

平成 12 年度

卒業論文

インテリジェント歩行支援機の動作制御モードの実験的検討

(片麻痺患者を想定した実験と感性評価)

指導教員

井上 喜雄 教授

甲斐 義弘 助手

高知工科大学 知能機械システム工学科

1010122 井上真共

1010126 大田 大

目次

1 . 緒言	1
2 . 患者の転倒パターン	2
2-1 片麻痺患者の通常歩行の特徴	2
2-2 片麻痺患者の転倒パターン	2
3 . 実験装置	4
3-1 装置概要	4
3-2 歩行支援機動作方法	8
4 . 実験方法	10
4-1 足遅れによる転倒防止実験	10
4-2 アンケートによる歩行支援機制御モードの評価	11
5 . 実験結果	16
5-1 転倒防止実験結果	16
5-2 アンケートによる感性評価の分析結果	16
6 . 考察	17
7 . 結言	19
参考文献	20
図と資料	21
アンケート分析結果	26
転倒防止実験の結果	39

1. 緒言

高齢化社会が進行するにともない、疾病・加齢等何らかの原因により歩行機能に障害を持つ患者が増加しつつあり、またその障害の種類も多様である。寝たきり患者の人口を増やさないための予防的手段として歩行リハビリテーション（以下、歩行リハ）、あるいは歩行機能を回復するための歩行リハは非常に重要である。しかし、歩行リハを行う場合、一般に理学療法士や看護婦らが患者に付き添い、体を支えながら歩行リハを行っているのが現状であり、介助する理学療法士や看護婦ら（医療者）の身体的負担は非常に大きい。また、今後、高齢化社会が更に進行し、歩行リハを必要とする患者が増加すれば、医療者の身体的負担が増加するばかりでなく、それぞれの患者に必要とされる歩行リハの時間も十分とれなくなる可能性もある。

そこで、歩行機能に障害のある患者の歩行リハの促進と、医療者の身体的負担を軽減するために、患者がある程度自立して歩行リハを行うことを可能にする、歩行支援機の開発が望まれている。このような歩行支援機においては、患者の安全を確保する事が重要であり、そのためには、患者の動作状態を認識し、転倒などの異常を判断し、対応することが要求される。例えば、患者の足の状態から正常に歩行しているか、転倒が進行しつつあるかを推定し、その情報を用いて転倒による負傷を防ぐためのインテリジェントな機能が必要である。また、歩行リハを必要とする患者のうち、脳内出血、脳梗塞、頭部外傷など、様々な理由により半身麻痺になった患者にも、安全に歩行リハが行えるような機構が必要である。

また、歩行リハにおいて、患者の歩行リハに対する意欲はとても重要な要素である。歩行リハに対する意欲が高いほど良い歩行リハが行え、その効果も高くなり、回復のスピードも上がる。したがって、使用される歩行支援機の制御によって、患者に与えられる感性が重要であり、患者に対して出来るだけ不安を与えない制御が必要である。

最適な転倒防止方法は、患者のタイプによって異なるので、本研究では、片麻痺患者の歩行リハビリテーションをとりあげる。まず、歩行リハにおける代表的な転倒パターンである足遅れによる転倒現象について説明する。そして試作された歩行支援機と患者の足の状態を認識するためのセンサ及びbinセンサに基づいた歩行支援機の動作方式について述べる。次に、その歩行支援機を用い、通常の歩行と高齢者体験キットによる片麻痺想定状態での歩行実験を行う。また、歩行支援機と患者との協調を目指し、歩行支援機の後述する6つの運転モードに関して、健常者（学生）を被験者とする通常歩行状態及び、高齢者体験キットを装着した片麻痺想定状態で、各モードごとにアンケートを行ない、通常、片麻痺想定状態の各モードでの感性の違いを統計的主法により分析する。最後に、実験及び、アンケート分析から得られた結果を比較する事で、通常及び片麻痺想定時の違い等を考察し、どの制御が片麻痺患者に有効かを検討する。

2. 患者の転倒パターン

2-1 片麻痺患者の通常歩行の特徴

まず人の歩行周期⁽¹⁾について簡単に説明する。人の歩行周期は、足が地面につき、体重が乗っている立脚期と、足が地面から離れ、足に重心の乗っていない遊脚期から成っている。通常はこの立脚期、遊脚期が左右それぞれの足で繰り返され歩行しており、その割合は立脚期が6割、遊脚期が4割となり、左右両足共に同じ割合となる(図1参照)。しかし片麻痺患者の場合⁽²⁾、左右の足でその割合が全く変わってしまう。原因は次の様に考えられる。片麻痺患者の歩行は、重心を麻痺側の足に移動できないので、麻痺の無い側の足で長く体重を支えなければならない。その結果、麻痺の無い側の足は遊脚期が短くなり、立脚期は長くなる、麻痺側の足はその逆で立脚期が短く、遊脚期が長い。そのため、重心が麻痺側の足に移る期間が非常に短くなる。このような事から、片麻痺患者の歩行は非対称な歩行となってしまふ。また、麻痺側の足がうまく機能しないために、踵の接地から蹴りだしにいたる動きがうまく出来ず、踵からではなく足底から地面に接地してしまい、つま先が外を向いた状態となり、膝もスムーズに前に出ず腰も引けた状態になる。つまり足を引きずるような状態になり、歩幅もあまり伸びず、足がうまく身体の真下にくる事も出来ない。特徴をまとめると

- ・麻痺した足先が外側を向いて歩く
- ・踵からの接地が出来ないため、足底全体もしくは足先から接地する
- ・麻痺した側の足へ体重が乗る時間が短い、そのため歩行が非対称になる

となる。

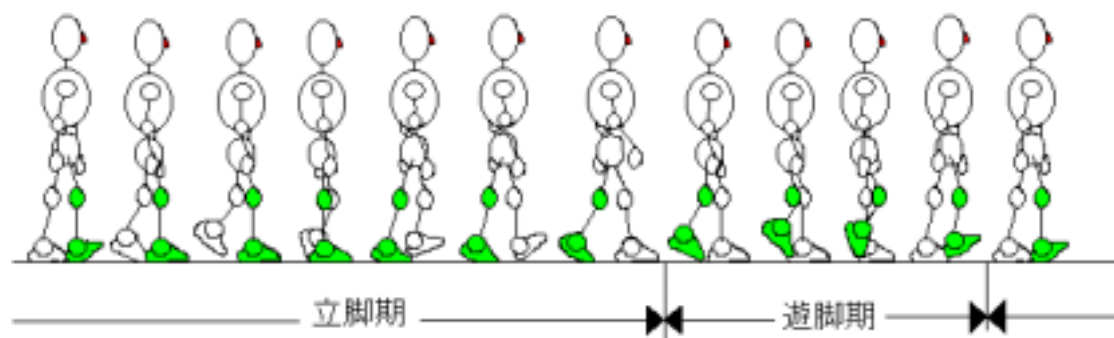


図1 右足の歩行周期

2-2 片麻痺患者の転倒パターン

医療現場で一般に用いられる歩行器を用いて、リハビリテーションを行う場合によく見られる代表的な転倒パターンを、リハビリテーションの専門家の意見や、専門家による模擬転倒実験などを基に整理した結果、大きく以下の二つに分類出来ることが解った。

(1) 足遅れによる転倒 (図2 参照)

患者が歩行支援機のスPEEDについていく事が出来なくなり、徐々に足が後方に遅れ転倒に至るパターンである。

(2) 膝の崩れ落ちによる転倒 (図3 参照)

患者が歩行リハ中に疲労や障害による足の脱力により、膝から崩れ落ち転倒に至るパターンである。

片麻痺患者については(1)の足遅れによる転倒(図2 参照)がよく発生する事が考えられる事から、本研究ではこのパターンについての防止方法について検討した。



図2 足遅れによる転倒



図3 膝の崩れ落ちによる転倒

3. 実験装置

3-1 装置概要

歩行リハを必要とする患者の障害は、多種多様である。患者がある程度自立して歩行リハを行うことを可能にする歩行支援機には、各患者の症状にあわせて動作することが望まれる。そこで、本研究では、歩行支援機自体がモータで駆動し、患者の状態に合わせて動作するように試作された歩行支援機を使用した。

図 11 に試作された歩行支援機の概観を示す。本歩行支援機は、日立化成工業株式会社製歩行支援機（日立自立歩行支援機 JHS-1）の左右の後輪部に駆動装置を取り付け、安全対策として介助者が押せる 4 つの非常停止ボタンと患者用手動ブレーキが取り付けられている。更に、後述する力覚センサ、位置検出エリアセンサ、崩れ落ち時の負荷検出センサを取り付け、センサ情報に基づいて制御できるようにしている。また図 4 に歩行支援機の制御系の概観を示す。

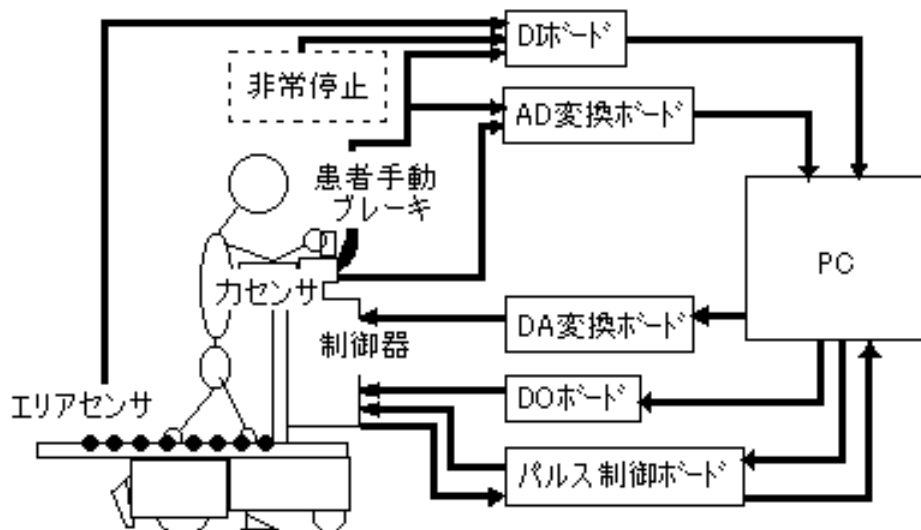


図 4 歩行支援機制御系

(1) 制御装置

AC サーボモータは、コンピュータから DA 変換ボード、DO ボード、パルス制御ボードにより指令信号が三菱電機社製汎用 AC サーボドライバ MELSERVO-J2-A へ伝達され、このサーボドライバから制御される DA 変換ボードからは、モータの速度、トルクが制御できる。また、AC サーボモータにはエンコーダが付いており、パルス制御が可能であり、パルス制御ボードよりパルスを送ることにより制御することができる。本モータ電源の ON/OFF は DO ボードで行っている。パウダブレーキは、DA 変換ボードによりブレーキ量の調整がなされる。

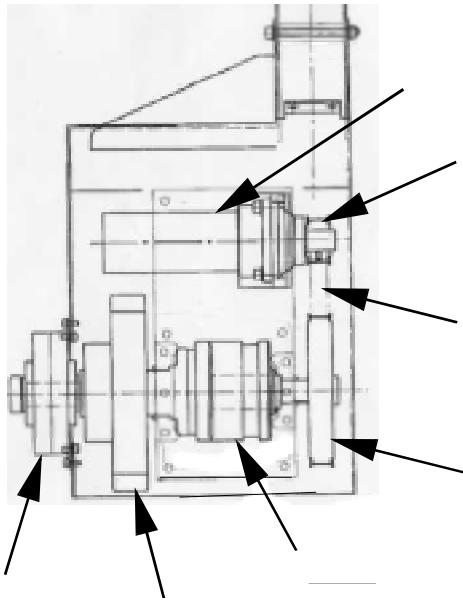


図 5 駆動装置

AC サーボモータ
 (三菱電機社製 HC-MF053G2)
 プーリ
 (椿本チェン社製 36P5M20AF)
 歯付きベルト
 (椿本チェン社製 575P5M)
 プーリ
 (椿本チェン社製 80P5M20AF)
 電磁クラッチ・ブレーキ
 (三菱電機社製 NUK-1.2A)
 車輪
 パウダブレーキ
 (三菱電機社製 ZX-0.6YN-24)

(2) 駆動装置

歩行支援機の駆動装置は、歩行支援機の後輪部に取り付けられている。駆動装置は、図 5 に示すような AC サーボモータ、プーリ、歯付きベルト、クラッチ、車輪、パウダブレーキから構成される。AC サーボモータのトルクが歯付きベルトにより伝達され車輪が回転する。

(3) 非常停止ボタン

本歩行支援機には、歩行リハビリテーション時に何かトラブルがあった場合に介助者が歩行支援機を停止させるための非常停止ボタンが 4 つ付いている(図 14 参照)。この非常停止ボタンを押すと、図 4 に示すように、その情報が DI ボードを介してコンピュータへ送られ、コンピュータより歩行支援機の電源が OFF される。

(4) 患者手動ブレーキ

リハビリテーションの専門家の意見を参考に、患者自身が歩行支援機を一時停止させることができるように歩行支援機ハンドル部にブレーキを取り付けた。このブレーキの握り量はポテンシオメータにより計測され、その情報は AD 変換ボードを介してコンピュータへ送られ、コンピュータより DA 変換ボードを介して握り量に応じてブレーキ(パウダブレーキ)がかかるようになっている。さらに、このブレーキにはスイッチが付いており、ブレーキを最後まで握るとスイッチが働き、その情報は DI ボードを介してコンピュータへ伝達され、歩行支援機が一時停止する。一時停止した後、ブレーキを解放すると歩行支援機はコンピュータからの信号待ちとなる。

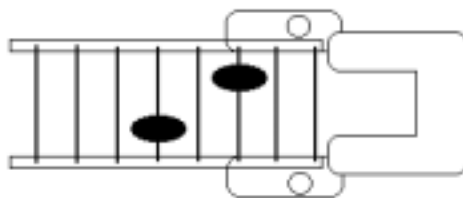
(5) 力覚センサ

図 15 に示すように歩行支援機の左右のハンドルの根元に力覚センサ（ビーエル・オートテック株式会社製ビーエル MINI センサ Mini 8/40）が取り付けられており、患者がハンドルを押す力、引く力などの力情報が得られる。さらに、本力センサの情報は、歩行支援機を制御するコンピュータに AD 変換ボードを介して送られ、その情報に応じて歩行支援機を動作させることが可能である。

(6) 位置検出エリアセンサ

足遅れによる転倒防止、及び患者の足の位置を認識するために、キーエンス社製ハイブリッドファイバセンサ(FS-V11,FS-V12)を図 16 に示すように歩行支援機下部のガイドに取り付け、患者の足と歩行支援機の相対位置を検出するエリアセンサを試作した。ファイバセンサの取り付け部はガイドに沿って動かすことができ、ガイド内の任意の位置に固定可能である（今回の転倒実験では、各センサ間の距離が 100[mm]になるように設置している）。進行方向から左側ガイドに取り付けられたセンサより赤色 LED が発光され、右側ガイドに取り付けられたセンサにより受信される。また、本センサには、相互干渉防止機能（各センサごとに LED の波長が異なる）があり、隣り合うセンサの干渉は受けない。本センサはそれぞれ DI ボードを介して、歩行支援機を制御するコンピュータに接続されている。本センサより、コンピュータに取り込まれたデータの値を 2 進数で表した値と、患者の足と歩行支援機との相対位置の関係は次のようになっている。

歩行支援機の前進方向にあるセンサは 2 進数の下位を表し、後進方向にあるセンサは 2 進数の上位を表している。左側センサより発光された赤色 LED が右側センサに受信された場合その位置の 2 進数の数値を 0、赤色 LED が患者の足により遮られ右側センサで受信できなかった場合 1 としている。例えば、患者の足が図 6 のような位置（黒で示した部分）にある場合、センサから 2 進数で 00010100（10 進数では 20）という数値がコンピュータに送られるようにしている。すなわち、この数値を見ることにより、足がどの位置のセンサを横切っているかがわかるようにしている。



2 進数 : 00010100 = 10 進数 : 20

図 6 エリアセンサ

3-2 歩行支援機動作方法

本研究では、歩行支援機の2つのハンドルに加わる力の合力が、前進方向のある力 F_a (次項の転倒防止実験では 1 kgf に設定) を超える場合、前進方向へ歩行支援機が動作し、後方向に F_b (次項の転倒防止実験では 1 kgf に設定) 以上の力が加わると後方へ動作するようにしている。また、位置検出エリアセンサの前方向から n 番目 (次項の転倒防止実験では 5 番目に設定) 以降のセンサが患者の足を検出すると、歩行支援機にブレーキがかかるようにしている。このエリアセンサにより、足遅れによる転倒は解決できると考えられる。

さらに本研究では、リハビリテーションの専門家の意見や、患者の症状に対する説明など考慮し、上記の動作方法に以下の6種類の運転モードを付加している。

モード1．速度一定運転モード

歩行のリハビリテーションが必要な患者の中に、パーキンソン病の患者がいる。この患者の一つの症状として、上体が前のめりになり、自分の意志とは無関係に前方へ突進していくといった特徴の歩行障害 (前方突進現象) があるようである。このような場合、歩行支援機が一定速度で動き、突進をくい止めることが必要である。そこで、歩行支援機の2つのハンドルに加わる力の合力が前進方向のある力 F_a を超える場合、前進方向へ歩行支援機が一定速度 v_a (次項の転倒防止実験では 0.069[m/s] に設定) で動作し、後方向に F_b 以上の力が加わると後方へ一定速度 v_b (次項の転倒防止実験では 0.069[m/s] に設定) で動作するようにしている。

