



KfK 4722
Mai 1990

Biomechanisch begründete Wege zum dauerfesten Hüftgelenkersatz

**C. Mattheck, M. Prinz, E. Soldner
Institut für Material- und Festkörperforschung**

Kernforschungszentrum Karlsruhe

KERNFORSCHUNGSZENTRUM KARLSRUHE

Institut für Material- und Festkörperforschung

KfK 4722

Biomechanisch begründete Wege zum dauerfesten Hüftgelenksersatz

C. Mattheck, M. Prinz, E. Soldner*

*Berufsgenossenschaftliche Unfallklinik, Frankfurt a.M.

KERNFORSCHUNGSZENTRUM KARLSRUHE GMBH, KARLSRUHE

Als Manuskript vervielfältigt
Für diesen Bericht behalten wir uns alle Rechte vor

Kernforschungszentrum Karlsruhe GmbH
Postfach 3640, 7500 Karlsruhe 1

ISSN 0303-4003

BIOMECHANISCH BEGRÜNDETE WEGE ZUM DAUERFESTEN HÜFTGELENKSERSATZ

Zusammenfassung:

Ein bestimmender Faktor für das dauerhafte Einwachsen einer Hüftgelenksendoprothese ist ihre Krafteinleitungscharakteristik, die wesentlich von der Prothesensteifigkeit beeinflusst wird. Das steife Implantat bewirkt sowohl eine Entlastung der proximalen Kortikalis als auch eine Spannungskonzentration im Knochen am distalen Prothesenende. Die sich daraus ergebenden Knochenreaktionen können zum Versagen der Prothese und/oder des Knochens führen. Mit Hilfe einer Finite Elemente Analyse wird gezeigt, wie ein neues Prothesendesign und eine neue Operationstechnik eine räumlich homogenere Krafteinleitung vom Prothesenschaft in die umgebende Kortikalis bewirken. Die damit bewirkte homogenere Spannungsverteilung entspricht eher den natürlichen Belastungen, die ohne Prothese vorliegen. Damit entfällt weitgehend die mechanische Stimulanz zu unerwünschten Knochenumbildungen, so daß ein dauerfester Verbund von Prothese und Knochen eher möglich sein dürfte.

WAYS TO A MORE DURABLE HIP PROSTHESIS BASED ON BIOMECHANICAL STUDIES

Summary:

A determining factor for the durable ingrowth of a femoral hip endo prosthesis is its load-transfer characteristic, which is substantially influenced by the stiffness of the prosthesis. The rigid implant causes stress relief of the proximal cortical bone as well as a stress concentration in the bone at the distal tip of the prosthesis stem. The resulting reaction and adaptation of the bone can cause failure of the prosthesis and/or the bone itself.

By using Finite Element Analysis it is shown how a new stem design and a new operation technique result in a three dimensionally more homogeneous load-transfer from the prosthesis into the surrounding cortical bone. The thus resulting more homogeneous stress distribution corresponds closely to the natural stress distribution present without a prosthesis. As a result the mechanical stimulation causing the undesired bone remodeling is largely removed, which should lead to a more durable bone-prosthesis composite.

1. EINLEITUNG

Die moderne Chirurgie besitzt heute mit der Implantation von Hüftgelenksendoprothesen eine Technik, um die Beweglichkeit und Belastbarkeit eines durch Verschleiß, Krankheit, oder Unfall unbrauchbar gewordenen Gelenks wieder herzustellen. Jedoch deuten die in der Praxis anzutreffenden großen Unterschiede in der konstruktiven Gestaltung der Prothese auf noch ungelöste Probleme bei der Entwicklung eines "optimalen" Gelenkersatzes hin.

Eines der Ziele bei der Auslegung einer Hüftgelenksprothese sollte sein, die im gesunden Femur vorliegenden Belastungsverhältnisse durch das Einbringen eines Gelenkersatzes möglichst wenig zu verändern.

Dieser Forderung gerecht zu werden, erscheint unter Berücksichtigung des großen Steifigkeitsunterschieds zwischen Prothesen- und Knochenmaterial fast unmöglich. Auf Grund dieses Steifigkeitsunterschieds wird der Hauptteil der äußeren Belastung proximal von der Prothese übernommen. Erst in der Umgebung des Schaftendes wird er in die Kortikalis eingeleitet und induziert hier eine Spannungsüberhöhung. Als Reaktion des Knochens auf diese Spannungskonzentration wird oft die Bildung eines Knochenpfropfens beobachtet (Abb.1).

Außerdem nimmt die proximale Kortikalis wegen der Präsenz des steifen Implantats kaum mehr an der Übertragung der äußeren Last teil. Dieser in der Literatur mit "Stress Protection" oder "Stress Shielding" bezeichnete Entlastungseffekt kann insbesondere im Bereich des Calcar femoris aber auch allgemein im proximalen Femur zu Resorptionserscheinungen führen (Abb.2).

Beide Phänomene treten nicht unabhängig voneinander auf. So bewirkt die Abstützung der Prothesenspitze auf dem distalen Knochenpfropfen zwangsläufig eine noch stärkere Entlastung der proximalen Kortikalis. Damit wird eine Ausdünnung des Calcar femoris noch weiter gefördert.

Die möglichen Versagensformen von Prothese und Knochen sind in Abb.3 prinzipiell skizziert und in Abb.4 und Abb.5 durch Röntgenaufnahmen belegt.

Im Rahmen dieser Arbeit soll nun mit der Finite Elemente Methode (FEM) rechnerisch an verschiedenen Prothese-Knochen-Strukturen gezeigt werden, wie die Stress Protection des proximalen Femur und die Spannungsüberhöhung im Knochen am Prothesenende vermieden werden können. Es wird hierfür eine neue Operationstechnik und ein neues Schaftdesign vorgeschlagen.

2. FEM ANALYSE

Ausgehend von einem Frontalschnitt durch einen präparierten Femur wurde ein vereinfachtes FEM-Modell mit kreisförmigem Knochenquerschnitt erstellt. Wegen der Symmetrie mußte nur die halbe Struktur generiert werden. Es wurden die in Abb.6a-d dargestellten und dort ausführlich beschriebenen Prothesenformen erzeugt. Ferner wurde ein intakter Femur als Referenzmodell generiert (Abb.6e). Dieses Referenzmodell erlaubt einen Vergleich der Spannungsverteilung der Modelle aus Abb.6a-d mit einem "gesunden" Femur. Für das von den Autoren vorgeschlagene Schaftdesign wurde ein weiteres FEM-Modell erzeugt, das detailliert in Abb.7 gezeigt ist.

Als Belastung wurde in Anlehnung an [1] ein über die Längsachse des Femurs konstantes Biegemoment von $M_B=40$ Nm auf die Halbstruktur aufgebracht. Der Zahlenwert spielt keine Rolle, da nur die **Verteilungen** der Spannungen miteinander verglichen werden. Die Belastungs- und Randbedingungen sind in Abb.8 an einem Verformungsplot dargestellt.

2.1 Eine neue OP-Technik zur Minderung der proximalen Stress Protection

Schon in [2] wird erwähnt, daß eine definierte Einleitung von Druckspannungen in den Calcar femoris nützlich sein kann, um eine dort mögliche Atrophie zu vermeiden.

Eine Bewertung dieser Aussage erlaubt der Vergleich zwischen den Modellen aus Abb.6a und Abb.6b. Bei dem Modell in Abb.6a ist der Prothesenschaft als Vollzylinder idealisiert und mit einem Kragen auf der medialen Seite versehen. Bei dem in Abb.6b dargestellten Modell wird auf diese mediale Abstützung verzichtet, d.h. die Krafteinleitung findet nur entlang des Prothesenschaftes statt. Zwischen Prothese und Knochen wurde vollständiger Kontakt (also kein Gleiten oder Abheben) angenommen.

In Abb.9 ist der Verlauf der von-Mises Spannung auf der Außenseite der medialen Kortikalis für das Modell mit Kragen und damit auch mit idealer medialer Abstützung, das Modell ohne Kragen (ohne mediale Abstützung) und das Referenzmodell des Femur ohne Prothese aufgetragen. Bei einer medialen Krafteinleitung durch den Kragen liegen die Spannungswerte im Knochen deutlich über denen des Modells ohne Kragen. Sie überschreiten im Bereich des Calcar femoris sogar die Werte des Referenzmodells, so daß gerade dort nicht mit einem Schwund der Kortikalis auf Grund einer Entlastung durch die Prothese zu rechnen ist sondern eher mit Mineralisation und Anbau.

Das Herstellen einer genau passenden Auflage für diesen Prothesenkragen stellt jedoch für den Operateur ein großes Problem dar. Es ist nämlich zu erwarten, daß man unter OP-Bedingungen nicht immer durch einen genau winkeltreuen Sägeschnitt den Femurhals abzutrennen vermag. Dies ist jedoch auch nicht nötig, wenn nur dafür Sorge getragen wird, daß der **mediale Teil garantiert in innigem Kontakt** mit dem Prothesenkragen ist.

