

高齢者対応型義足システムの開発研究

Development of Prosthetic System for Elderly Amputees

北山一郎 中川昭夫 小西克浩

KITAYAMA Ichiro, NAKAGAWA Akio, KONISHI Katuhiro

菊池 陽 弘田和史 奈良篤史 西原一嘉 (大阪電気通信大学)

KIKUTI Akira, HIROTA Kazushi, NARA Atushi, NISHIHARA Kazuyoshi

(Osaka Electro-communication University)

キーワード: 義足、高齢切断者、階段下り歩行、
坂道下り歩行

Keywords: Prostheses, Elderly amputees,
Descend stairs, Descend slope

Abstract:

Elderly amputees are increasing in accordance with increase of elderly persons. Almost all of them are decreasing physical and/or mental functions, as well as some of them have severely disability by diseases those are for example diabetics and other vascular diseases.

We aim to develop new prosthetic systems which provide stable and comfortable walking for those elderly amputees. First of all, we have an interview with 10 registered prosthetists and 20 amputees.

Key words are,

- (1) wearing a socket,
- (2) upper limb function,
- (3) knee stability,
- (4) light weight,
- (5) training,
- (6) locking knee joint,
- (7) descending stairs,
- (8) descending a slope.

In this year, we investigate down stairs walking, slope descending and others in order to have basic function of a knee joint to provide stable walking to amputees.

And we develop a knee control system which is used EMG control to have a stable walking for amputees.

1 はじめに

高齢化が進む中、切断者数の分布においても高齢者の増加が見られるようになってきた。切断者の高齢化においては、高齢による機能低下ばかりでなく、糖尿病のような血行障害を有する人もあり、この場合、残された機能（残存機能）の低下が著しい場合も少なくない。

本研究では、機能が低下した下肢切断者に対し、残された身体機能への負担を減らし、安全に歩行できることを重視した義足システムの開発を目指し、研究を実施した。

(1) 面談調査の分析

坂道の下り、階段の下りが特に危険であること、高齢になると固定膝を使用せざるを得ない現状があることなどが分かった。

(2) 下腿切断者による坂道等の歩行分析

下腿切断の歩行を分析することで、坂道や階段における義足膝継手に要求される機能（膝に求められる抵抗力など）を抽出した。

(3) 筋電による義足随意制御の可能性

インテリジェント大腿義足の機能向上を目指し、筋電を用いて義足膝継手の随意制御が可能かどうかを調べた。筋電の発火に応じて、LEDが点灯する装置を製作した。

2 面談調査から得られた課題

前年度実施した、10名の義肢装具士および20名の義足使用者への面談調査の結果、高齢者に対応する義足システム開発のためのキーワードは次のようになる。

(1) ソケットと装着システム

本来、高齢化とともにソケットの適合性が求められるが、装着するための機能の低下から、ソケッ

トの適合性が下がるか、高い適合性が得にくいソケットしか使用できない状況にある。使用者が義足を使用しやすくする工夫を必要とする。これには、ドレーニングスリーブのようなソケット装着のための用具が有効と考えられる。

(2) 軽量で耐久性に優れた固定膝機構

膝折れを防止するためには、固定膝が有効である。現状の固定膝は軽量であるが、“がた”が生じやすいという意見も多いので、この点が開発要素である。いわゆるラチェット式以外では、油圧機構を用いた強いyielding機能を有する機構などが考えられる。

(3) 現行の義足の高機能化

高齢になっても現状の義足を長く装着していたという意見が多い。現状インテリジェント大腿義足(IP)などの遊動膝継手の使用者が多いことなどから、これらの義足の高機能化を実現することで、高齢になっても続けて使用できるものになると考えられる。高機能化の第一は安全性の向上である。このための新たなシステムは重要な開発要素である。開発を進めてきた足部連動型義足や本研究で進めた筋電義足などがこの答えとなり得ると考える。

