

平成12年度 卒業論文

インテリジェント歩行支援機における転倒防止のための制御実験
(各種センサ情報による制御手法の検討)

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

1010139 川澤 延弘
1010160 竹下 裕之

目次

1章 緒言.....	1
2章 患者の転倒パターン.....	3
(1) 転倒パターン1.....	3
(2) 転倒パターン2.....	3
3章 実験装置.....	4
3.1 歩行支援機.....	4
3.2 駆動装置.....	6
3.3 制御装置.....	7
3.4 非常停止ボタン.....	7
3.5 患者手動ブレーキ.....	8
3.6 力覚センサ.....	8
3.7 位置検出エリアセンサ.....	9
3.8 崩れ落ち時の負荷検出センサ.....	10
3.9 歩行支援機動作法.....	11
() 速度一定モード.....	11
() 位置検出モード.....	11
() 力速度モード.....	14
() 患者操縦モード.....	14
4章 実験.....	15
4.1 転倒パターン1 転倒防止制御実験.....	15
4.1.1 実験方法.....	15
4.1.2 実験結果.....	15
4.1.3 考察.....	15
() 速度一定モード.....	15
() 位置速度モード.....	16
() 力速度モード.....	16
() 患者操縦モード.....	17
4.2 転倒パターン2 模擬転倒実験.....	18
4.2.1 実験方法.....	18
4.2.2 実験結果.....	18
4.2.3 考察.....	18
5章 結言.....	19
謝辞.....	19
参考文献.....	19
付録.....	20

1章 緒言

近年、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る。歩行機能の障害が進行することを予防する為、また歩行機能を回復する為の手段として歩行リハビリテーション（以後、歩行リハ）を積極的に行うことは非常に重要である。

現在市販されている歩行訓練装置には、天井に設置したレールから患者を吊るして体重を支えた状態でレール下を歩行リハする歩行訓練装置、2つの可動ベルトの上をトレッドミルのように歩行しリハビリテーションする歩行訓練装置、従来の歩行器に駆動装置などを取り付けパワーアシストする歩行支援機などがある。しかしこれらの装置には欠点がある。その欠点は装置によって異なり、その一例を挙げると既定のコースしか歩行できない、設置する為広い場所が必要である、操作方法の習得を要するといったものがそれである。

医療現場では、広いスペースを必要としない歩行器を使用している。この歩行器では患者自身の力で操作することにより歩行リハを行うことができる。しかしながら歩行機能に障害を持つ患者は、正常な歩行が難しく、重度の障害であれば自分の体を支えることも困難である。そのため歩行器を用いた患者のみでの歩行リハを行えば、患者が十分な歩行リハを可能にするどころか転倒などにより患者への身体的危険性が高くなる。

そこで、理学療法士や看護婦といった介助者が歩行リハ中は患者に付き添い、患者の体重を支えることで転倒などの危険から防ぐと共に、もし患者が転倒し危険な状態に陥ったときでも早急に対処できるようになされている。こういった患者に対する危険を減少させる為に、介助者は患者の体重を支えながら歩行リハを行っているので、介助者にかかる身体的負担は大きい。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、介助者の人数が不足していく可能性がある。そうなると介助者の一人当たりの身体的負担が増大するばかりでなく、患者に必要とされる歩行リハの時間も十分に与えることができない。そこで理学療法士や看護婦の介助がなくても、患者が自立的にかつ安全に歩行リハを行うことができるインテリジェントな歩行支援機の開発が望まれている。

そのような歩行支援機を用いることができれば、介助者の身体的負担を軽減させると同時に、歩行リハ時の患者への危険性を減少させ、ある程度患者が自立して歩行リハを行えるようにすることが可能である。それによりできた介助者の身体的ゆとりを患者のメンタルな部分に向けることが可能になり、患者の身体的・精神的な向上に繋がると考える。また、医療現場での制約から広いスペースを必要とせず直感的な操作が可能であり、かつ患者に身体的な危険を防ぐことの可能な歩行支援機が求められる。

現在、当研究室では、上述の要求にあうインテリジェントな歩行支援機を開発中であるが、その中で最も重要な課題の一つが、いかに患者の転倒を防止するかである。

医療現場で使用されている歩行器を用いたリハビリテーションを行う際に、安全上の問題となっている転倒にはいくつかのパターンがあるが、本研究では、まずそれらを整理し

代表的な 2 つの転倒パターンに分けた。

次に従来の歩行器に駆動装置と患者の転倒や姿勢の崩れ落ちなどを認識する為のセンサ類が取り付けられた試作機を用いて、2 つの転倒パターンに対し実験を行った。実験では様々な患者に安全な歩行リハを行うための動作制御モードとして、歩行支援機を一定で動作させる（パーキンソン病の患者に見られる前方突進現象を防ぐ）速度一定モード、患者の足位置により歩行支援機を速度を変化させる位置速度モード、患者が歩行支援機のハンドルに加える力により速度を変化させる力速度モード、ある程度患者の望む方向に移動可能である患者操縦モードの 4 つのモードを用いて、4 人の成人男性を被験者とし本歩行支援機を操作させ模擬転倒実験を行った。その実験結果より、患者の転倒時における各動作制御モードでの特徴や有効性を検討した。

2章 患者の転倒パターン

歩行支援機では転倒を防ぐために転倒パターンを十分に把握して、その上で各種センサで正確に患者の状態を捉えて歩行支援機を制御する必要がある。そのためにはまず歩行リハビリにおける転倒パターンについての理解を深め、それらについて詳しい知識を得る必要がある。以下にそれらを述べることにする。

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の転倒パターンは、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て、幾つかのパターンが確認できたが、ここではその中でも最も典型的なパターンとして以下の図2.1に示すの2つのパターンを検討することにした。

- (1) **転倒パターン1**：歩行器と患者の水平方向の距離が離れていき足が遅れるために患者が前に倒れこむような姿勢になり、体を支えることができなくなり転倒に至るパターン（図2.1(a)参照）
- (2) **転倒パターン2**：患者の足が自身の体重を支えられなくなるために膝が折れ、主に鉛直方向に崩れ落ちるパターン（図2.1(b)参照）



(a) 転倒パターン1



(b) 転倒パターン2

図2.1 転倒パターン

3章 実験装置

3.1 歩行支援機（試作機）の概要

歩行リハビリを必要とする患者の障害は、パーキンソン病患者や片麻痺患者など多種多様である。そのような患者がある程度自立して歩行リハビリ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合わせて動作するなど、様々な患者に適応できる汎用性が必要である。

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制御される歩行支援機を試作した。

図3.1に試作し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を取り付けている。

更に力覚センサ、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3.2に歩行支援機の制御系の概観を示し、以下に各装置・センサの説明をする。



図3.1 歩行支援機

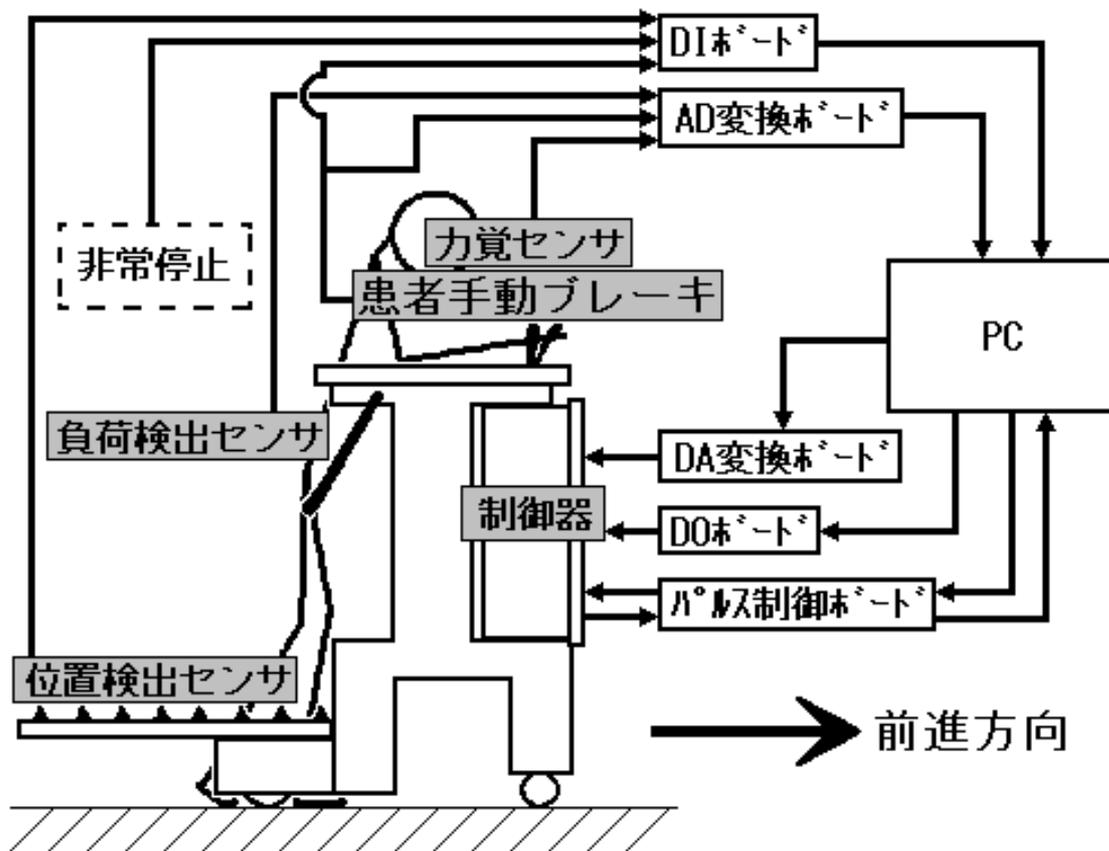


図 3 . 2 各種センサ・機器の制御系の概観

3.2 駆動装置

図3.3に歩行支援機の駆動装置を示す。こ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。図3.4に駆動装置の内部を示す。駆動装置は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なる。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ことで歩行支援機が駆動する。

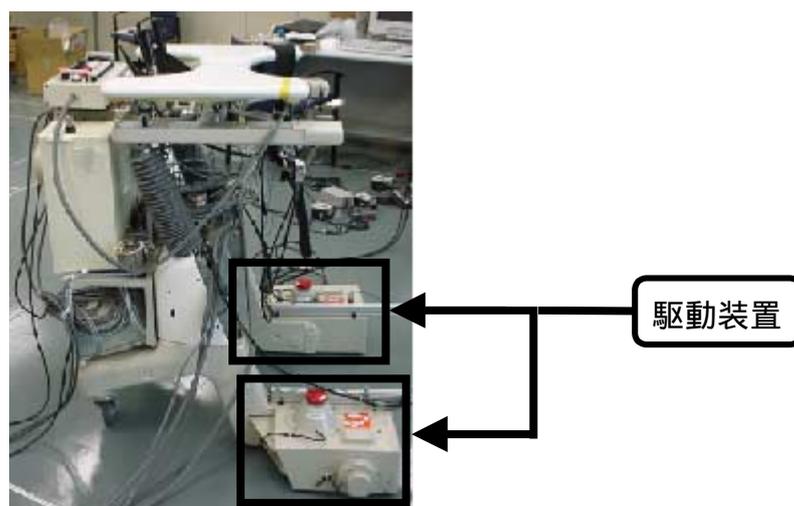
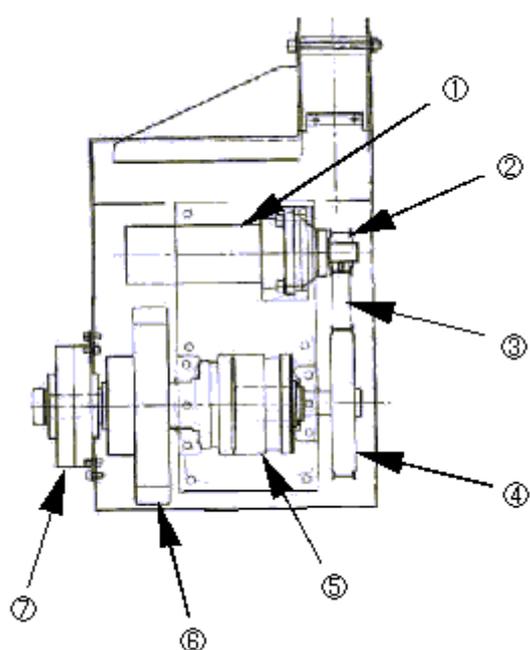


