下肢計測スーツの研究開発 －歩行評価のための足底圧センサの開発－

The Research and Development of the Lower Extremity Measurement Suit -The Development of the In-Sole Sensor Shoes for Walking Estimation-

○ 平澤 正輝 (電通大) 岡田 英孝 (電通大) 正 下条 誠 (電通大)

Masaki HIRASAWA (UEC), Hidetaka OKADA (UEC), Makoto SHIMOJO(UEC)

Humans are the only living things which make a erect bipedalism. They are evolving the leg extremity - below a pelvis, and gained the more complicated and more sophisticated walk system.

In the department of the bio-mechanics or the rehabilitation, movement analysis instrument has been developed. But, almost of these are attended by the feeling of a constraint, or a measurement place will be limited.

We makes the measurement suit which can survey operation of the leg, without giving a feeling of a restraint as much as possible as an experiment. And the in-sole sensor shoes, used for it, are developed.

Key word: Plantar Pressure, Ankle Joint Torque, Walking Kinetics

1 はじめに

近年の日本国内における高齢者人口の増加は、高齢者自身のセカンドライフ、ライフワークに対する考え方に急激な変化を与えている。最近では、「ほぼ毎日外出」をしたり「スポーツをする」高齢者も多く、「旅行」や「友人・仲間とのつきあい」を楽しむ高齢者も増加傾向にある。しかし一方で、「日常生活動作」において介護が必要となった高齢者のうち、20.7%にも及ぶ高齢者が、ねたきりとなった原因として「骨折・転倒」を挙げている。これは「脳血管疾患」(23.9%) に次ぐ数字であり、さらに増加傾向にある。¹⁾

これら筋骨格系障害は加齢に伴う筋力や体力の低下、弱体化が主たる原因であり、加齢により衰えた部位を、骨折防止プロテクターやアシストスーツにより補うシステムの開発は工学分野において広く研究されている。しかし高齢者にプロテクターやアシストスーツを着用させることは、それ自体が高齢者には負担となり得る上、筋力・体力の低下という根本的な原因の解決には及んでいない。筋力・体力の低下を防ぐ一番良い方法は、積極的にスポーツ活動に取り組むことであるが、特に高齢者の運動量には限りがあり、加齢による体力の減退を防ぐことも実際には難しい。また不適切な運動は高齢者にとって事故のもとになりかねない。

したがって必要最低限の運動量で、個々に必要な筋力を鍛え、体力の総量が減退してもなお、社会活動を営める体力を維持することが高齢者にとっては重要である。そのためにはまず、高齢者の kinetics について調べることに加え、高齢者自身が意識的な筋力トレーニングを行えるような簡便な計測ツールの開発が望まれる。

本研究では高齢者の歩行 kinetics に着目し、特に足関節トルクの推定による歩行評価を提案する。また足関節トルクの推定に必要な足底圧センサを試作し、測定実験および実用性の立証を行った。

2 高齢者の歩行 kinetics

図1は青年男性と男性高齢者の足関節トルクパワーを比較したものである。²⁾ 若年者と高齢者の歩行 kinetics に着目した場合、股関節や膝関節に比べ、足関節における kinetics に顕著な差異が表れることが知られている。また足関節機能の低下や、それに伴う歩行バランスの変化が高齢者の転倒の一因ともされている。⁵⁾

図1 青年男性と男性高齢者の足関節トルクパワーの比較

3 足関節トルク

3.1 剛体リンクセグメントモデル

足関節トルクは次式より求めることが出来る。

$$\mathbf{F}_{ip} = m_i \mathbf{a}_i - \mathbf{F}_{id} - m_i \mathbf{g} \quad (1)$$

$$\mathbf{M}_{ip} = \mathbf{I}_i \alpha_i - \mathbf{r}_{id} \times \mathbf{F}_{id} - \mathbf{r}_{ip} \times \mathbf{F}_{ip} \quad (2)$$

