

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3553620号

(P3553620)

(45) 発行日 平成16年8月11日(2004.8.11)

(24) 登録日 平成16年5月14日(2004.5.14)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 F 2/30

F I

A 6 1 F 2/30

請求項の数 2 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願平4-180575	(73) 特許権者	592147778
(22) 出願日	平成4年6月16日(1992.6.16)		アンドレ・ペーラー
(65) 公開番号	特開平5-184612		スイス国 ツエーハー8032 ツューリ
(43) 公開日	平成5年7月27日(1993.7.27)		ヒ・カプフシュタイク・44
審査請求日	平成11年4月15日(1999.4.15)	(74) 代理人	100064621
(31) 優先権主張番号	01797/91-0		弁理士 山川 政樹
(32) 優先日	平成3年6月17日(1991.6.17)	(72) 発明者	アンドレ・ペーラー
(33) 優先権主張国	スイス(CH)		スイス国 ツエーハー8032 ツューリ
(31) 優先権主張番号	01798/91-2		ヒ・カプフシュタイク・44
(32) 優先日	平成3年6月17日(1991.6.17)		
(33) 優先権主張国	スイス(CH)	審査官	弘 實 謙二
		(56) 参考文献	米国特許第04353136(US, A)
			特開昭51-116095(JP, A)
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 自然の関節の置換のための人工関節とくにひざ人工関節

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

本物の関節の置換のための人工関節であって、

骨取り付け部(11a)と、第1の関節部(19, 1621)とを含む第1の人工骨部(11)と；

骨取り付け手段(27)と、平らな滑り面(23, 24)とを含む第2の人工骨部(17)と；

前記第1の関節部を受けるために前記第1の関節部(19, 1621)と適合し、前記第1の関節部に対して相対的に関節状運動を行えるようにする関節面(21)を有する第2の関節部(13a', 13b', 1619)を含む中間部(13, 13a, 13b)と；

突出部状の連結部(15)と、この連結部を受ける溝状で、前記中間部(13)に前記第2の人工骨部(17)と一緒に連結する案内トラック部(35)とを有し、前記第1および第2の人工骨部間の相対的な動きを行えるようにする連結手段(15, 35)と

を備え、

溝状の前記案内トラック部(35)は、全体として前面-背面の方向に延びるわん曲した側壁(36, 38)を有し、それらのわん曲した側壁(36, 38)は、前面-背面の方向での中央領域で相互間に最も狭い距離を呈して前面および背面の方向では相互間の距離が広がっており、

突出部状の前記連結部(15)は、わん曲した細長い形状で、その前面-背面の方向での中央領域において、前記案内トラック部(35)の前記最も狭い距離よりもわずかに狭い

10

20

幅を有しており、

それによって、前記連結手段（１５，３５）は、前記中間部が前面－背面の方向で並進方向へ動けるように、且つ、前記中間部の限られたねじれ運動も行えるように構成されている

ことを特徴とする人工関節。

【請求項２】

本物の関節が膝関節であることを特徴とする、請求項１に記載の人工関節。

【発明の詳細な説明】

【０００１】

【産業上の利用分野】

本発明は、関節用の人工装置に関するものであり、更に詳しくいえば、係止部分すなわち取り付け部分と少なくとも１つの回転関節部分を含み、かつ関節を形成する骨の１つ、たとえば大腿骨、へ固定されるようにされた第１の人工骨部と、取り付け要素すなわちステムを含み、頸骨へ取り付けられるようにされ、滑り表面を形成された第２の部分とを有し、複雑な関節、とくにひざ関節用の人工装置に関するものである。前面と背面の方向の間で滑ることができる中間部すなわち中間要素が設けられる。中間部分は、第１の部分の適当な部分に関連して、回転できるような形にされる。

【０００２】

【従来の技術】

エンドプロステティックス（*endoprosthetics*）の問題に対して、安定な骨移植関節の交換しないですむ保守を行えるようにし、非常に長期間、理想的には移植から患者すなわち人工装置の装着者の死まで、もつ多くの解決策が提案されている。そのような生涯にわたって使用できる移植を妨げる主として２つの要因がある。そのうちの１つは、骨と移植されたものとの間の境界面が、大きさと向きが変化する可変力を受けることである。とくにせん断力が含まれる。別の要因は、組織の生物学的反応と骨が劣化することである。とくに体外物質に対する反応と、移植自体からの削り落とされた粒子に対する反応である。

【０００３】

関節の長い寿命、とくに移植された関節の寿命は、種々の人工部品の間境界面およびその滑り面にかかる可変力を小さくすることによって、延ばすことができる。滑り面の摩耗はできるだけ小さくせねばならない。種々の解決策が提案されているが、それらの必ずしも全てを同時に適用できるものではない。関節の全ての技術面について考えるだけでは十分でなく、解剖学的および生理学的に変化できる諸条件について考察せねばならない。関節において起こる複雑な運動、とくにひざ関節のような複雑な関節において起こる運動のために、特定の部分に応用できる対立する解決策の間で妥協すること、および一生涯にわたる信頼性という全体的な目標を達成することが困難にされる。

【０００４】

それぞれ、こする滑り部分にかかる単位面積当たりの圧力を低くすることにより、滑り軸受けに生ずる摩耗、摩滅を減少できることが良く知られている。表面に加えられる圧力、およびその結果としての軸受けの摩耗は、２つの滑り要素の接触面が小さい時は小さい。その接触軸受面は滑り面をできるだけ広くし、実効的に適合する滑り面を形成することにより、広くできる。そのような軸受けの典型的な例が図１に示されている。この図１にはまっすぐな滑り軸受けの略図が示されている。また、図２にはヒンジ関節すなわち球関節の略図が示されている。図１の滑り軸受けは、原理的には、係合面が有限の半径を有するようなヒンジすなわち球関節と考えることができる。しかし、摩耗が最小であるという共通の特性にもかかわらず、基本的な違いがある。すなわち、図１に示す滑り関節は自由に並進運動するが、回転軸線は有しない。他方、ヒンジすなわち球関節は回転軸線を有するが、並進運動は制約される。この結果として外力に関する関係が異なることになる。

【０００５】

図１を再び参照する。

10

20

30

40

50

斜め上から F 1 のような力が加えられる結果として、その力の水平成分のために滑りヘッドが横へ移動する。力のその水平成分は滑り関節の下側の部分には何の作用も及ぼさない。

力 F 1 に類似する力がヒンジすなわち球関節へ加えられた時には（図 2 参照）、関節を回転させることなしに関節を通る。しかし、その力の水平成分は望ましくないせん断力を生ずる結果となる。関節の上側部分が振り子のように前後に振動したとすると、そのせん断力は向きを連続して変える。最も簡単には、ヒンジ関節は回転運動することが有利である。しかし、その回転運動は、境界面における並進運動をできないこと、およびせん断力が生ずること、という欠点を受けることにより得られる。

【 0 0 0 6 】

人体の関節が純粋なヒンジ関節または純粋な滑り関節であることはまれである。通常は、およびとくにひざ関節は両方の関節の組合わせである。回転運動と並進運動を互いに重ね合わせることができる。

