

Orthopäde 2004 · 33:733–751  
DOI 10.1007/s00132-004-0678-4  
© Springer-Verlag 2004

**Redaktion**

R. Graf · Stolzalpe  
D. Kohn · Homburg/Saar  
J. Löhner · Hamburg  
H.-P. Scharf · Mannheim

Die Beiträge der Rubrik „Weiterbildung · Zertifizierte Fortbildung“ sollen dem Facharzt als Repetitorium dienen und dem Wissensstand der Facharztprüfung für den Arzt in Weiterbildung entsprechen. Die Rubrik beschränkt sich auf gesicherte Aussagen zum Thema.



## Willkommen zur Zertifizierten Fortbildung bei Springer!

Das Zertifizierungsportal von Springer [cme.springer.de](http://cme.springer.de) bietet Ihnen neben der Online-Version der aktuellen Fort- und Weiterbildungsbeiträge auch die Möglichkeit, die Fragen am Ende dieses Beitrags online zu beantworten und somit wichtige Zertifizierungspunkte zu sammeln. Die Teilnahme ist kostenlos und beschränkt sich im Hinblick auf eine eindeutige Identifizierung auf Individualabonnenten der Zeitschrift.

Für diese Fortbildungseinheit erhalten Sie drei Fortbildungspunkte, wenn Sie 70% der Fragen richtig beantwortet haben bzw. Ihr Ergebnis nicht unter dem Durchschnitt aller Teilnehmer liegt. Zwei Tage nach Einsendeschluss können Sie die Auswertung und damit Ihre Teilnahmebestätigung unter [cme.springer.de](http://cme.springer.de) abrufen. Reichen Sie Ihre Teilnahmebestätigung zur Erlangung des freiwilligen Fortbildungszertifikats bei Ihrer zuständigen Ärztekammer ein.

Diese Initiative ist zertifiziert von der Landesärztekammer Hessen und der Nordrheinischen Akademie für Ärztliche Fort- und Weiterbildung und damit auch für andere Ärztekammern anerkennungsfähig.

Für Rückfragen stehen wir Ihnen jederzeit zur Verfügung:

**Springer-Verlag GmbH & Co. KG**  
**Redaktion Facharztzeitschriften**  
**CME-Helpdesk, Tiergartenstraße 17**  
**69121 Heidelberg**  
**E-Mail: [cme@springer.de](mailto:cme@springer.de)**

**[cme.springer.de](http://cme.springer.de)**

H. Effenberger<sup>1</sup> · M. Imhof<sup>2</sup> · J. Richolt<sup>1</sup> · S. Rehart<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Orthopädische Universitätsklinik und Poliklinik Friedrichsheim, Frankfurt am Main

<sup>2</sup> Rotkreuz, Schweiz

# Zementfreie Hüftpfannen

## Aktueller Stand

### Zusammenfassung

Die dauerhafte Stabilität der zementfreien Pfannenverankerung ist von Verankerungsart, Stabilisatoren, Form, Material und Oberfläche abhängig. Die unterschiedlichen Verankerungsarten manifestieren sich durch Pressfit- und Schraubpfannen. Die primäre Stabilität (Festigkeit) einzuschlagender Pressfitpfannen kommt durch die Überdimensionierung, wodurch eine äquatoriale Klemmung entsteht, zustande. Zur zusätzlichen Fixierung durch Stabilisatoren werden Schrauben, Zapfen, Ringe, Finnen, Spikes oder Hohlzylinder verwendet. Das Eindrehverhalten der Schraubpfannen wird entscheidend durch die Gewindegeometrie bestimmt. Die hemisphärische Pfannenform bedeutet wenig Knochenresektion und eine freie Wahl der Implantationsrichtung. Die konische Form gewährleistet eine große Kippstabilität. Die meisten Schalen sind aus Reintitan oder einer Titanlegierung hergestellt. Voraussetzung für die Osseointegration ist eine entsprechende Oberflächenrauigkeit, die durch Korundstrahlung und die Titanplasma-spray-Beschichtung erreicht wird. Ebenso eignen sich dazu Titankugeln, Titanetze oder Gitterkonstruktionen. Die Ergebnisse mit Pressfit- und Schraubpfannen der 2. Generation mit 10-Jahre-Überlebensraten von 93–100% sind überzeugend.

### Schlüsselwörter

Zementfreie Hüftpfannen · Implantationstechnik · Material · Form · Ergebnisse

## Current concepts of cementless acetabular cups

### Abstract

Important criteria for stable cup fixation are the type of anchor system and stabilizers, cup form and the material and surface structure. Different fixation system are manifest in pressfit and threaded cups. Pressfit implants are oversized and lead to equatorial jamming. For additional fixation, and to improve stability, screws, pegs, rings, fins, spikes or hollow cylinders are used. In threaded cups, thread geometry is decisive for the cup's performance during the screw-in process and positioning. The hemispheric shape of the cups requires less bone resection and the position of the implant can be arbitrarily selected. The conical shape guarantees high tilting stability. Most implants are made of pure titanium or a titanium-aluminum alloy. A rough surface area – produced by corundum blasting, titanium-plasma spray, titanium balls, nets or other grid designs – is essential for osseointegration. The results of second generation pressfit and threaded cups with 10 year survival rates of 93–100% are persuasive.

### Keywords

Cementless acetabular cups · Technique of implantation · Material · Shape · Results

### ► 3 Generationen von Implantaten

Die Implantate der 2. Generation haben strukturierte Oberflächen

### ► Verankerung von Pressfitpfannen

Durch den Kraft-/Reibschluss wird die primäre Stabilität erreicht

### ► Elastizität des Beckens

Die zementfreien Hüftpfannen sind insbesondere in den deutschsprachigen Ländern ein wesentlicher Faktor der Hüftendoprothetik. Pressfit- und Schraubpfannen wurden über ► **3 Generationen** zu den aktuellen Implantaten entwickelt [7].

Um Zementprobleme zu vermeiden und eine biologische Fixation zu erreichen, wurden in den 1970er Jahren zementfreie Pfannen der 1. Generation (Lindenhof, Autophor, Lord, Endler) in zunehmendem Maße implantiert. Diese Implantate hatten glatte Keramik-, Cobalt-Chrom-Molybdän- und Polyethylenoberflächen. Mit der Verwendung des Reintitans und der Titanlegierungen kamen Polyethylen (PE) und Keramik für die Schalenfertigung nicht mehr zum Einsatz.

Die Implantate der 2. Generation ab Mitte der 1980er Jahre hatten strukturierte Oberflächen. In der 3. Generation kommen Einsätze aus Metall, Keramik und Crosslinked-Polyethylen zum Einsatz.

## Fixation

Die optimale Fixation der zementfreien Pfannen im Knochen ist die Voraussetzung für eine dauerhafte Stabilität. Die wichtigsten Kriterien zur stabilen Fixierung sind

- Verankerung,
- Stabilisatoren,
- Implantatform sowie
- Material und Oberfläche.

## Verankerung

Die stabile ► **Verankerung von Pressfitpfannen** im Acetabulum stellt wegen der anatomischen Form entsprechende Anforderungen. Durch die konstruktive äquatoriale Überdimensionierung oder die Verwendung einer größeren Schale im Vergleich zur Fräsung wird durch den Kraft-/Reibschluss [32] eine äquatoriale Klemmung und die primäre Stabilität erreicht. Dafür ist auch eine große Rauheit der Oberfläche wichtig. Sie verursacht die gewünschten Reibkräfte, wobei diese in direktem Zusammenhang mit der Überdimensionierung der Schale stehen. Diese beiden Größen bestimmen im Wesentlichen den Reibungskoeffizienten der Oberfläche und dadurch die benötigte Einschlagkraft zum Überwinden der Gleitreibung.

Die Unterfräsung bzw. die Überdimensionierung nutzt die ► **elastische** Fähigkeit des Beckens, um die Pfanne zu halten. Ein exakt hemisphärisches Design mit einer Unterfräsung von 1–2 mm hat bereits ausgezeichnete Stabilität und vermeidet Komplikationen, wie unzureichenden Sitz oder Fraktur, die bei einem Unterfräsen von 3–4 mm auftreten können. Unter Belastung wird der Pressfit einer Pfanne dynamisch erhöht, wodurch das Implantat stärker umfasst wird [25].

Da die Kraftübertragung in der Kompakta des Acetabulums stattfindet, eignet sich der äquatoriale Teil der Halbkugel besonders gut zur Verankerung der Schale. Die Un-

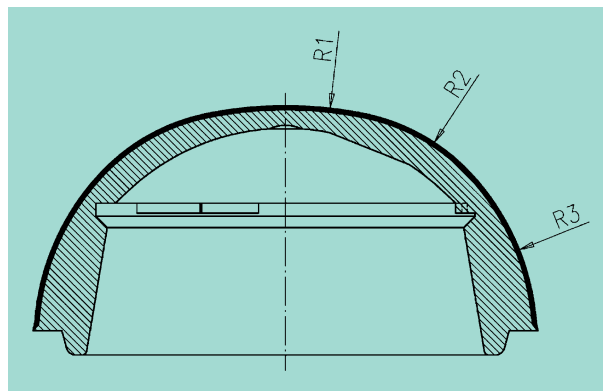


Abb. 1 ◀ **Abgeflachte Pressfitpfannenform durch unterschiedliche Radiengestaltung**

tersuchung mit Druckmessfolien zeigt, dass die Hauptübertragung der Kräfte in der Peripherie mit Konzentration der Belastung auf den iliakalen, pubischen und ischialen Pfeilern erfolgt [31].

Damit die Implantate polseitig nicht anstehen, bevor sie äquatorial verklemmen, wird die ► **Schalenhöhe**, z. B. durch unterschiedliche Gestaltung des Radius, gegenüber der Frästiefe reduziert, d. h. der Pol ist abgeflacht (■ Abb. 1).

Bei Pressfitpfannen ist der formschlüssige Kontakt am Rand eine Versiegelung gegen das Eindringen von Abrieb, welcher zu Knochenresorption und Lockerung führt. Die polseitige Lastübertragung wird durch die Abflachung reduziert, ebenso die Gefahr der Verkippung. Postoperativ stellt sich ein neues Gleichgewicht von Knochenan- und -abbau in Bezug auf das Implantat ein. Durch die Osseointegration bei Titannetzen wird die Sekundärstabilität hinsichtlich Kipp- und Rotationsstabilität wesentlich erhöht. Die äquatoriale Überdimensionierung und die Oberflächenrauheit können nur dann wirken, wenn das aufgefräste Acetabulum dem gewünschten Durchmesser entspricht. Oft wird aus Gründen der Knochenbeschaffenheit mit ungleicher Härte, aus technischen Gründen oder bei Wechseloperationen eine zu große, ovale oder unrunde Auffräsung erreicht. In diesen Fällen ergibt sich eine ungenügende Vorspannung im äquatorialen Bereich.

