

Aus der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Klinikdirektor: Univ.-Prof. Dr. Carl Neuerburg

**Veränderungen des femoralen intraossären Drucks während der
Implantation des zementierten Kurzschaftes A2® bei Implantation
einer Hüfttotalendoprothese**

- Eine experimentelle Studie -

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von
Ahmed Yaseen
2026

Als Inauguraldissertation gedruckt mit der Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez.

Dekan: Prof. Dr. med. Nikolaj Klöcker

Erstgutachter: Prof. Dr. med. Michael Wild

Zweitgutachter: Prof. Dr. med. Detlef Kindgen-Milles

Für meine Familie

Diese Arbeit wurde zur Publikation an eine peer-reviewed englischsprachige medizinische Fachzeitschrift eingereicht.

Manuskript:

In Vitro Evaluation of Femoral Intramedullary Pressure of Calcar-Guided Cemented Short Stem in Total Hip Arthroplasty

Zusammenfassung

Zementierte Schaftprothesen stellen ein etabliertes Verfahren in der Hüftendoprothetik, insbesondere bei älteren Menschen mit niedriger Knochenqualität, dar. Allerdings geht die Implantation zementierter Schaftprothesen mit einem erhöhten intramedullären Druck und dementsprechend damit einem höheren Risiko einer Knochenzementreaktion einher. Da Design und Volumen der Prothese den intramedullären Druck beeinflussen, kann ein zementierter Kurzschaft im Vergleich zu einem Geradschaft einen niedrigeren intramedullären Druck verursachen. Diesbezüglich liegt jedoch keine eindeutige Studienlage vor.

Zur Klärung dieser Fragestellung wurden in unserer Studie die intramedullären Drücke bei der Implantation von Kurzschaft- und Geradschaftprothesen verglichen. Die Drücke wurden sowohl während der Zementierung als auch beim Einbringen beider Prothesenschäfte jeweils in sechs Femurknochenmodellen mit simulierter Osteoporose über 4 Drucksensoren aufgenommen.

Bei der Zementierung des Geradschaftes war der intraossäre Druck am Sensor 3 (im diaphysären Bereich) sowohl beim Einbringen des Zements als auch des Schaftes signifikant höher ($p = 0,002$) als beim Kurzschaft. Somit kann schlussgefolgert werden, dass je länger oder tiefer der zu zementierende Markraum ist, desto höher der intraossäre Druck beim Einbringen des Knochenzements wird, vor allem im diaphysären Bereich. Darüber hinaus erklären, in unserer Studie, das charakteristische Triple-taper-Design sowie die kürzere Gesamtlänge des zementierten A2®-Kurzschafts im Vergleich zum Geradschaft den durch den A2®-Kurzschaft verursachten niedrigeren intraossären Druck.

Abstract

Cemented stems are an established option in hip arthroplasty, particularly for older patients with reduced bone quality. However, the implantation of cemented stems is associated with increased intramedullary pressure and, consequently, a higher risk of bone cement implantation syndrome. Since both the design and the volume of the prosthesis influence intramedullary pressure, a cemented short stem may generate lower intramedullary pressures compared with a straight standard stem. Clear evidence on this, however, is still lacking.

To address this question, our study compared intramedullary pressures during the implantation of short-stem and straight-stem prostheses. Pressures were recorded via four sensors in twelve osteoporotic femoral saw bone models during both cement application and stem insertion.

During cementation of the straight stem, the intraosseous pressure at sensor 3 (located in the diaphyseal region) was significantly higher ($p = 0.002$) during both cement application and stem insertion compared to the short stem. This finding indicates that the longer or deeper the cemented canal, the higher the intraosseous pressure becomes during cement introduction, particularly in the diaphyseal area. Moreover, in our study, the characteristic triple-taper design and the shorter overall length of the cemented A2® short stem accounted for the lower intraosseous pressures observed with this implant compared with the straight stem.

Abkürzungsverzeichnis

%	Prozent
°	Grad
Abb.	Abbildung
AJRR	American Joint Replacement Registry
AOANJRR	Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry
ASA	American Society of Anesthesiologists
BCIS	Bone Cement Implantation Syndrome
bzw.	Beziehungsweise
C	Celsius
CCD	Centrum- Collum- Diaphysen
cm	Centimeter
DGOU	Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie
EPRD	Endoprothesenregister Deutschland
LED	Light Emitting Diode
LROI	Landelijke Registratie Orthopedische Interventies
mbar	Millibar
mmHg	Millimeter Quecksilbersäule
NJR	National Joint Registry
PC	Personal Computer
PMMA	Polymethylmetacrylat
SAR	Swedish Arthroplasty Register
SD	Standardabweichung
SHF	Schenkelhalsfraktur
SPSS	Statistical Package for Social Sciences
TEP	Totalendoprothese
WHiTE 5	World Hip Trauma Evaluation 5

Inhaltsverzeichnis

Einleitung	1
1.1 Allgemeines	1
1.2 Ziel der Arbeit	3
1.3 Studiendesign	3
1.4 Studienhypothese	3
Material und Methodik.....	4
2.1 Implantate	4
2.2 Präparate	7
2.3 Aufbau und Druckmessung.....	10
2.4 Zementierung.....	13
2.5 Statistische Auswertung.....	13
Ergebnisse	14
3.1 Druckmessung beim Zement-Einbringen.....	14
3.2 Druckmessung beim Schaft-Einbringen.....	18
Diskussion	22
Schlussfolgerung	28
Literatur- und Quellenverzeichnis.....	29
Danksagung	34

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Zementierter A2®- Kurzschaft(19)	4
Abb. 2: Stemsys-Geradschaft (20)	5
Abb. 3: Planung für A2®-Kurzschaft mit mediCAD®-Software.....	6
Abb. 4: Planung für Stemsys-Geradschaft mit mediCAD®-Software.....	6
Abb. 5: Femurknochenmodell vom Versuchsaufbau	7
Abb. 6: Röntgen des Präparats mit der Raspel für Stemsys-Geradschaft.....	8
Abb. 7: Vorbereitete Präparate	8
Abb. 8: Position der Druckmesspunkte.....	9
Abb. 9: Druckluftschlauch verbunden mit dem Präparat und den Sensoren.....	10
Abb. 10: <i>Drucksensoren</i>	11
Abb. 11: <i>Datenlogger</i>	11
Abb. 12: Datenlogger mit den Drucksensoren verbunden	11
Abb. 13: Aufbau der Druckmessung	12
Abb. 14: Darstellung des intramedullären Drucks aller Präparate	16
Abb. 15: Druckverlauf des Implantationsversuchs A2_6.....	19
Abb. 16: <i>Druckverlauf des Implantationsversuchs Stemsys_4</i>	20
Abb. 17: <i>Maximale Drucksteigerung beim Einbringen beider Schafttypen</i>	21

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Klassifikation der Zementreaktion nach Donaldson et al.	1
Tabelle 2: Druckspitzenwerte aller 6 Präparate für den A2®-Kurzschaff beim Einbringen des Knochenzementes	14
Tabelle 3: Druckspitzenwerte aller 6 Präparate für den Stemsys Geradschaft beim Einbringen des Knochenzementes	15
Tabelle 4: <i>p-Werte der maximalen Druckwerte beim Zementeinbringen</i>	17
Tabelle 5: Druckspitzenwerte aller 6 Präparate beim Einbringen des A2®-Kurzschaffes	18
Tabelle 6: Druckspitzenwerte aller 6 Präparate beim Einbringen des Stemsys®-Geradschaffes.....	19
Tabelle 7: <i>p-Werte der maximalen Druckwerte beim Zementeinbringen</i>	21
Tabelle 8: Anteil an zementfreier Versorgung im internationalen Vergleich bei primären Hüfttotalendoprothesen (EPRD-Jahresbericht 2022).....	23

Einleitung

1.1 Allgemeines

Die Implantation einer Hüftgelenkendoprothese hat sich bei der Behandlung von Coxarthrosen und Schenkelhalsfrakturen als erfolgreich erwiesen (1) und kann deshalb als die wichtigste orthopädische Operation des letzten Jahrhunderts betrachtet werden (2). Ende der 1950er Jahre revolutionierte Charnley die Entwicklung der Implantation von Hüftgelenkendoprothesen durch das Konzept der „Low Friction Arthroplasty“. Dabei führte er die Verwendung von Acrylic-Zement und hochdichtem Polyethylen ein (3, 4). Trotz der weiteren Verbesserung der Zementiertechnik kann der intramedulläre Druck beim Einsetzen von zementierten Prothesenschäften von normalen 30 mmHg bis auf Spitzenwerte von 6.000 mmHg ansteigen (5, 6). Beim Eindrücken der Prothese in den Zement kommt dabei der größte intramedulläre Druck zustande (7). Das größte Risiko sind die durch die intramedulläre Drucksteigerungen entstehenden Mikroembolien, welche zu Komplikationen im Herz-Kreislauf-System und bis zum Tod führen können (8).

In einigen Studien wurde die Häufigkeit eines tödlichen Fettemboliesyndroms mit über 0,1% bewertet (6, 9). Die Schweregradeinteilung der Knochenzementreaktion, in Tabelle 1 aufgeführt, wurde von Donaldson et al. vorgeschlagen (10).

Einteilung	Klinik
Grad 1	moderate Hypoxie (SpO2 <94%) oder Hypotension (Abfall des systolischen Blutdruckes (RR-syst um >20%))
Grad 2	schwere Hypoxie (SpO2 <88%) oder Hypotension (Abfall des RR-syst >40%) oder unerwarteter Bewusstseinsverlust
Grad 3	Kreislaufversagen mit Notwendigkeit von CPR

Tabelle 1: Klassifikation der Zementreaktion nach Donaldson et al.

Dies spielt insbesondere bei der Versorgung von Schenkelhalsfrakturen bei geriatrischen Patienten aufgrund der begleitenden Multimorbidität eine wichtige Rolle. Bei älteren Patienten treten während der Zementierung tendenziell höhere Hypoxiewerte und ein erhöhter intramedullärer Druck auf (11).

