

大腿義足使用者における 立位時と歩行時の骨盤回旋に関する研究

Pelvic Rotation in Gait and Standing Position of Trans-Femoral Amputees

和田 真生* 早川 康之** 昆 恵介**
松原 裕幸** 野坂 利也**

Mao Wada, Yasuyuki Hayakawa, Keisuke Kon,
Hiroyuki Mastubara and Toshiya Nosaka

Abstract

[Background] Common method of assessing gait of trans-femoral amputees is movement analysis. Pelvic rotation has some effects about expansion of step length, decreasing step width, decreasing vertical movement of center of mass and so on. Therefore, angle of pelvic rotation is important as the assessment index in movement analysis. However, there is no report about symmetric pelvic rotation in trans-femoral amputees. And, directly observing pelvic rotation during gait is difficult because the rotation occurs in the horizontal plane. Therefore, a prediction of pelvic rotation during gait based on standing position is a good way to assess its movement during gait in trans-femoral prosthetic users.

[Purpose] We kinematically investigated the rotation in asymmetric pelvic rotation in trans-femoral amputees during gait and the correlation of chest and pelvic rotation during standing position and gait.

[Subject] A healthy adult male participated in this study.

[Method] Using a 3D motion analysis system and a trial-trans-femoral prosthesis, we measured the angles of pelvic rotation, chest rotation and chest rotation relative to pelvic rotation during standing position and gait.

[Results] We found that right and left pelvic rotation angles varied widely during gait. We found no correlation among right and left rotation angle of the pelvis, chest and chest rotation angles relative to pelvic rotation during standing position and gait.

[Conclusion] Trans-femoral prosthetic user's pelvic rotation angle during gait is not necessarily symmetric. Chest and pelvic rotation during standing position and gait is not correlated. Therefore, it was not possible to predict pelvic rotation during gait. However, more number of subjects is draw conclusion.

* 北海道科学大学工学研究科医療工学専攻

** 北海道科学大学保健医療学部義肢装具学科

1. 序論

1-1. 研究の背景

Saunders Jらは歩行動作において、骨盤の回旋動作は歩幅の拡大、歩隔の減少、重心の上下動軽減に作用しており⁽¹⁾歩行効率に大きく貢献するものであると考察している。大腿義足使用者に関しても骨盤の回旋動作は歩行において重要な要素であると考えられる。しかしながら、骨盤の回旋から大腿義足の歩行を分析している研究は少ないのが現状である。

1-2. 過去の研究

先行研究として岡田ら⁽²⁾は、健常者 22 人の歩行において、三次元動作解析装置を使用し、骨盤回旋の左右非対称と胸部回旋、股関節屈伸、歩幅、立位姿勢との関係を運動学的に検討した。その結果骨盤の回旋に関して以下 2 点を明らかにした。

1-2-1. 骨盤回旋の左右差

岡田らは歩行時の骨盤回旋が左右非対称であるかという点を明らかにする目的で、1 歩行周期中の骨盤回旋角度を左右の回旋に分けて計測した。その結果、骨盤回旋の左右差を認めた。このことから、健常者の歩行中の骨盤回旋は左右非対称であることが示唆された。

1-2-2. 静止立位時と歩行時の胸部、骨盤、骨盤に対する胸部回旋角度の相関

岡田らは、被験者らの静止立位時における姿勢から、歩行時の骨盤回旋方向の傾向が予想可能かという点を明らかにする目的で、胸部回旋、骨盤回旋、骨盤に対する胸部回旋角度を静止立位時と歩行時でそれぞれ計測した(図 1)。

立位時と歩行時に骨盤の回旋角度に相関が認められた場合、立位時の骨盤回旋傾向から歩行時の骨盤回旋傾向が予想できるとするものとし、分析を行った結果、静止立位時と歩行時の胸部回旋角度、骨盤回旋角度、骨盤に対する胸部回旋角度それぞれに相関関係を認めた。このことから健常者において静止立位時の姿勢から歩行時の骨盤の回旋傾向が予想可能であることが示唆された結果となった。分析に使用した各回旋角度の定義は以下である。

1) 静止立位時

立位時の骨盤回旋および胸部回旋角度は被験者に進行方向上の 1 点を注視した状態で、計測空間上で静止立位を取らせ、計測で得られた値の平均値とした。

2) 歩行時

1 歩行周期中において骨盤回旋は左右の振れ幅を持つため単純に比較することが難しい。このことから、比較を容易にするため、左右回旋角度の最大値の差を求めることで左右どちらに回旋が偏っているかを求め、これを歩行時の回旋角度と定義した。

