

## 整形外科領域における生体材料について

浜田良機, 赤松功也, 戸島忠人,  
立木 繁, 堀内忠一

整形外科領域では, 金属, プラスチック, セラミックスが機械的強度と耐摩耗性など材料の特色を生かして臨床的に応用されている。316Lステンレス鋼は骨折固定材料として用いられ, コバルトクローム合金とチタン合金は, 主として人工運動器の素材として利用されてきている。特に後者は軽量で優れた機械的強度と生体親和性という点で, セメントレス人工運動器の素材として注目されている。プラスチックでは人工運動器の構成体である人工軟骨として利用されている高密度ポリエチレン(HDP)と骨と人工運動器の固定に利用される poly-methylmethacrylate (PMMA)がある。セラミックスは生体親和性は良好であるが, 機械的強度に劣る。そこでアルミナセラミックスは modular type の骨頭部や骨欠損部補填用人工骨として利用され, アパタイトセラミックスは骨欠損部補填用人工骨として, あるいはコーティング材として利用されている。

キーワード: 生体材料, 金属, プラスチック, セラミックス, 人工運動器

### 1. 整形外科領域における生体材料の条件

一般的に生体材料は生物学的な面と, 力学的な必要性に分けられるが, 整形外科領域で利用される生体材料は関節運動や荷重という力学的負荷にさらされることが多く, 他の臓器に利用される材料に比べ, 充分な静的, あるいは動的強度や耐摩耗性が要求される<sup>4,32)</sup>。この意味で, 1920年代から一貫して金属材料がその主流を占めてきた。しかし1940年代になるとプラスチック, さらに1970年代からはセラミックスが開発され, 現在は各々の材料の特性を生かした臨床応用とその拡大を目指した研究が行われている。

### 2. 金属材料

動物を用いた基礎的研究で, 充分な機械的強度があり, 生体内で腐食や金属イオンの漏出する危険がないか, あっても極めて少ない不銹鋼であることが確認されている316Lステンレス鋼, コバルトクローム (Co

-Cr-Mo)合金(バイタリウム), チタン合金(Ti-6Al-4V, タイバニウム)が生体用金属として利用されている。このうち316Lステンレス鋼は, 他の2者に比べて腐食や金属疲労が起こりやすい<sup>23)</sup>ので, 一定期間生体内に存在し, その役目が終われば抜去する骨折や骨切り術の固定材料として利用されている(図1)。

コバルトクローム合金は耐蝕性に優れ, 組織親和性も良好であり, 骨との固定に骨セメントを利用するタイプの人工運動器(図2)の材料として臨床応用されている。

他方, 1980年代から生体用金属として, チタン合金が人工運動器や骨折固定材料の素材として利用されるようになってきた<sup>4,6,32,34)</sup>。チタン合金は生体内に長期に存在しても機械的強度と耐蝕性の劣化はなく, コバルトクローム合金よりもはるかに軽量で(チタンの比重は4.5でステンレス鋼やバイタリウムの1/2である。), 剛性が3者の中で最も骨に近く, さらに加工も容易であるなどの利点があり, セメントレス人工運動器(図3), (図4)や抜去の必要のない骨折固定材料(図5), あるいは創外固定器に利用されるようになってきている(図6)。他方チタン合金の欠点は摩耗に弱いことである。この欠点をカバーする工夫として, 人工運動器の関節部にはコバルトクローム合金, あるいはセ

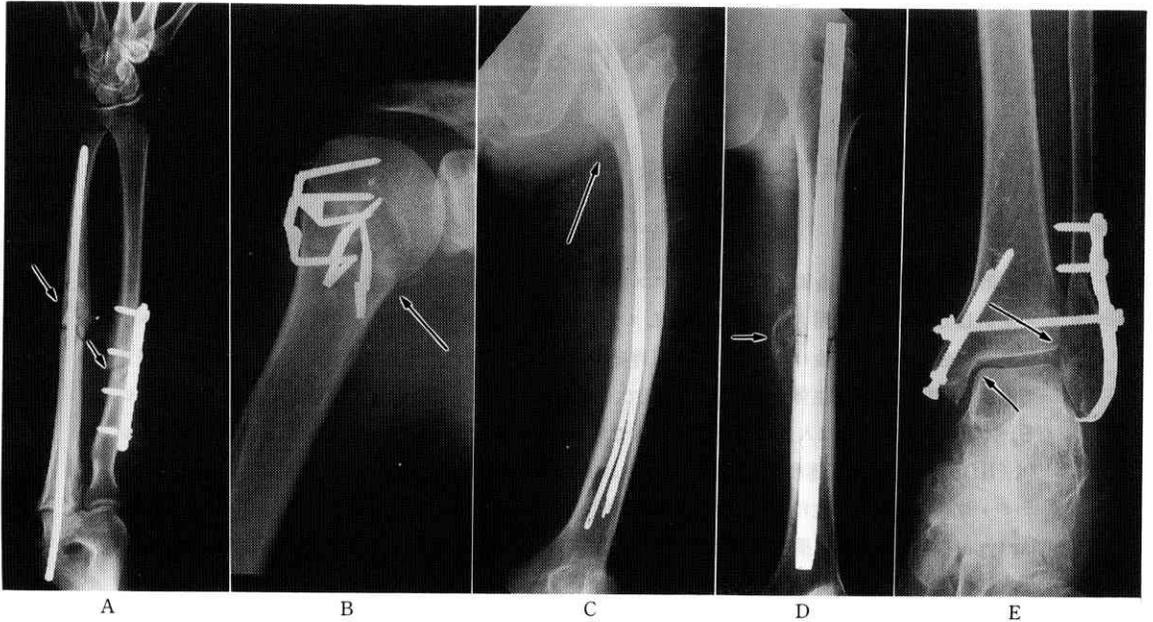


図1 316L ステンレス鋼製内固定材料

(矢印は骨折部)

- A：尺骨はラッシュビンを髓内釘として、橈骨は内副子（プレート）と螺子で固定している。  
 B：上腕骨外科頸骨折に利用された“かすがい”。  
 C：大腿骨頸部外側骨折に髓内釘として利用されるエンダー釘。  
 D：キューンチャー髓内釘  
 E：内果と脛腓関節は螺子で、外果は内副子と螺子で固定されている。

316L ステンレス鋼は経済性や加工が容易なことから、一時期人工運動器の素材として利用された。しかし本材は、生体内に長期間存在すると腐食や金属疲労による機械的強度の低下をみる（家兎を用いた実験では、大気中の60%まで強度が低下するとの報告<sup>29)</sup>がある）ため、人工運動器本体の素材としては不適切とされ、現在はほとんど利用されていない。

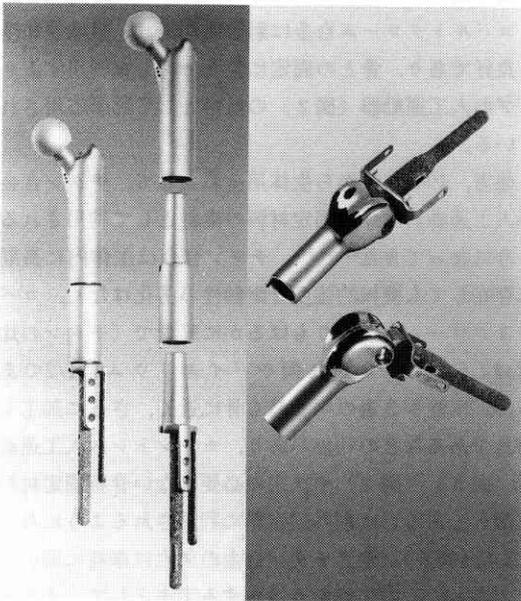


図2 Kotz modular 型人工運動器

図の左は人工骨頭、右は人工膝関節である。コバルトクロム合金製で、骨腫瘍切除後の骨欠損部の補填と関節機能の温存を目的として用いられる。この人工運動器は骨欠損部のサイズによって、各コンポーネントを組み合わせて用いるのが特徴となっている。骨セメントにより骨へ固定するタイプであるが、各コンポーネントの接合部に力学的弱点があり、日本人の骨格のサイズには人工運動器そのものが大きすぎたり、重さの点で問題がある。

