

人工股関節における至適軟部組織緊張バランスを指標としたインプラント設置手技の確立

独立行政法人地域医療機能推進機構（JCHO）九州病院 整形外科
藤井政徳、中村哲郎、原俊彦

はじめに

人工股関節全置換術（THA）において、不適切な軟部組織緊張バランスは関節応力の上昇・インプラントの separation・摺動面摩耗・可動域制限・易脱臼性・跛行の原因となり、術後成績に悪影響を及ぼすと考えられている [1-5]。したがって THA を行う際、適切な軟部組織の緊張・バランスを再獲得することは、術後成績を向上させるうえで重要な因子の一つと考えられる。現在、Navigation system 等の術中支援システムによって、個々の症例の骨形態に基づいた正確なインプラント設置が可能となってきた [6, 7]。しかしながら、軟部組織バランスを術前に評価することは困難であり、また術中の軟部組織緊張の評価についても Shack test や Dropkick test といった非定量的かつ主観的な従来の手法が主であり、信頼性・再現性に乏しいのが現状である [8]。

THA 術中に軟部組織緊張を定量化することが可能となれば、適切な軟部組織バランスを再獲得する上で有用な指標となる可能性がある。これまで我々は、THA 術中に大腿骨コンポーネントと同じ頸体角で、ネック軸方向に寛骨臼・大腿骨コンポーネント間の距離 (mm) を延長しつつ、軟部組織緊張 (N) を計測することが可能な計測器 (Tensioner) の開発を行ってきた (図 1)。本研究の目的は、THA 術中に股関節の様々な肢位におけ

る軟部組織緊張を定量的に評価し、骨形態に基づいた術前計画に軟部組織緊張・バランスを加味して、至適位置に implant を設置する手技を確立することである。

対象と方法

対象は、変形性股関節症に対し初回 THA を施行され、術中に Tensioner を用いて軟部組織緊張の測定を行った患者群 77 例 77 関節である。性別は男性 11 例・女性 66 例、平均年齢は 71.7 歳 (range, 56-82 歳) であった。術前に股関節単純 CT を撮影し、3D Template (京セラメディカル) を用いて三次元的に寛骨臼・大腿骨コンポーネントのサイズを決定し、脚長差の無い設置位置を計画しておく。使用機械は、全例で寛骨臼コンポーネント: AMS HA cup (京セラメディカル)、大腿骨コンポーネント: Perfix 910 high offset stem (京セラメディカル) であった。

手術は全例側臥位・後側方アプローチ、セメント非使用で行った。大腿骨処理は、術前計画の大腿骨コンポーネント設置位置より高めに骨切りしておいた。寛骨臼を予定サイズまでリーミングした後、大腿骨側と寛骨臼側に独自に開発した股関節 Tensioner (図 1) を設置し、使用する大腿骨コンポーネントの頸体角と同じ 130° の頸部軸方向にネック長を延長していき、1 秒間に 3 回の頻度でネック長と

股関節周囲の軟部組織緊張の計測を行った。計測は予備研究の結果に基づき、同一検者が、軟部組織緊張が 0~300N となる位置まで 3 回繰り返し計測した。この計測により、軟部組織緊張 (N) を Y 軸、ネック長 (mm) を横軸とした、初期のプラトー部分を有する再現性の高い軟部組織緊張の曲線グラフが得られる (図 2)。本 Tensioner を用いた計測におけるネック長 3mm は、実際のインプラントのネック長 0mm に対応する。初期のプラトー部分は大腿近位部の重量を反映していると考えられるため、この部分を除外する必要がある。そのため、この曲線を直線近似した際に重相関係数 >0.8 を満たす部分を、軟部組織緊張成分として抽出した (図 3)。また、この近似直線が X 軸と交差する点を、軟部組織緊張の開始点 (Rising Point (mm)) として算出した。この Rising Point を、便宜的に patient specific な至適軟部組織緊張の指標として用いた。この計測を、初期 30 関節では股関節屈曲 0° 、 30° 、 60° 、 90° の肢位で、引き続き 47 関節では股関節屈曲 0° 、 60° の肢位で行った。股関節屈曲時の膝関節肢位は、日常生活での自然な角度を考慮し体軸と並行とした (図 4)。

