



研修医のための教育講座

人工股関節置換術：進化の歴史と今後の展望

後藤 公志

近畿大学医学部 整形外科学教室

Total Hip Arthroplasty; the history of its evolution, and future perspective

Koji Goto

Department of Orthopaedic Surgery, Kindai University Faculty of Medicine, Osaka, Japan

抄 録

人工股関節置換術は1970年代以降、標準的な股関節再建手術として急速に世界的に普及した術式であり、インプラントの素材、形状、表面加工技術の進化と手術手技の進化によってこの半世紀でその臨床成績は劇的に向上し、特に関節摺動面材料の進化によってスポーツ活動や重労働を行っても良好な長期成績が得られる手術となった。手術は低侵襲化されてリハビリ期間は短縮され、ナビゲーション、ロボット技術の進化によって正確なインプラント設置も可能となり、さらなる患者満足度の向上を目指して様々な研究が進められている。

Key words: 人工股関節置換術 (THA), インプラント, 摺動面, 手術

はじめに

2007年のLancet誌において、人工股関節置換術 (Total hip arthroplasty: THA) は『The operation of the century』として紹介されたように、あらゆる外科手術の中で最も患者満足度が高く、長期成績に優れ、患者のQOLを改善させる手術の一つとなっている。インプラントの進化とともに手術手技も進化し、より低侵襲に手術が行われるようになっており、術翌日から全荷重歩行でリハビリテーションが行われるようになり、術後のスポーツ活動に対する制限も少なくなってきた。近年はナビゲーションやロボット技術も導入され、経験の浅い整形外科医でも適切な位置にインプラントを設置することが可能になってきている。しかし、術後のインプラント周囲骨折など、まだ一定の割合で発生する手術合併症の問題があり、それらに対する最適解は得られていない。本稿では、これまでのTHAの進化の歴史

を振り返りながら、THAの現状と今後の展望について述べさせて頂く。

THAインプラントの進化

① THA黎明期

THAの開発の歴史は古く、19世紀後半から20世紀初頭にかけて、変形した股関節の関節面に介在物を挿入するinterpositional arthroplastyが試みられるようになり、1891年に初めてドイツのGlückによって、象牙で股関節を置換するというTHAが行われた¹。その後、変性した骨頭の周囲を削ってガラス製のカップを被せるcup arthroplasty (図1)が1923年、Smith Petersonによって初めて報告されたが、加重に耐えうるものではなく早期に破損し、1938年に高強度の金属であるコバルトクロム合金 (Vitallium) 製のカップを用いるようになってようやくカップの破損は免れるようになった²。この



図1. カップ関節形成術後43年の股関節正面 Xp 写真

cup arthroplastyは1960年代まで股関節変性疾患に対する標準治療であったが、長期的には寛骨臼の破壊が進んで骨棘が増生するなどして股関節の可動性が低下し、機能的に満足な結果は得られなかった。1939年にはアメリカのMooreとThompsonがそれぞれ、ステム付きのVitallium製カップを髄腔に挿入する形式で大腿骨頭を置換する手術を開発し、大腿骨頸部骨折の治療などに用いられ、現在の人工骨頭置換術の原型となった(図2)。但し人工骨頭置換術では変性した寛骨臼側は置換されていない為、