ただし

- $\mathbf{F}_{id}, \mathbf{M}_{id}$: Force and torque acted on the distal end
- $\mathbf{F}_{ip}, \mathbf{M}_{ip}$: Force and torque acted on the proximal end
- $\mathbf{r}_{id}, \mathbf{r}_{ip}$: Position vector of distal and proximal end point
- m_i : Mass of the segment i
- $\mathbf{a}_i$: Linear acceleration of the segment i
- $\mathbf{I}_i$: Moment of inertia of the segment i
- α_i : Angular acceleration of the segment i
- $\mathbf{g}$: Acceleration of gravity

図2 剛体リンクセグメントモデル

3.2 足関節トルク算出におけるパラメータ

剛体リンクセグメントモデルにおいて、Segment i が足であるとすると、 $\mathbf{F}_{id}$ は床下反力を意味し、 $\mathbf{M}_{id}$ - すなわち床から受けるトルクはゼロである。このとき、足の並進加速度 ($\mathbf{a}_i$)・角加速度 (α_i)・接地位置 ($\mathbf{r}_{id}$)・足関節位置 $\mathbf{r}_{ip}$ 、および床反力から足関節トルクを算出可能である。

図3は、位置座標を既知とし、足関節トルクを各パラメータごとに算出した結果である。関節トルクはつま先を上げようとする背屈トルクと、つま先を下げようとする底屈トルクとに分けられるが、推進方向の水平成分 (F_y) をモーメント式から除外した場合、着地点における背屈トルクが再現されない。また底屈トルクについても最大 10[%] ほどの差異が発生する。一方で、並進加速度や角加速度は、足関節トルク算出の上では無視できるほどに小さく、このことから足関節トルクは床反力のみから算出可能であることが分かる。

図3 足関節トルクパラメータ内訳

4 足底圧センサの製作

高齢者の歩行評価において足関節の kinetics が有効であり、床反力から足関節トルクが推定可能であることを述べた。そこで足関節トルクを推定するための足底圧センサの製作を行った。

4.1 網目状感圧センサ

足底圧センサ³⁾には、本研究室で開発された網目状感圧センサを利用した。本センサは感圧導電性ゴムを格子状に配線しており、4本の電圧出力のみから荷重中心位置および総荷重が計測できる。薄さは約 1mm で、アナログ回路による高速応答性に優れている。

図4 網目状感圧センサシート

4.2 足底圧センサ内部構成

圧力分布に関するシミュレーションに基づき、網目状感圧センサシートを利用した足底圧センサを図5のように試作した。

センサシートは計4枚利用し、各センサシートから、荷重中心位置および総荷重が求まる。センサ間はセンサ素子表面と同様の材質であるシリコンゴムを利用し、センサ全体を軟質スポンジ、真鍮で被覆した。厚さは約 10[mm]、重量は 290g である。

図5 インソール型足底圧センサ内部構造

5 計測実験

フォースプレートによる床反力と足底圧センサの足裏荷重、また推進方向の荷重中心移動距離の比較をそれぞれ行った。

5.1 実験機構成

実験機は足底圧を計測する足底圧センサと床下反力を計測するフォースプレートとで別々に構成した。

5.1.1 足底圧センサ側

インソールを挿入する靴として、市販の合成革靴を利用し、右足靴後方からインソールを挿入、配線をした。配線は定電流回路および演算回路に接続し、演算回路の出力をADボードを介して1[kHz]で取り込んだ。

図6 足底圧センサ実験機構成

5.1.2 フォースプレート側

フォースプレート (900 × 600) の前後に歩行路 (前方:1800 × 300, 後方:900 × 300) を設け、全長 3.6[m] の距離を歩行できる。

フォースプレートの地面反力データは、AD 変換ボードを介して 1 [kHz] で取り込んだ。

図7 フォースプレート実験機構成

5.2 測定結果および考察

5.2.1 鉛直分力

鉛直分力の測定結果を図8に示す。

本センサでは、より高荷重に耐えうるようにするため、およそ 100[N] 近い荷重が負荷されるまでは反応しない設計になっている。センサ出力が 400[N] 近くからであるのはそのためである。

鉛直分力は、一度フォースプレートによりキャリブレーションを行っているにも関わらず、センサ出力が小さい傾向にある。これは、感圧導電性ゴムの粘弾性による hysteresis 特性が原因だと思われる。踵部とつま先部ではゴムの変形速度が異なるため、センサの出力特性が変化してしており、静荷重におけるキャリブレーションでは不十分であると考えられる。

