

博士論文

論文題目 閉塞性動脈硬化症による跛行患者に対する
運動療法前後での生体力学解析

氏 名 芳賀 真

目次

要旨

1. 研究目的

1.1 下肢の閉塞性動脈硬化症と間歇性跛行

1.2 運動療法について

1.3 研究目的

1.4 論文の構成

2. 運動療法前後での各種解析

2.1 序文

2.1.1 モーションキャプチャによる運動解析

2.1.2 逆運動学解析と逆動力学解析

2.1.3 筋骨格モデル

2.1.4 逆運動学解析の詳細

2.1.5 逆動力学解析の詳細

2.1.6 本章の目的

2.2 対象と方法

2.2.1 対象

2.2.2 方法

- a. 運動療法前後での歩行距離の比較
- b. 運動療法前後での関節角の比較
- c. 運動療法前後での関節トルクの比較
- d. 運動療法前後での筋張力の比較
- e. 運動療法前後での関節仕事量の変化
- f. 運動療法前後での NIRS を用いた比較
- g. 運動療法前後での QOL の比較

2.2.3 データ解析

2.3 結果

2.3.1 歩行距離の変化

2.3.2 股・膝・足関節の分布

2.3.3 姿勢の変化

2.3.4 筋張力の変化

2.3.5 股・膝・足関節の仕事量の変化

2.3.6 NIRS

2.3.7 QOL

2.4 小括

3. Computed Tomography による腰部主要筋肉と下肢筋肉の 面積変化

3.1 序文

3.1.1 運動療法による筋肉量変化

3.1.2 本章の目的

3.2 対象と方法

3.2.1 対象

3.2.2 方法

3.2.3 データ解析

3.3 結果

3.4 小括

4. 考察

5. 結論

謝辞

参考文献

閉塞性動脈硬化症による跛行患者に対する運動療法前後 での生体力学解析

東京大学医学系研究科外科学専攻 血管外科

指導教官 渡邊 聡明 教授

芳賀 真

要旨

閉塞性動脈硬化症 (ASO) による間歇性跛行 (IC) 患者に対する運動療法の有効性は広く知られているが、運動療法により歩行能力が改善する機序に関しては不明な点が少なくない。本研究では、下肢の筋肉群や体幹の筋肉による代償が運動療法における歩行能力の改善に寄与するとの仮説を立て、監視下運動療法 (SEP) 前後の歩行動作についてモーションキャプチャ技術を用いて生体力学的に計測し、比較検討した。また、SEP 前後の Computed Tomography (CT) 画像で計測された筋肉の面積と近赤外線分光法 (NIRS) を用いて歩行時の虚血評価を行い、比較検討した。SEP により、腰部と大腿部の筋力は増大するが、歩行時には股関節および臀部には力学的な力を使わないように歩行形態が変化した。

1. 研究目的

1.1 下肢の閉塞性動脈硬化症と間歇性跛行

我が国では生活習慣の欧米化や高齢化に伴い、動脈硬化性疾患は増加の一途を辿っている。下肢の閉塞性動脈硬化症 (Arteriosclerosis obliterans: ASO) も例外ではなく、アメリカ合衆国では成人人口の 3-30%が罹患していると報告されている¹。下肢の ASO の主症状の一つは間歇性跛行である。間歇性跛行患者は活動性や運動能力に著しい障害を有している。トレッドミル上で運動した際の最大酸素摂取量は同年代の健常者の 63%で²、NYHA (New York Heart Association) III 度の心不全患者と同等である。また、ASO 患者は筋代謝及び下肢筋力は減少し、歩行能力の低下に関与していると報告されている³。さらに、ASO により、歩行能力や生活の質 (Quality of life: QOL) は低下し^{4,5}、ASO による運動能力の低下は最も高い死亡の予測因子として報告されている⁶。運動能力や QOL の改善は ASO 患者における治療の重要な目標である。

患者の増加を背景に血管外科における診断・治療技術は日々進化しており、治療面では従来の薬物療法や手術療法の発達に加え、運動療法や血管内治療など多種多様化してきている。ASO による間歇性跛行に対する治療方針は、まず薬物療法や監視下運動療法 (Supervised exercise program: SEP) を行い、症状の改善がみられない場合には血行再建を検討することが勧められている⁷。最近のラ

ンダム化臨床試験の報告では腸骨大腿動脈病変の間歇性跛行患者に対して、経皮経管的血管形成（Percutaneous transluminal angioplasty: PTA）、SEP、PTA＋SEPの群に分けて比較したところ、12 か月での歩行距離、QOL に変わりはなく⁸、ASO に対する運動療法の重要性は注目されている。

1.2 運動療法について

ASO による間歇性跛行患者に対する運動療法の有効性は広く知られており、過去 40 年以上にわたり間歇性跛行の治療の基本とされている。運動療法を実施した患者 1200 例を対象としたメタ解析では、運動療法前後で比較した歩行能力は約 50 から 200%に改善し、その効果は最大 2 年間持続した⁹。American Heart Association (AHA) は間歇性跛行の治療において、運動療法を支持するエビデンスは推奨度 I に値するとしている¹⁰。

運動療法には主に SEP と在宅運動療法に分けられるが、本研究では SEP を採用した。SEP は 1 回につき 30 分以上、週 3 回、3 か月以上行うことで効果があることが知られており、ただ単に医師が運動を勧めるだけでは効果が乏しいといわれている⁷。一方で、近年在宅運動療法の有効性が報告されているが^{11,12}、元来運動する習慣がなかった ASO 患者にとって、SEP は医師の指導・監視下で安心して運動できる。また、SEP による合併症は少なく、安全に行うことができる¹³。さらに、本邦では間歇性跛行を有する ASO 患者に対して、心大血管疾患

リハビリテーションを 150 日間実施することが医療保険診療で認められている。SEP は費用対効果の点でも優れており、今後さらに利用されるべきという報告がある¹⁴。SEP 後に運動を継続することによって、歩行能力と QOL は維持されるので¹⁵、150 日間の SEP 後に在宅運動療法にシームレスに移行させることも重要である。

運動療法により歩行能力が改善する機序としては、血管新生、側副血行路の発達、血管内皮機能の改善、血液のレオロジー（流動学的性質）の改善、筋力の増大、筋代謝の改善、炎症反応の改善、心肺機能の向上、運動効率の改善などが報告されているが（表 1）、不明な点が少なくない³。側副血行路については小動物レベルで運動療法により側副血行路が発達することが報告されているが^{16,17}、ヒトでは血流量の増加や側副血行路の発達は明らかにされていない^{18,19}。運動療法によって、側副血行路が発達するという機序に対しては否定的な見解もある¹⁸。

ASO 患者に対して運動療法を行った 24 の無作為臨床試験を系統的に評価した論文では、5 つの試験で下肢筋力は $42 \pm 74\%$ 増大した報告があるが²⁰、細かいレベルでの筋肉群の変化や歩行能力が向上した具体的な知見は未だ得られていないのが現状である。

血管新生
側副血行路の発達
血管内皮機能の改善
血液のレオロジーの改善
筋力の増大
筋代謝の改善
炎症反応の改善
心肺機能の向上
運動効率の改善

表 1 運動療法による歩行能力改善の機序

1.3 研究目的

本研究では 3 次元動作解析を利用した筋骨格モデル解析を適応することにより²¹⁾、下肢及び体幹の力学的挙動を検討する。ASO による間歇性跛行患者で、運動療法により歩行能力が改善する機序を示すことができれば、より効率的で合理的な運動療法メニューの提案が可能となろう。

本研究は下肢の筋肉群や体幹の筋肉による代償が運動療法における歩行能力の改善に寄与するとの仮説を立て、運動療法前後の歩行動作を生体力学的に計測し、歩行動作及び関節角、関節トルク、各筋肉の筋張力、関節の仕事量の変

化を検討し、並行して運動療法前後の Computed Tomography (CT) 画像で計測された筋肉の面積と近赤外線分光法 (Near-infrared spectroscopy: NIRS) を用いて歩行時の虚血評価を行い、比較検討することを目的とした。

1.4 論文の構成

第二章では運動前後での解析で得られる関節角、関節トルク、各筋肉の筋張力、関節の仕事量の変化に関する結果を記載する。また、運動療法前後の NIRS の変化及び QOL の変化についても記載する。第三章では、CT による各筋肉群の面積変化に関する結果を記載する。第四章では考察を行い、SEP による歩行能力の変化や歩行形態が変化する機序について考察する。

2. 運動療法前後での各種解析

2.1 序文

2.1.1 モーションキャプチャによる運動解析

近年、多くのデジタルヒューマンモデルが開発され、研究分野ではヒトの運動解析やシミュレーションに適応されており、実用面ではスポーツ用具の開発や自動車設計などに応用されている。本研究では筋骨格モデル及びそれに基づく運動解析アルゴリズムを用いて、運動療法前後の ASO 患者の運動解析を行った。被験者の運動はモーションキャプチャシステムによって計測した。モーションキャプチャは高精度な非侵襲運動計測手法である。被験者は光学式マーカと呼ばれる再帰性反射素材で覆われた球状のマーカを全身に身につけて (図 1) 運動をおこなう。モーションキャプチャカメラは赤外線を照射し、マーカからの反射光を画素で取得する (図 2)。複数台のカメラ画像とカメラ自身の位置および姿勢から、マーカの 3 次元での位置を取得する。マーカ位置はコントロールパソコンにフレームごとに記録され、再生可能データとなる (図 3)。近年はカメラの性能向上により、毎秒数百フレームでの位置を特定可能である。本研究では Motion Analysis 社の Raptor-4 カメラ 8 台と Eagle カメラ 4 台の合計 12 台を被験者周囲に設置し、毎秒 200 フレームで計測した。マーカは直径 14mm のものを 35 個使用した。



図 1 皮膚に張り付けたマーカ

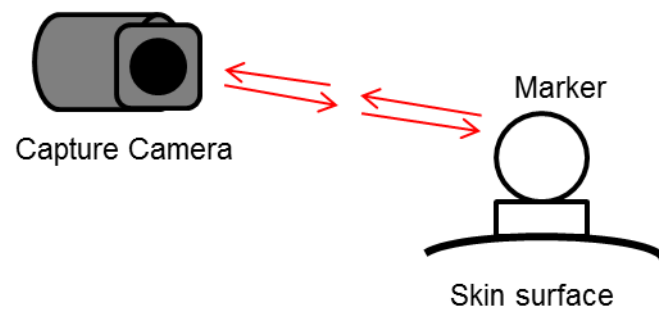


図 2 マーカの軌跡を計測

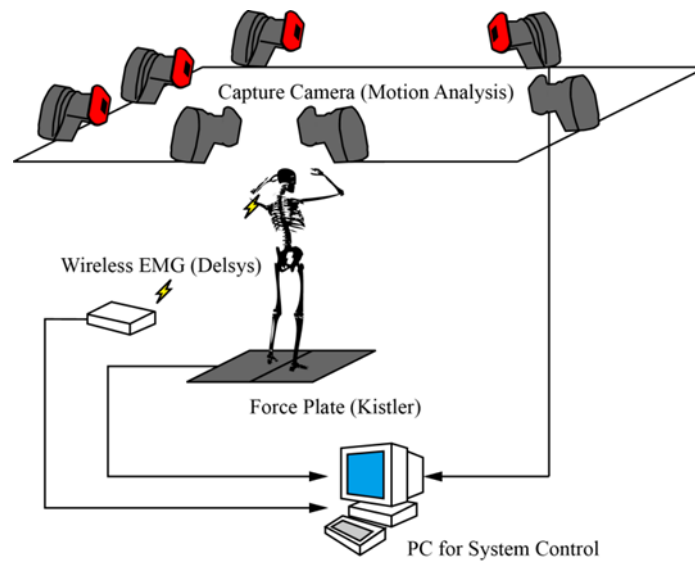


図 3 マーカの位置取得

皮膚表面に貼り付けたマーカをカメラで撮影することにより、マーカの軌跡を計測し、3次元動作を数値化する。

2.1.2 逆運動学解析と逆動力学解析

ヒトの身体を、関節で接続した体節（剛体）の繋がり（リンク）を剛体リンクと呼ぶ（図 4）。

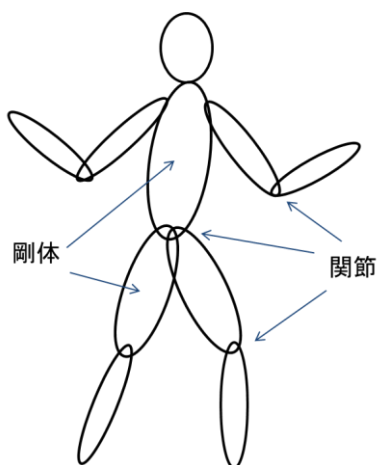


図 4 剛体リンク

剛体リンクで得られる関節角を求め、位置や姿勢を解析することを逆運動学解析と呼ぶ。本研究で定義した関節角を図 5 に示す。

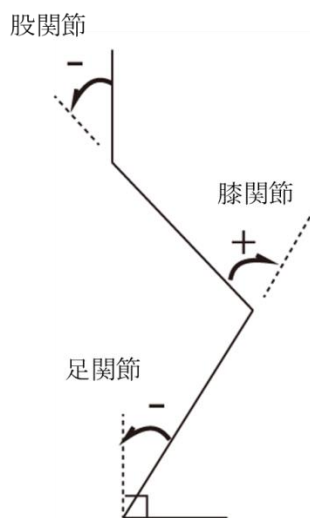


図 5 関節角

また、剛体リンクに身体運動と外力を与えれば、関節角度の時系列データから各剛体に働く並進力とトルク（回転軸まわりに働く筋張力による回転作用の値：図 6）が計算されるので、剛体を繋ぐ関節に作用する並進力とトルクを求めることができる。このような解析を逆動力学解析と呼ぶ。

