
アシスト型手すりの開発研究

16500346

平成16年度～平成17年度科学研究補助金
(基盤研究(C)) 研究成果報告書

平成18年3月

研究代表 新田 收

首都大学東京 健康福祉学部教授

首都大学東京図書情報センター
☎ 042(677)2404



10000426560

<はしがき>

本研究は平成 16 年度および平成 17 年度の 2 ヶ年、科学研補助金（基盤研究（C））によって行った。

研究代表新田は当研究に至るまで、高齢者および障害者に対する環境整備のあり方について研究を進めてきた。研究成果として心身に何らかの障害を有し、日常生活に不自由を感じる多くの人に対して環境整備がいかに重要であるか報告を行ってきた。この中で日常生活に不自由を感じながら、わずかな介助があれば自立可能な方々が実に多く、こうした方々がわずかな介助を生活の一部の場面で必要とするがために、完全に自立した生活がおくれずにいることが分かった。特にベッド・椅子・便器等のからに立ち上がりの場面が重要であり、立ち上がり・すわりが独力で可能となれば、在宅で自立可能となる方は少なくない。ではこうした方々を支援する環境とはどのようなものが適当であるか考えた場合、適切な機器がない事が現状と考えられた。つまり、現在開発されている多くの機器はより全面的な介助が必要な方を介助することに主眼が置かれ、機器が要介助者に対して及ぼす力が大きすぎ、要介護者が必要としているわずかな介助を超えてしまう。このことは要介護者の運動機能維持の面からマイナスの効果となることは言うまでもない。

こうした現状を踏まえ、要介護者自身の運動機能を最大限に引き出しながら、起立動作を支援する、起立支援機器の開発を手がけることとした。本「アシスト型手すり」がその成果である。本手すりは未だ商品化という段階には至っていないが、今回の研究で機器のコンセプトの明確化、実際にパーキンソン患者に対して効果があることの実証を行うことが出来た。

研究組織

研究代表者： 新田 收（首都大学東京 健康福祉学部教授）

交付決定額（配分額）

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合計
平成 16 年度	1,600,000	0	1,600,000
平成 17 年度	1,600,000	0	1,600,000
総計	3,200,000	0	3,200,000

研究発表

(2) 口頭発表

- 1) 新田 收：パーキンソン病患者における起立時重心移動ベクトルの特徴，第41回日本理学療法学会大会，採用決定，2006
- 2) 万治 淳史，新田 收：高齢者起立動作における重心移動軌跡の曲率特性，第41回日本理学療法学会大会，採用決定，2006
- 3) Osamu Niita, Yosiyuki Tkahasi, Youko Asai, Ken Ynagisawa, Hitosi takei: ASSISTANCE RENDERED BY A POWER ASSISTANCE TYPE HANDRAIL IN STANDING UP AMONG PARKINSON'S DISEASE SUFFERERS: The 4th World Confederation for Physical Therapy - Asia Western Pacific Region and The 9th Asia Confederation for Physical Therapy Congress 2005, P 309, 2005
- 4) 新田 收，高橋良至，沖川 滋；起立動作支援型手すりの開発研究-手すりの移動軌跡の検討-：第3回生活支援工学系学会連合大会，P 127，2005
- 5) 新田 收，高橋良至，沖川 滋，浅井 葉子，米田 隆志：起立支援型手すりが起立時身体負荷におよぼす影響，第26回 バイオメカニズム学会学術講演会，予稿集，P 221-222，2005 採用決定
- 6) 新田 收，高橋良至，沖川 滋，米田 隆志：起立動作に同期したパワーアシスト型手すりの開発研究，第23回日本ロボット学会学術講演会，講演概要集，67，2005
- 7) 新田 收：起立動作支援型手すり使用による起立時筋活動の変化-アシスト型手すり開発研究1-：第60回日本体力医学会大会 予稿集 p387，2005
- 8) Osamu Nitta, Yoshiyuki Takahasshi, Jhon Surya, Masayuki Uchi: Power assistance type handrail which synchronizes with user's standing up operation, The World Congress of The International Society of Physical and Rehabilitation Medicine, ABSTRACTS, S268, 2005.
- 9) Osamu Nitta, Yoshiyuki Takahasshi: Developmental research of the power assistance type handrail, The 11th World Congress of the International Society for Prosthetics & Orthotics, P57, 2004.
- 10) 高橋良至，新田 收：「パワーアシスト型手すり」の開発研究，日本機会学会，04-4，1P1-H-49(1-2)，2004

研究成果による工業所有権の出願・取得状況

1) 特許出願中：【発明の名称】動作支援装置

【提出日】平成18年1月27日

【整理番号】SK3

目次

1. パワーアシスト型手すりの開発研究	----1
2. Development research of the power assistance type handrail	----13
3. Power assistance type handrail which synchronizes with user's standing up operation	---16
4. 起立動作支援型手すり使用による起立時筋活動の変化 -アシスト型手すり開発研究1-	---21
5. 起立動作に同期したパワーアシスト型手すりの開発研究	---25
6. 起立支援型手すりが起立時身体負荷におよぼす影響	---37
7. 起立動作支援型手すりの開発研究-手すりの移動軌跡の検討-	---42
8. Assistance rendered by Power assistance type handrail in standing up among Parkinson's disease sufferers	---45
9. パワーアシスト型手すりにおけるアシスト機能	---47
10. Development a power assisted handrail - Handrail trajectory and standing up motion -	---54
11. 高齢者起立動作にける重心移動軌跡の曲率特性	---62
12. パーキンソン病患者における起立時重心移動ベクトルの特徴	---65
13. 手すり移乗軌跡の自動修正プログラム開発	---68
14. パーキンソン病患者に対する起立支援型手すりの影響	---130

研究概要

本研究では高齢者を対象とし、運動機能を引き出す「アシスト型手すり」の開発を目的とした。なお本研究で想定する使用者は、運動機能低下により、ベッド、椅子からの立ち上がりに障害を感じるものであり、人的な介護なしでは立ち上がることが困難な者とした。

動作のパターンや立ち上がりの方を把握する事を目的として、高齢者を対象とした平行棒を使用した立ち上がり動作の分析を行った。この結果運動機能が低下した高齢者では起立時体重心が後方に残り、手すりを上肢の力で引き寄せることにより起立しようとする動作が多く確認された。この動作は下肢への負担が大きいことが知られており、手すりの移動規制はスムーズな重心移動を促すことを目標とした。

製作した装置は直動型アクチュエータ、手すり、制御用 PC 及びフレームで構成した。高齢者の立ち上がり動作を参考に、各軸のストロークは 650[mm]、最大移動速度は 250[mm/s]、最大可搬質量を 50[kg]とした。木製の長さ 300[mm]の肘置き型の手すりが Z 軸のスライダに取り付け、X 軸及び Z 軸を協調して動作させることで、手すりを XZ 平面の任意の位置に移動することができる設計とした。さらに、手すり部に 6 軸力覚センサを装着し、手すりに対する負荷が制御用 PC にフィードバックされる設計とした。

手すりの位置は制御用 PC 上の制御プログラムで、XZ 各軸の AC サーボモータに取り付けられたエンコーダ情報をもとに制御するプログラムとした。手すりの移動軌跡の決定に先立ち、健常者および高齢者の体重心が起立動時にどのような軌跡をたどるかについて分析した。今結果高齢者では体重心移動軌跡に特徴があることが示された。この結果を基に、より効率的で利用者にとって負荷が小さく、利用者の運動機能を引き出すことが可能な手すりの移動軌跡を考案した。

以上の分析結果をもとに健常成人による手すり動作実験を行った。手すりが起立動作に同期して移動する設定とてすりが固定されている場合を行い、この時の四肢の筋活動の差異を分析した。この結果手すりを起立動作に同期させ移動させた場合上下肢の伸展筋活動負担を軽減させることが示された。

最後に、パーキンソン患者を対象として、本手すりが有効に機能するか分析を行った。今結果起立動作に困難を感じ、日常的に介助を必要とする患者において、本手すり利用によって独力で起立可能となることが示された。

今後は、さらに個別対応的に手すり移動軌跡が修正される制御プログラム開発が必要と考えられた。

1. パワーアシスト型手すりの開発研究

**Developmental research of
the power assistance type handrail**

要旨

本研究では特に高齢者が椅子座位から手すりを把持して起立する動作を想定し、起立機能を支援する手すりの開発研究を行った。開発に先立ち高齢者の起立動作分析を行ったが、起立動作は個々人により異なる事が示された。このことに基づくと起立動作を支援する手すりは、使用する個人特性に対応した動作が必要であると考えられた。そこで我々は手すりの動きが自由に選択できる事を前提として、パワーアシスト型手すりの設計を行った。具体的には 680 mm ストロークの直線運動アクチュエータを直角に組み合わせ、このアクチュエータの交点に肘置き付き手すりを取り付けた。なおアクチュエータはコンピュータ制御とした。これにより手すりは 680 mm×680 mm の平面内の任意の動きを可能とした。今回の研究ではあらかじめプログラムした手すり軌道を、成人男性が体重を負荷した状態で動作させ、稼動状況を分析した。この結果、手すりは安全に動作することが確認された。

キーワード：手すり，アシスト，高齢者，

【目的】

介護保険の導入により，福祉用具の導入率は急激に上昇している．このなかで特に導入率が高いものに手すりがある．先行研究によれば手すりは住宅改造に関する項目で，最も導入率が高く基本的な住宅改造項目となっている^{1,2)}．また手すり導入要因として運動機能との強い関連性が指摘されている³⁾．このことは手すりが起立および歩行という，日常生活活動の基本部分をサポートしていることを示している．ところで手すりに関する先行研究について見てみると，設置位置および設置方法によるものが多い⁴⁻⁶⁾．こうした研究成果により起立，歩行動作に適した設置位置，日本家屋での設置方法などについては成果を上げてきている．同時に手すりの形状などについての研究も見られる．しかし，これまで手すりに積極的に支援機能を持たせようとする研究は見当たらない．そこで我々は手すりに起立動作を支援する機能を持たせ使用者の運動機能を最大限に引き出す「アシスト型手すり」の開発を目指し，手すり試作一号機を製作し動作確認を行った．本稿では「アシスト型手すり」基本設計の決定までの経緯，および成人男性を被験者とした場合，手すりが設計どおりの動作を発揮できるか確認を行ったのでこの結果について報告する．

【高齢者の手すり利用による起立動作の分析】

我々は手すり開発に先立ち高齢者の起立動作解析を行った．分析は，関東圏内の老人保健施設およびデイケアサービスを利用する65歳以上の高齢者14名を調査対象とし，椅子座位から平行棒を把持し立ち上がる動作の分析を行った．方法は起立動作を側方からVTR撮影し，起立時の体幹下肢の位置および平行棒を把持する手関節の状態について記録分析した．この結果，起立動作には大きく2パターンが観察された．第一のパターンは一旦上体を前屈させた後，平行棒を垂直下に押し骨盤を座面より挙上するものであり被験者中2名に観察された(図1)．残りの被験者は椅子座位から肘関節を屈曲することにより体幹を前上方へ直線的に引き上げるものであった⁷⁾．なお第二の動作パターンは重心が後方に残り，動作が不安定である点などを特徴としていた(図2)．橋本等⁸⁾は高齢者に頻発するパーキンソニズムの姿勢において後方に重心が留まることを指摘している．また明らかなパーキンソニズムでなくても，運動機能の低下した高齢者，あるいは片麻痺患者では，後方に重心が留まった形での起立動作が日常的に観察されるとしている．川口らの研究においても，手すりを利用しての立ち上がり動作に2つのパターンがあることが指摘されており，第一のパターンは上体の前後方向運動が大きく，第二のパターンは上肢の力を利用する

ものでこのパターンでは体幹の動きが小さいと指摘している 9)。この結果は我々の分析結果とほぼ同様なものとなっていた。



図 1. 第一の起立パターン



図 2. 第二の起立パターン

【開発の経緯】

起立動作を福祉用具自体が動いて支援する機器としては「起立便座」「起立椅子」「起立車椅子」がある(10,11)。しかしこれらは動きが直線的であり対象者の起立動作に合わせ複雑な軌跡を描くものとはなっていない。

起立動作において身体負荷を低く抑えるためには、動作初期に座位姿勢時足部後方にある重心位置を足部に移動させなくてはならない。そこで単に上方への体重移動を支援するのではなく、前方への重心移動の支援機能を考慮した動きが手すりには必要と考えた。具体的には手すりを握って起立する動作に着目し、握った手すりが対象者の動作に合わせ前方へ、そして上方へ動く機構を持つも設計とした。手すりの動きはアクチュエーターで行い、手すりの運動軌跡は人の起立動作を分析し、前・上方への運動を再現するため、パーソナルコンピューター制御とした。

【アシスト型手すり概要および動作確認】

開発した手すりは個々人の起立動作により調整可能とすること、また現時点で最も効果的な手すりの移動軌跡が確定できないという理由から、一定の範囲で手すり移動軌跡を自由に設定できる設計とした。装置は、1)手すり、2)680 mmのモータ駆動式アクチュエータ 2本を組み合わせた XZ テーブル、3)フレーム及び 4)制御器で構成される。300 mmの手すりは垂直平面上を任意に移動することができる XZ テーブルに取り付けられている。垂直方向移動機構及び水平方向移動機構はそれぞれ独立したモータで駆動し、コンピュータの制御により任意の動作を行なうことが可能とした。

モータは直線で最速約 450 mm/sec で動作可能とし、この時の最高出力は 490N とした。ただし XY テーブルの交点に手すりを取り付けているため手すりの移動最高速度は移動軌跡の設定により異なる。また最高出力も速度を抑えることでより大きな力を発揮することが可能となる。手すりの概要は図 3,4 に示す。今回試作機の動作確認にあたり、手すりの移動軌跡は単に体重心の上方移動を助けるのではなく、人の自然な起立動作、つまり上体を前方へ屈曲することにより重心を一旦前方へ移動させ、その後上方へ立ち上がるという一連の動作を誘導することを目的としてプログラムを作成した。

実験設定および結果を以下に示す。

- 1) 手すりの運動軌跡は前方に 40 mm 移動しつつ、緩な曲線を描き上方に 50mm 移動するものとした。
- 2) 移動速度は 50 mm/sec とした。

3) 健常成人男性 5 名 (平均年齢 40.2 歳, 範囲 30-50) で手すりの動作確認を行った。

4) 結果, 手すりに上体の重さを意識的に負荷した状態であっても, 手すりはまったく問題なく稼動することが確認された。手すりの運動軌跡は起立動作にスムーズ適応しており, 動作途中でさえぎられることはなかった(図 3)。

装置の構成を図 3 に, 制御ブロック図を図 4 に示す。

- (1) 手すり
- (2) XY テーブル
- (3) フレーム

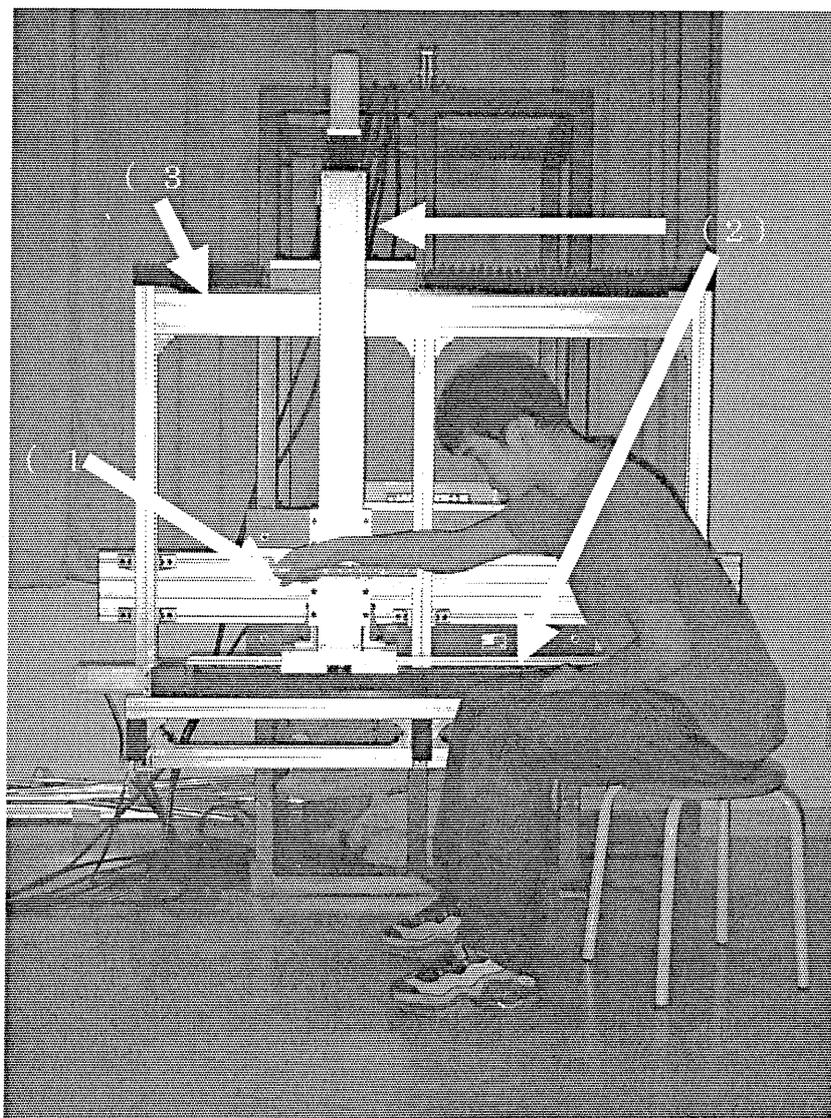


図 3. 装置の構成

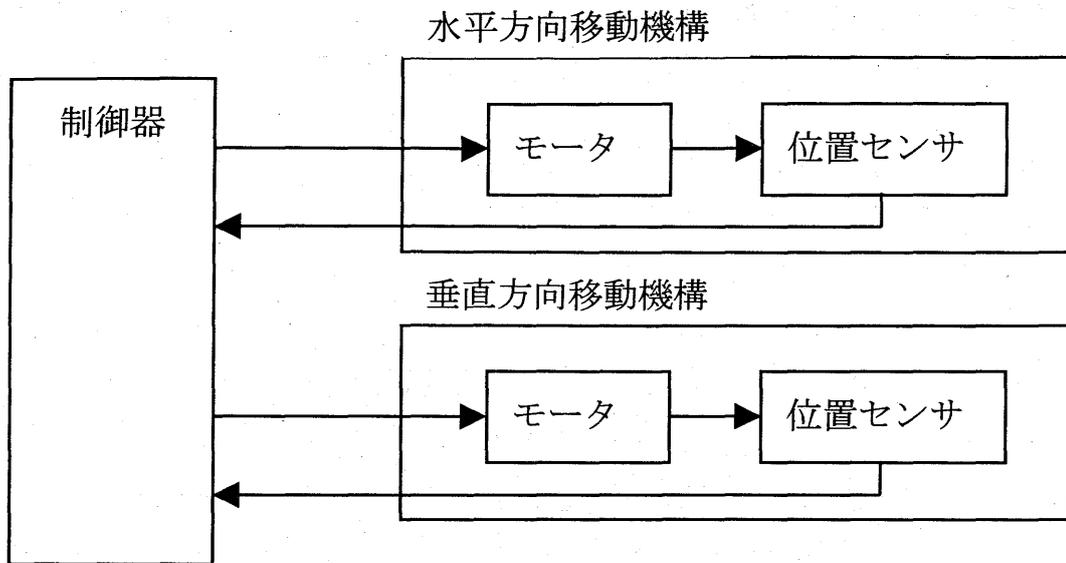


図 4. 制御ブロック図

【考察】

起立動作についての報告はこれまで多く見られる。椅子座位よりの起立のメカニズムについて身体重心を足部のみの狭い新たな支持基底面への移動と、立位姿勢までの重心の上昇という2つの要素から成り立つとされている 12)。このことを動作として捉えると起立動作初期時体幹前屈により体重心を前下方へ移動させ、次いで足底で床をけることにより重心を上方へ持ち上げる動作に分解することができる 13)。さらに小島らの研究によれば、起立動作初期に体幹をより前傾させることにより起立時の体重心と踵部の距離が減少し、重心を上方へ引き上げる起立時の膝関節モーメントは減少するとしている。このことから膝関節伸展筋力が低下した対象者では起立動作初期に体幹を意識的に前屈させる動作を指導することが有効であるとしている 14)。

また勝平らによる手すりの把持位置と関節モーメントの研究によれば、把持位置が体幹真横の場合は起立動作時の下肢モーメントが減少するが体幹前方で手

すりを把持したばあい下肢モーメントは大きくなるとしている 15)。つまり体側で手すりを把持した起立動作では手すりの把持部分と足底部で基底面が形成されるため上肢伸展モーメントが効率的に下肢伸展モーメントを軽減するために働いたと考えられる。これに対して前方の手すりの把持する方法で体重心は足部の後方に残り逆に手すり把持部分は足部の前方に在るという位置関係になり手すりを引いて起立しようとするすると下向きの力が発生してしまうとしている。我々がアシスト型手すり開発に先立って行った調査では高齢者の手すり使用時起立動作は大きく2つのパターンに分類された。1つのパターンは一旦上体を前屈させた後手すりに見立てた平行棒を垂直下に押し骨盤を座面より挙上するものであり、第2のパターンは開始肢位から肘関節を屈曲することにより体幹肢位を前上方へ直線的に引き上げるものであった。

比較的運動機能の低い高齢者において前方に手すりを把持するパターンが観察された理由は、パーキンソニズムに見られるような活動性の減少、身体の重心が後方に残り体位変換がスムーズに行えないなどの現象によるものと考えられる。詳細については更なる研究が必要と考えが、結果的に高齢者が無意識に選択した起立動作がかえって起立時の負荷を高いものに行っていることが観察されており、このことが起立動作をより困難とさせていると考えられる。この事を踏まえ、「アシスト型手すり」においては単に高齢者の体重を上方に移動させるための力を支援するのではなく、高齢者自身の負担がより軽い状態で起立動作が行えるよう、高齢者の動作を支援する機能を実現させることが重要と考える。虚弱高齢者、あるいはパーキンソン等の疾患により起立動作が困難な対象者についての臨床試験を次期課題としたい。

最後に本「アシスト型手すり」に対して期待される効果として、市販の手すりでは十分に機能を発揮しえなかった高齢者の機能を引き出し、自立生活の大きな助けとなることが期待できる。ここで開発される手すりは在宅で生活する高齢者を想定しており、開発される手すりが効果を発揮すれば在宅高齢者の自立度の向上につながり、最終的には在院日数の短縮、介護負担の軽減そして高齢者の社会的自立に大きな役割を果たすと考えられる。また開発されたシステムを元にした商品開発も期待できる。

【まとめ】

本研究では特に高齢者を対象として椅子座位から前方の手すりを把持して起立する動作を想定し、対象者の起立機能を援助手すりの開発研究を行った。開発に先立ち高齢者を対象とした起立動作の分析を行った。この結果個々に起立動作パターンが異なり個人特性に対応した支援動作が必要であると考えられた。

そこで我々は手すりの動きが自由に選択できる事を前提としてパワーアシスト型手すりの設計を行った。具体的には 680mm のストロークを持つ直線運動アクチュエータを直角に組み合わせ、このアクチュエータの交点に肘置き付き手すりを取り付けた。アクチュエータはコンピュータ制御とした。試作した手すりについて健常成人を被験者として動作確認を行った、この結果試作機は十分に成人の体重が負荷された状態であっても、設計どおりの動作を遂行しえることが確認された。

【文献】

- 1)横野未奈子, 吉村茂和, 寺沢泉: 当院退院患者のアンケート調査 家屋改造とその使用状況について, 理学療法進歩と展望 vol15,p17-20,2001.
- 2)高齢者用機器に関するニーズ調査報告, 全国社会福祉協議会, 1992.
- 3)新田收, 筒井孝子: 在宅高齢者における入浴用福祉用具導入を決定する要因-入浴用マット, てすり導入の要因-,理学療法学 vol22(5),189-195,1995.
- 4)野村歡: リハビリテーション機器選択のガイドライン-手すり-, 臨床リハ,vol6(4),371-375,1997.
- 5)坪井章雄, 佐々木久登, 富樫誠二, 他: 手すりの方向と高さ・位置の検討-椅子からの立ち上がり・座り動作から-, OT ジャーナル vol30,688-691,1996.
- 6)佐々木久登, 坪井章雄, 富樫誠二, 他: 高齢者が使いやすい手すりの高さ・位置の検討, PT ジャーナル vol33(1),53-57,1999.
- 7) 新田收, 安西将也, 高齢者における手すり把握条件と握力の関係, 理学療法科学 17(3): 175-179, 2002
- 8)橋本洋一, 眞野行生: パーキンソニズムへのリハアプローチ, パーキンソニズム患者の ADL, 臨床リハ VOL.6(2),P135-141,1997.
- 9) 川口亜紀, 山本松樹: 立ち上がり動作補助用縦型手すり使用性に関する生体力学解析, 松下電工技報 Dec.52-57,2001.
- 10)福田陽子: 排泄機器, OT ジャーナル vol27(10),782-789,1993
- 11)田中理, 飯島浩: 手動車椅子・電動車椅子, OT ジャーナル vol27(10),826-840,1993
- 12) 星文彦, 武田涼子: 起き上がり動作のメカニズム-椅子からの立ち上がり動作-, 理学療法(20(10),1028-1035,2003.
- 13) 星文彦, 山中雅智, 高橋光彦, 高橋正明, 福田修, 和田龍彦: 椅子からの立ち上がり動作に関する運動分析, 理学療法学 19(1),43-48,1992

14) 小島悟, 田中敏明, 橋本伸也, 武田秀勝: 力学モデルを用いた椅子からの立ち上がり動作分析-足部位置ならびに体幹前傾角度の影響-, 札幌医科大学保健医療学部紀要 2,25-31,1999

15) 勝平純司, 山本澄子, 関川伸哉, 高野亜紀子, 市江雅芳: 平行棒を使用した立ち上がり動作時の関節モーメントの分析, 日本義肢装具学会誌 9(1),45-51,2003.

Developmental research of the power assistance type handrail

In this study, we developed a prototype handrail which can provide computer controlled assistance. The handrail can assist the moving ability of a subject who try to stand up. We analyzed the elderly movements of standing up prior to the handrail development. The analysis indicated that all the subjects did not show the same movement of standing up. Therefore, we thought that a supplementary mechanical operation which matched the pattern of the individual's movements should be incorporated into the handrail. Thus, we designed the power assistance type handrail on the assumption that the movement of the handrail was able to be selected freely. Two-680mm-actuators were attached perpendicularly each other on a frame, and the handrail was installed at the intersection of these actuators, and the movement of the handrail was controlled by the computer. The handrail developed at this time can move freely on a 60cm. by 680mm. plane. It was assumed in the design that one sample operational pattern of standing up, which were analyzed beforehand, were incorporated into this experimental model at this time.

Keywords: handrail, assistance, elderly

2. Development research of the power assistance type handrail

Introduction:

The use of handrail is very important for maintaining the independence of aged. However, how the handrail can be used to different individuals' physical conditions has not fully been studied. In this study, we developed a handrail which can provide functional assistance. The handrail can assist the moving ability of a subject who uses the handrail to stand up.

Analysis of the aged motor movements of standing up:

We analyzed the aged motor movements of standing up before the handrail development. The analysis indicated that all the subjects did not show the same motor movements of standing up. Therefore, we thought that a supplementary mechanical operation which matched the operation of the individual's motor movements should be incorporated into the handrail.

Concept:

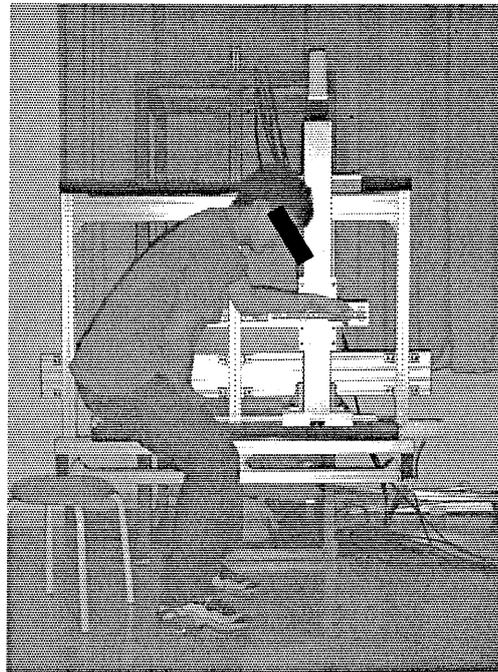
A lot of individual variations exist in aged's standing up operation. It is necessary to understand individual user's motor function enough when thinking about the development of the handrail. And, the developed handrail is induced to individual user's operation and the function to do appropriate support is requested. The movement of aged's with a low motor function truncus is scarce. The case where such the aged cannot do a smooth center of gravity movement is observed. Moreover, the aged is made to draw the handrail when standing up and movement to stand up is observed. When standing up from the chair, the person should move center of gravity behind the foot to the foot. Then, we thought that movement not only to assist in the weight movement to the upper side but also to consider the assistance function of the center of gravity movement forward was necessary for the handrail. We assumed that we developed "Assistance type handrail" by which the motor function was drawn out to its maximum based on the above-mentioned research result.

Then, we decided the mechanism which automatically worked above former reaching reacting on aged's operation speed and load to be added to the handrail. The handrail moved with the motor, and the motor assumed the personal computer control.

Design:

We designed the power assistance type handrail on the assumption that the movement of the handrail was able to be selected freely.

Two 60cm-actuators were squarely combined, and the handrail was installed at the intersection of these actuators, and the movement of the handrail was assumed to be computer controlled. The prototype handrail developed at this time can move freely on a 60cm. by 60cm. plane. It was assumed in the design that several different operational patterns of standing up, which were analyzed beforehand, were incorporated into this experimental model at this time.



**3 . Power assistance type handrail which synchronizes
with user's standing up operation**

Introduction:

The use of handrail is very important for maintaining the independence of the elderly. However, how handrail can be used to meet different individuals' physical conditions has not been studied extensively.

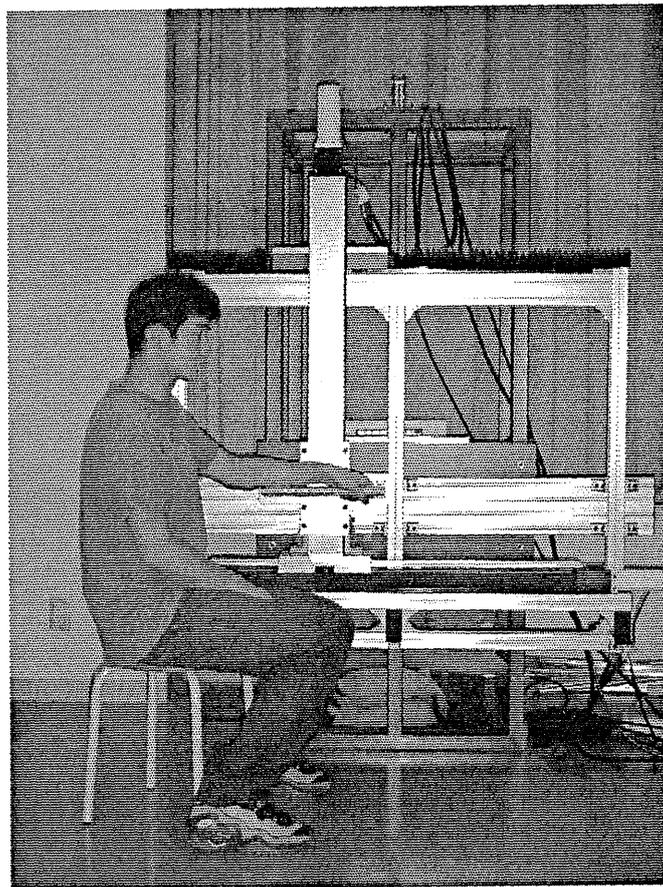
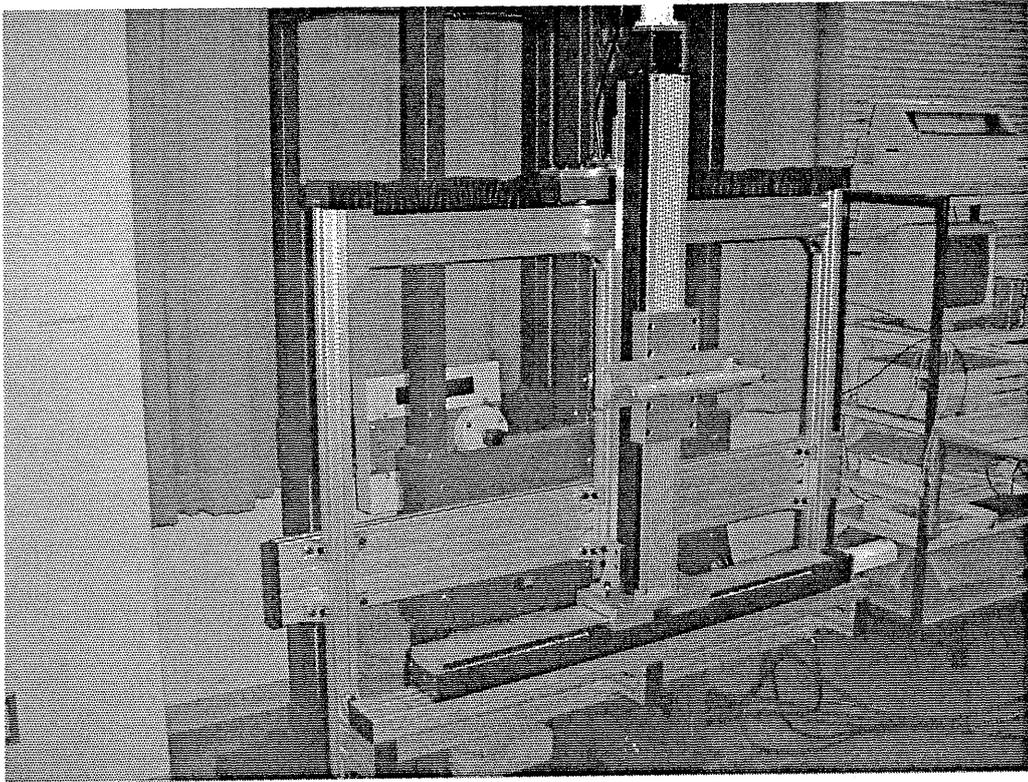
Aims

In this research, we developed a handrail which can provide functional assistance. This particular handrail can assist the moving ability of a subject in standing up.

Design

We designed the power assistance type handrail on the assumption that the movement of the handrail was able to be selected freely. Two 60cm actuators were squarely combined, and the handrail was installed at the intersection of these actuators, and the movement of the handrail was assumed to be computer controlled. The prototype handrail developed at this time can move freely on a 60cm. by 60cm. plane.

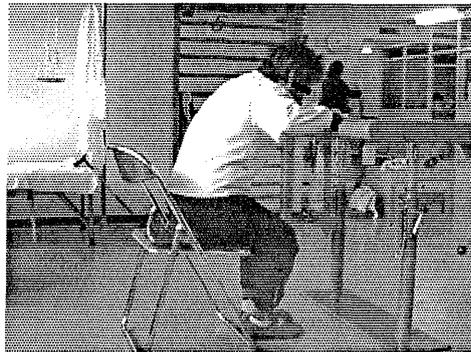
A sensor, installed in the handrail, will respond accordingly to the load and direction exerted on the handrail. All these operational data will then be fed back to the computer. It was assumed in the design that several different operational patterns of standing up, which were analyzed beforehand, were incorporated into this experimental model at this time.



Analysis of the elderly's motor movements of standing up1:

A lot of individual's variations exist in the elderly's standing up operation. It is necessary to have sufficient understanding of individual user's motor function in formulating the developmental concept of the handrail. The developed handrail can be induced to meet individual user's operation and can carry out the requested function appropriately. Among the elderly, individuals with low motor function of the trunks is not very noticeable. Cases where elderly individuals cannot transfer the center of gravity movement smoothly is observed. Moreover, the elderly is more likely to draw on the handrail when standing up; then, movement to stand up is observed. When standing up from a chair, an individual would naturally move the center of gravity from behind the feet to the feet. Then, we thought it was not only necessary for the handrail to assist in the weight movement of the upper trunk, but also to offer assistance in propelling the center of gravity movement forward.

Fig 1. motor movements of standing up



pattern1



pattern2

Methods

In order for the "Assistance type handrail" to maximize an individual's motor function, the handrail was designed to automatically respond to individual user's operational speed and load. The handrail is moved by a motor, which is assumed to be controlled by a personal computer.

Results

The power assistance type handrail was designed on the assumption that the movement of the handrail was able to be selected freely. Two 60cm-actuators were squarely combined, and the handrail was installed at the intersection of these actuators, and the movement of the handrail was assumed to be computer controlled. The prototype handrail developed at this time can move freely on a 60cm. by 60cm. plane.

A sensor, installed in the handrail, will respond accordingly to the load and direction exerted on the handrail. All these operational data will then be fed back to the computer. It was assumed in the design that several different operational patterns of standing up, which were analyzed beforehand, were incorporated into this experimental model at this time.

Discussion/Conclusion

Among the elderly, many different patterns of standing up can be observed. Thus, it is necessary to have sufficient understanding of individual user's motor function in formulating the developmental concept of the handrail. The prototype handrail can be induced to meet individual user's operation and can carry out the requested function appropriately. Among the elderly, individuals with low motor function of the trunks are not very noticeable. However, cases where elderly individuals cannot transfer the center of gravity movement smoothly are more prevalent. Moreover, the elderly are more likely to draw on the handrail when standing up; then, movement to stand up is observed. When standing up from a chair, an individual would naturally move the center of gravity from behind the feet to the feet. Then, we thought it was not only necessary for the handrail to assist in the weight movement of the upper trunk, but also to offer assistance in propelling the center of gravity movement forward.

4. 起立動作支援型手すり使用による起立時筋活動の変化 -アシスト型手すり開発研究1-

現状

先行研究によれば住宅改造に関する項目で最も導入率が高いのは手すりの設置となっている。このことは手すりが起立および歩行という日常生活活動における基本となる部分をサポートしていることを示している。ところで手すりの対する開発研究はその形状および取り付けに関するものが多く、手すりに積極的にアシスト機能を持たせようとする研究は見当たらない。

アシスト型手すりの開発目標

握った手すりが対象者の動作速度および負荷に反応して前・上方へ自動的に動く機構を開発する。手すりの動きはモーターで行う、モーターはパーソナルコンピューター制御とし、手すりに対してかけられる負荷、つまり起立する人がどの程度手すりに体重をかけるかセンサーが感知し、出力を制御するようプログラム化する。手すりは起立動作をアシストするものであり、利用者の個々の機能、起立動作に対して、運動の速さおよび力の大きさが自動的に適応可能となるものとする。

目的：

本研究では高齢者を対象とし運動機能を引き出すことを目的とした「アシスト型手すり」の開発を行っている。今回試作機使用が起立動作時筋活動におよぼす影響を把握することを目的とした。

方法：

製作した装置は直動型アクチュエータ、手すり、制御用 PC 及びフレームで構成した。X 軸 Z 軸アクチュエータを協調して動作させることで、手すりを XZ 平面の任意の位置に移動することができる設計とした。手すりの位置は制御用 PC 上の制御プログラムで、XZ 各軸の AC サーボモータに取り付けられたエンコーダ情報をもとに制御するプログラムとした。実験対象者は健常成人 8 名とした。手すりが起立動作に同期して移動する設定と手すりが固定された設定の 2 条件について分析した。

大腿直筋、大腿二頭筋、上腕三頭筋、上腕二頭筋 4 筋の筋活動は電極中心間距離 30mm にて筋腹に貼付した電極により、サンプリング周波数 1000Hz にて記録した筋電図を RMS とした後 %MVC を算出し、時系列変化を分析した。

統計解析は、椅子の座面高と手すりの起動が上記 4 筋の RMS に影響するかについて二元配置分散分析により行なった。

結果と考察：

アシスト型手すりの開発を進める中で、手すりの使用が四肢の筋活動に及ぼす影響について分析した。

上腕二頭筋				上腕三頭筋				
	膝窩高	2/3膝窩高		膝窩高	2/3膝窩高		膝窩高	2/3膝窩高
手すり起動	23.8%(sd19.9)	24.8(sd19.3)		40.3%(sd11.9)	41.2(sd18.0)			
	23.8%(sd14.9)	30.1(sd28.6)		42.4%(sd23.5)	41.3(sd25.4)			
	自由度	F	有意確立		自由度	F	有意確立	
座面高	1	0.93	0.37		1	0.40	0.55	
手すり起動	1	0.67	0.44		1	0.05	0.82	
					1	0.00	0.98	

大腿直筋				大腿二頭筋				
	膝窩高	2/3膝窩高		膝窩高	2/3膝窩高		膝窩高	2/3膝窩高
手すり起動	30.0%(sd 8.9)	38.8(sd13.9)		25.4%(sd 8.4)	21.9(sd 6.6)			
手すり非起動	37.3%(sd11.8)	45.8(sd17.1)		24.0%(sd12.7)	25.7(sd13.5)			
	自由度	F	有意確立		自由度	F	有意確立	
座面高	1	6.58	0.37		1	0.46	0.52	
手すり起動	1	5.12	0.06		1	0.14	0.72	
座面高×手すり起動	1	0.15	0.71		1	1.49	0.26	

この結果，大腿直筋では手すりを起動した場合，起動しない場合に比較して低い筋活動で起立動作が行なわれていた．この傾向は，より負荷が高い低座面高の椅子よりの起立でも同様の差異が示された．

このことはアシスト型手すり使用により起立時の負荷は軽減されることを示すものと考えられた．

5. 起立動作に同期したパワーアシスト型手すりの開発研究

**Development of the assistance type handrail which
synchronizes with motion**

Abstract

A handrail is widely applied to assist the standing up motion of elderly and disabled people with lower limb function disorder. We developed the power assistance type handrail which synchronizes with user's standing up motion.

The handrail system consisted of a linear actuator, a PC for control and a frame. The trajectory of handrail could design which is based on Bezier curve. This time, the torque sensor was attached in this device, and we made experimental program that contained torque information control. We experimented with this software to lead the trajectory with synchronize with user motion.

Key Words: handrail, Assistance, Synchronization, Torque Sensor, Experiment

1. はじめに

日本は高齢化社会を迎え、高齢者の数は今後も増えると予想される。また、それにつれて要介護者も増えると予想され、福祉用具の必要性はより一層高まっていく。2000年に介護保険が導入され、福祉用具の導入率は急激に上昇している。このなかで、手すりは最も身近なものであり、広く住宅に設置されている。

手すりは、下肢の運動機能が低下した高齢者や障害者の立ち上がりや伝い歩き、移乗動作などの補助に有効な器具である。しかし、設置には壁面に対する十分な固定が必要であるため、加齢や進行する疾患による障害の変化に対応した設置後の調整は容易ではない。従来の手すりの研究では、形状、配置に関するものは多くあるが、使用者の動作に合わせて、手すりが駆動し、立ち上がりを補助するものはまだ開発されていない。また、「起立便座」「起立椅子」「起立車椅子」といった起立動作を能動的に補助する福祉用具は既に開発されているが、動作は強制的であり一人一人異なる機能低下の様態に十分に対応できているとはいえない。

2. 立ち上がり動作の分析

下肢運動機能が低下した高齢者の立ち上がりや歩行といった基本動作は、個人差が大きい。そこで、動作のパターンや立ち上がりの方法を把握する事を目的として、高齢者を対象とした平行棒を使用した立ち上がり動作の分析を行った[1]。

健常で運動機能の低下がない場合、下肢伸展筋力により立ち上がろうとし、上肢の伸展筋力は補助的に用いられていた。この動作パターンは下肢筋力を生かしている点や、平行棒に対して垂直下方に力を加える点などから、安定した立ち上がり動作であると考えられた。ところが運動機能が低下した高齢者では重心が後方に残り、上肢の伸展筋力により手すりを手前に引き寄せることによって立ち上がろうとする動作が観察された。こうした動作は不安定であり、完全に起立動作を遂行できない例も観察された (Fig. 1)。



Fig.1 Elderly in Standing Up Motion

3. 研究目的

本研究では使用者の動作速度や手すりへの荷重に応じて手すりを前後，上下に動作させ，重心を前方に移動することで立ち上がり動作の補助を行う機器の実現を目指すこととした[2]. 利用者の個々の機能や立ち上がり動作パターンに応じて，手すりをあらかじめ登録しておいた軌道上で動作させたり，手すりにかかる荷重を力センサでリアルタイムに計測し，荷重に応じて手すりを動作させることで，最適な立ち上がり動作のアシストを行う手すりを開発するものとした。

今回は，使用者が起立動作開始時に手すりに対して負荷するトルクをトリガとして手すりを始動させることによって，手すりの動きと使用者の起立動作を同期させる方法を試みることにした。また，リアルタイムに手すりの軌道を制御し，最適な立ち上がり軌道を選択するプログラム開発のための基礎データの収集を行った。

4. 装置概要

4-1. 機構部

開発した装置の外観を Fig.2 に示す。この装置は，手すり，直動型アクチュエータ，フレームによって構成される。手すりは木製で長さ 300[mm]の肘置き型の手すりである。直動型アクチュエータは，AC サーボモータとリニアガイドが

組み合わせられたもので、水平軸（X軸）上に垂直軸（Y軸）が配置されている2自由度タイプである。各軸のストロークは650[mm]、最大移動速度は250[mm/s]、最大可搬重量50[kgf]である。手すりは、Y軸のスライダに取り付けられており、X軸及びY軸を協調して動作させることで手すりをXY平面の任意の位置に移動することが可能となる。手すりの位置は、制御用PC上の制御プログラムで、XY各軸のACサーボモータに取り付けられたエンコーダ情報をもとに制御される。また、使用者の動作に同期した軌道を描くことを可能にするため手すりに6軸トルクセンサを取り付け、トルク情報を検知できるようにした。

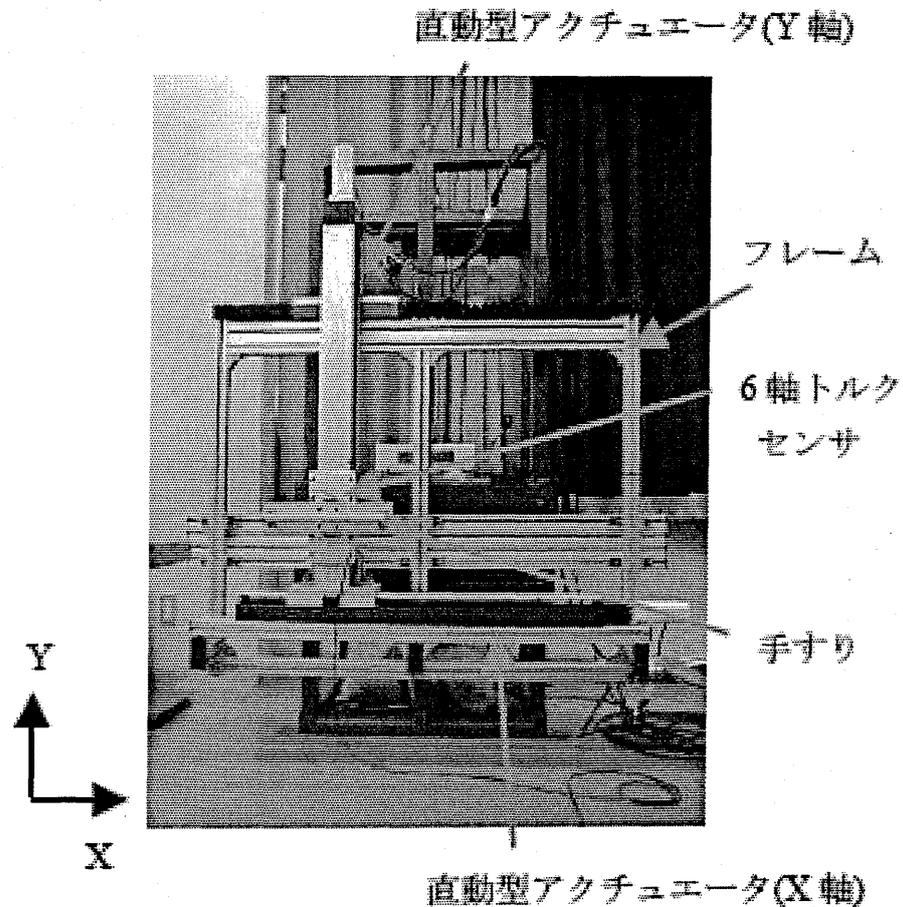


Fig.2 Power Assistance Type Handrail

4-2. 制御プログラム

制御プログラムの画面表示を Fig. 3 に示す。動作設定で手すりの軌道，速度が設定可能である。手すりの軌道は，多様な曲線を描くことができるベジェ曲線を利用している。始点，方向点 1，方向点 2，終点を入力することによってさまざまな曲線を描くことが可能となる。また，軌道を視覚的に確認できるように，設定値入力後設定ボタンを押すと，画面右の軌道表示部で軌道が表示される。移動開始ボタンを押すと描かれた軌道どおりに手すりが駆動し，原点復帰ボタンを押すことによって，手すりは元の位置に戻る。トリガは，どれだけの力が加わった時に動作開始するかの値を入力してチェックボックスにチェックを入れることにより，チェックを入れた方向に入力した値以上の力が加わると動作を開始する。負の方向では，マイナスとする。実験用軌道プリセットは，実験に用いる軌道を，速度を設定して各パターンのボタンを押すことによって設定できる。出力される位置情報，トルク情報は Fig. 3 のデータ保存部で名前を付けて保存する。画面中央には装置のステータス，手すり位置，手すりにかかる力が表示され画面上でモニタすることが可能である。

また，メニューバーの[設定]で原点復帰速度を決めることができ，初期位置設定を選択すると表示されるコントローラ(Fig. 4)により初期位置を設定できる。[データ]の情報入力では，被験者の情報を入力でき，出力データに記載される。

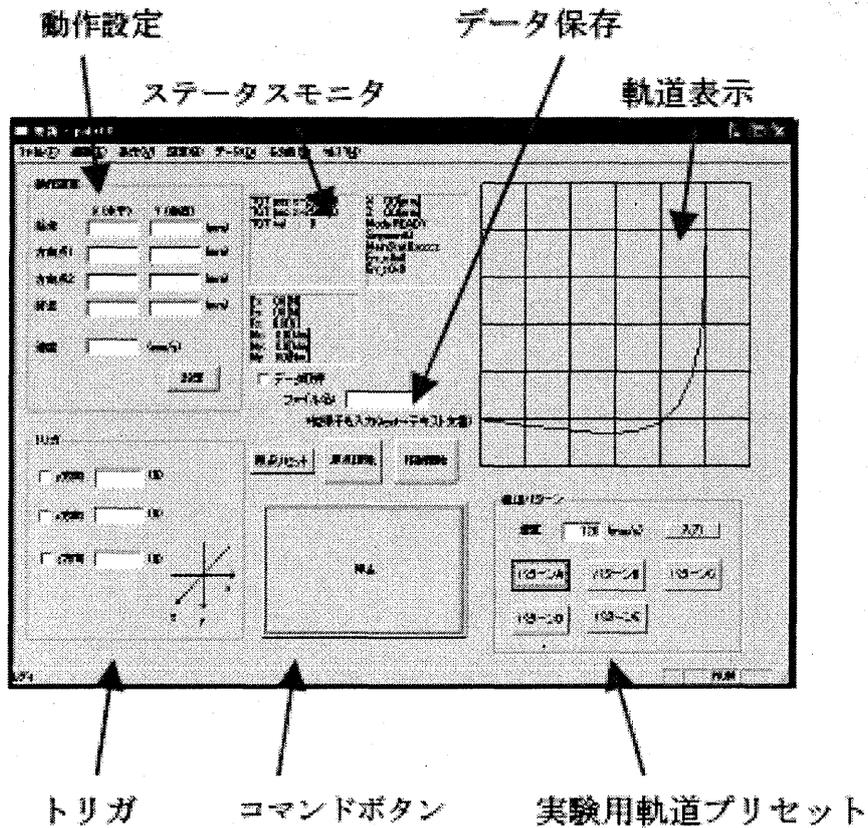


Fig.3 Screenshot of Control Program

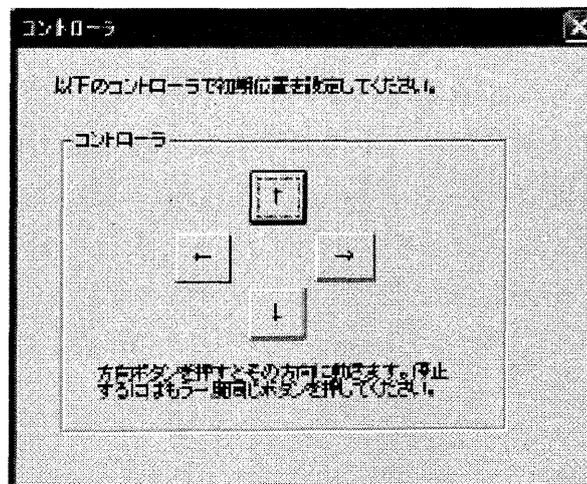


Fig.4 Controller Image

5. 評価実験

5-1. 実験目的

使用者の動作に同期した最適な立ち上がり軌道を導出するために、パワーアシスト型手すりをを用いた起立動作の基礎データを収集し解析することを目的として評価実験を行った。この実験では、①手すり動作の状況、②手すりに負荷されたトルクの経時的変化、③使用者の三次元的身体運動の3点について分析する。

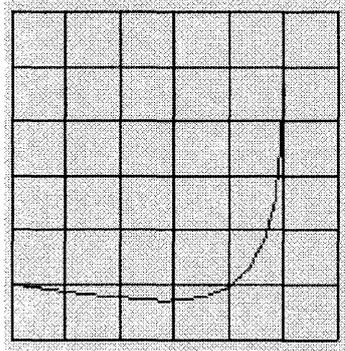
5-2. 実験方法

被験者は整形外科および中枢系疾患の既往がない健常成人5名（男性4名，女性1名，19-20歳）とした。

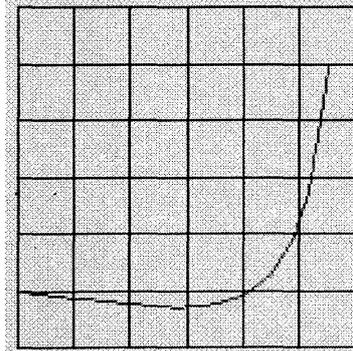
分析対象動作は椅子から手すりを左手に把持し、起立するものとした。椅子の高さは、座面を各被験者の膝窩（膝の後ろ側のくぼんだ部分）の高さとした場合（N）と、この高さの2/3の高さにした場合（L）について行った。手すりの移動軌跡は先行研究による起立動作時の身体重心変化を参考とし、一旦前方へ移動しつつ、上方へ曲線的に方向を変換するものとし、その終点位置の関係から Fig.5 に示す5パターンを予め用意した。各パターンは、4点ベジェ曲線の始点(0,100)，方向点1(400,50)，方向点2(500,0)，終点(500,500)をパターンAとし、終点を50[mm]後方にしたものをパターンB，100[mm]前方にしたものをパターンC，100[mm]高くしたものをパターンD，100[mm]低くしたものをパターンEとする(Fig.5 参照)。この軌道は、主観的に決めた基準軌道パターンAを基に作成した。

トリガは、x方向に-20[N]とし、手すりを手前に20[N]以上引くと動き出すようにした。トリガの方向は Fig.6 に示す。

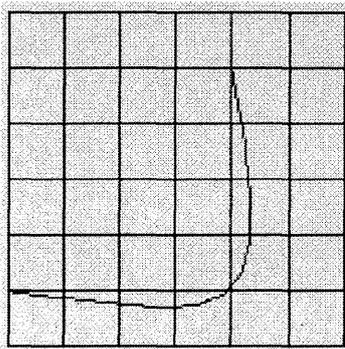
起立動作中、手すりに負荷されたトルクを記録するとともに、身体運動の記録は3次元動作解析装置（Vicon370, oxford metrics 製）によって行った。手すり側は、駆動した時パルス波を出力させるように設定し、その信号を Vicon 側で受け取り、同期させた。



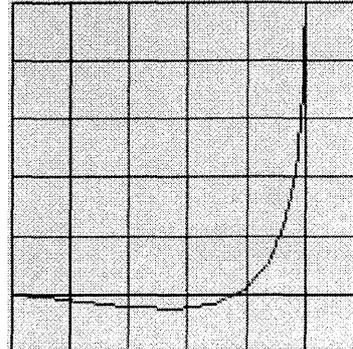
パターン A



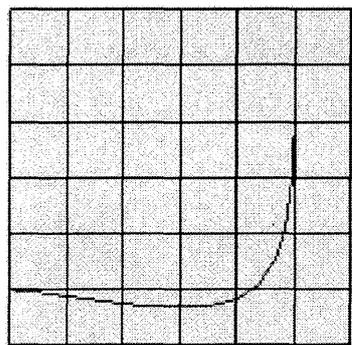
パターン B



パターン C



パターン D



パターン E

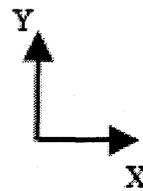


Fig.5 Trajectory Pattern

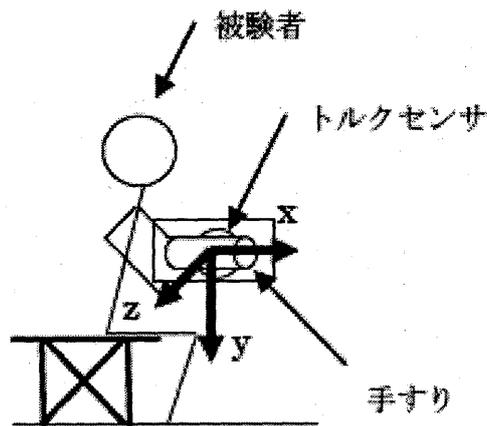


Fig.6 Force Direction

5-3. 実験結果及び考察

起立動作と手すりの始動のタイミングは、 x 方向へ働く負の力に対して始動するように設定したところ、問題なく動作することが確認された。先行研究から手すりを利用した起立動作において、高齢者が手すりを引く可能性が高いこと、起立動作において健常者であっても重心の前方移動が必要であることが示されており、これを利用することで、起立動作に自然に同期することが可能であった。また、この実験では、実際のベジェ曲線と動作した軌道の差は最大でも1[mm]程度であり、十分な精度であった。

次に、手すりに負荷された力のデータの解析について、座面高さ(L)で軌道パターンAの場合の x , y , z 方向の力データの一例をFig.7に示す。手すりが動作し始めた時間を0[sec]として手すりが止まるまでを示す。動作はじめでは、手前方向である x の負の方向に負荷がかかり、約2[sec]で最大となっていた。その後 x 方向の力は減少し、3[sec]過ぎで正の値へ変化していた。一般的に起立動作ではまず座面にある重心を前方移動させ、これによって重心を足部へ移動し、その後重心を上方へ移動させる。そのため今回の手すりに負荷された力の結果は、重心を前に移動させるために手すりを手前に引いて立ち上がろうとし、重心が座面から足部の上方へ移動完了した瞬間に手すりを手前に引くのをやめ、さらに起立動作が完了し、立位姿勢となったときに x 方向の力が0となることを示していると考えられる。XY平面の手すり軌道で考えるとFig.8の●印のときに x の負の方向に最大の力がかかっていた。このことから重心の移動が前方から上方へ変換するのに対応して手すりへ加わる負荷も変化することが確

認された。この結果から開発した装置と動作プログラムが立ち上がり動作を支援していることが確認でき、重心位置が推測できる可能性が示された。

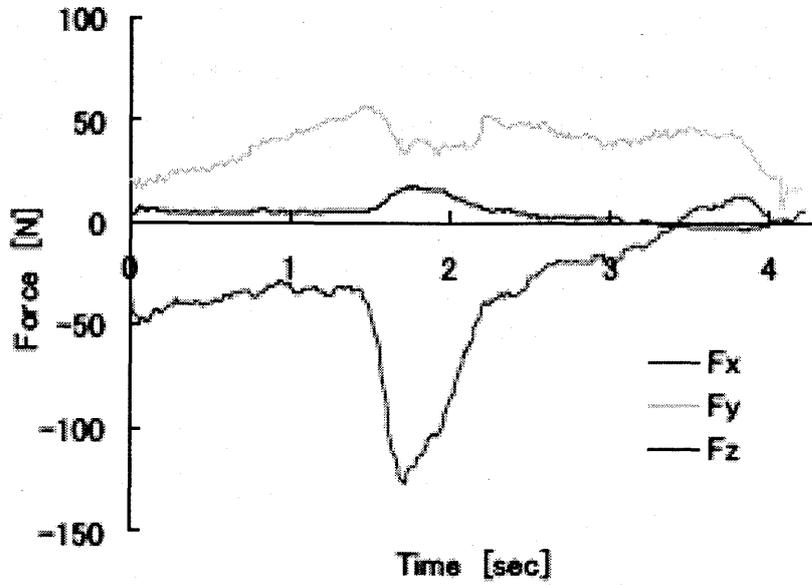


Fig.7 Result of Force (Pattern A, Height (L))

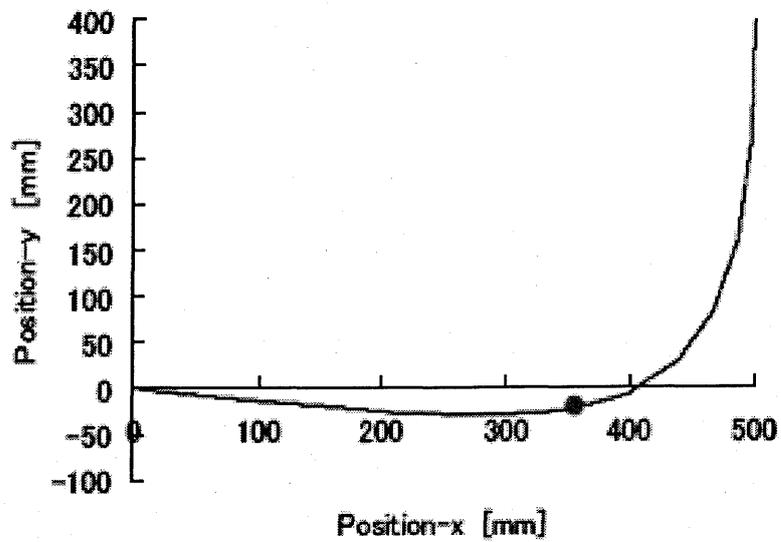


Fig.8 Trajectory and Maximum Force Point

6. おわりに

力フィードバックによって、手すりが使用者の動作と同期して起動するアシスト型手すりの装置と動作プログラムの開発を行った。評価実験の結果、身体方向へ使用者が手すりを引き寄せることをトリガとした手すり起動は問題なく行われ、使用者の起立動作が実現可能であった。また、手すりの力センサーデータよりおおよその起立動作パターンが推測される可能性が示された。今後、3次元動作解析データから関節トルクを求めるなど、使用者の身体運動データをさらに分析することにより、使用者の起立動作に同期しリアルタイムで手すり軌道制御する手法の開発を進める予定である。

参考文献

- [1] 新田 收, 安西 将也: “高齢者における手すり把握条件と握力の関係”, 理学療法科学, 17, 3, pp. 175-179, 2002.
- [2] 新田 收, 橋本 美芽, 井上 薫, 高橋 良至: “「パワーアシスト型手すり」の開発研究”, 日本保健科学学会誌, 7, 3, pp. 163-168, 2004

6. 起立支援型手すりが起立時身体負荷におよぼす影響

【目的】

剛起立動作を福祉用具自体が動いて支援する器機としては「起立便座」「起立椅子」「起立車椅子」がある。しかしこれらは動きが強制的であり対象者個々の動きに感応して支援する機構とはなっていない。機能低下がある場合、起立、歩行といった基本動作の方法も個人差が大きい。このため手すりの開発を考える場合使用者個々の運動機能について十分に理解する必要がある、その上で個々の動作に感応し適切な支援を行う機能が求められる。

起立動作では座位時には足部後方にある重心位置を何らかの方法で足部に移動させなくてはならない。すばやい重心移動が困難であり、下肢筋力が低下している症例では手すりを手前に引く動作も観察される。この動作は上肢の力により体重心の移動を行っていると考えられる。そこで単に上方への体重移動を支援するのではなく、前方への重心移動の支援機能を考慮した動きが手すりには必要と考えた。

これら先行研究結果に基づき運動機能を最大限に引き出す「起立支援型手すり」の開発を行うこととした。具体的には手すりを握って起立する動作に着目し、握った手すりが対象者の動作速度および負荷に反応して前・上方へ自動的に動く機構を持つものとした。

こうした開発目標を念頭に置き、本実験では「起立支援型手すり」制御プログラム開発のためのデータ収集を目的とした。具体的には、使用者の動作に同期した最適な立ち上がり軌道を導出するために、「起立支援型手すり」を用いた起立動作の基礎データを収集し、解析した。

【起立支援型手すり概要】

装置は、1)手すり、2)680 mmのモータ駆動式アクチュエータ2本を組み合わせたXZテーブル、3)フレーム及び4)制御器で構成した。300 mmの手すりは垂直平面上を任意に移動することができるXZテーブルに取り付けられている。垂直方向移動機構及び水平方向移動機構はそれぞれ独立したモータで駆動し、コンピュータの制御により任意の動作を行なうことが可能とした。

モータは直線で最速約450 mm/secで動作可能とし、この時の最高出力は490Nとした。ただしXYテーブルの交点に手すりを取り付けているため手すりの移動最高速度は移動軌跡の設定により異なる。また最高出力も速度を抑えることでより大きな力を発揮することが可能となる。手すりの概要は図1に示す。

今回試作機の動作確認にあたり、手すりの移動軌跡は単に体重心の上方移動を助けるのではなく、人の自然な起立動作、つまり上体を前方へ屈曲することに

より重心を一旦前方へ移動させ、その後上方へ立ち上がるという一連の動作を誘導することを目的としてプログラムを作成した。

- (1) 手すり
- (2) XYテーブル
- (3) フレーム

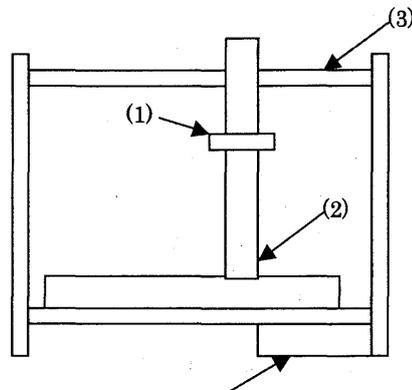


図 1 起立支援型手すり概要

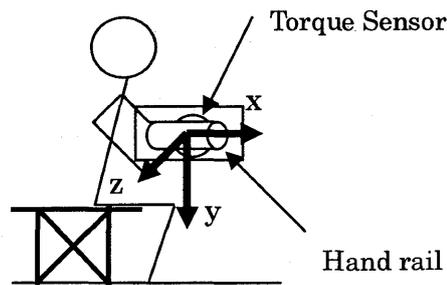


図 2. 力覚センサ設定

手すりの動きを使用者の起立動作と同期させることを目的として、手すりを軽く手前に引くと、この負荷をトリガとし手すりが起動する設定とした。トリガは、 x 方向に $-20[\text{N}]$ とし、手すりを手前に $20[\text{N}]$ 以上引くと動き出すようにした。トリガの方向を Fig4.3 に示す。トリガをこのように設定した理由は、先行

研究から手すりを利用した起立動作において、高齢者が手すりを引く可能性が高いこと、起立動作において健常者であっても重心の前方移動のため手すりを引くことが考えられるためである。20[N]は少し引いて動く値を主観的に設定した。

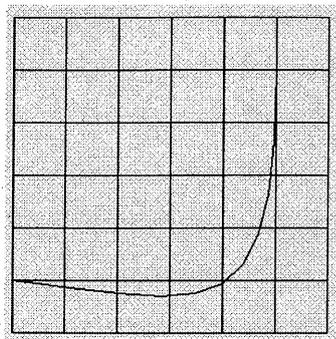


図 3. 手すりの移動軌跡

【実験方法】

被験者は整形外科および中枢系疾患の既往がない健常成人 7 名（男性 5 名，女性 2 名，平均年齢 20.1 歳：19-21）とした。

分析対象動作は椅子から手すりを左手に把持し，起立するものとした。椅子の高度は，Fig4.1 に示すように座面を各被験者の膝窩高とした。手すりの移動軌跡は先行研究による起立動作時の身体重心変化を参考とし，一旦前方へ移動しつつ，上方へ曲線的に方向を変換するものとした図 3。これに加えて，比較条件として前方に直線軌道で動かす直線パターンにより実験を行った。

起立動作中，手すりに負荷された力とトルクを記録した。また，身体運動における各関節の変位，床反力は 3 次元動作解析装置（Vicon370, oxford metrics 製）に床反力計を組み合わせた実験装置によって計測した。手すり側は，モータ制御ボードの空きピンを利用することで，駆動した時にパルス波を出力するように設定し，その信号を Vicon 側で受け取り 2 つの装置を同期させた。装置間は BNC コードで接続した。サンプリング周波数は，Vicon 側のカメラの性能より 60[Hz]とし，手すり側もこの値に合わせてプログラムで 60[Hz]に設定した。

起立時関節トルク

手すり移動軌跡	曲線	直線	
股関節伸展	11.84Nm (sd7.74)	8.12Nm(sd8.8)	ns
膝関節伸展	30.63Nm (sd15.79)	38.45Nm(sd5.78)	ns
足関節底屈	25.97Nm (sd14.28)	41.05Nm(sd16.07)	p<0.05

上肢トルク有意差はなし

【結果と考察】

1. 手すり動作の確認

手すりに上体の重さを意識的に負荷した状態であっても、手すりはまったく問題なく稼動することが確認された。手すりの運動軌跡は起立動作にスムーズ適応しており、動作途中でさえぎられることはなかった。

2. 関節トルクの分析

下肢トルクデータは床反力と関節位置データ（仮の関節位置）から計算した。また上肢関節トルクについても、手すりに装着した力覚センサと首関節、肘関節、肩関節（仮の関節位置）データから算出した。

算出した各関節トルクについて、手すりを直線的に前方のみに動かすパターンと曲線的に上前方に動かした場合での比較を行なった。この結果、手すりを保持した側、左側についてみると、足関節底屈トルクが直線パターンに比較して、曲線パターンで有意に低下していた。今回実験した手すりの曲線軌跡は健常者の起立時重心移動軌跡をモデル化したものであり、手すりの動きを起立動作の重心軌跡に同期させることにより、下肢関節トルクが減少する可能性が示された。

**7. 起立動作支援型手すりの開発研究
-手すりの移動軌跡の検討-**

Development research of the assistance type handrail

【目的】

起立動作では座位時には足部後方にある重心位置を何らかの方法で足部に移動させなくてはならない。すばやい重心移動が困難であり、下肢筋力が低下している症例では手すりを手前に引く動作も観察される。この動作は上肢の力により体重心の移動を行っていると考えられる。そこで単に上方への体重移動を支援するのではなく、前方への重心移動の支援機能を考慮した動きが手すりには必要と考えた。そこで運動機能を最大限に引き出す「起立支援型手すり」の開発を行うこととした。具体的には手すりを握って起立する動作に着目し、握った手すりが対象者の動作速度および負荷に反応して前・上方へ自動的に動く機構を持つものとした。

【アシスト型手すり概要】

装置は、手すり、680 mm のモータ駆動式アクチュエータ 2 本を組み合わせた XZ テーブル、フレーム及び 4) 制御器で構成した。300 mm の手すりは垂直平面上を任意に移動することができる XZ テーブルに取り付けられている。垂直方向移動機構及び水平方向移動機構はそれぞれ独立したモータで駆動し、コンピュータの制御により任意の動作を行なうことが可能とした。

モータは直線で最速約 450 mm/sec で動作可能とし、この時の最高出力は 490N とした。ただし XZ テーブルの交点に手すりを取り付けているため手すりの移動最高速度は移動軌跡の設定により異なる。また最高出力も速度を抑えることでより大きな力を発揮することが可能となる。手すりの概要を図に示す。

今回試作機の動作確認にあたり、手すりの移動軌跡は単に体重心の上方移動を助けるのではなく、人の自然な起立動作、つまり上体を前方へ屈曲することにより重心を一旦前方へ移動させ、この後上方へ立ち上がるという一連の動作を誘導することを目的としてプログラムを作成した。

制御プログラムのパラメータは 4 点ベジェ曲線を利用した。手すりの動きを使用者の起立動作と同期させることを目的として、手すりを軽く手前に引くと、この負荷をトリガとし手すりが起動する設定とした。トリガは、x 方向に -20[N] とし、手すりを手前に 20[N] 以上引くと動き出すようにした。

【実験方法】

手すり作動の移動軌跡について使用者の起立動作との関係で検討を行った。実験対象者は整形外科および中枢系疾患の既往がない健常成人 7 名（男性 5 名、

女性 2 名，平均年齢 20.1 歳：19-21) とした。

分析対象動作は椅子から手すりを左手に把持し，起立するものとした。椅子の
高さは，図に示すように座面を各被験者の膝窩高とした。手すりの移動軌跡は
先行研究による起立動作時の身体重心変化を参考とし，一旦前方へ移動しつつ，
上方へ曲線的に方向を変換するものとした。これに加えて，比較条件として
前方に直線軌道で動かす直線パターンにより実験を行った。

起立動作中，手すりに負荷された力とトルクを記録した。また，身体運動にお
ける各関節の変位，床反力は 3 次元動作解析装置 (Vicon370,oxford metrics
製) に床反力計を組み合わせた実験装置によって計測した。

【結果と考察】

算出した各関節トルクについて，手すりを直線的に前方のみに動かすパターン
と曲線的に上前方に動かした場合での比較を行なった。下肢関節トルクについ
てみる。手すりを保持した側，左側について足関節底屈トルクが直線パターン
に比較して，曲線パターンで有意に低下していた。今回実験した手すりの曲線
軌跡は健常者の起立時重心移動軌跡をモデル化したものであり，手すりの動き
を起立動作の重心軌跡に同期させることにより，下肢関節トルクが減少する可
能性が示された。

**8 . Assistance rendered by Power assistance type handrail
in standing up among Parkinson's disease sufferers**

Summary of Background Data:

An assistance type handrail that can provide functional assistance to stand up was developed. This particular research analyzed the assistance rendered in standing up among Parkinson's disease sufferers.

