

Zusammenfassung

Es wird eine Methode zur Migrationsmessung von Hüftendoprothesen beschrieben. Die Migration wird anhand von Standardhüftübersichtsröntgen bestimmt. Daher kann Migration auch in retrospektiven Studien bestimmt werden. Die Messungen selbst werden am Computerbildschirm an Röntgenbildern durchgeführt, welche mit einem Scanner digitalisiert wurden. Knöchernen Strukturen können durch Filter kontrastreicher dargestellt werden. Die entwickelte Software kann zusammen mit normalen Computern und Röntgenscannern verwendet werden, eine spezielle apparative Ausstattung ist nicht erforderlich.

Mehrere Methoden zur Bestimmung der Genauigkeit werden beschrieben. Die Genauigkeit der beschriebenen Methode ist ungefähr 1 mm (95 % Vertrauensgrenze). Diese ist somit besser als bei anderen Methoden, jedoch schlechter als die der Röntgenstereophotogrammetrie. Von vielen auf digitaler Bildverarbeitung beruhenden Methoden wurde keine adäquate Genauigkeitsbestimmung angeführt. Mit der beschriebenen Methode können bereits 2 Jahre nach Prothesenimplantation die Revisionsraten innerhalb der ersten 10 Jahre mit einer Sensitivität und Spezifität von mehr als 80 % vorausgesagt werden.

Schlüsselwörter

Hüftendoprothesen – Lockerung – Migration

Einzel-Bild-Röntgen-Analyse (EBRA) zur Messung der Migration von Hüftendoprothesen*

M. Krismer¹, J.P. Tschupik², R. Bauer¹, P. Mayrhofer², B. Stöckl¹, M. Fischer¹ und R. Biedermann¹

¹ *Universitätsklinik für Orthopädie, Innsbruck*

² *Abteilung für Geometrie, Institut für Mathematik und Geometrie, Fakultät für Bauingenieurwesen, Universität Innsbruck*

Die präklinische Testung von Hüftendoprothesen ist gut etabliert. Sie beruht auf der Materialtestung der Prothese und u.U. auf Berechnungen, welche die reale Belastung im Körper simulieren. Tierversuche mit dem Implantat sind nicht möglich, da sich aus anatomischen Gründen und der Abhängigkeit des Resultats vom Design kein derartiges Modell anbietet. Daher ist man in der Beurteilung neuer Hüftprothesenimplan-

tate auf Humanversuche angewiesen. In den ersten Jahren dieser nicht als Versuch ausgewiesenen Tests werden meist basierend auf klinischen Scores gute Frühresultate gefunden. Auch röntgenmorphologische Kriterien ermöglichen meist erst nach vielen Jahren die Unterscheidung zwischen Prothesen mit gutem und weniger gutem Verlauf. Das einzige harte Kriterium, das Langzeitüberleben einer Prothese zu überprüfen, sind Langzeitüberlebensstudien. Diese verlängern die oben erwähnten Humanversuche ungebührlich lange, so daß meist die überprüften Implantate bei Vorliegen von Zehnjahresergebnissen modifiziert oder sogar aus dem Handel genommen wurden.

Es bedarf daher Methoden, die die Langzeitergebnisse in verhältnismäßig kurzer Zeit vorherzusagen erlauben. Als Beispiele für derartige Methoden seien Verfahren zur Bestimmung der Knochendichte im dem Implantat anliegenden Knochen (DEXA) genannt. In den letzten Jahren sind zahlreiche Publikationen erschienen, die einen engen Zusammenhang zwischen frühzeitiger Wanderung eines Implantats im Knochen (Migration) und späterer klinisch manifester Lockerung zeigen. Die Möglichkeiten und Grenzen einer Methode zur Migrationsmessung von Pfanne (EBRA) und Schaft (EBRA-FCA – Femoral Component Analysis) werden erläutert.

* EBRA wurde ursprünglich von Doz. Dr. Wolfgang Russe und Univ. Prof. Dr. Josef Peter Tschupik entwickelt. Ass. Prof. Dr. Peter Mayrhofer hat EBRA-FCA entwickelt und die digitale Version beider Programme ermöglicht. Die neuesten Versionen der Programme sind jedoch auch Ergebnis zahlreicher Diskussionen in einer internationalen Gruppe von Anwendern. Stellvertretend für viele Ungenannte danken wir Dr. Ilchmann, Tübingen, D, Prof. Dr. Ochsner, Liestal, CH, Prof. Dr. Lemaire, Liege, B und Dr. Hendrich, Würzburg, D für zahlreiche und wichtige Anregungen und Diskussionsbeiträge.

Ursprünglich liegt EBRA das Wort Einzel-Bild-Röntgen-Analyse zugrunde [36], gemäß der klassisch fotogrammetrischen Gliederung in Ein-, Zwei- und Mehrbildmessung. Damit wurde ausgedrückt, daß nicht Serien von Bildpaaren, sondern von Einzelbildern ausgewertet werden. Um diesen Sachverhalt besser darzustellen, wird hier das besser verständliche Wort Einzel-Bild-Röntgen-Analyse verwendet.

Dozent Dr. M. Krismer, Orthopädische Universitätsklinik, Anichstraße 35, A-6020 Innsbruck

Orthopäde (1997) 26: 229–236
© Springer-Verlag 1997

Single-picture X-ray analysis for measuring migration of hip endoprostheses

M. Krismer, J.P. Tschupik,
R. Bauer, P. Mayrhofer,
B. Stöckl, M. Fischer and
R. Biedermann

Summary

A method to determine migration of hip endoprostheses is described. Migration is measured by means of standard AP radiographs and therefore can also be evaluated in retrospective studies. Measurement is conducted on X-ray studies displayed on a computer screen. Enhancement of bony structures by application of filters is available. The developed software can be used with common commercially available computers and X-ray scanners, and does not require special hardware.

Several methods to determine accuracy are described. The accuracy of the described method is about 1 mm (95% confidence limit), which compares favourably with other methods, but is less accurate than roentgen stereophotogrammetry. For other methods, accuracy was not determined adequately. Two years after implantation, revision within the first 10 years of follow-up can be predicted with a sensitivity and specificity of more than 80%.

