees. MMM reports a relationship with CeramTec GmbH that includes: funding grants and speaking and lecture fees. MMM reports a relationship with Peter Brehm GmbH that includes: funding grants. MMM reports a relationship with Mathys Enovis that includes: speaking and lecture fees. BO is member of the board of the German Society of Legal Medicine; GH is member of the board of the German Society of Biomechanics.

If there are other authors, they declare that they have no known competing financial interests or personal relationships that could have appeared to influence the work reported in this paper.

Acknowledgments

The authors gratefully acknowledge the financial support of Johnson & Johnson MedTech and the assistance during the cadaveric experiments of A. Bluhm, J. Böttcher, K. Glismann, Y. Niki, and M. Vollmer. Johnson & Johnson MedTech was not involved in data evaluation or writing of the manuscript.

References

- Albini Lomami, H., Damour, C., Rosi, G., Poudrel, A.-S., Dubory, A., Flouzat-Lachaniette, C.-H., Haiat, G., 2020. Ex vivo estimation of cementless femoral stem stability using an instrumented hammer. *Clin. Biomech.* 76, 105006.
- Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry, 2024. Hip, Knee and Shoulder Arthroplasty: 2024 Annual Report. <https://aoanjrr.sahmri.com/documents/10180/1798900/AOANJRR+2024+Annual+Report.pdf/9d0bfe03-2282-8fc8-a424-b8d9abb82b1f?t=1727666185313>.

- Zimmer Biomet, 2024. HAMMR™ Automated Hip Surgical Impactor System. <https://www.zimmerbiomet.com/en/products-and-solutions/specialties/hip/hammr-automated-hip-impaction-system.html>. Accessed 22 October 2024.
- Bishop, N.E., Wright, P., Dudley-Harvey, C., Preutenborbeck, M., 2021. A model of uniaxial implant seating by impaction. *Med. Eng. Phys.* 97, 47–55.
- Bishop, N.E., Wright, P., Preutenborbeck, M., 2022. A parametric numerical analysis of femoral stem impaction. *PLoS One* 17, e0268561.
- Doyle, R.J., Boughton, O., Plant, D., Desoutter, G., Cobb, J.P., Jeffers, J.R.T., 2019. An in vitro model of impaction during hip arthroplasty. *J. Biomech.* 82, 220–227.
- Dubory, A., Rosi, G., Tijou, A., Lomami, H.A., Flouzat-Lachaniette, C.-H., Haiat, G., 2020. A cadaveric validation of a method based on impact analysis to monitor the femoral stem insertion. *J. Mech Behav Biomed* 103, 103535.
- Elias, J.J., Nagao, M., Chu, Y.-H., Carbone, J.J., Lennox, D.W., Chao, E.Y.S., 2000. Medial Cortex Strain Distribution During Noncemented total Hip Arthroplasty. *Clin Orthop Relat R* 370, 250–258.
- Ewins, D.J., 2000. *Modal Testing: Theory, Practice and Application*, 2nd ed. Research Studies Press, 574 pp.
- Ferrari, E., Khan, M., Mantel, J., Wallbank, R., 2021. The assessment of muscle fatigue in orthopedic surgeons, by comparing manual versus automated broaching in simulated total hip arthroplasty. *P I Mech Eng H* 235, 1471–1478.
- Galbusera, F., Volkheimer, D., Wilke, H.-J., 2018. In Vitro Testing of Cadaveric Specimens. In: *Biomechanics of the Spine*. Academic Press, pp. 203–221.
- Glismann, K., Konow, T., Lampe, F., Ondruschka, B., Huber, G., Morlock, M.M., 2024. Small design modifications can improve the primary stability of a fully coated tapered wedge hip stem. *PLoS One* 19, e0300956.
- Goossens, O., Leuridan, S., Pastrav, L., Mulier, M., Desmet, W., Denis, K., Vander Sloten, J., 2017. Comparison of cementless THA stem insertion using the Woodpecker versus hammer blows by strain and vibrational measurements: an in vitro study. *Orthop Procs* 99-B, 141.
- Grimberg, A., Kirschner, S., Lütznier, J., Melsheimer, O., Morlock, M.M., Steinbrück, A., 2024. *EPRD Annual Report 2024 Endoprothesenregister Deutschland (EPRD)*. https://www.eprd.de/fileadmin/user_upload/Dateien/Publikationen/Berichte/AnnualReport2024-Web_2025-03-27_F.pdf.
- Holewijn, R.M., Faraj, S.S.A., Kingma, I., van Royen, B.J., Kleuver, M., van der Veen, A. J., 2017. Spinal biomechanical properties are significantly altered with a novel embalming method. *J. Biomech.* 55, 144–146.
- Konow, T., Bätz, J., Beverland, D., Board, T., Lampe, F., Püschel, K., Morlock, M.M., 2022. Variability in Femoral Preparation and Implantation Between Surgeons Using Manual and Powered Impaction in total Hip Arthroplasty. *Arthroplasty Today* 14, 14–21.
- Krompecher, T., 1981. Experimental evaluation of rigor mortis. V. Effect of various temperatures on the evolution of rigor mortis. *Forensic Sci. Int.* 17, 19–26.
- Krull, A., Bishop, N.E., Steffen, N.M., Lampe, F., Püschel, K., Morlock, M.M., 2017. Influence of the compliance of a patient's body on the head taper fixation strength of modular hip implants. *Clin Biomech* 46, 1–5.
- Nassutt, R., Mollenhauer, I., Klingeill, K., Hennig, O., Grundel, H., 2006. Die Bedeutung der Setzkraft für die Sicherheit einer Konuskopplung von Hüftstiel und keramischem Prothesenkopf (Relevance of the insertion force for the taper lock reliability of a hip stem and a ceramic femoral head). *Biomed. Tech.* 51, 103–109.
- National Joint Registry, 2023. *20th Annual Report 2023. National Joint Registry*. <https://reports.njrcentre.org.uk/Portals/0/PDFdownloads/NJR%2020th%20Annual%20Report%202023.pdf>. Accessed 23 October 2024.
- Reynolds, A., Doyle, R., Boughton, O., Cobb, J., Muirhead-Allwood, S., Jeffers, J., 2024. Dynamics of manual impaction instruments during total hip arthroplasty. *Bone Joint Res* 13, 193–200.
- Richins, C.A., Roberts, E.C., Zeilmann, J.A., 1963. Improved Fluids for Anatomical Embalming and Storage. *Anat. Rec.* 146, 241–243.
- Schlieker, P.J., Morlock, M.M., Huber, G., 2024a. *Mallets Are Good for Implantation - Shakers for the Determination of Dynamic Properties. 35th Annual Congress International Society of Technology in Arthroplasty*. <https://www.istaonline.org/wp-content/uploads/2024/10/ISTA-Online-Abstracts.pdf>. Accessed 8 November 2024.
- Schlieker, P.J., Morlock, M.M., Huber, G., 2024b. The force at the implant cannot be assessed by the mallet force – Unless supported by a model. *PLoS One* 19, e0303682.
- Scholl, L., Schmidig, G., Faizan, A., TenHuisen, K., Nevelos, J., 2016. Evaluation of surgical impaction technique and how it affects locking strength of the head-stem taper junction. *P I Mech Eng H* 230, 661–667.
- Thalody, H.S., Post, Z.D., Bridges, T.N., Qadiri, Q.S., Scaramella, A., Ong, A.C., Ponzio, D. Y., 2023. Does Automated Impaction Improve Femoral Component Sizing and Alignment in Total Hip Arthroplasty? *J. Arthroplasty* 38, 2154–2158.