Darüber hinaus zählen Osteoporose, Zementviskosität und Prothesendesign als wichtige Faktoren, welche den intramedullären Druck direkt beeinflussen (12). Obwohl zementfreie Schäfte in der Hüftendoprothetik zu einem niedrigen intraossären Druck führen und dadurch ein geringes Risiko für ein Fettemboliesyndrom darstellen (7), weisen zementfreie Endoprothesen bei älteren Patienten eine höhere Komplikationsrate auf. Insbesondere periprothetische Frakturen sind hier eine gefürchtete Komplikation (13). Eine vom Deutschen Endoprothesenregister (EPRD) empfohlene Maßnahme ist daher die Verwendung von zementierten Schäften in der elektiven Hüftendoprothetik bei Patienten über 75 Jahre (14).

In den letzten Jahren hat sich der Einsatz von zementfreien Kurzschaften in der Hüftendoprothetik zunehmend verbreitet (15). Laut dem Endoprothesenregister Deutschland (EPRD) hat sich der Anteil der Kurzschaften seit 2015 nahezu verdoppelt und lag im Jahr 2025 bei etwa 23 % (16). Zudem konnte in einer EPRD-Vergleichsstudie kein Unterschied hinsichtlich der Implantat-Überlebensrate zwischen zementfreien Kurz- und Standardschaften festgestellt werden (17).

Neben der physiologischen Krafteinleitung am proximalen Femur, dem metaphysären Knochenerhalt und der einfachen Implantation bei Verwendung minimalinvasiver Techniken, ist theoretisch gesehen das Risiko eines tödlichen Fettemboliesyndroms bei zementierten Kurzschaften geringer (18). Bisher wurde aber nicht untersucht, ob die Implantation eines zementierten Kurzschaftes im Vergleich zum zementierten Geradschaftes mit einem niedrigeren intraossären Druck einhergeht.

1.2 Ziel der Arbeit

Das Ziel dieser experimentellen biomechanischen Studie besteht darin, den bei der Implantation von zementierten Kurzschaft- und Geradschaftprothesen entstehenden intraossären femoralen Druck zu messen und miteinander zu vergleichen.

1.3 Studiendesign

Die Durchführung dieser Untersuchung erfolgte im Rahmen eines standardisierten experimentellen Versuchsaufbaus zur Beurteilung des femoralen intraossären Drucks bei der Implantation eines Kurzschaftes in einen Kunstknochen im Vergleich zu einem Standardgeradschaft. Im Rahmen dieser Studie wurden mehrere Druckmessungen bei der Implantation erhoben und analysiert.

1.4 Studienhypothese

Im Vergleich zu zementierten Standardschäften verursacht die Implantation eines zementierten Kurzschaftes einen geringeren Anstieg des femoralen intraossären Drucks.

Material und Methodik

Die Funktionalität des Versuchsaufbaus sowie die Kalibrierung der verwendeten Materialien wurden in multiplen Vorversuchen überprüft. Hierbei wurde das in dieser Arbeit verwendete Kunstknochenmodell mit simulierter Osteoporose gegen andere Modelle getestet, um hoch qualitativ reproduzierbare Ergebnisse zu erzielen.

2.1 Implantate

Der Calcar-geführte zementierte A2® Kurzschacht (Fa. ARTIQO GmbH, Lüdinghausen, Deutschland) besteht aus Stahl (ISO 5832-9 Standard), hat das „Triple taper“ Design und ist als Schachtvariante Typ B vorrätig (Abb. 1). Der A2® Kurzschacht hat eine polierte Oberfläche und wird mit dem gleichen Instrumentarium wie für die zementfreie Variante implantiert (19).



Abb. 1: Zementierter A2®- Kurzschacht(19)

Zum Vergleich wurde der doppelt konisch zementierte Standardschaft mit einem trapezoiden Querschnitt Geradschaft Stemsys® (Fa. ARTIQO GmbH, Lüdinghausen, Deutschland) aus Stahl verwendet (Abb. 2). Der Stemsys® Geradschaft ist in zwei Ausführungen verfügbar: Einmal als Standard mit einem CCD-Winkel von 135° und als lateralisiertes Design mit 128° (20). Für diese Studie wurde der Standard Geradschaft mit einem CCD-Winkel von 135° verwendet.



Abb. 2: Stemsys-Geradschaft (20)

Die Größe des verwendeten Implantats ist eine Nummer kleiner als die zuletzt verwendete Schafttraspelgröße. Die Prothesengröße wurde mit der Planungssoftware mediCAD® (mediCAD Hectec GmbH, Altdorf bei Landshut, Deutschland) bestimmt (Abb. 3-4).

Basierend auf der Planung mithilfe des Röntgenbilds wurde die Größe 6 für den A2®-Schaft und die Größe 13 für den Stemsys-Geradschaft ausgewählt.

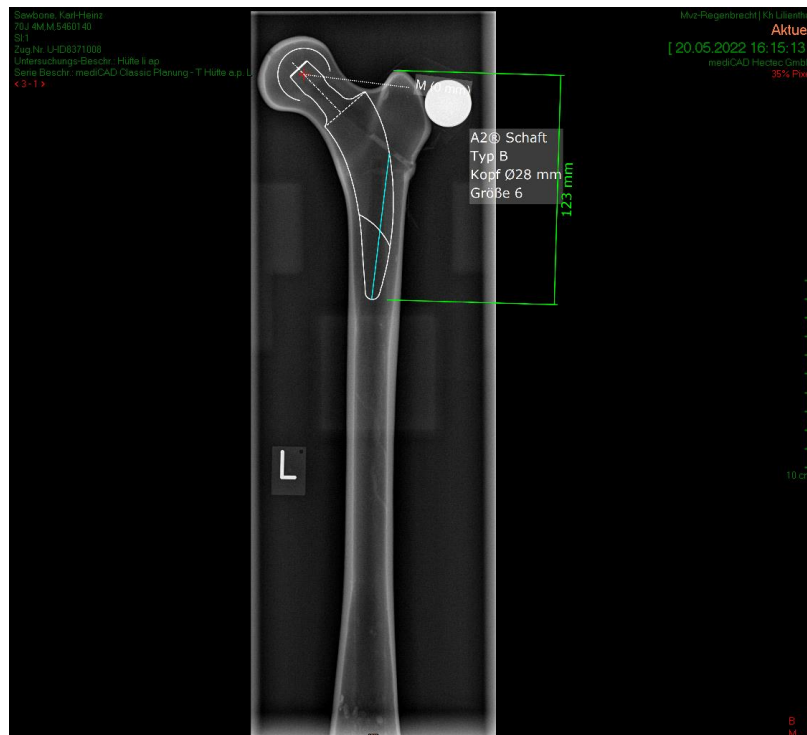


Abb. 3: Planung für A2®-Kurzschaft mit mediCAD®-Software

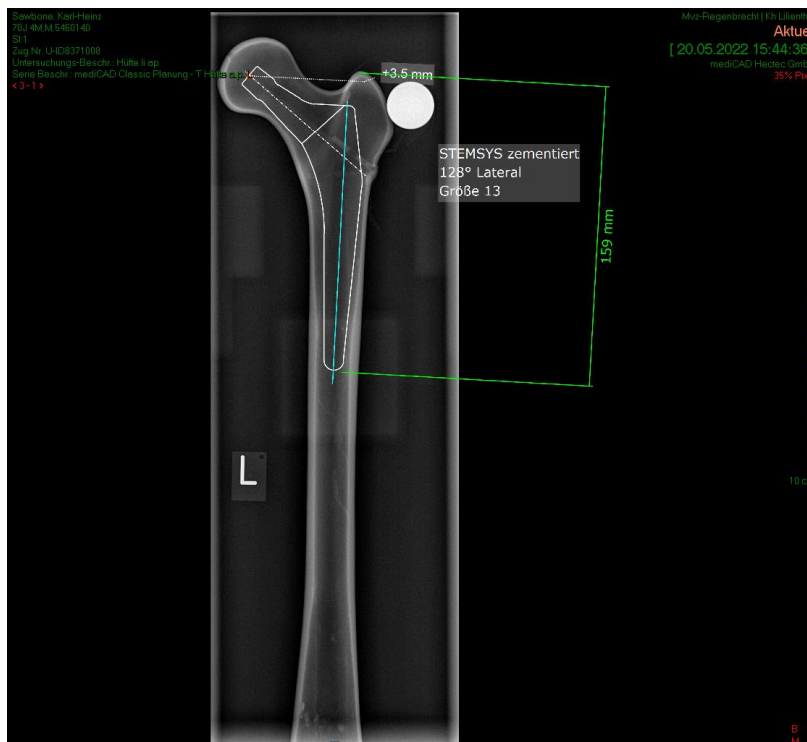


Abb. 4: Planung für Stemsys-Geradschaft mit mediCAD®-Software

2.2 Präparate

Die Implantation der Schäfte erfolgte durch einen in der Endoprothetik langjährig erfahrenen Orthopäden nach der empfohlenen Operationstechnik des jeweiligen Herstellers. Beide Schäfte wurden in einer einheitlichen Größe jeweils in sechs Femurknochenmodelle mit simulierter Osteoporose (Model: 1130-130, Femur, osteoporotic cortical shell W/open cell cancellous in proximal & distal ends, innerer Markraumdurchmesser: min. 25 mm, Fa. Sawbones Europe AB, 216 16 Limhamn, Sweden) implantiert (Abb. 5).

