

平成 21 年 6 月 8 日現在

研究種目：基盤研究（C）

研究期間：2007～2008

課題番号：195 00487

研究課題名（和文） 脚部運動神経刺激による転倒防止装置の開発

研究課題名（英文） Development of fall prevention system with electrical stimulation in leg muscles

研究代表者

鈴木 立人（SUZUKI TATSUTO）

舞鶴工業高等専門学校・機械工学科・講師

研究者番号：90270298

研究成果の概要：

つまずき前方転倒は骨折等の傷病を誘発するため、転倒防止策が強く望まれている。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運動を促す方法を検討し、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、転倒防止を行う踏み出し足の運動並びに股関節、膝関節の挙動解析を行った。また大腿四頭筋の電気刺激において周波数、振幅に対する主観的痛覚と伸展時の膝関節動作・トルクの動特性解析を行った。

交付額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合計
2007年度	800,000	240,000	1,040,000
2008年度	500,000	150,000	650,000
総計	1,300,000	390,000	1,690,000

研究分野：総合領域

科研費の分科・細目：人間医工学リハビリテーション科学・福祉工学

キーワード：つまずき転倒、高齢者、転倒防止動作、転倒防止装置、電気刺激

## 1. 研究開始当初の背景

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、歩行中の転倒の可能性が増加する。転倒は家庭内事故の7割1）を占め、骨折などの等傷病の原因となり寝たきりや死亡に至る場合が多いことから、屋外歩行においても転倒事故が多いことが予想でき、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。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つ、自律歩行を支援できる。

## 2. 研究の目的

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らの方法を参考にする予定である。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。

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、転倒原因を模倣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が報告され、また軸足側の挙動について検討した報告<sup>7)</sup>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。

また、電気刺激による筋刺激は、古くは脊髄損傷者の立位保持や歩行の機能再建等に多くの応用例がある。最近では静止立位バランスを改善するため、足部母趾および第2～5趾関節の屈曲を行う短趾屈筋と短母趾屈筋を電気刺激する方法や、下肢駆動ペダル式車いすの搭乗者の下肢筋へ電気刺激を行うと同時に車いすの動力補助を行い、負担なく

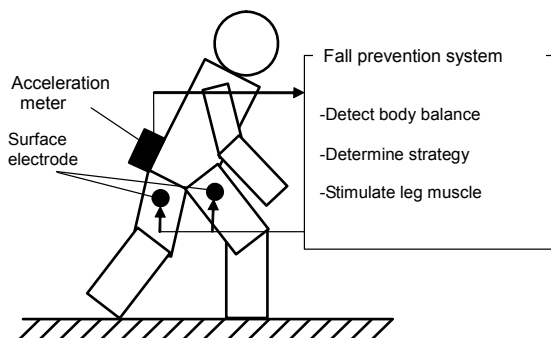


Fig.1 Outline of fall prevention system

下肢リハビリテーションを行える研究等がなされている。これらの研究は筋電気刺激に関して、脊髄損傷者や脳卒中後のリハビリテーションを促進する応用例であるが、これらの研究を支えるための筋電気刺激に関する基礎的な研究として、膝の伸展を行う大腿四頭筋について、電気に対する関節トルクについて動特性を検討したものがあ。一般に電気刺激は下肢麻痺者に使われることがほとんどであるが、近年高齢者を含む健常者への技術応用も期待されている。健常者への応用の場合、筋電気刺激による痛みが問題となるため、膝関節の屈曲を行う腓腹筋の電気刺激時における表面電極寸法に対する刺激痛みについて調べたもの等があるが、痛みと関節動作の動特性が明確になっておらず、我々が提案する電気刺激を用いる転倒防止装置を含め、多くの健常者用福祉機械に応用するには不十分である。

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決定する前段階として、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。試験は模倣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。

同時に脚部筋の電気刺激による転倒防止装置の開発を目的として、電気刺激の波形に対する主観的痛感痛覚と膝関節動作・トルクの動特性について実験解析を行う。電気刺激試験は、20才の健康男子2名を被験者として膝関節の伸展を行う大腿四頭筋を対象に行う。電気刺激波形の振幅、周波数を変化させ、関節動作特性、およびモデルを用いて関節トルク解析を行った結果を報告する。