Key words

Endoprosthesis – Hip arthroplasty – Loosening – Migration

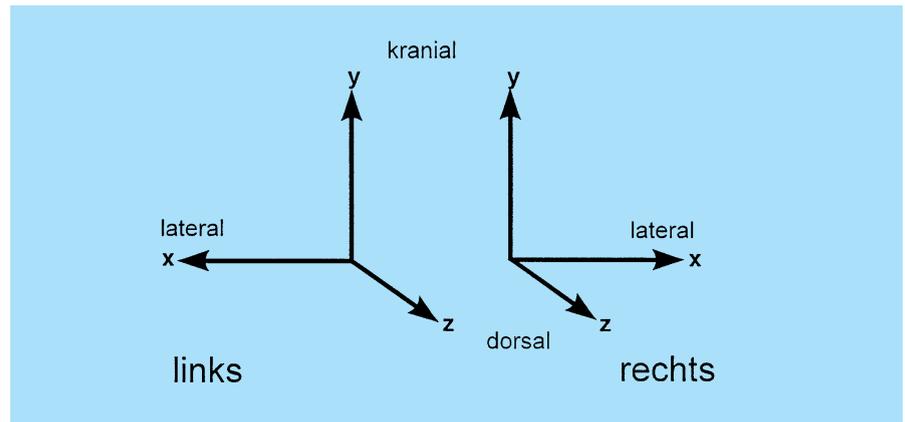


Abb.1. Verwendete Koordinatensysteme für beide Seiten. Der Patient wird von hinten betrachtet

Meßparameter an der Pfanne

Migrationsparameter

Koordinatensystem

Aus Konvention wird in Orthopädie und Biomechanik meist ein rechtshändiges Cartesisches Koordinatensystem verwendet, bei welchem die x-Achse durch den Daumen, die y-Achse durch den Zeigefinger und die z-Achse durch den Mittelfinger bestimmt wird. Bei Verwendung eines einzigen Koordinatensystems an der Hüfte hat die laterale Richtung auf der linken bzw. rechten Seiten gegensätzliche Vorzeichen. Aus diesem Grund empfiehlt sich die Verwendung eines rechtshändigen Koordinatensystems für die rechte Seite und eines linkshändigen für die linke. Die y-Achse wird an der Hüfte meist in kraniale Richtung weisend angenommen, die x-Achse meist parallel zur Transversalachse [12, 19]. Bei EBRA weist die x-Achse nach lateral. Daher ist eine Migration in der z-Achse nach dorsal positiv [19] (Abb. 1). In der in Schweden verbreiteten röntgenstereophotogrammetrischen Methode (RSA) zeigt die x-Achse nach medial und die z-Achse entsprechend nach ventral.

Die Richtung der drei Achsen wird durch die Röntgenbildebene definiert [12, 19, 31]. Das Zentrum des Koordinatensystems wird im migrierenden Objekt (Hüftkopf- oder Pfannenzenrum) angenommen.

Die dreidimensionale 3D-Wanderung der Pfanne im Beckenknochen kann im Prinzip durch 6 Freiheitsgrade beschrieben werden bzw. 3 Translations- und 3 Rotationsparameter:

- Translation längs der Transversalachse (x-Achse): Lateral-, Medialwanderung;
- Translation längs der Longitudinalachse (y-Achse): Kranialwanderung;
- Translation längs der Sagittalachse (z-Achse): Dorsal-, Ventralwanderung;
- Rotation um die Transversalachse (x-Achse);
- Rotation um die Longitudinalachse (y-Achse): Veränderung der Anteversion;
- Rotation um die Sagittalachse (z-Achse): Veränderung der Inklination.

Eine Migration von Implantaten im Becken erfolgt immer dreidimensional. Mit EBRA kann über Migration in der z-Achse keine Aussage getroffen werden. Die Gesamtmigration in der durch die x- und y-Achse gebildeten Frontalebene kann durch den Lehrsatz nach Pythagoras errechnet werden. Röntgenstereophotogrammetrisch kann auch die sagittale Migration bestimmt und in die totale Migration einbezogen werden. Önsten [28] hat bei 21 zementierten Hüftpfannen nach im Schnitt 27 Monaten einen durchschnittlichen Ab-

solutbetrag der Sagittalwanderung von 0,2 mm und bei 21 zementfreien Pfannen von 0,3 mm gefunden; 5 Pfannen waren 0,5 mm oder mehr nach dorsal, 2 Pfannen nach ventral gewandert; 2 dieser 42 Pfannen zeigten eine Migration von 0,8 mm nach dorsal bzw. 0,9 mm nach ventral, ohne daß eine Migration von 0,5 mm oder mehr in eine andere Richtung gemessen wurde; 9 Pfannen waren 0,5 mm oder mehr nach kranial oder in transversaler Richtung gewandert. Die totale Migration unter Einbezug der sagittalen Richtung im (x,y,z)-Raum muß daher größer sein als jene in der (x,y)-Ebene.

Eine lockere Pfanne muß nicht im Sinne einer Transversalverschiebung migrieren. Sie kann sich auch lediglich in ihrem bindegewebigen Bett drehen. Die Messung von Rotationen kann somit zusätzliche Aussagen über die Stabilität ermöglichen.

