

慣性運動誘発度に基づく大腿義足の慣性適合性評価

Evaluation Method of Inertia Property of Trans-femoral Prosthesis based on Degree of Inertia-induced Motion

2001018



研究代表者	香川大学 工学部	准教授	和田 隆 広
共同研究者	富山大学大学院 理工学研究部	講 師	関 本 昌 紘

1. は じ め に

大腿義足装着者のさらなる ADL(Activity of Daily Living) 向上のため、スムーズな義足遊脚期歩行の実現が課題となっている。より歩きやすい義足を実現するためには、熟練の義足装着者や義肢装具士が感じ取る微妙な義足の調整や歩行の差を客観的、他覚的に捉える必要がある。

義足歩行において、慣性特性や歩行速度の変化によって歩きやすさが変化することは経験的に知られている。そこで本研究では義足の慣性特性に着目し、様々な症状、義足歩行スキルなどを慣性誘発度運動との関連で捉える手法について検討を行うことを目的とする。この手法を確立することにより、大腿義足が個人に対して適合しているかを評価することにつながると考えられる。

そこで本研究では、義足慣性特性を変化させることで意図的に歩きやすさを変え、大腿義足の慣性特性が遊脚期歩行の歩きやすさに及ぼす影響を調べる。まず三次元動作解析装置を用いて、慣性特性や歩行速度を変化させた義足歩行を計測する。その計測により得られた関節パワーなどの評価指標と主観評価の関係を調査した。

一方我々は先行研究[1]にて義足の慣性特性の効果的利用の観点から適合性評価するため、

慣性誘発度メジャーを評価指標として導入している。本指標は、義足の慣性特性の有効活用度(慣性誘発度)を表している。本研究ではこの慣性誘発度をスキル評価に利用できると考えた。そこで本研究では、義足の慣性特性を変化させ、その際の義足使用者の使用歴に伴う慣性誘発度メジャーおよび、主観評価等を調査し、義足歩行スキルと慣性誘発度との関係を調査した。

2. 慣性誘発度メジャー

2.1 遊脚期歩行のモデル化

慣性誘発度メジャーを計算するため遊脚期歩行を Fig.1 のようにモデル化した。リンク 1 は健常肢で膝関節は無視し、足関節を回転軸としたものである。リンク 2 は義足側の大腿部で、リンク 3 は義足の下腿部と足部を合わせたものである。リンク 0 は体幹で自由度はないが、下肢以外の重量が垂直に下肢にかかっている。このような多関節系の運動方程式は式 (1) で表わされる。

$$H(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \frac{1}{2}\dot{H}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}} + S(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{g}(\mathbf{q}) = \boldsymbol{\tau} \quad (1)$$

ここで $H(\mathbf{q}) = [h_{ij}]$ は慣性行列、 $\mathbf{q} \in R^n$ は関節角度ベクトル、 $S(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$ は遠心、コリオリ力を表す歪対称行列、 $\mathbf{g}(\mathbf{q})$ は重力項を表すベクトル、 $\boldsymbol{\tau}$ は関節トルクベクトルである。

2.2 慣性誘発度メジャー

式 (1) のダイナミクスに支配された運動の、慣性誘発運動への近さを評価することを考える。与えられた 2 点 $\mathbf{q}(a) = \mathbf{q}_a$, $\mathbf{q}(b) = \mathbf{q}_b$ 間を結ぶ曲線 $q(t)$ に対して、その曲線の長さを式 (2) で定義する。

$$L = \int_a^b \sqrt{\sum_{ij=1}^n h_{ij}(\mathbf{q}) \dot{q}_i(t) \dot{q}_j(t)} dt \quad (2)$$

ここで、 h_{ij} は式 (1) における慣性行列の各要素である。式 (2) での値が最小になるものはリーマン距離と呼ばれる。このときの軌道 (測地線) の方程式は式 (1) において、関節トルク、重力を無視したものとなる。つまり、力学的には 2 姿勢間の多関節系の慣性誘発運動に対応する。よって、式 (2) の値がリーマン距離から離れている時、その運動は慣性運動から遠いと解釈できる。つまり、運動中のある 2 区間を式 (2) により計測し、その値をリーマン距離と比較することにより、多関節系の慣性誘発運動への近さを定量的に評価できる。

