

## 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. はじめに

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段差昇降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段差昇降動作に及ぼす影響をバイオメカニクス的に検討して、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行っているような段差昇降を行わせた。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，Natural automatic lock prosthetic knee（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，自然である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<sup>1)</sup>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，Butterworth 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<sup>2)</sup>。

#### 2.5 測定項目および測定方法

##### 2.5.1 身体部分の移動座標系の決定

本研究では，Vaughn et al.<sup>3)</sup>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。

## 2.5.2 下肢関節角度

本研究では、Vaughan et al.<sup>3)</sup>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。

## 2.5.3 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<sup>6)</sup>。

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

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

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

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中点へ向かうベクトルの中点を身体重心点 (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、 $\omega_i$  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（義足側；以下、Lon）から右踵接地（健側；以下、Ron）までの時間を100%として規格化した。

## 3. 結果

### 3.1 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LonおよびRon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、相違はみられなかった。

### 3.2 関節角速度

図2は、段差昇降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Ron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、相違はみられなかった。

### 3.3 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Ron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、相違はみられなかった。

### 3.4 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Ron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。NALと3R80を比較すると相違はみられなかった。

#### ① 力積(図7, 表2)

図7および表2は、段差昇降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。前後方向における正および負の力積では、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、段差昇降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Ron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に相違はみられなかった。

#### ① 関節トルクによる仕事（図9）

足関節の正仕事では、NALのほうが3R80より大きく、負仕事では、3R80の方がNALより大きかった。膝関節では、正および負仕事において3R80の方がNALより大きかった。股関節では、正および負仕事においてNALの方が3R80より大きかった。

### 4. 考察

#### 4.1 関節トルクによる仕事からみたNALと3R80の相違

関節トルク、角速度およびパワーにおいて、NALと3R80に相違はみられなかった。しかしながら、関節トルクによる仕事では、残存する股関節周りの筋群によってなされた正および負仕事はNALの方が3R80より大きかった。このことは、NALの特徴が股関節周りの筋群によってなされた仕事に表れたことを示唆する。このような股関節周りの筋群の活動がみられるのは、義足側を支持脚とした降りの局面であり、パワーの生成および吸収機能が3R80より高かったことを示唆する。

段差昇降動作における降りの局面では、微細な膝関節の調整機能が要求される。NALでは足底に加わる荷重量に応じた制御が行われるため、反張膝が出現しにくいと考えられるため、健側の接地が円滑に行えていたと考えられる。その結果、膝関節において、膝継手の機械的機構により発生する仕事が小さかったと考えられた。これらのことから、段差昇降動作における降り局面では、残存する股関節周りの筋群の活動は大きく要求されるものの、膝継手に加わる負荷は小さくなることが示唆された。しかしながら、昇局面におけるNALと3R80の相違を検出することができなかったことは、今後検討すべきであろう。

### 5. まとめ

本研究では、段差昇降動作における関節トルクによる仕事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、以下のようになる。

- ① 関節トルクによる仕事では、残存する股関節周りの筋群によってなされた正および負仕事はNALの方が3R80より大きかった。股関節トルクによる仕事が発生するのは、義足側を支持脚とした降りの局面であり、パワーの生成および吸収機能が3R80より高かったことが示唆された。
- ② NALでは足底に加わる荷重量に応じた制御が行われるため、反張膝が出現しにくいと考えられるため、健側の接地が円滑に行えていたと考えられる。その結果、膝関節において、膝継手の機械的機構により発生する仕事が小さかったと考えられた。
- ③ 段差昇降動作における降り局面では、残存する股関節周りの筋群の活動は大きく要求されるものの、膝継手に加わる負荷は小さくなることが示唆された。

以上のことは、段差昇降動作における 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) 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).
- 2) Winter, DA. : Biomechanics and motor control of human movement, 41-43, John Wiley and Sons, (2005).
- 3) Vaughan, L., Davis, L and O'connor, C. : Dynamics of human gait, 89-106, Human kinetics publishers, (1992).