コバルトクロム合金は、生体用金属としての歴史は最も古く、1929年に歯科用補填材として利用され、その後人工運動器にも利用されるようになった。耐蝕性は316L ステンレス鋼より優れ、生体親和性も良好である。しかし材料が高価で、加工が難しいため、本邦では316L ステンレス鋼が多く利用された。

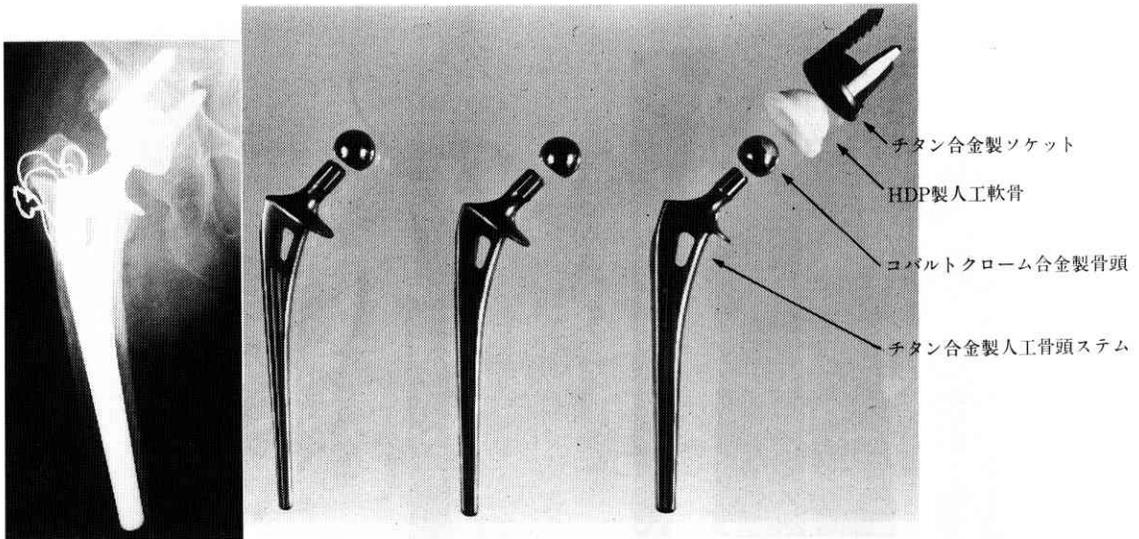


図3 チタン合金製3本スパイク式セメントレス人工股関節 (Y II型)

人工運動器には、骨との固定に骨セメントを用いるタイプとこれを用いないタイプがあり、後者をセメントレス人工運動器と称する。左の写真はY II型セメントレス人工股関節置換術例の術後X線像である。本人工運動器に股関節を置換する手術では、大転子部を切離して股関節を展開して、人工股関節置換術を行う。そして人工股関節を設置した後、切離した大転子は元の位置にもどし、wireで締結固定している。右の写真は人工股関節本体をしめしているが、もっとも右で示すように、金属製ソケット、HDP製人工軟骨、骨頭、ステムの組み合わせで人工股関節が構成されている。金属製ソケットとステムはチタン合金製、骨頭はコバルトクローム合金製である。チタン合金製ステムは左からsmall, standard, largeの3つのサイズがあり、これをコバルトクローム合金製骨頭と組み合わせることで、症例によって、各々3つの異なるサイズの人工骨頭が利用できるmodular typeとなっている。骨頭にコバルトクローム合金を用いたのは、耐摩耗性に劣るチタン合金の欠点を補うためである。またHDP製人工軟骨は金属製ソケットにはめ込まれるmetal back systemとなっている。

セメントレス人工運動器はcomponent周囲の新生骨形成によって骨への固定を期待するタイプで、術後の良好な新生骨形成を獲得するには、術直後より人工運動器が骨に強固に固定される必要がある。その目的で様々なデザインのものが開発されている。ここで示すセメントレス人工運動器は当教室で開発されたもので、金属ソケットは、3本のスパイクを寛骨臼に強く打ち込んで、骨に固定されるデザインとなっている。一方ステムの頸部には鏝があり、さらにステム中根部の楕円形の穴の部分に骨移植を行って、新生骨形成による固定性を期待している。さらに表面にみられる数本の縦の溝も、溝の中で新生骨形成を期待するものである。

ラミックスを用いるmodular type (図3)、(図7)が一般的となっている。

### 3. プラスチックス

整形外科領域で利用されているプラスチックとしては、超高密度ポリエチレン (HDP) と骨セメント (PMMA) が最も多く利用されている。

① HDP について；人工運動器の関節部を構成する材料には荷重による破損が起こらず、さらに摩擦が少ないことが要求される。関節部を金属対金属とすると、荷重による破損の危険は少ないが、高度の摩擦が起こる(図8)。その対策として、衝撃強度と耐摩耗性に優れているHDPが利用されるようになった。しかしHDPはクリープ変形による折損や摩耗<sup>17)</sup>の危険性があり、その防止策としてHDP製人工軟骨を金属で裏

打ちするmetal back system<sup>7,24)</sup> (図3)が開発されている。

② Poly-Methylmethacrylate (PMMA)；人工運動器を骨に固定する骨セメントとして利用されている。しかしこのタイプの人工運動器は術後長期的になるとloosening<sup>16,29)</sup>をみるもの(図9)が増加することから、現在はセメントレスタイプが多く用いられるようになってきている。

③ その他のプラスチック；人工靭帯としてポリプロピレン系、あるいはポリエチレン系<sup>19)</sup>のもの、またシリコンゴム<sup>22)</sup>が陳旧性の腱損傷例に対する人工腱や手指の人工関節(図10)に利用されている。また最近ポリビニールアルコール (PVA)<sup>20)</sup>の高強度線維が骨固定材料として臨床応用されはじめています。