1-3. 研究の目的

本研究では先行研究と同様に大腿義足使用者の歩行時の骨盤回旋の非左右対称性と、静止立位時の姿勢から歩行中の骨盤の回旋傾向の予想が可能であるかをとという点を検討することを目的とする。

1-4. 仮説

1-4-1. 歩行時の骨盤の左右非対称性

健常者の歩行動作と比較して、大腿義足使用者の歩行動作は切断側に大腿義足を装着して行っている。その場合、下肢の条件が左右で違うことから、歩行時の骨盤回旋が左右非対称であるといった結果が得られると考えられた。

1-4-2. 静止立位時の姿勢から歩行中の骨盤の回旋傾向の予想

健常者の静止立位時、歩行動作と比較して、大腿義足使用者の静止立位は切断側に大腿義足を装着して行っており、また歩行時も同様に、切断側に大腿義足を装着している。そのため、静止立位時および、歩行時に下肢の条件が左右で違うことから、静止立位時の姿勢から歩行中の骨盤の回旋傾向の予想ができる可能性があると考えられた。

2. 方法

2-1. 予備実験 オイラー角の計算順序選定

2-1-1. 予備実験の目的

本実験では回旋角度を評価するために、静止立位動作と歩行動作の三次元動作解析をする必要があり、三次元動作解析装置として VICON-nexus と解析ソフトに bodybuilder を本計測で用いた。各セグメント間の Z 軸上での胸部と骨盤の回旋角度算出にオイラー角計測を用いた。三次元動作解析装置の計測時における誤差とオイラー角の算出時の誤差を考慮し、最も精度の高いオイラー角の計算順序を選定する目的で予備実験を実施した。

2-1-2. 仮説

異なる2つの体節間において、それらを連結する関節の自由度が1であった場合、例えば肘関節のように上腕と前腕を連結する関節で考えられる運動が屈曲伸展のみであるような自由度が1である関節の場合、関節可動時に内外転や内外旋などの屈曲伸展以外の角度変化は起こりにくい。

そのため、このような自由度1の関節を可動させ、角度変化を観察した際想定される以外の方向への角度変化が最も小さいオイラー角の計算順序を選定することができれば、角度計測時により正確な値を取得できると考えられた。

2-1-3. 方法

チェックソケット、膝継手、足部を含む大腿義足のチェックソケットを埋め込んだ桐材と足部に赤外線反射マーカを貼りつけ、左右方向をX軸、前後方向をY軸、上下方向をZ軸とし、計測空間内で振ることで膝継手の屈伸運動を行い、ソケットと足部のZ軸上での回旋角度を計測した。

誤差を検証するオイラー角の計算順序はX軸、Y軸、Z軸の順序での計算をXYZとして、XYZ、XZY、YXZ、YZX、ZXY、ZYXの6通りの順序とした。

計測した回旋角度は、現在のフレームから1つ前のフレームの回旋角度を引くことで角度の変化量を計算した。

2-1-4. 計測機器

赤外線カメラ(解像度0.4メガピクセル)、14台、三次元動作解析装置としてVICON-nexusを用いた。データの処理にはVICON BODY BUILDERとMicrosoft Excel 2010を用いた。計測周波数は100Hzとした。

2-1-5. 計測条件

絶対座標は左右方向をX軸、前後方向をY軸、上下方向をZ軸とする。計測のサンプリング周波数は100Hzとした。赤外線反射マーカを身体各部位に貼付けた。赤外線反射マーカの貼付部位は以下とした。

1) 桐材

- ① ソケットAP径中心を転写した点
- ② ソケットML径中心を転写した点

2) 足部

- ① 外果
- ② 内果
- ③ 第二中足骨頭
- ④ 踵骨隆起

2-1-6. セグメント定義

ソケット部セグメントと足部セグメントの相対座標を定義するため赤外線反射マーカを貼りつけ、原点と、X軸、Y軸、Z軸を定義した。

1) ソケット部セグメント(図2-5)

- ① ソケットAP径中心を転写した点
- ② ソケットML径中心を転写した点

X軸: 内側のソケットAP径中心を転写した点から外側のソケットAP径中心を転写した点に向かうベクトルと一致する軸

Y軸: 後方のソケットML径中心を転写した点から前方のソケットML径中心を転写した点に向かうベクトルと同一な軸

Z軸: Y軸を定義するベクトルに対して、最短距離でX軸ベクトルを一致させた際、X軸ベクトルの回転方向に対して右ねじの方向でX軸、Y軸に直交するベクトルに一致する軸

