

表紙、目次別枚数 50 枚

# 歩行力退化予防用足踏み運動装置の開発

平成 13 年 2 月 28 日

知能機械システム工学科

1010208

前田 卓哉

指導教授 横川 明

# 目次

1.はじめに	P1
2.実験装置	
2.1 油圧式足踏み運動装置	P2～3
2.2 タイミングベルト式足踏み運動装置	P3～4
2.3 チェーン式足踏み運動装置	P4～6
3.実験方法	
3.1 油圧式足踏み運動装置の実験方法	P7
3.2 タイミングベルト式足踏み運動装置の実験方法	P7～10
3.3 チェーン式足踏み運動装置の実験方法	P10～13
4.実験結果および考察	
4.1 油圧式足踏み運動装置の実験結果	P14～15
4.2 タイミングベルト式足踏み運動装置の実験結果	P16～17
4.3 チェーン式足踏み運動装置の実験結果	P23～25
5.まとめ	P49
謝辞	P49
参考文献	P50

## 1. はじめに

わが国の現況を考えた時に少子化・高齢化は急激に進んでおり、これから先も、高齢者介護・福祉装置の開発は益々必要となってくると思われる。

高齢者廃用性症候群により歩行力が弱っている老人、および外科手術を受けた人などで、長期間臥床状態をとり続けていた場合には、下肢の筋力低下や関節拘縮により、歩行困難になったり、離床できなくなったりする。したがって、臥床期間中からのリハビリテーション（臥床位での運動療法）が重要であり、看護婦や介護者の介助で歩行障害防止運動がおこなわれている。しかし、この運動療法は、現在は看護婦や介護士が直接高齢者や患者の下肢を抱え人力で行っているがかなりの重労働であるうえ、介助者も不足している。また、この運動療法を人力に代えて適切に行える装置は見られないのが現状である。

このため、寝たきりの高齢者をはじめ、要介護者を極力出さないように自立生活を支援する装置および高齢者の興味をそそり人間工学的にやさしい装置などの開発が、介護者の負担も軽減し、高齢化社会に貢献できるという目的で足踏み運動装置の研究開発を行うこととした。

そこで、本研究開発では臥床状態での足踏み運動療法を高齢者、患者自身が看護婦や介護士の助けを借りずに自力で行う自動式の装置を開発した。この装置は起立時と同様な足踏み運動状態を臥床位で実現させるもので、ベッドの上に左右に並ぶペダルにそれぞれ足を付けて、一方の足を伸ばすと同時に他方の足を曲げて交互に屈伸運動をするようにしてあり、足を伸ばす際には足の裏から上体方向へ抵抗力がかかる。この抵抗力の大きさ、足の屈伸運動ストロークおよび屈伸運動速度などが高齢者の体力、患者の体力回復度に相応して自在に変えられるようにしてあり、同時に次の特徴を持つことを目的としている。

腰痛を起こさないようにする。

ベッドの種類に関係なく簡単に設置できる。

操作が容易である。

小型、軽量、安価である。

運動訓練の成績をデジタル表示して、高齢者・患者の意欲を喚起する。

これらの課題をクリアしつつ、この運動療法/運動訓練を高齢者や患者自身が気軽に意欲的に行えるような下肢廃用性症候群等による寝たきりの予防運動装置とした。

本研究開発では、油圧式足踏み運動装置およびタイミングベルト式足踏み運動装置の2種類の装置を試作して、作動特性の実験を行い、作動特性を把握して両者の長所、短所を比較検討し、各装置の使用上の不具合部分を改良した。そして、チェーン式足踏み運動装置を試作して作動特性の実験を行い、改良点の検証を行った。

## 2 .実験装置

次に本研究開発で開発した 3 種類の足踏み運動装置について概略を記す。

### 2.1 油圧式足踏み運動装置

実験装置の写真は写真.2.1.(a)、(b)のとおりであり、実験装置の概要は図.2.1 に示すとおりである。油圧式足踏み装置では、図.2.1 に示すように、装置の小型化のために 2 本のマグネット式ロッドレス油圧シリンダをベッド後部の縦枠に垂直に設置し、各油圧シリンダ間をパイプとバルブでつなぎ、油を連通させる。また、各シリンダのリニアガイド（磁石製）とペダル間を、スコットラッセルのリンク機構（垂直運動を水平運動に変換）で連結する。その結果、臥床状態でペダルに足を付けて水平方向に足踏み運動をすれば、シリンダ内のピストン（磁石製）が上下運動をする。2 本のシリンダ間の、負荷力調整バルブの開度を変えることによって踏み込み負荷力を任意に設定できるようにする。この場合には足踏み運動装置がベッドのマット上に直接接触しないので、マットに傷をつけるとか、汚したりすることがない。



(a)



(b)

写真.2.1 油圧式足踏み運動装置

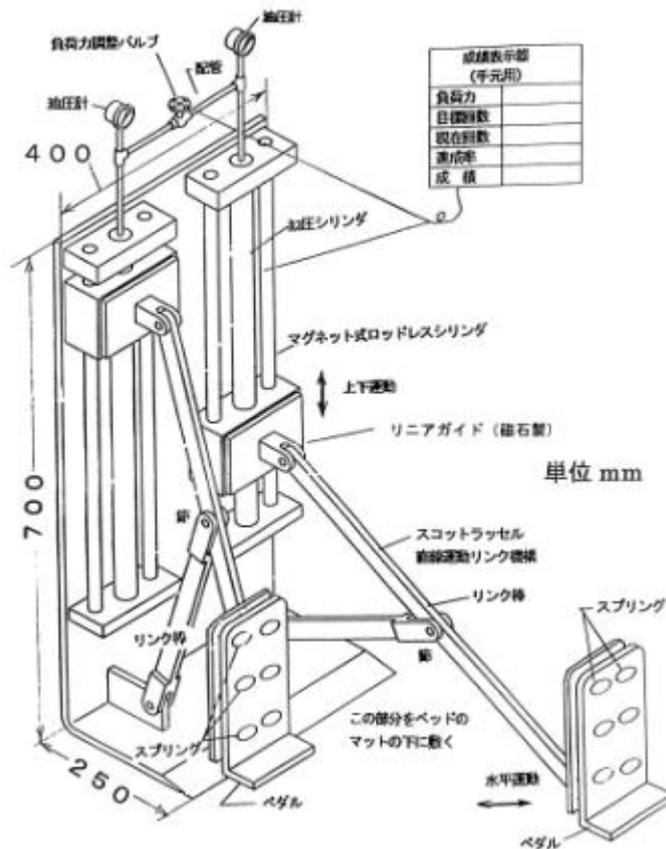


図.2.1 油圧式足踏み運動装置の外観図

## 2.2 タイミングベルト式足踏み運動装置

実験装置の概要は図.2.2 に示すとおりであり、実験装置の写真は写真.2.2.(a)、(b)のとおりである。タイミングベルト式足踏み運動装置では、回転可能な2軸間にワイヤ（可撓带状物）を巻き付けて、このワイヤに2つのペダルを設置し、ペダルに足を付けて足踏み運動とする装置である。軸またはワイヤにはブレーキを付けて、踏み込み負荷力を任意に設置できるようにした。ワイヤとしてはベルト、ロープ、チェーンなどが考えられるが、この装置は輪状のタイミングベルトを前方と後方の2個所に設置した歯付ベルト車にかけ、後方の軸に踏み込み負荷力を調節するためのブレーキを付ける方式とした。

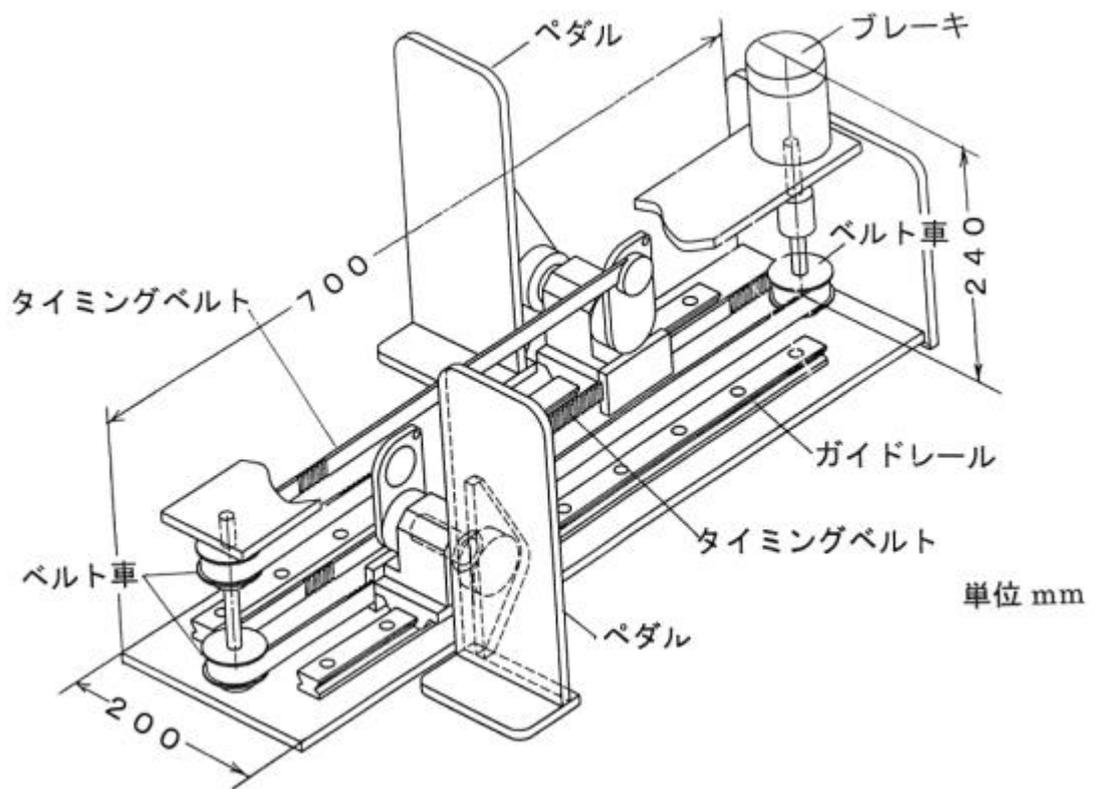
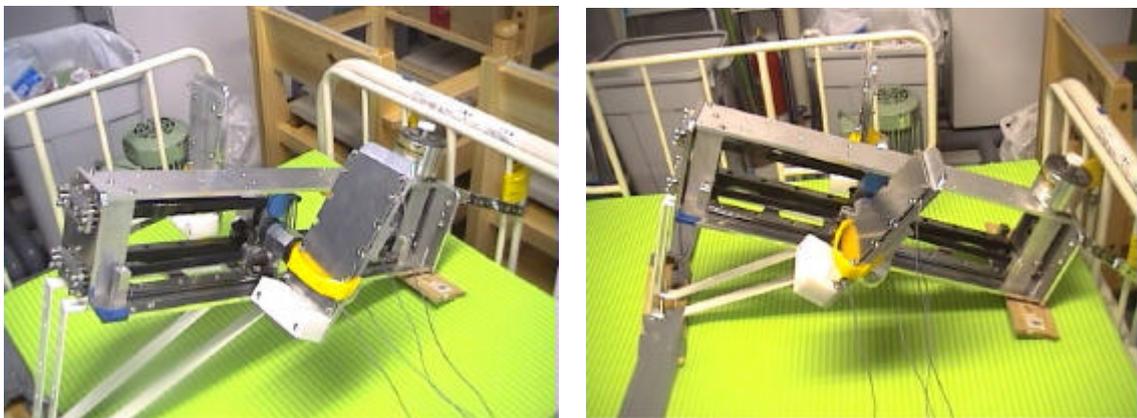


図.2.2 タイミングベルト式足踏み運動装置の外観図



(a)

(b)

写真.2.2 タイミングベルト式足踏み運動装置をベッドに設置した写真

### 2.3 チェーン式足踏み運動装置

実験装置の概要は図.2.3 に示すとおりであり、実験装置の写真は写真.2.3.(a)、(b)のとおりである。タイミングベルト式足踏み運動装置の場合には、足踏み運動の負荷抵抗力を大きくすれば（約 300N 以上）装置を円滑に作動させることが困難になるので、チェーン式に変えるとともに次の特徴を持たせるようにした。

- (1) 下肢部の平行足踏み運動だけでなく、先広がり足踏み運動ができるようにする。  
(最大広がり角度：30度)
- (2) 上部部へ向かう側の装置先端部の高さを変えることができるようにする。(最大高さ：450mm)
- (3) 足踏みのストロークを身長(下肢部の長さ)に合わせて自在に設定できるようにする。
- (4) ペダルの上部を外側へ傾斜させることができるようにする。(最大傾斜角度：45度)
- (5) ペダルの上部を前後に傾斜させることができるようにする。底屈時は装置後方へ、背屈時は装置前方へ傾斜する。

これらの機能を満たすとともに、付加価値として歩行力退化予防運動装置用運動モニター支援器を取り付けることとした。この支援器は、術後患者や寝たきりになりかけの高齢者が寝たきりにならないように、下肢の筋肉および関節の退化を予防するための、臥床状態での足踏み運動において、運動の経歴、運動状態のモニター、運動結果や評価を表示させることにより運動者のやる気を起こさせるように総合的な支援をおこなうものである。

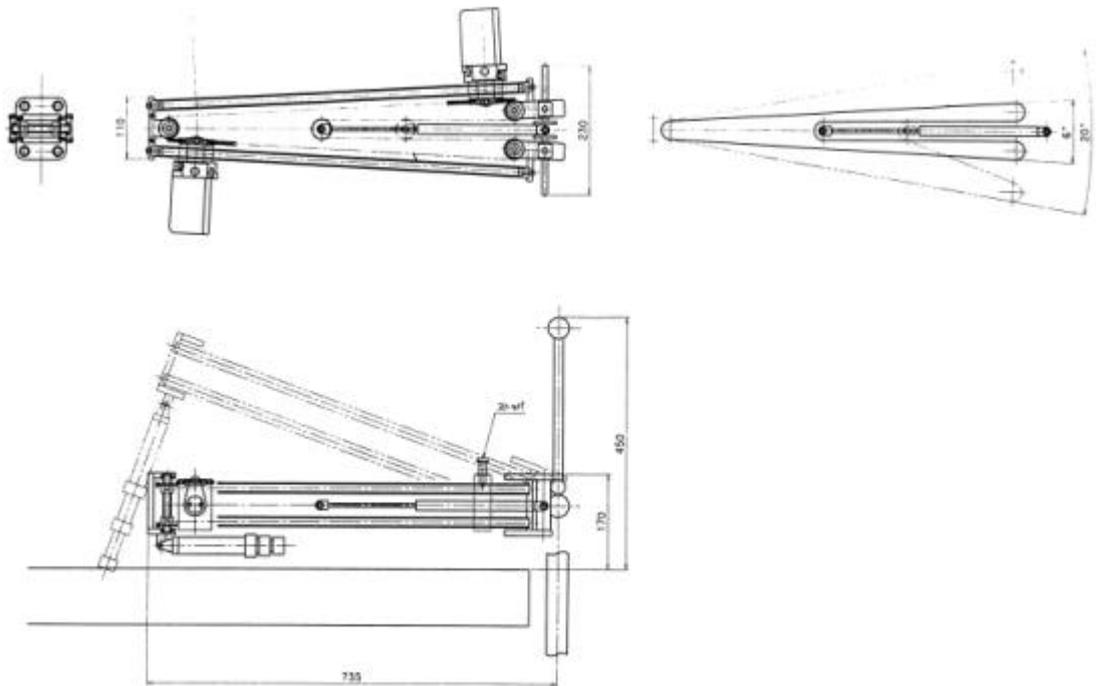
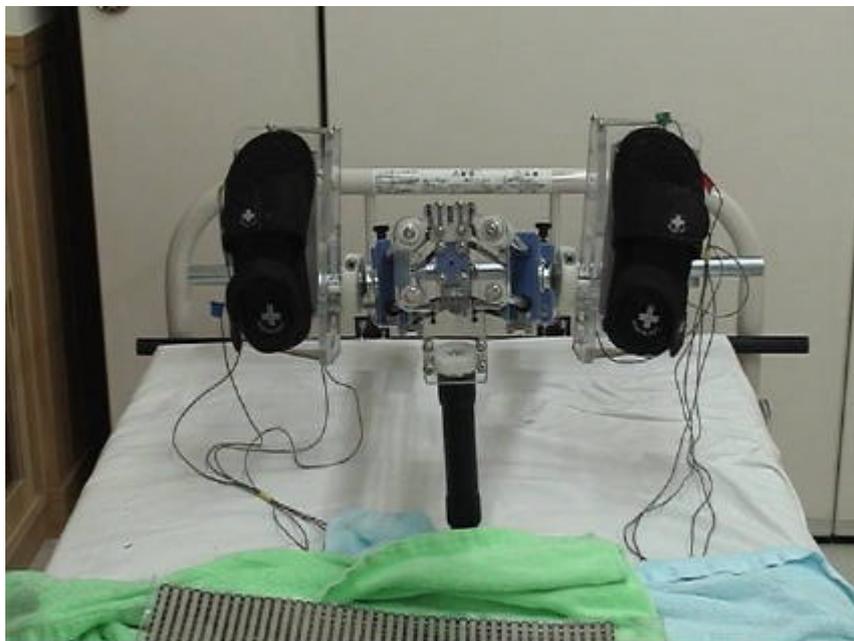


図.2.3 チェーン式足踏み運動装置の構造図



(a)

写真.2.3 チェーン式足踏み運動装置をベッドに設置した写真



(b)

写真.2.3 チェーン式足踏み運動装置をベッドに設置した写真

### 3. 実験方法

#### 3.1 油圧式足踏み運動装置の実験方法

試作した油圧式足踏み運動装置をベッド上後端部に設置し、左右2つのペダルに左足と右足をのせて固定し、臥床状態で足踏み運動をする。この場合ベッド前半部（上半身をのせた部分）を水平にした時（傾斜角度：0度）、ベッド前半部を上げて水平方向との傾斜角度：25度にした時、および45度にした時の3通りについて足踏み運動をした。また、2本の油圧シリンダを連通させたパイプの中間にあるバルブの開度を変えることによって、油の流れの抵抗力を変え、ペダルにかかる抵抗力を変化させた。

#### 3.2 タイミングベルト式足踏み運動装置の実験方法

足踏み運動装置をベッドの後端部に置き左右2つのペダルに、それぞれ左足と右足をのせて固定し、臥床状態で足踏み運動をする。また、ベッドの前半部（上半身をのせる部分）のベッドの傾斜角度をそれぞれ0度、25度、45度に変化させる。なお、臥床状態で足踏み運動をした時に最も自然に足が動き、足踏みがし易い足の動きを計測したところ、水平面に対して前上方へ30度傾斜させるのが良いことがわかったので、足踏み運動装置をベッドマットに対して前上方に30度傾斜させて、ベッド上に設置した。

##### (1) 運動時の足の軌跡を測定

被験者がベッド上に臥床し、実験装置のペダル上に足をのせて足踏み運動をする。その際、第五中足骨頭、外果点、脛骨点、大転子点にそれぞれ蛍光マーカ―をつけ、実験対象者の動きをビデオカメラ（SONY デジタルカメラ Handycam を使用）で撮影する。その映像をパソコンに取り込み、各マーカ―の軌跡を求める。人によって、着衣に緩みがあったが、その場合はサポーターなどをつけて、緩みをなくした。

##### (2) 運動時に足の裏にかかる荷重の測定

足踏み運動の際に両足の裏にかかる荷重を計測するために、ひずみゲージ式ロードセル（NEC 三栄製圧縮荷重変換機）4個（写真.3.2）を写真.3.3のように2枚のアルミ製の板に挟む。これらのアルミ製板を各ペダルに接着させる。実験対象者が、これらのペダルの上に足をのせて足踏み運動を行った際のロードセルからの信号を写真.3.1に示す圧縮荷重記録計（NEC 三栄製オムニエース）によって取り込み、各ロードセル部に生ずる圧縮荷重値およびその時間的变化を記録した。



