

ウェアラブルモーションキャプチャシステムを用いた人工膝関節置換術後の歩行分析

東京大学工学部機械工学科 ○佐原由香 東京大学大学院工学系研究科機械工学専攻 ©杉田直彦, 舒利明, 李世濤

歩行は日常的に繰り返される動作であり、人工膝関節置換術後の患者満足度に多大な影響を及ぼすため、歩行分析は術後の理学療法をより効果的にするために有用である。本研究ではインソール型圧力センサと慣性式モーションキャプチャを組み合わせて、簡便で測定場所が限定されない汎用的な計測システムを実現した。さらに有限要素筋骨格モデルに基づき術後の患者の歩行を解析し、健常者の歩行との違いを明らかにした。

1 はじめに、目的

人工膝関節全置換術 (Total Knee Arthroplasty, 以下TKA) は、慢性関節リウマチや変形性膝関節症 (Knee Osteoarthritis, 以下OA膝) に対して行われる治療法であり、日本国内で年間約7万件¹⁾行われている。

しかし患者満足度が100%となることはなく、一定数の患者はTKA後も痛みや不快感を覚えている²⁾。歩行は日常的に繰り返される動作であり患者満足度に多大な影響を及ぼすため、TKA後の歩行分析はその後の理学療法をより効果的なものにするために有用であると考えられる。

本研究では、インソール型圧力センサと慣性式モーションキャプチャシステムの組み合わせによる簡便で、測定場所が限定されない汎用的な歩行分析システムを提案する。また、有限要素筋骨格モデルに基づきTKA後の患者の歩行の特徴を明らかにすることを目的とした。

2 提案手法

2.1 インソール型圧力センサと慣性式モーションキャプチャシステムを組み合わせた計測システム

歩行分析で多く用いられる据え置き型のフォースプレートや光学式モーションキャプチャは広い空間を必要とするため、限られた場面でしか計測が行えないという問題点がある。

そこで本研究では、インソール型の圧力センサとIMUモーションキャプチャを用いることで、測定場所が限定されないより汎用的な計測システムを提案する (Fig.1)。インソール圧力センサにはnovel社のpedar-x system, IMUモーションキャプチャはNoitom Technology社のAxis Studioを用いた。

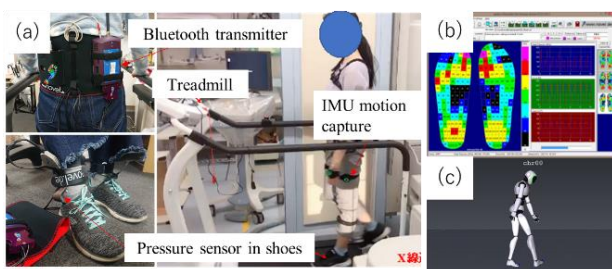


Fig.1 (a) In-shoe-type foot pressure measurement system and the appearance of the measurement, (b) Display of foot pressure measurement system, (c) Display of motion capture system