2) 足部セグメント(図2-1)

- ① 外果
- ② 内果
- ③ 第二中足骨頭
- ④ 踵骨隆起

X軸: 内果から外果に向かうベクトルと一致する軸

Y軸: 踵骨隆起から第二中足骨頭に向かうベクトルと一致する軸

Z軸: Y軸を定義するベクトルに対して、最短距離でX軸ベクトルを一致させた際、X軸ベクトルの回転方向に対して右ねじの方向でX軸、Y軸に直交するベクトルに一致する軸

3方向のソケット部角度と足部角度を計算して、Z軸周りの角度を回旋角度とする。

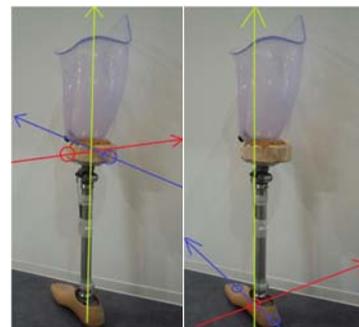


図2-1 予備実験セグメント定義

2-1-7. 計測課題

計測者の手動により以下の試行を実施した。

1) 試行 1

大腿義足を計測空間上にスタティック肢位を維持した。

2) 試行 2

膝継手の屈曲動作と伸展動作を行った。

3) 試行 3

膝継手の屈伸動作を行いながら計測空間内を一周した。

2-1-8. 結果

実施した予備実験の結果から、[方法]で示した計算方法に基づき各試行の平均値を算出した。予備実験の結果、XYZ の順序で回旋角度の計算を実施したものが 3 種類の試行すべてにおいてソケット部セグメントと足部セグメント間での Z 軸回りの回旋角度の差が少ない計算順序となった。

2-1-9. 結論

最も誤差の少ないオイラー角の計算順序は X 軸, Z 軸, Y 軸の順序であった。この結果から本実験のデータ処理には X 軸, Z 軸, Y 軸の順序でオイラー角を計算したものを使用することとした。

2-2. 本実験 進行方向の定義

骨盤の左右回旋の基準として、1 歩行周期中の進行方向を基準とする。進行方向の決定に関しては右足の踵骨隆起部のマーカーの軌跡を用いる。踵骨隆起部のマーカー位置を算出し、絶対座標上でこれが鉛直方向で最も小さくなる点の 1 フレーム後のセルを 1 歩行周期の始点の初期接地点 (下図 HC) とした。

次の同側の初期接地点までを 1 歩行周期とし、この 2 点を結んだ直線方向を 1 歩行周期における進行方向として定義した (図 2-2)。

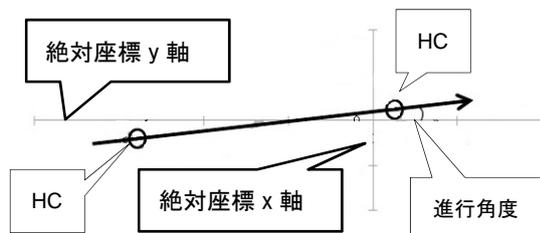


図 2-2 進行方向⁽²⁾

2-3. 回旋方向の定義

水平面上での骨盤の回旋運動を計測対象とするに当たり、今回の実験では骨盤の回旋動作を以下のように定義した。

骨盤の回旋は、時計回りの回転を骨盤右回旋、反

時計回りの回転を骨盤左回旋とし、胸部も同様に定義した (図 2-3)。

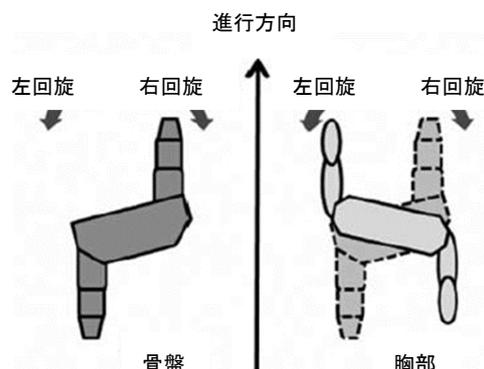


図 2-3. 骨盤および胸部回旋方向⁽²⁾

2-4. 被験者および再現条件

本研究は大腿義足使用者を被験者として実験を行うことが不可能であったため、大腿義足使用者の歩行を模式的に再現する必要があった。このため、模擬大腿義足を使用し計測した (図 2-4)。被験者は既病歴の無い北海道科学大学義肢装具学科所属の男子学生 22 歳 1 名とし、模擬大腿義足は右脚に装着するものとした。足部は単軸足部を用い、膝継手は 3R60EBS を使用した。模擬大腿義足を装着し、1 時間程度歩行練習を行い、計測を行った。