それらの運動を組合わせることができるようにするためには、ヒンジ関節を開く必要がある。すなわち、滑り表面同士の適合性を減ずる必要がある。図 3 のものは接触面が減少させられる。しかし、そうすると表面圧力が大幅に増大し、したがって関節の摩耗が大幅に増大する。滑り面における関節のヘッドの並進運動を反復することによりその摩耗が更に増大する。ほとんど点接触、および、最良でも多少線接触であるために、および表面圧力が非常に高くなるために、それぞれの関節部分に加えられるもみ作用によって、下側の関節部分すなわち関節部品の材質が疲労させられることになる。要素が適合しない位置は、境界面におけるせん断力の発生を必ずしも阻止するものではない。境界面で滑り面がもち上げられると、純粋なヒンジ関節または純粋な球関節で生ずる力に類似する力が生ずる結果になる。この結果として、境界面におけるせん断力が増大して摩耗が増加する。これはこの種の全ての人工器官に望ましくない作用を及ぼす。

【 0 0 0 7 】

中間要素を用いることにより、滑り関節の部品と球関節の部品が 2 つの異なる平面上にあるような、滑り関節と球関節の組合わせを用いることが提案されている（図 4 参照）。球関節の回転運動と滑り関節の並進運動が垂直方向にずらされるから、並進運動は球関節の下側の動きとして利用できる。関節表面の適合性は完全に保持され、摩耗は最小にされる。球関節により供給される力は境界面へは伝えられず、それよりも中間要素により並進運動へ転換される。この種の人工骨は知られており、メニスカル (m e n i s c a l) ひざと呼ばれている。

【 0 0 0 8 】

米国特許第 4 , 3 0 9 , 7 7 8 号には「オックスフォードひざ」および「ニュージャージーひざ」とも呼ばれている 2 種類のひざ関節人工骨が記載されている。「オックスフォードひざ」は 2 つの大腿部と、2 つの中間部分と、2 つの頸骨部とを有する。各大腿部は、大腿骨上で保持するための保持部を有する球状部を有する。頸骨部も頸骨上に保持部を有する。頸骨部は頸骨へ取りつけるための保持部を有するばかりでなく、上で中間部が滑ることができる平らなプラトーも有する。

90 度またはそれ以上曲がると、中間部は平らな表面すなわちテーブル状の表面の上に滑ることがで、およびおそらく完全に脱臼することがある。手術後に残りのじん帯の張力が低下し、かつ大腿骨が中間部を持ちあげて外したとすると、同様な危険が生ずることがある。そうするとひざ関節の新たな手術が必要になる。

【 0 0 0 9 】

たとえば、米国特許第 4 , 3 0 9 , 7 7 8 号の図 1 5 に示されている「ニュージャージーひざ」は、テーブル表面すなわち滑り表面への接触が失われることを阻止する特殊な構造を有する。大腿部に鳩の尾状の曲げられた溝が 2 つ設けられる。中間部要素のために係合要素が設けられる。この係合要素は溝の中にはめ込まれて、中間部の要素を案内するように拘束する。ひざが曲げられた時に中間部が制御されずに後方へ滑ることができず、かつ表面すなわちテーブルの上で押すことができず、それよりも骨からのなお残っている中央

10

20

30

40

50

突出部に係合するように、カーブは中央へ向けられる。鳩の尾形は、じん帯が張力を失うか、または、張力またな強度が低下したとすると、関節の脱臼を阻止する。

【0010】

中間部は所定の経路上を案内されるように拘束される。これにより、関節の1つの位置においてのみ、大腿部と中間部の間の関節面が適合するようにされる。その1つの位置以外の関節の他の全ての位置では、関節の表面は適合しない。このために係合面へ摩擦が増大する。適合しない条件が起こる理由は、大腿骨内に強く係止されている大腿部が互いに常に同じ距離にあり、かつ共通回転軸線を有するからである。しかし、中間部は、わん曲している経路上を前後に滑る時に横方向に相互に接近し、または互いに離れる。更に、ヒンジ関節の軸線または球関節の軸線が中間部の相互間の位置を連続して変える。滑り面に対して垂直な軸線を中心として回転運動が行われると、同様な状況が逆向きに起こる。この人工骨の表面、とくにヒンジ関節表面または球関節表面、の連続的に変化する不適合度のために摩擦が増大し、ひざ関節内のメニスカルの効果が減少する。

10

【0011】

米国特許第4,353,136号には大腿部と、頸骨部と、中間部とを有するエンドプロステティックスひざ関節が記載されている。大腿部は大腿骨へ取りつけるための取り付け部と、2つの顆状突起とを有する。頸骨部は頸骨へ取りつけるための取り付け部と突出する取り付けリブを有する。取り付け面とは反対の側が平らな支承面を有し、この支承面には中間部のリブを受ける溝が設けられる。そのリブは頸骨部のわん曲している溝の中に入れられる。2つの凹状滑り軸受けが大腿部の顆状突起のための対向する表面を提供する。この人工骨はヒンジ関節または球関節の滑り面が適合し、摩擦が少ないというのが利点である。

20

【0012】

しかし、わん曲した溝とリブの連結により、頸骨部に対する大腿部の並進運動を行えるようにはされない。それにより溝のわん曲の軸線を中心とする回転を行えるようにするだけである。そうすると、これはヒンジ軸線を中心とする追加の回転自由度を有する旧式のヒンジ関節である。したがって、たとえば、筋肉を引いたり、装着者の足を地面の上に置いた時の荷重によって起こる。上から斜めに来る力が関節を通して境界面へ達し、その結果として望ましくないせん断力が発生することになる。メニスカルの原理は、摩擦を減少させる関節表面の適合性が、並進可能性が失われることによってのみ得られる、ということによって妥協がはかれる。それにより人工骨部と関節の間の連結が保護される。したがって、本物のひざの運動学はこの関節では完全には得られない。その他に、たとえば鳩の尾相互連結における、関節の脱臼または脱骨を阻止する要素の使用はほとんど不可能であり、とくに、頸骨部が既に移植された後では、後の中間部を挿入することは不可能である。これには、「オックスフォードひざ」に関連して先に述べたような欠点がある。

30

【0013】

英国特許第1,567,007号には、大腿部と、頸骨部と、中間部とを有する人工ひざ関節が記載されている。大腿部は、通常のように、取り付け要素と顆状突起を有する。頸骨部は頸骨へ取りつけるための取り付け要素と、中間部の一致するリブを受けるまっすぐな、鳩の尾形の溝とをも有する。中間部は溝の中に入れられるまっすぐなリブを有する。更に、中間部は大腿部の顆状突起へ関節状に連結するための浅い滑り軸受けを有する。この構造は滑り面の摩擦減少適合性という利点も有する。リブと溝の間の鳩の尾形の連結により中間部の脱臼、したがって頸骨部からの望まない分離を阻止する。

40

【0014】

この構造により溝の長手方向に並進運動できるようにされる。それは、頸骨部の平面に垂直、したがって頸骨の軸線にほぼ垂直な軸線を中心とする回転運動を許さない。しかし、そのような回転運動はひざ関節の全ての動きに実際的に重ね合わされ、その結果として大腿骨と中間部からの顆状突起の滑り面の連続する非適合が行われる。ひざ関節の部分の自然の運動学すなわち相対運動は、したがって適切には再現されない。

【0015】

50

【発明が解決しようとする課題】

本発明の目的は、人工骨の部品が保護され、使用時に、摩耗が少なく、関節表面の適合性、中間部またはメニスカル部を有するひざの並進運動および回転運動を許すばかりでなく、脱臼に対して中間部を確実に保持するように構成された、損なわれたまたは病気になった関節、とくに複雑な関節、およびとくにひざ関節の置換のための人工骨を得ることである。この関節は、置換する本物の関節のほぼ正常な生理学的運動を行えるようにせねばならない。