これらのデータを基に最終的な寛骨臼・大腿骨コンポーネントの設置位置を調整し、最終的な軟部組織緊張の計測を行った。本研究では、股関節肢位の違いによる軟部組織緊張の変化について検討し、この軟部組織緊張ギャップを最適化する手術手技について考察した。

結果

全ての計測で再現性の高いデータが得

られた。初期 30 例 30 関節において軟部組織緊張の計測を行った結果、Rising point における平均ネック長は、股関節伸展位で $-5.6 \pm 3.7\text{mm}$ 、屈曲 30° で $-1.0 \pm 4.0\text{mm}$ 、屈曲 60° で $0.3 \pm 3.7\text{mm}$ 、屈曲 90° で $-2.7 \pm 4.1\text{mm}$ と、伸展位に比べ全ての屈曲肢位で有意に大きい値であった ($p < 0.01$)。伸展位での Rising point に対する、屈曲 30° 、 60° 、 90° での Rising point の変位を算出したところ、それぞれ平均 $4.4 \pm 3.1\text{mm}$ 、 $5.8 \pm 3.4\text{mm}$ 、 $2.5 \pm 4.3\text{mm}$ であった (図 5)。この結果より、伸展時に比べ屈曲位では股関節周囲の軟部組織緊張は緩くなる傾向があり、股関節屈曲 60° で Rising point の差は平均 $5.8 \pm 3.4\text{mm}$ と最大となり、軟部組織緊張は最も減少する事が示唆された。

この結果を基に、引き続き 47 例 47 関節においては股関節伸展位と屈曲 60° で軟部組織緊張の計測を行った。その結果、全 77 関節を対象とした、伸展位での Rising point に対する屈曲 60° での Rising point の変位は平均 $4.0 \pm 4.0\text{mm}$ (range, -6.9 to 12.8mm) であった。この計測の結果、本研究の対象症例で最終的に採用したネック長における伸展時の緊張は平均 82.1N (range, 0 – 289.7N) であった。

考察

THA を行う際、客観的な軟部緊張を客観的に計測し定量化することは、術後成績を向上するための重要な要素と考えられる [8, 9]。

我々の開発した Tensioner は、再現性良く THA 術中に軟部緊張を計測することが

できた。本研究の結果から、THA 術中、股関節の肢位によって軟部組織緊張が変化する事が明らかとなった。伸展から屈曲 30°、60°、90° の股関節肢位の中で、最も緊張が強いのは伸展位であり、最も緩いのは屈曲 60° で、ネック長に換算するとその差は平均 4.0 ± 4.0mm であった。また、このネック長の差は最小値-6.9mm から最大値 12.8mm と個々の症例によって多様であった。この結果は、脚長差を最小とする術前計画に基づいて寛骨臼・大腿骨コンポーネントを設置しても、屈曲位と伸展位で軟部組織緊張のギャップが大きい症例が存在することを示唆している。このような症例では、屈曲位においてインプラント間の separation や関節不安定性を生じる可能性がある。我々はこのように屈曲 60° と伸展位との軟部組織緊張ギャップが大きく、屈曲時の弛緩が著しい場合は、伸展時の緊張状態を許容して屈曲時の軟部弛緩を是正することが、術後の軟部組織バランスを最適化し大腿骨・寛骨臼インプラント間の separation を予防するために適切と考えている。