Die ► **Verankerungsart der Schraubpfannen** gewährleistet durch das Verankerungsprinzip eine hohe primäre Stabilität [30]. Das Eindrehverhalten und damit das Erreichen der geplanten Implantatposition werden entscheidend durch die Gewindegeometrie (■ Abb. 2) bestimmt. Die verwendeten Gewindeformen sind vielfältig. Die vielen Variablen eines Gewindes erschweren das Differenzieren der einzelnen Faktoren [7].

## Stabilisatoren

Als zusätzliches Element zur Verbesserung der Stabilität der Schalen werden ► **externe Stabilisatoren** verschiedenster Art verwendet. Bei Pressfitpfannen existiert eine Vielzahl von Lösungen, um die durch Druck, Kippung und Zug ausgelösten radialen und axialen Pfannenbewegungen zu kompensieren.

Die am häufigsten angewendete Technik zur zusätzlichen Fixierung ist das Verwenden von ► **Schrauben** (■ Abb. 3, 4). Die Voraussetzung dazu sind Bohrungen in der Schalenwand. Die meisten Primärpfannen besitzen in der Richtung der Belastungsachse 1–3 Bohrungen, damit die Schrauben nur mit Zug/Druck belastet werden, da diese bei Verkippung der Pfanne durch Instabilität und Impingement sowie dadurch auftretende Scherkräfte oft versagen. Bei Reoperationspfannen werden meistens solche Pfannen mit einer Vielzahl von Bohrungen eingesetzt, da sich die Schraubenrichtung oft nach dem noch vorhandenen Knochenmaterial richten muss. Da zentrale Polöffnungen und Bohrungen die Ausbreitung von Abrieb ermöglichen, werden bei stabilen Verhältnissen Schalen auch ohne Bohrungen verwendet.

Als Stabilisatoren werden auch ► **Hohlzylinder, Spikes, Stifte, Zapfen** (■ Abb. 5) angewendet. Diese eignen sich am besten, um die Kippstabilität zu sichern. In der Regel werden sie mittels Bohrlehre ins Acetabulum vorgebohrt oder aber, bei nur geringer Länge, direkt eingeschlagen. ► **Finnen** (■ Abb. 6) eignen sich, ebenso wie Zapfen, zur Unterstützung der Rotationsstabilität. Eine andere Form von Stabilisatoren sind äquatornahe ► **Ringe und Rippen** (■ Abb. 7) oder ► **Pyramidenstrukturen**, die indirekt ebenfalls eine Durchmesserzunahme darstellen und die Kippstabilität unterstützen. Wird auf einen Pressfit verzichtet und die „Exakt-fit-Technik“ angewendet, ist die zusätzliche Fixierung mit Nägeln (*Marburg-Pfanne*) oder Zapfen und Schrauben (*RM-Pfanne*) eventuell erforderlich. Auch das Gewinde der Schraubpfanne stellt einen Stabilisator dar und kann bei selbstschneidendem Gewinde einen Pressfit bewirken.

Das Ausmaß von Knochendefekten bei Wechseloperationen führte zu verschiedenen konstruktiven Lösungen. Bei der zementfreien Pressfitrekonstruktion werden hemisphärische Pressfitimplantate mit Bohrungen in der Schalen verankert, die ein situatives Einbringen von Befestigungsschrauben ermöglichen.

Die Hauptübertragung der Kräfte in der Peripherie erfolgt auf die iliakalen, pubischen und ischialen Pfeiler

### ► Reduzierte Schalenhöhe

Der formschlüssige Kontakt am Rand ist eine Versiegelung gegen das Eindringen von Abrieb

### ► Verankerungsart der Schraubpfannen

Das Erreichen der geplanten Implantatposition wird entscheidend durch die Gewindegeometrie bestimmt

### ► Externe Stabilisatoren

### ► Schrauben

Voraussetzung zur Verwendung von Schrauben sind Bohrungen in der Schalenwand

### ► Hohlzylinder, Spikes, Stifte, Zapfen

### ► Finnen

### ► Ringe und Rippen

### ► Pyramidenstrukturen

Position, Form und Implantationstechnik einer zusätzlichen Fixierung sowie Anzahl der Fixierungspunkte haben Einfluss auf die Stabilität (Festigkeit)

Ohne Schrauben kommt es durch Mikrobewegungen zur Selbstpositionierung der Pfanne

Bei inadäquater Primärstabilität und bei unzureichender Knochenqualität sind Schrauben indiziert

#### ► Implantatform

Die hemisphärische Pfannenform bedeutet wenig Knochenresektion und eine freie Wahl der Implantationsrichtung

- **Schraubpfannen**
- **Konuswinkel von ca. 30°**

Die konische Implantatform hat ein höheres Kippmoment als die sphärische Form

- **Implantatform für Wechseloperationen**
- **Längsovale Reoperationssysteme**

- **Implantate mit verschraubbaren Laschen**

Die Position, die Form und Implantationstechnik einer zusätzlichen Fixierung sowie die Anzahl der Fixierungspunkte haben letztendlich Einfluss auf die Stabilität und Festigkeit. Die Implantatfixation mit Schrauben wird bei In-vitro-Versuchen kontrovers diskutiert. Dabei wird auf die höhere Primärstabilität der mit Schrauben fixierten Pfannen verwiesen. Tierexperimentell zeigt sich zudem eine erhöhte Osseointegration im Schraubenbereich. Die zusätzliche Fixierung mit Schrauben führt auch zu einem größeren Widerstand gegen Mikrobewegungen als die alleinige Pfannenkomponente.

Wenn die Pressfittechnik jedoch adäquat eingesetzt wird, besteht kein zusätzlicher Nutzen von Schrauben. Kein Unterschied besteht in der initialen Stabilität zementfreier Pfannen mit Hydroxylapatit- (HA-)Beschichtung, ob diese mit oder ohne Schrauben verwendet werden.

Ohne Schrauben kommt es durch Mikrobewegungen zur Selbstpositionierung der Pfanne. Die Gelenkkraft wird dann über die Pfanne stabil durch 3 Lastenleitungs-pfade in das Darmbein, Sitzbein und Schambein geführt.

Mit Schrauben kann sich eine Drehachse, z. B. als gedachte Verbindungslinie zweier Schraubenköpfe, bilden, die eine unerwünschte Kippbewegung der Pfanne unter der Einwirkung der Gelenkkraft hervorruft, sofern sich ein wirksamer Hebelarm zur Drehachse einstellt. Schraubenfixierungen sind somit im dynamischen System der Pfannenverankerung zusätzliche Stabilisierungspunkte, um welche in ungünstigen Fällen Drehbewegungen und Kippbewegungen eintreten können. Ein Einwachsen wird dadurch verhindert. Pressfitimplantate ohne Schrauben können hier Vorteile haben. Bei inadäquater Primärstabilität und bei unzureichender Knochenqualität sind Schrauben indiziert.

### Implantatform

Die unterschiedlichen Acetabula [8] müssen mit den verfügbaren Implantaten versorgt werden können. Dabei sind auch die verschiedenen Knochenqualitäten zu berücksichtigen. Periphere und zentrale Arthroseformen mit unterschiedlicher Ausprägung erfordern ein differenziertes operatives Vorgehen. Die Existenz der hemisphärischen **► Implantatform** (Abb. 8, 9) beruht auf der Tatsache, dass ein Acetabulum annähernd dieser Form entspricht. Dies bedeutet wenig Knochenresektion und eine nach dem Auffräsen freie Wahl der Implantationsrichtung. Da zur Stabilisierung eine nichthemisphärische Form vorteilhafter ist, führte dies zu asphärischen, elliptischen, parabolischen oder konischen Formen (Abb. 8, 9).

Bei den **► Schraubpfannen** (Abb. 9) dominierte bisher die konische Form. Sie weisen außen meistens einen **► Konuswinkel von ca. 30°** auf. Die Entwicklungsperioden der Pfannen zeigen durch die Polabflachung bzw. die Modifikationen der konischen Form (Abb. 9c–g) eine zunehmende Anpassung an die anatomischen Verhältnisse [7, 8].

Die Kippversuche mit Schraubpfannen zeigen, dass die konische Implantatform durch ihre Geometrie ein höheres Kippmoment als die sphärische Form hat [29]. Vergleichsweise werden diese hohen Kippmomente bei analogen Versuchen mit Pressfitpfannen nicht erreicht.

Die **► Implantatform für Wechseloperationen** entspricht entweder denen bei Erstoperationen, oder die Form kompensiert die Defekte. Für Acetabula mit kraniokaudalen Defekten sind **► längsovale Reoperationssysteme** verfügbar (Abb. 10). Diese zusätzlich mit Schrauben fixierten Implantate erlauben z. T. durch unterschiedliche Einsätze eine Optimierung des Rotationszentrums [23]. Die bei Erstimplantation eingesetzten Schraubpfannen werden bei ausreichender Knochensubstanz und entsprechendem „containment“ auch bei Revisionen verwendet. Als Revisionsimplantat hat sich als Lösung, analog zu Pressfitpfannen, das Anbringen einer Vielzahl von Bohrungen in der Schale ergeben (Abb. 11).

Nach Defektauffüllung und zum Überbrücken von Randdefekten sowie medialen Wanddefekten werden je nach Knochenzustand **► Implantate mit verschraubbaren Laschen** (Abb. 12, [26]) und kaudalen Haken (Hakenshale nach Ganz) eingesetzt. Diese werden zwischen der Tränenfigur und den oberen Pfannenanteilen verspannt. Der Haken dient hier auch als Orientierungshilfe zur Rekonstruktion des Rotationszentrums.

