

踏み出しによる前方転倒防止挙動の動作解析

鈴木立人¹・内山寛信²・齋藤洋一³・今岡大策⁴・倉田純一²・村上佳広²・寺田直人⁵

要旨：つまずきによる前方転倒は骨折等の傷病を誘発するため、転倒防止対応策の確立が強く望まれている。そこで我々は、転倒危険性が高じたときに脚部筋を電気刺激し、転倒防止の運動挙動を促す方法を検討している。本報告では装置設計の前段階として、模擬的に転倒の原因となる初期身体角を与え、その後の転倒防止を行う踏み出し足の運動並びに股関節、膝関節について解析を行った。成人被験者4名の試験結果から、転倒限界となる初期身体角は35deg.であり、踏み出し足動作時の最大ステップ長は0.97m、最大踏み出し速度は2.8m/s、最大股関節トルクは772Nm、最大膝関節トルクは201Nmとなり、転倒防止のための踏み出し足の際立つ動きが明確になった。

キーワード：つまずき、前方転倒、転倒防止挙動、踏み出し足、関節トルク解析

1. はじめに

高齢者にとって日常の歩行は高い運動負担となるが、社会活動に参加する等、生活の質(QOL)の向上を強く望み、可能な限り自律歩行を行う高齢者が増加している。健康維持の観点から自律歩行は非常に重要な基礎運動であるが、高齢者は各感覚器や筋力の衰退により、平衡感覚や俊敏性の低下が起これ、歩行中の転倒可能性が増加する。転倒は家庭内事故の7割¹⁾を占め、骨折等傷病の原因となり寝たきりや死亡に至る場合が多い。そこで、屋外歩行においても転倒事故が多いと予想でき、転倒防止対応策の確立が強く望まれている。現在提案されている転倒防止装置は、転倒危険度が高まった時、歩行者自身にその危険性を知らせて転倒防止運動への意識を早める方法があり、靴先に赤外線距離センサを取付け、つまずきの原因となる障害物を検知し歩行者に警告する装置²⁾や、頭部、手首、腰の3ヶ所に加速度計を取付け、転倒危険度を評価する方法³⁾が研究されている。また、転倒後の衝撃による骨折を防止するため、エアバッグによる方法等も検討されている⁴⁾。しかし、これらの方法は、転倒防止について直接転倒時に働き掛けることができず、歩行者の自律的な安全歩行の確保という点に疑問が残る。

そこで我々は、転倒の危険度が高まったときに、脚部の運動神経を電気パルスにて刺激し、転倒防止の運動挙動を促す方法を検討している。この方法は、小型・軽量の装置にて可搬性が良いため歩行の邪魔

にならず、歩行者自身の筋活動を促進するため、転倒防止運動の習得に大きく役立ち、自律歩行を支援できる。本装置の検討を行うには、転倒防止時の脚部運動について知る必要がある。前方転倒防止の脚部運動として、脚部は大きな役割を持つ。これに関する研究として、転倒原因を模擬的に与えてつまずき側の踏み出し足の運動挙動について、床反力の掛かり方やその動きについて調べたもの^{5, 6)}が報告され、また軸足側の挙動について検討した報告⁷⁾がある。これらの研究は転倒防止動作について状況を把握することに役立つが、転倒防止時の動的な脚部運動を行うための各関節トルクについて明確にされておらず、転倒防止動作を促す脚部筋の電気刺激を用いた脚部動作の制御法を検討できない。

そこで、本研究では脚部筋の電気刺激による転倒防止時の脚部動作を検討するため、人の転倒防止挙動を実験で調べ、モデルを用いて踏み出し足の動的な運動解析を行う。試験は模擬的に転倒の原因となる身体角を与え、その後の転倒防止を行う踏み出し足の運動について計測する。同時に5リンク身体モデルを用いて、股と膝の関節トルク解析を行い、転