図2. Austin-Moore型人工骨頭置換術後の股関節正面 Xp 写真

寛骨臼側の軟骨が変性消失した症例にこの手術を行っても満足な成績は得られなかった。股関節の変性疾患に対して股関節の除痛と良好な可動性を確保する為には、摩擦係数の低い材料で寛骨臼と大腿骨頭の双方を置換する必要がある。1938年にイギリスのWilesがはじめて寛骨臼と大腿骨頭の関節面をステンレス製のインプラントで置換する人工股関節置換術が行われ、その後もイギリスのMcKee, Watson-Farrarらによる金属対金属の関節摺動面を有する人工股関節インプラントが開発されたが、摺動面の金属摩擦に伴う異物反応等で治療成績は良くなかった³。そのような中で、1962年にイギリスのCharnleyがポリエチレン製の寛骨臼インプラントと22mmの小径の骨頭を有するステンレス製の大腿骨インプラントをアクリル樹脂であるPMMA(Polymethylmethacrylate)で骨に固定するTHAを開発し、その良好な治療成績を報告したことから1970年代以降、股関節変性疾患に対する標準治療としてTHAが世界中に普及することとなった⁴。このPMMAは骨セメントとして用いられ、手術中に混練してインプラントと共に髄腔内に挿入して10分程度で硬化して固定されるもので、現在でもこのPMMA骨セメントが人工関節インプラントの固定材料として広く使用されている。

② セメントTHAインプラント(図3)の進化

Charnleyが開発したPMMA骨セメントをインプラント固定に用いるTHAはセメントTHAとよばれ、術後20年でのインプラント生存率が74.3%と当時としては優れた長期成績が報告されている⁵。このTHAは摺動面にポリエチレン製カップと小径骨頭の組み合わせを用いることでfrictional torque



図3. セメントTHAインプラント(Kyocera, Japan)。ポリエチレンカップ、セラミック骨頭とステムで構成されている。

を抑え、摩耗粉の発生量を少なくするというコンセプトで low friction arthroplasty と称された (図 4)。Charnley は 1979 年に low friction arthroplasty の理論的根拠と、その手術手技を 149 のステップに分けて詳細に報告している⁶。世界中で Charnley が開発したインプラントの形状を模倣したようなインプラントが世界中で開発され、セメント THA が盛んに行われるようになったが、骨頭径が 28 mm や 32 mm のものを使用したセメント THA では成績は良くなかった⁷。当時の主な成績不良の原因は、細菌感染を生じていないにも関わらずインプラント周囲の骨が溶けて、インプラントが弛んでくる (無菌性弛み：図 5) というもので、1980 年代には骨セメントの破片や骨セメントと骨との界面に線維性被膜が形成されることが原因ではないかと考えられた時期があり、無菌性弛みが『cement disease』と名付けられた時期もあった⁸。しかし研究が進められるうちに、骨セメントと骨との界面に浸入したポリエチレンの摩耗粉が原因で、異物反応による骨融解が生じることで多くの無菌性弛みが発生することが明らかとなった。無菌性弛み対策として、ポリエチレンの摩耗粉の発生を抑える為の研究や、骨セメントと骨間の線維性被膜の介在をなくす為に骨と直接結合する生体活性骨セメントの研究が進められた⁹⁻¹¹。一方、セメント固定用の様々な形状の大腿骨インプラント (ステム) が開発されたが、表面が鏡面仕上げのセメントステムの方が、表面に凹凸のあるものより成績が良好であることが明らかとなり、遠位端に向かって 3 次元的なテーパ形状を有するセメントステムの成績が良好であることも明らかとなり、成績不良なインプラントは製造販売が中止となった。現在臨床で使用されるセメントステムの大多数は表面平滑で 3 次元的なテーパ形状を持つステムとなっている。



図 4. Charnley のセメント THA (low friction arthroplasty) 術後の股関節正面 Xp 写真



図 5. THA 後のカップの無菌性弛みの股関節正面 Xp 写真. 矢印：摩耗して弛んだポリエチレンカップ

骨セメントについては、1970 年代初めに製造販売承認されたものが現在でも使用されており、その組成に大きな変化はない。その強度特性から母床骨とインプラントの間に介在して荷重応力を分散させる役割を担っており、接着剤ではなく充填剤としてその役割を果たす為、手術時に骨の微細構造に骨セメントが深く浸透して骨への初期固定性を高める必要があり、その為の手術手技 (セメントテクニック) の改良が進められてセメント THA の臨床成績の向上に貢献した。この PMMA 骨セメントの強度特性と相性の悪いセメントステムは、その臨床成績によって淘汰されて現在の表面平滑なテーパ形状のステムが結果として使用され続けているとも言える。

