

空気圧人工筋を利用した
軽量柔軟な動作支援ウェアの開発
(Development of a Lightweight Flexible Motion
Assist Suit Using Pneumatic Artificial Muscles)

広島大学大学院工学研究科
システムサイバネティクス専攻
D152508 小川和徳

目次

空気圧人工筋を利用した軽量柔軟な動作支援ウェアの開発

第1章 序論	1
1.1 背景と目的	1
1.1.1 健康寿命の延伸	1
1.1.2 ロコモティブシンドロームと運動	1
1.1.3 研究目的	3
1.2 関連する従来研究	3
1.2.1 アクティブタイプに関する先行研究	3
1.2.2 パッシブタイプに関する先行研究	4
1.3 本論文の概要	4
第2章 空気圧人工筋を利用した作業支援スーツの開発	6
2.1 開発した作業支援スーツの構成	6
2.1.1 空気圧人工筋	6
2.1.2 支援対象動作の解析	7
2.1.3 支援スーツの設計	10
2.2 評価実験	14
2.3 実験結果	14
2.4 まとめ	15
第3章 低圧駆動型人工筋の開発	16
3.1 人工筋の構成	16
3.1.1 先行研究	16

3.1.2	人工筋の発生応力.....	16
3.1.3	開発した人工筋.....	18
3.2	特性評価実験.....	19
3.3	まとめ.....	23
第 4 章	低圧駆動型人工筋を利用した無電源歩行支援装置の開発.....	24
4.1	開発した歩行支援装置の構成.....	24
4.2	評価実験.....	27
4.2.1	引張力計測.....	27
4.2.2	筋電計測.....	28
4.3	実験結果.....	28
4.4	まとめ.....	29
第 5 章	低圧駆動型人工筋を利用したスポーツ支援装置の開発	32
5.1	開発したスポーツ支援装置の構成.....	32
5.1.1	装置構造.....	32
5.1.2	ポンプとタンクの性能.....	33
5.1.3	PGM の配置と設定.....	34
5.2	評価実験.....	35
5.3	実験結果.....	36
5.4	まとめ.....	37
第 6 章	運動補助パーツ配置が運動補助効果に与える影響.....	39
6.1	シミュレーション.....	39

6.1.1	シミュレーション実験.....	39
6.1.2	シミュレーション結果.....	49
6.2	評価用スーツによる実験.....	53
6.2.1	開発した評価用スーツの構成.....	53
6.2.2	実験条件.....	54
6.2.3	実験結果.....	54
6.3	まとめ.....	55
第7章 結論.....		57
参考文献.....		60
謝辞.....		66

第1章

序論

1.1 背景と目的

1.1.1 健康寿命の延伸

近年、日本の国策として健康寿命を伸ばそうという取り組みが始まっている¹⁾。健康寿命とは、健康上の問題がない状態で日常生活を送れる期間のことである。健康寿命が損なわれると、生活の質が落ち、本人にとって不利になるだけでなく、支える家族の負担も大きくなり、国としては介護・医療費の増加に繋がる。現在、日本では男女ともに平均寿命も健康寿命も延びているが、健康寿命は平均寿命の延びに追いついておらず、要介護の期間が延びているというのが現状で、平均寿命と健康寿命の間には、男性で約9年、女性で約13年の差がある¹⁾。このような事態を抑制するために、いつまでも自分の足で歩き続けていくことで、運動器を長持ちさせ、健康寿命を延ばしていくことが必要とされている。

1.1.2 ロコモティブシンドロームと運動

日本整形外科学会が2007年に新たに運動器症候群ロコモティブシンドローム(以下、ロコモとする)を提唱した。ロコモは運動器の障害により要介護になるリスクが高い状態になることである¹⁾。ロコモの原因は大きく分けて運動器自体の疾患と加齢による運動器機能不全との2つがある。運動器自体の疾患は加齢に伴うもので、変形性関節症、骨粗鬆症に伴う円背、易骨折性、変形性脊椎症、脊柱管狭窄症、関節リウマチなどでは、痛み、関節可動域制限、筋力低下、麻痺、骨折、瘻性などにより、バランス能力、体力、移動能力の低下をきたす。加齢による運動器機能不全は、筋力低下、持久力低下、反応時間延長、運動速度の低下、巧緻性低下、深部感覚低下、バランス能力低下などがあげられる。閉じこもりなどで運動不足になると、これらの筋力やバランス能力の低下など

により運動機能が低下し、容易に転倒しやすくなる。変形性関節症と骨粗鬆症に限っても推計患者数は4700万人とされロコモは国民病といえる。

ロコモは、メタボリックシンドローム（以下メタボとする）や認知症と並び、健康寿命の短縮、ねたきりや要介護状態の3大要因のひとつである。これらの加齢や運動不足に伴う身体機能の低下や運動器疾患による痛みや易骨折性など、多様な要因があいまって負の連鎖により、バランス能力、体力、移動能力の低下をきたし、ついには立って歩く、衣服の着脱やトイレなど、最低限の日常生活動作さえも自立して行えなくなり健康寿命の短縮、閉じこもり、廃用症候群や寝たきりなどの要介護状態になっていく。実際、要介護者の24.0%は運動器障害がその直接の原因と言われている²⁾。健康寿命の延伸のためには幅広い対応策が必要であり、予防、早期発見、早期治療が重要とされている。

一方で近年、運動器に障害があっても取り組むことができる障害者スポーツや高齢者スポーツへの注目が高まり、競技人口が増えている。また、障害の有無や年齢性別に関係なく同じ競技で競い合うユニバーサルスポーツや超人スポーツも注目されている³⁾⁴⁾。これらは誰もが楽しめ競い合える競技にするために、ルールや使用する道具に工夫がされている。例えば車椅子バスケットボールの場合、ルールの面では、障害の程度が違う選手が一緒に競技できるように、障害の度合いにより、1.0点から0.5点きざみで4.5点まで、持ち点でクラス分けされ、常にコートに出ている5人の選手の持ち点の合計が14.0点以内でなくてはならない⁵⁾。また道具の面では、障害の程度や選手のポジションによって、シート高やタイヤのキャンバー角などの車いすの設定を変えることで、各選手の残存機能や体型を活かすことができる。これらの工夫により、障害の程度の違いをハンディキャップとしてではなく各選手の個性として捉え、競技の魅力を高め、対象者のモチベーションを高めることにつながっている。

1.1.3 研究目的

運動器自体の疾患や加齢による運動器機能不全により運動器の機能が低下すると、怪我・事故が発生する可能性が大きくなる。そのため、運動や外出が億劫になり、さらなる運動器の機能低下を招くという悪循環が発生する。健康寿命の延伸のためには、この悪循環を断ち切る必要がある。そのためには、対象者の運動機能を補完し、運動へのモチベーションを上げることがひとつの方法として考えられる。

そこで我々は、運動器の機能が低下した方に無理やり運動をさせるのではなく、進んで運動がしたくなるような、手軽に使用できて楽しい動作支援装置が必要であると考えた。本研究では、低圧で駆動する空気圧人工筋を新たに開発し、これを応用することで、電力の外部供給が不要でありながら装着者の動きに合わせてアクティブに支援を行うことが可能な軽量柔軟な動作支援装置を開発した。

1.2 関連する従来研究

1.2.1 アクティブタイプに関する先行研究

近年、盛んに開発されている動作支援装置はアクチュエータを搭載したアクティブタイプか、バネ要素を利用したパッシブタイプかに分けられる。アクティブタイプの開発事例として、武富ら⁶⁾は外骨格型のフレームの関節にアクチュエータを用いた歩行支援装置を、高岩ら⁷⁾は体重を利用した空気圧の供給で歩行時の足首背屈動作を支援する装置を、竹内ら⁸⁾は歩行器に電動アシスト機能を搭載した歩行支援装置を開発しているほか、様々なタイプのアシスト機器が提案、評価されている⁹⁻¹⁷⁾。アクティブタイプは、アクチュエータによって、強い支援力が得られ、細かな制御を行える一方で、アクチュエータを駆動させるエネルギー源（たとえばバッテリーや圧縮気体タンク、コンプレッサなど）を搭載する必要があることから装置全体がかさばり重量が大きくなりがちであり、また導入・メンテナンスコストがかさむ問題がある。

1.2.2 パッシブタイプに関する先行研究

パッシブタイプの開発事例として、我々のグループ¹⁸⁾は、布素材の伸縮性を利用した動作支援スーツを開発している。佐野ら¹⁹⁾は、バネで股関節屈曲動作を支援する歩行支援装置を開発している。山本ら²⁰⁾は油圧を利用し、歩行時の足首動作を補助する短下肢装具を開発しているほか、様々なタイプの装置が提案、評価されている²¹⁻²⁴⁾。パッシブタイプは、安価、軽量であることが多く、機器によっては外部エネルギー供給を必要としない構造によって扱いやすく故障が少ない利点がある。しかし一方で、発生できる支援力が弱く、また伸縮性素材やバネ素材を利用すると伸長時に必ず支援力が発生してしまうことから、状況によっては運動の支援ではなく阻害となってしまう問題がある。

1.3 本論文の概要

そこで本研究では、低圧で駆動する空気圧人工筋を新たに開発し、これを応用することで、電力の外部供給が不要でありながら装着者の動きに合わせてアクティブに支援を行うことが可能な動作支援装置に応用した。

第2章では、従来型の空気圧人工筋を利用した建設作業用動作支援装置について述べる。本章では実際に5名の被験者で建設作業動作の計測を行い、支援効果について筋電位の%MVCの差で検証する。

第3章では、我々が開発した低圧駆動が可能な人工筋の構造と機能特性について述べる。

第4章では、低圧駆動型人工筋を利用して開発した無電源歩行支援装置とその効果について述べる。本章では実際に9名の被験者で歩行動作計測を行い、支援効果について筋電位の%MVCの差で検証する。

第5章では、低圧駆動型人工筋を利用して開発した、超人テニス用の無電源動作支援装置とその効果について述べる。本章では実際に8名の被験者でテニススウィングの計

測を行い，支援効果について筋電位の%MVC とスウィングスピードの差で検証する．

第 6 章では，歩行支援用のアンダーウェアを用いて，筋骨格シミュレータにより支援効果の評価と装置の調整設計手法について述べる．本章では，アンダーウェアを再現した筋骨格シミュレータの筋力推定を行いその妥当性を実際にウェアを装着した筋電位測定にて検証する．

第2章

空気圧人工筋を利用した作業支援スーツの開発

本章では、軽量柔軟なアクチュエータである空気圧人工筋と衣類素材の組み合わせで内骨格タイプの動きを妨げにくい支援装置と装着部を設計し、PWM制御により安価な電磁弁で基本動作に対して自動的に追従支援可能な制御システムに加えて、突発的な動作変化に対し、顎の嚙締力により発生する筋電をトリガーにして複雑な建設作業の変化に対し装着者の意図を反映して支援を調整できる制御方法を開発した。

2.1 開発した作業支援スーツの構成

2.1.1 空気圧人工筋

空気圧人工筋は、空気圧をエネルギー源として駆動する軽量柔軟なアクチュエータである。中でも、ヒトの筋肉のように収縮運動を行うマッキベン型人工筋²⁵⁾が一般的で、空気圧受容部であるゴムチューブと、非伸縮繊維を直交させながら筒状に編製したパンタグラフ構造の拘束部で構成される。空気圧受容部に圧力が供給され膨張した際に、外側の拘束部のパンタグラフ構造が径方向に広げられることにより、全長方向の収縮運動が発生する。軽量柔軟であり収縮運動を行うという特徴が人の筋肉に類似していることから、身体動作支援に適したアクチュエータのひとつであると考えられる。Fig. 2.1に示す空気圧人工筋が上記のマッキベン型人工筋である。人工筋の一端を固定し他端に錘で負荷を加えた状態で、人工筋への供給圧力[MPa]と収縮率[%]を測定し、その関係性を調べた。供給圧力を0~0.35 MPaまで0.05 MPa刻みで変化させたときの収縮率を示した結果をFig. 2.2に示す。供給圧力が高くなるにつれて収縮率が上昇しており、またヒステリシスが小さいことが確認できる。

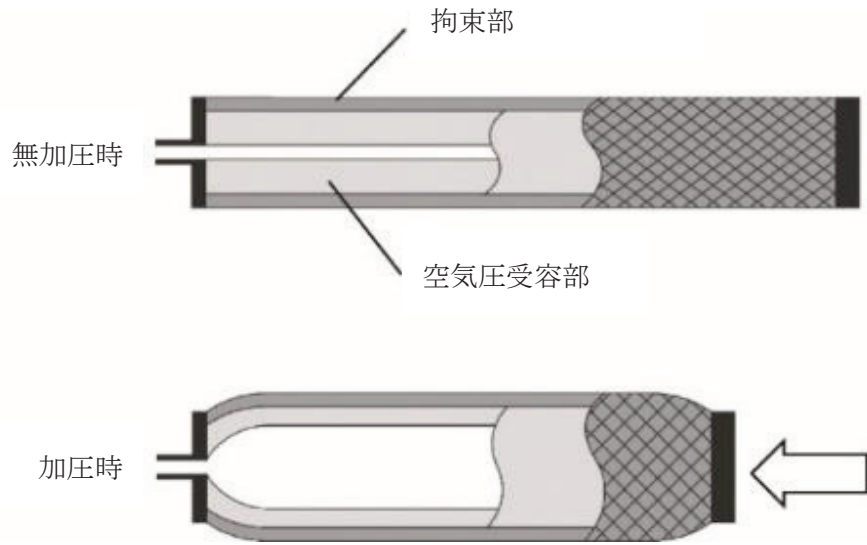


Fig. 2.1 Schematic of a pneumatic artificial muscle

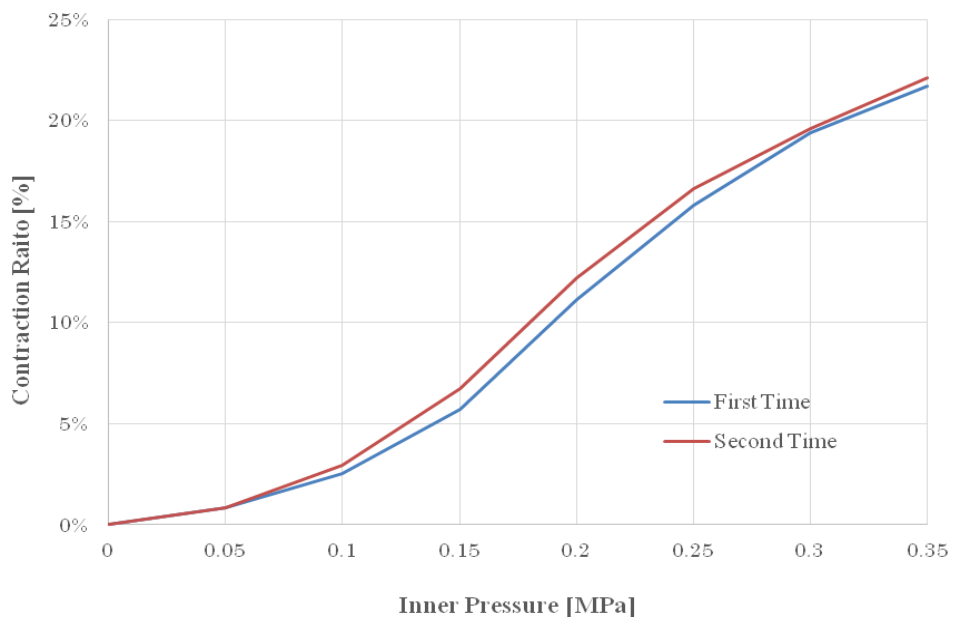


Fig. 2.2 Relationship between the supplied pressure and contraction ratio

2.1.2 支援対象動作の解析

支援方法や支援力をどのように設計するかはユーザの満足度や作業スキルに大きく影響する。そこで本節では建設作業で頻繁に行う動作のひとつである、腰部の屈伸動作

時を主な支援対象動作と考え、動作時の姿勢変化と筋出力及び発生トルクについて解析を行った。

2.1.2.1 姿勢と筋出力

健康成人男性 1 名の被験者に対し、建設作業で頻繁に行う動作のひとつである、腰部の屈伸動作時の動作計測と表面筋電位計測を行った。動作解析にはオプティトラック製のモーションキャプチャシステムをサンプリング周波数 100 Hz で利用した。表面筋電位の計測には追坂電子機器製の筋電計ワイヤレス EMG ロガー II をサンプリング周波数 1000 Hz で利用した。

被験者に直立状態から 1 秒かけて前屈状態へ移行し、1 秒間前屈状態を維持、続いて 1 秒かけて直立状態に戻り、2 秒間直立状態を維持する、という動作を繰り返し行うよう指示した。このとき、腰部の屈伸動作時に主に働く脊柱起立筋の表面筋電位と腰椎の角度変化を計測した。計測結果を Fig. 2.3 に示す。青線が腰椎屈曲角度、赤線が脊柱起立筋の筋電位である。図から腰椎の最大屈曲位と脊柱起立筋の筋電位のピーク値がほぼ一致していることがわかる。これは脊柱起立筋の筋出力が、腰椎の屈曲角度に応じて増加し、前屈動作から伸展動作へ移行する際に加わる負担が最も大きいためであると考えられる。

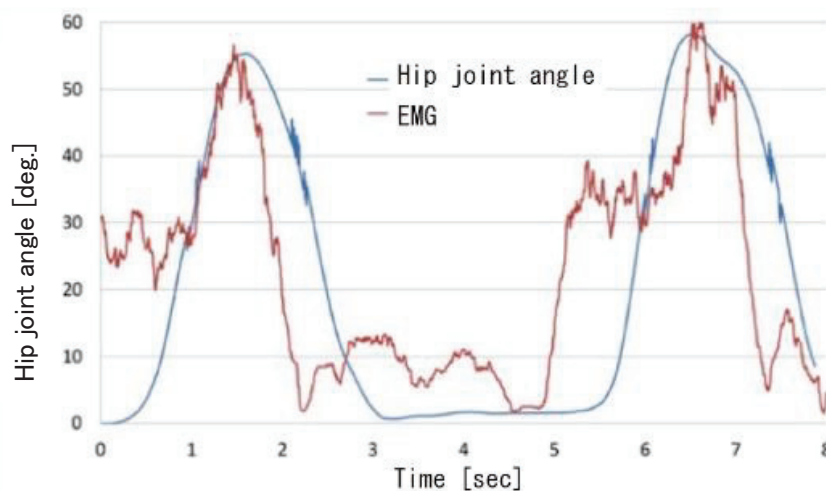


Fig. 2.3 Measured EMG and hip joint angle

2.1.2.2 姿勢と関節トルク

腰部の関節トルクを算出するために OpenSim を用いて動作解析を行った。利用した筋骨格モデルを Fig. 2.4 に示す。筋骨格モデルは下肢及び腰部を再現した 13 リンク，96 個の筋肉から構成されており，各リンクおよび筋のパラメータは，Millard らの論文²⁶⁾の値を利用した。Fig. 2.4 はいくつか代表的な腰部の屈曲角度を抜き出したときの骨格モデルであり，それぞれ，10 deg. ， 30 deg. ， 50 deg. の際の装着者の腰部の屈曲を表している。Fig. 2.5 は動作解析の結果から得られた腰部角度と腰部トルクの関係を示している。図のように腰部トルクは腰部角度に対して非線形に変化した。

