

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システムの開発*

花谷耕平** 山川博司*** 石川雄己** Qi AN** 山下 淳*** 淺間 一***

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

Kohei HANATANI, Hiroshi YAMAKAWA, Yuki ISHIKAWA, Qi AN, Atsushi YAMASHITA and Hajime ASAMA

Recently, the knee osteoarthritis (OA) patients are increasing, and their qualities of life would be worsen. In order to cope with this, clarifying the mechanism of the knee OA is important, so it is needed to inspect knee joints for understanding of the disease. In this study, the new experiment system was developed to measure knee femur-tibia joint contact pressure distribution during human stand-up motion using knee joint model. Accurate shape knee joint model was fabricated from high polymer material with the use of 3D printer based on human medical images. Knee joint kinematics and joint force during human stand-up motion were reproduced respectively by a robot manipulator and air cylinders. Pressure distribution of knee joint model was measured statically and dynamically, and it was found that medial pressure on the tibial plateau was higher than lateral one, which corresponds with the clinical observation. Therefore, the new proposed method is feasible to investigate knee joints.

Key words: knee osteoarthritis, femur-tibia joint model, contact pressure distribution, robot manipulator

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病気である。膝関節は起立・歩行などの日常生活を送る上で欠かせなく、関節の疾患は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)のものが多く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、伸展位で特定の負荷をかけているだけなので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。ヒツジの屍体膝関節を用いてヒツジの歩行動作再現を行い、そのときの脛骨関節面の接触圧力を測定した研究⁴⁾もあるが、このような屍体実験では個体差・時間経過による生体特性の変化のため、同一被験者を対象として異なる条件で実験を行うなど特定の試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⁵⁾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、侵襲性が高く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。屍体や生体膝関節の機能測定にロボティクスを応用した研究⁶⁾では、膝関節に変位を与え靭帯の張力を調

べることなどを目的としており速度の遅い動作しか再現できないため、日常的な運動を行っている際の関節接触圧力を測定する用途には向かない。

FEMを用いた着地衝撃時の膝にかかる負荷測定⁷⁾などのシミュレーションでは、膝関節の構成則を全てモデル化することは難しいという問題がある。膝関節の不安定な構造や生体軟組織の非線形な力学特性などを正確にモデル化して再現しようとすると、計算量が増加することや解の収束性が悪くなることから、軟組織の非線形な弾性率を一定として扱う⁸⁾などの近似化が行われる。また、メッシュの大きさが接触圧力が変化するという報告⁹⁾もあるためモデルの妥当性と計算時間の両立が問題となる。さらに関節軟骨の摩耗変形の再現が難しいことや、関節の複雑な動きと関節にかかっている力を同時に再現するために適切な境界条件等を設定することも課題となる。真値が測定できないことから、シミュレーションのみでは表現できなかったり見落とされる要素が存在する可能性があり、異なる側面からのアプローチが求められる。

これら屍体実験・生体内計測・FEMシミュレーションの間を埋める手法として、模型を用いた研究が考えられる。模型を用いる手法の利点として、屍体実験と比べ複製可能で力学特性の変化がない、生体計測と比べ対象者の制約がなく容易に繰り返し計測できる、FEMと比べメッシュの大きさや計算時間の考慮する必要がない、ことがある。実形状模型の計測で得られた結果をFEM解析で利用することで、よりヒトの膝関節の正確な解析が可能となることが期待できる。過去の模型を用いた研究として応力凍結法による膝関節骨模型の内部応力を測定した研究¹⁰⁾があるが、これは運動が再現できない。人工膝関節を用いた実機¹¹⁾やFEMの研究¹²⁾も多く行われているが、あくまで人工関節自体の設計改良を目的としている。このように従来の研究では疾患解明の観点からの模型による膝関節接触圧力測定は行われていないが、膝関節にかかる慢性的な機械的刺激を調

* 原稿受付 平成 26 年 3 月 26 日

掲載決定 平成 26 年 8 月 31 日

** 学生会員 東京大学大学院 (東京都文京区本郷 7-3-1)

*** 正 会 員 東京大学大学院

べるためにはヒトの日常生活時の圧力分布測定が重要である。

そこで本研究の目的は、変形性膝関節症の発症・進行過程の解明を最終的な目標とした、膝関節模型による接触圧力分布測定システムの開発とする。日常生活の起点となり重要な動作である起立動作を対象として、動作時の膝関節の関節角度と関節間力を再現する装置を開発し、軟組織の力学特性を考慮した膝関節実形状模型を作製した上で膝関節の接触圧力分布を測定する実験システムを新しく提案する。

