

Mechanical analysis of total hip resurfacing using finite element method combined with quality engineering

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2017-10-04 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: メールアドレス: 所属:
URL	http://hdl.handle.net/2297/25861

品質工学を利用した表面置換型人工股関節の有限要素解析

金沢大学大学院医学系研究科がん医科学専攻機能再建学
(旧講座名：整形外科学)
(主任：土屋弘行教授)

前 田 亨

表面置換型人工股関節置換術の大腿骨インプラントのステムの長さ、太さ、および挿入角度が、大腿骨近位にどのような応力を与えるかについて有限要素解析法を用いて検討した。骨モデルは模擬骨 (SAWBONES®, Pacific Research Laboratories, Vashon, USA) を、大腿骨インプラントモデルは直径52mmの表面置換型人工関節大腿骨側インプラント (BHR®, MMT, Birmingham, UK) を元にCADソフトウェアを使用してモデルを作成した。ステムの長さは50mm, 100mm, 長さ/径の比は5, 10, 挿入角度は135°, 145°を検討条件としてL4直交表を用いて4つのタイプ (A; ステム長50mm, 長さ/径の比5, 挿入角度135°, B; ステム長50mm, 長さ/径の比10, 挿入角度145°, C; ステム長70mm, 長さ/径の比5, 挿入角度145°, D; ステム長70mm, 長さ/径の比10, 挿入角度135°) を作成し、近位大腿骨に加わる最小主応力, 最大主応力, 相対応力の3応力が各タイプでどのように変化するか検討を行った。最大主応力および最小主応力の検討では、ステム径が太く、挿入角度が大きくなるほど大腿骨頸部下端に加わる応力が大きくなり、大腿骨頸部骨折の発生リスクが高くなることが示された。また相対応力はいずれのタイプでもインプラント直下の大腿骨骨頭部分に荷重遮断領域を認め、中長期的にゆるみを生じる可能性が示唆され、ステム-カップ接合部を含めたデザインの工夫が必要と考えられた。

Key words femoral neck fracture, finite element method, implant design, quality engineering, total hip resurfacing

人工股関節置換術 (total hip arthroplasty, THA) は早期除痛および機能回復に優れており、理学療法や薬物療法などの保存療法が奏功せず、関節温存手術 (骨切り術) が適応とならない末期の変形性股関節症患者にとっては福音とも言うべき手術である¹⁾。しかしながら人工材料であるが故その耐久性が臨床上の課題であり、経過中に人工股関節のクッション成分であるポリエチレンの摩耗あるいは骨に固定されていた人工関節自体の緩みを来して人工股関節再置換術が必要となる症例も少なくない。再置換術を要する症例では人工関節の緩みに伴う骨欠損を生じているため、その再建・補填に苦慮することも多い²⁾。また人工関節の安定性獲得のため、初回手術で使用する人工関節よりも大きい人工関節が必要となることがほとんどで、手術侵襲は初回手術に比べて大きくなる。さらに再置換術の長期成績は初回手術よりも劣るため³⁾、若年者に手術を行った場合、再々置換術が必要となることもある。再置換術のリスクを無くすためには半永久的に使用できる人工関節が理想であり、材料・デザイン・

手術手技など日進月歩で改良が加えられているが、未だ人工関節の寿命には限りがあるのが現状である。実際、再置換術をエンドポイントとしたノルウェーにおける人工股関節置換術施行患者全例の生存率調査では、術後約10年で約90%の生存率となっている⁴⁾。また、活動性の高い若年者に対する人工股関節置換術は高齢者に対するものに比べて有意に早期に緩みを来すことが報告されており⁵⁾、従来我が国では50歳あるいは60歳以上が人工股関節置換術の適応とされてきた⁶⁾。

一方、著しい股関節機能障害を来す疾患として、変形性股関節症の他に大腿骨頭壊死症が挙げられる。大腿骨頭壊死症は大腿骨頭を栄養する血行の途絶によって生じる骨及び骨髄組織の壊死を基盤とする疾患であり、大腿骨頭頸部骨折や外傷性股関節脱臼後に生じる外傷性大腿骨頭壊死症、アルコール多飲に起因するアルコール性大腿骨頭壊死症、他疾患に対するステロイド投与後に生じるステロイド性大腿骨頭壊死症などに分類される⁷⁾。通常骨壊死が生じるだけでは無症状であるが、いったん壊

平成22年7月16日受付, 平成22年9月1日受理

Abbreviations: CAD, computer aided design; FEM, finite element method; L, latin square; MPa, Mega Pascal; N, Newton

死部の圧潰が生じると骨頭の陥没破壊を来し関節破壊へと進展していくのが特徴である。本症の好発年齢は青壮年期であるため治療は関節温存手術（骨切り術）が望ましいが、広範囲壊死例も多く存在し、人工関節置換術を選択せざるを得ないことも多々ある。これら若年患者に対して人工股関節置換術を施行する場合には、先述した人工関節の耐久性の観点から将来的な再置換術の必要性が非常に高いことが危惧されてきた。