Anteversio und Inklination

Von Murray [26] werden 3 unterschiedliche Arten der Anteversio beschrieben. Die *operative Anteversio* ist der Winkel zwischen Längsachse des Patienten und Achse der Hüftgelenkpfanne projiziert auf die Sagittalebene. Die *operative Inklination* ist der Winkel zwischen Acetabulumachse und Sagittalebene. Leichter vorstellbar ist obiger Sachverhalt auf folgende Weise: Die Acetabulumachse (Normalvektor auf die Pfanneneingangsebene) ist üblicherweise 45° abduziert (Inklination) und 10° flektiert (Anteversio). Beide werden intraoperativ häufig durch ein Positionierinstrument mit 2 Stäben bestimmt. Die *radiologische Anteversio* wird bestimmt durch den großen und kleinen Durchmesser der Ellipse, die durch Projektion von Kontraststrang oder Pfanneneingangsebene auf den Röntgenfilm entsteht. In diesem Sinn ist sie der Winkel zwischen Acetabulumachse und Frontalebene. Die *radiologische Inklination* ist der Winkel zwischen Acetabulumachse und Longitudinalachse projiziert auf die Frontalebene. Sie kann auch als projizierte Inklination bezeichnet werden [12]. Sie wird im Röntgen bestimmt durch den Winkel

zwischen langem Durchmesser der projizierten Ellipse und der Längsachse (Normale auf Verbindungslinie an die Köhler-Tränenfigur beidseitig). Die *anatomische Anteversio* ist der Winkel zwischen Acetabulumachse und Transversalachse projiziert auf die Transversalebene. Sie ist sozusagen die Innenrotation des Acetabulums um eine longitudinale Körperachse. Die *anatomische Inklination* ist der Winkel zwischen Acetabulumachse und Longitudinalachse. Die anatomischen Winkel werden auch als wahre Anteversio bzw. Inklination bezeichnet [12]. Murray [26] hat Nomogramme zur Umwandlung dieser Winkel publiziert.

Abrieb

Der Polyäthylenabrieb kann in Röntgenbildern auf mehrere Weise bestimmt werden [2–4, 9, 15, 30]. In einem Röntgenbild kann der Abstand des Kopfzentrums vom Pfannenzentrum durch Schablonen oder Messung bestimmt werden (uniradiographische Methode) oder die Bewegung des Kopfzentrums in Relation zur Pfanne in konsekutiven Röntgenbildern bestimmt werden (duoradiographische Methode). Unter Anwendung eines Koordinatensystems kann der Migrationsvektor in eine longitudinale und transversale Komponente gegliedert werden. Nur RSA erlaubt eine 3D-Abriebbemimmung.

Meßparameter am Schaft

Am Schaft ist der wesentlichste Migrationsparameter jener in longitudinaler Richtung, da diese Richtung durch die Anatomie des Femurschafts vorgegeben wird. Allerdings ist aufgrund der 2fachen Krümmung des Femurschafts kein plausibles geometrisches Verfahren vorstellbar, welches eine eindeutige lineare Femurachse bestimmen könnte. Es werden 2 unterschiedliche Lösungsmöglichkeiten verwendet, um dieses Problem zu lösen. In der RSA wird die Wanderung des Hüftkopfes in Relation zu einem fiktiven, durch im Femur implantierte Tantal-Kugeln bestimmten Körper gemessen und auf das durch die Aufnahmegeome-

trie und einen Kalibrationskäfig bestimmte Koordinatensystem bezogen [31]. Andere Verfahren und auch EBRA verwenden eine durch das Implantat bestimmte Longitudinalachse.

Eine Angulationsbewegung in Varusstellung ist ebenfalls von großem Interesse, allerdings schwer bestimmbar, da sich postoperativ eine lokale Hyper- oder Hypotrophie der Kortikalis ausbilden kann. Beispielsweise kann eine Migration in Varusstellung unentdeckt bleiben, wenn zeitgleich sich eine Hypertrophie der lateralen Femurkortikalis an der Schaftspitze ausgebildet. Gruen et al. [10] haben je nach Drehpunkt dieser Angulationsbewegung unterschiedliche Arten der Schaftlockerung unterschieden. Daher ist auch der Drehpunkt der Varus- bzw. Valgusmigration von Bedeutung.

Die axiale Rotation des Prothesenschafts im Femur ist ebenfalls von Interesse. Da die genaue Bestimmung der Femurrotation ohne Tantalmarker nicht möglich ist, kann diese unseres Erachtens nur mit RSA hinreichend genau bestimmt werden.

EBRA

Meßparameter

EBRA [19, 29, 36] kann an der *Pfanne* eine Migration in der Längsrichtung (Kranialwanderung) und Querichtung (Medial-, Lateralwanderung), Anteversio und Inklination und den duoradiographischen Polyäthylenabrieb messen. Am *Schaft* [1, 22] können die Migration in Längsrichtung (Absinken), der auf die Bildebene projizierte Winkel zwischen Femur- und Prothesenschaftachse (Varus- bzw. Valgusstellung) und annähernd das Rotationszentrum im Falle einer zunehmenden Varus- oder Valgusstellung bestimmt werden.

Grundlagen

Die Genauigkeit der Messung an der *Pfanne* wird wesentlich erzielt durch Messung der Migration nur zwischen Röntgenbildern, die hinsichtlich Beckenrotation um die Transversal-

oder Longitudinalachse sowie Vergrößerung (veränderter Fokus-Film-Abstand bei gleichbleibendem Objekt-Film-Abstand) vergleichbar sind. Es werden je 3 Tangenten an Beckenkonturen parallel zur x- und y-Achse angelegt (Abb. 2). Die Abstände zwischen diesen Tangenten werden verwendet, um Röntgenbilder zu vergleichen. Wenn keiner der 3 möglichen Abstände zwischen den Tangenten parallel zur x-Achse ein definiertes Vergleichbarkeitslimit überschreitet (Voreinstellung 3 mm), kann das Bildpaar zur Ermittlung der Migration in longitudinaler Richtung verwendet werden. Die gemittelte Migration aller verwendeten Bildpaare ergibt die Migrationskurve. Zusätzlich wird die Genauigkeit verbessert durch Wahl der Migrationsparameter. Für Details zu den Berechnungen wird auf bestehende Literatur verwiesen [19, 29].

Am *Schaft* wird die Genauigkeit ebenso wie an der Pfanne durch Messung zwischen nach Vergleichbarkeit sortierten Bildern erzielt. Als Vergleichsparameter werden die gesamte Prothesenlänge (Flexion/Extension des Femur bei der Aufnahme) und die Distanz zwischen Schaftachse und Hüftkopfbereich (Rotationsparameter) bestimmt. Die Mittlung der gemessenen Migration in vergleichbaren Bildpaaren ergibt die Migrationskurve.

