

高齢者用起立補助装置及び 歩行力退化予防装置の開発

前田卓二

目次

	P
第1章 緒論	1
1.1 緒言	1
1.2 従来の研究開発	1
1.2.1 起立補助装置	1
1.2.2 歩行力退化予防装置	2
1.3 本研究の目的	3
1.3.1 起立補助装置に関する研究	3
1.3.2 歩行力退化予防装置に関する研究	3
1.4 結言	4
第2章 介護用エアバッグ式起立補助装置の開発	7
2.1 緒言	7
2.2 実験装置及び方法	8
2.2.1 実験装置	8
2.2.2 測定装置と測定方法	12
2.3 実験結果及び考察	17
2.3.1 起立時に置ける人体の軌跡の測定結果と 立ち上がり易さとの関係	17
2.3.2 起立時における座圧分布の測定結果と 立ち上がり易さとの関係	17
2.3.3 実際に用いた起立補助椅子の立ち上がり易さの比較	17
2.3.4 足の裏にかかる荷重と立ち上がり易さとの関係	18
2.3.5 足底部、尻部及び手掌部の3箇所に掛かる荷重と 立ち上がり易さとの関係	18
2.4 結言	49
第3章 長期臥床者の歩行力退化予防装置の開発	51
3.1 緒言	51
3.2 実験装置	51
3.2.1 油圧式足踏み運動装置	51
3.2.2 タイミングベルト式足踏み運動装置	53
3.2.3 チェーン式足踏み運動装置	54
3.3 実験方法	56
3.3.1 油圧式足踏み運動装置の実験方法	56
3.3.2 タイミングベルト式足踏み運動装置の実験方法	56

3.3.3	チェーン式足踏み運動装置の実験方法	60
3.4	実験結果及び考察	64
3.4.1	油圧式足踏み運動装置の実験結果	64
3.4.2	タイミング式足踏み運動装置の実験結果	66
3.4.3	チェーン式足踏み運動装置の実験結果	73
3.5	結 言	106
第4章	結 論	107
4.1	第2章及び第3章のまとめ	107
4.2	今後の課題	107
4.3	謝 辞	107

第1章 緒 論

1.1 緒 言

わが国では、高齢者比率が世界の先進国の中でも群を抜いて高くなりつつある。2015年には総人口の1/4が65歳以上になり、介護を必要とする高齢者が500～600万人に達すると言われている。一方、わが国は有益な物的資源を持っていないために、海外から原料を輸入して、高知能化技術を用いて加工し、高付加価値製品を生産し、輸出することによって、経済を繁栄させる以外に生き延びる道は見いだせない。したがって、多数の若者を始め健康な高齢者が生産分野の業務に従事する必要があり、福祉・介護の分野での省人化は避けて通れない急務である。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する装置、自立生活を支援する装置および高齢者の興味をそそり暖かく迎えてくれる装置などの早期開発が、高齢者のみならず若い介護者の人達からも切望されている。自立生活を考えたとき、日常の生活の中で歩くことと座ることは最も重要な基本動作である。このような観点から、高齢者福祉介護装置のうち、次の2つのテーマにつき研究開発を実施した。

(1) 介護用エアバッグ式起立補助装置の開発

(2) 長期臥床者の歩行力退化予防装置の開発

1.2 従来の研究開発

開発テーマごとの、従来の研究開発状況について以下に記す。

1.2.1 起立補助装置

高知県は、全国第2位の高齢者率の高い県であり、特に少子化と相俟って、高齢者、障害者などの自立に寄与するとともに、介護者の負担を軽減し、結果的に医療費の低減にも貢献する福祉機器の開発、実用化が急がれている。福祉機器には多種多様なものがあるが、最も身近な機器の一つとして、起立補助装置がある。この起立補助装置にも機械機構式、油圧駆動式、ガスシリンダ式及びエア式などがある。現在市販されている起立補助装置の大半は機械機構式と油圧駆動式であり^(1,2,3,4,5,6,7,8,9,10,11)、起立補助装置と椅子が一体の構造になっている。そして、いずれも構造が複雑で大きく高価である。またガスシリンダ式の起立補助装置^(12,13,14)の場合には構造は最も簡単であるが、尻部をあらかじめ自力である程度持ち上げなければ起立補助機能が作動しないので、体力が弱っている高齢者や患者には不向きである。

一方、エア式の起立補助装置の多くは、比較的構造が簡単であり、立ち上がる際に自力を必要とせず、空気の圧縮性による柔軟性がある。そして、エア式の起立補助装置としては次のものがある。

広島県東部工業技術センターの研究^(15,16)

椅子と一体のエアバッグ式のもので重量が大きい。また、単に座面を上方へあげる機能があるだけである。

奈良工業高等専門学校の研究⁽¹⁷⁾

脇にエアシリンダーを差し込み、人体を抱き起こす方式の移乗機の研究であり、エア式としては構造が複雑で、大型になり重量が大きい。

INAX 社の便座昇降装置^(18・19)

便座と一体型のエアバッグ式であり、単に便座を僅かに立ち上げるだけであるがすでに市販されている。

1.2.2 歩行力退化予防装置

高齢者廃用性症候群⁽²⁶⁾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⁽²⁷⁾。しかし、この運動療法は大変な重労働であるうえ、介助者も不足しているのが現状である。下肢の運動療法としては、歩行模擬運動⁽²³⁾、自転車漕ぎ模擬運動⁽²⁴⁾および足踏み模擬運動⁽²⁵⁾などが考えられる。しかし、高齢者、患者が臥床状態のまま下肢の運動を行う場合には、前二者は腸腰筋の緊張により腰痛を誘発する懸念がある。したがって、足踏み模擬運動が最適であるが、臥床位でただ単に下肢を前後に動かすだけでは運動療法にはならない。人間が起立状態で足踏み運動をする際には、下肢が体重を支えており、起立時と同様な足踏み運動状態を臥床位で実現させるためには、足を伸展する際に足の裏から上体方向へ体重に相当する抵抗力をかける必要がある。現在研究開発または市販されている足踏み装置の多くは、起立状態で使用するタイプの製品であり^(20・21,22)、スポーツマンの鍛錬用、または贅肉を減らしスリムな身体にするためのエステ用である。これらの装置を高齢者廃用症候群により身体が弱っている人が、寝たきりにならないように歩行力の退化を予防する目的で使用することは困難である。このような人々のためには、ベッド上または蒲団の上で臥床状態のまま、下肢の筋肉の萎縮、関節の拘縮が予防できるような装置が必要である。下肢部の手術後のリハビリテーションのために、臥床状態で動力を用いて機械的に一方の下肢のみを動かす装置、すなわち他動式の CPM(Continuous Passive Motion)装置は開発されているが、これはあくまでも治療に用いるものであり、操作が複雑で高価である。高齢者や患者が臥床状態で自力によって下肢の屈伸運動を行うような自動式の運動装置は見られない。

このような運動療法は、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り、マンパワーも不足している。しかし、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。

社団法人発明協会の工業所有権技術評価センターに依頼した先行技術調査報告

書をみてもベッド上で歩行力の退化予防を目的として考案された自動式の装置は見当たらない。

1.3 本研究の目的

1.3.1 起立補助装置に関する研究

現在研究開発または市販されている起立補助装置としては椅子の前方に支え棒のみが設置されている簡便なものから油圧機構を駆使して高齢者が何もしなくても自動的に起立できるようにした複雑なものまであり、機能、重量、価格の面でも大差がある。一般に構造が簡単なものは安価（10万円程度）であるが使い難い。一方、構造が複雑なものは使い勝手は良いが、高価（50～90万円程度）である。また、起立時の立ち上がり易さなどの人間工学的な配慮をした起立補助装置はほとんど見られない。

まず、構造が最も簡単で、安価なものはガスシリンダ式であるが、上述したように体力が弱っている高齢者、患者には使えない。したがって、構造が比較的簡単で取り扱い易く、起立時に自力を必要とせず、しかも高齢者、患者に優しさを与えることができるのは、エア式の起立補助装置であると考えられる。本研究開発ではこのエア式を従来のものより一層に構造を簡単にし、安価にするとともに、これに起立時の立ち上がり易さなどの人間工学的な配慮を付加することによって体力や症状が大きく異なった、すなわち比較的健康な高齢者から車椅子生活を余儀なくされているような広い範囲の人にまで安心して使ってもらえるような起立補助装置の開発を目的とする。

1.3.2 退化予防装置に関する研究

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、筋肉、関節の衰えを予防する観点から非常に重要である。この運動訓練が高齢者、患者自身で容易に行えるような下肢廃用症候予防運動装置を開発する。人間が起立状態で足踏み運動をする際には、下肢部が体重を支えている。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る。この装置は次の特徴を持つことを目的としている。

- (1) 腰痛を起こさないようにすること。
- (2) ベッドの種類に関係なく、簡単に設置できる。
- (3) 操作が容易であること。
- (4) 介護者が片手でベッドからベッドへ持ち運びできるような小型・軽量であって、安価であること。
- (5) 運動訓練の成績をデジタル標示して、高齢者、患者の運動意欲を喚起すること。

1.4 結 言

本研究開発では以上に述べたような高齢者用起立補助装置と歩行力退化予防装置の研究開発を行う。

起立補助装置については、人間工学的に配慮した安価で軽量かつ構造簡単な起立補助装置である椅子を研究開発する。

また、歩行力退化予防装置については、下半身の弱った人や術後で歩行困難な人が臥床位で運動療法できる装置を研究開発する。これらの装置を開発することが介護者の負担軽減、医療費の低減につながるものとする。

参考文献

- (1) 株式会社秋山愛生館：カタログ「MULTI 5 B-type」
- (2) 昭和貿易株式会社：カタログ「健康を考えた椅子づくり 1998」pp.3
- (3) パラマウントベッド株式会社：住宅ケアベッドカタログ '98年1月 pp.54
- (4) 株式会社ア・テンド：カタログ「起立補助椅子」
- (5) パラマウントベッド株式会社 吉田満：特許公報（A）平3 - 193051「起立補助椅子」
- (6) パラマウントベッド株式会社 吉田満：特許公報（B2）平5 - 32065「起立補助椅子」
- (7) パラマウントベッド株式会社 鍵谷晴之：特許公報（A）特開平7 - 275295「起立補助椅子」
- (8) 柏木工芸株式会社、日進木工株式会社、飛騨産業株式会社、白川製作所：特許公報（A）特開平8 - 117285「起立補助椅子」
- (9) 松下電器産業株式会社 中村治司：特許公報（A）特開平8 - 275970「起立椅子」
- (10) 任千洙：8 - 257061「起立補助椅子」
- (11) 松岡利寿特許公報（A）特開平8 - 670「腰掛け椅子による立ち上がり介助方法及び介助機能を有する椅子」
- (12) パラマウントベッド株式会社 中野雄司：特許公報（B2）平7 - 41050「起立補助椅子」
- (13) 天白産業株式会社 斎田哲幸特許公報（A）特開平7 - 88135「着座および起立補助装置付き椅子」
- (14) コスモ株式会社：「アップリフト」（携帯用）
- (15) 広島県東部工業技術センター 平田勉：福祉用具の地域展開事例 東部工業技術センターにおける福祉用具の技術開発について、機械振興9月号（財）機械振興協会 pp.56 - 61
- (16) 株式会社モルテン、株式会社成和プレス、松浦力：特許公報（A）特開平10 - 263013「起立補助椅子」
- (17) 早川恭弘、山本貴志、井関典克、伊坂忠夫、川村貞夫：空気圧アクチュエータを用いた介護補助用移乗機の開発、第15回日本ロボット学会学術講演 H.9.9.12 - 14 pp.347 - 348
- (18) 株式会社イナックス 松本修、株式会社モルテン 森本幹彦：特許公報（A）特開平9 - 206242「便座昇降装置」
- (19) 株式会社イナックス：カタログ シャワートイレ便座昇降装置「おしりフト」'972月版 pp.8
- (20) アルインコ株式会社：フィットネス・プロ総合カタログ BIKE、WALKER、FITNESS MACHINE
- (21) オムロン株式会社：オムロンフィットネス機器総合カタログ Bio Control Bike、Healthful Walker、Healthful Stepper
- (22) ミナト医科学株式会社：MINATO 総合カタログ 1998 pp.37 - 38、116、125 - 129
- (23) 株式会社安川電機 岡田誠一郎 榊泰輔：特許公報 特開2000 - 102576「歩行訓練装置」

- (24) 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」
- (25) 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」
- (26) 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
- (27) 三上真弘：運動処方論の理論と実際 第 11 巻第 7 号運動処方論の理論 関節拘縮に対する運動処方論の理論 骨・関節・靭帯 11(7) pp.731 - 735 1998
- (28) NHK 取材班：驚異の小宇宙・人体 5 なめらかな連携プレー 骨・筋肉、日本放送出版協会、pp.50 - 66

第2章 介護用エアバッグ式起立補助装置の開発

2.1 緒言

高齢者用介護装置の一つに、足が弱った高齢者が椅子またはベッドから立ち上がるのを支援する装置があり、種々の立ち上がり支援装置の開発が行われている。起立補助装置を必要とする高齢者としても、比較的健康な高齢者から車椅子生活を余儀なくされている高齢者に至るまで広い範囲にわたっている。

このような広い範囲の高齢者の要求を満たすためには、機構機械式の起立補助装置よりもエアバッグ式すなわち座面板の下に密閉した袋を置きこれに超小型コンプレッサで圧縮空気を送って膨張させる方式の起立補助装置の方が良好であると考えられる。エアバッグ式であれば空気の圧縮性による柔軟さが期待できるとともに、構造が簡単で安価にできると思われる。そこで、座面と底板を蝶番でつなぎ、座面板を折れ曲がり自在にして座面板と底板との間に蛇腹状になったエアバッグを挟み込み、座面板の後端近傍と底板の前方との間に、座面板を底板に引き付けるリンク棒を掛け渡した。また、エアバッグの開口は一方のバルブを介してコンプレッサの排気口に、もう一方のバルブを介してコンプレッサの吸気口に接続した。本研究開発ではこの方式のエアバッグ式起立補助装置を考案し、種々の大きさ、形状の起立補助装置の試作を繰り返し、改良を試みた。

その結果、比較的所期の目的に合っていると思われるエアバッグ式の起立補助装置が得られたので、これについて機能実験を実施した。また、既存の支え棒付き椅子及びバネ式起立補助椅子についても同様の実験を実施して、実用性の比較を行った。これらの実験にあたっては、車椅子生活の高齢者、脚力は弱っているがなんとか歩ける高齢者、比較的元気で歩行可能な高齢者及び学生、研究生などを対象に実験をおこなった。

これらの3種類の起立補助椅子について立ち上がり易さの比較および立ち上がり易さと人体の移動軌跡^(1,2,3,4,5,6,7,8)、尻部と座面材との間にかかる座圧力の時間的变化、足の裏と地面との間にかかる荷重の時間的变化、人体を支えるために腕にかかる荷重の時間的变化を調べた。

2.2 実験装置及び方法

2.2.1 実験装置

(1) 実験に用いた椅子の種類

エアバッグ式椅子（研究開発中の椅子）

バネ式椅子（市販されている椅子）

支え棒付き椅子（開発チームの中の一人が開発し、市販されている椅子）

(2) 椅子の詳細

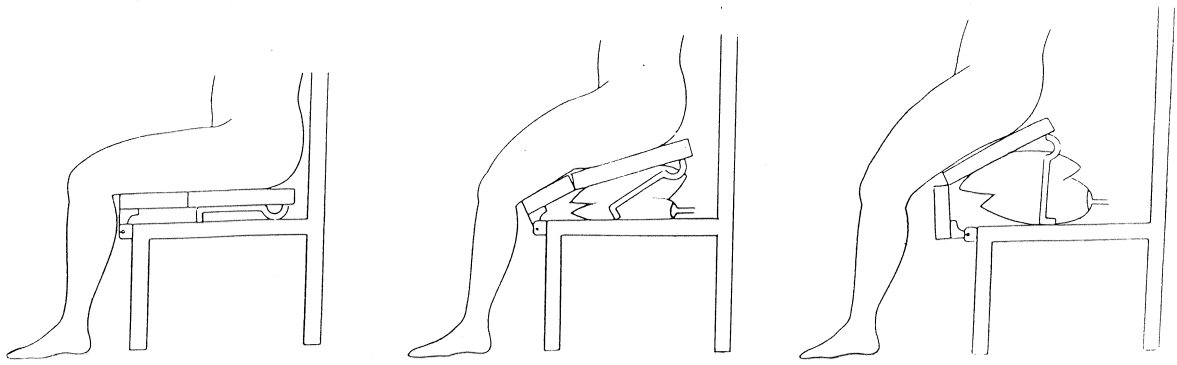
エアバッグ式椅子



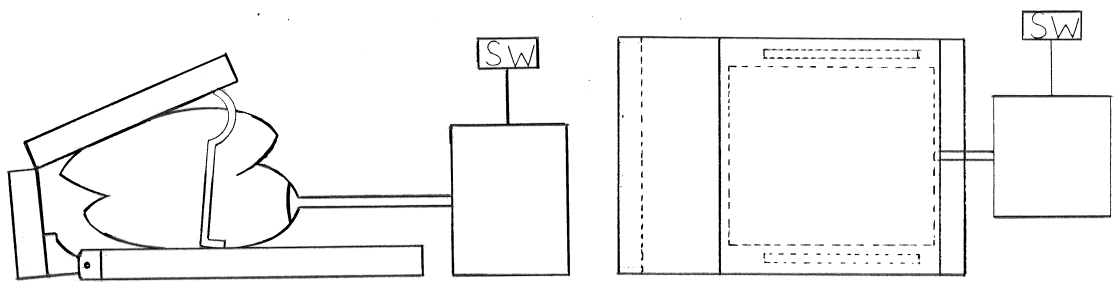
写真.2.2.1 エアバッグ式椅子（膨張前） 写真.2.2.2 エアバッグ式椅子（膨張後）

写真.2.2.1、2.2.2 に示したものが開発中のエアバッグ式椅子の試作品である。平板状の底板と折れ曲がり自在にした座面板を前端部で蝶番にて連結し、両材の間にエアバッグ（写真.2.2.3）を設置し、スイッチ（写真.2.2.4）を押すことによりこのエアバッグ中へ超小型のコンプレッサ（写真.2.2.5）から圧縮空気を送ってエアバッグを膨張させ、座面板を人体の尻部に密着させて、違和感を与えず心地よく人体を立ち上げる方式の起立補助装置である。エアバッグが膨張した状態を図.2.2.1 に示す。

この装置の問題点として、コンプレッサ作動時に機械音が気になっていたが、コンプレッサ自体を防音箱（写真.2.2.6）に入れることによりかなり消音することができた。写真.2.2.7 に示すものがこの装置の制御装置であり、これらを一つにしたものを写真.2.2.8 に示す。



(1) エアバッグ式椅子立ち上がり順序



(2) 膨張した状態

図.2.2.1 介護用エアバッグ式起立補助椅子の概要



写真.2.2.3 エアバッグ



写真.2.2.4 スイッチ

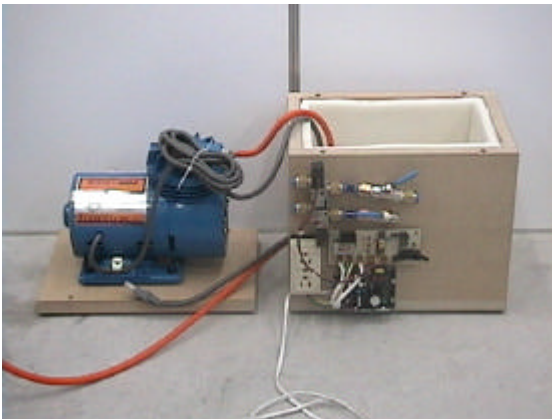


写真.2.2.5 超小型コンプレッサ

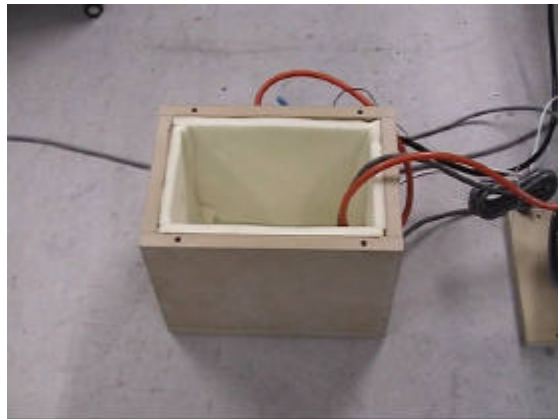


写真.2.2.6 防音箱

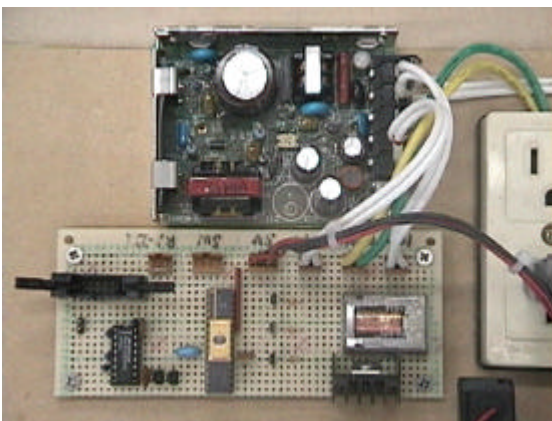


写真.2.2.7 制御装置

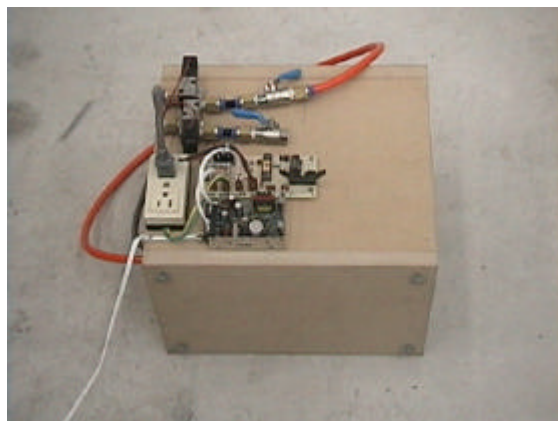


写真.2.2.8 防音箱及び制御装置

バネ式椅子



写真.2.2.9 バネ式椅子
(普通の状態)



写真.2.2.10 バネ式椅子
(座面が浮いた状態)

写真.2.2.9 に示すのが実験に使用した市販されているバネ式椅子である。椅子の足の高さ、肘掛の高さ、角度が調整できる。この起立補助装置は手元にあるレバーを引くことにより、座面の下に設置されているスプリングの作用で座面が浮く機構(写真.2.2.11,2.2.12)になっている。レバーは自転車のレバーのようなものを使用し、大変握り易くなっている。座面が浮いた状態を写真.2.2.10 に示す。この装置は座ったままではスプリング力が弱いため、スプリングが作用せず、レバーを握った状態で少し腰を浮かせないとスプリングが作用しない。自力で起立することができない高齢者には、使用し難い装置になっている。



写真.2.2.11 バネ式椅子(座面下部)

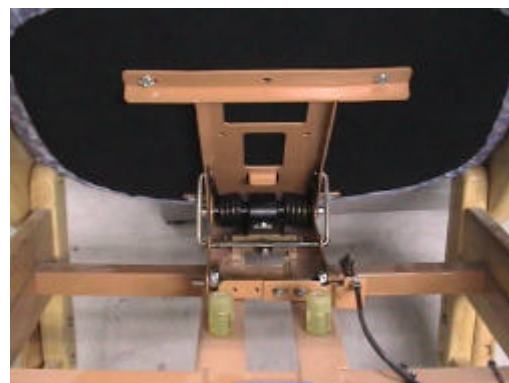


写真.2.2.12 スプリング機構

支え棒付き椅子



写真.2.2.13 支え棒付き椅子



写真.2.2.14 支え棒付き椅子

普通の椅子の前端部左右に垂直に支え棒をつけて、立ち上がる時にこれらの支え棒を掌で握ることによって、身体を支えることができるようにしてある。自分である程度立つことができない高齢者には大変難しい装置になっている。(写真.2.2.13,2.2.14)

2.2.2 測定装置と測定方法

(1) 測定装置

圧縮荷重連続記録装置 (NEC 三栄製) オムニエース 及びロードセル (圧縮荷重変換器)



写真.2.2.15 圧縮荷重連続記録装置



写真.2.2.16 圧縮荷重変換器

拡張機能やインターフェイスがオプションとして用意されており、計測目的にあった機能だけを選択できる。電圧、振動、ひずみ、温度、回転パルスを入力する高分解能アンプも用意してある。各種入力ユニットは、プラグインユニットになっているため手軽に交換できる。カラー液晶ディスプレイで、タッチパネル、日本語表示、長時間データファイリングが行われる。(写真.2.2.15)

写真.2.2.16 は、ロードセルである。これらのロードセルについているリード線の先端を圧縮荷重記録装置写真.2.2.15 の所定の穴へ差し込むことで使用する。二枚のアルミ製の板にロードセルを挟みそれに荷重をかけることにより、計測する。

座圧力計

座圧力分布測定システム（ニツタ製 BIG-MAT システム）を用いて座圧力を測定する。この座圧力計は、ポリエステルシート上に感圧抵抗性を示す物質を薄膜形成した 0.1mm のセンサシート（写真.2.2.17）で、圧力を測定してその圧力分布を検出する。そしてソフトウェアを用いてその圧力分布をリアルタイムにコンピュータディスプレイ上に図で示す装置である。なお、コンピュータとセンサシートはアキュレートハンドル（写真.2.2.18）でつなく。

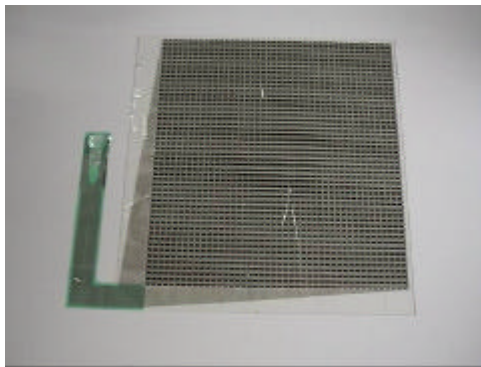


写真.2.2.17 センサシート



写真.2.2.18 アキュレートハンドル

(2) 測定方法

起立時における人体の軌跡の測定

まず、「起立及び歩行時に介護を必要とする高齢者」「起立時に介護を必要とする高齢者」「介護を必要としない高齢者」「学生」の四通りの実験対象者に三種類（エアバッグ式・バネ式・支え棒）の椅子に座ってもらい、それぞれの椅子を利用して立ち上がってもらう。その時、第五中足骨頭、外果点、脛骨点、大転子点、肩峰点、耳珠点にそれぞれマーカーをつけ、実験対象者の動きをビデオカメラに取り込み各マーカーの軌跡を求める⁽⁹⁾。人によって、着衣に緩みがあるものがあるので、そのときはサポーターなどをつけて、緩みをなくした。

なお、学生のみ足の位置によって立ち上がり易さの変化を見るため、外果点及び脛骨点が垂直になる踵の位置を 0 点とし、椅子から離れる位置をプラス側、近づく位置をマイナス側として -10cm、-5cm、0cm、5cm の 4 点で計測した。（図.2.2.2）

計測位置

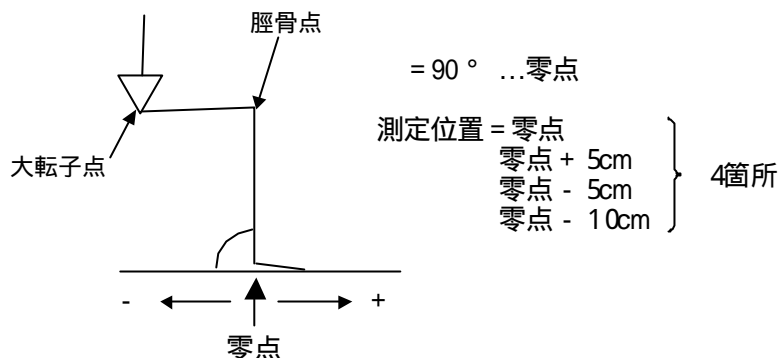


図.2.2.2 軌跡計測時の踵の位置

座圧力分布、座面荷重の測定

BIG MAT システムのセンサシートを椅子の座面上に敷きその上に実験対象者が直接座り、起立していく際の座圧力の変化状況を 3 種類の椅子を用いて測定した。

座面が動くタイプ（バネ式、エアバッグ式）の椅子ではセンサシートがずれてしまうため、テープなどで固定し、計測した。また、座面が柔らかいバネ式ではセンサシートが曲がり正確な値が出ないので座面と同じ大きさの薄いベニアを板座面上に置き、その上にセンサシートを乗せて計測した。

アキュレートハンドル（AD 変換機）につながるセンサシートは、非常に破損しやすいのでバネ式とエアバッグ式によってセンサシートの向きを変えて座面に置き、あまり接続部分に負担がかからないようにした。またセンサシートの上に座るとセンサシートが座面よりも大きくしかも、薄いのでしわができる。このしわによって、測定値に多少の誤差が生じると思われるので、できるだけこのしわが生じないように工夫して測定した。

起立着座のし易さ

「起立及び歩行時に介護を必要とする高齢者」「起立時に介護を必要とする高齢者」の二通りの実験対象者（各 3 人）に感想・要望をアンケート方式で集計し、評価をまとめる。

起立時に両足にかかる荷重の測定方法

椅子から立ち上がる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 6 個（写真.2.2.16）を写真.2.2.19 のように 2 枚のアルミ製の板に挟み足の下に置く。実験対象者に 3 種類の椅子（エアバック式、バネ式、用心棒）を用いて起立から着座までの行動を行ってもらい、写真.2.2.15 の装置でロードセルから読み取った荷重をリアルタイムにプロットする。ロードセルは親指の付け根、小指の付け根、かかとの下の 3 箇所に設置した。

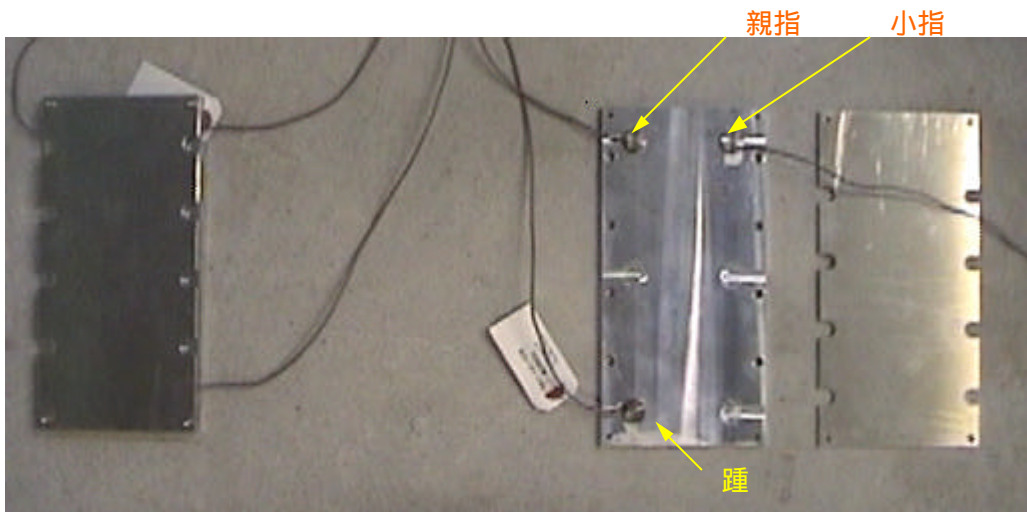


写真.2.2.19 アルミ製の板にロードセルを取り付けたところ

足底部、尻部、手掌部の3箇所に掛かる荷重の測定方法

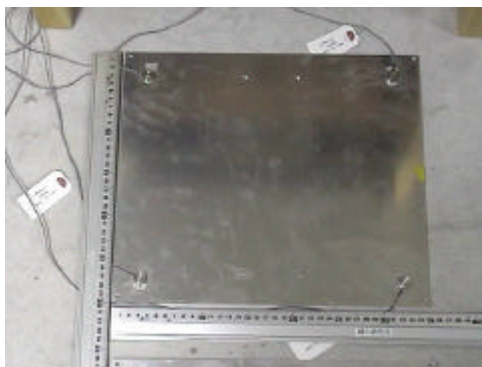


写真.2.2.20 足底部ロードセル



写真.2.2.21 手掌部ロードセル
及び尻部センサシート



写真.2.2.22 座圧計、ロードセル取り付け状況

椅子から立ち上がる際に両手、尻部、足底部の3箇所に掛かる荷重を同時に計測するために、ひずみゲージ式ロードセルを足の下に4個(写真.2.2.20)、手掌部の下に2個ずつ左右で4個(写真.2.2.21)、アルミ製の板に挟んでそれぞれ足及び手の下に置く。また、BIG-MAT システムのセンサシートを椅子の座面上に敷き(写真.2.2.21)その上に実験対象者が直接座る。そして、実験対象者に3種類の椅子を用いて起立してもらい、起立していく際の座圧力及び手掌部と足底部にかかる荷重の時間的変化を測定した。(写真.2.2.22)

2.3 実験結果及び考察

2.3.1 起立時における人体の軌跡の測定結果と立ち上がり易さとの関係

学生の軌跡図.2.3.1～図.2.3.12を見ると、踵の位置が-10cmの方が5cmよりも体重移動が少なく立ち上がり易いと推測できる。しかし、-10cmの位置に踵を置くと、座面の前部が膝の後部に当たって立ち上がった時に直立できない。そのため、-5cmの位置に踵を置いて立ち上がった方が立ち上がり易いことがわかった。

図.2.3.13～図.2.3.15を見ると重度の高齢者はまったく上半身を傾けずに起立しているのに対して他の実験対象者の場合では、身体を起こすにつれて上半身が徐々に傾いているのが分かる。このことから、自立的に起立することができない重度の高齢者のみが自由に上半身を傾けることができないと思われる。そのことを考えると、起立時に上半身を傾けることが起立するための必要条件であると言える。また、図.2.3.16、図.2.3.17、図.2.3.18の赤点（股関節）のみを比較すると、高齢者の軌跡は直線的あるいは凹型の動きとなっているのに対して、学生の実験対象者は、やや凸型の曲線の軌跡となってあらわれている。このことは、各種椅子によっての明らかな違いはみられない。ただエアバッグ式の場合は、エアバッグによって途中まで持ち上げられ、そこから自力で立ち上がるため2段階の凸型の軌跡となっている。

以上のことから起立するということは、上半身を傾けることにより、尻から足へ荷重移動をスムーズに行い、その上半身の移動速度を利用して起立する。そして、この運動を効率よく行うと、肩、腰の軌跡は曲線を描くことが分かる。

2.3.2 起立時における座圧分布の測定結果と立ち上がり易さとの関係

当初、著者らの考えでは、座圧はどの椅子から立ち上がる場合でも、椅子から立ち上がるまでの間に荷重が少しずつ減少していくと考えていた。しかし、実際に実験を行ったところ図 2.3.19 のようになり、どの椅子から立ち上がった場合でも、被験者による違いは無く、何れの場合も立ち上がる瞬間に急激に荷重が減少することがわかった。被験者別での荷重は違うものの、立ち上がるまでの荷重移動に変化は見られなかった。支え棒付き椅子では、重度の高齢者は、立ち上がるのが困難であったが、手摺を使って何とか途中まで立ち上がる事ができた。しかし、座圧分布の時間的変化は計測が不確実であった。

2.3.3 実際に用いた起立補助椅子の立ち上がり易さの比較

各高齢者を対象にして聞き取り調査を行ったところ結果を表せば表.1のとおりである。まず、健康な高齢者及び学生については支え棒付き椅子の場合立ち上がり易さ、座り心地ともよくないという回答はなかった。支え棒があると立ち上がる際に体を支えることができるため立ち上がりやすい、という感想があった。バネ式椅子では軽度の高齢者は、立ち上がり易さ、座り心地、安心感ともに大変良いという感想を得たが、重度の

高齢者では腰を浮かすと、座面がバネによって急に押し出されるため前方に倒れてしまいそうだという事で不安感があるとのことであった。この椅子の場合、肘掛にあるレバーを引かなければならないのだが、軽度・重度の高齢者ともに手が届かずレバーを引にくいという感想もあった。エアバッグ式椅子では、軽度・重度の高齢者ともにエアバッグがある程度の高さまで体を起こしてくれるため立ち上がり易さ、安心感ともに大変良いが、座り心地に関しては椅子座面が板であったためバネ椅子に比べるとあまりよくないという感想であった。また、座面が板であったためエアバッグが最高点に達したとき滑っていきそうだという感想もあった。学生及び健康な高齢者に関しては着座の際にエアバッグ中の空気が抜けるのが遅いとのことであった。

以上調査結果から、次のことが言える。

- (1) 重度の高齢者に対しては身体を起こすことを十分に補助されるエアバッグ式椅子のほうが立ち上がる際に不安感がない。バネ式椅子よりも心地よく立ち上がることができる。また支え棒付き椅子の使用は不可能である。
- (2) 軽度の高齢者の場合は、起立時開始のみ補助を必要とするため、エアバッグ式椅子で起立開始直後の僅かな高さのみ座面板を上げるだけで良い。
- (3) 学生及び健康な高齢者の場合には、空気によってゆっくり立ち上がり、ゆっくり着座するエアバッグ式椅子よりもある程度次の動作を早く行うことができるバネ式椅子のほうが適しているように思われる。また、この場合は支え棒付き椅子でも十分使用できる。

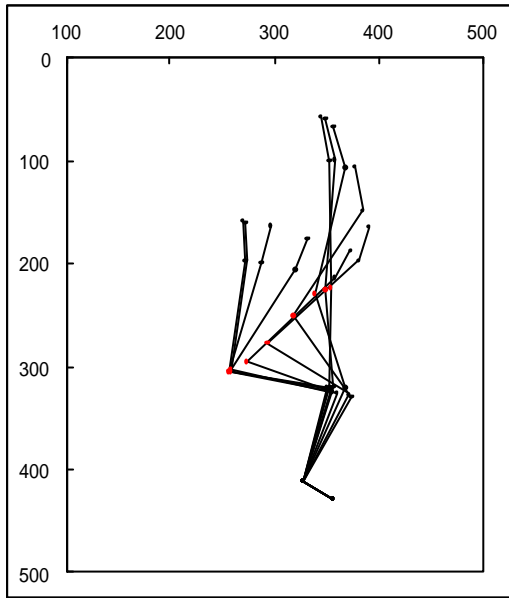
2.3.4 足の裏にかかる荷重と立ち上がり易さとの関係

どの椅子から起立したときも、荷重のかかり方に大差はみられなかった。差があるといえば、エアバッグ式の場合はエアバッグが膨らむ間の時間が最初にあるため、荷重がかかるのが遅くなっている。一方、バネ式椅子及び支え棒付き椅子の場合には、起立開始時に体重に相当する力が突然足にかかるので体重の重心移動の際に不安定になり、立ち上がりが難しくなる。

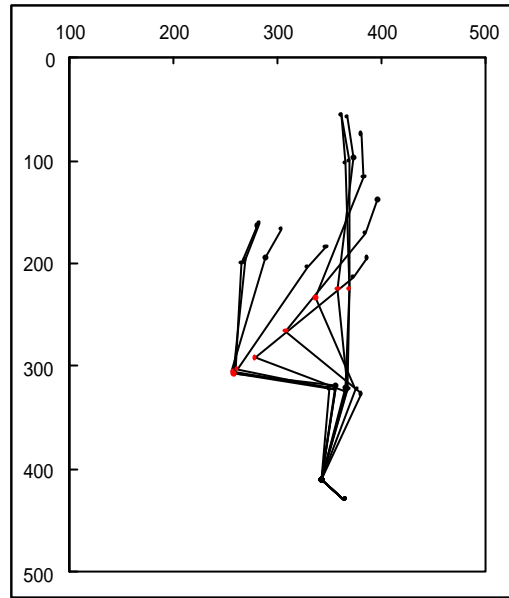
2.3.5 足底部、尻部、及び手掌部の3箇所にかかる荷重と立ち上がり易さとの関係

足底部、尻部、手掌部の3箇所に掛かる荷重の時間的変化のグラフ、図.2.3.20～図.2.3.29を見ると、何れの場合でも尻部の荷重が足底部と手掌部に移動し最終的に足底部に移動しているのがわかる。特に普通椅子と支え棒付き椅子では急激に荷重移動が起きるため、立ち上がる瞬間に体重以上の荷重が3箇所に掛かっており、加速度が働いていることがわかる。学生の場合には特に顕著で加速度の反動で総荷重のグラフが波打っており、体重以上あるいは以下の荷重が働いていることから、下肢には、過大な負担が掛かっていることが予想される。高齢者の場合には下肢が弱っているため、学生ほどの急激な荷重移動は無く、緩やかな総荷重のグラフとなっている。また手掌部のグラフを見ると立ち上が

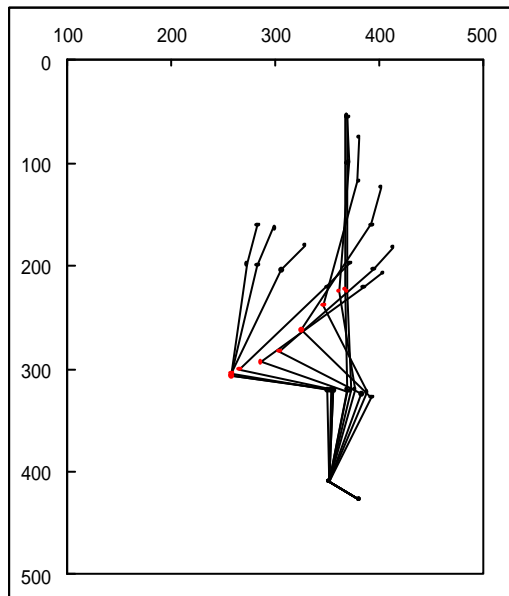
る瞬間にかなりの荷重が掛かっており、腕の力も利用して立ち上がっているのがわかる。高齢者も腕の力を利用しているが学生ほどではなく、やはり腕の力も弱っていることが予想される。バネ式椅子の場合、普通椅子や支え棒付き椅子の場合より緩やかに荷重が掛かっており、手掌部の荷重はどのタイプの椅子の場合よりも大きく荷重が掛かっている。身体の近くに手を置いた方が腕に力が入るのではないか。我々の予想では支え棒付き椅子の場合に一番荷重が掛かると思っていたので予想外であった。支え棒付き椅子の場合、身体の前方に棒があるため垂直方向の荷重より水平方向の荷重が働くのではないか。ロードセルの場合垂直方向の荷重しか測定できないので推測の域をでないが、棒を手前に引き寄せようにして立ち上がるので水平方向の荷重はかなり働いているものと思われる。エアバッグ式椅子の場合はエアバッグによりゆっくりと座面が持ち上がるため荷重の移動も緩やかで、下肢への負担は少ないことが予想できる。腕を使用した場合と使用しない場合では、やはり足底部への荷重移動に違いがあって腕を使用した方がゆっくりと踵に荷重が移動している。下肢の弱っている高齢者にとって腕の力も利用した方が下肢への負担が少なく済むので立ち上がり易いといえる。重度の高齢者の場合、支え棒付き椅子では下肢が弱く前方に倒れそうになる恐怖からか支え棒は使用せずに後方の手摺を使用していた。図.2.3.28 を見ると腕の荷重が計測できなかったので不正確なデータとなっている。また、バネ式椅子では、下肢が弱っているせいか立ち上がるのが困難なために荷重のデータは不安定になっている。補助なしで起立するのは無理と思われる。しかし、エアバッグ式椅子ではスムーズな荷重移動のグラフとなっておりエアバッグの効果が表れている。このことからエアバッグ式椅子は人間工学的に立ち上がり易い椅子といえる。