表面置換型人工股関節（resurfacing hip arthroplasty）は従来の人工股関節置換術に比べて骨切除量が極端に少なく、骨温存が可能な人工関節であり、仮に再置換術が必要となった場合にも通常型の人工股関節が使用できるため、若年患者に良い適応がある。一方、その短所として金属イオンの漏出や大腿骨頸部骨折の発生といった合併症が述べられてきた⁸⁾⁹⁾。そのうち、大腿骨頸部骨折は約1-2%の割合で発生すると言われており¹⁰⁾、表面置換型人工関節において最も危惧される合併症の一つである。その危険因子としては骨粗鬆症、広範囲な骨壊死などの患者側因子の他、大腿骨頸部の皮質骨への切り込み（notching）の形成や骨棘の切除などの手術手技による因子などが報告されている¹¹⁾が、インプラント形状が与える影響について報告した論文は渉獵しえた限り存在しない。今回、表面置換型人工股関節置換術におけるインプラント形状および設置条件が大腿骨に与える応力について品質工学の観点から研究・検討を行った。

対象および方法

1. 有限要素法 (finite element method, FEM)

骨モデルは模擬骨 (SAWBONES[®], Pacific Research Laboratories) を元にCAD (computer aided design) ソフトウェア Mimics (Materialise, NV, USA) を用いて作成した。大腿骨インプラントモデルは直径52mmの表面置換型人工関節大腿骨側インプラント (BHR[®], MMT, Birmingham, UK) を用いてCADソフトウェア Solid Edge ver.17 (SIEMENS PLMSoftware Inc., Plano, TX, USA) を使用してモデルを作成し、ステムの長さおよび径をそれぞれの条件毎に変化させた。

実際の手術では、表面置換型人工股関節大腿骨側インプラントと大腿骨は骨セメント (polymethyl methacrylate, PMMA) を用いて強固に固着されるため、インプラントと大腿骨の接触面に1mmの骨セメントマントルを設定した上で、骨切面と骨セメント、骨セメントとインプラントの接触領域は「ボンド (完全固着; 分離もすべりも許容しない)」とし、骨セメントが用いられないステム部と海綿骨の接触部は「摩擦なし (分離はしないが、すべりを許容する)」として行った¹²⁾。荷重条件は大腿骨骨幹部を完全拘束とし、大腿骨頭に対して鉛直下向きに1000 ニュートン (N, Newton) の荷重が加わることとした¹³⁾ (図1)。荷重面はヘルツの接触理論¹⁴⁾により算出される理論的な接触面積が得られるように表面置

換型インプラントの一部を切り取ることで作成した。本研究で用いた大腿骨およびインプラント、骨セメントの材料定数を表1に示す¹⁵⁾。力学解析にはANSYS Workbench simulation ver.10 (ANSYS Inc, Canonsburg, USA) ソフトウェアを使用した。

II. 品質工学と各パラメーター設計

直交表は数少ない実験で最適条件を求めることが出来る解析法¹⁶⁾で、L (latin square) 4直交表は3つの因子とそれぞれに対する2つの水準からなり、従来なら8通り全ての解析を行っていたものが4回の分析と、分析の結果得られた最適条件を用いた1回の確認実験で解析できることになる。本実験では挿入角度、ステムの長さ、ステム長さ/径の3つを因子とし、各水準は挿入角度を135°と145°、ステムの長さを50mm, 70mm、ステム長さ/径の比を5, 10と設定して表2のごとくL4直交表に組み込んだ。インプラントなしモデルおよび直交表で作成したタイプA~Dの各モデルについて、大腿骨頸部骨折および固定力低下によるインプラントのゆるみに対して影響を及ぼすと考えられる最小主応力、最大主応力、相当応力の3因子について有限要素解析を行った。最小主応力は物質に働く圧縮応力の大きさを、最大主応力は物質に働く引張応力の大きさを示すもので、それぞれの応力が高い場合には圧潰もしくは骨割れを引き起こす可能性が高いことを意味する。この二つ応力は相反する方向に加わる応力であるため、本研究では引張応力を正 (プラス, +) の値で、圧縮応力を負 (マイナス, -) の値で示すこととし、-1.0メガパスカル (Mega pascal, MPa) 以下の主応力が加わった領域を圧潰危険領域、0.5MPa以上の主応力が加わった領域を骨割れ危険領域と定義し、大腿骨骨頭~頸部海綿骨におけるそれぞれの面積を測定した。一方、相対応力とは物質に働く応力全体の大きさを示すものであり、応力値が低い箇所では荷重遮断 (ストレスシールドイング) による骨吸収・骨脆弱性が中長期的に生じるため、骨折の危険性が高くなる。本研究では0.1 MPa以下の相当応力が加わっている領域を荷重遮断領域と定め、主応力同様その面積を測定し各モデルを比較した。

成 績

1. 最小主応力

正常モデル、タイプA (ステム長: 50mm, 長さ/径の比: 5, 挿入角度: 135°), タイプB (ステム長: 50mm, 長さ/径の比: 10, 挿入角度: 145°), タイプC (ステム長: 70mm, 長さ/径の比: 5, 挿入角度: 145°), タイプD (ステム長: 70mm, 長さ/径の比: 10, 挿入角度: 135°) における大腿骨近位部の最小主応力分布を図2に示す。赤色で示される領域は-1.0MPa以下の主応力が加わっている圧潰危険領域である。タイプCで最小主応力が最も高く広範囲な圧潰危険領域を生じており、タイプA, Bではステムから大腿骨頸部内側

にかけて圧潰危険領域を認めた。一方、Dでは圧潰危険領域はほとんど認めなかった。圧潰危険領域に対する要因効果図を図3に示す。ステム長さは70mmよりも50mmが、ステム長さ/径の比は5よりも10が、挿入角度は145°よりも135°が圧潰危険領域は少ない結果であ

