

膝関節実形状模型を用いたヒトの起立動作時の負荷計測

東京大学 ○花谷 耕平, 山川 博司, 石川 雄己, Qi AN, 山下 淳, 浅間 一

Stress Measurement during Human Stand-up Motion Using Accurate Shape Knee Joint Model

The University of Tokyo Kohei HANATANI, Hiroshi YAMAKAWA, Yuki ISHIKAWA, Qi AN, Atsushi YAMASHITA, Hajime ASAMA

Recently, the knee osteoarthritis (OA) patients are increasing. It is important to inspect knee joint for understand the mechanism of the knee OA. In this study, we develop a system to measure knee femur-tibia joint contact pressure distribution during standing up using knee joint model. Knee joint angle during standing up is reproduced by a robot manipulator. Joint force during standing up is reproduced by an air cylinder. Pressure distribution of fixed knee joint model is measured.

1. 序論

へんけいせいしつかんせつしょう

変形性膝関節症とは加齢による筋肉の衰えや膝の酷使などにより発症する疾患であり、膝関節の軟骨のすり減りやそれによる骨の変形の結果、痛みや関節可動域の制限が発生する。膝関節は起立・歩行などの日常生活を送る上で欠かせないものであり、生活の質に大きな影響を与える。高齢化の進行とともにこの疾患の患者数の増加が予想されるため、早急な対策が求められる。しかし変形性膝関節症の病因論には諸説あるがいまだ定説はなく¹⁾、このことがこの疾患に対する予防・診断・治療を難しくしている。この変形性膝関節症の発症には加齢に加えて慢性的な機械的刺激による一次性(原発性)のものも多く²⁾、発症・進行メカニズムの解明には日常生活において膝関節内にかかる詳細な圧力分布や変形を測定することが重要である。しかし、生体内にある膝関節を直接計測することは難しい。

疾病により切断したヒトの膝関節を伸展位で負荷をかけ、圧力分布を測定した研究³⁾では、日常生活の中で運動を行う時の膝関節内状態が再現されていない。また一般的に屍体実験では個体差・時間経過による生体特性の変化が発生し、対象とする実験環境を用意することが困難である。人工脛骨の内部にロードセルを埋め込み、膝関節疾患を持つ患者に関節置換手術を行って生体内で関節にかかる圧力を測定した研究⁴⁾では脛骨にかかる圧縮力を直接測定することができるが、あくまで人工関節に置き換えているのでヒト本来の膝関節内を調べることはできず、対象となる被験者も疾患を持つ患者のみという制約がある。

そこで本研究の目的は、変形性膝関節症の発症・進行過程の解明の観点から、様々な運動が関節に及ぼす影響を比較することができる膝関節実形状模型の作製、そして起立動作時の膝関節の関節角度と関節間力を再現できる装置開発を行い、膝関節の接触圧力分布を測定することとする。

2. システム設計

2.1 要求仕様

模型実験システムの構築にあたり、1) 膝関節実形状模型の製作、2) 膝関節の運動の再現、3) 膝関節にかかる力の再現の3つの要素が必要となる。本研究では関節の接触圧力分布の推定を目的とするため、関節モデルは表面形状の正確な再現が求められる。膝関節の再現として、膝関節の主要な運動である屈曲伸展運動と、大腿骨と脛骨の間に働く力である関節間力のうち矢状面内の力を対象とする。定量的な実験を行うために、膝関節

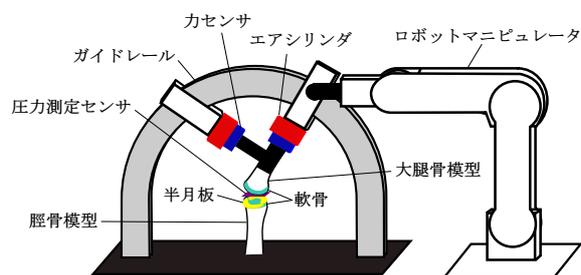


Fig. 1 Overview of experimental equipment.

