

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges
Eigentum

Internationales Büro

(43) Internationales
Veröffentlichungsdatum
28. Juli 2016 (28.07.2016)



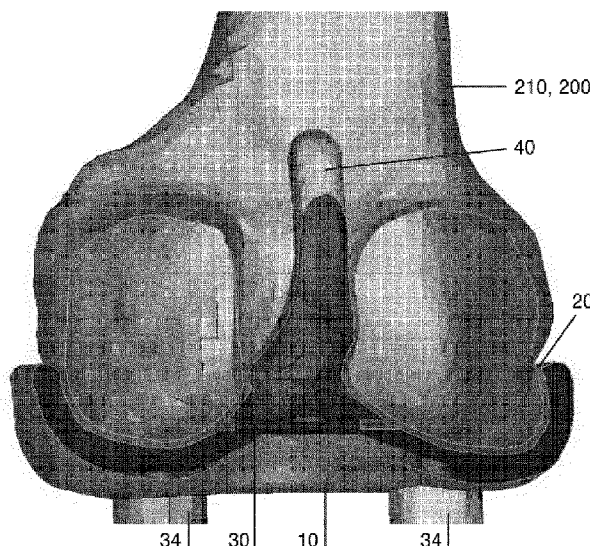
(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2016/116571 A1

- (51) **Internationale Patentklassifikation:**
A61F 2/38 (2006.01) *A61F 5/01* (2006.01)
A61B 17/15 (2006.01)
- (21) **Internationales Aktenzeichen:** PCT/EP2016/051252
- (22) **Internationales Anmeldedatum:**
21. Januar 2016 (21.01.2016)
- (25) **Einreichungssprache:** Deutsch
- (26) **Veröffentlichungssprache:** Deutsch
- (30) **Angaben zur Priorität:**
10 2015 201 029.5
22. Januar 2015 (22.01.2015) DE
- (81) **Bestimmungsstaaten** (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) **Bestimmungsstaaten** (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- (72) **Erfinder; und**
- (71) **Anmelder:** SCHUSTER, Luis [DE/DE]; Enzianstraße 4, 82319 Starnberg (DE).
- (74) **Anwälte:** MÜLLER, F. Peter et al.; Müller Schupfner & Partner, Bavariaring 11, 80336 München (DE).

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

- (54) **Title:** TEMPLATES, PROSTHESES AND ORTHOSES
- (54) **Bezeichnung:** SCHABLONEN, PROTHESEN UND ORTHESEN

Fig.1



(57) **Abstract:** The invention relates to a resection template (10) for the resection of a bone (200), comprising at least one support device (20) for support on the bone (200) and at least one tool guide (30) for guiding a tool for machining, in particular resection, of the bone (200), characterized in that the resection template (10) has a clamping mechanism, locking mechanism and/or snap-action mechanism for fixing it to the bone (200), or in that the resection template (10) is an at least two-part structure and has a first template part (11) for carrying out a first resection and a second template part (12) for carrying out a second resection, the first template part (11) being particularly designed as an individual template, preferably for distal resection, and the second template part (12) being particularly designed as a standardized template part for multiple use and preferably for multiple resection, or in that the resection template (10) has a drill guide (35), in particular parallel to the tool guide (30) and designed as a saw guide, in particular for producing a groove in a resection surface of the bone (200), and/or is precisely and stably fixable to the bone by means of locking or snap-action mechanisms, and in particular allowing the exact implantation of an

individually adapted endoprosthesis (100) whose size has been reduced as much as possible. The invention further relates to an exo-temple or exoprosthesis or knee-joint orthosis for the, for example, post-operative stabilization of the knee joint and relief of the strain thereon, comprising a hinge, which permits a physiological movement of the knee joint, wherein, in particular, on the model of individual knee-joint prostheses, sliding hinges are attached to the outside of the exoprosthesis to ligament insertion points corresponding to the Burmester curve and held in place by braces.

(57) **Zusammenfassung:**

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2016/116571 A1

**Veröffentlicht:**

— mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)

— vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche geltenden Frist; Veröffentlichung wird wiederholt, falls Änderungen eingehen (Regel 48 Absatz 2 Buchstabe h)

Resektionsschablone (10) für die Resektion eines Knochens (200), mit mindestens einer Abstützeinrichtung (20) zur Abstützung an dem Knochen (200) und mindestens einer Werkzeugführung (30) zur Führung eines Werkzeugs zur Bearbeitung, insbesondere Resektion, des Knochens (200), dadurch gekennzeichnet, dass die Resektionsschablone (10) einen Klammermechanismus, Rastmechanismus und/oder Schnappmechanismus zum Fixieren an dem Knochen (200) aufweist, oder dass die Resektionsschablone (10) mindestens zweiteilig aufgebaut ist und ein erstes Schablonenteil (11) für die Durchführung einer ersten Resektion und ein zweites Schablonenteil (12) für die Durchführung einer zweiten Resektion aufweist, wobei das erste Schablonenteil (11) insbesondere als Individualschablone, vorzugsweise für eine distale Resektion, ausgebildet ist und wobei das zweite Schablonenteil (12) insbesondere ein standardisiertes Schablonenteil für eine mehrfache Verwendung ist und vorzugsweise für eine mehrfache Resektion ausgebildet ist, oder dass die Resektionsschablone (10) eine Bohrführung (35), insbesondere parallel zu einer als Sägeföhrung ausgebildeten Werkzeugführung (30), insbesondere zur Herstellung einer Rinne an einer Resektionsfläche des Knochens (200), aufweist und/oder mittels Einrast- oder Schnappmechanismen am Knochen exakt und stabil fixiert wird und insbesondere die exakte Implantation einer individuell angepassten und gröÖenmäÖig maximal reduzierten Minimalendoprothese (100), erlaubt. Exoschablone beziehungsweise Exoprothese beziehungsweise Kniegelenkschiene für die zum Beispiel postoperative Stabilisierung und Entlastung des Kniegelenkes, versehen mit einem Scharnier, welches eine physiologische Bewegung des Kniegelenkes erlaubt, wobei, insbesondere in Anlehnung an die individuelle Kniegelenkendoprothetik, Gleitscharniere außenseitig an der Exoprothese mit Verstreßungen fixiert an Bandinsertionspunkten entsprechend der Burmester Kurve angebracht sind.

Schablonen, Prothesen und Orthesen

Die vorliegende Erfindung betrifft Schablonen, insbesondere Resektionsschablonen, sowie Prothesen und Orthesen für die endoprothetische Versorgung von Kniegelenken.

Hierbei werden Neuerungen vor allem an den Schablonen und den Prothesen beschrieben, welche eine wesentliche Verbesserung des gesamten endoprothetischen Verfahrens insbesondere durch einen zuverlässigeren und präziseren Sitz der Schablonen beschrieben. Während der individuelle endoprothetische Kniegelenkersatz nicht nur eine wesentlich bessere postoperative Kniegelenks Funktion ermöglicht, sondern zwischenzeitlich auch herstellungstechnisch bzw. kostentechnisch sich in durchaus realistischen Dimensionen bewegt, stellt die gegenüber den herkömmlichen Konfektionsimplantaten erforderliche relativ genaue Positionierung dieser individuellen Implantate eine gewisse Anforderung dar, welche durch die im nachfolgenden aufgeführte Optimierung des Schablonendesigns jedoch gewährleistet werden kann. Die Anwendung dieser optimierten Schablonen bewirkt ferner beim Einsatz derselben für konventionelle Konfektions Endoprothesen auch hier eine erhebliche zusätzliche Vereinfachung, ein höheres Maß an Sicherheit sowie eine verkürzte Operationszeit bei der Implantation.

Des weiteren werden neue Prothesendesigns sowohl für den femoralen als auch den tibialen endoprothetischen Kniegelenkersatz dargestellt, welche nicht nur auf die Anwendung bei der individualendoprothetische Versorgung sondern allgemein auf eine maximale Schonung der Knochensubstanz bzw. auf eine minimal erforderliche Knochenresektion abzielen. Zumal die Kontaktflächen der endoprothetischen Gelenkspartner verhältnismäßig gering sind stellt vor allem die Bruchfestigkeit dieser maximal verkleinerten Endoprothesen Komponenten die Limitierung für die größten Ausdehnung dar.

Durch das im nachfolgenden aufgezeigte Design mit zusätzlich eingebrachten Verstärkungsstrukturen bzw. Form Design, welche sich ohne wesentlichen herstellungstechnischen und implantationstechnischen Aufwand realisieren lassen, kann bei diesen erheblich reduzierten endoprothetischen Körpern eine ausreichende
5 Belastungsstabilität erzielt werden.

Da insbesondere beim individuellen endoprothetischen Ersatz das vordere Kreuzband oftmals erhalten ist und damit der Gelenkspalt auch nach Resektion der zu ersetzende Gelenkflächen nur wenig Raum für die Präparation des Implantatlagers bietet, wird ferner ein Implantationsinstrument, eine sogenannte Flachfräse,
10 zur Fertigung des Implantatlagers am Schienbeinkopf für die dargestellte tibiale Minimalendoprothese dargestellt.

Die Erfindung stellt letztendlich die endoprothetische Versorgung der „nächsten Generation“ von Endoprothesen dar, welche deutlich größenreduziert aus herkömmlichen Materialien und langfristig nurmehr als „Provisorien“ bis zur endgültigen
15 Versorgung mit einer echten biologischen Endoprothese verwendet werden wird.

Zur Absicherung des Operationserfolges wird zudem für die Nachbehandlung eine stabilisierende Kniegelenksorthese dargestellt, welche aufgrund ihres speziellen Scharnierkonzeptes eine stabile und physiologische Bewegung erlaubt.

20 Bezüglich des aktuellen Stand der Technik sei auf die vorangegangene Patentschrift EP 1 074 229 A2 verwiesen.

1. Schablone mit Klammerkonstruktion und/oder Schnappmechanismus

Die im Stand der Technik bekannten individuellen Schablonen sitzen trotz eines
25 relativ genauen und bündigen Sitzes nicht wirklich fest am Knochen und können durch leichte Wackelbewegungen in ihrer Position verändert werden. Auch die bekannten Standardschablonen für die Implantation von konventionellen Konfektionsendoprothesen haben sich als ungeeignet für die Implantation von individuell angepassten Implantaten erwiesen. Ferner ist es bislang üblich, die Schablonen
30 auf der Grundlage einer kernspintomographischen Aufnahme anzufertigen, da eine Kernspintomographie knorpelige Strukturen besser darstellt als eine Computertomographie. Dies erfordert jedoch aufwändige und zeitintensive Aufnahmeverfahren und bedeutet ein erhöhtes Risiko für Bewegungsartefakte. Weiterhin be-

stehen die für Kernspintomographieaufnahmen typischen Nachteile, wie die Einschränkung beim Vorliegen eines Metallimplantates und die hohen Kosten.

Gemäß einer weiteren Ausführungsform ist daher vorgesehen, dass die Resektionsschablone einen Klammermechanismus, einen Rastmechanismus und/oder einen Schnappmechanismus zum Fixieren an dem Knochen aufweist (Figuren 1 bis 4).

Hierzu ist vorzugsweise vorgesehen, dass die Resektionsschablone zur Fixierung an dem Knochen einen Hinterschnitt aufweist und vorzugsweise elastisch gestaltet ist, um einen Knochenbereich bzw. Gelenksbereich in dem Hinterschnitt aufzunehmen beziehungsweise in den Hinterschnitt einzuführen. Auf diese Weise lässt sich die Schablone sehr sicher an Gelenkstrukturen befestigen, so dass Wackelbewegungen weitgehend vermieden werden.

Erfindungsgemäß ist es also bevorzugt, anatomische Gegebenheiten zur Befestigung zu nutzen und diese bereits bei der Formung (Herstellung) der Schablone zu berücksichtigen. Der Klammermechanismus, Rastmechanismus beziehungsweise Schnappmechanismus ist hierbei insbesondere so angeordnet, dass er knöcherne Strukturen, die computertomographisch dargestellt werden können, umgreifen kann.

Da zumindest überwiegend knöcherne Referenzpunkte und/oder definierte knorpelige, mit der Computertomographie eindeutig darstellbare Strukturen, so genannte Landmarks, für die Konstruktion und Befestigung der Schablone verwendet werden, ermöglicht die erfindungsgemäße Resektionsschablone somit eine Datengewinnung mittels Computertomographie. Alternativ zur Computertomographie ist natürlich grundsätzlich auch die aufwändigere Kernspintomographie zur Datengenerierung möglich.

Aufgrund des selbst arretierenden Effekts kann eine wesentlich exaktere und stabilere Positionierung der Schablone erreicht werden. Zudem kann eine Verankerung mit sogenannten Kirschnerdrähten reduziert oder sogar vermieden werden. Hierdurch wird eine bedeutende manualtechnische Energie- und Zeitersparnis erzielt. Diese kann auch den Mehraufwand bei der Verwendung einer zusätzlichen Vier-in-Eins-Schablone, im Gegensatz zur Fünf-in-Eins-Schablone (siehe EP 1 074 229 A2) wie nachfolgend beschrieben, leicht kompensieren.

Ein weiterer Aspekt stellt das Einrasten beim Einbringen der Schablone nach Überwinden eines Widerstandes beziehungsweise des Hinterschnittes dar. Durch ein kurzes Vibrieren der Schablone, ggf. begleitet von einem fühlbaren und hörbaren Schnappgeräusch, erhält der Operateur eine Bestätigung des korrekten Sitzes der Schablone. Dieses Signal nach dem Aufsetzen der Schablone vermittelt dem Chirurgen beziehungsweise dem Operationsteam Vertrauen in das System und unterstützt ein konzentriertes und zügiges Beenden des operativen Eingriffes. Der erfindungsgemäße Arretierungsmechanismus kann gegebenenfalls auch in Kombination mit einpassbaren metallenen oder ähnlichen mehrfach verwendbaren Schablonen und auch bei der Implantation von Standardprothesen und auch in der Revisionsendoprothetik verwendet werden.

2. Mehrteilige Femurschablone

Eine weitere Verbesserung einer Resektionsschablone, insbesondere einer Femurschablone, kann durch eine Aufteilung der Femurschablone in eine distale Resektionsschablone und eine so genannte „Vier-in-Eins-Schablone“, vorzugsweise mit femoralen Verankerungszapfen, erreicht werden.

Gemäß einer weiteren Ausführungsform der Erfindung ist insbesondere vorgesehen, dass die Resektionsschablone mindestens zweiteilig aufgebaut ist und ein erstes Schablonenteil für die Durchführung einer ersten Resektion und ein zweites Schablonenteil für die Durchführung einer zweiten Resektion aufweist, wobei das erste Schablonenteil insbesondere als Individualschablone, vorzugsweise für eine distale Resektion, ausgebildet ist und wobei das zweite Schablonenteil insbesondere ein standardisiertes Schablonenteil für eine mehrfache Verwendung ist und vorzugsweise für eine mehrfache Resektion (Resektionen entlang unterschiedlicher Resektionsebenen) ausgebildet ist.

Gegenüber dem Stand der Technik ist eine wesentliche Verbesserung des Verfahrens dahingehend zu erreichen, dass die üblichen fünf Resektionsschritte am Femur nicht mit einer einzigen Schablone durchgeführt werden, sondern mit einer ersten Schablone ausschließlich die so genannte distale Resektion, welche in der horizontalen Ebene durch den körperfernen Oberschenkelknochen verläuft, durchgeführt wird. Diese Schnittebene ist für die Prothesenimplantation insofern von entscheidender Bedeutung, dass hierdurch die Einstellung der Kniegelenken-

doprothese in der sogenannten koronaren Ebene, also für die so genannte Varus- und Valgus-Verkippungen festgelegt wird. Diese Verkippungen sind für die korrekte biomechanische Belastung der Prothese von entscheidender Bedeutung. (Fig. 3)

5 Da bei der aus dem Patent EP 1 074 229 A2 bekannten Fünf-in-Eins-Schablone die Resektionsschächte für die weiteren Schnittebenen die Auflage- und Abstützvorrichtungen, insbesondere auch den in die Facies poplitea laufenden Interkondylenhaken, mehrfach kreuzen würden, wäre hierdurch der stabile Kontakt dieser Auflage- und Abstützvorrichtungen beeinträchtigt, beziehungsweise es wären größere Auflage- und Abstützflächen erforderlich, um die Schablone ausreichend stabil zu positionieren, was das Volumen der Schablone erheblich vergrößern und die Implantation im Situs erschweren würde.

Um die ebenfalls sehr wichtige Ausrichtung, die Rotation um die vertikale Achse, exakt festzulegen, kann die erste Schablone mit lediglich einer Schnittebene Bohr-
15 führungen für das Vorbohren von Kanälen für Verankerungszapfen der Femurprothese aufweisen. (Fig. 4)

Die noch erforderlichen vier weiteren Schnitte werden dann, ähnlich wie bei den herkömmlichen Verfahren, durch eine zweite Schablone, vorzugsweise eine sogenannte "Vier-in-Eins-Schablone", ermöglicht, welche jedoch zusätzlich durch
20 Verankerungszapfen, entsprechend denen an der zu implantierende femoralen Prothesenkomponente auf der bereits hergestellten distalen Resektionsfläche des Oberschenkelknochens, exakt ausgerichtet werden kann. Weitere Messungen zur Positionierung sowie weitere Fixierungen sind daher nicht erforderlich (Fig. 5).

Die "Vier-in-Eins-Schablone" reproduziert, wie auch bei den herkömmlichen Verfahren, die vier standardisierten weiteren Resektionsflächen der Femurprothesenauf-
25 lage. Die zweite Schablone kann daher wiederverwendbar gestaltet sein und kann aus beständigem Material, zum Beispiel Edelstahl oder ähnlichem, hergestellt sein.

Die Aufteilung der Femurresektion in zwei Schritte verursacht durch den Einsatz
30 einer zweiten Resektionsschablone, der „Vier-in-Eins-Schablone“, einen geringfügigen materiellen, manualtechnischen und zeitlichen Mehraufwand während der Operation. Dieser Mehraufwand wird jedoch durch die wesentlich präzisere Positionierung der Schablone für den ersten distalen Resektionsschritt, die erleichterte

Resektion und die hierdurch erreichte Einsparung beim Bau der kleineren, individuellen Einmalschablone mit weniger Volumen beziehungsweise Material kompensiert.

5 **3. Endoprothese mit Verstärkungsstrebe und Schablone mit Bohrführung zur Herstellung einer rinnenförmigen Ausbohrung im Implantatlager**

Gemäß einer Weiterentwicklung der erfindungsgemäßen Resektionsschablone umfasst diese zumindest eine Bohrführung für eine rinnenförmige Ausbohrung des zum Beispiel femoralen Implantatlagers für eine femorale Prothesenkomponente mit einer zum Beispiel halbzylinderförmigen Verstärkungsstrebe, zum Beispiel an einer Sollbruchstelle der Prothese beziehungsweise Prothesenkomponente. Die Resektionsschablone kann hierbei insbesondere als eine "Vier-in-Eins-Schablone" für den Femur ausgebildet sein.

15 Gemäß einer Ausführungsform ist vorgesehen, dass die Resektionsschablone eine Bohrführung, insbesondere parallel zu einer als Sägeföhrung ausgebildeten Werkzeugführung, insbesondere zur Herstellung einer Rinne beziehungsweise einer rinnenförmigen Ausbohrung an einer Resektionsfläche des Knochens (Implantatlager), aufweist.

Die erfindungsgemäße Endoprothese gemäß dem zweiten Aspekt der Erfindung ist insbesondere für den Femur vorgesehen. Sie weist insbesondere mehrere winkelig zueinander ausgerichtete Auflageebenen bzw. Auflageflächen zur Anlage an entsprechend winkelig zueinander ausgerichtete Resektionsflächen eines Knochens, insbesondere des Femurs, auf. Gemäß einer ersten Ausführungsform ist vorgesehen, dass mindestens eine Verstärkung vorhanden ist, die über eine zwischen den Auflageebenen gebildete Kante verläuft und insbesondere von den 25 winkelig zueinander ausgerichteten Auflageebenen vorsteht.

