

電気刺激を用いた転倒防止装置の基礎的検討

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、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・トルクの動特性について解析を行った。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。

キーワード：電気刺激、転倒防止、大腿四頭筋、主観的痛覚、膝関節トルク解析

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り、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ち、自律歩行を支援できる。本装置の検討を行うには、脚部筋の電気刺激時における脚部動特性について知る必要がある。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⁵⁾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⁶⁾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、負担なく下肢リハビリテーションを行える研究⁷⁾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⁹⁾がある。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

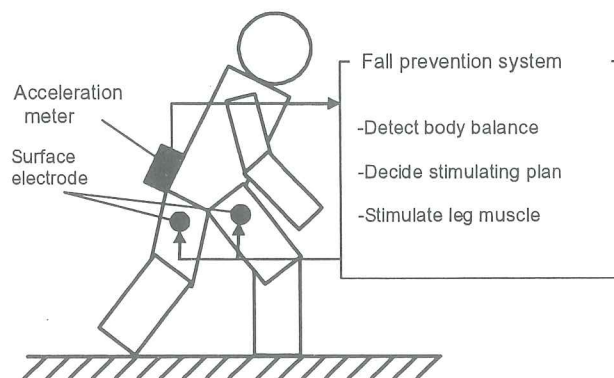


Fig.1 Outline of fall prevention system

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

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⁸⁾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。

2. 脚部運動神経刺激による転倒防止装置の概要

Fig. 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。転倒防止運動を行う方法として、つまずき後の踏み出し足下腿を前方へ出す支援を行うため、大腿四頭筋を刺激し、膝関節の伸展を促進する方法、ハムストリングスを刺激し、軸足側の膝関節屈曲を行い身体角の増加を防止する方法、つま先の踏ん張りを行うため、腓腹筋を刺激し、身体角の増加を防止する方法等が考えられる。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

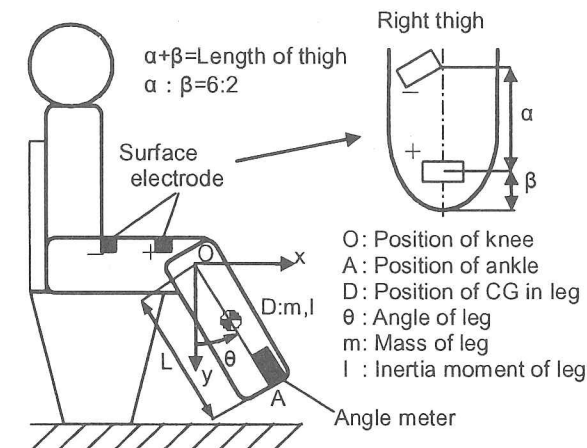


Fig. 2 Experiment for leg electrical stimulation

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運動神経刺激による脚部制御方法について検討を進めているが、本報告は大腿四頭筋の刺激による膝関節動作解析と刺激時の主観的痛覚について報告する。

3. 大腿四頭筋刺激による膝関節動作解析

Fig. 2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 β 、正～負電極間長さ α 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⁹⁾。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、かかとまでゆつたりと接地できるようにしておく。膝角度 θ 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 θ から膝関節位置を原点Oとして、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、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 9.8m/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¹¹⁾を用いる。今回の被験者は2名の20才健康男子で、その身体定数をTable 1に示す。

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 $C_a=50\text{mA}$ についてFig. 3

Table 1 Description of subjects

Subject	A	B	Average
Height [m]	1.70	1.66	1.68
Weight [kg]	56.6	57.5	57.1
Leg length L [m]	0.37	0.33	0.35
Leg weight m [kg]	3.06	3.11	3.09
Leg inertia moment [kgm ²]	35.7	34.8	35.3

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 30ms 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 0.2s 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的評価を 10 段階で評価させるが、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。痛みの主観的値について、事前に被験者に良く説明を行い、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. 電気刺激による主観的痛覚と膝関節動作特性

4.1 膝関節動作の時間挙動

大腿四頭筋の電気刺激に対する膝関節の角度 θ と伸展関節トルク T の時間変化を Fig. 4 に示す。この試験は被験者 A で電気刺激の周波数 $f=10\text{Hz}$ 、振幅値 $Ca=95\text{mA}$ の場合を示す。図中の時間 0s は電気刺激パルスが印加開始時を表しており、膝関節は 0.4s 程度遅れて動作を開始していることがわかる。また、