モード2．転倒時速度緩和運転モード

このモードは転倒時の衝撃を和らげるために、転倒防止位置の手前で速度を緩和するように制御している。

次項の転倒防止実験で用いた患者の足の位置とそれに対する歩行支援機の速度の設定値を以下に示す。

足の位置が2進数表示で 00000000 ~ 00000011 にあるとき、歩行支援機を速度 0.137[m/s] で動作させる。

足の位置が2進数表示で 00000100 ~ 00011111 にあるとき、歩行支援機を速度 0.103[m/s] で動作させる。

足の位置が2進数表示で 00100000 ~ 00111111 にあるとき、歩行支援機を速度 0.069[m/s] で動作させる。

足の位置が2進数表示で 01000000 以上にあるとき、歩行支援機を停止させる。

モード3．力速度運転運転モード

本モードは、歩行支援機のハンドルにかかる力が大きくなると歩行支援機を速度を上げ、力が小さくなると歩行支援機を速度を下げるようにしたパワーアシスト的なモードである。

すなわち、本モードでは左右のハンドルにかかる歩行支援機前進方向の力の合力を F_p [kgf]、歩行支援機の前進方向の速度を v_p [m/s]とすると、

$$v_p = c_p F_p$$

の速度で歩行支援機を動作させている。ここで、 c_p は比例定数であり、次項の転倒防止実験では、

$$c_p = 0.034[\text{m}/(\text{s} \cdot \text{kgf})]$$
としている。

ただし、安全対策として、合力 F_p が 5[kgf]を超えた場合、歩行支援機を一定速度 0.172[m/s]で動作するようにしている。

モード4．距離一定運転モード

力センサの値を全く無視し、足の位置情報だけで歩行支援機を制御するモード、距離一定モードを試作した。このモードは患者の足の位置に応じてモーターを制御する。患者の足の位置が歩行支援機に近い時、すなわちエリアセンサの値が 00100000 未満の時に歩行支援機を前進させ、エリアセンサの値が 00100000 の位置に足がくると歩行支援機を止める様に制御した。また実験の便宜上 10000000 の位置に足がくると歩行支援機が後進するようにした。歩行支援機の前進時には 0.069[m/s]、後進時も 0.069[m/s]に制御している。

モード5．患者操縦運転モード

他のモードでは、重傷患者を想定しているので、前・後方向にしか動作しないようにしている。しかし、歩行障害が軽度の患者の場合、自分の思い通りの方向へ動ける方がリハビリに対する意欲を増す患者もいると考えられる。そこで、歩行支援機の2つのACサーボモータをそれぞれ個別に歩行支援機の2つのハンドルにかかる力に基づいて制御する。すなわち、右側ハンドルにかかる力 F_r [kgf]に比例する速度 $c_r F_r$ [m/s] (c_r :比例定数)で歩行支援機の右側モータを回転させ、左側ハンドルにかかる力 F_l [kgf]に比例する速度 $c_l F_l$ [m/s] (c_l :比例定数)で歩行支援機の左側モータを回転させるようにしている。次項の転倒防止実験では、 $c_r = c_l = 0.034[\text{m}/(\text{s} \cdot \text{kgf})]$ としている。

モード6．位置速度モード

足遅れによる転倒のパターンは歩行支援機の前進速度に患者の足が追いつかず、足が取り残された状態になり、患者が転倒してしまうために起こると考えられる。そこで、患者の足と歩行支援機との相対位置情報を位置検出エリアセンサで取り込み、患者の足が歩行支援機の前方向に来ると歩行支援機の前進速度を上げ、後方向に来ると歩行支援機の前進速度を下げるようにしている。

足の位置が2進数表示で 00000001 にあるとき、歩行支援機を速度 0.138[m/s]で動作させる。

足の位置が 2 進数表示で 00000010 ~ 00000011 にあるとき，歩行支援機を速度 0.121[m/s]で動作させる。

足の位置が 2 進数表示で 00000100 ~ 00000111 にあるとき，歩行支援機を速度 0.104[m/s]で動作させる。

足の位置が 2 進数表示で 00001000 ~ 00001111 にあるとき，歩行支援機を速度 0.086[m/s]で動作させる。

足の位置が 2 進数表示で 00010000 ~ 00011111 にあるとき，歩行支援機を速度 0.069[m/s]で動作させる。

足の位置が 2 進数表示で 00100000 ~ 00111111 にあるとき，歩行支援機を速度 0.052[m/s]で動作させる。

足の位置が 2 進数表示で 01000000 ~ 01111111 にあるとき，歩行支援機を速度 0.035[m/s]で動作させる。

4. 実験方法

4-1 足遅れによる転倒防止実験

(1) 実験の概要

今回の実験では、麻痺の無い患者と、片麻痺患者の場合の足遅れによる転倒を想定して実験を行った。この実験では、被験者は、片麻痺想定による模擬転倒（図 9 参照）と通常の模擬転倒（図 7 参照）を行い、その状態を歩行支援機についている力覚センサ、位置エリアセンサによって計測した。またそれらの情報から制御された歩行支援機の数値についてもデータを取った。被験者は 4 名で体重はそれぞれ 76kg, 70kg, 63kg, 66kg, 身長は 171cm, 173cm, 170cm, 177cm である。また転倒防止位置を 01000000(64), 10000000(128)（図 9 参照）の二つの場合で行った。



図 7 通常の転倒実験

(2) 片麻痺患者の転倒

歩行器を用いた片麻痺患者の歩行リハにおいて、歩行中、身体の重心は、麻痺していない側の前方にくると考えられる。また、麻痺側の足は、歩行時の立脚期が短く、麻痺の無い足より前に出る事が少ないと考えられる。その他、先に述べた片麻痺歩行の特徴をふまえて、片麻痺患者の転倒については図 8 のように装具を被験者に装着し実験を行った。



図 8 高齢者体験期キットの装着



図9 片麻痺想定状態の転倒実験

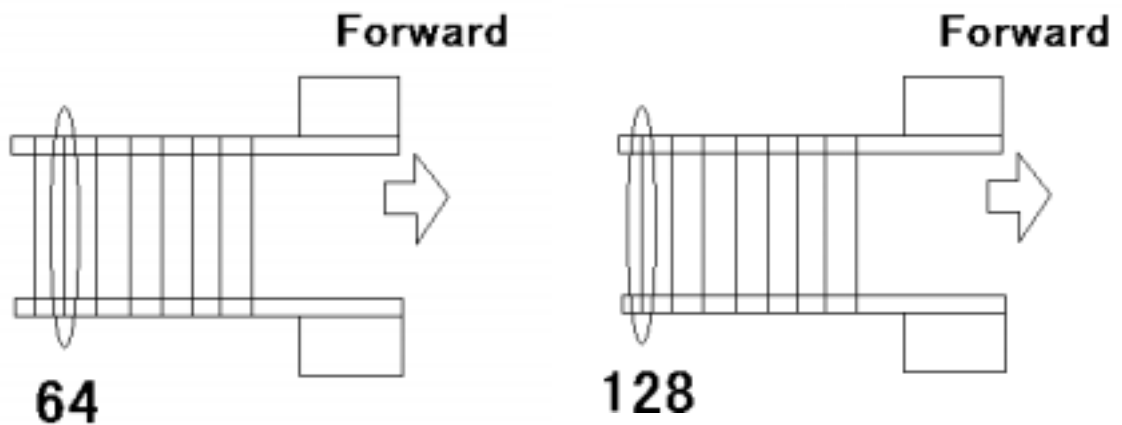


図10 転倒防止位置

4-2 アンケートによる歩行支援機制御モードの評価

上記の実験ともう一つ、感性を調べるアンケートを作成、実施して、その結果を統計ソフト SPSS (Statistical Package for the Social Science) を使って分析し、評価、考察した。アンケートの手順は、まず、予備的尺度という乗り心地を調べるための質問項目をつくり、それを使って、モード 1 でのアンケートを実施した。その結果を SPSS で分析し、予備的尺度の質問項目を評価し、因子を特定して、新たにその予備的尺度の中から必要な尺度を抽出してアンケートを作成した。そして最後に、それを使って全てのモードについて、片麻痺想定状態、及び通常の状態でのアンケートを実施し、その結果を SPSS で分析する。まず、通常でのアンケート結果 (モード 1~6) を一元配置分散分析し、各モードの感性の差を分析し、つぎに片麻痺想定でのアンケート結果を加えモード 5 以外で平均値の比較を行い、片麻痺想定と通常感性の違いを分析した。

(1) 分析方法

) 主成分法による因子分析について

本研究の因子分析には、主成分法⁽³⁾による分析を用いた。主成分法とは、順統計的なデ

ータ解析に基づき、対象となる変量群の中から群全体の特徴を表す主成分を見つけ出す方法である。今回は、主成分法、バリマックス回転を用いて各尺度の主成分を見つけだして集約する。そして、それから得た、アンケート内にある代表的な因子（集約された主成分）の分析により、各モードの特徴を検討する。

）信頼性係数（Cronbach'salph 係数）について

内部一貫性・内的整合性。アンケート内部が整合的であれば、信頼性係数も高く、整合的でなければ、信頼性係数も低い。この信頼性係数を用いて、アンケート結果及び、分析結果の信頼性を検討する。

）一元配置分散分析について

各モード別の差の検定を行うために、一元配置分散分析⁽⁴⁾を用いた。一元配置分散分析は、一つの要因に基づいた各層データの分散を分析する手法である。主成分法による因子分析から得た因子に基づき、各モードでの一元配置分散分析を行い、各モード別の因子の差、つまり、各モード別の感性の差を分析した。この分析では、一般に Tukey, Bonferroni の方法がよく用いられるが、本研究では Bonferroni の方法を用いる。

）平均値の比較について

アンケートによって得た二つの群、片麻痺と通常の場合の母平均を推定して、片麻痺、通常の場合の二つの状態に差が有るのかを検討した。つまり、両者の母平均が等しいのか、等しくないのかを検討する。推定する母集団の分布を t 分布として、いわゆる t 検定⁽⁵⁾を行った。

(2) SPSS の操作法⁽⁶⁾

）因子分析（主成分法、バリマックス回転）

アンケート結果をエクセルに入力して保存（Excel4.0 ワークシート形式、ブック不可）、データは横に個人名及び身長、体重、年齢、質問番号等変数名を記入のうえ入力。（表 1 参照）

表 1 Excel のフォーマット

対象	モード	氏名	身長	体重	年齢	質問1	質問2	質問3	各因子合計得点	各因子合計得点
1	1	XXXXXXXX	XXX	XXX	XX	X	X	X	XX	XX
1	2	XXXXXXXX	XXX	XXX	XX	X	X	X	XX	XX
1	3	XXXXXXXX	XXX	XXX	XX	X	X	X	XX	XX
1	4	XXXXXXXX	XXX	XXX	XX	X	X	X	XX	XX
1	5	XXXXXXXX	XXX	XXX	XX	X	X	X	XX	XX
2	1	XXXXXXXX	XXX	XXX	XX	X	X	X	XX	XX
2	2	XXXXXXXX	XXX	XXX	XX	X	X	X	XX	XX
2	3	XXXXXXXX	XXX	XXX	XX	X	X	X	XX	XX
2	4	XXXXXXXX	XXX	XXX	XX	X	X	X	XX	XX

SPSS で で保存した Excel ファイルを開く，チェックボックスの「変数を読み込む」にチェック。

「データの分解」から因子分析，変数に質問番号を挿入，因子抽出で主成分分析を選択，抽出の基準に予測される因子数を入力。回転メニューのバリマックスを選択して実行する。

出力ウィンドウの回転後の成分行列を参照後，各因子ごとに相関係数の高い物を集めるように質問を並びかえて を実行。余分な因子等を削り質問項目を消していく。相関係数が因子ごとに固まったら因子分析終了。

) Cronbach's alphas 係数の算出

尺度 信頼性分析，信頼性係数を得たい変数（例えば第一因子や質問全体）を項目に挿入後実行。

出力ウィンドウに結果が出力される。

) 一元配置分散分析⁽⁷⁾

分析 平均の比較 一元配置分散分析を選択。

従属変数に各因子合計を入力。「その後検定」で「等分散が仮定されている」欄で Bonferroni をチェックして実行。

) 平均値の T 検定

分析 平均の比較 独立したサンプルの T 検定を選択。

比較したい変数を検定変数に挿入，グループ化変数に状態，グループ変数の定義に，通常 1，片麻痺 2 を入力，実行。

(3) 予備的尺度によるアンケートの実施

まずアンケートを始めるにあたり，予備的尺度を作成した。(資料 1 参照) アンケートは，全く違う・違う・どちらでもない・そのとおり・全くそのとおり，という五段階で各項目について歩行支援機を評価してもらい，それぞれに(良い) 1・2・3・4・5(悪い)の五段階で点数をつけて行うものである。従って各因子の合計得点が高い方がそのモードの評価が悪くなる尺度である。また資料中にある逆転項目とは質問の内容から，得点が高いほど高評価になる項目について，その得点を逆転したものである。このような予備的尺度を用いて 18~23 歳の男女 24 人に，歩行支援機の種類一定運転モードを用い，数歩歩いて足遅れによる転倒防止を体験してもらい，アンケートを実施した。

(4) アンケートの実施

予備的尺度の分析結果から(表 2 参照)尺度を絞り込み新しくアンケートを作成した。(資

料 2 参照) アンケートはモード 1, モード 2, モード 3, モード 4, モード 5, モード 6 の順番に, 通常歩行状態と片麻痺想定状態で予備的尺度の時と同様にして 19~23 歳の男女 19 人に対し, 片麻痺想定状態, 通常状態で実施した。なお片麻痺想定の場合, 左手が使えないため, モード 5 でのアンケートは行なわなかった。

5. 実験結果及びアンケート結果分析

5-1 転倒防止実験結果

図 11, 12 にモード 1 の力覚センサにかかった力を示す。またその他についても図 22 ~ 図 33 に結果を示す。なお図 11, 12 の左側が転倒防止位置 64, 右側が 128 での結果を示し (図 10 参照), 縦軸に力 (kgf) 横軸に時間 (sec) を表している。また, 図 11, 12 の図中の円は, 歩行支援機が停止した付近を示す。

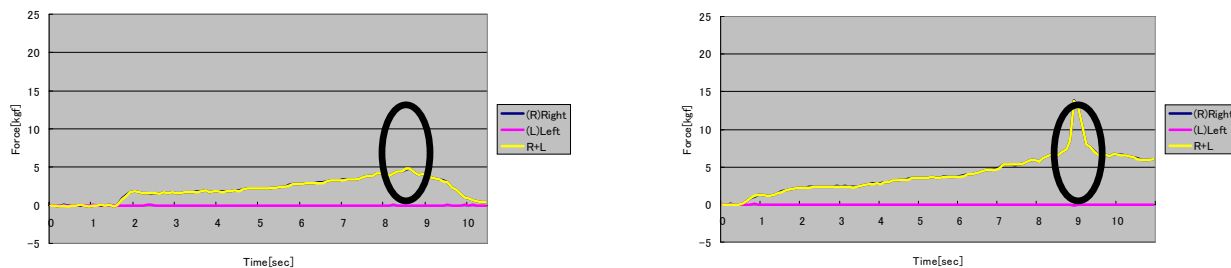


図 11 片麻痺想定之力覚センサにかかった力

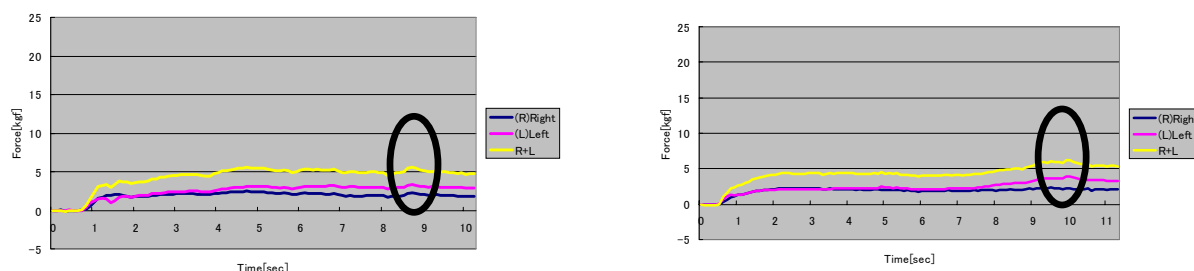


図 12 通常之力覚センサにかかった力

5-2 感性評価の分析結果

次に, 予備的尺度の因子分析の結果を示す。予備的調査表の回答結果を用いて, 因子分析 (主成分法, バリマックス回転) を行った結果, 以下の五因子に分けられ (表 2 参照), 以下のように命名した。

第一因子...歩行支援機の制御 (速度) に対する感性

第二因子...歩行支援機の安定性に対する感性

第三因子...歩行支援機の動作に対する感性

第四因子...エリアセンサの停止位置に対する感性

第五因子...足下に対する感性

尺度の信頼性を見るための Cronbach's alphas 係数は, 分析の結果, 第一因子 0.886, 第二因子 0.855, 第三因子 0.892, 第四因子 0.661, 第五因子 0.726 であり尺度全体の 係数は

0.887 であった。

一元配置分散分析を行った結果，第一因子 ($P<0.0003$)，第二因子 ($P<0.001$)，第四因子 ($P<0.008$) であり有意差がみられた。しかし第三，第五因子には有意差はみられなかった。なお，この結果を表 3 に，各因子ごとの分散分析結果を表 4～8，箱ひげ図にして図 17～21 に示す。