(4) 階段やスロープなどへの対応

義足使用者は、階段の下りと坂道の下りに関して、多くの人が危険であることを認識して、注意して歩行を行っている。このことは、上記(3)の義足の高機能化とも一致するが、今後の義足開発のポイントであると考えられる。本研究では、この点に注目し、将来の義足開発に活用できるように、これらの歩行条件において、義足膝継手に要求される機能(仕様)を得るために歩行分析を行った。

3 下腿切断者による坂道等の歩行分析

3.1 膝継手に要求される機能について

多くの義足使用者特に高齢者は、○階段の下り、○坂道の下り、あるいは○不整地(砂場、傾斜路など)の歩行に不安を感じており、手すりなどにつかまりながら歩行したりしているのが現状である。健常者のように足を交互に出しながら階段などを下ることができる膝継手を求める義足使用者は多く(一部の義足使用者な現行の義足でも可能であるが)、安全かつスムーズに階段・坂道を下ることができる膝継手の開発が大きな課題となっている。本節では、下腿義足使用者により、大腿義足膝継手に要求される機能(仕様)を得るために歩行分析を行った。

健常者の歩行分析ではなく下腿義足使用者の歩行を分析したのは、下腿義足使用者では膝関節以外は、大腿切断者と同様に義肢部品を使用しているため、

膝継手の機能を調べるには下腿義足使用者が適すると考えたからである。下腿義足の分析から大腿義足の機能を調べた研究は非常に少ないと考えられる。

3.2 歩行分析

3.2.1 測定方法

測定装置を図1に示す。測定は、パイロンロードセルによる6分力、フレキシブルゴニオメーターによる膝関節の屈曲角度、および立脚相の状況を測定する踵とつま先に設置したフットスイッチである。

被験者は、高活動の28才男性、左中断端、体重56kg、身長164cm、足部はエネルギー蓄積足部を使用している。

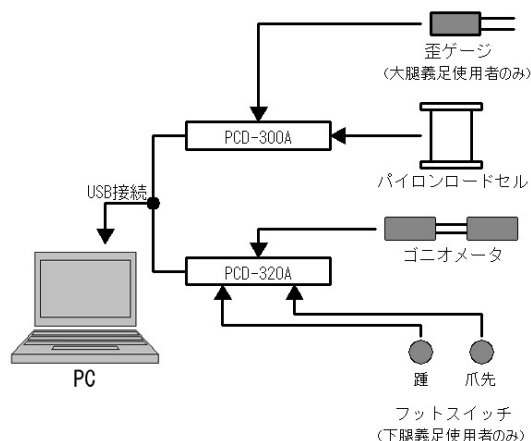


図1 測定装置

Fig.1 Measuring system

3.2.2 歩行条件

歩行条件は、次のとおりである。

○平地歩行、○坂道の下り歩行(1/12、1/8、1/6)(図2)、○階段下り歩行(図3)、○砂利道(図4)、○砂地での歩行(図5)