写真.3.1 圧縮荷重連続記録計 写真.3.2 ロードセル（圧縮荷重変換機）

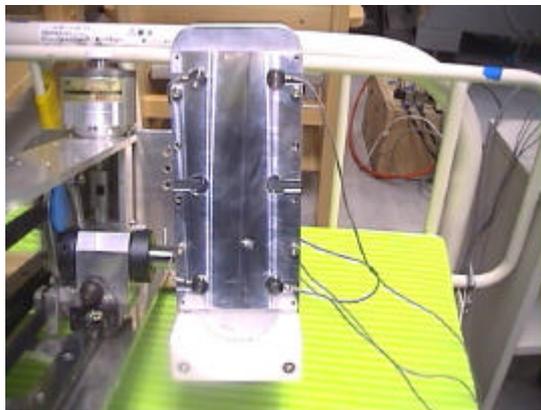


写真.3.3 ひずみ式ロードセルを足踏み装置に設置した写真

### (3) 関節角度計（Penny&Giles 社製）による関節屈折角度の測定

写真.3.4 に示す関節角度計（Penny&Giles 社製ゴニオメータ）を写真.3.7 に示すように、下肢の各関節の前部後部に装着した。装着の方法は、ゴニオメータの2個のエンドブロックをそれぞれ関節の前部と後部の下肢表面に両面テープで貼り付ける。その際、直立の姿勢を取った状態で各関節の中心を結ぶ軸と両エンドブロックの軸が平行になるようにする。また、下肢部を模擬的に動かし以下のことがないかを確認した。

骨格の動きと異なる動きが生じていないか。

最小曲げ半径以内に曲がることのないか。

許容限度以上に引っ張られることのないか。

計測時の許容捻り角度( $\pm 20^\circ$ )以上に捻じられていないか。

このことに気をつけて股関節、膝関節、足関節の移動角度を測定した。

この関節角度計に付帯する各種装置の写真を写真.3.5、写真.3.6 に示す。



写真.3.4 ゴニオメータ



写真.3.5 K100 サブユニット



写真.3.6 K100 ベースユニット



写真.3.7 関節計ゴニオメータを装着した写真

#### (4) 運動時に尻部にかかる圧縮荷重値の測定

座圧力分布測定システム（ニッタ製 BIG-MAT システム）を用いて足踏み運動時に実験対象者の尻部にかかる荷重値とその分布状態を測定する。実験対象者の尻部にセンサシート（写真.3.8）を敷き計測する。ベッドマット（ベッド上面に設置したマット）がやわらかいためセンサシートが曲がり正確な尻部の荷重値が出

ないためシートと同じ大きさの薄いベニヤをベッドマットの上に置き、その上にセンサシートを乗せて計測した。尻部にかかる荷重分布状態をアキュレートハンドル（AD変換機）（写真.3.9）を使いパソコンにリアルタイムに画像として表した。

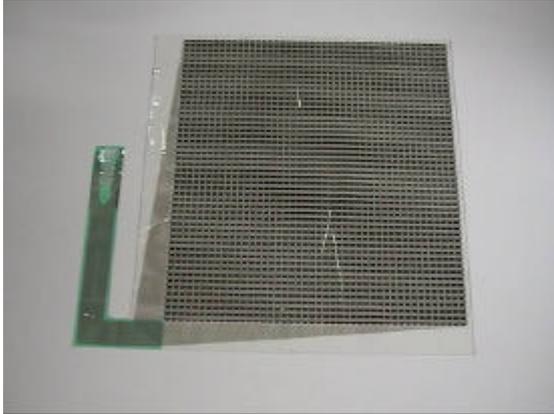


写真.3.8 BIG-MAT



写真.3.9 アキュレートハンドル

#### (5) 感応評価

被験者が足踏み運動装置を用いて実験を行った際の感想を記述した。感想を記述した主な項目は次の通りである。

- (イ) 足踏み運動装置を用いての屈伸運動のし易さ。
- (ロ) 上半身傾斜角度が0度・25度・45度の場合における屈伸運動のし易さおよび腰にかかる負担の度合い。
- (ハ) 上半身傾斜角度が0度・25度・45度の場合における足にかかる負担の度合い。

### 3.3 チェーン式足踏み運動装置

タイミングベルト式足踏み運動装置と同じように、ベッドの後端部に取り付け左右2つのペダルに、それぞれ左足と右足をのせて固定し、臥床状態で足踏み運動をする。このとき、位置調整機構により装置の位置を被験者の足の長さに合わせて設置する。また、ペダルの角度やストロークも被験者に合わせて設定する。ベッドの前半部（上半身をのせる部分）のベッドの傾斜角度をそれぞれ0度、15度、30度、45度に変化させる。さらに、臥床状態で足踏み運動をする際、装置の傾斜角度を水平面に対して前上方へそれぞれ0度、15度、30度、45度に変化させた。

#### (1) 運動時の、足の軌跡の測定

被験者がベッド上に臥床し、実験装置のペダル上に足をのせて足踏み運動をする。その際、第五中足骨頭、外果点、脛骨点、大転子点にそれぞれ蛍光マーカ―をつけ、実験対象者の動きをビデオカメラ（SONY デジタルカメラ Handycam を使用）で撮影する。その映像をパソコンに取り込み、各マーカ―の軌跡を求めた。

(2) 関節屈折角度の測定

(1) の軌跡を求めた時に使用した座標点から、余弦定理を利用して各関節角度を測定した。

(3) 運動時に足の裏にかかる荷重値の測定

足踏み運動の際に足の裏にかかる荷重を計測するために、ひずみゲージ式ロードセル (NEC 三栄製圧縮荷重変換機) 4 個 (写真.3.2) を写真.3.10、3.11 のように 2 枚のアルミ製の板に挟み、1 枚のアルミ製板には足底部を固定するために市販のサンダルを貼り付けた。両方のペダルとも同じように取り付け (写真.3.12) 両足の裏にかかる荷重を計測した。あとはタイミングベルト式運動装置のときと同じように各ロードセル部に生ずる圧縮荷重値およびその時間的变化を記録した。

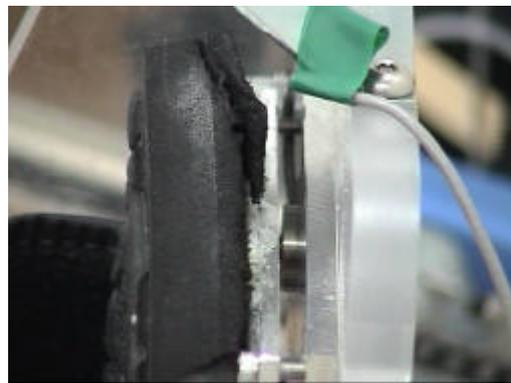


写真.3.10 ロードセルを設置した写真 写真.3.11 ロードセルを挟んだ写真

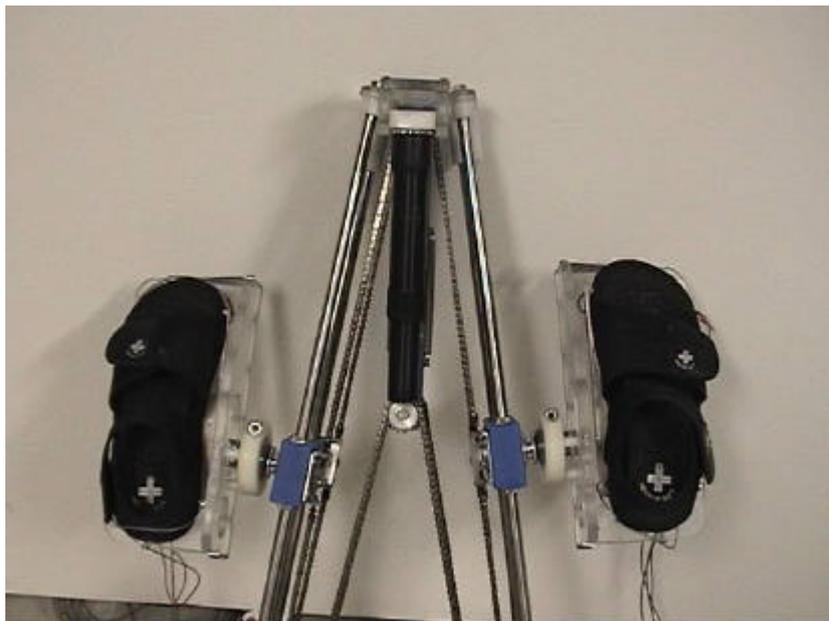


写真.3.12 サンダルを装置に取り付けた写真

#### (4) 運動時に尻部にかかる圧縮荷重値の測定

タイミングベルト式足踏み運動装置の時の測定方法と同様に、座圧力分布測定システム（ニッタ製 BIG-MAT システム）を用いて足踏み運動時に実験対象者の尻部にかかる荷重値とその分布状態を測定する。

実験対象者の尻部にセンサシート（写真.3.8）を敷き計測する。ベッドマット（ベッド上面に設置したマット）がやわらかいためセンサシートが曲がり正確な尻部の荷重値が出ないためシートと同じ大きさの薄いベニヤをベッドマットの上に置き、その上にセンサシートを乗せて計測した。尻部にかかる荷重分布状態をアキュレートハンドル（AD 変換機）（写真.3.9）を使いパソコンにリアルタイムに画像として表した。

#### (5) 筋力計による筋力測定

実験前と一週間足踏み運動した後の筋力の変化を見るために、一番使われると思われる大腿四頭筋の筋力を測定した。

まず、被験者に椅子に座ってもらう。そして、計測者が筋力計（写真.3.13）を手にはめて、被験者の脛の下部に押し当てた状態で足を蹴り上げてもらって、筋力があたえた荷重を測定する。

（筋力計の説明）

MMT（徒手筋力検査）の計測結果をコンパクトなコンソールに表示・記憶ができる。持ち運びに便利なタイプなので、計測の場所を選ばない。また、計測結果の最大値、平均値、ばらつき等を自動計算する。



写真.3.13 筋力計

(6) 感応評価

被験者が足踏み運動装置を用いて実験を行った際の感想を記述した。感想を記述した主な項目は次の通りである。

- (イ) 足踏み運動装置を用いての屈伸運動のし易さ。
- (ロ) 上半身傾斜角度が0度・15度・30度・45度の場合における屈伸運動のし易さおよび腰にかかる負担の度合い。
- (ハ) 上半身傾斜角度が0度・15度・30度・45度の場合における足にかかる負担の度合い。
- (ニ) 装置設置角度が0度・15度・30度・45度の場合における屈伸運動のし易さ、および腰にかかる負担の度合い。

## 4 実験結果および考察

### 4.1 油圧式足踏み運動装置の実験結果

実験前に紙上でのシミュレーションをおこなったところ下記事項が懸念された。

#### (1) ペダルが重い

このシリンダは、最低使用圧力が  $1.8\text{kg/cm}^2$  と高く、シリンダ単体を動作させるためには  $1.8\text{kg/cm}^2 \times 25 = 8.8\text{kg}$  の力を必要とする。これをスコット・ラッセル機構の、動作に不利な状態（リンクが横に伸びた状態）から動かそうとするとその力は約  $22\text{kg}$  となる。

患者に  $22\text{kg}$  の力を要求するのは、現実問題においてほぼ不可能であり、シリンダのメーカーにより低圧で動作するものを試作してもらわなければならない。

#### (2) 斜め方向への直線運動ができない。

スコット・ラッセル機構において、長手リンク中央の支点の位置をずらすことにより、ペダルを斜め上、あるいは斜め下へ動作させることは可能である（図.4.1、図.4.2）。しかし、この動きは直線運動ではなく二次関数的な動きとなるため、リハビリには不向きではないか。

#### (3) 使用するに従い、踏み込み力が変化する。

媒体に油を使用しているため、発熱により粘度が低下し、圧力損失もおおいに低下する。したがって、使用するに従い踏み込み力が軽くなっていくと予想される。ただし、エアコンの完備された病室で、ゆっくりとリハビリを行う上では、さほど大きな変化にはならないかもしれない。

このような懸念はあったが、実際にこの油圧式足踏み運動装置を試作、実験してみた。その結果、次のような特徴がみられた。

( ) 足踏み運動の際に柔軟性があり感触が良好で、作動状態も円滑であった。バルブ開度の変化によるペダル抵抗力の変更も円滑にできることが分かった。また、ベッド前半部の傾斜角度と足踏み運動のし易さについては、 $0$  度  $25$  度  $45$  度に変えるほど良好、すなわちベッド傾斜角度が  $0 \sim 45$  度の範囲では、傾斜角度が大きい場合ほど足踏み運動の際の身体とベッドマットの接触部分におけるすべりが少なくなり、踏み込み時に身体にかかる反力による身体のすべり止めを付けなくても良いようになる。しかし、腰部にかかる力の負担感覚は傾斜角度が大きくなるほど大きくなる。したがって、傾斜角度  $25$  度の場合に最も快適に運動し得ることが明らかになった。

( ) 油圧シリンダとして内径  $25\text{mm}$  のマグネット式ロッドレス油圧シリンダを用いたが、足踏み力が  $300\text{N}$  以上になればリニアガイド(磁石製)とピストン(磁石製)間の保持力が不足し、両者が遊離する。したがって、少なくとも内径  $32\text{mm}$  の油圧シリンダを用いる必要がある。この場合には油圧シリンダの重量がかなり重くなる。

( ) 足を最も屈折した状態から伸展する際に、リニアガイドの位置が低いとピストンを押し上げるのに必要な力が異常に大きくなる。したがって、油圧シリンダを当初の計画位置より高くする必要がある。

( ) スコット・ラッセルのリンク装置が足踏み運動の際に左右に揺動するので、骨組みを強固にする必要があり、重くなる。

これらのことから、装置の重量が増し当初の目標値である装置重量 70N(7kgf)、大きさ(高さ)600mm を達成することは困難であることがわかった。

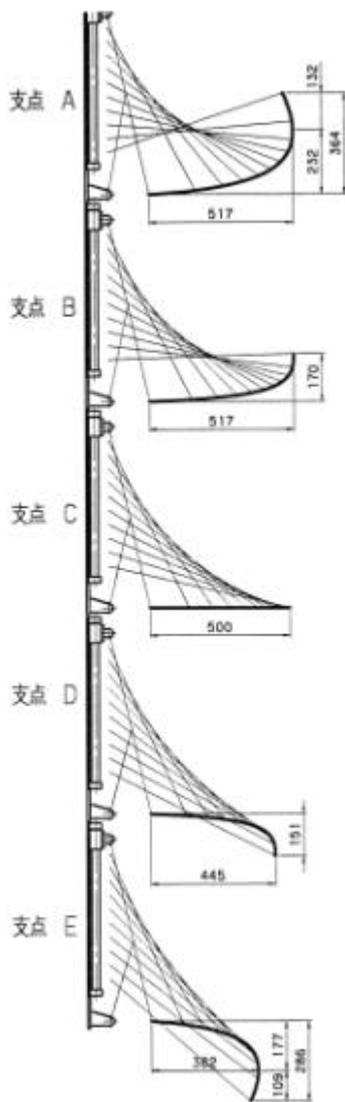


図.4.1 リンク動作図

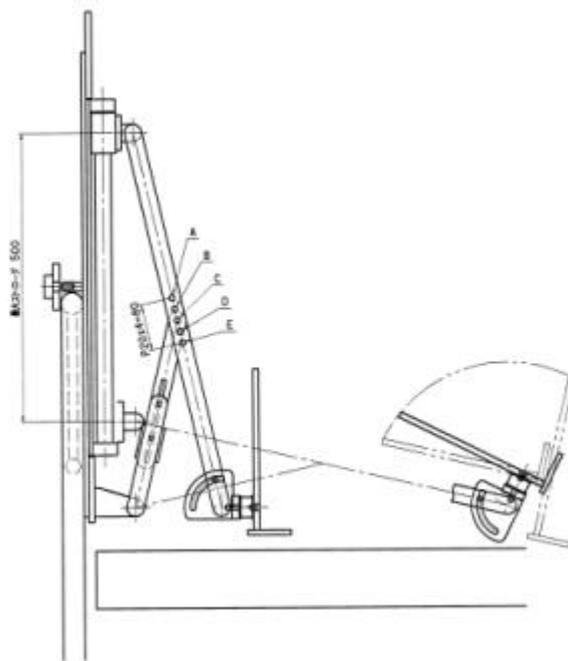


図.4.2 油圧式足踏み運動装置動作図

## 4.2 タイミングベルト式足踏み運動装置の実験結果

### (1) 装置の作動特性の実験結果に関する考察

小型・軽量化の可能性は油圧式の場合よりも著しく大きいので、当初の大きさ、重量の目標値を達成することは今後の研究によって十分可能になると考えられる。しかし、踏み込み負荷力を広い範囲に変化させることができなかった。特に、踏み込み負荷力値約 300N 以上では、タイミングベルトの緩み側（張り側の反対側）でベルト車への巻掛け角度が小さくなり、歯跳び現象を起こして、ペダルの動きがぎこちなくなることが分かった。また、ブレーキについても外接単ブロック式及びマグネット式を用いたが、ブレーキ力の微妙な調整ができなかった。今後はタイミングベルトとベルト車間の歯跳び現象の防止対策及び、踏み込み負荷力の調整が円滑にできるようなブレーキの選定が重要な課題になると考えられる。

足踏み運動装置のベッド上への設置角度については、臥床状態での自然な足の動きに合わせ、水平面に対して前上方へ 30 度傾斜させた。その結果、水平に設置する場合に比して、一段と足踏み運動がし易くなった。今後はさらにこの傾斜角度の最適値を求めるための実験を行うことが必要である。

### (2) 足踏み運動時の姿勢の実験結果に関する考察

図.4.3、図.4.4 に示す足踏み運動時の座圧分布の実験結果によると、男女共に上半身傾斜角度が 0 度である場合よりも上半身傾斜角度が 25 度である場合の方が腰に広い範囲で圧力がかかっている。また、上半身傾斜角度が 25 度の場合と上半身傾斜角度が 45 度の場合を比較すると、45 度の状態で計測した方が腰に広い範囲で圧力がかかっていると言える。

以上のことから、上半身傾斜角度が大きくなるほど腰にかかる圧力の範囲は広がり腰に負担がかかりやすくなると言える。

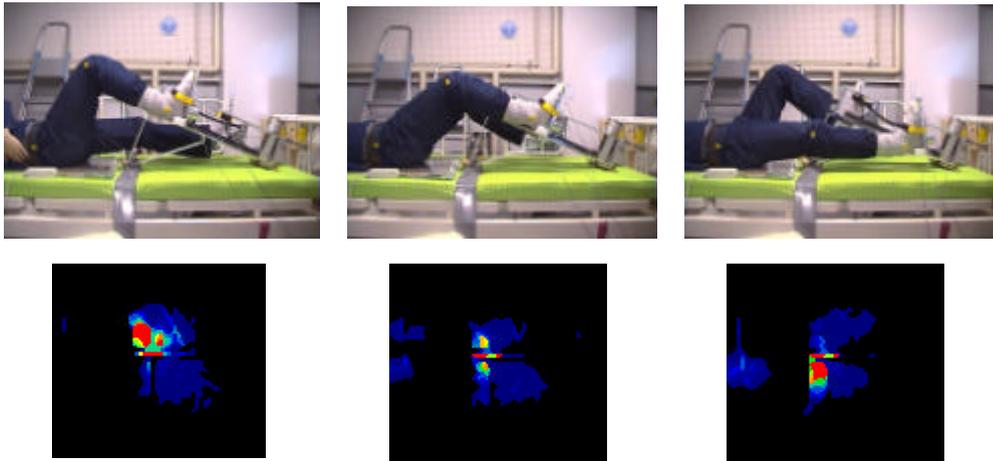
図.4.5、図.4.6 に示す足踏み運動時の足の動きに関する軌跡では男女共に上半身傾斜角度が 0 度、25 度の場合では足を踏み込んだときにほぼ足が伸びきっているのに対して、上半身傾斜角度が 45 度の状態では足を踏み込んだ状態であっても足は伸びきっていない。筋肉、関節の衰えを予防する運動では、足が屈折した状態から完全に伸びきることは関節に逆に負担を与えることになり、関節が伸びきったままの状態になる可能性もある。上半身傾斜角度が 45 度の状態が、座圧分布から腰に広い範囲で負担をかけているが関節の運動では上記の 3 通りの角度の中で最も適している。上半身傾斜角度が 0 度、25 度の場合、軌跡の実験結果では男女共に、足が屈折した状態から足を踏み込んだ際にほぼ足は伸びきっているために、関節運動に適してはいないが、座圧分布でみた場合に上半身傾斜角度が 0 度の場合よりも 25 度の場合の方が腰にかかる圧力の範囲が広い。腰に負担がかからないためには、傾斜角度 0 度が適していると言える。