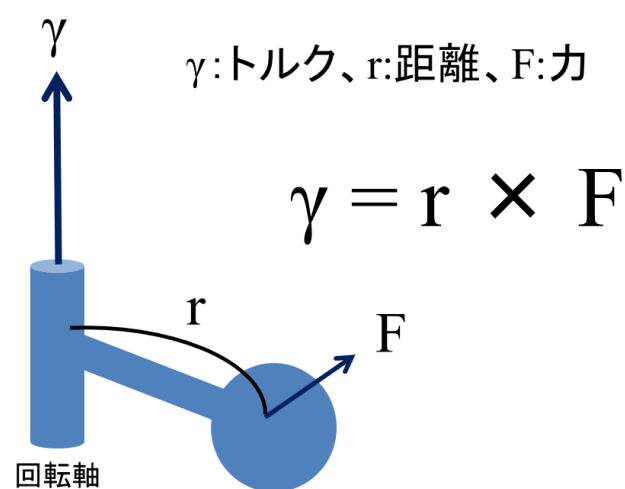


図 6 トルクの定義

本解析では、中村らによって開発された筋骨格運動解析シミュレータ (sDIMS)²¹ を用いて逆運動学解析および逆動力学解析をおこなった。

2.1.3 筋骨格モデル

このモデルは剛体リンクモデルをさらに発展させたものである。中村らの運動シミュレータにおいて、人体の各体節は剛体によって構成される多体リンク系として定義される²¹。各リンク間を繋ぐ関節は、3 軸回転の球面関節、1 軸回転の蝶番関節（一軸性にのみ運動が可能な関節）として定義される。剛体リンク

を駆動する実体として筋肉がモデル化される。筋肉は始点と終点の二点で剛体間を接続し、骨格筋を模擬したワイヤと定義する (図 7)。

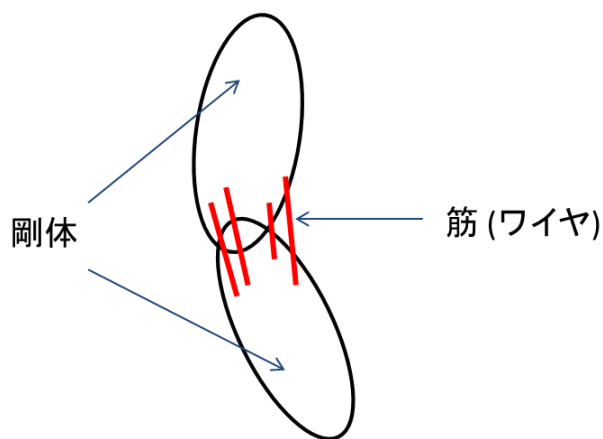


図 7 筋骨格モデルの概念図

各筋肉の張力 (筋張力) としてワイヤの張力を求める。このとき、1 方向に関節を駆動するのに、筋骨格系では複数の筋 (ワイヤ) が働き、ワイヤモデルとして定義される。

本解析は、剛体リンク数 55 本、関節数 16 本、関節の自由度 33 本、剛体リンクに付加される筋肉モデル 18 本の筋骨格モデルを用いた (図 8)。関節角度を表現する変数の数を自由度と呼ぶ。3 軸回転の球面関節は 3 自由度、1 軸回転の蝶番関節は 1 自由度と定義される。筋肉モデルは左右それぞれ 9 本ずつ、下腿の主要な筋肉と腹筋と背筋を定義した。解析は、患者の身長・体重といったパラメータを個々人に対応させ、モデルを作成した。モーションキャプチャシス

テムから得た情報から逆運動学、逆動力学解析によって分配されたモデルを図 9-11 に示す。

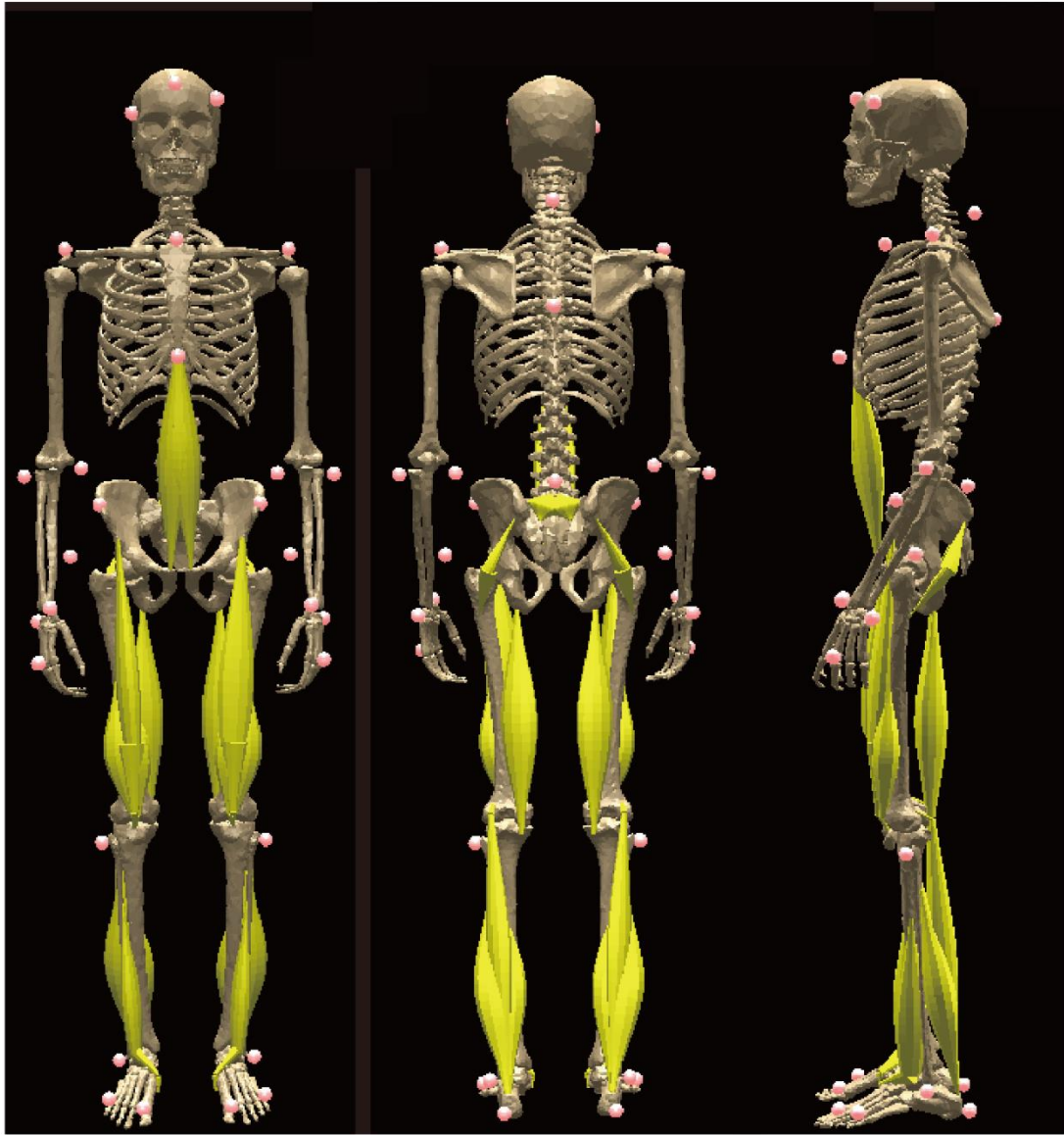


図 8 筋骨格モデル

剛体リンク数 55、関節数 16、関節の自由度 33、筋肉モデル 18 本から成り立つ。

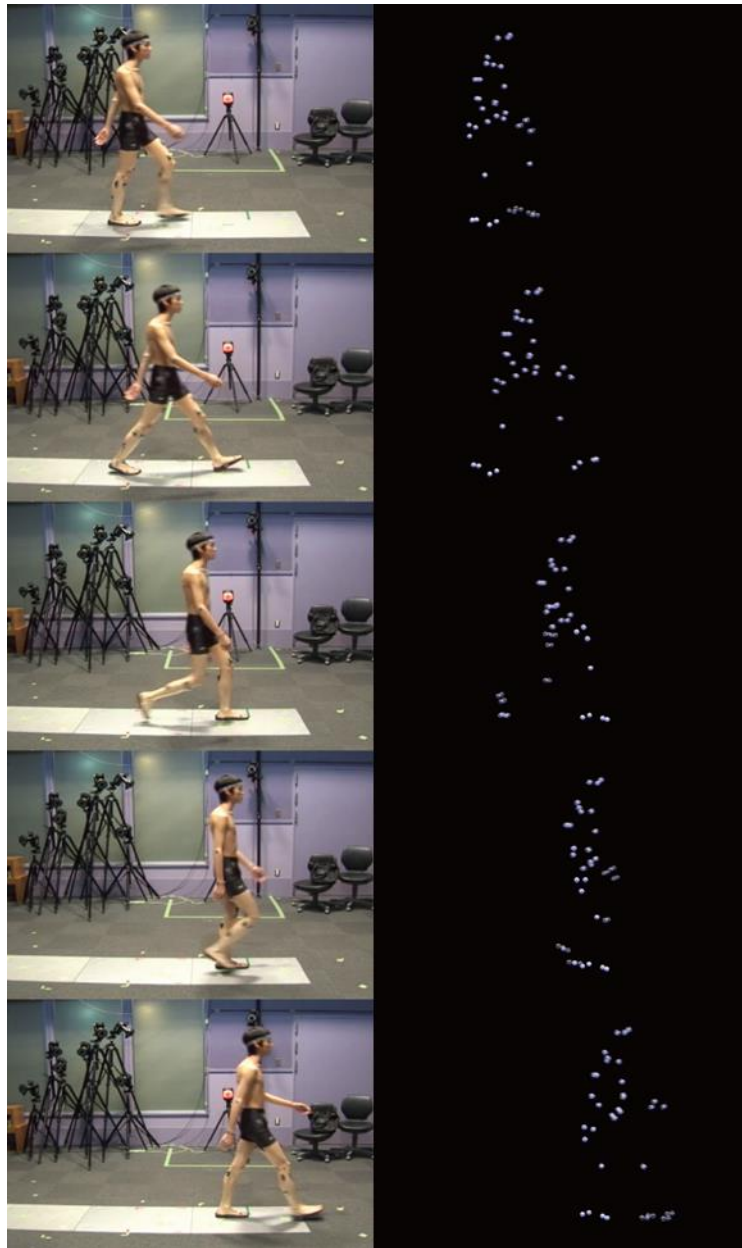


図 9 モーションキャプチャによって得られるマーカデータ

右図の白丸は全身に貼られた 35 個のマーカに相当する。



図 10 最適計算によって分配された筋張力

右図の矢印(→)は色の違いとベクトルによって、力の強度と方向を示す。

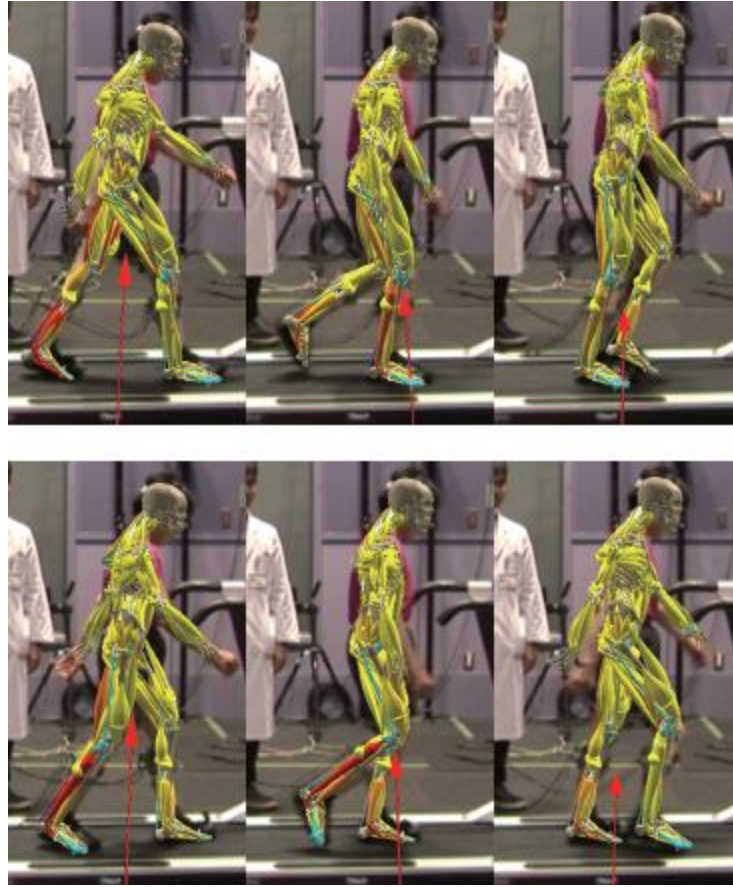


図 11 トレッドミルを歩行中の筋張力

2.1.4 逆運動学解析の詳細

逆運動学では、計測されたマーカ位置情報から、剛体リンク系の関節角を得る。計測されたマーカ位置とモデル上で定義されたマーカ位置（関節角の関数）の距離による評価関数 Z が最小となる関節角 θ の集合を求める。

$$Z = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^{N_M} \|\hat{\mathbf{P}}_i - \mathbf{P}_i(\theta)\|^2$$

ただし

$$l_j(\theta) < \hat{l}_j \quad (0 < j < N_T)$$

を満たすものとする。

ここで

θ : 関節角

N_M : マーカの数

$\hat{\mathbf{P}}_i$: 計測されたマーカ位置

\mathbf{P}_i : モデル上のマーカ位置

l_j : 腱・軟骨による受動ワイヤの長さ

\hat{l}_j : 腱・軟骨による受動ワイヤの初期長さ

N_T : 腱・軟骨による受動ワイヤの数

である。

2.1.5 逆動力学解析の詳細

逆動力学では、関節角 θ から関節トルクを計算する。

剛体リンク系の運動方程式は下記に記述できる。

$$\tau = A(\theta)\ddot{\theta} + B(\theta, \dot{\theta}) + C(\theta) - J_B^T(\theta)F_c$$