③ セメントレス THA インプラント (図 6) の進化

1970 年代までは、表面平坦で突出部や窓のある形状の金属インプラントが、スクリューなどで固定されて用いられていたが、表面が平坦な金属は骨と結合しない為、固定用のスクリューの破損などを生じて成績は良くなかった¹²。一方のセメント THA も、骨セメントと骨との界面に線維性被膜が生じて無菌性弛みを生じる為、金属の表面加工によって骨と結合するセメントレスインプラントの開発が進められた。インプラント材料は、生体親和性が高く、その材料特性から骨と接着しやすいチタン合金が主に



図6. セメントレス THA インプラント (Kyocera, Japan).
カップとステム近位部にポーラスコーティングが施されている。

使用されるようになり、1980年代には多孔質形状に表面を加工する（ポーラスコーティング）技術開発が進められ、それによって bone ingrowth と呼ばれる多孔質の金属表面に骨が入り込んで機械的嵌合によってインプラントが骨に強固にされる状態が得られるようになった。ポーラスコーティング技術として fiber mesh や beads coating, plasma spray coating などの技術開発が進められるとともに¹²、表面に骨と直接結合するハイドロキシアパタイトや A W ガラスセラミックをコーティングしたり、チタン表面に生体活性を示す酸化チタン層を表出させるアルカリ加熱処理技術などが開発されて臨床応用され、1990年代から2000年代にかけて、セメントレス THA の臨床成績の向上に貢献した¹³⁻¹⁵。近年はより製造コストを低く抑えることが可能な積層造形技術がインプラントの製造に利用されるようになり、多孔質形状もより骨との親和性が高い構造を再現することが可能となっている。また、大腿骨形状は症例によってばらつきが大きく、個々の症例の骨形状に適合するような様々な形状のセメントレスステムが臨床応用されており、近年では個々の症例に応じたセメントレスステムの選択が可能となっている。しかし、セメントレスステムでは、初期固定性を高める為に挿入時に強く叩き込んで大腿骨骨折を生じたり、初期固定性不良で早期にインプラントの弛みを生じるリスクがセメントシステムと比較して高く、頻度は低いものの術後の遷延する大腿部痛を生じるリスクも相対的に高いなどの問題が存在する。

④ 関節摺動面の進化

1960年代以降、Charnley の THA が世界に普及し始めて、ポリエチレン対金属の関節摺動面の組み合

わせが一定の成功を収めたものの、無菌性弛みの原因となるポリエチレンの摩耗粉の発生の問題があり、その抑制を目的とした材料開発が進められた。まず、別々の骨頭とステムを組み合わせることでできるモジュラータイプのステムが開発されて普及するようになり¹⁶、用いることのできる金属骨頭は Charnley の THA で使用されていたステンレススチール製より強度と耐腐食性に優れたコバルトクロム合金製や、ポリエチレン摩耗の発生を金属骨頭よりも抑えることのできるセラミック骨頭が使用されるようになった。その骨頭の製造技術の向上とともに、骨頭の真球性と鏡面加工技術が向上し、ポリエチレン摩耗の減少に貢献した。寛骨臼側の金属カップにも、その内面にポリエチレンライナーを組み合わせるモジュラータイプのカップが使用されるようになり、セメント THA とセメントレス THA の両方で、寛骨臼側でポリエチレンが最も汎用される関節摺動面となった。

一方、1970年にはセラミック対セラミックの関節摺動面を持つ THA が初めて施行された¹⁷。セラミックについては、その硬くて脆い材料特性から破損の危険性があり、当初のアルミナセラミックではアルミナの純度が低くて不純物が多く含まれており、10%以上の破損率も報告されるなど¹⁸、再置換術を要する原因となっていた。2000年代以降は、より純度の高いアルミナセラミックやジルコニアセラミック、そしてジルコニアセラミックを混合して補強されたアルミナセラミックが使用されるようになって、セラミック骨頭の破損の発生率は著しく減少している。セラミック対セラミックの関節摺動面の組み合わせは耐摩耗性に優れ、良好な長期成績が証明されているが¹⁸、セラミック同士がこすれる際に生じる squeaking と呼ばれる異音が一定の割合で起こって不快感の要因となることや、衝撃に対するセラミック破損のリスクは免れないことから、その使用頻度は海外の一部では高いものの、日本での使用は限定的となっている。

