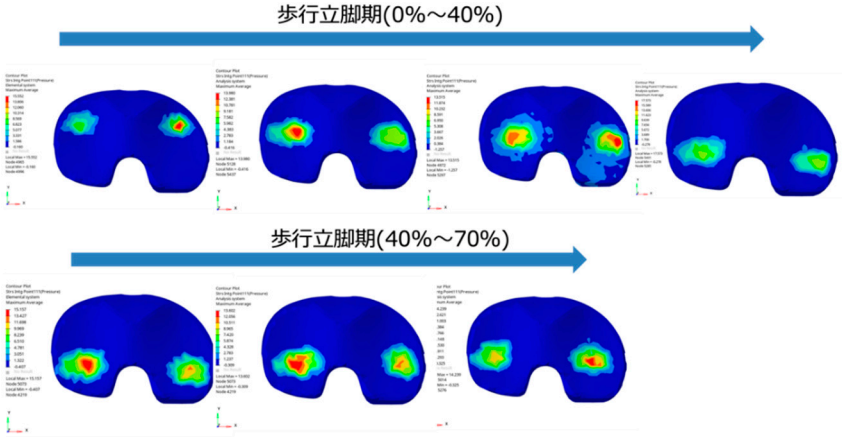
58　二脚歩行ロボットを用いた人工膝関節の動力学的解析	桐山　善守

【目的】重度の変形性膝関節症に対しては人工膝関節置換術が行われる。しかしながら、人工膝関節置換術で用いられた人工膝関節の約 5%が力学的要因によって 5 年以内に再置換されている。このため、人工膝関節の滑りや摩耗・摩擦などの性能を評価することは、人工膝関節の緩みなどの故障原因の解明に非常に重要である。この評価方法の一つに、ヒトの筋骨化句構造を再現した歩行ロボットの利用が考えられる。筋に模したワイヤで動作時の筋張力を再現することで、ヒトの日常動作を再現できる。また、歩行ロボットであるため、関節動態の計測を遮蔽するものは少なく、内蔵した荷重センサから関節負荷を直接計測することも可能である。そこで本研究では、二脚歩行ロボットを用いて、人工膝関節の力学負荷の解析を試みた。

【方法】開発中の二脚歩行ロボットを用いて、日常動作を行わせた。二脚歩行ロボットは、平均的日本人の骨格寸法に基づいて形状を設計した。下肢人工関節の評価と制御の複雑さ回避のために、骨盤と左右大腿、脛骨、足部により構成した。骨格部はアルミパイプを用いて構成し、身体節の重心と慣性モーメントが一致するように重りで調整した。股関節と膝関節直上に 6 分力計を取り付け、動作時の 3 分力と 3 モーメントを取得することができるようにした。また、ヒトの解剖学的構造を参考に、片脚で 9 筋をワイヤを用いて再現した。筋の停止部中心にワイヤ取り付け部を設け、経由位置や起始にプーリーを設けることで筋走向を実現した。なお、ワイヤの停止部には張力センサを取り付け、伝達された筋張力を取得できるようにした。筋張力は、線形ばねとモータによって生成し、力制御を長さ制御に置き換えることで実現した。なお、動作時の筋張力は、筋骨格解析ソフト OpenSim を用いた。運動時の大腿骨および脛骨の相対位置と姿勢から、人工膝関節の大腿骨コンポーネントと脛骨インサートの相対位置と姿勢を求めた。これを入力条件として、有限要素解析を行った。またこの際、6 分力計から得られた力とモーメントも加えた。解析には、陽解析ソルバーである Radioss（Altair 社）を用いて行った。特に本稿では、歩行時の結果について評価を示す。