C Veröffentlichung 3

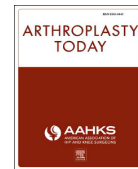
Design of surgical impaction instruments matters

(Das Design chirurgischer Impaktoren ist wichtig)



Contents lists available at ScienceDirect

Arthroplasty Today

journal homepage: <http://www.arthroplastytoday.org/>

Original Research

Design of Surgical Impaction Instruments Matters

Peter J. Schlieker, MSc^{a,*}, Frank Lampe, MD^{b,c}, Johann Zwirner, MD^{d,e}, Benjamin Ondruschka, MD^d, Michael M. Morlock, PhD^a, Gerd Huber, PhD^a^a Institute of Biomechanics, Hamburg University of Technology, Hamburg, Germany^b Department of Orthopaedics, Asklepios Klinik Barmbek, Hamburg, Germany^c Faculty of Life Sciences, Hamburg University of Applied Sciences, Hamburg, Germany^d Institute of Legal Medicine, University Medical Center Hamburg-Eppendorf, Hamburg, Germany^e Department of Oral Sciences, University of Otago, Dunedin, New Zealand

ARTICLE INFO

Article history:

Received 26 May 2025

Received in revised form

11 September 2025

Accepted 6 October 2025

Available online 12 November 2025

Keywords:

Total hip arthroplasty

Force transmission

Impaction

Cadaveric study

Numerical simulation

ABSTRACT

Background: Femoral stem impaction in total hip arthroplasty is commonly performed by mallet blows on a metal impactor attached to the stem. Factors including the surgeon, the impactor, and the patient can influence the impaction. A wide range of impactors, varying in design and thus in mass and stiffness, are available. However, little is known about their influence on the force transmission and, consequently, about the proportion of the mallet force that ultimately reaches the implant. This study aimed to investigate the force transmission through the impactor for different impactor designs, while investigating different patient-specific femur-tissue systems in situ and in silico.

Methods: The mallet and impactor forces of 9 consecutive blows on seated femoral stems were measured for 2 different approaches on each of 4 cadavers. The mallet-implant force transmission was calculated using a phenomenological model for 2 different impactor designs.

Results: The attenuated force in the impactor achieved approximately 65% to 75% of the corresponding mallet peak force, regardless of cadaver or surgical approach. Measuring the force distant from the tip resulted in an overestimation of the transferred forces. Depending on impactor design just 24% to 47% of the applied mallet peak force reached the implant itself.

Conclusions: The force transmission for overcritical mallet blows can be regarded as independent from patient- and approach-specific boundary conditions and primarily dependent on the impactor design. Surgeons must be aware of this relationship and exercise caution when using other or novel instruments to prevent intraoperative complications.

© 2025 The Authors. Published by Elsevier Inc. on behalf of The American Association of Hip and Knee Surgeons. This is an open access article under the CC BY license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Introduction

In total hip arthroplasty (THA), cementless stems are held through press-fit in the undersized femoral cavity. The required impaction force is applied via mallet blows on a metal impactor. Intraoperatively, the surgeon must achieve a trade-off between inadequate press-fit of undersized stems—bearing the risk of aseptic loosening [1,2]—and excessive implantation forces caused by impacting an oversized implant and increase the risk of a peri-prosthetic fracture [1,3,4].

This procedure is far from being standardized, as these blows are known to vary not only between surgeons [5,6], but also between surgeon's practice [7–9]. Since many surgeons have different preferences regarding their mallets [10], these cannot be standardized either. While little is known about the influence of the impactor on the force transmission [11,12], the impactor design exhibits large variability, with options including solid or slotted handles and straight or curved shafts with different diameters and lengths [11]. Since the force is transmitted from the mallet to the stem, the blow traverses the impactor and likely undergoes impactor-specific attenuation [11–13]. In case this force transmission could be improved, the requisite applied force by the mallet could be reduced, while the same amount of force reaches the stem. This could have beneficial effects on the health of the surgeons [14,15]. However, due to the dynamic characteristics of

* Corresponding author. Denickestraße 15, Hamburg 21073, Germany. Tel.: +49 30601 3386.

E-mail address: peter.schlieker@tuhh.de

<https://doi.org/10.1016/j.artd.2025.101898>

2352-3441/© 2025 The Authors. Published by Elsevier Inc. on behalf of The American Association of Hip and Knee Surgeons. This is an open access article under the CC BY license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

the mallet blows applied during THA, the force transmission cannot be examined independently for each part along the transmission path. The force transmission inside the impactor may be influenced by other components, including the implant or the patient's body. Whether the flexibility of the femur-tissue system (FTS) needs to be considered during the impaction of stems is discussed controversially in the literature. While the majority of in vitro studies continue to use rigid mountings for their specimens [1,16-22], some studies included soft boundary conditions in their test setups [9,12,23-25] and Doyle et al. was the first to quantify the parameters for future in vitro testing [26]. However, a recent cadaveric study concluded that metal-on-metal impacts would be overcritical for the rather soft FTS [27] and would therefore not affect the force transmission from the mallet to the stem.

The aim of this study was, therefore, to examine whether differences in the design of the impactor result in different impaction forces at the stem in silico based on in situ cadaveric measurements.

Material and methods

Cadaveric measurement

Four fresh human cadavers, stored at 4 °C prior to the measurements, were part of this study (approved by the Ethics Commission of the Medical Association Hamburg (2024-300436-WF)). Besides sex (3 males, 1 female), age at death (35-65 years), weight (70.4 kg to 117.6 kg), and height (1.81 m to 1.84 m), all personal information was anonymized.

After the rigor mortis was broken by mobilization of the hip, 2 THA surgeries were performed on each cadaver. One side was operated in lateral position with a lateral transgluteal approach [28] and the contralateral side was operated in supine position with a direct anterior approach. The assignment of the approaches

to the sides was randomized for each cadaver. Both procedures were performed on the same day, with only one cadaver being operated per day. For the lateral transgluteal approach a standard tunnel pad and a set of lateral hip positioners were used to stabilize the cadavers. All steps from incision to stem implantation were performed by the same experienced surgeon following the procedures of established THA surgeries. Impactions for broaching and implantation were applied with an automated surgical impaction tool (Kincise, Johnson & Johnson MedTech, Raynham, MA). The implanted stems were uncemented collarless tapered wedge stems (Corail, Johnson & Johnson MedTech, Raynham, MA). The implantation was stopped when the experienced surgeon considered the stem as fixed within the femur without detectable movement. When fully seated, 10 additional manual blows were applied to the stem using an instrumented mallet with a piezo force sensor at the tip (Fig. 1; total weight 890 g, 9041A, Kistler, Winterthur, CH) and an instrumented impactor. The instrumented impactor was similar to the original stem impactor belonging to the implant system, but modified in a way to allow the mounting of a force sensor (9333A, Kistler, Winterthur, CH) with 2 flange connections. The surgeon could choose between 2 different lengths of the impactor shaft below the force sensor (50 mm and 100 mm) to enable access to the stem through different thicknesses of soft tissue without pushing the sensor too deep into the surrounding tissue. The first blow for each approach on each cadaver served as preconditioning to achieve proper contact between the impactor tip and the stem. For the 9 consecutive mallet blows of each of the 8 implantations, forces at the tip of the mallet and in the shaft of the impactor were recorded with 500 kHz and 14 bits (NI-9775, National Instruments, Austin, TX).

