

## [研究助成 (A)]

## 義足歩行の習熟を支える神経基盤の理解と その定量評価システムの開発

Physiological Evaluation of Neural Basis behind Proficiency of Prosthetic Walk

2201005



研究代表者	慶應義塾大学 環境情報学部	准教授	牛山潤一
共同研究者	京都大学 大学院人間・環境学研究科	講師	萩生翔大
	東京大学 大学院教育学研究科	博士課程	原基

### [研究の目的]

我が国には 60,000 人にもものぼる下肢切断者が存在し、義足は彼らの失われた身体機能を代替するうえで非常に重要なツールである。とくに日常活動量を維持するためには、リハビリテーションによって義足歩行の能力を増進することは意義深い。義足歩行にとってもっとも深刻なのは、一般的な義足には骨格筋のようなアクチュエーターがないことであり (Boonstra et al., 1996)、切断肢の残された関節・筋肉のみで義足を制御することは困難を極める。しかし、長年義足を利用し続けている習熟者は身体的には左右非対称であるにもかかわらず、傍目には健常者と見分けがつかないほど、左右対称な歩行が可能である (Nolan et al., 2003; Segal et al., 2006)。こうした義足習熟者の歩行制御を理解することは、義足歩行を「どのように学ぶか？」について体系だった訓練方法を確立するためには極めて重要である。

歩行は複数の筋群のコーディネーションを要する機能的な運動課題である。多くの研究では、歩行における複数の下肢筋群の活動パターンが、いくつかの筋の機能的なまとまりである「筋シナジー」を機能単位として分類可能であることを示している (Ivanenko et al., 2004; Lacquaniti et al., 2012; Dominici et al., 2011;

Chvatal et al., 2012)。さらにこの筋シナジーは歩行 (Ivanenko et al., 2004) / 走行 (Cappellini et al., 2006; Hagio et al., 2015) / サイクリング (Barroso et al., 2014) / 姿勢保持課題 (Chvatal et al., 2013) など、異なる課題間で共有されていることが知られており、課題間の運動制御則の共通性と相違性を抽出するうえで有用なメソッドである。したがって、健常歩行と義足歩行の筋シナジーを比較することで、義足歩行の習熟とともに筋シナジーの再構成が起こるのか、既存の筋シナジーの動員タイミングを変調させるのかなど、義足歩行への適応プロセスに迫ることが可能になる。

近年、義足利用者の健常肢の活動に着目した筋シナジー研究は数例報告されているが (De Marchis et al., 2019; Mehryar et al., 2020)、切断肢の残存部の制御にまで着目した研究は存在しない。そこで本研究では、トレッドミル歩行における筋活動パターンを健常者と義足利用歴の異なる股義足利用者間で横断的に比較することを目的とした。健常側に加え、義足側の近位筋 (股関節周りの筋) から筋電図を導出し、筋シナジー解析をもちいて、義足利用者特有の成分/健常者と義足利用者に共通の成分を検証した。本研究が、セラピストの経験則に依存していた義足歩行リハビリテーションの現状を打破し、個々のユーザーの障害レベルや習熟レベ

ルに応じた柔軟かつ科学的なトレーニング法の提案への重要な第一歩であるものと確信している。

### [研究の内容, 成果]

## 1. 方法

### 1-1. 被験者

8名の健常成人男性(24±5歳)と3名の義足利用者(35±8歳)が本研究に参加した。3名の義足利用者の義足歴はそれぞれ3ヶ月/2年/21年であった。

### 1-2. 計測

すべての計測はトレッドミル(Win FDM-T, Zebris Medical GmbH, Galgenbuehl, Germany)上で実施された。被験者はトレッドミル上で5つの異なる速度(時速2.0/2.5/3.0/3.5/4.0キロメートル)における歩行を30秒ずつ実施した。計測後にもっとも歩きやすかった至適速度を口頭でたずねた。

図1に示すとおり、筋電図は健常側の内側腓腹筋(MG)、前脛骨筋(TA)、大腿直筋(RF)、大腿二頭筋(BF)、中臀筋(GLUTMed)、大臀筋(GLUTMax)、および義足側のGLUTMedとGLUTMaxより導出した。健常者については右脚より6筋、左脚より2筋とした。また、IMUセンサーは仙骨上、大腿中部、下腿中部、足部にそれぞれ貼付され、関節角度変化の算出に利用された。ワイヤレス筋電図・加速度評価システム(TeleMyo DTS, Noraxon, Arizona, USA)を用いて、サンプリング周波数1500 HzにてPCに記録された。