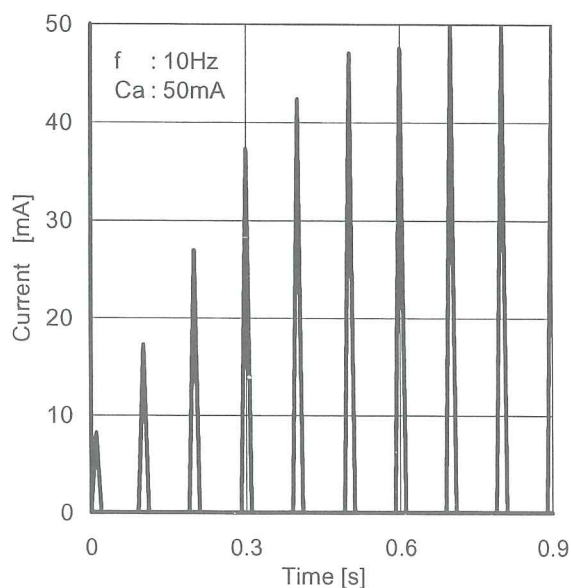


Fig. 3 Pulse waveform for stimulation

動作初期において膝関節の振動が見られ、これは電気パルスの振幅が低い場合、筋収縮の収まりが早く、間欠的な筋収縮となったためと考えられる。パルス振幅が十分増加した 0.6s 以降は、筋収縮が連続して得られており、振動現象は見られていない。計算により得られた膝関節トルク T は図中の太線であるが、関節動作振動時はトルクが発生できていないことから間欠的な筋収縮となる状況が説明できる。また、全体の試験結果から、この振動現象は $f=10\text{Hz}$ のときに発生しており、振動現象を緩和するには周波数の増加、あるいはパルス振幅の増加時定数を小さく設定することが必要であることがわかった。この時の膝関節最大角度は 73.9deg. で、発揮された最大の関節トルクは 5.46Nm であり、動作開始まで時間遅れはあるものの、1s 以内にほぼ水平付近まで下腿が動作していることがわかる。なお、この時の主観的な痛みは 8 であり、かなり痛いと感じていた。

4.2 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とためと考えられる。1つの刺激パルスにより帯電した電荷が $15\sim 30\text{mC}$ にて電極間の筋繊維上を通過し、筋収縮を促す¹⁰⁾ ことから説明できる。また、 $Ca=25\text{mA}$ 以下の刺激振幅値領域

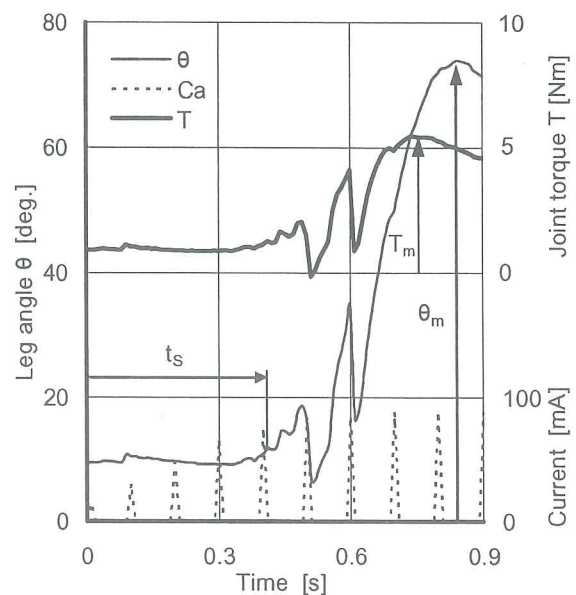


Fig. 4 Leg movement in electrical stimulation

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 $30 \sim 35\text{mA}$ 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。

