卒業論文要旨

歩行における全身体の関節トルクパワー特性

システム工学群
ヒューマンメカトロダイナミクス研究室　1250028　大下　敬士

1. 緒言

近年，日本では高齢化が進み，健康寿命の延伸が重要な社会課題となっている．この課題を達成するための方法の 1 つとして歩行運動が注目されており，様々な解析や研究が行われている．

歩行解析のパラメータとして，本研究では関節トルクパワーに着目する．関節トルクパワーとは，関節周辺において筋が発揮するトルクと関節の角速度に基づいて計算される，単位時間あたりに関節が発揮する回転運動のエネルギーである．関節トルクパワーに着目した研究はいくつか行われているが，その多くは下肢 3 関節のみ検討しており，腕振りのような上半身の動きが歩行に及ぼす影響について検討されていない．腕振りはリハビリ指導の現場で取り入れる試みがあり，佐藤ら[1]は腕振り動作の有無によって下肢の筋活動量が変化したことを報告している．また，佐久間ら[2]は体幹の前後傾姿勢と自然歩行における下肢関節の力学的仕事や力学的エネルギーの有効性について検討しており，各条件の間に有意な差が見られたことを報告している．これらのことから，上半身の動きが歩行時において下肢に影響を及ぼしていることが考えられる．よって本研究では，下肢関節以外も含む全身体の関節トルクパワーについて検討する．その方法として，様々な歩容条件で，関節トルクパワーを隣接するセグメントごとに解析する手法であるセグメントトルクパワーによる力学的エネルギーの流れの可視化と，力学的エネルギーの有効性による評価を行い，歩行における全身のエネルギーの流れを明らかにしつつ，上半身の動きが下肢に及ぼす影響について明らかにすることを目的とする．本報では紙面の都合上，セグメントトルクパワーの一部の結果のみ報告する．本研究の成果は，高齢者や運動機能障害を抱える人々の歩行能力を評価し，改善するための基礎データを提供するとともに，効率的かつ効果的なリハビリテーション指導に寄与することが期待される．

2. 実験方法

被験者には事前に内容を説明し，同意を得て実験を行った．なお，本実験は本学倫理審査委員会の承認を得ている．被験者は，健常成人男性 3 名（年齢 23.7±0.47 歳，身長 1.72±1.43[m]，体重 69.0±2.12[kg]）とした．計測にはカメラ 12 台を用いた 3 次元動作解析装置 MAC3D system（Motion Analysis 社）と，4 台の設置型床反力計（テック技販社製，TF-4060 を 2 台，TF-6090 を 2 台）を用いた．身体の 42 か所に再帰性マーカを貼り付け，床反力計を含む約 8[m]の水平な歩行路を歩いた．定常歩行となる右足 5 歩目で 2 枚目の床反力計を踏むように歩行し，7 歩目までの 1 歩行周期を解析範囲とした．歩容条件は自然歩行，俯き歩行，腕振りなし歩行，腕振り歩行の 4 種類で，それぞれ 10 試行ずつ行った．解析には 3 次元動作解析ソフトの 1 つである KinTools RT（Motion Analysis 社）を用いた．

3. セグメントトルクパワー

セグメントトルクパワー（以下，STP）P_xは，式(1)から求める．

$$P_x = T_x \cdot \omega_x \tag{1}$$

ここで，T_x，ω_xはそれぞれ，伸展/屈曲方向の関節トルク，隣接するセグメントの角速度を表す．関節トルクは KinTools RT によって導出し，セグメントの角速度はマーカの 3 次元位置座標データをもとにセグメント座標系を定義し，以下の式より算出する．

$$\omega_x = \boldsymbol{k} \cdot \frac{d\boldsymbol{j}}{dt} \tag{2}$$

ここで，$\boldsymbol{j}$，$\boldsymbol{k}$はそれぞれセグメント座標系における進行方向，鉛直方向の単位ベクトルである．

STP の値は正値なら当該セグメントへのエネルギーの流入，負値なら流出を示す．このように，極性によって関節を構成する 2 つのセグメント間のエネルギーの流れを捉え，大きさによって発揮されるエネルギー量を評価できる．

4. 結果と考察

被験者間および自然歩行と俯き歩行の間では大きな差異はなく，概ね同様の結果が得られた．そのため，被験者 A の俯き歩行を除く 3 歩容の結果について，違いが見られた関節のうちランダムに選択した 1 試行のみを図 1-4 に示す．各歩容条件は自然歩行（NW），腕振りなし歩行（NA），腕振り歩行（AS）と表記し，遠位セグメントを実線で，近位セグメントを破線で示す．横軸は 1 歩行周期を，右足踵接地を 0[%]，次の右足踵接地を 100[%]として示しており，縦軸は被験者の体重で除して正規化した STP を示している．また本研究では左右差について検討しないことから，左右の関節がある場合は対称な STP を発揮していると仮定し，右側の結果を示す．

