Zeitschrift: Jahrbuch der Schweizerischen Naturforschenden Gesellschaft. Wissenschaftlicher und administrativer Teil = Annuaire de la Société Helvétique des Sciences Naturelles. Partie scientifique et administrative

Herausgeber: Schweizerische Naturforschende Gesellschaft

Band: 160 (1980)

Artikel: Die Beckenverformung unter Last

Autor: Jacob, Hilaire A.C.

DOI: https://doi.org/10.5169/seals-90825

Nutzungsbedingungen

Die ETH-Bibliothek ist die Anbieterin der digitalisierten Zeitschriften auf E-Periodica. Sie besitzt keine Urheberrechte an den Zeitschriften und ist nicht verantwortlich für deren Inhalte. Die Rechte liegen in der Regel bei den Herausgebern beziehungsweise den externen Rechteinhabern. Das Veröffentlichen von Bildern in Print- und Online-Publikationen sowie auf Social Media-Kanälen oder Webseiten ist nur mit vorheriger Genehmigung der Rechteinhaber erlaubt. Mehr erfahren

Conditions d'utilisation

L'ETH Library est le fournisseur des revues numérisées. Elle ne détient aucun droit d'auteur sur les revues et n'est pas responsable de leur contenu. En règle générale, les droits sont détenus par les éditeurs ou les détenteurs de droits externes. La reproduction d'images dans des publications imprimées ou en ligne ainsi que sur des canaux de médias sociaux ou des sites web n'est autorisée qu'avec l'accord préalable des détenteurs des droits. En savoir plus

Terms of use

The ETH Library is the provider of the digitised journals. It does not own any copyrights to the journals and is not responsible for their content. The rights usually lie with the publishers or the external rights holders. Publishing images in print and online publications, as well as on social media channels or websites, is only permitted with the prior consent of the rights holders. Find out more

Download PDF: 13.07.2025

ETH-Bibliothek Zürich, E-Periodica, https://www.e-periodica.ch

Die Beckenverformung unter Last

Hilaire A. C. Jacob

Allgemeines

Wie bekannt, hat die Totalendoprothese des Hüftgelenkes seit über 30 Jahren unzähligen Menschen mit Gelenkerkrankungen die sehnlichst erhoffte Linderung, ja sogar die totale Aufhebung des Schmerzes, und darüber hinaus in vielen Fällen völlig uneingeschränkte Beweglichkeit gebracht. Trotz klinischer Erfolge sind manche Komplikationen der Totalendoprothese, so vor allem Lockerungsprozesse, nicht geklärt. Untersuchungsergebnisse der letzten Jahre zeigen eine Lockerungsrate von über 20% innerhalb einer Implantationsdauer von 5 Jahren (Dietschi, 1978; Schreiber et al., 1976). Einige Ursachen von Lockerungen sind bekannt:

a) Die Knochennekrose (Knochentod) im Prothesenlager und die Schädigung des umliegenden Gewebes können auf das toxisch wirkende, während der Polymerisation des Methylmetacrylat-Knochenzementes noch frei vorhandene Monomer zurückgeführt werden. Ähnliche Vorgänge sind auch auf Grund eines Hitzeschadens infolge des exotherm verlaufenden Polymerisationsprozesses möglich.

b) Eine Infektion im Prothesenlager führt zu Knochennekrose.

c) «Knochenabbau» in weiter gefasstem Sinne, hervorgerufen durch biomechanische Faktoren oder infolge einer Granulationsreaktion des Knochengewebes, ausgelöst durch starken Anfall von Abriebpartikeln im künstlichen Gleitlager (Kopf/Pfanne).

Obwohl Zementschäden und Infektionen durch verbesserte Knochenzemente und operativ-technische Verbesserungen auf ein Minimum reduziert werden konnten und durch die Materialwahl der Kopf-Pfanne-Paarung der Abrieb auf einem durchaus erträglichen Ausmass gehalten werden kann, ist über das Problem der biomechanisch bedingten Lokkerung bisher noch wenig bekannt. Bereits 1892 erkannte Julius Wolff, dass der lebende Knochen seine Form, innere Architektur und Festigkeit stets auf die einwirkende mechanische Beanspruchung einstellt (Wolff, 1892). Dass die Schweizerische Naturforschende Gesellschaft diesbezüglich eine entscheidende Rolle gespielt hat, geht aus Wolffs klassischem Werk folgendermassen hervor: «Ein für die Wissenschaft überaus glücklicher Zufall hatte es gefügt, dass als Hermann von Meyer seine Präparate in der naturforschenden Gesellschaft zu Zürich demonstrierte, gerade der für diesen Gegenstand berufenste unter den Gelehrten aller Orten und Zeiten, gerade der geniale Begründer der graphischen Statik, Prof. Culman, zugegen war.