Dafür wird hier ein stufenförmiger Sägeschnitt (Abb.10a) empfohlen, der ein unerwünschtes laterales Aufliegen des Prothesenkragens gänzlich ausschließt und wie Tierversuche zeigten operativ durchaus machbar ist (Abb.10b).

Diese **neue OP-Technik** wird gegenwärtig in der BG-Klinik Frankfurt erprobt. Ein erstes Ergebnis zeigt Abb.10c. Man beachte, daß diese enorme Minderung der Stress Protection (Abb.9) im Bereich des proximalen Femur hier für eine steife Vollschaftprothese rechnerisch nachgewiesen wurde. Explizit bedeutet dies, daß auch unabhängig von nachfolgend beschriebenen Designmodifikationen **diese neue OP-Technik für jede Prothese** gleich welcher Bauart ein Gewinn sein dürfte, indem die unerwünschte **Entlastung der Kortikalis** und damit die Gefahr des Knochenabbaues **gravierend gemindert** wird.

Eine weitere Verbesserung des innigen Kontaktes ohne Mikrorelativbewegungen wäre auch die Aufbringung einer definierten Rauigkeit auf die Kontaktfläche des medialen Prothesenkragens (Abb.10a), wozu sich eine neue im KFK entwickelte Prothesenoberfläche anbietet [4,5].

2.2 Der Einfluß der Schaftsteifigkeit

Bislang wurde allein über eine neue Schnittführung während der Operation versucht, die proximale Entlastung des Femur zu mindern. Nachfolgend soll außerdem durch sinnvolle Designmodifikationen an der Prothese selbst eine möglichst vorteilhafte Spannungsverteilung im Prothese-Knochen-Verbund realisiert werden. Die Annäherung von Prothesen- und Knochensteifigkeit ist eine Möglichkeit, die Stress Protection der proximalen Kortikalis und die weitere Bildung eines Knochenpfropfens gezielt zu beeinflussen [6].

Die Implantatsteifigkeit läßt sich sowohl durch die Wahl des Materials als auch durch die Prothesenform verändern. Im folgenden wird die Auswirkung dieser beiden Parameter getrennt bewertet.

2.2.1 Materialsteifigkeit

Der Einfluß der Materialsteifigkeit wurde am Beispiel der Schaftform in Abb.6a untersucht. Dieses Schaftdesign kommt zumindest im distalen Bereich

den auf dem Markt befindlichen Schaftformen sehr nahe. Als Materialien wurden Stahl mit $E_{\text{Stahl}}=210000 \text{ N/mm}^2$ und Titan mit $E_{\text{Titan}}=110000 \text{ N/mm}^2$ gewählt. Die Ergebnisse der FEM Analyse sind in Abb.11 dargelegt. In Abb.11a wird der Verlauf der von-Mises Spannung auf der Außenseite der medialen Kortikalis für Stahl, Titan und das Referenzmodell gezeigt. Bei der Verwendung von Stahl liegen die Spannungen über weite Bereiche etwa 20% unter denen des Referenzmodells, bei Verwendung des weniger steifen Titans werden die Referenzwerte um etwa 10% unterschritten.

Die Spannungskonzentration, die an der Kontaktfläche von Kortikalis und Prothese an deren Schaftende auftritt, läßt sich, wie in Abb.11b ersichtlich, durch die Verwendung von Titan um 18% des Wertes von Stahl vermindern.

Die Wahl des im Vergleich zu Stahl nur etwa halb so steifen Titans ergibt insgesamt durchaus eine mäßige Reduktion der Stress Protection der Kortikalis und der Spannungsüberhöhung unter der Schaftspitze.

2.2.2 Gestalt des Schaftes

Die in Abb.6a,c,d und Abb.7 gezeigten Schaftformen werden nun auf ihren Einfluß auf die Spannungsverteilung im Femur hin untersucht. Als Material wird im folgenden nur noch Stahl verwendet, weil dabei die Effekte am deutlichsten werden. Die verschiedenen Schaftformen sind alle mit einem Kragen als mediale Abstützung versehen.

In Abb.12a und Abb.12b ist der von-Mises Spannungsverlauf auf der medialen und lateralen Kontaktfläche von Kortikalis und Prothese im Bereich der Schaftspitze aufgetragen. Die Spannungsspitze reduziert sich beim Übergang vom "Vollschaft" (Abb.6a) auf den kurzen "Hohlschaft" (Abb.6c) vom 2.16-fachen auf das 1.94-fache der Referenzspannung. Bei langem Hohlschaft gleichen Querschnittes (Abb.6d) befindet sich das Schaftende im Epiphysenbereich des Kniegelenks. Röntgenbilder von Verriegelungsnägeln in [2] zeigen unter der Schaftspitze keinen Knochenpfropfen, so daß auch bei einem Prothesenschaft ähnlicher Form keine Sklerosierung zu erwarten ist. Das liegt vermutlich auch daran, daß ein solcher Knochenpfropfen im Epiphysenbereich zu weit von der Kortikalis entfernt ist, um mit ihr zu wechselwirken. Außerdem ist über die volle Länge des Nagels einfach auch schon viel Kraftfluß seitlich in die Kortikalis geflossen. Sollte sich im Einzelfall dennoch ein mäßiger Knochenpfropfen unter dem Nagel gebildet haben, so führt er wegen seiner weichen Bettung in der Spongiosa und der fehlenden kortikalen Brücke nicht zu einer signifikanten Zunahme der Stress Protection.

Das in Abb.7 vorgeschlagene Prothesendesign, das in Abb.10a nochmals prinzipiell skizziert ist, besteht aus einem langen Marknagel, in den ein fle-

xibler, angeschrägter Schaft eingesetzt ist. Entlang dieses Schaftes wird der Kraftfluß axial verteilt eingeleitet. Das Prothesenende (Nagelende) befindet sich auch hier im Epiphysenbereich. Der Spannungsverlauf zeigt sowohl in der medialen als auch auf der lateralen Kortikalis keine signifikante Spannungsspitze im Bereich des flexiblen Schaftendes.

Bei allen Rechnungen wurde ideales Einwachsen der Prothese (rigid contact) unterstellt.

3. ZUSAMMENFASSUNG DER ERGEBNISSE

Die Ergebnisse dieser eher grundsätzlichen, als an konkreten, detailgetreuen Prothesenformen orientierten FEM-Analyse, lassen sich wie folgt zusammenfassen:

- Eine Entlastung der proximalen Kortikalis läßt sich durch eine definierte Krafteinleitung über den medialen Prothesenkragen mindern.
- Diese Krafteinleitung ist durch die hier vorgeschlagene OP-Technik gewährleistet, die durch einen stufenförmigen Sägeschnitt durch den Femurhals gekennzeichnet ist.
- Der Übergang zu einem weniger steifen Material wie Titan bringt bei sonst gleicher Prothesenform mäßige Verbesserungen in der Krafteinleitungscharakteristik.
- Prothesenschäfte aus Hohlprofilen verringern im Vergleich zu Vollprofilen die Spannungsspitze in der Kortikalis nur begrenzt, es sei denn die Wandstärke des Hohlprofils verjüngt sich nach distal auf den Wert Null [6].
- Die hier vorgeschlagene Schaftform verhindert die Spannungsspitze, die zur Bildung eines Knochenpfropfens in der Diaphyse des Femur führen kann, gänzlich. Die Ausbildung eines Knochenpfropfens in der distalen Verbreiterung des Femur ist sowohl weniger wahrscheinlich als auch -wegen der weicheren Bettung eines möglichen Pfropfens in der Spongiosa- weniger gefährlich.
- Die Stress Protection wird also primär durch die neue OP-Technik abgebaut, während der flexible, im Marknagel definiert gebettete Schaft des favorisierten Prothesendesigns die Bildung eines Knochenpfropfens ausschließen soll, der ebenfalls sekundär zu weiterer Stress Protection führen kann.

4. LITERATURVERZEICHNIS

[1] Huiskes J., W.Vroemen

A Standardized Finite Element Modell for Routine Comparative Evaluations of Femoral Hip Prostheses

31st ORS, Las Vegas, Nevada, Jan.21,22,23,24, 1985

[2] E.Hipp, R.Gradinger, H.Rechl

Zementlose Hüftgelenksendoprothetik

Herausgegeben anlässlich des 2. interdisziplinären Symposiums im Dezember 1986 im Klinikum rechts der Isar.

[3] Mattheck C., Börner M.

Unveröffentlicher Bericht des Kernforschungszentrums Karlsruhe, 1987

[4] Mattheck C., Erb D., Schubert K.

A shape optimized prosthesis surface: Theory and experiment

Proceedings of 7th Meeting of the European Society of Biomechanics, July 8-11, 1990 Aarhus, Denmark

[5] Mattheck C., Burkhardt S., Erb D., Schubert K.