った(図3)。また、圧潰危険領域への影響度はステム長さ/径の比およびステム挿入角度がステム長さに比べて高かった。ステム長50mm, ステム長さ/径10, 挿入角度135°を最適条件とし行った確認実験を図4に示す。最適条件下では圧潰危険領域はゼロであった(図5)。

Table 1. Material properties in the finite element model

Materials	Young's modulus (GPa)	Poisson's ratio
Implant	205.8	0.29
Cortical bone	17.0	0.30
Cancellous bone	0.8	0.20
Bone cement	2.0	0.30

Table 2. The L4 orthogonal array

Type	Stem length (mm)	Stem length/width ratio	Stem angle (°)
A	50	5	135
B	50	10	145
C	70	5	145
D	70	10	135

Four models (A-D) were defined and used for analysis. Each model was consisted of following conditions; type A, 50mm in stem-length, 5 in stem length / width ratio, 135 degree in stem-angle; type B, 50mm in stem-length, 10 in stem length / width ratio, 145 degree in stem-angle; type C, 70mm in stem-length, 5 in stem length / width ratio, 145 degree in stem-angle; type D, 70mm in stem-length, 10 in stem length / width ratio, 135 degree in stem-angle.

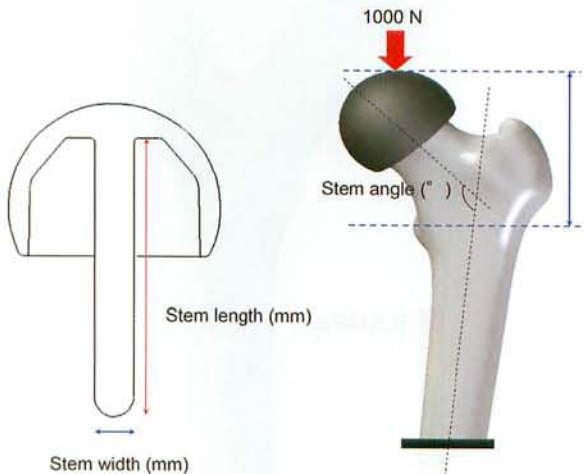


Fig.1. Implant design and loading condition. Stem angle was defined as the angle between implant-stem and anatomical axis of the proximal femur. The proximal femur was quasi-statically loaded by a 1000 N load. The area from femoral head to lesser trochanter of femur was analyzed in this study.

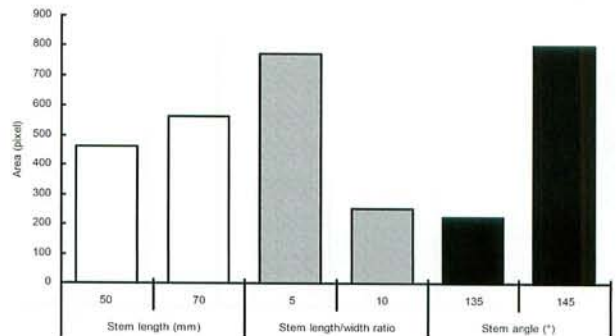


Fig.3. Factorial effects of each parameter in minimum principal stress analysis.

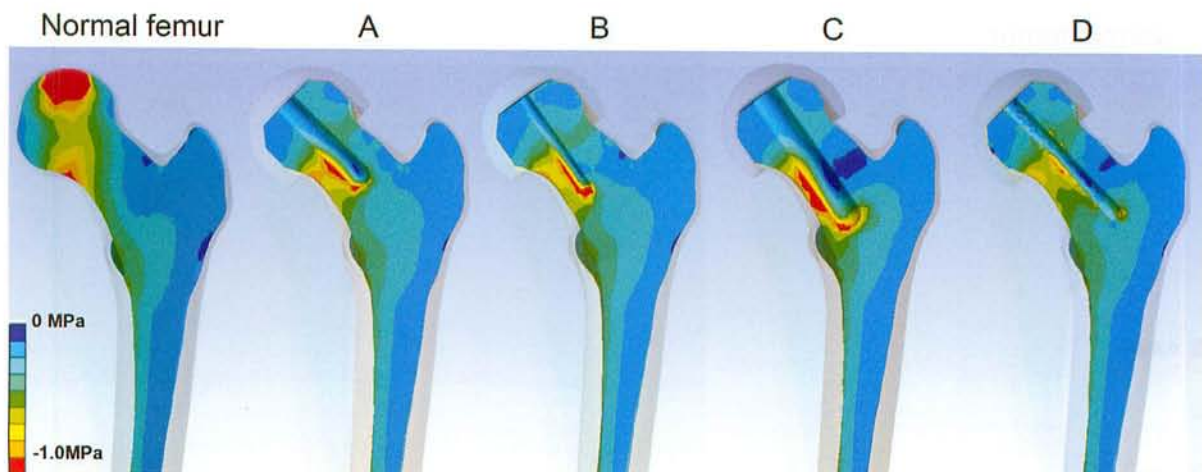


Fig.2. The distribution of minimum principal stress at femoral neck. A, B, C, and D corresponded to the models defined in table 2. The values are illustrated in color scale ranged from red (low values) to blue (high values). Red range indicated the collapse-area which received minimum principal stress less than -1.0 MPa.