【0016】**【課題を解決するための手段】**

要約すれば、この関節は、案内溝または案内トラックと、案内トラック内で動作できる連結部とを含む案内装置により、別の部分、典型的には頸骨部、に関して案内される中間部を有する。案内トラックに関して連結部の運動自由度を許し、しかも案内トラックから連結部が除去されることを阻止するために、連結部との取り付け係合をこえて上げられる領域を案内トラックは有する。

10

【0017】

本発明の人工関節により、本物の関節、典型的には本物のひざ関節の正常な生理学的運動に大きく対応する運動すなわち関節運動が許される。曲げられると、顆状突起は前面から背面へ動く。しかし、それと同時に、限られた回転運動が起こることがある。伸長はもちろん、曲がりにおいて、本物のひざにおけるように類似の条件が得られる。関節の任意の位置において、中間部はきっちりと案内されず、むしろそれぞれのトラック、典型的には溝、の中を横方向の遊びをもって動くことができる。したがって、中間部における関節表面は相互に整列状態を保つことができる。上から伝えられる力は境界面へは更に伝えられず、それよりも中間部において並進運動へ変換される。関節の動きが本物のひざの正常な物理的運動に大きく対応するから、曲げられた時の中間部の脱臼の危険は効果的になくされる。

20

【0018】

中間部は比較的小さい交換可能な要素とすることができる。したがって、ひざの置換手術中に、適当な高さの中間部を取りつけることが可能である。種々の高さのセットを設けることができる。じん帯のたるみを補償し、軸線の不整列を修正するために、寸法の異なるそれらの部分が適当である。中間部と、大腿部および頸骨部は種々の材料で製作できる。たとえば、中間部はプラスチックで製作でき、骨へ実際に連結される人工骨の部分は金属で製作される。

30

溝の側壁の形を適当にすることにより、トラック部、典型的にはその溝の内部で連結部を導くことができる。この結果としてとくに簡単な構造が得られる。前面位置および背面位置において溝を拡げることができるようにするために、本発明に従って、溝の向きと形を変えることもできる。溝の側壁は、たとえば頸骨プレートの縁部へ向かって延長する領域において、わん曲させられる。溝は中心軸を中心として曲がって延長できる。連結部自体もその長手方向に沿う適当な曲率を有することもできる。こうすることにより、曲がった時および伸ばされた時に回転できるようにされる。その回転は本物の関節における動きに類似する。溝の側壁の間の間隔は溝のほぼ中心で最小である。連結部の幅はその最小間隔にほぼ一致する。

40

【0019】

本発明のとくに有利な実施例によれば、溝の内側壁はわん曲させられ、とくに中央領域における溝外側壁はほぼまっすぐな部分を有する。しかし、連結部の外側壁がわん曲させられ、連結部の内側壁は、少なくとも中央領域において、まっすぐな部分を有する。これにより中間要素の案内内部と案内トラックの間の横方向遊びの維持を小さくできるから、ひざの横方向安定度は高い。このことは、ひざ関節を人工関節で置換するためにはとくに重要である。上記の形により、頸骨部に対する中間部の前面方向／背面方向における並進運動を提供させられる。

【0020】

50

連結部すなわち連結要素の外側壁の曲率半径は、案内トラックの内側壁を中心とする同心円の半径と同じか、それより小さい。その同心円の半径は、案内トラックまたは案内溝の内側壁の曲率半径の約 $1.3 \sim 2.6$ 倍にできる。この寸法により案内トラックすなわち案内溝の内部および外部が拡げられる結果となる。これにより、中間部に対して、その前面方向または背面方向の動きに対して希望の運動自由度が与えられる。

わん曲は真円わん曲である必要はない。しかし、円形わん曲を用いると製作の視点からは有利である。円以外の他のわん曲、たとえば長円わん曲、を使用できる。

【0021】

中間部の可動性は、よろめきを禁止するために、滑り平面または案内平面により制約することが好ましい。したがって、垂直方向に確実に案内するために、連結部の案内トラックすなわち案内溝および一致する表面を、鳩の尾形の相互係合連結、T形、舌および溝形、多角形または円形横断面とすることができる。それらの形は、何らかの理由で、関節再構成の手術の後で関節のじん帯の保持が低下したとすると、案内トラックから連結部が失われることを阻止する。

【0022】

回転運動を確保するために、回転支承面は異なるやり方で製作できる。本発明の好適な特徴によれば、2つの顆状突起が設けられる。各顆状突起は中間部の適当な一致する支承面上に取りつけられる。案内トラックすなわち案内溝は、前面方向および背面方向に集束するように、構成される。この結果として、本物の関節、たとえばひざ関節に良く近似する人工骨が得られる。

本発明の特徴によれば、2つの別々の中間部が用いられる。各中間部には連結部が形成され、それ自身の溝の中に入れられる。本発明の別の特徴に従えば、個々の中間部と一緒に連結するブリッジ状連結部が設けられる。その連結は中間部の相互間の相対的な移動を阻止し、および顆状突起との係合における回転関節表面の可能な非適合を阻止する。更に、連結されている2つの中間部がわん曲溝の中に入れられて、溝の前端部または後端部でその溝から出られないから、脱臼に対する信頼度は高くなる。更に、連結により、動きの終点または限界に達した時に、並進運動のある程度のダンピング、すなわちブレーキがかけられる。トラックと連結部との少なくとも一方の曲率半径を適当に選択することにより、連結部の凹状内面が溝の凸状側壁に最初に係合するならば、そのブレーキはとくに徐々にかけられる。

【0023】

連結要素を交差連結ブリッジとして形成することにより、中間部がプラスチックで製造されるならば、プラスチック材料の低温流動、したがって材料を疲労させ、したがって摩耗を生じさせる別の要因は除外される。

この関節の構造は単一コンパートメントの態様で形成できる。すなわち、第1の人工骨要素の関節部を1つの顆状突起で形成でき、十分な寸法の1つの中間部において一致する受け表面を1つの顆状突起を受けることができるようにする。

【0024】

本物の関節に類似させるため顆状突起は第1の人工骨部において凸状に形成することが好ましい。

この人工骨はひざ関節置換にとくに適当である。その場合には、第2の部分すなわち、頸骨部に、前面じん帯と背面十字形じん帯の少なくとも一方のための適当なくぼみを形成できる。この人工骨は、それらのじん帯のためのそのようなくぼみすなわち余地を得るために容易に形成できる。こうすることにより、ひざを正しく動かすために十字形じん帯の重要な機能が保持される、という利点を有する。

【0025】

移動時の自由運動経路長は、案内トラック部分すなわち案内溝部分と連結部の間の幅の差の半分と、溝部分と連結部のそれぞれの凹状側壁の半径とにほぼ依存する。正の相関が存在する。これは、幅と半径の絶対寸法との少なくとも一方の増大する差において自由経路長が増大することを意味する。

一例として、案内トラックの並進長さを15mmと仮定する。溝の態様の案内トラック部の外側壁は50mmに選択される。これはひざ関節にとっては適当である。そうすると幅の差は1.13mmとなる。25mmの自由並進運動経路においては、半径がかなり大きい70mmの時には、幅の差は2.25mmとなることがある。したがって、両方の場合に、横方向の遊びすなわち自由は許容誤差以内であって、安定なひざ関節に対しては正常である。案内溝内の結合部の、最も狭い点における、横方向の遊びすなわち間隙は0.5～3mmの範囲であることが好ましい。