Der Verdienst der grossen Entdeckung der mathematischen Bedeutung dieser Architektur gebührt einzig und allein dem Zürcher Mathematiker Prof. Culman».

Unter Architektur des Knochens ist natürlich nicht nur die faszinierende Trabekularstruktur der Spongiosa zu verstehen, sondern, wie später gezeigt wird, ebenfalls die Schalenstruktur der umhüllten Kompakta.

Seit Wolff das Gesetz der Transformation der Knochen erläuterte, wonach der lebende Knochen seine Form und Struktur stets der einwirkenden mechanischen Beanspruchung anpasst, haben Beobachter festgestellt, dass die zu einem Knochenabbau führenden biomechanischen Faktoren sind:

- zu hohe Belastung des Knochens
- zu niedrige Belastung des Knochens
- Relativbewegungen zwischen Knochen und Implantat
- Belastung des Knochens in unphysiologischer Richtung.

Zuwenig Konkretes ist bekannt über den zuletzt aufgeführten Faktor; aber auch über die ersten 2 genannten biomechanischen Faktoren kennt man noch keine Grenzwerte. Wir befinden uns daher in einer Situation, in der wir lediglich einen Vergleich zwischen dem

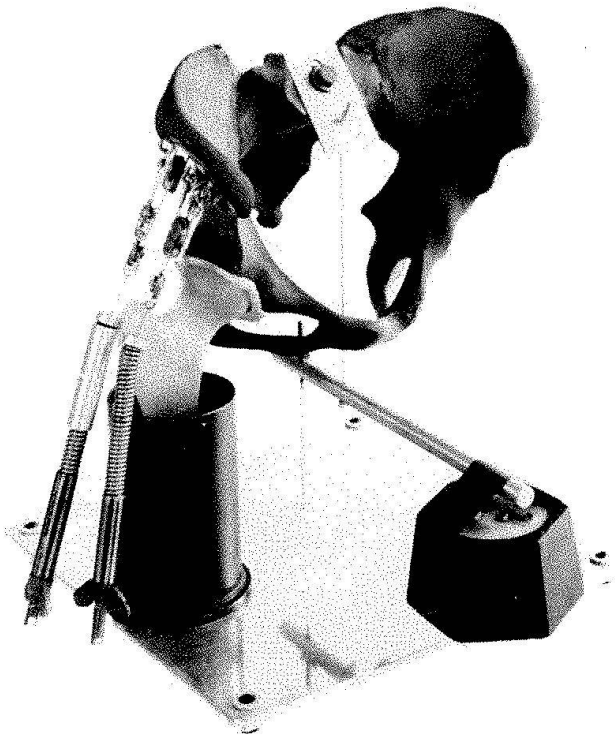


Abb. 1.

physiologischen Belastungszustand und demjenigen nach Einbringen der Prothese ziehen können. Ein grosser Unterschied in der Belastung des Knochens könnte ein möglicher Grund für die beobachtete Lockerung sein. Wir haben es zu unserer Aufgabe gemacht, allein das elastische Verhalten des Knochens in der Umgebung der Prothese unter Belastung zu untersuchen mit dem Ziel, eine biomechanische Erklärung für die in der Klinik beobachteten Vorkommnisse zu liefern.

Problemstellung und Untersuchungsmethoden

Als vor 7 Jahren eine biomechanische Erklärung für die Lockerung der damaligen Metallpfannen gesucht wurde, machten die fast unüberwindbaren Schwierigkeiten, an frischen Knochenpräparaten nähere Beobachtungen anzustellen, die Entwicklung von Epoxymodellen erforderlich.
Es zeigte sich dann, dass ein Kunststoffmodell gegenüber frischen oder konservierten Knochen wesentlich handlicher und selbst im Inneren zugänglich ist.

