

安全で多機能で比較的安価な大腿義足膝継手の開発・階段昇降からランニングまで

(開発テーマ番号 H22-自立-15)

平成 22 年度障害者自立支援機器等開発促進事業
成果報告書

平成 23 年 4 月 5 日

熊本保健科学大学 松原誠仁，長倉裕二

研 究 成 果

1. 大腿義足膝継手の相違が歩行動作に及ぼす影響
2. 大腿義足膝継手の相違が段差昇降動作に及ぼす影響

1. 大腿義足膝継手の相違が歩行動作に及ぼす影響

1. はじめに

歩行動作は、様々な器官系の機能が統合された結果であり、一部の器官に機能障害があれば、運動パターンは乱れ、効率も低下するとされており¹⁾、切断者にとって効率の良い歩行動作の獲得が不可欠である。近年の義足部品の開発・研究は目覚ましく、これら部品を適応した際の歩行動作の特徴や適応した部品と身体機能のマッチングを評価することは重要である。そこで、本研究では、大腿切断者における大腿義足膝継手の相違が歩行動作に及ぼす影響をバイオメカニクスの的に検討して、大腿義足の機能評価を行うための基礎的知見を得ることを目的とした。

2. 方法

2.1 被験者

被験者は左大腿切断者1名(25歳男性、身長175cm、体重75kg)であった。実験に先立って被験者に研究目的、実験内容、データの取り扱いなどを説明し、危険や苦痛を感じた際には、自らの意志によって中止できることを伝え、協力の同意と署名を得た。

2.2 実験試技

被験者に日常生活で普段歩いている速度での歩行を行わせ、これを自由歩行とした。また、被験者には歩行開始地点から実験フロア(縦25[m]、横15[m])中央に埋設した2台のフォースプラットフォーム(AMTI社製)まで、そしてフォースプラットフォーム通過後、少なくとも5歩以上歩かせた。実験環境に慣れさせるため十分な練習を行わせたのち、少なくとも3回の試技を行ったが、著しく不自然であると験者が判断した場合にはやり直しさせた。使用した膝継手は、NAL-Knee(S)(Natural Automatic Lock Knee Small)(以下、NAL)および3R80であった。

2.3 データ収集

標点座標の収集には、光学式3次元自動動作分析装置Eagle digital real time system(Motion analysis社製)を使用した。カメラを6台使用し(サンプリング周波数100[Hz])、歩行路の周囲に約4[m]の高さで被験者を取り囲むように設置した。同時に実験エリア中央に埋設した2台のフォースプラットフォーム(サンプリング周波数100[Hz])により被験者の左右下肢に作用する地面反力を計測した。

2.4 データ処理

本研究では、3回以上行わせた試技のうち、自由歩行であると験者が判断した1試技を被験者の分析対象試技とした。分析対象試技において踵接地から反対側の踵接地までを分析対象範囲とした。左右の足および膝については各関節の両側に貼付したマーカの座標の中点を関節中心とした。股関節については臨床歩行分析研究会の推定法²⁾をもとに関節中心を求めた。得られた3次元座標値は、残差分析法により最適遮断周波数を決定し、Butter worth digital filterにより各分析点に対して5~15[Hz]の遮断周波数で平滑化を行った³⁾。

2.5 測定項目および測定方法

2.5.1 歩行速度, ステップ長, ステップ頻度

踵接地から反対側の踵接地までの距離をステップ長 (step length), その逆数をステップ頻度 (step frequency), ステップ長とステップ頻度の積を歩行速度 (walking speed) とした.

2.5.2 身体部分の移動座標系の決定

本研究では, Vaughn et al.⁴⁾の方法をもとに, 骨盤, 左右の大腿, 下腿および足部の身体各部分に移動座標系を設定した. 以下に, 右側を例に述べる.

① 骨盤座標系

左上前腸骨棘から右上前腸骨棘へ向かう単位ベクトルを x_{pelvis} とし, 上後腸骨棘から左右の上前腸骨棘の midpoint へ向かう単位ベクトルを s_{pelvis} とした. x_{pelvis} と s_{pelvis} の外積によって得られる単位ベクトルを z_{pelvis} とした. さらに, x_{pelvis} と z_{pelvis} の外積によって得られる単位ベクトルを y_{pelvis} とした. これら, x_{pelvis} , y_{pelvis} , z_{pelvis} を軸とする座標系を骨盤座標系とした.

② 大腿座標系

膝関節から股関節に向かう単位ベクトルを z_{thigh} とし, z_{thigh} と膝関節内側上顆から外側上顆へ向かう単位ベクトルの外積によって得られる単位ベクトルを y_{thigh} とした. さらに, y_{thigh} と z_{thigh} の外積によって得られる単位ベクトルを x_{thigh} とした. これら, x_{thigh} , y_{thigh} , z_{thigh} を軸とする座標系を大腿座標系とした.

③ 下腿座標系

足関節から膝関節に向かう単位ベクトルを z_{shank} とし, z_{shank} と足関節内果から外果へ向かう単位ベクトルの外積によって得られる単位ベクトルを y_{shank} とした. さらに, y_{shank} と z_{shank} の外積によって得られる単位ベクトルを x_{shank} とした. これら, x_{shank} , y_{shank} , z_{shank} を軸とする座標系を下腿座標系とした.