図3.3 駆動装置



- 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)

図3.4 駆動部の内部

3.3 制御装置

AC サーボモータへは、コンピュータから DA 変換ボード、DO ボード、パルス制御ボードを介し指令信号が三菱電機社製汎用 AC サーボドライバ MELSERVO-J2-A へ伝達される。このサーボドライバから AC サーボモータが制御される。

DA 変換ボードからはモータの速度、及びトルクが制御が可能である。さらに、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る。これはパルス制御ボードよりパルスを送ることにより制御される。本モータ電源の ON/OFF は DO ボードで行う。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。

3.4 非常停止ボタン

図 3.5 に非常停止ボタンの設置位置を示す。本歩行支援機には、歩行リハビリ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。この非常停止ボタンを押すと、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切られるようにしている（図 3.2 参照）。

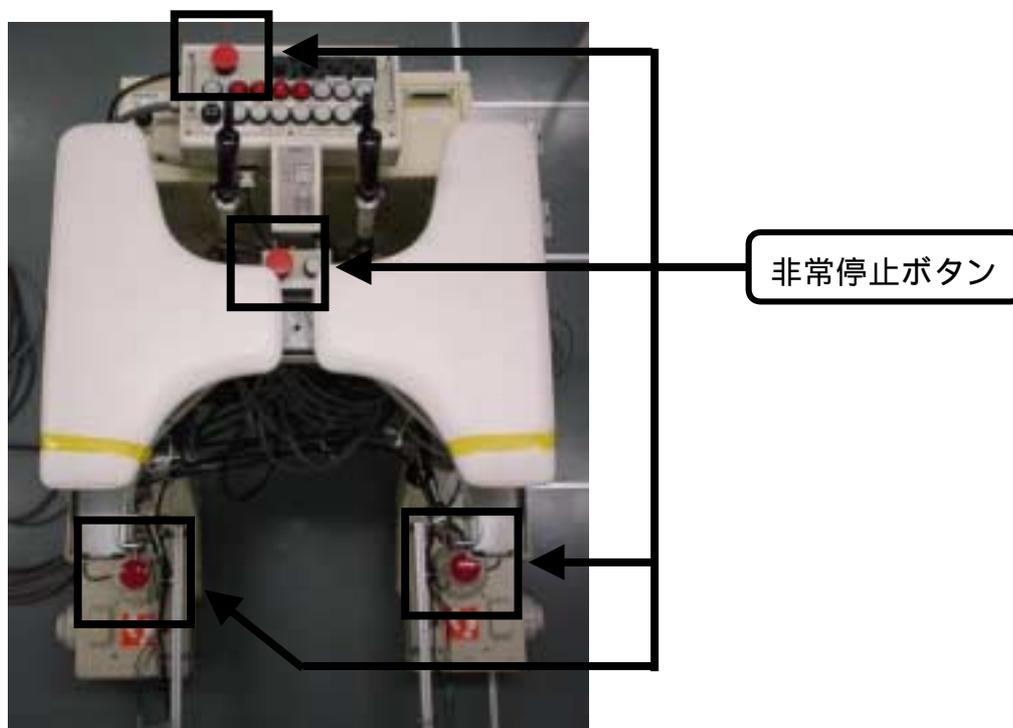


図 3.5 非常停止ボタン

3.5 患者手動ブレーキ

図3.6に患者手動ブレーキの取り付け位置を示す。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ョメータにより計測される。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（パウダーブレーキ）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く。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の状態となる。

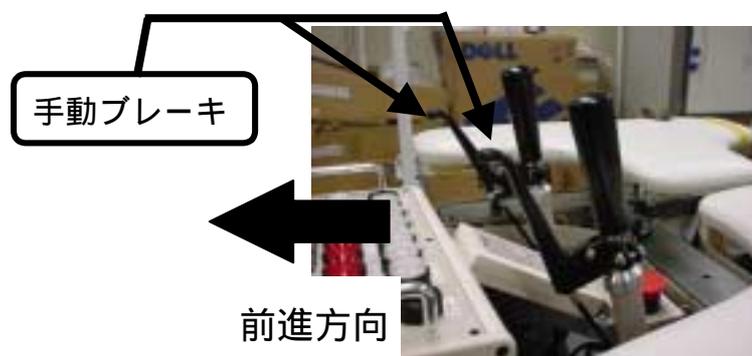


図3.6 患者手動ブレーキ

3.6 力覚センサ

図3.7に示した歩行支援機の左右のハンドルの根元に、ビーエルオートテック株式会社製の力覚センサであるビーエルMINIセンサMini 8/40が取り付けられている。この力覚センサから患者がハンドルを押す力、引く力の力情報が得られる。さらに本力覚センサの情報は、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。



図3.7 力覚センサ

3.7 位置検出エリアセンサ

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3.8,図3.9に示すように歩行支援機下部に設置したガイドに取り付け、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図3.9に示すように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(第4章では各センサの間隔が100[mm]になるように設置している)。図3.8の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を受けることはない。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。本センサに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の相対位置との関係は、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3.10のような位置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。

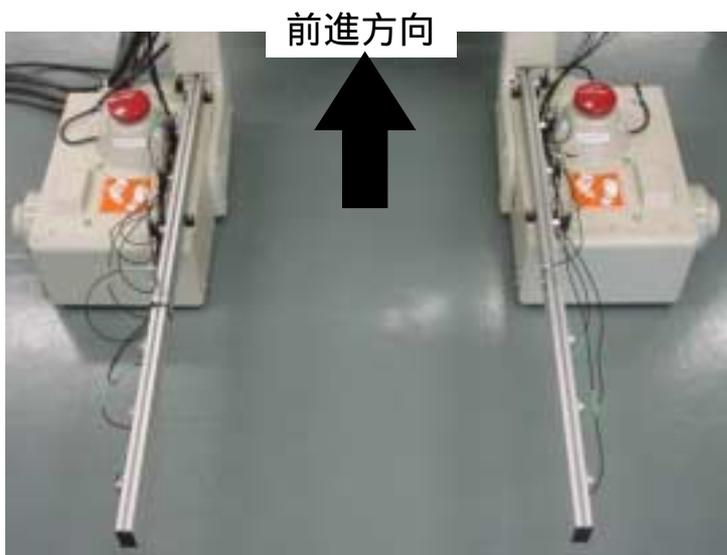


図3.8 位置検出エリアセンサ

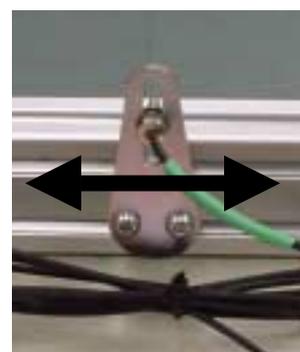


図3.9
ファイバセンサ取り付け部

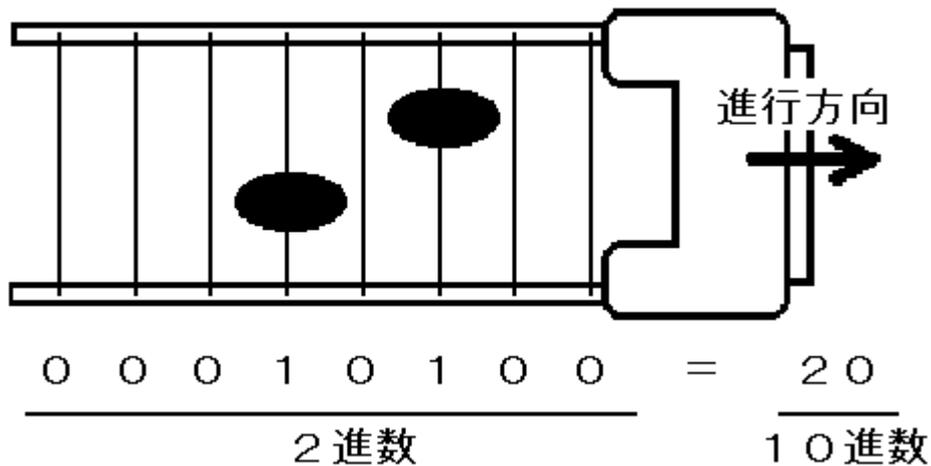


図3.10 患者の足の位置による数値変換例

3.8 崩れ落ち時の負荷検出センサ

図3.11に患者装着時の負荷検出センサを示す。本センサは、株式会社共和電業製高精度引張型ロードセル LTZ-100KA を歩行支援機の肘置き底面に取り付け、患者の両足の付け根に取り付けることにより、患者が崩れ落ち際の負荷を計測するセンサである。ロードセルに加わった負荷荷重の値は、デジタル指示計を通りアナログ信号に変換されAD変換ボードによりコンピュータに取り込まれる。本ロードセルと歩行支援機との間には、崩れ落ち時に患者にかかる衝撃力を緩和するために図3.12に示すような剛性値4.0[kgf/cm]のバネを取り付けている。



図3.11 負荷検出センサの装着

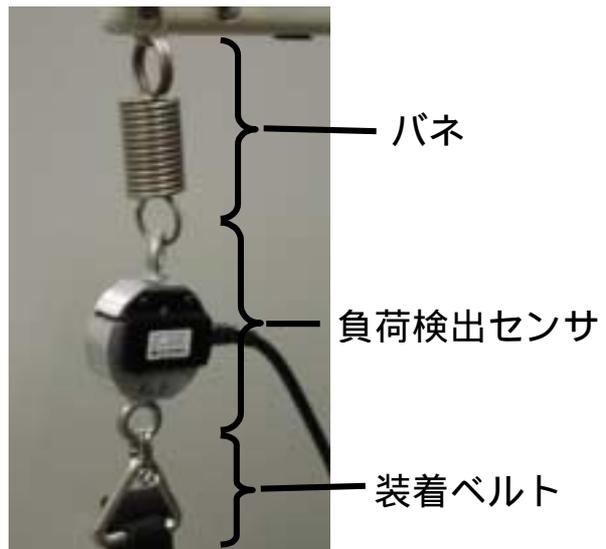


図3.12 負荷検出センサ

3.9 歩行支援機動作法

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 (4章では1kgfに設定) を超える場合前進方向へ歩行支援機が動作し、後ろ方向に F_b (次章の転倒防止実験では1kgf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 (4章では8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、転倒パターン1は解決できると考えられる。

更に本研究では、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を考慮し、上記の動作方法に以下の4種類の運転モードを追加している。

() 速度一定モード(Mode 1)

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。この患者のひとつの症状として、上体が前のめりになり自分の意思とは無関係に前方へ突進していく歩行障害(前方突進現象)がある。このような場合、歩行支援機が歩行リハのペースメーカーとなり、一定速度で動き突進を食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 (次章の転倒防止実験では0.069[m/s]に設定) で動作し、後ろ方向に一定速度 V_b (次章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。

() 位置検出モード(Mode 2)

転倒パターン1では、歩行支援機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を速度を上げ、後ろ方向に来ると歩行支援機を速度を下げるようにしている。次章の転倒パターン1防止制御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下記に示す。