【0026】

本発明の適当な実施例では溝の外側壁の曲率半径は内側壁の曲率半径の約3倍である。このような寸法決定の直接の結果として、案内トラックが前面または背面へ拡張し、そのために連結部したがって中間部が前面方向と背面方向の間で動いている時に、中間部の動きに希望の自由が与えられることになる。連結部の外側壁の曲率半径は溝の外側壁の曲率半径の約半分であることが好ましい。曲がりには長円形その他の形にできる。しかし、製造が最も容易であるという点で、円形の曲がりの方が好ましい。

【0027】

【実施例】

図1～図4に、たとえば頸骨1へ固定されている頸骨部17へ大腿骨または大腿部11により力F1が加えられた時の力の関係、および力の伝達条件を非常に概略的に示す。図4は中間要素すなわちメニスカル部17も示す。実際の関節においては、大腿部11は大腿骨(図示せず)へ固定される。

【0028】

次に図5～図13を参照する。

図6に最も良く示されているように、人工骨は第1の人工骨部11を有する。この部分は11aで概略的に示されている適当な取り付け要素により大腿骨へ取り付けられる。したがってその部分を大腿部と呼ぶことができる。この人工骨は第2の部分17も含む。第2の部分を頸骨へ取り付けるために、第2の部分は取り付け要素27を有する。したがって、第2の部分17は頸骨部と呼ぶこともできる。また、この人工骨は2要素中間部13を有する。この中間部13においては、その要素はそれぞれ13a, 13bとして示される。

【0029】

大腿部11には、取り付け部11aの他に、回転関節部19も形成される。この回転関節部は、図6に示すように、2つの顆状突起19により形成される。各中間部要素13a, 13bは一致する支承面21を有する。それらの支承面21の曲率半径は顆状突起19の曲率に適合するようなものである。

第2の人工骨部17はプレート23を有する。このプレートから取り付け部27が突き出る。それらの取り付け部27は円錐形、ひれ、ポストその他の適当な構造にできる。プレート23の上面に滑り面24が設けられる。図5と図6からわかるように、プレート23はほぼ長円形であって、頸骨の自然の端部の輪郭にほぼ一致し、背面十字形じん帯を受けるための背面くぼみ29が形成される。本発明の有利な特徴によれば、くぼみ29は、たとえば図18に示すように、前面十字形じん帯を受けることもできるように、非常に深くできる。

【0030】

第2の人工骨17は2つの案内トラック35を含む。この案内トラック35は溝の形をしており、その溝の形は鳩の尾形、T形、舌および溝側壁、その他の任意の適当な横断面形状にできる。

【0031】

本発明の特徴によれば、図5に示されているように、各溝35は前面端部と背面端部へ向かって横方向に拡張させられる。溝35の側壁36はわん曲させられる。側壁36は前面領域と背面領域に曲がり36'と36''をそれぞれ有する。中央部においてはそれらの曲がりはほぼまっすぐな領域36'''を有する。内側壁38と外側壁36の間の最短距離は

10

20

30

40

50

案内溝の中央領域にある。

【 0 0 3 2 】

中間部 1 3 の形は図 5 , 図 6 , 図 1 3 において最も良くわかる。顆状突起 1 9 のための顆状突起支承面 2 1 が中間部要素 1 3 a , 1 3 b の上側部分 1 3 a ' , 1 3 b ' に形成される。中間部要素 1 3 a , 1 3 b の下側部分は案内延長部すなわちリブ 1 5 を有する。案内延長部すなわちリブすなわち案内部 1 5 は延長させられ (図 5 参照) 、わずかにわん曲させられる。案内部 1 5 の内側壁 4 2 は前面わん曲領域 4 2 ' と背面わん曲領域 4 2 ' ' と、延長させられた案内部 1 5 のほぼ中間部におけるほぼまっすぐな領域 4 2 ' ' ' とを有する。

【 0 0 3 3 】

案内要素 1 5 の外側壁 4 0 の半径 R 3 (図 5 , 図 1 3 参照) は理論円 3 7 の半径 R 4 とほぼ同じであるか、それより小さい。円 3 7 は、案内溝部 3 5 の内側壁 3 8 (図 6) を定める円 3 8 ' と同心である。円 3 7 は溝 3 5 の外側壁 3 6 のまっすぐな部分 3 6 ' ' ' に接する。それは内側壁 3 8 の曲率半径 R 1 の約 1 . 3 ~ 2 . 6 倍である。案内部 1 5 の外壁 4 0 の半径 R 3 (図 5 , 図 1 3 参照) は、たとえば外側壁 4 0 が長円形の一部であるならば、半径 R 4 よりも多少小さくできる。案内溝 3 5 の外側壁 3 6 の曲率半径 R 2 は案内要素 1 5 に外側壁 4 0 の半径 R 3 にほぼ等しいか、わずかに長い。しかし、曲率半径 3 6 ' , 3 6 ' ' を大きくすること、すなわち、曲率が多少より平坦にすること、も可能である。

【 0 0 3 4 】

図 1 3 は内側壁 4 2 の端部領域 4 2 ' , 4 2 ' ' の半径 R 5 も示す。その半径 R 5 は内側壁 3 8 (図 1 2) の半径 R 1 とほぼ同じか、それより多少大きい。

中間部 1 3 と頸骨部 1 7 の間の連結手段と一緒に形成する連結部 1 5 の側壁の形と、案内溝 3 5 の側壁の形とは横方向の遊びが小さくなるようにする。いいかえると、中間部要素 1 3 a , 1 3 b を軸線 4 4 (図 5) の方向へ、非常に限られた範囲だけ移動させることができる。したがって、関節は限られたねじれ運動を阻止することなしに、高い横方向安定度を有する。

図 5 , 図 6 は基本的な構造、および連結部 1 5 と案内溝 3 5 を垂直横断面で示す。それらはほぼ長方形として示されている。図 1 5 と図 1 7 に最も良く示されているように、連結部の横断面を異なる形にでき、たとえば舌および溝形、または T 形 (図 1 5) 、あるいは鳩の尾形 (図 1 7) にできる。図 1 5 と図 1 7 に示されている特定の形は、プレート 2 3 の平らな表面 2 7 の上、したがって表面 2 4 の平面内で滑るための中間部要素 1 3 の動きを制限する。

【 0 0 3 5 】

図 5 と図 6 を比較すると、案内部 1 5 と案内トラック 3 5 により形成された連結手段の軸線 X S を中心とする実効的に鏡対称的な構成により、軸線 3 9 を中心とする回転、および前面から背面への並進運動、背面から前面への並進運動を、顆状突起 1 9 と、中間部要素 1 3 a , 1 3 b の支承面 2 1 との間の係合の適合性を保持しながら許すことがわかる。人工関節を人の体の中に移植した後では、並進運動および回転運動はひざ関節のじん帯により導かれる。曲げられ、および伸ばされた時のひざ関節の動きは本物のひざ関節の生理学的動きにほぼ一致する。

【 0 0 3 6 】

図示の構造における案内トラック 3 5 および連結部 1 5 によって、支承面 2 1 上の顆状突起 1 9 の適合性を妨害することなしに、軸線 3 9 を中心とする回転が許される。

第 1 の人工骨部 1 1 と第 2 の人工骨部 1 7 を、人工関節において通常のように、合金で製作することが好ましい。中間部要素 1 3 は人工関節において一般的である組成のプラスチック材料で製作することが好ましい。

図 5 および図 6 に示されている実施例は二対の顆状突起 1 9 , 2 1 を示す。1 つの顆状突起 - 支承部組合わせだけを用いることも可能である。他のやり方で連結される関節、たとえばヒンジ点で連結されるヒンジ関節も、中間部 1 3 および中間部要素 1 3 a , 1 3 b と連結部 1 5 の適当な変更に合わせて使用できる。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 7 】