Data evaluation

The measured force signals ($n = 72$) of the mallet and the impactor were filtered with a fourth-order zero-phase low-pass

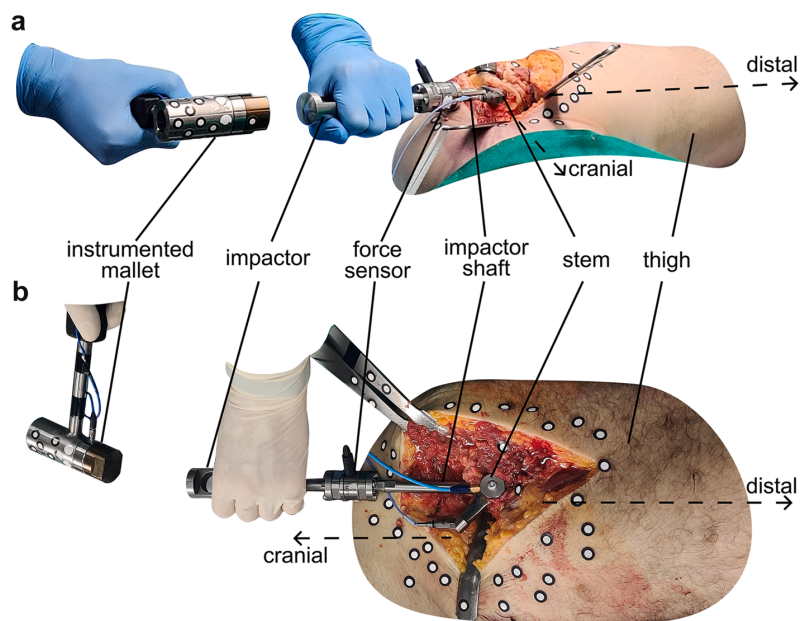


Figure 1. Measurement setup during (a) a lateral transgluteal approach and (b) a direct anterior approach. The additional sensors on the stem and femur and the optical markers were not related to this research question and did not interfere with the measurements. To guarantee the anonymity of the deceased, a visible tattoo was removed from one of the pictures.

filter with a cut-off frequency of 24 kHz to address the oscillating mass of the mallet tip on the stiffness of the corresponding force sensor. Then, the maximum mallet and impactor forces were determined. To account for the variability of manually applied mallet blows, the impactor forces were normalized by the corresponding maximum of the mallet force. This dimensionless ratio of the force at the impactor to the maximum force of the mallet is the attenuation of the respective force transmission from one sensor position to another [13].

The measured force transmission was further evaluated with a transfer function in the frequency domain. Therefore, the discrete Fourier transform was calculated for the unfiltered force signals from both sensor positions (Matlab R2024b, MathWorks, Natick, MA). To improve the signal to noise ratio, the mallet force was windowed with a narrow rectangular window [29] and both forces were windowed with an exponential window including compensation with its coherent gain [30–32]. For the resulting transfer function, which is the ratio of output force (impactor) to input force (mallet) in the frequency domain, values greater than 1 indicate amplification, whereas values less than 1 correspond to attenuation for the corresponding frequency—likewise the force ratio mentioned above. Based on the consecutive blows, the averaged transfer function was generated by calculating the median and the interquartile ranges (IQRs) for every frequency.

Phenomenological model

The setup of the cadaveric measurements was rebuilt with a phenomenological model (Fig. 2; Table 1; Simscape, Simulink R2024b, MathWorks) based on differential equations. The model was based on a previously validated model [33] and only a few adaptations were required to adjust it to the current study: The impactor had a more complex design than in the original study [13] and therefore the handle and the shaft were each divided into 5 single degree of freedom mass-spring systems in series to account for different segments with different masses, cross sections and stiffnesses. The respective masses were obtained from a 3D computer-aided design model (SolidWorks 2020 SP5.0, Dassault Systèmes, FR). The corresponding stiffnesses of the impactor were calculated using a finite element analysis (SolidWorks 2020 SP5.0). In the phenomenological model, the mass of the force sensor in the impactor was divided in half and implemented above and below its stiffness. The interface between the impactor tip and the implant was simulated by a simplified approach using a

Table 1

Parameters of the phenomenological model for the short impactor shaft (50 mm).

Object	Mass [kg]	Stiffness [N/mm]	Damping [Ns/m]
Impactor handle			
Part 1	0.049	3.968×10^6	
Part 2	0.109	0.415×10^6	
Part 3	0.039	0.491×10^6	
Part 4	0.021	0.745×10^6	
Part 5	0.032	6.266×10^6	
Force sensor	2×0.069	2.3×10^6	
Impactor shaft			
Part 1	0.024	30.303×10^6	
Part 2	0.017	1.015×10^6	
Part 3	0.009	2.331×10^6	
Part 4	0.008	1.238×10^6	
Part 5	0.001	2.739×10^6	
Impactor tip			1500
Femoral stem	0.094-0.123	24.23-49.65	
FTS	10.85-17.86		312.0-785.9

The parts 1-5 of the impactor handle and the impactor shaft correspond to the 2 sets of 5 single degree of freedom mass-spring systems in series that were required to describe the complex geometry of the surgical instrument.

translational damper that represented the plastic deformation of the impactor tip observed during the cadaveric measurements. Moreover, this damper covered all the other damping effects of the surgical instrument. The stem was included as a single mass and rigidly constrained to the limb, since no relative movement between the stem and the femur was expected after fully seating of the stem with the automated surgical impaction tool. The parameters of the single degree mass-spring-damper system of the FTS were updated with the values determined for the same cadavers and approaches [27]. The simulations were performed with a constant step size of 0.5 μ s, but the results were resampled according to the acquisition rate during the measurements. Each measured mallet blow applied by the surgeon was used as input signal to numerically determine the corresponding impactor force and the resulting attenuation identically as for the measured data. The accuracy of the model was evaluated by comparing simulated and measured forces. To address the issue of potential phase shifts, Dynamic Time Warping [34] was applied, aligning the signals with nonlinear time adjustments. A small normalized warping path length close to 1 is indicative of a high degree of similarity between the 2 force signals, while an increased distance represents a greater disparity. The root mean squared error between measured

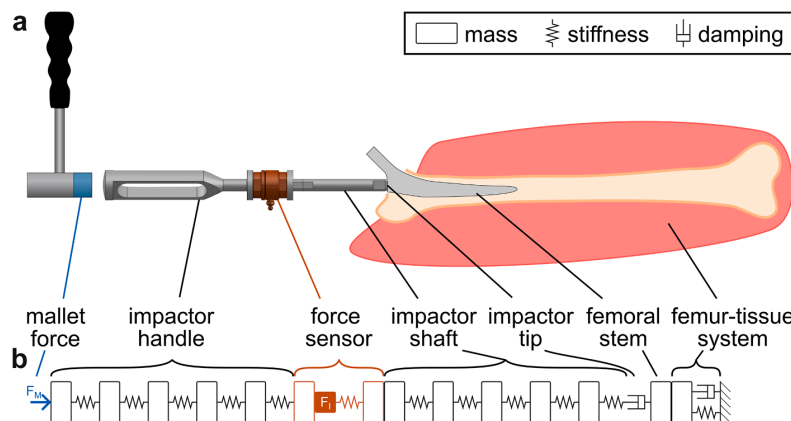


Figure 2. (a) Structure of a simplified version of the experimental setup and (b) the corresponding structure of the phenomenological model.

and simulated normalized impactor forces was calculated for the initial 2 ms of the warped signals. This approach provides an effective measure of alignment accuracy while accounting for temporal discrepancies. The transfer function of the model was calculated between the force input and the force output at the impactor.

However, the phenomenological model was specially used to determine the force at the distal tip of the impactor. Attaining this value through measurements is challenging, but given its role as the point of final force transfer from the implantation instruments to the femoral stem, it is in fact the principal point of interest. Moreover, the masses and stiffness of the force sensor were only included in the model (Fig. 3a and b) to replicate the measurements as closely as possible but the sensor is not of clinical relevance. Therefore, to investigate how the utilization of a sensor might affect the acting forces, the sensor was replaced by a cylindrical component of the shaft in subsequent simulations (Fig. 3c; 'reference'). The impact of the impactor design was evaluated by simulating 2 realistic variations of the reference impactor: a slim version with an 8 mm thick shaft and a slotted handle (Fig. 3d; 'slim') and a solid version with a 12 mm thick shaft and a solid handle (Fig. 3e; 'solid').