各モードごとの平均値の差を分析したところ，第一因子ではモード 5： 29.95 ± 9.87 点 (Mean \pm SD) で最も得点が高く，モード 1： 20.05 ± 5.49 点，モード 2： 20.63 ± 5.49 点，モード 3： 23.05 ± 7.38 点，モード 4： 21.53 ± 7.40 点，モード 6： 20.05 ± 7.60 であり，モード 3 以外は，それぞれにモード 5 の方が有意に高得点であった。(表 4，図 17 参照)

第二因子ではモード 5： 19.84 ± 5.33 で最も得点が高く，モード 1： 16.79 ± 4.63 点，モード 2： 14.53 ± 3.63 点，モード 3： 14.84 ± 4.69 点，モード 4： 16.16 ± 4.76 点，モード 6： 14.16 ± 3.11 であり，モード 2，3，6 に対してモード 5 の方が有意に高得点であった。(表 5，図 18 参照)

第四因子ではモード 5： 9.16 ± 2.73 で最も評価が低く，モード 1： 7.37 ± 2.39 点，モード 2： 6.26 ± 2.83 点，モード 3： 6.95 ± 2.82 点，モード 4： 6.47 ± 2.27 点，モード 6： 6.53 ± 2.25 であり，モード 2，4，6 に対してモード 5 の方が有意に高得点であった。(表 7，図 20 参照)

また，片麻痺想定，通常の二つの状態の平均値を比較した T 検定では，速度一定モードの第五因子にだけ有意差があった。(表 9 参照)

6. 考察

転倒実験の結果から以下のような事を考察した。まず歩行支援機停止時の力覚センサの図(図 11,12 参照)にピークがあらわれた。これは歩行支援機の停止による慣性による力であると考えられる。通常の転倒実験等にも、この歩行支援機停止時の慣性と思われるピークはみられるがあまり大きくは無い。また、片麻痺想定状態での実験では、このピークが非常に大きくなるケース(図 11,右図参照)があった。これは片麻痺の場合、麻痺側の足に体重を乗せて踏ん張るとい事ができないのため、歩行支援機の停止時に被験者の姿勢が崩れこのような大きなピークが出たと考えられる。しかし、このピークは、転倒防止位置 128 での転倒防止実験において発生しているが、転倒防止位置 64(図 11,左図参照)の位置ではこのピークが表れなかった。したがって転倒防止位置を前に設定する事で、歩行支援機停止時の姿勢の崩れを防止できると考えられる。また、実験データに、この姿勢の崩れによるピークが表れない被験者、表れる場合と表れない場合のある被験者もいた。(図 26,28,30,32 にピークがでた場合の結果を示す。)おそらく、この姿勢の崩れが起る位置は、被験者の身長、歩幅等に大きく関係するものと思われる。

次は感性について考察する。まず、一元配置分散分析の結果、各モード別の差は距離一定運転モード以外には出なかった。このモードにだけ有意差がでた理由を考察すると、このモードでは力覚センサ、つまりレバーによる操作を行わないため、機械が勝手に動いているような感じ方をした人が多数いたのではないと思われる。「自分で操縦できない」という不安が各因子に対して上乘せされた結果、一番悪い評価を受けたと考えられる。この事から、操作レバー、及びレバーによる操作は患者の不安を和らげる効果もあると考えられる。なおこの距離一定モードは当初、片麻痺患者には有効で評価も高くなるであろうという予測の基にプログラムしたが、実際の感性評価の結果は悪く出てしまった。その予測とは、片麻痺患者の歩行は非対称であるという事から、麻痺側の足を前に移動させるさい、歩行支援機を遅くするか、止める事が効果的であると考えた為であり、また、その際にレバーによる操作は非常に不便であると考え、考案したものである。しかし、この場合、エリアセンサによる制御の設定値を個人の歩幅に設定しないと、その人個人の歩行にあった「距離一定運転モード」にはならない。従って転倒防止位置 64 での歩行は、今回のアンケートを行った大多数の人間には歩幅が大きすぎ、不快感が大きかったものと思われる。その理由として、片麻痺想定時にはこのモードの評価、平均値が若干上がり、また標準偏差の値も大きくなっている。つまり転倒防止位置を 64 に設定した場合、歩幅があった人には高い評価をえたと考えられる為である。

最後にアンケート結果の平均値の T 検定、つまり、片麻痺想定状態と通常での感性の有意差について考察する。この分析の結果、感性の差は、速度一定運転モードの第五因子だけ表れた(表 9 参照)。この結果は Cronbach's alphas 係数の低い第五因子においての結果であるために、信頼性にかける結果である。しかしこのモードだけに有意差があったのは、第五因子は足下に対する因子であり、速度一定運転モードは片麻痺想定における一回目の

実験モードであるため、膝、足首固定による足下の感性の変化がでたものだと考えられる。そのためこれ移行のモードでは足固定の状態になれてしまって足固定に対する不安が消えたため、有意差が消えたと考えられる。もう一つの理由として、アンケート対象者が18～23歳と若く、健康体であるために、アンケート前の説明だけでは片麻痺歩行を理解できなかったため、あまり良い片麻痺の想定状態が出来なかったと考えられる。また、今回は、この片麻痺想定状態において麻痺側の足への体重移動がどのような物であったかを計測していないので、どれだけ片麻痺に近い歩行が出来ていたかは解らない。

7. 結言

本研究では、歩行機能に障害を有する高齢者等のリハビリテーションの促進と理学療法士などの負担軽減のため、患者が自助的にリハビリテーションを実施できるインテリジェントな歩行訓練機として、一般的な歩行機能障害患者と片麻痺を有する患者、両患者の転倒や姿勢の崩れ落ちを未然に防止し、安全に歩行訓練を実施可能にするための実験及び、感性評価を行ない、以下の知見を得た。

足遅れの転倒について、力覚センサの値に、慣性によるピークが表れ、片麻痺想定においてはかなり大きなピークが表れた。またこの結果の比較、考察から、片麻痺想定状態において表れたピークは、通常時にはない姿勢の崩れにより大きな慣性が表れた事を示した。

実験データより、の片麻痺想定状態に見られた、姿勢の崩れによって力覚センサにかかった慣性の大きなピークは、転倒防止位置を前に設定する事で防ぐ事ができると考えられる。

各運転モード別の一元配置分散分析の結果、距離一定運転モードにだけ有意差が表れた。このモードの特徴を踏まえて考察した結果、力覚センサを用いた操作レバーは、患者に対して、歩行支援機に対する不安を和らげる効果がある事を示した。

各運転モード別の一元配置分散分析の結果、有意差はでなかったものの位置速度運転モードの評価が高く、エリアセンサによる速度制御が、不安を和らげる効果がある事を示した。

平均値のT検定による比較の結果、通常及び片麻痺想定での感性に有意差は見られなかった。しかし、この結果はアンケート時の片麻痺想定が未熟になってしまった為であると考えられる。

以上のような事から、本研究では、エリアセンサによる速度制御は、片麻痺患者を想定した歩行リハに有効である事を示した。したがって、これらの制御が片麻痺患者の歩行リハに用いる事が有効であるといえる。

謝辞

最後に今回の卒業研究にあたり，指導教員の井上喜雄教授，甲斐義弘助手をはじめ，統計解析，リハビリ等についてご指導いただいた，川崎医療福祉大学講師谷岡哲也先生に厚く御礼申し上げます。

参考文献

- (1) 江原義弘，窪田俊夫，土屋辰夫，野坂利也，山本澄子：下肢装具のバイオメカニズム 片麻痺歩行と装具の基礎力学 日本義肢装具学会編，(1996)，2-4，医歯薬出版株式会社
- (2) 江原義弘，窪田俊夫，土屋辰夫，野坂利也，山本澄子：下肢装具のバイオメカニズム 片麻痺歩行と装具の基礎力学 日本義肢装具学会編，(1996)，18-25，医歯薬出版株式会社
- (3) 石原辰雄，長谷川勝也，川口輝久：Loutus 1 - 2 - 3 活用 多変量解析，(1990)，123-140 共立出版株式会社
- (4) 石原辰雄，長谷川勝也，川口輝久：Loutus 1 - 2 - 3 活用 多変量解析，(1990)，265-286，共立出版株式会社
- (5) 高橋馨郎，小林竜一，小柳芳雄：改訂工科の数学 統計解析，(1969)，70-75，培風館
- (6) 石村貞夫：SPSS による多変量データ解析の手順，(1998)，144-157，東京図書株式会社
- (7) 石村貞夫：SPSS による分散分析と多重比較の手順，(1997)，2-23，東京図書株式会社



図 13 歩行支援機

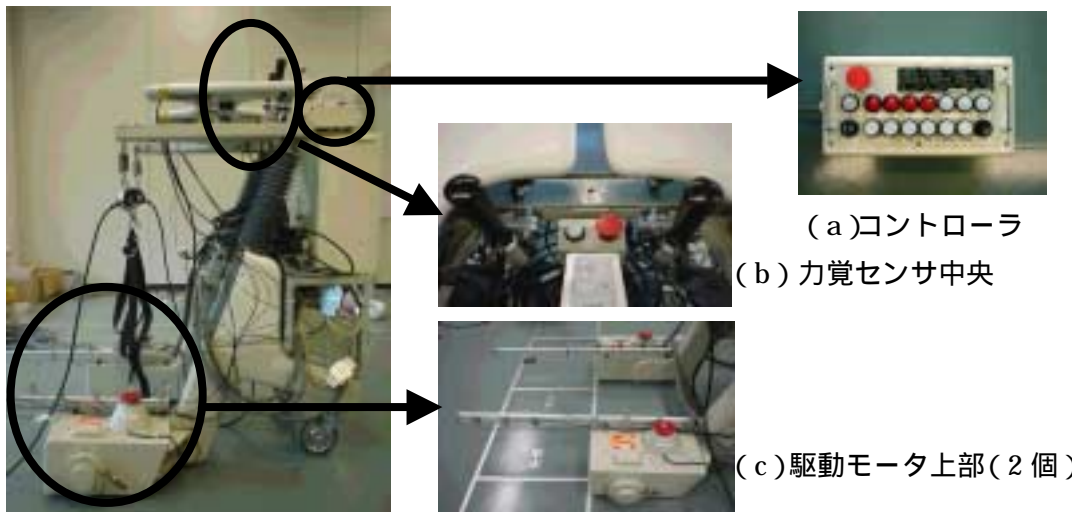


図 14 非常停止ボタン



図 15 力覚センサ



図 16 エリアセンサ

資料 1 , 予備的尺度 (# は逆転項目)

- Q1 歩行支援機の色度が速すぎた
- Q2 歩きはじめに危険を感じた
- Q3 歩行支援機に自分が引張られた
- Q4 # 歩行支援機は動かしやすいかった
- Q5 歩行支援機の操作が難しかった
- Q6 歩行時に歩行支援機が重く感じた
- Q7 歩行支援機はいかにも硬そうに感じた
- Q8 止まった時に危険を感じた
- Q9 # この歩行支援機を使用した歩行はおもしろかった
- Q10 この歩行支援機を使用した歩行はすぐに飽きた
- Q11 自分には操作位置が高すぎた
- Q12 操作するのに疲れた
- Q13 操作レバーを離しても止まらないような気がして不安だった
- Q14 勝手にうごきだしそうで不安だった
- Q15 # 歩行支援機が身体の手えになるので安心だった
- Q16 動きが遅いのでイライラした
- Q17 立つ位置が窮屈だった
- Q18 歩行機の動きについていけなかった
- Q19 急に発進したのでこけそうになった
- Q20 操作が複雑で分かりづらかった
- Q21 歩行支援機は不安定そうで倒れそうだった
- Q22 歩行支援機の動きが予想しにくかった
- Q23 予想外に動いたのでビックリした
- Q24 # 歩行がスムーズで心地よかった
- Q25 動きが単純でくだらなかった
- Q26 動きが単調でつまらなかった
- Q27 介助者が横について歩いた方が安心だった
- Q28 歩行支援機だけでは心もとなかった
- Q29 歩いている時に危険を感じた
- Q30 自分が転倒した時に自動的に止まるかどうか不安だった
- Q31 歩行支援機の動きが不愉快だった
- Q32 思惑とは違う歩行支援機の動きにうろたえた
- Q33 # 思い通りの歩行ができた
- Q34 # 歩行リハビリを行う時に歩行支援機を使うとやる気が出る

- Q35# レバーの操作が便利だった
- Q36 勝手に速度が変わるのがわずらわしかった
- Q37 自分がうまく操縦できるかどうか不安だった
- Q38 急加速を感じた
- Q39 急発進を感じた
- Q40 操作がし難いのでイライラした
- Q41 レバーの操作が不便だった
- Q42 停止前に足を踏ん張らないといけなかった

資料 2 , アンケート項目

- Q1 歩行支援機の色が速すぎた
- Q2 急加速を感じた
- Q3 急発進を感じた
- Q4 自分には操作位置が高すぎた
- Q5 急に発進したのでこけそうになった
- Q6 操作レバーを離しても止まらないような気がして不安だった
- Q7 予想外に動いたのでビックリした
- Q8 思惑とは違う歩行支援機の動きにうろたえた
- Q9 歩行機の動きについていけなかった
- Q10 操作が難しいのでイライラした
- Q11 歩きはじめに危険を感じた
- Q12 介助者が横について歩いた方が安心だった
- Q13 歩行支援機だけでは心もとなかった
- Q14 歩いている時に危険を感じた
- Q15 自分が転倒した時に自動的に止まるかどうか不安だった
- Q16 自分がうまく操縦できるかどうか不安だった
- Q17 # 歩行支援機は動かしやすいかった
- Q18 動きが単純でくだらなかつた
- Q19 動きが単調でつまらなかつた
- Q20 止まった時に危険を感じた
- Q21 勝手にうごきだしそうで不安だった
- Q22 停止前に足を踏ん張らないといけなかつた
- Q23 歩行支援機の動きが予想しにくかつた
- Q24 立つ位置が窮屈だった
- Q25 # 歩行支援機が身体を支えになるので安心だった
- Q26 動きが遅いのでイライラした

表2 因子分析の結果

因子名	質問項目	第1因子	第2因子	第3因子	第4因子	第5因子	共通性
第1因子	歩行支援機の速度が遅すぎた	0.74	0.36	-0.30	0.00	0.15	0.78
	急加速を感じた	0.71	0.28	0.20	0.11	0.31	0.77
	急減速を感じた	0.66	0.00	0.11	0.12	0.10	0.78
	自分には操作位置が高過ぎた	0.58	-0.46	0.10	0.10	0.01	0.59
	急に異音したのでこけそうになった	0.61	0.42	0.20	-0.04	0.27	0.66
	操作レバーを放しても止まらないような気がして不安だった	0.73	0.03	0.29	-0.01	0.01	0.62
	予想不到に動いたのでビックリした	0.59	-0.03	0.19	0.19	0.38	0.56
	思惑とは違う歩行支援機の動きにうろたえた	0.65	0.09	0.07	0.59	-0.15	0.80
	歩行機の動きについていけないかった	0.63	0.08	-0.13	-0.06	0.07	0.72
	操作が難しいのでイライラした	0.55	0.50	0.22	-0.05	-0.01	0.71
歩き始めに危険を感じた	0.46	0.39	-0.41	-0.04	0.18	0.71	
第2因子	介助者が横について歩いたほうが安心だった	0.04	0.83	-0.17	0.11	-0.08	0.80
	歩行支援機だけでは心もとなかった	0.08	0.96	-0.03	0.09	-0.06	0.94
	歩いているときに危険を感じた	0.36	0.49	0.33	0.34	-0.14	0.72
	自分が転倒したときに自動的に止まるかどうか不安だった	0.10	0.73	0.35	0.00	0.24	0.74
	自分が上手に操縦できるかどうか不安だった	0.04	0.73	0.08	0.14	0.10	0.57
歩行支援機は動かし易かった	0.16	0.55	-0.04	0.39	-0.08	0.54	
第3因子	動きが単調でつまらなかった	0.26	-0.01	0.85	0.04	-0.01	0.82
	動き単調でくだらなかった	0.09	0.14	0.91	0.12	0.08	0.91
第4因子	歩行支援機の動きが予想しにくかった	0.44	0.36	0.24	0.55	0.16	0.79
	立つ位置が窮屈だった	0.13	0.35	-0.01	0.75	0.05	0.87
	歩行支援機が体の支えになるので安心だった	-0.02	0.07	-0.11	0.52	-0.35	0.69
第5因子	動きが遅いのでイライラした	-0.23	-0.08	0.32	0.75	0.23	0.73
	止まったときに危険を感じた	0.05	-0.06	-0.33	0.13	0.80	0.70
	勝手に動き出そうで不安だった	0.21	0.05	0.12	-0.18	0.81	0.53
	停止前に足を踏ん踏らないといけなかった	0.44	0.18	0.30	0.06	0.60	0.78
因子寄与		9.47	6.83	3.34	4.73	3.71	19.04
因子寄与率		31.18	13.32	10.22	7.85	6.47	68.04