金属対金属の関節摺動面の組み合わせについては、1950～60年代に McKee-Farrar や Ring のインプラントが使用されていたもののその臨床成績は不良で¹⁹、ポリエチレン対金属の組み合わせに勝る臨床成績は得られなかった。1970年代には、寛骨臼側のポリエチレンカップに対して、大腿骨頭に被せるコバルトクロム合金製カップを組み合わせた double cup arthroplasty と呼ばれる表面置換型人工股関節置換術 (Surface replacement arthroplasty: SRA) が一時施行されていた。このインプラントはポリエチレン摩耗に伴う骨融解とインプラントの弛みの為

に長期成績は良くなかったが²⁰、大腿骨頭に金属カップを被せる cup arthroplasty 自体は、骨温存とバイオメカニクスの観点で優れていることから研究が進められ、コバルトクロム合金の摩耗を抑制する製造技術の開発によって、英国の McMinn やドイツの Wagner らが、1990年代に寛骨臼側にもコバルトクロム合金製のカップを設置する SRA の優れた臨床成績を報告し、2000年代初頭に世界的に SRA が行われるようになった^{21, 22} (図7)。しかし、一部の機種種の SRA は優れた長期成績が報告されているものの、多くの機種種で Co, Cr イオンの溶出に伴う局所の異物反応 (Adverse local tissue reaction: ALTR) が高率で発生し、再置換術を余儀なくされる事態となった。それらの機種種の製造販売中止と海外で多くの医療訴訟が生じたことをきっかけに SRA の手術件数は激減し、近年は一部の機種種での SRA が細々と行われるのみとなっていたが、症例数の減少から SRA のインプラントは全て製造販売中止の方向にある。



図7. 金属対金属の関節摺動面を持つ SRA のインプラント (Smith&Nephew, USA)。骨頭側のカップは骨頭にセメント固定される構造となっている。

⑤ 関節摺動面におけるクロスリンクポリエチレンの臨床応用とそのインパクト

Charnleyが1962年に THA に初めて用いたポリエチレンは、分子量が100万以上の超高分子量ポリエチレン (UHMWPE: ultra high molecular weight polyethylene) と呼ばれるもので、高い強度を持ち、当時としては耐衝撃性、耐摩耗性、自己潤滑性に優れたポリマーであった。それでも経年的に発生する摩耗粉による骨融解によってインプラントの弛みが生じる為にその材質を改変する試みがなされた。海外では1980年代から90年代にかけてカーボン繊維を混ぜて強度を高めた UHMWPE や耐摩耗性を高める為に結晶度を高めた UHMWPE が臨床応用されたが、いずれも臨床成績は不良で早期に製造販売中止となった²³。その頃のポリエチレンの滅菌には、空気中でのガンマ線照射による滅菌法が多く用いら