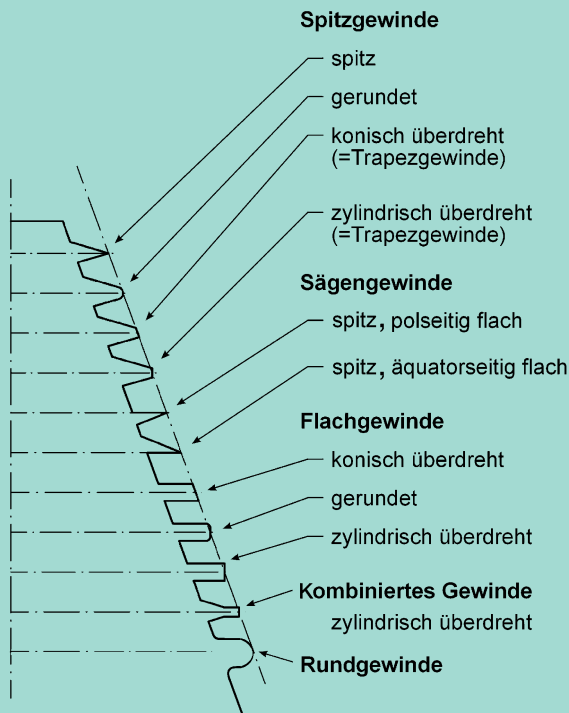


Abb. 2 ▲ Gewindegeometrie

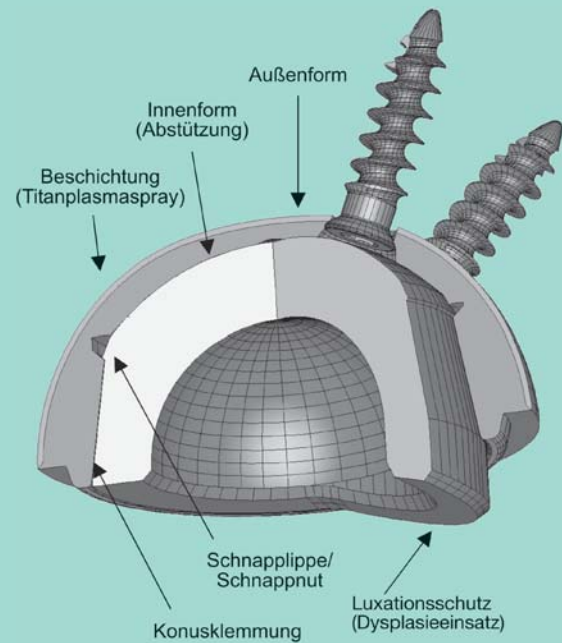


Abb. 3 ▲ Pressfitpfanne mit optionaler Schraubenfixierung

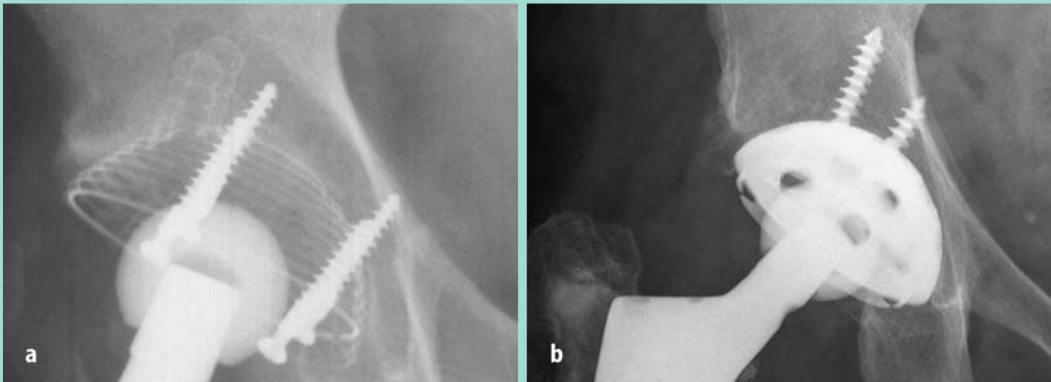


Abb. 4 ◀ Schraubenfixierte RM- (a) und Harris-Galante-II- (b) Pressfitpfannen

Antiprotrusionsschalen werden im Ileum mittels Schrauben und im Ischium mit einer Lasche fixiert [3]. Für die Fixation der Polyethylenpfannen in diesen Schalen ist jedoch Knochenzement erforderlich. Die zementfreie Versorgung großer Defekte erfordert modulare Systeme, bei denen Schraubenzahl und Pfanneneingangsebene individuell eingestellt werden können (▣ Abb. 13). Spezielle Implantate mit zentralem Zapfen (Sockelpfanne, McMinn-Pfanne) werden im dorsalen Beckenknochen axial verankert [28]. Prothesen, die tragfähige Anteile des Ileums als Widerlager (Sattelprothese) benötigen, sind besonderen Fällen vorbehalten. Sonderanfertigungen sind zum Überbrücken von großen Defekten des Beckens, z. B. in der Tumorchirurgie, notwendig.

### Modularität, Material und Oberfläche

Die Pfannen werden bei ► **modularen Systemen** funktionell in Schale und Einsatz getrennt (▣ Abb. 14). Die Keramik-, Metall- und PE-Einsätze werden durch Konusklemmung bzw. Schnapplippen (▣ Abb. 3, 14b), Ringe, etc. fixiert. Bei der Direktveranke-

Die zementfreie Versorgung großer Defekte erfordert modulare Systeme, bei denen Schraubenzahl und Pfanneneingangsebene individuell eingestellt werden können

### ► Modulare Systeme

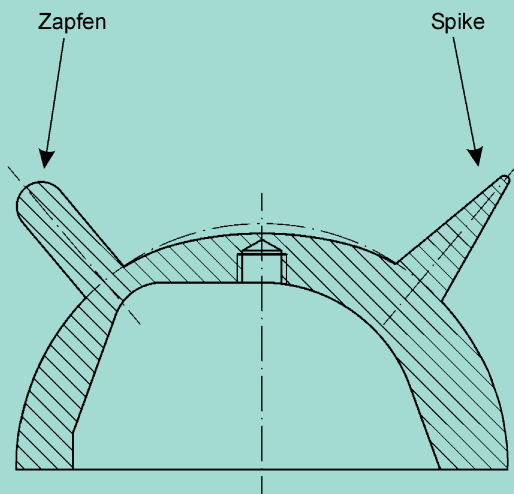


Abb. 5 ▲ Spike und Zapfen als Kippstabilisatoren

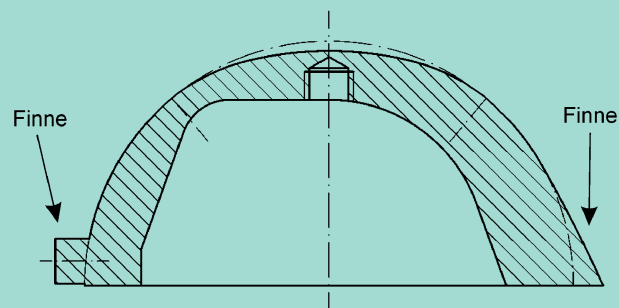


Abb. 6 ▲ Finnen als Rotationsstabilisatoren

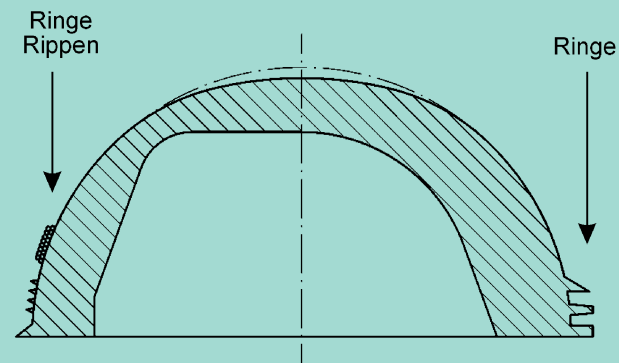


Abb. 7 ▲ Ringe und Rippen als Kippstabilisatoren

- ▶ **Material: Titan**
- ▶ **Material: Titanlegierung**

Voraussetzung für die sekundäre Stabilisierung ist die Rauheit der Oberfläche

- ▶ **Mittenrauheit korundgestrahlter Implantate  $R_a$ : 4–8  $\mu\text{m}$**

- ▶ **Porosität: 40–85%**

- ▶ **Beschichtung mit Hydroxylapatit**

rung (■ Abb. 14c, e) haben die Keramik- und Metalleinsätze unmittelbaren Kontakt, bei den Sandwichkonstruktionen (■ Abb. 14b, f) sind die Einsätze in Polyethylen gefasst. Bei Monoblockpfannen (■ Abb. 15) sind Schale und Einsatz fest miteinander verbunden und vormontiert. Monolithische Pfannen werden aus nur einem Werkstoff gefertigt.

Die meisten Schalen sind aus Reintitan-Stangen ▶ **Material** hergestellt, einige Schalen werden aus der vor allem für den Stiel verwendeten ▶ **Titanlegierung** Ti 6Al 4V gefertigt.

Die Rauheit der Oberfläche ist insbesondere für die sekundäre Stabilisierung durch die Osseointegration mit direktem Zellverbund zur Implantatoberfläche von Bedeutung. Viele Implantatoberflächen sind korundgestrahlt (■ Abb. 9b–g). Die dadurch erreichte Rauigkeit (▶ **Mittenrauheit**  $R_a$ ) ist durchschnittlich 4–8  $\mu\text{m}$ . HA-Beschichtungen ändern die Oberflächenrauigkeit nur geringfügig (■ Abb. 9a, 11a). Eine rauere Oberfläche wird durch die Titanplasmaspray-Beschichtung erreicht (■ Abb. 8d). Ebenso können Titannetze (■ Abb. 8a, c), Titankugeln (■ Abb. 8f) oder Trabekelstrukturen (■ 8e) aufgesintert, gegossen oder mechanisch befestigt werden.

Die Porengröße reicht von ca. 100  $\mu\text{m}$  bis ca. 1,5 mm, die ▶ **Porosität** von ca. 40–85%. Um die Implantat-Knochen-Verbindung zu stimulieren, werden auf die Schalen zusätzlich bioaktive Substanzen aufgebracht.

Die ▶ **Beschichtung mit Hydroxylapatit** (■ Abb. 9a, 11a) kann die Fixation mit Verstärkung des Wachstums zur Überbrückung von Spalten verbessern. HA-beschichtete Pfannen erreichen frühzeitig die Festigkeit von schraubenfixierten Pfannen. Die Stabilität der Pfannen wird durch HA insgesamt erhöht, die Säume vermindert. Das verstärkte Knocheneinwachsverhalten bestätigt die Eigenschaften von HA. Der eigentliche Effekt von Hydroxylapatit scheint in der Spaltbildungsheilung und im Versiegeln des Interface zu liegen, wodurch sich Abrieb nicht ausbreiten kann.

Die im Plasmasprayverfahren aufgebraute HA-Schicht hat eine Dicke bis ca. 200  $\mu\text{m}$ , eine geringere Löslichkeit und eine höhere Kristallinität. Demgegenüber haben elektrochemische Verfahren eine Schichtdicke von ca. 20  $\mu\text{m}$ , eine größere Löslichkeit, eine geringere Kristallinität und eine Resorption innerhalb von wenigen Wochen.