# Stairs analysis

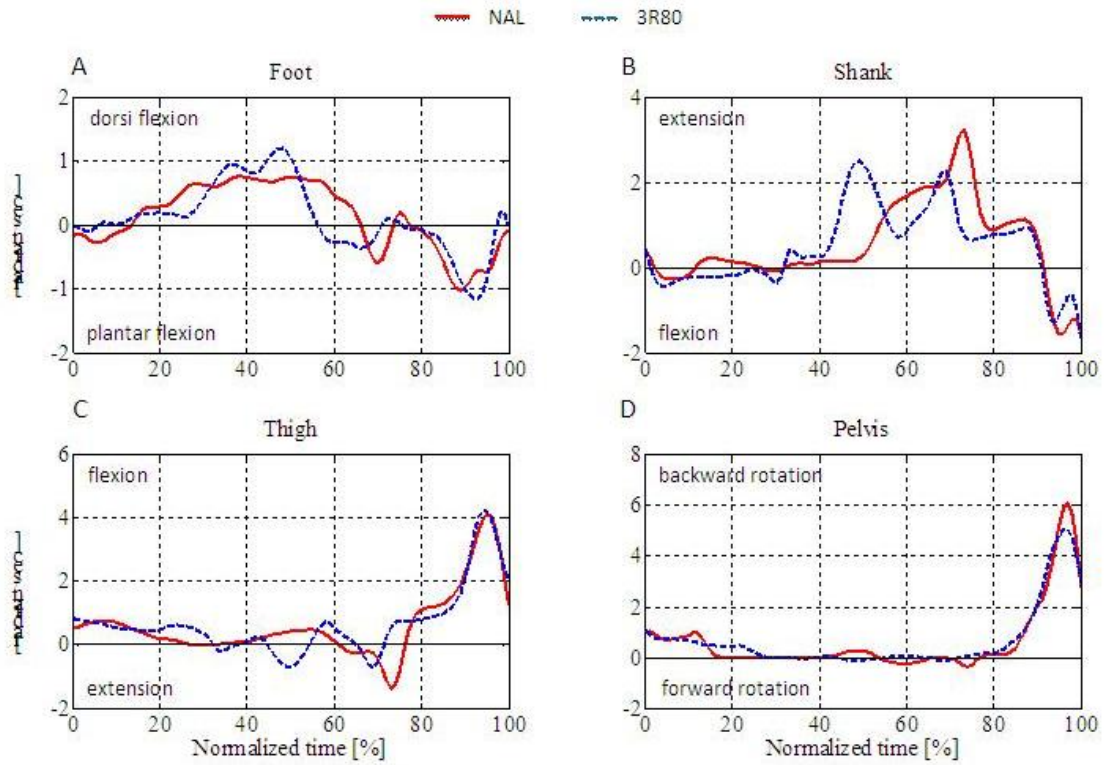


Figure 1 Segment angular velocity.