④ 足部座標系

踵部から第1中足骨骨頭と第5中足骨骨頭の midpoint へ向かう単位ベクトルを y_{foot} とし, 第1中足骨骨頭から第5中足骨骨頭に向かう単位ベクトルと y_{foot} と外積によって得られる単位ベクトルを z_{foot} とした. さらに, y_{foot} と z_{foot} の外積によって得られる単位ベクトルを x_{foot} とした. これら, x_{foot} , y_{foot} , z_{foot} を軸とする座標系を足部座標系とした.

2.5.3 下肢関節角度

本研究では, Vaughan et al.⁴⁾の方法をもとに, 体幹, 骨盤, 左右の大腿, 下腿および足部の身体各部に設定した移動座標系の各軸方向ベクトルを用いて, 下肢関節角度を算出した. 以下に, 下肢関節角度の算出方法について右側を例に述べる.

① 股関節角度

股関節屈曲伸展角度は, 骨盤座標系の y_{pelvis} 軸と大腿座標系の y_{thigh} 軸との角度差として算出した.

② 膝関節角度

膝関節屈曲伸展角度は, 大腿座標系の y_{thigh} 軸と下腿座標系の y_{shank} 軸との角度差として

算出した。

④ 足関節角度

足関節底背屈角度は、下腿座標系の y_{shank} 軸と足部座標系の y_{foot} 軸との角度差として算出した。

2.5.4 関節トルク

移動座標系の各軸方向ベクトルの微分値を用いて、以下の式で各セグメントの角速度を算出した⁶⁾。

$$\omega_{segment.x} = k \cdot \frac{dj}{dt} \quad (1)$$

$$\omega_{segment.y} = i \cdot \frac{dk}{dt} \quad (2)$$

$$\omega_{segment.z} = j \cdot \frac{di}{dt} \quad (3)$$

本研究では、身体を足部、下腿および大腿からなる 3 次元剛体リンクにモデル化した。セグメント i がセグメント $i+1$ から受ける関節トルク T_i は設定した移動座標系の逆行列と地面反力の外積によって、近似的に推定した。

$$T_i = S_i^{-1} f_{GRF} \quad (4)$$

ここで、 S_i はセグメント i の移動座標系、 f_{GRF} は地面反力である。本研究では、股関節および膝関節では伸展を正、足関節では底屈を正とした。

2.5.4 関節トルクパワー

移動座標系の各軸ベクトルを用いて算出した角度を、数値微分したものを関節角速度とした。そして、関節角速度と関節トルクを乗じることにより関節トルクパワーを算出した。

$$TP_i = T_i \cdot JAV_i \quad (5)$$

ここで、 TP_i は関節トルクパワー、 T_i は関節トルク、 JAV_i は関節角速度をそれぞれ示す。関節トルクによってなされた仕事は、関節トルクパワーを時間で積分することで算出した。

$$W_i = \int_{t1}^{t2} TP_i \cdot dt \quad (6)$$

ここで、 W_i は近似的に算出された関節トルクによりなされた仕事、 TP_i は関節トルクパワー、 dt はサンプリング周波数を示す。

2.5.5 水平方向の身体重心速度に対する身体各部分の貢献度

本研究では、上後腸骨棘から左右の上前腸骨棘の midpoint へ向かうベクトルの midpoint を身体重心点 (center of gravity, 以下 CG) と近似して定義した。近似した CG を時間微分し、身

体重心速度 (CG velocity, 以下 CGV) とした. 次に, CGV の水平方向成分 (進行方向, 以下 身体重心速度) に対する身体各部位の貢献度を以下の式で算出した.

$$CGV = \sum_{i=1}^{N^{seg}} v_{i+1} + \omega_i \times l_i \quad (7)$$

ここで, v_{i+1} は関節 $i+1$ の速度, N はセグメント数, ω_i は身体部分の角速度, l_i は部分長をそれぞれ示す. 式(7)の右辺各項は, CGV に対する身体部分の貢献度を示し, CGV の増加に, あるいは減少に寄与することをそれぞれ示す.

2.5.6 時系列データの規格化

本研究では, 義足側支持期を分析対象局面とし, 時系列データにおける左踵接地 (Lon) から同側足尖離地 (Loff) までの時間を 100% として規格化した.

3. 結果

3.1 ステップ長, ステップ頻度および歩行速度

表 1 は, 自由歩行における NAL および 3R80 のステップ長, ステップ頻度および歩行速度を示したものである. ステップ長, ステップ頻度および歩行速度はそれぞれ, 3R80 が NAL より大きかった.

3.2 部分角速度

図 1 は, 自由歩行における部分角速度の変化を示したものである. A は足部, B は下腿, C は大腿, D は骨盤を示す. 横軸は支持期を 100% として規格化した時間を示し, 0% および 100% の時点がそれぞれ左踵接地 (義足側; 以下, Lon) および左足尖離地 (義足側; 以下, Loff) である. また, 実線は NAL, 破線は 3R80 を示す.

NAL および 3R80 の部分角速度の変化パターンは, 支持期後半において異なるパターンを示した.

① 足部 (図 1, D)

NAL と 3R80 を比較すると, 足部では支持期前半および後半に相違がみられた. 足部角速度は, 左踵接地直後 10% 付近では背屈方向を示したが, NAL の方が 3R80 より大きかった. また, 80% 付近から 100% 付近にかけて背屈方向を示し, 3R80 では 90% 付近, NAL では 100% 付近でピーク値を示した. ピーク値は NAL の方が 3R80 より大きかった.