以上の結果から，建設作業で頻繁に行う動作のひとつである腰部の屈伸動作を支援するには，人工筋を脊柱起立筋の走行に沿って配置し，腰部の屈伸角度によって変化する腰部トルクに比例して人工筋の支援力を発生させることで，追従しながらの支援が可能であると考えた。

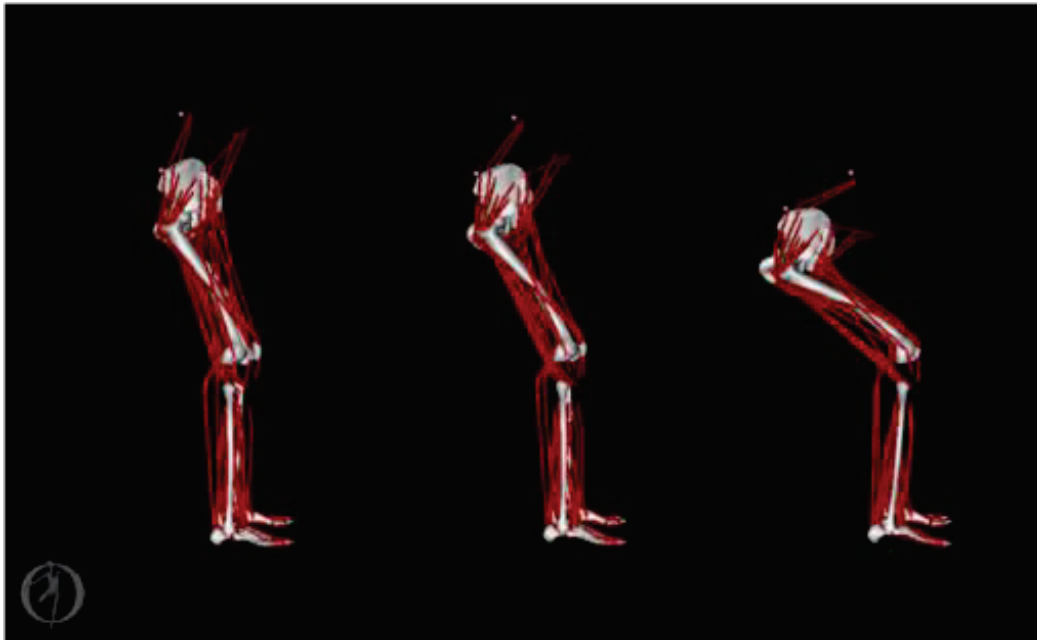


Fig. 2.4 Musculoskeletal model

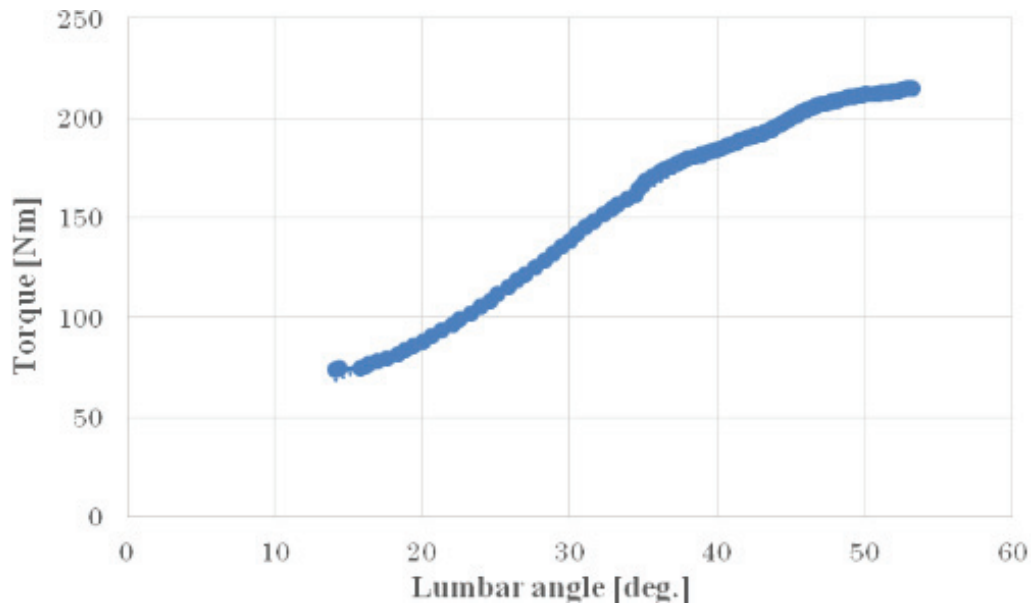


Fig. 2.5 Relationship between the hip joint angle and the torque at the hip joint

2.1.3 支援スーツの設計

以上の結果を基に、建設作業で頻繁に行う動作のひとつである腰部の屈伸動作時の負担軽減を行う支援スーツを設計した。以下に詳細を述べる。

2.1.3.1 軽量柔軟な支援スーツの構成

開発した支援スーツの外観を Fig. 2.6 に示す。支援スーツは、マッキベン型の空気圧人工筋、人工筋に空気を給排気するための電磁弁、人工筋内圧測定用圧力センサ、姿勢測定センサ、人工筋の空気圧を制御するためのマイクロコンピュータ、空気圧配管用のポリウレタンチューブ、人工筋や機器類を固定するためのサポーターから構成される。本構成では、脊柱起立筋の走行に沿って、腰から肩に向かって人工筋を配置した。また、人工筋駆動時に支援力によって腰部のサポーターが引張られずれるのを防ぐため、腰から膝につながる人工筋も配置した。姿勢測定センサは、腰部の屈伸動作にだけでなく腰部の回転を含めた複合動作にも対応できるように左右にひとつずつ交差するように斜めに腰部へ配置した。また固いフレームを使う外骨格構造ではなく、柔軟性のあるサポー

ターと面ファスナーを人工筋の起始停止部として必要最低限の腰，肩，膝のみに配置することで，作業を阻害する要素を極力減らす工夫を行った．

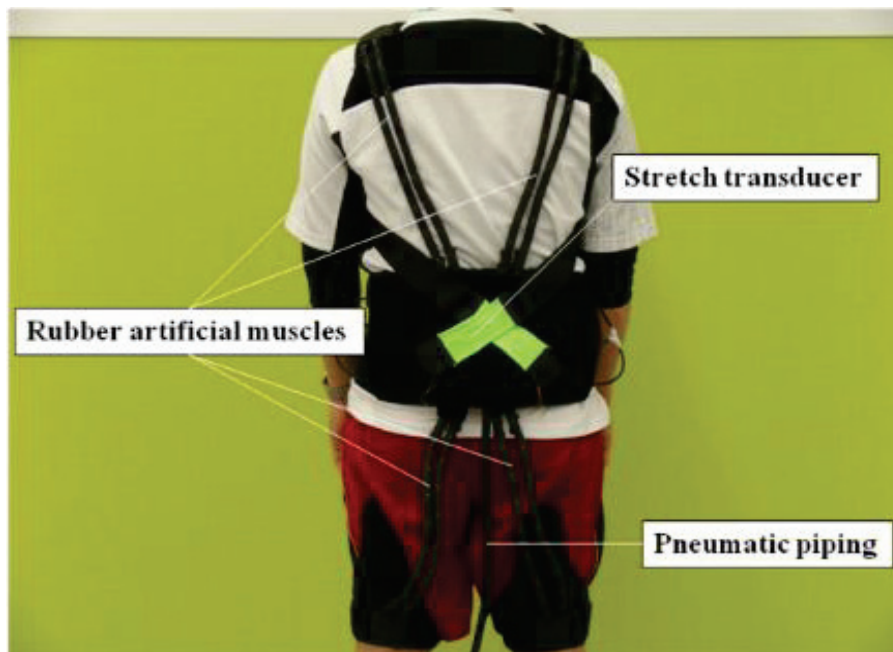


Fig. 2.6 Developed construction work assist suit

2.1.3.2 追従支援制御システムの構成

提案スーツのシステム構成図を Fig. 2.7 に示す．図の赤線が電子回路を，青線が空圧回路を示す．制御の流れは以下の通りである．腰部に配置した変位センサと圧力センサからの出力電圧をマイコン内の A/D 変換器を介して検出し，偏差を求め，次式に示す比例制御則に基づいて弁を駆動し，人工筋内の圧力制御を行う²⁷⁾．

$$U_{(s)} = K_P E_{(s)} \quad (2.1)$$

ここで $U_{(s)}$ は PWM 信号のデューティ比の変化分である制御入力， $E_{(s)}$ は姿勢測定用変位センサの変位から人工筋に接続された圧力センサの変位を引いた圧力偏差， s はセンサのサンプル番数， K_P は比例ゲインである．また，比例制御のブロック線図を Fig. 2.8 に示す． $G_{(s)}$ は制御対象の伝達関数を表し， $R_{(s)}$ は姿勢測定用変位センサからの実値， $Y_{(s)}$ は弁への出力値を示す．

制御パラメータである比例ゲインは、実際に装置を装着し、前屈動作を行いながら装着者が良好と感じる支援が発生されるよう、験者が手動操作により決定した。腰部の屈伸動作に比例して変化する腰部長手方向の伸縮を変位センサで読み取ることで、空気を連続的に給排気させ、支援対象である脊柱起立筋の収縮に合わせて人工筋を収縮させる追従支援を実現した。

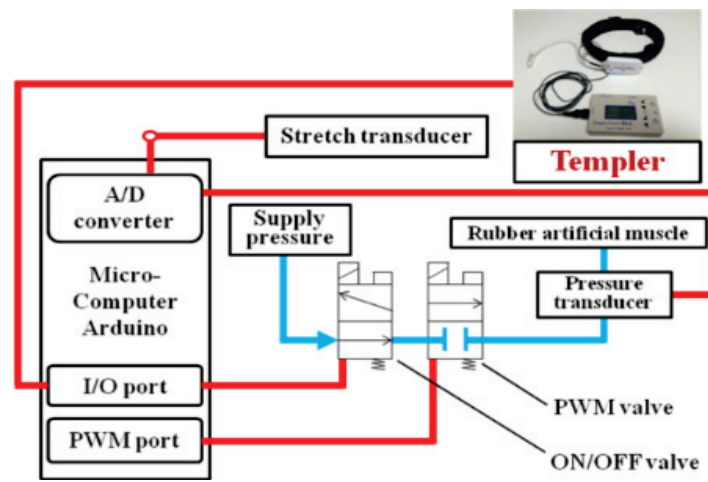


Fig. 2.7 Control system of artificial muscles

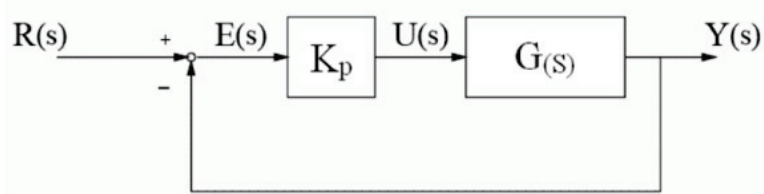


Fig. 2.8 Block diagram of proportional control

2.1.3.3 支援力調整トリガーの導入

2.1.3.2 節の制御のみでは、常時動作に追従して一定の支援力が発生する。しかし、複雑な建設作業の動作では突発的に支援力の強弱が必要になる。支援力の強弱を装着者が意図的に制御できる機能を持たせることは、複雑な建設作業動作の支援を行う上で重要な要素である。しかし、建設作業においては両手が塞がれていることも多く、支援力の

調整を手で行うのは困難である。そこで本システムでは、歯を食いしばる際に使用する側頭筋の筋電位を計測することで、装着者の噛締力をトリガーとして利用した。装置の概観を Fig. 2.9 に示す。また、当装置を使用した際の姿勢の変化と人工筋への供給圧力の変化を計測した結果を Fig. 2.10 に示す。Fig. 2.10 より、噛締力が発生した際に人工筋への供給圧力が増加していることがわかる。これにより装着者が支援力を欲し、歯を噛み締めた瞬間に支援力が増加する構成を実現した。

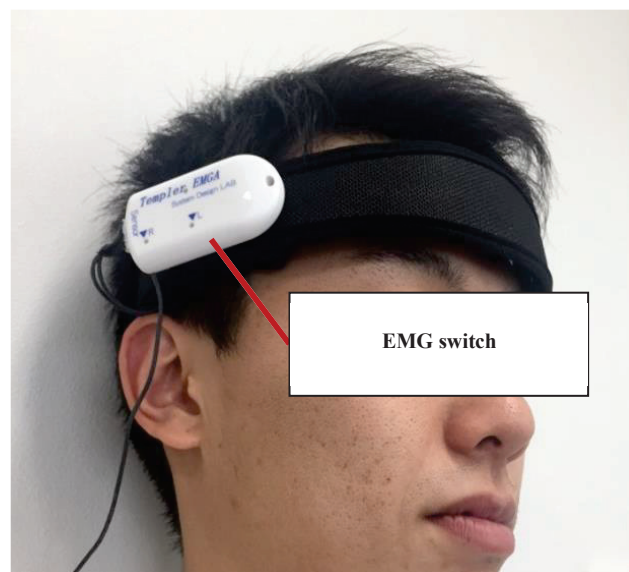


Fig. 2.9 Overview of EMG switch

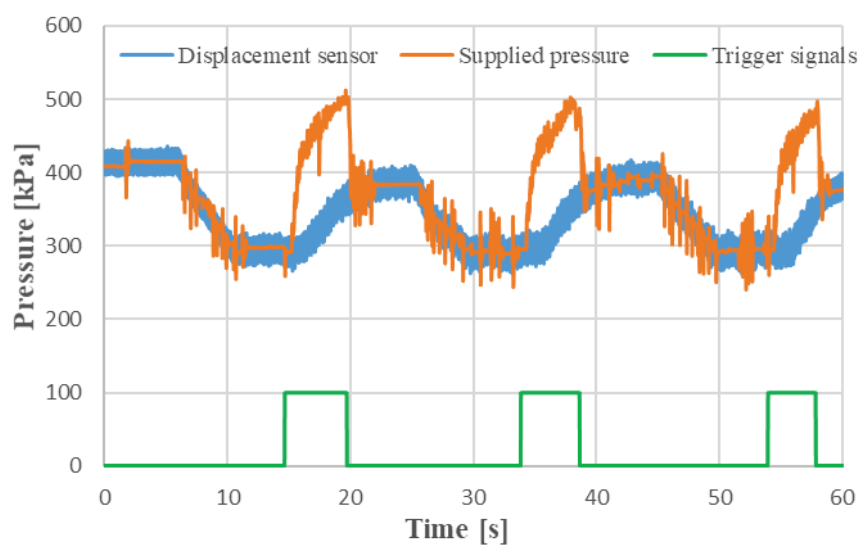


Fig. 2.10 Relationship between the time and the pressure

2.2 評価実験

開発したスーツの支援効果を確認するため、未支援状態との比較を、また、Fig. 2.5の解析結果から設計した腰部トルクに比例した制御の妥当性を確認するため、腰部角度に比例した制御との比較を以下の計測を行い評価した。健康成人男性5名に対し、開発したスーツを装着した状態で、未支援と腰部トルクに比例した制御の2条件において、脊柱起立筋の筋電位測定を行った。被験者の動作としては、直立状態から5秒かけて前屈状態へ移行し、5秒間前屈状態を維持、そして5秒かけて直立状態に戻り、5秒間直立状態を維持、を繰り返した。実験の計測風景をFig. 2.11に示す。



Fig. 2.11 Movement of the subjects

2.3 実験結果

一連の動作を行った際の平均筋電位を%MVCで表した結果をFig. 2.12に示す。筋電位の%MVCの差を検定するために、ボンフェローニ法を用いて比較を行ったところ、有意差が検出された($t=4.503$, $DOF=4$, $p=0.005$)。以上より、本装置を用いた場合の脊柱起立筋の負担軽減を確認した。

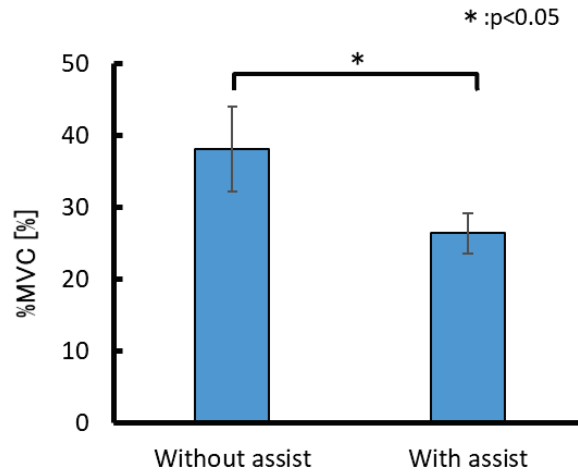


Fig. 2.12 Mean of the measured EMG

2.4 まとめ

本章では、軽量柔軟なアクチュエータである空気圧人工筋と衣類素材の組み合わせで内骨格タイプの動きを妨げにくい支援装置と装着部を設計し、PWM 制御により安価な電磁弁で基本動作に対して自動的に追従支援可能な制御システムに加え、突発的な動作変化に対し顎の噛締力により発生する筋電をトリガーにして複雑な建設作業の変化に対し装着者の意図を反映して支援を調整できる制御方法を開発した。また、その評価を筋電位の変化量により行い、提案スーツ着用による脊柱起立筋の負担軽減効果を確認した。

一方で、本章で使用した従来型の人工筋を駆動させ支援力を発生させるには 0.3 MPa 程度の供給圧力が必要であり、大型大重量のコンプレッサが必要であった。そのため、装着者はコンプレッサと配管で接続された範囲内ではしか活動することができない。そこで、次章以降では、低圧で駆動可能な空気圧人工筋を開発することで、空圧源が小型軽量化され、構造が簡便で低コストでの実現が可能な動作支援装置を提案する。

第3章

低圧駆動型人工筋の開発

本章では、従来型のマッキベン型人工筋の構造と素材構成を見直し、低圧で駆動可能な新たな空気圧人工筋を開発した。

3.1 人工筋の構成

3.1.1 先行研究

マッキベン型人工筋の先行研究として、辻内ら²⁸⁾は、空気圧受容部のゴム弾性を小さくすることで拘束部の円周方向への伸長応力を増加させて駆動する人工筋を開発している。また、斎藤ら²⁹⁾は空気圧受容部の全長方向への膨張を無くすことで、人工筋の収縮応力を増加させ低圧で駆動する人工筋を開発している。しかしながらこれらは、空気圧を未供給時には伸縮性を有さず、身体に装着し動作支援を行う際、支援対象以外の動作を妨げる要因になることが考えられる。その他にも様々なタイプの人工筋が提案、評価されている³⁰⁻⁴⁾。これらは制御精度の向上や発揮力の向上を目的とした研究が多く、駆動圧の低圧化や未支援時の冗長性を検討した研究は少ない。