2. システム設計

2.1 設計における要件

提案するシステムの構築において必要な要素を説明する。まず膝関節の運動状態再現に関して述べる。疾患の発症要因の一つと考えられる日常的な運動による関節軟骨のすり減りや変形等を調べるためには、運動による膝関節角度と関節にかかる力の変化を同時にヒトと同じ速度で再現することが要求される。過去の屍体実験³⁾や模型実験¹⁰⁾では、関節が固定された状態で脛骨圧縮方向の一方から荷重をかけるのみである。この場合脛骨圧縮方向にかかる力の影響は調べられるが、せん断方向の力の影響は調べられない。しかし、変形性膝関節症の発症機序の解明において日常的な運動による軟骨のすり減りを調べることは極めて重要であり、その関節軟骨の摩耗を考える上ではせん断方向に働く力の影響を考慮することも重要と考えられる。そのため、ヒトが行う膝関節の角度変化と関節にかかるせん断方向を含む力をヒトと同じ速度で再現することが求められる。

次に膝関節模型に関して述べる。運動による疾患の発症メカニズムを調べるためには、同一の膝関節を用いて繰り返し実験が行えることが必要である。具体的には、同じ膝関節が起立や歩容など異なる運動をしたときや、異なる速度・椅子の高さでの起立動作を行ったときなどに受ける影響の違いを比較することが挙げられる。比較を行うためには時間経過による力学特性の変化が少ないことや、実験中に膝関節が破損してしまった場合でも同一の膝関節を再度用意できることが要求される。屍体実験³⁾では被験体の保存状態や時間経過で力学特性が変化すると考えられ、また被験者も限られているため同一の実験を再現することが課題となる。またヒトの疾患の発症メカニズムを解明するためには関節の表面にかかる力がどのように分布するかを調べる必要があるため、ヒトの膝関節に近い表面形状や関節の荷重分散を行っている軟骨等の機械特性を再現する必要がある。

最後に圧力分布測定に関して述べる。関節のどの部位に荷重がかかっているかを知るためには空間的に連続で高い分解能を持った圧力分布の測定センサが要求される。また、起立動作が関節に及ぼす影響を知るためには、関節にかかる荷重の時間変化についても測定することが求められる。圧力分布測定は過去の模型実験¹⁰⁾では行われていないため、膝関節に荷重がかかるとき荷重分散の役割をする軟骨と半月板にかかる荷重は調べられない。軟骨の摩耗により発生する疾患の解明には、関節にかかる圧力分布の空間および時間連続的な測定が求められる。

2.2 提案する手法

本手法ではヒトの運動による膝関節角度と関節にかかる力を同時にヒトと同じ動作速度で再現するために、日常動作としてヒトが実際に行う起立動作を計測し、筋骨格モデルシミュレータを用いて関節にかかる荷重の推定データを取得する。そして関節角度はロボットマニピュレータを、関節にかかる荷重はエアシリンダを用いて再現し、ヒトの起立動作状態を再現する。

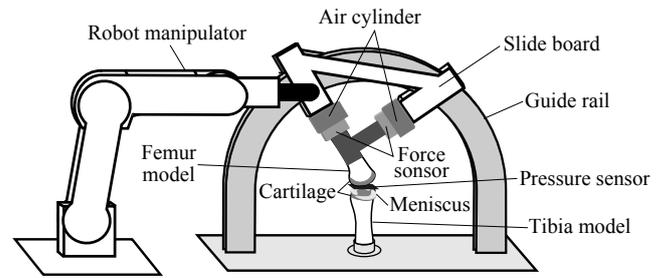


Fig. 1 Overview of experimental equipment

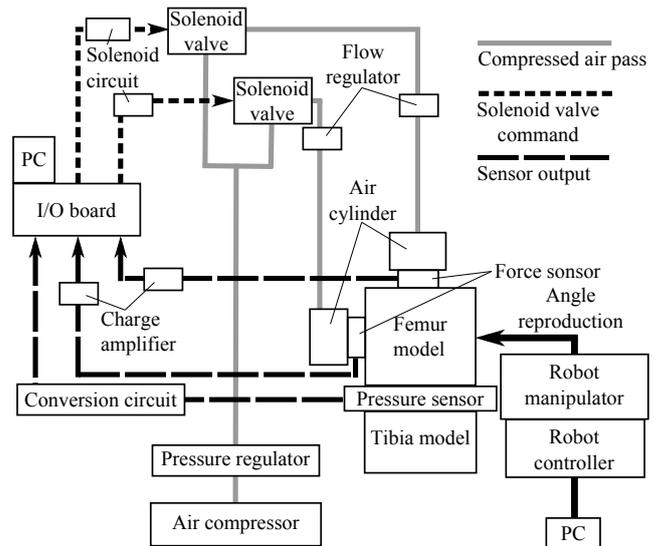


Fig. 2 Construction of experimental system

脛骨の圧縮方向に働く力だけでなくせん断方向に働く力も制御して関節に与える影響を調べるために、エアシリンダを二つ用いる。マニピュレータがエアシリンダ出力の影響を受けるのを防ぐために、ガイドレールを設置してエアシリンダからの反力を受け止める。測定に用いる膝関節については、時間経過による力学特性の変化を防ぎヒトの膝関節そのものの形状を再現するために、ヒトの医用画像から得られる3次元膝関節データを3Dプリンタを用いて造形することで模型製作を行う。また関節荷重の荷重分散を行う生体軟組織である軟骨および半月板の機械的特性を再現するために高分子材料を用いる。製作した模型関節にかかる圧力分布を確認するため、大腿脛骨関節内にセンサを挿入して測定を行う。圧力センサは二種類用いることとし、一つは関節のどの部位に荷重がかかっているかを知るために空間連続的なセンサを用い、もう一つは運動が関節に及ぼす影響の変化を知るために時間連続的に測定可能なセンサを用いる。