2.2 歩行シミュレーションのための有限要素筋骨格モデル

本研究では、有限要素ベースの筋骨格モデル (FE-MSモデル) を用いることで、運動学データの入力から地面反力、関節応力及び筋力を予測できるモデルを構築した。

本研究で構築されたモデルはFig.2に示すように「運動データ抽出→スケールリング→逆運動学解析→反力抽出と

逆動力学解析→筋力最適化」のワークフローに沿ってシミュレーションすると運動を再現することができ、地面反力、関節応力、筋力を算出できる。

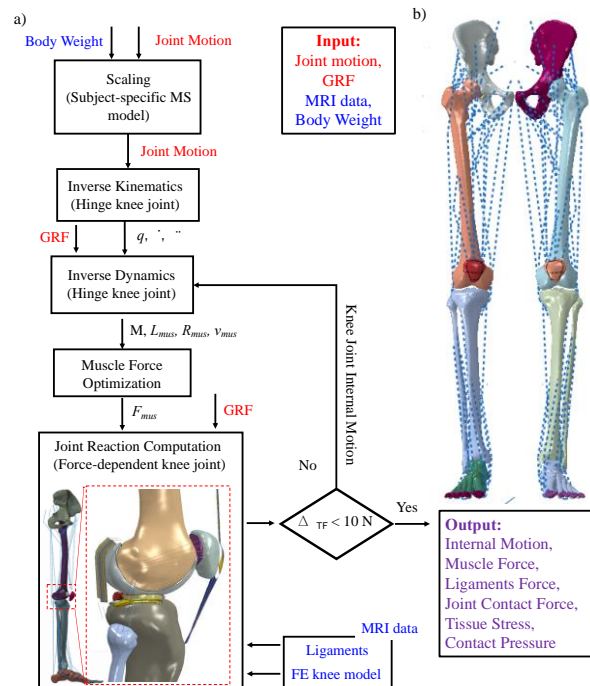


Fig.2 Calculation workflow and model of the finite element musculoskeletal model

3 計測

3.1 対象者

対象は、OA膝に対してTKAを行った2例3膝 (Case1: 女性1膝, 53歳, Case2: 女性2膝, 59歳, 両症例とも術後一年以上) とした。また、TKA後の患者の歩行について公開されているデータ³⁾を用いて解析を行った (Case3)。対照として下肢に運動器疾患を有しない健常者女性3例 (Case4-6) を検討した。

3.2 計測手順

計測は、インソール型圧力センサを装着した靴とIMUモーションキャプチャを着用し、トレッドミル上で快適速度での歩行を行った。

圧力センサから得られた足底圧のデータから立脚期を抽出し、立脚期を100%とする時間の正規化を行った。さらに歩行時の足底圧を立位安静時の左右の合計足底圧で除することで、体重に対する比として正規化した。

Case3の運動学データをFE-MSモデルに入力して歩行運動を再現し、腕を除いた上半身の質量中心の運動 (移動量, 速度, 加速度) を出力した。Case3以外は時間的都合により解析を行っていない。

4 結果

Fig.3に歩行周期に対する足底圧の計測結果を示す。すべてで共通して二峰性を示しているが、そのうち最初のピークが観察されるタイミングがCase2の両足(左:37%, 右:42%)とCase3の左足(33%)で健常者群(16-29%)に比べて遅延が見られた。また、Case2の右足とCase3の左足において、最初のピークが観察されるより前に足底圧の上昇が緩やかになる期間が観察され、健常者群では見られない特徴を示している。

Fig.4は歩行プロセス全体での足底圧の分布を示している。Fig.3で左右差のあまり見られないCase4, 5では足底圧分布のパターンも左右で差がない。一方、Fig.3の2つ目のピークで左右に違いのあるCase1はつま先部分に違いが現れている。

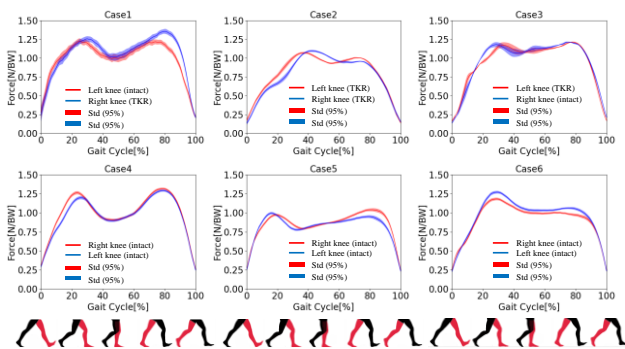


Fig.3 Ground reaction force of left (red) and right (blue) foot with 95% confidence interval

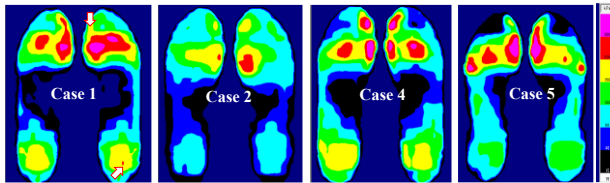


Fig.4 Comparison of contact pressure contours between TKR and control groups.