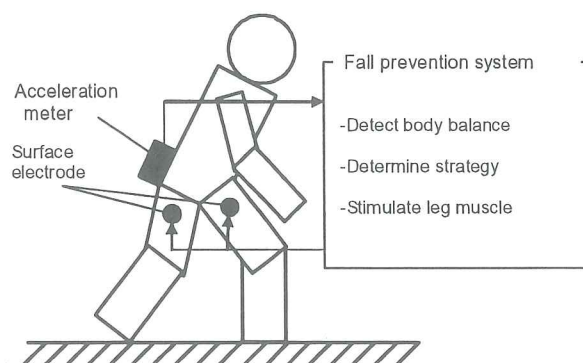


Fig.1 Outline of fall prevention system

1 舞鶴工業高等専門学校 機械工学科

2 関西大学 工学部機械システム工学科

3 大阪大学 医学部医学研究科

4 舞鶴工業高等専門学校

建設・生産システム工学専攻

5 花ノ木医療福祉センター

倒を防止する踏み出し足の動的な挙動について 20 才の健康男子 4 名について解析した結果を報告する。

2. 脚部運動神経刺激による転倒防止装置の概要

図 1 に我々が提案する転倒防止装置の概要を示す。この装置は腰部の加速度情報を用いることにより、平行感覚器の働きを補うべく、歩行中の身体バランスを検出し転倒危険度を評価する。腰部加速度からの転倒危険度評価は、Kangas らの方法³⁾を参考に予定である。転倒危険度が高まったときのみ、この装置は脚部への転倒防止運動を指令し、転倒防止を目的に動作する。転倒は偶発的な要因によるものが多いため、歩行中は歩行者の自律歩行を優先することが望ましい。本装置では、小型・軽量化が期待でき、外部機器に頼らず自分の身体を利用することにより、転倒防止学習や筋肉維持等のリハビリテーション効果も期待できる特徴を持つ。我々は、転倒防止動作の制御システム構築に主眼を置き、脚部の防止動作の解析と電気筋刺激による脚部運動の制御方法について検討を進めているが、本報告は脚部の踏み出し足の動作に着目して解析を行う。

3. モデルによる踏み出し足の動作解析と試験方法

前方転倒の防止運動は、歩行中のつまずき等不慮の原因による前方への身体角増加を防ぐため、つまずき側の踏み出し足を身体前方へ出す運動である。また、転倒しやすい歩行挙動の特徴として、歩幅・歩調が小さく両脚支持期が長い低速度の歩行；例えば疲労時や高齢者に多くみられるすり足歩行が特徴として挙げられる。⁸⁾そこで、本研究では踏み出し足の動的挙動について、転倒の原因となる身体角を与えた両脚支持の静止立位状態から拘束を解き、踏み出し足の動的な動作や、股や膝の関節トルクについて、モデルを用いて解析する。

3. 1 踏み出し足動作の試験方法

転倒試験の概要を図 2 に示す。被験者は床反力計

上の足置き台に両足支持の立位状態で立つ。ただし、肩から支持されたロープにて、身体角度 θ を与えられて静止し、腕も含めて身体が直線になるよう姿勢を保つ。この時の足置き台角度も θ 傾け、ロープの支持を解いた後、模擬的な歩行中の転倒原因として身体に重力による慣性モーメントが作用⁶⁾する。踏み出し足の着地付近は、600×600mm の床反力計を設置し、踏み出し足の着地は被験者が自由に決定できるようにしている。今回の試験において、すべての被験者の利き足は右であり、踏み出し足は右足を指示している。転倒防止動作を検出するため、被験者の右側の肩、腰、膝、足首にマーカを取付け、画像解析にて位置検出を行う。

踏み出し足による転倒防止試験は、肩部をロープにて固定された身体角 θ の立位状態の被験者に、合図を与えず任意の時間にロープの拘束を解く。なお、ロープの拘束を解く時まで、視線は立位状態で決まる正面の床面に固定するよう指示している。また、ロープの拘束が解かれた後は、つま先で踏ん張る動作をせず、右足の踏み出しにて転倒を防止するよう指示している。ロープの拘束を解いたのち、被験者は踏み出し足を前方へ出し転倒防止動作を行うが、転倒防止出来なかった場合の安全を考慮して、膝関節位置にプロテクターを装着し、床反力計以外の床