## Stabilität

Die stabile Verankerung (Primärstabilität, Festigkeit) und der Knochenkontakt sind die Voraussetzungen für die Osseointegration. Dazu dürfen die Relativbewegungen an der Implantat-Knochen-Grenze ein bestimmtes Maß nicht überschreiten. Implantatbewegungen können durch die chirurgische Technik und den Setzeffekt, der von der Knochenqualität abhängt, entstehen.

Das Ziel aller Systeme ist eine dichte, formschlüssige und stabile Fixation von Knochen und Schale. Diese bewahrt vor Mikrobewegungen und es kommt zum An- bzw. Einwachsen von Knochen. Mikrobewegungen fördern den Abrieb an den Kontaktstellen von Knochen und Polyethylen. ► **Relativbewegungen** von mehr als 40–150 µm führen zur Bildung einer Bindegewebszwischenschicht und verhindern die Osseointegration [19].

Aufgrund der Tierversuche ist davon auszugehen, dass zunehmende Distanzen zwischen poröser Implantatoberfläche und Knochenlager den Verlauf der Defektheilung verzögern und bei entsprechender Spaltbreite ein Knocheneinwachsen verhindern. Dagegen zeigen klinisch-radiologische Verlaufsserien von konischen Schraubpfannen, dass ► **Spaltbildungen** von mehreren Millimetern keinen unerwünschten Einfluss haben. In der kranialen Zone kommt es zur vollständigen Osseointegration, in der polseitigen Zone können Spalträume bestehen bleiben. Das Entstehen von Spalten zwischen Implantat und umgebendem Knochen muss deshalb durch die Implantatgestaltung [7], durch das Implantationsinstrumentarium und eine präzise Operationstechnik minimiert werden.

Die mikroporöse Oberfläche von unregelmäßig (■ **Abb. 8a**) und geordnet angebrachten (■ **Abb. 8c**) Titangittern mit einer Porengröße von 200–1000 µm ermöglicht das Einwachsen von Knochengewebe und damit die langfristige Sekundärverankerung. Durch den engen Verbund ist das Auftreten von Zysten bzw. Osteolysen auch nach 10 Jahren nur gering [17].

Für die ► **Inklination der Pfanne** werden Winkel von 30–55° und eine Anteversion von 0–30° angegeben [1]. Eine größere Inklination der Pfanne ist zu vermeiden, zumal ein erhöhtes Luxationsrisiko [21] besteht und vermehrt Abrieb produziert wird. Eine optimale Pfannenposition in einem sicheren Bereich kann durch die Pfannennavigation erreicht werden.

## Komplikationen

Probleme mit zementfreien Pfannen ergeben sich außer den implantatunabhängigen Komplikationen auch durch

- unzureichende Primärstabilität und unvollständigen Knochenkontakt,
- freie Gewindegänge und überstehende Implantate,
- Pfannenbodenperforation und Acetabulumfrakturen,
- Gefäß-, Nervenverletzungen,
- Einsatzluxationen,
- Implantat- und Einsatzbrüche,
- Abrieb und Osteolysen sowie
- Implantatlockerung.

Hemisphärische Implantate, die ohne konstruktive oder operative Überdimensionierung bzw. ohne zusätzliche Stabilisierung eingebracht werden und eine zu geringe Oberflächenrauigkeit haben, können durch unzureichende Primärfixation ein ► **frühzeitiges Implantatversagen** bedingen. Bei mangelhaftem Design und unzureichender Fixation können auch HA-beschichtete Implantate versagen. Ein Überdrehen des Gewindes bei der Schraubpfannenverankerung kann zur Zerstörung bzw. zum Versagen des Knochlagers führen und eine Implantatlockerung verursachen.

Bedingt durch das Implantatdesign oder die Überdimensionierung können Implantate nicht entsprechend positioniert werden, sodass daraus ein ► **unvollständiger Kno-**

Stabile Verankerung und Knochenkontakt sind Voraussetzungen für die Osseointegration

► **Relativbewegungen an der Implantat-Knochen-Grenze**

► **Spaltbildungen**

► **Inklination der Pfanne**

► **Frühzeitiges Implantatversagen**

► **Unvollständiger Knochenkontakt**

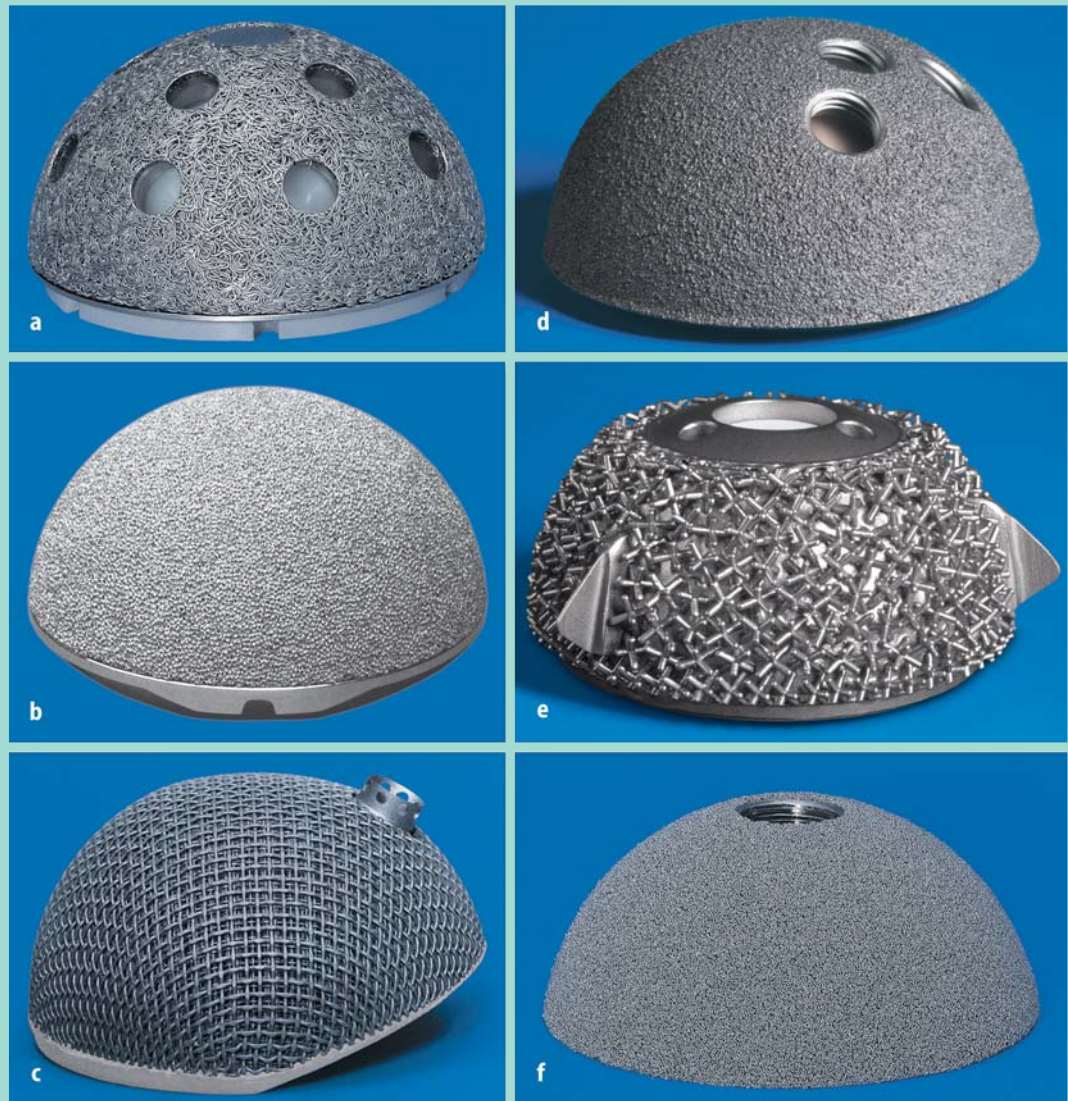


Abb. 8 ▲ Pressfitpfannenformen. Hemisphärisch (a Trilogy, b TMT), hemisphärisch-abgeflacht, (c Morscher-Press-Fit-Cup, d MPF), hemisphärisch, polseitig flach (e CL Metallsockel Kapuziner), elliptisch (f Duraloc)

- ▶ Impingement
- ▶ Perforation des Pfannenbodens
- ▶ Acetabulumfrakturen

**chenkontakt** resultiert. Dazu kommt es auch bei Schraubpfannen mit ungeeigneter Gewindeform und sklerosiertem Knochen.

Durch Fehlpositionierungen oder ein frühzeitiges Verkleben können freie Gewindegänge auftreten, die ebenso wie ein überstehendes Implantat ein **▶ Impingement** bedingen.

Konische Implantate können formbedingt eine **▶ Perforation des Pfannenbodens** verursachen. Durch zu große Überdimensionierung der Pfannen kommt es zu **▶ Acetabulumfrakturen**, die auch beim Einschlagen oder Einschrauben der Schale auftreten können.



