

## 基礎論文

## 下腿遠位部圧迫による重量感の提示

満田 隆<sup>\*1</sup> 芳谷 博雄<sup>\*1</sup>

Weight Display by Placing Pressure on a Distal Lower Leg

Takashi Mitsuda<sup>\*1</sup> and Hiroo Yoshitani<sup>\*1</sup>

**Abstract --- This paper suggests a new force display for leg movements by placing pressure on a distal lower leg. Nine subjects evaluated the weight sensation when their distal lower leg was pressured. Muscle electrical activities were measured during the leg lift motion and were compared with that when their lower leg was pulled by a weight. The results show that the weight sensation and the activity of Biceps femoris muscle were proportional to the pressure on the distal lower leg. Placing pressure on a distal lower leg and pulling a lower leg produced similar changes in the muscle activities.**

**Keywords: force display, haptic interface, leg force, wearable system**

## 1 はじめに

市販される力覚提示装置の多くは、力覚を提示できる作業空間が制限されている。たとえば、PHANTOM (SensAble technology)[1]のようにロボットアームの先端をユーザが持って動かす装置の作業空間は、ロボットの大きさによって定まる。作業空間を広げるにはロボットの大型化が必要となり、安全性の確保が課題となる。SPIDAR[2]のようにワイヤで空間中に固定されたグリップをユーザが持って動かす装置は、ロボットアーム式の装置に比べると大型化しやすい。しかし、ユーザのまわりにワイヤが張られるため、他の人間がユーザに近づく際にはその空間が制限される欠点がある。

これに対して、装置をユーザの身体に取り付けて使用する非接地型の力覚提示装置が開発されている。たとえば、外骨格型の力覚提示装置[3]、フライホイールのジャイロモーメントを利用した装置[4]、非対称な振動で知覚される力覚を利用した装置[5]、指先に装着する触覚ディスプレイ[6]などが開発されている。これらの装置を没入型ディスプレイやヘッドマウントディスプレイと組み合わせると、歩き回りながら力覚を知覚させることもできる。しかし、これらの装置は、大きな力を提示しようとする装置が大型化して、装着感が悪くなる問題があった。

これに対して、満田らは手首を圧迫することで手に力覚を提示する装置を開発した[7,8]。この装置は空気圧カフを手首に装着するだけであるので、装置の重量がユーザの運動感を妨げることがない。また、手に直接、力を作用させるのではなく、錯覚によって力覚を提示す

るので、安全性にも優れる。

筆者らは圧迫によって力覚が生起するメカニズムを研究する中で、下腿遠位部を圧迫すると、足を上方に動かす際の力覚(重量感)が生じることを見出したので本論文にて報告する。身体装着型の装置で足に力覚を提示することができれば、トレーニングやリハビリなどへのVR技術の応用が広がると期待される。

手への力覚提示の研究に比べて、足に力覚を提示する研究は極めて少ない。安達らは足底に装着したパンタグラフ機構を吸盤で地面に固定することで、足を上げる際に粘性を提示する装置を開発した[9]。また、前述した非接地型の力覚提示装置は、原理的に足へ用いることも可能と考えられる。しかし、これらの装置はいずれも、装置の重量が常に足に加わる欠点がある。足を固定したペダルを機械的に制御して、VR環境中での歩行感覚を提示するロコモーションインタフェース[10]は、原理的に力覚提示も可能と思われるが、身体装着型ではなく、足の可動領域が制限される。

これに対して、本研究で示す力覚提示は、足を上げる重量感のみに限定されるものの、空気圧カフを足に取り付けるだけであるので軽量である。また、身体装着型なので広い作業空間で複数のユーザが同時に使用することもできる。たとえば、沼地など足に負荷がかかる環境で複数人が共同で行う作業をトレーニングするためのVRシステムなどにも応用できると考えられる。

本論文ではまず、下腿遠位部の圧迫によって足に生じる重量感を心理物理実験により示す。つぎに、下腿圧迫時の下肢の筋電と実際に足に重量を与えたときの筋電を比較し、両者が類似することを示す。最後に、圧迫によって筋電が変化し重量感が生じる原因を考察する。

\*1 立命館大学情報理工学部

\*1 College of Information Science and Engineering, Ritsumeikan University

## 2 重量感評価実験

### 2.1 実験方法

利き足の下腿遠位部を圧迫したときに感じる重量感を男性 9 名 (22.9±1.6 歳) に評価してもらった。利き足は普段、ボールを蹴るときに使う足を口頭で被験者に答えてもらうことで定めた。右足が利き足の被験者は 8 名、左足が利き足の被験者は 1 名であった。