Table 1 Description of subjects

Subject	A	B	C	D	Avg.
Hight [m]	1.81	1.75	1.64	1.87	1.77
Weight [kg]	58.5	53.0	58.0	75.0	61.1
Leg length [m]	0.85	0.82	0.78	0.91	0.84
m_U [kg]	5.97	5.41	5.92	7.65	6.24
m_D [kg]	3.16	2.86	3.13	4.05	3.30
I_U [kg m ²]	0.12	0.10	0.09	0.16	0.12
I_D [kg m ²]	0.04	0.04	0.03	0.06	0.04

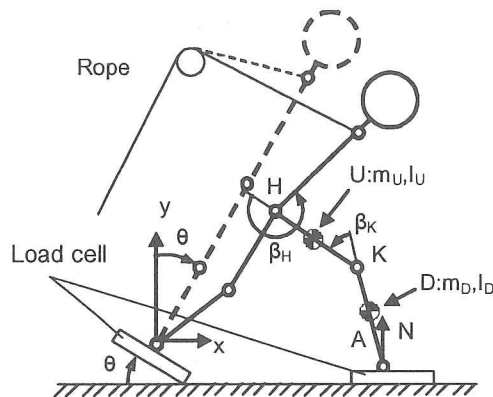


Fig. 2 Model and experiment for fall analysis

- H : Position of hip
- K : Position of knee
- A : Position of ankle
- U : Position of CG in thigh
- D : Position of CG in leg
- θ : Initial body angle
- N : Ground reaction force by step
- β : Joint angles
- m : Mass of body segment
- I : Inertia moment of body segment

面は衝撃吸収用マットを敷いてある。今回の試験において、初期身体角 θ は $20 \sim 45 \text{deg.}$ まで 5deg. 刻みに設定し、被験者は表 1 に示す 4 名の 20 才健康男子である。

3. 2 踏み出し足の動作解析モデル

図 2 に腰・膝関節のトルク解析を行うリンクモデルを示す。転倒防止は前方への踏み出し足が主要な役割を持ち、また上腕部の体重に対する質量比は 10.4% ⁹⁾ で身体バランスへの影響が少ないと考え、上腕部は今回考慮していない。また、今回の試験はつま先の踏ん張りを行わないよう指示してあるため、足部リンクも考慮していない。以上のことから、今回は 5 リンクモデルを採用して解析を行う。

身体を 5 リンクモデルとした図 2 に基づき、踏出し足の股と膝の関節トルク M_H, M_K の解析を行う。解析条件は原点を軸足（左足）足首とし、回転ジョイントで拘束されていると仮定する。また、試験条件により足首関節の生じるトルクは非常に小さく、無視して取り扱う。式(1)-(3)にリンクモデルから求めた股と膝の関節トルク M_H, M_K の解析式を示す。

$$M_K = I_D \ddot{\beta}_K - m_D \ddot{x}_D (y_H - y_D) + m_D (\ddot{y}_D - g)(x_K - x_D) + N(x_K - x_A) \quad (1)$$

$$M_H = I_U \ddot{\beta}_H - m_U \ddot{x}_U (y_H - y_U) + m_U (\ddot{y}_U - g)(x_H - x_U) - f_K(x_H - x_K) + n_K(x_H - x_K) + M_K \quad (2)$$

$$f_K = m_D \ddot{x}_D, \quad n_K = m_D (\ddot{y}_D - g) + N \quad (3)$$

ただし、 I : 各体節慣性モーメント、 m : 各体節質量、 β : 関節角度、 (x, y) : 各座標位置、 N : 床反力であり、各文字の添え字は、 H : 腰、 K : 膝、 A : 足首、 U : 大腿重心、 D : 下腿重心を表している。なお、 g は重力加速度である。各特徴点の座標位置 (x, y) は画像解析より取得し、床反力 N は踏み出し位置付近の

床面に設置したと床反力計より取得する。また、表 1 に示す各体節重量 m 、各体節慣性モーメント I について、各被験者の身長と体重から統計値⁹⁾ を利用して求めている。

