

**Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie
Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger)**

**Die Lastübertragung von
zementlosen Hüftstielen und Revisions-Nagelstielen
auf das Femur.**

Eine photoelastische Analyse

Martin Ellenrieder

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin
der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades
eines Doktors der Medizin genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier
Prüfer der Dissertation: 1. Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger
2. apl. Prof. Dr. Dr. H.P. Rechl
3. Univ.-Prof. Dr. A. Imhoff

Die Dissertation wurde am 25.05.2005 bei der Technischen Universität München
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 14.12.2005 angenommen.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	4
1.1	Historische Entwicklung der Hüftendoprothetik	4
1.2	Problemstellung	5
1.3	Zielsetzung der Studie	5
1.4	Arbeitshypothesen	6
1.5	Möglichkeiten und Grenzen der Studie	7
2	Material und Methoden	9
2.1	Das Endoprothesenlager	9
2.1.1	Composite-Femora	9
2.1.2	Photoelastische Beschichtung	11
2.1.3	Humanfemur	14
2.2	Spannungsoptik	15
2.2.1	Grundlagen	15
2.2.2	Messung nach der Null-Abgleich-Methode	15
2.3	Implantate	17
2.3.1	Standard-Hüftstiele	17
2.3.2	Verriegelbare Revisions-Hüftstiele	19
2.4	Prüfmodell	21
2.5	Lastbeaufschlagung und Muskelkräfte	23
2.5.1	Hüftgelenkkraft und Torsionsmoment	23
2.5.2	Implantatpositionierung und femorales Offset	25
2.5.3	Abduktoren und Iliotibialtrakt	26
2.6	Testprotokoll und Statistik	28

3	Ergebnisse	31
3.1	Einleitung	31
3.2	Dehnungsmuster am unresezierten Femur	31
3.3	Dehnungsmuster nach Implantation der Standard-Hüftstiele	34
3.3.1	Assembly-strains	35
3.3.2	Einfluss der Implantationsreihenfolge	36
3.3.3	Teilstrukturierter Standard-Hüftstiel	38
3.3.4	Standard-Hüftstiel „Pinguin“	41
3.3.5	Vollstrukturierter Standard-Hüftstiel	43
3.3.6	Vergleich der Oberflächenstrukturen	45
3.4	Dehnungsmuster nach Implantation des Revisions-Hüftstieles	47
3.4.1	Stielverlängerung hohl-geschlitzt	48
3.4.2	Stielverlängerung hohl	51
3.4.3	Stielverlängerung massiv	53
3.4.4	Einfache Verriegelung (a.-p.)	55
3.4.5	Mehrfache Verriegelung	58
3.4.6	Proximal geschädigtes Implantatlager	60
3.5	Messungen am Humanfemur	63
4	Diskussion	66
4.1	Einleitung	66
4.2	Diskussion von Material und Methoden	68
4.2.1	Composite-Femora und Humanfemur	68
4.2.2	Spannungsoptik	70
4.2.3	Versuchsaufbau und Muskelsimulation	73
4.2.4	Standard-Hüftstiele	76
4.2.5	Verriegelbare Revisions-Hüftstiele	78
4.3	Unresezierte Composite-Femora	84

4.4	Standard-Hüftstiele	87
4.5	Verriegelbare Revisions-Hüftstiele	93
4.5.1	Vergleich der drei Stielverlängerungen	93
4.5.2	Vergleich von Revisions-Hüftstielen und Standard-Hüftstielen	97
4.5.3	Einfluss der Verriegelungsmöglichkeiten	100
4.5.4	Einfluss des proximalen Lagerschadens	104
4.6	Humanfemur	108
5	Zusammenfassung	110
6	Literatur	112
7	Anhang	120
8	Danksagung	140

1 Einleitung

1.1 Historische Entwicklung der Hüftendoprothetik

Die ersten Ideen einer Hüftarthroplastik entstanden aus der Absicht, ankylosierte Gelenke wieder zu mobilisieren. Ende des 19. Jahrhunderts verwendete Ollier periartikuläres Weichteilgewebe als Interponat zwischen den Gelenkflächen. Murphy beschrieb 1902 ein ähnliches Verfahren mit Fettlappen und Fascia lata Anteilen [104, S.488]. Seit 1924 fand die Whitman-Technik breitere Anwendung. Dabei wurden Femurkopf und -hals reseziert und der Trochanter maior weiter distal am Schaft fixiert [104, S.488; 49, S.167]. Parallel wurde der Einsatz unterschiedlicher Fremdmaterialien, z.B. Schweineblasen, Kautschuk, Zinkfolie und Kollodium an Tier und Mensch erprobt. So unternahm beispielsweise Robert Jones (1902) den Versuch eines Gelenkerhaltes mit Goldfolie [104, S.488]. 1923 gelang Smith-Petersen mit der Verwendung von Glaskappen als Femurkopf-Oberflächenersatz ein wichtiger Schritt Richtung Gelenkersatz [92]. Die später entwickelte Jaenichen-Collison Prothese (1947) und die Acrylprothese der Gebrüder Judet (1946) waren die ersten Versuche eines kompletten Kopfersatzes und wurden mehrere hundert Male klinisch angewendet [49, S.235]. Seit 1938 implantierte Philip Wiles die ersten Hüftendoprothesen, die zusätzlich zum Kopfersatz auch einen acetabulären Gelenkanteil besaßen [104, S.488]. In den 50er Jahren wurde mit der Thompson-Prothese schließlich die intramedulläre Verankerung der femoralen Komponente in die Klinik eingeführt [61]. Mit Methylmethacrylat als Knochenzement und den später entwickelten zementfreien Implantaten begann der Siegeszug des endoprothetischen Hüftgelenkersatzes [61, S.87].

Mittlerweile werden in Deutschland jährlich über 150000 Hüftendoprothesen implantiert [54, S.621]. Schätzungen aus den USA lassen eine Verdopplung bis 2030 erwarten. Durch die ständig steigenden Implantationszahlen wächst auch der Bedarf an Austauschoperationen, vorwiegend aufgrund aseptischer Lockerungen [40, S.115]. Laut schwedischem Hüftregister (2000) mussten nach 9 Jahren ca. 5% der zementierten und 9% der unzementierten Implantate gewechselt werden [40, S.116]. Dadurch werden allein in Deutschland pro Jahr ca. 16000 Operationen notwendig [50, S.596]. Auch die Zahl der Zweit- und Mehrfachwechsel wird in Zukunft steigen und neue Anforderungen an Hüftchirurgie und Implantate stellen.

1.2 Problemstellung

Durch jede Lockerung und weitere Austauschoperation entstehen zusätzliche Schäden am Knochenlager und Weichteilmantel. Die operative Technik und die Eigenschaften der Revisionsimplantate müssen sich daran messen. Aus biomechanischer Sicht sind eine ausreichend stabile Verankerung und die Vermeidung von stress-shielding oder lokalen Spannungsspitzen, und der damit verbundenen Knochenresorption, entscheidende Anforderungen für die Langzeitprognose eines Gelenkersatzes. Mit dem Ziel, die Endoprothesen diesbezüglich weiter zu verbessern, werden ständig neue Implantate entwickelt und auf dem Markt befindliche modifiziert. Die Verwendung neuer Materialien, die Veränderung der Implantatoberfläche und des Designs können die Implantateigenschaften erheblich beeinflussen. Die postoperative biomechanische Situation ist aufgrund eines komplexen Zusammenspiels individueller und implantatabhängiger Variablen nur schwer einzuschätzen. Dies trifft im Besonderen auf Revisionsimplantate und Wechseleingriffe zu. Die Auswirkungen einer Modifikation bzw. Neuentwicklung können oft nur im Rahmen von Verlaufskontrollen oder klinischer Studien nach längerem follow-up nachgewiesen werden. Die Konsequenz eventuell vermeidbarer Fehlentwicklungen trifft dann jedoch eine Vielzahl von Patienten. Aus dieser Sicht ist die präklinische Prüfung von Implantaten von grundlegender Bedeutung.

1.3 Zielsetzung der Studie

Die vorliegende Arbeit sollte im in-vitro Modell die Beeinflussung der Lastübertragung auf das Femur durch eine endoprothetischen Versorgung aufzeigen. Dafür wurden sowohl zementlose „Standard“-Hüftstiele als auch spezielle, distal verriegelbare Revisionsimplantate in künstliche Femora (Composite-Femora) implantiert. Hinsichtlich der Standard-Hüftstiele sollte zudem der Einfluss unterschiedlicher Oberflächenstrukturierungen geprüft werden. Die verwendeten Nagelstiel-Revisionsendoprothesen konnten mit drei verriegelbaren Stielen unterschiedlicher Steifigkeiten kombiniert werden. Diese Implantate wurden für die Versorgung bei massivem proximalen Knochenverlust oder proximaler periprothetischer Fraktur mit

Implantatlockerung konzipiert. Es sollte überprüft werden, wie sich die Biegesteifigkeit der Stielverlängerungen und die verschiedenen distalen Verriegelungsmöglichkeiten auf die Lastübertragung auswirken. Zusätzlich zu den implantatbedingten Einflüssen sollten die Auswirkungen von Mehrfachwechselln auf die corticalen Dehnungen am Composite-Femur untersucht werden. In der Literatur sind eine Vielzahl von Studien mit mechanischen Prüfungen dieser Kunstknochen zu finden [11,38,95,96,97] ohne Informationen über eine mögliche Beeinträchtigung der Femora durch „Revisionseingriffe“.

Diese experimentelle Studie sollte dazu beitragen, präklinisch Hinweise bezüglich der Bedeutung des Endoprothesendesigns und der Oberflächengestaltung für die Lastübertragung auf das Femur zu sammeln. Insbesondere sollen die Veränderungen infolge der Implantation spezieller, sogenannter Nagelstiel-Revisionsendoprothesen für den Hüftgelenkersatz untersucht werden. Klinische und radiologische Nachuntersuchungen oder aufwendige in-vitro bzw. in-vivo Studien sollen so gezielter angelegt werden können.

1.4 Arbeitshypothesen

Bezüglich der zu untersuchenden Einflüsse auf die Lastübertragung anhand des corticalen Dehnungsmusters wurden im Vorfeld folgende Arbeitshypothesen formuliert. Sie repräsentieren die Kernfragestellungen an die Studie. Im Rahmen der Zusammenfassung werden diese, nach Darstellung und Diskussion der Ergebnisse, kritisch geprüft.

Hypothese 1

Alle Implantate führen zu signifikanten Veränderungen des Dehnungsmusters verglichen mit dem unresezierten Femur.

Hypothese 2

Lastübertragung und corticales Dehnungsmuster unterscheiden sich in Abhängigkeit von der Ausdehnung der Oberflächenstruktur der Standard-Hüftstiele.

Hypothese 3

Revisions-Nagelstiele verursachen signifikante Dehnungsänderungen verglichen mit den Standard-Hüftstielen.

Hypothese 4

Biegeweichere Stielverlängerungen reduzieren stress-shielding Effekte gegenüber steiferen Verlängerungen.

Hypothese 5

Die verschiedenen Verriegelungsvarianten führen zu unterschiedlichen Dehnungsmustern.

Hypothese 6

Mehrfache Implantatwechsel schädigen das Lager und führen zu Änderungen des Dehnungsmusters.

1.5 Möglichkeiten und Grenzen der Studie

Im Rahmen dieser Studie wurden ausschließlich Messungen der oberflächlichen Dehnungsdifferenzen mit einem spannungsoptischen Verfahren an künstlichen Femora durchgeführt (Kap. 2). Zur Verifizierung der Ergebnisse wurden die Versuche nach identischem Schema an einem humanen Femur exemplarisch nachvollzogen. Eine entsprechende Erhöhung der Anzahl soll Gegenstand einer Fortsetzung dieser Studie sein. Aus Gründen einer Parameterreduktion wurden vergleichbare Implantatpositionen und eine möglichst identische Lastbeaufschlagung angestrebt. Die Auswirkungen von abweichenden Lastsituationen oder unterschiedliche Geometrien des Hüftgelenkes wurden somit nicht erfasst.

Da auch knöcherne Umbaureaktionen und deren Folgen für die Verankerung der Endoprothese und die Belastung des Femur nicht simuliert werden konnten, entsprach die Prüfsituation in erster Linie einem unmittelbar postoperativen Zustand. Die somit gemessenen corticalen Dehnungsänderungen sind klinisch nicht mit Knochenumbauvorgängen gleichzusetzen, sondern sind als prädisponierender Faktor beschrieben [45].

Bei der Konzeption des Prüfaufbaus wurde versucht, die in der Literatur als bedeutend beschriebenen Gelenk- und Muskelkräfte zu berücksichtigen. Quantitative Aussagen über in-vivo auftretende Belastungsverhältnisse des Femur sind aufgrund der Komplexität der Einflussfaktoren nur bedingt möglich.

Die Ergebnisse können Anhaltspunkte für mögliche klinische Auswirkungen liefern. Aufgrund interindividuell differierender Voraussetzungen ist auch eine Vorhersage von Konsequenzen für den einzelnen Patienten nicht möglich. Die genannten Punkte werden im Rahmen der Diskussion nochmals im Detail aufgegriffen (Kap. 4).

2 Material und Methoden

2.1 Das Endoprothesenlager

2.1.1 Composite-Femora

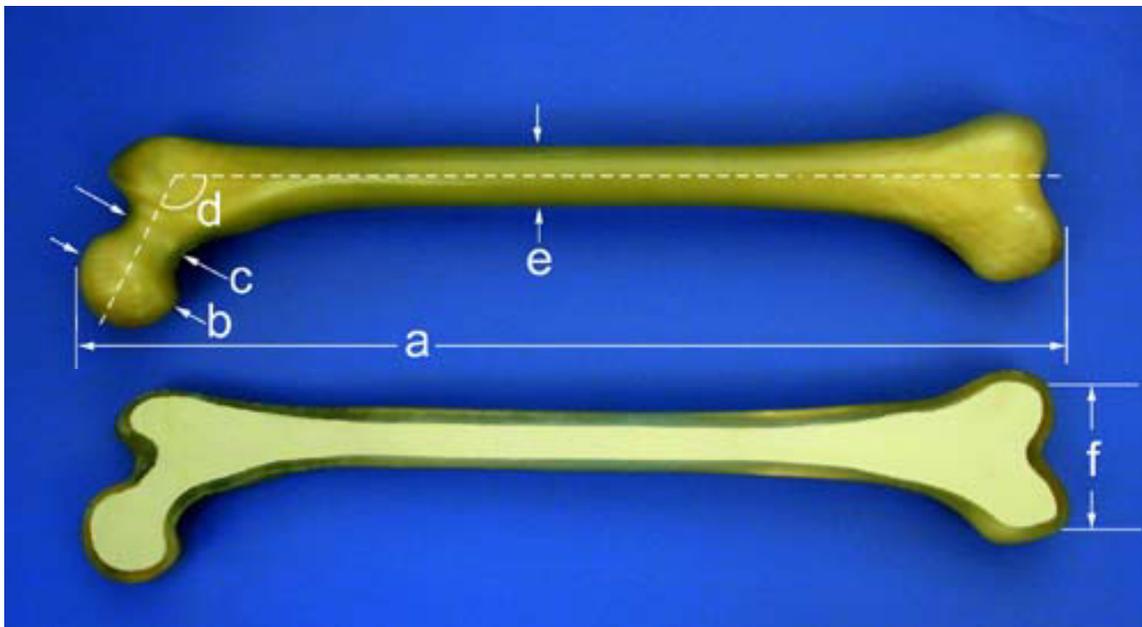
Für die in der vorliegenden Arbeit durchgeführten Versuche wurden sogenannte Composite-Femora (II. Generation, FFR fiberglass-fabric-reinforced) mit mehrschichtigem Aufbau verwendet (Abb. 1a). In Epoxidharz eingebettete Glasfaserschichten bilden die Corticalis, der mit Polyurethanschaum gefüllte Innenraum den Spongiosaanteil. Hersteller ist die Firma Pacific Research Labs (Vashon Island, USA). Über Sawbones Europe (Malmö, Schweden) können Femora mit den Längen 485 mm und 455 mm bezogen werden. Als Endoprothesenlager wurden die 485 mm langen Femora (#3106) verwendet, modelliert nach einem Europäer von etwa 183 cm Körpergröße und einem Gewicht von 90 kg.

Bezüglich der mechanischen Eigenschaften zeigte sich bei Untersuchungen von Cristofolini et al. eine gegenüber Humanfemora bessere Reproduzierbarkeit der Ergebnisse bei 20-200-fach geringerer interindividueller Varianz der Einzelknochen [11, S.533]. Composite-Femora der zweiten Generation erwiesen sich bei den durchgeführten Belastungstests zur Ermittlung der Biege- und Torsionssteifigkeit als geeignete Knochenmodelle, insbesondere für vergleichende Prüfungen, wie sie in der vorliegenden Arbeit durchgeführt werden. Lediglich im proximo-medialen Schaftbereich traten, verglichen mit dem durchschnittlichen Humanfemur, fertigungsbedingt etwas höhere Dehnungen auf [11, S.530].

Da Humanfemora unter in-vitro Bedingungen ihre mechanischen Eigenschaften verändern, sei es durch Konservierung oder Autolyse, sind Composite-Femora für die zeitintensiven spannungsoptischen Messungen von großem Vorteil. Darüber hinaus spricht die unlimitierte Verfügbarkeit für die Verwendung von synthetischen Testmodellen, so dass Studien ohne großen Aufwand z.B. auf zusätzliche Implantate erweitert werden können.

Mittlerweile wurden Composite-Femora der dritten Generation (SGFR short-glass-fiber-reinforced) auf dem Markt eingeführt mit laut Hersteller weiter verbesserter Reproduzierbarkeit und anatomiegerechter Corticalisdicke (Abb. 1b).

Heiner et al. führten biomechanische Untersuchungen an FFR (II. Generation) und SGFR (III. Generation) Composite-Femora durch mit vergleichbarem methodischen Aufbau wie Cristofolini et al. [38]. Hinsichtlich Reproduzierbarkeit von Geometrie und Oberflächendehnungen zeigten die neuen SGFR Femora eine geringere Streubreite. Jedoch traten im proximo-medialen Bereich unter Axiallast etwa 120% höhere Dehnungswerte auf, als für Humanpräparate ermittelt [38, S.780]. Entsprechende DMS Messungen an FFR Femora (II. Generation) erbrachten in diesem Corticalisabschnitt mit Humanfemora vergleichbare Werte [38, S.780]. Daher erschienen FFR Composite-Femora als geeignetere Testmodelle für die vorliegende Studie.

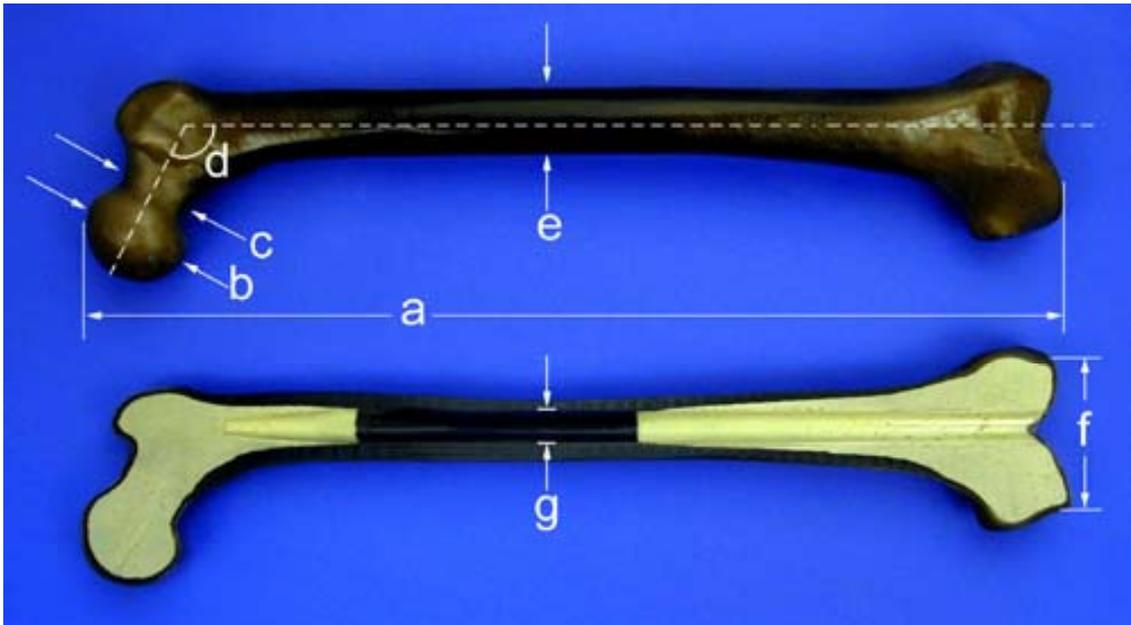


Composite-Femur, II. Generation, Serien-Nr. 3106

(FFR, fiberglass-fabric-reinforced)

a: 485 mm, b: 52 mm, c: 34 mm, d: CCD 120°, e: 30 mm, f: 86 mm

Abb. 1a: Abbildung des Composite-Femur der II. Generation einschließlich des Längsschnittes sowie den zugehörigen Maßen für: a: Gesamtlänge, b: Kopfdurchmesser, c: Halsdurchmesser, d: CCD-Winkel, e: Schaftdurchmesser, f: Abstand der kondylären Gelenkränder. Aus: www.sawbones.se



Composite-Femur, III. Generation, Serien-Nr. 3306
(SGFR, short-glass-fiber-reinforced)

a: 485 mm, b: 52 mm, c: 37 mm, d: CCD 120°, e: 32 mm, f: 93 mm, g: 15 mm

Abb. 1b: Abbildung des Composite-Femur der III. Generation einschließlich des Längsschnittes sowie den zugehörigen Maßen für: a: Gesamtlänge, b: Kopfdurchmesser, c: Halsdurchmesser, d: CCD-Winkel, e: Schaftdurchmesser, f: Abstand der kondylären Gelenkränder, g: Markraumdurchmesser (nur SGFR). Aus: www.sawbones.se

2.1.2 Photoelastische Beschichtung

Zur Messung der Oberflächendehnungsdifferenzen wurden die Composite-Femora mit 2-Komponenten-Material, PL-1 (Harz) und PLH-1 (Härter, Fa. Photolastic Division, Measurements Group, Inc. Raleigh, N.C., USA) beschichtet (Vertrieb: Measurements Group Meßtechnik GmbH, Lochham/München). Dabei wird das unter Rührbewegungen reagierende Material mit 52 °C auf eine teflonbeschichtete Heizplatte (38 °C) (012-1H, Measurements Group) gegossen [64]. Bei festgelegten Mischverhältnissen und Mengen für die jeweiligen Plattengrößen erhält man mittlere Schichtdicken um 1,8 mm. Nach etwa 70 bis 80 Minuten Aushärtezeit bei Raumtemperatur wird eine ausreichende Zugfestigkeit des teilpolymerisierten Materials bei guter Flexibilität erreicht. Dies ermöglicht ein weitgehend blasenfreies Anlegen der Platten an das Femur ohne Ausdünnung der Schicht. Dabei können die teilpolymerisierten Platten nach dem Lösen von der Gießplatte entweder eingefroren (-18 °C) oder, wie für die vorliegende Arbeit, dem Femur sofort angeformt werden.

Nach dem Aushärten (12 h) wurden die Plattensegmente abgenommen und die Schichtdicken an den späteren Messpunkten registriert. Diese gehen bei der Auswertung in die Berechnung der Dehnungsdifferenzen ein. Die Messpunkte wurden entlang der Schaftachse in den vier Hauptansichten (ventral, dorsal, medial und lateral) aufgetragen und mit dem Höhenreißer zirkulär markiert (24-27 Messpunkte pro Ansicht, Abstand: proximal 10 mm, distal 20 mm, Abb. 2, 3). Für die vorliegende Arbeit wurden die Messpunkte nach ihrer Höhenposition benannt. Zur exakten Positionierung wurden als Schablonen hergestellte Polymerplatten verwendet. Dieses Vorgehen sollte Streuungen, bedingt durch eine unterschiedliche Lokalisation der Messpunkte soweit wie möglich verringern. Das kolloidhaltige Haftmaterial (PC-10 Harz mit PCH-10 Härter, Measurements Group) führte nach Aushärten zu einer festen Verbindung zwischen den erneut angelegten Platten und dem Composite-Femur (Abb. 2).

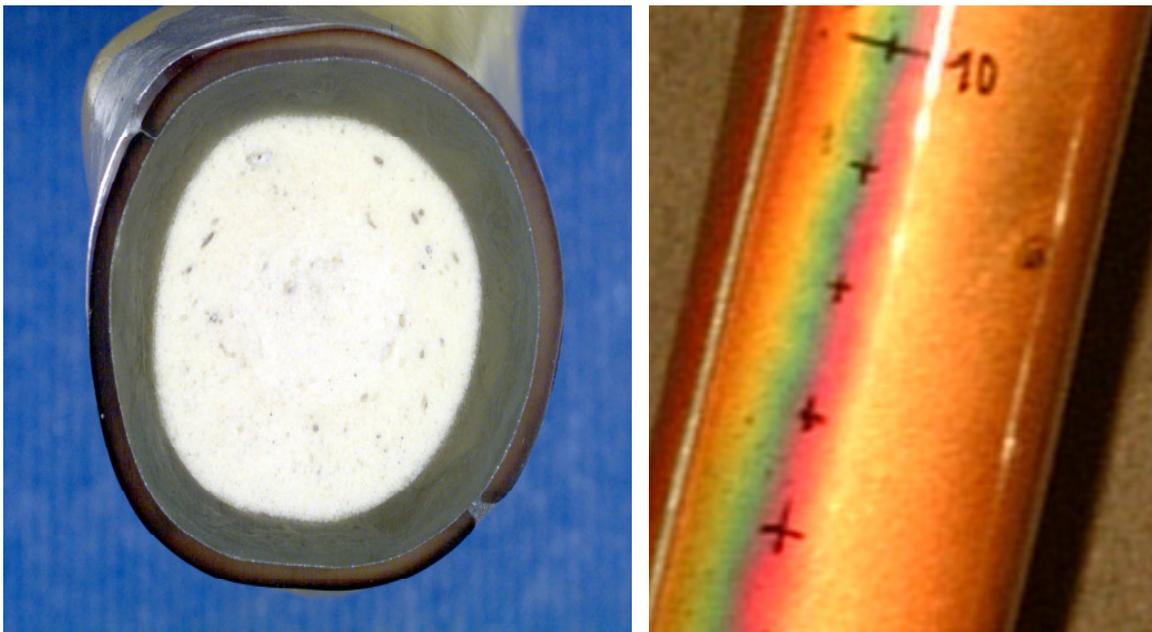


Abb. 2: Querschnitt (li.) durch die Diaphyse eines beschichteten Composite-Femur mit PU-Schaumkern, Corticalis (Glasfaser, Epoxidharz), dünner Adhäsivschicht und photoelastischer Beschichtung. Rechts: Ansicht des Dehnungsmusters unter Belastung (Femur unreseziert, Diaphyse, ventral)

Bei dem von Steinhauser und Mittelmeier verwendeten spannungsoptischen Werkstoff PL-8 zeigte sich ein beschichtungsbedingter Anstieg der Biegesteifigkeit um 29% (a.-p.) bzw. 31% (m.-l.) und der Torsionssteifigkeit der Femora um 25% bei geringen Streuungen [95, S.32]. Die Problematik des beschichtungsbedingten

Steifigkeitsanstieges wird in der Diskussion nochmals aufgegriffen (Kap. 4.2.2). Zusammenfassend wird dieser Effekt für vergleichende Messungen als vernachlässigbar beschrieben [30, S.428]. Das in der vorliegenden Arbeit verwendete PL-1 unterscheidet sich lediglich hinsichtlich seines K-Faktors von 0,08 vom genannten PL-8 ($K = 0,10$). Auf die praktische Anwendung übertragen, bedeutet dies einen größeren Laufzeitunterschied des polarisierten Lichts (Kap. 2.2.1) bei gleicher Oberflächendehnungsdifferenz, woraus eine höhere Messempfindlichkeit resultiert [64]. Das Elastizitätsmodul von PL-1 und PL-8 ist mit 28.800 daN/cm^2 gleich, d.h. die Steifigkeit der Beschichtung ist identisch. Aufgrund der Versteifung des Knochenlagers durch die Beschichtung erfolgte die Auswertung der Versuche auf der Basis der unresezierten, beschichteten Femora (Kap. 2.6).

Zusammenfassend dient die Beschichtung der globalen Verlaufsdarstellung oberflächlicher Dehnungsdifferenzen. Dabei spielen die Rückschlüsse auf etwaige Dehnungskonzentrationen bzw. starke Reduktionen eine wichtige Rolle für das Remodelling des Knochenlagers und somit der Implantatverankerung.

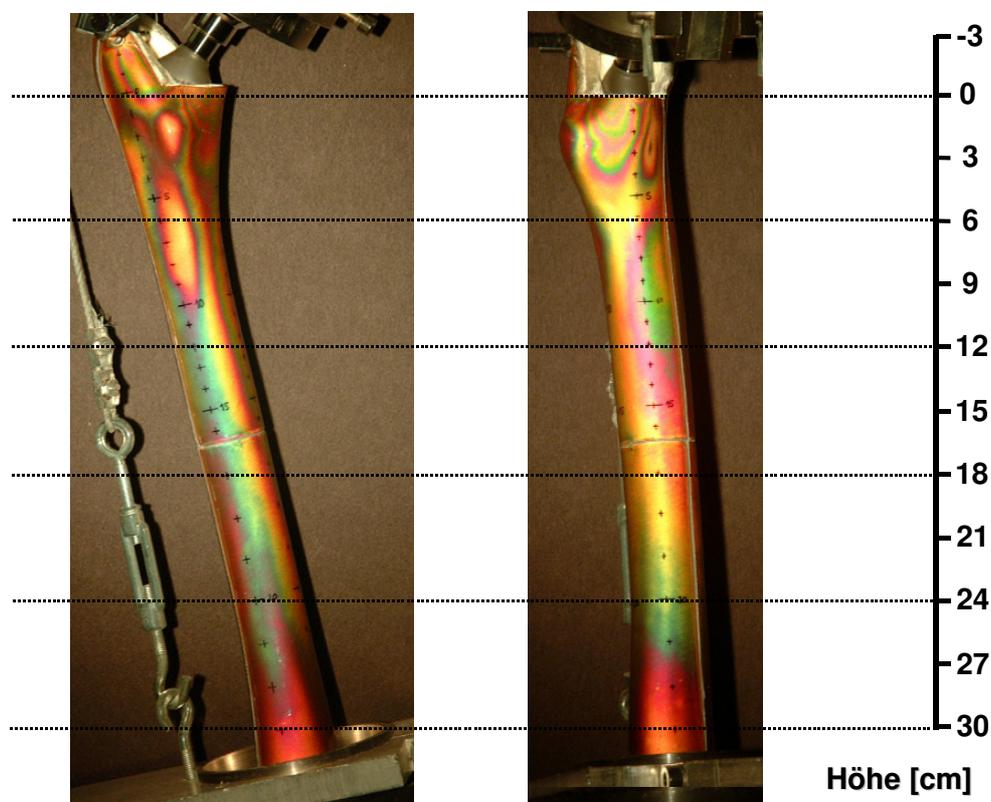


Abb. 3: Ansichten des belasteten Composite-Femur von medial (re.) und dorsal (li.) mit einliegendem Standard-Hüftstiel. Korrelation der Messpunkte mit der Höhenposition in [cm].

2.1.3 Humanfemur

Neben neun Composite-Femora wurde für diese Studie auch ein frisch-gefrorenes Humanfemur verwendet. Es sollte gezeigt werden, dass sich Beschichtung und Messmethode auch für menschliche Präparate eignen. Zudem sollte geprüft werden, ob sich die gemessenen Dehnungsdifferenzen der künstlichen Knochen am Präparat widerspiegeln.

Bei der Auswahl des Humanfemur wurde auf möglichst vergleichbare Größe und Proportion geachtet. Das verwendete frisch-gefrorene Leichenfemur (linke Seite) stammte von einem Mann, 63 Jahre, Größe 179 cm, Gewicht 81 kg, die Gesamtlänge betrug 476 mm, der CCD-Winkel 122°, das Offset 41 mm. Es war damit nur wenig kleiner als die Composite-Femora (Kap. 2.1.1).

Durch Nativröntgenaufnahmen in zwei Ebenen wurden Frakturen oder Strukturdefekte (Zysten, Osteolysen, ausgeprägte Osteoporose/-penie, u.a.) ausgeschlossen. Nach Antauen im Wasserbad und sorgfältiger Präparation mit Ablösung der Weichteile einschließlich Periost wurde eine dünne Schicht des Adhäsivs (PC-10) aufgetragen, um ein Austreten von Flüssigkeit aus den Foramina nutrientia mit einer möglichen Störung der Plattenanformung und Anhaftung zu vermeiden (Kap. 4.2.1). Das weitere Vorgehen entsprach der Beschreibung unter Kap. 2.1.2. Die Aushärtezeit für die Polymerplatten betrug 12 Stunden. Unmittelbar nach dem Aushärten der zwei ventralen Platten wurden diese abgenommen und die zwei dorsalen angeformt. Anschließend erfolgte der Zuschnitt, das Einzeichnen der Achsen und die Dickenmessung. Die Messpunkte wurden in gleicher Zahl und identischen Abständen ausgehend vom Messpunkt MP 1 auf Höhe des Trochanter minor aufgetragen. Die anschließenden Messungen wurden bei Raumtemperatur durchgeführt.

Für die Vorbereitung des Femur, die Vermessung im unresezierten Zustand und mit Implantat einschließlich der Fotodokumentation wurden etwa 40 Stunden benötigt. Mit einer möglichst kurzen Bearbeitungszeit sollten Veränderungen der mechanischen Eigenschaften während der Versuche durch Biodegradation und andere Einflüsse gering gehalten werden [88, S.44; Kap. 4.2.1].

2.2 Spannungsoptik

2.2.1 Grundlagen

Durchleitet ein Strahl polarisierten Lichtes die unter Spannung stehende Beschichtung, teilt sich der Amplitudenvektor der Schwingungsebene in zwei Vektoren, deren Schwingungsebenen (x, y) mit den Richtungen der Hauptdehnungen am betrachteten Punkt übereinstimmen. Dabei ändert sich der Brechungsindex als Funktion der aufgetragenen Spannung. Folge ist ein Laufzeitunterschied δ .

Es gilt: Die relative Änderung des Brechungsindex (n) ist proportional zur Differenz der Hauptdehnungen (ϵ).

$$n_x - n_y = K \times (\epsilon_x - \epsilon_y) \quad (\text{BREWSTER-Gesetz})$$

K: dehnungsoptische Konstante (Materialeigenschaft)

Die verwendete Apparatur (031) ist mit zwei zusätzlichen, drehbaren Polarisatoren ausgestattet, so dass gilt: $\epsilon_x - \epsilon_y = N \times f$

f: Zusammenfassung aller Konstanten

ϵ : Hauptdehnung

N: Vielfaches der Wellenlänge λ

mit: $\delta = N \times \lambda$

δ : Laufzeitunterschied

Darüber hinaus sind in den Lichtweg zwei Viertelwellenplatten eingeschaltet, so dass durch gekoppelte Drehung der Platten ein Zirkulationspolariskop entsteht, welches die Isoklinen filtert (Abb. 4). Die so erhaltene Isochromatenansicht dient der quantitativen Erfassung der Oberflächendehnungsdifferenzen.

2.2.2 Messung nach der Null- Abgleich- Methode

Die Erfassung des Laufzeitunterschiedes δ und damit der Oberflächendehnungsdifferenz erfolgt in mehreren Schritten. Zunächst werden in der Isoklinenansicht Polarisator und Analysator so gedreht, dass deren Achsrichtungen mit den Richtungen der Hauptdehnungen am betreffenden Messpunkt übereinstimmen. In der Ansicht stellt sich dies als dunkle Linie dar. Nun betrachtet

man den gewählten Messpunkt in der Isochromatenansicht durch einen digitalen Babinet-Soleil-Kompensator (Modell 232), bestehend aus einem Paar linear doppelbrechender Platten, welche schraubengetrieben gegeneinander verschoben werden können. So kann die dehnungsbedingte Doppelbrechung durch Verschieben der Platten in entgegengesetzter Richtung bis zum Verschwinden der Farbe am Messpunkt korrigiert werden. Die Korrektur, und damit der Laufzeitunterschied, kann nun anhand des Zählwerks quantifiziert, und die lokale Oberflächendehnungsdifferenz errechnet werden (Abb. 4). Über die Winkelstellung des Analysators erfolgt die Differenzierung zwischen Druck- bzw. Zugbelastung. Mit der Erfassung der corticalen Dehnungsdifferenzen wurde aufgrund der Viskoelastizität der Femora jeweils erst 10 Minuten nach Erreichen der Vollbelastung begonnen.

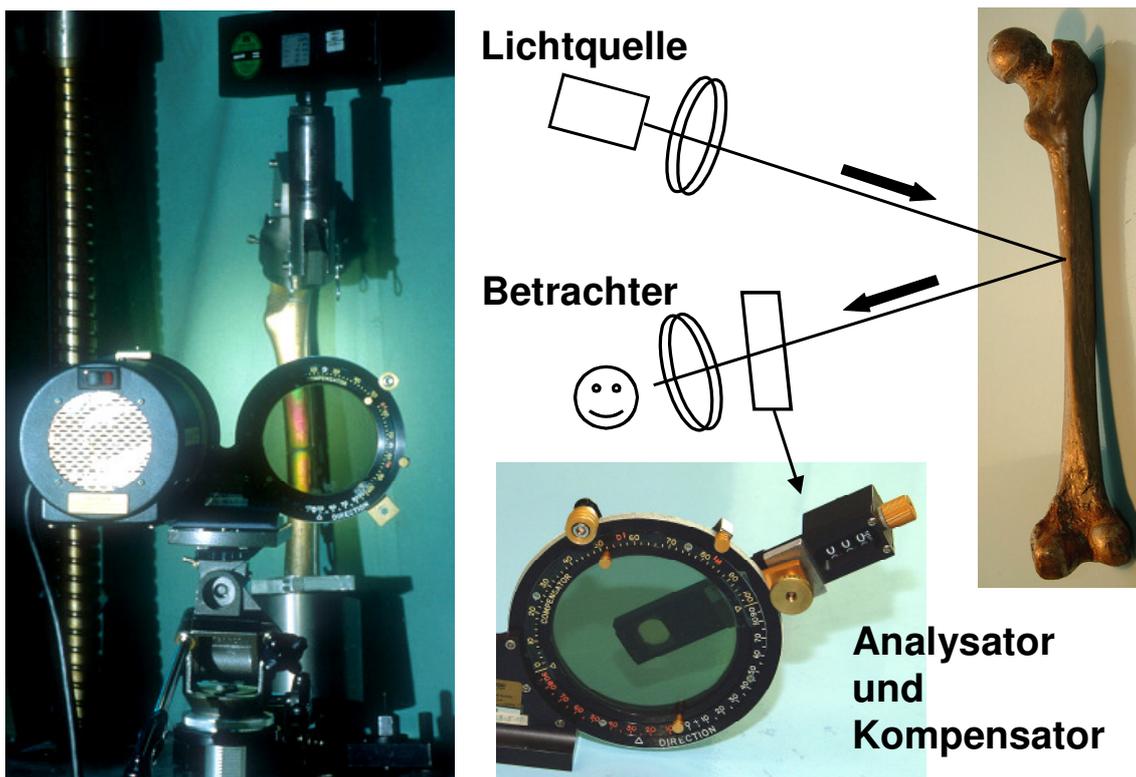


Abb. 4: Messeinrichtung mit dem unresezierten, belasteten Composite-Femur in der Isochromatenansicht (links). Schematische Darstellung des Lichtweges (rechts). Das polarisierte Licht durchheilt die Beschichtung am Femur, wird an der Adhäsivschicht reflektiert und trifft auf den Analysator. Mit dem davor geschalteten Babinet-Soleil-Kompensator wird der Laufzeitunterschied als Maß für die Dehnungsdifferenz ermittelt.

2.3 Implantate

2.3.1 Standard-Hüftstiele

Spannungsspitzen bzw. hohe Dehnungsdifferenzen führen zur Überforderung des Knochenlagers und in der Folge zu resorptivem Knochenumbau mit der Gefahr der Implantatinstabilität. Zu geringe Lasteinleitung im proximalen Anteil, beispielsweise durch sog. stress-shielding, kann in Inaktivitätsatrophie resultieren. Deshalb wird prinzipiell beim primären Hüftgelenkersatz eine eher proximale femorale Krafteinleitung mit zugleich ausreichender Belastung und gleichmäßigem Übergang nach distal angestrebt. Entsprechend sind bei vielen zementlosen Hüftstielen die integrationsfördernde Oberflächenstruktur oder Hydroxylapatitbeschichtung auf die proximalen Implantatanteile beschränkt [41, S.15; 68, S.191].

Die drei verwendeten Standardhüftstiele (Tab. 1) sind mit sog. Tripoden besetzt (Spongiosa-Metall II[®], Abb. 6). Diese trabekuläre, dreidimensional-interkonnektierende Oberflächenstruktur soll eine knöcherne Prothesenintegration fördern [66, S.120]. Mit dem Ziel einer proximal betonten Verankerung stehen neben dem vollstrukturierten Implantat zwei teilstrukturierte Hüftstiele zur Verfügung (Abb. 5). Beim teilstrukturierten Implantat sind die distalen 5 cm glatt, bei der Oberflächenstruktur „Pinguin“ reicht die glatte Fläche mediallyseitig zusätzlich 4 cm nach proximal. Im folgenden wird die letztgenannte Strukturierung als „Pinguin“ oder Pinguin-Hüftstiel bzw. Pinguinstruktur bezeichnet, dieser unterscheidet sich jedoch nur hinsichtlich der Oberfläche von den beiden anderen Standard-Hüftstielen.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde geprüft, ob sich die Lasteinleitung nach Einbau dieser drei Implantate unterscheidet. Nach Implantation in die Composite-Femora ergab sich die Korrelation zu den angetragenen Höhenmesspunkten wie in Abb. 8 dargestellt.

Tab. 1: Übersicht der verwendeten Standard-Hüftstiele, Hersteller ESKA Implants, Lübeck

Testimplantat	Artikelnr.	Dimension / Durchmesser
Hüftstiel GHE teilstrukturiert, ohne Kragen	12 874 120	Gr. 04, L 120 mm
Hüftstiel GHE vollstrukturiert, ohne Kragen	11 834 120	Gr. 04, L 120 mm
Hüftstiel GHE „Pinguin“, ohne Kragen	11 754 120	Gr. 04, L 120 mm



Abb. 5: Standard-Hüftstiele GHE: Unterschiedlicher Besatz mit trabekulärer, dreidimensional-interkonnektierende Oberflächenstruktur. Abbildung von medial (links) und dorsal (rechts). Von links nach rechts: vollstrukturierter, teilstrukturierter und Pinguinstrukturierter Standard-Hüftstiel.



Abb. 6: Spongiosa-Metall II® eines Hüftstieles mit Pinguinstruktur: trabekuläre, dreidimensional-interkonnektierende Oberflächenstruktur zur Förderung der knöchernen Prothesenintegration. Die Abbildung zeigt den Übergang zum nicht strukturierten, distalen Stielanteil.

2.3.2 Verriegelbare Revisions-Hüftstiele

Revisions-Nagelstiele wurden für den zementlosen Hüftgelenkersatz bei Lockerung und Fraktur im proximalen Femurbereich entwickelt (Kap. 4.2.5). Sie sollen einerseits bei proximal geschädigtem Knochenlager oder Frakturen eine ausreichende primäre Verankerungsstabilität gewährleisten. Andererseits sollen sie langfristig eine möglichst physiologische Lasteinleitung aufweisen. Dafür wurden distale Schraubenverankerungen eingeführt. Sie sichern bei derartig konzipierten Hüftstielen bis zur knöchernen Konsolidierung und proximalen Implantatintegration die Längs- und Rotationsstabilität [35, S.155]. Abhängig vom individuellen Verlauf, meist drei bis sechs Monate postoperativ, können diese entfernt und das Implantat so dynamisiert werden [35, S.156; 103, S.191].

Die durchgeführten Untersuchungen galten den Einflüssen dieser verlängerbaren, unterschiedlich biegesteifen Hüftstiele auf die Oberflächendehnungsdifferenzen im unverriegelten und verriegelten Zustand sowie bei proximaler Defektsituation (Kap. 3.4). Die drei verwendeten Stielverlängerungen des modularen Hüftsystems (ESKA-Implants, Lübeck) unterscheiden sich bezüglich ihres Aufbaus (Abb. 7). Zwei Verlängerungen sind unterhalb des Adapterbereiches hohl. Die flexibelste Variante verfügt zusätzlich über eine Schlitzung in Sagittalrichtung. Dieser Schlitz reicht dorsalseitig über etwa $\frac{2}{3}$ der Länge, ventralseitig nur bis zur Schraubenverriegelung. Bei diesen Stielen kann die Konusverbindung mit einer axialen, über den hohlen Körper eingebrachten Schraube gesichert werden. Eine weitere, aus Vollmaterial bestehende Verlängerung (massiv) wird zunächst über den Federstift aufgeschoben, welcher in einem Langloch einrastet. Durch Aufschlagen wird eine konische Verklemmung erreicht. Eine axiale Schraubensicherung wie für die beiden hohlen Stiele ist nicht möglich. Für alle drei Verlängerungen wurde der gleiche Durchmesser (12 mm) und mit 180 mm eine mittlere Länge gewählt (erhältlich 130-210 mm, Tab. 2). Alle drei Verlängerungen verfügen über identisch angelegte Bohrungen zur Verriegelung mit Corticalisschrauben: Von den insgesamt drei Schraubenlöchern verlaufen zwei in a.-p. Richtung und eine dazwischen liegende in medio-lateraler (m.-l.) Richtung (Abb. 7). Für die Durchführung der Prüfungen wurden ausschließlich originalverpackte Implantate verwendet und von einem erfahrenen Operateur in das Knochenlager eingebracht. Die Lagebeziehung zu den Höhenmesspunkten zeigt Abb. 8.

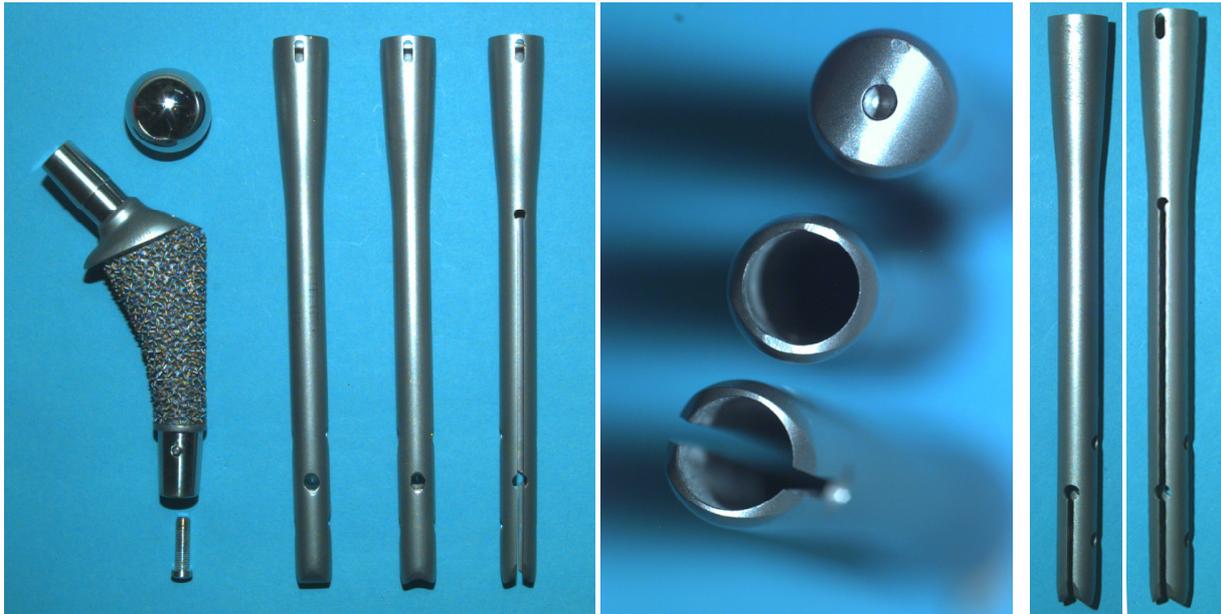


Abb. 7: Verriegelbare Revisions-Hüftstiele mit modularen Verlängerungen unterschiedlicher Biegesteifigkeit: massiv, hohl und hohl-geschlitzt. Die axiale Sicherungsschraube wird über den hohlen Stiel eingebracht. Die Ansicht von unten zeigt nochmals die drei Verlängerungen. Rechts: unterschiedlich lange Schlitzung ventral- und dorsalseitig.

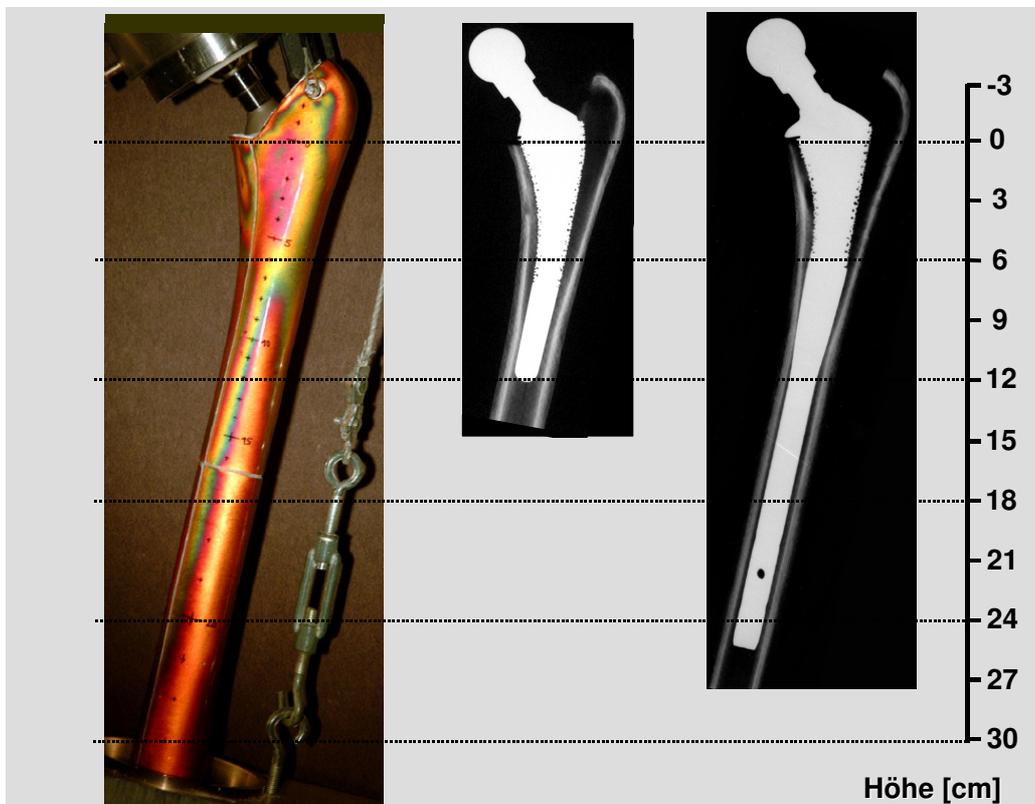


Abb. 8: Ansichten eines unresezierten, belasteten Composite-Femur von medial und dorsal mit Standard-Hüftstiel. Korrelation der Messpunkte mit der Höhenposition in [cm].

Tab. 2: Übersicht der verwendeten Revisions-Hüftstiele, Hersteller ESKA Implants, Lübeck

Testimplantat	Artikelnr.	Dimension / Durchmesser
Hüftstiel zur Verlängerung GHE	11 434 000	Gr. 4
Verlängerung: hohl, geschlitzt	26 012 180	L 180 mm, D 12 mm
Verlängerung: hohl, ungeschlitzt	26 112 180	L 180 mm, D 12 mm
Verlängerung: massiv	26 212 180	L 180 mm, D 12 mm

2.4 Prüfmodell

Im folgenden Abschnitt werden die Grundlagen für die Konzeption des Testaufbaus und die Wahl der Lastsituation beschrieben.

Viele experimentelle Studien zur Lastübertragung am Hüftgelenk beschränken sich auf die Simulation der Hüftkopfauflagekraft oder berücksichtigen zusätzlich nur die Abduktoren als Muskelzüge [9, S.425]. In diese Arbeit sollten bewährte Messtechniken, sowie der aktuelle Erkenntnisstand aus in-vitro und in-vivo Analysen einfließen. Nach Anregungen von Kaddick wurde ein Testmodell entwickelt, welches der Forderung nach Simulation von Muskelkräften zusätzlich zur Hüftkopfauflagekraft nachkommen sollte. Vielfach wird auf die Bedeutung der Abduktoren für die Durchführung experimenteller Untersuchungen hingewiesen [12, S.623; 18, S.845; 25, S.757]. Insbesondere die Lasteinleitung am proximalen Femur wird durch die Abduktoren bzw. Glutealmuskulatur beeinflusst, deren zusätzliche Applikation in experimentellen und FE-Studien 30-100% zu den muskelbedingten Änderungen der Spannungsverteilung beitrug [12, S.623; 25, S.755; 86, S.29]. Cristofolini et al. zeigten im Rahmen von Dehnungsmessungen, dass eine Vergrößerung des Adduktionswinkels die Simulation der Abduktoren nicht ersetzt. An einigen Messpunkten wurden sogar größere Abweichungen vom Referenzmodell (mit zehn Muskeln) gemessen als mit Hüftkraft und 12 ° Adduktion [12, S.622]. Auch bei Messungen im Rahmen von Vorversuchen dieser Arbeit zeigten sich ohne Abduktoren medial und lateral am proximalen Femur bis zu 50% geringere Dehnungen.

Im verwendeten Versuchsaufbau wurde darüber hinaus der Iliotibialtrakt in Form einer Umlenkung und Befestigung des Abduktorenzügels an der distalen

Femuraufnahme berücksichtigt. Die Bedeutung dieses aponeurotischen Verstärkungszuges der Fascia lata wird in seiner Zuggurtungsfunktion beschrieben [5, S.444; 87, S.237]. Bereits 1983 zeigten Rohlmann et al. anhand von FE-Berechnungen, dass die zusätzliche Simulation des Iliotibialtraktes zu einer Reduktion der Biegebeanspruchung des Femur führt [81, S.738,742]. Darüber hinaus postulierten u.a. Gottschalk et al. auch eine unterstützende Funktion des M. tensor fasciae latae bei der Abduktion sowie Hüftstabilisation, vor allem in der ersten Hälfte der Standbeinphase (heel-strike) [25, S.751; 33, S.188, 44, S.44]. Auch Duda forderte eine Simulation des Iliotibialtraktes für experimentelle Studien zusätzlich zur Berücksichtigung der Hüftgelenkresultierenden, der Abduktoren sowie der Adduktoren. Die durchgeführten FEM-Analysen zeigten unter Erfüllung dieser Voraussetzungen eine gute Vergleichbarkeit mit der errechneten Spannungsverteilung bei Simulation aller Muskeln [18, S.845].