実験は図1(a)に示す重量提示装置を用いて行った。装置の前方に立った被験者の両足の下腿遠位部に市販の血圧計(オムロン(株), HEM-762 ファジィ)のカフ(幅 12cm, 質量 140g)を装着した。利き足のカフの圧力はエアコンプレッサーと空圧レギュレータ(SMC, IR1000-01)によって制御した。他方の足のカフはワイヤに接続し、おもりの重量によって下方に引っ張った。ワイヤを接続したカフには圧力を加えなかった。

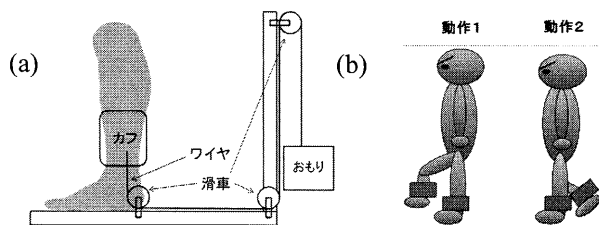


図1 (a) 重量提示装置の構成, (b) 足上げ動作

Fig.1 (a) Configuration of a weight display system, (b) foot lift motions (Left: motion1, Right: motion2)

被験者には左右の足を交互に動かしてもらい、左右の重量感が同じと感じるおもりの重さを 0.1kg ずつ調節して定めた。足の上げ方は、図 1(b)に示すように、足を前方に上げて膝を 90 度に曲げる動作(動作1)と、足を後ろに蹴り上げて膝を 90 度に曲げる動作(動作 2)の 2 種類を行った。カフの圧力は、10kPa, 20kPa, 30kPa, 40kPa の 4 種類とし、ランダムな順に各圧力で 4 回ずつ計測した。また、疲れの影響がでないよう圧力を変化させるごとに約 2 分間の休憩を挟んだ。

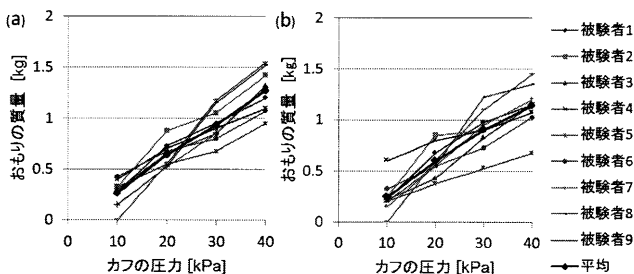


図2 下腿遠位部圧迫で知覚された重量 (a)動作1 (b)動作2

Fig.2 Weight perceived by constrictive pressure on a distal lower leg (a) motion1 (b) motion2

### 2.2 結果

被験者毎に各圧力 4 試行の結果を平均して、カフの圧力とおもり質量の関係を求めた。また、全被験者の平均を求めた。動作 1 の結果を図 2(a)に、動作 2 の結果を図 2(b)に示す。

いずれの足上げ動作においても、おもりの質量はカフの圧力で有意に変化した(反復測定一元配置分散分析(Huynh-Feldtの自由度調整,動作 1:  $F(1.3,10.4)=66.1$ ,  $p<.001$ ,動作 2:  $F(1.6,12.6)=52.2$ ,  $p<.001$ )。また、すべての隣接する圧力間でおもりの質量は有意に異なった(paired t-test, 動作 1: 10-20kPa,  $t(8)=9.7$ ,  $p<.001$ ; 20-30kPa,  $t(8)=4.4$ ,  $p=.002$ ; 30-40kPa,  $t(8)=10.9$ ,  $p<.001$ , 動作 2: 10-20kPa,  $t(8)=6.3$ ,  $p<.001$ ; 20-30kPa,  $t(8)=4.4$ ,  $p=.002$ ; 30-40kPa,  $t(8)=8.6$ ,  $p<.001$ )。また、いずれの足上げ動作においても、おもりの質量は圧力にほぼ比例した(動作1:  $r=0.93$ ,  $p<.001$ , 動作 2:  $r=0.88$ ,  $p<.001$ )。

すべての被験者において、カフの圧力が大きいほどおもりの質量は大きかった。また、同じカフの圧力でも重量感が等しいと評価されたおもりの質量には個人差があることがわかった。個人差が生じた理由としては、下腿の大きさや形状の違いによる圧迫状態の差、知覚感度の差、下肢の長さの違いによる足の高さや動く方向の差などが考えられる。また、本実験では左右の足の感覚が等しくなるように評価を行ってもらったため、左右の足の感覚の違いが結果に影響を与えた可能性もある。

