歩行器の転倒防止装置の開発の為の転倒判断指標の検討

Examination of Turnover Judgment Indicators for Turnover Prevention Device of Walker

上福元 裕一^{*1}(学生員), 和多田 雅哉^{*1}(正員), 山田 睦雄^{*2}
渡辺 一郎^{*1}, 椿原 徹也^{*1}, 佐藤 広隆^{*1*3}

Yuichi KAMIFUKUMOTO(Stu. Mem.), Masaya WATADA, Mutuo YAMADA
Ichirou WATANABE, Tetsuya TSUBAKIHARA, Hirotaka SATO

Elderly and physically handicapped persons are increasing in Japan. They decreased physical ability, it is difficult to ADL. Support of their ADL is an important issue. Independent walking is important in ADL. The walker is support equipment to independent walking. But turnover is problem in walk with the walker. In this study, to develop of turnover prevention device of the walker. Definition of turnover judgment is not established at this stage. First, establish turnover judgment indicators. In this paper, we measure action and force and speed, were investigated turnover judgment indicators. And, focusing on force acting on the walker, examined the indicators by time variation of force.

Keywords: assistive products, walker, turnover prevention device.

1 緒言

現在, 日本は高齢化が進んでいる。高齢者は W.H.O により 65 歳以上と定義する。2015 年での日本の総人口の約 25%は高齢者と予測されており, 2060 年には約 40%に増加すると言われている。Fig. 1 に, 日本の総人口と高齢者数の年次推移を示す[1]。また, 身体障害者の数も年々増加している[2]。高齢者や身体障害者は老化・障害により, 日常生活を営む上で必要不可欠な A.D.L.(Activities of Daily Living: 日常生活動作)が困難となる。今後, 高齢者や身体障害者はさらに増加する事から, 彼らの A.D.L.の改善・支援は大きな課題である。A.D.L.を評価する指標の一つとして「独力で歩行し外出する事が可能か」が判断基準とされ, 高齢者らの独力での歩行は A.D.L.の中でも重要な要素であると考え[3]。

高齢者らの独力での歩行を支援する移動支援機器として, 歩行器が用いられる。歩行器は独力での歩行が比較的困難な者が使用する場合が多く, 外出を想定し籠や座面の付いたタイプも普及している。しかし歩行器の使用における課題の 1 つとして, 転倒による事故が挙げられる。先行研究によると歩行器を使用する

高齢者の多くが転倒経験や, 転倒しそうになった経験を有していた[4]。そこで本研究では, 高齢者らの自立した生活の支援を目的に, 高齢者らの生活範囲の拡大に対応した移動全体を包括する転倒防止装置を開発する。本稿では, 転倒防止装置に必要な転倒判断指標を確立する為, 歩行器から計測可能な要素として力と速度, 転倒を確認する為の要素として身体軌跡の計測を行い, 転倒判断に有用な指標について検討し述べる。

Fig. 1 Population changes in over 65 years.

連絡先: 上福元 裕一, 〒158-8557 世田谷区区玉堤 1-28-1, 東京都市大学大学院工学研究科生体医工学専攻,
e-mail: g1481405@tcu.ac.jp

^{*1} 東京都市大学 ^{*2} 流通経済大学 ^{*3} 東大和病院 臨床工学科

2 転倒防止装置と転倒判断指標

2.1 転倒防止装置の概要

本装置では、歩行器の速度や使用者の動作、路面の状況から車体を制御し歩行を補助する。また、上り坂では少ない力で移動出来る様に、下り坂ではブレーキを掛け加速を防ぐ事で安定性を高め転倒を防止する。Fig. 2 に転倒防止装置のシステム概要を示す。

歩行全体を包括した転倒防止装置を開発する上で、どの指標を用いて転倒を予測するかが重要である。しかし現段階において、転倒判断指標が明確に定義されていない。そこで本研究では、まず転倒を判断する為の指標を確立する。先行研究より身体の軌跡において、転倒特有の傾向が報告された[5]。しかし使用者の身体の軌跡を測定には、使用者に測定点を示す為のマーカを装着する必要がある。その為、身体の軌跡を判断指標にしようと、高齢者らは歩行器を使用する度にマーカを装着しなければならず、使用者に負担を与えてしまう。そこで歩行器にセンサを取り付け速度や歩行器に作用する力を計測する。速度や歩行器に作用する力と、使用者の身体の軌跡の相関性を検討する事で、使用者の姿勢を速度や力から間接的に検知する。

Fig. 2 System of turnover prevention device.