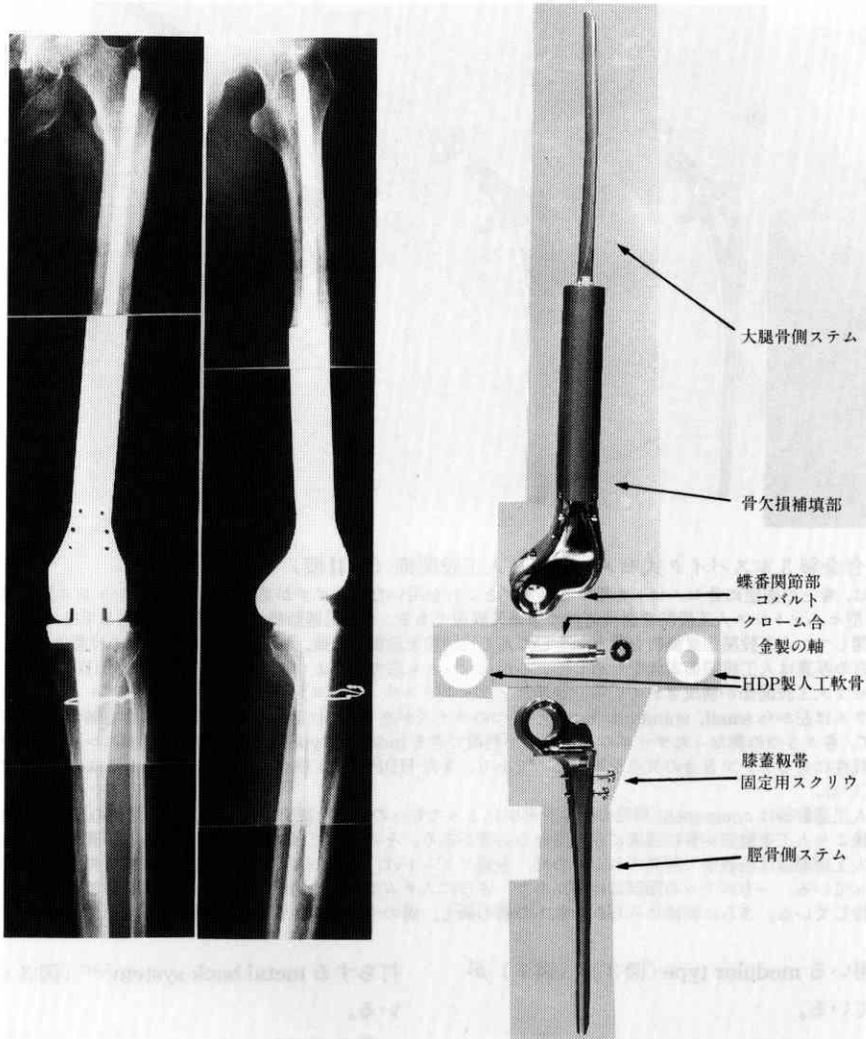


図4 チタン合金製セメントレス蝶番型人工膝関節

図2で示したKotz人工運動器と異なり、素材はチタン合金で、骨との固定には骨セメントを用いない。左の写真は、右で示す人工膝関節を用いた大腿骨末梢の悪性線維性組織球腫例の術後X線像である。術後3年2カ月で再発もなく、また骨髓腔に挿入されたステム周囲に透明層の出現もなく、良好な関節機能を回復している。左は人工膝関節本体で、チタン合金製大腿骨と頭骨 component を組み合わせ、蝶番部をコバルトクローム合金製の軸で固定(右の写真)、さらに蝶番部で金属同士が接触すると、摩耗が進行する(図12を参照)ので、HDP製の人工軟骨を軸の部分にはめ込み、直接金属同士が接触しないデザイン(low friction type)となっている。また脛骨側コンポーネントの中枢前面にある螺子は、膝関節の伸展力を再建するため、膝蓋靭帯を固定する目的で設置されている。このタイプの人工膝関節は関節機能の再建とともに広範な骨欠損部を補填することを目的としたもので、大腿骨末梢、あるいは脛骨中枢部の骨腫瘍症例に適応がある。しかし広範な骨欠損部を補填するため、人工膝関節は巨大となり、コバルトクローム合金製ではかなりの重量となる。一方チタン合金は軽量で、このタイプの人工膝関節には適切な素材の一つである。

#### 4. バイオセラミックス

生体内不溶性セラミックスとしてはアルミナセラミックス<sup>6,9)</sup>、生体内可溶性セラミックスとしてはアパタイトセラミックス<sup>8,10,14,15)</sup>が臨床応用され、前者では

ジルコニア<sup>27)</sup>、後者ではAW ガラスセラミックス<sup>35)</sup>と燐酸三カルシウムセラミックス(TCP)<sup>30)</sup>などが研究されている。

①アルミナセラミックス；破壊靱性値が低い、すなわち脆い欠点がある。1976年唐沢<sup>18)</sup>、1980年赤松<sup>3)</sup>らはアルミナセラミックス製犬用人工股関節を用いた動物

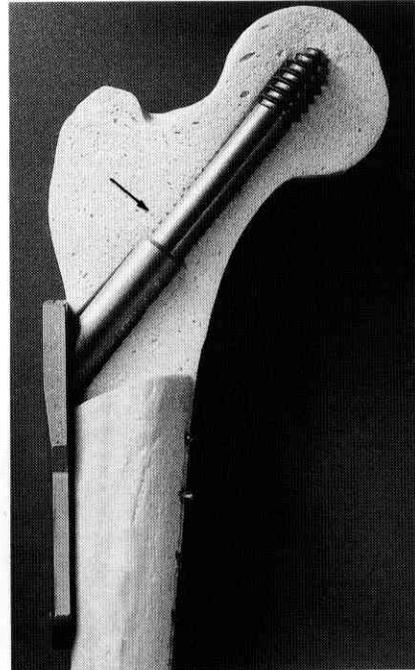
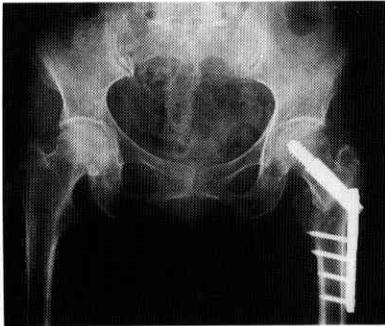


図5 チタン合金製骨折固定材

左の写真はチタン合金製骨折固定材で治療された75才女性の大腿骨頸部外側骨折、右の写真は固定材本体を示している。lag screw(矢印)を大転子の末梢から骨頭部に刺入、これを内副子で固定するタイプである。大腿骨頸部外側骨折は高齢者に多い外傷で、骨癒合後に抜去の必要のないチタン合金製内固定材のよい適応となる。

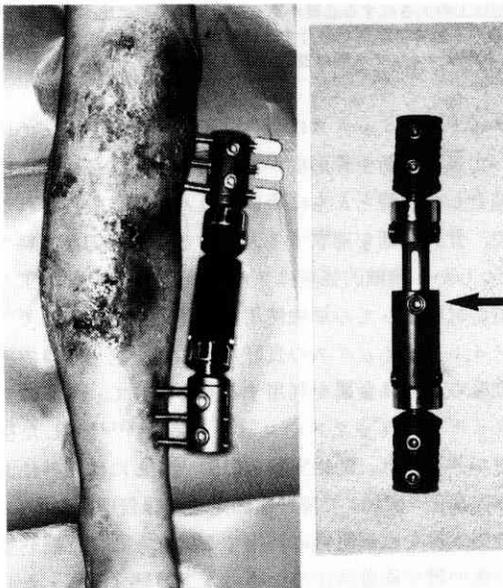


図6 チタン合金製創外固定器

左の写真は創外固定法で治療された下腿開放性骨折例、右は左の症例に利用したと同じタイプのチタン合金製創外固定器を示している。創外固定法とは骨折治療法の一つで、骨折部の中枢と末梢の骨に複数のピンを皮膚を通して刺入し、このピンを皮膚の外で固定器により固定する方法である。創外固定器を装着したまま患者は、手術直後から歩行や関節運動が行えることが本法の最大の利点である。そのためには創外固定器は軽量で、かつ強力な固定力が要求される。チタン合金製創外固定器はその条件を満足するものであり、このタイプ以外にも、異なったデザインのものがあり、最近骨折治療に盛んに利用されている。

