

MARCUS JÄGER, CHRISTOPH ZILKENS und RÜDIGER KRAUSPE

Neue Materialien, neue Techniken: Hüftendoprothetik am Anfang des 21. Jahrhunderts

Einleitung

Obwohl bereits vor Einführung der Anästhesie im Jahre 1847 in Einzelfällen Gelenk ersetzende Operationen an großen Gelenken vorgenommen wurden, führten diese, sofern der Eingriff überlebt wurde, in der Regel bereits nach kurzer Zeit zur Arthrodese des Gelenks oder zur Amputation der betroffenen Extremität. Die Voraussetzung für eine erfolgreiche endoprothetischen Versorgung von Hüft- und anderen Gelenken wurde erst durch antiseptische Operationstechniken geschaffen. Hierzu gehörten unter anderem der Gebrauch von Operationshandschuhen ab dem Jahre 1890, die Anwendung der *no-touch*-Technik im Jahre 1902 und die Einführung entsprechend technisch ausgestatteter Operationssäle (*clean air operating enclosure*, 1964).

Um einen langfristigen funktionstüchtigen und belastungsstabilen Gelenkersatz zu erzielen, waren jedoch weitere medizintechnische Entwicklungen erforderlich. Hierzu gehörten unter anderem die Optimierung biokompatibler Werkstoffe, das Schaffen von Gleitpaarungen mit geringen Abrieb- und Verschleißraten sowie die Entwicklung gewebeschonender operativer Zugangswege und suffizienter ossärer Verankerungstechniken. Ein entscheidender Fortschritt in der Endoprothetik wurde insbesondere durch die Einführung von Polymethylmethacrylat (PMMA, so genannter Knochenzement) zur Fixierung von Hüftschäften und Hüftpfannen zu Beginn der 1970er Jahre erzielt.

Demgegenüber führten die ersten Versuche einer zementfreien Verankerung Mitte des 20. Jahrhunderts wie zum Beispiel von Hüftendoprothesen aus Vitallium oder von Implantaten aus rostfreiem Stahl zur frühzeitigen Lockerung und damit zum Materialversagen. Obwohl seit der Einführung des Knochenzements in den 1970er Jahren die mittelfristige Haltbarkeit von Endoprothesen weiter zunahm, wurde schon bald die Problematik der aseptischen Lockerung mit bindegewebiger Reaktion an der PMMA-Knochen-Grenze (so genanntes bindegewebiges *interface*) beobachtet. Zunächst wurde diese Form des Implantatversagens auf eine unzureichende Biokompatibilität von PMMA im Sinne einer Fremdkörper- und Unverträglichkeitsreaktion im knöchernen Gewebe zurückgeführt (*cement disease*). In den 1980er Jahren wurde jedoch die pathogenetische Bedeutung von abriebbedingten Partikeln des jeweils verwendeten Werkstoffs zunehmend erforscht und der überwiegende Anteil von frühzeitigen Lockerungsraten auf eine aseptische, phagozytosevermittelte Entzündungsreaktion durch Abriebpartikel mit konsekutiver Osteoklasten- und Fibroblastenaktivierung zurückgeführt (*particle disease*; Abb. 1). Weitere Neuerungen in der Werkstofftechnik sowie operationstechnische Verbesserungen haben zu einer

steten Zunahme von Endoprothesenimplantationen weltweit geführt. In Deutschland werden jährlich derzeit circa 200.000 Hüft- und 100.000 Kniegelenke durch eine Endoprothese ersetzt, wobei insbesondere Eingriffe bei jüngeren Patienten sowie Revisionsoperationen deutlich zugenommen haben. Trotz der großen Anzahl an Gelenkersatzoperationen existieren insbesondere für die erstgenannte Patientengruppe nur unzureichende wissenschaftliche Daten zur Langzeithaltbarkeit von Kunstgelenken, wie aus einer Studie unserer Arbeitsgruppe hervorging.¹ In der vorliegenden Übersichtsarbeit werden die aktuellen Entwicklungen in der Endoprothetik zu Beginn des 21. Jahrhunderts dargestellt und auf entsprechende wissenschaftliche Untersuchungen der Orthopädischen Arbeitsgruppe am Universitätsklinikum Düsseldorf (UKD) hingewiesen. Zu den Neuerungen in der Hüftendoprothetik gehören unter anderem die Anwendung computerassistierter Operationstechniken, die zementfreie Verankerung von Implantaten, der Teilgelenkersatz, die Verwendung modularer Endoprothesen für die Korrektur komplexer Gelenkfehlstellungen, die Entwicklung innovativer Werkstoffe sowie die klinische Einführung von Wachstumsfaktoren und von Zelltherapeutika bei endoprothesenassoziierten Knochendefekten.

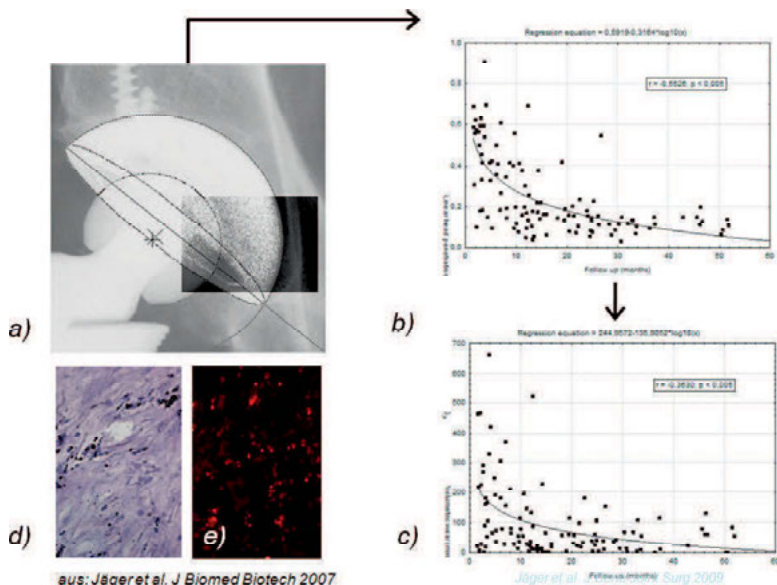


Abb. 1: Aus vektoriellen Analysen von Röntgenbildern (a) kann mittels entsprechender Software indirekt auf den Verschleiß (Kaltfluss, Abrieb) von Polyethyleninlays geschlossen werden. Die Grafiken zeigen die lineare Wanderung des Kugelkopfes innerhalb der Pfannenkomponente (b) beziehungsweise die hieraus kalkulierte volumetrische Menge an Abriebpartikeln einer Al_2O_3 -XLPE-Gleitpaarung (c). Freigesetzte Abriebpartikel lösen eine Fremdkörperreaktion und Osteoklastenaktivierung im Gewebe aus (d), wie auch in der immunhistochemischen Färbung sichtbar ist (e). a)–c): Jaeger et al. (2009b); d): Jaeger et al. (2007)

¹ Vgl. Jäger et al. (2008).