### (3) 関節拘縮予防効果の実験結果に関する考察

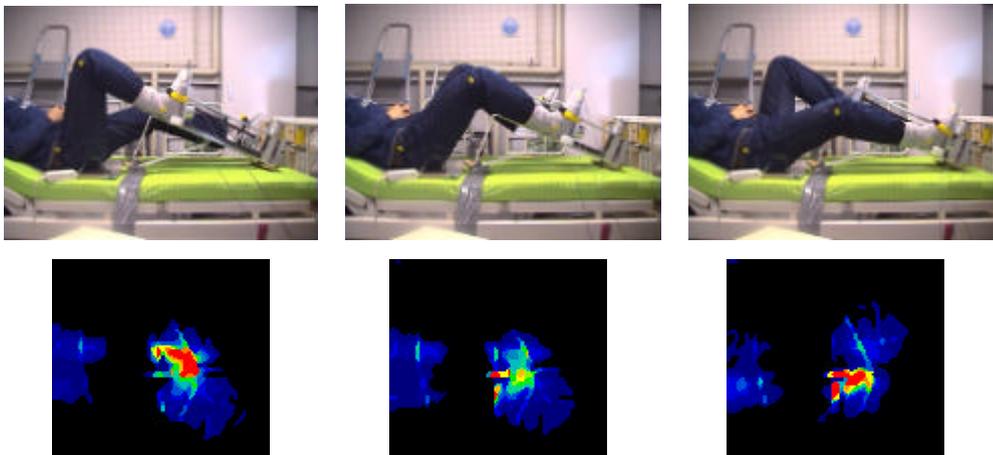
関節角度計を足関節・膝関節・股関節に取り付け、上半身傾斜角度が0度・25度・45度の3通りの計測を、実験対象者である学生2名について行ったがその結果、図.4.7、図.4.8のように上半身傾斜角度が0度のときが最も関節の動きが大きく現れていることが分かる。上半身傾斜角度が25度、45度ではあまり変化は見られない。

このことから、上半身傾斜角度が0度であるときが下肢廃用性症候の予防に最も適していると考えられる。また、実験対象者の足の裏にかかる荷重は上半身傾斜角度が45度であるときが最も大きく荷重が変化している。一方、0度、25度ではあまり変化が見られない。人体写真(図.4.7、4.8)を見れば足がはじめから大きく屈折しているために足を踏み込む際に大きな力が必要となってくる事が分かる。長時間この体勢で屈伸運動を行っていると、足にも腰にも大きな負担がかかる。

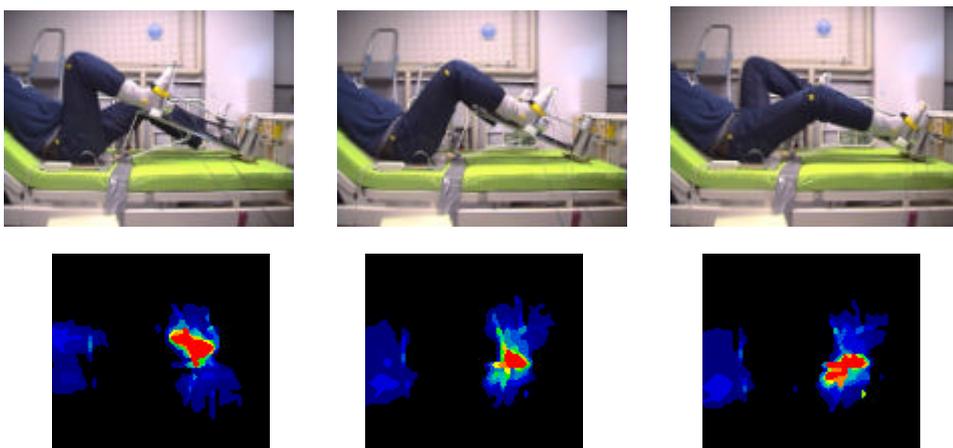
以上のことから、足に負担をかけないのは上半身傾斜角度0度の場合であると言える。



学生（男子）背もたれ 0 度の足踏み運動時の座圧分布

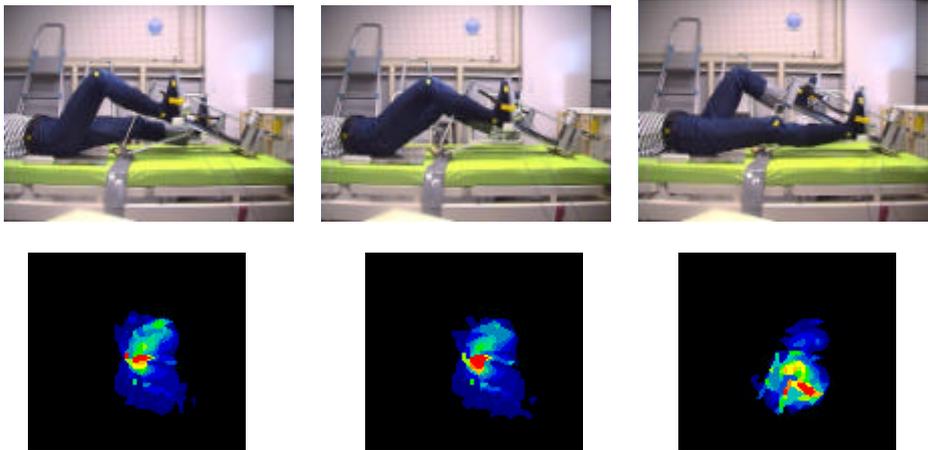


学生（男子）背もたれ 25 度の足踏み運動時の座圧分布

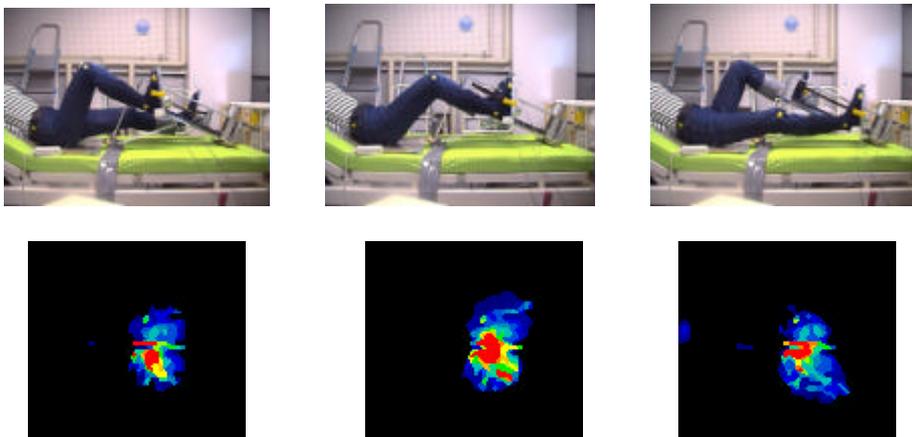


学生（男子）背もたれ 45 度の足踏み運動時の座圧分布

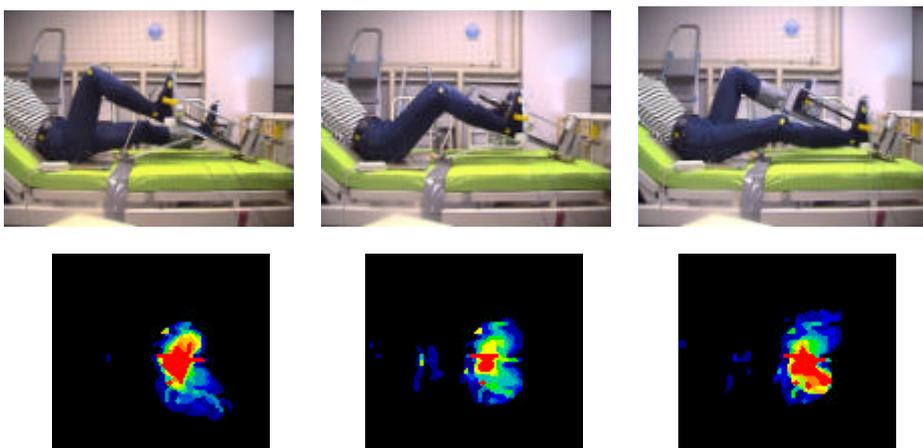
Fig.4.3 学生（男子）のタイミングベルト式足踏み運動の座圧分布



学生（女子）背もたれ 0 度の足踏み運動時の座圧分布

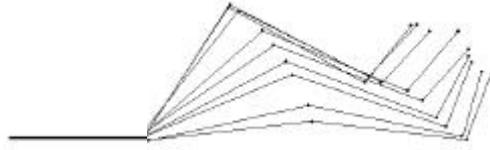


学生（女子）背もたれ 25 度の足踏み運動時の座圧分布

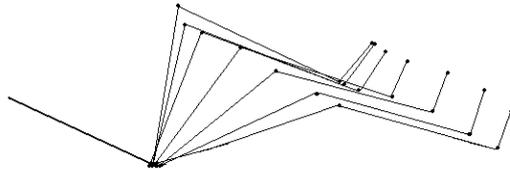


学生（女子）背もたれ 45 度の足踏み運動時の座圧分布

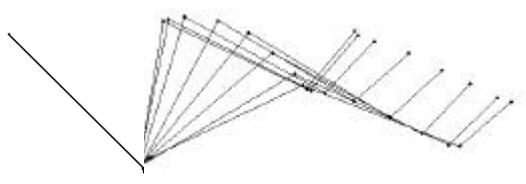
Fig.4.4 学生（女子）のタイミングベルト式足踏み運動の座圧分布



学生(男子)背もたれ 0 度の軌跡

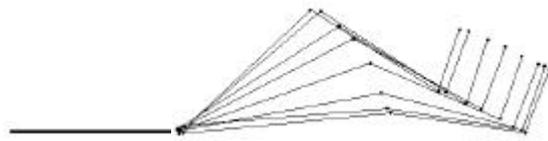


学生(男子)背もたれ 25 度の軌跡

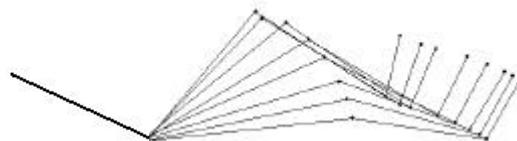


学生 (男子) 背もたれ 45 度の軌跡

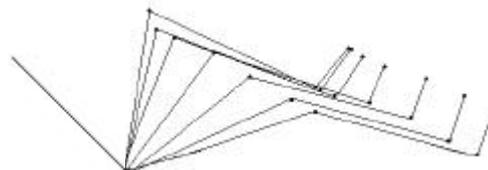
Fig.4.5 学生 (男子) タイミングベルト式足踏み運動の軌跡



学生 (女子) 背もたれ 0 度の軌跡

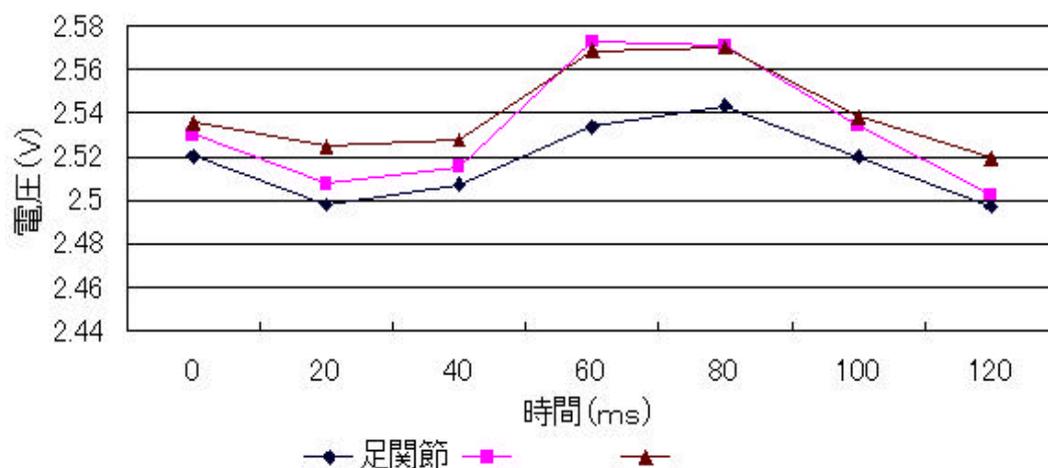


学生 (女子) 背もたれ 25 度の軌跡

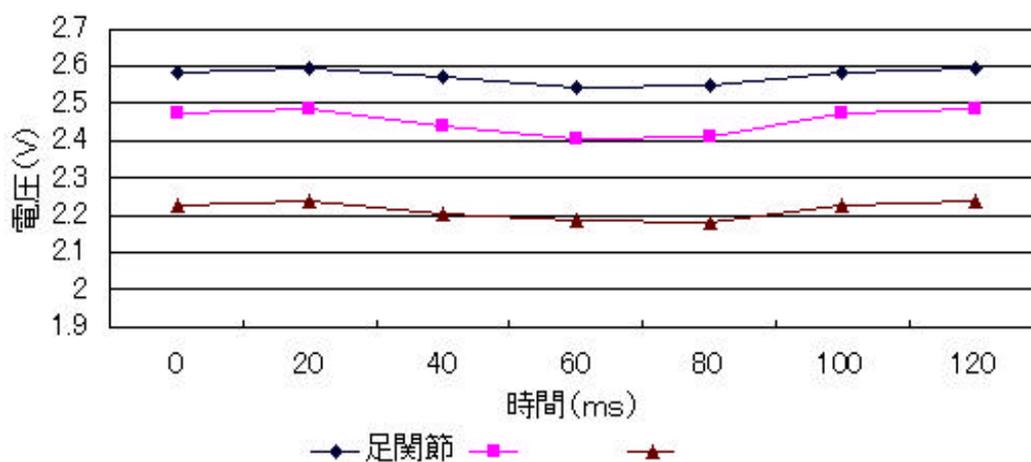


学生 (女子) 背もたれ 45 度の軌跡

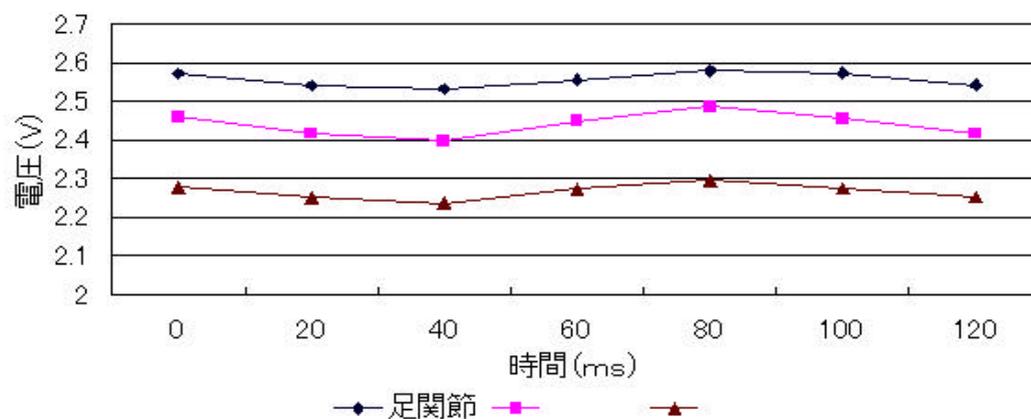
Fig.4.6 学生 (女子) タイミングベルト式足踏み運動の軌跡



学生（男子）上半身傾斜角度 0 度の関節の動き

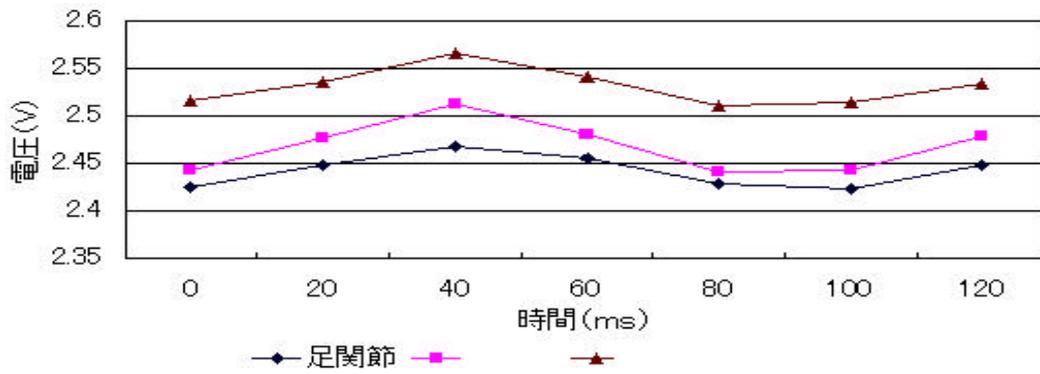


学生（男子）上半身傾斜角度 25 度の関節の動き

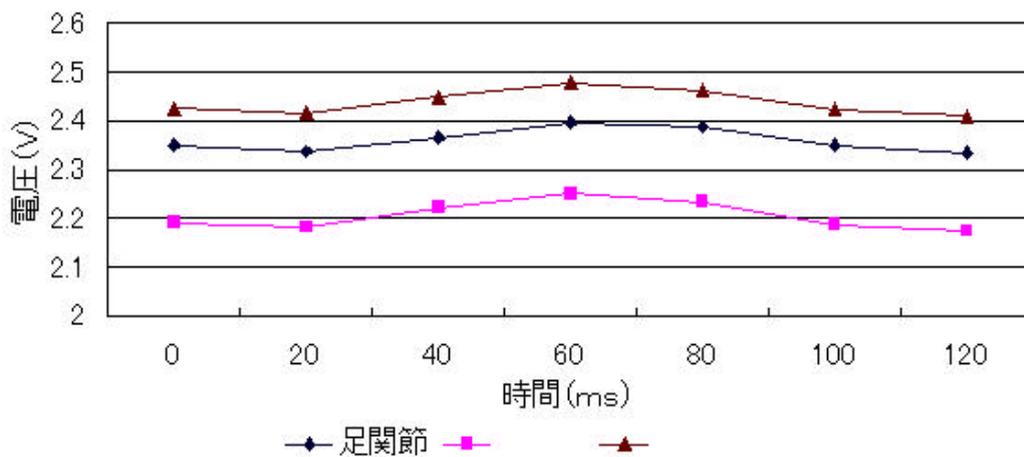


学生（男子）上半身傾斜角度 45 度の関節の動き

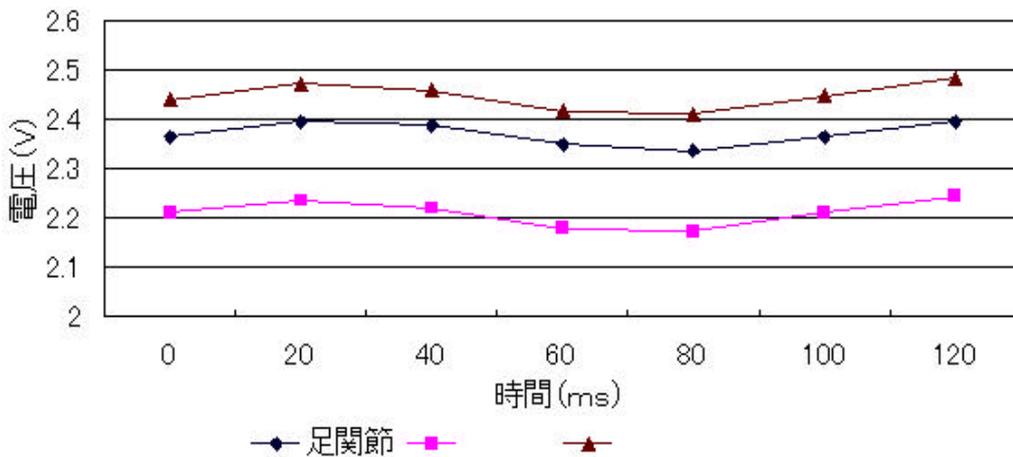
Fig.4.8 学生（女子）タイミングベルト式足踏み運動の関節の動き



学生（女子）上半身傾斜角度 0 度の関節の動き



学生（女子）上半身傾斜角度 25 度の関節の動き



学生（女子）上半身傾斜角度 45 度の関節の動き

Fig.4.8 学生（女子）タイミングベルト式足踏み運動の関節の動き

#### 4.3 チェーン式足踏み運動装置

##### (1) 装置の作動特性の実験結果に関する考察

小型・軽量化は材料の一部を金属からアクリル系の材料に変更することによってこのチェーン式足踏み運動装置でほぼ所期の目的に近づいた。(約 70N) 今後強度を損なうことなくさらに軽量化を進めたい。