図 7 , 図 8 , 図 1 1 に示す実施例

基本的な構造は図 5 と図 6 に示されているものに類似する。それらの図に示されている要素に加えて、中間部要素 1 3 a と 1 3 b を一緒に強く結合する結合部 4 9 も設けられる。中間部要素 1 3 a と 1 3 b の間の結合部 4 9 はそれらの要素の間の相対的な動き、したがって顆状突起 1 9 と支承面 2 1 の間の起こり得る非適合性を阻止する。上記のように、結合部 4 9 は脱臼に対する信頼度も高くする。結合部 4 9 は多少眼鏡形の構造をしている。結合部 4 9 は金属または繊維で補強したプラスチックで製作することが好ましい。中間部要素 1 3 a , 1 3 b を囲む結合部 4 9 の開口部 5 1 は中間部要素 1 3 a , 1 3 b の輪郭に一致させられる。したがって、中間部要素 1 3 a , 1 3 b をそれぞれの案内トラックの中 10 に入れた後では、結合部 4 9 は中間部要素の上で単に滑ることができるだけである。

【 0 0 3 8 】

図 9 , 図 1 0 の実施例

図 9 と図 1 0 は中間部要素 1 3 a と 1 3 b を結合する別のやり方を示す。U 形連結ブラケットすなわちクリップ 4 9 B が、中間部要素 1 3 a , 1 3 b に形成されている適当な穴 5 3 の中に挿入される。それらの穴 5 3 は全体として U 形のクリップ 4 9 B の脚 5 5 を受ける。クリップ 4 9 は、中間部要素 1 3 a , 1 3 b を所定位置に置いた後で挿入できる。クリップ 4 9 は金属で製作できる。

【 0 0 3 9 】

図 6 , 図 8 , 図 1 0 の実施例では、第 1 の人工骨部 1 1 の顆状突起 1 9 は凸状であり、中間部 1 3 の支承面 2 1 は凹状である。これは本物の関節に一致する。第 1 の人工骨部の顆状突起 1 9 および中間部の凹状支承面ではなくて、関節の形により示唆される場合には、中間部に顆状突起を形成し、第 1 の人工骨部 1 1 にそれぞれの凹状支承面を形成することも可能である (図 2 4 参照) 。 20

【 0 0 4 0 】

図 1 4 , 図 1 5 , 図 1 6 の実施例

一般に、人工骨は図 5 に示されている人工骨の半分の部分に対応する。これは、大腿部から 1 つの顆状突起を受けて、頸骨部に 1 つの支承面を形成する単一コンパートメント人工骨である。また、図 1 5 , 図 1 7 は案内面も示す。参照番号は前記参照番号と同じである。 30

【 0 0 4 1 】

図 1 8 , 図 1 9 , 図 2 0 の実施例

案内トラック部の位置と、連結手段の連結部の位置とを、中間部 1 3 および頸骨部 1 7 に関して逆にできる。したがって、案内トラック 1 2 3 5 a , 1 2 3 5 b をそれぞれの中間部要素 1 2 1 3 a , 1 2 1 3 b と、頸骨部すなわち第 2 の部分 1 7 のプレート 1 2 2 3 からの突出部として形成された連結部 1 2 1 5 a , 1 2 1 5 b に形成できる。他の全ての面においては、とくに種々のラジアル構造に関して、それらの実施例は図 5 と図 6 に関して述べた実施例に類似する。もちろん、連結構成 1 2 1 5 a , 1 2 3 5 a , 1 2 1 5 b , 1 2 3 5 b のための、鳩の尾、舌および溝連結等のようなインターロック連結を、図 1 5 と図 1 7 に詳しく示されているように、用いることもできる。 40

【 0 0 4 2 】

図 2 1 , 図 2 2 の実施例

人工骨頭の全体的な構成は図 5 と図 6 を参照して説明したものに類似し、同じ要素には、それらが初めて現れた図面の番号を付加した同様な参照番号で表す。図 2 1 , 図 2 2 は、図 1 5 を参照して述べたように、中間部要素 1 4 1 3 a , 1 4 1 3 b の相互係合連結も示す。

本発明の別の特徴によれば、案内トラック 1 4 3 5 の外側壁 1 4 3 6 の曲率半径 R_{2-1} は、案内トラック 3 5 の内側壁 1 4 3 8 の曲率半径 R_1 の約 3 倍大きい。

本発明の別の特徴では、中間部要素 1 4 1 3 a , 1 4 1 3 b の案内部 1 4 1 5 の外側壁 1 4 4 0 の曲率半径 R_{3-1} は、案内部 1 4 1 5 の内側壁 1 4 4 2 の曲率半径 R_{5-1} 40

より小さい。したがって、案内部 1 4 1 5 の最大幅 W_0 はほぼその中間である。

【 0 0 4 3 】

図 2 1 は連結部 1 4 1 5 と案内トラック部 1 4 3 5 の間の全体の間隙が小さいことも示す。内側の間隙 d_i と外側の間隙 d_o は、案内トラック部 1 4 3 5 の最も狭い領域において、すなわち、案内トラックと連結部 1 4 1 5 が互いに最も近い場所において、約 0.5 ~ 3 mm であることが好ましい。

案内部 1 4 1 5 の外側壁 1 4 4 0 の曲率半径 R_{3-14} は、案内トラック 1 4 3 5 の内側壁 1 4 3 8 の曲率半径 R_{1-14} に、内部間隙 d_i と最大幅 W_0 を加えたものとして計算し、案内部 1 4 1 5 の内側壁 1 4 4 2 の曲率半径 R_{5-14} は、案内トラック 1 4 3 5 の外側壁 1 4 3 6 の曲率半径 R_{2-14} から外部間隙 d_o と最大幅 W_0 を引いたものとして 10

計算することが好ましい。
図 2 1 は、前面じん帯と背面十字形じん帯を受けられるようにする深いくぼみも示す。この構造は対称軸 X S を中心とする鏡対称である。

【 0 0 4 4 】

図 2 3 と図 2 4 は図 1 4 と図 1 7 に示されている構造に類似する構造を示す。しかし、その構造においては、中間要素 1 6 1 3 には顆状突起 1 6 1 9 が形成され、第 1 の人工骨部 1 6 1 1 にはくぼんだコップ形支承面 1 6 2 1 が形成される。

図 2 5 と図 2 6 は、案内トラック 1 8 3 5 の外面 1 8 3 6 の曲率半径が曲率半径 R_{2-14} (図 2 1) に類似して小さい実施例を示す。この実施例は図 9, 図 1 0 の実施例に類似する。 20

図 2 8 はトラック 1 4 3 5 のそれぞれの半径の関係を示す略図である。この図は、図示を容易にするために中間部要素を除去して示す。

【 0 0 4 5 】

図 2 7 は、たとえば図 1 5 または図 1 7 に示されているような種類の、重なり合った底面を有する中間部要素の底面図である。

図 2 9 は、図 2 1 と図 2 2 に示す 2 コンパートメント人工骨に類似する、単一コンパートメント人工骨の上面図を示し、図 3 0 は図 2 9 の線 XXIII - XXIII に沿う横断面図を示す。第 2 の部分 2 2 1 7 の滑り面の上に 1 つの中間部要素 2 2 1 3 が設けられる。曲率半径は図 5 と図 6、または図 2 1 と図 2 8 をそれぞれ参照して述べた曲率半径と同様にできる。図 3 1 は中間部 2 4 1 3 の連結部および案内トラックと、第 2 の部分 2 4 1 7 との鳩の尾 30