足の位置が2進数表示で00000001(10進数で1)にあるとき(図3.13(a)参照)、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(10進数で2~3)にあるとき(図3.13(b)参照)、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(10進数で4~7)にあるとき(図3.13(c)参照)、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(10進数で8~15)にあるとき(図3.13(d)参照)、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 (10進数で16 ~ 31) にあるとき (図3.13 (e) 参照)、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 (10進数で32 ~ 63) にあるとき (図3.13 (f) 参照)、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 (10進数で64 ~ 127) にあるとき (図3.13 (g) 参照)、歩行支援機を速度 0.035[m/s]で動作させる。

足の位置が2進数表示で 00000000 (10進数で0) にある (足を検出できない)、もしくは 10000000 以上にあるとき (図3.13 (h) 参照)、歩行支援機を停止させる。

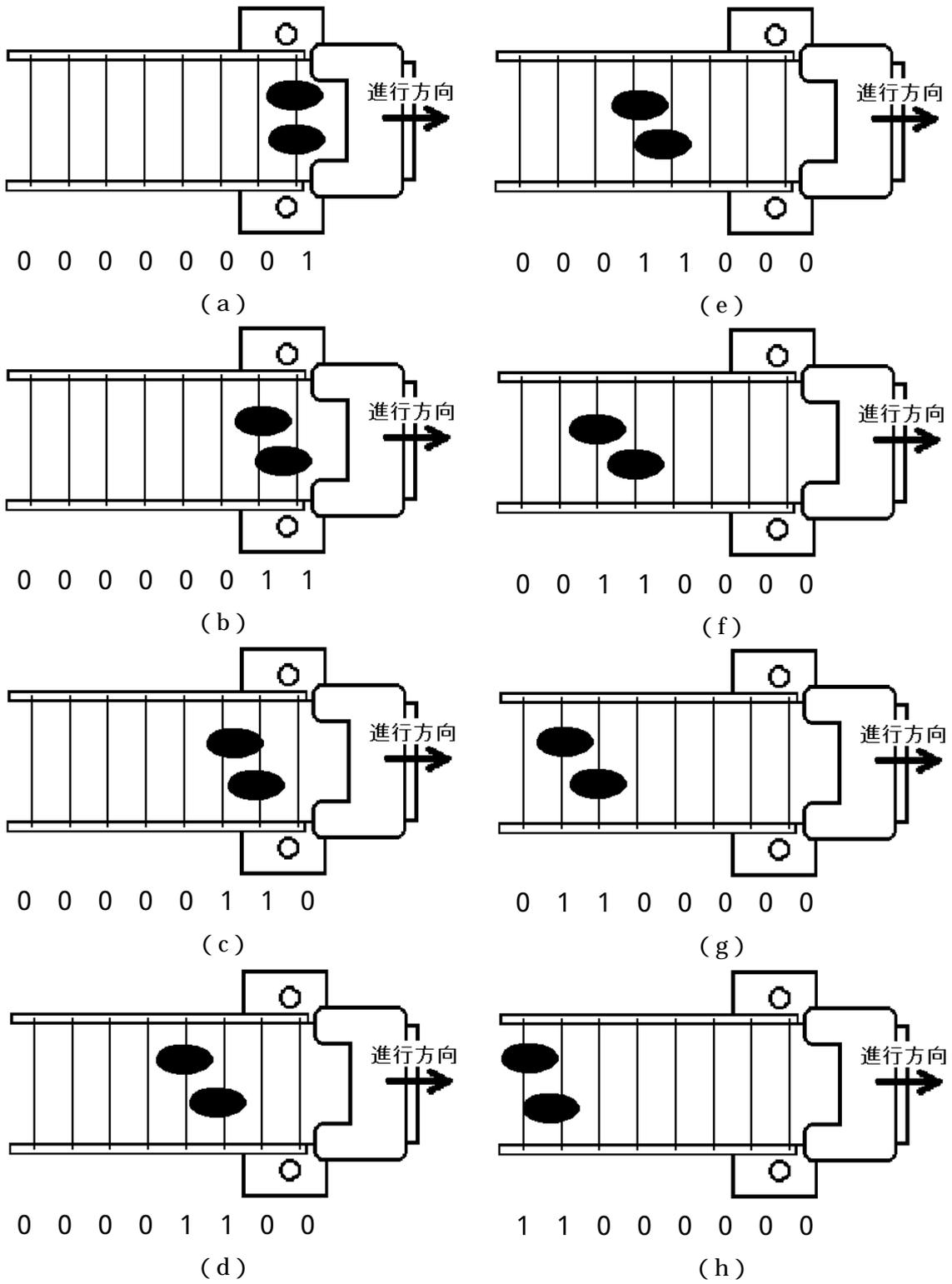


図 3 . 1 3 患者の足位置の参考例

() 力速度モード(Mode 3)

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の上を上げ、力が小さくなると歩行支援機の下を下げようとしたパワーアシスト的なモードである。すなわち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]としたとき、

$$v_p = c_p F_p$$

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、次章 4.1 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。

() 患者操縦モード(Mode 4)

上記()～()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。しかし軽度の歩行障害患者の場合、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る。そこで歩行支援機の左右2つのハンドル各々にかかる力に基づいて、歩行支援機の2つの AC サーボモータをそれぞれ個別に制御する。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。4章では、 $c_r = c_l = 0.021[\text{m}/(\text{s} \cdot \text{kgf})]$ としている。

4章 実験

4.1 転倒パターン1 転倒防止制御実験

4.1.1 実験方法

被験者4人(健常者、成人男性)に立ち位置を変えずに歩行支援機を運転してもらい、転倒パターン1の転倒を想定した実験を各モードで行った。実験は上述した速度一定モード、位置検出モード、力速度モード、患者操縦モードに対して行った。速度一定モード、位置検出モードでは、左右のハンドルに掛かる力の合力が1[kgf]以上になると動作するように設定している。また患者の足が転倒防止位置に達すると歩行支援機を停止させるように設定している。この実験では転倒防止位置は歩行支援機前方向から8番目の位置検出エリアセンサに設定した。各エリアセンサの間隔は100[mm]なので、歩行支援機を動作可能にする足の動作範囲の距離は約700[mm]になる。なお被験者A,B,C,Dの身長は、171[cm],177[cm],173[cm],170[cm]である。図4.1~4.16にその結果をグラフに示す。

4.1.2 実験結果

付録に速度一定モード、位置検出モード、力速度モード、患者操縦モードの各動作制御モードで転倒パターン1の模擬転倒実験を行ったときのグラフを示す。なお図にはそれぞれ被験者A, B, C, Dに模擬転倒実験をしてもらった際のデータを用意した。

各図の(a)のグラフは横軸に時間、縦軸に左右のハンドルに加わる各々の力とその合力の変化を示す。各図の(b)のグラフは横軸に時間、縦軸に左右のモータの速度の変化を示す。各図の(c)のグラフは、横軸には時間、縦軸に位置検出エリアセンサで検出した足の位置を2進数表示から10進数表示に変換したものを示す。

4.1.3 考察

各モードごとに特徴のあるグラフが得られた。各被験者では数値での差は見られるが同じ傾向を示していた。そこで各モードごとに一人の被験者を例に考察する。

() 速度一定モード

速度一定モードは速度が一定であるため、速度変化を示す各図4.1~4.4のグラフ(b)はどの被験者の場合でも転倒開始時から転倒終了時まで設定通りの0.069[m/s]前後の速さで前進しており、多少の変動は見られるものの停止時まで歩行支援機の速度には大きな変化がない。

そのため停止時においても設定された速度で停止するので、その速度が大きな値である場合は急停止になり、大きな慣性力が患者に働き停止に伴う危険を増やしたり患者の停止に対する不快感・不安感を増すと考えられる。しかし設定速度を遅くすると、被験者によっては「自分のペースに合わない。」、「歩行速度が遅すぎる。」などの意見があり、速度を落とし過ぎると不快さが増すようだ。

() 位置検出モード

位置検出モードについて被験者 A を例に取り説明する。図 4 . 5 (b) より実験開始約 1.3 秒後には歩行支援機が動き始めたことがわかり、この時点で転倒が開始した事になる。この時の力変化を示す図 4 . 5 (a) ではハンドルにかかる力の合力が、歩行支援機前進方向に 2.67[kgf]であった。その後歩行支援機が前進して 10.2 秒後に転倒防止位置の位置検出エリアセンサを被験者の足がさえぎり、その 0.4 秒後には歩行支援機が停止した。この時点で転倒が終了した事になり、その時のハンドルにかかる力を図 4 . 5 (a) でみると 8.86[kgf]になっていることが分かる。

以上のように、転倒終了時に近づくにつれハンドルに対して歩行支援機前進方向に加わる合力が大きくなっていくのが分かる。この理由としては被験者が前傾姿勢になり重心が前方に移動しているのにもかかわらず、立ち位置が後方であるために体を支えることが困難になり、被験者がハンドルを前に押すことによって体を支えようとするために、ハンドルにかかる力が大きくなっていると考えられる。それにも関わらずこの位置検出モードでは、歩行支援機の前進速度は実験開始 1.2 秒後には 0.118[m/s]程度であったものが、被験者の足が停止防止位置に掛かるまでにはほぼ 0.041[m/s]にまで減少している。これは位置検出モードでは足の位置に基づく制御をするため、ハンドルに加わる力の変化が歩行支援機の前進速度に反映されないため、そのことによって急停止により被験者の体に働く慣性力を少なく押さえることができ、被験者がより安全に停止できると考えられる。

また転倒に至らないまでも、被験者が歩行支援機の前進速度についていけない場合など、歩行支援機の前進速度が速すぎるときなどには、被験者の足が遅れ後方の位置検出エリアセンサに足がかかることによって、歩行支援機の前進速度が低速になり被験者が追従できるような快適な速度で歩行リハをすることができるということも考えられる。

() 力速度モード

力速度モードも各被験者間で似たような傾向が見られたので、その中でも特にこのモードの特徴をよく表している図 4 . 9 の被験者 A のグラフを例に取り示す。図 4 . 9 (b) より記録を取り始めて 0.9 秒後には歩行支援機が動き始めたので、この時点で転倒が始まった事になる。さらに力の変化を示す図 4 . 9 (a) を見てもわかるように、左右のハンドルに加わる力の合力が転倒開始 0.1 秒後には 2.7[kgf]であった。それが転倒終了直前の実験開始 4 秒後には 6.75[kgf]になり転倒終了後も 9.0[kgf]まで上昇している。このことからわかるように、転倒時に近づくにつれ左右のハンドルに大きな力が加わっている。

力に比例して速度が大きくなるように制御しているこのモードでは、速度変化を示す図 4 . 9 (b) を見てもわかるように転倒開始 0.1 秒後には 0.002[m/s]であった速度が、転倒終了直前の実験開始 4 秒後には 0.22[m/s]にまで上昇している。しかしハンドルに最も大きな力が加わった実験開始 4.5 秒後は、速度はほぼ 0.006[m/s]になっている。これは転倒終了後であるため、位置検出エリアセンサに設定している転倒防止位置により停止している

ことを示している。このように転倒終了時に近づくとつれて歩行支援機の速度が上昇していることがわかる。そのため、安全上好ましくない状況になっていると考えられる。これは位置検出モードと同じく転倒した際に被験者が前方に倒れこみ、ハンドルを押してしまうためだと考えられる。

() 患者操縦モード

患者操縦モードでは被験者 C を例に取る。力の変化を示す図 4.15 (a) を見てわかるように、実験開始 2 秒後にはハンドルに加わる合力が 2.88[kgf]であったものが、転倒終了直前の実験開始 14 秒後には 6.48[kgf]になっていることから転倒終了時に近づくとつれ、左右のハンドルに大きな力が加わっていることがわかる。これは力速度モードと同じようにハンドルを押してしまうためだと考えられ、これは他のモードでも見られ全モードで共通している点ではあるが、中でも力速度モードと患者操縦モードにおいてはこの傾向が強く現れている。この 2 つのモードは力による速度制御を行っている為、患者が倒れ込むにつれて荷重が歩行支援機のハンドルにかかることが原因で、他のモードよりも速度が速くなった状態で急停止をする為であると考えられる。

