

移動補助機器開発を目的とした歩行法による上肢負荷の計測

Measurement of arm load by difference of crutch walking to aim development of the mobility device

○ 高村知伸（東京都市大学） 和多田雅哉（東京都市大学）

山田睦雄（流通経済大学）

Tomonobu Takamura, Tokyo City University

Masaya Watada, Tokyo City University

Mutsuo Yamada, Ryutsu Keizai University

Key Words: Walking, Measurement, Arm load

1. 緒言

現在、日本では高齢者が増加し高齢化社会となっている⁽¹⁾。日本の高齢者人口は1985年に1200万人であったが2005年に2500万人に達した。また、日本の全人口における高齢者の割合は過去20年間で10%から20%に増加し少子高齢化が起きている。内閣府によると少子高齢化は今後も進み、高齢者は2035年に3500万人に達し、3人に1人が65歳以上の高齢者になると予測されている。加齢に伴う運動能力の低下を補うため、福祉機器が幅広く開発されており、今後も機器の重要性は増す。中でも高齢者や身体障害者が日常生活の質(QOL: Quality of Life)の向上や、移動や排泄などの日常生活動作(ADL: Activities of Daily Living)を行っていく上で移動機器は重要である。

移動機器には様々な機器が存在する。福祉車両や電動車椅子などの長距離移動補助を目的とした機器や、杖や歩行器といった短距離移動補助を目的とした機器が存在する。特に杖の需要は高い⁽²⁾。杖は高齢者や身体障害者だけではなく、怪我や手術後に一時的に杖を利用する人や、運動能力が低下した高齢者等も利用している。しかし、現状ではいくつかの課題が存在する。

坂道や砂利道等の舗装された平地以外を歩く際に路面状態が原因で転倒を起こす場合や、体全体への負荷が増加してしまうことがある。特に杖を保持する上肢、腕への負荷が増加する。下肢の負荷を軽減する目的で手に杖を持ち利用するため、負荷が腕に集中することになる。よって上肢への負荷を低減することでより安定した歩行が可能になり、QOLの向上が期待できる。

本研究では、現在利用されている杖の問題点のうち、上肢への負荷に着目し、利用者の上肢負荷を低減する杖の開発を目的とする。しかし、上肢負荷に着目した杖歩行に関する研究は皆無であり、機器の開発、評価に必要なデータを得ることができなかった。そこで、上肢負荷を計測するシステムを構築し歩行計測を行う。

本稿では杖を利用した歩行を把握することを目的に計測杖を製作し、上腕筋電を計測することで歩行計測を行う。

2. 計測杖を用いた歩行計測方法

現在一般的に行われている歩行計測は反力板を用いて床からの反力を計測する方法を用いる。しかし、この方法では反力板上を通るように歩行する必要があること、短距離分の計測しか行えないこと等欠点が存在する。そこで、杖を利用した歩行を計測するため本研究では計測杖を製作した。この方法は杖自体に荷重計測機能を付加する事により、自然な歩行方法での杖に加わる荷重計測が可能であ

る。また、反力板を用いる方法と違い、より長距離の歩行計測が可能となる。Fig.1に計測杖を示す。形状は松葉杖を模した。松葉杖は杖の形状の中で利用時に最も荷重が加わる。よって、松葉杖を対象に計測することで他の形状に対応可能と考える。また、利用者の身長の違いに対応するため脇当て、およびグリップの位置を多段階に調整可能にした。

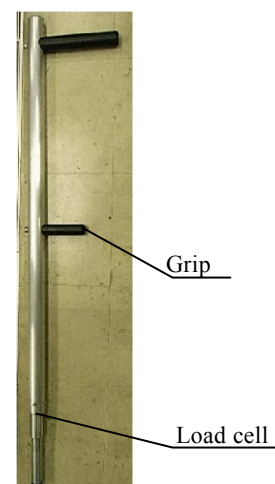


Fig.1 Measurement crutch.