高齢者による実験を行った結果、足踏み運動について平行に踏み込んでいたのを逆八の字形に角度をつけたことによって踏み込み易くなり、さらに装置をベッドに取り付ける際患者との距離を自由に設定できるタイプとしたことで、異なる身長の高齢者に対応できた。またペダルがあらゆる動きに対応できるように改良したことにより、背屈・底屈、内返し・外返し、内転・外転等すべての動きが可能であることがわかった。特に足関節の背屈・底屈の動きは足踏み運動に伴い自動的にペダルが動くので所期の目的通りに関節拘縮の予防運動になるものと思われる。

足踏み運動装置の設置角度(水平面に対して前上方への角度)を 0 度、15 度、30 度、45 度の 4 通りで設置して実験を行ったが、45 度では足踏み運動装置の踏み方がわからない人が多く足踏みできたのは 3 割弱であった。小柄な人は足がペダルに届き難くなり、大柄な人や身体の柔軟な人はなんとか足踏みできた。0 度、15 度、30 度では、個人差はあるが背もたれの角度との組み合わせ次第で無理なく足踏み運動できることがわかった。また、装置と使用者との距離があまり近すぎると股関節が鋭角になり足踏みし難いが少し離してやると足踏みがし易いとのことであった。今後さらに上半身傾斜角と装置設置角度との関係、患者と装置との距離の最適値を求める実験を進めることが必要である。

##### (2) 足踏み運動時の軌跡および関節拘縮予防効果の実験結果に関する考察

図.4.1 ~ 4.4 に足踏み運動時の軌跡図を示す。

これによると足踏み運動時に足関節の角度変化が見られ、この装置の特徴である背屈・底屈の動きをしている。この背屈・底屈の角度合計は実験前に測定したところ Rf 高齢者(女性)の場合 80 度弱とかなり足根部が柔軟であったが(表 1)、多くの被験者は 50 ~ 60 度であった。今回この装置では 30 度を目標にしているため、全員問題なく足踏み運動できた。膝関節及び股関節に関しては、装置のペダルはレールに沿って前後に動くため被験者による差異はさほど見られない。

足踏み運動時の関節角度の時間的変化を図.4.5 ~ 4.8 に示す。装置設置角度が 0 度及び 15 度では同じような傾向を示し、股関節、膝関節、足関節ともにほぼ同様の時間的変化を示している。全体的に各関節がよく動いていることがわかる。装置設置角度 30 度の場合と 45 度の場合には関節の角度変化は少なく、特に足関節は関節の角度変化がより少ない。中でも装置設置角度 45 度のときの足関節角度変化はほとんど無い。このことから装置設置角度 0 度及び 15 度のときが関節拘縮の予防に適しているといえる。30 度の場合には足関節の変化は少ないが背屈・底屈の可動域を広げることは可能

なのでこの場合も関節拘縮予防に効果があるといえる。このことから、背もたれの角度は0度から30度まで幅広く関節拘縮予防に適していることがわかった。ただ、装置と被験者の位置関係で関節の動く角度に変化があるため装置を設置する場合の患者との位置関係は重要である。

#### (3) 足底部の荷重値及び尻部の荷重値に関する考察

座圧分布図を図.4.9～図.4.12に、座圧荷重と足底部荷重の時間的变化を図.4.13～図.4.20に示す。

座圧分布図を見れば、何れの装置設置角度の場合でも背もたれの角度を比較すると、0度の場合よりも45度の場合の方が腰部の荷重が大きく腰部に負担がかかっていることがわかる。また、座圧荷重と足底部荷重の時間的变化図を見ても背もたれ角度45度の方が座圧荷重は大きくなっており、腰に負担がかかっている。足底部荷重についても背もたれ角度が大きくなるほど荷重が大きくなっており、足踏み動作がし難くなっているのではないか。このことから背もたれの角度は0度に近いほど腰部への負担が少なく腰痛になり難いといえる。

装置の設置角度が大きくなるとガイドレールの方向が変わってくるので少し上下に足踏みする必要があるが、高齢者の場合は装置の角度に応じて踏み分けることができないため、装置のペダルが動く方向に関係なく身体から遠ざかる方向に足踏みするのでペダルとガイドレール間の負荷が増大して足底部の荷重が増すものと思われる。

#### (4) 実験前と実験後の筋力の比較

足踏み運動で最も使われる大腿四頭筋の筋力を筋力計で計測した。実験前の筋力と一週間足踏み運動実験をしてもらった後の筋力を計測した筋力測定結果(表2)によれば、ほとんどの人の筋力が増えていた。左足が2Nしか増えていない人や、右足が100Nも増えている人がいた。

全体的に見て、左右それぞれ50～60Nの筋力増加が見られた。この結果より、足踏み運動装置で運動を行うことによって、筋力の増加と体力の回復が見込めるといえる。

#### (5) 足踏み運動装置の感応評価

実験終了後の被験者のアンケート(表3)によれば、装置設置角度が45度のときは実施困難であり0度から30度の間であれば感想に大差は無かった。背もたれの角度も45度は評判が悪く、0度から30度の間であれば足踏み操作に問題は無いとの感想であった。ただ、装置設置角度が0度の時に背もたれ角度も0度だと大腿直筋に負担がかかるという意見が多く5度から30度の範囲が足踏み操作し易い範囲と思われる。被験者個々の評価の平均では装置設置角度17度、背もたれの角度25度が足踏みし易い条件となった。

次に被験者の実験後の感想を示す。

装置のズレが無いようにしてほしい。

装置の位置を前後に動かすとき、簡単に動かせるようにできないか。

そんなにしんどいことは無い。

装置の角度、ベッドの角度、どちらも高くなるほどつらくなる。低いほどやりやすい。

足の角度を変えられるのは良い。

装置が捻れて、左右の重さが変わる。

足踏み運動をすることは良い事だと思う。

全体的にやりづらかった。水平の方がやりやすかった。

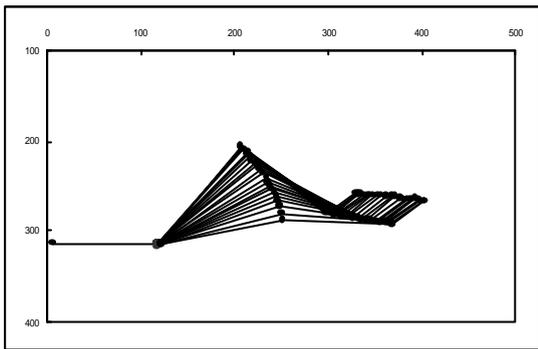
ベッドの背もたれ角度・装置の角度ともに高くなるほうがやりづらかった。

背もたれ角 30°、装置の角度 30° に上げたときが最もやりやすかった。

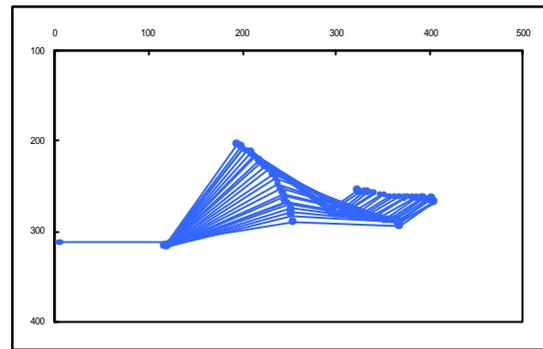
擦れが起こったときに装置がキィー、キィーと音がして重くなるのが問題。

装置の設置位置が傾いているとどちらかが重くなって踏みづらい。(装置の前部が傾くとレールが擦れるのか、重くなる。)

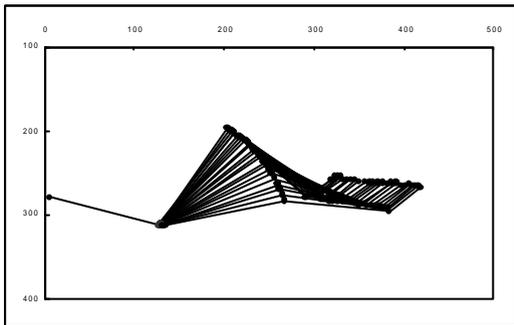
以上のことから、背もたれの角度、装置の設置角度ともに 5 度から 30 度の範囲であれば問題なく足踏み運動ができるし、し易いということがわかった。



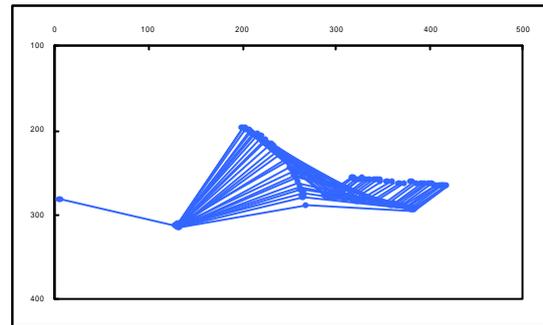
背もたれ 0 度伸展時



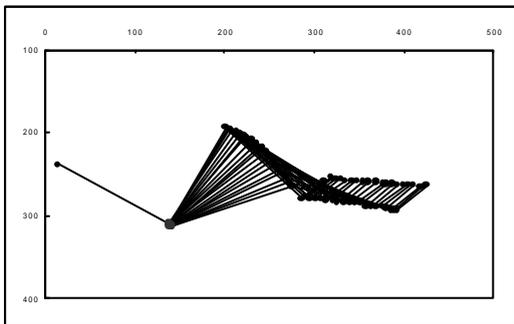
背もたれ 0 度屈曲時



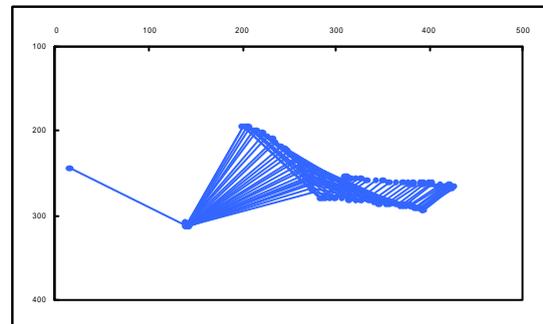
背もたれ 15 度伸展時



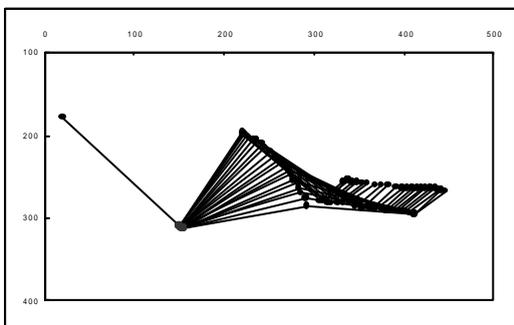
背もたれ 15 度屈曲時



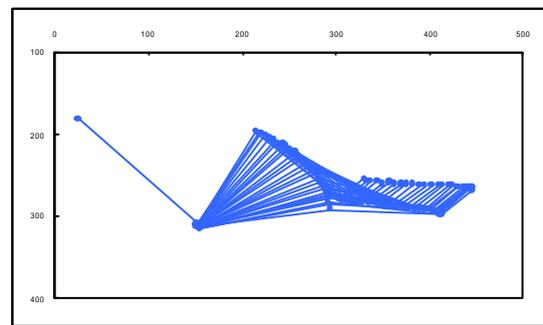
背もたれ 30 度伸展時



背もたれ 30 度屈曲時

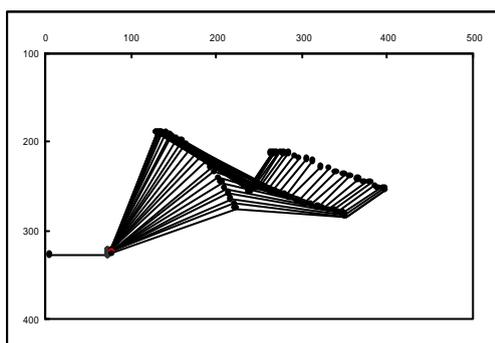


背もたれ 45 度屈曲時

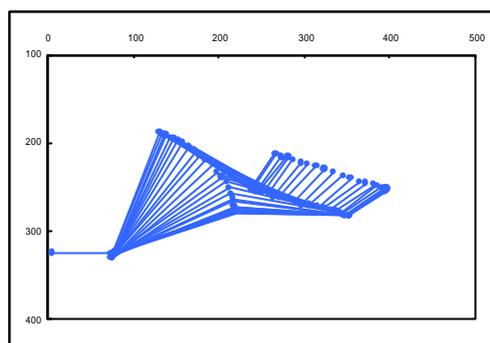


背もたれ 45 度屈曲時

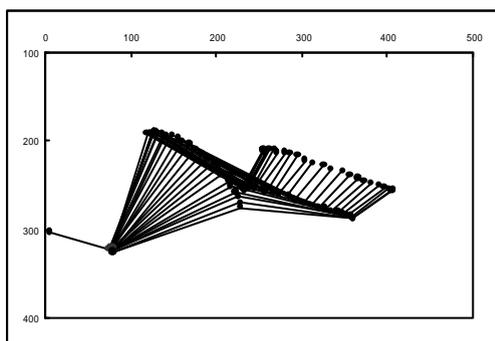
図.4.1 Rf 高齢者 (女性) 装置設置角度 0 度における足踏み運動軌跡図



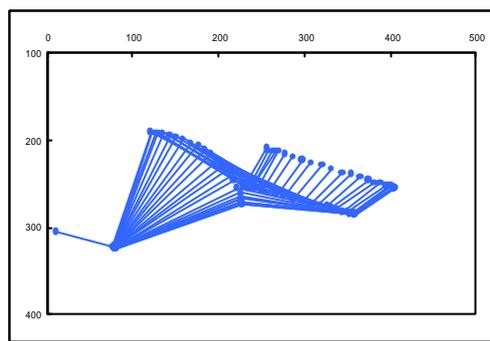
背もたれ 0 度 伸展時



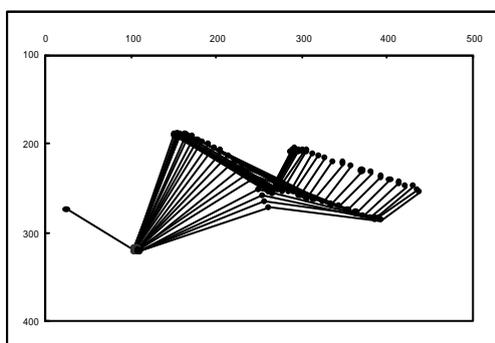
背もたれ 0 度 屈曲時



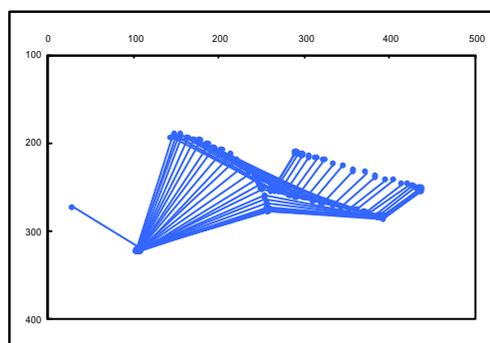
背もたれ 15 度 伸展時



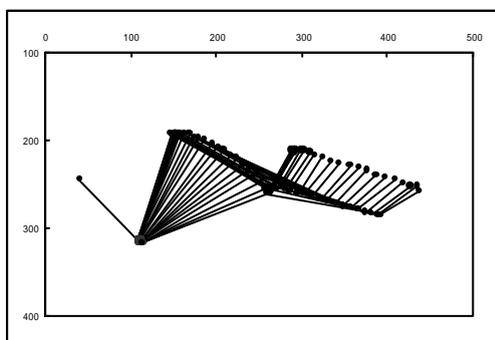
背もたれ 15 度 屈曲時



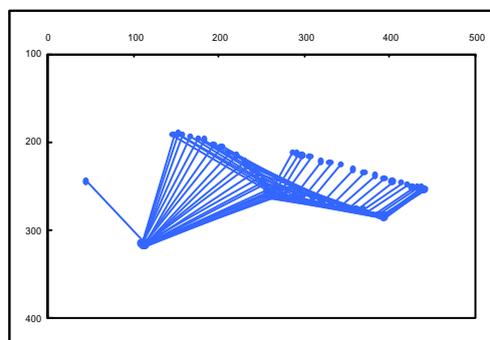
背もたれ 30 度 伸展時



背もたれ 30 度 屈曲時

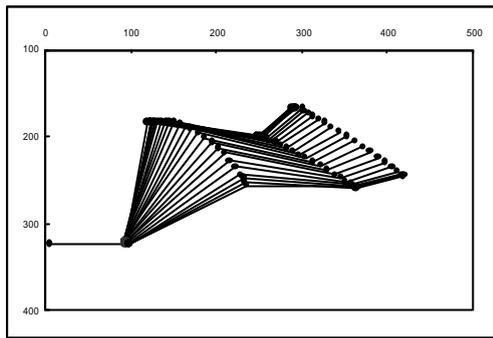


背もたれ 45 度 伸展時

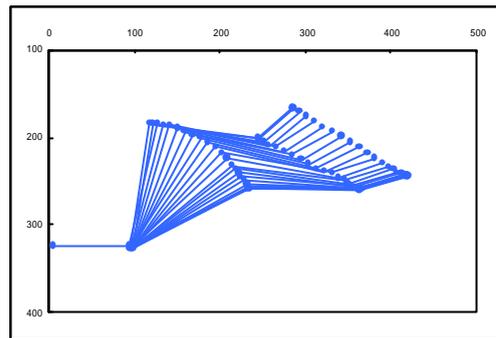


背もたれ 45 度 屈曲時

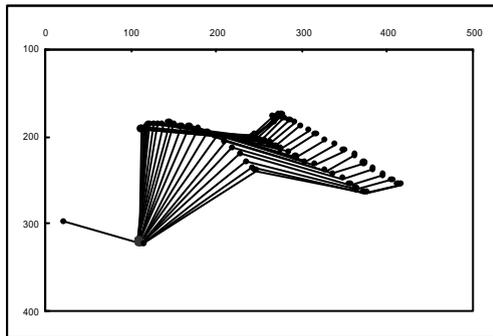
図.4.2 Rf 高齢者 (女性) 装置設置角 15 度における足踏み運動軌跡図