4 踏み出し足による転倒防止動作特性

4. 1 転倒防止動作の時間挙動

被験者に良く見られた転倒防止動作について、時間に対する姿勢変化で代表的なものを図 2 に示す。図 2 は初期角度 $\theta = 20 \text{deg.}$ (細線) と 40deg. (太線) を比較したものである。各試験条件において、点線はロープ拘束時の初期姿勢を表している。初期角度 θ の何れの条件においても、 1.5s 以内に転倒防止動作を終了していた。図 3 (a) は転倒防止動作開始時のロープ拘束を解いた $t = 0.25 \text{s}$ 後の姿勢を表し、 20deg. 、 40deg. ともに踏み出し足の膝を屈伸し、太腿を動かすことにより、足全体を前方へ出す動作を開始していることがわかる。また、その動きは 20deg. に比較して、 40deg. の方が速く行われている。軸足を含めた身体側に着目すると、腰を若干後方へ推移させ、膝を若干屈伸させていることがわかる。これは、身体を傾けることにより与えられた、軸足の接地位置を支点とする重力の慣性モーメントを緩和させるため、身体重心をなるべく後方へずらし、前方転倒が発生するまでの時間を生み出していると考えられる。この重心を後方へずらす動作は 20deg. と 40deg. のともに見られるが、踏み出し足程の顕著な違いはなく、 40deg. が若干大きい程度であった。次に転倒防止動作がほぼ完了した $t = 0.75 \text{s}$ 後の挙動を図 3 (b) に示す。踏み出し足は、身体角を支えることが十分可能な前方位置へ着地できており、上体は前方へ傾いているものの身体角の増加を防止できていることがわかる。 20deg. に比べて 40deg. の方が、上体の角度は深くなっており、それに伴って踏み出し足の着地位置が遠くなっていることがわかる。なるべく身体角の増加速度を抑えるため、軸足側は $t = 0.25 \text{s}$ 時と比較して膝の屈曲が進んでいるが、 20deg. と 40deg. では顕著な違いが見られていない。なお、 45deg. において、すべての被験者は転倒したが、その原因としては、踏み出し脚が十分前方へ出さず床面に着地してしまい、傾いた身体角を保持できない状況となったためである。以上のことから、転倒を防止するために、踏み出し足を素早く前方遠方へ出すことが重要であるとともに、腰を後ろに引き、膝を屈曲させることにより、身体角の増加を遅らせる運動も重要であることがわかった。

図 4 に床反力計の時間推移を示す。これは図 3 の試験時のものである。点線 F_L は軸足側に設置した床反力計荷重であり、実線 F_R は踏み出し足位置に設置した床反力計の荷重である。ロープ拘束を解いてすぐに 40deg. の床反力が顕著に増加しているが、これ

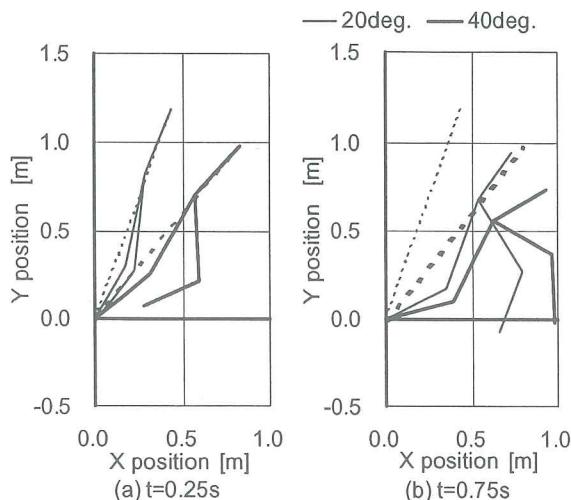


Fig. 3 Fall prevention movement

はつま先を踏ん張る等の運動が出たために増加したと考えられる。本試験においては、つま先での踏ん張りを行わないよう指示したが、初期身体角が深くなると転倒防止の初期段階として無意識につま先を踏ん張り身体角の増加を抑制する運動を行っていると考えられる。また、踏み出し足が足置き台を離れた時点で、荷重の減少が予想されたが、軸足側のつま先による踏ん張り力が大きく、踏み出し足が着地した時点、すなわち F_R が増加を開始した時点まで続いていることがわかる。このことから、軸足側のつま先の踏ん張りも転倒防止に重要な要素であることがわかった。踏み出し足側の垂直荷重は、40deg.の方が踏み出し足の動きが速く、重力による初期慣性モーメントが大きいにも関わらず、20deg.と40deg.で最大値はほぼ変わっていなかった。これは、踏み出し足接地後において、慣性モーメントを低下させるため、踏み出し足側の膝関節を柔軟に屈曲させ、同時に腰部により上体をゆっくり遅らせて屈曲させることにより、上体に与えられた重力による慣性モーメントを吸収しているためと考えられる。