A new fatigue resistant prosthesis surface

Proceedings of the EUROMAT 89 Conference, November 22-24, 1989 Aachen

[6] Mattheck C., Vorberg U., Kranz C.

Die Auswirkung der Hohlschaftprothese auf die Spannungsverteilung in der Kortikalis

Eingereicht 1990 an Biomedizinische Technik



Abb.1: Knochenpfropfen unter der Schaftspitze.



Abb.2: Knochenschwund am Calcar femoris wegen Stress Protection und sich daraus ergebendes Prothesenversagen.

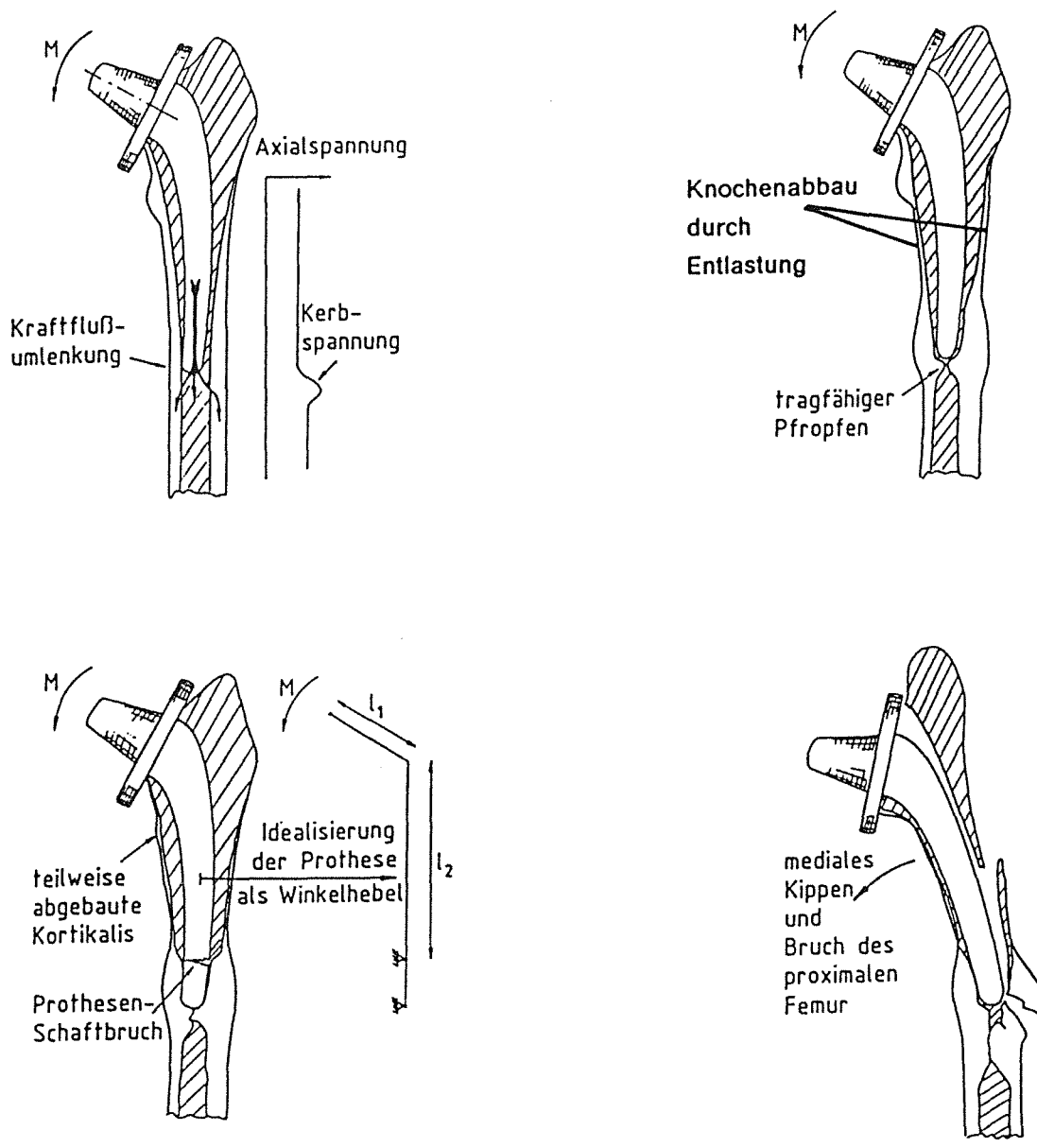


Abb.3: Mögliche Versagensmechanismen von Prothese und Knochen.

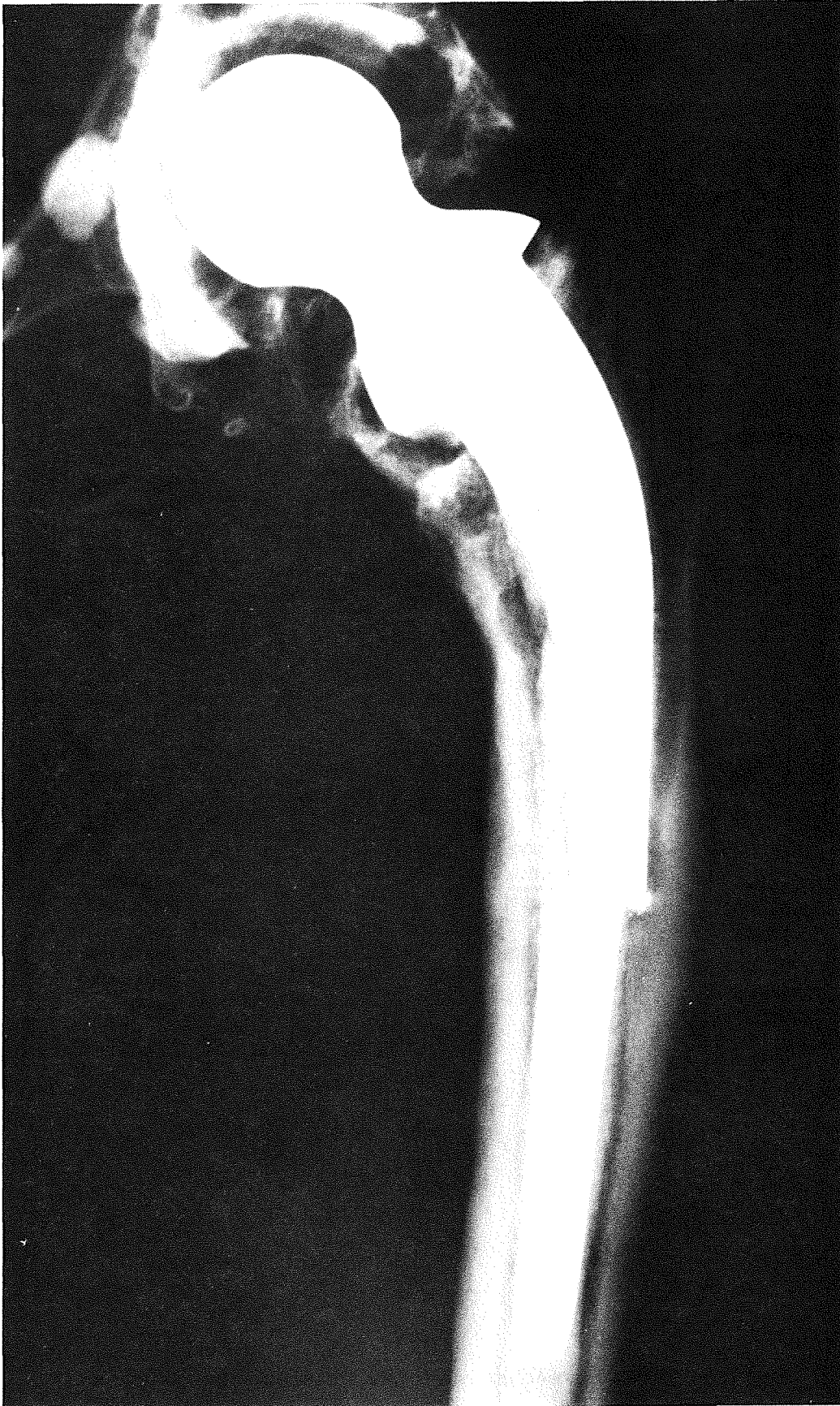


Abb.4: Gebrochener Prothesenschaft. Man beachte das Einsinken des zu schmalen Kragens in den Knochen und die damit verbundene schlechte mediale Abstützung.