【結果】二脚歩行ロボットは、健常成人と同様の歩行を行った。このため、踵接地から爪先離地までの歩行立脚期間を 100%とし、10%ごとにおける解析を行った。踵接地時の 0%では、膝関節は伸展位にあるため、応力集中部位は脛骨のやや前方であった。立脚中期にかけて膝が屈曲するに伴い応力集中部位が後方に移動し、再度、前方に移動した。立脚後期では、膝関節が再度屈曲するに伴って応力集中部位が後方に移動した。これは、既報の結果とも一致する。また、有限要素解析によって得られた最大応力値についても、簡略化した条件での既報結果と概ね一致していた。このことから、歩行ロボットの運動だけでなく、負荷した筋張力やその結果生じる関節動態も妥当なものと考えられる。本解析の結果、条件によっては有限要素計算が十分に収束しないことも確認された。しかし、むき出しの人工関節を用いて計測を行えることから、高精度な解析が可能であった。また、本歩行ロボットを用いて人工関節の動力学情報を取得することで、定量的な評価が可能となることが明らかとなった。

脛骨インサートの応力分布の移動の様子



58. 二脚歩行ロボットを用いた人工膝関節の動力学的解析

桐山　善守

工学院大学 工学部 機械システム工学科

Key words：人工膝関節，日常動作，関節動態，力学負荷，二脚歩行ロボット

緒　言

高齢者は身体機能の低下により，歩行などの日常動作に支障が生じる。この要因の 1 つとして、関節疾患がある。主要な関節疾患に変形性膝関節症が挙げられる。日本における変形性膝関節症の潜在的患者数は 2,400 万人おり、痛みを伴う変形性膝関節症患者は 820 万人と推定されている［1］。重度の変形性膝関節症に対しては人工膝関節置換術が行われる。人工膝関節置換術は、変形した膝関節の表面を取り除き、人工関節に置換する手術である。人工膝関節の摩耗耐久評価方法は、ISO（国際標準化機構）により規定されている［2］。この規定は ISO14243 として定められており、運動と荷重条件を用いた評価となっている。この条件は、人工関節用摩耗シミュレータを用いて実現される。歩行時に生体内で生じる負荷が規定されており、500 万から 1,000 万サイクル与えることで、人工関節の機械的評価を行う。しかしながら、人工膝関節置換術で用いられた人工膝関節の約 5%が力学的要因によって 5 年以内に再置換されている。このため、人工膝関節の滑りや摩耗・摩擦などの性能を評価することは、人工膝関節の緩みなどの故障原因の解明に非常に重要である。

人工膝関節の摩耗や日常動作によって加わる人工膝関節への負荷を明らかにするために、数値シミュレーションが行われてきた［3〜5］。主な手法に、有限要素法による人工膝関節の解析がある。

趙らは、生体内から摘出された人工膝関節の表面形状の測定に基づいて有限要素モデルを作成し、生体内における接触状態を再現した有限要素法による弾塑性接触解析を行った［3］。対象患者の体重は 93 kg であり、荷重条件として体重の約 3 倍である 3 kN が大腿骨コンポーネントに与えられた。この際、伸展位での大腿骨コンポーネントと脛骨コンポーネント間の接触位置を、接触面積を最大にする部位として推定し、脛骨インサートに発生する接触圧力分布と接触応力分布により、脛骨インサートの変形予測が行われた。これらの解析結果は、人工膝関節を評価する上で有用なものとなる。しかしながら、与えられた荷重は体重の一定倍の静荷重とするなど，荷重条件が曖昧である。ヒトの膝関節をより精密に再現するには数値シミュレーションの他に計測を行い、関節荷重を求める必要があると考えられる。

人工膝関節に生じる実際の力学的負荷を取得するために、センサ内蔵型人工関節の開発が行われた［5］。Kutzner らは、センサ内蔵型の人工膝関節を使用し被験者 5 名に立ち上がりや階段昇降などの日常で激しいとされている 8 つの動作を計測した［6］。脛骨インサートに加わる荷重とモーメントとせん断応力を取得することで、負荷パターンの変化を調べた。この結果、平地歩行では脛骨インサートに体重の 2.4 倍の負荷が加わり、ピーク時のせん断力は軸方向の負荷 10%から 20%になることが確認された。これらの研究成果は、非常に有用ではあるものの、いくつかの課題がある。この計測手法は生体内にセンサを内蔵することから、侵襲性が高く、被験者への負担が大きい。また、倫理的な問題もある。加えて、被験者数にも限界があり、必ずしも全ての患者を網羅した評価ではないと考えられる。このため、人工膝関節の評価やデザインを行うには、生体内計測を代行しうる生体外での計測・評価の手法が必要だと考えられる。