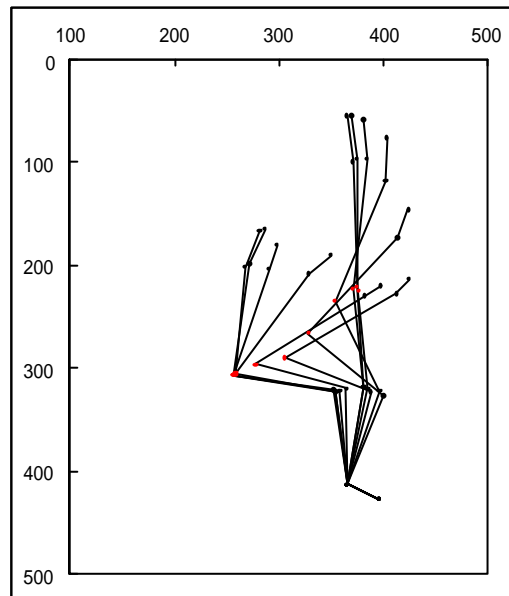
Am学生 普通椅子 - 10cm



Am学生 普通椅子 - 5cm

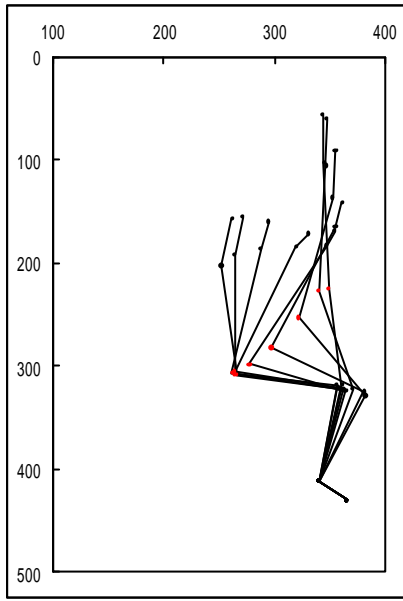


Am学生 普通椅子 0cm

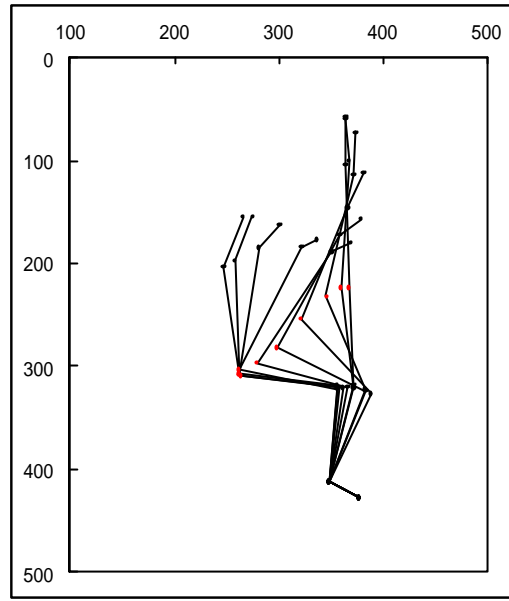


Am学生 普通椅子 5cm

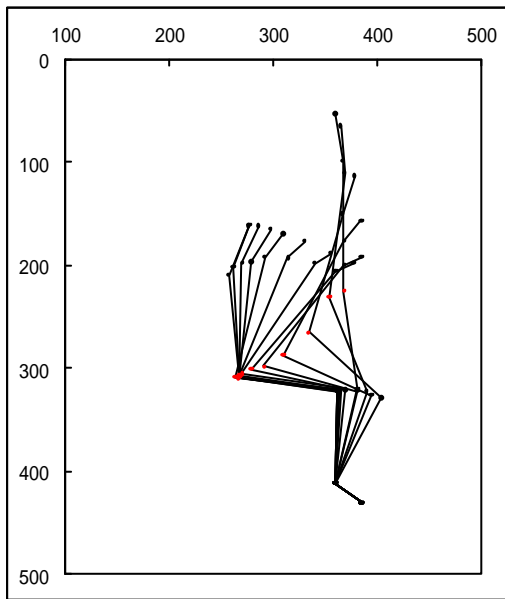
図.2.3.1 学生（男子）普通椅子からの立ち上がり軌跡



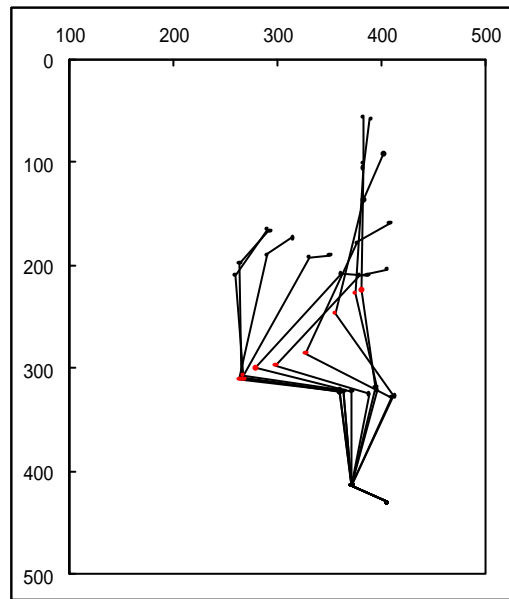
Am 学生 - 10cm



Am 学生 - 5cm

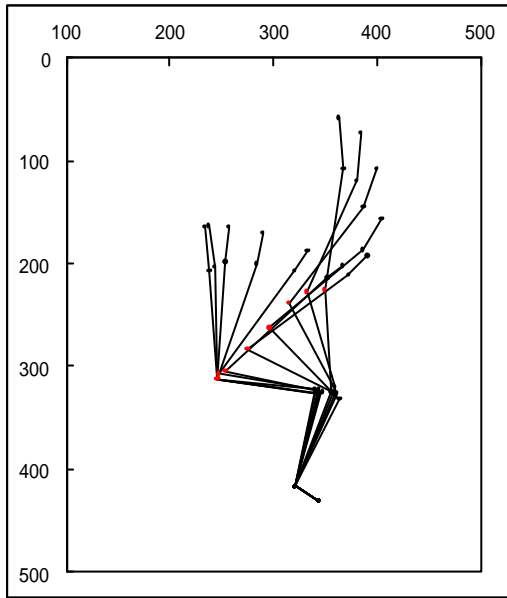


Am 学生 0cm

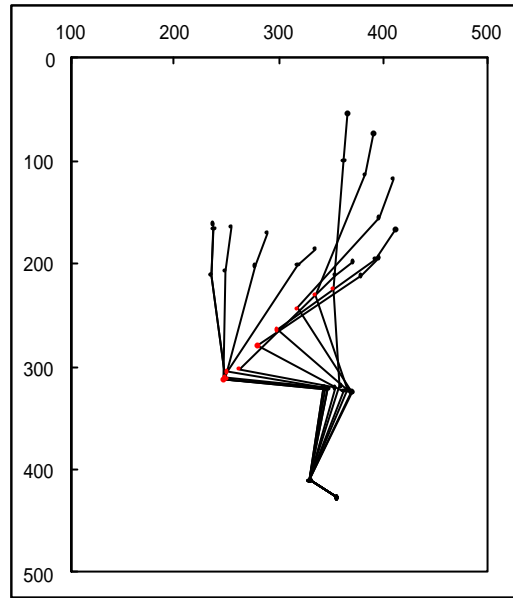


Am 学生 5cm

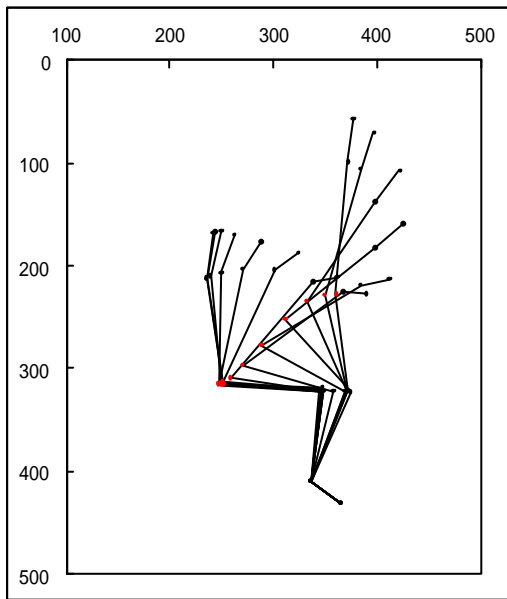
図.2.3.2 学生（男子）支え棒付き椅子からの立ち上がり軌跡



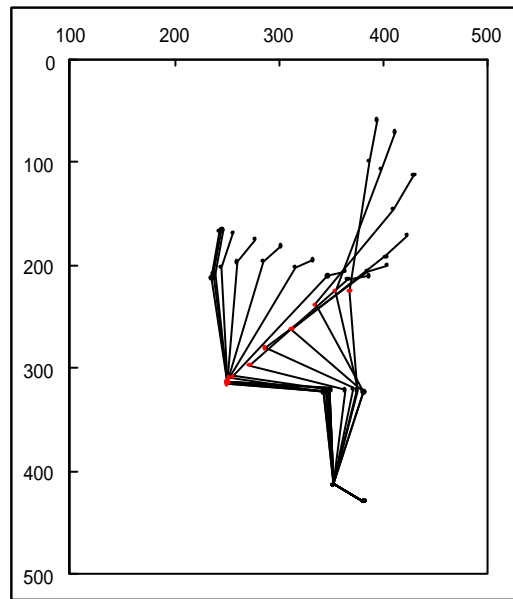
Am 学生 - 10cm



Am 学生 - 5cm

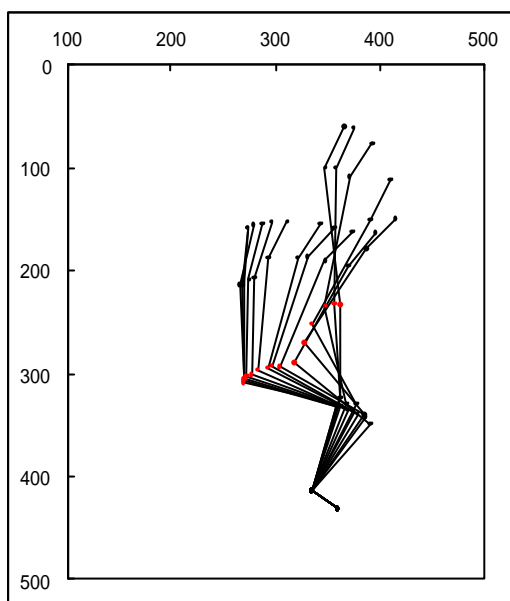


Am 学生 0cm

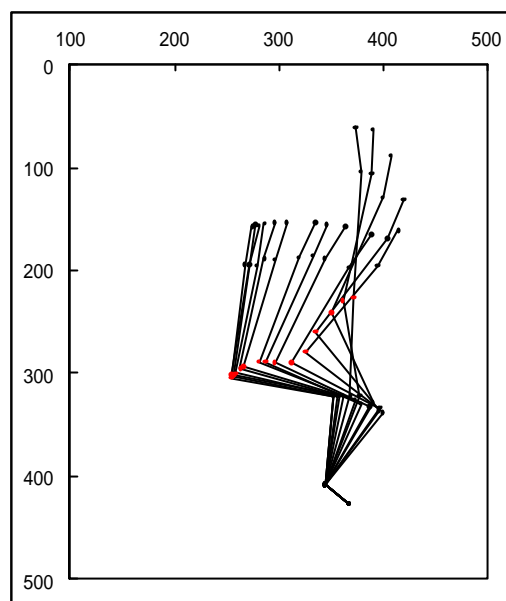


Am 学生 5cm

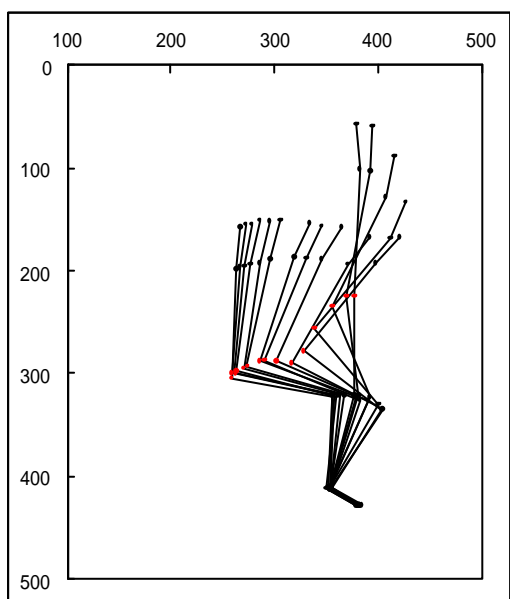
図.2.3.3 学生（男子）バネ式椅子からの立ち上がり軌跡



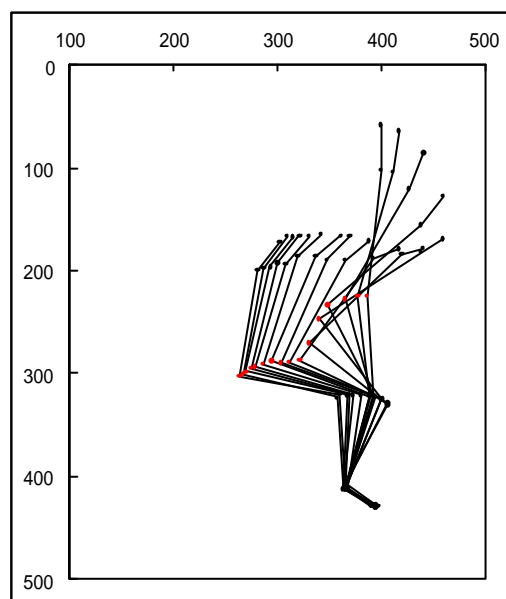
Am学生 - 10cm



Am学生 - 5cm

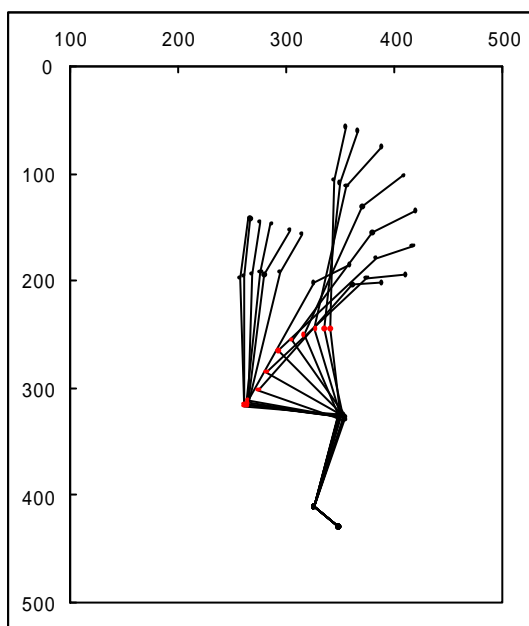


Am学生 0cm

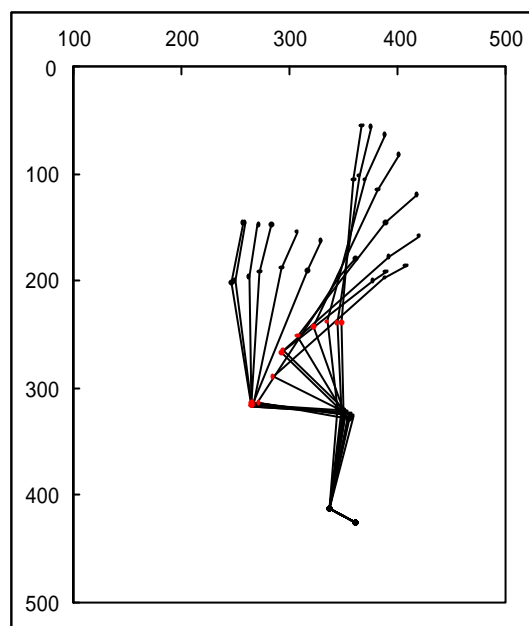


Am学生 5cm

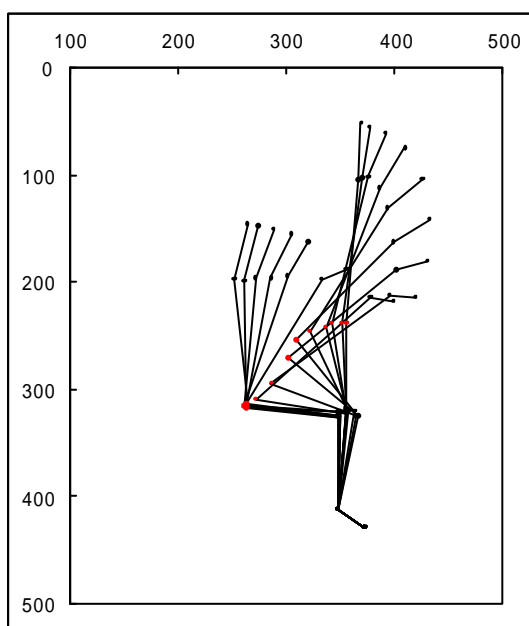
図.2.3.4 学生(男子)エアバッグ式椅子からの立ち上がり軌跡



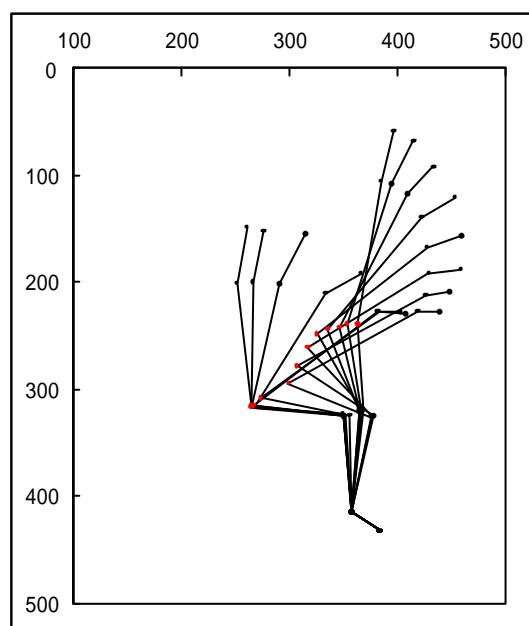
Bm学生 - 10cm



Bm学生 - 5cm

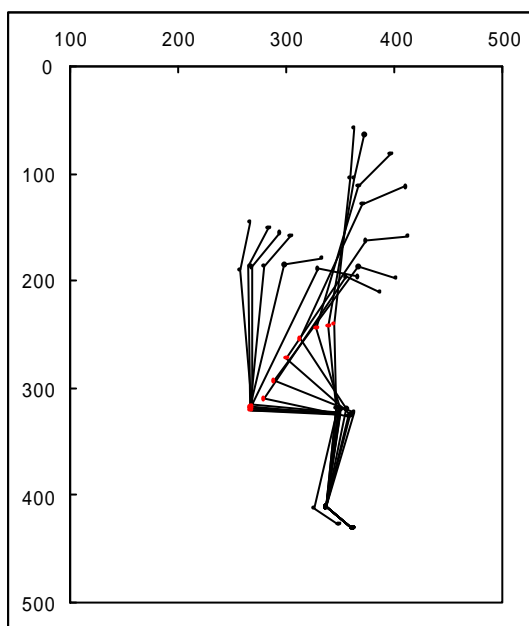


Bm学生 0cm

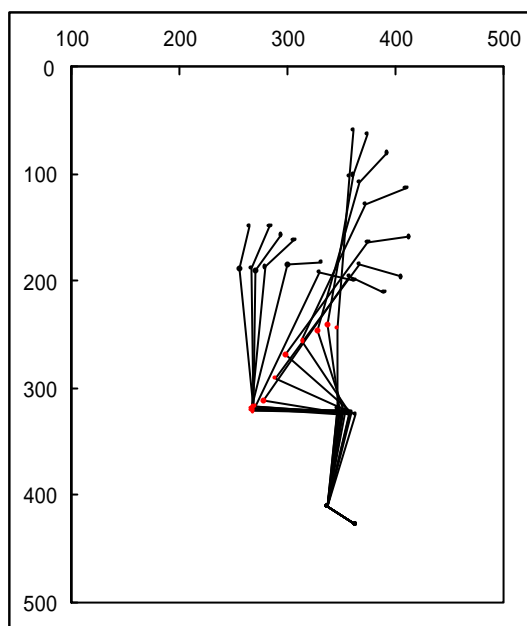


Bm学生 5cm

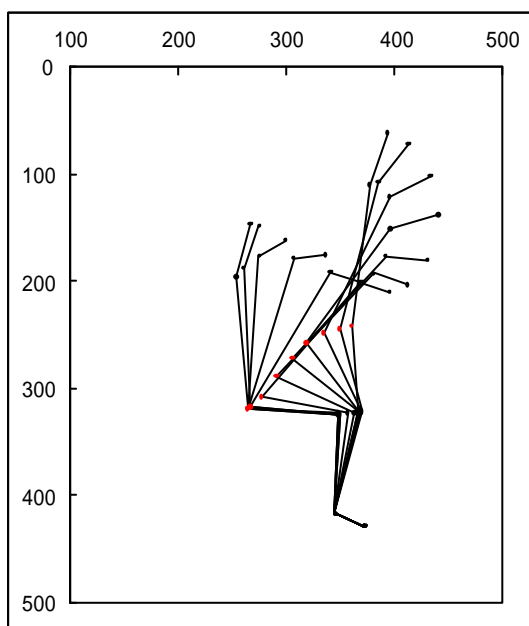
図.2.3.5 普通椅子からの立ち上がり軌跡



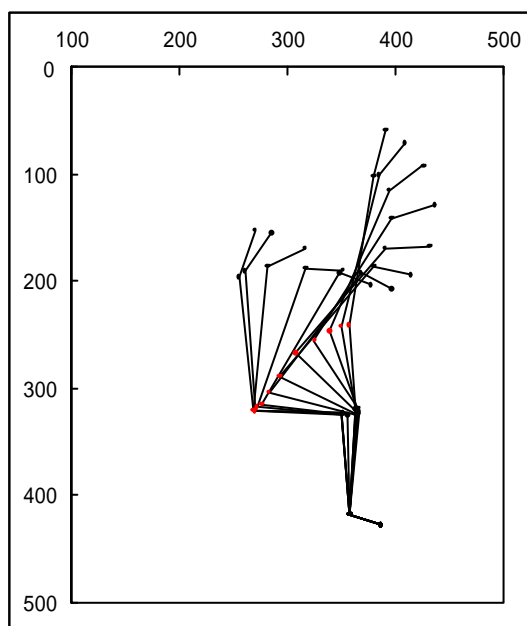
Bm学生 - 10cm



Bm学生 - 5cm

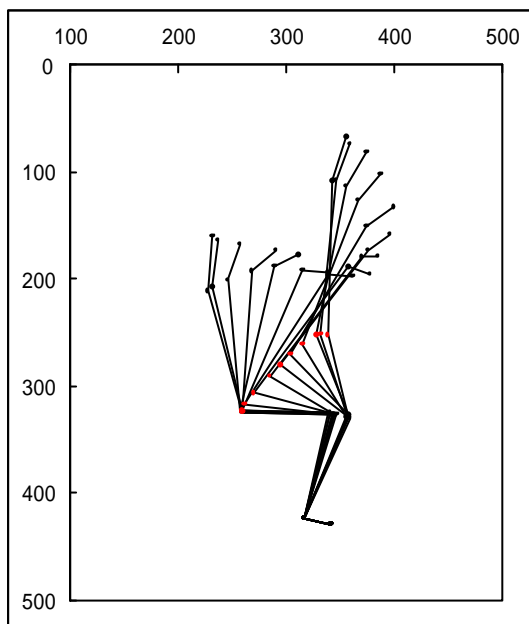


Bm学生 0cm

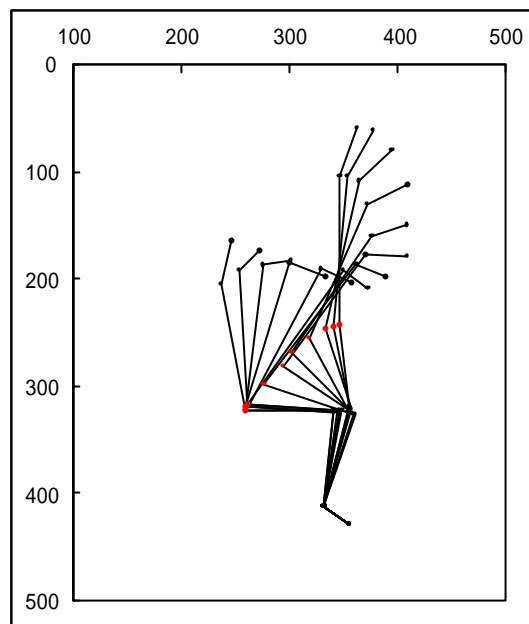


Bm学生 5cm

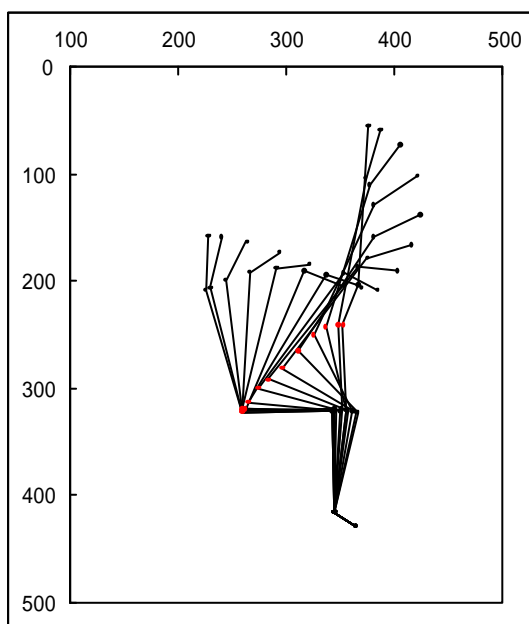
図.2.3.6 学生（男子）支え棒付き椅子からの立ち上がり軌跡



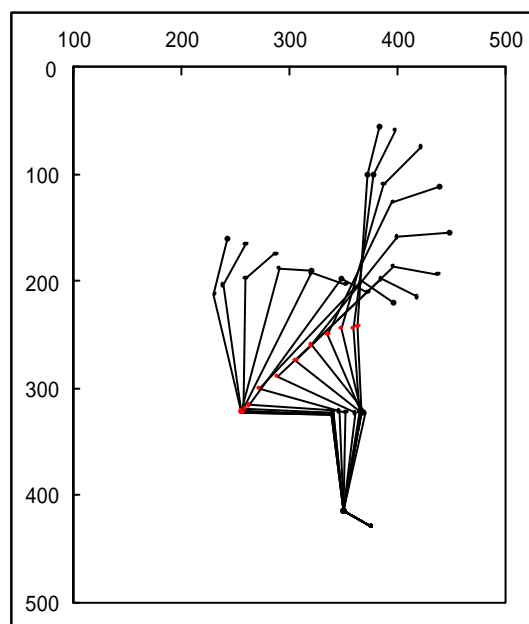
Bm学生 - 10cm



Bm学生 - 5cm

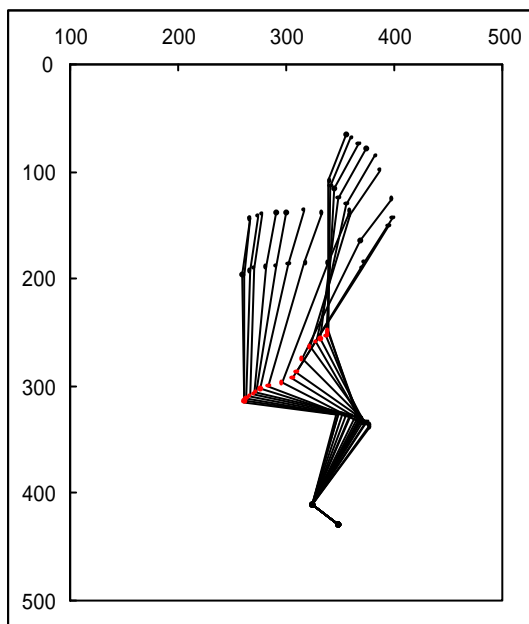


Bm学生 0cm

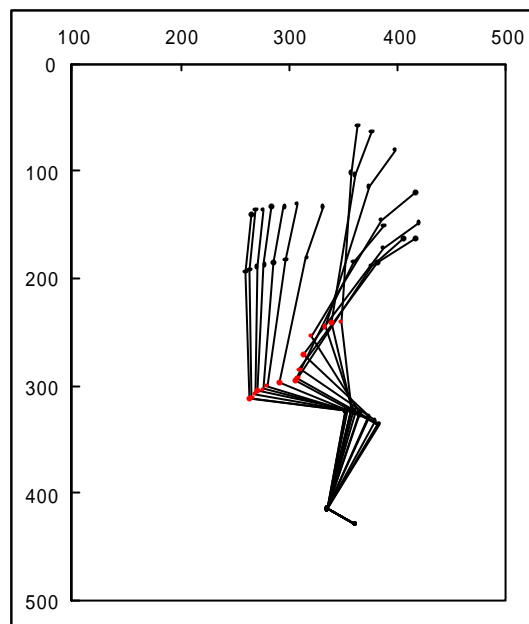


Bm学生 5cm

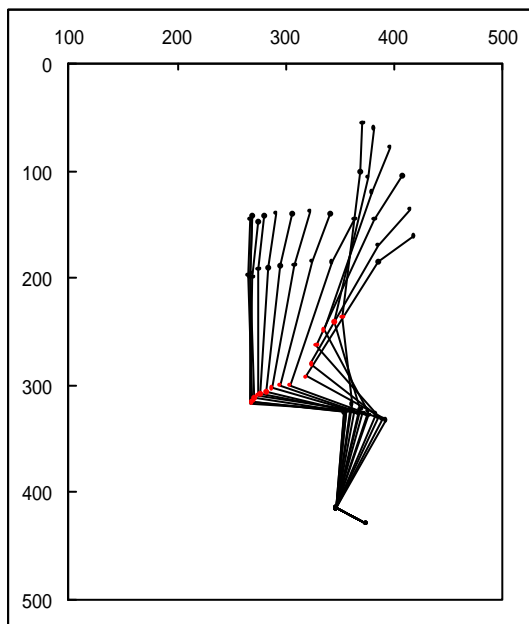
図.2.3.7 学生(男子)バネ式椅子からの立ち上がり軌跡



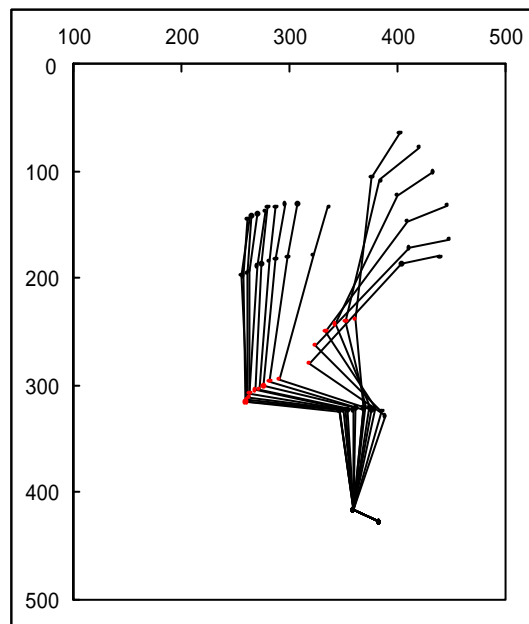
Bm学生 - 10cm



Bm学生 - 5cm

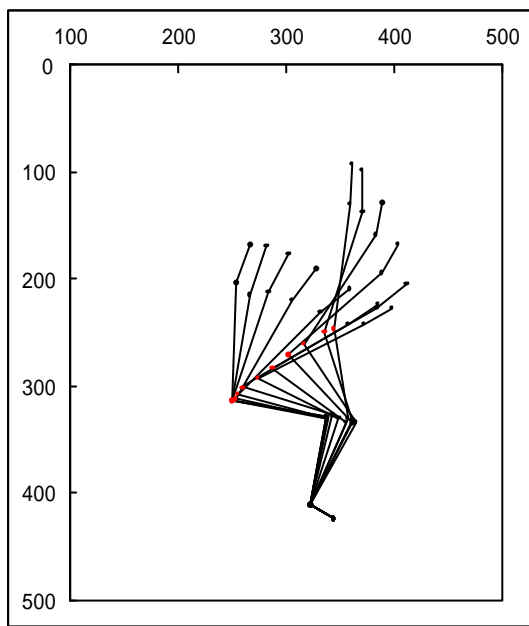


Bm学生 0cm

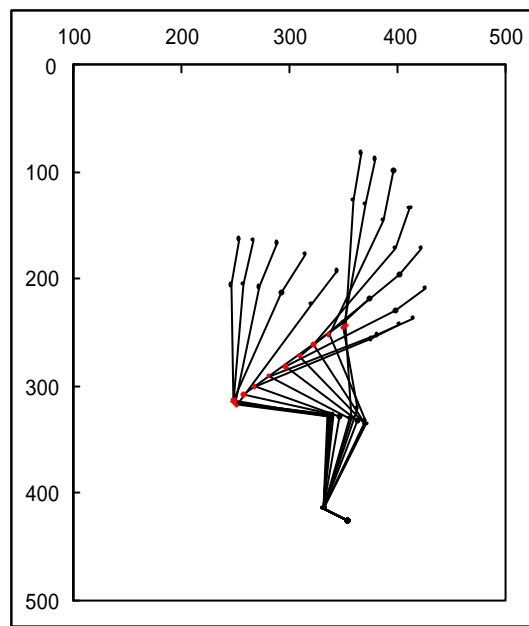


Bm学生 5cm

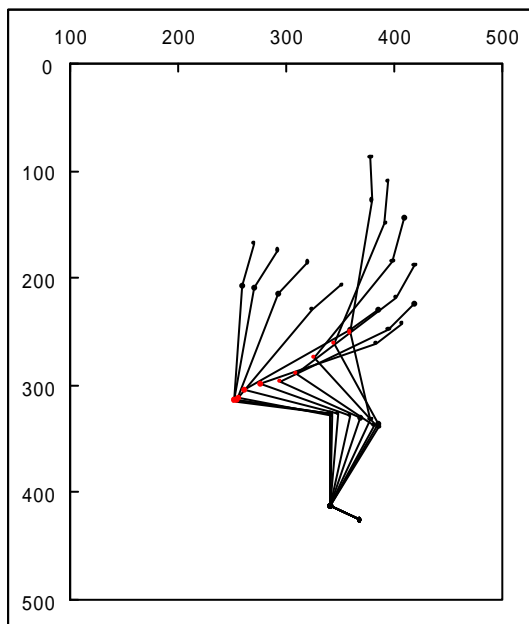
図.2.3.8 学生（男子）エアバッグ式椅子からの立ち上がり軌跡



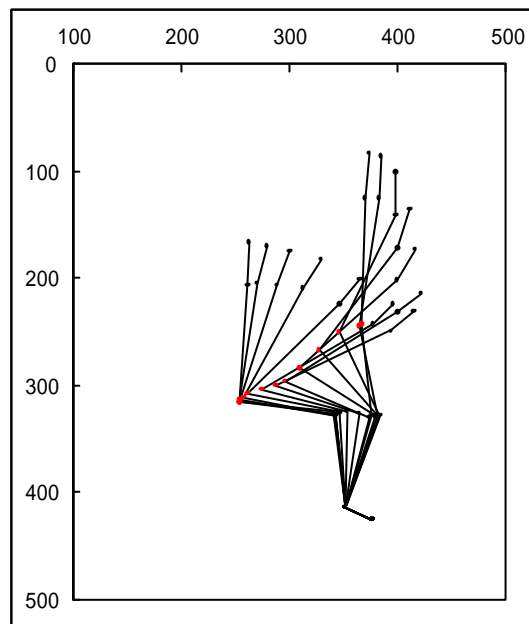
Df 学生 - 10cm



Df 学生 - 5cm

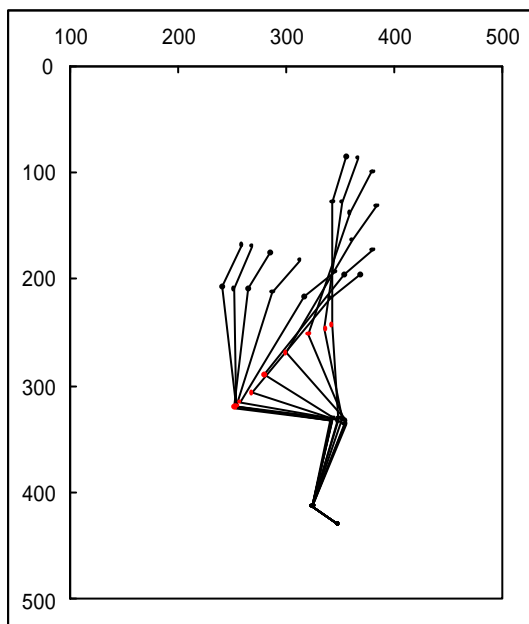


Df 学生 0cm

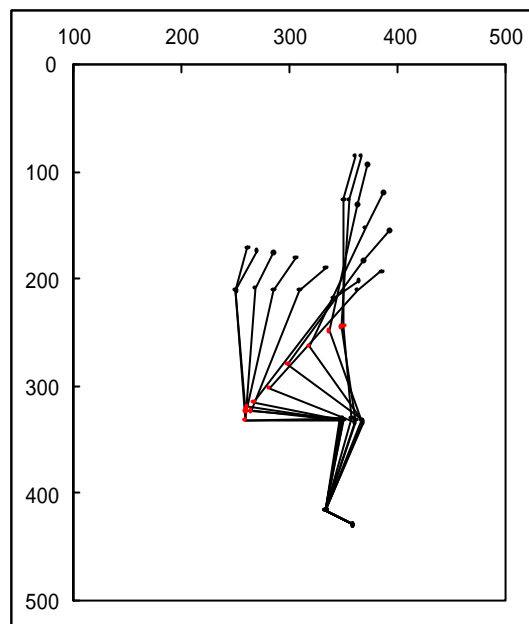


Df 学生 5cm

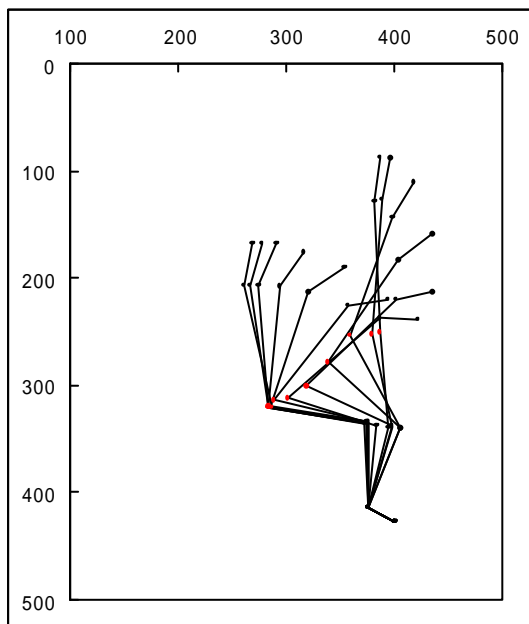
図.2.3.9 学生（女子）普通椅子からの立ち上がり軌跡



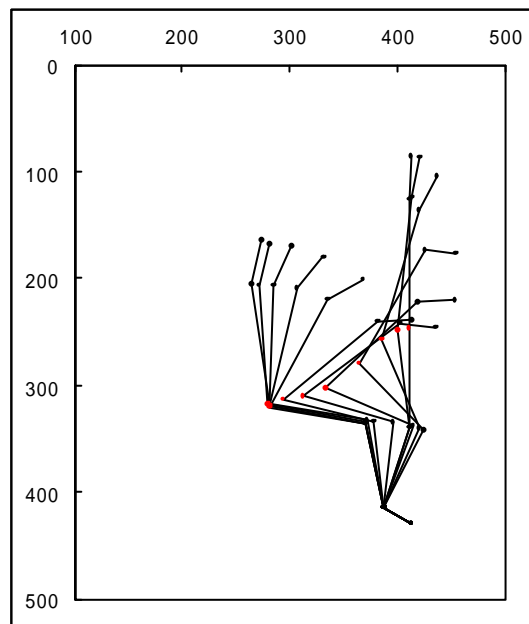
Df 学生 - 10cm



Df 学生 - 5cm

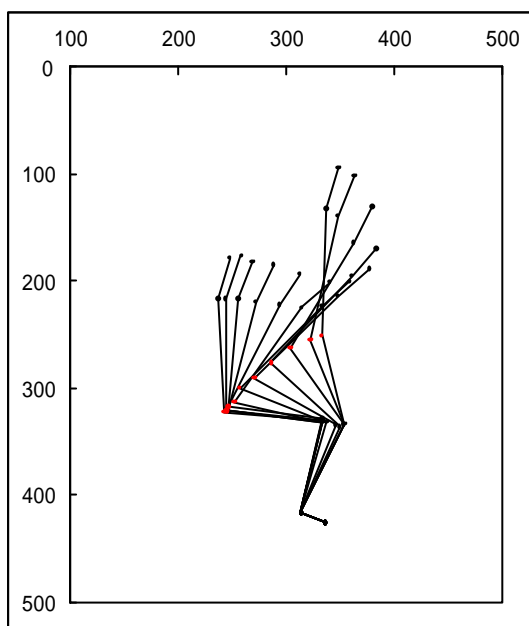


Df 学生 0cm

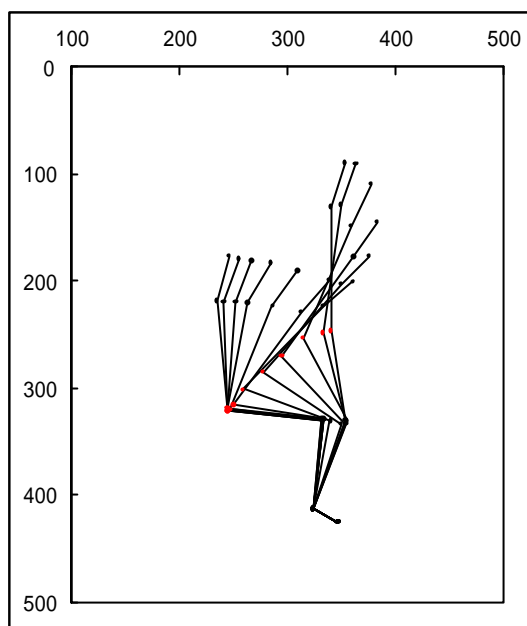


Df 学生 5cm

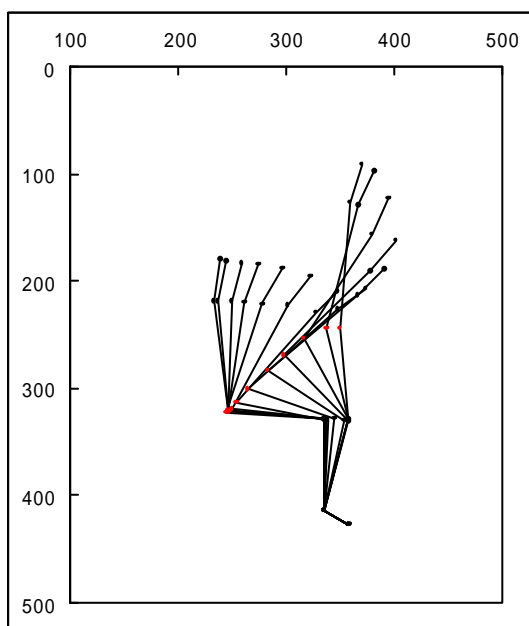
図.2.3.10 学生（女子）支え棒付き椅子からの立ち上がり軌跡