In den vorliegenden Untersuchungen sollte auch die Funktion der Adduktoren, soweit möglich, berücksichtigt werden. Für das statisch-biomechanische Lastmodell steht hierbei die Verringerung des Biegemomentes auf das Femur im Vordergrund. Um die photoelastische Beschichtung nicht zu zerstören, wurden die Femora deshalb bis 10 cm über die Höhe des Kniegelenkspaltes eingebettet, entsprechend den distalen Anteilen des M. adductor magnus. Die Einflüsse der im Diaphysenbereich medial ansetzenden Adduktoren auf die corticale Dehnungsverteilung wurden bezüglich dieses Versuchsaufbaus exemplarisch untersucht (Kap. 4.2.3).

Zusätzlich bot der Versuchsaufbau die Möglichkeit, ein axiales Torsionsmoment über die distale Femuraufnahme einzuleiten, wie es in-vivo aus der Neigung des Hüftkraftvektors in der Sagittalebene resultiert [4, S.974; 53, S.953, Kap. 2.5.1]. Die Torsionsbelastung war vor allem für die durchgeführten Tests mit proximal gelockerten Revisionsstielen von Bedeutung. Hier sollten die distalen Schraubenverankerungen die Rotationsstabilität der Implantate gewährleisten.

Der beschriebene Prüfstand wurde konzipiert, um eine Belastungssituation entsprechend einer Momentaufnahme des Gangzyklus zu simulieren (Abb. 9). Aus der Literatur ergibt sich die Forderung nach Berücksichtigung der resultierenden Hüftgelenkkraft einschließlich Torsionskomponente, der Abduktoren und des Iliotibialtraktes. Die Umsetzung wird im folgenden Kapitel dargestellt.

2.5 Lastbeaufschlagung und Muskelkräfte

An dieser Stelle werden für das beschriebene Prüfmodell [Kap. 2.4] die applizierten Kräfte und Momente in Betrag und Richtung quantifiziert. Die gewählten Werte orientieren sich weitgehend an Ergebnissen von in-vivo Studien. Die Lastsituation sollte, soweit wie möglich, die Bedingungen zum Zeitpunkt des ersten Kraftmaximums im Gangzyklus (Einbeinstand, heel-strike) widerspiegeln (Abb. 9).

2.5.1 Hüftgelenkkraft und Torsionsmoment

Die Einleitung der Prüfkraft erfolgte mit einer Universalprüfmaschine (Wolpert TZZ 707 50kN Prüfklasse 1 nach DIN 51220). Betrag (2,4 kN) und Richtung (12 ° Neigung zur Schaftachse in der Frontalebene) orientierten sich an den in-vivo gemessenen Werten von Bergmann für eine mittlere Gehgeschwindigkeit von 4 km/h. Das physiologisch durch einen sagittal geneigten Hüftkraftvektor entstehende Torsionsmoment wurde im Prüfaufbau ebenfalls berücksichtigt (s.u.).

Hüftgelenkkraft

Für den Betrag der Hüftgelenkresultierenden im Gangzyklus zeigten telemetrische Messungen den in Abb. 9 schematisch dargestellten Verlauf [4, S.981]. Typisch sind die beiden Kraftmaxima zu Beginn der Standbeinphase (etwa 16% des Gangzyklus), sowie an deren Ende, beim Ballenabdruck (etwa 48% des Gangzyklus). In-vivo Ganganalyse-Studien erbrachten mit Hilfe einer instrumentierten Tumorprothese für den proximalen Femurersatz bei mittleren Gehgeschwindigkeiten Axialkräfte von 250-330% BW im Implantat [13, S.45; 57, S.1104; 101, S.233] und 220-250% BW für den distalen Femurersatz [102, S.428].

Dagegen tendieren mathematische Modelle basierend auf Ganganalysestudien zu einer Überschätzung der resultierenden Gelenkkräfte an der unteren Extremität. Als Ursache angesehen werden Annahmen unphysiologisch hoher Gelenkkräfte im Rahmen der Optimierungsschemata für das vorliegende System unbestimmter Gleichungen [7, S.48ff.; 52, S.185]. Die Verteilung der maximalen Hüftgelenkresultierenden im Gangzyklus nach Röhrle et al. ergab etwa 290-570% BW für mittlere Gehgeschwindigkeiten (2,9-5,8 km/h) beim heel-strike und 410-690% beim push-off [80, S.422].

Mit differenzierten mathematischen Modellen, Daten aus Ganganalysen sowie Berücksichtigung von 47 Muskeln kalkultierten auch Glitsch et al. [31] und Brand et al. [7] unter anderem die resultierende Hüftgelenkkraft. Glitsch et al. errechneten je nach Lastbedingungen (2- oder 3-dimensional) und gewählter Minimierungsmethode (Stress- bzw. Muskelkraft) 200-600% BW als Belastungsspitze im Gangzyklus [31, S.1128]. Für einen Patienten parallel durchgeführte Messungen [53, S.945] und Berechnung der Hüftgelenkkräfte von Brand et al. [7, S.45] ergaben in guter Übereinstimmung Maximalwerte von 250-350% BW für die resultierende Hüftkraft. Basierend auf diesen Daten kalkultierten Pedersen et al. [74, S.961] die resultierende Kraft auf das Acetabulum zu 250% (heel-strike) bis 320% BW (push-off). Entsprechend wurde für die vorliegenden Untersuchungen, wie bereits beschrieben, eine statische Belastung mit einer Kraft von 2,4 kN (300% BW bei 80 kg Körpergewicht, 12° adduziertes Femur) gewählt.

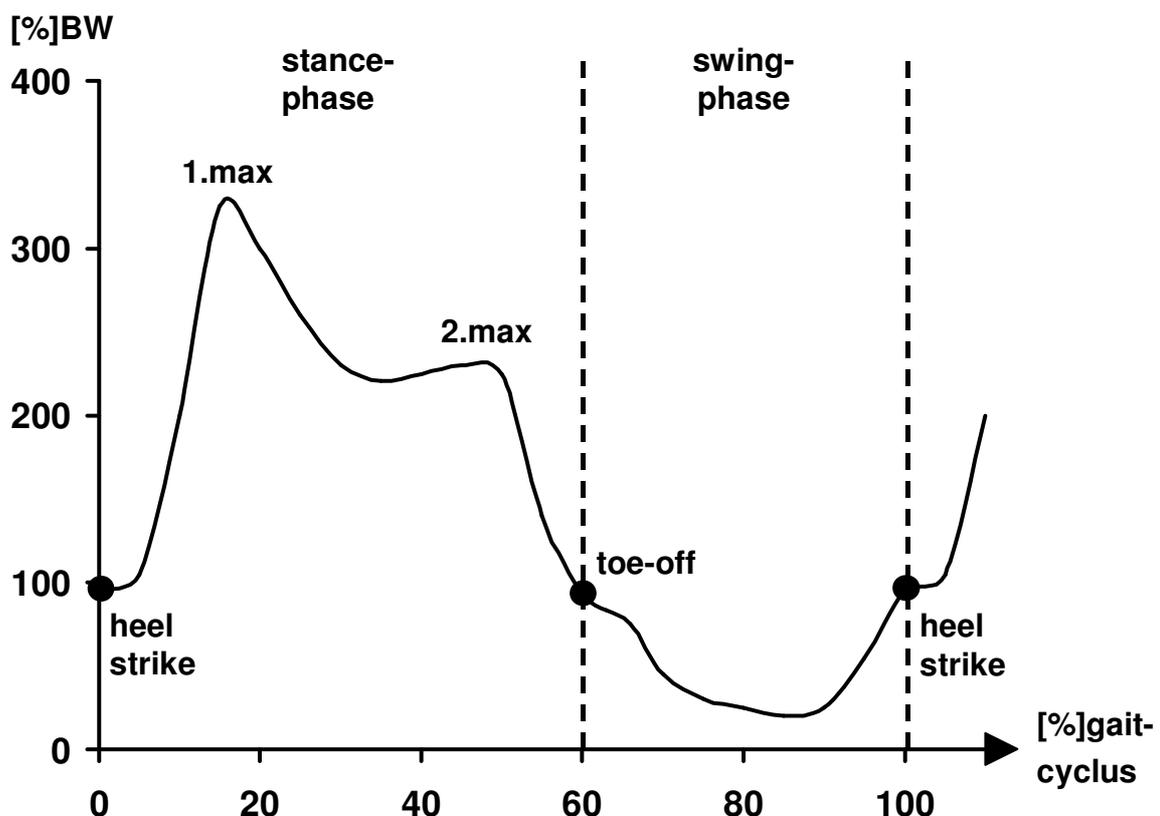


Abb. 9: Resultierende Hüftkraft in % BW im Gangzyklus bei 4 km/h nach Bergmann für einen Patienten (65 kg, 82 Jahre) 30 Monate postoperativ [4, S.976].

Axiales Torsionsmoment

Da der Hüftkraftvektor in-vivo auch in der Sagittalebene geneigt ist, entsteht ein axiales Torsionsmoment [4, S.976; 74, S.961]. Statt einer sagittalen Neigung des Aufbaus wurde das Moment über die Haltevorrichtung aufgebracht (Abb. 10). Die in Ureol[®] (Ciba-Geigy, Basel) eingebetteten Femora (distale 10 cm) wurden über eine kugelgelagerte Aufnahmevorrichtung mit doppelt achsgelagertem Unterbau am Tisch der Prüfmaschine fixiert. Über die distale Aufnahme konnte mit Gewichten ein definiertes axiales Torsionsmoment angelegt werden, ohne weitere unbekannte Momente zu erzeugen. Für das Torsionsmoment wurden 32 Nm gewählt, entsprechend der in-vivo gemessenen Werte beim heel-strike (4 km/h) [4, S.976]. Auch Kotzar et al. bestätigten mit telemetrischen Messungen an einer Hüftendoprothese 35 Nm axiales Torsionsmoment als Spitzenbelastung im Gangzyklus bei einer Gehgeschwindigkeit von 6,1 km/h [53, S.952f.].

2.5.2 Femurkopfpositionierung und femorales Offset

Die Kopfaufnahme bestand aus einem mit Ureol[®] (Ciba-Geigy, Basel) ausgegossenen Edelstahlzylinder zur exakten und reproduzierbaren Kopfpositionierung für die unresezierten Femora. Die Krafteinleitung auf die resezierten Femora mit implantierten Prothesen erfolgte in gleicher Weise, jedoch mit zur Kopfgröße (28 mm) passendem PE-Inlay, welches in einen anderen Edelstahlzylinder eingegossen wurde. Beide Zylinder konnten mittels Schrauben an der Belastungsvorrichtung verankert werden, so dass prä- und postoperativ das Kopfzentrum identisch positioniert war. Um mögliche Fehler durch eine Veränderung der Lastsituation zu vermeiden, wurde die Geometrie des Aufbaus vor und nach Implantation vermessen.

Auf der Basis experimenteller Studien bzw. Computermodellen wurden erhebliche Veränderungen von Hebelarmen, Momenten sowie Betrag und Richtung von Kräften am Hüftgelenk als Folge einer Verschiebung des Rotationszentrums beschrieben [15, S.238]. Auch eine Positionsänderung des Trochanter maior führte im dreidimensionalen Computermodell zu Veränderungen von Hebelarmen und Kräften [26, S.245,249]. Deshalb wurde für die vorliegende Studie das femorale Offset „postoperativ“ wieder hergestellt. Die im a.-p. Röntgenbild gemessene Abweichung

vom „präoperativen“ Offset (48 mm) betrug ≤ 3 mm. Um das konstruktionsbedingt relativ große Offset des unresezierten Knochens zu erreichen (Abb. 1a) musste ein XL-Kopf verwendet werden (28 mm, ESKA-Implants, Lübeck). Die durch Köpfe mit Hals verringerte Bewegungsfreiheit (ROM) mit der Gefahr von Impingement und Luxation hatte aufgrund der festen Gelenkposition hier keine Relevanz.

2.5.3 Abduktoren und Iliotibialtrakt

Abduktoren und Iliotibialtrakt wurden über eine Umlenkrolle mittels eines Stahlseiles simuliert (Abb. 10). Die Befestigung des Abduktorenzügels am Trochanter major erfolgte mit Drahtseilschlingen, welche an einem Rundstab in einer sagittalen Durchbohrung des Trochantermassivs fixiert wurden (Abb. 10). Eine Berührung des Metallstabes mit der photoelastischen Schicht wurde durch Ansenken mit einem größeren Bohrer vermieden. Aus der Konstruktion ergibt sich eine identische Zugspannung für den Abduktoren- und Tractusanteil. Messungen mit einer Kraftmessdose ergaben einen mittleren Wert von 804 ± 27 N ($n=5$), entsprechend etwa 100% BW für die vorliegenden Untersuchungen. Die Werte stimmen gut mit funktionellen Spannungsanalysen von Huggler et al. überein. An der Versuchsperson ergaben sich beim heel-strike 80% BW Spannungszuwachs bereits beim langsamen Gehen mit 1,5 km/h [44, S.46].

Der Abduktorenzügel setzte mit 15° Neigung zur Vertikalen, entsprechend 27° zur Femurschaftachse, sowie 0° Neigung in der Sagittalebene an [30, S.424]. Diese Zugrichtung wurde auch unter Torsionsbelastung konstant gehalten. Für die Zugrichtung der Abduktoren sind in der Literatur keine einheitlichen Angaben zu finden. Mögliche Gründe hierfür sind:

- Anat. Aufteilung in mehrere, unterschiedlich innervierte Muskeln [33, S.186]
- Großflächiger Ursprung z.B. der Glutealmuskulatur, damit unterschiedliche Ansatzwinkel [79, S.345]
- Im Gangzyklus zeitabhängige Aktivierung der einzelnen Muskelgruppen und damit variable resultierende Krafrichtung [33, S.187]
- Unklare postoperative Situation mit möglicher Verletzung von Muskelanteilen und Nerven bei unterschiedlichen Zugangswegen [60, S.47-49], (Kap. 4)

Der Ansatzwinkel für die Abduktoren im verwendeten Aufbau entsprach den am häufigsten gewählten Winkeln, die in der Literatur für vergleichbar angelegte experimentelle und Finite Elemente Studien angegeben werden [9, S.424]. Der Verlauf des Iliotibialtraktes wurde mittels verstellbarer Umlenkrollen mit einem Abstand von 5 cm parallel zur Femurschaftachse (12° Adduktion) eingestellt [25, S.751]. Es wurde damit versucht, die bereits angeführte Zuggurtungsfunktion umzusetzen (Kap. 2.4). Birnbaum et al. beschrieben anhand von FE-Untersuchungen eine in Richtung Hüftzentrum gerichtete und damit luxationshemmende Kraftkomponente durch den Iliotibialtrakt [5, S.445]. Diese Kräfte sind in der vorliegenden Studie lediglich über die Zugrichtung des Abduktorenzügels realisiert (Abb. 10).

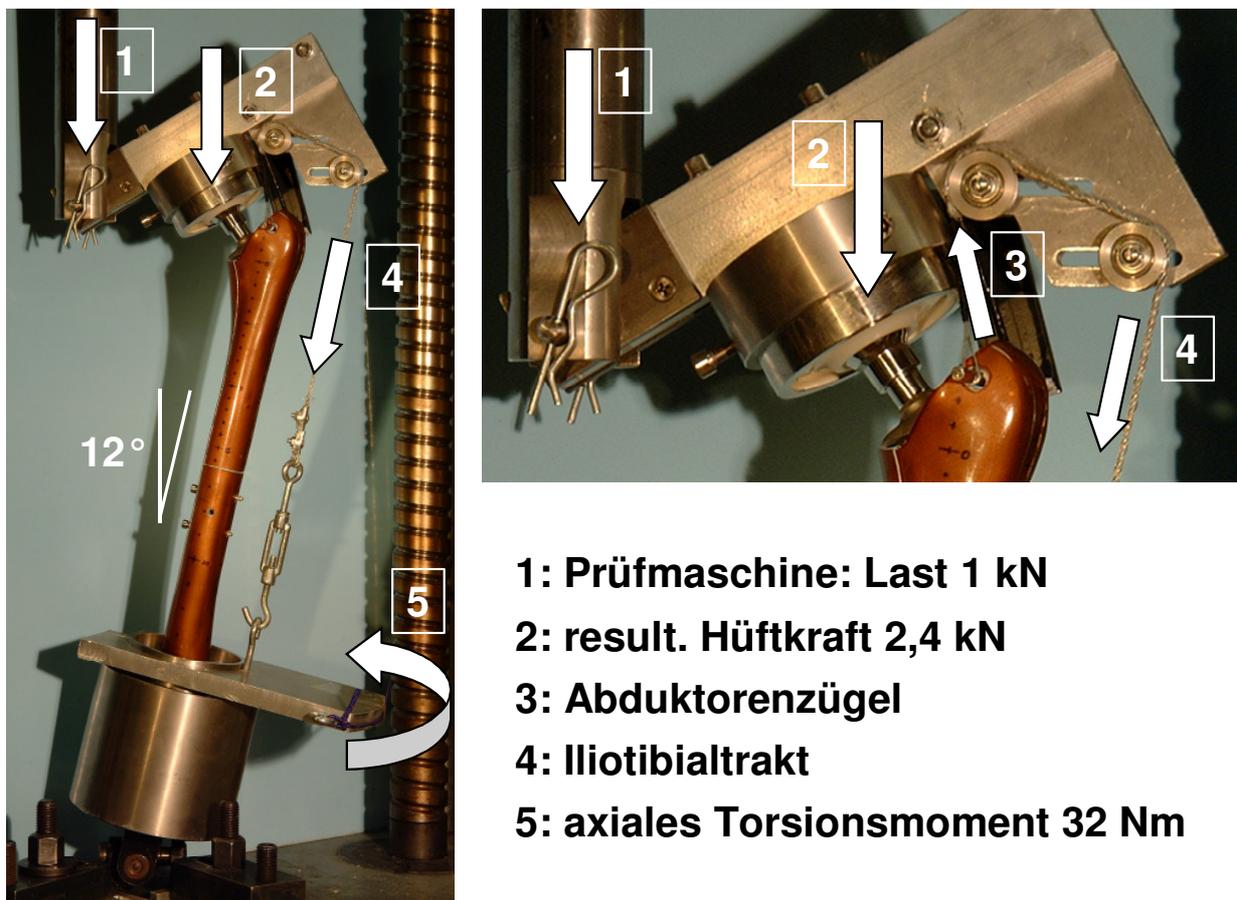


Abb. 10: Aufbau mit Muskelzügeln und Vorrichtung zur Einleitung der resultierenden Hüftkraft auf das 12° adduzierte Femur. Aus der Umleitung des Abduktorenzügels entstand der Iliotibialzügel, der am Unterbau fixiert wurde. Über einen weiteren Zügel am Unterbau wurde das axiale Torsionsmoment aufgebracht.

2.6 Testprotokoll und Statistik

Für die Durchführung der Studie standen insgesamt 15 beschichtete Composite-Femora zur Verfügung. Davon wurden neun Femora für die hier vorgestellten Untersuchungen verwendet, sechs weitere für die Implantation von Schenkelhalsprothesen. Um den Einfluss von Implantatwechsel-„Operationen“ auf das Composite-Femur zu klären (Kap. 1.3, 3.3.2) und von jedem Implantat eine Gruppe von $n=3$ mit identischen Voraussetzungen zu bilden, wurde das abgebildete Schema gewählt (Tab. 3, Tab. 4).

Jedes Femur wurde zunächst mit einem Standard-Hüftstiel versehen und vermessen (1. Implantat). Anschließend wurden die zwei weiteren Standard-Hüftstiele mit den anderen Oberflächenstrukturen implantiert (2. und 3. Implantat) und das Femur in gleicher Weise vermessen.

Zur Prüfung der Revisions-Hüftstiele wurde nach distal aufgebohrt und der verlängerbare Stiel ohne distale Verriegelung eingebracht (4. Implantat). Die Stielverlängerungen wurden nach Vermessung gewechselt und die Femora erneut dehnungsvermessen, die Reihenfolge entsprach Tab. 3.

In einem weiteren Schritt wurde der jeweils zuletzt implantierte Revisions-Hüftstiel distal verriegelt, unter Berücksichtigung aller Verriegelungsmöglichkeiten (einfach (a.-p.), zweifach (m.-l.), dreifach (a.-p., m.-l.), Tab. 4).

An einigen Femora wurden zusätzlich zum beschriebenen „Standardprogramm“ weitere Untersuchungen durchgeführt. Die Femora Nr. 6, 7, 8 und 9 wurden nach Einführung eines zusätzlichen Adduktorenzügels mit liegender hohler bzw. massiver Verlängerung erneut vermessen (Tab. 4), (Kap. 4.2.3).

An den Femora Nr. 2, 4 und 6 wurde ein proximaler Lagerschaden gesetzt und ein Revisions-Nagelstiel mit hohler Verlängerung implantiert. Die Vermessung der Femora erfolgte jeweils mit drei-, zwei- und einfacher Verriegelung (Kap. 3.4.6).

Die Auswertung erfolgte auf der Basis eines 99% Konfidenzintervalls, aufgespannt von allen identisch beschichteten, unresezierten Femora. Der Verlauf des Intervalls wurde getrennt für jede Ansicht (ventral, dorsal, medial und lateral) berechnet und stützt sich auf jeweils 25-27 Messpunkte je Seite (Kap. 2.1.2). Postoperative Abweichungen von den Dehnungsdifferenzen der unresezierten Knochen waren somit als signifikant zu werten, wenn sie außerhalb des Intervalls lagen.

Für die vorliegende Arbeit wurden die Messpunkte nach ihrer Höhenposition benannt, d.h. MP 1 entspricht Höhe 1 cm (Spitze Trochanter minor), MP 22 entspricht 22 cm unter dem Resektionsniveau und 21 cm unter der Tr. minor Spitze.

Tab. 3: Implantationsschema: Zunächst wurden die Standard-Hüftstiele eingebracht, anschließend die Revisionsnagelstiele mit den drei unterschiedlichen Möglichkeiten der Stielverlängerungen (unverriegelt). Es wurden drei Gruppen für die Reihenfolgen der eingebrachten Implantate gebildet.

	1. Implantat	2. Implantat	3. Implantat	4. Implantat: Verlängerung
Femur 1	GHE_voll	GHE_Ping	GHE_teil	massiv, hohl, hohl-geschlitzt
Femur 2	GHE_voll	GHE_Ping	GHE_teil	massiv, hohl, hohl-geschlitzt
Femur 3	GHE_voll	GHE_Ping	GHE_teil	massiv, hohl, hohl-geschlitzt
Femur 4	GHE_teil	GHE_voll	GHE_Ping	hohl-geschlitzt, massiv, hohl
Femur 5	GHE_teil	GHE_voll	GHE_Ping	hohl-geschlitzt, massiv, hohl
Femur 6	GHE_teil	GHE_voll	GHE_Ping	hohl-geschlitzt, massiv, hohl
Femur 7	GHE_Ping	GHE_teil	GHE_voll	hohl, hohl-geschlitzt, massiv
Femur 8	GHE_Ping	GHE_teil	GHE_voll	hohl, hohl-geschlitzt, massiv
Femur 9	GHE_Ping	GHE_teil	GHE_voll	hohl, hohl-geschlitzt, massiv

Tab. 4: Implantationsschema: Abfolge und Verriegelungsvarianten, die mit den Nagelstielen durchgeführt und vermessen wurden. Zwei Schrauben bedeuten doppelte Verriegelung in medio-lateraler Richtung, eine Schraube Verriegelung in a.-p. Richtung. Mit drei Schrauben sind alle Verriegelungsmöglichkeiten besetzt. Für die Adduktorensimulation und den proximalen Lagerschaden wurden exemplarische Untersuchungen durchgeführt.

	Stielverlängerung, Schraubenzahl			Adduktoren- simulation	proximaler Schaden
	hohl-schlitz	hohl	massiv		
Femur 1	1/2/3	-	-	-	-
Femur 2	1/2/3	-	-	-	3/2/1
Femur 3	1/2/3	-	-	-	-
Femur 4	-	1/2/3	-	-	3/2/1
Femur 5	-	1/2/3	-	-	-
Femur 6	-	1/2/3	-	hohl	3/2/1
Femur 7	-	-	1/2/3	massiv, hohl	-
Femur 8	-	-	1/2/3	massiv	-
Femur 9	-	-	1/2/3	massiv	-

Für die weitergehende statistische Auswertung wurde eine Varianzanalyse für wiederholte Messungen (Abfolge der Messpunkte einer Seitenansicht) sowie je einem Faktor durchgeführt (Implantationsreihenfolge bzw. Oberflächenstruktur bzw. Implantattyp). Mit Hilfe des „Mauchly’s test of sphericity“ wurde festgestellt, ob vergleichbare oder unterschiedliche Streuungen der Messwerte vorlagen. In Abhängigkeit vom Ergebnis wurde der Test für die Varianzanalyse gewählt. Für gleiche Varianzen wurde der Sphericity-assumed Test verwendet, für unterschiedliche Varianzen der Greenhouse-Geisser Test. Das Signifikanzniveau wurde auf 5% festgelegt, alle Tests wurden zweiseitig durchgeführt. Die Ergebnisse wurden mit SPSS (Version 2) berechnet.

3 Ergebnisse

3.1 Einleitung

Für die vorgestellte Studie wurden für jeden Implantattyp möglichst hohe Versuchszahlen angestrebt. Die beschichteten Composite-Femora wurden mehrfach für Implantationen verwendet (Kap. 2.6). Nachfolgend werden die Ergebnisse im Rahmen der Fragestellung vorgestellt sowie zusätzlich einige Messungen zur Verifizierung des Versuchsaufbaus. Für die jeweiligen Ansichten mit relevanten Veränderungen ist der Verlauf der Dehnungsdifferenzen auch graphisch demonstriert. Die Kurvenverläufe für alle Seitenansichten sind, ergänzend zum Ergebnisteil, im Anhang dargestellt (Kap. 7). Aus Gründen der Übersichtlichkeit wurde für die Darstellung in den Diagrammen meist eine Auswahl der durchgeführten Messreihen getroffen. In die statistische Auswertung fließen jedoch alle durchgeführten Versuche aus den entsprechenden Messreihen ein.

3.2 Dehnungsdifferenzen am unresezierten Femur

Wie bereits beschrieben, erfolgte bei allen Femora vor Einbau der Implantate eine Vermessung der oberflächlichen Dehnungsdifferenzen. Unter statischer Belastung (Kap. 2.4, 2.5) mit Hüftgelenkkraft, Torsion, Abduktoren und Iliotibialtrakt zeigte sich für alle Femora eine gute Übereinstimmung der Dehnungsverläufe untereinander (Abb. 11a, 11b). In den Diagrammen ist auf der Abszisse die Hauptdehnungsdifferenz in Promille aufgetragen. Diese repräsentiert die gemessene belastungsbedingte Veränderung der Oberflächendehnung in Hauptdehnungsrichtung bezogen auf den Ausgangswert im unbelasteten Zustand. Auf der Ordinate ist die Höhenposition in Zentimetern angetragen. Die Trochanter minor Spitze legt das Höhenniveau „1 cm“ fest entsprechend dem Messpunkt MP 1. Die Abb. 8 (Kap. 2.3.2) zeigt die Korrelation der Messpunkte zum Composite-Femur mit einliegenden Implantaten.

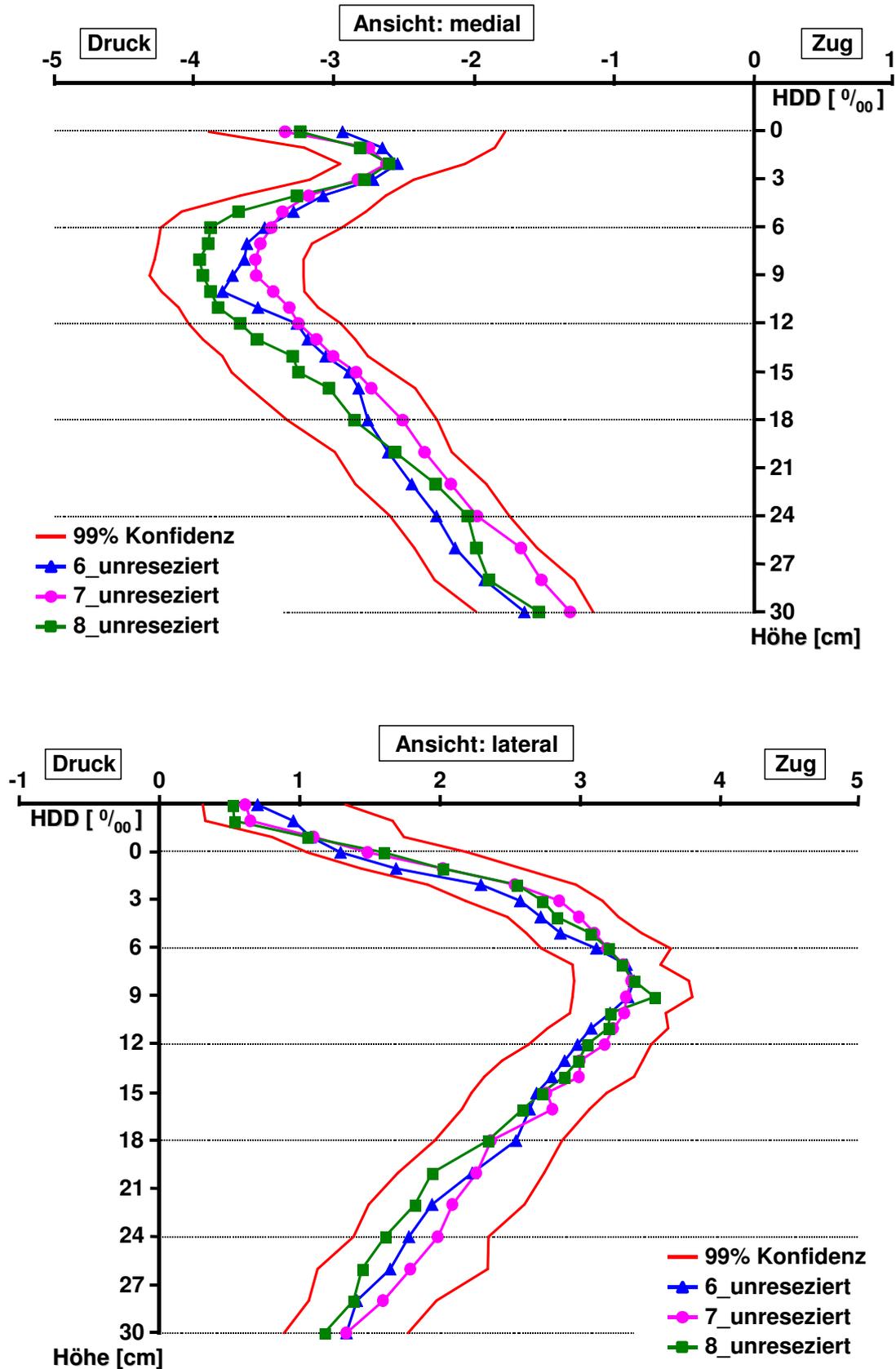


Abb. 11a: Dehnungsmuster dreier unresezierter Femora Nr. 6, 7 und 8. Ansichten von medial (o.) und lateral (u.). Dargestellt sind die Grenzen des 99% Konfidenzintervalles (rot) für alle unresezierten Femora. Insgesamt gute Reproduzierbarkeit der Ergebnisse der Dehnungsvermessung.

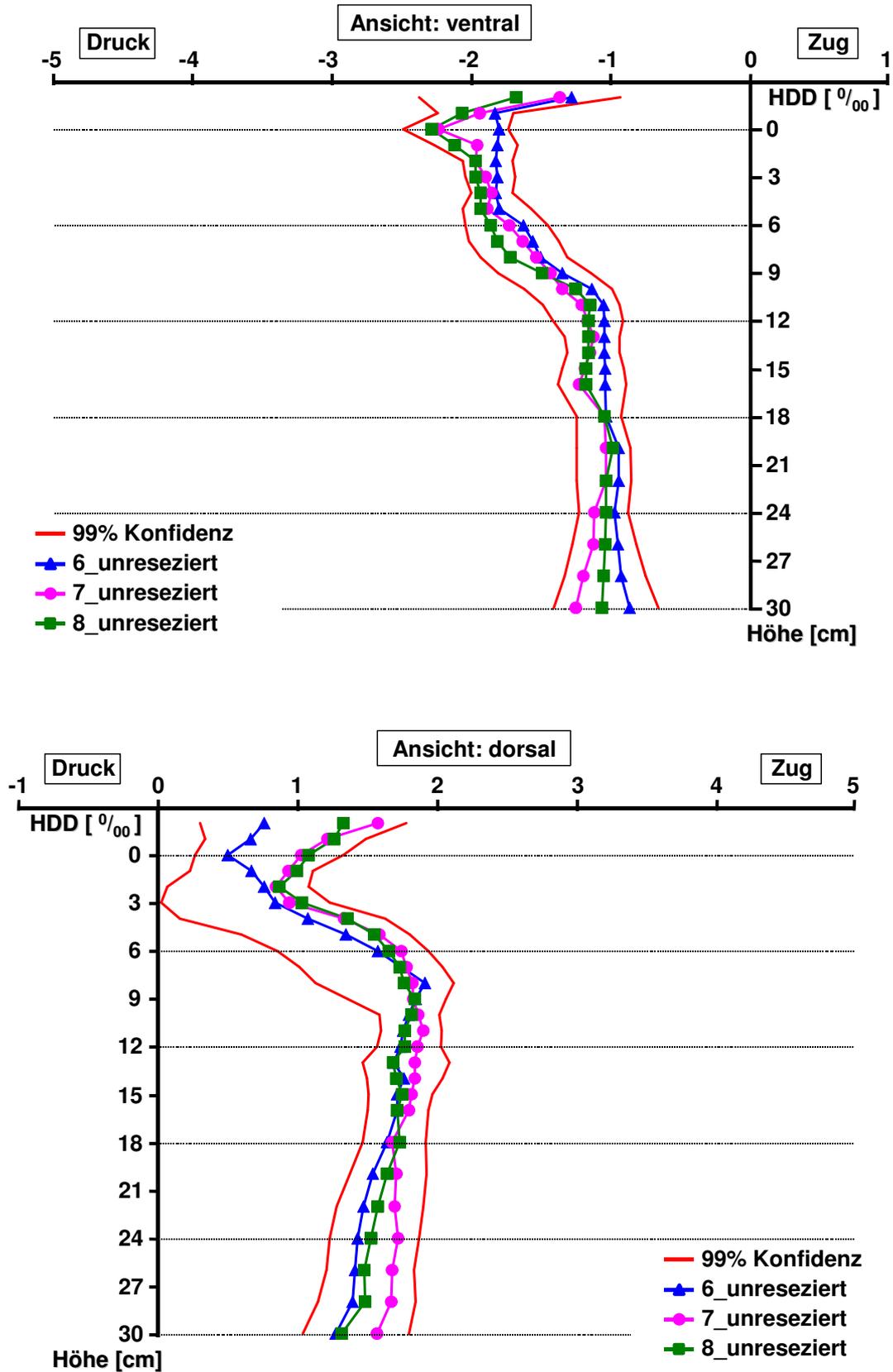


Abb. 11b: Dehnungsmuster dreier unresezierter Femora Nr. 6, 7 und 8. Ansichten von ventral (o.) und dorsal (u.). Dargestellt sind die Grenzen des 99% Konfidenzintervalles (rot) für alle unresezierten Femora. Insgesamt gute Reproduzierbarkeit der Ergebnisse der Dehnungsvermessung.

In der Ansicht von medial und lateral wurden die höchsten Dehnungsdifferenzen im Bereich zwischen dem proximalen und mittleren Schaftdrittel gemessen. Medial trat hierbei Druckbelastung (negative Hauptdehnungsdifferenzen) und lateralseitig Zugbelastung (positive Hauptdehnungsdifferenzen) auf. Druckbelastung führt zu einer „Stauchung“ von Knochen und Beschichtung, die Zugbelastung zu einer „Dehnung“ der Oberfläche, bedingt durch die herrschende Biegebelastung. Die maximal gemessene Hauptdehnungsdifferenz betrug etwa 4‰ vom Ausgangswert des unbelasteten Femur (Abb. 11a). In den Ansichten von ventral und dorsal wurden geringere Beträge registriert. Die Messpunkte entlang der Schaftachsen lagen hier dicht im Bereich des Übergangs zwischen Druck- und Zugbelastung („Neutrallinie“). Um den Trochanter minor, dessen Spitze auf Höhe des Messpunktes 1 (dorsal) liegt, zeigte sich eine stärkere Streuung der Dehnungsdifferenzen. Die Implantation der Prothesen wurde in drei unterschiedlichen Reihenfolgen durchgeführt (Kap. 2.6). Dadurch entstanden drei Dreiergruppen (Femora Nr. 1-3, Nr. 4-6, Nr. 7-9). Da der Einfluss der Implantationsreihenfolge geprüft werden sollte, wurde im Vorfeld ausgeschlossen, dass sich die Dreiergruppen der unresezierten Femora unterscheiden. Statistisch ergaben sich keine Unterschiede der Dehnungskurven in den Ansichten von medial ($p=0,96$), lateral ($p=0,57$), dorsal ($p=0,97$) und ventral ($p=0,68$). Damit besteht für die unresezierten Femora keine Abhängigkeit der Messwerte von der Reihenfolge-Gruppe.

3.3 Dehnungsmuster nach Implantation der Standard-Hüftstiele

Im Hinblick auf stress-shielding wurden zusätzlich zum vollstrukturierten Hüftstiel auch die beiden bereits vorgestellten teilstrukturierten Implantate (Kap. 2.3) untersucht. Die Grundkörper der Endoprothesen und das OP-Instrumentarium sind identisch. Um eventuelle Einflüsse des Oberflächenbesatzes auf die Lastübertragung aufzuzeigen, wurden zunächst je drei Composite-Femora mit einem Implantattyp „erstversorgt“. Um bei der Auswertung etwaige Fehler durch die „Revisionen“ zu vermeiden, wurde der Einfluss der Implantationsreihenfolge überprüft (Kap. 2.6, 3.3.2). Vor die Darstellung der Ergebnisse ist eine Betrachtung zu den sog. assembly-strains gesetzt, um die Rahmenbedingungen der Messungen bei liegendem Implantat genauer abzustecken (Kap. 3.3.1).

3.3.1 Assembly-strains

Durch die Implantation von Endoprothesen in ein vorbereitetes knöchernes Lager entstehen bereits ohne Belastung durch eine Hüftgelenkkraft circumferent verlaufende Spannungen an der Femurcorticalis [47, S.482; 30, S.428]. Diese Spannungen werden als assembly-strains bezeichnet. Die Größenordnung der in experimentellen Studien bestimmten assembly-strains ist u.a. davon abhängig, wie sich die Endoprothese zur Lagergröße verhält, z.B. bei der press-fit Implantation [47, S.482].

Grundsätzlich wird in der Literatur diskutiert, inwieweit diese Spannungen klinisch überhaupt bedeutsam sind, da sie aufgrund der Viskoelastizität selbst an Leichenfemora innerhalb von Stunden bis Tagen nicht mehr nachweisbar sind [47 S.486]. Prinzipiell besteht bei experimentellen Studien die Möglichkeit, assembly-strains zu messen und bei der Berechnung der Dehnungen unter Last zu berücksichtigen. Ein einheitliches Vorgehen ist diesbezüglich jedoch nicht beschrieben. Glisson et al. regten deren Berücksichtigung an, falls sie die Messung der Hauptdehnungen beeinflussen [30, S.428]. Otani et al. zweifelten die Eignung von Composite-Femora für die Ermittlung circumferent laufender Ringspannungen (z.B. unter Torsion) generell an [72, S.582]. Bei Spannungsmessungen traten in diesen Fällen deutliche Differenzen zu Humanfemora auf, die Ergebnisse unter Hinzunahme einer axialen Last waren jedoch vergleichbar [72, S.580].

In der vorliegenden Studie wurden die assembly-strains unmittelbar nach Implantation der Standard-Hüftstiele zunächst erfasst. Wurden die Implantate mit der notwendigen Kraft für eine feste Verankerung im Composite-Femur eingebracht, betragen die assembly-strains an den proximalen Messpunkten bis zu 10% der gemessenen Dehnungswerte unter Last im beschriebenen Aufbau. Die größten Werte wurden an den proximalsten Messpunkten medial (MP 0 bis 5) und ventral (MP -1 bis 1) unmittelbar nach Implantation gemessen. Bereits nach Justierung des Aufbaus, vor dem eigentlichen Messbeginn, waren die assembly-strains aufgrund der Viskoelastizität der Femora kaum noch nachweisbar.

Aus diesen Gründen wurden für die vorliegenden Untersuchungen die Femora kurz vor der Messung nur auf etwaige Konzentrationen der assembly-strains überprüft. Da hierbei aber keine auffällig hohen Werte auftraten, wurden die Ringspannungen nicht gesondert berücksichtigt oder statistisch verwertet.

3.3.2 Einfluss der Implantationsreihenfolge

Jeweils sechs von neun Messreihen eines Standard-Hüftstieles stammten aus „Revisionseingriffen“ (Kap. 2.6). Aufgrund der Konsistenz des PU-Kerns des Kunstknochens traten durch die Wechsel keine sichtbaren Schäden am präparierten Knochenlager auf. Auch ein wesentliches Einsinken der Folgeimplantate wurde nicht beobachtet, so dass die Geometrie am Femur unverändert blieb. Der Aufbau mit Lastrichtung, Muskelzügeln und Femurachse wurde für alle Messungen den Vorgaben (Kap. 2.5) entsprechend ausgerichtet. Das gewählte Messreihenschema deckte nicht alle sechs möglichen Folgen für das Einbringen der Prothesen ab. Die drei gewählten Gruppen repräsentierten die Variationsmöglichkeiten derart, dass jeder Hüftstiel in einer Dreiergruppe erstimplantiert wurde. Die statistische Auswertung wurde zunächst für die unresezierten Femora der Dreiergruppen (Femora Nr. 1-3, Nr. 4-6 und Nr. 7-9) durchgeführt, ohne Nachweis signifikanter Unterschiede (Kap 3.2).

Die erneute Überprüfung dieser Gruppen erbrachte auch nach Implantation der Standard-Hüftstiele statistisch keinen Unterschied ($p > 0,05$) für alle vier Seitenansichten. Damit ergab sich für alle drei Standard-Hüftstiele durch deren Stellung in der Implantationsabfolge (Erst-, Zweit-, Drittimplantation) kein Einfluss auf die Dehnungsverläufe. Es wurde deshalb angenommen, dass keine nennenswerten Lagerschäden auftraten und die Ergebnisse aller neun Messreihen einer Prothese vergleichbar sind.

Anhand Abb. 12a und Abb. 12b (Kap. 7) soll dieses Ergebnis nochmals demonstriert werden. Dargestellt sind die Dehnungskurven nach Implantation des teilstrukturierten Hüftstieles in drei verschiedene Composite-Femora, wobei jedes einer anderen Implantationsreihenfolge zugeordnet war. Die Implantate befanden sich in drei unterschiedlichen Composite-Femora an erster, zweiter und dritter Stelle in der Abfolge (Kap. 2.6). Die Dehnungsmessung erbrachte keine Auffälligkeiten oder größeren Streubreiten verglichen mit den Erstimplantationen (Kap. 3.3.3-3.3.5). Die Kurven sind gleichförmig und im mathematischen Sinne ähnlich.

Als wesentliche Veränderung zum unresezierten Zustand zeigte sich eine deutliche Dehnungsreduktion an den proximo-medialen und proximo-lateralen Corticalisabschnitten. Die implantatbedingten Dehnungsänderungen werden in den folgenden Kapiteln getrennt nach Oberflächengestaltung detailliert betrachtet.

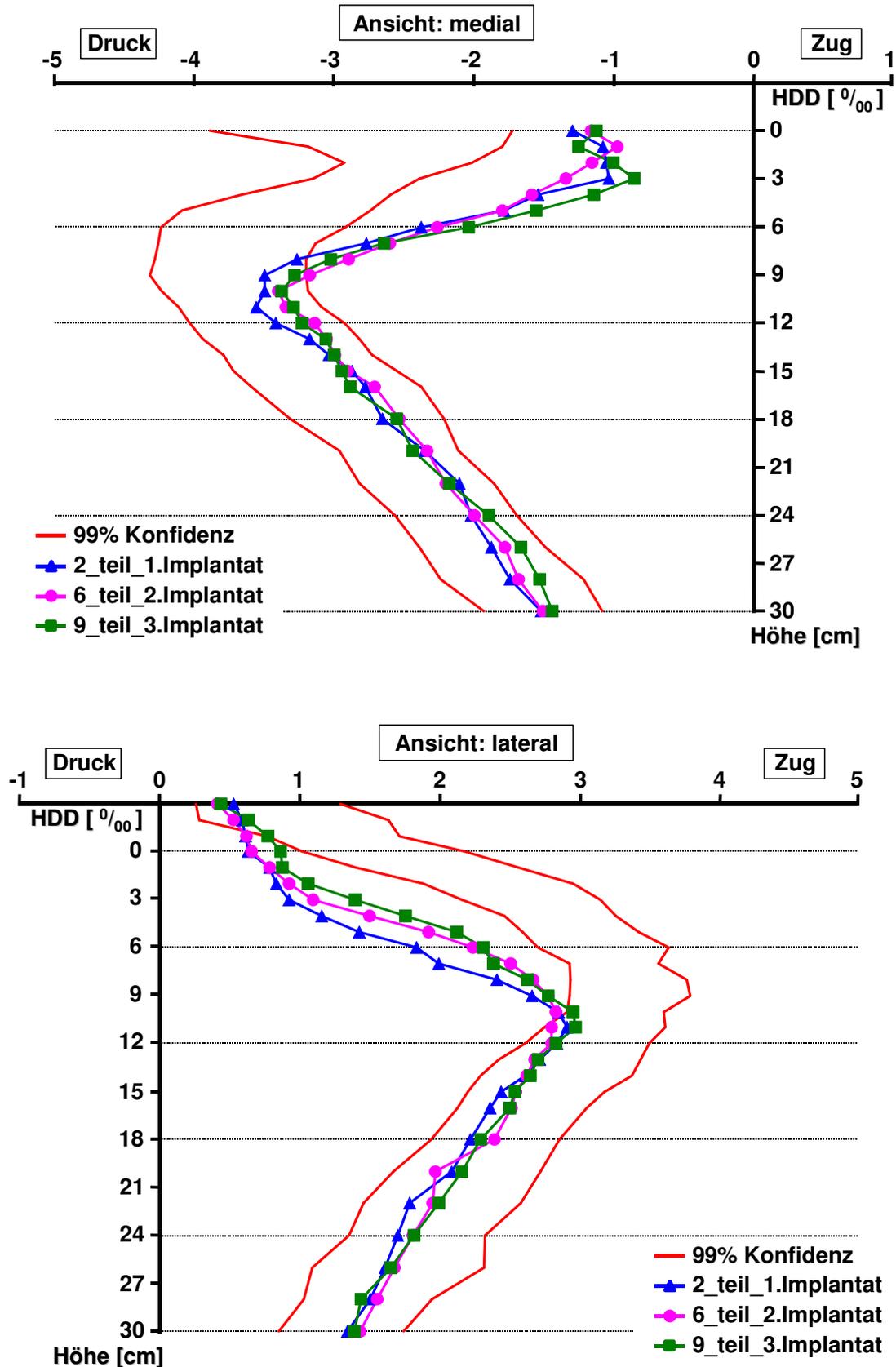


Abb. 12a: Dehnungsmuster nach Implantation des teilstrukturierten Hüftstieles in die Femora Nr. 2 (Erstimplantation), Nr. 6 (Zweitimplantation) und Nr. 9 (Drittimplantation). Am proximalen Femur signifikantes stress-shielding in den Ansichten von medial (o.) und lateral (u.). Keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei Implantationen. 99% Konfidenzintervall für alle unresezierten Femora. Ventral und dorsal s. Kap. 7.

3.3.3 Teilstrukturierter Standard-Hüftstiel

Nachfolgend sind die Ergebnisse nach drei Implantationen (jeweils erster Einbau) eines teilstrukturierten Hüftstieles dargestellt. Bezüglich des Anteils der strukturierten Oberfläche an der gesamten Oberfläche liegt der teilstrukturierte Hüftstiel zwischen den beiden anderen Implantaten. Der Tripodenbesatz beginnt zirkulär ab 5 cm proximal der Implantatspitze (Kap. 2.3.1).

Die deutlichsten Veränderungen nach Einbau zeigten sich in den Ansichten von medial und lateral. Hier kam es zu einer signifikanten Reduktion der oberflächlichen Dehnungsdifferenzen. So waren noch auf Höhe der Endoprothesenmitte (MP 6) die Dehnungsdifferenzen im Mittel um 29% (lateral) und 34% (medial) reduziert (Tab. 5, Abb. 13a).

Ventral fällt über dem Resektionsniveau eine hohe Streuung der Messwerte auf. Im Bereich der proximalen Implantathälfte (MP 3-7) herrschte eine deutlich vermehrte Druckbeanspruchung verglichen mit den unresezierten Femora. Die Beträge der Dehnungen lagen hier durchschnittlich 26% über dem Mittelwert der intakten Knochen und verliefen teilweise außerhalb des 99% Konfidenzintervalles (Abb. 13b). Auf Höhe der Endoprothesenmitte (MP 6) lagen die Dehnungen sogar 33% über dem Wert der unresezierten Femora.

Dorsalseitig wurden proximal (MP -2 bis 1) tendenziell etwas höhere und nach distal reduzierte (MP 6 bis 10) Dehnungswerte gemessen, verglichen mit dem intakten Knochen (Abb. 13b).

Tab. 5: Implantatbedingte Dehnungsreduktionen medial- und lateralseitig auf Höhe des Trochanter minor (MP 1), der Implantat-Viertelgrenzen (MP 3, 6, 9) und der Implantatspitze (MP 12) für den teilstrukturierten Hüftstiel (n=9). Implantatbedingte Dehnungsänderungen am Femur (Angabe in Prozent, bezogen auf die Werte der unresezierten Femora sowie Angabe der einfachen Standardabweichung für die Dehnungsreduktion).

Oberflächenstruktur Hüftstiel: teilstrukturiert		
Höhe	Dehnungsänderung medial	Dehnungsänderung lateral
MP 1	-60 ± 11%	-51 ± 8%
MP 3	-60 ± 11%	-50 ± 10%
MP 6	-34 ± 7%	-29 ± 4%
MP 9	-10 ± 7%	-17 ± 4%
MP 12	-4 ± 6%	-8 ± 2%

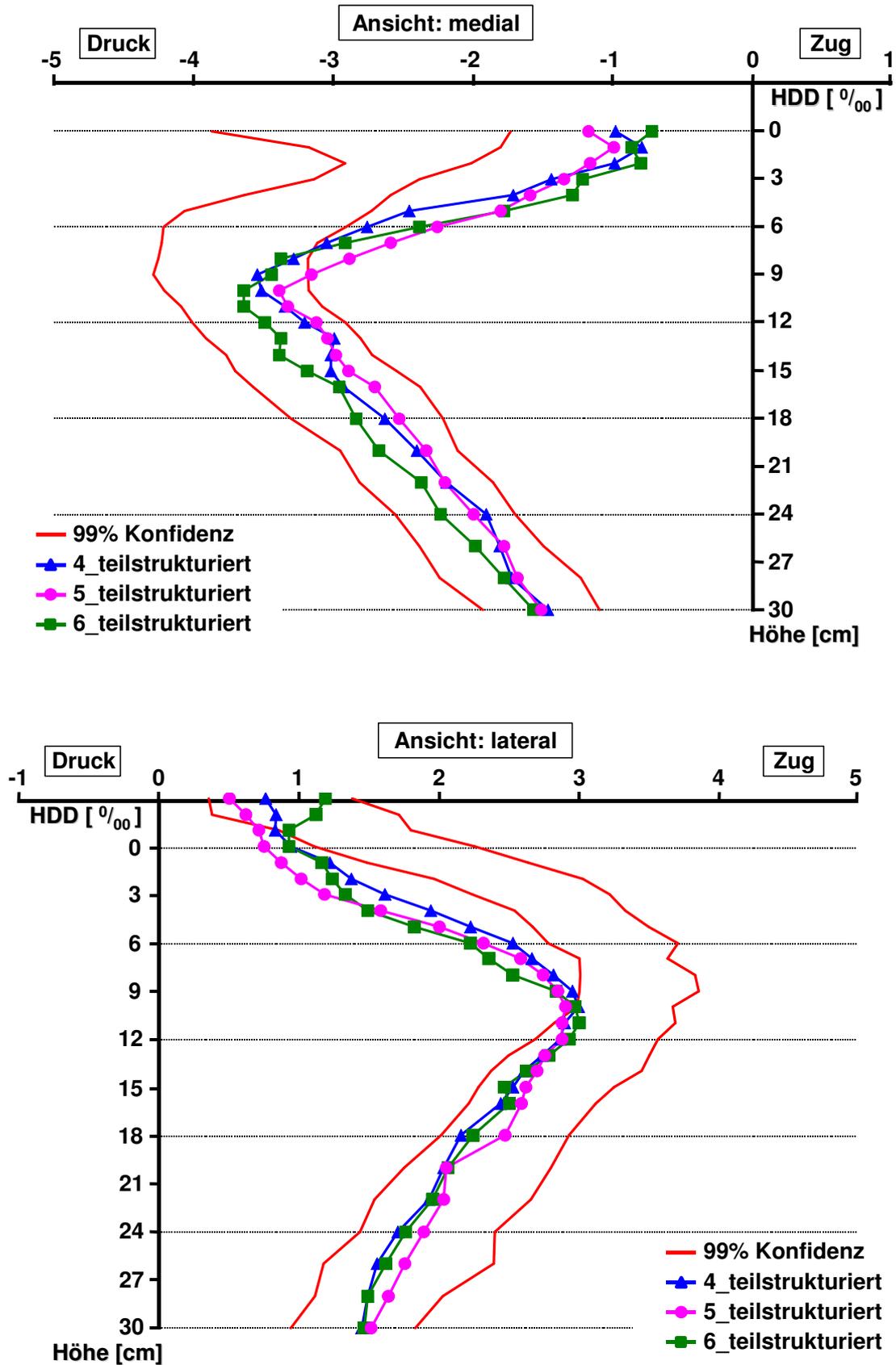


Abb. 13a: Dehnungsmuster nach Implantation des teilstrukturierten Hüftstieles in die Femora Nr. 4, 5 und 6 (jeweils Erstimplantation). Am proximalen Femur signifikantes stress-shielding in den Ansichten von medial (oben) und lateral (unten). 99% Konfidenzintervall (rot) für alle unresezierten Femora als Referenz.