表3 分散分析

	F 値	有意確率(P値)	モード	平均値	標準偏差
第一因子合計	5.066028157	0.000328173	1	20.05263158	5.492152828
			2	20.63157895	5.489490224
			3	23.05263158	7.382213491
			4	21.52631579	7.403966062
			5	29.94736842	9.868432749
			6	20.05263158	7.604630784
			合計	22.54385965	7.99240829
第二因子合計	4.333133971	0.00124217	1	16.78947368	4.625760567
			2	14.52631579	3.626575076
			3	14.84210526	4.693531694
			4	16.15789474	4.764022086
			5	19.84210526	5.325652364
			6	14.15789474	3.113825049
			合計	16.05263158	4.737054283
第三因子合計	0.692307692	0.630333543	1	4.789473684	2.016017729
			2	4.631578947	1.801558779
			3	4.473684211	2.117871601
			4	4.157894737	2.115108558
			5	4.105263158	1.822535988
			6	5.105263158	2.105409352
			合計	4.543859649	1.987306403
第四因子合計	3.336846807	0.007670545	1	7.368421053	2.385384346
			2	6.263157895	2.825324077
			3	6.947368421	2.818070345
			4	6.473684211	2.269812059
			5	9.157894737	2.733803982
			6	6.526315789	2.245202813
			合計	7.122807018	2.687698462
第五因子合計	1.74473029	0.130542904	1	11.36842105	2.338340492
			2	9.894736842	2.424292264
			3	9.368421053	2.928984016
			4	11.21052632	2.95482557
			5	10.52631579	2.589903925
			6	9.842105263	2.630233574
			合計	10.36842105	2.697961072

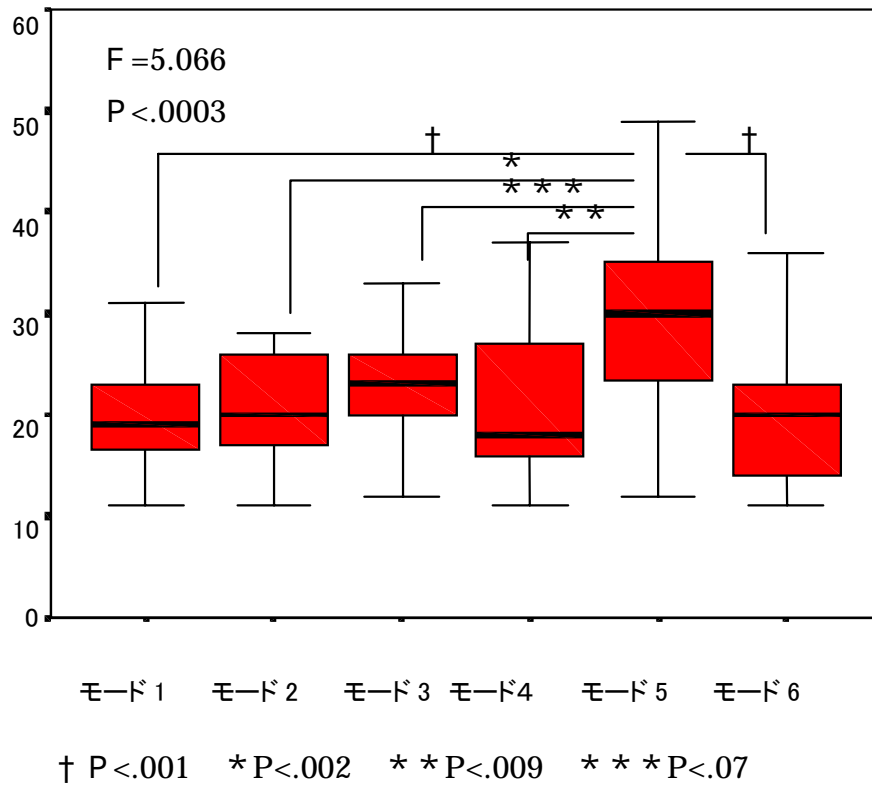
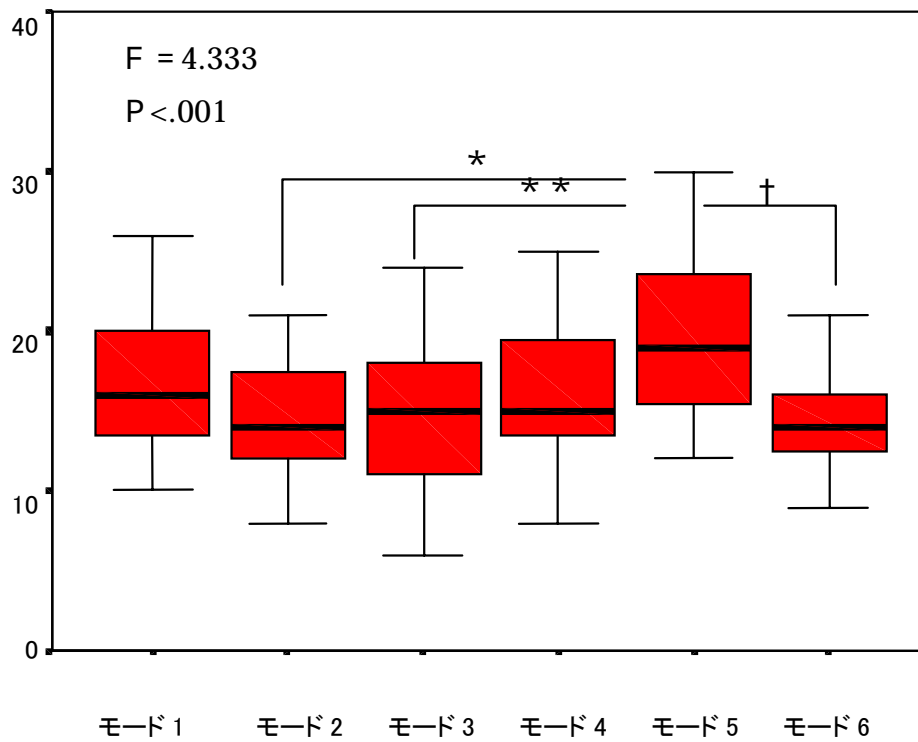


図 17 第一因子の一元配置分散分析結果

表4 第一因子の多重比較

従属変数	(I) モード	(J) モード	平均値の差 (I-J)	標準誤差	有意確率
第一因子合計	1	2	-0.578947368	2.387211577	1
		3	-3	2.387211577	1
		4	-1.473684211	2.387211577	1
		5	-9.894736842	2.387211577	0.001017413
		6	0	2.387211577	1
	2	1	0.578947368	2.387211577	1
		3	-2.421052632	2.387211577	1
		4	-0.894736842	2.387211577	1
		5	-9.315789474	2.387211577	0.00249042
		6	0.578947368	2.387211577	1
	3	1	3	2.387211577	1
		2	2.421052632	2.387211577	1
		4	1.526315789	2.387211577	1
		5	-6.894736842	2.387211577	0.070230608
		6	3	2.387211577	1
	4	1	1.473684211	2.387211577	1
		2	0.894736842	2.387211577	1
		3	-1.526315789	2.387211577	1
		5	-8.421052632	2.387211577	0.009256561
		6	1.473684211	2.387211577	1
	5	1	9.894736842	2.387211577	0.001017413
		2	9.315789474	2.387211577	0.00249042
		3	6.894736842	2.387211577	0.070230608
		4	8.421052632	2.387211577	0.009256561
		6	9.894736842	2.387211577	0.001017413
	6	1	0	2.387211577	1
		2	-0.578947368	2.387211577	1
		3	-3	2.387211577	1
		4	-1.473684211	2.387211577	1
		5	-9.894736842	2.387211577	0.001017413



† P < .002 * P < .005 ** P < .011

図 18 第二因子の一元配置分散分析結果

表5 第二因子の多重比較

従属変数	(I) モード	(J) モード	平均値の差 (I-J)	標準誤差	有意確率
第二因子合計	1	2	2.263157895	1.434740232	1
		3	1.947368421	1.434740232	1
		4	0.631578947	1.434740232	1
		5	-3.052631579	1.434740232	0.534615739
		6	2.631578947	1.434740232	1
	2	1	-2.263157895	1.434740232	1
		3	-0.315789474	1.434740232	1
		4	-1.631578947	1.434740232	1
		5	-5.315789474	1.434740232	0.005025959
		6	0.368421053	1.434740232	1
	3	1	-1.947368421	1.434740232	1
		2	0.315789474	1.434740232	1
		4	-1.315789474	1.434740232	1
		5	-5	1.434740232	0.010686262
		6	0.684210526	1.434740232	1
	4	1	-0.631578947	1.434740232	1
		2	1.631578947	1.434740232	1
		3	1.315789474	1.434740232	1
		5	-3.684210526	1.434740232	0.173997902
		6	2	1.434740232	1
	5	1	3.052631579	1.434740232	0.534615739
		2	5.315789474	1.434740232	0.005025959
		3	5	1.434740232	0.010686262
		4	3.684210526	1.434740232	0.173997902
		6	5.684210526	1.434740232	0.002006067
	6	1	-2.631578947	1.434740232	1
		2	-0.368421053	1.434740232	1
		3	-0.684210526	1.434740232	1
		4	-2	1.434740232	1
		5	-5.684210526	1.434740232	0.002006067

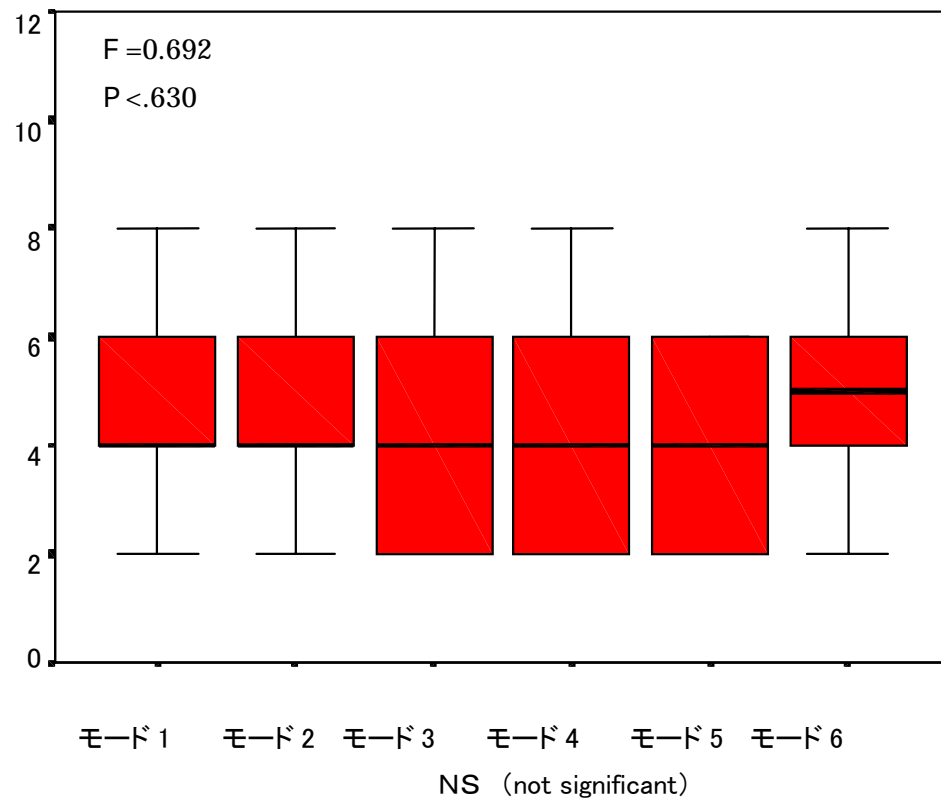


図 19 第三因子の一元配置分散分析結果

表6 第三因子の多重比較

従属変数	(I) モード	(J) モード	平均値の差 (I-J)	標準誤差	有意確率
第三因子合計	1	2	0.157894737	0.649201829	1
		3	0.315789474	0.649201829	1
		4	0.631578947	0.649201829	1
		5	0.684210526	0.649201829	1
		6	-0.315789474	0.649201829	1
	2	1	-0.157894737	0.649201829	1
		3	0.157894737	0.649201829	1
		4	0.473684211	0.649201829	1
		5	0.526315789	0.649201829	1
		6	-0.473684211	0.649201829	1
	3	1	-0.315789474	0.649201829	1
		2	-0.157894737	0.649201829	1
		4	0.315789474	0.649201829	1
		5	0.368421053	0.649201829	1
		6	-0.631578947	0.649201829	1
	4	1	-0.631578947	0.649201829	1
		2	-0.473684211	0.649201829	1
		3	-0.315789474	0.649201829	1
		5	0.052631579	0.649201829	1
		6	-0.947368421	0.649201829	1
	5	1	-0.684210526	0.649201829	1
		2	-0.526315789	0.649201829	1
		3	-0.368421053	0.649201829	1
		4	-0.052631579	0.649201829	1
		6	-1	0.649201829	1
	6	1	0.315789474	0.649201829	1
		2	0.473684211	0.649201829	1
		3	0.631578947	0.649201829	1
		4	0.947368421	0.649201829	1
		5	1	0.649201829	1

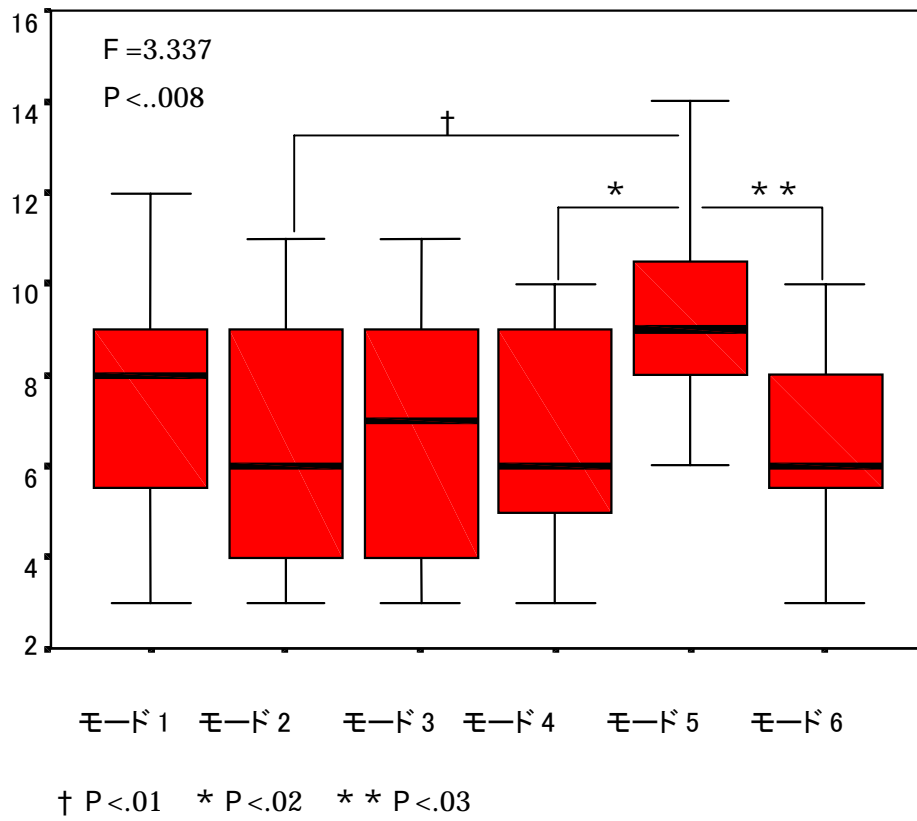


図 20 第四因子の一元配置分散分析結果

表7 第四因子の多重比較

従属変数	(I) モード	(J) モード	平均値の差 (I-J)	標準誤差	有意確率
第四因子合計	1	2	1.105263158	0.830141626	1
		3	0.421052632	0.830141626	1
		4	0.894736842	0.830141626	1
		5	-1.789473684	0.830141626	0.49999533
		6	0.842105263	0.830141626	1
	2	1	-1.105263158	0.830141626	1
		3	-0.684210526	0.830141626	1
		4	-0.210526316	0.830141626	1
		5	-2.894736842	0.830141626	0.010611608
		6	-0.263157895	0.830141626	1
	3	1	-0.421052632	0.830141626	1
		2	0.684210526	0.830141626	1
		4	0.473684211	0.830141626	1
		5	-2.210526316	0.830141626	0.134003617
		6	0.421052632	0.830141626	1
	4	1	-0.894736842	0.830141626	1
		2	0.210526316	0.830141626	1
		3	-0.473684211	0.830141626	1
		5	-2.684210526	0.830141626	0.024341044
		6	-0.052631579	0.830141626	1
	5	1	1.789473684	0.830141626	0.49999533
		2	2.894736842	0.830141626	0.010611608
		3	2.210526316	0.830141626	0.134003617
		4	2.684210526	0.830141626	0.024341044
		6	2.631578947	0.830141626	0.029753653
	6	1	-0.842105263	0.830141626	1
		2	0.263157895	0.830141626	1
		3	-0.421052632	0.830141626	1
		4	0.052631579	0.830141626	1
		5	-2.631578947	0.830141626	0.029753653