萩原らは、日常動作の再現を目的として、能動的な筋張力駆動による下肢人工関節シミュレータを開発した［7］。この人工関節シミュレータでは、ワイヤとモータによって筋張力が制御されており、能動的な張力による動作が可能である。また、人工股関節と人工膝関節を搭載しているため、股関節と膝関節、足関節の連動した運動の評

価が可能である。萩原らは、この人工関節シミュレータを用いて、一連の歩行動作の再現や座位動作の再現を行った。歩行動作の再現の結果、膝関節の屈曲に伴い、大腿骨が脛骨上の後方へ移動する機構（Roll back）やヒトの正常に近い動態が確認された。人工膝関節の生体内で生じる衝撃荷重や外乱変位を定量的に明らかにするには、数値解析は極めて重要である。特に有限要素解析は、これまでにも多く研究されてきた［5］。有限要素解析の利点として、様々な条件で評価が可能［8，9］であることや、侵襲性や倫理的問題がないことが挙げられる。

さらに、人工関節シミュレータを使用することで、生体内同様の関節負荷と関節動態を生体外で取得することが可能になる。このため、人工膝関節の有限要素解析で課題とされていた荷重条件は、被験者を必要とする実計測以外の手段で取得することが可能になり、被験者や侵襲性、倫理的問題に左右されない有限要素解析が可能となった。

このように、二脚歩行ロボットを用いた人工膝関節のシミュレータによって得られた関節動態や、関節間の荷重に基づいた有限要素解析を行うことで、より実際のヒトの運動に近い状態で応力解析を行うことができ、人工膝関節の評価が可能になる。本研究では、人工関節シミュレータの歩行立脚期における運動データを基に、膝関節運動と荷重の関係を人工膝関節の有限要素モデルに入力し応力分布とその変化を解析する。

方　法

1. モデル構築方法

図 1 に、本研究で使用した人工膝関節有限要素モデルを示す。人工膝関節は、大腿骨コンポーネントと脛骨インサート、脛骨インサートで構成されている。本研究では、脛骨インサートは脛骨コンポーネントに固定されていることを想定し、大腿骨コンポーネントと脛骨インサートのみで解析を行うことにした。

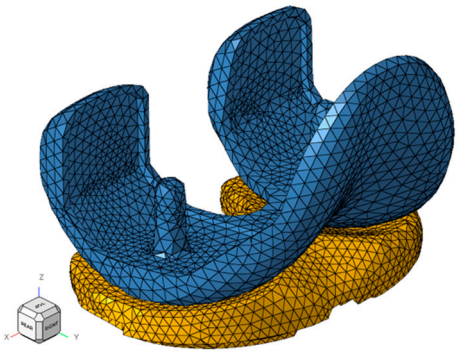


図 1. 人工関節有限要素モデル
大腿骨コンポーネント（青）は、脛骨インサート（黄）に比べて相対的にヤング率が高いため、剛体と設定した。解析には、Radioss（Altair 社）を用いた。

人工膝関節は複雑な形状をしているため、自動生成が可能な四面体要素を使用した。大腿骨コンポーネントはインサートに対して非常に硬く相対的に変形が小さいため剛体とし、大腿骨コンポーネントとインサートに、ヤング率、ポアソン比、初期密度を与え弾性材料とした。両者は節点対サーフェスで定義し、生体内での人工膝関節の接触を表現した。なお荷重条件として、大腿骨コンポーネントに拘束条件を与え、インサートの底面のみ境界条件として 6 自由度完全固定した。

2. 材料特性

人工膝関節の材料として、大腿骨コンポーネントコバルトクロムモリブデン合金、脛骨インサートは高分子ポ

リエチレンで構成されている。脛骨インサートに比べて大腿骨コンポーネントは極めて硬いため、大腿骨コンポーネントは剛体とした。本研究では、脛骨インサートの変形は線形弾性材体として表現した。