ここで

θ : 関節角

$\dot{\theta}$: 関節角速度

τ : 関節トルク

$A(\theta)\ddot{\theta} + B(\theta, \dot{\theta})$: 慣性力項

$C(\theta)$: 重力項

J_B : 外力をトルクに変換する関数行列

F_c : 接触力

である。運動方程式右辺の第四項 $-J_B^T(\theta)F_c$ は環境から受ける外力を表す。

なお、関節トルク τ と角加速度 $\ddot{\theta}$ の間には非線形の関係があることに注意する。

次に目標の関節トルクを発生するために必要な筋張力を算出する。

通常筋骨格モデルでは、ワイヤの数が関連する関節トルクの数よりも大きい
ため、関節トルクが求まったとしてもそれを駆動する複数のワイヤ張力を一意
に 決めるには工夫が必要である。

筋張力の二乗和項を含む評価関数 Y を最小にする \mathbf{f} を算出する。

$$Y = \frac{\mathbf{w}_{f1}}{2} \|\boldsymbol{\tau}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}, \ddot{\boldsymbol{\theta}}, \mathbf{F}_c) - \mathbf{K}_f(\boldsymbol{\theta})\mathbf{f}\|^2 + \frac{\mathbf{w}_{f2}}{2} \|\mathbf{f}\|^2$$

ただし、

$$\mathbf{f} \leq \mathbf{0}$$

を満たす。

ここで

\mathbf{w}_{f1} \mathbf{w}_{f2} : 各重み係数

\mathbf{K}_f : 筋張力からトルクへの変換行列

である。運動方程式の右辺第一項は逆動力学によって得られた関節トルクと、筋張力によって駆動される関節トルクの差の評価項であり、第二項は筋張力を最小化する項である。また、筋張力 \mathbf{f} は一方向のみに力を発揮するワイヤとして定義されているため、筋張力は負の値をとるものとする。

2.1.6 本章の目的

本研究では3次元動作解析を利用した筋骨格モデル解析を適応することにより、歩行中の下肢及び体幹の力学的挙動を知ることが可能と考えられる。下肢の筋肉群や体幹の筋肉が運動療法における歩行能力の改善に寄与するとの仮説を立て、運動療法前後の歩行動作を生体力学的に計測し、歩行動作及び関節角

度、関節トルク、各筋肉の筋張力、関節の仕事量の変化を検討することを目的とした。

2.2 対象と方法

2.2.1 対象

2013 年 9 月から 2015 年 7 月までの期間に外来を受診した ASO による間歇性跛行をみとめる患者 (Fontaine 2 度) のうち、インフォームドコンセントが得られた 19 例を対象とした。足関節上腕血圧比 (ankle-brachial index: ABI) が 0.9 以下を ASO と診断した。選択基準としては以下の通りとした。

- ・ 20 歳以上 80 歳未満であること
- ・ 日常生活で一定の負荷においても虚血性心疾患の症状などの出現を認めないこと
- ・ 予め検査室のトレッドミルで歩行を行い、胸部症状などなく、心電図上も病的変化のないこと
- ・ 心臓リハビリプログラムに参加可能であること

また、除外基準は以下の通りとした。

- ・ 重症の心疾患、脳血管障害などの合併を有する
- ・ トレッドミル歩行が禁忌である
- ・ 認知症の患者

- ・主治医が不適と認める患者

これらの症例のうち、SEP の途中で下肢の痛みが強くなった患者が 1 例、脳梗塞を発症した患者が 1 例、SEP を途中で中止した患者 1 例の合計 3 例を対象から除いた。このため、SEP を終了できた 16 例が解析対象となった。

本研究は倫理委員会の承認を得ており、用いられたデータは臨床及び研究目的で得られたもので、患者本人の承諾のもとに検査が行われた。

承認番号：10208-(1)

男性 13 人、女性 3 人で平均年齢は 71.4 歳 (58-79 歳) であった。患者特性は表 2 に示す。また、跛行症状の出現部位と病変の部位を表 3 に示す。

表 2 患者特性

	ASO (n = 16)
年齢	71.4 ± 6.0
性別 (男:女)	13 : 3
BMI	23.2 ± 3.1
既喫煙者 (%)	50
Fontaine 2 度 (%)	100
並存疾患	
高血圧 (%)	75
脂質代謝異常 (%)	56
糖尿病 (%)	75
虚血性心疾患 (%)	25
脳血管疾患 (%)	6.2
関節炎 (%)	0
脊椎狭窄症 (%)	18
薬物療法	
抗血小板薬 (%)	100
スタチン製剤 (%)	50
β 遮断薬 (%)	25
ACE 阻害薬 (%)	12
ARB 製剤 (%)	56
カルシウム拮抗薬 (%)	46

表 3 跛行症状及び病変の部位

ASO (n = 16)	
跛行症状の部位	
臀部 (%)	0
大腿部 (%)	0
下腿部 (%)	69
下肢全体 (%)	31
病変の部位	
腸骨-大腿動脈 (%)	80
膝窩動脈以下 (%)	20
片側病変 (%)	57
両側病変 (%)	43

2.2.2 方法

ASO による間歇性跛行をみとめる患者のうち、インフォームドコンセントが得られた 16 症例に対し、週 3 回、3 か月間の SEP を行った。具体的には当院の心臓リハビリテーション室で 30 分の自転車エルゴメータ (AEROBIKE 900U; KONAMI, Japan) を利用したトレーニングと 30 分の筋力トレーニングを行った。SEP の期間中は外来フォローアップの上で薬物療法を継続した。自転車エルゴメータは自転車をこぐための固定式運動負荷装置であり、トレーニング用器具あるいは運動機能評価のための負荷装置としてスポーツトレーニング、基礎研究、臨床の運動療法などで利用されている。医師及び理学療法士の指導のもと、患者のトレーニングの進行度に合わせて自転車エルゴメータの負荷を段階的に上げていった。筋力トレーニングは、主に上肢、下肢、体幹の筋肉に対してゴムバンドを利用して行った。運動解析は SEP 前後に、工学部のスタジオでトレッドミル(DAIKOU DK-8421B; Kobemedicare, Japan)を使用し、トレッドミル上を歩行してもらった。患者の歩行速度に合わせて時速 2.4km または 3.6km で歩行することを選択し、SEP 後も同速度で歩行してもらった。トレッドミルは間歇性跛行を誘発する歩行負荷試験であり、機能検査として重要な位置を占める。間歇性跛行を主訴とする ASO 患者の評価の際には安静時症状が少ないため、運動負荷のもとに各種検査を行うことが望ましく、トレッドミルは血管外科にお

ける負荷装置で最も普及している。歩行の際は、トレッドミルのハンドレールをバランスを取るために使用することは認めたが、体重をかけないように指導した。患者が下肢の間歇性跛行を訴えた時を跛行出現距離とし、更に歩行を続けてもらい、これ以上の歩行が不可能と訴えた時点を超えて最大歩行距離とした。最大歩行距離は間歇性跛行の重症度評価の指標として知られている²²。

トレッドミル歩行時のモーションキャプチャを用いて、歩行開始から終了するまでの全ての運動情報を取得した。そして、これらの情報から関節角、関節トルク、筋張力などの力学的出力や力学的エネルギーを生体力学的に解析し、SEP 前後の歩行動作及び各筋肉の筋張力の変化を評価した。

得られた運動解析結果より、歩行時の

- a. SEP 前後の 1 幅（患側の踵が離れてから接地するまで）の距離、跛行出現距離、最大歩行距離を比較検討した。
- b. SEP 前後の股関節角、膝関節角、足関節角の可動域及び最大値を比較検討した。また、姿勢の評価として、垂直軸と股関節から胸椎 12 番までの最大角度と可動域を SEP 前後で比較検討した。
- c. SEP 前後の股関節、膝関節、足関節トルクの最大値を比較検討した。
- d. SEP 前後の 8 つの筋肉（多裂筋、殿筋、大腿直筋、半膜様筋、内側広筋、前脛骨筋、腓腹筋、ヒラメ筋）の最大筋張力を比較検討した。

e. SEP 前後の股関節、膝関節、足関節の仕事量を比較検討した。

歩行 1 サイクルあたりの平均仕事量 \bar{W} は、各サイクルの仕事量 W_i （トルク・角速度の絶対値をサイクルにかかった時間で積分したもの）の平均値として算出した。

$$\bar{W} = \frac{1}{N_s} \sum_{i=1}^{N_s} W_i$$
$$W_i = \int_{t_{i0}}^{t_{i1}} \left| \tau(t) \cdot \frac{dq}{dt} \right| dt$$

ここで、

N_s : サイクル数

t_{i0} : サイクル i の開始時刻

t_{i1} : サイクル i の終了時刻

$\tau(t)$: 関節トルク

q : 関節角度

である。

f. NIRS を用いて SEP 前後の回復時間、運動中の組織ヘモグロビン酸素飽和度 (SdO2) の変化を比較検討した。

SEP 前後に NIRS モニター (FOIRE-3000; Shimadzu, Japan) を用いてトレッドミル歩行時の虚血評価を行った。NIRS は日常診療において ASO の補助的な診

断及び判定法として頻用されており²³、骨格筋の酸化ヘモグロビンの推移は血流量とよく相関することが知られている²⁴。NIRS は近赤外線により局所組織における酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの濃度を測定し、それをもとに組織の酸素飽和度を計算できる²⁵。酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの和として総ヘモグロビン濃度を算出し、総ヘモグロビンに対する酸化ヘモグロビンのパーセントを SdO_2 と定義した。図 12 のごとくプローブを下腿後面に装着し、両側腓腹筋の酸素化状況の測定し、以下の項目をモニターした。

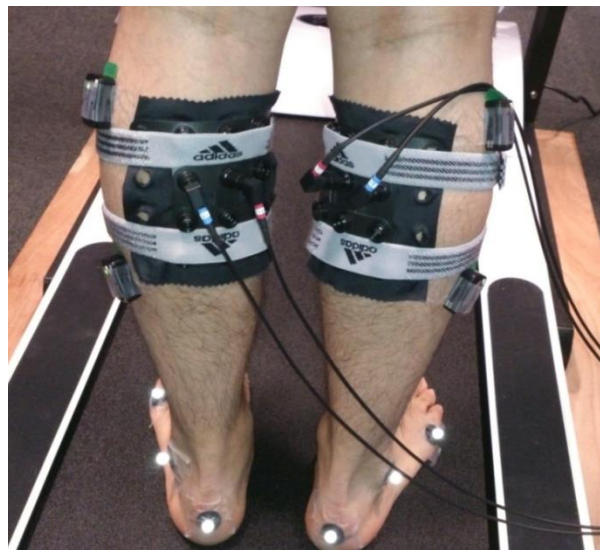


図 12 NIRS のプローブ

I. SdO_2

両側腓腹筋の酸素飽和度を測定し、

$\Delta SdO_2 = \text{安静時の } SdO_2 - \text{運動中の } SdO_2$ を計算した。

II. 回復時間 (Recovery time : RT)

患側の腓腹筋組織の酸素化及び還元ヘモグロビンが運動終了直後から交叉するのに要する時間を測定した（図 13）。虚血が強い場合は RT が長くなることが示されており、間歇性跛行の重症度評価の指標となっている。

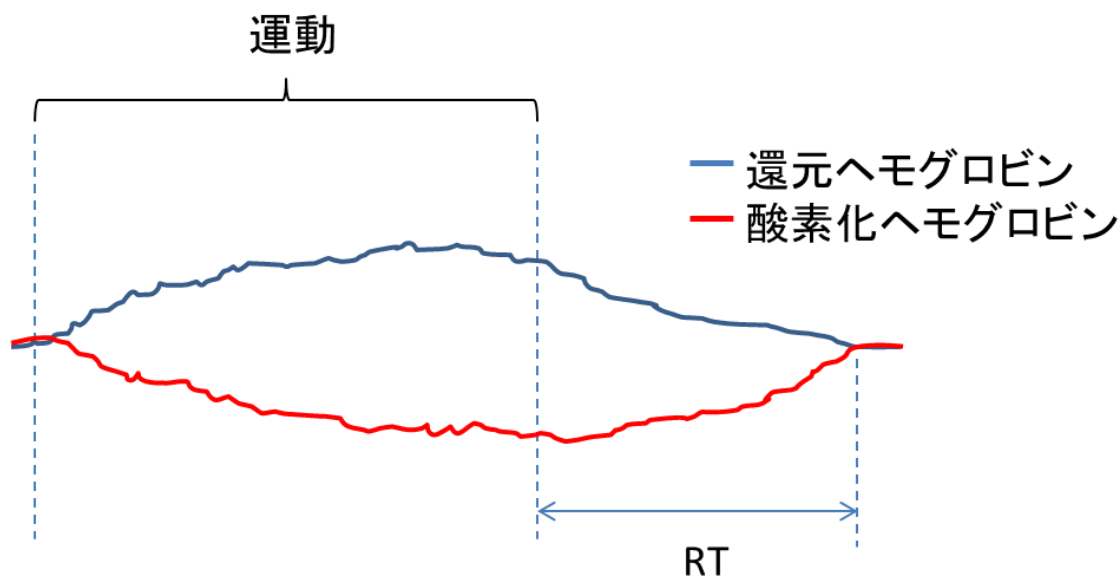


図 13 近赤外線分光法における各種ヘモグロビンの継時的変化

g. ASO における QOL の評価として VasuQOL (Vascular Quality of Life) 、歩行障害問診票 (walking impairment questionnaire : WIQ) の調査を SEP 前後に比較検討した。

VascuQOL は ASO における疾患特異的な QOL 評価として有用であることが示されている^{26,27}。Activity、Symptom、Pain、Emotional、Social の 5 つのドメインから構成されており、7 段階の選択肢から回答する形式となっている。

WIQ は間歇性跛行に対する疾患特異的健康状態質問票であり、治療効果判定として有用である²⁸。痛みの強さを評価する pain score、歩行距離を評価する distance score、歩行速度を評価する speed score、階段を上がる能力を評価する climbing score の 4 項目からなる。本研究では distance score、speed score、climbing score の 3 項目について評価した。

2.2.3 データ解析

平均値は平均±標準偏差で示し、方法 a～f は対応のある二群の比較 (paired t-test) を行い、 $P < .05$ にて有意とした。解析においては JMPTMver.11.2.1 (JMP Japan, Japan)を用いた。