坂道下り歩行は、本論文では1/8の結果のみを示す。

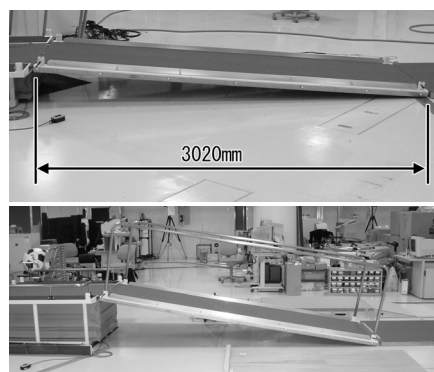


図2 坂道

Fig.2 Ramp

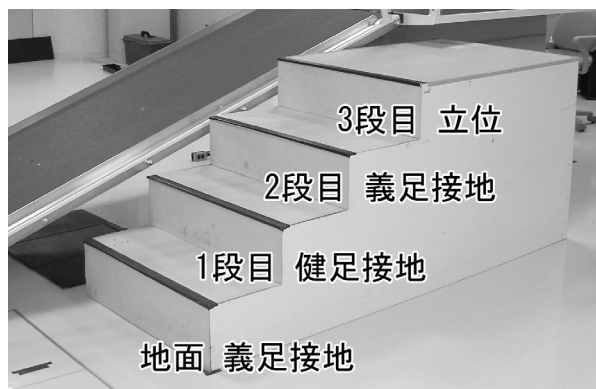


図3 階段
Fig.3 Stairs



図4 砂利道
Fig.4 Graveled road



図5 砂地
Fig.5 Sandy place

3.2.3 測定結果

(1) 平地歩行

歩行平地歩行での結果として早足（本人の意識として、Fast）の時の、荷重線図を図6に示す。また、ここでは、インテリジェント大腿義足(IP：空圧シリンダ)、Catech(ブラッチフォード社：油圧シリンダ)膝継手でのFast時の歩行例を図7示す。