3. シミュレータの動作と動作計測

下肢人工関節シミュレータの姿勢計測を行うために、ヒトの解剖学的特徴点に相当する位置と人工膝関節の特徴点に反射マーカを貼付した。この反射マーカの座標データから骨と人工膝関節の姿勢を定義した。図 2 に、シミュレータのマーカ貼付位置を示す。身体の解剖学的特徴点に対応させ、片脚で計 13 箇所にマーカを貼付した。姿勢の計測は 5 回行い、その平均値を用いて、姿勢を決定した。シミュレータによる運動は、藤原らと同様の手法で決定した。

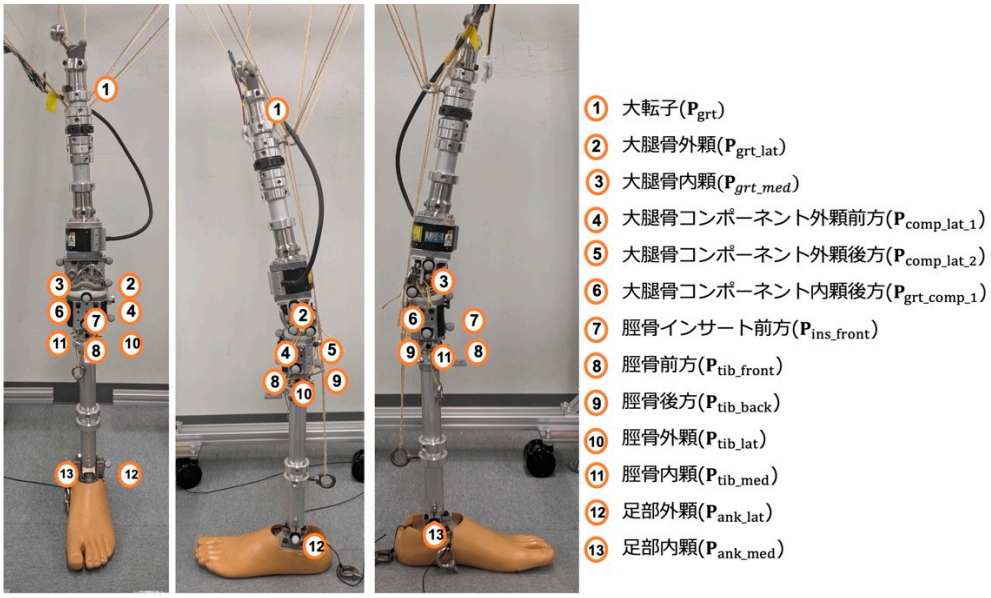


図 2. 二脚歩行ロボット（筋骨格シミュレータ）の左側
筋張力はワイヤによって伝達され、ヒト運動時の筋張力を入力することで運動を行う。
骨格部には 6 分力計が取り付けられており、運動時の関節負荷を取得できる。

結　果

1. シミュレータによる歩行時の様子

歩行時の計測座標系からみたシミュレータの大腿骨コンポーネントの位置、脛骨インサートの位置を図 3 に示す。大腿骨コンポーネントは、歩行立脚期 0～100%間に 1.38 mm から−5.04 mm まで側方移動した。この結果、総移動量は 6.42 mm となった。また同期間に、4.77 mm から−6.65 mm まで後方移動し総移動量は 11.42 mm となった。

2. 応力解析

歩行立脚期 10%ごとの応力の変化を図 4 に示す。なお、本研究では歩行立脚期 70%以降は十分な収束を確認することができなかったため、評価しなかった。また、歩行立脚期 70%までの最大接触圧力とその時のせん断応力を表 1 に示す。