Zusätzlich werden durch räumliche Nähe von Referenzpunkt und migrierendem Objekt besonders geeignete Meßparameter verwendet. Die Überprüfung einer Studie von Walker et al. [37] hat ergeben, daß die Distanz zwischen Spitze des Trochanter major und Prothesenschulter der am wenigsten auf Veränderungen der Aufnahmegeometrie sensible Migrationsparameter ist [1]. Allerdings ist er wegen Veränderungen des Trochanter major durch Ossifikationen nicht immer verwendbar.

In der digitalen Version EBRA-FCA werden zunächst Meßpunkte an der Prothese am Bildschirm mit der Maus eingegeben. Es wird daraus die Schaftachse der Prothese errechnet und angezeigt, ebenso 4 darauf normale Linien. Der Schnittpunkt dieser Linien mit dem Femur wird

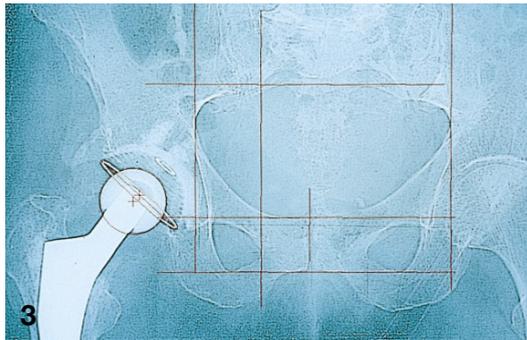
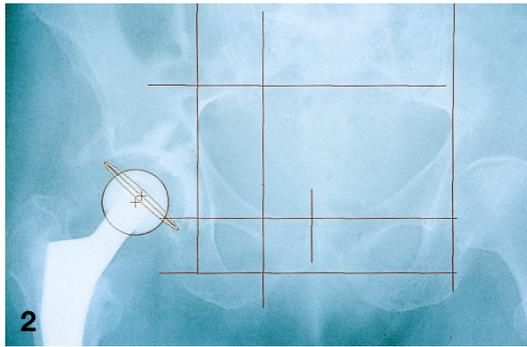


Abb. 2. Bildschirmoberfläche von EBRA-digital zur Bestimmung der sog. Beckentangenten. Zuerst wird mit der Maus eine Tangente an das Foramen obturatorium oder alternativ an die Sitzbeine bestimmt. Die weiteren Tangenten sind orthogonal oder parallel zu dieser ersten Tangente ausgerichtet

Abb. 3. Gleiches Röntgenbild wie in Abb. 2 unter zusätzlicher Verwendung eines Filters zur Verbesserung der Kontraste

verwendet, um Schaftangulation und approximativ den Drehpunkt dieser Angulation sowie kortikalen Umbau zu errechnen.

Apparativer Aufwand

Die Entwicklung der Methode und erste Studien erfolgten durch Digitalisierung von Röntgenbildern und Berechnungen aus den Koordinaten bestimmter Meßpunkte. Diese Methode kann mit der bestehenden Software weiter durchgeführt werden. Neben einem IBM-kompatiblen PC geringer Leistung (CPU 386, 2MB RAM) benötigt man dazu eine Zeichenmaschine und ein Digitalisierboard von mindestens DIN A 3 Größe.

Derzeit empfiehlt sich die Verwendung eines verzerrungsfreien Röntgenbildscanners. Dadurch können Röntgenbilder eingelesen und am Bildschirm weiter verarbeitet werden. Das lästige Hantieren mit Bleistift und Lineal entfällt, der Meßvorgang wird schneller und vor allem reproduzierbarer. An Hardware benötigt man einen IBM-kompatiblen Computer mit mindestens 16 MB RAM (besser Pentium, 32 RAM) und einer guten Graphikkarte, einen guten Bildschirm (am besten 21

Zoll) und einen verzerrungsarmen Röntgenbildscanner.

Röntgenbilder werden im TIF-Format eingescannt. Dieser Vorgang erfordert 1–2 min. Der eigentliche Meßvorgang dauert bei Verwendung eingescannter Röntgenbilder ca. 5 min. Am Bildschirm werden bestimmte Knochen- und Prothesenkonturen identifiziert. Mit der Maus werden entsprechende Punkte markiert oder es werden Tangenten an diese angelegt. Diese Eingaben werden in einer Datei getrennt von den Röntgendaten gespeichert. Sie verändern somit das ursprüngliche Bildmaterial nicht, sind aber jederzeit abrufbar und machen so den Meßvorgang reproduzierbar. Zur verbesserten Erkennbarkeit von knöchernen Strukturen können Filter verwendet werden (Abb. 3).

Im 2. Teil des Softwarepakets werden die gewonnenen Punkte verwendet um Wanderungsgraphiken darzustellen. Diesen Graphiken entspricht eine Tabelle, welche ebenfalls abrufbar und vor allem auch in Standardprogramme für Tabellenkalkulation oder Datenbanken übertragbar sind (Abb. 4, 5).

Es wurde darauf geachtet, daß die Software den einzigen spezifischen Teil der Meßanlage darstellt. Alle

