

[研究助成 (A)]

片側義足による走動作の再獲得過程を解明する
計算機シミュレーション

Computer simulation study to reveal the process of reacquisition of running with unilateral prosthesis

2231003



研究代表者

産業技術総合研究所
人工知能研究センター

研究員

市村 大輔

[研究の目的]

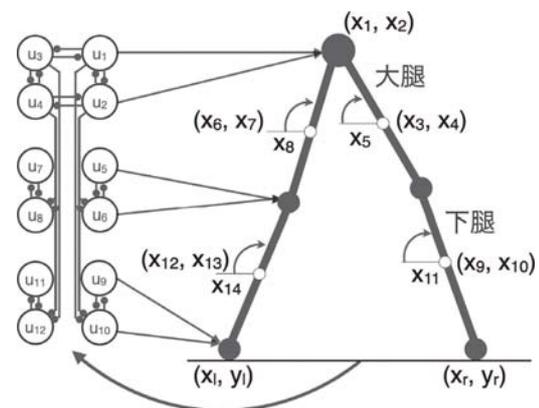
義足走動作でのバネ的な振る舞いは明らかにされつつある^[1]。近年ではスポーツ用義足の最適形状や下肢粘弾性評価を行う研究は散見する^[2]。しかしながら、下肢切断者の走動作再獲得に関する定量的なデータは存在しない。そこで本研究では、計算機上から下肢切断者の走動作獲得過程の解明に挑戦する。二次元神経筋骨格モデルを用いて、下肢切断者がどのようにして走動作を獲得するのかを検討した。本研究が完遂されれば、下肢切断者の走動作獲得に関する基礎的なデータと、下肢切断者の走動作獲得における訓練方法のエビデンス構築に役立つ。

[研究の内容, 成果]

1. 走動作モデルの構築

走動作モデルは下肢二次元モデルの Taga モデルを用いた^[3]。このモデルは図1に示すように筋骨格系である身体モデルと、歩行リズムを作り出すとされる脊髄の神経細胞集団^[4]である中枢パターン発生器 (Central Pattern Generator, CPG) モデルから成る。身体モデルは2次元1質点4リンクである。CPG モデルは神経振動子の組み合わせで構成されており、関節角度・角速度、足底接地の有無などのフィードバックを受け取り、リズムミクな活動を示す。この活動は重み係数を介して、身体モ

デルの関節トルクとなる。また、地面反力は脚が地面についている時のみ発生し、バネ-ダンパとして記述される。歩行モデルの各パラメータや初期値は Taga モデル^[3]と同様のものを用いた。



左側は CPG モデル、右側は身体モデルを示す。

(x_1, x_2) は股関節の座標、 (x_3, x_4) 、 (x_6, x_7) は右と左の大腿中心の座標、 (x_9, x_{10}) 、 (x_{12}, x_{13}) は右と左の下腿中心の座標、 (x_r, x_r) 、 (x_l, x_l) は右と左の足部の座標、 x_5, x_8 は右と左の大腿の角度、 x_{11}, x_{14} は右と左の下腿の角度をそれぞれ表している。

図1 走動作モデルの概要^[3]

2. 義足モデルの構築

義足はバネ-マス-ダンパモデルとして式(1)のように記述した。

$$\ddot{x} = \frac{1}{m} (f - c\dot{x} - kx) \quad (1)$$

ここで x は義足の位置であり、 m は質量、 f は鉛直地面反力、 c はダンパ係数、 k はバネ定数である。片側義足走者を計測した過去の文献^[2]を参考にパラメータを設定した ($m=1.0$

kg, $c=9.23E+01$, $k=2.04E+04$ 。

3. 実装方法

健常走動作モデルの右下腿に義足モデルを装着し、片側義足走動作モデルを構築した。その際、CPGモデルからの右膝関節、右足関節への関節トルクは与えないものとした。

健常走動作モデル、片側義足走動作モデル、それぞれに対して遺伝的アルゴリズムを用いて20個のパラメータを探索した^[5]。評価関数は10秒間での移動距離最大化、重心上下動最小化、移動速度2.5 m/secに近づくように設定した。移動速度は10歩目から17歩目の8歩分の速度を算出した。