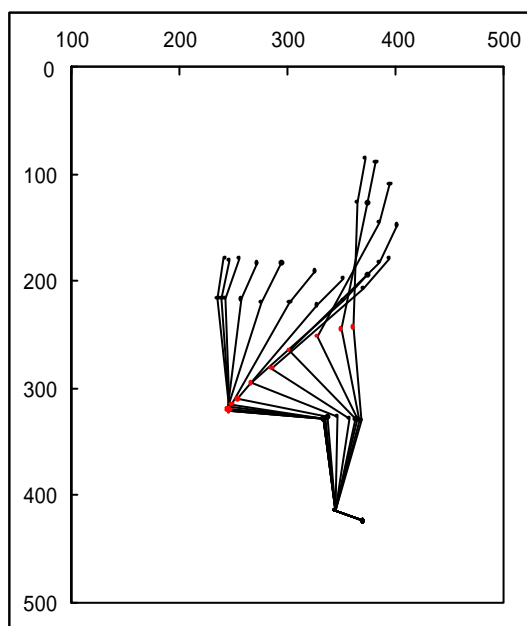
Df 学生 - 10cm



Df 学生 - 5cm

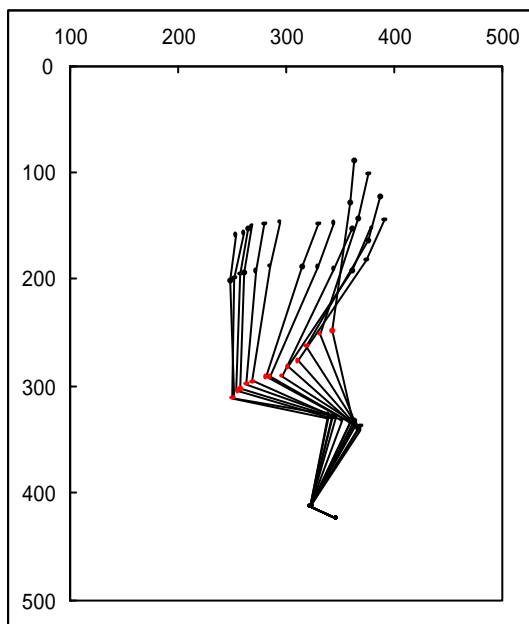


Df 学生 0cm

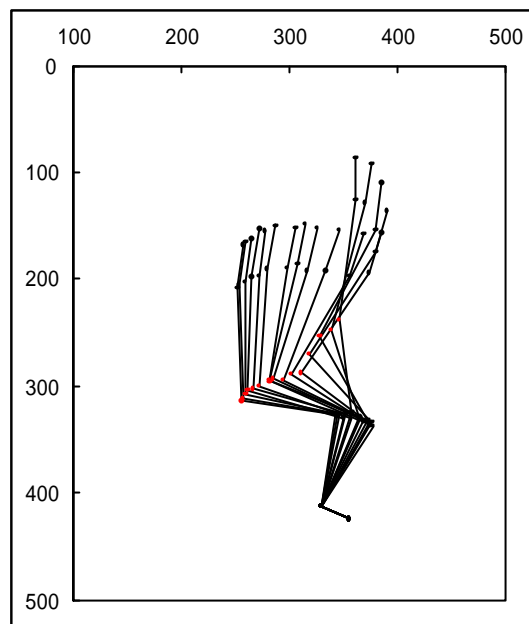


Df 学生 5cm

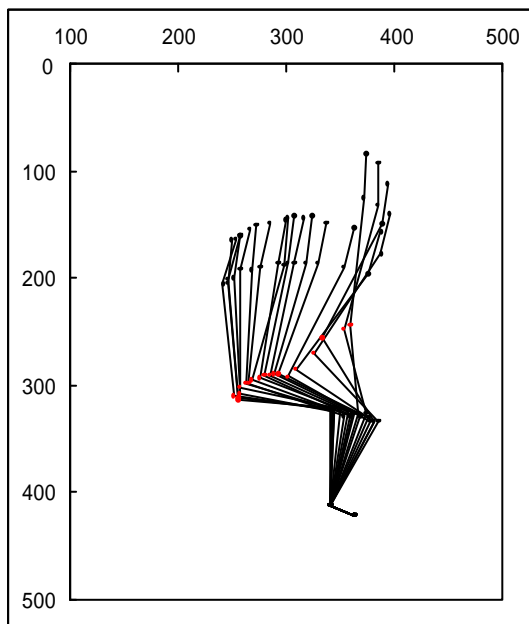
図.2.3.11 学生（女子）バネ式椅子からの立ち上がり軌跡



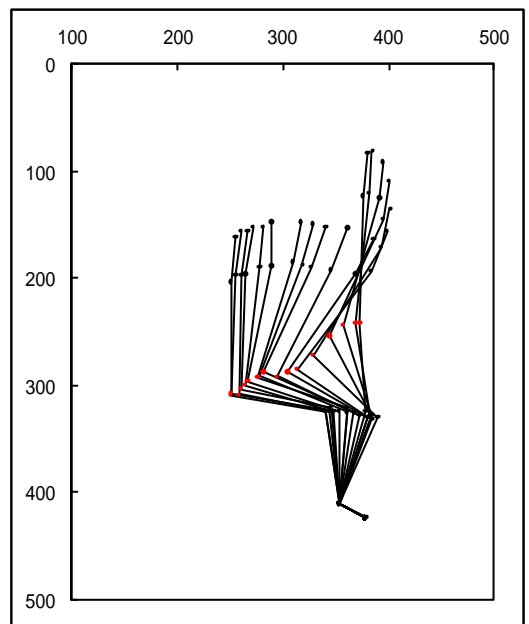
Df 学生 - 10cm



Df 学生 - 5cm

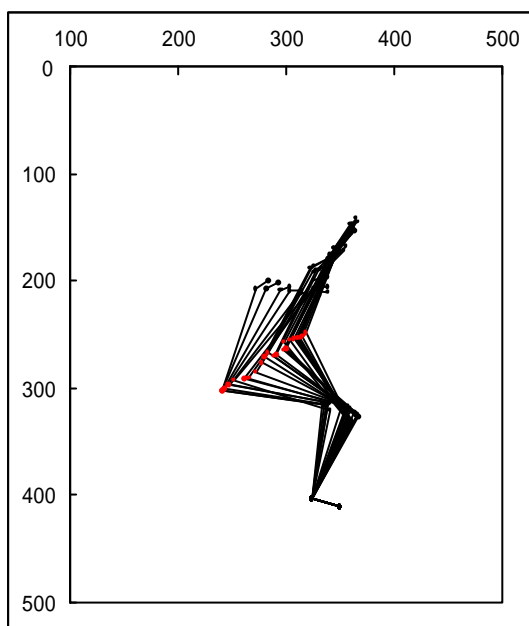


Df 学生 0cm

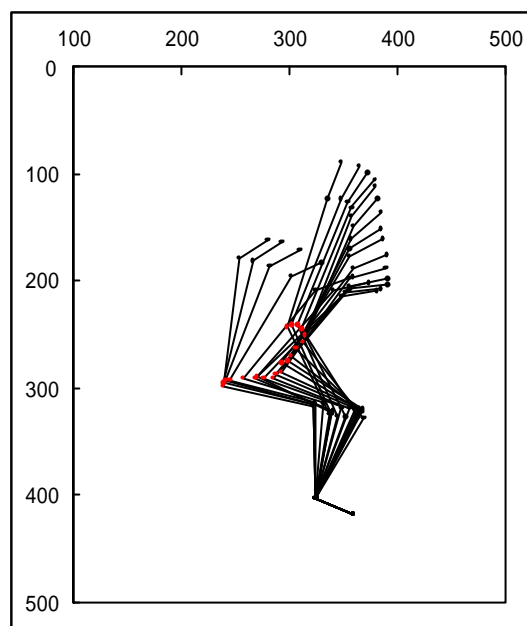


Df 学生 5cm

図.2.3.12 学生(女子)エアバッグ式椅子からの立ち上がり軌跡

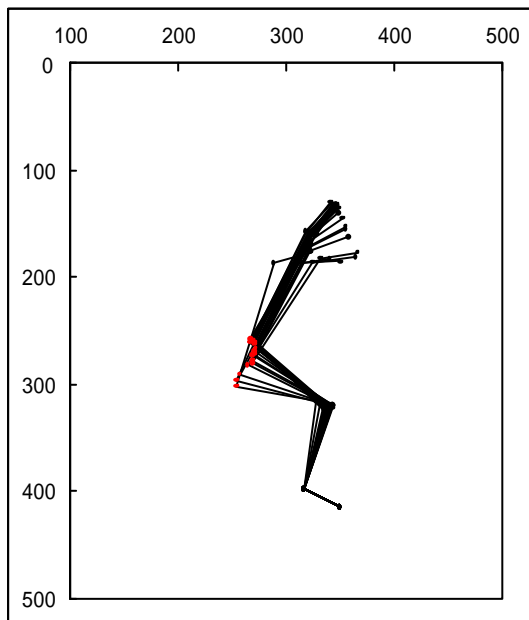


Ff 高齢者（重度）



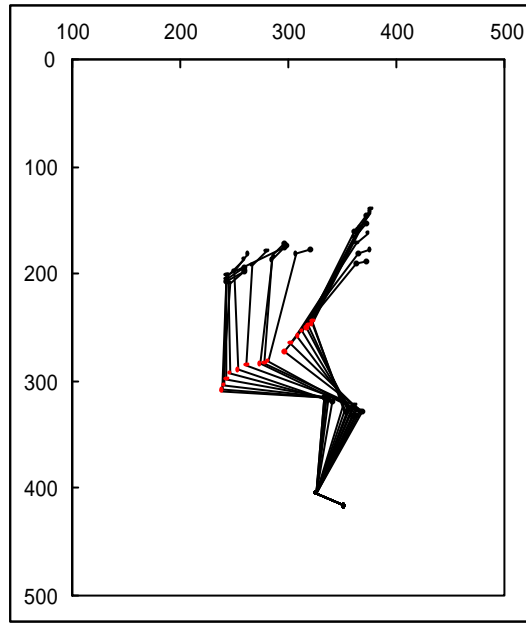
Gm 高齢者（重度）

図.2.3.13 普通椅子からの立ち上がり軌跡

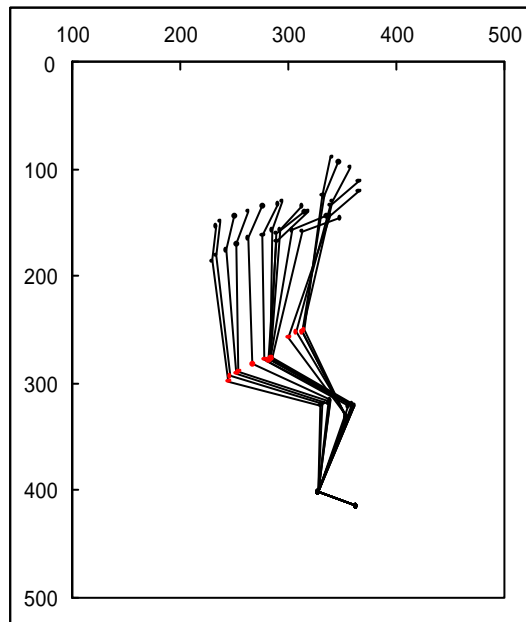


Gm 高齢者（重度）

図.2.3.14 高齢者（重度）バネ式椅子からの立ち上がり軌跡

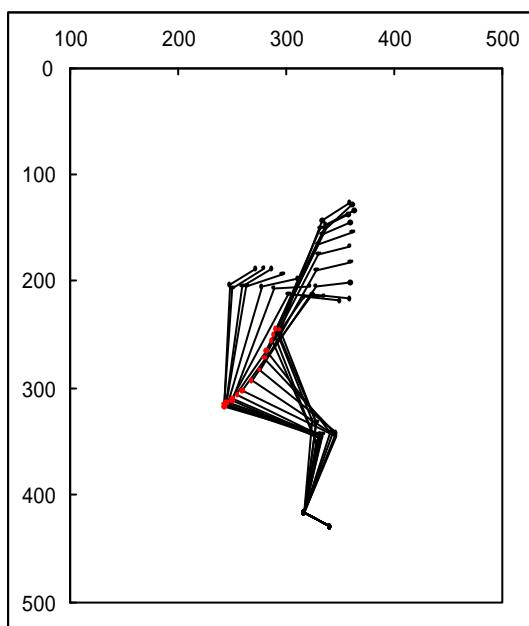


Ff 高齢者 (重度)

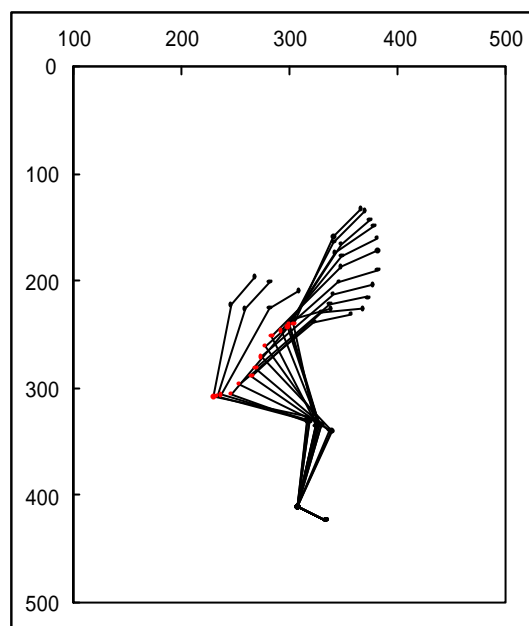


Gm 高齢者 (重度)

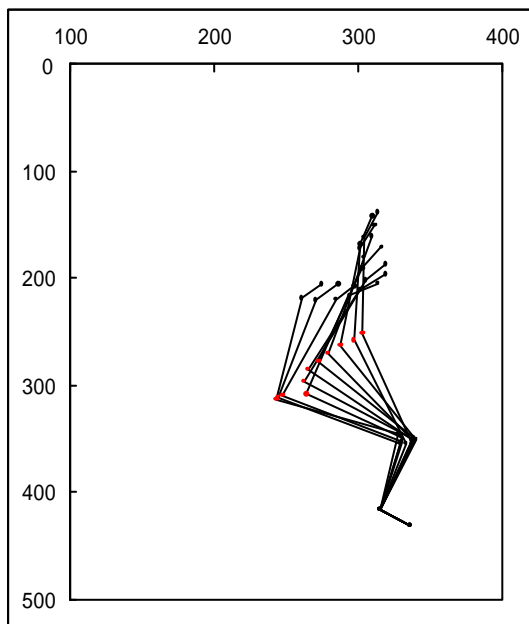
図.2.3.15 高齢者 (重度) エアバッグ式椅子からの立ち上がり軌跡



Hm 高齢者（軽度）

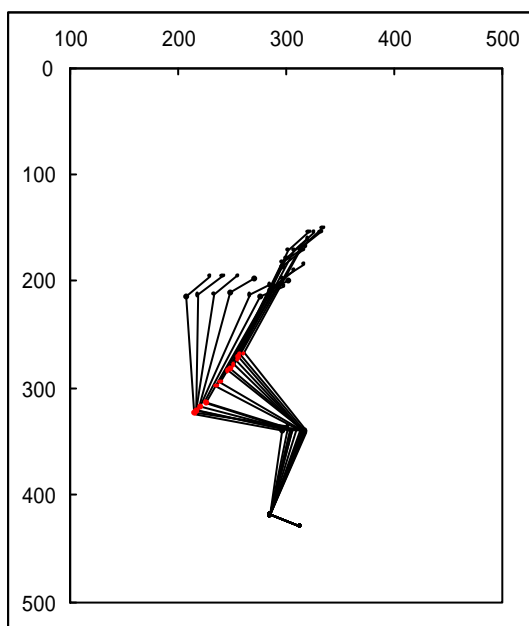


If 高齢者

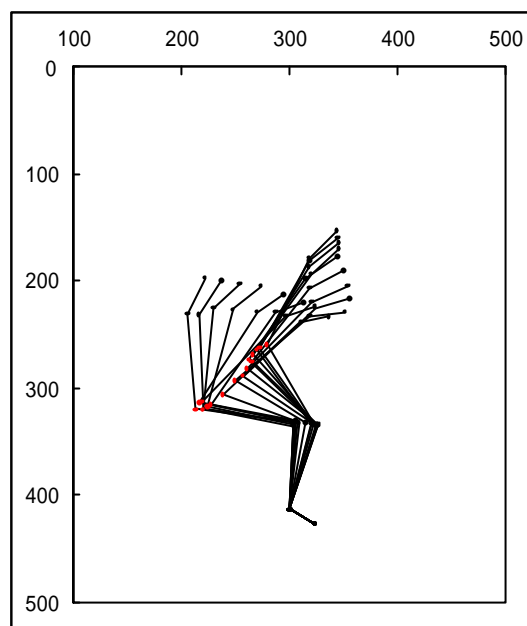


Jf 高齢者（軽度）

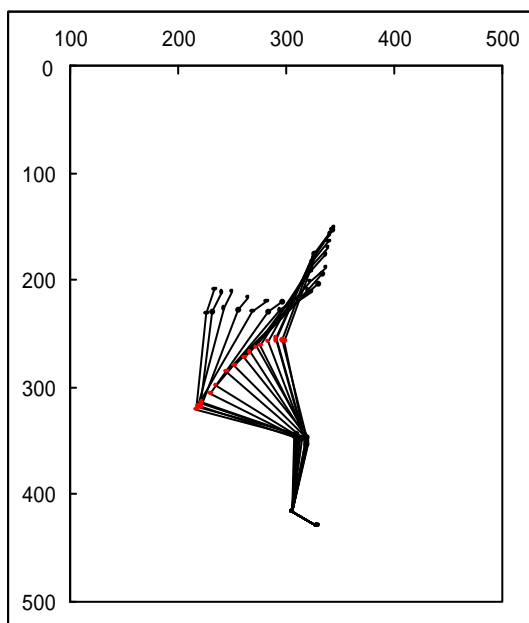
図.2.3.16 高齢者（軽度）支え棒付き椅子からの立ち上がり軌跡



Hm 高齢者（軽度）

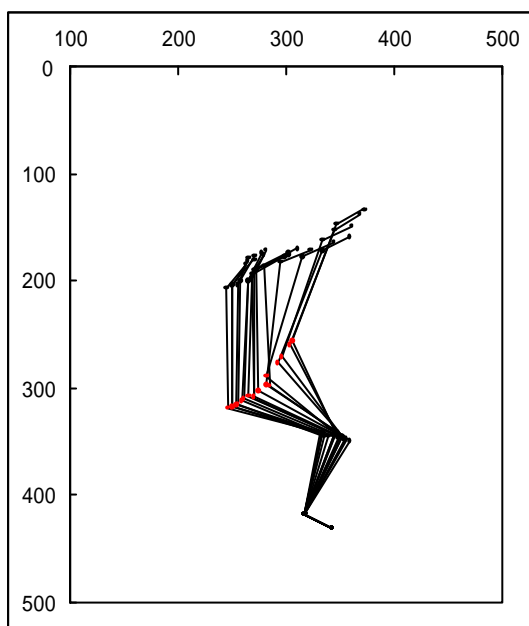


If 高齢者

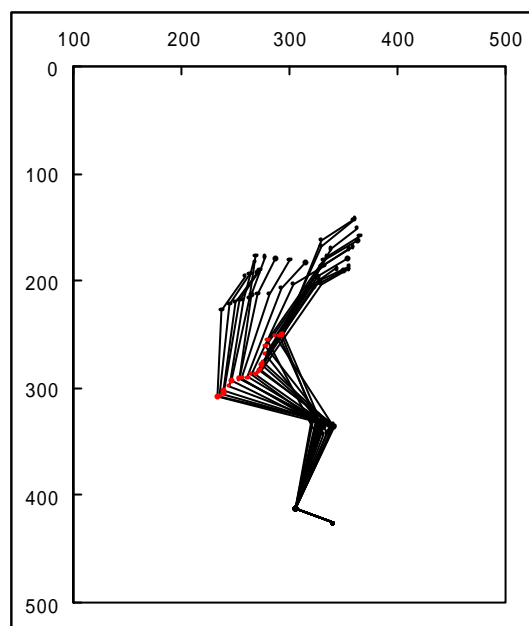


Jf 高齢者（軽度）

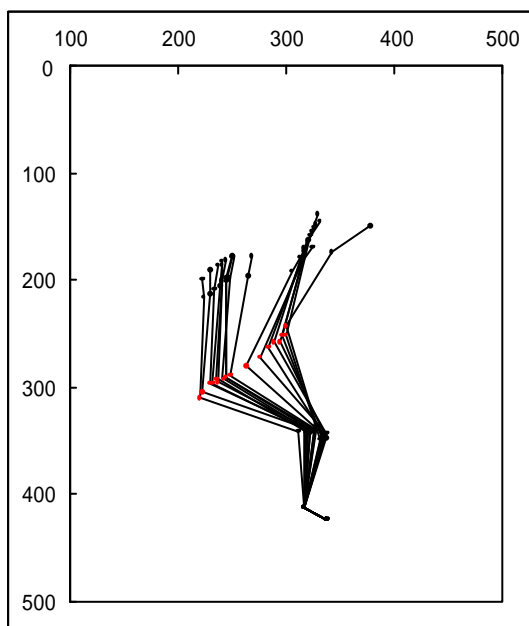
図.2.3.17 高齢者（軽度）バネ式椅子からの立ち上がり軌跡



Hm 高齢者（軽度）

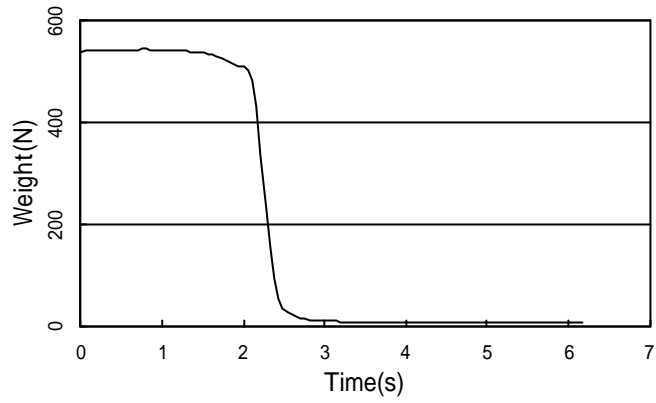


If 高齢者

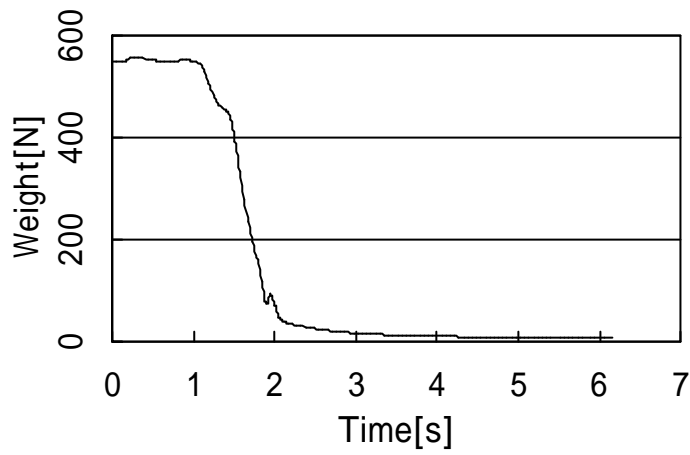


Jf 高齢者（軽度）

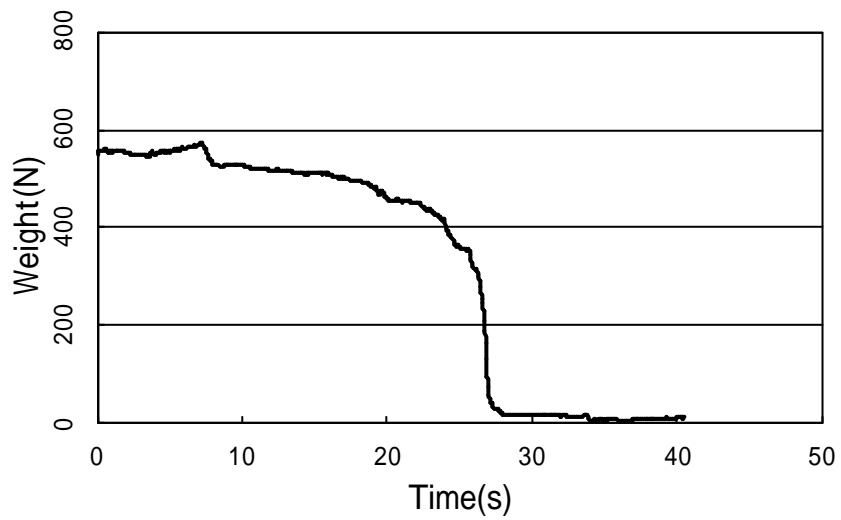
図.2.3.18 高齢者（軽度）エアバッグ式椅子からの立ち上がり軌跡



支え棒付椅子座圧荷重 時間図

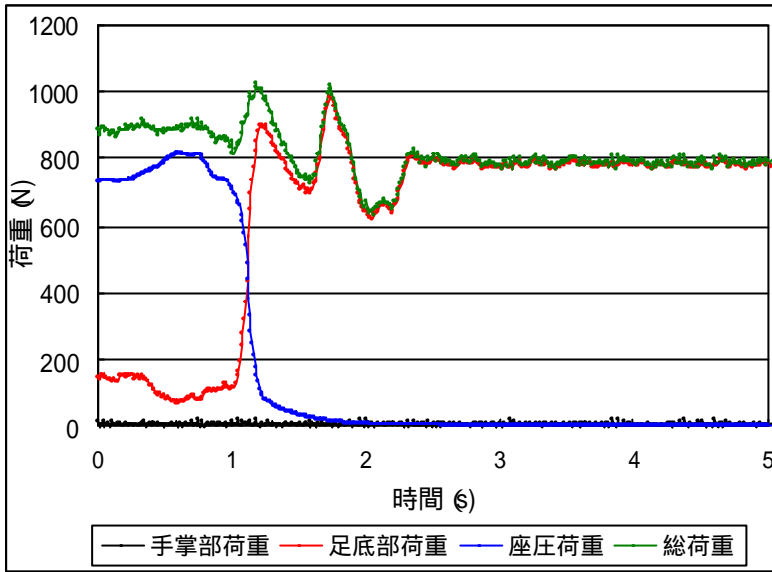


バネ式椅子座圧荷重 時間図

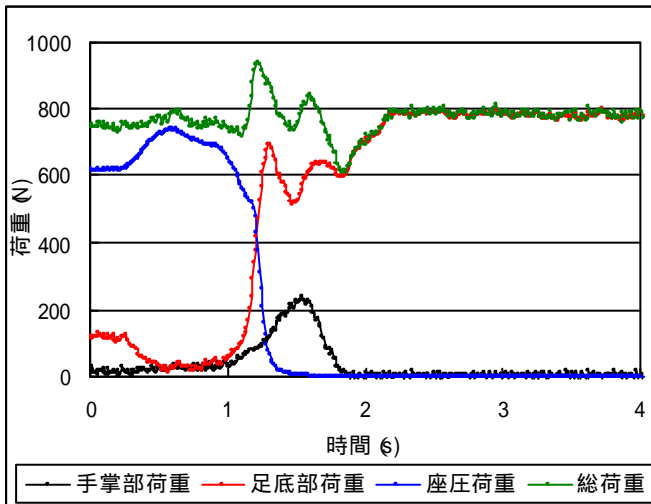


エアバッグ式座圧荷重 時間図

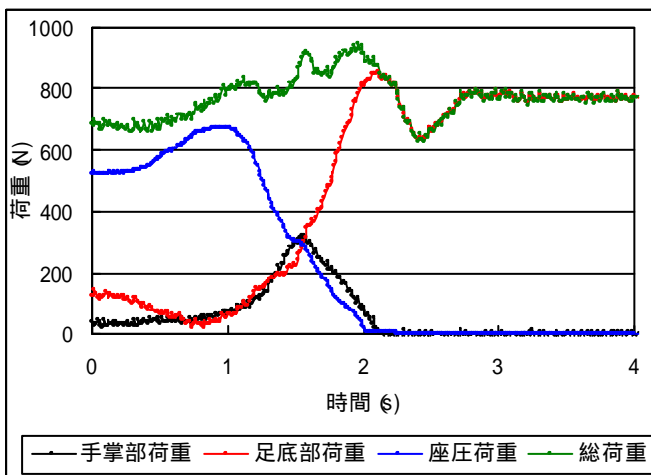
図.2.3.19 座圧荷重の時間的变化



Am 普通椅子からの立ち上がり時の荷重移動

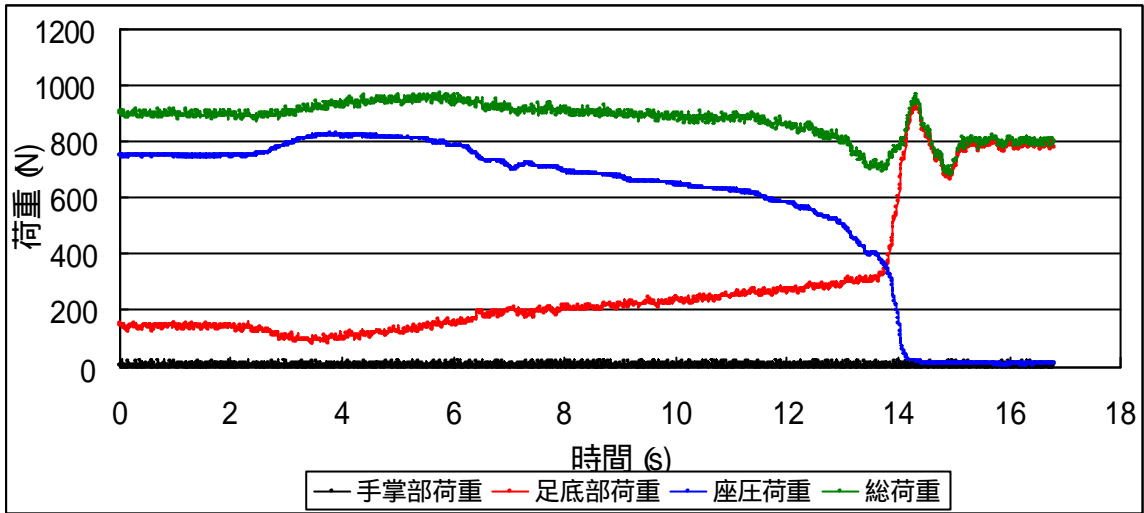


Am 支え棒付き椅子からの立ち上がり時の荷重移動

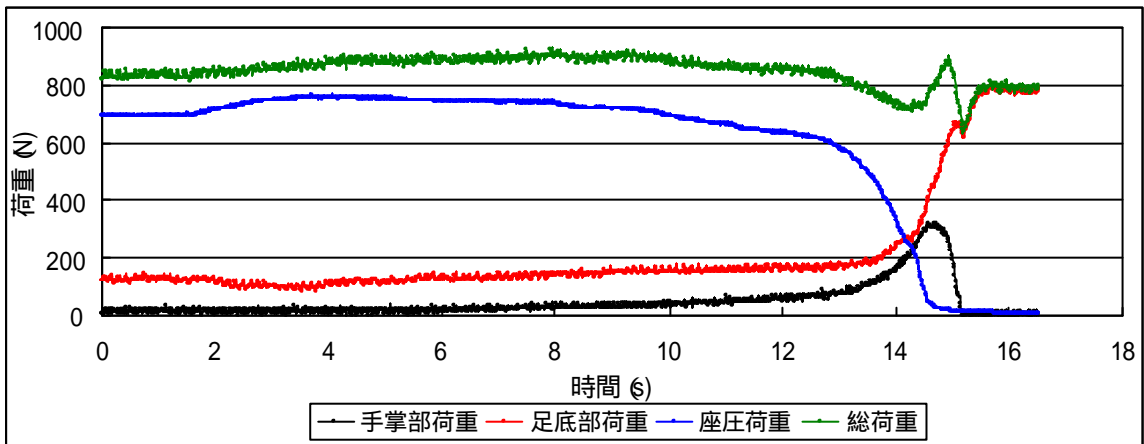


Am バネ式椅子からの立ち上がり時の荷重移動

図.2.3.20 Am 学生（男子）各種椅子からの立ち上がり時の荷重移動と時間的变化

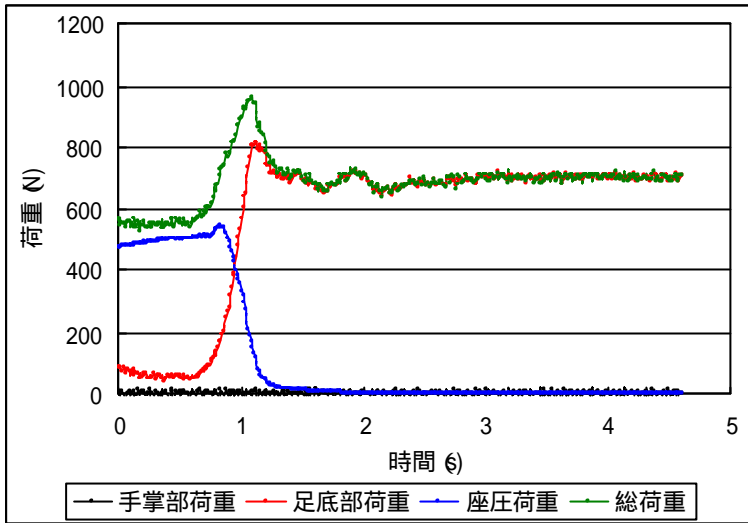


Am エアバッグ式椅子からの立ち上がり時の荷重移動（腕不使用）

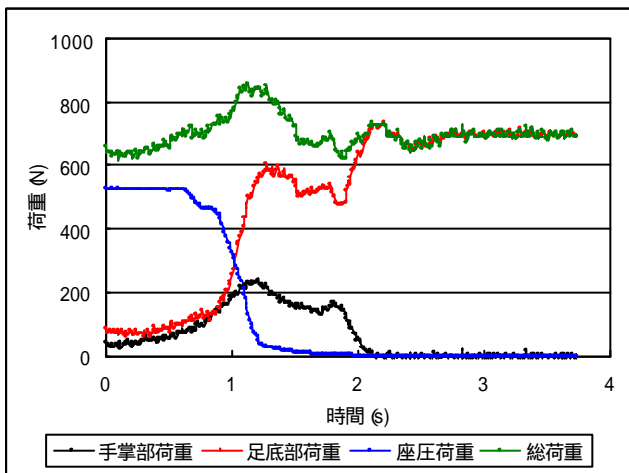


Am エアバッグ式椅子からの立ち上がり時の荷重移動（腕使用）

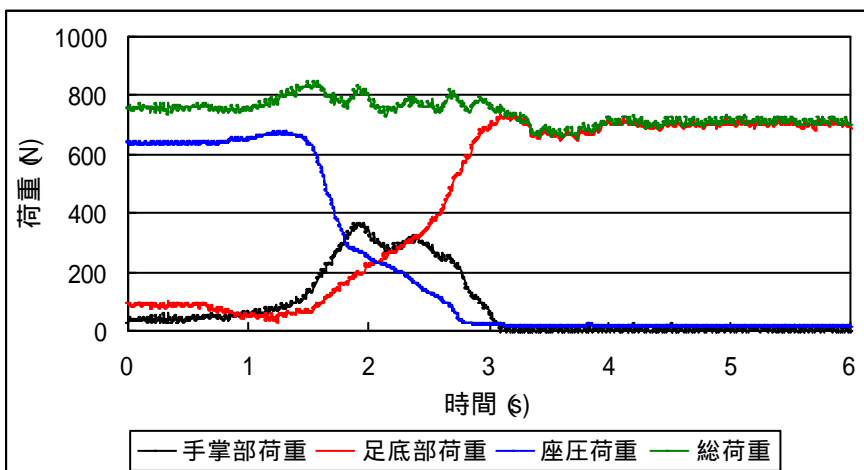
図.2.3.21 Am 学生（男子）各種椅子からの立ち上がり時の荷重移動と時間的变化



Bm 普通椅子からの立ち上がり時の荷重移動

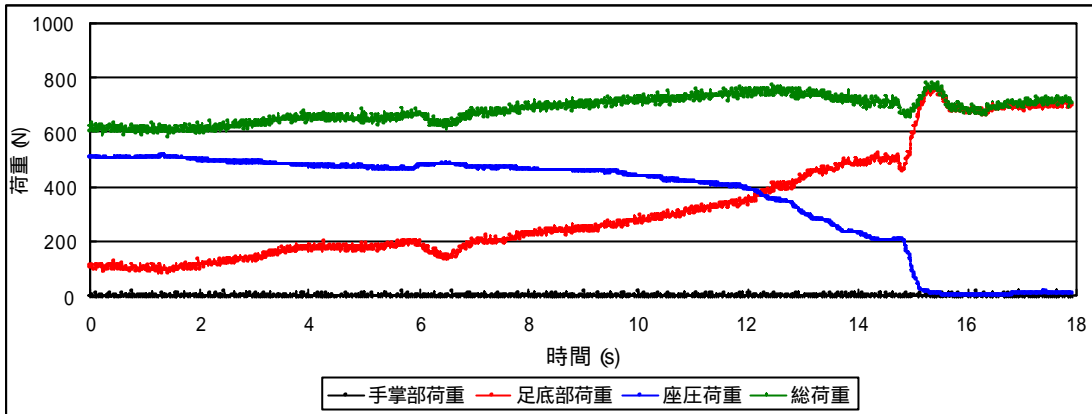


Bm 支え棒付き椅子からの立ち上がり時の荷重移動

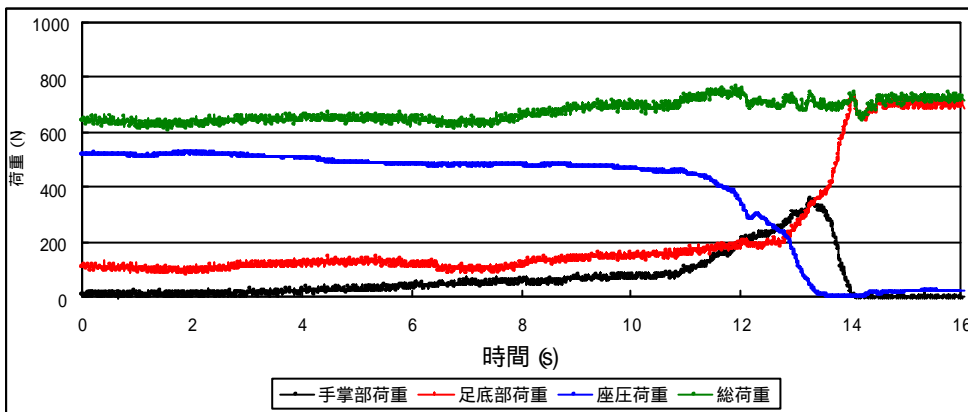


Bm バネ式椅子からの立ち上がり時の荷重移動

図.2.3.22 Bm 学生（男子）各種椅子からの立ち上がり時の荷重移動と時間的变化

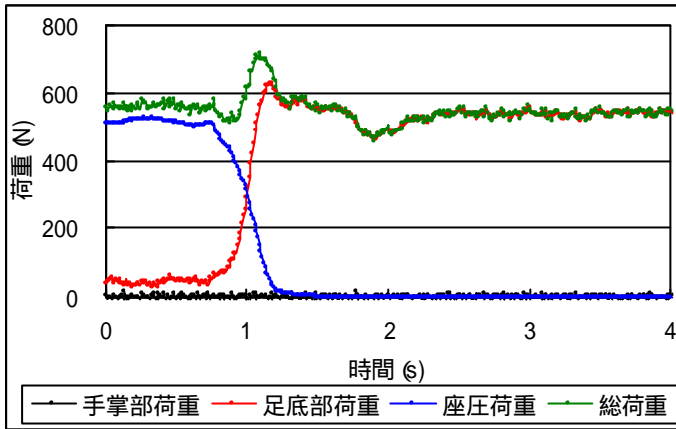


Bm エアバッグ式椅子からの立ち上がり時の荷重移動（腕不使用）

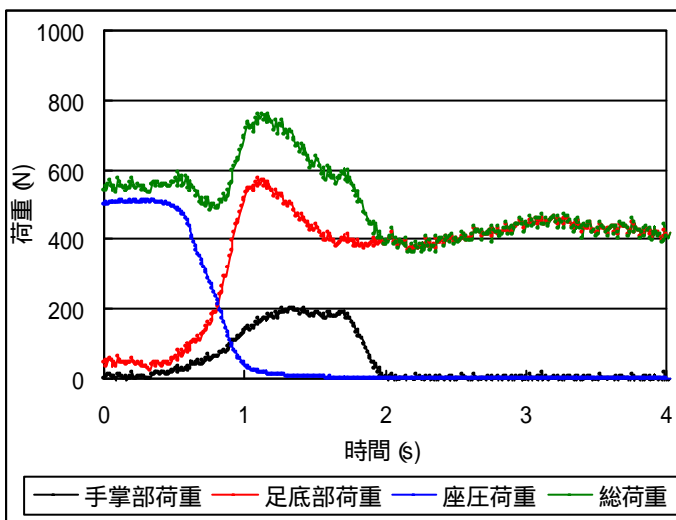


Bm エアバッグ式椅子からの立ち上がり時の荷重移動（腕使用）

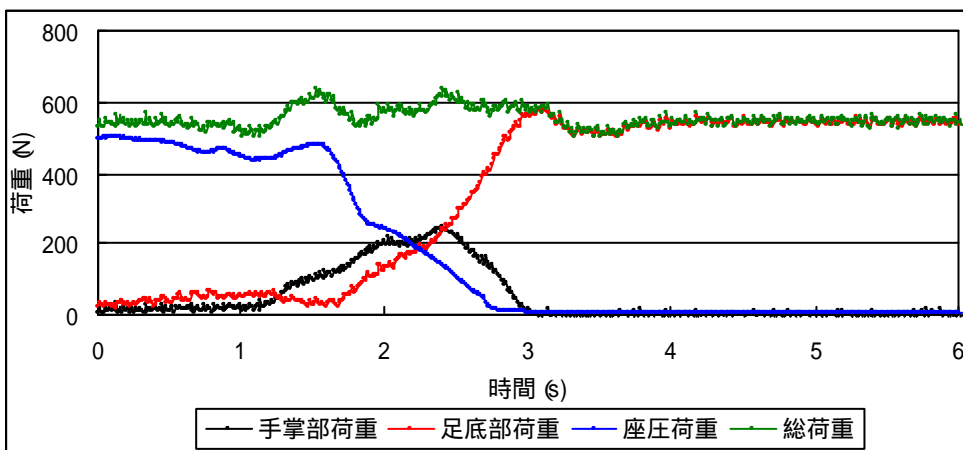
図.2.3.23 Bm 学生（男子）各種椅子からの立ち上がり時の荷重移動と時間的变化