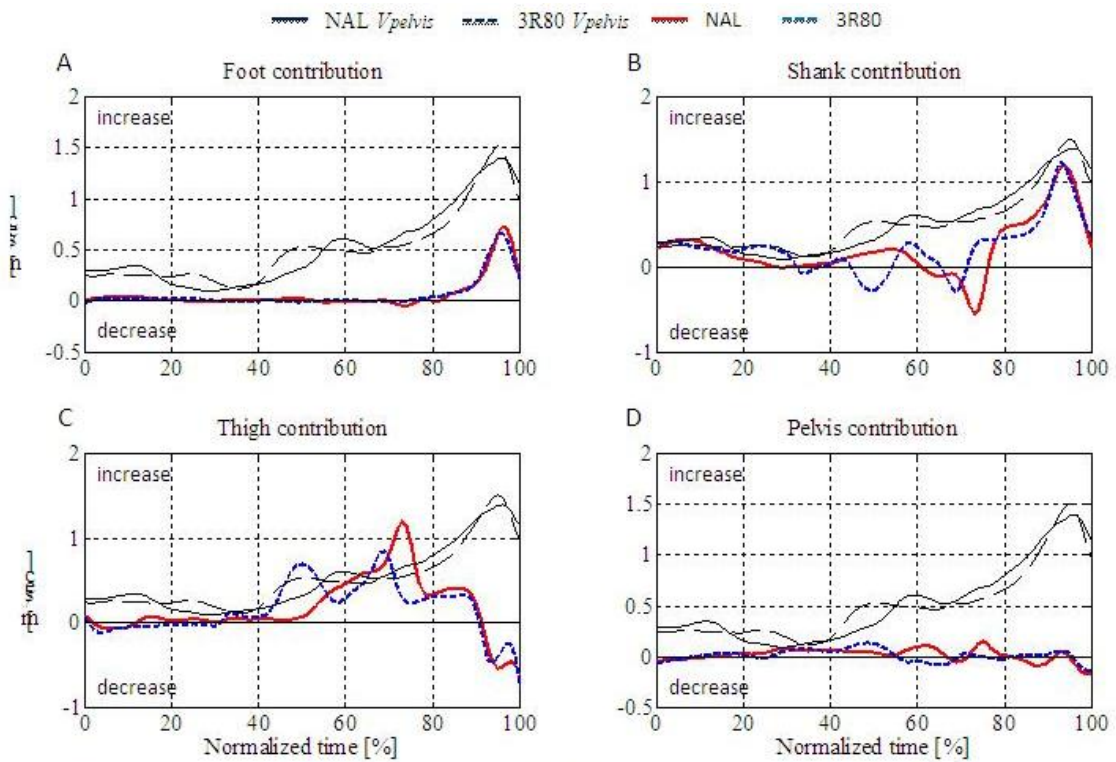


Figure 3 Segmental contribution to pelvis velocity.