Methods:

Prior to the development, various patterns of standing up among the elderly were observed and analyzed. Incorporating these data in the design, a model by which an individual's motor function was able to be maximized was developed, and it would also automatically respond to the individual's operational speed and load. When the handrail was tested by three Parkinson's disease sufferers, their standing up operations were analyzed by VTR and a three-dimensional operation analysis device.

Results:

A sensor, installed in the handrail, will respond accordingly to the load and direction exerted by the subject. The result of the analysis of the subjects' standing up operation indicated a decrease in the lower limbs joint torque. In addition, the center of gravity of the body was able to be propelled smoothly even among subjects with advanced Parkinson's disease. In one of the subjects, help from another person became unnecessary as a result of the handrail use.

Conclusion:

Among the elderly, individuals with low motor function of the trunks is not very noticeable. However, cases where Parkinson's patients cannot transfer the center of gravity movement smoothly are observed. Moreover, subjects are more likely to draw on the handrail when trying to stand up; then, movement to stand up is observed. When standing up from a chair, an individual would naturally move the center of gravity from behind the feet to the feet. Therefore, it was not only necessary for the handrail to assist in the weight movement of the upper trunk, but also to offer assistance in propelling the center of gravity movement forward.

9. パワーアシスト型手すりにおけるアシスト機能

Development of a Power Assisted Handrail

A handrail is widely applied to assist the standing up motion of elderly and disabled people with lower limb function disorder. We are trying to develop a power assisted handrail to provide a tailored standing up motion assistance. We developed a handrail system consists of a linear actuator, a PC for control and a frame. The handrail is attached on the linear actuator and controlled by PC. It can move 650[mm] in vertical and horizontal. The handrail moves on a preprogrammed path which is tailored for individual and assist their standing up motion. We tried to check the functionality of this system with physical therapist. It is confirmed that the system worked as we designed.

Key Words: Assistive Technology, Lower Limb, Power Assistance, Handrail, Standing U

1. はじめに

手すりは、下肢の運動機能が低下した高齢者や障害者の立ち上がりや伝い歩き、移乗動作等の補助に有効な器具であり、日常生活動作の自立を補助することを目的として広く住宅や施設に設置されている。設置には壁面に対する十分な固定を行う必要があることから、加齢や進行する疾病による障害の変化に対応した設置後の調整は容易ではない。これまでの手すりに関する研究開発は主に形状や取り付けに関するもので、使用者の動作にあわせて、特にアクティブに立ち上がりを補助するものはまだない。また、「起立便座」「起立椅子」「起立車椅子」といった立ち上がり動作を能動的に補助する福祉用具は既に開発されているが、動作は強制的であり一人一人異なる機能低下の様態に十分に対応できているとはいえない[1,2]。

そこで、手すりに積極的に動作をアシストする機能を持たせることで、個人の運動機能に応じた最適な補助動作、特に立ち上がり補助動作を行うことができる、パワーアシスト型手すりの開発に関する研究を行っている[3]。本研究は、主に運動機能の低下した高齢者を対象とし、使用者の持つ運動機能を最大限に引き出し、立ち上がり動作をアシストする装置の開発を目的としている。今回は、アシストのための最適な動作方法、出力等を実験的に求めることを目的としたプロトタイプの開発について報告する。

2. 設計指針

下肢運動機能が低下した高齢者の立ち上がりや歩行といった基本動作は、個人差が大きい。そこで、動作のパターンや立ち上がりの方法を把握する事を目的として、高齢者を対象とした平行棒を使用した立ち上がり動作の分析を行った[4]。

その結果、運動機能が低下していない場合は、下肢伸展筋力により立ち上がろうとし、平行棒を把持した上肢の伸展筋力は補助的に用いられることが分かった。この動作パターンは下肢筋力を生かしている点や、平行棒に対して垂直下方に力を加える点などから、安定した立ち上がり動作であると考えられる。ところが運動機能が低下した高齢者では重心が後方に残り、上肢の伸展筋力により立ち上がろうとすることから、動作が不安定であることが示された(Fig.1)。高齢者に頻発するパーキンソンニズムの姿勢において後方に重心が止まる事が多いが、運動機能の低下した高齢者、あるいは片麻痺患者においても、このような後方に重心が止まった形での立ち上がり動作が日常的に観察されている。このことから、本研究では使用者の動作速度や手すりへの荷重に応じて手すりを前後、上下に動作させ、重心を前方に移動することで立ち上がり動作の補助

を行う機器の実現を目指した。利用者の個々の機能や立ち上がり動作パターンに応じて、手すりをあらかじめ登録しておいた軌道上で動作させたり、手すりにかかる荷重を力センサを用いてリアルタイムに計測し、荷重に応じて手すりを動作させることで、最適な立ち上がり動作のアシストを行う手すりを開発するものとした。今回は力センサを用いず、様々な軌道パターンから動作の補助に適したアシストの方法を調査することができるシステムとした



Fig.1 Standing Up Motion of Elderly

3. 装置の概要

開発した装置の外観を Fig.2 に示す。装置は直動型アクチュエータ、手すり、制御用 PC 及びフレームで構成される。

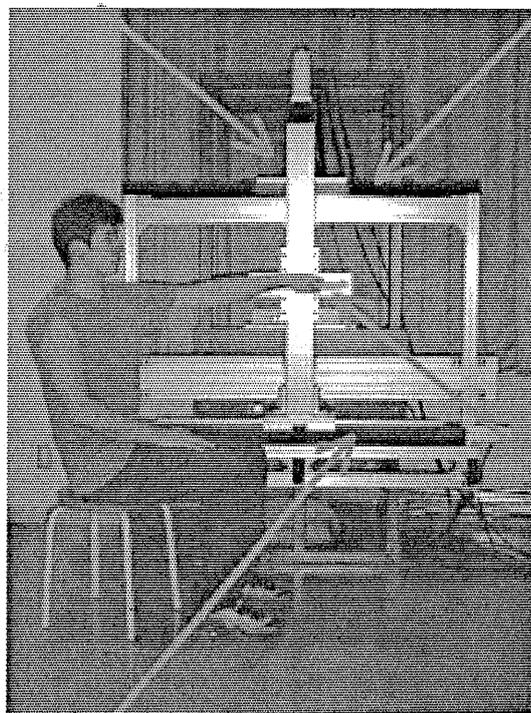
直動型アクチュエータは、AC サーボモータ (Panasonic 社製 MSMA041) で駆動されるリニアガイド (NSK 社製 MCH10065) で、水平軸 (X 軸) 上に垂直軸 (Z 軸) が配置されている。高齢者の立ち上がり動作を参考に、各軸のストロークは 650[mm]、最大移動速度は 250[mm/s]、最大可搬質量を 50[kg] とした。木製の長さ 300[mm] の肘置き型の手すりが Z 軸のスライダに取り付けられており、X 軸及び Z 軸を協調して動作させることで、手すりを XZ 平面の任意の位置に移動することができる。

手すりの位置は制御用 PC 上の制御プログラムで、XZ 各軸の AC サーボモータ

に取り付けられたエンコーダ情報をもとに制御される。制御プログラムの画面表示例を Fig.3 に示す。「移動開始」、「停止」、「原点復帰」のコマンドボタンで手すりの制御を行う。手すりの軌道はあらかじめオフラインで計算を行いグラフ表示することで、事前に手すりの軌道を視覚的に確認することができる。画面左に速度及び軌道の座標入力を行うテキストボックスが配置されており、動作速度、軌道の始点、終点及び2点の制御点を入力することができる。オフラインで算出された軌道は、画面右のグラフ上に表示される。軌道計算には、設定が容易で直線及び多様な曲線を表現することができるベジェ曲線を用いた。また、画面中央上部には現在の手すり位置や装置のステータスが表示されており、画面上で装置の動作状況をモニタすることができる

直動型アクチュエータ (Z 軸)

フレーム



手すり

直動型アクチュエータ (X 軸)

Fig.2 Power Assisted Handrail

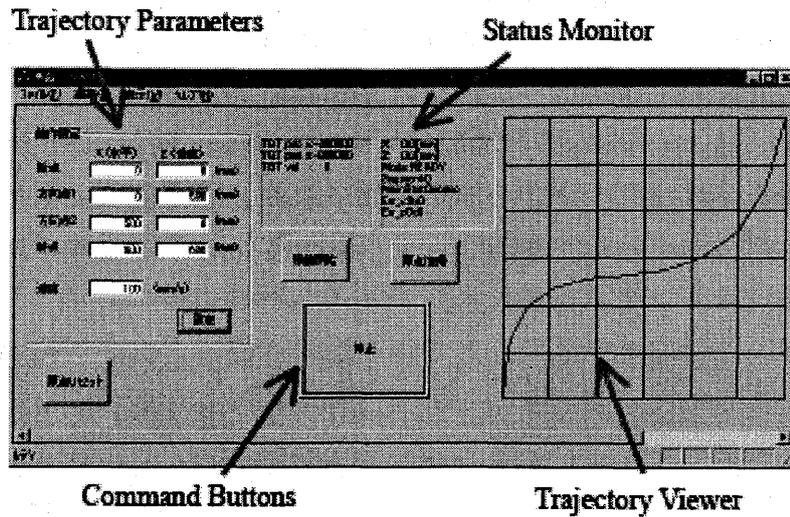


Fig.3 Screenshot of Control Program

4. 動作確認実験

動作確認実験は、制御プログラム上で数種類の軌道と速度の組み合わせを作成し、所望の立ち上がり補助動作を実行できるかどうかを確認することを目的とした。Fig4に実験風景を示す。この実験では健常被験者を装置前方に配置した椅子に着座させ、手すりに上体を預ける姿勢をとらせた。手すりは、速度 40[mm/s]で、はじめに前方に 400[mm]移動し、その後上方に 500[mm]移動させた。被験者が手すりに上体の重さを負荷しても、装置が問題なく動作することを確認した。また、設定した速度やその他連続的な曲線動作についても問題なく動作することが確認できた。

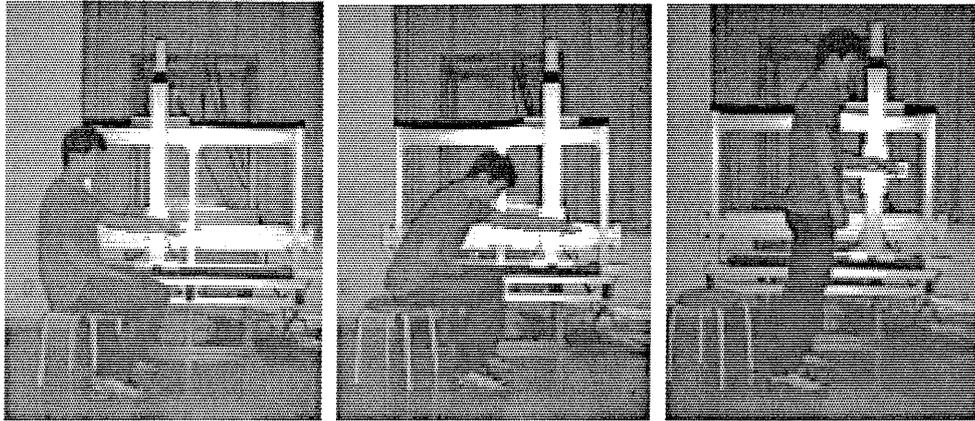


Fig.4 Pilot Study with Normal Subject

5. おわりに

本研究では、手すりに積極的に動作をアシストする機能を持たせることで、個人の運動機能に応じた最適な補助動作、特に立ち上がり補助動作を行うことを目的としたパワーアシスト型手すりのプロトタイプの開発を行った。今回はアシストのための最適な動作方法、出力等を実験的に求めるために、ベジェ曲線をもとに生成した軌道上で手すりを移動させることができる装置を製作し、機能の確認を行った。今後は高齢者や障害者を対象とした実験を行い、立ち上がり動作の補助に最適な手すりの動きや速度について調査する。また、手すりに力センサを装備し、カフィードバックにより使用者の状況に応じたパワーアシストを行うことができる装置とする。

参考文献

- [1] 足立芳寛, 後藤芳一: バリアフリーのための福祉技術入門, PP.188-190, 2001.
- [2] 川口亜紀, 山本松樹: 立ち上がり動作補助用縦型手すりの使用性に関する生体力学解析, 松下電工技報, PP.52-57, 2001.
- [3] 新田収, 橋本美芽, 井上薫, 高橋良至, 前川佳史: 「パワーアシスト型手すり」の開発研究, 第10回東京保健科学学会学術集会抄録集, pp.24, 2003.
- [4] 新田収, 安西将也: 高齢者における手すり把握条件と握力の関係, 理学療法科学 17 (3), PP.175-179, 2002.

**10. Development a power assisted handrail
- Handrail trajectory and standing up motion -**

Introduction:

The use of handrail is very important in maintaining the sense of independence. For example, elderly people, neural diseases patients, stroke patient and so on. However, how handrail can be fully utilized to meet individuals' different physical conditions and needs has not fully been studied. In this study, we developed a handrail which can provide functional assistance. The handrail can assist the moving ability of a subject who uses the handrail to stand up.

Analysis of the elderly's motor movements of standing up:

We observed and analyzed the elderly's motor movements of standing up prior to the handrail development. The analysis indicated that all the subjects did not show the same motor movements of standing up. Fig. 1 shows the typical standing up motion of elderly subjects. Therefore, we thought that a supplementary mechanical operation which matched the operation of the individual's motor movements should be incorporated into the handrail.

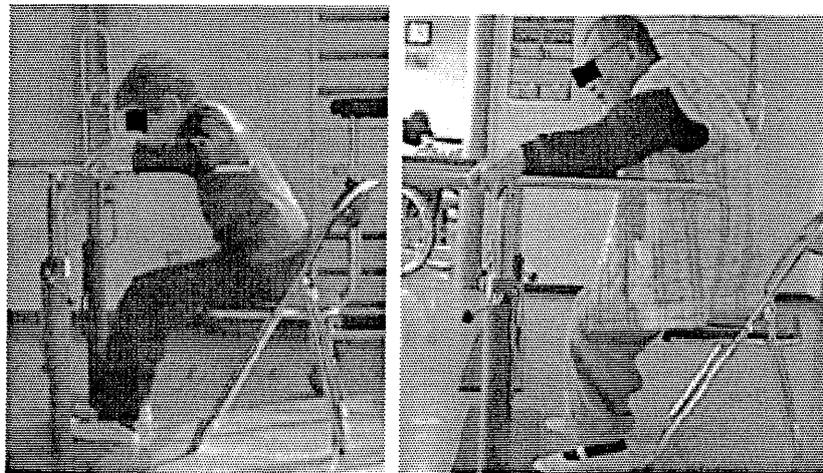


Fig.1 Standing Up Motion Using Handrail

Among the elderly, many different operational patterns of standing up could be observed. In formulating the development of the handrail, it is imperative, therefore, to consider and have a sufficient understanding of the differences among individual user's motor function. With that in mind, we intended to develop a handrail that can be induced to meet an individual user's operational patterns of standing up and is able to provide the appropriate requested support. This intention was derived from the two following factors observed in the research. First, those elderly with low motor function will exhibit little upper trunk movement. Second, cases where the elderly cannot execute the center of gravity movement smoothly are very noticeable. This would cause a difficulty when standing up from a chair, because an individual would normally move the center of gravity from behind the feet to the feet. To compensate for this poor motor function, it became apparent among the subjects that they would more likely to draw on the handrail towards them. To meet those needs, we thought it was necessary for the provide assistance in propelling the center of gravity forward. Based on the above-mentioned research results, we assumed that we were able to develop "Assistance type handrail" by which an individual's motor function can be fully maximized.

It was also decided that the automatic mechanism of the handrail would response accordingly to the user's operational speed and load applied to it. The handrail is motor-operated, and it is assumed that the motor is computer controlled.

Design of the handrail:

We designed the prototype power assisted handrail on the assumption that the movement of the handrail could be selected freely. Fig2 shows the external view of our developed handrail. Two 650 mm stroke liner AC servo driven actuators were squarely combined, and the handrail was installed at the intersection of these actuators, and the movement of the handrail was assumed to be computer controlled. The prototype handrail developed at this time can move freely on a 650 mm by 650 mm plane. It is designed to move the 490 N load with maximum velocity 250 mm/s. The 6 axis force sensor is attached on the base of the handrail. Fig. 3 shows the coordination system of the force sensor.

Fig .4 shows the user interface of the handrail system. This system stores 5 different trajectories and the user can select from them. Pre-calculated trajectory is shown in upper right of the control panel and the user can understand how the handrail will move visually. The force on the handrail can be used for the trigger of the handrail movement. The direction and magnitude can be set on the control panel.

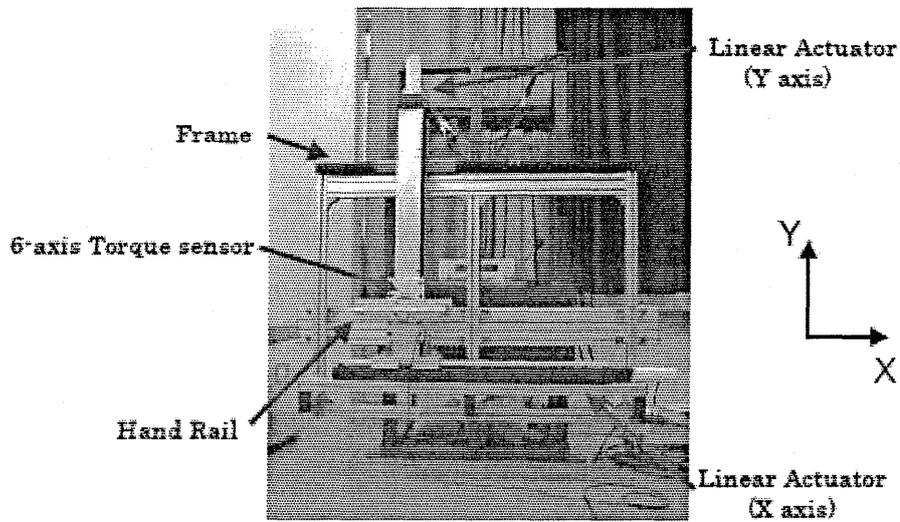


Fig.2 Power Assisted Handrail

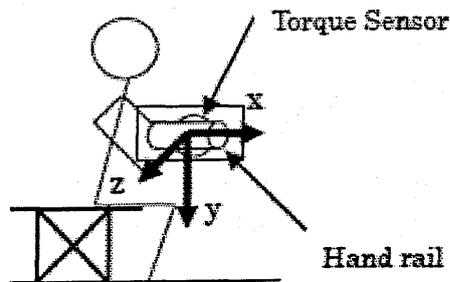


Fig.3 Controller of the handrail trajectory

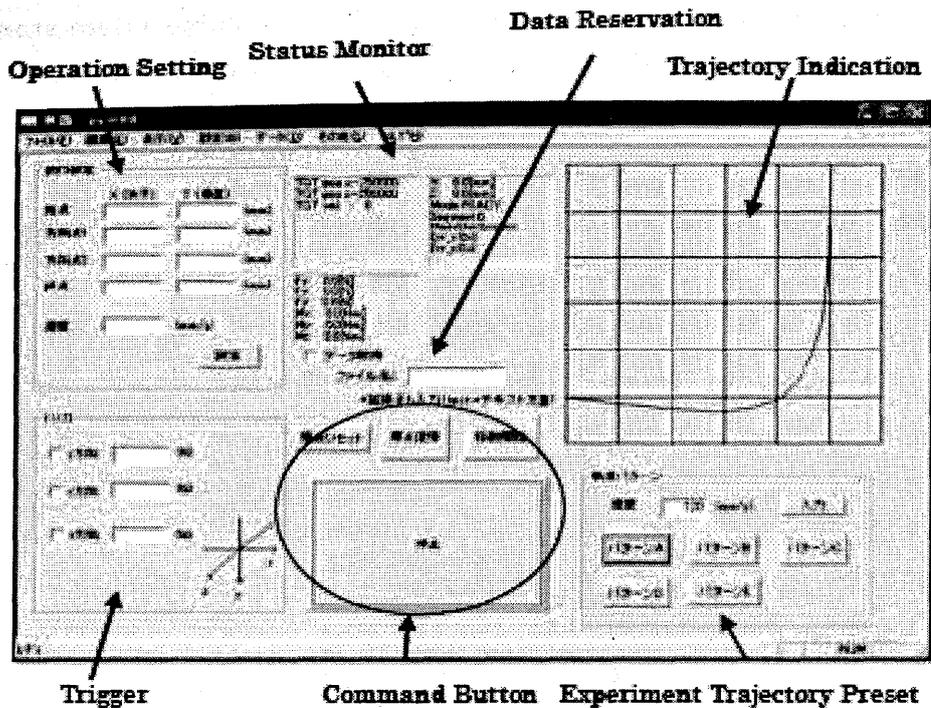


Fig.4 Force Sensor Coordination System

Basic Experiment:

Materials and Methods

To confirm the basic function and gathering basic standing up motion data, basic experiment was carried out. The handrail system was synchronized to VICON 3D motion capture system and measured subject's joints position, handrail position and the force on the handrail simultaneously. Fig. 5 shows the structure of the experiment system. In this experiment, 5 young healthy subjects were enrolled and 5 different handrail trajectories were provided. Fig.6 shows the example of the trajectories. Each grid indicates 10 mm by 10 mm. The handrail moves forward approximately 300 mm. After that, it moves forward 200 mm and rises up 500 mm high.

Results and Discussions

Fig. 7 and Fig. 8 show the results. Fig. 7 shows the force on the handrail. In this case, the trajectory of the handrail was as same as shown in Fig. 7. Around 1.8 second, F_x has negative peak and F_y was decreased.

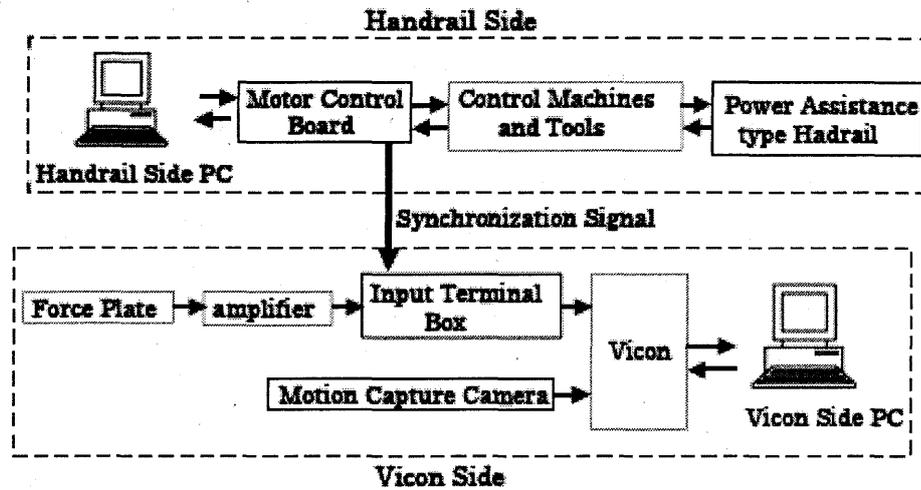


Fig.5 Experiment System

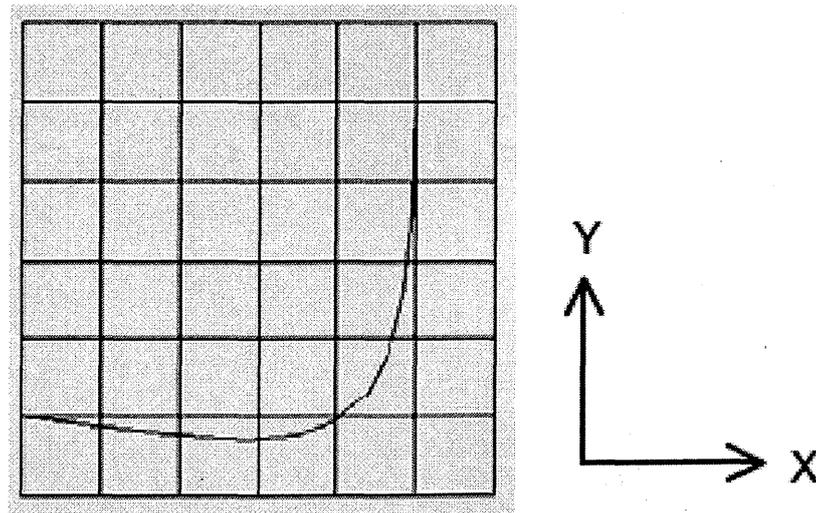


Fig.6 Sample Trajectory

In general standing up motion, at first, human try to move forward the center of gravity and placed on the foot. Next, try to move upward the center of gravity. The force on the handrail indicates that;

- pulling the handrail to move the center of gravity. (F_x is negative)
- when center of gravity moved on the foot, pulling motion was

stopped. (F_x is inversed)

- After standing up, force was zero. (F_x is 0)

In Fig.8, dot on the trajectory indicates the position of negative peak of F_x . It is plotted on the inflexion point of the handrail trajectory. The force on the handrail will be changed related to the motion of center of gravity. The force on the handrail could be used to expect the center of gravity.

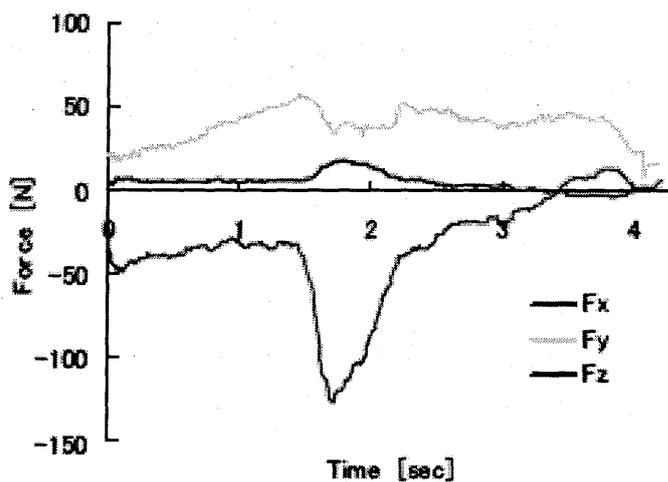


Fig.7 Forces on the Handrail

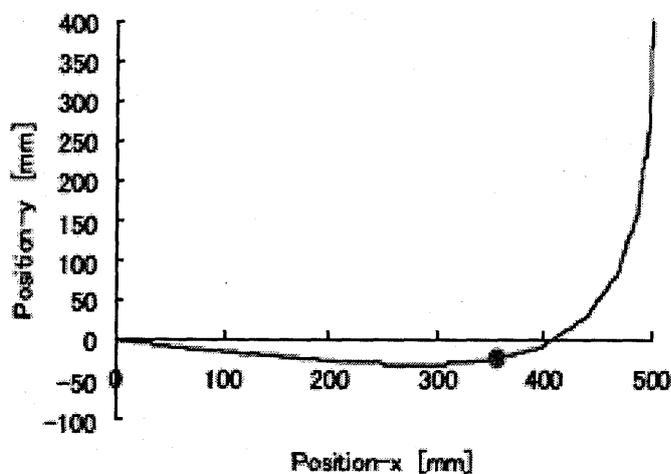


Fig.8 F_x peak and Handrail Trajectory

One Parkinson subject was enrolled this experiment. He could not stand up with "static" handrail. However, he could stand up with power assisted handrail.

Conclusion:

We developed a handrail which can provide functional assistance. The result of experiment shows the force on the handrail could be used to expect the center of gravity of the user. And also, the handrail could assist the moving ability of a subject who uses the handrail to stand up. In future, establish the human standing up modeling and adaptive handrail controlling for the handrail

11. 高齢者起立動作にける重心移動軌跡の曲率特性

【目的】

福祉用具のなかで特に導入率が高いものに手すりであり、生活のあらゆる場面で活用されている。ところで高齢者がどのように手すりを利用しているのか、若年者との比較において分析した報告は少ない。今回我々は、重心の移動軌跡の特徴を曲率という側面から分析することにより、高齢者起立動作の特徴を明らかにすることを目的とした。

【対象】

若年群 10名(男性 5名, 女性 5名, 平均 19.9歳(19-22), 身長平均 164.0cm(sd6.9))、高齢者群 11名(男性 5名・女性 6名, 平均 73.7歳(65-93), 身長平均 144.6cm(sd17.36))を分析対象とした。実験は被験者に内容を説明し同意を求めた, 尚本研究は首都大学東京の倫理審査の承認を得て行った。

【方法】

被験者の頭頂・肩峰・上腕骨外側上顆・橈骨茎上突起・第二中手骨頭・上前腸骨棘から大転子を結んだ線上 2/3・大腿骨外側上顆・腓骨外果・第五中足骨頭にマーカーを貼付し, VICON360を用い周波数 60Hzにて試行中の各指標の座標を計測した。各指標から各肢節の重心点を算出, 各肢節の体重比より全身の身体重心位置を算出した。前後・鉛直方向の2成分で表された重心軌跡をもとに 0.17sec(1/6sec)単位での曲率を算出、同計算を 60Hzにて繰り返し, 動作中の曲率の変化を算出した。得られたデータより1動作中の最大曲率の値と, 記録された時間を記録した。

なお曲率は曲線上で2点を取り, 2点間の距離を限りなく縮小した時, 曲線上2点における2本の接線のなす角度と2点間の距離の商で表される。今回距離因子を補正する目的で各被験者の身長を150cmに補正し, 曲率の算出を行った。また時間因子については立ち上がりの開始を0, 終了を100と補正した後, 曲率最大値が示された点を記録した。

試行は被験者の膝窩高に設定した台から前方に固定したピックアップウォーカーを両手で把持しゆっくり立ち上がりを行うよう指示した。

分析は各試行によって得られた曲率最大値と, 最大値を記録した時間(曲率最大点)について若年・高齢者の2群間で独立したサンプルのt検定により比較した。有意水準は $P < 0.05$ とした。

【結果と考察】

曲率最大値について、曲率最大値(若年)0.025(sd0.0079)、曲率最大値(高齢)0.018(sd0.0060)と若年群が高齢者群に対し優位に大きい値を示した($P < 0.05$)。また、曲率最大値を示した時間について、最大点平均(若年)23.69%(sd6.37)、最大点(高齢)15.74%(sd7.61)と若年群が有意に大きい値を示し($P < 0.05$)、立ち上がりにおいて有意に遅く最大曲率を示すことがわかった。

以上の結果から高齢者群では手すりをを用いた立ち上がりの重心の前方移動と上方移動の要素の切り替わりが不明瞭となっているのが示唆された。

これは高齢者が若年者に比べ、立ち上がり動作後半で行われる体幹・下肢の伸展による重心の上方移動という要素に手すりをひきつけて行う重心の前方移動が混在することにより、重心上方移動の要素が不明瞭となっていると考えられる。

また、曲率最大値を示す点が若年群に比べ早期に現れることについて、高齢者は十分に重心の前方移動を行う前に手すりのひきつけ・下肢伸展動作により、殿部離床し重心の上方移動を並行して行っているということが考えられる。

手すりを引き付けることによって代償し、体幹・下肢伸展筋力の代償を行っているのではないかと推察される。

【曲率について】

定義

曲率 (Curvature) とは曲線のカーブのきつさを表す量である。例えば半径 r の円周の曲率は $1/r$ であり、カーブがきついほど曲率は大きくなる。

数式

曲線上で2点を取り、2点間の距離を限りなく小さくしていった時、曲率は曲線上2点における2本の接線のなす角度と2点間の距離の商で表される

12. パーキンソン病患者における起立時重心移動ベクトルの特徴

【目的】

パーキンソン病患者ではその動作の特徴として重心移動の円滑さが失われることが知られており、起立動作時介助を必要とする場合も多い。この現象は動作時に重心が後方に残ってしまうためであるとされているが、起立動作時どのように力を発揮しようとしているのか十分に検討されていない。そこで本研究では手すり使用起立動作時、重心に対してどのような力が働くのかについて検討することを目的とした。

【方法】

分析対象はパーキンソン病群 8 名(男性 6 名, 女性 2 名, 平均年齢 76.0 歳(69-84), yahr の重症度分類Ⅲ 5 名, Ⅳ 3 名), 対象健常若年群 11 名(男性 7 名, 女性 4 名, 平均年齢 20.0 歳(19-21))とした。対象者には事前に説明し同意を得た。なお本実験は首都大学倫理審査委員会の承認を得た。分析対象動作は膝窩高に設定した座面から、左上肢にて立位時大転子側方となるよう設定した横型手すりを把持し独力にてゆっくり起立するものとした。起立が不可能である場合は中止していいものとし、パーキンソン患者群に対しては近位見守りとし転倒の危険に備えた。なお施行は各被験者 5 回行い、対象者中起立動作が遂行可能であった施行のみを分析対象とした。データ計測は床反力計(キスラー社製)および手すりの装着した 6 軸力覚センサ(ニッタ社製)に動作中の床反力および手すりにかかる負荷を進行方向, 左右方向, 鉛直方向 3 次元にて記録した。床反力データは左右下肢データを合成して記録した。データは床反力および手すり力覚センサよりのデータを合成し重心に対する力のベクトルを算出し、床面に対する角度と力の強さ(N)といて記録した。なお今回分析対象としたのは座位姿勢から起立動作を開始する際手すりにかかる初期負荷をトリガーとし、起立動作開始の瞬間のデータとした。統計は 2 群間の平均値の差について対応のない t 検定を用いて行い、有意水準を 5%とした。

【結果】

分析の結果起立動作開始時重心にかかるベクトルの床面に対する角度は、健常成人群は平均 76.68° (sd4.18), パーキンソン群は 85.02° (sd3.86)でありパーキンソン群で有意に大きかった。ベクトルの大きさには健常成人群は平均 166.21N (sd25.07), パーキンソン群は 378.74N (sd170.00)でありパーキンソン群で有意に大きかった。

【考察】

以上椅子座位から手すりを把持し起立動作を開始する瞬間、パーキンソン患者では重心にかかる力のベクトルが健常者成人に比較し床面に対する角度が大きく、力の大きさも拡大することが示された。健常者の起立動作では重心をあらかじめ前方へ移動させ曲線的に上方へ転じることが知られている。このことに対してパーキンソン群では起立初期から直線的に上方へ向かおうとする傾向が示されたと考えられる。またこの角度が起立時の負荷を増大させていることが示唆された。

13. 手すり移乗軌跡の自動修正プログラム開発

第1章 研究背景

1.1 高齢社会と福祉用具

日本では高齢者の数は年々増加し、今後も増えると予想される。年齢4区分別人口推移をFig1.1に示す。高齢者が7%以上の社会を高齡化社会と呼び、14%以上の社会を高齡社会、20%以上の社会を超高齡社会と呼ぶが、1994年には高齢者は14%を越え高齡化社会から高齡社会となった。そして現在、超高齡社会となりつつある。21世紀半ばには、30%を越え人口の3人に1人は65歳以上になると考えられている。

そして、高齢者の増加に伴って要介護者の増加が予想される。Fig1.2に近年の要介護認定者の人数を示す。Fig1.2より要介護者は近年増加し、今後も増加していくことが予想される。そして、年少人口、生産年齢人口は減少することで、介護をする側の年齢も増えていくと予想される。このことから、介護者の負担も大きくなっていく。また、Fig1.2より、要介護認定者の中では、社会的支援を必要とする要支援、部分的介護を必要とする要介護1、軽度の介護を必要とする要介護2が約60%を占め、起立動作などが全く自力でできないのではなく、少しの補助を必要とする人が多いことが分かる。

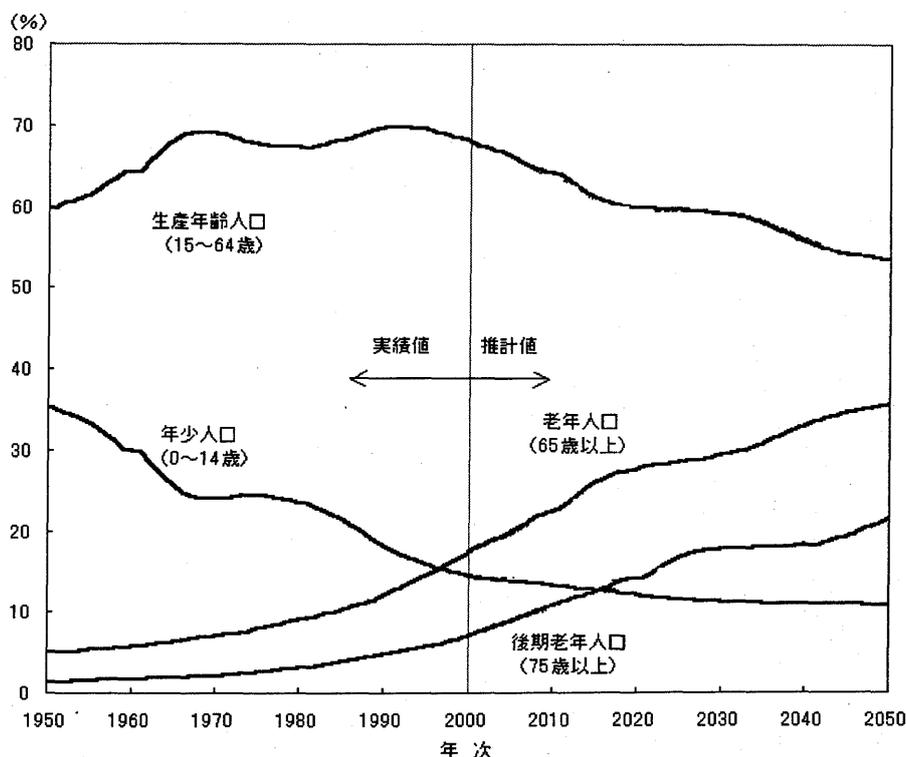


Fig1.1 Transition of Population Ratio^[1]

(単位:千人)

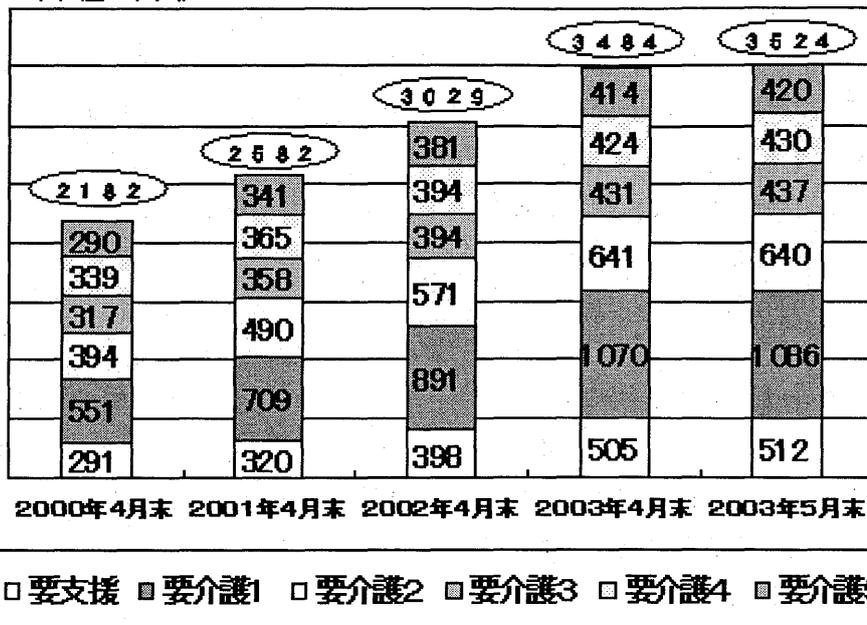
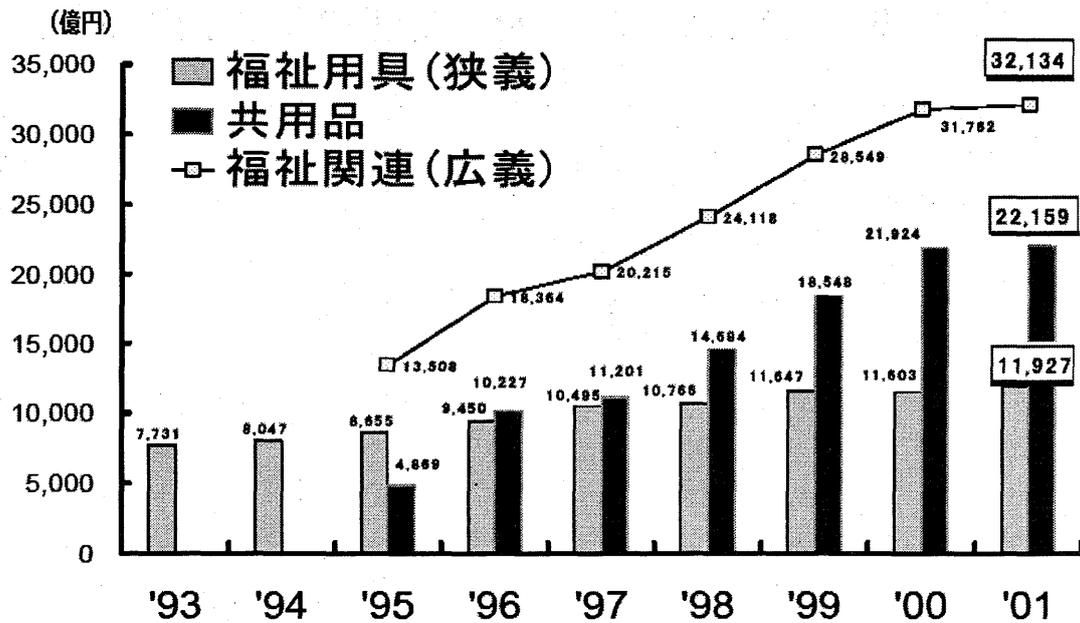


Fig1.2 Transition of Population Requiring Nursing^[2]

要介護者が増加し介護者の年齢が増加するため、介護を支援する福祉用具の必要性は、より一層高まっていくと考えられる。 Fig1.3 に福祉用具市場の推移を示す。年々福祉用具の市場規模は大きくなり、1993年の7731億円から2001年には1兆1927億円となっている。このことから、福祉用具の利用は拡大しているといえる。また、2000年には、介護保険が導入された。そのため、一部の福祉用具の購入、貸与に関する使用者の負担が軽減され、福祉用具の導入率は、急激に上昇している。この福祉用具にはさまざまなものがあり、車椅子や歩行器、移動用リフト、手すりなどがある。



共用品：障害者・高齢者・健常者の区別なく、誰でもが使いやすくした商品

福祉関連（広義）：福祉用具と共用品（両方に定義されるものを除く）

Fig1.3 Welfare Equipment Market^[3]

1.2 手すりの現状と問題点

福祉用具の1つである手すりは、下肢の運動機能が低下した高齢者や障害者の立ち上がりや伝い歩き、移乗動作などの補助に有効な器具である。また、手すりは福祉用具の中で最も身近なものであり、導入率が高く、住宅改造に関する項目で最も基本的な住宅項目となっている。Table1.1に、ある病院における患者の退院後の住宅改造項目を示す。トイレ、階段に関しては手すりがもっとも導入率が高くなっている。また、浴室でも導入率が高く、導入後の使用率も高い。

このように手すりは、広く住宅に設置されているが、設置には壁面に対する十分な固定が必要である。そのため、加齢や進行する疾患による障害の変化に対応した設置後の調整は容易ではない。

また、手すりに関しては多く研究されてきたが、最適な形状や配置位置に関するものがほとんどである^[4]。手すりに積極的にアシスト機能を持たせ、使用者の動作に合わせて起立を補助するものはまだ開発されていない。

Table1.1 Item and Introduction Rate about Remodeling Houses^[5]

改造項目		改造有り	問題なく使用	使いにくく困っている	再改造した	使っていない
トイレ改造	便器交換	49.7	87.7	2.1	5.1	3.0
	手すり設置	79.6	87.7	1.9	5.5	4.3
	段差解消	40.6	87.3	1.2	4.8	4.8
	ポータブルトイレ購入	38.5	66.4	1.4	2.8	28.0
浴室改造	段差解消	42.6	81.3	5.3	8.0	3.7
	すのこ上げ	39.9	80.1	4.5	5.8	8.3
	シャワー椅子購入	76.4	85.6	2.2	3.9	7.7
	バスボード購入	39.1	71.2	1.5	4.5	22.7
	手すり設置	76.2	86.2	2.7	4.9	5.7
階段改造	手すり設置	49.3	81.8	2.3	2.8	12.5
	階段昇降機	14.0	80.0	4.9	2.4	12.2

1.3 従来の起立支援装置

起立支援装置としては、「起立便座」「起立椅子」「起立車椅子」といった福祉用具は既に開発されている。しかし、これらは座面がある高さに上がるなどの補助が多い。起立しても勢いで前に倒れるなどが考えられ、動作が強制的であるといえる。Fig1.4 にばね式の立ち上がり椅子を示す。このような椅子は、一定の高さに座面が上がるだけであり、強制的であると考えられる。また、個々の症状、機能低下の程度の違いや起立パターンに対し最適な補助は異なると考えられる。従来の起立支援装置では、当然このような違いに対応できていない。また、体全体を固定し持ち上げる装置も開発されているが、使用者が運動をしようとしないうえ、症状の進行を早めるなどの指摘もされている^[6]。

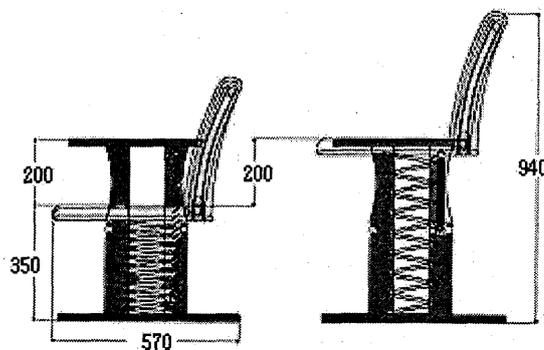


Fig.1.4 Spring Type Standing Up Assistance Chair^[7]

1.4 起立動作が困難になる疾患について

起立動作が困難となる疾患としては、主に片麻痺やパーキンソン病などが挙げられる。特にパーキンソン病は人口の高齢化に伴い有病率は増え、現在人口 10 万人に対して 100 人程度と考えられている。65 歳以上に限れば 200 人で、全国で約 5~6 万人の患者がいると推定されている。今後、高齢者の増加が予想されるため、これに伴って患者数は増加すると予想される。パーキンソン病の主な症状としては振戦（ふるえ）、筋固縮（手足が固くなる）、無動・寡動（動作がゆっくりとなる）、姿勢・歩行障害（身体のバランスがとれなくなる）が特徴であり、このため起立動作が困難となってしまう。治療薬はいくつかあるが、一人一人効果が異なることや、長期間の服用によって効果が弱くなる現象が見られたため十分であるとはいえない。原因は、Fig1.5 に示される中脳の黒質で作られる神経細胞が変性し脱落することで、神経細胞に含まれるドーパミンという神経伝達物質が減少するためであり、そのため運動に関係した数々の症状が出現するとされている。しかし、なぜ黒質の神経細胞だけが変性するのかはまだ解明されていない^[8]。

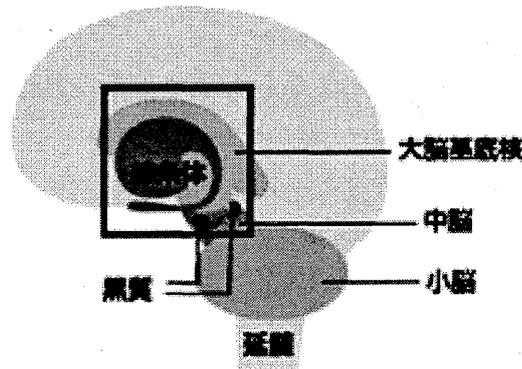
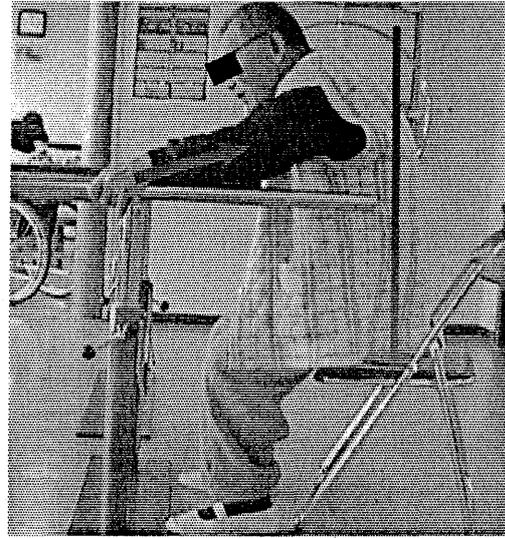


Fig1.5 Midbrain and Substantia Nigra

1.5 高齢者の立ち上がりについて



(a) Motion A



(b) Motion B

Fig1.6 Standing Up Motion Pattern in Elderly

高齢者の手すりを利用した起立動作の分析^[9]によると、起立方法は大きく 2 通りに分けられ、その起立方法を Fig1.6(a), (b)に示す。1つは、Fig.1.6(a)のように一旦上体を前屈させた後、平行棒を垂直下に押し骨盤を移動させる方法であり、動作は安定していた。もう1つは、Fig.1.6(b)のように椅子座位から肘関節を屈曲することにより体を前上方向へ直線的に引き上げる方法である。この方法では後方に重心が残り、動作が不安定になることが観察された。

高齢者に頻発するパーキン病患者の姿勢は、Fig1.6(b)のように後方に重心が溜まることが指摘されている。また、明らかなパーキン病でなくても、運動機能の低下した高齢者、あるいは片麻痺患者では、後方に重心が溜まった姿勢での起立動作が日常的に観察される。比較的運動機能の低い高齢者において、後方に重心が溜まるのは、パーキン病に見られるような活動性の減少、下肢筋力の低下などが考えられる。結果的に高齢者が無意識に選択した起立動作がかえって起立時の負担を大きいものにし、起立動作をより困難にさせている。

このことより前方に重心を移動させることによって最適な起立を誘導することができると考えられる。下肢筋力が大きく低下し、起立が不可能である高齢者に対しては、前方に重心を移動させることはできないが、ある程度下肢筋力が低下した高齢者では、重心を前方に移動する起立動作の方が安定した起立が実現できる。

第2章 研究目的

本研究では、使用者の個々の症状、機能低下の程度違いや起立パターンに対応し、手すりが任意の軌道で前方、上方へ駆動することで使用者の重心を移動させ、最適な起立を支援する装置の開発を目的としている。

昨年度までに開発されたパワーアシスト型手すりは^[10]、制御プログラム上で設定したベジエ曲線通りに手すりが駆動する。本年度は、パワーアシスト型手すりを用いた起立動作の解析のため、まず健常被験者による起立動作実験を行った。また、実際に起立の困難な使用者に対する実験として、パーキンソン病高齢者による起立動作実験を行った。そして、実験結果を基に手すりに取り付けられたトルクセンサの情報を用いて、力フィードバックによりリアルタイムで使用者の起立動作に同期したアシストを実現することを目的とした。

第3章 装置について

3.1 装置の概要

これまでに開発されたパワーアシスト型手すりを Fig3.1 に示す。また、実際に使用している場面を Fig3.2 に示す。

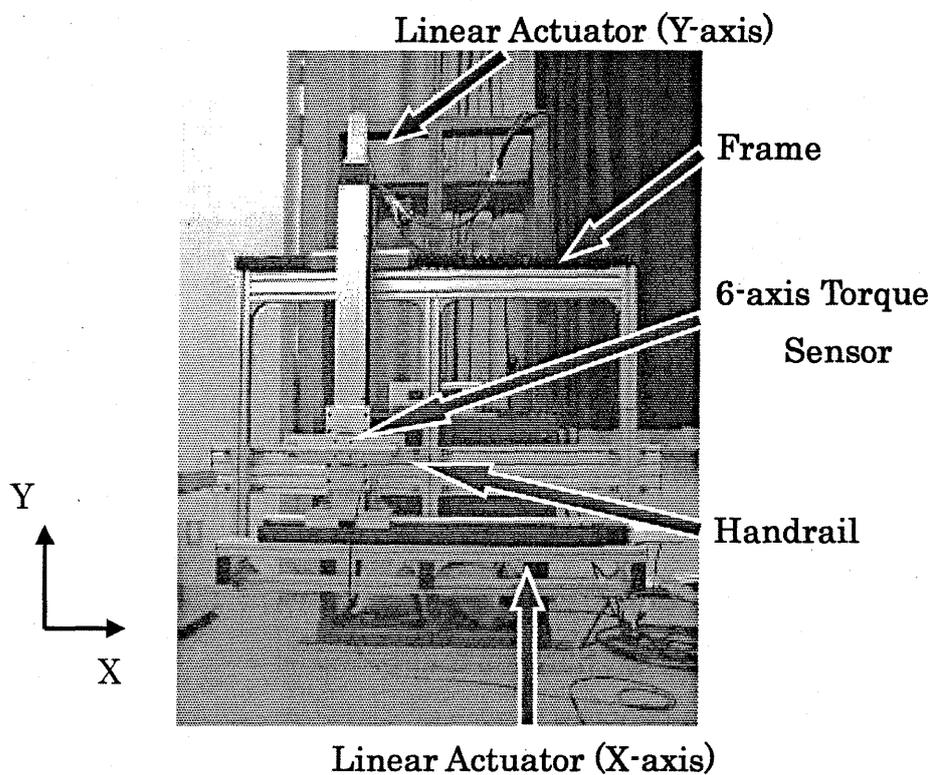


Fig3.1 Power Assist Type Handrail

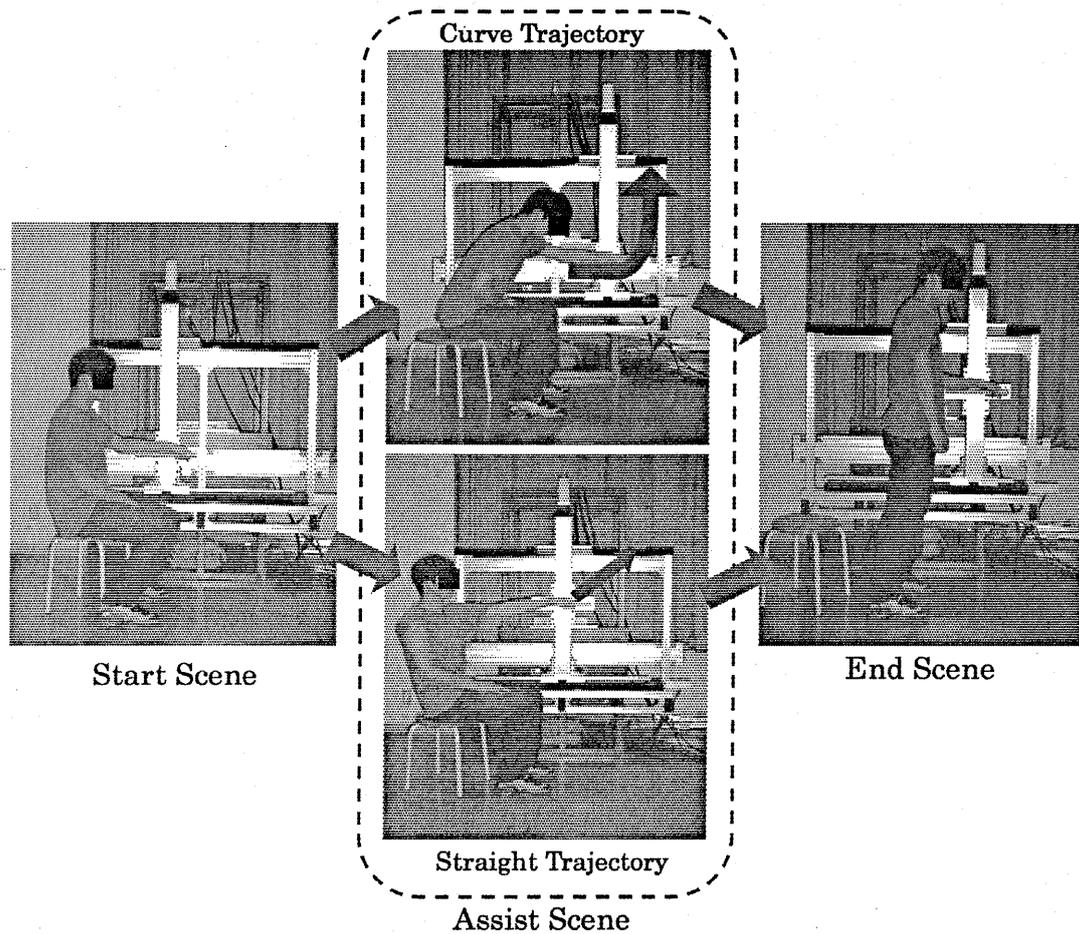


Fig 3.2 Assist Scene

この装置は、Fig3.2のように椅子から手すりを左手で把持し、前方へ移動した後上方に移動する曲線軌道や斜め方向への直線軌道など、任意の軌道で手すりが駆動することで起立を支援する装置である。手すり、直動型アクチュエータ、フレーム、トルクセンサ、制御器等によって構成され、手すりは木製で長さ 300[mm]の肘置き型の手すりとする。直動型アクチュエータは AC サーボモータで駆動されるリニアガイドで、水平軸 (X 軸) 上に垂直軸 (Y 軸) が配置されている。各軸のストロークは 650[mm]、最大移動速度は 125[mm/s]、最大可搬質量 50[kg]である。手すりは、Y 軸のスライダに取り付けられており、X 軸及び Y 軸を協調して動作させることで手すりを XY 平面の任意の位置に移動させることが可能となる。手すりの位置は制御用 PC 上の制御プログラムで、XY 各軸の AC サーボモータに取り付けられたエンコーダ情報をもとに制御される。制御器は、PC、モータ制御ボード、トルクセンサボード、アンプ、電磁接触器、サーキットブレーカを主とし構成されている。また、手すりに 6 軸トルクセンサを付け、手すりにかかった荷重を検知できるようになっている。

この装置のシステム構成は、Fig3.3のように示される。

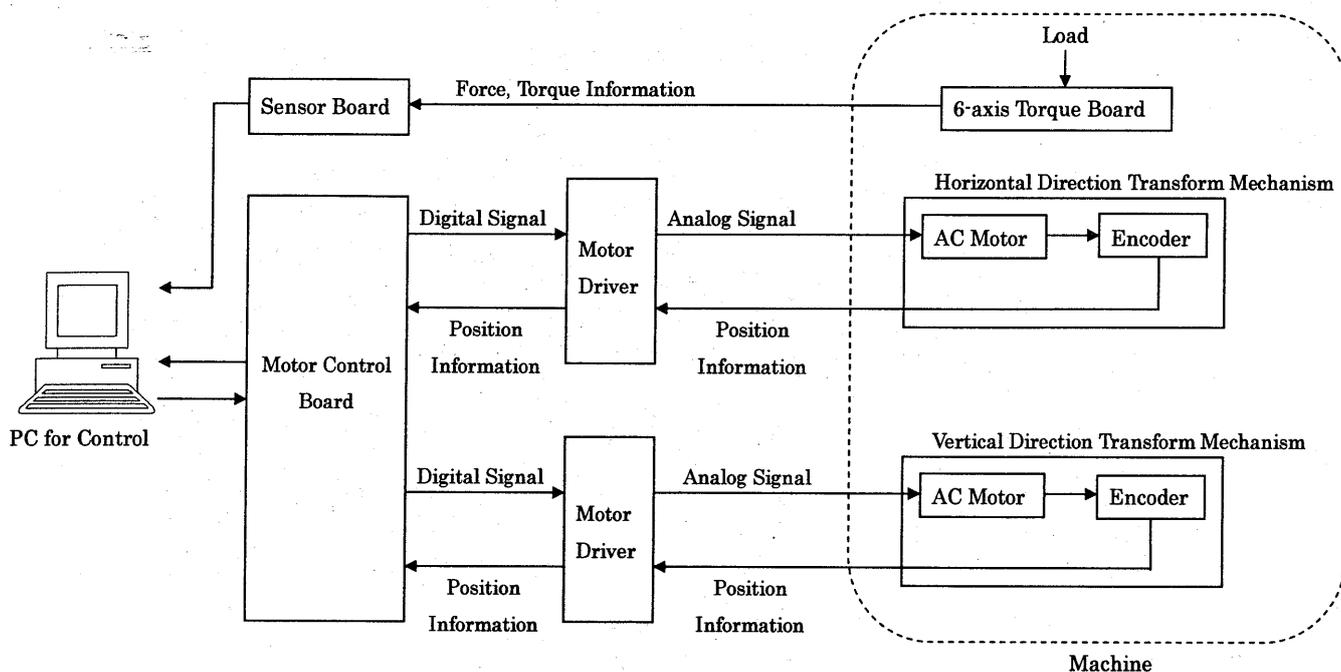


Fig3.3 System Configuration

3.2 制御プログラム

制御プログラムの画面表示を、Fig3.3に示す。開発ソフトウェアは、「Microsoft Visual C++」とする。画面左の動作設定で手すりの軌道、速度を設定できる。手すりの軌道は多様な曲線を描くことができるベジェ曲線を利用している。始点、方向点1、方向点2、終点を入力することによってさまざまな曲線を描くことが可能となる。軌道を視覚的に確認できるように、設定値入力後設定ボタンを押すと、画面右で軌道が表示される。移動開始ボタンを押すと描かれた軌道どおりに手すりが駆動し、原点復帰ボタンを押すことによって、手すりは元の位置に戻る。また、原点リセット、移動停止も可能となっている。モニタでは、動作状況や手すり位置、手すりに加わる力・トルクを見ることが出来る。データ取得ボックスでは、チェックを入れることによってその時間からの位置情報、力・トルク情報を取得し始め、チェックをはずすとファイルに出力される。

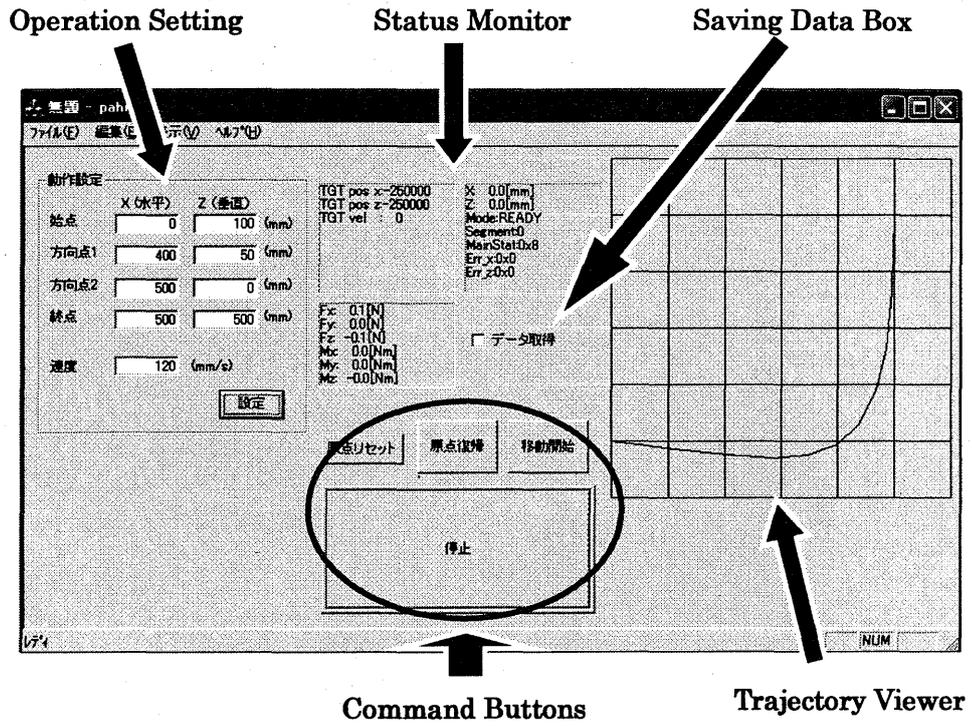


Fig3.4 Screenshot of Control Program

第4章 実験プログラム

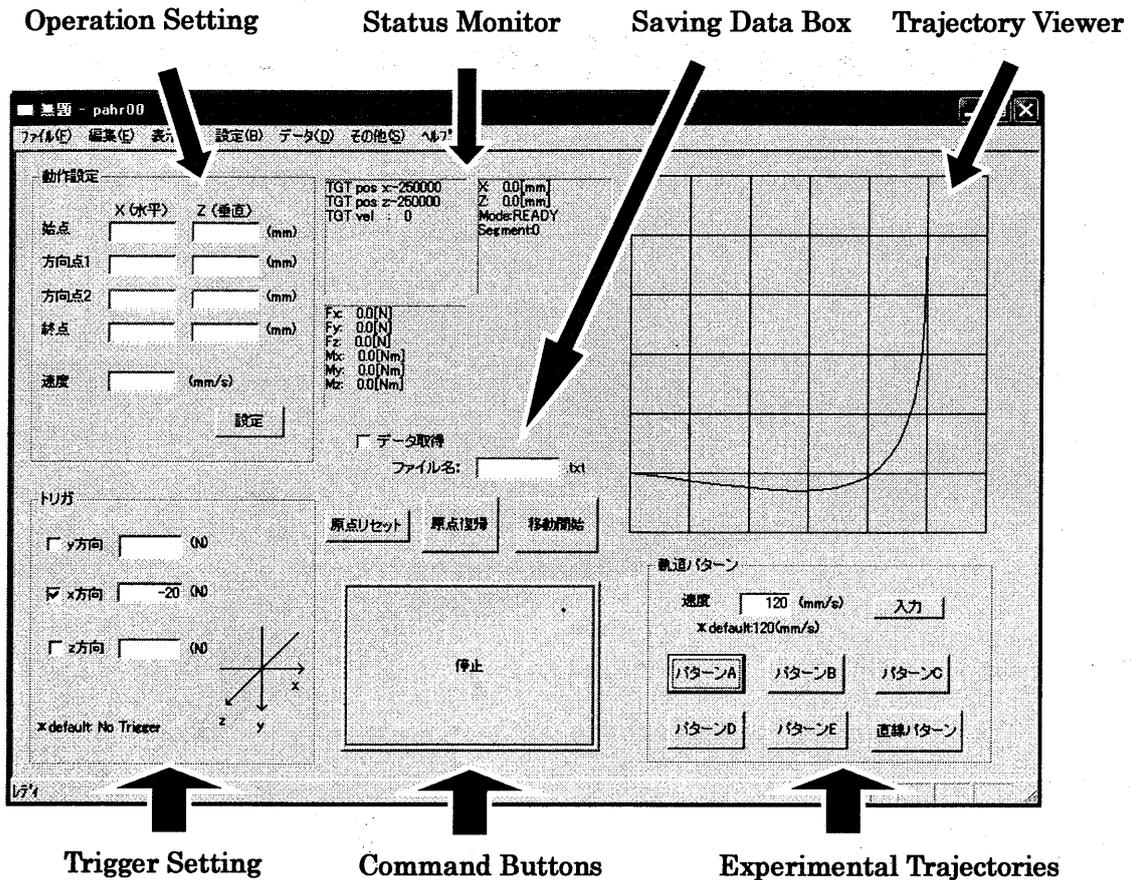


Fig4.1 Screenshot of Experimental Program

Fig4.1 に実験プログラムの操作画面を示す。このプログラムでは、昨年度までに開発された制御プログラムにトリガの設定、実験用軌道パターン、各種設定を追加したものである。以後このプログラムを用いて実験を行うこととする。

動作設定、ステータスマニタ、コマンドボタンは、昨年度までに開発された制御プログラムと同じとする。データ取得では、実験データ管理のため名前を付け保存できるようにした。画面左下のトリガ設定部では、どれだけの力が加わった時に動作開始するかの値を入力してチェックボックスにチェックを入れることにより、チェックを入れた方向に入力した値以上の力が加わると、設定した軌道どおりに動作し始める。2方向以上の入力も可能であり、チェックの入っていない方向は無視される。また、設定値をマイナスにすると負の方向となる。トリガの方向は、トルクセンサで設定されている力の方向と同じとし、その方向を Fig4.2 に示す。

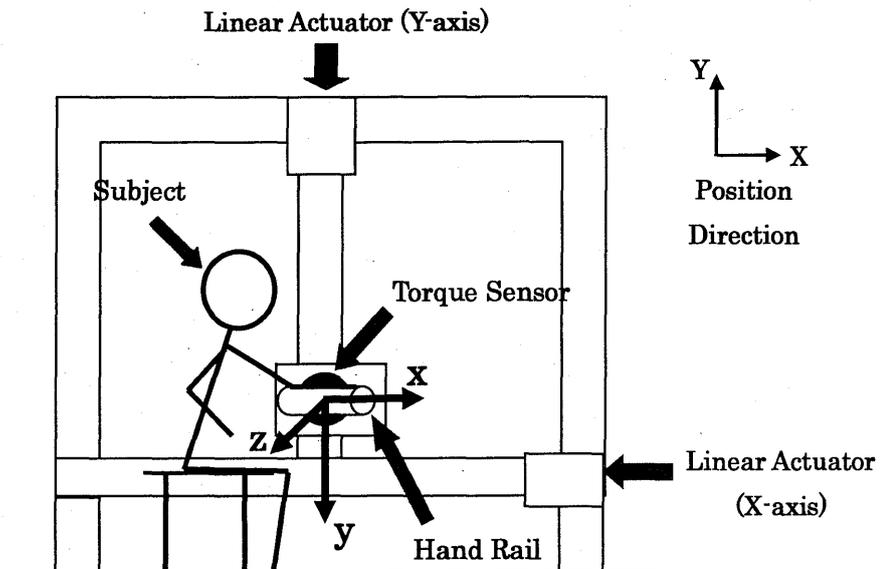


Fig4.2 Force Direction

実験用軌道パターンは、起立動作時の健常者の重心軌跡を参考にして、一旦前方へ移動しつつ、上方へ方向転換する曲線軌道とした。軌道パターンは、パターンA～パターンEの5パターンの軌道を用意し、パターンAを基に終点位置を変えたものとした。それぞれの軌道をFig4.3に示す。これに加えて、曲線軌道との比較として、水平方向前方に直線軌道で動かす前方直線パターンを設定した。また、手すりの移動速度は、初期速度を120[mm/s]と設定している。各パターンのベジェ制御点を以下に示す。

- ・パターンA 始点(0,100), 方向点1(400,50), 方向点2(500,0), 終点(500,500)
- ・パターンB 終点をAの50[mm]後方(終点(550,500))とし他のパラメータはパターンAと同じ
- ・パターンC 終点をAの100[mm]前方(終点(400,500))とし他のパラメータはパターンAと同じ
- ・パターンD 終点をAの100[mm]上方(終点(500,600))とし他のパラメータはパターンAと同じ
- ・パターンE 終点をAの100[mm]下方(終点(500,400))とし他のパラメータはパターンAと同じ
- ・前方直線パターン 始点(0,0), 終点(500,0)とした前方へ500[mm]の直線動作

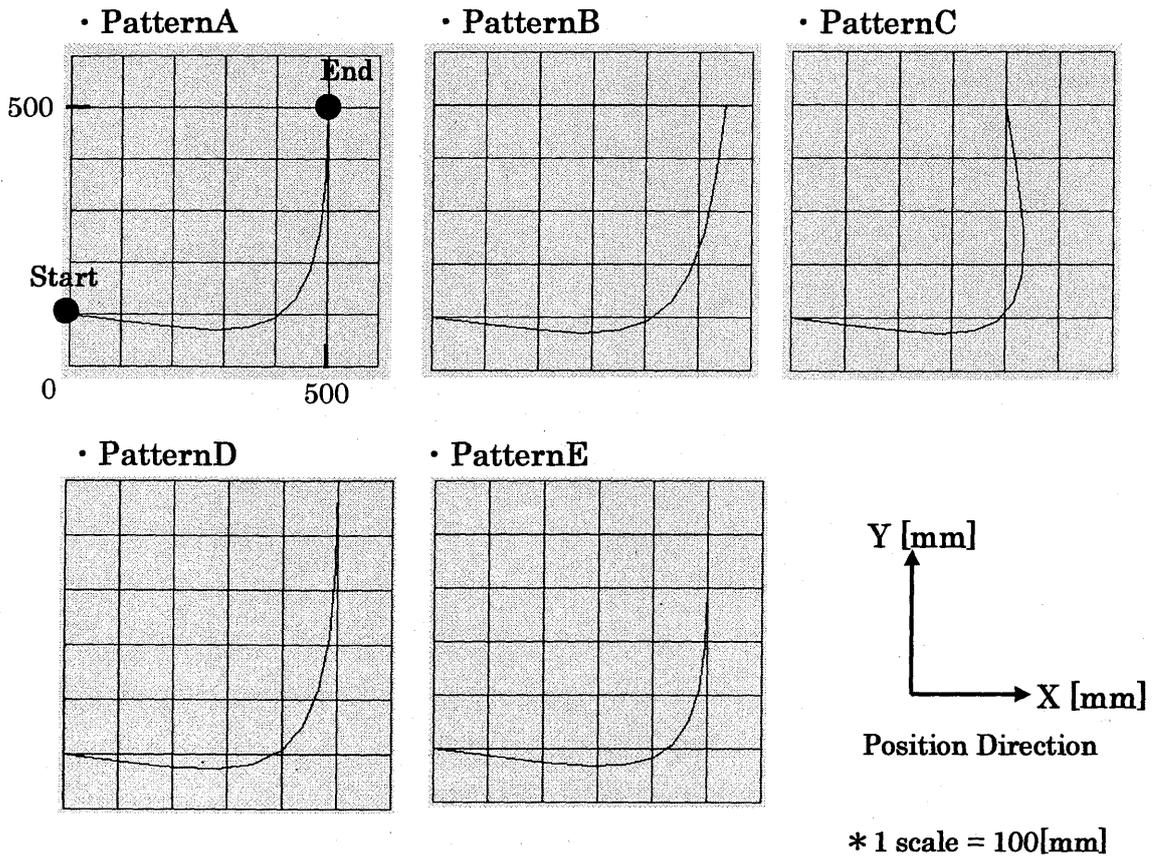
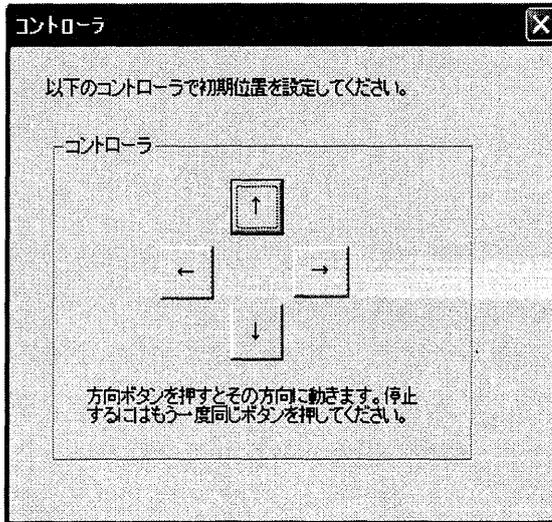
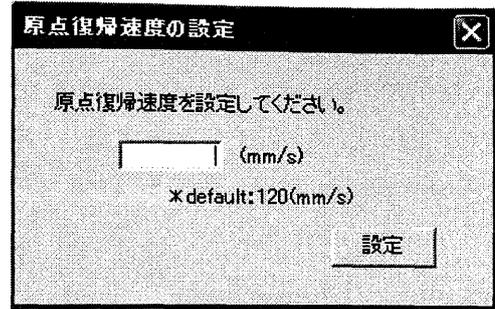