② 下腿 (図 1, C)

NAL と 3R80 を比較すると, 下腿では支持期後半に相違がみられた. 下腿角速度は, 80% 付近までは伸展方向を示し, その後屈曲方向を示した. また, 左 85% 付近において伸展方向のピーク値を示し, NAL の方が 3R80 より大きかった.

③ 大腿 (図 1, B)

NAL と 3R80 を比較すると, 大腿では支持期後半に相違がみられた. 大腿角速度は, 60% 付近から伸展方向に増加し, 左足尖離地時点においてピーク値を示した. また, ピーク値は NAL の方が 3R80 より大きかった.

④ 骨盤 (図 1, A)

NAL と 3R80 を比較すると、骨盤では支持期後半に相違がみられた。骨盤角速度は、60% 付近から後屈方向に増加し、左足尖離地時点においてピーク値を示した。また、ピーク値は NAL の方が 3R80 より大きかった。

3.3 関節角速度

図 2 は、自由歩行における関節角速度の変化を示したものである。A は足関節、B は膝関節、C は股関節を示す。横軸は支持期を 100% として規格化した時間を示し、0% および 100% の時点がそれぞれ Lon および左足尖離地 Loff である。また、実線は NAL、破線は 3R80 を示す。

NAL および 3R80 の関節角速度の変化パターンは、支持期後半において異なるパターンを示した。

① 足関節 (図 2, A)

NAL と 3R80 を比較すると、足関節では支持期後半に相違がみられた。足関節角速度は、60% 付近から底屈方向に増加したが、3R80 が 80% 付近から底屈方向を示したが、NAL では 90% 付近から Loff まで底屈方向を示した。

② 膝関節 (図 2, B)

NAL と 3R80 を比較すると、膝関節では支持期後半に相違がみられた。膝関節角速度は、65% 付近から屈曲方向に増加したが、NAL の方が 3R80 より大きかった。

③ 股関節 (図 2, C)

NAL と 3R80 を比較すると、股関節では支持期後半に相違がみられた。股関節角速度は、80% 付近から伸展方向に増加したが、NAL の方が 3R80 より大きかった。

3.4 身体重心速度に対する身体各部分の貢献度

図 3 は、自由歩行における身体重心速度に対する身体各部分の貢献度の変化を示したものである。A は足部、B は下腿、C は大腿、D は骨盤の貢献度を示す。横軸は支持期を 100% として規格化した時間を示し、0% および 100% の時点がそれぞれ Lon および左足尖離地 Loff である。また、細実線は、NAL の身体重心速度、細破線は 3R80 の身体重心速度、太実線は NAL、太破線は 3R80 の身体各部分の貢献度を示す。また、図 4 は身体重心速度に対する身体部分の貢献度のスティックピクチャーを示す。

NAL および 3R80 における身体重心速度の変化パターンは、支持期後半において異なるパターンを示し、NAL では 90% 付近から増加するのに対し、3R80 では減少した。

① 足部の貢献度 (図 3, A)

NAL と 3R80 を比較すると、足部では支持期後半に相違がみられた。3R80 では 60% 付近から、身体重心速度の増加に貢献したが、NAL では 80% 付近から急激に増加した。Loff では、NAL の方が 3R80 より大きかった。

② 下腿の貢献度 (図 3, B)

NAL と 3R80 を比較すると、下腿では支持期後半に相違がみられた。3R80 では 60% 付近から身体重心速度の増加に貢献したが、NAL では 70% 付近から急激に増加し、Loff 付近まで大きな貢献度を示した。

③ 大腿の貢献度 (図 3, C)

NAL と 3R80 を比較すると，大腿では支持期後半に相違がみられた．3R80 では 60%付近から，身体重心速度の減少に貢献した．Loff では，NAL の方が 3R80 より身体重心速度減少に対する貢献度が大きかった．

④ 骨盤の貢献度（図 3，D）

身体重心速度に対する骨盤の貢献度は小さく，NAL と 3R80 を比較しても大きな相違はみられなかった．

3.5 着力点(Center of presser, 以下 COP)および地面反力

図 5 は，自由歩行における COP および地面反力の変化を示したものである．A は COP，B は左右方向，C は前後方向，D は鉛直方向の地面反力をそれぞれ示す．横軸は支持期を 100% として規格化した時間を示し，0% および 100% の時点がそれぞれ Lon および左足尖離地 Loff である．また，実線は NAL，破線は 3R80 を示す．また，図 6 は地面反力のスティックピクチャーを示す．

① COP（図 5，A）

NAL と 3R80 を比較すると，COP では支持期中盤に相違がみられた．3R80 では Lon 後進行方向へ COP は変位したが，その後急激に後方へ変位した．Lon 後進行方向へ変位し，その後内側方向へ変位した．

② 地面反力（図 5，B～D）

NAL と 3R80 を比較すると，地面反力では前後方向および鉛直方向の成分に相違がみられた．前後方向の成分では，Lon 直後に負のピーク値を示し，NAL の方が 3R80 より大きかった．鉛直方向の成分では，Lon 直後にピーク値を示し，NAL の方が 3R80 より大きかった．

③ 力積（図 7，表 2）

図 7 および表 2 は，自由歩行における地面反力の力積を示したものである．Med-Lat は左右方向，Ant-Pos は前後方向，Vertical は鉛直方向の力積をそれぞれ示す．また，positive は正，negative は負の力積をそれぞれ示す．前後方向における負の力積では，NAL の方が 3R80 より大きかった．鉛直方向では，3R80 の方が NAL より大きかった．