2.3 転倒判断要素の選定

使用者や歩行器の速度・加速度を動画解析から、歩行器に作用する力を荷重計測から求める[6]。Fig. 3 に計測を行う歩行器に作用する力を示す。

転倒時、使用者及び歩行器の速度・加速度が瞬間的に増加すると考えられる。同様に、転倒時は歩行器に作用する力が増加すると考えられる。

歩行器に作用する力は、使用者が歩行器を操作する力 F が掛かると考える。これは、歩行器を前に押し出す力 F_x (F の x 方向成分)と歩行器に体重を掛ける力 F_z (F の z 方向成分)の合力である。よって本研究では F_x と F_z を計測し、以下の式から F と F の成す角度 θ_F を求める。

$$|\vec{F}| = \sqrt{|\vec{F}_x|^2 + |\vec{F}_z|^2} \quad (1)$$

$$\theta_F = \tan^{-1} \frac{|\vec{F}_z|}{|\vec{F}_x|} \quad (2)$$

Fig. 3 X-direction component and Z-direction component to the force of walker.

3 歩行器を用いた模擬転倒実験

歩行器の速度と作用する力から転倒を判断する為に、速度と力と身体の軌跡の計測を行った。

3.1 実験方法

歩行器の速度, 身体の前跡はビデオカメラ (SONY 社製) で撮影し, 撮影した動画を 30Hz の連続静止画に変換する。連続静止画から移動距離を MOA-2B を, 関節角度を Image-J を用いてマーカ座標をプロットし算出した。算出した移動距離, 関節角度を MATLAB/Simulink を用いて 1 回微分して速度を, 2 回微分して加速度を算出した。また, 微分に加速度を求める際, マーカの座標をプロットする際に発生した離散化誤差の影響を除く為に遮断周波数 0.4Hz のローパスフィルタに通してから算出した。

歩行器に作用する力は荷重計測の測定用ハンドルを用いて計測する。歩行器 (カワムラサイクル社製 KW15N-L) に, 製作した荷重計測用ハンドルを装着する。被験者が歩行器を押し引きする力 F_x はハンドル中央に取り付けた引張圧縮両用ロードセル LUR-A-1KNSA1 (共和電業社製) を用いて, 被験者が歩行器に身体を押し付ける力 F_z は測定用ハンドルの台座に取り付けた圧縮用ロードセル LMA-A-1KN (共和電業社製) を取り付け計測する。ロードセルの測定値を PCD-300A (共和電業社製) を用いて PC に取り込む。歩行器に作用する力は歩行器を押し引きする力 F_x , グリップ右下部に身体を押し付ける力 F_{z1} , グリップ左下部に身体を押し付ける力 F_{z2} の計 3 チャンネルを計測する。 F_{z1} , F_{z2} から歩行器に身体を押し付ける力 F_z を算出する。Fig. 4 に模擬転倒実験の計測システムを示す。

Fig. 4 Overview of the measurement system of force.

被験者には 3 m の直進路を歩行器を押して 5 歩歩いてもらった。被験者は健康な男性成人 (22 歳, 身長 165 cm, 体重 58 kg) とした。また高齢者の歩行を再現する為に, 高齢者体験キットまなび体を同被験者に装着した。腰が曲がる事による前傾姿勢の再現には, 前面に重りを入れたジャケットを着用した。老化による肘と膝の可動範囲の減少の再現には, 肘当て膝当てを装着し可動範囲を制限した。

マーカの取付位置は被験者の体幹や関節の動きを観察する為頭, 首, 肩, 肘, 手首, 腰, 膝, 踝, つま先の 9 箇所とした。被験者の身体の前跡では, 歩行周期を検出する為の膝の関節角度 θ_k , 歩行器の操作に影響を及ぼすと考えられる肘の関節角度 θ_e , 先行研究で転倒時の特徴が見られた大転子と足首からなる角度 θ_o , を選定した。Fig. 5 に選定した関節角度を示す。

3.2 実験結果

Fig. 6 に健康者の F_x と F_z と速度と各関節角度の転倒実験の結果を, Fig. 7 に模擬高齢者の F_x と F_z と速度と各関節角度の転倒実験の結果を示す。図上部の写真はそれぞれ動作の経時変化を表している。時間軸上の 2 本の黒い実線は, それぞれ歩行から転倒への移行開始を示す転倒開始線と, 転倒による立ち直り反射 (保護進展反応) を示す立ち直り反射線とする。

Fig. 6 及び Fig. 7 より, 速度 v と加速度 a では転倒時の変化が立ち直り反射, 即ち被験者が静止立位を保てなくなった後に起きている。転倒を防止する為には歩行から転倒への移行開始 (さらに移行する前) の転倒判断が必要である。よって転倒後に変化する v と a は, 転倒判断指標には適していない。

Fig. 5 Setting the angle of elbow and knee, ankle.

Fig. 6 Change of F_x and F_z , Speed, Joint angle in overturn (Able-bodied person).

Fig. 7 Change of F_x and F_z , Speed, Joint angle in overturn (Simulated elderly people).