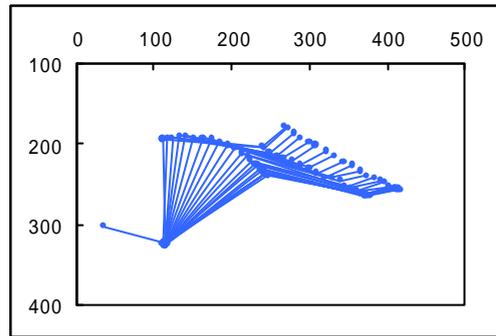
背もたれ 0 度 伸展時



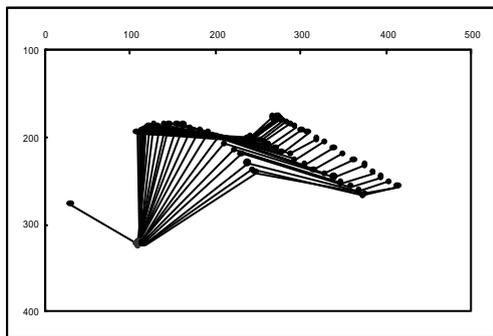
背もたれ 0 度 屈曲時



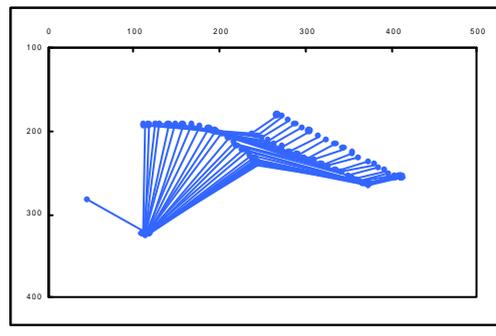
背もたれ 15 度 伸展時



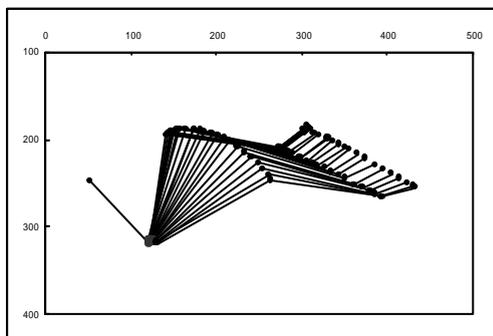
背もたれ 15 度 屈曲時



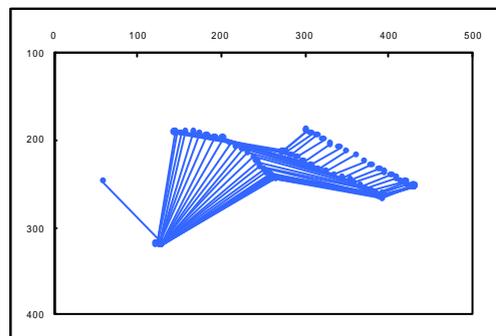
背もたれ 30 度 伸展時



背もたれ 30 度 屈曲時

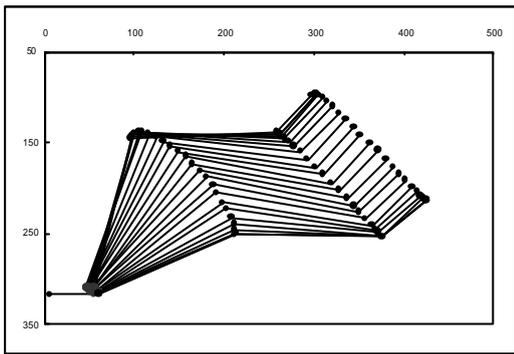


背もたれ 45 度 伸展時

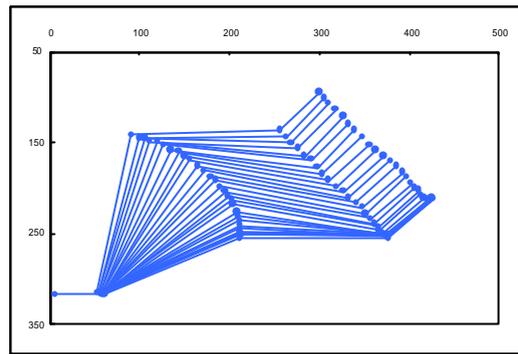


背もたれ 45 度 屈曲時

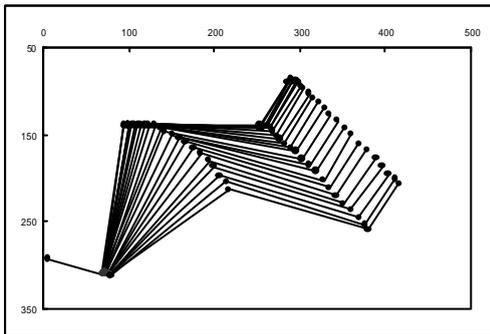
図4.3 Rf 高齢者 (女性) 装置設置角 30 度における足踏み運動軌跡図



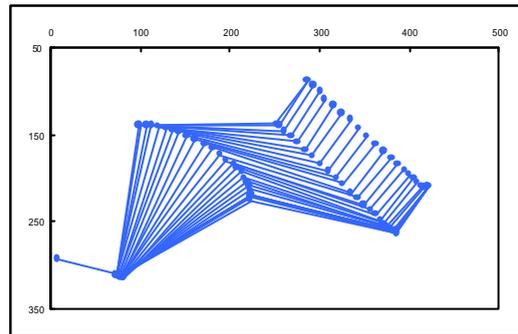
背もたれ 0 度伸展時



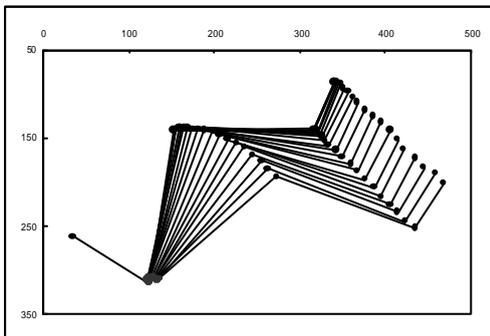
背もたれ 0 度屈曲時



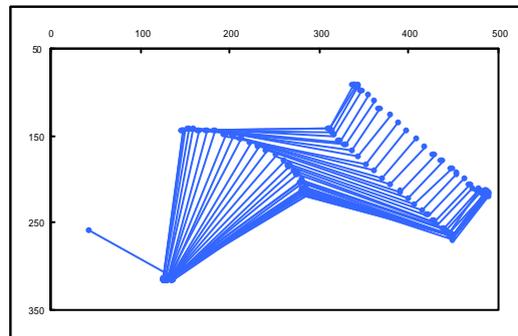
背もたれ 15 度伸展時



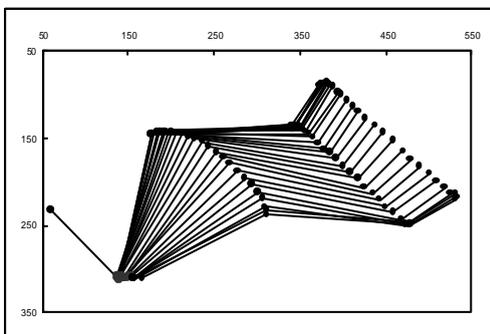
背もたれ 15 度屈曲時



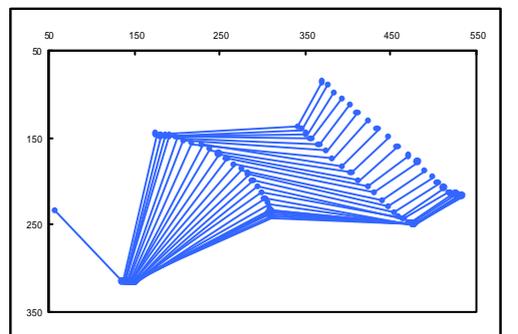
背もたれ 30 度伸展時



背もたれ 30 度屈曲時



背もたれ 45 度伸展時



背もたれ 45 度屈曲時

図.4.4 Pf 高齢者 (女性) 装置設置角 45 度における足踏み運動軌跡図

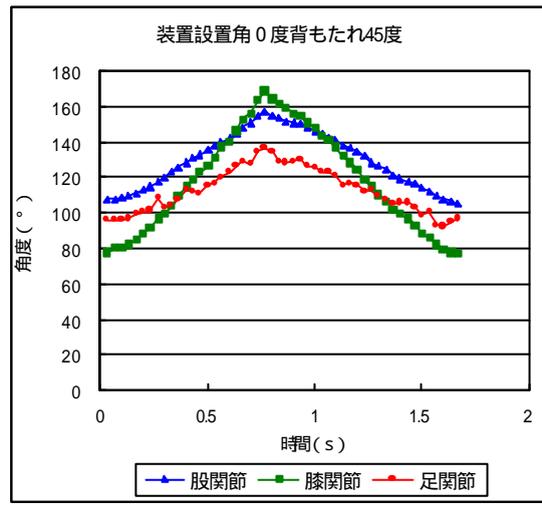
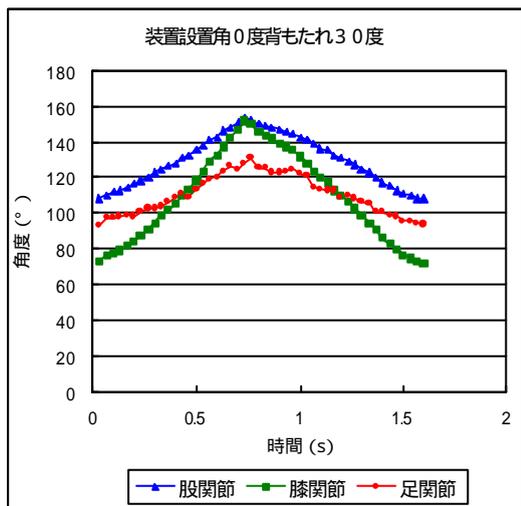
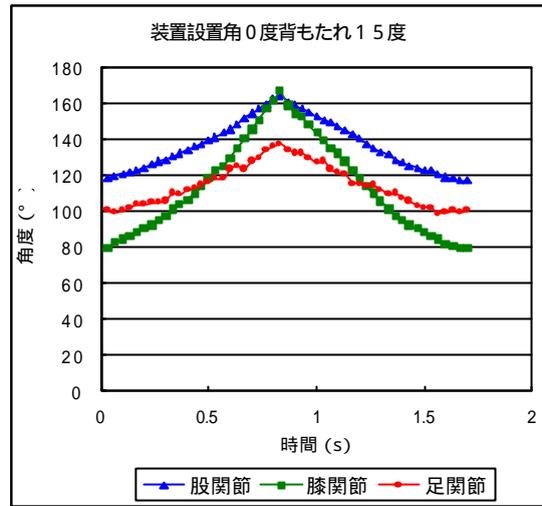
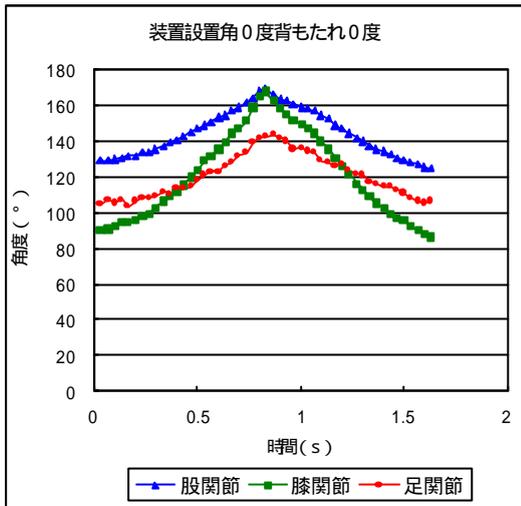


図45 Rf高齢者(女性)装置設置角度0度における足踏み運動時の各関節角の時間的变化

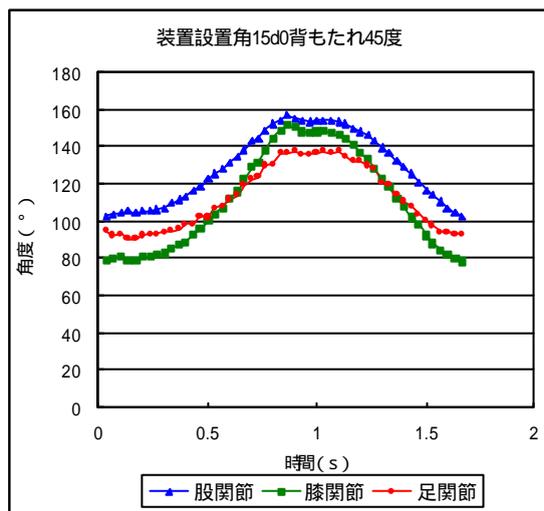
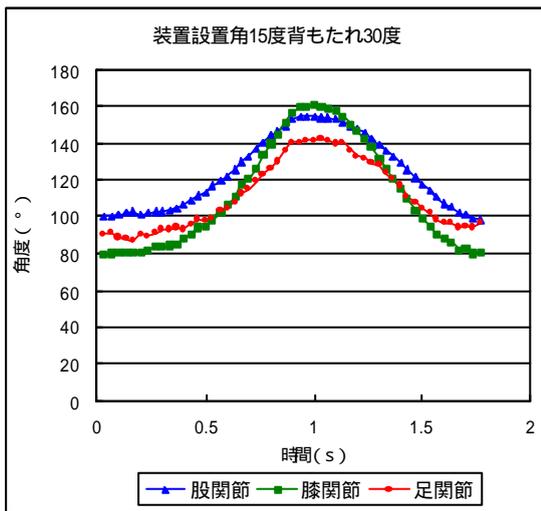
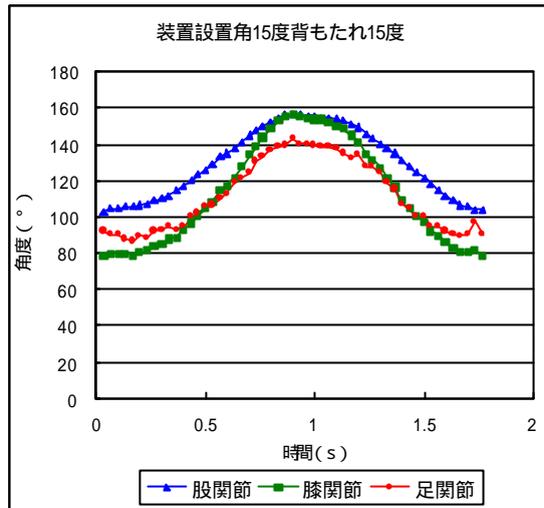
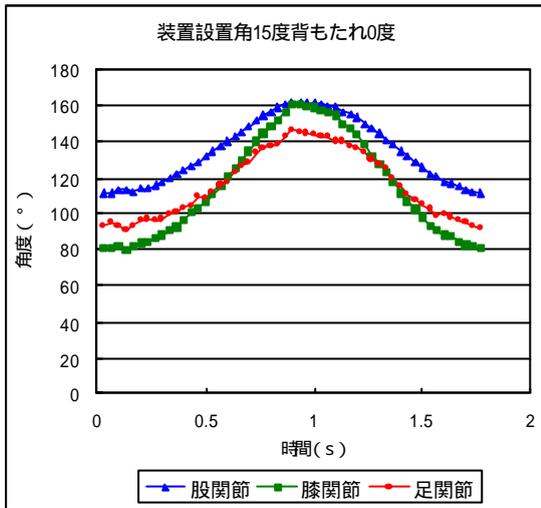


図.46 Rf高齢者(女性)装置設置角度15度における足踏み運動時の各関節角の時間的変化

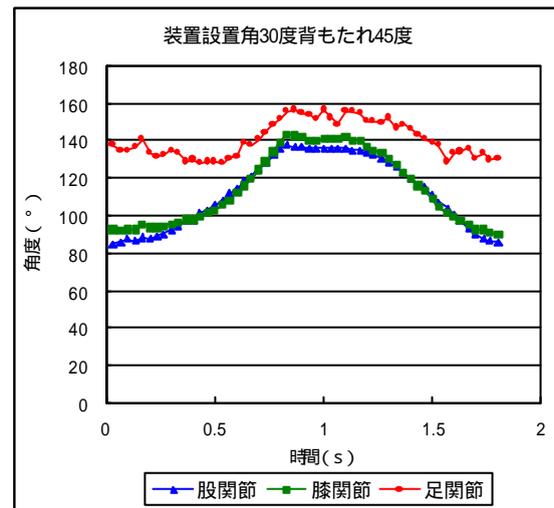
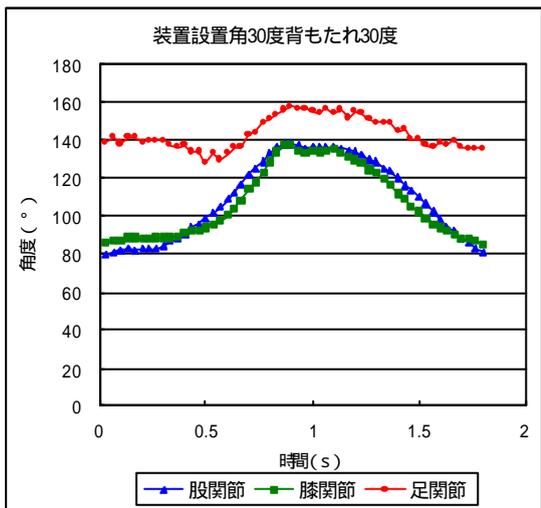
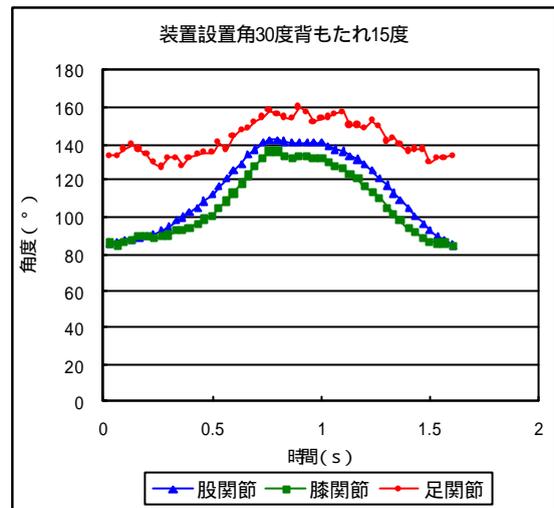
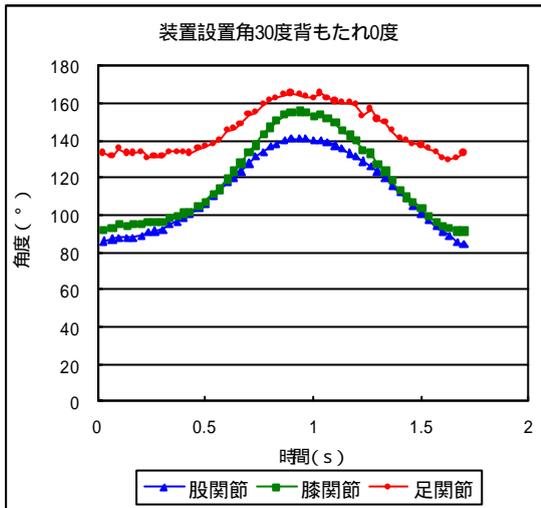


図4.7 Rf高齢者(女性)装置設置角度30度における足踏み運動時の各関節角の時間的变化

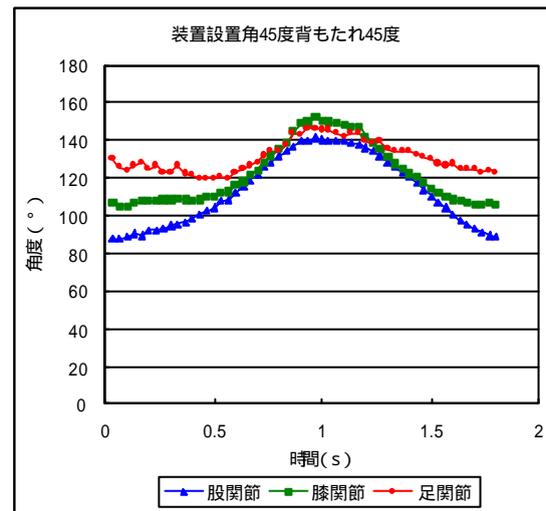
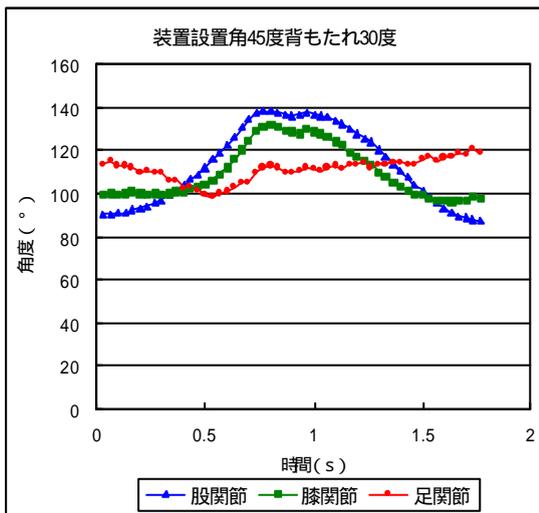
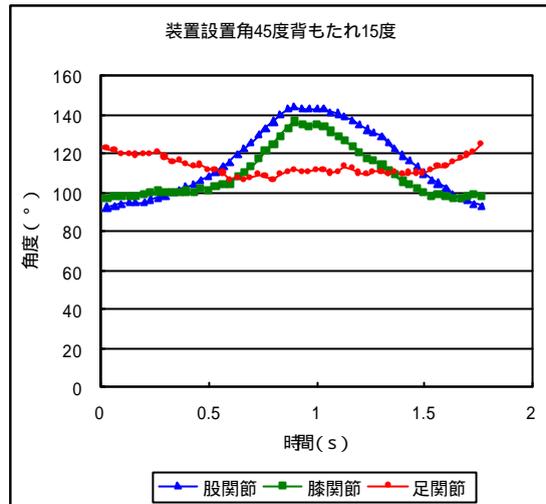
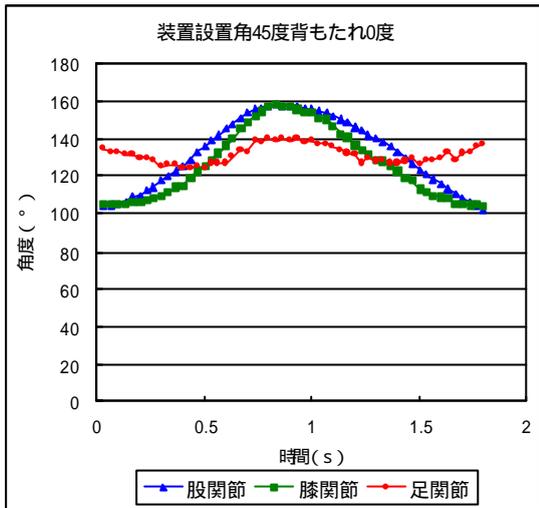
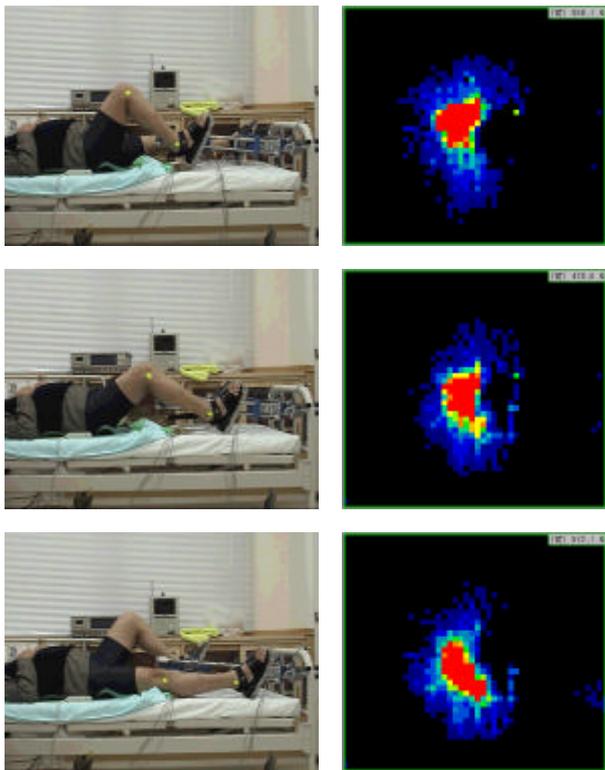
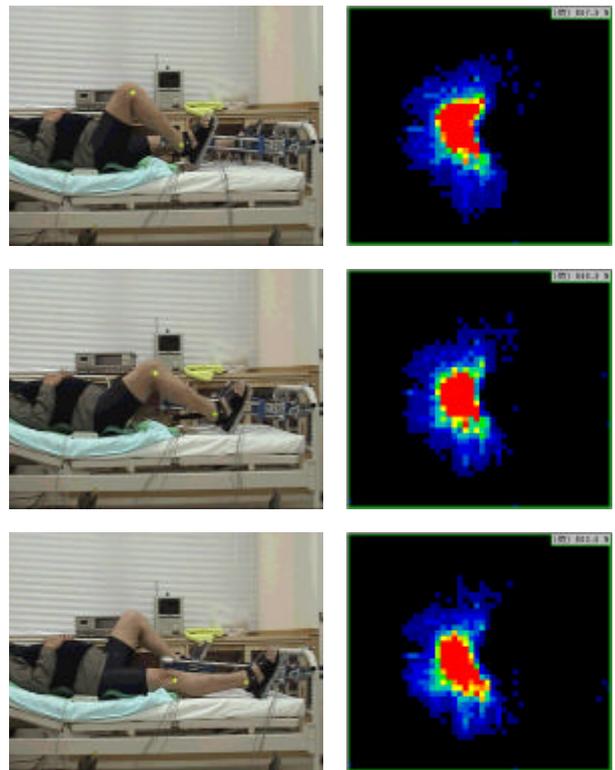