3.6 関節トルク，角速度，トルクパワー（図 8）

図 8 は，自由歩行における股関節の関節トルク，角速度およびトルクパワーの変化を示したものである．A は関節トルク，B は関節角速度，C は関節トルクパワーをそれぞれ示す．横軸は支持期を 100% として規格化した時間を示し，0% および 100% の時点がそれぞれ Lon および左足尖離地 Loff である．また，実線は NAL，破線は 3R80 を示す．図 9 は，自由歩行における関節トルクによる正および負仕事を示したものである．

NAL および 3R80 の関節トルク，角速度およびトルクパワーの変化パターンは，支持期前半において異なるパターンを示した．

① 関節トルク（図 8，A）

関節トルクでは Lon 直後では屈曲トルクを示し，その後 20% 付近で屈曲トルクがピーク値を示した．屈曲トルクのピーク値は NAL の方が 3R80 より大きかった．

② 関節トルクパワー（図 10，C）

トルクパワーでは Lon 直後では負パワーを示し，3R80 の方が NAL より負パワーのピーク

値が大きかった。その後、20%付近で正パワーがピーク値を示し、NALの方が3R80より大きかった。

③ 関節トルクによる仕事 (図 9)

足関節では、3R80とNALに相違はみられなかった。膝関節では、正および負仕事においてNALの方が3R80より大きかった。股関節では、負仕事において3R80の方がNALより大きかった。

4. 考察

4.1 身体重心速度に対する身体部分の貢献度からみたNALと3R80の相違

身体重心速度に対する身体部分の貢献度において、相違がみられたのは支持期後半の大腿、下腿および足部であった。身体重心速度に対して、支持期後半における大腿は減少に、下腿および足部は増加に貢献していた。そして、身体各部の貢献度は3R80よりNALの方が大きかった。このことは、NALの特徴が支持期後半における下腿の身体重心速度に対する貢献度に表れたことを示唆する。身体重心速度は、3R80のLoff時点では減少しているのに対し、NALでは増加していた。身体重心速度の増加に対して大きな貢献を示したのは下腿であり、これは足底に加わる荷重をトリガーとして膝関節屈曲を制御する機能が身体重心速度を増加させていると考えられる。過度の膝関節屈曲を抑制することは、大腿の貢献度を減少させると同時に下腿の前方回転を抑制する機能を誘発していたと考えられる。

以上のことから、3R80と比較してNALの膝継手は、支持期後半における下腿の前方回転を抑制し、身体重心速度を増加させる機能を有することが示唆された。

4.2 関節トルクによる仕事からみたNALと3R80の相違

支持期前半20%付近において、関節トルクは屈曲、関節角速度は屈曲方向であるため、正パワーを示した。正パワーのピーク値は、NALの方が3R80より大きかった。このことは、NALの特徴が支持期前半20%付近における股関節トルクパワーに表れたことを示唆する。支持前半20%付近では、反対側の足尖離地時点であり、片脚支持期に移行するため大きな地面反力が発生することになる。地面反力が股関節中心の後方を通過するため、大腿を伸展させようとするモーメントが発生する。そのためNALでは、伸展モーメントに抗するために屈曲トルクが大きかったと考えられた。

また、残存する股関節周りの筋群によって発揮されたパワーは、この局面のみであり、NALでは支持期前半に股関節屈筋群によりパワーが生成され、支持期後半では膝継手の機械的機構により動きを制御していることが示唆された。また、NALの膝関節の負パワーが3R80より大きいこと、股関節の負パワーが小さいことから、NALの膝関節ショックアブソーバーとしての機能が低いこと、股関節のショックアブソーバーとしての機能が低いことが示唆された。

5. まとめ

本研究では、歩行動作における身体重心速度に対する身体部分の貢献度および関節トルクパワーに着目することによってNALおよび3R80の相違を検討した。本研究で得られた結果をまとめると、以下のようなになる。

- ① NLA では、足底に加わる荷重をトリガーとして膝関節屈曲を制御する機能が身体重心速度を増加させていると考えられ、過度の膝関節屈曲を抑制することは、大腿の貢献度を減少させると同時に下腿の前方回転を抑制する機能を誘発していたと考えられる。このことから、3R80 と比較して NAL の膝継手は、支持期後半における下腿の前方回転を抑制し、身体重心速度を増加させる機能を有することが示唆された。
- ② 残存する股関節周りの筋群によって発揮されたパワーは、支持期前半のみであり、NAL では支持期前半に股関節屈筋群によりパワーが生成され、支持期後半では膝継手の機械的機構により動きを制御していることが示唆された。
- ③ NLA の膝関節の負パワーが 3R80 より大きいこと、股関節の負パワーが小さいことから、NAL の膝関節ショックアブソーバーとしての機能が高いこと、股関節のショックアブソーバーとしての機能が低いことが示唆された。

以上のことは、歩行動作における NAL の特徴を評価するための基礎的知見を得たことになると言えるであろう。

参考文献

- 1) Bowker, P and Messenger, N. : The measurement of gait, *Clin Rehab*, 2, 89-97, (1988).
- 2) 倉林準, 持丸正明, 河内まき子 : 股関節中心推定法の比較・検討, *バイオメカニズム学会誌*, 27, (1), 29-35, (2003).
- 3) Winter, DA. : *Biomechanics and motor control of human movement*, 41-43, John Wiley and Sons, (2005).
- 4) Vaughan, L., Davis, L and O'connor, C. : *Dynamics of human gait*, 89-106, Human kinetics publishers, (1992).