Fig. 6 及び Fig. 7 より, 歩行器を押し引きする力 F_x と歩行器に身体を押し付ける力 F_z も, 転倒時の変化が見られた。さらに時間変化である F_x' と F_z' , F_x'' と F_z'' では転倒開始直後から力の変化を測定する事が出来た。よって歩行器へ作用する力が転倒判断指標として有効であると言える。そこで F の x 方向成分である F_x と z 方向成分である F_z から, 使用者が歩行器を操作する力 F と F の成す角度 θ_F を求めた。

Fig. 8 に健常者の力の合成の結果を, Fig. 9 に模擬高齢者の力の合成結果を示す。時間軸上の 2 本の黒い実線は, Fig. 6 及び 7 と同様に転倒開始と立ち直り反射である。

Fig. 8 及び Fig. 9 より, 健常者, 模擬高齢者共に θ_F が 70~90 度となっておいた。この事から F は歩行, 転倒共に歩行器に対して垂直に掛かっていると見え, F_z がそのまま F となっている事が判明した。そこで時間変化である F' と F_z' , F'' と F_z'' を算出した。

Fig. 10 に健常者の F' , F_z' , F'' , F_z'' を, Fig. 11 に模擬高齢者の F' , F_z' , F'' , F_z'' を示す。時間軸上の 2 本の黒い実線は, Fig. 6 及び 7 と同様に転倒開始と立ち直り反射である。横軸に水平な黒い破線は, 歩行時

の F_z' , F_z'' の最大値, 即ち歩行から転倒への閾値を示している。時間軸上の黒い破線は, F_z' が閾値を超えた瞬間を示している。

Fig. 10 より, 健常者の歩行中の F_z' の最大値は 70.5 N/s, F_z'' の最大値は 883.7 N/s² であった。Fig. 11 より, 模擬高齢者の歩行中の F_z' の最大値は 86.8 N/s, F_z'' の最大値は 1142.7 N/s² であった。歩行中の各最大値を閾値とする。健常者では 2.1 s (転倒移行から 0.3 s 後), 模擬高齢者では 1.8 s (転倒移行から 0.2 s 後) で F_z' が閾値を超えている。この時, 健常者の F_z'' も閾値を超えている。以上より, 転倒移行から立ち直り反射の間で, F_z' が閾値を超えたかで転倒を判断する事が可能である。

転倒時は歩行器を前方向に押し出そうする力が加わる為, x 方向成分を含む F が増加する。即ち, F から転倒を判断する事が可能であると言える。 F の場合, 健常者の閾値は F' が 92.1 N/s, F'' が 1063.5 N/s² であった。模擬高齢者では, F' が 90.7 N/s, F'' が 1517.9 N/s² であった。 F_z での転倒開始線から立ち直り反射線までの間に F_z' , F_z'' が閾値を超えた時間は F_z のとほぼ同時だった。

Fig. 8 Calculation of Resultant force F and Direction θ (Able-bodied person).

Fig. 9 Calculation of Resultant force F and Direction θ (Simulated elderly people).

Fig. 10 Time variation of Force of vertical component and synthesis (Able-bodied person).

Fig. 11 Time variation of Force of vertical component and synthesis (Simulated elderly people).

3.3 考察

以上より、歩行器に作用する力 F の時間変化である F' , F'' , 及び z 方向成分の時間変化である F_z' , F_z'' が転倒判断指標とする。今回の実験では F_z' , F' が閾値を超える時間は転倒移行から 0.2~0.3 s 後であった。転倒移行から立ち直り反射までは 0.8 s 程である。よって閾値以上の F_z' , F' が検知された場合、立位を保てなくなるまでの 0.5 s 間に車体の制御を行うことで、転倒を防止することが出来る。

4 結言

本研究では歩行器の転倒防止装置の開発に際して、歩行器使用時の転倒を解析し転倒判断指標を検討した。実験の結果、歩行器に作用する力 F , 特に垂直方向に作用する F_z において転倒時に急激な力の増加を確認した。しかし現段階では被験者数が少ない為、転倒判断指標の確度を検証する必要がある。今後は F_x'' と F_z'' を転倒判断指標の候補とし、複数の歩行条件と高齢者の条件による転倒実験を行い、指標の確度を検証する。

(2015 年 10 月 20 日受付, 2016 年 6 月 17 日再受付)

参考文献

- [1] 総務省, 人口推計, 2012
- [2] 厚生労働省, 平成 18 年身体障害児・者実態調査結果, 2008
- [3] 厚生労働省, 日常生活自立度(寝たきり度)判断基準
- [4] 安心院朗子, 徳田克己, 水野智美, 歩行補助車を使用している高齢者の外出状況と交通上の課題, 国際交通安全学会誌, Vol. 35, No. 2, pp. 131-138, 2006
- [5] 浜克己, 川上健作, 森谷健二, 歩行支援機を用いた転倒に関するメカニズムの解析とその防止, 函館工業高等専門学校紀要, No. 41, pp. 7-12, 2007
- [6] 上福元裕一, 和多田雅哉, 山田睦雄, 渡辺一郎, 椿原徹也, 歩行器の転倒防止装置開発の為の転倒判断指標の計測, 第 27 回「電磁力関連のダイナミクス」シンポジウム講演集, pp. 501-506, 2015