ホームページ公開用

（様式 10）
（海外特別研究員事業）

平成 30 年　10 月　　18 日

海 外 特 別 研 究 員 最 終 報 告 書

独立行政法人 日本学術振興会 理事長　殿

採 用 年 度　H29
受 付 番 号　722

氏　　名　松崎時夫

（氏名は必ず自署すること）

海外特別研究員としての派遣期間を終了しましたので、下記のとおり報告いたします。
なお、下記及び別紙記載の内容については相違ありません。

記

1. 用務地（派遣先国名）用務地: カリフォルニア大学サンディエゴ校　（　アメリカ　）

2. 研究課題名（和文）※研究課題名は申請時のものと違わないように記載すること。
変形性関節症に対する筋骨格シミュレーションに基づいたロボット装具の開発

3. 派遣期間：平成　29 年　4 月　1 日　～　平成　30 年　　9 月　　30 日

4. 受入機関名及び部局名
カリフォルニア大学サンディエゴ校　電気工学科　Michael Yip　(H29/4/1- H30/3/31)
カリフォルニア大学サンディエゴ校　外科　Santiago Horgan　(H30/4/1- H30/9/30)

5. 所期の目的の遂行状況及び成果…書式任意　**書式任意（A4 判相当 3 ページ以上、英語で記入も可）**
（研究・調査実施状況及びその成果の発表・関係学会への参加状況等）
（注）「6. 研究発表」以降については様式 10－別紙 1～4 に記入の上、併せて提出すること。

研究・調査実施状況及びその成果の発表・関係学会への参加状況等

【研究目的 1】：ロボット装具のデザインに対応する筋骨格シミュレーションモデルの構築

生体力学シミュレーションソフトウェアである OpenSim を使用し [1]、ロボット装具の外部アシスト力となるアクチュエータを反映する人工筋肉を組み込み、筋骨格シミュレーションモデルを構築する。OpenSim は膝関節内圧計測のシミュレーションツールとして広く用いられている [2, 3]。このモデルから knee adduction moment (KAM)及び膝関節内圧を低減する人工筋肉のプロファイルを最適値として導出する。これらを構築するため下記順に解析を行う。

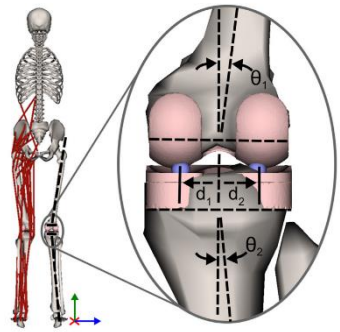
【方法 1.1】膝関節内圧計測と KAM 解析可能なダイナミックシミュレーションモデルの構築

メカニクスの観点から、ヒトの筋骨格のシステムを考える上で冗長性の問題がある。これに対応するために筋力分布や筋肉の協調性を推測し、筋疲労や代謝コストなどのコストを最小化する optimization が重要であり、これは逆運動学 (Inverse Kinematics: IK)、逆動力学 (Inverse Dynamics: ID)の問題を解決する際に活用される [4, 5]。3 次元動作解析の歩容を関節レベルの動きに変換する (IK)際の問題は、OpenSim の既存 optimization によって解決可能である。ここで個々の筋力分布を正確に予測するために、全人工膝関節置換術 (TKA)後に膝関節内圧が計測可能な electric-Knee (e-Knee) TKA を施行された患者の in vivo データセットを使用する [6]。このデータから実際の人工膝関節内の脛骨接触圧、患者歩行データ、床反力、下肢の筋電図波形が提供される。また OpenSim に標準に搭載されている gait モデルを用いる。IK の後に、ID を行い KAM の測定を含む関節モーメントを算出する。次に 2 段階 static optimization アプローチを用いて、推定される個々の筋力を導出する [7]。これらの同定された筋力プロファイルを用いて、運動学・動力学的シミュレーションを行い、膝関節内圧を導出する。

【研究状況】

本研究のシミュレーションモデルを構築する際に膝関節内圧を全内圧を測定するよりも、むしろ内側型の変形性関節症を考慮した際は内側の関節内圧を計測する必要がある。この場合、従来のモデルでは計測ができないため、まずはシミュレーションモデル構築の検討を行った。OpenSim コミュニティーは研究者達がそれぞれのプロジェクトを無償公開しており、それによって下記に示す Lerner model を導入することとなった [8]。Lerner model は TKA 患者の内外側の関節内圧を計測できるように設計されたモデルであり、これによって内外側が計測できるようになった (Fig.1)。また Generic なモデルでは筋肉の初期設定などの問題のためかエラーが頻発していたため、筋肉のモデルも様々なモデルを導入しながら検討を行い、安定したモデル構築を行いシミュレーション解析が行えるようになった。