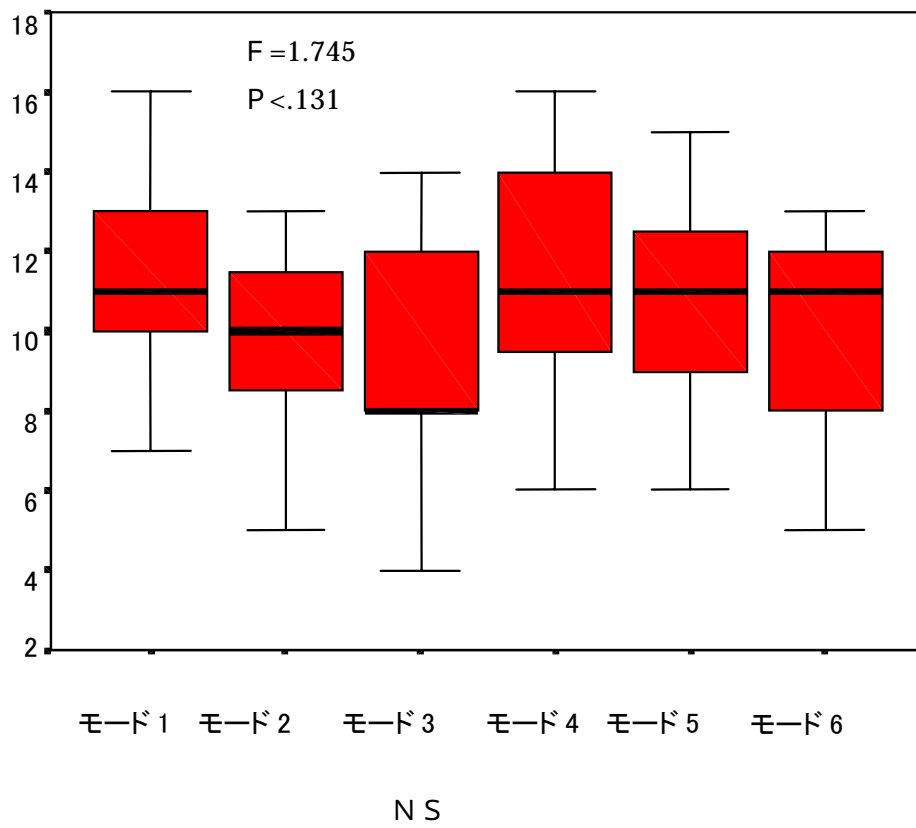


図 21 第五因子の一元配置分散分析結果

表8 第五因子の多重比較

従属変数	(I) モード	(J) モード	平均値の差 (I-J)	標準誤差	有意確率
第五因子合計	1	2	1.473684211	0.861258787	1
		3	2	0.861258787	0.331476605
		4	0.157894737	0.861258787	1
		5	0.842105263	0.861258787	1
		6	1.526315789	0.861258787	1
	2	1	-1.473684211	0.861258787	1
		3	0.526315789	0.861258787	1
		4	-1.315789474	0.861258787	1
		5	-0.631578947	0.861258787	1
		6	0.052631579	0.861258787	1
	3	1	-2	0.861258787	0.331476605
		2	-0.526315789	0.861258787	1
		4	-1.842105263	0.861258787	0.520514273
		5	-1.157894737	0.861258787	1
		6	-0.473684211	0.861258787	1
	4	1	-0.157894737	0.861258787	1
		2	1.315789474	0.861258787	1
		3	1.842105263	0.861258787	0.520514273
		5	0.684210526	0.861258787	1
		6	1.368421053	0.861258787	1
	5	1	-0.842105263	0.861258787	1
		2	0.631578947	0.861258787	1
		3	1.157894737	0.861258787	1
		4	-0.684210526	0.861258787	1
		6	0.684210526	0.861258787	1
	6	1	-1.526315789	0.861258787	1
		2	-0.052631579	0.861258787	1
		3	0.473684211	0.861258787	1
		4	-1.368421053	0.861258787	1
		5	-0.684210526	0.861258787	1

表9. 高齢者体験キット使用時の各因子の感じ方の差				
因子	普通	うらしま	t	p
モード1(速度一定)				
1	20.05±5.49	21.21±7.38	-0.52	ns
2	16.76±4.62	15.89±4.72	0.58	ns
3	4.78±2.01	4.52±1.80	0.42	ns
4	7.36±2.38	6.94±2.14	0.57	ns
5	11.36±2.33	9.26±2.57	2.63	*
モード2(転倒時速度緩和)				
1	20.63±5.48	21.78±7.62	-0.53	ns
2	14.52±3.62	15.1±5.06	-0.4	ns
3	4.63±1.8	4.21±1.71	0.73	ns
4	6.26±2.82	7.36±2.6	-1.25	ns
5	9.89±2.42	10.05±2.48	-0.19	ns
モード3(力速度)				
1	23.05±7.38	23.47±8.94	-0.15	ns
2	14.84±4.69	16.26±3.73	-1.03	ns
3	4.47±2.11	4.1±1.66	0.59	ns
4	6.94±2.81	7.47±2.91	-0.56	ns
5	9.36±2.92	10.05±2.75	-0.74	ns
モード4(距離一定)				
1	29.94±9.86	26.05±10.15	1.19	ns
2	19.84±5.32	16.94±5.94	1.58	ns
3	4.1±1.82	4.1±1.72	0	ns
4	9.15±2.73	8.47±3.37	0.68	ns
5	10.52±2.58	9.57±2.34	1.18	ns
モード5(位置速度)				
1	20.05±7.6	20.78±9.1	-0.27	ns
2	14.15±3.11	14.47±5.23	-0.22	ns
3	5.1±1.91	4.1±1.91	1.53	ns
4	6.52±2.24	6.21±2.65	0.39	ns
5	9.84±2.63	9.47±3.13	0.39	ns

n.s=not significant *p < .01
うらしま: 高齢者体験キットの略称

転倒実験の結果

各図の一番目は横軸に時間，縦軸に左右の力覚センサにかかった力を表している。二番目は横軸に時間，縦軸に歩行支援機の左右のモータの測度を示す。また三番目は，横軸に時間，縦軸にはエリアセンサより取得した2進数データを10進数に置き換えた足の位置を示す。なお，片麻痺想定の実験データは転倒防止位置128の場合と同一被験者の転倒防止位置64の場合を示す。(図26, 27：図28, 29：図30, 31：図32, 33が対応)

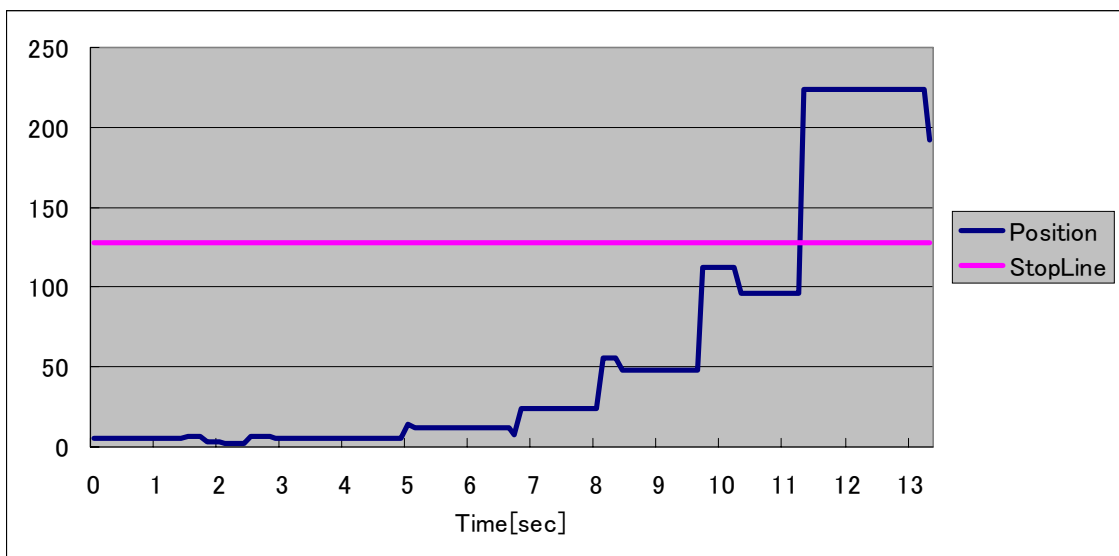
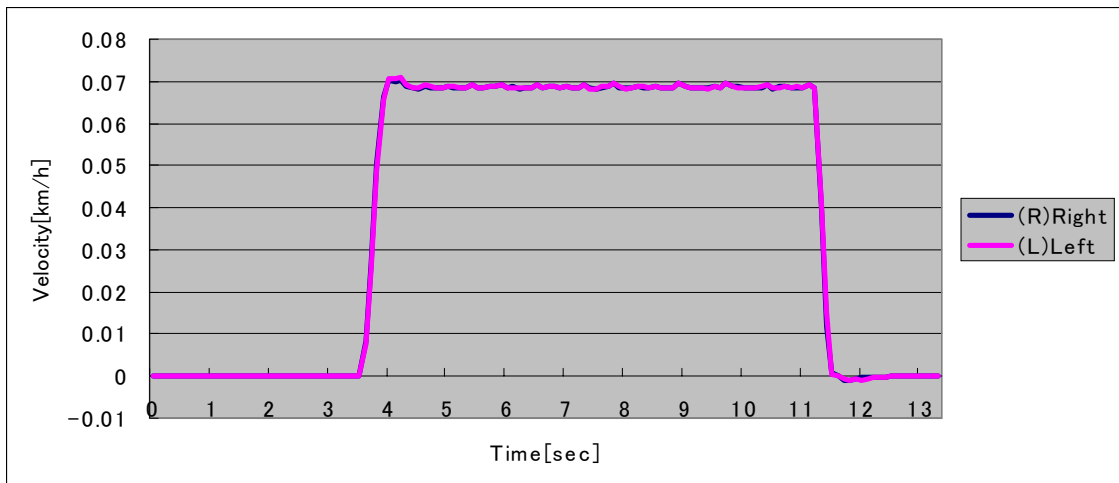
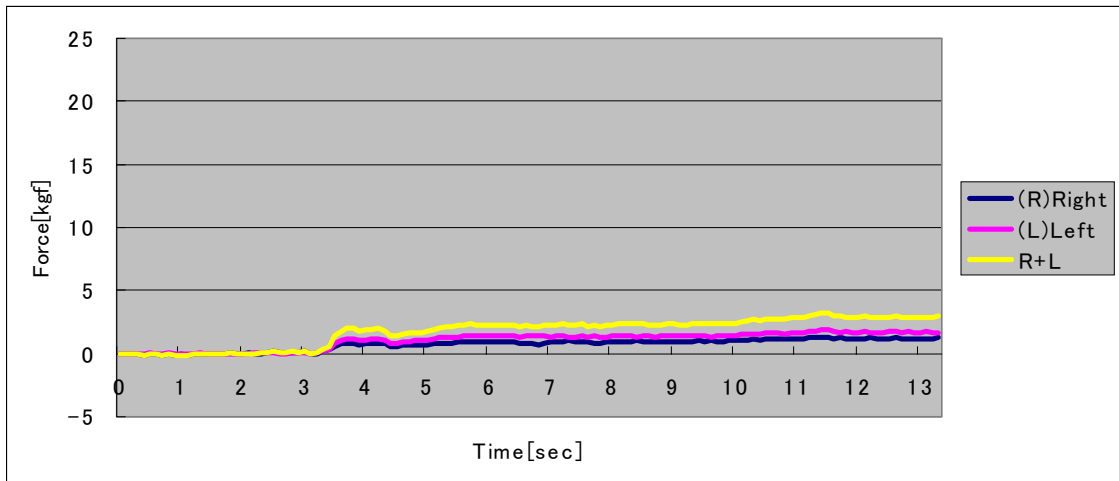


図 22 通常状態でのモード 1 (転倒防止位置 128) の実験結果

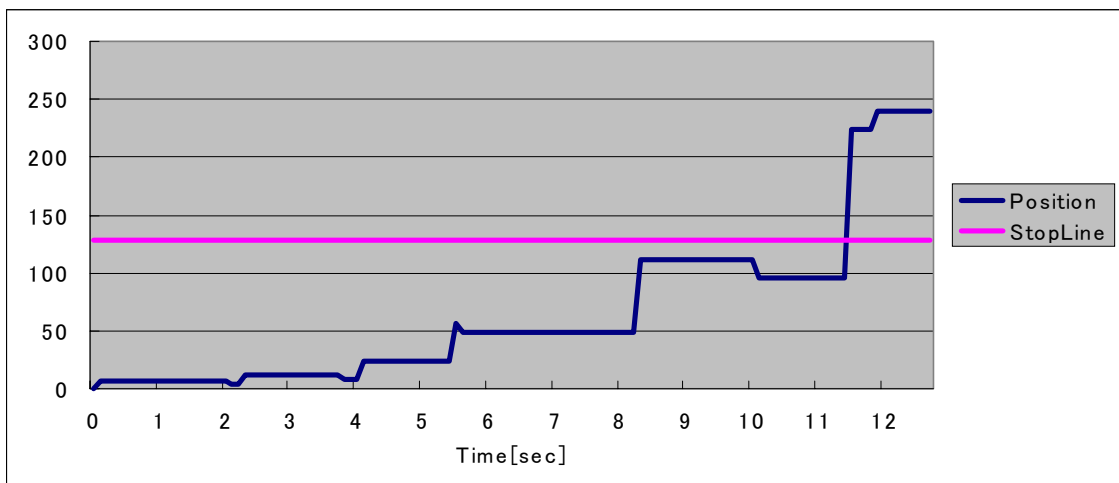
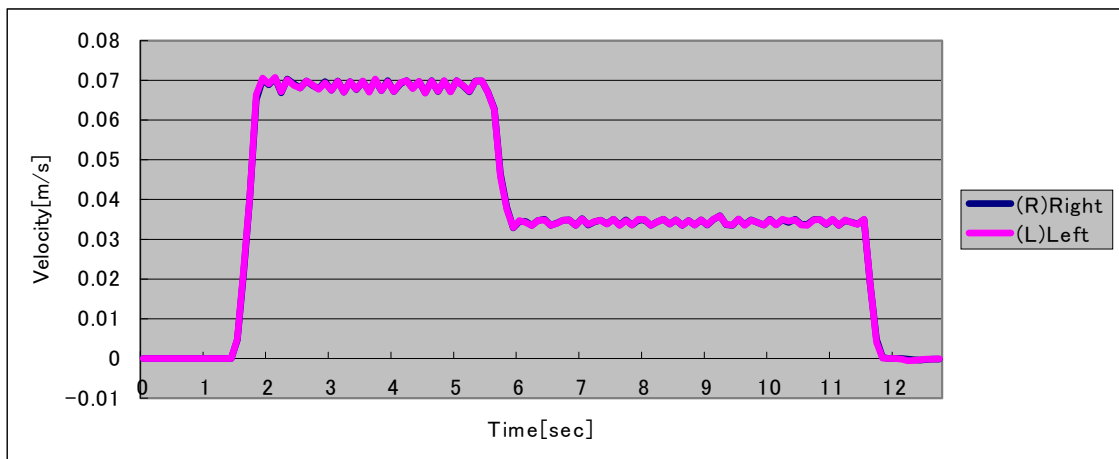
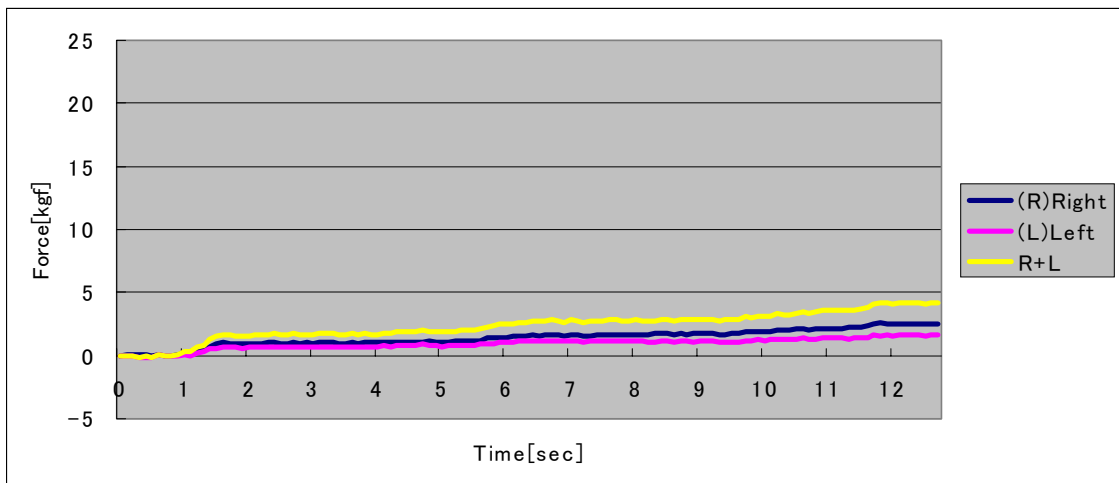