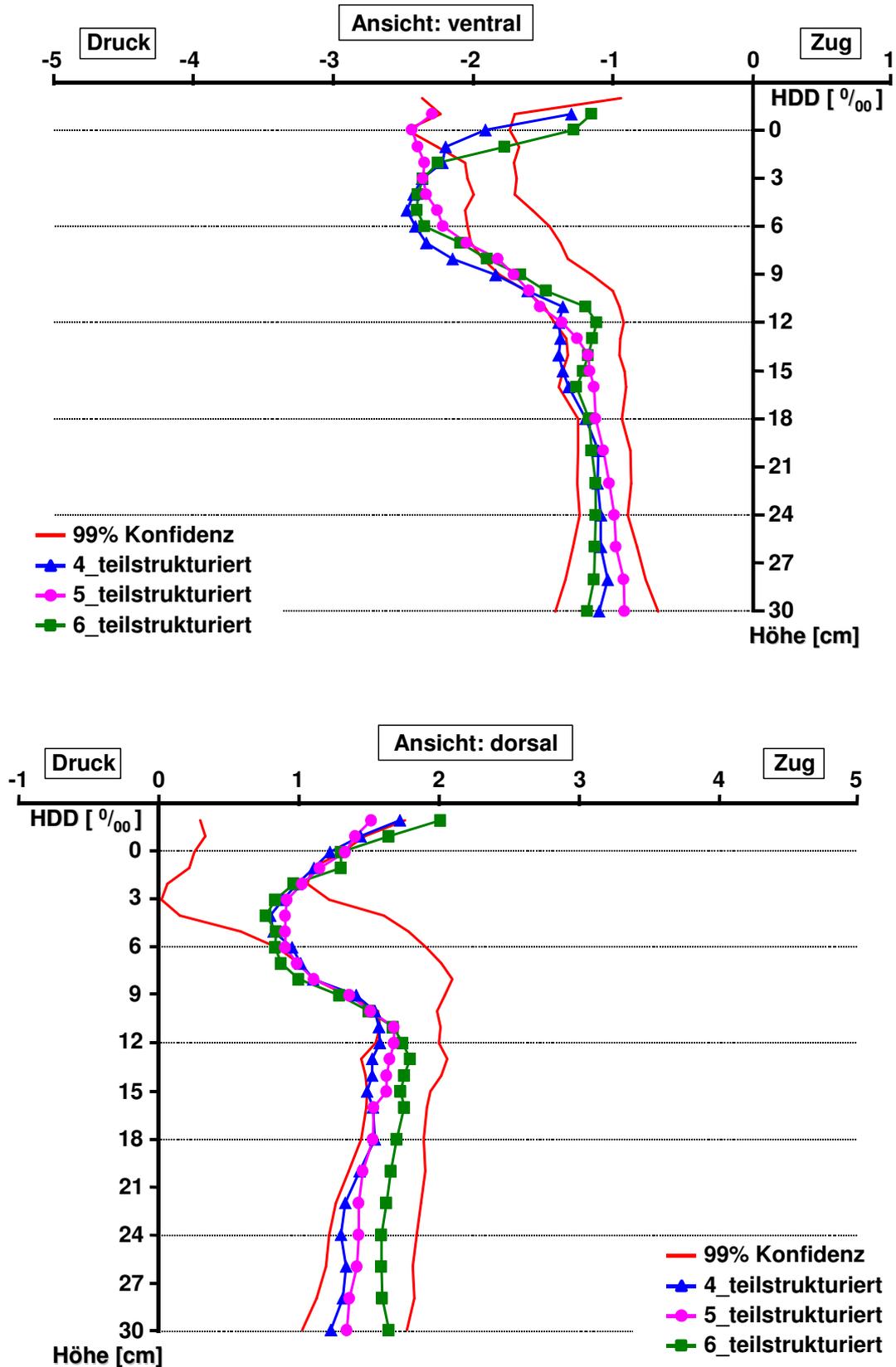


Abb. 13b: Dehnungsmuster nach Implantation des teilstrukturierten Hüftstieles in die Femora Nr. 4, 5 und 6 (jeweils Erstimplantation). In der Ansicht von dorsal (unten) tendenzielle Veränderungen des Dehnungsmusters. Ventral (oben) um die Hüftstielmitte erhöhte Druckbelastung. 99% Konfidenzintervall (rot) für alle unresezierten Femora.

3.3.4 Standard-Hüftstiel „Pinguin“

Verglichen mit dem teilstrukturierten Implantat endet beim GHE Hüftstiel „Pinguin“ der Oberflächenbesatz mit Tripoden mediallyseitig 4 cm weiter proximal (Kap. 2.3). In drei Composite-Femora wurde diese Prothese als erstes Implantat eingebracht. Dargestellt sind die Ergebnisdiagramme für die mediale und laterale Ansicht (Abb. 14a). Es zeigten sich jeweils im proximalen Femurdrittel deutliche Reduktionen der oberflächlichen Druck- (medial) bzw. Zugbelastung (lateral). Auf Höhe der Prothesenschaftmitte (MP 6) waren die Dehnungsdifferenzen im Mittel um 28% (lateral) und 42% (medial) reduziert. In Tab. 6 sind die durchschnittlichen Differenzen zu den jeweils unresezierten Femora einschließlich Standardabweichungen zusammengestellt.

Ventral wurde um die Implantatmitte eine durchschnittliche Zunahme der Druckbeanspruchung um 26% registriert (MP 6). Dorsal zeigten sich tendenzielle Dehnungsveränderungen im gegenläufigen Sinne wie ventral. Die Verläufe sind im Rahmen der vergleichenden Betrachtung der drei Oberflächenstrukturierungen und im Anhang nochmals gezeigt (Abb. 14b, 16b, Kap. 7).

Tab. 6: Implantatbedingte Dehnungsreduktionen medial- und lateralseitig auf Höhe des Trochanter minor (MP 1), der Implantat-Viertelgrenzen (MP 3, 6, 9) und der Implantatspitze (MP 12) für den Pinguin-Hüftstiel (n=9). Implantatbedingte Dehnungsänderungen am Femur (Angabe in Prozent, bezogen auf die Werte der unresezierten Femora sowie Angabe der einfachen Standardabweichung für die Dehnungsreduktion).

Oberflächenstruktur Hüftstiel: „Pinguin“		
Höhe	Dehnungsänderung medial	Dehnungsänderung lateral
MP 1	-58 ± 13%	-50 ± 7%
MP 3	-59 ± 8%	-48 ± 9%
MP 6	-36 ± 8%	-29 ± 6%
MP 9	-12 ± 6%	-17 ± 5%
MP 12	-3 ± 6%	-7 ± 5%

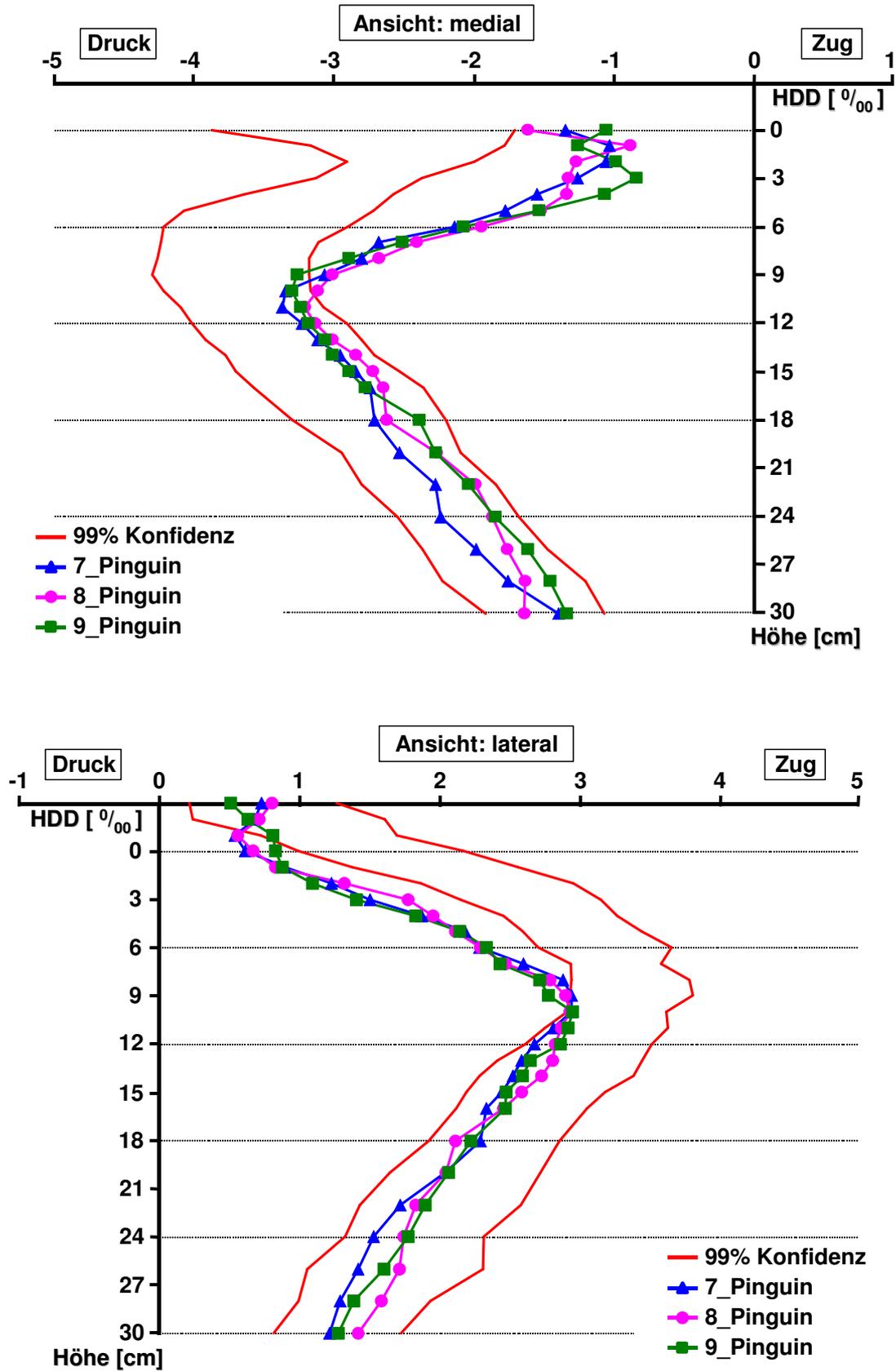


Abb. 14a: Dehnungsmuster nach Implantation des Pinguin-Hüftstieles in die Femora Nr. 7, 8 und 9 (jeweils Erstimplantation). Am proximalen Femur signifikantes stress-shielding in den Ansichten von medial (o) und lateral (u.) im Vergleich zu den unresezierten Femora (99% Konfidenzintervall, rot). Ansichten von ventral und dorsal s. Kap. 7.

3.3.5 Vollstrukturierter Standard-Hüftstiel

Wie mit beiden anderen Standard-Hüftstielen wurde auch mit dem, am gesamten Prothesenkörper mit Spongiosa-Metall II[®] besetzten, vollstrukturierten Hüftstiel verfahren (Kap. 2.3). Die Messungen zeigten die Dehnungsbeträge auf Höhe der Endoprothesenmitte (MP 6) im Mittel um 39% (medial) und 37% (lateral) signifikant reduziert (Abb. 15a). In Tab. 7 sind die durchschnittlichen Dehnungsänderungen analog zu Tab. 5 und Tab. 6 berechnet.

Ventral-proximal traten erhöhte Dehnungen auf (durchschnittlich +21% an MP 6) und dorsal auf gleicher Höhe eine tendenzielle Dehnungsabnahme, wie mit den beiden anderen Hüftstielen. Die vollständigen Dehnungsverläufe sind im Anhang dargestellt (Abb. 15b, Kap. 7).

Tab. 7: Implantatbedingte Dehnungsreduktionen medial- und lateralseitig auf Höhe des Trochanter minor (MP 1), der Implantat-Viertelgrenzen (MP 3, 6, 9) und der Implantatspitze (MP 12) für den vollstrukturierten Hüftstiel (n=9). Implantatbedingte Dehnungsänderungen am Femur (Angabe in Prozent, bezogen auf die Werte der unresezierten Femora sowie Angabe der einfachen Standardabweichung für die Dehnungsreduktion).

Oberflächenstruktur Hüftstiel: vollstrukturiert		
Höhe	Dehnungsänderung medial	Dehnungsänderung lateral
MP 1	-59 ± 14%	-52 ± 6%
MP 3	-61 ± 12%	-50 ± 9%
MP 6	-32 ± 8%	-30 ± 6%
MP 9	-10 ± 7%	-15 ± 5%
MP 12	-3 ± 6%	-6 ± 4%

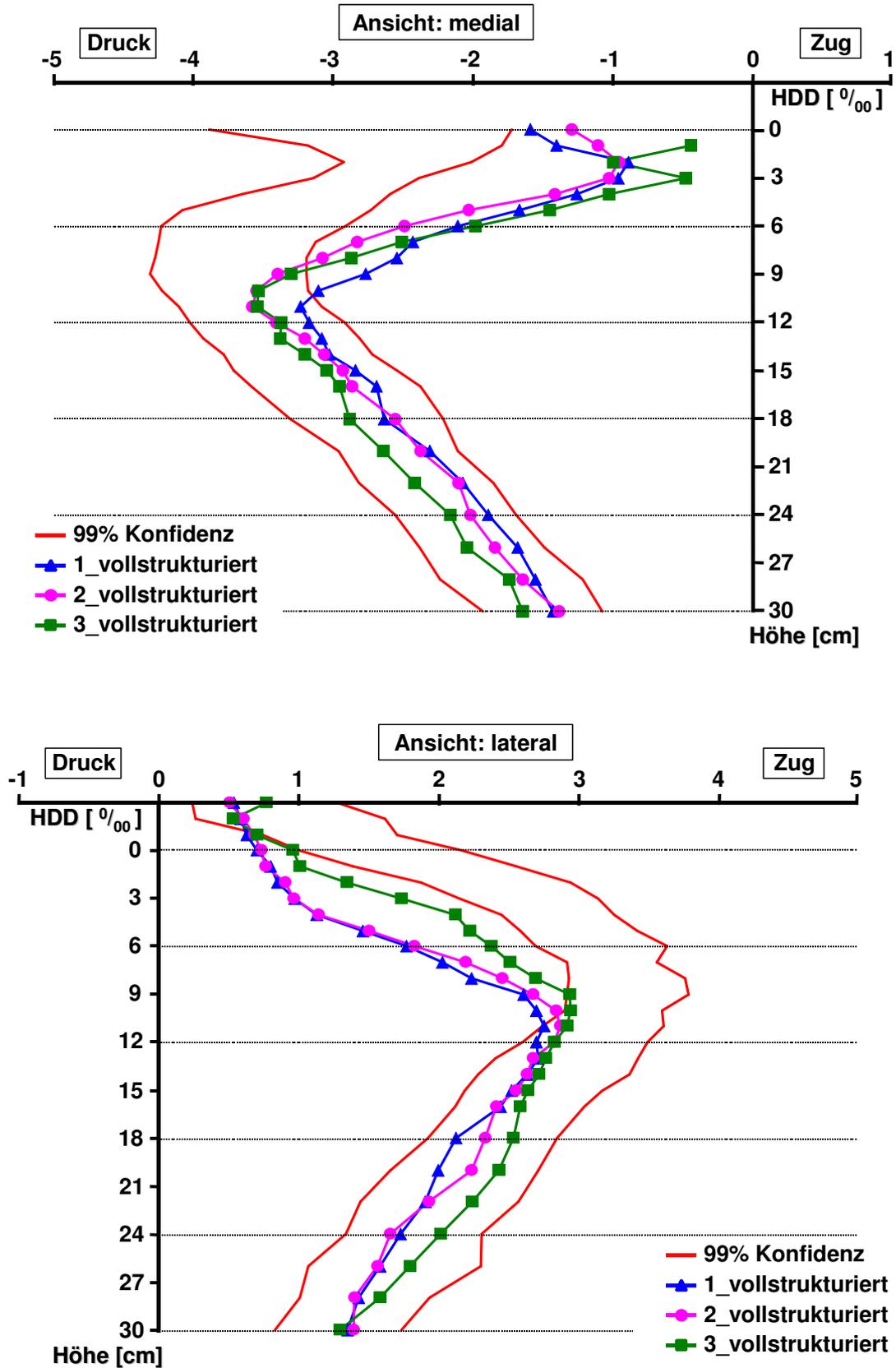


Abb 15a: Dehnungsmuster nach Implantation des vollstrukturierten Hüftstieles in die Femora Nr. 1, 2 und 3 (jeweils Erstimplantation). Am proximalen Femur signifikantes stress-shielding in den Ansichten von medial (o.) und lateral (u.). Streuung in der Größenordnung der unresezierten Femora. 99% Konfidenzintervall der unresezierten Femora als Referenz. Ansichten von ventral und dorsal s. Kap. 7.

3.3.6 Vergleich der Oberflächenstrukturen

Für die Auswertung der Ergebnisse mit den Standard-Hüftstielen wurden drei Gruppen gebildet. Basierend auf den Untersuchungen zur Implantationsreihenfolge wurden für die statistische Analyse zum Einfluss der Oberflächenstruktur alle neun Implantationen als gleichwertig betrachtet und die Gesamtkollektive miteinander verglichen (Kap. 3.3.2). Die Dehnungsverläufe mit den drei Standard-Hüftstielen wurden im einzelnen bereits vorgestellt (Kap. 3.3.3-3.3.5). Die vergleichende Betrachtung ergab keine Unterschiede der Dehnungsmuster in Abhängigkeit von der Oberflächenstruktur (Tab. 8, Abb. 16a, 16b). Insbesondere das stress-shielding am proximalen Femur war mit allen Implantaten signifikant nachweisbar. Tab. 8 gibt einen Überblick zu den implantatbedingten Dehnungsänderungen medial- und lateralseitig auf Höhe des Trochanter minor (MP 1) und der Implantatmitte (MP 6) unter Berücksichtigung von je n=9 Implantationen.

Tab. 8: Implantatbedingte Dehnungsreduktionen medial- und lateralseitig auf Höhe des Trochanter minor (MP 1) und der Implantatmitte (MP 6), aufgeschlüsselt nach Oberflächendesign. Differenzen der Dehnungswerte in Prozent, bezogen auf die Werte der unresezierten Femora sowie Angabe der einfachen Standardabweichung für die Dehnungsreduktion.

Implantat (je n=9)	Dehnungsänderung medial		Dehnungsänderung lateral	
	MP 1	MP 6	MP 1	MP 6
vollstrukturiert	-59 ± 14%	-32 ± 8%	-52 ± 6%	-30 ± 6%
teilstrukturiert	-60 ± 11%	-34 ± 7%	-50 ± 11%	-29 ± 7%
„Pinguin“	-58 ± 13%	-36 ± 8%	-50 ± 7%	-29 ± 6%

Auch der statistische Vergleich der Messwerte bzw. Kurvenformen erbrachte keine signifikanten Unterschiede zwischen den Dehnungsmustern nach Versorgung mit den unterschiedlich oberflächenstrukturierten Stielen: medial ($p=0,67$), lateral ($p=0,42$), dorsal ($p=0,87$) und ventral ($p=0,42$). In der vorliegenden Arbeit sind diese drei Prothesen hinsichtlich ihrer Lastübertragung auf das Femur als gleichwertig anzusehen. Beispielhaft wird dies anhand Abb. 16a demonstriert. Es sind die Dehnungsverläufe in den Ansichten von medial und lateral gezeigt, jeweils für einen voll-, teilstrukturierten und Pinguin-strukturierten Hüftstiel. Alle drei Stiele wurden dabei in das gleiche Composite-Femur (Nr. 9) implantiert.

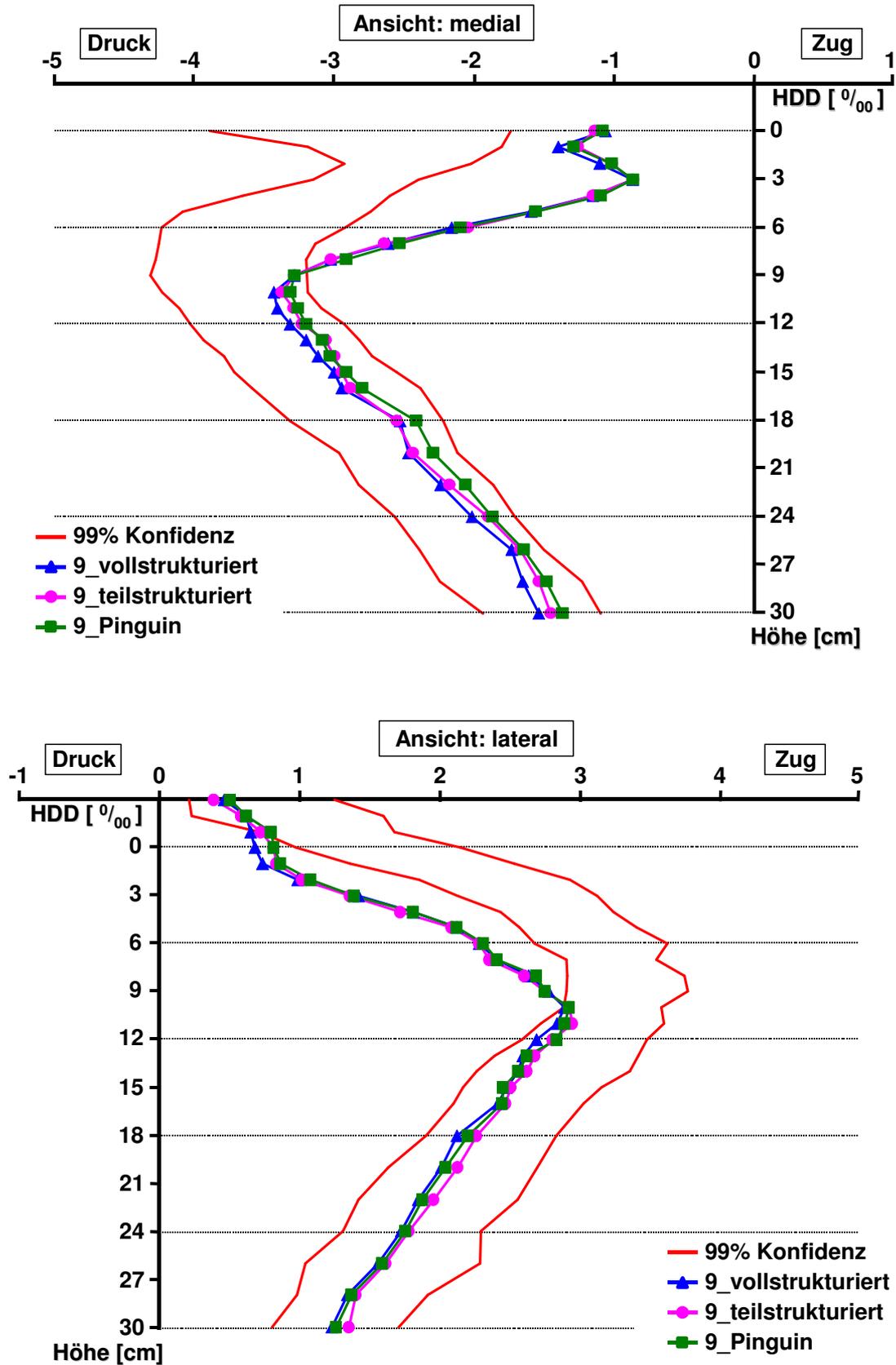


Abb. 16a: Standard-Hüftstiele voll-, teilstrukturiert und „Pinguin“ in Composite-Femur Nr. 9. Darstellung der nahezu deckungsgleichen Dehnungsverläufe in den Ansichten von medial (o.) und lateral (u.). Keine signifikanten Einflüsse der Oberflächenstrukturierung auf die Lastübertragung nachweisbar. 99% Konfidenzintervall der unresezierten Femora als Referenz (rot). Ansichten von ventral und dorsal s. Kap. 7.

3.4 Dehnungsmuster nach Implantation des Revisions-Hüftstieles

Nach Einbau eines modularen Hüft-Systems mit Stielverlängerung wurden die Oberflächendehnungen unter verschiedenen Bedingungen vermessen. Nach entsprechendem Aufbohren des Lagers nach distal wurden die Revisionsstiele zunächst ohne Schraubenverriegelung eingebracht. Die Standard-Hüftstiele und der Revisions-Hüftstiel waren vom Typ GHE „links“ (Kap. 2.3), so dass ohne weiteres Bearbeiten des proximalen Lagers ein guter Sitz für das Revisionsimplantat erreicht wurde. Dies sollte eine vergleichbare Situation schaffen, um ausschließlich die Effekte einer Stielverlängerungen gegenüber dem zementlosen Hüftstiel zu evaluieren. Der Prothesenkragen hatte keinen Kontakt zum Knochen (Kap. 4.2.5). In jedes Femur wurden nacheinander alle drei möglichen Stielverlängerungen implantiert und vermessen.

Dazu wurden analog zu den Standard-Hüftstielen drei Gruppen für die Reihenfolge der Messungen gebildet (Kap. 2.6). Statistisch konnte auch für die Revisions-Hüftstiele kein Einfluss der Zugehörigkeit zu einer Reihenfolgenreihe für das Dehnungsmuster mit einer bestimmten Stielverlängerung festgestellt werden ($p > 0,05$ für alle vier Seitenansichten). Das Ergebnis entsprach den Beobachtungen bei der Durchführung der Messungen. Beispielhaft zeigt Abb. 17 (Kap. 3.4.1) drei Dehnungsverläufe eines Revisions-Hüftstieles mit hohl-geschlitzter Verlängerung, je einem aus jeder Reihenfolgenreihe. Die Dehnungsverläufe sind ähnlich, die Streuungen liegen innerhalb des 99% Konfidenzintervalles aller Revisions-Hüftstiele mit hohl-geschlitzter Verlängerung. Für die Auswertung wurden die jeweils neun Messungen mit einer Stielverlängerung in der identischen Lastsituation den unresezierten Femora gegenübergestellt.

Mit der letzten einliegenden Verlängerung wurde in einem weiteren Schritt eine distale Verriegelung der Stielverlängerung durchgeführt. Damit sollten etwaige Einflüsse auf das globale Dehnungsmuster sowie die lokalen Dehnungsänderungen um die Schrauben untersucht werden (3.4.4-3.4.5).

Anschließend wurde eine möglichst kliniknahe Situation geschaffen. Entsprechend einer Hauptindikation für die Revisions-Nagelstiele wurden einige Implantate exemplarisch in ein proximal vorgeschädigtes Knochenlager eingebracht und verriegelt (Kap. 2.6, 3.4.6).

3.4.1 Stielverlängerung hohl-geschlitzt

Der Grundkörper dieser Stielverlängerung ist unterhalb des Konus hohl und verfügt über einen Schlitz in Sagittalrichtung (Kap. 2.3.2). Der proximale Anteil kann mit allen drei Stielvarianten verwendet werden.

Dargestellt sind im folgenden die Ergebnisse nach Implantation dieser flexibelsten Stielvariante in den vier Seitenansichten. Abb.17 zeigt exemplarisch drei Dehnungsverläufe eines Revisions-Hüftstieles mit hohl-geschlitzter Verlängerung, je einem aus jeder Reihenfolgenreihe. Für den statistischen Vergleich der Stielverlängerungen (Kap. 4.5.1) und die tabellarische Zusammenstellung der Dehnungsänderungen verglichen mit den unresezierten Femora (Tab. 9) wurden alle neun Messreihen als gleichwertig berücksichtigt.

Medial und lateral wurde am proximalen Femur ein deutliches stress-shielding registriert. Auf Höhe des Trochanter minor waren die Dehnungen medial um durchschnittlich 61% und lateral um 60% reduziert (Tab. 9). Stress-shielding mit mittleren Dehnungen außerhalb des 99% Konfidenzintervalles der unresezierten Femora reichte medial und lateral bis auf Höhe 13 cm (Abb. 17a). Proximal ventral kam es zum tendenziellen Anstieg der Dehnungen ($+17 \pm 16\%$, MP 6), etwa bis auf Höhe der Konusverbindung (MP 9). Die Streuung der Messergebnisse war deutlich höher als mit den unresezierten Knochen, sichtbar am breiten Konfidenzintervall „postOP“. Dorsal zeigte sich eine tendenzielle Entlastung ($-30 \pm 10\%$, MP 6), lediglich an den proximalsten Messpunkten wurden Mehrbelastungen gesehen (Abb. 17b).

Tab. 9: Implantatbedingte Dehnungsreduktionen (Verlängerung hohl-geschlitzt) medial- und lateralseitig auf Höhe des Trochanter minor (MP 1), der proximalen Diaphyse (MP 6), der Konusverbindung (MP 9), der Implantatmitte (MP 12) und der Implantatspitze (MP 22). Angabe der Dehnungsänderung in Prozent, bezogen auf die Werte der unresezierten Femora sowie Angabe der einfachen Standardabweichung für die Dehnungsänderung.

Revisions-Hüftstiel, hohl-geschlitzt: Dehnungsänderungen		
Höhe	medial	lateral
MP 1	$-61 \pm 15\%$	$-60 \pm 8\%$
MP 6	$-38 \pm 9\%$	$-42 \pm 7\%$
MP 9	$-24 \pm 7\%$	$-26 \pm 6\%$
MP 12	$-17 \pm 8\%$	$-18 \pm 3\%$
MP 22	$-3 \pm 4\%$	$-3 \pm 7\%$

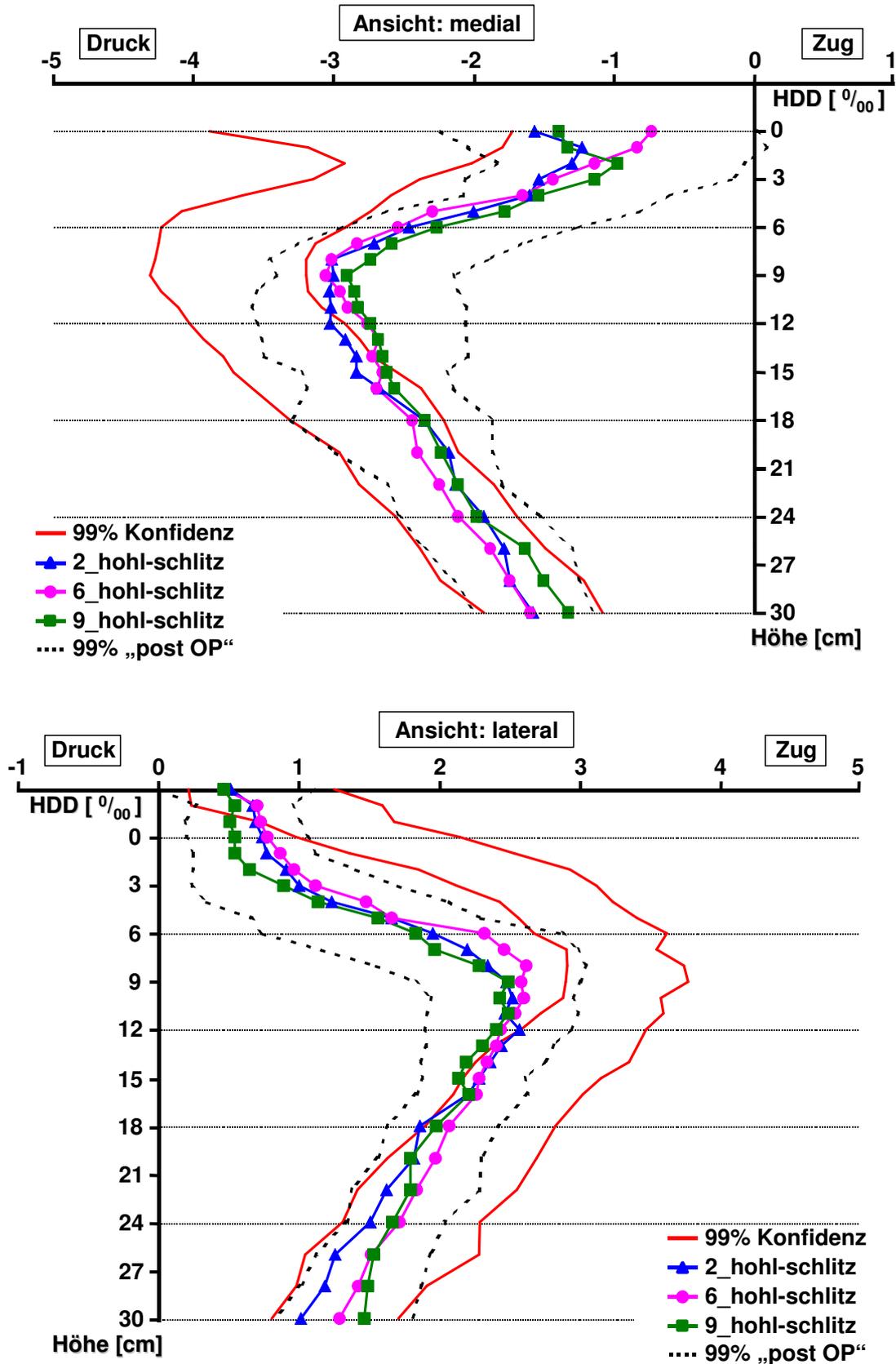


Abb. 17a: Dehnungsmuster nach Implantation des Revisions-Nagelstieles mit hohlgeschlitzter Verlängerung in drei Femora (Nr. 2, 6, 9) mit Darstellung des 99% Konfidenzintervalles für die unresezierten Composite-Femora (rot) und nach Implantation (schwarz). Am proximalen Femur signifikantes stress-shielding in den Ansichten von medial (oben) und lateral (unten).

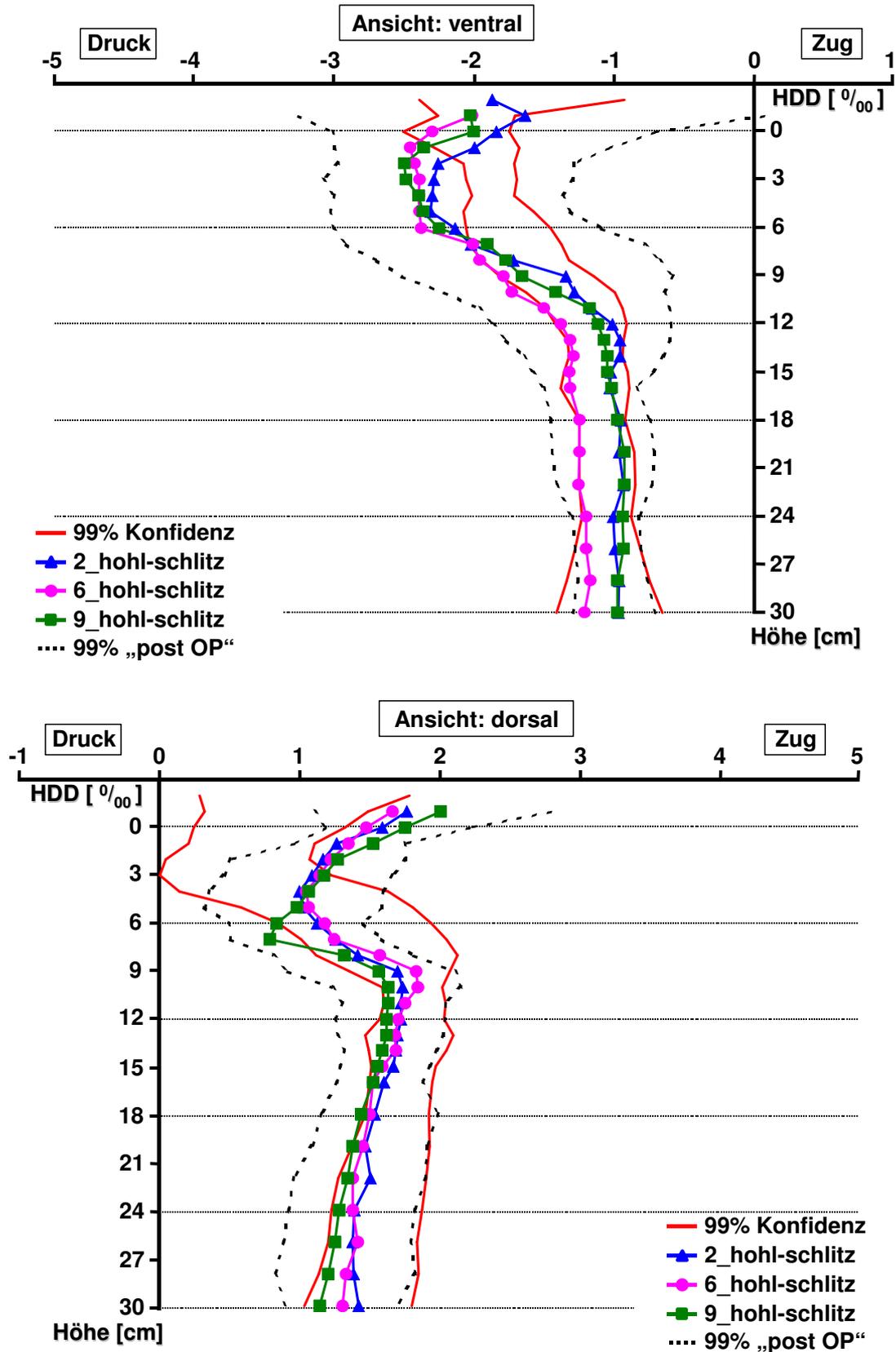


Abb. 17b: Dehnungsmuster nach Implantation des Revisions-Nagelstieles mit hohlgeschlitzter Verlängerung in drei Femora (Nr. 2, 6, 9) mit Darstellung des 99% Konfidenzintervalles für die unresezierten Composite-Femora (rot) und nach Implantation (schwarz). Am proximalen Femur ventral (o.) und dorsal (u.) deutl. größere Streuungen als bei den unresezierten Femora und tendenzielle implantationsbedingte Änderungen.

3.4.2 Stielverlängerung hohl

Die hohle Stielverlängerung nimmt hinsichtlich der Biegesteifigkeit eine Mittelstellung ein. Insbesondere die Auswirkungen durch das Wegfallen der Schlitze sollten mit der Implantation dieser Verlängerungsvariante überprüft werden.

Abb. 18 zeigt exemplarisch drei Dehnungsverläufe eines Revisions-Hüftstieles mit hohler Verlängerung, je einem aus jeder Reihenfolgenreihe. Die Verläufe lagen im Rahmen des 99% Konfidenzintervalles aller gleichen Implantate (schwarz) und bestätigen die Unabhängigkeit von der Reihenfolgenreihe Kap. 3.4. Für die Statistik und Tab. 10 wurden alle neun Messreihen als gleichwertig betrachtet.

Es zeigte sich medial und lateral ein deutliches stress-shielding am proximalen Femur (Abb. 18a). Betrachtet man jeweils die Messwerte auf Höhe des Trochanter minor (MP 1), so errechnen sich im Vergleich zu den unresezierten Femora Dehnungsreduktionen medial und lateral um 61% (Tab. 10). Signifikantes stress-shielding reichte medial bis 15 cm (MP 15) und lateral bis 18 cm (MP 18) nach distal. Dorsal und ventral wurden Veränderungen wie mit der hohl-geschlitzten Stielverlängerung gefunden. Ventral ergaben sich tendenziell erhöhte Oberflächendehnungen im proximalen Bereich. Dorsalseitig blieb eine leichte Mehrbelastung auf die proximalsten 3 cm beschränkt, nach distal (MP 6-9) wurde für das Gesamtkollektiv tendenziell eine Dehnungsabnahme registriert (Abb. 18b). Die Ursachen dieser Veränderungen, welche zum Teil auch mit den Standard-Hüftstielen auftraten, werden im Rahmen der Diskussion erörtert (Kap. 4.4).

Tab. 10: Implantatbedingte Dehnungsreduktionen (Verlängerung hohl) medial- und lateralseitig auf Höhe des Trochanter minor (MP 1), der proximalen Diaphyse (MP 6), der Konusverbindung (MP 9), der Implantatmitte (MP 12) und der Implantatspitze (MP 22). Angabe der Dehnungsänderung in Prozent, bezogen auf die Werte der unresezierten Femora sowie Angabe der einfachen Standardabweichung für die Dehnungsänderung.

Revisions-Hüftstiel, hohl: Dehnungsänderungen		
Höhe	medial	Lateral
MP 1	-61 ± 14%	-61 ± 9%
MP 6	-42 ± 10%	-45 ± 8%
MP 9	-31 ± 7%	-34 ± 6%
MP 12	-26 ± 6%	-28 ± 5%
MP 22	-4 ± 5%	-7 ± 9%

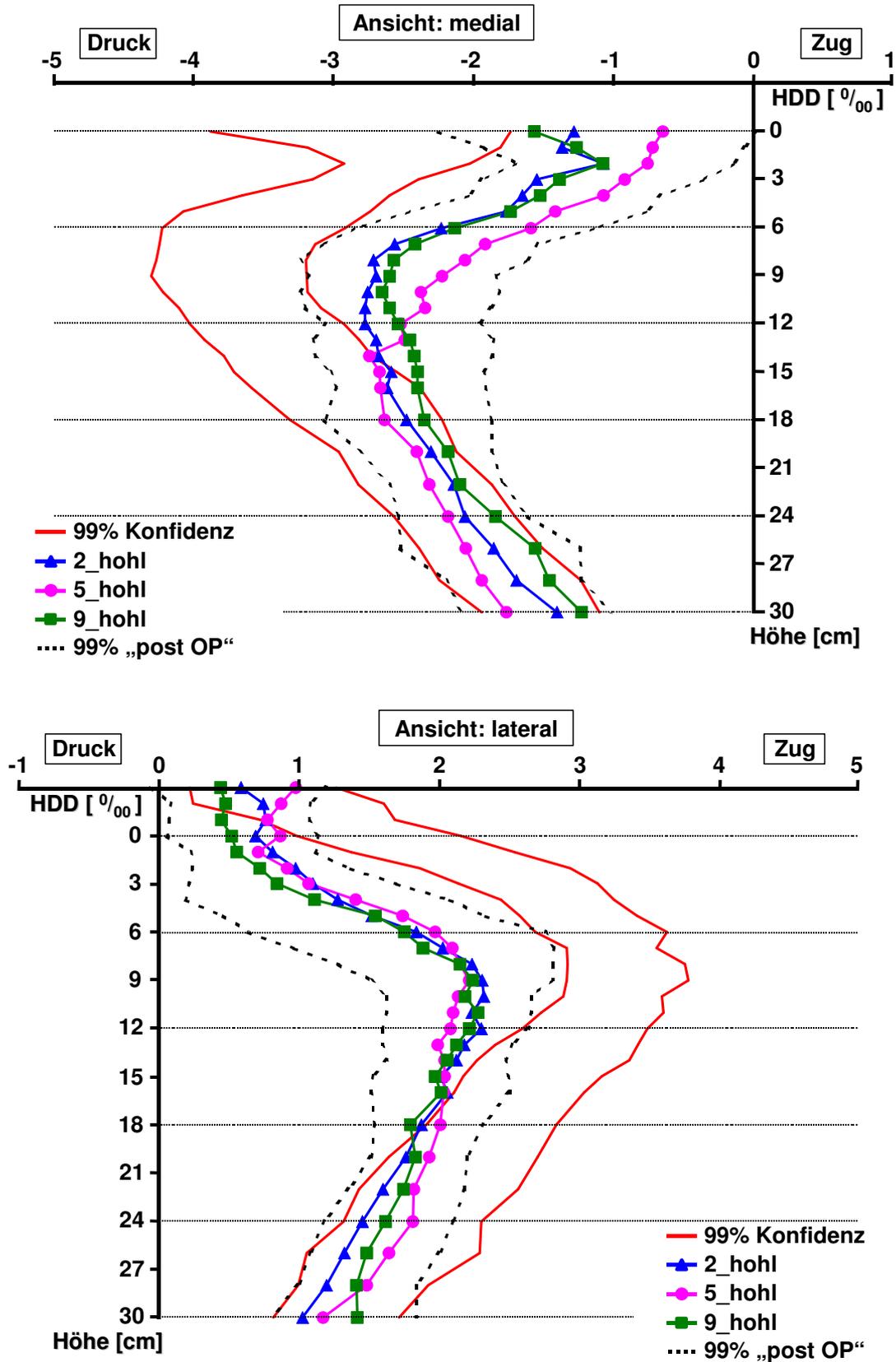


Abb 18a: Dehnungsmuster nach Implantation des Revisions-Nagelstieles mit hohler Verlängerung in drei Femora (Nr. 2, 5, 9) mit Darstellung des 99% Konfidenzintervalles für die unresezierten Composite-Femora (rot) und nach Implantation (schwarz). Am proximalen Femur signifikantes stress-shielding in den Ansichten von medial (oben) und lateral (unten). Ansichten von ventral und dorsal s. Kap. 7

3.4.3 Stielverlängerung massiv

Analog zu den flexiblen Verlängerungen werden die Ergebnisse nach der Implantation der aus Vollmaterial bestehenden, massiven Verlängerung dargestellt. Diese kann ebenso wie die beiden anderen auf den Konus (12/14) des entsprechenden Adapterstieles aufgesteckt werden. Jedoch fehlt die Möglichkeit einer axialen Schraubensicherung der Steckverbindung.

Es wurden alle neun Messreihen (Kap. 2.6) als gleichwertig angesehen, die statistische Auswertung ergab keinen Einfluss der Reihenfolgengruppe auf die Messwerte (Kap. 3.4). Die Oberflächenvermessung erbrachte medial und lateralseitig deutliches stress-shielding das signifikant bis auf 16 cm (medial, MP 16) bzw. 18 cm (lateral, MP 18) unterhalb der Resektionsebene nachweisbar war (Abb. 19a, Tab. 11). Die implantatbedingte Entlastung der Corticalis war ausgeprägter als mit den beiden flexibleren Stielvarianten (Kap. 4.5.1, Tab. 9, 10, 11).

Ventral und dorsal entsprach das Muster der gemessenen Abweichungen vom unresezierten Zustand den beiden anderen Verlängerungen (Abb. 19b, Kap. 7). Statistisch war in diesen Ansichten kein signifikanter Unterschied zwischen den drei möglichen Verlängerungsmöglichkeiten zu finden (Kap. 4.5.1).

In Abb. 19a sind die Dehnungsverläufe (medial, lateral) dreier Femora des Revisions-Hüftstieles mit massiver Verlängerung dargestellt.

Tab. 11: Implantatbedingte Dehnungsreduktionen (Verlängerung massiv) medial- und lateralseitig auf Höhe des Trochanter minor (MP 1), der proximalen Diaphyse (MP 6), der Konusverbindung (MP 9), der Implantatmitte (MP 12) und der Implantatspitze (MP 22). Angabe der Dehnungsänderung in Prozent, bezogen auf die Werte der unresezierten Femora sowie Angabe der einfachen Standardabweichung für die Dehnungsänderung.

Revisions-Hüftstiel, massiv: Dehnungsänderungen		
Höhe	medial	lateral
MP 1	-60 ± 12%	-61 ± 9%
MP 6	-46 ± 9%	-50 ± 7%
MP 9	-38 ± 6%	-42 ± 7%
MP 12	-34 ± 6%	-34 ± 4%
MP 22	-6 ± 4%	-10 ± 7%

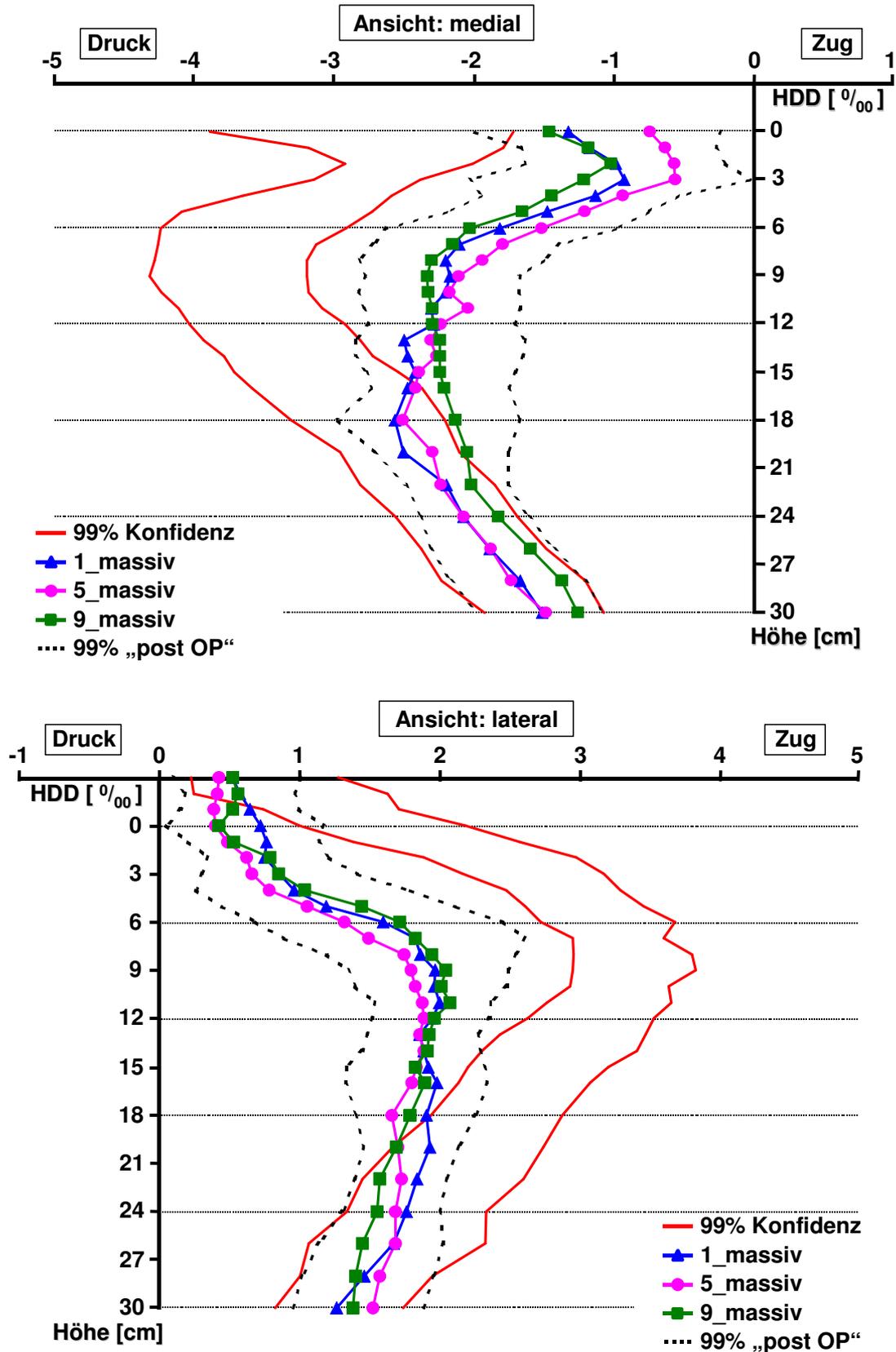


Abb. 19a: Dehnungsmuster nach Implantation des Revisionsnagelstieles mit massiver Verlängerung in die Femora Nr. 1,5 und 9 mit Darstellung des 99% Konfidenzintervalles für die unresezierten Composite-Femora (rot) und nach Implantation (schwarz). Am proximalen Femur signifikantes stress-shielding in den Ansichten von medial (oben) und lateral (unten). Ansichten von ventral und dorsal s. Kap. 7

3.4.4 Einfache Verriegelung (a.-p.)

Alle drei Stielverlängerungen bieten identische Verriegelungsmöglichkeiten. Zwei Schrauben können in medio-lateraler Richtung eingebracht werden und eine weitere dazwischen in antero-posteriorer Richtung (Kap. 2.3.2). In je drei Femora wurde das gleiche stielverlängerte Implantat verriegelt (Kap. 2.6). Die entsprechenden Schraubenlöcher wurden unter Bildwandlerkontrolle gebohrt. Dabei ist auf nur schrittweise Vertiefung der Bohrung mit ausreichenden Pausen zu achten, so dass Bohrer und Bohrloch abkühlen können. Eine zu starke Erwärmung der photoelastischen Schicht und der Glasfasercorticalis kann zur Abhebung der Schicht oder zu einer Verwerfung mit dauerhafter Schädigung führen. Anschließend wäre lokal das Ermitteln der oberflächlichen Dehnungen nicht mehr möglich.

Nach Vermessung der letzten Stielverlängerung (Kap. 2.6) wurde zunächst die a.-p. Verriegelung vorgenommen und die Femora neu vermessen. Unabhängig vom Implantat bzw. der gewählten Verlängerung waren global in den vier Ansichten qualitativ keine wesentlichen Unterschiede zur unverriegelten Situation zu messen (Abb. 20). In den Ansichten von medial und lateral fand sich das bekannte stress-shielding, abgestuft nach der Steifigkeit der Implantate (Abb. 20a). Nur tendenziell, nicht signifikant, wurde verriegelungsbedingt eine weitere Zunahme der Versteifung beobachtet. Dieses vermehrte stress-shielding war in den einzelnen Messreihen unterschiedlich ausgeprägt und unterlag Streuungen. Die verriegelungsbedingten Dehnungsabnahmen waren im diaphysären Bereich am deutlichsten (Abb. 20a). Eine detaillierte Betrachtung folgt im Rahmen der Diskussion (Kap. 4.5.3). Distal der Prothesenspitze lagen die oberflächlichen Dehnungen wiederum innerhalb des Konfidenzintervalles für die unresezierten Femora.

Letzteres galt auch für die Ansichten von ventral und dorsal. Die Messwerte lagen innerhalb der Streuungen mit den unverriegelten Implantaten.

Verglichen mit den unresezierten Femora zeigten sich proximal tendenzielle Abweichungen vom Dehnungsmuster wie vorbeschrieben (Kap. 3.4.1-3.4.3). Auf Höhe der Verriegelung wurden in einem etwa 2-3 cm breiten Areal lokal begrenzte Dehnungsanstiege registriert. Diese waren teilweise sprunghaft ausgebildet und reichten für die einzelnen Knochen von einer leichten Knickbildung bis zu einem signifikanten Anstieg im Verlauf der gemessenen Dehnungswerte (Abb. 20b, Abb. 30).