A



B

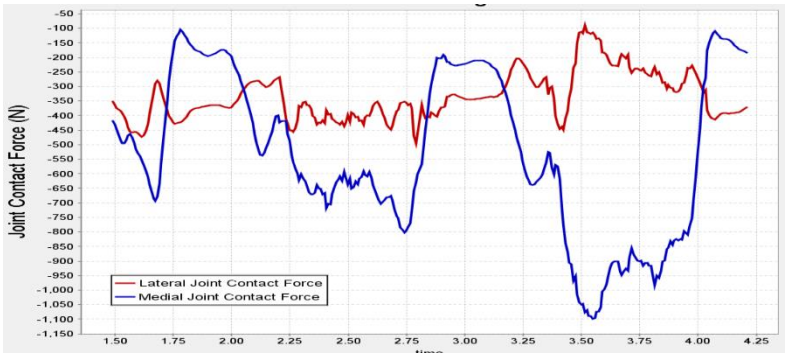


Figure1. A. Lerner model の模式図（Lerner ZF, et al. Journal of Biomechanics. 2015 より抜粋）。B. Lerner model を使用し 2 サイクルの歩行中の関節内圧を測定。内側（青線）及び外側（赤線）の関節内圧が計測可能である。

【方法 1.2】コンピューターシミュレーション上における人工筋肉 (外部アシスト力)の構築

ロボット装具のコンセプトを示すために、アクチュエータの代わりとなる人工筋肉を OpenSim に追加する。方法 1.1 によって作製されたモデルを用いて、実際のモーターを想定した制約条件で解析を行う予定である。

【研究状況】

Point to Point Actuator という 2 つの支点において引き離し力を加えることのできるアクチュエータをモデルに付加し、適切にアクチュエータが起動するかを確認した。様々なアクチュエータがあるが、まずは実験的にこのアクチュエータを用いて行う事とした。

【方法 1.3】最適な外部アシスト力のアシスト量及び位置の決定

次に最適なアシスト力だけでなく、最適な位置と方向を特定するため、方法 1.1 及び人工筋肉を構築したモデルに 2 段階 optimization を行う。まず膝関節内圧の予想値と目標値の誤差を最小化する。次に筋力や膝関節内圧を導出するため筋活動の optimization を行う。膝関節内圧の目標値は 5%ずつピークから低減できるように設定し、さらに様々な位置で条件検討することで最適な外部アシスト力及び位置を決定する。

【研究状況】

まず optimization を行うために OpenSim の Python で動く環境を構築した。OpenSim ver. 3.3 に Python 2.7 を用いて coding を行い、膝関節内圧の予測値と目標値の誤差を最小化するための optimization を行った。この際の変数としては、膝関節周囲の各筋肉の Optimal fiber length と Tendon slack length の実数値と比を用いた。TKA (e-Knee)を施行された患者の in vivo データセットを用いて、まずは in vivo の全関節内圧を用いて、シミュレーション上から算出される関節内圧との差が最小化されるように最適化を行った (Fig.2)。この際使用した大域最適化としては Particle swarm optimization (PSO)を用いた。

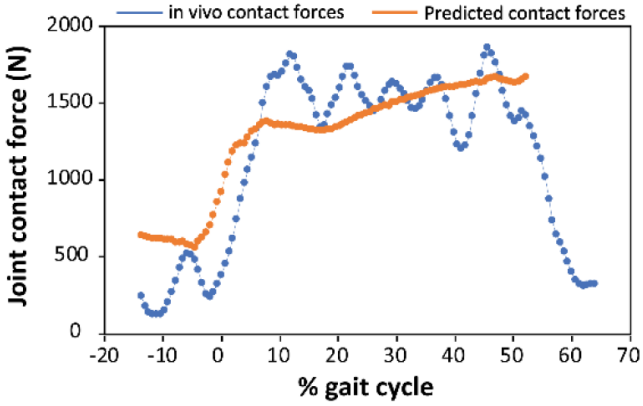


Figure 2. 最適化後の膝関節内圧。1 サイクルにおける e-Knee 患者の全関節内圧（青点線）及びシミュレーションにより最適化後に算出された関節内圧（オレンジ点線）。

次に内外側の関節内圧データを取得できるデータセットが 1 つだけあり、その患者のデータを用いて、in vivo の関節内圧で内側と外側の関節内圧とシミュレーション上で算出される内外側の関節内圧との差が最小化できるように PSO を用いて最適化を行った (筋肉の calibration)。これによって下記に示すように calibration を行ったモデルの構築が可能となった (Fig.3)。