Verankerungstechniken

Hüftendoprothesen bestehen aus einer femoralen Komponente (Prothesenschaft und Kugelkopf) sowie aus einer Pfannenkomponente, in die ein Inlay eingepasst wird. Fakultativ können die einzelnen Komponenten auch aus mehreren Teilen aufgebaut sein (so genannte modulare Systeme).

Schaftkomponente

Für die Schaftkomponente einer Hüftendoprothese werden verschiedene Verankerungstechniken unterschieden. Neben der zementierten und zementfreien Verankerung wird eine epiphysäre von einer metaphysären sowie von einer diaphysären Befestigung abgegrenzt. In der Revisionsendoprothetik mit größeren Knochendefekten am proximalen Femur hat sich insbesondere die zementfreie diaphysäre Verankerung durchgesetzt. Demgegenüber werden bei der Primärimplantation von Hüftendoprothesen insbesondere bei jüngeren Patienten zunehmend zementfreie metaphysäre oder sogar epiphysäre Verankerungen favorisiert.² Diese Implantate erfordern eine gute ossäre Integration im Direktkontakt mit dem knöchernen Implantatlager und somit eine hohe osteokonduktive oder gar osteoinduktive Potenz des jeweils verwendeten Biomaterials.

Während insbesondere bei älteren Patienten jenseits des 65. Lebensjahres zementierte Prothesenschäfte nach wie vor einen Goldstandard in der Verankerungstechnik darstellen, haben sich für die Pfannenkomponenten in den letzten Jahrzehnten zementfreie Verankerungstechniken für alle Altersgruppen durchgesetzt (Abb. 2 und 3). Vorteile zementierter Schaftkomponenten sind die hohe Primärstabilität auch bei insuffizienter Knochenqualität und damit die Möglichkeit einer frühzeitigen Mobilisation der betroffenen Patienten. Darüber hinaus resultiert aus der engen Verzahnung von PMMA in der spongiösen Fläche und der exothermen Polymerisationsphase ein vergleichsweise geringer Blutverlust. Nachteile der zementierten Verankerungstechnik sind die Materialalterung des Knochenzements und die Notwendigkeit der vollständigen Entfernung von PMMA bei Endoprothesenwechseloperationen. Hieraus können entsprechende Knochendefekte resultieren, die die erneute Verankerung von Endoprothesen erschweren.

Pfannenkomponente

Während sich die Wahl einer zementierten oder zementfreien Verankerungstechnik der Schaftkomponente primär am Patientenalter und an der individuellen Knochenqualität orientiert, haben sich seit mehreren Jahren für die Pfannenkomponente zementfreie Verankerungstechniken (*press-fit*, Schraubenfixation, Schraubpfannen) etabliert. Die Verankerung von Schraubpfannen basiert auf konisch zulaufenden Gewindegängen, die sich beim manuellen Eindrehen in das vorpräparierte Acetabulum einschneiden und somit eine gute Primärstabilität schaffen.³ Demgegenüber beruht die knöcherne Verankerung bei so genannten *press-fit*-Pfannen auf dem Prinzip der elastischen Verklebung, wobei die Primärstabilität hier im Wesentlichen von der lokalen Knochenqualität abhängt. Liegt eine insuffiziente Knochenqualität vor, wird häufig kein ausreichendes *press-fit*, sondern lediglich

² Vgl. Malchau *et al.* (2005) sowie Ramiah *et al.* (2007).

³ Vgl. Perka *et al.* (2004).

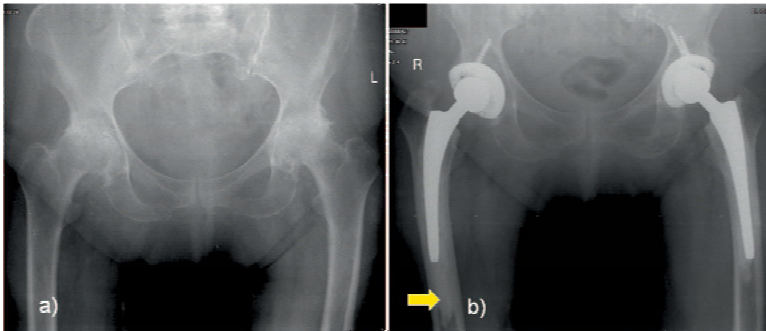


Abb. 2: Beidseitige Hüft-Totalendoprothese bei einer 70-jährigen Patientin aufgrund einer fortgeschrittenen Coxarthrose mit aufgehobenem Gelenkspalt (a). Wie in der postoperativen Röntgenaufnahme sichtbar, wurde die Pfannenkomponente zementfrei in *press-fit*-Technik verankert und zusätzlich durch so genannte Pfahlschrauben im Os ilium fixiert. Der Prothesenschaft wurde in zementierter Technik verankert. Der PMMA-Knochenzement (Pfeil) enthält Zirkonoxid als Röntgenkontrastmittel (b).

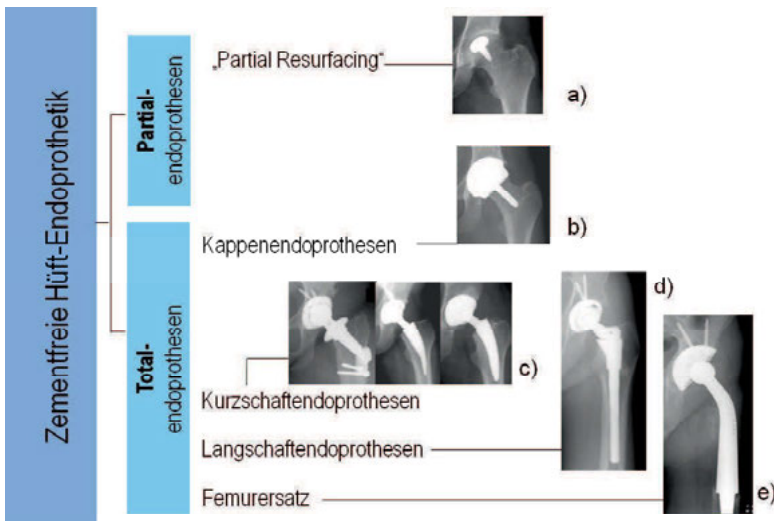


Abb. 3: Bei jungen Patienten haben sich insbesondere zementfreie Verankerungstechniken durchgesetzt. Das Ausmaß, wie viel knöchernes Gewebe durch Implantat ersetzt werden muss, richtet sich nach individuellen Kriterien wie Grunderkrankung, Lebensalter, Knochenqualität und Erwartungshaltung des Patienten: a) partieller Oberflächenersatz, b) vollständiger Oberflächenersatz, c) verschiedene Kurzschafteendoprothesen, d) zementfreie metaphysär verankerte Langschafteendoprothese (Typ SROM®), e) proximaler Femurersatz mit diaphysärer Verankerung.