実験後、被験者に下腿を圧迫した状態で足を上げたとき、どのような感覚が得られたかを聞いたところ、4 名はおもりをつけた足と同じ感覚が得られたと答え、1 名はどとも足を動かすにくくなったと答え、残りの 4 名は足を動かすにくくなったと答えた。被験者の内観報告の違いについては、3.2.7 節で筋電との関係とともに考察する。

## 3 筋電計測実験

### 3.1 実験方法

下腿遠位部の圧迫が筋収縮に与える影響を調べるため、足上げ動作中の筋電を計測した。実験は前節の実験の被験者と同じ男性 9 名で行った。筋電の計測部位は、大腿二頭筋、大腿直筋、前脛骨筋、ヒラメ筋、腓腹筋の 5 カ所とし、無線式生体アンプ(日本光電, WEB-5500)で計測した。

被験者には 90bpm のメトロノームの音に合わせて、前節の実験の 2 種類の足上げ動作を利き足で行ってもらった。1 拍目の音で足を上げ、続く音で足を下げる動作を、5 秒に 1 回のペースで合計 6 回繰り返してもらった。この際、カフの圧力やおもりによる引張りによって足上げ動作に変化が生じないように、被験者の膝の裏に装着した角度センサ(Spectra Symbol, 4.5" Flex sensor)で計測された膝角度を図 3 に示すようにリアルタイムにディスプレイに表示し、被験者にはディスプレイを見ながら 90

度まで膝が曲がるように動作を行ってもらった。また、片足を上げることによってバランスを崩して筋電に変化が生じないように、被験者の横に設置した水平バーを片手でつかんでもらいながら、つかまり立ちの状態です上げ動作を行ってもらった。事前に練習を行ってもらってから計測を行った。

カフの圧力は 10kPa, 20kPa, 30kPa, 40kPa の 4 種類とし、6 回ずつ計測を行った。おもりの種類は 0.5kg, 1.0kg, 1.5kg, 2.0kg の 4 種類とし、同じく 6 回ずつ計測した。2 種類の足上げ動作に対して圧迫とおもりの実験を行ったので、被験者は計 4 種類の計測を行った。初めに圧迫を行わずおもりもつけずに足を上げる動作を 6 回計測したあと、4 種類の計測を被験者毎にランダムな順序で行った。カフ圧力の順序、おもり重量の順序も被験者毎にランダムに変えて計測した。また、すべての実験において、各試行の間に約 2 分間の休憩を挟み、疲れや圧迫による感覚の変化の影響がでないようにした。

足を上げる際と下ろす際の筋電積分値をそれぞれ求め、各筋の最大随意収縮時の筋電積分値を基準に正規化して解析を行った。最大随意収縮時の筋電は実験の初めに計測した。

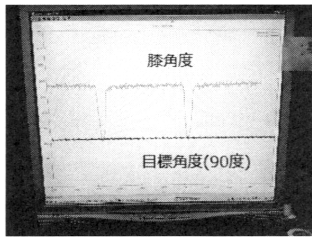


図3 膝角度の表示画面

Fig.3 Display of a knee angle

### 3.2 結果

#### 3.2.1 動作1・足を上げたとき

まず動作1で足を上げたときの筋電を図 4(引張り時)と図 5(圧迫時)に示す。エラーバーは被験者間の標準誤差を示す。おもりの質量、またはカフの圧力に対する筋電の変化を調べるために、反復測定による一元配置分散分析を各筋に対して行った。球面性の仮説が棄却された場合には、Huynh-Feldt の自由度調整を行った。結果を図中の各筋の棒グラフの上部に示す。\*印は、カフの圧力、またはおもりの質量に対して筋電が有意に変化した筋を示す。

大腿二頭筋、大腿直筋、腓腹筋の筋電は、おもりによる引張り力が増すほど大きくなり、また、カフによる圧力が増すほど大きくなった。前脛骨筋の筋電はおもりによる引張り時に変化が見られたが、圧迫による有意な変化は見られなかった。ヒラメ筋の筋電は、引張り、圧迫のいずれの条件でも変化がなかった。