【 0 0 4 6 】

図 3 2 と図 3 6 は図 1 8, 図 1 9 に類似する構造を示す。しかし、図 3 2, 図 3 6 における実施例の曲率は図 2 1, 図 2 8 における曲率に類似する。中間部要素 2 6 1 3 は、プレート 2 6 2 3 からの重なり合う T 連結突起により連結部 2 6 1 5 とインターロックされる。したがって、中間部に関する案内トラックの位置は、図 2 1, 図 2 2 に関する案内トラックの位置とは逆にされる。他の全ての面では、関節は類似し、前記要素とは異なる要素だけをとくに示し、説明した。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 滑り関節において並進運動を行わせる、力の関係を示す非常に簡単な略図である 40

。 【 図 2 】 球関節において生ずるせん断力を示す非常に簡単な略図である。

【 図 3 】 「開かれている」球関節において生ずる力を示す非常に簡単な略図である。

【 図 4 】 複合滑り - 球関節における力の関係を示す。

【 図 5 】 図示を容易にするために中間部の輪郭を 1 点鎖線で示した、図 6 に示す人工ひざ関節の図 6 で線 V - V に沿う部分断面上面図である。

【 図 6 】 図 5 の線 VI - VI に沿う断面図である。

【 図 7 】 別の実施例の上面図である。

【 図 8 】 図 5 A の実施例の断面図である。

【 図 9 】 2 つの中間部要素のブリッジ連結を示す別の実施例の上面図である。 50

【図 10】図 9 の線 VIB - VIB に沿う断面図である。

【図 11】図 8 の関節に類似する関節の分解斜視図を示す。

【図 12】図 6 , 図 8 または図 10 の第 2 の人工骨部の、中間部を省いて示す、概略上面図である。

【図 13】中間部の底面図である。

【図 14】ひざ人工関節の別の実施例の上面図である。

【図 15】図 14 の線 X - X に沿う断面図である。

【図 16】図 15 の関節の分解斜視図を示す。

【図 17】図 15 に示されているのとは異なる、案内トラックの構造の別の形を示す。

【図 18】連結部が頸骨部すなわち第 2 の人工骨部の上に形成されている、図 5 のひざ人工関節に類似のひざ人工関節を示す。 10

【図 19】図 18 の線 XIII - XIII に沿う横断面図である。

【図 20】図 19 の関節の分解斜視図である。

【図 21】ひざのそれぞれの部品に対する曲率半径の異なる構成を示す図 5 に類似の図である。

【図 22】図 21 の線 XV - XV に沿う横断面図である。

【図 23】別の実施例の大腿部を除いて示す上面図である。

【図 24】図 23 の線 XVII - XVII に沿う横断面図である。

【図 25】更に別の実施例の大腿部を除いて示す上面図である。

【図 26】図 25 の線 XIX - XIX に沿う横断面図である。 20

【図 27】単一顆状突起大腿部の中間部の底面図である。

【図 28】中間部を除いて示す第 2 の人工骨部の上面図である。

【図 29】ひざ人工関節の別の実施例を示す。

【図 30】図 29 の線 XXIII - XXIII に沿う断面図である。

【図 31】図 30 に示す案内トラックの別の実施例を示す。

【図 32】連結部が第 2 の人工骨部の上に形成された、図 25 に示すものに類似の人工骨部を示す。

【図 33】図 32 の線 XXVI - XXVI に沿う横断面図である。

【符号の説明】

1 1 第 1 の人工骨部 30

1 1 a 骨取りつけ部

1 3 , 1 3 a , 1 3 b 中間部 (要素)