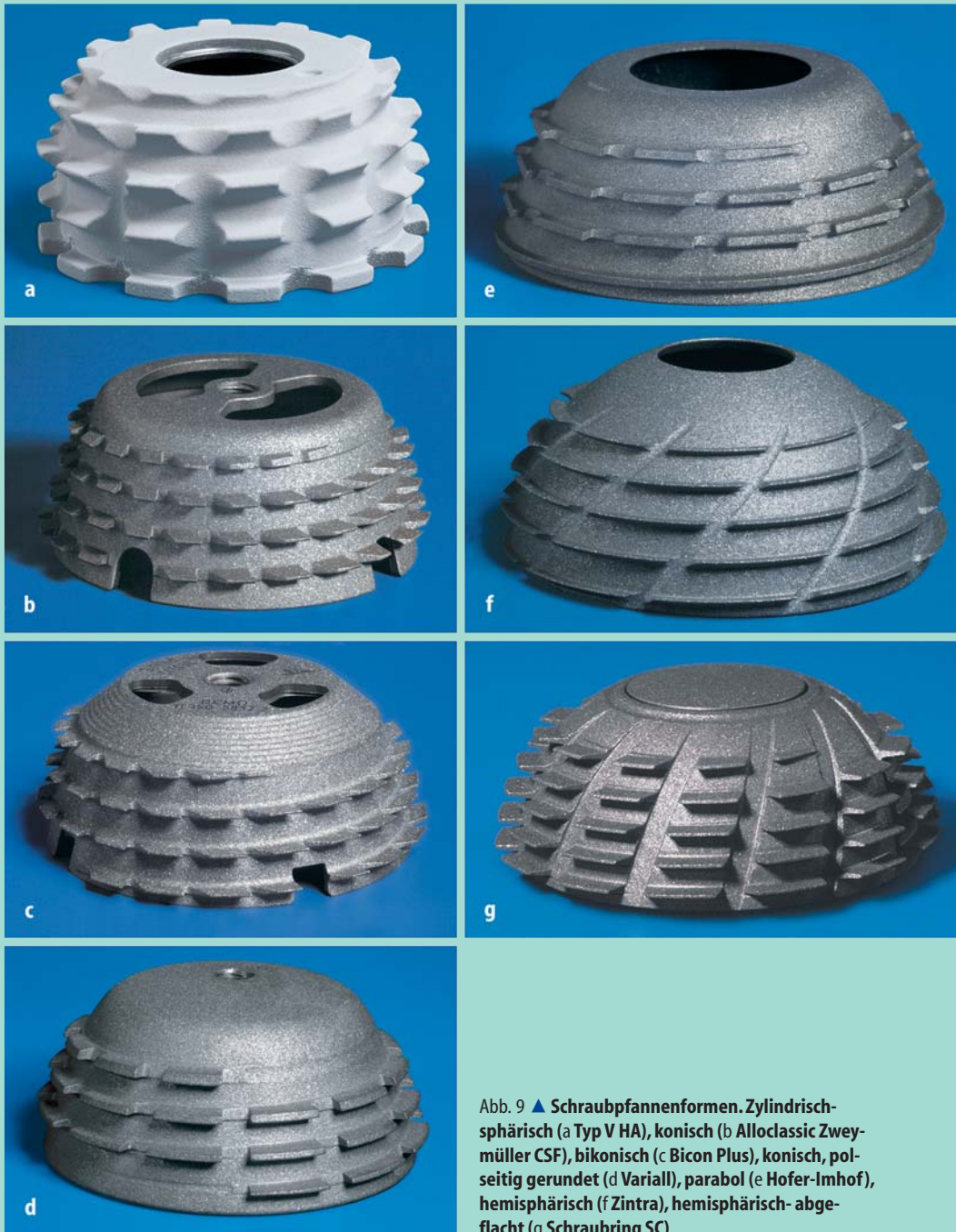


Abb. 9 ▲ Schraubpfannenformen. Zylindrisch-sphärisch (a Typ V HA), konisch (b Alloclassic Zweymüller CSF), bikonisch (c Bicon Plus), konisch, polseitig gerundet (d Variall), parabol (e Hofer-Imhof), hemisphärisch (f Zintra), hemisphärisch-abgeflacht (g Schraubring SC)

Bedingt durch die anatomischen Verhältnisse können bei Verwendung von Schrauben ► **Gefäß- und Nervenverletzungen** auftreten. Die Gewinde der Schraubpfannen stellen ebenso eine Gefahr für diese Strukturen dar [26].

Eine Rotation von Polyethyleninsätzen kann ► **Osteolysen** auslösen. Durch den Bruch des Fixierungsrings sowie einen unzureichenden Fixationsmechanismus des Einsatzes kommt es zur ► **Lockerung des Polyethyleninsatzes** mit Trennung von Schale und Einsatz. Einsatzluxationen machten Designänderungen notwendig. Damit kommt der konischen Inlayfixierung und der Verankerung über Schnapplippen (■ Abb. 3, 14b), wodurch eine stabile Fixation des Einsatzes erreicht und die Ausbreitung von Polyethylenabrieb unterbunden werden kann, besondere Bedeutung zu.

- **Gefäß- und Nervenverletzungen**
- **Osteolysen**
- **Lockerung des Polyethyleninsatzes**



Abb. 10 ◀ Längsovale Revisionspfannen (a Bofor, b CL Metallsockel kranial aufgesockelt)



Abb. 11 ◀ Schraubpfannen mit optionaler Schraubfixierung (a Trident Arc2f, b konische Schraubpfanne nach Wagner)



Abb. 12 ▲ Pfanne mit kranialer Lasche (SL II)



Abb. 13 ▲ Modulare Revisionspfanne (MRS)

### ► Vermehrter Abrieb

Dem Vorteil der Modularität von Schale und Einsatz steht das Problem eines neuen Interface gegenüber, wodurch Relativbewegungen, Abrieb, Kaltfluss und Deformationen auftreten können. Durch einen unzureichenden Verankerungsmechanismus entsteht ► **vermehrter Abrieb**, der durch Mikrobewegungen und die Oberflächenbearbeitung bedingt ist. Der Forderung nach glatten Kontaktflächen zur Vermeidung von Abrieb steht die Realität korundgestrahlter Innenflächen zur Stabilitätsverbesserung und Rotationshemmung gegenüber. Bohrungen können der Ausbreitungsweg für den Abrieb sein. Dieser kann auch durch den direkten Kontakt von Einsatz und Schrauben verursacht werden. Probleme mit Schrauben und Bohrungen haben zu Pfannen ohne Bohrungen, Zapfen oder Gewinden geführt [25].

Da die Verformung bei dünnwandigen Implantaten exponentiell zunimmt, besteht bei solchen Implantaten und speziellen Konstruktionen, die ein dynamisches Verhal-

ten des Implantates erzielen wollen, ein erhöhtes Risiko eines ► **Implantatbruches**. Begünstigend wirkt dabei die fehlende Knochenunterstützung. Die unzureichende Handhabung von Keramikeinsätzen kann Einsatzschäden verursachen. Traumen können ► **Keramikeinsatzbrüche** zur Folge haben.

Bei kleinen Schraubpfannengrößen besteht eine Korrelation hinsichtlich häufigerer Pfannenwechsel [9]. Die auch bei kleinen Pressfitpfannen auftretenden Revisionen ist durch die größere Verformbarkeit der Konstruktion bei geringerer Wandstärke bedingt, sodass die Indikation für kleine Pfannen gering gehalten werden sollte [17].

► **Aseptische Pfannenlockerungen** verlaufen häufig über eine lange Zeit asymptomatisch. Bestehen bereits gluteale Schmerzen, zeigt das radiologische Bild oftmals bereits ausgedehnte ► **Osteolysen** (■ **Abb. 16**). Regelmäßige radiologische und klinische Untersuchungen können größere knöcherne Defekte vermeiden. Bei diesen Defekten ist die Rekonstruktion aufwendig und mit mehr Operationsrisiken und Funktionseinschränkungen für den Patienten verbunden.

Indikationen für einen Pfannenwechsel sind durch die aseptische Lockerung, die Fehlpositionierung der Pfanne mit Impingement- und Luxationsfolgen, ein Implantatversagen und septische Komplikationen gegeben. Zu einer aseptischen Lockerung kommt es durch ungenügende Primärfixation, Materialabrieb und unzureichendes Einwachsverhalten. Eine unzureichende Inlayfixation sowie der Implantatbruch bedingen ein direktes Implantatversagen.

## Wechselstrategien

Das Ziel der Pfannenrevision ist es, die knöchernen Defekte wieder aufzubauen und die anatomischen Verhältnisse des Hüftgelenkes wiederherzustellen, um eine möglichst anatomische, stabile und belastbare Rekonstruktion des Pfannenlagers zu erhalten.

Die Rekonstruktionsprinzipien sind Pressfitverankerung oder die „überbrückende Fixation“ [10]. Dabei werden die Wiederherstellung eines tragfähigen Pfannenlagers und die möglichst ► **anatomische Platzierung des Rotationszentrums** angestrebt. Die Beinlänge und der Offset [8] sollten angepasst werden. Das Ausmaß eines „high hip centers“ muss so gering wie möglich gehalten werden. Eine Lateralisation des Rotationszentrums sollte vermieden und das „containment“ wieder tragfähig hergestellt werden. Dabei sind eine ausreichende Pfannenaufgabe und eine genügende Pfannenüberdachung im originären Knochen anzustreben.

Bei der Rekonstruktion werden ► **kavitäre Defekte** als „contained“ angesehen. Bei den Defekten mit tragfähigem Pfannenrand ist die Verwendung einer Pressfitpfanne möglich. Für die Pressfitverankerung muss in Revisionssituationen noch ausreichend autologer Knochen vorhanden sein. Meist liegt jedoch ein inhomogenes Knochenlager vor.

Bei reinen kavitären Defekten kann meistens eine zementfreie Pressfitpfanne verwendet werden. Bei der einfachsten Methode wird das lockere Primärimplantat durch einen größeren oder ähnlichen Pfannentyp ersetzt.

Große Defekte machen die Verwendung von „jumbo cups“ notwendig. Längsovale Defekte werden durch Implantate mit einer ebensolchen Form versorgt.

► **Segmentale Defekte** werden als „nicht contained“ angesehen. Bei diesen Defekten sind zusätzliche Maßnahmen mit Schrauben, Pfannendachschalen, Spezialpfannen, Allograft, überbrückende Implantate, Netze in Kombination mit „impaction grafting“, abstützende und stabilisierende Maßnahmen erforderlich, um eine genügende Primärstabilität des Pfannenimplantates zu gewährleisten. Die tragende Funktion muss von den Implantaten übernommen werden. Diese schützen die eingebrachte Spongiosa auch vor der direkten Belastung und damit vor dem Zusammensintern und einer Resorption mit konsekutiver Implantatlockerung. Gemahlene Spongiosa, aber auch kortikospongiöse Späne, sind allein nicht tragfähig und sollten nur als Füllmaterial von kavitären Defekten verwendet werden.