## 3. 研究の方法

### (1)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。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。

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  $\theta$  を与えられて静止し、腕も含めて身体が直線上になるよう姿勢を保つ。この時の足置き台角度も  $\theta$  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、 $600\text{mm} \times 600\text{mm}$  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  $\theta$  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  $\theta$  は  $20 \sim 45\text{deg}$ 、まで  $5\text{deg}$  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。

## (2) 大腿四頭筋刺激による膝関節動作解析

Fig.3 に大腿四頭筋を刺激し、膝関節の伸展動作を解析する試験装置を示す。電気刺激を行う足は右足で、大腿四頭筋の刺激電極は、最大動作が得られるように膝先端から正電極位置間長さ  $\beta$ 、正～負電極間長さ  $\alpha$  とし、 $\alpha + \beta$  が大腿長、かつ  $\alpha : \beta = 6 : 2$  となるよう位置を決定している。両刺激電極サイズは  $5.08\text{cm} \times 10.16\text{cm}$  であり、再利用可能な貼り付け式表面電極を用いる。両電極を貼り付けた素足の右足の状態で、被験者は背もたれ付き椅子に腰掛ける。椅子高さは、脱力した状態で右足が床面に接地しないよう調節しておく。なお、左足の下床面高さは、かかとまでゆったりと接地できるようにしておく。膝角度  $\theta$  は、膝関節の回転軸に一致させた 1 方向の回転自由度を持つアルミ製中空軽量シャフトを下腿部と同期して動くよう平行に設置し、先端部の傾斜計から計測を行う。膝角度  $\theta$  から膝関節位置を原点  $O$  とし、下腿重心位置  $D$  を下腿長さ  $L$  より下記式にて算出する。なお、下腿は足部も含めて一体と取扱い、下腿重心位置  $D$  は計算の簡単化のため、下腿長さの中央位置であるとする。

$$D: \begin{cases} x = 0.5L \sin \theta \\ y = 0.5L \cos \theta \end{cases} \quad (1)$$

膝関節トルク  $T$  は、下腿部を 1 リンクの振り子として仮定し、次式より求める。

$$T = I\ddot{\theta} - m\ddot{x}y + m(\dot{y} + g)x \quad (2)$$

ここで、 $g$  は重力加速度で  $9.8\text{m/s}^2$  を用い、下腿の重量  $m$  と慣性モーメント  $I$  は被験者の身長と体重から求めた統計値を用いる。今回の被験者は 2 名の 20 才健康男子である。

今回用いる電気刺激のパルス波形の代表例として、周波数  $f=10\text{Hz}$ 、電流振幅  $Ca=50\text{mA}$  について図 Fig. 3 に示す。電気刺激パルスの発生は、市販されているトレーニング用電気刺激装置を用いる。この刺激パルス発生装置は、パルス幅が  $30\text{ms}$  で固定された矩形波を用い、電気刺激開始時のパルス振幅は時定数  $0.2\text{s}$  にて滑らかに推移し、指定電流振幅へ到達させている。今回我々がパルス波形の試験条件として設定したのは、周波数  $f=10, 50, 77, 100\text{Hz}$  の 4 種類と電流振幅  $Ca=0 \sim 100\text{mA}$  であるが、 $Ca$  の試験範囲は下腿が動作を始めた振幅値から被験者の痛みが限界となる振幅値から決定している。被験者は脚足の力を抜きリラックスした状態で待機し、電気刺激中も力まないようあらかじめ指示しておく。被験者には合図を出さず、電気刺激を開始し刺激時間は 2 秒間とする。各試験間は筋疲労が起らないよう、5 分程度の休憩を挟む。試験終了毎に痛みの主観主観的評価を 10 段階で評価させるが、10 10 の痛みは各被験者において「耐えることが出来ない痛み」として定義する。痛みの主観主観的値について、事前に被験者に良く説