図4と同様に図2の試験時において、式(1)-(3)により計算した踏み出し足側の股と膝の関節トルク M_H, M_K を図5に示す。図2, 3と同様、20deg. (細線), 40deg. (太線) であり、点線は股関節トルク M_K であり、実線は股関節トルク M_H を表している。今回の解析ではロープによる支持力を考慮していなかったため、初期状態において姿勢維持のための負トルクが生じているが、踏出し足の離床とともに股関節のトルクが増加し、踏出し足が前方へ動かされていることがわかる。膝関節トルクは股関節トルクと比べると小さく、踏出し開始は屈曲動作のため負トルク、その後、転倒回避を行う着床準備のため伸

展動作となるので正トルクへ転じている。40deg.時では踏み出し足の動きが俊敏になるため、股・膝関節トルクとも40deg.は立ち上がりが鋭く、最大値も増加している。以上のことから、踏み出し足を前方へ出すためには、立ち上がりの早い股関節トルクの発生と同時に膝関節を屈曲、進展させる膝関節トルクのタイミングが重要であることがわかった。

4.2 初期身体角に対する踏み出し足挙動変化

転倒原因として与えた初期の身体角に対する踏み出し足の挙動変化を見るため、図3においてロープ拘束を解いた後に踏み出し足が着床するまでの時間 t_0 とともに、ステップ長 L について調べたものを図6に示す。また、踏み出し足の平均速度として、 $V=L/t_0$ を定義し、 t_0 と L から求めた V を表示している。試験は45deg.まで行ったが、被験者全員が45deg.において転倒してしまっただため、45deg.のプロットは行っていない。なお、転倒の判断は手をついてしまった場合を基準に判断を下した。また、被験者Cは40deg.において転倒したため、40deg.の結果は被験者Cの場合を含んでいない。各値のマーカは平均値を示し、分布を誤差範囲で示している。初期の身体角が増加するにつれ、踏み出し足の着床までの時間 t_0 は20deg.時0.42sから、40deg.時の0.38sと減少していくが、30deg.以上はほとんど変わらぬ状況となり、人が踏み出し足の動作反応の限界値に近いと考えられる。また、40deg.においては、被験者Bにおいて t_0 値が大きくなっていたが、被験者からの聞き取りから、転倒への恐怖により無意識につま先の踏ん張りが生じていることがわかった。この傾向は図4にも表れており、つま先の踏ん張りにより、踏み出し足の着床までの時間を稼ぐことが可能であると推察される。踏み出し足のステップ長 L は、20deg.