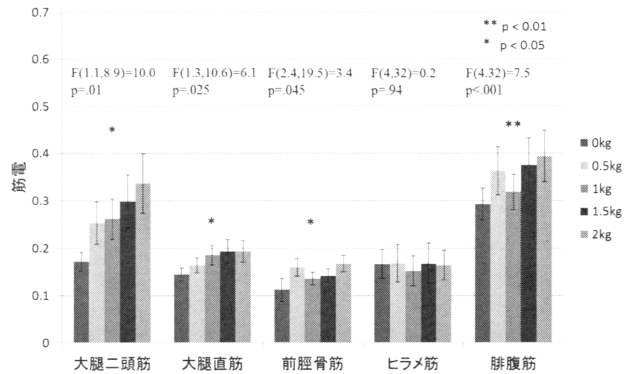


図4 下腿を引っ張ったときの筋電(動作1,足上げ時)

Fig.4 EMGs when pulling a lower leg (Motion1, Lift)

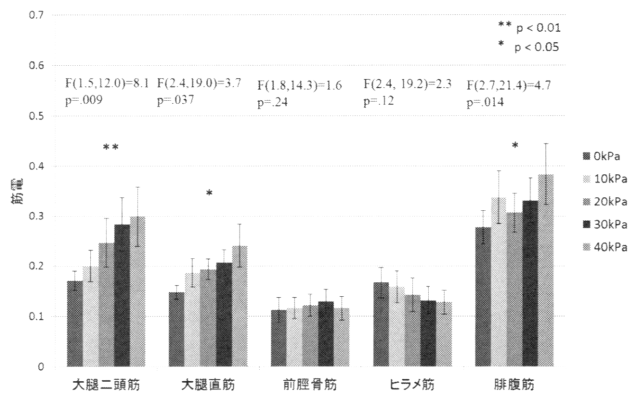


図5 下腿遠位部を圧迫したときの筋電(動作1, 足上げ時)

Fig.5 EMGs when placing pressure (Motion1, Lift)

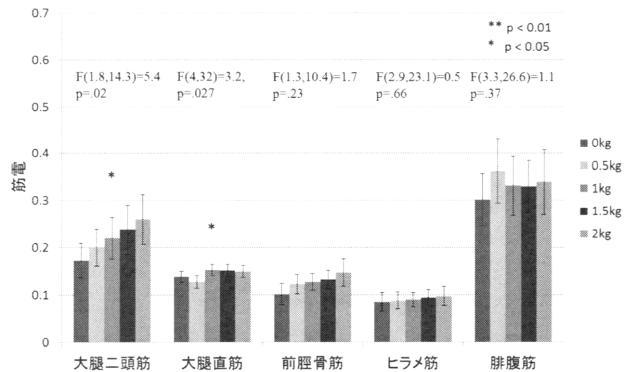


図6 下腿を引っ張ったときの筋電(動作1, 足下げ時)

Fig.6 EMGs when pulling a lower leg (Motion1, Down)

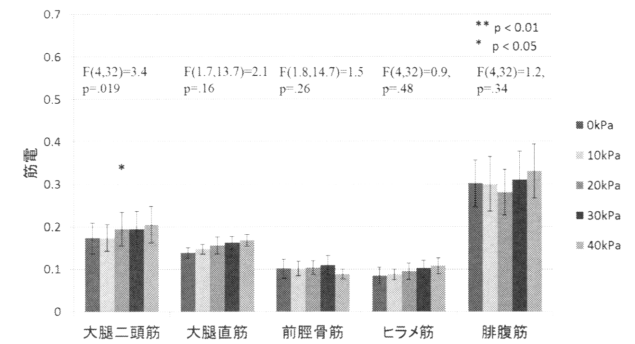


図7 下腿遠位部を圧迫したときの筋電(動作1, 足下げ時)

Fig.7 EMGs when placing pressure (Motion1, Down)

3.2.2 動作1・足を下げたとき

つぎに動作1で足を下げたときの筋電を図6(引張り時)と図7(圧迫時)に示す。大腿二頭筋の筋電は、足上げ時と同じく引張り力にほぼ比例して増加したが、圧迫による筋電の増加量は足上げ時に比べて小さかった。大腿直筋の筋電の変化量は、足上げ時に比べて小さく、引張り時のみ有意な変化があった。

3.2.3 動作1・筋電と重量感の関係

下腿圧迫によって下腿引張り時と似た筋電が生じることがわかったので、つぎに下腿圧迫時の筋電と重量感の関係を示す。下腿引張り時の筋電と重量感の関係と比較した。下腿圧迫時の重量感の前節の実験結果(図2(a))を用いた。図8(a),(b),(c)に大腿二頭筋、大腿直筋、腓腹筋について両者を重ねてプロットしたものを示す。