Ein Kunststoffmodell (z. B. aus unverstärktem Epoxidgiessharz) ist in seinen elastischen Eigenschaften weitgehend homogen und isotrop, während die Knochenstruktur anisotrop ist, wobei die Architektur des Knochengewebes dem Kraftfluss entsprechend sinnvoll strukturiert scheint (Culman). Beim tragenden Skeletteil ist ein weitgehend orthotropes (ortho-isotropes) Verhalten festzustellen. Sofern die Richtungen der Hauptspannungen - ermittelt an isotropen Modellen - mit der orthogonalen Struktur des knöchernen Gebildes übereinstimmen, ist die gewählte Methode der Dehnungsmessung hinsichtlich einer Spannungsanalyse gerechtfertigt. Unter der Bedingung, dass die Verhältnisse der E-Module innerhalb des Modells jenen im physiologischen Knochen entsprechen und die Modellgrösse dem nachgebildeten Teil gleich ist, können alle durch eine Dehnungsmessung am Modell ermittelten Spannungen auf das physiologische Gebilde direkt übertragen werden. Ursprünglich wurde das Beckenmodell aus einem einzigen homogenen Epoxidkunststoff hergestellt (Abb. 1), in der Annahme, dass die Beckenstruktur im wesentlichen aus spongiösem Knochen bestehe.
Die beiden Ilia und das Sacrum wurden mit Silastic zusammengefügt, um die gelenkige Verbindung nachzuahmen. Die Wirkung der Schwerkraft auf das Becken wurde durch ein Gewicht und einen Hebelmechanismus simuliert. Die zwei Abduktoren wurden einzeln über ein Kraftverteilungssystem, bestehend aus Seilzügen und Rollen, an den Trochanter major über nachstellbare Spiralfedern gebunden. Der Femurkopf blieb vollständig beweglich innerhalb des mit einer Silikon-Kautschukschicht ausgekleideten Acetabulums. Der Tensor fascia latae spielt weitgehend eine stabilisierende Rolle und wurde bei der Dehnungsmesse durch eine entsprechende Spiralfeder simuliert. Weil die grösste Belastung des Hüftgelenkes beim Gehen, während des Einbeinstandes auftritt, erfolgte sinngemäss die Belastung des Modells in dieser Stellung (siehe Abb. 1).
Abbildung 2 zeigt das mit 80 3achsigen Denungs-Messrosetten intrumentierte Becken, angeschlossen an die Mehrkanal-Dehnungs-Messapparatur bei der Datenerfassung. Die Dehnungen, die einer Änderung des Körpergewichtes von 18 kp entsprechen, wurden für