計測杖の荷重計測の方法は石突き部に近い位置にロードセルを取り付けることで行った。Fig.2に計測システムを示す。

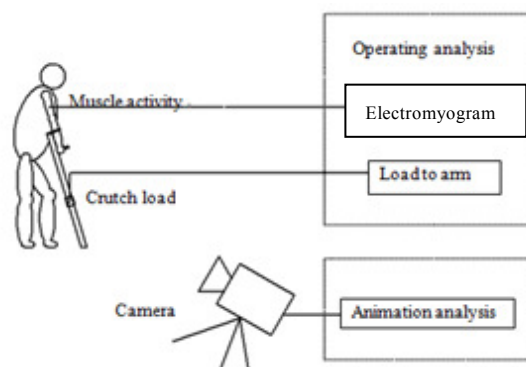


Fig.2 measurement system

計測杖からの杖加重の時間変化を計測し、また、計測時の状態をビデオ録画した。カメラの設置位置は杖の前後方

向への荷重変化が杖を利用した歩行の重要な要素と考え、被験者の横から杖の角度変化を記録した。また、上肢への負荷を筋発揮から検討するため、上腕二頭筋、上腕三頭筋の筋電位を計測した。

3. 歩行計測システムの機能評価

3-1 計測杖の機能評価

製作した計測杖を用いて実際に杖歩行を行い計測機能の評価を行った。Table.1 に計測条件を示す。

Table.1 measurement condition of measurement crutch test

Item	Specifics
Subject	Healthy people
Distance	4m
Crutch	Measurement crutch
walk	Two motion
Affected side	Left
Crutch side	Right

被験者は健康な男子学生の協力を得て行った。歩行方法は松葉杖を利用した時に多く利用される二動作歩行を用い、患足を左足とし、計測杖を利用して歩行した。また、今回の計測では過去に松葉杖を利用する怪我したものはいなかった。Fig.3 に計測結果を示す。

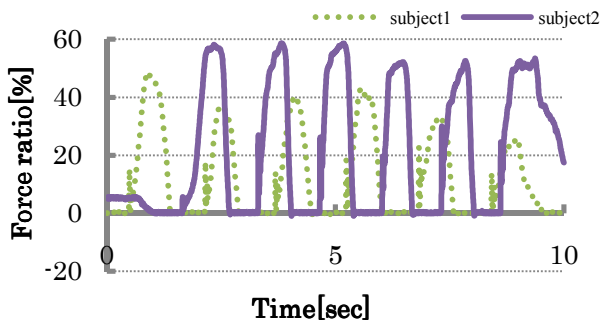


Fig.3 Rate of force change in crutch walking

被験者ごとの荷重率の差は大きい。荷重率とは杖に加わる荷重を被験者の体重で除算したものである。最大荷重率の項目では30%から60%と大きな幅が存在する。実際の医療現場では30%程度から50%程度の荷重が杖に加わるように指示している。しかし、日常的に杖を利用しないものは患足の負荷を減らすため、杖により多くの負荷を加えていることが分かる。

3-2 筋電計測

計測杖による上肢負荷計測と同時に上腕二頭筋、上腕三頭筋の筋電位の計測を行った。計測はまず、各筋肉が随意最大筋力時に発生する最大筋電位を計測する。その後、実際に歩行計測を行い、実測値を最大筋電位で除算した%MVCとして算出し評価を行った。実験条件を Table2 に示す。

Table.2 Measurement condition of myopotential

Item	Specifics
Measurement region	biceps, triceps
number of times	twice
walking behavior	Two motion
types	crutch lofstland crutch measurement crutch

上腕筋電位を用いた計測ではまず、計測杖と同様の利用方法を行う松葉杖、ロフトランド杖の筋電位の計測を行った。同様に計測杖での計測を行うことで、計測杖利用時の上肢への負荷と一般的に杖を比較した。Fig.4 に各杖利用時の筋電を示す。