装置の概要を図1に示す。脛骨側を固定し、大腿骨をスライド板に取り付ける。マニピュレータでガイドレールに取り付けたスライド板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それぞれ取り付けて力を再現する。ガイドレールを用いるのは、本研究で利用するマニピュレータの可搬質量は3kgと小さく、エアシリンダにより発生する反力をガイドレールで受け止めるためである。これによりエアシリンダ出力による関節間力再現がマニピュレータの位置制御による角度再現に影響を及ぼさないようにする。さらに反力を小さくす

るために、関節間力は実際のヒトにかかる力の 1/2 倍とする。そのため膝関節模型は $1/\sqrt{2}$ 倍に縮小して製作を行い、関節の接触面積を 1/2 倍とすることで接触圧力は縮小前と等しくなるようにする。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。

実験システム全体の構成を図 2 に示す。エアコンプレッサから供給される圧縮空気を PC に接続した入出力ボードから電磁弁に指令信号を出すことで制御し、エアシリンダから力を発生させる。それにより模型にかかる力は力センサで検出してセンサ出力値として読み込む。大腿骨脛骨間に入れた圧力測定センサで運動再現時の関節接触圧力を測定し、そのセンサ出力値も入出力ボードを用いて記録する。模型の関節角度は上記の力再現とは別に、PC からコントローラを介してマニピュレータに指示を出し手先の位置制御を行うことで再現する。

3. 実験システムの構築

3.1 膝関節運動の再現

3.1.1 ヒトの動作計測とデータ処理

膝関節の運動再現に必要なデータの取得方法を述べる。まずモーションキャプチャおよび床反力計を用いてヒト動作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した。次に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関節に働く力の時系列データを得た。

起立動作計測においてモーションキャプチャシステムには Motion Analysis 社製の光学式カメラ 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 を用いた。マーカーを仙椎および左右の肩, 肘, 手首, 上前腸骨棘, 膝, かかと, 足首, つま先の 17 箇所にに取り付けて測定を行った。測定実験に関して被験者には十分説明をし, 同意を得た。またこの測定は東京大学大学院医学系研究科倫理委員会の承認を得て実施された。モーションキャプチャはサンプリングレートが 200Hz で 10Hz の 2 次バターワースフィルタをかけ, 床反力計は 64Hz のサンプリングレートで 20Hz の 2 次バターワースフィルタかけた。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ことでヒトの起立動作時の時間に対する関節角度と関節間力のデータを取得した。これは筋肉の張力を考慮しており, また体格に関係なく被験者の状態を反映可能であるため, 起立動作が可能であれば健常者だけでなく疾患発症初期患者等も同様に計測できるものである。このうち関節間力は矢状面に働くものを大腿骨の圧縮方向とせん断方向の 2 成分に変換し, それを模型の関節に加える力の制御目標値とした。

3.1.2 マニピュレータによる膝関節角度の再現

膝関節の起立動作時の角度変化を模型で再現するためのマニピュレータ制御手法について述べる。模型の関節角度とマニピュレータの手先位置座標の関係を計算し, マニピュレータの各関節角度を逆運動学計算を解くことで取得し, それを制御目標値とした。この制御目標値をヒトの動作計測の測定周期と同じ 5ms ごとに更新し, 500 μ s 周期の PID フィードバックによる位置制御を行うことで時間通りに膝関節角度変化を再現した。

RTLinux 3.2pre2 (Finite State Machine Labs, Inc.) 搭載の PC および 6 自由度ロボットマニピュレータ MOTOMAN-MH3F と研究用ロボットパッケージ RTLab (YASKAWA Electric Corp.) を利用した。このマニピュレータの繰り返し位置決め精度は ± 0.03 mm である。