eine passgenaue Auflage der Pfannenkomponente im Knochenlager (so genanntes *form-fit*) erreicht. Insbesondere bei Osteopenie, Osteoporose oder acetabulärer Osteonekrose, wie sie nach einer Strahlentherapie auftreten kann,⁴ kommen in solchen Fällen zusätzliche Verankerungsschrauben (Pfahlschrauben) zum Einsatz. Die Orthopädische Arbeitsgruppe am UKD konnte zeigen, dass das Einbringen von Pfahlschrauben bei *press-fit*-Pfannen die mittelfristige Pfannenmigration im knöchernen Becken bei insuffizientem Knochen nicht verhindern kann,⁵ jedoch andererseits keinen Risikofaktor für eine frühzeitige Implantatlockerung darstellt.

Verankerungstechniken bei Knochendefekten

Revisionseingriffe in der Hüftendoprothetik sind häufig mit kritisch großen Knochendefekten an Becken und Femur assoziiert, deren Behandlung eine besondere operationstechnische und biologische Herausforderung darstellt. Neben den Standardverfahren wie der Verwendung von knochenüberbrückenden Megaimplantaten und dem Einsatz von modularen Systemen („Baukastenprinzip“) kommt der lokalen Anwendung von Wachstumsfaktoren und Zelltherapeutika in den letzten Jahren eine zunehmend größere Bedeutung zu. So wurden an der Orthopädischen Universitätsklinik am UKD bisher über 50 Patienten mit Knochendefekten und -heilungsstörungen mit einem autologen Zelltherapeutikum behandelt.⁶ Hierbei werden intraoperativ mononukleäre Zellen durch Dichtegradientenzentrifugation aus autologem Knochenmarkaspirat gewonnen und konzentriert (*bone marrow aspiration concentrate*, BMAC; Abb. 4). In 94 Prozent der behandelten Fälle kam es zu einer Heilung des Knochendefekts. Entscheidend für eine lokale Zelltherapie ist der Einsatz eines geeigneten zellulären Trägerwerkstoffs (*scaffold*). Dessen Oberflächengeometrie und physikochemische Eigenschaften beeinflussen entscheidend die zelluläre Adhärenz, Migration und Differenzierung, wie unter anderem auch aus eigenen Untersuchungen hervorgeht.⁷ Hochporöse Biowerkstoffe aus Hydroxylapatit (HA), Beta-Tricalciumphosphat (TCP) sowie Kollagenmatrices haben sich für die Anwendung am Knochen durchgesetzt. Darüber hinaus wurden ebenfalls erste Erfolge durch die Anwendung von *bone morphogenic proteins* (BMP) bei endoprothesenassoziierten Knochendefekten erzielt.⁸ Ob auch die Applikation von Prostazyklin-Analoga die lokale Knochenheilung positiv beeinflussen kann, wird derzeit in entsprechenden *In-vitro*- und *In-vivo*-Projekten untersucht.⁹

Innovative Werkstoffe zur Verbesserung der knöchernen Integration

Innerhalb der letzten Jahre wurden zahlreiche neue Werkstoffe in der Hüftendoprothetik eingeführt. So wurde neben dem biokompatiblen Titan und verschiedenen Titanlegierungen auch Tantal eingeführt, das ein hohes osteokonduktives Potenzial aufweist und sich bei zementfreien Implantaten in ersten klinischen Studien bereits bewährt hat.¹⁰ Eine be-

⁴ Vgl. Jäger *et al.* (2008).

⁵ Vgl. Jäger *et al.* (2009a).

⁶ Vgl. Jäger *et al.* (2009a).

⁷ Vgl. Jäger *et al.* (2008) sowie Jäger *et al.* (2007).

⁸ Vgl. Jäger *et al.* (2006).

⁹ Vgl. Jäger *et al.* (2008) sowie Tillmann *et al.* (2007).

¹⁰ Vgl. Macheras *et al.* (im Druck) sowie Xenakis *et al.* (im Druck).

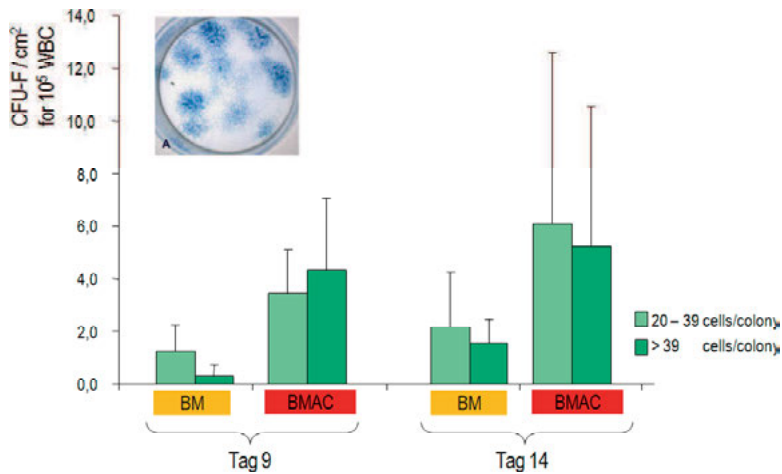


Abb. 4: Eine In-vitro-Analyse der Anzahl von so genannten *colony-forming-units fibroblasts* (CFU-F) belegt die regenerative Überlegenheit des von der orthopädischen Arbeitsgruppe klinisch eingesetzten Knochenmarkkonzentrats (BMAC) im Vergleich zum Knochenmarkaspirat (BM). BMAC reduziert die Menge der zur Behandlung von größeren Knochendefekten entnommenen autologen Spongiosa und reduziert somit die bekannte und in zahlreichen Studien belegte Entnahmemorbidität.