Fig4.3 Experimental Trajectory Pattern

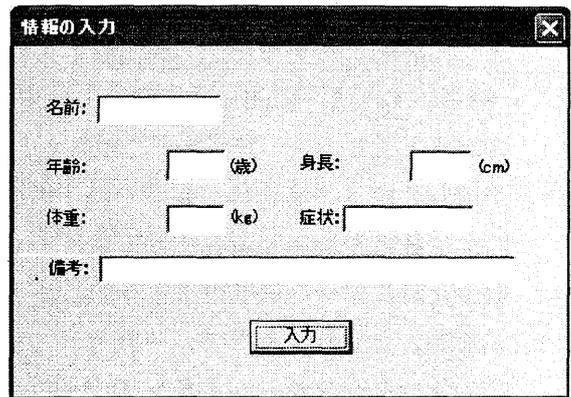
その他設定では、初期位置、原点復帰速度、情報入力が可能であり、それぞれの設定ボックスを Fig4.4 に示す。メニューバーの[設定]で初期位置設定を選択するとコントローラが表示され初期位置を設定できる。方向ボタンを一度押すと手すりはその方向に 50[mm/s]で動き始め、もう一度押すと止まる。原点復帰速度設定では、原点に復帰する速度を設定可能とした。また、[データ]の情報入力を選択すると情報入力ボックスが表示され、被験者の情報を入力可能である。入力した情報は出力データに記載される。



Initial Position Setting Box



Return Speed Setting Box



Information Box

Fig4.4 Tool Box

第5章 健常被験者による起立動作実験

5.1 実験目的

使用者の動作に同期した最適な起立支援を実現するため、本装置を用いた健常被験者による起立動作の基礎データを収集し、解析することを目的とする。そのため、この実験では、手すり動作の状況、手すりに加わる力、トルクの経時的変化と下肢に加わる関節モーメントを計測、解析する。

5.2 実験方法

被験者は、整形外科および中枢系疾患の既往がない健常成人 11 名（男性 9 名，女性 2 名）とし、被験者に主旨を十分説明し本人の同意を得たうえで実施した。

椅子の高さは、Fig5.1 に示すように座面を各被験者の膝窩（膝の後ろ側のくぼんだ部分）の高さとした場合（N）と、この高さの 2/3 の高さにした場合（L）について行った。座面が膝窩の高さの場合は、自然な椅子の高さであり、椅子の高さを低くして実験を行ったのは、高齢者を想定し立ち上がりにくくするためである。また、手すりの初期位置は、手を置いた時に体の真横に来るようにし、手すりの高さは、椅子の高さ N で手を置いた時に自然な高さとした。そして、それぞれの椅子の高さに対して、あらかじめプログラム上で設定したパターン A～パターン E と前方直線パターンにおいて実験を行った。手すりの移動速度は 120[mm/s]とし、定速とした。速度の値は、遅すぎると、起立に負担がかかることが考えられる。速度を変えて実際に数回の起立動作を行い、適切な速度として主観的に 120[mm/s]と設定した。

また、トリガは、プログラム上で x 方向に -20[N]とし、手すりを手前に 20[N]以上引くと動き出すようにした。トリガをこのように設定した理由は、先行研究から手すりを利用した起立動作において、高齢者が手すりを引く可能性が高いこと、起立動作において健常者であっても重心の前方移動のため手すりを引くことが考えられるためである。20[N]は少し引いて動く値を主観的に設定した。

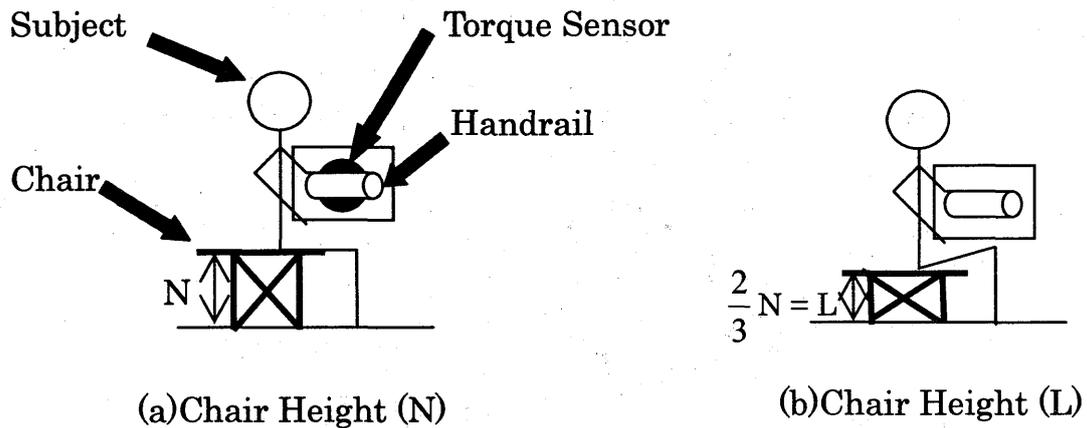


Fig5.1 Chair Height

関節モーメント，重心軌跡を求めるため，各関節の3次元変位と床反力を3次元動作解析装置（Vicon370, oxford metrics 製）に床反力計を組み合わせた実験装置によって計測した。

3次元動作解析装置では，被験者の各関節に赤外線反射マーカを付け，複数の赤外線カメラにより取得したマーカの変位を3次元に合成し，この3次元変位情報を基に剛体リンクモデルを作成する。関節モーメントは，3次元変位に加えて，床反力計で計測した床反力を用いてViconのプログラムで求める。ただし，手すりにかかる力は用いず，床反力によるモーメントとした。また，下肢への影響が特に大きいことから，対象は下肢関節モーメントとし，股関節，膝関節，足関節の各関節モーメントを求めるものとした。マーカを付けた各関節を Fig 5.2 に示す。図中の手のMP関節（指の付け根の関節）は人差し指，足のMP関節は小指とした。

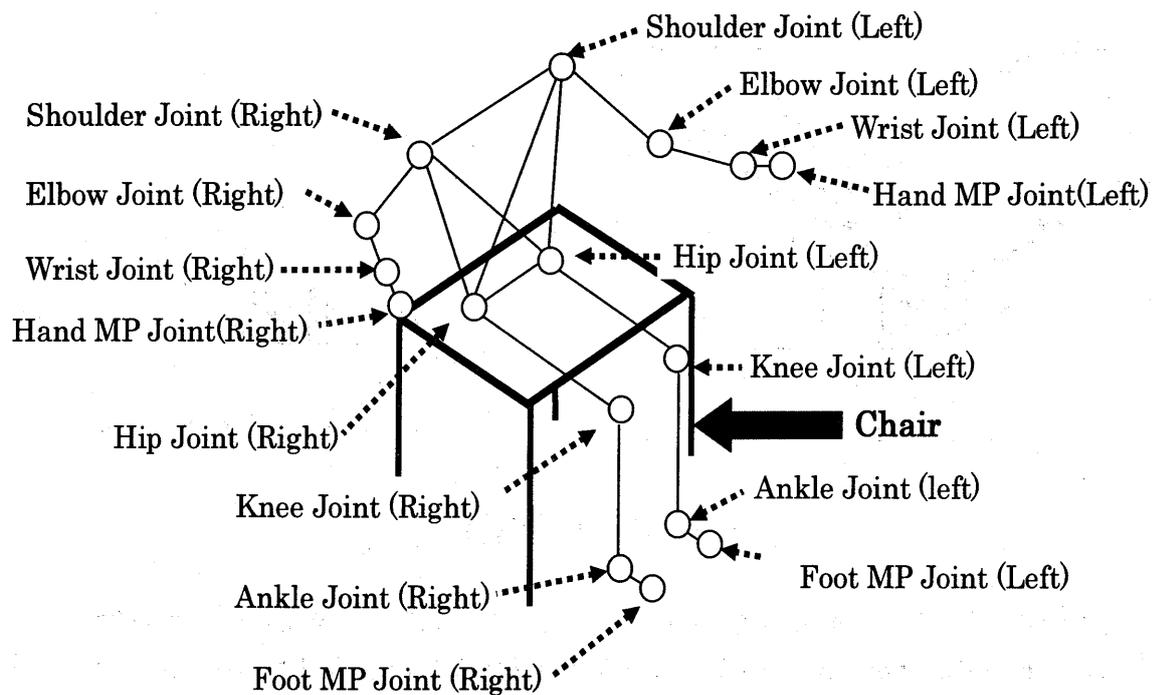


Fig5.2 Rigid Link Model and Marker Position

また、パワーアシスト型手すりと 3 次元動作解析装置である Vicon を同期させるため、モータ制御ボードの空きピンから、手すりの駆動開始時にパルス波を出力させ、その信号を Vicon 側で受け取るようにした。サンプリング周波数は、Vicon 側のカメラの性能より 60[Hz]とし、手すり側も 60[Hz]とした。実験装置のシステム構成を Fig.5.3 に示す。

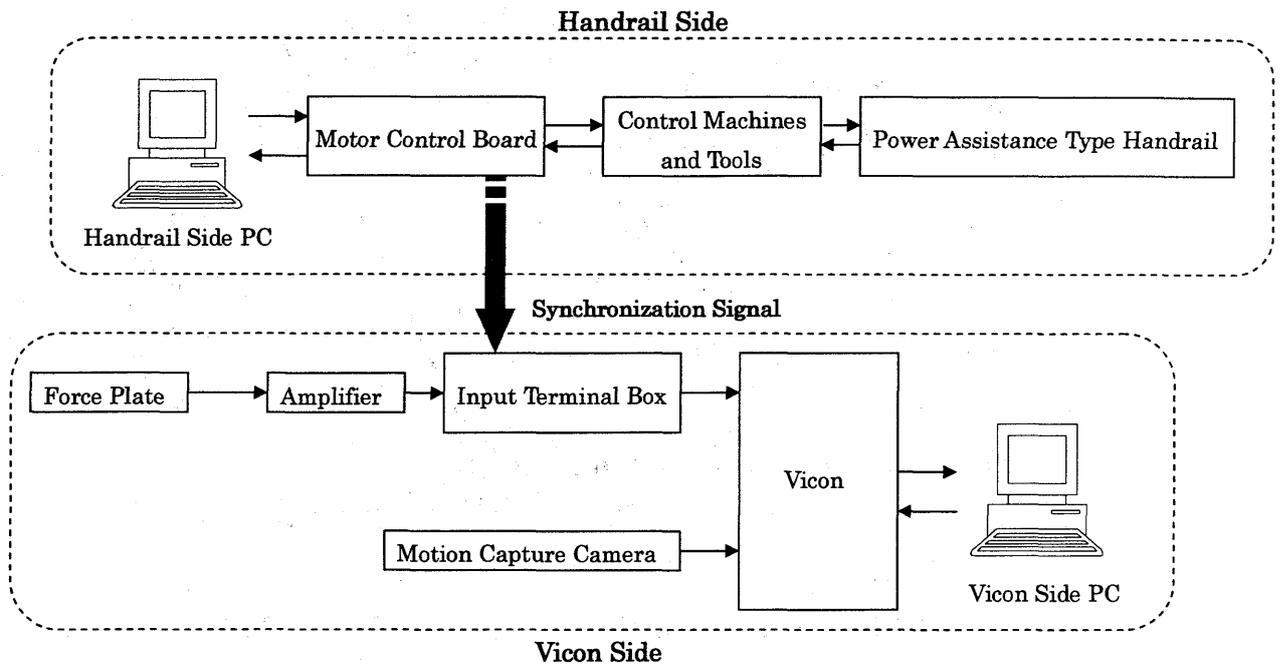


Fig.5.3 Experiment System Configuration

5.3 実験結果および考察

5.3.1 動作状況

データ取得のサンプリング周波数は 60[Hz]と設定したが、実際には、37[Hz]で計測された。これは、PC とモータ制御ボード間を接続する USB によるデータ転送の遅れによるものであり、この問題を解決するには接続を bus とし、モータ制御ボードを bus 対応製品に変える必要がある。しかし、手すりの位置制御は、PC からの位置指令後、モータ制御ボード内で行うため問題は生じないとし、既存のモータ制御ボードを使用する。以後の実験では、Vicon とのデータ同期の関係上 30[Hz]とする。

トリガで設定した手前方向である Fx 負方向に 20[N]以上かかると手すりが始動する動作においては、動作の遅れが見られた。Fig5.4 に手すりが移動し始める時間を 0[s]として、手すりに加わる力データと手すりの変位データを示す。遅れは実験データより 0.1[s]以内であった。この遅れは、PC とモータ制御ボードのデータ転送速度に関係し、転送速度を速くすることで遅れも小さくなると考えられるが、0.1[s]以内であるため、この遅れを使用者が感じることはないと考えられ、問題なく動作したと判断する。

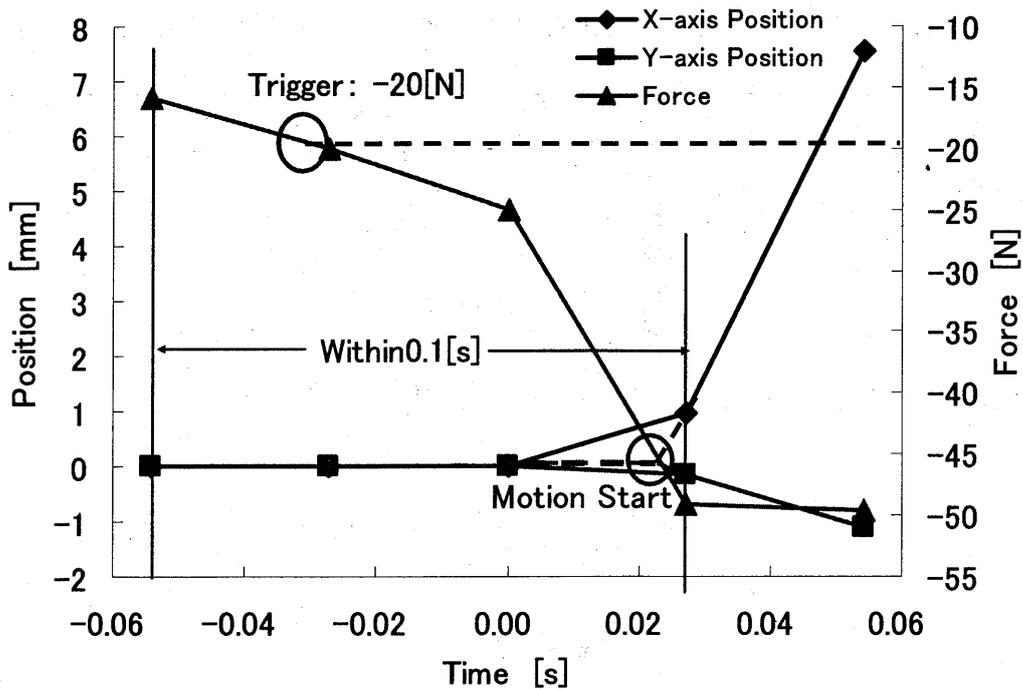


Fig5.4 Motion Delay to Trigger Input

Fig5.5 に設定した軌道と実験データの変位を示す。実際の曲線軌道は、直線近似により描かせたため、Fig5.5 では直線となっている。この実験では、実際のベジェ曲線と動作した軌道の差は、パターン A の動作では x 方向最大誤差 1.06[mm], y 方向最大誤差 0.83[mm]であり、平均しても x, y 方向とも 1[mm]以下の誤差であった。使用者の立ち上がりを補助する装置であることを考えると十分な精度で動作していると言える。他のパターンの動作でも誤差は平均 1[mm]以下であり、設定した軌道から大きくはずれることはなかった。

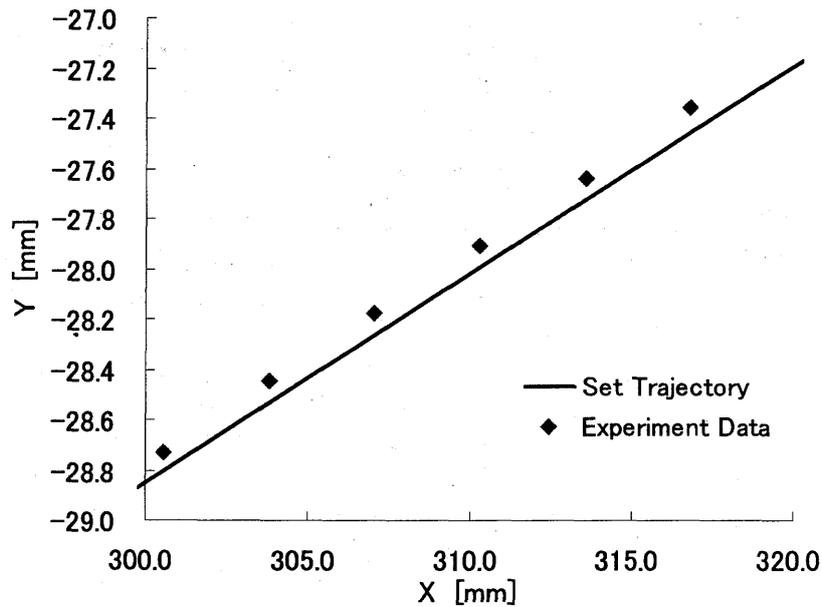


Fig5.5 Error of Motion Trajectory

5.3.2 手すりに負荷される力, トルク

ある被験者の座面高さ (L), 軌道パターン A の手すりに加わる力データとトルクデータを Fig5.6 と Fig5.7 に示す. 横軸は経過時間であり, 手すりが動作し始めた時間を 0[sec] として手すりが止まるまでの時間を示す. また力とトルクの方角を Fig5.8 に示す. トルクは, 各軸に対して反時計周りの方向とする.

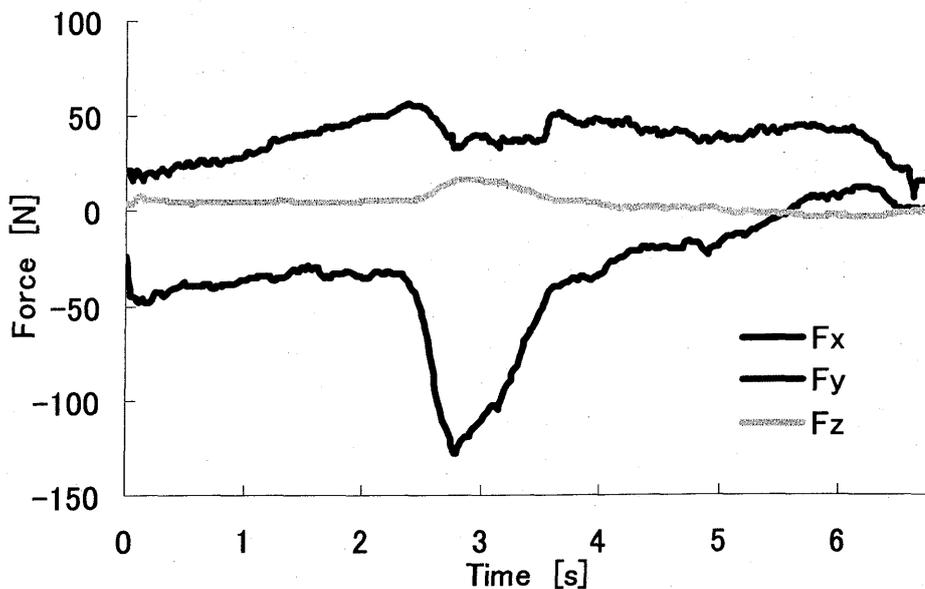


Fig5.6 Result of Force

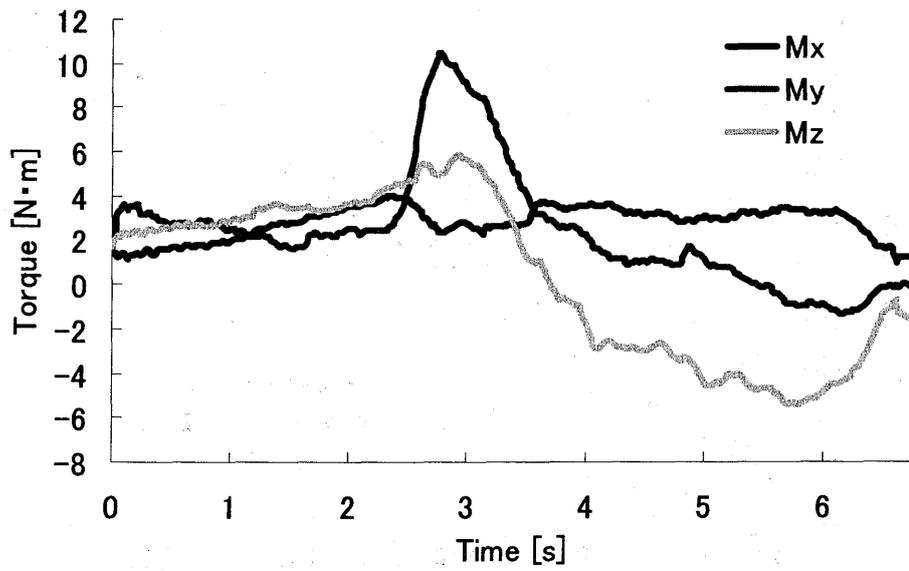


Fig5.7 Result of Torque

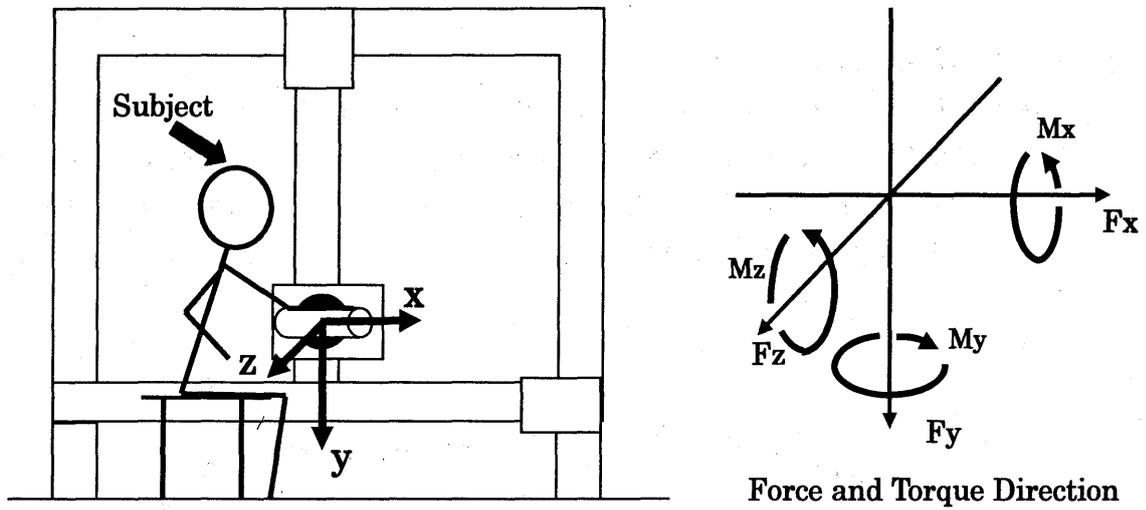


Fig5.8 Force Direction and Torque Direction

力データでは、 x 方向の力 F_x で大きな変化が見られた。Fig5.6 では、手すりが動作し始めてから、約 2.3[s]で F_x が減少し始め、2.8[s]付近で負に最大となり、約-128[N]となった。その後、 F_x は増加し、5.5[sec]過ぎで 0[N]を超え、正の値へ変化していた。 F_x が手前方向である負方向に、ある時刻から大きくなり、最大値となったあと徐々に 0[N]に近づいていくデータの型は、すべてのデータに共通して見られた。

F_x の変化と使用者の状態を Fig5.9 に示す。一般的に起立動作ではまず座面にある重心を前方移動させ、これによって重心を足部上方へ移動し、この後重心を上方へ移動させる。そのため、今回の力データでは、まず初期状態 (Fig5.9 Starting Motion) から手すりが前方に動くにつれ、体幹が前方に傾き、これによって重心も前方に移動し、ある時刻で手すりを大きく引き始めることで F_x が手前方向である負方向に増え始め、体が座面から離れ始める (Fig5.9 Motion□)。重心がさらに前方へ移動し、最大の力で手すりを引き、 F_x が負方向に最大となった時に、重心が足部の上方に移動する (Fig5.9 Motion□)。この後、手すりを手前に引くのをやめ、さらに起立動作が完了した時に F_x が 0[N]を超えると考えられる (Fig5.9 End Motion)。これらの結果より、 F_x からある程度の重心移動が予測される。

また、鉛直下向き方向の力 F_y は、 F_x が減少するにつれ、減少している。これは、手すりを手前である x の負の方向に引くと、力の向きが鉛直下向きの方向から手前方向に変わるため、鉛直下向きの力が減少し F_y が減少すると考えられる。また、 F_y は、2.5[s]付近まで増加している。これは、前方に重心が移動することによって、手すりを鉛直下向きに少し押す姿勢となるためと考えられる。 F_z は、 x の負の方向である手前方向に引くと増し、 x の正の方向に押すと減っている。これは手すりを引くときは 体の方向に引き、押すときは手すり側に寄りかかるようにして力がかかるためである。しかし、 F_z の変化は微小であった。

このことより F_y と F_z の主な変化は、 F_x の変化に伴うものであり、 F_y 、 F_z の変化より F_x の変化が重要であると考えられる。

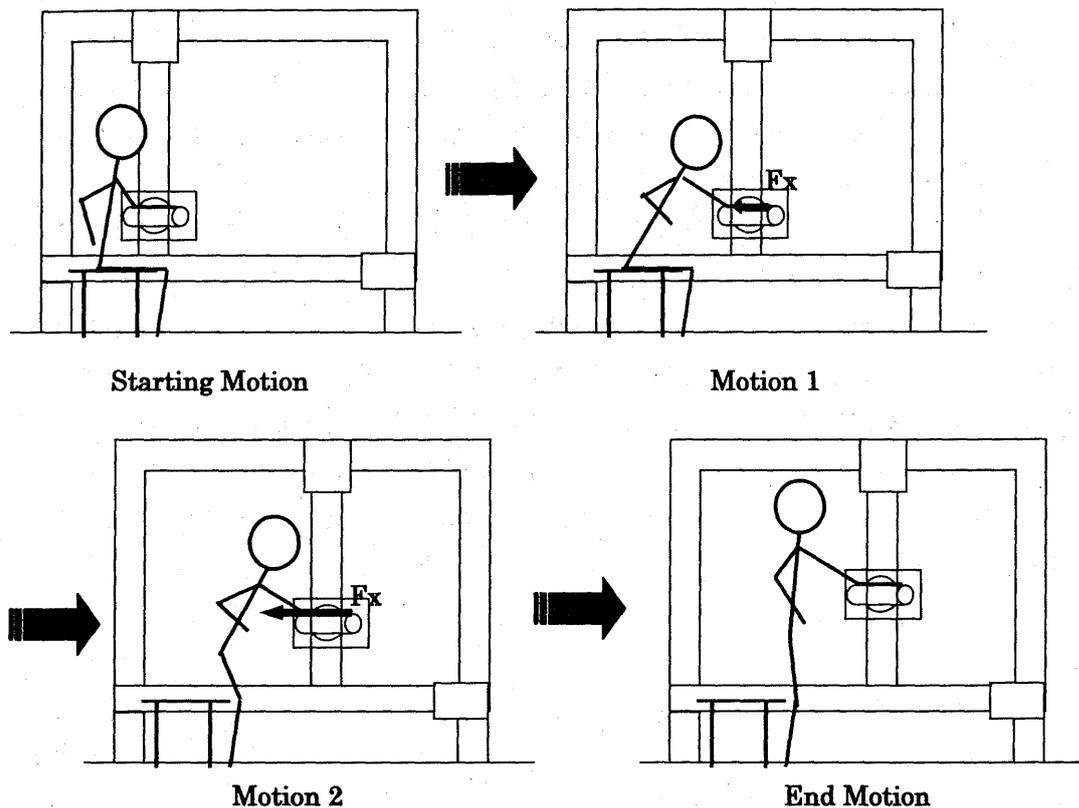


Fig5.9 Standing Up Motion with Power Assistance Type Handrail

次に、トルクデータでは、Fig5.7 から分かるように M_x は F_y と同じほぼ波形となり、 M_y は F_x の符号を逆にしたものとほぼ同じ波形となった。

パワーアシスト型手すりの起立時の力制御として、6 軸のトルクセンサを用いたのは手すりが剛体であり、長さを無視できないためである。トルクを検知するという事は、力の加わる位置を検知できる。Fig5.10 に力が加わった時の手すり とトルクセンサを示す。力を加えるのは、左手前腕部と手部であるため剛体であるので力点は複数あるとし、主に肘と掌から力を加える。この場合、 M_x は F_y と F_z に関するトルクであるが、 F_z はトルクセンサの原点とほぼ水平の位置にあるため、トルクの発生にほとんど関係なく、また手すり とトルクセンサの距離は一定のため、 M_x は F_y とほぼ同じ波形となる。また、 M_y は、 F_x と F_z により加えられるトルクであるが、力データから読み取れたように、 F_z は微小の力であり、また手すり とトルクセンサの距離は一定のため、 M_y は F_z が増加すると差は出るが、 F_y の符号を逆にしたものとほとんど同じ波形と考えて良い。

ここで、 M_z のトルクについて考える。 M_z は F_x と F_y に関するトルクであるが、 F_x はトルクセンサとほぼ水平な位置にあるため、 M_z は F_y の加わる位置により発生するトルクとなる。すなわち、 F_y の鉛直下向きの合成力が手すりの支点より手前にあるときに M_z は正となり、支点より進行方向側にある時には M_z は負となる。

Fig5.7より M_z は徐々に大きくなり, F_x が負方向に最大となり手前方向に手すりを最大で引いた時に, 同じく M_z も最大となっている. そして, その後 M_z は急速に減少し, $0[N]$ 以下となり符号が逆転している. 符号が逆転するということは, Fig5.10 に示されるように, 鉛直下向きの合成力 F_y が支点の手前である $F_{y①}$ から支点の進行方向の $F_{y②}$ の位置に変わったということである. これは, 手すりが前方に移動し, 体幹が前傾になったことで, 体の前方の軸周りのトルクを利用し, 尻部を座面から浮かせて起立を行い M_z が大きくなったと考えられる. その後, 起立直後瞬間的に重心が体の前方となり, 体が前傾して前に少し倒れるような姿勢となることで, 手すりの先端に力が加わるため M_z が $0[N]$ 以下となった. トルクを利用した起立時のモデルを Fig5.11 に示す. このことより, トルクからは M_z より重心移動の推測ができると考えられる. 力では F_x が $0[N]$ 以上となった時に起立が完了した. これは, 進行方向の起立が完了したと考えられ, 回転方向の M_z と F_x により起立が完了した手すりの位置が推測可能であると考えられる.

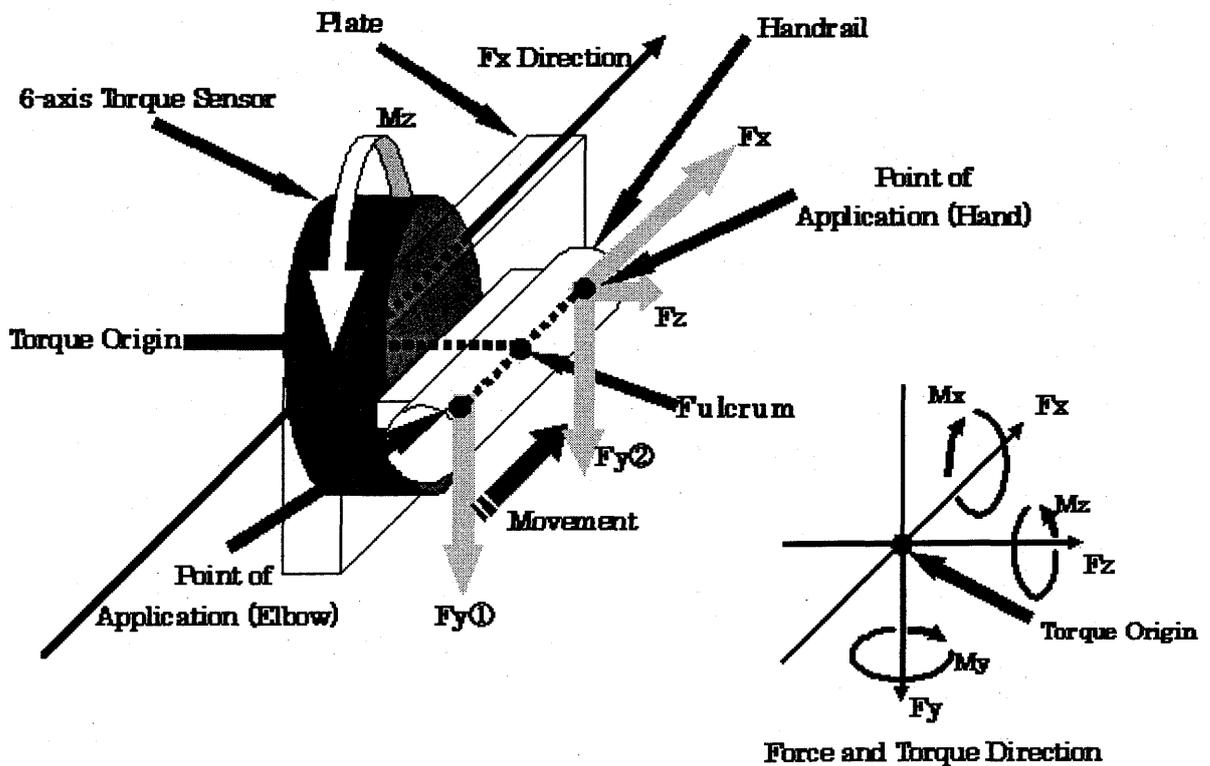
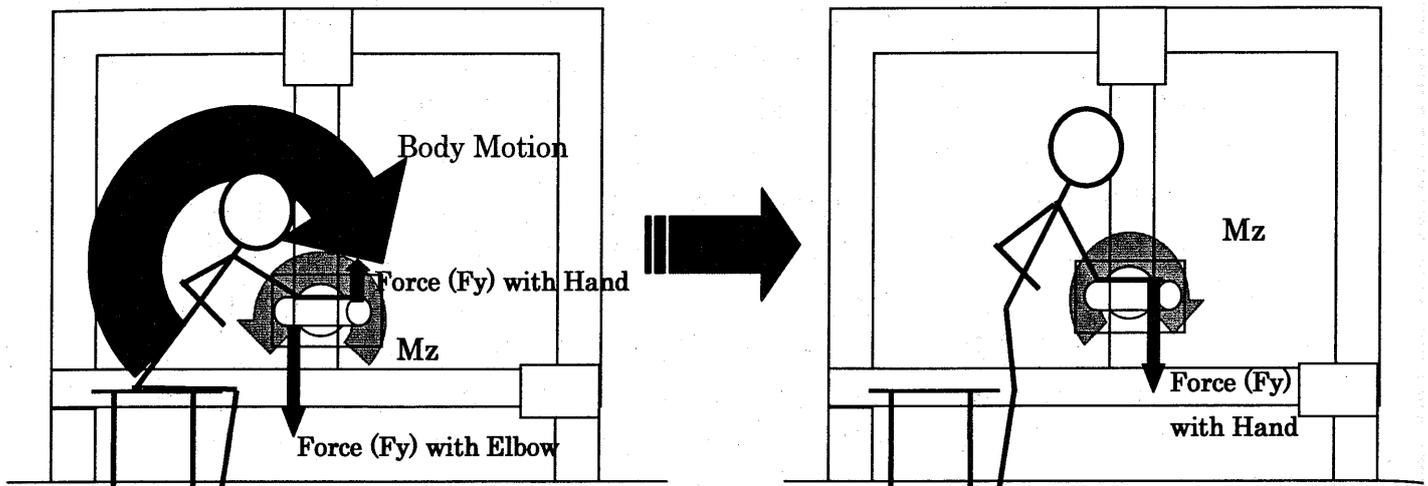


Fig5.10 Force and Torque to Load on Handrail



Standing Up Motion

Center of gravity is forward of the body.

Fig5.11 Torque in Standing Up

次に同じ健常被験者の座面高さ(N)の場合と座面高さ(L)の場合の力データを Fig5.12 に示す。Fig5.12 より椅子を低くすると F_y が全体的に減少し負方向の F_x が大きくなるデータが見られた。これは、体に対して手すりが高くなったため下向きの力が減少し、椅子が低くなったため立ち上がる時により大きな力で手すりを引いたと考えられる。起立が困難な高齢者では、上肢伸展筋力を大きく使うことが先に述べたように分かっているので、高齢者では、同じく F_x の大きさがより顕著に現れる可能性があるが、健常者では椅子の高さが低くなり重心を前方に移動するのが少し困難となったと考えられるものの、無意識の内に重心が後方に溜まる高齢者とは、重心移動の違いなどにより大きく差が出ると考えられる。

また、椅子の高さの違いによるデータのパターンには大きな違いはなかった。軌道パターンの違いに対しても手すりの力データからは大きな違いは見られなかった。直線パターンでも他のデータと同じ型のデータとなっていた。

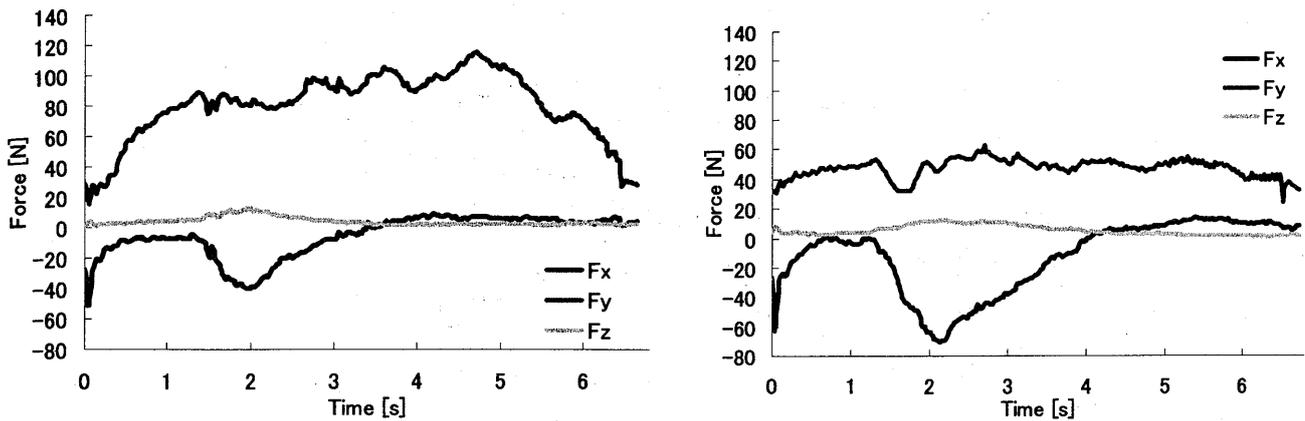


Fig5.12 Height (N) (Left) and Height (L) (Right)

5.3.3 関節モーメント

ある被験者の座面高さ (L), 軌道パターン B の手すりに加わる力データを Fig5.13 に示す。そして、この時の各足の股関節, 膝関節, 足関節の関節モーメントを Fig5.14 に示す。関節モーメントの正は, 股関節, 膝関節では屈曲, 足関節では底屈とし, 負は, 股関節, 膝関節では, 伸展, 足関節では背屈とする。力データから約 2.2[s] で, Fx 負方向が最大となり, 手すりを最大の力で引いていることが分かる。その時, ほぼ同時に関節モーメントでは, 両足で股関節屈曲モーメント, 膝関節伸展モーメントが最大となっている。そして, そのあと足関節の底屈モーメント大きくなっている。これは, 重心を前方に移動した後体が座面から離れ, 起立を行う際に股関節屈曲モーメントと膝関節伸展モーメントを大きく利用し, 重心が足部上方に移動した時に最大となり, 上方向への重心移動の際, 足関節の底屈モーメントを大きく使い起立を行うためであり, すべてのデータにおいてこのような傾向が見られた。このことより, 股関節では屈曲モーメント, 膝関節では伸展モーメント, 足関節では底屈モーメントを大きく使うことが分かる。

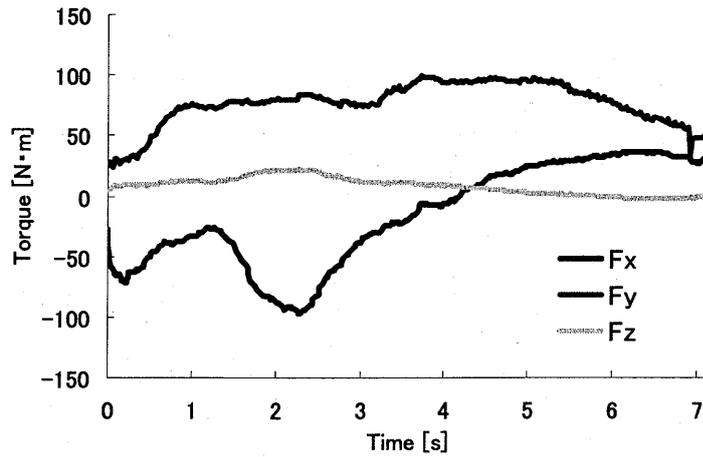
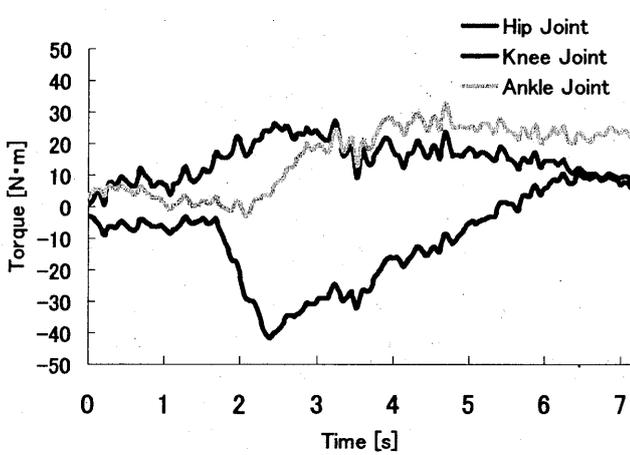
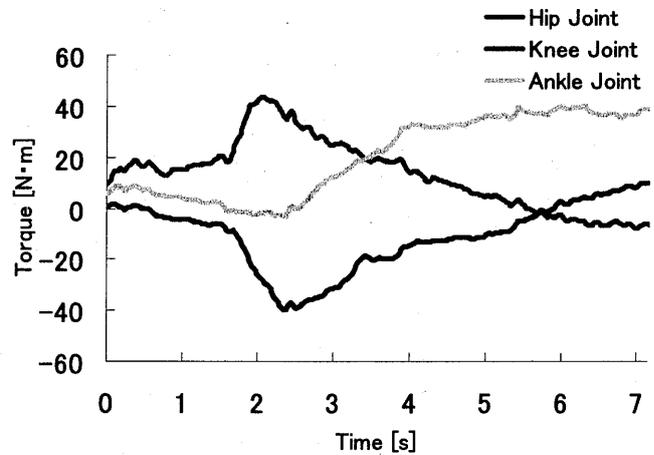


Fig5.13 Result of Force



(a)Left Foot



(b)Right Foot

Fig5.14 Joint Moment

次に、各軌道パターンでの各関節モーメントについて考える。各関節モーメントは、ピーク値の平均を取ることとする。右足の屈曲、底屈モーメントを Table5.1, Fig5.15, 伸展、背屈モーメントを Table5.2, Fig5.16 に示し、左足の屈曲、底屈モーメントを Table5.3, Fig5.17, 伸展、背屈モーメントを Table5.4, Fig5.18 に示す。ただし、パターン E では、実験中、終点が下方にありすぎ起立しにくいいためパターン A~パターン D と前方直線パターンとした。なお、Table の括弧内の値 sd は標準偏差とする。

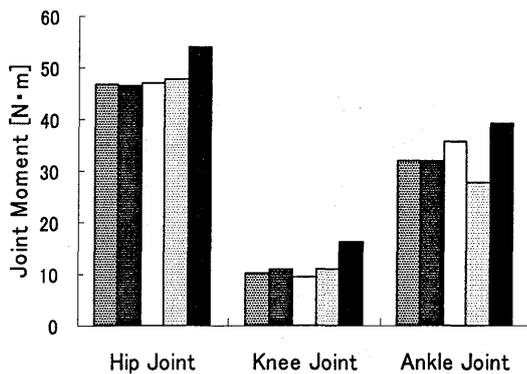
Table 5.1 Flexion, Plantar Flexion Joint Moment (Right Foot)

(a) Chair Height N

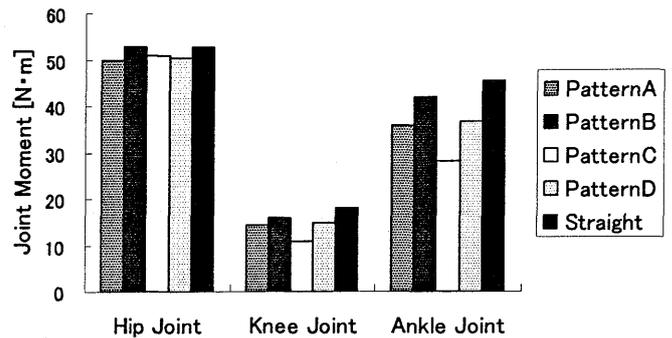
Trajectory Pattern	Joint Moment N·m		
	Hip Joint	Knee Joint	Ankle Joint
PatternA	46.81 (sd 10.14)	10.35 (sd 5.79)	32.07 (sd 6.13)
PatternB	46.45 (sd 13.84)	10.95 (sd 6.82)	32.02 (sd 4.59)
PatternC	47.04 (sd 17.32)	9.61 (sd 7.32)	35.75 (sd 25.27)
PatternD	47.79 (sd 21.63)	11.12 (sd 6.52)	27.77 (sd 5.78)
Straight	53.92 (sd 20.12)	16.23 (sd 11.42)	39.19 (sd 15.00)

(b) Chair Height L

Trajectory Pattern	Joint Moment N·m		
	Hip Joint	Knee Joint	Ankle Joint
PatternA	49.86 (sd 15.01)	14.40 (sd 7.64)	36.03 (sd 7.53)
PatternB	52.68 (sd 16.29)	16.07 (sd 13.85)	42.13 (sd 20.42)
PatternC	50.87 (sd 13.24)	10.88 (sd 5.79)	28.37 (sd 6.10)
PatternD	50.29 (sd 14.42)	15.03 (sd 7.34)	36.82 (sd 14.61)
Straight	52.85 (sd 16.36)	18.11 (sd 11.46)	45.56 (sd 13.14)



(a) Chair Height N



(b) Chair Height L

Fig 5.15 Flexion, Plantar Flexion Joint Moment (Right Foot)

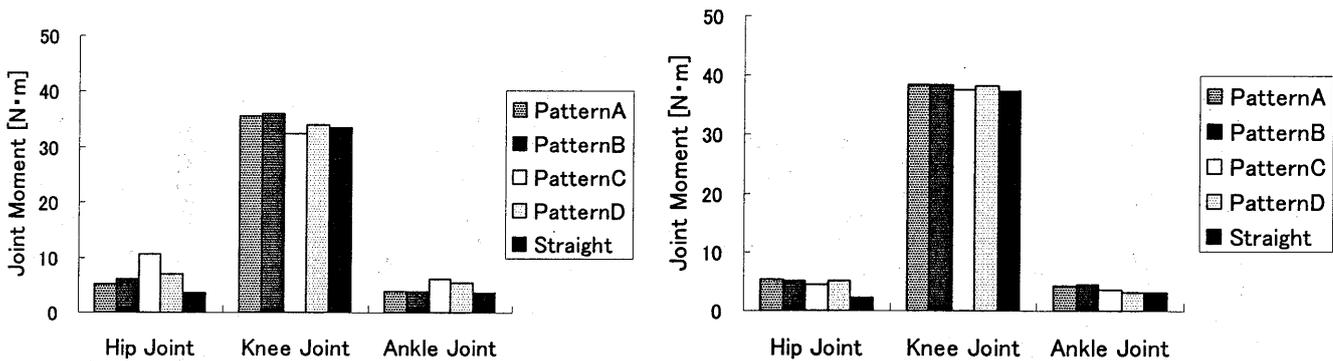
Table5.2 Extension, Dorsal Flexion Joint Moment (Right Foot)

(a)Chair Height N

Trajectory Pattern	Joint Moment N·m		
	Hip Joint	Knee Joint	Ankle Joint
PatternA	5.29 (sd 5.04)	38.44 (sd 5.83)	4.19 (sd 3.99)
PatternB	5.13 (sd 5.73)	38.58 (sd 4.51)	4.32 (sd 4.17)
PatternC	4.49 (sd 13.06)	37.56 (sd 9.03)	3.62 (sd 8.47)
PatternD	4.99 (sd 6.01)	38.31 (sd 5.58)	3.03 (sd 4.67)
Straight	2.31 (sd 3.33)	37.47 (sd 6.09)	3.10 (sd 4.85)

(b)Chair Height L

Trajectory Pattern	Joint Moment N·m		
	Hip Joint	Knee Joint	Ankle Joint
PatternA	32.84 (sd 4.03)	9.86 (sd 5.85)	31.42 (sd 3.92)
PatternB	34.78 (sd 4.67)	13.92 (sd 6.12)	33.07 (sd 5.98)
PatternC	38.33 (sd 4.25)	12.91 (sd 5.50)	27.24 (sd 3.78)
PatternD	35.50 (sd 4.72)	10.42 (sd 5.47)	26.94 (sd 3.94)
Straight	41.78 (sd 5.36)	15.25 (sd 4.27)	47.69 (sd 5.48)



(a) Chair Height N

(b) Chair Height L

Fig5.16 Extension, Dorsal Flexion Joint Moment (Right Foot)

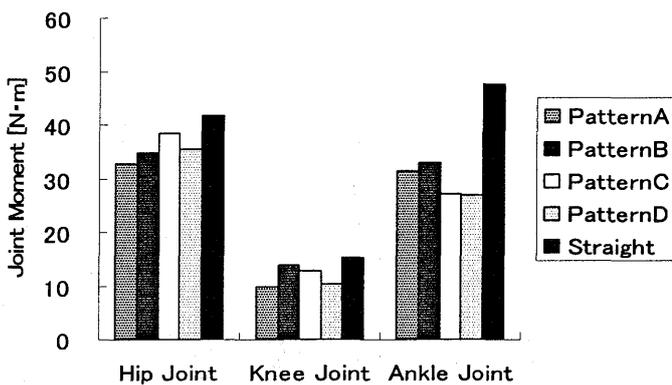
Table 5.3 Flexion, Planter Flexion Joint Moment (Left Foot)

(a) Chair Height N

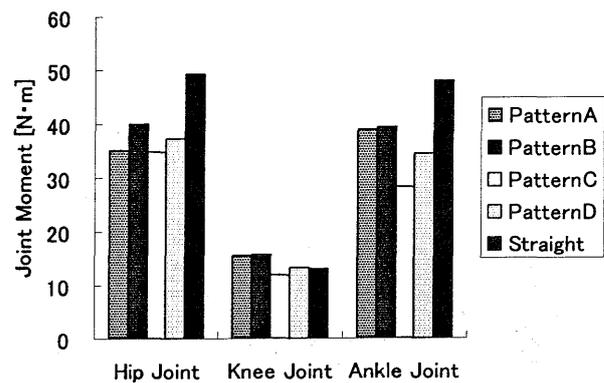
Trajectory Pattern	Joint Moment N·m		
	Hip Joint	Knee Joint	Ankle Joint
PatternA	32.84 (sd 14.82)	9.86 (sd 4.05)	31.42 (sd 1.21)
PatternB	34.78 (sd 15.91)	13.92 (sd 6.74)	33.07 (sd 8.00)
PatternC	38.33 (sd 14.15)	12.91 (sd 5.19)	27.24 (sd 13.41)
PatternD	35.50 (sd 15.63)	10.42 (sd 4.37)	26.94 (sd 5.85)
Straight	41.78 (sd 17.30)	15.25 (sd 8.90)	47.69 (sd 17.22)

(b) Chair Height L

Trajectory Pattern	Joint Moment N·m		
	Hip Joint	Knee Joint	Ankle Joint
PatternA	35.22 (sd 14.15)	15.56 (sd 8.31)	39.10 (sd 13.80)
PatternB	39.94 (sd 14.37)	15.87 (sd 10.84)	39.59 (sd 10.86)
PatternC	34.80 (sd 10.35)	12.01 (sd 4.84)	28.51 (sd 9.71)
PatternD	37.28 (sd 11.90)	13.33 (sd 6.13)	34.76 (sd 7.89)
Straight	49.43 (sd 15.79)	13.04 (sd 9.38)	48.33 (sd 18.52)



(a) Chair Height N



(b) Chair Height L

Fig 5.17 Flexion, Planter Flexion Joint Moment (Left Foot)

Table 5.4 Extension, Dorsal Flexion Joint Moment (Left Foot)

(a) Chair Height N

Trajectory Pattern	Joint Moment N·m		
	Hip Joint	Knee Joint	Ankle Joint
PatternA	10.69 (sd 4.52)	36.43 (sd 8.76)	6.94 (sd 7.04)
PatternB	14.52 (sd 2.95)	36.09 (sd 11.01)	5.37 (sd 2.02)
PatternC	9.45 (sd 5.16)	32.40 (sd 10.88)	4.74 (sd 3.61)
PatternD	10.36 (sd 5.66)	32.64 (sd 9.67)	2.24 (sd 3.25)
Straight	9.07 (sd 4.43)	39.26 (sd 7.41)	4.47 (sd 2.40)

(b) Chair Height L

Trajectory Pattern	Joint Moment N·m		
	Hip Joint	Knee Joint	Ankle Joint
PatternA	10.17 (sd 5.34)	38.59 (sd 5.79)	6.16 (sd 2.75)
PatternB	8.49 (sd 7.26)	39.51 (sd 8.97)	4.11 (sd 3.18)
PatternC	8.96 (sd 5.43)	41.55 (sd 8.55)	5.63 (sd 4.35)
PatternD	8.04 (sd 5.84)	38.86 (sd 8.55)	4.87 (sd 4.53)
Straight	11.66 (sd 9.25)	41.65 (sd 7.19)	2.45 (sd 2.54)

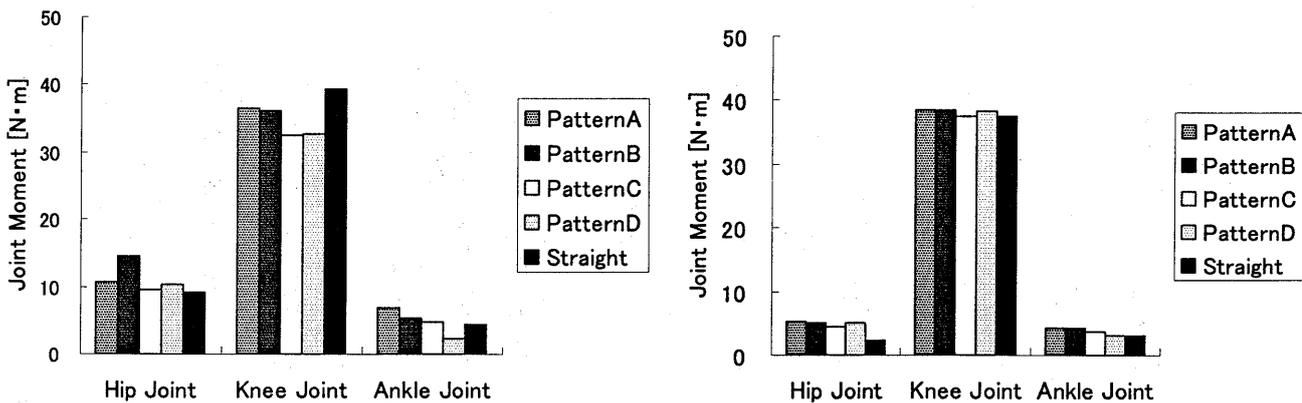


Fig 5.18 Extension, Dorsal Flexion Joint Moment (Left Foot)

前方直線パターンでは、曲線であるパターンA~Dよりも全体的に少し関節モーメントが大きくなる結果となった。足関節底屈モーメントでは、前方直線パターンで大きくなる結果が見られた。しかし、全体的にはあまり大きな差は見られず、パターンA~パターンDではほとんど差は見られなかった。

直線軌道よりも、曲線軌道の方が、関節モーメントが小さかったのは、終点の位置によるものであると考えられる。しかし、曲線軌道であっても前方に直線で動く部分で起立を行っていたため、股関節屈曲モーメントや膝関節伸展モーメントでは大きな差は現れなかったと考えられる。また、軌道パターンによる違いでも、直線部分で立ち上がり後半は手を添えるだけとなることが多く観察され、終点の位置を前後、上下に変えただけでは差は現れないと考えられる。

第6章 パーキンソン病高齢者による起立動作実験

6.1 実験目的

パーキンソン病高齢者によるパワーアシスト型手すりを用いた起立動作の基礎データの収集、解析と健常者との起立動作の違い、本装置のパーキンソン病高齢者への有用性の検討を目的とする。そのため、手すり動作の状況、手すりに加わる力、トルクの経時的変化と下肢に加わる関節モーメントを計測、解析する。

6.2 実験方法

被験者は、パーキンソン病と診断された高齢者8名(男性5名、女性3名)とする。また、被験者情報を Table6.1 に示す。

Table 6.1 Subject Information

	性別	備考
Subject1	女	歩行時は杖を利用し、補助なしで立ち上がることが可能
Subject2	男	車椅子を利用し、補助なしで起立を行うことが困難
Subject3	男	補助なしで歩行、立ち上がりが可能
Subject4	男	車椅子を利用、補助なしで起立を行うことが困難
Subject5	女	歩行時は杖を利用し、補助なしで立ち上がることが可能
Subject6	男	補助なしで歩行、立ち上がりが可能
Subject7	女	補助なしで歩行、立ち上がりが可能
Subject8	男	補助なしで歩行、立ち上がりが可能

実験に用いた手すりの軌道はパターン A と前方直線パターンとした。健常被験者による実験から軌道パターンによる違いは見られず、ほとんど同じ起立動作となったためパターン B～パターン E は、この実験では用いず、基準としたパターン A のみを用いることとする。また、手すりが駆動しない場合と比較するため手すりが静止した状態での計測も加えて行い、パターン A、前方直線、手すり静止において 2 回ずつ実験を行った。実験装置、その他の方法は健常被験者による実験と同じとする。なお、本実験は被験者に主旨を十分説明し本人の同意を得たうえで実施した。

6.3 実験結果および考察

6.3.1 手すりに負荷される力、トルク

手すりをパターン A で駆動させた時の Subject2 の力データを Fig6.1 に示す。また、同じ軌道で手すりを駆動させた時の健常被験者の力データを Fig6.2 に示す。

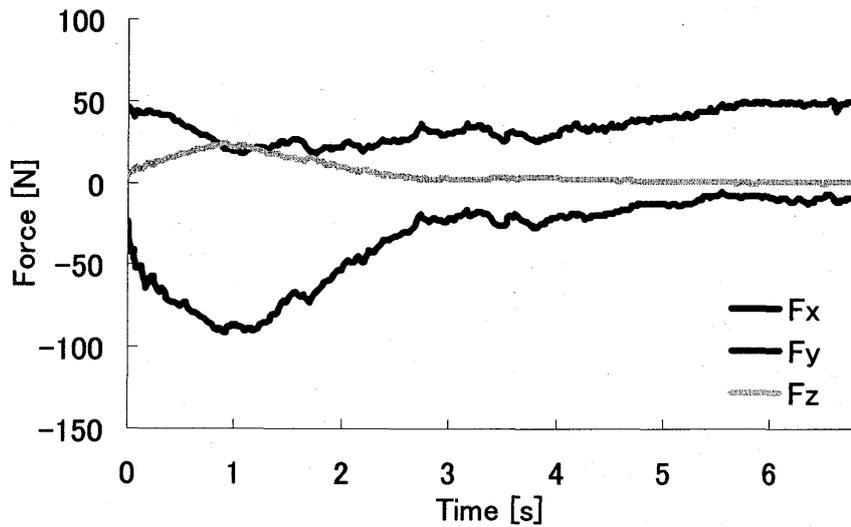


Fig6.1 Result of Force (Parkinson's Disease Subject 2)

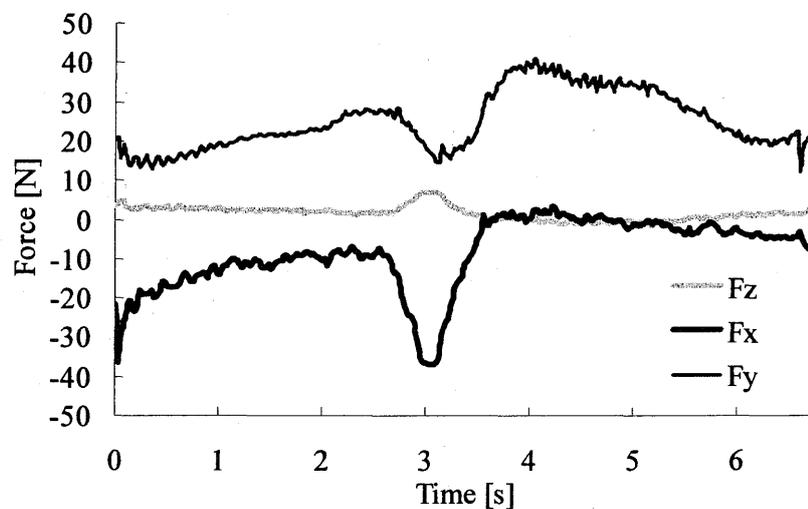


Fig6.2 Result of Force (Person in Normal Health)

Fig6.1 より、 F_x が大きく変化し、手すりを引いて起立を行うという点では健常被験者と同じであるが、Subject2 では、手すりを引くタイミングが早いことが分かる。Fig6.2 より健常被験者では、約 3[s] で F_x が負方向に最大となっているのに対して、Fig6.1 よりパーキンソン病高齢者では、約 1[s] で F_x が負方向に最大となっている。また、健常被験者は短時間で手すりを引いて重心移動を行っているが、パーキンソン病患者では健常者より時間をかけて手すりを引いていることが分かる。

実験時この被験者では、手すりを動かさない場合は、起立が困難であったが、手すりを駆

動かせることで起立動作がスムーズとなることが確認された。これは、手すりを前方へ動かすことで、重心が前方に移動し起立しやすくなったと考えられる。また、パーキンソン病患者では、運動性の減少により、最初の動作が特に難しくなることがあるが、手すりを前方に動かすことで起立動作の最初のきっかけを与え、スムーズな起立動作となったとも考えられる。この被験者において、手すりを引くタイミングが早いのは、パーキンソン病患者では重心が後方に残り、体幹が十分に前方に傾く前に、上肢の力を大きく利用し立ち上がりを行うことに関係すると考えられる。このことより、手すりを引く時間も健常被験者よりも長くなっている。しかし、手すりが駆動することによって体が前方に引っ張られ重心がある程度前方へ移動し、上肢の力をアシストすることで立ち上がりがスムーズになったと考えられる。

他の被験者では、起立動作が比較的容易な被験者に対しては、健常者と同じような傾向のデータが見られた。

問題点としては、曲線軌道であっても前方に直線で動く部分を主に用い、その後は手を添えるだけか手を離してしまう被験者が多かったことが挙げられる。これは、手すりに従うように起立をするのではなく、早めに手すりを引いて起立を行うことや、あらかじめ設定した軌道であるので、個々の起立パターンには対応しないことが原因であると考えられる。介助者による起立補助でも体を持ち上げる動作は必要であるため上方向のアシストも必要である。しかし、早いタイミングでの起立動作では体の重心が後方に残っているため、体の重心を前方に導く必要もあるため、起立が開始する位置から前方方向へ移動しながら上方向へのアシストも行う曲線軌道が必要であると考えられる。また、重心が足部上方へ移動し起立がほぼ完了した後は、手すりは前方へ移動せず上方向の直線動作で良いと考えられる。

6.3.2 関節モーメント

各軌道パターンと手すりが静止しているときの各関節モーメントについて考える。関節モーメントの経時的なデータの型は健常被験者と同じとなった。

次に、各関節モーメントのピーク値による評価を行う。各関節モーメントはピーク値をとって平均を取るものとし、右足の屈曲、底屈モーメントを Table6.2, Fig6.3, 伸展、背屈モーメントを Table6.3, Fig6.4 に示し、左足の屈曲、底屈モーメントを Table6.4, Fig6.5, 伸展、背屈モーメントを Table6.5, Fig6.6 に示す。なお、Table の括弧内の値 sd は標準偏差とする。

Table6.2 Flexion, Plantar Flexion Moment (Right Foot)

	Hip Joint	Knee Joint	Ankle Joint
NoOperation	34.16 (sd 13.96)	3.73 (sd 2.40)	14.85 (sd 10.32)
PatternA	34.85 (sd 12.70)	6.17 (sd 4.07)	20.06 (sd 5.38)
Straight	35.43 (sd 13.46)	8.07 (sd 9.22)	16.36 (sd 8.42)

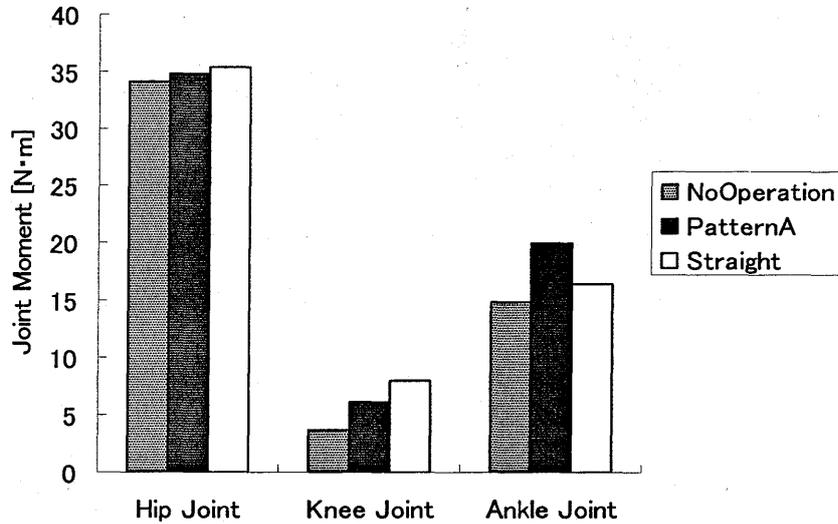


Fig6.3 Flexion, Plantar Flexion Moment (Right Foot)

Table6.3 Extension, Dorsal Flexion Moment (Right Foot)

	Hip Joint	Knee Joint	Ankle Joint
NoOperation	7.22 (sd 4.27)	24.99 (sd 11.28)	4.33 (sd 3.56)
PatternA	7.59 (sd 5.42)	20.69 (sd 10.15)	3.14 (sd 2.39)
Straight	3.46 (sd 5.00)	20.83 (sd 12.01)	2.12 (sd 3.24)

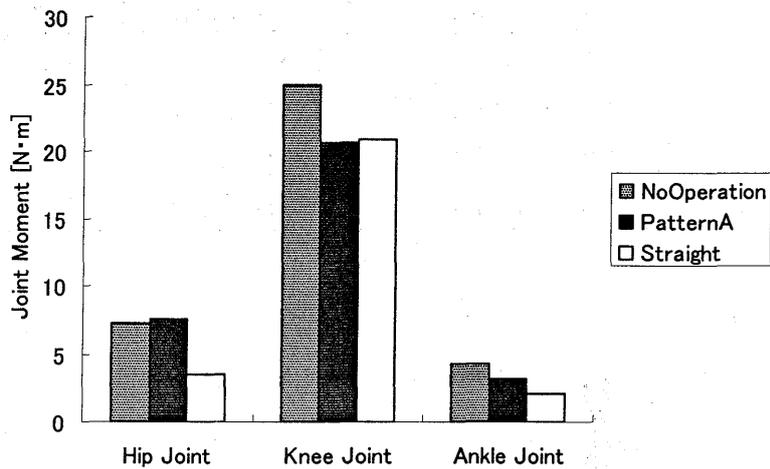


Fig6.4 Extension, Dorsal Flexion Moment (Right Foot)

Table6.4 Flexion, Plantar Flexion Moment (Left Foot)

	Hip Joint	Knee Joint	Ankle Joint
NoOperation	28.24 (sd 19.02)	9.27 (sd 8.11)	16.63 (sd 9.97)
PatternA	29.58 (sd 12.19)	11.72 (sd 5.25)	21.4 (sd 9.22)
Straight	27.07 (sd 9.51)	8.97(sd 4.56)	27.5 (sd 10.52)

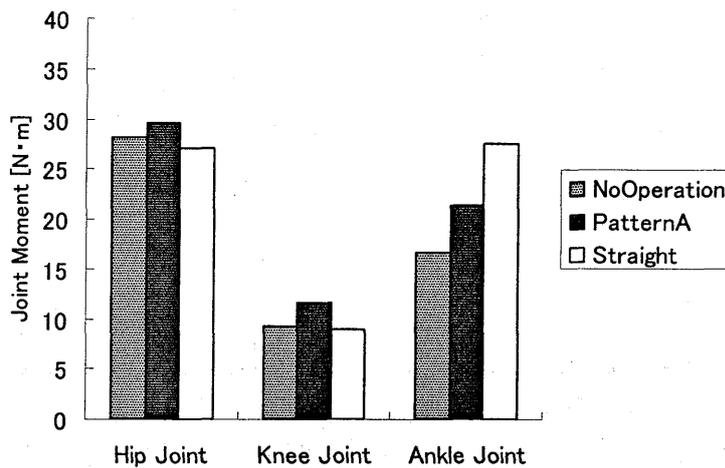


Fig6.5 Flexion, Plantar Flexion Moment (Left Foot)

Table6.5 Extension, Dorsal Flexion Moment (Left Foot)

	Hip Joint	Knee Joint	Ankle Joint
NoOperation	9.20 (sd 6.06)	29.45 (sd 13.15)	2.97 (sd 1.91)
PatternA	6.39 (sd 5.61)	40.12 (sd 8.37)	1.00 (sd 5.33)
Straight	3.15 (sd 10.36)	43.83 (sd 10.40)	1.86 (sd 3.35)

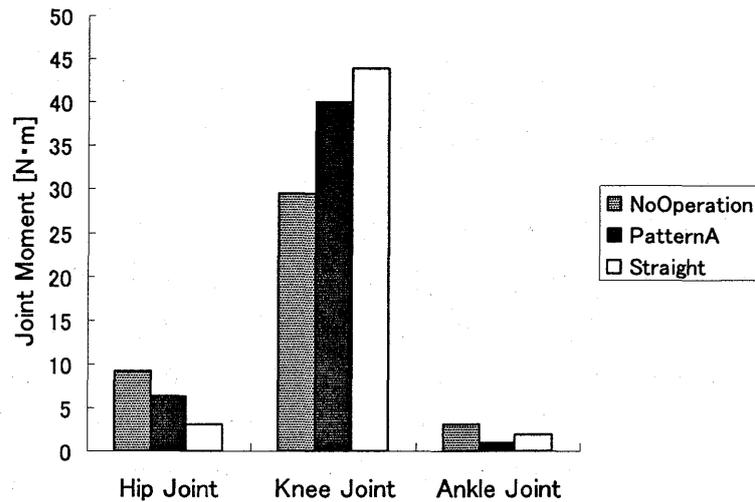


Fig6.6 Extension, Dorsal Flexion Moment (Left Foot)

全体的に各関節に大きな違いは見られなかった。Fig6.4より、右足では、手すりが静止した時に膝関節の伸展モーメントが最も大きくなっていった。しかし、左足では小さくなる結果となった。また、手すりを動かさない時は、起立速度が手すりに頼る場合よりも速く、最初に手すりを引いた反動も加わるため、手すりを駆動させた場合とあまり大きな差がないと考えられる。健常者では、直線軌道で足関節の底屈モーメントが大きくなったが、Fig6.5より、パーキンソン病患者では同じようなことが左足で見られた。

今回は、症状の程度別に実験を行わず、手すりをほとんど使わず起立を行う被験者もいたため差が大きく見られなかったと考えられる。そのため、今後は症状の程度別に、多くの被験者に対して実験を行う必要がある。

第7章 軌道修正プログラム

7.1 作成指針

実験結果を基に、リアルタイムで軌道を修正するプログラムを作成する。既存の軌道では、曲線軌道でも手すりが前方に直線で駆動する部分で起立が完了することが多かった。そのため、上方へはほとんどアシストされない状態であった。これまでの実験結果より、体が座面から離れる時と起立動作がほぼ完了した時が手すりデータからある程度予測可能であることが考えられた。そのため、体が座面から離れる時に上方向の動作をアシストすることを考える。また、パーキンソン病患者では、前方に十分に重心が移動しない間に手すり引いて起立を行うことが分かっている。パーキンソン病の高齢者の重心移動軌跡は、健康被験者より、早いタイミングで緩やかな曲率で上方へ上がる。このため、起立を始めてもある程度前方に移動させながら上方へのアシストをする必要があると考えられる。また、パワーアシスト型手すりをを用いた起立動作では、前方へ重心を移動させる、起立を行う、重心が足部へ移動し膝関節を伸ばすという動作に分けられる。そのため、①前方移動動作、②持ち上げ動作、③起立完了後動作に分け軌道を以下のように作成することとした。この軌道は、基本修正軌道と呼ぶこととする。

①前方直線動作

重心を前方に移動させるため前方に直線で移動する。この直線軌道は、前方へ重心を移動させる時重心移動軌跡は、水平方向ではなく、少し下方を向いたき移動するため、斜め下方向への直線軌道とした。

②持ち上げ動作

体を座面から移動させ重心が足部へ移動し始める位置を検知し、その位置から上方向のアシストを含め軌道修正を行う。軌道修正パラメータとしては、 F_x の傾きを求めるため、 F_x を時間微分した値と M_z とし、閾値を設定することとする。持ち上げ動作時の角度は設定可能であり、初期設定は上方へのアシストを積極的に行うため、水平方向から 60° とした。また、パーキンソン病患者では、重心が十分に前方に移動しない内に体を座面から移動させようとするため、この部分の軌道の曲率は変更可能とし、曲率はベジェの制御点を変化させることにより行う。

③起立完了後動作

起立が完了した位置を軌道修正パラメータから検知し、そこから、上方向直線の移動を始め、規定の位置で動作が終了する。軌道修正パラメータは、これまでの実験結果より F_x と M_z の方向が変換した時とする。このことより、介助者が要介助者のわきの下を抱え、介助を行った際、重心が足部に移動し要介助が介助者に寄りかかることで、起立したことを介助者が感じることに同等となることを理想とする。起立補助を行った時、終了する手すりの高さは生体データより求める。起立完了後上方直線軌道としたのは、起立を完了した後は、前方に移動する必要がなく、重心が足部上方に移ったあと、膝関節を伸ばすためであり、また、

パターン A の軌道では起立が完了しても進行方向に手すりが動き、前に倒れるような形となることが多かったためである。パーキンソン病患者では、起立を完了した後、手すりを離すことがあった。起立完了後動作により、このようなことがなく体に合った進行方向の終了位置となると予想される。

この軌道により、持ち上げ動作で膝関節伸展モーメントが減少すると考えられる。膝関節の伸展モーメントは、モーメントの値も大きく、下肢で最も重要なモーメントと考えられ膝関節の伸展モーメントが減少することにより、下肢への負担も少なくなると考えられる。また、終点も体に合った位置となるので足関節の底屈モーメントを減少させることが可能である。

この軌道に加え、反力方向のアシストの有用性を考えるため使用者が手すりに力を加えると、加えた方向と逆方向に直線でアシストを行う反力方向直線軌道も作成した。これは、軌道修正軌道で持ち上げ角度を決定するため反力方向を利用することを考えたためである。また、この軌道では、基本修正軌道に比べ、使用者が直感的に使用することができると考えられる。

また、体が座面から移動する位置を検知する軌道修正パラメータを、1回既存の軌道で起立を行うことで個別に取得し、より高い精度で軌道修正を行う個別プログラムも作成した。既存の軌道はパターン A とする。これは、身長、体重などの身体状態の差がでないように、修正軌道を作成したものの、起立時に手すりを引く程度やトルクも被験者によって大きく変わることがあることが実験結果より確認されたためである。

以上より修正軌道としては、基本修正軌道と反力方向直線軌道を作成し、これに加え、個別プログラムを作成することとした。

7.2 制御アルゴリズム

7.2.1 基本修正軌道

基本修正軌道の制御アルゴリズムを Fig7.1 に、軌道を Fig7.2 に示す。

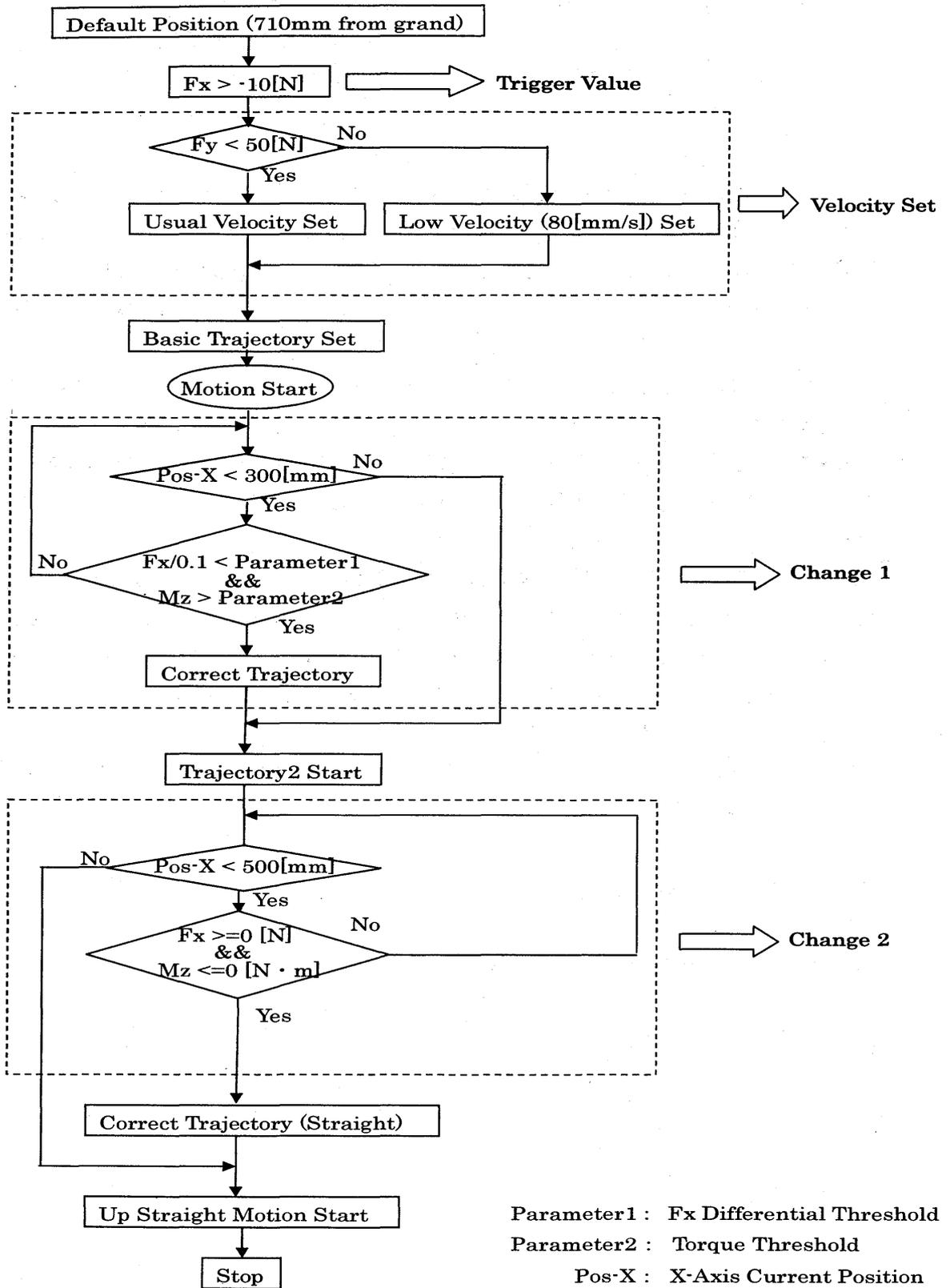


Fig7.1 Basic Corrected Trajectory Algorithm

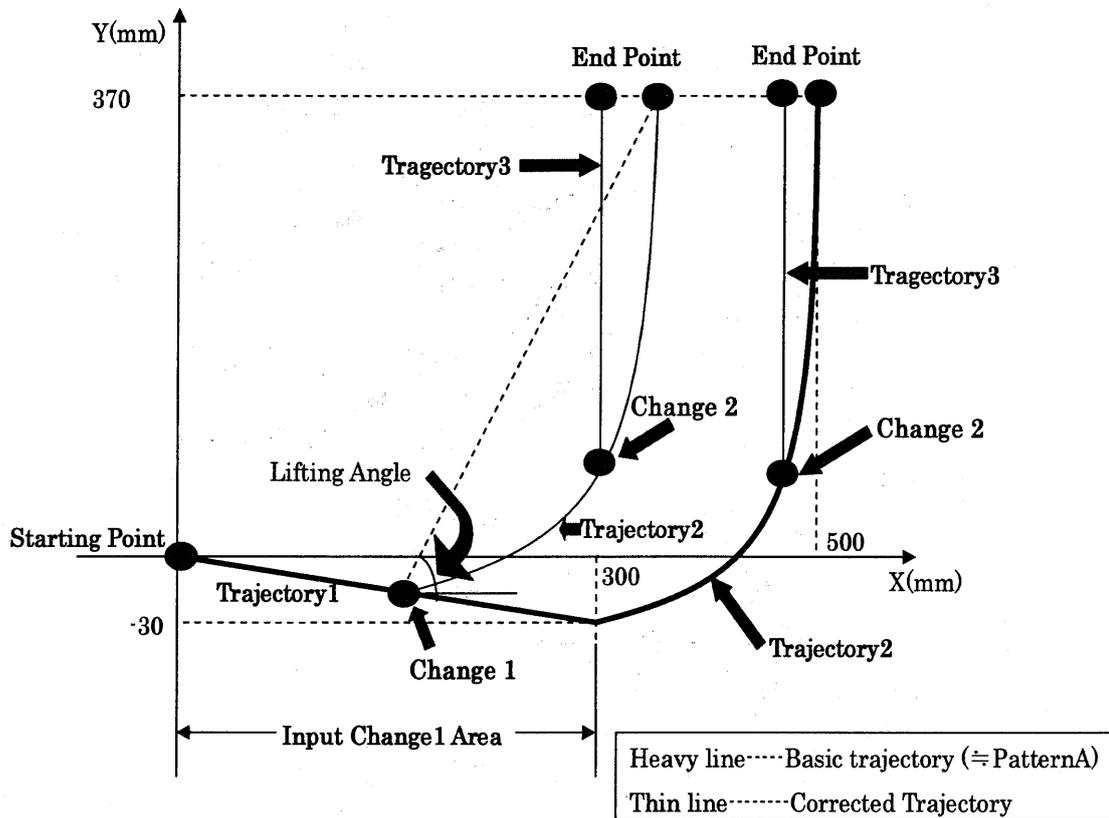


Fig7.2 Basic Corrected Trajectory

この軌道では、トリガが手前方向に 10[N]以上入力されるとまず(X,Y)=(300,-30)に向かって直線で動き出す(Fig7.2 Trajectory1). その間に軌道修正パラメータにより体が座面から離れたと検知された時(Fig7.2 Change1)に設定した角度を付けて手すりが斜め上方向に動き出す(Fig7.2 Trajectory2). この軌道の曲率は変更可能とした. そして, 起立動作がほぼ完了したと検知した時 (Fig7.2 Change2), 上方に直線で動き出すようにした. 体が座面から離れたと検知しない時は, あらかじめ設定された基本軌道で動くようになっている. あらかじめ設定された基本軌道はパターン A の軌道を近似したものである. また, その軌道の Trajectory2 の部分でも起立が完了した点は検知可能とした.