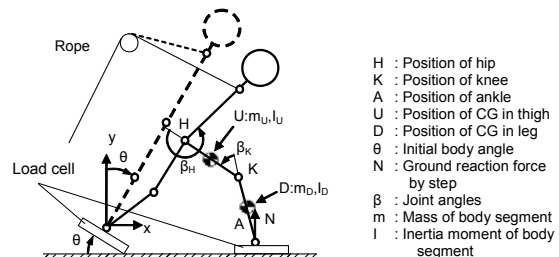


Fig. 2 Model and experiment for fall analysis

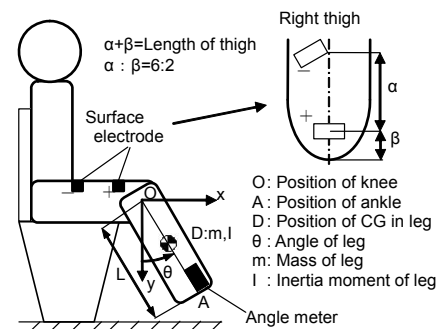


Fig. 3 Experiment for leg electrical stimulation

明を行い、被験者間の程度認識の共通化を図っておくと同時に試験参加に対する同意を得ている。前述したが電気振幅  $Ca$  値は被験者の主観的痛みが最大値の 10 までで行うこととし、安全に十分配慮し試験を行う。

#### 4. 研究成果

##### (1) 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 2 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 3 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。各値のマークは平均値を示し、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.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  $MH$  と  $MK$  について、身体角増加に対する変化挙動を最大トルク  $M_{HM}$ ,  $M_{KM}$  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 4 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、 $t_{KM}$  は 0.05s 程度と小さく、身体角の増加に対して、股関節トルクの実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、股関節トルクの実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

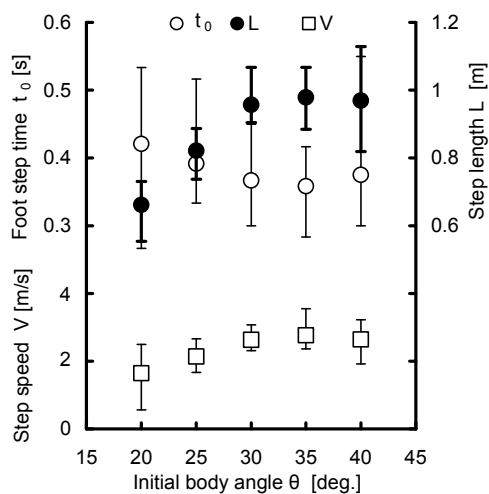


Fig. 4 Foot movement in fall prevention

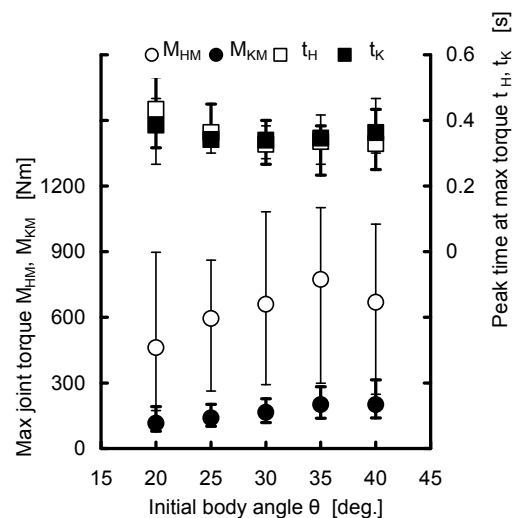


Fig. 5 Joint torque in fall prevention

できる。  
 股関節の最大トルク MHM 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 MKM は 116Nm・201Nm の変化となった。40deg.において、MHM 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 MHM は 772Nm, 最大膝関節トルク MKM 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。

### (2) 主観的な痛覚特性

電気刺激のパルス周波数  $f$ , 振幅  $Ca$  に対する主観的な痛覚特性を Fig. 5 に示す。以後の図中において被験者 B の周波数条件は被験者 A 同様のマーカ形状で表している。図 5 において、被験者 B の黒丸のみが表示されている箇所は被験者 A と同結果であったことを示す。結果から、振幅  $Ca$  の増加に比例して、主観的な痛覚も増加することがわかった。また、周波数の増加に対しては、比例ではなく、反比例傾向になっており、単位時間当たりのパルス数により痛みが増加していくためと考えられる。1つの刺激パルスにより帯電した電荷が 15~30m/s にて電極間の筋繊維上を通過し、筋収縮を促すことからも説明できる。また、 $Ca=25\text{mA}$  以下の刺激振幅値領域では膝関節の動作が見られなかった。これは、刺激振幅  $Ca<25\text{mA}$  の小振幅の領域では、大腿四頭筋の収縮力が小さく、下腿を重力に