図 2-4. 模擬大腿義足

2-5. 計測機器

赤外線カメラ (解像度 0.4 メガピクセル), 14 台, 三次元動作解析装置として VICON-nexus, を用いた。データの処理には bodybuilder と Microsoft Excel 2010 を用いた。計測周波数は 100Hz とした。

2-6. 計測条件

2-6-1. マーカー位置

岡田らの先行研究を参考に、静止立位上で、 X 軸を矢状面と直行する軸、 Y 軸を全額面と直交する軸、 Z 軸を水平面に直行する軸とし、これらの軸を持つセグメントとして計算する際のマーカー貼付位置を決定した⁽²⁾。変更点として、先行研究では胸部マーカー位置は両肩峰、両烏口突起、頸切痕となっているが、今回は Y 軸を定義する際の計算を簡単にする目的で変更した。胸部および骨盤マーカー位置は以下である。

1) 胸部

- ① 左右肩峰
- ② 頸切痕
- ③ 第3胸椎棘突起

2) 骨盤

- ① 左右上前腸骨棘
- ② 左右上後腸骨棘

2-6-2. セグメント定義

1) 胸部セグメント(図2-5)

- ① 左右肩峰
- ② 頸切痕
- ③ 第3胸椎棘突起

X 軸：左肩峰から右肩峰に向かうベクトルと一致する軸

Y 軸：第3胸椎棘突起から頸切痕に向かうベクトルと一致する軸

Z 軸： Y 軸を定義するベクトルに対して、最短距で X 軸ベクトルを一致させた際、 X 軸ベクトルの回転方向に対して右ねじの方向で X 軸、 Y 軸に直交するベクトルに一致する軸

2) 骨盤セグメント(図2-6)

- ① 左右上前腸骨棘
- ② 左右上後腸骨棘

X 軸：右上前腸骨棘から左上前腸骨棘に向かうベクトルと一致する軸

Y 軸：左右上後腸骨棘の midpoint から右上前腸骨棘の midpoint に向かうベクトルと一致する軸

Z 軸： Y 軸を定義するベクトルに対して、最短距離で X 軸ベクトルを一致させた際、 X 軸ベクトルの回転方向に対して右ねじの方向で X 軸、 Y 軸に直行するベクトルに一致する軸

3方向の骨盤角度と胸部角度を計算して、 Z 軸周りの角度を回旋角度とする。

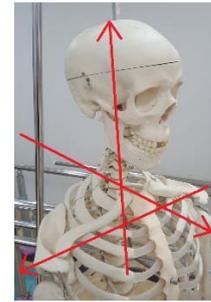


図 2-5 胸部セグメント

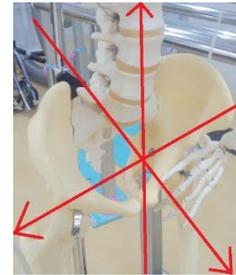


図 2-6 骨盤セグメント

2-7. 計測課題

計測課題は静止立位と歩行とした。静止立位をとった後、歩行する動作を1試行とした。被験者に直線歩行路の中央に立つように指示し、直線歩行路の延長線上に定めた標点を注視した安静状態とした。5秒間静止立位を計測し、前後1秒間のデータを除いたものを静止立位として扱うものとした。標点は被験者の目線の高さに合わせ、足部は左右踵を結んだ線が進行方向に対して垂直になるように位置させ、左右足部間の距離は任意とした。その後、自由歩行を行うこととした、歩行動作は各試行から1歩行周期のみを抽出し、扱うこととした