持ち上げ部である Trajectory2 を Fig7.3 に示す. 曲率は, ベジエ制御点を変化させることによって変更可能とする. ベジエ制御点の位置は Fig7.3 中の目盛り上の点とし, 曲率 4 の場合は Fig7.3 に示す点がベジエ制御点となる. ベジエ制御点の始点は Fig7.2 中の Change2 であり, 終点は持ち上げ角度によって決まる点である. よって曲率 0 の場合は Change2 と終点を結ぶ直線となる. 曲率 8 の場合は, Fig7.2 のパターン A を近似した軌道の曲線部分となる. 曲率の設定方法をこのようにしたのは, パターン A を基に軌道を作成したためであり, また自由曲線を用いることによって思い通りに大きな曲率をつけることが可能となるためである.

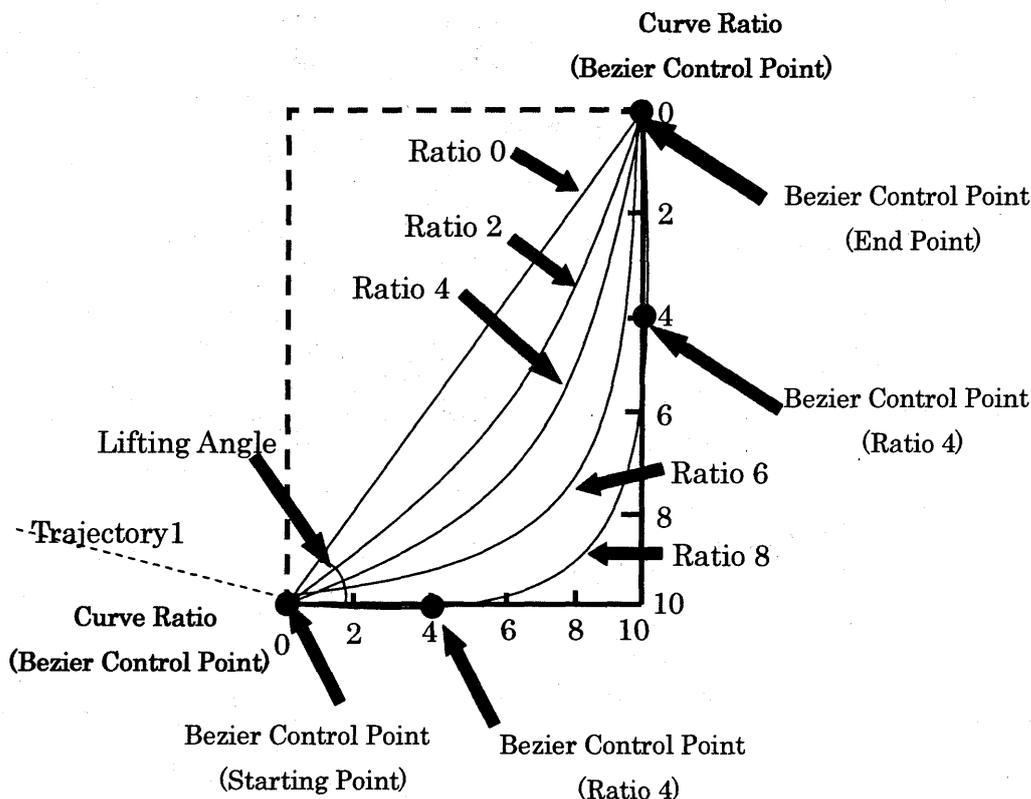
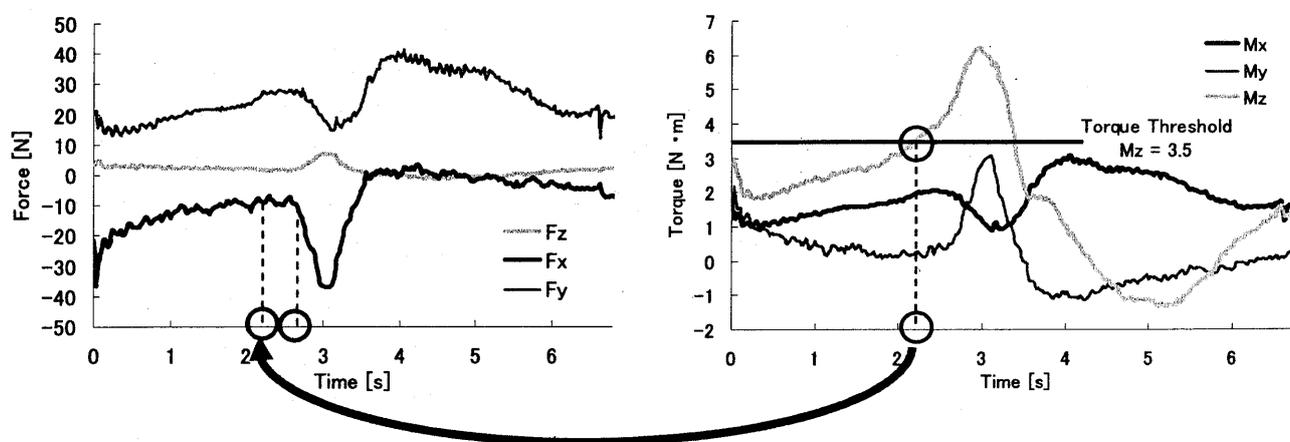


Fig7.3 Lifting Trajectory (Trajectory2)

軌道修正を判別するパラメータは、 F_x を 0.1[s]間隔で時間微分した値と F_x , M_z とし、この値により体が座面から離れる位置と、起立が完了した位置を検知する。

体が座面から離れる位置は、 F_x を 0.1[s]間隔で時間微分した値と M_z によって検知する。それぞれの値に閾値を設定し、 F_x を 0.1[s]間隔で時間微分した値の閾値を微分閾値とし、 M_z の閾値をトルク閾値と呼ぶこととする。 F_x を 0.1[s]間隔で時間微分した値が微分閾値以下となり、かつ M_z がトルク閾値以上となった時に体が座面から離れたとする。この値の初期値は、微分閾値を $-30[N/s]$ 、トルク閾値を $3.5[N \cdot m]$ とした。これは、パーキンソン病高齢者の実験データから、手すりを引き始める時の値として算出したものである。健常被験者の力データとトルクデータを Fig7.4 示す。トルクが $3.5[N \cdot m]$ 以上となるのは Fig7.4 のトルクデータより、約 2.2[s]であり力データでは、Fig7.4 の力データの丸印の時間となる。次に F_x を 0.1 秒間隔で微分したデータを Fig7.5 に示す。Fig7.5 より微分閾値が $-30[N \cdot m]$ 以下となったのは約 2.7[s]であり、Fig7.4 の力データにおいて手すりを引き始めた時間となっている。Fig7.5 を見ると閾値が、小さいと感じるが、この値は、パーキンソン病高齢者のデータから算出したものであるためであり、パーキンソン病高齢者では、健常者に比べ手すりを引くのがゆっくりであるため、このようになった。

体が座面から離れる位置の予測として、 F_x を 0.1[s] 間隔で時間微分した値としたのは、 F_x の値を直接使い、 F_x の一定の値を閾値とすると、個人差が大きくなってしまいうため、引く程度とし F_x の傾きを選択したためである。また、0.1[s] 間隔としたのは、引く力の微小な震えを除去するためである。時間間隔を大きくすると震えの除去の性能は向上するが、動作に遅れが出る。このことを考え 0.1[s] 間隔とした。また、体が座面から離れる位置の予測として、 M_z を加えたのは、最初にトリガとして手すりを引くため、最初に手すりを長い間ひくと、この値を手すりを引いた時として検知してしまうことや、傾きだけでは震えによる間違った検知があると考えたためである。 M_z としたのはこの値が、前方に手すりが動くにつれて徐々に大きく変化するためである。Fig7.4 から 0[s] 付近では、力データは大きくなっているがトルクはあまり大きくないことが分かる。これは、最初手すりが体の真横にある場合は、ほとんど真横に手すりを引くためである。



(a)Result of Force

(b)Result of Torque

Fig 7.4 Torque Threshold

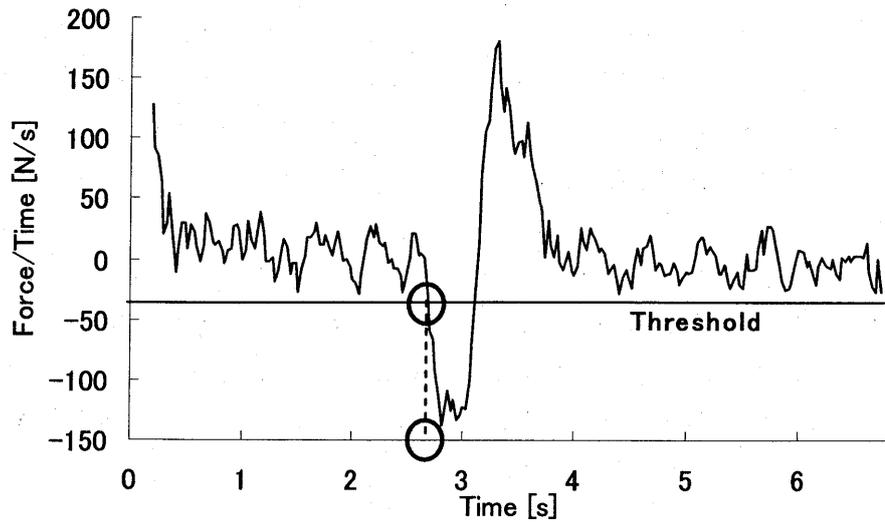


Fig7.5 Fx Differential Value

また、起立が完了した位置は、 F_x が $0[N]$ 以上となり、かつ M_z が $0[N]$ 以下となる時とした。これは、実験結果から観察されたように、起立がほぼ完了し、体の前方に重心が移動すると M_z のトルクが逆方向に変化し、また、 F_x は $0[N]$ 以上となり、手すりを押す方向となるためである。正確に言うとも起立が完全に完了した位置を検知するというよりは、重心が体の前方に移動し、これ以上進行方向に体を誘導する必要がなくなった時を検知することとする。

Fig7.1 の速度設定部分では、手すり動作時の鉛直下向きの力 F_y が $50[N]$ 以上の時、速度が $80[mm/s]$ となるようにしている。これは、手すりに大きく頼る場合 $120[mm/s]$ で動き出すと、突然体が前に引っ張られ、体が回転し転倒してしまうことを防ぐためであり、実際に実験時、手すりに頼って起立を行ってもらった時、バランスを崩し転倒しそうになった被験者がいた。 $50[N]$ という値は、手すりに頼った起立による予備実験の実験結果を基に設定した。また、初期位置は地面から $710[mm]$ とした。これは、生体データ^[11]を基に設定した値であり 65 歳以上の高齢者が座面を膝窩の高さとして座り、肘関節を 90° としたときの地面から前腕部の高さの平均値を基に設定した。また、終点の Y 方向 $370[mm]$ も同じく生体データより、立位姿勢での肘関節を 90° とした時の高さを基に設定した値である。

7.2.2 反力方向直線軌道

反力方向直線軌道の制御アルゴリズムを Fig7.6 に、軌道を Fig7.7 に示す。

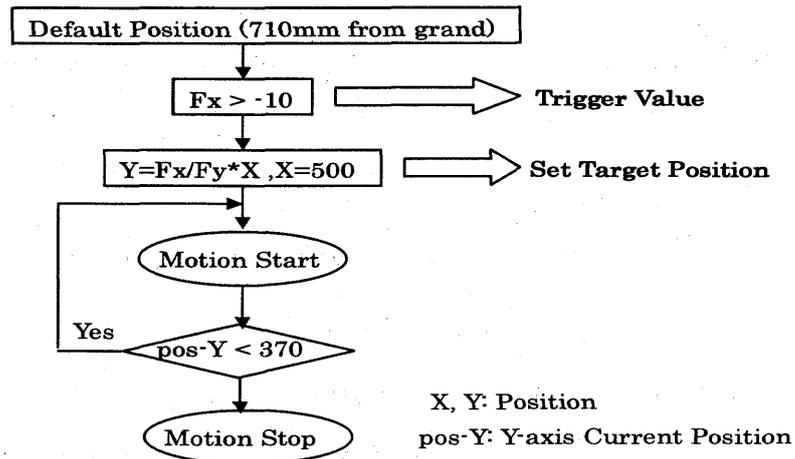


Fig 7.6 Algorithm of Straight Trajectory with Reaction Force

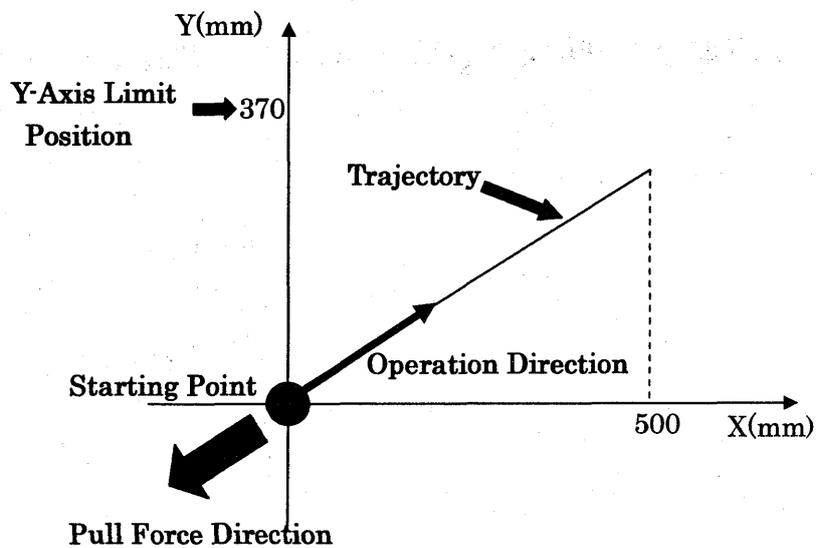


Fig7.7 Straight Trajectory with Reaction Force

反力方向直線軌道では、手すりを 10[N]以上で手前に引くと手すりに加えた方向と逆方向に駆動するように設定した。 終点の進行方向 X は基本修正軌道と同じく 500[mm]とし、 Y 方向が 370[mm]以上となる場合は、 370[mm]で停止するようにした。 370[mm]という値も基本修正軌道と同じとした。

7.2.3 個別プログラム

個別プログラムでは、1回パターン A による起立を行い、体が座面から離れたことを検知する微分閾値とトルク閾値を以下のように新しく取得する。

$$F_{xst} = \frac{F_{xsm}}{2} \text{-----(1)}$$

(Fxst : 微分閾値 Fxsm : Fx 微分最大値)

$$M_{zt} = M_{zi} + \frac{M_{zm} - M_{zi}}{3} \text{-----(2)}$$

(Mzt : トルク閾値 Mzi : 動作開始時トルク Mz Mzm : Mz 最大値)

微分閾値を最大傾きの 1/2 としたのは、閾値としてこれまで実験結果から適当であると考えられるためである。トルク閾値もこれまでの実験結果から適当であると考えられる値とした。

7.3 制御プログラム

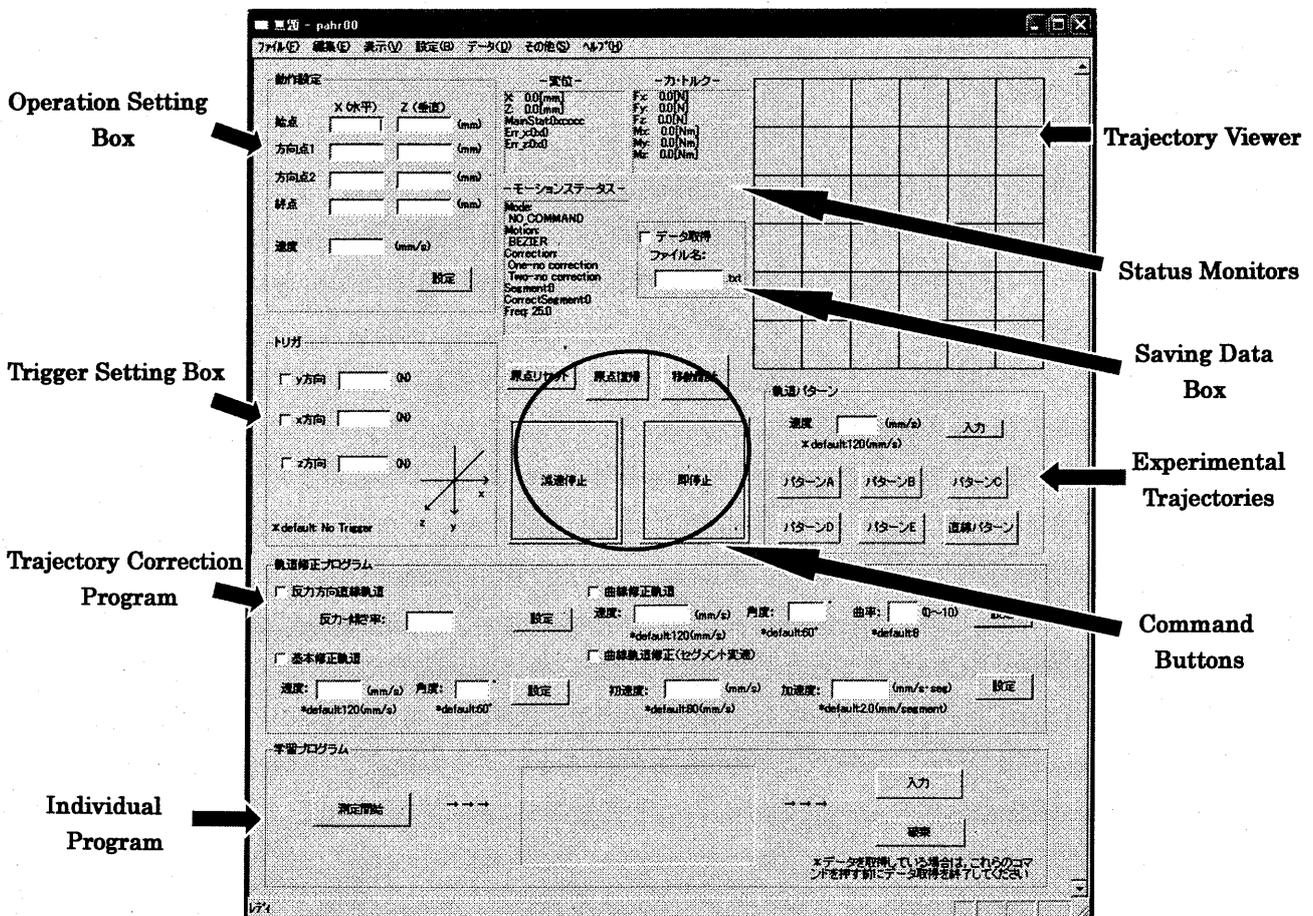


Fig.7.8 Screenshot of Trajectory Correction Program

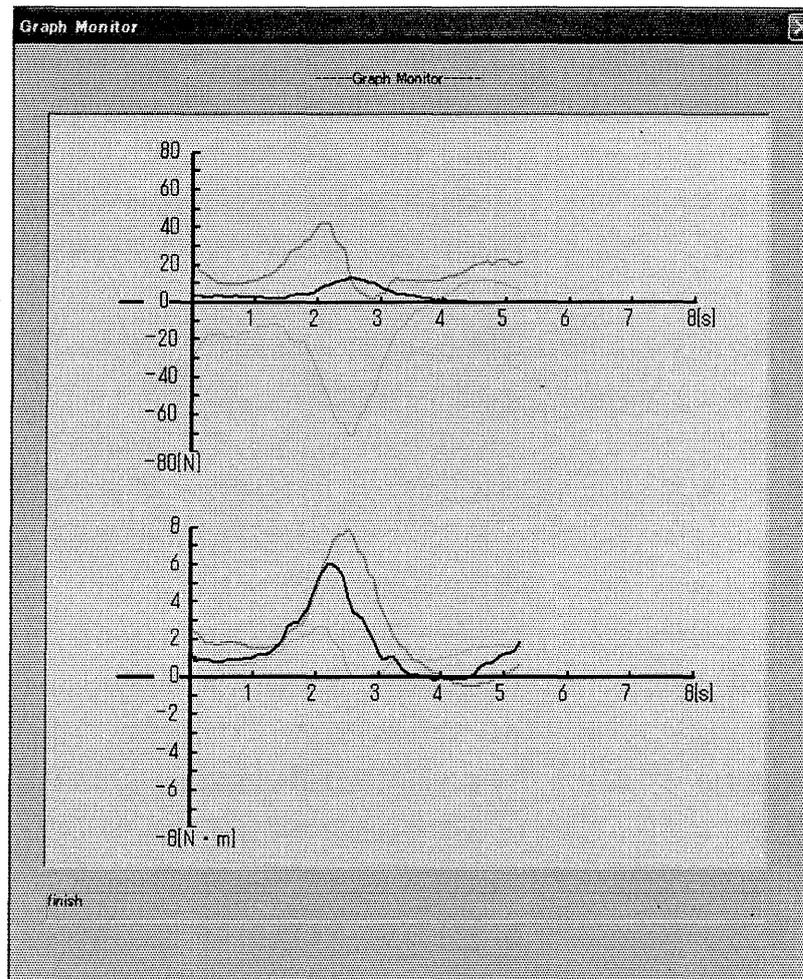


Fig7.9 Graphic Monitor

Fig7.8 に軌道修正プログラム, Fig7.9 にグラフィックモニタを示す. このプログラムは実験プログラムを基にして機能を追加し, 作成した. そのため, 動作設定, トリガ設定, 軌道表示部, 実験軌道設定は同じとする.

軌道修正プログラム選択部では, 反力方向直線軌道, 基本修正軌道, 曲線修正軌道を選択できるようになっている. 各軌道を選択することでトリガ入力待ち状態となる. 基本修正軌道は, 持ち上げ動作が直線である場合の軌道であり, 曲線修正軌道は持ち上げ動作が曲線の軌道である. 曲線修正軌道の曲率を 0 に設定すると基本修正プログラムと同じとなるが, プログラムの問題上, 分けることとした. 持ち上げ部が直線の場合は基本修正軌道を使うものとする. また, 変速プログラムも選択できるようになっているが今回は用いない. 各軌道のパラメータは, 入力ボックスに値を入力した後設定ボタンを押すことで設定可能である. 反力方向直線軌道では手すりが駆動する傾きが, 検知した傾きの何倍となるかを設定可能である. 基本修正軌道では, 速度, 持ち上げ角度が設定可能で, 曲線修正軌道では速度, 持ち上げ角度, 曲率が設定可能である. なお, 軌道修正プログラムのトリガは x

方向に-10[N]とする。

個別プログラムでは、測定開始ボタンを押すとパターン A の軌道が設定され、トリガ入力待ち状態となり、同時に Fig7.9 のグラフィックモニタが表示される。トリガは、x 方向に-10[N]とする。手すりを引くと駆動し始めグラフィックモニタにリアルタイムで力データとトルクデータが記録される。手すりの駆動終了時、新しく設定される閾値が計算されグラフ上に直線が表示される。この後、Fig7.8 の個別プログラムの中央に微分閾値とトルク閾値が表示され、その結果を以降に反映させたい場合は入力ボタン、閾値を今まで通りとする場合は破棄ボタンを押す。メニューバーの[設定]から軌道修正パラメータ設定を選択すると表示される設定ボックスから変更でき、元の値に戻すことも可能とした。

また、コマンドボタンの停止ボタンは、使用中は減速停止、使用中以外や緊急に停止させたい場合は即停止できるように、減速停止ボタン、即停止ボタンに分けた。ステータスモニタでは、モーションステータスを追加し、現在の軌道パターンや軌道修正が行われたかどうかを表示可能とした。データ取得の周波数が不安定となる場合があることや、所望の周波数とならないことがあるので、データ取得の周波数も表示するようにした。変位情報は、プログラムを終了しても、PC 上に記録され、次にプログラムを実行した時にそのデータを読み取り前回プログラムを終了した時点の変位がモニタ上に表示されるようにした。これは、軌道修正プログラムでは、手すりの初期位置を固定値としたため、手すりの位置が初期位置以外でプログラムを終了する場合や途中で緊急にプログラムを終了した時に初期位置の情報を失わないようにするためである。変位情報をリセットしたい場合はコマンドボタンの原点リセットによりリセット可能である。またセンサの設定などのその他細かい設定もメニューバーから設定可能とした。

第8章 軌道修正プログラムを用いた起立動作実験

8.1 実験目的

軌道修正プログラムの有用性と軌道修正プログラムによる起立動作の解析，修正軌道の検討を目的とする．そのため，手すり動作の状況，手すりに加わる力，トルクの経時的変化と下肢に加わる関節モーメントを計測，解析する．

8.2 実験方法

被験者は，整形外科および中枢系疾患の既往がない健常成人8名（男性6名，女性2名）とし，被験者に主旨を十分説明し本人の同意を得たうえで実施した．

実験軌道は，以下の軌道とした．

- ・反力方向直線軌道
- ・基本修正軌道 持ち上げ角度 30° 曲率 0
- ・基本修正軌道 持ち上げ角度 60° 曲率 0
- ・基本修正軌道 持ち上げ角度 60° 曲率 2
- ・基本修正軌道 持ち上げ角度 60° 曲率 4
- ・基本修正軌道 持ち上げ角度 60° 曲率 8

このような軌道としたのは，持ち上げ角度を変化させることによる実験結果の違い，曲率を変化させることによる実験結果の違いを検討するためである．

また，個別プログラムにより微分閾値とトルク閾値を取得した後，もう一度各軌道で実験を行った．実験装置は，健常被験者による実験と同じとする．

8.3 実験結果及び考察

8.3.1 軌道修正

Table8.1 に，軌道修正の成功率を示す．Change1 は，体が座面から離れる位置を検知する時で，Change2 は起立が完了した位置を検知する時である．

Table8.1 Correction Success Rate (%)

	Success Rate (Before Individual Program)	Success Rate (After Individual Program)
Change1	50.0	62.2
Change2	41.2	40.5
Change1 and Change2	14.7	10.8

Table8.1より、個別プログラムを実行する前の Change1 の成功率は 50%であった。成功率がこのように低かったのは、手すりを引くタイミングが、Change1 の入力範囲外であったことや手すりを引く時に、短時間で手すりを引かず、 F_x の傾きが緩やかとなったためと考えられる。また、健常被験者により実験を行ったため、手すりをほとんど引かず、手すりの動作に従って立つことも可能であり、力データにほとんど変化がない被験者がいたことも成功率低下の原因であったと考えられる。しかし、軌道修正が行われなくても、手すりが途中で止まることなく、起立完了へ導くように軌道を作成したので、起立を補助したということは言える。また、個別プログラムで計測後は、62.2%となり、12.2%成功率が上がったことが分かる。このことから、被験者に合った軌道修正パラメータの閾値が設定されたと考えられる。しかし、体を座面から浮かせる前に、持ち上げ動作となったため自然と体が座面から離れることもあった。これは、閾値の値が小さく設定されたためであり、閾値の設定方法、また、手すり制御方法をもう少し検討する必要がある。

Change2 の成功率は、個別プログラム使用前は、41.2%、使用後は 40.5%となった。起立完了の検知については、個別プログラムを使用してもしなくても関係ないが、Change1 が成功することで、その成功率に変化があるかを知るため分けて考えた。しかし、個別プログラム前後で成功率の変化はほとんどないため、このような影響はないと考えられる。起立完了の検知では、 M_z と F_x の両方の方向が変わる時としたため、成功率が低い結果となった。以前の実験でも最終的に F_x が 0[N]以上とならない結果もみられたが、このような設定としたのは、手すりを引いて進行方向に体が移動しているのに、突然上方向へ動き出すのを防ぐためである。また、曲率が大きくなると終点の少し前では、ほとんど上方直線軌道と似た軌道となるので、軌道修正が行われなくてもあまり問題はないと考えられる。この成功率を上げるためには、 F_x が 0[N]以上としないで 0[N]付近として、たとえば-2[N]以上などのように幅を持たせることなどが考えられる。また、Change1 と Change2 の両方の軌道修正が行われる成功率は大きく下がってしまった。このことより、閾値設定、制御方法を改良する必要がある。

Fig8.1 に、Change1 と Change2 で成功した時の軌道を示す。また、Fig8.1 に示した軌道となった時の力データを Fig8.2 に示す。このデータでは、個別プログラムが行われた後であるため、微分閾値は-46.22[N/s]、トルク閾値 3.02[N]となっている。Fig8.2 より F_x の傾きが微分閾値以下となる時と M_z がトルク閾値を越える時は、ほぼ同時であるが、この場合トルク閾値を越えることによって最終的に軌道修正が行われている。これは、 M_z が緩やかではなく、急に大きくなったためである。

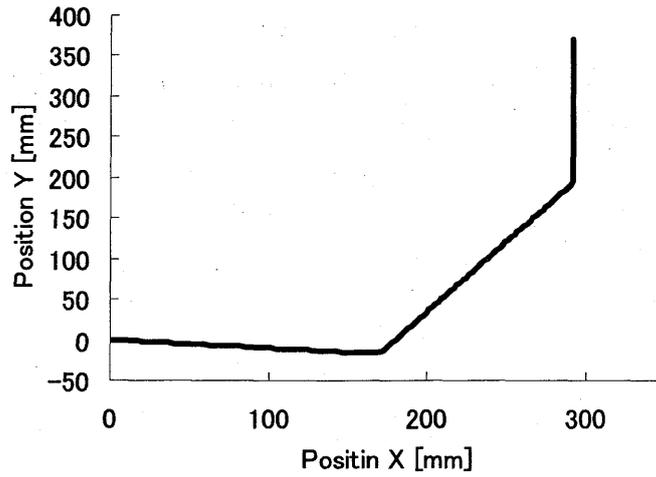
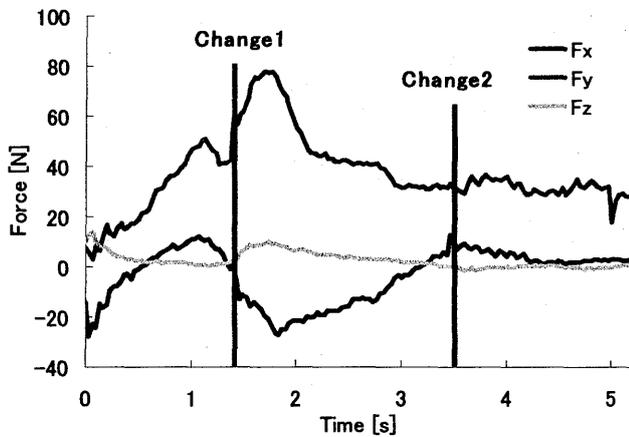
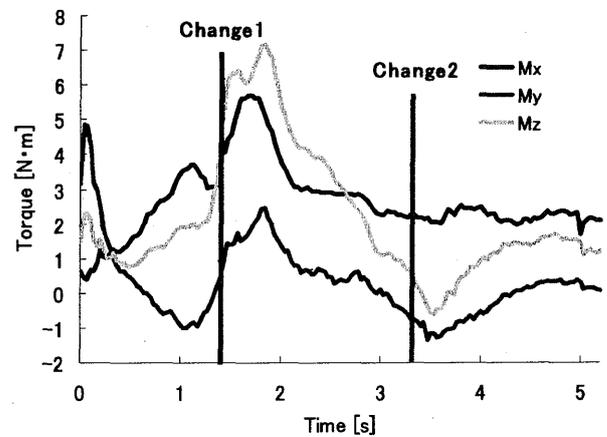


Fig8.1 Basic Correction Trajectory 60°(Ratio 0)



(a) Force Data



(b) Torque Data

Fig8.2 Result of Force and Torque

また、反力方向直線軌道では、最初に手すりに頼る度合いによって大きく軌道が変わった。手すりに頼り鉛直下向きの力を大きく加えた時は、うまく動作するが、手すりに頼らず、手すりを引いて起立を行うと、水平方向に直線の軌道に近くなる。実験では、反力方向に動くことは被験者に説明せず、実験を行ったためと考えられる。これらのことより、反力の方向を用い、手すり軌道を制御することは困難であることが分かる。

8.3.2 関節モーメント

各関節モーメントのピーク値による評価を行う。各関節モーメントは、ピーク値の平均を取るものとした。右足の屈曲、底屈モーメントを Table8.2, Fig8.3 に伸展、背屈モーメントを Table8.3, Fig8.4 に示し、左足の屈曲、底屈モーメントを Table8.4, Fig8.5, 伸展、背屈モーメントを Table8.5, Fig8.6 に示す。なお、Table の括弧内の値 sd は標準偏差とする。

Table 8.2 Flexion, Plantar Flexion Joint Moment (Right Foot)

(a) Joint Moment Including Individual Program

Trajectory Pattern		Hip Joint N·m	Knee Joint N·m	Ankle Joint N·m
Straight with Reaction Force		49.60 (sd 21.28)	9.41 (sd 5.25)	21.93 (sd 11.46)
Before	Basic Correction 30°(Ratio0)	49.08 (sd 25.00)	7.31 (sd 2.70)	26.16 (sd 9.58)
	Basic Correction 60°(Ratio0)	47.65 (sd 19.34)	7.15 (sd 2.01)	22.28 (sd 5.73)
	Basic Correction 60°(Ratio2)	43.74 (sd 23.71)	9.45 (sd 1.77)	22.15 (sd 5.76)
	Basic Correction 60°(Ratio4)	55.25 (sd 21.96)	7.31 (sd 5.33)	22.24 (sd 11.25)
	Basic Correction 60°(Ratio8)	55.47 (sd 21.58)	7.63 (sd 2.23)	23.14 (sd 12.53)
Individual Program		46.71 (sd 17.96)	7.48 (sd 2.77)	21.42 (sd 7.30)
After	Basic Correction 30°(Ratio0)	52.87 (sd 17.84)	7.55 (sd 1.75)	25.84 (sd 10.98)
	Basic Correction 60°(Ratio0)	57.33 (sd 23.87)	8.62 (sd 1.08)	22.46 (sd 7.36)
	Basic Correction 60°(Ratio2)	69.08 (sd 14.31)	9.10 (sd 2.13)	27.72 (sd 15.54)
	Basic Correction 60°(Ratio4)	47.46 (sd 17.84)	7.56 (sd 4.23)	27.99 (sd 17.64)
	Basic Correction 60°(Ratio8)	58.43 (sd 23.35)	6.74 (sd 1.53)	22.16 (sd 15.71)

(b) Joint Moment in for Trajectory Pattern

Trajectory Pattern	Hip Joint N·m	Knee Joint N·m	Ankle Joint N·m
Straight with Reaction Force	49.60 (sd 21.28)	9.41 (sd 5.25)	21.93 (sd 11.46)
Basic Correction 30°(Ratio0)	50.59 (sd 22.49)	7.41 (sd 2.37)	26.03 (sd 10.16)
Basic Correction 60°(Ratio0)	51.52 (sd 21.79)	7.74 (sd 1.85)	22.35 (sd 6.43)
Basic Correction 60°(Ratio2)	56.41 (sd 23.32)	9.27 (sd 1.97)	24.93 (sd 12.05)
Basic Correction 60°(Ratio4)	51.35 (sd 20.38)	7.44 (sd 4.81)	25.11 (sd 15.07)
Basic Correction 60°(Ratio8)	57.11 (sd 22.63)	7.14 (sd 1.93)	22.60 (sd 14.39)

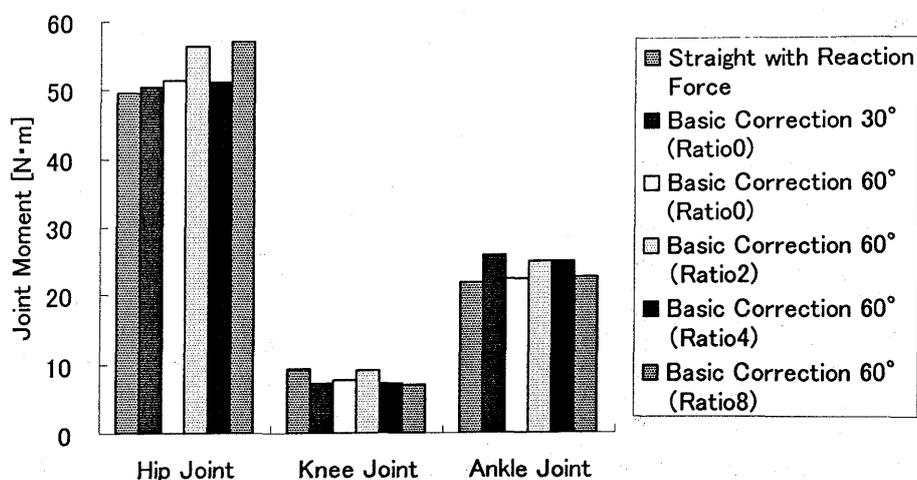


Fig 8.3 Flexion, Plantar Flexion Joint Moment (Right Foot)

Table8.3 Extension, Dorsal Flexion Joint Moment (Right Foot)

(a) Joint Moment Including Individual Program

Trajectory Pattern		Hip Joint	Knee Joint	Ankle Joint
Straight with Reaction Force		7.37 (sd 3.19)	23.78 (sd 12.31)	0.09 (sd 2.64)
Before	Basic Correction 30°(Ratio0)	8.32 (sd 3.11)	23.74 (sd 13.99)	0.30 (sd 1.84)
	Basic Correction 60°(Ratio0)	4.65 (sd 2.39)	31.07 (sd 12.59)	1.31 (sd 2.80)
	Basic Correction 60°(Ratio2)	6.68 (sd 3.72)	25.36 (sd 15.90)	0.68 (sd 2.28)
	Basic Correction 60°(Ratio4)	5.66 (sd 3.51)	25.46 (sd 16.75)	0.97 (sd 1.87)
	Basic Correction 60°(Ratio8)	4.83 (sd 6.12)	24.68 (sd 12.22)	0.65 (sd 1.65)
Individual Program		8.46 (sd 4.14)	31.79 (sd 12.36)	0.64 (sd 2.98)
After	Basic Correction 30°(Ratio0)	10.24 (sd 4.28)	32.90 (sd 20.43)	1.37 (sd 1.97)
	Basic Correction 60°(Ratio0)	9.96 (sd 4.44)	26.18 (sd 13.88)	0.79 (sd 1.36)
	Basic Correction 60°(Ratio2)	6.54 (sd 3.36)	29.70 (sd 15.35)	1.29 (sd 2.01)
	Basic Correction 60°(Ratio4)	8.64 (sd 2.92)	29.66 (sd 16.84)	0.28 (sd 1.97)
	Basic Correction 60°(Ratio8)	6.12 (sd 1.06)	28.39 (sd 13.47)	1.43 (sd 2.13)

(b) Joint Moment in for Trajectory Pattern

Trajectory Pattern	Hip Joint	Knee Joint	Ankle Joint
Straight with Reaction Force	7.37 (sd 3.19)	23.78 (sd 12.31)	0.09 (sd 2.64)
Basic Correction 30°(Ratio0)	9.09 (sd 3.74)	27.40 (sd 17.45)	0.37 (sd 2.07)
Basic Correction 60°(Ratio0)	6.77 (sd 4.25)	29.12 (sd 13.34)	0.47 (sd 2.55)
Basic Correction 60°(Ratio2)	6.61 (sd 3.55)	27.53 (sd 15.78)	0.99 (sd 2.17)
Basic Correction 60°(Ratio4)	7.15 (sd 3.56)	27.56 (sd 16.92)	0.34 (sd 2.02)
Basic Correction 60°(Ratio8)	5.55 (sd 4.20)	26.74 (sd 13.06)	1.09 (sd 1.97)

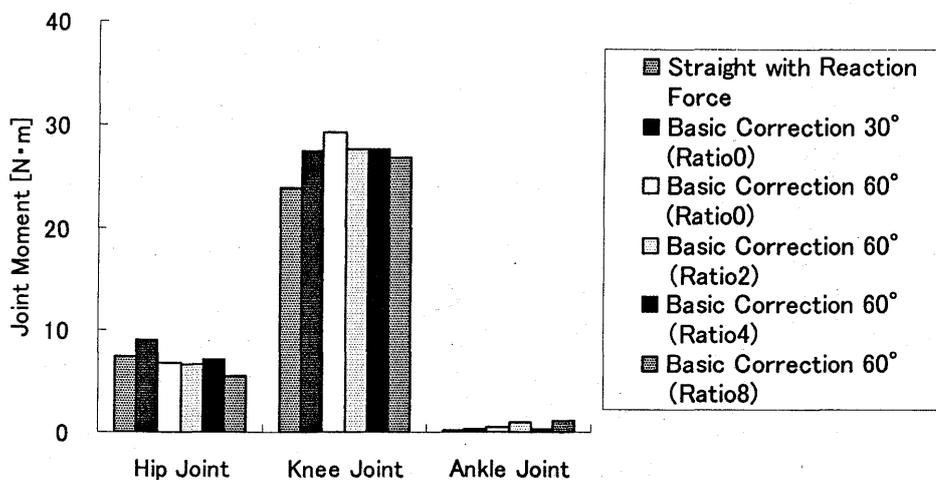


Fig8.4 Extension, Dorsal Flexion Joint Moment (Right Foot)

Table8.4 Flexion, Plantar Flexion Joint Moment (Left Foot)

(a) Joint Moment Including Individual Program

Trajectory Pattern		Hip Joint	Knee Joint	Ankle Joint
Straight with Reaction Force		—	—	—
Before	Basic Correction 30°(Ratio0)	33.38 (sd 20.15)	15.81 (sd 7.56)	32.55 (sd 16.00)
	Basic Correction 60°(Ratio0)	30.06 (sd 22.20)	11.85 (sd 2.93)	21.10 (sd 8.31)
	Basic Correction 60°(Ratio2)	33.13 (sd 24.93)	13.37 (sd 3.98)	26.37 (sd 4.62)
	Basic Correction 60°(Ratio4)	29.06 (sd 19.89)	9.23 (sd 7.01)	25.75 (sd 12.66)
	Basic Correction 60°(Ratio8)	34.73 (sd 14.60)	10.89 (sd 6.03)	22.01 (sd 9.31)
Individual Program		39.94 (sd 12.17)	16.19 (sd 7.09)	26.31 (sd 7.14)
After	Basic Correction 30°(Ratio0)	35.27 (sd 17.81)	14.56 (sd 7.02)	28.10 (sd 9.16)
	Basic Correction 60°(Ratio0)	30.80 (sd 18.77)	6.99 (sd 5.35)	22.91 (sd 7.25)
	Basic Correction 60°(Ratio2)	24.45 (sd 13.31)	11.62 (sd 3.88)	16.80 (sd 6.30)
	Basic Correction 60°(Ratio4)	34.20 (sd 18.80)	10.69 (sd 4.52)	24.66 (sd 12.51)
	Basic Correction 60°(Ratio8)	31.94 (sd 18.96)	11.30 (sd 2.37)	23.13 (sd 9.13)

(b) Joint Moment in for Trajectory Pattern

Trajectory Pattern	Hip Joint	Knee Joint	Ankle Joint
Basic Correction 30°(Ratio0)	34.46 (sd 18.87)	15.10 (sd 7.28)	30.01 (sd 12.75)
Basic Correction 60°(Ratio0)	30.39 (sd 20.75)	9.69 (sd 4.83)	21.90 (sd 7.91)
Basic Correction 60°(Ratio2)	27.71 (sd 19.01)	12.28 (sd 4.01)	20.39 (sd 7.37)
Basic Correction 60°(Ratio4)	31.92 (sd 19.46)	10.04 (sd 5.81)	25.15 (sd 12.59)
Basic Correction 60°(Ratio8)	33.34 (sd 16.98)	11.09 (sd 4.59)	22.57 (sd 9.24)

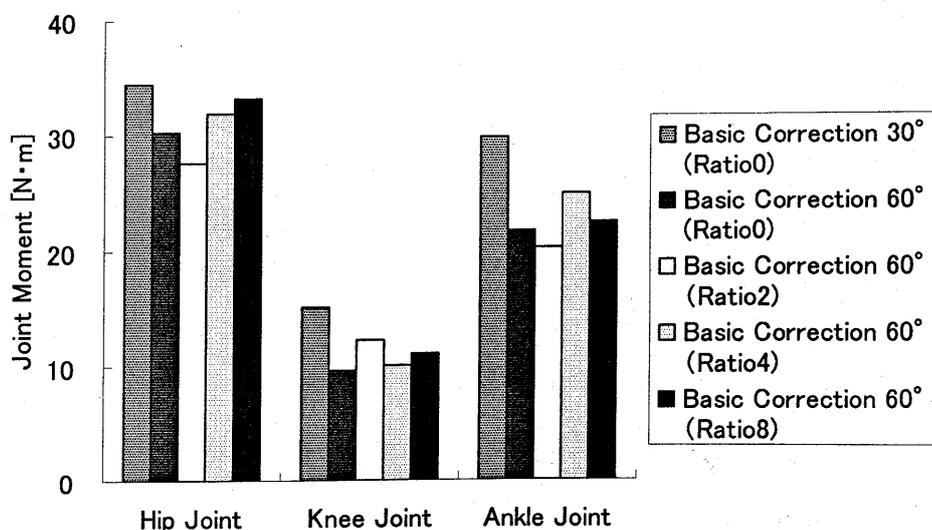


Fig8.5 Flexion, Plantar Flexion Joint Moment (Left Foot)

Table 8.5 Extension, Dorsal Flexion Joint Moment (Left Foot)

(a) Joint Moment Including Individual Program

Trajectory Pattern		Hip Joint	Knee Joint	Ankle Joint
Straight with Reaction Force		10.46 (sd 4.43)	52.34 (sd 33.00)	0.84 (sd 2.40)
Before	Basic Correction 30°(Ratio0)	21.44 (sd 12.41)	26.32 (sd 9.64)	0.32 (sd 1.41)
	Basic Correction 60°(Ratio0)	4.87 (sd 2.71)	25.28 (sd 5.86)	0.91 (sd 1.75)
	Basic Correction 60°(Ratio2)	13.40 (sd 3.71)	37.66 (sd 21.38)	0.59 (sd 1.03)
	Basic Correction 60°(Ratio4)	10.73 (sd 9.08)	32.37 (sd 8.11)	0.38 (sd 1.54)
	Basic Correction 60°(Ratio8)	10.75 (sd 6.97)	23.70 (sd 5.01)	0.51 (sd 2.25)
Individual Program		18.76 (sd 13.92)	25.93 (sd 13.01)	1.15 (sd 3.82)
After	Basic Correction 30°(Ratio0)	8.14 (sd 15.24)	24.88 (sd 5.08)	1.61 (sd 1.49)
	Basic Correction 60°(Ratio0)	9.66 (sd 10.02)	29.10 (sd 13.47)	0.58 (sd 1.96)
	Basic Correction 60°(Ratio2)	8.52 (sd 4.39)	25.37 (sd 6.88)	1.39 (sd 2.28)
	Basic Correction 60°(Ratio4)	9.10 (sd 7.26)	22.68 (sd 4.38)	3.38 (sd 6.32)
	Basic Correction 60°(Ratio8)	8.98 (sd 11.05)	27.06 (sd 12.63)	0.88 (sd 1.77)

(b) Joint Moment in for Trajectory Pattern

Trajectory Pattern	Hip Joint	Knee Joint	Ankle Joint
Basic Correction 30°(Ratio0)	13.84 (sd 15.56)	25.50 (sd 7.42)	1.05 (sd 1.59)
Basic Correction 60°(Ratio0)	7.00 (sd 7.37)	26.98 (sd 10.17)	0.76 (sd 1.85)
Basic Correction 60°(Ratio2)	10.61 (sd 4.77)	29.98 (sd 15.38)	1.09 (sd 1.95)
Basic Correction 60°(Ratio4)	9.83 (sd 8.16)	26.99 (sd 7.94)	2.05 (sd 5.05)
Basic Correction 60°(Ratio8)	9.74 (sd 9.56)	25.38 (sd 9.76)	0.19 (sd 2.14)

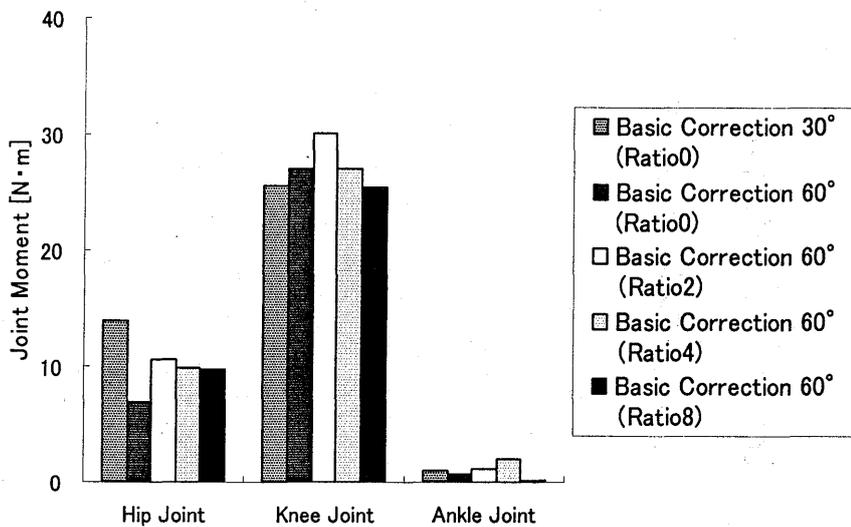


Fig 8.6 Extension, Dorsal Flexion Joint Moment (Left Foot)

左足の反力直線軌道は、赤外線反射マーカの読み取りがうまくいかなかったため、計測不能とした。

個別プログラムを使用する前と使用した後では、全体的に関節モーメントに差は見られなかった。また、軌道修正軌道の違いでも大きな差は見られなかったが、Fig8.5 より左足の股関節屈曲モーメントと足関節底屈モーメントで基本修正軌道 30° (Rate0)が大きくなっていることが観察された。

あらかじめ設定した軌道で実験を行った健常被験者による起立動作実験と比べると、股関節屈曲モーメントでは大きな差は見られなかったが、膝関節伸展モーメントと足関節底屈モーメントで全体的に関節モーメントが減少し、 $5\sim 10[\text{N}\cdot\text{m}]$ 減少していることが分かる。これは、体が座面から移動する時に体を上方向へ持ち上げたため、膝関節の伸展モーメントが減少したと考えられる。また、起立完了時を検知することで手すりが駆動終了した位置が体に合った位置となるため、起立動作完了後も手すりが進行方向へ進み、無理に前傾となることがなく、足関節の関節モーメントが減少したと考えられる。また、Change1の軌道修正が行われない場合でも、十分に重心が前方に移動した後、斜め上方の直線軌道やパターン A よりも曲率が小さい曲線で持ち上げることで膝関節の伸展モーメントが減少したと考えられる。

健常被験者では、このような実験結果となったがパーキンソン病高齢者では、重心が十分に前方に移動しないうちに起立を行うため、違った結果となることが予想される。また、その時には、症状の程度の違いによって、最適な持ち上げ部の軌道の曲率が変わると考えられる。

また、今回は手すり軌道の速度を一定としている。軌道の速度を変え、手すりが加速することによって、関節に負荷の少ない起立の実現が可能であることも考えられるため、今後手すり軌道を変速とすることについても考える必要がある。

第9章 まとめ

9.1 本論文のまとめ

本研究では、パワーアシスト型手すり用いて、力フィードバックによる最適な起立支援を実現するため、まず、手すりの移動開始時に力を入力として動き出すトリガの設定を含め、実験プログラムを作成し起立動作実験を行った。最初に、健常被験者による実験を行い、手すりに加わる力、トルクの経時的変化と関節モーメントにおいて解析を行った。その後、実際に起立動作が困難な高齢者として、パーキンソン病高齢者による起立動作実験を行い、実験結果を解析した。

実験の結果、主に以下のことが観察された。

- ・ 手すりに加わるトルクデータと力データより、体が座面から離れ、起立動作を開始する時が推定可能である。
- ・ 手すりに加わるトルクデータと力データより、起立がほぼ完了した時が推定可能である。
- ・ 関節モーメントと実験中の経過観察より、曲線軌道でも、主に最初の方直線部分で起立を行い、上方へはほとんどアシストされていなかった。

重心移動の主要点の予測が可能であり、また、曲線軌道でも前方直線部分を主に利用することが分かったため、リアルタイムで軌道を修正する必要があった。そのため、軌道修正プログラムを作成した。作成した軌道は、基本修正軌道と反力方向直線軌道とした。

基本修正軌道では、体が座面から離れる時に上方向のアシストを含め、使用者を持ち上げ、起立完了後も手すりが前方へ動き、無理な前傾姿勢となることを避けるため、起立完了後は上方向に直線でアシストするものとした。また、パーキンソン病高齢者では、重心が十分に前方に移動する前に起立を行うため、起立を行おうとしても、前方にある程度手すりが移動した後、上方へ動かす曲線軌道とする必要があるため、持ち上げ軌道の曲率は変更可能とした。

反力方向直線軌道では、手すりに加えた力と逆方向に直線で動く軌道とした。

これらの軌道に加え、個々の起立に、より対応するため1度既存の軌道で起立を行い、軌道修正に用いるパラメータを取得する個別プログラムを作成した。

この軌道修正プログラムを用い、健常者による実験を行った結果、あらかじめ設定した軌道で行った健常被験者による起立動作実験よりも、膝関節伸展モーメントと足関節底屈モーメントが減少することが示された。しかし、課題として、以下のようなことが挙げられた。

- ・ 軌道修正がうまく行われない時があるため、閾値の設定や制御方法を検討する必要がある。
- ・ パーキンソン病高齢者に対しては、結果が異なる可能性がある。
- ・ 手すり移動速度を変速にすることによる有用性を考える必要がある。

9.2 今後の展望

今後は、軌道修正プログラムを改良し、パーキンソン病の高齢者による実験を行う必要がある。その結果、起立動作が困難な程度に対して軌道の曲率を変える予定である。また、手すりの移動速度を変速にし、実験を行う必要があることやパーキンソン病の高齢者だけでなく、様々な症状の利用者に対し実験を行う必要がある。

現在の軌道修正プログラムでは、重心移動点を予測し支援するもので、重心移動軌跡をリアルタイムで計測し最適な重心移動軌跡に導くものではない。このような制御をするには、手すりの力、トルク情報だけでは、情報が少ないため、床反力を装置に組み込むことや、カメラにより関節変位を計測しその情報から、リアルタイムで重心位置を予測するなど取得情報を増やす必要性が考えられる。

参考文献

- [1] 国立社会保障・人口問題研究所：日本の将来推計人口（平成 14 年 1 月推定），
<http://www.ipss.go.jp/>
- [2] 厚生労働省：介護保険事業報告書，
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/index.html>
- [3] NEDO：「福祉用具の開発・普及促進に向けた産業基盤調査報告書」（平成 15 年 3 月）
- [4] 川口 亜紀，山本 松樹：立ち上り動作補助用縦型手すりの使用性に関する生体力学解析，松下電工技報，p52-p57，(2001)
- [5] 横野美奈子，吉村茂和，寺沢泉：当院退院患者のアンケート調査 家屋改造とその使用状況について，理学療法進歩と展望 15，P17-20，(2001)
- [6] 中後大輔，岡田恵都子，川端邦明 他：介護における起立動作支援システムの制御，第 3 回生活支援工学系学会連合大会抄録集，(2005)
- [7] バネ式起立補助椅子，
<http://www.fuchu.or.jp/~kagu/shop/nakai/22.html>
- [8] 家庭の医学－パーキンソン病，<http://www.igaku.bz/z919.htm>
- [9] 新田収，安西将也：高齢者における手すり把握条件と握力の関係，理学療法科学 17(3)，p.175-179，(2002)
- [10] 新田収，橋本美芽，井上薫，高橋良至，前川佳史：「パワーアシスト型手すり」の開発研究，第 10 回東京保健科学学会学術集会抄録集，p.24，(2003)
- [11] 日本人の人体計測データ ～Japanese body size data～ 1992-1994，社会法人 人間生活工学研究センター

14. パーキンソン病患者に対する起立支援型手すりの影響

【目的】

パーキンソン病患者ではその動作の特徴として重心移動の円滑さが失われることが知られており，起立動作時介助を必要とする場合も多い．今回著者らが開発した「起立支援型手すり」をパーキンソン病患者に導入した場合，起立動作がどのように影響するかについて明らかとすることを目的とした．

分析対象はパーキンソン病群 8 名（平均年齢 76.0 歳(69-84)，yahr の重症度分類Ⅲ 5 名，Ⅳ 3 名）とした．対象者には事前に説明し同意を得た．なお本実験は首都大学倫理審査委員会の承認を得た．

【対象と方法】

装置は，手すり，680 mm のモータ駆動式アクチュエータ 2 本を組み合わせた XZ テーブル，フレーム及び 4) 制御器で構成した．300 mm の手すりは垂直平面上を任意に移動することができる XZ テーブルに取り付けられている．垂直方向移動機構及び水平方向移動機構はそれぞれ独立したモータで駆動し，コンピュータの制御により任意の動作を行なうことが可能とした．今回試作機の動作確認にあたり，手すりの移動軌跡は単に体重心の上方移動を助けるのではなく，人の自然な起立動作，つまり上体を前方へ屈曲することにより重心を一旦前方へ移動させ，その後上方へ立ち上がるという一連の動作を誘導することを目的としてプログラムを作成した．

【結果と考察】

実験の結果，パーキンソン病患者では起立時，患者本人は椅子座位から前方への重心移動を経ず直線的に起立使用とし，結果的に起立不可となる場合が観察された．この動作に対し，被験者 8 名中 2 名において，前方への重心移動を促す「支援型手すり」は起立動作を助け，動作を可能とすることが示された．

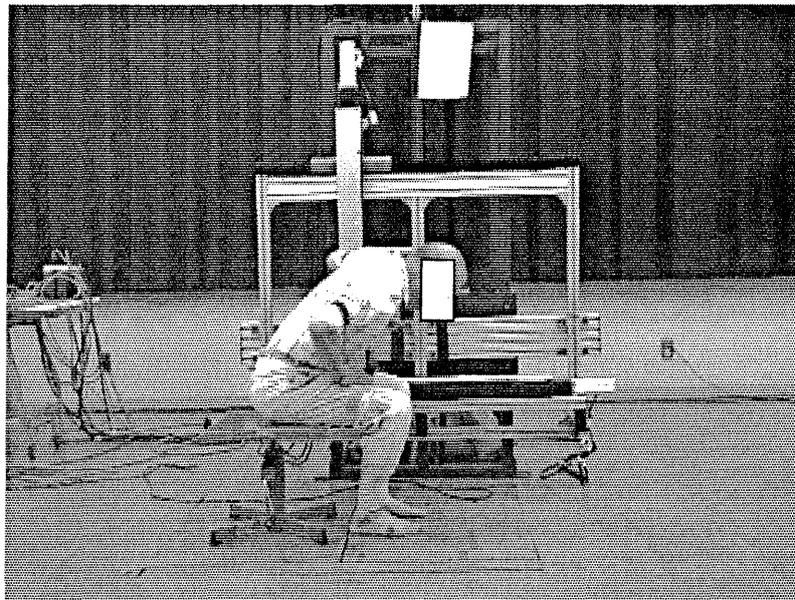
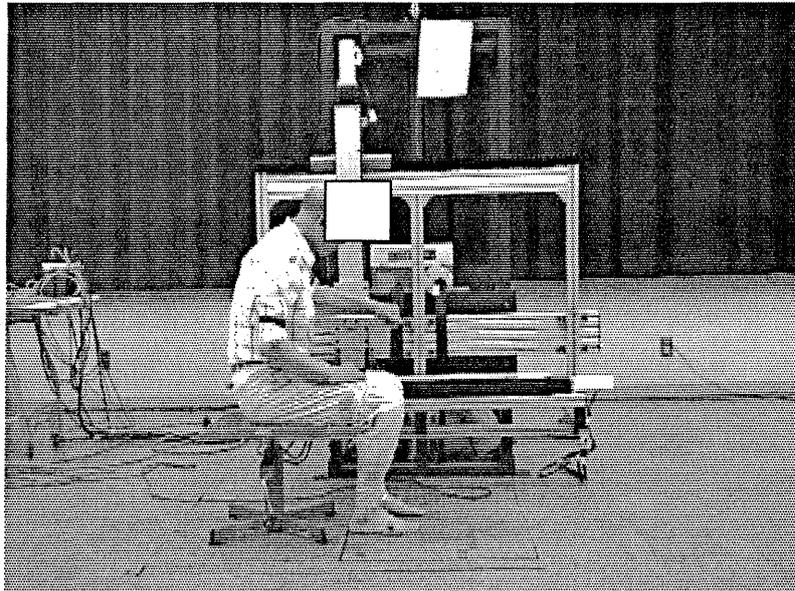
被験者 A

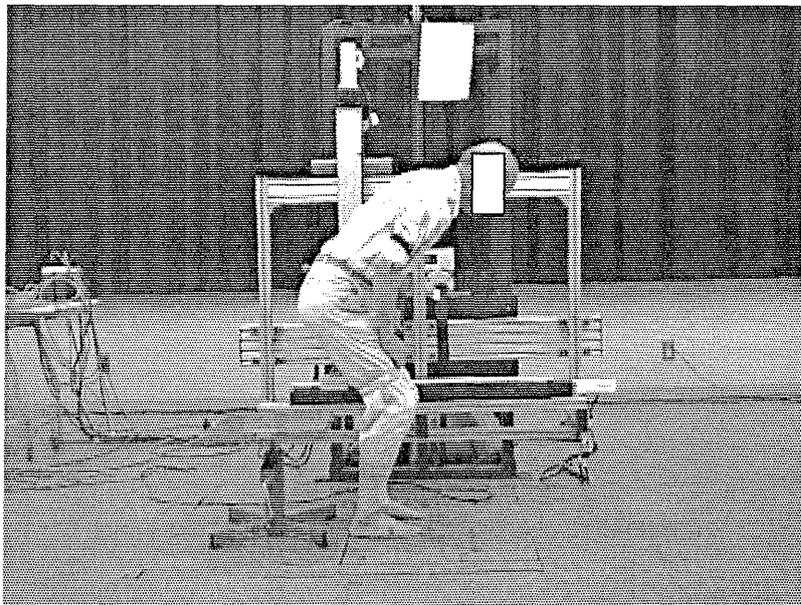
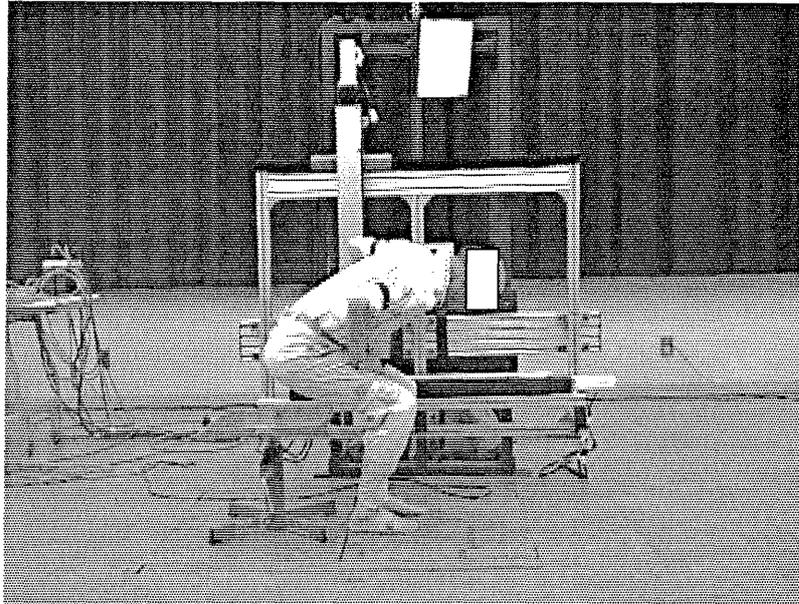
男性，年齢 76 歳，身長 165.5cm，体重 58.5kg