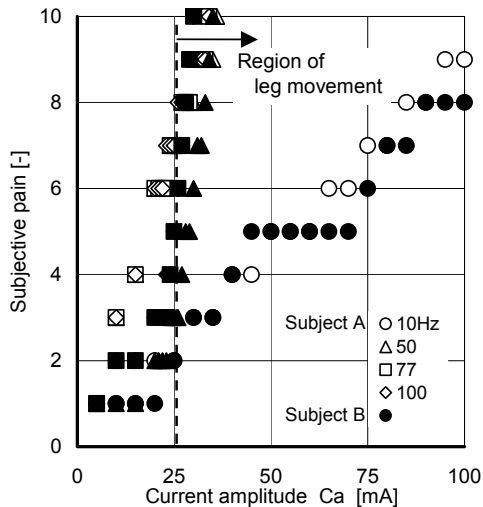


Fig. 6 Subjective pain in electrical stimulation

逆らい動作させることが出来なかったためと考えられる。いずれの周波数においても関節動作が生じたのは、振幅  $Ca=25\text{mA}$  以上の領域であり、その時点で主観的痛覚は 7~8 であった。また、 $f=50\text{Hz}$  以上では 30~35mA で被験者は痛覚の限界を感じたが、 $f=10\text{Hz}$  では痛みが低かった。このとき、明確に下腿が動作したのは  $Ca=35\text{mA}$  を越えた領域であるが、刺激装置の発生振幅最大値  $Ca=100\text{mA}$  まで被験者は痛みに耐えることができた。具体的な痛みの感じとして、被験者の聞き取り調査から、 $f=50, 77, 100\text{Hz}$  の場合は「筋肉が絞られるような痛み」であり、筋収縮が強すぎるために生じていると考えられる。また、 $f=10\text{Hz}$  の場合は「針で刺されるような痛み」とのことであり、電気が神経を刺激するために生じていると考えられる。なお、以上の傾向は被験者によって違いがなく、共通の傾向となっていることがわかった。

### (3) 刺激周波数、振幅に対する膝関節動作特性

最大の膝関節角度  $\theta_m$  についてまとめたものを Fig. 6 に示す。刺激振幅  $Ca$  の増加とともに最大関節角度  $\theta_m$  は増加する傾向であった。周波数  $f=10\text{Hz}$  の  $Ca>50\text{mA}$  における領域では、振幅  $Ca$  に対して最大膝関節角度  $\theta_m$  は徐々に増加するが飽和に近い特性を示すことがわかった。また、被験者 A は被験者 B と比較して、膝関節の動作が大きく得られ、 $f=10\text{Hz}$  では  $Ca>50\text{mA}$  の領域にて 60deg. 以上の動作が確認でき、 $Ca=100\text{mA}$  時においては、73.9deg. の動作角度が得られた。周波数  $f>50\text{Hz}$  の場合では、最大関節動作角度について違いがほぼ見られず、74deg. 程度の最大関節動作角度を  $Ca=30\text{mA}$  程度にて得ている。これは刺激周波数が高いと筋収縮の時間間隔が縮まり、強い筋力が得られやすいためと考えられる。被験者 B においては、被験者 A は

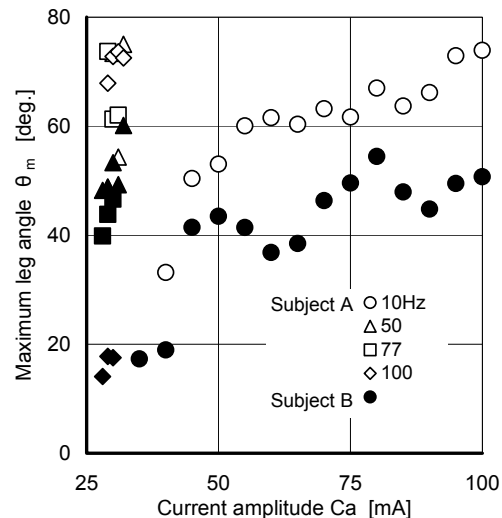


Fig. 7 Maximum leg angle with stimulation

どの動作が得られず最大角度変化  $\theta_m$  は 54deg. 程度であり、主観的痛覚は同じでも、得られる関節動作特性に違いが出ることがわかった。これは、筋の発達状況や身体内の筋位置によって、表面電極を用いた電気刺激に対する筋収縮特性が異なるためと考えられる。