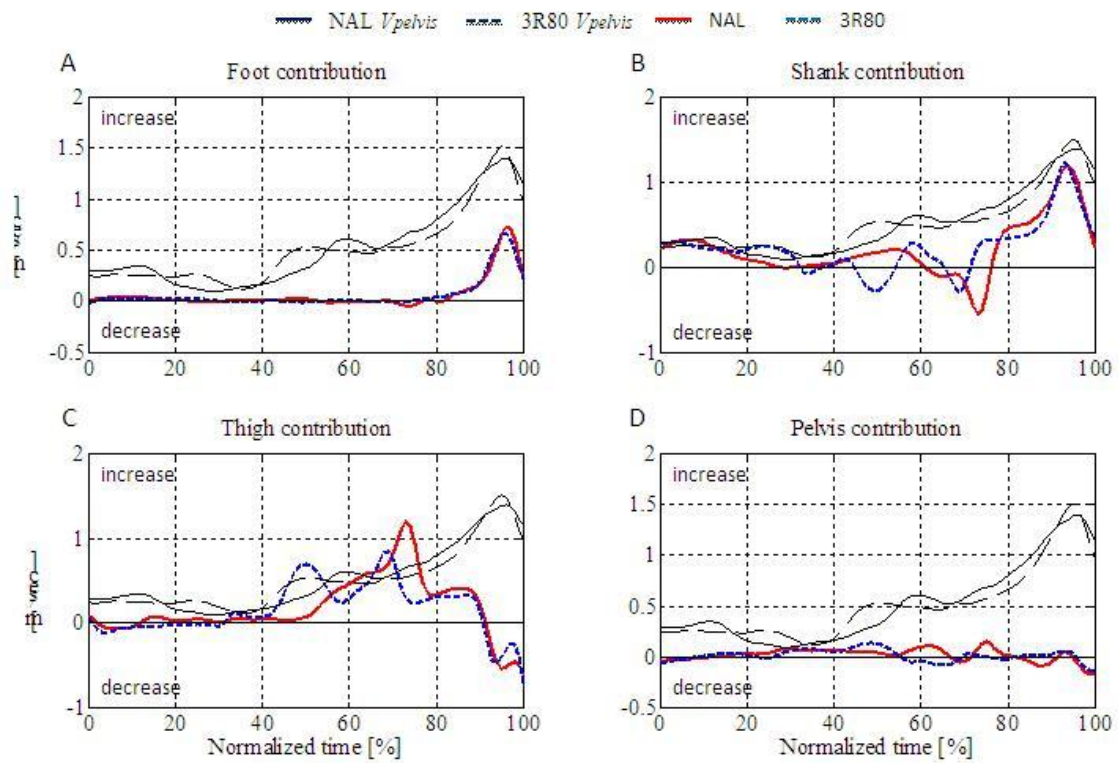


Figure 3 Segmental contribution to pelvis velocity.

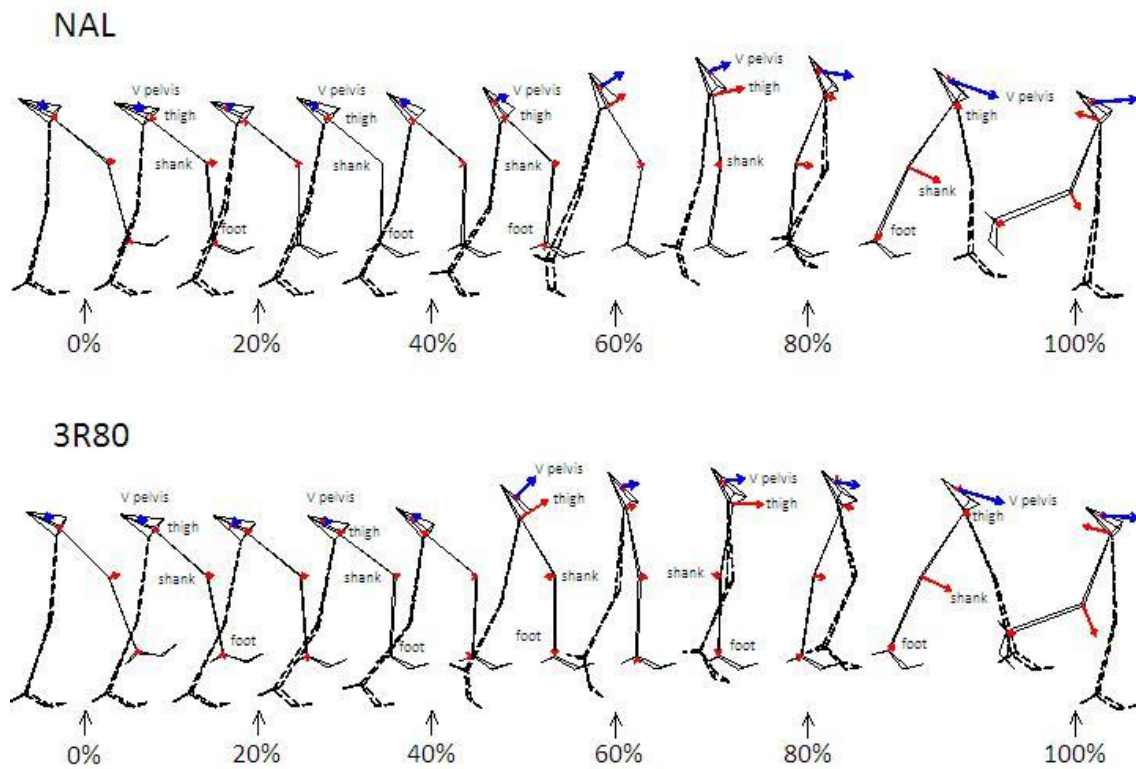


Figure 4 Segmental contribution to pelvis velocity.