Bei der Herstellung von individuellen Endoprothesen besteht die Möglichkeit, die Resektionsflächen individuell an die Oberflächenkrümmungen des Knochens, insbesondere der Femurkondylen, und die geometrischen Gegebenheiten des insbesondere femoralen Gleitlagers anzupassen. Hierdurch wird ein Maximum an 30 Schonung beziehungsweise ein Minimum an Resektion der knöchernen Substanz erreicht. Damit können sehr dünne Prothesen produziert werden, welche nur knapp die Knorpelknochengrenzen überschreiten beziehungsweise die knorpel-

tragenden Gelenkflächen ersetzen und damit tatsächlich lediglich einen Oberflächenersatz des Gelenkes beziehungsweise den Ersatz der knorpeligen Oberfläche darstellen.

Bei solchen minimalen Endoprothesen kommt es insbesondere an den Schnittlinien der Resektionsflächen beziehungsweise den Auflageebenen der Prothese zu vergleichsweise geringen Materialstärken, welche unter biomechanischer Belastung eine so genannte Sollbruchstelle darstellen. Zur Beseitigung dieser Sollbruchstelle können erfindungsgemäß zum Beispiel halbzylindrische Verstärkungen über die Kanten dieser Schnittlinien an die Prothese angelegt werden. Die Stärke der Verstärkung kann für die jeweilige individuelle Belastung, unter Berücksichtigung von Körpergröße und Gewicht des Patienten ermittelt werden. Somit kann eine ausreichende Bruchsicherheit an diesen Stellen gewährleistet werden. Zusätzlich gewährleisten die vorzugsweise halbzylindrischen Verstärkungen beziehungsweise Verstärkungselemente eine weitere Verankerungsstabilität insbesondere gegenüber seitlichen Scherkräften. (Fig. 6)

Zur Herstellung eines Implantatlagers am Knochen mit zumindest einer halbzylindrischen Rinne weist die Resektionsschablone vorzugsweise zumindest eine Bohrführung auf, die entlang der entsprechenden Resektionsebene beziehungsweise des Resektionsschachtes (Sägeschachtes) verläuft. Mittels dieser Bohrführung lässt sich eine entsprechende Bohrung mit Bohrspitzen des gleichen Radius in das Implantatlager einbringen. Die zu verwendende Schablone kann beispielsweise eine "Vier-in-Eins-Schablone" sein. (Fig. 8).

Diese Verstärkungen an den Femurprothesen sind insbesondere auch bei der Herstellung und Implantation der weiter unten beschriebenen echten Bioprothesen sinnvoll, da auch bei diesen eine erhöhte Stabilität des Implantates das Handling erleichtert und sicherer macht und zudem die rinnenförmige Einmuldung des Implantatlagers zusätzlich auch den Kontakt zu etwas tiefer gelegenen und besser durchbluteten Knochenschichten ermöglicht. Somit kann auf das bisher übliche (senkrechte) Anbohren des Implantatlagers zumindest teilweise verzichtet werden.

30

4. Prothese und Schablone für den Femur zur separaten Ersetzung der medialen- und/oder lateralen Gelenkfläche und/oder des Kniescheibengleitlagers

Ein weiterer Aspekt der Erfindung besteht in einer Prothese und Schablone für den Femur, um alleine oder in Kombination die mediale- und/oder laterale Gelenkfläche des Femurs und/oder das Kniescheibengleitlager zu ersetzen beziehungsweise zu resezieren.

Hinsichtlich der erfindungsgemäßen Endoprothese gemäß dem zweiten Aspekt der Erfindung ist gemäß einer weiteren Ausführungsform insbesondere vorgesehen, dass die Endoprothese aus mehreren, vorzugsweise mindestens drei, Einzelteilen besteht, wobei die Einzelteile jeweils mindestens eine Auflageebene zur Anlage an jeweils mindestens eine Resektionsfläche eines Kochens, insbesondere des Femurs, aufweisen, wobei die einzelnen Auflageebenen vorzugsweise winkelig zueinander ausgerichtet sind.

Grundsätzlich ist es auch möglich, die Einzelteile separat zu verwenden. Besonders bevorzugt ist es aber, dass bei einer Ersetzung von zumindest zwei Gleitflächen des Kniegelenkes (mediale Gelenkfläche, laterale Gelenkfläche, Kniescheibengleitlager) separate Prothesenkomponenten hierfür verwendet werden.

Durch die Aufteilung der ursprünglich trikompartimentellen femoralen Prothesenkomponenten in drei Einzelteile kann eine weitere Reduzierung der femoralen Knochenresektion, insbesondere beim echten Oberflächenersatz, erreicht werden. Insbesondere ist vorgesehen, die beiden so genannten distalen femoralen Gelenkflächen und das femoropatellare Gleitlager auf Höhe des so genannten Sulcus terminalis oder auch Sulcus femorotibialis an der jeweiligen medialen oder lateralen Femurkondyle abzutrennen beziehungsweise zu trennen. (Fig. 9). Vorzugsweise werden insbesondere das dorsodistale femorale Gleitlager und das patellare Gleitlager durch getrennte (und voneinander beabstandete) Prothesenkomponenten gebildet. Vorzugsweise sind auch das dorsodistale laterale Gleitlager und das dorsodistale mediale Gleitlager durch getrennte (und voneinander beabstandete) Prothesenkomponenten gebildet.

Eine weitere Knochenersparnis kann dadurch erreicht werden, dass an den dorsalen und distalen Krümmungen des femoralen Gleitlagers mehr als drei Resektionsebenen für das Prothesenlager vorgesehen werden. Insbesondere bei den konventionellen Prothesenlagerdesigns können auch an den ventralen Krümmungen mehrere, insbesondere mehr als drei Resektionsebenen vorgesehen sein.

Eine Unterteilung der Gelenkflächen bei der trikompartimentellen Primärversorgung ist sinnvoll, da hierdurch eine weitere Reduzierung der erforderlichen Knochenresektion und zusätzlich an der femoralen Prothesenkomponente eine Besei-
5 tigung der Sollbruchstellen am Übergang zwischen patellarem Gleitlager und distaler femoraler Gleichfläche erfolgt. Zusätzlich kann bei einer Lockerung oder Beschädigung eine der drei femoralen Prothesenkomponenten beziehungsweise -
bestandteile gegebenenfalls auch isoliert ausgewechselt werden.

Die Teilung der klassischen trikompartimentellen Totalendoprothesen wird vor-
10 zugsweise an linien- oder bandförmigen Arealen, entsprechend der so genannten Grenzrinne, Sulcus femorotibialis oder auch Sulcus terminalis, jeweils medial und lateral vorgenommen. An diesen Stellen vollzieht die Kniescheibe eine besondere Belastungsumverteilung an den Gelenkflächen, wodurch sie besonders niedrigen mechanische Belastungen unterworfen ist.

15 Zur optimalen Lösung dieser biomechanischen Herausforderung ist eine Anpassung im Sinne einer individuellen Anfertigung des endoprothetischen Kniegelenkersatzes somit langfristig unumgänglich. Durch eine entsprechende Planung und Anordnung der Resektionsschächte, zum Beispiel mittels der „Vier-in-Eins-Schablone“, können diese Übergangsbereiche der Gelenkfläche beziehungsweise
20 die Abtrennungen der Prothesengelenkflächen auch hinlänglich gut getroffen beziehungsweise die Endoprothesen ausreichend exakt positioniert werden.

5. Vertikale Teilung der ventralen femoralen Auflagefläche einer Femurprothese

25 Ein weiterer Aspekt der Erfindung besteht in einer vertikalen Aufteilung der ventralen femoralen knochenseitigen Auflagefläche einer Femurprothese (beziehungsweise Femurkomponente einer Prothese) in zwei Auflageflächen, welche, vorzugsweise mit leichter V-Form, zueinander verkippt sind. Zur Herstellung eines entsprechenden Implantatlagers sind die entsprechenden Resektionsschächte in
30 der Resektionsschablone für den Femur, beispielsweise einer „Vier-in-Eins-Schablone“, entsprechend angelegt beziehungsweise ausgerichtet.

Die erfindungsgemäße Endoprothese weist vorzugsweise mehrere winkelig zueinander ausgerichteten Auflagebereiche zur Anlage an entsprechend winkelig zueinander ausgerichtete Resektionsbereiche eines Knochens, insbesondere des Femurs, auf. Gemäß einer weiteren erfindungsgemäßen Ausführungsform der Endoprothese ist vorgesehen, dass zumindest einer der Auflagebereiche eine, insbesondere V-förmige, Auffaltung aufweist, deren mindestens eine Scheitellinie quer zu einer zwischen den Auflagebereichen gebildeten Kante verläuft. Insbesondere weist eine ventrale femorale Auflagefläche bzw. -ebene der Endoprothese eine mittige Teilung auf, wobei diese Teilung vorzugsweise in Richtung der distalen Auflagefläche beziehungsweise zur distalen Auflagefläche hin, verläuft.

Hinsichtlich des ersten Aspekts der Erfindung (Resektionsschablone) ist vorzugsweise vorgesehen, dass diese für die Resektion des Femurs eingerichtet ist. Die Resektionsschablone weist vorzugsweise mindestens eine Abstützeinrichtung zur Abstützung an dem Knochen und mehrere Werkzeugführungen zur Führung eines Werkzeugs zur Bearbeitung, insbesondere Resektion, des Knochens beziehungsweise Femurs auf. Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform ist vorgesehen, dass die Werkzeugführungen derart zueinander ausgerichtet sind, dass durch Resektion des Knochens mehrere winkelig zueinander ausgerichtete Resektionsbereiche herstellbar sind, wobei an zumindest einem der Resektionsbereiche eine, insbesondere V-förmige, Auffaltung herstellbar ist, deren mindestens eine Scheitellinie quer zu einer zwischen den Resektionsbereichen gebildeten Kante verläuft.

Die mittige Teilung der ventralen femoralen knochenseitigen Auflagefläche der Femurprothese und die V-förmige Aufstellung dieser Flächen mit entsprechender Resektion des Implantatlagers im Knochen ermöglicht neben einer erheblichen Knochenersparnis im Bereich des ventralen Femurs auch eine Stabilisierung der Femurprothese in der lateralen Richtung, auch ohne die Verwendung von Verankerungszapfen. (Fig. 10).

Das Wegfallen der Verankerungszapfen an der femoralen Komponente der Kniegelenkendoprothese erleichtert insbesondere auch eine eventuelle Wechseloperation, da hier insbesondere auch bei zementfrei implantierten Prothesen die oftmals mit dem Knochen erheblich verwachsenen Kontaktflächen mit der oszillierenden

Säge abgetrennt werden können, ohne auf ein Hindernis beziehungsweise die Verankerungszapfen zu stoßen.

Die V-förmige Anordnung der Resektionsflächen am Knochen lässt sich durch eine entsprechende Anordnung der Sägeschlitze, beispielsweise in dem Vier-
5 Eins-Resektionsblock, erreichen.

6. Rotationshaken

Gemäß einer weiteren Ausführungsform ist vorgesehen, dass die Resektions-
schablone, welche insbesondere für die Resektion der Tibia vorgesehen ist, zur
10 Erzielung einer Rotationsstabilität einen an eine etwa rechtwinklig ausgebildete
Schienbeinkante angepassten, vorzugsweise etwa rechtwinklig gebogenen Anla-
gebereich zur Anlage an die Schienbeinkante aufweist.

Durch die Verankerung der Schablone an einer außenseitigen Schienbeinkante
kann eine besonders gute Rotationsstabilität der Schienbeinschablone erreicht
15 werden. An der außenseitigen Schienbeinkante weist das Schienbein etwas ober-
halb und lateral der so genannten Tuberositas Tibiae und etwa 3-4 cm unterhalb
der ventralen, anterolateralen Schienbeinkante in kaum abweichender Form eine
nahezu rechtwinklige Kante auf. Diese zieht sich am Schienbeinkopf etwas ober-
halb des so genannten Schienbeinhöckers an der Außenseite unterhalb des so
20 genannten Tuberculum Gerdii zum Wadenbeinköpfchen hin. Die Kante stellt in
einer gedachten Verbindungslinie diagonal nach innenseitig oben einen nahezu
rechtwinklig nach hinten abfallenden Haken dar. Mittels einer hakenförmigem, ins-
besondere rechtwinkligen, Struktur an der Schablone, welche die beschriebene
Kante nachempfindet, kann eine präzise Festlegung der Tibiaschablone um die
25 vertikale Achse erreicht werden. (Fig. 11, 18)

Der Rotationshaken stellt eine optionale zusätzliche Stabilisierungshilfe dar, die
erforderlichenfalls auch nachträglich noch an der bereits im Situs aufgelegten
Schablone angebracht beziehungsweise angeheftet werden kann.

30 7. Zweiteilung einer tibialen Prothese

Im Stand der Technik wird bei einem Ersatz sowohl des medialen als auch des
lateralen Gleitlager der Tibia das Tibiaplateau in einer horizontalen und eventuell
leicht nach rückwärts geneigten Ebene vollständig abgetrennt. Das mediale und

das laterale Tibiaplateau werden dann gemeinsam endoprothetisch versorgt. Bei den sogenannten Hemiprothesen wird hingegen nur das innere oder seltener auch nur das äußere Kniegelenkkompartiment mit einem endoprothetischen Ersatz versorgt. Hierbei hat sich gezeigt, dass auch ein weniger als hälftig abgedecktes

5 Tibiaplateau eine ausreichende Stabilität für einen eingebrachten Gelenkersatz bietet. Eine Aufgabe der Erfindung besteht vor diesem Hintergrund darin, bei einer individuellen Kniegelenkendoprothetik das vordere Kreuzband zu erhalten und den so genannten Interkondylenhöcker, den Verankerungsort für das vordere Kreuzband am Schienbein, möglichst stabil zu halten.

10 Der Versuch, die von konventionellen Endoprothesenmodellen mit Erhalt ausschließlich des hinteren Kreuzbandes bekannte Aussparung, im hinteren Anteil des tibialen Plateaus der Endoprothesen nach vorne soweit zu verlängern, dass der Interkondylenhöcker für den Erhalt des distalen vorderen Kreuzbandansatzes ausreichend Platz bietet, führt zu einer schmalen Stegbildung an der Vorderseite
15 der Tibiaplateaukomponente, welche einer nicht unerheblichen Bruchgefahr ausgesetzt ist. Die Verbindung der Prothesen dieser beiden Kompartimente durch eine wenn auch noch so dünne Brücke führt dazu, dass es bei der Lockerung einer Seite durch eine Hebelwirkung über den Verbindungssteg auch zu einer Lockerung der Gegenseite, wenn nicht sogar zu einem Bruch des Steges kommen
20 kann.

Zusätzlich besteht bei den einteiligen Prothesen im Stand der Technik auch nicht die Möglichkeit, im Falle einer einseitigen medialen oder lateralen Lockerung der femoralen Komponente, die nicht gelockerte Seite oder das femorale Gleitlager zu erhalten und ausschließlich eine Revision des Betroffenen Kompartimentes vorzu-
25 nehmen.

Hinsichtlich des zweiten Aspekts der Erfindung (Endoprothese) ist daher vorzugsweise vorgesehen, dass die Endoprothese aus mindestens zwei getrennten Prothesenkörpern (Teilen) besteht, wobei ein erster Prothesenkörper zur Anordnung an einer ersten Seite, insbesondere medial, des Intercondylenhöckers der Tibia
30 und ein zweiter Prothesenkörper zur Anordnung an einer zweiten Seite, insbesondere lateral, des Intercondylenhöckers der Tibia ausgebildet ist.

Insbesondere bei der tibialen Komponente einer individuellen Kniegelenkendoprothese hat sich eine Zweiteilung als vorteilhaft erwiesen. Dabei können insbesondere auch zwei separate tibiale Fassungen vorgesehen sein, welche zur Aufnahme der jeweiligen Prothesen-Onlays, welche in der Regel aus Polyethylen bestehen, 5 grundsätzlich jedoch auch aus anderen ähnlichen oder modifizierten, geeigneten Kunststoffen oder anderen Materialien bestehen können, dienen.

Die nicht miteinander verbundenen (separaten beziehungsweise getrennten beziehungsweise voneinander beabstandeten) Teile der Prothese ermöglichen eine einfachere Resektion des Knochens: Beispielsweise können die Schablonen zum 10 Vorbohren von einem oder mehreren Verankerungszapfen, Schrauben, oder andersartigen Fixiervorrichtungen für die Fassung der tibialen Prothesenkomponenten auf dem resezierten Knochen gegebenenfalls getrennt und nacheinander aufgesetzt, ausgerichtet und wenn nötig korrigiert werden.

Dies ermöglicht eine genauere Einpassung mit optimaler Abstützung der Prothesenränder auf dem kortikalen Knochen, insbesondere auch bei der Verwendung 15 von medial und lateral verschiedenen Neigungen (so genannte "Slopes") der Resektionsflächen an der Tibia in anteroposteriorer Richtung. Durch die Anpassung der Neigungen an die jeweils unterschiedliche Neigung der Tibiaplateaus ist zudem eine weitere Knochenersparnis möglich.

Die damit einhergehende Zweiteilung auch der Prothesen-Onlays bzw. Polyethylenkomponenten (z.B. des Polyethylen-Onlays) bietet zudem die Möglichkeit, durch die Wahl von Onlays verschiedener Höhen auf der jeweils einen oder anderen Seite, zum Beispiel in Millimeterschritten, eine besonders exakte Ausbalancierung der Bandspannung unter Berücksichtigung einer erforderlichen Achsenausrichtung 20 zu erreichen.

Die Zweiteilung der tibialen Komponente bei der Versorgung des Kniegelenkes mit einer Totalendoprothese ist sowohl bei Verwendung von individuellen Kniegelenkendoprothesen als auch bei den konventionellen Standardprothesen sinnvoll. (Fig. 12)

30

8 Erhalt beziehungsweise Wiederherstellung der Menisci

Die Menisci haben in den Kniegelenken von älteren Menschen, insbesondere bei denen, welche zu einer endoprothetischen Versorgung anstehen, vor allem in den arthrotischen Kompartimenten aufgrund ihrer Beteiligung an dem degenerativen Prozess mit entsprechendem Strukturschaden und Volumenverlust in der Regel
5 kaum mehr eine signifikante Pufferfunktion für die zwischen Femur und Tibia auftretenden Druckkräfte.

Dennoch haben Sie auch bei den fortgeschrittenen arthrotischen Kniegelenken oftmals ebenso wie die Schleimbeutel und Fettpolster noch eine wichtige Funktion vor allem als Füllmasse und Lubrikator für den Gelenksspalt in den verschiedenen
10 Gelenkpositionen und damit zur Aufrechterhaltung des wichtigsten passiven Stabilisators des Kniegelenkes, nämlich des intraartikulären Unterdruckes.

Eine weitere stabilisierende Funktion findet vor allem im Zusammenspiel mit dem periartikulären Bandapparat statt, der durch die Menisci einen bündigeren und direkteren Kontakt insbesondere mit den Femurkondylen erfährt und damit die Sta-
15 bilisierung in der horizontalen Ebene unterstützt.

Genauso wie bei den konventionellen Standard-Endoprothesen fehlt auch bei der individuellen Kniegelenkendoprothese diese zusätzliche Stabilisierung durch die Menisci. Wenngleich bei der individuell angepassten Endoprothese die exaktere Rekonstruktion der Oberflächengeometrie eine Verbesserung der Stabilität in ver-
20 schiedenen Stellungen bewirkt, so fehlen ihr doch die oben aufgeführten Stabilisierungsmechanismen gegenüber einem gesunden und auch arthrotischen Kniegelenk.

Zum Erhalt dieser Stabilisierungsmechanismen stehen grundsätzlich zwei Ansätze zur Verfügung: Zum einen kann versucht werden, im Rahmen einer in den Submil-
25 limeterbereich gehenden, genauen individuellen Rekonstruktion der ursprünglichen tibialen Gelenksoberfläche die vorhandenen Menisci zu erhalten. Sofern eine endgültige Versorgung mit einer echten Bioprothese vorgesehen ist, wäre diese Form des Meniskus Erhaltes unerlässlich.

Als zweiter Ansatz wäre zum anderen zu versuchen, die Menisci ebenfalls mit ma-
30 ximaler Präzision und individuell durch einen geeigneten Kunststoff, zum Beispiel Kautschuk oder Ähnliches zu ersetzen, wobei diese Meniskusprothesen analog zu den natürlichen Menisci an ihren Rändern entsprechend befestigt werden müssen. Vorstellbar wäre, dass zumindest die fixe, passive Fixierung zum Beispiel des me-

dialen und ventralen Innenmeniskus sowie des ventralen Außenmeniskus Vorderhornspitze in ausreichender Form durch Fixierung an der Endoprothesen wiederhergestellt werden könnten.