また足底圧センサの荷重出力は、センサの傾きにも依存しており、実際には鉛直分力とは異なる点も留意しておく必要がある。

だが変曲点については大体一致しており、時点の計測には十分有効である。また、ゴムの粘性の影響が少ない領域に限っては、hysteresis 特性が無視できると考えられる。

図8 荷重出力

5.3 荷重中心移動距離

荷重中心移動距離の測定結果を図9に示す。

センサの不感帯の影響により、センサ出力が実際よりも中央に遷移している。これは実際には無負荷もしくは低い荷重であっても、各センサシートに 100[N] の荷重が負荷されているように扱われているためであるが、高負荷時においては無視でき、相対的な位置変化として表れている。

またフォースプレートの xy 軸と、足底圧センサの xy 軸のずれの影響もある。

図9 荷重中心移動距離 [mm]

6 足関節トルクの推定

足関節トルクは床反力と荷重中心位置および関節位置から近似的に求まる。そこで足関節トルクの近似解を、足底圧センサおよびフォースプレートそれぞれから求め、比較検討を行った。

6.1 データ収集

5.1と同様の構成で行い、恣意的に緩急をつけた歩行を計22回繰り返して、足首の強弱を表現した。

6.2 算出項目

足裏の設置位置から荷重中心への推進方向の移動距離と、総荷重の積を足関節トルクの推定値として扱った。足裏の設置位置については、一歩中でもっとも手前の位置として測定されたy座標とした。

また、足底に配置された各センサーシートの出力値がある一定の閾値以上に強い負荷を受けた際のトルクについて限定し、その平均トルクを求め、フォースプレートとの比較を行った。これは低負荷におけるセンサ特性が悪い点などを考慮している。

6.3 結果および考察

図10は1ステップにおける足関節トルク推定値の推移を表している。足底圧センサからは踵接地時の底屈トルクがほとんど表現されないが、荷重が負荷されるにつれ、フォースプレートから求めた底屈トルクに徐々に近づいていく様子が分かる。これはセンサシートの不感帯の存在と、低負荷における感圧導電性ゴムの特性のばらつきが大きな要因として考えられる。

図11、図12は、支持脚期の前半と後半について、フォースプレートと足底圧センサのトルク推定値を比較したものである。支持脚期前半では足底圧センサのトルク推定値がほぼ一定であるのに対し、支持脚期後半のトルク推定値は、フォースプレートと足底圧センサ間に線形性が見られた。これは足底圧センサから、フォースプレートと同等の足関節トルクの推定が行えることを示している。

特に支持脚期後半は足関節トルクのピーク値近傍に相当し、足関節の可動能力の指標となりうる。

図10 足関節トルク推定値

図11 支持脚期前半における足首トルク平均

図12 支持脚期後半における足首トルク平均

7 まとめ

網目状触覚センサを利用した足底圧センサの開発により、フォースプレートと同等の足関節トルクの推定、および簡便な歩行評価の可能性を示すことが出来た。しかしながら、足関節トルクの推定値と歩行との相関性については検証の余地があり、いずれにしてもセンサの精度向上が不可欠である。今後は角度センサなどとの融合により、下肢計測としての更なる用途の拡張を目指す。

参考文献

- 1) 近年の東京都における調査「高齢者の生活実態」。
東京都福祉保険局ホームページ。
<http://www.fukushihoken.metro.tokyo.jp/>.
- 2) 岡田英孝:男性高齢者の移動運動に関するバイオメカニクスの研究。筑波大学博士論文, 2001。
- 3) 荒木拓真:自由曲面への装着と省配線化を実現する網目状触覚センサ。日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会論文集, Vol2006, 2P2-B01, 2006。
- 4) 人間計測ハンドブック, 独立行政法人産業技術総合研究所 人間福祉医学研究部門 編, pp.4-pp.61
- 5) 新小田 幸一:人の動きと転倒のメカニズム, 第1回ひろしま転倒予防セミナー転倒予防講演集, pp.5-pp.10