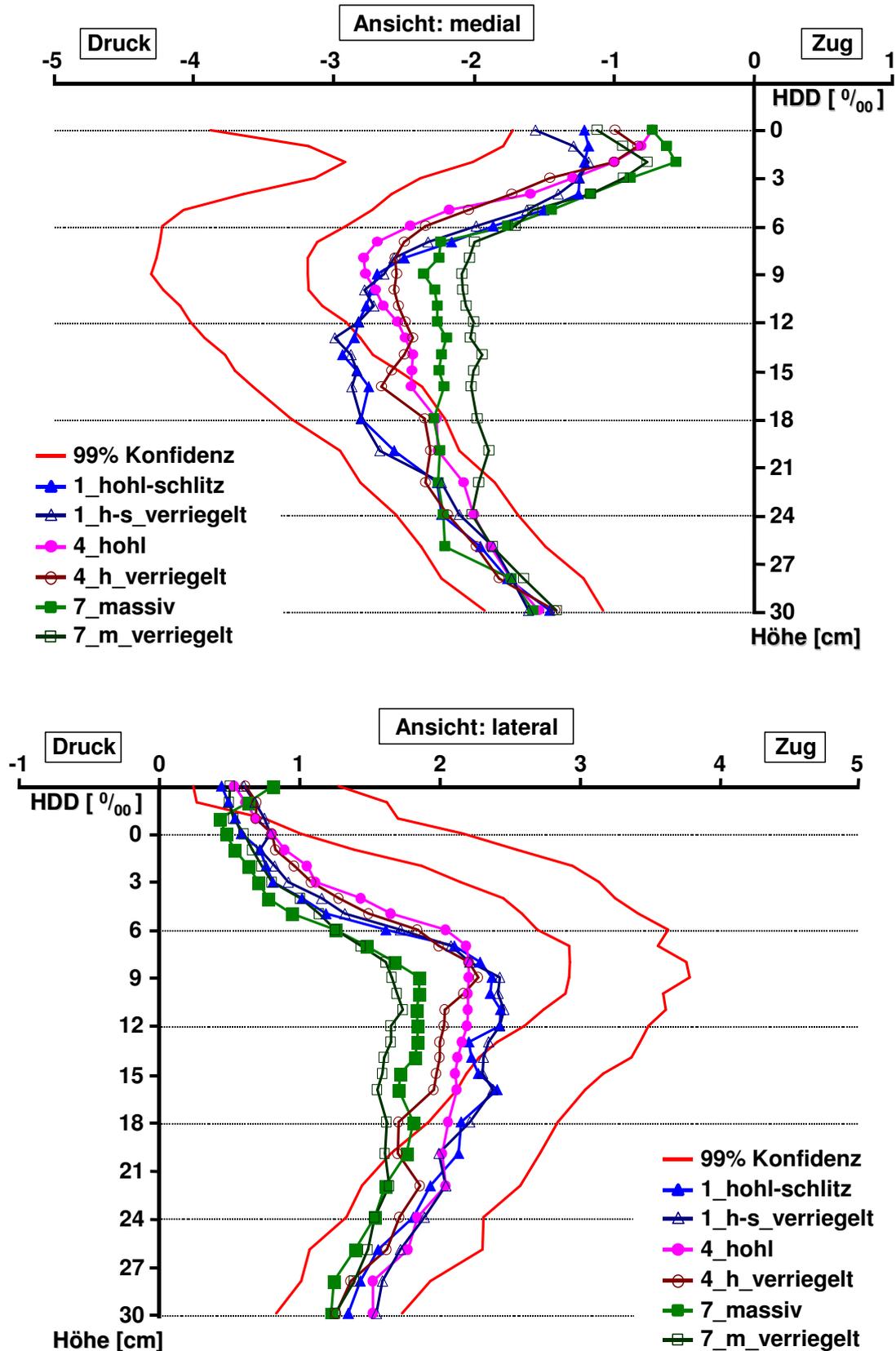


Abb. 20a: Dehnungsmuster nach Implantation der Revisionsnagelstiele (voll, hohl, hohlgeschlitzt) jeweils unverriegelt und einfach (a.-p.) verriegelt in drei Composite-Femora (Nr. 1, 4, 7). Darstellung des 99% Konfidenzintervalles für die unresezierten Composite-Femora (rot). Am proximalen Femur medial (oben) und lateral (unten) tendenziell verstärktes stress-shielding nach Verriegelung.

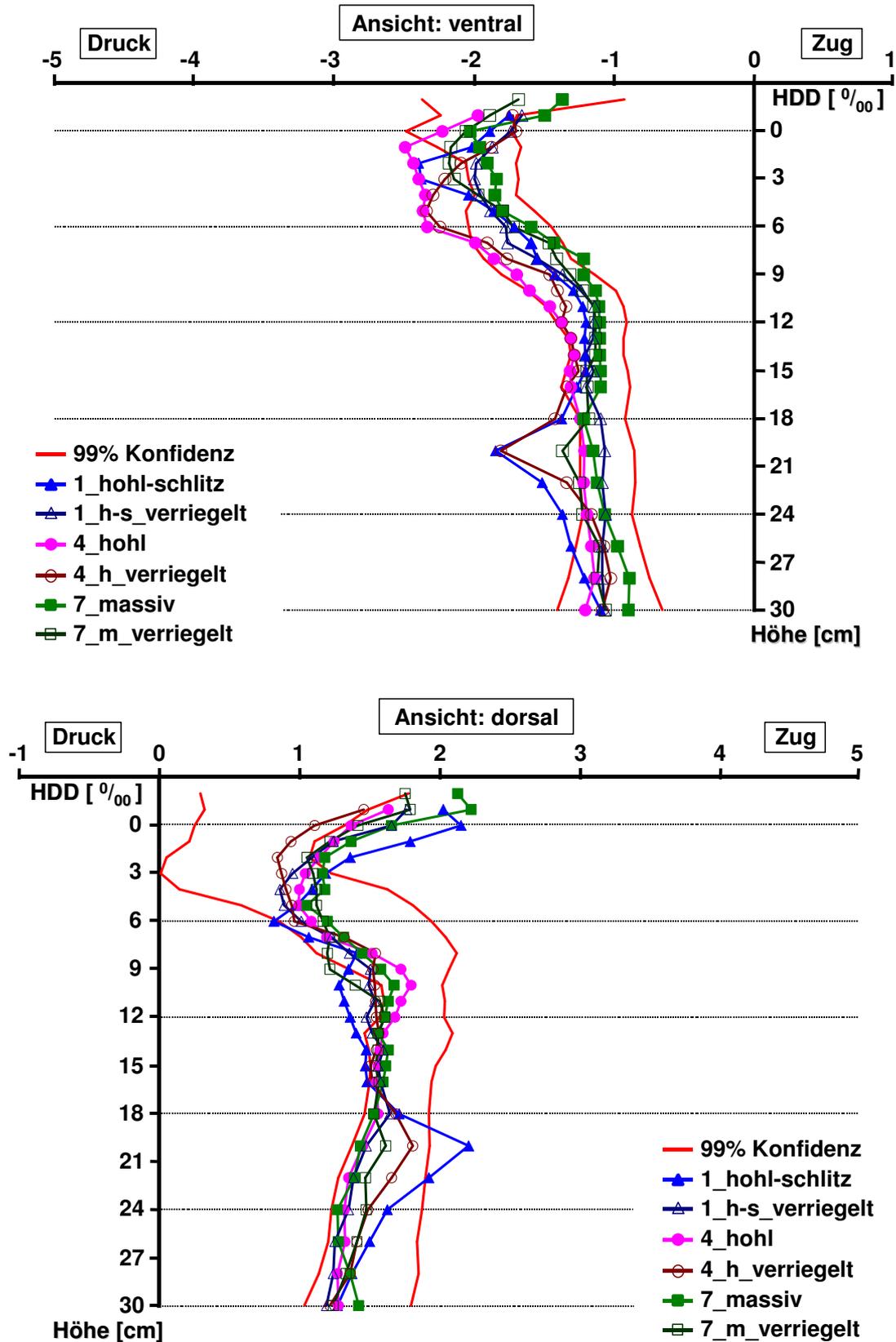


Abb. 20b: Dehnungsmuster nach Implantation der Revisionsnagelstiele (voll, hohl, hohlgeschlitzt) jeweils unverriegelt und einfach (a.-p.) verriegelt in drei Composite-Femora (Nr. 1, 4, 7). Darstellung des 99% Konfidenzintervalles für die unresezierten Composite-Femora (rot). Ventral (oben) und dorsal (unten) lokale Auswirkung der Schraubenverriegelung.

3.4.5 Mehrfache Verriegelung

Neben einer Bohrung in a.-p. Richtung verfügten alle untersuchten Verlängerungen auch über zwei Verriegelungsmöglichkeiten in medio-lateraler Richtung. Insgesamt konnte somit eine bis zu dreifache distale Schraubenverriegelung durchgeführt werden. Alle neun Femora wurden nach zweifacher (m.-l.) und dreifacher Verriegelung erneut vermessen. Die beiden zusätzlichen Löcher wurden bei liegender Einfachverriegelung unter Bildwandlerkontrolle gebohrt. Somit konnten ohne Dislokation des Stieles sukzessiv alle Verriegelungsmöglichkeiten besetzt werden.

Die Dehnungsvermessung mit zwei bzw. drei Schrauben erbrachte in allen vier Ansichten ein mit der einfach verriegelten Situation vergleichbares Bild. Es zeigte sich medial und lateral ein signifikantes stress-shielding, abhängig von der Steifigkeit der Stielverlängerung (Abb. 21). Nur tendenziell und unregelmäßig wurde in einzelnen Messreihen eine diskrete Zunahme des stress-shielding durch dreifache bzw. unterschiedliche Möglichkeiten der zweifachen Verriegelung (s.u.) gegenüber der einfachen Verriegelung beobachtet.

Distal waren an einigen Knochen und einzelnen Messpunkten geringe lokale Unterschiede zwischen einfacher und mehrfacher Verriegelung zu finden. Diese waren auf die unmittelbare Umgebung der Bohrungen beschränkt. Ein Teil der Messreihen zeigte mit Mehrfachverriegelung v.a. ventral und dorsal einen abgeflachten dafür etwas flächig verbreiterten Anstieg der Dehnungen im Bereich der Schrauben, verglichen mit der einfachen Verriegelung. Am Femur Nr. 4 waren die beschriebenen Veränderungen vergleichsweise deutlich erkennbar (Abb. 21a, Abb. 21b, Kap. 7).

Der Vergleich mit „drei versus zwei“ Schrauben wurde für die weiteren möglichen Schraubenpositionen durchgeführt. Sowohl mit drei Schrauben als auch mit den Varianten einer m.-l. Schraube (proximal oder distal) in Kombination mit der orthogonal stehenden a.-p. Schraube zeigten sich keine Unterschiede, insbesondere keine Zunahme des stress-shielding. Es wurden in allen vier Seitenansichten keine Änderungen der Dehnungsverläufe registriert. Die Abweichungen waren vergleichbar einer Wiederholungsmessung am gleichen Knochen mit gleichem Implantat nach Ent- und erneuter Belastung. Selbst im Verriegelungsbereich konnten keine Unterschiede zwischen diesen Schraubenkombination festgestellt werden.

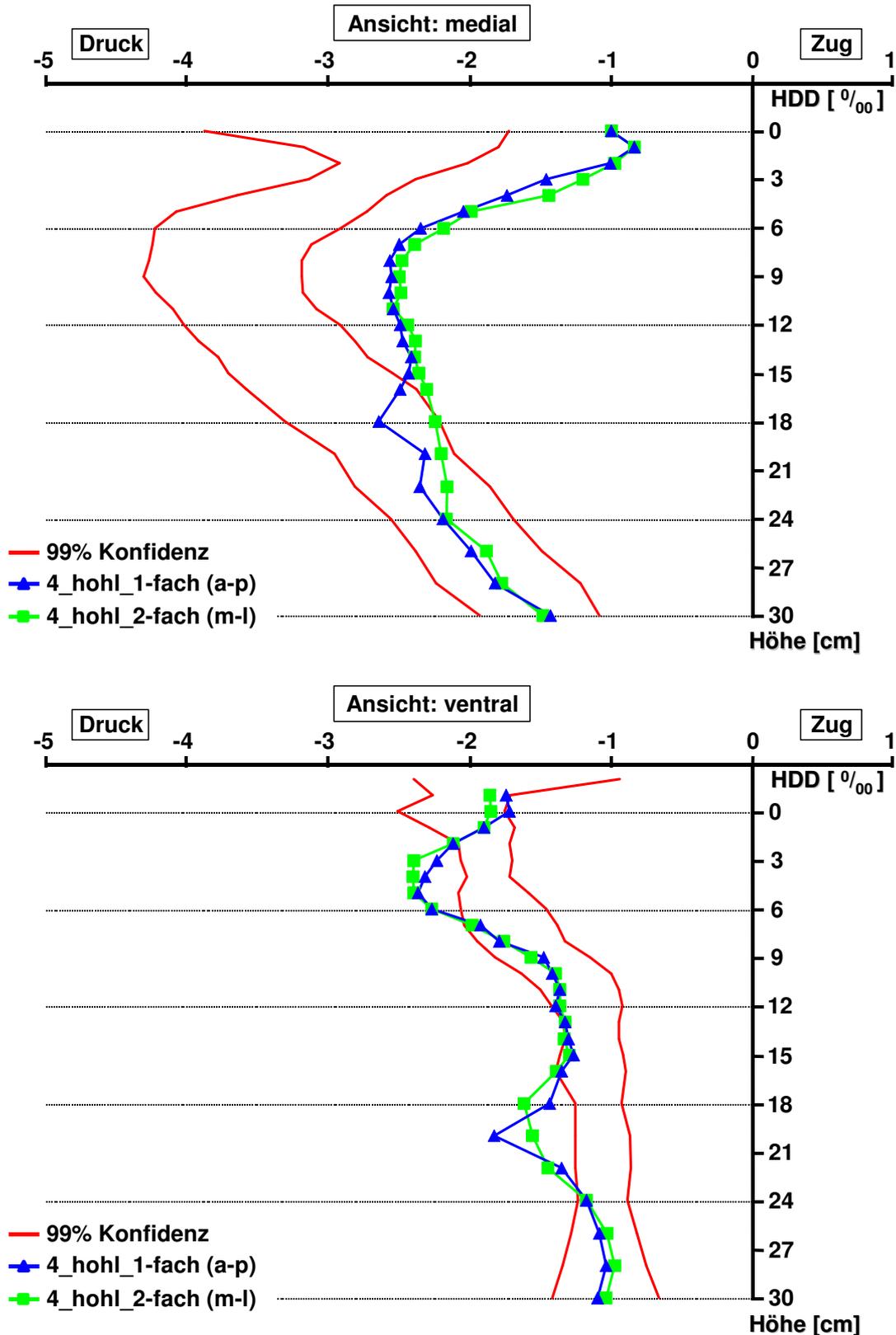


Abb. 21a: Dehnungsmuster nach Implantation eines Revisionsnagelstieles (Verlängerung hohl) jeweils einfach (a.-p.) bzw. zweifach (m.-l.) verriegelt in Composite-Femur Nr. 4. 99% Konfidenzintervall der unresezierten Femora (rot). Am proximalen Femur signifikantes stress-shielding in der Ansicht von medial (oben). Ventral (unten): proximal unveränderter Dehnungsanstieg. Diaphysär in allen Ansichten lokale Dehnungsspitzen um die Einzelschrauben (1-fach), flacherer Anstieg bei 2-fach-Verriegelung. (lateral, dorsal: Kap. 7)

3.4.6 Proximal geschädigtes Implantatlager

Der Verlust an Knochensubstanz stellt eines der Hauptprobleme bei Revisionseingriffen am Hüftgelenk dar. Prinzipiell besteht die Möglichkeit eines zementierten oder unzementierten Ersatzes mit oder ohne Spongiosaplastik [35, 94, 103]. Die vorgestellten zementlosen Revisionsimplantate zielen auf die Anwendung bei ausgedehnten proximalen Defekten, periprothetischen Frakturen oder intraoperativ aufgetretener Frakturen bei Wechseloperationen. Postoperativ sollen die Schrauben die axiale und Rotationsstabilität sicherstellen und nach proximaler Implantatintegration entfernt werden [35]. Die durchgeführten Versuchsreihen sollten die postoperative Situation vor Dynamisierung nachvollziehen. Dazu wurden die Femora proximal mit einer größeren Raspel (Größe 5 statt 4) manuell aufgefräst. Dies führte zum Verlust des direkten Implantat-Knochenlager-Kontaktes, v.a. im Tripoden-besetzten Implantatbereich. Insgesamt reichte die Raspel etwa bis auf Höhe des MP 12.

Es wurden drei Knochen mit dem hohlen Revisions-Hüftstiel versehen (mittlere Steifigkeit) und je drei Messreihen durchgeführt: mit einer Schraube (a.-p.), zwei Schrauben (m.-l.) und allen drei Schrauben. Die Auswertung sollte zunächst zeigen, welche Veränderungen gegenüber den unresezierten Femora auftreten. Medial und lateral kam es zu einem signifikanten stress-shielding, welches sich im Bereich der „Lockerung“ besonders ausgeprägt darstellte. So lagen z.B. die Messwerte im Mittel 57% (MP 6) bis 61% (MP 3) niedriger als im unresezierten Kollektiv. Auffallend war der sprunghafte Anstieg der Dehnungen unterhalb der „Lockerungszone“ im Bereich der Verriegelung (Abb. 22a). Bei insgesamt erheblichen Streuungen im Verriegelungsbereich war der lokale Dehnungsanstieg mit nur einer Schraube tendenziell am stärksten ausgeprägt (Kap. 4.5.4).

Ventral und dorsal ergaben sich proximal nur geringe Veränderungen. Distal zeigten sich lokale Dehnungszunahmen, am deutlichsten mit der a.-p. Einzelschraube (Abb. 22b). An MP 19 ventral lagen die Dehnungswerte 16-27% über denen der angrenzenden Messpunkte.

Distal des Implantates lagen die Messwerte in allen Ansichten im Bereich der unresezierten Knochen (Abb. 22). Abb. 22c-f (Kap. 7) zeigen die Dehnungsverläufe an zwei weiteren Femora mit Lagerschaden. Der Vergleich mit dem festen Implantatsitz wird im Rahmen der Diskussion dargestellt (Kap. 4.5.4).

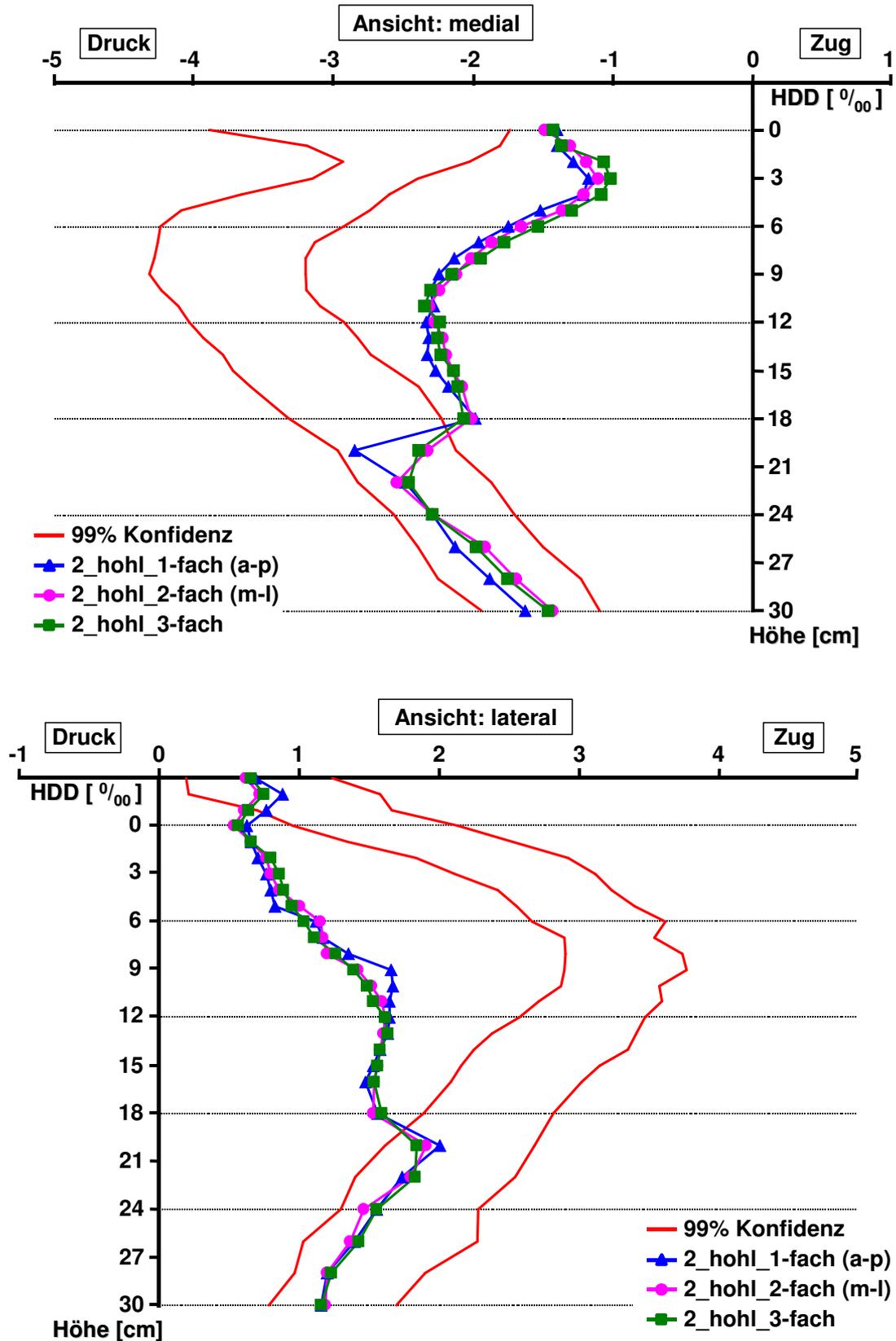


Abb. 22a: Dehnungsmuster mit Revisions-Hüftstiel (Verlängerung hohl) 1-fach, 2-fach und 3-fach verriegelt in Femur Nr. 2 mit **proximalem Lagerschaden**. 99% Konfidenzintervall aller unresezierten Femora. Medial (oben) und lateral (unten) proximal ausgeprägtes stress-shielding. Teils sprunghafte Dehnungsanstiege im Bereich der lasteinleitenden Verriegelungsbolzen, v.a. bei nur 1-facher Verriegelung. Femora Nr. 4, 6 s. Kap. 7.

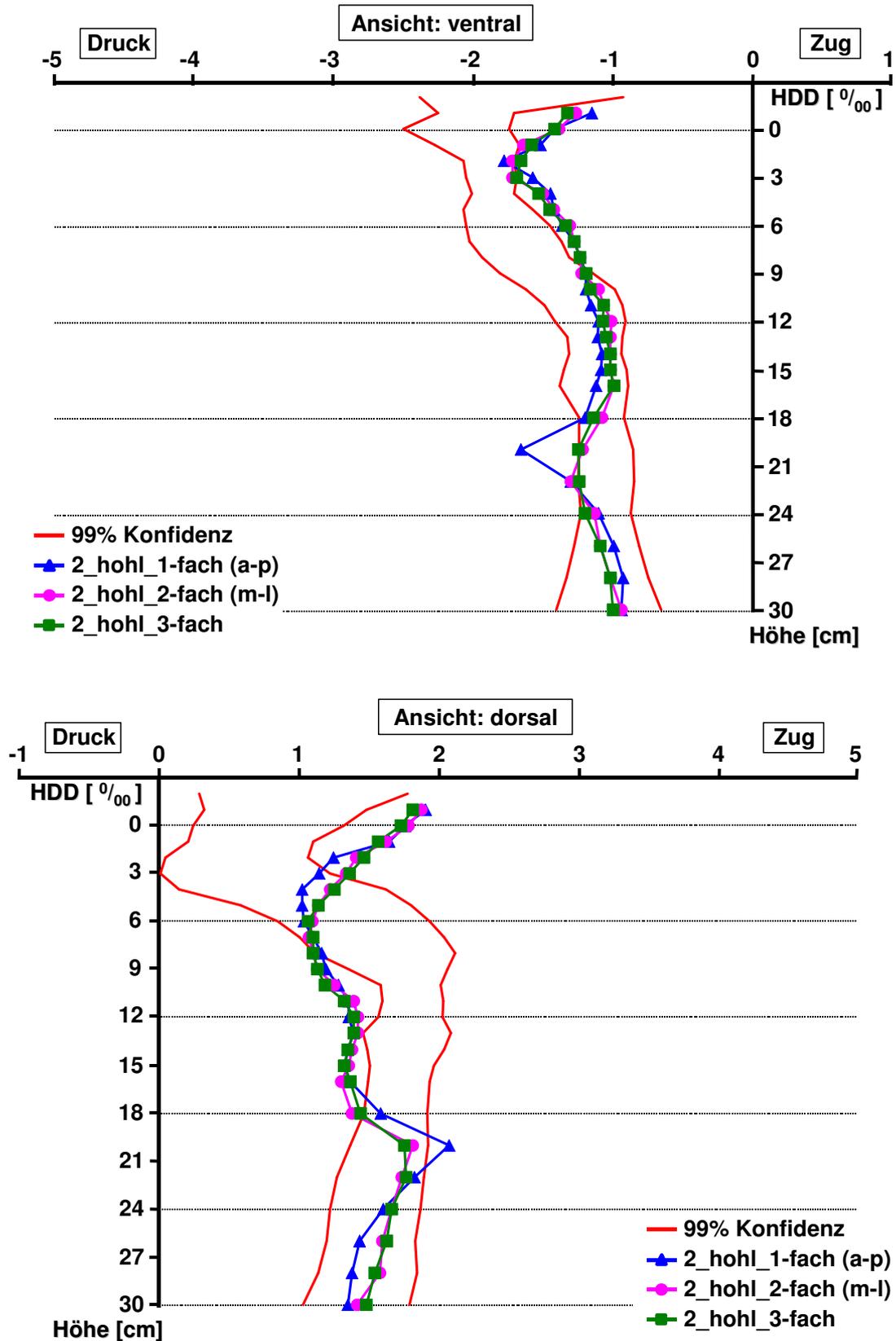


Abb. 22b: Dehnungsmuster mit Revisions-Hüftstiel (Verlängerung hohl) 1-fach, 2-fach und 3-fach verriegelt in Femur Nr. 2 mit **proximalem Lagerschaden**. Proximal ventral (oben) und dorsal (unten) tendenzielle Veränderungen. Distal teils sprunghafte Dehnungsanstiege im Bereich der lasteinleitenden Verriegelungsbolzen, v.a. bei 1-facher Verriegelung. Darstellung der Dehnungsverläufe mit den Femora Nr. 4 und 6 im Kap. 7.

3.5 Messungen am Humanfemur

Cristofolini et al. [11] fanden hinsichtlich der mechanischen Eigenschaften eine gute Vergleichbarkeit von humanen und Composite-Femora (Kap. 2.1.1). Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde dies exemplarisch an einem Humanfemur untersucht. Ohne statistische Auswertung sollte überprüft werden, ob der Verlauf und die Beträge der Dehnungen am Humanfemur mit dem verwendeten Prüfstand im Bereich der Kunstknochen liegen. Beschichtung und Einbettung wurden soweit wie möglich an das Vorgehen mit den Composite-Femora angepasst (Kap 2.1.3). Zunächst wurde die Vermessung im unresezierten Zustand durchgeführt und dann der teilstrukturierte Standard-Hüftstiel implantiert. Die Vermessung des unresezierten Femur erbrachte größtenteils Dehnungswerte im Bereich des 99% Konfidenzintervalles der Composite-Femora. Lediglich dorsal diaphysär waren die Messwerte am Humanfemur ca. 40% niedriger (Abb. 23b). Medial und lateral war der Kurvenverlauf etwas stärker gewölbt mit tendenziell niedrigeren Dehnungen an den distalen und proximalen Messpunkten (Abb. 23a). Die Implantation des Standard-Hüftstieles führte medial und lateral am proximalen Femur zum erwarteten stress-shielding. Unterteilt man den Hüftstiel in vier Abschnitte, so lagen die Dehnungen auf Höhe der Viertelgrenzen (MP 3, 6, 9) deutlich unter den präoperativen Werten des Humanfemur (Tab. 12). Ventral und dorsalseitig wurden nur tendenzielle Veränderungen registriert. Ventral trat um die Implantatmitte vermehrte Druckbeanspruchung auf (+26% an MP 6, +30% an MP 9). In der Diskussion (Kap. 4.4) werden die Ergebnisse denen der Composite-Femora gegenübergestellt.

Tab. 12: Implantatbedingte Dehnungsänderungen durch den teilstrukturierten Hüftstiel auf Höhe des Trochanter minor (MP 1), der Implantat-Viertelgrenzen (MP 3, 6, 9) und der Implantatspitze (MP 12) am Humanfemur. Angabe der Dehnungsänderung in Prozent, ausgehend vom Messwert des unresezierten Humanfemur.

Humanfemur, Standard-Hüftstiel, teilstrukturiert: Dehnungsänderungen		
Höhe	medial	lateral
MP 1	-40%	-41%
MP 3	-42%	-25%
MP 6	-13%	-22%
MP 9	-8%	-18%
MP 12	-2%	-9%

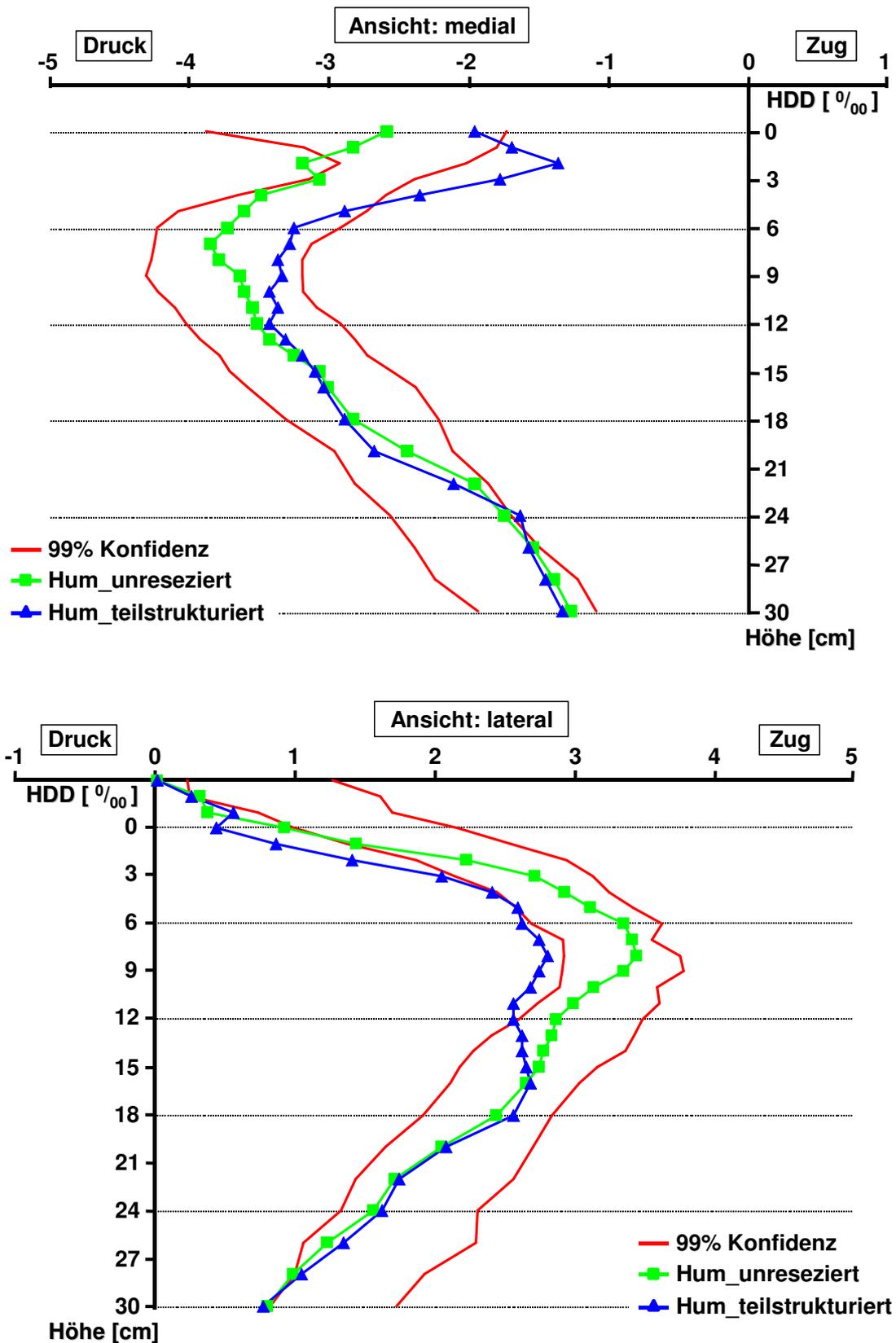


Abb. 23a: Dehnungsverläufe des Humanfemur im unresezierten Zustand und nach Implantation des teilstrukturierten Hüftstieles von medial (oben) und lateral (unten). Im Vergleich zu den Composite-Femora (99% Konfidenz, rot) stärker gekrümmte Kurvenform. Mit liegendem Hüftstiel markantes stress-shielding medial und lateral. Distal der Implantatspitze keine Veränderungen zum präoperativen Zustand.

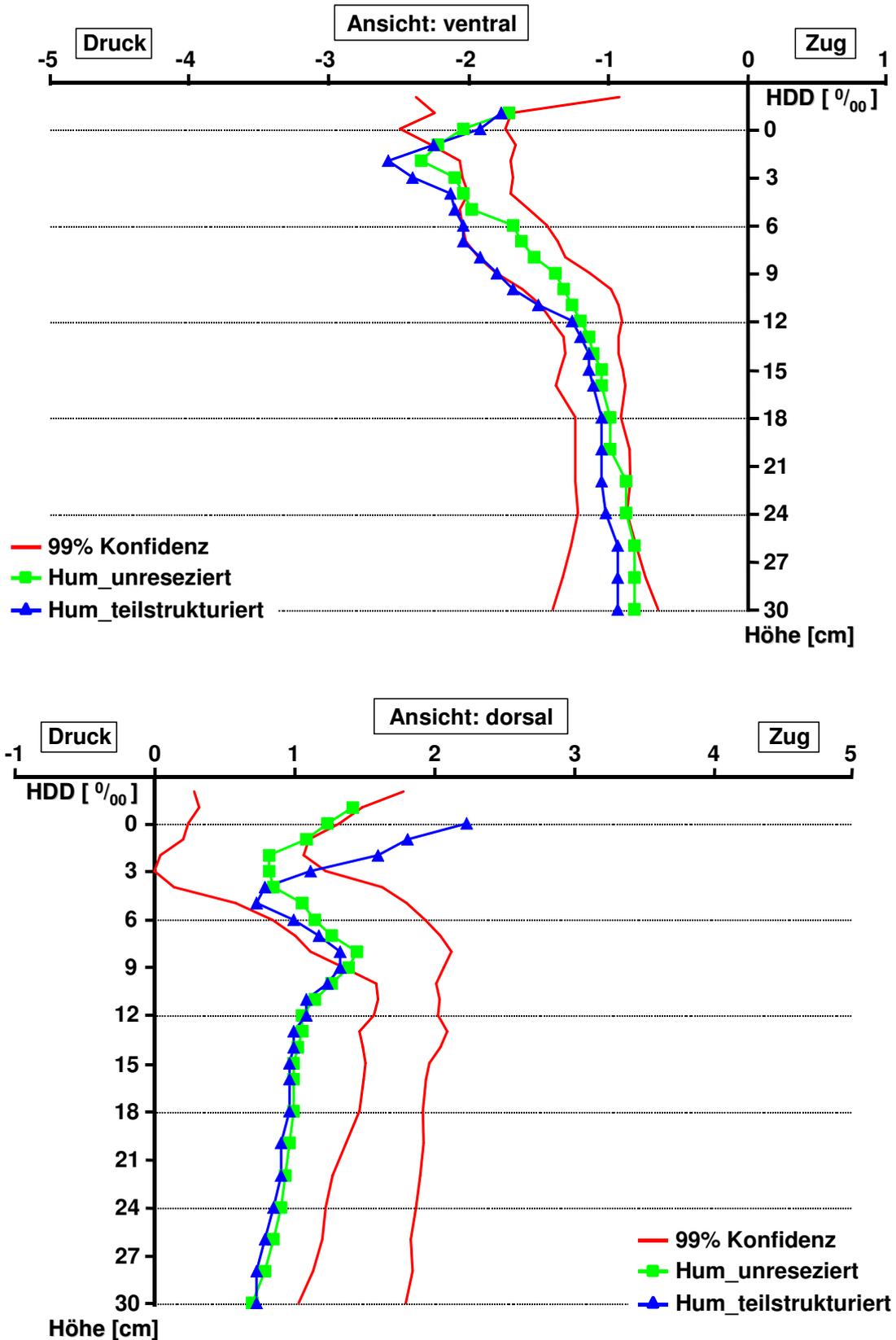


Abb. 23b: Dehnungsverläufe des Humanfemur im unresezierten Zustand und nach Implantation des teilstrukturierten Hüftstieles von ventral (oben) und dorsal (unten) im 99% Konfidenzintervall der unresezierten Composite-Femora (rot). Dorsal diaphysär geringere Dehnungswerte als am Composite-Femur. Ventral proximal implantatbedingt tendenzieller Anstieg der Dehnungswerte.

4 Diskussion

4.1 Einleitung

Die aseptische Lockerung ist der weitaus häufigste Grund für einen Wechsel von Hüftpfanne oder der femoralen Implantatkomponente. Nach 10 Jahren follow-up mussten bisher etwa 5-10 % der zementlosen Hüftendoprothesen revidiert werden [40, S. 116; 59, S. 2; 100, S. 150], davon etwa 70 % aufgrund aseptischer Lockerung. Infektionen, periprothetische Frakturen oder Materialversagen stellen deutlich seltenere Revisionsgründe dar. Im überwiegenden Teil der aseptischen Lockerungen ist ursächlich oder begleitend ein Knochenabbau zu finden. Für den corticalen und periprothetischen Mineralisierungsverlust werden u.a. stress-shielding und Abriebpartikel (z.B. Polyethylen, Metall) mit verantwortlich gemacht [20, S.260; 83, S.854; 89, S.60,66; 98, S.90]. Eine Vielzahl weiterer Faktoren nehmen Einfluss auf Knochenmasse und -qualität. Diese betreffen nicht nur die Rate der (Spät-) Lockerungen, sondern können bereits unmittelbar nach Implantation die Prothesenintegration im Knochenlager beeinflussen. Dazu zählen:

- *individuelle Faktoren*

(z.B. Knochendichte, Begleiterkrankungen)

- *implantatabhängige Faktoren*

(z.B. Oberflächenstruktur, Geometrie, Design, mech. Eigenschaften)

- *biomechanische Situation*

(z.B. Implantatpositionierung, Primärstabilität, Lasteinleitung, Anatomie)

Um möglichst günstige Voraussetzungen für eine knöcherne Integration zu schaffen, wurden in den letzten Jahrzehnten viele neue Implantate entwickelt und auf dem Markt befindliche verändert. Als Beispiele für Entwicklungen mit dem Ziel einer Verbesserung von Implantatintegration, Standzeit und klinischen Ergebnissen können genannt werden [20, S.262; 41, S.15; 45, S.132]:

- Modifikation der Oberflächenstruktur (Porosität, Strukturierung)
- Aufbringen von Beschichtungen (Hydroxylapatit, Wachstumsfaktoren)
- Verwendung unterschiedlicher Materialien (Titan, CoCr, Keramik, UHMWPE)

- Designänderung
- bedarfsgerechte Entwicklung neuer Implantate (Revisions- und Tumorimplantate)

Durch statische und dynamische Prüfverfahren können die mechanischen Eigenschaften vieler Implantate und deren Komponenten zeitsparend und kostengünstig ermittelt werden. Darüber hinaus wird durch die Vorgaben zur Standardisierung der mechanischen Prüfung (z.B. ISO 7206-4) die Vergleichbarkeit der Ergebnisse verbessert. In vivo kann es dennoch durch abweichende Lastverhältnisse, Anwendungsfehler oder Materialfehler zum mechanischen Versagen des Implantates kommen [40, S.115]. Auch neuartige Ansätze, z.B. CFK-Hüftprothesen, konnten im klinischen Einsatz die Erwartungen oft nicht erfüllen [1, S.37; 37, S.106]. Komplexe klinische Probleme, z.B. periprothetische (Mehrfragment-) Frakturen, entziehen sich der realitätsnahen in-vitro Darstellung. Im Hinblick auf die genannten Punkte beschäftigte sich die vorliegende Studie isoliert mit den Auswirkungen unterschiedlicher Oberflächenstrukturen, Implantatsteifigkeiten und Verriegelungsvarianten auf das corticale Dehnungsmuster am Femur. Nachfolgend sind die verwendeten Materialien und Methoden sowie die Ergebnisse nochmals zusammenfassend dargestellt und kritisch erläutert.

4.2 Diskussion von Material und Methoden

Die verwendeten Materialien und Methoden wurden bereits im einschlägigen Abschnitt (Kap. 2) unter Einbeziehung relevanter Literaturstellen erörtert. An dieser Stelle folgen noch weiterführende Anmerkungen, auch hinsichtlich möglicher Erweiterungen der Experimente.

4.2.1 Composite-Femora und Humanfemur

Composite-Femora

Die verwendeten Composite-Femora der II. Generation verfügen im Gegensatz zur III. Generation nicht über eine anatomiegerechte Corticalisdicke. Dennoch liegen die mechanischen Eigenschaften nahe am Humanfemur [11, Kap. 2.1.1]. Um mögliche Fehler zu reduzieren, wurden die Knochen vor und nach Implantation vermessen und verglichen [96, S.280]. Diskussionswürdig erscheint der PU-Schaum als Spongiosaersatz. Im Vergleich zur Spongiosa ist er relativ dicht, ohne makroskopisch sichtbare, luftgefüllte Hohlräume. Die Konsistenz ist an allen Lokalisationen im Knochen homogen, ohne die vom humanen Knochen bekannte Architektur der Trabekel. Bei der Implantation am Composite-Femur lässt sich daher kaum eine Verdichtung im „spongiösen“ Lager erzielen. Das Auffräsen muss ohne nennenswertes „underreaming“ durchgeführt werden. In ein kongruentes, zum Implantat passendes Lager, lässt sich eine Prothese auch durch kräftige Hammerschläge oder axiale Belastung kaum weiter eintreiben. Für die durchgeführten Experimente erwies sich dies als vorteilhaft, da auch durch mehrfache Verwendung der Femora keine makroskopisch sichtbaren Schäden am Lager auftraten. Allerdings wurde auf Messungen von Mikrobewegungen und etwaige Rückschlüsse zur primären Verankerungsstabilität verzichtet. In der Literatur sind hierzu einige Untersuchungen zu finden [62, S.297ff, 70, S.68]. Aus den praktischen Erfahrungen dieser Studie, insbesondere im Hinblick auf die PU-Schaum-„Spongiosa“, empfiehlt sich für micromotion-Messungen eine Validierung oder Durchführung am Humanpräparat, wie in zahlreichen Studien beschrieben [8, S.291; 15, S.232; 32, S.268]. Die verwendeten Composite-Femora verfügen, im Gegensatz zur III. Generation (Abb. 1b), über keinen Markraum, daraus ergab sich für die durchgeführten Versuche keine Konsequenz. Für die Prüfung zementierter

Implantate bzw. unterschiedlicher Zementierverfahren wäre dies gegebenenfalls zu berücksichtigen.

In der vorliegenden Arbeit wurde bei der Beschichtung der Femora und Messpunkt-positionierung auf bestmögliche Reproduzierbarkeit geachtet (Kap. 2.1.2). Die angefertigten photoelastischen Schichtteile wurden vor dem Aufkleben sorgfältig auf Fehler geprüft und bei Schäden oder zu großen Dickenunterschieden erneut angefertigt. Bei den durchgeführten Versuchen zeigte sich ein fester Verbund der aufgetragenen Segmente zum Femur (Kap. 2.1.2). Selbst durch Implantatwechsel und vielfache Messungen kam es zu keiner Ablösung der photoelastischen Beschichtung von der Knochenoberfläche. Lediglich bei Vorversuchen mit Schenkelhalsprothesen zeigte sich ausgehend von der Resektionsebene an einem Femur ein Riss durch die zu hohen Ringspannungen bei der Implantation. Wie beim klinischen Einsatz empfiehlt sich das schrittweise Einschlagen des Implantates, um Fissurbildungen an Knochen und Schicht zu vermeiden.

Humanfemur

Die Vorbereitung des Präparates für eine derartige Untersuchung sollte einen Abschluss der Messungen und Fotodokumentation innerhalb von 48 Stunden ermöglichen ohne zwischenzeitliches Einfrieren (Kap. 2.1.3). In der Literatur sind unterschiedliche Präparationsverfahren für Leichenfemora beschrieben. Vergleichbare Prüfungen wurden meist an frischen bzw. frisch-gefrorenen, seltener an getrocknet-rehydrierten oder formalinfixierten Knochen durchgeführt [11, S.526; 30, S.423; 51, S.295; 69, S.76; 96, S.277; 97, S.183; 105, S.620; 106, S.71]. Sedlin et al. führten an insgesamt 500 Corticalisproben aus der mittleren Femurdiaphyse Biegeversuche durch [88, S.29ff.]. Einwöchiges Trocknen der Proben führte zu einem signifikanten E-Modul Anstieg, der innerhalb der ersten Stunde noch nicht nachweisbar war [88, S.33]. Mehrwöchiges Einfrieren und anschließendes Auftauen mit Rehydrierung veränderte das E-Modul und die Biegebruchlasten dagegen nicht signifikant zum frischen Präparat [88, S.33]. Vergleichende Tests bei 21 °C Raumtemperatur und 37 °C Körpertemperatur sowie nach mehrfacher Be- und Entlastung erbrachten ebenfalls keine signifikanten Auswirkungen dieser Faktoren auf das kalkulierte E-Modul [88, S.32,35]. Zur Darstellung des corticalen Spannungsmusters an Leichenfemora verwendeten einige Autoren eine photoelastische Beschichtung [105, 106]. Austretende Flüssigkeit und Fett führen

nach dem Auftauen zu Schwierigkeiten bei der Schichtapplikation (Kap. 2.1.3). Zhou et al. [106, S.72] reinigten die formalinfixierten Knochen mit Alkohol und erwärmten anschließend das Femur zur Fettexsudation. Diese Prozedur wurde über mehrere Tage wiederholt. Bei den Versuchen kam es bei drei von elf Knochen zu Frakturen, die auf die geschwächte Architektur zurückgeführt wurden [106, S.74].

Mögliche Einflüsse durch Biodegradation und zeitaufwendige Fixierungen sollten für die vorliegende Studie vermieden werden. Die Knochenoberfläche wurde nach dem Tauen im Wasserbad freipräpariert, mit Alkohol und Aceton gereinigt und mit einer dünnen Versiegelungsschicht des Adhäsivs (PC-10) überzogen. Somit wurde das weitere Austreten von Fett und Flüssigkeit verhindert. Beim Anpassen der photoelastischen Schicht nach etwa 6 Stunden war das Femur vollständig aufgetaut. Ebenso wie bei den Composite-Femora haftete die Beschichtung nach Aufkleben mit dem Adhäsiv (PC-10) fest am Femur, auch nach Implantation der Endoprothese. Ein vergleichbares Procedere wurde auch von Vail et al. [105, S.620] als praktikabel beschrieben. Zusammenfassend erwies sich auch anhand der Literatur das gewählte Vorgehen zur Vermessung des Spannungsmusters am Humanfemur als bestmöglich geeignet.

4.2.2 Spannungsoptik

Die verwendete spannungsoptische Messmethode wurde bereits erläutert (Kap. 2). Erste Beschreibungen photoelastischer Eigenschaften von Plastikmaterialien und deren Anwendung gehen auf Jessop und Harris (1949) sowie Spooner und McConnell (1953) zurück [24, S.145,146]. Als technische Prüfmethode findet sie seit vielen Jahren Anwendung in unterschiedlichen Bereichen. Auch spannungsoptische Messungen am Femur oder entsprechenden Modellen wurden mehrfach beschrieben, u.a. bereits durch Fessler (1953) [24, S.145; 95, S.31; 106, S.72]. Voraussetzung ist das Aufbringen einer das Testobjekt versteifenden Beschichtung [Kap.2; 10, S.100; 30, S.428; 95, S.32].

Untersuchungen von Steinhauser ergaben für Biege- und Torsionsprüfungen einen Steifigkeitsanstieg um 30%, allerdings am kleineren der beiden Erwachsenen-Femurmodelle [95, S.32]. Glisson et al. ermittelten bei parallel durchgeführten DMS- und photoelastischen Scherkraftmessungen einen Versteifungseffekt von 7,6-33,9%,

abhängig vom betrachteten Messpunkt [30, S.428]. Cristofolini et al. errechneten abhängig vom angenommenen E-Modul, der Corticalis- und Schichtdicke eine schichtbedingte Scherkkraftreduktion von 1-20% [10, S.100]. Hua und Walker fanden mit DMS-Messungen vor und nach Beschichtung medial bzw. lateral eine Dehnungsreduktion von 12-14% (proximal) und 4,6-5,4% (distal) [43, S.340]. In einer weiteren Studie errechneten die Autoren abhängig von der Knochendimension und Versteifung durch die eingebrachten Tumorimplantate eine beschichtungsbedingte Abnahme der Dehnungen von 2-26% [42, S.743]. Der Versteifungseffekt variiert mit der lokalen Geometrie sowie den heterogenen und anisotropen Verhältnissen am Femur. Humanpräparate weisen zudem interindividuelle Unterschiede ihrer physikalischen Eigenschaften auf [88, S.43]. Dies ist von Bedeutung für den Vergleich mit unbeschichteten Knochen oder für die Berechnung von absoluten Dehnungswerten, z.B. in den einzelnen Hauptdehnungsrichtungen [30, S.427]. Für vergleichende Messungen und die Angabe prozentualer Änderungen, wie im Rahmen der Arbeit durchgeführt, kann dies vernachlässigt werden [30, S.428].

Glisson et al. fanden für photoelastische Messungen eine gute Übereinstimmung zu den DMS-Ergebnissen in den Ansichten von medial und lateral, besonders im Calcarebereich. Aufgrund überwiegend reiner Druck- bzw. Zugbelastung deckten sich die photoelastisch ermittelten Scherspannungen praktisch mit den DMS-Werten für die jeweils dominanten Hauptdehnungen [30, S.425, 426]. Für die Fragestellung der vorliegenden Studie sind die Ansichten von medial und lateral entscheidend im Hinblick auf das stress-shielding. Glisson et al. fanden in diesen Ansichten unter Last für die Dehnungsänderungen ein nahezu lineares Verhalten der spannungsoptisch ermittelten Werte [30, S.427].

Ventral und dorsalseitig ist das proximale Femur komplex geformt. Bereits an den unresezierten Femora zeigten sich größere Streuungen, sichtbar am breiten Konfidenzintervall (Kap. 3.2). Im Schaftbereich liegen die Dehnungsdifferenzen nahe um die Nulllinie, dem Übergangsbereich zwischen Druck und Zug. Dies ließ sich besonders deutlich an den Messungen ohne Torsion nachvollziehen (Kap. 4.3). Hohe prozentuale Abweichungen wurden schnell erreicht, ohne substantielle Veränderung der corticalen Beanspruchung. Die Ergebnisse an der ventralen und dorsalen Oberfläche sind unter diesen Aspekten zu diskutieren [30, S.428]. In diesen Ansichten wächst jedoch auch der Fehler bei DMS-Messungen, wenn es zu Abweichungen bei der Positionierung kommt [9, S.460].

Insgesamt ermöglicht die Photoelastik eine globale Darstellung des Oberflächendehnungszustandes, damit können interessante Regionen auch außerhalb der Messpunkte identifiziert und evtl. mitvermessen werden.

Mit DMS können punktuell absolute Dehnungen richtungsabhängig quantifiziert werden. Letzteres erfordert beim spannungsoptischen Messen das zusätzliche Aufbringen spezieller Messstreifen auf die Beschichtung. Alleinige DMS-Messungen haben in der praktischen Anwendung mit Nachteilen zu kämpfen: Positionierungsfehler von DMS führten bei Überprüfungen zur Reproduzierbarkeit zu Messfehlern von bis zu 200% [9, S.461]. Sollen viele Messpunkte beobachtet werden, besteht auch für DMS ein erheblicher Zeitbedarf für deren Applikation.

Neben DMS stehen eine Vielzahl weiterer Methoden für die Spannungsmessung zur Wahl. Über videooptische Erfassung kann mittels Referenzkoordinaten eine dreidimensionale Vermessung von Bewegungen bzw. Verformungen stattfinden, wie sie auch am belasteten Composite-Femur zu finden sind. Dies lässt für die Fragestellungen der vorliegenden Untersuchungen jedoch nur sehr indirekte Rückschlüsse zu.

Ein weiteres, seit vielen Jahren angewendetes Verfahren ist die Finite Elemente Methode FEM (Kap. 2.4). Bereits Röhrle et al. (1977), Tarr et al. (1980), Huiskes (1980) und Crowninshield et al. (1980) entwarfen dreidimensionale FE-Modelle für das endoprothetisch versorgte Femur [81, S.727]. Dabei wurden häufig Daten aus experimentellen Spannungsanalysen zum Vergleich herangezogen.

So entwickelten z.B. Rohlmann et al. anhand der Schichtsnitte eines Leichenfemur ein FE-Modell und führten am Femur der Gegenseite DMS-Messungen durch [81, S.728,729]. Mit zunehmenden Rechnerkapazitäten wurden immer komplexere Modelle geschaffen, die zum Teil gute Näherungen an experimentelle Ergebnisse oder radiologische Nachuntersuchungen liefern [45, S.125,130; 63, S.628].

Obwohl die FE-Methode mittlerweile auf vielen Ebenen von Entwicklungsprozessen einen hohen Reifegrad erreicht hat, sind experimentelle Daten als Grundlage oder zur Validierung dennoch von großer Bedeutung. Beide Ansätze können sich bei komplexen Belastungssituationen ergänzen, da sie stets auch Annahmen und Vereinfachungen beinhalten [9, 451ff; 45, S.132].

4.2.3 Versuchsaufbau und Muskelsimulation

Der Versuchsaufbau einschließlich der Lasteinleitung wurde bereits in Kap. 2 angesprochen und hinsichtlich der Grundlagen diskutiert. Weiterführend sind an dieser Stelle einige Bemerkungen anzufügen.