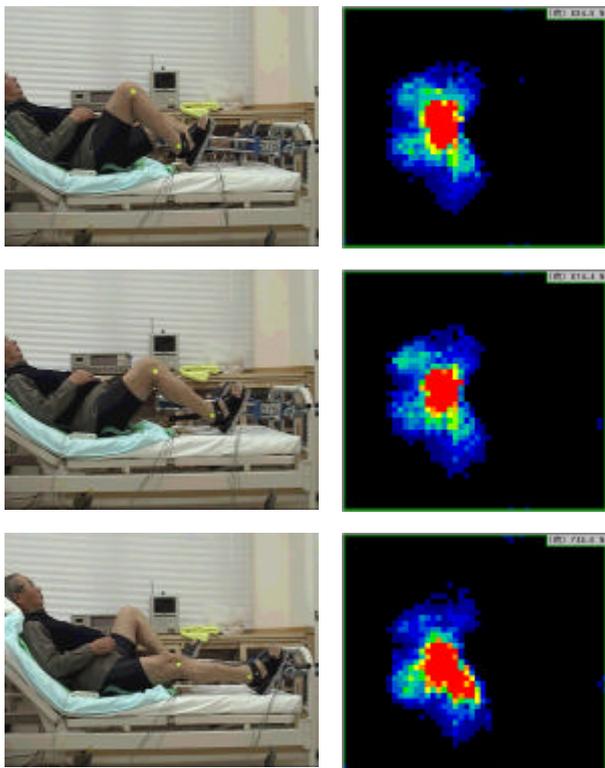
図48 PF高齢者(女性)装置設置角度45度における足踏み運動時の各関節角の時間的变化



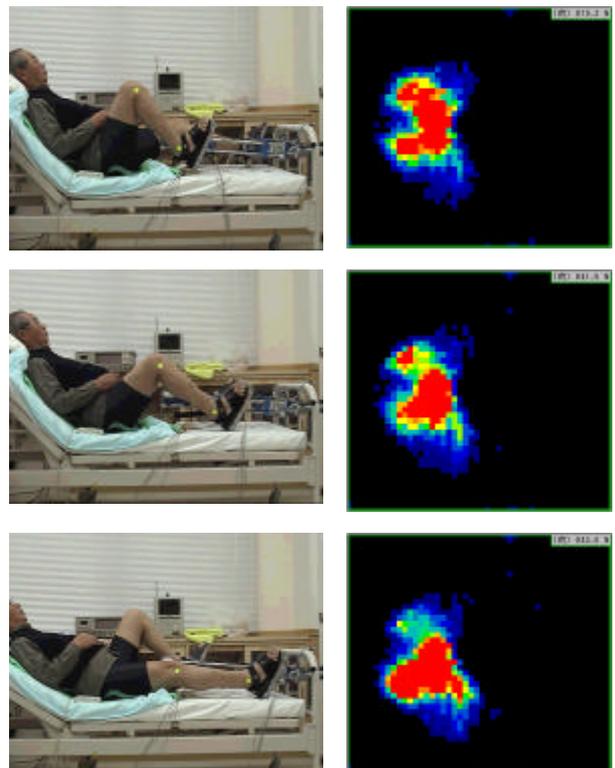
Om 背もたれ 0 度の足踏み運動時の座圧分布



Om 背もたれ 15 度の足踏み運動時の座圧分布

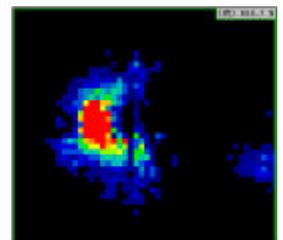
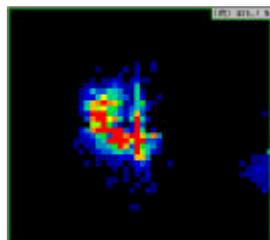
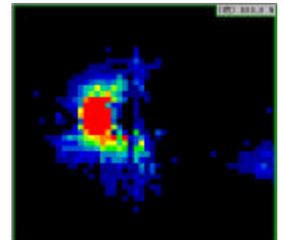
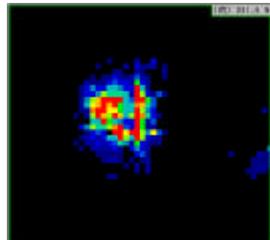
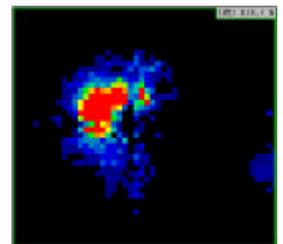
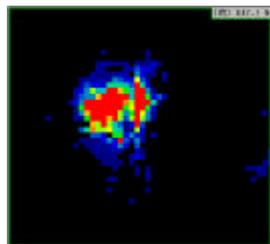
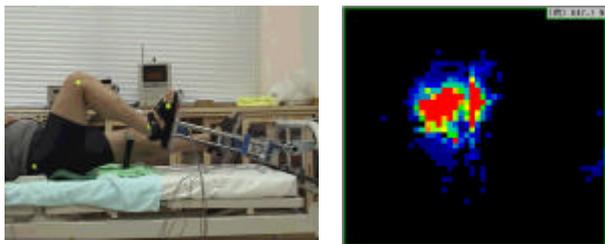


Om 背もたれ 30 度の足踏み運動時の座圧分布



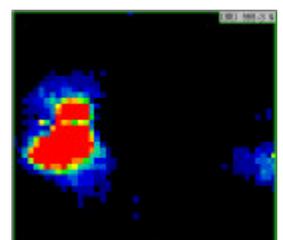
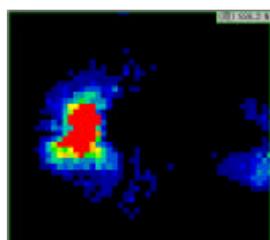
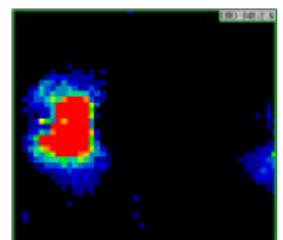
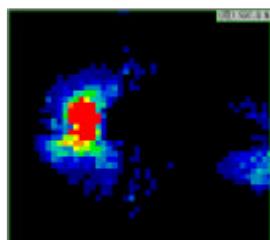
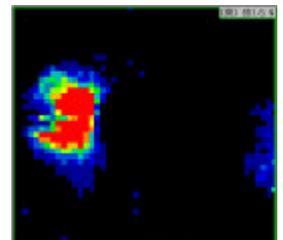
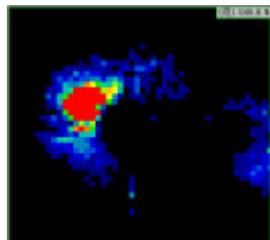
Om 背もたれ 45 度の足踏み運動時の座圧分布

図.4.9 Om 高齢者(男性) 装置設置角度 0 度 足踏み運動の座圧分布



Om 背もたれ 0 度の足踏み運動時の座圧分布

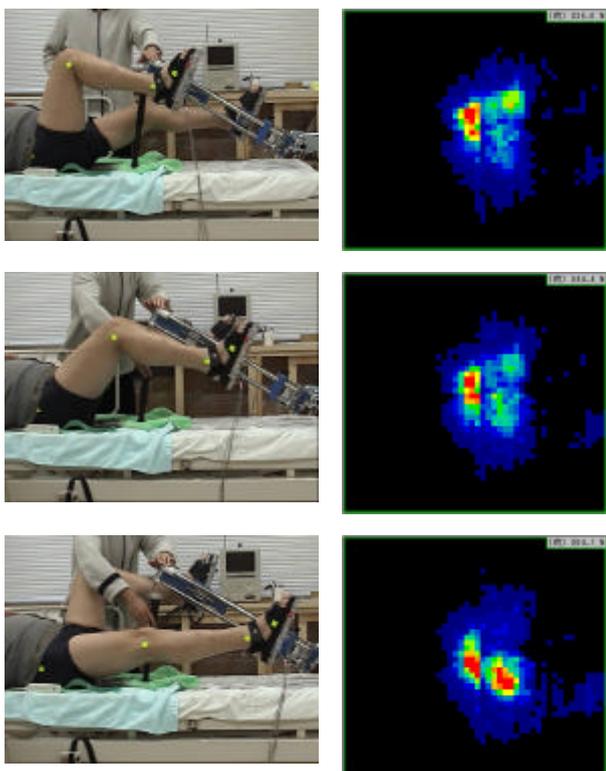
Om 背もたれ 15 度の足踏み運動時の座圧分布



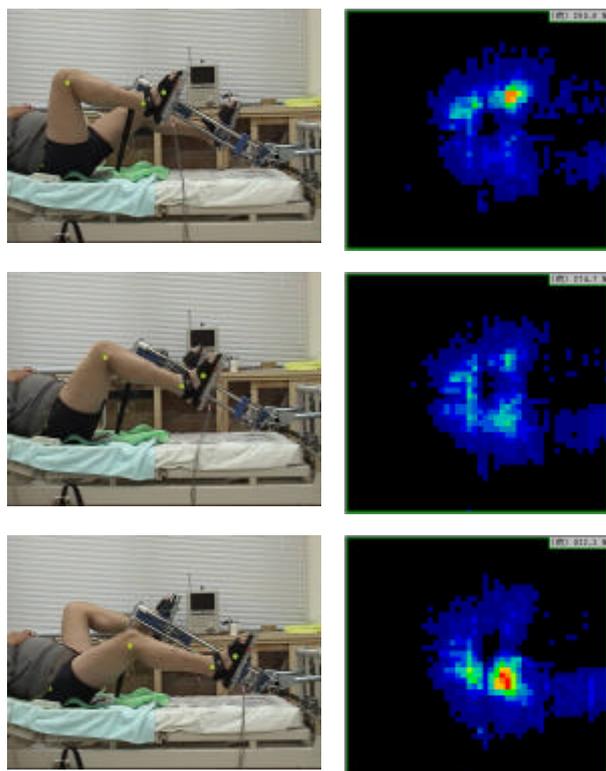
Om 背もたれ 30 度の足踏み運動時の座圧分布

Om 背もたれ 45 度の足踏み運動時の座圧分布

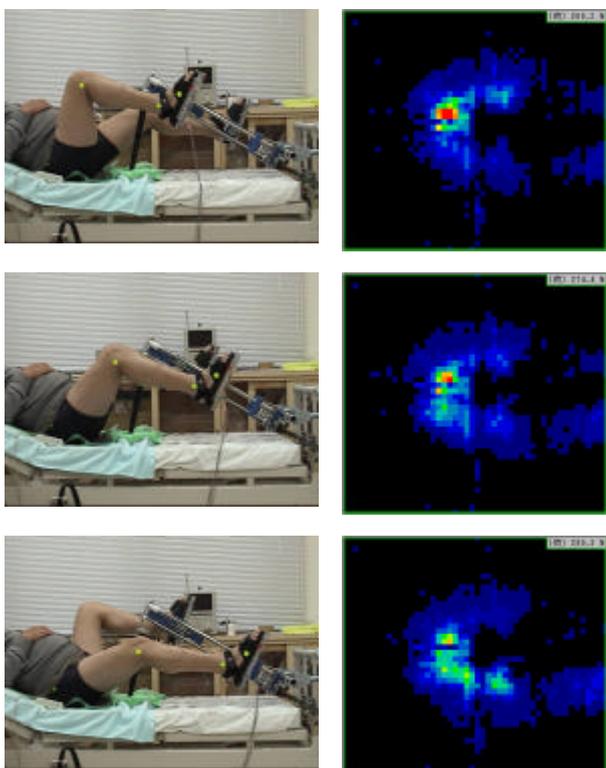
図.4.10 Om 高齢者(男性) 装置設置角度 15 度 足踏み運動の座圧分布



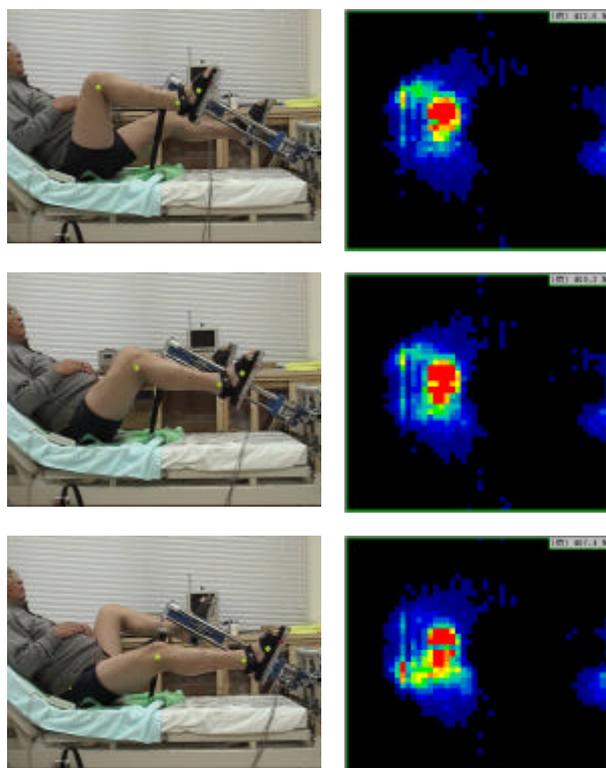
Om 背もたれ 0 度の足踏み運動時の座圧分布



Om 背もたれ 15 度の足踏み運動時の座圧分布

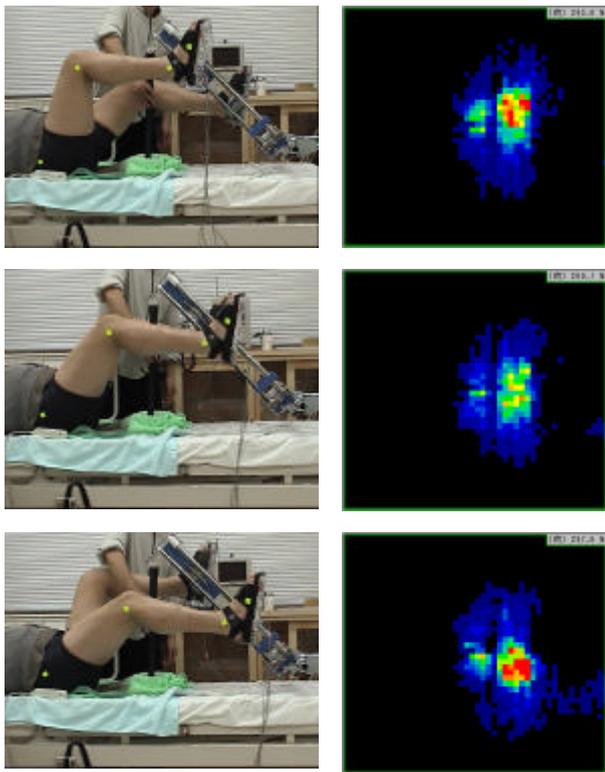


Om 背もたれ 30 度の足踏み運動時の座圧分布

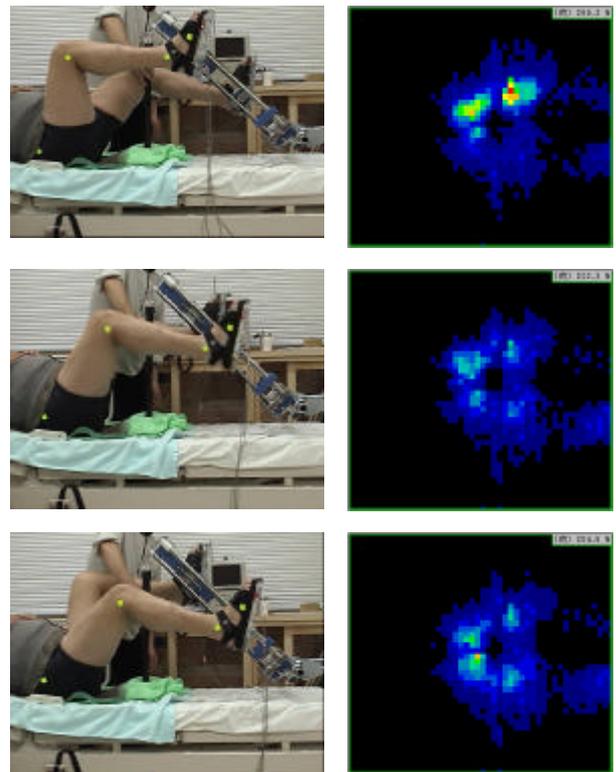


Om 背もたれ 45 度の足踏み運動時の座圧分布

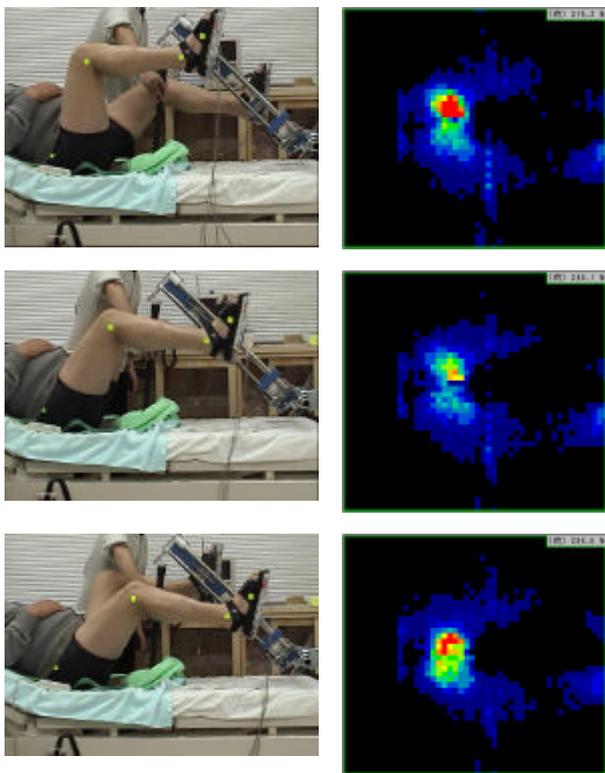
図.4.11 Om 高齢者(男性) 装置設置角度 30 度 足踏み運動の座圧分布