2.3 結果

2.3.1 歩行距離の変化

SEP 前後で歩幅は両側とも変化を認めなかったが、跛行出現距離は平均で 142%の改善が認められ、最大歩行距離は平均で 154%の改善が認められた (表 4)。

表 4 跛行出現距離及び最大歩行距離の変化

	SEP 前	SEP 後	P value
右足の歩幅 [m]	0.505± 0.087	0.509 ± 0.088	NS
左足の歩幅 [m]	0.51 ± 0.093	0.508 ± 0.087	NS
跛行出現距離 [m]	160.4 ± 128.7	228.8 ±187.2	0.034
最大歩行距離 [m]	453.4 ± 345.8	702.6 ± 416.4	0.0065

NS: statistically not significant

2.3.2 股・膝・足関節の分布

図 14-16 は一歩行周期中の患側の関節角の変化を全患者の平均で示したものである。病変が両側の患者は、症状が強い方を患側とした。横軸は一歩行周期を 100%として正規化した時間を表し、0%及び 100%の時点が踵接地である。赤線が SEP 前、青線が SEP 後で、赤枠で囲まれた部分が SEP 前の標準偏差、青枠

で囲まれた部分が SEP 後の標準偏差である。SEP 前後での歩行周期中の各関節角の変化パターンは類似していた。

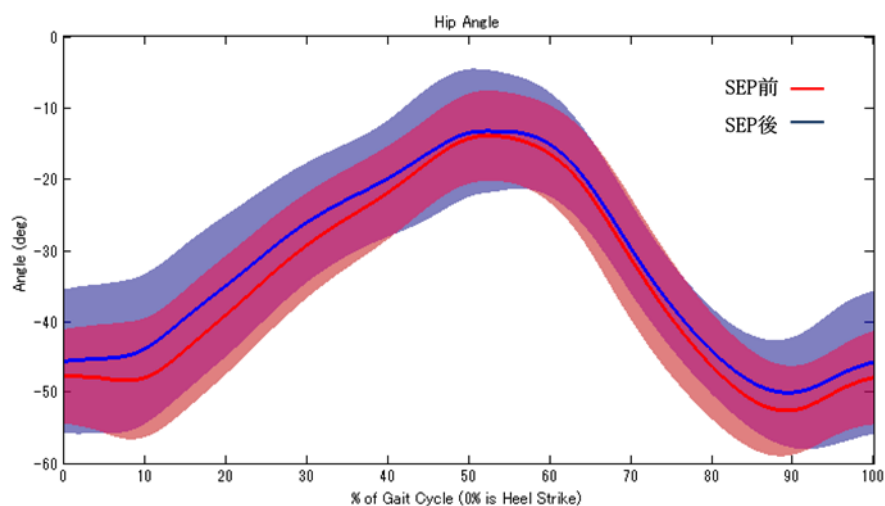


図 14 一歩行周期の股関節角(患側)の変化

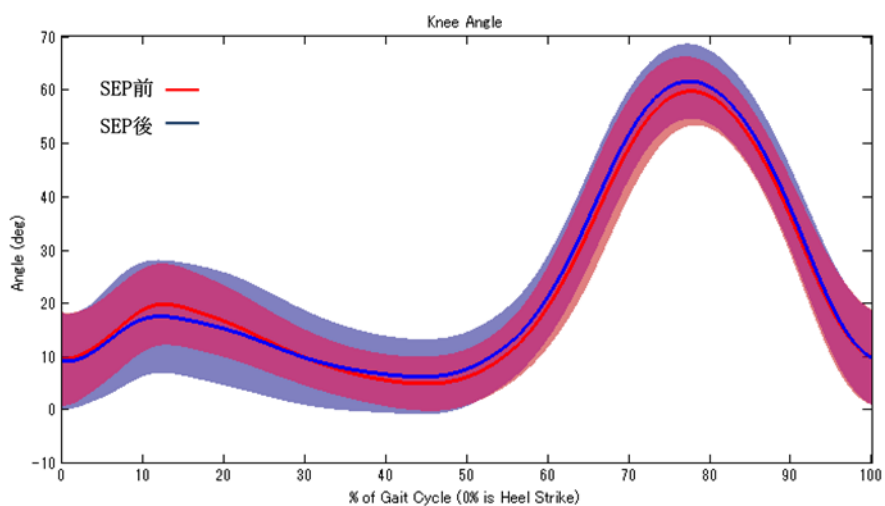


図 15 一歩行周期の膝関節角(患側)の変化

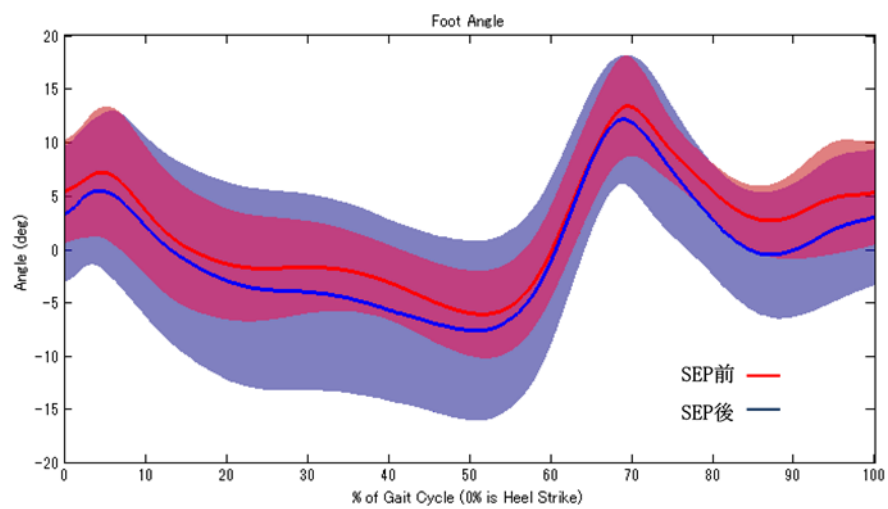


図 16 一歩行周期の足関節角(患側)の変化

SEP 前後での歩行時の関節角の変化のうちで、股関節角の可動域のみ有意に減少した (表 5)。

表 5 各関節角の可動域と最大値

関節角 [角度]	SEP 前	SEP 後	P value
右 最大股関節角	-13.6± 8.2	-13.2 ± 9.4	NS
股関節 ROM	39.4 ± 5.6	37.6 ± 5.3	0.035
最大膝関節角	60.7 ± 6.4	60.8 ± 6.7	NS
膝関節 ROM	57.8 ± 6.7	56.6 ± 5.3	NS
最大足関節角	13.7 ± 5.3	13.2 ± 5.5	NS
足関節 ROM	21.8 ± 5.1	22.4 ± 6.4	NS
左 最大股関節角	-13.7 ± 8.2	-13.3 ± 9.3	NS
股関節 ROM	39.2 ± 5.5	37.7 ± 5.1	0.037
最大膝関節角	60.7 ± 6.4	61.2 ± 6.2	NS
膝関節 ROM	57.9 ± 7.0	57.1 ± 4.9	NS
最大足関節角	13.7 ± 5.3	12.7 ± 6.4	NS
足関節 ROM	21.7 ± 5.0	21.5± 8.2	NS

SEP: Supervised exercise program, ROM: Range of motion, NS: statistically not significant.

SEP 前後での歩行時の膝関節角、足関節角トルクの最大値に有意な変化を認めなかったが、両側の股関節トルクの最大値は有意に減少した (表 6、図 17-18)。

表 6 各関節トルクの最大値

関節トルク [Nm]	SEP 前	SEP 後	P value
右 最大股関節角	88.0± 18.8	83.5 ± 19.7	0.031
最大膝関節角	62.5 ± 17.7	56.8 ± 17.7	NS
最大足関節角	133.4 ± 20.1	131.5 ± 26.1	NS
左 最大股関節角	88.1 ± 18.5	83.5 ± 20.2	0.044
最大膝関節角	62.3 ± 17.2	56.3 ± 17.6	NS
最大足関節角	132.6 ± 18.7	131.1 ± 25.6	NS

SEP: Supervised exercise program, NS: statistically not significant.

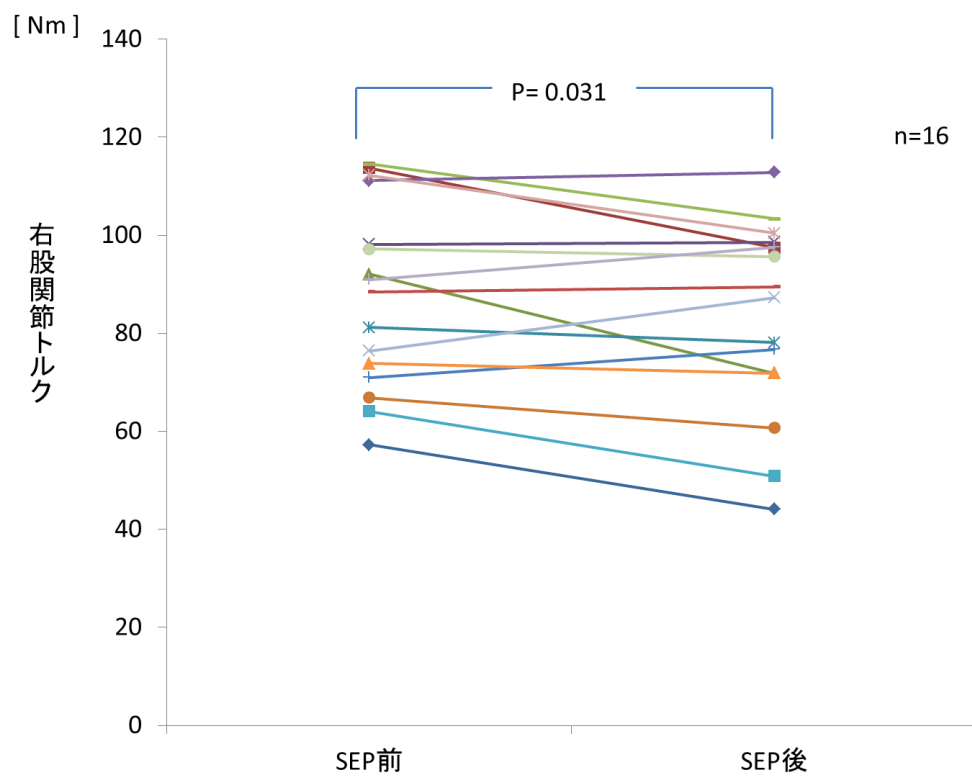


図 17 運動前後での右股関節トルクの変化

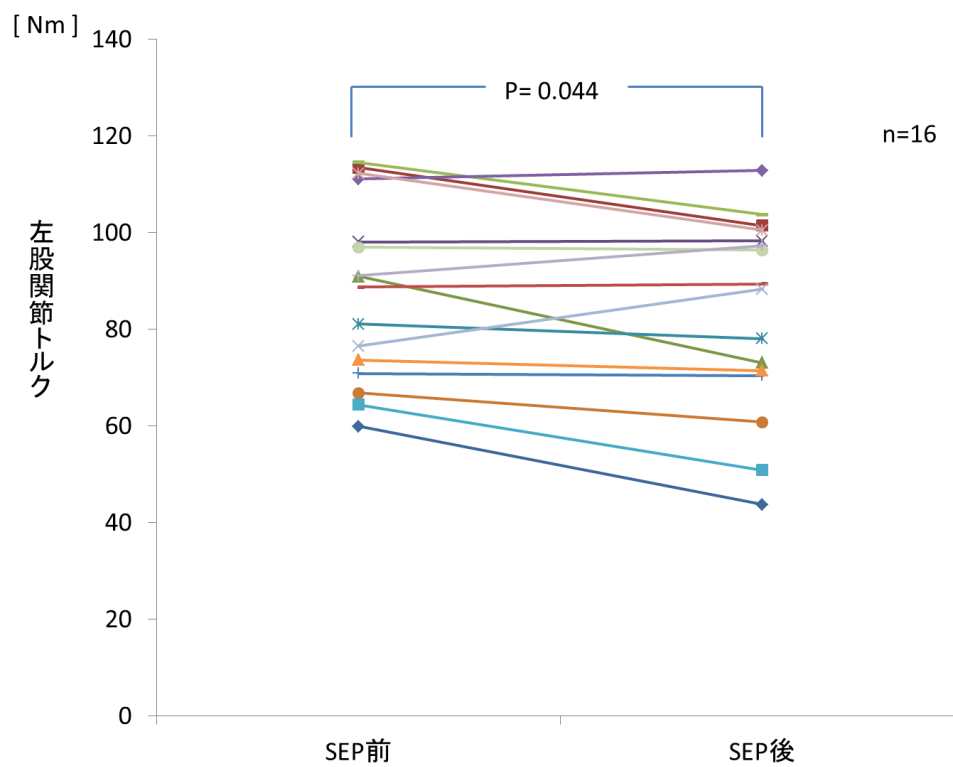


図 18 運動前後での左股関節トルクの変化

2.3.3 姿勢の変化

SEP 前後で、歩行時の垂直軸と股関節から胸椎 12 番までの最大角度と可動域に変化を認めなかった（表 7）。

表 7 垂直方向から腰椎 12 番までの最大角度と可動域の変化

	SEP 前	SEP 後	P value
最大角度	-65.4 ± 8.2	-62.1 ± 34.1	NS
可動域	8.6 ± 3.1	7.7 ± 3.1	NS

SEP: Supervised exercise program, NS: statistically not significant.