3.1.2 人工筋の発生応力

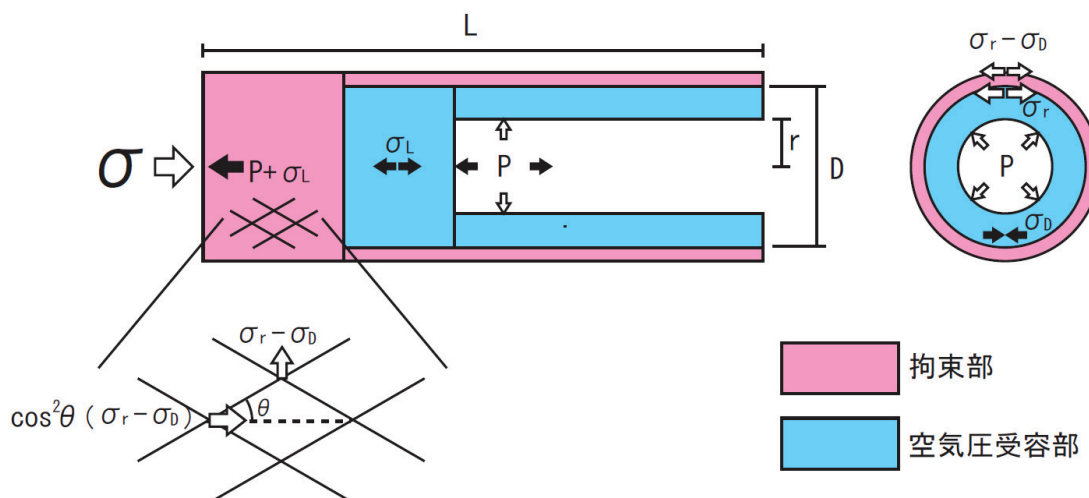


Fig. 3.1 Working principle of McKibben Muscle

Fig. 3.1 は、マッキベン型人工筋に供給圧力 P を加えた際に、全長 L 、空気圧受容部の内半径 r 、外直径 D の状態が発生する各応力を示している。供給圧力 P により、外直径 D まで膨張した空気圧受容部には、円周方向へ収縮応力 σ_D が発生する。 σ_D は、空気圧受容部のヤング率 E と円周方向の伸長率 ε_D から次式で表すことができる。

$$\sigma_D = E\varepsilon_D \quad (3.1)$$

また、供給圧力 P が加わった際に、外直径 D 、内半径 r の肉厚円筒に発生する円周方向への伸長応力 σ_r は次式で表すことができる。

$$\sigma_r = P \frac{D^2 + r^2}{D^2 - r^2} \quad (3.2)$$

σ_r と σ_D は空気圧受容部の円周方向の拮抗する応力であり、次式で表すこの差分が拘束部への円周方向への伸長応力として伝わる。

$$\sigma_r - \sigma_D = P \frac{D^2 + r^2}{D^2 - r^2} - E\varepsilon_D \quad (3.3)$$

拘束部のパンタグラフ構造により、円周方向への伸長応力が、全長方向への収縮応力 σ_c に変換される。拘束部の交差角度を θ とすると三平方の定理と仮想仕事の原理より次式で表すことができる。

$$\sigma_c = \cos^2 \theta (\sigma_r - \sigma_D) \quad (3.4)$$

一方、これに拮抗する全長方向への伸長応力 σ_E は、供給圧力 P の全長方向成分と全長 L

まで空気圧受容部が収縮した際に発生する伸長応力 σ_L であり，空気圧受容部のヤング率 E と全長方向の収縮率 ε_L から次式で表すことができる．

$$\sigma_E = P + E\varepsilon_L \quad (3.5)$$

以上から，マッキベン型人工筋に発生する収縮応力 σ は次式で表すことができる．

$$\sigma = \sigma_c - \sigma_E = \cos^2 \theta \left(P \frac{D^2 + r^2}{D^2 - r^2} - E\varepsilon_D \right) - (P + E\varepsilon_L) \quad (3.6)$$

式(3.6)より，空気圧供給部のヤング率 E ，円周方向の伸長率 ε_D ，全長方向の収縮率 ε_L が低くできれば，供給圧力 P が低くても，収縮応力 σ を確保できると考えられる．

3.1.3 開発した人工筋

本章で開発した，低圧駆動型空気圧人工筋「Pneumatic Gel Muscle（以下，PGMとする）」の概略を Fig. 3.2 に示す．PGM の構成は従来のマッキベン型と同様で，圧力を供給すると膨張する空気圧受容部と，非伸縮繊維を直交させながら筒状に編製したパンタグラフ構造の拘束部で構成される．

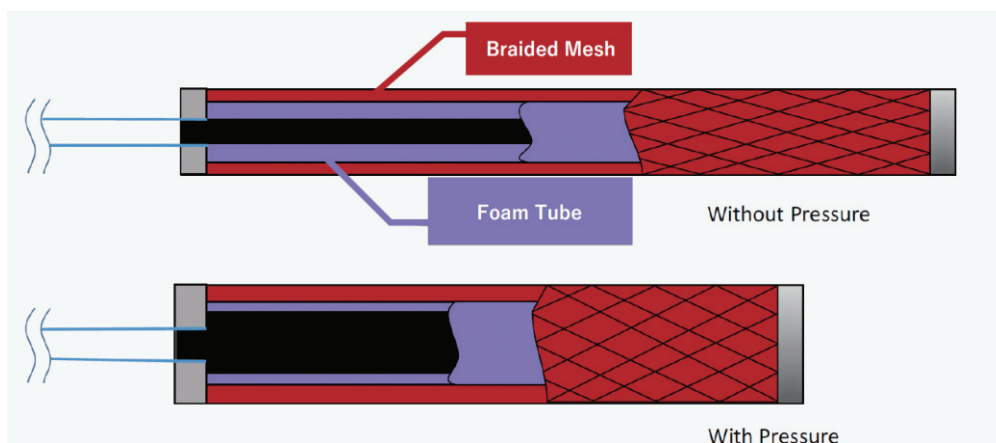
従来のマッキベン型人工筋では，同じ全長の空気圧受容部と拘束部を組み合わせで構成されていた．3.1.2 節より，空気圧受容部は径方向だけではなく全長方向にも膨張しようとし，拘束部の全長方向の収縮運動を相殺する力が発生していた上，無加圧時には伸縮性を有さなかった．PGM は，拘束部の全長に対して，自然長の短い空気圧受容部を組み合わせることで，無加圧時でも伸縮性を有し，最伸張状態をアクチュエータの初期状態とすることで，円周方向の伸長率 ε_D ，全長方向の収縮率 ε_L ともに低い状態で駆動させることができる拘束部の全長方向の収縮を妨げにくい構造を実現した．さらに空気

受容部を構成する素材には、ヤング率 E の低いスチレンゲルをさらに発泡させることで高い伸縮性と柔軟性を有す素材を用いた。また発泡により空気圧受容部の表面が歪みやすくなり、拘束部のパンタグラフ構造の稼働を干渉しにくい構造とした。

本稿では、最大伸張状態の全長 500 mm、外径 10 mm の拘束部と、自然長で全長 250 mm、外径 9 mm、内径 4 mm のゲルチューブを空気圧受容部として組み合わせた PGM を試作し、以降の実験で利用した。



(a) External appearance



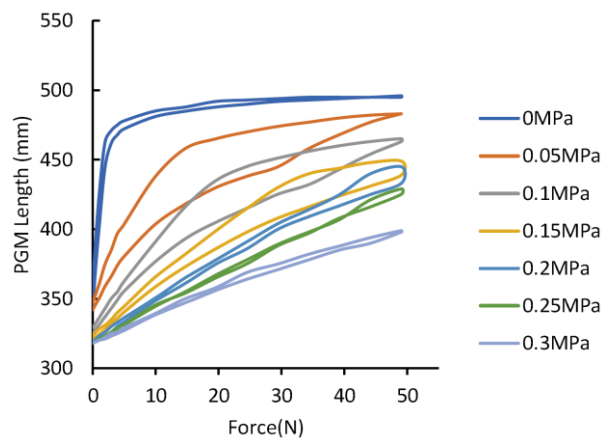
(b) Working principle

Fig. 3.2 Developed pneumatic gel muscle (PGM)

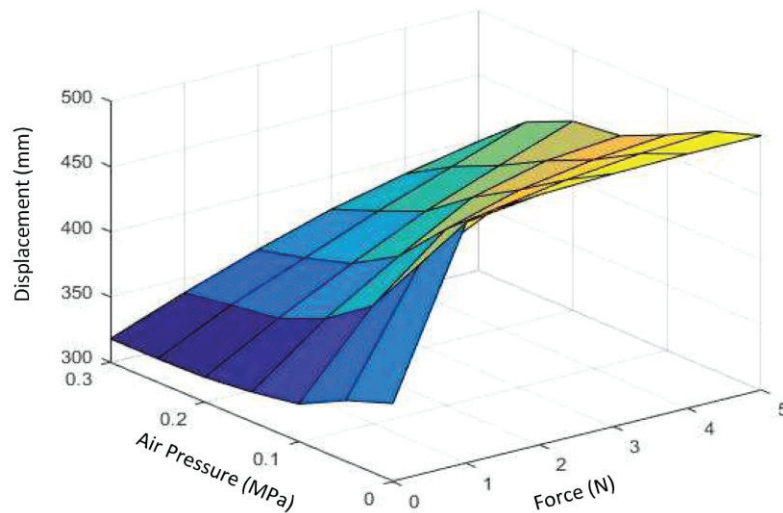
3.2 特性評価実験

人工筋の一端を固定し他端に錘で負荷を加えた状態で、人工筋への供給圧力[MPa]と人工筋の発生力[N]と収縮率[%]を測定し関係性について調べた。負荷は 0~49 N まで 4.9 N 刻みで、供給圧力は 0~0.3 MPa まで 0.05 MPa 刻みで変化させた。実験結果を Fig. 3.3, Fig. 3.4 に示す。例えば、0.2 MPa の加圧時に、0, 9.8, 19.6, 29.4, 39.2,

49 N の負荷を与えた場合，収縮率はそれぞれ 36.1, 29.1, 23.1, 17.7, 13.3, 9.2% であった．次に，供給圧力を 0.1 MPa に固定し，0～49 N の負荷を繰り返し 10 回加えた際の，人工筋の収縮率[%]を測定した結果を Fig. 3.5 に示す．収縮率の誤差が大きいポイントで最大約 2.4% の差が観察されたものの，基本的には回数に関係なく，安定した動作が確認できた．



(a) PGM elongation, air pressure and force relationship



(b) Surface plot of the relation

Fig. 3.3 Relationship of air pressure, force and elongation ratio

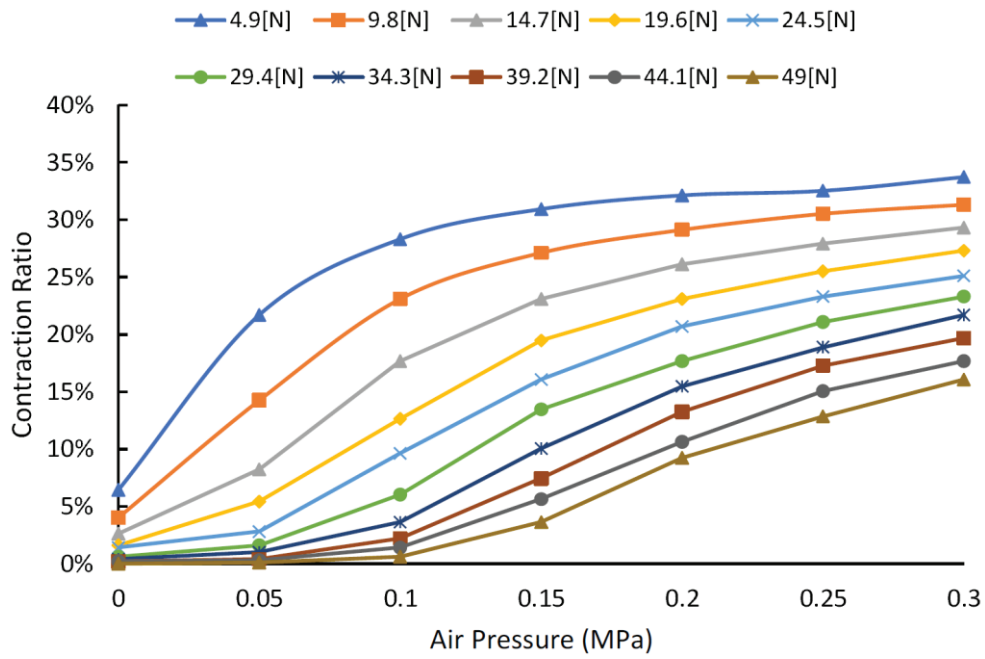


Fig. 3.4 PGM contraction ratio based on load and air pressure

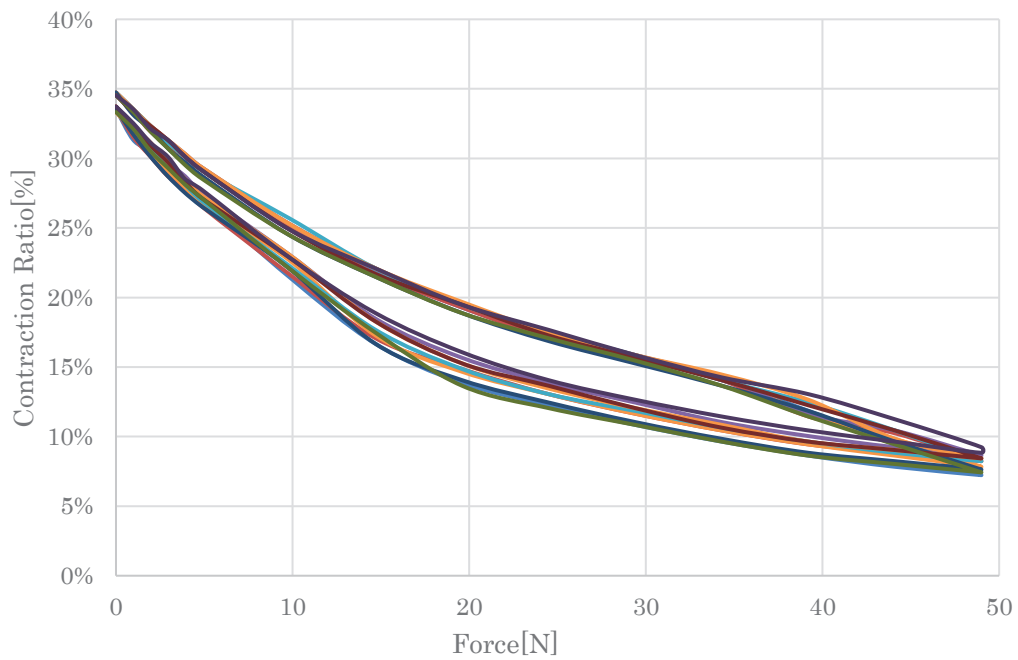
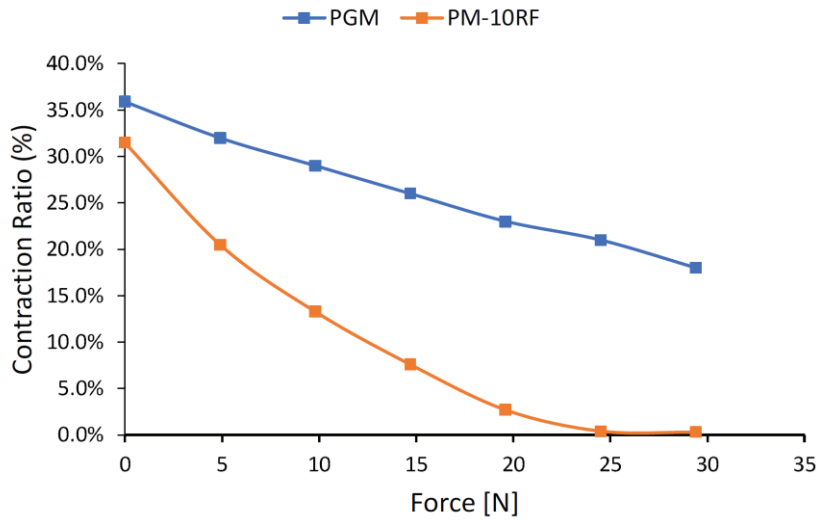
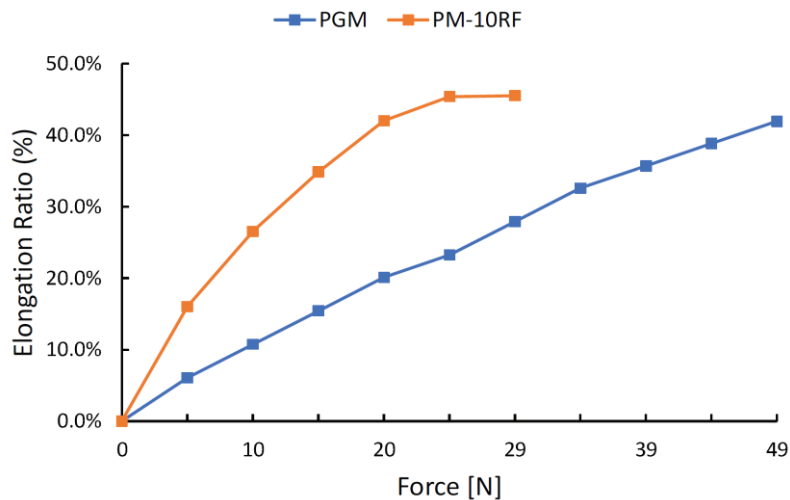


Fig. 3.5 Relationship between force and contraction ratio

(10 times contraction at 1.0[MPa])



(a) Contraction ratio



(b) Elongation ratio

Fig. 3.6 Comparison of contraction and elongation ratio of PGM and PM-10RF

次に、従来品との性能比較として、低圧駆動型の空気圧人工筋として実用化、一般販売されているスキューズ株式会社製の人工筋「PM-10RF」とPGMを0.2 MPaの供給圧力で駆動させた際の特性を比較した。無圧力供給時の自然長からの収縮率を示した結果を Fig. 3.6(a)に、0.2 MPa 供給かつ無負荷時の収縮率を基準とした伸張率で表した結果を Fig. 3.6(b)にそれぞれ示す。例えば、PM-10RFは、0.2 MPa 加圧時に自然長に対して32%収縮するが、10 N 発生させるためには20%、20 N 発生させるためには29%、人工筋を伸ばさなくてはならない。一方、PGMは、同条件で無負荷時に36%収縮し、