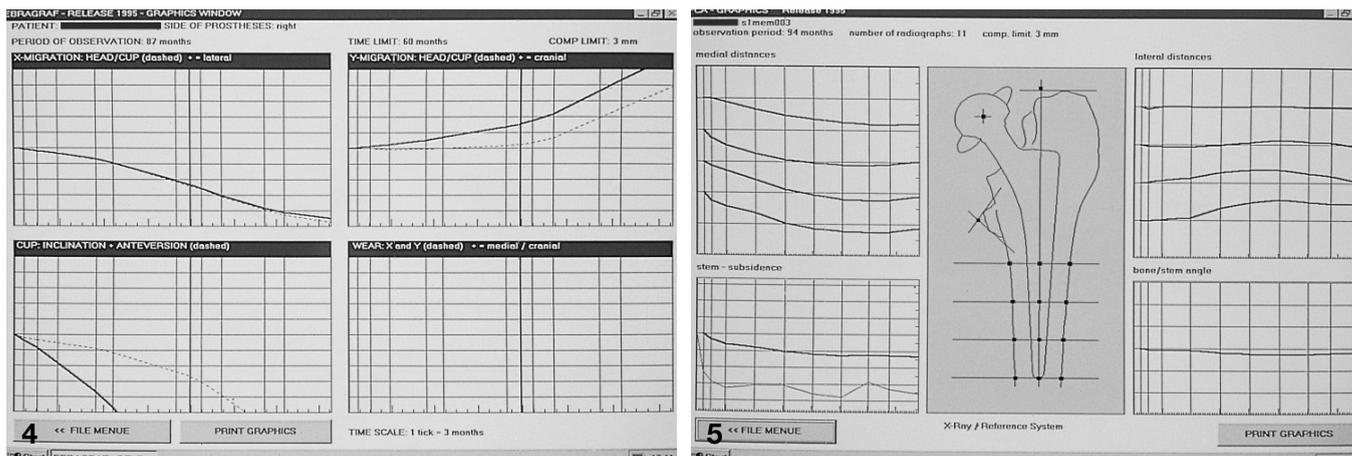


Abb. 4. EBRA-Graphik zur Darstellung der Pfannenmigration

Abb. 5. EBRA-FCA Graphik zur Darstellung der Schaftmigration. Die Eingabepunkte für die Messung sind aus der mittleren Abbildung ersichtlich

Hardwarebestandteile sind austauschbare Massenartikel und von unterschiedlichen Herstellern beziehbar. Dadurch ergibt sich eine günstige Kostenrelation und die Geräte sind auch für andere Applikationen verwendbar. Bei zukünftiger Entwicklung besserer Hardwarebestandteile können einzelne Bestandteile der Ausrüstung gegen neuere ausgetauscht werden unter Wahrung der Kompatibilität der Einzelbestandteile. Für die Bildverarbeitung wird das Programm OPTIMAS verwendet.

Andere Meßverfahren im Vergleich

Röntgenstereophotogrammetrie

Das genaueste Verfahren zur Messung der Implantatmigration ist die Röntgenstereophotogrammetrie. Dabei werden durch eine spezielle Apparatur 2 Röntgenbilder vom selben Objekt und zur gleichen Zeit in definiertem Winkel der Zentralstrahlen oder mit parallel verschobenem Zentralstrahl aufgenommen [12, 31]. Die Lage eines Objekts im Raum kann dann eindeutig bestimmt werden, wenn mindestens 3 Punkte auf beiden Aufnahmen eindeutig identifizierbar sind. Da dies für Knochen und die meisten Implantate nicht möglich ist, werden üblicherweise Tantal kugeln in der Größenord-

nung von 0,2 bis maximal 0,5 mm als Marker verwendet. Vorteile des Verfahrens sind die hohe Genauigkeit, die Anwendbarkeit auf jede Körperregion, und die Erfassung aller Bewegungsparameter (3 Rotations- und 3 Translationsbewegungen im Raum). Ein wesentlicher Nachteil besteht in den Tantal kugeln. Diese beginnen im Knochen zunehmend zu wandern. Aus diesem Grund wird beim häufigsten Verfahren, der in Lund von Selvik entwickelten Methode, vor der eigentlichen Messung eine Bestimmung der Verlässlichkeit der Tantalmarker durchgeführt. Je länger der Untersuchungszeitraum, desto mehr Marker beginnen zu wandern, und limitieren somit die Studiendauer. Die Methode ist zeit- und kostenintensiv.

Manuelle Meßmethoden

Auf der anderen Seite des Spektrums sind die manuellen Meßmethoden nach Nunn [27], Sutherland [35] und Wetherell [38] angesiedelt. Diese Methoden können ohne jegliche Apparatur jederzeit angewandt werden. Da diese Methoden im Röntgen abgebildete Objekte vergleichen, welche durch unterschiedliche Aufnahmebedingungen und von Bild zu Bild unterschiedlicher Position des abgebildeten Objekts im Raum zustandekommen, ist ihre Genauigkeit gering.

Bildverarbeitungsprogramme

Mehrere Verfahren versuchen mit Bildverarbeitungsprogrammen die Genauigkeit der manuellen Methoden zu verbessern. Es werden Röntgenbilder gescannt und dann unter Verwendung von Hilfsmitteln zu verbesserten Verbindungen vermessen. Derartige Methoden sind die Verwendung von Filtern zum Verbesserung der Kontraste, die Veränderung der Vergrößerungsfaktors, um Prothesen immer in gleicher Größe abzubilden und damit Röntgenbilder vergleichbarer zu machen. Derartige Methoden wurden von Dickob [5], Freeman [8], Jones und Hardinge [11, 17], und Walker [37] beschrieben. Der apparative Aufwand dieser Methoden geht mit Ausnahme eines teuren justierbaren Röntgenbildscanners nicht wesentlich über eine gute Standardausrüstung mit Computern hinaus, der Zeitaufwand für die Messung dürfte bei ca. 5 min liegen.

EBRA benötigt den gleichen apparativen Aufwand wie die mit Bildverarbeitung operierenden Verfahren. Im Vergleich zu diesen wird durch die Software eine Berechnung der Migration primär nur zwischen gut vergleichbaren Röntgenbildern durchgeführt und damit der wesentlichste Grund für Meßungenauigkeiten reduziert.

Genauigkeitsberechnung, Genauigkeit im Vergleich

Genauigkeit ist ein Maß für die Übereinstimmung zwischen Realität und Meßergebnis. Da die Realität nicht unmittelbar erfahrbar ist, kann die Genauigkeit nur indirekt erschlossen werden. Dazu sind mehrere Methoden geeignet:

1. Die Messung anhand von Röntgenbildern von *Phantomen, in welchen die Migrationsvorgänge präzise simulierbar* sind. Ergebnisse mit einem derartigen Phantom wurde unseres Wissens noch nicht publiziert.