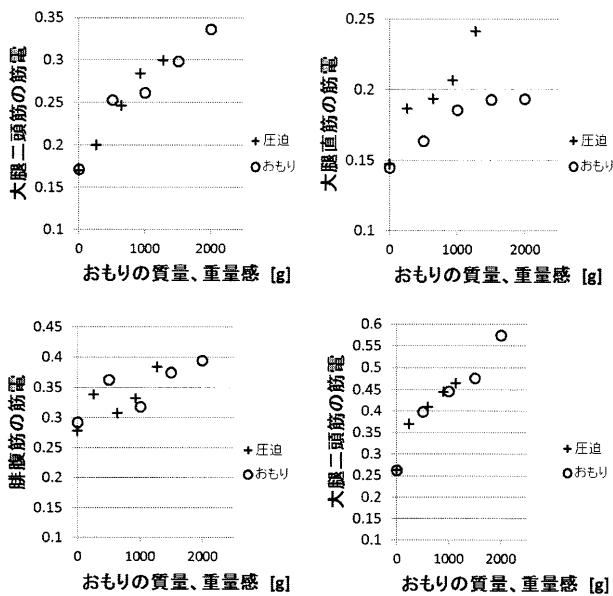


図8 下腿引張り時の筋電と下腿圧迫時の筋電の比較 (a),(b),(c) 動作1, 足上げ時, (d) 動作2, 足上げ時  
Fig.8 Comparison of EMGs between when pulling a lower leg and placing constrictive pressure on a distal lower leg (a),(b),(c) Motion1, Lift, (d) Motion2, Lift

両者に差があるかどうかを調べるために、筋電を従属変数、質量・重量感を共変数として共分散分析を行った。その結果、大腿二頭筋では両者の傾きに有意差はなく(交互作用はなく  $F(1,6)=3.3, p=.12$ ), 切片にも有意な差はなかった ( $F(1,7)<1$ )。つまり、圧迫によって重量感を得ているときの大腿二頭筋の筋電の大きさは、実際にその重量を下腿に与えたときの筋電の大きさと比べて有意差がないことがわかった。腓腹筋は500g近傍で重量と筋電の比例関係が乱れているものの、圧迫時と引張り時の筋電の大きさはほぼ一致した(傾き  $F(1,6)<1$ , 切片  $F(1,7)<1$ )。一方、大腿直筋は、圧迫時の筋電が引張り時の筋電よりも大きかった(傾き  $F(1,6)=63.4, p<.001$ )。

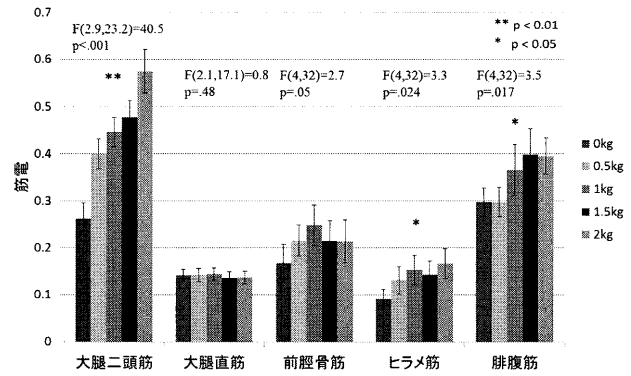


図9 下腿を引っ張ったときの筋電(動作2,足上げ時)

Fig.9 EMGs when pulling a lower leg (Motion2, Lift)

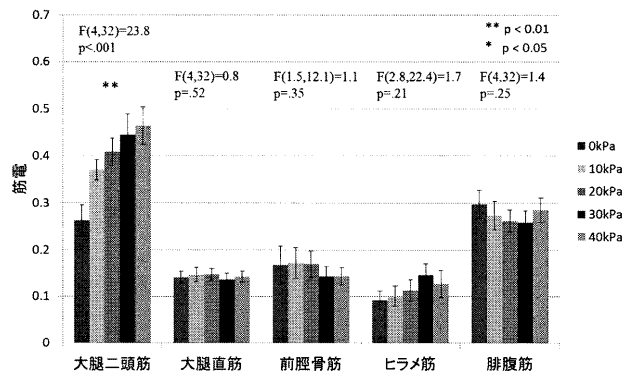


図10 下腿遠位部を圧迫したときの筋電(動作2, 足上げ時)