Optimum design

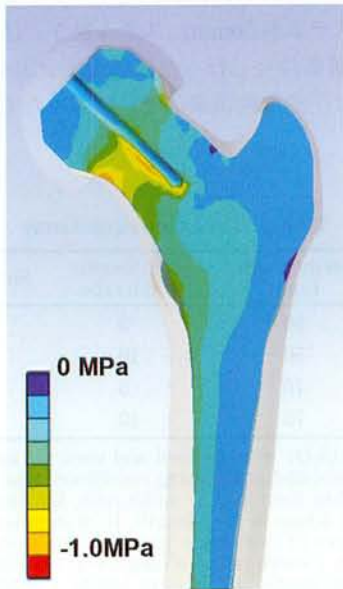


Fig.4. Optimum design in minimum principal stress analysis. Optimum design was consisted of 50 mm in stem length, 5 in stem length / width ratio, and 135 degree in stem-angle.

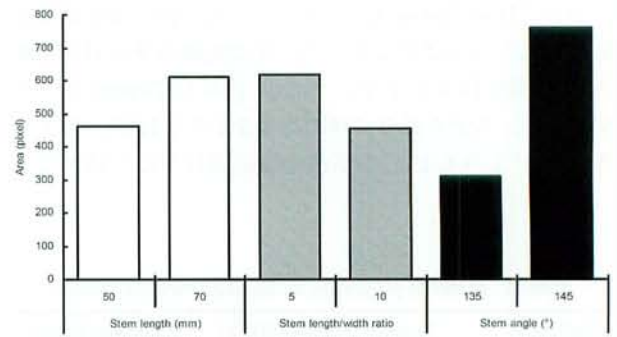


Fig.7. Factorial effects of each parameter in maximum principal stress analysis.

Optimum design

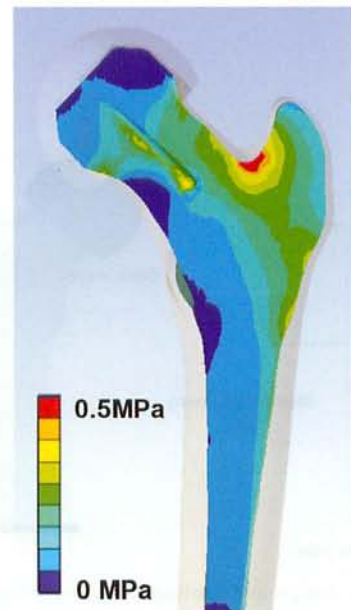


Fig.8. Optimum design in maximum principal stress analysis. Optimum design was consisted of 50 mm in stem length, 5 in stem length / width ratio, and 135 degree in stem-angle.

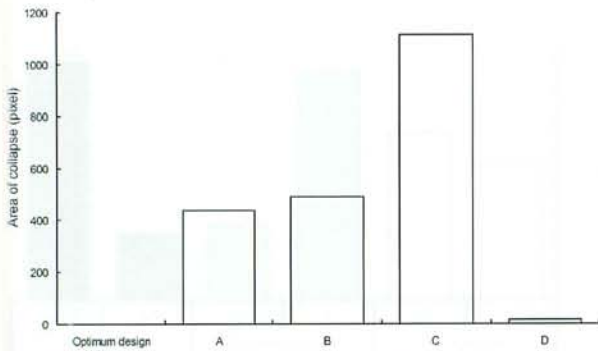


Fig.5. The area of collapse in each model. The area of collapse in optimum design, type A, B, C, and D were 0, 436, 489, 1113, and 16 pixel respectively.

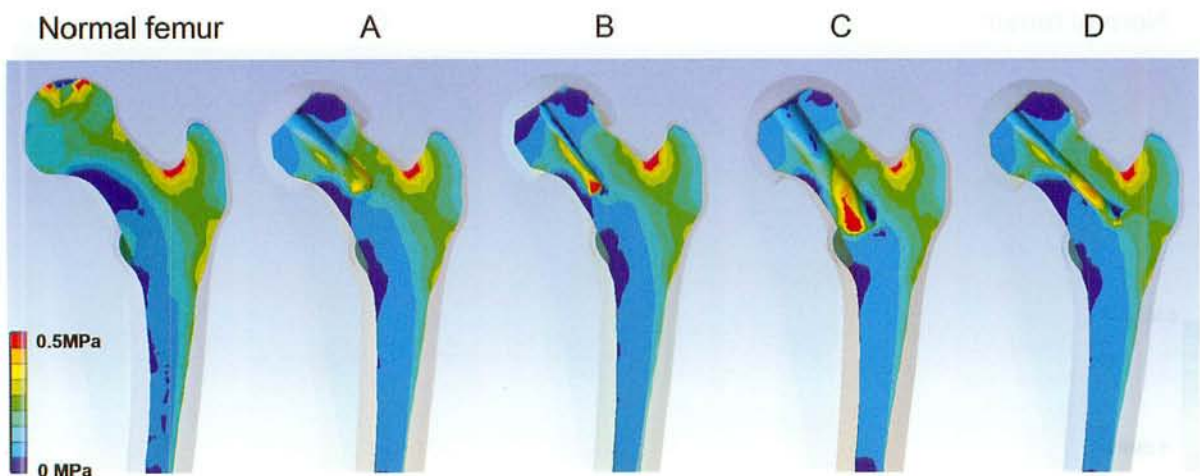


Fig.6. The distribution of maximum principal stress at femoral neck. A, B, C, and D corresponded to the models defined in table 2. The values are illustrated in color scale ranged from blue (low values) to red (high values). Red range indicated the crack-area which received maximum principal stress more than 0.5 MPa.