Gait analysis

Table 1 Performance descriptors during gait.

	NAL	3R80
Step length (m)	0.43	0.56
Step frequency (steps/sec)	0.90	1.04
Walk speed (m/sec)	0.39	0.58

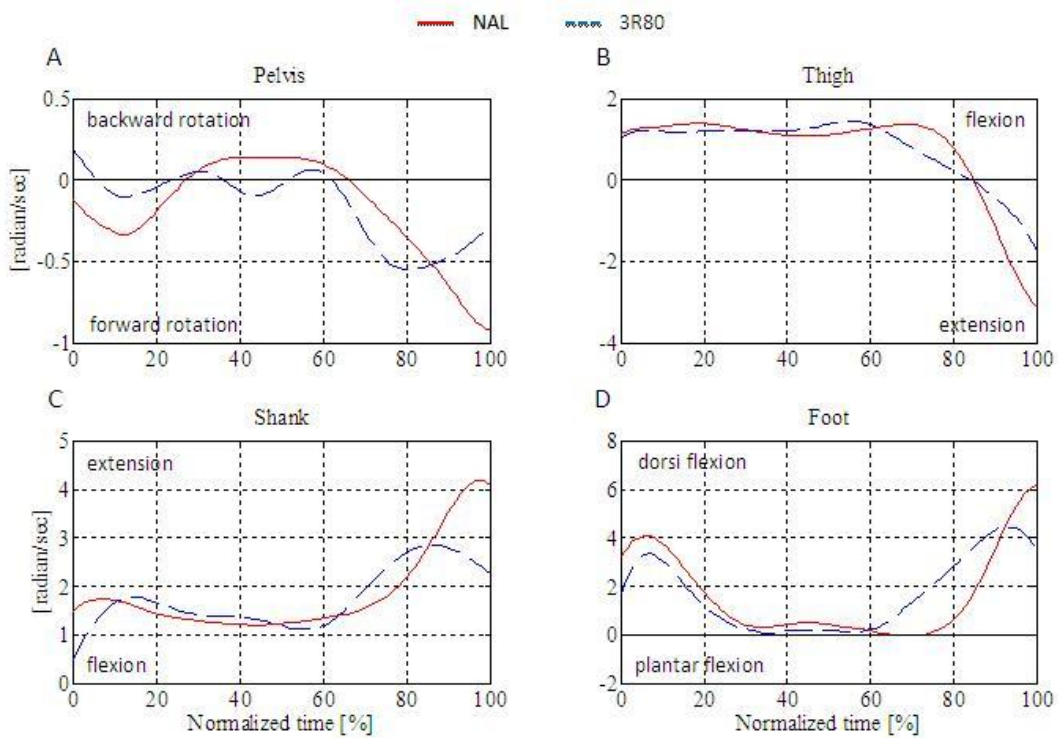


Figure 1 Segment angular velocity.

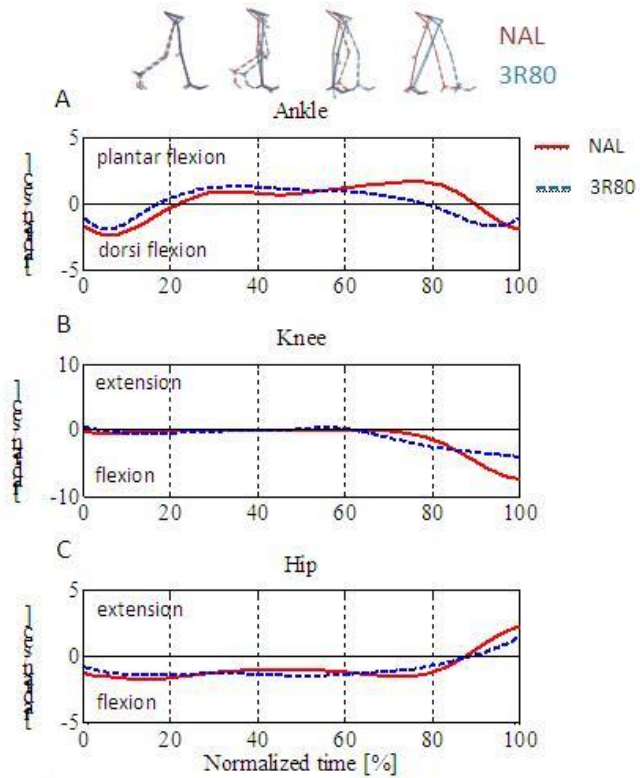


Figure 2 Joint angular velocity.