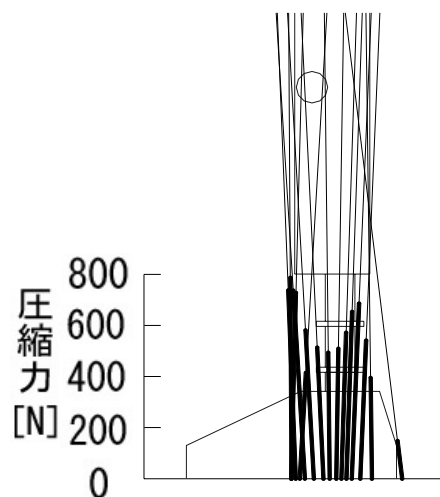


図6 平地歩行(Fast)の荷重線図：下腿
Fig.6 Vectors in level fast walking: Transtibial

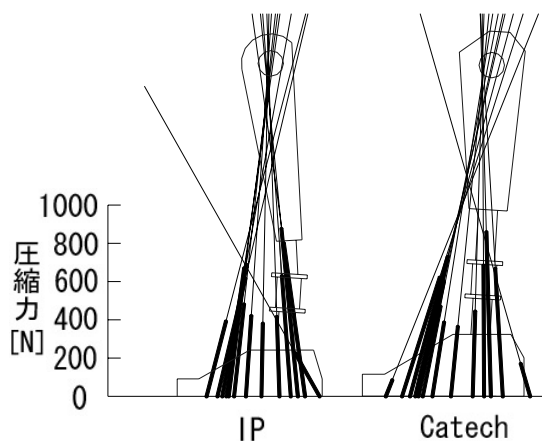


図7 平地歩行(Fast)の荷重線図：大腿
Fig.7 Vectors in fast level walking: transfemoral

また、立脚相時の膝関節モーメントを図8に示す。同じ身体条件と歩行条件等の場合、この膝関節モーメントが得られることが大腿義足での膝継手の理想的な状況となる。

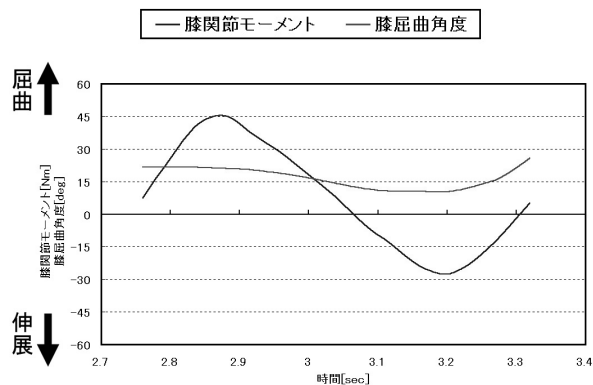


図8 平地歩行(Fast)での膝関節モーメント
Fig.8 Moment in fast level walking

(2) 坂道の下り（傾斜 1/8）

坂道の下り（1/8）時での荷重線図を図 9 に示す。

また、立脚相時の膝関節モーメントを図 10 に、また比較のために 1/12 での同モーメントも図 11 に示す。

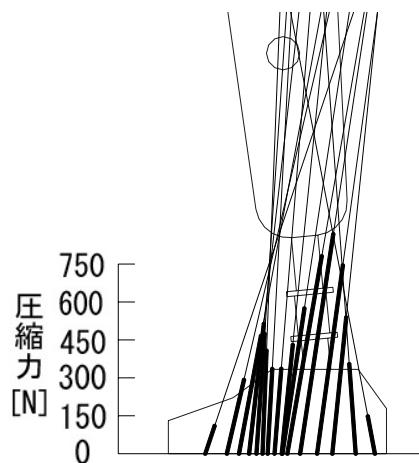


図 9 坂道下り歩行での荷重線図
Fig.9 Vectors in descending ramp walking

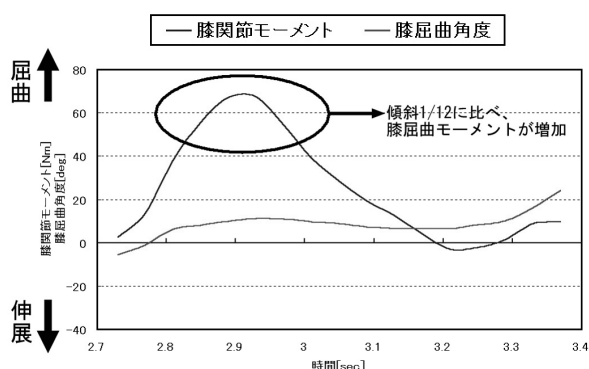


図 10 坂道下り歩行での膝関節モーメント (1/8)
Fig.10 Moment descending ramp walking (1/8)

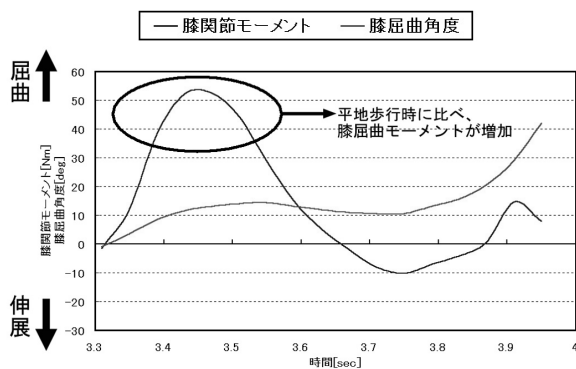


図 11 歩行 (Fast) での膝関節モーメント (1/12)
Fig.11 Moment in fast level walking (1/12)