sondere werkstoffwissenschaftliche und biologische Herausforderung betrifft jene Biomaterialien, die einer hohen Beanspruchung und einem dynamischen Verschleiß unterliegen. In der Hüftendoprothetik handelt es sich hierbei im Wesentlichen um die artikulierenden Gelenkpartner (Kugelpkopf mit Pfanneninlay). Herkömmliche Al_2O_3 -Keramiken weisen aufgrund ihrer glatten Oberfläche sowie ihrer hohen Härtegrade exzellente tribologische Eigenschaften auf. Ein wesentlicher Nachteil von Keramik-Keramik-Gleitpaarungen ist jedoch die Gefahr eines Sprödbruchs.¹¹ Mit der Einführung der so genannten Delta-Keramik scheint dieses Problem materialtechnisch gelöst zu sein. Bei diesem neuen Werkstoff werden einer Al_2O_3 -Keramik circa 24 Prozent yttriumstabilisierte tetragonale ZrO_2 -Partikel (Y-TZP) hinzugefügt. Durch die Einlagerung des genannten Y-TZP wird das Risiko für strukturelle Veränderungen und die Initiierung von Materialsprödbrüchen reduziert. Darüber hinaus verteilen die ebenfalls hinzugefügten plättchenförmigen Strontiumoxidkristalle die auf die Delta-Keramik einwirkenden Kräfte. Die Festigkeit wird zusätzlich durch den Zusatz von circa einem Prozent Cr_2O_3 erhöht, das dieser Keramik seine typische hellrosa Farbe verleiht. Durch die verbesserten Werkstoffeigenschaften der Delta-Keramik ist nun auch die Verwendung von längeren Prothesenhälsen beziehungsweise größeren Kugelpköpfen (derzeit bis zu 40 mm Durchmesser) möglich.¹²

Weitere materialwissenschaftliche Entwicklungen haben Anfang des 21. Jahrhunderts zur Einführung der quervernetzten Polyethylene (so genannte *highly cross-linked polyethylene*, XLPE) geführt. Durch einen höheren Vernetzungsgrad der bisher verwendeten hoch-

¹¹ Vgl. Jäger *et al.* (2002) sowie Benazzo (2007).

¹² Vgl. D'Antonio und Sutton (2009) sowie Leslie *et al.* (2008).

molekularen Polyethylene (*ultra high molecular weight polyethylene*, UHMWPE) wurden die Härte und damit der Reibewiderstand verbessert, was entsprechende *In-vitro*-Daten aus Hüftgelenksimulatoren mit vergleichsweise niedrigeren Abriebraten gezeigt haben (Tab. 1). Die Arbeitsgruppe der Orthopädischen Universitätsklinik am UKD konnte jedoch zeigen, dass es *in vivo* innerhalb des ersten postoperativen Jahres sehr wohl zu einem relativ hohen Materialverschleiß auch bei XLPE kommen kann (Abb. 1).¹³ Ob zukünftig weitere Biomaterialien wie kohlenstoffhaltige Polybutyleneterphthalat- oder Polyetheretherketone-Komposits die gegenwärtig verfügbaren endoprothetischen Werkstoffe ergänzen oder gar ersetzen werden, ist noch völlig unklar.¹⁴

	UHMWPE	XLPE
mechanische Eigenschaften	Dichte: 0,930 bis 0,945 g/ml E-Modul: 0,8 bis 1,5 GPa Bruchfestigkeit: 19 bis 23 MPa Bruchdehnung: 200 bis 350 Prozent Bruchspannung: 30 bis 49 MPa	mechanische Eigenschaften variieren in Abhängigkeit vom Herstellungsprozess
Herstellung/Sterilisation	<p>Gammabestrahlung (2,5–4,0 Mrad) in inerter Atmosphäre (Stickstoff/Argon, Vakuum)</p> <ul style="list-style-type: none"> • Förderung einer Quervernetzung • Verringerung des Reibewiderstand • Förderung der <i>In-vivo</i>-Oxidation durch freie Radikale <p>Gassterilisation (EtO, Gasplasma)</p> <ul style="list-style-type: none"> • keine Veränderung der chemischen und mechanischen Eigenschaften • keine Cross-linking-Effekte 	<p>Gamma- oder Elektronenbestrahlung (5–10 Mrad) gefolgt von Aushärtung</p> <p>a) <i>oberhalb</i> des Schmelzpunktes (135 °C)</p> <ul style="list-style-type: none"> • Verringerung der Abriebrate • Verringerung des Kristallinitätsgrades • Neutralisierung freier Radikale durch Aushärtungsprozesse • Verringerung von Bruchfestigkeit, -dehnung, -spannung <p>b) <i>unterhalb</i> des Schmelzpunktes (130 °C)</p> <ul style="list-style-type: none"> • Verringerung der Abriebrate • erhöhter Kristallinitätsgrad im Vergleich zu a) • verbliebene freie Radikale können zur <i>In-vivo</i>-Oxidation führen • Verringerung mechanischer Eigenschaften weniger stark als bei a)

Tab. 1: In der Hüftendoprothetik angewandte Polyethylene: vergleichende Gegenüberstellung von herkömmlich in der Hüftendoprothetik verwendetem ultrahochvernetztem Polyethylen (UHMWPE) und quervernetztem Polyethylen (XLPE).

Eine weitere werkstofftechnische Neuerung ist die Silberbeschichtung von Endoprothesen. Durch die lokale und schrittweise Freisetzung von Silberionen entsteht ein antimikrobielles Milieu. Neben dem Einsatz silberbeschichteter Endoprothesen bei Revisions-

¹³ Vgl. Jäger *et al.* (submitted).

¹⁴ Vgl. Bernasek *et al.* (2009).

eingriffen nach vermeintlich ausgeheiltem Implantatlagerinfekt spielen diese Implantate insbesondere beim Extremitäten erhaltenden Gelenkersatz nach ausgedehnten Tumorenresektionen eine zunehmende Rolle (Abb. 5 rechts). So konnte an Osteosarkomzellen (HOS-58, SAOS) ein dosisabhängiger, antiproliferativer Effekt durch silberbeschichtete Prüfkörper gezeigt werden.¹⁵

Eine weitere innovative Technik zur Erhöhung der ossären Integration von Endoprothesen ist die Modifikation von endoprothetischen Werkstoffoberflächen. Hierbei zeigen sowohl die Beschichtung mit so genannten RGD¹⁶-Sequenzen, die selektiv an die Integrine binden und damit die zelluläre Adhärenz verstärken, als auch die Kopplung von Wachstumsfaktoren, wie zum Beispiel BMP-2, BMP-7 und *platelet derived growth factor* (PDGF), ein großes Entwicklungspotenzial (Abb. 6). Ob sich diese *interfacial biomaterials* (IFB) zur Verankerung von Hüftendoprothesen bei Patienten mit reduzierter Knochenqualität zukünftig durchsetzen werden, ist Gegenstand aktueller Untersuchungen und abhängig von den Bewertungen der Ergebnisse und der Kosten-Nutzen-Relation.