### 1-3. 解析

全被験者が3.0/3.5/4.0 km/hの速度のいずれかを至適速度であると申告したため、この3つの速度の歩行に焦点をしばって解析をおこなった。フットスイッチのデータを元に接地期(stance phase)と遊脚期(swing phase)の歩

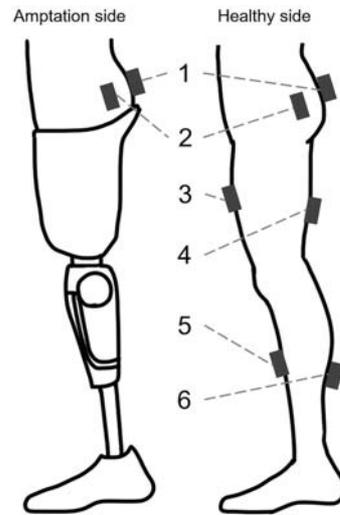


図1 ワイヤレス筋電図センサ(A)の貼付位置(1, GLUTMax; 2, GLUTMed; 3, RF; 4, BF; 5, TA; 6, MG)。義足利用者を例に示す。

行周期を同定した。1歩行周期は、健常者は左足の踵地から次の踵地まで、義足利用者にとっては健常側の踵地から次の踵地までと定め、課題中盤の15歩行周期を解析対象とした。筋電図波形はハイパスフィルタリング(カットオフ、5 Hz)～全波整流～ローパスフィルタリング(カットオフ、10 Hz)と処理したのち、1周期につき200データポイントにリサンプリングしたうえで、速度ごとに15歩行周期の平均的な筋活動パターンをもとめた。筋電図振幅は、それぞれの筋について、全15周期内の最大振幅値を基準に規格化した(図2)。

その後、非負値行列因子分析(Non-negative matrix factorization, NMF)を施し(Lee et al., 1999)、同じタイミングで協調的に活動する筋のグループである「筋シナジー」を算出した。この解析から、一見別々の活動をしているように見える複数の筋の活動(高次元)が、共通した少数の活動パターン(低次元)に圧縮されていること、すなわち筋活動の自由度が簡略化されている様子をもとめることができる。NMF解析を通じて、それぞれの筋シナジーを構成する各筋の活動の重み(W)と、その活動パターン(C)の情報を抽出した。また行列WとCの積によって再構成された行列

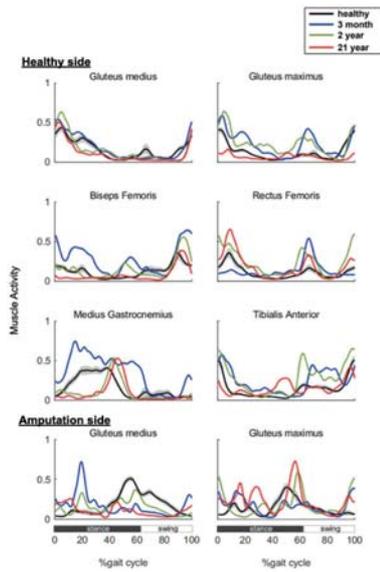


図2 各被験筋の歩行周期依存的な筋活動パターン。健常者と義足利用者ではほぼ同じパターンを示す筋もあれば、義足利用者特有のパターンを示す筋、利用歴に応じてパターンが異なる筋などがみられる。

$M_i$  のもとの筋活動行列  $M$  に対する寄与率 (variance accounted for: VAF) を求めた (Torres-Oviedo and Ting, 2007; Hagio and Kouzaki, 2014)。健常者の筋シナジー数は VAF 値が 90% を超える最小数 ( $N_{\text{healthy}}$ ) として決定した。義足使用者については、健常者全員の  $N_{\text{healthy}}$  時の VAF の分布を求め、それぞれの義足使用者の VAF 値がこの分布内に入るのかどうかの判定を行い、入る場合は筋シナジー数は同数、入らない場合 (かつ分布の正の方向に超える場合) は筋シナジー数は 1 つ少ない数として決定した。

## 2. 結果

### 2-1. 筋シナジーの数

図3には VAF の結果を示す。健常者群および義足利用歴 2 年のユーザーの筋シナジー数は 4 つ、義足利用歴 3 ヶ月/21 年のユーザーの筋シナジー数は 3 つと算出された。