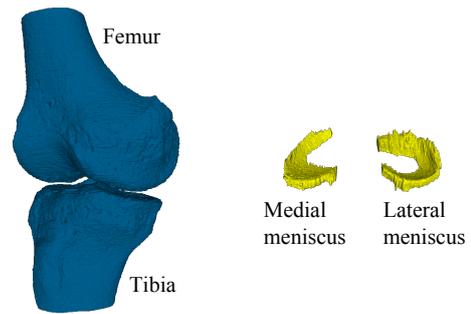


Fig. 3 Extracted 3D data of human knee joint

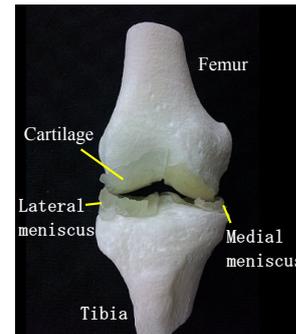


Fig. 4 Fabricated accurate shape knee joint model

3.1.3 エアシリンダによる関節間力の再現

起立動作時の膝関節にかかる力を再現するため, エアシリンダ CDQM40(SMC Corp.) を用いて関節に力を加え, 力センサである汎用圧電型ロードセル 208C02 (PCB Piezotronics, Inc.) により力を検出した。このエアシリンダは 0.3MPa の使用圧力時に理論出力が 377N であり力センサの測定範囲は 445N であり, それぞれ大腿骨圧縮方向とせん断方向の一つずつ取り付けた。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.) を用いて PC に取り込んだ。3.1.1 項で求めたヒトの起立動作時の矢状面内の関節間力データを大腿骨圧縮方向とせん断方向の 2 成分に分けて目標値とし, それぞれの方向の目標値と測定値を比較して加圧用と減圧用の電磁弁を ON/OFF 制御することで力の再現を行った。このサンプリング周期は 20ms とした。また, 力の目標値への追従性を良くするため, エアシリンダへ入出する空気の流量を調整弁を用いて手動で調整した。

3.2 膝関節模型

膝関節模型の製作では, 実際に撮影された医用画像のデータを用いた。被験者として膝関節に疾患のない健常な 40 代男性 1 名 (166.5cm, 68kg) の 0.5mm ピッチ右膝関節周辺の CT・MRI 画像から 3 次元データ処理ソフト (3D-DOCTOR; Able Software Corp.) を用いて手動で膝関節の大腿骨, 脛骨, 半月板の 3D データを抽出した。今回抽出したデータのサーフェスレンダリングを図 3 に示す。このデータを粉末焼結積層造形装置 (SEMplice; Aspect Inc.) によりナイロン 12 を主材料として造形した。

軟骨・半月板の材料には環状高分子材料のセルムエラストマー (SH3400M; Advanced Softmaterials Inc.) を用いることとした。ヒトの股関節軟骨の圧縮弾性率は 0.679~1.816MPa であるという報告¹³⁾があるため, 圧縮弾性率が 0.87~0.99MPa 程度であり生体軟組織同様 J 字型の応力伸張曲線を示すこの材料はヒトの軟骨の力学特性と近い挙動を示すと考えられる。

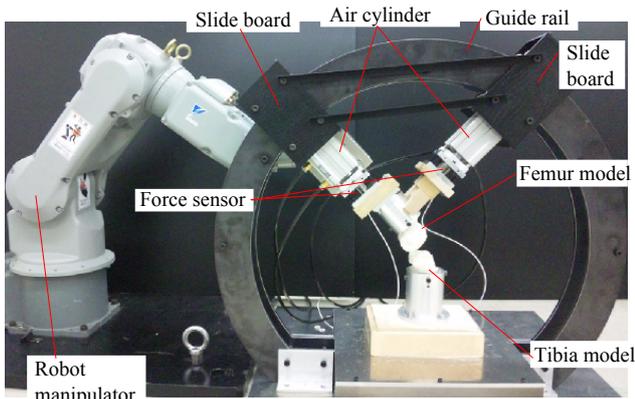


Fig. 5 Constructed experiment equipment

軟骨は約 1mm 厚のシート状にして大腿骨・脛骨模型の表面に接着剤で貼り付けることで再現した。半月板はシリコンで型取りして成型し前角・後角・周縁部を脛骨軟骨上に取り付けた。起立動作再現実験中は潤滑用の関節液として市販のヒアルロン酸液を関節表面に塗布した。作製した模型を図 4 に示す。

3.3 圧力分布測定

2.2 節で述べたように、膝関節内の圧力を測定するセンサとして二種類のセンサを用意した。空間連続的に接触面全体の詳細な圧力分布測定を行うときは、圧力測定フィルム (LLW PS; FUJIFILM Corp.) を用いた。これは負荷圧力の大きさに応じてフィルムに塗布されたインクのマイクロカプセルが破裂し、発色量に変化するものである。

また上記のインクフィルムとは別に、時間的に連続な測定を行うときは感圧抵抗センサ (FlexiForce Sensor A201-100; Tekscan, Inc.) を脛骨の半月板上の内側外側前後方向の 4 点に配置し、関節にかかる力を計測した。内側と外側は、大腿骨が半月板を経由して脛骨に接触する領域をそれぞれ膝関節伸展時に内側顆と外側顆が接触する箇所に分けている。前後方向に関しては、膝関節伸展時に大腿骨の最遠位線を境にして分割している。このセンサはセンシングエリア直径 9.5mm にかかる負荷荷重の大きさにより電気抵抗値が変化するものである。これを分圧回路に組み込み、出力電圧をエアシリンダ同様なアナログ入出力ターミナルで読み込むことで計測を行った。