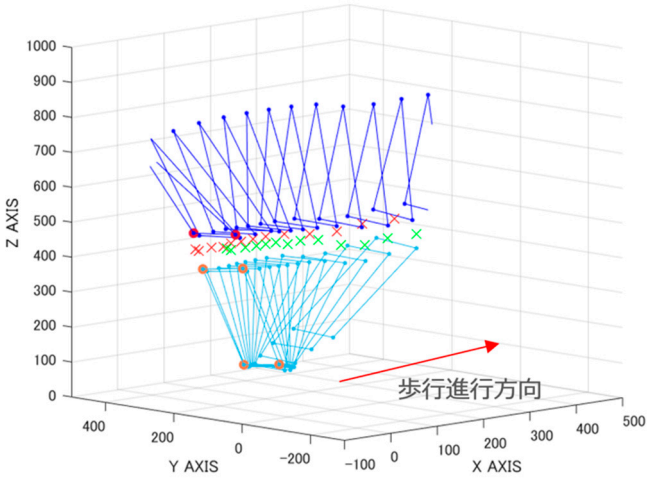


図 3. 歩行時における下肢および人工関節の特徴点の様子（左側）
青線が大腿骨を、水色線が脛骨を表している。踵接地から蹴り出しまでの運動を確認することができる。

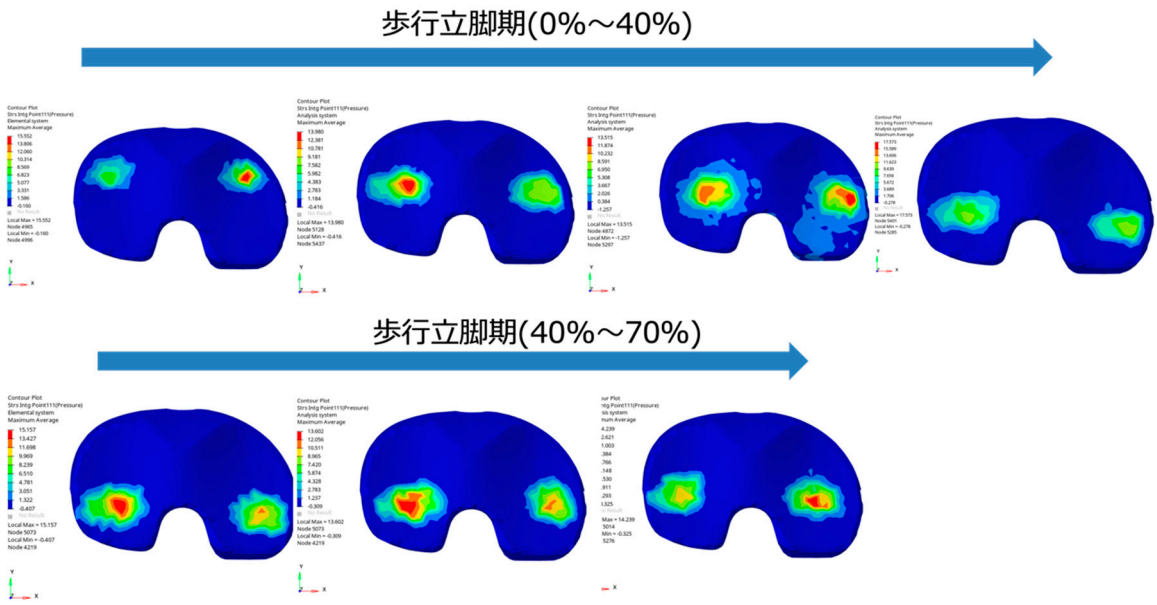


図 4. 脛骨インサートにおける応力分布の変化
歩行立脚期間を 100%とした際の 10%ごとにおける応力分布を示している。歩行立脚期間を通じて、応力収集部位が移動している様子を確認できる。特に、膝屈曲位に伴って、応力集中部位が後方に移動していることを確認できる。

考　察

1. 歩行立脚期 10%まで

立脚期 10%までは大腿骨コンポーネントが脛骨インサートの内側コンパートメントに接触し、滑りながらも前方で接触していた（図 4）。大腿骨コンポーネントが脛骨インサートの内外両方のコンパートメントと接触したのは、大腿骨コンポーネントが脛骨インサートの曲面を滑ったためと考えられる。また、立脚期 10%までは、側