10 N 発生のためには 7%, 20 N 発生のためには 13%の伸張率で良いことになる。以上の実験から、本章で開発した PGM は、低圧でもより大きい力と高い収縮率を発生させられることを確認した。

3.3 まとめ

本章では、従来のマッキベン型人工筋の構造と素材構成を見直し、低圧で駆動可能な新たな空気圧人工筋「PGM」を開発した。マッキベン型人工筋の発生力の計算式から、空気圧供給部のヤング率 E 、円周方向の伸長率 ε_D 、全長方向の収縮率 ε_L が低くできれば、供給圧力 P が低くても、収縮応力 σ を確保できると考え、拘束部の全長に対して、自然長の短い空気圧受容部を組み合わせることで、無加圧時でも伸縮性を有し、最伸張状態をアクチュエータの初期状態とすることで、円周方向の伸長率 ε_D 、全長方向の収縮率 ε_L ともに低い状態で駆動させることができる拘束部の全長方向の収縮を妨げにくい構造を実現した。さらに空気受容部を構成する素材には、ヤング率 E の低いスチレンゲルをさらに発泡させることで高い伸縮性と柔軟性を有す素材を用いた。供給圧力、伸長率、発生力を比較した特性試験を行い、PGM は低圧でもより大きい力と高い収縮率を発生させられることを確認した。

PGM は従来のマッキベン型と異なり、自然長ですでに収縮した状態になっている。そのため、無負荷状態では圧力供給しても自然長からほとんど収縮しない。このことは、制御可能な収縮範囲が狭くアクチュエータ単体で考えるとデメリットになり得る。しかし、動作支援を目的に伸長状態で身体に配置することを考えれば、未供給時にも伸縮し動作を妨げず、従来型に比べ、低い圧力で大きい収縮率を得られることはメリットになり得る。

次章以降では、本章で開発した PGM を用いて開発した、空圧源が小型軽量化され、構造が簡便で低コストでの実現が可能な、動作支援装置を提案する。

第4章

低圧駆動型人工筋を利用した無電源歩行支援装置の開発

本章では、電力の外部供給が不要でありながら装着者の動きに合わせてアクティブに支援を行うことが可能な動作支援装置「Unplugged Powered Suit (以下, UPS とする)」を開発した。

4.1 開発した歩行支援装置の構成

第3章にて開発した PGM を応用し、装着者の動きに合わせてアクティブに支援を行うことが可能な歩行動作支援装置を開発した。PGM は空気圧人工筋の一種であり、支援力を発生させるためには、圧縮気体を人工筋内に供給する必要がある。圧力を供給する方法として、コンプレッサや圧縮気体を充填したタンクを利用という方法も考えられるが、コンプレッサはかさばる上に駆動に電力が必要かつ動作音が大きく、またタンクは頻繁な交換が必要になり手間がかかる。そこで本研究では、低圧駆動特性の良い PGM の特徴を最大限活用し、電力供給不要でエアタンクを一切利用しない機構での動作支援装置「UPS」の開発を行った。装置の外観を Fig. 4.1 に示す。本装置は「駆動部」である人工筋、「空圧源」であるポンプ、「伝達部」である配管、の3部から構成される。日本人成人男性の平均体重は 63.3 kg⁴²⁾、下肢の体重比率は 18.5%⁴³⁾との報告から、下肢1本は平均約 11.7 kg と推定できる。Fig. 3.3 より、PGM は 10%収縮時、0.2 MPa の圧力供給で 5 kgf の支援力を発生できる。このことから、PGM を伸ばしきった状態で2本配置し、0.2 MPa 程度の圧力供給をすることで、下肢をほぼ支持できる支援力が発生させることができることになる。0.2 MPa=約 2.04 kg/cm²であることを考えると、31 cm²の有効断面積を持つポンプを足底に配置すれば、体重 63.3 kg の人が自重でポンプを踏んだ時、0.2 MPa の圧力を生成できることになる。そこで市販の有効断面積が 31 cm² 相当のポンプを足底部に配置し、踏み込み式ポンプを構成した。ポンプは、

Fig. 4.2 に示すように、非支援側の足底裏の踵部に配置し、踵の接地をトリガーにして人工筋に空気圧を供給する。また、支援側の股関節前面を縦断するように人工筋を配置した。この構成により、Fig. 4.3 に示すように、股関節屈曲動作に追従して遊脚期の股関節屈曲支援が可能な機構を実現した。



(a) UPS design

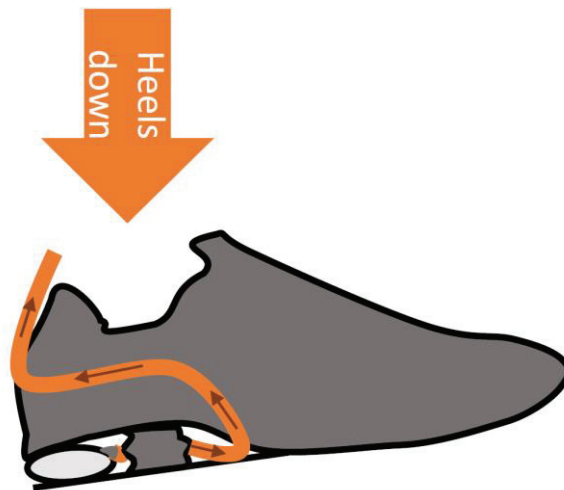


(b) UPS experiment

Fig. 4.1 UPS design and PGM placement for walking assist



(a) Shoe with pump



(b) shoe functionality

Fig. 4.2 Shoe design

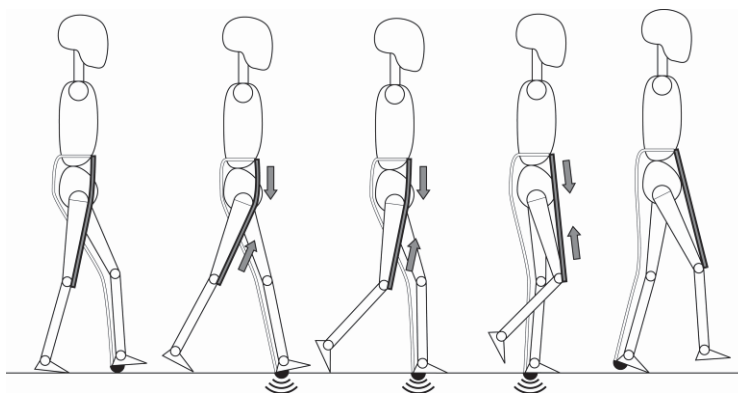


Fig. 4.3 Assistive force during walking

4.2 評価実験

4.2.1 引張力計測

開発した装置を実際に装着し、ピッチ 0.5 sec, 歩幅 500 mm に統一して歩行した際の人工筋停止部に加わる引張力を計測した。計測にはテック技販製の 3 軸力覚センサ USL06-H5-50N を使用し、サンプリング周波数は 1000 Hz とした。その結果を Fig. 4.4 に示す。支援時には一歩分のポンピングで 0.15 Mpa まで人工筋の内圧が高まるように事前に 0.05MPa まで内圧を高めた状態で試験を行った。装置を装着した状態で、配管を接続せず空気圧が供給されない状態を未支援時とし、支援時と比較した結果、未支援時は約 15.3 N, 支援時は約 27.5 N の支援力が得られることが確認できた。未支援時にも力が発生するのは、PGM が圧力無供給時でも素材のもつ伸縮性によりバネ性を有するため、歩行時に股関節が伸展して PGM の全長が伸張させられたときに収縮力が発生するためである。

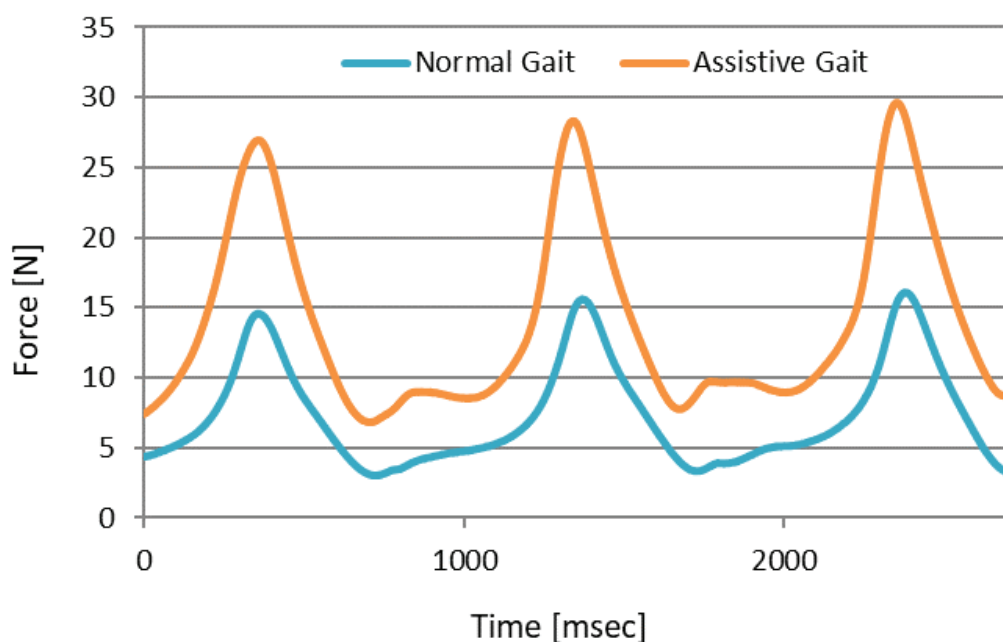


Fig. 4.4 Assist force and measured EMG of rectus femoris when assisted

4.2.2 筋電計測

開発した装置を装着して歩行した際の筋電位を計測することで、支援効果の評価を行った。被験者は24～35歳の9名。主に遊脚期に働く大腿直筋、ハムストリング、ヒラメ筋、腓腹筋の下肢の4つの筋を対象にした。装置を装着し、支援有と無の場合それぞれ通常歩行中の3歩分を計測しそれぞれ3試技ずつ行った。計測には追坂電子機器製のP-EMG plusを使用し、データはP-EMG plus ログソフトを用いて処理した。支援有無それぞれ代表的な1試技を比較した結果を Fig 4.5 に示す。

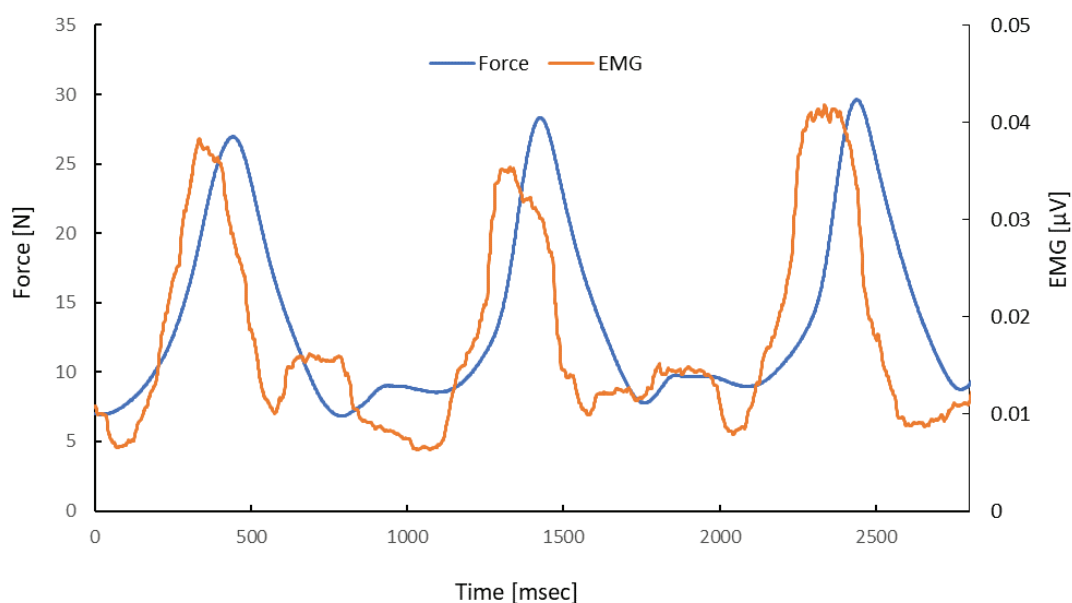


Fig. 4.5 Assist force and measured EMG of rectus femoris when assisted

4.3 実験結果

支援有無のそれぞれの場合の各筋の筋電%MVC を比較した。結果を Fig. 4.6 及び Table 4.1 に示す。大腿直筋は支援有の場合に%MVC が減少し、t 検定を行った結果有意差が示された ($P=0.037$)。他の筋では有意差は示されなかった。

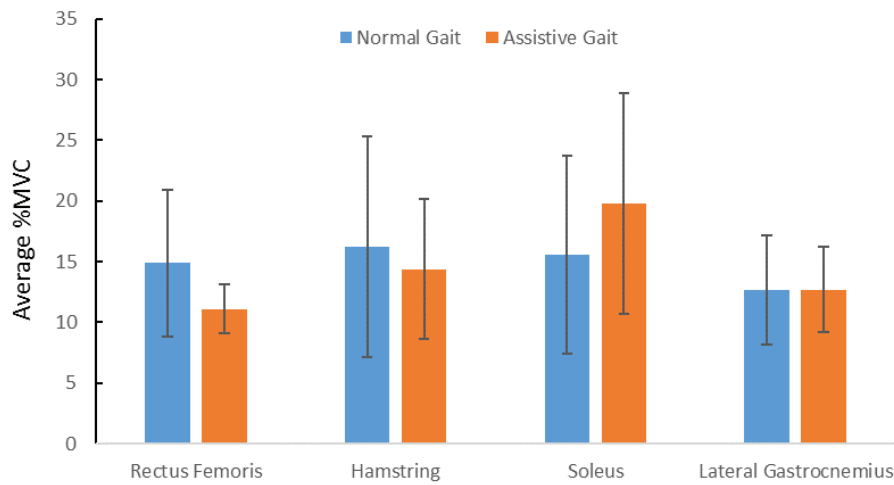


Fig. 4.6 Average muscle activities for all the subjects

Table 4.1 Results of the statistical analysis

	t-value	DOF	p-value
Rectus femoris	1.05	8	0.037
Hamstring	1.53	8	0.082
Soleus	-1.64	8	0.070
Lateral gastrocnemius	-0.01	8	0.496

以上から、提案する動作支援装置により、無電力供給でありながら、歩行時の股関節屈曲動作における大腿直筋の負荷を減少させつつ、股関節伸展動作における大腿二頭筋の活動への影響が少なくなるように、必要な時だけ支援力を発生させることができることを確認した。

4.4 まとめ

本章では、PGMを利用して無電力供給でありながら、歩行時の股関節屈曲動作における大腿直筋の負荷を減少させつつ、股関節伸展動作における大腿二頭筋の活動への影響が少なくなるように、必要な時だけ支援力を発生させることができる無電源歩行支援

装置を開発し効果について述べた。本章では実際に9名の被験者で歩行動作計測を行い、支援効果について支援有無それぞれの筋電位の%MVCの差を検証し、支援有の場合、歩行遊脚期に主に働く大腿直筋の%MVCが有意に減少することを確認した。

今回の結果に対しては、開発した支援装置の構成の貢献が大きい。大腿直筋は、股関節の屈曲モーメントを生成することで股関節屈曲動作に、大腿二頭筋は、股関節の伸展モーメントを生成することで股関節伸展動作に寄与している。開発した支援装置の構成では、PGMは大腿直筋に沿うように配置されていることから、非支援脚の接地によるポンプ圧縮で発生した圧力がPGMに供給されると、PGMの収縮により支援脚股関節の屈曲モーメントが生成され、遊脚期前期から遊脚期中期の股関節の屈曲を補助することができる。これが大腿直筋の活動の免荷につながったと考えることができる。次に、支援脚の股関節は伸展期に入り、非支援脚が遊脚期になる。股関節伸展期にPGMから屈曲モーメントが生成されたままだと、人はそれに対抗してより大きな伸展モーメントを発生しなければならなくなり、関節伸展モーメントを生成する主な筋のひとつである大腿二頭筋の負担が増加する可能性がある。しかし、開発した支援装置の構成では、支援脚股関節の伸展期に入るタイミングでちょうど踵が地面を離れるために、踵裏のポンプの圧縮が解除され、PGMへの圧力供給がなくなる。そのためPGMが発生する収縮力が減少、股関節の屈曲モーメント生成効果も減少するため、大腿二頭筋の負担の増加を抑えたと考えることができる。

本装置の支援力が発生する歩行フェーズは、前遊脚期から遊脚中期であり歩行周期全体の約37%にあたる⁴⁴⁾。一方でFig. 4.5よりポンプを踏んでから支援力がピークに達するまでに約0.3秒の遅れがあることがわかる。本章での試験では歩行ピッチ0.5秒で行っており、対象の歩行フェーズ中に支援を十分受けられるが、歩行ピッチ0.4秒より速い場合には、PGMによって与えられる支援力が十分伝わらない可能性がある。また本装置の構造のままでは、直立時両足底が接地しているため、PGMへの供給圧が生成

され股関節を屈曲させようとする力が発生してしまう。装着者は立った状態を保つために拮抗筋であるハムストリングス等の筋を収縮させてしまう。本章では歩行にのみ焦点を当てたが、状況に応じて圧力を制御することで支援モードを切り替えることができるメカニズムを開発する必要がある。次章では、無電力で装着者の意図するタイミングで支援が可能な装置の開発を検討した。

第5章

低圧駆動型人工筋を利用したスポーツ支援装置の開発

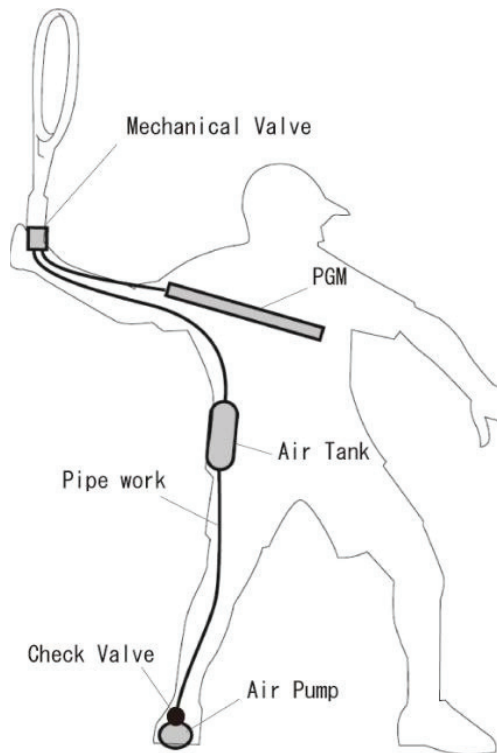
本章では、低圧駆動人工筋を利用したテニス用 UPS の概略と構造を説明し、その支援効果の評価を行った結果と考察について述べる。