Wesentlich problematischer ist jedoch die Wiederherstellung der Verbindung zu den dynamischen zum Teil aktiv gespannten Meniskusfixierungen, wie dem Ligamentum collaterale mediale posterius obliquum, den meniscalen Ausläufern der Musculus Semimembranosus Sehne zum medialen Meniskus, den meniscalen Ausläufern der Popliteussehne zum lateralen Meniskus sowie den Insertionen des Wrisberg Ligament am Außenmeniskus Hinterhorn.

10 Inwieweit durch alternative Maßnahmen, zum Beispiel Verbesserung der Gleitfähigkeit, der Konsistenz und Modifizierung der Form der Meniskusprothesen eventuell auf eine dynamische Fixierung ganz oder teilweise verzichtet werden kann, oder alternative Befestigungsmöglichkeiten gefunden werden können, bedarf der experimentellen Klärung.

15 Bei fortschreitender Entwicklung der technischen chirurgischen Möglichkeiten ist ein derartiges Vorgehen in der beschriebenen Weise zur Erhaltung der Menisci für die optimale Rekonstruktion eines arthrotischen Gelenkes vorstellbar.

Eine bevorzugte Ausgestaltung der Erfindung betrifft also ein Verfahren zum Erhalt der Meniskusfunktion, insbesondere bei einer endoprothetischen Versorgung der Tibia, durch Erhalt der originären Menisci oder Ersatz der originären Menisci durch eine Meniskusprothese, welche insbesondere aus Kautschuk hergestellt und an einer tibialen Prothesenkomponente fixiert ist.

25 **9. Schablone für eine hemisphärische Tibiaplateauresektion für minimale Tibiaprothesenkomponenten**

Hinsichtlich des ersten Aspekts der Erfindung (Resektionsschablone) ist vorzugsweise vorgesehen, dass die Werkzeugführung als Fräsöffnung, insbesondere mit einer zumindest teilweise kreisbogenförmigen Begrenzung, zum Führen eines Fräskopfes oder mehrerer Fräsköpfe ausgebildet ist. Die Abstützeinrichtung kann hier insbesondere als vorzugsweise ebene (flache) Abstützfläche ausgebildet sein. Durch die Verwendung einer zweiten Tibiaschablone (Fig. 13) kann nach erfolgter minimaler Höhenresektion des Tibiaplateaus, beispielsweise durch die oben beschriebene erste Tibiaschablone, in einem zweiten Schritt das Tibiaplateau be-

reichsweise ausgefräst werden, um in das Tibiaplateau eine Vertiefung einzubringen, die ein Implantatlager für eine Prothese bildet. Das Einbringen der Vertiefung erfolgt hierbei vorzugsweise durch einen Fräskopf, beispielsweise einen hemisphärischen Fräskopf, der in der zweiten Schablone geführt ist. Hierdurch ist beispielsweise ein Ausfräsen eines ausreichend tiefen Implantatlagers, welches das Einbringen der minimal nötigen Prothesen- beziehungsweise Polyethylendicke in der jeweiligen Belastungszone sicherstellt, möglich. Das Implantatlager kann beispielsweise hemisphärisch sein. Auch das Einbringen mehrerer Implantatlager beziehungsweise Vertiefungen in das Tibiaplateau ist möglich. Das Einbringen einer optimal angepassten Vertiefung als Implantatlager in das Tibiaplateau ermöglicht eine weitere, erhebliche Reduzierung der Knochenresektion und eine optimierte Verankerung einer maximal verkleinerten Prothesenkomponente.

10. Werkzeug für eine kreisförmige und/oder hemisphärische Ausfräsung

In einer bevorzugten Ausführung der Erfindung ist eine Fräsvorrichtung zum Ausfräsen eines Knochens, insbesondere eines tibialen Implantatlagers, vorzugsweise des tibialen Condylenplateaus, vorgesehen, welche eine Fräseinheit, ein Handhabungsteil zur manuellen Handhabung und insbesondere eine Abstützfläche zum Abstützen an einer gegenüberliegenden anatomischen Struktur, insbesondere dem Femur, aufweist. Die Abstützfläche kann insbesondere an dem Handhabungsteil ausgebildet sein.

Vorzugsweise weist die Fräseinheit einen kreisscheibenförmigen, kuppelförmigen und/oder sphärischen beziehungsweise hemisphärischen Fräskopf auf.

Des Weiteren ist es bevorzugt, dass der Handhabungsteil schwenkbar relativ zu dem Fräskopf beziehungsweise der Fräseinheit oder einer Fräskopfführung angeordnet ist und dass durch eine Abstoßung an einer gegenüberliegenden anatomischen Struktur Druck auf den Knochen zum Ausfräsen des Knochens ausübbar ist. Der Handhabungsteil beziehungsweise Hebel kann durch eine Schwenkbewegung gegen eine gegenüberliegende anatomische Struktur gedrückt werden und hierdurch Druck auf die Fräseinheit beziehungsweise den Fräskopf ausüben. Bei der gegenüberliegenden anatomischen Struktur kann es sich zum Beispiel um die der Tibia gegenüberliegende, beispielsweise resezierte, Femurkondyle handeln. Der Druck kann insbesondere auf eine Fräskopfführung ausgeübt werden, zum

Beispiel über der durch die Tibiaschablone definierten Stelle. Dies ermöglicht es, den Fräskopf auch unter beengten Platzverhältnissen in die Tiefe zu drücken. (Figuren 14 und 15). Beim Fräsen ist erfahrungsgemäß meistens ein außerordentlich hoher Anpressdruck erforderlich, insbesondere da der subchondrale tibiale Knochen in diesem Bereich oftmals erhebliche Sklerosierungen aufweist. Werden diese Druckkräfte in axiale Richtung aufgrund der engen räumlichen Verhältnisse von ventral, also etwa in einem 90° Winkel, über die Fräseführung ausgeübt, kommt es in der Regel zu einer Verbiegung dieser Fräskopfführung, welches insofern kritisch ist, da durch diese die Antriebsmechanik für die Drehung des Fräskopfes läuft.

Grundsätzlich könnte für den hohen Anpressdruck eine ausreichend kräftige Fräskopfführung vorgesehen werden. Hierbei wären jedoch Abstriche bei der Handlichkeit des Instrumentes zu machen beziehungsweise es wären etwas komplexere Verspannungskonstruktionen für das Material und ein sehr spezifisches Design der Fräskopf-Führungsvorrichtung erforderlich, um in dem engen Operation Situs beziehungsweise Gelenkspalt hantieren zu können. Dies gilt insbesondere im Falle eines zweizeitigen operativen Eingriffes, zum Beispiel beim Vorgehen nach Patent Nummer DE 44 34 539 C2, hier wiederum vor allem bei hemiprothetischen Verfahren, bei welchen zunächst ein Implantatlager über einen möglichst kleinen operativen Zugang gefräst wird und die Endoprothesen im Anschluss daran entsprechend dem Subtraktionsbild des prä- und postoperativen CT- Bildes beziehungsweise entsprechend dem CT-Bild des Gelenkes vor und nach der Implantatlagerfräsung hergestellt wird.

11. Optimierter Schienbeinstopper

In einer weiteren bevorzugten Ausgestaltung der Resektionsschablone ist vorgesehen, dass die Resektionsschablone einen Ausleger aufweist, an dessen Ende eine Anlagefläche zur Anlage an das Schienbein ausgebildet ist, wobei die Anlagefläche mindestens 10 cm, vorzugsweise mindestens 13 cm, von einer Auflagefläche für das proximale Ende der Tibia entfernt ist.

Erfindungsgemäß wurde erkannt, dass es vorteilhaft ist, die Auflage des Schienbeinstoppers ausreichend langstreckig und mit einer ausreichend weit von der Gelenklinie entfernten Auflagezonen zu konstruieren. Der Ausleger, der die eigentliche Schienbeinschablone (Schablonengrundkörper mit Abstützeinrichtung und

Werkzeugführung) mit dem Schienbeinstopper (Anlageelement mit Anlagefläche) verbindet, kann zusätzlich einen Bohrkanal als Führung für einen Ausrichtstab zur Überprüfung der Position der Resektionsebene für die tibiale Prothesenkomponente in Bezug auf die anatomische Schienbeinachse aufweisen (Fig. 22). Durch

5 Verwendung eines metallenen rotationsstabilen Ausrichtstabes, zum Beispiel einen Vierkantstab, kann zusätzlich Schablonenmaterial eingespart werden, indem zwischen dem eigentlichen Grundkörper der Schablone und dem Auflageelement auf der Schienbeinkante lediglich der metallene Vierkant-Ausrichtstab als Verbindung verwendet wird. Hierbei wären Arretiervorrichtungen für Schablonen-

10 Grundkörper und Auflageelement an genau bestimmbar Stellen des Ausrichtstabes anzubringen. Analog zum Auflageelement an der Schienbeinkante kann ein solches auch für den Bereich des Sprunggelenkes angefertigt werden und alternativ oder gemeinsam mit dem Auflageelement an der Schienbeinkante zur Positionierung des Ausrichtstabs, wie oben beschrieben, verwendet werden.

15 Des Weiteren betrifft die Erfindung ein Verfahren zur Bestimmung einer Anlagefläche für eine Resektionsschablone mit einem Ausleger und einer Anlagefläche zur Anlage an das Schienbein, bei welchem ein vorzugsweise dreidimensionales Bild zumindest eines Bereichs des Schienbeins aufgenommen wird, wobei während der Aufnahme des dreidimensionalen Bildes eine Masse an das Schienbein an-

20 modelliert ist, welche sich auf dem dreidimensionalen Bild sowohl gegen Knochen als auch gegen Weichteile auf dem Knochen abgrenzt.

Durch das Auflegen einer anmodellierbaren Masse, welche sich ausreichend gegen Knochen und Weichteile auf der Schienbeinkante abgrenzen lässt (zum Beispiel ein Kühlpack), kann die An- oder Auflagefläche für den Schienbeinstopper beziehungsweise für die Anlagefläche der Resektionsschablone auf der Schien-

25 beinkante, welche auf der Innenseite mit einer relativ dünnen Haut- und Knochenhautschicht und außenseitig mit einer verschieblichen, unterschiedlich dicken Muskelschicht abgedeckt ist, während einer CT- oder NMR-Aufnahme exakter dargestellt werden (Fig. 18).

30

12. Exoschablone und Exoprothese

Ein weiterer erfindungsgemäßer Aspekt betrifft ein Verfahren zur Herstellung einer Schablone, Prothese oder Orthese, insbesondere einer Extremitäten- oder Ge-

lenkschiene, welche zumindest bereichsweise zur Anlage an eine äußere, beispielsweise hautbedeckte, Körperoberfläche des menschlichen oder tierischen Körpers, insbesondere einer Extremität, ausgebildet ist, wobei ein dreidimensionaler Bilddatensatz zumindest eines Bereichs des Körpers beziehungsweise der Extremität aufgenommen wird, wobei während der Aufnahme des dreidimensionalen Bilddatensatzes eine, vorzugsweise mit einem Fluid gefüllte, Manschette um die äußere Kontur des Körpers beziehungsweise der Extremität angeordnet ist, welche sich in dem dreidimensionalen Bilddatensatz sowohl gegen Knochen als auch gegen Weichteile abgrenzt, und wobei zumindest ein Formabschnitt der Schablone, Prothese oder Orthese basierend auf dem dreidimensionalen Bild geformt wird. Die Anlage an die Körperfläche kann dabei auch in Form einer zumindest teilweisen Umschließung einer Extremität erfolgen.

Die Erfindung betrifft gemäß einem weiteren Aspekt eine Schablone, Prothese oder Orthese, insbesondere hergestellt nach dem erfindungsgemäßen Verfahren, wobei die Schablone zur Anlage an einer äußeren, beispielsweise hautbedeckten Körperoberfläche ausgebildet ist und hülsen-, schalen-, manschetten-, schellen- und/oder klammerartig geformt ist, um eine Extremität des Körpers im Wesentlichen zu umgreifen.

Vorzugsweise ist vorgesehen, dass die Schablone, Prothese oder Orthese ein Gelenk aufweist.

Die Schablone wird unter Ausrichtung der Auflageflächen an der intakten, in der Regel hautbedeckten Körperoberfläche (in Anlehnung an die Technik bei der Herstellung des Schienbeinstoppers für die Tibiaschablonen oder der äußeren Komponente der Kniescheibenschablone) an den Knochen angelegt.

Im Hinblick auf die Formung der Schablone, Prothese oder Orthese, angepasst an den jeweiligen Patienten, wird zum Beispiel während der computertomographischen Aufnahme eine Kunststoffmanschette an das Bein des Patienten angelegt. Die Kunststoffmanschette kann zum Beispiel pneumatisch oder mit Flüssigkeit auffüllbar sein. Als Kunststoffmanschette kann beispielsweise eine solche, wie sie bekanntermaßen für die notfallmäßige Ruhigstellung von Extremitätenfrakturen verwendet wird, verwendet werden. Hierdurch kann computertomographisch eine exzellente Darstellung der Gliedmaßenoberfläche erreicht werden. Die Auflagefläche der Exoprothese beziehungsweise Exoschablone zur Anlage an die äußere

Extremitätenoberfläche (zum Beispiel Bein) kann dann basierend auf dieser Aufnahme individuell geformt werden.

Alternativ kann die Erstellung der Aufnahme mittels Kernspintomographie erfolgen.

- 5 Durch eine Flüssigkeitsfüllung der Manschette, zum Beispiel durch Wasser, kann aufgrund des Gewichts der Flüssigkeit zusätzlich eine Ruhigstellung des Patienten, insbesondere der Extremität, erreicht werden. Diese ist sowohl für eine Computertomographie als auch ggf. für eine kernspintomographische Aufnahme von Vorteil.
- 10 Mithilfe dieses Vorgehens kann eine erfindungsgemäße Exoschablone oder Exoprothese geformt werden. Die Exoschablone oder Exoprothese kann zum Beispiel eine hülsenförmige Schale und/oder eine Schellenkonstruktion sein, beispielsweise für eine Extremität. Die Herstellung kann eventuell analog zur Herstellung der Endoprothesen, zum Beispiel auch unter Verwendung eines geeigneten
- 15 3-D-Druck Verfahrens, erfolgen. Die Exoschablone oder Exoprothese kann aus einem geeigneten Material, zum Beispiel Kunststoff, insbesondere Hartplastik, Carbonfaser oder Ähnlichem hergestellt sein.
- In Anlehnung an die herkömmlichen Techniken zur Prothesenherstellung können ferner Mechanismen zum Beispiel zum Öffnen und Schließen, zur Straffung
- 20 und/oder zur Druckpolsterung vorgesehen sein. Eine Luftpolsterung kann zum Beispiel durch Luftkammern und/oder durch die geeignete Wahl eines Materials oder einer Materialtextur erreicht werden. Wesentlich ist, dass die Konstruktion sich optimal an dem Körperteil, zum Beispiel der Extremität, befestigen lässt.
- Die gleichzeitige Darstellung von Extremitätenoberfläche und knöchernen Strukturen in der Tiefe der Weichteile bietet zudem die Möglichkeit, Orthesen beziehungsweise Schienen im Sinne von Exoprothesen zu konstruieren, welche zum
- 25 Beispiel am Kniegelenk eine wesentlich differenzierte Orientierung an einer knöchernen beziehungsweise knorpeligen Gelenksgeometrie zulassen. Dies betrifft insbesondere die Kniegelenksgeometrie. Die Orthese beziehungsweise Schiene
- 30 lässt sich damit wesentlich genauer an die individuelle Kniegelenkskinematik anpassen, zum Beispiel zur Konstruktion des Gelenkes einer Kniegelenksschiene.

Beispielsweise ist es möglich, den Drehpunkt beziehungsweise die Drehachse einer Gelenkschiene beziehungsweise Exoprothese genauer, zu positionieren. Zum Beispiel kann die Epikondylenlinie als näherungsweise anatomisches Drehzentrum des Kniegelenkes unter Verwendung von zum Beispiel herkömmlichen
5 monozentrischen, bizen-trischen oder polyzentrischen Gelenken (mit und ohne Limitierung der Bewegung des jeweiligen Gelenkes) für die Extension und Flexion wesentlich präziser angelegt werden.

Ferner kann durch die gleichsame Darstellung der Weichteile an der Oberfläche (Oberflächenkontur) und der Knochen im Inneren wesentlich komplexere Gelenkkinematik realisiert werden. Beispielsweise kann durch Anmodellieren einer an die
10 Femurkondylenkontur angepassten Scharnierkonstruktion oder eines Gleitlagers seitlich an der Exoprotheseschale bzw. der Exoprothese eine individuell angepasste und erheblich verbesserte Kinematik, eventuell mit Roll-Gleit- und auch Dreh-Möglichkeit für die Kniegelenksbewegung realisiert werden. Dies kann zum
15 Beispiel mit einer Gleitpaarung Metall/Polyethylen, ähnlich wie bei den Endoprothesen eventuell jedoch auch durch eine Rollenkonstruktion oder Kugellagerkonstruktion entlang der Kontaktflächen dieser Scharnierkonstruktion, zum Beispiel jeweils innen- und außenseitig, erfolgen. Die Scharnierkonstruktion kann eventuell auch zum Schutz vor Verschmutzung und auch zur Verhinderung des Austrittes
20 von Gleitmittel in einem Schutzgehäuse untergebracht sein. Dabei kann zum Beispiel die Exoprothese (zum Beispiel eine Schalenkonstruktion) in diesem Bereich verbreitert sein. Die verbesserte Kinematik verbessert den physiologischen Bewegungsablauf des Gelenks und damit den erwünschten Heilungsprozess sowie den Tragekomfort.

25 Eine Stabilisierung der Exoschablone oder Exoprothese (zum Beispiel Schalenkonstruktion) beziehungsweise des Gleitlagers kann zum Beispiel durch Strukturen, deren Verankerungen durch die Burmester Kurve vorgegebenen sind, vorgenommen werden. Diese Strukturen können streben- und/oder bandartig und/oder stabil (formstabil) und/oder elastisch sein. Sie können jeweils an den Seiten, eventuell auch dorsal und ventral, des Gelenkes vorgesehen sein. Sie Strukturen verlaufen vorzugsweise seitlich entsprechend den Bandstrukturen beziehungsweise Bandinsertionen und/oder ventral des Streckapparates und/oder dorsal entsprechend den dorsalen Kapselbandstrukturen des Kniegelenkes. Die Konstruktionen
30

können mit und ohne Limitierung der Bewegung des jeweiligen Gelenkes (zum Beispiel des Kniegelenkes) für die Extension und Flexion, zum Beispiel durch keilartige Stoppervorrichtungen oder andersartige Gelenkssperren, hergestellt werden. (Fig. 19 und 20).

5 Es lässt sich zum Beispiel eine funktionelle Orthese zur Stabilisierung des Kniegelenkes herstellen. Die Orthese kann beispielsweise nach einer Verletzung, zum Beispiel einer Bandstruktur, zum Beispiel des vorderen Kreuzbandes, eingesetzt werden. Die Orthese kann aber auch zur Entlastung, zum Beispiel bei einseitiger medialer oder lateraler Gonarthrose, oder zur postoperativen Entlastung verwendet
10 werden, zum Beispiel auch durch zusätzliche Abstützung im Sohlenbereich und/oder im Hüftbereich. Dies kann zum Beispiel durch eine geeignete Stiefelkonstruktion und/oder im Bereich des Beckens zum Beispiel durch eine geeignete Abstützung am Sitzbeinhöcker und/oder eine Oberschenkelanpassung entsprechend den Prothesenschäften erfolgen, welche bei der prothetischen Versorgung
15 von Ober- und Unterschenkelamputationen zur Versorgung von Verletzungen, Erkrankungen und postoperativen Zuständen anderer Regionen zum Beispiel der unteren Extremität verwendet werden.