まとめ

本研究の結果から、THA を施行する際に股関節伸展位と屈曲 60° で軟部緊張計測を行う事で、軟部バランスを最適にするネック長の選択を定量的に行える可能性が示唆された。これまでの骨形態を指標としたインプラント設置に、軟部組織緊張バランスという新たな定量的パラメータを加えることにより、術後脱臼率の減少、separation や応力上昇による摺動面摩耗の減少、ひいてはインプラント生

存率、患者満足度を向上させる可能性がある。

謝辞

本研究は平成 25 年度公益財団法人日本股関節研究振興財団の研究助成により行いました。公益財団法人日本股関節研究振興財団に心より深謝いたします。

参考文献

1. Berry DJ. Unstable total hip arthroplasty: detailed overview. Instr Course Lect 2001;50:265-74.
2. Lombardi AV, Mallory TH, Dennis DA, Komistek RD, Fada RA, Northcutt EJ. An in vivo determination of total hip arthroplasty piston ing during activity. J Arthroplasty 2000;15:702-9.
3. Komistek RD, Dennis DA, Ochoa JA, Haas BD, Hammill C. In vivo comparison of hip separation after metal-on-metal or metal-on-polyethylene total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg 2002;84-A:1836-41.
4. Dennis DA, Komistek RD, Northcutt EJ, Ochoa JA, Ritchie A. "In vivo" determination of hip joint separation and the forces generated due to impact loading conditions. J Biomech 2001;34:623-9.
5. Bourne RB, Rorabeck CH. Soft tissue balancing: the hip. J Arthroplasty 2002;17:17-22.
6. Parratte S, Argenson J-NA. Validation and usefulness of a computer-assisted cup-positioning system in total hip arthroplasty. A prospective, randomized, controlled study. J Bone Joint Surg 2007;89:494-9.

7. Hohmann E, Bryant A, Tetsworth K. A comparison between imageless navigated and manual freehand technique acetabular cup placement in total hip arthroplasty. J Arthroplasty 2011;26:1078–82.
8. Charles MN, Bourne RB, Davey JR, Greenwald AS, Morrey BF, Rorabeck CH. Soft-tissue balancing of the hip: the role of femoral offset restoration. Instr Course Lect 2005;54:131–41.
9. Longjohn D, Dorr LD. Soft tissue balance of the hip. J Arthroplasty 1998;13:97–100.