3.4 組み立てた実験装置

実験装置を図 5 に示す。マニピュレータで大腿骨模型が取り付けられたスライド板をガイドレールに沿って動かすことで関節角度を再現する。2 つの直交する向きに取り付けたエアシリンダにより大腿骨に力を加えることで関節間力を再現する。

4. 運動再現と接触圧力測定

本稿では 20 代健常男性 1 名 (177cm, 80kg) を被験者とした動作計測から得られた起立動作データを用いた運動再現制御、および膝関節模型の妥当性評価のための圧力分布測定を行った。運動再現の評価基準としては、測定結果と目標値の二乗平均平方根誤差 (RMSE) が、同一被験者の同一動作の繰り返し測定によるばらつき内に収まれば誤差の範囲内として臨床上有効と考えられる。動作計測値は 20s 間の起立着座動作データを用いたため、0s から 10s までと 10s から 20s までの差の二乗平均平方根を求めた。その結果関節角度が 6.31deg、大腿骨圧縮方向の力が 8.01N、せん断方向が 23.4N となったので、運動再現時の RMSE もこの値に収まれば目標値が再現できたと判断する。

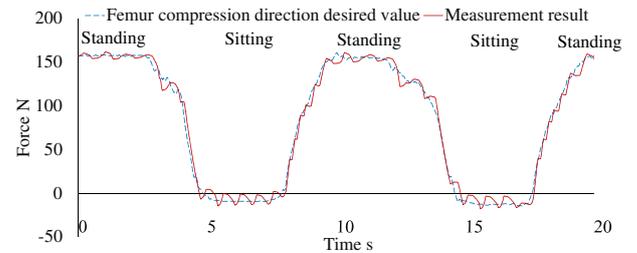


Fig. 6 Result of reproduced only femur compaction direction force fixing model angle

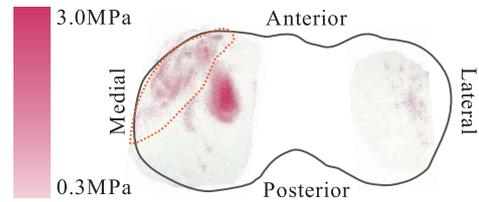


Fig. 7 Pressure distribution loading 200N at 0 deg flexion

4.1 固定状態での運動再現結果

まず関節角度を変化させずエアシリンダのみで起立動作時の大腿骨圧縮方向の関節間力を再現できるか確認する実験を行った。測定結果を図 6 に示す。横軸が時間で縦軸が力である。青破線がヒトの動作計測から得られた起立動作の立位状態から座位、立位と繰り返している時の膝関節にかかる力のうち大腿骨圧縮方向にかかる力の時系列データであり再現目標値である。赤線がエアシリンダ制御の結果再現した力の測定結果である。RMSE は 6.48N となり、4 章冒頭で述べた評価基準である 8.01N を下回ったため、関節角度固定状態では目標値の再現ができた。エアシリンダ制御のサンプリングレートは 10ms であったため 20s 間のデータ数は 2000 点となる。3 回の繰り返し実験による標準偏差の平均値は 3.58N、分散の平均値は 24.2 であった。

4.2 模型の妥当性評価

今回製作した実形状模型を伸展位 (0deg) で固定し 200N の負荷をかけた際の圧力分布を図 7 に示す。ヒトの右膝関節の圧力分布測定結果の一例として先行研究⁹⁾の屍体実験結果と比較すると、まず図 7 内側中央の軟骨部にピーク圧力が出ている点で一致がみられる。また、図 7 点線部のように内側半月板部分に圧力の分布がみられる点でも一致しているため、過去のヒトの屍体実験と似た傾向を示す結果が得られた。

4.3 関節接触圧力測定結果

起立動作のある時点で関節にかかる空間連続的圧力分布の測定について述べる。本稿で得られた起立動作データにおける座位状態の関節角度である 96.1deg と起立動作中の関節角度 45.0deg、および立位状態の関節角度である 23.7deg の時の圧力分布測定を行った。角度は膝関節の伸展位を 0deg として屈曲する方向にとっている。このときの関節模型にかかる力は 3.1.1 項で取得したデータの 1/2 倍であり表 1 にまとめた。表 1 の関節角度で模型の半月板・大腿骨間にフィルムを入れて固定し、表 1 の 2 方向の力がエアシリンダ制御により出力されたことを確認した。

起立動作時の関節角度 96.1deg (座位状態) の時の圧力分布測定結果を図 8(a) に、関節角度 45.0deg の時を図 8(b)、角度 23.7deg (立位状態) の時を図 8(c) を示す。それぞれ右側にその関節角度のときの膝関節モデルを示している。測定を行った後に、圧力測定フィルムの発色した部分を切り取り模型脛骨の関節面の輪郭線と重ね合わせて表示している。