図 23 通常状態でのモード 2 (転倒防止位置 1 2 8) の実験結果

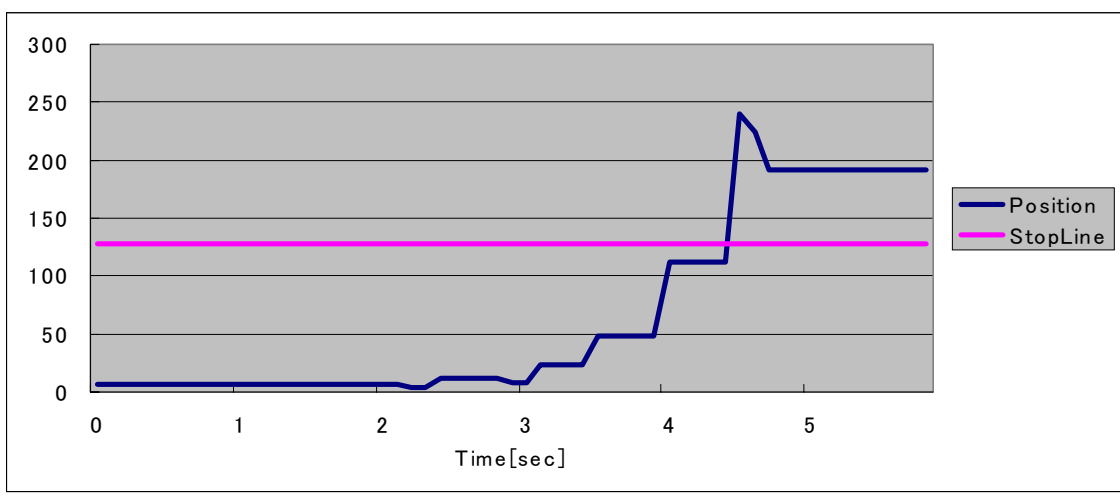
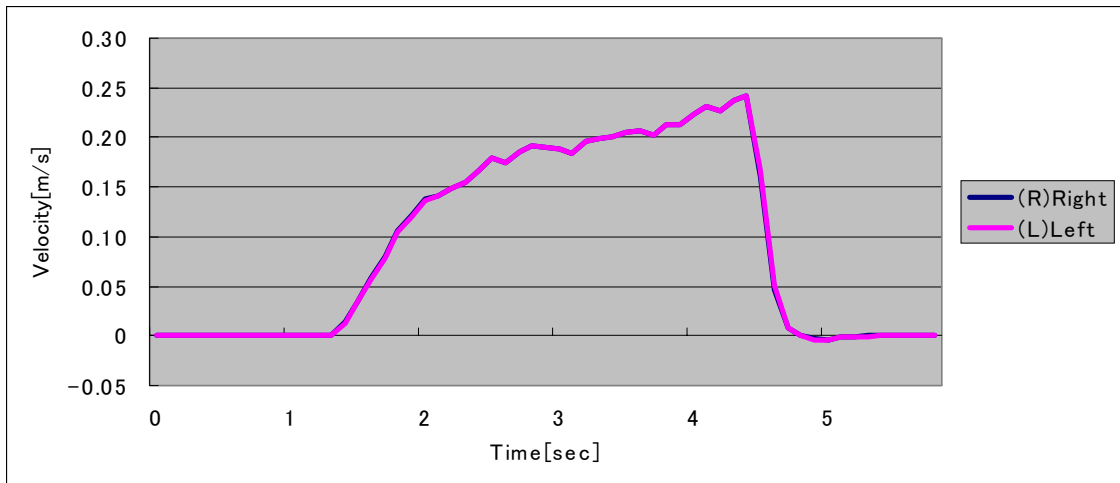
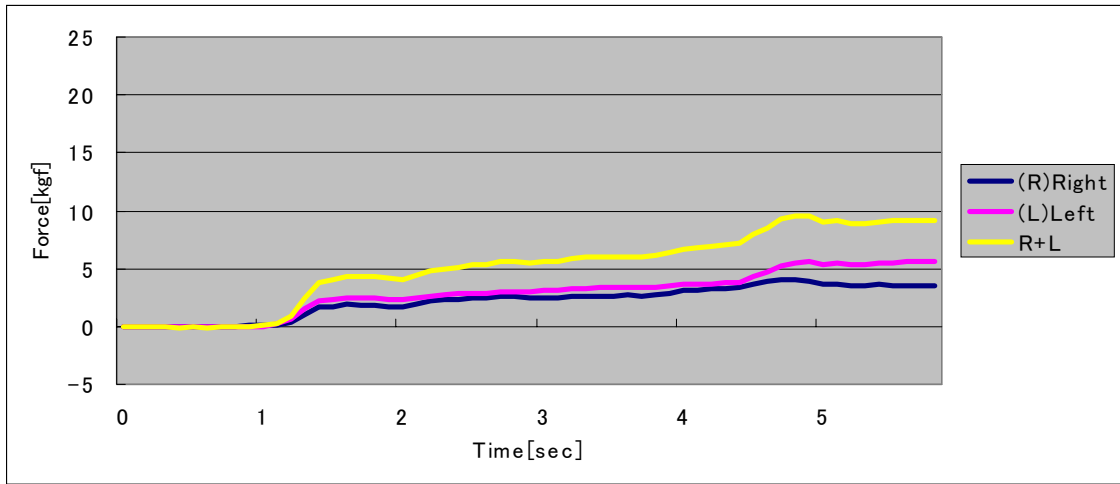


図 24 通常状態でのモード 3 (転倒防止位置 1 2 8) の実験結果

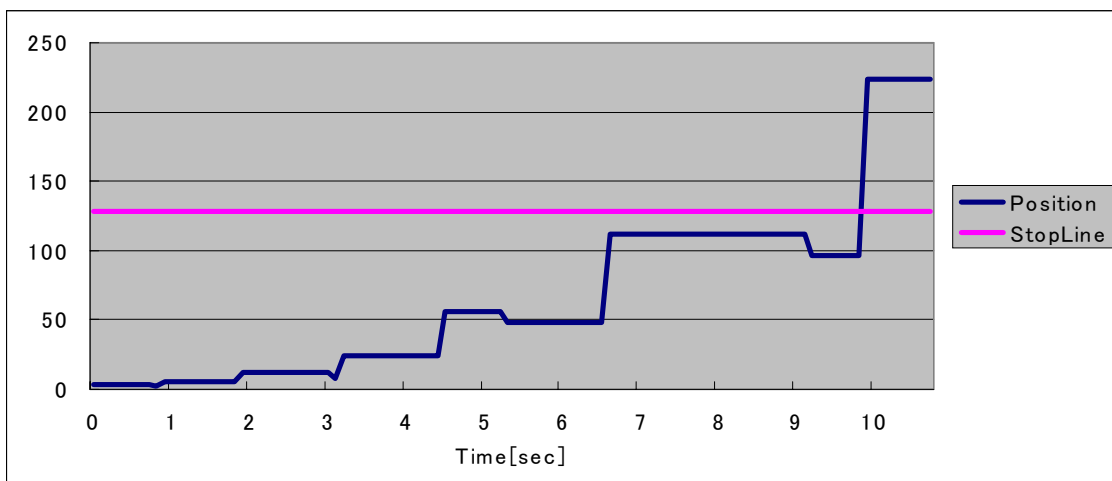
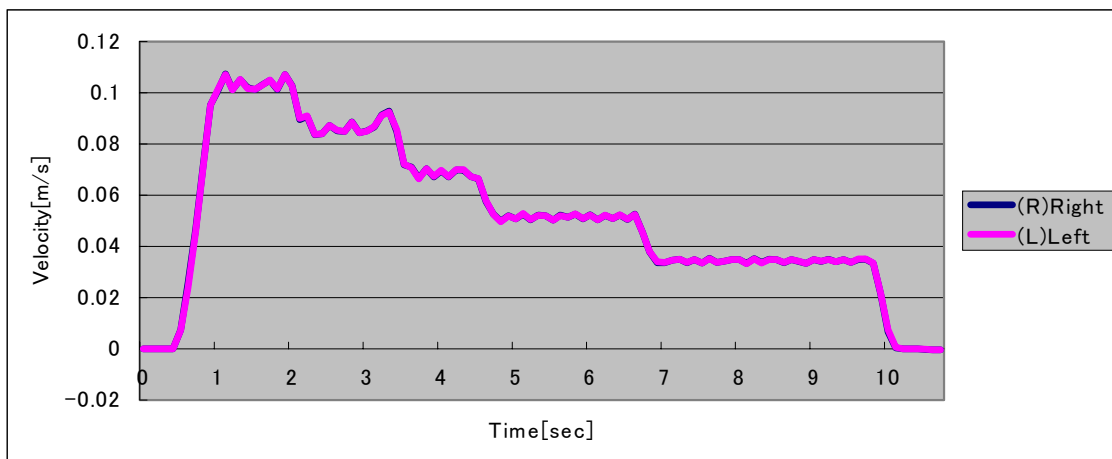
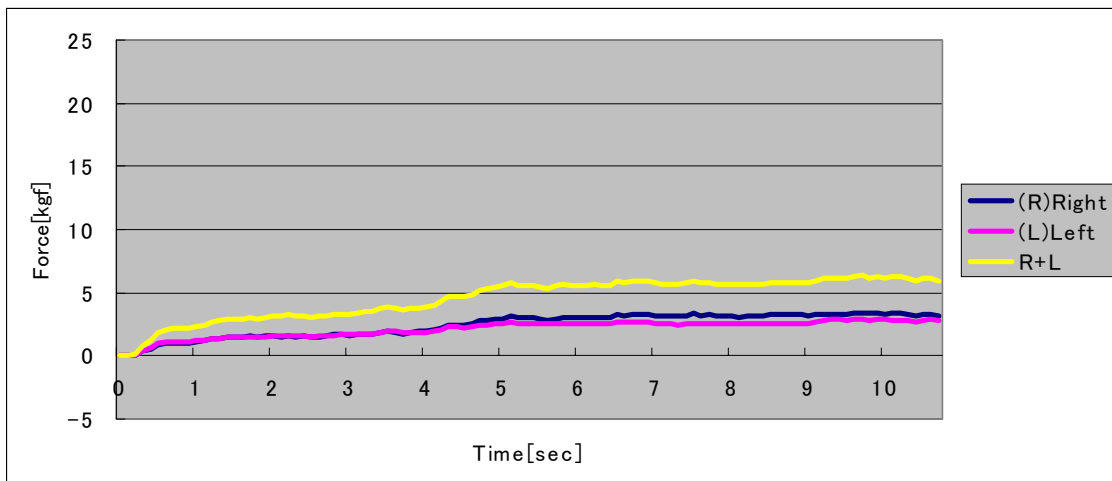


図 25 通常状態でのモード6 (転倒防止位置 1 2 8) の実験結果

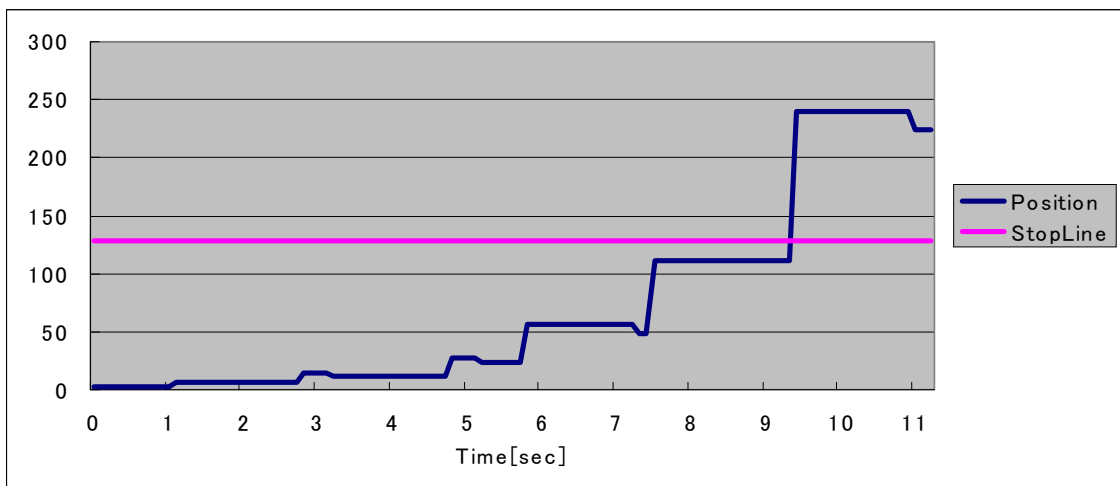
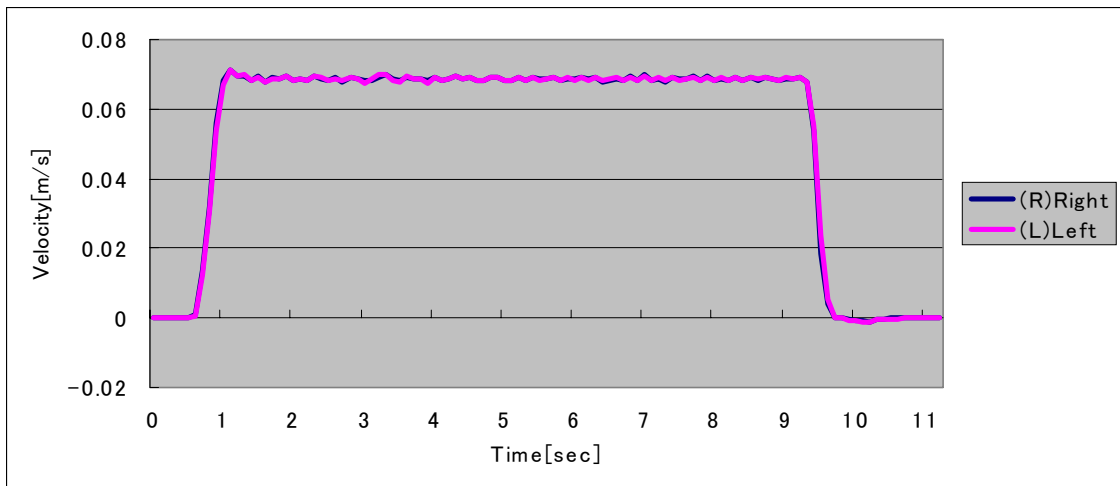
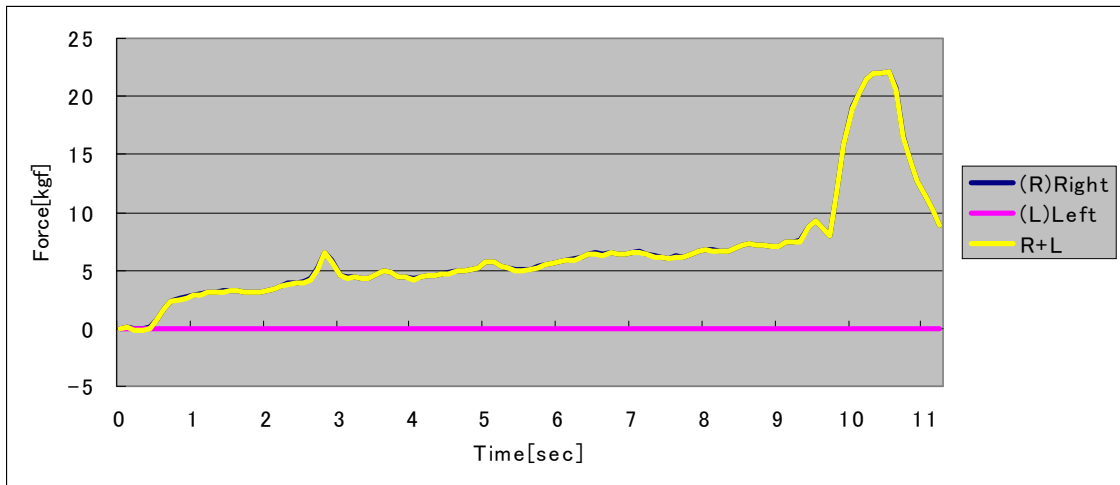


図 26 片麻痺想定状態でのモード 1 (転倒防止位置 128) の実験結果

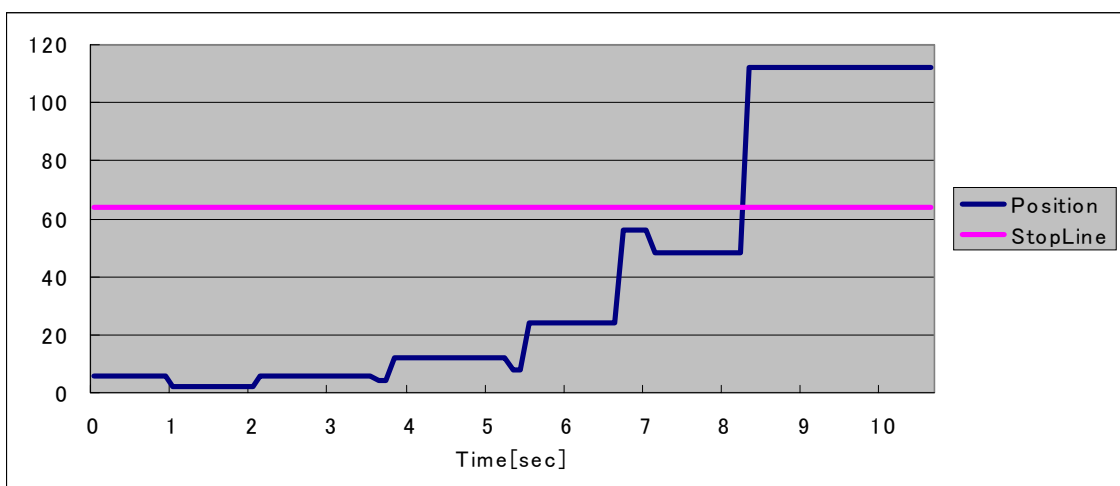
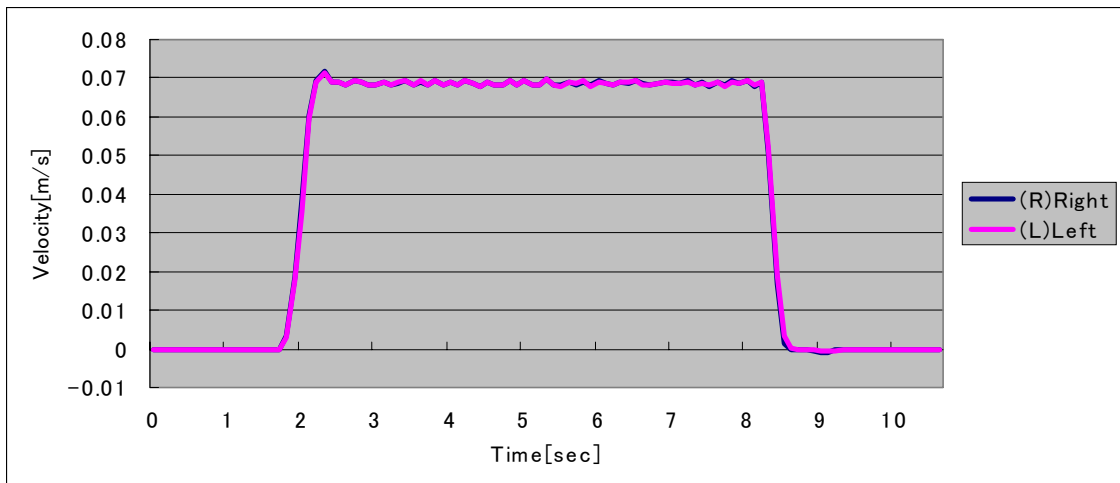
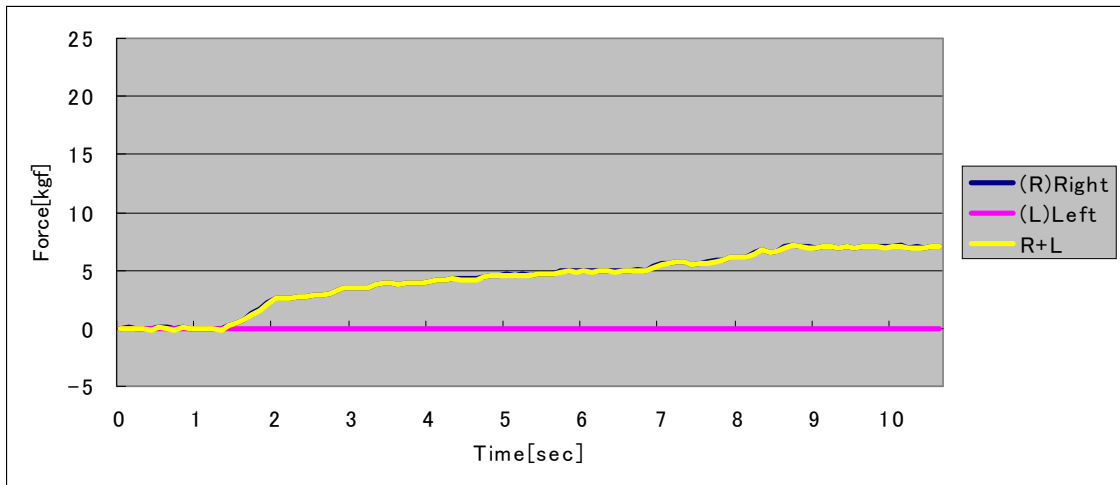