そこで、慣性誘発運動の度合い (慣性誘発度) を計測する指標として、慣性誘発度メジャーを式 (3) で定義する。

$$\Delta R = \frac{L - R_d}{R_d} \quad (3)$$

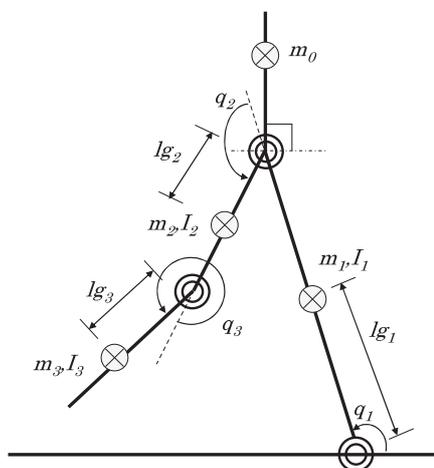


Fig.1 義足歩行の 4 リンクモデル

ここで、 L は 2 姿勢間の式 (1) による長さ (実際の運動を計測したもの)、 R_d はリーマン距離を表す。

3. 実験 1: 熟練者による実験

3.1 実験方法

実験には、膝継手に 3R95 (Otto Bock 製) を使用し、足部 IC40 (Otto Bock 製) 及びソケットは実験参加者が日常的に扱っているものを使用した。実験参加者は 45 歳の男性で日常的に義足を使用している。義足の慣性特性は錘 (0.14 kgf) の取り付け位置を変えて装着することにより変化させる (Fig. 2)。錘は膝関節から最遠点 (足関節) に付けた場合を 100% として定義し、0%, 48%, 100%, 錘無し (None) の 4 条件で変化させた。歩行速度は実験参加者の主観により Fast, Normal, Slow の 3 条件に変化させた。錘位置 4 条件、歩行速度 3 条件の計 12 条件で各 5 試行、全 60 試行の計測を行った。

また、VAS (Visual Analog Scale) を用いて 1 試行ごとに主観評価を行った。VAS では歩きやすいを 100, 歩きにくいを 0, 普通を 50 とし、0 以下、100 以上の点を付けた場合も、そのまま得点として採用した。計測には、三次元動作解析装置 VICON (Oxford Metrics 社製) を計測周波数 100 Hz で使用した。マーカーを右第五 MP 関節、右外果、右膝関節、義肢足部前方、後方、膝継手関節軸、両大腿骨頭に付け、Diff Gait (臨床歩行分析研究会) により関節モーメントやパワーの値を求めた。

3.2 実験結果

3.2.1 主観評価

Fig. 3 に歩きやすさの主観評価の平均値を示す。Fast は Normal, Slow に比べて主観評価が低い。また、錘位置では 48% で最も主観評価が高い。

二元配置分散分析の結果、歩行速度 (F

(2,47) = 88.919, $p < 0.001$) と錘位置 ($F(3,47) = 11.319, p < 0.001$) の主効果が有意であり、交互作用は有意傾向が確認された ($F(6,47) = 2.190, p = 0.061$)。さらに、一元配置分散分析によって歩行速度の単純主効果が有意であることを確認し ($F(2,56) = 52.919, p < 0.001$)、Bonferroni 法による多重比較を行うと、Fast-Normal 間 ($p < 0.001$)、Fast-Slow 間 ($p < 0.001$) に有意差が見られた。ついで、歩行速度別に錘位置を要因とする一元配置分散分析を行った結果、Fast 条件 ($F(3,16) = 5.373, p = 0.009$) と Normal 条件 ($F(3,15) = 6.422, p = 0.005$) にて錘位置の主効果が有意であった。多重比較を行うと、Fast の 48%-100% 間 ($p = 0.011$)、また Normal の 48%-100% 間 ($p = 0.003$) に有意差が見られた。