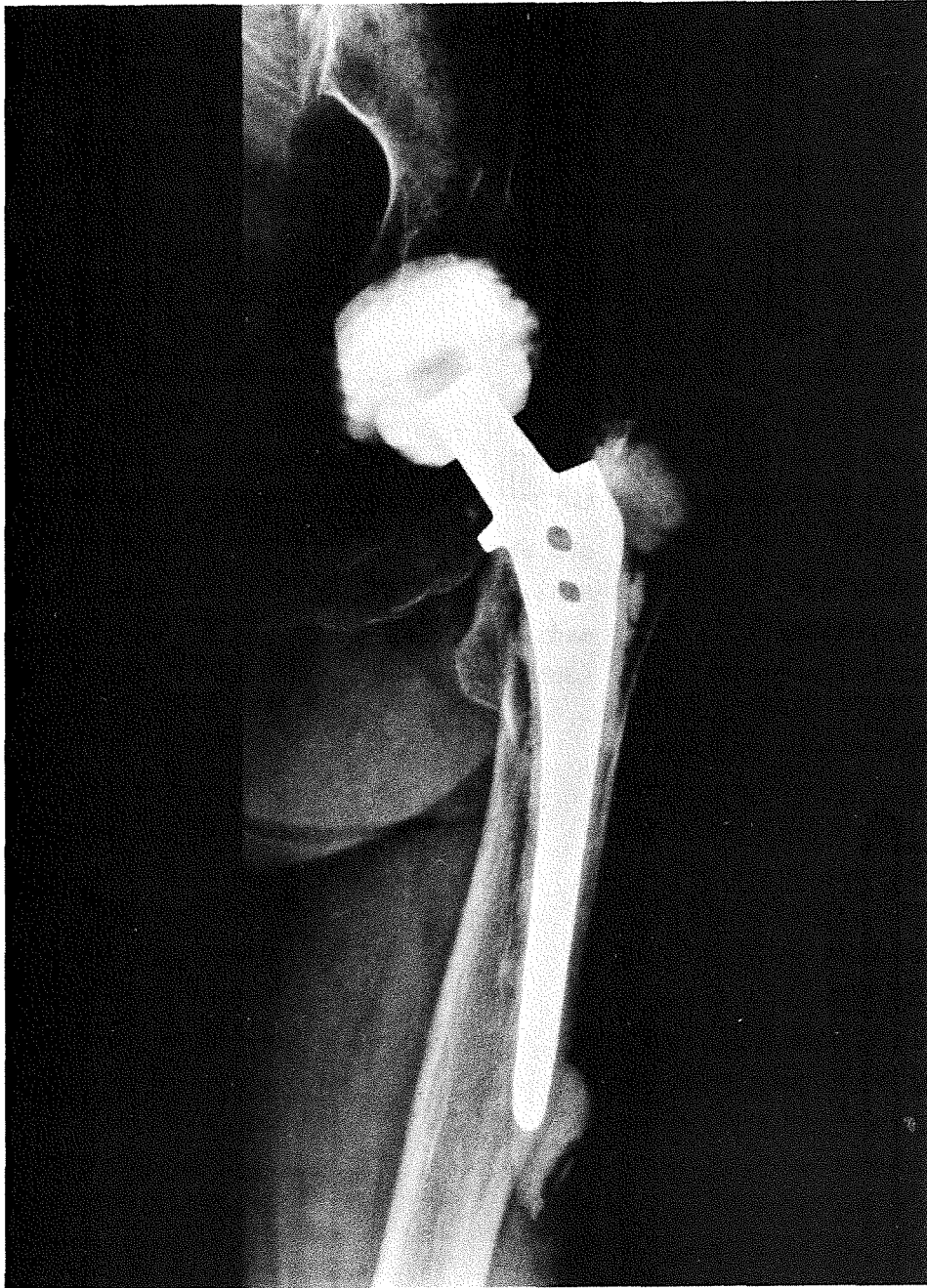


Abb.5: Prothesenschaft durchbricht die ausgedünnte laterale Kortikalis.

Abb.6: FEM-Modelle (Gesamtstrukturen und Prothesendesigns)

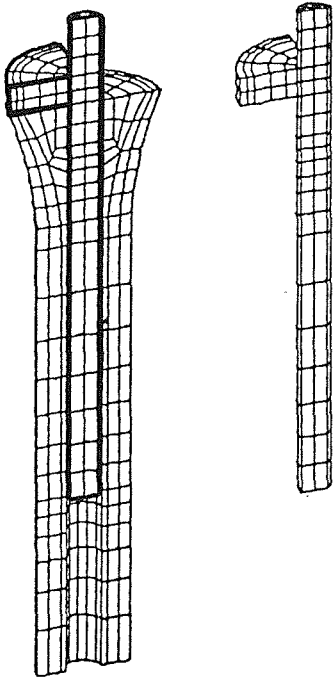


Abb.6a:
Schaftprothese mit
medialer Abstützung
(Schaft aus Vollmaterial)

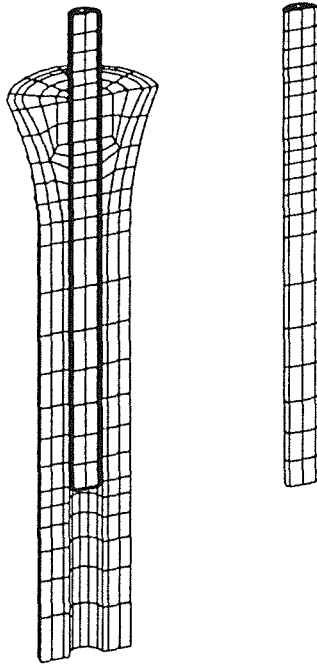


Abb.6b:
Schaftprothese ohne
medialer Abstützung
(Schaft aus Vollmaterial)

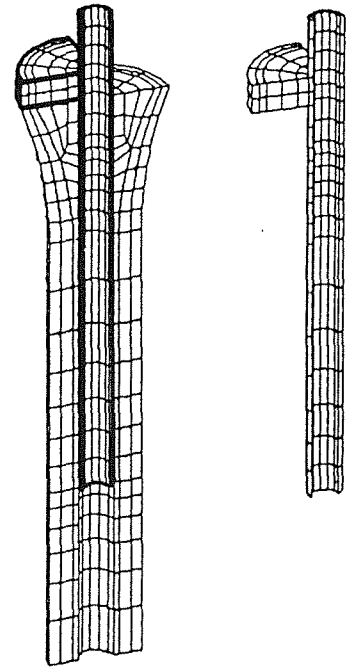


Abb.6c:
Hohlschaftprothese mit
medialer Abstützung
(Schaft als kurzer Nagel)

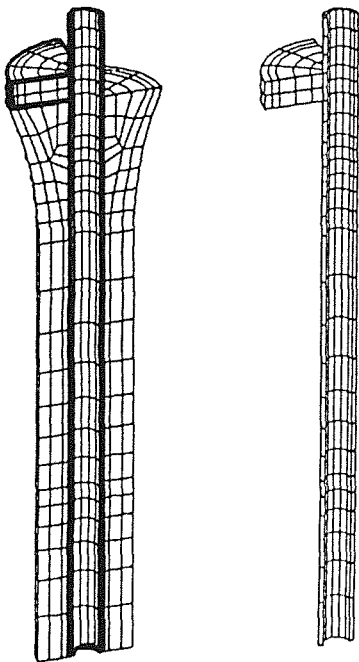


Abb.6d:
Hohlschaftprothese mit
medialer Abstützung
(Schaft als langer Nagel)