Fig.10 EMGs when placing pressure (Motion2, Lift)

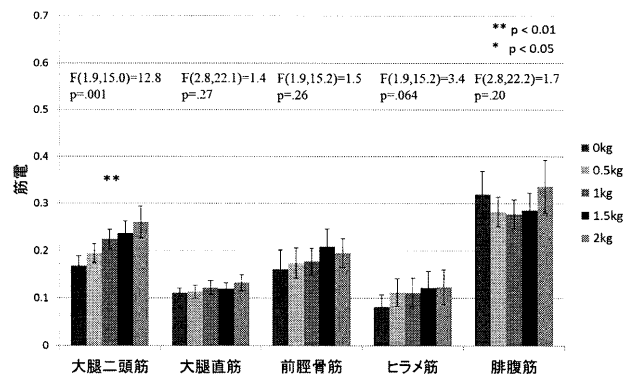


図11 下腿を引っ張ったときの筋電(動作2, 足下げ時)

Fig.11 EMGs when pulling a lower leg (Motion2, Down)

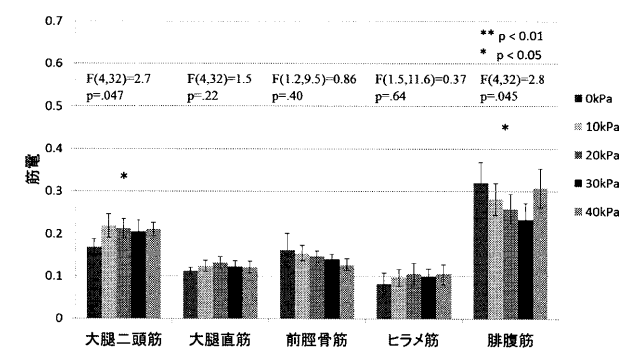


図12 下腿遠位部を圧迫したときの筋電(動作2, 足下げ時)

Fig.12 EMGs when placing pressure (Motion2, Down)

### 3.2.4 動作2・足を上げたとき

動作2で足を上げたときの筋電を図9(引張り時)と図10(圧迫時)に示す。動作1のときと同じく大腿二頭筋の筋電はおもりの引張り力またはカフによる圧力にほぼ比例して大きくなった。一方、ヒラメ筋と腓腹筋の筋電は引張り時には大きくなったが、圧迫時には有意な変化がなかった。大腿直筋と前脛骨筋は引張り、圧迫のいずれでも有意な変化はなかった。

### 3.2.5 動作2・足を下げたとき

動作2で足を下げたときの筋電を図11(おもりの引張り時)と図12(カフによる圧迫時)に示す。大腿二頭筋の筋電は動作1のときと同じく、引張り時と圧迫時の両方で大きくなり、圧迫時の筋電の増加量は足上げ圧迫時の筋電の増加量に比べて小さかった。腓腹筋の筋電は圧迫時のみ有意な変化が見られた。

### 3.2.6 動作2・筋電と重量感の関係

動作1の場合と同様に、圧迫時の筋電と重量感の関係を下腿引張り時の筋電と重量の関係と比較した。引張り時と圧迫時の両方で有意な変化が見られた大腿二頭筋について両者を比較した結果を図8(d)に示す。

両者に差があるかどうかを調べるために、筋電を従属変数、質量・重量感を共変数として共分散分析を行った。その結果、両者の傾きに有意差はなく(交互作用はなく( $F(1,6)<1$ ), 切片にも有意差はなかった( $F(1,7)<1$ )). つまり、圧迫によって重量感を得ているときの筋電の大きさは、実際にその重量を下腿に与えたときの筋電の大きさと比べて有意差がないことがわかった。

### 3.2.7 筋電と重量(感)の相関係数と各被験者が知覚した重量感の関係

上述した筋電とおもりの質量、または圧迫力との比例関係は全被験者の平均から求めたものであった。2.2節に記したように圧迫による重量感の知覚には個人差があるので、被験者間の差異を調べるために、被験者毎に筋電と引張り力の相関係数および筋電と重量感(圧迫時に評価されたおもりの質量)の相関係数を求めた。また、各被験者の重量感に関する内観報告と相関係数を比較した。動作1において、筋電の大きさが引張り力または圧迫による重量感にほぼ比例した大腿二頭筋と大腿直筋の相関係数、および動作2において比例関係が見られた大腿二頭筋の相関係数を表1に示す。表中の重量感の記号はそれぞれ、○が「おもりの引張りと同じように感じた」、△が「とても足を動かしにくくなったと感じた」、×が「足を動かしにくくなったと感じた」ことを示す。