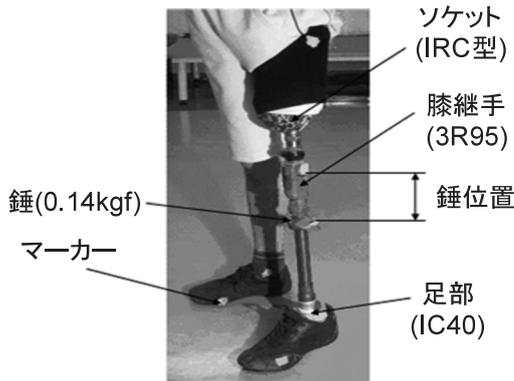


Fig. 2 実験で用いた義足と錘取り付け位置

3.2.2 遊脚末期の制御

我々は先行研究にて義足の運動を義足遊脚末期に能動的に制御していることを示唆する結果を得ている[1]。そこで、義足遊脚末期に出現する健常肢足関節のモーメントおよびパワーのピークに着目した。そこで、歩行条件の影響が顕著に現れる足関節パワーのピークについて解析を行う。Fig. 4 に主観評価の高い2試行と低い2試行の遊脚期における足関節パワーの変化を示す。主観評価の高い試行では足関節パワーのピークの値が小さく、ピークが現れるタイミングが遅いといえる。

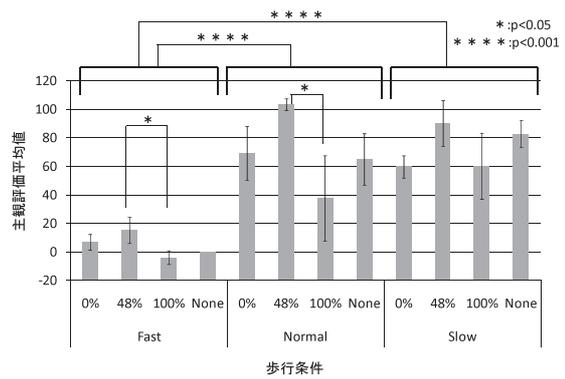


Fig. 3 主観評価の比較

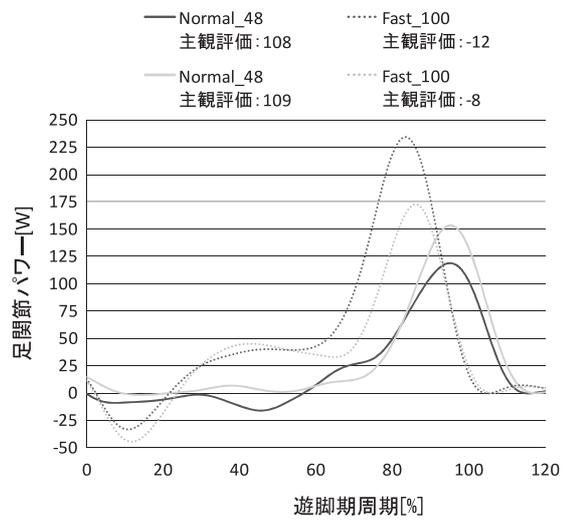


Fig. 4 遊脚期の足関節パワーの変化

3.2.3 主観評価と足関節パワーのピーク値

Fig. 5 に主観評価と足関節パワーのピーク値の関係を示す。主観評価が高くなるほど足関節パワーのピーク値は小さくなり、ある範囲に収束しているように見受けられる。そこで、主観評価が75以上の24試行について足関節パワーピーク値の平均値と標準偏差を求め、平均値 ± 標準偏差を最適範囲とする。Fig. 5 に示すとおり、主観評価の高い場合においては、足関節パワーピーク値が、ほぼ最適範囲内に収まっていることがわかる。この結果は、足関節パワーピーク値の大きい歩行では足関節への過大な負荷により主観評価が低くなったと考えられ、足関節パワーピーク値がある程度の主観評価と対応すると考えられる。