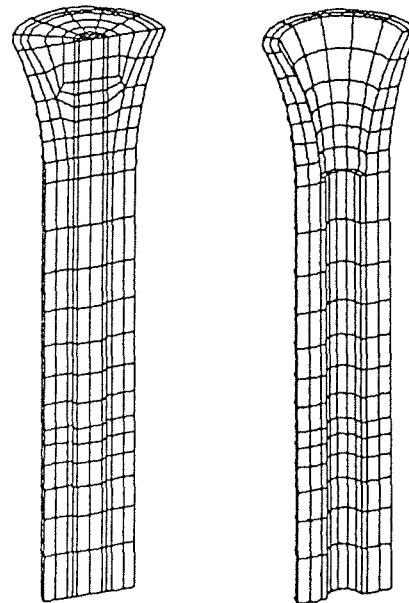
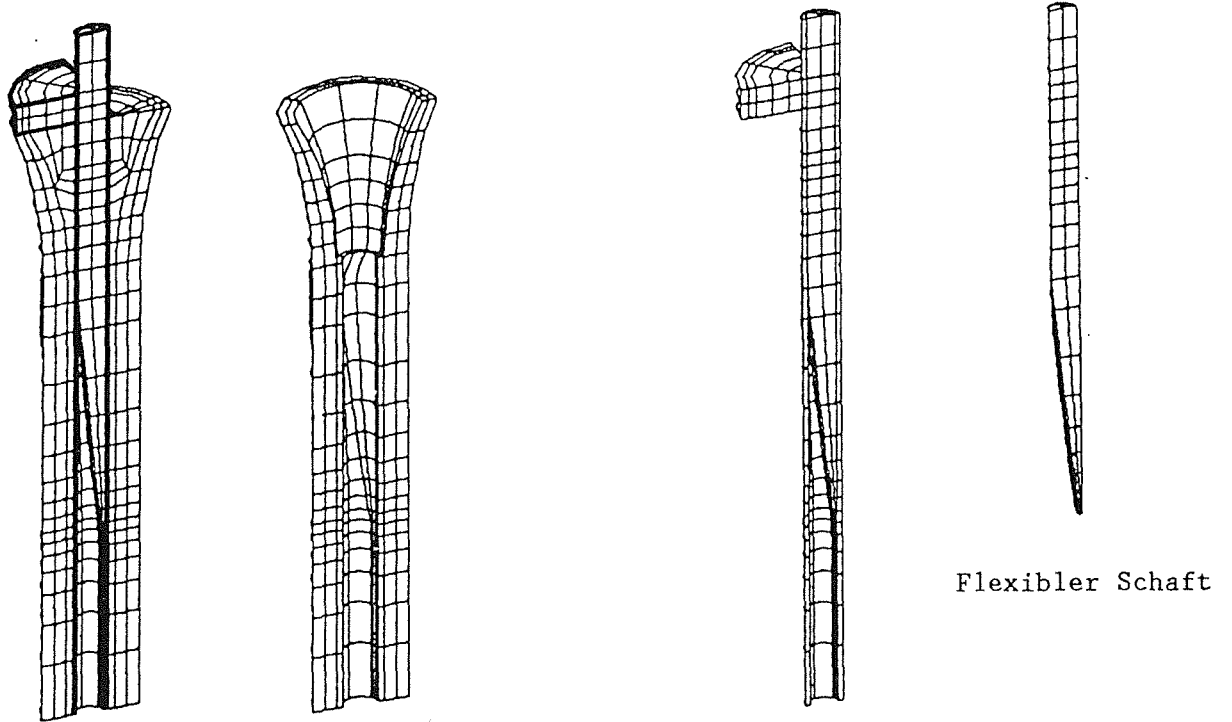


Abb.6e:
Referenzmodell
(Kortikalis ohne Prothese)

Abb.7: FEM-Modell des neuen Designvorschlags



Prothesen-Knochen
Verbund

Femur

Prothesenschaft als langer
Nagel mit eingeschobenem
flexiblem Schaft

Flexibler Schaft

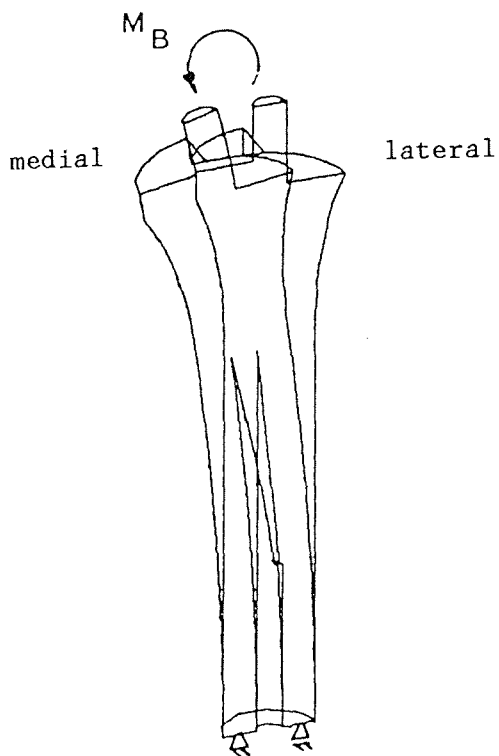


Abb.8: Belastungs- und Randbedingungen
am Deformationsplot

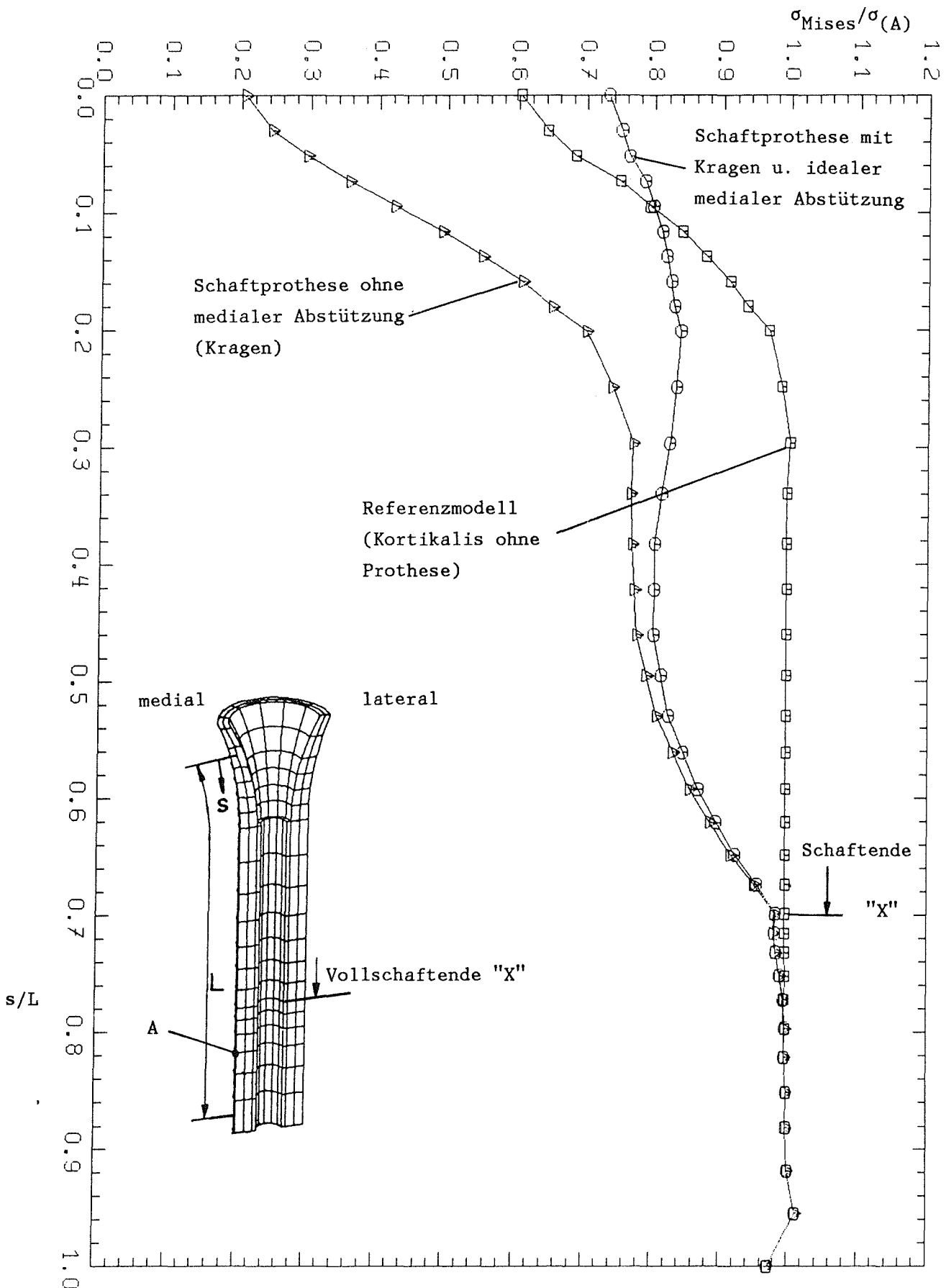


Abb.9: Von-Mises Vergleichsspannung auf der Außenseite der medialen Kortikalis (Normiert auf den Spannungswert des Referenzmodells an der Stelle A).

Abb.10: Eine neue OP-Technik zur Gewährleistung medialen Aufsitzes dargestellt an einer Prinzipskizze der hier vorgeschlagenen neuen Prothese.