Statistical analysis

The statistical analysis of the force attenuation was conducted using a type I error level of $\alpha = 0.05$ (SPSS 29.0, IBM, Armonk, NY). The data were tested for normal distribution and homogeneity of variance using the Shapiro–Wilk test and the Levene's test, respectively. Even though the approaches could be considered as dependent conditions, since they were performed on both sides of each cadaver, the nonordered sequence of blows within each approach led to an independent test condition. Comparisons of the approaches were performed with the Mann–Whitney U test. The cadavers, the different evaluation

positions and the different impactor designs were compared with the Kruskal–Wallis test including Bonferroni correction as post-hoc analysis. In case of a nonsignificant result, a power analysis for the difference between the approaches was performed using a statistical power of $1-\beta = 0.8$ [35]. Boxplots with whiskers up to 1.5 IQR in length were used to visualize nonparametric results. Values outside this range were defined and highlighted as outliers but not excluded from the statistical analysis.

Results

Cadaveric measurement

In 3 cadavers, the surgeon selected the longer impactor shaft for both approaches, while in the remaining cadaver, he used the shorter impactor shaft on both sides. The maximum forces of the mallet blows ranged from 7.7 kN to 23.9 kN, resulting in forces ranging from 5.6 kN to 16.0 kN for the impactor. The attenuation, received by the normalization, was similar for the 2 approaches of each of the cadavers (Fig. 4a; 21.5 kg/m²: $P = .796$, 25.7 kg/m²: $P = .730$, 30.0 kg/m²: $P = .863$, 35.1 kg/m²: $P = .340$). Consequently, the attenuation could be combined for each of the cadavers. The normalized peak forces at the impactor were lower for one cadaver (Fig. 4b; all $P < .001$), while did not differ for the remaining 3 (all remaining $P = 1.000$). This coincided with the usage of the shorter impactor shaft for this particular cadaver. Thus, the measurements resulted in different attenuations for the long shaft (median 73.9%, IQR 71.7%–76.2%) and the short shaft (median 67.7%, IQR 66.4%–68.6%). With the given distribution, the 0.7% difference in force transmission between the 2 approaches could only deliver statistical significance for a sample size of approximately 600 cadavers.

Simulation

The exponential decay of the oscillating force of the impactor could approximately be reproduced by the simulation (Fig. 5). An underestimation of the peak force of about 7.5% to 10% of the corresponding mallet peak force remained. However, the model could explain the pronounced attenuation for the shorter impactor ($P < .001$; long: 66.4%, IQR 65.1%–69.0%; short: 57.7%, IQR 56.8%–59.0%). The normalized median warping path length was 1.54 (IQR 1.51–1.57) resulting in a median root mean squared error of 3.2% (IQR 2.8%–3.9%) for the aligned impactor forces.

Transfer function

The transfer functions of the measurements showed comparable progressions and were pooled for each of the impactor lengths (Fig. 6a). The 2 groups resulted in similar curves with only minor deviations in magnitude and in areas with extinct attenuation (frequencies with little load transfer). The transfer function of the model generally followed a very similar shape like the measurements (Fig. 6a). The modified mass-spring system of the impactor shaft for the 2 shaft lengths led to some changes in the transfer function that were predominantly similar to those measured. For low frequencies close to the eigenfrequency of the FTS (around 10 Hz), only minor differences between the various FTS were observed in the transfer function of the model (Fig. 6b). For high frequencies above 40 kHz the simulation failed to represent the measurements.

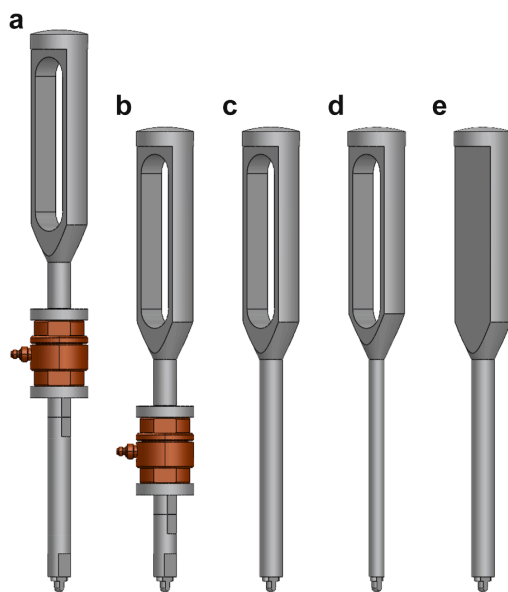


Figure 3. Overview of the different impactors used in the simulations: (a) thick and long shaft with force sensor and slotted handle, (b) thick and short shaft with force sensor and slotted handle, (c) thick shaft with slotted handle ('reference'), (d) slim shaft with slotted handle ('slim'), and (e) thick shaft with solid handle ('solid').

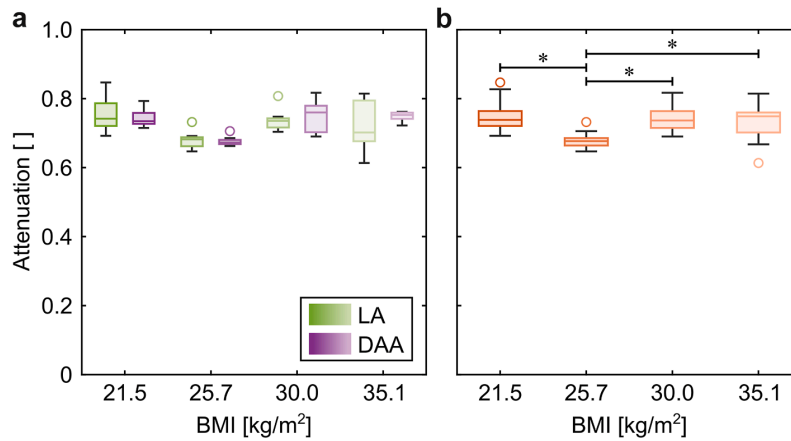


Figure 4. Force attenuation from the mallet to the impactor for each of the 4 cadavers ordered by their increasing BMI. (a) No significant differences occurred between the lateral transgluteal approach and the direct anterior approach for each of the cadavers. (b) When the approaches for each cadaver were combined, the attenuation for the cadaver with a BMI of 25.7 kg/m², which was the one on which the shorter impactor was used, was lower than for the other 3. BMI, body mass index; DAA, direct anterior approach; LA, lateral transgluteal approach.

Impactor variation

The calculated force at the tip of the impactor was clearly lower than that measured at the sensor position in the middle of the shaft (Fig. 7a; $P < .001$). 58.1% (IQR 57.2%–59.2%) of the mallet peak force reached the shaft and 30.6% (IQR 30.0%–31.1%) the tip, respectively. The removal of the force sensor resulted in higher forces at the tip of the impactor, with 42.0% (IQR 40.2%–43.6%; $P < .001$) of the corresponding mallet peak force. Regarding the different designs of the impactor, it is noteworthy that the slim impactor enabled the transfer of higher peak forces in comparison to the reference (Fig. 7b; all $P < .001$; median 47.4%, IQR 45.5%–49.5%), while the simulation for the solid impactor resulted in substantially lower peak forces ($P < .001$; median 24.0%, IQR 22.9%–25.6%).

Discussion

The findings emphasized that the force transmission through the impactor remains unaffected by the patient- or approach-specific boundary conditions. Instead, changes of the impactor

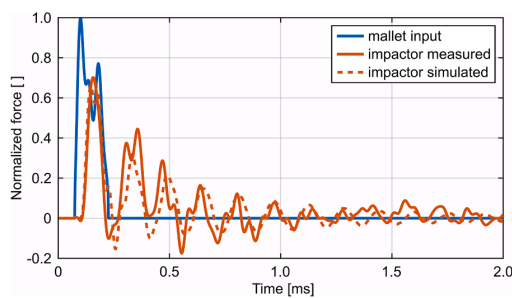


Figure 5. Exemplary simulation result of a mallet blow on the long impactor in comparison to the corresponding measured attenuation. The harmonic oscillation of the mallet tip after the main peak was removed for the simulation input since it was caused by a vibration of the tip and was not part of the force transfer between the mallet and the impactor.

parameters had a strong influence on it. Relatively minor but yet realistic design changes resulted in a twofold increase in the transmitted peak force. A solid, and therefore heavier, impactor resulted in lower transmitted peak forces and requires higher applied forces to reach the same force at its tip.