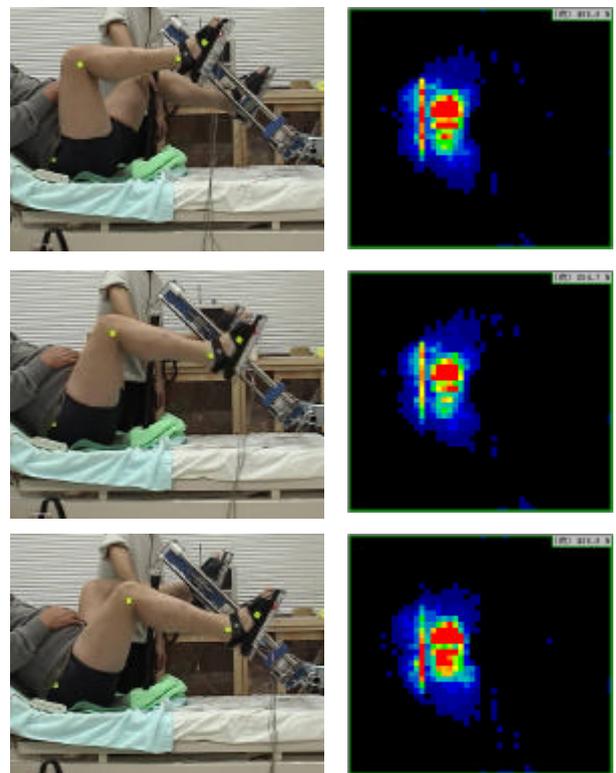
Om 背もたれ 0 度の足踏み運動時の座圧分布



Om 背もたれ 15 度の足踏み運動時の座圧分布

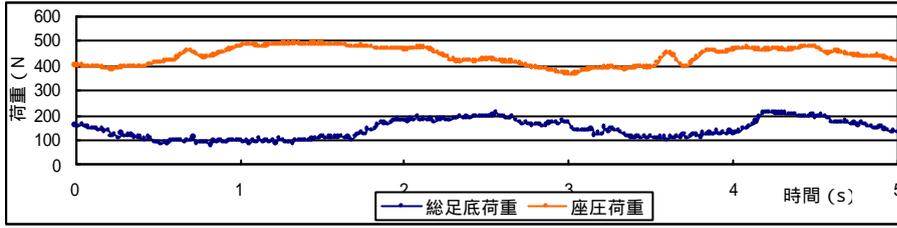


Om 背もたれ 30 度の足踏み運動時の座圧分布

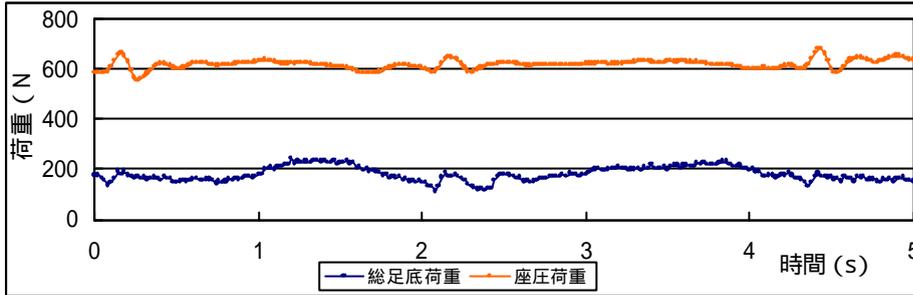


Om 背もたれ 45 度の足踏み運動時の座圧分布

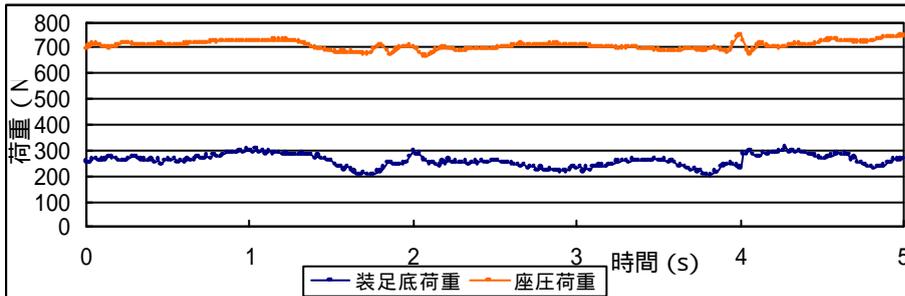
図.4.12 Om 高齢者(男性) 装置設置角度 45 度 足踏み運動の座圧分布



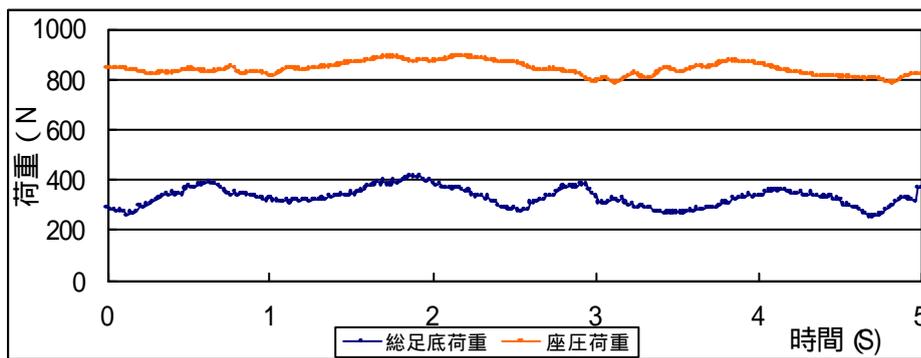
Om 背もたれ角度0度 荷重の時間的変化



Om 背もたれ角度15度 荷重の時間的変化

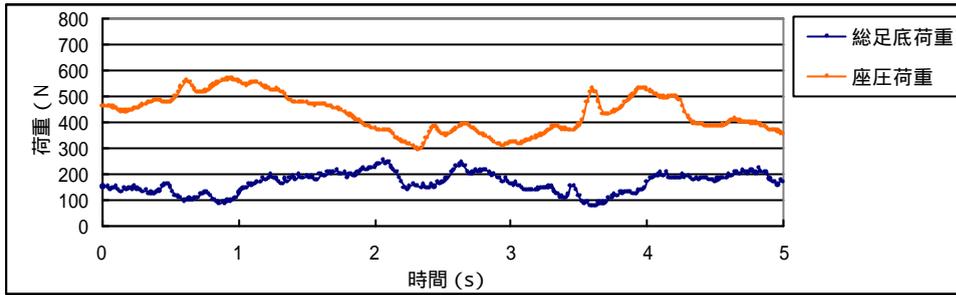


Om 背もたれ角度30度 荷重の時間的変化

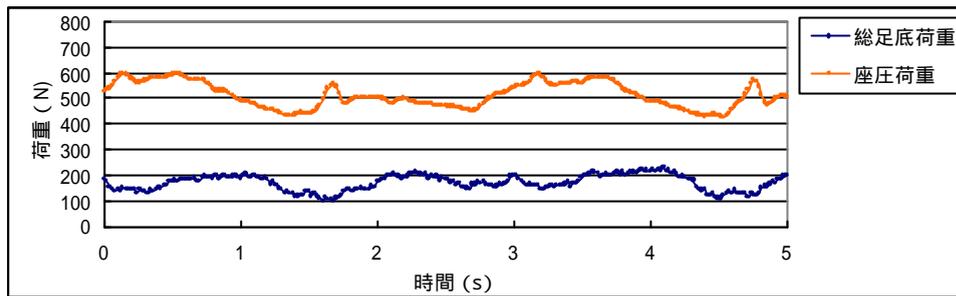


Om 背もたれ角度45度 荷重の時間的変化

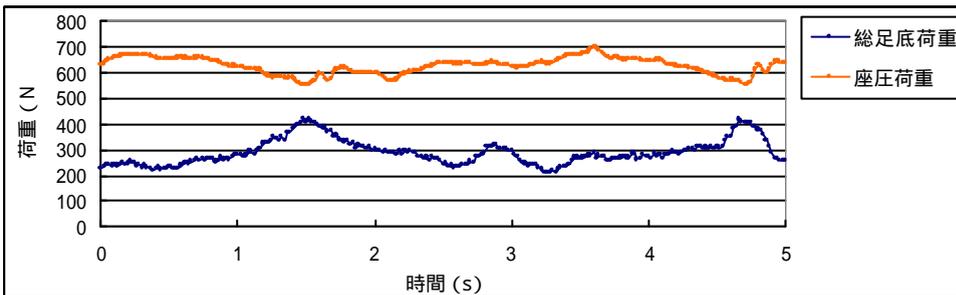
図.4.13 Om高齢者(男性)装置設置角度0度 座圧荷重と足底荷重の時間的変化



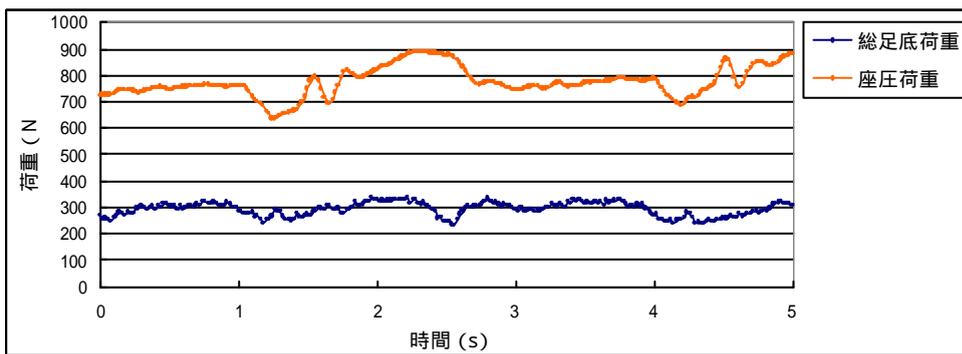
Om 背もたれ角度0度 荷重の時間的变化



Om 背もたれ角度15度 荷重の時間的变化

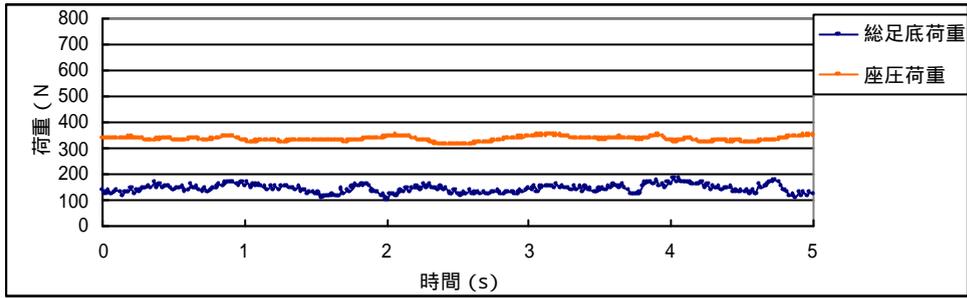


Om 背もたれ角度30度 荷重の時間的变化

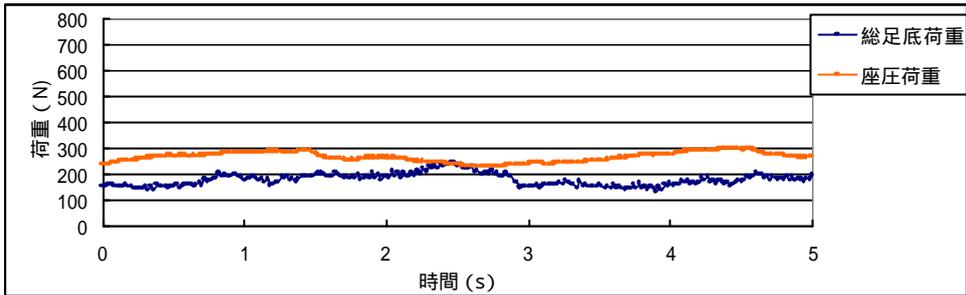


Om 背もたれ角度45度 荷重の時間的变化

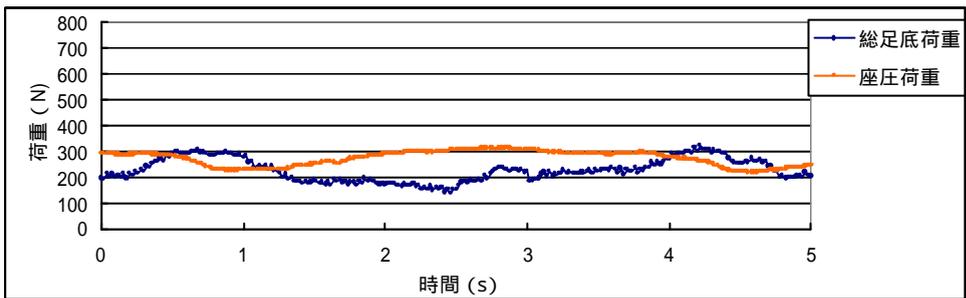
図.4.14 Om高齢者(男性)装置設置角度15度 座圧荷重と足底荷重の時間的变化



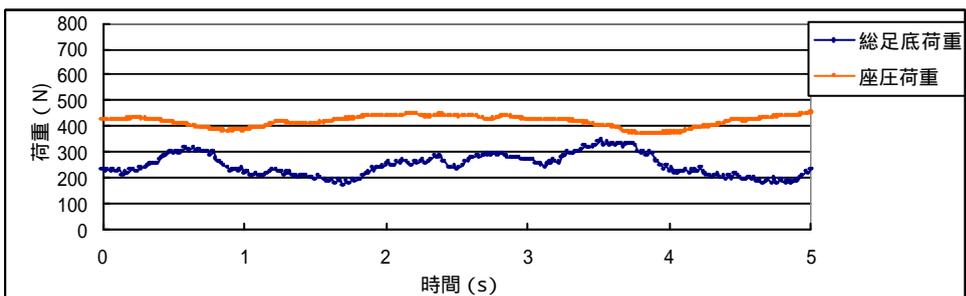
Om 背もたれ角度0度 荷重の時間的变化



Om 背もたれ角度15度 荷重の時間的变化

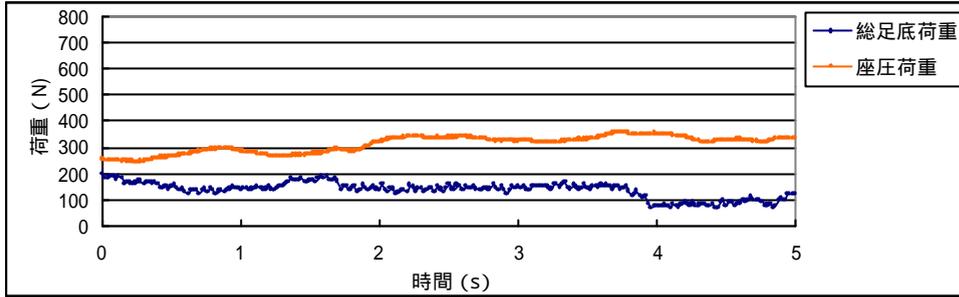


Om 背もたれ角度30度 荷重の時間的变化

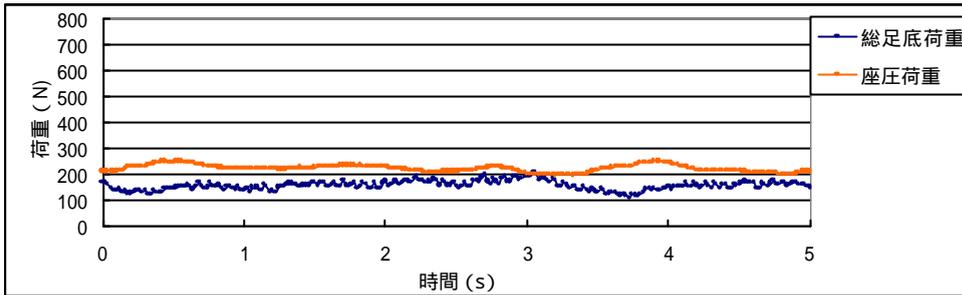


Om 背もたれ角度45度 荷重の時間的变化

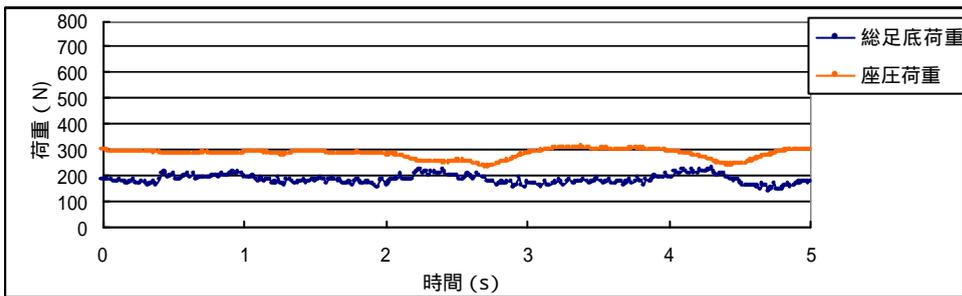
図.4.15 Om高齢者(男性)装置設置角度30度 座圧荷重と足底荷重の時間的变化



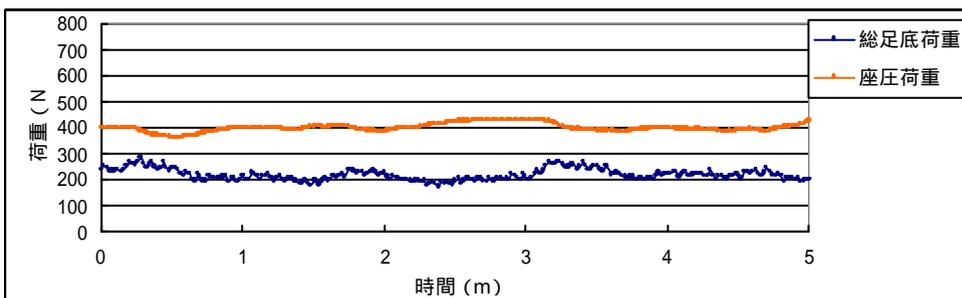
Om 背もたれ角度0度 荷重の時間的变化



Om 背もたれ角度15度 荷重の時間的变化

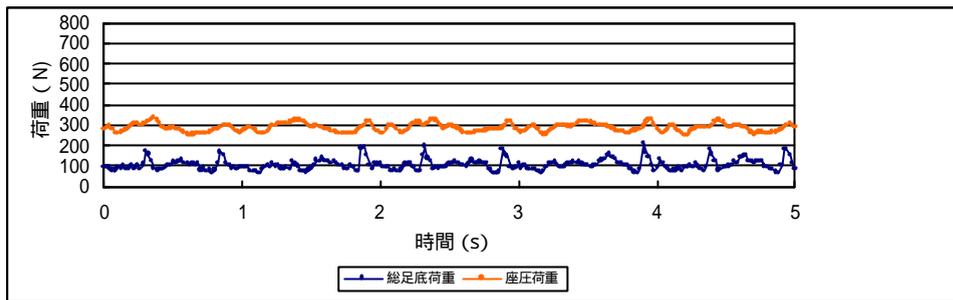


Om 背もたれ角度30度 荷重の時間的变化

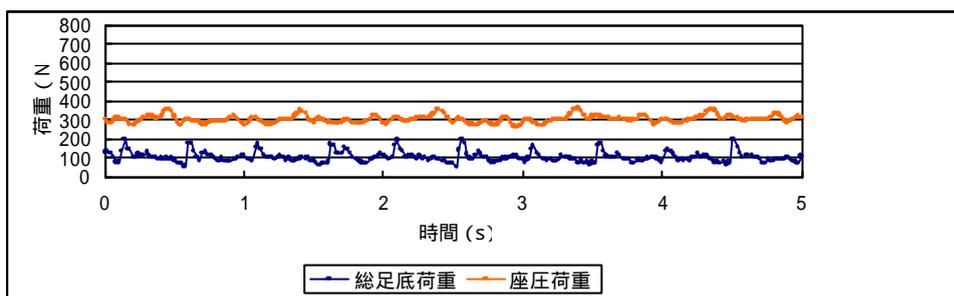


Om 背もたれ角度45度 荷重の時間的变化

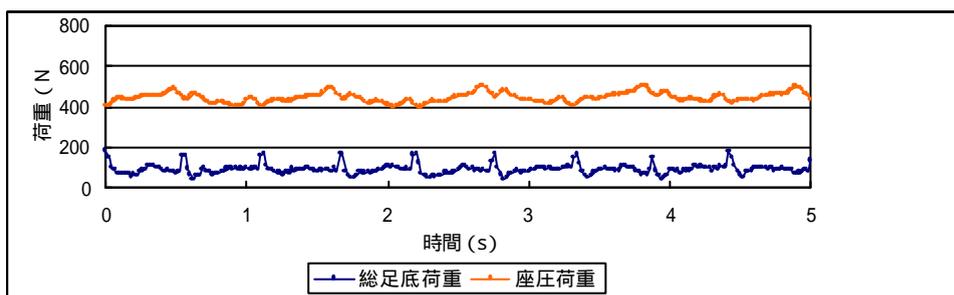
図.4.16 Om高齢者(男性)装置設置角度45度 座圧荷重と足底荷重の時間的变化