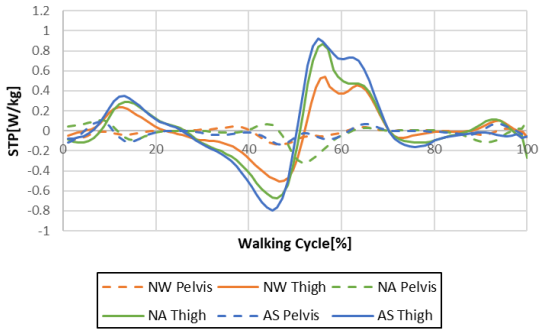

Fig.1 STP on the right hip joint at each gait in Participant A

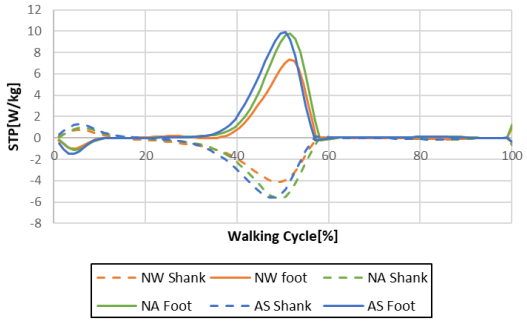

Fig.2 STP on the right ankle joint at each gait in Participant A

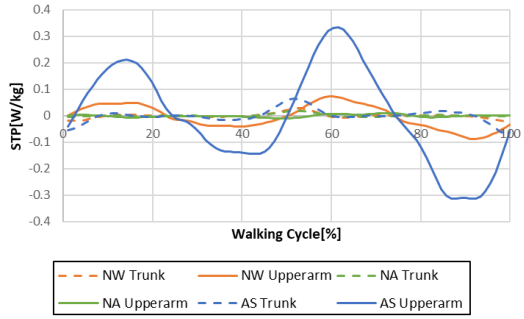

Fig.3 STP on the right shoulder joint at each gait in Participant A

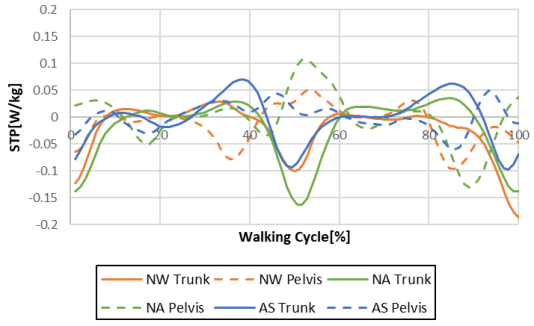

Fig.4 STP on the Trunk joint at each gait in Participant A

図から読み取れる特徴を示す．STP の大きさに注目すると，図 3 より，肩関節における上腕の STP が自然歩行に比べて腕振り歩行では明らかに大きく，一方で腕振りなし歩行では明らかに小さくなっていた．この結果から，STP を用いることで，腕振り動作の有無や強度の違いにより上肢のエネルギー発揮に差が生じることが明確に可視化された．

ここで，図 1-2 から，腕振りなし歩行と腕振り歩行を自然歩行と比較すると，歩行周期約 43~60[%]において，股関節では大腿，足関節では足部の正のピーク値が増大した．歩行周期約 43~60[%]は右脚における蹴り出しの準備段階から蹴り出しの瞬間（以下，蹴り出しの時期）に相当し，股関節や足関節において大きなパワーを発揮する重要な局面であるため，この結果について考察する．

前提として，下肢セグメントトルクパワーにおいて正のパワーはエネルギーの流入により筋が動作を生み出している状態を示し，負のパワーはエネルギーの流出により筋が動作に制動をかけている状態を示す(3)．図 1-2 より，歩行では蹴り出しの時期にかけて，大腿や足部の発揮する正のパワーが進行方向への推進力を生み出していることが読み取れる．

真武ら(4)は，腕振りと脚の蹴り出し動作は同調しており，腕振りは歩行における脚の蹴り出しを補助する役割を果たすと述べている．本研究の結果でも同様に，腕振り歩行では，腕振りが脚の蹴り出しを補助することで，大腿や足部の積極的な動きを生み出し，正のパワーが自然歩行より大きくなったと考えられる．

一方で，図 4 より，腕振りなし歩行では蹴り出しの時期における体幹と骨盤の STP が自然歩行に比べて増大していた．この結果は，蹴り出しの時期において体幹からのエネルギーの流出量および骨盤への流入量が増加したことを示す．言い換えると，腕振りをしない代わりに発揮された体幹関節まわりのエネルギーが，図 1 および図 2 の蹴り出しの時期における大腿や足部のパワー発揮に伝達したと推察される．

5. 結言

本研究では関節トルクパワーに着目し，歩行時におけるエネルギーの流れを明らかにすることを目的とした．

4 種類の歩容条件で実験を行った結果，STP の解析では自然歩行と腕振り歩行，腕振りなし歩行の間で上肢のエネルギーの流れに違いが見られた．また，自然歩行と比較して 2 種類の歩容条件では下肢セグメントトルクパワーのピーク値が大きくなることが判明し，腕振りの有無や強度の違いが下肢の負荷への寄与に関わっていることが示唆された．以上の結果から，上半身の動きが歩行運動に及ぼす影響が明らかになったと考える．

文献

(1) 佐藤ら，バイオエンジニアリング講演会講演論文集，22，p.163，(2010).
(2) 佐久間ら，バイオメカニズム学会誌，36(1)，p.42-49，(2012).
(3) 江原ら：歩き始めと歩行の分析，医歯薬出版，東京，p.132-134，(2009).
(4) 真武ら，長崎大学工学部研究報告，14，p.1-8，(1980).