Das erfindungsgemäße Verfahren ist auch bei der Konstruktion von anderen Exoprothesen, zum Beispiel der oberen Extremitäten, aber auch von Rumpforthesen und Orthesen zur Stabilisierung der Halswirbelsäule anwendbar.
20

Nicht zuletzt kann das Verfahren auch bei der modernen mechanisierten Orthesenversorgung, insbesondere bei der Herstellung von so genannten Außenskeletten in der Neurorobotik, und bei der Versorgung von neurologischen Erkrankungen und Verletzungen, zum Beispiel Querschnittslähmungen, zum Einsatz gelangen.
25

Zusammenfassend wird also insbesondere eine Exoschablone beziehungsweise Exoprothese beziehungsweise Kniegelenkschiene für die zum Beispiel postoperative Stabilisierung und Entlastung des Kniegelenkes bereitgestellt, welche mit einem Scharnier versehen ist, welches eine physiologische Bewegung des Kniegelenkes erlaubt, wobei, insbesondere in Anlehnung an die individuelle Kniegelenkendoprothetik, Gleitscharniere außenseitig an der Exoprothese mit Verstrebungen fixiert an Bandinsertionspunkten entsprechend der Burmester Kurve angebracht sind.
30

Die Erfindung wird nachfolgend mit Bezug auf die beiliegenden Figuren weiter beschrieben. In den Figuren zeigt:

5

- Fig. 1: einen coronaren Schnitt durch den Femur des Menschen und eine Femur-Schablone;
- Fig. 2: einen sagittalen Schnitt durch den Femur und eine Femurschablone;
- Fig. 3: eine Femurschablone für eine ausschließlich distale Resektion;
- 10 Fig. 4: eine Schablone für den Femur mit Bohrführungen für Femurprothesenzapfen;
- Fig. 5: einen Resektionsblock mit Verankerungszapfen;
- Fig. 6: eine femorale Auflagefläche mit Verstärkungen in Form halbzyklindrischer Streben;
- 15 Fig. 7: eine femorale Minimalendoprothese;
- Fig. 8: eine „Vier-in-eins-Schablone“ für den Femur mit zusätzlichen Bohrführungen für eine rinnenförmige Ausbohrung des femoralen Implantatlagere;
- Fig. 9: eine Minimalendoprothese für den Femur, bei welcher dorsodistales femorales Gleitlager und patellares Gleitlager getrennt sind;
- 20 Fig. 10: eine Femurprothese mit einer V-förmigen Faltung der Auflagefläche für das femorale Gleitlager;
- Fig. 11: eine Resektionsschablone, insbesondere eine Tibiaschablone, mit einem Rotationshaken;
- 25 Fig. 12: eine tibiale Prothese mit getrennten Komponenten;
- Fig. 13: eine Resektionsschablone (Tibiaschablone) mit einer Fräsführung zum Ausfräßen eines Prothesenlagers, insbesondere für eine Minimalendoprothese ventral;
- Fig. 14: eine Fräsvorrichtung zum Ausfräßen eines Prothesenlagers, insbesondere an der Tibia dorsal;
- 30 Fig. 15: eine Fräsvorrichtung zum Ausfräßen eines Prothesenlager an der Tibia dorsal;
- Fig. 16: eine tibiale Minimalendoprothese;

- Fig. 17: eine tibiale Minimalendoprothese in einer weiteren Ansicht;
Fig. 18: eine Resektionsschablone mit Rotationshaken und einer Auflagefläche zur Auflage an das Schienbein (Schienbeinstopper);
Fig. 19: eine Exprothese als Knieschiene;
5 Fig. 20: eine dreidimensionale Ansicht der Exprothese gemäß Fig. 19;

Die Figuren 1,2 und 4 zeigen eine an einem Knochen 200 beziehungsweise am Femur 210 (Oberschenkelknochen) eines Menschen fixierte Resektionsschablone 10 mit einem Klammermechanismus beziehungsweise Schnappmechanismus zur
10 Fixierung. Die Resektionsschablone 10 umfasst eine Abstützeinrichtung 20 zur Abstützung am Knochen 200 und eine Werkzeugführung 30, insbesondere einen Sägeschlitz oder Sägeschacht bzw. eine Sägeföhrung, zur Resektion des Knochens 200 entlang einer definierten Ebene. Ein Grundkörper, in welchem die Werkzeugführung 30 ausgebildet ist, bildet eine spangenartige Umklammerung 40
15 des Knochens 200. Die Umklammerung 40 umfasst einen Hinterschnitt, um den Knochen 200 darin aufzunehmen. Die Umklammerung 40 umgreift den Knochen 200 um mehr als 180 Grad, so dass dieser in dem durch die Umklammerung 40 gebildeten Umgriffsbereich sicher fixiert werden kann. Die Spangen der Umklammerung 40 sind flexibel, so dass die Resektionsschablone 10 durch Einrasten auf
20 den Knochen 200 aufgesetzt werden kann.

Bei genauer Betrachtung der Kniegelenksanatomie lässt sich feststellen, dass bei etwa 120° gebeugtem Kniegelenk und senkrechter Ausrichtung des Schienbeins sich sowohl an den Oberschenkelrollen als auch am Schienbeinkopf überwiegend knöcherne, teilweise knorpelige Oberflächenstrukturen befinden. In der horizontalen Ebene nach hinten befindet sich bei offenem Operationssitus in der Tiefe des
25 Operationssitus an den Oberschenkelrollen und auch am Schienbeinkopf eine Verjüngung. Diese Verjüngung nach hinten befindet sich an den Oberschenkelrollen in der oben genannten Ausrichtung kurz hinter den seitlichen Rändern der Gelenkfläche, welche bei den mit Kniegelenksendoprothesen zu versorgenden Patienten durch so genannte arthrotische Umbauvorgänge (überwiegend mit knöchernen, aber auch knorpelig-bindegewebige Auswülstungen - sogenannten Osteophyten) häufig zusätzlich verbreitert sind. Nach der Überwindung dieser Gelenkrandverbreiterung folgt eine Verjüngung des Durchmessers der Oberschenkelrollen in
30

der horizontalen Ebene (besonders ausgeprägt an der Außenseite der äußeren Oberschenkelrolle, deutlich auch an der Innenseite der äußeren Oberschenkelrolle sowie an der Außenseite der inneren Oberschenkelrolle und in Abhängigkeit der arthrotischen Veränderung auch hinlänglich ausgeprägt an der Innenseite der inneren Oberschenkelrolle). Nach dieser Verjüngung beziehungsweise Einmündung der knöchernen Struktur folgt erneut eine Weitung des Knochendurchmessers, bedingt durch die Erhebung der sogenannten Epikondylenhöcker, an welchen sich die Außenbänder jeweils an der Außenseite der äußeren Oberschenkelrolle und der Innenseite der inneren Oberschenkelrolle inserieren. In der sogenannten interkondylären Notch an der Innenseite der äußeren Oberschenkelrolle und der Außenseite der inneren Oberschenkelrolle nimmt hier der Knochendurchmesser erneut zu, um das Gewölbe für das Dach der interkondylären Notch zu schließen, vgl. Fig. 1.

Eine eingehende Untersuchung der Kniegelenksanatomie in der Tiefe der sogenannten Notch lässt erkennen, dass zwischen den Ansätzen des vorderen und hinteren Kreuzbandes an den Innenseiten der intercondylären Notch, unter dem sogenannten Dach derselben beziehungsweise dem rückwärtigen körperfernen Oberschenkelknochen bis hinauf zum sogenannten "Planum popliteum", insbesondere auch beim arthrotischen Kniegelenk, zwar zum Teil ausgeprägtes, hypertrophes synoviales Bindegewebe sowie Osteophyten das Lumen weitgehend verlegen, diese sich jedoch durch eine ausreichend widerstandsfähige, leicht hackenförmige Struktur, wie zum Beispiel einem Pfriem oder einem Raspartorium, ausreichend beiseiteschieben beziehungsweise durchstoßen lassen, um einen Zugang zur Rückseite des körperfernen Oberschenkels zum Planum popliteum zuzulassen, ohne kritische Strukturen, insbesondere Gefäße, Nerven oder für die Stabilität oder Funktion bedeutsame Gewebe, zu verletzen. Dieses Planum popliteum stellt ähnlich wie der femorale Knochen oberhalb des Kniescheibengleitlagers eine computertomographisch zuverlässig darstellbare und reproduzierbare knöcherne Struktur dar, welche verbunden durch eine Linie vertikal, beziehungsweise sagittal über das Kniescheibengleitlager und durch die intercondyläre Notch verlaufend, eine sich nach oben verjüngende Spange bildet, vgl. Fig. 2.

Vor allem die Schablone 10 im Bereich des Femurs 210 macht sich den Umstand zu Nutze, dass bei der Kniegelenksendoprothetik der zu resezierende Knochen 200, vor allem femoralseitig, wie an keinem anderen Gelenk des Körpers, aus dem umgebenden Weichteilgewebe herausgeschält werden kann, ohne dass dieses zu relevanten Weichteilschäden führt.

Die Figuren 3 und 4 zeigen eine Resektionsschablone 10 als eine erste Schablone bzw. ein erstes Schablonenteil 11 für eine ausschließliche distale Resektion des Femurs 210. Die Resektionsschablone 10 umfasst lediglich eine einzige Werkzeugführung 30, um die Condyli 212 des Femurs 120 zu resezieren. Die Resektionsschablone 10 umfasst des Weiteren Bohrführungen 34 für ein Vorbohren von Kanälen für Verankerungszapfen einer einzusetzenden Femurprothese. Die Resektionsschablone 10 umfasst außerdem eine Klammer oder Umklammerung 40, wie zuvor beschrieben, die den Femur 210 zwischen den Condyli 212 in proximaler Richtung umklammert.

In Figur 5 ist eine Resektionsschablone 10 als ein zweites Schablonenteil 12 in Form einer 4-in-1-Schablone zur weiteren Resektion nachfolgend an die distale Resektion (Fig. 1 - 4) dargestellt. Die Resektionsschablone 10 kann auch als Resektionsblock bezeichnet werden und umfasst eine Mehrzahl von Werkzeugführungen 30. Die Resektionsschablone 10 umfasst eine ebene Auflagefläche 28 zur Auflage auf eine bereits hergestellte Resektionssfläche (distale Resektion) des Knochens 200. Zur Fixierung auf der Resektionssfläche sind Verankerungszapfen 36 vorgesehen. Die Resektionsschablone 10 ist insbesondere für den Femur 210 vorgesehen und umfasst entsprechende Werkzeugführungen 30 (Sägeführungen) für die Resektion der Condyli 212.

In den Figuren 6 und 7 sind zwei Ausführungsformen einer Endoprothese 100 dargestellt. Die Endoprothese 100 für den Femur weist mehrere winkelig zueinander ausgerichtete Auflageebenen 102 zur Anlage an entsprechende Resektionsflächen des resizierten Femurs 210 auf. An den Übergangskanten zwischen den Auflageebenen 102 ist eine Verstärkung 104 angeordnet, die die Auflageebenen 102 verbindet und eine Bruchgefahr im Bereich der Kanten zwischen den Auflageebenen 102 vermindert. Die insbesondere strebenförmige und/oder halbzylin- derförmige Verstärkung 104 verläuft quer zu der zwischen den Auflageebenen 102

gebildeten Kante. Die Endoprothese 100 umfasst einen ersten Prothesenabschnitt 122 für das mediale dorsodistale Gleitlager, einen zweiten Prothesenabschnitt 124 für das laterale dorsodistale Gleitlager und einen dritten Prothesenabschnitt 126 für das patellare Gleitlager. An dem ersten Prothesenabschnitt 122 ist ein erster Auflagebereich 106 mit mindestens zwei Auflageebenen 102 gebildet. An dem

5 Auflagebereich 106 mit mindestens zwei Auflageebenen 102 gebildet. An dem zweiten Prothesenabschnitt 124 ist ein zweiter Auflagebereich 107 mit mindestens zwei Auflageebenen 102 gebildet. An dem dritten Prothesenabschnitt 126 ist ein dritter Auflagebereich 108 mit mindestens zwei Auflageebenen 102 gebildet.

Die Figur 8 zeigt eine Resektionsschablone 10 zur Herstellung eines Implantatlagers für eine Endoprothese 100 gemäß Figur 6. Zum Eindringen von rinnenförmigen Vertiefungen im Bereich der Resektionsflächen sind in der Resektionsschablone 10 Bohrführungen 35 vorhanden, welche parallel zu der entsprechenden Sägeführung (Werkzeugführung 30) verlaufen.

10

Figur 9 zeigt eine Endoprothese 100 für den Femur 210 in Form einer Minimalendoprothese. Bei der Endoprothese 100 für den Femur 210 sind die Prothesenteile der dorsodistalen Gleitlager und des patellaren Gleitlagers als getrennte Elemente (Prothesenteile) ausgeführt. Die Prothesenteile sind im Bereich des sogenannten Sulcus Terminales getrennt.

15

Die Endoprothese 100 umfasst ein erstes Prothesenteil 130 für das mediale dorsodistale Gleitlager, ein zweites Prothesenteil 132 für das laterale dorsodistale Gleitlager und ein drittes Prothesenteil 134 für das patellare Gleitlager.

20

Die Figuren 6 und 10 zeigen eine Endoprothese 100 in Form einer Prothese für den Femur 210 mit einer V-förmigen Faltung einer der Auflageflächen beziehungsweise Auflageebenen 102. Die Endoprothese 100 umfasst einen ersten Auflagebereich 106 für das mediale dorsodistale Gleitlager, einen zweiten Auflagebereich 107 für das laterale dorsodistale Gleitlager und einen dritten Auflagebereich 108 für das patellare Gleitlager. Der dritte Auflagebereich 108 umfasst eine V-förmige Auffaltung, die zur entsprechend gefalteten Resektionsebene des Knochens (Femur) gerichtet ist. Die Scheitelkante 109 verläuft quer zu den Kanten

25

30 zwischen den Auflageebenen 102 und in Richtung auf die dorsodistalen Gleitlager beziehungsweise die Auflagebereiche 106, 107.

Fig. 11 zeigt eine Ausführungsform einer Resektionsschablone 10 mit einem sogenannten Rotationshaken. Die Tibia 220 weist an der außenseitigen Schienbeinkante oder -seite 226 eine nahezu rechtwinklige Kante 228 auf. Zur Anlage an diese rechtwinklige Kante 228 weist die Resektionsschablone 10 einen hakenförmigen Anlagebereich 46 auf. Der hakenförmige, insbesondere rechtwinklig gebogene Anlagebereich 46 empfindet die Kante 228 an der äußeren Schienbeinseite nach und ist vorzugsweise zungenförmig gestaltet. Durch die Anlage des Anlagebereichs 46 an die Kante 228 wird insbesondere eine Festlegung der Resektionsschablone 10 um eine vertikale Achse erreicht. Der hakenförmige Anlagebereich 46 kann lösbar mit dem Grundkörper der Resektionsschablone 10 verbunden sein, so dass er auch noch nachträglich, beispielsweise bei bereits im Situs aufgelegter Resektionsschablone 10, angebracht werden kann.

Eine Endoprothese 100 in einer bevorzugten Ausgestaltung der Erfindung ist in der Figur 12 dargestellt. Die Endoprothese 100 besteht aus mindestens zwei getrennten und voneinander beabstandeten Prothesenteilen 110, 112, insbesondere zur Anordnung an den beiden Condyli 222 der Tibia 220. Die beiden getrennten Prothesenteile 110, 112 der Endoprothese 100 sind im eingesetzten Zustand durch den intercondylen Höcker der Tibia (intercondylärer Bereich 224) voneinander getrennt beziehungsweise beabstandet.

Erfindungsgemäß ist insbesondere vorgesehen, dass für die jeweiligen Condyli 222 jeweils eine separate Fassung 114, 116 vorgesehen ist, welches jeweils einen Prothesenonlay 118, 120, der die zu ersetzende Condylenfläche aufweist, aufnimmt. Die Endoprothese 100 besteht also aus einem ersten Prothesenteil 110 und einem zweiten Prothesenteil 112, welche getrennt und voneinander beabstandet an der Tibia 220 angeordnet werden und jeweils eine Fassung 114, 116 zum Aufsetzen auf eine Resektionsfläche und einen an der Fassung 114, 116 befestigten Prothesenonlay 118, 120 aufweisen.

Ein besonderer Aspekt besteht also in dem Vorsehen von zwei getrennten Fassungen 114, 116 einer Endoprothese 100, insbesondere für die Tibia 220. Die Fassungen 114, 116 sind insbesondere für das mediale beziehungsweise das laterale Tibiaplateau 222 vorgesehen.

Figur 13 zeigt eine Resektionsschablone 10, insbesondere eine zweite Resektionsschablone zur Verwendung nach einer zuvor ausgeführten Höhenresektion, insbesondere des Tibiaplateaus. Die Resektionsschablone 10 weist hierzu eine Abstützeinrichtung 20 zur Abstützung an der ebenen Resektionsfläche der Tibia 220 auf. Die Resektionsschablone 10 ist rahmenartig mit einem umlaufenden Rahmen 14 und einer durch den Rahmen 14 begrenzten Fräsöffnung 16 gestaltet. Die Fräsöffnung 16 umfasst kreisbogenförmige Begrenzungswände zum Führen einer insbesondere kreisförmigen Fräseinheit beziehungsweise eines insbesondere kreisförmigen Fräskopfes. Vorzugsweise ist die Fräsöffnung 16 derart geformt, dass sie eine Fräseinheit 92 beziehungsweise einen Fräskopf 94 in mehreren, vorzugsweise mindestens zwei oder mindestens drei Positionen führen kann. Hierzu ist entsprechend eine Mehrzahl von Fräsführungen, insbesondere kreisbogenförmigen Fräsführungen, vorgesehen.

Die Figur 13 zeigt eine Ausführungsform einer Fräsvorrichtung 90 zum Ausfräsen eines Knochens, insbesondere der Tibia 220, insbesondere eines bereits resezierten Tibiaplateaus. Die Fräsvorrichtung 90 umfasst eine Fräseinheit 92, die schwenkbar an einem Handhabungsteil 96 gelagert ist und ein drehbares Fräs-
werkzeug (Fräskopf) umfasst. Die Fräseinheit 92 mit dem drehbaren Fräs-
werkzeug ist insbesondere kuppelförmig und/oder sphärisch beziehungsweise hemisphärisch gestaltet, um eine kuppelförmige beziehungsweise sphärische Vertiefung in das Implantatlager einzubringen.

Die Fräsvorrichtung 90 ist Figur 14 und Figur 15 weiter dargestellt und zeigt insbesondere einen Fräsvorgang am Kniegelenk zwischen Femur 210 und Tibia 220. Auf das bereits resizierte Tibiaplateau wird die Resektionsschablone 10 gemäß Figur 13 aufgesetzt. Der Handhabungsteil 96, welcher insbesondere als Hebel ausgeführt ist, ist gegenüber der Rotationsachse der Fräseinheit 92 verschwenkt, insbesondere um etwa 80 bis 110 Grad. Zum Aufbringen eines Druckes zum Ausfräsen des Implantatlagers kann sich der Hebel am gegenüberliegenden Femur 210 abstützen. Hierzu ist an dem Handhabungsteil 96 eine Abstützfläche ausgebildet, so dass durch Verschwenkung des Handhabungsteils 96 gegenüber der Fräseinheit 92 der Anpressdruck variiert werden kann.

Der Handhabungsteil 96 umfasst hierzu mindestens zwei gegeneinander verschwenkbare Hebelteile, wobei ein erstes Hebelteil mit dem Fräskopf verbunden ist und ein zweites Hebelteil die Abstützfläche aufweist. Durch Verschwenken der beiden Hebelteile wird der Fräskopf beziehungsweise die Fräseinheit von der Abstützfläche weggedrückt.

Fig. 16 zeigt eine minimale tibiale Endoprothese 100, aufweisend eine Fassung 114 und einen Prothesenkörper 118 als einseitige Prothese für die laterale oder mediale Femurkondyle 212. Die Fassung 114 weist einen ebenen Auflagebereich, insbesondere randseitig, zur Auflage auf eine Resektionsebene auf. In dem ebenen Auflagebereich sind mehrere vorstehende, insbesondere hemispherische Lagerbereiche ausgebildet, die in entsprechende Vertiefungen im Implantatlager eingesetzt werden. Hierdurch lässt sich eine solche minimale Endoprothese 100 zuverlässiger fixieren. Der Prothesenkörper 118 umfasst eine oder mehrere Zapfen, die in entsprechende Bohrungen in der Fassung 114 eingreifen.