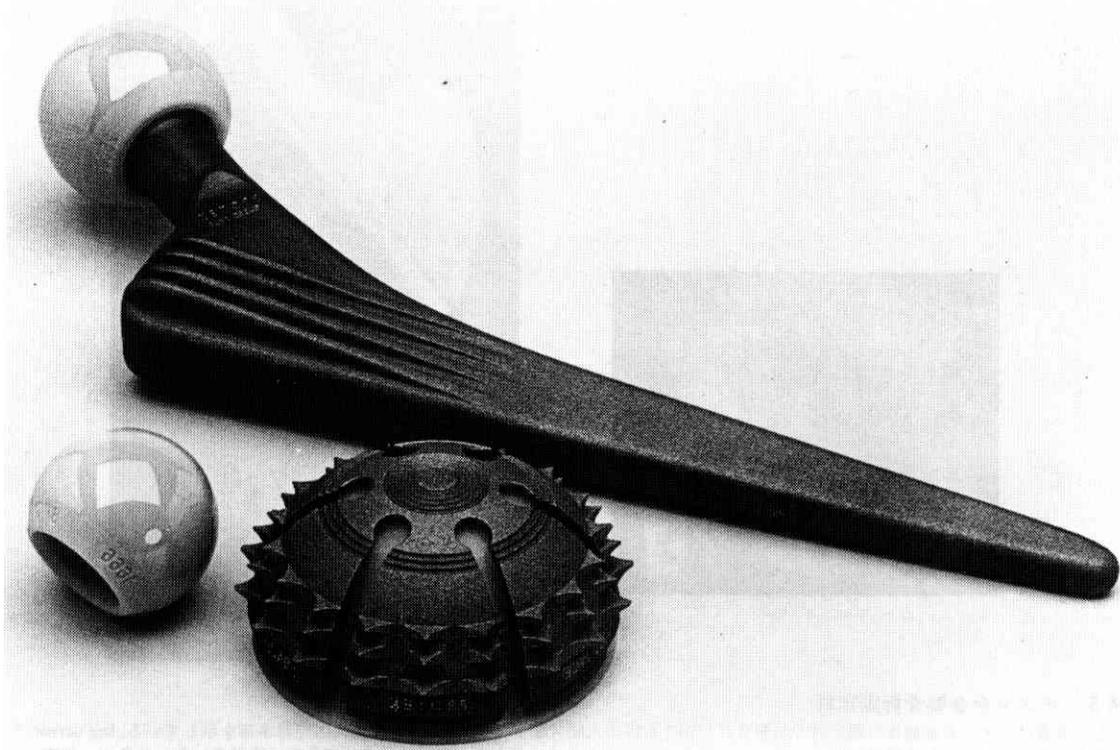


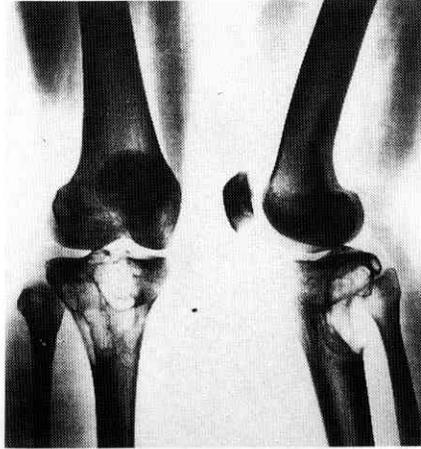
図7 アルミナセラミックス骨頭を用いた modular type の人工股関節

チタン合金は耐摩耗性に劣る。この欠点を補うものとして骨頭部を異なった材質とした modular type が一般的となっている(図5参照)。骨頭部の材質としては図5に示すようなコバルトクロム合金とここで示すようなアルミナセラミックスが用いられている。アルミナセラミックスは HDP との耐摩耗性に優れているので、最近ではアルミナセラミックスを利用するタイプのものが増加している。しかし本材は破壊靱性が低く、衝撃に対して脆いため、骨頭部のサイズを一定以上の太さにする必要があり、金属製骨頭に比べて、直径が大きくなっている。この骨頭径が大きくなると、小さな骨頭に比べ HDP 製人工軟骨の摩耗が進行するので、骨頭のサイズを大きくするにも限界がある。金属製骨頭は一般には22 mm か23 mm であるが、アルミナセラミックス製は28 mm から32 mm である。

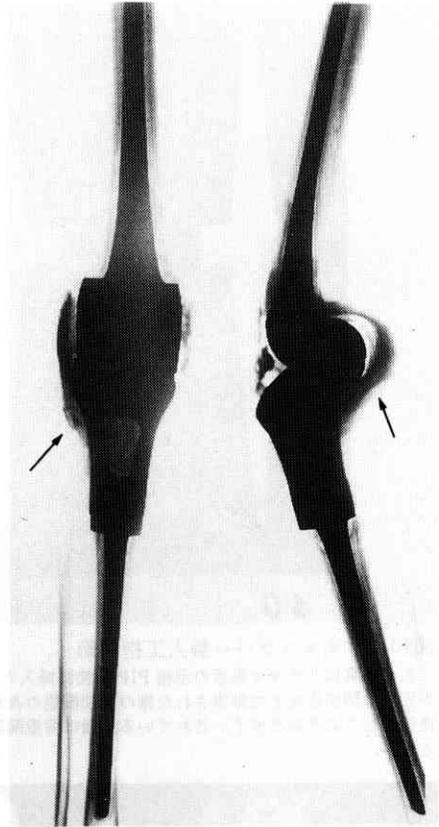
実験(図11)から人工運動器本体の材料としては適切でないことが報告されているが、アルミナセラミックス製人工運動器が臨床応用された。しかし骨髄に挿入するステムのような細い部分での折損例が報告<sup>1,25)</sup>され、人工運動器本体への利用は中止された。現在は HDP との摩耗が金属より少ないとの特徴を生かして、人工股関節の骨頭部のようにある程度の容積がある部分(modular type)(図7)への利用に変更された。また1980年赤松は骨腫瘍切除後の広範な骨欠損部に自家骨とアルミナセラミックス製人工骨(アルミナセラミックスフィラー)(図12)の混合移植を行い良好な成績を報告<sup>5)</sup>している。

②アパタイトセラミックス：多孔体は顆粒状あるいはブロック状人工骨<sup>14,15,21)</sup>(図13)(図14)、緻密体は人工歯根、人工耳小骨などに臨床応用<sup>9)</sup>されている。アパ

タイトセラミックスは生体内可溶性で、アルミナに比べて良好な新生骨形成が期待できる。さらに骨と直接結合して、時とともに吸収され人の骨に置換されるので、骨欠損部を補填する人工骨として適切な材料である。しかし機械的強度はアルミナより劣り<sup>18)</sup>、人工運動器の材料としての単独使用は困難である。そこでアパタイトセラミックスの良好な親和性を利用し、機械的強度の点では金属を利用するものとして、金属にアパタイトセラミックスをコーティング<sup>10,12,13,34)</sup>した複合材が開発され、動物実験(図15)、さらには海外における臨床例(図16)で良好な固定性が報告<sup>10)</sup>されている。他方本材を軟部組織に利用する試みとして、屈筋腱縫合後の腱の癒着防止のための人工腱鞘(図17)としての実用化を目指した研究<sup>28)</sup>が行われ、良好な動物実験の結果が報告されている。その他、緻密体製皮膚端子<sup>31)</sup>