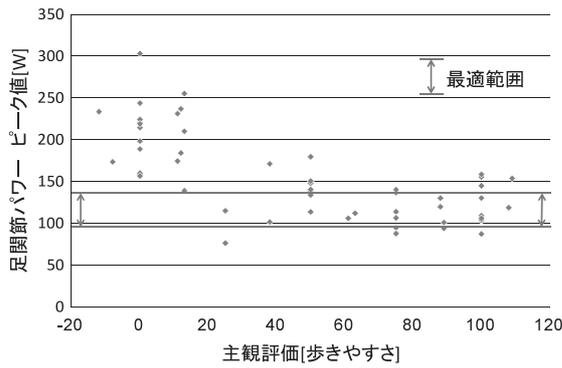


Fig. 5 主観評価と足関節パワーのピーク値

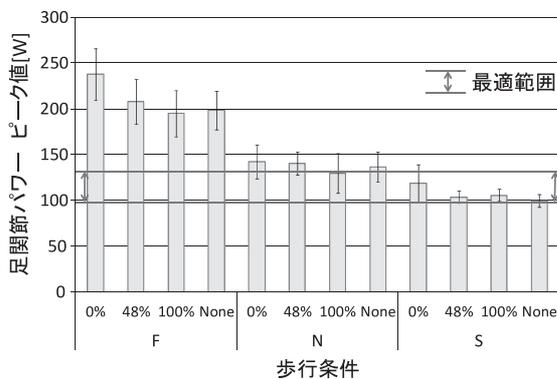


Fig. 6 歩行条件ごとの最適範囲との比較

3.2.4 歩行条件ごとの最適範囲との比較

Fig. 6 に歩行条件ごとの足関節パワーピーク値と足関節パワーピーク最適範囲を示す。歩行速度別では Normal および Slow において最適範囲に近い値が得られた。錘位置別では、主観評価の高い 48% にて最適値に近いものの、主観評価の低い 100% でも最適範囲に近い値が得られた。

4. 実験 2：非熟練者による実験

4.1 実験方法

実験参加者は義足使用非熟練者の男性で、義足を使用し始めてから 5ヶ月目、8ヶ月目、1年3ヶ月目の 3 回実験を行った。膝継手は 3R106 (Otto Bock 製)、足部は IC40 (Otto Bock 製)、ソケットは参加者が日常的に扱っているものを使用した。歩行中の関節角度算出のため、矢状面に垂直に設置したデジタルカメラ Exilim

EX-FH20 (CASIO) にて歩行の様子をサンプリング周波数 210 Hz で撮影した。なおカラーマーカーを義足側の大転子、両足の膝関節、外果、MP 関節に張り付け義足歩行を撮影した。また各試行終了時に、歩きやすさの主観評価を VAS を用いて行った。

4.2 実験条件

義足の慣性特性は 0.14 kgf の錘の位置を変え義足に装着することにより、以下の 4 条件に変化した。つまり、① 錘無し、② 0% 条件、③ Best 条件、④ 100% 条件である。Best 条件は各実験日において実験参加者がもっとも好む錘位置である。なお各実験日における Best 条件の錘位置は、膝関節から計測した錘位置を下腿長で正規化し、最遠点 (足関節) に付けた場合を 100% とした場合に、実験 1, 2 回目が 52%, 3 回目が 42% であった。実験 1 回目は通常歩行で各条件を 3 試行、2 回目は通常歩行で 5 試行、3 回目は通常歩行 (メトロノーム使用) で 5 試行の計測を行った。

4.3 実験結果

4.3.1 義足使用歴による慣性誘発度の変化

義足使用歴による慣性誘発度の変化を調査する。遊脚期を文献 [2] に基づいて、以下の 3 つのフェーズに分けて評価する。つまり、遊脚期の始まりから遊脚側の足関節と立脚側の足関節が重なるまでを Phase 1、足関節が重なってから遊脚側の脚の下腿が垂直になるまでを Phase 2、遊脚側の脚の下腿が垂直になってから遊脚期の終わりまでを Phase 3 とする。

Fig. 7 に一例として、錘位置の Best 条件での慣性誘発度メジャーと義足使用歴の関係を示す。遊脚期の Phase 2 と Phase 3 の値に注目すると、使用歴 5ヶ月と比べて 8ヶ月、1年3ヶ月は慣性誘発度メジャーの値が小さくなり、ばらつきも小さくなっていることがわかる。