2.3.4 筋張力の変化

図 19-26 は一歩行周期の患側の各筋張力の変化を全患者の平均で示したものである。病変が両側の患者は、症状が強い方を患側とした。横軸は一歩行周期を 100% として正規化した時間を表し、0% 及び 100% の時点が踵接地である。赤線が SEP 前、青線が SEP 後で、赤枠で囲まれた部分が SEP 前の標準偏差、青枠で囲まれた部分が SEP 後の標準偏差である。

どの筋肉においても、SEP 前後での一歩行周期の筋張力の変化を全患者の平均で示すと曲線は類似していた。

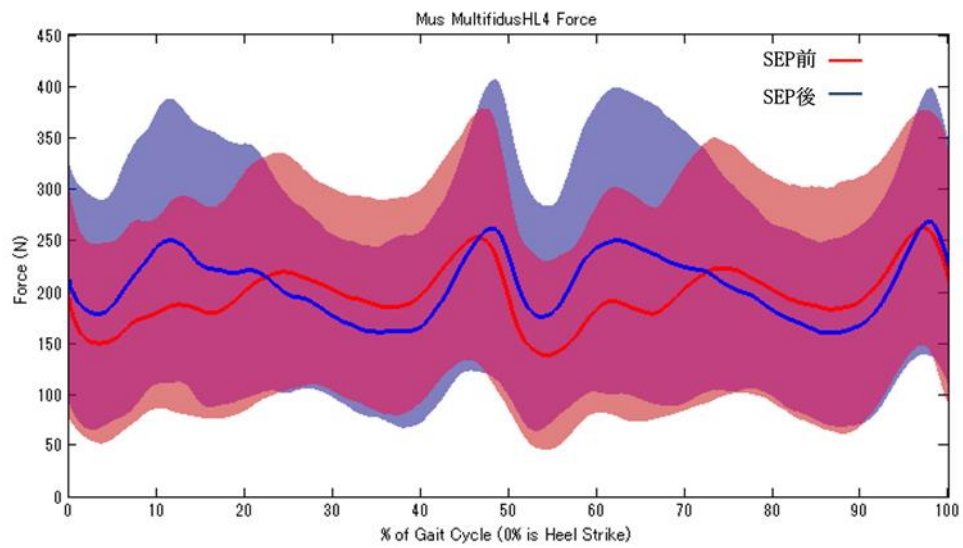


図 19 一歩行周期の多裂筋(患側)の変化

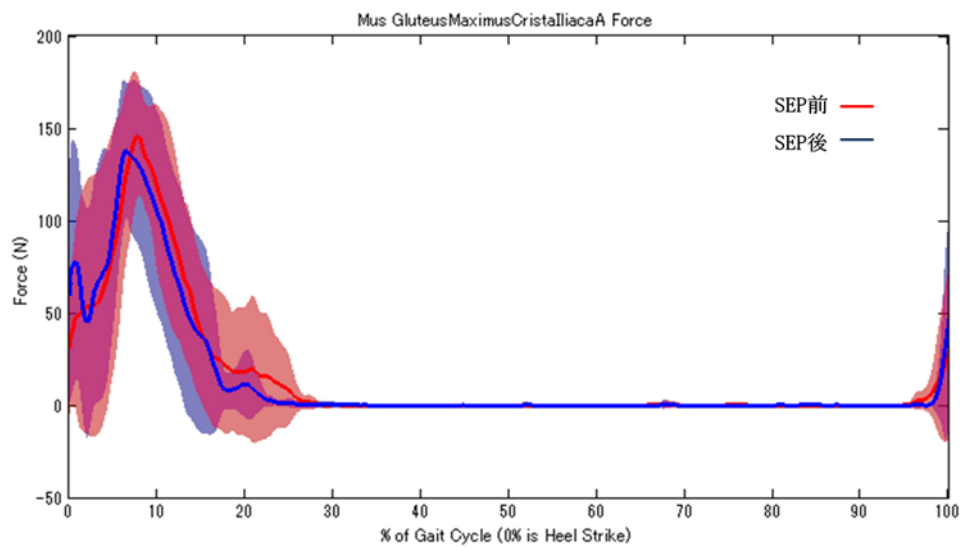


図 20 一歩行周期の大臀筋(患側)の変化

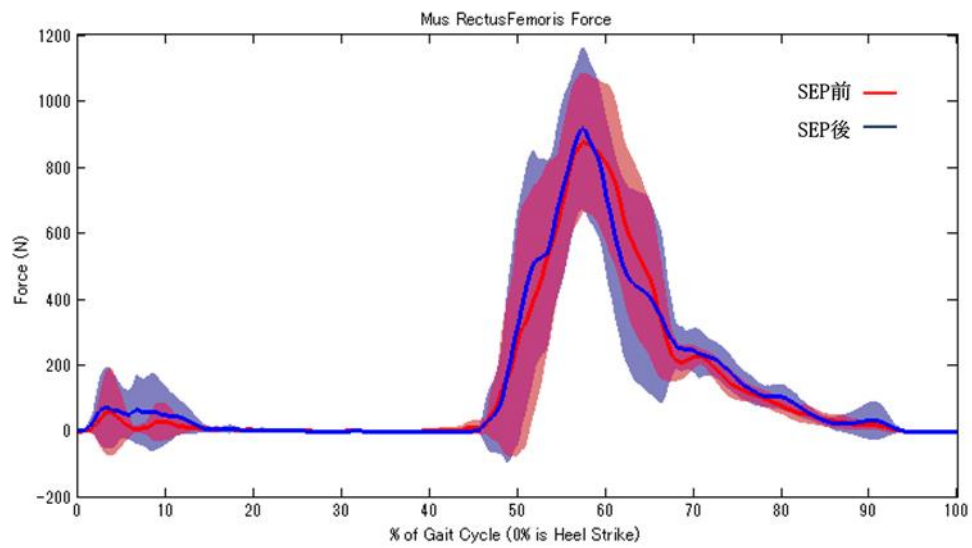


図 21 一歩行周期の大腿直筋(患側)の変化

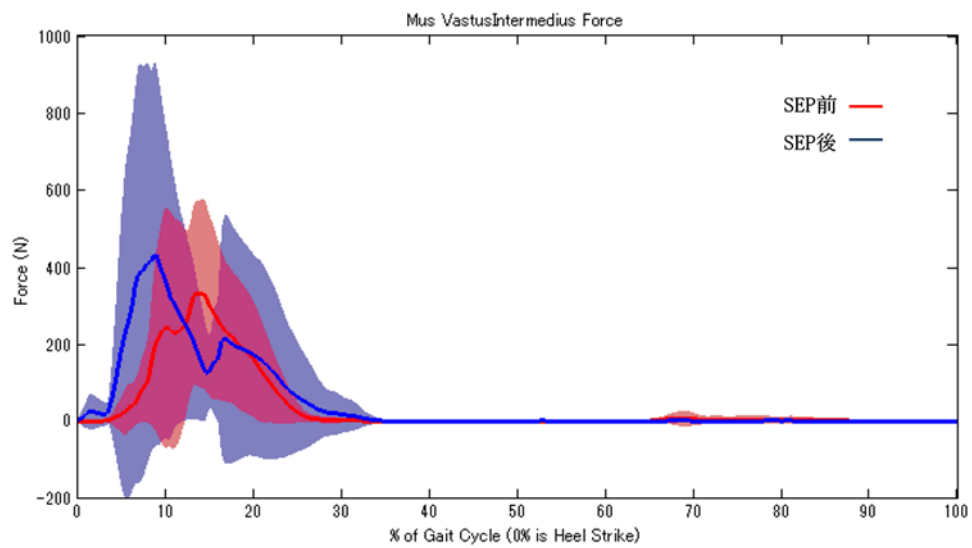


図 22 一歩行周期の中間広筋(患側)の変化

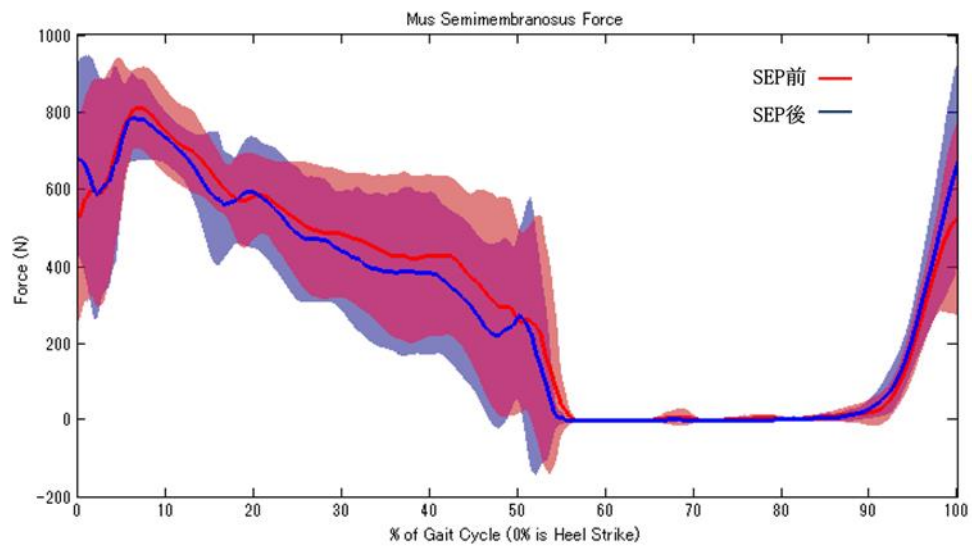


図 23 一歩行周期の半膜様筋(患側)の変化

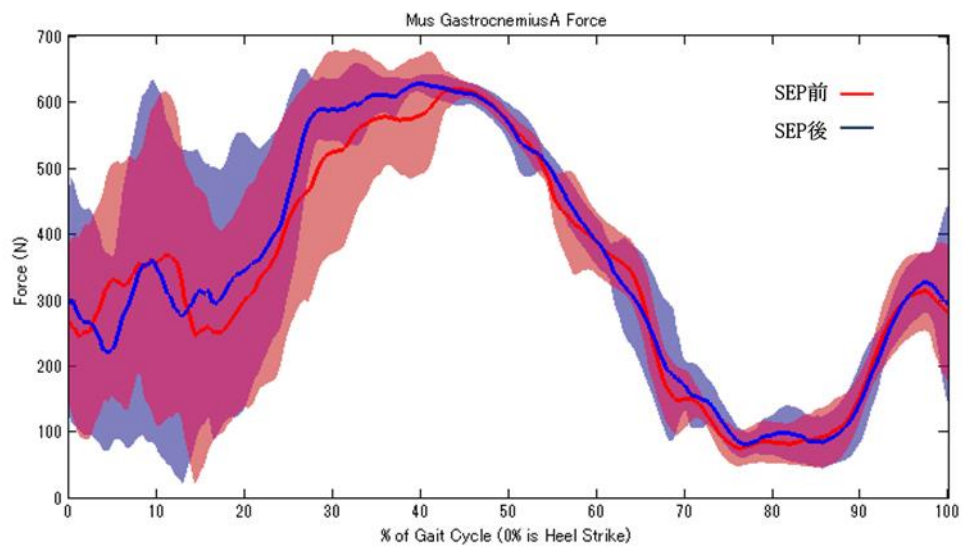


図 24 一歩行周期の腓腹筋(患側)の変化

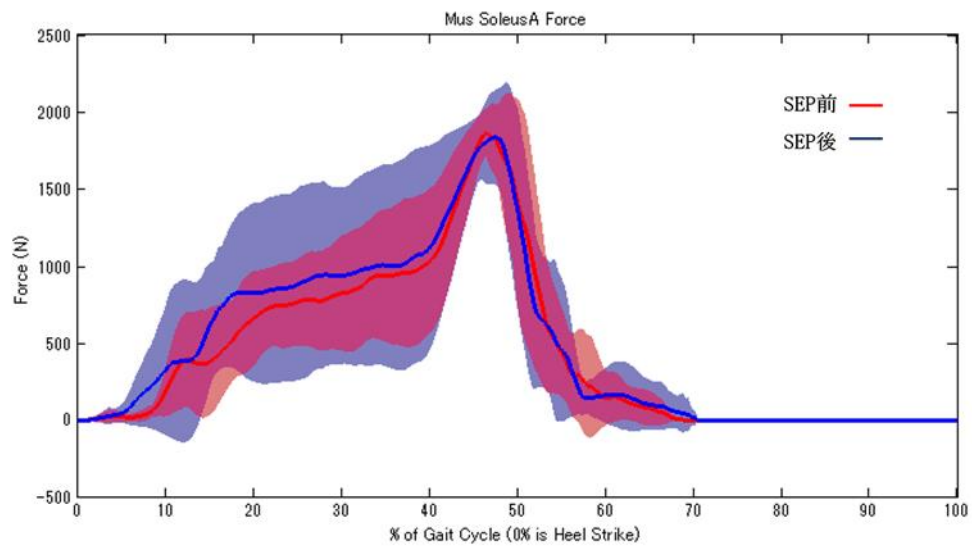


図 25 一歩行周期のヒラメ筋(患側)の変化

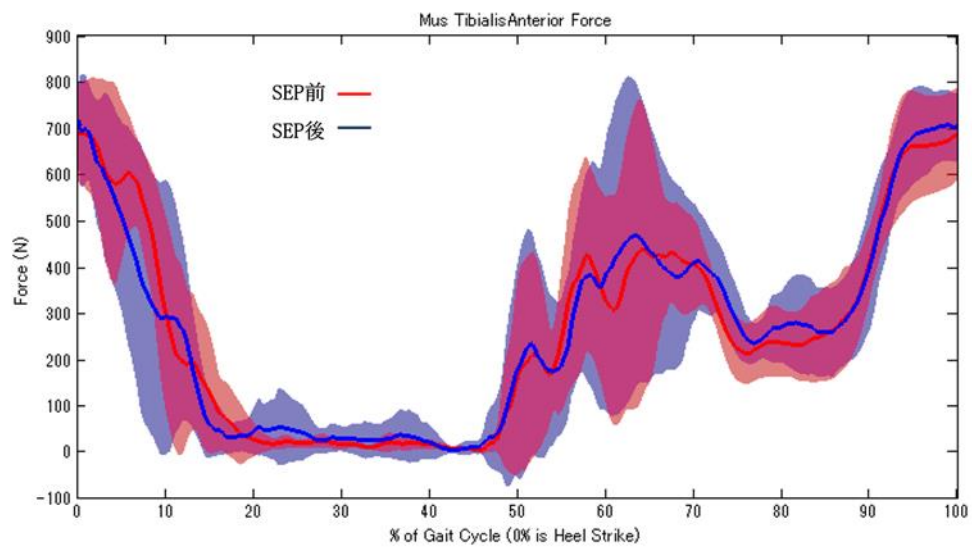


図 26 一歩行周期の前脛骨筋(患側)の変化

Paired-t test にて運動前後で歩行時の全患者の各筋肉を比較すると、
8 つの筋肉のうち両側の大臀筋の最大筋張力のみが有意に減少した (表 8、図
27-28)。

表 8 運動前での各筋肉の最大筋張力の変化

筋張力 [N]	SEP 前	SEP 後	P value
右 多裂筋	312.2± 116.9	329.0 ± 137.6	NS
大臀筋	167.6 ± 31.6	149.8 ± 44.2	0.044
大腿直筋	980.1 ± 151.7	961.8 ± 221.5	NS
中間広筋	544.0 ± 296.2	743.3 ± 447.0	NS
半膜様筋	969.5 ± 114.4	931.9 ± 128.2	NS
腓腹筋	639.0 ± 9.3	638.4 ± 13.0	NS
ヒラメ筋	2000.3 ± 131.1	2027.4 ± 119.2	NS
前脛骨筋	800.9 ± 23.6	800.2 ± 50.0	NS
左 多裂筋	313.6 ± 116.0	327.4 ± 139.4	NS
大臀筋	167.5 ± 31.5	149.3 ± 44.6	0.042

大腿直筋	980.0 ± 149.4	962.8 ± 219.6	NS
中間広筋	551.9 ± 301.5	734.8 ± 453.7	NS
半膜様筋	966.6 ± 118.3	935.2 ± 128.5	NS
腓腹筋	638.9 ± 9.2	638.8 ± 12.8	NS
ヒラメ筋	2028.1 ± 107.2	2027.6 ± 120.2	NS
前脛骨筋	801.0 ± 23.6	799.7 ± 50.0	NS

SEP: Supervised exercise program, NS: statistically not significant.