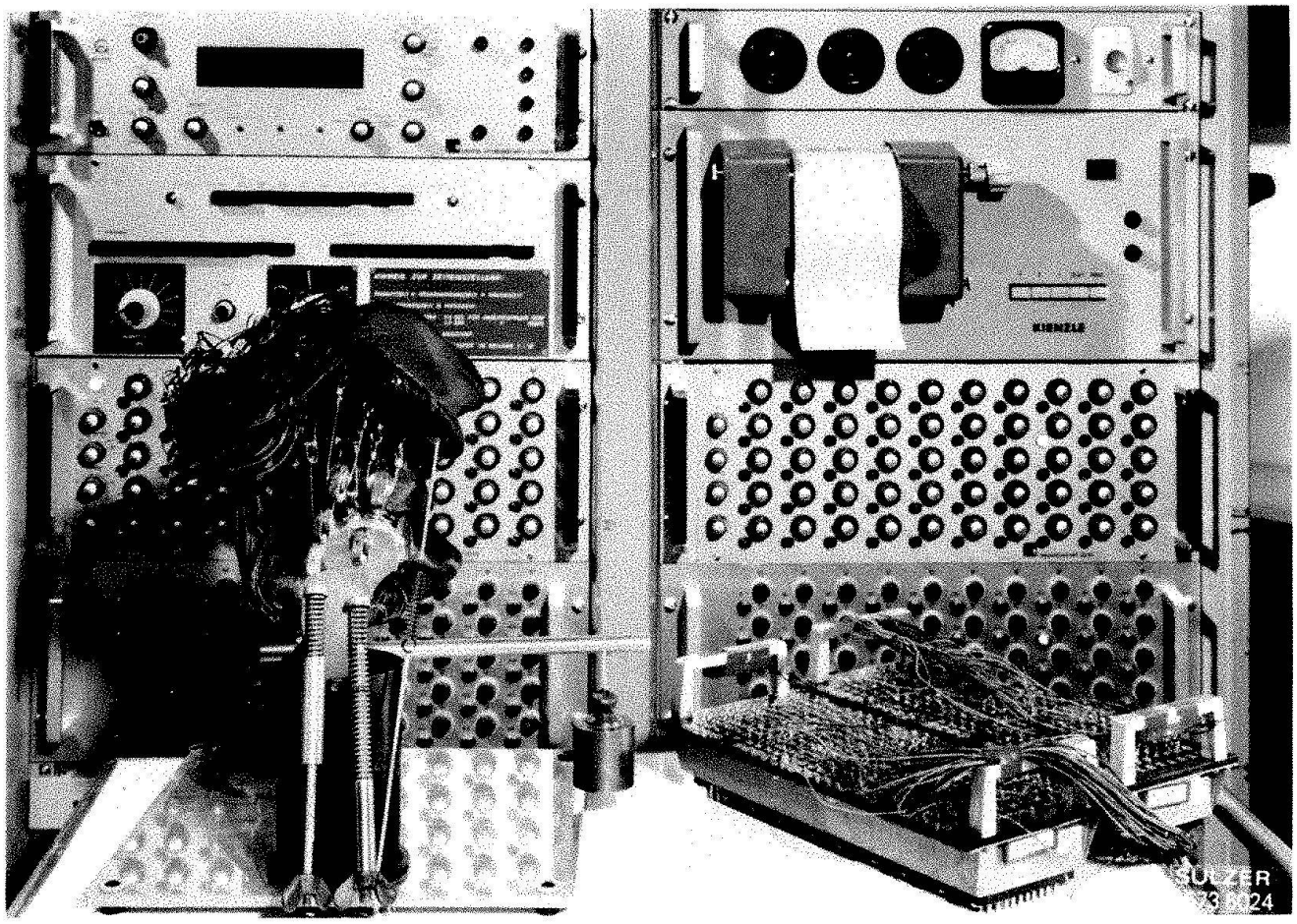

KIENZLE
SULZER

Abb. 2.