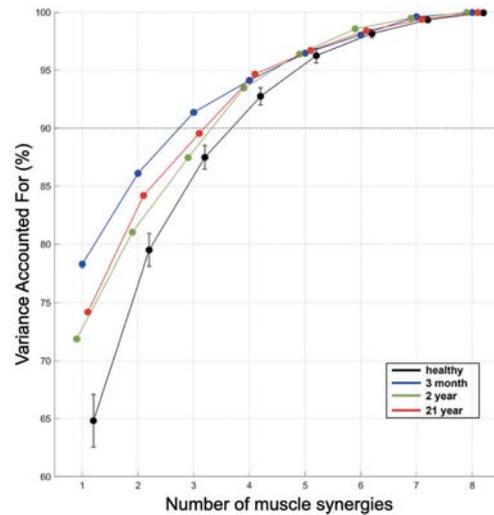


図3 VAF の結果。これをもとにシナジー数を決定した。

### 2-2. 各筋シナジーを構成する筋群とその活動パターン

図4には算出された筋シナジーへの各筋の重み (A) とそれぞれの筋シナジーの歩行位相に依存した活動パターン (B) を示す。シナジー 1 は健常側の股関節・膝関節周りの筋群を中心とした筋シナジーである。健常側の立脚に主に寄与するシナジーと思われるが、義足歴 3 ヶ月にユーザーでは遊脚中の活動が特異的に大きい。こうした活動は、義足歩行時のバランス保持の不安定さを補償する健常側の遊脚戦略を反映しているものと思われる。既存の筋シナジーの活動パターンを変えながら、不慣れな義足歩行に適応していこうとする初期の制御戦略の変化を反映しているものと思われる。シナジー 2 は健常側の足関節周り、とくに腓腹筋を中心とした筋シナジーである。前方に推進するためのエネルギーを生み出す筋シナジーと思われ、健常者では立脚中は長く活動が持続するが、義足利用歴が長くなるにつれて活動タイミングが遊脚直前に集中するようになる。このことは義足歩行の習熟とともに前方への推進エネルギーを生み出すタイミングが変化することを示唆する。股義足には腓腹筋に該当するようなアクチュエーターが存在しないため、義足側の接地期全体にわたって前方への推進力を得ることは難しく、

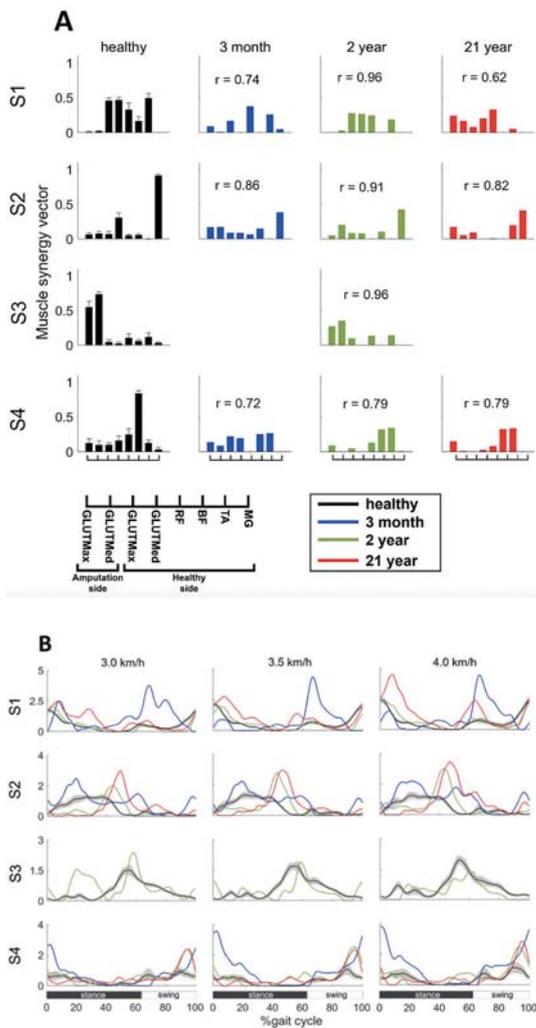


図4 算出された筋シナジーへの各筋の重み (A) と3つの歩行速度における各筋シナジーの活動パターン。同じ列に並べられた筋シナジーは、健常者・各義足利用者間で共通した筋シナジーとして分類されたものである。