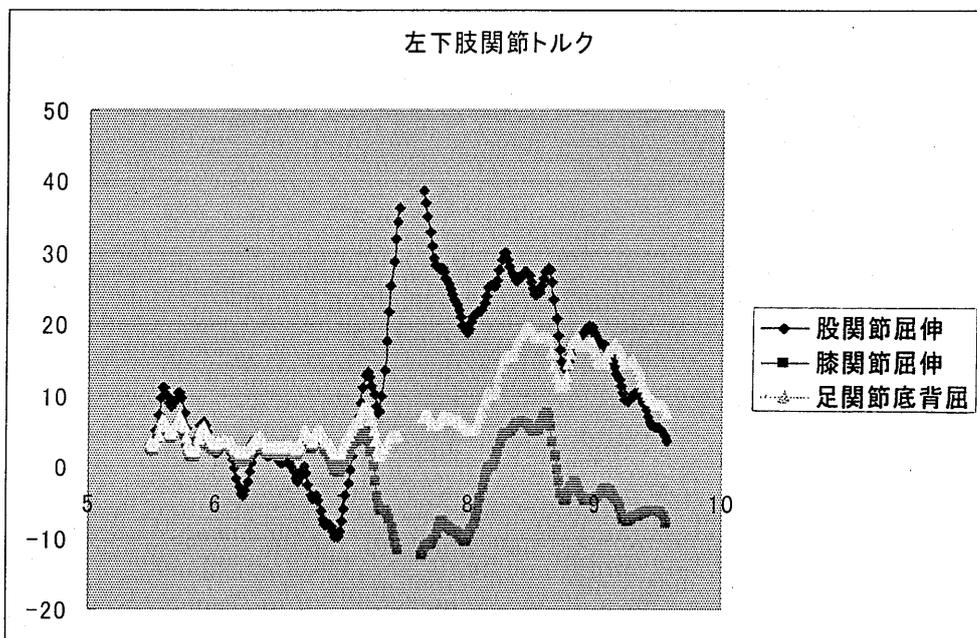
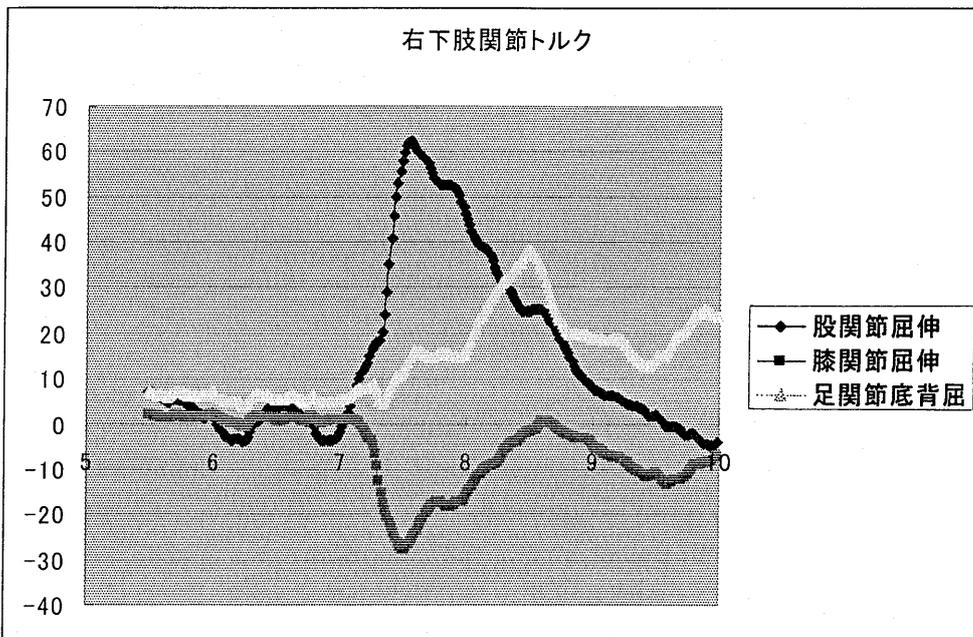
パーキンソン病・重症度 Yahr 分類 stage III

日常生活自立，独歩可能

実験 1：片手で手すりを把持・固定した手すり

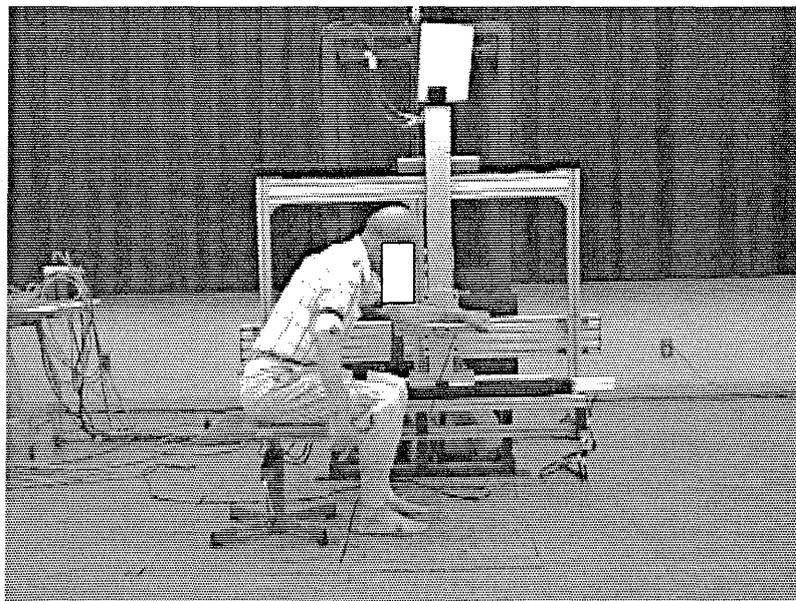
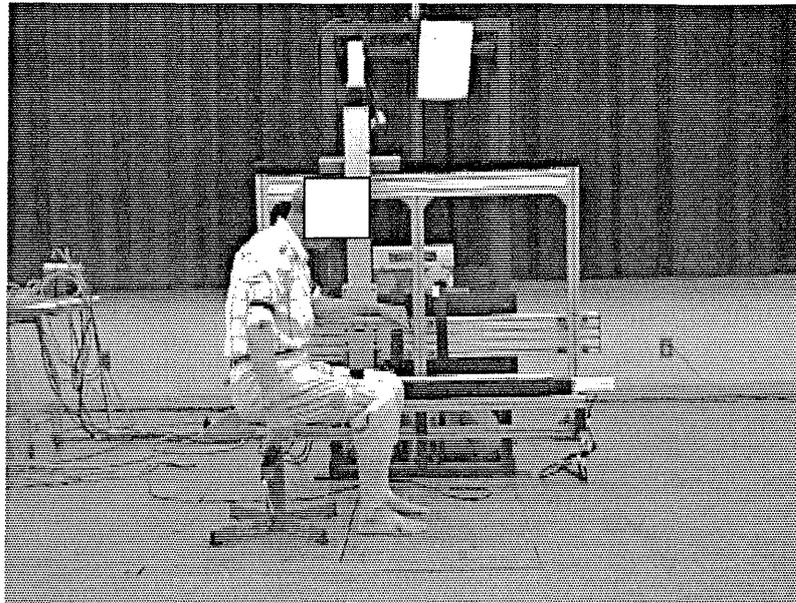


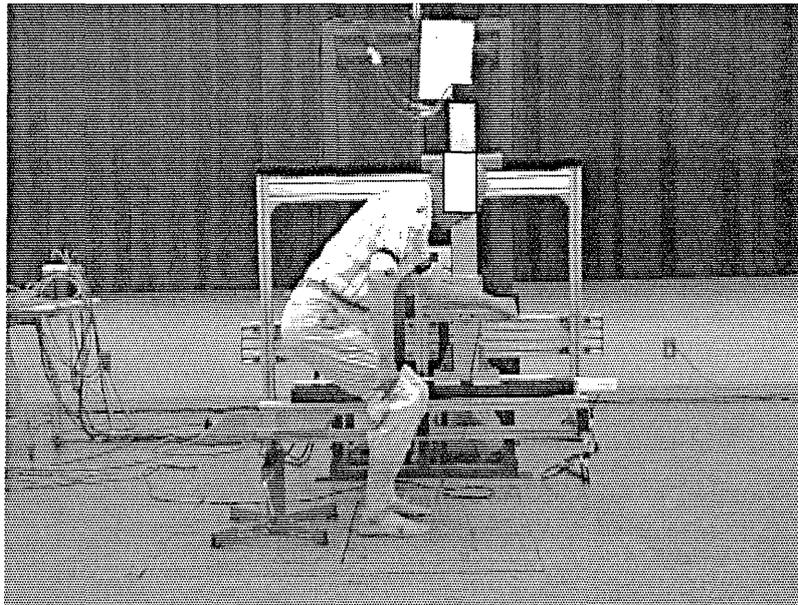
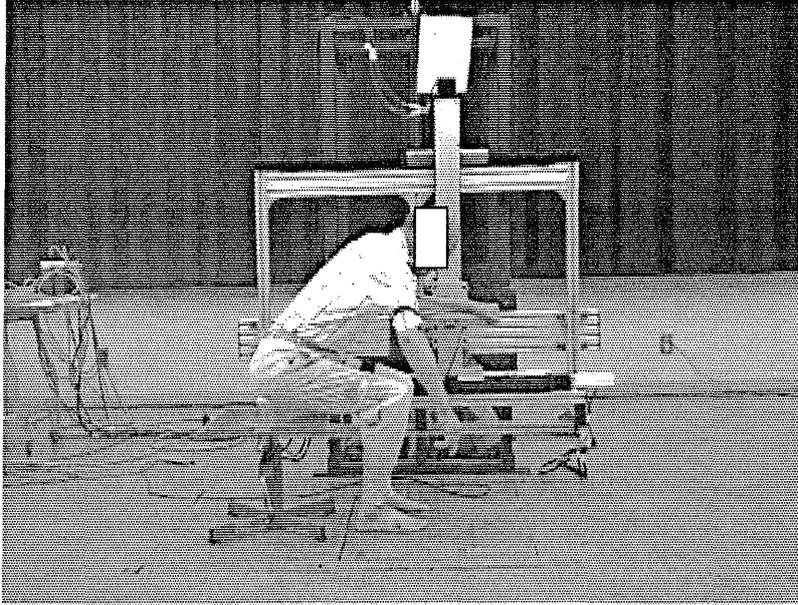


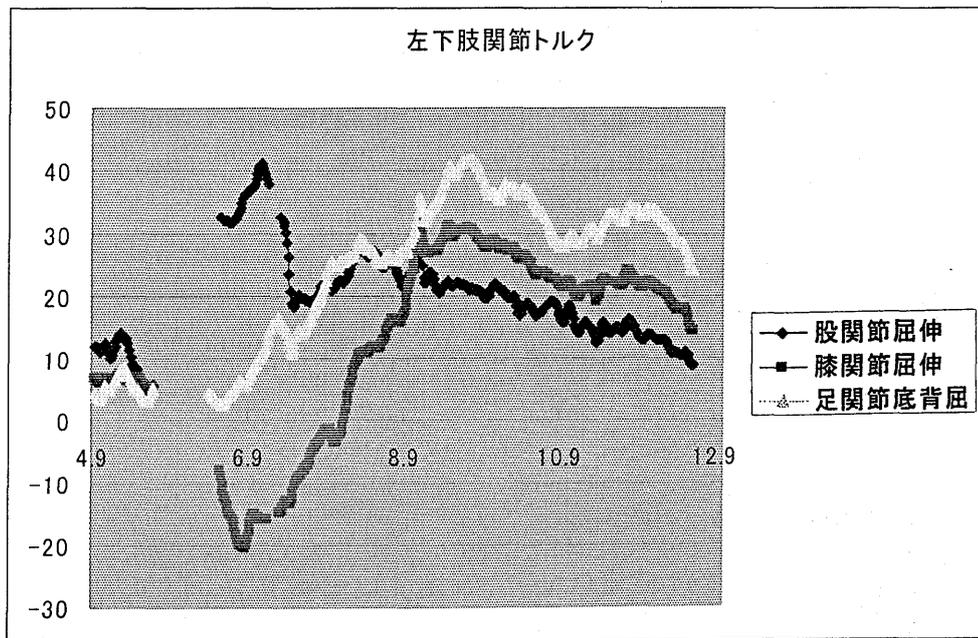
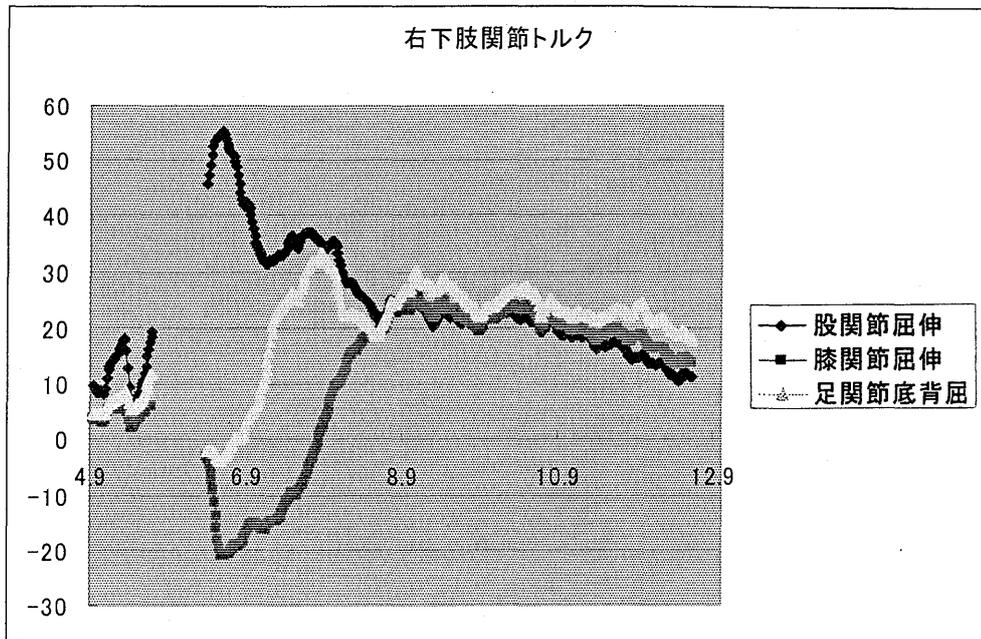


起立可能となっているが，起立動作時道上肢を膝につくことで，比率動作時の負荷を分散している。

実験 2 . 片手で手すりを把持・手すりが起立動作にあわせ移動

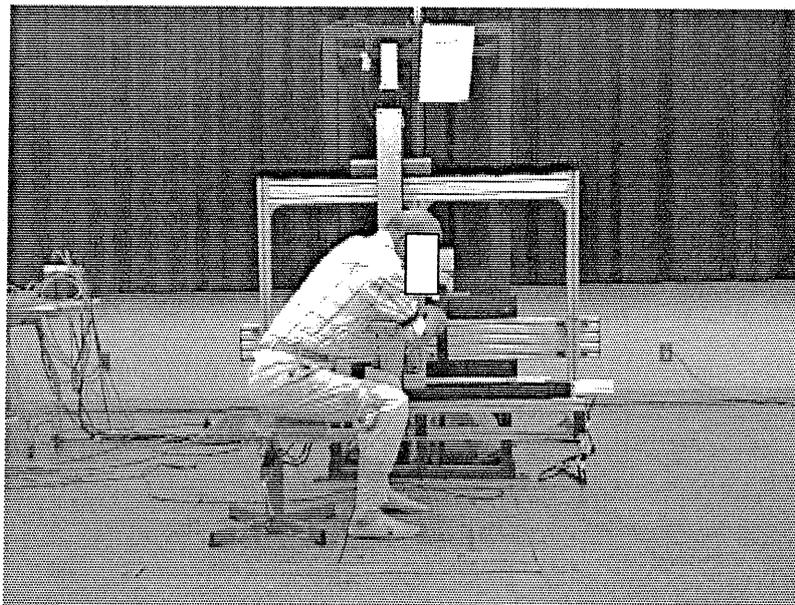
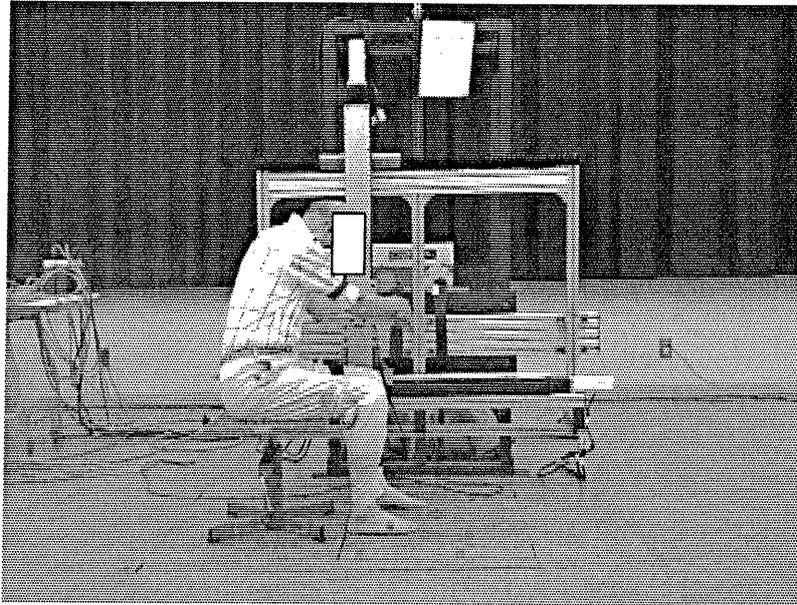


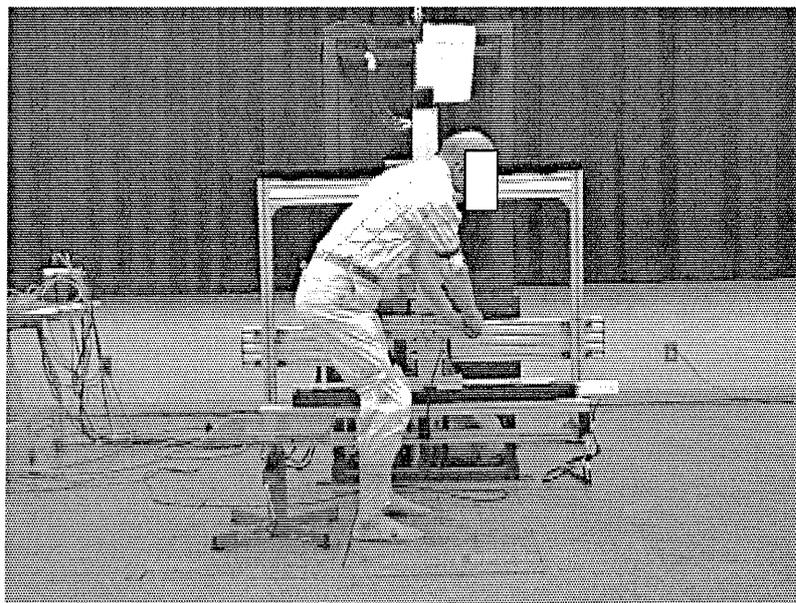
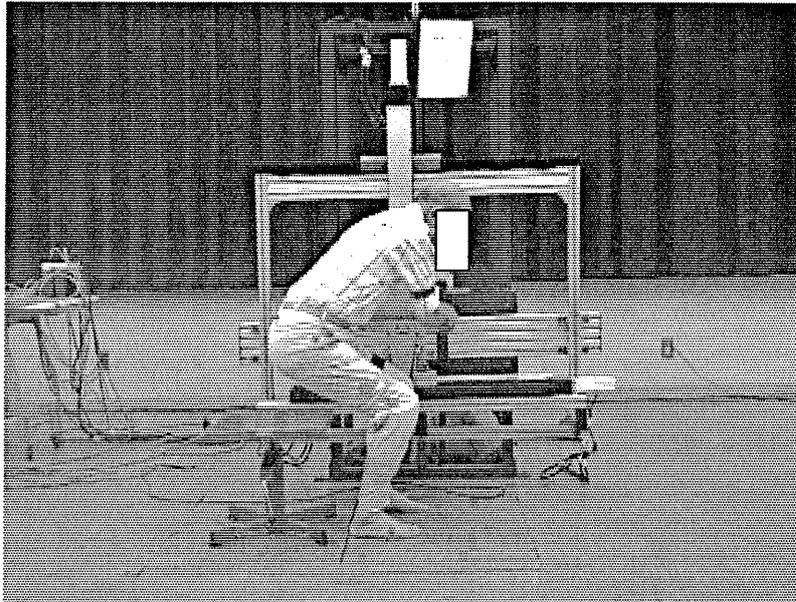


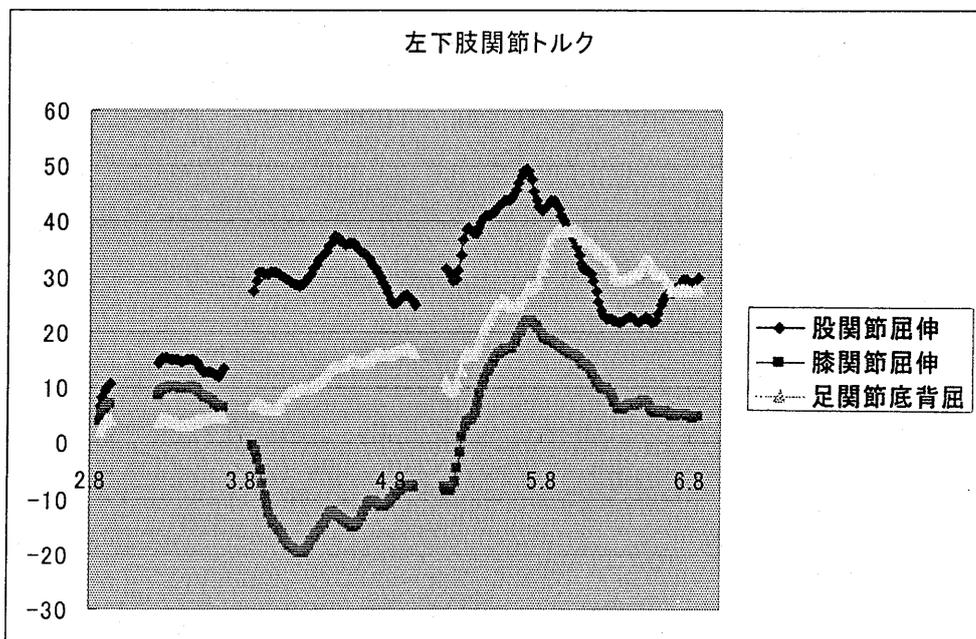
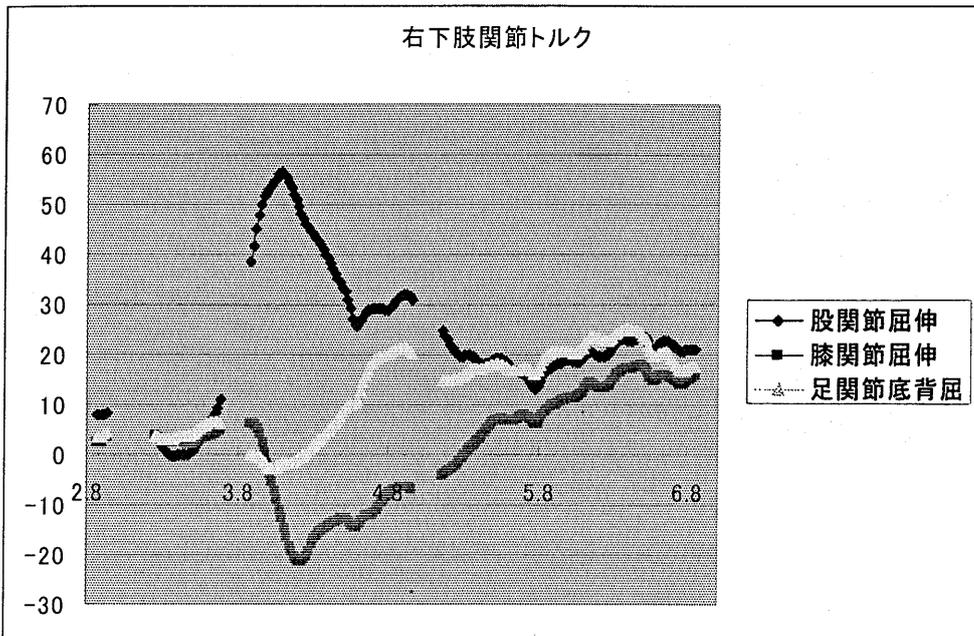


起立動作時の重心移動がスムーズになり，右上肢を膝につくことなく起立可能となっている。

実験 4 . 両手で手すりを把持・手すりが起立動作にあわせ移動







起立可能となっている。

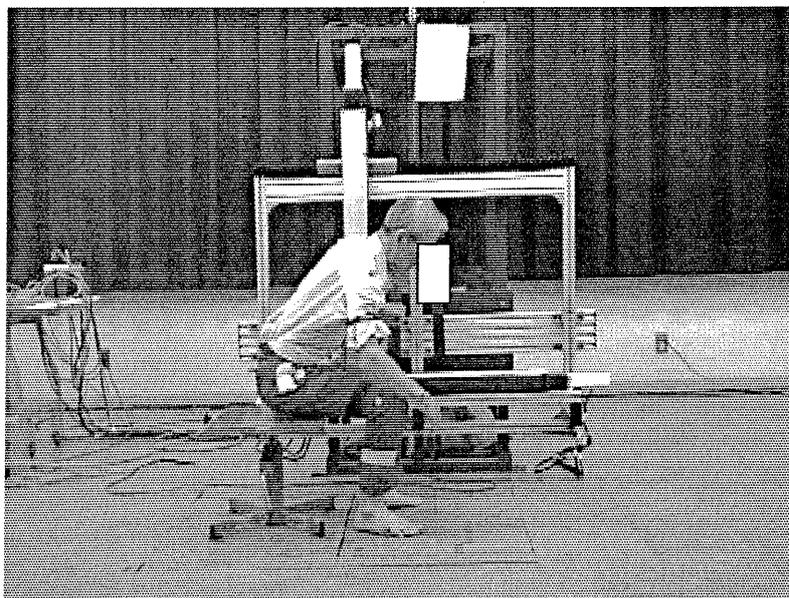
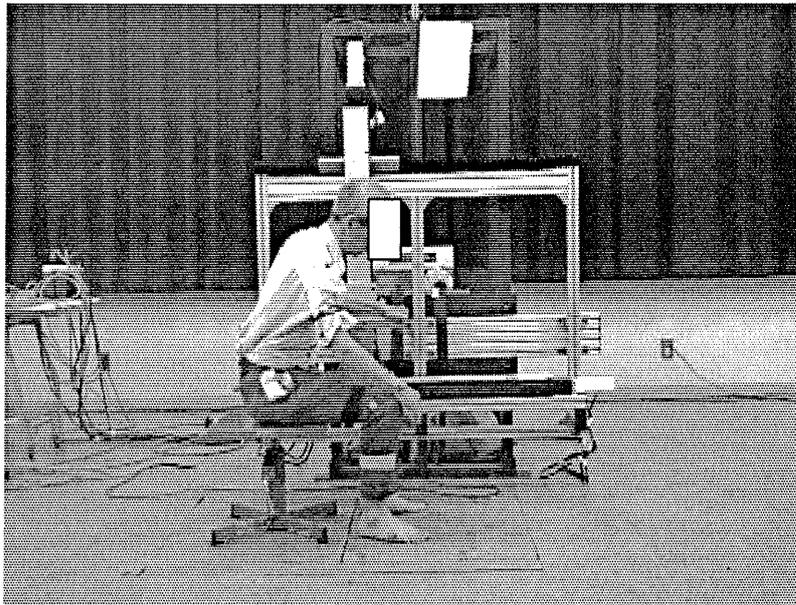
被験者B

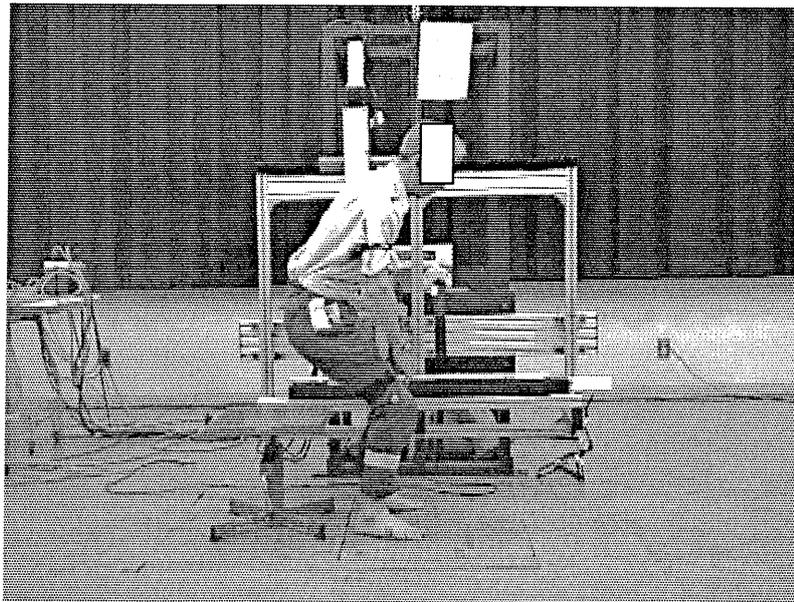
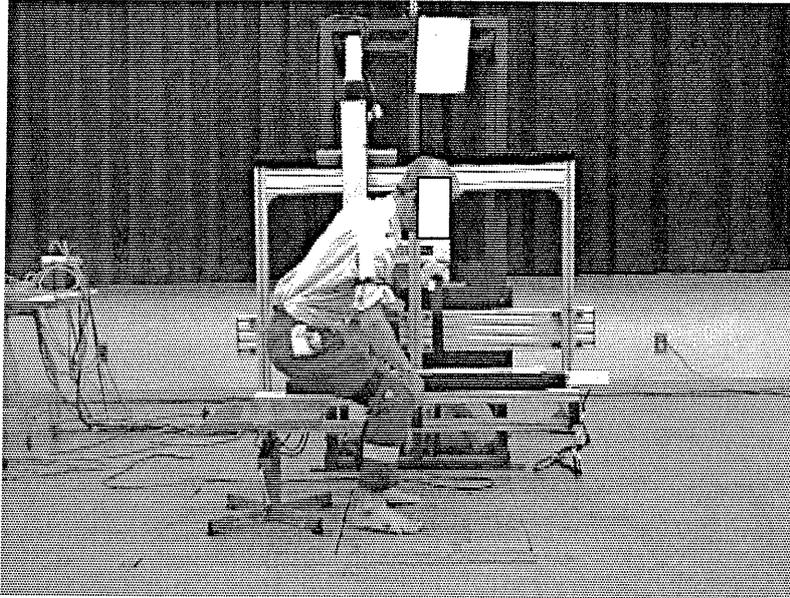
男性，年齢 72 歳，身長 162.7cm，体重 49.0kg

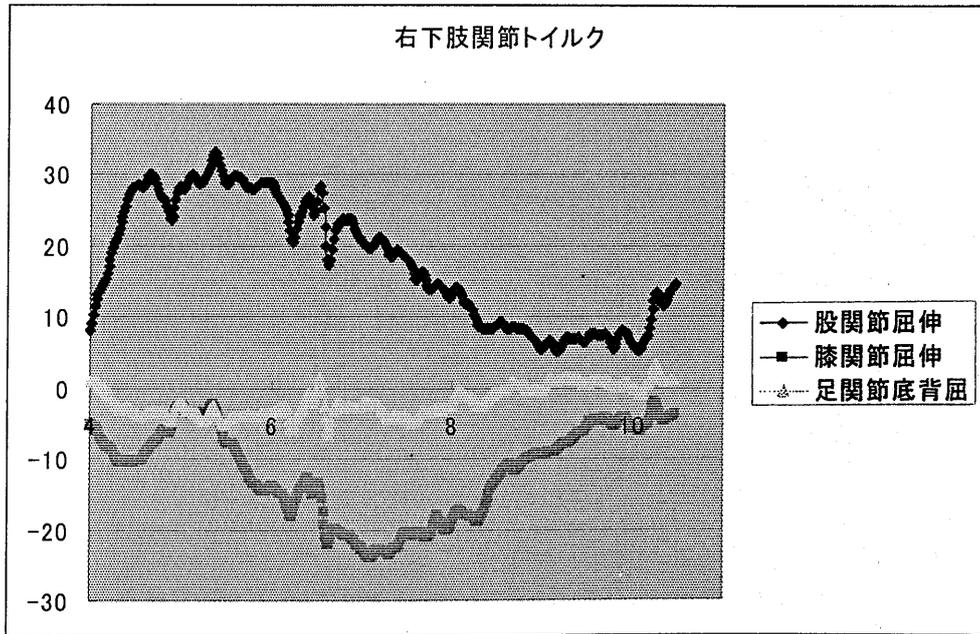
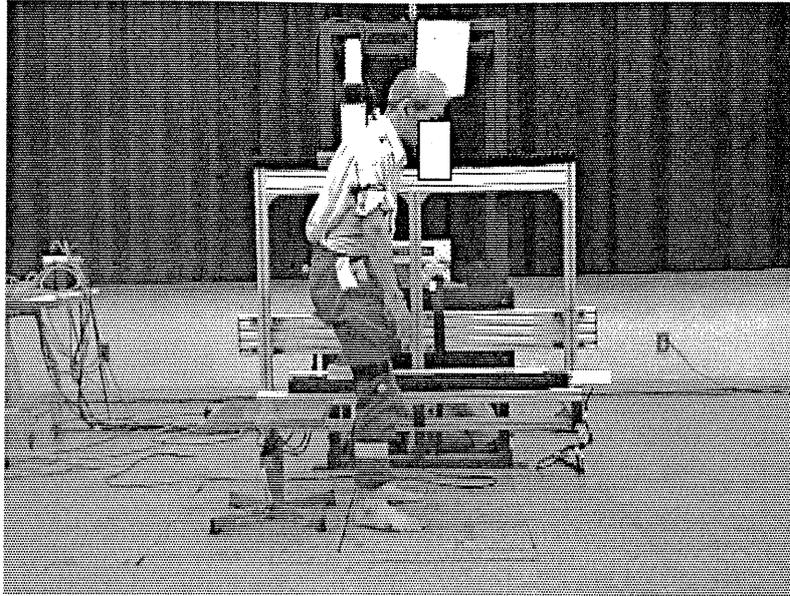
パーキンソン病・重症度 Yahr 分類 stageIV

日常生活一部介助，ベッドからの起立に介助が必要，杖を使って歩行可能だが不安定

実験 1：片手で手すりを把持・固定した手すり

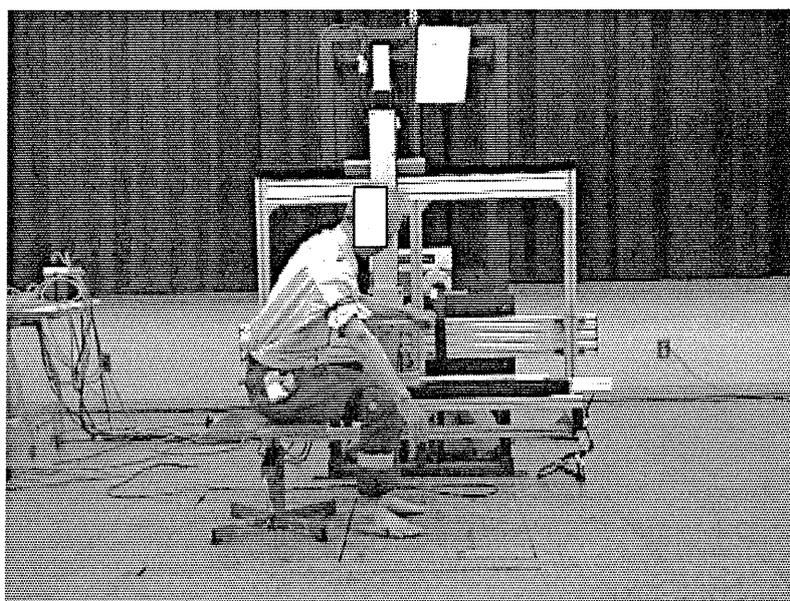
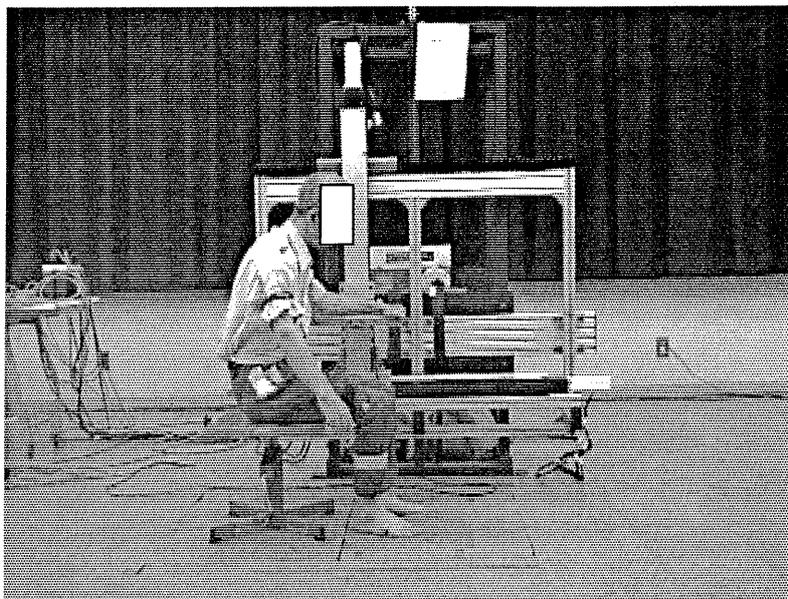


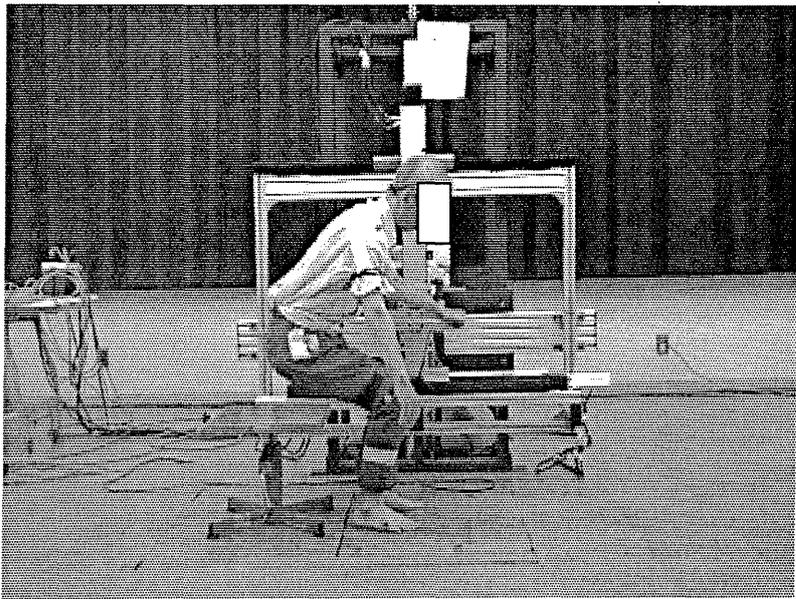
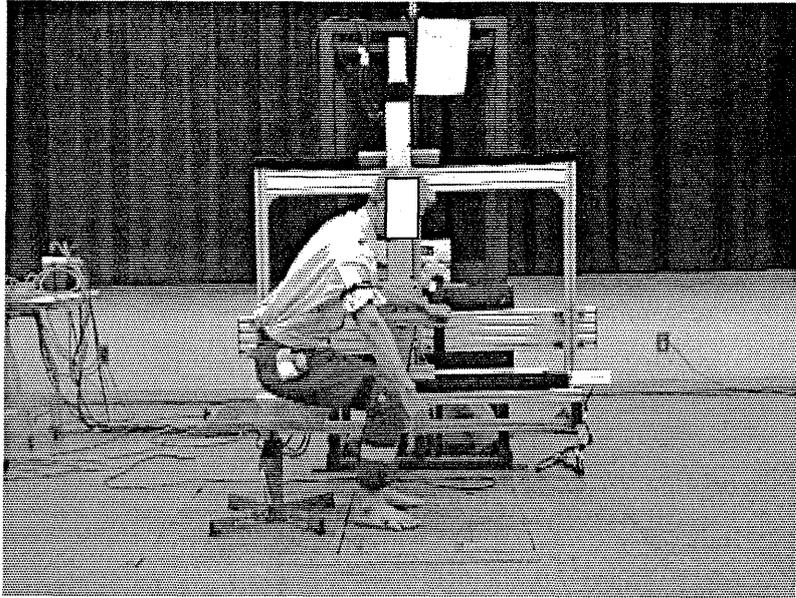


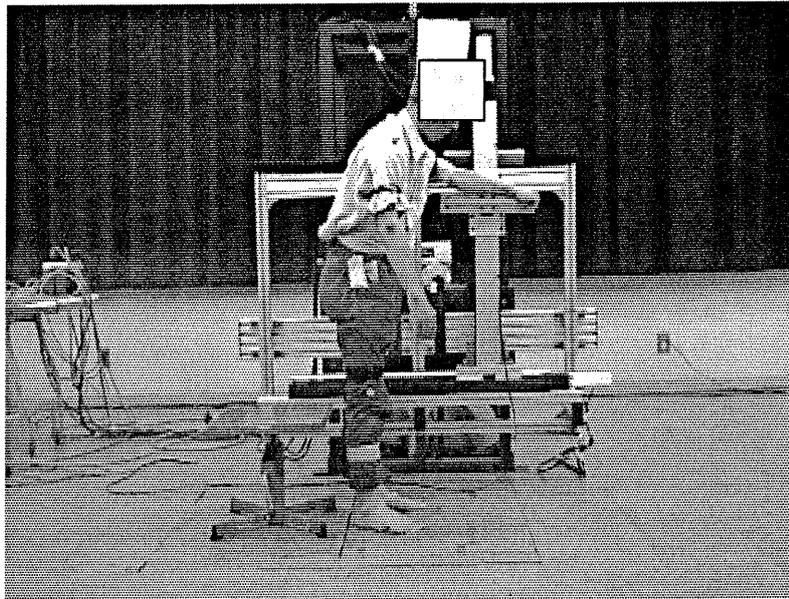


不安定ながら起立可能. 立位姿勢がやや体幹屈曲位. 動作は不安定.

実験 2. 片手で手すりを把持・手すりが起立動作にあわせ移動



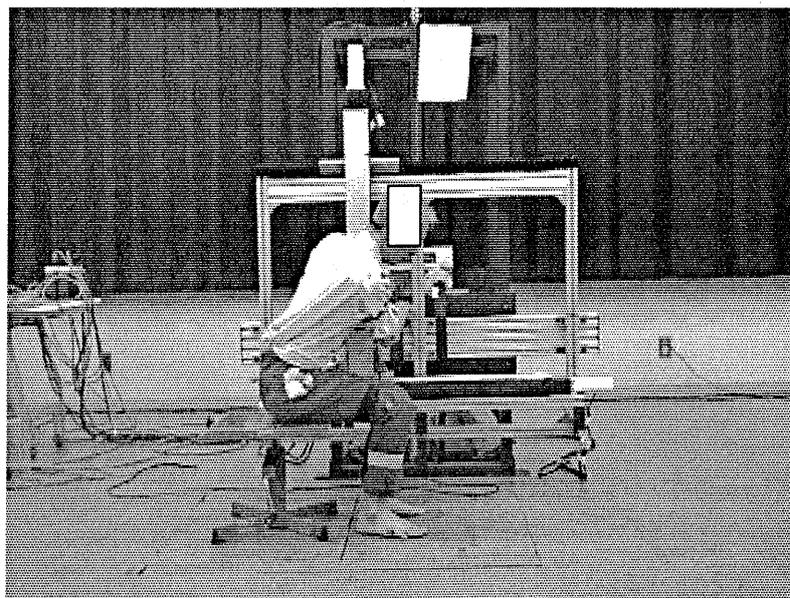
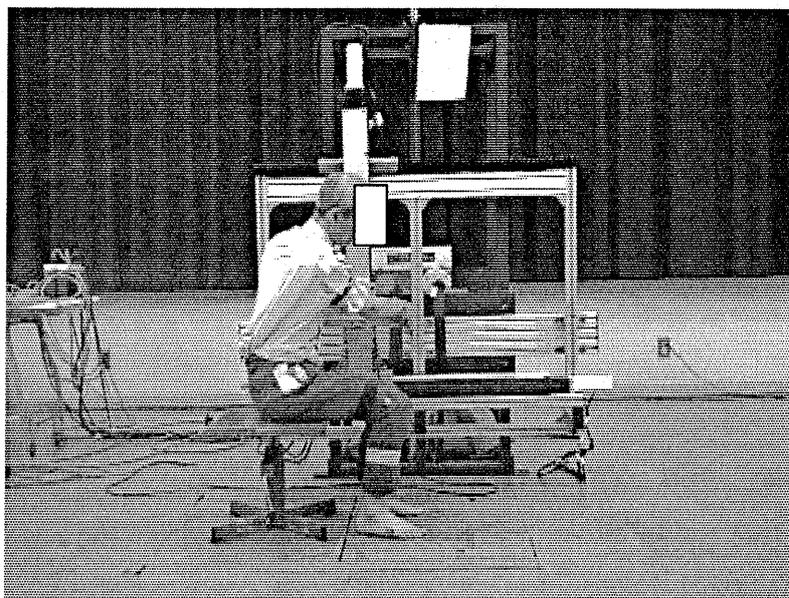


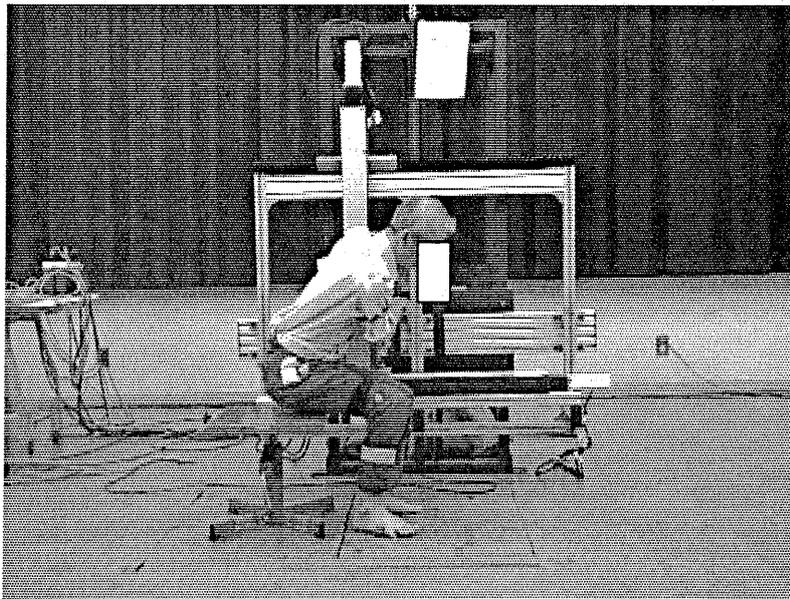
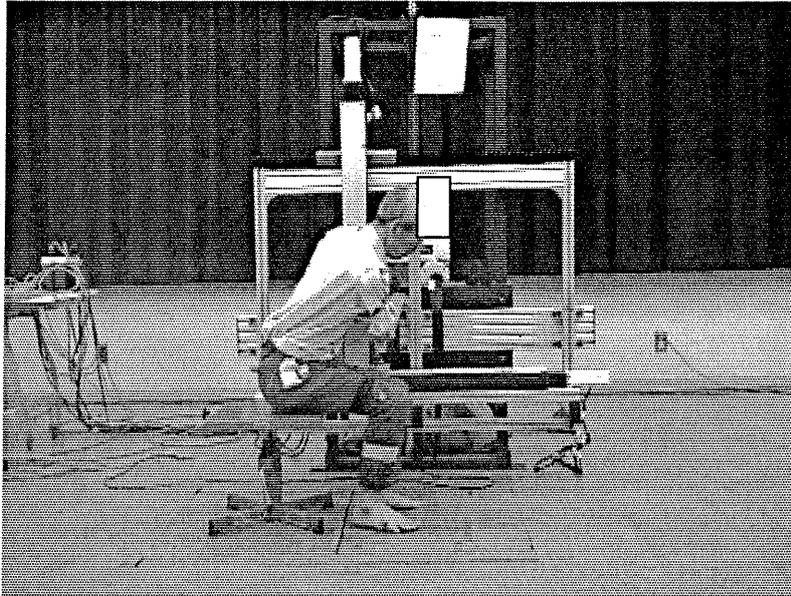


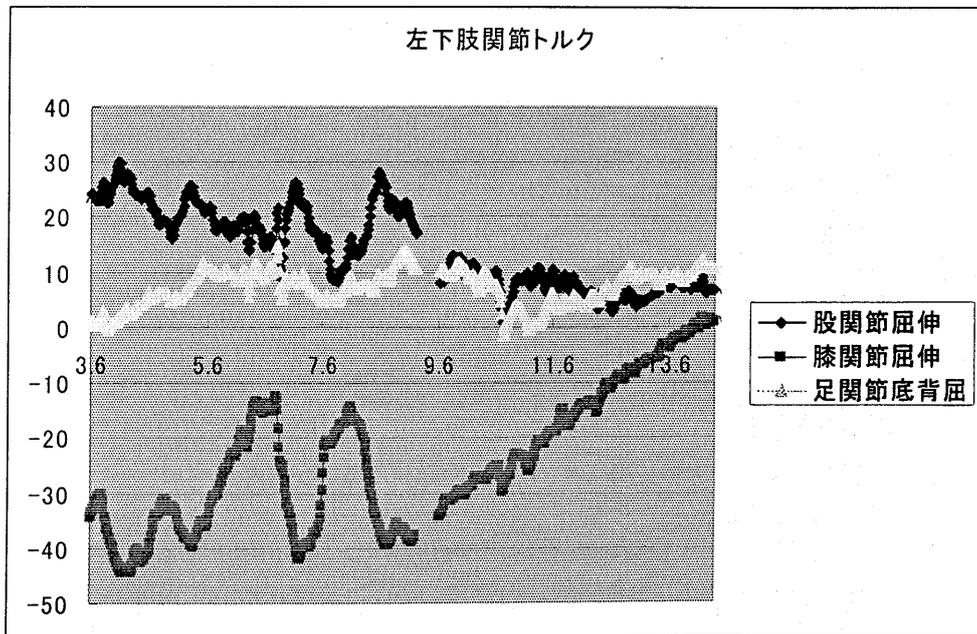
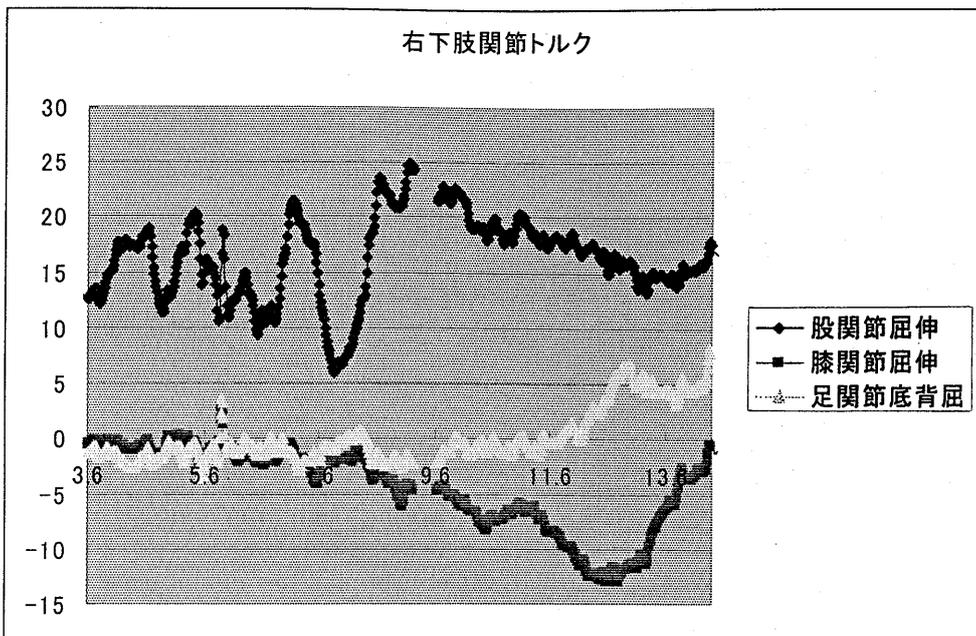
起立開始に伴う前方への重心移動がスムーズとなっている。最終立位時姿勢の体幹伸展が増し、良姿勢となっている。

本人は固定に比較し起立動作が行ないやすいとの評価。

実験 3 . 両手で手すりを把持・固定した手すり

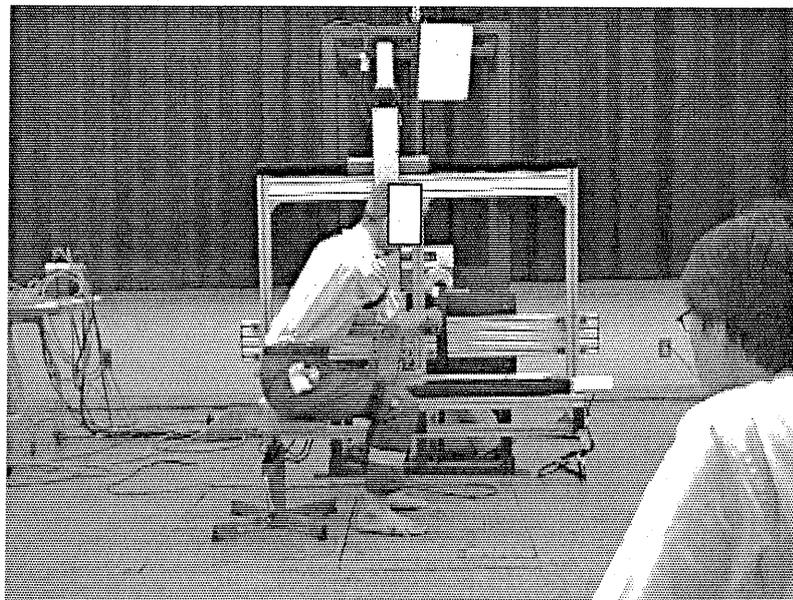
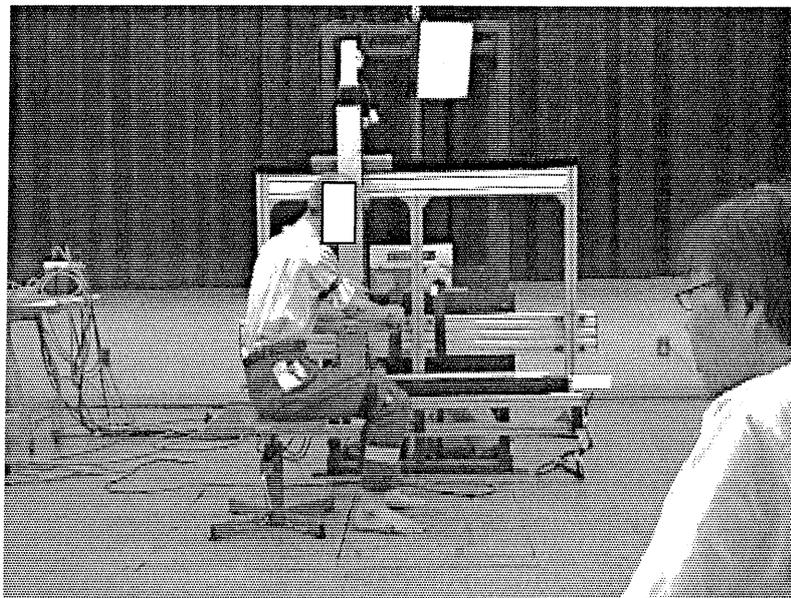


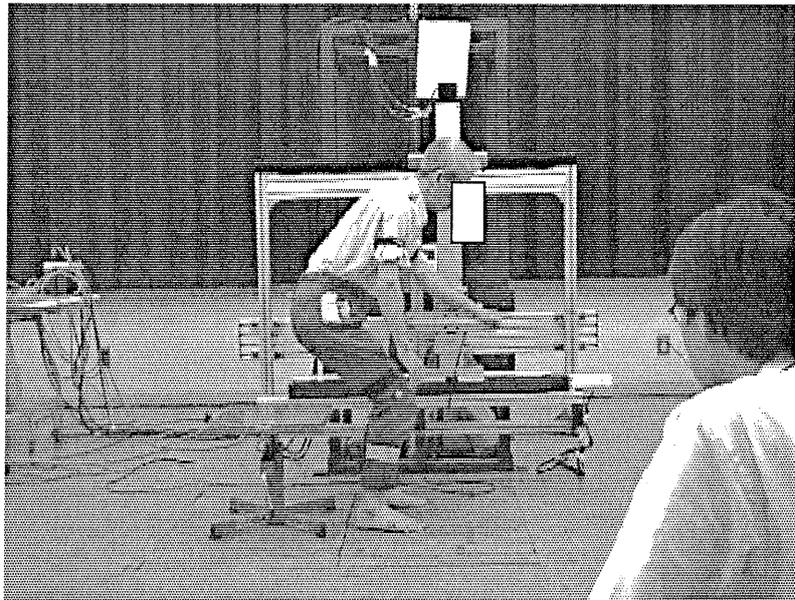
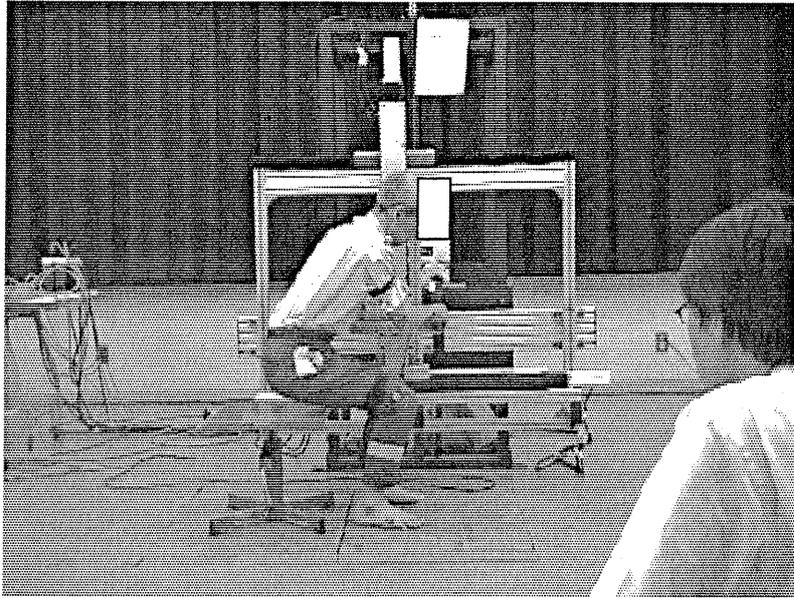


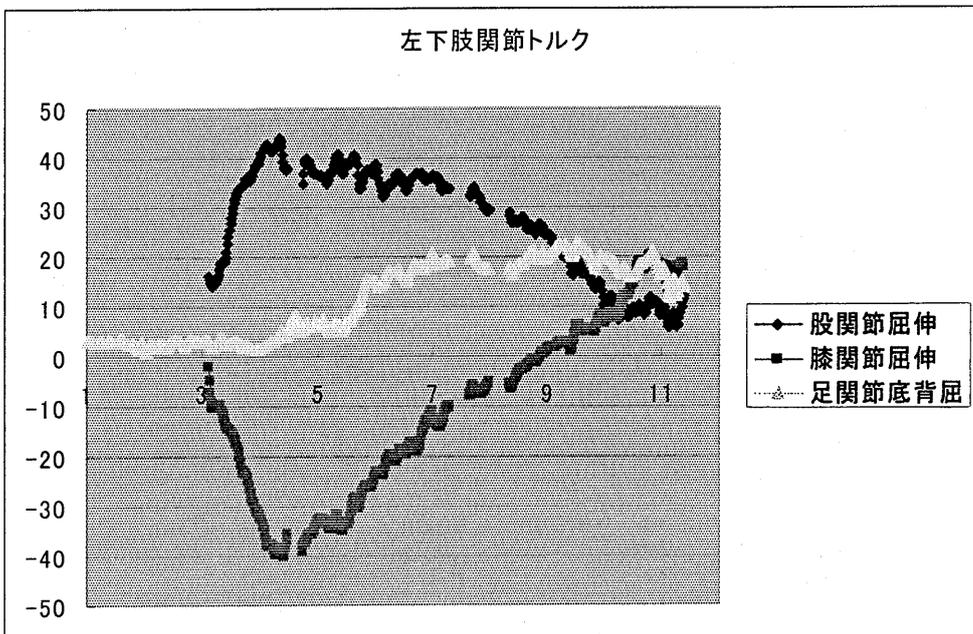
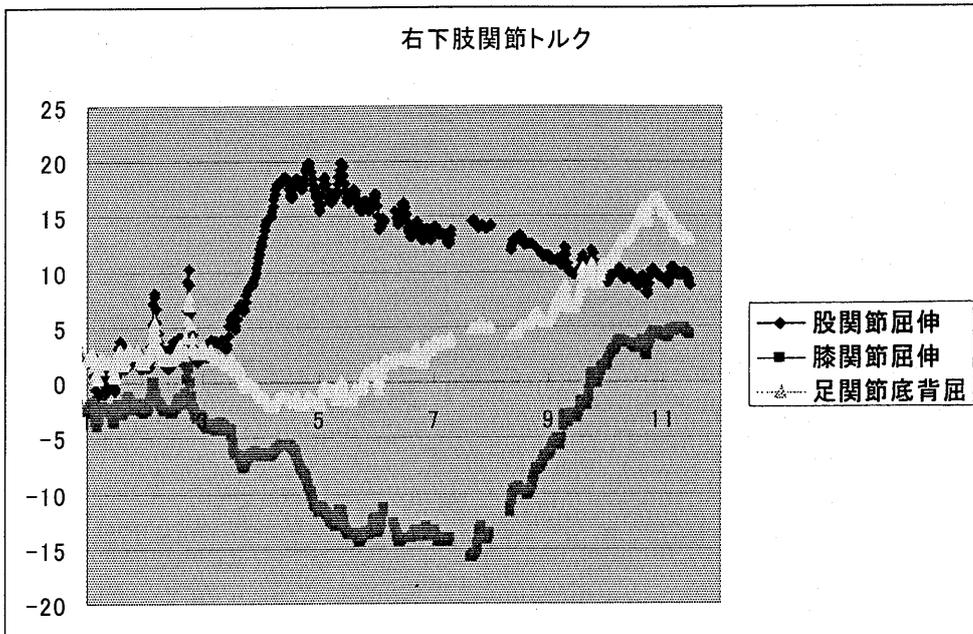


前方への重心移動が出来ず，起立不可。

実験 4 . 両手で手すりを把持・手すりが起立動作にあわせ移動







起立開始に伴う前方への重心移動が促され、起立可能となる。

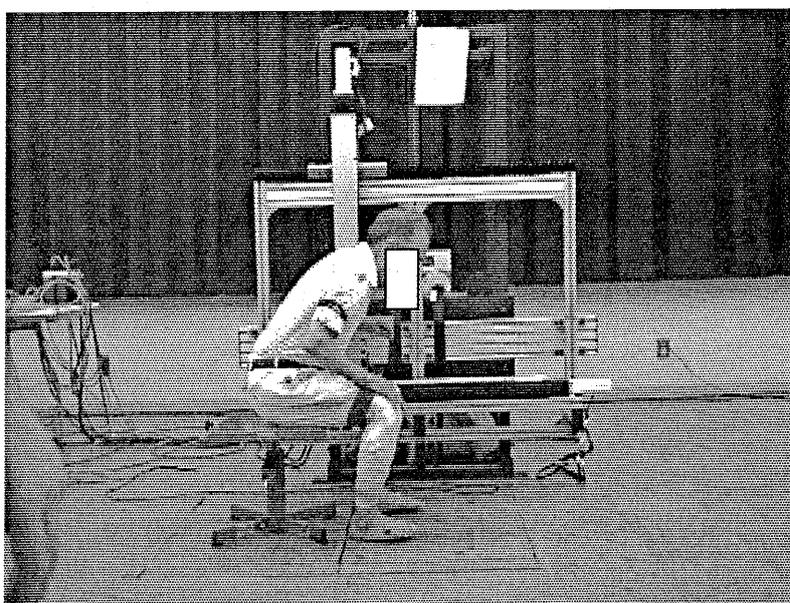
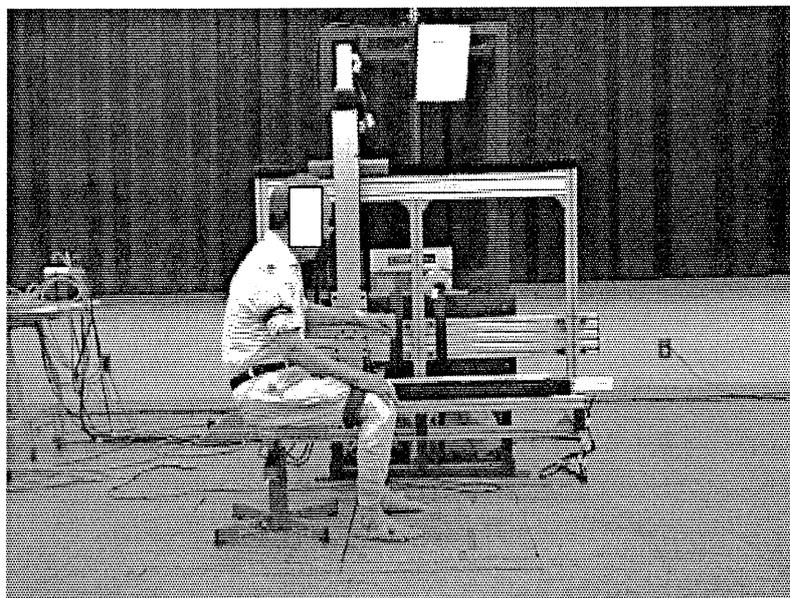
被験者 C

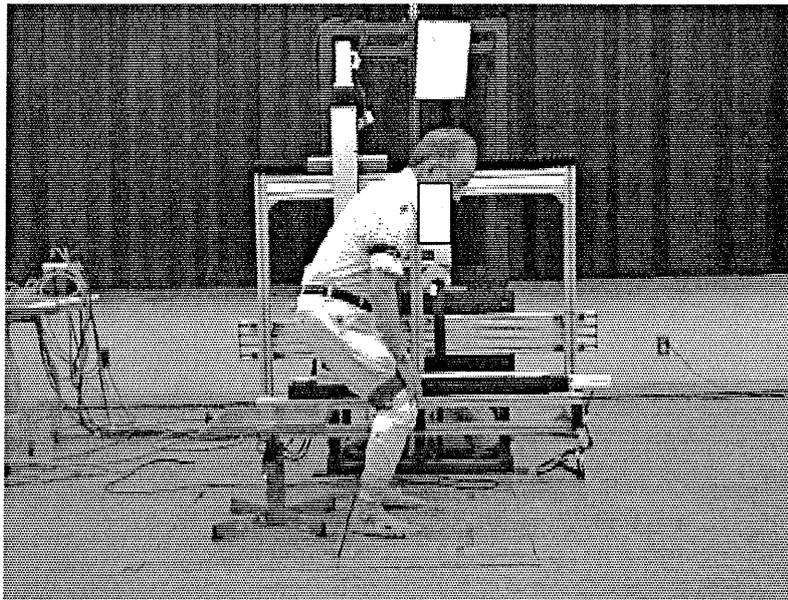
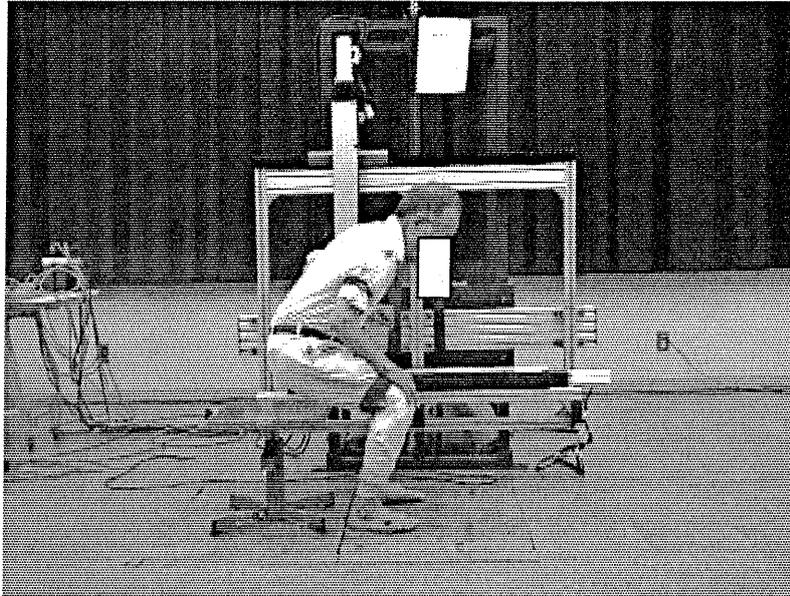
男性，年齢 77 歳，身長 158.9cm，体重 59.0kg

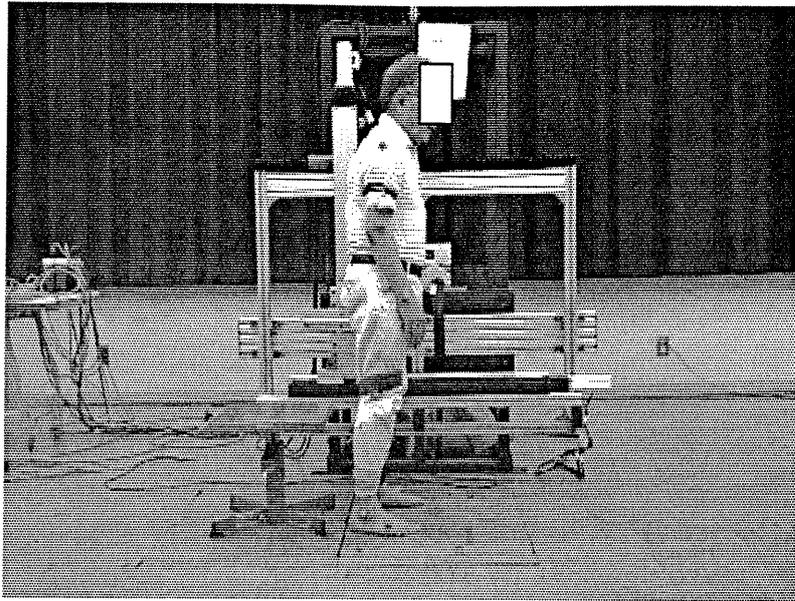
パーキンソン病・重症度 Yahr 分類 stage III

日常生活自立，独歩可

実験 1：片手で手すりを把持・固定した手すり

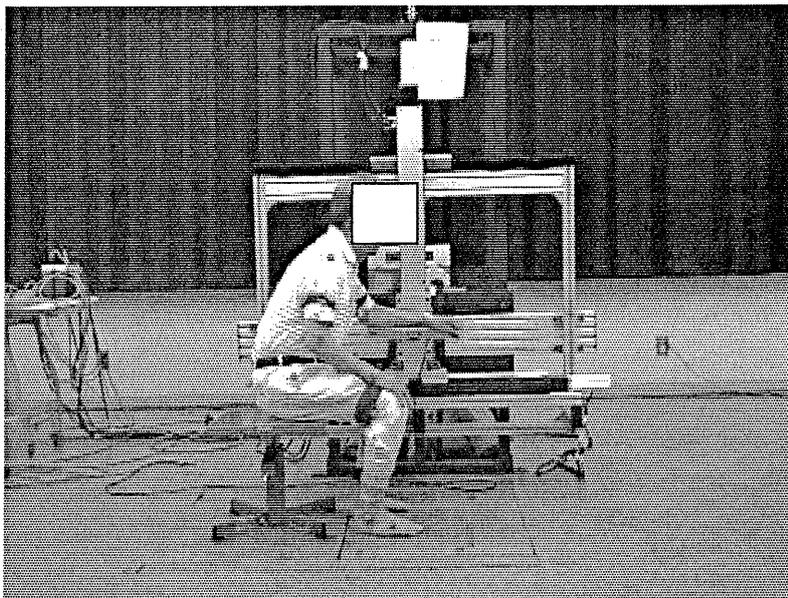
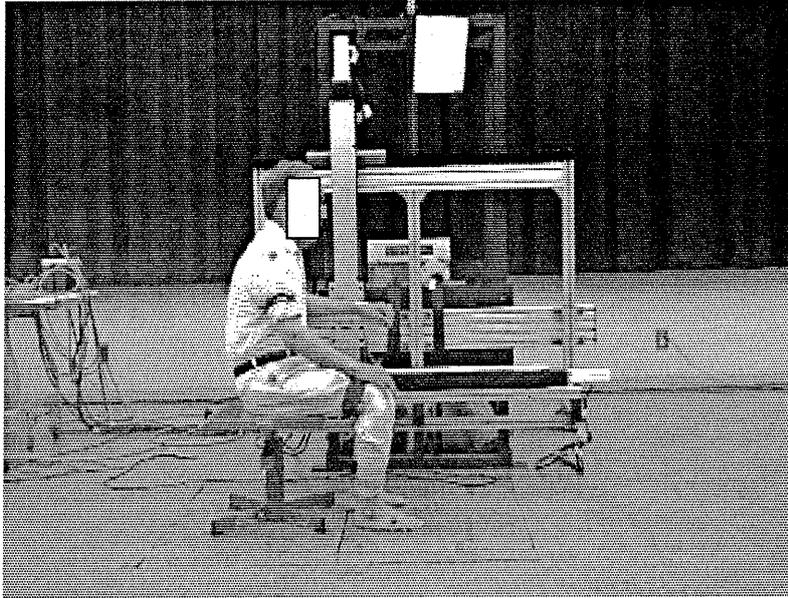


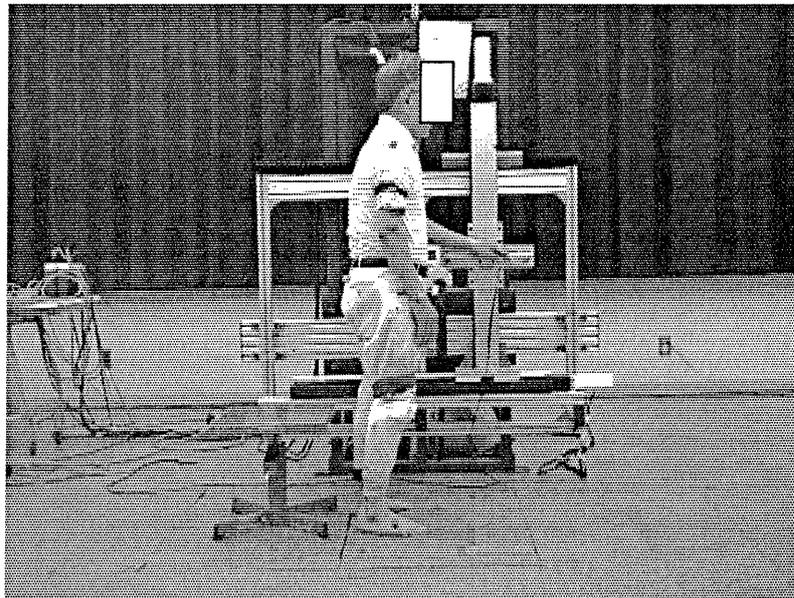
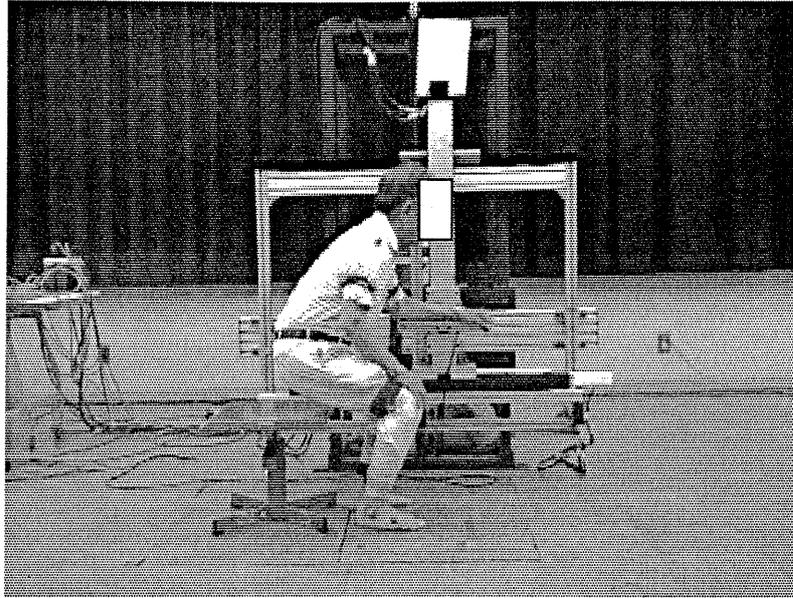




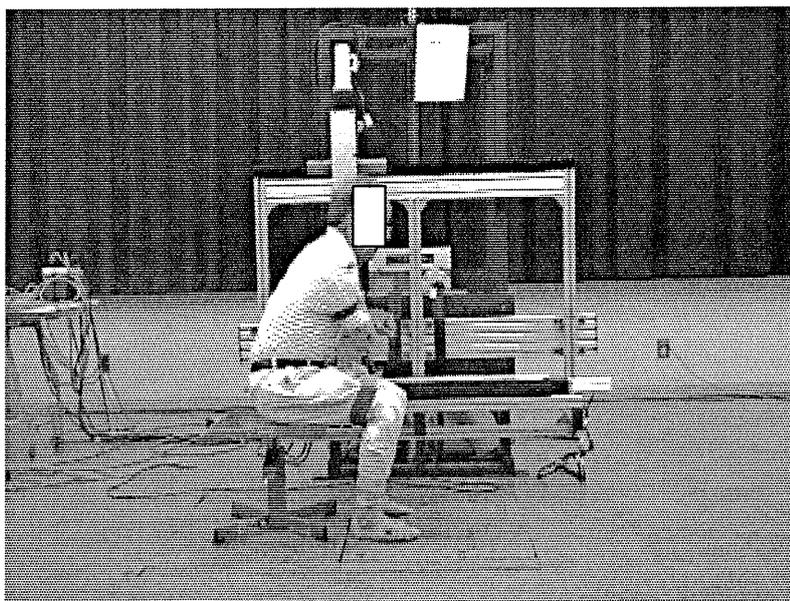
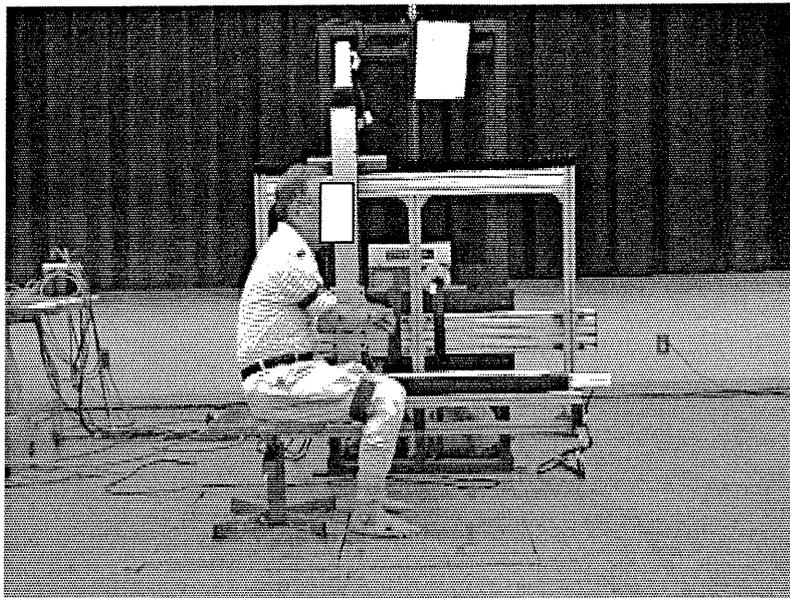
起立可能.