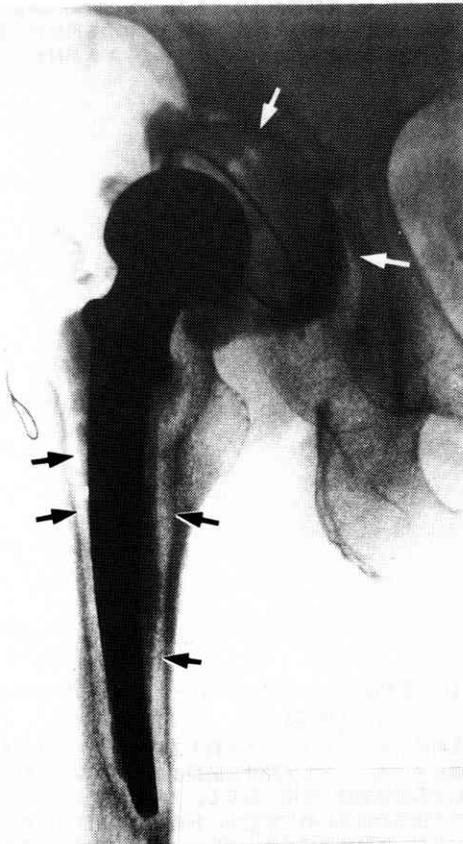
中 ○ 山 ○ 29才女



術後3年7カ月

図8 金属対金属を組み合わせた人工膝関節置換術例

脛骨中枢部の線維肉腫に対して用いたセメントレス蝶番型人工膝関節である。大腿骨、脛骨 component とも純チタン製で、関節部に HDP を使用せず、金属と金属が直接接触するデザインとなっている(図4参照)。右の術後X線像では膝関節滑膜に多量の磨耗粉(矢印)が沈着している像がみられる。現在は金属対金属の組み合わせのものは利用されていない。



若 ○ 月 ○ 70才女  
術後 1年6カ月

図9 骨セメントを用いる人工股関節の loosening 例

人工股関節の全周に透明層(矢印)をみとめ、骨皮質は高度に菲薄化している。骨セメントは重合時に高熱を発生し、これと接する組織表面が壊死に陥ることや、モノマーの毒性が指摘されたが、術直後から良好な固定性が得られ、早期の運動開始や入院期間の短縮が可能となることから、世界的に広く利用された。しかし骨セメントで固定するタイプの人工運動器は、術後短期成績は良好であるが、長期になると骨セメントと骨の接触面(界面)で骨吸収がおこって固定性が低下する loosening 例が多く報告されるようになってきた。X線像でみられる透明層の部分(矢印)には線維性結合組織が増生していることが確認されており、その結果として人工運動器の固定性が低下する。

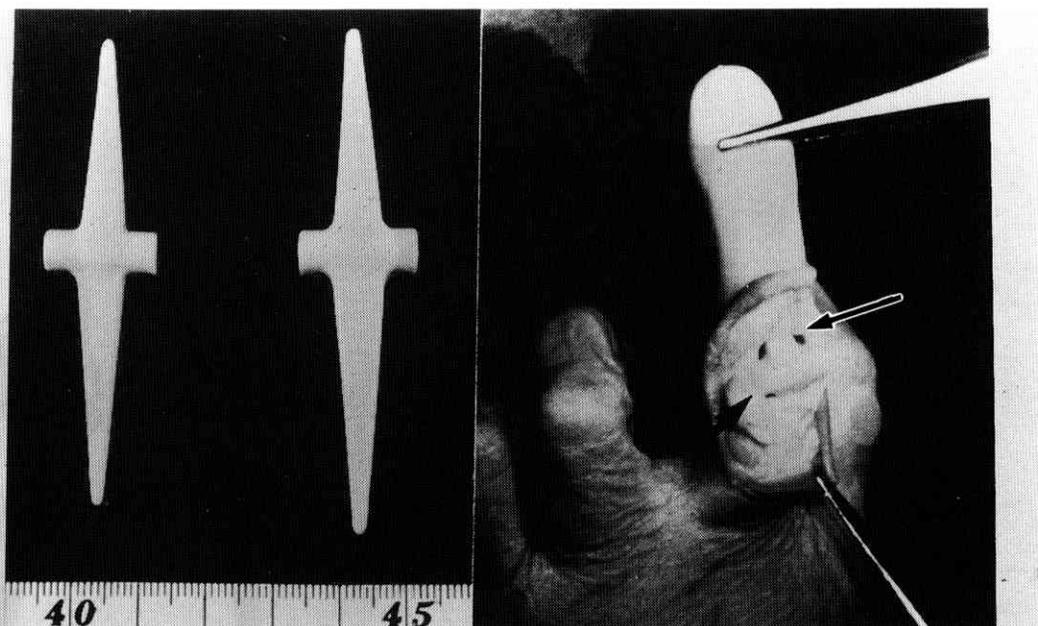


図10 シリコンラバー製人工指関節

右の写真はリウマチ患者の示指 PIP 関節に挿入された人工指関節(矢印)、左は人工指関節の本体である。人工指関節は関節リウマチや変形性関節症などで障害された指の関節機能の再建に利用される。三角錐の部分を骨髓腔に挿入、可撓性を有する円柱状の関節部で運動を行うようにデザインされている。指は荷重関節ではないので、機械的強度は必要としないためプラスチックが材料として利用される。

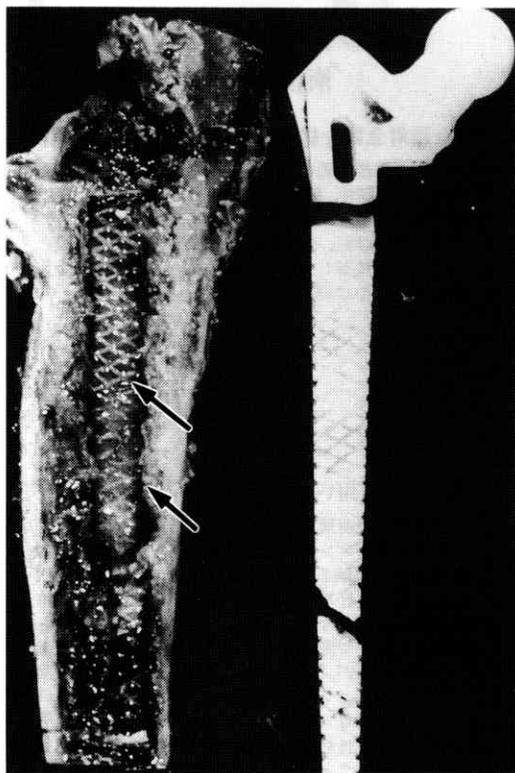


図11 多結晶アルミナセラミックス製犬用セメントレス人工股関節

多結晶アルミナセラミックス製人工骨頭システムは2カ所で折損している。しかし大腿骨骨髓腔にはステム表面の形状に一致した新生骨形成(矢印)をみる。アルミナセラミックスは生体内で化学的にきわめて安定で、旺盛な新生骨形成が期待できる。しかし破壊靱性値が低く(脆い)、骨髓腔に挿入するステムのような細い部分に利用する素材としては適切でない。