Ausnehmung (vergrößerte Darstellung)

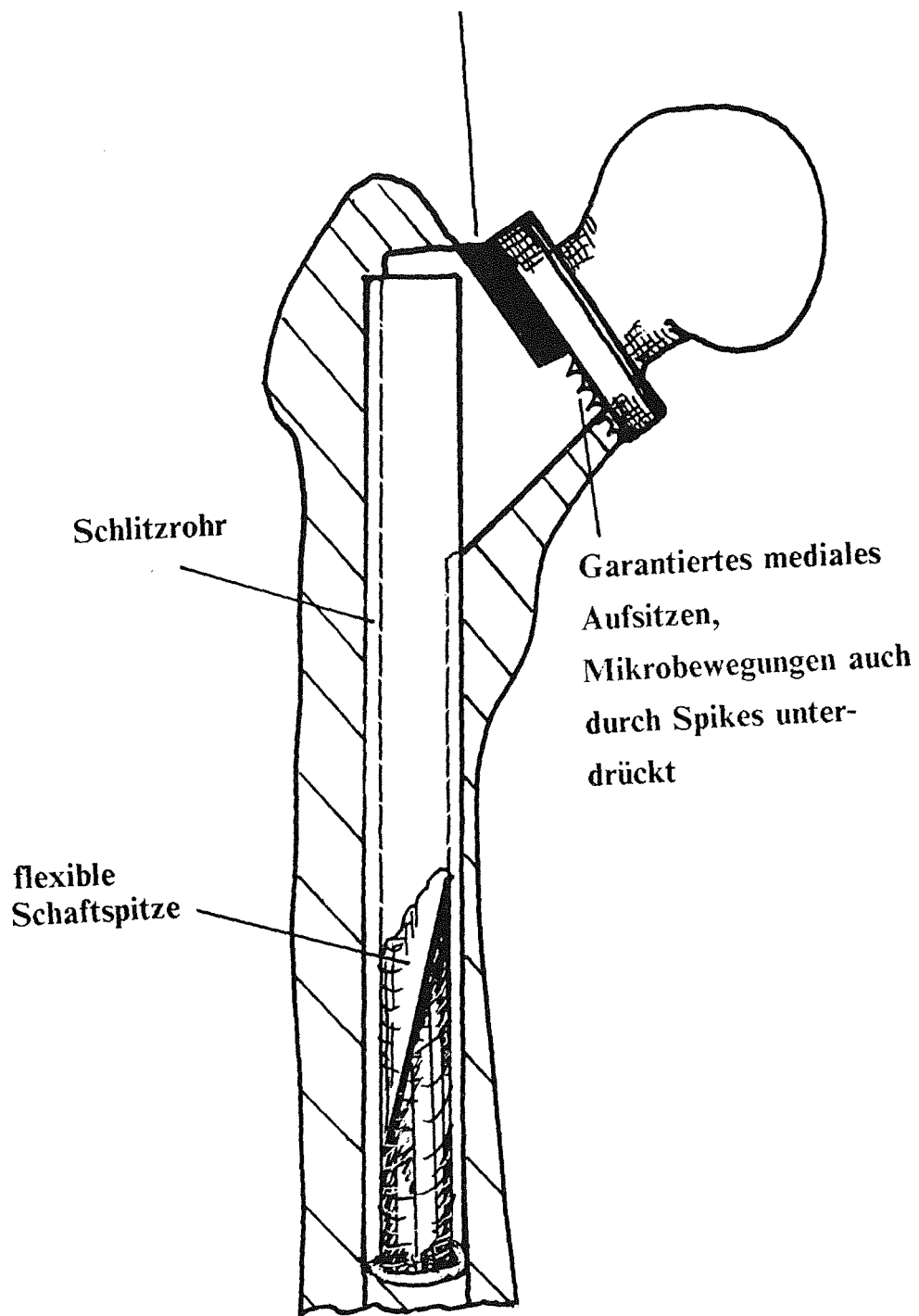


Abb.10a: Prinzipskizze des Stufenschnittes.

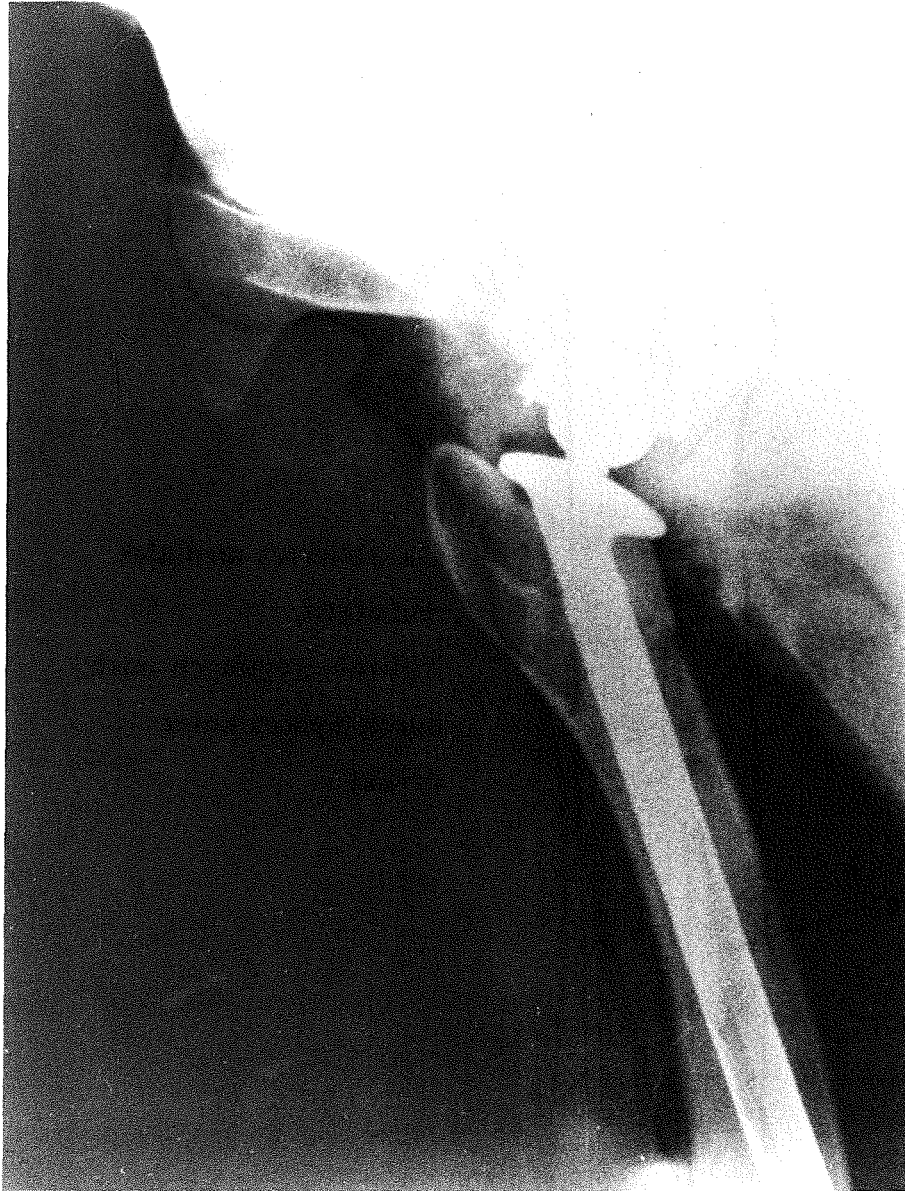


Abb.10b: Schafsfemur mit speziell für Tierversuche angefertigter Prothese. Der stufenförmige Sägeschnitt ist deutlich sichtbar. (Tierversuch: Dr. Voigt, FU Berlin)