The observed variation of mallet blows was within the reported range that can be found in the literature for impactions at the femoral side in cadaveric experiments [7,8].

The measured attenuations in this study differed considerably from the earlier described ones (35% [13] vs 74%), but this could firstly be attributed to the lower mass of the FTS in the other study and secondly to the usage of different impactors. These impactors varied not only in terms of their mass and stiffness of the metal components, but the head impactor also contained a polyether ether ketone tip, which was a major contributor to the attenuation observed in the previous study.

For the development of new implantation tools, differences in FTS can be disregarded as long as overcritical blows are applied. In case completely new approaches are investigated (eg, quasistatic pressing-in), the FTS might have to be considered to avoid tissue damages.

In the literature, lower stiffnesses of head impactor tips were linked to lower forces [12]. However, the opposite was observed in this study. It should be noted that the lower stiffness of the impactor shaft was accompanied by a relevant reduction in mass (0.100 kg vs 0.045 kg), while its stiffness was still orders of magnitude above the stiffness reported in the study, which revealed decreased forces by softer tips (84×10^3 N/mm vs 34 N/mm to 11×10^3 N/mm [12]).

Impaction forces cannot be measured without introducing sensors into the path of force transmission. Piezoelectric sensors have high stiffnesses that might not severely influence the dynamic behavior, but their mass will. This observer effect could be corrected within the phenomenological model—removing the sensor's weight from the impactor increased the transmitted forces. Beside the influence of the sensor's mass, the position of the force evaluation had a large influence [13]. As a consequence, future in situ and in vitro studies should select force sensors with minimal mass to reduce their effect on dynamics and select the position of measurement as close as

6

P.J. Schlieker et al. / *Arthroplasty Today* 36 (2025) 101898

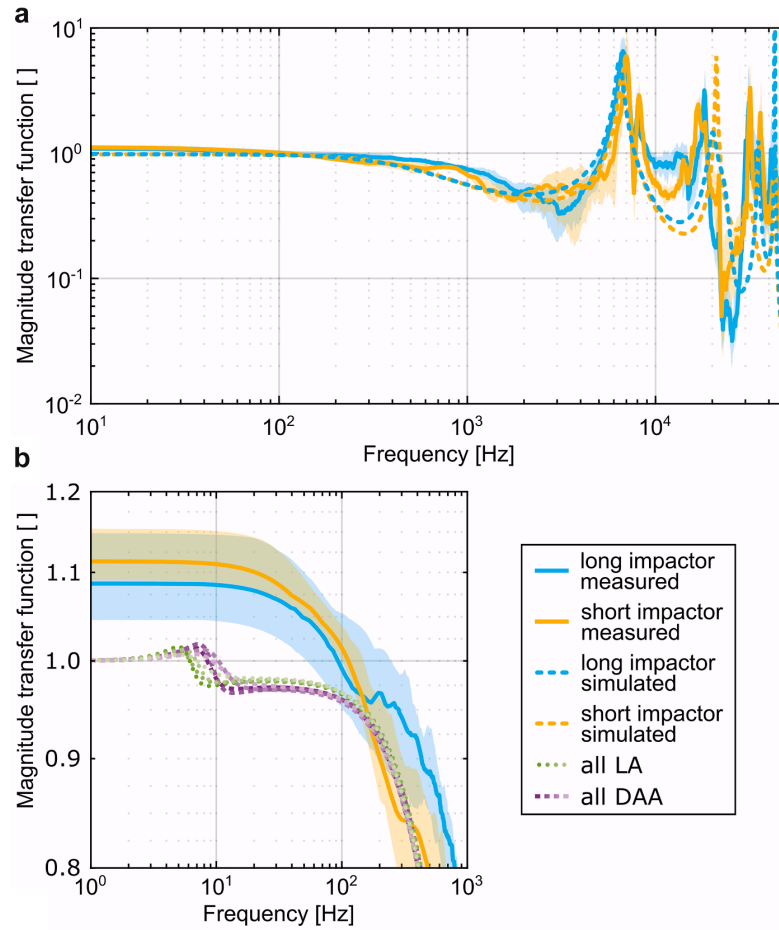


Figure 6. (a) Transfer functions for the long impactor (combination of 54 blows), the short impactor (combination of 18 blows) and the corresponding models. (b) Transfer functions of the model for the different parameters of the femur-tissue system [27] together with the transfer functions for the measurements with a focus on a lower frequency range and a strong magnification of the magnitude. The solid lines represent the medians, while the shaded areas indicate the IQRs (25th-75th percentiles). DAA, direct anterior approach; LA, lateral transgluteal approach.

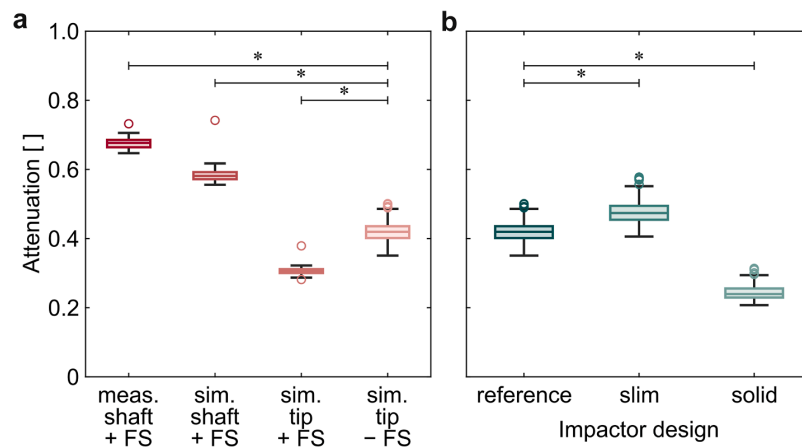


Figure 7. (a) Measured (meas.) and simulated (sim.) attenuation for the sensor position and the distal tip of the short impactor with and without force sensor (+/- FS) and (b) simulated attenuation to the impactor tip for the reference, slim, and solid impactor design. The simulated attenuation to the distal tip of the short impactor without a force sensor is the same as for the reference impactor design. FS, force sensor.

possible to the position of interest, which can be very challenging when forces at interfaces are of interest. Alternatively, the presented model could be used to account for evaluation positions and force sensors.

Any kind of impactor, introducer, or broach handle will attenuate the force, but the degree can be manipulated by the design and the material of the instrument [12,13,36,37].

Certain limitations of the present study need to be addressed. An additional investigation was conducted on the same cadavers [27], which is why the incisions made were slightly longer than those typically performed in primary THA surgery. This had the advantage that the respective parameters of the mass-spring-damper model of the FTS were available.

The amount of force the surgeon applied to the impactor by pressing it toward the stem, and the damping effects of the surgeon's hand or the tissue pressed against the impactor shaft were neglected. The model exclusively incorporated damping at the impactor tip, which likely led to an overestimation of the plastic deformation of the tip. This approach was a simplification that proved adequate for simulating very short impacts, but it needs to be reconsidered for longer simulation durations. The absence of additional dampers in the model was likely to cause the discrepancy in the transfer functions above 40 kHz. The model overestimates high-frequency vibrations; however, these frequencies are barely included in common metal-on-metal mallet blows and can therefore be neglected for the real-life impaction of femoral stems.

The analysis was performed on fully seated stems and it might be hypothesized that the stem–femur interface exhibits lower stiffness at the beginning of the seating process [7,24,38]. Nevertheless, the measured and simulated attenuations indicated that the FTS was of minor importance on the force transmission through the instruments since the impulses were far too short to excite the FTS with its low natural frequency [39].