身体重心をある程度前方に移動させてはじめて推進力が生まれる。こうした義足側がもつ拘束条件に健常側の制御戦略も近づけることで、左右対称な歩行を実現しているのかもしれない。このシナジー2についてはとくに、利用歴の長さとともに活動パターンが変化していくのが興味深く、既存の筋シナジーの動員タイミングの可塑的変調が反映されたものと思われる。シナジー3は健常者ならびに義足利用歴3年のユーザーのみにみられた筋シナジーである。健常者では右脚、義足利用者では義足側の股関節筋が含まれるシナジーであり、遊脚から立脚への切り替え期に活動がみられるが、この筋シナジー

が利用歴に応じて検出されたりされなかったりするの興味深い。筋シナジーという神経システムそのものが義足の習熟とともにダイナミックに再編成されていることを示唆するものである。シナジー4は健常側の大腿二頭筋や前脛骨筋を含み、遊脚期後半から立脚期前半に活動が大きくなる。活動度の差はあれど、活動タイミングは健常者でも義足利用者でも大差がなく、既存のシステムをほぼ同様のタイミングで利用していることがわかる。以上のように、本研究は利用歴の異なる股義足ユーザーを対象に、健常側・義足側の双方から筋電図を取得し、その歩行制御戦略を筋シナジーの観点から検討した。結果、既存の筋シナジーの再利用/既存の筋シナジーの活動タイミングの変調/筋シナジー自体の再編と、構造面・機能面の可塑的变化によって義足歩行の習熟が支えられていることが明らかとなった。

#### [今後の研究の方向, 課題]

本研究では、利用歴の異なる複数の義足ユーザーの歩行制御戦略を横断的に比較したが、あくまでも個人間の比較にとどまっておらず、ここでみられた差異が利用歴による習熟度を反映したものなのか、あくまでも個人の歩き方の差異が反映されているだけなのかは定かではない。コロナ禍で思うように計測が進展しなかったこともあるが、継続的な計測の必要性はあるであろう。ただし、とくにシナジー2に見られるように、既存の筋シナジーの活動タイミングが利用歴とともに変化していく様子が観察されたことは意義深い。たとえば視覚刺激や筋電気刺激をもちいて義足歩行に適した活動タイミングをユーザーにフィードバックすることによって、義足歩行の習熟を促進してあげるような科学的サポートのあり方も考えられる。このような科学的エビデンスをもとにした義足歩行リハの開発に今後は着手していきたい。

[参考文献]

- Barroso FO et al. Shared muscle synergies in human walking and cycling. *J Neurophysiol* 112: 1984-1998, 2014.
- Boonstra et al., Gait analysis of transfemoral amputee patients using prostheses with two different knee joints. *Arch Phys Med Rehabil* 77: 515-520, 1996.
- Cappellini et al., Motor patterns in human walking and running. *J Neurophysiol* 95: 3426-3437, 2006.
- Chvatal SA & Ting LH. Voluntary and reactive recruitment of locomotor muscle synergies during perturbed walking. *J Neurosci* 32: 12237-12250, 2012.
- Chvatal SA & Ting LH. Common muscle synergies for balance and walking. *Front Comput Neurosci* 7: 1-14, 2013.
- De Marchis C et al., Modular motor control of the sound limb in gait of people with trans-femoral amputation. *J Neuroeng Rehabil* 16: 1-11, 2019.
- Dominici N et al. Locomotor primitives in newborn babies and their development. *Science* 334: 997-999, 2011.
- Hagio S & Kouzaki M. The flexible recruitment of muscle synergies depends on the required force-generating capability. *J Neurophysiol* 112: 316-27, 2014.
- Hagio S et al. Identification of muscle synergies associated with gait transition in humans. *Front Hum Neurosci* 9: 1-12, 2015.
- Ivanenko YP et al. Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. *J Physiol* 556: 267-282, 2004.
- Lacquaniti F et al., Patterned control of human locomotion. *J Physiol* 590: 2189-99, 2012. Lee DD & Seung HS. Learning the parts of objects by non-negative matrix factorization. *Nature* 401: 788-791, 1999.
- Mehryar et al., Differences in muscle synergies between healthy subjects and transfemoral amputees during normal transient-state walking speed. *Gait Posture* 76: 98-103, 2020.
- Torres-Oviedo G & Ting LH. Muscle Synergies Characterizing Human Postural Responses, *J Neurophysiol* 98: 2144-2156, 2007.

[成果の発表, 論文等]

- 国際学術誌投稿に向けた原著論文を現在執筆中である。