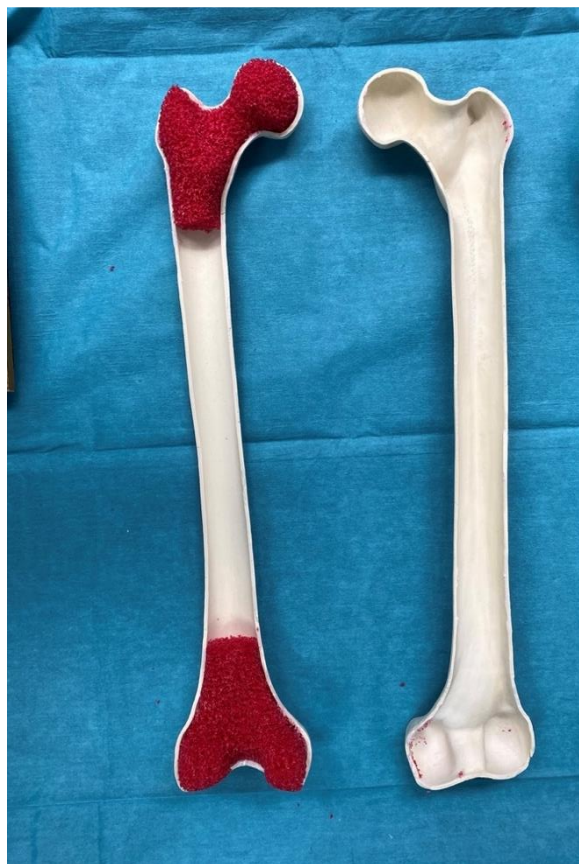


Abb. 5: Femurknochenmodell vom Versuchsaufbau

Die Femora wurden am Schenkelhals reseziert, wobei die Resektionslinie standardisiert 1,5 cm proximal des Trochanter minor definiert wurde. Mit den Raspeln wurden die Präparate größenaufsteigend vorbereitet. Zur Überprüfung der korrekten Positionierung und Ausrichtung der Raspel wurden die Präparate mithilfe eines Bildverstärkers geröntgt (Abb. 6) und anschließend am Schaft 2 cm distal der Raspel abgesetzt.

Der Markkanal wurde distal mit einer Zementplombe versiegelt, um eine in den Vorversuchen beobachtete Verschiebung des Zementstoppers zu vermeiden. Dies ermöglichte eine verbesserte Vergleichbarkeit der Präparate (Abb. 7).



Abb. 6: Röntgen des Präparats mit der Rassel für Stemsys-Geradschaft



Abb. 7: Vorbereitete Präparate

An jedem Präparat wurden an den definierten Druckmesspunkten vier 5-mm-Bohrungen gesetzt, die jeweils mit einer M5-H6-Miniaturverschraubung (SMC GmbH, Deutschland) bestückt wurden (Abb. 8). Zwischen den Verschraubungen und den Drucksensoren wurde jeweils ein Polyurethan-Druckluftschlauch eingesetzt. Dabei wurde das erste Schlauchende an der Verschraubung fixiert, während das zweite Schlauchende am Drucksensor befestigt wurde (Abb. 9).



Abb. 8: Position der Druckmesspunkte

Sensor 1: Proximal lateral, 40 mm unterhalb der Spitze des Trochanter major

Sensor 2: Proximal medial, Höhe des Trochanter minor

Sensor 3: Medial mittig zwischen dem Sensor 2 und Sensor 4

Sensor 4: Medial im Intervall (1 cm) zwischen der Schaftspitze und der Zementplombe

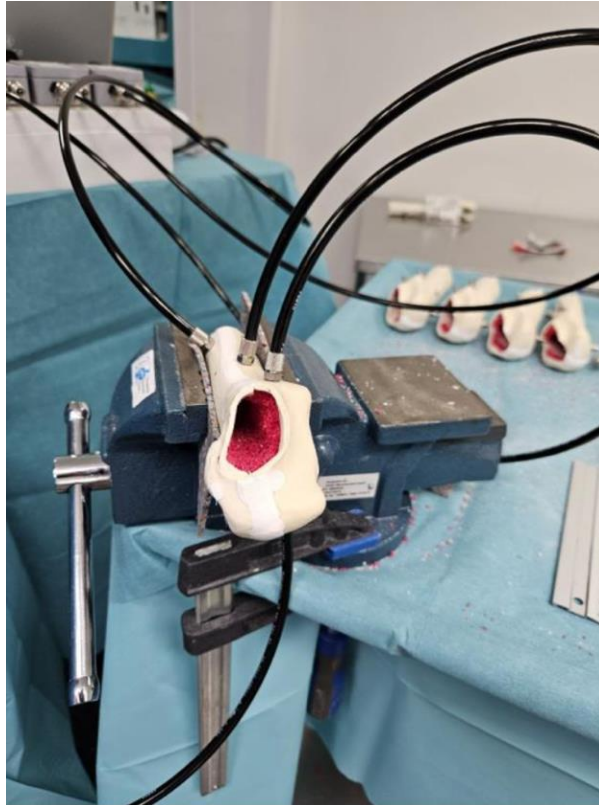


Abb. 9: Druckluftschlauch verbunden mit dem Präparat und den Sensoren

2.3 Aufbau und Druckmessung

Die vier verwendeten Drucksensoren (Typ DS-420, Kalinsky Sensor Elektronik GmbH & Co. KG, Erfurt, Deutschland) besitzen einen Messbereich von 0 bis 1500 mbar und zeichnen sich durch eine sehr kurze Reaktionszeit ohne Signaldämpfung aus. Der gemessene Druck wurde im Sensor mithilfe eines geeigneten LED-Trafos (APV 24V 8W, MeanWell, New Taipei, Taiwan) in ein standardisiertes Ausgangsströmsignal umgewandelt. Die Ausgangsströmsignale aller vier Drucksensoren wurden gleichzeitig von einem Datenlogger (Modell ONS-UX120-006M, Fa. PCB Syntech GmbH, Hückelhoven, Deutschland) kontinuierlich erfasst und aufgezeigt. Um die Signale an den Datenlogger übertragen zu können, wurden die Drucksensoren mit dem Datenlogger über einen Kupferdraht (Klingeldraht) verbunden. Die ermittelten Messwerte wurden über den Datenlogger an einen PC weitergeleitet (Abb. 10-13).