れていたが、酸素存在下でガンマ線照射を行うとポリエチレンの酸化による強度低下を生じることから、1990年代後半からは真空または不活化ガス内で滅菌保存されるようになった。UHMWPE はエチレン分子が直鎖上に結合している樹脂だが、ガンマ線照射により炭素水素間結合が切断されて炭素炭素結合することによって架橋形成 (クロスリンク) させると耐摩耗性が向上する。しかし照射量が増えるにしたがって残留フリーラジカルによる強度劣化を生じることが工業的に知られていた。そこで、ガンマ線照射によってクロスリンクをさせた上で熱処理によってフリーラジカルを最大限除去して強度を担保する様々な方法が考案され、総量で5~10 Mrad のガンマ線照射量が適量とされて、この技術を用いたクロスリンクポリエチレン (XLPE: crosslinked polyethylene) が1990年代後半に世界的に製造販売承認され、THA に臨床応用された。それまで用いられていたポリエチレン (CPE: conventional polyethylene) は年摩耗率が0.1 mm/year 程度であったものが、XLPE では0.01~0.03 mm/year 程度にまで低下することが、徐々に明らかになり、その摩耗低減効果は20年経過しても維持されることが明らかになっている^{24, 25}。1990年代に臨床応用された第一世代の XLPE に対して、表面に MPC ポリマーをコーティングしたり、抗酸化材としてビタミン E を添加した第二世代の XLPE が既に臨床応用されているが、今のところ十分な耐摩耗性を有する第一世代 XLPE に対する明らかな優位性は証明されていない。CPE と XLPE の長期臨床成績を比較した研究では、XLPE の使用で再置換率は有意に低下しており、それに伴って近年は骨融解に伴うインプラントの無菌性弛みによる再置換手術は著減している。また、XLPE の線摩耗率が活動性による影響や骨頭径による有意な影響を受けないことが明らかとなり、骨頭径を拡大してポリエチレンの厚みを薄くしても長期的にポリエチレンの摩耗に伴う破損の危険性が小さいと考えられるようになった。その為、ポリエチレンカップに対して Charnley の時代には 22 mm 径の骨頭が従来使用されていたが、近年では 32 mm 以上の大径骨頭が中心となっている。XLPE の優れた耐摩耗性と、骨頭径の拡大によって人工股関節が許容できる可動域は拡大し、許容できるスポーツも増加し、アスリートレベルのスポーツ活動も重労働も THA 後に許可できるようになった。骨頭径は、金属対金属、セラミック対セラミックの関節摺動面においても大きくすることが可能だが、それぞれ金属イオン溶出やセラミック破損の問題があって、近年の THA では大多数で片側摺動面にポリエチレン

が選択されるようになっている為、結果的にXLPEの臨床応用が、THAの進化とその適応拡大に多大な貢献をしたと言える。

⑥ Dual mobility cup (図8)の適応拡大

Dual mobility cupは、寛骨臼側のコバルトクロム合金製のメタルライナーに対して、ポリエチレン製のアウトターヘッドを持つ大腿骨側のバイポーラーヘッドを組み合わせることで人工関節の可動域の拡大を図ったインプラントで、1970年代にフランスで開発された²⁶。近年は高齢化の進展で脊椎変形に対する脊椎固定術を受ける患者が増え、そのような脊椎の可動性の低下した患者がTHAを受ける機会も増加している。その場合、股関節に過度の可動性が要求されてTHA後の脱臼率の上昇につながる事が問題となっており²⁷、近年は脱臼リスクを低減できるdual mobility cupが注目されるようになってその使用頻度が世界的に増加傾向にある^{28,29}。



図8. Dual mobility cupのインプラント構成(Kyocera, Japan). 金属ライナー, ポリエチレンアウトターヘッド, セラミック骨頭間で関節面を形成するため可動性が広い。

手術手技の進化

THAにおける股関節へのアプローチ方法には前方、側方、後方からのアプローチ法があり、1990年代までは大きな皮膚切開で広く術野を展開して手術が行われていた。それぞれのアプローチ方法に一長一短ある中で、それぞれ筋肉、靭帯組織を出来るだけ温存、修復し、皮膚切開も含めて出来る限り侵襲を少なくする最小侵襲手術(MIS: minimum invasive surgery)によるTHAが2000年代以降行われるようになってきている。近年はどのアプローチ法を採用するにしても皮膚切開は10cm程度で行われることが可能となっており、特殊な開創器を使うことで小さな術野で安全に手術が行えるように改良されてきた。1990年代までは積極的に行われていた術前自己血貯血や術中回収血輸血も、現在行われる