Dividing the impactor into a series of single degree of freedom mass-spring systems was a simplification of the complex design of the surgical instrument, but the model received good agreement for the transfer function and especially for the force attenuation in the time domain.

Conclusions

Changes in the design of the impactor have the potential to empower surgeons who might otherwise not be able to reach the desired stem position during THA. However, it could also lead to an increased risk of fracture if surgeons apply the same forceful blows as usual without taking the (new) impactor into consideration. Consequently, alterations to the impactor design must be approached with caution, and changed mechanical behavior must be widely elaborated to surgeons by the manufacturers to prevent intraoperative complications when new instruments are introduced.

Conflicts of interest

Peter J. Schlieker receives institutional support by Johnson & Johnson MedTech. Benjamin Ondruschka is in the editorial board of “Rechtsmedizin” and “Notaufnahme up2date” and is a board member of the German Society of Legal Medicine. Michael M. Morlock received speakers bureau/paid presentations for Johnson & Johnson MedTech, Peter Brehm, Kyocera, Link, Mathys, and Enovis; is a paid consultant for Johnson & Johnson MedTech and Kyocera; and received research support as a Principal Investigator from Johnson & Johnson MedTech and Peter Brehm. Gerd Huber received institutional support as a Principal Investigator from

Johnson & Johnson MedTech, Peter Brehm, and Link and is the president of the German Society of Biomechanics. The other authors declare no potential conflicts of interest.

For full disclosure statements refer to <https://doi.org/10.1016/j.artd.2025.101898>.

CRediT authorship contribution statement

Peter J. Schlieker: Writing – original draft, Visualization, Software, Project administration, Methodology, Investigation, Formal analysis, Data curation, Conceptualization. **Frank Lampe:** Writing – review & editing, Investigation. **Johann Zwirner:** Writing – review & editing, Investigation. **Benjamin Ondruschka:** Writing – review & editing, Supervision, Resources. **Michael M. Morlock:** Writing – review & editing, Supervision, Resources, Funding acquisition. **Gerd Huber:** Writing – review & editing, Supervision, Resources, Methodology, Funding acquisition, Formal analysis, Conceptualization.

Acknowledgments

The authors gratefully acknowledge the institutional financial support of Johnson & Johnson MedTech and the assistance during the cadaveric experiments of A. Bluhm, J. Böttcher, K. Brand, Y. Niki, and M. Vollmer. Johnson & Johnson MedTech was not involved in data evaluation or writing of the manuscript. Publishing fees supported by Funding Programme Open Access Publishing of Hamburg University of Technology (TUHH).

References

- [1] Konow T, Glismann K, Lampe F, Ondruschka B, Morlock MM, Huber G. Stem size and stem alignment affect periprosthetic fracture risk and primary stability in cementless total hip arthroplasty. *J Orthop Res* 2024;42:829–36. <https://doi.org/10.1002/jor.25729>.
- [2] Melbye SM, Haug SCD, Fenstad AM, Furnes O, Gjertsen J-E, Hallan G. How does implant survivorship vary with different corail femoral stem variants? Results of 51,212 cases with up to 30 years of Follow-up from the Norwegian arthroplasty register. *Clin Orthop Relat Res* 2021;479:2169–80. <https://doi.org/10.1097/CORR.0000000000001940>.
- [3] Jantsch S, Leixnering M, Schwägerl W, Hackl H. Shaft fissures due to implantation of cementless total endoprostheses of the hip joint. *Arch Orthop Trauma Surg* (1978) 1988;107:236–41. <https://doi.org/10.1007/BF00449676>.
- [4] Lamb JN, Matharu GS, Redmond A, Judge A, West RM, Pandit HG. Risk factors for intraoperative periprosthetic femoral fractures during primary total hip arthroplasty. An analysis from the national joint registry for England and Wales and the Isle of Man. *J Arthroplasty* 2019;34:3065–3073.e1. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2019.06.062>.
- [5] Nassutt R, Mollenhauer I, Klingeil K, Hennig O, Grundel H. Die Bedeutung der Setzkraft für die Sicherheit einer Konuskopplung von Hüftstiel und keramischem Prothesenkopf (Relevance of the insertion force for the taper lock reliability of a hip stem and a ceramic femoral head). *Biomed Tech* 2006;51:103–9. <https://doi.org/10.1515/BMT.2006.018>.
- [6] Scholl L, Schmidig G, Faizan A, TenHuisen K, Nevelos J. Evaluation of surgical impaction technique and how it affects locking strength of the head-stem taper junction. *P Mech Eng H* 2016;230:661–7. <https://doi.org/10.1177/0954411916644477>.
- [7] Oberst S, Baetz J, Campbell G, Lampe F, Lai JC, Hoffmann N, et al. Vibro-acoustic and nonlinear analysis of cadavric femoral bone impaction in cavity preparations. *Int J Mech Sci* 2018;144:739–45. <https://doi.org/10.1016/j.jmecs.2018.05.051>.
- [8] Preutenborbeck M, Reuter J, Ferrari E. Quantitative characterisation of impaction events during femoral broaching in total hip arthroplasty. *Med Eng Phys* 2020;76:13–9. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2019.12.004>.
- [9] Tijou A, Rosi G, Vayron R, Lomami HA, Hernigou P, Flouzat-Lachaniette C-H, et al. Monitoring cementless femoral stem insertion by impact analyses: an in vitro study. *J Mech Behav Biomed* 2018;88:102–8. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.08.009>.
- [10] Matar HE, Kay P, Morlock MM, Board TN. The hammer: instrument of thor (and orthopaedic surgeons). *BMJ* 2019;367:l6648. <https://doi.org/10.1136/bmj.l6648>.
- [11] Jaeger S, Schonhoff M, Bormann T, Renkawitz T, Kretzer P, Hip Cup Impaction Force. What makes the difference? 33rd international congress international society of technology in arthroplasty. <https://www.istaonline.org/wp-content>