Abb. 10: Drucksensoren



Abb. 11: Datenlogger

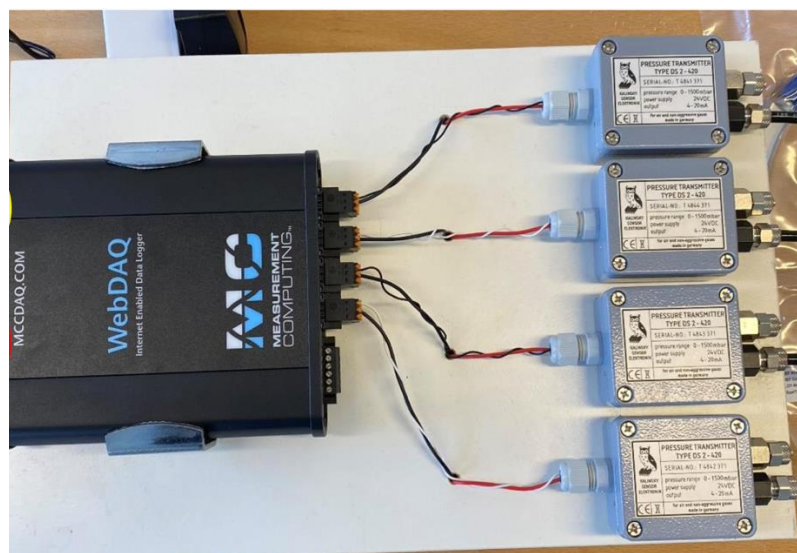


Abb. 12: Datenlogger mit den Drucksensoren verbunden

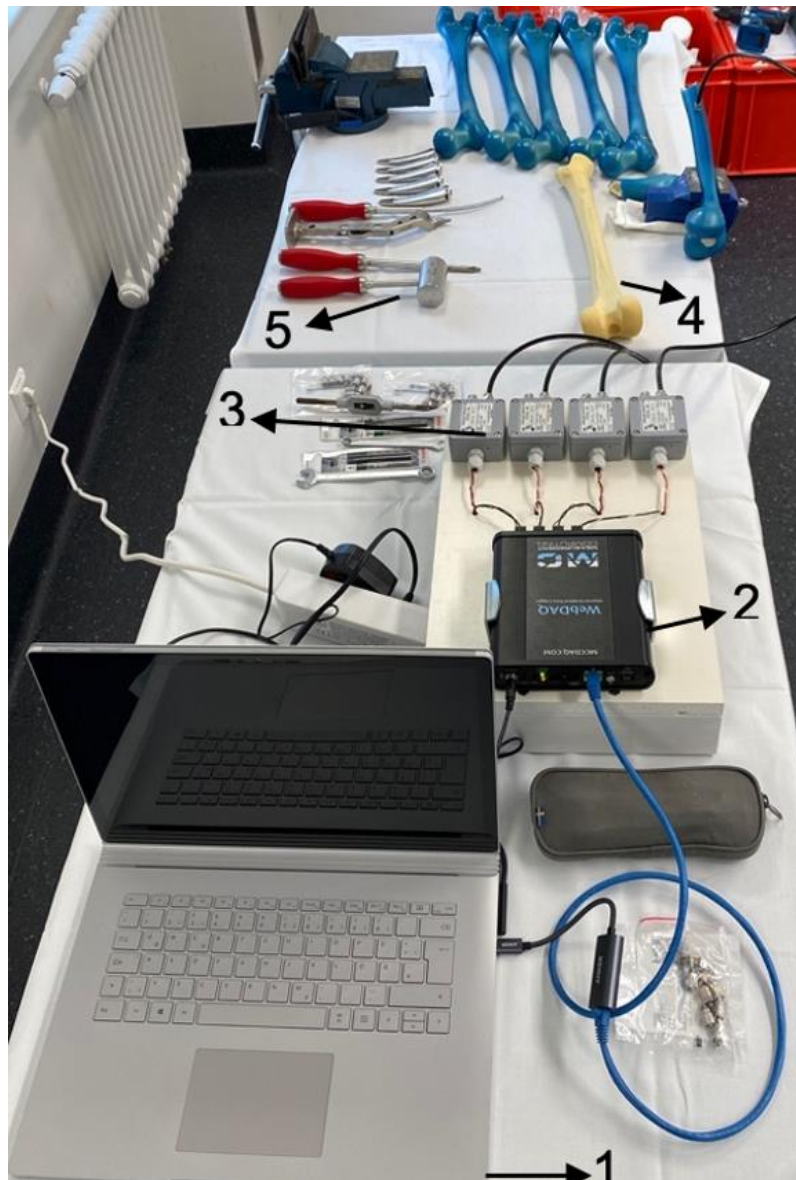


Abb. 13: Aufbau der Druckmessung

1. PC
2. Datenlogger
3. Drucksensoren
4. Saw Bone
5. Instrumente zur Implantation

2.4 Zementierung

Zur Zementierung wurde ein Polymethylmetacrylat (PMMA) Knochenzement verwendet. Der hochvisköse Knochenzement (PALACOS®, Fa. Heraeus Medical GmbH, Wehrheim, Deutschland) wurde entsprechend den Herstellerangaben bei 20°C Raumtemperatur 30 Sekunden manuell in Vakuumtechnik angerührt, um einen weitgehend blasenfreien homogenen Zement zu erreichen. Der Zement wurde zum Beginn der zweiten Minute mit Hilfe einer Kartuschenpistole (CEMVAC, Fa. Synthes GmbH, Umkirch, Deutschland) und mit einem Druckhalter in den femoralen Kanal retrograd eingebracht. Dabei wurden die intramedullären Drücke bei der Zementapplikation gemessen. Als nächstes wurden die Schäfte drei Minuten nach der Anrührung des Zementes einzementiert und dabei die nächsten Druckmessungen aufgenommen. Dies erfolgte einheitlich über jeweils 10 Sekunden bei allen Implantationen. Die Zeit wurde über eine Stoppuhr kontrolliert. Die Spitzen- und die durchschnittlichen Druckwerte wurden registriert. Die Genauigkeit der Implantation der Schäfte wurde mittels Röntgen verifiziert. Es wurde beobachtet, dass der intraossäre Druck nach Erreichen der Druckspitzen nicht wieder abnimmt, wenn der Druckluftschlauch durch den ausgehärteten Zement versiegelt ist.

2.5 Statistische Auswertung

Die Ergebnisse wurden mittels SPSS (Fa. IBM SPSS, Armonk, NY, USA) analysiert. Dafür wurde der Mann-Whitney-U-Test gewählt. Dies ist ein nicht-parametrischer statistischer Test, der verwendet wird, um zwei unabhängige Stichproben miteinander zu vergleichen. Er prüft, ob es einen signifikanten Unterschied zwischen den zentralen Tendenzen (z.B. Medianen) der beiden Gruppen gibt ohne dass die Daten normalverteilt sein müssen. Eine statistische Signifikanz wurde ab einem p-Wert von < 0.05 definiert.

Ergebnisse

3.1 Druckmessung beim Zement-Einbringen

Zuerst wurde der intraossäre Druck gemessen als der Knochenzement in die Sawbone®-Präparate vor der Implantation beider Schafttypen eingebracht wurde. Damit sollte untersucht werden, ob der intramedulläre Druck mit der Länge bzw. der Tiefe des zu zementierenden Markraums zusammenhängt. Der Druckverlauf über alle 4 Sensoren der 12 Präparate wurde dabei registriert und der Druck-Spitzenwert bestimmt.

Für den A2®-Kurzschacht sind die Druck-, Median- und Mittelwerte aller 6 Präparate beim Einbringen des Knochenzementes in Tabelle 2 zusammengefasst. Im Vergleich zu den Werten von Sensor-1 und Sensor-2 zeigen die Messdaten von Sensor-3 und Sensor-4 nahezu verdoppelte Mittelwerte bezüglich des intramedullären Drucks.

	A2-Sensor 1 (mBar)	A2-Sensor 2 (mBar)	A2-Sensor 3 (mBar)	A2-Sensor 4 (mBar)
A2_1	0,09	1,69	4,97	32,06
A2_2	7,03	4,41	2,91	8,44
A2_3	0,09	2,91	3,75	82,03
A2_4	0,19	0,09	1,50	1,50
A2_5	0,00	0,19	0,66	1,97
A2_6	0,47	0,38	2,72	21,00
Mittelwert	1,31	1,61	2,75	24,50
SD	2,81	1,75	1,54	30,57
Median	0,14	1,03	2,81	14,72

Tabelle 2: Druckspitzenwerte aller 6 Präparate für den A2®-Kurzschacht beim Einbringen des Knochenzementes

Für den Stemsys® Geradschaft sind die Messdaten aller 6 Präparate beim Einbringen des Knochenzementes in Tabelle 3 zusammengefasst.

	Stemsys Sensor 1 (mBar)	Stemsys Sensor 2 (mBar)	Stemsys Sensor 3 (mBar)	Stemsys Sensor 4 (mBar)
Stemsys-1	0,47	0,00	305,34	21,66
Stemsys-2	0,66	0,00	61,13	61,03
Stemsys-3	1,50	0,00	115,31	1,97
Stemsys-4	0,00	0,00	63,66	137,63
Stemsys-5	0,09	1,03	92,06	4,31
Stemsys-6	1,03	0,00	56,44	222,09
Mittelwert	0,62	0,17	115,66	74,78
SD	0,57	0,42	95,63	88,24
Median	0,56	0,00	77,86	41,34

Tabelle 3: Druckspitzenwerte aller 6 Präparate für den Stemsys Geradschaft beim Einbringen des Knochenzementes

Vergleicht man die Druckwerte aller Präparate beider Schafttypen, zeigen die langen Präparate eine deutliche Steigerung des intramedullären Drucks im Vergleich zu den kurzen Präparaten, insbesondere am Sensor-3 und Sensor-4 (Abb. 14 und 15).

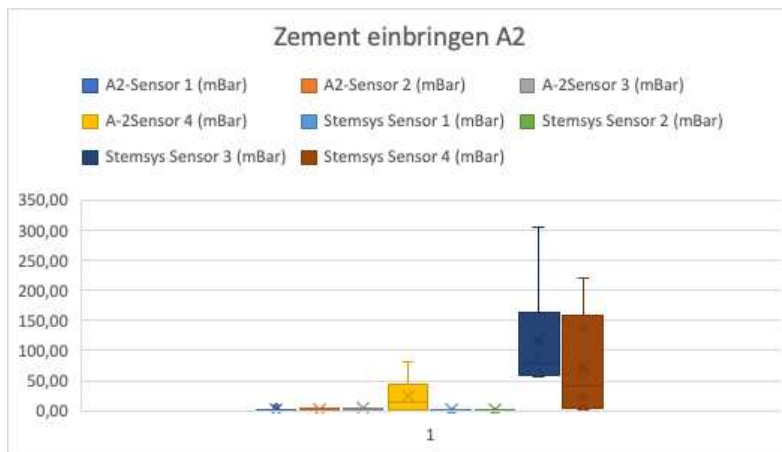


Abb. 14: Darstellung des intramedullären Drucks aller Präparate

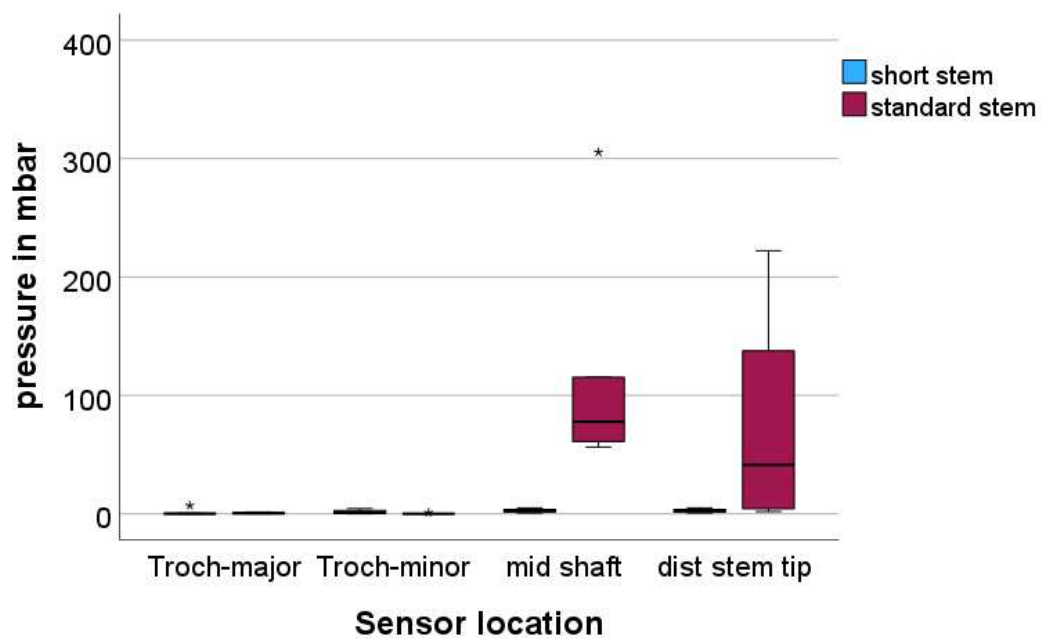


Abb. 15: Drucksteigerung am Sensor-3 und Sensor-4 beim Zementeinbringen

Die gemessenen Daten wurden mit dem Mann–Whitney–Wilcoxon Test ausgewertet. Die in den Testreihen, für jeden Sensor, ermittelten p-Werte sind in Tabelle 4 dargestellt. Die statistische Analyse der maximalen Druckwerte weist am Sensor 3 einen signifikanten Anstieg des intramedullären Drucks beim Einbringen des Knochenzements für Geradschaft-Präparate im Vergleich zu den Kurzschaft-Präparaten auf.

Mann-Whitney	Sensor 1(mBar)	Sensor 2 (mBar)	Sensor 3 (mBar)	Sensor 4 (mBar)
P-Wert	0,567	0,08	0,002	0,336

Tabelle 4: p-Werte der maximalen Druckwerte beim Zementeinbringen

Daraus kann schlussgefolgert werden, dass je länger oder tiefer der zu zementierende Markraum ist, desto höher der intraossäre Druck beim Einbringen des Knochenzements wird, vor allem im diaphysären Bereich.