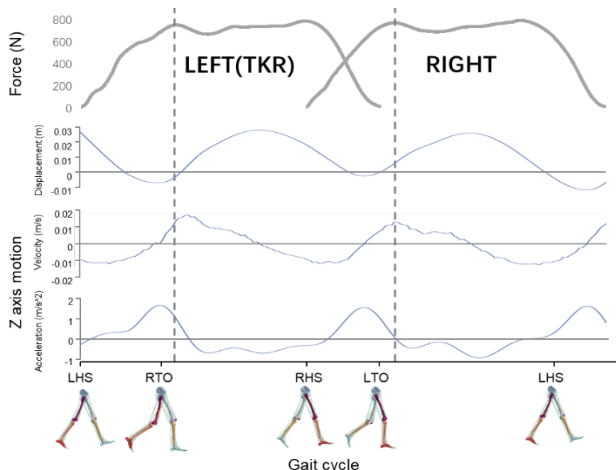


Fig.5 Displacement, velocity, acceleration of the center of mass of torso, in Z-axis(vertical direction)

Fig.5はモデルによって得られたCase3の体幹質量中心の運動の様子を示している。足底圧の最初のピークにおいて、右足ではZ軸方向の加速度がゼロになる点と合致しているのに対し、左足では正の加速度を持ったままである。

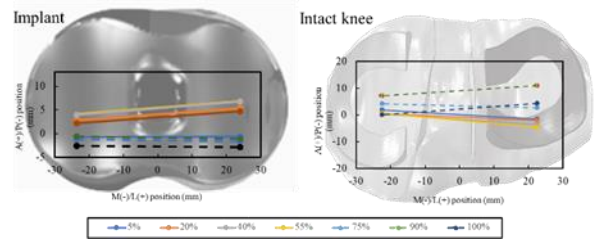


Fig.6 Center of contact locus in the knee osteoarthritis (left) and intact knee joint (right)

Fig.6は歩行中の膝の内側・外側それぞれの接触中心を結んだ線が示されている。立脚期において、健康な膝では内側がほとんど移動しないピボット運動であるが、人工膝関節では前方へのスライド運動が見られる。

5 考察

最初の足底圧のピークは踵の接地から片足に完全に荷重が移る段階であり、身体全体のZ軸方向の加速度はゼロになる。膝内で人工膝関節はスライド運動が見られたことから、これによって荷重移動がスムーズにいかず上半身が不安定になる可能性があると考えられる。

6 結論及び今後の展望

インソール圧力センサとIMUモーションキャプチャを組み合わせることで、狭い空間でも歩行計測を可能にした。得られた足底圧の測定結果から、TKA後の患者に特徴的なパターンが見られた。FE-MSモデルを用いて歩行の様子を再現し、パラメータを抽出することができた。

今後、今回Case3のみに対して行った解析を他の被験者から得られたデータについても行い、TKA後の患者の歩行の特徴をより詳しく調べたい。将来的には、機械学習の手法を使って足底圧の計測のみから関節応力などを予測できるようにすることも期待される。

参考文献

- 1) 日本人工関節学会. 人工関節登録調査2017年度報告書. Technical report, 日本人工関節学会 日本人工関節登録制度事務局, 2018.
- 2) SCOTT, C.E.H., et al. Predicting dissatisfaction following total knee replacement: a prospective study of 1217 patients. *The Journal of bone and joint surgery. British volume* (2010) 92.9, 1253-1258.
- 3) Taylor W.R., Schutz P., Bergmann G., List R., Postolka B., Hitz M., Dymke J., Damm P., Duda G., Gerber H., Schwachmeyer V., Hamed Hosseini Nasab S., Trepczynski A., Kutzner I.; "A Comprehensive Assessment of the Musculoskeletal System: The CAMS-Knee Data Set"; *Journal of Biomechanics* 2017; <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.09.022>; <https://camsknee.orthoload.com/>