図 27 片麻痺想定状態でのモード 1 (転倒防止位置 6 4) の実験結果

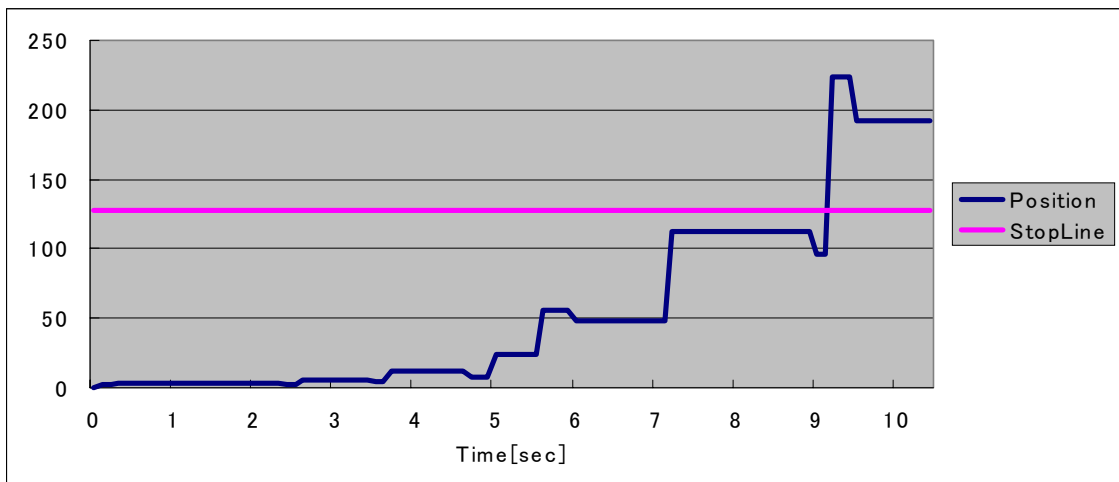
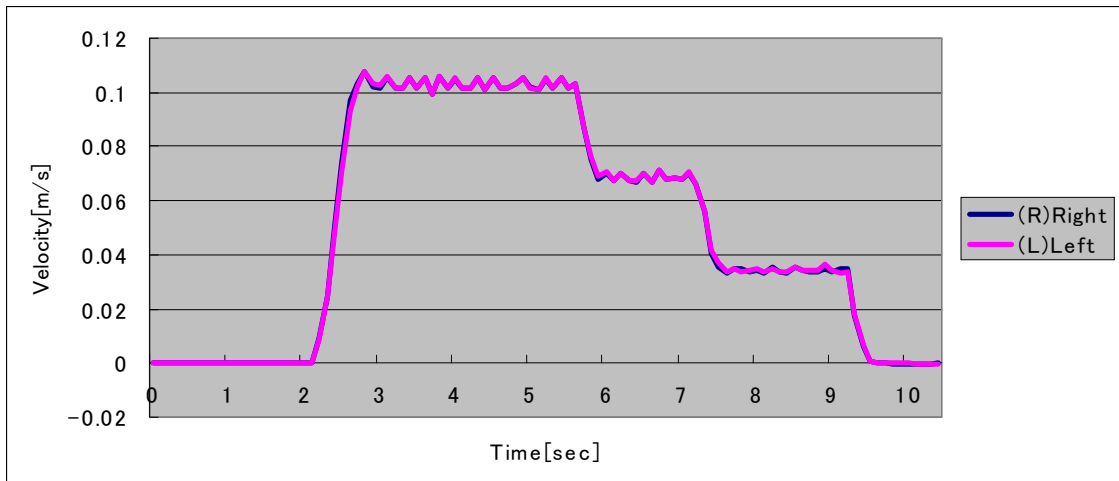
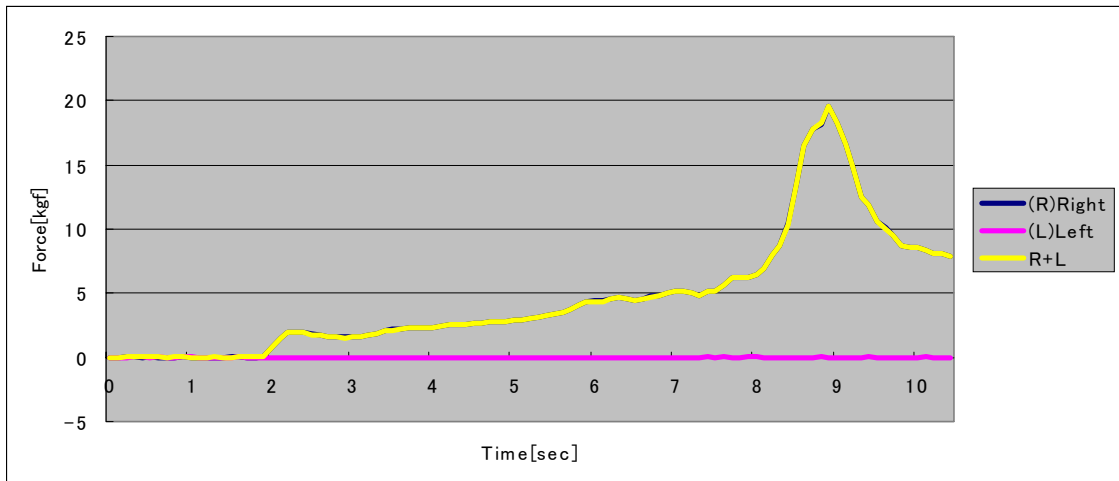


図 28 片麻痺想定状態でのモード 2 (転倒防止位置 1 2 8) の実験結果

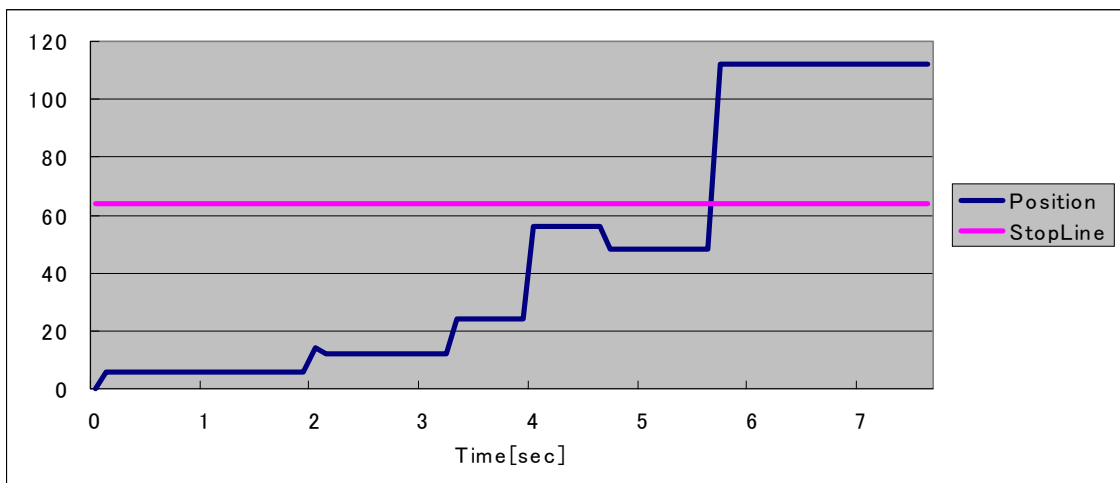
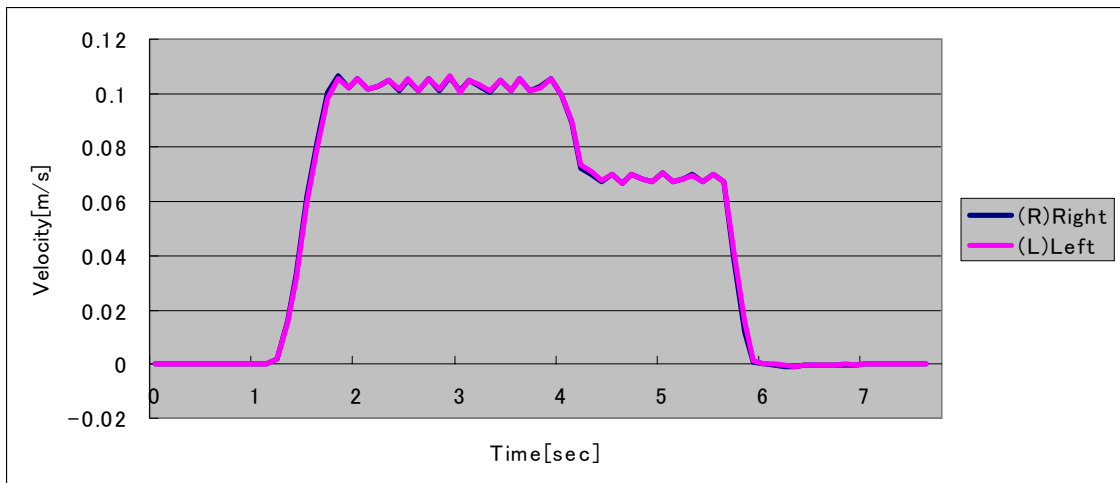
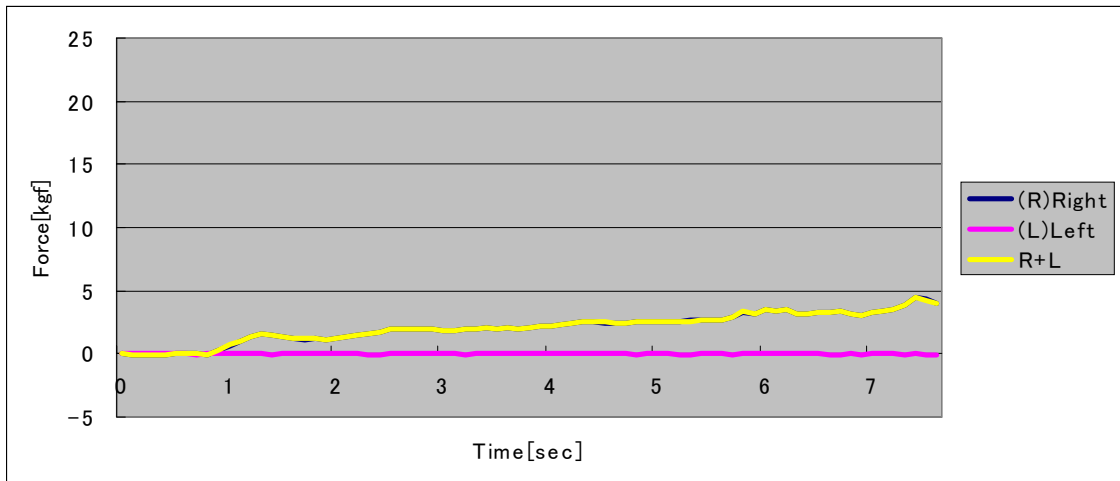


図 29 片麻痺想定状態でのモード 2 (転倒防止位置 6 4) の実験結果

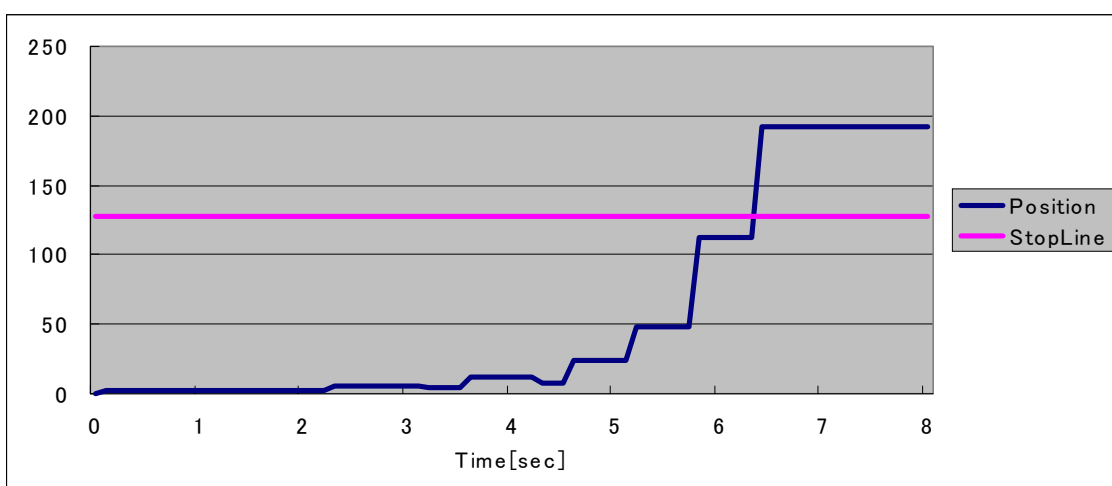
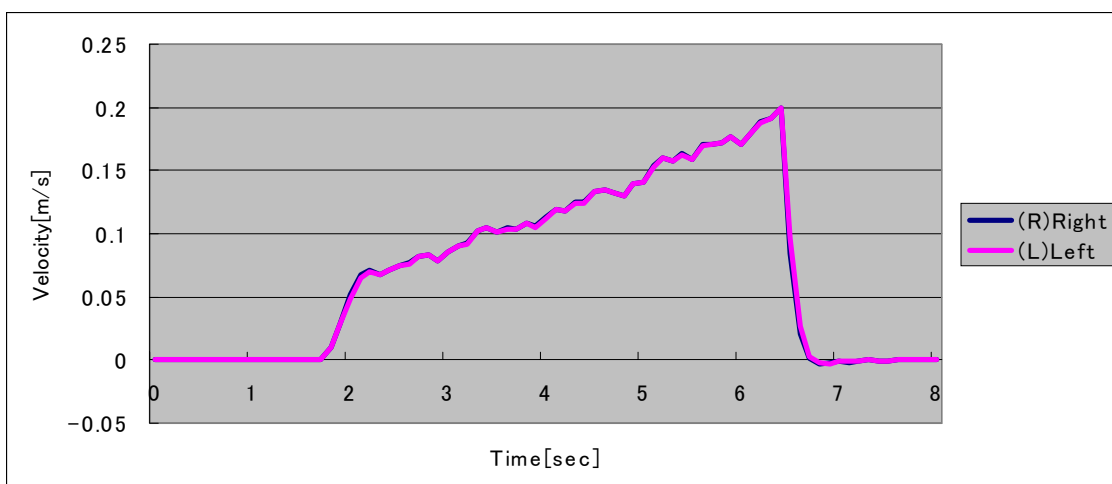
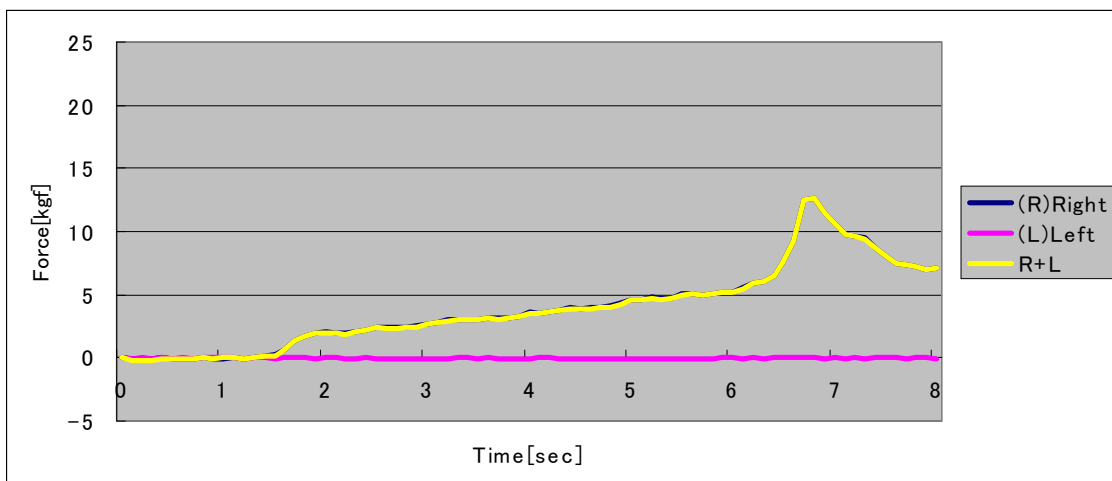