Neue Implantatdesigns

Ein Ziel bei der Entwicklung neuer Endoprothesentypen ist der maximale Erhalt von körpereigenem Knochen. Bei der so genannten Kappenendoprothese wird dieses Prinzip verwirklicht. Hierbei handelt es sich um einen Oberflächenersatz des destruierten Gelenkknorpels sowie des unmittelbar darunter befindlichen subchondralen Knochens. Nach frustrierten mittelfristigen Ergebnissen mit Implantatlockerungen und Schenkelhalsfrakturen aufgrund hoher Abriebraten der Hüftpfannen aus dem Werkstoff Polyethylen in den 1980er Jahren erleben die Kappenendoprothesen zu Beginn des 21. Jahrhunderts eine Renaissance und zeigen insbesondere bei korrekter Indikationsstellung gute Ergebnisse.¹⁷ Jüngere und männliche Patienten ohne hüftgelenknahe Deformitäten und mit guter Knochenqualität profitieren besonders von diesem Implantat. Eine innovative und besondere Form ist der partielle Oberflächenersatz, bei dem ein destruiertes osteochondrales Areal des Hüftkopfes zementfrei ersetzt wird, ohne die korrespondierende acetabuläre Fläche zu ersetzen (Abb. 7).

Ist es bereits zu einer Destruktion des Hüftkopfes gekommen, der Schenkelhals aber noch gut erhalten, kommen so genannte Kurzschaftendoprothesen zum Einsatz. Ziel dieser metaphysär verankerten Endoprothese ist die proximale (physiologische) Krafteinleitung unter Belastung und der Erhalt des Schenkelhalses (Abb. 8). Derzeit bieten verschiedene Hersteller mehrere so genannte Kurzschäfte an, die sich in Form und Oberflächenbeschaffenheit unterscheiden. So wird bei einer innovativen Kurzschaftform (MiniHipTM) neben einer HA-Beschichtung zur Verbesserung der osteointegrativen Eigenschaft und dem Anbringen von Längsrillen zur primären Rotationssicherung bei der Präparation des Markraumes nicht wie bei vielen anderen Implantaten der spongiöse Knochen durch Raspeln entfernt, sondern erhaltend verdichtet.¹⁸ Weitere Vorteile sind die Modularität des Systems mit verschiedenen Prothesenhalswinkeln, neun abgestuften Größen und einer freien Wahl

¹⁵ Vgl. Harges *et al.* (2007a) sowie Harges *et al.* (2007b).

¹⁶ Arginin-Glycin-Aspartat

¹⁷ Vgl. Nunley *et al.* (2009).

¹⁸ Vgl. Jerosch und Plitz (2009).



Abb. 5: Bei großen Knochendefekten werden je nach Defektgröße Teile des Femurs durch Endoprothesen ersetzt: proximaler Femurersatz (links); distaler Femurersatz als Wachstumsendoprothese und externes Steuerungsmodul (Mitte); silberbeschichtete Titanendoprothese mit makroporöser Oberfläche (rechts). Durch eine lokale Freisetzung von Silberionen wird das Infektionsrisiko im Bereich des Implantatlagers reduziert.

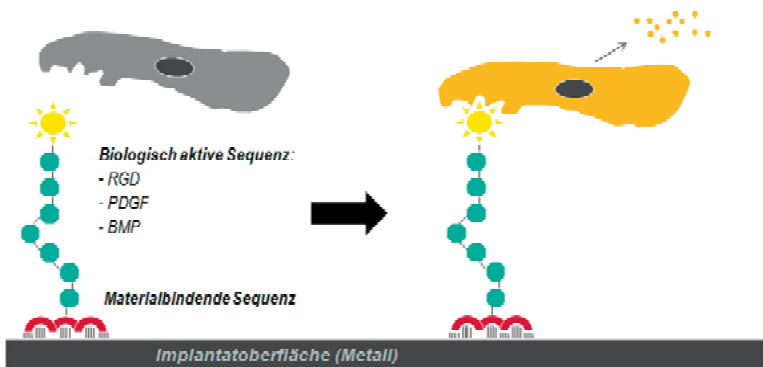


Abb. 6: Das Funktionsprinzip der IFB beruht auf der biologisch aktiven Domäne von an Implantaten gebundenen Ankerproteinen (Ligandenbindung, *self-assembly films*). In Abhängigkeit von der biologisch aktiven Sequenz gelingt die selektive Stimulation von Osteoblasten und/oder mesenchymalen Progenitorzellen (RGD, PDGF, BMP).

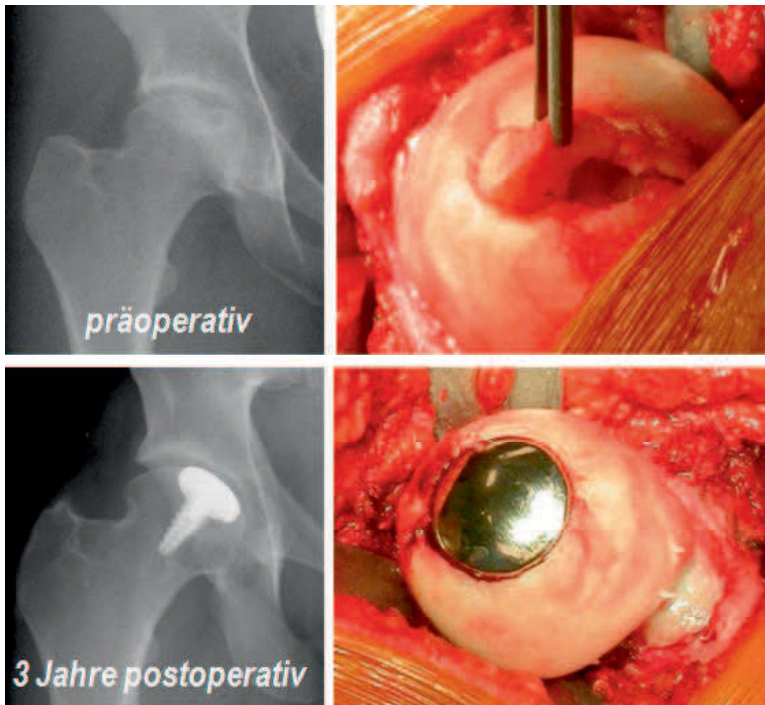


Abb. 7: Partieller Oberflächenersatz am Hüftkopf einer 22-jährigen Patientin mit großem osteochondralem Defekt. Der Operationssitus zeigt das chondrolytische Areal. Auch drei Jahre postoperativ ist die Patientin bei regelmäßigem Röntgenbefund mit erhaltenem Gelenkspalt beschwerdefrei.