4.3.2 関節角度による歩容の変化

Fig. 8 に錘位置 Best 条件における遊脚期の

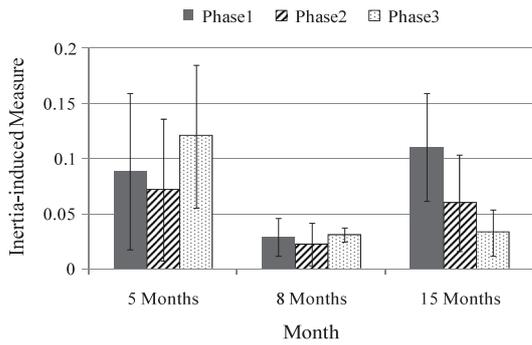


Fig. 7 義足使用歴による慣性誘発度メジャーの推移 (Best 条件)

義足側の膝関節角度 q_3 (Fig. 1 参照) の変化を示す。使用歴 5ヶ月, 8ヶ月に比べ 1年3ヶ月は義足の膝関節がより大きく屈曲していることがわかる。それに伴い, 膝関節が伸展するタイミングが遅くなっている。

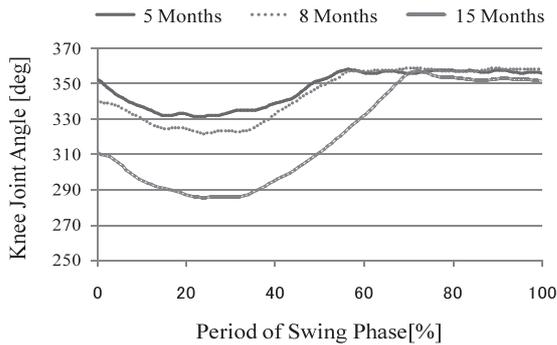


Fig. 8 義足膝関節の時系列変化 (Best 条件)

5. ま と め

大体義足の慣性特性を変化させることで, 歩きやすさが大きく変化することが示された。また主観評価の高低が, 健常側の足関節パワーに現れる可能性が示唆された。さらに義足歩行慣性誘発度の観点から義足歩行スキルの特徴付けを試みた。その結果, 義足スキル向上に伴い慣性誘発度メジャーの値が遊脚期の Phase 2 と

Phase 3 において小さくなる傾向がみられた。以上の結果は, 慣性誘発度によって義足歩行スキルが定量化できる可能性を示唆するものである。

今後の課題は, 慣性誘発度メジャーによるスキル同定手法の確立と, その結果の, リハビリテーション手法への応用である。その際, 慣性特性適合性の評価がキーとなると考えられる。

[参考文献]

- [1] Wada, T., et al., "Evaluation of Inertia Matching of Trans-Femoral Prosthesis based on Riemannian Distance", Proc. of IEEE/ICME Int. Conference on Complex Medical Engineering, pp. 244-249, 2010
- [2] ゲッツ・ノイマン・キルステン: 観察による歩行分析, 医学書院, 2005

[成果の発表, 論文等]

- 1) Takeuchi, T., Wada, T., Awakihara, K., and Sekimoto, M., "Analysis of Walking Skill with Trans-Femoral Prosthesis based on Inertia-Induced Measure", Proceedings of IEEE/ICME International Conference on Complex Medical Engineering, pp. 641-646, May, Harbin, China, 2011
- 2) Harada, R., Ozaki, M., Awakihara, K., Takeuchi, T., and Wada, T., "Effects of Inertial Properties of Trans-femoral Prosthesis on Stair Ascent", Proceedings of The 13th Japan and Korea Joint Ergonomics Symposium, pp. 378-380, May, Tokyo, Japan, 2011
- 3) 秋山友祐, 粟木原香, 竹内豊計, 和田隆広, 山本澄子, "大腿義足の慣性特性が歩きやすさに及ぼす影響", 日本人間工学会中国四国支部大会. (2010)
- 4) 粟木原香, 竹内豊計, 関本昌紘, 秋山友祐, 和田隆広, "慣性誘発度に基づく義足歩行スキルの解析", 計測自動制御学会四国支部講演会. (2010)
- 5) 尾崎光利, 粟木原香, 尾崎龍一, 竹内豊計, 和田隆広, "大腿義足慣性特性が階段歩行に及ぼす影響", 日本機械学会 ロボティクス・メカトロニクス部門講演会, CD-ROM (2011)