節の運動および関節間力のデータを取得し、それらを高い繰り返し精度によって再現する必要がある。

2.2 提案する手法

本研究ではヒトの医用画像から得られる3次元データを3Dプリンタを用いることで大腿骨、脛骨、軟骨、半月板からなる膝関節模型を作製する。日常動作としてヒトが実際に行った起立動作を計測し、関節にかかる負荷の推定データを得る。膝関節の運動はロボットマニピュレータにより関節角度を変化させ、力はエアシリンダで負荷をかけることで、ヒトの起立動作時の時間経過に対する膝関節の角度と関節間力の変化を再現する。

装置の概要をFig. 1に示す。脛骨側を固定し、マニピュレータでガイドレールに取り付けた大腿骨を動かすことで膝関節の回転運動を再現する。エアシリンダと、その出力を検出するための力センサを大腿骨圧縮方向とせん断方向に取り付けて力を再現する。マニピュレータの負荷許容値が小さいためエアシリンダにより発生する反力はガイドレールを設置して受け止める。そして大腿脛骨関節内に圧力分布センサを挿入して接触圧力分布を測定する。

3. 実験システムの構築

3.1 動作計測

膝関節の運動状態の再現に必要なデータの取得には、モーションキャプチャおよび床反力計を用いてヒトの運動時の身体の位置データと両足部からの床反力データを取得する。これらのデータを筋骨格モデルに入力して計算することで、起立動作時の膝関節の角度と脛骨の圧縮方向、せん断方向に働く力を推定して利用する。

モーションキャプチャには Motion Analysis 社製の光学式カ

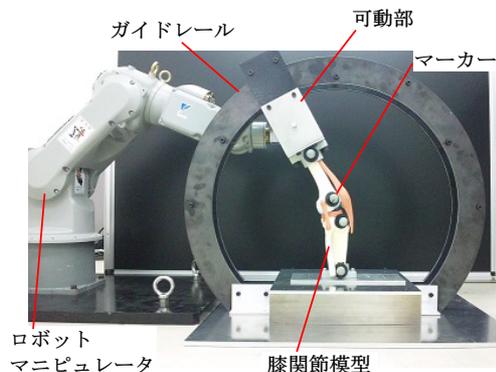


Fig. 2 Constructed experimental equipment.

メラ 8 台を用いた MAC3D, 床反力計として Nitta 社製 6 軸力覚センサ IFS-90M40A を用いる。サンプリングレートは 200Hz で 10Hz のローパスフィルタをかけ、そのデータを筋骨格シミュレータソフト SIMM (MusculoGraphics, Inc.) で 25 自由度を持つ全身モデルにフィッティングする。

3.2 マニピュレータによる膝関節角度再現

組み立てた実験装置を Fig. 2 に示す。模型関節角度とマニピュレータ手先位置座標の関係を計算し、マニピュレータ各関節角度を逆運動学計算を解くことで取得し、それを目標値にして制御を行うことで模型の関節角度を再現する。再現した結果である模型動作中の関節角度測定にはモーションキャプチャカメラ 3 台を用い、大腿骨・脛骨に取り付けたマーカー位置から模型の関節角度を算出する。暫定的に市販膝関節模型 (Nihon 3B Scientific Inc. 製) を取り付けて実験を行う。

3.3 エアシリンダによる関節間力の再現

本稿ではエアシリンダと力センサを垂直に並べ固定した状態で、関節間力の推定データのうち大腿骨圧縮方向の力を目標値として力の再現が行えることを確認する。エアシリンダ CDQM40 (SMC Corp.) と、力センサの汎用圧電型ロードセル 208C02 (PCB Piezotronics, Inc.) を利用する。力センサの出力はアナログ入出力ターミナル AIO-160802AY-USB (Contec Co., Ltd.) で読み込みおよび記録を行い、ヒトの起立動作時の関節間力データと比較してエアシリンダを ON/OFF 制御することで力の再現を行う。本研究では $\frac{1}{\sqrt{2}}$ 倍縮小模型を用いるため力は $\frac{1}{2}$ 倍とする。

3.4 圧力分布測定

圧力測定フィルム (LLW PS; Fujifilm Corp.) により伸展位の市販模型に 200N の負荷をかけた際の圧力分布測定試験を行った。

3.5 膝関節模型

粉末焼結積層造形装置 (SEMplice; Aspect Inc.) により膝関節模型を造形し、軟組織は環動高分子材料のセルムエラストマー (SH3400M; Advanced Softmaterials Inc.) で作製する。現在製作している大腿骨・脛骨・半月板を Fig. 3 に示す。

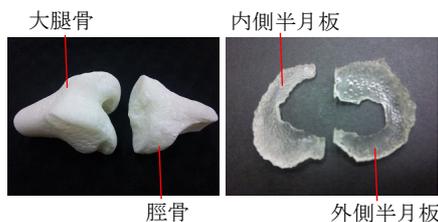


Fig. 3 Fabricated accurate shape knee joint model.