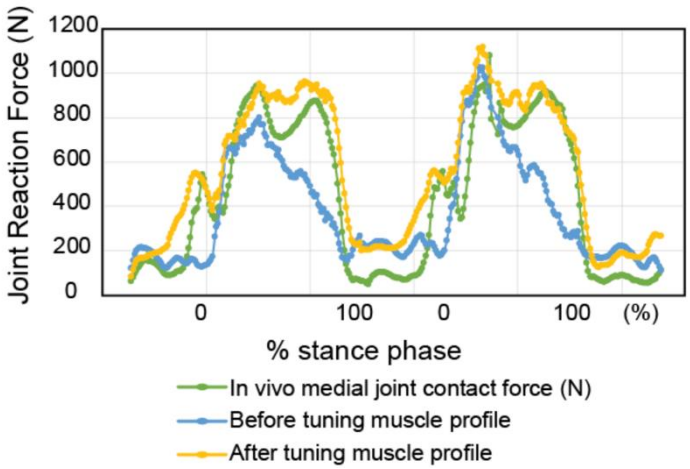


Figure 3. 最適化後の膝関節内圧。2 歩行サイクルにおける e-Knee 患者の内側の膝関節内圧（緑線）及びシミュレーションにより最適化前の内側膝関節内圧（青線）及び最適化後の内側膝関節内圧（黄線）。

次にこの calibration されたモデルを用いて、予め 100N の力が発生するように人工筋肉に設定を行い、人工筋肉を付加後、Static Optimization にて筋肉の張力を決定した (Fig. 4)。その後関節内圧の算出を行ったところ、内側の関節内圧は低下し、外側の関節内圧は増加する予想通りの結果を得た。しかしながら、人工筋肉を付加し Static Optimization を行った際は人工筋肉もその他筋肉と同じように最適化されてしまうため、Figure 4 で示す結果に関しては本来求めたい calibration 後のモデルに人工筋肉を付加して得られる関節内圧ではないことが判明し

た。

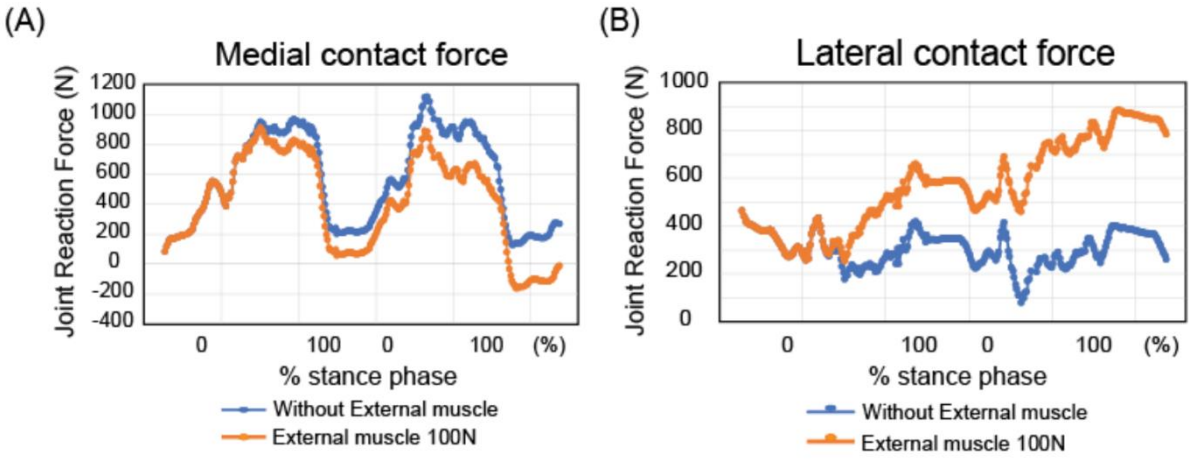


Figure 4. 人工筋肉付加前後の膝関節内圧。2 歩行サイクルにおけるシミュレーション上における人工筋肉付加前（青線）及び付加後（オレンジ線）の（A）内側の膝関節内圧及び（B）外側の関節内圧。

OpenSim version 4.0 beta 版が 2018 年に公開されたため、それを用いることで人工筋肉の部分を別コンポーネントとして規定し、その他の筋肉と区別することで最適化を計算外とすることが可能となったため、これを用いて Static Optimization を行うこととなった (Fig. 5A)。OpsnSim 4.0 の Python 環境での構築を行い、現在は OpenSim 4.0 上にモデルを組み込んだ。アクチュエータ部分のカスタマイズが困難であり、現在そのアクチュエータ部分の修正を行っている。