II. 最大主応力

正常モデル, A, B, C, Dにおける大腿骨近位部の最大主応力分布を図6に示す. 赤色で示される領域は0.5MPa以上の主応力が加わっている骨割れ危険領域である. タイプCでステム下端から大腿骨頸部内側にかけて主応力の上昇を広範に認めた. タイプBでも同様にステム下端に主応力の上昇を認めたが, その範囲はCに比べて小さかった. 一方A, Dでは応力の上昇は軽度であった. 骨割れ危険領域に対する要因効果図を図7に示す. ステム長は70mmよりも50mmが, ステム長さ/径の比は5よりも10が, 挿入角度は145°よりも135°が骨割れ危険領域は少ない結果であった. 3つの因子の中でステム挿入角度が骨割れ危険領域に最も影響を与えていた. ステム長50mm, ステム長さ/径10, 挿入角度135°を最適条件とし行った確認実験および各条件下での骨割れ危険領域の面積を図8, 図9にそれぞれ示す. タイプA~Dに比べて, 最適条件では骨割れ危険領域が少なかった.

III. 相対応力

正常モデル, A, B, C, Dにおける大腿骨近位部の相対応力分布および荷重遮断領域を図10に示す. 青色で示される領域は相対応力が0.1MPa以下の荷重遮断領域である. タイプA~Dすべてにおいて正常モデルでは見られなかった骨頸部での荷重遮断領域が広範囲に存在した. またタイプC, Dではステム遠位から頸部外側にかけて相対応力の低下を認めた. 荷重遮断領域に対する要因効果図を図11に示す. ステム長は70mmよりも50mmが, ステム長さ/径の比は5よりも10が, 挿入角度は145°よりも135°が荷重遮断領域は少ない結果であった. 3つの因子の中でステム挿入角度が荷重遮断領域に最も影響を与えていた. ステム長50mm, ステム長さ/径10, 挿入角度135°を最適条件とし行った確認実験各条件下での荷重遮断領域の面積を図12, 図13にそれぞれ示す. 最適条件下ではタイプA, Dと荷重遮断領域が同等もしくは軽度大きくなってはいたが, 大腿骨頸部には荷重遮断領域を認めなかった.

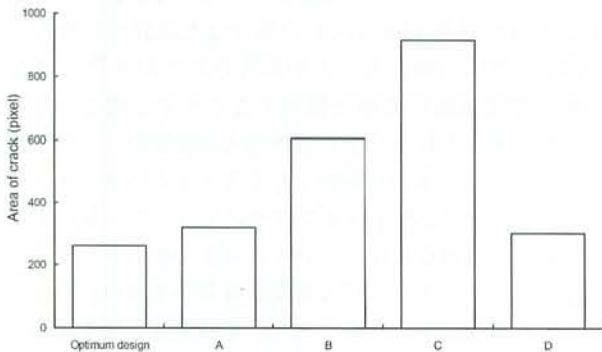


Fig.9. The area of crack in each model. The area of crack in optimum design, type A, B, C, and D were 262, 319, 605, 917, and 302 pixel respectively.

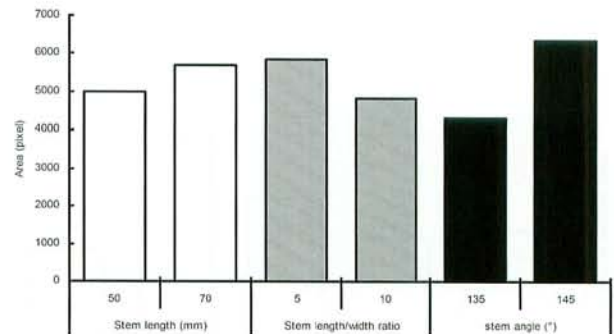


Fig.11. Factorial effects of each parameter in Von Mises stress analysis.

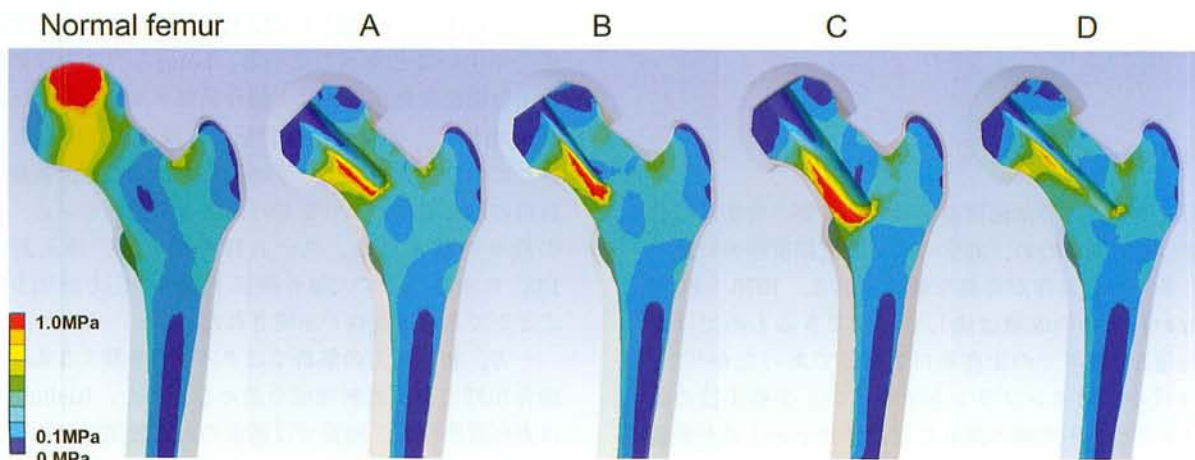


Fig.10. The distribution of Von Mises stress at femoral neck. A, B, C, and D corresponded to the models defined in table 2. The values are illustrated in color scale ranged from blue (low values) to red (high values). Blue range indicated the stress shielding-area which received maximum principal stress more than 0.1 MPa.