Cm 普通椅子からの立ち上がり時の荷重移動

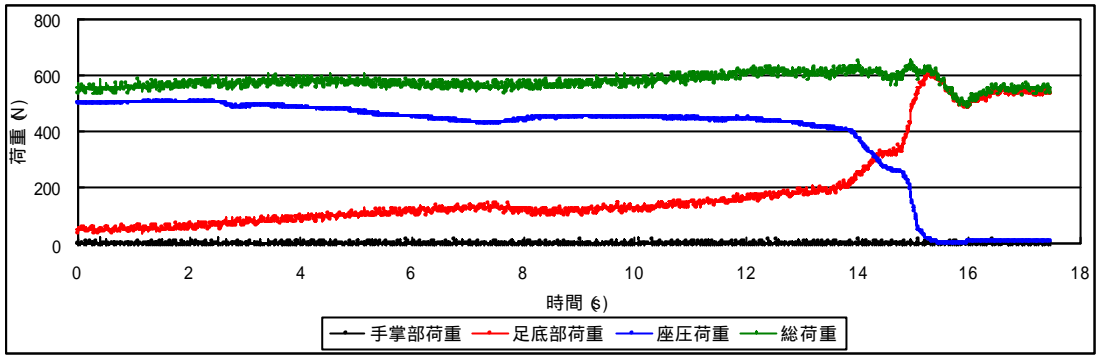


Cm 支え棒付椅子からの立ち上がり時の荷重移動

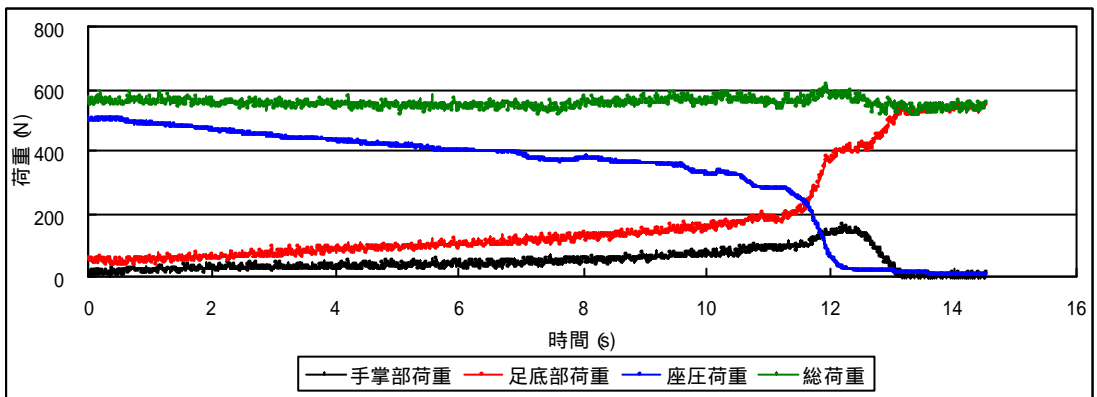


Cm バネ式椅子からの立ち上がり時の荷重移動

図.2.3.24 Cm 学生（男子）各種椅子からの立ち上がり時の荷重移動と時間的变化

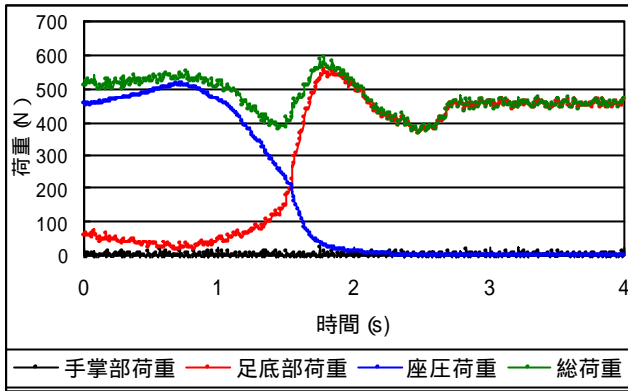


Cm エアバッグ式椅子からの立ち上がり時の荷重移動（腕不使用）

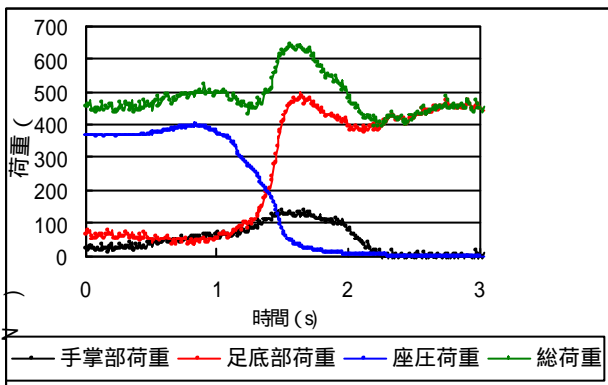


Cm エアバッグ式椅子からの立ち上がり時の荷重移動（腕使用）

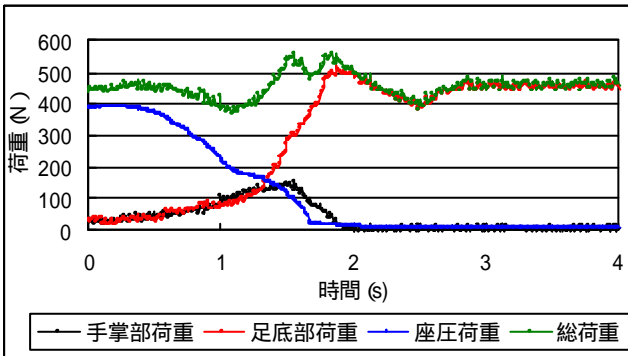
図.2.3.25 Cm 学生（男子）各種椅子からの立ち上がり時の荷重移動と時間的变化



Df 普通椅子からの立ち上がり時の荷重移動

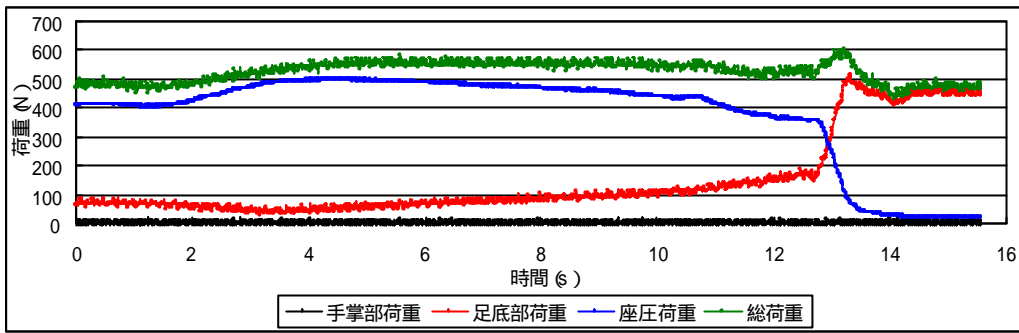


Df 支え棒付椅子からの立ち上がり時の荷重移動

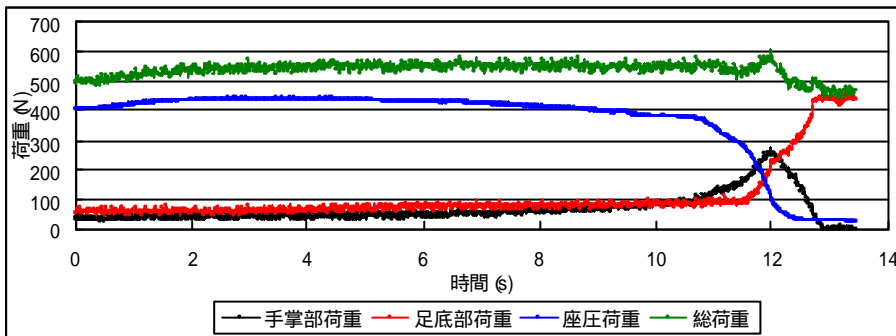


Df バネ式椅子からの立ち上がり時の荷重移動

図.2.3.26 Df 学生（女子）各種椅子からの立ち上がり時の荷重移動と時間的变化

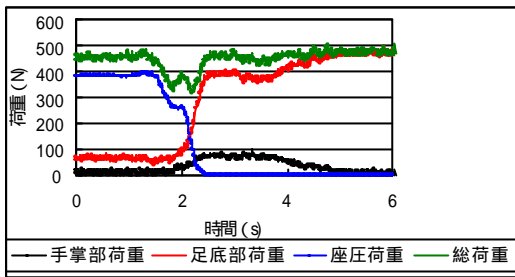


Df エアバッグ式椅子からの立ち上がり時の荷重移動（腕不使用）

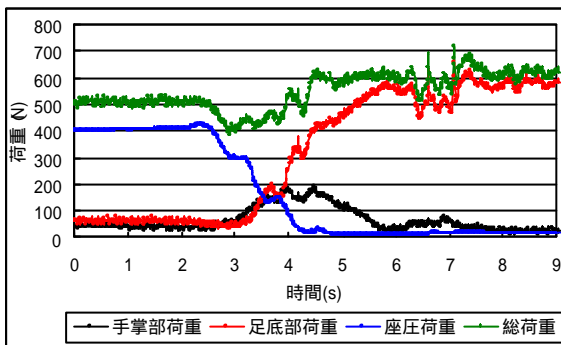


Df エアバッグ式椅子からの立ち上がり時の荷重移動（腕使用）

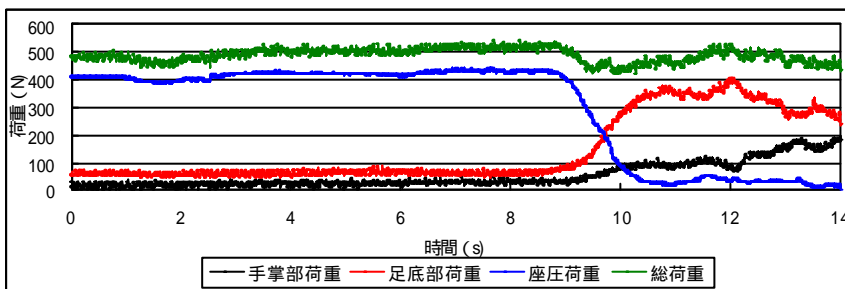
図.2.3.27 Df 学生（女子）各種椅子からの立ち上がり時の荷重移動と時間的变化



If 支え棒付椅子からの立ち上がり時の荷重移動

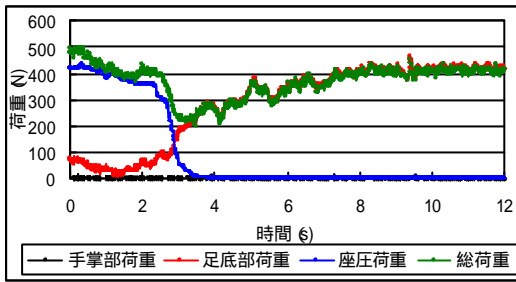


If バネ式椅子からの立ち上がり時の荷重移動

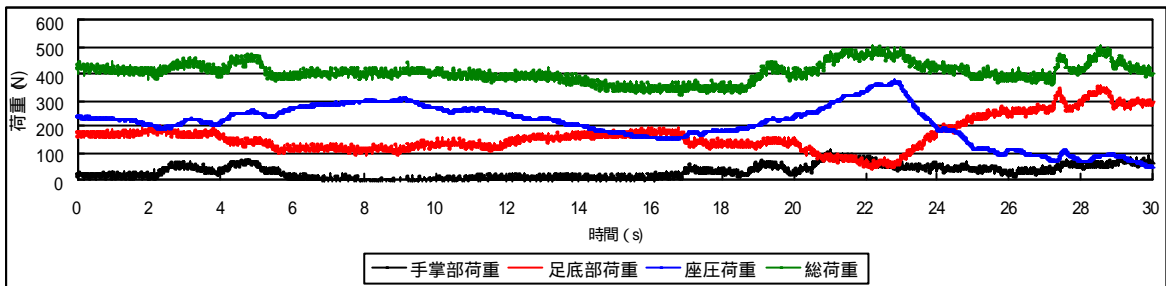


If エアバッグ式椅子からの立ち上がり時の荷重移動

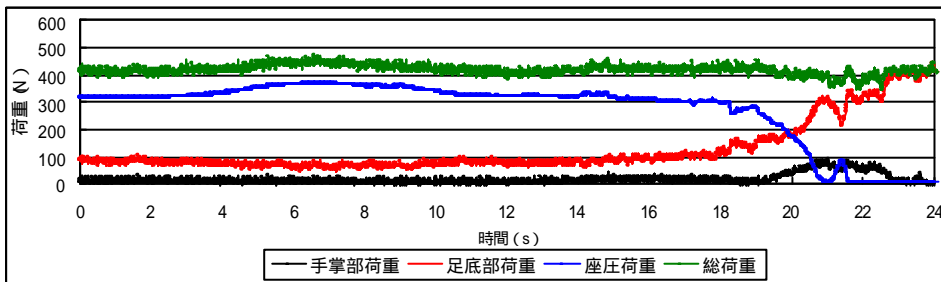
図.2.3.28 If 高齢者（女性）各種椅子からの立ち上がり時の荷重移動と時間的变化



Ff 支え棒付椅子からの立ち上がり時の荷重移動



Ff バネ式椅子からの立ち上がり時の荷重移動



Ff エアバッグ式椅子からの立ち上がり時の荷重移動

図.2.3.29 Ff 高齢者（女性）各種椅子からの立ち上がり時の荷重移動と時間的变化

表1. アンケート集計結果

	用心棒椅子		バネ式椅子		エアバッグ式椅子	
	軽度	重度	軽度	重度	軽度	重度
立ち上がり易さ		×				
座り心地		×				
安心感		×				
手摺の位置		×	/			
手摺の形		×				
手摺(中)の高さ		×	/			
手摺(高)の高さ		×				
感想	・普通の椅子と変わりはないが、手摺があると立ち上がり易い。		・レバーが握りにくい。	・レバーが握りにくい。 ・前方にこけそうになるので怖い。	・立ちあがる時の高さが高いため滑りそう。 ・座る速さが遅い。	・手前に滑っていきそうで怖い。 ・ある程度まで上がるので楽。

重度 起立及び歩行時に介護を必要とする高齢者
 軽度 起立時に介護を必要とする高齢者

大変良い 良い あまり良くない × 不可能

2.4 結 言

本研究開発で、新たに考案・試作したエアバッグ式起立補助装置が、次の通り我々の目的に最も適合することがわかった。エアバッグ式の場合には、起立動作の初期に尻部を自力で持ち上げる必要がなく、どっかり着座したまま起立できるので、車椅子生活の高齢者でも使用することができて、健康度の幅広い範囲の高齢者、身体障害者にわたって適用することができる。

エアバッグ式の場合には、起立時に生じる座面板の横方向の揺動をリンク棒によって抑制すれば、空気の圧縮性による柔軟性があるので、高齢者に優しい装置になり、気持ち良く起立・着座ができる。

蝶番を用いて折り曲げ自在にした座面板と底板とを、前端部で蝶番によってつなぎ、両板の間にエアバッグを挟む簡単な構造の起立補助器と超小型コンプレッサーのみでよいので、小型・軽量で携帯可能な実用的起立補助装置ができる。

この起立補助装置を支え棒付き椅子の上に設置すれば、構造が簡単で、安全で、安価な起立補助装置付き椅子ができる。

この研究開発によって、実用的な蝶番型エアバッグ式起立補助装置の設計・製作のための多数の資料を得ることができたのが、非常に大きな成果といえる。今後に残された課題は、より一層安価な装置（目標価格 6 万円程度）に仕上げるための検討・研究及びより一層心地よく起立及び着座ができるようにするための人間工学的な研究などであり、今後とも引き続き推進していくつもりである。

本研究開発は平成 11、12 年度「組合等中小企業連携組織調査開発等支援事業」の補助金を受け、産官学の協同研究として下記のものが実施した。

「産」 KMT 開発センター

〔 構 成 員 〕

(株)高知豊中技研	代表取締役	嶋崎誠史
	技術部	福永昌祐
(有)モリサキ工芸	代表取締役	森崎精一
(株)ともひこ商店	代表取締役	宗田朋彦
四国メーカー(株)	代表取締役	鈴木紘治
(有)メディカルサービス土佐	代表取締役	和田修一
「官」 高知県中小企業団体中央会	技術一課長	矢野孝明
「学」 高知工科大学知能機械システム工学科	教授	横川 明
	知能機械コース 2 年	前田卓二

また、実験に当たっては

「院」 社会福祉法人 土佐香美福祉会
特別養護老人ホーム ウェルプラザやまだ荘

の協力を得た。

参考文献

- (1) 富田正道、小林曾敏夫、根本泰弘、藤江正克：上体支持アームを用いた起立・着座動作補助における軌跡の検討 日本機械学会[No.97 - 34] シンポジウム講演論文集 97 - 10 - 23 ~ 25 恵那市 ジョイント・シンポジウム 1992
- (2) 松井秀治：各種姿勢の重心位置に関する研究(1) 身体各部の簡易質量計算とその質量比による重心位置の合成 体育学研究 2 - 2(1956) pp.65 - 76
- (3) 新小田幸一、田中光晴、池内秀隆、加藤了三、山下忠：椅子からの立ち上がり動作の位相面解析 日本機械学会論文集(C 編)65 巻 634 号(1999 - 6)論文 No.98-0404
- (4) 藤本浩志、大塚朝博、横地義照、横井孝志、伊藤元：介助下における起立着座動作の下肢関節逆動力学解析 日本機械学会論文集(C 編) 66 巻 650 号(2000-10)論文 No.99-1521 pp.128 - 134
- (5) N.Alexander, A.Schultz, D.Warwick, J.Miller : Rising From A Chair:Performance Biomechanics Of Healthy Elderly And Young Adult Subjects ASME AMD VOL.98 pp.333 - 336 1989
- (6) L.M.Schutte, M.G.Hoy, F.E.Zajac : Biomechanical Analyses Of The Limitations On Performance Of Rising From A Chair ASME BED VOL.17 pp.85 - 88 1990
- (7) A.B.Schultz, N.B.Alexander, J.A.Achton - Miller : Biomechanical Analyses Of Rising A Chair ASME BED VOL.17 pp.81 - 84 1990
- (8) N.Alexander, A.Schultz, J.Ashton - Miller : Biomechanical Analyses Of Rising A Chair J Biomech VOL.25 No.12 pp.1383 - 1391 1992
- (9) 伊坂忠夫、三田勝彦、石井喜八：垂直方向への重心移動動作 老人の立ち上がり動作から垂直跳び ジャンプ研究 1990 pp.94 - 99

第3章 長期臥床者の歩行力退化予防装置の開発

3.1 緒言

高齢者廃用性症候群により、歩行力が弱り臥床状態になりがちな高齢者および上部部の外科手術後で安静を要する患者などについては、臥床期間中からの臥床位での運動療法（リハビリテーション）が、筋肉の萎縮および関節拘縮を予防する観点から非常に重要である。

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。

3.2 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。

3.2.1 油圧式足踏み運動装置

実験装置の概要は図.3.2.1に示すとおりであり、実験装置の写真は写真.3.2.1.(a)、(b)のとおりである。油圧式足踏み装置では、図.3.2.1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.3.2.1 油圧式足踏み運動装置

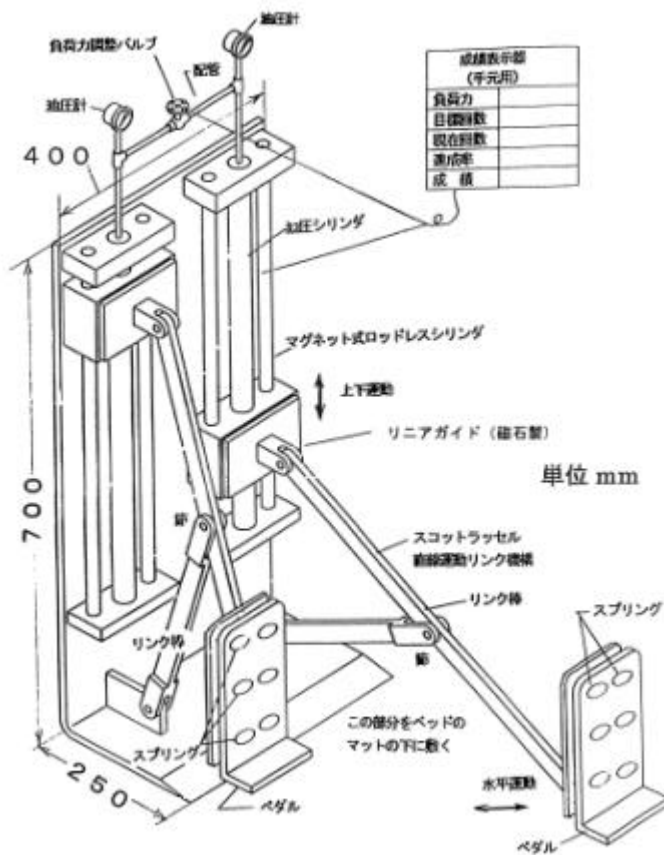


図.3.2.1 油圧式足踏み運動装置の外観図

3.2.2 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.3.2.2 に示すとおりであり、実験装置の写真は写真.3.2.2.(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をする装置である。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定できるようにした。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。

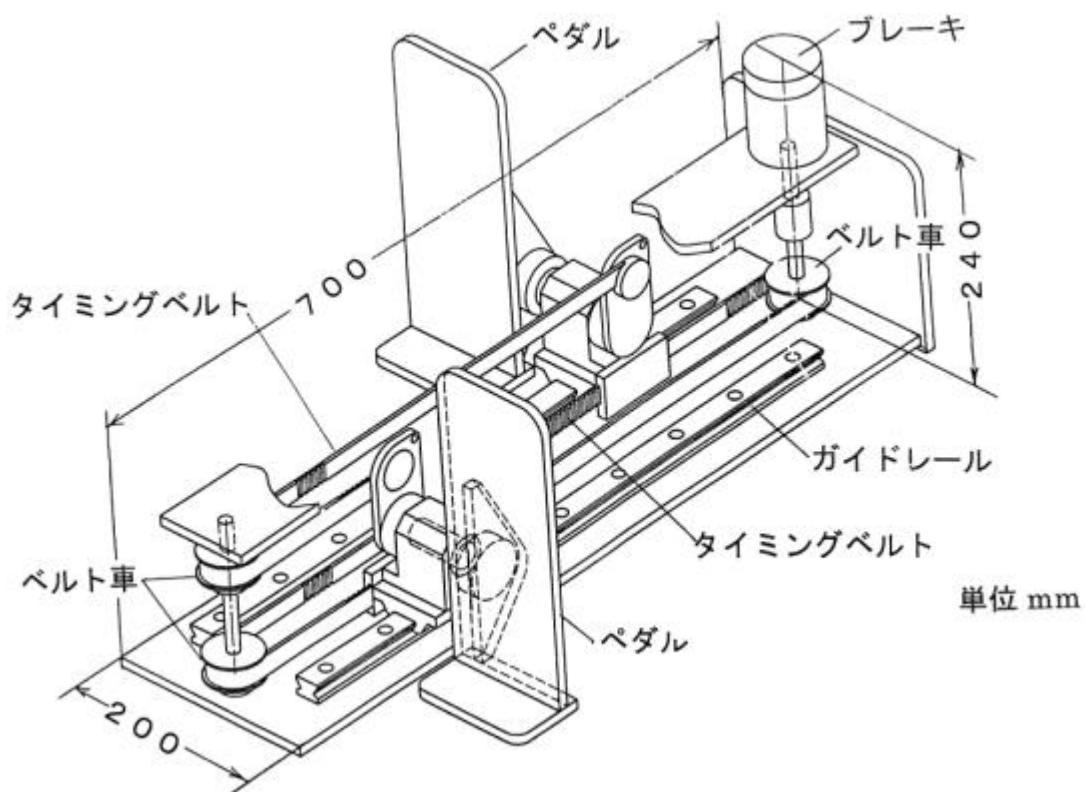
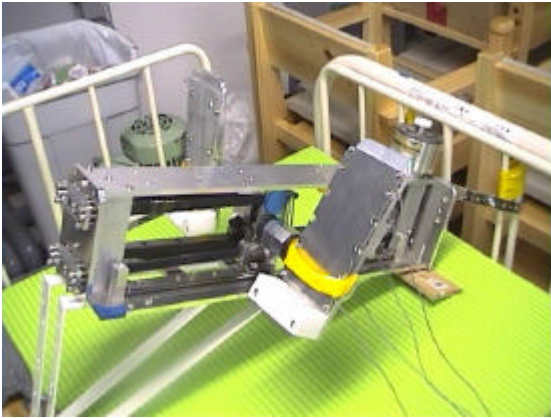
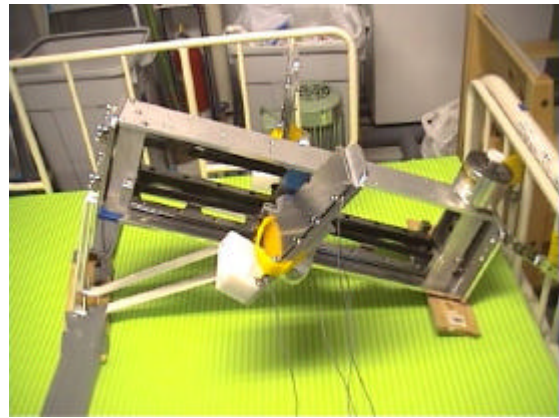


図.3.2.2 タイミングベルト式足踏み運動装置の外観図



(a)



(b)

写真.3.2.2 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

3.2.3 チェーン式足踏み運動装置

実験装置の概要は図.3.2.3 に示すとおりであり、実験装置の写真は写真.3.2.3.(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、チェーン式に変えた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) 上体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。

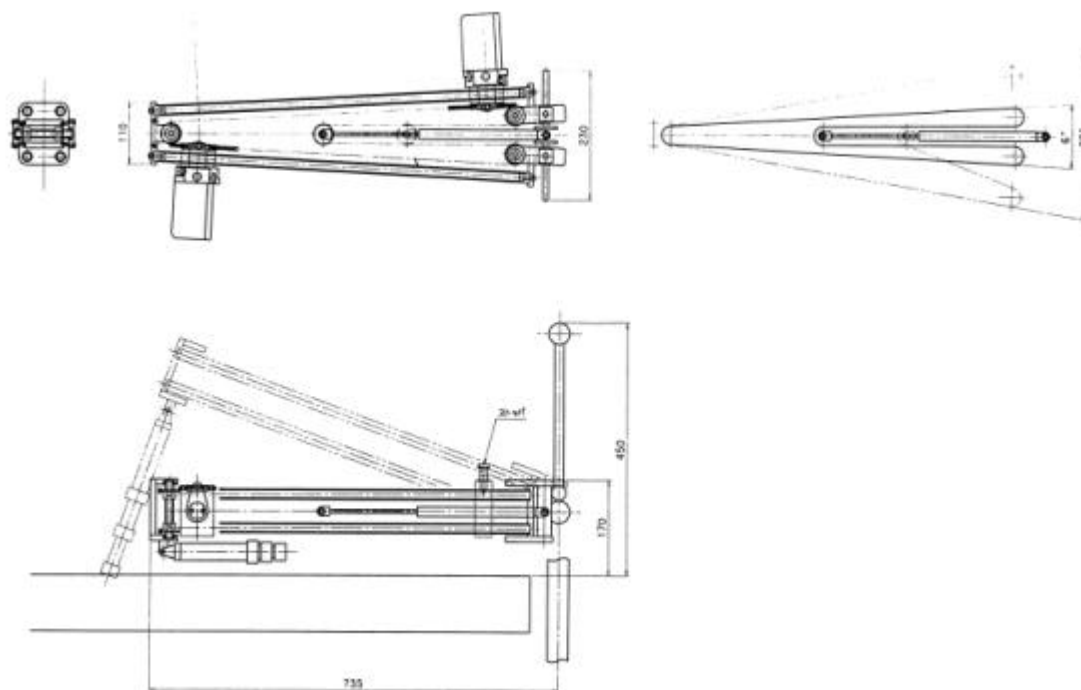
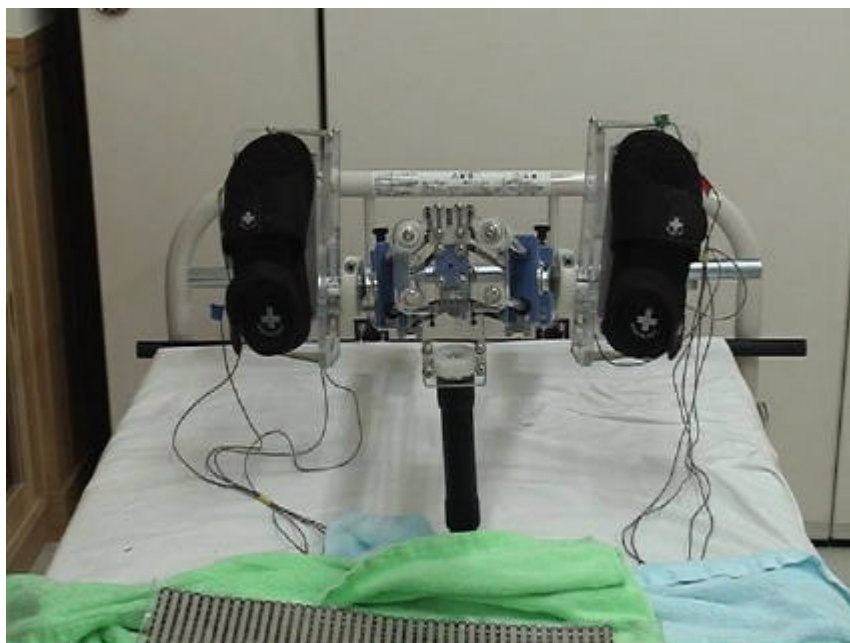


図.3.2.3 チェーン式足踏み運動装置の構造図



(a)

写真.3.2.3 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.3.2.3 チェーン式足踏み運動装置をベッドに設置した写真

3.3 実験方法

3.3.1 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。

3.3.2 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、各マーカーの軌跡を求める。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.3.3.2）を写真.3.3.3 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.3.3.1 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変化を記録した。



写真.3.3.1 圧縮荷重連続記録計 写真.3.3.2 ロードセル（圧縮荷重変換機）

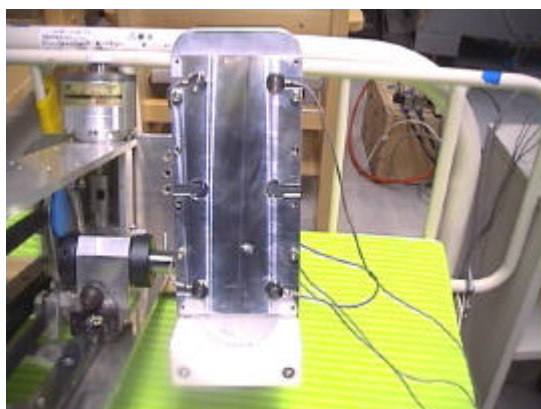


写真.3.3.3 ひずみ式ロードセルを足踏み装置に設置した写真

(3) 関節角度計（Penny&Giles 社製）による関節屈折角度の測定

写真.3.3.4 に示す関節角度計（Penny&Giles 社製ゴニオメータ）を写真.3.3.7 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工

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がないか。

許容限度以上に引っ張られることがないか。

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.3.3.5、写真.3.3.6 に示す。

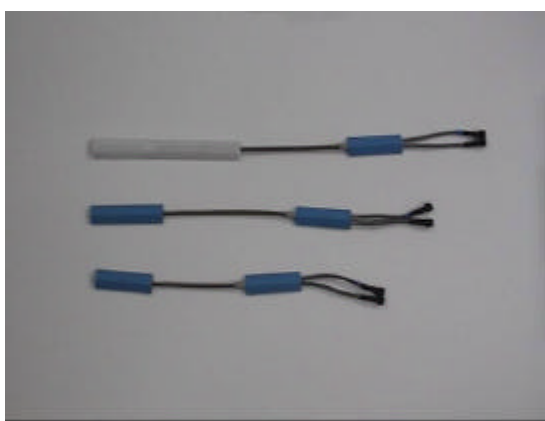


写真.3.3.4 ゴニオメータ



写真.3.3.5 K100 サブユニット



写真.3.3.6 K100 ベースユニット

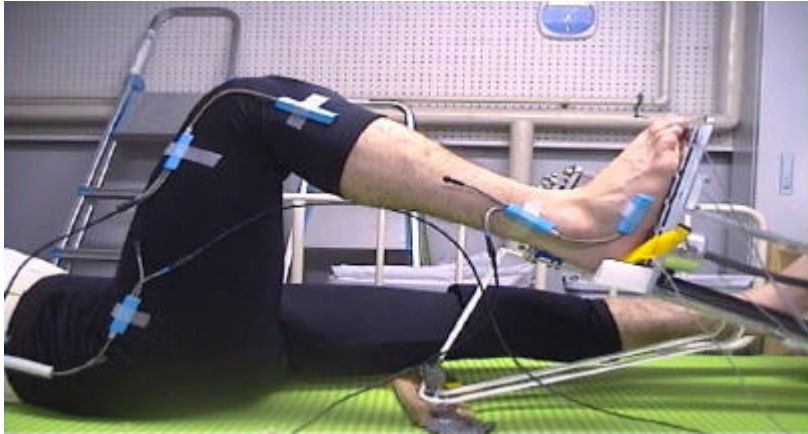


写真.3.3.7 関節計ゴニオメータを装着した写真

(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.3.3.8）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.3.3.9）を使いパソコンにリアルタイムに画像として表した。

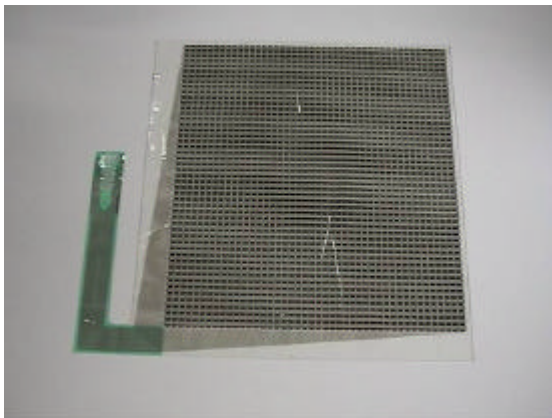


写真.3.3.8 BIG-MAT



写真.3.3.9 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。

(八) 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。

3.3.3 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) 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.3.3.2）を写真.3.3.10、3.3.11 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.3.3.12）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変化を記録した。

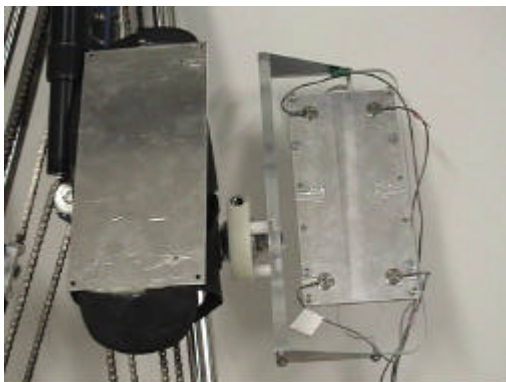


写真.3.3.10 ロードセルを設置した写真

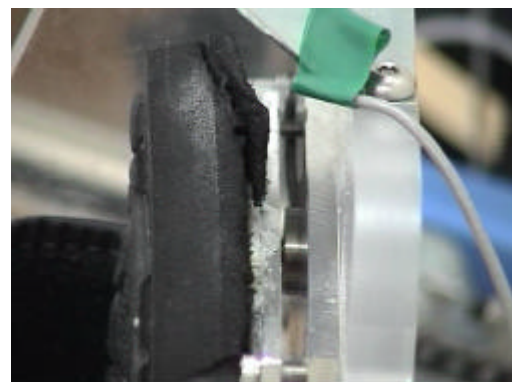


写真.3.3.11 ロードセルを挟んだ写真

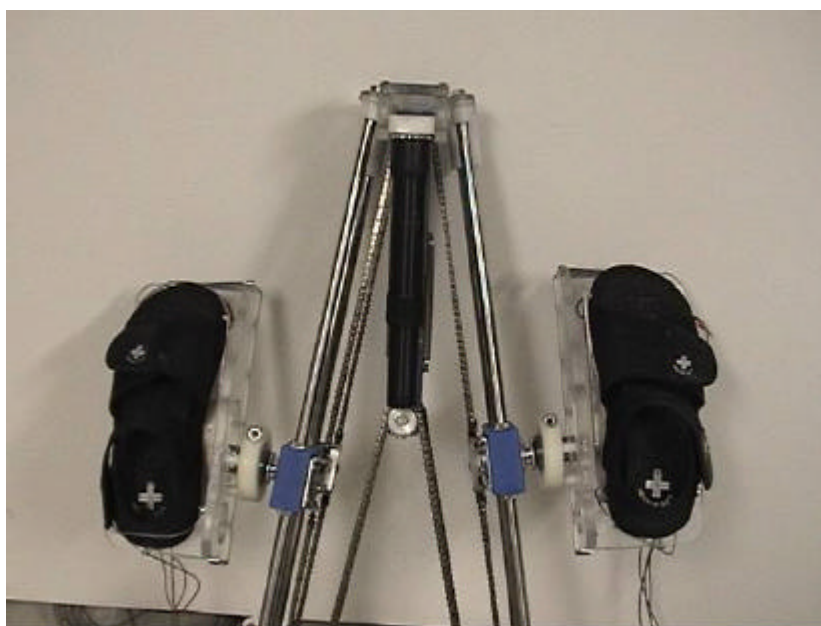


写真.3.3.12 サンダルを装置に取り付けた写真

(3) 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.3.3.8）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.3.3.9）を使いパソコンにリアルタイムに画像として表した。

(4) 関節角度計（Penny&Giles 社製）による関節屈折角度の測定

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の方法で測定した。写真.3.3.4 に示す関節角度計（Penny&Giles 社製ゴニオメータ）を写真.3.3.7 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かめた。

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がないか。

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.3.3.5、写真.3.3.6 に示す。

また、被験者に装着した写真を写真.3.3.13 に示す。



写真.3.3.13 関節計ゴニオメータを装着した写真

(5) 筋電図及び抹消血流量の測定

筋電図についてベッドの背もたれ角度を45度にしてNORAXON社製の装置MYOSYSTEM 1200を用いて、腹直筋、大腿直筋、大腿二頭筋、前頸骨筋、及び腓腹筋を測定した。

同じく背もたれ角度を45度に設定してアドバンス社製レーザー血流計(ALF21)を用いて局所血流量を測定した。これは抹消血流量の変化を定量的にしかも連続的に測定できる。なお、レーザー血流計のセンサーは左下腿外側中央部に置いた。測定間隔は、運動前5分間、運動中7分間、運動終了後5分間であり、経時的に測定した。

また、松下電工社製デジタル血圧計(EW282)を用いて血圧測定を行った。これは手首に装着して運動前安静時に3回、運動中に4回測定した。

(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。

(二) 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。

3.4 実験結果および考察

3.4.1 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 1.8kg/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 22kg となる。

患者に 22kg 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 3.4.1、図.3.4.2）。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やすさについては、 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 25mm 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 300N 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 32mm 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。

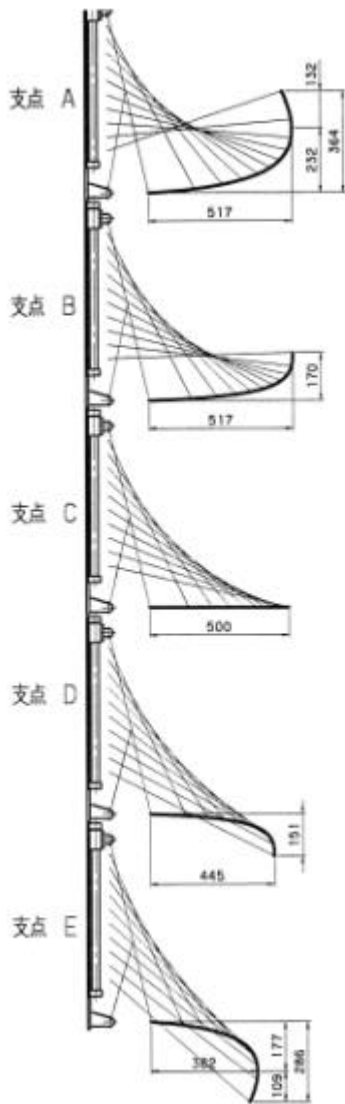


図.3.4.1 リンク動作図

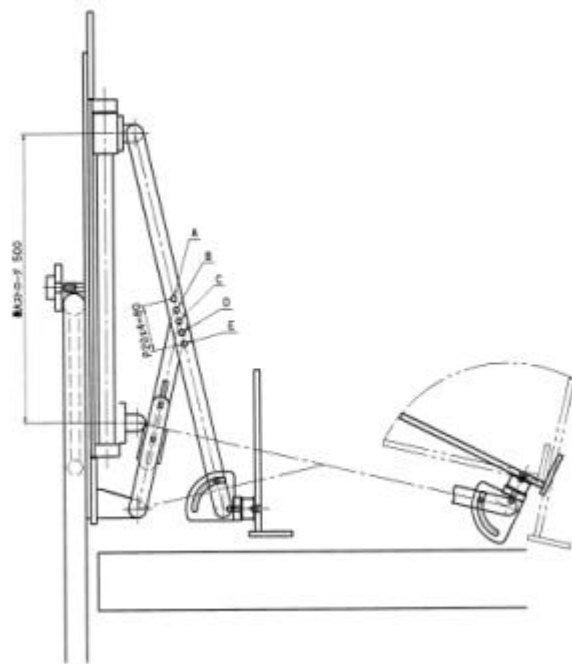


図.3.4.2 油圧式足踏み運動装置動作図

3.4.2 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.3.4.3、図.3.4.4 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。

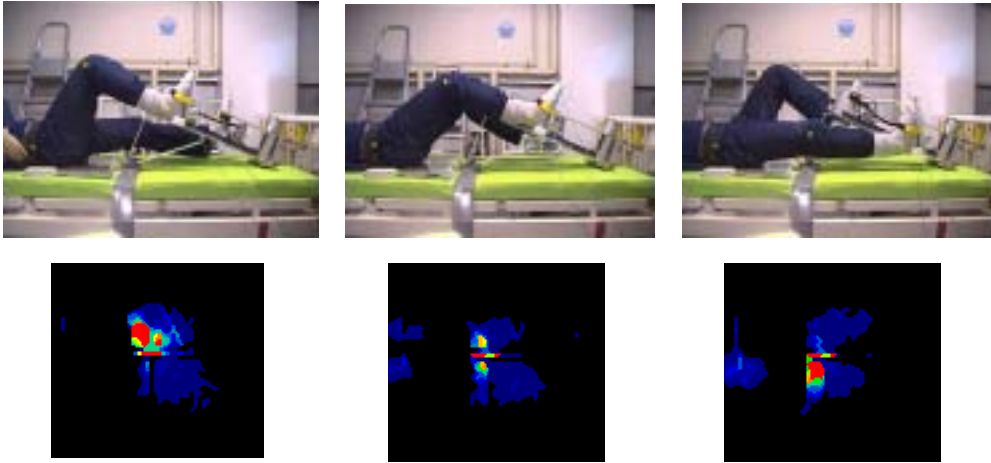
図.3.4.5、図.3.4.6 に示す足踏み運動時の足の動きに関する軌跡では男女共に上半身傾斜角度が 0 度、25 度の場合では足を踏み込んだときにほぼ足が伸びきっているのに対して、上半身傾斜角度が 45 度の場合では足を踏み込んだ状態であっても足は伸びきっていない。筋肉、関節の衰えを予防する運動では、足が屈折した状態から完全に伸びきることは関節に逆に負担を与えることになり、関節が伸びきったままの状態になる可能性もある。上半身傾斜角度が 45 度の場合が、座圧分布から腰に広い範囲で負担をかけているが関節の運動では上記の 3 通りの角度の中で最も適している。上半身傾斜角度が 0 度、25 度の場合、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