大腿二頭筋の相関係数は、Sub4とSub9を除いて、引張り時と圧迫時の両方で比較的高かった。とくに動作2では、Sub9の圧迫時を除いたすべての相関係数が0.8より大きかった。一方、大腿直筋の相関係数には個

人差が見られた。圧迫によって引張りと同じような重量感を得た被験者は圧迫時の筋電が引張り時の筋電に似ている、との予想に反して、Sub1のように動作1の大腿直筋の相関係数が引張り時と圧迫時で大きく異なりながら重量感の評価が高かった被験者や、逆にSub7やSub8のように相関係数に大きな差がなくても重量感の評価が低かった被験者がいた。動作2では、おもりの引張りと同じ感覚を得た被験者(○印)の相関係数が他の被験者の相関係数より大きい傾向が見られたが、Sub9を除いた他の被験者の引張り時と圧迫時の相関係数に大きな差は見られず、重量感と相関係数に明確な関係は見られなかった。

表1 筋電と重量の相関係数

Table 1 Correlation coefficients between EMG and weight

被検者	重量感	動作1				動作2	
		大腿二頭筋		大腿直筋		大腿二頭筋	
		引張	圧迫	引張	圧迫	引張	圧迫
Sub1	○	0.96	0.72	0.96	0.34	0.96	0.88
Sub2	○	0.97	0.86	0.93	0.94	0.94	0.96
Sub3	△	0.91	0.96	0.93	0.60	0.80	0.80
Sub4	×	0.52	0.69	-0.08	-0.71	0.95	0.88
Sub5	○	0.98	0.82	0.96	0.95	0.96	0.96
Sub6	○	0.91	0.95	0.40	0.50	0.93	0.90
Sub7	×	0.99	0.95	0.89	0.66	0.93	0.82
Sub8	×	0.97	0.71	0.74	0.82	0.82	0.81
Sub9	×	0.22	0.76	0.77	0.79	0.82	0.40

## 4 考察

重量感評価実験の結果、知覚された重量は圧迫圧力にほぼ比例した。しかし、知覚された重量には個人差があった。この結果は、手首を圧迫したときの重量感評価実験の結果[7]と一致する。被験者による下腿の形状や大きさの違いが重量感に個人差が生じた原因の一つであると考えられる。

下腿引張り時と下腿圧迫時の筋電を比較した結果、動作1においては大腿二頭筋と大腿直筋の筋電の大きさが、動作2においては大腿二頭筋の筋電の大きさが、引張り力または圧迫力にほぼ比例することがわかった。大腿二頭筋は膝関節の屈曲を行う筋であり、大腿直筋は股関節の屈曲と膝関節の伸展を行う筋であることから、これらの筋電の変化は動作1と動作2における股関節、膝関節の動作に一致する。また、圧迫時の大腿二頭筋の筋電の大きさは、圧迫によって得られた重量感を実際に下腿にかけたときの筋電の大きさと一致することがわかった。

これらの結果は、圧迫により得られる重量感が単なる錯覚によるものではなく、筋電の変化と関係していることを示している。圧迫部位は下腿遠位部であり、大腿二頭筋や大腿直筋の筋または腱とは接していない。よって、

圧迫がこれらの筋の動きを直接的に変化させたのではない。一方、圧迫部位に筋または腱がある腓腹筋とヒラメ筋の筋電は、動作1と動作2のいずれでも圧迫による有意な変化は生じなかった。

圧迫による大腿二頭筋の筋電の増加は、大腿二頭筋の張力の増加、つまり膝関節の屈曲トルクの増加を伴っているはずであるので、圧迫時には拮抗筋の張力が増すなどして膝関節の伸展トルクが屈曲トルクの増加分を相殺していなければならない。しかし、大腿二頭筋の拮抗筋である大腿直筋の筋電は、足上げ時には動作1で圧迫により有意に増加したものの、動作2では圧迫により変化しなかった。よって、動作2においては、拮抗筋の活動以外の要因によって、膝関節を伸展させるトルクまたは屈曲を妨げる抗力が働いたと考えられる。