また力に比例して速度が変化するようになっているこのモードでは、速度変化を示す図 4.15 (b) を見てもわかるように実験開始 2 秒後には、ほぼ 0.03[m/s]であったものが転倒終了直前の実験開始 14 秒後にはほぼ 0.068[m/s]と緩やかではあるが速度が上昇している。このことから転倒時には、先の力速度と同じように歩行支援機の速度が上昇していることがわかる。なおこの患者操縦モードでは、左右のハンドルそれぞれに働く力によって歩行支援機の進行方向が変化するものであり、またグラフにも左右の違いが多少見られたが、今回は転倒のみの実験であるため、左右のハンドルに働く力に差があっても考慮に入れないものとする。

これらのことから転倒パターン 1 では、力速度モードや患者操縦モードにみられるようなハンドルにかかる力に基づく制御をしようとする、患者が無意識にハンドルに加えてしまう力により必要のない加速がされてしまうことがわかった。これでは患者が安心して歩行訓練をすることができない。確かに力速度モードでは被験者が歩行支援機の速度が遅いと思えばハンドルに力を加えて速度を増すことができるし、患者操縦モードではただ直線に進むだけではなく左や右に曲がることによって自由度が高い歩行リハを行えるなどの利点はあるが、停止時までのことも考慮に含めるとなるとこれらだけでは十分とは言えない。その点、本実験の中で被験者の足の位置に基づいて速度を変化させる位置検出モードにみられるような制御をすると、被験者の足が転倒防止位置に到達する前に段階的に速度を落としていくことができる。そのため急停止を防ぐことができるので、転倒パターン 1 での動作制御方法としては位置検出モードが他のモードに比べて安全に停止できるモードであると考えられる。

4.2 転倒パターン2 模擬転倒実験

4.2.1 実験方法

被験者4人(健常者,男性)に上述の負荷計測装置を装着してもらい、2、3歩通常歩行をした後、転倒パターン2の模擬転倒をしてもらった。実験は速度一定モード、位置検出モード、力速度モード、患者操縦モードに対して行い、ロードセルに掛かる負荷が被験者の体重の20%(前の予備実験により決定)を超えると、歩行支援機を停止するように設定してある。なお被験者A,B,C,Dの体重は、77[kg],66[kg],70[kg],64[kg]である。

4.2.2 実験結果

付録の図4.17~4.32は転倒パターン2の模擬転倒実験を行ったときのグラフである。

各図(a)のグラフは横軸に時間、縦軸に歩行支援機の左右のハンドルに加わる力変化を取った。

各図(b)のグラフは横軸に時間、縦軸に歩行支援機の左右のモータの速度変化を取った。

各図(c)のグラフは、縦軸に崩れ落ち時の負荷検出センサであるロードセルにかかった負荷を被験者の体重で割ったもの、つまり患者の体重の何%がロードセルにかかっているかを表し横軸には時間を取った。

4.2.3 考察

図4.17~4.32をみると、どのモードでもどの被験者でも同じようにロードセルに生じる負荷が患者の体重の20%を超えたときに直ちに歩行支援機が停止している事がわかる。よって歩行支援機がどのモードで動作しているかに関わらず、転倒パターン2については負荷検出センサを使用することにより、患者が崩れ落ちた際に歩行支援機に引きずられるなどの危険が拡大することを防ぐことができる。

また各モードごとの崩れ落ちに対する物理的差異は見られなかったのは、本実験で検討した4つの動作制御モード自体が、もともと転倒パターン2を視野に入れて考えられたものではなかったためだと考えられる。つまり転倒パターン2については被験者のモード毎の感じ方の違いまでは今回は測定していないが、あくまで物理的なデータ上でみる限りではモード毎に違いはなかった。

5章 結言

- (1) 患者がある程度自立して歩行リハビリテーションを安全に行うことを可能にする歩行支援機の開発を目指し、通常の歩行器を用いたリハビリで問題となっている代表的な2つの転倒パターンを示した。
- (2) 患者の症状や動きに合わせて動作する歩行支援機と、患者の状態を認識するためのセンサおよびセンサに基づいた歩行支援機の動作方式を示した。
- (3) 動作制御モードごとにその特徴や転倒パターン1、2に対する有効性を検討するため被験者を用いて実験した。
 - 1) どのモードでも転倒終了時に近づくにつれ、ハンドルに大きな前進方向の力が加わる傾向がある。そのため転倒パターン1では、ハンドルにかかる力で制御しようとする必要以上に速度が出るため危険である。このことから転倒時の安全性という点から考えると、力速度モードや患者操縦モードよりも、足の位置に基づく制御をする位置検出モードの方がより安全であるといえる。また今回の実験のように転倒に限ってみると、速度一定モードでは特にメリット・デメリットは見られなかった。
 - 2) 転倒パターン2では、ロードセルで崩れ落ち時の負荷を検出し歩行支援機を停止させることで転倒時の危険が拡大することを防げた。またこのパターンではモードごとの物理的差異は見られなかったが、これはロードセルが動作制御モードの影響を受けないためと考えられる。

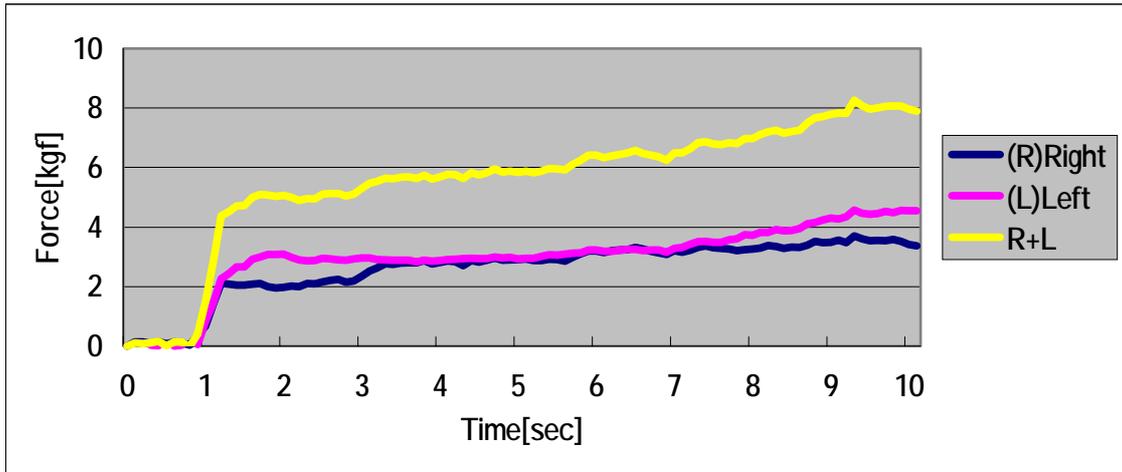
謝辞

本研究を行うにあたり、ご助言いただきました井上喜雄教授、甲斐義弘助手に深く感謝いたします。また本研究を行うに伴いご助言、お手伝いいただいたその他のの方々にもこの場を借りて御礼を申し上げます。

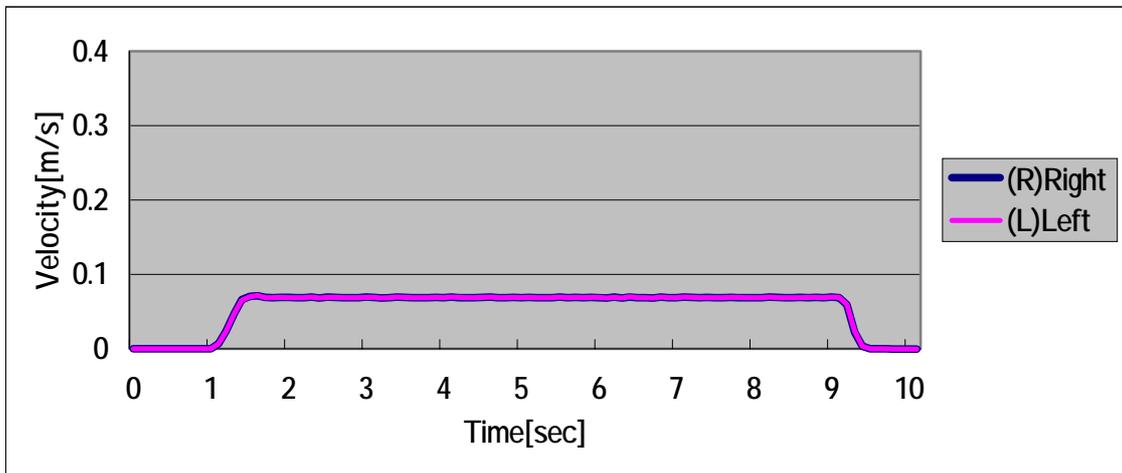
参考文献

- (1) 眞野行生編：高齢者の転倒とその対策、医歯薬出版株式会社、126 (1999)
- (2) 谷 知之，他4名：能動インピーダンス制御を用いた訓練用歩行路面の検討、機論C編、Vol.63 No.613、202 - 207 (1997)
- (3) 根本，江川，藤江：高齢者の歩行支援機器技術、BME、Vol.13 No.2、42 - 46 (1999)