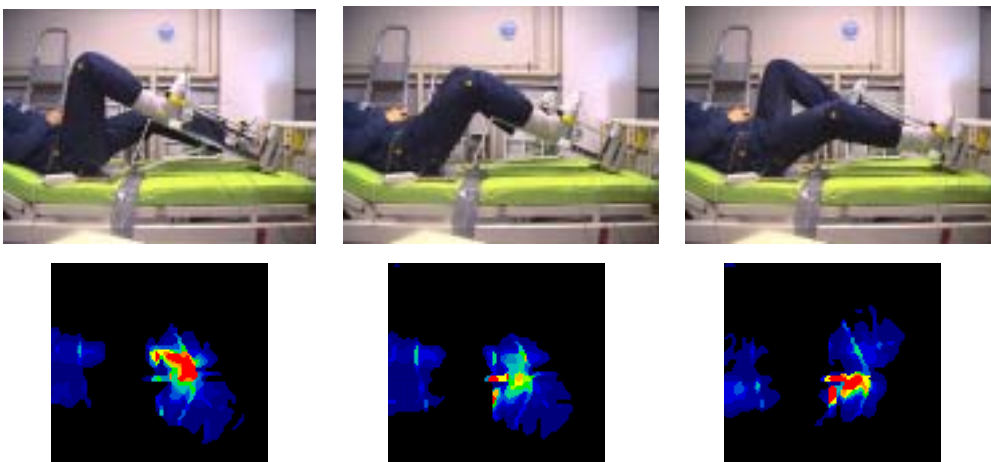
関節角度計を足関節・膝関節・股関節に取り付け、上半身傾斜角度が0度・25度・45度の3通りの計測を、実験対象者である学生2名について行ったがその結果、図.3.4.7、図.3.4.8のように上半身傾斜角度が0度のときに最も関節の動きが大きく現れていることが分かる。上半身傾斜角度が25度、45度ではあまり変化は見られない。

このことから、上半身傾斜角度が0度であるときに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度であるときに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.3.4.3、3.4.4)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、足にも腰にも大きな負担がかかる。

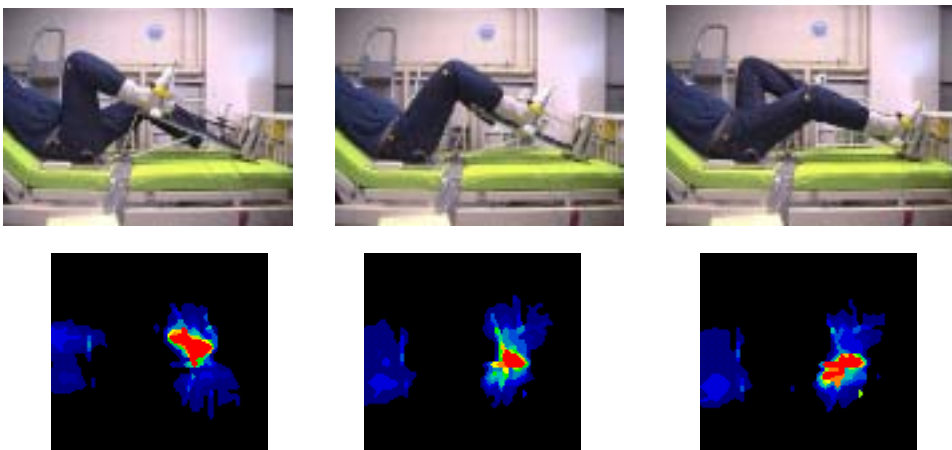
以上のことから、足に負担をかけないのは上半身傾斜角度0度の場合であると言える。



学生（男子）背もたれ0度の足踏み運動時の座圧分布

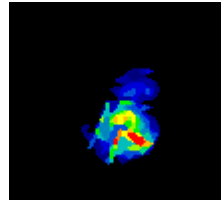
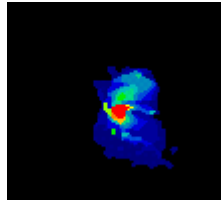
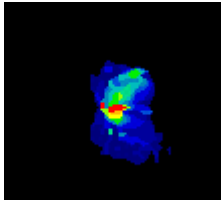


学生（男子）背もたれ25度の足踏み運動時の座圧分布

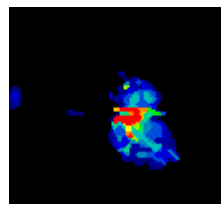
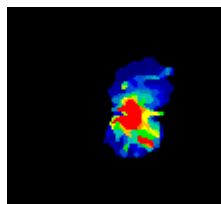
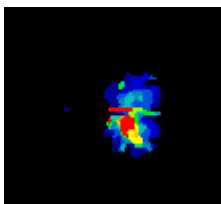


学生（男子）背もたれ45度の足踏み運動時の座圧分布

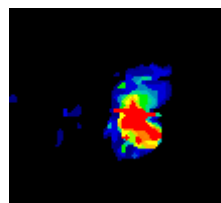
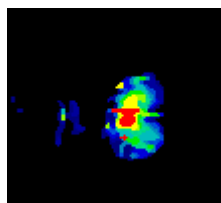
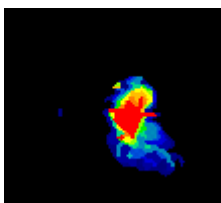
図.3.4.3 学生（男子）のタイミングベルト式足踏み運動の座圧分布



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

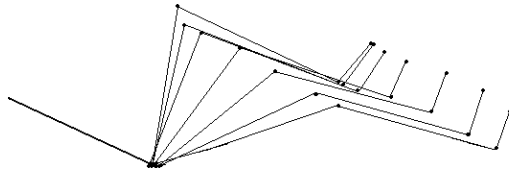


学生（女子）背もたれ 45 度の足踏み運動時の座圧分布

図.3.4.4 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

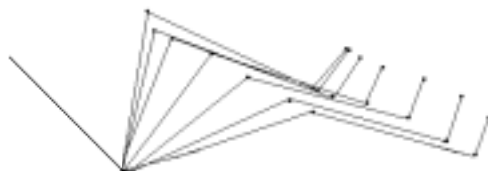
Fig.3.4.5 学生(男子) タイミングベルト式足踏み運動の軌跡



学生(女子)背もたれ0度の軌跡

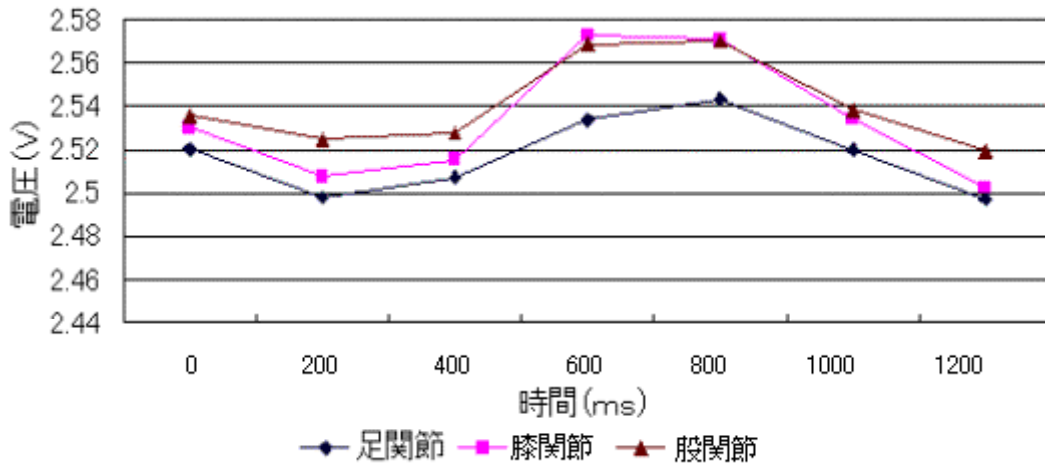


学生(女子)背もたれ25度の軌跡

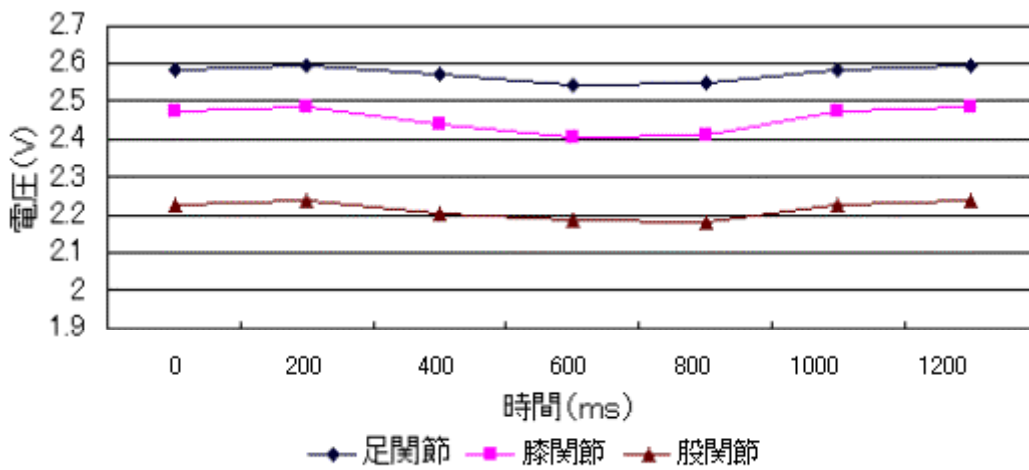


学生(女子)背もたれ45度の軌跡

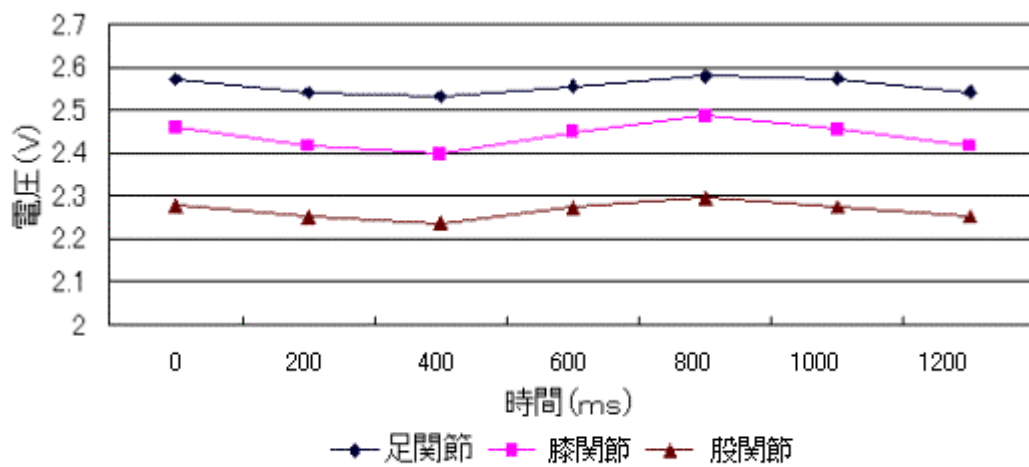
図.3.4.6 学生(女子) タイミングベルト式足踏み運動の軌跡



学生（男子）上半身傾斜角度 0 度の関節の動き

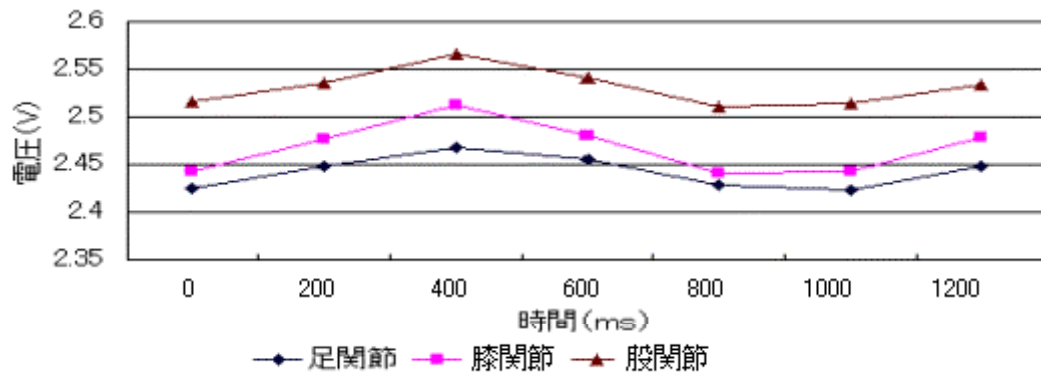


学生（男子）上半身傾斜角度 25 度の関節の動き

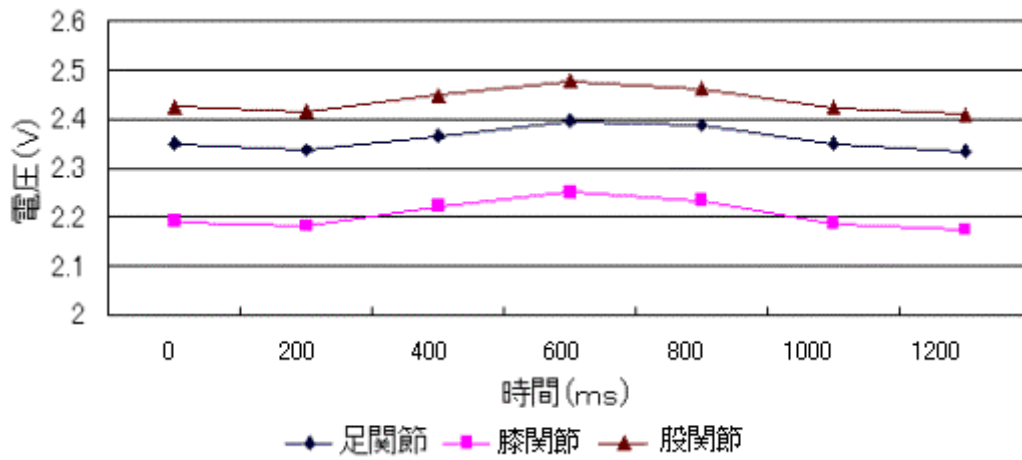


学生（男子）上半身傾斜角度 45 度の関節の動き

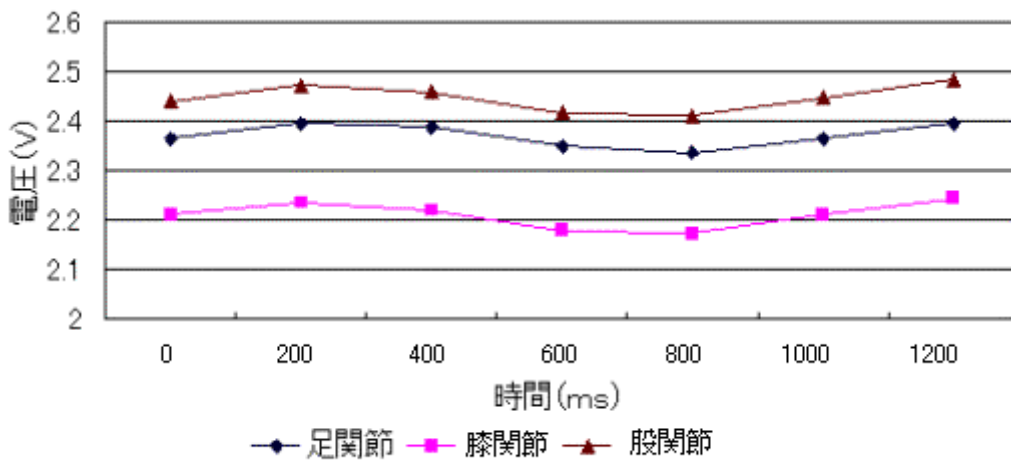
図.3.4.7 学生（男子）タイミングベルト式足踏み運動の動き



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

図.3.4.8 学生（女子）タイミングベルト式足踏み運動の関節の動き

3.4.3 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ハ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.3.4.9~3.4.12 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.3.4.13~3.4.16 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 度のときに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.3.4.17～図.3.4.20に、座圧荷重と足底部荷重の時間的変化を図.3.4.21～図.3.4.28に、右左足底部荷重の時間的変化を図.3.4.29～図.3.4.32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変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と推測される。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) 筋電図、下肢局所血流量及び血圧・脈拍数に関する考察

() 筋電図による分析

測定結果から筋電図の活動電位を観察すると、大腿直筋と大腿二頭筋の活動電位が下肢伸展相に同期して出現している。これは足踏み運動装置の踏み込みペダルに足底部が接地した状態で運動が行われているためと考えられる。大腿二頭筋は膝屈曲に作用するが、上記のような運動下では膝伸展にも作用する。この筋作用は閉鎖運動連鎖(closed kinetic chain)といい、特に下肢の運動に際して足底部を固定することで下肢筋の反作用を生じる。このような筋作用は、歩行運動や椅子からの立ち上がりといった基本動作に必要な運動様式であり、この機器を用いることによって、効率の良い下肢筋活動が得られることが確認できた。

大腿直筋は屈曲相にも活動しているが、この運動装置の特性として、片方の足を伸展した時に他方の下肢が屈曲する機構となっているための筋活動と考えられる。大腿直筋の活動電位が屈曲相に同期して発生するという状態は自発的に下肢を屈曲した状態を示しており、この運動は被験者の自動的な運動であると考えられる。しかし、膝屈曲が主な作用である大腿二頭筋は筋電図では屈曲相でその活動電位は出現していない。このことは、膝屈曲が股関節の屈曲に伴う作用によって他動的に行われていると推測できた。このことから、半座位での股関節屈曲筋活動は、歩行時に下肢を前方に振り上げる運動に類似しており、歩行中の股関節運動を考慮した運動を行ってい

ると推定される。

前脛骨筋が屈曲相の中間から後期にかけて強い筋活動が観察された。この成績は、前脛骨筋の作用により足関節を背屈させること、被験者が最終域で下肢(下腿、足部)を持ち上げ、下肢全体を強く屈曲させようとするための活動と考えられる。

腓腹筋は伸展相全域にわたって持続的に活動し、伸展最終域から屈曲初期にかけて筋活動を示している。これは、伸展相では前足部(つま先)でゆっくりと装置をけっており、その時に足部が背屈してしまわないように中間位を保持するために持続的に活動していると考えられる。

下肢の伸展最終域から屈曲初期にかけての強い活動電位の出現は、最終域でペダルを踏み込んだ状態である。この時期に腓腹筋が活動している理由の一つには、2関節筋である腓腹筋が膝屈曲の補助的作用をなしていると推測される。

この装置の足踏み運動において、前脛骨筋と腓腹筋の活動電位が頻繁に出現していたのは、股関節や膝関節などの可動関節による運動が足関節筋へ波及効果を及ぼしていることが考えられる。特に、安静臥床を強いられた患者に関しては足関節の拘縮が生じやすいので、積極的な足関節筋による自動的な背屈・底屈運動が足関節の拘縮を防止する上で特に重要であると考えられる。

腹直筋はわずかな筋活動しか認められなかったが、その活動は持続的であった。これは、本装置の構造上常に下肢を挙上していなければならないのでその姿勢を保持するための活動と考えられる。この活動は下肢の運動を補償するためのものであり、腹直筋の活動は特に重要である。腹直筋の廃用は呼吸能力を低下させ、全身の持久力低下を生じる。通常、腹直筋自体の筋力増強運動は過剰な努力を引き起こすので安静臥床状態では、腹直筋の筋力増強運動は不可能となる。この実験で観察された腹直筋の活動は、下肢の運動に伴う腹直筋の活動であり、過剰な努力を必要とせず、持久力低下を示す患者に対しては適切な負荷であることが考えられる。足踏み運動は、主に大腿の屈筋群、伸筋群の両方で行われており、下腿の筋は運動の補助として活動している。また、腹直筋は下肢挙上位を保持するための固定筋としての作用を行っていると考えられる。

() 局所血流量による分析

表3に示すように、運動前5分間の平均血流量は 31.15 ± 3.4 ml/min、運動中7分間の平均血流量は 43.32 ± 3.52 ml/min、運動後5分間の平均血流量は 32.86 ± 3.32 ml/minであった。図3.4.33は運動前・中・運動終了後の局所血流量の変化であり運動開始直後に局所血流量が顕著に増加していることがわかる。

() 血圧・心拍数による分析

運動前安静開始から2分後の60秒間・運動開始から3分後の60秒間・運動終了後2分経過後の60秒間の局所血流量を測定し、測定時期を効果とした一元配置分散分析ANOVAを行った(図3.4.34参照)。その結果、運動前 31.31 ± 3.69 ml/minと運

動中 44.99 ± 3.65 ml/min を比較検定したところ有意に血流量が増加した $p < .0001$ 。従って、運動前安静臥床時と比較して運動終了後安静臥床時の血流量が増加していることから運動後にもその効果が持続していると推察できる。

また、運動前後の血圧と心拍数の変化を観察した。血圧には運動前後で有意な変化はなかったが、心拍数は運動前安静時の 70beats/min が運動時には、92beats/min に増加した（図 3.4.35 参照）。

以上のことから、本装置を使用した足踏み運動では、下肢を構成する主な筋肉の活動が観察され、各関節の拘縮予防に有用と推察でき、廃用症候群の予防の一助となると考えられる。また、腹直筋の活動が少ないことは、開腹術後に足踏み運動を行った場合にも、手術創部に過度の負担をかけないことが推察される。

局所の血流量の変化については、運動時にその流量が顕著に増加している。また、運動前安静臥床時と比較して運動終了後安静臥床時の血流量の増加が継続していることから運動後にもその効果が持続していることが明らかになった。従って、下肢の運動による局所血流量の増加は末梢の血行動態に有益な効果があると考えられる。

(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 2）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欲しい。

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。

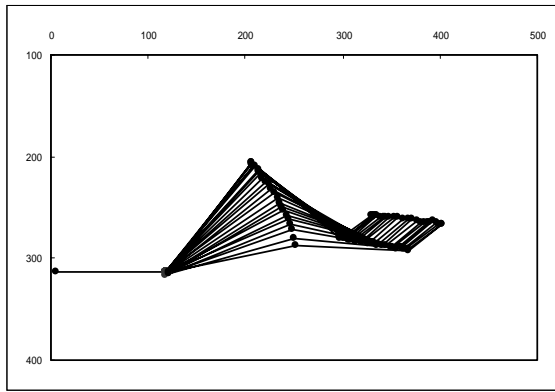
背もたれ角 30°、装置の角度 30° に上げたときが最もやりやすかった。

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。

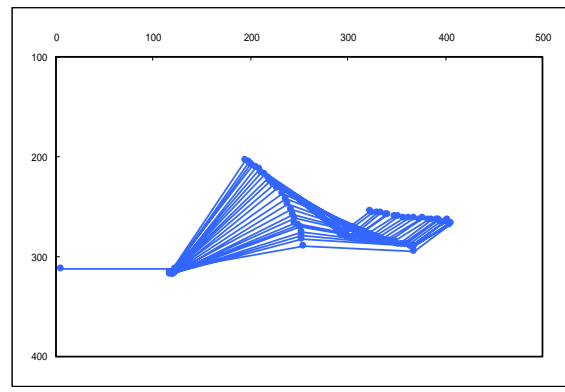
装置の設置位置が傾いているとどちらかが重くなって踏みづらい。（装置の前部が

傾くとレールが擦れるのか、重くなる。)

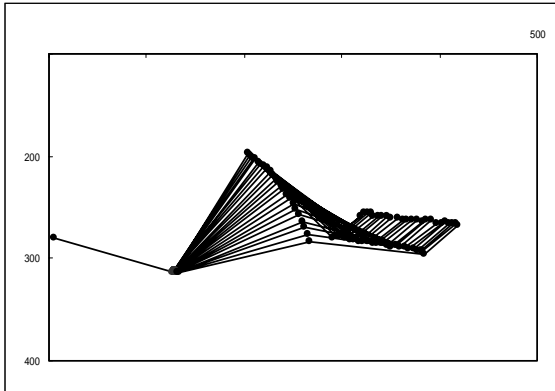
以上のことから、背もたれの角度、装置の設置角度ともに 5 度から 30 度の範囲であれば問題なく足踏み運動ができるし、し易いということがわかった。



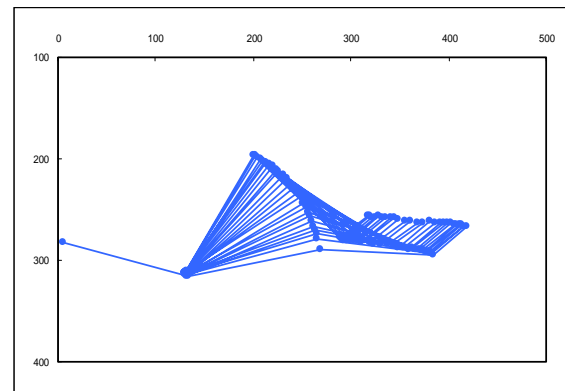
背もたれ 0 度 伸展時



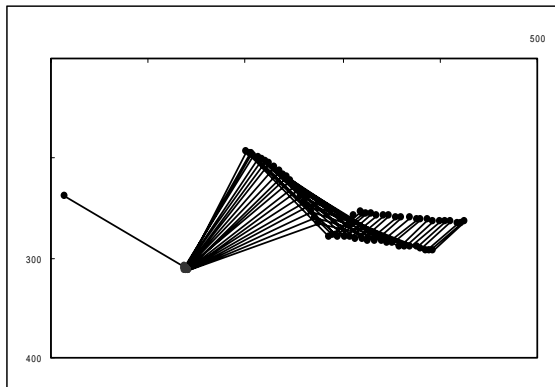
背もたれ 0 度 屈曲時



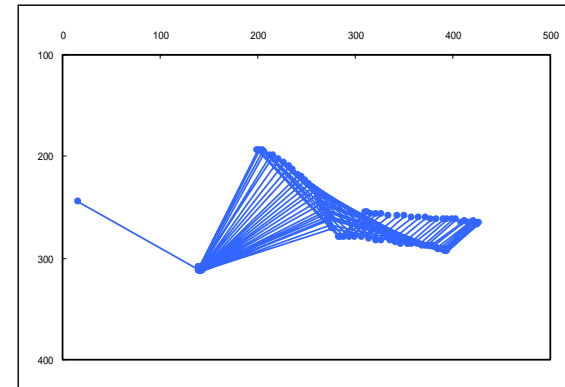
背もたれ 15 度 伸展時



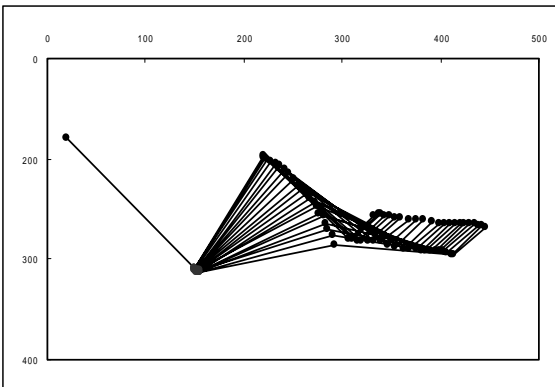
背もたれ 15 度 屈曲時



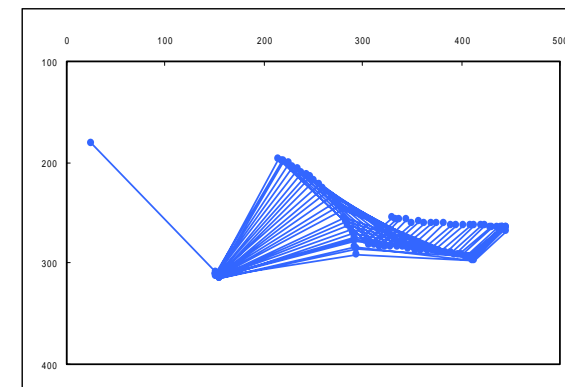
背もたれ 30 度 伸展時



背もたれ 30 度 屈曲時

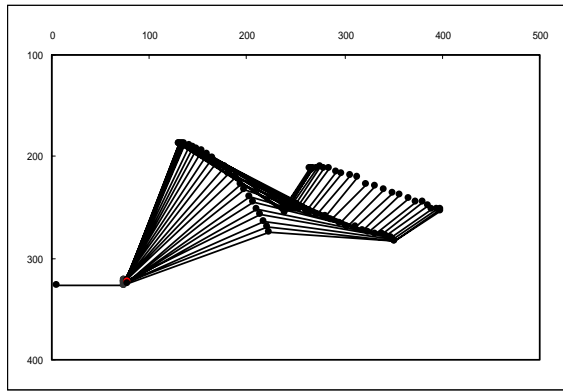


背もたれ 45 度 伸展時

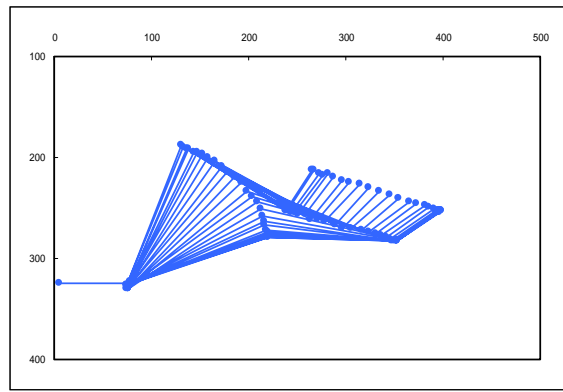


背もたれ 45 度 屈曲時

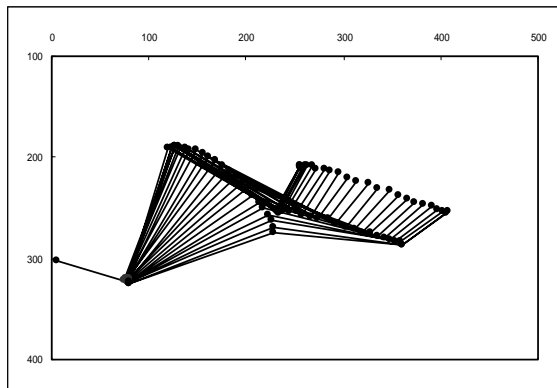
図.3.4.9 Rf 高齢者 (女性) 装置設置角度 0 度における足踏み運動軌跡図



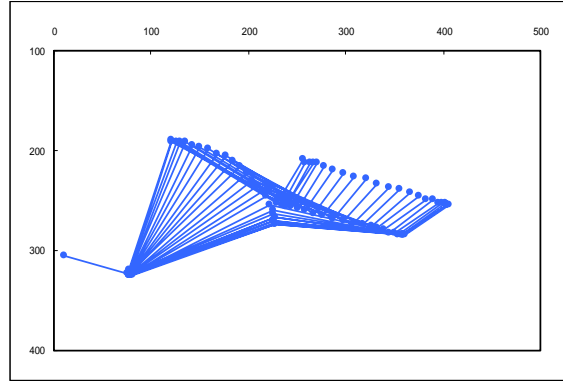
背もたれ 0 度 伸展時



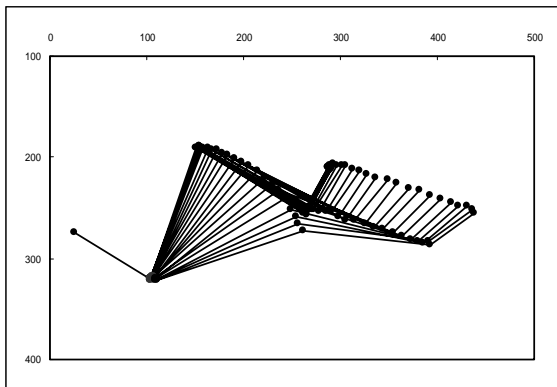
背もたれ 0 度 屈曲時



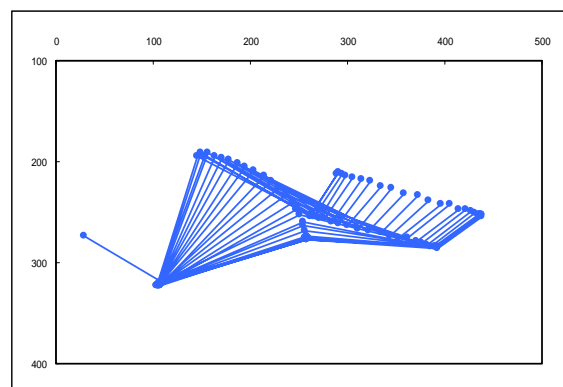
背もたれ 15 度 伸展時



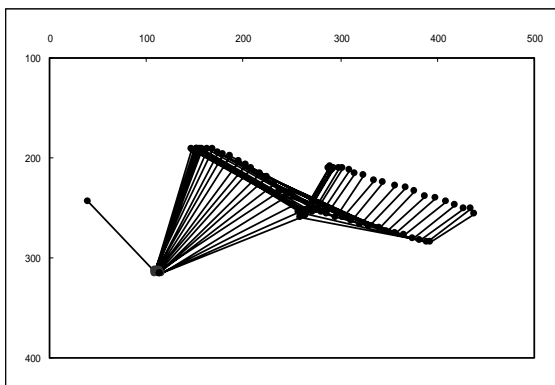
背もたれ 15 度 屈曲時



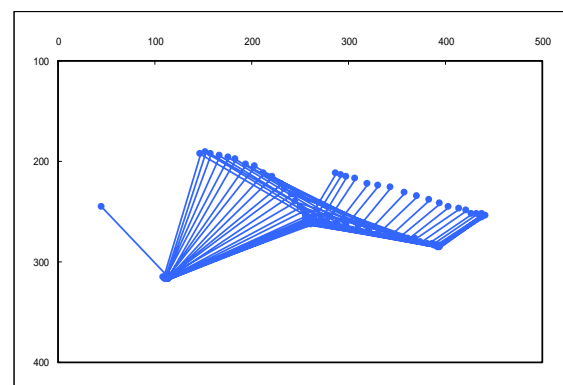
背もたれ 30 度 伸展時



背もたれ 30 度 屈曲時

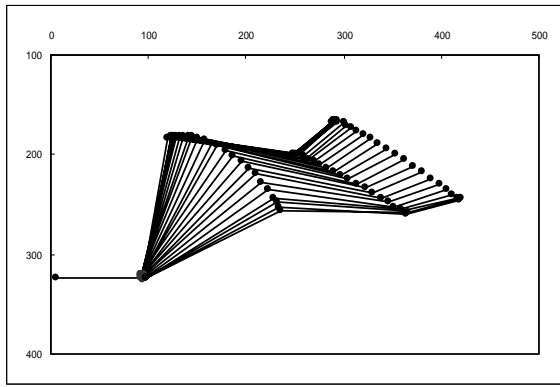


背もたれ 45 度 伸展時

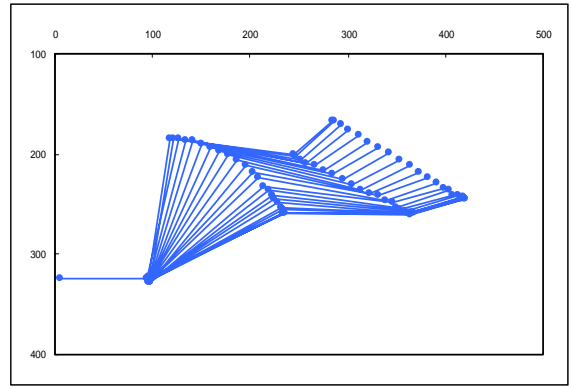


背もたれ 45 度 屈曲時

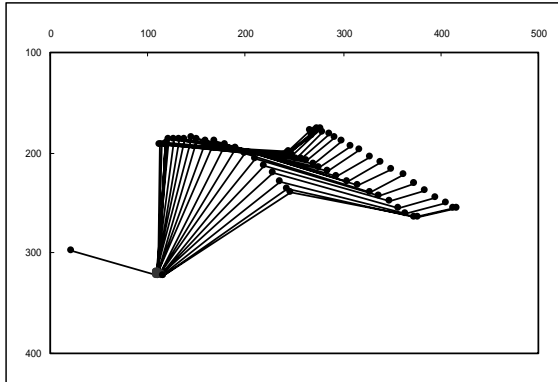
図.3.4.10 Rf 高齢者 (女性) 装置設置角度 15 度における足踏み運動軌跡図



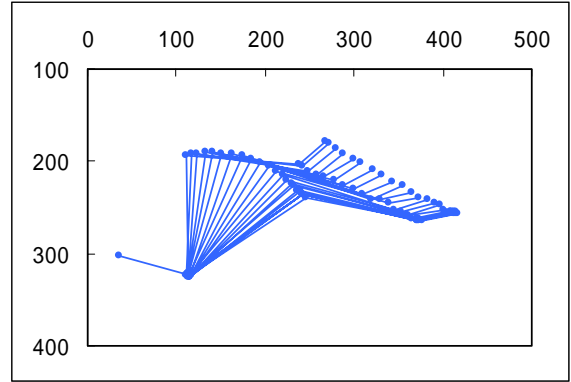
背もたれ 0 度 伸展時



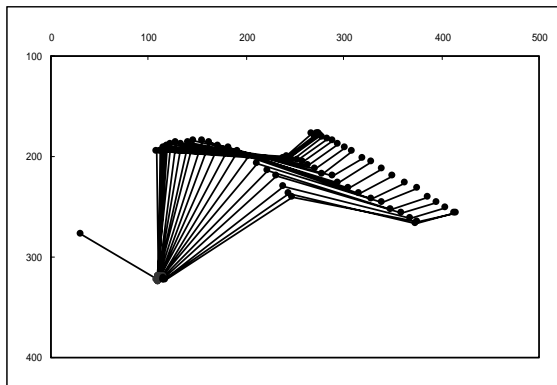
背もたれ 0 度 屈曲時



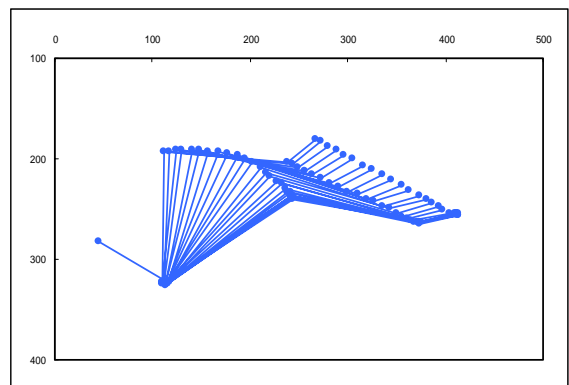
背もたれ 15 度 伸展時



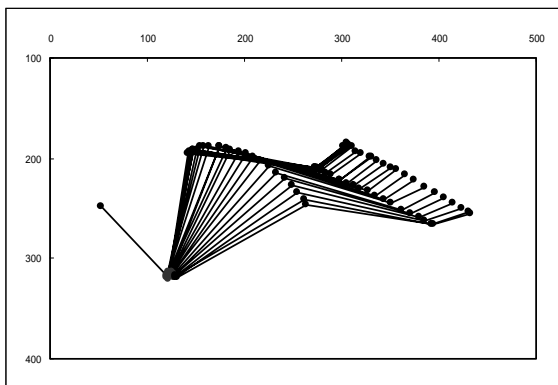
背もたれ 15 度 屈曲時



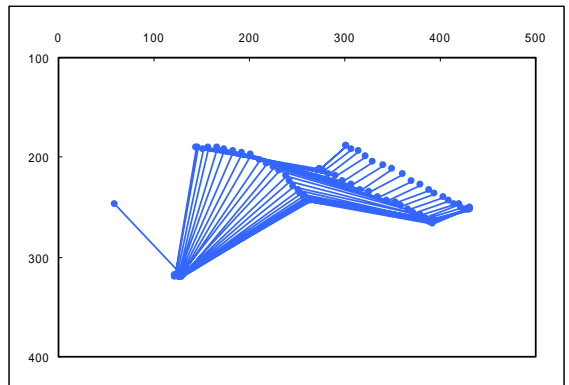
背もたれ 30 度 伸展時



背もたれ 30 度 屈曲時

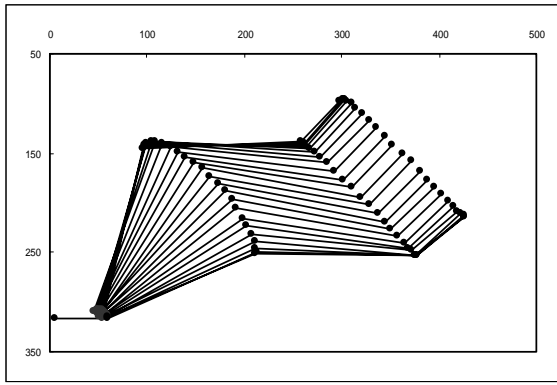


背もたれ 45 度 伸展時

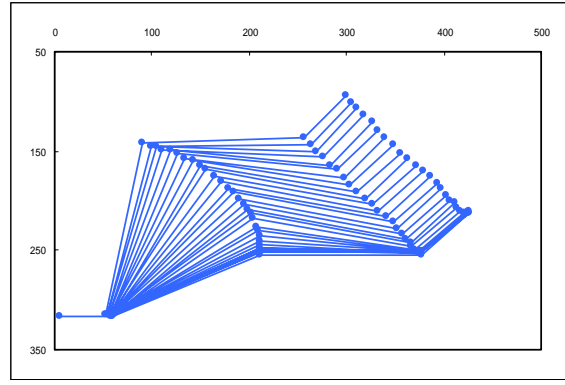


背もたれ 45 度 屈曲時

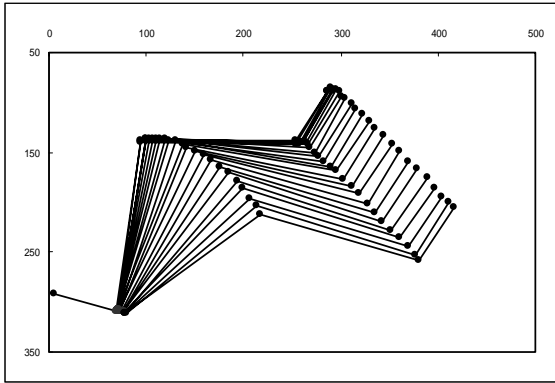
図.3.4.11 Rf 高齢者 (女性) 装置設置角度 30 度における足踏み運動軌跡図