4. 実験結果と考察

ヒトの起立着席動作中の膝関節角度 (目標角度) と、今回の実験で測定した市販模型の関節角度 (測定結果) を重ね合わせたグラフを Fig. 4 に示す。膝関節の角度は伸展位を 0 deg として屈曲方向にとる。座位から立位に移行する部分では時間通りに目標角度を再現することができた。座位状態ではずれが目立つが、模型の固定が不十分であったために模型が傾いたと考えられる。関節間力の目標値とエアシリンダから出力された力の測定結果を重ね合わせたグラフを Fig. 5 に示す。関節間力はほぼ目標値通りに再現することができた。

市販模型の圧力分布測定結果を Fig. 6 に示す。半月板部分に圧力が分布しており過去の屍体実験等とは異なる傾向が見られた。

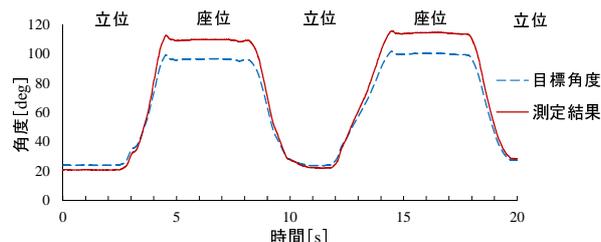


Fig. 4 Result of reproduced knee joint model angle.

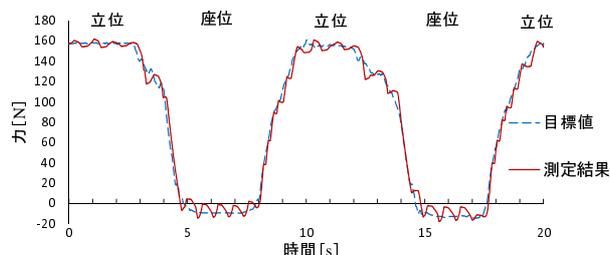


Fig. 5 Result of knee joint force reproduced by air cylinder.

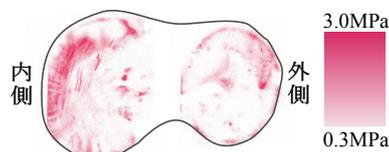


Fig. 6 Pressure distribution at 0 deg flexion under 200N load.

5. 結論

実験装置の組み立て、模型の製作を行い、起立動作時の膝関節角度・関節間力それぞれの再現と固定状態で関節接触圧力分布の測定ができた。これらを組み合わせることで膝関節の負荷解析が可能となった。

謝辞

本研究の一部は、科研費基盤研究 (B)24300198, およびカシオ科学振興財団の援助を受けた。積層造形装置による模型製作にご協力頂いた東京大学工学系研究科精密工学専攻の新野俊樹教授に感謝致します。

参考文献

- 1) 立石哲也: バイオメカニクス 機械工学と生物・医学の融合, p.89, オーム社, 2010.
- 2) 立花陽明: “変形性膝関節症の診断と治療”, 理学療法学, Vol. 20, No. 3, pp. 235-240, 2005.
- 3) T. Fukubayashi and H. Kurosawa: “The Contact Area and Pressure Distribution Pattern of the Knee: A Study of Normal and Osteoarthrotic Knee Joints”, Acta Orthopaedica Scandinavica, Vol. 51, pp. 871-879, 1980.
- 4) D. D. D’Lima, S. Patil, N. Steklov, J. E. Slamin and C. W. Colwell Jr.: “Tibial Forces Measured In Vivo After Total Knee Arthroplasty”, Journal of Arthroplasty, Vol. 21, No. 2, pp. 255-262, 2006.