der Gleitpartner (Keramik-Keramik/Keramik-Polyethylen/Metall-Metall). Liegt eine hüftgelenknahe Deformität vor, muss diese beim Gelenkersatz mit korrigiert werden. In diesem Fall verwenden wir seit mehr als zehn Jahren an der Orthopädischen Universitätsklinik am UKD zementfreie, modulare Endoprothesen einschließlich Langschäften mit proximaler oder – bei zusätzlichen Knochendefekten am proximalen Femur – diaphysärer Verankerung. Bei ausgedehnter Knochendestruktion und Tumoren kommt der proximale oder distale Femurersatz zur Anwendung, bei dem je nach Ausmaß individuell längere Abschnitte des Femurs oder der Tibia ersetzt werden (Abb. 5 Mitte). Sofern es sich bei den Patienten um Kinder und Jugendliche im Wachstumsalter handelt, werden motorgetriebene, von extern gesteuerte so genannte Wachstumsendoprothesen angewendet, die sich angepasst an das Längenwachstum teleskopartig verlängern lassen (Abb. 5).

Neue Operationstechniken

Neben Knochenqualität, Werkstoffeigenschaften sowie Design und Verankerungstechnik der jeweils verwendeten Endoprothese beeinflusst das operationsbedingte Weichteiltrauma das klinische Ergebnis bei Hüfttotalendoprothesen. Mit der Optimierung und Anpassung

des chirurgischen Implantationsinstrumentariums werden zunehmend wenig traumatisierende Zugangswege in der Hüftendoprothetik verwendet (minimalinvasive Zugangswege). Aufgrund der hierdurch bedingten limitierten Übersicht über den Operationssitus kommt der Computernavigation insbesondere bei hüftgelenknahen Deformitäten eine besonders wichtige Rolle zu. Während vor einem Jahrzehnt noch überwiegend CT-Daten mit entsprechend hoher Strahlenbelastung und logistischem Aufwand zur computergestützten Navigation erforderlich waren, wurde Anfang des 21. Jahrhunderts die bildwandlergesteuerte, intraoperative Navigation eingeführt. Seit mehreren Jahren wird die kabellose und röntgenfreie Navigation in der Hüft- und Knieendoprothetik auch bei uns angewendet. Die hohe Zuverlässigkeit dieser innovativen und strahlenhygienisch günstigen Navigationstechnik wurde an humanen Leichenpräparaten und CT-Daten durch die orthopädische Arbeitsgruppe bereits im April 2006 belegt. Im Gegensatz dazu hat sich die Robotik, die noch bis vor wenigen Jahren von einigen Arbeitsgruppen¹⁹ propagiert wurde, nicht durchsetzen können und ist gänzlich vom Markt verschwunden.

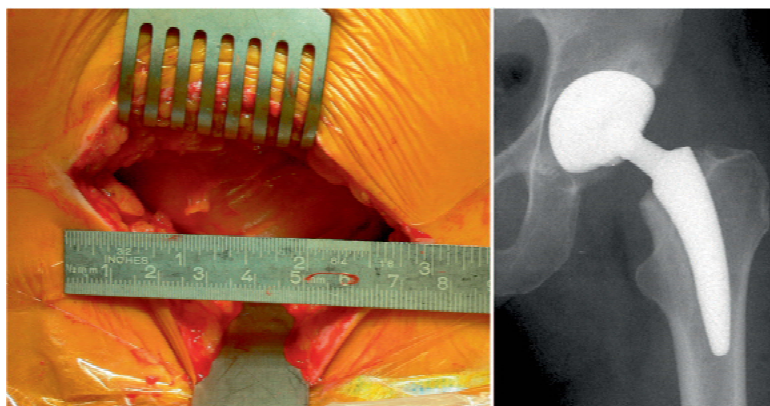


Abb. 8: Operationssitus mit wenig invasivem Zugangsweg (Länge des Hautschnitts circa 7 cm) vor Einbringen einer Schenkelhalsendoprothese bei einer 50-jährigen Patientin; daneben das postoperative Röntgenbild.

Ausblick für die Zukunft

Seit einigen Jahren werden wieder zunehmend Gelenk erhaltende Eingriffe am Hüftgelenk vorgenommen. Neben der Korrektur einer pathologischen Biomechanik durch etablierte hüftgelenknahe Umstellungsosteotomien hat die Labrum- und Knorpelchirurgie seit Beginn des 21. Jahrhunderts wesentlich an Bedeutung gewonnen. Eine Grundvoraussetzung für den Therapieerfolg ist die korrekte Indikationsstellung, die neben den klinischen Beschwerden und laborchemischen Untersuchungen insbesondere auch auf entsprechenden bildgebenden Verfahren basiert. Die im konventionellen Röntgenbild sichtbaren Arthrosezeichen subchondrale Sklerosierung, Gelenkspaltverschmälerung, Osteophyten und Zysten sind Zeichen einer bereits fortgeschrittenen Gelenkdegeneration. Obwohl das Arthro-

¹⁹ Vgl. Mantwill *et al.* (2005).