1 3 a ' , 1 3 b ' , 1 6 1 9 第 2 の関節部

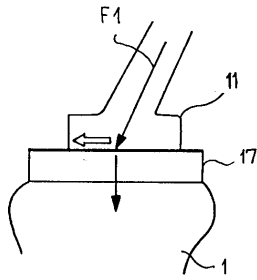
1 5 , 3 5 連結手段

1 7 第 2 の人工骨部

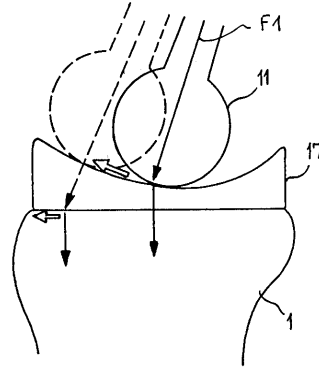
1 9 , 1 6 2 1 第 1 の関節部

2 3 , 2 4 滑り面

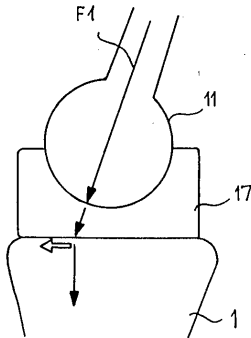
【図 1】



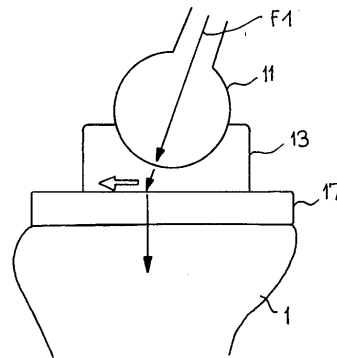
【図 3】



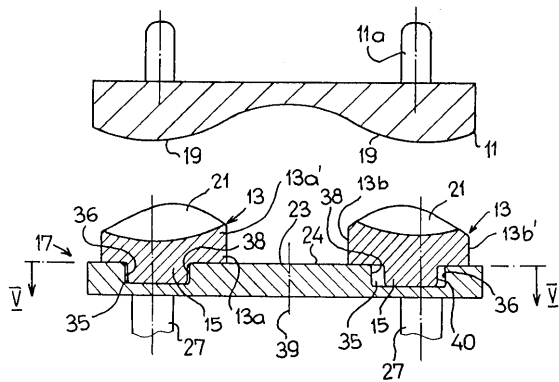
【図 2】



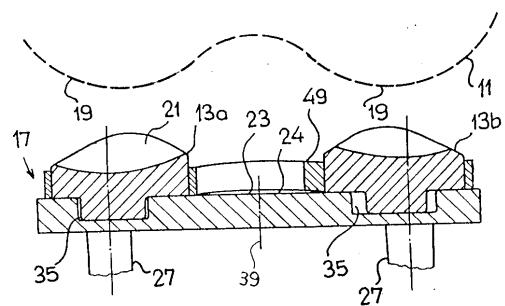
【図 4】



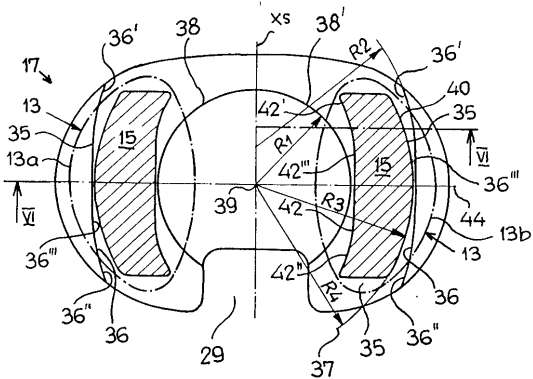
【図 6】



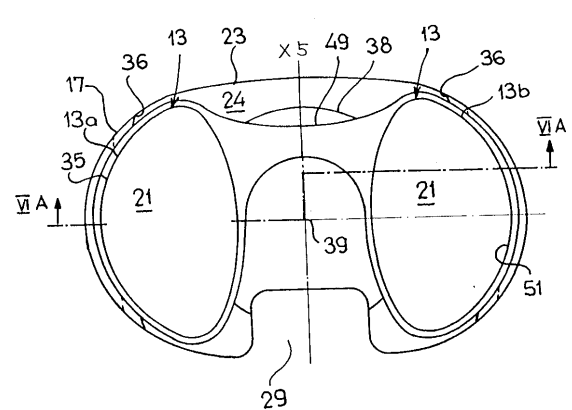
【図 8】



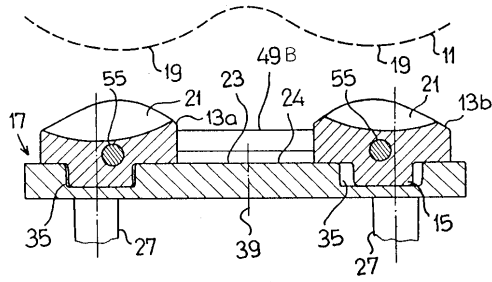
【図 5】



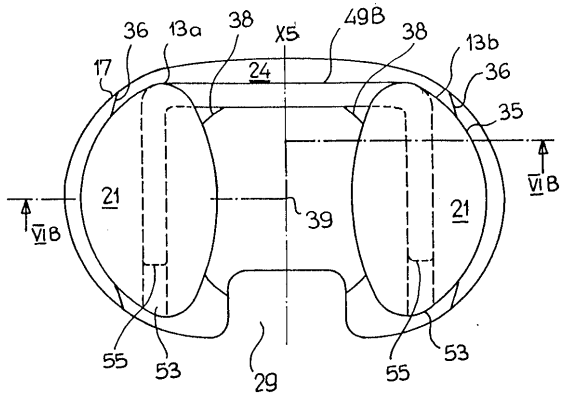
【図 7】



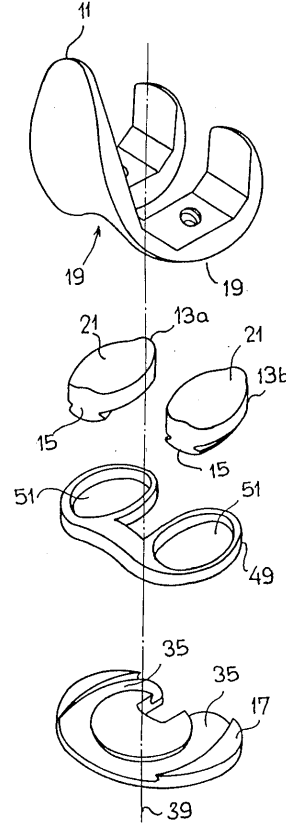
【図 10】



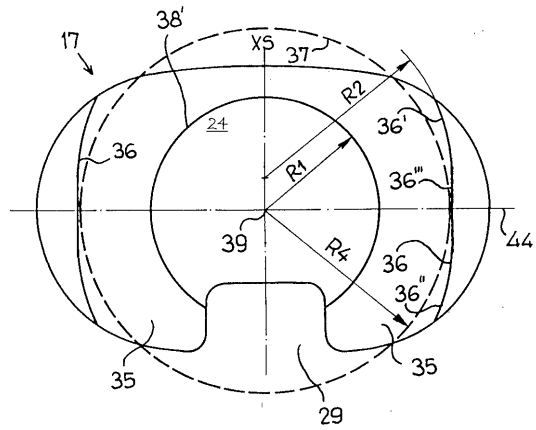
【図 9】



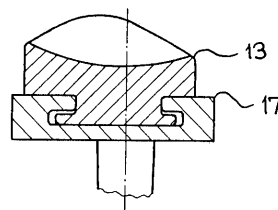
【図 11】



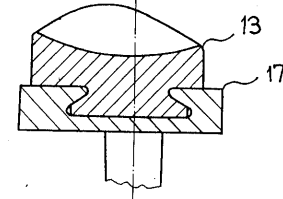
【図 12】



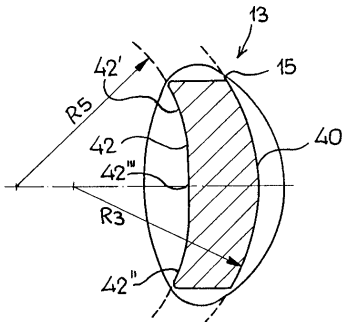
【図 15】



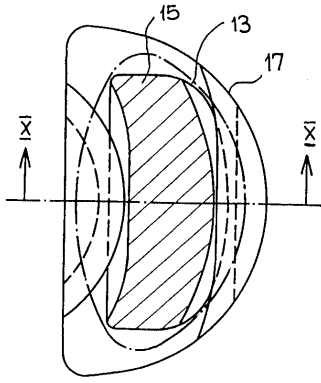
【図 17】



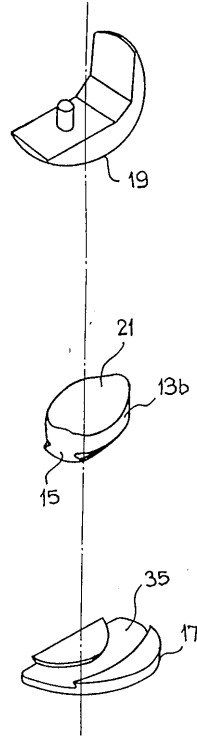
【図 13】