4. 3 刺激周波数、振幅に対する膝関節動作特性

前項の主観的痛覚の試験から、膝関節の動作解析は、刺激振幅 $Ca = 25\text{mA}$ 以上の膝関節動作領域にて検討する。刺激パルスが印加されてから、膝関節が動作するまでの時間 t_s についてまとめたものを Fig. 6 に示す。 $f = 10\text{Hz}$ の場合、刺激振幅 $Ca > 40\text{mA}$ の領域でパルス印加から $t_s = 0.4\text{s}$ 程度の遅れ時間で膝関節が動作していることがわかる。周波数 f が高い他の条件では t_s の遅れ時間が増加しているが、振幅値 Ca を増加させることにより、被験者 A の 50Hz 以下で遅れ時間 t_s 値を 0.5s 以下に減少させることができた。これは、刺激振幅値が大きいと刺激できる筋繊維の数が増え、関節運動を早めに発生させることが

できると考えられる。しかし、被験者 B においては、 $f = 10\text{Hz}$ 以外のいずれの高い周波数 f において振幅値 Ca を増加させても 1 秒程度の遅れ時間となり、被験者 A 程度に改善することができなかった。以上のことより、振幅値を増加させれば、周波数に寄らず動作遅れ時間を減少させることが可能であるが、被験者において差が生じるため、 $f = 10\text{Hz}$ 程度の低い周波数において振幅値 Ca を 40mA 以上に増加させた方が確実に遅れ時間を低減できることがわかった。

次に最大の膝関節角度 θ_m についてまとめたものを Fig. 7 に示す。刺激振幅 Ca の増加とともに最大関節角度 θ_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 θ_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