Table 1 Joint force of pressure measurement experiment

Joint angle deg	Compression direction joint force N	Shear direction joint force N
96.1	30.2	178
45.0	132	83.1
23.7	155	46.7

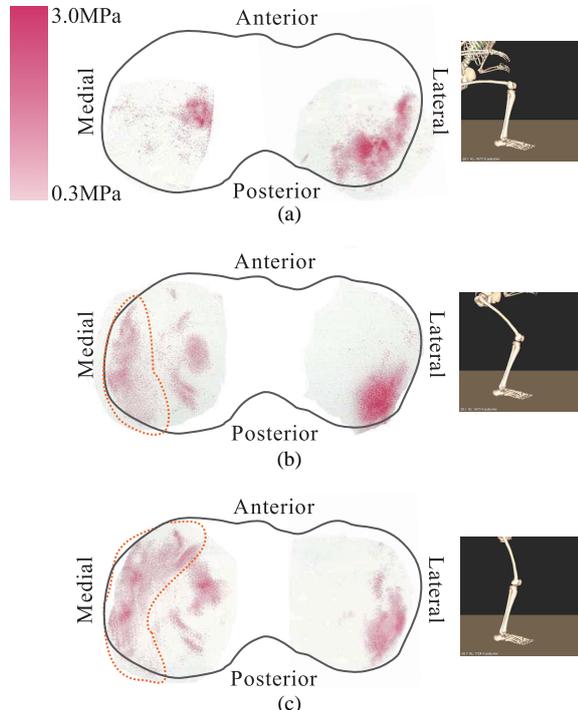


Fig. 8 Pressure distribution during stand-up motion at (a) 96.1deg flexion (b) 45.0deg flexion (c) 23.7deg flexion

図 8 の (a) から (c) へと起立動作が進むにつれて赤く発色した圧力分布が前方に推移しており起立動作により模型の圧力分布が変化することが確認できた。内側関節面は中央の軟骨部と図点線の半月板に負荷が分散しているが、4.2 節で述べた伸展位での屍体実験と同様の特性であり、ヒトの膝関節そのものの示す傾向を再現していると考えられる。外側関節面は、解剖学的には屈曲角度が大きい時は大腿骨外側顆部の転がり度合いが内側よりも大きい¹⁴⁾ ため脛骨は起立動作を行う時に外旋する。しかし本研究では膝関節の回旋運動の再現は行っていないため、外旋による前方への接触点の移動が起こらず、図 8 では後方に圧力が集中する結果となったのではないかと考えられる。

4.4 起立動作再現実験と関節接触圧力測定

起立動作データを用いてマニピュレータとエアシリンダ制御を同時に行い、関節角度と関節間力を再現する実験の結果を述べる。この起立動作中の模型関節角度の再現性評価にはモーションキャプチャカメラ 3 台を用いた測定を行った。大腿骨・脛骨に取り付けたマーカーの座標からそれぞれの骨軸の 3 次元ベクトルを求め、そのベクトルのなす角を関節角度として算出した。

図 9(a) に目標値であるヒトの起立着席動作中の膝関節角度と測定結果の関節角度を重ね合わせたグラフを示す。横軸が時間で縦軸が関節角度である。関節角度の測定結果の RMSE は 1.10deg となった。これは評価基準である 6.31deg に収まっているので、エアシリンダの影響を受けずに関節角度の目標値を再現できた。モーションキャプチャのサンプリングレートは 5ms であるからデータ数は 4000 点であり、3 回繰り返し実験による

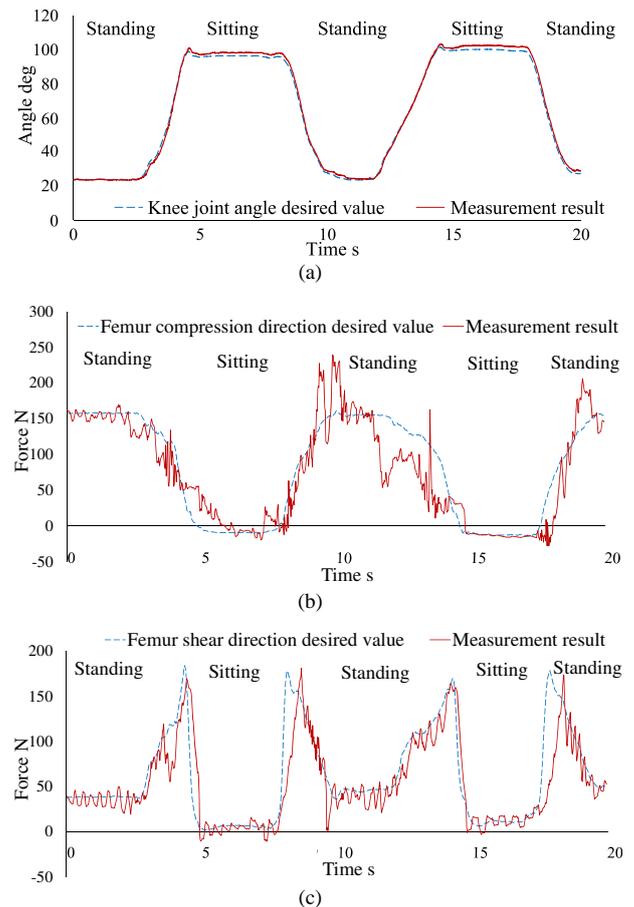


Fig. 9 Result of reproduced motion (a) knee joint angle (b) femur compaction direction joint force (c) femur shear direction joint force