Optimum design

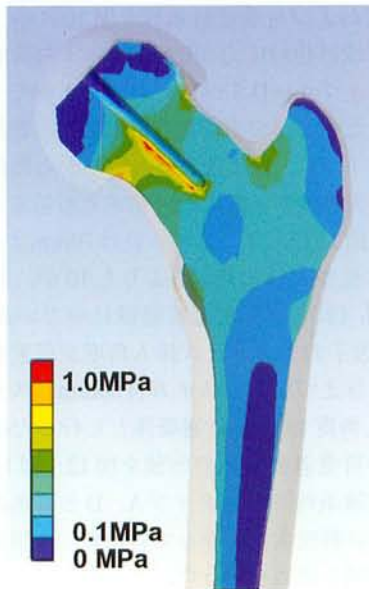


Fig.12. Optimum design in Von Mises stress analysis. Optimum design was consisted of 50 mm in stem length, 5 in stem length / width ratio, and 135 degree in stem-angle.

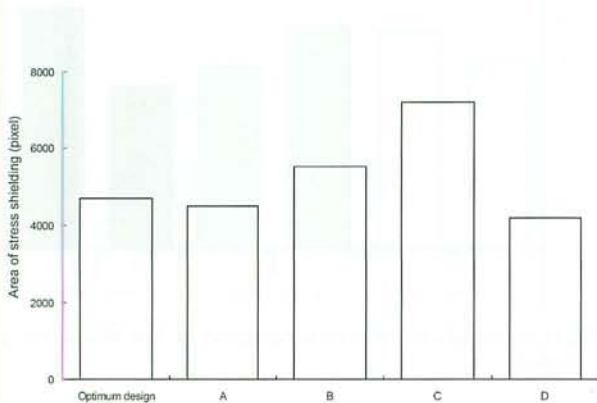


Fig.13. The area of stress shielding. The area of stress shielding in optimum design, type A, B, C, and D were 4694, 4482, 5506, 7206, and 4186 pixel respectively.

考 察

表面置換型人工股関節置換術は大腿骨側の骨切除は骨頭表面のみであるため、通常の人工股関節置換術に比べてより多くの骨温存が可能な術式である。1970～80年代に行われたその成績は決して満足できるものではなく、術後5～6年での生存率は7割弱であったが¹⁷⁾¹⁸⁾、1990年代からはインプラントデザイン、手術手技の改良、インプラント素材の進歩などにより手術成績が飛躍的に向上し^{19)～21)}、若年の股関節疾患患者に対する手術法として近年注目を浴びているものの一つである。その利点は先述した除痛効果、骨温存性の他に、生理的に近

い大径骨頭であるために可動域が良い、耐脱臼性が高い、金属対金属の褶動面であるために摩擦が少ないなど多岐に渡る²²⁾²³⁾。その反面、体内金属イオンの上昇^{24)～26)}、大腿骨頸部骨折という通常型の人工股関節では生じなかった合併症の存在が危惧されている。特に大腿骨頸部骨折は術後早期に再置換術が必要となる主要原因であり、その発生率は約1～2%とされている¹⁰⁾。その危険因子として、骨粗鬆症、大腿骨頸部の骨嚢胞の存在、広範囲の大腿骨頭壊死などの患者側因子、インプラントの内反設置、大腿骨頸部皮質骨への切り込み (neck notching)、骨棘の切除、頸部の過剰な削り込みなどの術者側因子が報告されている¹¹⁾²⁷⁾。

FEMは構造力学分野で発達した数値解析手法の一つで、構造物の応力解析や流体解析等に広く活用されている。その手法は医療分野においても整形外科領域、歯科口腔領域²⁸⁾、血管外科領域²⁹⁾などで応力解析の一方法として近年頻繁に用いられている。表面置換型人工股関節の分野では骨頭サイズと大腿骨頸部骨折の発生に関しFEMを用いた研究がなされており³⁰⁾、骨頭径が小さい場合には大腿骨頸部の狭小化が生じるため大腿骨頸部骨折が生じやすいという結果が得られている。臨床的にも大腿骨骨頭径が44mm以下の場合には大腿骨頸部骨折の危険性が5倍に増えることが報告されており³¹⁾、FEMの解析結果は臨床成績と相関することが証明されている。今回解析を行った表面置換型人工股関節インプラントのデザインに多大な影響を与えるステム長さ、ステム長さ/径の比の2因子はインプラントメーカー毎に異なっており、最適な条件についてこれまで報告されたことはない。また、ステム挿入角度は術者が手術中にコントロール可能な因子の一つであり、その至適角度を同時に把握することは成績向上に結びつくと考えられる。

今回の我々の解析では、最小主応力及び最大主応力の分析ではステム径が太く、また挿入角度が大きくなるほど大腿骨頸部下端に加わる応力が大きくなる結果であった。これは圧潰、骨割れいずれも生じやすい状況であることを意味し、同条件下では大腿骨頸部下端での骨折が生じやすいことを示している。Longら³²⁾は表面置換型人工股関節置換術後には大腿骨頸部下端に加わる応力は25%増加し、大腿骨頸部骨折の危険性が高くなると報告しており、骨質により手術適応を選ぶこと、術後は高負荷の加わるリハビリを避けることを進めている。今回の我々の結果では、ステム径を細くし、挿入角度を135°とすることで大腿骨頸部下端への応力増加を防ぐことができる可能性が示唆された。