### ► Implantatbruch

### ► Keramikeinsatzbrüche

### ► Aseptische Pfannenlockerungen

### ► Osteolysen

Indikationen für einen Pfannenwechsel sind aseptische Lockerung, Fehlpositionierung der Pfanne mit Impingement- und Luxationsfolgen, Implantatversagen und septische Komplikationen

Rekonstruktionsprinzipien sind die Pressfitverankerung oder die „überbrückende Fixation“

### ► Anatomische Platzierung des Rotationszentrums

### ► Kavitäre Defekte

### ► Segmentale Defekte

Tabelle 1

**Modulare Pressfitpfannen**

Prothesentyp	Autor	Jahr	FU/Operationen (Erstoperation/ Wechsel)	Alter (Jahre)	FU (Jahre)	Revisions- rate	ÜLR	Bemerkungen
Harris-Galante I	Clohisy [4]	1999	196/237 E	59	10	4%	96%	8 Pfannenwechsel (3 Brüche des Verankerungshakens, 2 Osteolysen, 3 Stielwechsel)
Harris-Galante I	Böhm [3]	1999	38 W	61	4,5	18,4%	73% 69%	Aseptische Lockerung, worst case 8 Jahre
AML	Engl [11]	1997	174/223 E	55	11	7%	92%	10 (5%) Pfannenwechsel wegen Polyethylenabriebes
Omnifit	Hellmann [16]	1999	76 E	45	10	1,3%		1 aseptischer Wechsel, 3 Osteolysen
Duraloc100/200	Kim [20]	2002	140 E	39,9	7,8	2%		2 Wechsel (1 Infekt, 1 Luxation)
Osteoloc	Spicer [30]	2001	158/199 E	62,5	7,6	–		2 Einsatzwechsel, 2 Osteolysen
Plasmacup	Badhe [2]	2002	153 E	70,8	6,8	2,6%	97,3%	66 HA, 87 non-HA

Tabelle 2

**Monoblock Pressfitpfannen**

Prothesentyp	Autor	Jahr	FU/Operationen (Erstoperation/ Wechsel)	Alter (Jahre)	FU (Jahre)	Revisions- rate	ÜLR	Bemerkungen
Marburg	Hinrichs [17]	2001	159/259 E	62	10,3	5,7%	92,8%	13 (4,6%) aseptische, 3 (1,1%) septische Wechsel
Morscher Press-Fit cup	Elke [10]	2003	123/171 W		7,4	–		26% Migration

Tabelle 3

**Schraubpfannen**

Prothesentyp	Autor	Jahr	FU/Operationen (Erstoperation/ Wechsel)	Alter (Jahre)	FU (Jahre)	Revisions- rate	ÜLR	Bemerkungen
Zweymüller	Garcia-Cimbrelo [14]	2003	104 E	62,3	11,3	3%	94,1%	3 Revisionen (3 aseptische, 1 septische Lockerung) Dysplasien
	Grübl [15]	2002	122/208 E	61	10,5	4,35%	93%	
	Perka [27]	2004	121 E	52,6	9,3		97,5%	
	Effenberger [9]	2004	172/220 E	66	9,2	3,1%	95% 89,7%	
	Dominkus [6]	1998	58 W	66	8,2	–		
	Delaunay [5]	2001	155/200 E	65,9	6	0,5%	99%	
Trident Arc2f	Epinette [12]	2003	304/418 E	65,4	10	0,48%	99%	4 Revisionen insgesamt (2 aseptische Lockerungen, 1 Infekt, 1 Fraktur)
Bicon	Korovessis [22]	2001	35 E	44,5	5,2	–		Dysplasien
Typ V Bad Bramstedt	Fink [13]	2004	59/110 E	55/71/58 (RA/OA/DY)	4,6	1,8%	97,9%	5 Jahre

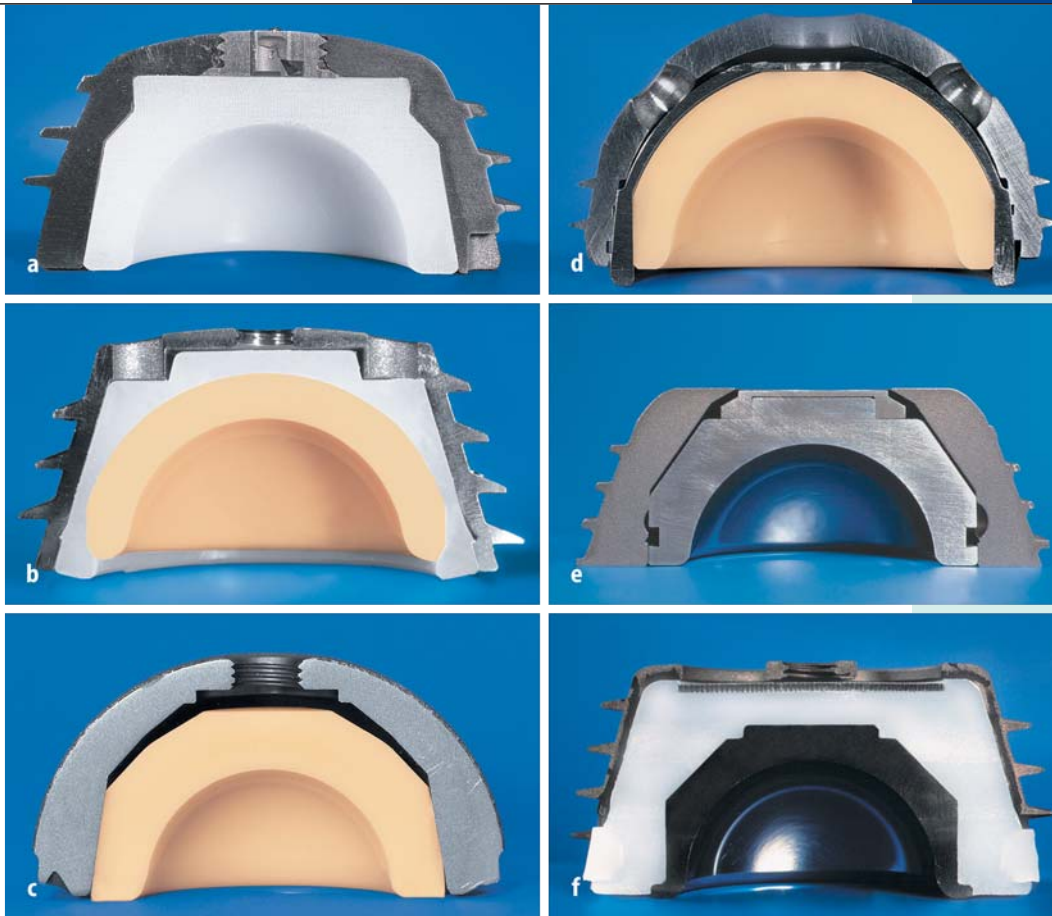


Abb. 14 ◀ **Modulare Einsatzkonstruktionen Vollpolyethylen (a Variall), Sandwich-Keramik (b Biomet-Merck), Vollkeramik (c Plasmacup), Keramik-Metall-Sandwich (d Trident Arc2f), Vollmetall (e Hofer-Imhof), Sandwich-Metall (f Alloclassic CSF Zweymüller)**

► **Strukturelle Allografts** müssen mit entsprechend verankerbaren, stützenden und schützenden Pfannenimplantaten kombiniert werden.

Nach der Pfannenrekonstruktion kann es zu Setzungsprozessen kommen. Ein ► **Nachsetzen des Implantates (Settling)** ist bei Revisionseingriffen mit aufgefüllten kavitären Defekten und ungleichmäßig verteilter kortikaler Abstützung praktisch unvermeidbar. Damit Allograft oder Spongiosa dauerhaft unter Kompression gehalten wird, ohne dass es zum Auftreten von Kippmomenten kommt, sollte ein Nachsetzen möglich sein.

### Ergebnisse mit Pressfitpfannen

Die Ergebnisse mit ► **modularen Pressfitpfannen** der 2. Generation (▣ Abb. 17) sind insbesondere bei Erstoperationen überzeugend. Auch die Erfolge mit Hydroxylapatit beschichteten Pressfitpfannen sind belegt (▣ Tabelle 1).

Zementfreie ► **Monoblockpfannen** haben sich wegen niedriger Revisionsraten sowohl bei Erst- als auch Wechseloperationen langfristig bewährt ([10, 17, 25], ▣ Abb. 18, ▣ Tabelle 2) und zeigen zudem wenig radiologische Lockerungszeichen. Um die Probleme bei modularen Systemen auszuschalten und den Knochen-Implantat-Verbund noch weiter zu verbessern, werden Monoblockpfannen aus Tantal implantiert.

Die Ergebnisse mit ► **längsovalen Pfannen** ([23], ▣ Abb. 19) in der Revisionschirurgie zeigen bereits zufrieden stellende mittelfristige Ergebnisse, langfristige Ergebnisse stehen noch aus.

Mit Pressfitpfannen scheinen sich bei ► **Pfannendachplastiken**, die längerfristig höhere Revisionsraten haben, günstigerer Ergebnisse als mit zementierten Pfannen abzuzeichnen.

### ► Strukturelle Allografts

### ► Nachsetzen des Implantates (Settling)

### ► Modulare Pressfitpfannen

### ► Monoblockpfannen

### ► Längsovale Pfannen

### ► Pfannendachplastiken



Abb. 15 ▶ **Monoblockpfannen** (a Marburg, b TMT, c Morscher Press-Fit Cup)

- ▶ **Pfannendachschalen, Laschenschalen**
- ▶ **Impaction-grafting-Technik**
  
- ▶ **Große strukturelle Allografts**

Mit schraubenlosen Pfannenrekonstruktionen können gute klinische Resultate erreicht werden. Die Voraussetzung für den Erfolg dieser Methode ist eine stabile Dreipunktauflage auf solidem, vitalem Knochen mit peripherem Pressfit [10].

Mit ▶ **Pfannendachschalen, Laschenschalen** oder modularen Revisionspfannen werden gute mittel- und langfristige Resultate erzielt ([26], ▶ **Abb. 20**).

Mit der von frisch gefrorenem, gemahlenem Knochen abhängigen ▶ **Impaction-grafting-Technik** wurden im Tierexperiment gute knöcherne Einwachsungen erreicht. Die klinischen Resultate scheinen dies zu bestätigen.

Wird das Rotationszentrum um weniger als 2 cm nach kranial verlagert und darauf geachtet, dass keine Lateralisation auftritt, ergibt dies gute klinische Resultate.

▶ **Große strukturelle Allografts** zeigten kurzfristig zufrieden stellende Ergebnisse, mittelfristig werden aber hohe Versagerraten bei direkter Belastung beschrieben. Die Einwachstiefe in große Allografts beträgt histologisch nur wenige Millimeter. 50% der tragenden Oberfläche von autologem Beckenknochen sollten vorhanden sein, um das Allograftversagen zu verhindern. Tragende Allografts sollten durch Pfannendachimplantate geschützt werden.



Abb. 16 ▲ **Ausgedehnte Acetabulumosteolyse und zentrale Acetabulumfraktur bei Polyethylenabrieb nach 12 Jahren**

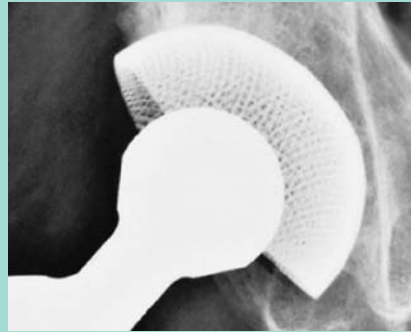


Abb. 18 ▲ **Monoblock-Pressfitpfanne (a Morscher Press-Fit Cup)**

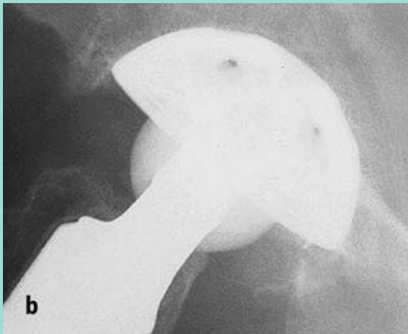


Abb. 17 ◀ **Modulare Pressfitpfannen (a Harris-Galante I, b Duraloc, c Plasmacup, d Balgrist)**

## Ergebnisse mit Schraubpfannen

Die Ergebnisse mit Schraubpfannen der 1. Generation prägen noch immer die Vorstellung von diesen Pfannen. Demgegenüber haben Implantate der 2. Generation bei Erstoperationen nach 10 Jahren Überlebensraten von 93–99% (■ Abb. 21, ■ Tabelle 2).