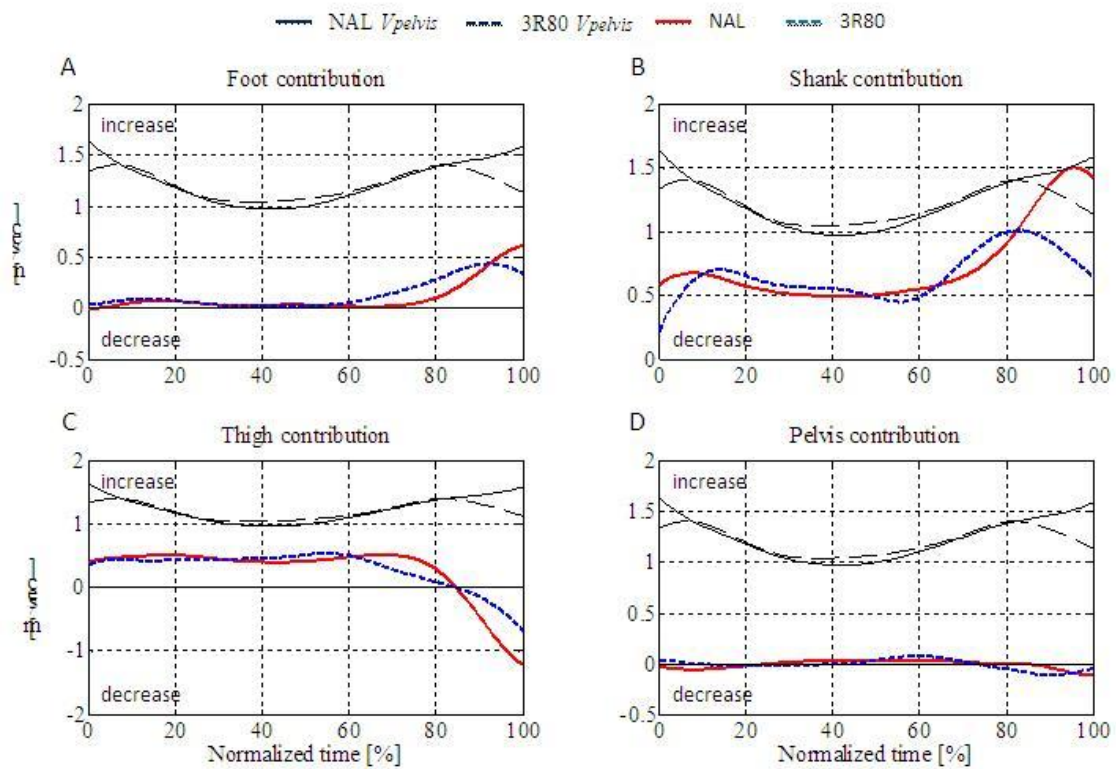


Figure 3 Segmental contribution to pelvis velocity.

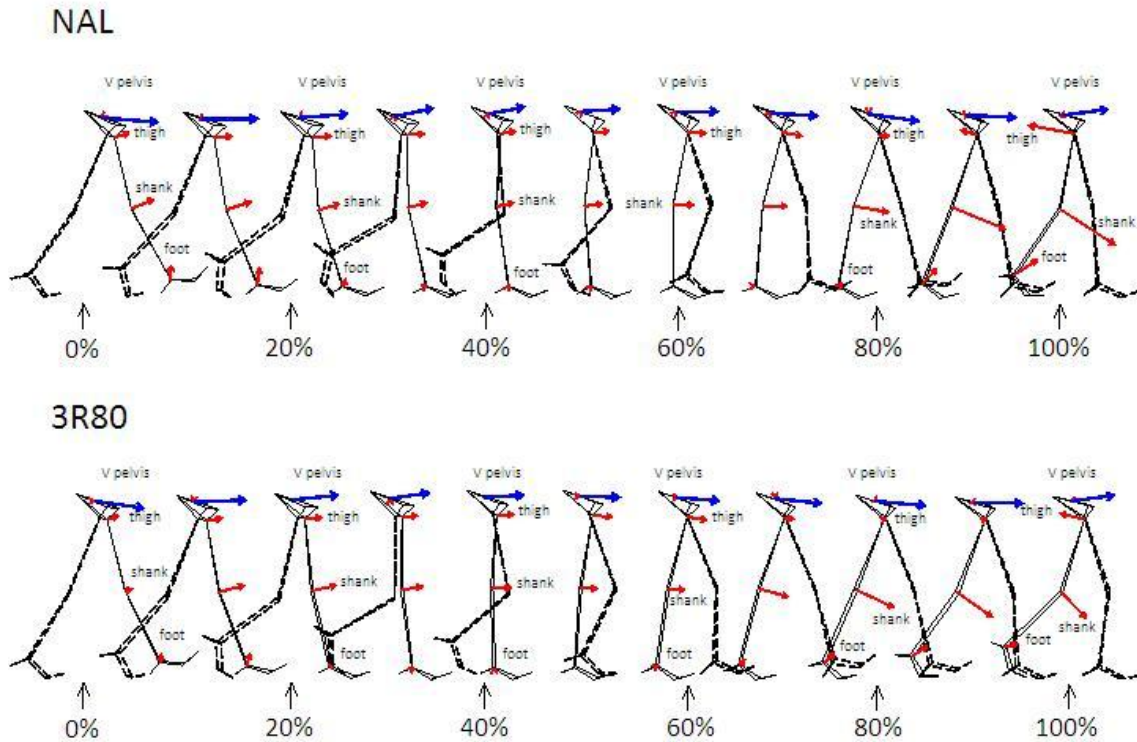


Figure 4 Segmental contribution to pelvis velocity.