5.1 開発したスポーツ支援装置の構成

5.1.1 装置構造

PGM により支援力を発生するためには、圧縮気体を PGM に供給する必要がある。圧力を供給する方法として、コンプレッサを利用するという方法も考えられるが、重くなりかさばる上に、駆動に電力が必要で動作音も大きく、スポーツ時に着用して競技を行うには不向きである。そこで本章では、低圧での駆動特性が良いという PGM の特徴を活用して、ポンプを装着した靴を履いてテニスをプレイすることで、プレイヤーの自重を利用して空気圧供給を行う手法を採用した。これにより電源もコンプレッサも使わずに、テニスプレイ中のプレイヤーの動きによって PGM を駆動させるための空気圧を蓄積することができる。また強打が必要なタイミングをプレイヤー自身が判断し、メカニカルバルブのスイッチをおすことでフォアハンドのスウィングを支援する力を得る機構とした。

Fig. 5.1 に開発した装置（以下、本装置）の概略図と実物部品を示す。本装置は、圧縮空気を発生させるポンプ、発生した圧縮空気を蓄積するタンク、圧縮空気が供給されると収縮力が発生する人工筋（PGM）、タンクから人工筋への圧縮空気の供給を切り替えるメカニカルバルブ、それらを繋ぐ配管から構成される。



(a) overview of device placement



(b) device parts and purpose

Fig. 5.1 Device structure

5.1.2 ポンプとタンクの性能

ポンプには、内容積 44 ml のゴム製フロアを使用し、Fig. 5.2 のように靴のインソール踵部に配置した。また、タンクには 500 ml の PET 製ボトルを使用し、フロアとの間に逆止弁付きの配管（内径 2.5 mm，外径 4 mm，長さ 1200 mm）で繋いだ。一例として、身長 171 cm，体重 67 kg 被験者が装着し、毎秒 2 歩のペースで足踏みした際のタンク内圧の変化を計測したところ、50 歩で約 0.16 kPa まで内圧が高まることを確認した (Fig. 5.3)。

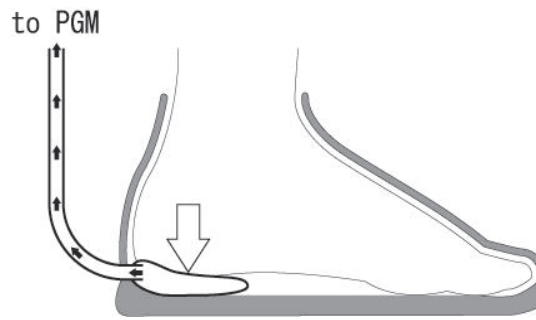


Fig. 5.2 Air pump (rubber blower) on inner heel of shoe

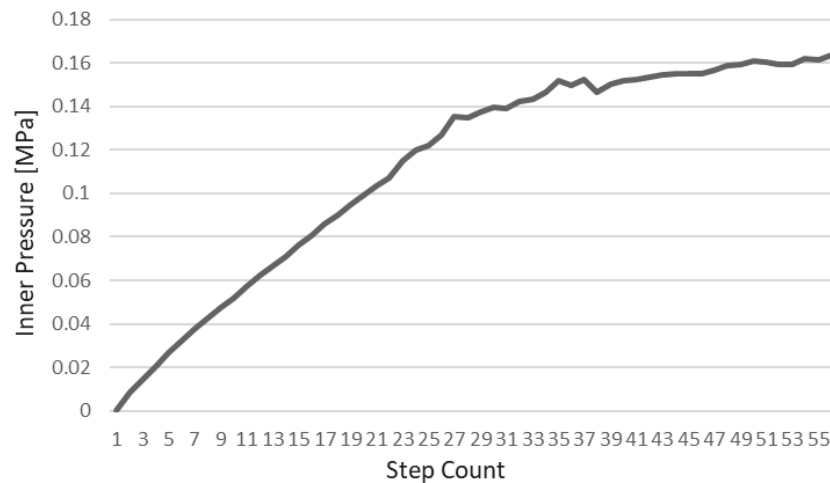


Fig. 5.3 Relationship between step count and internal pressure of the tank

5.1.3 PGM の配置と設定

本装置が支援するフォアハンドのスウィング時には大胸筋が優位に働く⁴⁵⁾。そこで、大胸筋の動作（肩関節の水平屈曲動作）を支援することを目的として当該筋の走行に沿って PGM を配置した。PGM の長さについては、支援時には PGM の収縮量が最大限発揮でき、かつ未支援時には弛んだり突っ張ったりして邪魔にならないように、肩関節水平伸展 0° の際に PGM が最伸長状態（収縮率 0%）となり、肩関節水平屈曲 90° の際に PGM が最収縮状態（収縮率 35%）になる長さに設定した。一例として、身長 170 cm 程度のプレーヤーの身体に合わせると、PGM の自然長は 40 cm が上記条件に合致す

る。開発した装置に PGM を配置した装着例を Fig. 5.4 に示す。以下の実験では、40 cm の自然長の PGM を用いて実験を行うこととした。



Fig. 5.4 Device being worn by a player

5.2 評価実験

健常成人男性 8 名（年齢 22～38 歳，身長 168～185 cm，体重 62～75 kg）の被験者に対し，以下の内容で動作解析と表面筋電位計測を行い，本装置の評価を行った。動作解析にはオプティトラック製のモーションキャプチャシステム（カメラ：Prime13.13w，ソフト：Motive）を使用し，サンプリング周波数は 200 Hz とした。表面筋電位の計測には追坂電子機器製の筋電計（ワイヤレス EMG ロガー II）を使用しサンプリング周波数は 1000 Hz とした。

開発したスーツを着用してラケットを持った状態で，PGM による支援力を与えた状態と与えない条件でそれぞれ 10 回ずつ肩関節の屈曲動作を行い，ラケット先端のスウィングスピードと大胸筋の表面筋電位を計測した。実験では，PGM による支援力の大胸筋への影響をより選択的に評価できるよう，被験者には仰臥位で肘，手首は使用せず

肩関節のみを水平屈曲方向に動かすよう指示した (Fig. 5.5). 支援有の場合は, スウィングするタイミングに合わせて被験者自らメカニカルバルブのスイッチを押し, PGM に支援力を発生させた. 供給圧力は 0.15 MPa に統一した.

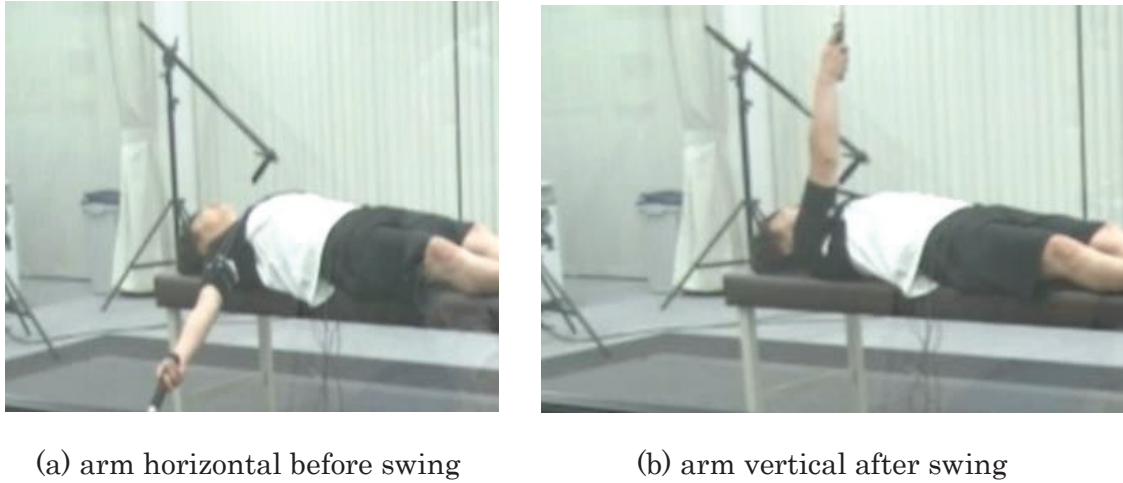


Fig. 5.5 Evaluation of swing speed

5.3 実験結果

計測結果を解析し各被験者の平均スウィングスピードと表面筋電位を%MVC で比較したグラフを Fig. 5.6, 5.7 に示す.

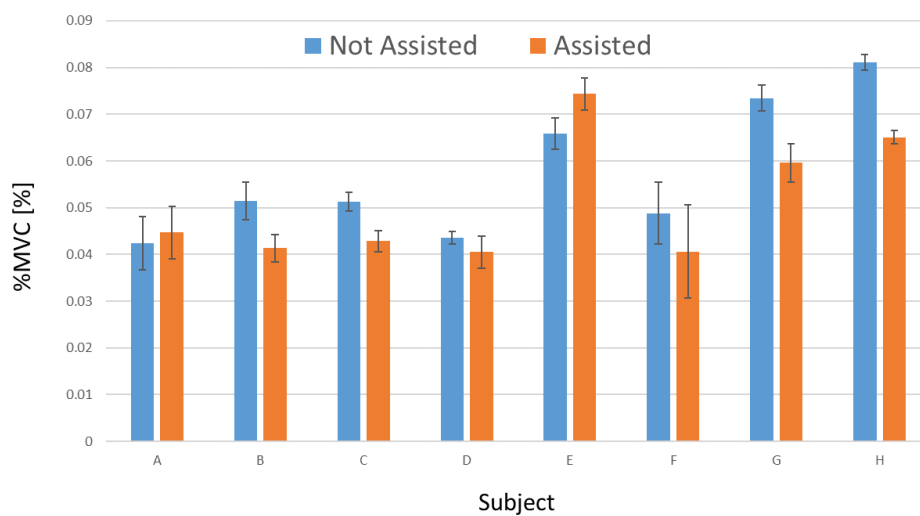


Fig. 5.6 Average muscle activities for each subject

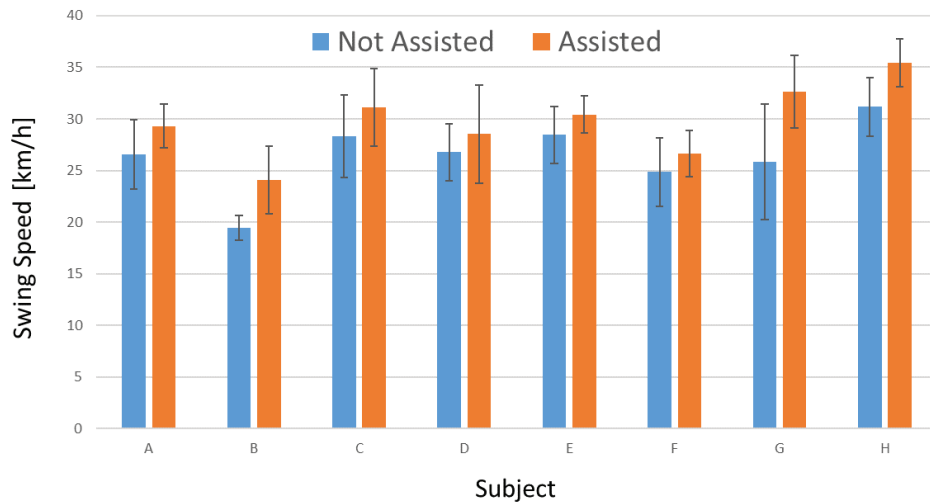


Fig. 5.7 Average swing speed for each subject

グラフからスウィングスピードが向上し表面筋電位が減少していることがわかる。支援有無のスウィングスピードの差が統計的に意味のある差かどうかを t 検定で評価したところ、支援時のスウィングスピードの方が統計的に有意に速いという結果が得られた ($t=5.325$, $df=7$, $P=0.0005$)。同じく、表面筋電位の%MVC の差かどうか検定するために t 検定を行ったところ、支援時の表面筋電位の%MVC の方が統計的に有意に小さいという結果が得られた ($t=-2.105$, $df=8$, $P=0.037$)。以上から本装置により大胸筋の動作支援が可能であることを確認した。

5.4 まとめ

本章では、PGM を用いることで、足踏み動作によって PGM を駆動させるための空気が蓄積され、強打が必要なタイミングでメカニカルバルブの手動操作により PGM に圧力を供給することでフォアスウィングの腕振り動作を支援ができるテニス用 UPS の開発を行い、その効果を確認した。大胸筋に注目して表面筋電位を計測し評価したところ、大胸筋の筋電位が統計的に有意に減少した。またその際の肩関節屈曲速度は統計

的に有意に増加した。

本構成では電子制御を一切行っていないことから、スウィングタイミングをセンシングして空圧制御することができないが、ボールの速度やスピン状態によってスウィングは微妙に変わると考えられ、それによって圧力供給の最適タイミングは変わるだろう。またタンクへの圧力蓄積についても、歩行から走行に形態が変化すれば踵での接地をしなくなるため、ポンプの配置位置にも検討が必要である。無電力供給にこだわる場合は、アナログスピードレギュレータを取り付けて空気圧供給タイミングを手動調整したり、ポンプ位置を手軽に変更できたりするような機構の工夫がありうる。また PGM の低圧駆動性を活かせば、小型バッテリーと小型エアタンクを搭載してセンサによる PGM の電子制御を導入した構成も、従来よりも軽量の構成で実現することも可能であろう。

本章では、大胸筋の収縮運動を支援するため、PGM を大胸筋の走行に沿って肩関節前面に配置したが、肩関節背面に配置すれば大胸筋に対しては筋負担を増加(レジスト)させるように働くため、筋をある程度選択的にトレーニングすることにも利用できる可能性がある。また、体幹等他の部位も支援対象にすることで、より支援効果の高い装置の実現が期待できる。目標の筋に対して負担を減少/増加させるためには、PGM からの発生力が人の筋にどのように作用するかを正確に評価することが必要になる。本章ではテニスのフォアハンドのスウィングを対象として支援効果が予測できる筋に対して評価を行ったが、対象となる動作が変わったり、PGM の配置が変わったり、装着する人の体格が変われば、PGM の支援効果は大きく変わることが予想される。すべての筋に対する支援効果を正確に計測・評価することは困難であるが、指定した筋の筋力を制御するために与えるべき外力を筋骨格モデルと動力学計算による筋力推定により適切な支援力を設計することもある程度可能であると考えられる。

次章では、人工筋等を身体に装着して支援を行う際の適切な配置や支援力を設計する方法を筋骨格モデルと動力学計算を用いて検討した。

第 6 章

運動補助パーツ配置が運動補助効果に与える影響

6.1 シミュレーション

6.1.1 シミュレーション実験

6.1.1.1 筋骨格モデル

Fig. 6.1 に筋活動推定に使用した 3 次元筋骨格モデルを示す. 本研究では Delp らの下肢筋骨格モデル⁴⁶⁾ を用いた. また, 筋パラメータである筋の等尺性最大収縮力 F_M^0 (maximum isometric force), 筋の至適長 l_0^M (optimal muscle ber length), 筋が骨、腱に付着する角度 ϕ (pennation angle), 腱が力を発生しない時の腱の長さ l^T (tendon slack length) は Christophy ら⁴⁷⁾ と Menegolo⁴⁸⁾ の文献を参考に決定した.

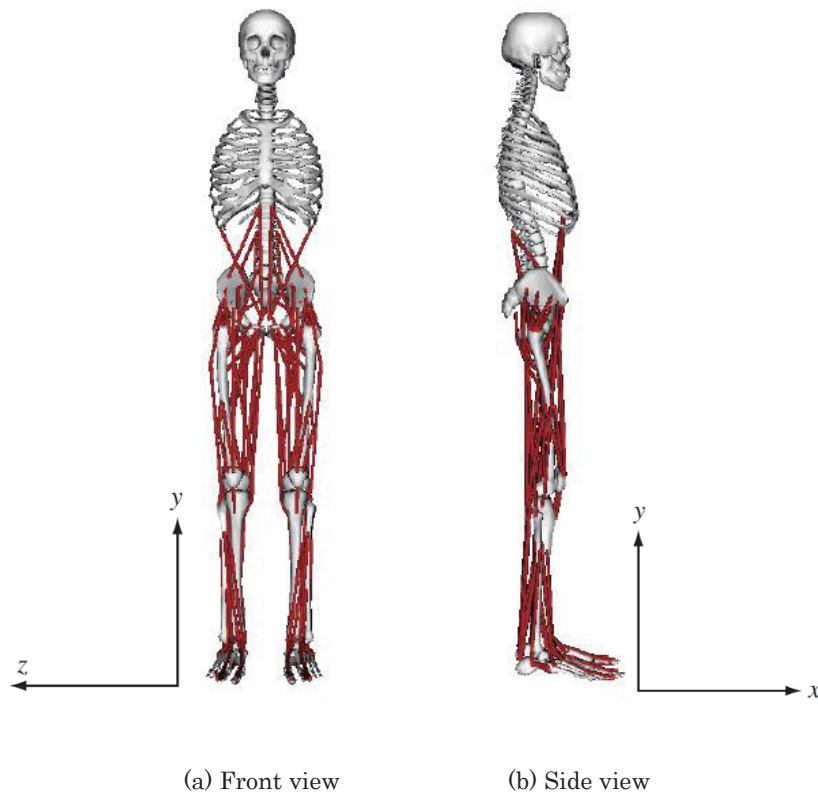


Fig. 6.1 Musculoskeletal model

6.1.1.2 筋活動度推定法

Fig. 6.2 に筋活動度推定の概略図を示す. 数値計算には, 筋骨格モデルの開発および運動の動的シミュレーションを行うことのできるソフトウェア **OpenSim**^{49, 50)} を用いた. そして, モーションキャプチャからの位置データを入力し, 逆運動学計算によって関節角度, 逆動力学計算によって関節トルクを算出し, 3次元筋骨格モデルを利用して筋活動度を推定した.