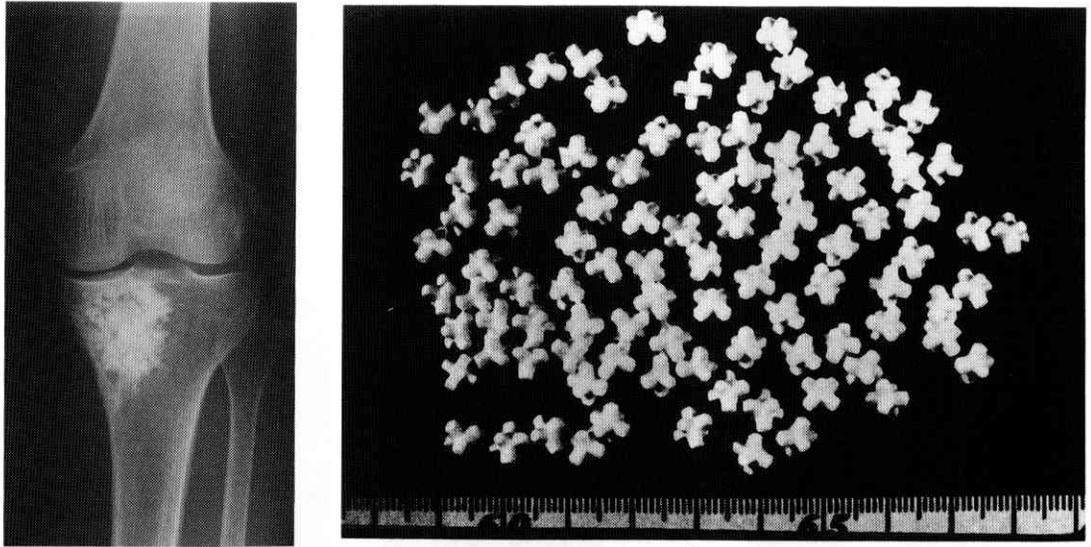


図12 多結晶アルミナセラミックス製人工骨

左の写真はアルミナセラミックス製人工骨（アルミナセラミックスフィラー）と自家骨の混合移植を行い、術後9年経過した脛骨中  
枢端骨巨細胞腫例、右の写真がアルミナセラミックスフィラーを示している。

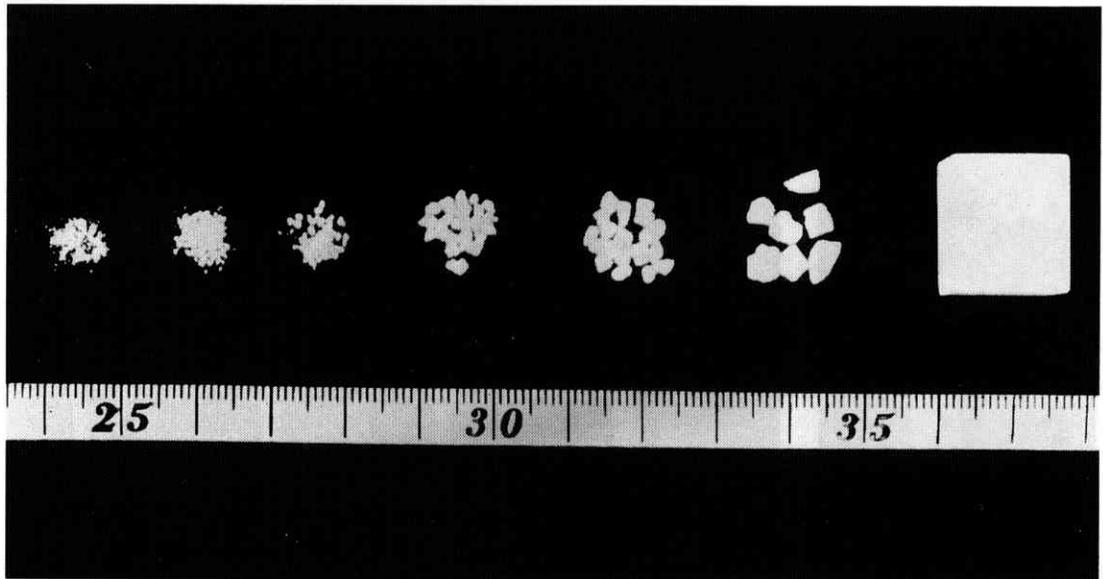


図13 アパタイトセラミックス製人工骨

ブロック状から顆粒状までさまざまなタイプのもがあり、症例に応じて適切な形態とサイズのを自家骨と混合移植する。本人  
工骨を単独移植、あるいは骨髄との混合移植で良好な新生骨形成をみるとの報告もある。

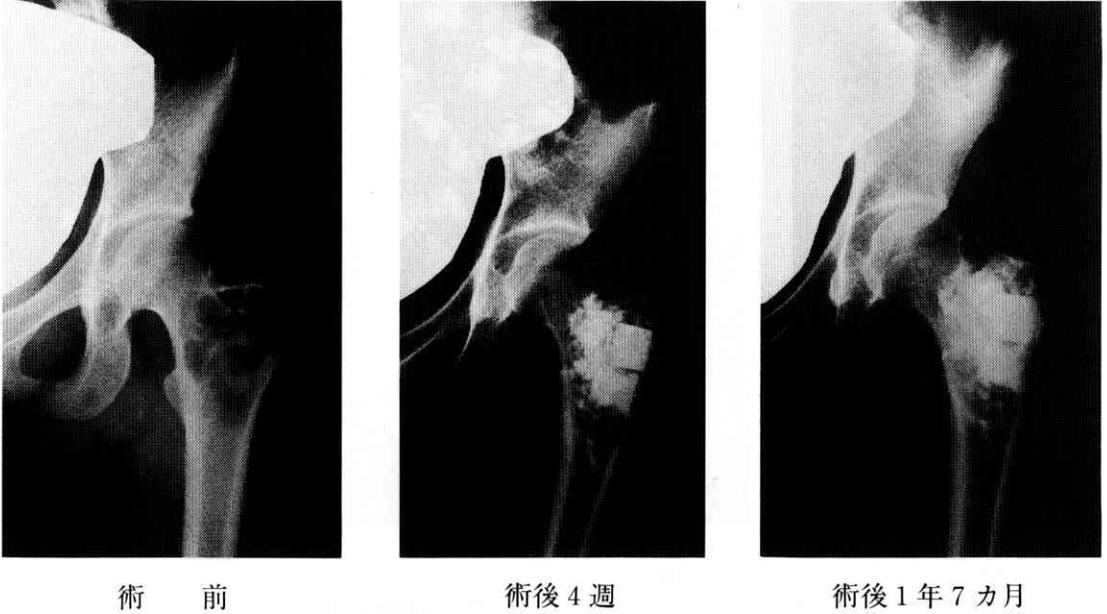


図14 アパタイトセラミックス製人工骨使用例

笠○島○ 24才 女性 動脈瘤様骨嚢腫

左大腿骨頸部に発生した良性骨腫瘍（動脈瘤様骨嚢腫）に対してアパタイトセラミックスと自家骨の混合移植を行った。術後4週では移植した人工骨の顆粒とブロックの輪郭が明瞭であるが、術後1年7カ月では人工骨と自家骨は一塊となって生着している。