方へのせん断応力が大きくなった。これは大腿骨コンポーネントが微小な外転をしたため、と考えられる（表 1）。

表 1．最大応力値の変化

	最大応力 / MPa	せん断応力 / MPa（水平面）	せん断応力 / MPa（矢状面）	せん断応力 / MPa（前額面）
0～10%	15.6	1.49	5.95	3.83
10～20%	14.0	1.23	3.67	3.37
20～30%	13.5	1.43	3.79	4.21
30～40%	17.6	1.19	3.36	4.70
40～50%	15.7	1.35	3.91	3.00
50～60%	13.6	1.30	3.78	6.85
60～70%	14.2	1.24	2.54	2.04

歩行立脚区間ごとの、最大応力、せん断応力（水平面、矢状面、前額面）を表している。

2. 歩行立脚期 20%まで

歩行立脚期 20%までの動きは、10%までの接触位置より後方で接触した。踵接地時と歩行立脚期 10%の解析時の位置は大きく変わらないが、10%までの動きと比べると圧縮方向へ負荷荷重が 500 N 程度大きくなった。このため、大腿骨コンポーネントが脛骨インサート上を滑り、10%までの接触位置より後方で接触したと考えられる。また、応力のピーク値は 13.98 MPa であり最大応力は脛骨インサートの外側コンパートメントの広い範囲に発生した。これは、大腿骨コンポーネントがやや外反したためだと考えられる。また、内外反モーメントも外反方向に最大値を示していた。この結果、人工膝関節は滑りながら外反し、脛骨外側コンパートメントの広い範囲で応力分布が生じたと考えられる。

3. 歩行立脚期 30%まで

歩行立脚期 30%までの運動では、応力の分布が広い範囲で確認された。この時、シミュレータの大腿部は伸展し始めており、脛骨インサートに対して大腿骨コンポーネントがより広い面積で接触したと考えられる。歩行立脚期 20%までは屈曲していたのに対して、歩行立脚期 30%までで伸展が生じたため，前方方向のせん断応力が大きくなったと考えられる。

4. 歩行立脚期 40%まで

歩行立脚期 40%までの動きでは、図 4 に示すように、脛骨インサートの外側コンパートメントに最大応力が生じた。この時の応力は 17.57 MPa であった。歩行立脚期 40%付近では、人工膝関節が伸展位に示しつつあった。一般的に、正常な膝関節は後方に滑りながら屈曲する。しかしシミュレータは、歩行立脚期 30%以降の蹴りだし動作まで伸展したまま運動した。このため、接触部の応力値が大きくなったと考えられる。

5. 歩行立脚期 50%まで

歩行立脚期 50%までの解析では、脛骨インサートの外側コンパートメント後方で応力の分布領域が広がっていた。これは、脛骨インサートに対して大腿骨コンポーネントが後方に位置し外旋運動をしていたためと考えられる。

6. 歩行立脚期 60%まで

歩行立脚期 60%までの解析では、最大応力が外側コンパートメントに発生した。歩行立脚期 50%から歩行立脚期 60%の運動では、大腿骨コンポーネントに生じる圧縮方向の負荷荷重がピーク値を示した。解析時の大腿骨コンポーネントは伸展位であるため、荷重の向きが脛骨インサートに対して後方へ向いており、脛骨インサート

の後方で接触が生じたと考えられる。また、この前方へのせん断応力が最大となった。これにより負荷荷重がピーク値を示したと考えられる。

7. 歩行立脚期 70%まで

歩行立脚期 70%までの解析では、脛骨インサートの後方で応力の分布領域が広がった。歩行立脚期 60%から 70%にかけて内外反モーメントが生じており，内反するによって脛骨インサートの内側コンパートメントに圧縮力が発生したと考えられる。

8. 応力値の妥当性

図 5 に、本研究における各解析時の最大応力の変化を示す。本研究と Godesta らの結果［5］を比較すると、良好な一致を示した。このことから、本シミュレータによる動作とそれに基づく応力の解析は妥当であると考えられる。