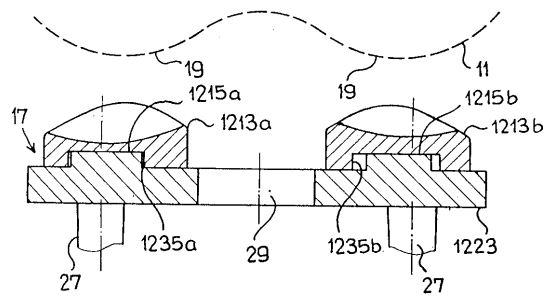
【図 14】



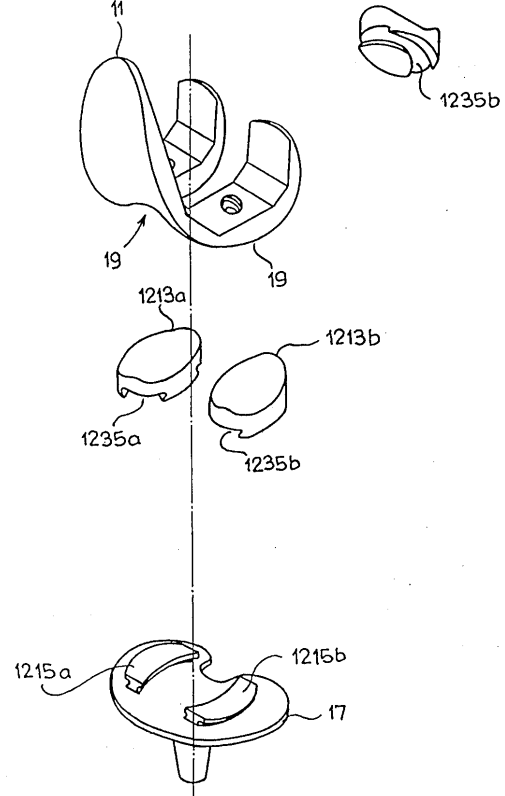
【図 16】



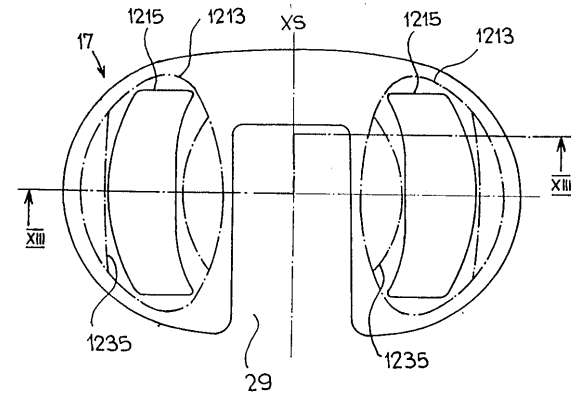
【図 19】



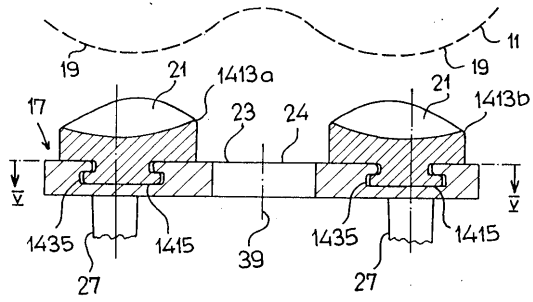
【図 20】



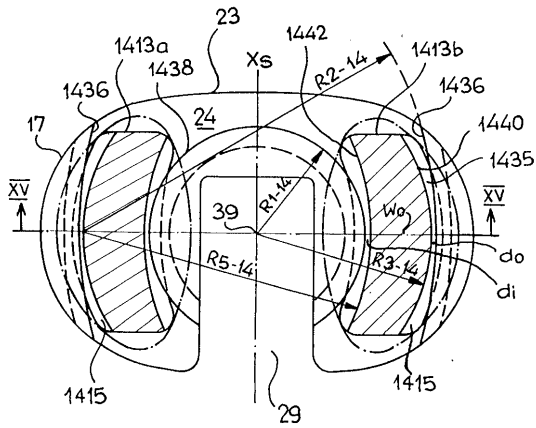
【図 18】



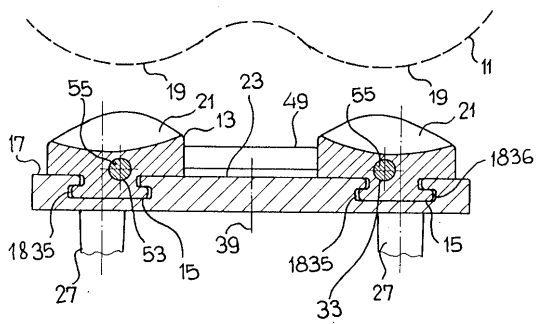
【 図 2 2 】



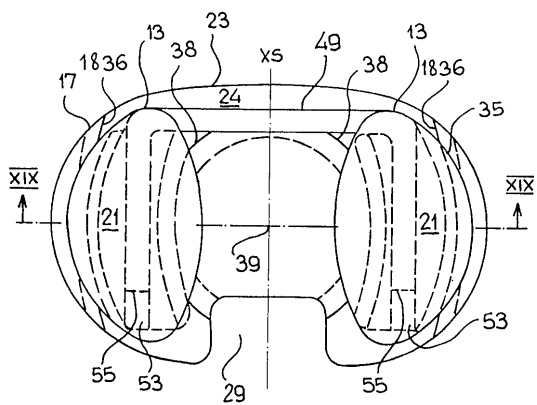
【 図 2 1 】



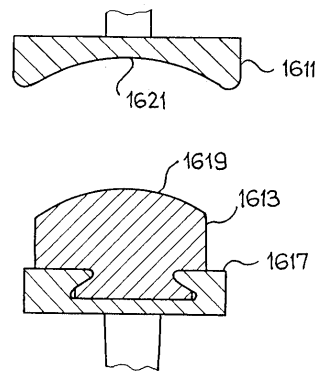
【 図 2 6 】



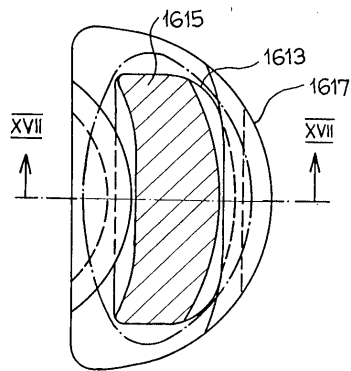
【 図 2 5 】



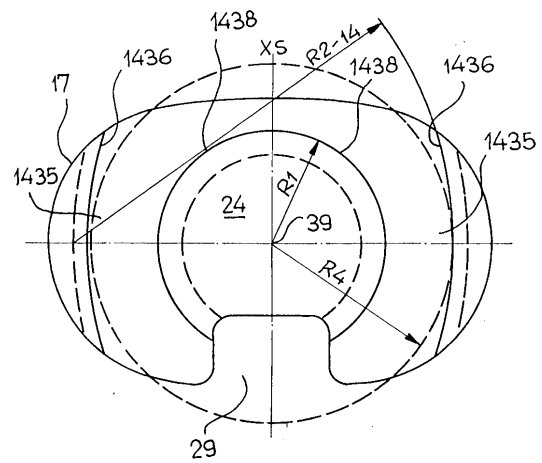
【 図 2 4 】



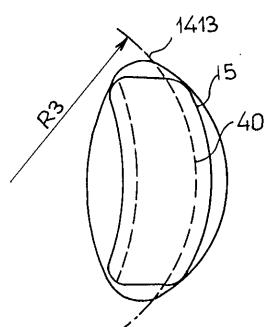
【 図 2 3 】



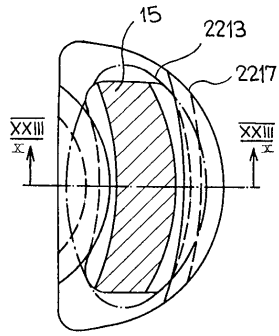
【 図 2 8 】



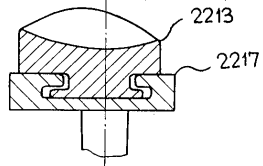
【 図 2 7 】



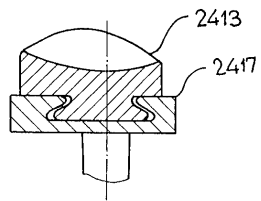
【図 29】



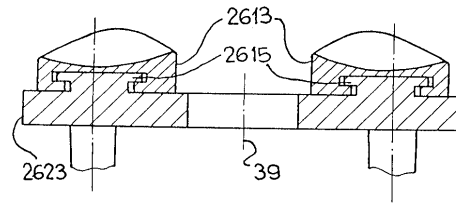
【図 30】



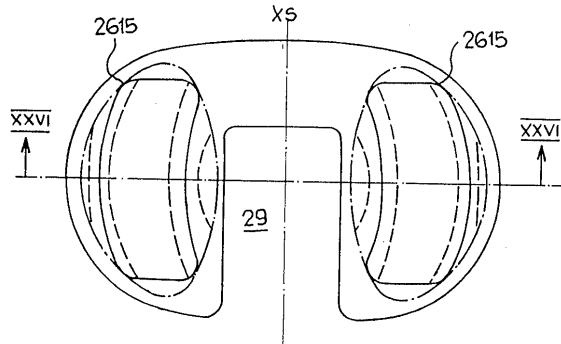
【図 31】



【図 33】



【図 32】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl.⁷, D B 名)

A61F 2/30

WPI(DIALOG)