(3) 階段下り歩行

階段の下り歩行における荷重線図（図 12）、立脚相時のモーメント（図 13）を示す。

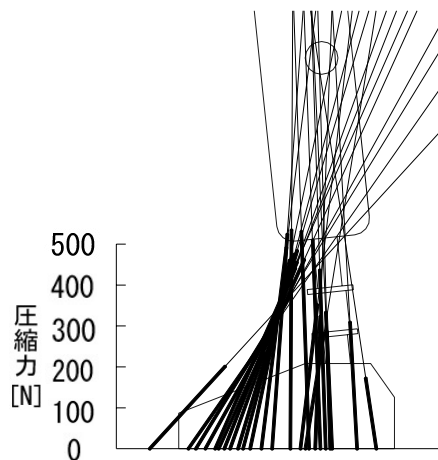


図 12 階段下り歩行での膝関節モーメント
Fig.12 Vectors in descending stairs walking

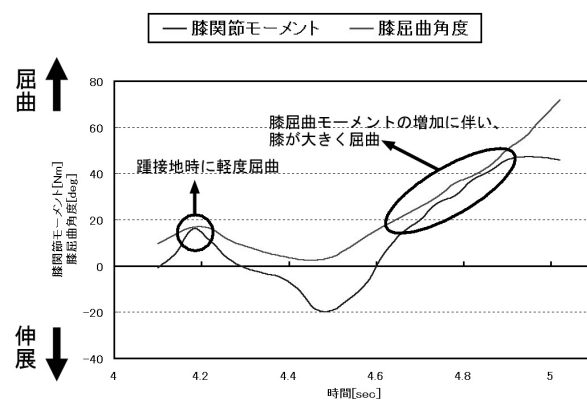


図 13 階段下り歩行での膝関節モーメント
Fig.13 Moment in descending stairs walking

(4) 砂利道および砂地での歩行分析

砂利道での立脚相時の膝関節モーメント（図 14）と同砂地での結果（図 15）を示す。

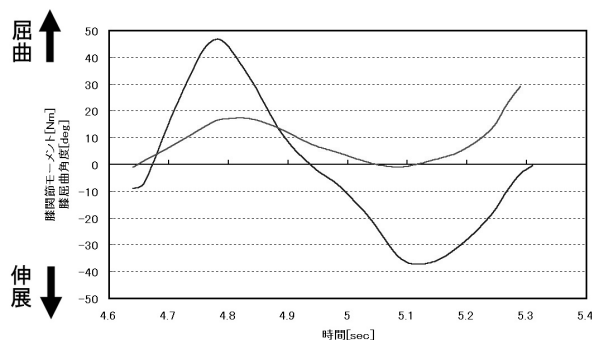


図 14 砂利道歩行での膝関節モーメント
Fig.14 Moment in graveled road walking

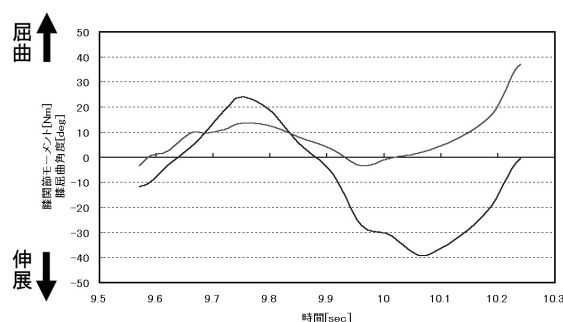


図 15 砂地歩行での膝関節モーメント
Fig.15 Moment in sandy place walking

3.2.4 考察

様々な歩行条件において、膝関節のモーメントの屈曲方向の最大値を図 16 にまとめた。

これによると、坂道の傾斜 (1/8) で最も大きな値が得られている。このことは、義足使用者の多くが坂道の下りが最も膝折れの危険があり怖いという意見と一致している。また、1/12 と 1/8 を比較すると 1/8 の方が大きいことから、モーメントの値は屈曲角度が大きくなるほど値が大きくなるものと考えられる。砂地で値が小さいのは足を踏ん張ることができないためと思われる。被験者も砂地ではうまく体重をのせることができないという意見であった。

このような実験結果から、義足膝継手に Yielding 機能 (体重をかけながらゆっくり膝を曲げる機能) を負荷するには、被験者体重 56kg において、約 50Nm 前後の屈曲抵抗を有するのが適するのではないかと考える。これより大きい値、たとえば 70Nm 以上の屈曲抵抗を有するとなると、膝はほとんど曲げることができず、階段などは下りにくいと思われる。また、30Nm 以下では、急激に Yielding が発生し、転倒することも考えられる。体重には依存すると考えられるが、義足膝継手は 40~60Nm (義足の仕様) の屈曲抵抗モーメントを有するのが適すると思われる。