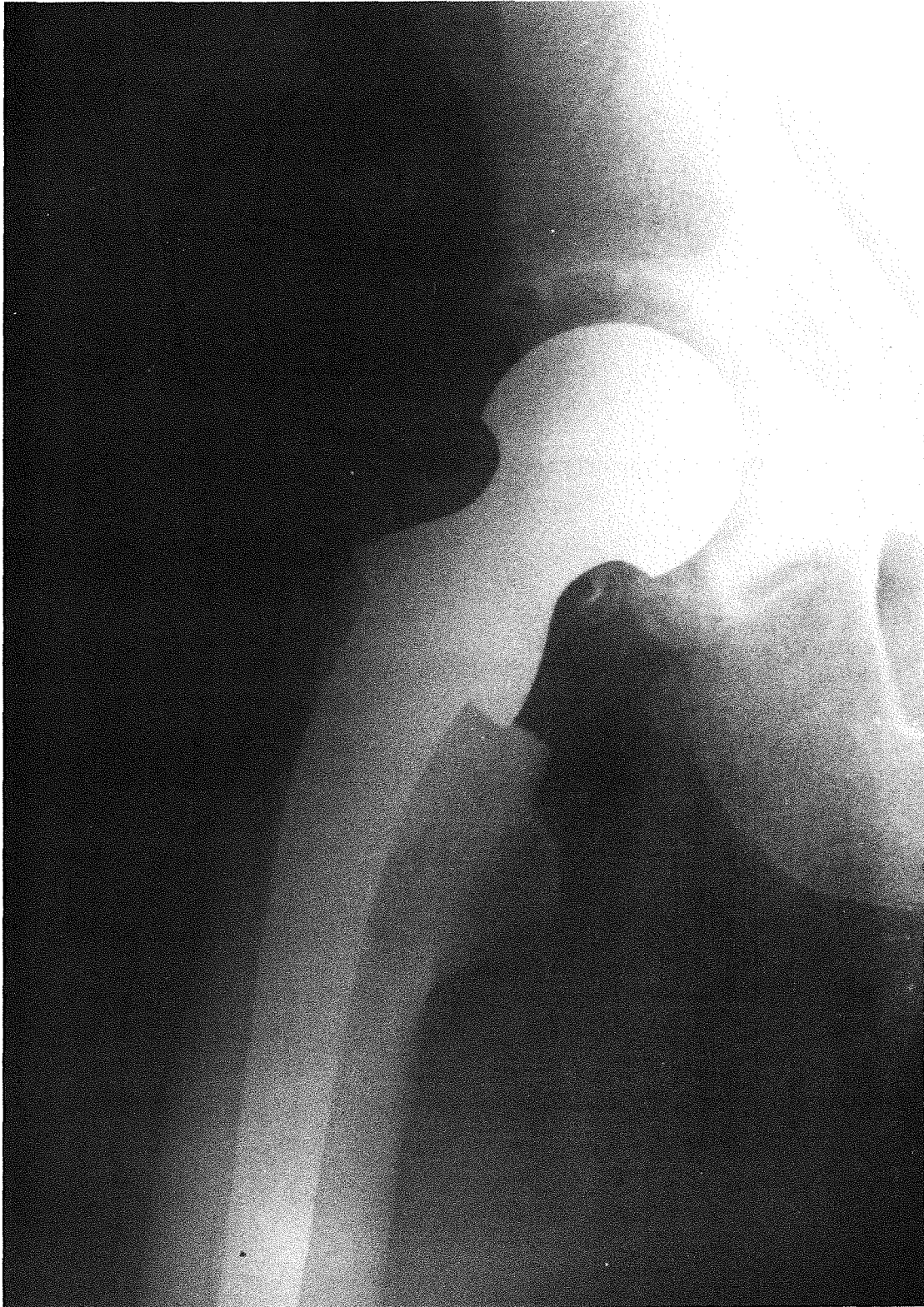


Abb.10c: Beispiel aus der klinischen Erprobung.

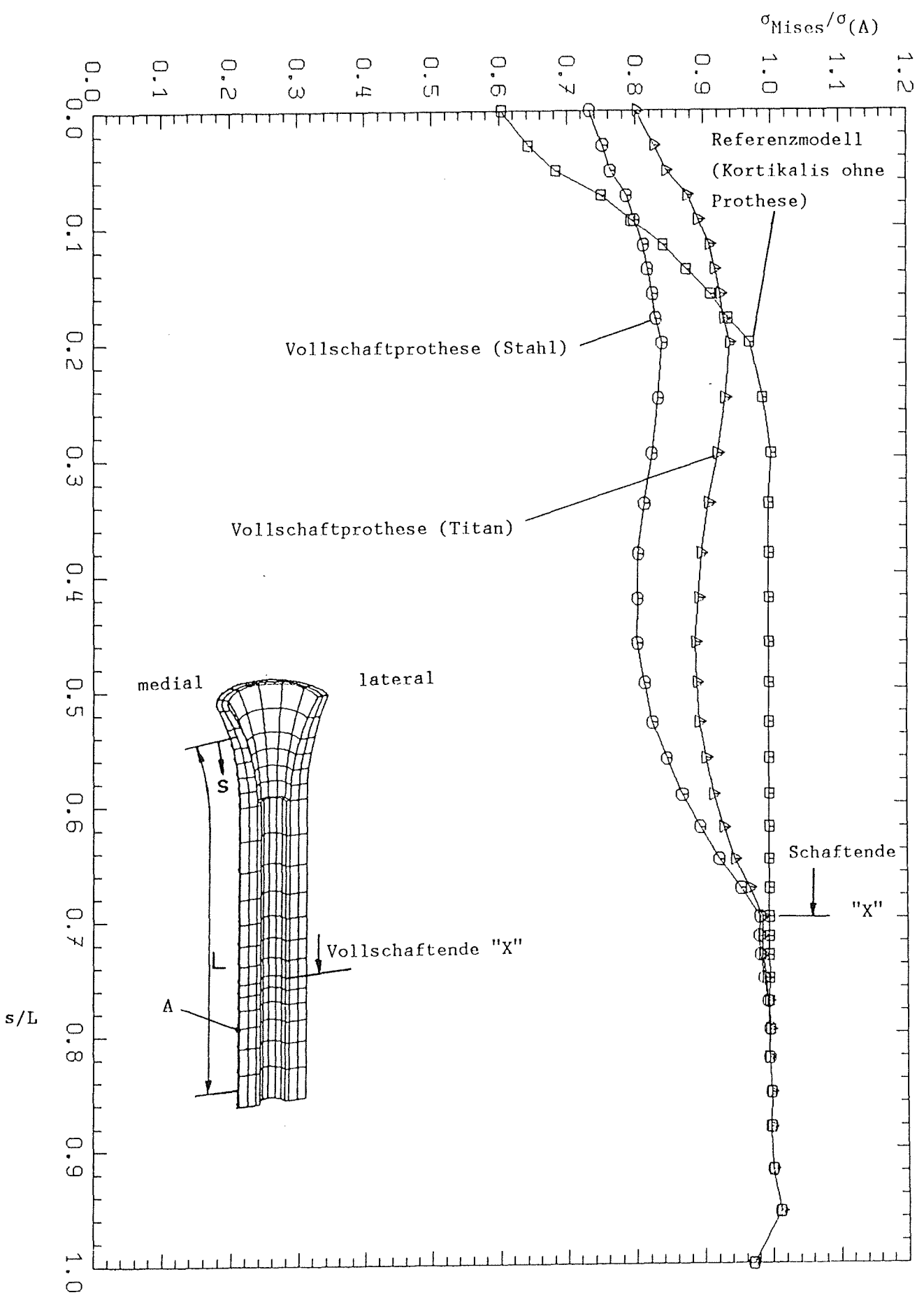


Abb.11a: Normierter von-Mises Spannungsverlauf auf der Außenseite der medialen Kortikalis für die Vollschaftprothese aus Stahl und Titan mit medialer Abstützung.

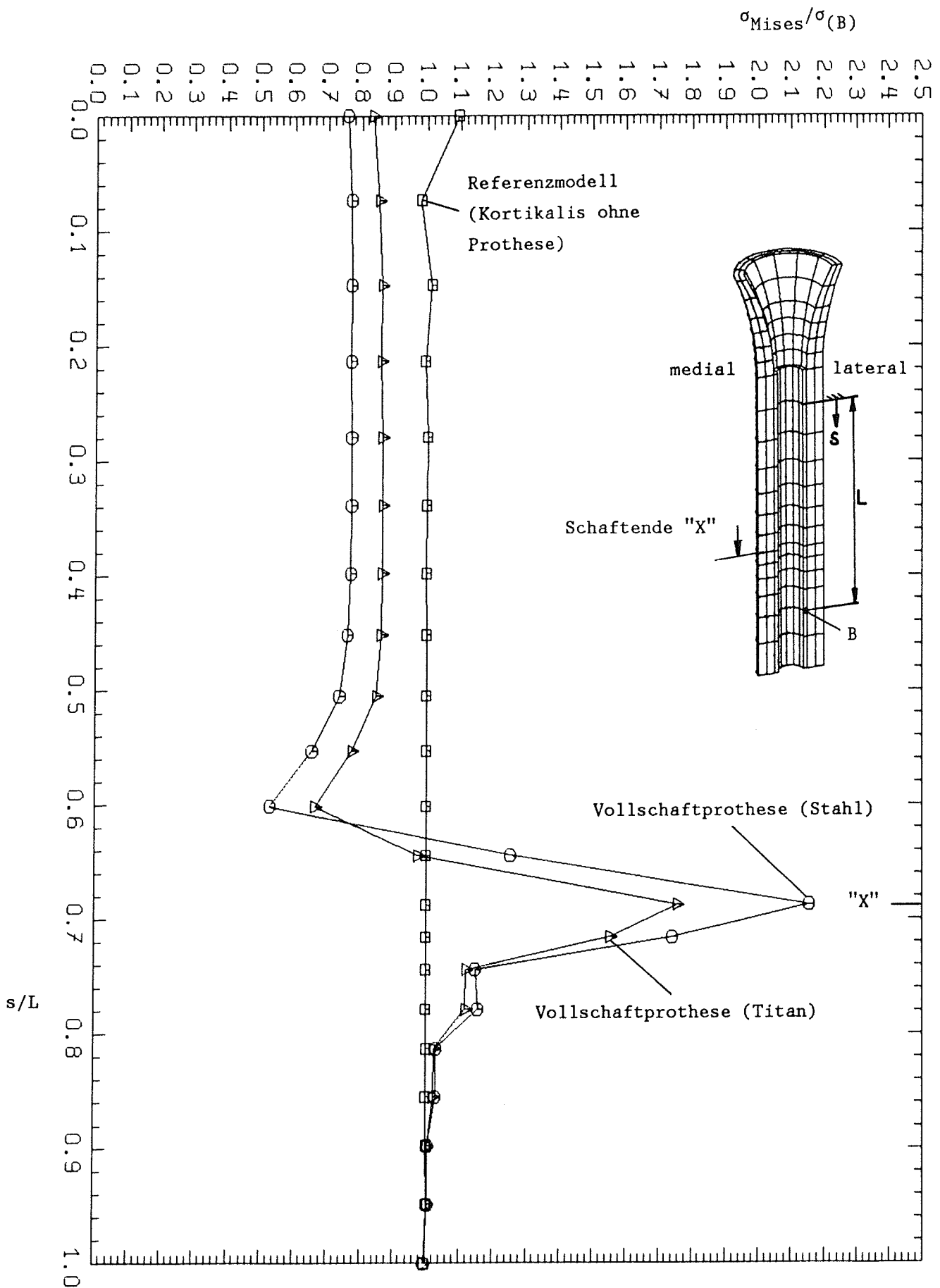


Abb.11b: Von-Mises Spannungsverlauf auf der lateralen Kontaktfläche zwischen Prothese und Kortikalis für Stahl und Titan (Normiert auf den Spannungswert des Referenzmodells an der Stelle B).