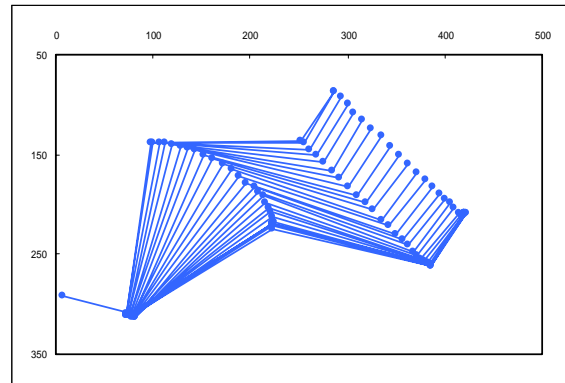
背もたれ0度伸展時



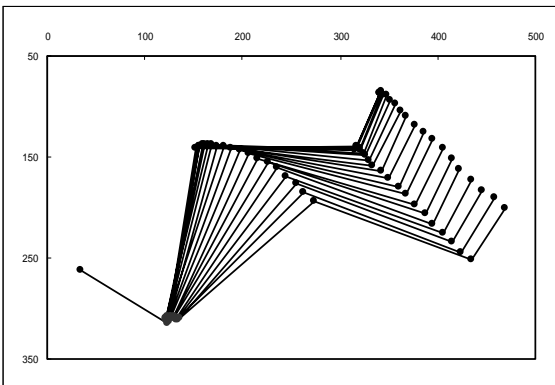
背もたれ0度屈曲時



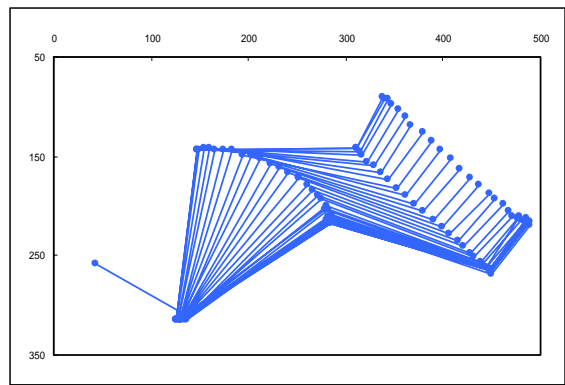
背もたれ15度伸展時



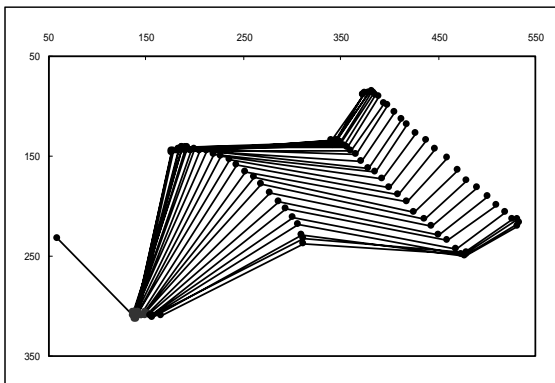
背もたれ15度屈曲時



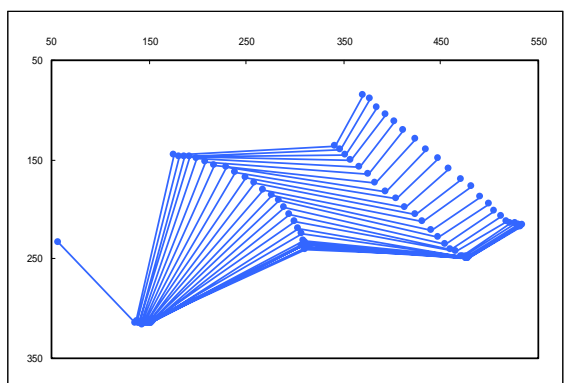
背もたれ30度伸展時



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

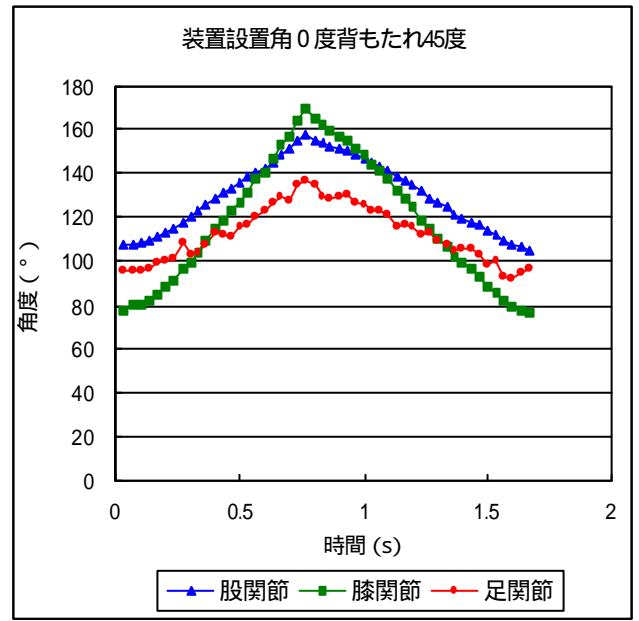
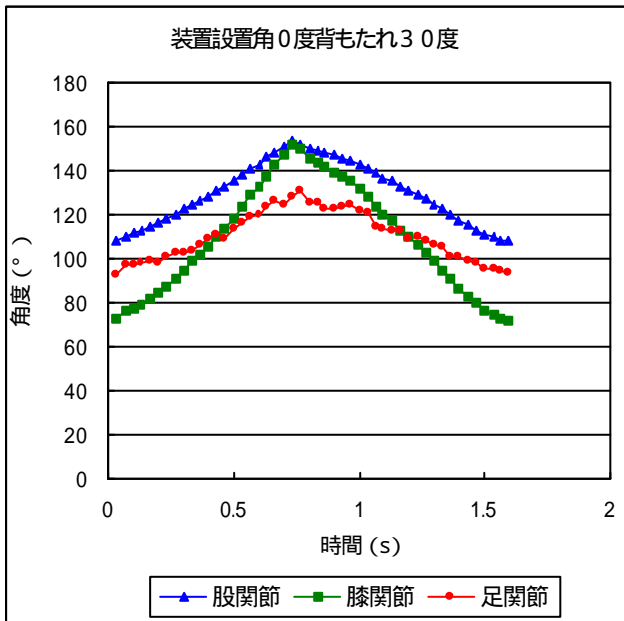
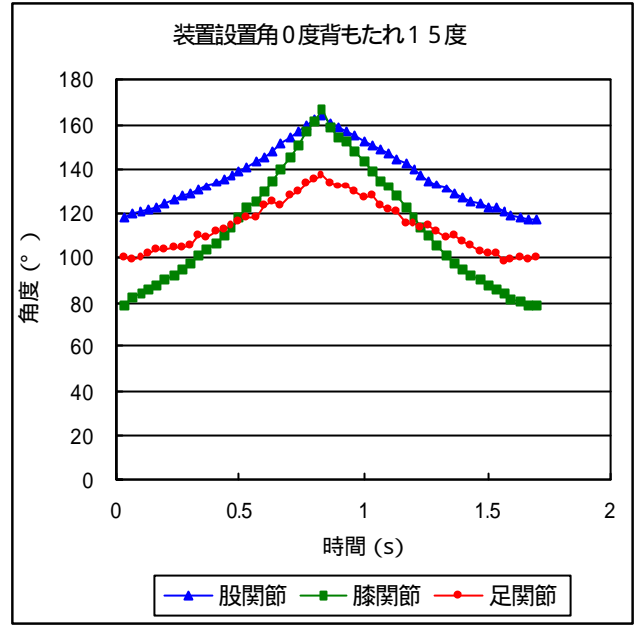
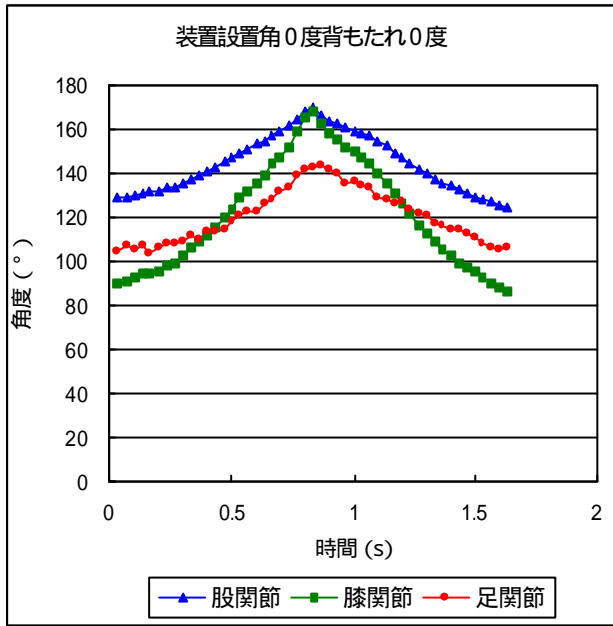


図.3.4.13 Rf 高齢者（女性）装置設置角度0度における足踏み運動時の各関節角の時間的变化

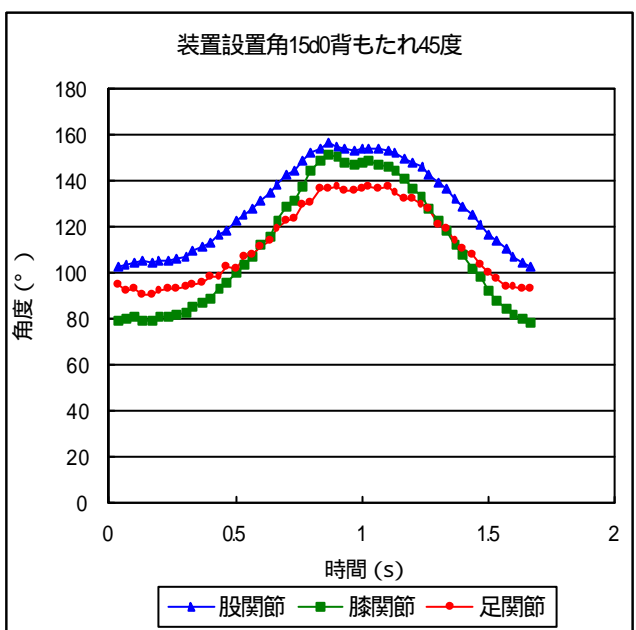
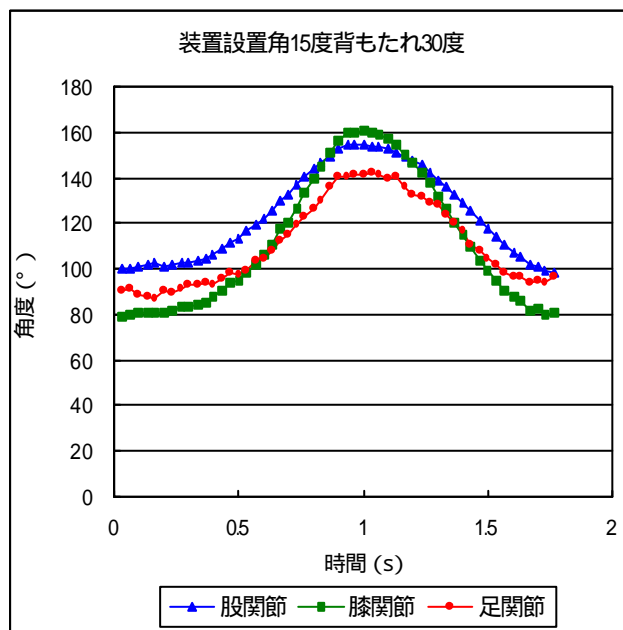
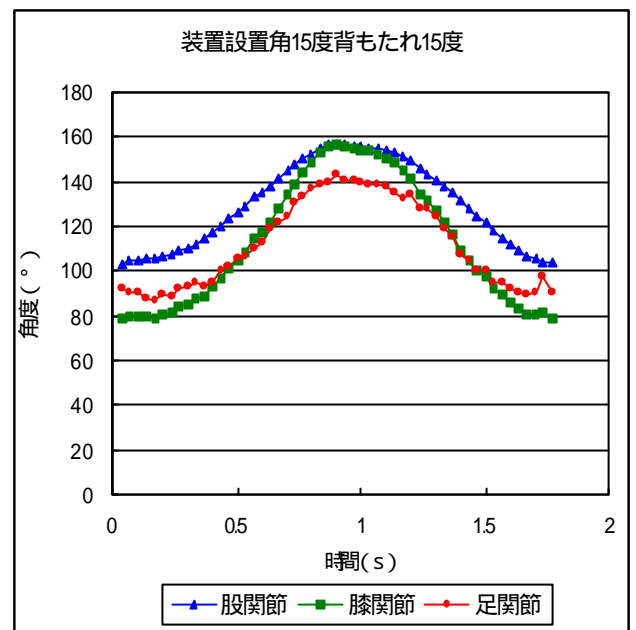
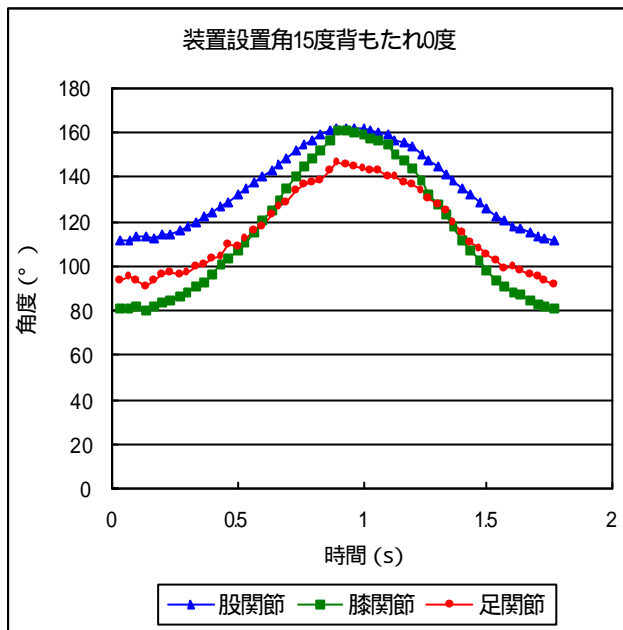


図.3.4.14 Rf 高齢者(女性)装置設置角度15度における足踏み運動時の各関節角の時間的变化

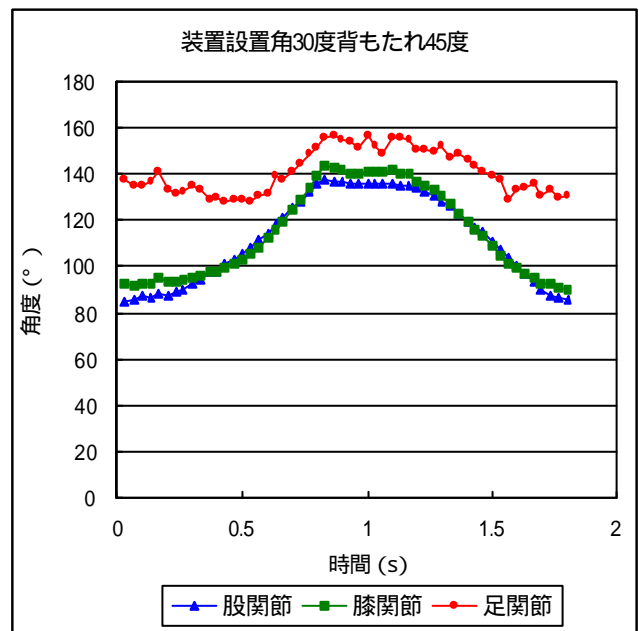
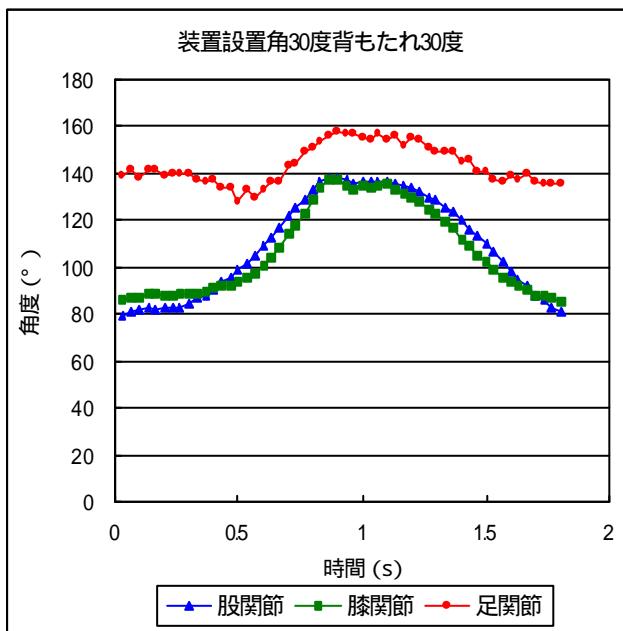
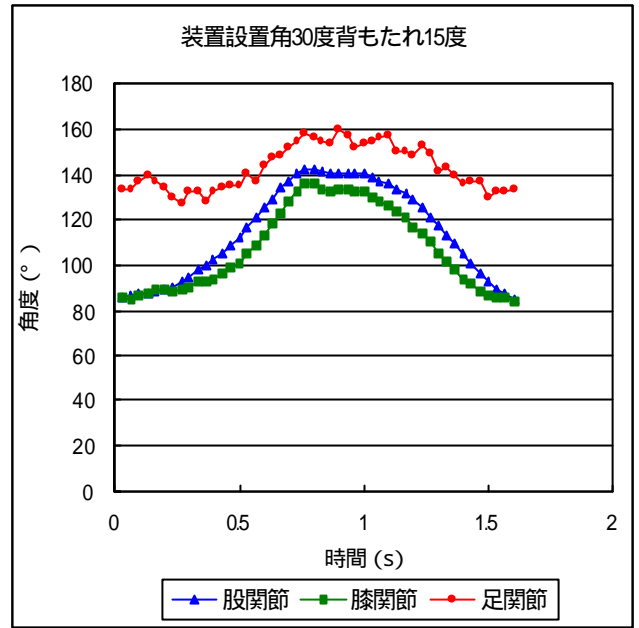
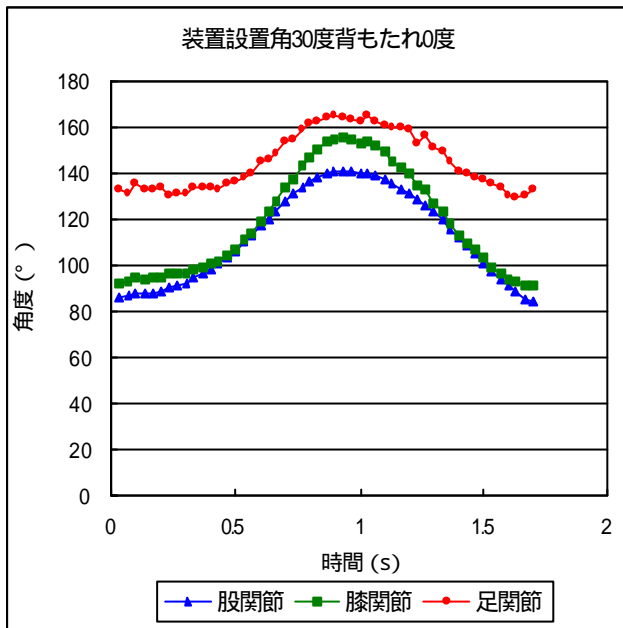


図.3.4.15 Rf 高齢者（女性）装置設置角度 30 度における足踏み運動時の各関節角の時間的变化

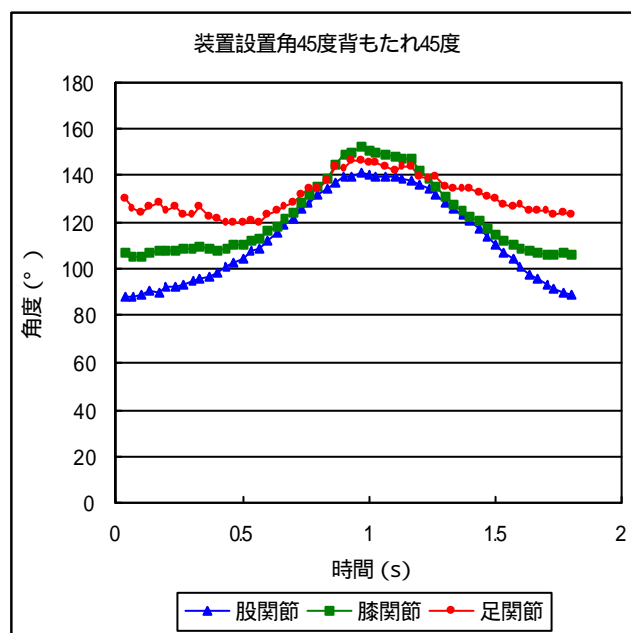
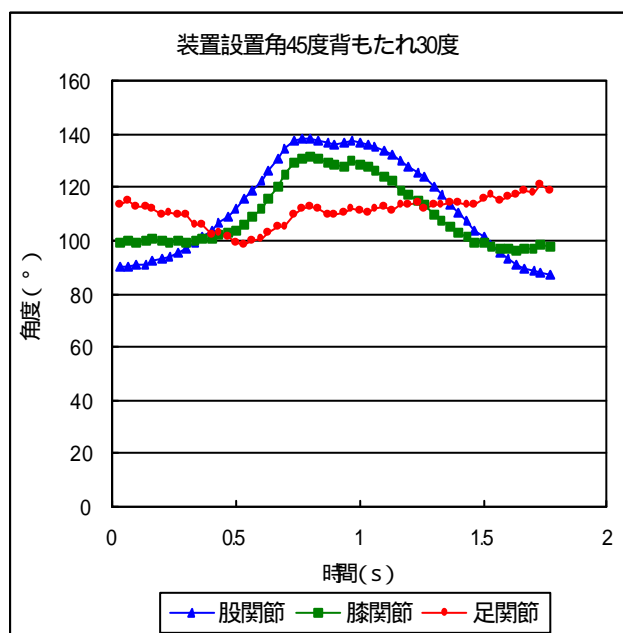
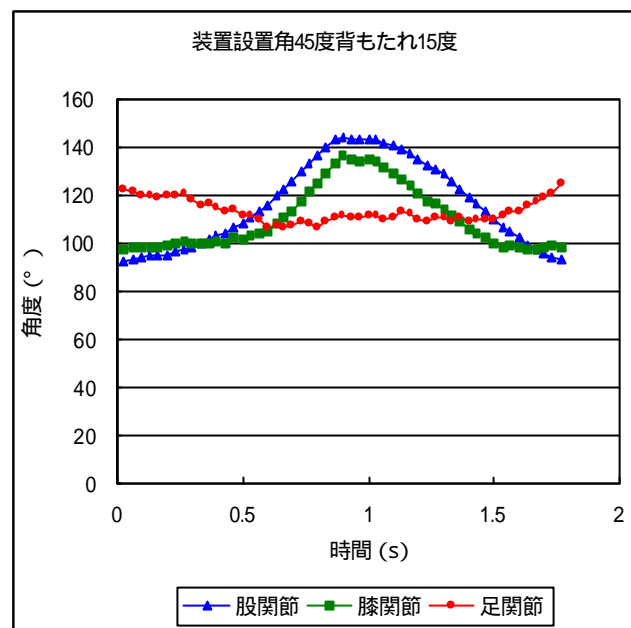
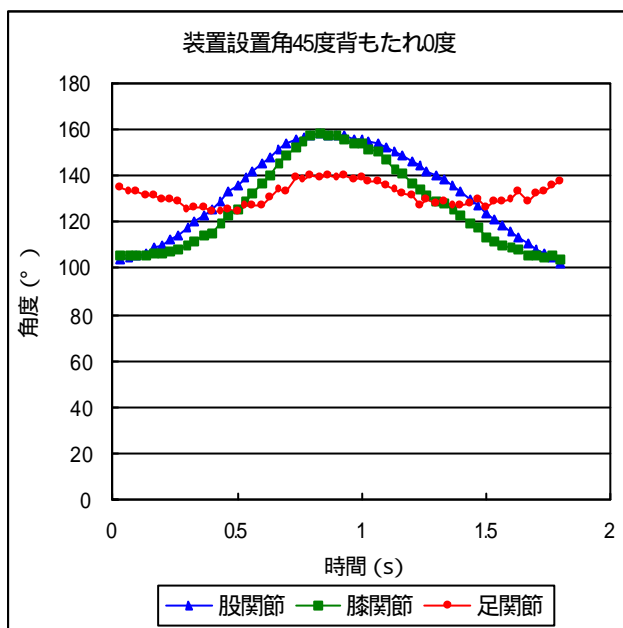
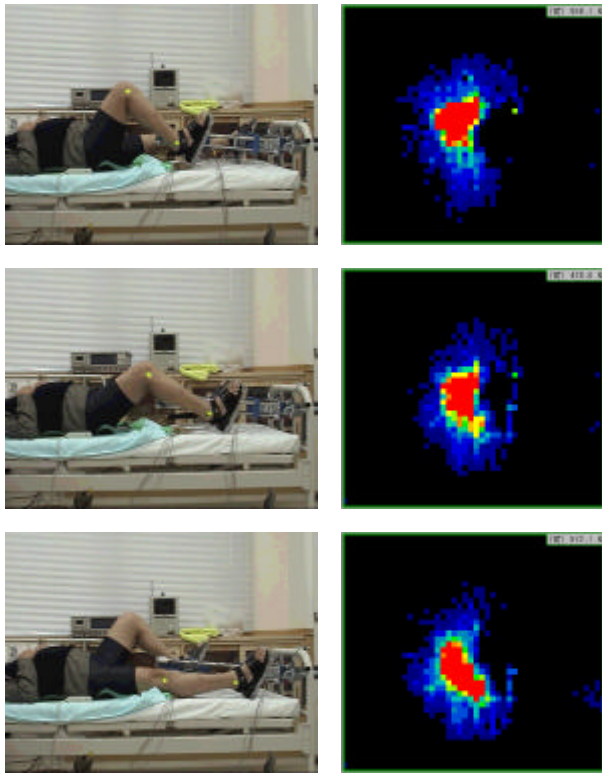
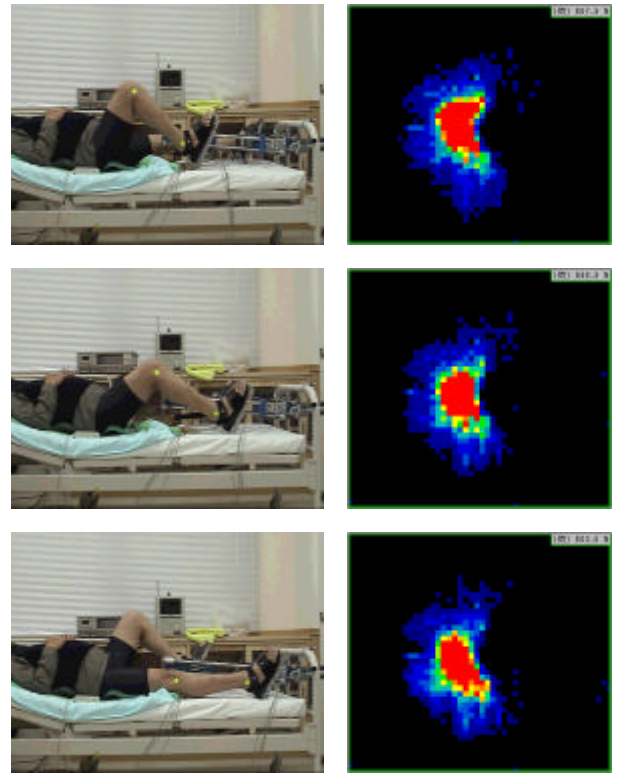


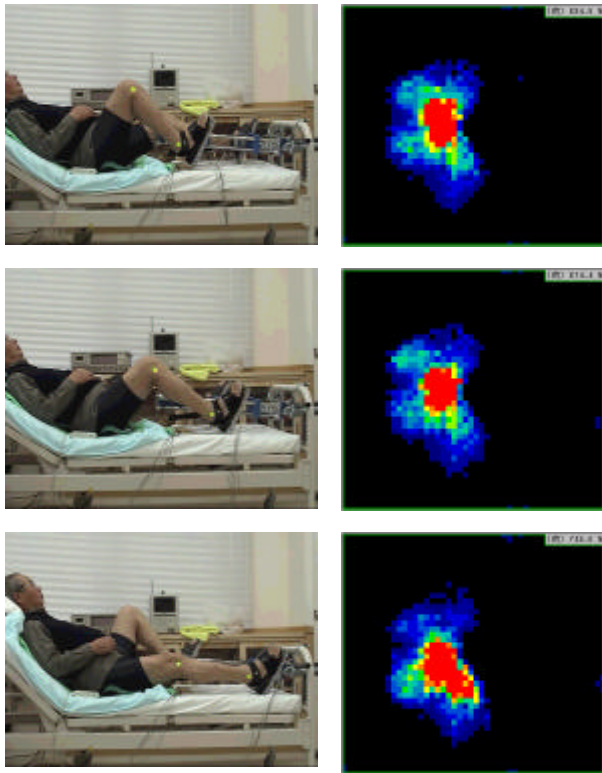
図.3.4.16 Pf 高齢者（女性）装置設置角度 45 度における足踏み運動時の各関節角の時間的变化



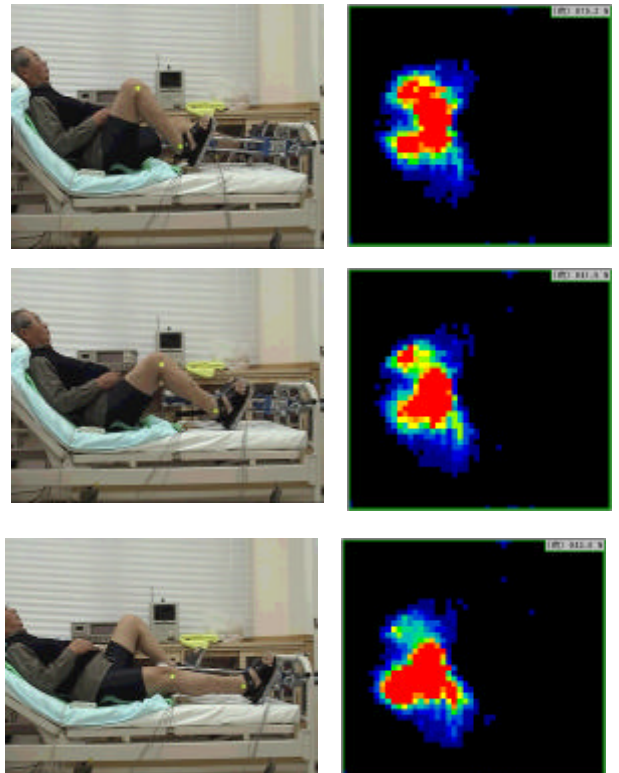
Om 背もたれ 0 度の足踏み運動時の座圧分布



Om 背もたれ 15 度の足踏み運動時の座圧分布

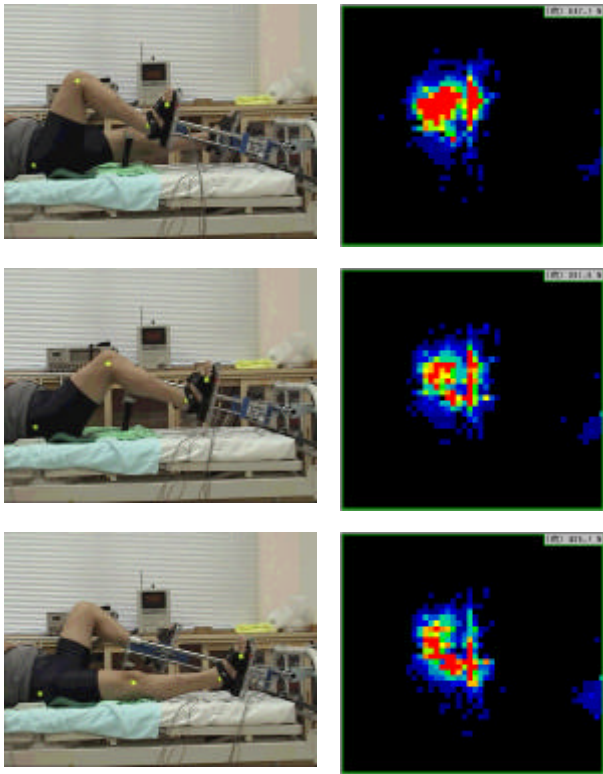


Om 背もたれ 30 度の足踏み運動時の座圧分布

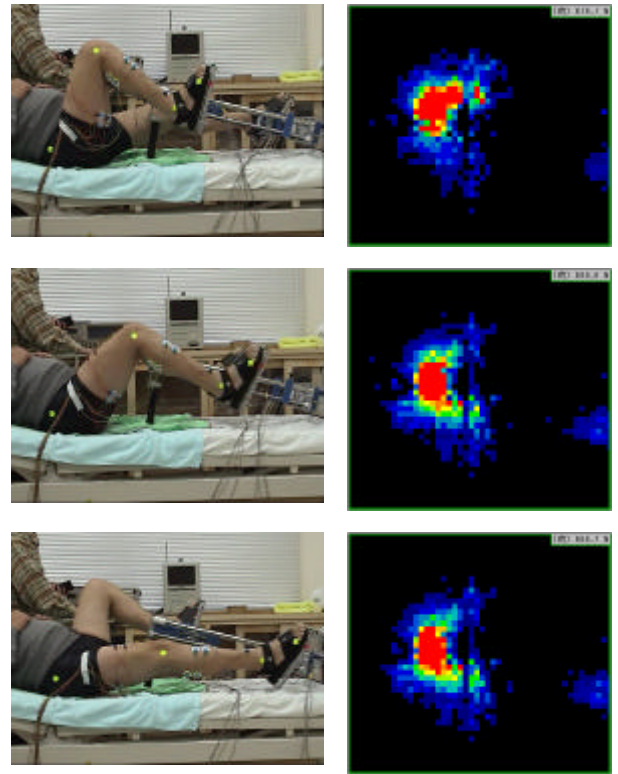


Om 背もたれ 45 度の足踏み運動時の座圧分布

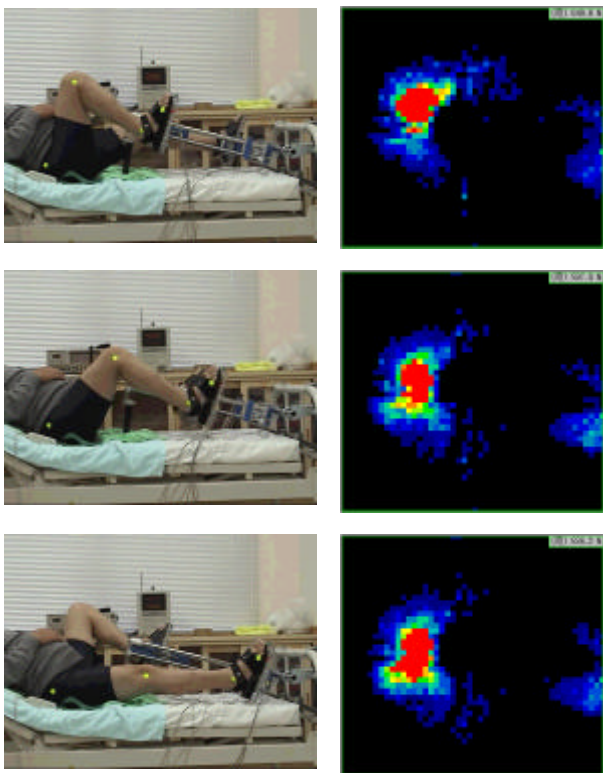
図.3.4.17 Om 高齢者(男性) 装置設置角度 0 度 足踏み運動の座圧分布