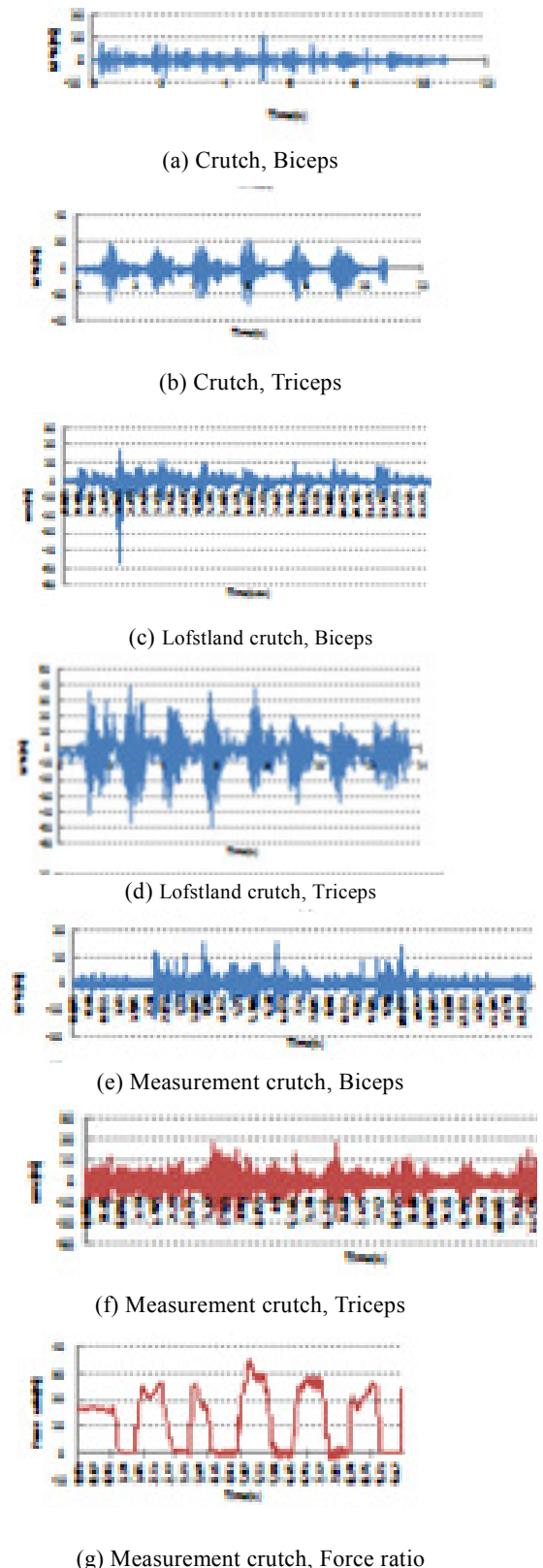


Fig.4 test measurement of myopotential and Force ratio

計測結果より各杖利用時において約60Hz以上の帯域において一定の規則性が確認できた。これは、特に上腕三頭筋において顕著に表れている。ビデオや計測杖の計測データよりこの筋電位が活発に発生している状態は杖が地面に接地しているときに起きている。杖が地面に接地し、杖に体重を預ける際に転倒しないように腕で免荷した体重を保持しているためだと考えられる。地面に杖を押しつけるために、より大きな筋発揮が起きている。また、杖を持ち上げるタイミングで上腕三頭筋が筋発揮をしていることが分かる。

計測杖と実際の松葉杖や、ロフトランド杖と比較した際により大きな負荷が加わっていると考えられる。普通の杖と比較し、常時筋発揮が起きていることからわかる。原因としては計測杖の高さ調節が十分ではなく、実際の杖より多少低いことが原因の一つとして考えられる。また、一般的な松葉杖の重さが1kg程度なのだが、計測杖は2.8kgとおよそ3倍の重量を有していることにより、重さが上肢への負荷となっていることが考えられる。よって、今後軽量化を図り実際の杖に近い感覚に似せる必要があると考えられる。しかし、筋発揮の特徴は通常の杖と同様のものが観測できている為、この計測杖を用いて歩行方法と杖荷重、上腕筋電の変化を計測し、検討を行う。

4. 歩行方法による上肢負荷の変化計測

4-1 歩行方法による杖荷重の違い

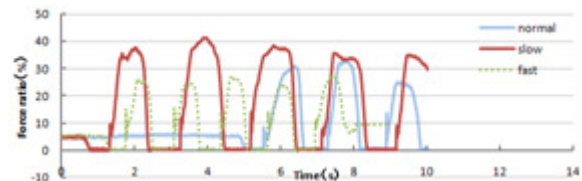
被験者の実際の歩行を基に条件を設定し、歩行計測を行った。まず、歩行を決定する要因について検討したところ歩行テンポと歩幅が歩行速度及び歩行全体を決定する大きな要因であることがわかった。そこで、計測杖の身を利用し歩行方法による、上肢負荷の違いを計測した。Table.3に計測条件を示す。Fig.5に計測結果を示す。

Table.3 Measurement condition of force ratio which depends on the difference of the walking method

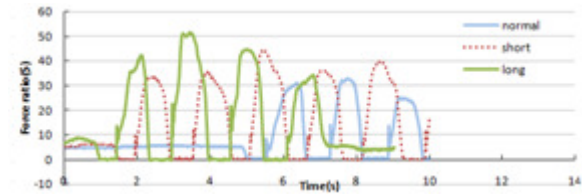
Item	Specifics		
Subject	Healthy people		
Distance	4m		
Crutch	Measurement crutch		
walk	Two motion		
Affected side	Left		
Crutch side	Right		
pace(step/min)	30	38	45
length of stride(mm)	300	500	700