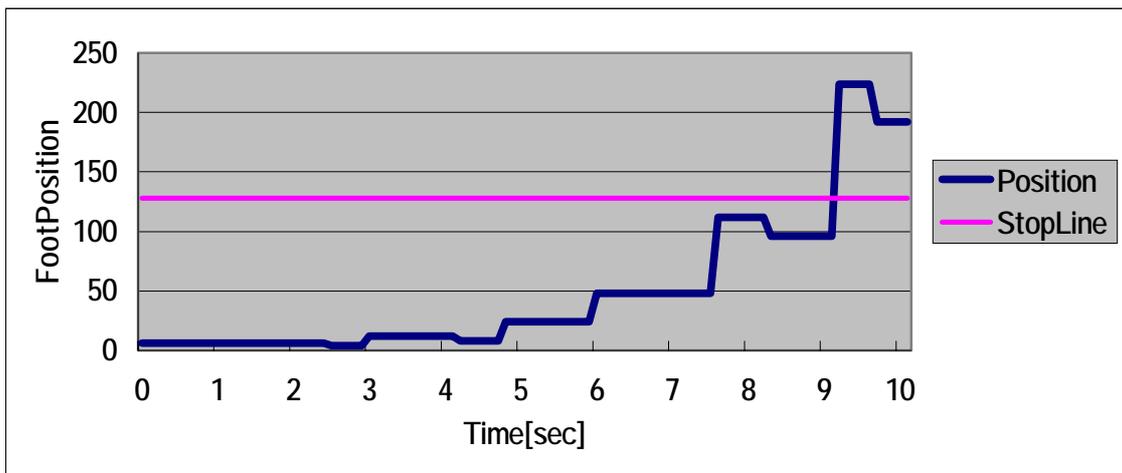
付録



(a)ハンドルに加わる力

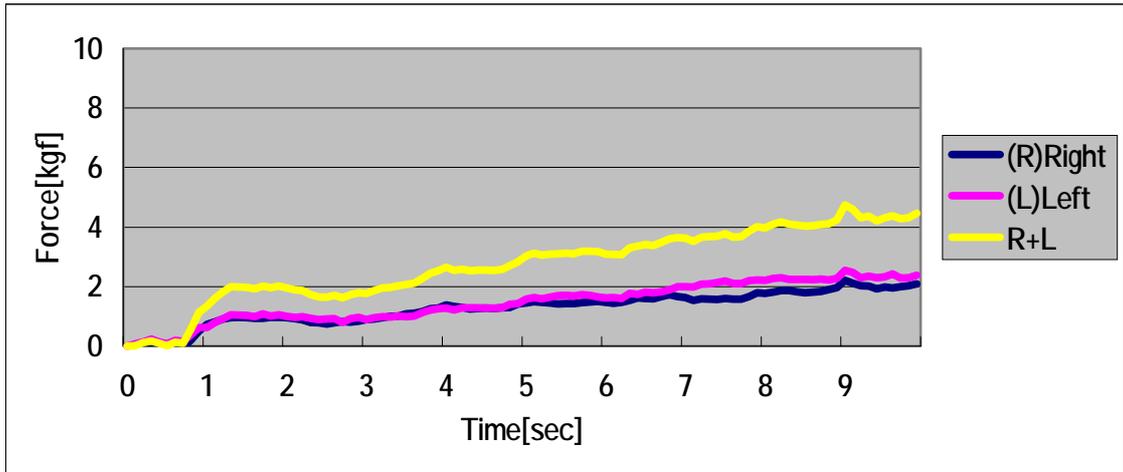


(b)歩行支援機の世界度

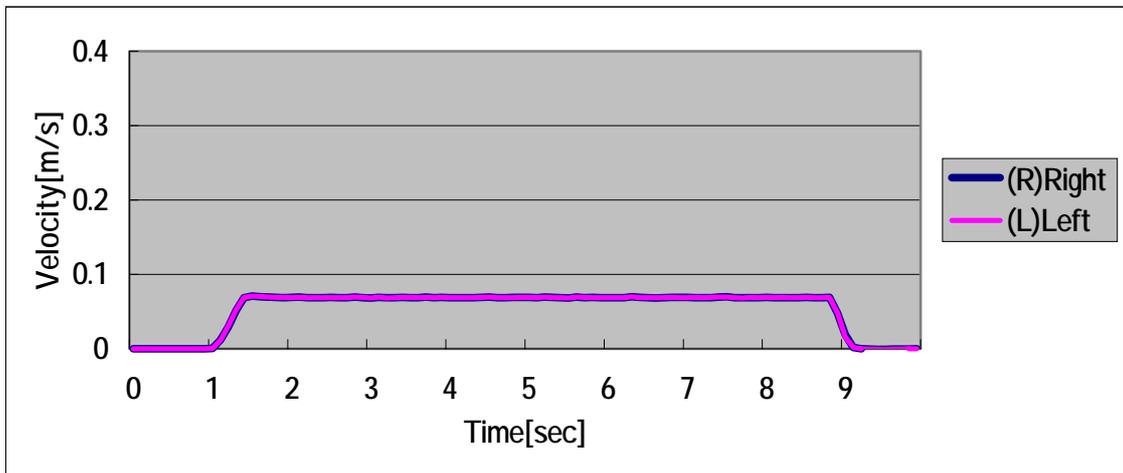


(c)被験者の足の位置 (10進数表示)

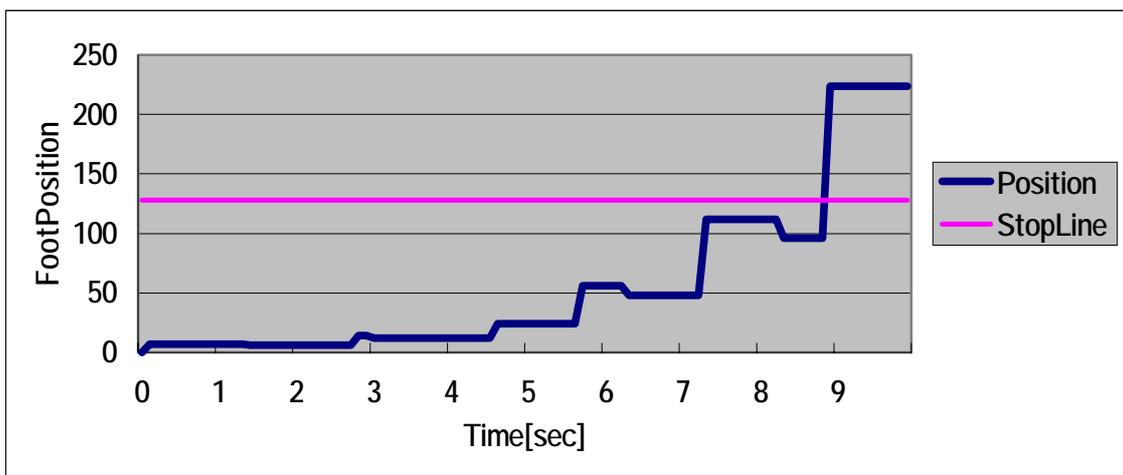
図4.1 実験1 速度一定モード 被験者A



(a)ハンドルに加わる力

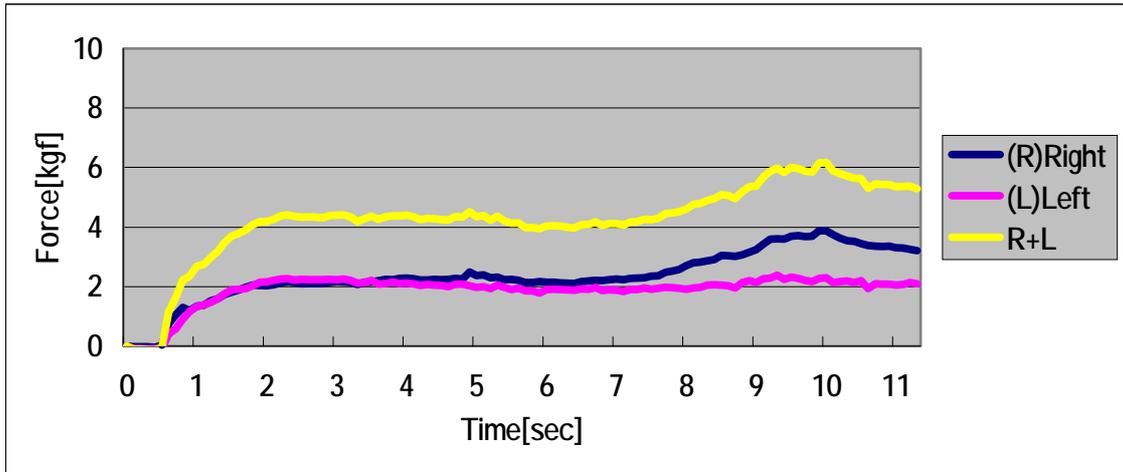


(b)歩行支援機の世界

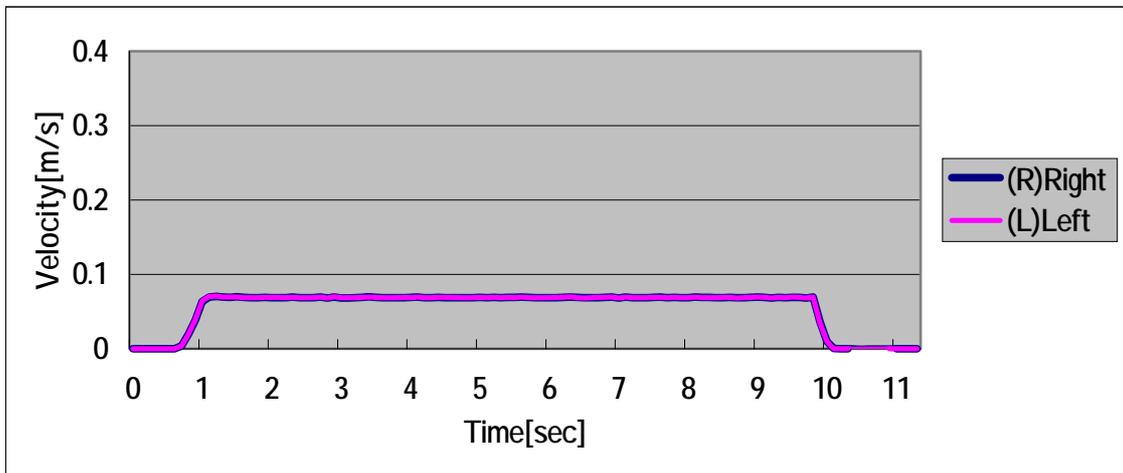


(c)被験者の足の位置 (10進数表示)

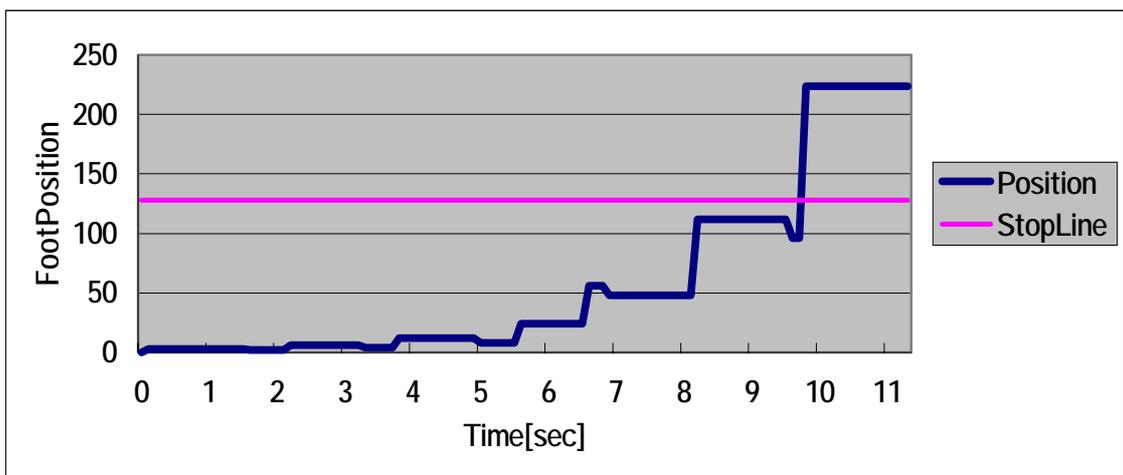
図4.2 実験1 速度一定モード 被験者B



(a)ハンドルに加わる力

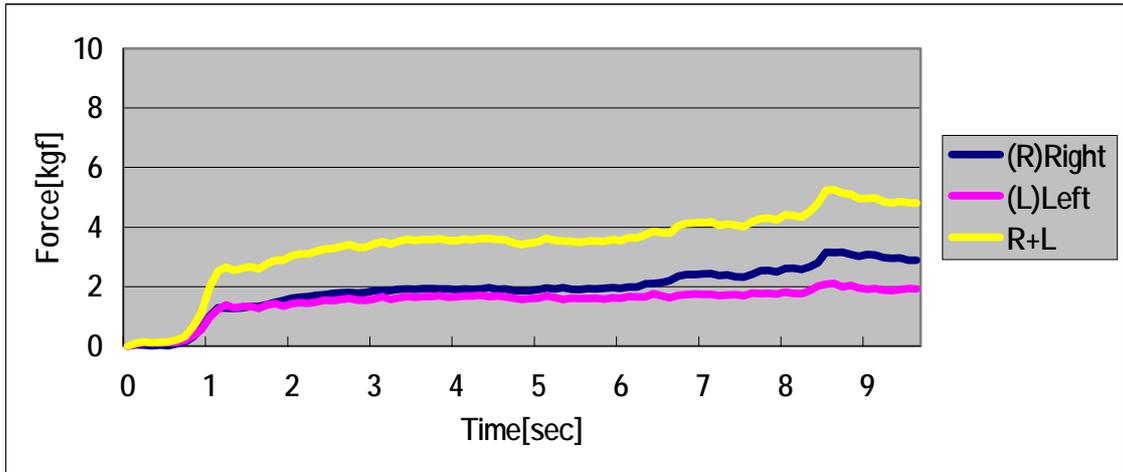


(b)歩行支援機の世界度

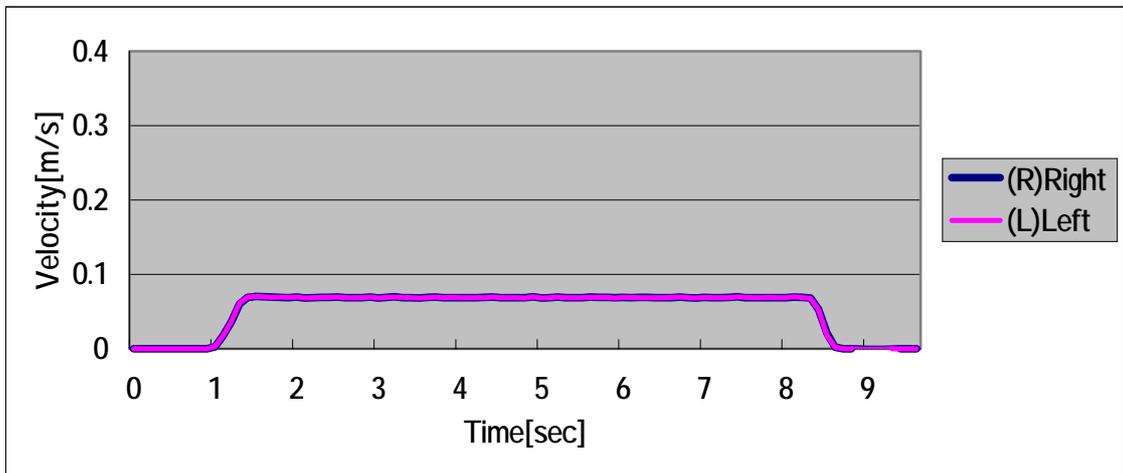


(c)被験者の足の位置 (10進数表示)