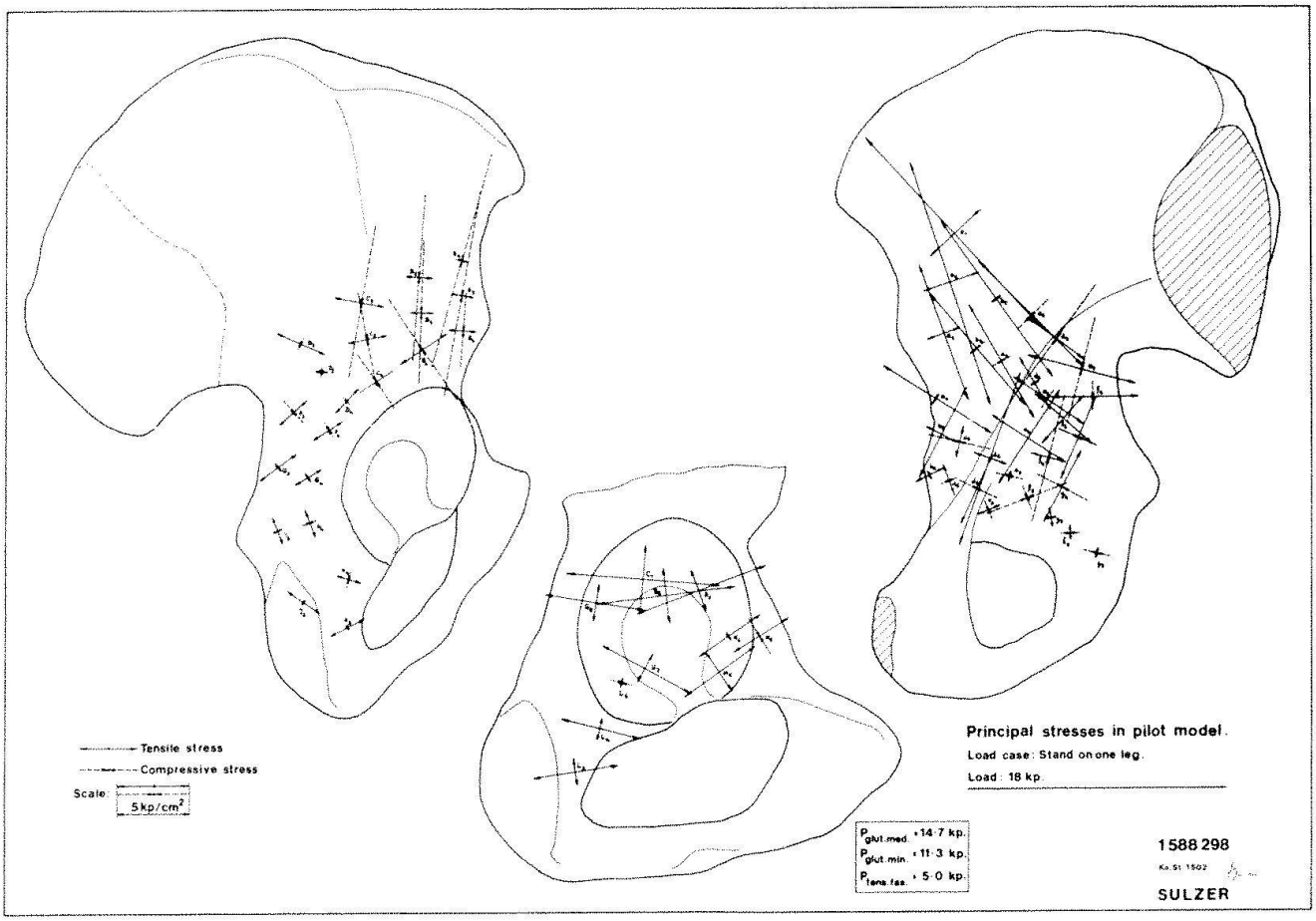

Tensile stress
Compressive stress
Scale: 5 kp/cm²
Principal stresses in pilot model.
Load case: Stand on one leg.
Load: 18 kp.
P glut. med. = 14·7 kp.
P glut. min. = 11·3 kp.
P tens. fas. = 5·0 kp.
1588298
SULZER

Abb. 3.

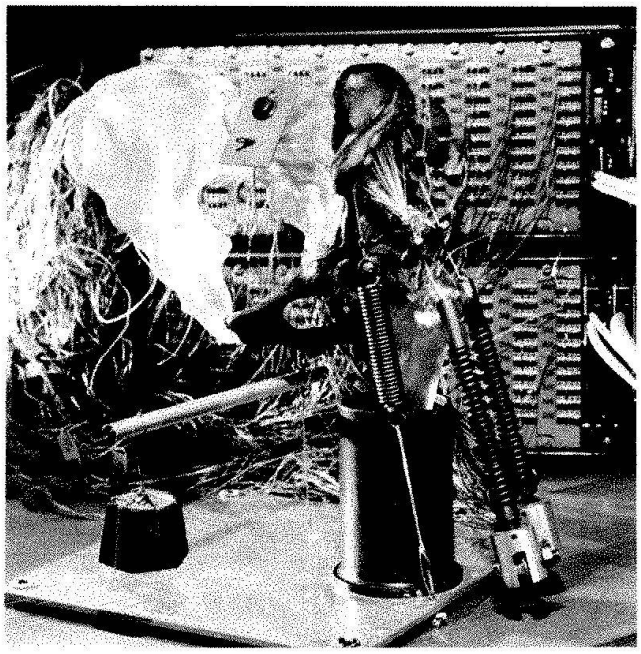


Abb. 4a.