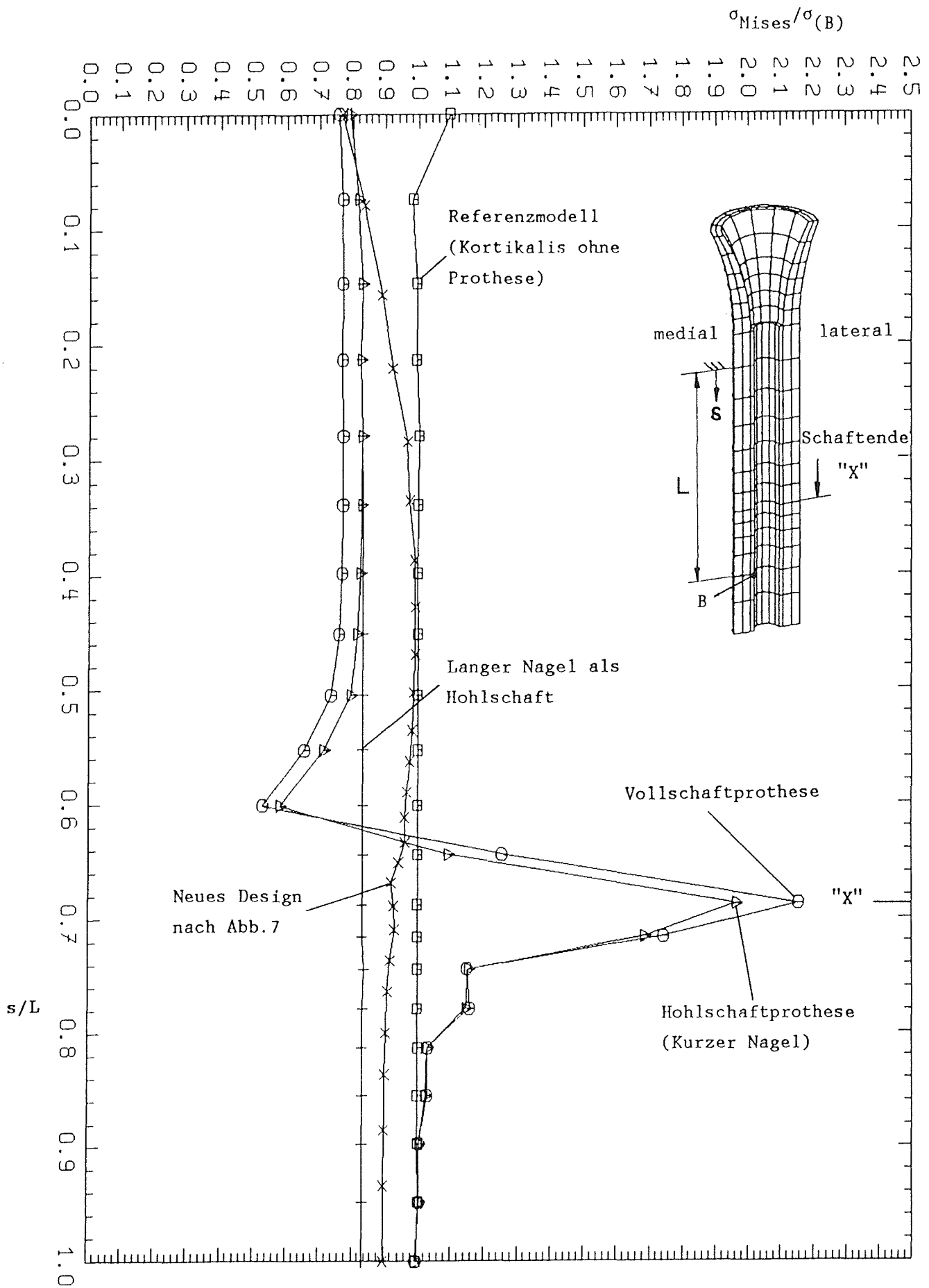


Abb.12a: Normierter von-Mises Spannungsverlauf auf der medialen Kontaktfläche zwischen Prothese und Kortikalis für verschiedene Prothesendesigns gleichen Materials.

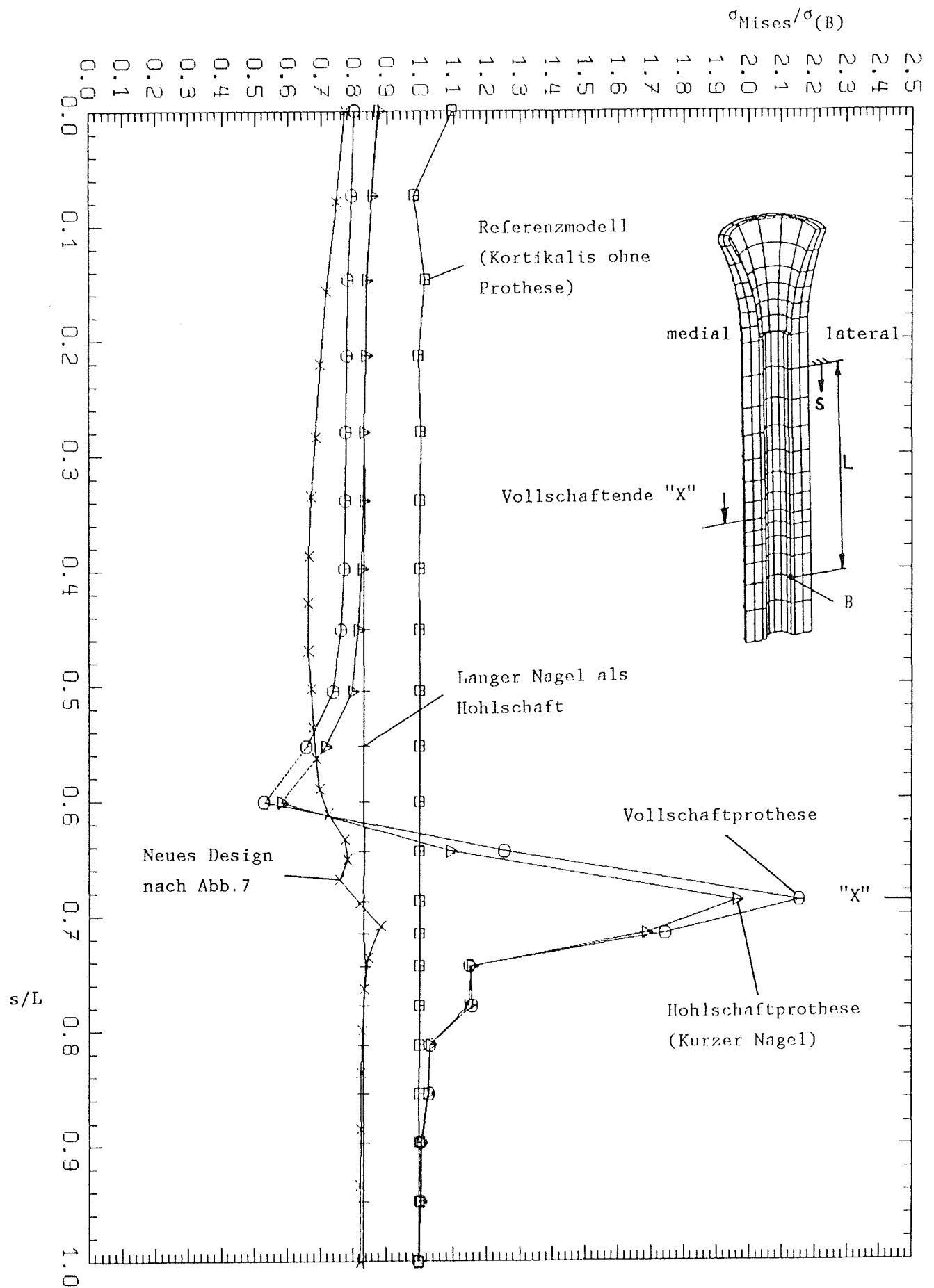


Abb.12b: Normierter von-Mises Spannungsverlauf auf der lateralen Kontaktfläche zwischen Prothese und Kortikalis für verschiedene Prothesendesigns gleichen Materials.