セラミックス製人工骨は、骨腫瘍や人工関節除去後など、骨欠損部が広範囲で、自家骨単独移植では量的に不十分な場合に利用される。

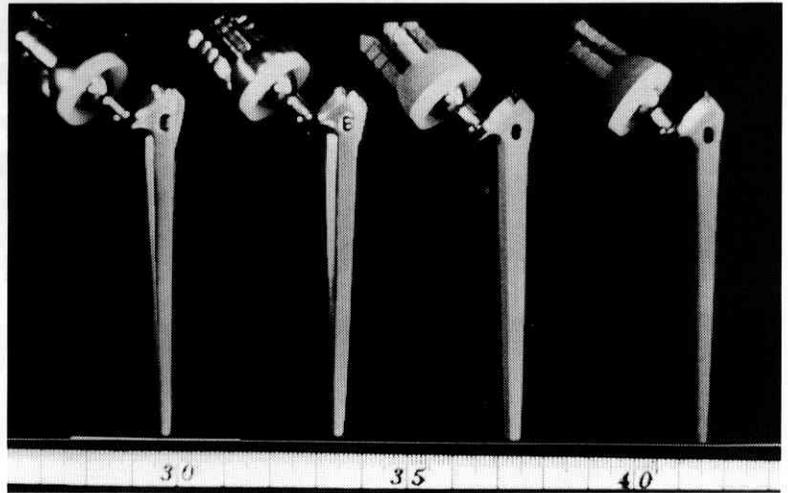
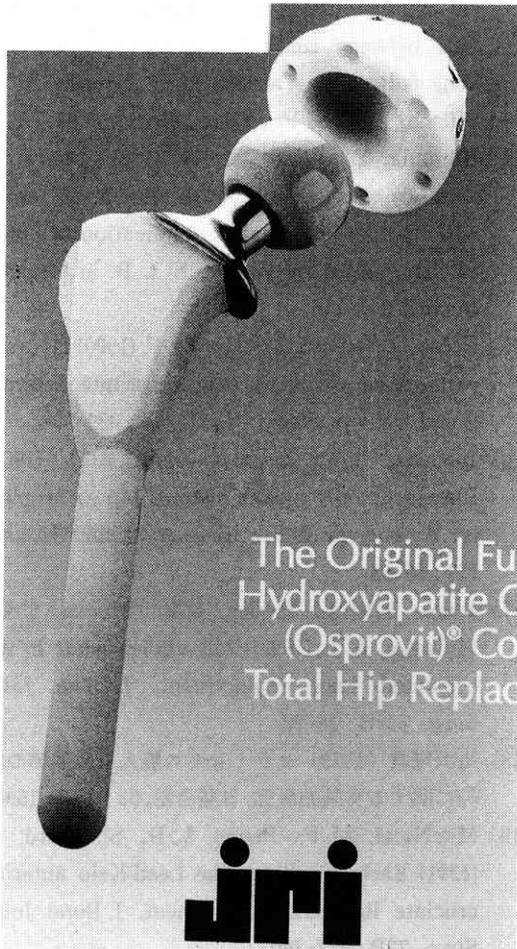


図15 セラミックスコーティング犬用人工股関節

左の写真は犬の股関節に挿入されたアパタイトセラミックスコーティング犬用セメントレス人工股関節、右の写真は各種のセラミックスコーティングを施行した同じデザインの犬用セメントレス人工股関節そのものである。向かって左より窒化チタン、酸化チタン、アルミナ、アパタイトセラミックスコーティングが施行されている。このうちアルミナとアパタイトセラミックスコーティング製は316Lステンレス鋼製やチタン合金製に比べ、3から6倍の固定力をみたが、窒化チタン、酸化チタンコーティング製では金属製との間に明らかな差を認めなかった。



の中央にチューブを通して、これを皮下に埋没することで、チューブによる皮膚への刺激を防止する、あるいは多孔体ブロックの中に薬剤を封入して局所に投与する薬剤除法システム<sup>26,33)</sup>への応用などが試みられている。

### 5. ま と め

整形外科領域の生体材料に要求される荷重や関節運動に耐える機械的強度は、生体内は生体外に比べ劣化が高度である。またデザインにより機械的強度や骨に対する固着性が異なるので、人間の人工運動器に類似したデザインのもを生体内に長期に植え込み、さらに生体材料の開発と安全性の確認には荷重下の動物実験が必要である。この目的のためには、犬、羊、豚など大型のサイズの動物用人工運動器による検討が必要である。今後さらに各材料の長所を組み合わせた複合材料や新しいデザインの開発、さらには手術手技の工夫など多くの研究を施行するに当たっては、大型の動物を用いた実験が困難となりつつある現在、多施設間の総合的な開発研究システムを利用した新しい生体材料の安全基準の作成が必要である。

図16 アパタイトセラミックスコーティング人工股関節

海外では既に臨床応用されている。人工骨頭システムはアパタイトでコーティングされ、骨頭部はアルミナ製である。しかし本邦では使用されていない。

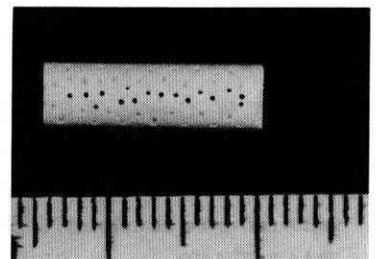


図17 アパタイトセラミックス製人工腱鞘

白色レグホンの中指の屈筋腱腱鞘と浅指屈筋腱を切除。深指屈筋腱を切離して、5-0ナイロン糸で縫合後、アパタイトセラミックス製人工腱鞘(写真右)で縫合部を被覆する。写真の左は人工腱鞘で縫合部を被覆した状態を示している。術後3週までギプス固定を行い、ギプス除去と同時に人工腱鞘を抜去する。術後12週までの結果では腱縫合部の癒着はなく、良好な関節可動性を得ている。