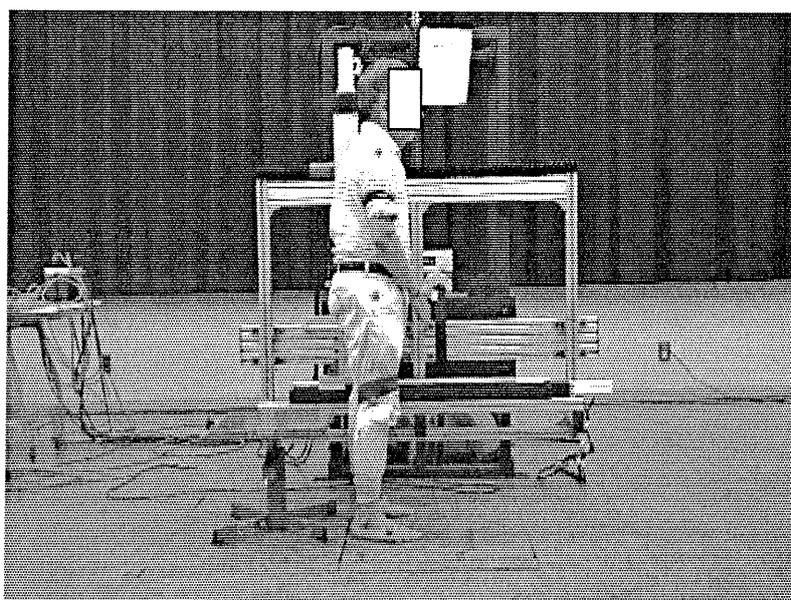
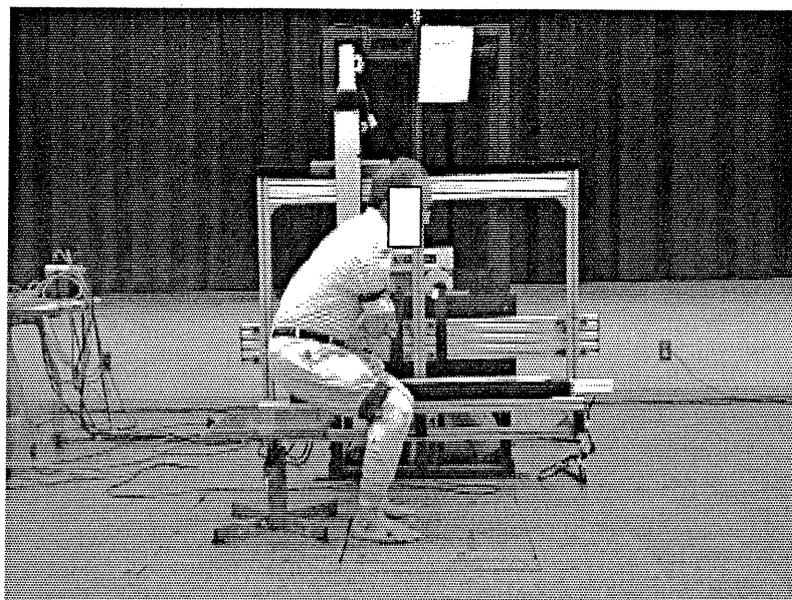
実験 2. 片手で手すりを把持・手すりが起立動作にあわせ移動





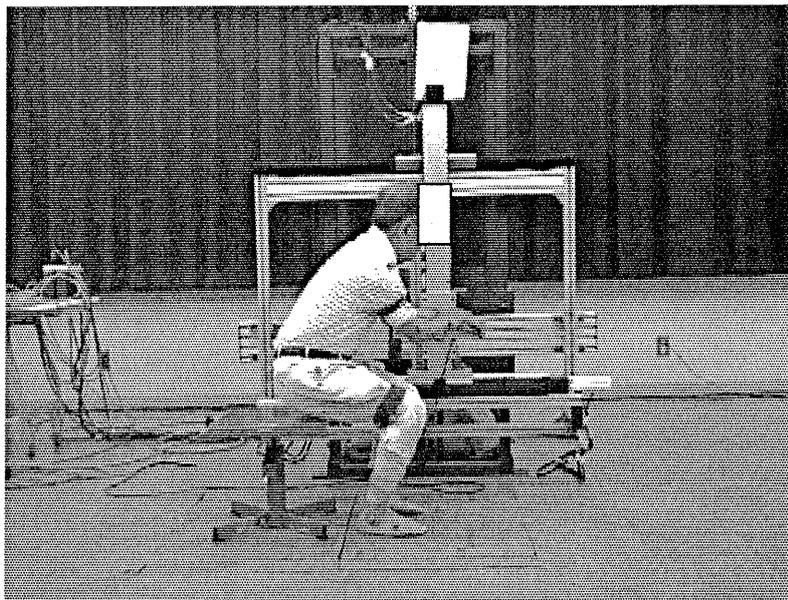
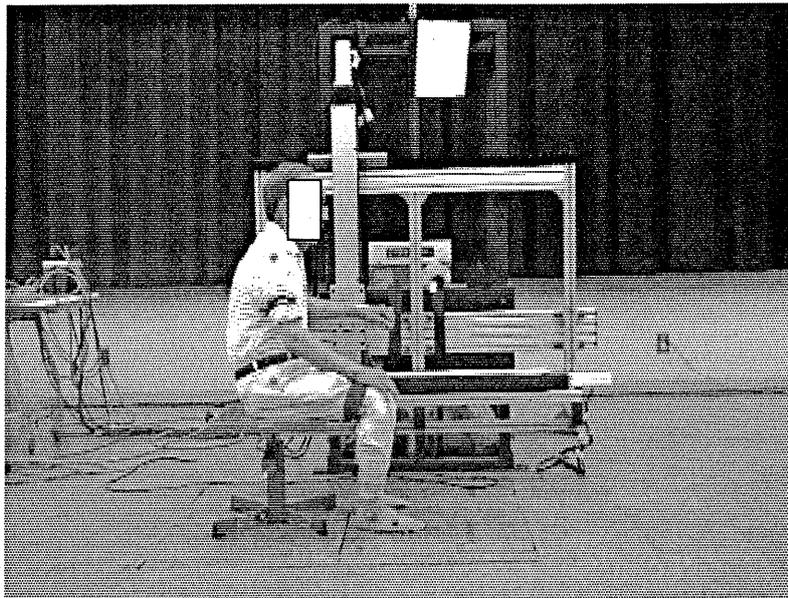
実験 3. 両手で手すりを把持・固定した手すり

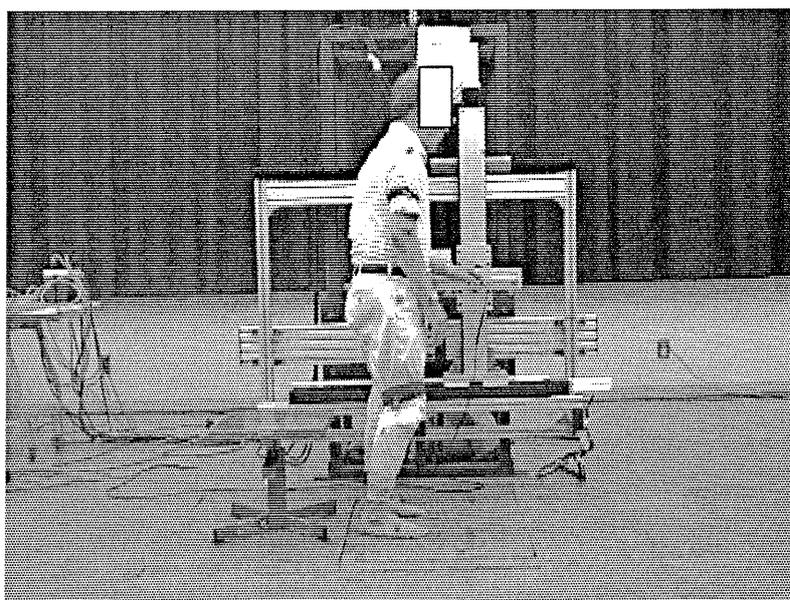
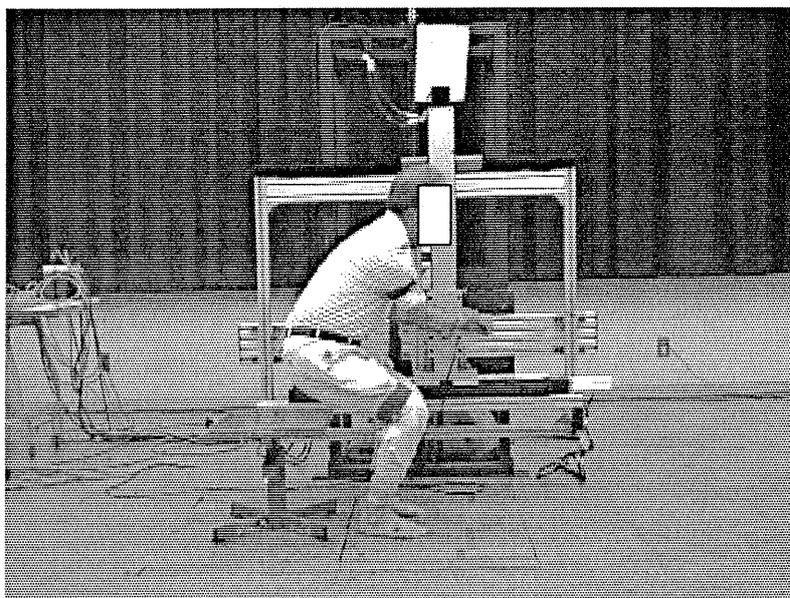




起立可能

実験4. 両手で手すりを把持・手すりが起立動作にあわせ移動





起立可能

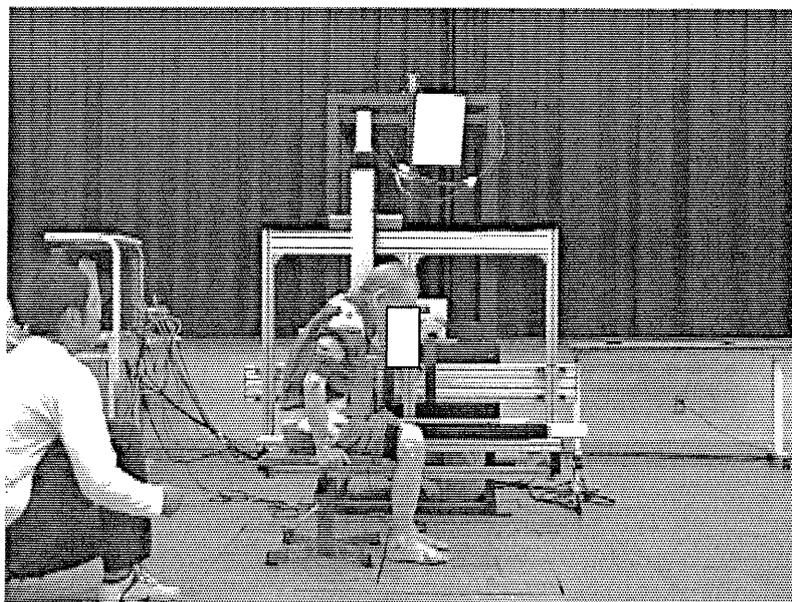
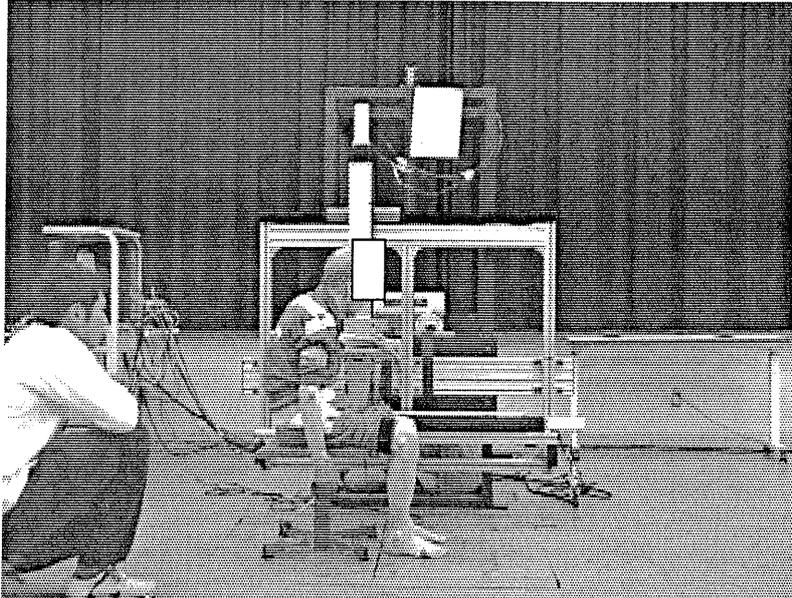
被験者 D

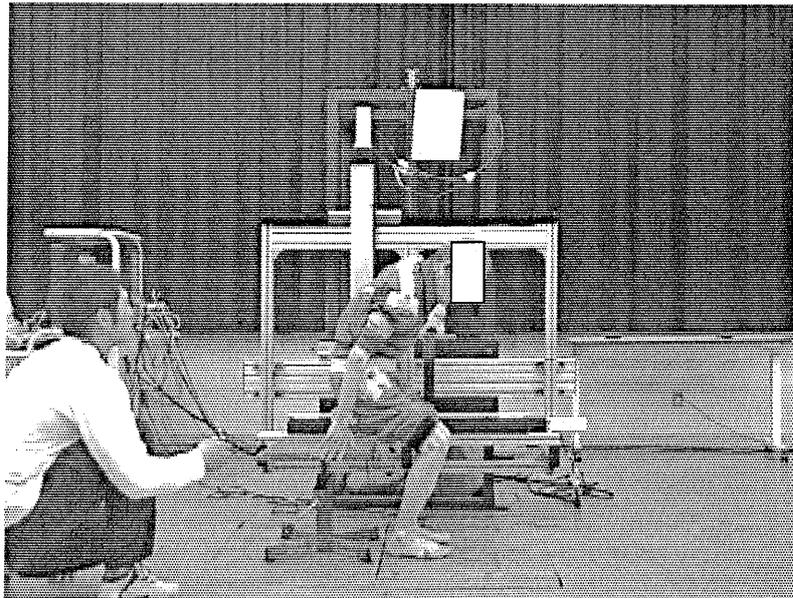
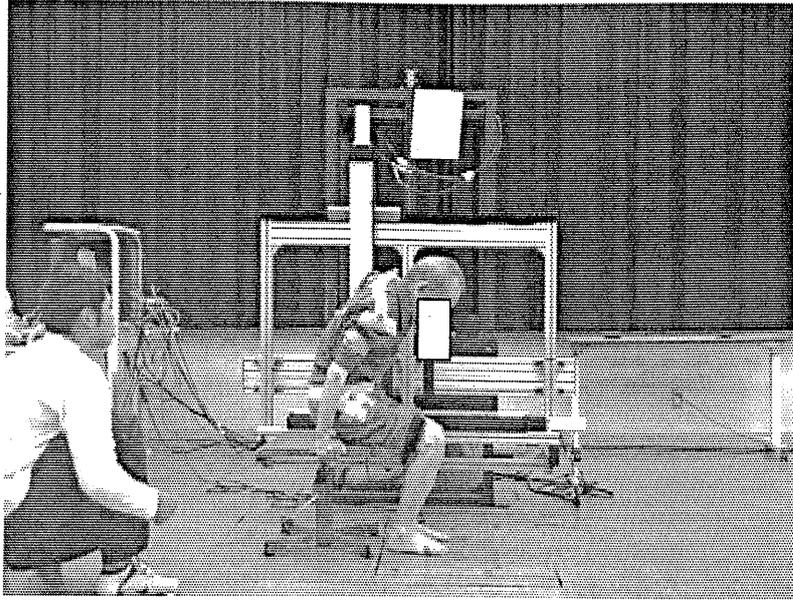
男性，年齢 80 歳，身長 1656cm，体重 45kg

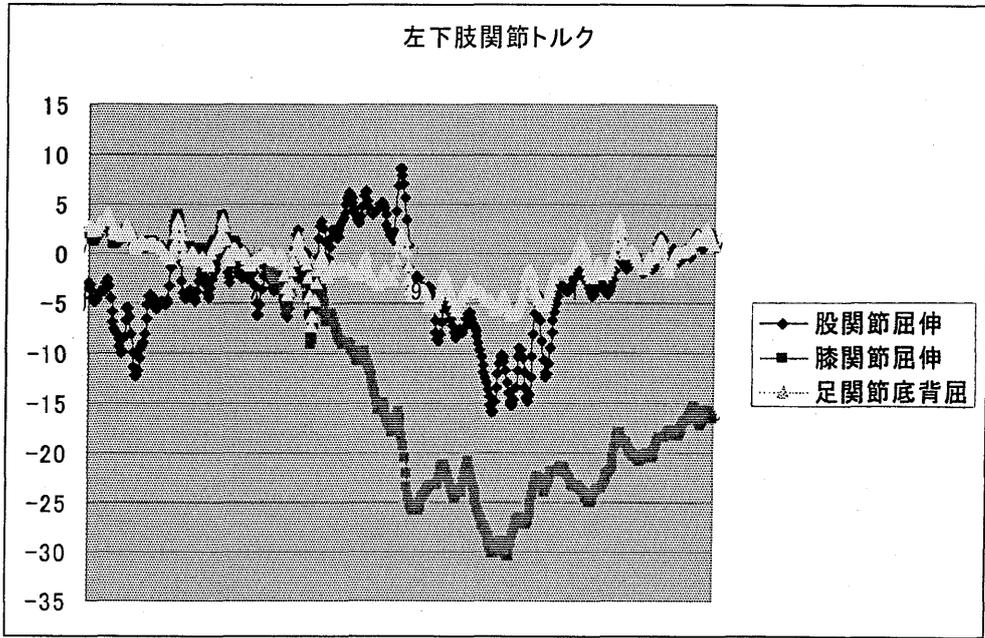
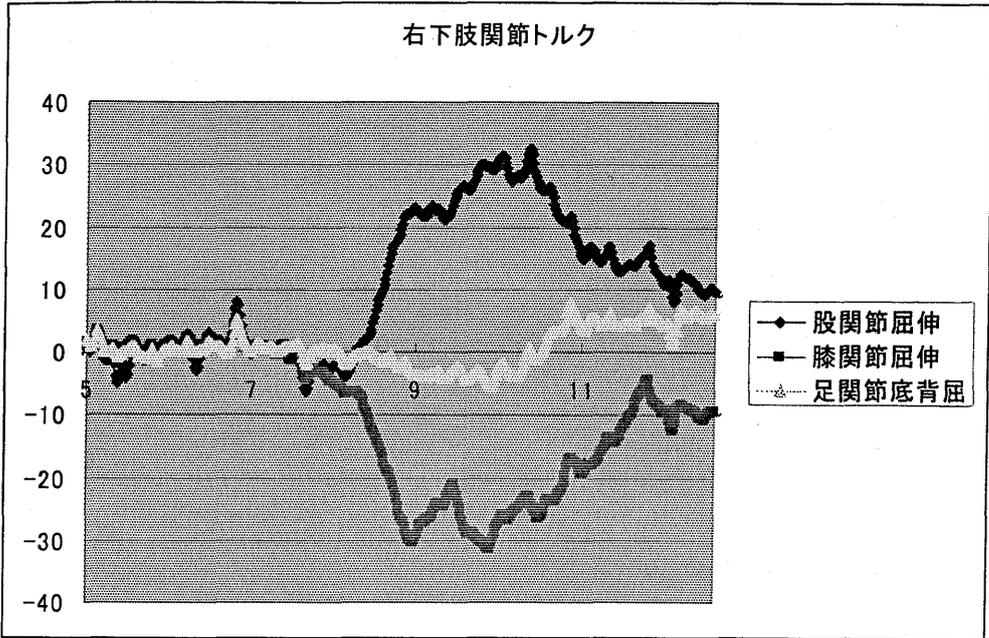
パーキンソン病・重症度 Yahr 分類 stageIV

日常生活一部介助，杖歩行・要見守り

実験 1：片手で手すりを把持・固定した手すり

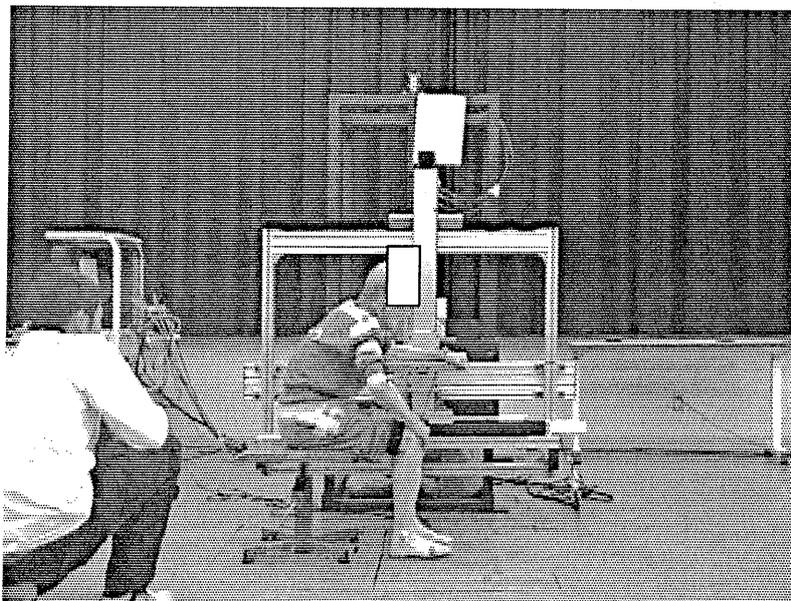
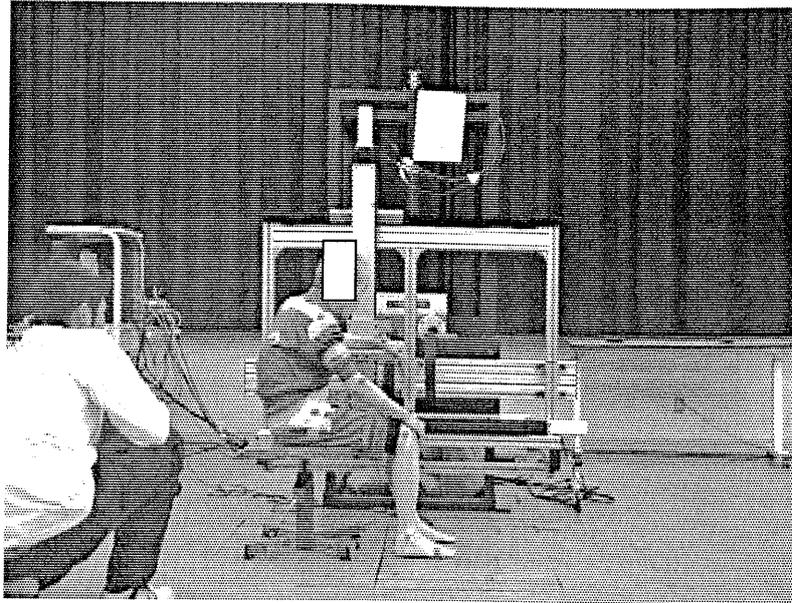


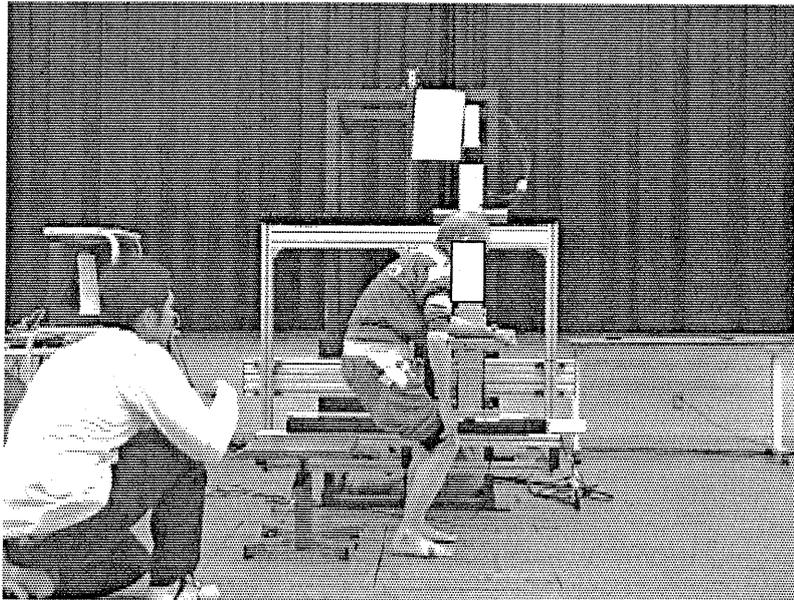
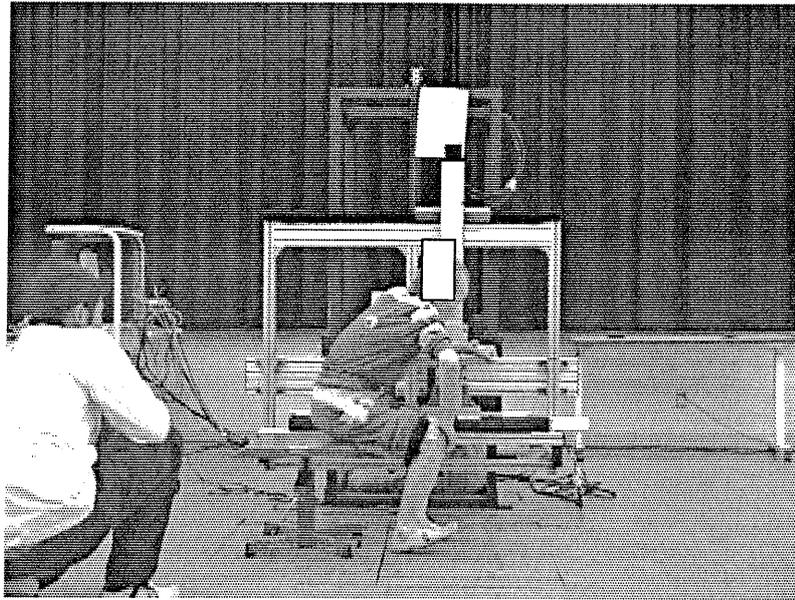


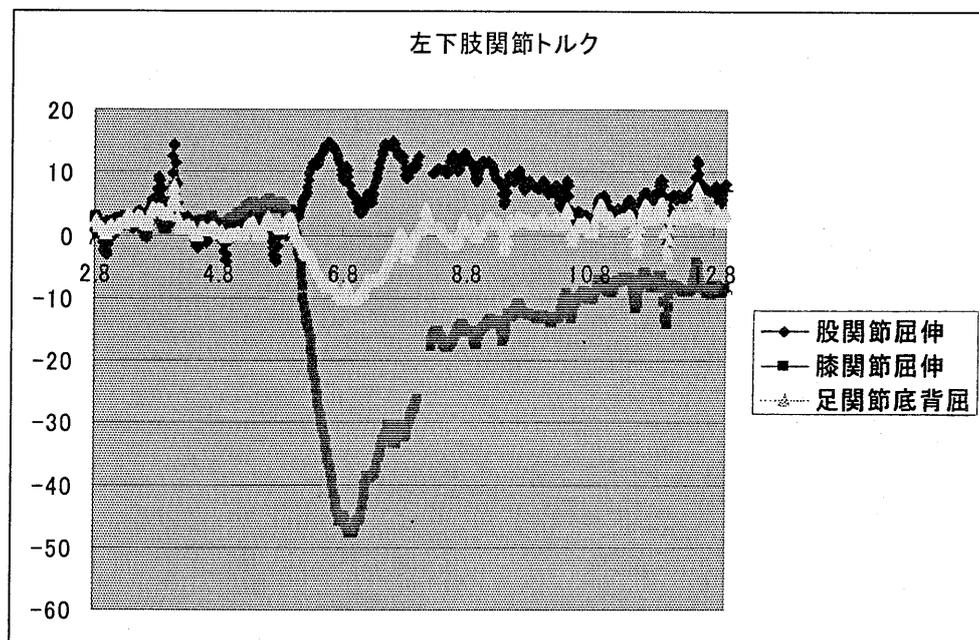
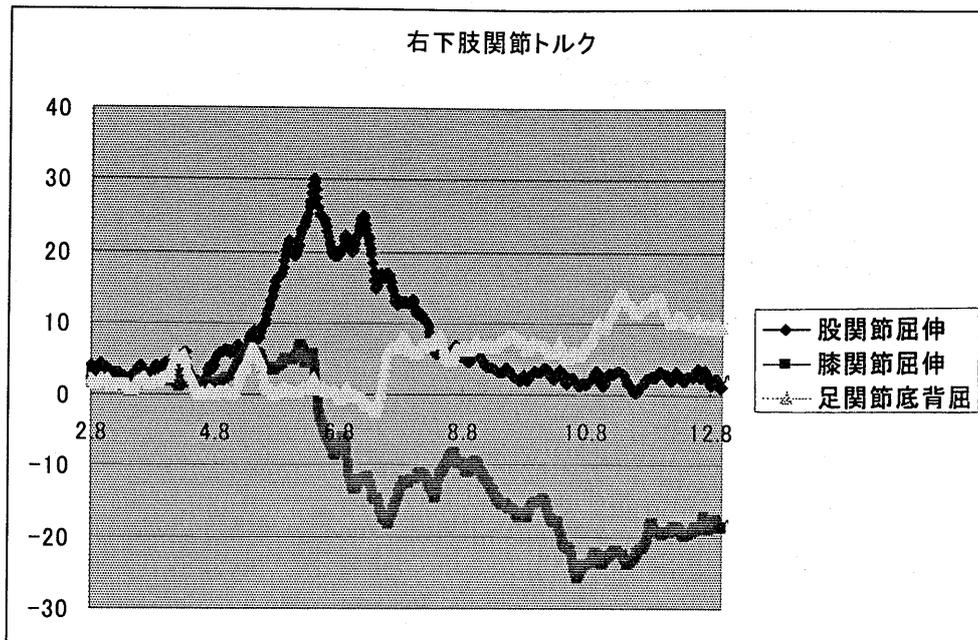


起立可能だが、動作時右上肢を椅子につき負荷を分散している。動作は不安定。

実験 2. 片手で手すりを把持・手すりが起立動作にあわせ移動

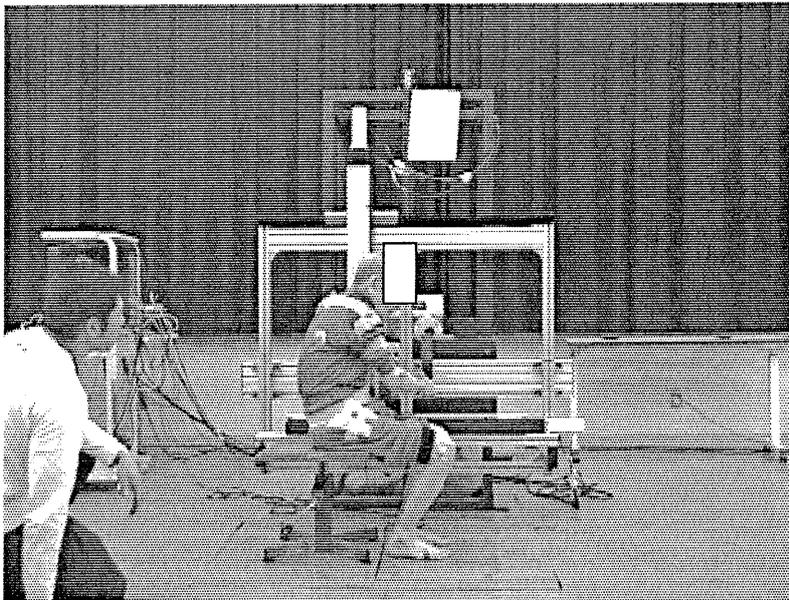
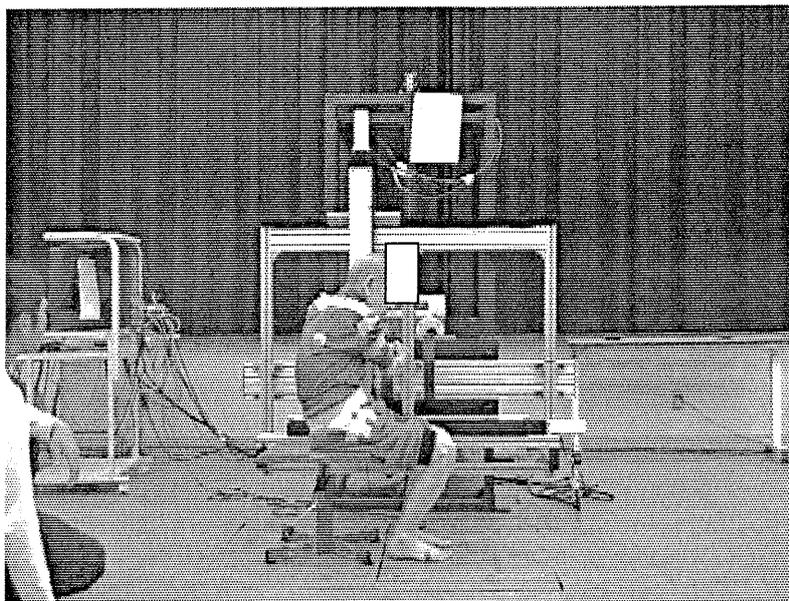


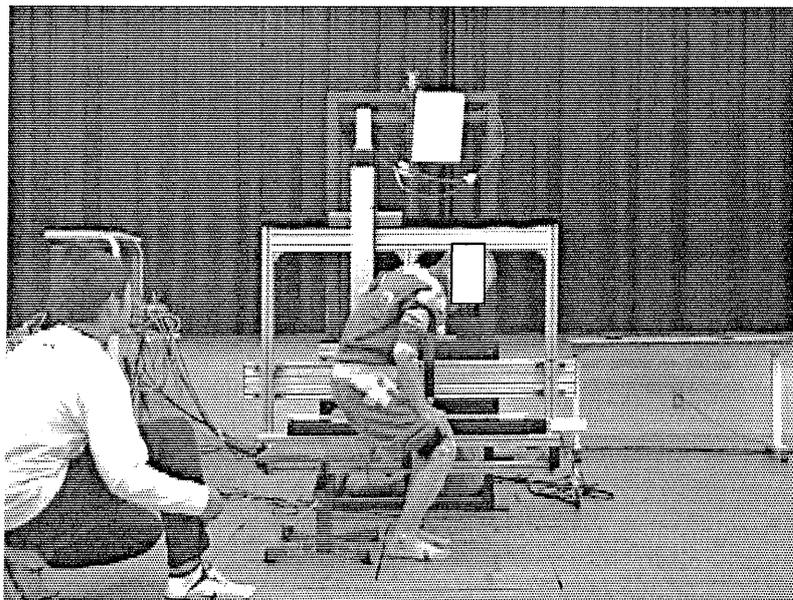
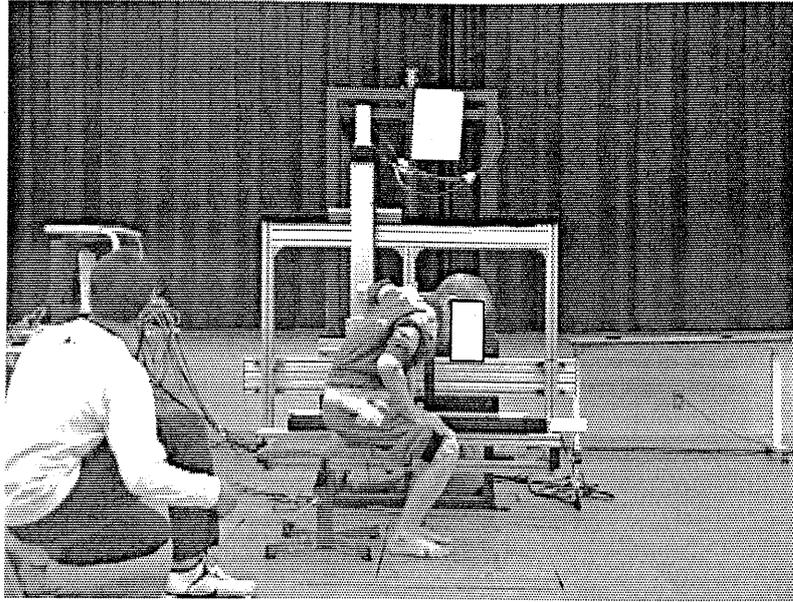


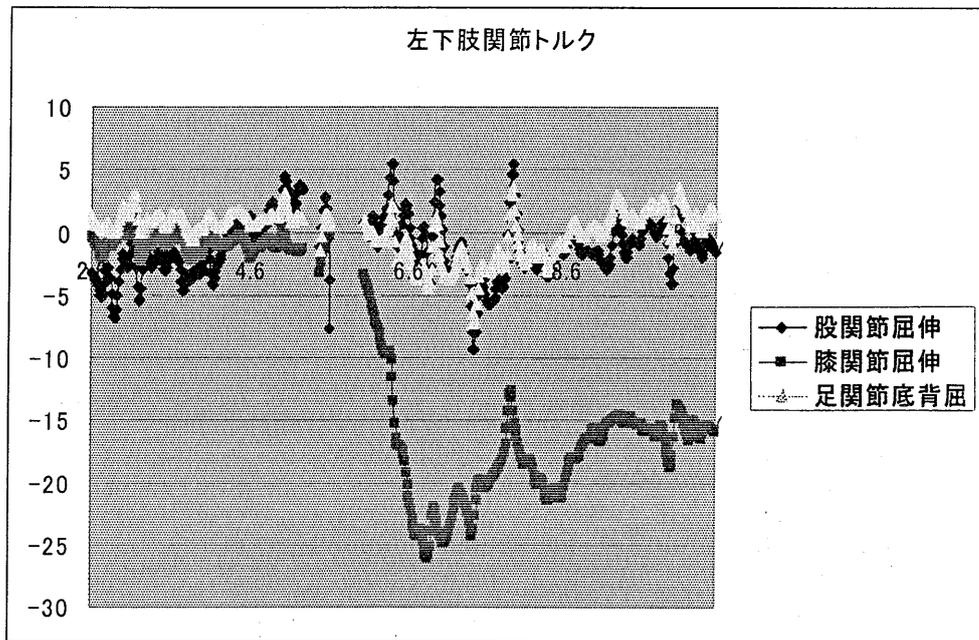
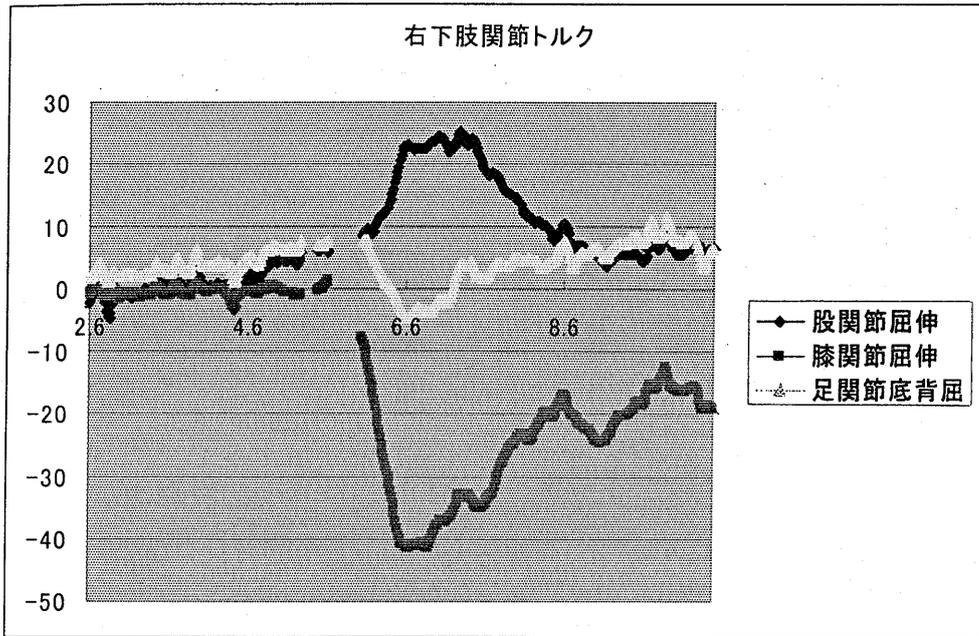


右上肢を椅子につかずに起立動作可能. 動作はスムーズになっている.

実験 3. 両手で手すりを把持・固定した手すり

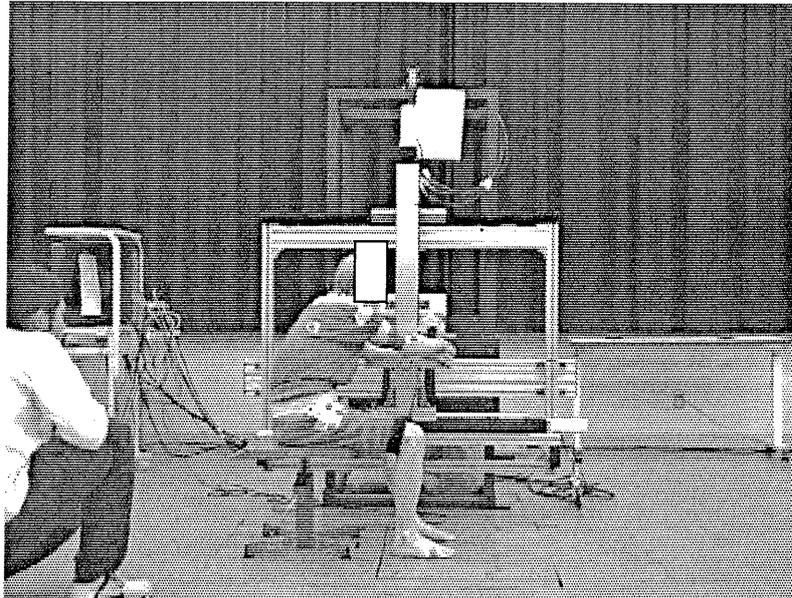
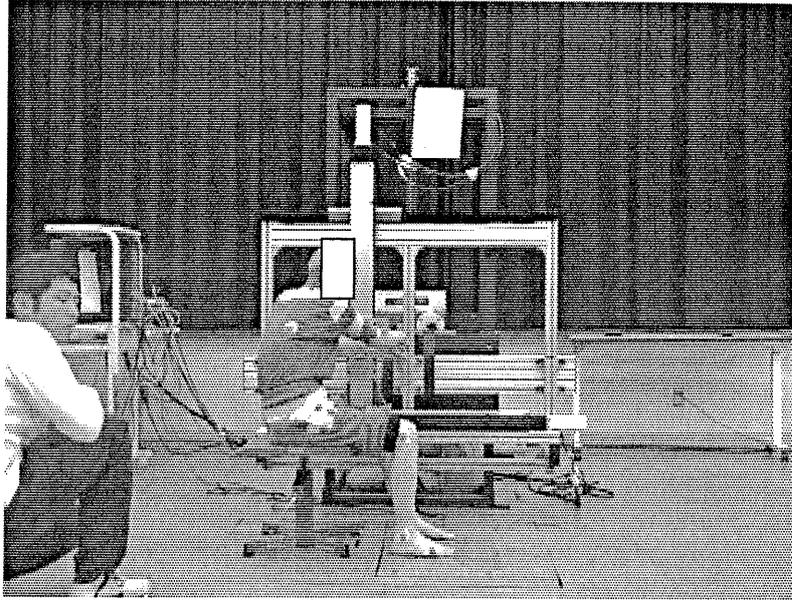


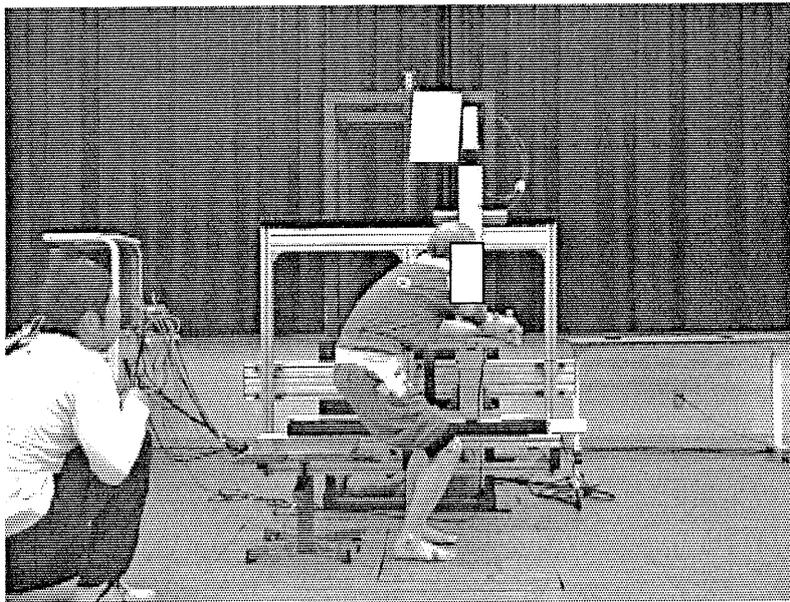
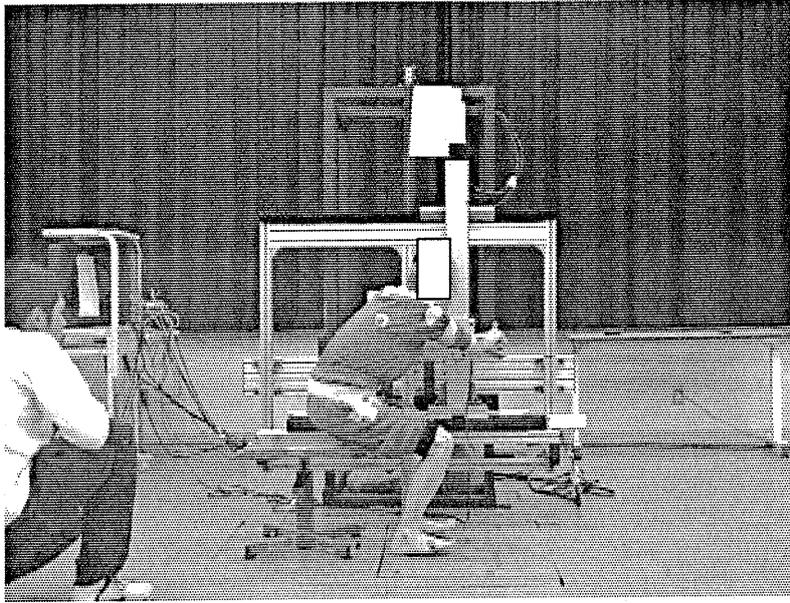


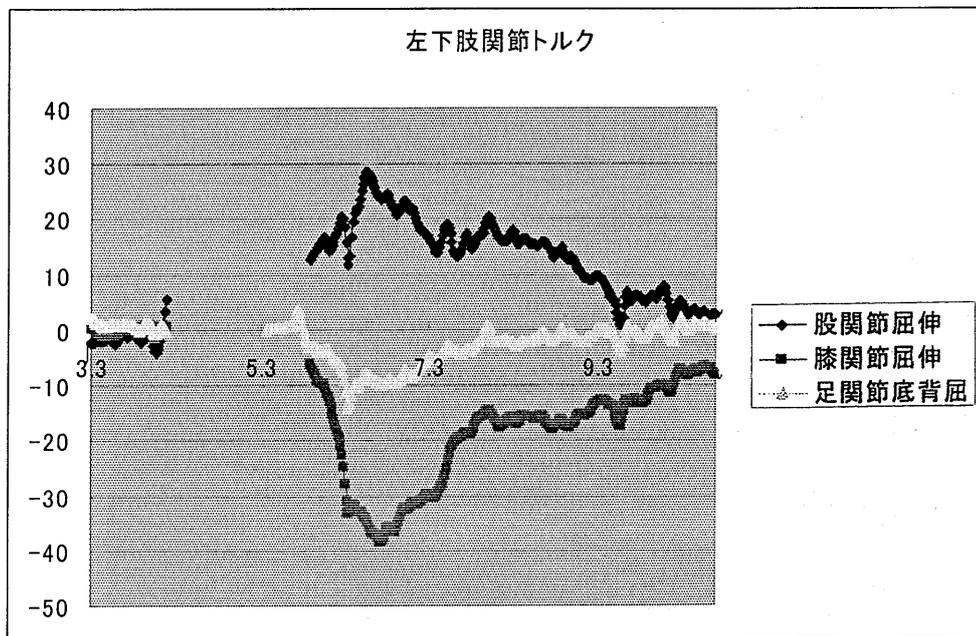
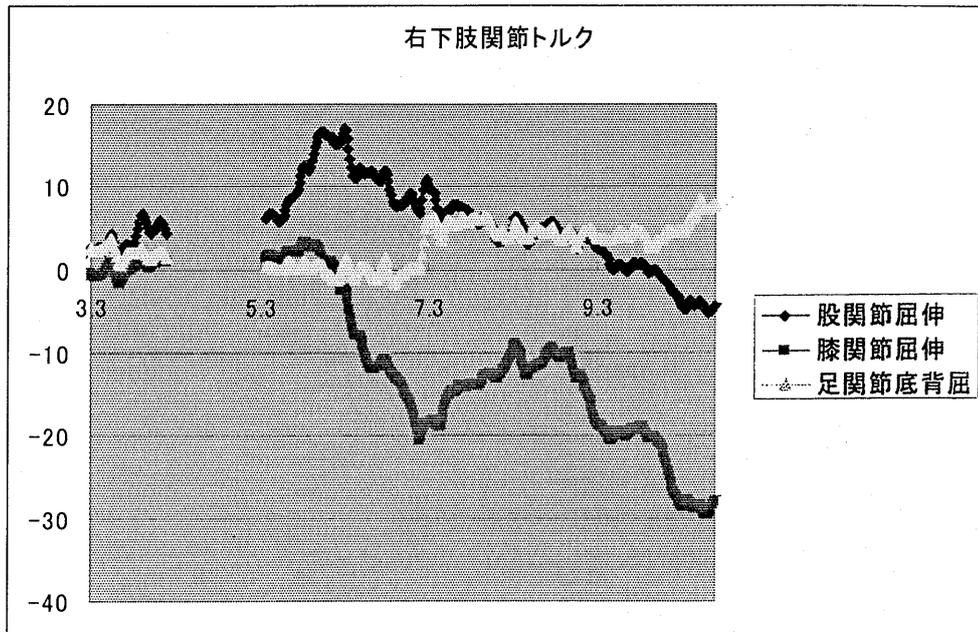


起立動作時右上肢を膝につき負荷を分散している。

実験 4 . 両手で手すりを把持・手すりが起立動作にあわせ移動







右上肢を膝につくことなく起立動作可能. 動作はスムーズになっている.

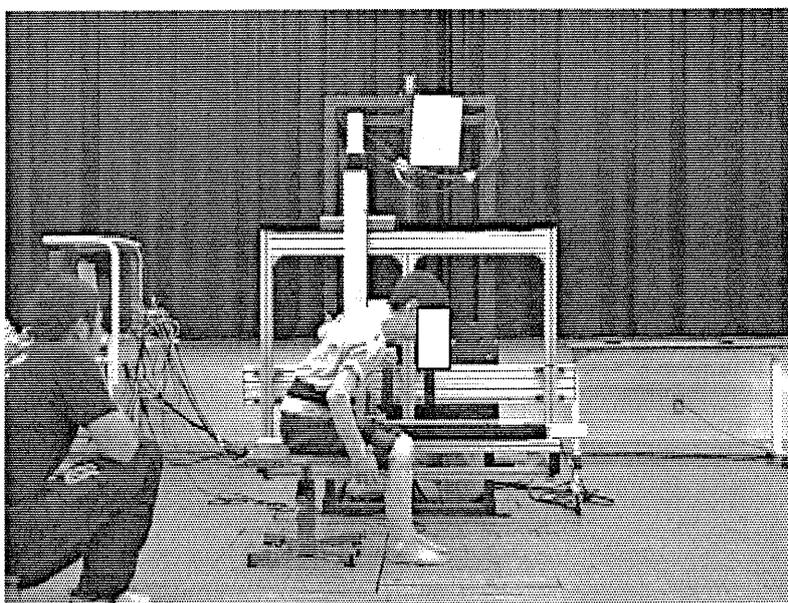
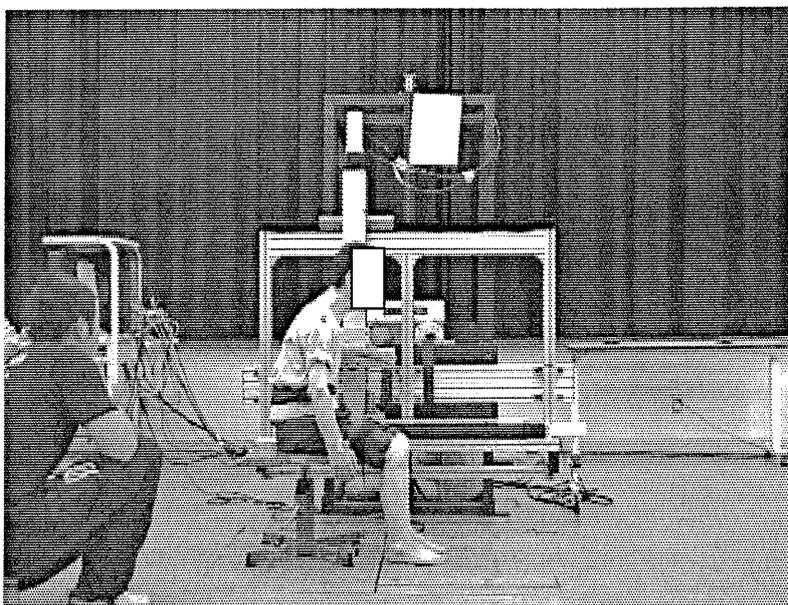
被験者 E

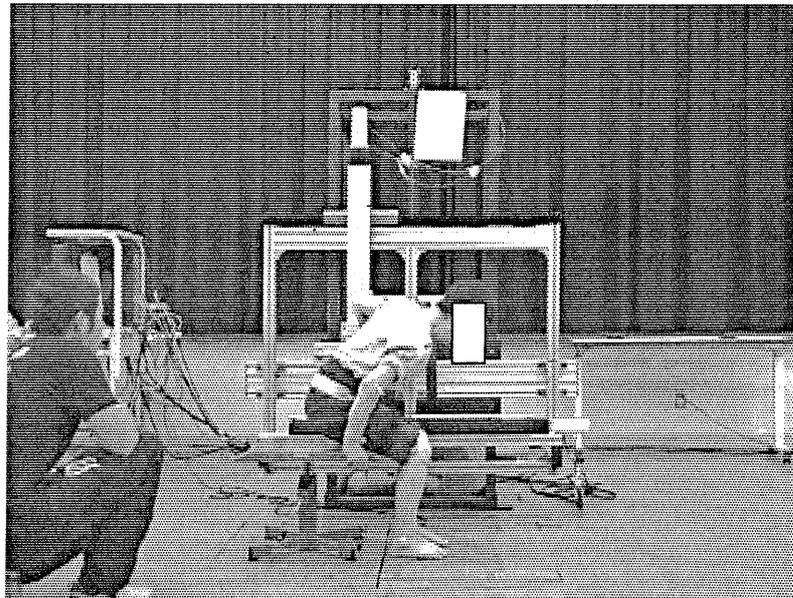
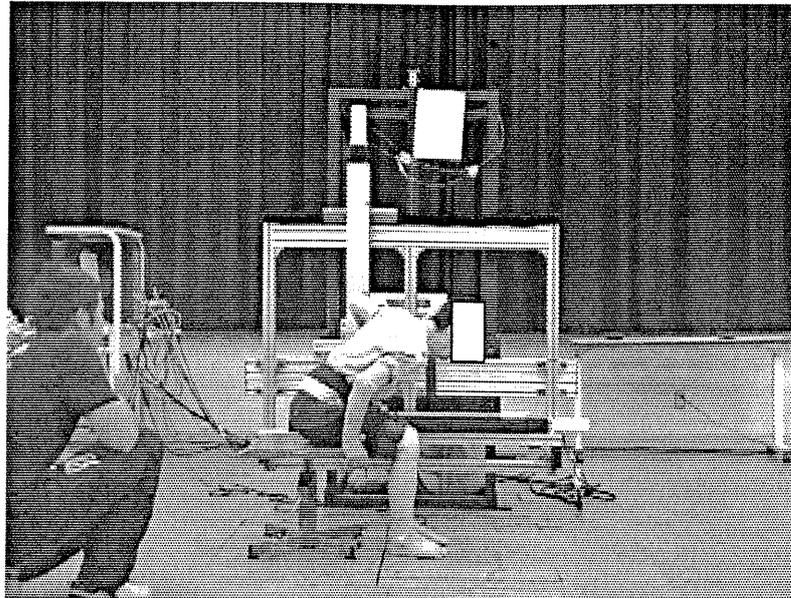
女性，年齢 84 歳，身長 147cm，体重 41kg

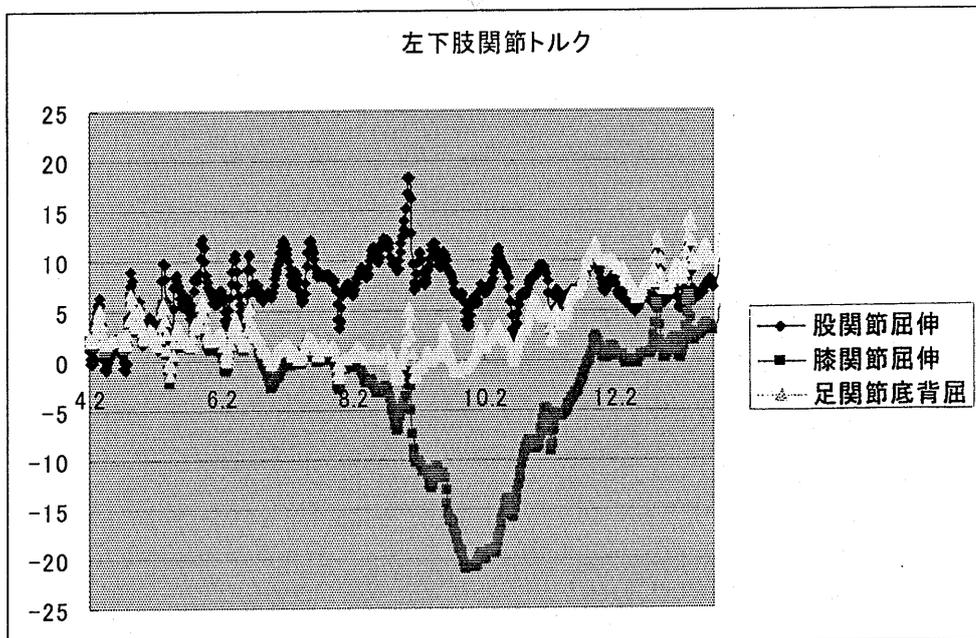
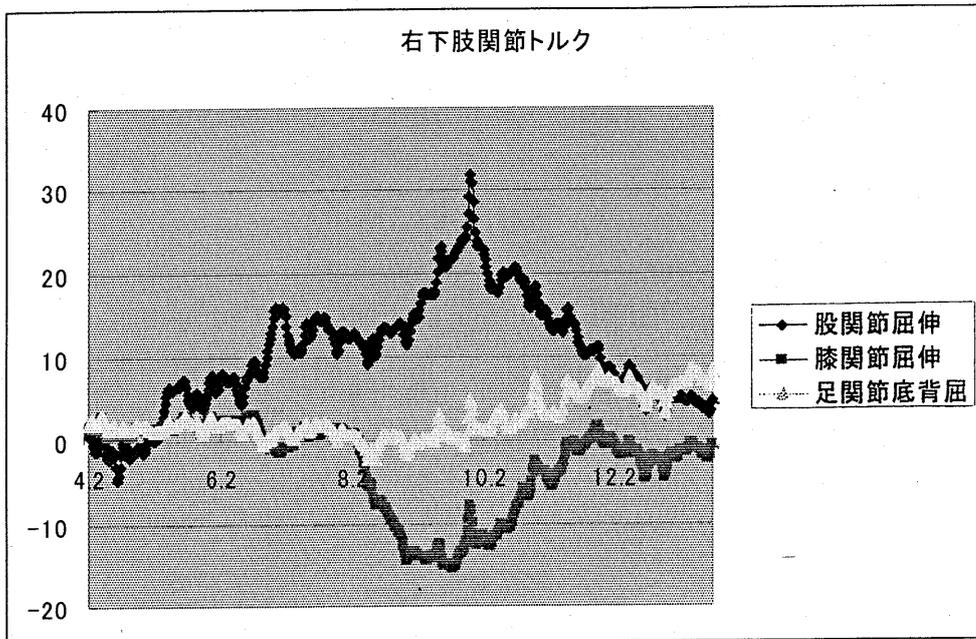
パーキンソン病・重症度 Yahr 分類 stageⅢ

日常生活自立，独歩可能

実験 1：片手で手すりを把持・固定した手すり

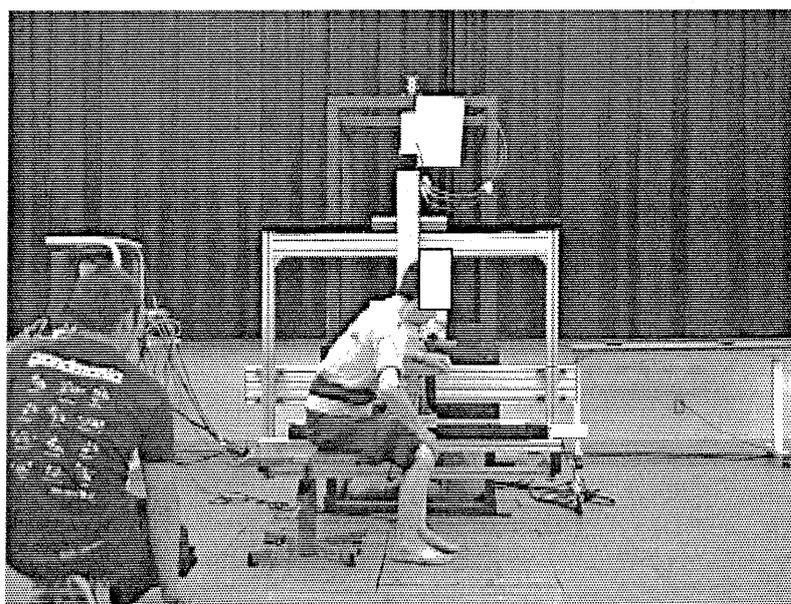
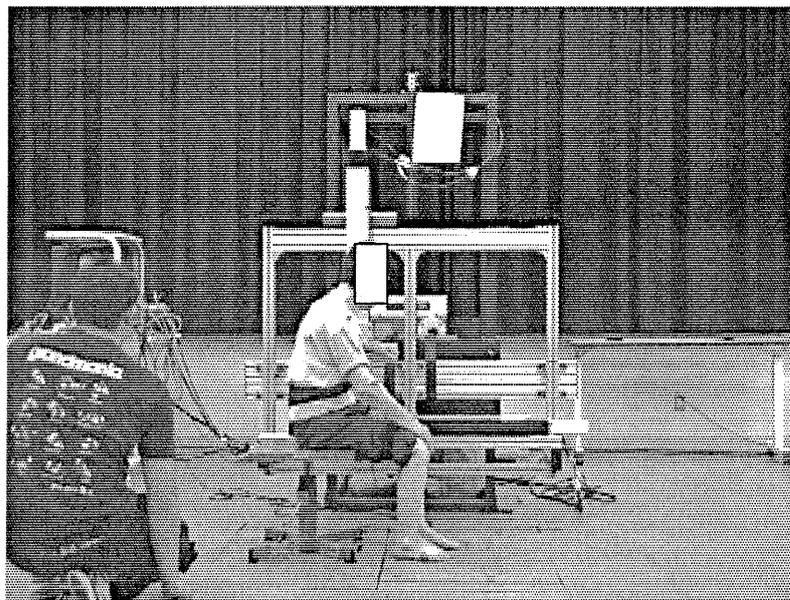


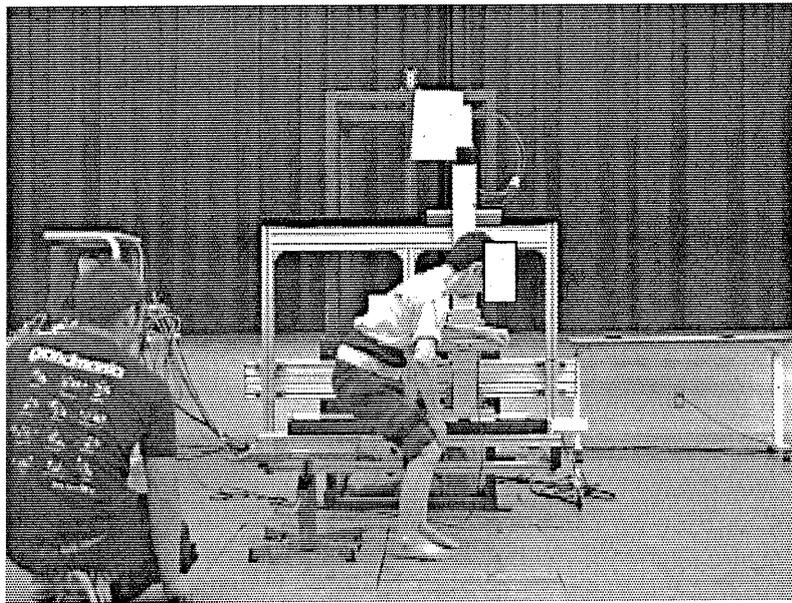
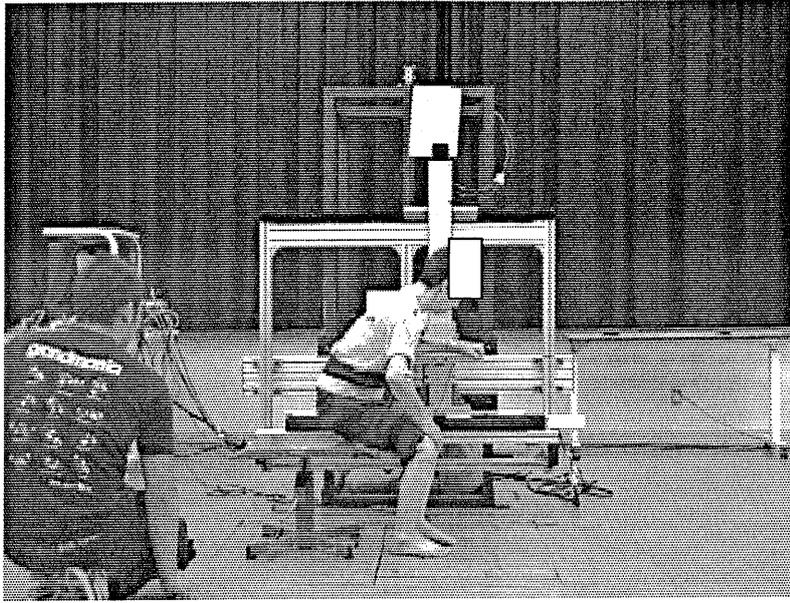