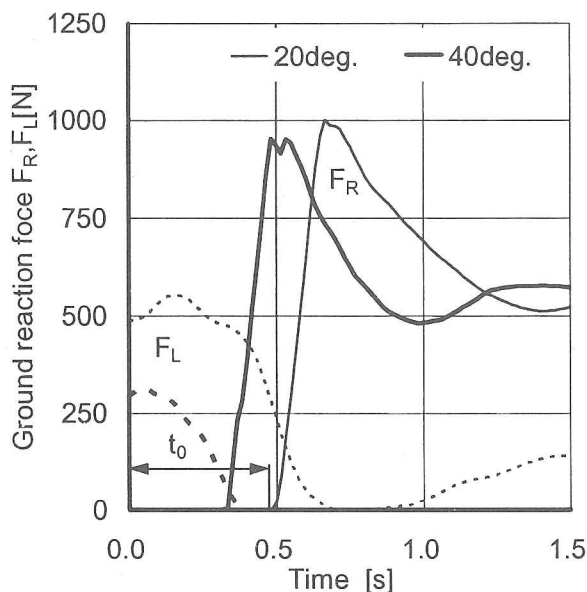


Fig. 4 Ground reaction force in fall prevention

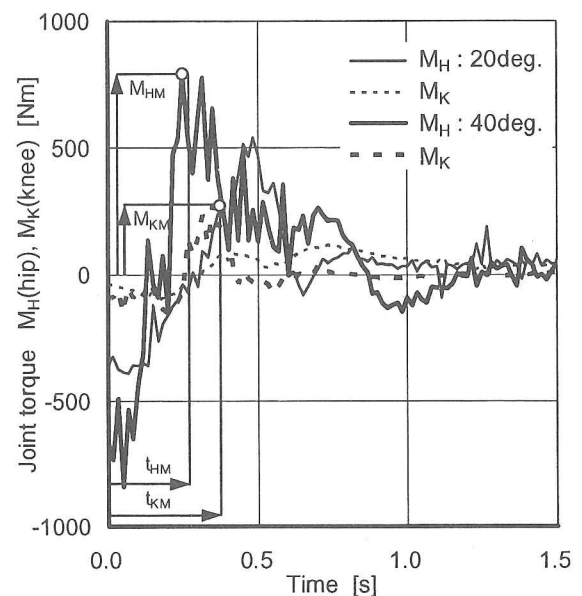


Fig. 5 Calculated joint torques in fall prevention

時の0.66mから40deg.時の0.97mまで身体角の増加と共に推移していくが、踏み出し足の着床時間 t_0 値の場合と同様に、30deg.以上はほぼ一定値となり、踏み出し足のステップ長の限界は約1m程度であることがわかる。踏み出し足の平均速度 V についても、身体角度の20deg.から40deg.の増加とともに、1.6m/sから2.6m/sまで増加していくが、30deg.以降は飽和の傾向を示す。以上のことから、今回の転倒防止を行える限界の身体角は35deg.であり、踏み出し足が着床までの時間 t_0 は0.38s、ステップ長は0.97m、踏出し速度は約2.8m/sが今回の限界値で、転倒防止のための踏み出し足の際立つ動きが明確になった。

次に股関節、膝関節トルク M_H と M_K について、身体角増加に対する変化挙動を図5に示す最大トルク M_{HM} 、 M_{KM} 値とロープ解除後からの最大値発揮時間 t_{HM} 、 t_{KM} においてまとめたものを図7に示す。股関節、膝関節の最大値発揮時間 t_{HM} 、 t_{KM} において、身体角が浅い25deg.以下では、比較的緩やかな関節トルク発揮特性となり、特に股関節の最大値発揮時間 t_{HM} は0.43sと大きめの値を取り、筋力の発生においても余裕があることがわかる。また、初期身体角に対する変化量を見ると、20deg.と35deg.の t_{HM} の差は0.1s程度であるが、 t_K は0.05s程度と小さく、身体角の増加に対して、股関節トルク発揮時間を早めてより俊敏な踏み出し足の動きにより転倒を防止していることがわかる。しかし、30deg.以上の厳しい身体角になると、股関節、膝関節の t_{HM} 、 t_{KM} はともに0.33s程度の値で飽和の傾向を示し、被験者が持てる力を出し切って、踏み出し足動作を行っていることがわかる。被験者からの聞き取り調査から、45deg.時の転倒は、踏み出し足の動きが着床に間に合わず身体角の保持が難しいとのことであり、股関節トルクの

発揮時間は転倒防止に重要であることがわかった。また、 t_0 と t_{HM} 、 t_{KM} を比較したところ、踏み出し足の着床までの時間 t_0 が僅かながら一番遅れており、股関節、肘関節の最大トルクが踏み出し足の着床寸前に生じることからも説明できる。