## 文 献

- 1) 赤川節二, 富田勝郎, 沢口 毅, 片山 元, 野村進, 尾田十八, 山崎光悦(1988) Tumor prostheses 折損例の検討. 整形外科, 39, 265-270.
- 2) 赤松功也, 石田了久, 永井素大(1976) 骨セメントの問題点. 手術, 30: 959-969.
- 3) 赤松功也, 唐沢重雄, 中島育昌, 串 道昭(1981) 単結晶セラミックス製人工股関節の実験的研究. Orthopaedic Ceramic Implant, 1: 41-46.
- 4) 赤松功也, 中島育昌, 横山 巖(1984) 生体用金属について. 病態生理, 3: 397-402.
- 5) 赤松功也, 浜田良機, 中島育昌(1985) 骨腫瘍と人工股関節 revision 例に対するアルミナセラミックスフィラーの応用. Orthopaedic Ceramic Implant, 5: 235-239.
- 6) 赤松功也, 浜田良機, 中島育昌(1985) 人工関節, 人工臓器. 14: 1875-1881.
- 7) 赤松功也, 浜田良機, 中島育昌, 井手隆俊, 山本泰宏, 立木 繁, 堀内忠一(1989) セメントレス人工股関節に関する研究. 人工臓器, 18: 1626-1635.
- 8) 青木秀希, 加藤一男(1975) 生体材料としてのアパタイト. セラミックス, 10, 469-478.
- 9) 浅井富明, 長屋郁郎, 三宅信昌, 古沢久俊, 山路哲生(1987) セラミックセメントレス人工股関節置換例の臨床成績. 人工関節研究会記録, 17, 68-69.
- 10) Bauer, T. W., Geesink, R. C. T., Zimmerman, R., McMahon, J. T. (1991) Hydroxyapatite-coated femoral stem. Histological analysis of components retrieved at autopsy. J. Bone Joint Surg., 73A: 1439-1452.
- 11) 浜田 紉, 辻 栄治, 水越朋之, 大西啓靖(1989) 医療生体材料としての Ti-Mo-Al 形状記憶合金, 生体材料, 7, 73-78, 1989.
- 12) Hamada, Y. (1987) A newly-development of Y cementless total hip system. MA Journal, 8: 10-14.
- 13) Hamada, Y., Akamatsu N., Nakajima, I., Ide, T., Yamaguchi, T., Toshima, T. (1990) Mechanical and histopathological analysis of the interface between ceramic coating material and bone (edited by Yamamuro, T., Hench, L. L., Wilson, J.). CRC Press Inc., Florida, 163-172.
- 14) Hamada, Y., Akamatsu, N. (1991) Operative methods using biomaterials for bone tumor with massive osteolysis. Complication of Limb-salvage, edited by Brown, K. L. B. in Canada, Quebec. 113-116.
- 15) Heise, U., Osborn, J. F., Duwe, F. (1990) Hydroxyapatite ceramic as a bone substitute. International Orthopaedics (SICOT), 14: 329-338.
- 16) Johnson, R. C., Crowninshield, R. D. (1983) Roentgenologic results of total hip arthroplasty. A ten-year follow-up study. Clin. Orthop., 181: 92-98.
- 17) Jones, S. M. J., Pinder, I. M., Moran, C. G., Malcolm, A. J. (1992) Polyethylen wear in uncemented knee replacement. J. Bone Joint Surg., 74-B: 18-22.
- 18) 唐沢重雄(1979) セラミック製人工股関節の開発に関する実験的研究. 日整会誌, 53: 1579-1594.
- 19) MacNical, M. F., Penny, L. D., Sheppard, L. (1991) Early results of the Leed-Keio anterior cruciate ligament raplacement. J. Bone Joint Surg., 73B: 377-380.
- 20) 松末吉隆, 山室隆夫, 花房信弥, 玄丞 然, 敷波保夫, 筏 義人(1991) 生体内分解ポリ-1-乳酸スクリュー. 日整会誌, 65: S1130.
- 21) 宮内義純, 三井宜夫, 森下 亨, 三浦修一, 富田直秀, 朴木実弥, 奥村元昭, 大串 始, 玉井 進(1990) 多孔性ハイドロオキシアパタイトを用いた良性骨腫瘍および類似疾患の治療について. 整形外科, 41: 1927-1932.
- 22) Moeckel, B. H., Sculo, T. P., Alexiades, M. M., Dossick, P. H., Inglis, A. E., Ronawat, C. S. (1992) Double-stemmed silicone rubber implant for rheumatoid arthritis of the first metacarpophalangeal joint. Long-term follow-up. J. Bone Joint Surg., 74A: 564-570.
- 23) 森田真史, 笹田 直, 林 均, 塚本行男(1986) 整形外科用インプラント材の生体内疲労試験. 生

- 体材料, 4 : 49-55.
- 24) 瀬 功, 鍵山博士, 西上茂樹, 広瀬一史, 増田宗義, 辺見 茂, 土井照夫 (1987) Metal back socket を用いた Harris 型人工股関節置換例の治療成績, 人工関節研究会記録, 17, 83.
- 25) 佐々木鉄人, 薄井正道, 山内一功, 小原 昇, 倉秀治, 山脇慎也, 姥山勇二, 井須和夫 (1988) 膝周辺に発生した骨肉腫に対して行ったセラミック人工膝関節による機能再建術の問題点, 膝, 14, 106-111.
- 26) 神藤佳孝, 内田淳正, Chorcuszu, F., 荒木信人, 小野啓郎 (1991) ハイドロオキシアパタイトを基材とした徐放性抗生剤の開発と臨床応用. 第14回日本骨・関節感染症研究会予行集, 52.
- 27) 清水光一郎, クマール, P, 岡 正典, 琴浦良彦, 中山裕一郎, 山室隆夫, 柳田孝夫 (1987) 生体内ジルコニアの物性の経時的変化について. Orthopaedic ceramic implant, 7, 169-172.
- 28) Siddiqi, N. A., Hamada, Y., Yamaguchi, T., Toshima, T. (1991) An experimental study on the application of a hydroxyapatite artificial tendon sheath. 日整会誌, 65 : 561-570.
- 29) Stauffer, R. (1982) Ten-year follow-up study of total hip replacement ; with particular reference to roentgenographic loosening of the component. J. Bone Joint Surg., 64A : 938-990.
- 30) 杉山 肇, 室田景久, 上野博嗣, 富田泰次, 瀧 慶治, 小沢正宏, 袴塚康治, 入江洋之 (1991)  $\beta$ -TCP ビーズを用いた新しい抗生物質局所投与. 第14回日本骨・関節感染症研究会予行集, 50.
- 31) 谷口正哲, 竹山広光, 水野 勇, 品川長夫, 由良二郎, 吉山直樹, 青木秀希 (1991) ハイドロオキシアパタイト皮膚端子付静脈内留置カテーテルの臨床応用. 人工臓器, 20, 460-464.
- 32) 辻 栄治 (1990) 生体用金属材料, 生体材料, 8, 159-167.
- 33) 内田淳正, 神藤佳孝, 荒木信人, 小野啓郎 (1989) ハイドロオキシアパタイトを基材としたシスプラチン徐放剤の開発. 日整会誌, 63 : S705.
- 34) 山本泰宏 (1990) セメント人工股関節の固定性に関する臨床的, 実験的研究. 人工臓器, 19 : 1476-1486.
- 35) 好井 覚, 中村孝志, 山室隆夫, 岡 正典, 高木治樹, 小谷晴弥 (1991) A-W ガラスセラミックスによる骨欠損の修復. 日整会誌, 65, S1126.

**Abstract****Biomaterials in Orthopaedic Field**

Yoshiki HAMADA, Noriya AKAMATSU, Tadahito TOSHIMA,  
Shigeru TACHIGI and Tadahiro HORIUCHI

The biomaterials used in orthopaedic field must have greater mechanical strength and resistance to friction than those used in other fields. In a point of view, metal is the most common biomaterial. Recently, however, plastics and ceramics have been developed and clinically applied for their respective advantages.

316L stainless steel has been using in fracture fixation devices. Cobalt-chrome alloy was used for artificial joint fixed to bone with bone cement. Titanium alloys were used to cementless artificial joints or some of fracture fixation device because of their lightness, excellent mechanical strength, and biocompatibility.

Of plastics, high-density polyethylene (HDP) has become available as a material for artificial cartilage to prevent abrasion on joint surface of artificial joint in metal back system. Poly-methylmethacrylate (PMMA) has also been used to anchor bone to artificial joints. Its wide use is based on its promised rigid fixation immediately after operation and early rehabilitation. However, there have been many reports of looseing cases in the long postoperative course. Therefore cementless artificial joint has emerged and become popular.

Ceramics have superior biocompatibility to metal and plastics. Alumina and apatite ceramics have already been put to clinical use. Zirconium, AW glass ceramics, and calcium triphosphate are also under study for clinical application. Alumina ceramics was used in the femoral head of total hip system as modular type and artificial bone packing the bone defect. Apatite ceramics was inappropriate for main body of artificial joints because of poor machanical strength. Nonetheless, It has superior biocompatibility and combines directly with bone. To capitalize on these advantages, apatite ceramics is used to coating material and artificial bone.

---

Department of Orthopaedic Surgery