Hinsichtlich der Lasteinleitung und Muskelsimulation sind in der ausgewählten Literatur eine Vielzahl unterschiedlicher Modelle für experimentelle oder FE-Studien beschrieben. Eine ausführliche Auflistung findet sich bei Cristofolini 1994, wobei in den meisten experimentellen Studien nur die Hüftkraft oder Hüftkraft mit Abduktoren berücksichtigt werden [9, S.422-425]. In der Literatur wird die Bedeutung einzelner Muskelgruppen abhängig von Art (FEM, EMG, u.a.) und Fragestellung der Untersuchung unterschiedlich eingeschätzt (Kap. 2.4).

Diskutiert werden soll an dieser Stelle nochmals eine Adduktorensimulation, die sich in FE-Berechnungen von Duda als bedeutend für die Lastverteilung erwies [18, S.841ff.]. Im distalen Drittel der Diaphyse kam es nur mit Hüftkraft, Abduktoren und Iliotibialtrakt, aber ohne Adduktoren zu einer Spitze der Dehnungsbelastung an der medialen und lateralen Corticalis [18, S.845]. Diese Spannungsspitzen wurden bei der vorliegenden Studie in keiner der Messreihen beobachtet. Der Dehnungsverlauf entsprach qualitativ durchgehend Lastfall 4 von Duda (Simulation von Hüftkraft, Abduktoren, Iliotibialtrakt und Adduktoren). Ursächlich hierfür erscheint u.a. die Einbetthöhe von 10 cm über den Kniegelenkspalt (Kap. 2.4) zur Fixation des distalen Femur.

Dennoch soll an dieser Stelle die Möglichkeit einer Adduktorensimulation mit dem beschriebenen Setup vorgestellt werden. Am unresezierten Femur wäre eine Befestigung der Adduktoren mit einer lokalen Zerstörung der photoelastischen Schicht verbunden. Im Rahmen der Messungen mit den verriegelten Revisionsstielen wurde mediallyseitig an den Bolzen ein Adduktorenzügel befestigt. Entsprechend der Literaturübersicht von Cristofolini et al. [12, S.619] und den Daten von Röhrle et al. [80, S.423] wurde ein Stahlseilzügel an den beiden medial-lateral verlaufenden Verriegelungsschrauben befestigt und über Umlenkrollen eine Zugbeanspruchung (160 N entsprechend 0,2 BW) realisiert in einem Winkel von 20° zur Schaftachse (Abb. 24a). Eine zusätzliche Zerstörung der Schicht wurde so vermieden. Vor und nach Anbringen des Zügels erfolgte die komplette Vermessung der Oberflächendehnungen an insgesamt vier Femora, zweimal mit der hohlen, dreimal

mit der massiven Verlängerung (Kap. 2.6). Die Ergebnisse sind in Abb. 24 exemplarisch für zwei massive Stielverlängerungen dargestellt.

In allen vier Seitansichten zeigten sich nur geringe Abweichungen zwischen dem Standardaufbau und zusätzlicher Adduktorensimulation. Medial und lateral kam es mit Adduktoren proximal diaphysär zu einer tendenziellen Zunahme der Biegebelastung, während auf Höhe des Zügelansatzes vergleichsweise geringere Dehnungsbeträge gemessen wurden (Abb. 24a). Damit führte die Berücksichtigung der Adduktoren erwartungsgemäß zu einer Minderung der Biegebeanspruchung. Dies war jedoch nur lokal im Ansatzbereich (um MP 20) messbar, während proximal kompensatorisch die Biegebelastung eher erhöht war („S-förmig“). Der Unterschied der Dehnungen (ohne vs. mit Adduktoren) an den einzelnen MP betrug höchstens 10% und lag damit innerhalb der interindividuellen Differenzen der Composite-Femora. Ventral und dorsalseitig führten die Adduktoren zu keiner Änderung im Dehnungsverlauf wie im Anhang gezeigt (Abb. 24b, Kap. 7).

Zusammenfassend erscheint für den gewählten Prüfstand ein Adduktorenzügel nicht sinnvoll, da kein entscheidender quantitativer oder qualitativer Einfluss beobachtet wurde. Ein anatomisch korrekter, langstreckig-flächiger Ansatz ist aufgrund der Schichtzerstörung nicht realisierbar. Für andere experimentelle oder rechnergestützte Verfahren sollte für den Fall einer Adduktorensimulation jedoch der gefächerte Muskelansatz berücksichtigt werden, um eine „S-förmige“ Verzerrung der Spannungskurve zu vermeiden.

Hinsichtlich der Muskelsimulation ist nochmals die postoperative biomechanische Situation zu diskutieren. Abhängig von der Wahl des Zugangsweges werden hüftnahe Muskeln durchtrennt, bzw. abgelöst wodurch u.a. die Abduktionsfunktion (lateralen Zugang) geschwächt wird [60, S.46-49]. Im Revisionsfall können zusätzlich Osteotomien notwendig werden [29, S.41-44]. Dies kann vor allem nach mehrfachen Revisionen zu erheblichen Änderungen der biomechanischen Verhältnisse führen. Derart komplexe Bedingungen wurden im Rahmen der vorgestellten experimentellen Untersuchungen nicht nachvollzogen, um die Zahl der Einflussvariablen zu begrenzen. Klinisch sind diese Aspekte jedoch von Bedeutung, auch für die Nachbehandlung und Patientenzufriedenheit.

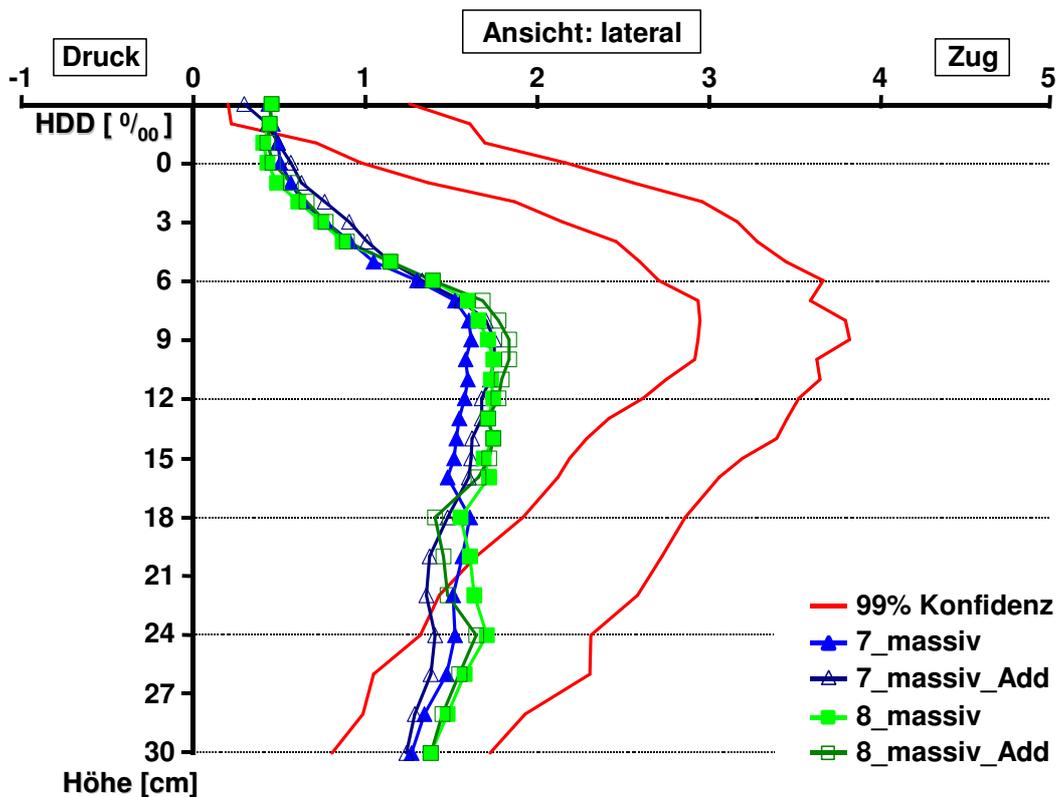
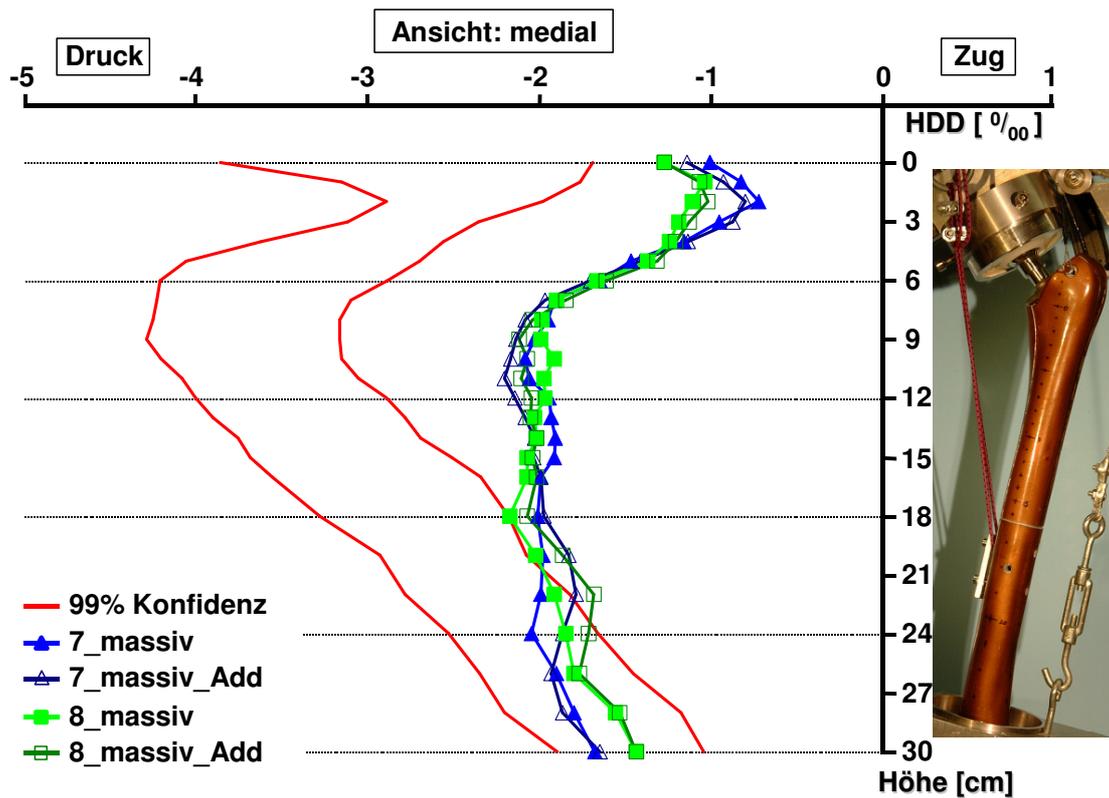


Abb. 24a: Dehnungsmuster nach Implantation eines Revisions-Hüftstieles (Verlängerung massiv, jeweils zweifach m.-l. verriegelt) in Femora Nr. 7 und 8. Jeweils ein Dehnungsverlauf mit (massiv_Add) und ohne Adduktorensimulation (massiv) von medial (oben) und lateral (unten). Keine signifikanten Veränderungen durch den zusätzlichen Muskelzügel, diaphysär „S-förmiger“ Kurvenverlauf. Ansichten von dorsal und ventral s. Kap. 7.

4.2.4 Standard-Hüftstiele

Die vorgestellten Standard-Hüftstiele sind anatomisch geformt, kragenlos, zirkulär oberflächenstrukturiert und für den zementlosen Hüftgelenkersatz konzipiert (Kap. 2.3.1). Typisch für anatomische Prothesen ist der ovaläre Querschnitt des Implantatkörpers. Mit dem Ziel einer Annäherung an die Femurform zur Verbesserung des Einwachsverhaltens besitzen die verwendeten Implantate eine antero-posteriore Krümmung und sind daher in je einer Ausführung für rechts und links erhältlich. [68, S.190]. Die zirkuläre Ausführung der Strukturierung soll die ossäre Fixation verbessern und durch eine Verkleinerung des effektiven Gelenkspaltes die abriebbedingten Osteolysen und Lockerungen reduzieren [17, S.165; 41, S.14; 83, S.859-860].

Nach Versagensfällen zementierter Hüftstiele bei jüngeren Patienten kam seit Beginn der 80er Jahre zunehmend Interesse an zementlosen Implantaten auf [68, S.189; 91, S.553;]. Anfangs waren diese mit einer weitgehend vollstrukturierten Oberfläche versehen (1. Generation, z.B. AML, Prodigy, DePuy, Warschau), wobei der Anteil proximal teilstrukturierter Prothesen (PCA, Howmedica, Rutherford; Omnifit, Stryker, Kalamazoo) mit oder ohne integrationsfördernder Beschichtung (2., 3. Generation), beim primären Gelenkersatz stetig wuchs. Durch den proximalen Lasttransfer sollten stress-shielding, Knochenresorption und Schmerzprävalenz reduziert werden, bei gleichzeitig ausreichender Rotationsstabilität und leichter Revidierbarkeit nach Integration. Ob es bezüglich der Oberschenkelschmerzen mit den zementlosen Implantaten der zweiten Generation zu einer nachweisbaren Verbesserung gekommen ist, wird in der Literatur kontrovers diskutiert [48, S.34]. Für den proximal strukturierten PCA-Stiel beispielweise finden sich Angaben von 5-13% für schweren bzw. erheblichen Oberschenkelschmerz bei einer Gesamtprävalenz bis zu 39% [6, S.1082; 68, S.193]. Für Hüftstiele mit ausgedehnter Strukturierung sind in 4-26% der Fälle Oberschenkelschmerzen beschrieben [14 S.102,105]. Beim proximal strukturierten Implantat wird oft die größere distale Prothesenbeweglichkeit als Schmerzursache verdächtigt [48, S.34].

In der vorliegenden Studie wurden Hüftstiele gleicher Form aber unterschiedlich weit ausgedehnter Oberflächenstruktur implantiert, um mögliche Auswirkungen auf die Lastübertragung vor knöcherner Integration darzustellen. Die Ergebnisse werden im folgenden Kap. 4.4 diskutiert.

Zur Verwendung anatomischer bzw. Geradschaft-Endoprothesen finden sich in der Literatur eine Vielzahl von Studien mit klinischen und radiologischen Nachuntersuchungen. Keines der Konzepte scheint bezüglich der Standzeit und klinischer Ergebnisse eindeutig überlegen.

Ziel der anatomischen Form ist ein besserer metaphysärer Formschluss mit proximaler Lasteinleitung, um stress-shielding sowie vor allem torsionsbedingte Mikrobewegungen zu reduzieren und somit die knöchernen Integration zu fördern [55, S.184]. Geradschäfte sollen primär besseren Kontakt im diaphysären Bereich bieten und einer Implantatsinterung entgegenwirken. Letzteres wurde insbesondere im Vergleich zu anatomischen Schäften beschrieben, die nach distalem overreaming eingebracht wurden [55, S.184]. Diesbezüglich wurden eine Vielzahl radiologischer Studien und Ergebnisse von Knochendichtemessungen publiziert, die allein aufgrund der unterschiedlichen Methoden und untersuchten Implantate nur schwer vergleichbar sind. Grundsätzlich scheinen anatomische Implantate einen eher proximalen Substanzerhalt und ein entsprechendes Einwachsverhalten, teilweise auch lokal am distalen Ende der Strukturierung („spot-welds“), zu begünstigen. Für die Geradschäfte wurde ein diaphysär tendenziell besserer Knochendichteerhalt und distal betonte ossäre Integration beschrieben [22, S.907-909; 55, S.187; 84, S.206; 85, S.75-76].

Im Hinblick auf die Formvarianten des Femur und unterschiedlicher Prothesendesigns bzw. Implantationstechniken sind diese Ergebnisse sicher nur eingeschränkt generalisierbar.

In Hüftregistrauswertungen und follow-up-Studien erreichten aktuell Vertreter beider Typen mit über 90% Wahrscheinlichkeit eine zehnjährige Standzeit [6, S.1081; 59, S.9]. Unabhängig von der Konzeption oder Ausdehnung der Strukturierung haben sich die Standzeiten zementloser Prothesen in den 90er Jahren im Vergleich zur vorangegangenen Dekade verbessert [59, S.5]. Dies ist nicht nur auf die Weiterentwicklung der Implantate, sondern auch auf die Verbesserung der Operationstechnik und adäquate Implantatwahl zurückzuführen [40, S.116].

4.2.5 Verriegelbare Revisions-Hüftstiele

Indikationen und Einsatzgebiete

Die anfängliche Verwendung zementierter Revisionsschäfte wurde aufgrund der hohen Lockerungsraten eingestellt [50, S.596]. Bei den zementfreien Implantaten lassen sich im wesentlichen zwei Philosophien im Hinblick auf die Oberflächengestaltung unterscheiden. Stiele mit durchgehend oder überwiegend poröser Oberfläche sollen eine zuverlässige Verankerung auch im diaphysären Bereich sichern [103, S.190], werden jedoch mit erhöhtem stress-shielding in Verbindung gebracht [50, S.596]. Proximal beschichtete Implantate wurden mit dem Ziel einer möglichst physiologischen, metaphysären Lasteinleitung entwickelt, vor allem nach knöcherner Integration in situ. Bei ausgedehnten proximalen Knochendefekten wird deren Einsatz problematisch. Ein distal verriegelbares Revisionsimplantat soll eine primär belastungsstabile Nagelosteosynthese mit einem Hüftgelenkersatz zur Lösung derart komplexer klinischer Probleme verbinden.

Neben ausgedehnten Schädigungen des Knochenlagers zählen hierzu insbesondere periprothetische Frakturen als dritthäufigster Revisionsgrund mit 0,7-5% Gesamtanteil [35, S.155; 40, S.115; 59, S.5; 78, S.722]. Anwender und viele Autoren sehen in der Lockerung der einliegenden Prothese die Indikation zum Implantatwechsel [78, S.726; 103, S.191]. Dies betrifft vor allem Frakturtypen 1, 2 und 5 nach Mont und Maar, also Frakturen auf Höhe des einliegenden Implantates [78, S.722]. Für deren Versorgung wird von mehreren Seiten das Konzept des „Prothesennagels“ als klinisch erfolgreich beschrieben [34, S.43; 78, S.730]. Als Behandlungsalternativen werden Plattenosteosynthesen (LISS), Cerclagen und retrograde Marknagelung, abhängig von der Bruchlokalisierung beschrieben [2, S.86-87; 34, S.41ff.; 78, S.725, 93, S.275]. Unterschiedliche Therapiealgorithmen und eine Darstellung der Klassifikationen periprothetischer Frakturen finden sich in den angegebenen Literaturstellen [2, 34, 78, 93]. Eine konservative Behandlung wurde in einem Viertel aller Fälle bei Frakturen nach Mont und Maar Typ 1-4 durchgeführt [78, S.725]. Angesichts des steigenden Patientenalters und komplikationsreicher Immobilisierung befindet sich diese Behandlungsform zunehmend auf dem Rückzug [78, S.725]. Hängt das Überleben des Patienten wesentlich von einer frühen Mobilisierung ab, sehen z.B. Probst et al. auch den Austausch einer gut verankerten Prothese durch ein primär vollbelastbares Implantat gerechtfertigt [78, S.730].

Als weitere Anwendungsgebiete für verriegelbare Revisions-Hüftstiele werden petrochantäre Frakturen mit operationsbedürftiger Coxarthrose, notwendige Implantatwechsel bei proximal schlechter Knochenqualität oder Tumorbefall des proximalen Femur beschrieben [78, S.730]. Dabei kann ein zusätzlicher Knochenaufbau oder Cerclagensicherung durchgeführt werden [35, S.159; 65, S.124; 78, S.726]. Für einen Substanzaufbau stehen neben dem Goldstandard der Autografts auch Allografts, demineralisierte Knochenmatrix, Calciumphosphatkeramik eventuell in Kombination mit Wachstumsfaktoren (BMPs) zur Verfügung [27, S.185-188]. Weitreichende Defekte machen den Einsatz großer modularer und „custom-made“ Implantate oder gar von Tumorendoprothesen notwendig. Dabei sind jedoch grundlegende Veränderungen der biomechanischen Situation zu erwarten.

Krageneffekte

Die in der vorliegenden Studie verwendeten Revisionsimplantate sind anatomisch geformt, proximal strukturiert, modular verlängerbar und mit Kragen versehen (Kap. 2.3.2). Prinzipiell soll durch einen Kragen Last auf die proximalen Femuranteile übertragen werden und damit stress-shielding bzw. resorptiver Knochenumbau reduziert werden. Zur besseren Vergleichbarkeit mit den proximal gleich geformten, kragenlosen Standard-Hüftstielen wurden die Implantate ohne Aufsitzen des Kragens eingebracht.

Dennoch sollten die Einflüsse auf den Dehnungsverlauf an zwei Composite-Femora exemplarisch dargestellt werden. Nach Implantation hatte der Kragen direkten Kontakt zur medialen Corticalis an der Resektionslinie. Unter Last zeigte sich am proximo-medialen Femur eine Dehnungszunahme, die bis ins Konfidenzintervall der unresezierten Knochen reichte. Diese blieb auf die proximalsten 2-3 cm beschränkt, distale Femuranteile profitierten nicht von der Lasteinleitung durch den Kragen (Abb. 25). In den weiteren Ansichten kam es zu keinen Veränderungen im Spannungsmuster.

Zhou et al. führten Dehnungsmessungen an photoelastisch beschichteten Humanfemora durch unter Verwendung anatomischer, zementloser Prothesen mit und ohne Kragenaufsitz. Mit anliegenden Kragen wurden im Mittel 101% der Dehnungen der unresezierten Femora registriert [106, S.82]. Dieser mit großen

Experimentelle Studien zur Lastübertragung von Endoprothesen an Schafen zeigten eine Hypertrophie angrenzender Corticalisanteile und Spongiosabälkchen, die auf die Stimulation durch den Kragen zurückgeführt wurde [16, S.276]. Verlaufsuntersuchungen mittels CT und DEXA sowie die abschließende histologische Aufarbeitung erbrachten eine Normalisierung der Trabekelstruktur nach 180 Tagen. Dies wurde parallel zur Integration des Implantates gesehen [16, S.276]. Gibbons et al. führten vergleichende Knochendichtemessungen (DEXA) an je 22 Patienten mit einer anatomischen, teilstrukturierten AML-Endoprothese mit Kragen und einem kragenlosen Geradschaft CLS durch [28]. Nach durchschnittlich 40 bzw. 52 Monaten Standzeit wurde proximo-medial in Gruen-Zone 7 mit der CLS ein Mineralisierungsverlust von 20 % registriert gegenüber 38% mit der AML-Endoprothese [28, S.90]. Jeweils im Vergleich zur Gegenseite bedeutete dies signifikant mehr Mineralisierungsverlust mit der AML, was als Beweis für langfristig fehlenden Lasttransfer durch den Kragen gewertet wurde. Entgegen der insgesamt unterschiedlichen Grundkonzeption der Implantate wurden in den anderen Gruen-Zonen, analog zu den vorgestellten in-vitro Messungen, keine signifikanten Unterschiede gesehen (Kap. 4.2.4).

Verankerungskonzept

Die untersuchten Stielverlängerungen verfügen über eine distale Verriegelungsoption zur axialen und Rotationssicherung. Damit soll eine hohe Primärfestigkeit erreicht werden, um Mikrobewegungen unter 150 µm zu halten, als Basis für eine knöcherne Integration statt bindegewebiger Interfacebildung [8, S.291; 15, S.231; 32, S.271; 48, S.38-39; 77, S.112]. Bei radiologisch stabil integrierten Femurkomponenten mit histologisch gesichertem Knochen-Implantat-Kontakt lagen die axialen bzw. transversalen Mikrobewegungen meist unter 20 µm und nie über 40 µm. Dies bestätigte sich sowohl im Hundemodell [48, S.39; 77, S.110] als auch in postmortem Analysen am in-vivo remodellierten Humanpräparat [23, S.19; 32, S.271].

Analysen des Sinterungsverhaltens zementloser Revisionsstiele anhand postoperativer Röntgenkontrollen zeigen die entscheidende Bedeutung der metaphysären Verankerung. Kessler et al. fanden bei gutem metaphysären Kontakt keine Verringerung der Sinterung durch zusätzlichen drei-Punkte-Schaftkontakt oder langstreckigen diaphysären Formschluss [50, S.601]. Peters et al. untersuchten

Wechseloperationen bei höhergradigen metaphysären Knochendefekten mit einem nur proximal strukturierten BIAS-Revisionschaft (Zimmer, Warschau) und konnten keinen signifikanten Zusammenhang zwischen dem Ausmaß des metaphysären Formschlusses und Sinterungsstrecke nachweisen [75, S.1221]. Je ausgedehnter sich der proximale Lagerschaden darstellt, um so mehr scheint die distale Verankerung an Bedeutung zu gewinnen. Bei einigen Revisionsimplantaten wird daher eine hohe Markraumfüllung, evtl. zusätzlich mit konischer Verklemmung oder schneidenden Längsrillen zur axialen und Torsionssicherung angestrebt [46, S.325; 73, S.239; 94, S.279]. Peters et al. stellten bei ihren radiologischen Nachuntersuchungen jedoch auch keinen statistischen Zusammenhang zwischen diaphysärer Markraumfüllung und initialer bzw. progressiver axialer Sinterung fest [75, S.1221,1222]. Aufgrund der aus der Literatur ersichtlichen Bedeutung des proximalen Lagerschadens wurde in der vorliegenden Studie auch die Lastübertragung der Revisionsnagelstiele bei metaphysärer Defektsituation untersucht (Kap. 3.4.6). Besondere Aufmerksamkeit galt hierbei der Möglichkeit einer distalen Schraubenverriegelung als Unterschied zu den bekannten Revisionsimplantaten.

Stielverlängerungen

Mit dem Ziel einer biomechanisch günstigeren Lastsituation muss prinzipiell auch an die Verwendung biegeweicher Implantate gedacht werden [37, 71, 90]. Huiskes et al. entwarfen ein FE-Modell eines mit zementlosen Standard-Hüftstielen unterschiedlichen E-Modules versorgten Femur. Biegeweichere Stiele reduzierten das stress-shielding und die errechnete Knochenresorption, jedoch auf Kosten erhöhter Interface-Belastung und damit Lockerungsgefahr [45, S.133]. Die Verwendung biegeweicher Materialien allein erscheint somit nicht als ausreichende Lösung für den resorptiven Knochenumbau, vor allem bei Revisionsimplantaten. Eine weitere Möglichkeit stellen hohle und geschlitzte Implantate dar, wodurch aber der diaphysäre Halt verschlechtert wird. Incavo et al. zeigten am Modell mit soliden, einfach und dreifach geschlitzten Stielen eine signifikant geringere Torsionsstabilität mit den flexibelsten, mehrfach geschlitzten Verlängerungen [46, S.324].

Zusammenfassend ergibt sich das Design der Revisions-Nagelstiele aus den Zielen einer ausreichenden Primärstabilität mit langfristig proximaler Lasteinleitung, biegeweichem Implantat und temporärer distaler Sicherung zur Sicherung der Primärstabilität bei insgesamt schwierigen klinischen Einsatzbedingungen. Ein späterer, routinemäßiger Austausch des Implantates nach knöcherner Konsolidierung gegen einen Standardhüftstiel ist nicht vorgesehen [78, S.730], die Entfernung der Schraubenverriegelung aber einfach durchführbar.

Ein diskussionswürdiger Aspekt zur Implantatausführung der verlängerbaren Revisionsstiele ergibt sich aus der Konussicherung zwischen dem metaphysären Prothesenanteil und der Stielverlängerung. Diese wird bei den hohlen Stielverlängerungen mittels axialer Schraube gewährleistet (Kap. 2.3.2), beim massiven Stiel nur über die konische Verklemmung und einen seitlichen Federstift. Löst sich die massive Verlängerung beim Ausschlagen, schiebt sich die Konusverbindung auseinander und lediglich der Stift verhindert die Trennung der Komponenten. Während der durchgeführten Versuche kam es niemals zu einem Materialversagen am Stift. Aber durch die gelockerte Konusverbindung kippte der Stiel aus der Achsrichtung und die Ränder der Konushülse verhakten sich in der Spongiosa, bzw dem PU-Schaum der Composite-Femora. Dadurch wurde das Ausschlagen des Implantates erschwert.

4.3 Unresezierte Composite-Femora

Bei der Vermessung der unresezierten Composite-Femora unter statischer Last zeigte sich eine gute Reproduzierbarkeit der Dehnungsverläufe. Dies bestätigen Ergebnisse mechanischer Prüfungen von Cristofolini, die für Composite-Femora deutlich geringere Streuungen im Vergleich zu Humanfemora ergaben [11, S.533]. In der vorliegenden Studie fiel medialseitig für die Messpunkte 0 bis 2 eine größere Streuung mit breiterem Konfidenzintervall auf (Kap. 3.2, Abb. 11a). Eine mögliche Erklärung für die größeren Schwankungsbreiten der Messergebnisse sind die dicht verlaufenden Spannungslinien, bei gleichzeitig wechselnder Corticalisdicke, ähnlich dem natürlichen Calcar femorale. Am Kunstknochen zieht medial und lateral zudem eine „Nahtlinie“ an der Epoxidharzoberfläche entlang der Achse medial und lateralseitig. Diese Regionen wurden vor der Beschichtung mit feinkörnigem Sandpapier geglättet und stellten sich im Querschnitt und in der Röntgenansicht unauffällig dar. Die größeren Streuungen waren auf die proximalen Femuranteile beschränkt, ohne jegliche Auffälligkeiten entlang der übrigen Anteile der distalen „Nahtlinien“-Anteile. Bereits Cristofolini beobachtete proximo-medial stärker variierende Dehnungsverläufe und vermutete lokalisierte Schwächen in der Glasfaserarchitektur [11, S.530]. Unter axialer Last zeigten sich in dieser Region die Leichenfemora biegesteifer als die Composite-Femora [11, S.530]. Es wurden allerdings kürzere Erwachsenen-Femurmodelle verwendet als in der vorgestellten Arbeit (425 statt 485 mm). In der vorliegenden Arbeit ergab sich am Humanfemur proximo-medial ebenfalls ein variablerer Dehnungsverlauf, jedoch ohne Hinweis auf eine höhere Steifigkeit (Kap. 3.5). Die Ergebnisse stehen in guter Übereinstimmung mit Heiner und Brown, die für identische Composite-Femora in diesem Corticalisabschnitt mit Humanfemora vergleichbare Werte fanden [38, S.728]. Zusammenfassend scheint die Messwertstreuung proximo-medial vorwiegend durch die „Anatomie“ und nicht durch die Beschichtungstechnik, Material- oder Messfehler bedingt. Dorsal verläuft die Messpunktlinie randständig entlang des Trochanter minor. Entsprechend fallen auch in dieser Ansicht erhöhte Streuungen der Messwerte auf. Möglicherweise erklären sich diese aus der dickeren Corticalis der Trochanterregion, so dass bereits kleinste Abweichungen der Messpunktlokalisierung zu Auswirkungen führen. Zudem gestaltet sich eine gleichmäßige Anpassung der

Schicht und der Dicke der Adhäsivschicht schwieriger, ebenso die Ausrichtung der Messeinrichtung lotrecht zur Messpunkt tangente.

Ventral- und dorsalseitig waren die Beträge der gemessenen Dehnungsdifferenzen deutlich geringer als medial und lateral. Szivek et al. fanden bei DMS-Messungen an Composite-Femora unter reiner Biegebeanspruchung praktisch keine Dehnungen in diesen beiden Ansichten [97, S.184]. Die gemessenen Dehnungsdifferenzen in der vorliegenden Studie entstanden durch das anliegende Torsionsmoment. Setzte man dieses auf Null, so verlief die Grenze zwischen Zug und Druckbeanspruchung ventral und dorsal nahe der Schaftachse und der angetragenen Messpunkte. Es resultierten deutlich geringere Dehnungswerte (Abb. 26a).

Otani et al. zweifelten die Eignung von Composite-Femora für Messungen unter Torsionsbelastung an, vor allem für die Ermittlung circumferent laufender Ringspannungen (Kap. 3.3.1), [72, S.582]. Bei Dehnungsmessungen traten in diesen Fällen deutliche Differenzen zu Humanfemora auf, die Ergebnisse unter axialer Last waren jedoch vergleichbar [72, S.580]. Der genaue Composite-Femurtyp (I. oder II. Generation) ist der Publikation jedoch nicht zu entnehmen. Kritisch anzumerken ist bei den Messungen von Otani et al. der schnelle Belastungsaufbau und die Messung nach 10 und 20 Sekunden für 10 und 20 Nm Torsion ohne Rücksicht auf die Viskoelastizität der Composite-Femora [11, S.529; 72, S.578].

Messungen der Torsionssteifigkeit der Composite-Femora ergaben in anderen Versuchsreihen eine gute Reproduzierbarkeit und Vergleichbarkeit mit Humanfemora [11, S.532; 38, S.779; 95, S.32]. Auch die im Rahmen der vorgestellten Studie durchgeführten Messungen am Humanfemur zeigten nicht die von Otani et al. beobachteten Unterschiede zu den Composite-Femora (Kap. 3.5). Dies galt auch für die proximo-medialen und -lateralen Abschnitte, an denen Otani et al. zum Teil eine Vorzeichenänderung der Ringspannungen beschrieben [72, S.580].

Hier fanden sich in der vorliegenden Studie gut vergleichbare Dehnungswerte zwischen Human- und Composite-Femora ohne auffällig erhöhte Streuungen. Insgesamt zeigten die Messergebnisse an den unresezierten beschichteten Composite-Femora eine gute Reproduzierbarkeit (Kap. 3.2). Lokal erhöhte Streuungen ließen sich durch die verwendeten Materialien und Techniken erklären und wurden auch von anderen Autoren beobachtet und beschrieben (Kap. 2.1.1). Die Streuungen wurden in der statistischen Auswertung berücksichtigt, um eine Überschätzung der Sicherheit getroffener Aussagen zu vermeiden (Kap. 2.6).

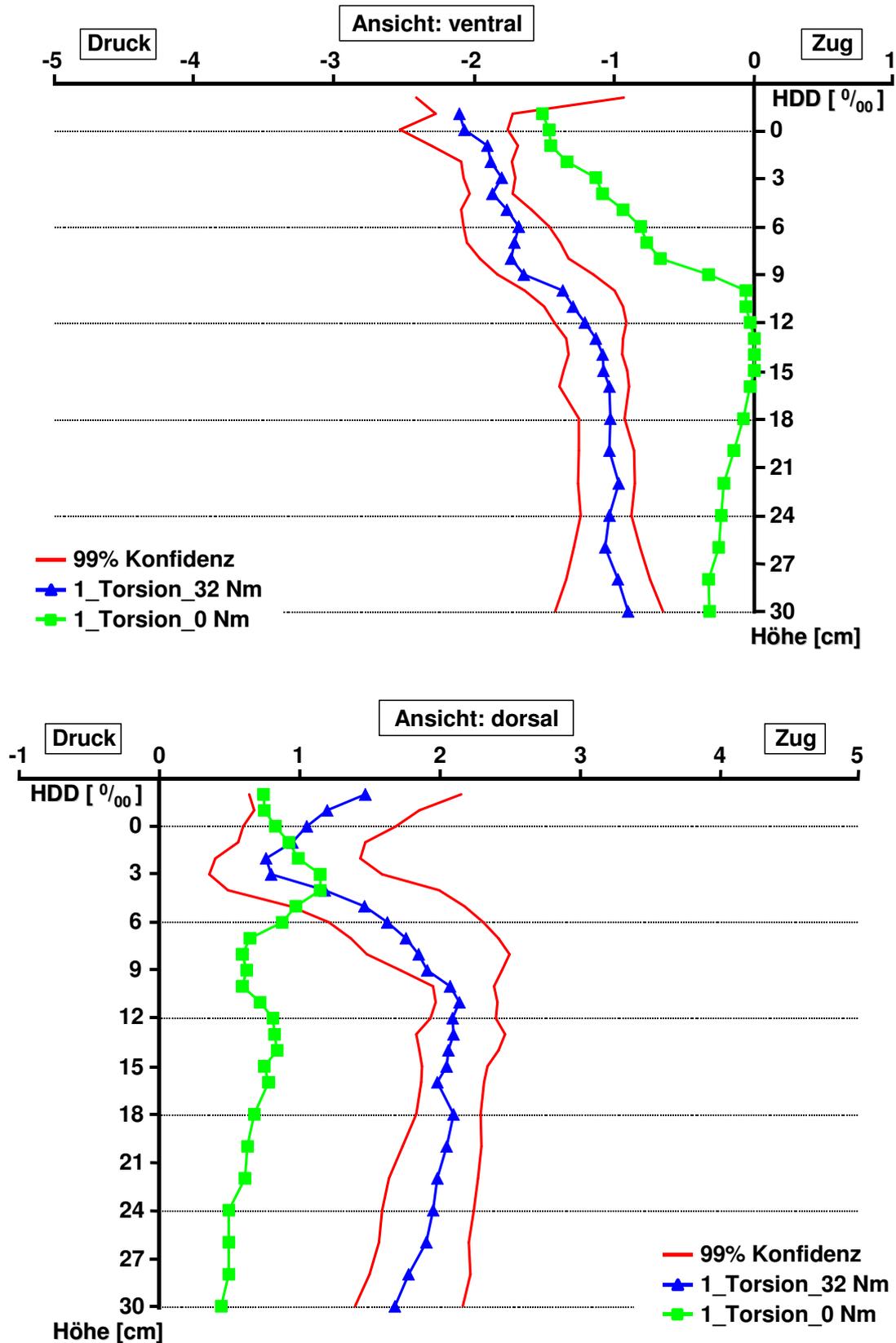


Abb. 26a: Dehnungsverlauf am unresezierten Composite-Femur (Nr. 1) in den Ansichten von ventral (o.) und dorsal (u.). Je eine Messreihe mit (32 Nm) und ohne (0 Nm) angelegtem Torsionsmoment im 99% Konfidenzintervall aller unresezierten Femora (rot). Ohne Torsion diaphysärer Dehnungsverlauf nahe der Neutrallinie. Ansichten von medial und lateral s. Kap. 7.

4.4 Standard-Hüftstiele

Nach dem vorgestellten Implantationsschema wurden drei unterschiedlich oberflächenstrukturierte Hüftstiele in je neun Femora implantiert (Kap. 2.3.1). Die zunächst erfolgte Auswertung der Erst- und Folgeimplantationen zeigte keinen Einfluss der Implantationsabfolge auf das Dehnungsmuster (Kap. 3.3.2). Aufgrund dieser Ergebnisse wurde die Probenzahl nicht weiter erhöht und nicht alle möglichen Triplettkombinationen geprüft (Kap. 2.6). Zu dieser gesonderten Fragestellung fanden sich in der Literatur keine vergleichbaren Untersuchungen. Oft wurden Femora für nur eine Implantation verwendet [70] oder die Auswirkungen mehrfacher Verwendung nicht näher beschrieben [43, 105].

Aus klinischer Sicht waren die fehlenden Auswirkungen der Revisionsoperationen zunächst unerwartet (Kap. 3.3.2). Bei Wechseloperationen muss häufig ein größeres Implantat verwendet werden, sei es durch vorangegangene Knochenresorption oder intraoperativen Schaden. Ersteres trat bei den Composite-Femora naturgemäß nicht auf. Die Wechsel und wiederholte Lasteinleitung verursachten keine sichtbaren Schäden am Knochenlager oder wesentliche Implantatsinterung. Trotz mehrfacher Be- und Entlastung zur Überprüfung der Positionierung der Messvorrichtung vor der eigentlichen Messung verblieben nach Ausschlagen der Implantate keinerlei PU-Schaumanteile in den Zwischenräumen der Oberflächenstruktur (Tripoden). Lediglich an der Oberfläche des glatten PU-Schaumlagers waren kleine Vertiefungen als Zeichen des Tripoden-Kontaktes sichtbar. Eine wesentliche Sinterung der Implantate, auch nach den Implantatwechseln, wurde nicht beobachtet. Diese Befunde erklären den fehlenden Einfluss der Implantationsabfolge (Kap. 3.3.2). Zugleich ist daraus abzuleiten, dass am Composite-Femur keine tiefe Verzahnung oder feste mechanische Verbindung zwischen Implantat und Prothesenlager zustande kommt. Die Lastsituation bei den vorliegenden Untersuchungen entsprachen somit am ehesten einer unmittelbar postoperativen Situation.

Nach Implantation der Hüftstiele ergab die Vermessung signifikante Dehnungsreduktionen proximo-medial und proximo-lateral, unabhängig von der Implantationsreihenfolge und Oberflächenstrukturierung (Tab. 8, Kap. 3.3). Auf Höhe des Trochanter minor wurde ein stress-shielding um ca. 59% (medial) bzw. 51% (lateral) registriert. In beiden Ansichten lagen die Dehnungswerte am proximalsten

Messpunkt näher an den Werten der unresezierten Femora als an den Messpunkten darunter (Abb. 27). Medial ist dies als Zeichen einer proximalen Lastübertragung zu werten, trat jedoch unabhängig von der Oberflächenstrukturierung auf. Lateral lässt sich dies durch den Zug des Abduktoren erklären.

Ventral traten proximal durchschnittlich 26% höhere Druckspannungen auf (MP 3-7), dorsalseitig ergaben sich nur tendenzielle Veränderungen, gegenläufig zu den ventralen Dehnungsverläufen (Kap. 3.3.3). Im Bereich der Prothesenspitze und weiter distal beeinflusste die Implantation der Hüftstiele das Spannungsmuster nicht. Auch am Humanfemur bestätigte sich nach Implantation des Hüftstieles proximo-medial und -lateral eine deutliche Dehnungsreduktion, sowie ventral ein Anstieg der Druckbelastung auf Höhe der Mitte des Standard-Hüftstieles (Kap. 3.5, 4.4).

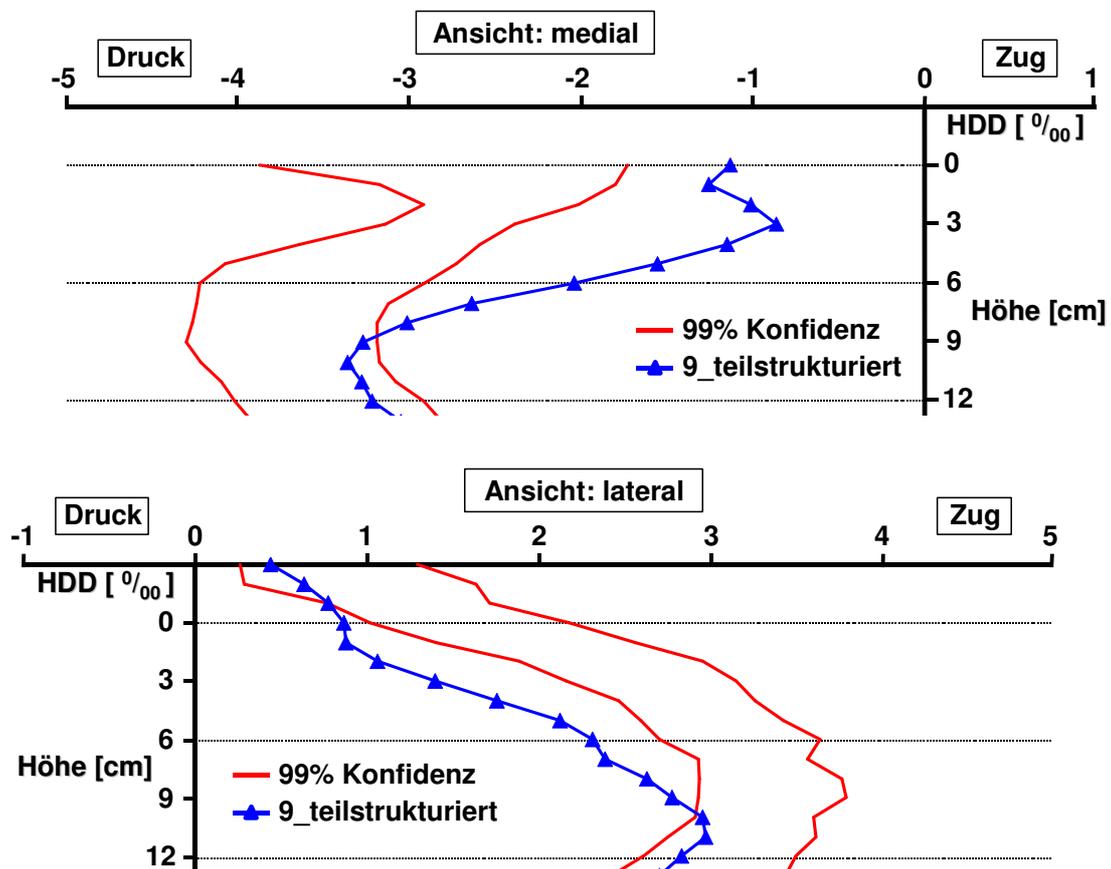


Abb. 27: Dehnungsverlauf mit teilstrukturiertem Hüftstiel proximal-medial (oben) und proximal-lateral (unten) im 99% Konfidenzintervall der unresezierten Femora (rot). Proximale Lasteinleitung durch das Implantat mediallyseitig. Signifikantes stress-shielding mit Schwerpunkt im mittleren Implantatdrittel medial und lateral. Proximal-lateral im Abduktorenbereich Dehnungswerte wie „prä-OP“ (unten).

In der Literatur finden sich zu unterschiedlichen Implantattypen Untersuchungen bezüglich deren Lastübertragung auf das Femur. Zhou et al. implantierten anatomische Hüftstiele (Profile Hip, DePuy, Warschau) in photoelastisch beschichtete Composite-Femora und führten unter statischer Belastung und Abduktorensimulation Messungen durch. Es kam zu proximalen Dehnungsreduktionen auf durchschnittlich 65% (38-88%) des Ausgangswertes [106, S.76]. Auffällig waren, trotz insgesamt großer Streuung der Messwerte, bei einigen Humanfemora lokale Spannungsspitzen u.a. im Bereich der Prothesenspitze [106, S.75]. In der vorliegenden Studie traten diese Effekte insbesondere im Bereich der Implantatspitze nicht auf.

Kim et al. implantierten zwei unterschiedliche, proximal-strukturierte Femurkomponenten und bestätigten eine Reduktion des axialen Stress um 36-64% knapp unterhalb des Trochanter minor [51, S.300]. Für die Messungen wurde das 15° adduzierte Femur mit einer resultierenden Hüftgelenkkraft von 2000 N belastet und ein Torsionsmoment von 15 Nm angelegt.

Otani et al. implantierten zementlose Hüftstiele (160mm, Ti6Al4V) in Composite-Femora und führten DMS-Messungen durch. Mit liegendem Implantat kam es zu einem deutlichen stress-shielding. Die Reduktion der longitudinalen Dehnungswerte auf Höhe Trochanter minor bzw. Implantatmitte betrug medial 83% bzw. 51% und lateral 89% bzw. 38% [72, S.579].

Hua und Walker implantierten anatomische, zementlose Hüftstiele (experimentelles Design, Länge 150 mm) in symmetrischer (s) bzw. in asymmetrischer (as) Ausführung in photoelastisch beschichtete Humanfemora und verglichen die Dehnungswerte vor und nach Einbau. Die Auswertung ergab medial lediglich 6% (s) bzw. 24% (as) Dehnungsreduktion und lateral 10% (s) bzw. 10% (as) Dehnungsreduktion. Die Ergebnisse beruhten jedoch auf einer Mittelwertbildung mehrerer Messpunkte unterschiedlicher Höhe einer Ansicht. Aus dem Diagramm der Einzelwerte lesen sich auf Höhe Trochanter minor für den asymmetrischen Schaft ca. 60% stress-shielding medial und 45% Dehnungsreduktion lateral ab [43, S.343]. Dies entspricht den Resultaten der vorliegenden Studie. Zudem wurden mit dem asymmetrischen Implantat im Bereich der Antekurvatur ventralseitig bis zu 148% der Dehnungswerte des unresezierten Femur beschrieben [43, S.343].

Auch in den vorliegenden Untersuchungen fanden sich hier ventral erhöhte Dehnungswerte, sowohl am Human- als Composite-Femur (Kap. 3.3, 3.5).

Hua und Walker führten dies auf einen erhöhten Lasttransfer durch die Antekurvatur zurück, da der beschriebene Effekt mit dem symmetrischen Implantat nicht gesehen wurde [43, S.344]. Vail et al. implantierten anatomische Hüftstiele (symmetrisch, Länge 140mm) unterschiedlichen Elastizitätsmodules mit glatter Oberfläche in photoelastisch beschichtete Humanfemora. Die Lastsituation berücksichtigte eine resultierende Gelenkkraft von 1500 N auf das 12° adduzierte Femur und einen Abduktorenzügel. Für das TiAlV-Implantat wurde auf Höhe des Trochanter minor eine durchschnittliche Dehnungsreduktion von 62% (medial) und 30% (lateral) beschrieben. Die Kurvenverläufe der nur proximal beschichteten Femora zeigten das Bild einer Biegebelastung in der Frontalebene [105, S.622-626]. Ventralseitig wurden geringere Dehnungsdifferenzen mit weitgehend linearer Abnahme von proximal nach distal gemessen [105, S.624]. Die Befunde bestätigen die Annahme, dass die Zunahme der Dehnungen ventralseitig durch die Stielantekurvatur verursacht wird [43, S.344].

In der vorliegenden Studie wurden erhöhte Dehnungen an den obersten Messpunkten dorsal gemessen. Dieser Effekt wurde als Folge der Übertragung der axialen Lastkomponente durch das Implantat nach Resektion des Schenkelhalses interpretiert. Das Weglassen der Torsionskomponente bei liegendem Implantat führte nur zu diskreten Veränderungen am proximalen Femur ventral und dorsal und vorwiegend zu einer Dehnungsreduktion im diaphysären Bereich (Abb. 32b, 33b, Kap. 7). Die Messpunkte lagen hier im Übergangsbereich zwischen Druck- und Zugbeanspruchung, wenn lediglich eine axiale Last auf den Femurkopf wirkte. Zu geringeren Teilen können die proximalen Veränderungen auch durch eine Abnahme der Reibung zwischen Kopf und Aufnahmevorrichtung nach Prothesenimplantation verursacht sein. Das Moment wird so in erhöhtem Maß durch den Abduktorenzügel abgefangen und kann durch die Verankerung am Trochanter maior zu lokalen Veränderungen führen. Dafür spricht auch der Befund einer diskreten Dehnungszunahme an diesen proximalsten Messpunkten im Vergleich der unresezierten Femora ohne und mit Torsion (Abb. 26a, 31b). Das Spannungsmuster der medialen und lateralen Ansicht blieb von den Torsionseinflüssen weitgehend unberührt, sowohl am unresezierten als auch am endoprothetisch versorgten Femur (Abb. 32a, Kap. 7). Mit einliegendem Revisions-Hüftstiel bestätigten sich diese Beobachtungen, wie in Abb. 33a, 33b gezeigt (Kap. 7).

Grundlegende Aspekte hinsichtlich Implantatdesign und Oberflächenstrukturierung wurden bereits ausgeführt (Kap. 4.2.4). In den vier Seitansichten ergaben sich keine nachweisbaren Unterschiede im Oberflächendehnungsmuster mit den drei Standard-Hüftstielen. Als Ursache ist hierfür die fehlende Implantatintegration anzusehen. Bereits die Betrachtung des Implantatlagers zeigte auch nach mehrfachen Prothesenwechseln nur geringste Schäden am Polyurethanschaum. Es ist somit auch unter Last keine für die Lastübertragung wesentliche Verzahnung zu erwarten. Die Ergebnisse derart angelegter Untersuchungen sind vor allem für die unmittelbar postoperative Situation relevant [9, S.467]. Zusammenfassend zeigte das Spannungsmuster nach Implantation der Standard-Hüftstiele eine gute Übereinstimmung mit anderen, klinisch langfristig erfolgreichen Implantaten.

Um nun weiterführende Informationen zum Lasttransfer nach Prothesenintegration zu erhalten, sind unterschiedlichste Ansätze in der Literatur beschrieben. Zur Simulation am Modell werden die Implantate einzementiert oder eingeklebt [9, S.420]. Ausschließlich proximale Fixierung ergab vergleichbare Werte wie eine press-fit Implantation, mit Ausnahme niedrigerer Ringspannungen [106, S.81]. Das Einkleben über die ganze Länge, entsprechend einem integrierten vollstrukturierten Stiel, führte zu einer erheblichen Versteifung des Gesamtsystems und bis zu 50% Dehnungsreduktion verglichen mit der press-fit Implantation unmittelbar postoperativ [9, S.467]. Die Ergebnisse sind aufgrund unklarer Interface-Modalitäten jedoch nur eingeschränkt übertragbar [106, S.81].

Zu den Auswirkungen der Oberflächenstrukturierung lassen sich auch dreidimensionale FE-Modelle humaner Femora einsetzen. Skinner et al. prüften so den Einfluss von proximal, 5/8 und vollstrukturierten anatomischen Implantaten auf den Lasttransfer unter Annahme knöcherner Integration. Mit durchgehender Strukturierung wurde ein tendenziell höheres stress-shielding proximal errechnet, mit den teilstrukturierten Implantaten eine Stresskonzentration nahe der Prothesenspitze [91, S.559]. Diese Belastungszunahme ließ sich durch einen möglichst guten Erhalt der Halsregion und die Vermeidung zu langer Implantate reduzieren [99, S.296].

Micromotion-Messungen am Hundemodell ergaben nach knöcherner Integration eines proximal strukturierten Implantates durch das Abtrennen des glatten Stieles vom Prothesenkörper keine Zunahme der Mikrobewegungen [48, S.38]. Nur in der

unmittelbar postoperativen Phase trug der distale Stielanteil zur Stabilisierung bei [48, S.39].

Weitere Informationen lassen sich mittels postmortem Analysen von Autopsiepräparaten gewinnen. Engh et al. untersuchten Präparate mit 40% (proximal) und 80% (ausgedehnt) Anteil strukturierter Implantat-Oberfläche (AML, DePuy, Warschau) nach 17-84 Monaten in situ [22]. Die knöchern integrierte Fläche betrug im Mittel 30% (proximal-strukturiert) bzw. 37% (ausgedehnt-strukturiert) mit auffälliger Vermehrung der Knochensubstanz an der distalen Grenze der Oberflächenstrukturierung [22, S.908; 98, S.83]. Die knöcherne Integration und damit die Lastübertragung scheint mit den umfangreicher strukturbesetzten Implantaten weiter distal stattzufinden [22, S.909]. Entsprechend ergab die Messung der Mikrobewegungen mit beiden Implantaten unter 40 µm im Bereich der Strukturierung und im Bereich der Prothesenspitze deutlich höhere Werte mit der 40%-Strukturierung (210 vs. 120 µm) [23, S.20]. DEXA-Messungen erbrachten im Vergleich zur Gegenseite für beide Implantate einen Mineralisierungsverlust zwischen 5,5 und 42,1% von proximal nach distal hin abnehmend [98, S.85].