- [nt/uploads/2022/08/Preliminary-abstract-body-book.html](#); 2022. [Accessed 10 April 2025].
- [12] Krull A, Morlock MM, Bishop NE. Maximizing the fixation strength of modular components by impaction without tissue damage. *Bone Joint Res* 2018;7:196–204. <https://doi.org/10.1302/2046-3758.72.BJR-2017-0078.R2>.
- [13] Schlieker PJ, Morlock MM, Huber G. The force at the implant cannot be assessed by the mallet force – unless supported by a model. *PLoS One* 2024;19:e0303682. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0303682>.
- [14] Alqahtani SM, Alzahrani MM, Tanzer M. Adult reconstructive surgery: a high-risk profession for work-related injuries. *J Arthroplasty* 2016;31:1194–8. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2015.12.025>.
- [15] Epstein S, Sparer EH, Tran BN, Ruan QZ, Dennerlein JT, Singhal D, et al. Prevalence of work-related musculoskeletal disorders among surgeons and interventionalists: a systematic review and meta-analysis. *JAMA Surg* 2018;153:e174947. <https://doi.org/10.1001/jamasurg.2017.4947>.
- [16] Konow T, Schlieker PJ, Lampe F, Ondruschka B, Morlock MM, Huber G. Influence of bone morphology and femur preparation method on the primary stability of hip revision stems. *J Orthop Res* 2023;41:1283–90. <https://doi.org/10.1002/jor.25481>.
- [17] Glismann K, Konow T, Lampe F, Ondruschka B, Huber G, Morlock MM. Small design modifications can improve the primary stability of a fully coated tapered wedge hip stem. *PLoS One* 2024;19:e0300956. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0300956>.
- [18] Boettcher JM, Sellenschloh K, Huber G, Ondruschka B, Morlock MM. The influence of hip revision stem spline design on the torsional stability in the presence of major proximal bone defects. *PLoS One* 2023;18:e0291599. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0291599>.
- [19] Saemann M, Darowski M, Hennicke NS, Bader R, Sander M, Kluess D. Experimental analysis of early periprosthetic femoral fractures with uncemented straight hip stems. *Clin Biomech* 2022;91:105543. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105543>.
- [20] Götze C, Steens W, Vieth V, Poremba C, Claes L, Steinbeck J. Primary stability in cementless femoral stems: custom-made versus conventional femoral prosthesis. *Clin Biomech* 2002;17:267–73. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00012-8](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00012-8).
- [21] Decking R, Puhl W, Simon U, Claes LE. Changes in strain distribution of loaded proximal femora caused by different types of cementless femoral stems. *Clin Biomech* 2006;21:495–501. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.12.011>.
- [22] Schwarz E, Reinisch G, Brandauer A, Aharinejad S, Scharf W, Trieb K. Load transfer and periprosthetic fractures after total hip arthroplasty: Comparison of periprosthetic fractures of femora implanted with cementless distal-load or proximal-load femoral components and measurement of the femoral strain at the time of implantation. *Clin Biomech* 2018;54:137–42. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.03.010>.
- [23] Krull A, Bishop NE, Steffen NM, Lampe F, Püschel K, Morlock MM. Influence of the compliance of a patient's body on the head taper fixation strength of modular hip implants. *Clin Biomech* 2017;46:1–5. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.04.009>.
- [24] Athanassoulis MG, Pastrav L, Goossens Q, Timmermans M, Mulier M, Vles GF, et al. Influence of artificial soft tissue on intra-operative vibration analysis method for primary fixation monitoring in cementless total hip arthroplasty. *Appl Sci* 2022;12:4027. <https://doi.org/10.3390/app12084027>.
- [25] Wendler T, Prietzel T, Möbius R, Fischer J-P, Roth A, Zajonz D. Quantification of assembly forces during creation of head-neck taper junction considering soft tissue bearing: a biomechanical study. *Arthroplasty* 2021;3:1–10. <https://doi.org/10.1186/s42836-021-00075-7>.
- [26] Doyle RJ, Boughton O, Plant D, Desoutter G, Cobb JP, Jeffers JRT. An in vitro model of impaction during hip arthroplasty. *J Biomech* 2019;82:220–7. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.10.030>.
- [27] Schlieker PJ, Lampe F, Zwirner J, Ondruschka B, Morlock MM, Huber G. Dynamic response of soft tissue can be disregarded during femoral stem impaction. *Clin Biomech* 2025;125:106530. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2025.106530>.
- [28] Bauer R, Kerschbaumer F, Poisel S, Oberthaler W. The transgluteal approach to the hip joint. *Arch Orthop Trauma Surg* (1978) 1979;95:47–9. <https://doi.org/10.1007/BF00379169>.
- [29] Reynolds P. *The Effects of Raised Access Flooring on the Vibrational Performance of Long-Span Concrete Floors* [Doctoral Thesis]. Sheffield, UK: University of Sheffield; 2000.
- [30] Sohaney RC, Nieters JM. Proper use of weighting functions for impact testing. *Proceedings of the Third International Modal Analysis Conference* 1985: 21–31. Orlando, FL.
- [31] Fladung W, Rost R. Application and correction of the exponential window for frequency response functions. *Mech Sys Signal Pr* 1997;11:23–36. <https://doi.org/10.1006/mssp.1996.0084>.
- [32] The MathWorks, Inc. Pwelch - welch's power spectral density estimate. <https://www.mathworks.com/help/releases/R2024b/signal/ref/pwelch.html>. [Accessed 22 May 2025].
- [33] Schlieker PJ, Morlock MM, Huber G. Semi-empirical numerical model of the force transmission path. Hamburg, DE: TUHH Open Research; 2024.
- [34] Sakoe H, Chiba S. Dynamic programming algorithm optimization for spoken word recognition. *IEEE Trans Acoust Speech Signal Process* 1978;26:43–9. <https://doi.org/10.1109/TASSP.1978.1163055>.
- [35] Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. Mahwah, NJ: Lawrence Erlbaum Associates; 1988.
- [36] Kayiaros S, Rubin LE, Biercevicz A, Limbird R, Paller D. Broach handle offset and impact acceleration during femoral preparation for total hip arthroplasty. *Reconstr Rev* 2013;3:41–3. <https://doi.org/10.15438/rr.v3i2.37>.
- [37] Putzer D, Mayr E, Haid C, Hozack W, Noggler M. Force transmission in offset broach handles used for hip replacement: comparison of three different designs. *Hip Int* 2013;23:187–92. <https://doi.org/10.5301/HIP.2013.10730>.
- [38] Poudrel A-S, Rosi G, Nguyen V-H, Housset V, Flouzat-Lachaniette C-H, Haiat G. Detection of periprosthetic fractures around the femoral stem by resonance frequency analysis: an in vitro study. *P Mech Eng H* 2023;237: 585–96. <https://doi.org/10.1177/09544119231163632>.
- [39] Bishop NE, Wright P, Preutenborbeck M. A parametric numerical analysis of femoral stem impaction. *PLoS One* 2022;17:e0268561. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0268561>.

D Schwingungsanalyse

Obduktionstisch

Bei der Untersuchung der Schwingungsparameter des FTS wurde festgestellt, dass ein weiteres schwingfähiges System mit einer mittleren Eigenfrequenz von 4,5 Hz im Kraftfluss hinter dem FTS existierte [30]. Ziel dieser Studie war die Quantifizierung der Schwingungsparameter des verwendeten Obduktionstisches, um beurteilen zu können, ob die beobachtete Schwingung von diesem stammte.¹¹

Der Versuchsaufbau ähnelte dem der *In-situ*-Charakterisierung des FTS [30] (Abbildung D.1). Statt eines Leichnams wurde jedoch eine feste Einspannung, wie sie üblicherweise für *in-vitro*-Implantationen verwendet wird, auf der Tischoberfläche befestigt (EHZ Pro 100-300, wolcraft, Kempenich, RP, DE). In dieser wurde ein Aluminiumzylinder eingespannt, der axial mit einem elektrodynamischen Shaker (TV 51075-M, TIRA, Schalkau, TH, DE; exponentieller Chirp 0,5–1 000 Hz, 60 s) angeregt wurde. Die hierbei aufgebrachten Kräfte wurden an der Spitze des Stingers gemessen (9321C, Kistler, Winterthur, ZH, CH) und die resultierenden Beschleunigungen am Aluminiumzylinder aufgezeichnet (M354C02, PCB Piezotronics, Depew, NY, US). Die Datenerfassung erfolgte mit 500 kS/s (NI-9222, National Instruments, Austin, TX, US). Aus dem Verhältnis von Kraft zu Beschleunigung im Frequenzbereich wurde die Übertragungsfunktion und aus dieser die gedämpfte Eigenfrequenz des Systems bestimmt.

Zur Berücksichtigung verschiedener Körpergewichte der Leichname wurde die Masse des auf den Tisch gespannten Aufbaus in 25-kg-Schritten im Bereich von 25 kg bis 125 kg mit Sandsäcken variiert. Der Obduktionstisch (ST HS 11–02, UFSK, Regensburg, BY, DE), der auch in der *in-situ*-Untersuchung der Leichname verwendet wurde, wurde sowohl in Quer- als auch in Längsrichtung entsprechend des lateralen und des direkt anterioren Zugangs angeregt. Alle Konfigurationen wurden fünf Mal vermessen ($n = 50$).

Die wiederholten Messungen zeigten eine hohe Übereinstimmung und wurden nach Transformation in den Frequenzbereich jeweils gemittelt. Die gemessenen gedämpften Eigen-

¹¹Die Schwingungsanalyse wurde gemeinsam mit Lukas Harms im Rahmen seiner Studienarbeit durchgeführt [82].