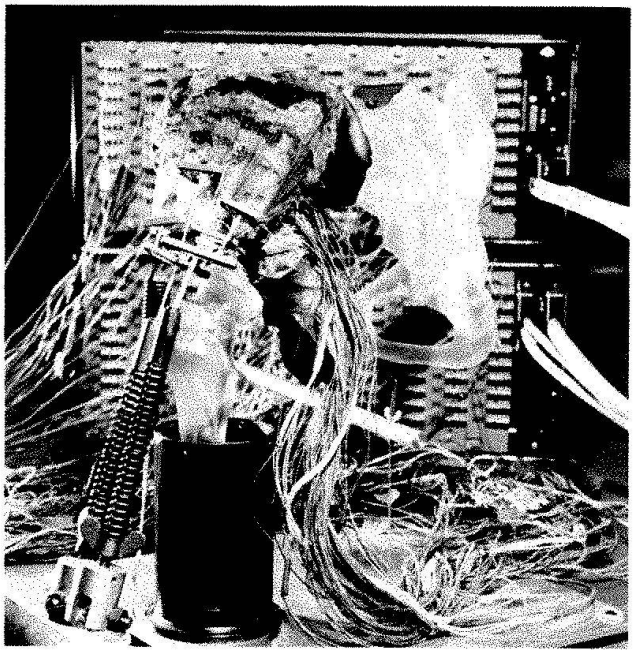


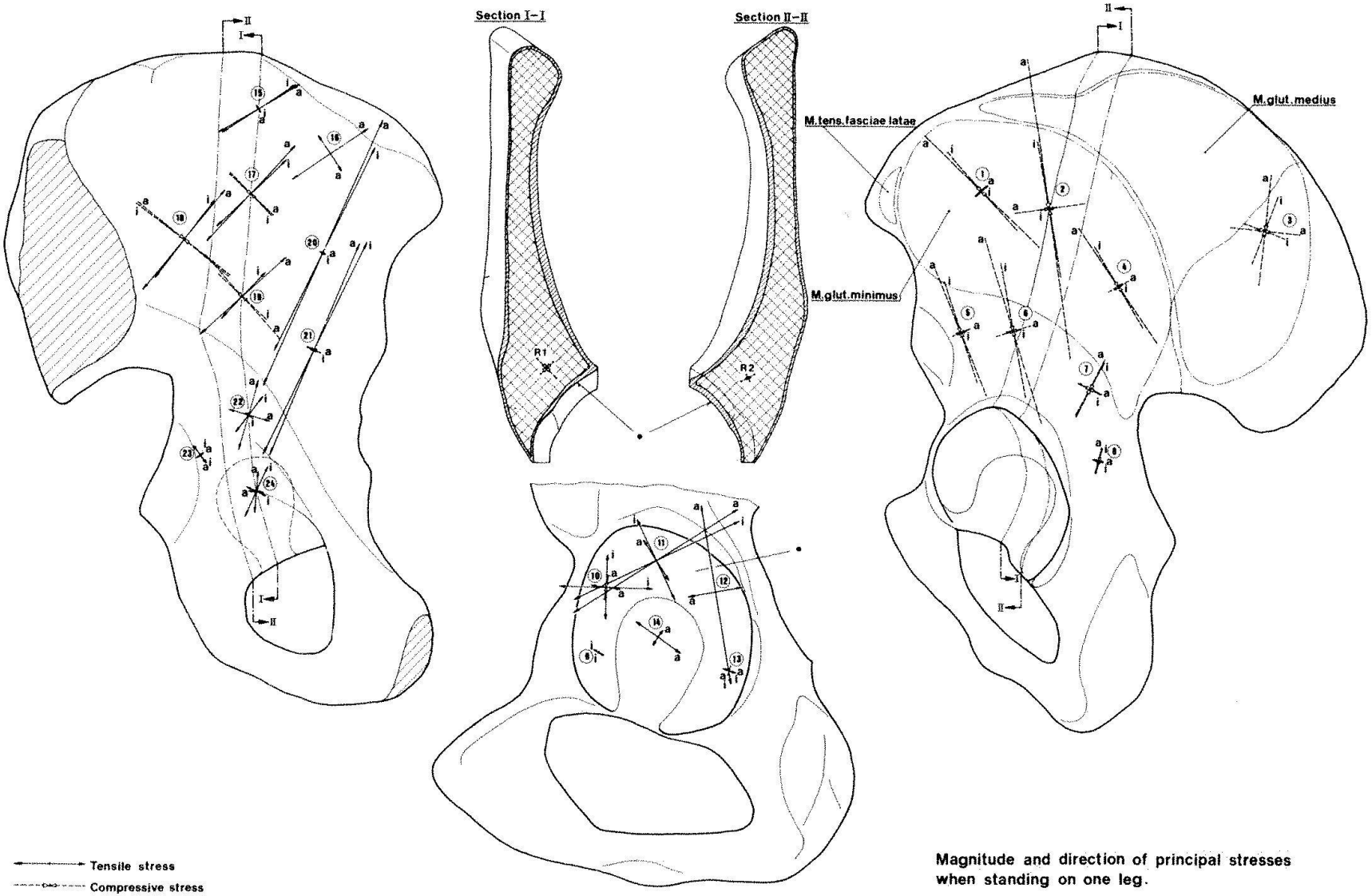
Abb. 4b.