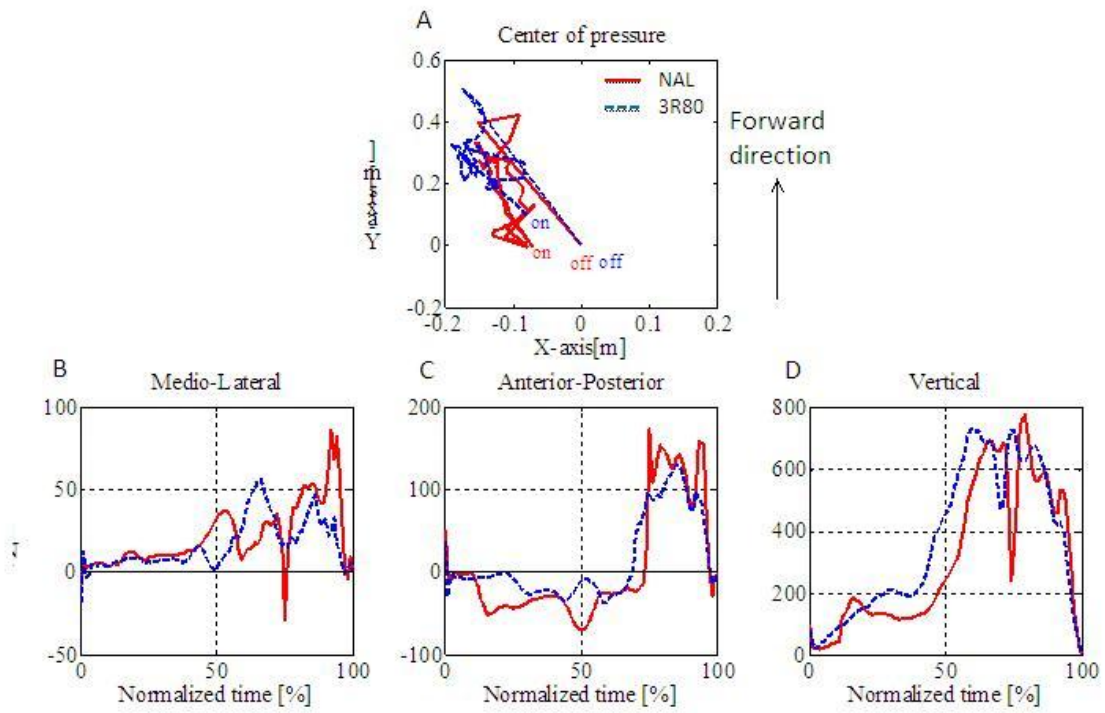


Figure 5 Center of pressure and ground reaction forces.