微分方程式は4次のRunge-Kutta法で求解し、時間刻み幅は10マイクロ秒とした。

4. データ解析

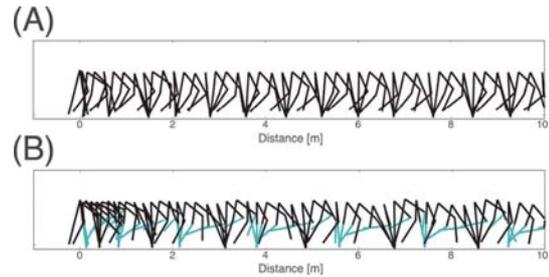
得られたシミュレーション結果から過去の文献^[6]を参考に、移動速度、spring stiffness、angle of attackをそれぞれ算出した。Spring stiffnessである ss は、式(2)で表した^[7]。

$$ss = \frac{F_{\text{peak}} Mg}{L_0 - L_{\text{min}}} \quad (2)$$

ここで F_{peak} は最大鉛直地面反力、 M は質量、 g は重力加速度である。 L_0 は接地時の地面と重心位置までの長さ、 L_{min} は立脚期における地面と重心位置までの長さの最小値である。Angle of attackは、接地時の地面と脚が成す角度であり、地面と脚が垂直に交わる場合は 90° である。これらの値は6歩目から10歩目の5歩分を算出した。

5. シミュレーション結果

遺伝的アルゴリズムの結果、健常走動作モデルは2.50 m/sec、片側義足走動作モデルは2.48 m/secで移動可能となった(図2)。両脚が地面から離れている瞬間をそれぞれのモデルから確認できたため、走動作と判断した。



横軸は移動距離[m]を表す。0.1秒ごとに姿勢を切り取った。
(A) 健常走動作モデル。(B) 片側義足走動作モデル。青線は義足を表す。

図2 走動作のスティック線図

図3より、走動作中の地面反力を示す。健常走動作モデルではピークのばらつきはあるが鉛直および前後地面反力で左右対称な波形が確認できた(図2A)。一方、片側義足走動作モデルは左右非対称な波形が確認できた(図2B)。鉛直地面反力では健側肢の値が大きく、前後地面反力では義足肢が前方、健側肢が後方への反力を主に示した。

図4は、走動作の特徴を示す3つのパラメータ領域を示す。健常走動作モデルでは左右肢のパラメータ領域が近いが(図4A)、片側義足走動作モデルでは健側肢と義足肢のパラメータ領域が離れている(図4B)のが確認できた。

6. 考察と今後の課題

下肢切断者における走動作の獲得を調べるため、神経筋骨格モデルを用いて走動作をシミュレートした。片側義足走動作モデルでは、健常走動作と比べ左右非対称な走動作パターンが確認できた。

片側義足走動作モデルは、相対的に義足肢では鉛直地面反力は小さく、前後地面反力は主に前方成分であった(図3)。この義足肢と健側肢の左右非対称性は、実際の下肢切断者の走動作を計測したデータと一致している^[8-10]。よって、本モデルの妥当性を示唆している。さらに、陽に運動制御を指定せずに、片側義足という制約を加えることで自然に発現したダイナミクスが実際の現象を模擬できた。つまり、身体的もしくは物理的な制約に内在する動作の法則性が

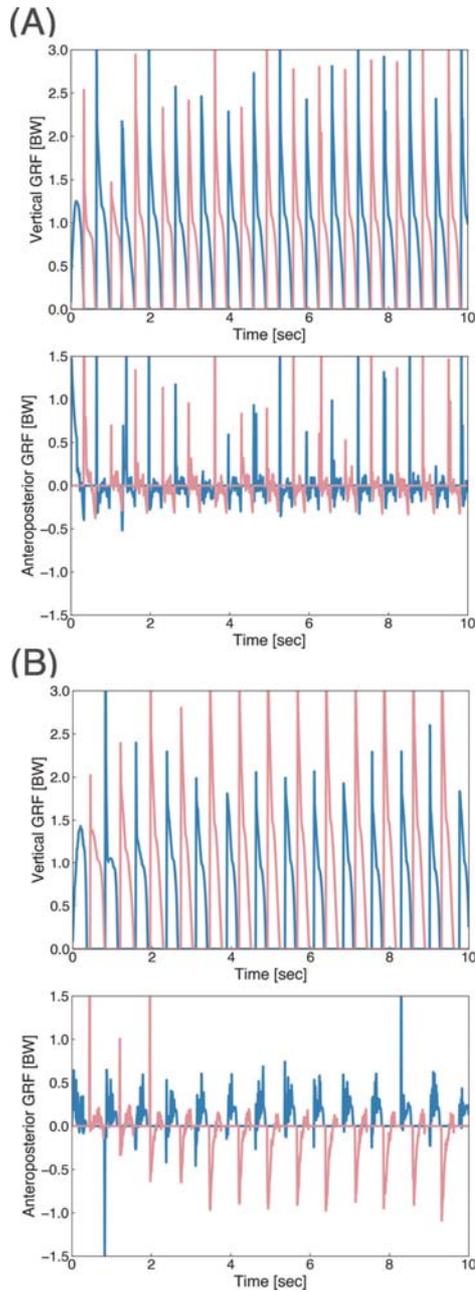


図3 地面反力
縦軸は地面反力を体重と重力加速度で除した値である。横軸は走動作中の時間[sec]を表す。前後地面反力は正の値が前方成分、負の値が後方成分を表す。(A) 健常走動作モデル。上段は鉛直地面反力、下段は前後地面反力を表す。青色は右脚、赤色は左脚をそれぞれ示す。(B) 片側義足走動作モデル。青色は義足肢、赤色は健側肢をそれぞれ示す。