3.2 Druckmessung beim Schaft-Einbringen

In dieser Untersuchungsphase werden die intramedullären Drücke beim Einbringen der Prothese aufgenommen. Dabei sollte analysiert werden, wie das Prothesendesign den intramedullären Druck beeinflusst.

Die Messdaten beim Einbringen des A2®-Kurzschafte sind in Tabelle 5 zusammengefasst. An den Sensoren 3 und 4 konnten die höchsten Drücke registriert werden.

	A2-Sensor 1 (mBar)	A2-Sensor 2 (mBar)	A2-Sensor 3 (mBar)	A2- Sensor 4 (mBar)
A2_1	0,66	4,31	9,66	36,09
A2_2	32,06	6,94	19,97	21,94
A2_3	15,84	8,44	24,75	99,19
A2_4	28,03	13,41	20,81	18,28
A2_5	2,34	4,22	24,56	21,94
A2_6	2,44	3,66	21,84	36,47
Mittelwert	13,56	6,83	20,27	38,98
SD	13,95	3,72	5,55	30,49
Median	9,14	5,63	21,33	29,02

Tabelle 5: Druckspitzenwerte aller 6 Präparate beim Einbringen des A2®-Kurzschafte

Nach Erreichen des endgültigen Prothesensitzes zeigt der Druckverlauf über alle vier Sensoren ein gleichbleibendes Muster, wie beispielhaft im Liniendiagramm des Implantationsversuchs A2_6 in (Abb. 16) ersichtlich.

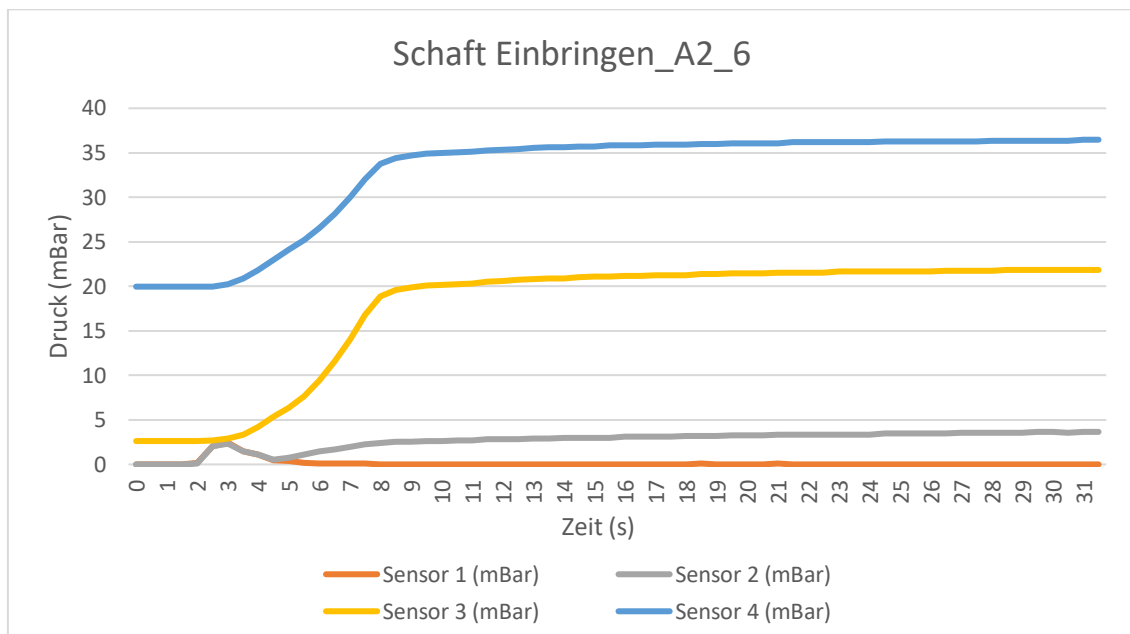


Abb. 15: Druckverlauf des Implantationsversuchs A2_6

Die maximalen intraossären Druckwerte beim Einbringen des Stemsys®-Geradschaftes wurden erfasst und in Tabelle 6 aufgeführt.

	Stemsys Sensor 1 (mBar)	Stemsys Sensor 2 (mBar)	Stemsys Sensor 3 (mBar)	Stemsys Sensor 4 (mBar)
Stemsys-1	5,53	1,97	319,50	36,47
Stemsys-2	2,25	0,28	56,34	892,88
Stemsys-3	6,84	0,94	203,34	8,34
Stemsys-4	0,56	0,66	67,50	75,84
Stemsys-5	0,00	4,50	202,31	13,13
Stemsys-6	4,97	3,19	62,53	304,88
Mittelwert	3,36	1,92	151,92	221,92
SD	2,82	1,64	107,26	346,99
Median	3,61	1,45	134,91	56,16

Tabelle 6: Druckspitzenwerte aller 6 Präparate beim Einbringen des Stemsys®-Geradschaftes.

Es zeigt sich ein ähnliches Muster in der Steigerung des intramedullären Drucks, insbesondere an Sensor-3 und Sensor-4, mit einem durchschnittlichen Druckwert von 151,92 mBar an Sensor-3 und 221,92 mBar an Sensor-4. Dies wird exemplarisch im Liniendiagramm des Implantationsversuchs Stemsys_4 (Abb. 16) veranschaulicht.

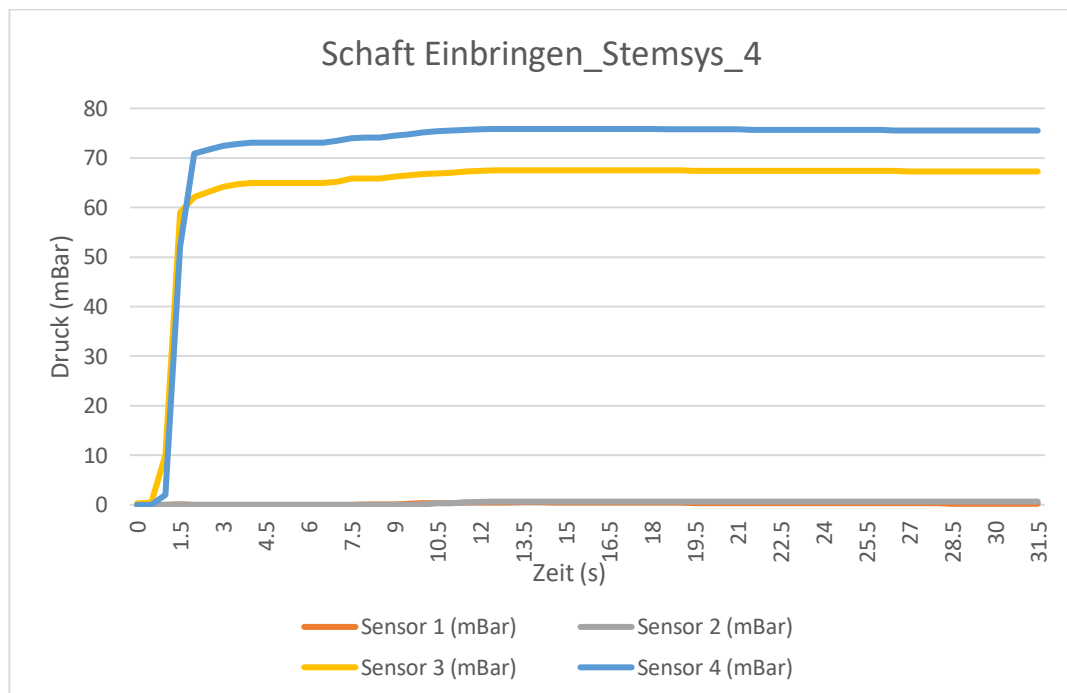


Abb. 16: Druckverlauf des Implantationsversuchs Stemsys_4

Die statistische Auswertung der maximalen Druckwerte zeigte einen deutlichen Anstieg des intramedullären Drucks beim Einbringen des Stemsys®-Geradschaftes im Vergleich zum A2®-Kurzchaft (Abb. 17).

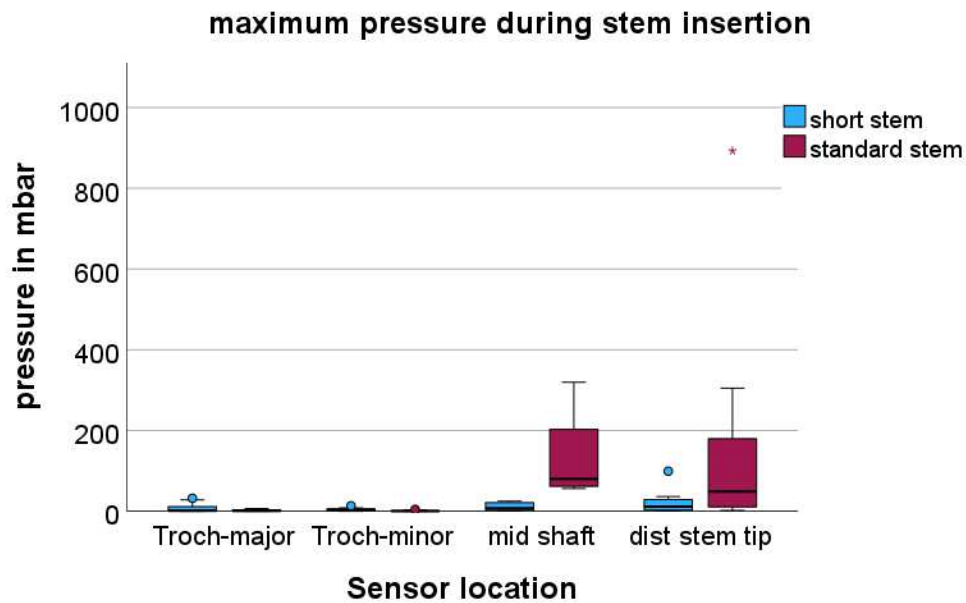


Abb. 17: Maximale Drucksteigerung beim Einbringen beider Schafttypen

Die in den Testreihen, für jeden Sensor, ermittelten p-Werte sind in Tabelle 7 dargestellt.