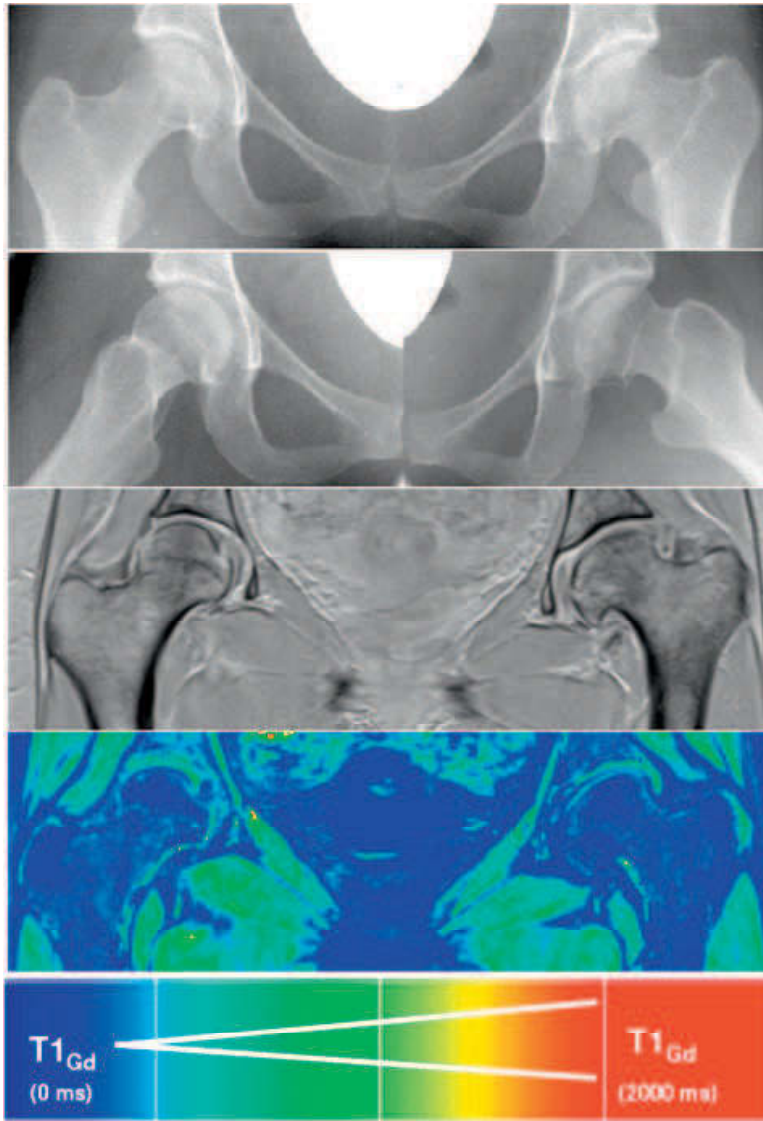


Abb. 9: Die beiden oberen Bilder zeigen den typischen Röntgenbefund (Beckenübersicht und Lauensteinaufnahme beidseits) eines mit milder Fehlstellung ausgeheilten Morbus Perthes am linken Hüftgelenk mit ovalem Hüftkopf und Coxa magna (Stulberg III). Das Nativ-MRT-Bild (Mitte) bietet keine wesentlichen zusätzlichen Informationen. Im dGEMRIC-Bild (unten) zeigen sich die unterschiedlichen T1-Zeiten und damit GAG-Verteilungsmuster im Knorpel (rot: hoher GAG-Gehalt, blau: niedriger GAG-Gehalt).

MRT die Diagnostik von Schäden am Labrum acetabulare deutlich verbessert hat, zeigt dieses nativkernspintomografische Verfahren eine Knorpeldegeneration erst bei morphologisch manifesten Schäden der chondrogenen Histoarchitektur und damit relativ spät im Verlauf der Degeneration.²⁰ Dahingegen ist der Verlust an Glykosaminoglykanen (GAG) als frühes Ereignis in der Knorpeldegeneration bekannt.²¹ Das neue MRT-Verfahren *delayed Gadolinium Enhanced MRI of Cartilage* (dGEMRIC) ist ein validiertes, jedoch in der klinischen Anwendung noch nicht verbreitetes biochemisch sensibles MRT-Verfahren zur *In-vivo*-Beurteilung des GAG-Gehaltes im Knorpel und damit der „Knorpelqualität“ (molekulare Bildgebung, Abb. 9).

Als erste Arbeitsgruppe in Deutschland hat die orthopädische Arbeitsgruppe am UKD in Zusammenarbeit mit dem Institut für diagnostische Radiologie das MRT-Verfahren dGEMRIC in einer klinischen Studie angewendet: Zur Beurteilung der Knorpelbeschaffenheit im Langzeitverlauf nach Morbus Perthes (durchschnittlicher Nachuntersuchungszeitraum: 25 Jahre) wurden 27 Patienten klinisch, radiologisch und mit dGEMRIC untersucht. Hierbei konnte mit dieser neuen Methode erstmalig gezeigt werden, dass frühzeitig und vornehmlich medial im Bereich des Hüftgelenks ein statistisch signifikanter Verlust an GAG auftritt, während die zentralen und lateralen Anteile des Hüftgelenks nach Morbus Perthes offensichtlich noch lange intakt bleiben.²² Bei breiterer klinischer Anwendung und Erfahrung könnten sich dGEMRIC und andere, ebenfalls bei uns in klinischer Erprobung befindliche molekulare MRT-Verfahren in Zukunft als sinnvolle Ergänzung zu hergebrachten Verfahren in der Diagnostik von Knorpelschäden erweisen.

Literatur

- BENAZZO, F. M. (2007). „Failure mechanisms of ceramic total hip arthroplasty“, *Journal of Bone Joint Surgery* 89, 1131–1132.
- BERNASEK, T. L., J. L. STAHL und D. PUPELLO (2009). „Pyrolytic carbon endoprosthesis replacement for osteonecrosis and femoral fracture of the hip: A pilot study“, *Clinical Orthopaedics and Related Research* 467(7), 1826–1832.
- D'ANTONIO, J. A. und K. SUTTON (2009). „Ceramic materials as bearing surfaces for total hip arthroplasty“, *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 17, 63–68.
- HARDES, J., H. AHRENS, C. GEBERT, A. STREITBUERGER, H. BUERGER, M. ERREN, A. GUNSEL, C. WEDEMEYER, G. SAXLER, W. WINKELMANN und G. GOSHEGER (2007a). „Lack of toxicological side-effects in silver-coated megaprotheses in humans“, *Biomaterials* 28, 2869–2875.
- HARDES, J., A. STREITBURGER, H. AHRENS, T. NUSSELT, C. GEBERT, W. WINKELMANN, A. BATTMANN und G. GOSHEGER (2007b). „The influence of elementary silver versus titanium on osteoblasts behaviour in vitro using human osteosarcoma cell lines“, *Sarcoma*, 26539.
- JÄGER, M., A. WILD und R. KRAUSPE (2002). „Medical-legal aspects in fractured ceramic liners after implantation of a hip endoprosthesis“, *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete* 140, 533–537.
- JÄGER, M., S. ENDRES und A. WILKE (2004). „Hüftgelenkersatz im Kindes-, Jugend- und frühen Erwachsenenalter: Eine Literaturübersicht“, *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete* 142, 194–212.