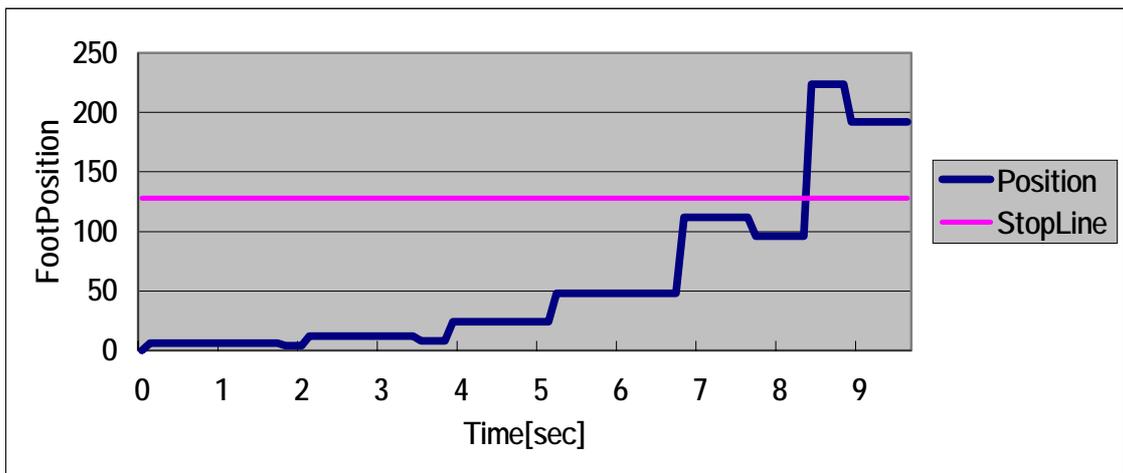
図4.3 実験1 速度一定モード 被験者C



(a)ハンドルに加わる力

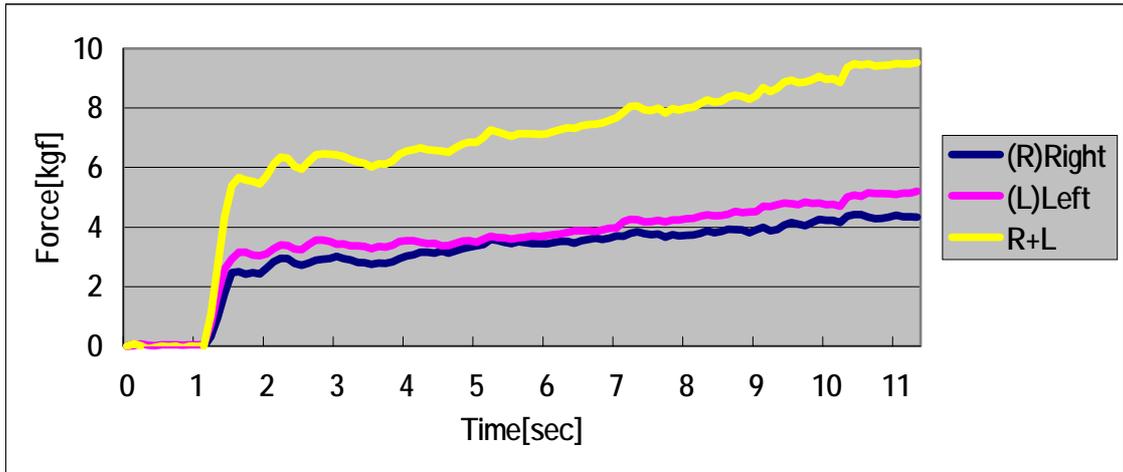


(b)歩行支援機の世界度

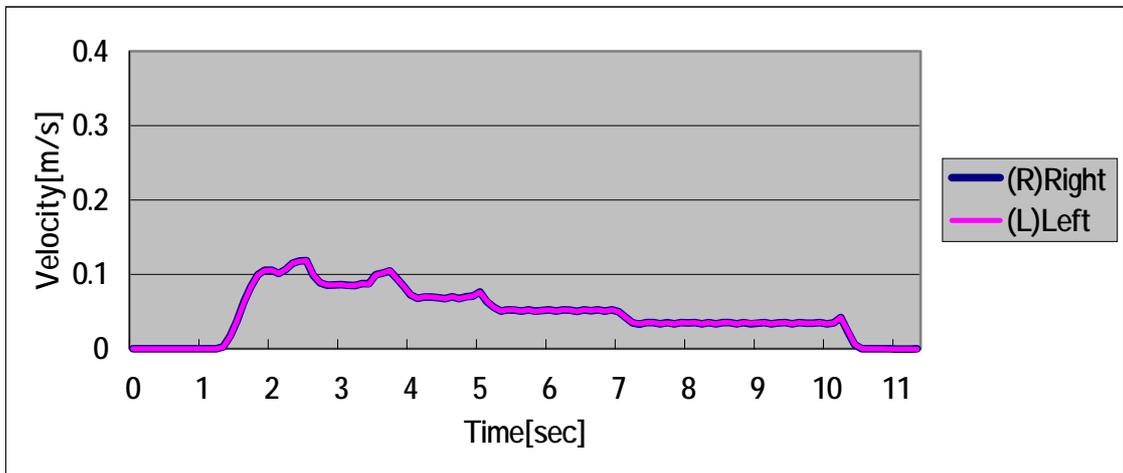


(c)被験者の足の位置 (10進数表示)

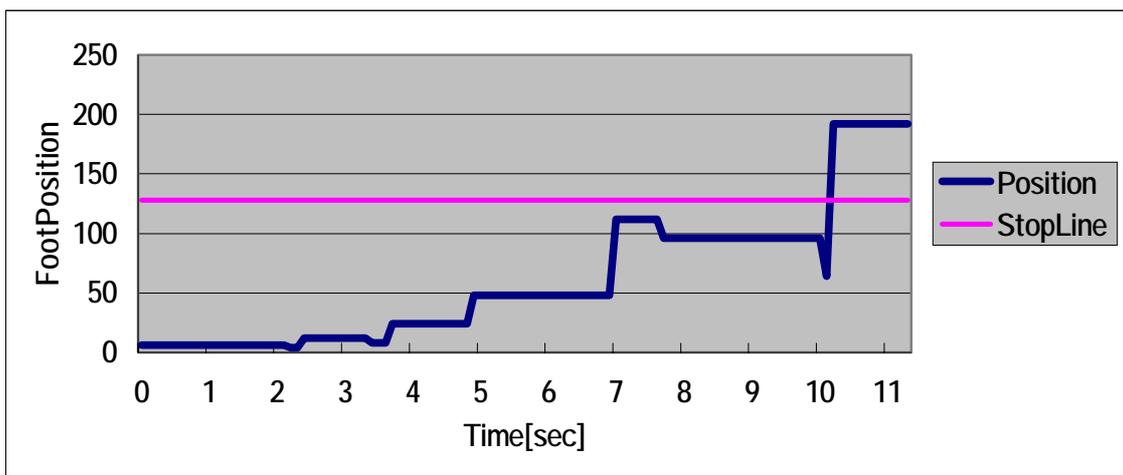
図4.4 実験1 速度一定モード 被験者D



(a)ハンドルに加わる力

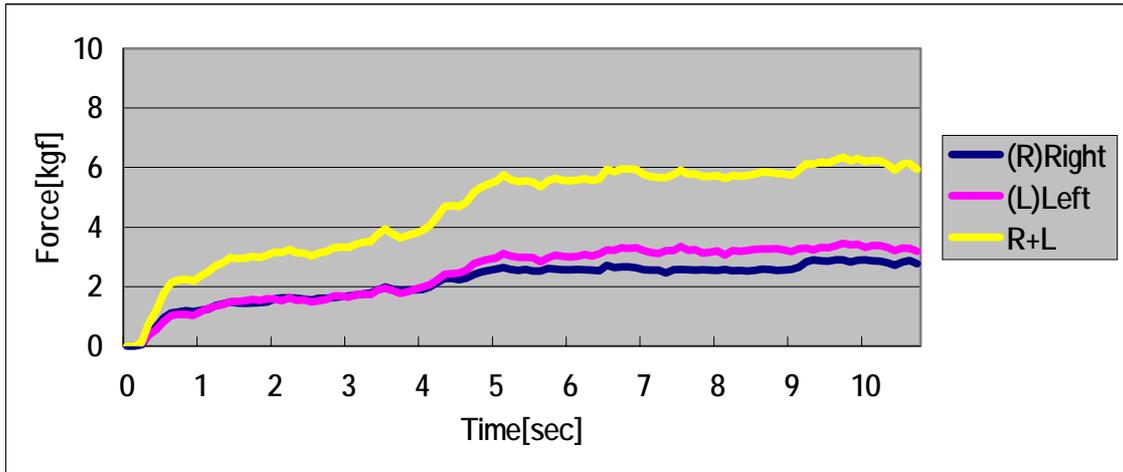


(b)歩行支援機の世界度

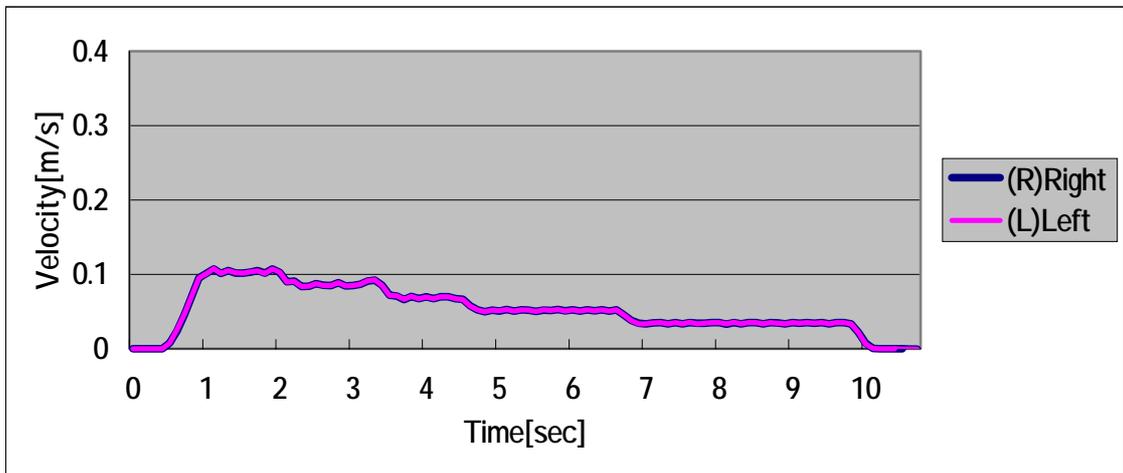


(c)被験者の足の位置 (10進数表示)