Mann-Whitney	Sensor 1(mBar)	Sensor 2 (mBar)	Sensor 3 (mBar)	Sensor 4 (mBar)
P-Wert	1	0,08	0,002	0,567

Tabelle 7: p-Werte der maximalen Druckwerte beim Zementeinbringen

Somit konnte festgestellt werden, dass der zementierte A2®-Kurzchaft einen statistisch signifikanten niedrigen intraossären Druck am Sensor-3 im Vergleich zum zementierten Stemsys®-Geradschaft verursacht.

Diskussion

Die Coxarthrose gilt als die häufigste Ursache für eine endoprothetische Versorgung am Hüftgelenk (21, 22). Der EPRD-Jahresbericht 2022 weist darauf hin, dass eine elektive Hüft-TEP am häufigsten bei den 75- bis 84-Jährigen durchgeführt wird. Zudem werden die Hüftprothesen zu 4% komplett zementiert und zu 18% hybrid mit einem zementierten Schaft eingesetzt (16). Mit einer Wachstumsrate von bis zu 23 % zwischen 2009 und 2019 stellt die Schenkelhalsfraktur (SHF) die zweithäufigste Ursache für eine endoprothetische Versorgung am Hüftgelenk in Deutschland dar, vor allem bei Patienten ab einem Alter von 80 Jahren (23).

Aus der Literatur kann generell schlussgefolgert werden, dass sowohl die zementierten als auch die zementfreien Hüftschaften ausgezeichnete Ergebnisse liefern (24). Trotz der exzellenten Ergebnisse der zementfreien Verankerung ist diese stets mit dem Risiko einer periprothetischen Fraktur verbunden (25, 26). Auf Grundlage einer Metaanalyse von zehn Endoprothesenregistern empfehlen Bunyoz et al. (27) bei Patienten ab 75 Jahren eine zementierte Verankerung der Hüftschaftprothese, da diese das Revisionsrisiko verringert und die Standzeit der Hüft-TEP erhöht. Daten des AJRR (American Joint Replacement Registry) belegen, dass zementfreie Hüftschaften 2,6-mal häufiger zu einer frühen Revision (≤ 3 Monate postoperativ) aufgrund periprothetischer Frakturen als die zementierten Schäfte führen (26). Des Weiteren zeigte eine Analyse von 66.955 Hüftversorgungen des Norwegischen Endoprothesenregisters aus dem Jahr 2021, dass die zementfreie Versorgung das Risiko für periprothetische Frakturen im Vergleich zur zementierten Versorgung, insbesondere bei Frauen über 55 Jahre erhöht ((13).

Auch das EPRD zeigt, dass zementierte Hüftschaften eine niedrigere Ausfallwahrscheinlichkeit (3,3 %) nach 5 Jahren im Vergleich zu zementfreien Schäften (3,8 %) aufweisen (16). Darüber hinaus verdeutlichen Daten des AOANJRR (Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry), dass Ausfallwahrscheinlichkeiten nach 15 Jahren für zementierte (5,3 %) und hybride (5,4 %) Verankerungen geringer als für zementfreie Verankerungen (6,0 %) sind (28).

Trotz dieser Daten ist ein kontinuierlich steigender Trend hin zur Verwendung zementfreier Schäfte in der primären Hüfttotalendoprothetik zu beobachten. Dieser Trend spiegelt sich ebenso in Registerdaten wider, wie in Tabelle 8 aus dem EPRD-Jahresbericht 2022 dargelegt wird (14). Daraus ergibt sich ein bemerkenswertes klinisches Paradoxon.

Register	EPRD	AOANJRR	NJR	LROI	SAR	AJRR
Zementiert	4%	2%	22%	21%	50%	6%
Hybrid	18%	37%	38%	7%	8%	
Hybrid, revers	1%	N/A	2%	3%	9%	94%
Zementfrei	77%	61%	35%	69%	33%	

Tabelle 8: Anteil an zementfreier Versorgung im internationalen Vergleich bei primären Hüfttotalendoprothesen (EPRD-Jahresbericht 2022)

Wie bei der elektiven Hüft-TEP stellt sich auch bei einer Schenkelhalsfraktur die Frage: zementierte oder zementfreie Verankerung des Hüftschafes? Die „World Hip Trauma Evaluation 5“ (WHiTE 5) ist eine multizentrische randomisierte kontrollierte Studie, in welcher sowohl das Revisionsrisiko als auch die Kosten zwischen zementierter und zementfreier Verankerung bei dislozierten Schenkelhalsfrakturen verglichen wurden. Die Autoren kommen in dieser Studie zu dem Schluss, dass die zementierte Versorgung ein effizientes und kostensparendes Verfahren ist (29). Gleichzeitig empfiehlt die Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie (DGOU) im Weißbuch Alterstraumatologie und Orthogeriatric die zementierte Verankerung für Schenkelhalsfrakturen bei Patienten mit osteoporotischen Knochen (30). Die zementierte Duokopfprothese nach einer Schenkelhalsfraktur weist ein geringeres Risiko für periprothetische Frakturen auf (0,5 % bei zementierter gegenüber 2,1 % bei zementfreier Prothese) und führt bei Patienten über 60 Jahren zur signifikant besseren Lebensqualität (31).

Obwohl die eindeutige Empfehlung besteht, bei älteren Patienten eine zementierte Verankerung vorzunehmen, bleibt die Knochenzementreaktion (auch als Bone Cement Implantation Syndrome BCIS bekannt) eine der schwerwiegenden und

bedeutsamen intraoperativen sowie frühpostoperativen Komplikationen, da sie als eine Ursache für Morbidität und Mortalität in der Endoprothetik gilt (10). Rassir et al. (32) berichteten von einer Inzidenz der Knochenzementreaktion von 31 % bei zementierter Hemiprothese und 24 % bei zementierter Hüft-TEP. Hierbei wurden ein Alter von über 75 Jahren, ASA-Klasse III/IV und die Niereninsuffizienz als unabhängige Faktoren für die Entstehung einer schweren Knochenzementreaktion identifiziert.

Die Knochenzementreaktion wird durch Hypoxie, arterielle Hypotonie, pulmonalarterielle Hypertonie und Arrhythmien charakterisiert, und kann bis zum plötzlichen Herzstillstand führen (10, 33, 34). Eine der Hypothesen der Knochenzementreaktion ist die Ausschüttung von Mikroembolien in das venöse Blutsystem durch Steigerung des intramedullären Drucks. Während der Zementierung einer Hüftprothese, besonders beim Einbringen des Hüftschafte, konnten Embolien im rechten Vorhof mittels einer intraoperativen Echokardiografie nachgewiesen werden (35). Diese Theorie wird durch experimentelle und klinische Studien gestützt, die zeigen, dass der Hauptfaktor für die Entstehung einer Embolie der Anstieg des intramedullären Drucks ist, der durch die mechanische Kompression des femoralen Markraums beim Einsetzen des Prothesenschaftes ausgelöst wird (36-38). Christie et al. (39) zeigten, dass schwerwiegendere und länger anhaltende embolische Kaskaden beim Einsetzen des Hüftschafte mit Zement, als beim Einsetzen des Implantats ohne Zement entstehen. Ries et al. (40) berichteten, dass die intraoperativen pulmonalen Shunt-Werte bei der Implantation zementierter Hüftschäfte signifikant anstiegen (um 28 Prozent, $p < 0,05$), während sich die Shunt-Werte bei der Implantation zementfreier Hüftschäfte nicht veränderten.

Zementierte Hüftschäfte können gemäß ihrer Geometrie, Zementiertechnik und Biomechanik in vier Typen klassifiziert werden, die sich durch Kraftschluss, Formschluss, Line-to-Line und anatomische Schäfte mit unterschiedlichen Zementmanteldicken differenzieren lassen (41). In der Literatur wurden Empfehlungen zur Reduzierung des intramedullären Drucks bzw. der Knochenzementreaktion (BCIS) durch konsequenten Einsatz der modernen

Zementiertechnik ausführlich beschrieben (42, 43). Jedoch beinhalten diese Empfehlungen nicht die Option des Schaftprothesendesigns. In unserer Studie konnte festgestellt werden, dass der intraossäre Druck nicht nur beim Einbringen des zementierten A2®-Kurzschafte signifikant niedriger ist, sondern auch beim Einbringen des Knochenzements über die kürzere Strecke des zu zementierenden Markraumes im Vergleich zum zementierten Geradschaft.

Bei zementfreien Hüft-TEP-Implantationen insbesondere für junge und aktive Patienten stellen zementfreie Kurzschäfte eine Alternative zu Geradschäften dar. Die Kurzschäfte bieten dabei eine erleichterte und knochenschonendere Prothesenimplantation (44, 45). Studien belegen, dass das Schaftdesign einen bedeutenden Einfluss auf das Auftreten periprothetischer Frakturen bei der Implantation zementfreier H-TEP hat. Dabei zeigen Kurzschäfte im Allgemeinen eine geringere Frakturnrate von 1.7% gegenüber 3,2 % bei Geradschäften ($P = .015$) (46, 47). In diesem Zusammenhang berichteten Gkagkalis et al., dass der Einsatz zementfreier Kurzschäfte bei älteren Patienten mit geringer Knochenqualität das Risiko für periprothetische Frakturen erhöhen kann. In ihrer Studie zeigten sie eine Inzidenz von 22,2 % für periprothetische Frakturen bei Patienten mit Femora vom Dorr-Typ C (48). Ein zementierter Kurzschaft kann somit für Patienten mit einer ungünstigen Knochenqualität oder einer atypischen Anatomie eine Lösung darstellen (49, 50).