Die tibiale Minimalendoprothese 100 gemäß Fig. 16 ist in Fig. 17 in einer seitlichen und teilweise geschnittenen Ansicht dargestellt.

Fig. 18 zeigt eine Resektionsschablone 10 in Form eines sogenannten Schienbeinstoppers. Die Resektionsschablone 10 umfasst eine Abstützeinrichtung 20 zum Abstützen am oberen Ende des Schienbeins und eine Werkzeugführung 30 zum Führen eines Werkzeugs, insbesondere einer Säge, zur Resektion des Schienbeins. Die Resektionsschablone 10 umfasst des Weiteren einen hakenförmigen Anlagebereich 46, wie im Zusammenhang mit Fig. 11 beschrieben.

Eine Exoschablone oder Exoprothese ist in den Figuren 19, 20 dargestellt. In der in den Figuren 26 und 26a dargestellten Ausführungsform umfasst die Schablone 10 beziehungsweise Prothese 100 ein Gelenk und ist zweiteilig ausgeführt. Die Herstellung der Schablone 10 beziehungsweise Prothese 100 erfolgt vorzugsweise basierend auf einer computertomographischen Aufnahme nach Anmodellieren einer Masse an die Außenseite der Extremität, die sich auf dem computertomographischen Bild gut darstellen lässt.

Zusammenfassend lässt sich die Erfindung insbesondere auch folgendermaßen beschreiben:

- 5 1. Vorrichtungen zum Anbohren und zur Resektion von Knochen, im Weiteren als Schablonen bezeichnet, zum Einbringen von Kniegelenksendoprothesen, Verfahren zur Herstellung von solcher Vorrichtung, hierfür geeignete Endoprothesen und Verfahren zur Durchführung derartiger Endoprothesen Implantationen (unter Bezug auf DE 102009028503 A1) sowie Werkzeuge zur Implantation derselben zur
- 10 Anwendung derselben bei konventionellen Teil- oder Vollprothesen, teil- oder voll-individuellen Teil- oder Vollprothesen sowie bei "echtem Oberflächenersatz". Resektionsschablone für die Resektion eines Knochens, mit mindestens einer Abstützeinrichtung zur Abstützung an dem Knochen und mindestens einer Werkzeugführung zur Führung eines Werkzeugs zur Bearbeitung, insbesondere Resek-
- 15 tion, des Knochens, dadurch gekennzeichnet, dass die Abstützeinrichtung mittels Einrast- oder Schnappmechanismen am Knochen exakt und stabil fixierbar ist, wobei die Resektionsschablone insbesondere die exakte Implantation einer individuell angepassten Minimalendoprothese erlaubt.
- 20 2. Schablone für den Femur, Aufteilung der Femurschablone in eine distale Resektionsschablone und eine so genannte „Vier-in-Eins-Schablone“ mit femoralen Verankerungszapfen: zum Beispiel auch "Vier-in-Eins-Schablone" genannt, welche als zweite Schablone bei der Resektion des femoralen Prothesenlagers zum Einsatz kommt mit femoralen Verankerungszapfen zur Verankerung der Schablon-
- 25 ne in den für die femorale Prothesenverankerung vorgesehenen Bohrkanälen. (Fig. 1- 4 und Fig. 5, 8)
3. Schablone, zum Beispiel auch durch sogenannte „Vier-in-Eins-Schablone“ für den Femur mit zusätzlichen Bohrführungen für eine rinnenförmige Ausbohrung
- 30 des zum Beispiel femoralen Implantatlagers für femorale Prothesenkomponenten mit zum Beispiel halbzylinderförmigen Verstärkungsstreben zum Beispiel an den Sollbruchstellen. (Fig. 8)

4. Femorale Prothesenkomponente mit zum Beispiel halbzylinderförmigen Verstärkungsstreben zum Beispiel an den Sollbruchstellen insbesondere bei der Anwendung beim echten kompletten oder unterteilten Oberflächenersatz oder auch bei der echten Bioprothese. (Fig. 7)
- 5
5. Femorale Prothesenkomponente im Sinne eines echten Oberflächenersatzes, bei welcher die Schnittebenen individuell an den jeweiligen Femur des Patienten angepasst unter minimaler Knochen-/Knorpelresektion erfolgt. (Fig. 7)
- 10
6. Schablone für den Femur, zum Beispiel als „Vier-in-Eins-Schablone“, so dass mit dieser auch alleine oder in beliebiger Kombination die mediale und/oder laterale Gelenkflächen des Femurs und/oder auch das Kniescheibengleitlager reseziert werden kann. (Fig. 8)
- 15
7. Femorale Prothesenkomponenten als echter Oberflächenersatzes, bei welchen die Schnittebenen unter minimaler Knochenresektion individuell an den jeweiligen Femur des Patienten angepasst sind. Zusätzlich kann die primär trikompartimentelle femorale Prothesenkomponenten in drei Einzelteile unterteilt sein, nämlich zwei femorale Komponenten und das femoropatellare Gleitlager, durch Abtrennung dieser Einzelteile auf Höhe des so genannten Sulcus terminalis oder auch
- 20
- Sulcus femorotibialis an der jeweiligen medialen oder lateralen Femurkondylen. Eventuell mehrere Resektionsebenen für das Implantatlager an den Femurkondylen zu weiteren Knochenersparnis. (Fig. 9)
- 25
8. Schablone für den Femur zum Beispiel als „Vier-in-Eins-Schablone“, so dass eine vertikale Teilung und Auffaltung der Auflagefläche am femoralen Implantatlager für die Rückseite des femoralen Gleitlagers der Endoprothesen in leichter V-Form einer entsprechenden Femurkomponente der Endoprothesen entsteht.
- 30
9. Femorale Prothesenkomponente mit Modifikation der Rückseite des femoralen Gleitlagers, so dass diese entsprechend dem oben beschriebenen Implantatlager vertikal geteilt und in leichter V- Stellung aufgefaltet wird, zur Erzeugung einer zu-

sätzlichen lateralen Verschiebestabilität der Prothese und Verminderung der erforderlichen Knochenresektion. (Fig. 6)

10 Verfahren zum Erhalt der Meniskusfunktion durch Erhalt der originären Menisci
5 oder Ersatz derselben durch eine aus geeignetem Material, zum Beispiel Kautschuk, hergestellten und an der tibialen Prothesenkomponente fixierten Meniskusprothese.

11. Resektionsschablone für die Tibia, welche durch Anbringung eines Rotations-
10 hakens, zum Beispiel an der Tibiaschablone, eine Rotationsstabilität derselben bei der Auflage an der Tibia ermöglicht. (Fig. 11, 18)

12. Tibiaprothesenkomponente, welche eine zweigeteilte Prothese mit einer medi-
15 alen und lateralen tibialen Komponente entsprechend einem so genannten tibialseitigen beidseitigem Hemischlitten darstellt, insbesondere auch bei trikompartimentellem Gelenkoberflächenersatz am Femur, zur Vereinfachung des Eingriffes bei der so genannten totalendoprothetischen individuellen Kniegelenkendoprothetik, Verbesserung der Präzision und Stabilität bei der Positionierung der Prothesenkomponenten sowie Verminderung der erforderlichen Knochenresektion. Zu-
20 sätzlich entsprechende Modifikation an den Tibiaschablonen. (Fig. 12)

13. Schablone für die Tibia, so dass nach erfolgter minimaler Höhenresektion an
derselben ein Fräskopf in die Schablone eingeführt werden kann und das Ausfrä-
sen eines ausreichend tiefen, z.B. hemisphärischen, individuell optimal angepas-
25 ten Implantatlagers, welches die minimal nötige Polyethylendicke in der jeweiligen Belastungszone sicherstellt, erfolgen kann. (Fig. 13)

14. Werkzeug für die hemisphärische individuell optimal angepasste Ausfräsung
zum Beispiel eines tibialen Implantatlagers mittels eines hemisphärischen Fräs-
30 kopfes, auf welchen durch einen Hebelmechanismus zum Beispiel an der Fräskopfführung Druck durch Abstoßung von der gegenüberliegenden anatomischen Struktur, zum Beispiel der resezierten Femurkondyle, ausgeübt wird und unter

beengten Platzverhältnissen der Fräskopf in die Tiefe gedrückt werden kann. (Fig. 15 und Fig. 16)

5 15. Schablone für die Tibia, beziehungsweise Verfahren zur Herstellung einer derartigen Schablone, bei welcher ein optimierter so genannter Schienbeinstopper an der Schienbeinkante zur präziseren und stabileren Positionierung der Tibiaschablone beiträgt und eventuell einen Kanal für einen Führungsstab zur Achsenausrichtung enthält. (Fig. 18)

10 16. Exoschablone und Exoprothese nach der computertomographischen Darstellung der Oberfläche zum Beispiel einer Extremität durch das Anlegen einer zum Beispiel pneumatisch oder auch mit Flüssigkeit auffüllbaren Kunststoffmanschetten an zum Beispiel der jeweiligen Extremität zu besseren Kontrastgebung für diese Oberfläche, so dass passgenaue Hülsen für zum Beispiel die jeweilige Extremität
15 angefertigt werden können und gleichzeitig eine Orientierung an den in der Tiefe der Weichteile liegenden Knochengometrie erfolgen kann zum Beispiel für die Ausrichtung von zum Beispiel Bohrführungen zum Beispiel in der operativen Bandplastik des Kniegelenkes und zum Beispiel auch zur Herstellung von Schienen im Sinne von Exoprothesen mit optimierter Gelenkmechanik zum Beispiel
20 auch für die Anwendung in der Neurorobotik. (Fig. 19, 20)

Eine weitere Option, eine Kreuzbandersatzplastik mittels eines offenen oder arthroskopischen Verfahrens durch Schablonen zu unterstützen, ist die Verwendung von so genannten Exoschablonen, in Anlehnung an die Technik bei der Herstellung des Schienbeinstoppers einer Tibiaschablone oder der äußeren Komponente
25 einer Kniescheibenschablone. (Fig. 26b)

17. Die zusätzliche Verwendung von Markern kann in beliebiger Weise bei den oben beschriebenen Schablonen-Implantationsverfahren in Kombination oder im Wechsel angewandt werden, um gegebenenfalls eine weitere zusätzliche Erhöhung der Präzision und Effizienz bei Anwendung der Schablonentechnik beziehungsweise dem endoprothetischen Verfahren zu erreichen.
30

Ansprüche

1. Resektionsschablone (10) für die Resektion eines Knochens (200), insbesondere zur Anbringung einer Endoprothese (100), mit mindestens einer Abstützeinrichtung (20) zur Abstützung an dem Knochen (200) und mindestens einer Werkzeugführung (30) zur Führung eines Werkzeugs zur Bearbeitung, insbesondere Resektion, des Knochens (200), dadurch gekennzeichnet, dass die Resektionsschablone (10) einen Klammermechanismus, Rastmechanismus und/oder Schnappmechanismus zum Fixieren an dem Knochen (200) aufweist.
5
2. Resektionsschablone (10) nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Resektionsschablone (10) zur Fixierung an dem Knochen (200) einen Hinterschnitt aufweist und vorzugsweise zum Aufnehmen eines Knochenbereichs in dem Hinterschnitt elastisch gestaltet ist.
10
3. Resektionsschablone (10), insbesondere nach einem der vorhergehenden Ansprüche, für die Resektion eines Knochens (200), insbesondere zur Anbringung einer Endoprothese (100), mit mindestens einer Abstützeinrichtung (20) zur Abstützung an dem Knochen (200) und mindestens einer Werkzeugführung (30) zur Führung eines Werkzeugs zur Bearbeitung, insbesondere Resektion, des Knochens (200), dadurch gekennzeichnet, dass die Resektionsschablone (10) mindestens zweiteilig aufgebaut ist und ein erstes Schablonenteil (11) für die Durchführung einer ersten Resektion und ein zweites Schablonenteil (12) für die Durchführung einer zweiten Resektion aufweist, wobei das erste Schablonenteil (11) insbesondere als Individualschablone, vorzugsweise für eine distale Resektion, ausgebildet ist und wobei das zweite Schablonenteil (12) insbesondere ein standardisiertes Schablonenteil für eine mehrfache Verwendung ist und vorzugsweise für eine mehrfache Resektion ausgebildet ist.
15
20
25
30

4. Resektionsschablone (10), insbesondere nach einem der vorhergehenden Ansprüche, für die Resektion eines Knochens (200), insbesondere zur Anbringung einer Endoprothese (100), mit mindestens einer Abstützeinrichtung (20) zur Abstützung an dem Knochen (200) und mindestens einer Werkzeugführung (30) zur Führung eines Werkzeugs zur Bearbeitung, insbesondere Resektion, des Knochens (200), dadurch gekennzeichnet, dass die Resektionsschablone (10) eine Bohrführung (35), insbesondere parallel zu einer als Sägeföhrung ausgebildeten Werkzeugführung (30), insbesondere zur Herstellung einer Rinne an einer Resektionsfläche des Knochens (200), aufweist.
5. Resektionsschablone (10), insbesondere nach einem der vorhergehenden Ansprüche, für die Resektion eines Knochens (200), insbesondere des Femurs (210), insbesondere zur Anbringung einer Endoprothese (100), mit mindestens einer Abstützeinrichtung (20) zur Abstützung an dem Knochen (200) und mehreren Werkzeugführungen (30) zur Führung eines Werkzeugs zur Bearbeitung, insbesondere Resektion, des Knochens (200), dadurch gekennzeichnet, dass die Werkzeugführungen (30) derart zueinander ausgerichtet sind, dass durch Resektion des Knochens (200) mehrere winkelig zueinander ausgerichtete Resektionsbereiche herstellbar sind, wobei an zumindest einem der Resektionsbereiche eine, insbesondere V-förmige, Auffaltung herstellbar ist, deren mindestens eine Scheitellinie quer zu einer zwischen den Resektionsbereichen gebildeten Kante verläuft.
6. Resektionsschablone (10), insbesondere nach einem der vorhergehenden Ansprüche, für die Resektion eines Knochens (200), insbesondere zur Anbringung einer Endoprothese (100), mit mindestens einer Abstützeinrichtung (20) zur Abstützung an dem Knochen (200) und mindestens einer Werkzeugführung (30) zur Führung eines Werkzeugs zur Bearbeitung, insbesondere Resektion, des Knochens (200), dadurch gekennzeichnet, dass die Resektionsschablone (10) zur Erzielung einer Rotationsstabilität einen an eine etwa rechtwinkelig ausgebildete Schienbeinkante angepas-

ten, vorzugsweise etwa rechtwinkelig gebogenen Anlagebereich zur Anlage an die Schienbeinkante aufweist.

- 5 7. Resektionsschablone (10), insbesondere nach einem der vorhergehenden Ansprüche, für die Resektion eines Knochens (200), insbesondere zur Anbringung einer Endoprothese (100), mit mindestens einer Abstützeinrichtung (20) zur Abstützung an dem Knochen (200) und mindestens einer Werkzeugführung (30) zur Führung eines Werkzeugs zur Bearbeitung, insbesondere Resektion, des Knochens (200), dadurch gekennzeichnet,
10 dass die Werkzeugführung (30) als Fräsöffnung (16), insbesondere mit einer zumindest teilweise kreisbogenförmigen Begrenzung, zum Führen eines Fräskopfes (94) oder mehrerer Fräsköpfe (94) ausgebildet ist.
- 15 8. Resektionsschablone (10), insbesondere nach einem der vorhergehenden Ansprüche, für die Resektion eines Knochens (200), insbesondere zur Anbringung einer Endoprothese (100), mit
mindestens einer Abstützeinrichtung (20) zur Abstützung an dem Knochen (200) und
mindestens einer Werkzeugführung (30) zur Führung eines Werkzeugs zur
20 Bearbeitung, insbesondere Resektion, des Knochens (200),
dadurch gekennzeichnet,
dass die Resektionsschablone (10) einen Ausleger (50) aufweist, an dessen Ende eine Anlagefläche (52) zur Anlage an das Schienbein ausgebildet ist, wobei die Anlagefläche (52) mindestens 10 cm, vorzugsweise mindestens 13
25 cm, von einer Auflagefläche der Resektionsschablone (10) für ein proximales Ende der Tibia (220) entfernt ist.
- 30 9. Endoprothese (100), insbesondere für den Femur (210), mit mehreren winkelig zueinander ausgerichteten Auflageebenen (102) zur Anlage an entsprechend winkelig zueinander ausgerichtete Resektionsflächen eines Knochens (200), insbesondere des Femurs (210), dadurch gekennzeichnet,

dass mindestens eine Verstärkung vorhanden ist, die über eine zwischen den Auflageebenen (102) gebildete Kante verläuft und insbesondere von den winkelig zueinander ausgerichteten Auflageebenen (102) vorsteht.

- 5 10. Endoprothese (100), insbesondere nach Anspruch 9, insbesondere für den Femur (210), dadurch gekennzeichnet,
dass die Endoprothese (100) aus mehreren, vorzugsweise mindestens drei, Einzelteilen (130, 132, 134) besteht, wobei die Einzelteile (130, 132, 134) jeweils mindestens eine Auflageebene (102) zur Anlage an jeweils mindestens
10 eine Resektionsfläche eines Kochens, insbesondere des Femurs (210), ausgebildet sind, wobei die einzelnen Auflageebenen (102) vorzugsweise winkelig zueinander ausgerichtet sind.
11. Endoprothese (100), insbesondere nach Anspruch 9 oder 10, insbesondere
15 für den Femur (210), mit mehreren winkelig zueinander ausgerichteten Auflagebereichen (106, 107, 108) zur Anlage an entsprechend winkelig zueinander ausgerichtete Resektionsbereiche eines Knochens (200), insbesondere des Femurs (210), dadurch gekennzeichnet,
dass zumindest einer der Auflagebereiche (106, 107, 108) eine, insbesondere
20 re V-förmige, Auffaltung aufweist, deren mindestens eine Scheitellinie quer zu einer zwischen den Auflagebereichen (106, 107, 108) gebildeten Kante verläuft.
12. Endoprothese (100), insbesondere nach einem der vorhergehenden Ansprüche, insbesondere für die Tibia (220), dadurch gekennzeichnet,
25 dass die Endoprothese (100) aus mindestens zwei getrennten Prothesenteilen (110, 112) besteht, wobei ein erstes Prothesenteil (110) zur Anordnung an einer ersten Seite, insbesondere medial, des Intercondylenhöckers der Tibia (220) und ein zweiter Prothesenteil (112) zur Anordnung an einer zweiten Seite, insbesondere lateral, des Intercondylenhöckers der Tibia (220)
30 ausgebildet ist.

13. Fräsvorrichtung (90) zum Ausfräsen eines Knochens (200), insbesondere eines tibialen Implantatlagern, vorzugsweise des tibialen Condylenplateaus, mit einer Fräseinheit (92), einem Handhabungsteil (96) zur manuellen Handhabung und insbesondere einer Abstützfläche zum Abstützen an einer gegenüberliegenden anatomischen Struktur, insbesondere dem Femur (210).
14. Fräsvorrichtung (90) nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass die Fräseinheit (92) einen kuppelförmigen und/oder sphärischen Fräskopf (94) aufweist.
15. Fräsvorrichtung (90) nach Anspruch 13 oder 14, dadurch gekennzeichnet, dass der Handhabungsteil (96) schwenkbar relativ zu dem Fräskopf (94) angeordnet ist und dass durch eine Abstoßung an einer gegenüberliegenden anatomischen Struktur Druck auf den auszufräsenden Knochen (200) zum Ausfräsen des Knochens (200) ausübbar ist.
16. Verfahren zur Bestimmung einer Auflagefläche für eine Resektionsschablone (10) mit einem Ausleger (50) und einer Anlagefläche (52) zur Anlage an das Schienbein, bei welchem ein vorzugsweise dreidimensionales Bild zumindest eines Bereichs des Schienbeins aufgenommen wird, dadurch gekennzeichnet, dass während der Aufnahme des dreidimensionalen Bildes eine Masse an das Schienbein anmodelliert ist, welche sich auf dem dreidimensionalen Bild sowohl gegen Knochen (200) als auch gegen Weichteile auf dem Knochen (200) abgrenzt.
17. Verfahren zur Herstellung einer Schablone, Prothese oder Orthese, insbesondere einer Extremitäten- oder Gelenkschiene, welche zumindest bereichsweise zur Anlage an eine äußere, beispielsweise hautbedeckte, Körperoberfläche des menschlichen oder tierischen Körpers, insbesondere einer Extremität, ausgebildet ist, wobei ein dreidimensionaler Bilddatensatz zumindest eines Bereichs des Körpers beziehungsweise der Extremität aufgenommen wird,

wobei während der Aufnahme des dreidimensionalen Bilddatensatzes eine, vorzugsweise mit einem Fluid gefüllte, Manschette um die äußere Kontur des Körpers beziehungsweise der Extremität angeordnet ist, welche sich in dem dreidimensionalen Bilddatensatz sowohl gegen Knochen als auch gegen Weichteile abgrenzt, und wobei zumindest ein Formabschnitt der Schablone, Prothese oder Orthese basierend auf dem dreidimensionalen Bild geformt wird.