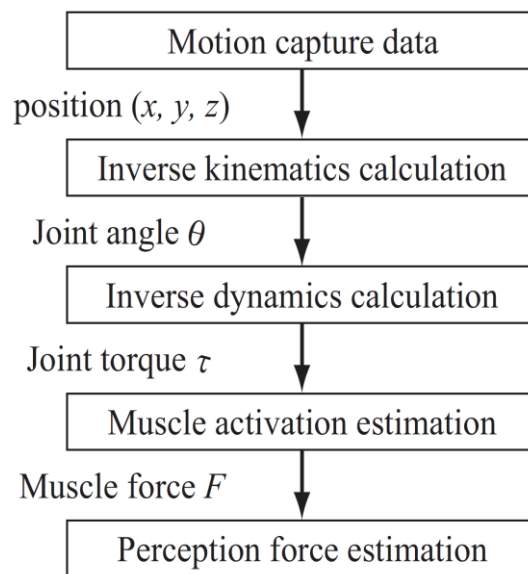


Fig. 6.2 Flow chart of the muscle activation estimation

6.1.1.3 逆運動学計算による関節角度の導出

Fig. 6.1 に示す 3次元直行座標系において, モーションキャプチャのマーカー位置 x_i^{exp} と身体モデルのマーカー位置 $x_i(q)$ のずれが最小となるよう, 次式が最小となるように $x_i(q)$ を決定することによってモデルの動作が決定され関節角度が算出される.

$$\sum_{i \in \text{markers}} (w_i \|x_i^{exp} - x_i(q)\|^2) \quad (6.1)$$

ここで、 q は一般化座標ベクトル、 w_i はマーカーの重みであり、本研究では $w_i = 1$ とした。

6.1.1.4 逆動力学計算による関節トルクの導出

各関節トルク は次式で表される。

$$\tau = M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) + G(q) - E(q, \dot{q}) \quad (6.2)$$

式(6.2)において、 q , \dot{q} , \ddot{q} はそれぞれ位置、速度、加速度ベクトルであり、 $M(q)$, $C(q; \dot{q})$, $G(q)$, $E(q; \dot{q})$ はそれぞれ質量行列、コリオリ力ベクトルと遠心力ベクトル、重力ベクトル、外力ベクトルである。

6.1.1.5 筋骨格モデルを利用した筋力推定

次に関節トルク τ から筋の活性の度合いを示す筋活動度 $\alpha(0 \leq \alpha \leq 1)$ を求め、筋力 F を推定する。筋モデルは Hill の法則に基づいて考案された Thelen のモデル⁵¹⁾ を用いた(Fig. 6.3, Table 6.1 参照)。

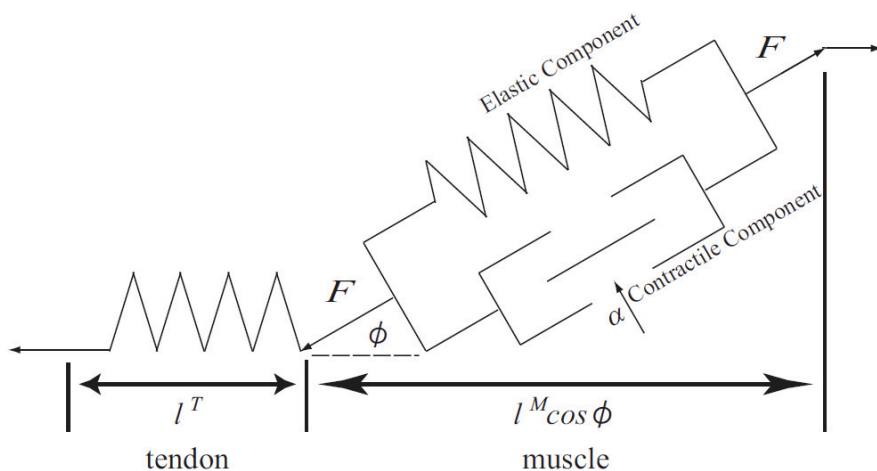


Fig. 6.3 Muscle contraction model

Table 6.1 Muscle parameters

γ	k^{PE}	ϵ_0^M
0.5	4	6

筋活動度と関節トルクには次式の関係がある.

$$\sum_{M=1}^n (\alpha_M F_M^0) r_{M,j} = \tau_j \quad (6.3)$$

ここで, n は筋数, F_M^0 は筋の長さを変化させないまま発揮できる最大張力である等尺性最大収縮力, $r_{M,j}$ は各関節軸の筋のモーメントアームである. モーメントアーム $r_{M,j}$ は筋の長さ l^M と関節角度 θ_j により次式で表せる.

$$r_{M,j} = \frac{dl^M}{d\theta_j} \quad (6.4)$$

また, 関節トルクから筋活性度を求める際には, 関節の数より筋の数の方が多いため不良設定問題となっている. そこで, 筋力推定方法として, 「ヒトは筋力の和を最小にするように筋力を発生させる」という Crowninshield ら⁵²⁾が提案している仮説に基づき, 以下の式 (6.5) によって評価関数 J の評価値を最小にする場合の筋活動度を推定する.

$$J = \sum_{M=1}^n (\alpha_M)^p \quad (6.5)$$

ただし, p は評価関数にかかる次数であり, 様々な値が用いられているが, 本研究で

は, Maurel ら⁵³⁾ を参考に $p=2$ とした. そして, 筋が発生させる筋力 F は筋活動度と筋の長さ l^M に依存している筋の収縮要素が能動的に発生させる力 F_α , 伸張することで力を発揮する弾性要素が受動的に発生させる力 F^{PE} を合成させたものである. Thelen⁵¹⁾ によれば筋力 F は次式で表せる.

$$F(t) = F_\alpha(t) + F^{PE}(t) \quad (6.6)$$

ここで筋の収縮要素が発生させる力 F_α は次式で表せる.

$$F_\alpha(t) = \alpha(t) F_0^M \bar{f}_l(\bar{l}^M(t)) \quad (6.7)$$

$$\bar{f}_l(\bar{l}^M(t)) = e^{-(\bar{l}^M(t)-1)^{2/\gamma}}$$

また, 筋の弾性要素が発生させる力 F^{PE} は次式で表せる.

$$F^{PE}(t) = F_0^M \bar{F}^{PE}(\bar{l}^M(t)) \quad (6.8)$$

$$\bar{F}^{PE}(\bar{l}^M(t)) = \begin{cases} 1 + k^{PE} (\bar{l}^M - (1 + \varepsilon_0^M)) / \varepsilon_0^M & (\bar{l}^M > 1 + \varepsilon_0^M) \\ e^{k^{PE}(\bar{l}^M - 1) / \varepsilon_0^M} / e^{k^{PE}} & (\bar{l}^M \leq 1 + \varepsilon_0^M) \end{cases}$$

ここで, l^M は筋の長さ l^M を最も発揮収縮力が大きくなる筋の長さである至適長 l_0^M で割った正規化長さである. 本研究ではこれらの値に Menegolo が用いた値⁴⁸⁾ を利用した. γ は正規化長さ l^M と筋の収縮要素が発揮する力の関係の形状係数, k^{PE} は正規化長さ l^M と筋の弾性要素が発揮する力の関係の形状係数であり, ε_0^M は等尺性最大収縮力による受動的な筋の緊張係数である. 本研究ではこれらの値に Thelen らの値⁵¹⁾ を用

いた.

6.1.1.6 サポートパーツモデルの作成

シミュレーションによる評価を行うために、Fig. 6.4 に表す DARWING サポートパーツの骨盤から太腿の中央部分で細くなり膝部分で広がる形状を複数の線形ばね特性を持つ筋肉モデルで模したサポートパーツモデルを作成した。Fig. 6.5 に DARWING サポートパーツのバネ特性を計測したグラフを示す。縦軸は荷重[N]，横軸は伸長量[m]を表す。この特性は伸縮性素材の縦方向と横方向に伸びる構造から生まれている可能性が考えられる。そこで Fig. 6.6 に示すように膝下部分のサポートパーツが上下に伸縮可能なサポートパーツモデルを作成した。



Fig. 6.4 DARWING

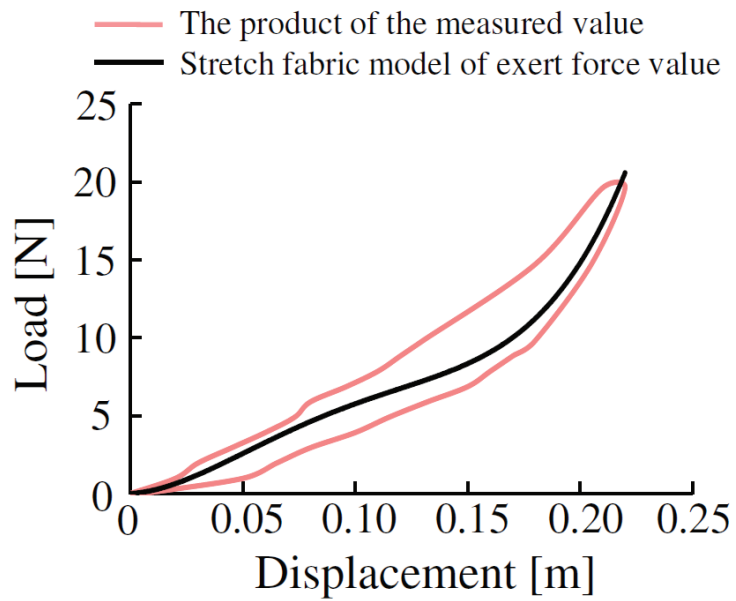


Fig. 6.5 Characteristics of stretch fabric

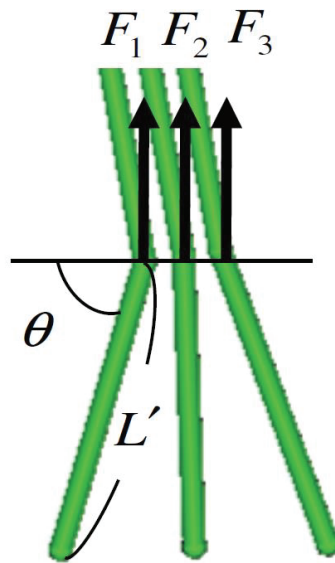


Fig. 6.6 Parameter of stretch fabric

サポートパーツモデルが発揮する力 F_i は次式で近似することができる。

$$F_i = k(L' - L) \sin \theta \quad (6.9)$$

Fig. 6.6 より F_i は 1 本の上方向の力[N], k はばね定数, L はばねの自然長[m], L'

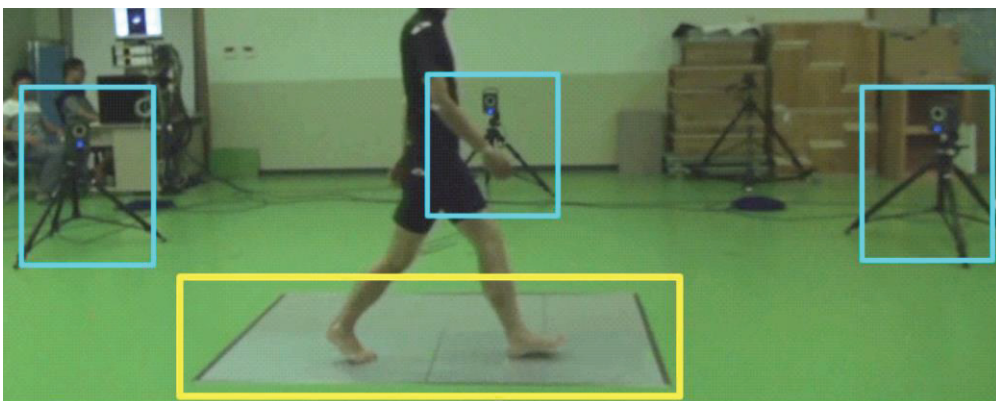
は F_i の荷重が加わった時のばね全長[m]， θ は水平軸とサポートパーツ下端との成す角度[deg.]である．次式により，3本のサポートパーツの力 F [N]の合計を算出する．

$$F = \sum_{M=1}^3 (F_i) \quad (6.10)$$

F とFig. 6.5の特性が近似されるように，それぞれのばね定数の合成値を最小二乗法により $k = 115$ とした．

6.1.1.7 運動補助効果検証シミュレーション

歩行運動時の筋活動度推定シミュレーションを行う前の予備実験として，歩行時の運動データを計測する歩行データ計測実験を行なった．健常男性一名（57 kg・1.74 m）に対し，歩行時の下半身の動作をモーションキャプチャ（Oxford Metrics社製VICON512）を用いて計測した．その際，床反力をシミュレーションで反映させるため，フォースプレート（Kistler社製床反力計）2枚を用いて計測した．また，フォースプレートの前後に約3歩分の距離をあけることで，自然な歩行運動の動作データの計測を行なった．実験風景をFig. 6.7に示す．



□: Motion Capture □: force plates

Fig. 6.7 Experimental landscape

本研究では，筋のパラメータとして等尺性最大収縮力 F_0^M ，筋の至適長 l_0^M に Christophy ら⁴⁷⁾ Menegolo⁴⁸⁾ が用いた値を使用した．シミュレーションの結果では，運動補助効果を受けやすい正面側と背面側の計8種類の筋肉に注目した．正面側の筋肉は縫工筋(Sartorius muscle)，大腿直筋(Rectus femoris muscle)，腸骨筋(Iliac muscle)，大腰筋(Psoas major muscle) の4種類の筋肉を選択した(Fig. 6.8(a) 参照)．背面側の筋肉は大殿筋(Gluteus maximus muscle)，半膜様筋(Semimembraneous muscle)，大腿二頭筋(Biceps femoris muscle) の4種類の筋肉を選択した(Fig. 6.8(b) 参照)．

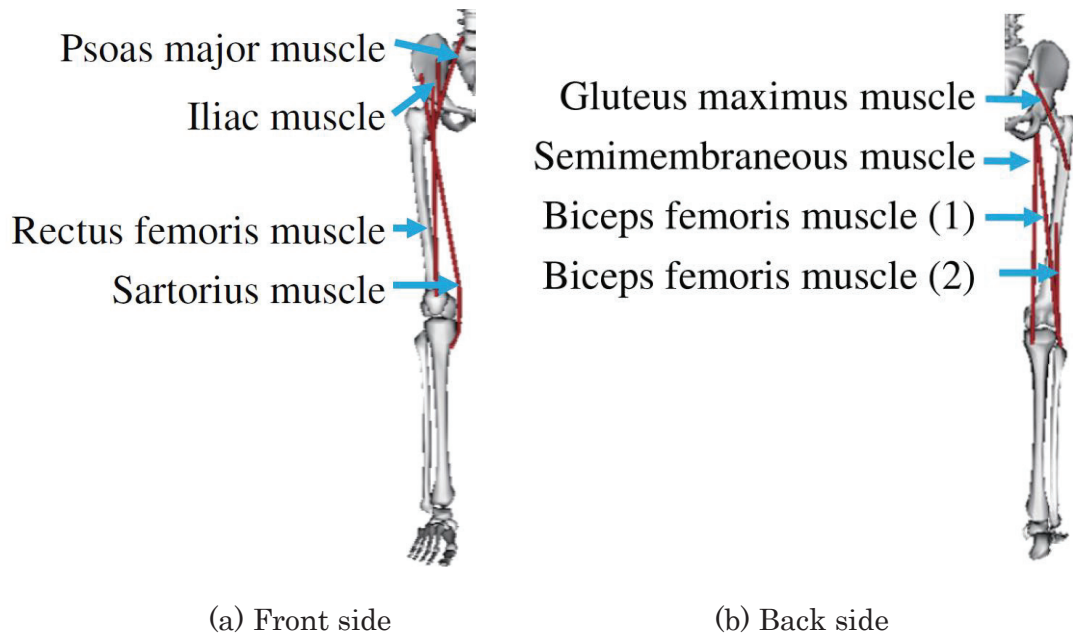


Fig. 6.8 Attention muscle

Fig. 6.9 に，時間に対応した各シミュレーション姿勢を示す．緑色の矢印は床からの反力を示している． Fig. 6.10, Fig. 6.11 にシミュレーション結果を示す． Fig. 6.10 は正面側の筋肉4種類， Fig. 6.11 は背面側の筋肉4種類を示しており，グラフ横軸に時間を，縦軸に筋活動度を示している．

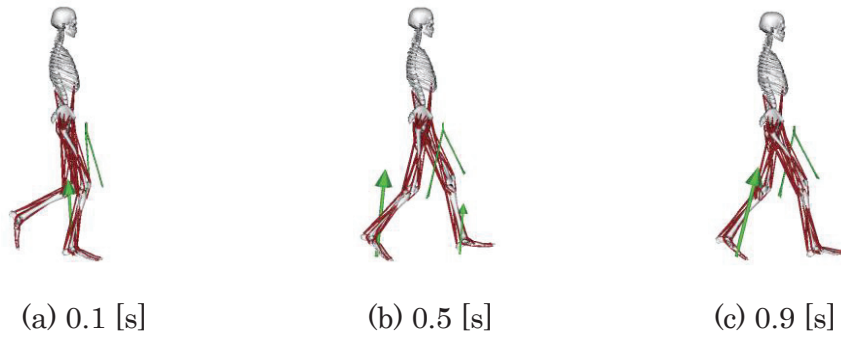


Fig. 6.9 Simulation pose

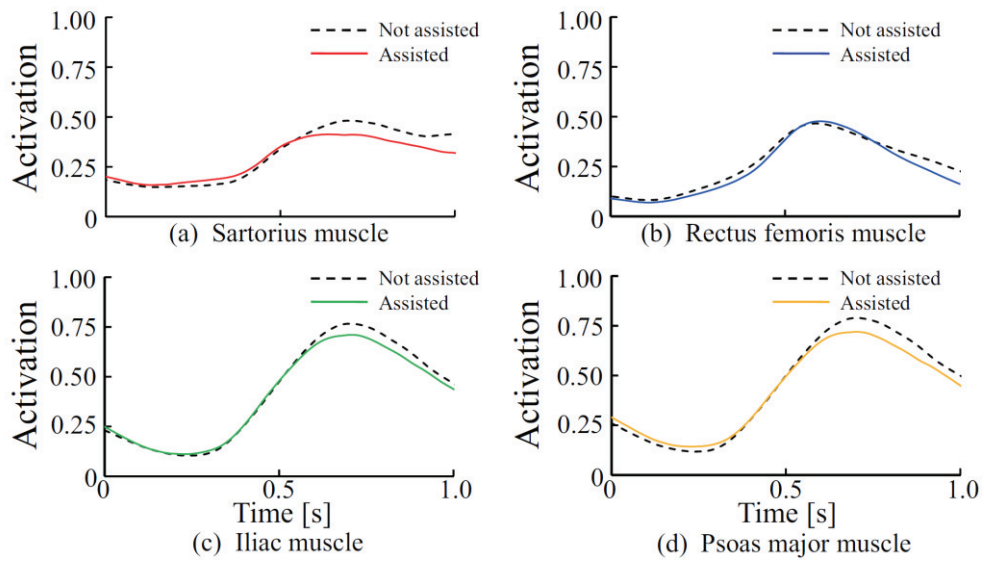


Fig. 6.10 Simulated result of front side muscle

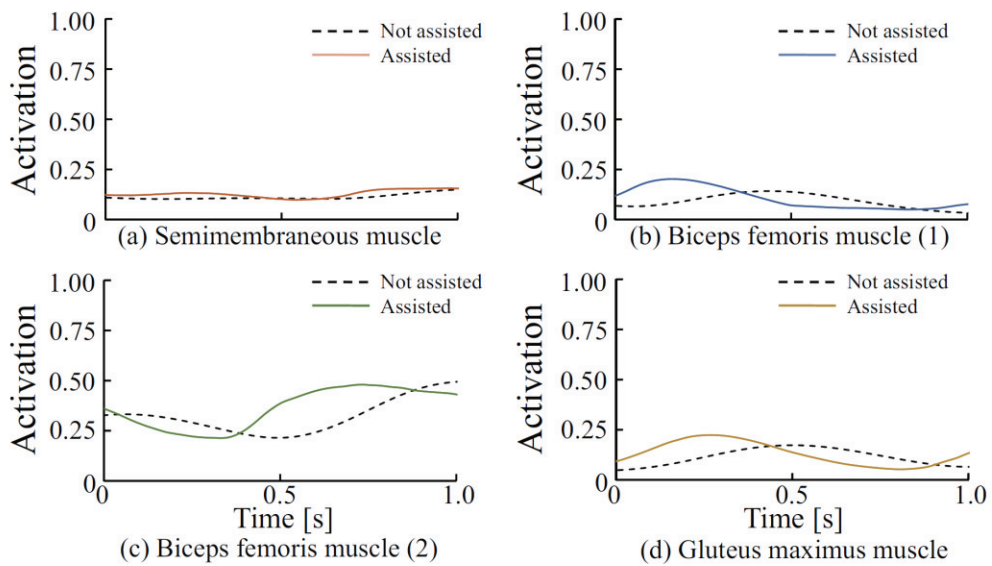


Fig. 6.11 Simulated result of front back muscle

なお、推定結果は右足にのみ着目し、補助効果によってモデルの運動は変わらないことを前提としている。Fig. 6.10 のNot assisted はサポートパーツを取り付けていない条件でのシミュレーション結果、Assisted はサポートパーツを取り付けている条件でのシミュレーション結果を表している。Fig. 6.10 より、右足を地面から持ち上げている時間（0.5 s～0.9 s）に全ての正面側の筋肉の筋活動度が上昇していることが確認できる。また、Not assisted に比べてAssisted の筋活動度が減少していることが確認できる。