Gozzard et al. (51) untersuchten die Zementdrücke bei vier verschiedenen Hüftprothesenschäften. Dabei zeigte der C-Schaft signifikant niedrigere Zementdrücke im Vergleich zu den anderen Prothesen (Elite Plus, Exeter, CPS-Plus). Dies war auf seine kürzere Gesamtlänge und ausgeprägte Verjüngung sowie seine distale schmale Spitze mit einem entsprechend kleinen Centralizer zurückzuführen. Diese Eigenschaften bewirkten, dass der C-Schaft beim Einsetzen nicht so tief wie die anderen Schäfte reichte und der Zementdruck distal geringer blieb. Den höchsten distalen Zementdruck verursachte der Elite Plus®-Schaft, was sich durch sein größeres Volumen im Vergleich zu den anderen Prothesen erklären ließ. Die Ergebnisse von Gozzard et al. (51) stehen im Einklang mit unseren Beobachtungen, dass das Verhältnis zwischen Schaft- und Markraumvolumen

maßgeblich den intraossären Druck beeinflusst. Ein größeres Schaftvolumen geht dabei mit höherem intraossärem Druck einher. Dementsprechend erklären in unserer Studie das charakteristische Triple-taper-Design sowie die kürzere Gesamtlänge des zementierten A2®-Kurzschafte im Vergleich zum Geradschaft den durch den A2®-Kurzschaft verursachten niedrigeren intraossären Druck. In der Studie von Bourne et al. (52) wurde festgestellt, dass zementierte Hüftprothesenschäfte mit rundem oder rechteckigem Querschnitt aufgrund ihres größeren Volumens im distalen Zweidrittelbereich einen höheren intraossären Druck erzeugen als Schäfte mit trapezförmigem oder sternförmigem Querschnitt.

In Bezug auf die Zementiertechnik berichteten Sevaldsen et al. (53), dass die Line-to-line-Zementiertechnik mit größeren Schaftgrößen zu einem signifikant höheren und länger anhaltenden intraossären Druck führte als bei kleineren Schaftgrößen. In der Studie von Chulsomlee et al. (12) konnte schlussgefolgert werden, dass die Implantation formschlüssiger Prothesendesigns aufgrund ihrer größeren proximalen Geometrie mit einer erhöhten Inzidenz für BCIS Grad 2/3 im Vergleich zu kraftschlüssigen Hüftschäften assoziiert ist. Dabei erfolgte die Implantation beider Prothesendesigns ebenso unter Verwendung der Line-to-Line-Zementiertechnik. Hingegen folgt der A2®-Kurzschaft der Anatomie des proximalen Femurs und wurde in unserer Studie mit einer Nummer kleiner als die zuletzt verwendete Schafttraspelgröße implantiert. Dies kann zur Erklärung des beobachteten niedrigeren intraossären Drucks beitragen. Darüber hinaus zeigte sich in unserer Studie ein mit anderen In-vitro-Studien vergleichbares Verteilungsmuster des intraossären Drucks. Sowohl beim Einbringen des Zements als auch beim Einführen des Schaftes trat der höchste Druck distal auf, während proximal geringere Werte gemessen wurden (52, 54-57).

Die Limitationen unserer Studie bestehen darin, dass die Versuche an Kunstknochen durchgeführt wurden. Im Gegensatz zum humanen Femur verfügen die verwendeten Kunstknochen über einen zylindrischen Markraum mit einer vergleichsweise ebenmäßigen Kanalwand. Deshalb sind die gemessenen Druckwerte nicht direkt mit den intraoperativen Bedingungen vergleichbar. Allerdings zeigen anatomische Studien, dass sich insbesondere beim Femur älterer

Frauen der sogenannte „canal flare index“ (das Verhältnis zwischen der Kanalweite auf Höhe des Trochanter minor und jener im Bereich des Isthmus) verringert. Infolgedessen verändert sich die Form des intramedullären Kanals von einer verjüngenden zu einer eher zylindrischen Struktur (58). Das gewählte Kunstknochenmodell stellt damit gewissermaßen ein „Worst-case-Szenario“ dar, spiegelt jedoch gleichzeitig die Eigenschaften osteoporotischer Knochen älterer Frauen wider. Die Verwendung des Kunstknochens führte zur Standardisierung des Versuchsablaufs mit dem Vorteil einer hohen Reproduzierbarkeit und ermöglicht eine weit verbreitete Implementierung unserer Studie.

Schlussfolgerung

Ziel unserer Studie war es, den intraossären femoralen Druck bei der Implantation von zementierten Kurzschaft- und Geradschaftprothesen in vitro zu messen und miteinander zu vergleichen.

Wir konnten in unserer Studie zeigen, dass die Implantation des A2®-Kurzschafts im Vergleich zum zementierten Geradschaft mit einem signifikant niedrigeren intraossären Druck assoziiert ist. Demzufolge konnten wir feststellen, dass der intraossäre Druck sowohl von der Länge des zu zementierenden Markraums als auch von der Länge und dem Volumen der Schaftprothese beeinflusst wird. Ebenso konnten wir in unserer Studie zeigen, dass die Druckspitzen sowohl beim Einbringen des Zements als auch beim Einführen des Schaftes distal auftraten, während im proximalen Bereich geringere Werte gemessen wurden. Somit kann davon ausgegangen werden, dass das Risiko einer Knochenzementreaktion und der damit verbundenen Komplikationen, einschließlich der Mortalität, bei der Implantation eines zementierten Kurzschaftes geringer ist als bei einem zementierten Geradschaft.

In Zukunft sollten klinische Vergleichsstudien bzw. in vivo Messungen des intraossären Drucks bei der Implantation von zementierten Kurzschaft- und Geradschaftprothesen erfolgen. Dies könnte zur besseren Erklärung der hämodynamischen Veränderungen während einer Knochenzementreaktion beitragen.

Literatur- und Quellenverzeichnis

1. Pivec R, Johnson AJ, Mears SC, Mont MA. Hip arthroplasty. *Lancet*. 2012;380(9855):1768-77.
2. Learmonth ID, Young C, Rorabeck C. The operation of the century: total hip replacement. *Lancet*. 2007;370(9597):1508-19.
3. Charnley J. ANCHORAGE OF THE FEMORAL HEAD PROSTHESIS TO THE SHAFT OF THE FEMUR. *The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume*. 1960;42-B(1):28-30.
4. Charnley J. Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet*. 1961;1(7187):1129-32.
5. Kapoor B, Datir SP, Davis B, Wynn-Jones CH, Maffulli N. Femoral cement pressurization in hip arthroplasty: a laboratory comparison of three techniques. *Acta Orthop Scand*. 2004;75(6):708-12.
6. Woo R, Minster GJ, Fitzgerald RH, Jr., Mason LD, Lucas DR, Smith FE. The Frank Stinchfield Award. Pulmonary fat embolism in revision hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1995(319):41-53.
7. Hofmann S, Hopf R, Mayr G, Schlag G, Salzer M. In Vivo Femoral Intramedullary Pressure During Uncemented Hip Arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*. 1999;360:136-46.
8. Pitto RP, Koessler M, Kuehle JW. Comparison of fixation of the femoral component without cement and fixation with use of a bone-vacuum cementing technique for the prevention of fat embolism during total hip arthroplasty. A prospective, randomized clinical trial. *J Bone Joint Surg Am*. 1999;81(6):831-43.
9. Parvizi J, Holiday AD, Ereth MH, Lewallen DG. The Frank Stinchfield Award. Sudden death during primary hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1999(369):39-48.
10. Donaldson AJ, Thomson HE, Harper NJ, Kenny NW. Bone cement implantation syndrome. *Br J Anaesth*. 2009;102(1):12-22.
11. Ukaj S, Veslko M, Krasniqi S, Podvorica V, Ukaj F, Ahmeti A, et al. Cemented stems in healthy elderly patients result in higher hypoxia despite a paradoxical lower femoral increase of intramedullary pressure. *Int Orthop*. 2021;45(4):915-22.
12. Chulsomlee K, Prukviwat S, Tuntiyatorn P, Vasaruchapong S, Kulachote N, Sirisreetreerux N, et al. Correlation between shape-closed femoral stem design and bone cement implantation syndrome in osteoporotic elderly femoral neck fracture undergoing cemented hip arthroplasty: A retrospective case-control study in 128 patients. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2023;109(1):103450.

13. Dale H, Børshiem S, Kristensen TB, Fenstad AM, Gjertsen JE, Hallan G, et al. Fixation, sex, and age: highest risk of revision for uncemented stems in elderly women - data from 66,995 primary total hip arthroplasties in the Norwegian Arthroplasty Register. *Acta Orthop*. 2020;91(1):33-41.
14. Endoprothesenregister Deutschland, EPRD-Jahresbericht 2022, Seiten 140–145.
15. Banerjee S, Pivec R, Issa K, Harwin SF, Mont MA, Khanuja HS. Outcomes of short stems in total hip arthroplasty. *Orthopedics*. 2013;36(9):700-7.
16. Grimberg AL, J.; Melsheimer, O.; Morlock, M.; Steinbrück, A. Annual Report 2025; The German Arthroplasty Registry (EPRD). 2025.
17. Steinbrück A, Grimberg AW, Elliott J, Melsheimer O, Jansson V. Short versus conventional stem in cementless total hip arthroplasty. *Der Orthopäde*. 2021;50(4):296-305.
18. Santori N, Falez F, Potestio D, Santori FS. Fourteen-year experience with short cemented stems in total hip replacement. *Int Orthop*. 2019;43(1):55-61.
19. Regenbrecht B, Yaseen A, Wagener G, Wild M. Cemented Calcar-Guided Short-Stem Prostheses in Geriatric Patients: Short-Term Results from a Prospective Observational Study. *Antibiotics (Basel)*. 2024;13(8).
20. Artiqo. Stemsys® Hüftschaft 2024 [Available from: <https://artiqo.de/produkte/hueftschaefte/stemsys-hueftschaft/>]
21. Hunter DJ, Bierma-Zeinstra S. Osteoarthritis. *Lancet*. 2019;393(10182):1745-59.
22. Malchau H, Herberts P, Eisler T, Garellick G, Söderman P. The Swedish Total Hip Replacement Register. *J Bone Joint Surg Am*. 2002;84-A Suppl 2:2-20.
23. Rupp M, Walter N, Pfeifer C, Lang S, Kerschbaum M, Krusch W, et al. The Incidence of Fractures Among the Adult Population of Germany. *Dtsch Arztebl International*. 2021;118(40):665-9.
24. Konan S, Abdel MP, Haddad FS. Cemented versus uncemented hip implant fixation: Should there be age thresholds? *Bone Joint Res*. 2019;8(12):604-7.
25. Kheir MM, Drayer NJ, Chen AF. An Update on Cementless Femoral Fixation in Total Hip Arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2020;102(18):1646-61.
26. Springer BD, Etkin CD, Shores PB, Gioe TJ, Lewallen DG, Bozic KJ. Perioperative Periprosthetic Femur Fractures are Strongly Correlated With Fixation Method: an Analysis From the American Joint Replacement Registry. *J Arthroplasty*. 2019;34(7s):S352-s4.
27. Bunyoz KI, Malchau E, Malchau H, Troelsen A. Has the Use of Fixation Techniques in THA Changed in This Decade? The Uncemented Paradox Revisited. *Clin Orthop Relat Res*. 2020;478(4):697-704.