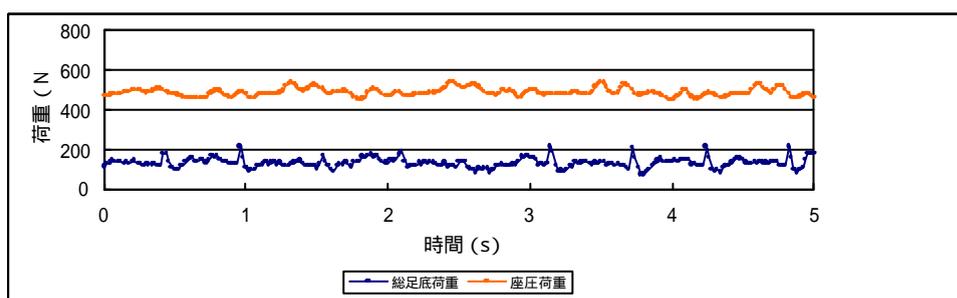
Qf 背もたれ角度0度 荷重の時間的变化



Qf 背もたれ角度15度 荷重の時間的变化

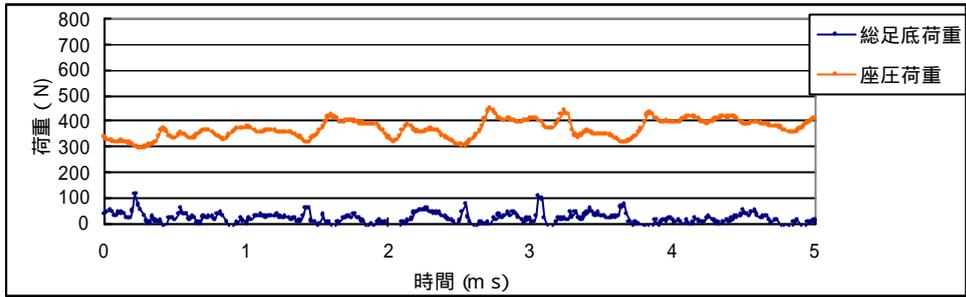


Qf 背もたれ角度30度 荷重の時間的变化

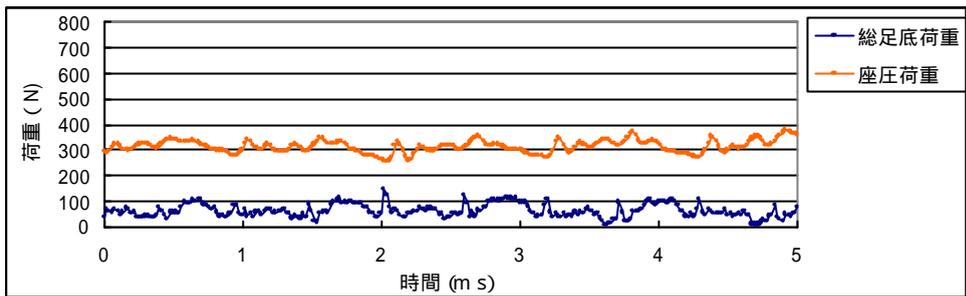


Qf 背もたれ角度45度 荷重の時間的变化

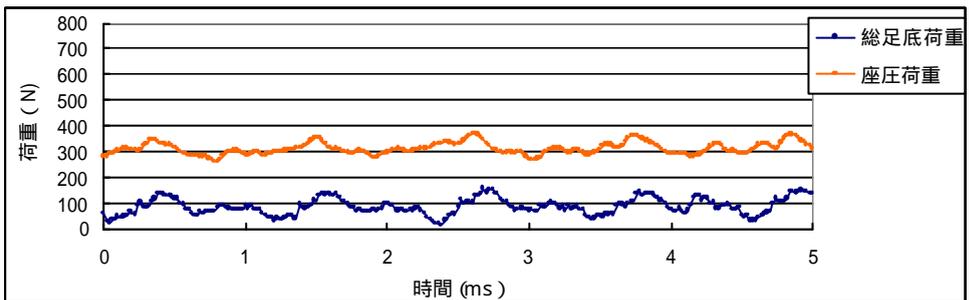
図.4.17 Qf高齢者(女性)装置設置角度0度 座圧荷重と足底荷重の時間的变化



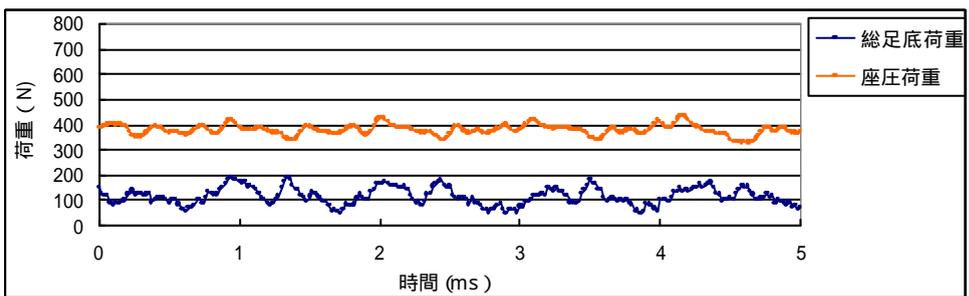
Qf 背もたれ角度0度 荷重の時間的变化



Qf 背もたれ角度15度 荷重の時間的变化

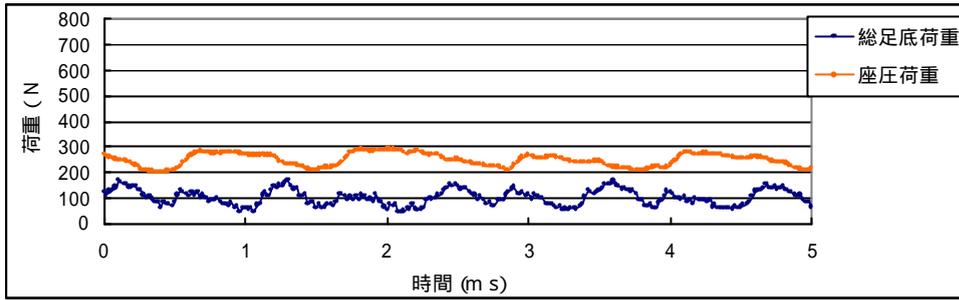


Qf 背もたれ角度30度 荷重の時間的变化

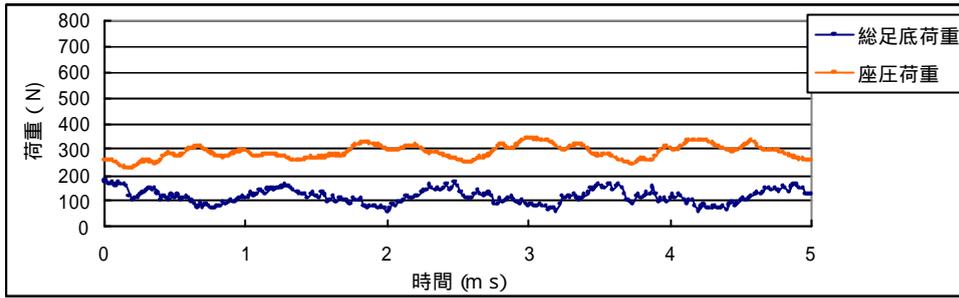


Qf 背もたれ角度45度 荷重の時間的变化

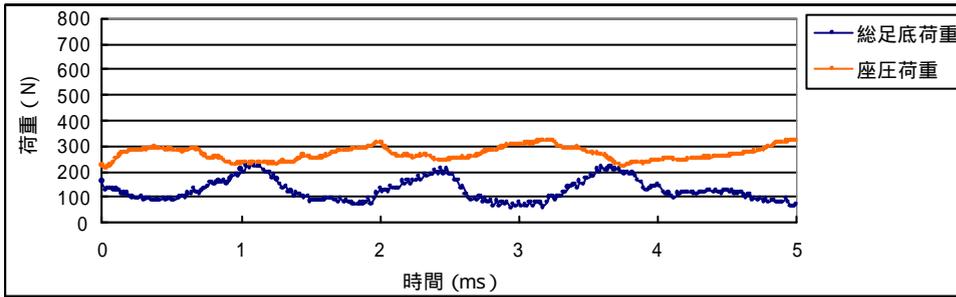
図.4.18 Qf高齢者(女性)装置設置角度15度 座圧荷重と足底荷重の時間的变化



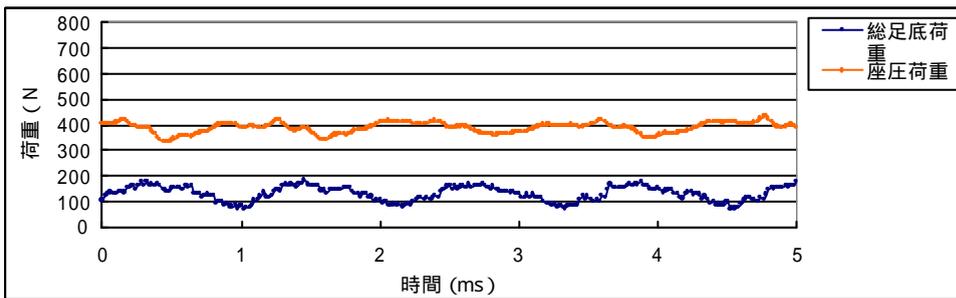
Qf 背もたれ角度0度 荷重の時間的变化



Qf 背もたれ角度15度 荷重の時間的变化

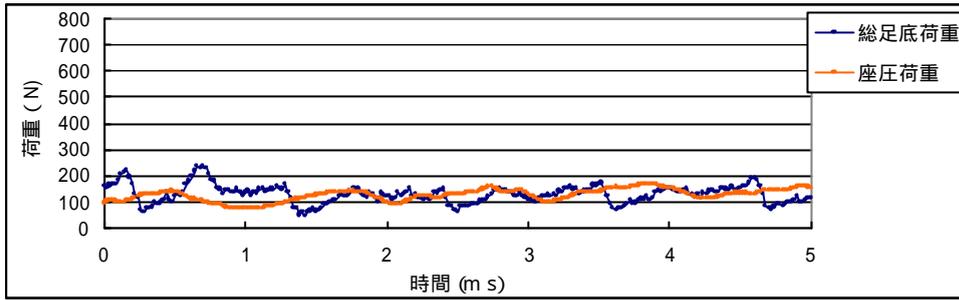


Qf 背もたれ角度30度 荷重の時間的变化

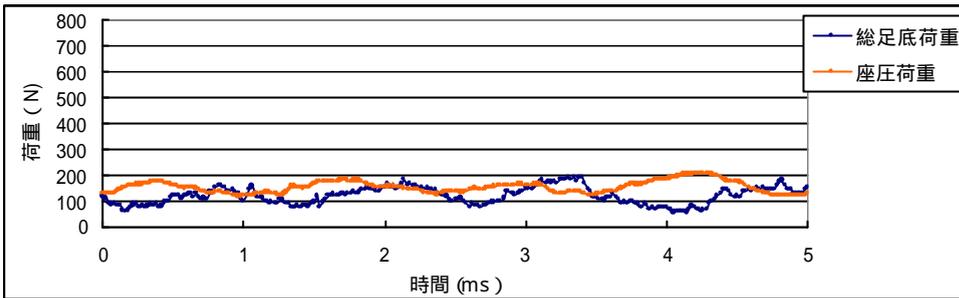


Qf 背もたれ角度45度 荷重の時間的变化

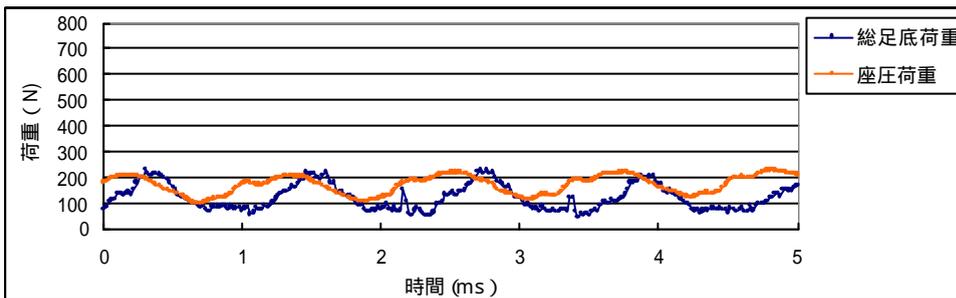
図.4.19 Qf高齢者(女性)装置設置角度30度 座圧荷重と足底荷重の時間的变化



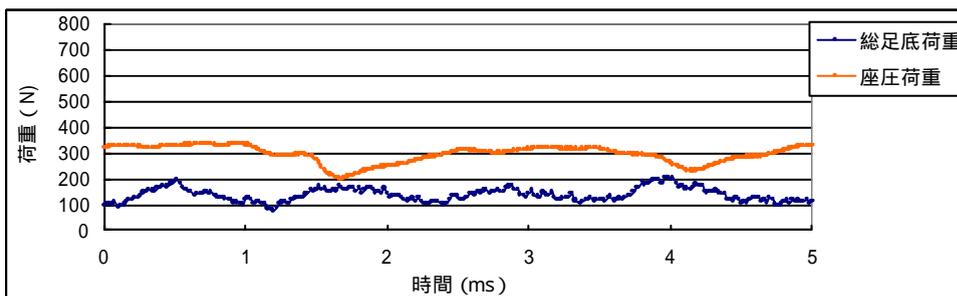
Qf 背もたれ角度0度 荷重の時間的变化



Qf 背もたれ角度15度 荷重の時間的变化



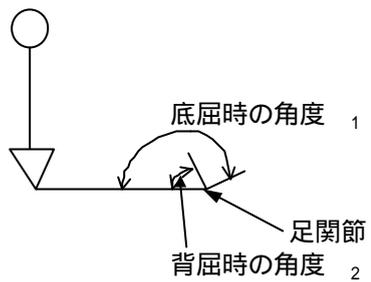
Qf 背もたれ角度30度 荷重の時間的变化



Qf 背もたれ角度45度 荷重の時間的变化

図.4.20 Qf高齢者(女性)装置設置角度45度 座圧荷重と足底荷重の時間的变化

表1 背屈 低屈の角度調査結果



被験者	底屈時の角度 1	背屈時の角度 2	1 - 2 (度)
Lm	154	103	51
Mm	152	94	57
Nm	158	102	57
Om	155	105	50
Pf	155	101	54
Qf	155	103	52
Rf	172	93	79
Sf	163	104	59

表2 筋力測定結果

被験者	実験前		実験後		筋力増加分	
	右足	左足	右足	左足	右足	左足
Lm	180N	169N	228N	206N	48N	37N
Mm	206N	224N	261N	226N	55N	2N
Nm	246N	215N	297N	264N	51N	49N
Qf	90N	90N	191N	156N	101N	66N
Rf	178N	132N	209N	147N	31N	15N
Sf	110N	105N	176N	173N	66N	68N

表3 チェーン式足踏み運動装置の感応評価

装置の設置角度		0°				15°			
背もたれの角度		0°	15°	30°	45°	0°	15°	30°	45°
被験者	身長(cm)								
Lm	155	1	2	3	4	1	1	1	4
Mm	169	3	1	2	4	1	2	3	4
Nm	165	4	2	1	3	3	2	1	4
Om	172	1	2	3	4	1	2	3	4
Pf	162	3	2	1	4	2	1	3	4
Qf	157	2	3	1	4	1	2	3	4
Rf	145	1	2	3	4	1	2	3	4
Sf	147	4	3	2	1	4	3	2	1
参考計		19	17	16	28	14	15	19	29

装置の設置角度		30°				45°			
背もたれの角度		0°	15°	30°	45°	0°	15°	30°	45°
被験者	身長(cm)								
Lm	155	1	1	1	4				
Mm	169	1	1	3	4				
Nm	165	4	2	1	3				
Om	172	1	2	3	4	1	2	3	4
Pf	162	3	2	1	4	4	2	1	3
Qf	157	1	1	1	4	1	2	3	4
Rf	145	1	2	3	4				
Sf	147	4	3	2	1				
参考計		16	14	15	28				

評価	1	良い
	2	やや良い
	3	普通
	4	良くない

評価について 装置の設置角度45度は評判が悪かった。背もたれの角度は0度、15度、30度についてはあまり差が無かった。0度というよりは5度ぐらいが運動しやすいという意見であった。

被験者の一番踏みやすい装置の設置角度と背もたれの角度

被験者	身長(cm)	装置の設置角度	背もたれの角度
Lm	155	15	20
Mm	169	15	17
Nm	165	22	34
Om	172	15	20
Pf	162	18	32
Qf	157	13	30
Rf	145	20	15
Sf	147	15	30
		平均	平均
		17	25

## 5.まとめ

油圧式足踏み運動装置、タイミングベルト式足踏み運動装置、チェーン式足踏み運動装置と研究開発を進め、装置を試作して作動実験他各種の実験を行った。その結果、機能、重量ともほぼ所期の目的通りであることがわかった。

当初、タイミングベルト式足踏み運動装置は実用化に最も適していると思われたが実験を重ねるうちに二、三の改良すべき点が見出だされチェーン式足踏み運動装置を開発した。チェーン式足踏み運動装置は装置の設置角度0度、15度、30度、45度の4条件、背もたれの角度も0度、15度、30度、45度の4条件で実験を行った。この結果最適な条件は装置設置角度、背もたれ角度ともに5度から30度の範囲で足踏み運動し易いことがわかった。ただ、装置設置角度と背もたれ角度の相関関係によって運動のし易さが変わることもわかった。装置設置角度が小さい場合は5度から10度程度装置設置角度より背もたれ角度が大きい方が足踏み運動し易いようである。

この運動装置はいろいろな条件に対応できるように設計・試作した。実験の結果、腰痛予防、筋肉および関節拘縮予防等、所期の目的通りの運動装置であることがわかった。

運動装置と使用者の位置関係によっても足踏み運動のし易さが変わることがわかったので今後さらに多くの実験を重ね、装置、背もたれ角度及び装置との位置関係を詳細に調べて条件を探し出すことが必要である。それとともに装置をベッドに取り付ける際のアタッチメントは軽くて簡単に微調整ができる装置の開発が望まれる。

なお、歩行力退化予防用足踏み運動装置の研究開発については、NEDO(ウェルフェアテクノシステム)研究開発委託金および高知県産業振興センターの研究助成金を得て、産学協同で実施した。

## 謝辞

この研究開発にあたり、川崎医療福祉大学の谷岡哲也氏のご指導・ご協力を得たことをここに感謝し深くお礼申し上げます。また、高知県香美郡土佐山田町の社会福祉法人「土佐香美福祉会」、特別老人ホーム「ウェルプラザやまだ荘」および香美郡香北町の健康福祉課の方々および町民の高齢者の方々にご協力いただいたことをここに報告・感謝いたします。

## 参考文献

- (1) (株)安川電機 岡田誠一郎 榊泰輔：特許公報 特開 2000 - 102576 「歩行訓練装置」
- (2) 三菱電機(株) 三菱電機エンジニアリング(株) 山田純生 水庫功 鈴木浩徳：特許公報 特開平 11 - 169483 「運動療法装置」
- (3) 依田春治郎：特許公報 特開 2000 - 051298 「下肢関節部の柔軟性と筋肉増強用補助具」
- (4) 江藤文夫：廃用症候群の発生機序と改善のための運動療法 PT ジャーナル第 25 巻第 3 号 1991 年 3 月 pp.160 - 164
- (5) 三上真弘：運動処方論の理論と実際 第 11 巻第 7 号運動処方論 関節拘縮に対する運動処方論 骨・関節・靭帯 11(7) pp.731 - 735 1998