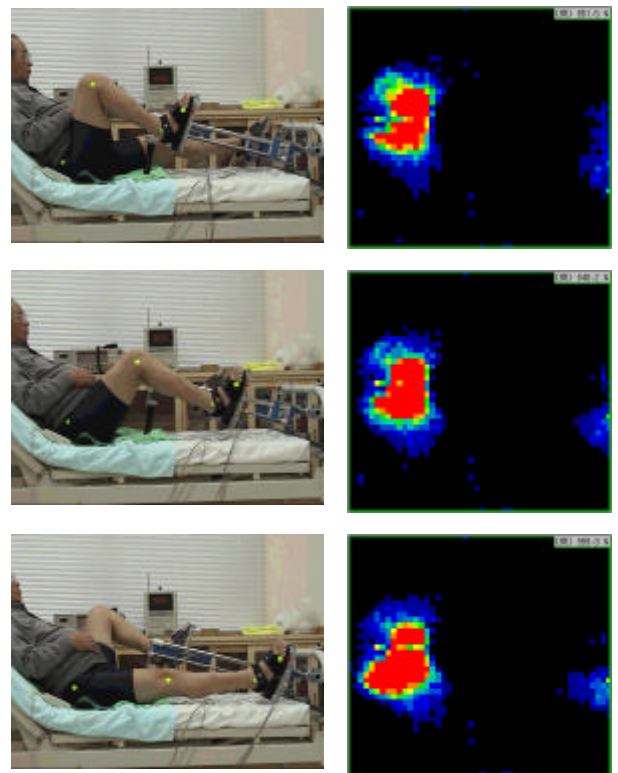
Om 背もたれ 0 度の足踏み運動時の座圧分布



Om 背もたれ 15 度の足踏み運動時の座圧分布

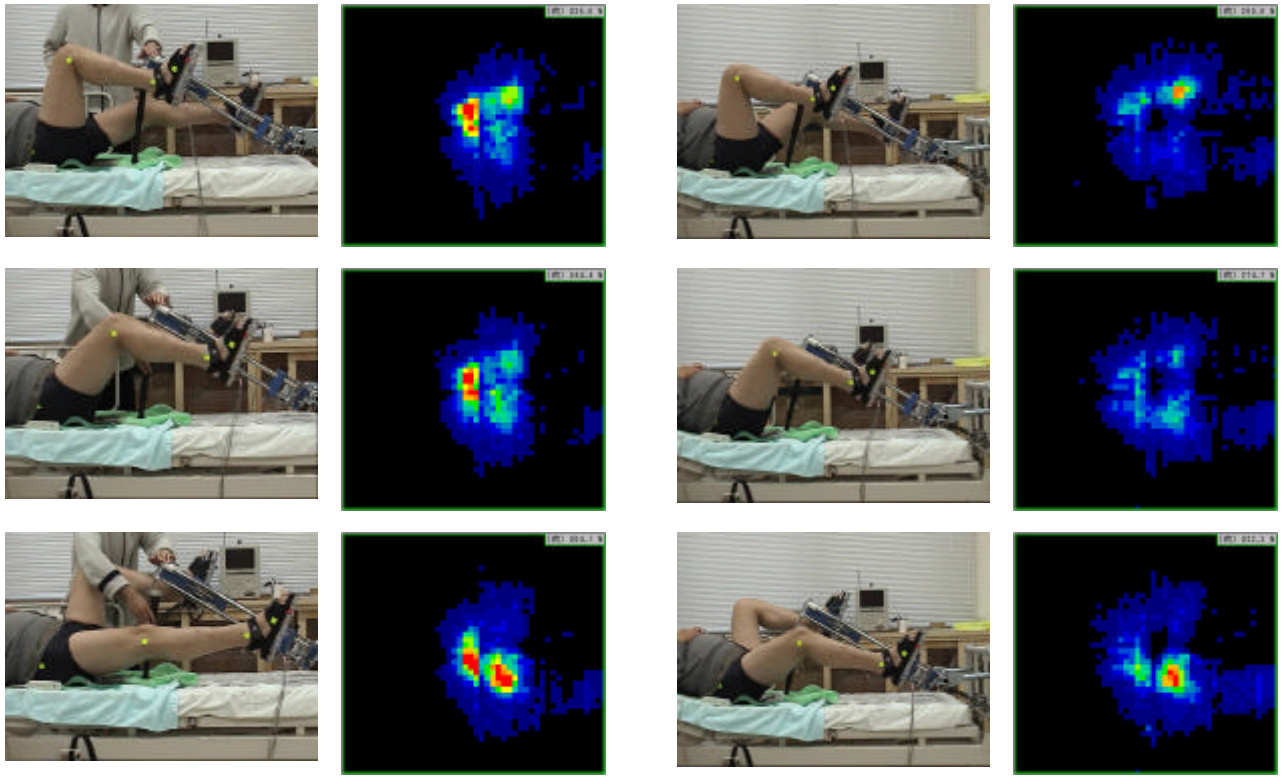


Om 背もたれ 30 度の足踏み運動時の座圧分布



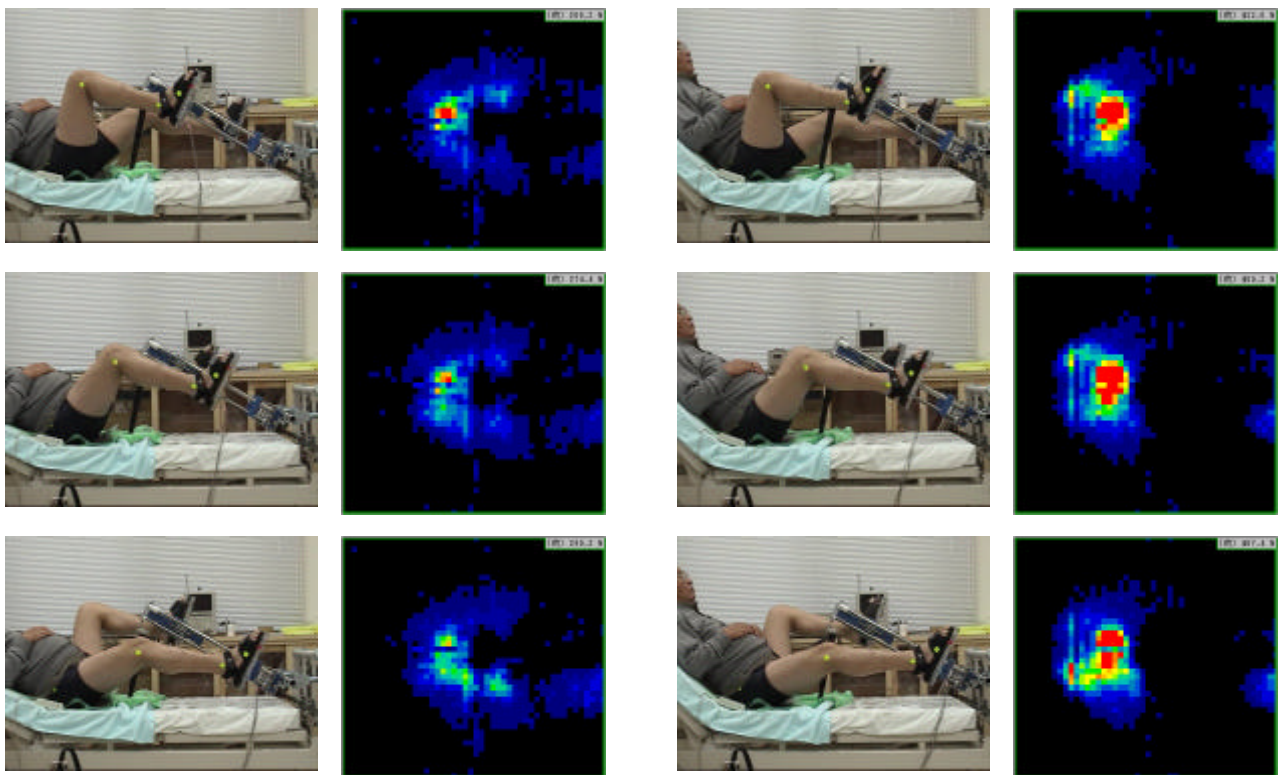
Om 背もたれ 45 度の足踏み運動時の座圧分布

図.3.4.18 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

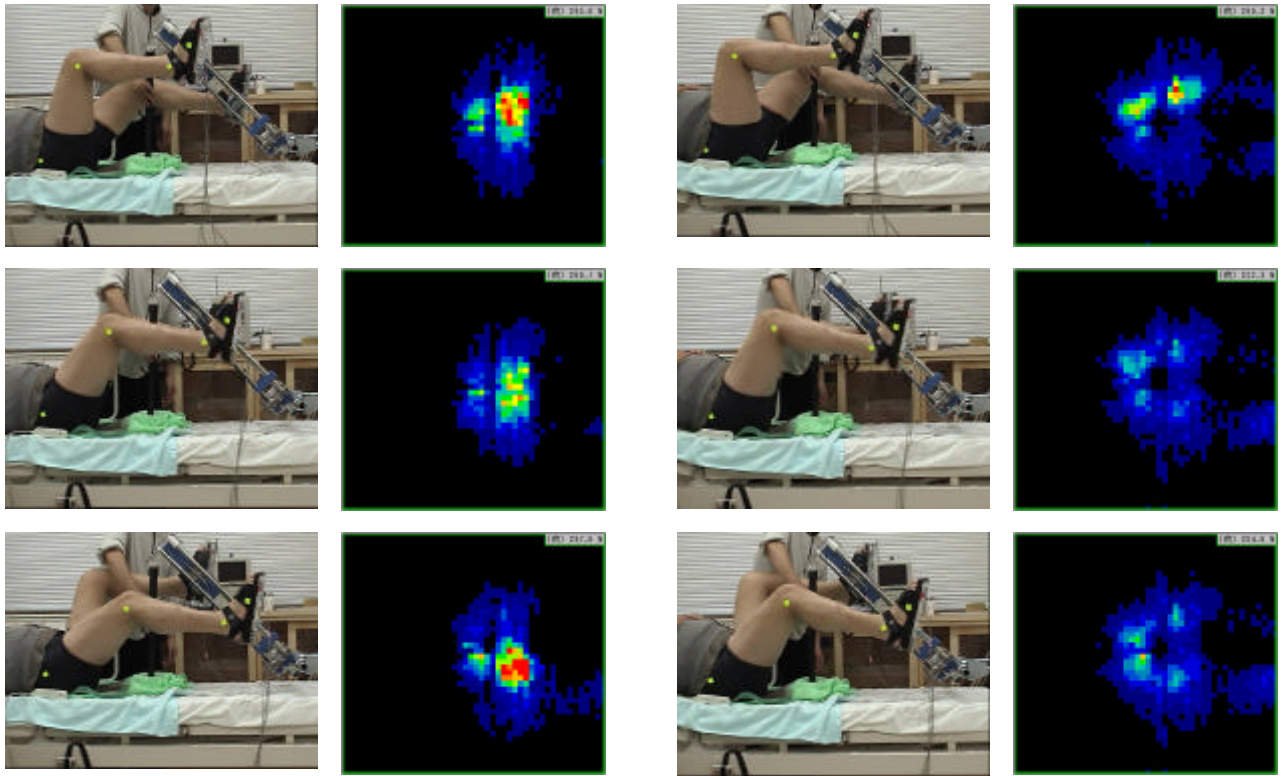
Om 背もたれ 15 度の足踏み運動時の座圧分布



Om 背もたれ 30 度の足踏み運動時の座圧分布

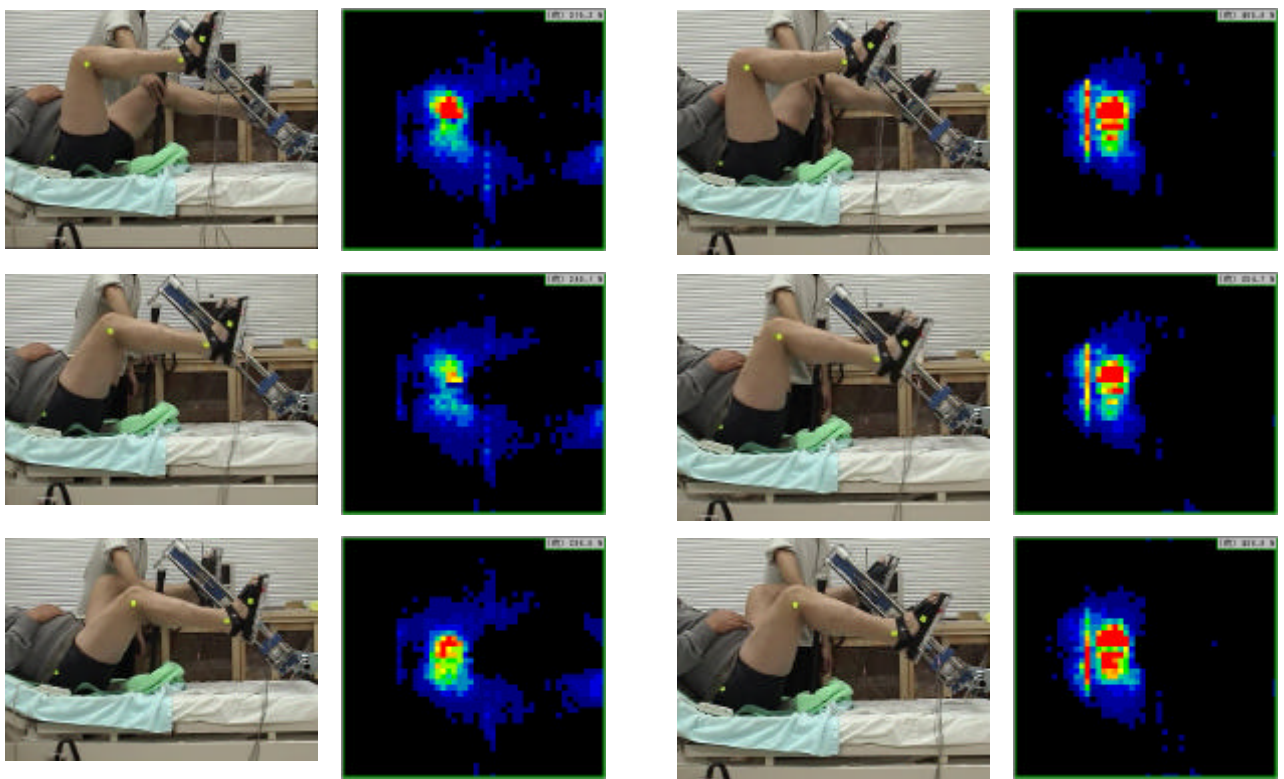
Om 背もたれ 45 度の足踏み運動時の座圧分布

図.3.4.19 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

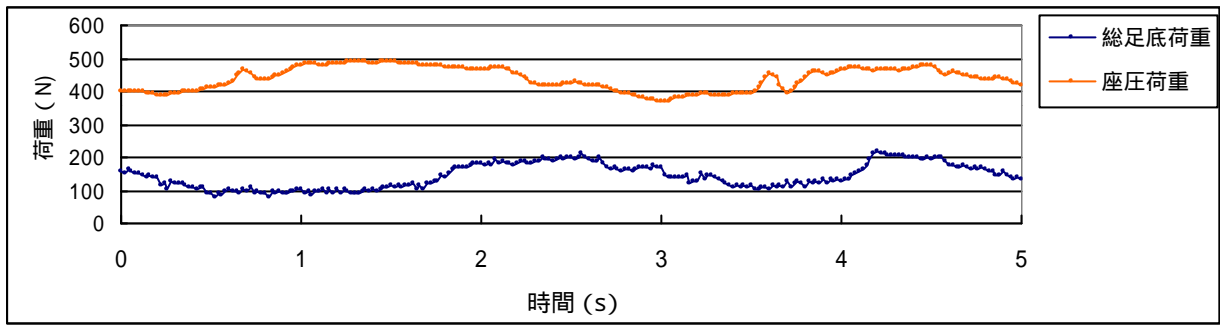
Om 背もたれ 15 度の足踏み運動時の座圧分布



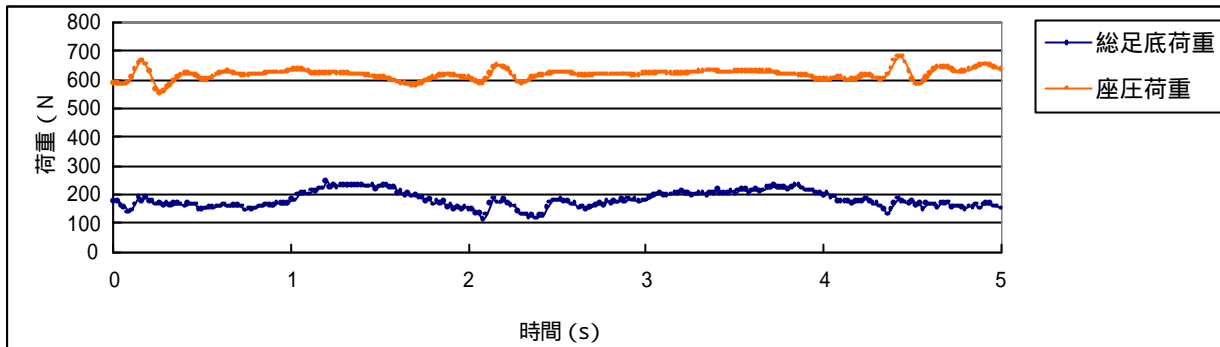
Om 背もたれ 30 度の足踏み運動時の座圧分布

Om 背もたれ 45 度の足踏み運動時の座圧分布

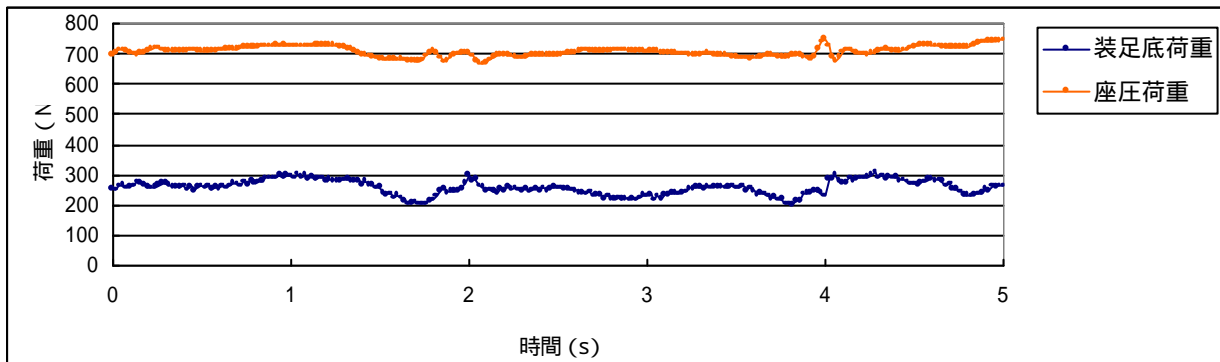
図.3.4.20 Om 高齢者(男性) 装置設置角度 45 度 足踏み運動の座圧分布



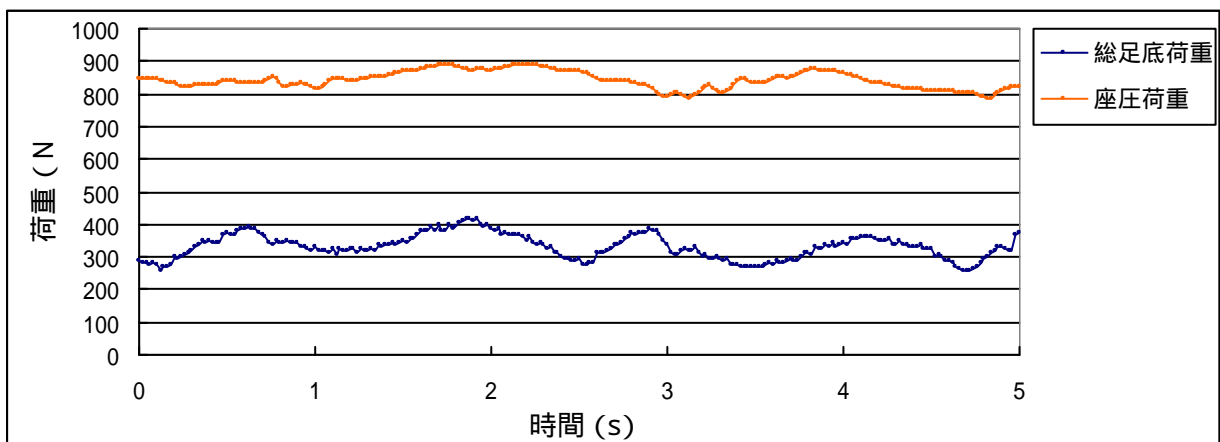
Om 背もたれ角度 0 度 荷重の時間的变化



Om 背もたれ角度 15 度 荷重の時間的变化

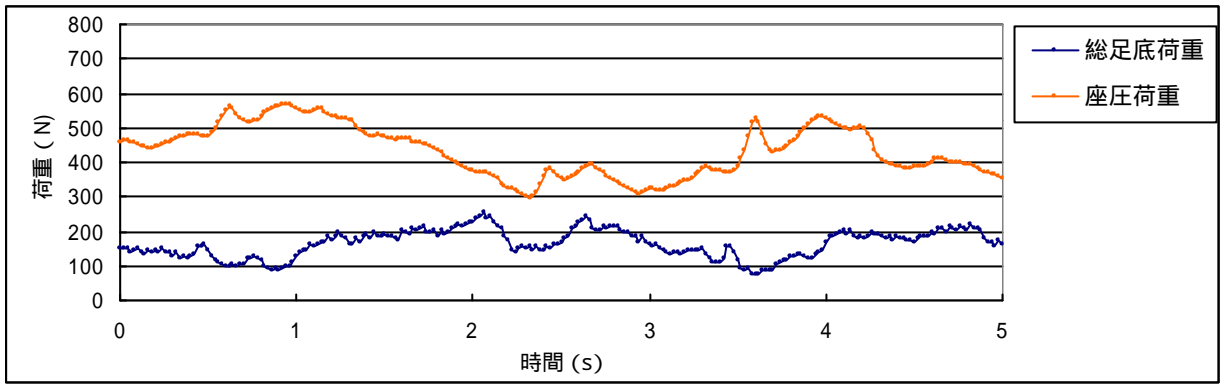


Om 背もたれ角度 30 度 荷重の時間的变化

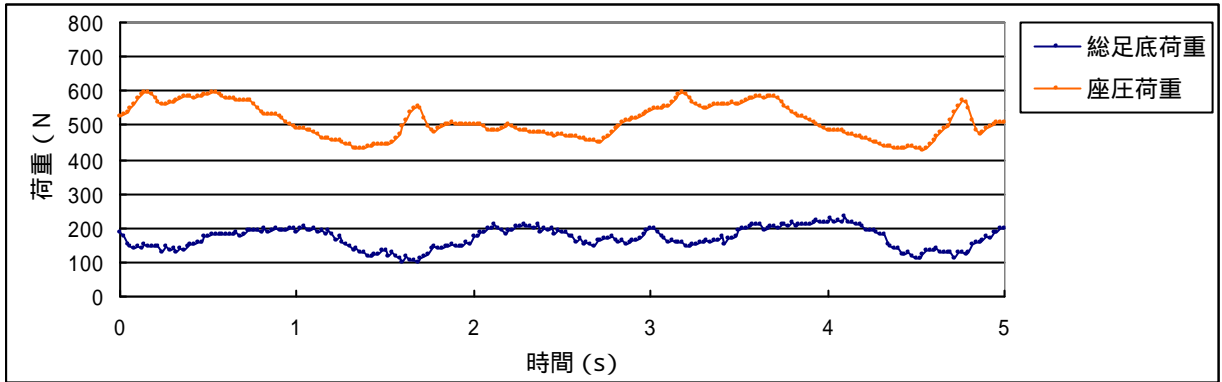


Om 背もたれ角度 45 度 荷重の時間的变化

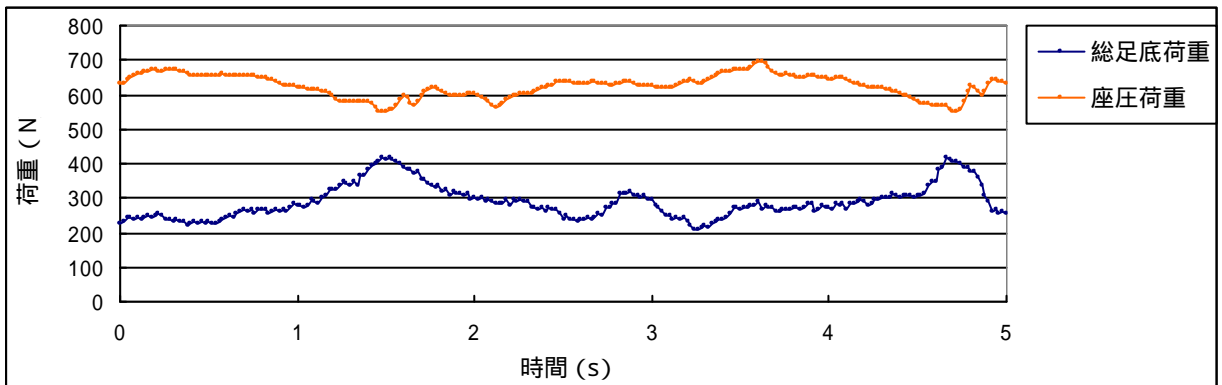
図.3.4.21 Om 高齢者 (男性) 装置設置角度 0 度 座圧荷重と足底荷重の時間的变化



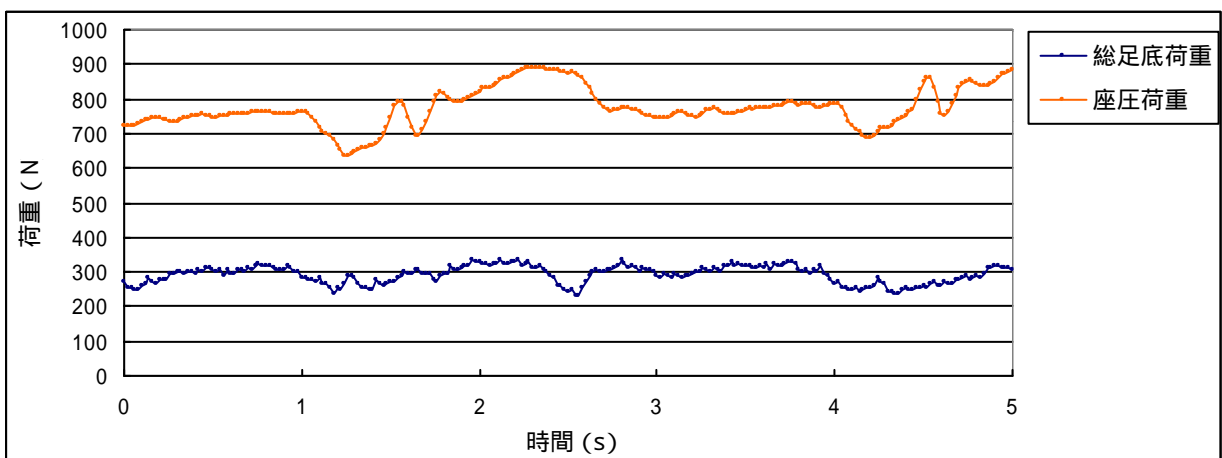
Om 背もたれ角度 0 度 荷重の時間的变化



Om 背もたれ角度 15 度 荷重の時間的变化

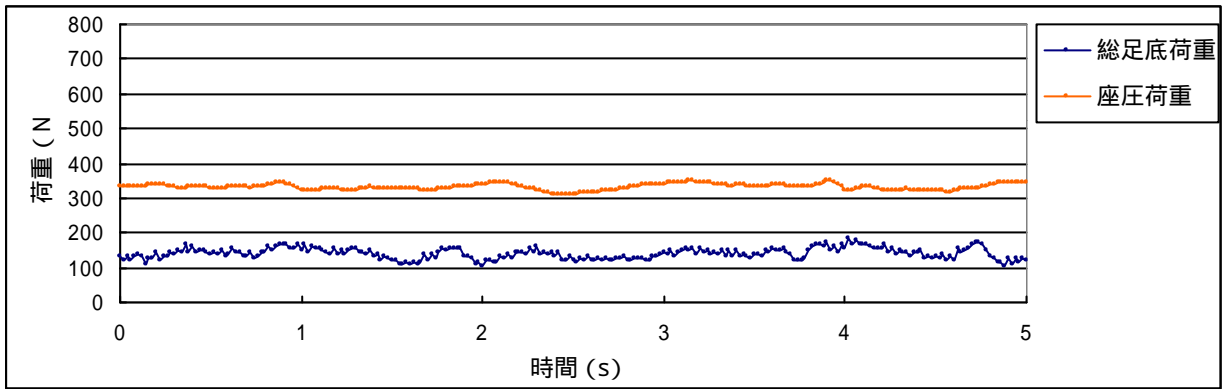


Om 背もたれ角度 30 度 荷重の時間的变化

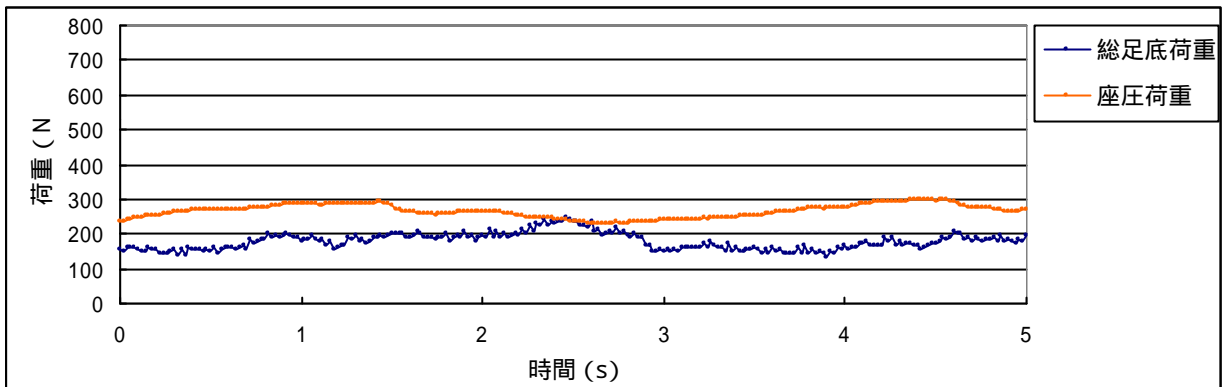


Om 背もたれ角度 45 度 荷重の時間的变化

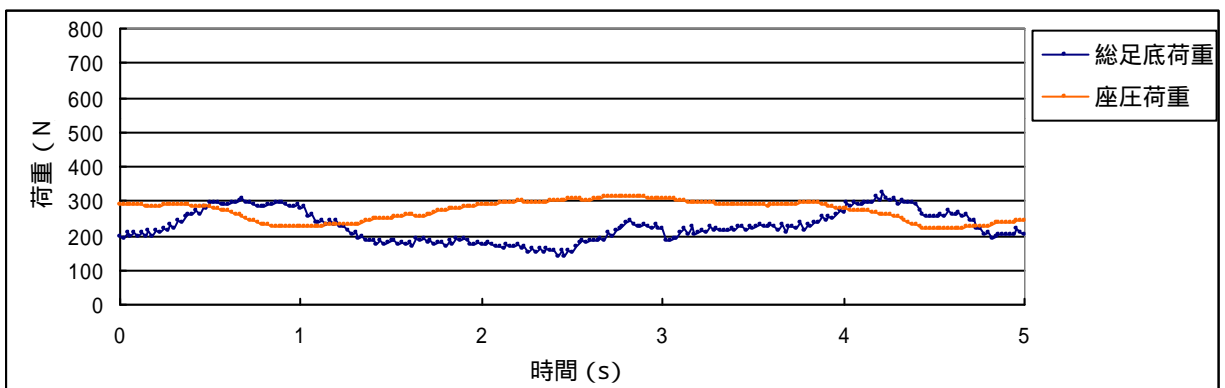
図.3.4.22 Om 高齢者 (男性) 装置設置角度 15 度 座圧荷重と足底荷重の時間的变化



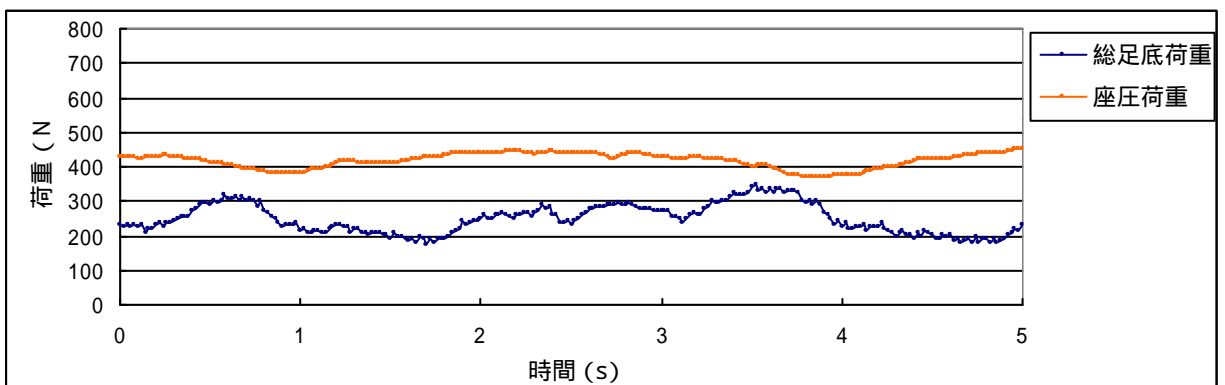
Om 背もたれ角度 0 度 荷重の時間的变化



Om 背もたれ角度 15 度 荷重の時間的变化

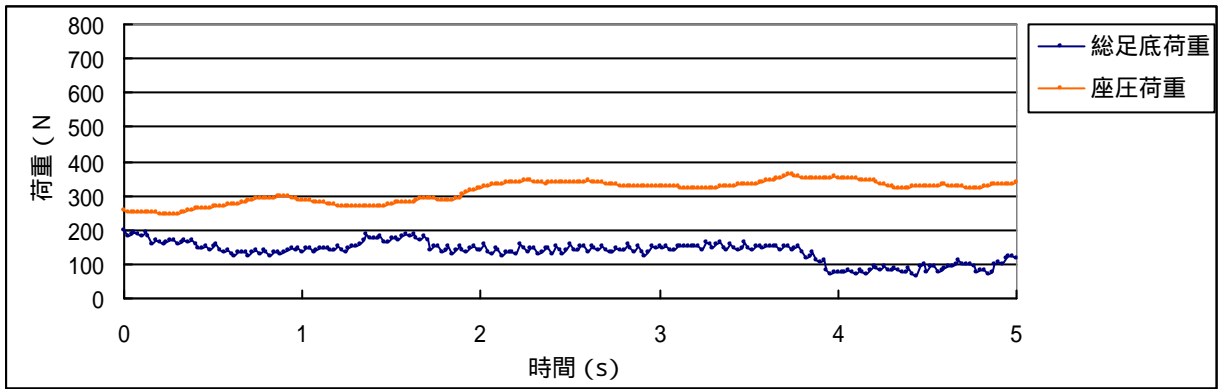


Om 背もたれ角度 30 度 荷重の時間的变化

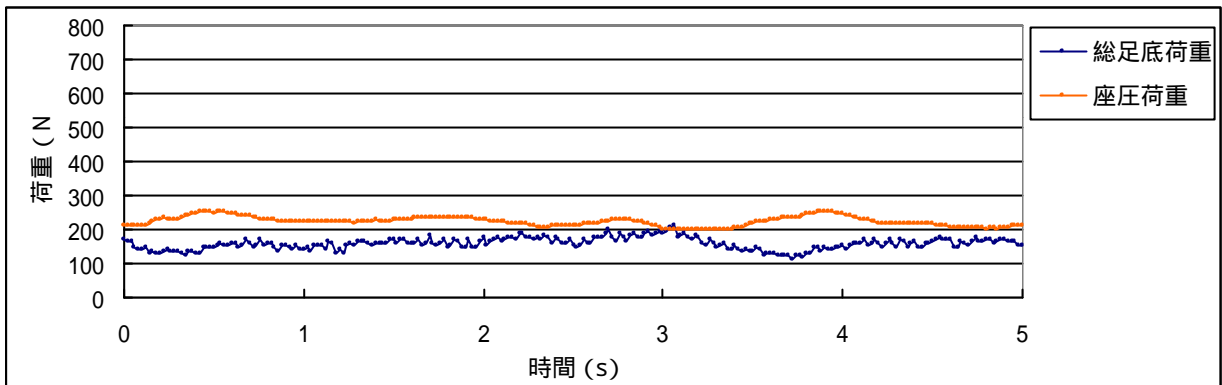


Om 背もたれ角度 45 度 荷重の時間的变化

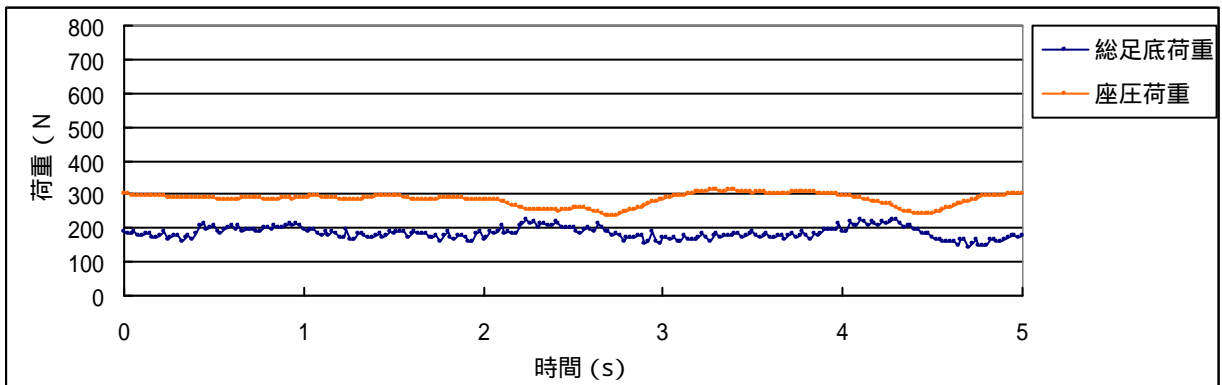
図.3.4.23 Om 高齢者 (男性) 装置設置角度 30 度 座圧荷重と足底荷重の時間的变化



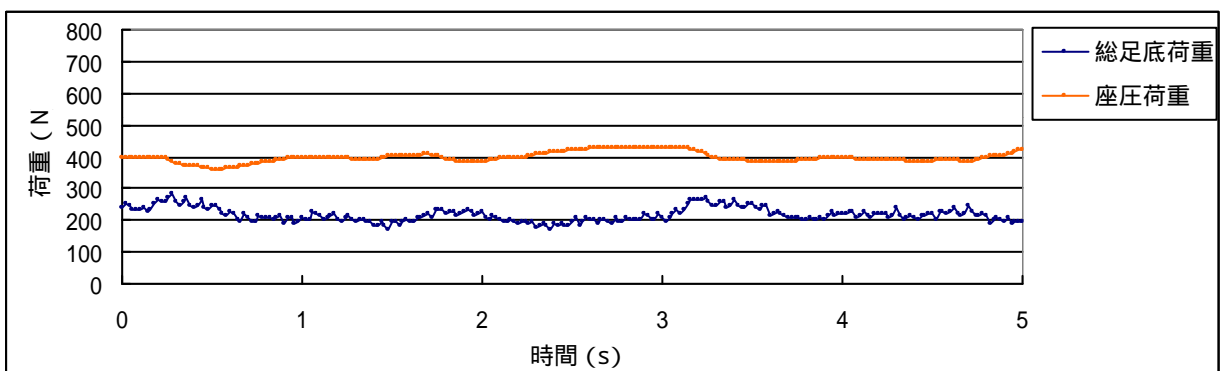
Om 背もたれ角度 0 度 荷重の時間的变化



Om 背もたれ角度 15 度 荷重の時間的变化

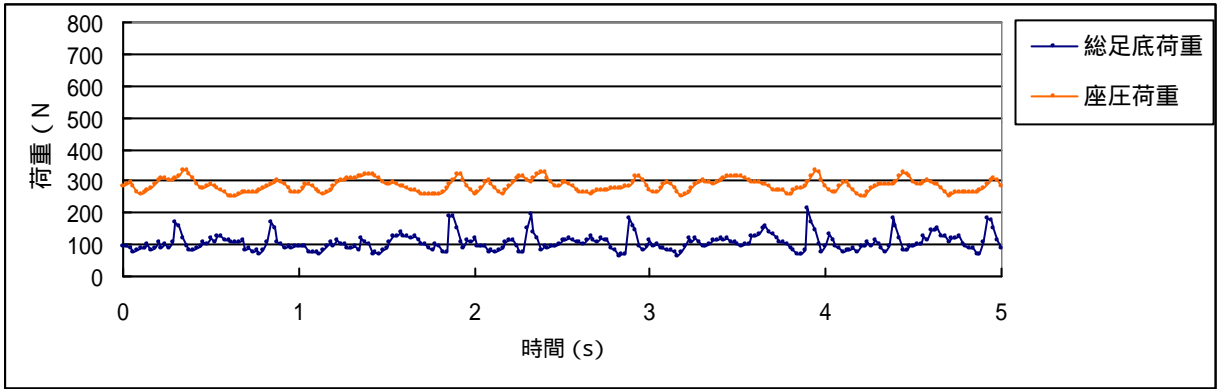


Om 背もたれ角度 30 度 荷重の時間的变化

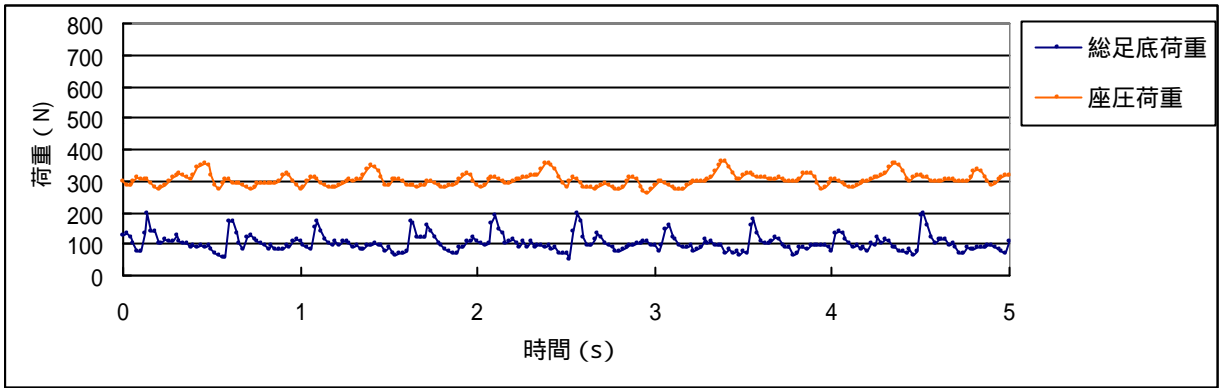


Om 背もたれ角度 45 度 荷重の時間的变化

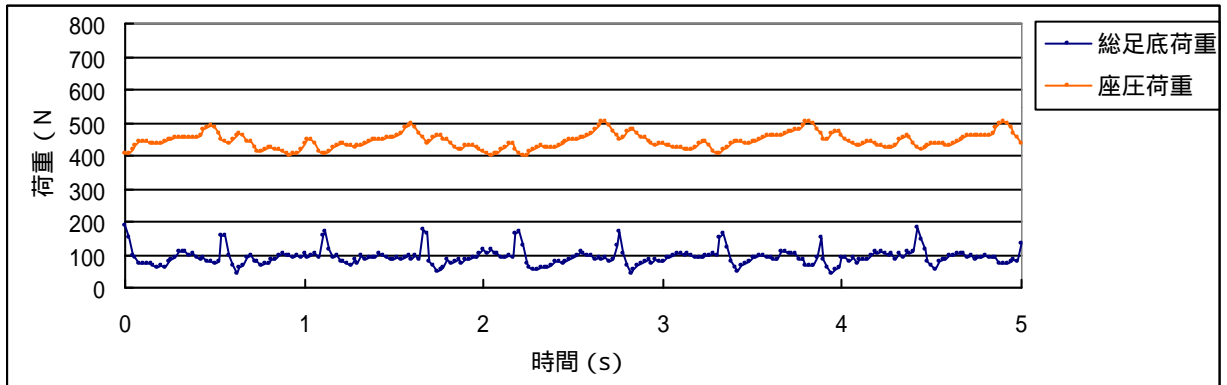
図.3.4.24 Om 高齢者 (男性) 装置設置角度 45 度 座圧荷重と足底荷重の時間的变化



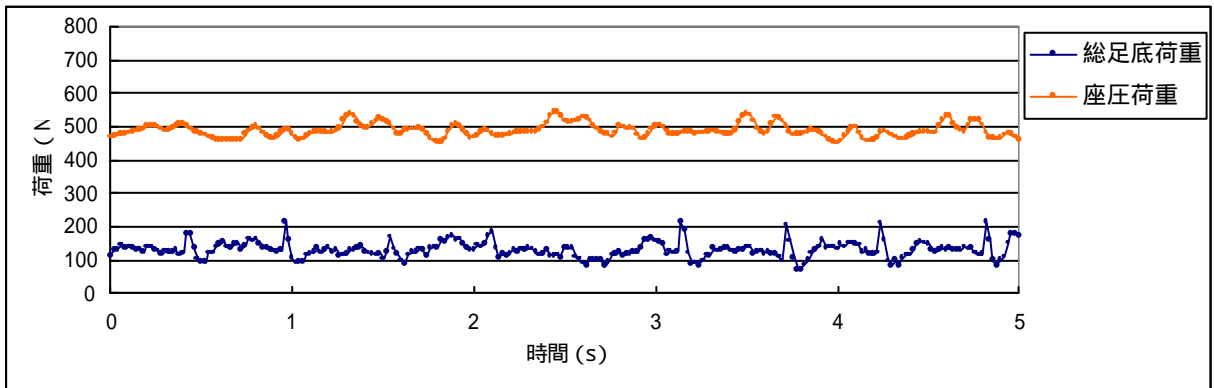
Qf 背もたれ角度 0 度 荷重の時間的变化



Qf 背もたれ角度 15 度 荷重の時間的变化

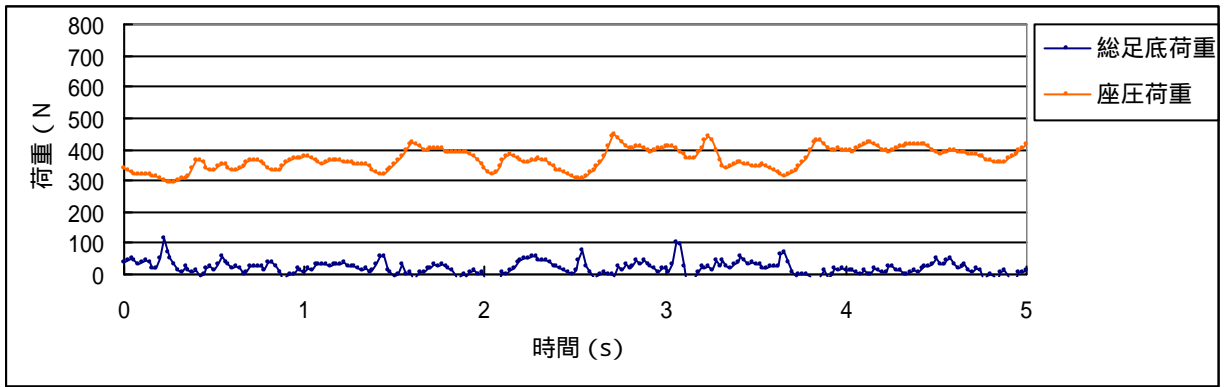


Qf 背もたれ角度 30 度 荷重の時間的变化

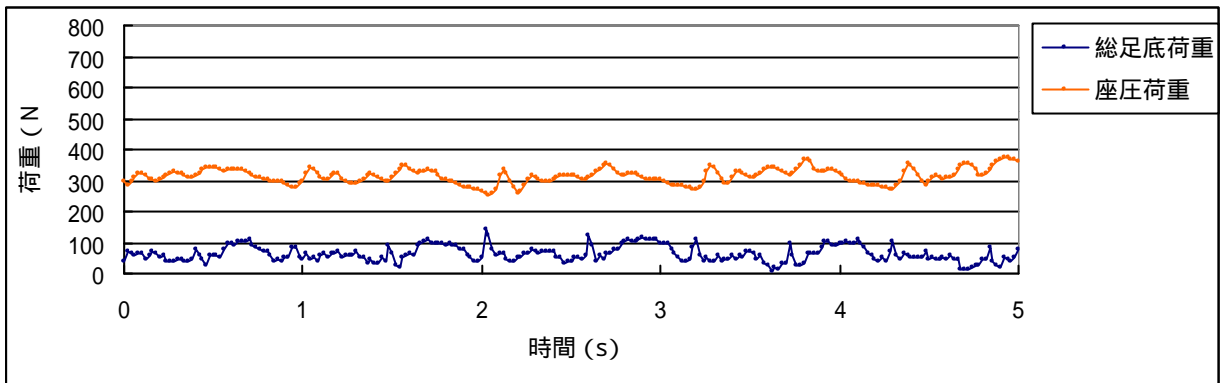


Qf 背もたれ角度 45 度 荷重の時間的变化

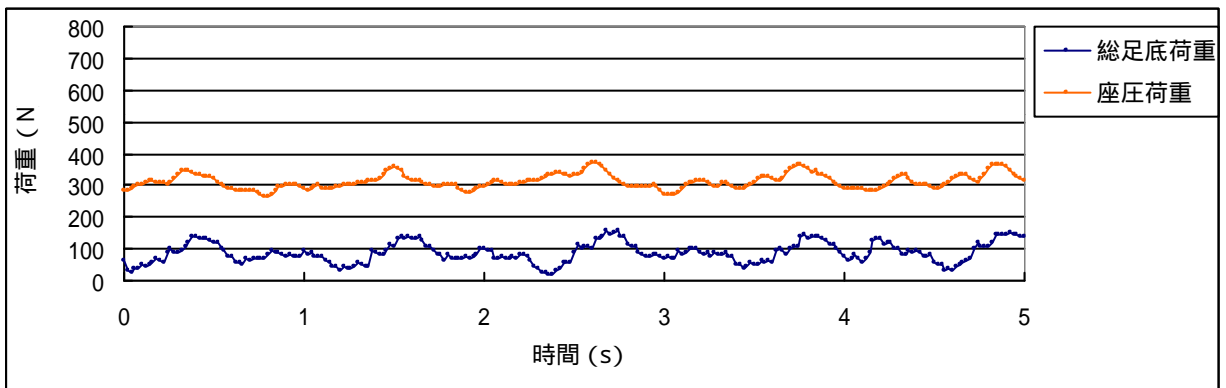
図.3.4.25 Qf 高齢者 (女性) 装置設置角度 0 度 座圧荷重と足底荷重の時間的变化