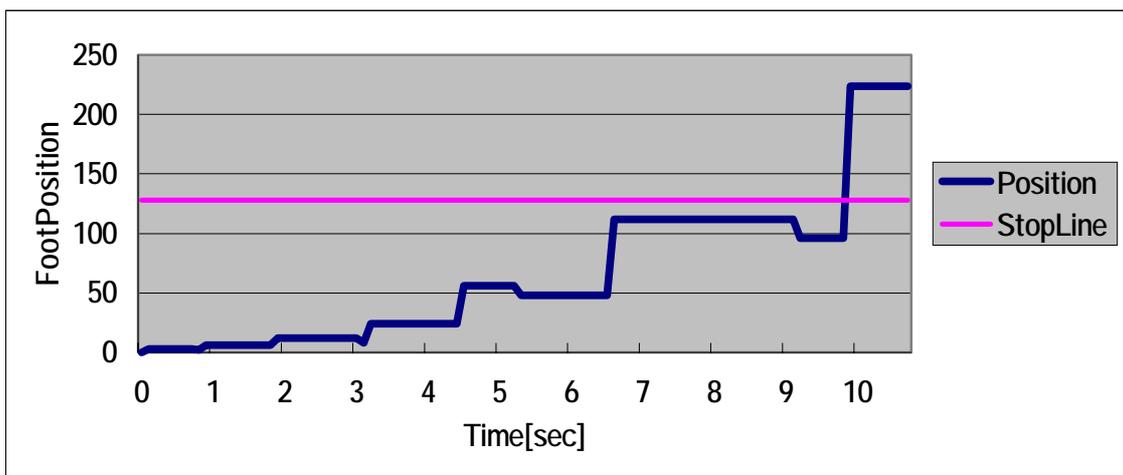
図4.5 実験1 位置検出モード 被験者A



(a)ハンドルに加わる力

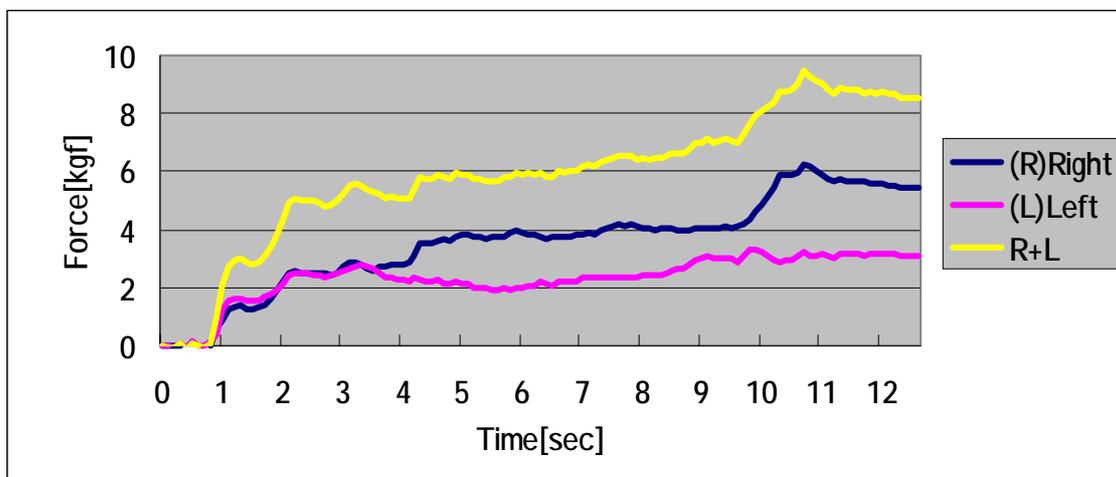


(b)歩行支援機の世界度

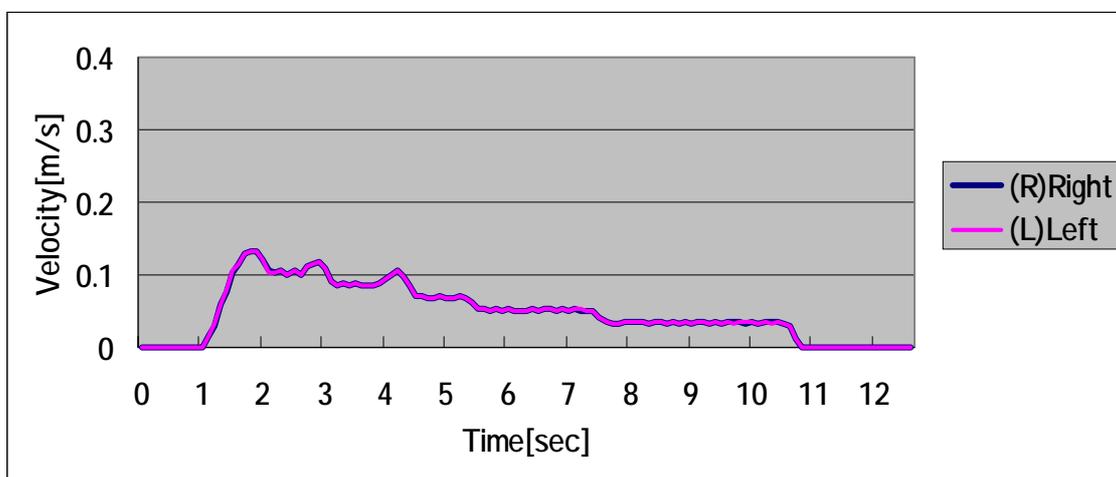


(c)被験者の足の位置 (10進数表示)

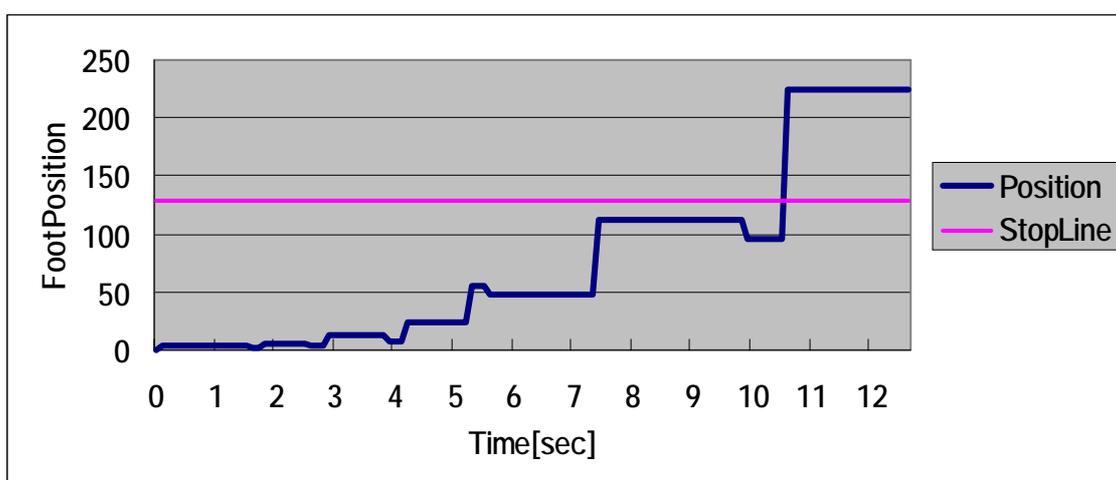
図4.6 実験1 位置検出モード 被験者B



(a)ハンドルに加わる力

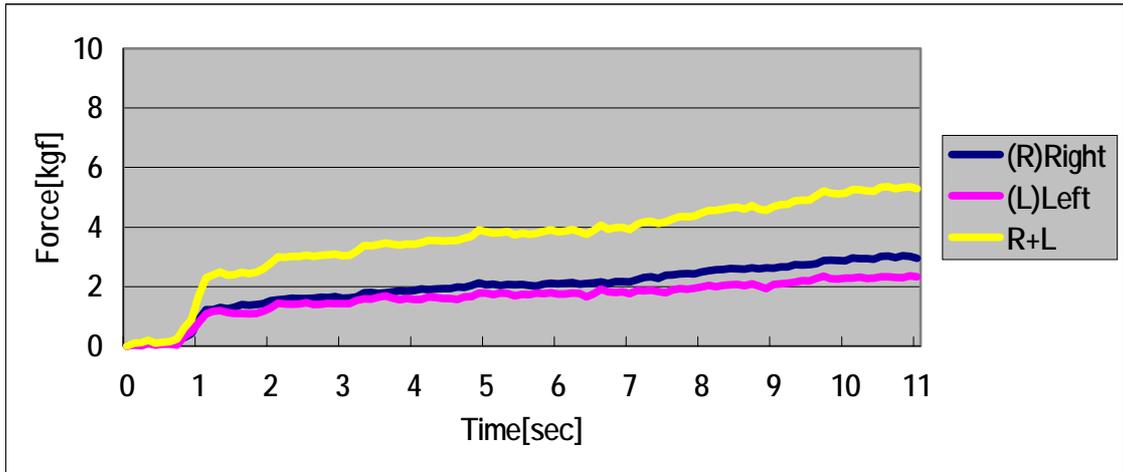


(b)歩行支援機の世界度

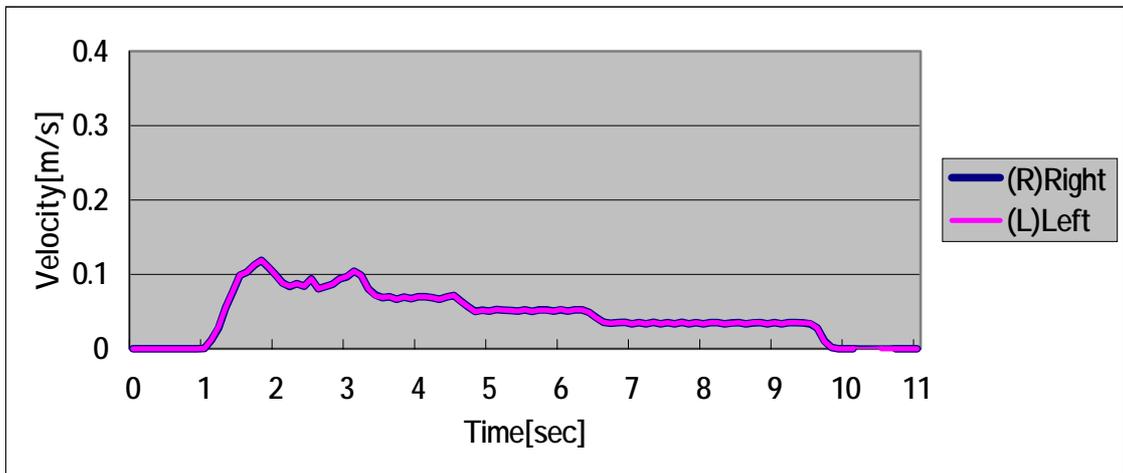


(c)被験者の足の位置 (10進数表示)