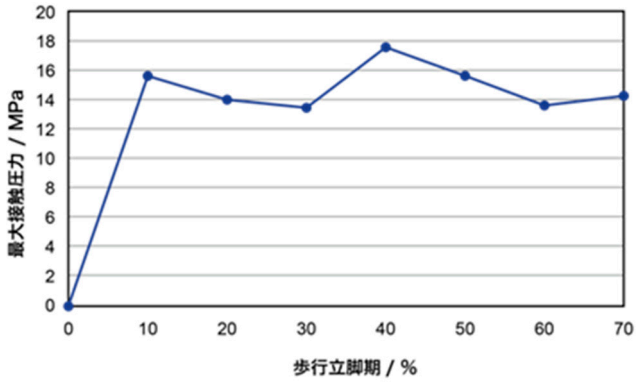


図 5. 最大応力値の時系列変化
既報の応力値と比較して同様の大きさを示しており、
妥当な解析であることが確認できる。

9. 結論

本研究では、二脚歩行ロボットに人工膝関節を取り付け、日常動作を行わせた。代表的な動作のうち、歩行時の解析を評価した結果、脛骨インサートの応力解析にまで至ることができた。また得られた結果は、従来報告と比べて妥当であった。このことから、本手法を用いることで、ヒトの運動を再現した状況下で人工関節を評価できることがわかった。

共同研究者・謝辞

本研究は、東京医科大学の山本謙吾先生、高橋康仁先生との共同研究として行われた。また本研究を遂行するにあたり、工学院大学工学部機械システム工学科生体医工学研究室の萩原拓己君、高栖幹太君、塚﨑晃奨君による助力を得た。ここに記して謝意を表する。

文　献

1) 日本人工関節学会，日本人工関節登録制度事務局，TKA レジストリー 2021 年度症例統計，https://www.joa.or.jp/joa/files/TKA2021.pdf, (参照日 2023 年 1 月 12 日).

2) Brien O S, Luo Y, Wu C, Petrak M, Bohm E and Brandt M J, Prediction of backside micromotion in total knee replacements by finite element simulation，Journal of Engineering in Medicine. 2012, 226(3): 235-45. PMID: 22558838 DOI: 10.1177/0954411911435593

3) 趙 昌熙, 村上 輝夫, 澤江 義則, 坂井 伸朗, 三浦 裕正, 河野 勤, 岩本 幸英，摘出人工膝関節の形 状測定に基づく超高分子ポリエチレン脛骨コンポーネントの接触解析，日本機械学会論文集 C. 2002，68(668): 1284-90. DOI: https://doi.org/10.1299/kikaic.68.1284

4) 勝原 忠典, 廣川 俊二, 坂口 淳平，三次元力学モデルを用いた人工膝関節の接触解析 –PS タイプ人工膝関節の平地歩行および階段上りにおける解析-，日本機械学会論文集 C. 2008, 74(737): 121-7. DOI: https://doi.org/10.1299/kikaic.74.121

5) Godest CA, Beaugonin M, Haug E, Taylor M, Gregson JP, Simulation of a knee joint replacement during a gait cycle using explicit finite element analysis, Journal of Biomechanics. 2002, 35(2): 267–75. PMID: 11784545 DOI: 10.1016/s0021-9290(01)00179-8

6) Kutzner I, Heinlein B, Graichen F, Bender A, Rohlmann A, Halder A, Beier A, Bergmann A, Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects, Journal of Biomechanics. 2010, 43(11): 2164–73. PMID: 20537336 DOI: 10.1016/j.jbiomech.2010.03.046

7) 藤原史大，萩原拓己，高橋康仁，山本謙吾，桐山善守，筋骨格構造を有する下肢人工関節シミュレータの開発，日本臨床バイオメカニクス学会. 2018, 37: 71-7.

8) Catani F, Innocenti B, Belvedere C, Labey L, Ensini A, Leardini A, The Mark Coventry Award Articular Contact Estimation in TKA Using In Vivo Kinematics and Finite Element Analysis, Clinical Orthopaedics and Related Research. 2010, 468: 19–28. PMID: 19548042 PMCID: PMC2795837 DOI: 10.1007/s11999-009-0941-4

9) Baldwin AM, Clary WC, Fitzpatrick KC, Deacy SJ, Maletsky PL, Rullkoetter JP, Dynamic finite element knee simulation for evaluation of knee replacement mechanics, Journal of Biomechanics. 2012, 45(3): 474–83. PMID: 22209313 DOI: 10.1016/j.jbiomech.2011.11.052