股関節の最大トルク M_{HM} については、身体角の増加20-40deg.とともに、460Nm-772Nmとなり、膝関節の最大トルク M_{KM} は116Nm-201Nmの変化となった。40deg.において、 M_{HM} の減少がみられるが、前述のようにつま先による踏ん張りにて踏み出し足の動きが緩慢になったためと考えられる。いずれにせよ、最大股関節トルク、膝関節トルクは、身体角の増加により飽和せず、単調増加の傾向を示しており、静的な股関節、膝関節の発揮トルクと比較して身体的な余力があることが推察される。以上のことから、最大股関節トルク M_{HM} は772Nm、最大膝関節トルク M_{KM} は201Nmで転倒防止を行った試験中で最大となり、股関節トルクは膝関節トルクに比べて3倍程度高く、転倒防止を行うには、股関節の発生トルクが重要であることがわかった。

5. まとめ

脚部運動神経刺激による転倒防止装置を開発するための第一段階として、前方転倒防止動作として、踏み出し足挙動に着目し、モデルを用いて力学解析を行った。模擬転倒試験は立位静止時から初期身体角を与え、重力による転倒原因を与えて行った。被験者4名による解析の結果、以下に示す結果を得た。(1)初期身体角が増加すると、転倒防止動作を俊敏に行う必要が生じ、今回の試験においては30deg.以上において、身体能力の飽和による転倒防止動作の限界が見られた。また、一部の被験者は40deg.にて転

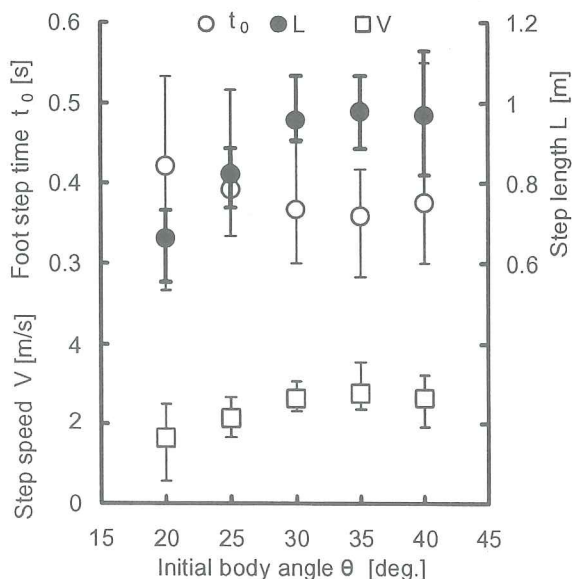


Fig. 6 Foot movement in fall prevention

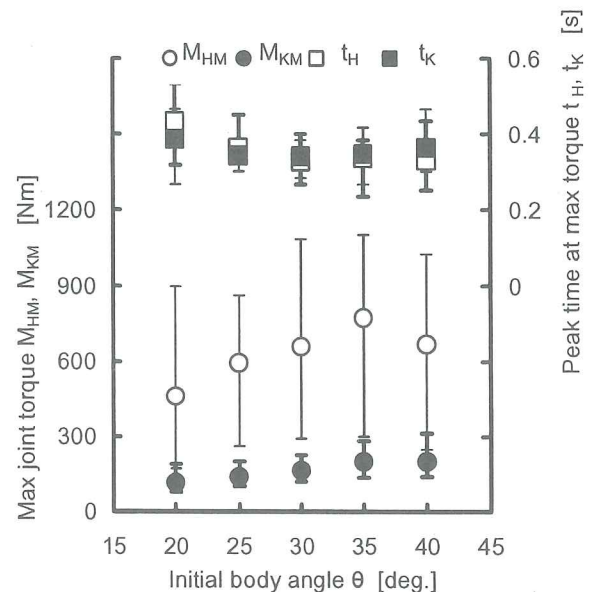


Fig. 7 Joint torque in fall prevention

倒が生じ、45deg.ではすべての被験者において転倒が生じたことから、転倒限界となる初期身体角は35deg.であった。

(2)転倒防止動作は、踏み出し足を素早く前方遠方へ出すことが重要であるとともに、腰を後ろに引き、膝を屈曲させ、身体角の増加を遅らせる運動も重要であることがわかった。今回試験で転倒防止を行える限界の身体角は35deg.であり、踏み出し足が着床までの時間は0.38s、ステップ長は0.97m、踏出し速度は約2.8m/sが限界値であり、転倒防止のための踏み出し足の際立つ動きが明確になった。