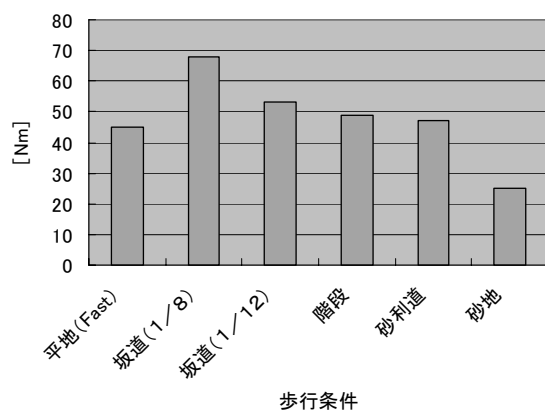


図 16 各歩行条件における最大屈曲モーメント
Fig.16 Maximum knee flexion moments

4 筋電による義足随意制御の可能性

4.1 概要

当所において研究がスタートしたインテリジェント大腿義足 (IP) は、(株) ナブコ等メーカーの開発を経て国内外で広く普及するに至っている。IP は義足歩行での遊脚相の自動的なコントロールを実現したもので、遊脚相制御に関しては多くの膝継手が開発されている現状においても高い機能を有しているものと考えられる。当研究所および大学では、この IP の特長を生かしさらに高い機能を実現するため、立脚相での安定性を高めるための様々な機構の開発を実施している。その結果として、立脚相での安定機構を組み込んだ義足の開発を現在行っている。ここでは、IP の遊脚相制御と同様に自動的に立脚相制御を行うことを目指したものと、使用者の意志でいわゆる“随意”に制御することを目指したもののいう 2 つ方向で開発を進めている。本研究は、後者の研究を進める上での基礎的な実験分析である。

本節では、使用者の意志どおりに膝継手をコントロールできる随意制御大腿義足の開発を目指し、筋電による制御の可能性について歩行実験をもとに検討を行った。

4.2 方法

断端の表面筋電による義足膝継手の制御の可能性を見るため、次の手順でデータを取得し分析する。

- (1) 大腿義足使用者の断端の前 (大腿四頭筋) 後 (ハムストリングス) に電極を貼付した状態で、使用者はソケットを装着する。
- (2) 立脚相のつま先荷重状態と踵荷重状態を得るためのフットスイッチを取り付ける。
- (3) また、膝の屈曲角度を測定するため図 17 に示すゴニオメーター (Penny+Giles 社) を取り付ける。
- (4) Slow, Normal, Fast (使用者の感覚) 歩行の際のデータを取得する。このとき通常歩行と膝折れしないように意識した歩行の 2 種類の歩行を行う。
- (5) 義足を浮かした状態で使用者は筋肉を活動させ、このときの筋電を取得する。

ナブコ社製筋電アンプ NB6201HS, 絶縁アンプ NB6202HS, 全波整流平滑化 IC: NB6203HS により、筋電位 (EMG) と増幅された筋電信号の振幅に比例した信号 (積分筋電図: IEMG) の 2 種類のデータを 200Hz でサンプリングする。増幅率 G は 8583 とした。これらの IC を 4 ch 分パックした筐体を図 18 に示す。被験者は、31 才男性で、現在まで IP や 3R80 (オットーボック社) などの膝継手を使用し、現在 Catech 内蔵の義足を使用している。今回の実験もこの義足でデ

ータを取得した。



図 17 ゴニオメーター
Fig. 17 Goniometer

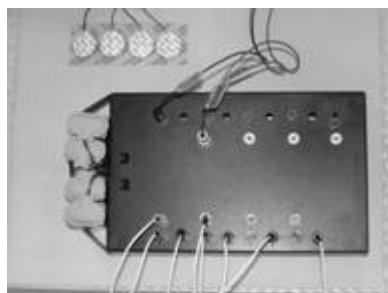


図 18 筋電測定ユニット
Fig. 18 EMG measuring unit

4.3 実験結果

歩行中の EMG、IEMG、膝屈曲角度、フットスイッチのデータを同時に測定した。Normal、Fast の歩行時のデータを図 20 に示す。同様の歩行において断端の筋活動を活発にした時の測定値を図 20 に示す。また健足立ちで筋を活動させた時、および膝を上げて空間に浮かした状態で筋を活動させた時の測定値を図 20 に示す。筋電は、各歩行速度とも大腿四頭筋、ハムストリングとも、踵設置時と遊脚相スタート時の 2 カ所で主に高い値が得られている。また、これらの傾向は、歩行速度が増加すると大きくなる。結果には記していないが、Slow では筋電の値が小さく筋活動が少ないことが推測できる。また、同じ歩行でも、断端に力を入れて筋活動を活発にした歩行では、当然のことではあるが高い筋電が得られている。