18. Schablone, Prothese oder Orthese, insbesondere hergestellt nach einem Verfahren gemäß Anspruch 17, wobei die Schablone, Prothese oder Orthese zur Anlage an einer äußeren, beispielsweise hautbedeckten Körperoberfläche ausgebildet ist und hülsen-, schalen-, manschetten-, schellen- und/oder klammerartig geformt ist, um eine Extremität des Körpers im Wesentlichen zu umgreifen.

19. Schablone, Prothese oder Orthese nach Anspruch 18, dadurch gekennzeichnet, dass die Schablone, Prothese oder Orthese ein Gelenk aufweist, welches vorzugsweise, insbesondere in Anlehnung an eine individuelle Kniegelenkendoprothese, ein Gleitscharnier aufweist, welches über starre, teilelastische oder elastische Verstrebungen entsprechend den Bandinsertionen beziehungsweise der Burmesterkurve am Kniegelenk eine der natürlichen Kniegelenkbewegung angenäherte Bewegung der Schablone, Prothese bzw. Orthese zulässt.

20. Verfahren zum Erhalt der Meniskusfunktion durch Erhalt der originären Menisci oder Ersatz der originären Menisci durch eine Meniskusprothese, welche insbesondere aus Kautschuk hergestellt und an einer tibialen Prothesenkomponente fixiert ist.