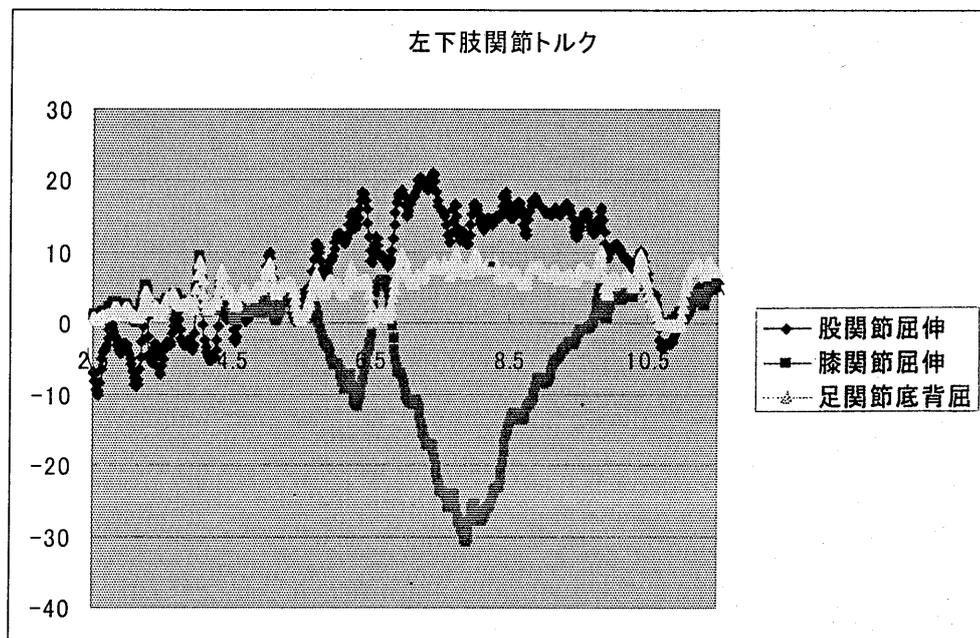
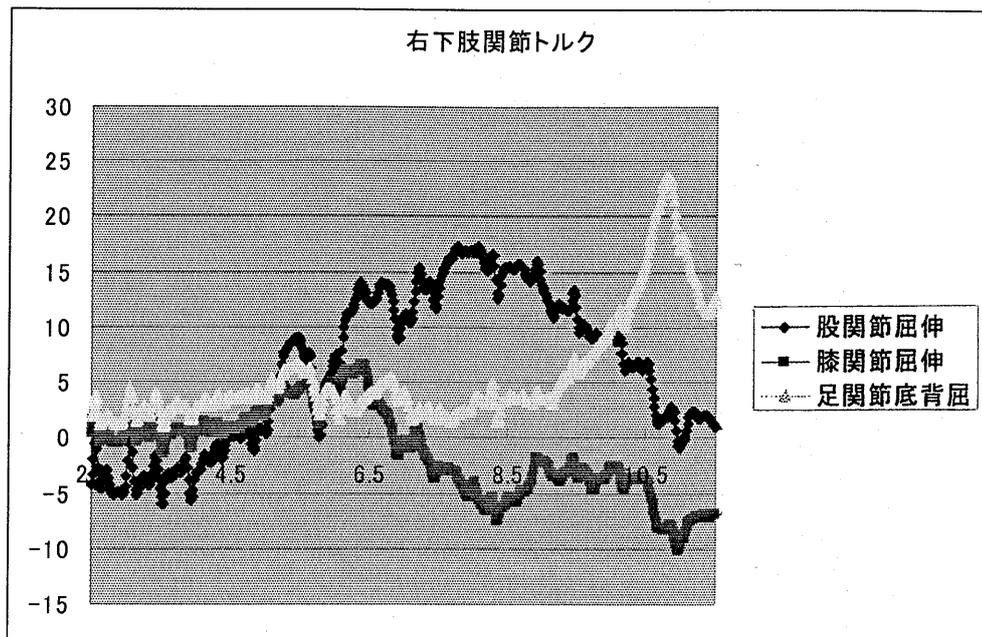


起立可能だが，右上肢を椅子につき負荷を分散している。

実験 2. 片手で手すりを把持・手すりが起立動作にあわせ移動

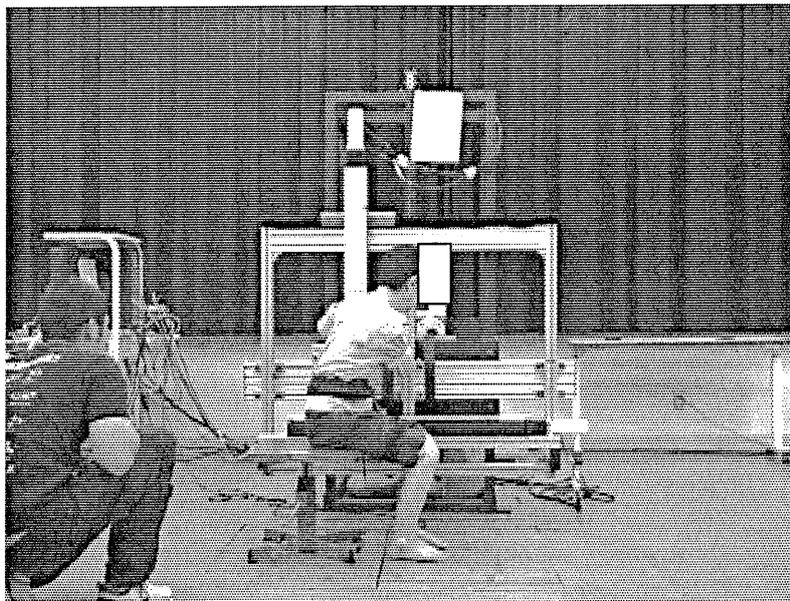
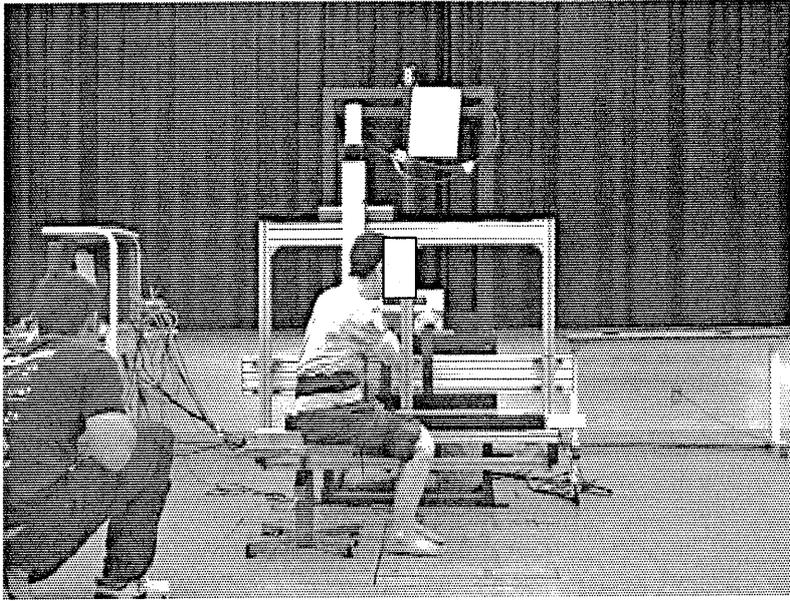


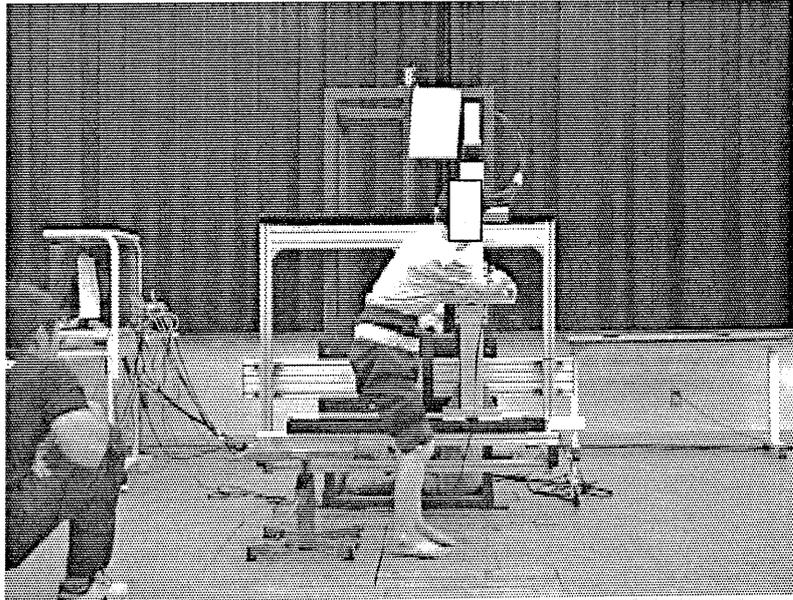
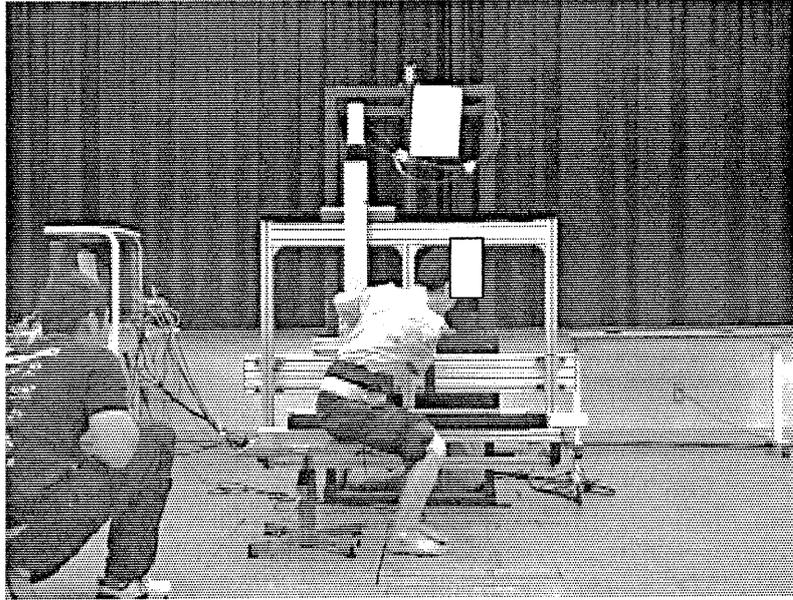


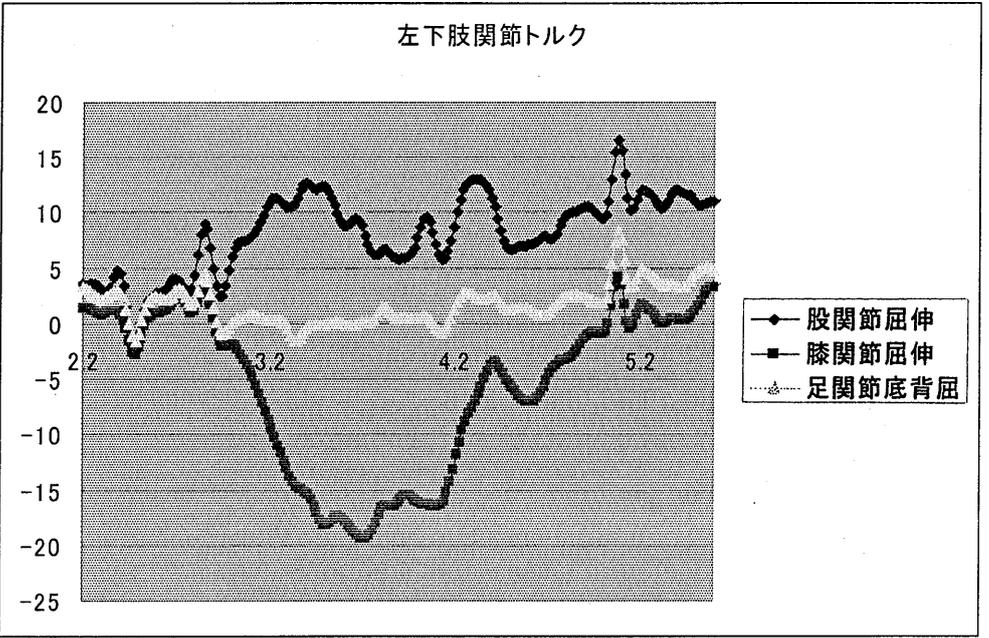
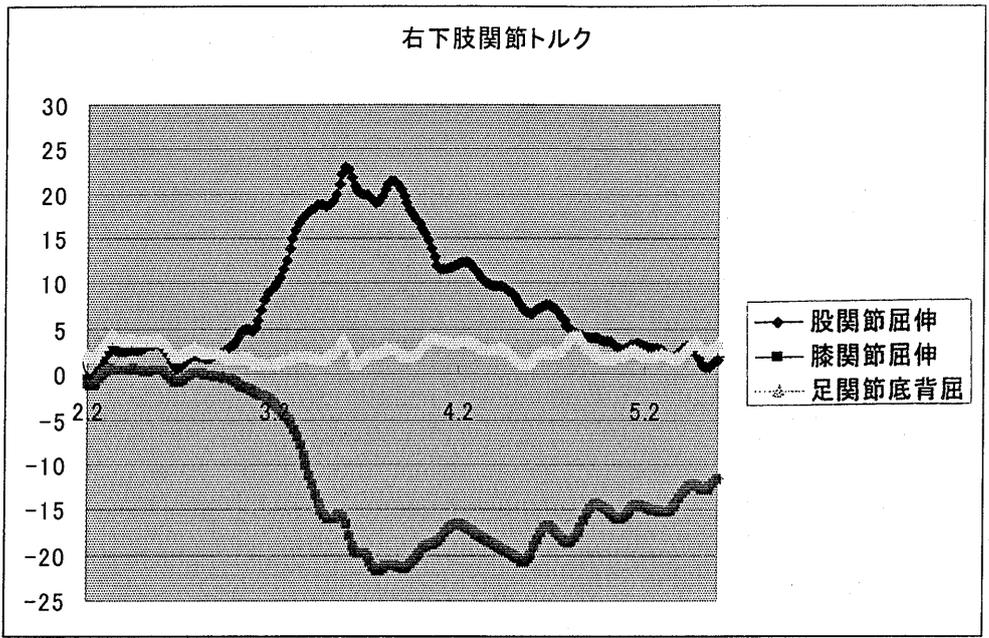


右上肢を膝について起立可能.

実験 3. 両手で手すりを把持・固定した手すり

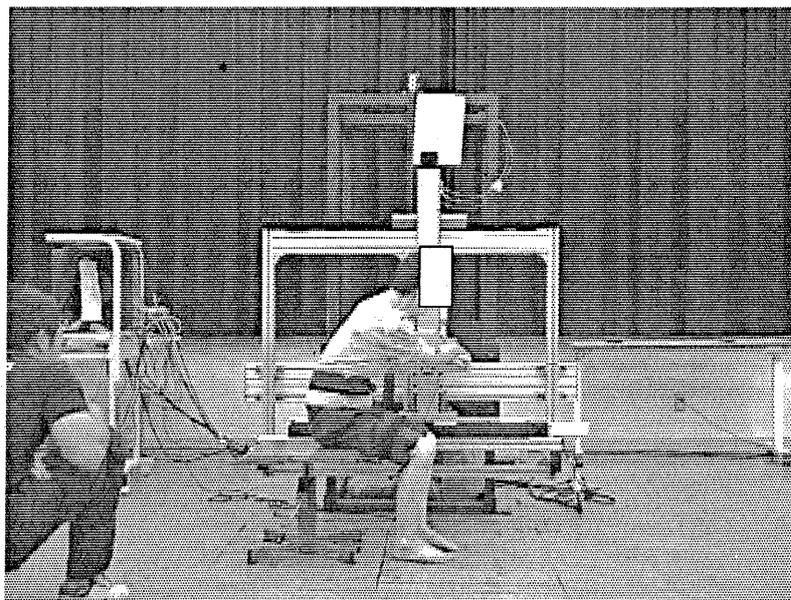
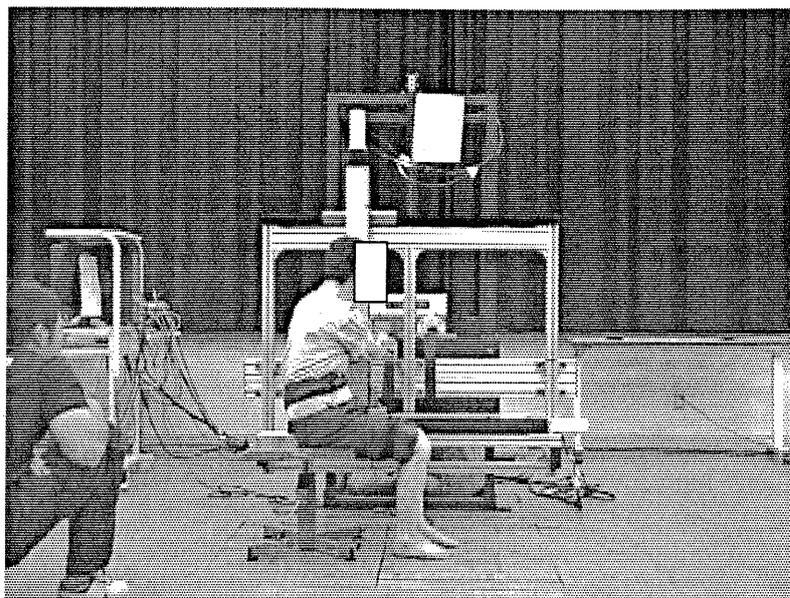


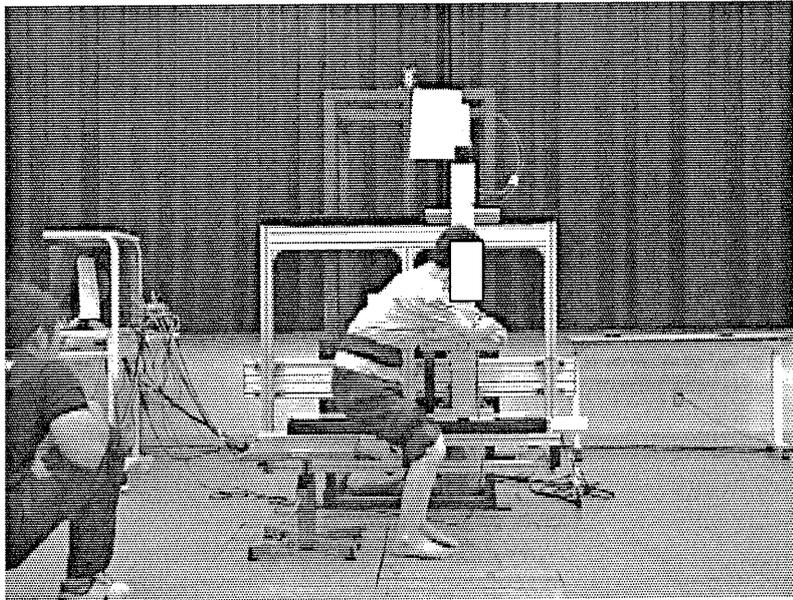
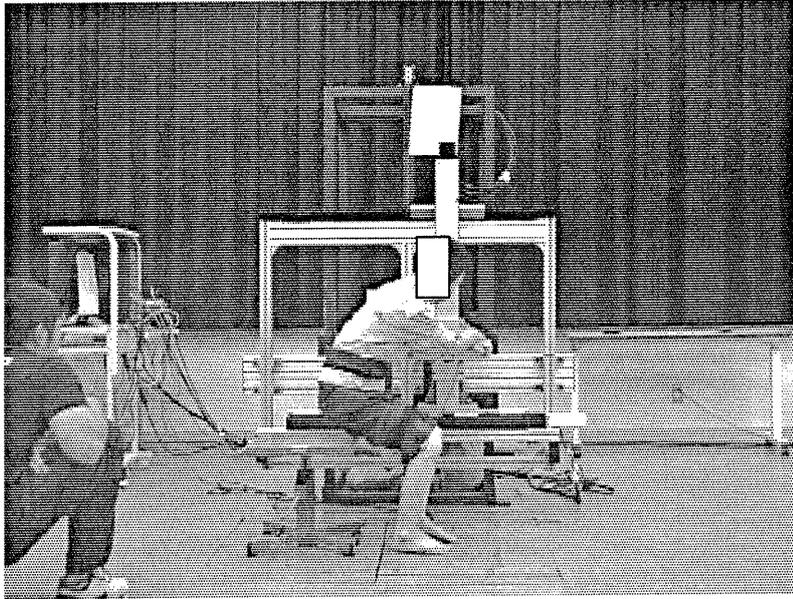


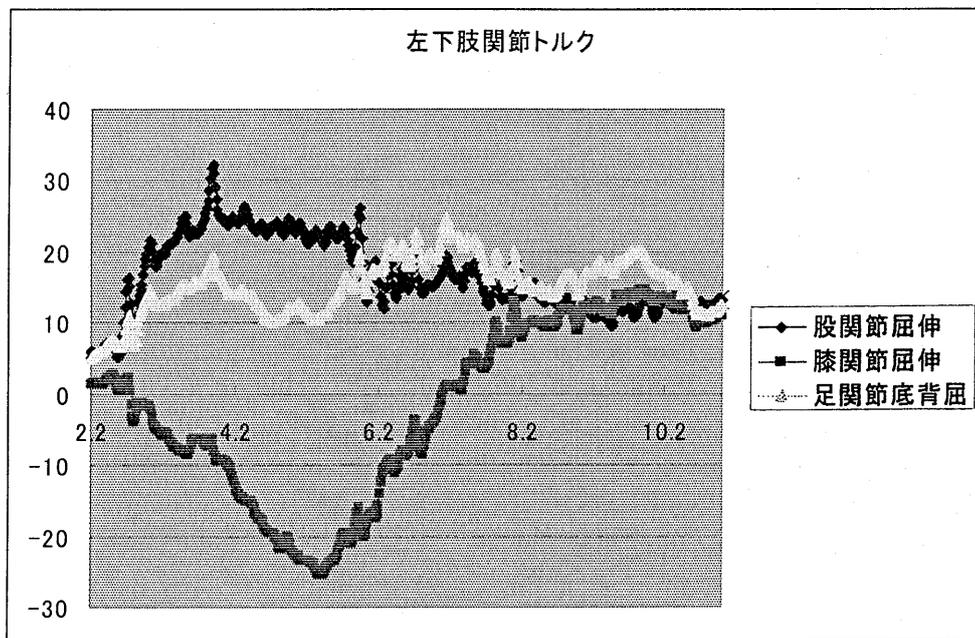
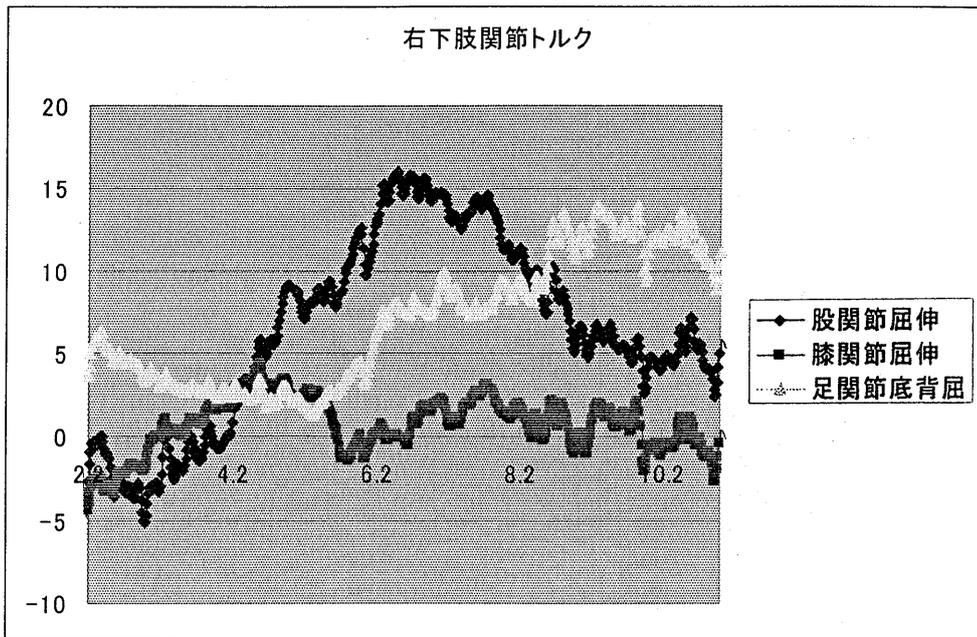


起立可能

実験 4. 両手で手すりを把持・手すりが起立動作にあわせ移動







起立可能

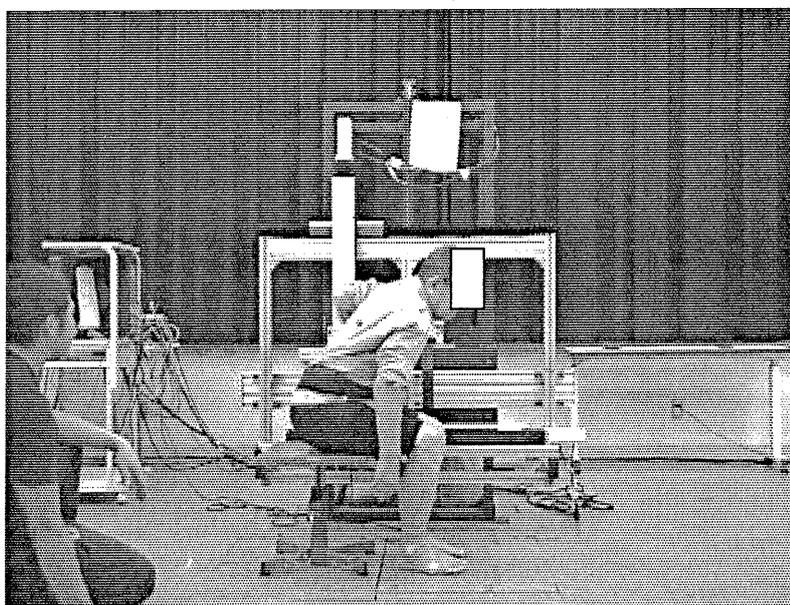
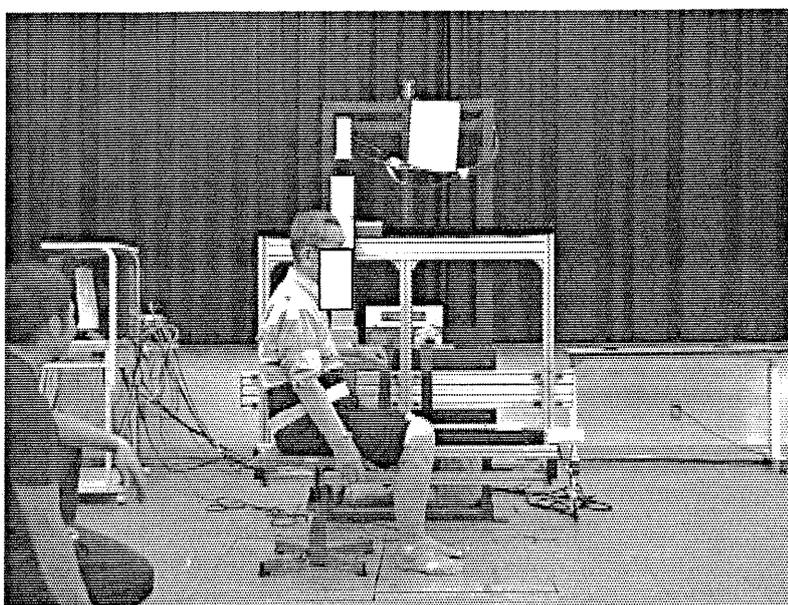
被験者 F

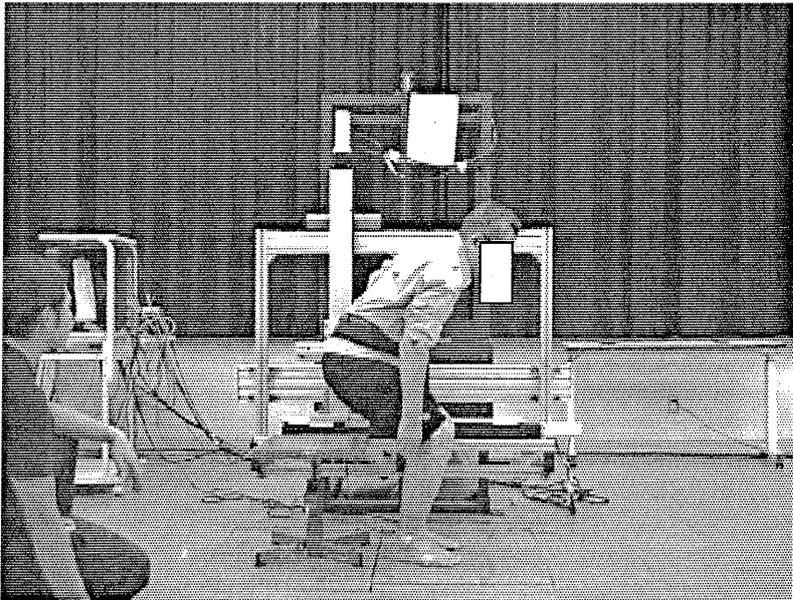
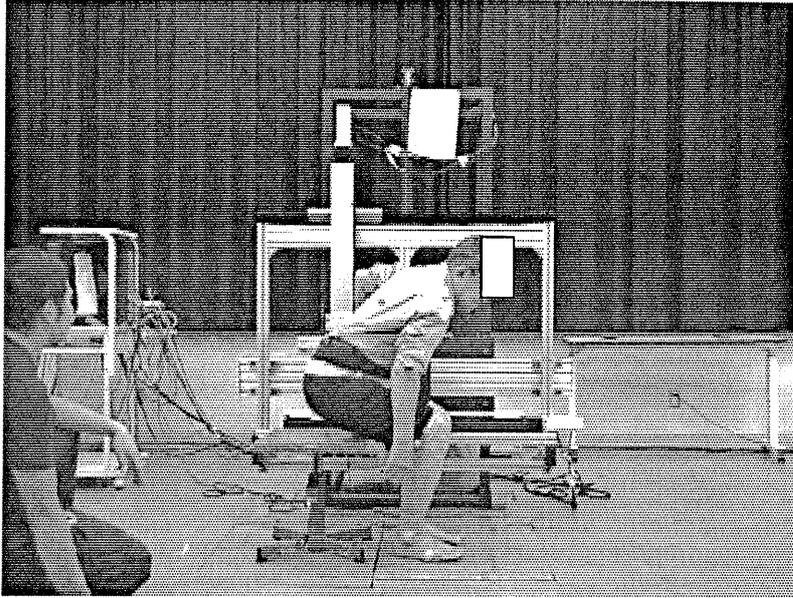
男性，年齢 80 歳，身長 164cm，体重 69kg

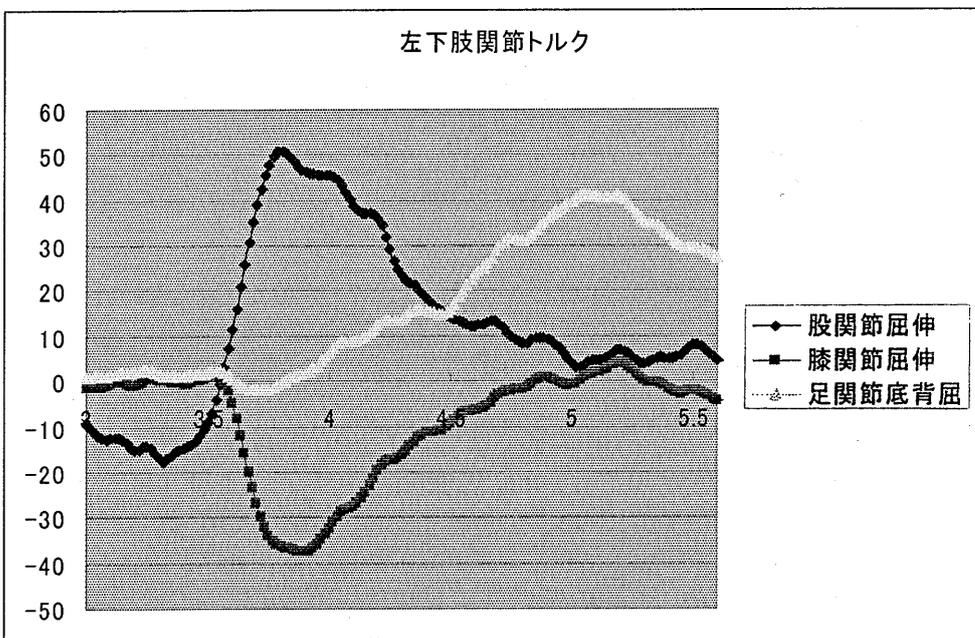
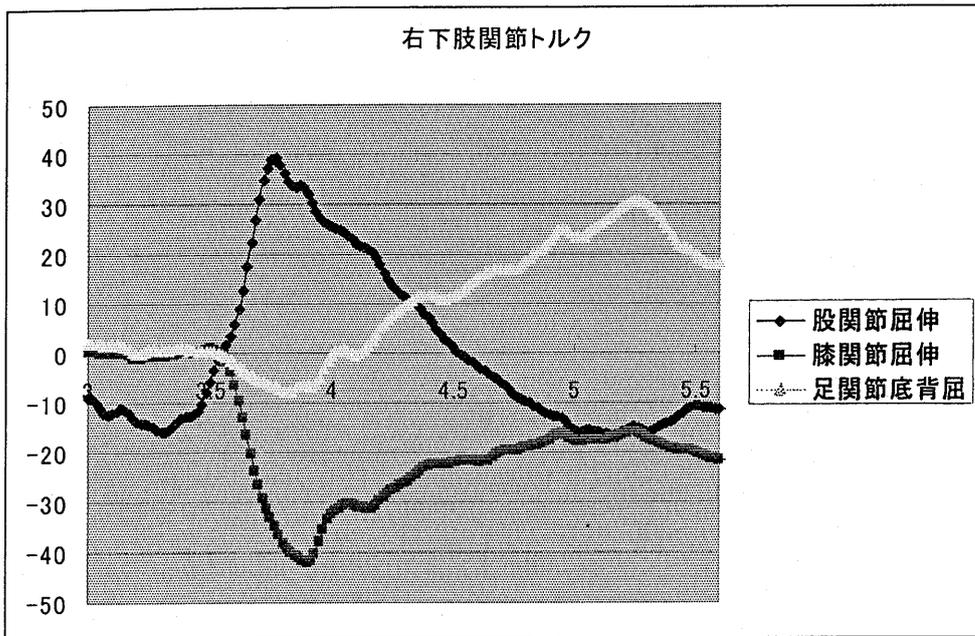
パーキンソン病・重症度 Yahr 分類 stage III

日常生活自立，独歩可能

実験 1：片手で手すりを把持・固定した手すり

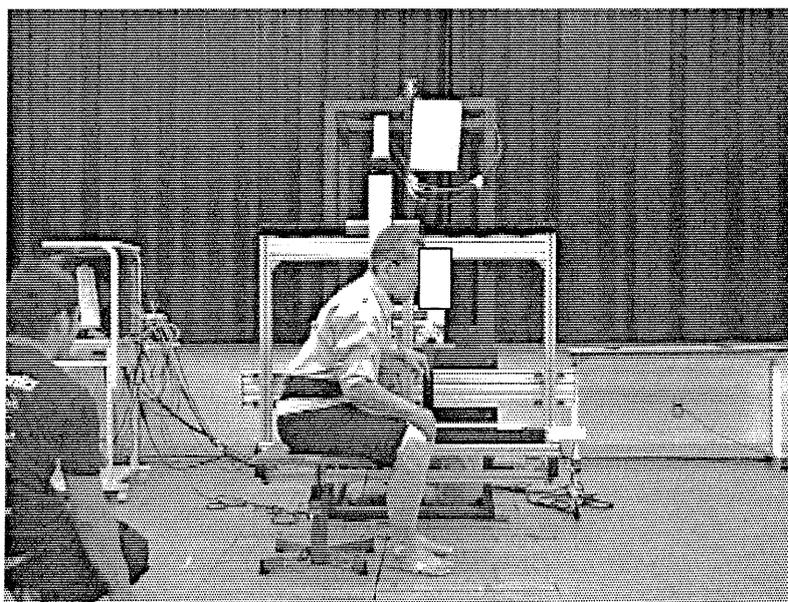
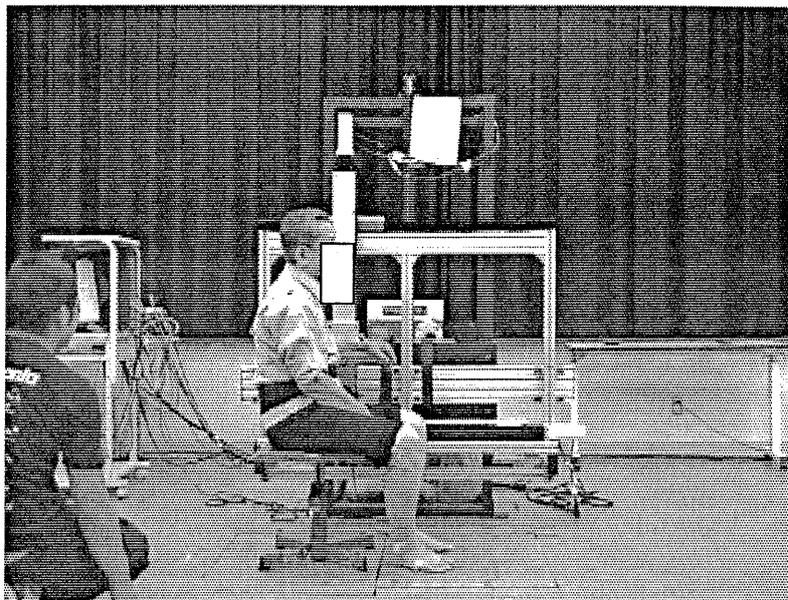


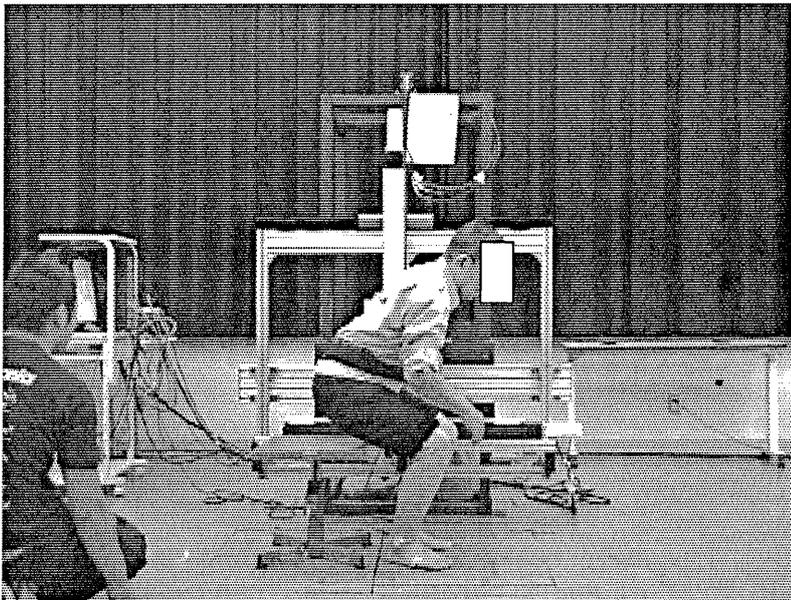
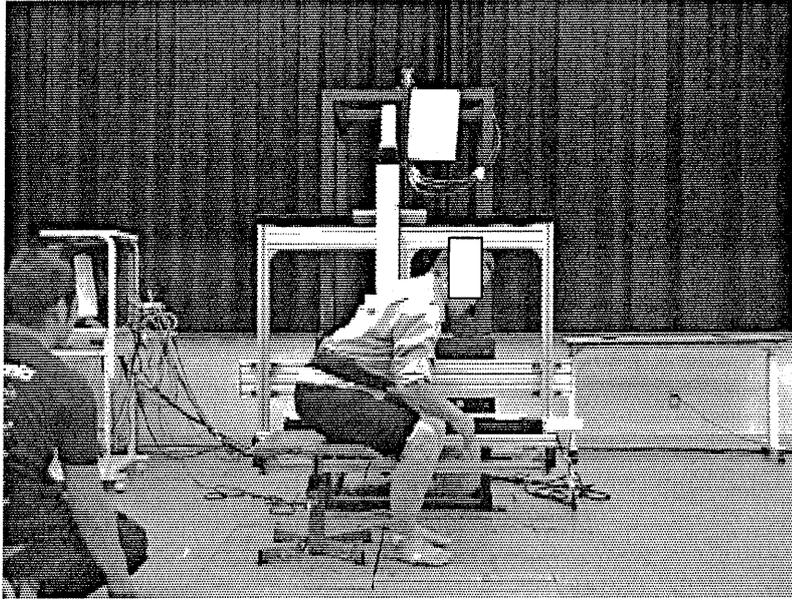


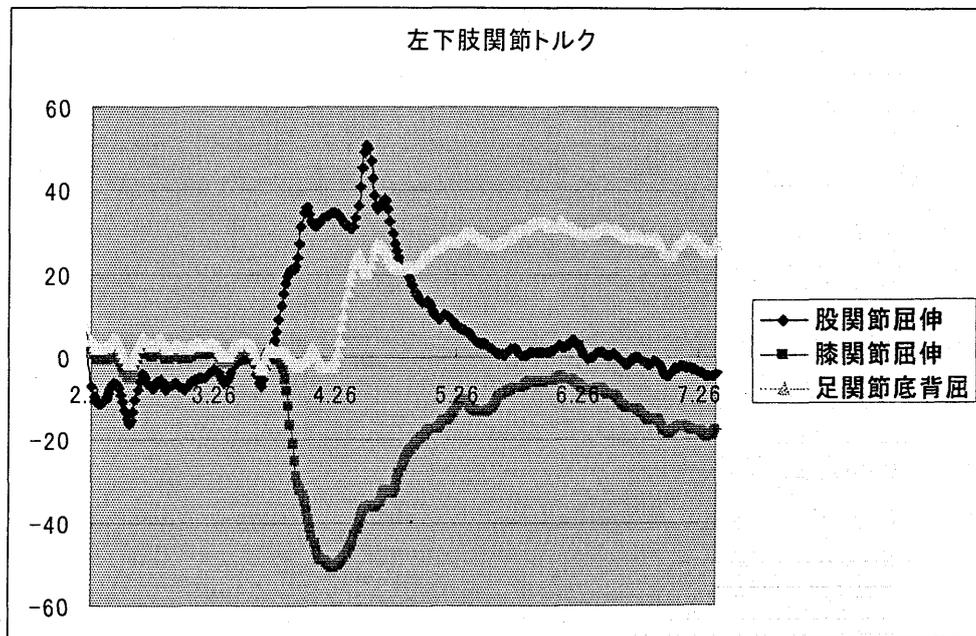
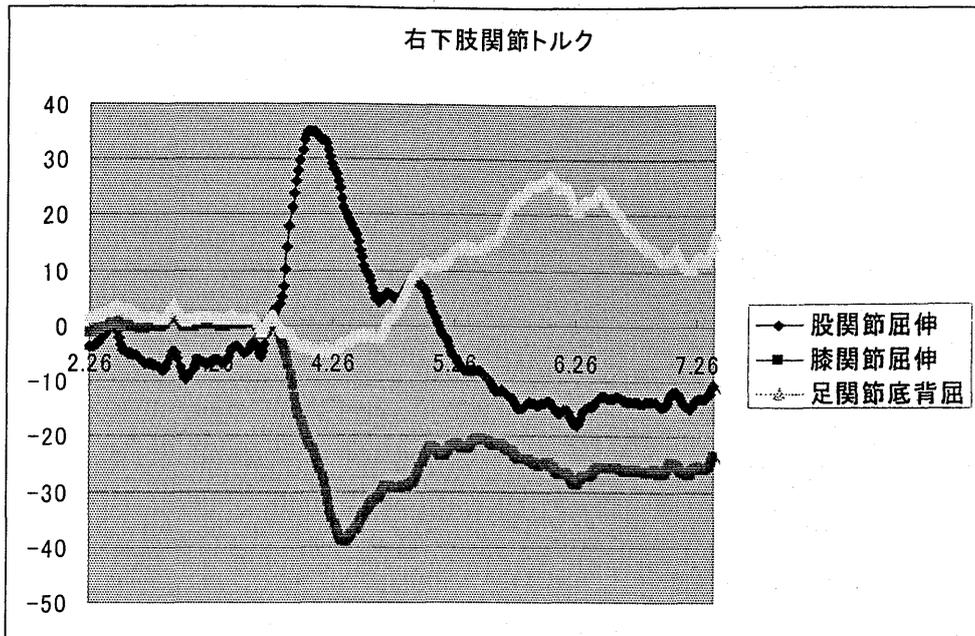


起立可能

実験 2. 片手で手すりを把持・手すりが起立動作にあわせ移動

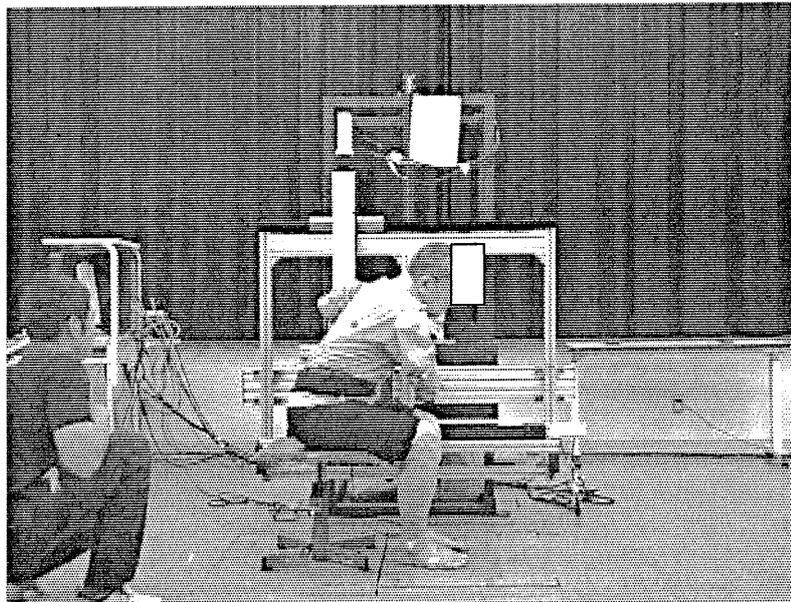
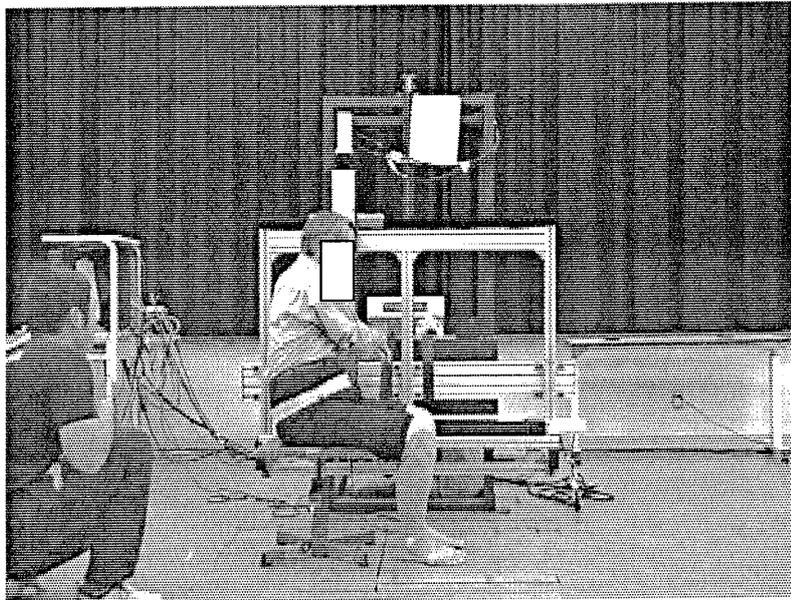


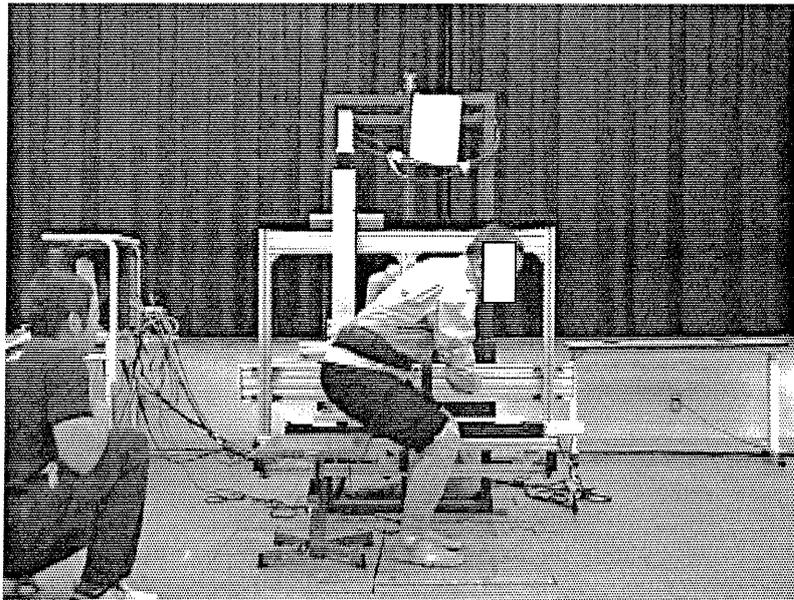
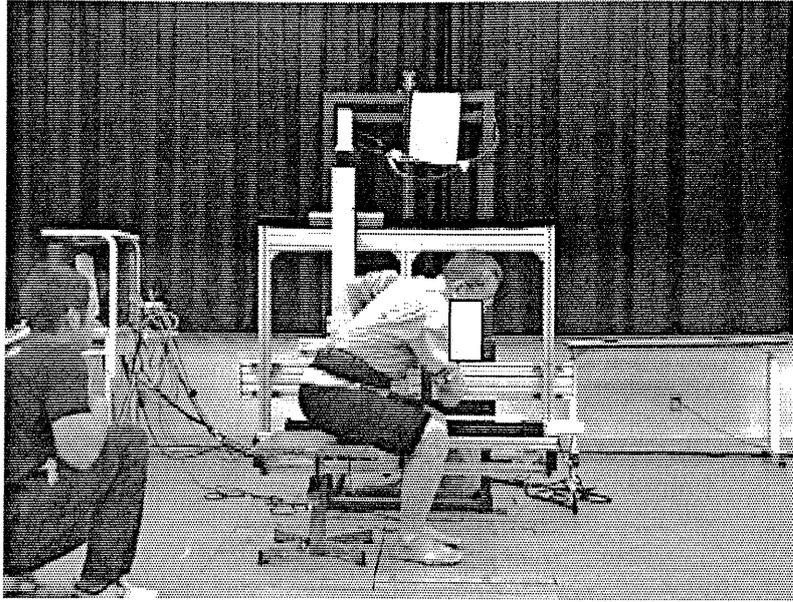


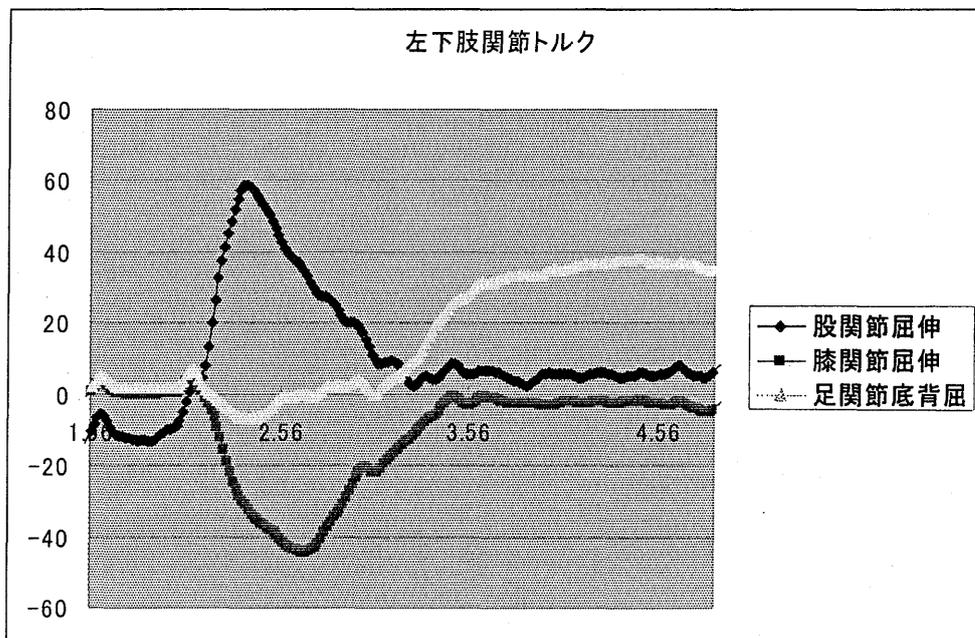
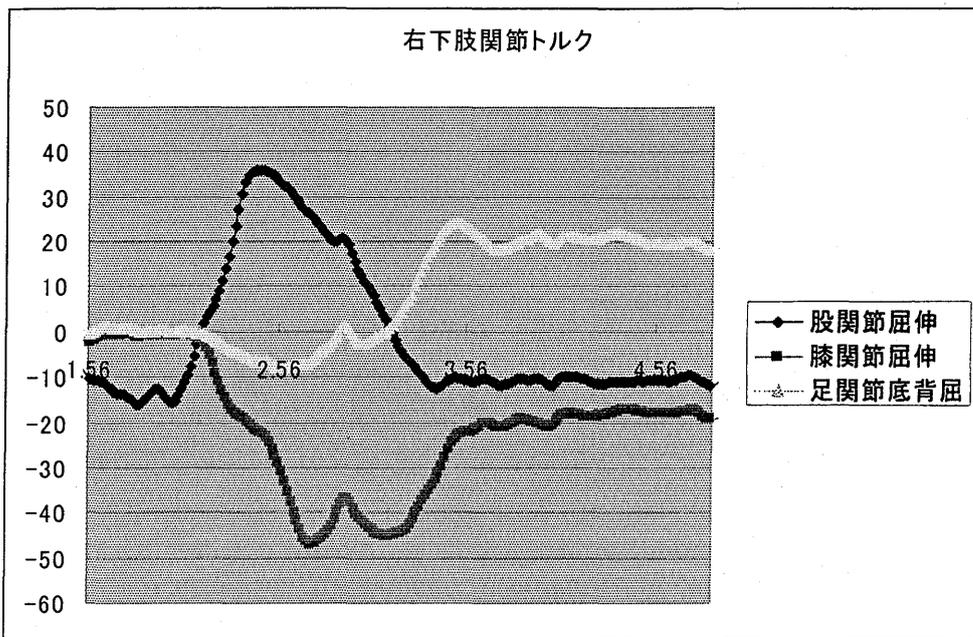


起立可能

実験 3. 両手で手すりを把持・固定した手すり

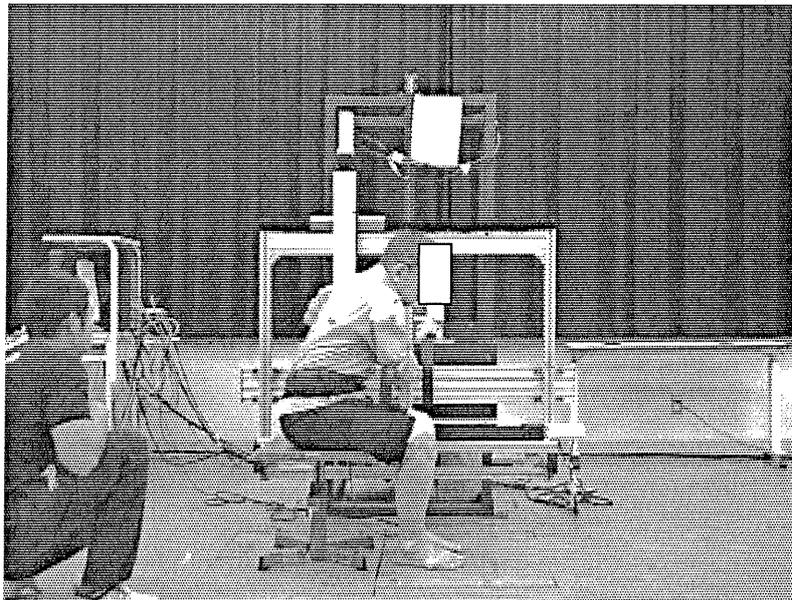
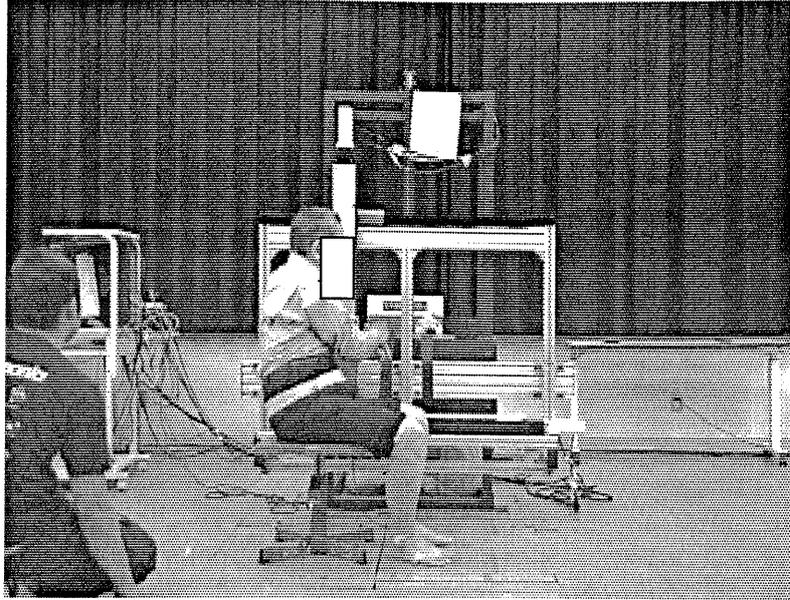


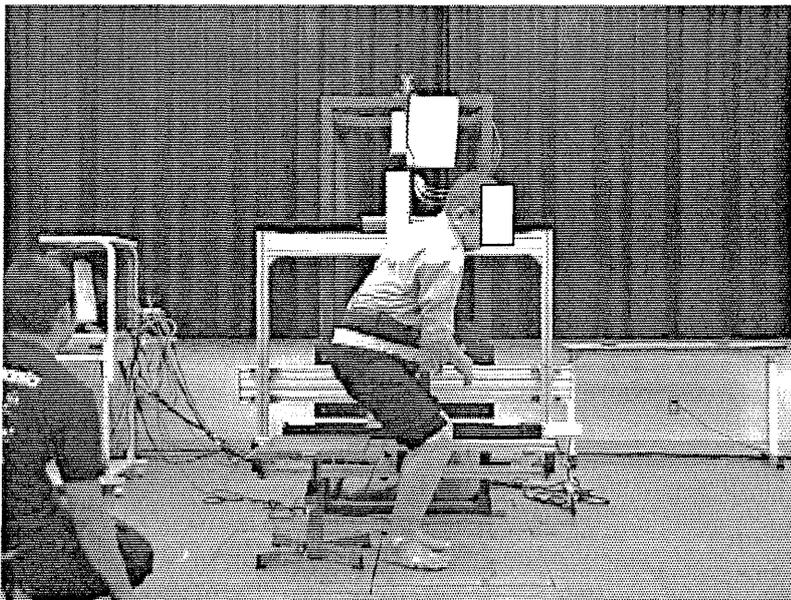
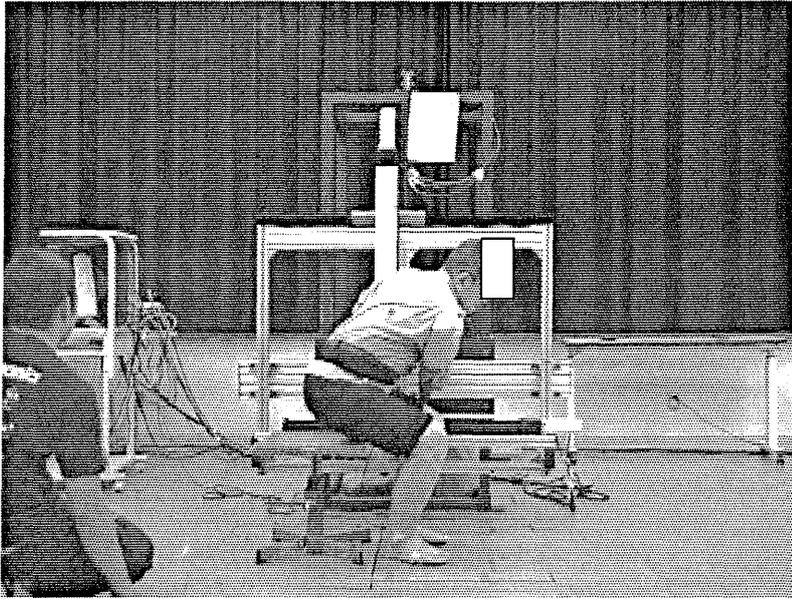


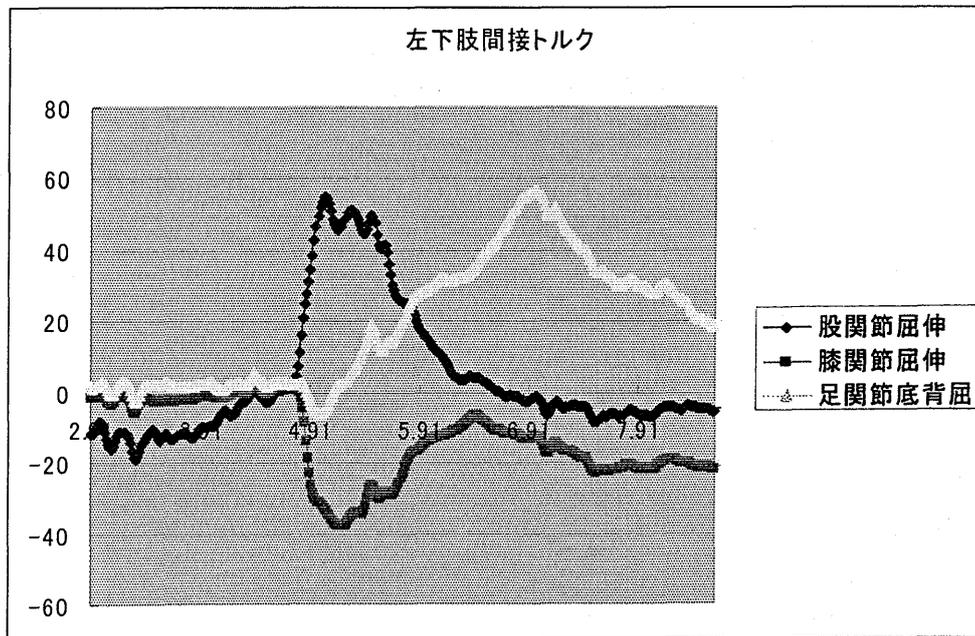
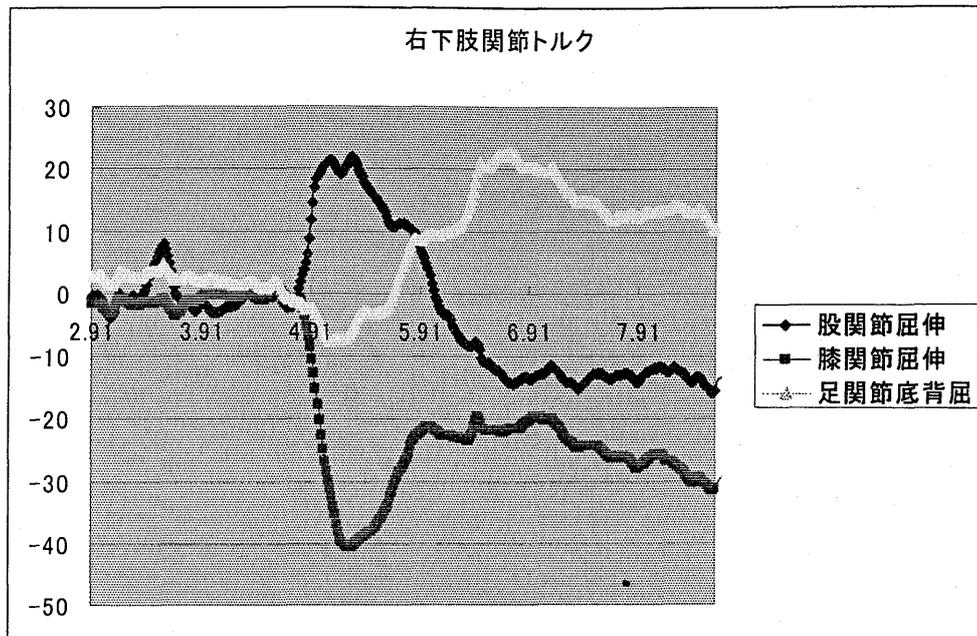


起立可能

実験 4 . 両手で手すりを把持・手すりが起立動作にあわせ移動







起立可能

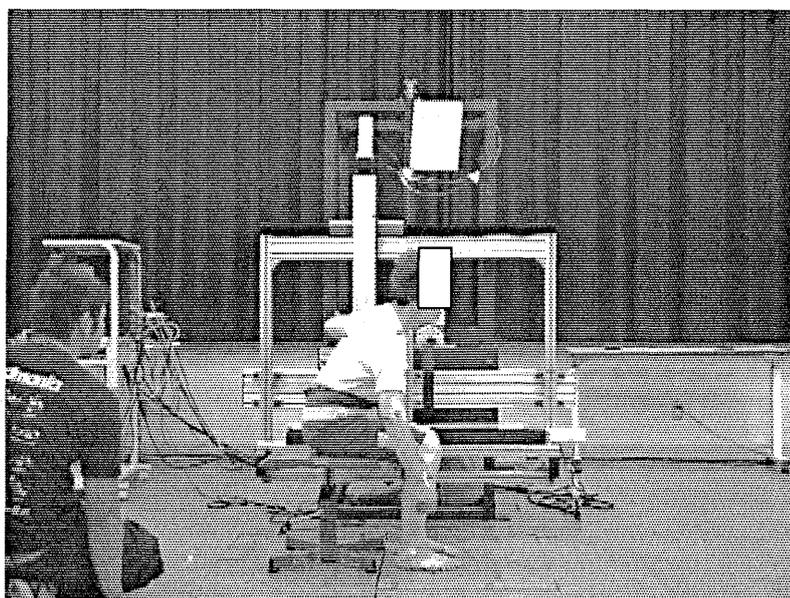
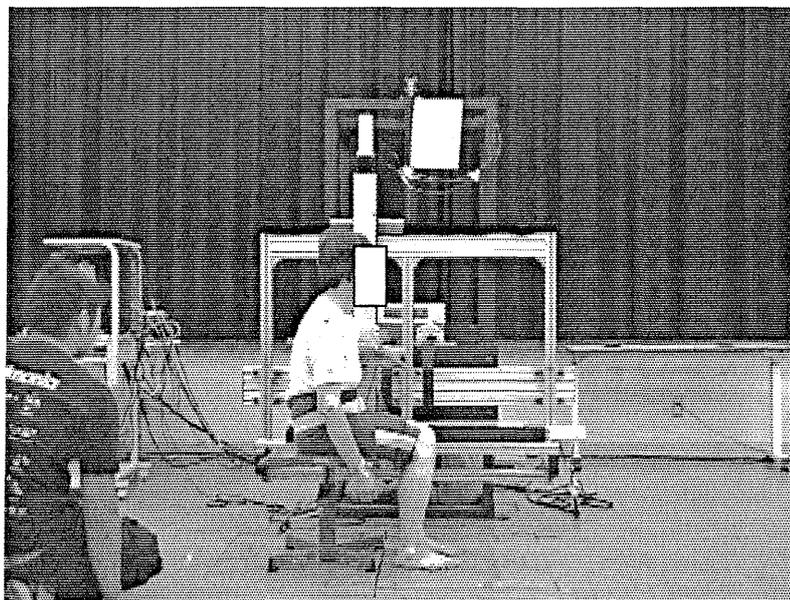
被験者 G

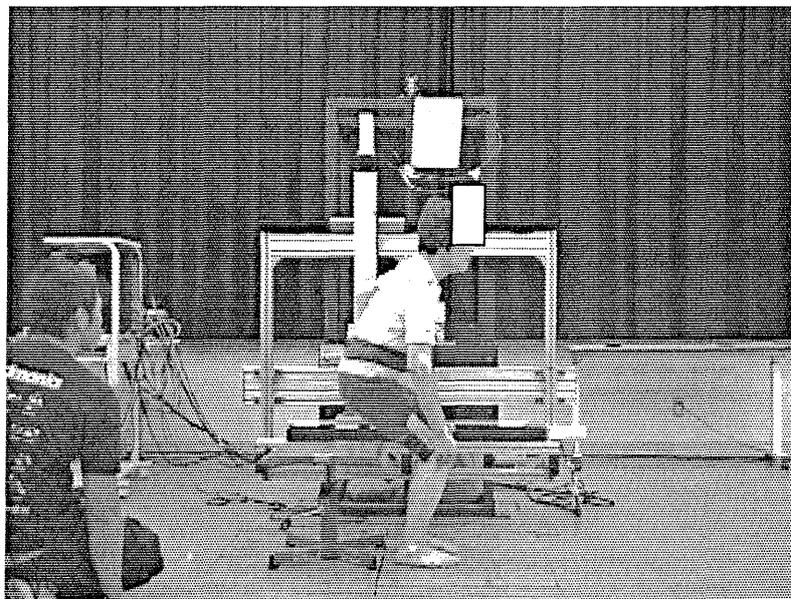
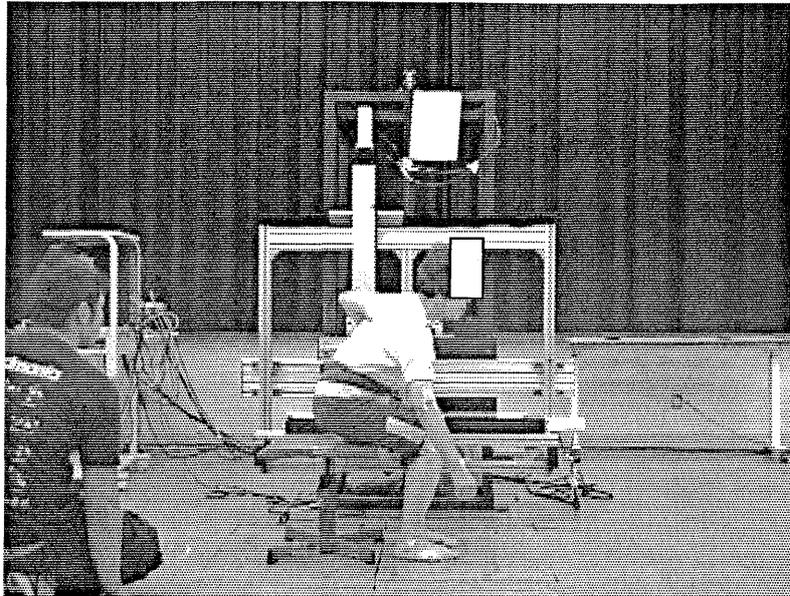
女性，年齢 69 歳，身長 153cm，体重 52.5kg

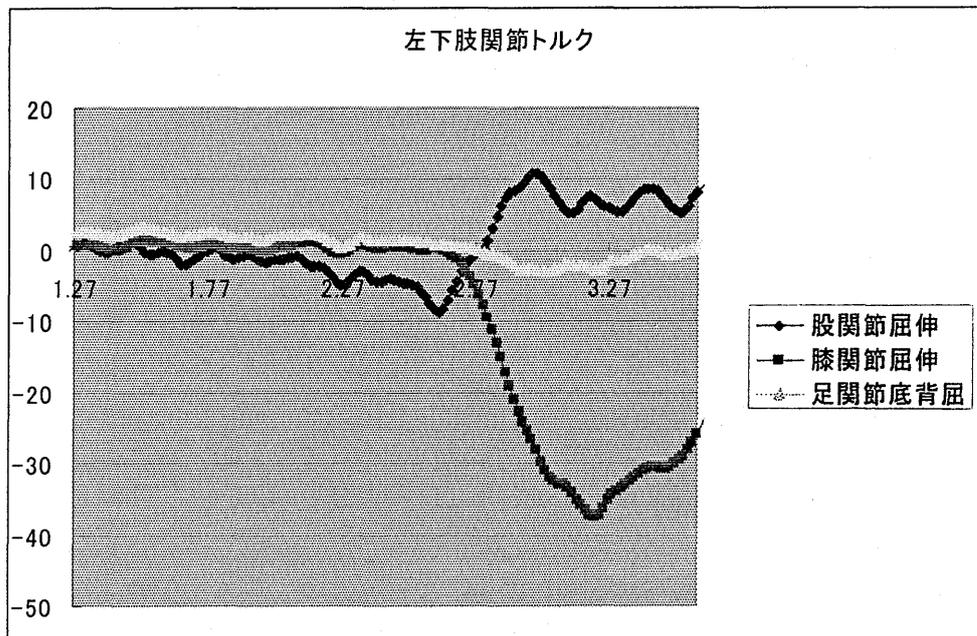
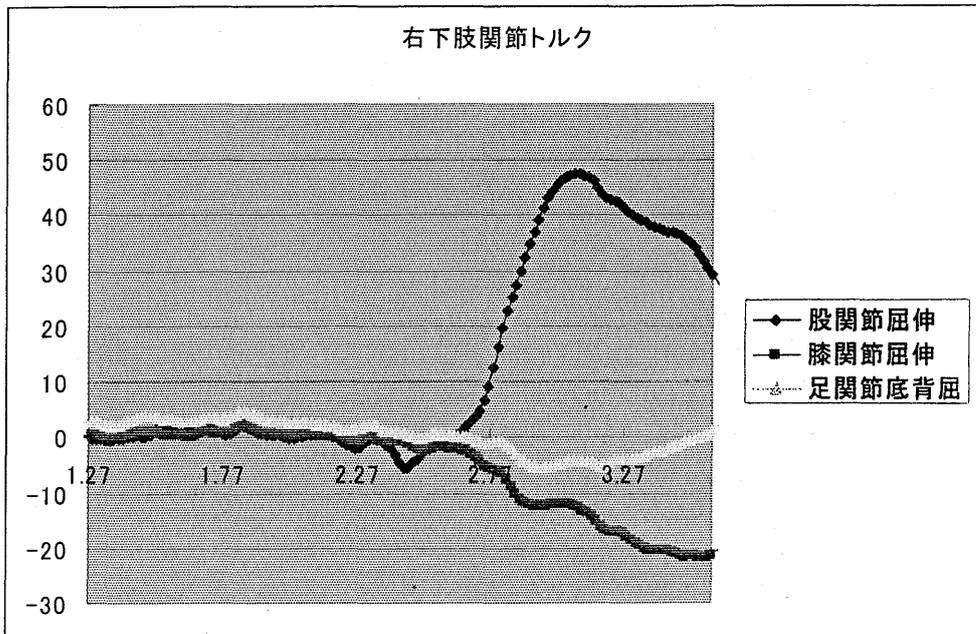
パーキンソン病・重症度 Yahr 分類 stageIV