両被験者ともに同様の特徴を得ることができた。まず、歩行テンポにおいては、テンポが遅い時により負荷が増えていることがわかった。これは、歩行時の杖接地時間が長くなることにより、接地状態を維持するために、杖を地面に押しつけ状態を維持する必要が生まれたため発生したと考えられる。

また、歩幅を変更した場合、歩幅が広い時に杖の荷重が増加していることが分かる。これは歩幅が伸びたことで、1歩あたりの前進量が増加し、それに伴い重心移動が長距離になった為である。長距離の重心移動により体重を杖に預けることでバランスを維持していることが原因だと考えられる。本研究では高齢者を機器利用の主な対象にしている。高齢者の場合、歩行速度の調整は歩幅ではなく歩数で行う



(a) Force ratio by difference of walking pace



(b) Force ratio by difference of length of stride

Fig.5 Result of force ratio by difference of walking method

と一般的に言われている。また、実際には高齢者の歩行速度は若者の歩行速度に比べて遅い。よって、高齢者を対象と考えた時、小さい歩幅と、遅いテンポを考慮することでより高齢者の歩行状態を知ることが可能であると考えられる。

4.2 歩行方法の違いによる上肢負荷の計測

前章での結果を基により高齢者の歩行状態に近い歩行を計測する。Table.4に計測条件を示す。この実験では前章で別々に行った条件の変化を組み合わせることでより高齢者の歩行に近い歩行を実現した。また、上腕の筋電位を計測することでより、より正確な上肢負荷を計測可能にした。また、定常状態の歩行を計測するために歩きだし3歩目以降を計測した。そして、筋電と計測杖の結果をより近付けるために同一スタッフにより計測機器の取り扱いを行った。Fig.6に計測結果を示す。

Table.4 Measurement condition of arm load which depends on the difference of the walking method

Item	Specifics	
Subject	Healthy people	
Distance	4m	
Crutch	Measurement crutch	
walk	Two motion	
Affected side	Left	
Crutch side	Right	
pace(step/min)	30	38
length of stride(mm)	300	500

計測結果よりテンポを遅くした場合に最大荷重が大きく上昇していることが分かる。この現象は被験者1において特に顕著に表れている。この結果より実際に機器を製作する際はロードセル等から接地のタイミングを計りその結果より歩行のテンポを生成し、通常歩行時と同様の負荷が上肢に伝わるようにすることでより長時間利用できる杖を開発することができると考えられる。

本計測時に被験者1にのみにおいて低周波域での周期性が確認できた。Fig.7, Fig.8に普通歩行時と高齢者歩行時の筋電波形を示す。

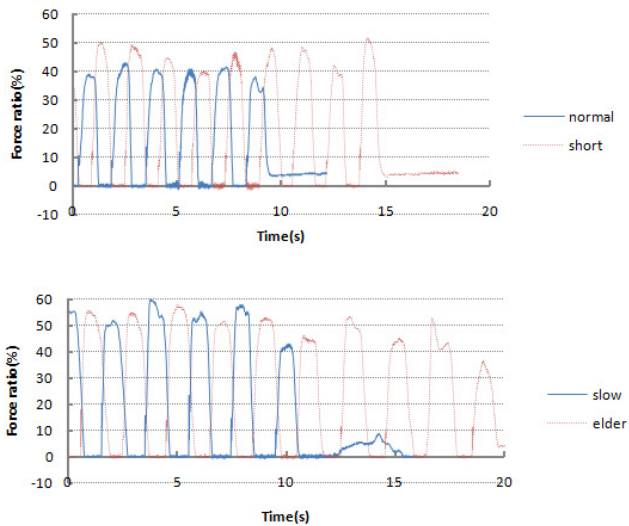
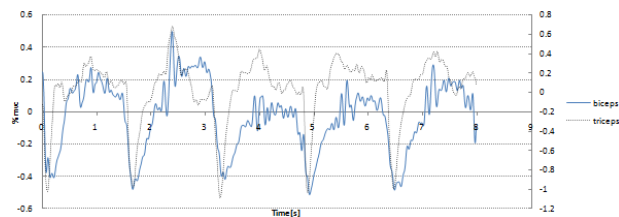
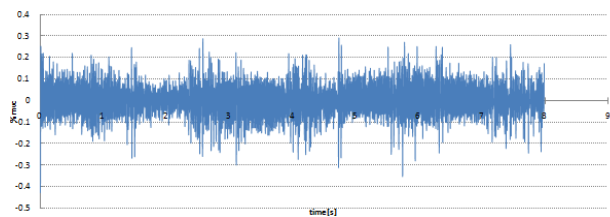