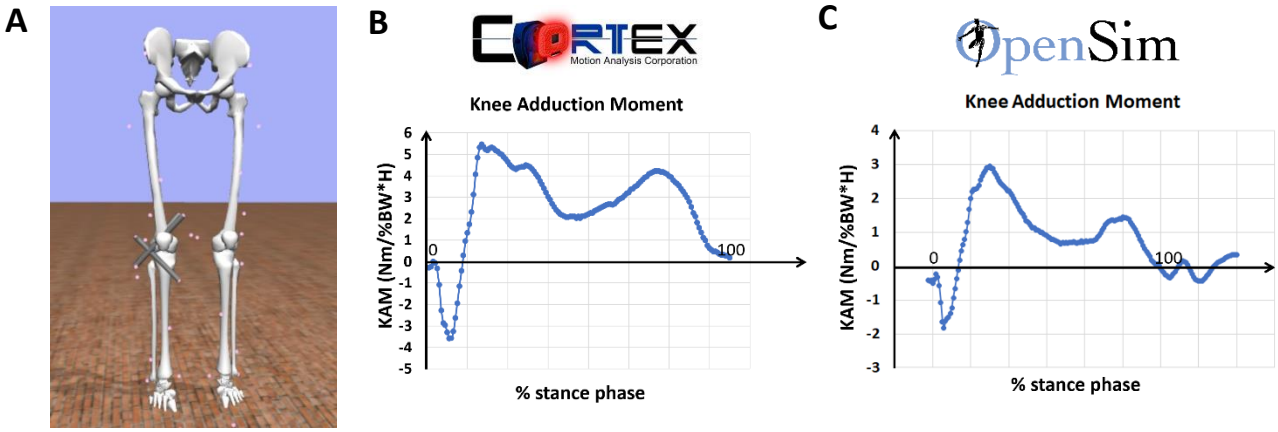


Figure 5. (A) OpenSim 4.0 に組み込んだロボット装具のシミュレーションモデル。(B) Motion Analysis 社のモーションキャプチャーシステムを用いて計測し、シミュレーションソフト Cortex を使用し計測した通常歩行の knee adduction moment。(C) (B)で取得したモーションキャプチャーデータを OpenSim にインポートして測定した knee adduction moment。

【研究目的 2】：ロボット装具を作製し 3 次元動作解析データから最適なアシスト力を検証する

【方法 2.1】TKA 患者における歩行計測と膝関節内圧の計測

e-Knee TKA 患者の計測の前に健常者でモーションキャプチャーの環境構築が可能であるかどうか確認する必要があった。カリフォルニア大学サンディエゴ校の附属病院の一つである Rady Children's Hospital 内に Motion Analysis 社の歩行解析のラボがあり、2015 年以降使用されていなかったが、システムの復旧を行い、健常者で通常歩行の計測を行った。Motion Analysis 社のシミュレーションソフトウェアである Cortex を用いて KAM を算出したが、値が少し大きいため、raw data を OpenSim にインポートして、KAM の解析を行った。通常歩行の KAM として矛盾しない値が得られた。TKA 患者の計測前段階として十分な環境構築を行った。

【方法 2.2】ロボット装具の簡易プロトタイプ製作

現在プロトタイプの作製を行っているが、UCSD 内での開発につき、特許申請前の兼ね合いもあり、今回は割愛させていただきます。

① 研究計画

研究内容	1年目				2年目			
【研究目的1】:ロボット装具のデザインに対応する筋骨格シミュレーションモデルの構築								
1.1 ダイナミックシミュレーションモデルの構築	✔							
1.2 人工筋肉 (外部アシスト力)の構築		✔						
1.3 最適な外部アシスト力のアシスト量及び位置の決定			✔	✔				
【研究目的2】:ロボット装具を作製し3次元動作解析データから最適なアシスト力を検証する								
2.1 TKA 患者における歩行計測と膝関節内圧力の計測					✔			
2.2 ロボット装具の簡易プロトタイプ製作						✔		
2.3 ヒトを対象とした膝関節アシスト力のvalidation 研究							✔	✔

② 研究計画の変更点

大きな変更点としては、変更事由に記載した通り、Michael Yip 先生の研究室を離れ、現在カリフォルニア大学サンディエゴ校の外科講座に籍を置き、Jacob School of Engineering の工学部長である Prof. Pisano の機械工学科ラボにいる Research Scientist である Mitsutoshi Makihata 氏と共にプロトタイプの作製を行っていたが、6 月の Makihata 氏の退職に伴い、その後同校の大学院生に手伝ってもらい、9 月末までプロジェクトを遂行した。

<参考文献> **[1]** Delp SL, et al. IEEE Trans Biomed Eng. 2007. **[2]** Richards C, et al. J Biomech. 2010. **[3]** Gerus P, et al. J Biomech. 2013. **[4]** LCT Wang, et al. IEEE Trans. Robot. Automat. 1991. **[5]** D Tolani, et al. Graph. Model. 2000. **[6]** Fregly BJ, et al. J Orthop Res. 2012. **[7]** Lerner ZF, et al. J Appl Biomech. 2014. **[8]** Lerner ZF, et al. Journal of Biomechanics. 2015