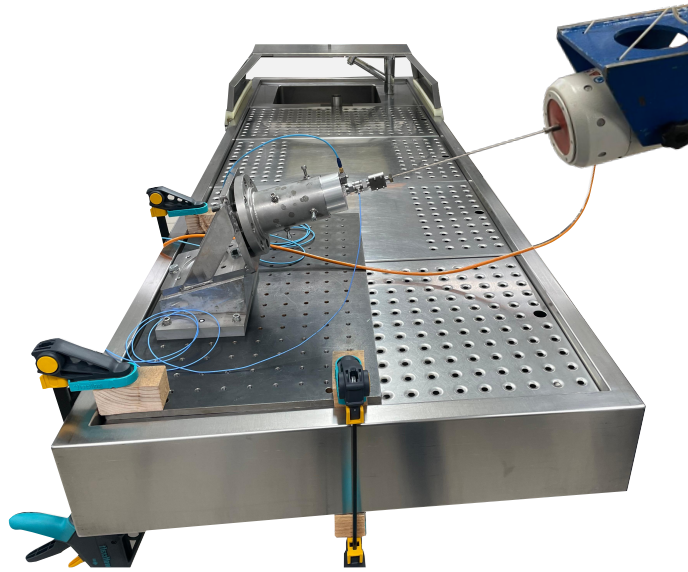


Abbildung D.1: Versuchsaufbau zur Schwingungsanalyse des Obduktionstisches. Dargestellt ist die Anregung entsprechend des lateralen Zugangs.

frequenzen des Obduktionstisches nahmen mit der Masse auf dem Tisch zu. Für die Anregung in Längsrichtung lagen die gemessenen gedämpften Eigenfrequenzen im Bereich von 3,2 Hz bis 4,5 Hz und in Querrichtung im Bereich von 3,7 Hz bis 5,0 Hz.

Die gemessenen Eigenfrequenzen des Obduktionstisches stimmten gut mit den in der *In-situ*-Untersuchung bestimmten Werten (4,5 Hz) überein. Die Hypothese, dass der erste Peak der dort bestimmten Übertragungsfunktion vom Tisch verursacht wurde, konnte somit bestätigt werden.

E Entwicklung des mechanischen Ersatzmodells

In *In-vitro*-Studien werden Femora meist fest eingespannt. Da es jedoch bei der Steifigkeit dieser Einspannungen zu Unterschieden kommen kann, ist ihre Vergleichbarkeit eingeschränkt. Eine flexible Einspannung des Femurs mit den Parametern des FTS würde mechanische Randbedingungen bieten, welche bei einer überkritischen Anregung weitestgehend unabhängig von der Unterkonstruktion wären. Zusätzlich würde eine solche Befestigung die klinische Situation besser abbilden [56]. Ziel dieser Studie war daher die Entwicklung eines technischen Ersatzmodells in Form eines Einmassenschwingers, das sich in die etablierten Implantationsabläufe von *In-vitro*-Versuchen integrieren lässt.¹²

Zu den Anforderungen an das technische Ersatzmodell gehörten reproduzierbare Parameter, die leicht variiert werden können, um weitere Untersuchungen des Einflusses der Gewebeparameter zu ermöglichen. Des Weiteren sollte das Ersatzmodell kein Spiel bei Bewegungen durch die Ruhelage aufweisen und auch in annähernd horizontaler Ausrichtung genutzt werden können, um eine anatomische Ausrichtung des Femurs zu ermöglichen.

Aufgrund der geringen Reproduzierbarkeit wurden Einbettungen in Gelatine oder Agar-Agar ausgeschlossen¹³. Die Verwendung von Spiralfedern wurde ebenfalls verworfen, da mit ihnen eine horizontale Ausrichtung ohne zu viel Reibung und zu viel Spiel schwierig umzusetzen ist.

Das umgesetzte Konzept basiert daher auf Festkörpergelenken. Statt aus einem Stück wurde es allerdings aus zwei Platten und vier Federblechen zusammengeschraubt, die eine Auslenkung mit nur einem Freiheitsgrad erlauben (Abbildung E.1). Da die Federbleche sowohl in ihrer Länge als auch in der Anzahl anpassbar sind, kann die Steifigkeit variiert werden. Die Grundmasse der beweglichen Komponenten beträgt 5,7 kg und kann durch zusätzliche Massen an der oberen Platte erhöht werden. Es wurde kein zusätzlicher Dämpfer implementiert, könnte aber grundsätzlich nachgerüstet werden.

¹²Das Ersatzmodell wurde im Rahmen einer Studienarbeit gemeinsam mit Tibor Walter entwickelt [83]

¹³Die Materialeigenschaften von Agar-Agar wurden im Rahmen einer Bachelorarbeit gemeinsam mit Jonas Körfer untersucht [84].

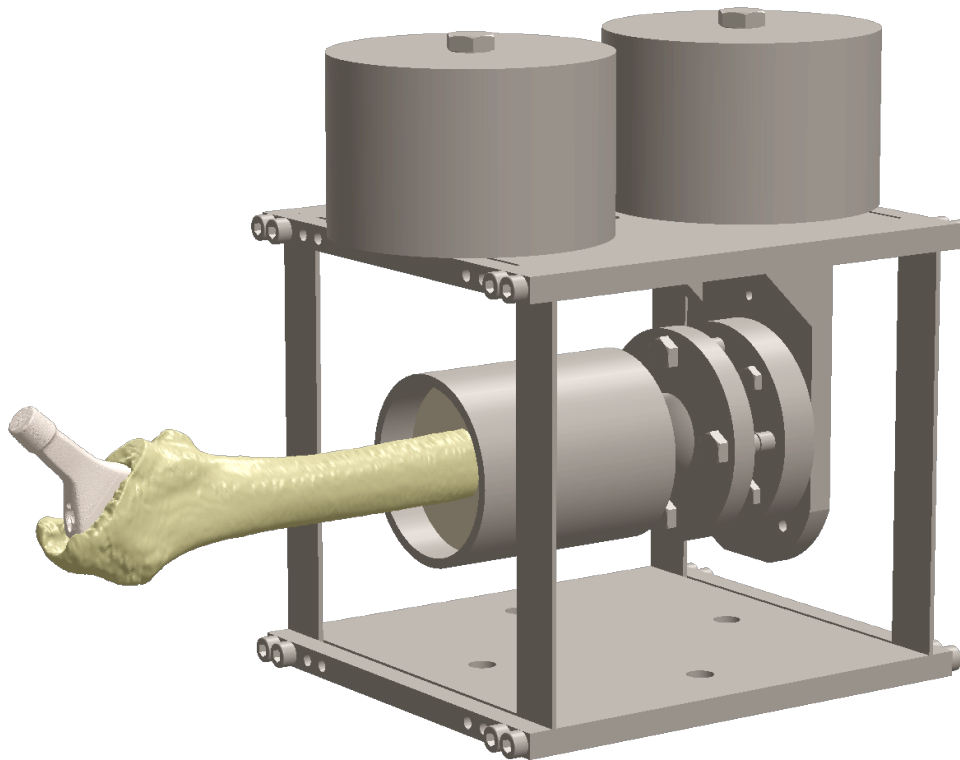


Abbildung E.1: Technisches Ersatzmodell zur Berücksichtigung des Femur-Weichgewebe-Systems *in vitro*. Die beiden zylindrischen Massstücke dienen der Angleichung an die *in situ* gemessene effektive Masse. Die zylindrische Aufnahme mit Kugelkopf für die Ausrichtung des eingebetteten Femurs stammt von [14].

Es ist anzunehmen, dass die Steifigkeit des Ersatzmodells niedriger als die berechnete Steifigkeit ist. Dies liegt daran, dass die Klemmung der Federbleche nicht starr genug ist und somit eine höhere Durchbiegung auftritt als berechnet. Der Einfluss auf die Implantation sollte jedoch vernachlässigbar sein, da die Hammerschläge zur Implantation weiterhin einer überkritischen Anregung entsprechen werden.