図3 地面反力

片側義足での走動作にはあるのかもしれない。また、シミュレーション上で義足肢と健側肢の走動作における機能的な違いが明確に確認できた(図4)。特に接地時の角度とバネ剛性には明確な差異があり、下肢切断者の走動作獲得における訓練方法や義足走動作の機能的な指標に

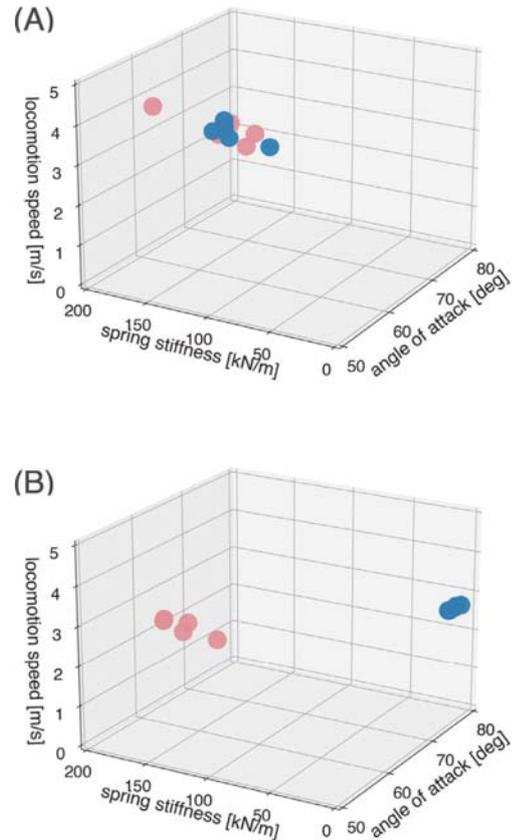


図4 走動作のパラメータ領域
移動速度, spring stiffness, angle of attack の3つのパラメータに囲まれた領域を示す。走動作中の6歩目から10歩目の5歩分を表している。(A) 健常走動作モデル。青色は右脚、赤色は左脚をそれぞれ示す。(B) 片側義足走動作モデル。青色は義足肢、赤色は健側肢をそれぞれ示す。

図4 走動作のパラメータ領域

なりうるものである。

今後は実際の計測データとの差異を調べ、モデルの妥当性をさらに高める必要がある。特に spring stiffness は大きな値を示しており、これは地面反力に起因している。原因として、本モデルは2次元であること、足部が存在していないこと、地面を任意のバネダンパで記述していることなどが考えられる。これらを克服し、義足での走動作再獲得のメカニズムを明らかにしていきたい。

[謝 辞]

本研究は、東京理科大学の保原浩明准教授に貴重なご意見・ご示唆などの多大な協力をいただいた。深く感謝申し上げます。

[参考文献]

- [1] Hobara et al., Effect of step frequency on leg stiffness during running in unilateral transfemoral amputees, *Scientific Reports*, 2020.
- [2] Murai et al., Can forward dynamics simulation with simple model estimate complex phenomena?: Case study on sprinting using running-specific prosthesis, *ROBOMECH Journal*, 2018.
- [3] Taga et al., Self-organized control of bipedal locomotion by neural oscillators in unpredictable environment, *Biological Cybernetics*, 1991.
- [4] Guertin, The mammalian central pattern generator for locomotion, *Brain Research Reviews*, 2009.
- [5] Ichimura et al., Acquisition of bipedal locomotion in a neuromusculoskeletal model with unilateral transtibial amputation, *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 2023.
- [6] Geyer et al., Compliant leg behaviour explains basic dynamics of walking and running, *Proceedings of the Royal Society B*, 2006.
- [7] Blum et al., Effective leg stiffness in running, *Journal of Biomechanics*, 2009.
- [8] Makimoto et al., Ground Reaction Forces During Sprinting in Unilateral Transfemoral Amputees, *Journal of Applied Biomechanics*, 2017.
- [9] Namiki et al., Joint moments during sprinting in unilateral transfemoral amputees wearing running-specific prostheses, *Biology Open*, 2019.
- [10] Sakata et al., A Limb-specific Strategy across a Range of Running Speeds in Transfemoral Amputees, *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 2020.

[成果の発表, 論文など]

市村大輔, 片側義足による走動作の計算機シミュレーション, 14th Society Tokyo Young Psychologists, 2023年.