一方、相対応力の解析ではタイプCを除く3条件で大腿骨頸部に荷重遮断領域を認めなかった。Kishidaら³³⁾は表面置換型人工関節では通常の人工股関節に比べて大腿骨インプラント周囲での骨密度低下が有意に少なかったと述べており、我々の結果からは、大腿骨頸部に適度の応力が加わることで荷重遮断が生じず、この部位の骨

密度が保たれていることが示唆された。一方でいずれのタイプでもインプラント直下の大腿骨骨頭部分に荷重遮断領域を認めた。この部位の骨量低下は大腿骨頸部骨折には影響を与えることはないが、中長期的にはインプラントの固定力低下に結びつくと考えられ、人工関節のゆるみが生じる危険性がある。最適条件も含めたいずれのタイプでも荷重遮断がみられたことから、ステム長さや太さ、挿入角度の条件調整だけでは大腿骨骨頭の荷重遮断を防ぐことはできないと判断され、ステム-カップ接合部を含めたデザインの工夫が必要と考えられた。

今後の展望として、今回使用したL4直交表では設定できる因子の数が3つしかなく、それぞれ2条件しか設定できないため最終的にインプラントデザインを設計するには不十分であり、制御因子と誤差因子を明確にする必要もあると考えられる。目的の追求にはL9直交表やL12直交表などを用いて、より多くの因子の影響を考慮した解析を行う必要があると考える。

結 論

品質工学を応用した表面置換型人工関節のステムデザインに関して有限要素法を行った結果、以下の点が明らかとなった。

1. ステム長さ、ステム長さ/径の比、ステム挿入角度の3因子は最小主応力、最大主応力、相対応力いずれの分析でも50mm, 10, 135°が最適条件となった。

2. ステム径が太く、挿入角度が大きくなるほど大腿骨頸部下端に加わる最大主応力、最小主応力が大きくなり、大腿骨頸部骨折が生じやすくなると考えられた。

3. 相当応力の分析では最適条件も含めたいずれのタイプでも大腿骨頭での荷重遮断がみられ、ステム長さや太さ、挿入角度の条件調整では荷重遮断を防ぐことはできず、ステム-カップ接合部を含めたデザインの工夫が必要と考えられた。

謝 辞

稿を終える臨み、御指導と御校閲を賜りました恩師土屋弘行教授に深甚の謝意を捧げるとともに、直接の御助言と多大なる御指導を頂きました加畑多文准教授に深謝いたします。

文 献

- 1) 藤井克之. 股関節の関節形成術, キャンベル整形外科手術書 第1版1, 317-490頁, エルゼビア・ジャパン, 東京, 2005
- 2) 尾崎誠, 榎本寛, 進藤裕幸. 人工関節revisionにおける手術法の選択. 関節外科23, 102-105, 2004
- 3) Pellicci PM, Wilson PD Jr, Sledge CB, Salvati EA, Ranawat CS, Poss R, Callaghan JJ. Long-term results of revision total hip replacement. A follow-up report. J Bone Joint Surg Am 67: 513-516, 1985
- 4) Arthursson AJ, Furnes O, Espehaug B, Havelin LI, Söreide JA. Prosthesis survival after total hip arthroplasty, Acta Orthop 78: 719-729, 2007

- 5) Porsch M, Siegel A. Artificial hip replacement in young patients with dysplasia, Z Orthop Ihre Grenzgeb 136: 548-553, 1998
- 6) 澤井一彦. 人工股関節置換術. 股関節の外科, 第1版, 118-123頁, 医学書院, 東京, 1998
- 7) 松野丈夫. 大腿骨頭壊死症. 標準整形外科学, 第9版, 540-547頁, 医学書院, 東京, 2005
- 8) Quesada MJ, Marker DR, Mont MA. Metal-on-metal hip resurfacing: advantages and disadvantages. J Arthroplasty 23: 69-73, 2008
- 9) Shimmin AJ, Bare J, Back DL. Complications associated with hip resurfacing arthroplasty. Orthop Clin North Am 36: 187-193, 2005
- 10) Shimmin AJ, Back D. Femoral neck fractures following Birmingham hip resurfacing: a national review of 50 cases. J Bone Joint Surg Br 87: 463-464, 2005
- 11) Steffen RT, Foguet PR, Krikler SJ, Gundle R, Beard DJ, Murray DW. Femoral neck fracture after hip resurfacing. J Arthroplasty 24, 614-619, 2009
- 12) Taylor M. Finite element analysis of the resurfaced femoral head. Proc Inst Mech Eng H 220: 289-297, 2006
- 13) Trabelsi N, Yosibash Z, Milgrom C. Validation of subject-specific automated p-FE analysis of the proximal femur. J Biomech 42: 234-241, 2009
- 14) 沢 敏行. 続・接触応力の計算に間違いはないか?. 日経ものづくり, 11: 146-52, 2006
- 15) Taylor M, Tanner KE, Freeman MA, Yettram AL. Cancellous bone stresses surrounding the femoral component of a hip prosthesis: an elastic-plastic finite element analysis. Med Eng Phys 17: 544-550, 1995
- 16) Wang N, Liu YH. Applications of Taguchi's design of experiments to the study of biomechanics systems. J Applied Biomechanics 20: 219-229, 2004
- 17) Howie DW, Campbell D, McGee M, Cornish BL. Wagner resurfacing hip arthroplasty. The results of one hundred consecutive arthroplasties after eight to ten years. J Bone Joint Surg Am 72: 708-714, 1990
- 18) Head WC. Wagner surface replacement arthroplasty of the hip. Analysis of fourteen failures in forty-one hips. J Bone Joint Surg Am 63: 420-427, 1981
- 19) Isaac GH, Siebel T, Schmalzried TP, Cobb AG, O'Sullivan T, Oakeshott RD, Flett M, Vail TP. Development rationale for an articular surface replacement: a science-based evolution. Proc Inst Mech Eng H 220: 253-268, 2006
- 20) Clarke IC, Donaldson T, Bowsher JG, Nasser S, Takahashi T. Current concepts of metal-on-metal hip resurfacing. Orthop Clin North Am 36: 143-162, 2005
- 21) Xu WD, Li J, Zhou ZH, Wu YS, Li M. Results of hip resurfacing for developmental dysplasia of the hip of Crowe type I and II. Chin Med J (Engl) 121: 1379-1383, 2008
- 22) Schmalzried TP. The optimal metal-metal arthroplasty is still a total hip arthroplasty: in opposition. J Arthroplasty 21: 77-79, 2006
- 23) Vendittoli PA, Lavigne M, Roy AG, Lusignan D. A