解析に用いる1試行ごとのデータは岡田らの研究⁽²⁾から以下のように設定した。

1) 静止立位時

①胸部回旋角度

絶対座標系に対する胸部回旋角度の平均値

②骨盤回旋角度

絶対座標系に対する骨盤回旋角度の平均値

③骨盤に対する胸部回旋角度

骨盤に対する胸部回旋角度の計測時間内の平均値

2) 歩行時

①胸部回旋角度

胸部セグメントに定義した Z 軸に対する回旋の右回旋角度の合計値と左回旋角度の最大値

②骨盤回旋角度

骨盤セグメントに定義した Z 軸に対する回旋

の右回旋角度の合計値と左回旋角度の最大値

③骨盤に対する胸部回旋角度

骨盤に対する胸部回旋角度の右回旋の最大値と左回旋の合計値

合計で 12 試行計測を実施し、1 回目と 2 回目の計測を練習として、この試行を除いた 10 試行分のデータを扱うこととした。大腿義足使用時での自然歩行を想定するため、歩行時のケーデンスは設定しないものとした。

2-8. データ処理

2-8-1. 骨盤回旋の左右非対称性

前項で示した、各試行の歩行時の骨盤回旋角度を使用し、左右の回旋角度の差を調査した。検定には対応のある t 検定を実施し、危険率は 5% とした。

2-8-2. 静止立位時と歩行時における胸部、骨盤、骨盤に対する胸部回旋の相関関係

前項で示した、静止立位時と歩行時の胸部回旋角度、骨盤回旋角度、骨盤に対する胸部回旋角度を用いてそれぞれの静止立位時と歩行時の相関関係を調査した。相関係数はピアソンの相関係数を使用し、有意水準は 5% とした。

3. 結果

3-1. 歩行時骨盤回旋の左右非対称性結果

歩行時における骨盤回旋角度の左右非対称性を分析した結果を以下に示す(図 3-1)。歩行時の骨盤回旋において右回旋角度の最大値と左回旋角度の最大値に有意差が認められる結果となった。

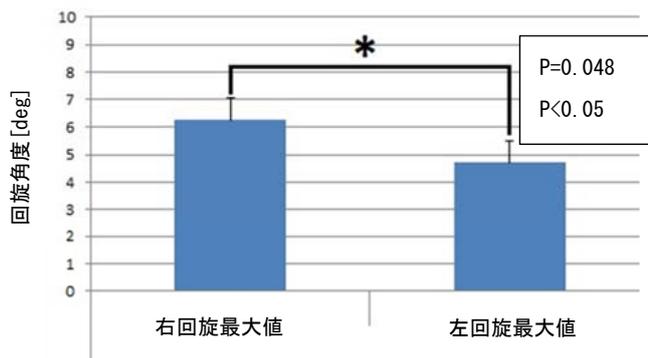


図 3-1 骨盤回旋結果

3-2. 静止立位時と歩行時における胸部、骨盤、骨盤に対する胸部回旋の相関関係の結果

3-2-1. 静止立位時と歩行時における胸部回旋の相関関係

静止立位時と歩行時における胸部回旋の相関関係を分析した結果を以下に示す(図 3-2)。分析の結果、

相関係数 $R=0.1898$ 、無相関の検定の結果 $P=0.5992$ となり、相関関係は認められない結果となった。

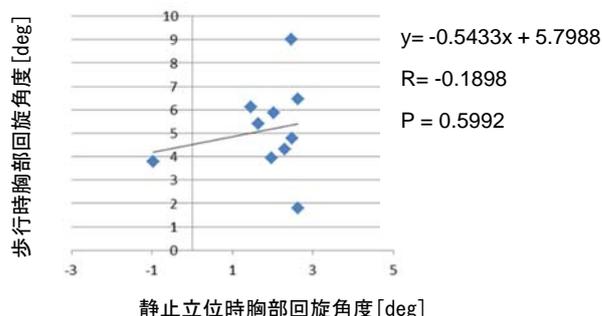


図 3-2. 胸部回旋角度の相関

3-2-2. 静止立位時と歩行時における骨盤回旋の相関関係

静止立位時と歩行時における胸部回旋の相関関係を分析した結果を以下に示す(図 3-3)。分析の結果、相関係数 $R=0.02259$ 、無相関の検定の結果 $P=0.9440$ となり、相関関係は認められない結果となった。

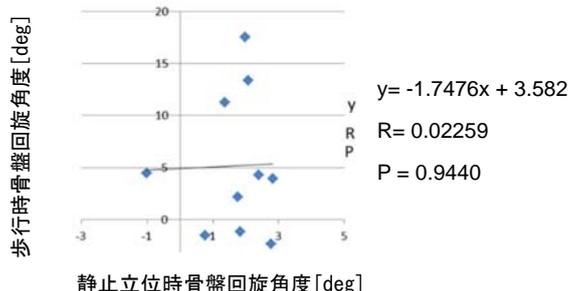


図 3-3. 胸部回旋角度の相関

3-2-3. 静止立位時と歩行時における骨盤に対する胸部回旋の相関関係

静止立位時と歩行時における胸部回旋の相関関係を分析した結果を以下に示す(図 3-4)。分析の結果、相関係数 $R=0.5196$ 、無相関の検定の結果 $P=0.1236$ となり、相関関係は認められない結果となった。