Mit dem 80%-strukturierten Stiel wurde an den Autopsie-Präparaten eine photoelastische Dehnungsvermessung durchgeführt. Es zeigte trotz einer Remodellierung über 76 Monate in situ und ossärer Integration ein proximal erhebliches stress-shielding von 60 bis 80% verglichen mit einem Kollektiv unresezierter humaner Femora [23, S.21]. Gegenüber einem Kollektiv unmittelbar nach Implantation vermessener Leichenfemora kam es durch die Knochenumbauprozesse nur teilweise zu einer Restauration des Spannungsmusters unresezierter vermessener Femora. Die proximal betonten Dehnungsreduktionen stimmten mit den Bereichen deutlicher Demineralisierung überein [23, S.21].

Zusammenfassend verfolgen teilstrukturierte Implantate die Grundidee einer nur proximalen Lasteinleitung bei lediglich stützender Funktion des glatten Stielanteiles, während vollstrukturierte für eine knöcherne Integration auf ganzer Länge konzipiert sind [48, S.34]. Die in der vorliegenden Studie verwendeten Femurmodelle lassen keine validen Aussagen zu langfristigen Vorhersagen des Knochenbaus in Abhängigkeit von der Oberflächenstrukturierung zu. Composite-Femora erlauben nur die Modellierung einer unmittelbar postoperativen Situation zur Abschätzung langfristig möglicher Knochenumbauvorgänge.

4.5 Verriegelbare Revisions-Hüftstiele

Die vorgestellten Nagelstiel-Prothesen sind mit unterschiedlich biegesteifen Stielverlängerungen erhältlich. Designmerkmale, biomechanische Aspekte der Verankerung und klinische Anwendungsgebiete wurden in Zusammenschau mit der Literatur bereits diskutiert (Kap. 4.2.5). Im folgenden werden die Ergebnisse nach Implantation der Revisions-Nagelstiele diskutiert und anschließend mit den Ergebnissen der unresezierten Femora und der Standard-Hüftstiele verglichen.

4.5.1 Vergleich der drei Stielverlängerungen

Mit allen Stielverlängerungen (massiv, hohl, hohl-geschlitzt) wurde medial und lateral ein signifikantes stress-shielding im Vergleich zu den unresezierten Femora gesehen (Kap. 3.4). Proximal, im Bereich des Stieladapters, waren die Dehnungsreduktionen weitgehend unabhängig von der gewählten Stielverlängerung und betragen medial bzw. lateral auf Höhe des Trochanter minor 60% bzw. 61% (massiv), 61% bzw. 61% (hohl) und 61% bzw. 60% (hohl-geschlitzt) (Kap. 3.4).

Dies wurde auf den gleichmäßig guten proximalen Implantatsitz und die Verwendung des identischen proximalen Adapters für die Stielverlängerungen zurückgeführt (Abb. 7, Tab. 13). Diaphysär waren die Dehnungsreduktionen abhängig von der Steifigkeit der betrachteten Stielverlängerung. Das stress-shielding betrug medial bzw. lateral auf Höhe der Implantatmitte 34% bzw. 34% (massiv), 26% bzw. 28% (hohl) und 17% bzw. 18% (hohl-geschlitzt) im Vergleich zum unresezierten Femur.

Die entsprechenden Ergebnisse wurden bereits dargestellt (Kap. 3.4.1-3.4.3). In Tab. 13 sind die Dehnungsänderungen in Prozent mit den einzelnen Stielverlängerungen verglichen mit dem unresezierten Femur nochmals dargestellt. Daraus lässt sich bereits ableiten, dass vor allem das stress-shielding im proximal-diaphysären Bereich durch die biegeweicheren Stielverlängerungen reduziert wird. Distal der Implantate ergaben sich keine Änderungen der Dehnungswerte zum unresezierten Zustand.

Ventral und dorsal ergaben sich keine Unterschiede zwischen den Dehnungsverläufen der unterschiedlichen Stielverlängerungen (Abb. 28b, 29b).

Tab. 13: Implantatbedingte Dehnungsreduktionen (alle Verlängerungen) medialseitig auf Höhe des Trochanter minor (MP 1), der proximalen Diaphyse (MP 6), der Konusverbindung (MP 9), der Implantatmitte (MP 12) und der Implantatspitze (MP 22). Angabe der Dehnungsänderung in Prozent, bezogen auf die Werte der unresezierten Femora sowie Angabe der einfachen Standardabweichung für die Dehnungsänderung. Negative Werte signalisieren stress-shielding.

Revisions-Hüftstiele: Dehnungsänderungen medial			
Höhe	hohl-geschlitzt	hohl	massiv
MP1	-61 ± 15%	-61 ± 14%	-60 ± 12%
MP6	-38 ± 9%	-42 ± 10%	-46 ± 9%
MP9	-24 ± 7%	-31 ± 7%	-38 ± 6%
MP12	-17 ± 8%	-26 ± 6%	-34 ± 6%
MP22	-3 ± 4%	-4 ± 5%	-6 ± 4%

Der statistische Vergleich der drei Stielverlängerungen untereinander ergab hochsignifikante Unterschiede bezüglich der Dehnungskurven medial und lateralseitig. Dies galt sowohl für die massive vs. hohle (je $p < 0,01$) als auch für die massive vs. hohl-geschlitzte Verlängerung (je $p < 0,01$) in beiden Seitenansichten. Auch die Dehnungsverläufe mit hohl vs. hohl-geschlitzter Verlängerung waren medial und lateral signifikant unterschiedlich (je $p < 0,01$). Ventral und dorsal ergaben sich für die drei verglichenen Zweierpaarungen keine signifikanten Unterschiede (je $p > 0,05$).

Beispielhaft wird dies in Abb. 28 nochmals sichtbar. Proximal-medial und -lateral war das stress-shielding aller drei Stielverlängerungen vergleichbar, distal von MP 6 deutliche Abhängigkeit der Dehnungswerte von der Biegesteifigkeit (Abb. 28a). Distal des Implantates verliefen die Dehnungskurven im Bereich des 99% Konfidenzintervalles der unresezierten Femora. Zusätzlich ist der Verlauf mit teilstrukturiertem Standard-Hüftstiel eingezeichnet, der ein weniger weit nach distal reichendes stress-shielding verursachte (Kap. 4.5.2).

Emmerson implantierte proximal strukturierte Revisionshüftstiele (ohne Verriegelung, Mallory-Head Calcar Replacement Prosthesis, Biomet, Warschau, Länge 220 mm) in sechs Humanfemora. DMS-Messungen erbrachten durchschnittlich 60% stress-shielding am proximalen Femur verglichen mit dem Wert der unresezierten belasteten Femora [21, S.132]. Es ergab sich eine gute Übereinstimmung mit den Werten der vorgestellten Studie in den Ansichten von medial und lateral (Kap. 3.4, Tab. 13).

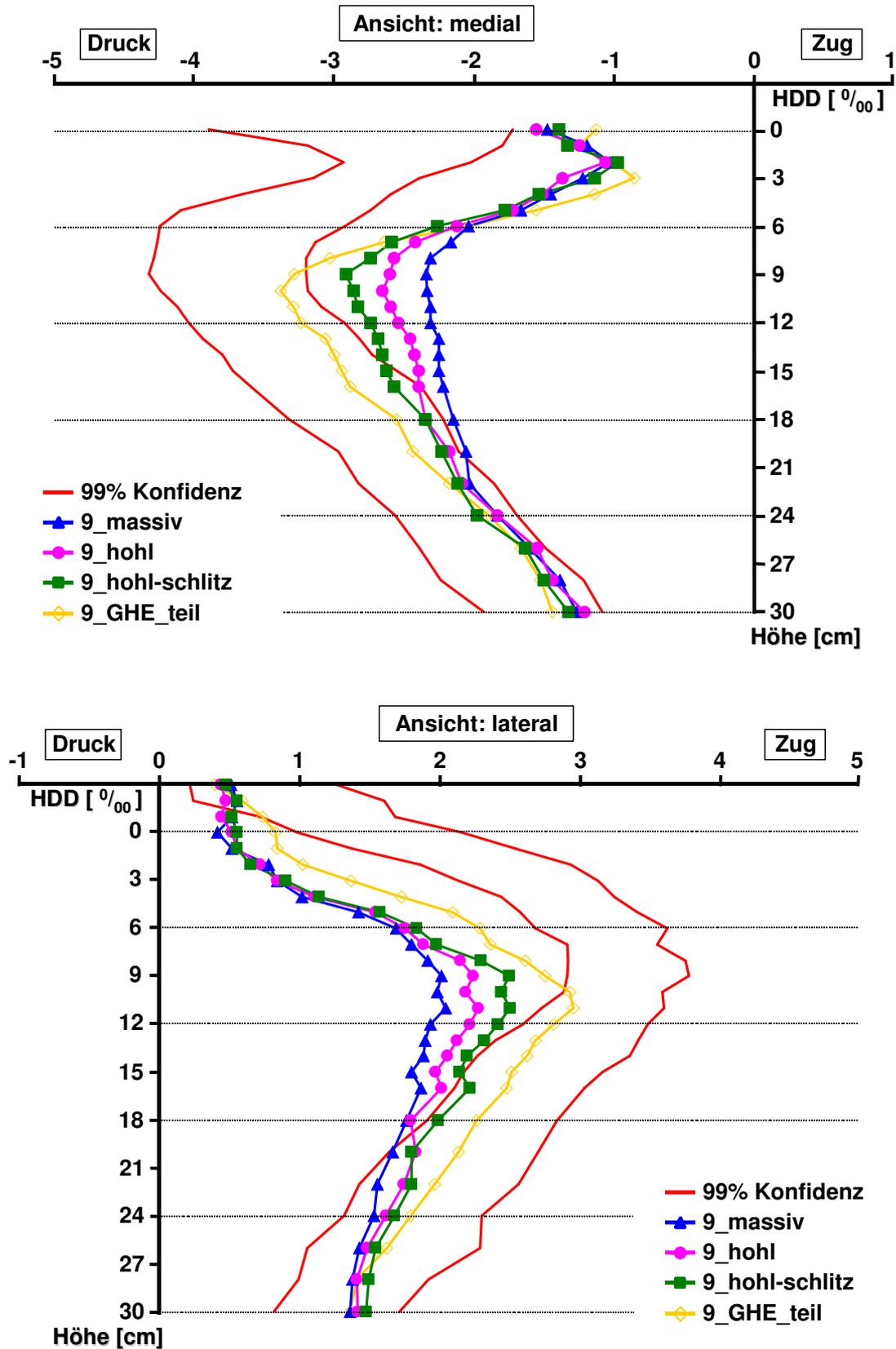


Abb. 28a: Dehnungsverlauf mit Standard-Hüftstiel (teilstrukturiert) und Revisions-Hüftstiel mit den unverriegelten Verlängerungen (massiv, hohl, hohl-geschlitzt) im Femur Nr. 9 von medial (oben) und lateral (unten). Proximal vergleichbares stress-shielding der vier Implantate, diaphysär stress-shielding in Abhängigkeit vom Implantat bzw. Stielverlängerung. 99% Konfidenzintervall der unresezierten Femora (rot). Ventral und dorsal s. Kap. 7.

In experimentellen Studien wurde gezeigt, dass sich durch die Verwendung von Hüftstielen aus Material mit niedrigerem E-Modul das stress-shielding medial und lateral prinzipiell reduzieren lässt [37, S.104; 72, S.579; 105, S.622]. Auch Schlitze in den distalen Stielanteilen erhöhen die Flexibilität, abhängig von deren Verlaufsrichtung [46, 67]. Musgrave et al. implantierten geschlitzte und ungeschlitzte Varianten eines Standard-Hüftstieles in Humanfemora und fanden praktisch identische Dehnungsmuster für alle Implantate. Das mediale und laterale stress-shielding lag in der Größenordnung der vorgestellten Studie [67, S.661; Kap. 4.4]. Unerwartet sind jedoch die identischen Ergebnisse geschlitzter und ungeschlitzter Stielvarianten [67, S.661]. Bei genauer Betrachtung fällt auf, dass die Implantate von Musgrave et al. über eine Schlitzung in der Frontalebene verfügten, zudem waren die Implantate kürzer. Die Zusammenschau mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie bestätigt, dass auch im Knochenmodell eine Schlitzung nur senkrecht zur Biegerichtung eine wesentliche Steifigkeitsreduktion bringt.

Dies wird durch eine Studie von Incavo et al. untermauert. Bereits mit einem einfachen Schlitz wurde die Steifigkeit in Abhängigkeit von der Biegerichtung zwischen 19% und 82% reduziert [46, S.325]. Die Torsionsstabilität des zylindrischen Stieles in einem PU-Schaumblock verringerte sich durch den einfachen Schlitz nicht signifikant, ebenso nicht die notwendige physikalische Arbeit für die Stieleinbringung [46, S.325]. Erst die sternförmige Schlitzung ergab signifikante Unterschiede zum massiven Stiel.

Ohne messtechnische Erfassung wurde auch bei den vorliegenden Untersuchungen beobachtet, dass sich die flexibleren Implantate mit geringerer Arbeit einbringen ließen. Tanner et al. implantierten Freeman-Prothesen (Finsbury, Surrey) mit unterschiedlicher Länge (92 bis 172 mm) in Humanfemora und führten Messungen mit Druckfolien und FEM-Berechnungen durch. Qualitativ wurde mit dem langen Implantat proximales stress-shielding und lateral im Bereich der Implantatspitze eine Belastungsspitze gesehen. Diese wurde mit der höheren Biegesteifigkeit der Prothese gegenüber dem Knochen erklärt [99, S.296].

In der vorliegenden Studie war der Dehnungsverlauf lateral bei proximal intaktem Implantatlager weitgehend harmonisch (Abb. 28a, 29a). Die unterschiedlichen Beobachtungen lassen mehrere Erklärungen zu. Erstens lagen die Nagelstiele nicht direkt der lateralen Corticalis an, sondern stützten sich auf den PU-Schaum. Zweitens kam es bei den Versuchen von Tanner et al. mit der kürzesten Variante zu

einem Abkippen des Implantates in den Varus [99, S.294]. Dies könnte auf mangelnden proximalen Halt hinweisen und auf einen verstärkten lateralen Kontakt der sehr dünnen Prothesenspitze mit der Corticalis.

Die Fragestellungen der vorliegenden Studie bezüglich der Lastübertragung der Revisions-Nagelstiele wurden in der Literatur, soweit dem Autor bekannt, bisher nur in Teilaspekten untersucht. Soweit vergleichbar, werden die vorgestellten Ergebnisse im Grunde gestützt.

4.5.2 Vergleich von Revisions-Hüftstielen und Standard-Hüftstielen

Durch die proximal identische Geometrie der Implantate waren für den Prothesenwechsel vom Standard-Hüftstiel auf den unverriegelten Nagelstiel keine weiteren Manipulationen im metaphysären Bereich notwendig. Die wesentlichen Unterschiede der Spannungsmuster zeigten sich medial und lateralseitig. Das stress-shielding war mit den Nagelstielen v.a. diaphysär signifikant ausgeprägter als mit dem Standard-Hüftstiel und reichte weiter nach distal. Abb. 29a zeigt die durchschnittlichen Dehnungswerte aller neun Messungen einer Stielverlängerung (alle unverriegelt) mit 99% Konfidenzintervall für alle neun teilstrukturierten Standard-Hüftstiele. Mit Ausnahme der hohl-geschlitzten Stielverlängerung medialseitig liegen diaphysär alle Werte außerhalb des 99%-Intervalles der teilstrukturierten Hüftstiele (Abb. 29).

Berücksichtigt man für das 99% Konfidenzintervall alle Messungen mit Standard-Hüftstielen (n=27, Kap. 2.6) oder lediglich ein 95% Konfidenzintervall für die n=9 teilstrukturierten Implantate, so zeigt sich auch für die hohl-geschlitzten Stielverlängerungen medialseitig ein Verlauf außerhalb des jeweiligen Intervalles ($p < 0,05$).

Metaphysär medial und -lateral wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den Implantaten bzw. den Verlängerungen festgestellt (Abb. 28a, Abb. 29a). Bei intaktem Knochenlager leistete somit der strukturierte Adapteranteil eine vergleichbare proximale Lasteinleitung wie der Standard-Hüftstiel. Dies ist für den klinischen Einsatz von Bedeutung, um langfristig eine weitere Entlastung mit resorptivem Knochenumbau zu vermeiden, vor allem im metaphysären Femuranteil.

Ein guter proximaler Halt stellt mittelfristig die Grundlage für eine distale Entriegelung und eine tendenziell weitere Abnahme der stress-shielding Effekte dar (Kap. 4.5.3). Ventral- und dorsalseitig traten mit Standard-Hüftstiel und Revisions-Hüftstiel die bereits beschriebenen Veränderungen im Vergleich zum unresezierten Femur auf (Kap. 3.3, 3.4, 4.4). Vergleicht man die Ergebnisse der unverriegelten Revisions-Hüftstiele mit Standard-Hüftstielen, ergeben sich in diesen Ansichten keine signifikanten Unterschiede (Abb. 29b, Kap. 7). Unabhängig von der Ausfertigung der untersuchten Stielverlängerung verlaufen die Dehnungen ventral und dorsal im 99% Konfidenzintervall der teilstrukturierten Standard-Hüftstiele.

Insgesamt wurde mit der biegeweichen, hohl-geschlitzten Verlängerung die beste Annäherung an das Dehnungsmuster des Standard-Hüftstieles bzw. der unresezierten Femora erreicht (Abb. 29a). Unter Berücksichtigung der Streuung der Messwerte ergaben sich ventral und dorsal keine statistisch signifikanten Unterschiede (Abb. 29b, Kap. 7). Der unmittelbare Vergleich der beiden Implantatmodelle diente der Abschätzung der zusätzlichen Einflüsse durch den Nagelstiel. Im klinischen Alltag wird der Einsatz der Implantate durch deren Indikation bestimmt. In Tab. 14 sind die Dehnungsänderungen mit teilstrukturiertem Standard-Hüftstiel und Nagelstiel (Verlängerung hohl-geschlitzt) nochmals angetragen. Im diaphysären Bereich wurde mit den steiferen Stielverlängerungen ein noch ausgeprägteres stress-shielding gesehen (Tab. 13).

Tab. 14: Implantatbedingte Dehnungsreduktionen mit Standard-Hüftstiel (teilstrukturiert) und Nagelstiel (Verlängerung hohl-geschlitzt) medial und lateral auf Höhe des Trochanter minor (MP 1), der jeweiligen Implantatmitten (MP 6 bzw MP 12) der Konusverbindung (MP 9) und der Implantatspitze des Nagelstieles (MP 22). Angabe der Dehnungsänderung in Prozent, bezogen auf die Werte der unresezierten Femora sowie Angabe der einfachen Standardabweichung für die Dehnungsänderung.

Höhe	Dehnungsänderungen medial		Dehnungsänderungen lateral	
	GHE teilstrukt.	hohl-geschlitzt	GHE teilstrukt	hohl-geschlitzt
MP 1	-60 ± 11%	-61 ± 15%	-51 ± 8%	-60 ± 8%
MP 6	-34 ± 7%	-38 ± 9%	-29 ± 4%	-42 ± 7%
MP 9	-10 ± 7%	-24 ± 7%	-17 ± 4%	-26 ± 6%
MP 12	-4 ± 6%	-17 ± 8%	-8 ± 2%	-18 ± 3%
MP 22	-3 ± 6%	-3 ± 4%	-2 ± 7%	-3 ± 7%

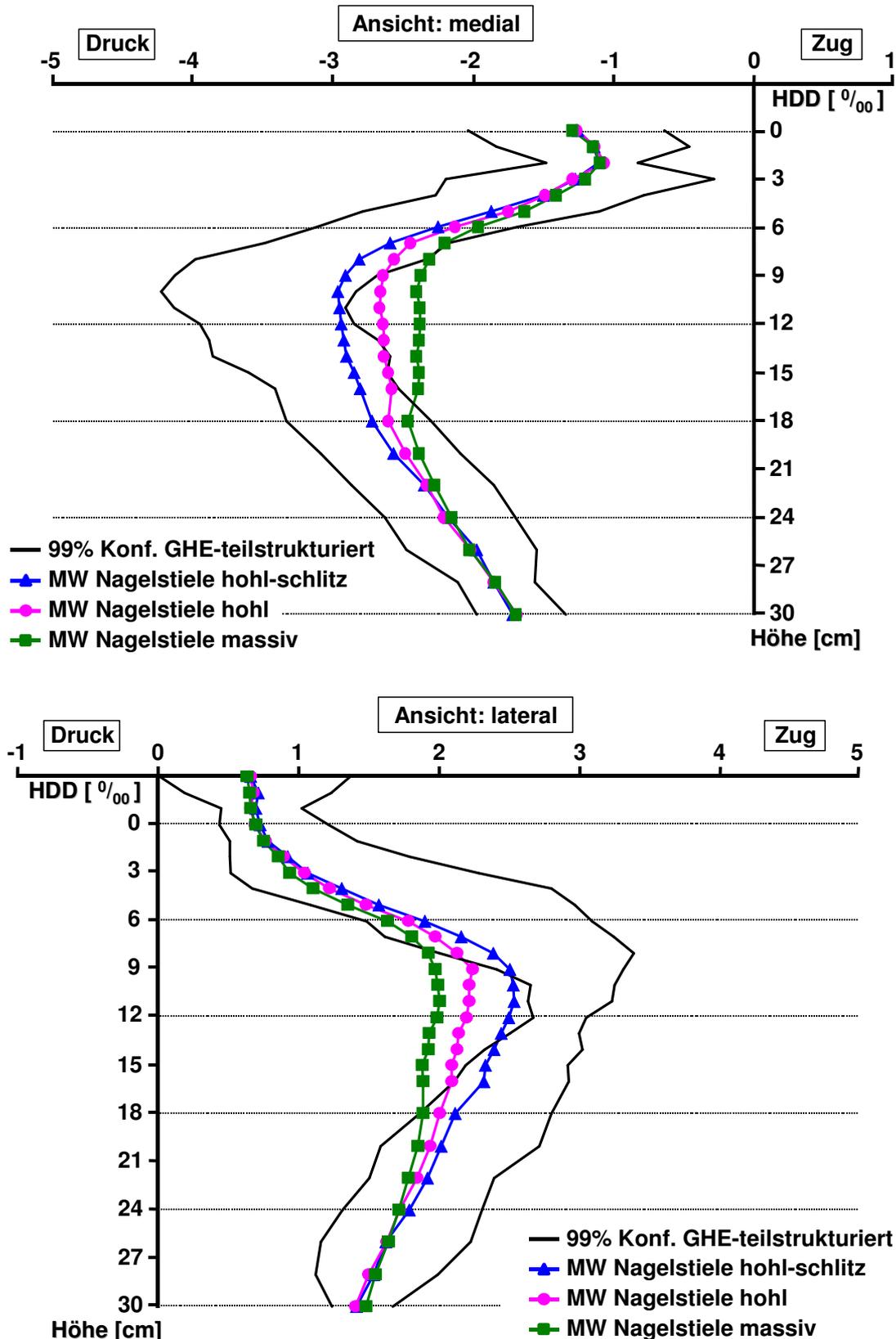


Abb. 29a: Arithmetische Mittelwerte (MW) der Dehnungswerte aller Revisions-Nagelstiele mit hohl-geschlitzter, hohler und massiver Verlängerung (je n=9) ohne Verriegelung. 99% Konfidenzintervall (schwarz) aller Messreihen mit teilstrukturiertem Standard-Hüftstiel (n=9). Ansichten von medial (o.) und lateral (u.). Proximal verlaufen die durchschnittlichen Dehnungen aller Revisionsstiele im Bereich der Standard-Hüftstiele, diaphysäres stress-shielding in Abhängigkeit von der gewählten Stielverlängerung. Ventral, dorsal s. Kap. 7.

4.5.3 Einfluss der Verriegelungsmöglichkeiten

Einfache Verriegelung (a.-p.)

Die Verriegelung dient der temporären axialen und Rotationsstabilisierung [35]. Die Untersuchungen zeigten mit einfacher a.-p. Verriegelung eine Erhöhung der Biegesteifigkeit des Gesamtsystems und damit eine Abnahme der corticalen Dehnungsbeanspruchung medial und lateralseitig. Die Unterschiede waren nicht signifikant, jedoch bei den meisten Messungen als Tendenz feststellbar (Kap. 3.4.4, Abb. 20a) In Tab. 15 sind die Dehnungsveränderungen mit hohlem Nagelstiel (unverriegelt und einfach a.-p. verriegelt) gegenüber den unresezierten Femora dargestellt.

Um die verriegelungsbedingten Änderungen der Dehnungen zu verdeutlichen, wurde in Tab. 16 für alle drei Stielverlängerungen die Differenz der Dehnungsänderungen vor und nach a.-p. Verriegelung berechnet und bezogen auf die Werte der unresezierten Femora (100%) dargestellt. Es wurde jeweils der Mittelwert aus den $n=3$ zur Verfügung stehenden „Paaren“ (verriegelt vs. unverriegelt) gebildet (Kap. 2.6). So lassen sich z.B. für die hohle Stielverlängerung an MP 1 „-3%“ ablesen. Dies bedeutet eine verriegelungsbedingte Abnahme des Dehnungswertes, also Zunahme des stress-shielding um 3% des Ausgangswertes der unresezierten Femora.

Ohne dass sich statistisch signifikant eine Aussage ergab, lassen sich zwei Beobachtungen formulieren. Zum einen war die Dehnungsabnahme durch die Verriegelung am distalen Femur im Bereich der Implantathälfte, also schraubennah, ausgeprägter als proximal (Tab. 16, Abb. 20a). Weiterhin kam es nach Verriegelung mit den biegeweicheren Verlängerungen (hohl, hohl-schlitz) eher zu einer Zunahme des stress-shielding als mit dem massiven Stiel.

In den Ansichten von ventral und dorsal ergaben sich lediglich lokale Veränderungen um die Schrauben (s. unten). Kritisch anzumerken ist an dieser Stelle, dass hier nur $n=3$ Composite-Femora je Stielverlängerung für die Berechnung der Verriegelungseffekte zur Verfügung standen. Die Ergebnisse sind deshalb als Anhaltspunkte zu verstehen. Gleiches gilt für die beispielhafte Darstellung der Dehnungsverläufe in Abb. 20a. Zumindest können die tendenziell feststellbaren Verriegelungseinflüsse auf das globale Dehnungsmuster daraus abgelesen werden.

Tab. 15: Implantatbedingte Dehnungsreduktionen mit hohler Nagelstielverlängerung medial und lateral. Im Vergleich die Werte vor und nach einfacher a.-p. Schraubenverriegelung. Messwerte auf Höhe des Trochanter minor (MP 1), der proximalen Diaphyse (MP 6), der Konusverbindung (MP 9), der Implantatmitte (MP 12) und der Implantatspitze (MP 22). Angabe der Dehnungsänderung in Prozent, bezogen auf die Werte der unresezierten Femora, sowie Angabe der einfachen Standardabweichung für die Dehnungsänderung.

Höhe	Dehnungsänderungen medial		Dehnungsänderungen lateral	
	hohl, unverriegelt	hohl, verriegelt	hohl, unverriegelt	hohl, verriegelt
MP 1	-61 ± 14%	-64 ± 11%	-61 ± 9%	-60 ± 10%
MP 6	-42 ± 10%	-45 ± 10%	-45 ± 8%	-49 ± 4%
MP 9	-31 ± 7%	-34 ± 5%	-34 ± 6%	-35 ± 2%
MP 12	-26 ± 6%	-28 ± 3%	-28 ± 5%	-32 ± 3%
MP 22	-4 ± 5%	-4 ± 5%	-7 ± 9%	-1 ± 2%

Tab. 16: Verriegelungsbedingte prozentuale Dehnungsänderungen mit hohl-geschlitzter, hohler und massiver Nagelstielverlängerung medial und lateral. Angabe des Mittelwertes aus den Differenzen der Dehnungen vor und nach Verriegelung (a.-p., einfach) der jeweiligen Stielverlängerung (n=3). Die Prozentangaben beziehen sich auf den Wert der unresezierten Femora (=100%). Negative Werte bedeuten geringeren Lasttransfer, also zusätzliches stress-shielding nach Verriegelung. Messwerte auf Höhe des Trochanter minor (MP 1), der proximalen Diaphyse (MP 6), der Konusverbindung (MP 9), der Implantatmitte (MP 12) und der Implantatspitze (MP 22).

Höhe	medial			lateral		
	schlitz	hohl	massiv	schlitz	hohl	massiv
MP 1	±0%	-3%	3%	-1%	+1%	6%
MP 6	-6%	-2%	1%	-5%	-4%	1%
MP 9	-1%	-2%	0%	-2%	-1%	-1%
MP 12	-5%	±0%	-1%	-5%	-5%	-3%
MP 22	9%	1%	-4%	-3%	-3%	-3%

Lokale Einflüsse durch die Verriegelungsbolzen wurden nur am schraubennächsten Messpunkt und überwiegend bei einfacher Verriegelung beobachtet (Abb. 20b, Kap. 3.4.4, 3.4.5; Abb. 30). Das Aufbringen der Last führte zu einem Verklemmen der Verriegelungsschraube. Entsprechend war ein Ausdrehen der Schraube unter Last nicht möglich. Dies legt eine örtliche Lastübertragung, zumindest in begrenztem Ausmaß nahe.

Die nächsthöher bzw. tiefer gelegenen Messpunkte blieben davon weitgehend unberührt (Abb. 20b). Eine zusätzliche proximale Entlastung, wie prinzipiell bei distaler Implantatfixierung zu befürchten, trat nicht auf (Tab. 15) [91, S.560].

An dieser Stelle ist nochmals anzuführen, dass die Schrauben keinen direkten Kontakt zur photoelastischen Beschichtung hatten und durch das Bohren keine weiterreichenden Schäden an der Schicht entstanden (Abb. 30, Bild 1). Beides kann lokale Verzerrungen des Spannungsmusters provozieren. Die typischerweise auftretenden Randspannungen an der Schicht („Bohrlochmethode“) sind davon abzugrenzen und beeinflussten die Messungen nicht (Abb. 30, Bild 2b).

In Abb. 30 (Bild 3) sind zudem die Auswirkungen eines proximalen Lagerschadens und die daraus resultierende erhöhte Lasteinleitung über die Bolzen dargestellt. Diesbezüglich ist auf Kap. 4.5.4 zu verweisen.

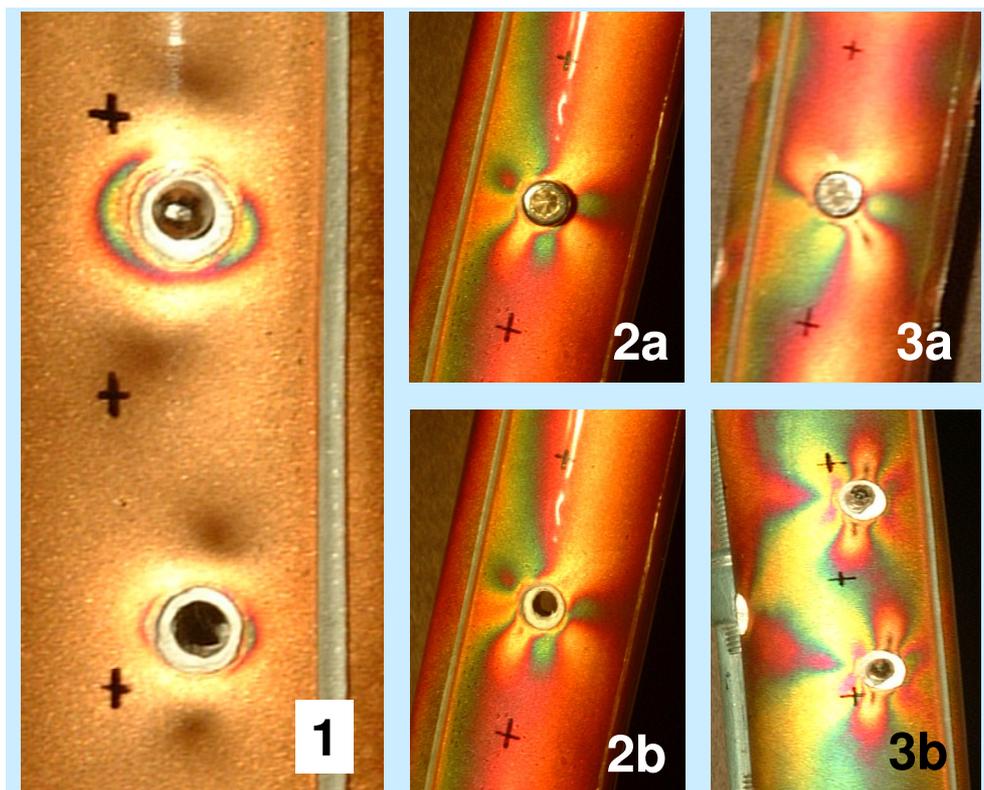


Abb. 30: Lokale Einflüsse der Schraubenverriegelungen auf das Dehnungsmuster.

Bild 1: Am unbelasteten Femur diskrete Spannungen um das unbesetzte (unten) und das besetzte (oben) Bohrloch.

Bild 2: Femur unter Last mit Nagelstiel (hohl) proximal fest. Keine Dehnungsänderungen zwischen verriegeltem (2a) und unverriegeltem (2b) Zustand.

Bild 3: Bei proximal lockerem Implantat zeigt sich ein erheblich verändertes Dehnungsmuster um die Schrauben (2a = fest versus 3a = locker). Bei proximal lockerem Implantat führt auch die doppelte Schraubenverriegelung zu ausgeprägten örtlichen Dehnungsänderungen (3b), zu Kap. 4.5.4.

Mehrfache Verriegelung (a.-p., m.-l.)

Die weitere Besetzung der Verriegelungspositionen erbrachte weder statistisch fassbare noch gerichtete tendenzielle Veränderungen zur Einfachverriegelung. Lediglich an einzelnen Femora zeigten sich örtlich unregelmäßige Dehnungsverläufe in den vier Seitenansichten auf Höhe der einliegenden Schrauben. Diese Dehnungsänderungen waren im Vergleich zur Einfachverriegelung eher flacher und langstreckiger (Abb. 21, Kap. 3.4.5).

Die Wechsel der zweiten und dritten Schraube ließen sich bei proximal intaktem Lager sogar unter Belastung problemlos durchführen. Unter diesen Bedingungen mit statischen Lastverhältnissen führte eine zwei- oder dreifache Verriegelung zu keiner weiteren axialen oder Rotationsstabilisierung. Weder ohne noch mit Verriegelung wurde in den vorliegenden Untersuchungen ein Implantatversatz durch die Torsion gesehen, Mikrobewegungen wurden allerdings nicht gemessen.

Im Hinblick auf die Verriegelungseffekte führten Mahomed et al. Versuche mit einem Spotorno-Schaft (Protek, Warschau) an Humanfemora durch. Mit zweifacher Verriegelung und ohne Verriegelung wurden die versorgten Knochen zyklisch axialer und Torsionsbelastung unterworfen und der Weg- bzw. Winkelversatz gemessen. Trotz proximal intaktem Knochen ergab sich durch die Verriegelung eine signifikante Reduktion der Axialbewegungen mit einem Anstieg der Axialsteifigkeit von 230% [58, S.131]. Dies spiegelte sich in der vorliegenden Studie nur in Form von tendenziell erhöhtem stress-shielding wider. Ein „Durchschneiden“ der Schrauben, wie von Mahomed et al. an Humanfemora bei Momenten um 20 Nm beobachtet, trat nicht andeutungsweise auf. [58, S.132]. Mahomed et al. brachten das Moment allerdings zyklisch auf und ohne begleitende Axiallast.

Zusammenfassend ergab sich in der vorliegenden Studie bei proximal gut verankerten Revisions-Nagelstielen kein Unterschied zwischen einfacher und mehrfacher Verriegelung. Für den klinischen Einsatz ist zu berücksichtigen, dass das Lager bei Revisionen meist geschädigt ist. Zudem liegt eine dynamische Belastungsform vor, bei der sich Richtung und Betrag der Hüftgelenkresultierenden im Gangzyklus ändern [3; 4]. Es ist daher anzunehmen, dass klinisch eine mehrfache Verriegelung deutlichere Stabilitätsvorteile aufweist, als im Experiment beobachtet. Unterstützt wird dies durch die Beobachtung von Schraubenbrüchen bei ähnlich konzipierten Revisions-Endoprothesen [78, S.727]. Bolzenbrüche wurden auch mit

dem BiCONTACT Revisionsstiel (Braun, Sempach) beschrieben [19, S.270] und sind insbesondere bei schlecht reponierten Marknagelosteosynthesen ein bekanntes Phänomen. Zudem lässt die regelmäßige, wenn auch geringe Prothesensinterung nach Entfernung der Verriegelungsbolzen auf deren Biegebeanspruchung in situ rückschließen [19, S.268]. Örtliche Corticalishypertrophie als Reaktion auf den distal betonten und von den Bolzen mitgetragenen Lastfluss wurden u.a. bei Gamma-Nägeln beobachtet [36, S.182].

4.5.4 Einfluss des proximalen Lagerschadens

Mit dem modellhaften Setzen eines proximalen Lagerschadens sollten vor allem die Schraubenverriegelungen und deren Bedeutung für die Biegesteifigkeit des Implantat-Knochen-Systems unter veränderten ossären Bedingungen geprüft werden.

Die Ergebnisse zeigten ein deutlich erhöhtes stress-shielding medial- und lateralseitig. Dabei fiel auf, dass auf die proximalsten Femuranteile medial mehr Last übertragen wurde als z.B. im Diaphysenbereich. Beispielhaft ist dies in Abb. 31a gezeigt. Die Beobachtungen legen folgende Erklärung nahe. Mit nur distaler Verankerung kommt es zu einer Biegung des freischwingenden proximalen Implantatanteils durch die eingeleitete Hüftkraft (2,4kN). Dies führt zu einem Abstützen der Prothese in der Metaphyse und damit zu tendenziell höheren Dehnungswerten an der medialen Corticalis als mit den festsitzenden Implantaten. Die prozentualen Unterschiede der mittleren Dehnungswerte zwischen festsitzendem und proximal lockerem Nagelstiel sind in Tab. 17 aufgeführt.

An der proximal diaphysären Femurcorticalis waren die Dehnungswerte in der Defektsituation medial und lateral um 14-27% geringer, aufgrund des schlechten Implantat-Knochen-Kontaktes. Lediglich auf Höhe der Bolzenverriegelungen zeigte sich ein Dehnungsanstieg im Vergleich zum intakten Knochen (Abb. 30, Bild 3, Abb. 31a). Es erfolgte ein Teil der Lastübertragung durch die Bolzen. Der Verlauf dieses Dehnungsanstiegs war sprunghafter und deutlicher als am intakten Femur (Abb. 20, 31a).

Ventral-proximal entfiel durch den fehlenden Formschluss die beobachtete erhöhte Lasteinleitung im Vergleich zum unresezierten Knochen, ebenso traten dorsal-diaphysär geringere Dehnungen auf (Abb. 31b, Kap. 7).

Für jede mögliche Schraubenzahl (1 bis 3) wurde eine Vermessung der Femora vorgenommen. Die Anzahl der liegenden Schrauben führte aufgrund der größeren Streuung der Messwerte und der geringen Probenzahl ($n=3$) aber zu keinen signifikanten Veränderungen des Spannungsmusters oder des stress-shielding. Die größere Streubreite resultierte unter anderem aus der sicher nicht ganz identischen Lagerschädigung trotz Verwendung einer Implantatraspel. Für den klinischen Einsatz unter dynamischen Lastbedingungen ist trotzdem von einer entscheidenden Rolle der Verriegelung auszugehen.

Bei den durchgeführten Versuchen mit proximaler Defektsituation wurde die liegende Einzelschraube (a.-p.) durch die axiale Kraftkomponente und Implantatbewegung verbogen. Mit zweifacher Verriegelung hielten die Bolzen der Belastung ohne Verbiegen stand. Die jeweils zweite Schraube konnte allerdings nicht wie bei intaktem Lager unter Belastung gewechselt werden (Kap. 4.5.3). Lediglich bei zwei liegenden Schrauben ließ sich die dritte unter Last ein- und ausdrehen. Entsprechend wurden um die Schrauben stärkere Verzerrungen des örtlichen Dehnungsmusters registriert als bei proximal intaktem Lager (Abb. 30, 31a, 31b).

Die Beobachtungen unterstreichen die Bedeutung des proximalen Lasttransfers. Auch die verminderte Fähigkeit, der oft greisen Patienten, das betroffene Bein zu entlasten, setzt eine ausreichende Primärbelastbarkeit der Arthroplastik voraus. Kommt es zum Bolzenbruch vor ausreichender metaphysärer Knochenkonsolidierung, besteht die Gefahr einer erheblichen Implantatsinterung oder Refraktur. Ein weiteres bekanntes Problem bei distal verankertem Implantat mit lockerem proximalen Anteil ist der Dauerschwingbruch der Prothese [19, S.268].

Zusammenfassend ergibt sich aus den vorliegenden biomechanischen Untersuchungen für die geprüften Revisions-Nagelstiele folgender Schluss. Bei ausgedehnten Lagerschäden empfiehlt sich im Hinblick auf Schraubenbrüche und Vermeidung hoher punktueller Belastungen die Mehrfachverriegelung und eventuell eine Implantatstabilisierung durch zusätzliche Defektfüllung z.B. mittels Spongiosaplastik [21, S.133; 27, S.185ff.].

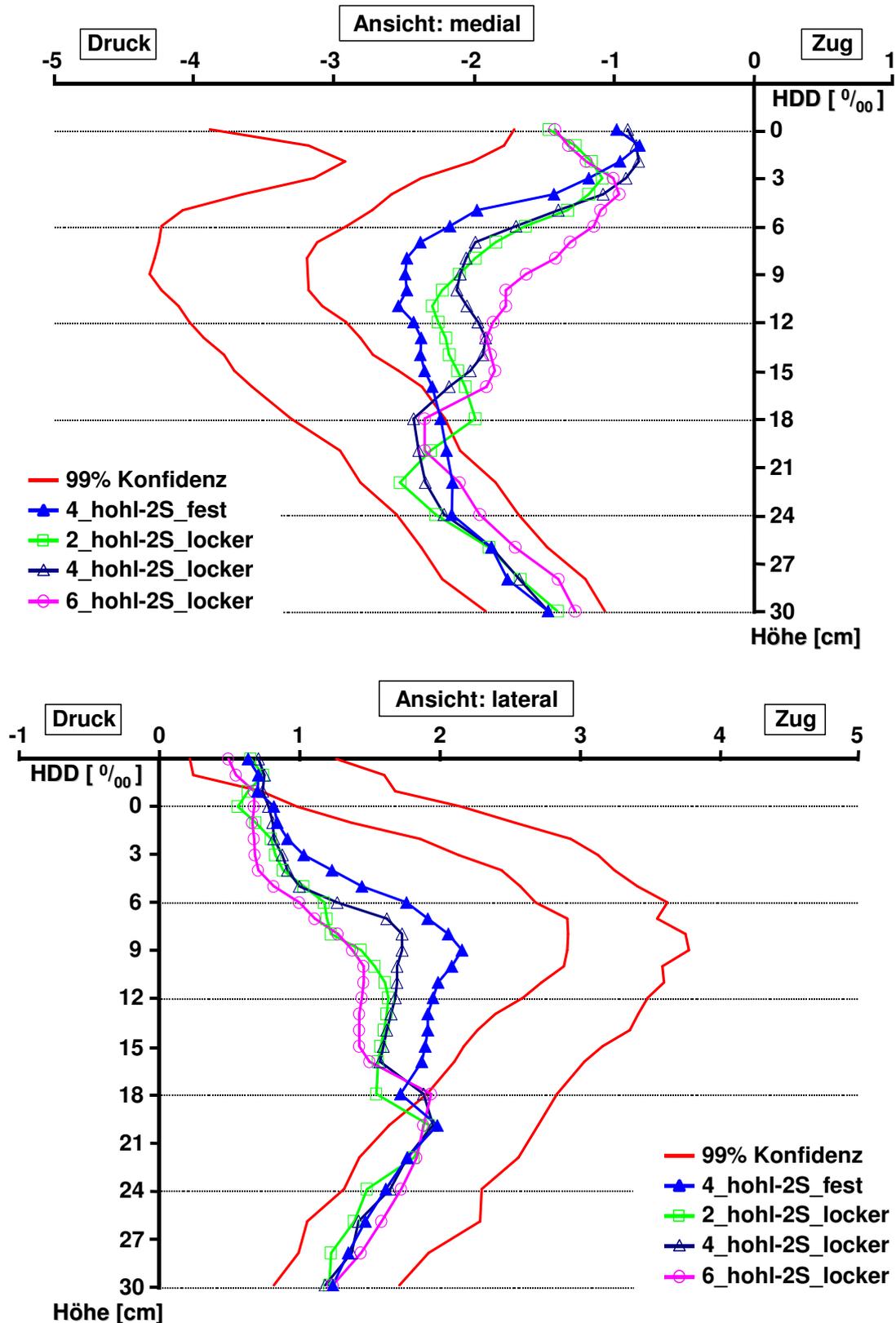


Abb. 31a: Dehnungsmuster nach Implantation eines Revisions-Hüftstieles (Verlängerung hohl) zweifach verriegelt („2S“), in ein intaktes Femur (Nr. 4 „fest“) und drei Femora mit proximalem Lagerschaden (Nr. 2, 4, 6 „locker“). 99% Konfidenzintervall der unresezierten Femora (rot). Medial (o.) und lateral (u.) diaphysär insgesamt ausgeprägteres stress-shielding bei Lagerschaden. Proximal-medial weitgehend unveränderte Dehnungen durch Implantatabstützung. Ventral, dorsal s. Kap. 7

Tab. 17: Durchschnittliche Änderungen der Beträge der Dehnungswerte mit festem und proximal lockerem Implantat. Im Vergleich je drei Nagelstiele, Verlängerung hohl, zweifach verriegelt (m.-l.). Negative Werte bedeuten geringeren Lasttransfer, also erhöhtes stress-shielding nach Setzen des Lagerschadens, positive Werte Dehnungszunahme. Prozentuale Veränderungen beziehen sich auf den Mittelwert der festsitzenden Implantate. Messwerte auf Höhe des Trochanter minor (MP 1), der proximalen Diaphyse (MP 6), der Konusverbindung (MP 9), der Implantatmitte (MP 12) und der Implantatspitze (MP 22).

Höhe	Dehnungsänderungen medial	Dehnungsänderungen lateral
MP 1	+24%	-2%
MP 6	-16%	-27%
MP 9	-15%	-24%
MP 12	-16%	-14%
MP 22	+13%	+5%

4.4 Humanfemur

Die Ergebnisse zeigten für das unresezierte Femur einen corticalen Dehnungsverlauf im Bereich der Composite-Knochen mit Ausnahme der Ansicht von dorsal (Kap. 3.5). Die vorliegende Studie bestätigt damit Untersuchungen, die Composite-Femora für das gewählte Studiendesign als geeignet beschrieben [11,38]. Die Resultate wurden bereits vorgestellt (Kap. 2.1.1, Kap. 4.2.1).

Im Schaftbereich dorsal wurden distal des MP 10 zwischen 31% und 51% geringere Dehnungen gemessen (Abb. 23b). Die wahrscheinlichste Ursache ist die unterschiedliche Geometrie der Femurquerschnitte. Während das Composite-Femur einen praktisch runden, leicht ovalären Querschnitt besitzt, weist das Humanfemur eine ausgeprägte *linea aspera* und einen eher tropfenförmiger Querschnitt auf. Dicht entlang dieser Knochenlamelle verliefen die Messpunkte. Die geringeren Dehnungen lassen sich damit erklären und traten reproduzierbar auch mit einliegendem Implantat auf (Abb. 23b).

In den Ansichten von medial und lateral zeigte sich eine stärkere Krümmung der Dehnungskurve, jedoch mit Messwerten im 99% Konfidenzintervall der unresezierten Composite-Femora. Als ursächlich ist der etwas schlankere Bau des Humanfemur anzusehen. Die Composite-Femora orientieren sich an einem Europäer mit 183 cm Körpergröße und 90 kg Gewicht gegenüber 179 cm und 81 kg beim verwendeten Leichenfemur.

Für die angestellten Vergleiche der Dehnungswerte nach Prothesenimplantation dient im folgenden der jeweils unresezierte Knochentyp als Grundlage. Dabei wurde in das Humanfemur nur der Standard-Hüftstiel eingebracht, weil aufgrund der Krümmung der Diaphyse in der Sagittalebene eine Nagelstielimplantation der gewählten Länge nicht möglich war. An dieser Stelle ist zu erwähnen, dass die photoelastische Beschichtung den hartnäckigen Implantationsversuchen, bis zum Bruch des Ausschlaginstrumentariums, ohne Abheben oder Abplatzen standhielt.

Die Tab. 18 enthält einen Überblick zum medialen und lateralen stress-shielding am humanen und Composite-Femur nach Implantation des Pinguin-Hüftstieles. Bei nur einem verwendeten Leichenfemur und den bekannt hohen interindividuellen Streuungen lassen sich die Daten nur qualitativ vergleichen [11, S.533]. Das am Leichenfemur ebenfalls deutliche stress-shielding steht in guter Übereinstimmung mit

den Literaturangaben vergleichbarer Untersuchungen, die von Dehnungsreduktionen am proximalen Femur zwischen 30% und 65% berichten [43, S.343; 51, S.300; 105, S.622-626; 106, S.76]. Eine mögliche Ursache für die höheren Dehnungswerte am Humanfemur könnte die geringere Distanz zwischen Implantat und Corticalis sein. Am schlankeren Humanfemur wurde mit der Endoprothese gleicher Größe eine höhere Füllung gegenüber dem Composite-Femur erreicht, unter Umständen führte dies zu einer direkteren Lastübertragung.

Ventralseitig wurde auf Höhe der Implantatmitte ein Dehnungsanstieg zwischen 26% und 30% gesehen. Dies wurde an den Composite-Femora ebenfalls beobachtet und in der Literatur auch mit anderen vergleichbaren Prothesenmodellen gesehen (Kap. 4.4). Ursache scheint eine Lastübertragung durch die Implantatkrümmung zu sein [43, S.343].

Dorsal waren die Dehnungen aus den oben angeführten Gründen diaphysär auch mit Implantat vergleichsweise gering. Trotz des nur einzelnen Humanfemur bestätigten sich insgesamt die Ergebnisse der Composite-Femora. Somit ließen sich die durchgeführten Untersuchungen weiter validieren.

Tab. 18: Durchschnittliche Änderungen der Beträge der Dehnungswerte mit teilstrukturiertem Hüftstiel am humanen und Composite-Femur. Messwerte auf Höhe des Trochanter minor (MP 1), der Implantat-Viertelgrenzen (MP 3, 6, 9) und der Implantatspitze (MP 12) in den Ansichten medial und lateral. Angabe der Dehnungsänderung in Prozent, ausgehend vom Messwert der jeweils unresezierten Knochentypen.

Höhe	Dehnungsänderungen medial		Dehnungsänderungen lateral	
	human	Composite	human	Composite
MP 1	-40%	-59%	-41%	-55%
MP 3	-42%	-60%	-25%	-49%
MP 6	-13%	-39%	-22%	-30%
MP 9	-8%	-14%	-18%	-18%
MP 12	-2%	-5%	-9%	-9%

5 Zusammenfassung

Die vorliegende biomechanische Studie beschäftigte sich mit den Auswirkungen einer endoprothetischen Versorgung mit zementlosen Standardhüftstielen und Revisions-Nagelstielen auf die Lastübertragung auf das Femur. Für diese Untersuchungen wurde auf der Basis zahlreicher Literaturstellen zu verwandten Fragestellungen ein geeignetes und möglichst realitätsnahes Modell geschaffen. Die gewählten Lastbedingungen berücksichtigten mehr Kräfte als viele andere Studien und zeigten eine gute Übereinstimmung auch mit komplexen rechnergestützten Modellen. Die versuchsweise Ergänzung weiterer Faktoren (z.B. Adduktorenzüge) ergab keine erkennbare Verbesserung der Aussagekraft. Mit der Verwendung von Composite-Femora und der photoelastischen Messmethode wurde auf validierte Materialien und Techniken zurückgegriffen, um die bestmögliche Reproduzierbarkeit zu erreichen. Zur Bestätigung der Messergebnisse wurden diese schließlich am Leichenfemur überprüft. Gleichzeitig ließ sich zeigen, dass sich die verwendete Methode auch am Humanpräparat zu Messzwecken eignet und weiterführende Untersuchungen sinnvoll durchführbar sind.

Die Ergebnisse zusammenfassend betrachtet, reiht sich der GHE-Standardhüftstiel in die berichteten experimentellen Daten anderer klinisch erfolgreicher Implantate ein. Die Revisions-Nagelstiele verursachen ausgeprägtere Veränderungen der Lastübertragung. Diese wirken sich überwiegend auf den diaphysären Femuranteil aus, während am proximalen Femur mit allen Implantaten vergleichbares stress-shielding registriert wird. Mit einer biegeweichen Stielverlängerung lässt sich auch der Versteifungseffekt im diaphysären Bereich reduzieren. Ohne die auftretenden Mikrobewegungen und deren Einfluss auf die ossäre Integration zu berücksichtigen, scheint der Nagelstiel unter Berücksichtigung der Indikation ein biomechanisch sinnvolles Implantat. Dies gilt insbesondere, wenn langfristig ein weiterer Wechsel nach knöcherner Konsolidierung auf ein Standardimplantat erspart bleiben soll. Bei der Implantation der Revisions-Hüftstiele empfiehlt sich nach den Ergebnissen der vorgestellten Untersuchungen die mindestens zweifache Verriegelung im Hinblick auf die axiale Stabilisierung und Rotationssicherung.

Die im Vorfeld formulierten Hypothesen werden nach Vorstellung der Resultate nun auf Basis dieser Studie geprüft.

Hypothese 1

*Alle Implantate führen zu signifikanten Veränderungen des Dehnungsmusters verglichen mit dem unresezierten Femur. **Angenommen.***

Alle Implantate führten zu signifikanten Veränderungen des Dehnungsmusters.

Hypothese 2

*Lastübertragung und corticales Dehnungsmuster unterscheiden sich in Abhängigkeit von der Ausdehnung der Oberflächenstruktur der Standard-Hüftstiele. **Abgelehnt.***

Im Prüfmodell für den unmittelbar postoperativen Zustand ergaben sich weder signifikante noch tendenzielle Unterschiede.

Hypothese 3

*Revisions-Nagelstiele verursachen signifikante Dehnungsänderungen verglichen mit den Standard-Hüftstielen. **Angenommen.***

Schwerpunkt der Unterschiede ist der diaphysäre Bereich.