図 1 A, B 軟部組織緊張測定器 (Tensioner) の外観

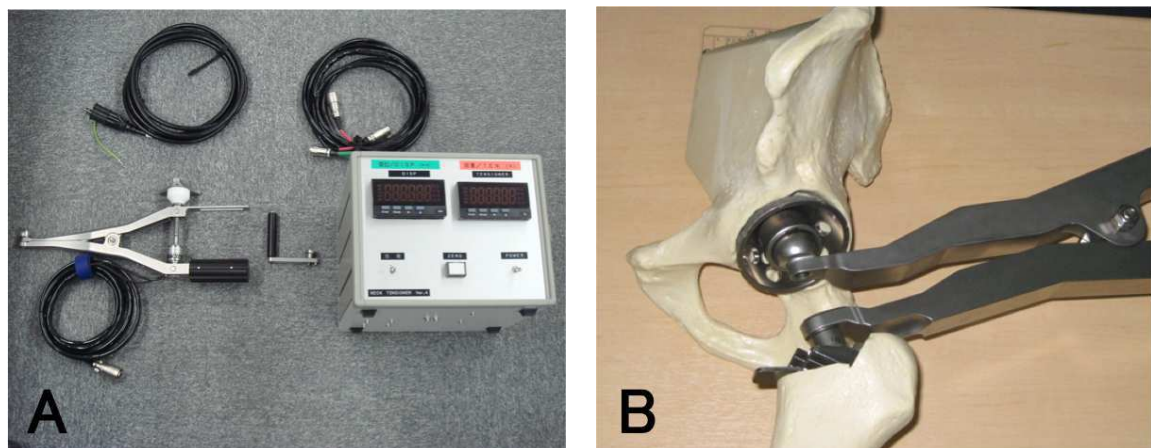


図 2 軟部組織緊張のグラフ

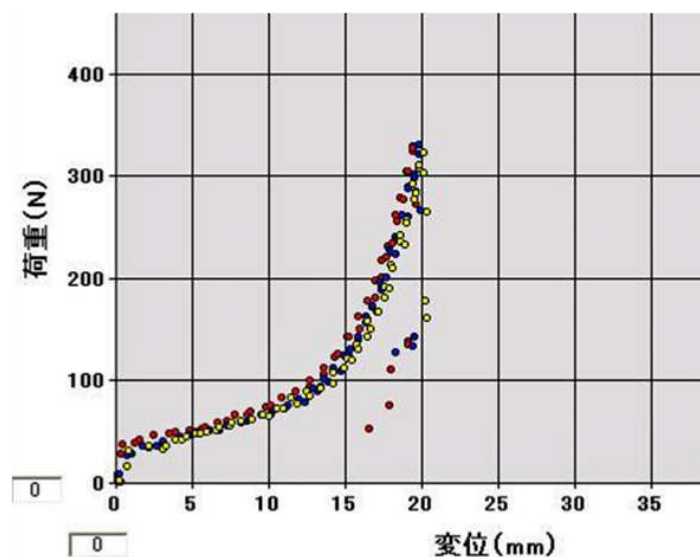


図3 軟部組織緊張のグラフから得られる近似曲線

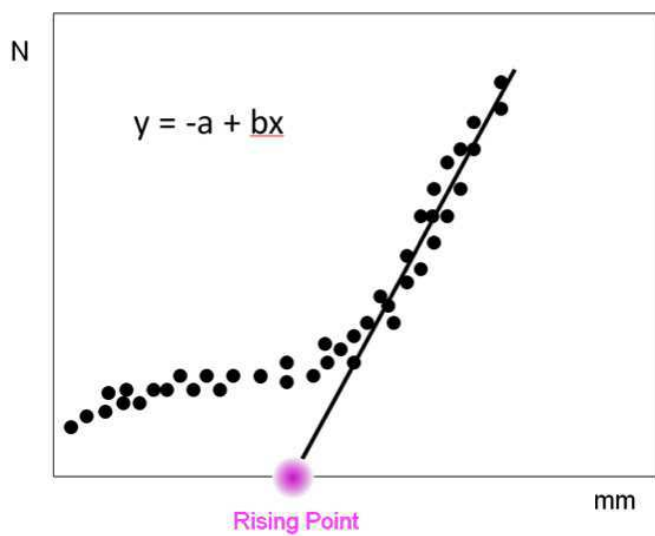


図4 THA 術中の計測風景. A 股関節伸展位. B 股関節屈曲 60°

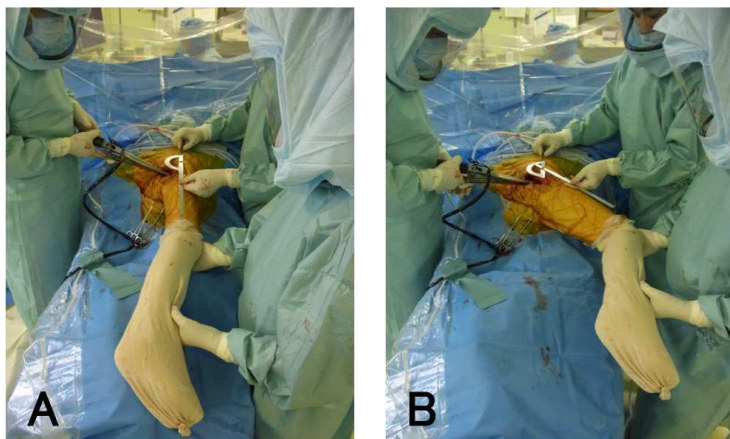


図5 股関節肢位と Rising Point との関係