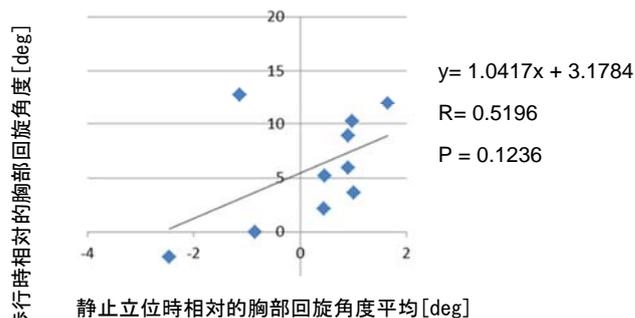


図 3-4. 骨盤に対する胸部回旋の相関

4. 考察

4-1. 骨盤回旋の対称性の考察

結果より、左右それぞれの骨盤回旋角度には有意差が認められた。これにより、今回の実験では被験者の歩行時における骨盤回旋が左右非対称であると考えられた。

4-2. 静止立位と歩行中における骨盤回旋角度の差の関連の考察

結果より、左右それぞれの骨盤回旋角度、胸部回旋角度、相対的胸部回旋角度には相関が認められなかった。これにより、静止立位時の水平面における骨盤や胸部の向きと、歩行中の骨盤や胸部の左右回旋の優位側は同じ方向であるとは言えないと考えられた。このことから静止立位時の姿勢から歩行時の骨盤回旋傾向を予測することができないことが示唆された。

4-3. 全体の考察

以上より、被験者の歩行において、骨盤回旋は非左右対称で、静止立位時の骨盤回旋角度からでは歩行時の骨盤回旋の特徴を予想することができないと考えられた。

今回の研究では大腿義足使用者の協力を得ることが難しかったため、神田ら⁽³⁾の研究から明らかにされている模擬義足の利点として、義肢の研究において切断者の協力を最小限にできる点、ごく短期間で義足歩行を習得出来る点から模擬大腿義足を用いて実験を行った。この結果、切断者の協力を最小限に留めること、短期間で歩行動作が可能になった点が達成できた。これにより、右大腿切断時の大腿義足を装着した歩行を再現することができた。

しかしながら、模擬大腿義足を装着することによって、下肢の重量に左右差が発生する問題、佐竹ら⁽⁴⁾の研究において指摘されている模擬大腿義足歩行時に観察される、下腿部が短くなることで健側の立脚相が模擬義足側の立脚相よりも長くなる問題、に対して対策を講じる処置を行わなかった。このため、今後本研究を継続する際は上記問題点について、大腿義足使用者の協力を得る、または、大腿義足使用者の身体条件により近づける形で模擬大腿義足等を調整する必要があることが考えられた。

5. 結論

以上より、大腿義足使用者の歩行において、骨盤回旋は非左右対称で、静止立位時の骨盤回旋角度からでは歩行時の骨盤回旋の特徴を予想することができないと示唆された。

謝辞

本研究を進めるにあたり、多大なるご指導を賜った松原裕幸助教には、心から感謝いたします。また、野坂利也教授をはじめ、常日頃より御助言、御配慮いただいた有澤準二教授、秋山正晴教授、早川康之教授、安田義幸准教授、敦賀健志准教授、清水新悟准教授、昆恵介准教授、村原伸講師、野村知広助教、そして本大学教員の皆様にも深く御礼申し上げます。

参考文献

- (1) Saunders J, Inman V, Eberhart H: The major determinants in normal and pathological gait. J Bone Joint Surg Am, 1953, 35: 543-558.
- (2) 岡田祐太ほか：歩行における骨盤回旋の左右非対称 胸部回旋・股関節屈伸・歩幅・立位姿勢との関係, 理学療法科学 28(1), 2013, 119-124.
- (3) 神田昭光ほか：模擬大腿義足-構造と歩行解析およびその応用例-, バイオメカニズム (10), 1990, 239-246.
- (4) 佐竹将宏ほか：健常人による膝模擬義足歩行の分析と教育への応用, 2000, 秋田大学医療技術短期大学部紀要 8(2), 160-164.