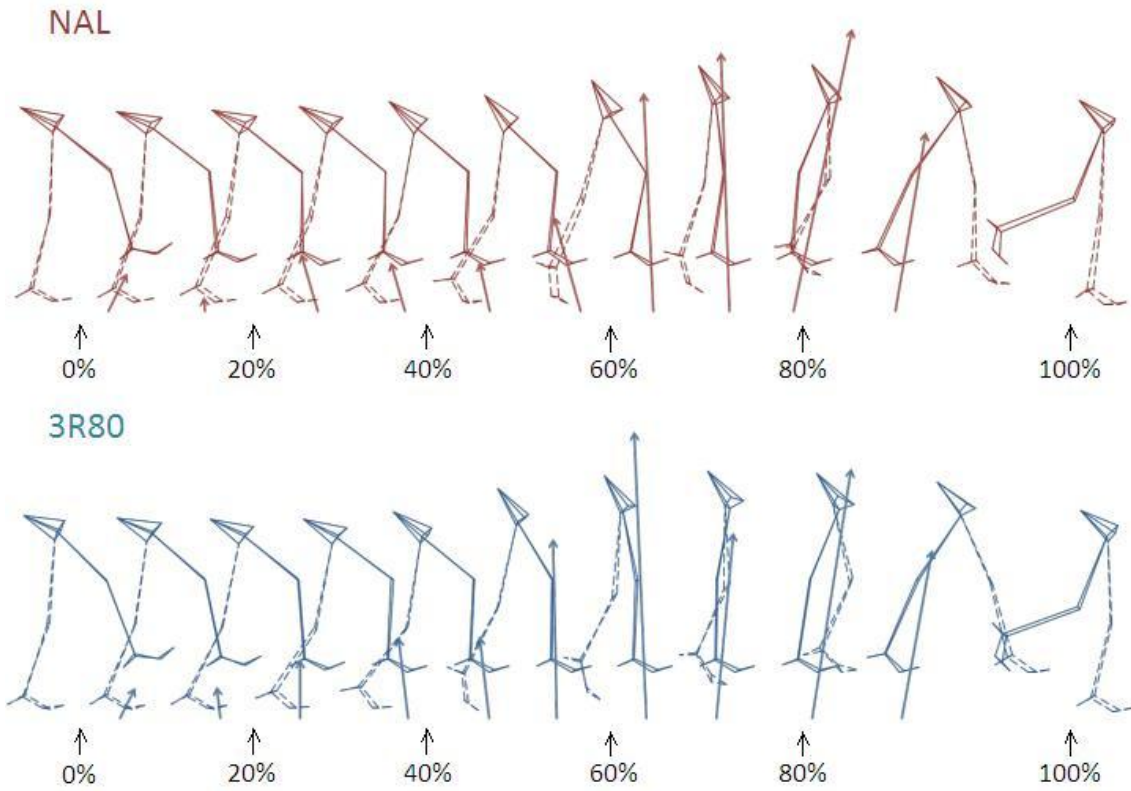


Table 2 Impulse of ground reaction forces.

	Med-Lat		Ant-Pos		Vertical	
[Ns]	NAL	3R80	NAL	3R80	NAL	3R80
Positive	53.40	40.22	67.58	59.70	733.49	868.87
Negative	-0.48	-0.34	-56.32	-27.46	-	-

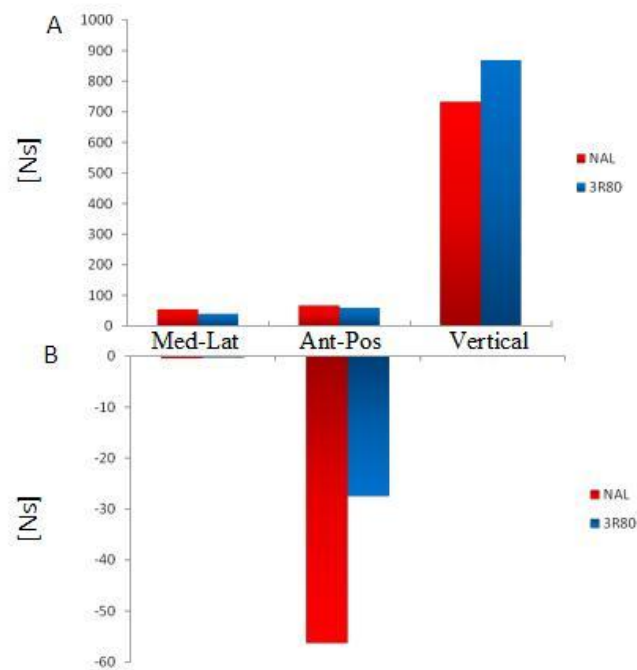


Figure 7 Positive and negative impulse of ground reaction forces.