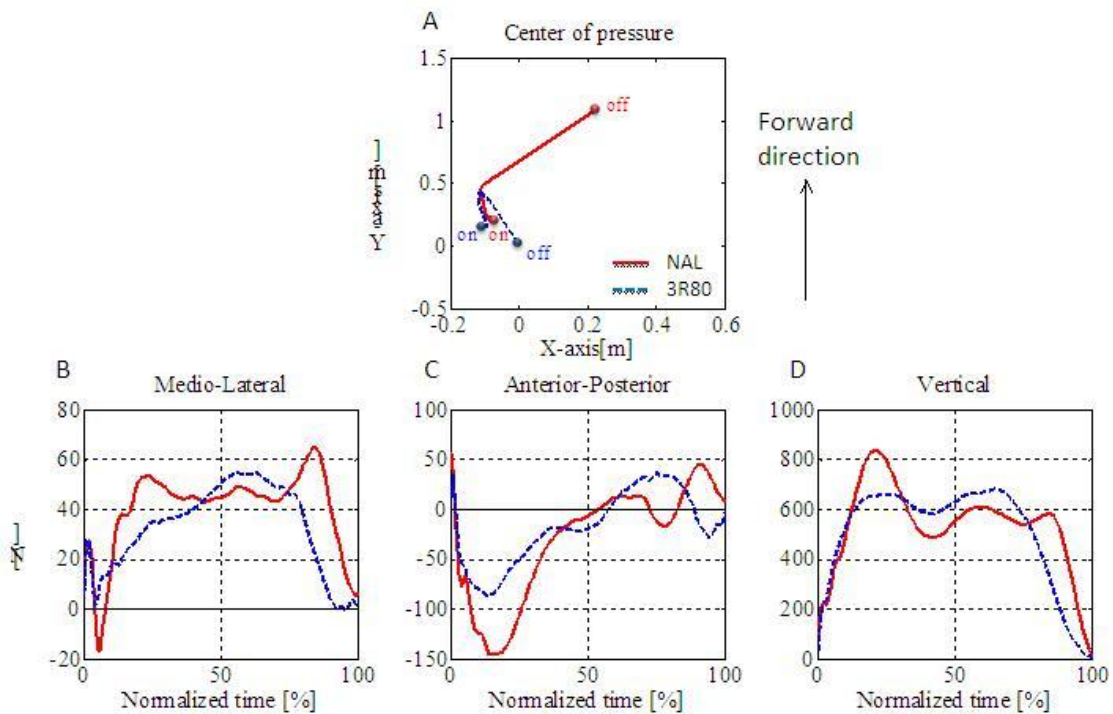


Figure 5 Center of pressure and ground reaction forces.

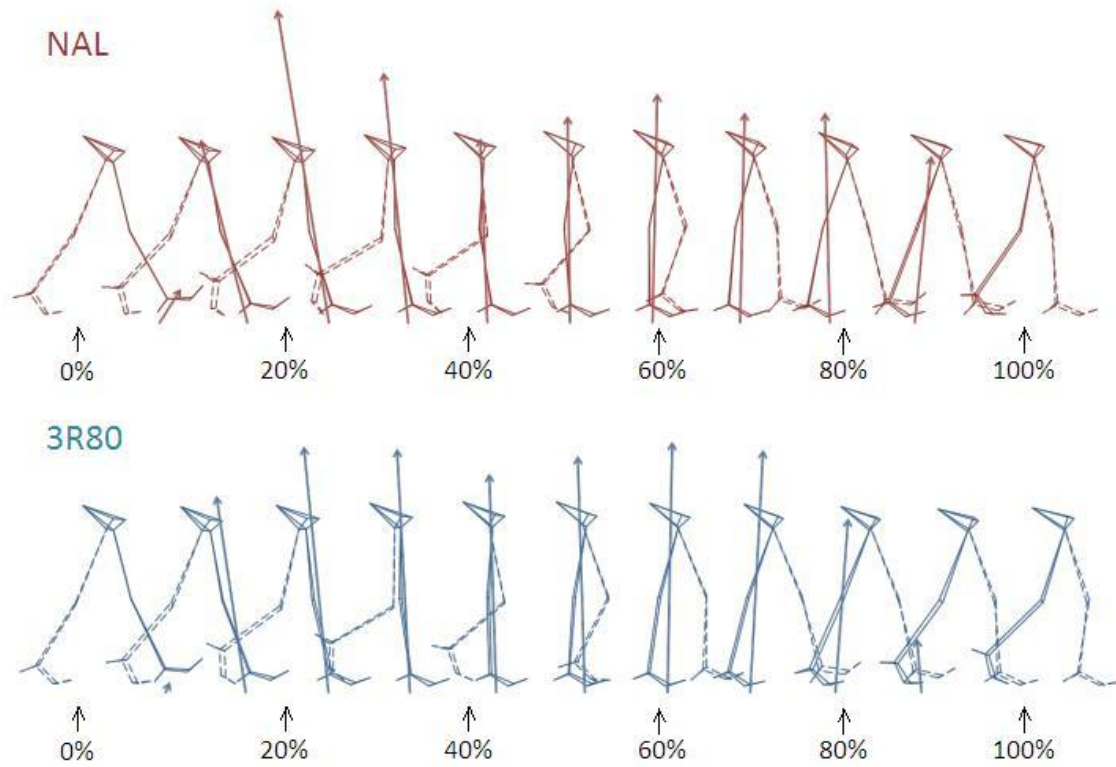


Figure 6 Ground reaction forces.

Table 2 Impulse of ground reaction forces.