die Ermittlung der Hauptspannungsgrössen und ihrer Richtungen am Modell benützt.
Eine nähere Betrachtung der Messergebnisse (Abb. 3) hat auf die besondere Bedeutung der Oberflächenschicht hingewiesen. Als nächstes wurde daher ein 2-Phasen-Modell benützt, das sowohl die Kortikalis als auch die Spongiosa simulierte.
Das Innere des Modells bestand aus Epoxidschaum mit geschlossenen Poren von etwa 0,3 mm Durchmesser. Die Kortikalschichtdicke konnte innerhalb einer Toleranz von ± 0,2 mm eingehalten werden. Das E-Modul der Modellspongiosa betrug 38 kp/mm², während dasjenige der Modellkortikalis 420 kp/mm² aufwies. Es bestand also ein E-Modul-Verhältnis von 1:11.
Es wurden 3achsige Dehnungsmessrosetten nicht nur auf der offenen Seite der Kortikalschicht angebracht, sondern auch an der darunterliegenden Grenze zwischen Spongiosa und Kortikalis. Im weiteren wurden 2 Rosetten tief in die Spongiosamasse hinter die subchondrale Schicht des Acetabulums eingebettet. Abbildung 4a und 4b zeigen das belastete Modell. Bedingt durch die relativ dünne Kortikalschicht musste die Krafteinleitung am Ilium über hunderte von Fäden erfolgen.
Die Dehnungen entsprechend einer Änderung im Körpergewicht von 8 kp wurden für die Ermittlung der Hauptspannungsgrössen und ihrer Richtungen am Modell benützt. Die resultierenden Spannungen wurden nun extrapoliert (Abb. 5), um einem Körpergewicht von 60 kp zu entsprechen.

Messergebnisse und Schlussfolgerungen

Die Messergebnisse, Abbildung 5, zeigen, dass der subchondrale Knochen des Actabulums den grössten Anteil der Hüftgelenkskraft durch Membranspannungen in die umgebende Kortikalschicht des Iliums einleitet (Abb. 6). Durch die Kraftübertragung entlang des subchondralen Knochens bleibt die darunter liegende Spongiosa im physiologischen Becken nur schwach belastet. Die Spongiosa im Innern des Beckens (siehe Messstellen R 1 und R 2 in Abb. 5) weist eine Spannung von ca. 13 kp/cm² auf, die kompakte Subchondralschicht eine solche von etwa 98 kp/cm². Demzufolge ist mit einer Überbelastung der Spongiosa zu rechnen, sofern man die tragfähige subchondrale Kortikalschicht von dem Acetabulum bei der Implantation einer künstlichen Pfanne entfernt. Obwohl die Natur die fehlende subchondrale Schicht durch einen Saum aus sklerosiertem Knochen zu ersetzen versucht,

Abb. 5.



Tensile stress

Compressive stress

Scale: 50 kp / cm²

Stresses marked "a" apply to the exposed cortical surface
Stresses marked "i" apply to the underlying boundary surface of cortical bone in contact with cancellous material.

* Subchondral bone of the acetabulum

Magnitude and direction of principal stresses when standing on one leg.

(Total body weight: 60 kg)

$P_{glut.med.}$ = 51·0 kp.
$P_{glut.min.}$ = 33·8 kp.
$P_{tens.fas.}$ = 15·8 kp.