Hypothese 4

*Biegeweichere Stielverlängerungen reduzieren stress-shielding Effekte gegenüber steiferen Verlängerungen. **Angenommen.***

Der biegeweichste Stiel reduzierte vor allem das diaphysäre stress-shielding.

Hypothese 5

Die verschiedenen Verriegelungsvarianten führen zu unterschiedlichen Dehnungsmustern.

Abgelehnt für das proximal intakte Femur.

Angenommen für eine proximale Defektsituation.

Hypothese 6

Mehrfache Implantatwechsel schädigen das Lager und führen zu Änderungen des Dehnungsmusters.

Abgelehnt für das Composite-Femur.

Am Humanfemur wurde keine Revisionsituation vermessen.

6 Literatur

- [1] Bader R, Steinhauser E, Rechl H, Siebels W, Mittelmeier W, Gradinger R. Kohlenstofffaserverstärkte Kunststoffe als Implantatwerkstoff. *Orthopäde* 32 (2003) 32-40
- [2] Bassam AM, Meek RMD, Duncan CP. Periprosthetic fractures evaluation and treatment. *Clin Orthop* 420 (2004) 80-95
- [3] Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, Graichen F, Rohlmann A, Strauss JM, Duda GN. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J Biomech* 34 (2001) 859-871
- [4] Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *J Biomech* 26 (1993) 969-990
- [5] Birnbaum K, Siebert CH, Pandorf T, Schopphoff E, Prescher A, Niethard FU. Anatomical and biomechanical investigations of the iliotibial tract. *Surg Radiol Anat* 26 (2004) 433-446
- [6] Bojescul JA, Xenos JS, Callaghan JJ, Savoy CG. Results of porous-coated anatomic total hip arthroplasty without cement at fifteen years. *J Bone Joint Surg* 85A (2003) 1079-1083
- [7] Brand RA, Pedersen DR, Davy DT, Kotzar GM, Heiple KG, Goldberg VM. Comparison of hip force calculations and measurements in the same patient. *J Arthroplasty* 9 (1994) 45-51
- [8] Chareancholvanich K, Bourgeault CA, Schmidt AH, Gustilo RB, Lew WD. In vitro stability of cemented and cementless femoral stems with compaction. *Clin Orthop* 394 (2002) 290-302
- [9] Cristofolini L. A Critical Analysis of Stress Shielding Evaluation of Hip Prostheses. *Critical Reviews in Biomedical Engineering* 25 (1997) 409-483
- [10] Cristofolini L, Capello A, Toni A. Experimental errors in the application of photoelastic coatings of human femurs with uncemented hip stems. *Strain* 30 (1994) 95-103
- [11] Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, Toni A. Mechanical validation of whole bone composite femur models. *J Biomech* 29 (1996) 525-535
- [12] Cristofolini L, Viceconti M, Toni A, Giunti A. Influence of thigh muscles on the axial strains in a proximal femur during early stance in gait. *J Biomech* 28 (1995) 617-624
- [13] Davy DT, Kotzar GM, Brown RH, Heiple KG, Goldberg VM, Heiple KG, Berilla J, Burstein AH. Telemetric force measurements across the hip after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 70 (1988) 45-50

-
- [14] Della Valle CJ, Paprosky WG. The middle-aged patient with hip arthritis. *Clin Orthop* 405 (2002) 101-107
- [15] Doehring TC, Rubash HE, Dore DE. Micromotion measurements with hip center and modular neck length alterations. *Clin Orthop* 362 (1999) 230-239
- [16] Doria C, De Santis V, Falcone G, Proietti L, De Santis E. Osseointegration in hip prostheses: experimental study in sheep. *Int Orthop* 27 (2003) 272-277
- [17] Dorr LD, Lewonowski K, Lucero M, Harris M, Wan Z. Failure mechanisms of Anatomic Porous Replacement I cementless total hip replacement. *Clin Orthop* 334 (1997) 157-167
- [18] Duda GN, Heller M, Albinger J, Schulz O, Schneider E, Claes L. Influence of muscle forces on femoral strain distribution. *J Biomech* 31 (1998) 841-846
- [19] Eingartner C, Volkmann R, Winter E, Stoll B, Weise K, Weller S. Die Marknagelung periprothetischer Frakturen mittels Verriegelungsprothese. *Akt Traumatol* 33 (2003) 267-271
- [20] Elke R. Partikelkrankheit. Ist die Tribologie ein Thema in der Revisionschirurgie? *Orthopäde* 30 (2001) 258-265
- [21] Emerson RH. Proximal ingrowth components. *Clin Orthop* 420 (2004) 130-134
- [22] Engh CA, Hooten JP, Zettl-Schaffer KF, Ghaffarpour M, McGovern TF, Bobyn JD. Evaluation of bone ingrowth in proximally and extensively porous-coated anatomic medullary locking prostheses retrieved at autopsy. *J Bone Joint Surg Am* 77 (1995) 903-910
- [23] Engh CA, O'Connor D, Jasty M, McGovern TF, Bobyn JD, Harris WH. Quantification of implant micromotion, strain shielding and bone resorption with porous-coated anatomic medullary locking femoral prostheses. *Clin Orthop* 285 (1992) 13-29
- [24] Fessler H. Load distribution in a model of a hip joint. *J Bone Joint Surg* 39B (1957) 145-153
- [25] Finlay JB, Chess DG, Hardie R, Rorabeck CH, Bourne RB. An Evaluation of Three Loading Configurations for the In Vitro Testing of Femoral Strains in Total Hip Arthroplasty. *J Orthop Res* 9 (1991) 749-759
- [26] Free SA, Delp SL. Trochanteric transfer in total hip replacement: effects on the moment arms and force-generating capacities of the hip abductors. *J Orthop Res* 14 (1996) 245-250
- [27] Gamradt SC, Lieberman JR. Bone graft for revision hip arthroplasty. Biology and future applications. *Clin Orthop* 417 (2003) 183-194

-
- [28] Gibbons CER, Davies AJ, Amis AA, Olearnik H, Parker BC, Scott JE. Periprosthetic bone mineral density changes with femoral components of differing design philosophy. *Int Orthop* 25 (2001) 89-92
- [29] Glassman AH. Exposure for revision. Total hip replacement. *Clin Orthop* 420 (2004) 39-47
- [30] Glisson RR, Musgrave DS, Graham RD, Vail TP. Validity of photoelastic strain measurement on cadaveric proximal femora. *J Biomech Eng* 122 (2000) 423-429
- [31] Glitsch U, Baumann W. The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity. *J Biomech* 30 (1997) 1123-1131
- [32] 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* 17 (2002) 267-273
- [33] Gottschalk F, Kourosch S, Leveau B. The functional anatomy of tensor fasciae latae and gluteus medius and minimus. *J Anat* 166 (1989) 179-189
- [34] Gruner A, Hockertz T, Reilmann H. Die periprothetische Fraktur. *Unfallchirurg* 107 (2004) 35-49
- [35] Hansen M, Degreif J, Runkel M, Vogel N, Rommens PM. Die Versorgung von Femurfrakturen bei Hüftendoprothese. Erste Ergebnisse mit einem elastisch stielverlängerten Prothesenschaft. *Unfallchirurgie* 24 (1998) 154-161
- [36] Hardy DCR, Drossos K. Slotted intramedullary hip screw nails reduce proximal mechanical unloading. *Clin Orthop* 406 (2003) 176-184
- [37] Harvey EJ, Bobynd JD, Tanzer M, Stackpool GJ, Krygier JJ, Hacking SA. Effect of flexibility of the femoral stem on bone-remodeling and fixation of the stem in a canine total hip arthroplasty model without cement. *J Bone Joint Surg Am* 81 (1999) 93-107
- [38] Heiner AD, Brown TD. Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias. *J Biomech* 34 (2001) 773-781
- [39] Heller MO, Bergmann G, Deuretzbacher G, Dürselen L, Pohl M, Haas NP, Duda GN. Musculo-skeletal loading conditions during walking and stair climbing. *J Biomech* 34 (2001) 883-893
- [40] Herberts P, Malchau H. Long-term registration has improved the quality of hip replacement. A review of the Swedish THR Register comparing 160,000 cases. *Acta Othop Scand* 71 (2000) 111-121
- [41] Hirakawa K, Jacobs JJ, Urban R, Saito T. Mechanisms of failure of total hip arthroplasty. Lessons learned from retrieval studies. *Clin Orthop* 420 (2004) 10-17

-
- [42] Hua J, Walker PS. A comparison of cortical strains after cemented and press-fit proximal and distal femoral replacement. *J Orthop Res* 10 (1992) 739-744
- [43] Hua J, Walker PS. Closeness of fit of uncemented stems improves the strain distribution in the femur. *J Orthop Res* 13 (1995) 339-346
- [44] Huggler AH, Jacob HAC. Zur funktionellen Bedeutung des Tractus iliotibialis. *Z Orthop.* 121 (1983) 44-46
- [45] Huiskes R, Weinans H, van Rietbergen B. The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials. *Clin Orthop* 274 (1992) 124-134
- [46] Incavo SJ, Johnson CC, Churchill DL, Beynnon BD. Bending stiffness, torsional stability, and insertion force of cementless femoral stems. *Am J Orthop* 30 (2001) 323-327
- [47] Jasty M, Henshaw RM, O'Connor DO, Harris WH. High assembly strains and femoral fractures produced during insertion of uncemented femoral components. A cadaver study. *J Arthroplasty* 8 (1993) 479-487
- [48] Jasty M, Krushell R, Zalenski E, O'Connor D, Sedlacek R, Harris W. The contribution of the nonporous distal stem to the stability of proximal porous-coated canine femoral components. *J Arthroplasty* 8 (1993) 33-41
- [49] Judet J, Judet R. The use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint. *J Bone Joint Surg* 32B (2) (1950) 166-173
- [50] Kessler S, Kinkel S, Käfer W, Puhl W. Revisionshüftendoprothetik: Wie beeinflussen der metaphysäre Prothesenaufsitz, der diaphysäre Formschluss und der 3-Punkte-Schaftkontakt das postoperative Sinterungsverhalten eines zementfreien Revisionsgeradschaftes? *Z Orthop* 140 (2002) 595-602
- [51] Kim YH, Kim JS, Cho SH. Strain distribution in the proximal human femur. An in vitro comparison in the intact femur and after insertion of reference and experimental femoral stems. *J Bone Joint Surg Br* 83 (2001) 295-301
- [52] Komistek RD, Stiehl JB, Dennis DA, Paxson RD, Soutas-Little RW. Mathematical model of the lower extremity joint reaction forces using Kane's method of dynamics. *J Biomech* 31 (1998) 185-189
- [53] Kotzar GM, Davy DT, Berilla J, Goldberg VM. Torsional loads in the early postoperative period following total hip replacement. *J Orthop Res* 13 (1995) 945-955
- [54] Kratzer A, Löhr JF. Frühlockerung von Hüftgelenkendoprothesen. *Dtsch Arztebl* 100 (2003) 621-626
- [55] Laine HJ, Puolakka TJS, Moilanen T, Pajamäki KJ, Wirta J, Lehto MUK. The effects of cementless femoral stem shape and proximal surface texture on "fit

- and fill" characteristics and on bone remodelling. *Int Orthop (SICOT)* 24 (2001) 184-190
- [56] Löhr JF, Schütz U, Zünd T, Drobny T, Munzinger U. Mittelfristige Ergebnisse mit einem Hüftschafftrevisionsystem. *Orthopäde* 30 (2001) 304-309
- [57] Lu TW, Taylor SJG, O'Connor JJ, Walker PS. Influence of muscle activity on the forces in the femur: an in vivo study. *J Biomech* 30 (1997) 1101-1106
- [58] Mahomed N, Schatzker J, Hearn T. Biomechanical Analysis of a distally interlocked press-fit femoral total hip prosthesis. *J Arthroplasty* 8 (1993) 129-132
- [59] Malchau H, Herberts P, Garellik G, Söderman P, Eisler T. Prognosis of total hip replacement. Update of results and risk-ratio analysis for revision and re-revision from the swedish national hip arthroplasty register 1979-2000. 69th Annual Meeting of the American Academy of Orthopedic Surgeons, Feb 13-17 Dallas, USA (2002) 1-16
- [60] Masonis JL, Bourne RB. Surgical approach, abductor function and total hip arthroplasty dislocation. *Clin Orthop* 405 (2002) 46-53
- [61] McKnee GK. Development of total prosthetic replacement of the hip. *Clin Orthop* 72 (1970) 85-103
- [62] McKellop H, Ebramzadeh E, Niederer G, Sarmiento A. Comparison of the stability of press-fit hip prosthesis femoral stems using a synthetic femur model. *J Orthop Res* 9 (1991) 297-305
- [63] McNamara BP, Cristofolini L, Toni A, Taylor D. Relationship between bone prosthesis bonding and load transfer in total hip reconstruction. *J Biomech* 30 (1997) 621-630
- [64] Measurements Group, Inc, 1992. Anweisung zum Gießen, Bearbeiten und Aufkleben spannungsoptischer Schichten. Measurements Group Tech Note TN 240
- [65] Mittelmeier W, Grundei H, Gradinger R. Hüft-Endoprothesenwechsel – präoperative Planung. *Med Orth Tech* 117 (1997) 121-125
- [66] Mittelmeier W, Grunwald I, Schäfer R, Grundei H, Gradinger R. Zementlose Endoprothesenverankerung mittels trabekulären, dreidimensional interkonnektierenden Oberflächenstrukturen. *Orthopäde* 26 (1997) 117-124
- [67] Musgrave DS, Glisson RR, Graham RD, Guilak F, Vail TP. Effects of coronally slotted femoral prostheses on cortical bone strain. *J Arthroplasty* 12 (1997) 657-669
- [68] Nourbash PS, Paprosky WG. Cementless femoral design concerns. Rationale for extensive porous coating. *Clin Orthop* 355 (1998) 189-199

-
- [69] Oh I, Harris WH. Proximal strain distribution in the loaded femur. *J Bone Joint Surg* 60A (1978) 75-85
- [70] Otani T, Whiteside LA, White SE, McCarthy DS. Effects of femoral component material properties on cementless fixation in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 8 (1993) 67-74
- [71] Otani T, Whiteside LA, White SE. The effect of axial and torsional loading on strain distribution in the proximal femur as related to cementless total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 292 (1993) 376-383
- [72] Otani T, Whiteside LA, White SE. Strain distribution in the proximal femur with flexible composite and metallic femoral components under axial and torsional loads. *J Biomed Mat Res* 27 (1993) 575-585
- [73] Paprosky WG, Greidanus NV, Antoniou J. Minimum 10-year-results of extensively porous-coated stems in revision hip arthroplasty. *Clin Orthop* 369 (1999) 230-242
- [74] Pedersen DR, Brand RA, Davy DT. Pelvic muscle and acetabular contact forces during gait. *J Biomech* 9 (1997) 959-965
- [75] Peters CH, Rivero DP, Kull LR, Jacobs J, Rosenberg A, Galante JO. Revision total arthroplasty without cement: Subsidence of proximally porous-coated femoral components. *J Bone Joint Surg* 77A (1995) 1217-1226
- [76] Peterson LT. The use of a metallic femoral head. *J Bone Joint Surg* 33A (1951) 65-102
- [77] Pilliar RM, Lee JM, Maniopoulos C. Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. *Clin Orthop* 208 (1986) 108-113
- [78] Probst A, Schneider T, Hankemeier S, Brug E. Der Prothesennagel – primär belastungsstabiles Implantat bei peri- und subprothetischen Frakturen des Femurs. *Unfallchirurg* 106 (2003) 722-731
- [79] Putz R. Spezieller Bewegungsapparat. In: „Benninghoff, Anatomie. Makroskopische Anatomie, Embryologie und Histologie des Menschen“, Drenckhahn D, Zenker W (Hrsg), Urban und Schwarzenberg, München-Wien-Baltimore, 1994, 15. Auflage 245-527
- [80] Röhrle H, Scholten R, Sigolotto C, Sollbach W, Kellner H. Joint forces in the human pelvis-leg skeleton during walking. *J Biomech* 17 (1984) 409-424
- [81] Rohlmann A, Mössner U, Bergmann G. Finite-element-analysis and experimental investigation in a femur with hip endoprotheses. *J Biomech* 16 (1983) 727-742

-
- [82] Rydell NW. Forces acting on the femoral head-prosthesis. A study on strain gauge supplied prostheses in living persons. *Acta Orthop Scand* 37 (1966) Suppl 88 1-132
- [83] Schmalzried TP, Jasty M, Harris WH. Periprosthetic bone loss in total hip arthroplasty. Polyethylene wear debris and the concept of the effective joint space. *J Bone Joint Surg* 74A (1992) 849-863
- [84] Schmidt R, Mueller L, Nowak TE, Pitto RP. Clinical outcome and periprosthetic bone remodelling of an uncemented femoral component with taper design. *Int Orthop* 27 (2003) 204-207
- [85] Schmidt R, Nowak TE, Mueller L, Pitto RP. Osteodensitometry after total hip replacement with uncemented taper-design stem. *Int Orthop* 28 (2004) 74-77
- [86] Schmotzer H, Tchejvan G, Song J. A comparison of various loading configurations of the proximal femur for the evaluation of reconstructive surgical procedures. *Proc Instn Mech Engrs Part H: J Engineering in Medicine* 206 (1992) 29-32
- [87] Schnittler HJ, Drenckhahn D. Grundlagen der Biomechanik des Knochens. In: „Benninghoff, Anatomie. Makroskopische Anatomie, Embryologie und Histologie des Menschen“, Drenckhahn D, Zenker W (Hrsg), Urban und Schwarzenberg, München-Wien-Baltimore, 1994, 15. Auflage 229-243
- [88] Sedlin ED, Hirsch C. Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone. *Acta Orthop Scand* 37 (1966) 29-48
- [89] Shanbhag AS, Jacobs JJ, Glant TT, Gilbert JL, Black J, Galante JO. Composition and morphology of wear debris in failed uncemented total hip replacement. *J Bone Joint Surg* 76B (1994) 60-67
- [90] Simões JA, Vaz MA. The influence on strain shielding of material stiffness of press-fit femoral components. *Proc Instn Mech Engrs* 216 (2002) 341-346
- [91] Skinner HB, Kim AS, Keyak JH, Mote CD. Femoral prosthesis implantation induces changes in bone stress that depend on the extent of porous coating. *J Orthop Res* 12 (1994) 553-563
- [92] Smith-Petersen MN. Evolution of mould arthroplasty of the hip joint. *J Bone Joint Surg* 30B (1948) 59-75
- [93] Spitaler R, Reichetseder J, Rappold G, Leixnering M, Hertz H. Periprothetische Femurfraktur bei ipsilateraler Hüft- bzw. Knieendoprothese: Das Akutversorgungskonzept – ein operativer Algorithmus. *Akt Traumatol* 33 (2003) 272-280.
- [94] Steinbrink K. Vorgehen bei ausgedehntem oder völligem Knochensubstanzverlust des Femurs nach Schaftlockerung. *Orthopäde* 16 (1987) 277-286

-
- [95] Steinhauser E. Faserverstärkte Kunststoffe in der Tumorendoprothetik des proximalen Femurs. Dissertation an der TU München, Fachgebiet für Mechanik und Werkstoffprüfung Hieronymus Buchreproduktions GmbH München (1998) ISBN 3-933083-91-5
- [96] Svizek JA, Gealer RL. Comparison of the Deformation Response of Synthetic and Cadaveric Femora during Simulated One-Legged Stance. *J Appl Biomat* 2 (1991) 277-280
- [97] Svizek JA, Weng M, Karpman R. Variability in the Torsional and Bending Response of a Commercially Available Composite "Femur". *J Appl Biomat* 1 (1990) 183-186
- [98] Sychterz CJ, Claus AM, Engh CA. What we have learned about long-term cementless fixation from autopsy retrievals. *Clin Orthop* 405 (2002) 79-91
- [99] Tanner KE, Yettram AL, Loeffler M, Goodier WD, Freeman MAR, Bonfield W. Is stem length important in uncemented endoprostheses? *Med Eng Phys* 4 (1995) 291-296
- [100] Taunton OD, Culpepper WJ, Engh CA. Treatment of complications in primary cementless total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 344 (1997) 150-161
- [101] Taylor SJ, Perry JS, Meswania JM, Donaldson N, Walker PS, Cannon SR. Telemetry of forces from proximal femoral replacements and relevance to fixation. *J Biomech* 30 (1997) 225-234
- [102] Taylor SJ, Walker PS, Perry JS, Cannon SR, Woledge R. The forces in the distal femur and the knee during walking and other activities measured by telemetry. *J Arthroplasty* 13 (1998) 428-437
- [103] Wenzl HR. Die Verriegelungsprothese. *Z Allg Med* 74 (1998) 190-191
- [104] Wiles P. The surgery of the osteoarthritic hip. *Br J Surg* 45 (1958) 488-497
- [105] Vail TP, Glisson RR, Koukoubis TD, Guilak F. The effect of hip stem material modulus on surface strain in human femora. *J Biomech* 31 (1998) 619-628
- [106] Zhou XM, Walker PS, Robertson DD. Effect of press-fit femoral stems on strains in the femur. A photoelastic coating study. *J Arthroplasty* 5 (1990) 71-82

7 Anhang

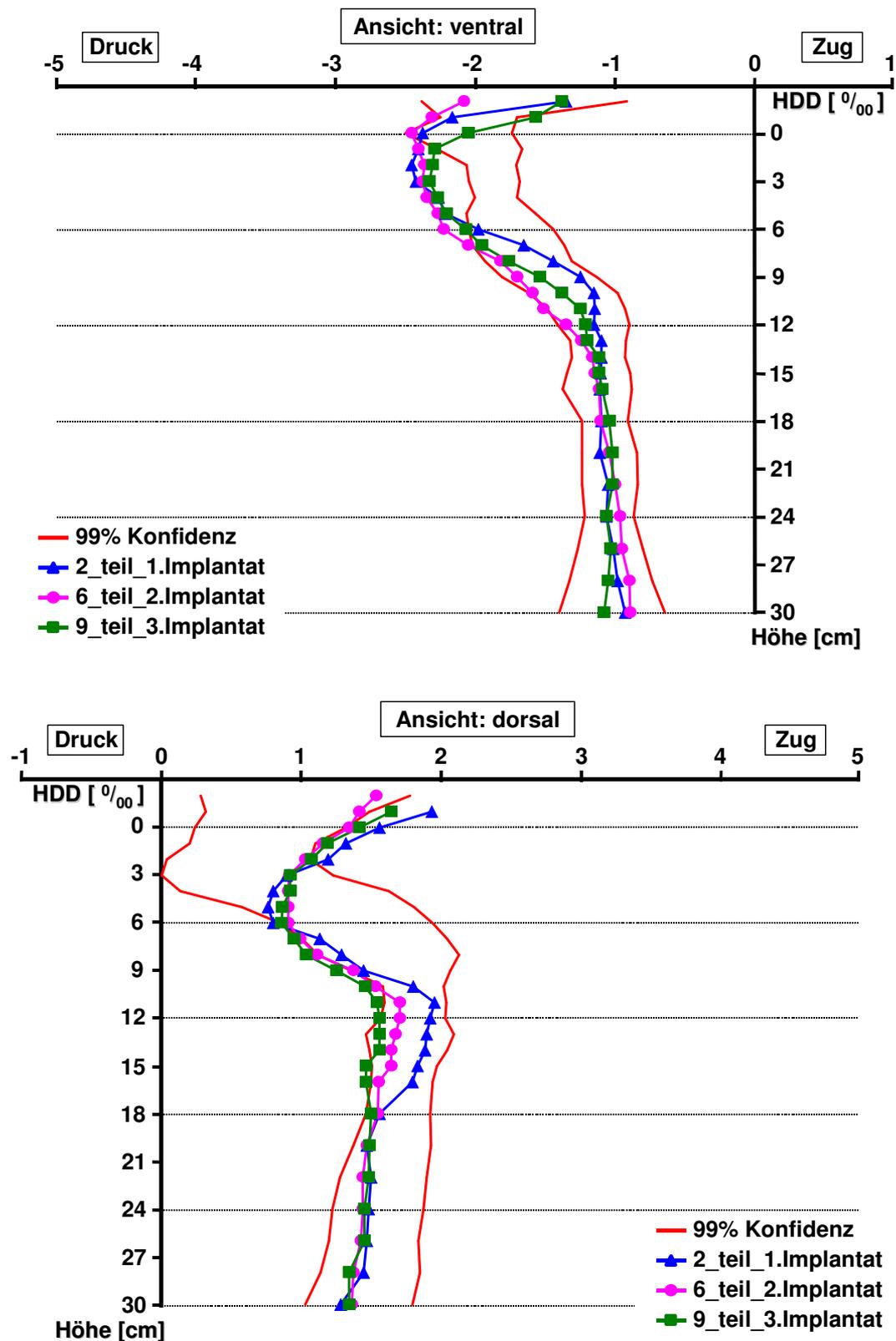


Abb. 12b: Dehnungsmuster nach Implantation des teilstrukturierten Hüftstieles in die Femora Nr. 2 (Erstimplantation), Nr. 6 (Zweitimplantation) und Nr. 9 (Drittimplantation). Keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei Implantationen. Vergleich mit dem 99% Konfidenzintervall für alle unresezierten Femora (rot) siehe Kap. 4.4.

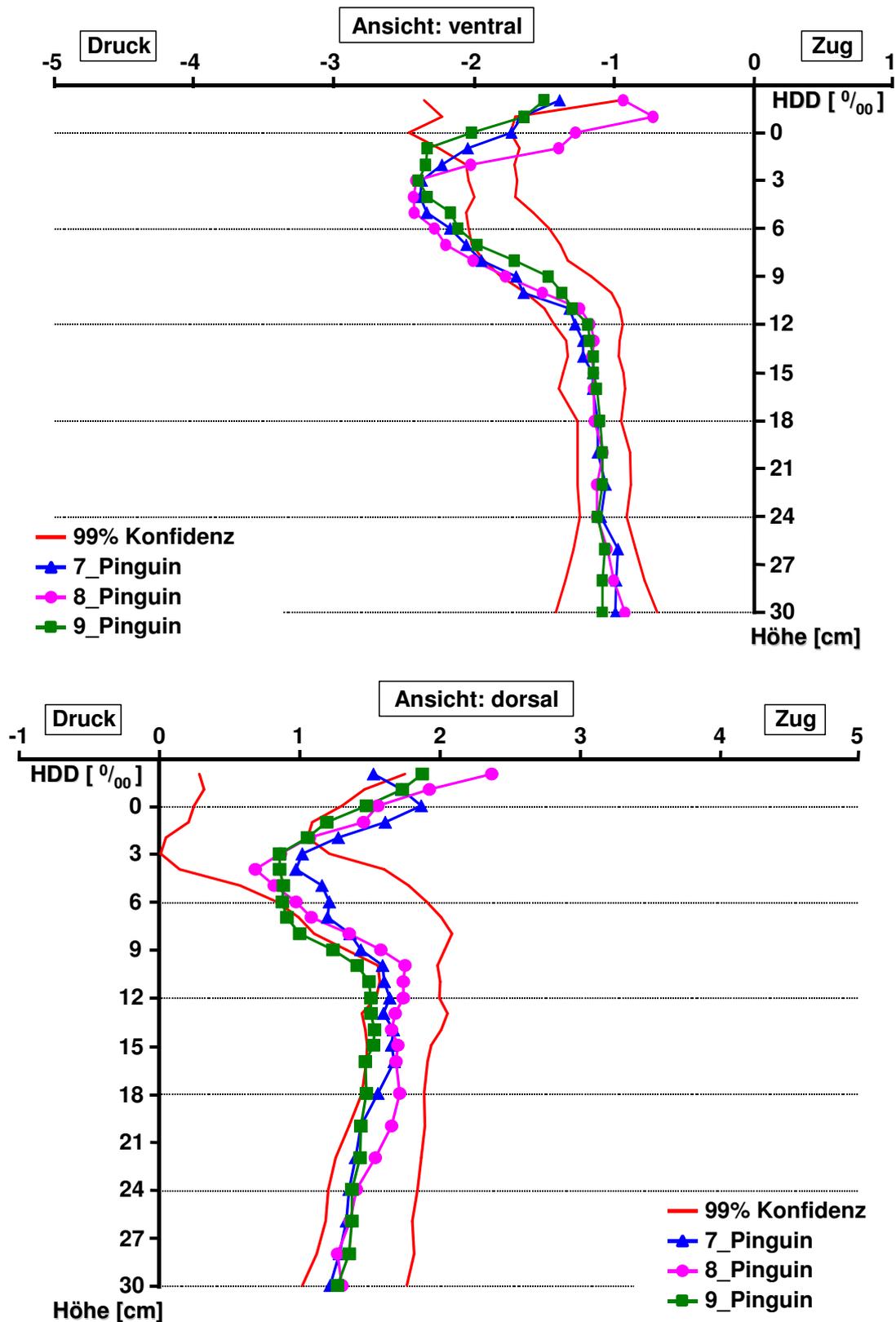


Abb. 14b: Dehnungsmuster nach Implantation des Pinguin-Hüftstieles in die Femora Nr. 7, 8 und 9 (jeweils Erstimplantation). Am proximalen Femur Dehnungsänderungen mit gegenläufiger Ausprägung ventral (oben) bzw. dorsal (unten) (Kap. 3.3.3, 4.4). Dorsal um die Implantatmitte (MP 6) tendenzielle Entlastung, ventral teilweise signifikante Zunahme der Dehnungen. 99% Konfidenzintervall für alle unresezierten Femora (rot)

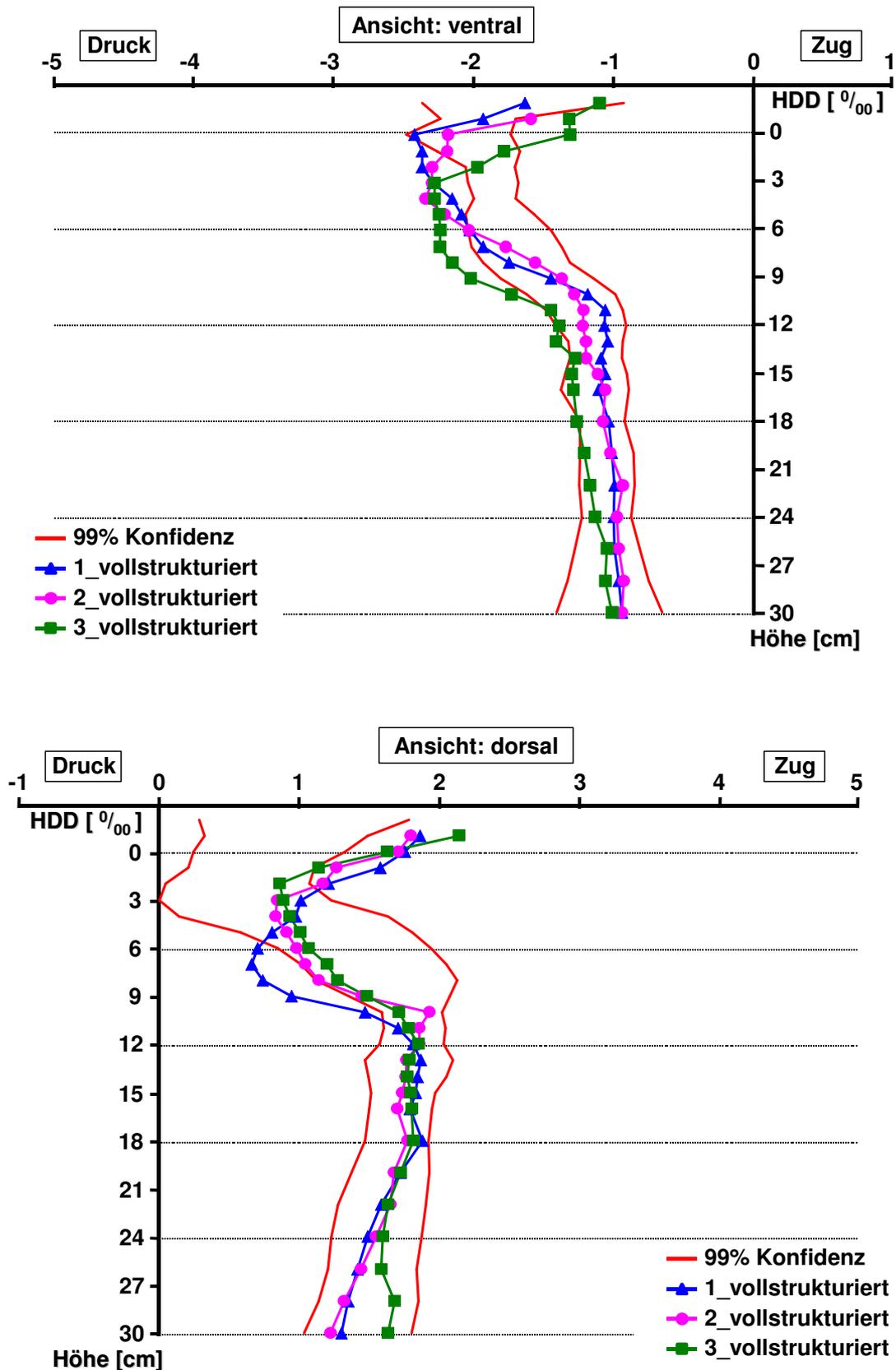


Abb. 15b: Dehnungsmuster nach Implantation des vollstrukturierten Hüftstieles in die Femora Nr. 1, 2 und 3 (jeweils Erstimplantation). Am proximalen Femur Dehnungsänderungen mit gegenläufiger Ausprägung ventral (o.) bzw. dorsal (u.) (Kap. 3.3.3, 4.4). Dorsal um die Implantatmitte (MP 6) tendenzielle Entlastung, ventral teilw. signifikante Zunahme der Dehnungen. 99% Konfidenzintervall der unresezierten Femora (rot).

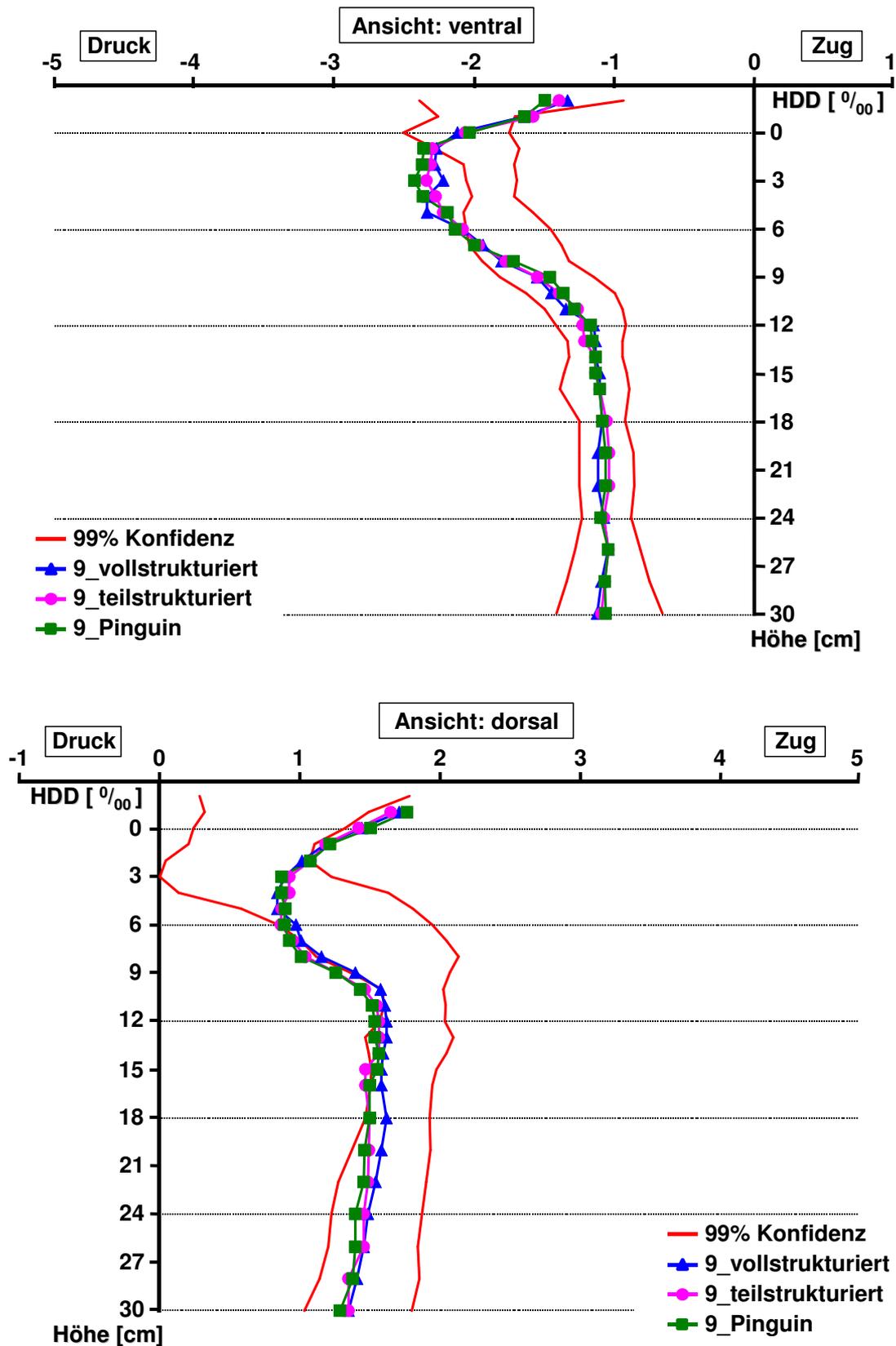


Abb. 16b: Hüftstiele voll-, teilstrukturiert und „Pinguin“ in Composite-Femur Nr. 9. Darstellung der nahezu deckungsgleichen Dehnungsverläufe in den Ansichten von ventral (oben) und dorsal (unten). Keine signifikanten Einflüsse der Oberflächenstrukturierung auf die Lastübertragung nachweisbar.

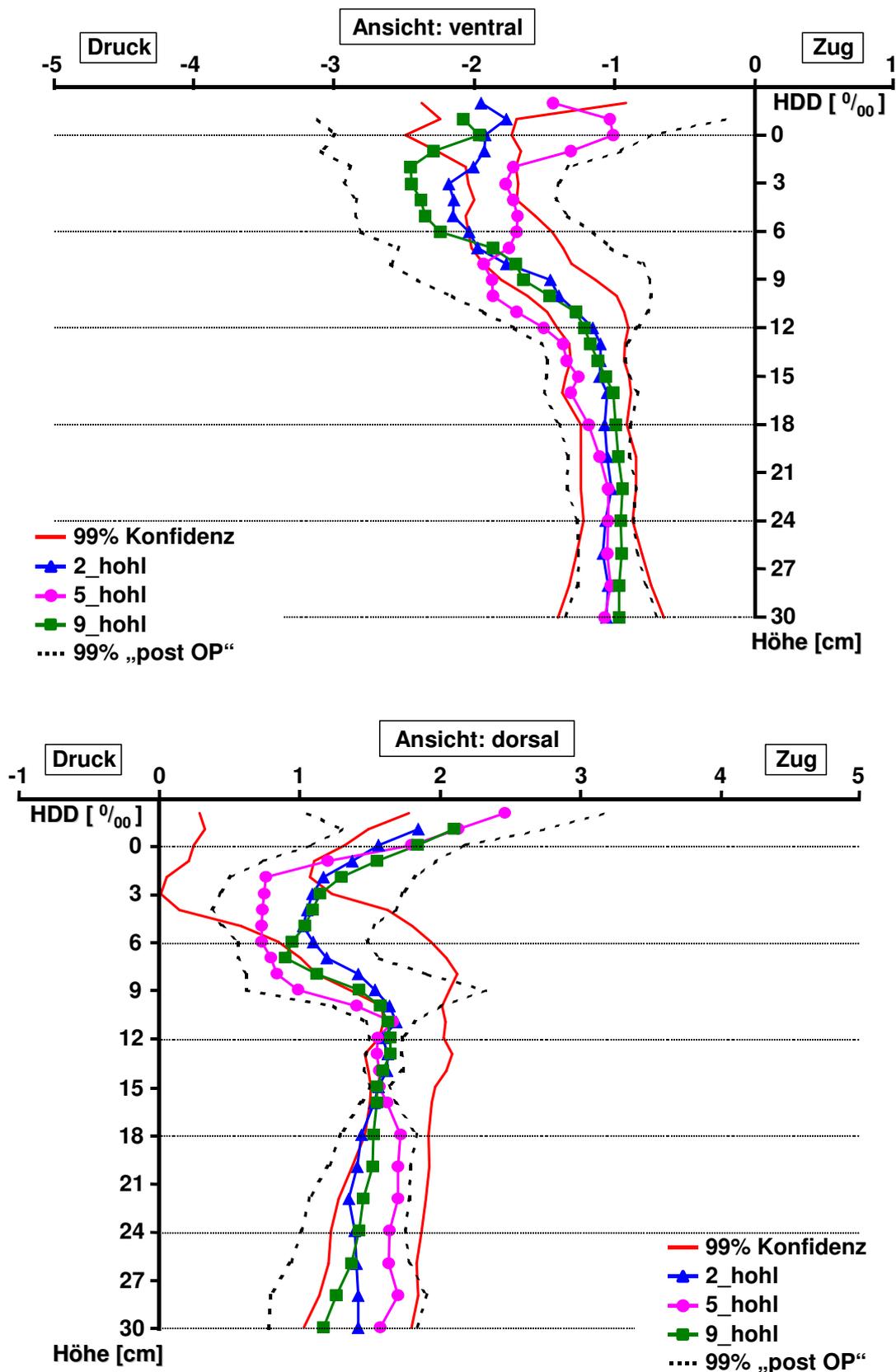


Abb. 18b: Dehnungsmuster nach Implantation des Revisions-Nagelstieles mit hohler Verlängerung in drei Femora (Nr. 2, 5, 9) mit Darstellung des 99% Konfidenzintervalles für die Composite-Femora vor und nach Implantation. Am proximalen Femur ventral (oben) und dorsal (unten) höhere Streuungen als bei den unresezierten Femora, v.a. ventralseitig.

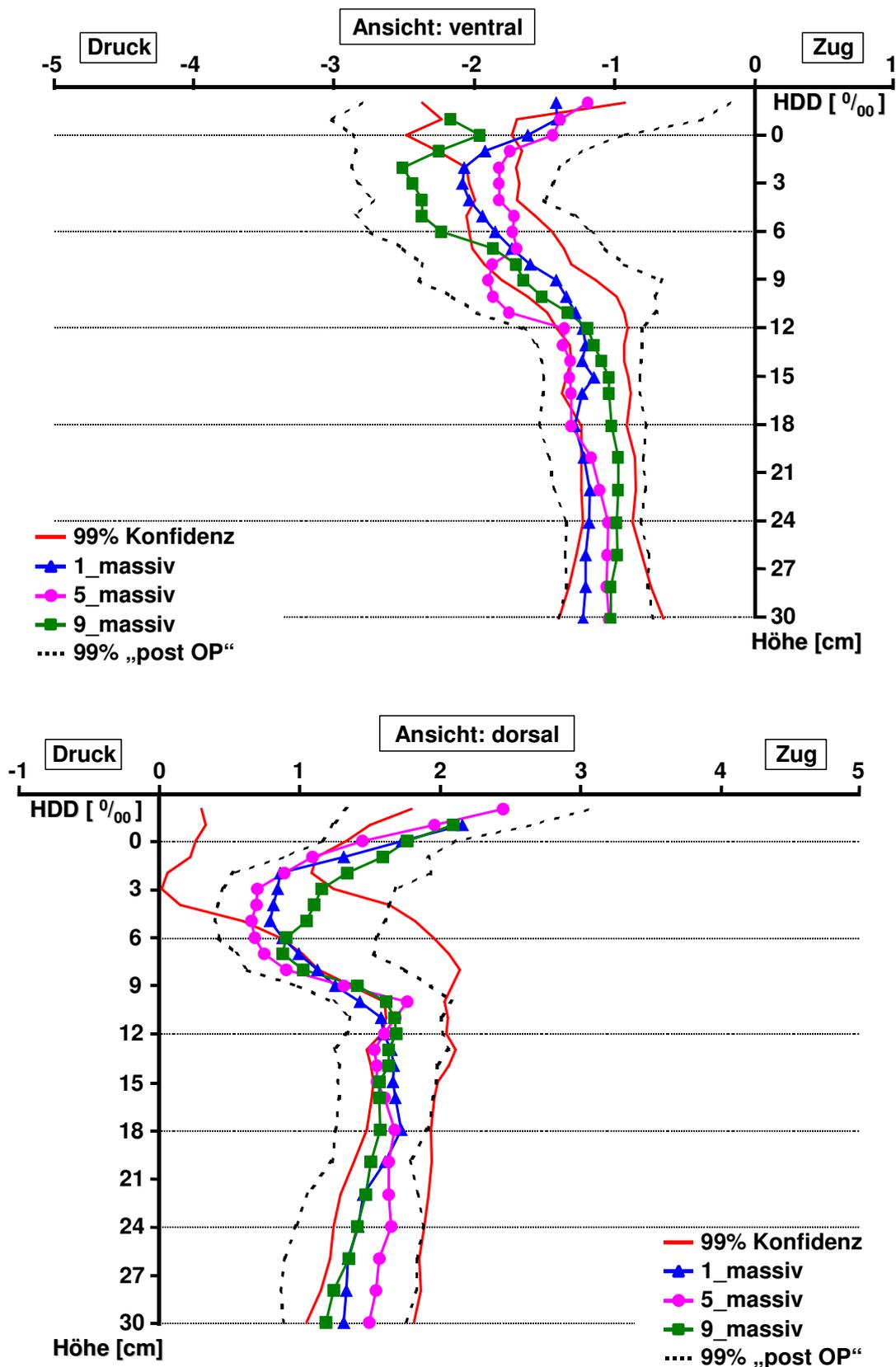


Abb. 19b: Dehnungsmuster nach Implantation des Revisions-Nagelstieles mit massiver Verlängerung in die Femora Nr. 1, 5 und 9 mit Darstellung des 99% Konfidenzintervalles für die Composite-Femora vor (rot) und nach Implantation (schwarz). Am proximalen Femur ventral (oben) und dorsal (unten) höhere Streuungen als bei den unresezierten Femora.

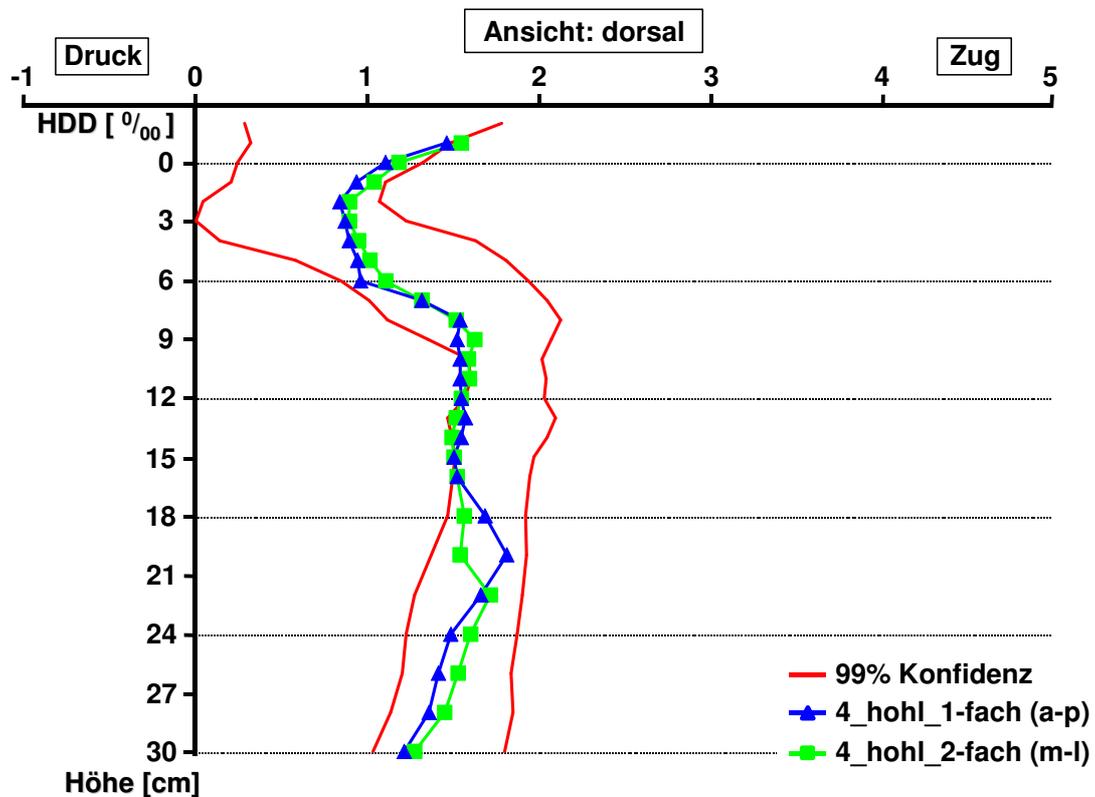
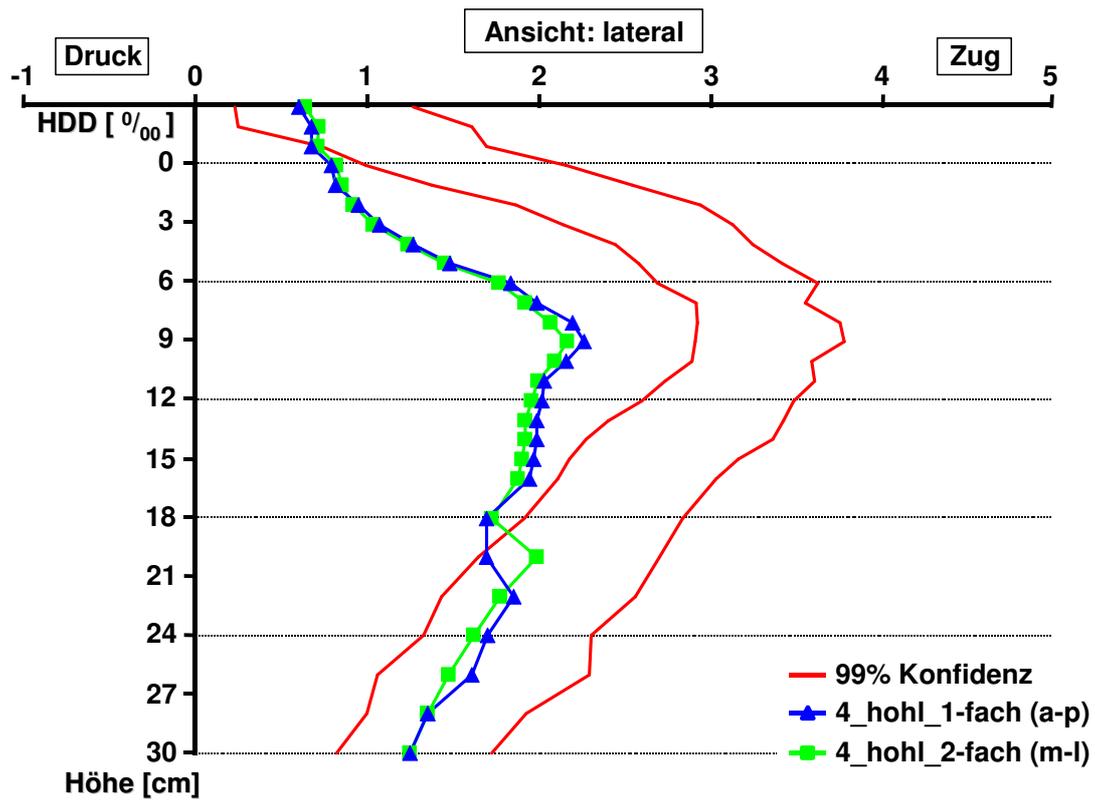


Abb. 21b: Dehnungsmuster nach Implantation eines Revisionsnagelstieles (Verlängerung hohl) jeweils einfach (a.-p.) bzw. zweifach (m.-l.) verriegelt in Composite-Femur Nr. 4 im 99%-Konfidenzintervall der unresezierten Femora. Am proximalen Femur signifikantes stress-shielding in den Ansichten von dorsal und lateral. In allen Ansichten lokale Dehnungsspitzen um die Verriegelungsschrauben.

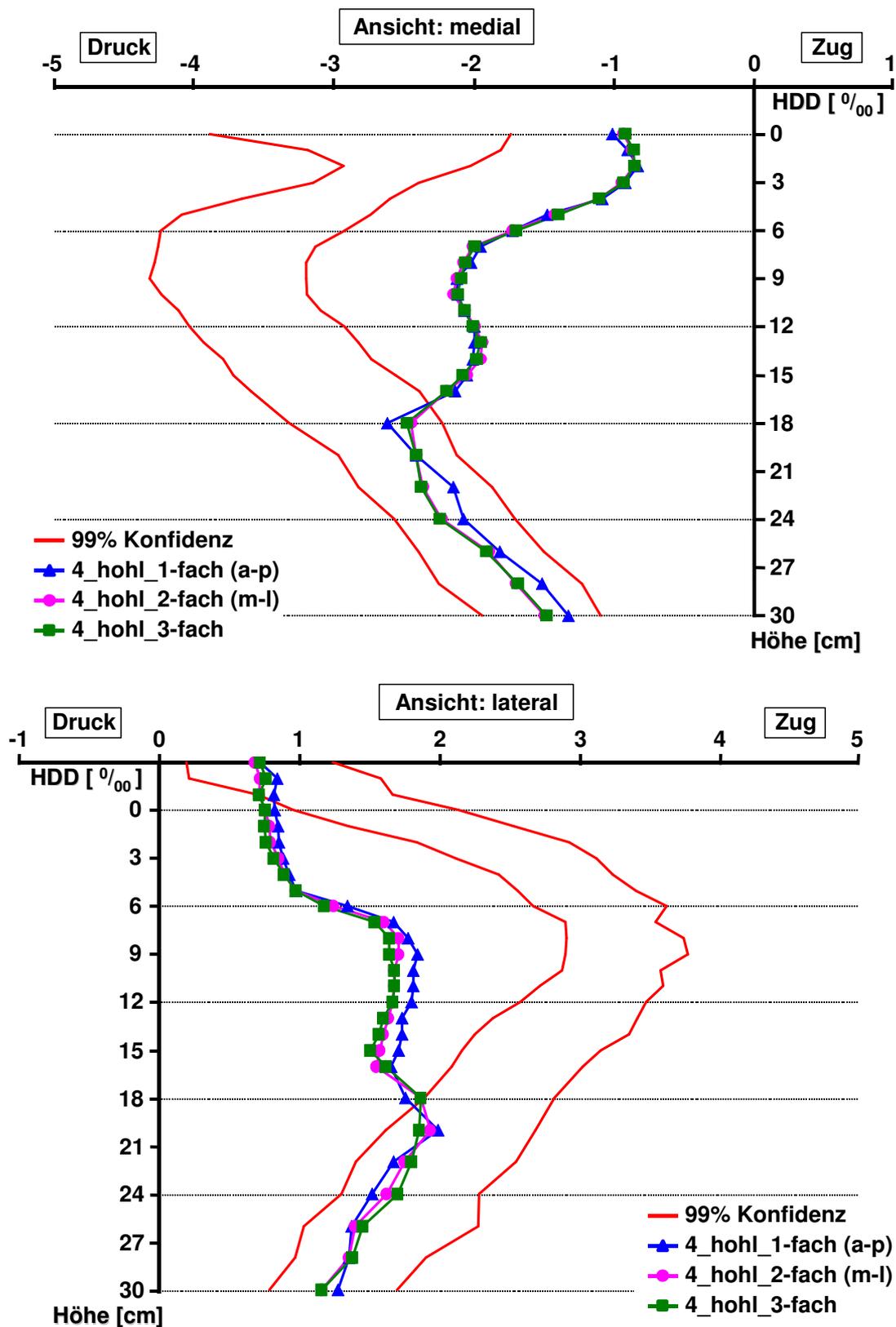


Abb. 22c: Dehnungsmuster mit Revisions-Hüftstiel (Verlängerung hohl) 1-fach, 2-fach und 3-fach verriegelt in Femur Nr. 4 mit **proximalem Lagerschaden**. 99% Konfidenzintervall aller unresezierten Femora. Medial (oben) und lateral (unten) proximal ausgeprägtes stress-shielding. Teils sprunghafte Dehnungsanstiege im Bereich der lasteinleitenden Verriegelungsbolzen, v.a. bei nur 1-facher Verriegelung.