一方でFig. 6.11 より、Not assisted では、右足を地面から持ち上げるときに筋活動度が上昇しているが、Assisted では逆の傾向が確認できる。この原因として、背面筋肉の多くは膝関節の屈曲運動を行う際に使用されるが膝周辺のサポートパーツにより屈曲運動が妨げられている可能性が考えられる。

6.1.2 シミュレーション結果

6.1.2.1 システム概要

サポートパーツの装着位置の違いによる運動補助効果を筋骨格モデルを用いた筋活動度推定を行うことで評価した。Fig. 6.12 に作成したサポートパーツモデルと上端の 9 つの装着位置を示す。作成したサポートパーツモデルを筋骨格モデルに装着した状態で、歩行運動のシミュレーションを行うことで筋活動度を算出し、定量的な評価を行った。サポートパーツ装着位置の評価を行うため、サポートパーツモデルの下端は膝に固定した状態で上端の装着位置 9 点それぞれに配置したモデルを作成した(Fig. 6.13 参照)。それぞれの装着位置でシミュレーションを行い、筋活動度を推定し比較することで運動補助効果の比較を行った。

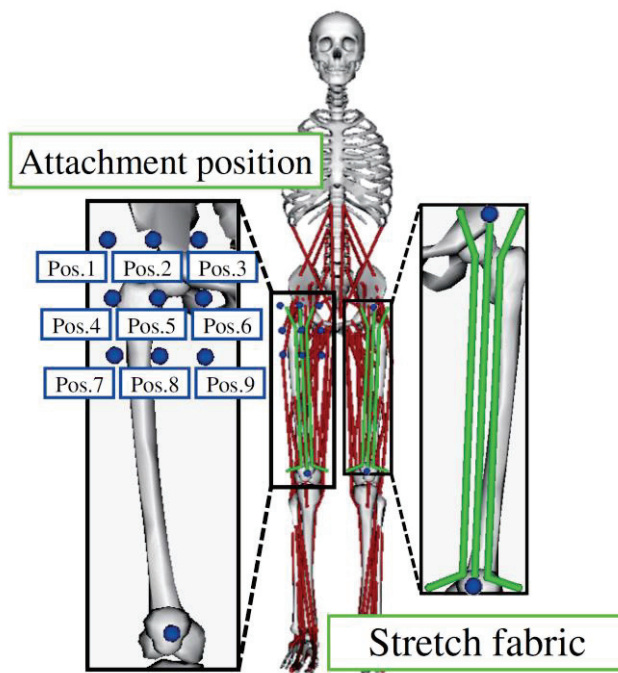


Fig. 6.12 Support Part Model

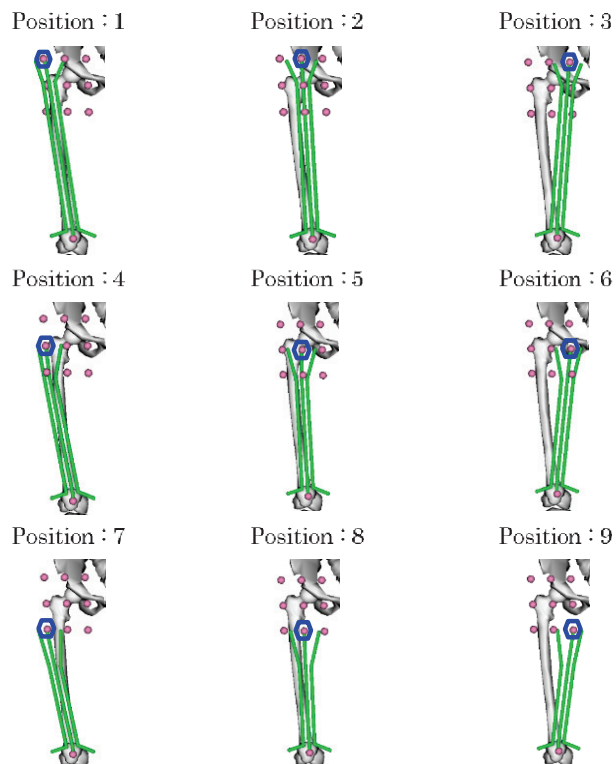


Fig. 6.13 Attachment position

この時、定量的な評価を行うための指標として次式で表される改善率[%] を用いた。

$$\text{改善率}[\%] = \frac{N_0 - N_{pos}}{N_0} \cdot 100 \quad (6.11)$$

ここで N_0 はサポートパーツを取り付けていない条件でのシミュレーションによって推定される運動の平均筋活動度値、 N_{pos} は各取り付け位置にサポートパーツを取り付けた状態での運動補助効果ありでのシミュレーションによって推定される運動の平均筋活動度値である。

6.1.2.2 装着位置変化による補助効果シミュレーション

Fig. 6.12 に示すように、サポートパーツの上端の装着位置の変化を 9 点想定し、それぞれの装着位置でシミュレーションを行なった。サポートパーツのパラメータは変更していない。

各サポートパーツ装着位置による筋活動度推定結果について、正面側の筋肉の場合を Fig. 6.14(a)、背面側の筋肉の場合を Fig. 6.14(b) に示す。縦軸は前面側、背面側それぞれの 4 つの筋肉の筋活動度の平均値を示している。Fig. 6.14(a)、Fig. 6.14(b) の結果から算出した改善率[%] をそれぞれ Fig. 6.15(a)、Fig. 6.15(b) に示す。

Fig. 6.14(a) と Fig. 6.15(a) より、左上の Pos.1 がもっとも運動補助効果の改善率が高かった。つまり運動の負担が減少していることが確認できる。一方で Pos.9 では運動の負担が増加していることが確認できる。Fig. 6.14(b) と Fig. 6.15(b) でも、正面側の筋肉と同様の傾向があることが確認できる。

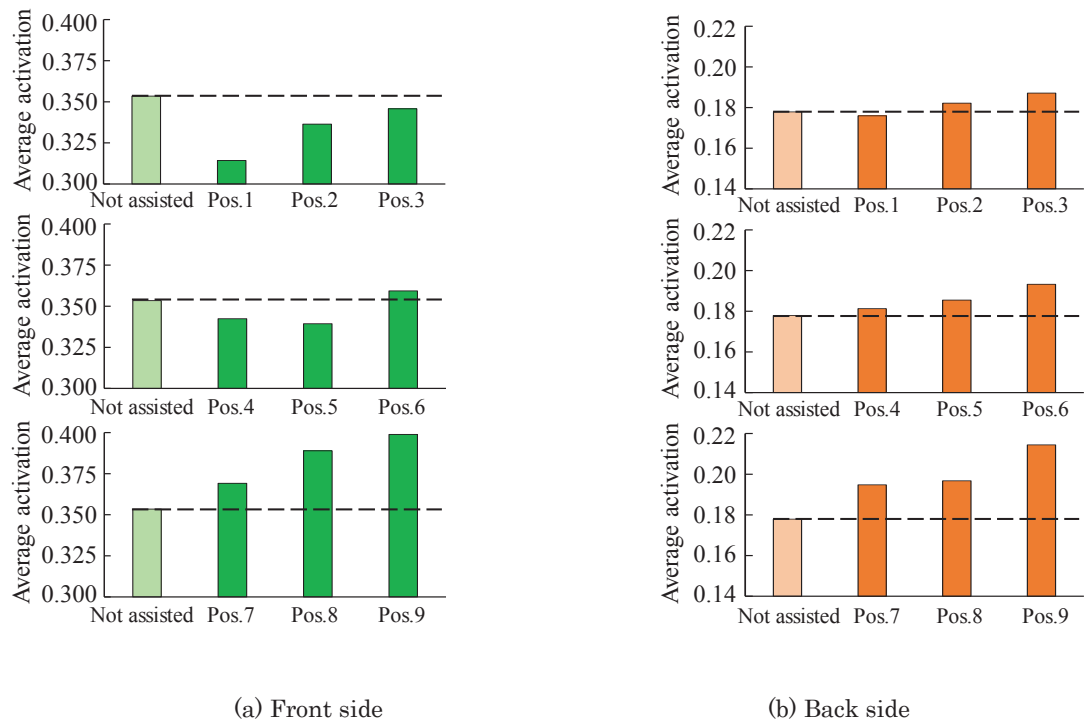


Fig. 6.14 Average of four muscle activation at each attachment position

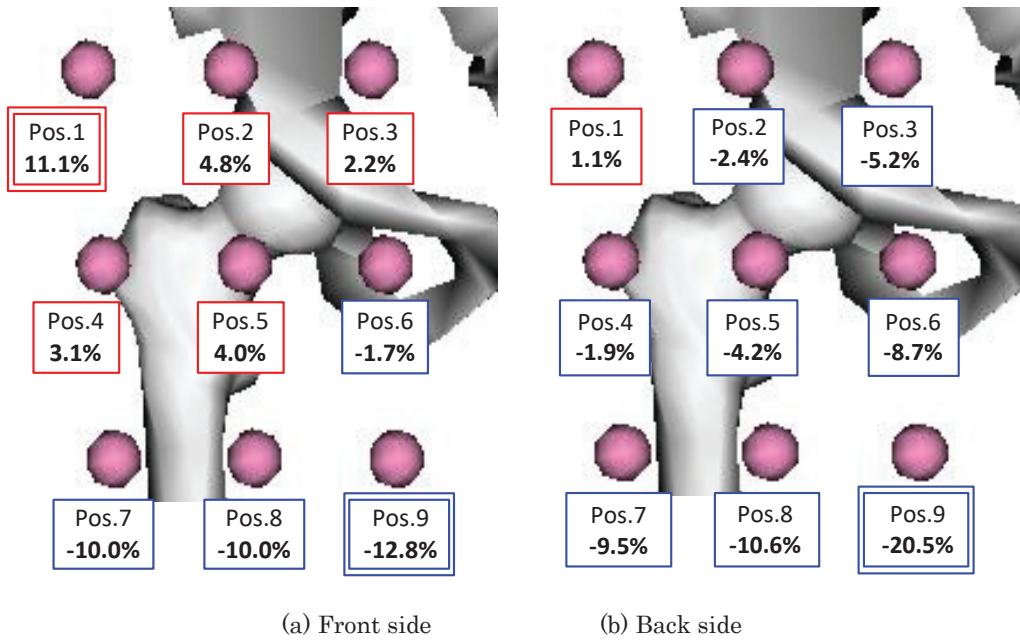


Fig. 6.15 Improvement rate of each attachment position

補助効果が高いサポートパーツ装着位置は正面、背面ともに Pos.1 であることが示された。これは装着位置が下肢に対して内側よりも外側、膝側よりも腰側の方が運動補助の効果が高いことを示している。この要因として、体格に対するサポートパーツモデルのモーメントアームが外側もしくは腰側に近い装着位置にするほど増加し、発生トルクが増加している可能性が考えられる。また、正面では pos.6 ~9 で支援効果が負の値を示している。この装着位置ではサポートパーツの股関節屈曲補助力が小さいことに加え、股関節を内旋させる力も発生する。股関節屈曲筋群には股関節を外旋させる働きがあるため、サポートパーツの内旋させる力が動作の抵抗になったためであると考えられる。

以上のことから、筋骨格モデルを用いたシミュレーションを行うことにより、サポートパーツ装着位置を評価し、さらに体格差によって適切なサポートパーツ装着位置が異なる可能性が示唆された。

6.2 評価スーツによる実験

6.2.1 開発した評価用スーツの構成

6.1 節のシミュレーションの精度を確認するため、サポートパーツの装着位置を意図的に変更可能な評価用サポートウェアを開発した。その外観を Fig. 6.16 に示す。サポートパーツの起始停止部には面ファスナーが配置されている。また、ウェア側の股関節周り、膝周りにもサポートパーツの起始停止部を任意の位置に固定できるように面ファスナーが配置されている。



Fig. 6.16 Support suit for evaluation

6.2.2 実験条件

上記評価用サポートウェアを使用してシミュレーションの精度を筋電測定により評価した。健康男性1名（57 kg・1.74 m）に対し、評価用サポートウェアを装着させ、歩行時右脚正面側の大腿直筋と背面側の半膜様筋の筋電位をシミュレーションのPos.1,2,3,4,7で計測し、改善率を式（6.11）を用いて評価した。

6.2.3 実験結果

結果を Fig. 6.17 に示す。シミュレーションの結果と同様に、外側上方の装着位置ほど改善率が高い結果となった。一方で、シミュレーションでは-10.0%の改善率と推定されていた正面側の pos.7 も、筋電での評価では 9.3%の改善率が示された。またシミュレーションでは 1.1%の改善率と推定されていた正面側の pos.7 も、筋電での評価では-10.3%の改善率が示された。この差は、シミュレーションでは、サポートパーツの装着位置をベースになるモデルに完全に固定して筋力推定を行えるのに対し、実際のウェアでは、ベースになるコンプレッションスーツも伸縮するため、サポートパーツの力で装

着位置周辺の生地が引っ張られ、実質的な起始部が装着位置よりも上方のコンプレッションスーツの伸縮が抑制されている部分までずれるためだと考えられる。

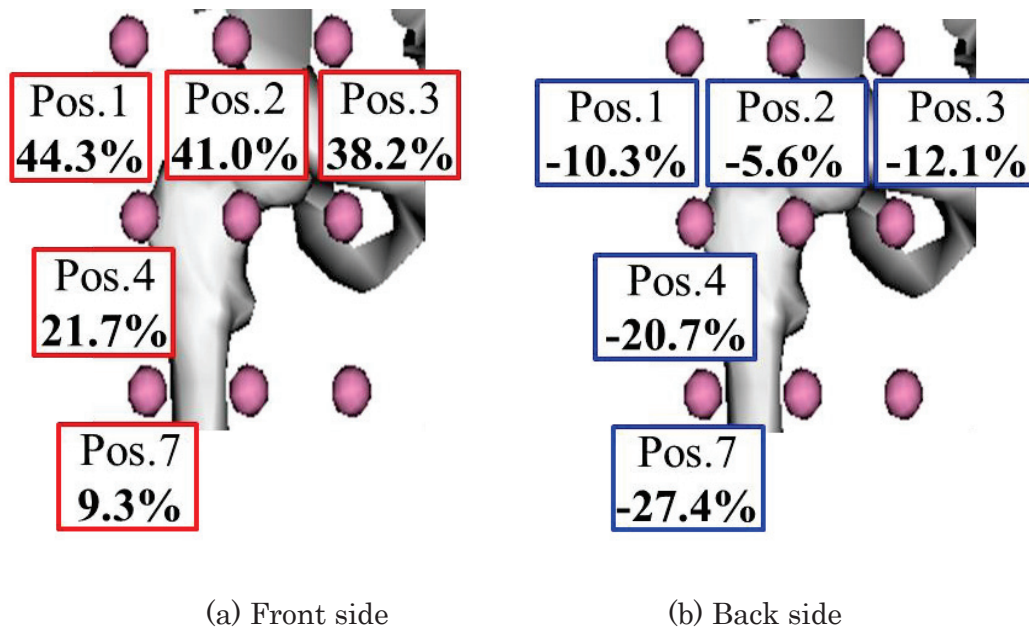


Fig. 6.17 Improvement rate for each attachment position

6.3 まとめ

本章では、運動補助パーツ配置が運動補助効果に与える影響を筋骨格シミュレータにより評価を行った。歩行遊脚期の股関節屈曲を補助する目的で開発された歩行補助ウェアを対象に、作成した筋骨格シミュレータで推定評価した結果、股関節屈曲に優位に働く大腿正面筋の補助効果が確認でき、正面筋の拮抗筋に相当する股関節伸展に優位に働く大腿背面筋には負荷になっていること、どちらの場合もサポートパーツ上端の装着位置を外側上方にずれるほど影響が大きくなるが、背面筋の改善率の低下より正面筋の改善率の増加の方が大きいことが確認できた。また筋電計測により実際にウェアを装着した状態で再現評価したところ同様の傾向が確認できシミュレーションの妥当性が示唆された。

本章で研究対象として取り上げた DARWING は歩行遊脚期の股関節屈曲を補助する

目的で股関節前面にバネ特性を持つサポートパーツが配置されている。シミュレーションと筋電計測により補助効果を評価した結果、股関節屈曲に優位に働く大腿正面筋の補助効果が確認できた。また正面筋の拮抗筋に相当する股関節伸展に優位に働く大腿背面筋には負荷になっていることも確認できた。どちらの場合もサポートパーツ上端の装着位置を外側上方にずれるほど影響が大きくなるが、背面筋の改善率の低下より正面筋の改善率の増加の方が大きい。これは、下肢の自重により、バネ特性を持つサポートパーツから働く股関節屈曲を補助する引張力に対し、下肢の自重により股関節を伸展する力が働いているためであると考えられる。

第7章

結論

本研究では、低圧で駆動する空気圧人工筋を新たに開発し、これを応用することで、電力の外部供給が不要でありながら装着者の動きに合わせてアクティブに支援を行うことが可能な軽量柔軟な動作支援ウェアの開発した。