2. Die Messung der Migration anhand von Röntgenbildern von einem *Modell*, in welchem eine *Prothese fest verankert* wurde, und welches dann in unterschiedliche Richtungen rotiert wird. Dieser Vorschlag geht auf Wetherell [38] zurück. Dadurch können zumindest Fehler durch Beckenkippungen simuliert werden.

3. *Der Vergleich mit einer genaueren Methode.* Die genaueste Methode ist die Stereophotogrammetrie, daher sollte der Vergleich mit dieser Methode durchgeführt werden. Derartige Publikationen stammen unseres Wissens lediglich von Ilchmann [13, 14], der manuelle Methoden und EBRA mit der Röntgenstereophotogrammetrie verglich.

4. Die Berechnung der scheinbaren Migration zwischen Röntgenbildern, die vom selben Patienten *innerhalb sehr kurzer Zeit aufgenommen* wurden. Diese Methode neigt unserer Erfahrung nach sehr zur Unterschätzung des Meßfehlers.

5. Die *Analyse unplausibler Ergebnisse.* An der Pfanne ist eine Kaudalwanderung sehr unwahrscheinlich, am Schaft eine Kranialwanderung. Unter der Annahme, daß der Meßfehler normalverteilt in die plausible und unplausible Richtung in gleicher Größenordnung auftritt, wäre ein Schluß über die Größe des Meßfehlers in die plausible Richtung möglich. Allerdings ist die wirkliche Migration in die plausible Richtung un-

Tabelle 1

Methoden zur Messung der Migration von Hüftpfannen. Die verwendeten Methoden zur Bestimmung der Genauigkeit sind angeführt, die Literaturzitate aus hochgestellten Zahlen ersichtlich. Die Genauigkeitsangaben sind in Millimeter, es werden Mittelwert und Standardabweichung angegeben

Methode	Vergleich mit RSA	Röntgen zur gleichen Zeit	Rotiertes Modell	Andere
Röntgenstereophotogrammetrie (Lund)	–	0,2 (99%) ²⁸		
EBRA	0,4 ± 0,3 ¹³	–0,1 ± 0,3 ¹⁹ 0,2 ± 0,1 ¹⁶	0,6 (MF) ¹⁹	
Dickob Nunn		0,6 ± 0,3 ¹⁶		± 0,4 MSD ⁵

MF, maximal erzielbarer Fehler; *MSD*, maximale Standardabweichung; 99%, 99%-Vertrauenslimit

Tabelle 2

Methoden zur Messung der Migration von Schäften. Die verwendeten Methoden zur Bestimmung der Genauigkeit sind angeführt, die Literaturzitate aus hochgestellten Zahlen ersichtlich. Als Meßparameter wurde die Kaudalwanderung (Nachsinken, Subsidence) angeführt. Die Angaben sind in Millimeter, es werden Mittelwert und Standardabweichung angeführt

Methode	Röntgen zur gleichen Zeit	Rotiertes Modell	Nicht spezifiziert
Röntgenstereophotogrammetrie (Lund)		0,1 ³⁴ ? 0,8 ³⁴ MTPM	
EBRA-FCA	–1,1 bis +0,8 MF ¹		1,3 ¹ PO (95%)
Jones, Hardinge			0,01 RP ¹¹ ± 0,5 MU ¹¹
Walker		0,37 MF ³⁷	

95%, 95%-Vertrauenslimit; *RP*, Reproduzierbarkeit; *MU*, Methode zur Ermittlung der Genauigkeit wird in der Publikation nicht erwähnt; *MF*, maximal erzielbarer Fehler; *PO*, Positivwanderung nach kranial

bekannt. Daher kann der Meßfehler unterschätzt werden.

Wenig mit Genauigkeit zu tun hat die Reproduzierbarkeit (Präzision) einer Methode. Im extremen Fall liefert eine Methode, die immer den gleichen Meßwert errechnet, perfekt reproduzierbare Ergebnisse, welche jedoch nicht mit der Realität übereinstimmen und somit äußerst ungenau sind. Wenig mit Genauigkeit zu tun haben auch Herstellerangaben von Scannergeräten. Bei vielen Methoden wird die Genauigkeit auch angeführt, ohne die Bestimmungsmethode anzugeben. Die Tabellen 1

und 2 geben einen Überblick über die Genauigkeit verbreiteter Methoden. Aus den Tabellen wird auch ersichtlich, daß es nicht im Bemühen der meisten Entwickler lag, die Genauigkeit ihrer Methode zu bestimmen.

RSA ist im allgemeinen recht gut, für die Implantatmigration jedoch nicht ausreichend untersucht worden. Allgemeine Tests wurden mit Modellen und dem Knochenwachstum im Bereich der Frontalnaht des Kaninchens [31] sowie speziell mit 2 zum gleichen Zeitpunkt gewonnenen Aufnahmen [28] und einer Phantomstudie [12] durchgeführt, in der aller-

dings nur Bewegung, nicht jedoch Migration studiert wurde. Basierend auf den Angaben von Önstén [28] kann das 99%-Vertrauenslimit mit 0,2 mm angenommen werden.

Die Genauigkeit von EBRA für die Pfanne kann basierend auf mehreren Studien [13, 14, 15, 19] (Tabelle 2) mit einem 95%-Vertrauenslimit von 1 mm angenommen werden. Über die Genauigkeit von EBRA-FCA bestehen derzeit nur erste Indizien [1], die für das Nachsinnen ein 95%-Vertrauenslimit von 1 mm zeigen. In dieser Richtung sind weitere Studien erforderlich.

Die Genauigkeit der manuellen Nunn-Methode beträgt ca. 3 mm 95%-Vertrauenslimit (umgerechnet aus Daten von Ilchmann [14]). Bei wiederholten Röntgen am selben Tag wäre sie etwas besser [16] (mittlere Standardabweichungen $0,6 \pm 0,6$, 95%-Vertrauenslimit daraus nicht kalkulierbar). Von den übrigen Verfahren ist keine Evaluation der Genauigkeit durch ein anerkanntes Verfahren bekannt.