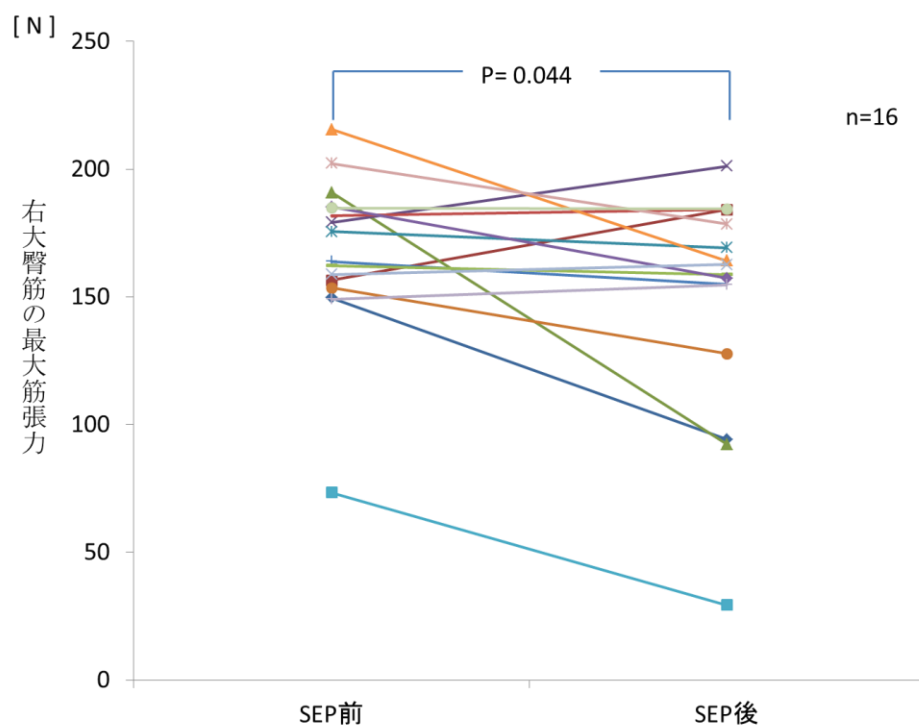


図 27 運動前後での右大臀筋の最大筋張力の変化

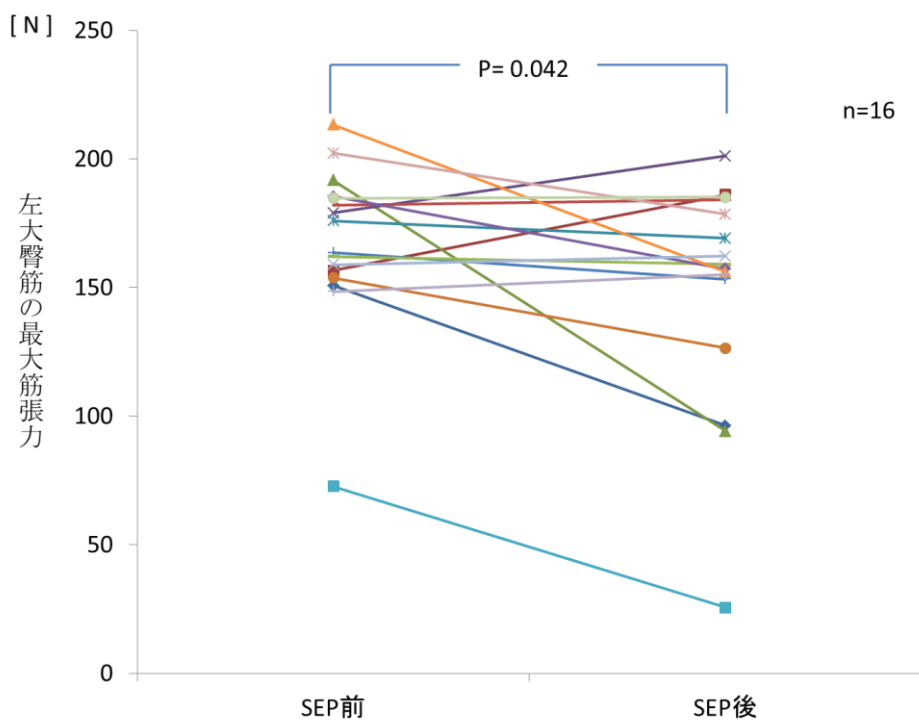


図 28 運動前後での左大臀筋の最大筋張力の変化

2.3.5 股・膝・足関節の仕事量の変化

SEP 前後の股関節、膝関節、足関節の仕事量の変化では、左の股関節のみ有意に減少した (表 9)。

表 9 各関節角の仕事量の変化

仕事 [Nm]	SEP 前	SEP 後	P value
右 股関節	87.2± 20.0	81.6 ± 20.4	NS
膝関節	62.5 ± 17.7	56.8 ± 17.7	NS
足関節	133.4 ± 20.1	131.5 ± 26.1	NS
左 股関節	87.3 ± 19.7	81.6 ± 20.9	0.043
膝関節	62.3 ± 17.2	56.3 ± 17.6	NS
足関節	132.6 ± 18.7	131.1 ± 25.6	NS

SEP: Supervised exercise program, NS: statistically not significant.

2.3.6 NIRS

SEP 前後で RT は有意な変化を認めなかった。△ SdO₂ は両側とも有意な変化を認めなかった (表 10)。

表 10 RT と SdO₂ の変化

	SEP 前	SEP 後	P value
RT [秒]	189.6 ± 154.4	112.7 ± 105.6	0.14
右 △ SdO ₂	16.1 ± 12.6	13.9 ± 11.6	0.84
左 △ SdO ₂	17.7 ± 12.8	16.6 ± 12.4	0.94

SEP: Supervised exercise program, RT: Recovery time, SdO₂: Surface decompression using oxygen

2.3.7 QOL

SEP 前後での VascuQOL と WIQ の変化を表 11 に示す。VascuQOL 及び WIQ の全項目において有意に改善した (表 11)。

表 11 VascuQOL と WIQ の変化

	SEP 前	SEP 後	P value
VascuQOL	4.2± 0.9	5.7 ± 0.6	< .0001
WIQ distance score	68.7 ± 19.6	89.7 ± 14.6	0.0002
WIQ speed score	29.2 ± 13.3	61.2 ± 20.0	< .0001
WIQ climbing score	35.9 ± 18.4	76.0± 23.9	< .0001

The VascuQOL is scored on a 1 to 7 point scale in which 1 indicates extreme difficulty and 7 indicates no difficulty. The WIQ is scored on a 0 to 100 point scale in which 0 indicates extreme difficulty and 100 indicates no difficulty.

2.4 小括

運動療法後に

- 歩幅に変化を認めず、跛行出現距離及び最大歩行距離は有意に増大した
- 股関節角の可動域は有意に減少した
- 両側の股関節トルクの最大値は有意に減少した
- 垂直軸と股関節から胸椎までの最大角度と可動域に変化を認めなかった
- 両側の大臀筋の最大筋張力が有意に減少した
- 左股関節の仕事量は有意に減少した
- NIRS では RT 及び \angle SdO₂ に有意な変化を認めなかった
- VascuQOL 及び WIQ の得点は有意に高かった

3. CT による腰部主要筋肉と下肢筋肉の面積変化

3.1 序文

3.1.1 運動療法による筋肉量変化

ASO 患者が運動療法により歩行能力が改善する機序の一つに歩行筋の代謝の変化や筋力の増大が報告されているが、具体的な知見は未だ得られていない。

3.1.2 本章の目的

近年、CT や MRI (Magnetic resonance imaging) の断層画像を用いて、ソフトウェア上で筋肉量を計測する方法が、客観性や正確性の点で高い評価を得ている。本研究は、下肢筋肉群や体幹の筋肉が運動療法における歩行能力の改善に寄与するとの仮説をもとに、ASO 患者の運動前後の骨格筋量の変化を評価する指標として、CT 画像の筋肉容量に着目し、生体力学的解析とは別の視点で運動療法に伴う腰部及び下肢筋肉の面積変化を比較検討することを目的とした。

3.2 対象と方法

3.2.1 対象

2.2.1 の対象の SEP を終了できた 16 例を対象とした。男性 13 人、女性 3 人で平均年齢は 71.4 歳 (58-79) であった。患者特性と跛行症状の出現部位と病変の部位は 2.2.1 の対象の同じである。

3.2.2 方法

64 列マルチスライス CT (Aquilion ; Toshiba, Japan) で撮影された CT 画像をビューアソフトウェアである (Aquarius iNtuition Edition; TERARECON, Japan) を用いて、以下の a~c の筋肉の輪郭を region of interest (ROI)としてトレースし、面積を算出した。筋肉のトレース及び面積の算出は筆者が行った。CT から求められる面積値を 100%とした百分率で、運動前後の変化率を示した。

- a. CT の第三腰椎レベルの横断像上の左右の腹直筋、腹斜筋、大腰筋、脊柱起立筋 (図 29)
- b. CT の座骨下端の横断像上の左右の大腿直筋、臀筋 (図 30)
- c. CT の腓骨上端 (腓骨頭尖) から腓骨下端 (腓骨果溝) の中央の横断像上の下腿部 (図 31)

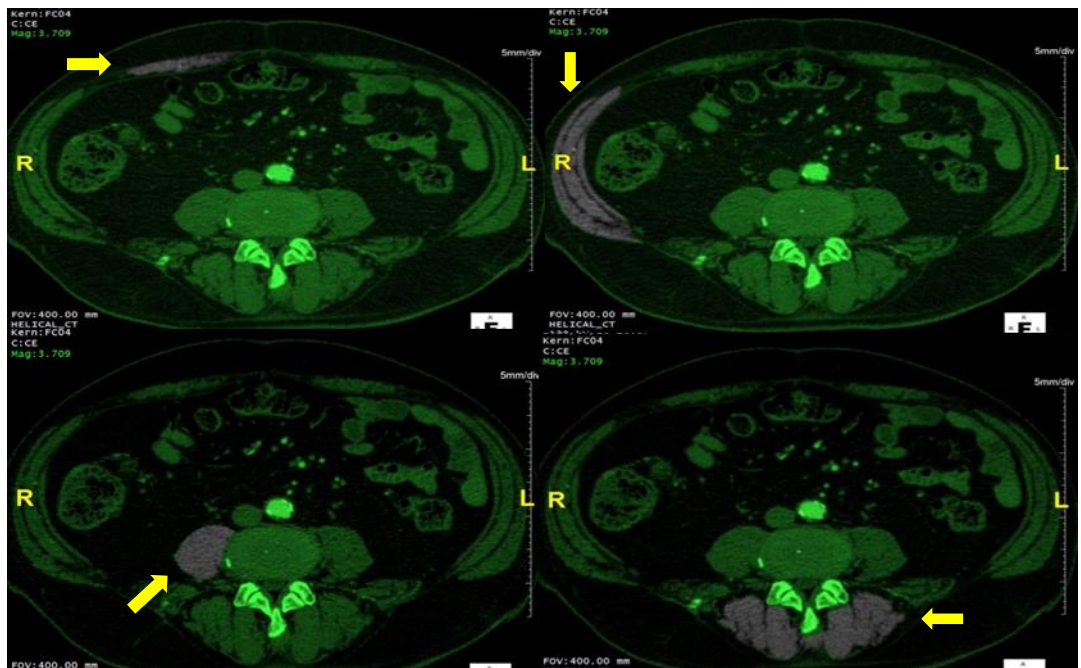


図 29 第三腰椎レベルの横断像上で左右の腹直筋、腹斜筋、大腰筋、脊柱起立筋をトレース(黄色矢印)

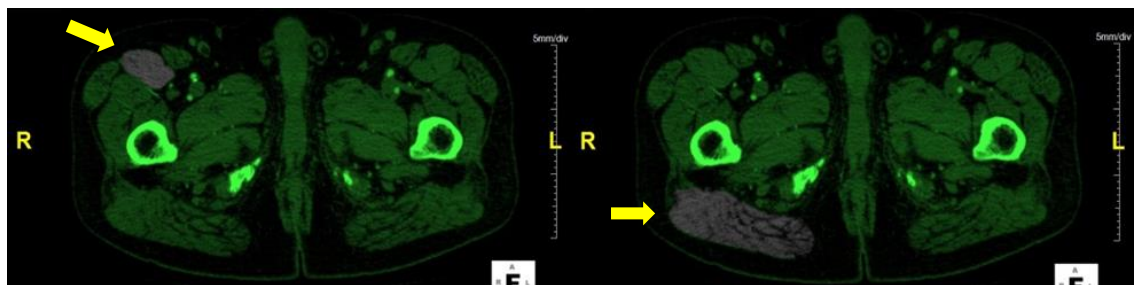


図 30 座骨下端の横断像上で、左右の大腿直筋、臀筋をトレース(黄色矢印)