28. Babazadeh S, de Steiger RN, Holder C, van Bavel D. Cemented Polished Tapered Stems Have Lower Revision Rates Than Commonly Used Cementless Implant up to 17 Years of Follow-Up: An Analysis of 201,889 Total Hip Replacements From the Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry. *J Arthroplasty*. 2022;37(1):110-8.
29. Png ME, Petrou S, Fernandez MA, Achten J, Parsons N, McGibbon A, et al. Cost-utility analysis of cemented hemiarthroplasty versus hydroxyapatite-coated uncemented hemiarthroplasty for the treatment of displaced intracapsular hip fractures : the World Hip Trauma Evaluation 5 (WHiTE 5) trial. *Bone Joint J*. 2022;104-b(8):922-8.
30. UC Liener CB, K Rapp, MJ Raschke, B Kladny, DC Wirtz Weißbuch *Alterstraumatologie und Orthogeriatric*. 1 ed. Stuttgart: Kohlhammer; 2022. 107-8 p.
31. Fernandez MA, Achten J, Parsons N, Griffin XL, Png ME, Gould J, et al. Cemented or Uncemented Hemiarthroplasty for Intracapsular Hip Fracture. *N Engl J Med*. 2022;386(6):521-30.
32. Rassir R, Schuiling M, Sierevelt IN, van der Hoeven CWP, Nolte PA. What Are the Frequency, Related Mortality, and Factors Associated with Bone Cement Implantation Syndrome in Arthroplasty Surgery? *Clin Orthop Relat Res*. 2021;479(4):755-63.
33. Wheelwright EF, Byrick RJ, Wigglesworth DF, Kay JC, Wong PY, Mullen JB, et al. Hypotension during cemented arthroplasty. Relationship to cardiac output and fat embolism. *J Bone Joint Surg Br*. 1993;75(5):715-23.
34. Werner L. A response to 'Sudden deaths during hip hemi-arthroplasty', Parry G, *Anaesthesia* 2003; 58: 922-23. *Anaesthesia*. 2004;59(2):200.
35. Hagio K, Sugano N, Takashina M, Nishii T, Yoshikawa H, Ochi T. Embolic events during total hip arthroplasty: an echocardiographic study. *J Arthroplasty*. 2003;18(2):186-92.
36. Kallos T, Enis JE, Gollan F, Davis JH. Intramedullary pressure and pulmonary embolism of femoral medullary contents in dogs during insertion of bone cement and a prosthesis. *J Bone Joint Surg Am*. 1974;56(7):1363-7.
37. Tronzo RG, Kallos T, Wyche MQ. Elevation of intramedullary pressure when methylmethacrylate is inserted in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 1974;56(4):714-8.
38. Orsini EC, Byrick RJ, Mullen JB, Kay JC, Waddell JP. Cardiopulmonary function and pulmonary microemboli during arthroplasty using cemented or non-cemented components. The role of intramedullary pressure. *J Bone Joint Surg Am*. 1987;69(6):822-32.

39. Christie J, Burnett R, Potts HR, Pell AC. Echocardiography of transatrial embolism during cemented and uncemented hemiarthroplasty of the hip. *J Bone Joint Surg Br.* 1994;76(3):409-12.
40. Ries MD, Lynch F, Rauscher LA, Richman J, Mick C, Gomez M. Pulmonary function during and after total hip replacement. Findings in patients who have insertion of a femoral component with and without cement. *J Bone Joint Surg Am.* 1993;75(4):581-7.
41. Cassar-Gheiti AJ, McColgan R, Kelly M, Cassar-Gheiti TM, Kenny P, Murphy CG. Current concepts and outcomes in cemented femoral stem design and cementation techniques: the argument for a new classification system. *EFORT Open Rev.* 2020;5(4):241-52.
42. Bökeler U, Bühler A, Eschbach D, Ilies C, Liener U, Knauf T. The Influence of a Modified 3rd Generation Cementation Technique and Vacuum Mixing of Bone Cement on the Bone Cement Implantation Syndrome (BCIS) in Geriatric Patients with Cemented Hemiarthroplasty for Femoral Neck Fractures. *Medicina (Kaunas).* 2022;58(11).
43. Griffiths R, White SM, Moppett IK, Parker MJ, Chessier TJ, Costa ML, et al. Safety guideline: reducing the risk from cemented hemiarthroplasty for hip fracture 2015: Association of Anaesthetists of Great Britain and Ireland British Orthopaedic Association British Geriatric Society. *Anaesthesia.* 2015;70(5):623-6.
44. Morellato K, Grupp TM, Bader U, Sungu M, Fink B, Cristofolini L. Standard and line-to-line cementation of a polished short hip stem: Long-term in vitro implant stability. *J Orthop Res.* 2018;36(10):2736-44.
45. Burchard R, Braas S, Soost C, Graw JA, Schmitt J. Bone preserving level of osteotomy in short-stem total hip arthroplasty does not influence stress shielding dimensions – a comparing finite elements analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders.* 2017;18(1):343.
46. Calkins TE, Goetz DD, Zalewski JT, Jones CA, Gaumer PR, Ford MC, et al. Hip Arthroplasty Femoral Stem Designs and Their Association With Early Postoperative Periprosthetic Femoral Fractures. *J Arthroplasty.* 2023;38(5):849-54.
47. Luger M, Feldler S, Pisecky L, Klasan A, Gotterbarm T, Schopper C. Periprosthetic Femoral Fractures in Cementless Short Versus Straight Stem Total Hip Arthroplasty: A Propensity Score Matched Analysis. *J Arthroplasty.* 2023;38(4):751-6.
48. Gkagkalis G, Goetti P, Mai S, Meinecke I, Helmy N, Bosson D, et al. Cementless short-stem total hip arthroplasty in the elderly patient - is it a safe option?: a prospective multicentre observational study. *BMC Geriatrics.* 2019;19(1):112.

49. Kutzner KP, Freitag T, Bieger R, Reichel H, Pfeil J, Ignatius A, et al. Biomechanics of a cemented short stem: Standard vs. line-to-line cementation techniques. A biomechanical in-vitro study involving six osteoporotic pairs of human cadaver femurs. *Clin Biomech (Bristol)*. 2018;52:86-94.
50. Sas A, Pellikaan P, Kolk S, Marty P, Scheerlinck T, van Lenthe GH. Effect of anatomical variability on stress-shielding induced by short calcar-guided stems: Automated finite element analysis of 90 femora. *J Orthop Res*. 2019;37(3):681-8.
51. Gozzard C, Gheduzzi S, Miles AW, Learmonth ID. An in-vitro investigation into the cement pressurization achieved during insertion of four different femoral stems. *Proc Inst Mech Eng H*. 2005;219(6):407-13.
52. Bourne RB, Oh I, Harris WH. Femoral cement pressurization during total hip arthroplasty. The role of different femoral stems with reference to stem size and shape. *Clin Orthop Relat Res*. 1984(183):12-6.
53. Sevaldsen K, O SH, Ø BL, V SH. Does the line-to-line cementing technique of the femoral stem create an adequate cement mantle? *Hip Int*. 2021;31(5):618-23.
54. Davies JP, Harris WH. In vitro and in vivo studies of pressurization of femoral cement in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1993;8(6):585-91.
55. Song Y, Goodman SB, Jaffe RA. An in vitro study of femoral intramedullary pressures during hip replacement using modern cement technique. *Clin Orthop Relat Res*. 1994(302):297-304.
56. Markolf KL, Amstutz HC. In vitro measurement of bone-acrylic interface pressure during femoral component insertion. *Clin Orthop Relat Res*. 1976(121):60-6.
57. Churchill DL, Incavo SJ, Uroskie JA, Beynnon BD. Femoral stem insertion generates high bone cement pressurization. *Clin Orthop Relat Res*. 2001(393):335-44.
58. Noble PC, Box GG, Kamaric E, Fink MJ, Alexander JW, Tullos HS. The effect of aging on the shape of the proximal femur. *Clin Orthop Relat Res*. 1995(316):31-44.

Danksagung

Ich möchte mich ganz besonders bei meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. M. Wild bedanken, der diese Arbeit erst durch die Überlassung des hier behandelten Themas und seine kontinuierliche, professionelle Betreuung ermöglicht hat. Im Rahmen unserer Zusammenarbeit schätzte ich vor allem seine wertvollen Anregungen und die zügigen Korrekturen.

Ebenso möchte ich mich herzlich bei Frau Dr. med. Lisa Oezel für die Betreuung dieser Arbeit bedanken.

Ein besonderer Dank gilt zudem Herrn Dr. Bertram Regenbrecht und meiner Familie, die mich während der Erstellung dieser Dissertation unterstützt und immer wieder motiviert haben.