Implantate mit gleichem Prothesendesign und der Verwendung von Titan anstelle von Cobalt-Chrom-Molybdän sowie bearbeiteter Oberfläche bzw. mit Abdeckung freiliegender Polyethylenflächen konnten hinsichtlich Lockerung bzw. Revisionsrate entscheidende Verbesserungen erzielen.

Die Ergebnisse mit HA beschichteten Schraubpfannen belegen sowohl die Effektivität der Schraubpfanne als auch die der Beschichtung [12]. Nach 10 Jahren entsprechen diese Ergebnisse denen der zementierten Pfannen, sofern Keramikgelenkköpfe dazu verwendet werden.

Während in 2D-FE-Analysen bei Schraubpfannen der 1. Generation die hohe Stressbelastung an den Gewindengängen noch als Ursache für Implantatlockerungen angesehen wurde, zeigen hohe lokale Druckspannungen bei Implantaten der 2. Generation die Stimulation der Knochenneubildung mit gerichteten trabekulären Strukturen. Dies geschieht

Implantate der 2. Generation bei Erstoperationen haben nach 10 Jahren Überlebensraten von 93–99%

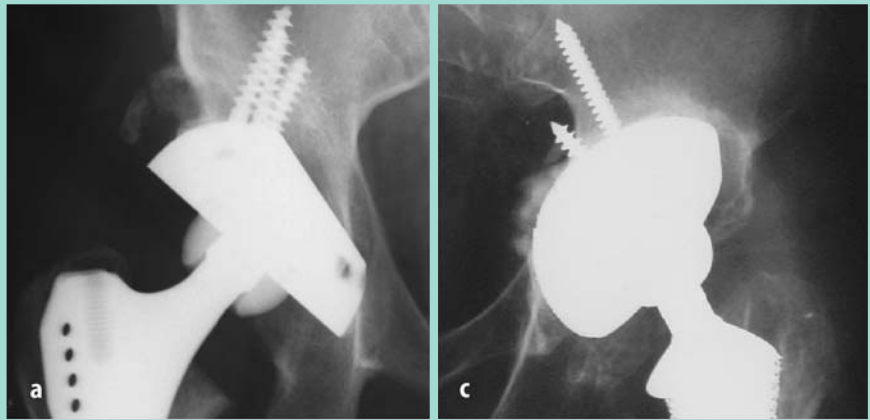


Abb. 19 ▲ Pressfitrevisionspfannen. a Bofor, b LOR, c CL-Metalsocket kranial aufgesetzt (Kranialpfanne)

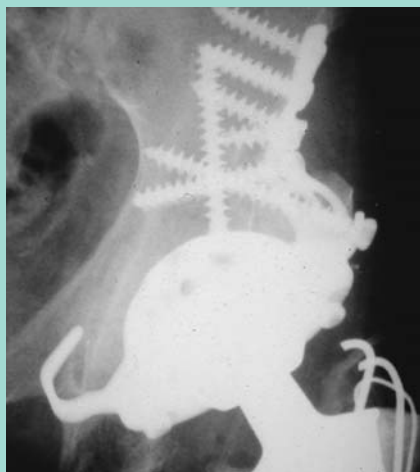


Abb. 20 ◀ Modulare Revisionspfanne (MRS)

Bei Wechseloperationen erreichen Schraubpfannen nahezu die bei Erstoperationen erzielten Ergebnisse

► **Dysplasiekoxarthrose**

► **Rheumatoide Arthritis**

bei konischen Implantaten insbesondere an der kranialen Polkrümmung. Bei sphärischen Implantaten verteilt sich die Druckbelastung gleichmäßig in der kranialen Schalenhälfte.

Bei Wechseloperationen erreichen Schraubpfannen nahezu die bei Erstoperationen erzielten Ergebnisse.

Schraubpfannen, die bei ► **Dysplasiekoxarthrosen** ohne Pfannendachplastik eingesetzt werden (■ **Abb. 22**), zeigen mittelfristig keine frühzeitigen Lockerungen oder nur geringe Revisionsraten [28]. Andere Autoren perforieren bewusst den Pfannenboden und führen eine Spongiosaplastik durch.

Die Verwendung von zementfreien Pfannen ist auch bei Patienten mit ► **rheumatoider Arthritis** indiziert, wenngleich davon erst mittelfristige Ergebnisse vorliegen [24].

Insbesondere bei jungen und aktiven Patienten kommt der Implantatwahl besondere Bedeutung zu. Die Ergebnisse von Pressfit- und Schraubpfannen werden weiterhin



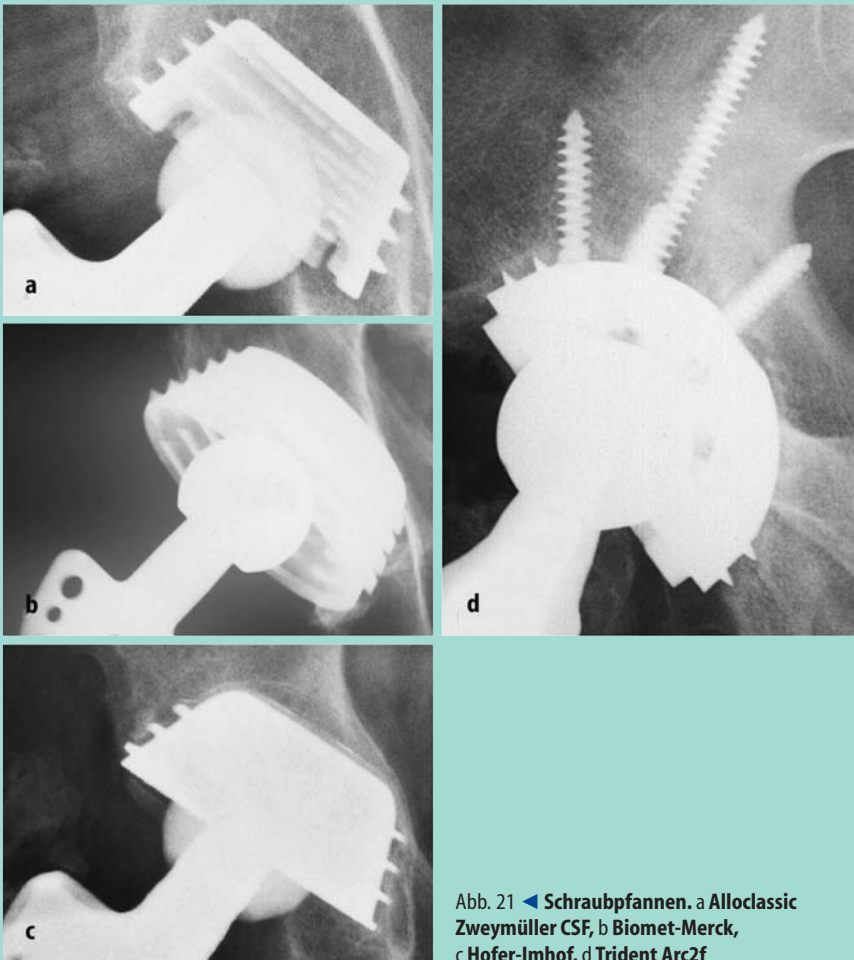


Abb. 21 ◀ Schraubpfannen. a Alloclassic Zweymüller CSF, b Biomet-Merck, c Hofer-Imhof, d Trident Arc2f

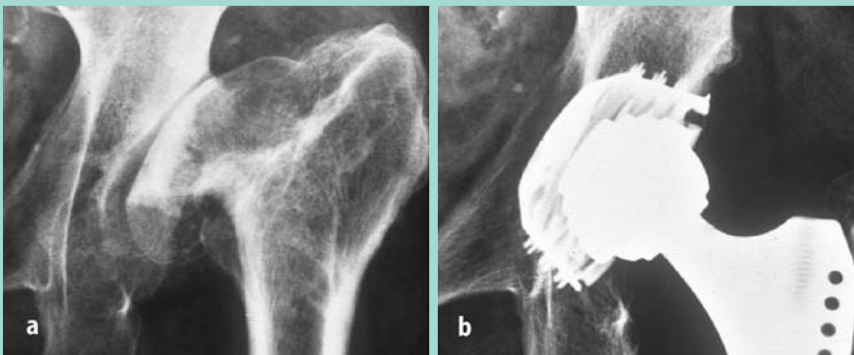


Abb. 22 ◀ Dysplasiekoxarthrose. a Präoperativ und b 3 Jahre postoperativ, Bicon-Plus

kontrovers diskutiert. Es gibt keine randomisierten Studien, die die Überlegenheit von Pressfit- oder Schraubpfannen beweisen.

Um eine adäquate Schraubpfannentechnik zu erlangen, ist mehr Erfahrung als bei Pressfitpfannen erforderlich, sodass bei gleichwertigen Ergebnissen die Pressfittechnik letztendlich häufiger angewendet werden wird.



#### Korrespondierender Autor

Priv.-Doz. Dr. med. H. Effenberger

Rossmarkt 25, A 4710 Grieskirchen, Österreich  
E-Mail: Effenberger@implantat-atlas.com

**Interessenkonflikt:** Keine Angaben

## Danksagung

Die Abbildungen und Röntgenbilder wurden dem Implantat-Atlas „Zementfreie Hüftpfannen“ [7] entnommen und dankenswerterweise von Prof. Bösch, Dr. Epinette, Dr. Fulghum, Prof. Gekeler, Prof. Gradinger, Dr. Jacob, Priv.-Doz. Köster, Prof. Morscher, Dr. Munzinger, Prof. Siebert, Prof. Thümler und Prof. Zweymüller zur Verfügung gestellt.