THAでは出血が非常に少ない為、ほとんど行われなくなっている。アプローチ方法では、以前は股関節の展開が容易な後方アプローチや側方アプローチが採用されることが多かったが、近年は術後の早期運動機能回復、早期退院を目指して筋肉を切らずにTHA施行が可能な前方アプローチが多く採用される傾向にある。それに合わせて前方アプローチで挿入しやすい小さな形状の大腿骨インプラントが多く開発、臨床応用されている。但し、前方アプローチでは大腿骨の展開が困難な為に、大腿骨骨折や大腿骨インプラントの弛みのリスクが相対的に高いことに留意する必要がある³⁰。

ナビゲーション、ロボットシステム導入によるインプラント設置精度の向上

THAにおいてインプラントを適切な位置に適切なアライメントで設置することは重要で、それが達成されなければインプラントの摩耗や破損、弛みのリスクが増大するとともに、可動域制限や脱臼のリスクも増大する。人工関節の設置をガイドするコン

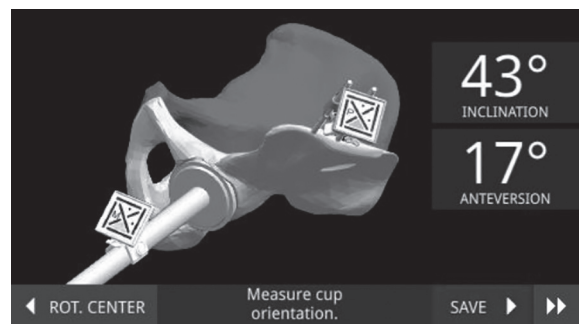
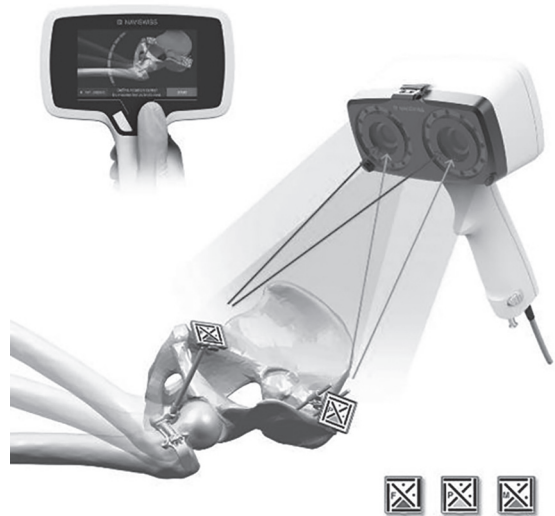


図9. ポータブルナビゲーションシステムの一例(Kyocera, Japan). 骨盤に設置したタグを赤外線カメラで読み取ることで骨盤位置情報が登録され(上図)、術中カップ設置角度がリアルタイムに表示される(下図)。

ピューターナビゲーション技術が2000年代以降日本でも導入され、2012年以降は健康保険の適応となっており、従来のCT画像をベースにしたものから近年ではジャイロセンサーを利用したポータブルタイプのものまで様々なナビゲーションシステムが臨床応用されている。さらに、2017年以降はロボットアームの補助によって寛骨臼の掘削とカップ固定時の手振れを制御し、インプラントの正確な設置を補助するロボットシステムが日本でも導入され、世界的にも普及が進んでいる。しかし、これらの技術によってインプラントの設置精度の向上は証明されているものの、フリーハンドで行ったTHAと比較して術後の脱臼率や臨床成績には差が無いとする報告もあり、その高いランニングコストに見合うだけの有用性は今のところ証明されていない^{31, 32}。また、ロボットシステム使用による人工股関節周囲骨折の増加が指摘されているように、現行のロボットは各症例の骨質や骨欠損まで考慮してインプラント設置を補助していないことにも留意する必要がある³²。