²⁰ Vgl. Williams *et al.* (2003).

²¹ Vgl. Venn und Maroudas (1977).

²² Vgl. Zilkens *et al.* (im Druck).

- JÄGER, M., R. EMAMI, F. THOREY und R. KRAUSPE (2006). „Saving implants! BMP-2 application in revision total hip surgery“, *International Journal of Biomedical Science* 2, 187–195.
- JÄGER, M., C. ZILKENS, K. ZANGER und R. KRAUSPE (2007). „Significance of nano- and micro-topography for cell-surface interactions in orthopaedic implants“, *Journal of Biomedicine and Biotechnology*, 69036.
- JÄGER, M., M. J. BEGG, J. READY, B. BITTERSÖHL, M. MILLIS, R. KRAUSPE und T. S. THORNHILL (2008a). „Primary total hip replacement in childhood, adolescence and young patients: Quality and outcome of clinical studies“, *Technology and Health Care* 16, 195–214.
- JÄGER, M., D. BLONDIN, R. REIFF, R. KRAUSPE und S. GRIPP (2008b). *Strahlentherapie-induziertes Osteonekrosierisiko beim Prostatacarcinom*. Berlin.
- JÄGER, M., F. P. TILLMANN, T. S. THORNHILL, M. MAHMOUDI, D. BLONDIN, G. R. HETZEL, C. ZILKENS und R. KRAUSPE (2008c). „Rationale for prostaglandin i2 in bone marrow oedema – from theory to application“, *Arthritis Research and Therapy* 10, R120.
- JÄGER, M., F. URSELMANN, F. WITTE, K. ZANGER, X. LI, D. C. AYERS und R. KRAUSPE (2008d). „Osteoblast differentiation onto different biometals with an endoprosthetic surface topography in vitro“, *Journal of Biomedical Material Research* 86, 61–75.
- JÄGER, M., E. M. JELINEK, K. M. WESS, A. SCHARFSTÄDT, M. JACOBSON, S. V. KEVY und R. KRAUSPE (2009a). „Bone marrow concentrate: A novel strategy for bone defect treatment“, *Current Stem Cell Research and Therapy* 4, 34–43.
- JÄGER, M., M. BEHRINGER, C. ZILKENS und R. KRAUSPE (2009b). „Clinical and roentgenological outcome of XLPE-Al₂O₃ tribological pairing in a cementless modular total hip system“, *EFORT*, 371.
- JÄGER, M., C. ZILKENS, C. N. KRAFT, S. DJALALI und R. KRAUSPE (submitted). „Screw fixation does not prevent migration of cementless press-fit cups in elderly patients“, *Journal of Bone and Joint Surgery*.
- JEROSCH, J. und W. PLITZ (2009). „Anatomische und biomechanische Grundlagen eines neuen Kurzschaftsystems (MiniHip)“, *Orthopädische Praxis*, 1.
- LESLIE, I., S. WILLIAMS, C. BROWN, G. ISAAC, Z. JIN, E. INGHAM und J. FISHER (2008). „Effect of bearing size on the long-term wear, wear debris, and ion levels of large diameter metal-on-metal hip replacements – an in vitro study“, *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 87, 163–172.
- MACHERAS, G., K. KATEROS, A. KOSTAKOS, S. KOUTSOSTATHIS, D. DANOMARAS und P. J. PAPA-GELOPOULOS (im Druck). „Eight- to ten-year clinical and radiographic outcome of a porous tantalum monoblock acetabular component“, *Journal of Arthroplasty*.
- MALCHAU, H., G. GARELLICK, T. EISLER, J. KARRHOLM und P. HERBERTS (2005). „Presidential guest address: The swedish hip registry: Increasing the sensitivity by patient outcome data“, *Clinical Orthopaedics and Related Research* 441, 19–29.
- MANTWILL, F., A. P. SCHULZ, A. FABER, D. HOLLSTEIN, M. KAMMAL, A. FAY und C. JURGENS (2005). „Robotic systems in total hip arthroplasty – is the time ripe for a new approach?“, *International Journal of Medical Robotics* 1, 8–19.
- NUNLEY, R. M., C. J. DELLAVALLE und R. L. BARRACK (2009). „Is patient selection important for hip resurfacing?“, *Clinical Orthopaedics and Related Research* 467, 56–65.
- PERKA, C., U. FISCHER, W. R. TAYLOR und G. MATZIOLIS (2004). „Developmental hip dysplasia treated with total hip arthroplasty with a straight stem and a threaded cup“, *Journal of Bone and Joint Surgery* 86-A, 312–319.
- RAMIAH, R. D., A. M. ASHMORE, E. WHITLEY und G. C. BANNISTER (2007). „Ten-year life expectancy after primary total hip replacement“, *Journal of Bone and Joint Surgery* 89, 1299–1302.

- TILLMANN, F. P., M. JÄGER, D. BLONDIN, D. SCHOOLDERMANN, A. VOICULESCU, C. SUCKER, B. GRABENSEE, R. KRAUSPE und G. R. HETZEL (2007). „Intravenous iloprost: A new therapeutic option for patients with post-transplant distal limb syndrome (ptdls)“, *American Journal of Transplantation* 7, 667–671.
- VENN, M. und A. MAROUDAS (1977). „Chemical composition and swelling of normal and osteoarthrotic femoral head cartilage. I. Chemical composition“, *Annals of Rheumatic Diseases* 36, 121–129.
- WILLIAMS, A., R. A. OPPENHEIMER, M. L. GRAY und D. BURSTEIN (2003). „Differential recovery of glycosaminoglycan after il-1-induced degradation of bovine articular cartilage depends on degree of degradation“, *Arthritis Research and Therapy* 5, R97–R105.
- XENAKIS, T. A., G. A. MACHERAS, K. S. STAFILAS, A. T. KOSTAKOS, K. BARGIOTAS und K. N. MALIZOS (im Druck). „Multicentre use of a porous tantalum monoblock acetabular component“, *International Orthopaedics*.
- ZILKENS, C., A. HOLSTEIN, B. BITTERSÖHL, M. JÄGER, T. HAMBERG, T. MAMISCH, Y. KIM und R. KRAUSPE (im Druck). „Delayed gadolinium-enhanced magnetic resonance imaging of cartilage (dgeMRIc) in the long term follow-up after perthes disease“, *Journal of Bone and Joint Surgery*.