Die Genauigkeit der Abriebsmessung unterschiedlicher Methoden mit RSA wurde von Ilchmann [15] untersucht. Die Abweichung von den RSA-Werten betrug $0,1 \pm 0,3$ mm für die Scheier-Sandel Methode [30], $0 \pm 0,2$ mm für die duoradiographische Charnley-Methode [21] und $0,1 \pm 0,1$ mm für EBRA. Ilchmann [16] hat die Genauigkeit der duoradiographischen Methode und von EBRA anhand von wiederholten Röntgen am selben Tag untersucht und mittlere Standardabweichungen beim selben Untersucher bei EBRA von $0,1 \pm 0,2$ mm, manuell duoradiographisch von $0 \pm 0,3$ mm gefunden, bei 2 verschiedenen Untersuchern bei EBRA von $0,1 \pm 0,2$ mm, manuell duoradiographisch von $-0,1 \pm 0,5$ mm.

Prediktiver Wert und Bedeutung der Implantatmigration

Es gibt nur wenige Untersuchungen darüber, ob eine Implantatmigration in den ersten Jahren postoperativ erlaubt, spätere Revisionen vorauszusetzen. Insbesondere wird häufig die

Tabelle 3

Studien über den prädiktiven Wert der Migrationsmessung. Insbesondere aus der Studie von Stocks wird ersichtlich, daß bei Verwendung von Migrationsmeßmethoden geringer Genauigkeit die Sensitivität gering ist, mithin nur 1/3 der gewechselten Pfannen auch eine derart hohe Migration in den ersten 2 Jahren aufwiesen

Methode	Parameter	Studie	Sensitivität	Sensibilität
EBRA	Pfanne: > 1 mm/2 Jahre	Krismer 96 [20]	81 %	83 %
Manuell	Schaft: 2,4 mm/2 Jahre	Freeman 94 [8]	78 %	86 %
Nunn	Pfanne: $\geq 3,4$ mm/2 Jahre	Stocks 95 [33]	32 %	97 %

These vertreten, daß es bei Pfanne und Schaft nach anfänglicher Wanderung zu einer sekundären Stabilisierung kommen kann, welche letztlich zu guten Langzeitergebnissen führt. Aufgrund der bestehenden empirischen Daten kann u.E. nicht endgültig entschieden werden, ob eine sekundäre Stabilisierung vorkommen kann. Zahlreiche RSA-Untersuchungen [6, 7, 18, 23–25, 28, 32, 34] legen eher nahe, daß migrierende Implantate kontinuierlich, aber mit unterschiedlicher Migrationsgeschwindigkeit, weiter wandern.

Diese Annahme wird auch unterstützt durch die wenigen Studien über den prädiktiven Wert früher Migration. Abhängig von der Genauigkeit der verwendeten Meßmethode können 2 Jahre nach Implantation Revisionen im Verlauf von bis zu 10 Jahren nach Implantation mit einer Sensibilität und Sensitivität von über 80 % prognostiziert werden (Tabelle 3).

Probleme und weitere Entwicklung

Strahlenbelastung

EBRA erfordert mindestens 5 Röntgenbilder. Nur dadurch kann eine ausreichende Anzahl von Bildpaaren erhalten werden. Da an unserer Klinik gewöhnlich ein Bild postoperativ, eines nach 3 Monaten und eines nach 1 Jahr angeordnet werden, werden durch EBRA 2 zusätzliche Hüftübersichtsaufnahmen erforderlich. Bei Männern kann ein Gonadenschutz verwendet werden, nicht jedoch bei Frauen, da dann die Beckenkonturen für die Bestim-

mung der Vergleichbarkeit nicht mehr erkenntlich sind.

Die erhöhte Strahlenbelastung muß gesehen werden in Relation zum Nutzen, bei Einführung neuer Implantate schon nach 2 Jahren Hinweise auf voraussichtliche Langzeitergebnisse zu bekommen. Eine Limitierung auf kontrollierte Studien erscheint uns jedoch erforderlich.

Weitere Parameter und Entwicklungen

Es kann angenommen werden, daß durch Kombination von Migrationsmessung mit anderen Methoden, beispielsweise der Osteodensitometrie, der prädiktive Wert noch erhöht werden kann. In dieser Richtung liegen derzeit noch keine Studienergebnisse vor.

Die Genauigkeit von EBRA-FCA muß noch genauer evaluiert werden, insbesondere durch Vergleich mit RSA.

Konklusion

EBRA und EBRA-FCA sind Methoden zur Migrationsmessung von Hüftimplantaten, die bei vertretbaren Kosten und einem Zeitaufwand von 5–10 min pro digitalisiertem Röntgenbild eine Messung mit einer Genauigkeit von ca. 1 mm (95%-Vertrauenslimit) erlauben. Der prädiktive Wert zur Prognose späterer Revisionen ist hoch.