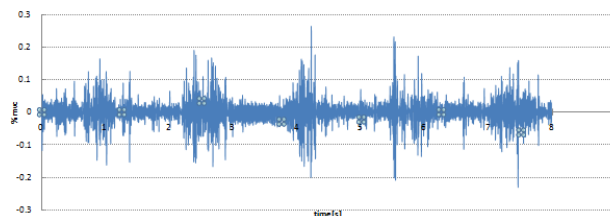
Fig.6 Result of arm load by difference of walking method



(a) Low pass filtered myopotential



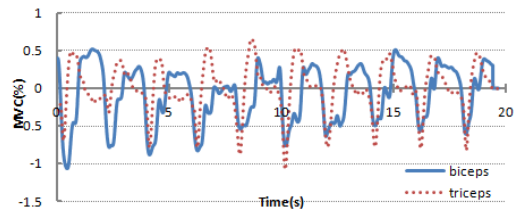
(b)High pass filtered biceps



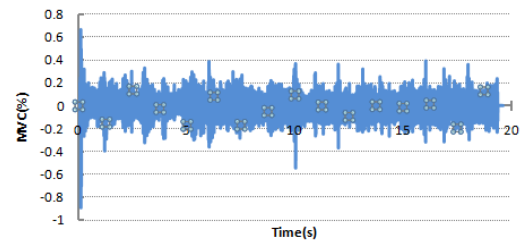
(c) High pass filtered triceps

Fig.7 myopotential of normal walking

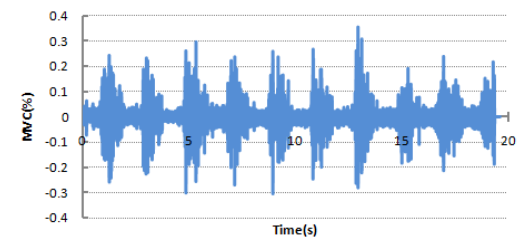
このような規則性が確認できた理由については幾つかの要因が考えられる。一つはこの被験者が無意識のうちに一定のリズムをもって歩行していたことが考えられる。また、第二の要因として、この被験者が他の被験者により、実際の杖利用者を再現することができた可能性である。第二の可能性が確実となればより杖荷重と筋電位の関係性は強固なものとなり、杖荷重を計測することで筋電位を計測することと同様の筋発揮の推測が可能になると考えられる。そのため、今後より一層の被験者人数の増加を行う必要がある。また、歩行テンポの変化をより細かく計測することで付加増減の条件をより明確にし、負荷低減を行っていく必要があると考えられる。



(a) Low pass filtered myopotential



(b)High pass filtered biceps



(c) High pass filtered triceps

Fig.8 myopotential of elder walking

5. 結言

本稿では上肢負荷低減を目的とした移動補助機器開発の為、杖歩行の計測を行った。計測杖と上腕筋電位を計測することで上肢への負荷を計測することが可能となった。計測杖では杖に加わる荷重を実際の歩行と同期した形で上肢負荷を計測できた。しかし、筋電位での結果からこの計測杖が通常の杖より被験者に負荷を与えていることが分かった。

また、歩行の形成の要因としてテンポと歩幅に着目した。その結果、歩幅が広い場合とテンポが遅い時に負荷の増大が確認できた。高齢者の歩行の場合歩幅は小さく、テンポが遅くなることが考えられるため、より高齢者の歩行に近い条件で計測を行った。結果、歩行テンポを変化したときの負荷の変化は高齢者の歩行条件により近付けた時と変化の差があまりない。よって高齢者の歩行においてはテンポが遅い時の負荷を一般的な歩行速度の時の負荷まで減らすことでより快適な歩行を実現できると考えられる。また、一部被験者に確認できた1Hz程度の周期性から、上肢の筋発揮を杖にロードセルを取り付けることで計測できる可能性が示唆された。の変化今後はより、多くのサンプルを取ることで、実際の高齢者の歩行を把握し、実際に移動補助機器の開発を行っていく。

参考文献

- (1) 内閣府, 平成 21 年度高齢社会白書,2009.
- (2) 厚生労働省, 平成 18 年度障害者実態調査,2006.
- (3)高村知伸, 和多田雅哉, 山田睦雄, “杖型移動補助機器開発を目的とした杖歩行の計測” MAGDA カンファレンス, Vol.18, pp.317-320(2009)