日常生活一部介助，杖歩行・要見守り

実験 1：片手で手すりを把持・固定した手すり

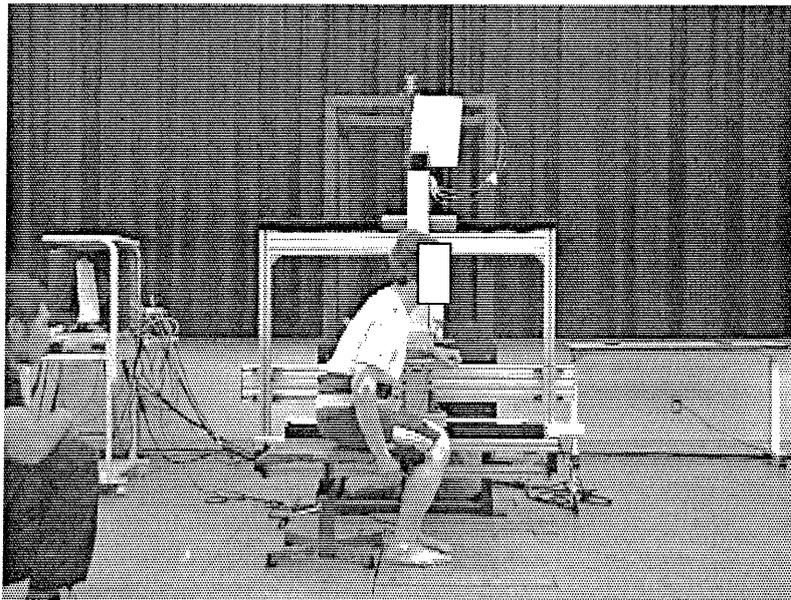
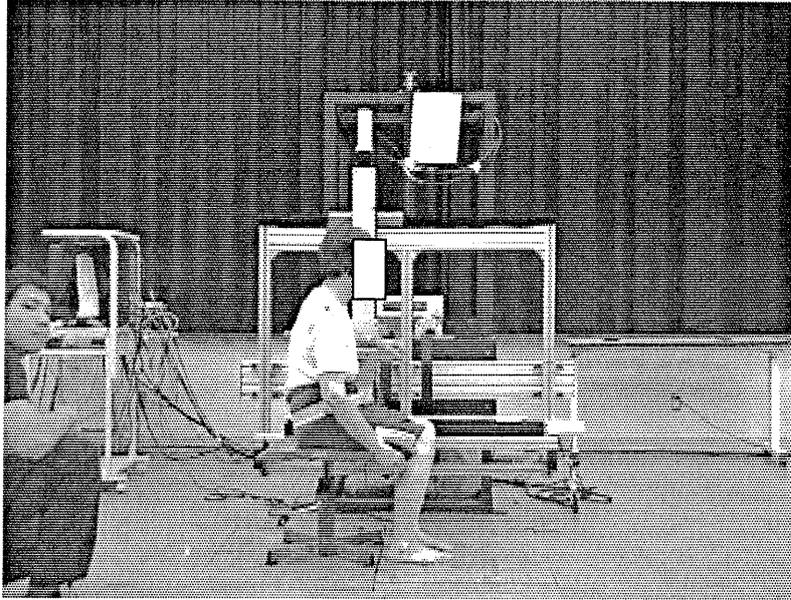


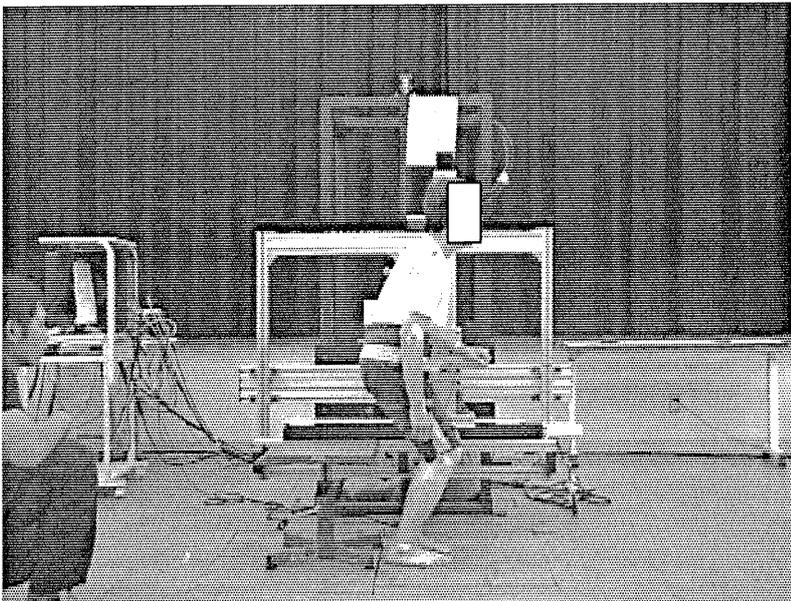
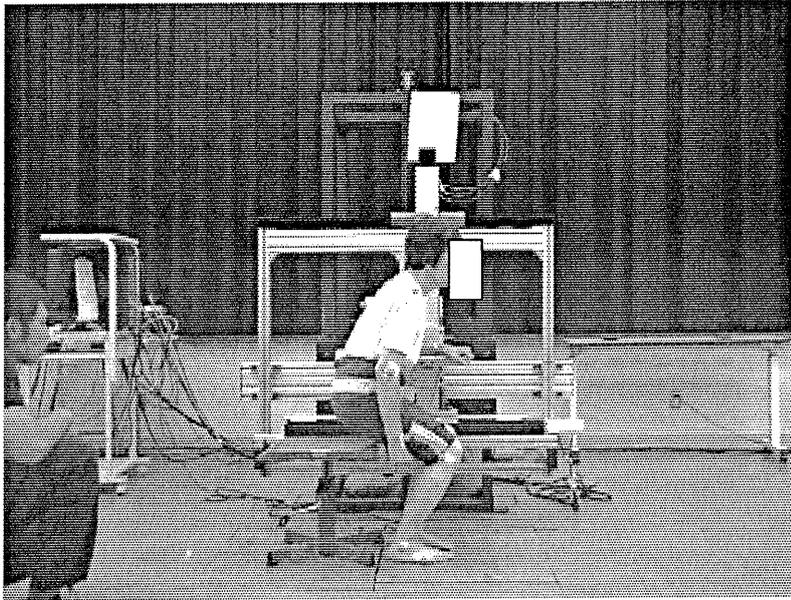


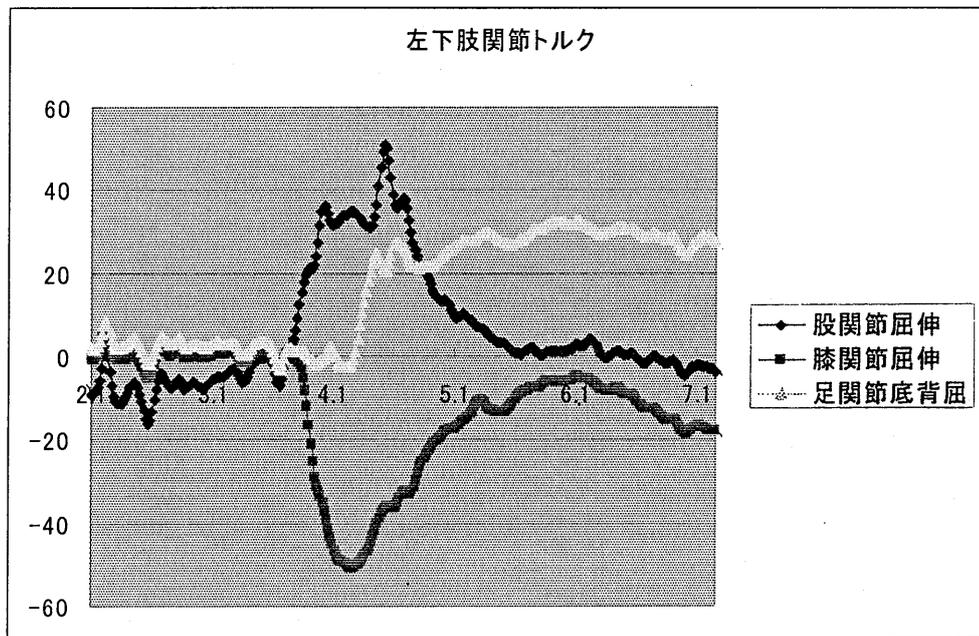
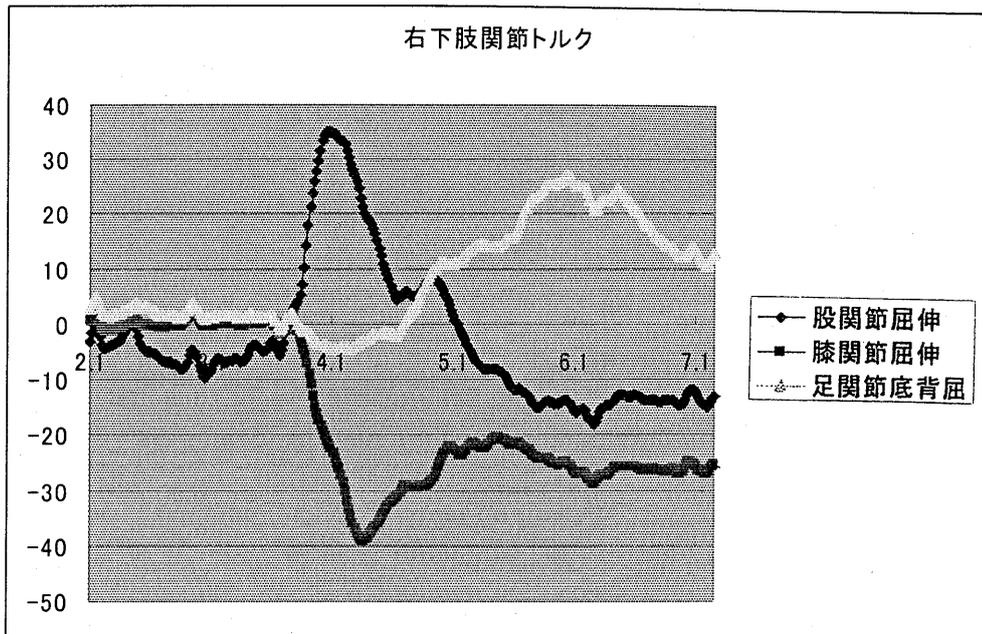


不安定ながら起立可能

実験 2. 片手で手すりを把持・手すりが起立動作にあわせ移動

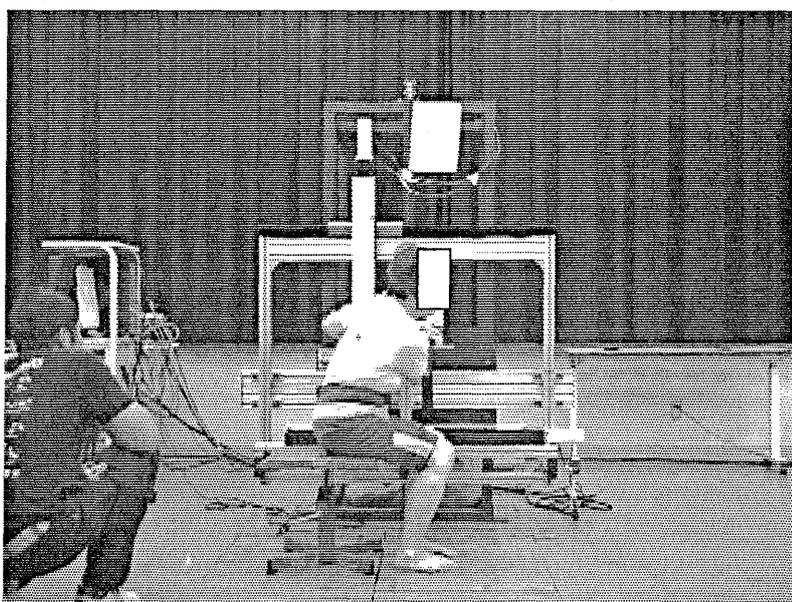
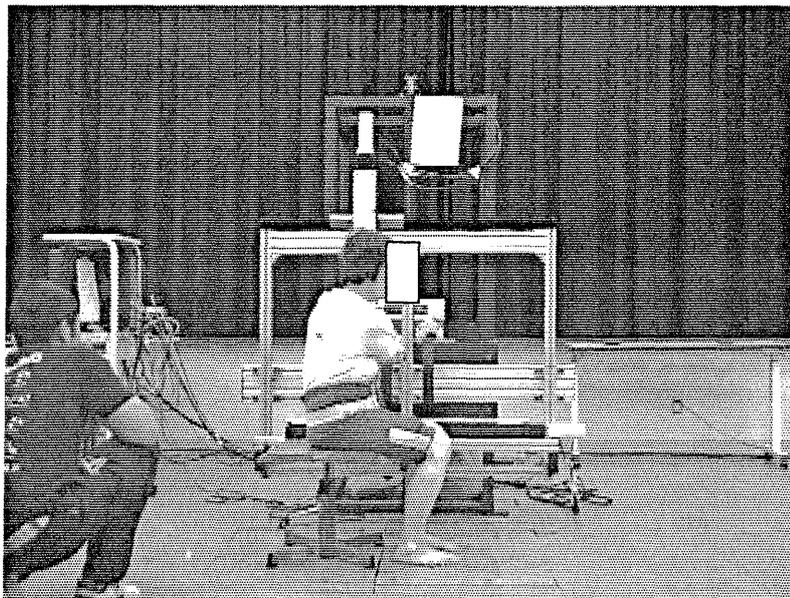


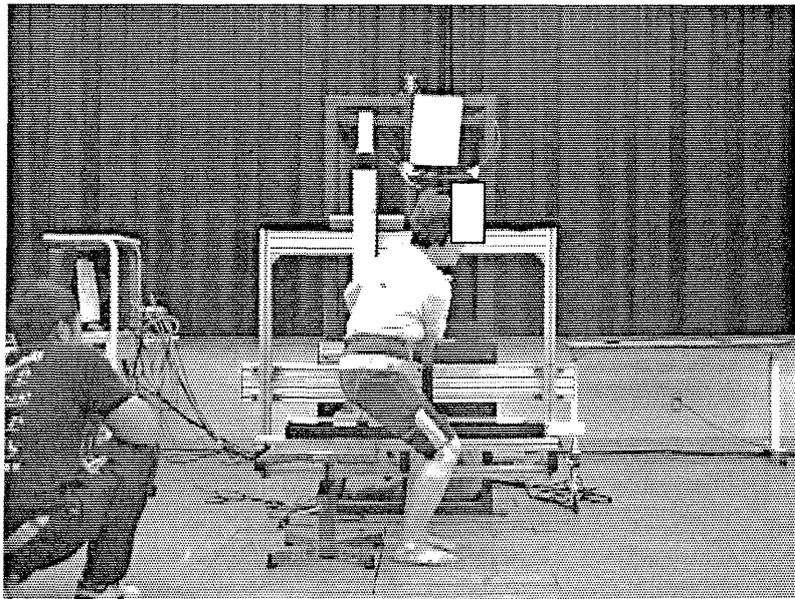
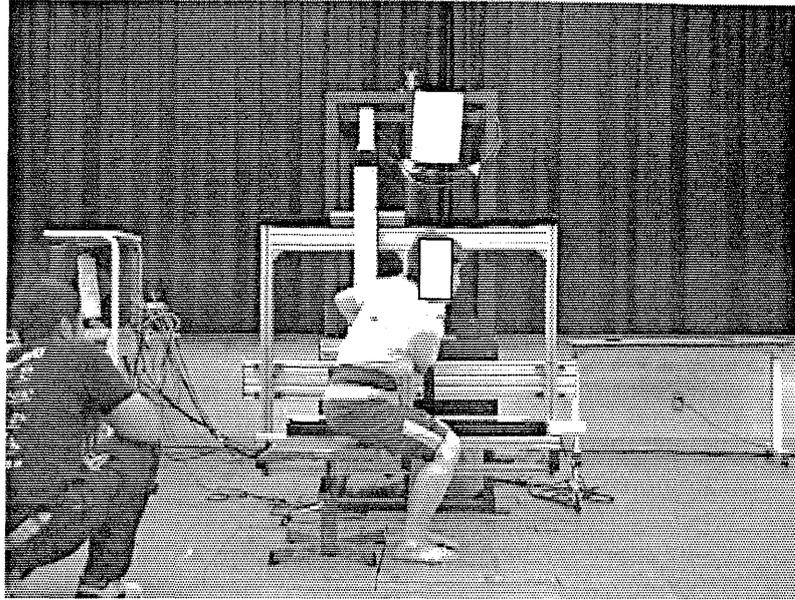


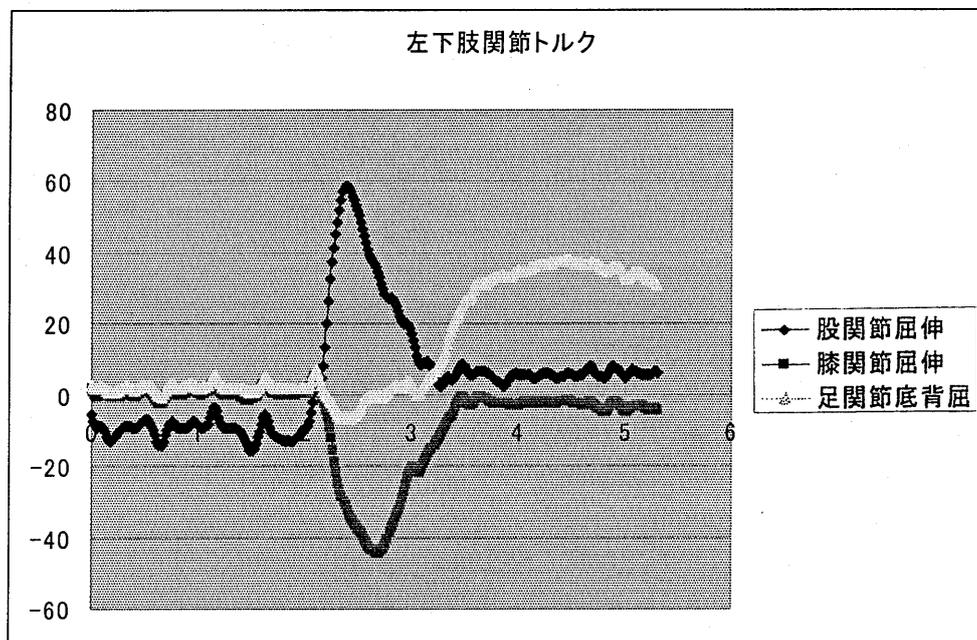
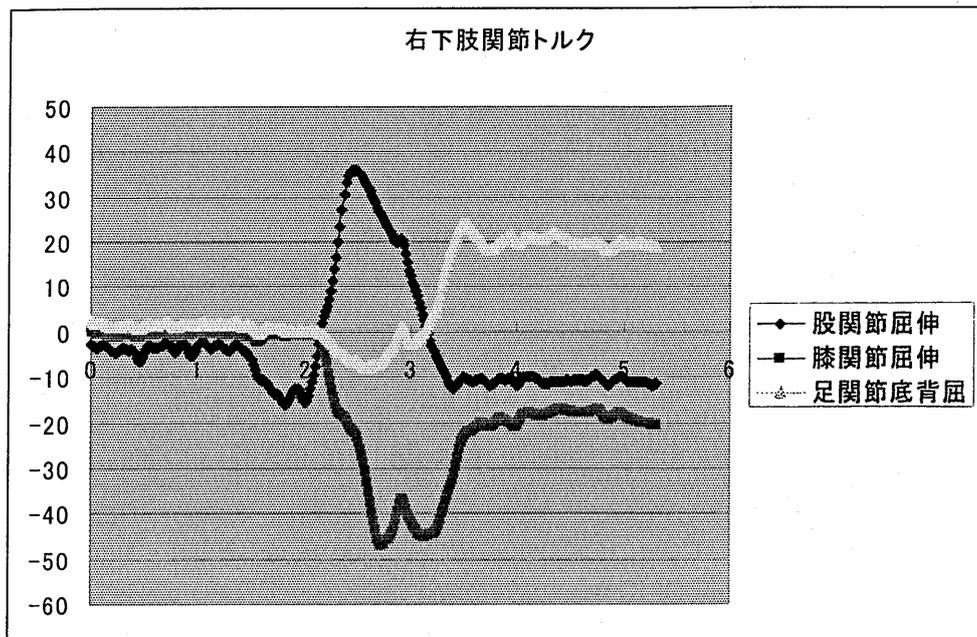


安定して起立可能

実験 3. 両手で手すりを把持・固定した手すり

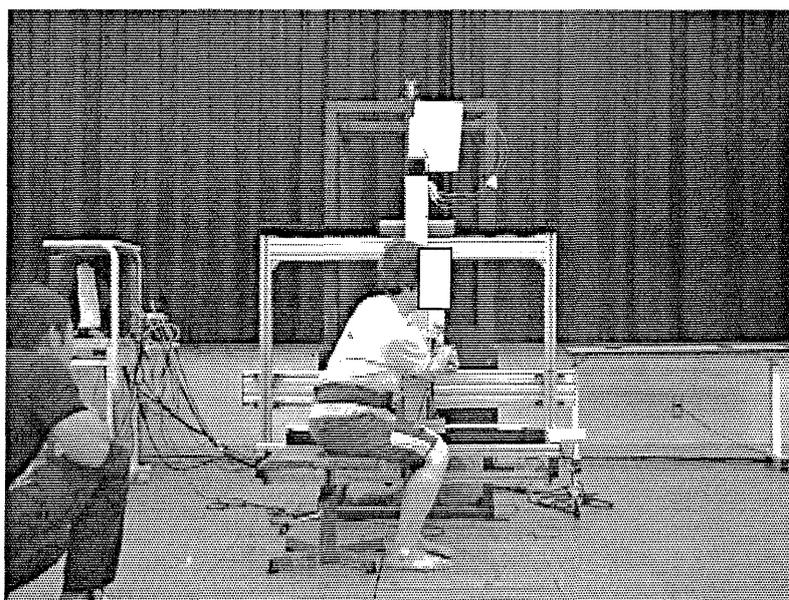
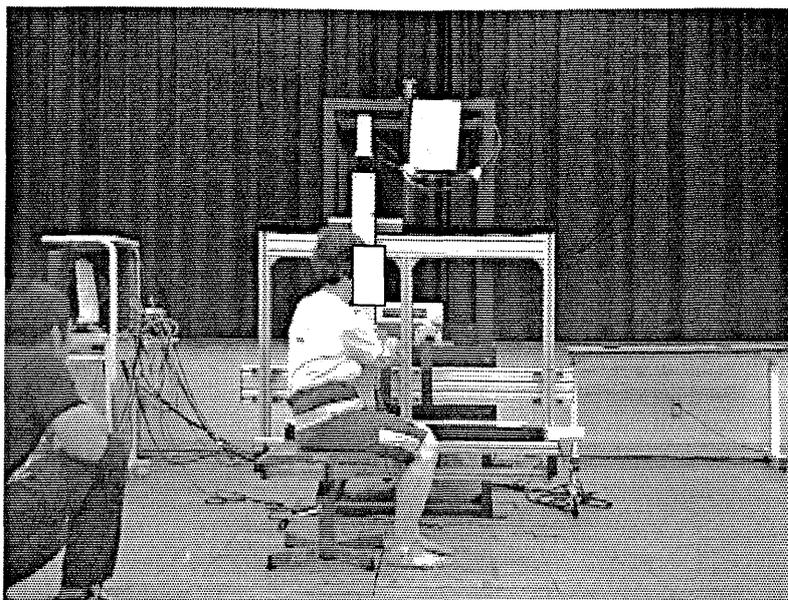


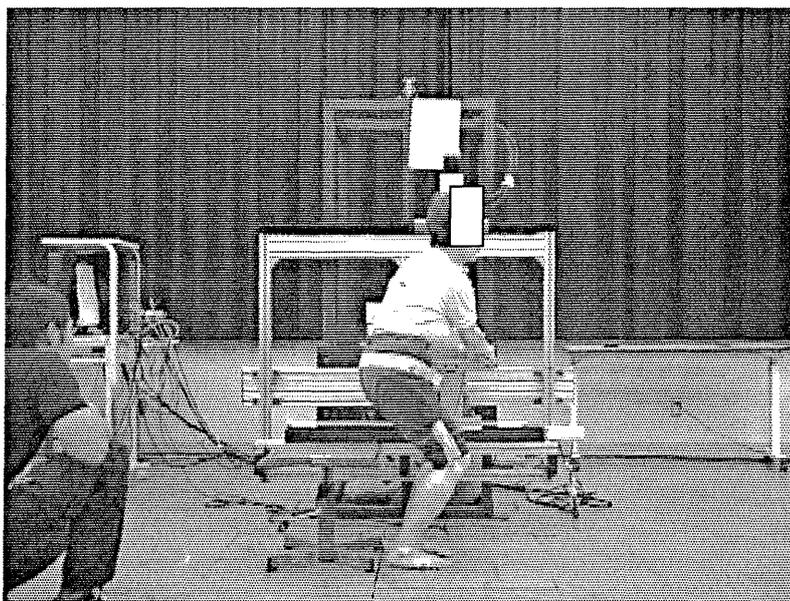
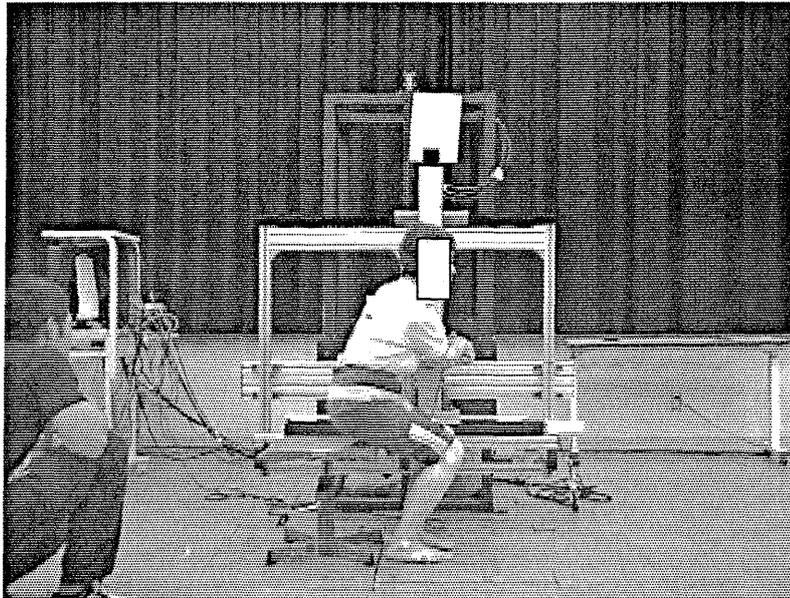


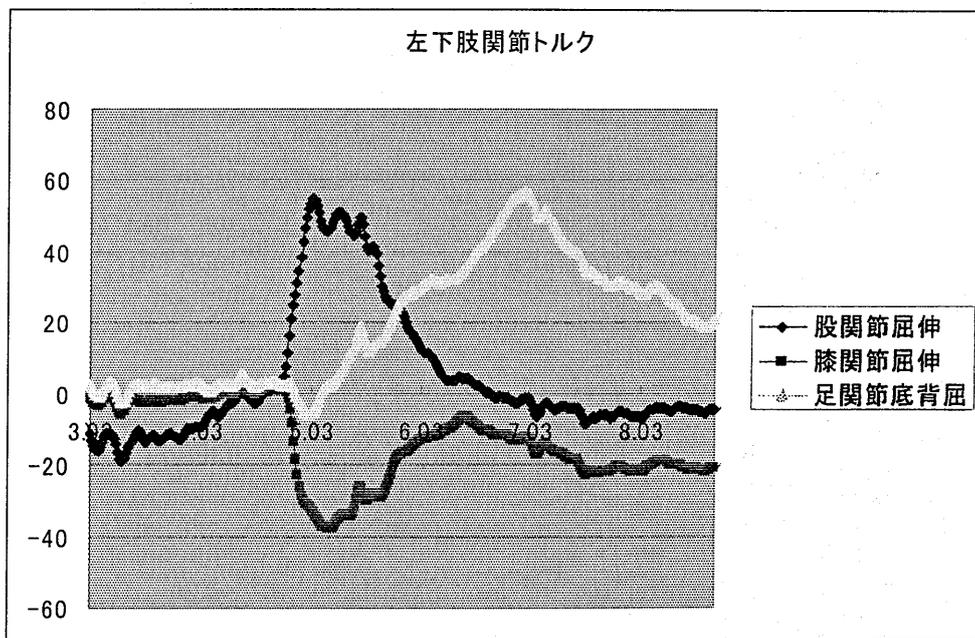
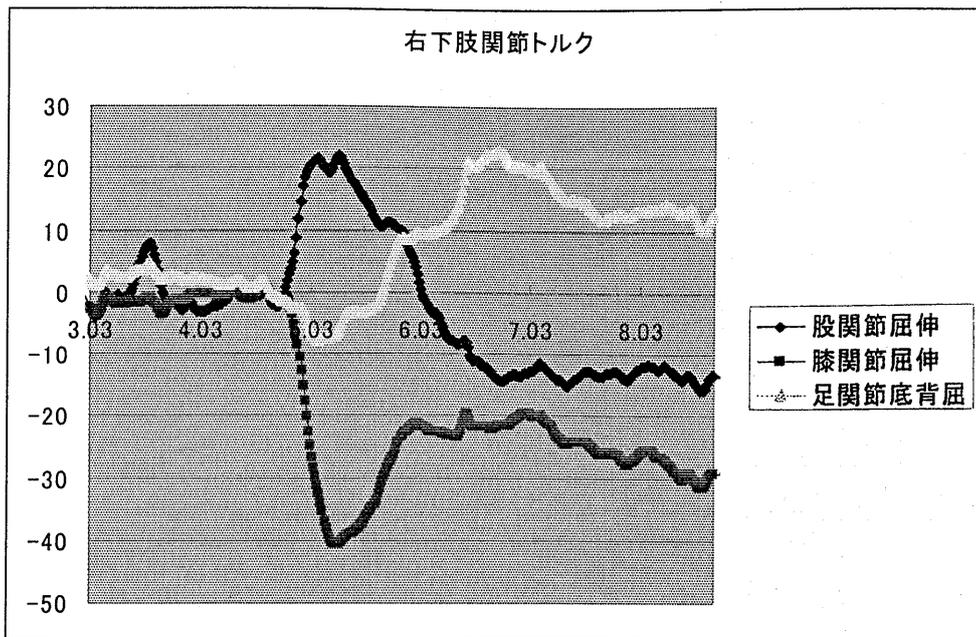


起立可能

実験 4 . 両手で手すりを把持・手すりが起立動作にあわせ移動







起立可能

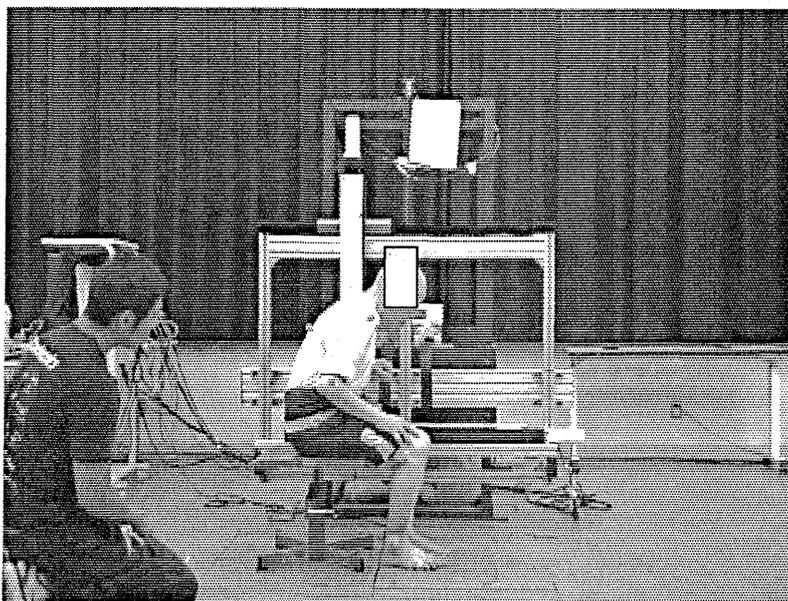
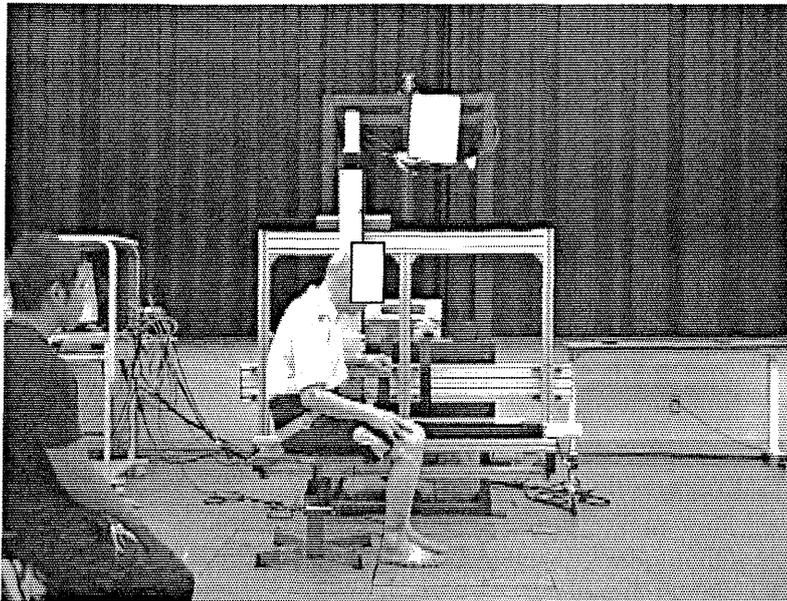
験者 H

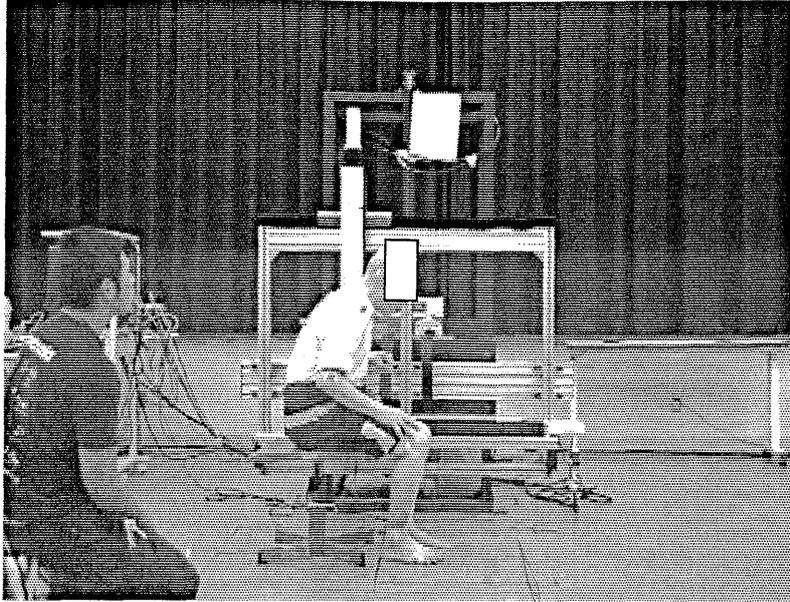
男性，年齢 70 歳，身長 158cm，体重 54.5kg

パーキンソン病・重症度 Yahr 分類 stageIV

日常生活一部介助，杖歩行・要見守り

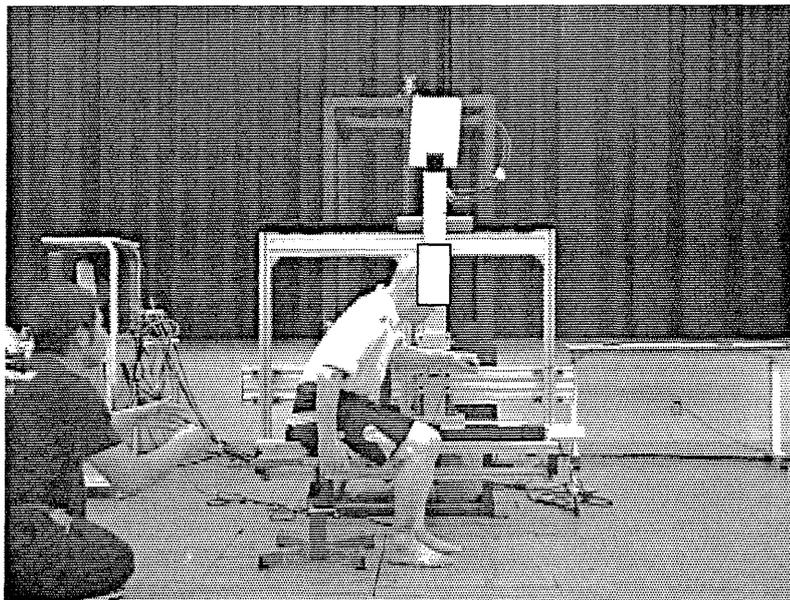
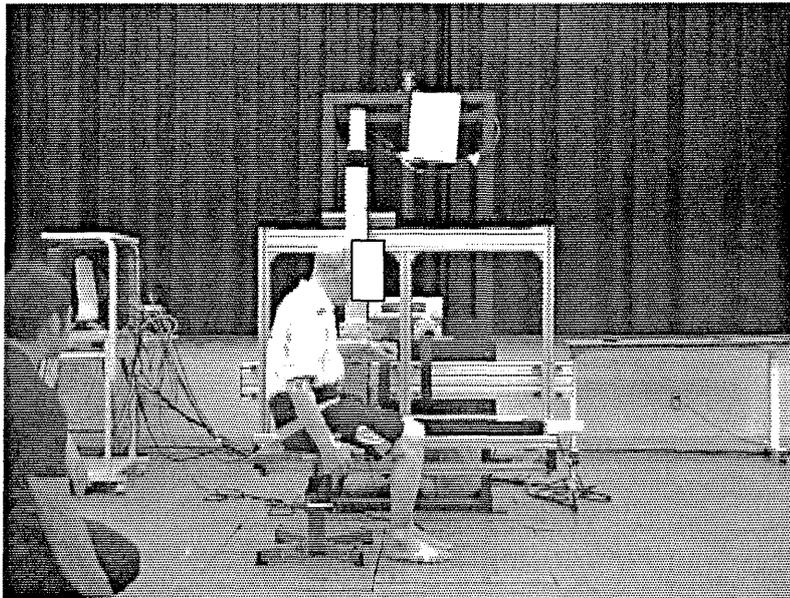
実験 1：片手で手すりを把持・固定した手すり

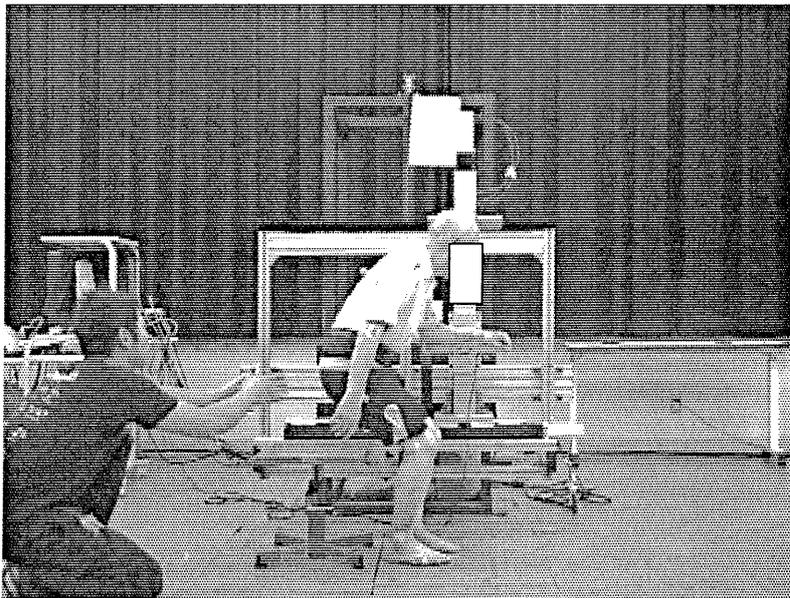
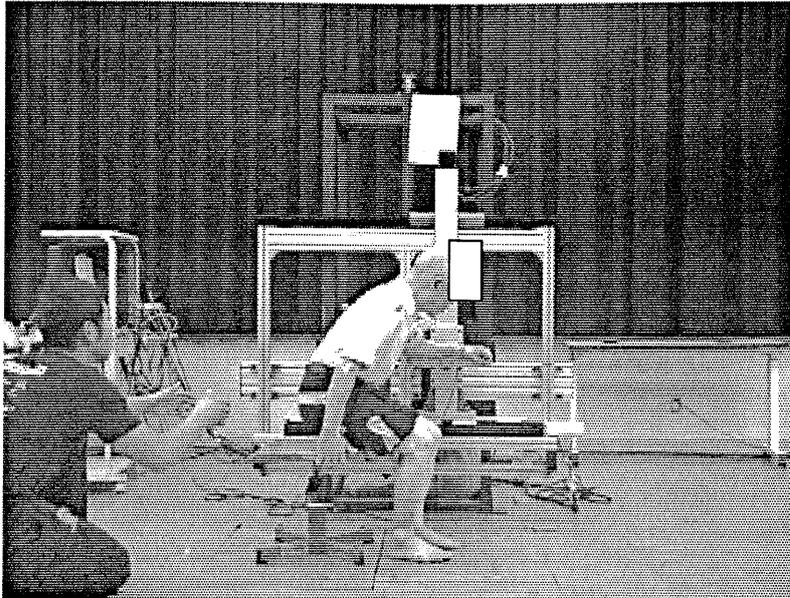


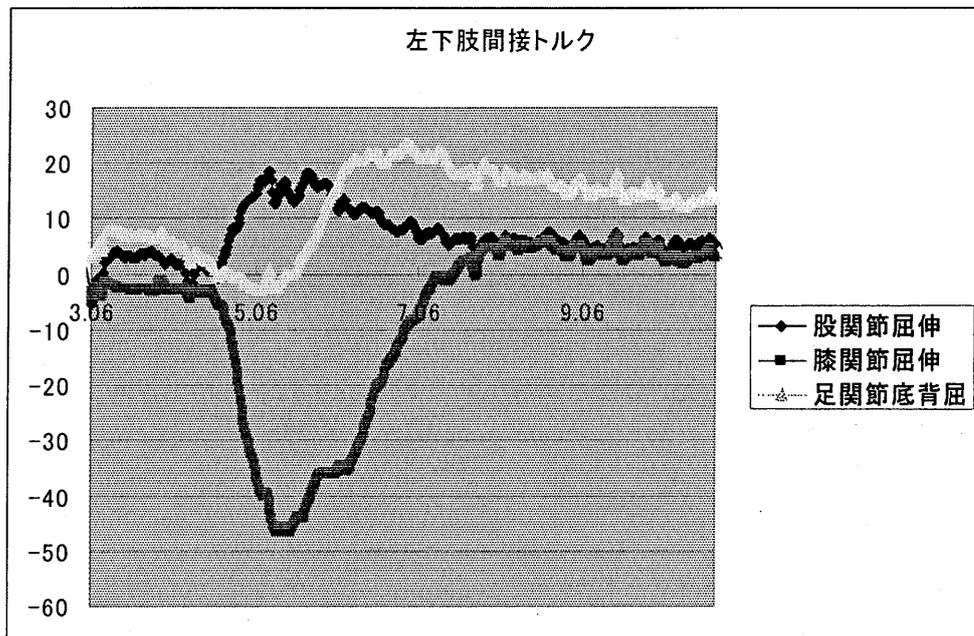
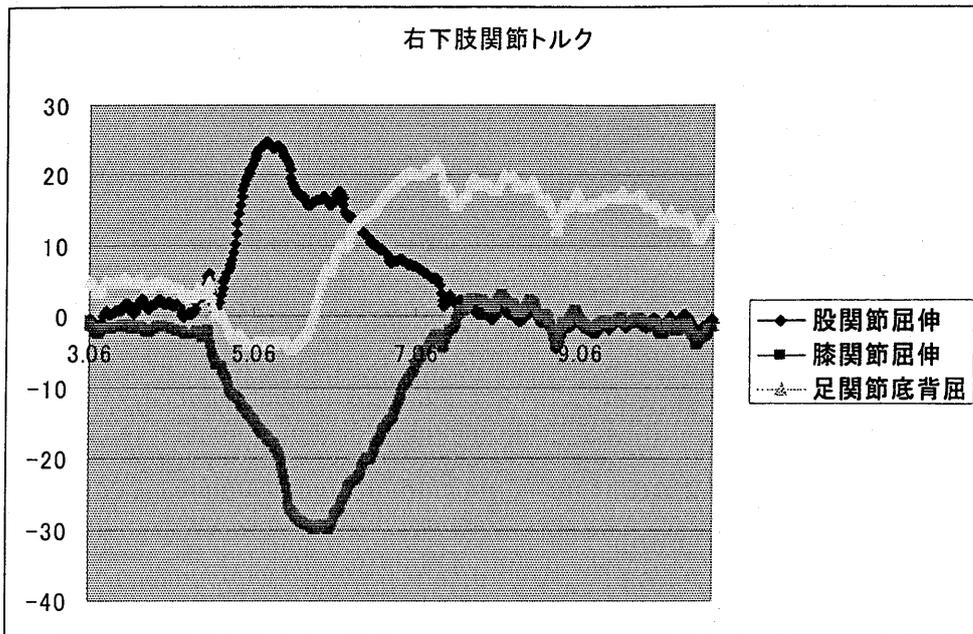


起立動作開始に伴う前方への重心移動が行なえず、起立不可

実験 2. 片手で手すりを把持・手すりが起立動作にあわせ移動

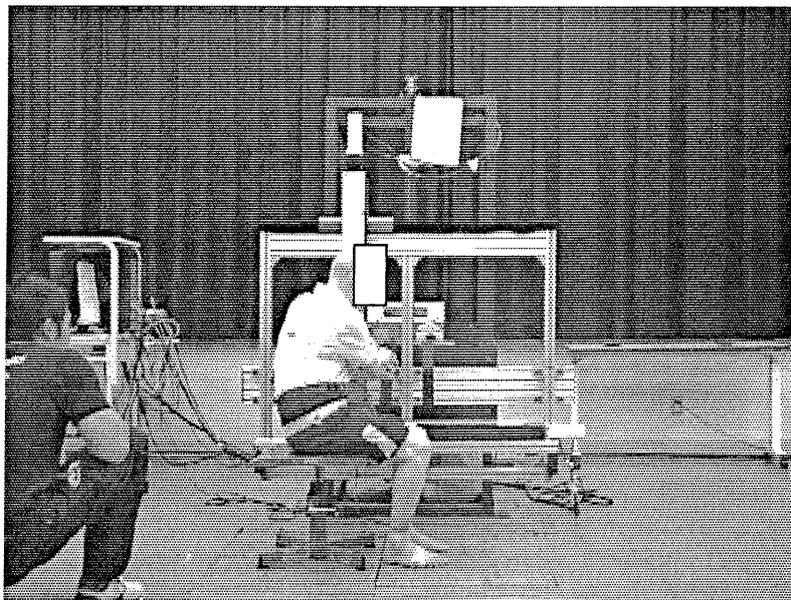
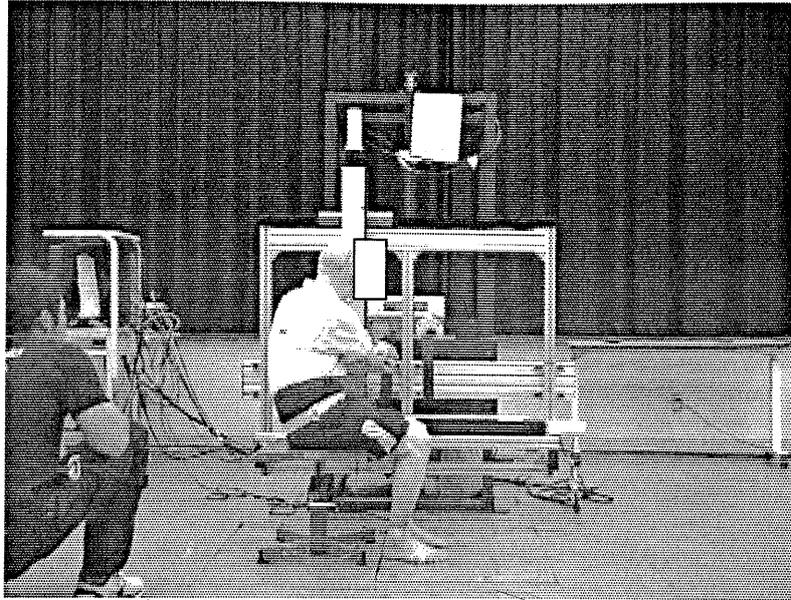


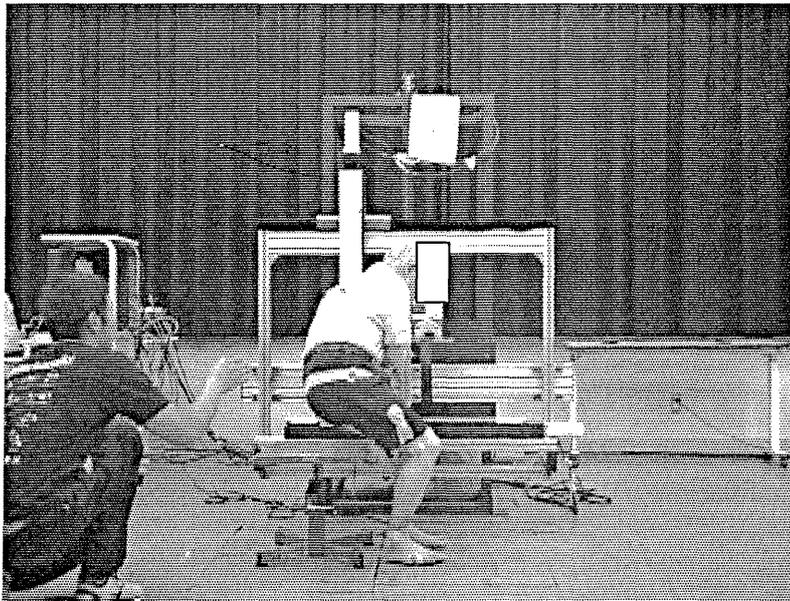
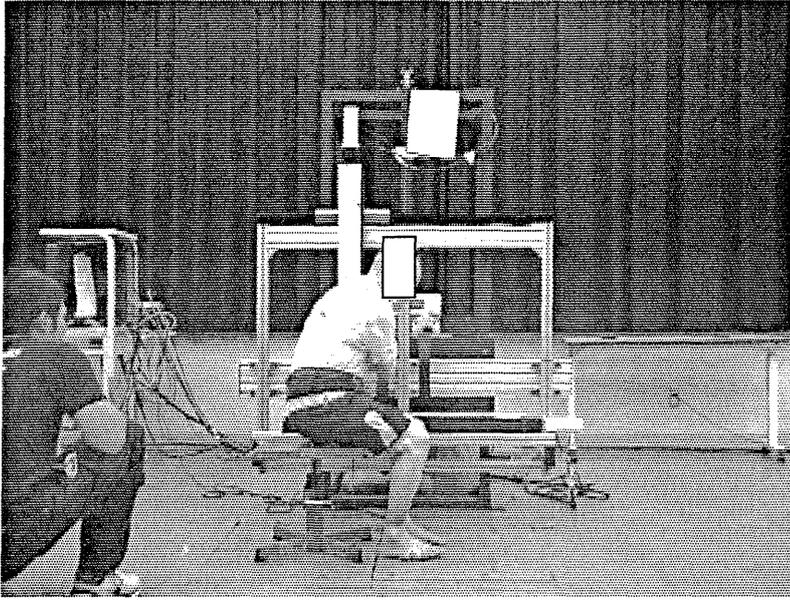


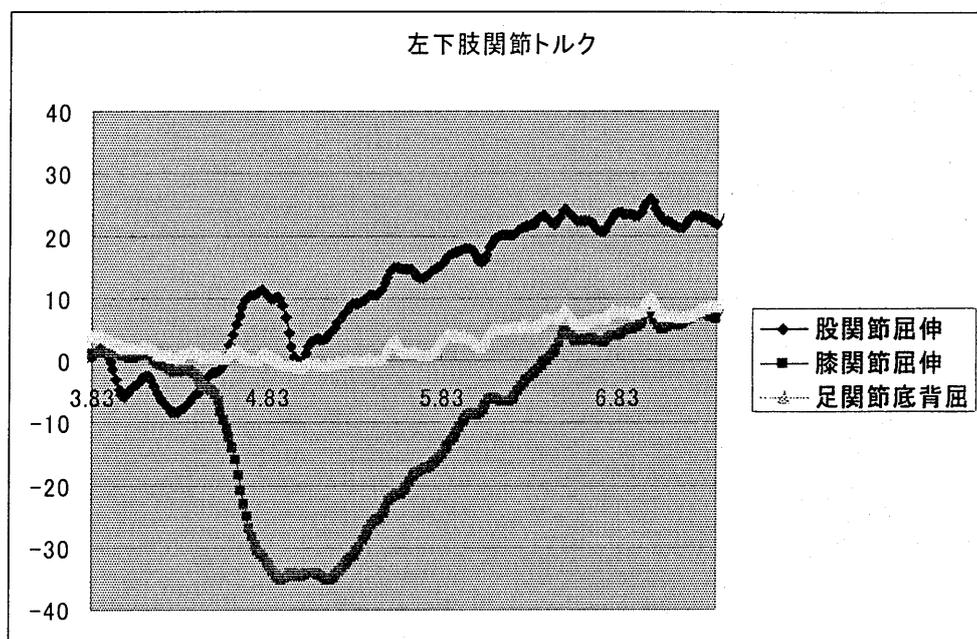
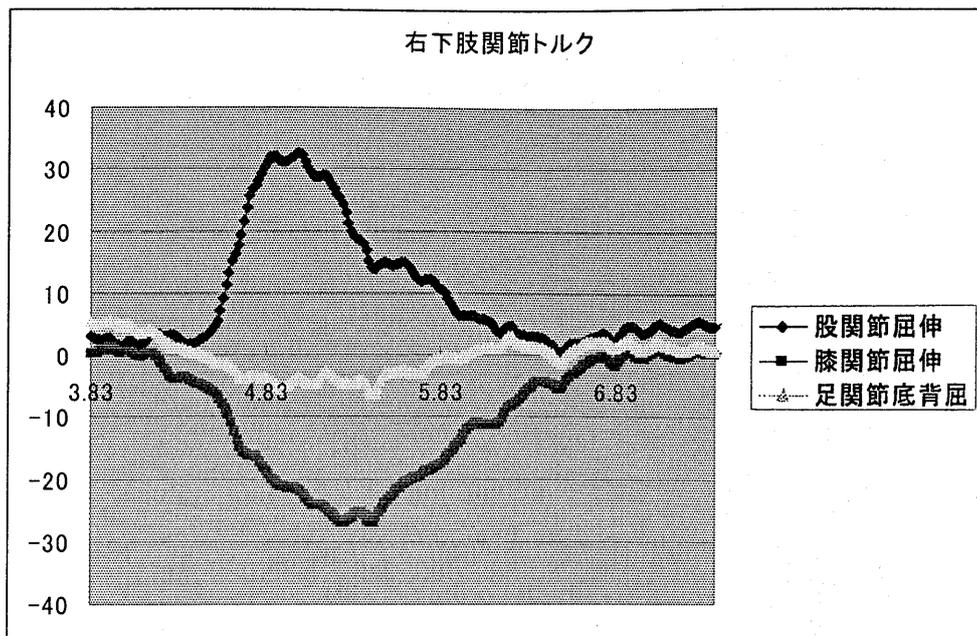


起立動作開始に伴う前方への重心移動が促され，起立可能

実験 3. 両手で手すりを把持・固定した手すり

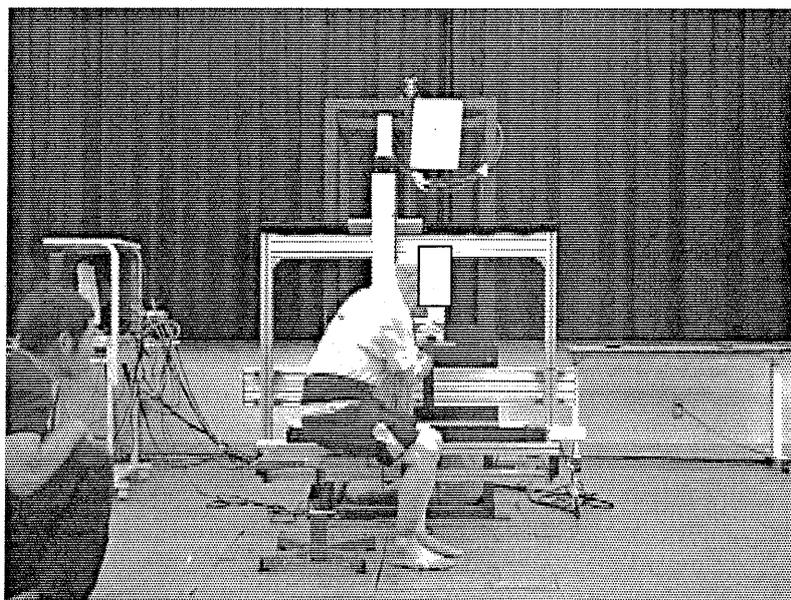
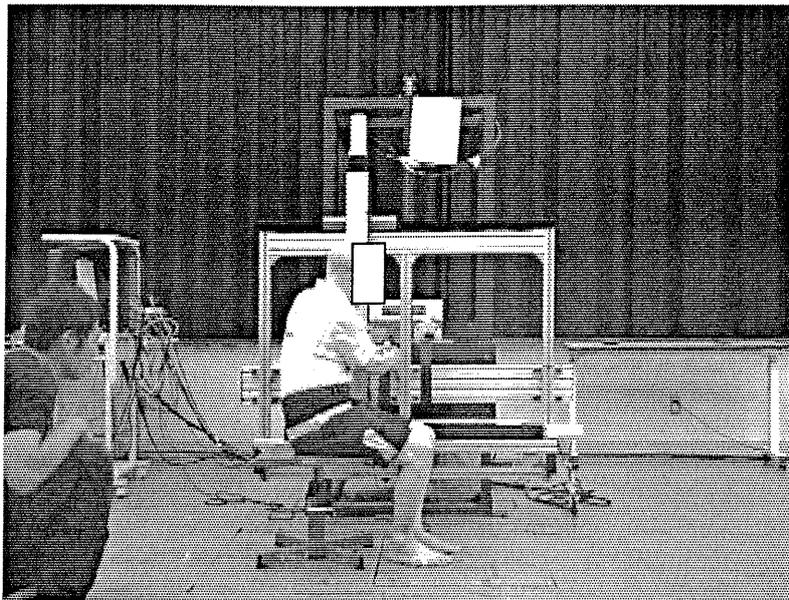


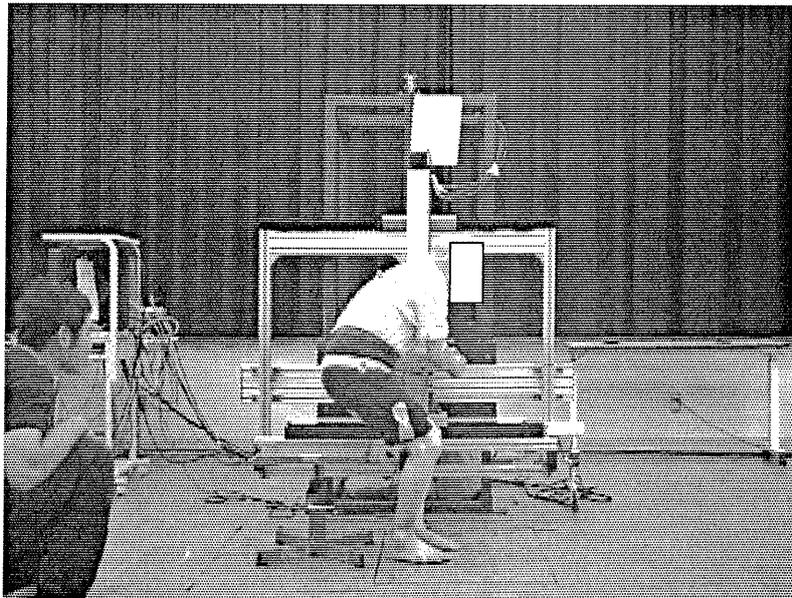
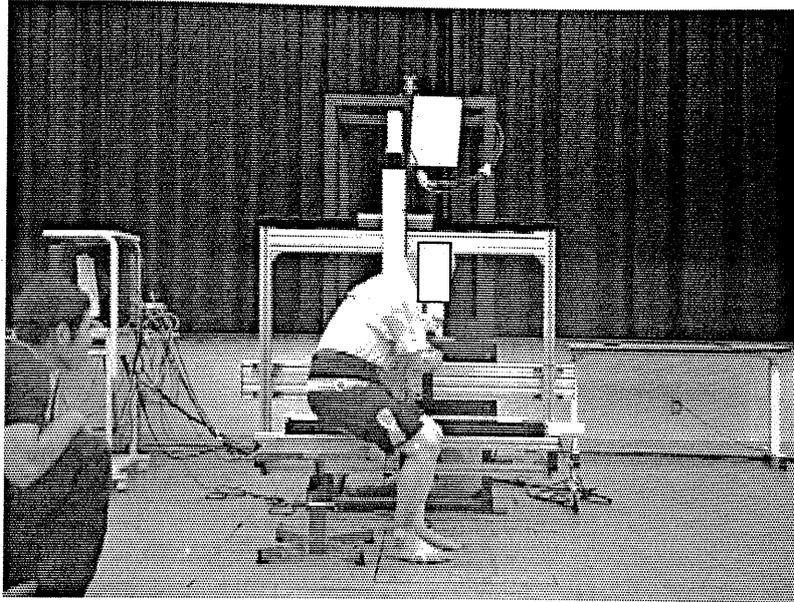


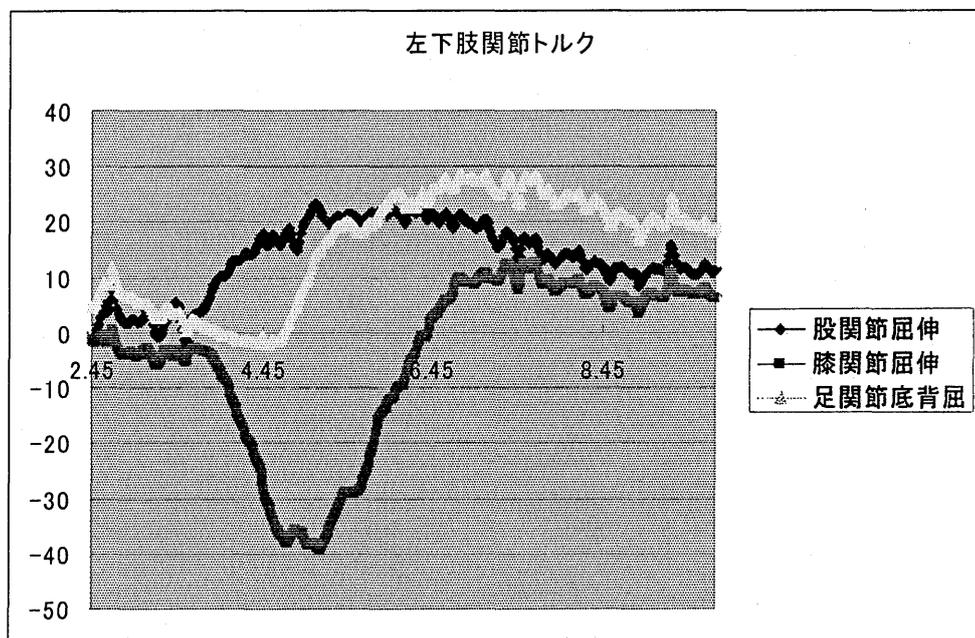
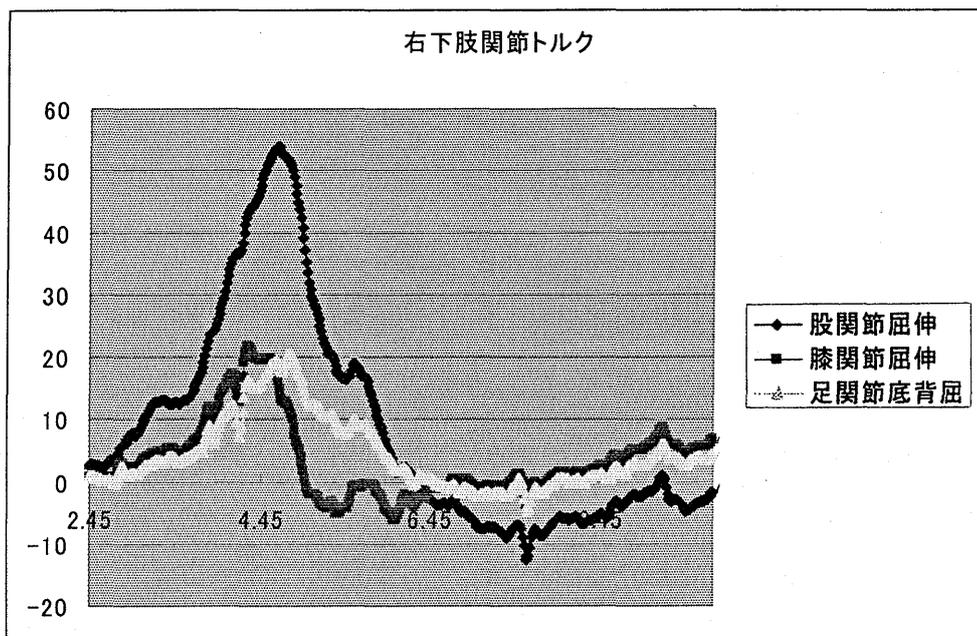


起立可能だが非常に不安定，重心が後方の残る。

実験 4. 両手で手すりを把持・手すりが起立動作にあわせ移動







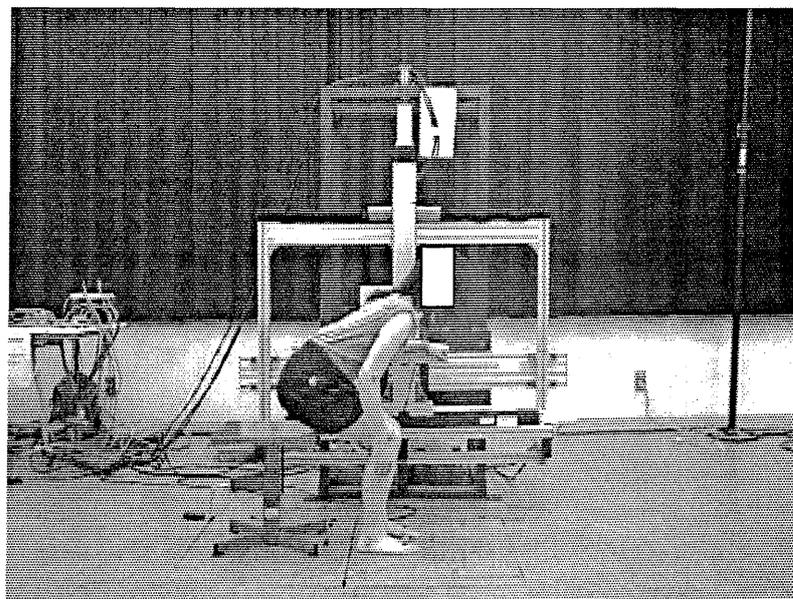
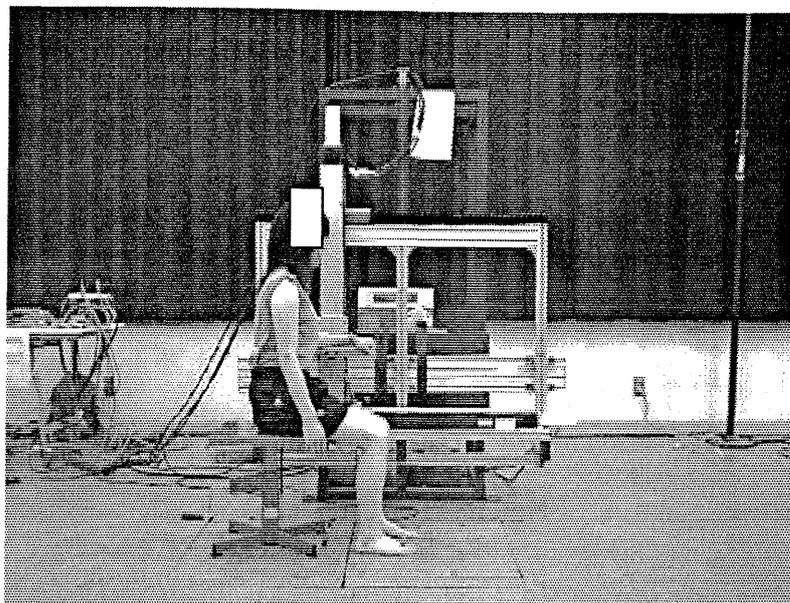
重心移動がスムーズとなり起立可能。

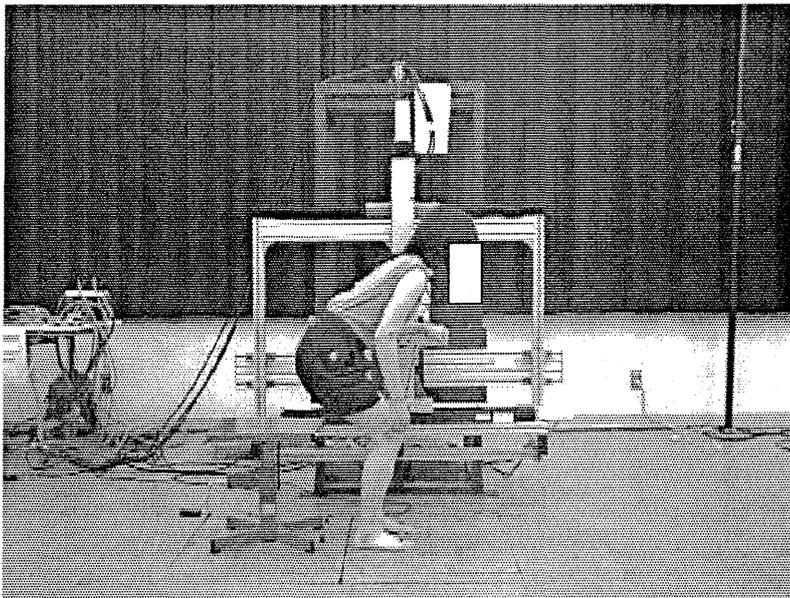
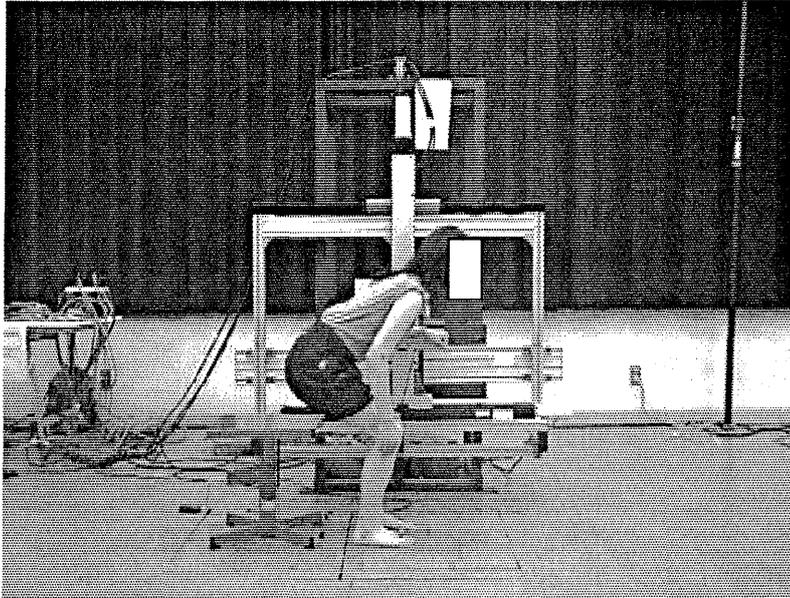
対照例

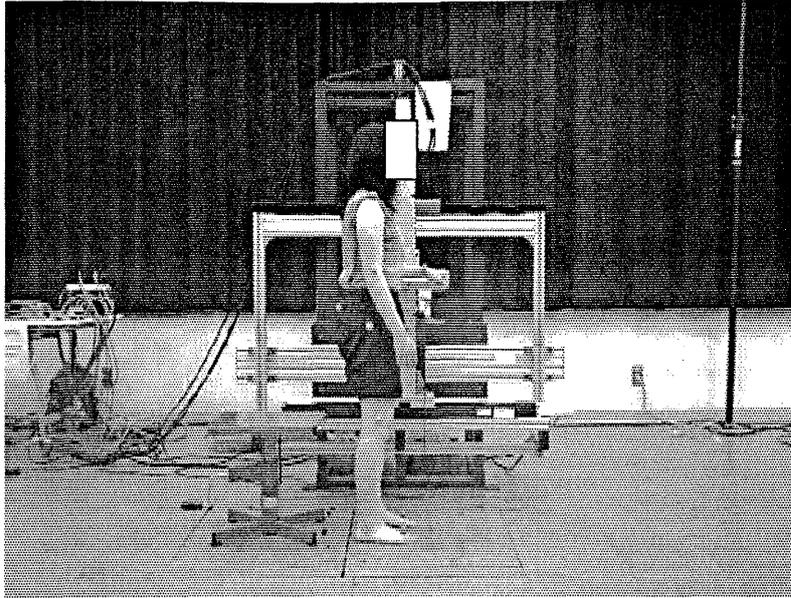
健康成人

女性，22歳

実験2. 片手で手すりを把持・手すりが起立動作にあわせ移動







健常に対しては、手すりの動きが遅く、ややブレーキとなりえる。

新田 收

首都大学東京
健康福祉学部 理学療法学科

〒116-8551

東京都 東尾久 7-2-10

03-3819-1211