第2章では、軽量柔軟なアクチュエータである空気圧ゴム人工筋と衣類素材の組み合わせで内骨格タイプの動きを妨げにくい支援装置と装着部を設計し、PWM制御により安価な電磁弁で基本動作に対して自動的に追従支援可能な制御システムに加えて、突発的な動作変化に対し顎の嚙締力により発生する筋電をトリガーにして複雑な建設作業の変化に対し装着者の意図を反映して支援を調整できる制御方法を開発した。本章では実際に5名被験者で建設作業動作の計測を行い、支援有無の平均筋電位を%MVCをボンフェローニ法を用いて多重比較を行ったところ、有意差が検出された($t=4.503$, $DOF=4$, $p=0.005$)。本装置で脊柱起立筋の負担軽減が確認できた。一方で、使用した従来型の人工筋を駆動させ支援力を発生させるには0.3 MPa程の供給圧力が必要であり、大型大重量のコンプレッサが必要であった。そのため、装着者はコンプレッサと配管で接続された範囲内では活動することができない。そこで、3章以降では、低圧で駆動可能な空圧人工筋を開発することで、空圧源が小型軽量化され、構造が簡便で低コストでの実現が可能な、動作支援装置を提案した。

第3章では、従来型のマッキベン型人工筋の構造と素材構成を見直し、低圧で駆動可能な新たな空気圧人工筋「PGM」を開発した。マッキベン型人工筋の発生力の計算式から、空気圧供給部のヤング率 E 、円周方向の伸長率 ϵ_D 、全長方向の収縮率 ϵ_L が低くできれば、供給圧力 P が低くても、収縮応力 σ を確保できると考え、拘束部の全長に対して、自然長の短い空気圧受容部を組み合わせることで、無加圧時でも伸縮性を有し、最伸張状態をアクチュエータの初期状態とすることで、円周方向の伸長率 ϵ_D 、全長方向の

収縮率 ϵ_L ともに低い状態で駆動させることができる拘束部の全長方向の収縮を妨げにくい構造を実現した。さらに空気受容部を構成する素材には、ヤング率 E の低いスチレンゲルをさらに発泡させることで高い伸縮性と柔軟性を有す素材を用いた。供給圧力、伸長率、発生力を比較した特性試験を行い、PGMは低圧でもより大きい力と高い収縮率を発生させられることを確認した。

第4章では、PGMを利用して無電力供給でありながら、歩行時の股関節屈曲動作における大腿直筋の負荷を減少させつつ、股関節伸展動作における大腿二頭筋の活動への影響が少なくなるように、必要な時だけ支援力を発生させることができる無電源歩行支援装置を開発し効果について述べた。本章では実際に9名の被験者で歩行動作計測を行い、支援効果について支援有無それぞれの筋電位の%MVCの差を検証し、支援有の場合、歩行遊脚期に主に働く大腿直筋の%MVCが有意に減少することを確認した。

第5章では、低圧駆動型人工筋を利用して開発した、超人テニス用の無電源動作支援装置とその効果について述べた。本章では低圧での駆動特性が良いというPGMの特徴を活用して、ポンプを装着した靴を履いてテニスをプレイすることでプレイヤー自重を利用して空気圧供給を行う手法を採用した。これにより電源もコンプレッサも使わずに、テニスプレイ中のプレイヤーの動きによってPGMを駆動させるための空気圧を蓄積することができる。また強打が必要なタイミングをプレイヤー自身が判断し、メカニカルバルブのスイッチをおすことでフォアハンドのスウィングを支援する力を得る機構とした。実際に8名の被験者でテニススウィングの計測を行い、支援効果について筋電位の%MVCとスウィングスピードで評価した。支援有の場合、スウィングスピードは有意に上昇し、%MVCは有意に減少することが確認できた。

第6章では、運動補助パーツ配置が運動補助効果に与える影響を筋骨格シミュレータにより評価を行った。歩行遊脚期の股関節屈曲を補助する目的で開発された歩行補助ウェアを対象に、作成した筋骨格シミュレータで推定評価した結果、股関節屈曲に優位に

働く大腿正面筋の補助効果が確認でき、正面筋の拮抗筋に相当する股関節伸展に優位に働く大腿背面筋には負荷になっていること、どちらの場合もサポートパーツ上端の装着位置を外側上方にずれるほど影響が大きくなるが、背面筋の改善率の低下より正面筋の改善率の増加の方が大きいことが確認できた。また筋電計測により実際にウェアを装着した状態で再現評価したところ同様の傾向が確認できシミュレーションの妥当性が示唆された。

本研究では、筋負担を減少（アシスト）させるために、人工筋を支援したい筋の走行に沿って配置したが、拮抗側に配置すれば筋負担を増加（レジスト）させるように働くため、筋をある程度選択的にトレーニングすることにも利用できる可能性もある。目標の筋に対して負担を減少／増加させるためには、人工筋からの発生力が人の筋にどのように作用するかを正確に評価することが必要になる。

また、本研究では建設作業、歩行、テニス等特定の動作を対象に評価を行ったが、装着者の体格や動作、人工筋の配置、本数、供給圧力等が変われば支援効果は大きく変わることが予想される。しかし、筋電等による計測評価は時間がかかり、試行錯誤的に人工筋の配置を決めることは、一般ユーザへのウェア提供することを考えると労力が大きい。すべての筋に対する支援効果を正確に計測・評価することは困難であるが、6章の筋骨格シミュレーションを応用することで、適切な支援力を設計することもある程度可能であると考えられる。ユーザによりマッチしたウェア提供を行うためにも今後の課題として取り組むことを考えている。短時間でユーザに負荷をかけることなく最適なサポートパーツの装着位置を決定することに利用できると考えている。

以上を今後の課題として取り組むことで、我々が目指している、モチベーションを上げることができ装着者が進んで運動がしたくなる、手軽で楽しい動作支援装置を実現し、健康寿命の延伸に寄与できると考えている。

参考文献

- 1) 後東知宏, “健康寿命とロコモ”, 四国医学雑誌, Vol.67, No.5, pp.199-202, 2011.
- 2) 中村耕三, “ロコモティブシンドローム (運動器症候群)”, 老年医学会雑誌, Vol. 49, pp. 393-401, 2012.
- 3) 関根弘和, 西村圭治, 矢吹知之, “障害者スポーツからユニバーサル・スポーツへ.”, 理学療法ジャーナル, Vol.37, No.10, pp.882-882, 2003.
- 4) Ishihara, S., Inami, M, “Cybathlon にみるテクノロジーの先端と, 超人スポーツが与える笑顔と驚き”, 作業療法ジャーナル, Vol.51, No.4, pp.324-329, 2017.
- 5) 日本車いすバスケットボール連盟, “車いすバスケットボールのルール”, <https://www.jwbf.gr.jp/rule/>, アクセス日時 : 2018.12.14 6:26
- 6) 武富卓三, 山海嘉之, “ロボットスーツ HAL による脳性麻痺患者の歩行支援に関する研究”, 生体医工学, Vol.50, No.1, pp.105-110, 2012.
- 7) 高岩昌弘, 則次俊郎, 前田朝康, 浦賀章仁, “空気圧ゴム人工筋を用いた足首背屈動作補助による歩行支援装置の開発”, Dynamics & Design Conference, Vol.2004, No.750, pp.1-4, 2004.
- 8) 竹内郁雄, 柄川索, “歩行支援機の開発”, 日本ロボット学会誌, Vol.21, No.4, pp.385-389, 2003.
- 9) K. Suzuki, G. Mito, H. Kawamoto, Y. Hasegawa, and Y. Sankai, “Intention-based walking support for paraplegia patients with robot suit Hal”, Advanced Robotics, Vol.21, No.12 pp.1441-1469, 2007.
- 10) T. I. Yeh, M. J. Wu, T. J. Lu, F. K. Wu, and C. R. Huang, “Control of McKibben pneumatic muscles for a power-assist, lower-limb orthosis”, Mechatronics, Vol.20, No.6, pp.686-697, 2010.
- 11) Y. Muramatsu, H. Kobayashi, Y. Sato, H. Jiaou, T. Hashimoto, and H. Kobayashi,

- “Quantitative performance analysis of exoskeleton augmenting devices -muscle suit for manual worker”, *International Journal of Automation Technology*, Vol.5 No.4, pp.559–567, 2011.
- 12) K. Kiguchi and Y. Hayashi, “An EMG-based control for an upper-limb power-assist exoskeleton robot”, *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics. Part B, Cybernetics*, Vol.42, No.4, pp.1064–1071, 2012.
- 13) K. E. Gordon, C. R. Kinnaird, and D. P. Ferris, “Locomotor adaptation to a soleus EMG-controlled antagonistic exoskeleton”, *Journal of Neurophysiology*, Vol.109 No.7, pp.1804–1814, 2013.
- 14) Asbeck, A. T., De Rossi, S. M., Galiana, I., Ding, Y. and Walsh, C. J., “Stronger, Smarter, Softer: Next-Generation Wearable Robots”, *IEEE Robotics & Automation Magazine*, Vol.21, No.4, pp.22-33, 2014.
- 15) Inose, H., Mohri, S., Yamada, Y., Yokoyama, K., Kikutani, I. and Nakamura, T., “Development and Verification of Effective Motion Assistance of Endoskeleton-Type Power Assist Suit Using Pneumatic Actuators considering Shape of Waist”, *Journal of the Robotics Society of Japan*, Vol.35, No.1, pp.70-77, 2017.
- 16) Fujimoto, S., Ono, T., Ohsaka, K. and Zhao, Z., “Modeling of Artificial Muscle Actuator and Control Design for Antagonistic Drive System”, *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers. Series C.*, Vol.73, No.730, pp.1777-1785, 2007.
- 17) 山本圭治郎, 兵頭和人, 石井峰雄, 松尾崇, “介護用パワーアシストスーツの開発”, *日本機械学会論文集 C 編*, Vol.67, No.657, pp.1499-1506, 2001.
- 18) 小川和徳, 高橋啓太, 門脇章人, 島谷康司, 長谷川正哉, 辻敏夫, 栗田雄一, “機能的アンダーウェアの動作補助パーツ取り付け位置が運動補助効果に与える影響”, *人間工学*,

Vol.51, No.2E2-3, pp.278-279, 2015.

- 19) 佐野明人, 鈴木光久, “受動歩行由来の無動力歩行支援機 ACSIVE”, 理学療法ジャーナル, Vol.49, No.10, pp.889-895, 2015.
- 20) 山本澄子, 萩原章由, 溝部朋文, 佐鹿博信, 松田靖史, 安井匡, 宮崎信次, “油圧を利用した短下肢装置の開発”, 日本義肢装具学会誌, Vol.18, No.4, pp.301-308, 2002.
- 21) 今村由芽子, 田中孝之, 瀧澤一騎, “介護作業用アシスト装具による軽労化効果と体力変化に関するフィールド試験結果”, 看護理工学会誌, Vol.2, No.3, pp.142-149, 2015.
- 22) S. Collins, M.B. Wiggin, and G.S. Sawicki, “Reducing the energy cost of human walking using an unpowered exoskeleton,” Nature, Vol.522, pp.212-215, 2015.
- 23) M Takaiwa and T Noritsugu. “Development of energy autonomous type pneumatic walking support shoes”, Journal of Robotics and Mechatronics, Vol.21, No.3, pp.353-358, 2009.
- 25) Schulte, H. F. Jr., “The characteristics of the McKibben artificial muscle”, The application of External Power in Prosthetics and Orthotics, Washington, DC: Nat. Acad. Sci. -Nat. Res. Council, 1961.
- 24) 山崎信寿, 高橋直己, “体表面長さ変化を利用した介護者腰部負担軽減衣服”, バイオメカニズム, Vol.17 pp.235-244, 2004.
- 26) Millard, M., Uchida, T., Seth, A. and Delp, S. L., “Flexing Computational Muscle: Modeling and Simulation of Musculotendon Dynamics”, Journal of Biomechanical Engineering, Vol.135, No.2, pp.021005_1-021005_11, 2013.
- 27) Ono, A., Akagi, T., Dohta, S. and Nasir, A., “Improvement of Low-cost Wearable Servo Valve Using Buckled Tube”, JFPS International Journal of Fluid Power System, Vol.8, No.2, pp.119-125, 2015.

- 28) 辻内伸好, 小泉孝之, 西野慎哉, 白井茂樹, 久田原辰夫, 清水三希夫, “低圧駆動型空気圧アクチュエータの開発と制御性能”, 日本機械学会論文集 C 編, Vol.73, No.732, pp.2320-2326, 2007.
- 29) 齋藤直樹, 佐藤俊之, “ラバーレス人工筋拮抗駆動システムの動作特性と位置制御”, 日本フルードパワーシステム学会論文集, Vol.46, No.3, pp.15-21, 2015.
- 30) 陳玳, 小山陽平, 尾崎伸吾, 小林宏, “McKibben 型アクチュエータの収縮に関する力学的検討”, 日本機械学会論文集 A 編, Vol.74, No.739, pp.442-449, 2008.
- 31) Chou, C. P., Hannaford, B., “Static and Dynamic Characteristics of McKibben Pneumatic Artificial Muscles”, IEEE, Trans, Robotics and Automation, Vol.1, pp.281-286, 1994.
- 32) Chou, C. P., Hannaford, B., “Dual stable point model of muscle activation and deactivation”, Biol, Cybern, Vol.66, pp.511-523, 1992.
- 33) Chou, C. P., Hannaford, B., “Measurement and modeling of McKibben pneumatic artificial muscles”, IEEE Transactions on robotics and automation, Vol.12, No.1, pp.90-102, 1996.
- 34) Bertetto, A. M., Ruggiu, M., “Characterization and modeling of air muscles”, Mechanics Research Communications, Vol.31, No.2, pp.185-194, 2004.
- 35) 野崎孝志, 則次俊郎, “McKibben 型空気圧ゴム人工筋の有限要素法による動作解析: 繊維コード間の摩擦を考慮しないモデル” 日本機械学会論文集 C 編, Vol.75, No.754, pp.1755-1762, 2009.
- 36) 浦邊研太郎, 内藤諒, 小木曾公尚, “McKibben 型空気圧ゴム人工筋モデルの妥当性”, 計測自動制御学会論文集, Vol.51, No.4, pp.267-273, 2015.
- 37) 香川利春, 藤田壽憲, 山中孝司, “人工筋アクチュエータの非線形モデル”, 計測自動制御学会論文集, Vol.29, No.10, pp.1241-1243, 1993.

- 38) 内藤諒, “負荷に依存するパラメータを用いた McKibben 型空気圧ゴム人工筋の数理モデル”, システム制御情報学会論文誌, Vol.26, No.7, pp.269-276, 2013.
- 39) 浦邊研太郎, 内藤諒, 小木曾公尚, “McKibben 型空気圧ゴム人工筋モデルの妥当性”, 計測自動制御学会論文集, Vol.51, No.4, pp.267-273, 2015.
- 40) 中村太郎, “軸方向繊維強化型空気圧ゴム人工筋肉の開発”, 日本機械学会誌, Vol.110, No.1062, pp.407, 2007.
- 41) 石井峰雄, 山本圭治郎, 兵頭和人, “完全独立型パワーアシストスーツの開発”, 日本機械学会論文集 C 編, Vol.72, No.715, pp.857-864, 2006.
- 42) 生命工学工業技術研究所, “設計のための人体寸法データ集”, 日本出版サービス, 1996.
- 43) MERRITT Russel, “Nutritional Support Practice Manual”, American Society for Parenteral & Enteral Nutrition, 2005.
- 44) Gotz-Neumann. Kirsten, “Ganganalyse in der Physiotherapie”, K Tsukishiro, S Yamamoto, Y Ebara, et al. (translation), Igaku-Shoin Ltd, Vol.1, No.6, pp.11-13, 2008.
- 45) 浅野敏郎, 佐藤邦彦, 浜野博行, 原肇, “テニス・スウィングの解析と定量評価”, 精密工学会誌, Vol.73, No.2, pp.281-285, 2007.
- 46) SL. Delp, JP. Loan, MG. Hoy, FE. Zajac, EL. Topp and JM. Rosen, "An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.37, pp.757-767, 1990.
- 47) M. Christophy, NAF. Senan, JC. Lotz, OM. O'Reilly, "Musculoskeletal model for the lumbar spine", Biomech Model Mechanobiol, Vol.11, No.1-2, pp.19-34, 2012.
- 48) A. Menegolo, "Upper and Lower Body Model , ULB Project v02", https://simtk.org/projects/ulb_pject, July 20, 2009.
- 49) SL. Delp, FC. Anderson, AS. Arnold, P. Loan, A. Habib, CT. John, et al. "OpenSim:

- Open-source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement",
IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.54, No.11, pp.1940-1950, 2007.
- 50) SL. Delp, "OpenSim 3.0", <https://simtk.org/home/opensim>, October 18, 2012.
- 51) DG. Thelen, "Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults", Journal of Biomechanical Engineering, Vol.125, No.1 pp.70-77, 2003.
- 52) RD. Crowninshield, RA. Brand, "A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion", Journal of Biomechanics, Vol.14, No.11, pp.793-801, 1981.
- 53) W. Maurel, and D. Thalmann, "A Case Study Analysis on Human Upper Limb Modeling for Dynamic Simulation," Journal of Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Vol.2, No.1, pp.65-82, 19

謝辞

本研究は多くの関係者の協力により完遂することができ、論文を作成することができました。この場を借りて感謝を述べさせていただきます。

広島大学大学院，工学研究科，システムサイバネティクス専攻教授，栗田雄一博士には多くのご指導をいただき，本研究を発展させることができるように多大な時間を割いていただきました。また様々な知見やディスカッションの場を提供していただきました。その他にもほとんど経験がなかった本論文の作成や論文投稿，国際学会での発表に際して多くのアドバイスをいただきました。

広島大学大学院，工学研究科，システムサイバネティクス専攻教授，辻敏夫博士，県立広島大学，保健福祉学部，理学療法学科教授の島谷康司博士，県立広島大学，保健福祉学部，理学療法学科准教授の長谷川正哉博士には共同研究者として研究計画の段階から多くの指導をいただき，計測環境の提供や学会発表，論文投稿の際などに多大なご助力をいただきました。

システムサイバネティクス専攻の学生，院生の皆さまにはシミュレーション解析などに関してわかりやすく指導していただきました。

ダイヤ工業株式会社の皆さまには，職場が多忙にもかかわらず私の大学院進学を快諾していただき，実験や学会発表の際などに多大なご助力をいただきました。また，池田智浩氏，門脇章人氏，福田克之氏，大野歩氏には，研究協力者として業務多忙の中，実験や解析，プログラミング等に協力をいただきました。深く感謝いたします。

多くの方から関心と理解を示していただけたこともあり，本論文の作成まで至ることができました。皆さまのご指導なしでは本研究を行うことはできなかつたと感じております。この場を借りて改めて深くお礼申しあげるとともに，今後は本研究をさらに発展させて社会に還元できるように努めていきます。