Literatur

1. Biedermann R (1996) Die femoral component analysis. Genauigkeit des Verfahrens und Vergleich zweier Prothesenmodelle. Dissertation, Leopold-Franzens-Universität Innsbruck
2. Charnley J, Halley DK (1975) Rate of wear in total hip replacement. *Clin Orthop* 112: 170–179
3. Charnley J (1979) Low friction arthroplasty of the hip. *Wear of hip sockets*. Springer, Berlin Heidelberg New York, pp 320–331
4. Clarke IC, Black K, Rennie C, Amstutz HC (1976) Can wear in total hip arthroplasties be assessed from radiographs. *Clin Orthop* 121: 126–142
5. Dickob M, Bleher J, Puhl W (1994) Standardisierte Pfannenwanderungsanalyse in der Hüftendoprothetik mittels digitaler Bildverarbeitung. *Unfallchirurg* 97: 92–97
6. Franzén H, Mjöberg B, Önerfält R (1993) Early migration of acetabular components revised with cement. A Roentgen stereophotogrammetric study. *Clin Orthop* 287: 131–134
8. Freeman MAR, Plante-Bordeneuve P (1994) Early migration and late aseptic failure of proximal femoral prostheses. *J Bone Joint Surg [Br]* 76: 432–438
9. Griffith MJ, Seidenstein MK, Williams D, Charnley J (1978) Socket wear in Charnley low friction arthroplasty of the hip. *Clin Orthop* 137: 37–47
10. Gruen TA, Mc Neice GM, Amstutz HC (1979) „Modes of failure„ of cemented stem-type femoral components. *Clin Orthop* 141: 17–27
11. Hardinge K, Porter ML, Jones PR, Hukins DWL, Taylor CJ (1991) Measurement of hip prosthesis using image analysis. The maxima hip technique. *J Bone Joint Surg [Br]* 73: 724–728
12. Herrlin K, Selvik G, Petterson H (1986) Space orientation of total hip prosthesis. A method for three-dimensional determination. *Acta Radiol Diagnosis* 27: 619–627
13. Ilchmann Th, Franzén H, Mjöberg B, Wingstrand H (1992) Measurement accuracy in acetabular cup migration. A comparison of four radiologic methods versus Roentgen stereophotogrammetric analysis. *J Arthroplasty* 7: 121–127
14. Ilchmann Th, Freeman MAR, Mjöberg B (1994) Accuracy of the Nunn method in measuring acetabular cup migration. *Upsala J Med Sci* 97: 67–68
15. Ilchmann Th, Mjöberg B, Wingstrand H (1995) Measurement accuracy in acetabular cup wear. Three retrospective methods compared with Roentgen stereophotogrammetry. *J Arthroplasty* 10: 636–642
16. Ilchmann Th, Kesteris U, Wingstrand H (1997) EBRA – an accurate method for acetabular cup analysis after THR (in press)
17. Jones PR, Taylor CJ, Hukins DWJ, Porter ML, Hardinge K (1989) Prosthetic hip failure: retrospective radiograph image analysis of the acetabular cup. *J Biomed Engl* 11: 253–257
18. Kärrholm J, Snorrason F (1993) Subsidence, tip, and hump micromovements of noncoated ribbed femoral prostheses. *Clin Orthop* 287: 50–60
19. Krismer M, Bauer R, Tschupik JP, Mayrhofer P (1995) EBRA: a method to measure migration of acetabular components. *J Biomech* 28: 1225–1236
20. Krismer M, Stöckl B, Fischer M, Bauer R, Mayrhofer P, Ogon M (1996) The prediction of late aseptic failure of hip sockets by early migration. *J Bone Joint Surg [Br]* 78: 422–426
21. Livermore J, Ilstrup D, Morrey B (1990) Effect of femoral head size on wear of the polyethylene acetabular component. *J Bone Joint Surg [Am]* 72: 518–528
22. Mayrhofer P (1990) Measuring subsidence of the femoral component of hip prostheses in standard x-ray-photographs. *Proceedings of the 4th Intern. ASEE Conference, Miami*: 28–34
23. Mjöberg B, Brismar J, Hansson LI, Pettersson H, Selvik G, Önerfält R (1985) Definition of endoprosthetic loosening: comparison of arthrography, scintigraphy and Roentgen stereophotogrammetry in prosthetic hips. *Acta Orthop Scand* 56: 469–473
24. Mjöberg B (1986) Loosening of the Cemented Hip Prosthesis: the importance of heat injury. *Acta Orthop Scand [Suppl]* 221: 5–40
25. Mjöberg B (1991) Fixation and loosening of hip prostheses. A review. *Acta Orthop Scand* 62: 500–508
26. Murray DW (1993) The definition and measurement of acetabular orientation. *J Bone Joint Surg [Br]* 75: 228–232
27. Nunn D, Freeman MAR, Hill PF, Evans SJW (1989) The measurement of migration of the acetabular component of hip prosthesis. *J Bone Joint Surg [Br]* 71: 629–631
28. Önsten I, Carlsson ÅS, Ohlin A, Nilsson JÅ (1994) Migration of acetabular components, inserted with and without cement, in one-stage bilateral hip arthroplasty. A controlled, randomized study using Roentgenstereophotogrammetric analysis. *J Bone Joint Surg [Am]* 76: 185–194
29. Russe W (1988) Röntgenphotogrammetrie der künstlichen Hüftgelenkpfanne. Huber, Bern
30. Scheier H, Sandel J (1976) Wear affecting the plastic cup in metal plastic endoprosthesis. In: Gschwend NG, Debrunner HU (eds) *Total hip prosthesis*. Huber, Bern, pp 186–190
31. Selvik G, Alberius P, Aronson AS (1983) A Roentgen stereophotogrammetric system: construction, calibration and technical accuracy. *Acta Radiol Diagn* 24: 343–352
32. Snorrason F, Kärrholm J (1990) Primary migration of fully-threaded acetabular prostheses. A Roentgen stereophotogrammetric analysis. *J Bone Joint Surg [Br]* 72: 647–652
33. Stocks G, Freeman MAR, Evans SJW (1995) Acetabular migration. Prediction of aseptic loosening. *J Bone Joint Surg [Br]* 77: 853–861
34. Søballe K, Toksvig-Larsen S, Gelineck J et al. (1993) Migration of hydroxyapatite coated femoral prostheses. A Roentgen stereophotogrammetric study. *J Bone Joint Surg [Br]* 75: 681–687
35. Sutherland CJ, Wilde AH, Borden LS, Marks KE (1982) A ten-year follow-up of one hundred consecutive Müller curved-stem total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg [Am]* 64: 970–982
36. Tschupik JP (1988) Grundlagen und Strategien des problemspezifischen Röntgenbildmeßverfahrens EBRA (Einbildröntgenanalyse). In: Russe W: *Röntgenphotogrammetrie der künstlichen Hüftgelenkpfanne*. Huber, Bern, S 16–41
37. Walker PS, Mai SF, Cobb AG, Bentley G, Hua J (1995) Prediction of clinical outcome of THR from migration measurement on standard radiographs. A study of cemented Charnley and Stanmore femoral stems. *J Bone Joint Surg [Br]* 77: 705–714
38. Wetherell RG, Amis AA, Heatley FW (1989) Measurement of acetabular erosion: the effect of pelvic rotation on common land marks. *J Bone Joint Surg [Br]* 71: 447–451