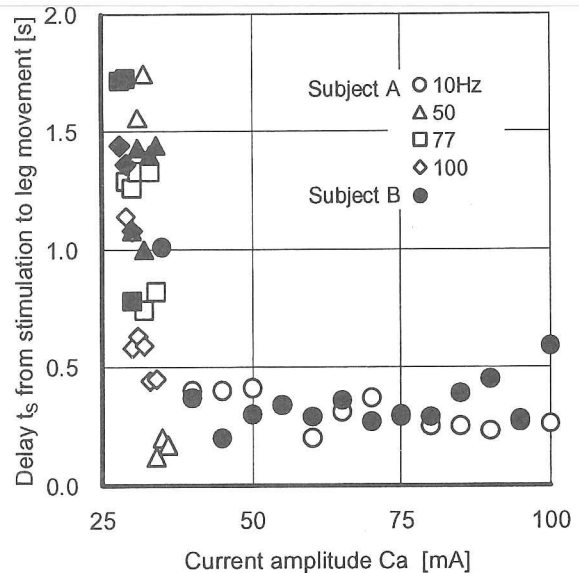


Fig. 6 Delay time of leg movement

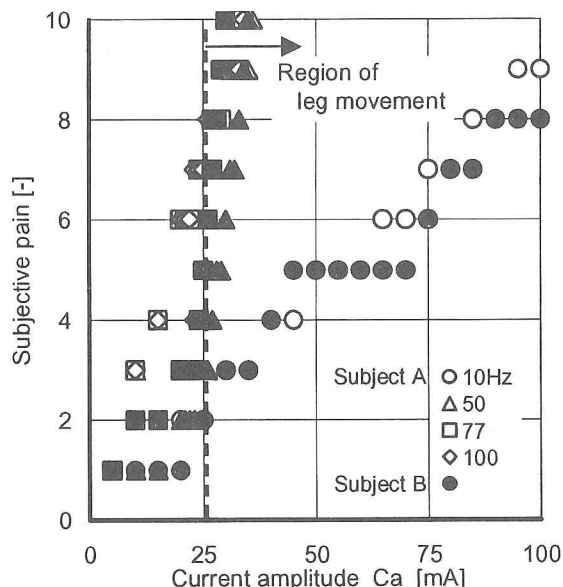


Fig. 5 Subjective pain in electrical stimulator

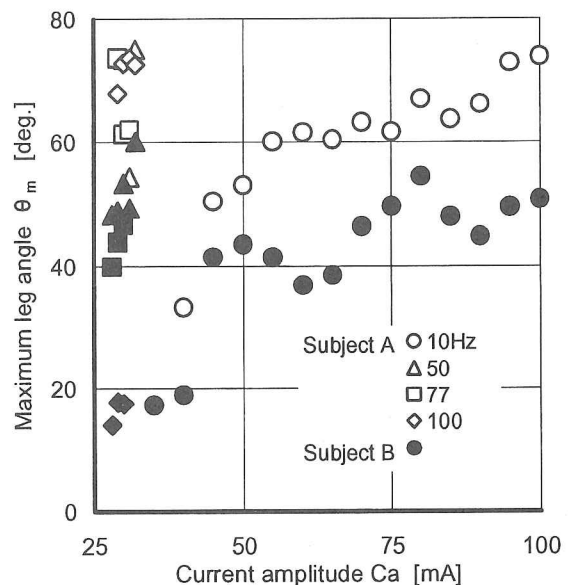


Fig. 7 Maximum leg angle with stimulation

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 ほどの動作が得られず最大角度変化 θ_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ということがわかった。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。

次に膝関節動作について、最大関節角加速度 $\dot{\omega}_m$ についてまとめたものを Fig. 8 に示す。電流振幅 Ca の増加とともに、膝関節動作の最大角加速度は増加する傾向を示しており、これは電流が大きいほど広範囲の筋肉を刺激できるためと考えられる。周波数 $f=10\text{Hz}$ の場合を見ると、最大動作角度 θ_m 同様に $Ca>50\text{mA}$ の領域では、刺激振幅に対する角加速度の増加が飽和の傾向を示しており、被験者 A では約 24rad/s^2 で、被験者 B では約 18rad/s^2 程度の平均値であった。また、周波数 f が増加しても、最大角加速度 $\dot{\omega}_m$ は増加せず、ゆっくりとした動きであることがわかった。膝関節の最大角度 θ_m 、最大角加速度 $\dot{\omega}_m$ を見ると $f=10\text{Hz}$ の場合は電流振幅 Ca を大きく取ることより、他周波数と同等の角度変位を得ることができ、角加速度は2倍以上大きい値を得た。

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 θ_m 、最大関節角加速度 $\dot{\omega}_m$ と同様に $f=10\text{Hz}$ の T_m は、 $Ca>50\text{mA}$ でも微少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 4.3Nm 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。

5. まとめ

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、大腿四頭筋に対する電気刺激について、刺激波形の周波数と振幅に対する主観的痛覚と膝関節動作・トルクの動特性について実験解析を行った。この結果、以下のような結論を得た。

(1)電気刺激の周波数 10Hz においては、振幅 100mA 程度で、主観的痛覚が8程度の「針で刺されるような痛み」が生じたが、他の周波数と比較して、3倍程度の振幅値の刺激が可能であった。 50mA 以上の比較的大きな振幅値による刺激が可能であったため、同条件下の膝関節動作は、被験者によっては、 0.4s 程度の動作遅れ、 73.9deg. の最大動作角度、 24rad/s^2 の最大角加速度、最大関節トルク 5.5Nm を得ることができた。しかし、刺激初期の関節移動において、