THAの今後の展望

これまで述べてきたように、THAはそのインプラントの進化、手術手技の進化によって、インプラント生存率は20年で90%を超えるまでになり²⁸、術後の日常生活、スポーツ活動の制限も少なくなり、さらに30年、40年の超長期耐用性が十分期待できる時代となった。ナビゲーションやロボットシステムは、経験の浅い整形外科医がTHAを執刀する為の強力な支援ツールとなっている。一方で、近年はTHAにおいても患者立脚型アウトカムが重要視され、インプラント生存率以外にも、患者満足度の向上が求められており、如何に手術侵襲を小さくし、合併症リスクを低減させるかが問われている。インプラントの進化によって無菌性弛みの発生は減少し、インプラント周囲感染や術後脱臼の発生率は1%以下に抑えることが可能となってきたが、高齢化に伴ってTHA術後のインプラント周囲骨折が増加傾向にあり、一旦骨折が生じればQOLの低下は避けられない。世界的に人工股関節置換術の登録制度が整備され、各インプラントの長期生存率や、年齢、男女、手術手技その他の要因別の長期成績や、各インプラントのインプラント周囲骨折のリスクまでがビッグデータで明らかになっている現在、個々の症例に最適なインプラント選択を含めたオーダーメイド医療の提供が、THAの患者満足度と長期成績のさらなる向上に寄与すると考えられる。

文 献

1. Hernigou P (2013) Earliest times before hip arthroplasty: from John Rhea Barton to Themistocles Glück. *Int Orthop* 37(11): 2313-8. doi:10.1007/s00264-013-2004-4
2. Hernigou P (2014) Smith-Petersen and early development of hip arthroplasty. *Int Orthop* 38(1): 193-8. doi: 10.1007/s00264-013-2080-5
3. Houcke JV, et al. (2017) The History of Biomechanics in Total Hip Arthroplasty. *Indian J Orthop* 51(4): 359-367. doi: 10.4103/ortho.IJOrtho_280_17
4. Charnley J (1970) Total hip replacement by low-friction arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 72: 7-21
5. Wroblewski BM, et al. (2002) Charnley low-frictional torque arthroplasty in patients under the age of 51 years. Follow-up to 33 years. *J Bone Joint Surg Br* 84(4): 540-3. doi: 10.1302/0301-620x.84b4.10293
6. Charnley J (1978) *Low Friction Arthroplasty of the Hip: Theory & Practice*. Springer-Verlag
7. Olsson SS, et al. (1981) Clinical and radiological long-term results after Charnley-Müller total hip replacement. A 5 to 10 year follow-up study with special reference to aseptic loosening. *Acta Orthop Scand*. 52(5): 531-42. doi: 10.3109/17453678108992143
8. Jones LC, Hungerford DS (1987) Cement disease. *Clin Orthop Relat Res*. (225): 192-206
9. Goto K, Tamura J, Shinzato S, et al. (2005) Bioactive bone cements containing nano-sized titania particles for use as bone substitutes. *Biomaterials*. 26(33): 6496-505. doi: 10.1016/j.biomaterials.2005.04.044
10. Kawanabe K, et al. (1993) A new bioactive bone cement consisting of BIS-GMA resin and bioactive glass powder. *J Appl Biomater* 4(2): 135-41. doi: 10.1002/jab.770040204
11. Goto K, et al. (2019) The use of a bioactive bone cement containing apatite-wollastonite glass-ceramic filler and bisphenol-a-glycidyl methacrylate resin for acetabular fixation in total hip arthroplasty: long-term follow-up results of a clinical trial. *Bone Joint J*. 101-B(7): 787-792. doi: 10.1302/0301-620X.101B7.BJJ-2018-1391.R2
12. Yamada H, et al. (2009) Cementless total hip replacement: past, present, and future. *J Orthop Sci*. 14(2): 228-41. doi: 10.1007/s00776-008-1317-4
13. Kawanabe K, et al. (2009) A new cementless total hip arthroplasty with bioactive titanium porous-coating by alkaline and heat treatment: average 4.8-year results. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 90(1): 476-81. doi: 10.1002/jbm.b.31309
14. Nakashima Y, et al. (2013) Results at a minimum of 10 years of follow-up for AMS and PerFix HA-coated cementless total hip arthroplasty: impact of cross-linked polyethylene on implant longevity. *J Orthop Sci*. 18(6): 962-8. doi: 10.1007/s00776-013-0456-4
15. So K, et al. (2012) Good short-term outcome of primary total hip arthroplasty with cementless bioactive glass ceramic bottom-coated implants: 109 hips followed for 3-9 years. *Acta Orthop* 83(6): 599-603. doi: 10.3109/17453674.2012.736173
16. Park CW, et al. (2018) Modular Stems: Advantages and Current Role in Primary Total Hip Arthroplasty. *Hip Pelvis* 30(3): 147-155. doi: 10.5371/hp.2018.30.3.147