4.4 考察

大腿四頭筋、ハムストリングスは、ほぼ同期した値が得られている。これは、切断術においてこれらの筋が直結するかたちで縫合されるためと考えている。これらのデータにおいて、例えば IEMG のある閾値で膝屈曲抵抗をオンオフするようなことで筋電による膝制御が可能と考える。本システムの最も大きな課題は、遊脚相において膝がオン（ロック）されることであるが、立脚相後半から遊脚相前半までは、筋電による膝ロックはできないというアルゴリズムにすれば、それ以外では随意に膝制御ができるものと考えられる。

5 おわりに

本研究では、高齢者に対応する義足システムの開発を目指し、○課題を抽出するための面談調査、と分析、○坂道、階段、不整地での歩行分析およびそ

れらからの義足膝継手の機能の検討、○筋電を用いた随意制御義足の可能性の検討、を実施した。今回の研究で、大腿義足膝継手で必要な屈曲抵抗の値が得られたものと考えられる。また、使用者の安全性を高めるため、IP を活用した随意制御義足の開発の手がかりを筋電の分析により得ることができたと考える。

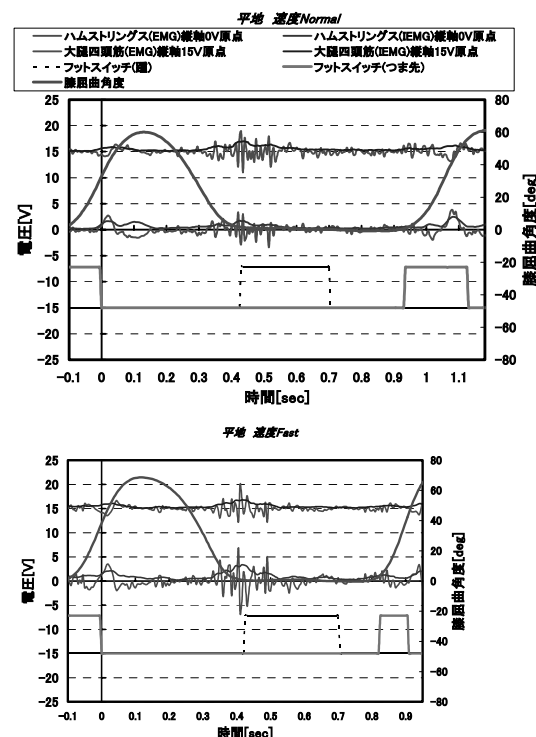


図 19 義足歩行中の大腿部での EMG 及び IEMG
Fig. 19 EMG & IEMG during a prosthetic walk

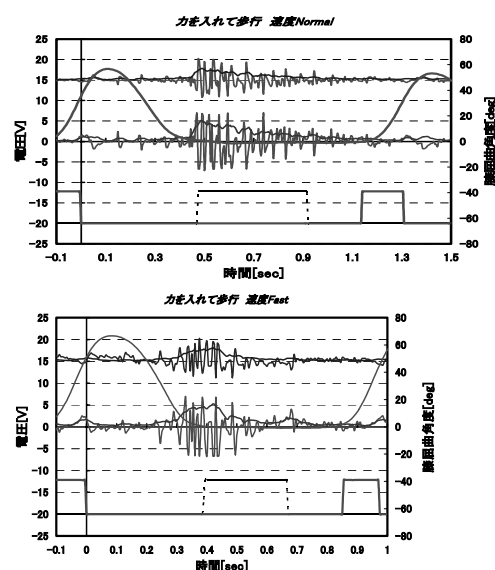


図 20 筋を意識して強く活動させた時の大腿部での EMG 及び IEMG
Fig. 20 EMG & IEMG during a prosthetic walk with strong muscle control