## Literatur

1. Bader R, Steinhauser E, Gradinger R, Willmann G, Mittelmeier W (2002) Computergestützte Bewegungssimulation mit Keramik-Keramik-Gleitpaarung. Analyse der Einflussparameter Implantat-Design und Position. *Z Orthop* 140: 310–316
2. Badhe NP, Quinnell RC, Howard PW (2002) The un cemented Bi-Contact total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 17: 986–901
3. Böhm P, Banzhaf S (1999) Acetabular revision with allograft bone. 103 revisions with 3 reconstruction alternatives, followed for 0.3–13 years. *Acta Orthop Scand* 70: 240–249
4. Clohisy JC, Harris WH (1999) The Harris-Galante porous coated acetabular component with screw fixation. An average ten-year follow-up study. *J Bone Joint Surg* 81-A: 66–73
5. Delaunay CP, Kapandji AI (2001) Survival analysis of cementless grit-blasted titanium total hip arthroplasties. *J Bone Joint Surg* 83-B: 408–413
6. Dominkus M, Morscher M, Beran G, Wanivenhaus A (1998) Pfannenmigrationsanalyse bei rheumatoider Arthritis verglichen mit zementfreien Pfannenrevisionen. *Orthopäde* 27: 349–353
7. Effenberger H, Imhof M (2002) Zementfreie Hüftpfannen – Implantat-Atlas. Effenberger, Grieskirchen
8. Effenberger H, Koebke J, Hautmann J, Wike R, Witzel U, Imhof M (2004) Acetabulumform und zementfreie Hüftpfannen – Vergleich von Arthroacetabula mit Implantatformen. *Orthopäde* DOI 10.1007/s00132-004-0640-5
9. Effenberger H, Ramsauer T, Dorn U (2004) Factors influencing the revision rate of Zweymueller acetabular cup. *Int Orthop* 28:155-158
10. Elke R, Berli B, Wagner A, Morscher EW (2003) Acetabular revision in total hip replacement with a press-fit cup. *J Bone Joint Surg* 85-B: 1114–1119
11. Engh CA Jr, Culpepper WJ 2nd, Engh CA (1997) Long-term results of use of the anatomic medullary locking prosthesis in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 79-A: 177–184
12. Epinette JA, Manley MT, D’Antonio JA, Edidin AA, Capello WN (2003) A 10-year minimum follow-up of hydroxyapatite-coated threaded cups: clinical, radiographic and survivorship analyses with comparison to the literature. *J Arthroplasty* 18: 140–148
13. Fink B, Protzen M, Hansen-Algenstaedt N, Berger J, Ruther W (2004) High migration rate of two types of threaded acetabular cups. *Arch Orthop Trauma Surg* 124: 17–25
14. Garcia-Cimbrello E, Cruz-Pardos A, Madero R, Ortega-Andreu M (2003) Total hip arthroplasty with use of the cementless Zweymueller Alloclassic system. A ten to thirteen-year follow-up study. *J Bone Joint Surg* 85-A: 296–303
15. Gröbl A, Chiari C, Gruber M, Kaider A, Gottsauner-Wolff F (2002) Cementless total hip arthroplasty with a tapered, rectangular titanium stem and a threaded cup. *J Bone Joint Surg* 84-A: 425–431
16. Hellman EJ, Capello WN, Feinberg JR (1999) Omnifit cementless total hip arthroplasty. A 10-year average follow-up. *Clin Orthop* 364: 164–167
17. Hinrichs F, Boudriot U, Held T, Griss P (2001) 10-Jahres-Ergebnisse einer Monobloc-Hüftendoprothesenpfanne mit mehrlagiger Reintitangitterschale zur zementfreien Implantation. *Z Orthop* 139: 212–217
18. Jerosch J, Weipert A, Hanusek S, Schneppenheim M (2002) Movement mapping as dynamic preoperative surgical planning in total hip replacement. A precondition to navigation? *Arch Orthop Trauma Surg* 122: 342–345
19. Kienapfel H, Sprey C, Wilke A, Griss P (1999) Implant fixation by bone ingrowth. *J Arthroplasty* 14: 355–368
20. Kim YH (2002) Cementless total hip arthroplasty with a close proximal fit and short distal stem (third-generation) prosthesis. *J Arthroplasty* 17: 841–850
21. Kohn D, Rührmann O, Wirth CI (1997) Die Verrenkung der Hüfttotalendoprothese unter besonderer Beachtung verschiedener Zugangswege. *Z Orthop* 135: 40–44
22. Korovessis PG, Stamatakis M, Baikousis A, Petsinis G (2001) Treatment of dysplastic and congenitally dislocated hips with the Zweymueller total hip prosthesis. *Orthopedics* 24: 465–471
23. Köster G, Willert HG, Kohler HP, Dopkens K (1998) An oblong revision cup for large acetabular defects: design rationale and two to seven-year follow-up. *J Arthroplasty* 13: 559–569
24. Loehr JF, Munzinger U, Tibesku C (1999) Uncemented total hip arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis. *Clin Orthop* 366: 31–38
25. Morscher E, Berli B, Jockers W, Schenk R (1997) Rationale of a flexible press fit cup in total hip replacement. 5-year followup in 280 procedures. *Clin Orthop* 341: 42–50
26. Ochsner PE (2002) Die Hüfttotalprothese. Indikationstechnik und lokale Komplikationen. Springer, Berlin Heidelberg New York Tokio
27. Perka C, Fischer U, Taylor WR, Matziolis G (2004) Developmental hip dysplasia treated with total hip arthroplasty with a straight stem and a threaded cup. *J Bone Joint Surg Am* 86-A: 312–319
28. Schoellner C, Schoellner D (2000) Die Sockelpfannenoperation bei acetabulären Defekten nach Hüftpfannenlockerung. Ein progress report. *Z Orthop* 138: 215–221
29. Schwarz ML, Scheller G, Effenberger H (2003) Primary stability of threaded cups in THR – an experimental study. *Biomed Tech* 48: 334–338
30. Spicer DD, Schaper LA, Pomeroy DL, Badenhausen WE Jr., Curry JI, Suthers KE, Smith MW (2001) Cementless cup fixation in total hip arthroplasty after 5–8 years. *Int Orthop* 25: 286–289
31. Widmer KH, Zurfluh B, Morscher E (2002) Load transfer and fixation mode of press-fit acetabular sockets. *J Arthroplasty* 17: 926–935
32. Witzel U (1988) Zur Biomechanik der Hüftendoprothetik unter besonderer Berücksichtigung der Gleitlagerprothese. In: Maaz B, Gierese H (Hrsg) Aktueller Stand der zementfreien Hüftendoprothetik. 2. Kaiserswerther Symposium. Thieme, Stuttgart, S 21–24

## Fragen zur Zertifizierung (nur eine Antwort ist möglich)

### 1. Wodurch wird die primäre Festigkeit (Primärstabilität) von Pressfitpfannen erreicht?

- a) Kraft-/Reibschluss.
- b) Formschluss.
- c) Materialschluss.
- d) Anzahl der Bohrungen.
- e) Wandstärke.

### 2. Wodurch wird das Eindrehverhalten der Schraubpfannen vorwiegend bestimmt?

- a) Implantatform.
- b) Gewindegeometrie.
- c) Material der Schale.
- d) Oberfläche der Schale.
- e) Innenfläche der Schale.

### 3. Welche ist die am häufigsten verwendete Technik zur zusätzlichen Fixierung von Pfannen?

- a) Schrauben.
- b) Zapfen.
- c) Finnen.
- d) Hohlzylinder.
- e) Stifte.

### 4. Welche Implantatform dominierte bisher bei den Schraubpfannen?

- a) Hemisphärische Form.
- b) Parabolische Form.
- c) Elliptische Form.
- d) Konische Form.
- e) Zylindrische Form.

### 5. Welche Vorteile bietet die hemisphärische Implantatform?

- a) Große Kippstabilität.
- b) Freie Wahl der Implantationsrichtung und weitgehende Übereinstimmung mit der Acetabulumform.
- c) Rotationsstabilität.
- d) Stabilität bei Impingement.
- e) Modularität.

### 6. Wie groß ist der Konuswinkel von konischen Schraubpfannen?

- a) Etwa 10°.
- b) Etwa 20°.
- c) Etwa 30°.
- d) Etwa 40°.
- e) Etwa 50°.

### 7. Aus welchem Material sind die meisten zementfreien Schalen hergestellt?

- a) Titan oder Titanlegierungen.
- b) Cobalt-Chrom-Molybdän.
- c) Polyethylen.
- d) Keramik.
- e) Stahl.

### 8. Wie groß ist die Porosität der Oberfläche zementfreier Pressfitpfannen?

- a) 0–10%.
- b) 10–20%.
- c) 20–40%.
- d) 40–85%.
- e) 85–100%.

### 9. Wie groß ist der durchschnittliche Mittenrauheitswert ( $R_a$ ) von Schraubpfannen der 2. und 3. Generation?

- a) Etwa 1–2  $\mu\text{m}$ .
- b) Etwa 4–8  $\mu\text{m}$ .
- c) Etwa 8–20  $\mu\text{m}$ .
- d) Etwa 20–30  $\mu\text{m}$ .
- e) >30  $\mu\text{m}$ .

### 10. Welcher wesentliche Unterschied besteht zwischen den Schraubpfannen der 1. und 2. bzw. 3. Generation?

- a) Form.
- b) Material.
- c) Oberflächenrauigkeit.
- d) Modularität.
- e) Größen.

### Neu: Hier finden Sie die Lösung!

Sie interessieren sich für die Lösungen zu den Beiträgen der Rubrik „Weiterbildung - Zertifizierte Fortbildung“? Diese können Sie für alle bereits abgelaufenen Fragebögen einsehen:

Bei [cme.springer.de](http://cme.springer.de) finden Sie unter dem Menüpunkt „Service“ – „Lösungen“ immer eine aktualisierte Liste. Auch die Lösungen älterer Beiträge oder anderer Zeitschriften können Sie dort mit Hilfe eines komfortablen Auswahlmenüs aufrufen.

**Viel Erfolg und Spaß bei der zertifizierten Fortbildung wünscht**

**Ihre Redaktion Facharztzeitschriften**



### Wichtige Hinweise:

Geben Sie die Antworten bitte über das CME-Portal ein: [cme.springer.de](http://cme.springer.de)

Online-Einsendeschluss ist am **29.07.2004**

Die Lösungen zu dieser Fortbildungseinheit erfahren Sie in der übernächsten Ausgabe an dieser Stelle.

Beachten Sie bitte, dass per Fax oder Brief eingesandte Antworten nicht berücksichtigt werden können.

Die Lösungen der Zertifizierten Fortbildung aus Ausgabe **4/2004** lauten:

**1a, 2a, 3a, 4a, 5a, 6b, 7e, 8a, 9e, 10a**

**Hier steht eine Anzeige**  
**This is an advertisement**



**Springer**

(175 x 240 mm)