- prospective randomized clinical trial comparing metal-on-metal total hip arthroplasty and metal-on-metal total hip resurfacing in patients less than 65 years old. *Hip Int* 16: 73-81, 2006
- 24) Witzleb WC, Ziegler J, Krummnerauer F, Neumeister V, Guenther KP. Exposure to chromium, cobalt and molybdenum from metal-on-metal total hip replacement and hip resurfacing arthroplasty, *Acta Orthop* 77: 697-705, 2006
- 25) Sargeant A, Goswami T, Swank M. Ion concentrations from hip implants, *J Surg Orthop Adv* 15: 113-114, 2006
- 26) Heisel C, Streich N, Krachler M, Jakubowitz E, Kretzer JP. Characterization of the running-in period in total hip resurfacing arthroplasty: an in vivo and in vitro metal ion analysis. *J Bone Joint Surg Am* 90: 125-133, 2008
- 27) Prosser GH, Yates PJ, Wood DJ, Graves SE, de Steiger RN, Miller LN. Outcome of primary resurfacing hip replacement: evaluation of risk factors for early revision. *Acta Orthop* 81: 66-71, 2010
- 28) 有元通敏, 瀧佳弘, 高橋好文, 東分吉, 河合達志. 有限要素法によるインプラントの応力解析. *歯科材料・器械* 23: 268-272, 2004
- 29) Yin FC. Applications of the finite-element method to ventricular mechanics. *Crit Rev Biomed Eng* 12: 311-342, 1985
- 30) Dickinson AS, Taylor AC, Browne M. Performance of the resurfaced hip. Part 1: the influence of the prosthesis size and positioning on the remodelling and fracture of the femoral neck. *Proc Inst Mech Eng H* 224: 427-439, 2010
- 31) Shimmin AJ, Walter WL, Esposito C. The influence of the size of the component on the outcome of resurfacing arthroplasty of the hip: a review of the literature. *J Bone Joint Surg Br* 92: 469-476, 2010
- 32) Long JP, Santner TJ, Bartel DL. Hip resurfacing increases bone strains associated with short-term femoral neck fracture. *J Orthop Res* 27: 319-325, 2009
- 33) Kishida Y, Sugano N, Nishii T, Miki H, Yamaguchi K, Yoshikawa H. Preservation of the bone mineral density of the femur after surface replacement of the hip. *J Bone Joint Surg Br* 86: 185-189, 2004

Mechanical analysis of total hip resurfacing using finite element method combined with quality engineering

Toru Maeda, Department of Restorative Medicine of Musculoskeletal System, Graduate School of Medical Science, Kanazawa University, Kanazawa 920-8640 Juzen Med. Soc., **119**, 91 – 98 (2010)

Key words total hip resurfacing, finite element analysis, femoral neck fracture, quality engineering, implant design

Abstract

Total hip resurfacing (HR) is the one of the method to treat young active patients who suffered from osteoarthritis of the hip or osteonecrosis of the femoral head. It has some advantage as compared with conventional total hip arthroplasty, such as bone preservation, resistance to joint dislocation, less wearing and so on. In contrast, HR has two major demerit, metal ion exposure and femoral neck fracture. Especially, femoral neck fracture causes early failure and needs revision surgeries. The purpose of this study was to evaluate the contribution of stem length, stem width and stem orientation to biomechanical stresses at the proximal femur in total hip resurfacing using finite element methods to prevent femoral neck fracture. Two conditions were considered in each parameter as follow; 50mm and 100mm in stem-length, 5 and 10 in stem length / width ratio, 135 degree and 145 degree in stem-angle. Four models were defined by Taguchi orthogonal arrays. Minimum principal stress, maximum principal stress, and Von Mises stress on the cancellous bone at proximal femur were analyzed in each models using software. Minimum principal stress and maximum principal stress applied on cancellous bone at femoral neck were increased with thicker stem and greater stem-angle. This suggested that thinner stem and orientation of implant at 135 degrees against femoral axis would reduce the risk of femoral neck fracture. In the analysis of Von Mises stress, stress shielding areas were not detected at femoral neck, but existed bone-implant contact region in all cases. This finding indicated that the improvement of stem-length, width, and stem-angle could not prevent stress shielding which may induce mechanical loosening of HR in the medium and long term. To resolve this matter, other devices might be needed in the design of HR implant.