	Med-Lat		Ant-Pos		Vertical	
[Ns]	NAL	3R80	NAL	3R80	NAL	3R80
Positive	24.22	23.25	4.63	5.73	316.37	361.63
Negative	-0.26	-0.002	-22.11	-17.8	-	-

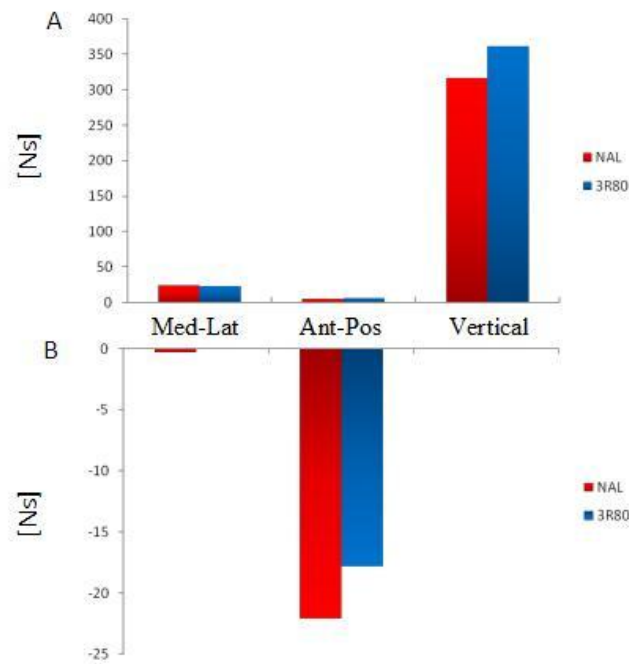


Figure 7 Positive and negative impulse of ground reaction forces.

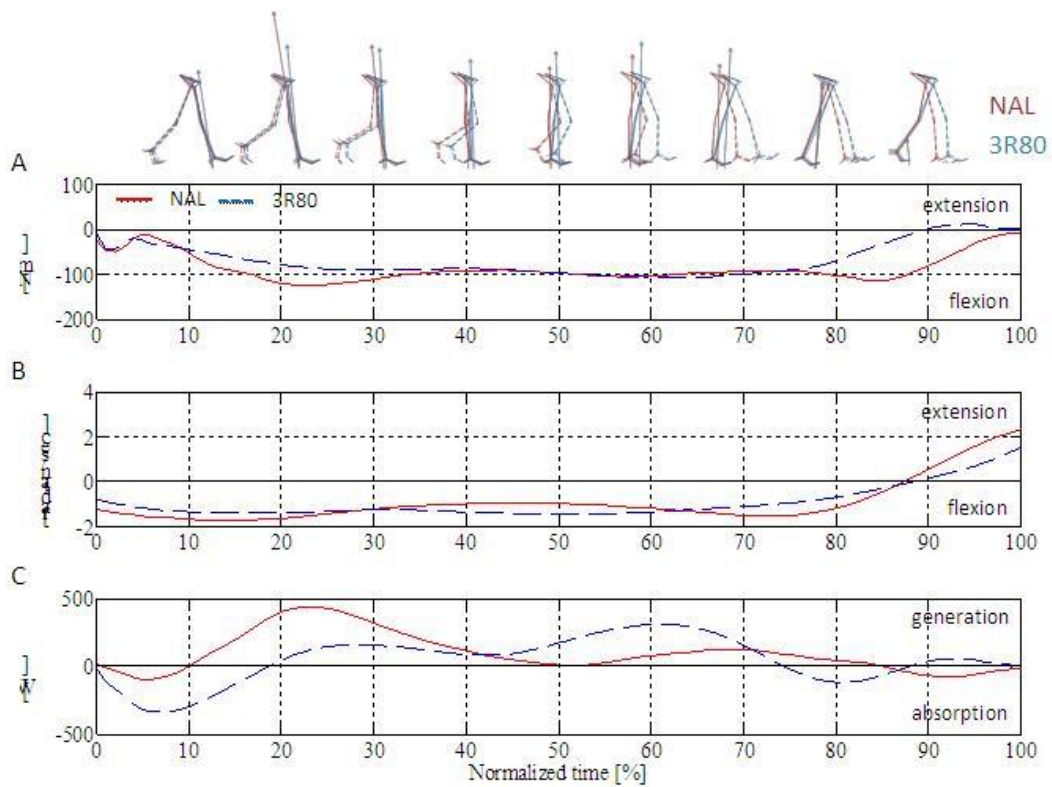


Figure 8 Hip joint torque, angular velocity and power.

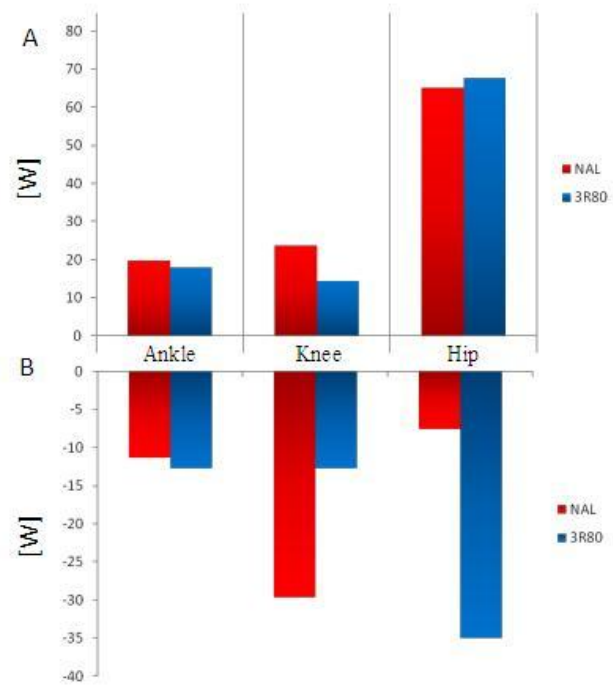


Figure 9 Work due to joint torque.