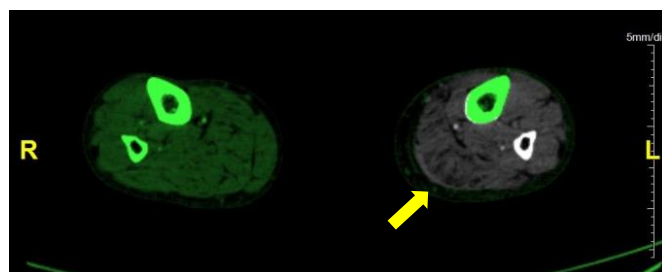


図 31 腓骨上端から腓骨下端の中央の横断像上の下腿部をトレース(黄色矢印)

3.2.3 データ解析

平均値は平均±標準偏差で示し、測定容積値は対応のある二群の比較 (paired t-test) を行い、 $P < .05$ にて有意とした。解析においては JMPTM ver.11.2.1 (JMP Japan, Japan)を用いた。

3.3 結果

SEP 前後で腰部の主要な筋肉である腹直筋、腹斜筋、大腰筋、脊柱起立筋、臀筋と大腿直筋は優位に増大していた (表 12)。SEP 前後で、下腿部の面積変化は認めなかった。また、腹直筋の変化率は大腰筋 ($P = 0.048$)、脊柱起立筋 ($P = 0.0007$)、両下腿部の筋肉 ($P = 0.001, 0.0009$)に比し、有意に大きかった。

表 12 CT 横断像上の面積変化

	SEP 前[cm ²]	SEP 後[cm ²]	P value	変化率 [%]
腹直筋	8.4± 2.8	9.3 ± 3.2	0.0004	119.2± 5.5
腹斜筋	35.2 ± 12.8	37.4 ± 12.4	0.025	107.1± 11.1
大腰筋	20.1 ± 4.7	21.4 ± 4.9	0.0055	107.1± 6.1
脊柱起立筋	33.7 ± 9.0	35.3± 9.6	0.0048	104.5± 3.8
右臀筋	34.1 ± 7.0	36.7± 8.3	0.0064	107.1± 5.6
左臀筋	32.7 ± 8.1	36.1± 9.1	0.016	110.4± 10.7
右大腿直筋	7.7 ± 2.3	8.3± 2.1	0.026	110.7± 14.7
左大腿直筋	7.2 ± 1.7	8.0± 1.9	0.0012	111.9± 13.5
右下腿部	45.7 ± 10.4	45.6± 10.9	NS	99.7± 6.9
左下腿部	43.9 ± 8.8	44.8± 8.8	NS	102.1± 6.7

SEP: Supervised exercise program, NS: statistically not significant.

3.4 小括

CT の断層画像上で、骨格筋をトレースすることにより計測される腰部の主要筋肉と大腿部の筋肉の面積値は運動療法後に増大した。下腿部筋肉の面積値は明らかな変化をみとめなかった。

4. 考察

運動療法を行った ASO 跛行患者に対して 3 次元動作解析を利用した筋骨格モデル解析を適用することにより、運動療法後は歩行時の股関節可動域（股関節角の最大値- 最小値）、股関節トルク、大臀筋の最大筋張力が減少することを明らかにした。また、運動療法を行った同患者に対して CT 横断像上で筋肉の輪郭をトレースすることにより、腰部主要筋と大腿筋の推定筋力（筋肉量）が増大することも示した。加えて、NIRS では、RT 及び $\angle SdO_2$ に有意な変化を認めず、運動療法により筋有酸素能の改善は認めず、VascuQOL の運動後の点数は運動前に比して有意に高く WIQ の得点も有意に高かった。

筋力の増大は、運動療法により歩行能力が改善する推定機序の 1 つとして報告されている³。そのため申請者は研究当初の仮説として、運動療法によって下肢筋群や体幹の筋力が増大することにより、歩行に関連する関節トルクや筋張力が高まり、結果として歩行能力の改善につながるというメカニズムを想定した。ところが、腰部主要筋と大腿筋の筋力は運動療法により増大したものの、歩行時の股関節可動域、股関節トルク、大臀筋の最大筋張力はむしろ減少するという解析結果を得た。筋力が増大したにもかかわらず、関節トルクや筋張力が低下し、結果的に歩行能力が改善するという、一見、相反するような結果が

得られたわけであるが、これらの現象を矛盾なく説明する機序として、次にあげる 2 つの可能性について考察した。

一つは、立位姿勢保持能力を切り口とした可能性である。立位姿勢の保持に働く筋肉は抗重力筋と呼ばれ、腹側に位置するもの（前脛骨筋、大腿四頭筋、腹筋群、頸部屈筋群）と背側に位置するもの（下腿三頭筋、ハムストリングス、大臀筋、脊柱起立筋群）とに大別される²⁹。本研究では運動療法により、抗重力筋である腹直筋、腸腰筋、脊柱起立筋、大腿直筋、大臀筋の筋力が増大したことによって、運動療法前に比較して立位姿勢保持能力は向上したと考えられる。姿勢保持能力が向上したことにより、安定した「効率の良い歩行」が可能となったのではないだろうか。運動生理学において、「効率の良い歩行」とは重心の移動の少ない歩行と定義される³⁰。ヒトの重心は仙骨の前面に位置し、歩行時は左右、垂直方向に周期的に移動するが、この周期的な変化が少ない歩行ほど、運動時の重心の変化が少なく、効率の良い歩行とされている^{30,31}。運動療法により姿勢保持能力が向上した結果、重心の移動が少ない歩行が可能となり、歩行効率が改善したため、療法前より少ないエネルギーで歩行できるようになったと考えられる。少ないエネルギーでの歩行は当然のことながら股関節可動域、股関節トルク、大臀筋の最大筋張力の低下につながり、これらがあいまって歩行能力の改善につながったと推測できる。片側のみのデータではあるが、股関

節の仕事量が減少している点からもこの推測は裏付けられよう。本研究では運動療法前後での重心の変化を検証することができなかったため、歩行効率が改善されたことを証明するには至らなかった。今後の課題としては、Cavagna が提唱する運動療法前後の重心の位置エネルギーと運動エネルギーの変化を解析し³⁰、運動療法後は少ないエネルギーで歩行することを証明することが望まれる。

二つ目の機序としては1つ目の機序に付随するものであるが、3か月の監視下運動療法により効率よく歩行するコツ（要領）を習得できた可能性があげられる。これまで運動のコツを掴むことは、個人的な運動体験であり、客観性に乏しい理由で研究対象から排除されてきた。これに対して金子は、学習する者が自らの感覚で動きを読み取り、感覚として学習した上で自らの身体を思いのままに動かし、運動が習得される能力を動感化能力と提唱した³²。ある運動や動作に対してコツを掴むことはすなわち、動感化能力を習得することに等しい。ASO 跛行患者らは、運動療法後に動感化能力を習得したことにより、効率の良い歩行が可能となり、股関節可動域、股関節トルク、大臀筋の最大筋張力の低下と歩行能力の改善という結果につながったのではないだろうか。二つの機序を図32に示す。

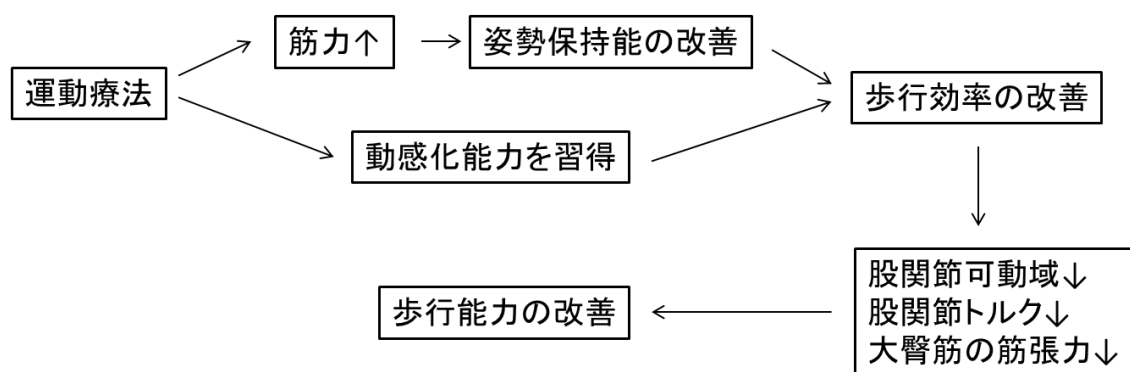


図 32 歩行能力改善の機序

本研究は、3次元動作解析を利用した筋骨格モデル解析を適用することにより、運動療法後に歩行時の股関節可動域、股関節トルク、大臀筋の最大筋張力が減少することを初めて示した。ASO 患者に対して運動療法前後に動作解析を実施し、その結果を比較した研究は過去に 2 つ報告されている。Crowther らは、12 ヶ月の SEP 後の関節可動域に有意な変化を認めなかったと報告している³³。また、King らは、3 ヶ月の SEP 後の関節可動域に有意な変化を認めなかったと報告している³⁴。両報告とも、関節可動域に有意な変化を認めた本研究の結果とは異なる結果を提示している。このような差異が生じた理由の一つとして、Crowther らの研究は本研究の動作解析と比べて一次元低い 2 次元動作解析を採用しているために解析精度が低いことが考えられる。Sih らは、2 次元動作解析では運動マーカからの反射光を画素で取得し、平面上に変換する際に高頻度でエラーが生じることを報告しており、2 次元動作解析における制度面での問題点を示唆している³⁵。

筋骨格モデルを用いた運動療法前後のデータにおいて、唯一左右差が検出されたのが、股関節の仕事量である。運動療法後に股関節可動域と股関節トルクは両側とも有意に減少したため、計算上、股関節の仕事量も減少することが予想されたが、左股関節の仕事量で運動療法後に有意な減少が認められたにもかかわらず、右股関節の仕事量には有意な変化が検出できなかった。この理由としては、両側病変が7例(43%)含まれているにもかかわらず、運動療法前後で病変別の解析を行わなかった点が考えられる。本来なら両側病変を除外して病変別に左右の解析を行うのが適切であったが、病変別に解析すると各群の症例数が少なくなり、統計学的な有意差検出能が著しく低下するため、本研究では検討することを見送った。今後は症例数を増やしたうえで、病変別に解析を行うことが望まれる。

筋骨格モデル解析に加え、本研究ではCTを用いた計測により下肢の各筋力の筋肉量(筋力)を推定した。CT画像上で各骨格筋の断面をトレースして計測した結果、5つの腰部主要筋と大腿直筋の筋肉量が運動療法後に最大で1.19倍に増大した。これに対して、下腿の筋肉量には変化を認めなかった。ASOの間歇性跛行患者が、運動療法により筋力の増大を示すことは過去の研究により示されている^{20,36-38}。Parmenterらは、運動療法を行った無作為化臨床試験のうち、5つの試験で腰部及び大腿部の筋力が1.42倍に増大したと報告している²⁰。本研

究では CT を用いて運動療法前後の筋肉量を比較したのに対して、これらの報告は、静止時の筋力を運動療法前後に筋電計で測定することで筋力の変化を示した点が異なっていたが、同様の結果が得られたことより本研究の結果をサポートするものと言えよう。一方で、本研究において運動療法後の下腿の筋力に変化を認めなかった理由としては、虚血の程度が強い下腿筋肉は酸素供給量が少ないため、筋細胞内のタンパク合成能が抑制され、筋肉量が増大しにくいことがあげられる。過去の運動療法前後における筋肉量を評価した研究においても、同様の現象が報告されている^{3,37}。また、自転車エルゴメータを利用した運動療法の主働筋は外側広筋であるため³⁹、下腿への負荷が大腿部に比較すると少ないことも、下腿筋量に変化を認めなかった理由としてあげることができよう。

CT 計測による筋肉量推定では、横断画像上で筋肉の輪郭をトレースし、それぞれの横断面を積分して容積を算出すると実際の筋肉量に等しくなる。したがって、理論的には横断面でトレースした筋肉の面積を比較するより、容積を算出して筋肉量を比較した方が解析精度は高いと考えられる。本研究では容積を算出しなかった理由として、トレースする横断面が増えるほど筋肉の部位によっては筋肉同士の境界が判別しにくく、トレースが困難である点が挙げられる。また、CT 横断画像上で筋肉の輪郭をトレースする位置基準としては、第三腰椎が標準指標として多く用いられており、信頼性が高い点が挙げられる⁴⁰⁻⁴²。この

標準指標に加えて、本研究では座骨下端と腓骨の中央部を計測基準として評価した。これらの指標を採用した理由は、第三腰椎の位置での画像評価では得られない、臀筋、大腿直筋、下腿筋肉を評価したかったためである。従来とは異なった位置での画像評価であったが、運動療法前後における評価の結果は、過去の論文や本研究の運動解析の結果と照らし合わせても妥当であり、ある程度の信頼性は期待できるのではないかと考えられる。

最後に本研究の **limitation** について言及する。第一の **limitation** は、現状のモーションキャプチャによる 3 次元動作解析では解析結果にある程度の誤差が生じるのを妨げられないということである。測定対象患者の体格をモデルに対応させるため、現システムでは患者の身長・体重の 2 つのパラメータを入力する。しかし、身長・体重といった、極めて基本的なパラメータの入力のみではモデルに高精度に一致させることは困難で、当然のことながら一定以上の誤差が生じる⁴³。例えば、村井らの筋骨格モデルにおいて再現する関節数は 155 であるのに対し、それらを駆動する筋肉数は約 1000 であるため、1 つの関節トルクを構成する筋張力の組み合わせは極めて多数にのぼることとなる⁴⁴。そのため、筋張力の解析では、関節角加速度から算出されるトルクと筋張力の組み合わせから算出されるトルクの誤差が最小になる筋張力の組み合わせのデータを採用して