図 30 片麻痺想定状態でのモード 3 (転倒防止位置 128) の実験結果

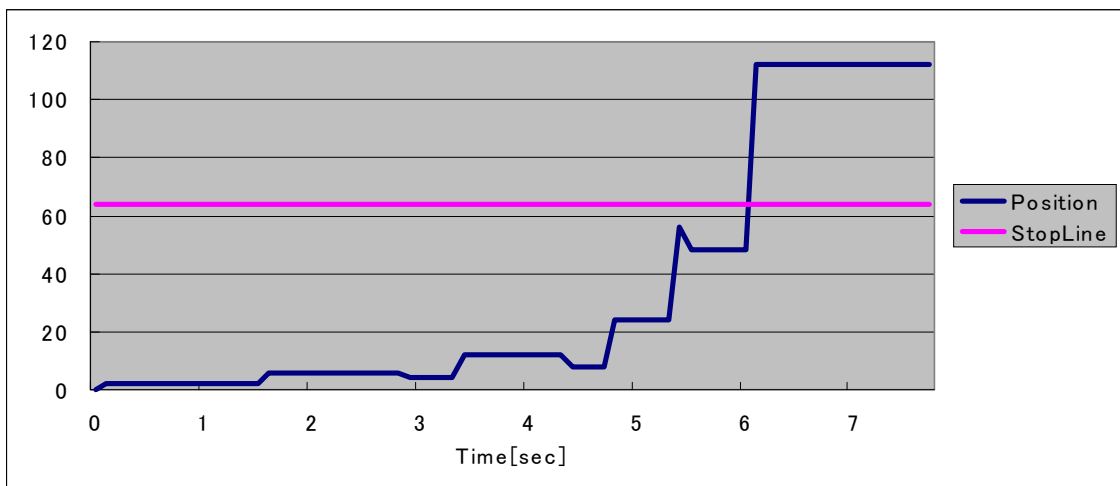
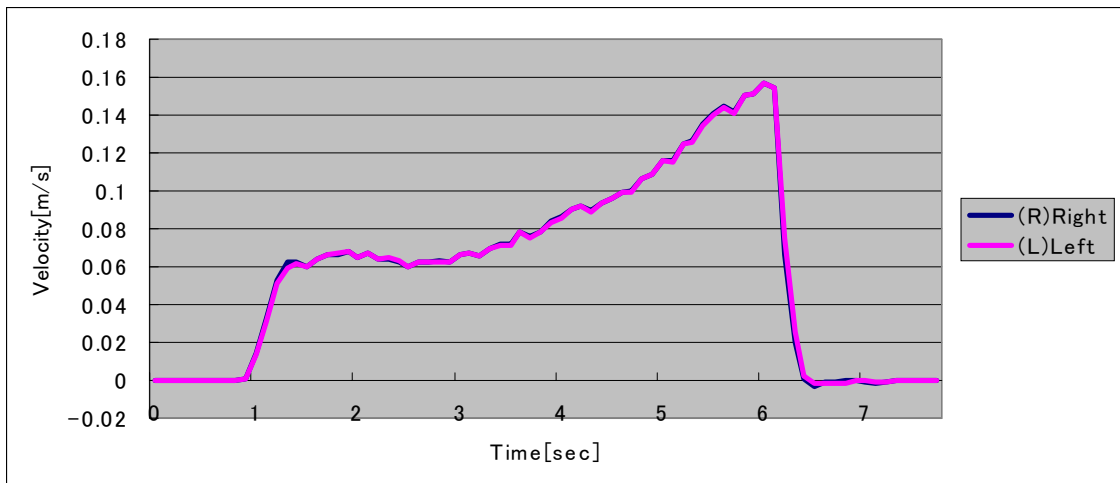
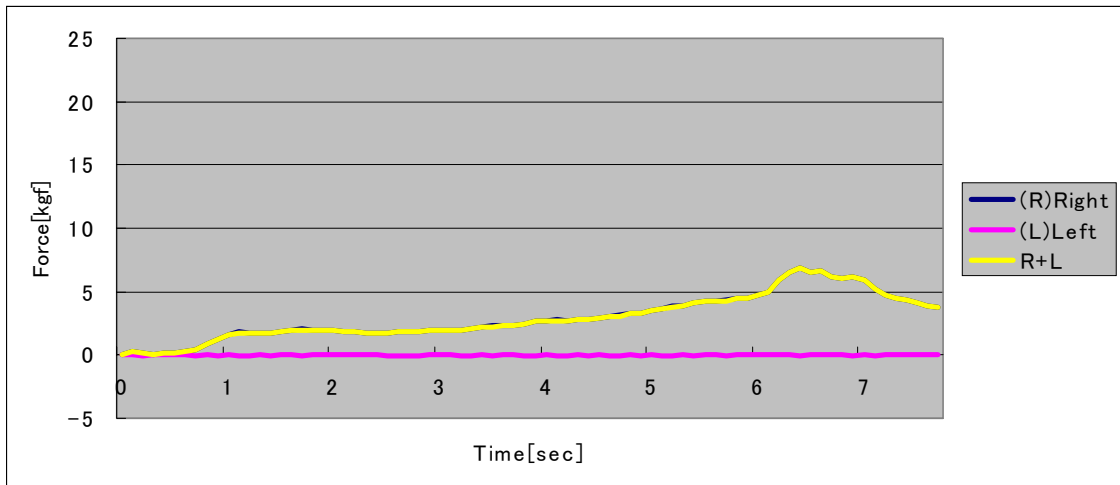


図 31 片麻痺想定状態でのモード 3 (転倒防止位置 6 4) の実験結果

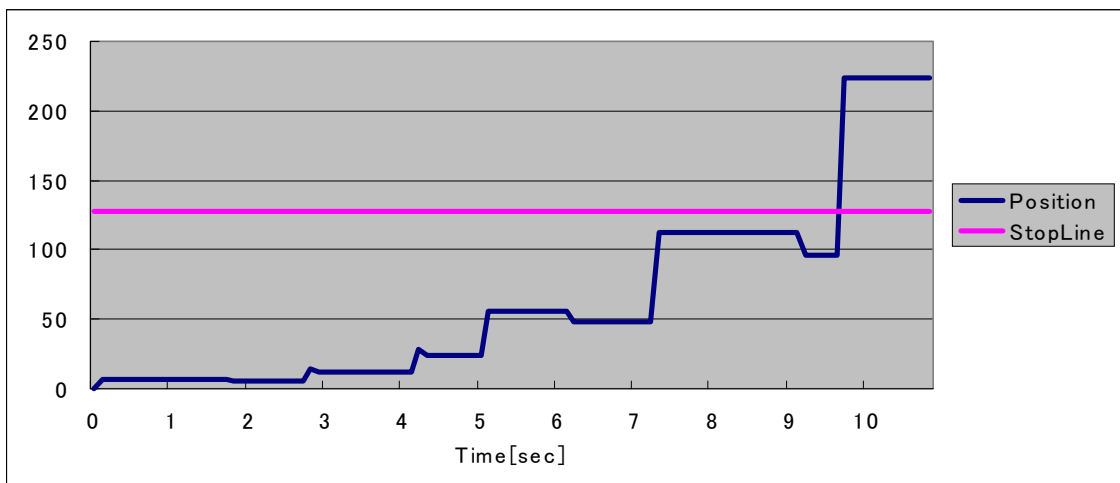
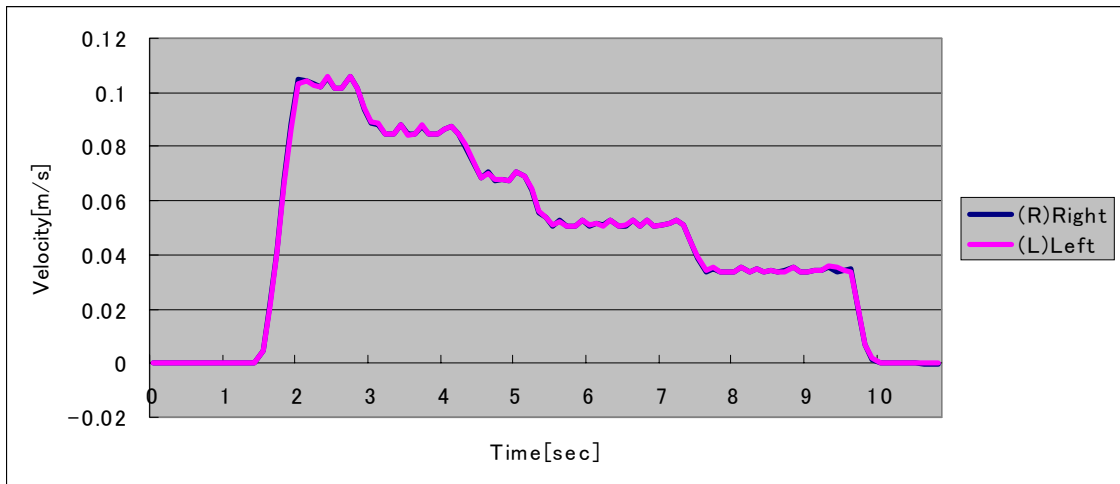
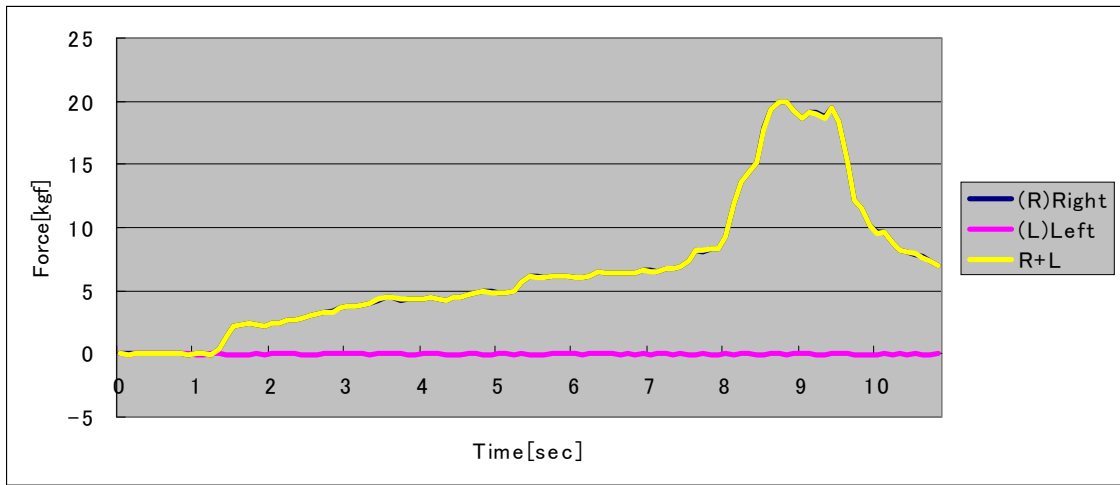


図 32 片麻痺想定状態でのモード 6 (転倒防止位置 1 2 8) の実験結果

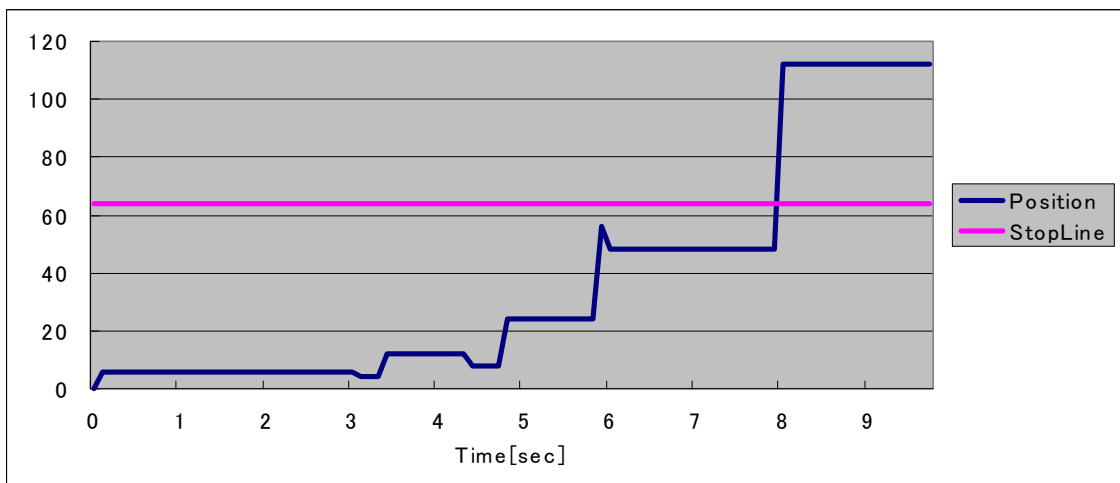
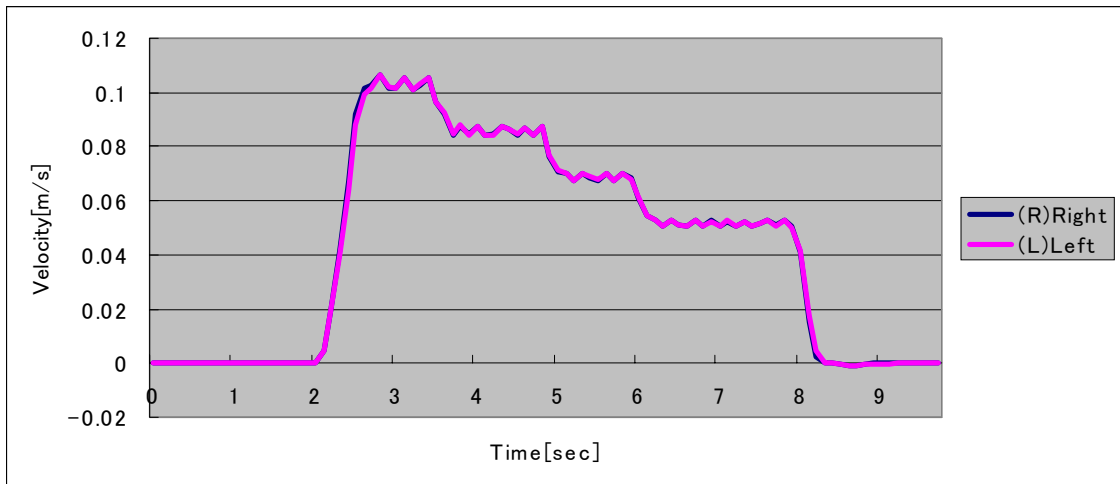
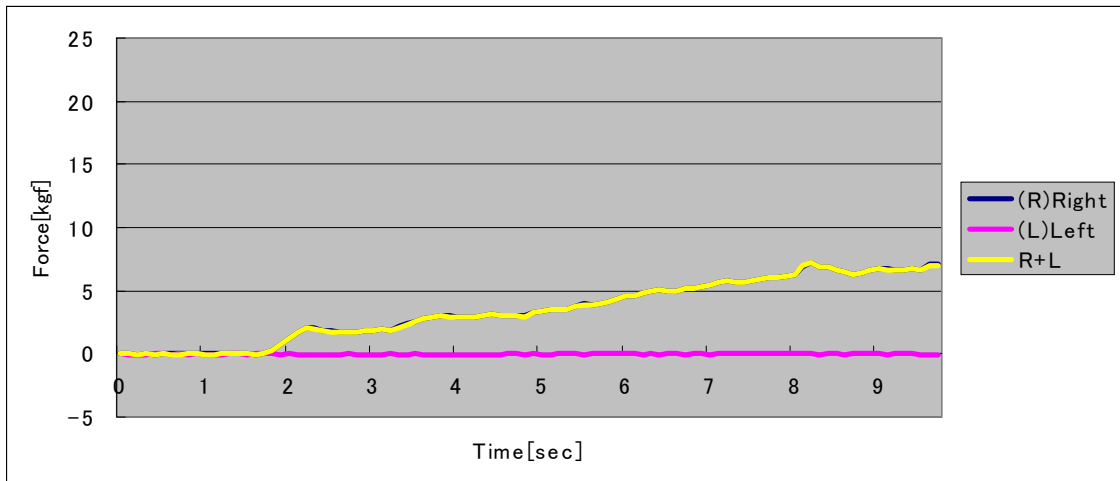


図 33 片麻痺想定状態でのモード 6 (転倒防止位置 6 4) の実験結果