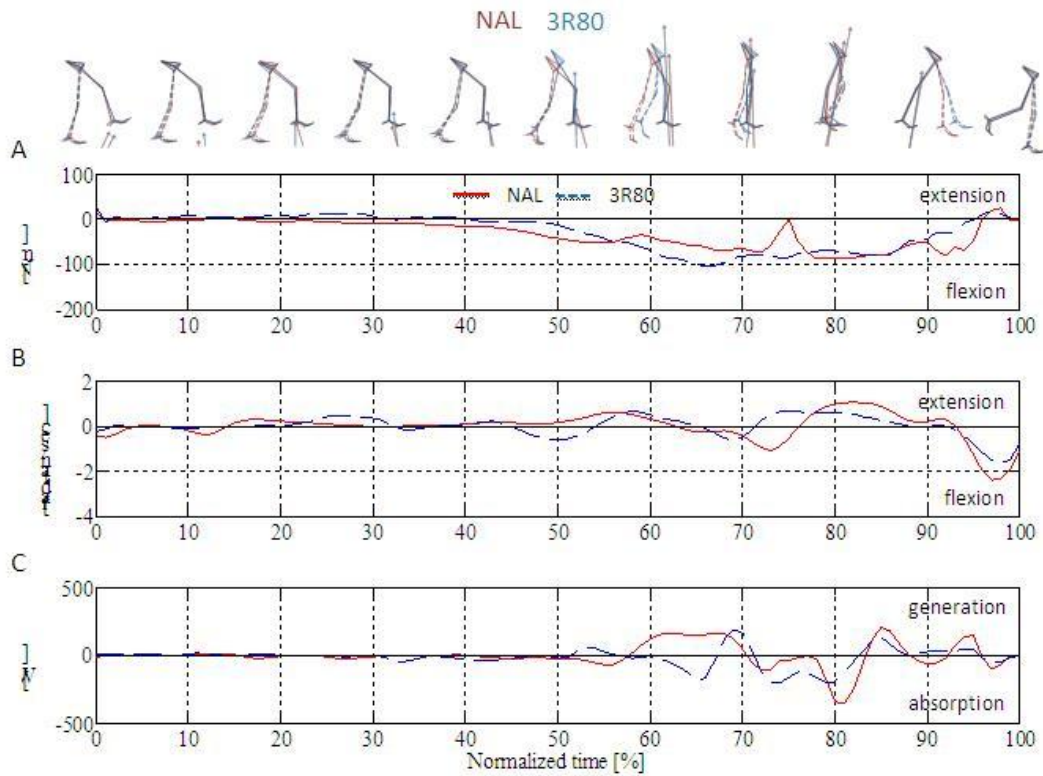


Figure 8 Hip joint torque, angular velocity and power.

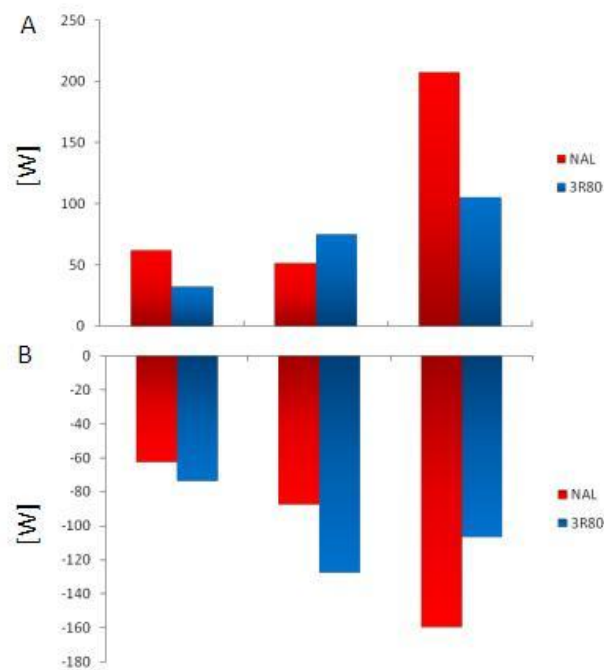


Figure 9 Work due to joint torque.