計算することとした。すなわち、得られたデータは誤差が最小のものであり、決して 0 ではないということを意味する。筋骨格モデル解析で定量化された接触力推定の誤差（モデルの接触面に作用する力の誤差）は 0.1%程度であり、筋張力推定の最小誤差は 10%程度と報告されている⁴³。接触力自体の誤差は小さいが、計算によって導かれた筋張力の値は 10%の誤差を生じる。また、村井らは、筋骨格モデル解析で定量化された値の信頼度を検証し、外側広筋、ヒラメ筋、腓腹筋では筋電値から導かれた推定値と比較して 10%程度の誤差があると報告している⁴⁴。この 10%という誤差は決して小さいものではなく、データの解釈に影響を及ぼすには十分なものと考えられる。解析精度を実測値に近づけるためにはより多くのパラメータ入力や計算の工夫が必要であり、これらが今後の課題といえよう。

第二の limitation は、逆運動力学解析の評価関数 Z 及び逆動力学解析の評価関数 Y の妥当性がどの程度根拠があるかという点である。過去の報告より逆動力学計算では、評価関数 Z のごとく目標位置・姿勢からの誤差を最小化する座標を求める非線形最適化手法が主流である⁴⁵⁻⁴⁷。しかし、逆動力学解析によってトルクから筋張力までを求める先行研究は少なく、評価関数 Y については理論的に導かれた解法であるが、確立されたものではないために今後検証が必要と考えられる。

第三の limitation は、各筋の筋力を最も忠実に反映している随意最大筋力 (MVC: maximum voluntary contraction) を測定できなかった点である。被験者の最大努力により発揮される筋力である随意最大筋力の測定は表面筋電計が必要であるが、本研究では用意できなかったため、測定を断念した。仮に測定できていれば、CT 計測により得られた各筋の筋力と比較することにより、本研究で採用した CT 計測法の信頼性に関してもより深い考察できたと考えられる。

5. 結論

運動療法により腰部主要筋と大腿筋の筋力が増して姿勢保持能力が向上した結果、重心の移動が少ない歩行が可能となり、歩行効率が改善し、療法前より少ないエネルギーで歩行できるようになったと考えられる。また、運動療法により動感化能力を習得したことによっても、効率の良い歩行が可能になったと考えられる。少ないエネルギーでの歩行は股関節可動域、股関節トルク、大臀筋の最大筋張力の低下につながり、これらがあいまって歩行能力が改善したと推測される。

謝辞

稿を終えるにあたり、今回の研究をご指導くださった東京大学大学院情報理工学系研究科知能機械情報学 中村仁彦教授、東京大学大学院医学系研究科血管再生医療講座 小山博之准教授、東京大学血管外科 保科克行講師、重松邦広元講師、宮田哲郎元病院教授、渡邊聡明教授に深く感謝いたします。最後になりますが、モーションキャプチャ技術、ロボティクスの基礎的知識と実際の応用に関して一つ一つ教えていただいた東京大学大学院情報理工学系研究科知能機械情報学 池上洋介研究員、産業技術総合研究所人間情報研究部門デジタルヒューマン研究グループ 村井昭彦博士に深く感謝いたします。

参考文献

1. Selvin E, Erlinger TP, Prevalence of and risk factors for peripheral arterial disease in the United States: results from the National Health and Nutrition Examination Survey, 1999-2000, *Circulation*, 110, 6, 738-743, 2004
2. Hiatt WR, Nawaz D, Brass EP, Carnitine metabolism during exercise in patients with peripheral vascular disease, *J Appl Physiol* (1985), 62, 6, 2383-2387, 1987
3. Dumville JC, Lee AJ, Smith FB, Fowkes FG, The health-related quality of life of people with peripheral arterial disease in the community: the Edinburgh Artery Study, *Br J Gen Pract*, 54, 508, 826-831, 2004
4. McDermott MM, Greenland P, Liu K, Guralnik JM, et al., Leg symptoms in peripheral arterial disease: associated clinical characteristics and functional impairment, *JAMA : the journal of the American Medical Association*, 286, 13, 1599-1606, 2001
5. Leeper NJ, Myers J, Zhou M, Nead KT, et al., Exercise capacity is the strongest predictor of mortality in patients with peripheral arterial disease, *Journal of vascular surgery*, 57, 3, 728-733, 2013

6. Norgren L, Hiatt WR, Dormandy JA, Nehler MR, et al., Inter-Society Consensus for the Management of Peripheral Arterial Disease (TASC II), Journal of vascular surgery, 45 Suppl S, S5-67, 2007
7. Mazari FA, Khan JA, Carradice D, Samuel N, et al., Randomized clinical trial of percutaneous transluminal angioplasty, supervised exercise and combined treatment for intermittent claudication due to femoropopliteal arterial disease, The British journal of surgery, 99, 1, 39-48, 2012
8. Watson L, Ellis B, Leng GC, Exercise for intermittent claudication, Cochrane Database Syst Rev, 4, CD000990, 2008
9. Hirsch AT, Haskal ZJ, Hertzner NR, Bakal CW, et al., ACC/AHA 2005 Practice Guidelines for the management of patients with peripheral arterial disease (lower extremity, renal, mesenteric, and abdominal aortic): a collaborative report from the American Association for Vascular Surgery/Society for Vascular Surgery, Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, Society for Vascular Medicine and Biology, Society of Interventional Radiology, and the ACC/AHA Task Force on Practice Guidelines (Writing Committee to Develop Guidelines for the Management of Patients With Peripheral Arterial Disease): endorsed by the American Association of Cardiovascular and Pulmonary Rehabilitation;

National Heart, Lung, and Blood Institute; Society for Vascular Nursing;
TransAtlantic Inter-Society Consensus; and Vascular Disease Foundation,
Circulation, 113, 11, e463-654, 2006

10. Al-Jundi W, Madbak K, Beard JD, Nawaz S, Tew GA, Systematic review of
home-based exercise programmes for individuals with intermittent claudication,
European journal of vascular and endovascular surgery : the official journal of
the European Society for Vascular Surgery, 46, 6, 690-706, 2013

11. McDermott MM, Liu K, Guralnik JM, Criqui MH, et al., Home-based
walking exercise intervention in peripheral artery disease: a randomized clinical
trial, JAMA : the journal of the American Medical Association, 310, 1, 57-65,
2013

12. Gommans LN, Fokkenrood HJ, van Dalen HC, Scheltinga MR, Teijink JA,
Peters RJ, Safety of supervised exercise therapy in patients with intermittent
claudication, Journal of vascular surgery, 61, 2, 512-518 e512, 2015

13. Bermingham SL, Sparrow K, Mullis R, Fox M, et al., The cost-effectiveness
of supervised exercise for the treatment of intermittent claudication, European
journal of vascular and endovascular surgery : the official journal of the
European Society for Vascular Surgery, 46, 6, 707-714, 2013

- 14.** Menard JR, Smith HE, Riebe D, Braun CM, Blissmer B, Patterson RB, Long-term results of peripheral arterial disease rehabilitation, *Journal of vascular surgery*, 39, 6, 1186-1192, 2004
- 15.** Stewart KJ, Hiatt WR, Regensteiner JG, Hirsch AT, Exercise training for claudication, *The New England journal of medicine*, 347, 24, 1941-1951, 2002
- 16.** Nicholson CD, Angersbach D, Wilke R, The effect of physical training on rat calf muscle, oxygen tension, blood flow, metabolism and function in an animal model of chronic occlusive peripheral vascular disease, *Int J Sports Med*, 13, 1, 60-64, 1992
- 17.** Weiss T, Fujita Y, Kreimeier U, Messmer K, Effect of intensive walking exercise on skeletal muscle blood flow in intermittent claudication, *Angiology*, 43, 1, 63-71, 1992
- 18.** Tan KH, De Cossart L, Edwards PR, Exercise training and peripheral vascular disease, *The British journal of surgery*, 87, 5, 553-562, 2000
- 19.** Versluis B, Leiner T, Nelemans PJ, Wildberger JE, Schurink GW, Backes WH, Magnetic resonance imaging-based monitoring of collateral artery development in patients with intermittent claudication during supervised exercise therapy, *Journal of vascular surgery*, 58, 5, 1236-1243, 2013

- 20.** Parmenter BJ, Raymond J, Singh MAF, The Effect of Exercise on Fitness and Performance-Based Tests of Function in Intermittent Claudication: A Systematic Review, *Sports Med*, 43, 6, 513-524, 2013
- 21.** Nakamura Y, Yamane K, Fujita Y, Suzuki I, Somatosensory computation for man-machine interface LE from motion-capture data and musculoskeletal human model, *Ieee T Robot*, 21, 1, 58-66, 2005
- 22.** Thompson PD, Zimet R, Forbes WP, Zhang P, Meta-analysis of results from eight randomized, placebo-controlled trials on the effect of cilostazol on patients with intermittent claudication, *Am J Cardiol*, 90, 12, 1314-1319, 2002
- 23.** Vardi M, Nini A, Near-infrared spectroscopy for evaluation of peripheral vascular disease. A systematic review of literature, *European journal of vascular and endovascular surgery : the official journal of the European Society for Vascular Surgery*, 35, 1, 68-74, 2008
- 24.** Whalen WJ, Buerk D, Thuning CA, Blood flow-limited oxygen consumption in resting cat skeletal muscle, *Am J Physiol*, 224, 4, 763-768, 1973
- 25.** Komiyama T, Shigematsu H, Yasuhara H, Muto T, Near-infrared spectroscopy grades the severity of intermittent claudication in diabetics more

accurately than ankle pressure measurement, The British journal of surgery, 87, 4, 459-466, 2000

26. Mehta T, Venkata Subramaniam A, Chetter I, McCollum P, Assessing the validity and responsiveness of disease-specific quality of life instruments in intermittent claudication, European journal of vascular and endovascular surgery : the official journal of the European Society for Vascular Surgery, 31, 1, 46-52, 2006

27. Morgan MB, Crayford T, Murrin B, Fraser SC, Developing the Vascular Quality of Life Questionnaire: a new disease-specific quality of life measure for use in lower limb ischemia, Journal of vascular surgery, 33, 4, 679-687, 2001

28. Nicolai SP, Kruidenier LM, Rouwet EV, Graffius K, Prins MH, Teijink JA, The walking impairment questionnaire: an effective tool to assess the effect of treatment in patients with intermittent claudication, Journal of vascular surgery, 50, 1, 89-94, 2009

29. Holloszy JO, Coyle EF, Adaptations of skeletal muscle to endurance exercise and their metabolic consequences, Journal of applied physiology, 56, 4, 831-838, 1984

- 30.** Cavagna GA, Thys H, Zamboni A. The sources of external work in level walking and running. *The Journal of Physiology*, 262, 3, 639-657, 1976
- 31.** Kuo AD, The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective, *Human Movement Science*, 26, 4, 617-656, 2007
- 32.** 金子明友、スポーツ運動学、明和出版、194-195, 2009
- 33.** Crowther RG, Spinks WL, Leicht AS, Sangla K, Quigley F, Golledge J, The influence of a long term exercise program on lower limb movement variability and walking performance in patients with peripheral arterial disease, *Hum Mov Sci*, 28, 4, 494-503, 2009
- 34.** King S, Vanicek N, Mockford KA, Coughlin PA, The effect of a 3-month supervised exercise programme on gait parameters of patients with peripheral arterial disease and intermittent claudication, *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 27, 8, 845-851, 2012
- 35.** Sih BL, Hubbard M, Williams KR, Correcting out-of-plane errors in two-dimensional imaging using nonimage-related information, *Journal of Biomechanics*, 34, 2, 257-260, 2001
- 36.** McDermott MM, Ades P, Guralnik JM, Dyer A, et al., Treadmill Exercise and Resistance Training in Patients With Peripheral Arterial Disease With and

Without Intermittent Claudication A Randomized Controlled Trial, *Jama-J Am Med Assoc*, 301, 2, 165-174, 2009

37. McGuigan MRM, Bronks R, Newton RU, Sharman MJ, et al., Resistance training in patients with peripheral arterial disease: Effects on myosin isoforms, fiber type distribution, and capillary supply to skeletal muscle, *J Gerontol a-Biol*, 56, 7, B302-B310, 2001

38. Ritti-Dias RM, Wolosker N, de Moraes Forjaz CL, Carvalho CR, et al., Strength training increases walking tolerance in intermittent claudication patients: randomized trial, *Journal of vascular surgery*, 51, 1, 89-95, 2010

39. Murase N, Ichimura S, Kitahara A, Nagasawa T, et al, Bicycle Ergometer Exercise Program for Patients with Peripheral Arterial Disease, *J Jpn Coll Angiol*, 43, 8, 339-344, 2003

40. Fearon K, Strasser F, Anker SD, Bosaeus I, et al., Definition and classification of cancer cachexia: an international consensus, *Lancet Oncol*, 12, 5, 489-495, 2011

41. Matsubara Y, Matsumoto T, Aoyagi Y, Tanaka S, et al., Sarcopenia is a prognostic factor for overall survival in patients with critical limb ischemia, *Journal of vascular surgery*, 61, 4, 945-950, 2015

- 42.** Prado CM, Birdsell LA, Baracos VE, The emerging role of computerized tomography in assessing cancer cachexia, *Curr Opin Support Palliat Care*, 3, 4, 269-275, 2009
- 43.** Ikegami Y, Ayusawa K, Nakamura Y, Identification of Kinematic and Inertial Parameters for Subject-specific Human Musculoskeletal Model with Body Shape Information, *The 2nd IFToMM Asian Conference on Mechanism and Machine Science*, 2012
- 44.** Murai A, Nakamura Y, Human Musculoskeletal Modeling and Its Validation and Applications, *Journal of the Robotics Society of Japan*, 32, 10, 870-873, 2014
- 45.** Lenarcic J, An efficient numerical approach for calculating the inverse kinematics for robot manipulators, *Robotica*, 3, 21–26, 1985
- 46.** Nakamura Y and Hanafusa H, Inverse kinematic solutions with singularity robustness for robot manipulator control, *ASME J. of Dynamic Systems, Measurement and Control*, 108, 4, 163–171, 1986
- 47.** Zhao J and Badler I N, Inverse kinematics positioning using nonlinear programming for highly articulated figures, *ACM Transactions on Graphics*, 13, 4, 313–336, 1994