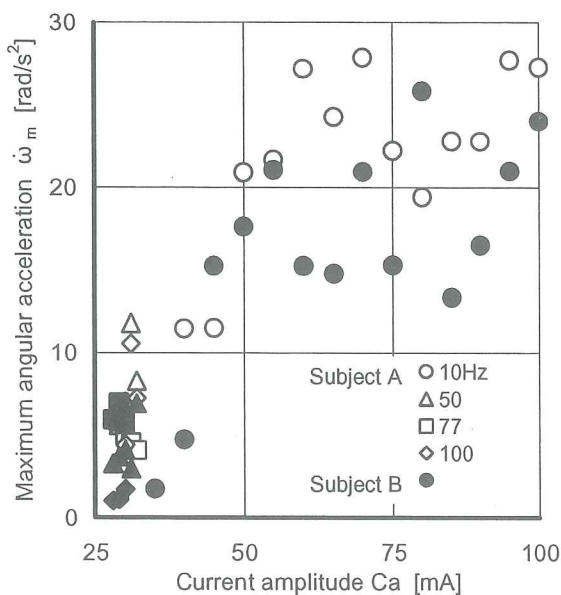


Fig. 8 Maximum leg angular acceleration

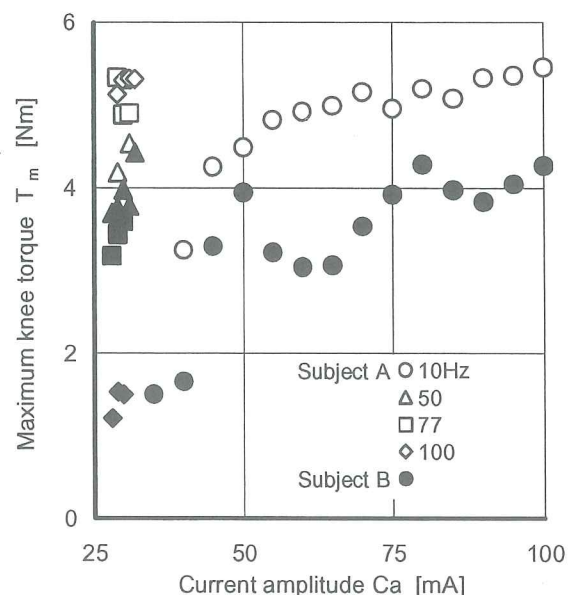


Fig. 9 Maximum knee torque with stimulation

筋収縮が間欠的に発生し, 振動現象が見られた.

(2)電気刺激の周波数 100, 77, 50Hz の高い周波数は 30mA 程度の低い刺激振幅においても主観的痛覚が強くなり, 特に「筋肉が絞られるような痛み」が生じることがわかった. 同条件下の膝関節動作については, 5Nm 程度の高関節トルクを得られるが, 関節動作は角加速度が 8rad/s^2 程度で遅く, 被験者によっては刺激開始から 1s 程度遅れて動作が開始されることがわかった. また, 初期動作における振動動作は発生していなかった.

我々が提案する転倒防止装置を含め, 高齢者等の健常者へ電気筋刺激による手法を応用する場合, 関節動作特性が良好でも, 主観的痛覚が大きい場合は適用することが難しい. よって, 転倒を回避できるだけの関節動作特性と, 電気刺激による主観的痛覚の条件選択が重要である. 今回得た試験結果からは関節動作特性と主観的痛覚を考慮した結果, 適当な条件は刺激周波数 10Hz で電流振幅 70mA 程度であった. ただし, 初期動作で振動現象が残ることより, 関節駆動状況に応じて周波数, 振幅を変化させる手法を検討する必要もあると考えられる.

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, Vol. 19, No. 2, 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, 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, 41-50, 2008

5)A. Kralj and T. Bajd : FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION: STANDING and WALKING after SPINAL CORD INJURY, CRC PRESS, 1989

6)X. Tortolero, K. Masani, C. Maluly and M. R Porovic : Body movement induced by electrical stimulation of toe muscles during standing, Artif Organs, Vol. 32, No. 1, 5-12, 2008

7)吉光一浩, 松垣亨, 永田見生, 名護健, 荻野美佐, 志波直人: 機能的電気刺激とモーターアシストによる下肢駆動車いすの開発, 整形外科と災害外科, Vol. 56, No. 4, 542-545, 2007

8)G. M. Lyons, G. E. Leane, M. Clarke-Moloney, J. V. Brien and P. A. Grace : An investigation of the effect of electrode size and electrode location on comfort during stimulation of the gastrocnemius muscle, Med Eng Phys, Vol. 26, No. 10, 873-878, 2004

9)M. Ferrarin and A. Pedotti, The relationship between electrical stimulus and joint torque: a dynamic model, IEEE Trans Rehabil Eng, Vol. 8, No. 3, 342-352, 2000

10)D. Graupe and K. H. Kohn : FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION For Amubulation by Paraplegics, KRIEGER PUBLISHING, 1994

11)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

Development of fall prevention with electrical stimulation: Pilot study

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 stimulate leg muscle for preventing from. As a first step, we investigate subjective pain, knee joint movement and torque under electrical stimulation of quadriceps with various frequencies and amplitudes. From the results in two subjects, we found the condition of low frequency with high amplitude has good joint movement with low subjective pain. The optimal stimulating frequency is 10Hz and amplitude is around 70mA with deliberation from our results of subjective pain, knee joint movement and torque.

Key words : electrical stimulation, fall prevention, quadriceps, subjective pain, knee joint torque analysis