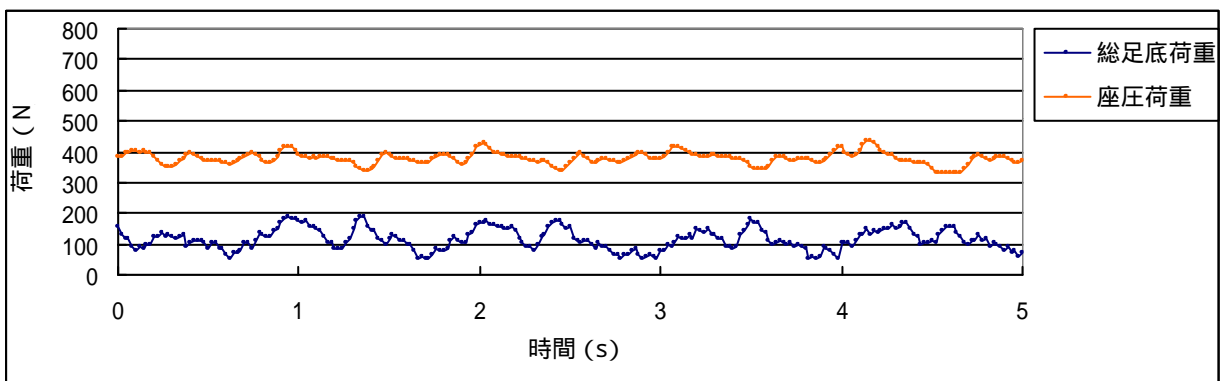
Qf 背もたれ角度 0 度 荷重の時間的变化



Qf 背もたれ角度 15 度 荷重の時間的变化

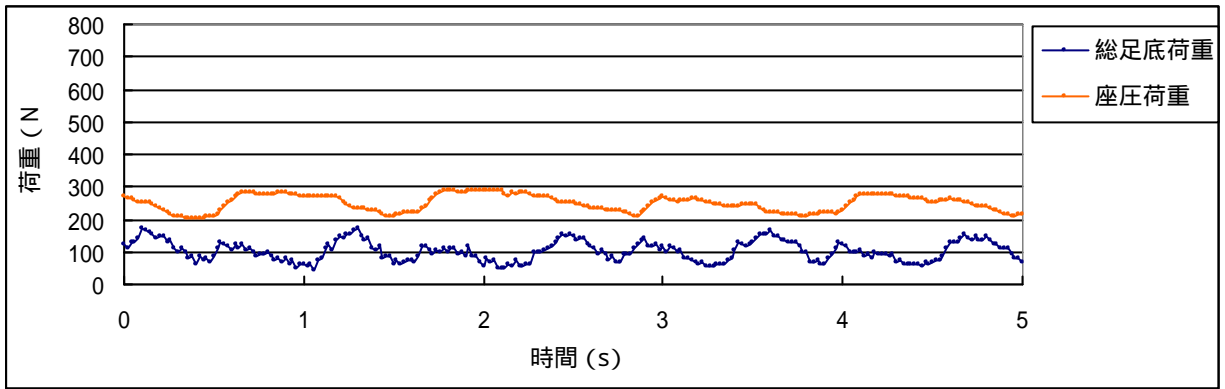


Qf 背もたれ角度 30 度 荷重の時間的变化

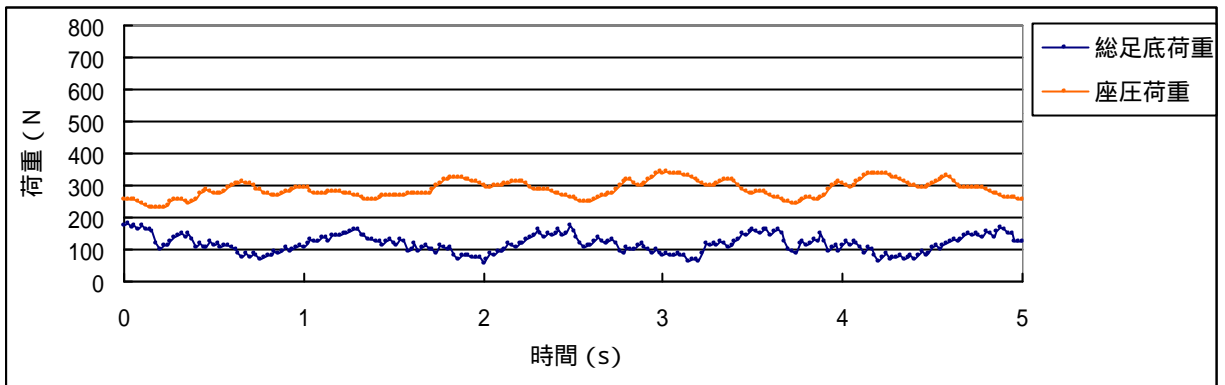


Qf 背もたれ角度 45 度 荷重の時間的变化

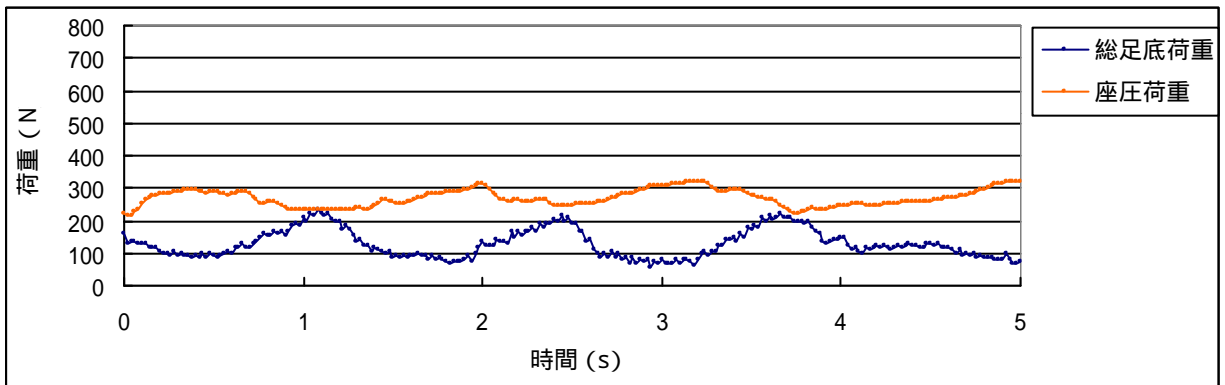
図.3.4.26 Qf 高齢者（女性）装置設置角度 15 度 座圧荷重と足底荷重の時間的变化



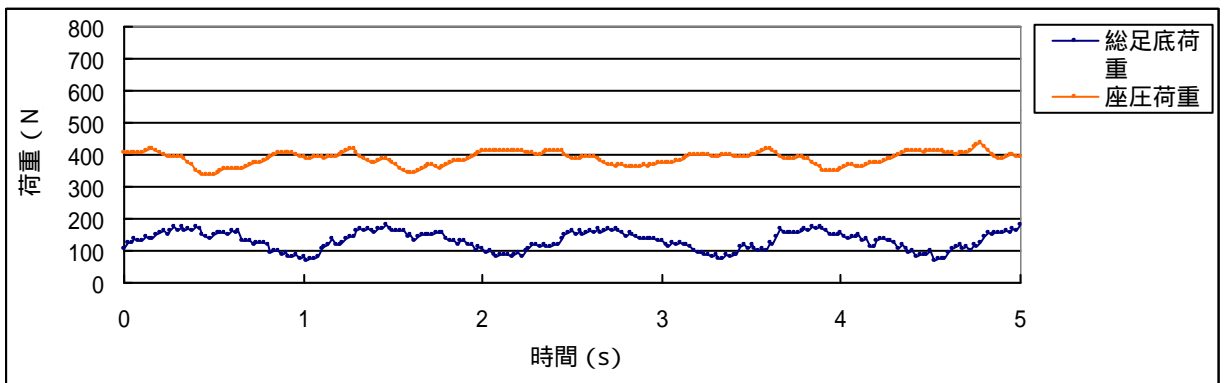
Qf 背もたれ角度 0 度 荷重の時間的变化



Qf 背もたれ角度 15 度 荷重の時間的变化

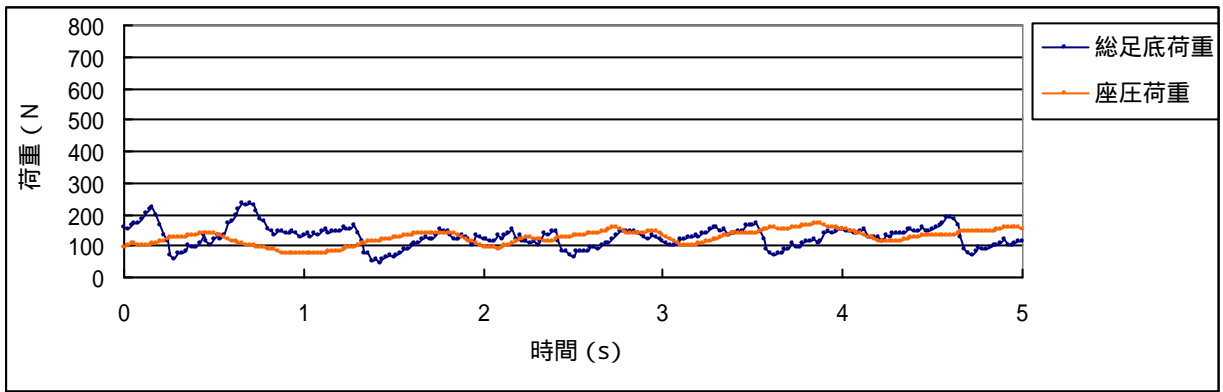


Qf 背もたれ角度 30 度 荷重の時間的变化

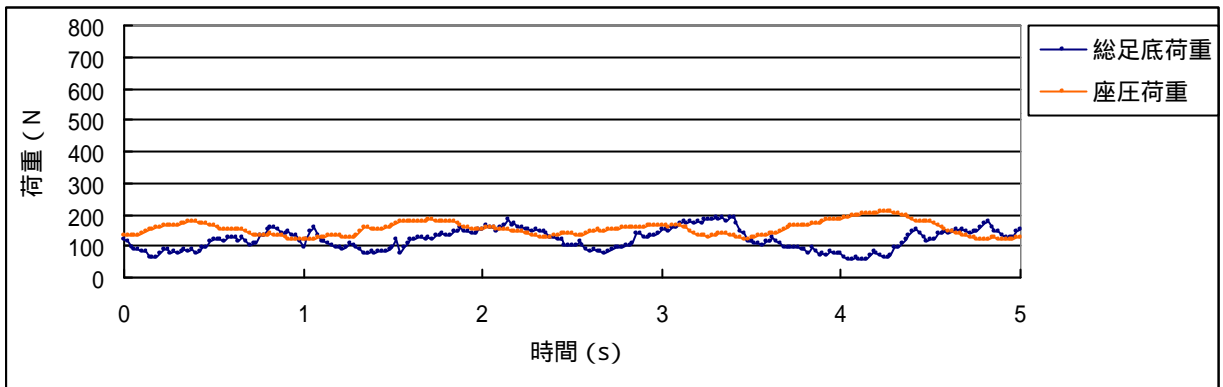


Qf 背もたれ角度 45 度 荷重の時間的变化

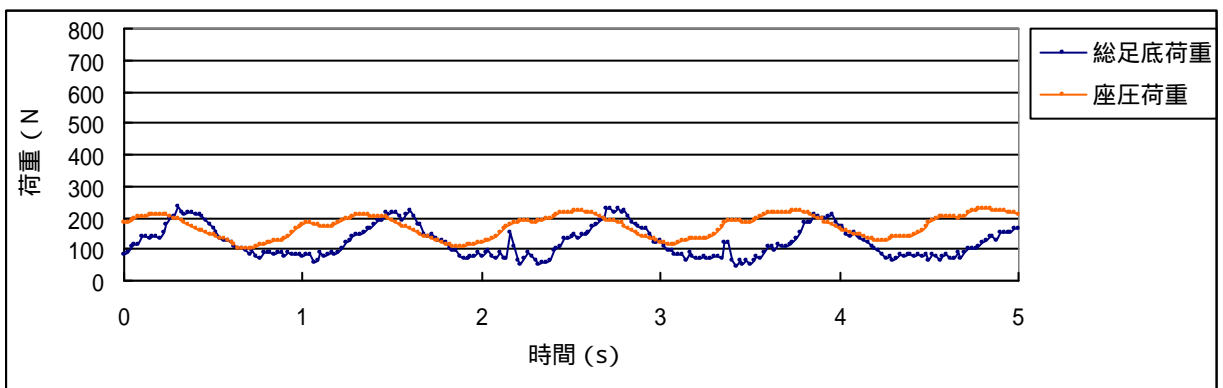
図.3.4.27 Qf 高齢者（女性）装置設置角度 30 度 座圧荷重と足底荷重の時間的变化



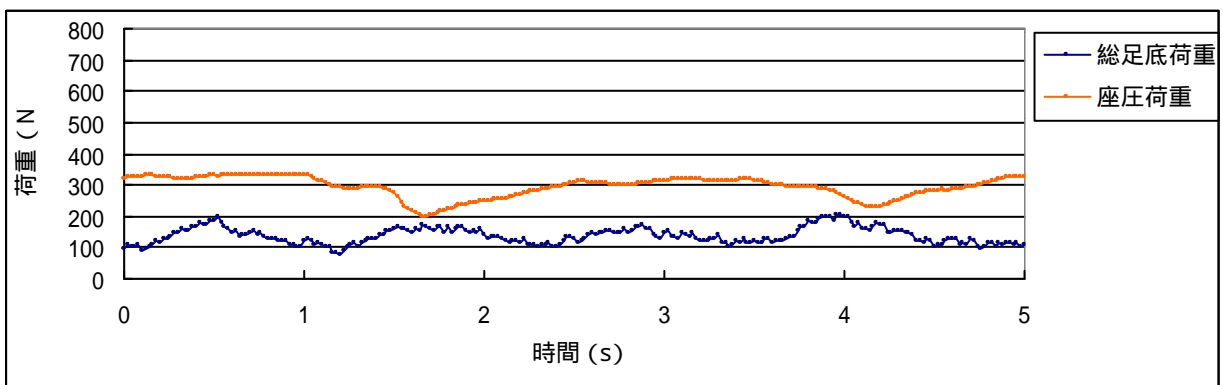
Qf 背もたれ角度 0 度 荷重の時間的变化



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.3.4.28 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

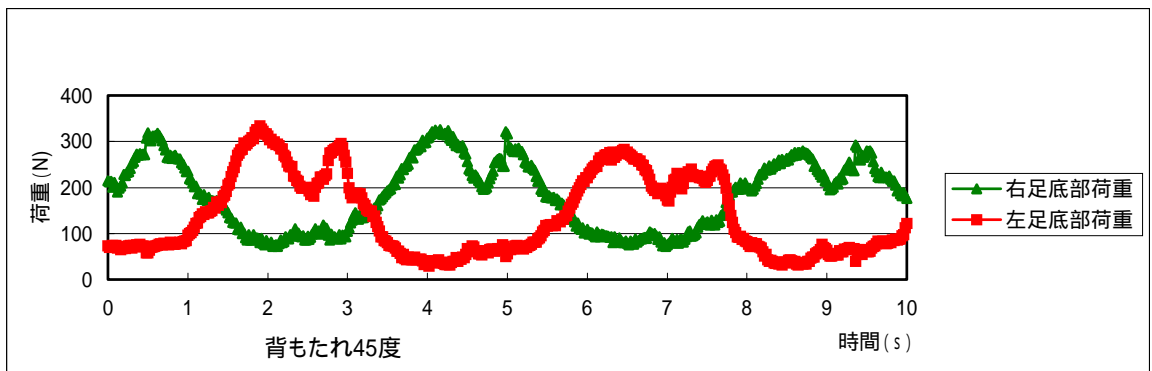
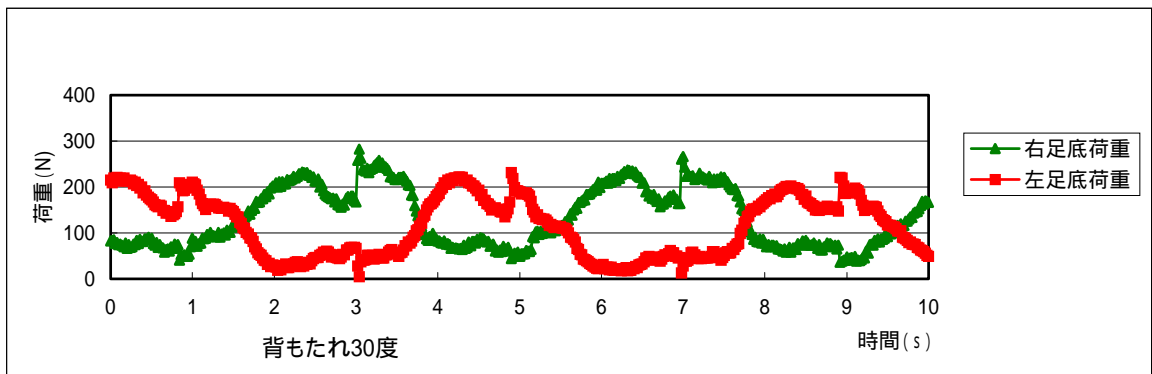
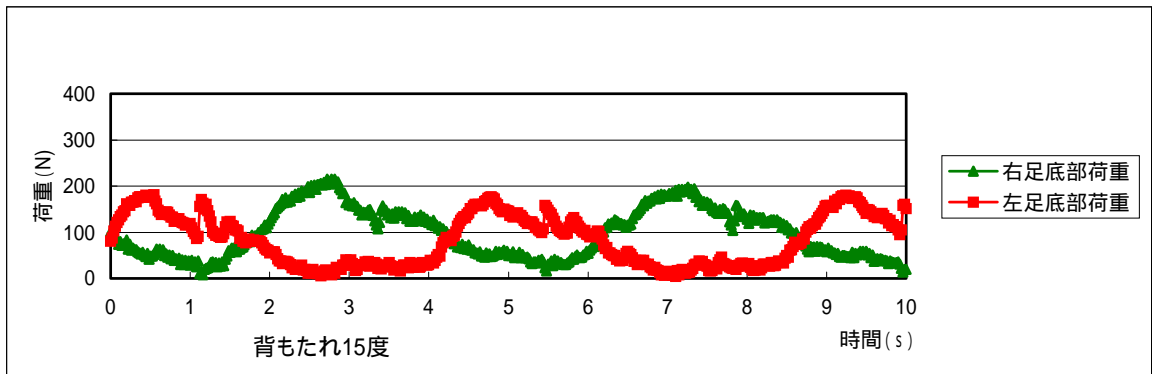
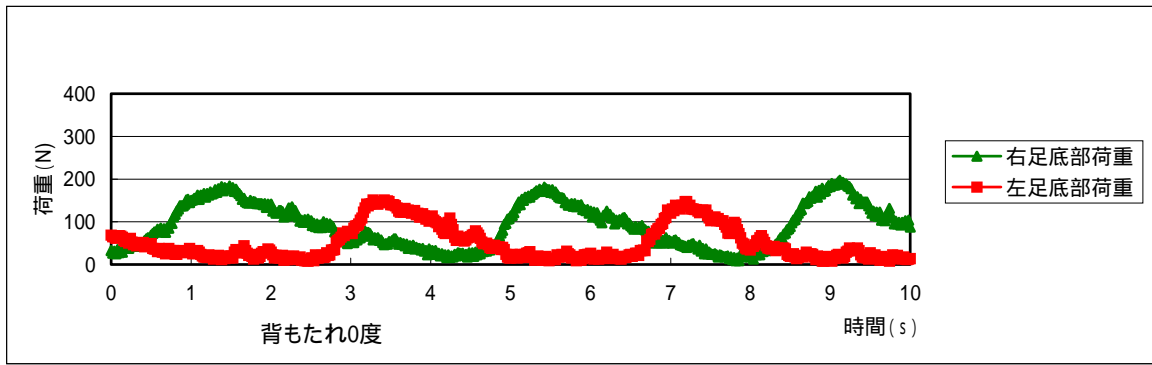


図.3.4.29 Om 高齢者 (男性) ロードセルによる右左足底部荷重測定結果 (装置設置角 0 度)

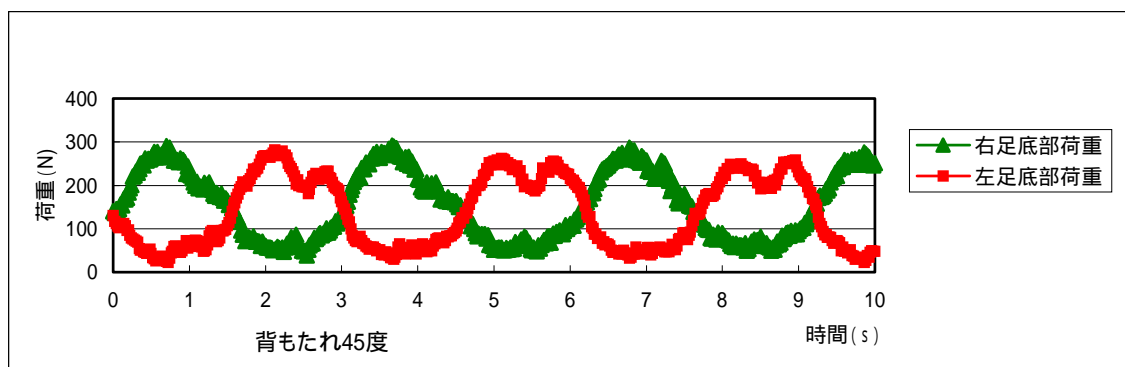
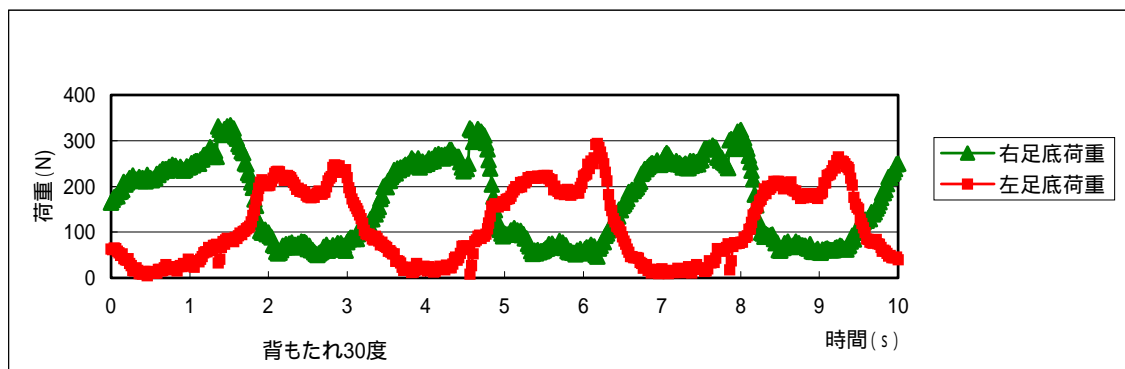
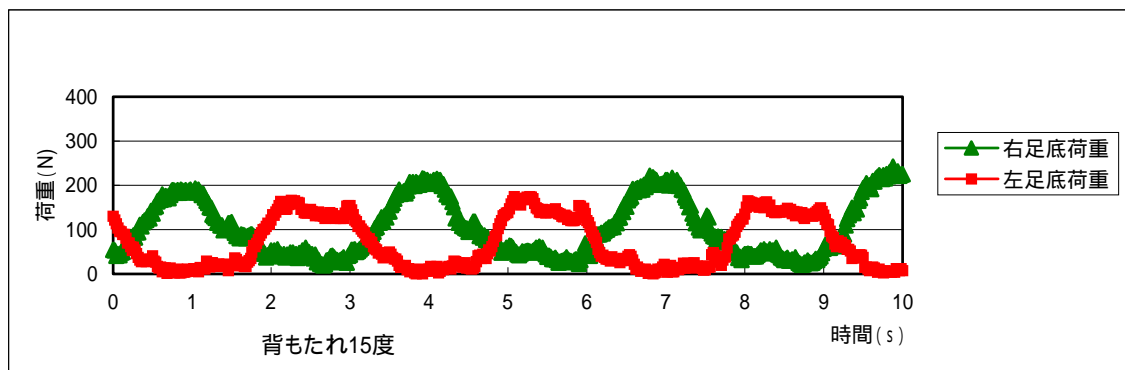
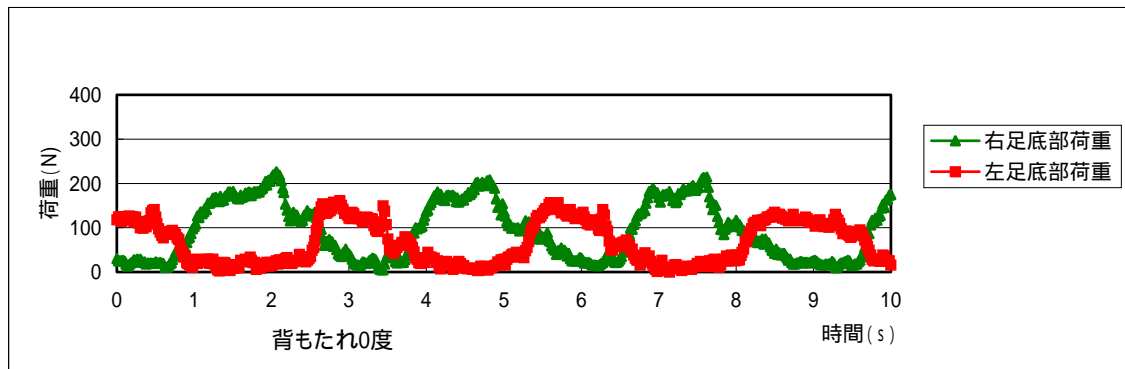


図.3.4.30 Om 高齢者 (男性) ロードセルによる右左足底部荷重測定結果 (装置設置角 15 度)

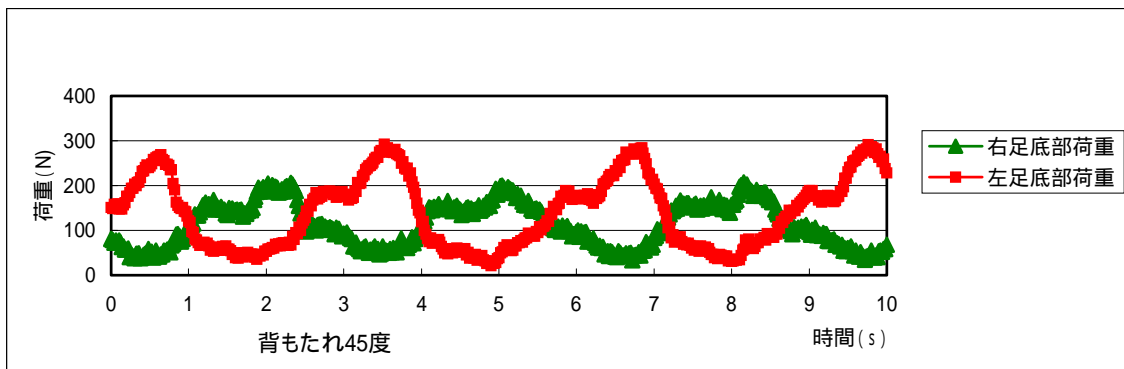
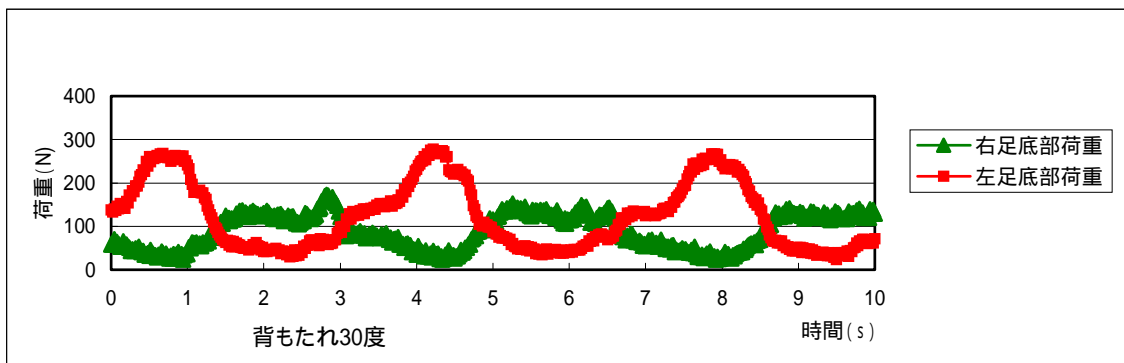
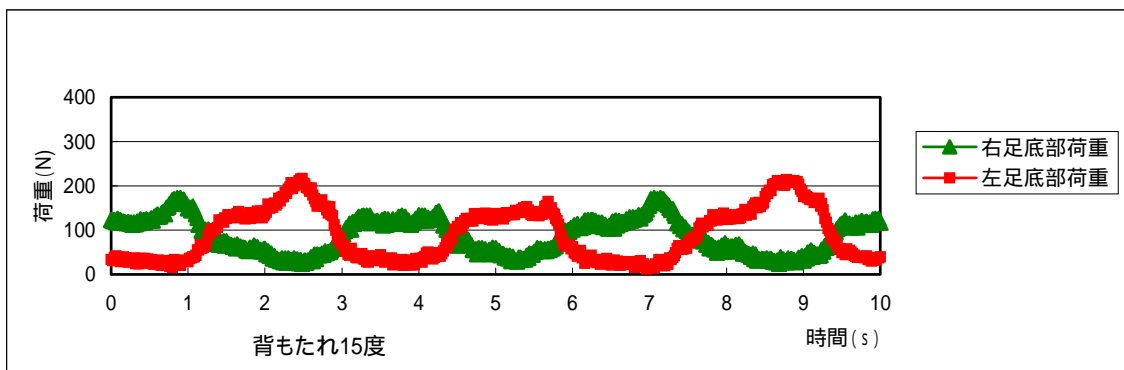
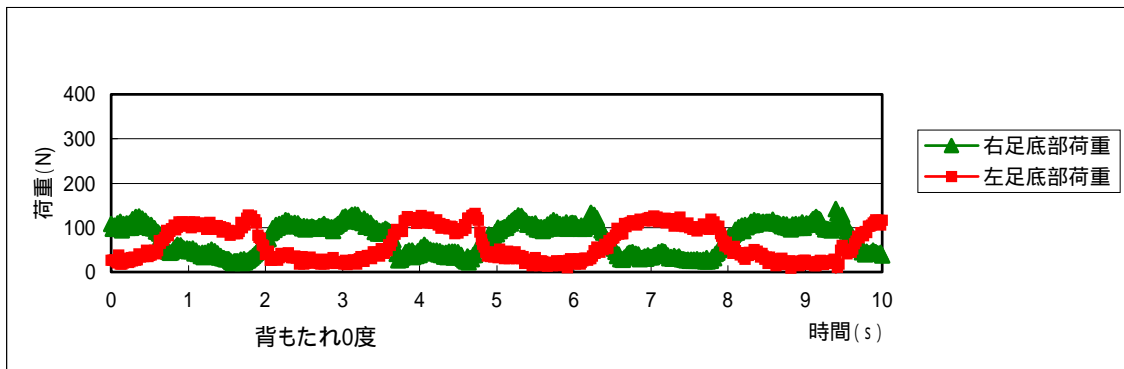


図.3.4.31 Om 高齢者 (男性) ロードセルによる右左足底部荷重測定結果 (装置設置角 30 度)

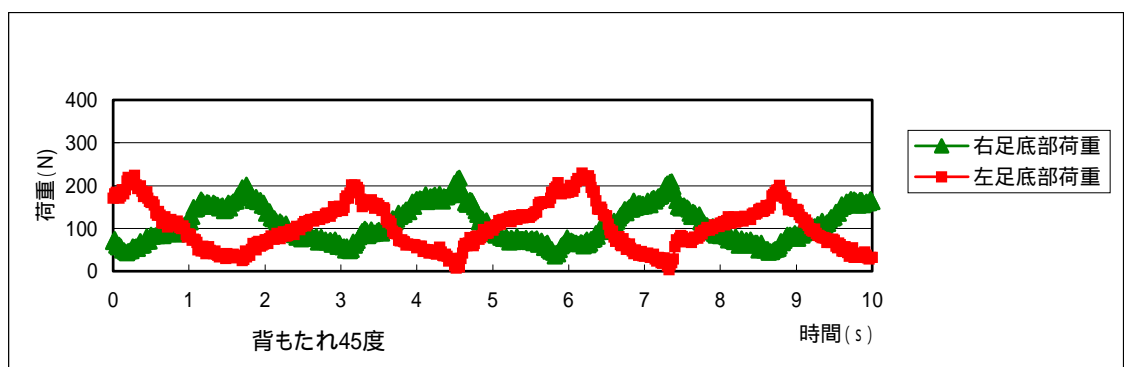
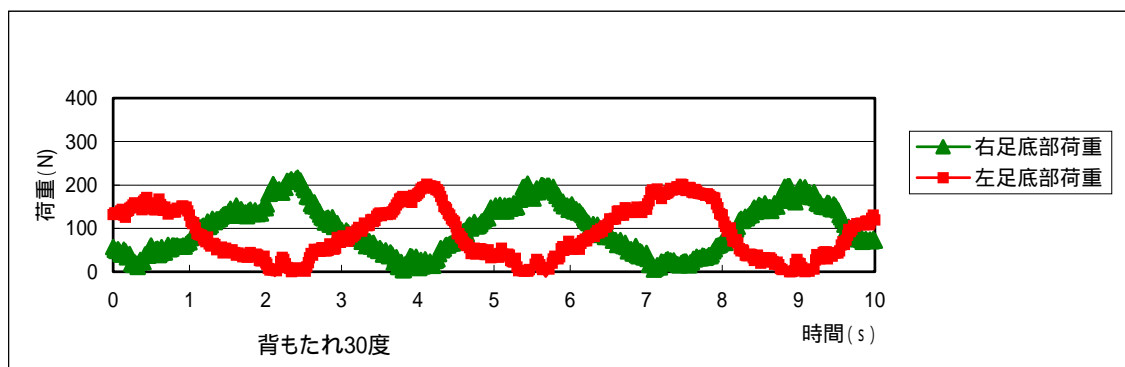
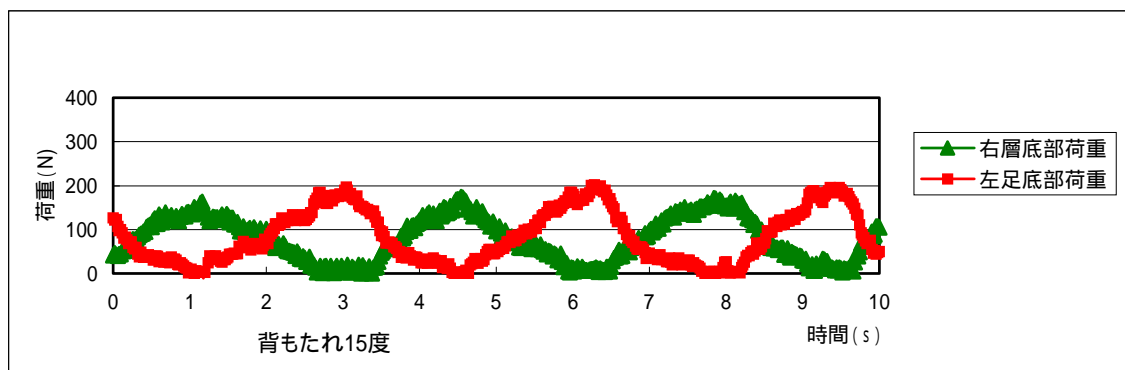
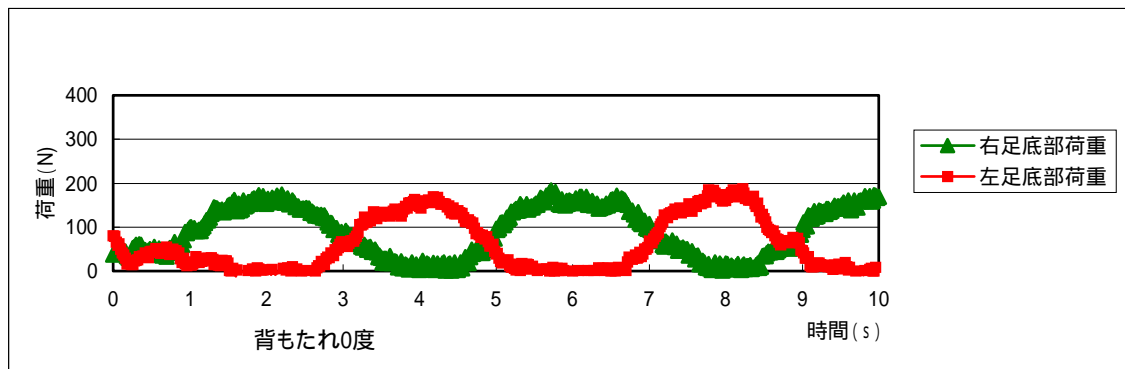


図.3.4.32 Om 高齢者 (男性) ロードセルによる右左足底部荷重測定結果 (装置設置角 45 度)

表 . 3 局所血流量の変化

血流量ml/min	運動前5分間	運動中7分間	運動後5分間
mean	31.15	43.32	32.86
SD	3.4	3.52	3.32
Max Value	40.3	56.9	47.9
Min Value	23.8	35.3	26.7
Max-Min	16.5	21.6	21.2

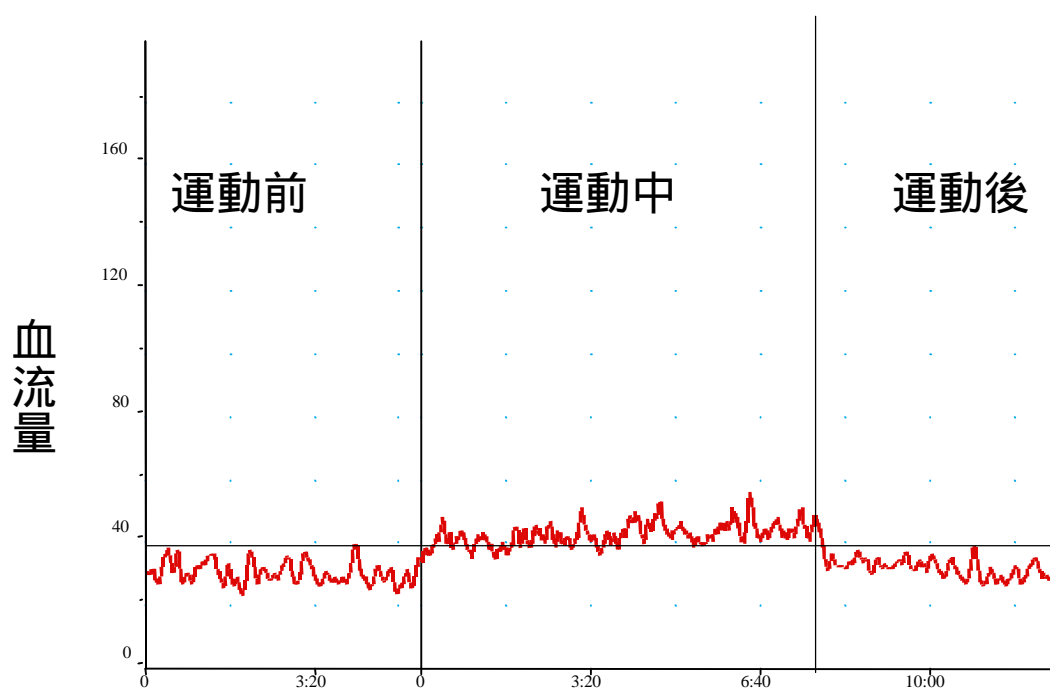


図 . 3.4.33 運動前・中・運動終了後の局所血流量の変化

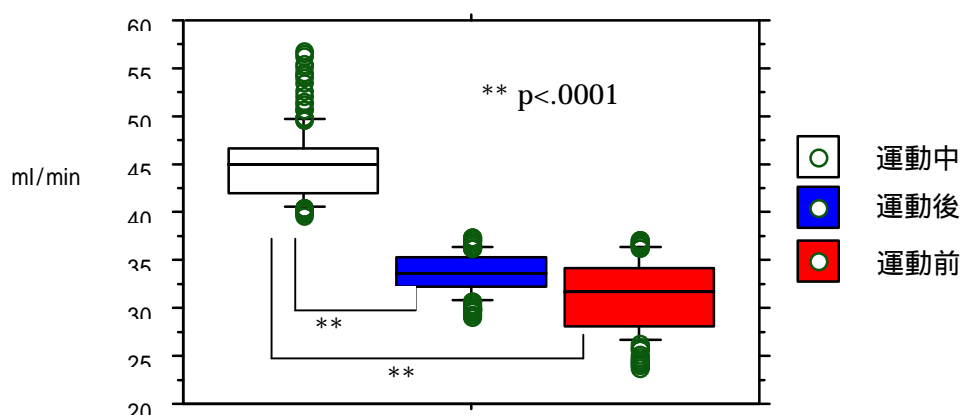


図.3.4.34 局所血流量の分散分析結果

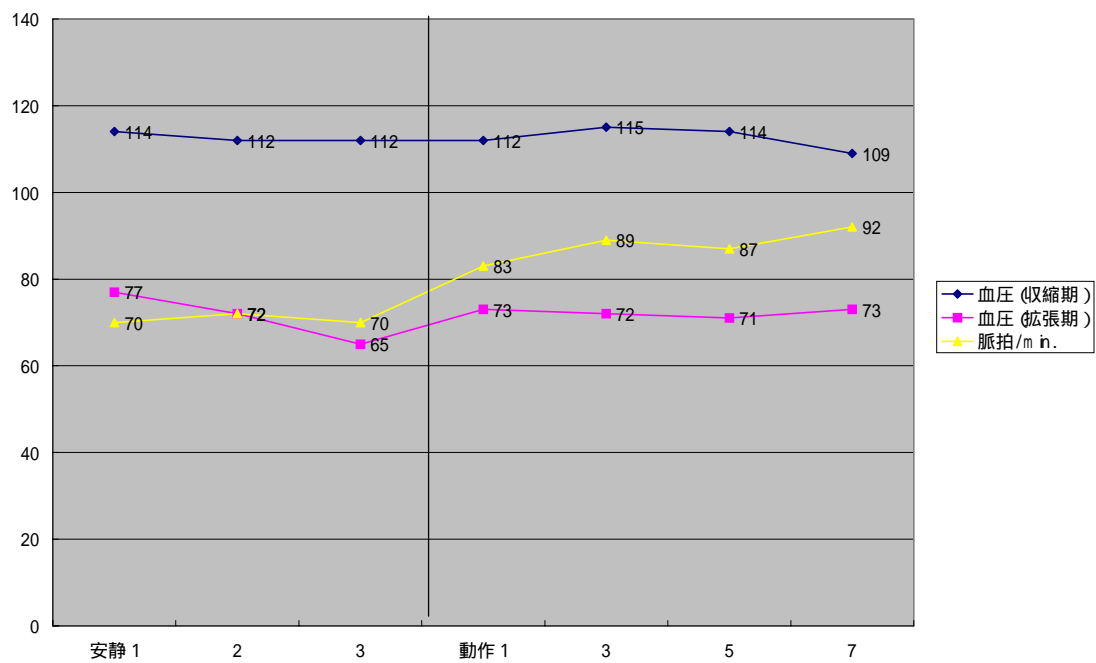
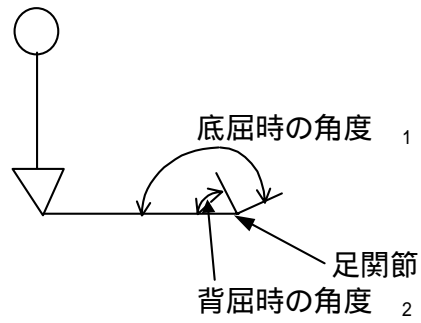


図 . 3.4.35 血压および脈拍数の変化

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 チェーン式足踏み運動装置の感応評価

装置の設置角度 背もたれの角度		0°				15°			
被験者	身長(cm)	0°	15°	30°	45°	0°	15°	30°	45°
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 背もたれの角度		30°				45°			
被験者	身長(cm)	0°	15°	30°	45°	0°	15°	30°	45°
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度ぐらいが運動し易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		17	25

3.4 結 言

以上には、高齢者、患者が長期にわたって臥床を余儀なくされる場合に、この間に下肢の関節拘縮、筋肉萎縮を生じて歩行困難にならないように臥床状態のまま足踏み運動をする装置の研究開発を行った結果について述べた。

油圧式足踏み運動装置（1号機）、タイミングベルト式足踏み運動装置（2号機）、チェーン式足踏み運動装置（3号機）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。また、筋電図や下肢局所血流量の測定から、下肢を構成する主な筋肉の活動が観察され、各関節の拘縮予防に有用であり、下肢の運動による局所血流量の増加は末梢の血行動態に有益な効果があることもわかった。

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、長期臥床者の歩行力退化予防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。

第4章 結 論

4.1 第2章、第3章のまとめ

本研究開発では高齢者用起立補助装置と歩行力退化予防装置の研究開発を行ったが、種々の実験の結果起立補助装置に関しては、人間工学的に配慮した安価で軽量かつ構造簡単な起立補助装置なる椅子が開発できた。また、歩行力退化予防装置については、下半身の弱った人や術後で歩行困難な人が臥床位で運動療法できる装置を開発できた。

両装置とも所期の目的を果たすことができ、介護者の負担軽減、医療費の低減につながるものとする。まだまだ改良の余地はあるが、製品化に向けてたくさんの資料・データを得ることができ早急に商品化したい。

4.2 今後の課題

起立補助装置はなお一層安価な装置の開発と、エアバッグからエアが抜ける時に時間を要するのでもう少し早くエアが抜ける機構が望まれる。また、小型・軽量化によって携帯可能な装置の開発も進めたい。

歩行力退化予防装置は更なる軽量化と簡便さが望まれる。強度を損なうことなく軽量化できて取り付け易さが備われば商品化に向けて大きく前進する。それと使用者の条件（体重や身長、身体の柔軟度等）に合わせた装置の設置位置や角度等の条件を多くの被験者のデータを集めることで調査することも重要である。

今後とも高齢者福祉・介護装置の研究開発を進めて、これからの高齢化社会に向けて少しなりとも役立ちたい。

4.3 謝辞

この研究開発にあたり、高知工科大学知能機械システム工学科横川明先生には一方ならぬご指導ご鞭撻をたまわりましたことを衷心より感謝申し上げます。また、高知医科大学の石田健司先生及び川崎医療福祉大学の谷岡哲也先生のご指導・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、実験にご協力いただきました、高知工科大学学生渡部慎一氏、服部浩章氏、前田卓哉氏、別府朋氏、および、(株)豊中技研、池内鐵工(株)のかたがたには感謝申し上げます。さらに、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。