30

Fig.1

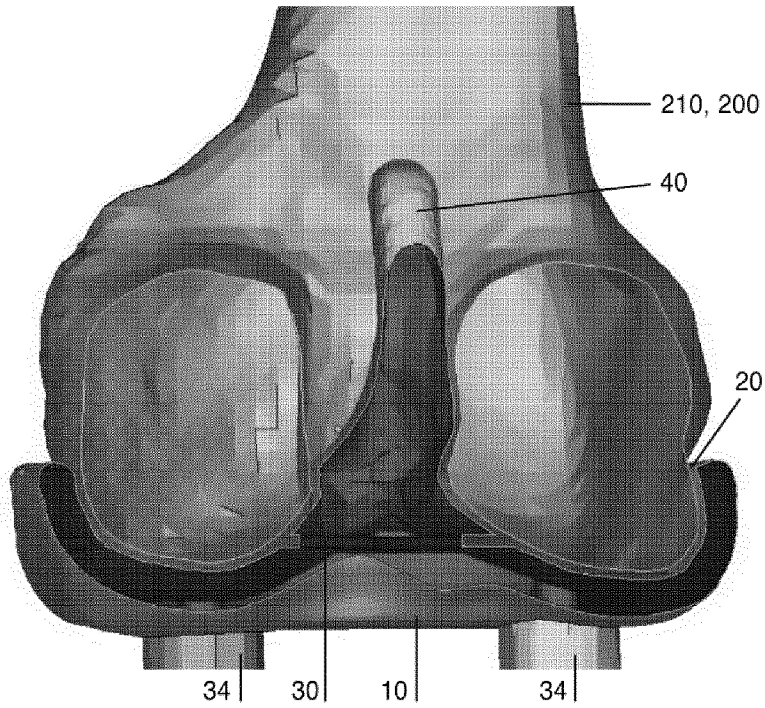


Fig. 2

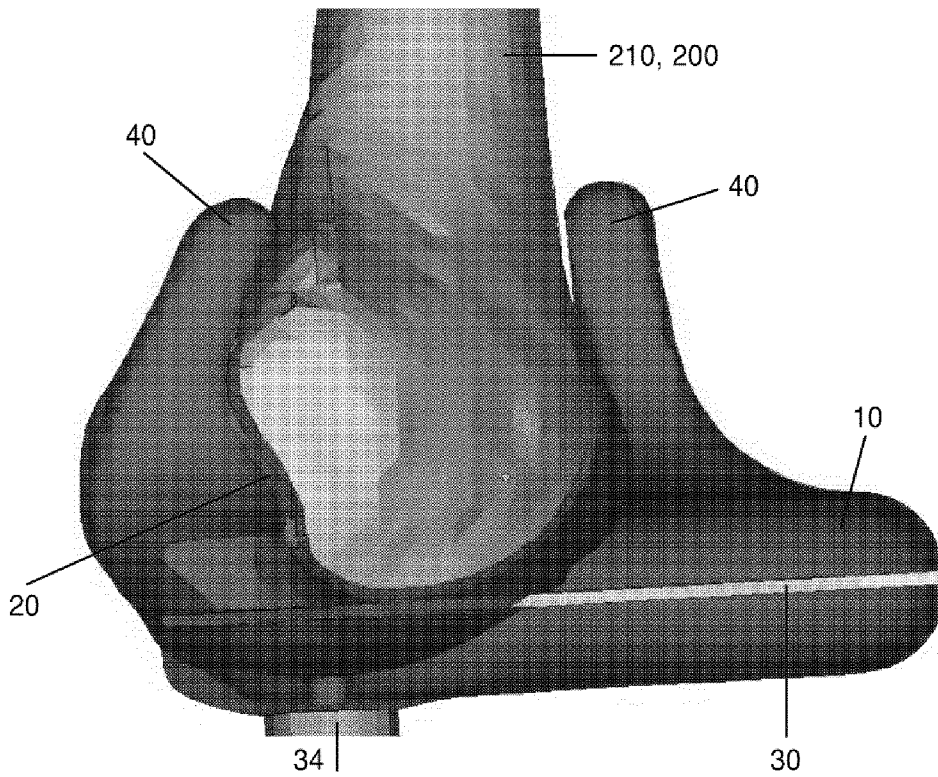


Fig. 3

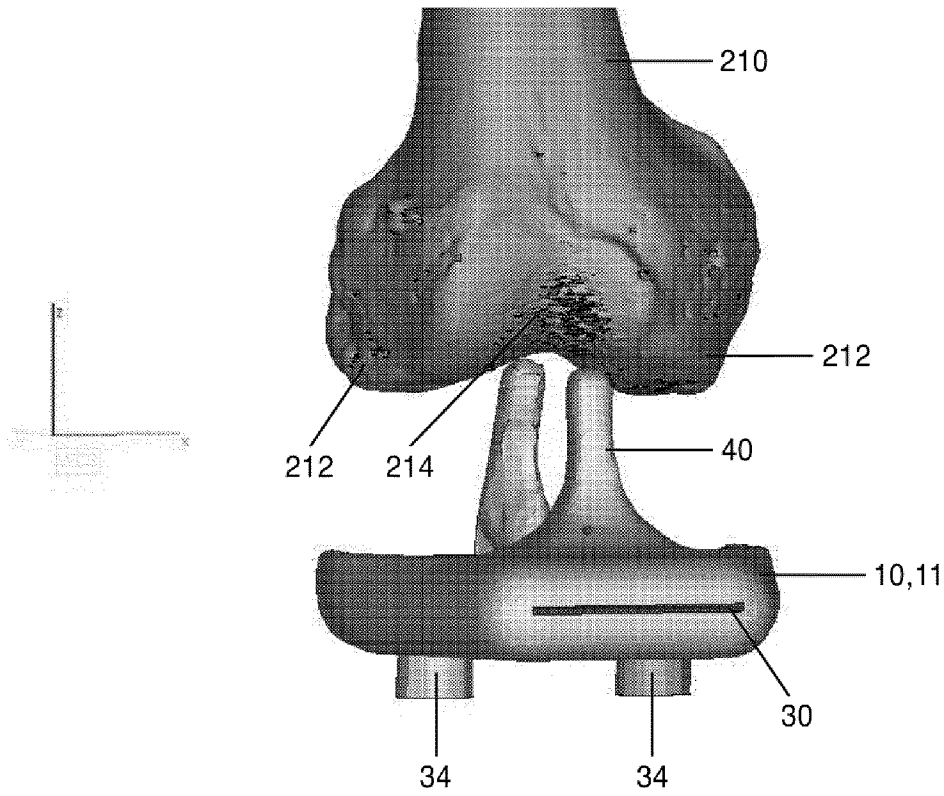


Fig. 4

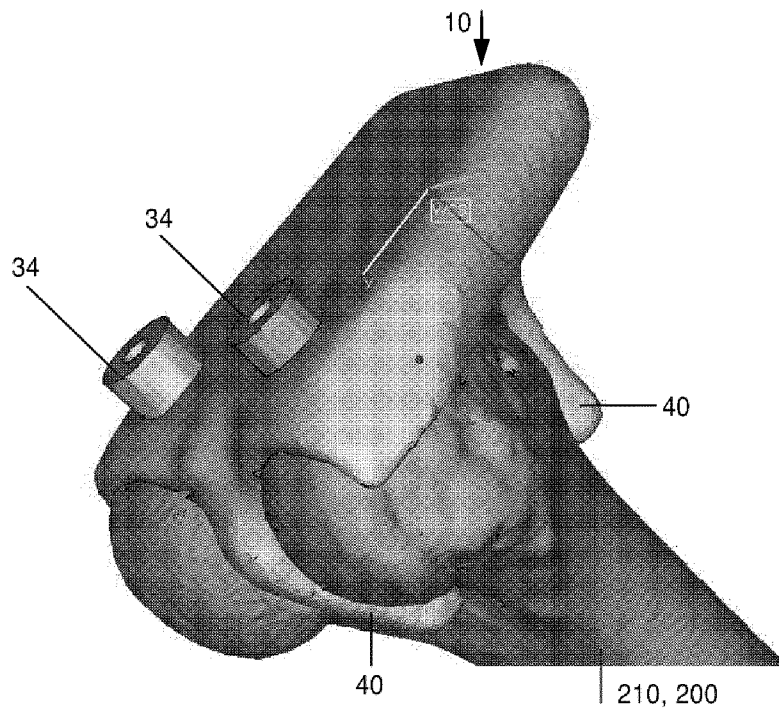


Fig. 5

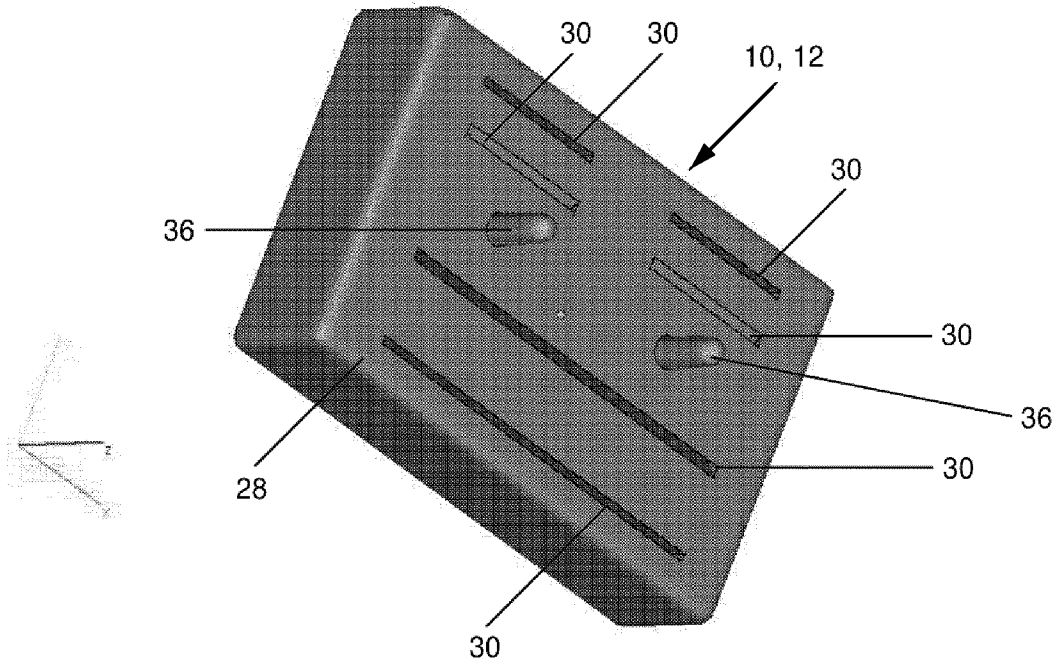


Fig. 6

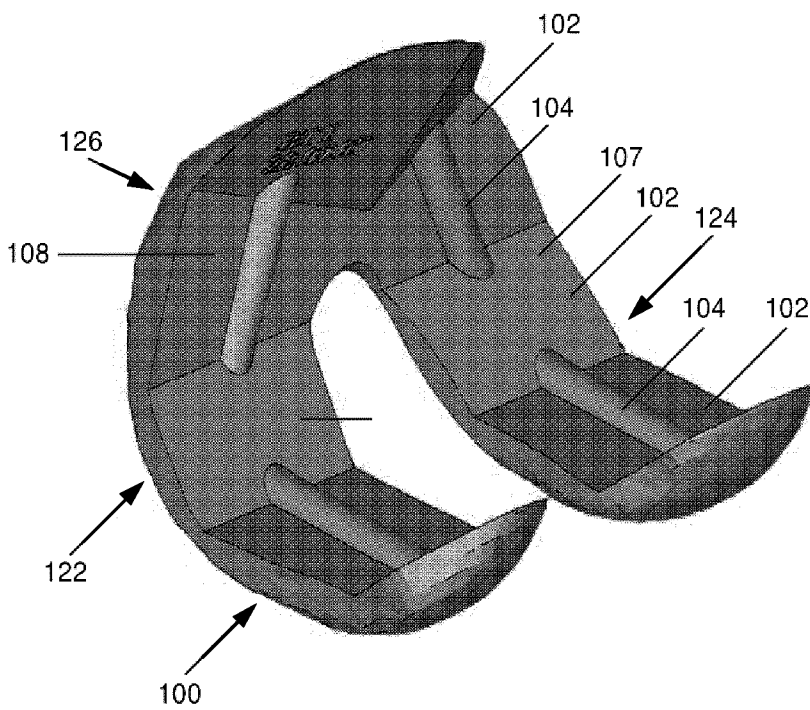


Fig. 7

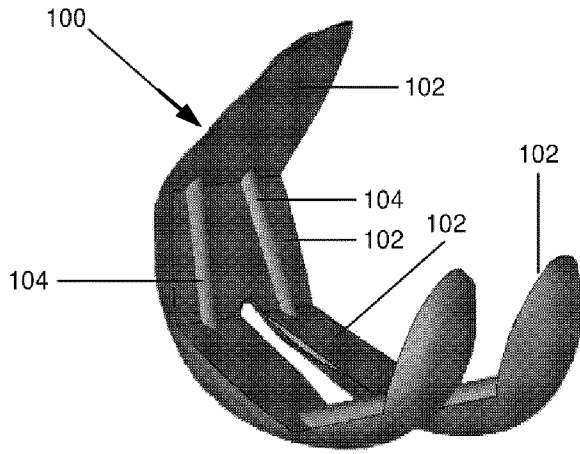


Fig. 8

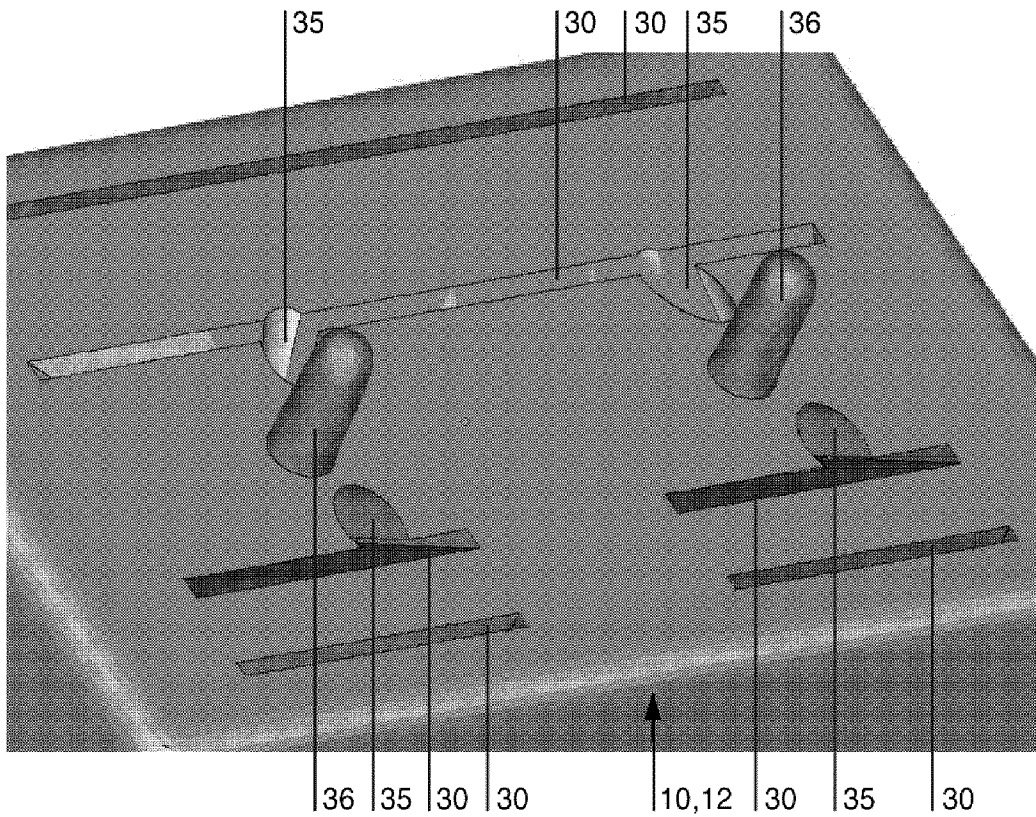


Fig. 9

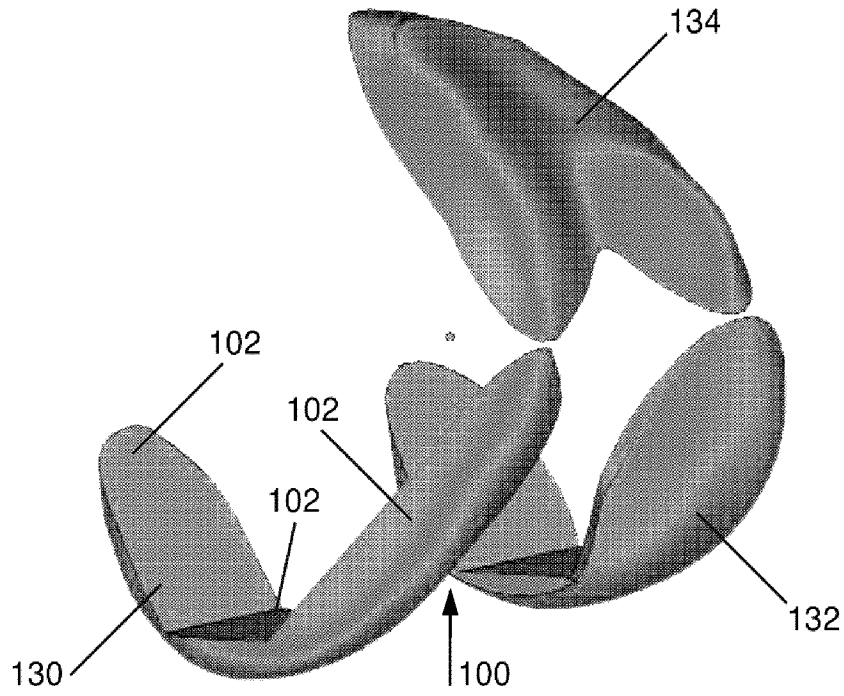


Fig. 10

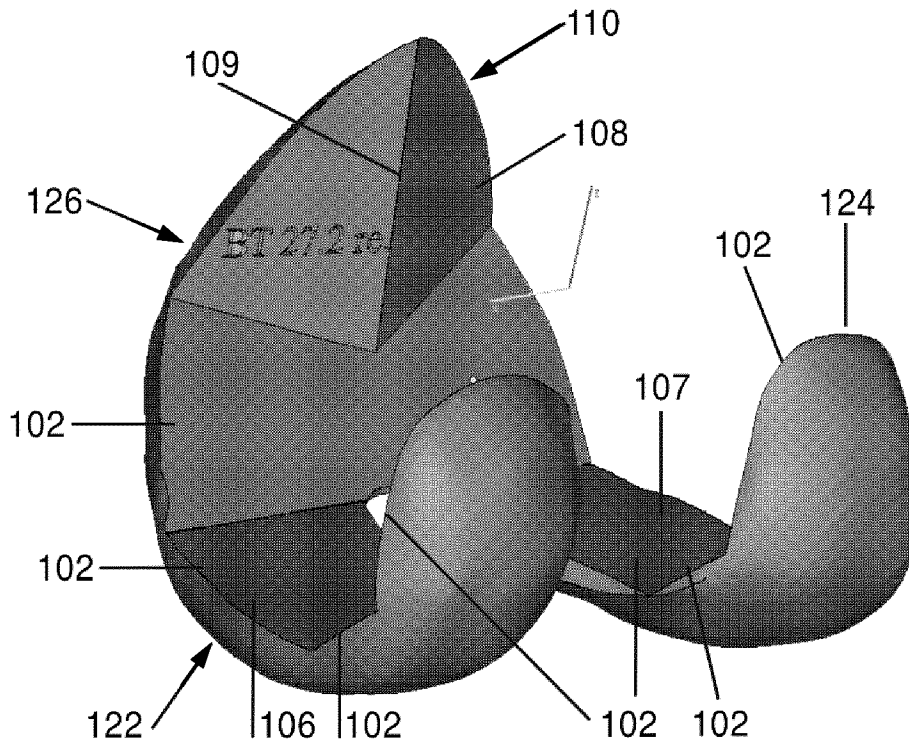


Fig. 11

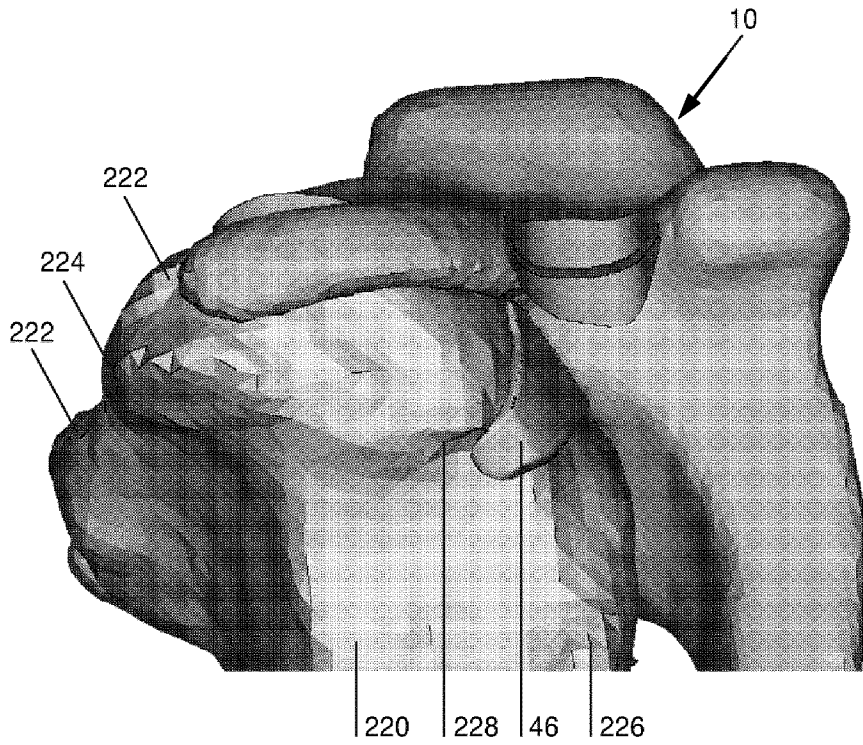


Fig. 12

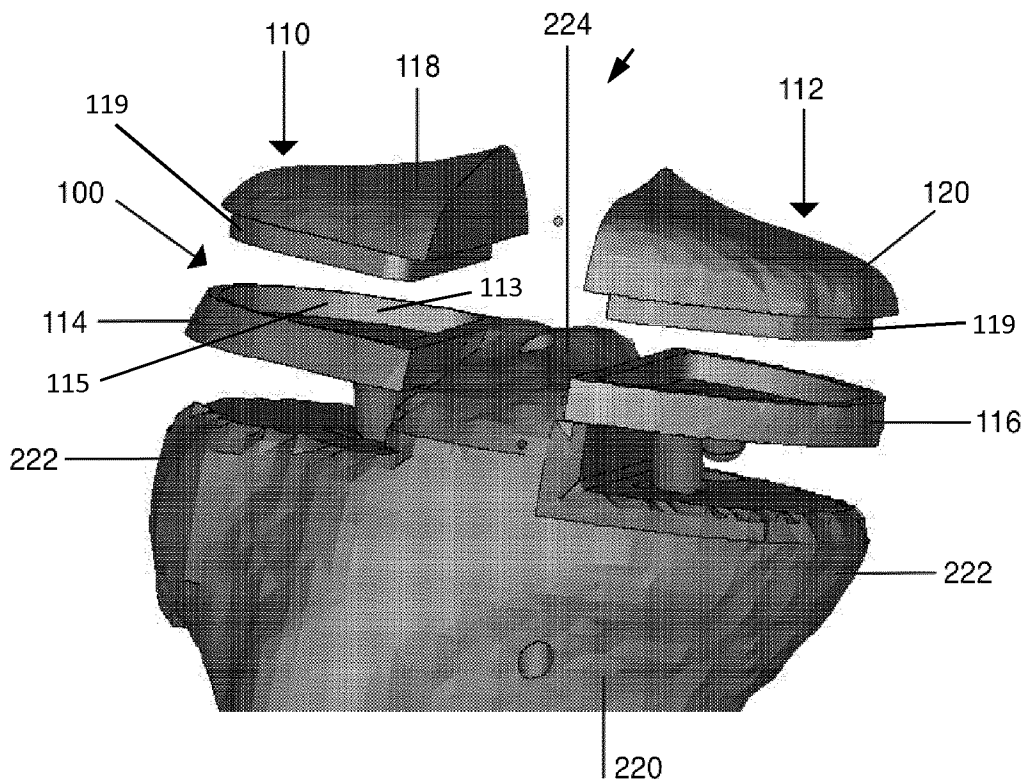


Fig. 13

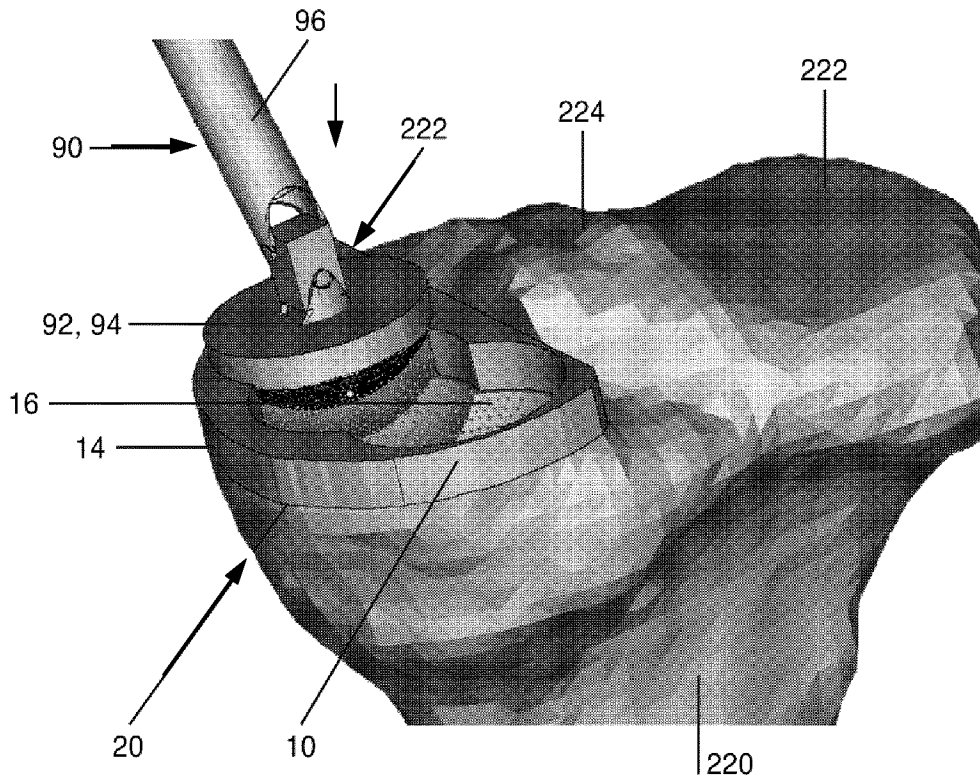


Fig. 14

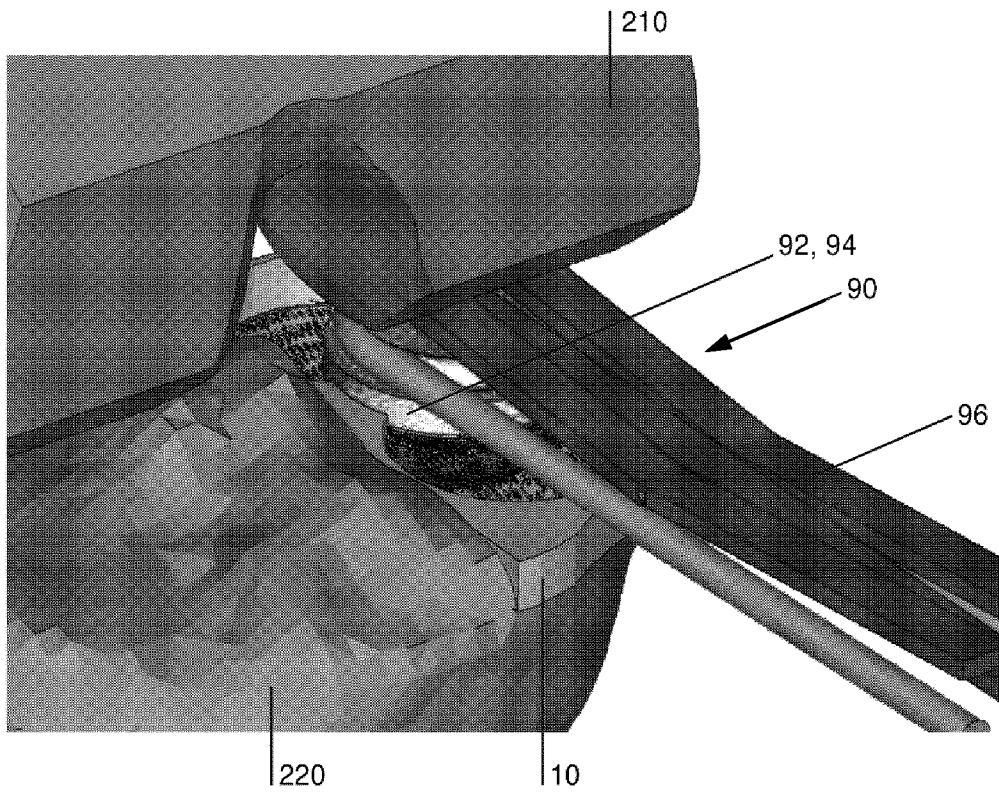


Fig. 15

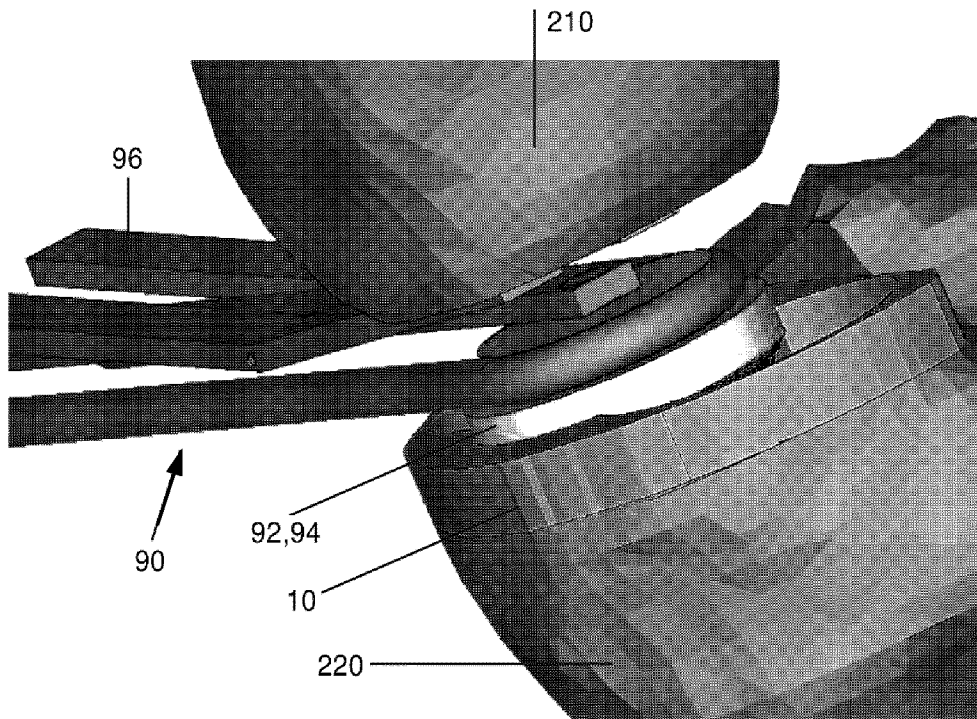


Fig. 16

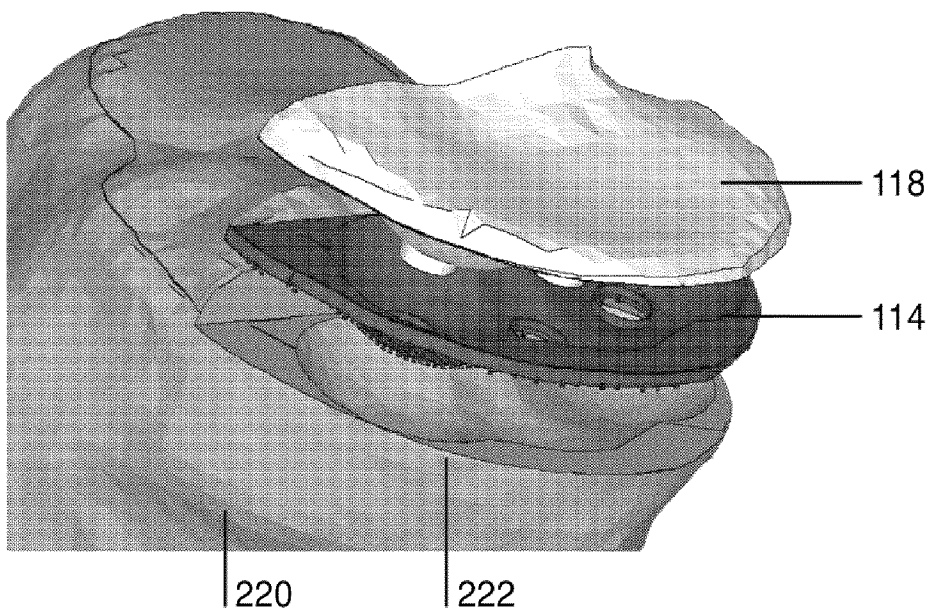


Fig. 17

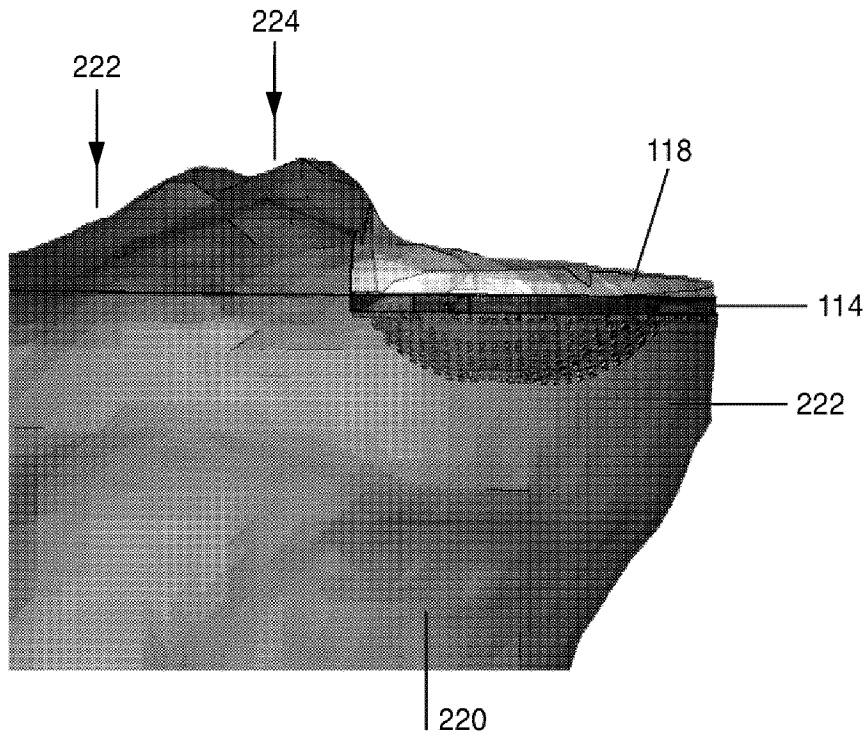


Fig. 18

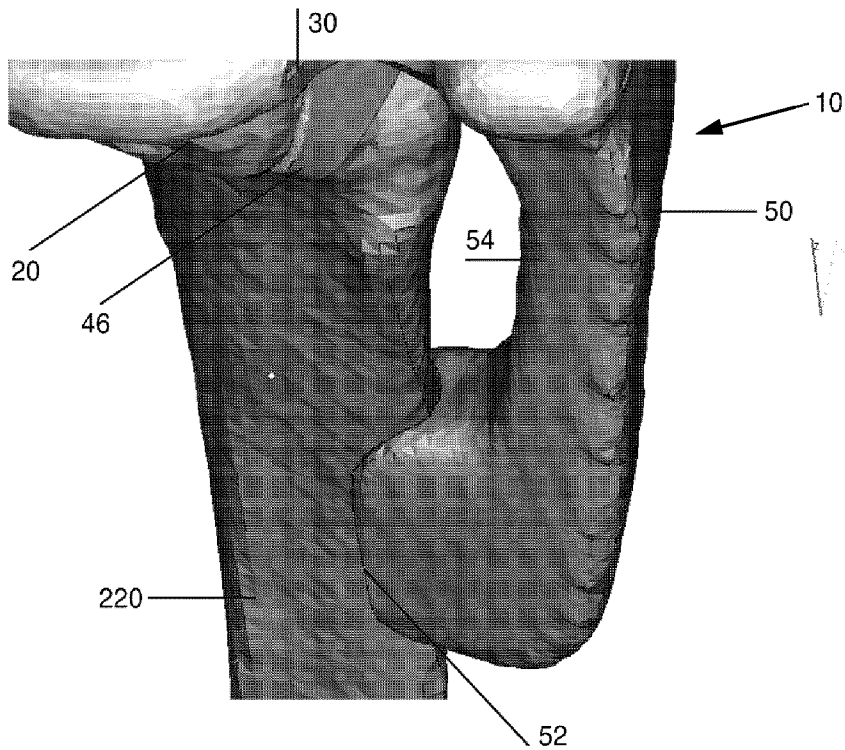


Fig. 19

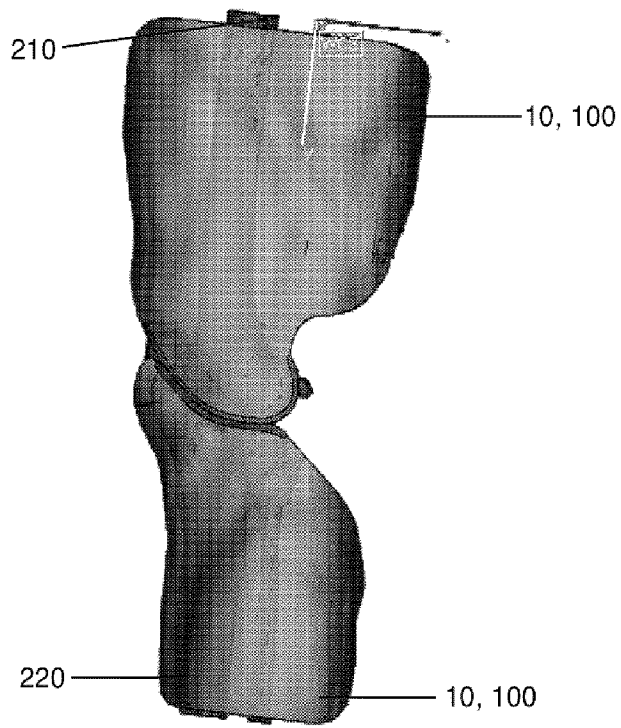
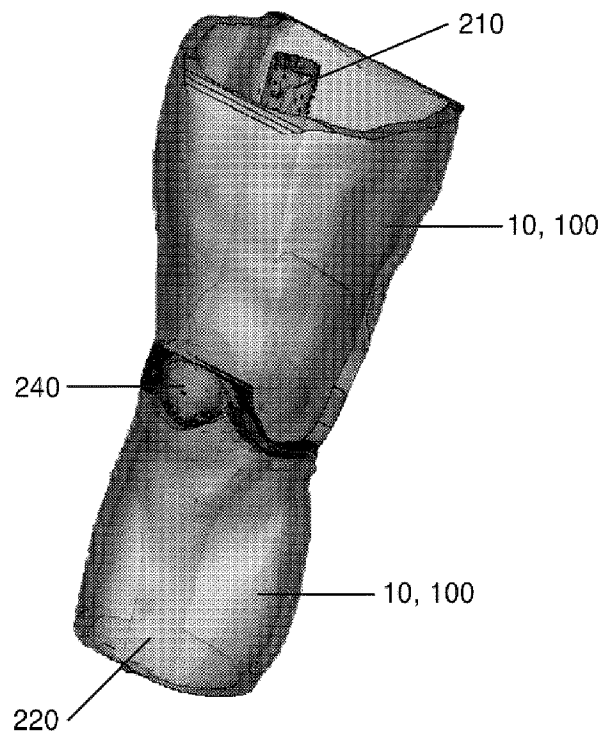