標準偏差の平均値は 0.620deg、分散の平均は 0.712 であった。次に図 9(b) に大腿骨圧縮方向、図 9(c) にせん断方向の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示す。それぞれ横軸が時間で縦軸が力である。RMSE は大腿骨圧縮方向のエアシリンダが 32.2N、せん断方向が 28.2N となった。評価基準である圧縮方向 8.01N とせん断方向 23.4N を比べると、圧縮方向は許容範囲内に収まっていない。せん断方向についてもわずかに基準値を上回ったため目標値の再現が不十分という結果となった。この時のエアシリンダ制御のサンプリングレートは 20ms であったためデータ数は 1000 点で、3 回の繰り返し実験による標準偏差の平均値は大腿骨圧縮方向が 27.6N、せん断方向が 10.5N であり、分散の平均値は大腿骨圧縮方向が 1154、せん断方向が 271 であった。

再現が不十分となったのは関節角度再現による膝関節角度の変化の結果関節接触点移動したことや、一方のエアシリンダ

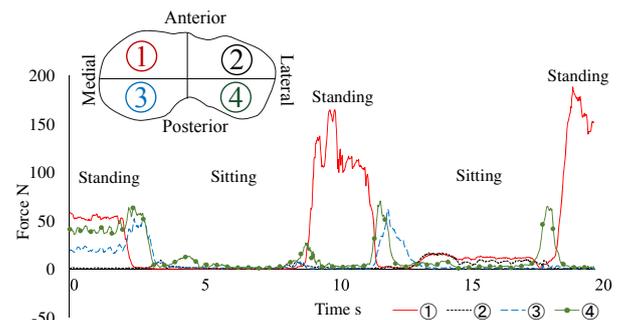


Fig. 10 4 point pressure during stand-up motion

の出力が摩擦やモーメントとしてもう一方のエアシリンダの力センサに作用していることが原因として考えられ改善が必要であるが、マニピュレータはエアシリンダの出力の影響を受けずに関節角度を再現できることが分かった。

この起立動作再現を行っているときに図 10 左上のように脛骨関節面上にセンサを配置して運動時の関節接触力を前内側・前外側・後内側・後外側の 4 点で測定した。この時間連続的な圧力測定結果を図 10 に示す。横軸が時間で縦軸が力であり、それぞれの番号が測定位置と対応している。測定の結果、起立着座動作により発生したと見られる力が確認でき、ヒトが運動を行っている際の膝関節面に働く力の計測を時間連続的にも測定することができた。

この時間連続的な測定と 4.3 節の空間連続的な測定はともにセンサは薄く測定による影響は小さいと考えられる。両者は立位時に前内側部に大きな力がかかっている (図 8(c) と図 10①) ことや、前外側部にほとんど力がかかっておらず後外側部に力がかかっている (図 8(a-c) と図 10②・④) 点で一致している。また内側部に大きな負荷がかかるという結果より、日本人の変形性膝関節症が内側から発症することが多いという臨床的知見¹⁵⁾を確かめることができた。

よってヒトの医用画像から製作した模型を用いて伸展位での圧力分布測定の結果、過去の屍体実験と類似した分布を得ることができた。またヒトの起立動作計測を行って得られたデータを用いてマニピュレータやエアシリンダを動作させた運動状態での動的な圧力測定においても、脛骨関節面内側部に大きな負荷がかかるという臨床的知見と一致する結果を得ることができた。

運動の再現ではエアシリンダを固定した状態での目標値の再現は十分できており、ガイドレールを設置することでエアシリンダが関節間力再現のために出力を出していてもマニピュレータは影響をほとんど受けず角度再現できることがわかった。エアシリンダ制御が不十分な結果となった原因としては、関節角度の変化による関節接触点の移動や、一方のエアシリンダの出力が摩擦やモーメントとしてもう一方のエアシリンダにつながる力センサに作用したことが挙げられる。そのため、これらの問題を解決することで起立動作時の関節にかかる力も再現できるようになり、妥当な運動再現を行えるようになると考えられる。

膝関節模型に関しては、まず形状については積層造形装置を用いることで正確な再現が行えている。また生体組織同様非線形な応力伸長曲線を示す高分子材料を用いて軟骨・半月板の再現を行った。これは圧縮弾性率もヒトの軟骨の測定実験結果と近い値の材料であるため、軟骨の力学特性も比較的ヒトと近いものであると考えられる。