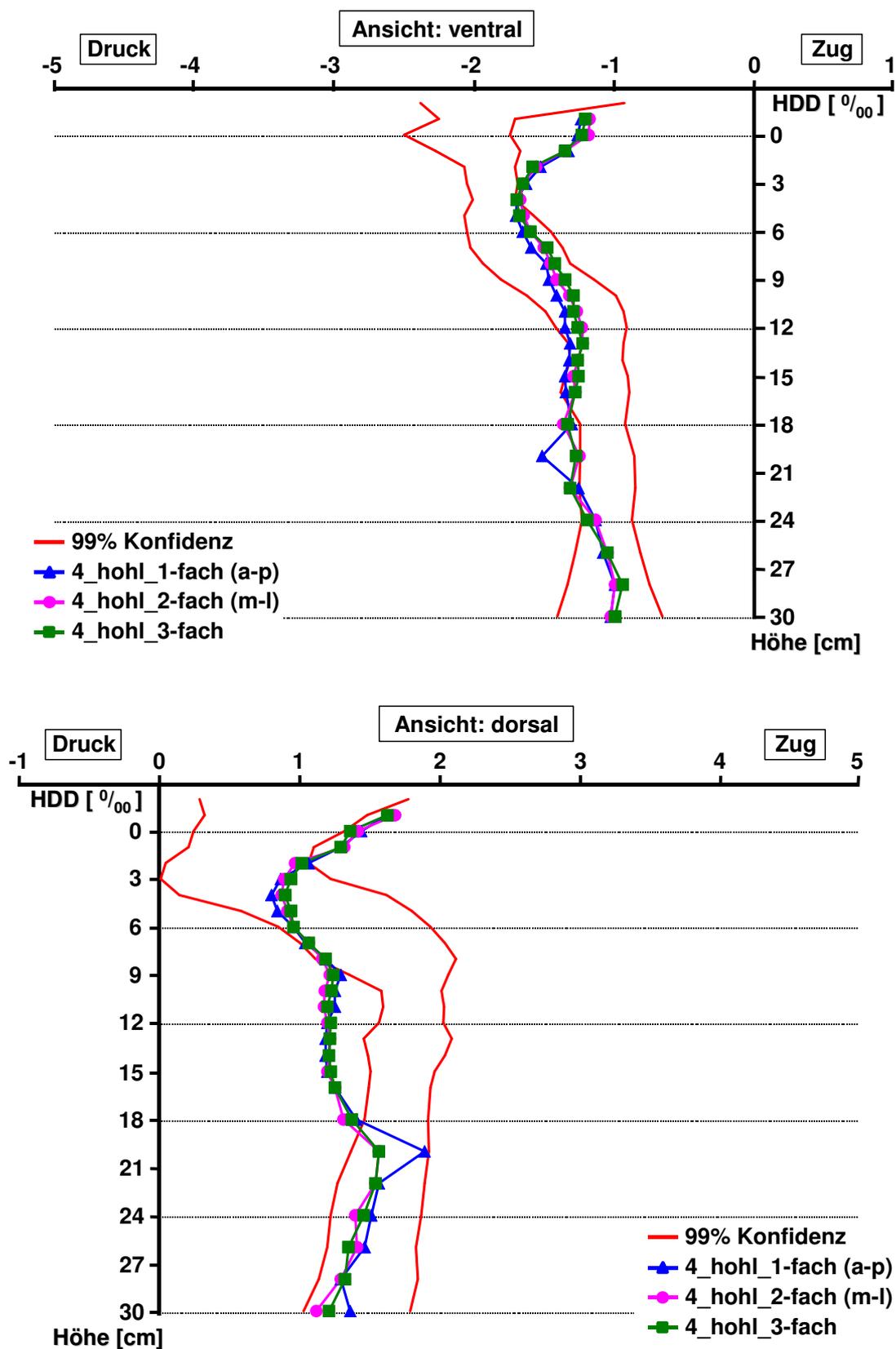


Abb. 22d: Dehnungsmuster mit Revisions-Hüftstiel (Verlängerung hohl) 1-fach, 2-fach und 3-fach verriegelt in Femur Nr. 4 mit **proximalem Lagerschaden**. Proximal ventral (oben) und dorsal (unten) tendenzielle Veränderungen. Distal teils sprunghafte Dehnungsanstiege im Bereich der lasteinleitenden Verriegelungsbolzen, v.a. bei 1-facher Verriegelung.

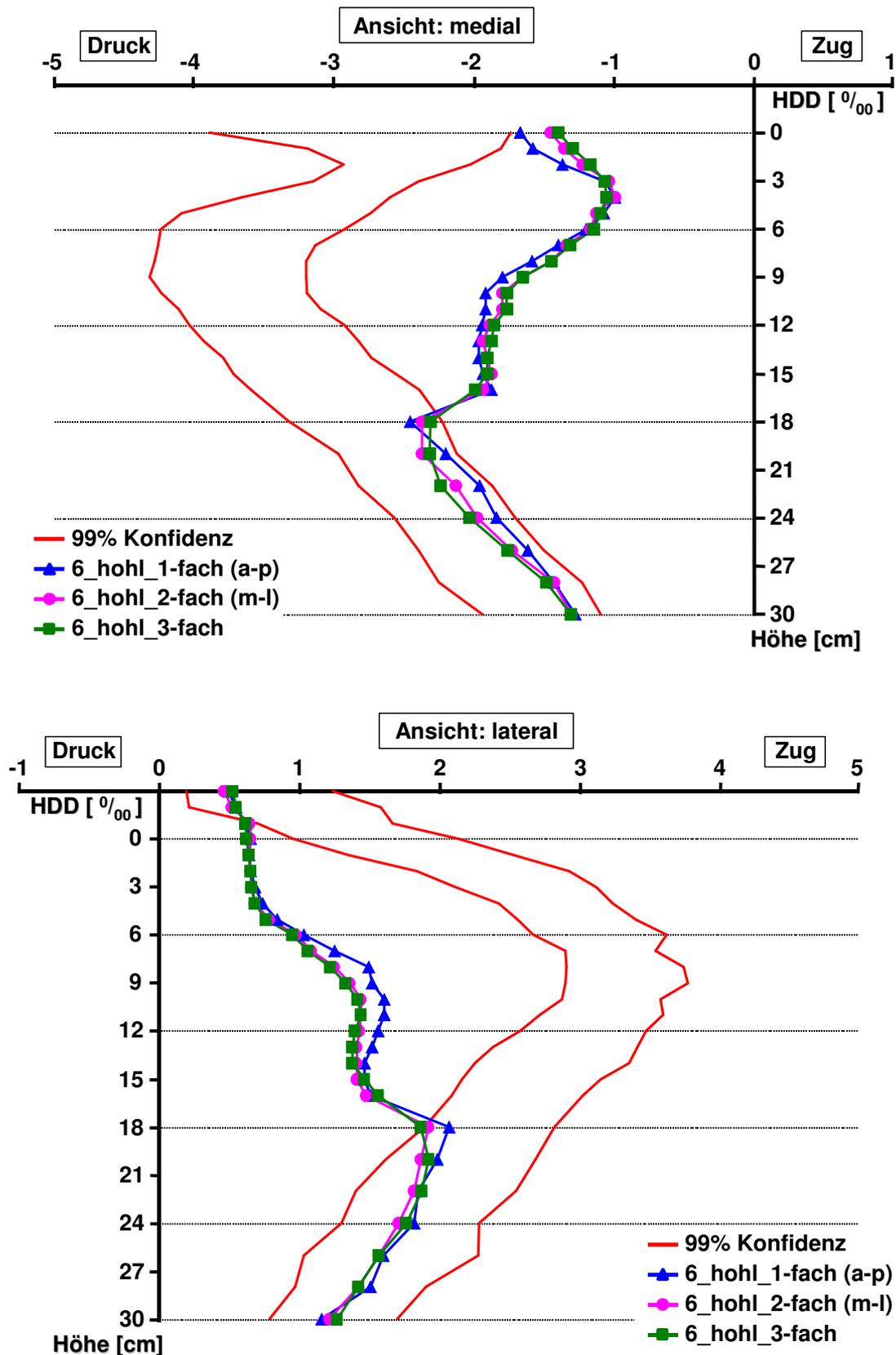


Abb. 22e: Dehnungsmuster mit Revisions-Hüftstiel (Verlängerung hohl) 1-fach, 2-fach und 3-fach verriegelt in Femur Nr. 6 mit **proximalem Lagerschaden**. 99% Konfidenzintervall aller unresezierten Femora. Medial (oben) und lateral (unten) proximal ausgeprägtes stress-shielding. Teils sprunghafte Dehnungsanstiege im Bereich der lasteinleitenden Verriegelungsbolzen, v.a. bei nur 1-facher Verriegelung.

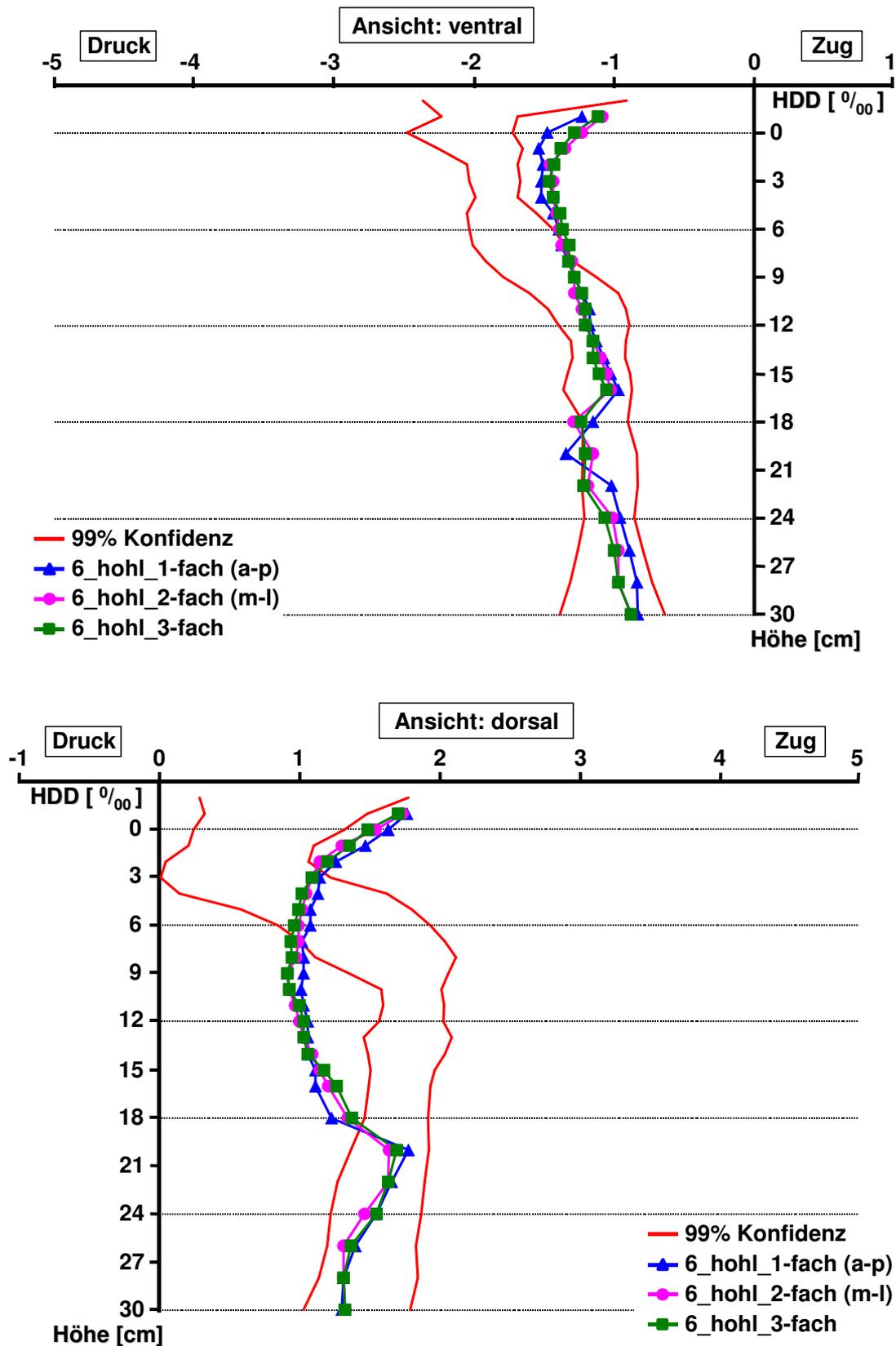


Abb. 22f: Dehnungsmuster mit Revisions-Hüftstiel (Verlängerung hohl) 1-fach, 2-fach und 3-fach verriegelt in Femur Nr. 6 mit **proximalem Lagerschaden**. Proximal ventral (oben) und dorsal (unten) tendenzielle Veränderungen. Distal teils sprunghafte Dehnungsanstiege im Bereich der lasteinleitenden Verriegelungsbolzen, v.a. bei 1-facher Verriegelung

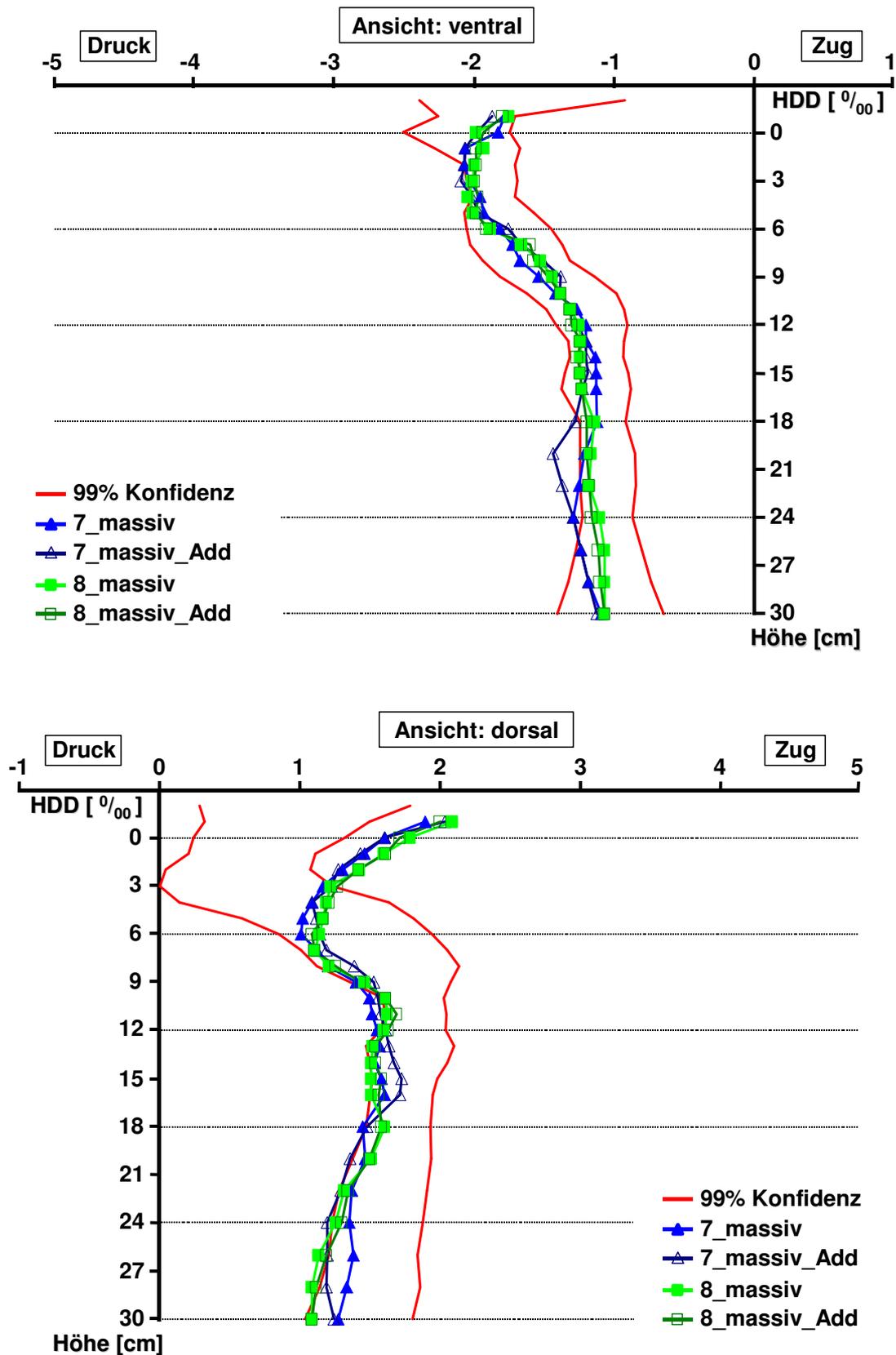


Abb. 24b: Dehnungsmuster nach Implantation eines Revisionsnagelstieles (Verlängerung massiv, jeweils zweifach medial-lateral verriegelt) in Femora Nr. 7 und 8. Jeweils ein Dehnungsverlauf mit und ohne Adduktorensimulation. Keine signifikanten Veränderungen durch den zusätzlichen Muskelzügel. Ansichten von ventral (oben) und dorsal (unten).

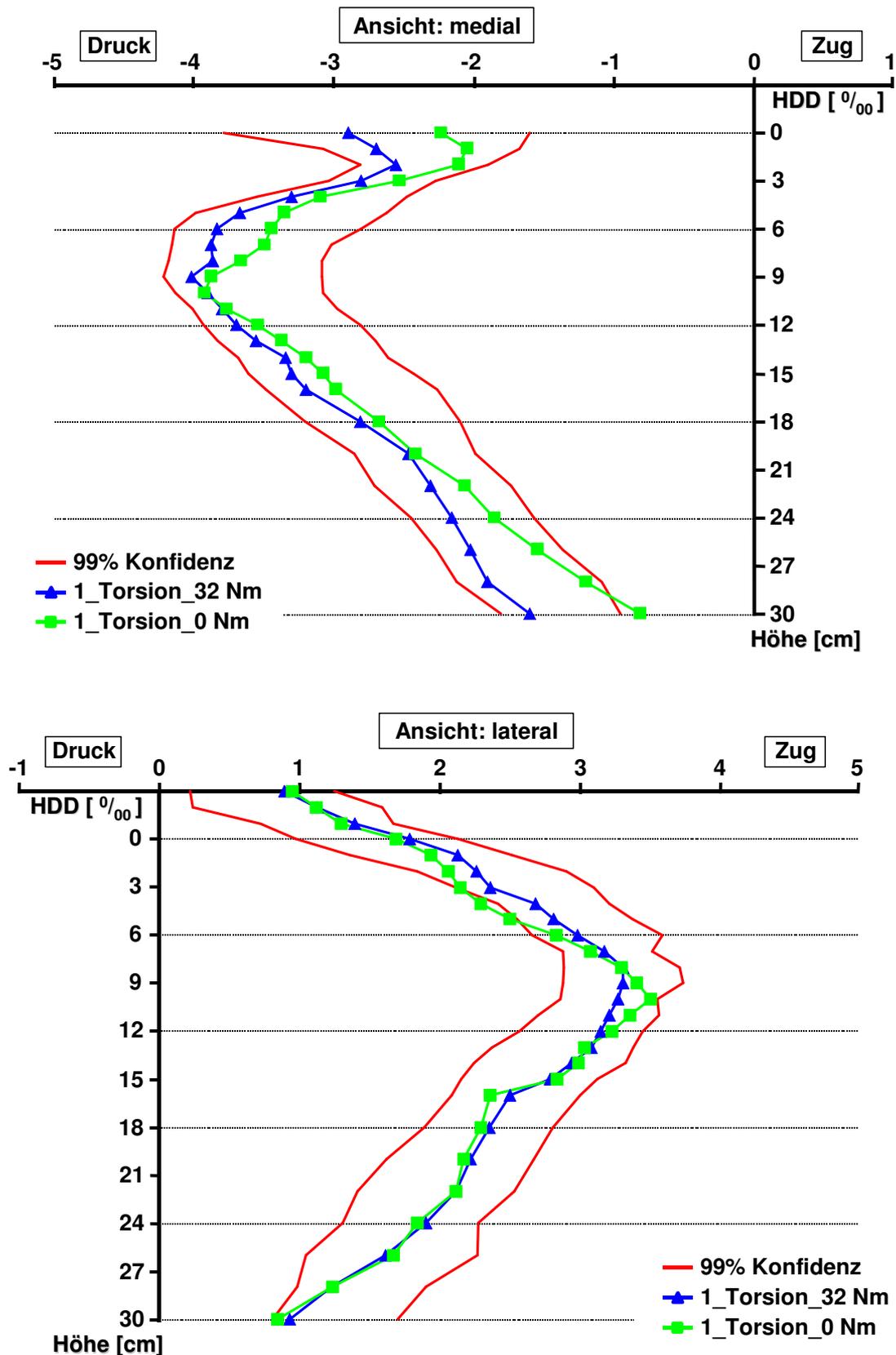


Abb. 26b: Dehnungsverlauf am unresezierten Femur (Nr. 1) in den Ansichten von medial (o.) und lateral (u.). Je eine Messreihe mit (32 Nm) und ohne (0 Nm) angelegtem Torsionsmoment im 99% Konfidenzintervall aller unresezierten Femora (rot). Nur proximal-medial deutlichere Unterschiede durch das angelegte Torsionsmoment.

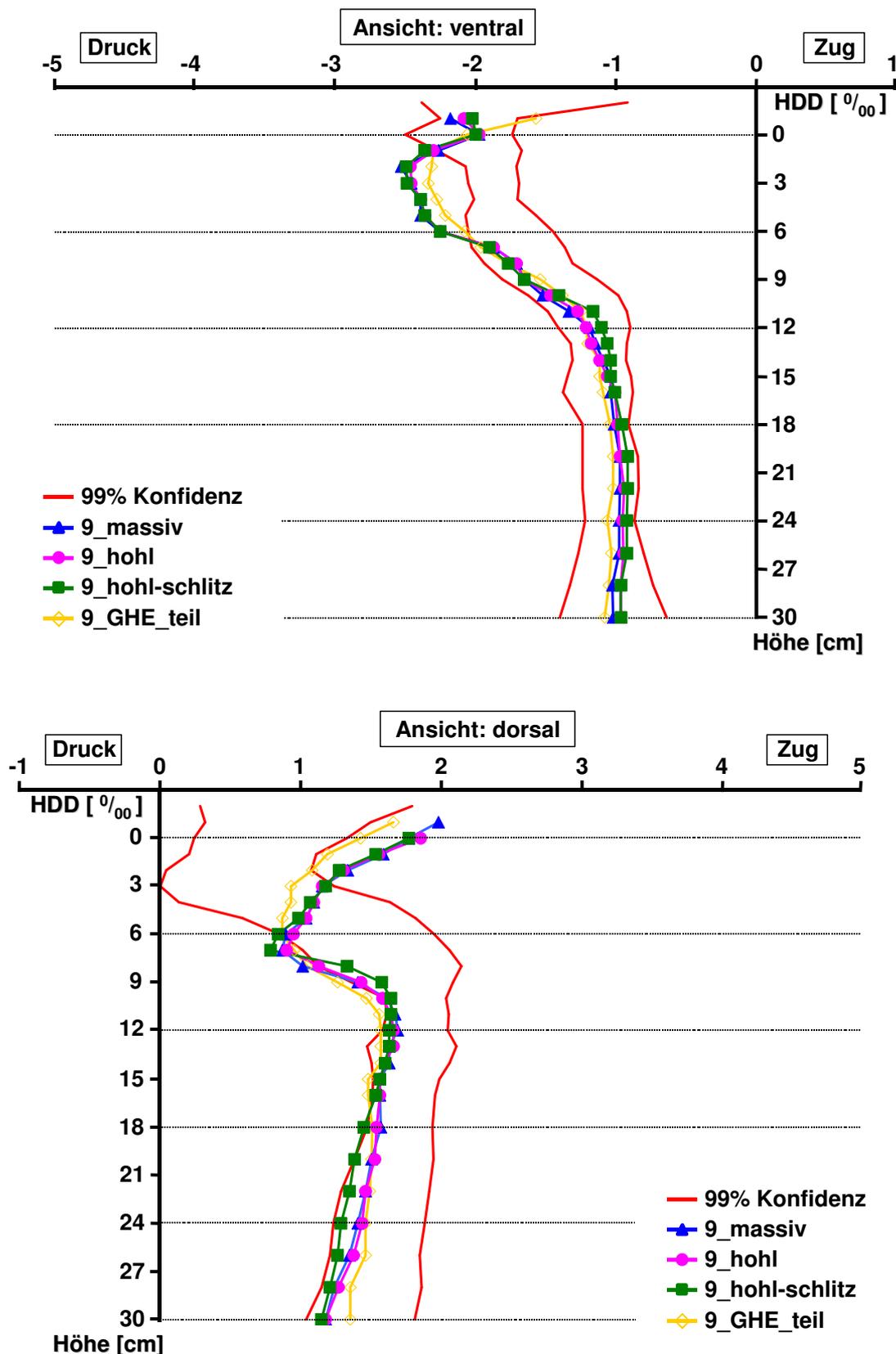


Abb. 28b: Dehnungsverlauf mit Standard-Hüftstiel (teilstrukturiert) und Revisions-Hüftstiel mit den unverriegelten Verlängerungen (massiv, hohl, hohl-geschlitzt) im Femur Nr. 9 von ventral (oben) und dorsal (unten). Dehnungsverläufe ohne Unterschiede in Abhängigkeit von der Implantatwahl bzw. Stielverlängerung. 99% Konfidenzintervall der unresezierten Femora (rot).

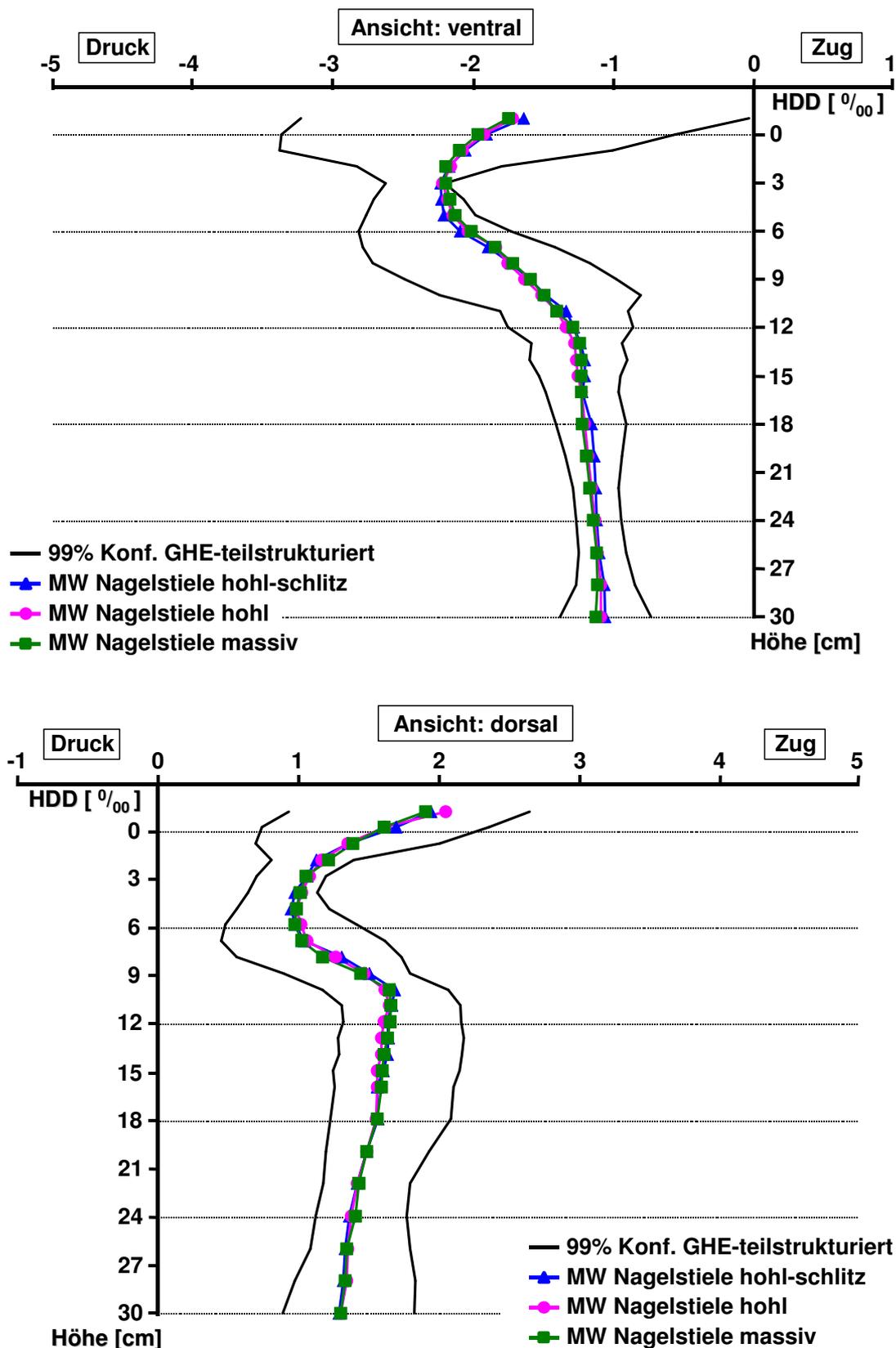


Abb. 29b: Arithmetische Mittelwerte (MW) der Dehnungswerte aller Revisions-Nagelstiele mit hohl-geschlitzter, hohler und massiver Verlängerung (je n=9) ohne Verriegelung. 99% Konfidenzintervall (schwarz) aller Messreihen mit teilstrukturiertem Standard-Hüftstiel (n=9). Ansichten von ventral (o.) und dorsal (u.). Die Durchschnittswerte der Nagelstiele verlaufen im Bereich der Standard-Hüftstiele, unabhängig von der Art der Stielverlängerung.

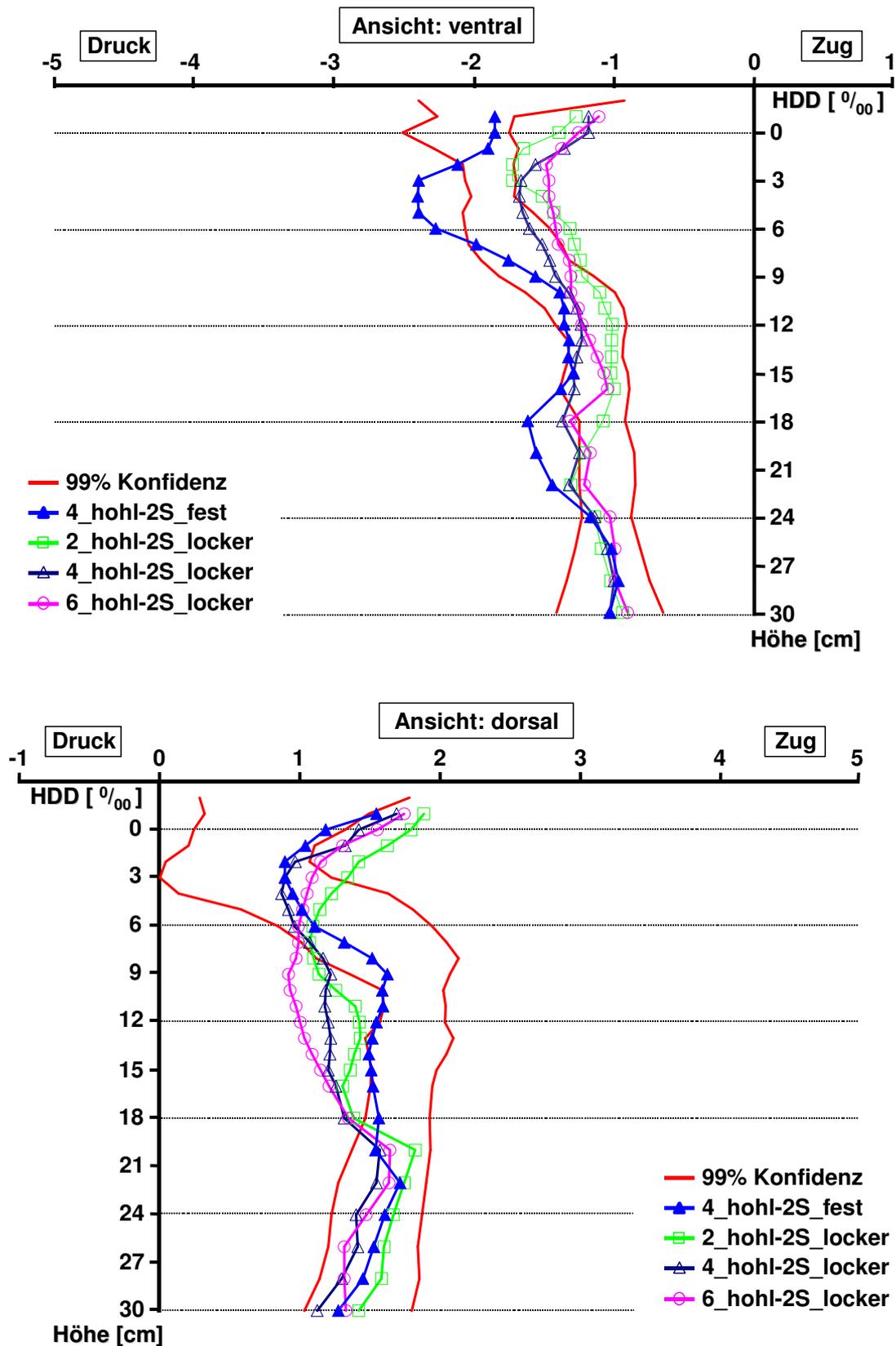


Abb. 31b: Dehnungsmuster nach Implantation eines Revisions-Hüftstieles (Verlängerung hohl) zweifach verriegelt („2S“), in ein intaktes Femur (Nr. 4 „fest“) und drei Femora mit proximalem Lagerschaden (Nr. 2, 4, 6 „locker“). 99% Konfidenzintervall der unresezierten Femora (rot). Ventral-proximal (o.) und dorsal-diaphysär (u.) geringere Lastübertragung durch fehlenden Implantat-Knochen-Kontakt.

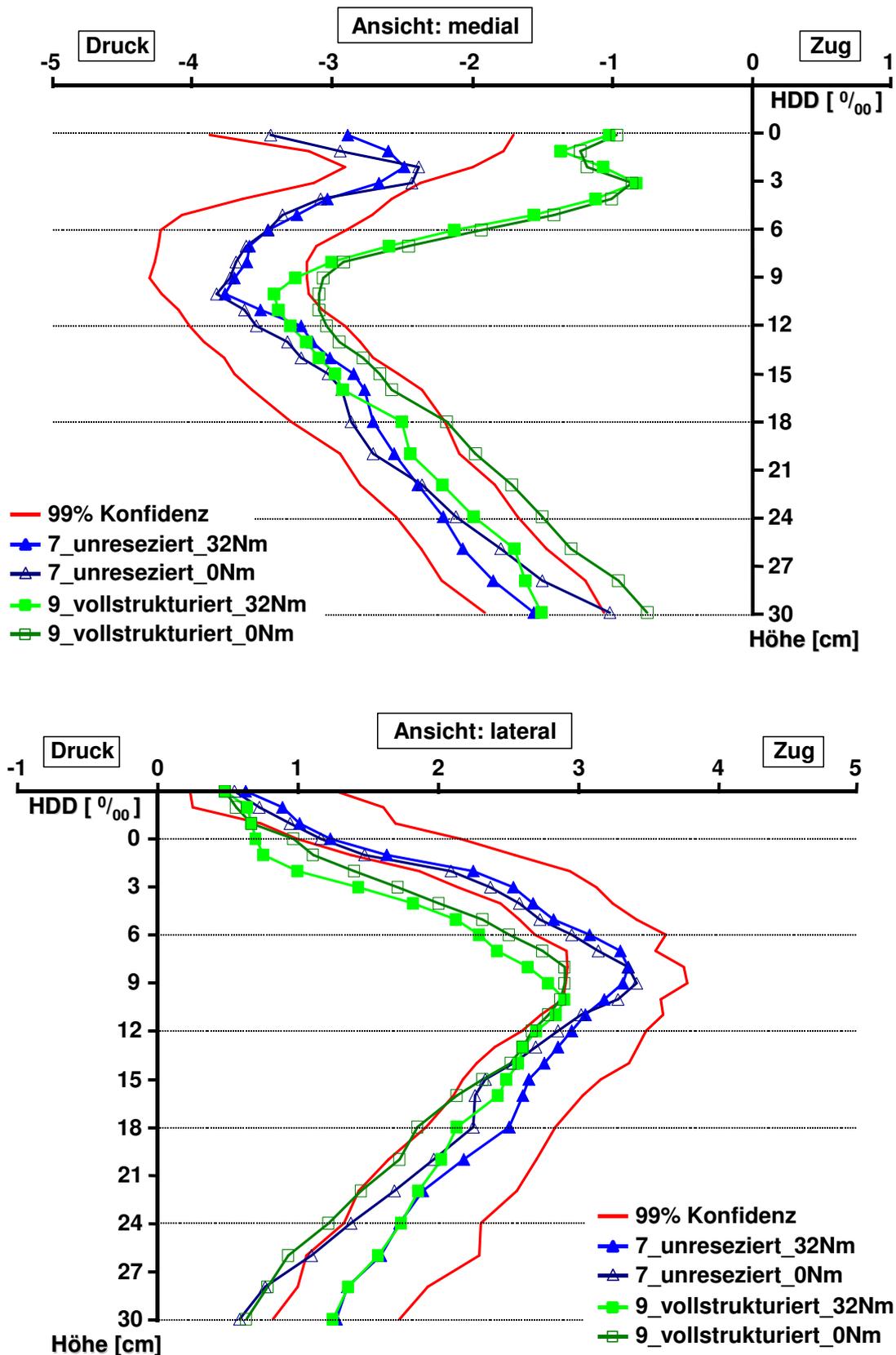


Abb. 32a: Dehnungsverlauf am unresezierten Femur (Nr. 7) und mit Standard-Hüftstiel (vollstrukturiert, Nr. 9) je mit (32 Nm) und ohne (0 Nm) angelegtem Torsionsmoment. Medial (o.) und lateral (u.) überwiegen die Einflüsse der in der Frontalebene liegenden Hüftkraftanteile mit resultierender Biegebelastung des Femur. Kein wesentlicher Einfluss durch Simulation der Torsionskomponente der resultierenden Hüftkraft.

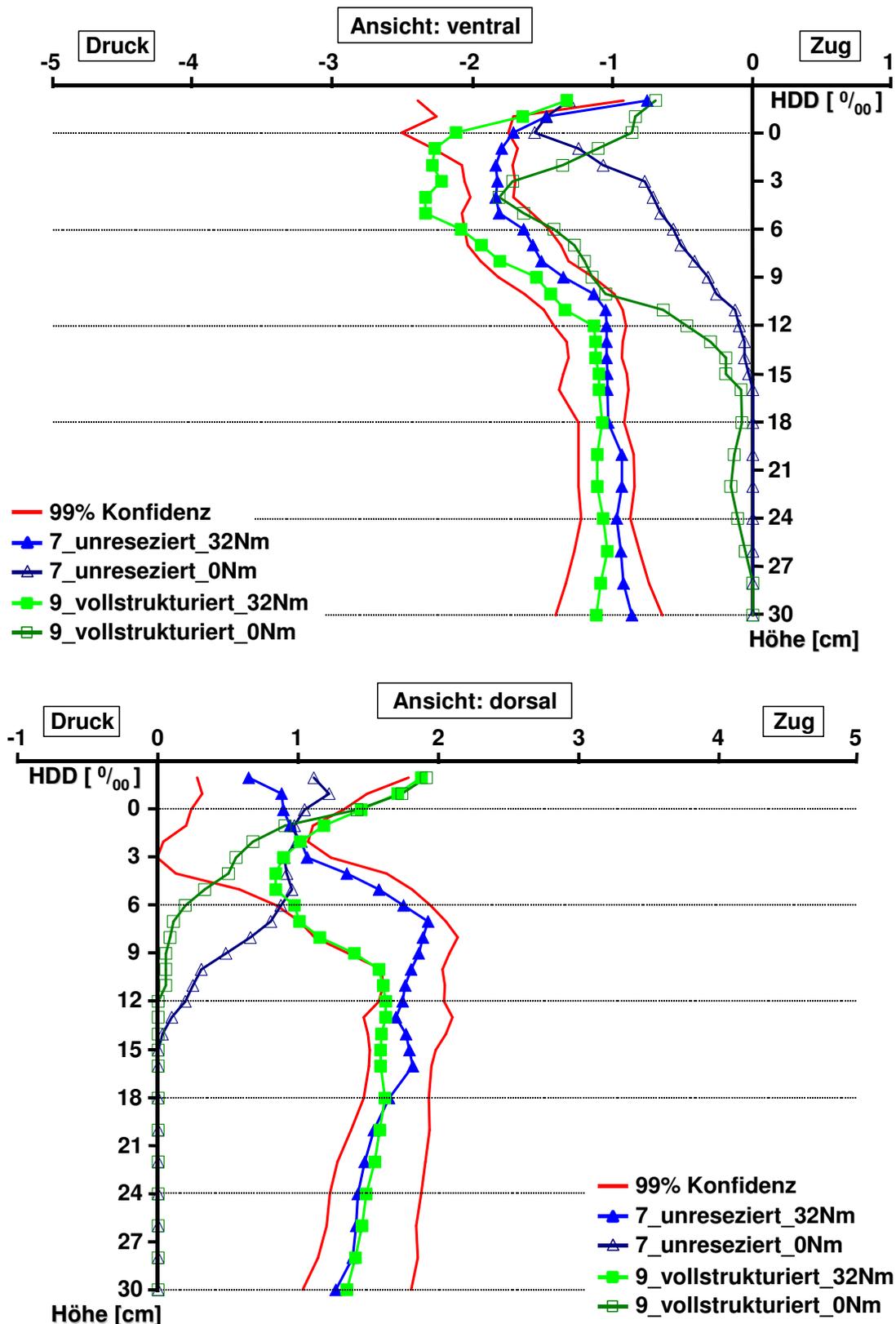


Abb. 32b: Dehnungsverlauf am unresezierten Femur (Nr. 7) und mit Standard-Hüftstiel (vollstrukturiert, Nr. 9) je mit (32 Nm) und ohne (0 Nm) angelegtem Torsionsmoment. Die wesentlichen Unterschiede ergeben sich ventral (o.) und dorsal (u.) im Schaftbereich (Druck-Zug-Übergang). Proximal-dorsal tendenzielle Mehrbelastung bereits ohne Torsionsmoment bei einliegendem Standard-Hüftstiel verglichen mit dem Kollektiv der unresezierten Knochen (99% Konfidenzintervall, rot).

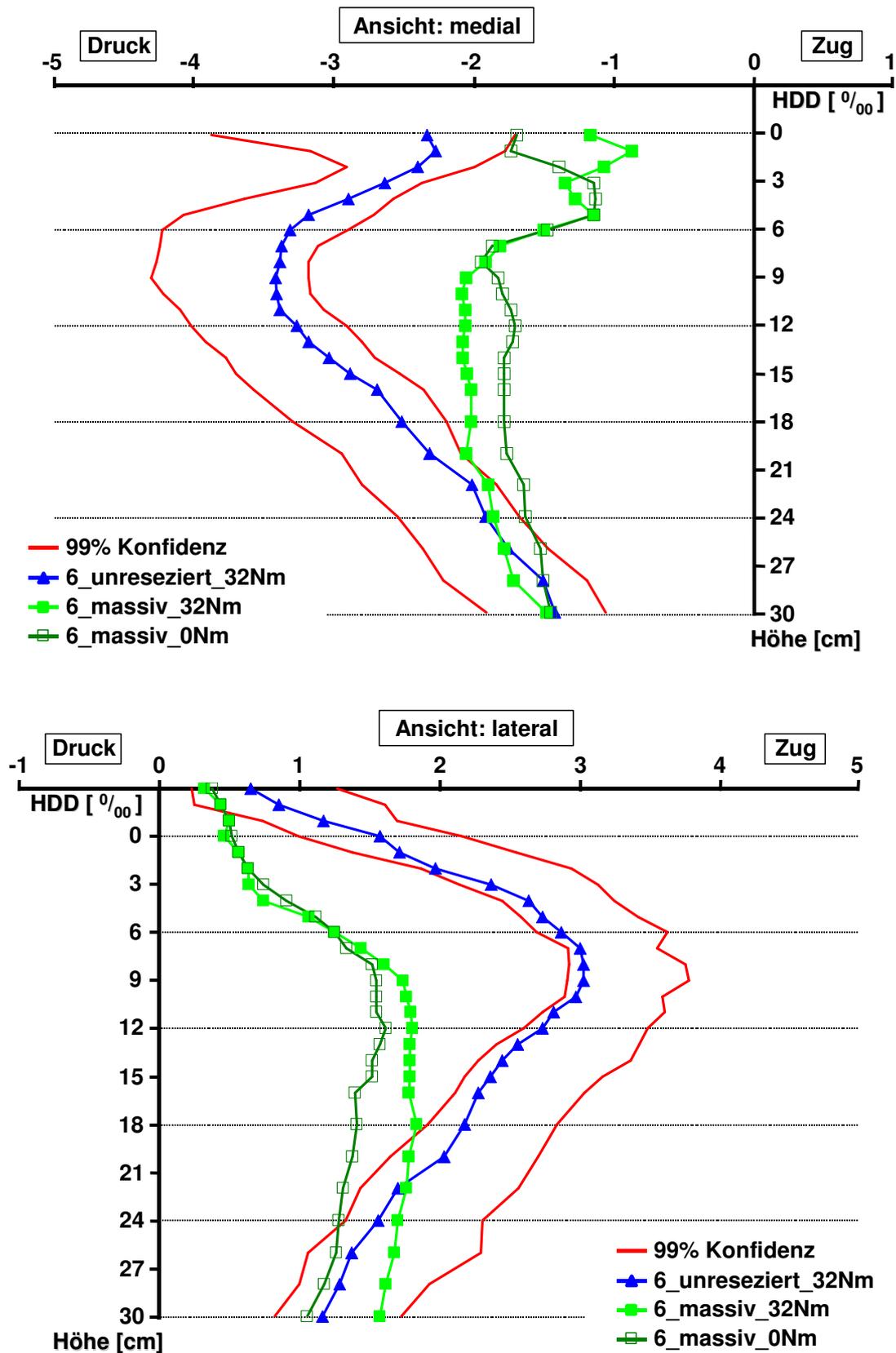


Abb. 33a: Dehnungsverlauf des Femur Nr. 6 mit Revisions-Nagelstiel (Verlängerung massiv, unverriegelt) mit (32 Nm) und ohne (0 Nm) angelegtem Torsionsmoment. Medial (oben) und lateral (unten) überwiegen die Einflüsse der in der Frontalebene liegenden Hüftkraftanteile mit resultierender Biegebelastung des Femur. Als Referenz 99% Konfidenzintervall aller unresezierten Femora (rot) mit Verlauf des unresezierten Femur Nr. 6 (blau)

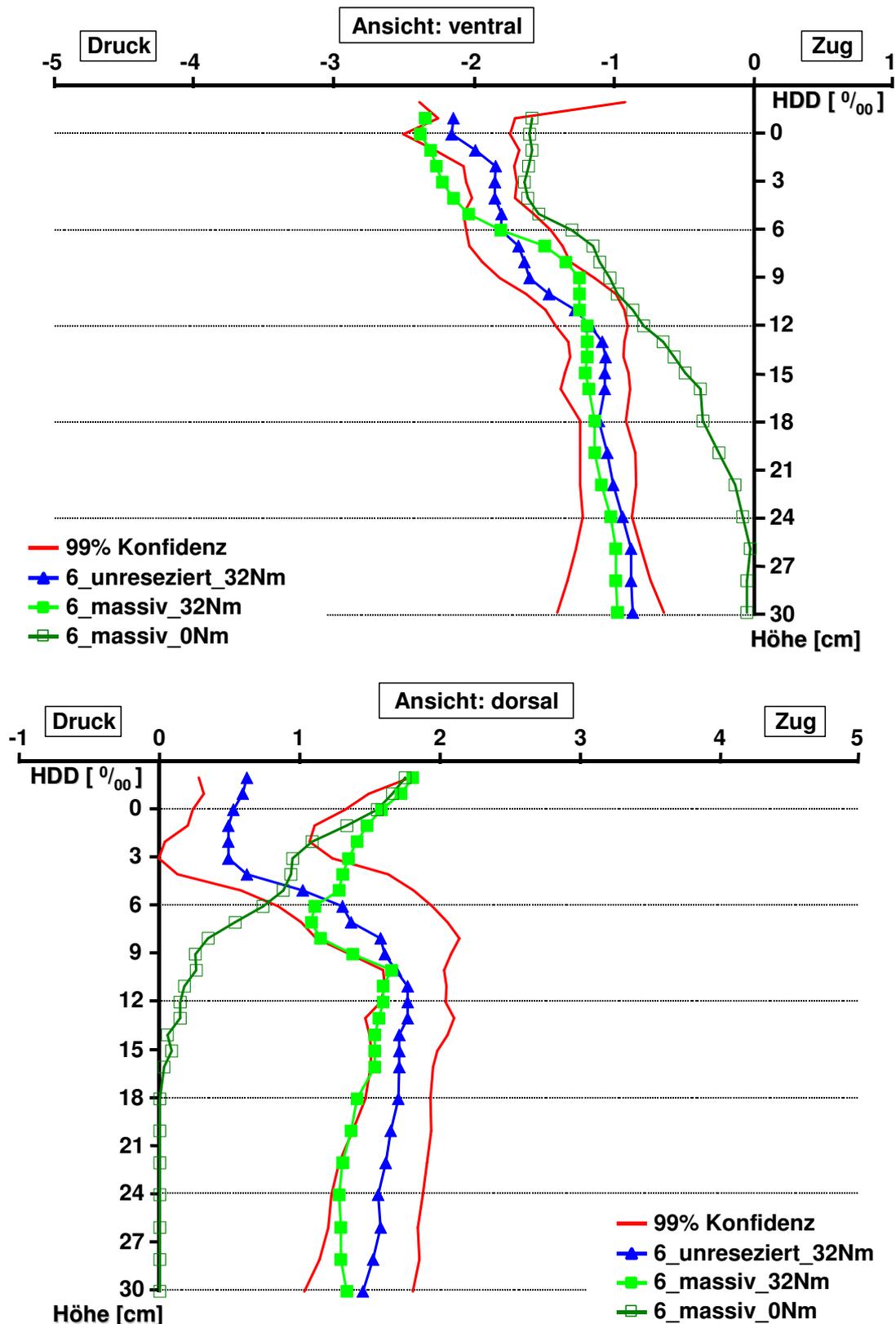


Abb. 33b: Dehnungsverlauf des Femur Nr. 6 mit Revisions-Nagelstiel (Verlängerung massiv, unverriegelt) mit (32 Nm) und ohne (0 Nm) angelegtem Torsionsmoment. Wesentlich geringere Dehnungen ventral (oben) und dorsal (unten) im Diaphysenbereich. Proximal-dorsal tendenzielle Mehrbelastung bereits ohne Torsion verglichen mit dem Kollektiv der unresezierten Knochen. Als Referenz 99% Konfidenzintervall aller unresezierten Femora (rot) mit Verlauf des unresezierten Femur Nr. 6 (blau).

8 Danksagung

Diese Arbeit entstand während meiner Tätigkeit als Doktorand an der Abteilung für Biomechanik der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie der TU München. Danken möchte ich an dieser Stelle:

Prof. Dr. R. Gradinger für die Vergabe dieser Arbeit und Zugang zu den erforderlichen Forschungseinrichtungen, sowie Bereitstellung der finanziellen Mittel.

Prof. Dr. W. Mittelmeier für die Konzeption und Mitbetreuung der Arbeit, sowie Beratung hinsichtlich der Ausführung, vor allem bezüglich klinischer Aspekte.

Dr.-Ing. E. Steinhauser für die Einarbeitung in die Photoelastik, seinen steten konstruktiven Rat und seine Hilfestellung bei technischen Fragen und Problemen. Besonderen Dank auch für sein Bemühen um eine klare und korrekte Darstellung in dieser Arbeit sowie bei Präsentationen und Publikationen.

Dipl.-math. R. Busch für die umfassende statistische Beratung und Hilfe bei der statistischen Auswertung mit SPSS.

Dipl.-Ing. S. Burz für die Fertigung der Konstruktionszeichnungen, Hilfe bei Umsetzung der Testvorrichtung und Beschichtung der Femora für Vorversuche.

Dr.-Ing. C. Kaddick für die Weitergabe von Erfahrungen mit der Testmethode und der Grundidee für einen Simulationsprüfstand.

Herrn Regnet und Herrn Gürtner von der Feinmechanischen Werkstatt des Institutes für Experimentelle Chirurgie am Klinikum rechts der Isar für die Fertigung der Metall-Bauteile für die Testvorrichtung.

Fa. ESKA Implants GmbH, Lübeck für die Bereitstellung der Implantate.

den Mitarbeitern und ehemaligen Mitarbeitern der Abt. Biomechanik.

München, Mai 2005, Martin Ellenrieder