足下げ時においても、大腿直筋の筋電は動作1で圧迫により若干の増加傾向が見られ、動作2では圧迫により変化しなかった。足下げ時には、大腿二頭筋は足を下げる(膝を伸ばす)運動にブレーキをかけるよう作用する。よって動作2における大腿二頭筋の筋電の増加は、大腿直筋以外の要因で膝関節を伸展させるトルクが働いたため生じたと考えられる。

以上の考察は大腿二頭筋と大腿直筋のみが膝関節の回転を生成すると仮定して行った。しかし、実際には今回計測しなかった他の筋も膝関節の回転に関与している。よって、大腿二頭筋や大腿直筋の筋電の変化は、他の筋活動の変化を反映したものである可能性もある。また、筋電に比例する筋張力が発生したことを前提として考察を行ったが、血流阻害による筋疲労などの影響で、筋電は増加しても筋張力には変化が生じていなかった可能性もある[11][12]。同時に、足を動かしくくたったとの内観報告は、足の運動に必要な筋電の増加を表したもので、物理的な足の動かしやすさには変化がなかった可能性もある。

このように、圧迫により筋電の変化が生じることは明らかになったものの、筋電の変化が生じた原因には多くの可能性があり特定できていない。圧迫による重量感生成のメカニズム解明には、さらなる研究が必要である。

## 5 まとめ

本研究では、下腿遠位部を圧迫することによって、脚に重量感が得られることを示した。また、圧迫時には、実際に下腿を下方へ引っ張ったときの筋電と似た筋電が生じることを示した。本研究では、圧迫力が一定の状態ですら足上げ動作を行ってもらった。脚の動きに応じて圧迫力を変化させることで、感覚にどのような変化が生じるかを調べるのが今後の課題の一つである。また、歩行中に圧迫を行うことで得られる感覚の調査や、VR映像と同期させた圧迫による力覚提示など、本手法の応用も今後の課題である。

## 参考文献

- [1] T.H.Massie : Virtual Touch Through Point Interaction, Int. Conf. on Artificial Reality and Telexistence, 19-38 (1996)
- [2] L.Buoguilu, Y.Cai, M.Sato : New Haptic Device For Human-Scale Virtual Environment: Scaleable-SPIDAR, Int. Conf. on Artificial Reality and Telexistence, 93-98 (1997)
- [3] M.Bergamasco, B.Allota, L.Bosio et al.: An Arm Exoskeleton System for Teleoperation and Virtual Exvironments Applications. Proc. of the IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, 1449-1454(1994)
- [4] 吉江将之, 矢野博明, 岩田洋夫: ジャイロモーメントを用いた力覚呈示装置, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, 7(3), 329-337(2002)
- [5] 雨宮智浩, 安藤英由樹, 前田太郎: 知覚の非線形性を利用した非接地型力覚惹起手法の提案と評価, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, 11(1), 47-57 (2006)
- [6] 南澤孝太, 川上直樹, 館暁: 質量感覚を提示する指先装着型触覚ディスプレイ, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会2007講演論文集, 2P1-N06(2007)
- [7] 満田隆: 手首圧迫による擬似力覚の提示, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, 12(4), 577-584 (2007)
- [8] 満田隆: 手首と手掌圧迫による擬似力覚提示, 計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, 3B3-1, 979-980(2008)
- [9] 安藤英由樹, 平松誠治, 加藤厚生: 脚への粘性感覚呈示装置の制作, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, 3(4), 245-248(1998)
- [10] 岩田洋夫, 中泉文考: 凸凹面を呈示するロコモーションインタフェース GaitMaster, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, 5(2), 863-866(2000)
- [11] Y.Takarada, H.Takazawa, Y.Sato et al.: Effects of resistance exercise combined with moderate vascular occlusion on muscular function in humans. Journal of Applied Physiology, 88(6), 2097-106(2000)
- [12] M.Wernbom, J.Augustsson, R.Thomeé: Effects of vascular occlusion on muscular endurance in dynamic knee extension exercise at different submaximal loads. Journal of Strength & Conditioning Research, 20(2), 372-377 (2006)

(2013年3月15日受付)

## [著者紹介]

### 満田 隆 (正会員)



1998年大阪大学大学院基礎工学研究科修了。2001年岡山大学医学部助手, 2004年立命館大学情報理工学部准教授, 2008年同教授, 現在に至る。視覚運動変換および選好判断過程に関する研究に従事。博士(工学)。

### 芳谷 博雄



2013年立命館大学大学院理工学研究科修了。博士前期課程在籍中に本研究に従事。修士(工学)。