圧力分布測定については、模型の妥当性評価として過去の屍体実験結果との比較や運動状態での結果からヒトの膝関節の圧力分布をある程度再現して測定することができたと考えられる。今後さらに他の様々な屍体実験・シミュレーション研究結果と比較していくことにより、模型および測定手法の妥当性を向上していくことが期待できる。以上のことから、今回提案した実模型実験システムによるヒトの膝関節の接触圧力分布の再現が疾患のメカニズム解明に有効であると考えられる。

5. 結 論

膝関節接触圧力分布測定のための模型実験システムを提案し、設計・構築を行った。積層造形装置や高分子材料を用いて膝関

節実形状模型の製作を行い、ヒトの起立動作時の運動再現としてマニピュレータによる関節角度、およびエアシリンダによる関節間力がほぼ再現できることが確認された。そして製作した実形状模型を用いて固定状態および運動状態での関節接触圧力分布が測定でき、脛骨内側に大きな圧力がかかるという臨床的知見と一致する結果が得られたため本手法の有効性が確認できた。

今後の課題としては半月板組織など模型の再現性向上のため、模型の圧力分布測定結果を同一条件下を含む様々な屍体実験・シミュレーション研究結果と比較していくことが挙げられる。そして模型の形状測定による軟骨の磨り減りの評価や起立動作の違いが関節接触圧力分布に与える影響の解析、さらに対象動作を歩行など他の運動へ発展させることで関節の損傷しやすい部位の特定や負荷が集中しやすい運動についての知見を得て疾患の発症メカニズム解明に貢献することが期待できる。

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。膝関節の医用画像を提供して頂いた東京大学医学部付属病院 22 世紀医療センターの岡敬之先生に感謝致します。積層造形装置による模型製作にご協力頂いた東京大学大学院工学系研究科精密工学専攻教授の新野俊樹先生に感謝致します。実験に使用したマニピュレータを提供して頂いた株式会社安川電機の関係者各位に感謝致します。

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, オーム社, (2010) 89.
- 2) 立花陽明: 変形性膝関節症の診断と治療, 理学療法学, **20**, 3, (2005) 235.
- 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*, **51**, (1980) 871.
- 4) J. M. Cottrell, P. Scholten, T. Wanich, R. F. Warren, T. M. Wright and S. A. Maher: A New Method to Investigate in Vivo Knee Behavior Using a Finite Element Model of the Lower Limb, *Journal of Biomechanics*, **41**, (2008) 2324.
- 5) 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*, **21**, 2, (2006) 255.
- 6) H. Fujie, T. Sekito and A. Orita: A Novel Robotic System for Joint Biomechanical Tests: Application to the Human Knee Joint, *Journal of Biomechanical Engineering*, **126**, 1, (2004) 51.
- 7) P. Beillas, G. Papaioannou, S. Tashman and K.H. Yang: A New Method to Investigate in Vivo Knee Behavior Using a Finite Element Model of the Lower Limb, *Journal of Biomechanics*, **37**, (2004) 1019.
- 8) 村瀬晃平, 吉野信之, 福田幸久, 堤定美: 静荷重下における生体膝関節の FEM 浅屈曲シミュレーション, *日本臨床バイオメカニクス学会誌*, **29**, (2008) 253.
- 9) G. Papaioannou, G. Nianios, C. Mitrogiannis, D. Fyhrie, S. Tashman and K.H. Yang: Patient-specific Knee Joint Finite Element Model Validation with High-accuracy Kinematics from Biplane Dynamic Roentgen Stereogrammetric Analysis, *Journal of Biomechanics*, **41**, 12, (2008) 2633.
- 10) 前崎信孝, 江角務, 蜂谷将史: 応力凍結法による変形性膝関節症における腓骨切除法の有効性と適応条件に関する実験的検討, *日本機械学会論文集 A 編*, **74**, 741, (2008) 733.
- 11) 白崎芳夫, 立石哲也, 福林徹: 人工膝関節のバイオメカニクスの研究, *日本機械学会論文集 A 編*, **57**, 542, (1991) 277.
- 12) ANSYS, Inc. http://www1.ansys.com/teamansys/uploads/deputy_screen.pdf 2014.5.26 アクセス.
- 13) K. A. Athanasiou, A. Agarwal and F. J. Dzida: Comparative Study of the Intrinsic Mechanical Properties of the Human Acetabular and Femoral Head Cartilage, *Journal of Orthopaedic Research*, **12**, 3, (1994) 340.
- 14) 越智光夫: 膝関節・大腿, 中山書店 (2006) 14.
- 15) 津村弘, 池田真一, 片岡晶志: ロコモティブシンドロームの原因疾患と治療—変形性膝関節症, *臨床と研究*, **89**, 11, (2012) 1493.