Fig. 20



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/EP2016/051252

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

- 1. Claims Nos.: 20
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
- 2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
- 3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

See additional sheet

- 1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
- 2. As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
- 3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
- 4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:
1-8

Remark on Protest

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2016/051252

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61F2/38 A61B17/15 A61F5/01
ADD.
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B A61F

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)
EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
|-----------|--|-----------------------|
| X | WO 2014/140808 A1 (MATERIALISE NV [BE]) 18 September 2014 (2014-09-18) paragraphs [0053], [0054], [0057], [0058], [0066], [0067], [0076], [0080], [0081], [0098] - [0100], [0103]; figures 7a,7b,2a,2b,4a,4b | 1-8 |
| X | WO 2007/092841 A2 (CONFORMIS INC [US]; LANG PHILIPP [US]; FITZ WOLFGANG [US]; BOJARSKI RA) 16 August 2007 (2007-08-16) paragraph [0147]; figure 22 paragraph [0149]; figure 24b paragraphs [0150], [0561], [0562], [0569], [0570]; figure 25 paragraphs [0586], [0600]; figure 26c claims 5,58 | 1,3,6-8 |

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
- "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
- "&" document member of the same patent family

| | |
|--|--|
| Date of the actual completion of the international search 30 March 2016 | Date of mailing of the international search report 21/06/2016 |
| Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016 | Authorized officer Louka, Maria |

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2016/051252

| C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT | | |
|--|--|-----------------------|
| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
| X | <p>WO 2009/001083 A1 (DEPUY INT LTD [GB]; DEPUY ORTHOPAEDIE GMBH [DE]; DEPUY ORTHOPAEDIC INC) 31 December 2008 (2008-12-31) page 8, line 28 - page 9, line 6 page 14, line 15 - page 15, line 14; figure 4 page 16, lines 7-9 page 18, lines 4-16; figures 12,17 -----</p> | 1,3-6,8 |
| X | <p>DE 11 2010 003901 T5 (BIOMET MFG CORP [US]) 15 November 2012 (2012-11-15) paragraphs [0035], [0037], [0043], [0057], [0059], [0060]; figures 1,7-9 -----</p> | 1-4 |
| X | <p>US 2014/114320 A1 (KURTZ WILLIAM B [US]) 24 April 2014 (2014-04-24) paragraphs [0051], [0054], [0060], [0064]; figures 6,7 -----</p> | 1,2,4,8 |

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2016/051252

| Patent document cited in search report | Publication date | Patent family member(s) | Publication date | |
|--|------------------|-------------------------|------------------|------------|
| WO 2014140808 | A1 | 18-09-2014 | AU 2014229569 A1 | 05-11-2015 |
| | | | CN 105142549 A | 09-12-2015 |
| | | | EP 2996583 A1 | 23-03-2016 |
| | | | JP 2016509929 A | 04-04-2016 |
| | | | US 2016066930 A1 | 10-03-2016 |
| | | | WO 2014140808 A1 | 18-09-2014 |
| ----- | | | | |
| WO 2007092841 | A2 | 16-08-2007 | AU 2007212033 A1 | 16-08-2007 |
| | | | CA 2641241 A1 | 16-08-2007 |
| | | | CN 101420911 A | 29-04-2009 |
| | | | CN 102599960 A | 25-07-2012 |
| | | | CN 105030296 A | 11-11-2015 |
| | | | CN 105030297 A | 11-11-2015 |
| | | | EP 1981409 A2 | 22-10-2008 |
| | | | EP 2649951 A2 | 16-10-2013 |
| | | | EP 2671520 A2 | 11-12-2013 |
| | | | EP 2671521 A2 | 11-12-2013 |
| | | | EP 2671522 A2 | 11-12-2013 |
| | | | EP 2710967 A2 | 26-03-2014 |
| | | | JP 2009529354 A | 20-08-2009 |
| | | | TW 200800123 A | 01-01-2008 |
| | | | TW 201424710 A | 01-07-2014 |
| | | | US 2007198022 A1 | 23-08-2007 |
| | | | US 2011213368 A1 | 01-09-2011 |
| | | | US 2011213373 A1 | 01-09-2011 |
| | | | US 2011213374 A1 | 01-09-2011 |
| | | | US 2011213377 A1 | 01-09-2011 |
| | | | US 2011213427 A1 | 01-09-2011 |
| | | | US 2011213428 A1 | 01-09-2011 |
| | | | US 2011213429 A1 | 01-09-2011 |
| | | | US 2011213430 A1 | 01-09-2011 |
| | | | US 2011213431 A1 | 01-09-2011 |
| | | | US 2011218539 A1 | 08-09-2011 |
| | | | US 2011218584 A1 | 08-09-2011 |
| | | | US 2011230888 A1 | 22-09-2011 |
| | | | US 2011238073 A1 | 29-09-2011 |
| | | | US 2011313423 A1 | 22-12-2011 |
| | | | US 2011319897 A1 | 29-12-2011 |
| | | | US 2011319900 A1 | 29-12-2011 |
| | | | US 2012029520 A1 | 02-02-2012 |
| | | | US 2012066892 A1 | 22-03-2012 |
| | | | US 2012071881 A1 | 22-03-2012 |
| | | | US 2012071882 A1 | 22-03-2012 |
| | | | US 2012071883 A1 | 22-03-2012 |
| | | | US 2012072185 A1 | 22-03-2012 |
| | | | US 2014066936 A1 | 06-03-2014 |
| | | | US 2014074441 A1 | 13-03-2014 |
| | | | US 2016074124 A1 | 17-03-2016 |
| | | | WO 2007092841 A2 | 16-08-2007 |
| ----- | | | | |
| WO 2009001083 | A1 | 31-12-2008 | AT 540625 T | 15-01-2012 |
| | | | AU 2008269571 A1 | 31-12-2008 |
| | | | CN 101790353 A | 28-07-2010 |
| | | | EP 2173260 A1 | 14-04-2010 |
| | | | JP 2010531187 A | 24-09-2010 |
| | | | US 2011245835 A1 | 06-10-2011 |
| | | | WO 2009001083 A1 | 31-12-2008 |
| ----- | | | | |

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2016/051252

| Patent document cited in search report | Publication date | Patent family member(s) | Publication date |
|--|------------------|-------------------------|------------------|
| DE 112010003901 T5 | 15-11-2012 | DE 112010003901 T5 | 15-11-2012 |
| | | GB 2486390 A | 13-06-2012 |
| | | GB 2527690 A | 30-12-2015 |
| | | US 2010087829 A1 | 08-04-2010 |
| | | US 2016008013 A1 | 14-01-2016 |
| | | WO 2011041398 A1 | 07-04-2011 |
| ----- | | | |
| US 2014114320 A1 | 24-04-2014 | NONE | |
| ----- | | | |

4. Claims: 16-19

Method for producing/determining a contact surface of a template, prosthesis or orthosis to which a modelling material is applied, and template, prosthesis or orthosis produced in this way.

Feld Nr. II Bemerkungen zu den Ansprüchen, die sich als nicht recherchierbar erwiesen haben (Fortsetzung von Punkt 2 auf Blatt 1)

Gemäß Artikel 17(2)a) wurde aus folgenden Gründen für bestimmte Ansprüche kein internationaler Recherchenbericht erstellt:

1. Ansprüche Nr. 20
weil sie sich auf Gegenstände beziehen, zu deren Recherche diese Behörde nicht verpflichtet ist, nämlich
Anspruch 20 offenbart ein Verfahren zur chirurgischen Behandlung des menschlichen oder tierischen Körpers, "Ersatz des Meniskus" nach Regel 39.1 iv) PCT.
2. Ansprüche Nr.
weil sie sich auf Teile der internationalen Anmeldung beziehen, die den vorgeschriebenen Anforderungen so wenig entsprechen, dass eine sinnvolle internationale Recherche nicht durchgeführt werden kann, nämlich
3. Ansprüche Nr.
weil es sich dabei um abhängige Ansprüche handelt, die nicht entsprechend Satz 2 und 3 der Regel 6.4 a) abgefasst sind.

Feld Nr. III Bemerkungen bei mangelnder Einheitlichkeit der Erfindung (Fortsetzung von Punkt 3 auf Blatt 1)

Diese Internationale Recherchenbehörde hat festgestellt, dass diese internationale Anmeldung mehrere Erfindungen enthält:

siehe Zusatzblatt

1. Da der Anmelder alle erforderlichen zusätzlichen Recherchegebühren rechtzeitig entrichtet hat, erstreckt sich dieser internationale Recherchenbericht auf alle recherchierbaren Ansprüche.
2. Da für alle recherchierbaren Ansprüche die Recherche ohne einen Arbeitsaufwand durchgeführt werden konnte, der zusätzliche Recherchegebühr gerechtfertigt hätte, hat die Behörde nicht zur Zahlung solcher Gebühren aufgefordert.
3. Da der Anmelder nur einige der erforderlichen zusätzlichen Recherchegebühren rechtzeitig entrichtet hat, erstreckt sich dieser internationale Recherchenbericht nur auf die Ansprüche, für die Gebühren entrichtet worden sind, nämlich auf die Ansprüche Nr.
4. Der Anmelder hat die erforderlichen zusätzlichen Recherchegebühren nicht rechtzeitig entrichtet. Dieser internationale Recherchenbericht beschränkt sich daher auf die in den Ansprüchen zuerst erwähnte Erfindung; diese ist in folgenden Ansprüchen erfasst:
1-8

Bemerkungen hinsichtlich eines Widerspruchs

- Der Anmelder hat die zusätzlichen Recherchegebühren unter Widerspruch entrichtet und die gegebenenfalls erforderliche Widerspruchsgebühr gezahlt.
- Die zusätzlichen Recherchegebühren wurden vom Anmelder unter Widerspruch gezahlt, jedoch wurde die entsprechende Widerspruchsgebühr nicht innerhalb der in der Aufforderung angegebenen Frist entrichtet.
- Die Zahlung der zusätzlichen Recherchegebühren erfolgte ohne Widerspruch.

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
 INV. A61F2/38 A61B17/15 A61F5/01
 ADD.

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
 A61B A61F

Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EPO-Internal, WPI Data

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

| Kategorie* | Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile | Betr. Anspruch Nr. |
|------------|---|--------------------|
| X | WO 2014/140808 A1 (MATERIALISE NV [BE]) 18. September 2014 (2014-09-18) Absätze [0053], [0054], [0057], [0058], [0066], [0067], [0076], [0080], [0081], [0098] - [0100], [0103]; Abbildungen 7a, 7b, 2a, 2b, 4a, 4b | 1-8 |
| X | WO 2007/092841 A2 (CONFORMIS INC [US]; LANG PHILIPP [US]; FITZ WOLFGANG [US]; BOJARSKI RA) 16. August 2007 (2007-08-16) Absatz [0147]; Abbildung 22 Absatz [0149]; Abbildung 24b Absätze [0150], [0561], [0562], [0569], [0570]; Abbildung 25 Absätze [0586], [0600]; Abbildung 26c Ansprüche 5, 58 | 1, 3, 6-8 |

Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

"E" frühere Anmeldung oder Patent, die bzw. das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

"Z" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

| | |
|--|--|
| Datum des Abschlusses der internationalen Recherche | Absenddatum des internationalen Recherchenberichts |
| 30. März 2016 | 21/06/2016 |
| Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016 | Bevollmächtigter Bediensteter Louka, Maria |

| C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN | | |
|---|--|--------------------|
| Kategorie* | Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile | Betr. Anspruch Nr. |
| X | WO 2009/001083 A1 (DEPUY INT LTD [GB]; DEPUY ORTHOPAEDIE GMBH [DE]; DEPUY ORTHOPAEDIC INC) 31. Dezember 2008 (2008-12-31) Seite 8, Zeile 28 - Seite 9, Zeile 6 Seite 14, Zeile 15 - Seite 15, Zeile 14; Abbildung 4 Seite 16, Zeilen 7-9 Seite 18, Zeilen 4-16; Abbildungen 12,17 ----- | 1,3-6,8 |
| X | DE 11 2010 003901 T5 (BIOMET MFG CORP [US]) 15. November 2012 (2012-11-15) Absätze [0035], [0037], [0043], [0057], [0059], [0060]; Abbildungen 1,7-9 ----- | 1-4 |
| X | US 2014/114320 A1 (KURTZ WILLIAM B [US]) 24. April 2014 (2014-04-24) Absätze [0051], [0054], [0060], [0064]; Abbildungen 6,7 ----- | 1,2,4,8 |

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2016/051252

| Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument | Datum der Veröffentlichung | Mitglied(er) der Patentfamilie | Datum der Veröffentlichung |
|--|-------------------------------|-----------------------------------|-------------------------------|
| WO 2014140808 A1 | 18-09-2014 | AU 2014229569 A1 | 05-11-2015 |
| | | CN 105142549 A | 09-12-2015 |
| | | EP 2996583 A1 | 23-03-2016 |
| | | JP 2016509929 A | 04-04-2016 |
| | | US 2016066930 A1 | 10-03-2016 |
| | | WO 2014140808 A1 | 18-09-2014 |
| | | ----- | ----- |
| WO 2007092841 A2 | 16-08-2007 | AU 2007212033 A1 | 16-08-2007 |
| | | CA 2641241 A1 | 16-08-2007 |
| | | CN 101420911 A | 29-04-2009 |
| | | CN 102599960 A | 25-07-2012 |
| | | CN 105030296 A | 11-11-2015 |
| | | CN 105030297 A | 11-11-2015 |
| | | EP 1981409 A2 | 22-10-2008 |
| | | EP 2649951 A2 | 16-10-2013 |
| | | EP 2671520 A2 | 11-12-2013 |
| | | EP 2671521 A2 | 11-12-2013 |
| | | EP 2671522 A2 | 11-12-2013 |
| | | EP 2710967 A2 | 26-03-2014 |
| | | JP 2009529354 A | 20-08-2009 |
| | | TW 200800123 A | 01-01-2008 |
| | | TW 201424710 A | 01-07-2014 |
| | | US 2007198022 A1 | 23-08-2007 |
| | | US 2011213368 A1 | 01-09-2011 |
| | | US 2011213373 A1 | 01-09-2011 |
| | | US 2011213374 A1 | 01-09-2011 |
| | | US 2011213377 A1 | 01-09-2011 |
| | | US 2011213427 A1 | 01-09-2011 |
| | | US 2011213428 A1 | 01-09-2011 |
| | | US 2011213429 A1 | 01-09-2011 |
| | | US 2011213430 A1 | 01-09-2011 |
| | | US 2011213431 A1 | 01-09-2011 |
| | | US 2011218539 A1 | 08-09-2011 |
| | | US 2011218584 A1 | 08-09-2011 |
| | | US 2011230888 A1 | 22-09-2011 |
| | | US 2011238073 A1 | 29-09-2011 |
| | | US 2011313423 A1 | 22-12-2011 |
| | | US 2011319897 A1 | 29-12-2011 |
| | | US 2011319900 A1 | 29-12-2011 |
| | | US 2012029520 A1 | 02-02-2012 |
| US 2012066892 A1 | 22-03-2012 | | |
| US 2012071881 A1 | 22-03-2012 | | |
| US 2012071882 A1 | 22-03-2012 | | |
| US 2012071883 A1 | 22-03-2012 | | |
| US 2012072185 A1 | 22-03-2012 | | |
| US 2014066936 A1 | 06-03-2014 | | |
| US 2014074441 A1 | 13-03-2014 | | |
| US 2016074124 A1 | 17-03-2016 | | |
| WO 2007092841 A2 | 16-08-2007 | | |
| ----- | ----- | ----- | ----- |
| WO 2009001083 A1 | 31-12-2008 | AT 540625 T | 15-01-2012 |
| | | AU 2008269571 A1 | 31-12-2008 |
| | | CN 101790353 A | 28-07-2010 |
| | | EP 2173260 A1 | 14-04-2010 |
| | | JP 2010531187 A | 24-09-2010 |
| | | US 2011245835 A1 | 06-10-2011 |
| | | WO 2009001083 A1 | 31-12-2008 |
| ----- | ----- | ----- | ----- |

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2016/051252

| Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument | Datum der Veröffentlichung | Mitglied(er) der Patentfamilie | Datum der Veröffentlichung |
|--|-------------------------------|-----------------------------------|-------------------------------|
| DE 112010003901 T5 | 15-11-2012 | DE 112010003901 T5 | 15-11-2012 |
| | | GB 2486390 A | 13-06-2012 |
| | | GB 2527690 A | 30-12-2015 |
| | | US 2010087829 A1 | 08-04-2010 |
| | | US 2016008013 A1 | 14-01-2016 |
| | | WO 2011041398 A1 | 07-04-2011 |
| ----- | | | |
| US 2014114320 A1 | 24-04-2014 | KEINE | |
| ----- | | | |

WEITERE ANGABEN

PCT/ISA/ 210

Die internationale Recherchenbehörde hat festgestellt, dass diese internationale Anmeldung mehrere (Gruppen von) Erfindungen enthält, nämlich:

1. Ansprüche: 1-8

Resektionsschablone für die Resektion eines Knochens mit Knochenfixierungsmechanismen .

2. Ansprüche: 9-12

Endoprothese mit mehreren Auflageebenen und einer Verstärkung .

3. Ansprüche: 13-15

Fräsvorrichtung mit Knochenabstützfläche.

4. Ansprüche: 16-19

Verfahren zur Herstellung/Bestimmung einer zum modellieren lassende Anlagefläche einer Schablone, Prothese oder Orthese und Schablone, Prothese oder Orthese hergestellt nach so einem Verfahren.