17. Cai YZ, Yan SG (2010) Development of ceramic-on-ceramic implants for total hip arthroplasty. *Orthop Surg* 2(3): 175-81. doi: 10.1111/j.1757-7861.2010.00083.x
18. Darwish MM, et al. (2024) Ceramic-on-Ceramic Total Hip Arthroplasty Using a Double Tapered, Proximally Coated Stem: 15 to 24-year Clinical and Radiologic Follow-Up. *J Arthroplasty*. doi: 10.1016/j.arth.2024.04.051
19. Salenius P, Laurent LE (1973) Experience with the McKee-Farrar total hip replacement. A report of 143 operations. *Acta Orthop Scand* 44(4): 451-9. doi: 10.3109/17453677308989080
20. Amstutz HC, Le Duff MJ (2015) Hip resurfacing: history, current status, and future. *Hip Int* 25(4): 330-8. doi: 10.5301/hipint.5000268
21. Wagner M, Wagner H (1996) Preliminary results of uncemented metal on metal stemmed and resurfacing hip replacement arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* (329 Suppl): S78-88. doi: 10.1097/00003086-199608001-00008
22. McMinn D, et al. (1996) Metal on metal surface replacement of the hip. Experience of the McMinn prosthesis. *Clin Orthop Relat Res* (329 Suppl): S89-98. doi: 10.1097/00003086-199608001-00009
23. Kiely PD, et al. (2005) Hylamer wear rates and shelf life: a clinical correlation. *Acta Orthop Belg* 71(4): 429-34
24. Orita K, et al. (2022) Wear resistance of first-generation highly cross-linked annealed polyethylene in cementless total hip arthroplasty is maintained 20 years after surgery. *Bone Joint J* 104-B(2): 200-205. doi: 10.1302/0301-620X.104B2.BJJ-2021-1079.R1
25. So K, et al. (2015) Minimum 10-Year Wear Analysis of Highly Cross-Linked Polyethylene in Cementless Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty* 30(12): 2224-6. doi: 10.1016/j.arth.2015.06.053
26. Noyer D, Caton JH (2017) Once upon a time.... Dual mobility: history. *Int Orthop* 41(3): 611-618. doi: 10.1007/s00264-016-3361-6
27. Buckland AJ, et al. (2017) Dislocation of a primary total hip arthroplasty is more common in patients with a lumbar spinal fusion. *Bone Joint J* 99-B(5): 585-591. doi: 10.1302/0301-620X.99B5.BJJ-2016-0657.R1
28. Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry (AOANJRR). 2023 Annual Report. https://aoanjrr.sahmri.com/documents/10180/1579982/AOA_NJRR_AR23.pdf/c3bcc83b-5590-e034-4ad8-802e4ad8bf5b?t=1695887126627
29. National Joint Registry: 20th Annual Report. 2023. <https://www.hqip.org.uk/wp-content/uploads/2023/10/NJR-20th-Annual-Report-2023.pdf>
30. Hoskins W, et al. (2020) Early Rate of Revision of Total Hip Arthroplasty Related to Surgical Approach: An Analysis of 122,345 Primary Total Hip Arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am* 102(21): 1874-1882. doi: 10.2106/JBJS.19.01289
31. 変形性股関節症診療ガイドライン 2024 (改訂第3版). 南江堂
32. Piple AS, et al. (2024) Postoperative outcomes and trends in computer-navigated and robotic-assisted total hip arthroplasty. *Hip Int* 11207000241264256. doi: 10.1177/11207000241264256