(3)踏み出し足を前方へ出すためには、立ち上がりの早い股関節トルクの発生と同時に膝関節を屈曲、進展させる膝関節トルクのタイミングが重要であることがわかった。今回の試験において、転倒防止動作開始後の股関節トルク、膝関節トルクの最大値発揮時間はともに0.33s程度の値で飽和の傾向を示し、踏み出し足の着床寸前に生じることがわかった。

(4)軸足側のつま先の踏ん張り力は、身体角の増加を遅らせ、踏み出し足の動作時間を確保することより、転倒防止に効果があることがわかった。

以上のことから、脚部運動神経刺激による転倒防止装置において、踏み出し足を前方へ出す、軸足側の膝を屈曲させる、あるいはつま先の踏ん張り力を発揮させて、身体角の増加を抑制する方法等が効果的であることがわかる。また、初期角度が増すことにより転倒防止動作が厳しくなることから、転倒危険度の判定をなるべく浅い身体角度内で行う必要性が挙げられる。

謝辞

なお、本研究は平成20年度科学研究費(基盤研究

(C)19500487)の援助を受けており、同時に関西大学学術研究高度化推進事業の一環として実施されたことをここに付記し謝意を表す。

参考文献

- 1)厚生労働省 平成16年度人口動態調査, 2005
- 2)原田朗史: 高齢者のための転倒予防システム, ライフサポート学会誌, Vol. 19, No. 2, pp.78-79, 2007
- 3)M. Kangas, A. Konttila, P. Lindgren, I. Winblad and T. Jamasa: Comparizon of low-complexity fall detection algorithms for body attached accelerometers, Gait Posture, Vol. 28, No.2, pp.285-291, 2008
- 4)吉村拓巳: 高齢者の転倒予防に関する研究 骨折予防のための転倒衝撃吸収システムの開発, 高齢者の転倒予防に関する研究 平成19年度 総括・分担研究報告書, pp.41-50, 2008
- 5)長谷場純仁, 吉村茂和, 田口孝行: 転倒防止における片側下肢への体重負荷, 理学療法進歩と展望, No. 12, pp.55-56, 1997
- 6)Hsiao-Wechsler, T. Elizabeth: Biomechanical and age-related differences in balance recovery using the tether-release method, J Electromyogr Kinesiol, Vol. 18, No. 2, pp.179-187, 2008
- 7)M. Pijnappels, M. F. Bobbert, J. H. van Dieen: How early reactions in the support limb contribute to balance recovery after tripping, J Biomech, Vol. 38, No. 3, pp.627-634, 2005
- 8)G. Kemoun, P. Thoumie, D. Boisson and J. D. Guieu: Ankle dorsiflexion delay can predice falls in the elderly, J Rehabil Med, Vol. 34, No. 6, pp.278-283, 2002
- 9)R. F. Chandler, C. E. Clauser, J. T. McConville, H. M. Reynolds and J. W. Young: Investigation of Inertial Properties of the Human Body, DOT HS-801 430 and AMRL TR-74-137, 1975

Investigation of one step movement to prevent from forward fall

Tatsuto SUZUKI, Hironobu UCHIYAMA, Youichi SAITOH, Daisaku IMAOKA
Junichi KURATA, Yoshihiro MURAKAMI, Naoto TERADA

ABSTRACT: Forward fall by tripping causes injuries to broke bones, so strong desire to establish the fall prevention measure has come now. We propose a fall prevention system that detects the risk of forward fall, and then enhances our leg movement to prevent from fall by electrical simulation in leg muscles. In our report, we investigate one step movement for fall prevention on the experiment that subject is fixed in forward angles by rope, and then release the rope. We also solve joint torques for the one step in hip and knee with link model. From the results in four subjects, we found that limit angle at standing is 35deg., maximum step length is 0.97m, maximum step speed is 2.8m/s, maximum hip torque is 772Nm and maximum knee torque is 201Nm. For fall prevention, quite rapid movement in one step is needed.

Key words: tripping, forward fall, fall prevention, step movement, joint torque analysis