1 588 538
Ko. St. 1502
SULZER

ist ungewiss, ob diese sklerotische Schicht immer in der Lage ist, der auferlegten Belastung standzuhalten.
Die gemessenen Beckendehnungen ergeben ein Bild der Beckenverformung unter Last, das erwarten lässt, dass infolge des fehlenden Interponates von nachgiebigem Gelenkflächenknorpel, zusätzliche Kräfte am Rand der einzementierten Pfanne auftreten könnten. Diese sekundären Kräfte entstehen durch den Widerstand gegen die freie elastische Verformung des Knochens infolge der Einwirkung der primären Belastung der Gelenkkraft. Das heisst, je weniger steif die künstliche Pfanne, desto geringer die sekundären Kräfte. Diese Kräfte, die zwischen künstlicher Pfanne und umliegenden Knochen entstehen, lassen sich mittels der Dehnungstechnik leider nicht erfassen. Die Bestätigung aber, dass solche Kräfte auftreten, haben wir aus der Prothesenpraxis erhalten, indem wir inzwischen wissen, dass ungenügendes Spiel zwischen Kugel und Kunststoffpfanne zu einem Klemmen der Kugel und dadurch zu erhöhter Reibung und Ausbrechen der Pfanne aus dem knöchernen Lager führt.
Das Bild der Beckenverzerrung unter Last, das anhand Modelluntersuchungen gewonnen wurde, hat gezeigt:
- eine Pfanne (z. B. aus Kunststoff), die sich anstatt der steifen Pfanne aus Metall den elastisch verformbaren Knochen anschmiegt, ist zu empfehlen und
- von der Entfernung des Subchondral-Knochens bei der Anbringung einer Pfanne ist abzuraten.

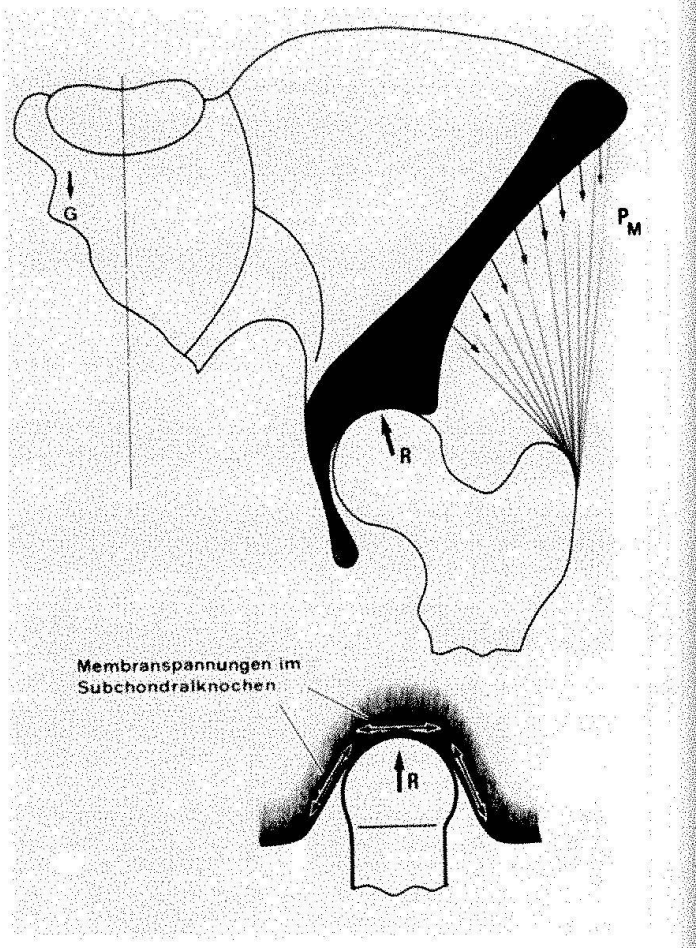


Abb. 6.

Literatur

Dietschi, C. 1978: Zur Problematik des künstlichen Hüftgelenkes. MOT, Band 3, Gentner Verlag.

Jacob, H.A.C., Huggler, A.H., Dietschi, C., Schreiber, A. 1976: Mechanical Function of Subchondral Bone as Experimentally Determinated on the Acetabulum of the Human Pelvis. J. Biomechanics, Vol. 9, pp. 625–627.

Schreiber, A., Huggler, A.H., Dietschi, C., Jacob, H.A.C. 1976: Complications after Joint Replacement. Advances in Artificial Hip + Knee Joint Technology, Springer-Verlag.

Wolff, J. 1892: Das Gesetz der Transformation der Knochen. Hirschwald, Berlin.

Hilaire A.C. Jacob
Ing., Leiter der Abt. für Biomechanik
Orthopädische Universitätsklinik Balgrist
Forchstrasse 340
CH-8008 Zürich