最後に最大膝関節トルク  $T_m$  に関して、まとめたものを Fig. 9 に示す。刺激電流振幅  $Ca$  の増加と共に、最大膝間接トルク  $T_m$  も増加の傾向にあることがわかった。ただし、最大角度  $\theta_m$ 、最大関節角加速度  $m$  と同様に  $f=10\text{Hz}$  の  $T_m$  は、 $Ca>50\text{mA}$  でも微小な増加が得られたが全体として飽和の傾向を示した。被験者 A における  $f=10\text{Hz}$  時の最大  $T_m=5.5\text{Nm}$  は  $Ca=100\text{mA}$  時に得られた。被験者 B の最大  $T_m$  は  $4.3\text{Nm}$  であり、 $Ca=80\text{mA}$  の時であったが、全体として被験者 A 同様  $Ca$  の増加と共に  $T_m$  も増加する傾向にあった。被験者 A で周波数  $f$  の増加させると、低い振幅値  $Ca=30\text{mA}$  程度にて、最大関節トルク  $T_m=5.3\text{Nm}$  程度が得られ、この傾向は  $f=50\text{Hz}$  以上ではほぼ一致していた。被験者 B でも同様の結果であるが、 $T_m=4\text{Nm}$  程度と被験者 A と比較して低い値であった。以上のことから、より大きな関節角度トルクを得るには、周波数  $f$  が低い場合、振幅値  $Ca$  を高くする必要があり、周波数  $f$  が高ければ  $Ca$  は低くても良いことがわかった。

#### (4) 成果のまとめ

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。また、成人被験者 2 名の試験結果から、主観的痛覚と関節動作特性を考慮した結果、初期動作部において振動動作が生じるものの、低周波数で高振幅の電気刺激

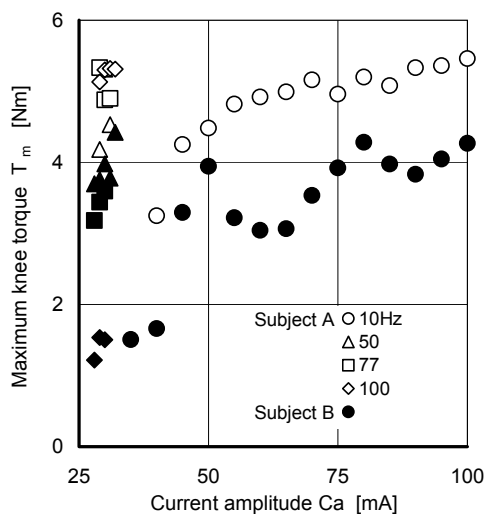


Fig. 8 Maximum knee torque with stimulation

は主観的痛覚が低く、関節動作が優れていた。今回の試験条件では、周波数 10Hz で振幅 70mA 程度が最適であった。

#### 5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文] (計 2 件)

・鈴木立人, 内山寛信, 齋藤洋一, 今岡大策, 倉田純一, 村上佳宏, 寺田直人, 電気刺激を用いた転倒防止装置の基礎的検討, No. 44, pp5-10, 2009

・鈴木立人, 内山寛信, 齋藤洋一, 今岡大策, 倉田純一, 村上佳宏, 寺田直人, 踏み出しによる前方転倒防止挙動の動作解析, 舞鶴高専紀要, No. 44, pp11-16, 2009

[学会発表] (計 2 件)

・今岡大策, 鈴木立人, 内山寛信, 齋藤洋一, 倉田純一, 村上佳広, 運動神経刺激による四肢の動作解析, 福祉工学シンポジウム 2008 講演論文集, pp35-36, 2008

・今岡大策, 鈴木立人, 内山寛信, 齋藤洋一, 倉田純一, 村上佳広, 前方転倒における防止動作の力学解析, 日本機械学会関西支部第 83 期定時総会講演会講演論文集, p4-12, 2008

[図書] (計 0 件)

[産業財産権]

○出願状況 (計 0 件)

○取得状況 (計 0 件)

[その他]

#### 6. 研究組織

##### (1) 研究代表者

鈴木立人 (SUZUKI TATSUTO)

舞鶴工業高等専門学校・機会工学科・講師

研究者番号: 9 0 2 7 0 2 9 8

##### (2) 研究分担者

##### (3) 連携研究者

内山寛信 (UCHIYAMA HIRONOBU)

関西大学・工学部・教授

研究者番号: 4 0 0 6 7 7 0 7

齋藤洋一 (SAITOH YOUICHI)

大阪大学・医学 (系) 研究科 (研究院) ・准教授

研究者番号: 2 0 2 5 2 6 6 1