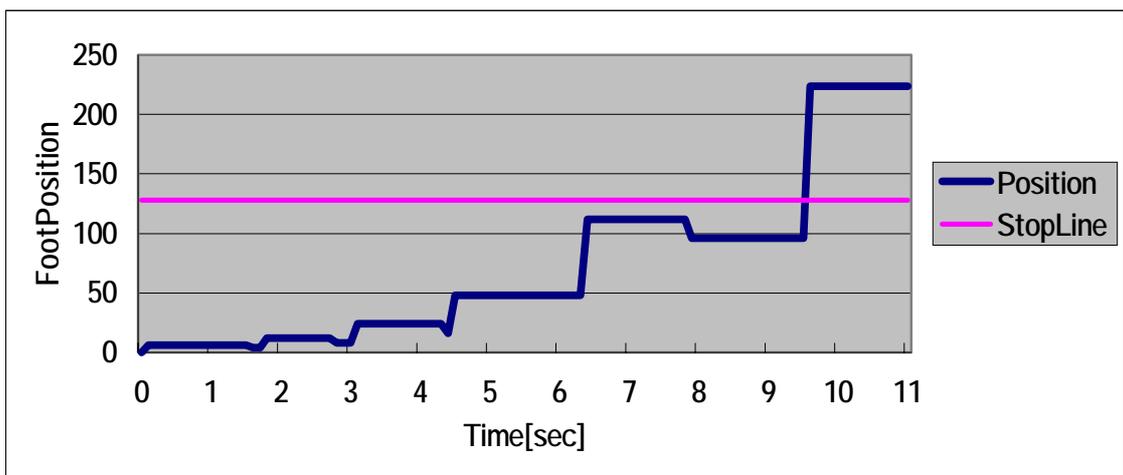
図4.7 実験1 位置検出モード 被験者C



(a)ハンドルに加わる力

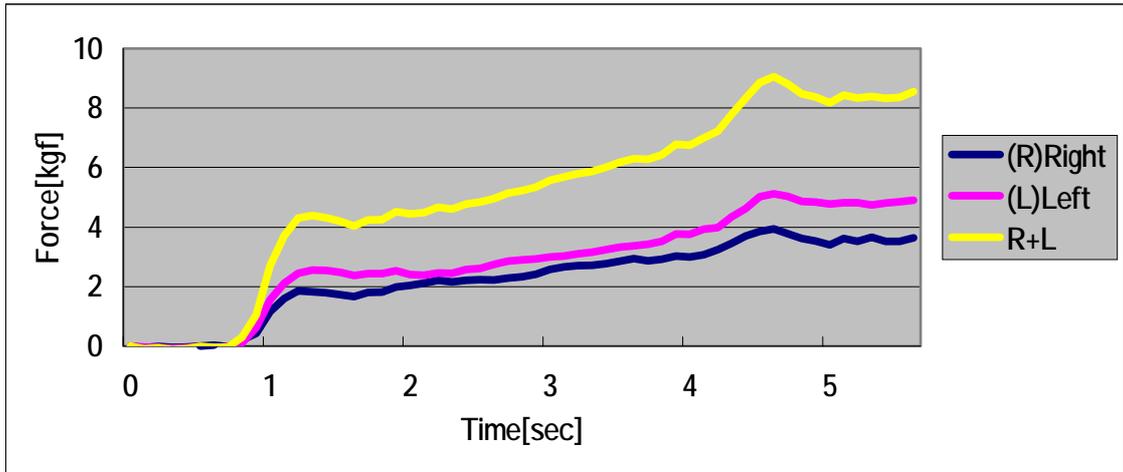


(b)歩行支援機の世界度

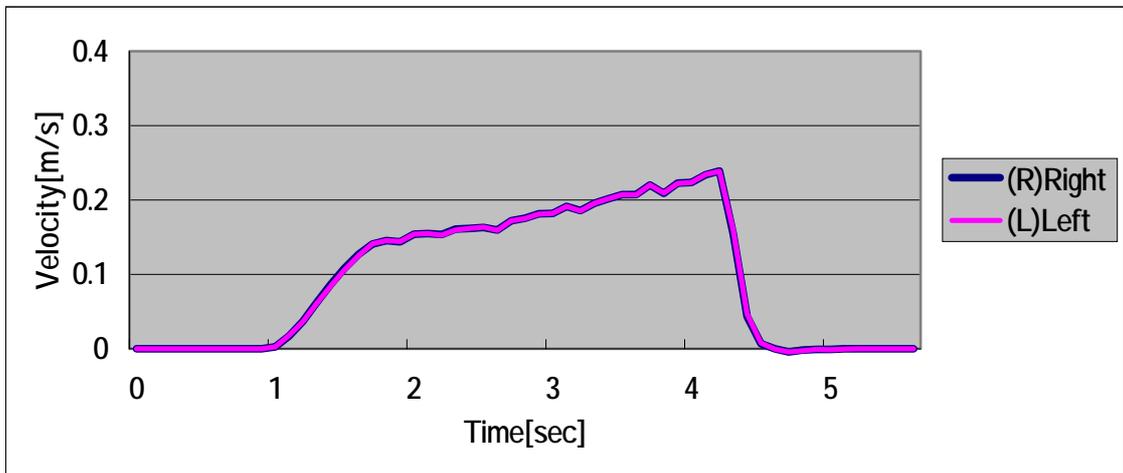


(c)被験者の足の位置 (10進数表示)

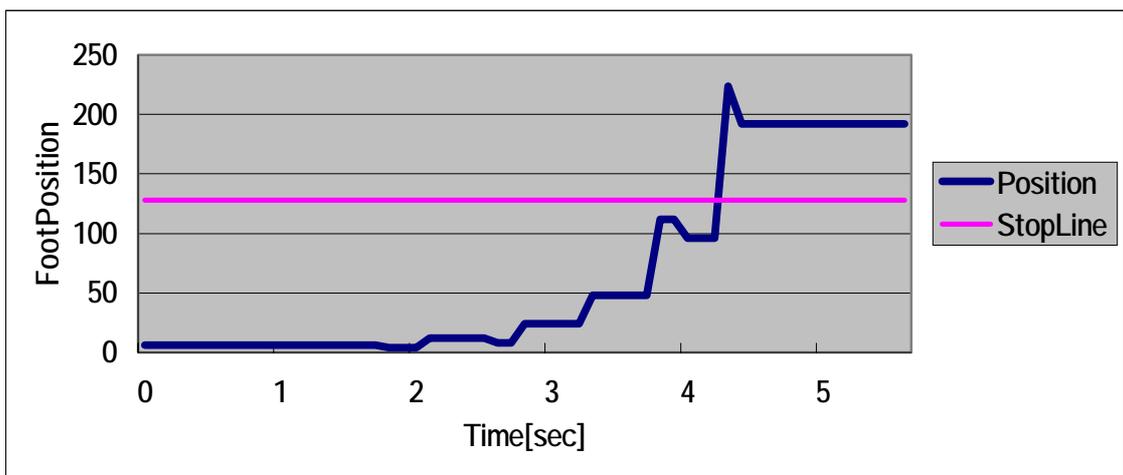
図4.8 実験1 位置検出モード 被験者D



(a)ハンドルに加わる力

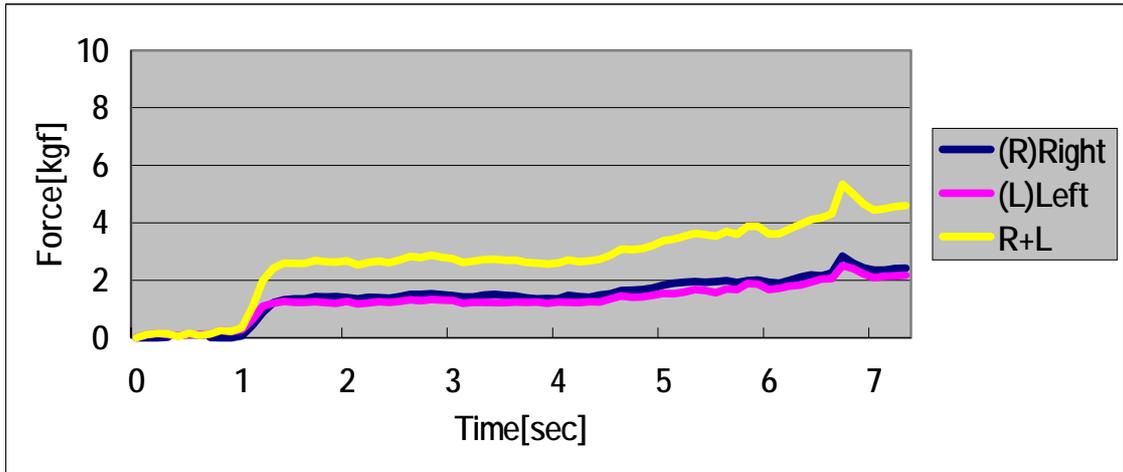


(b)歩行支援機の世界度

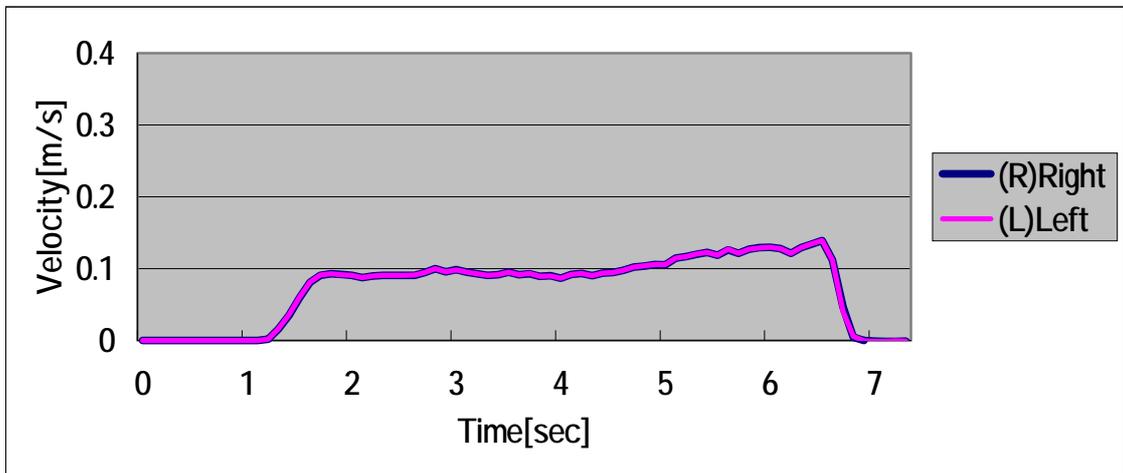


(c)被験者の足の位置 (10進数表示)

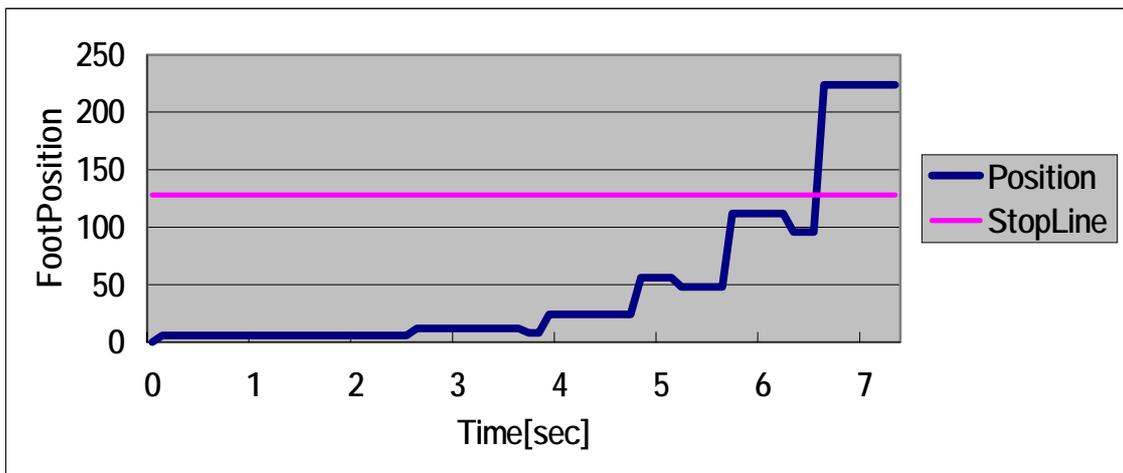
図4.9 実験1 力速度モード 被験者A



(a)ハンドルに加わる力

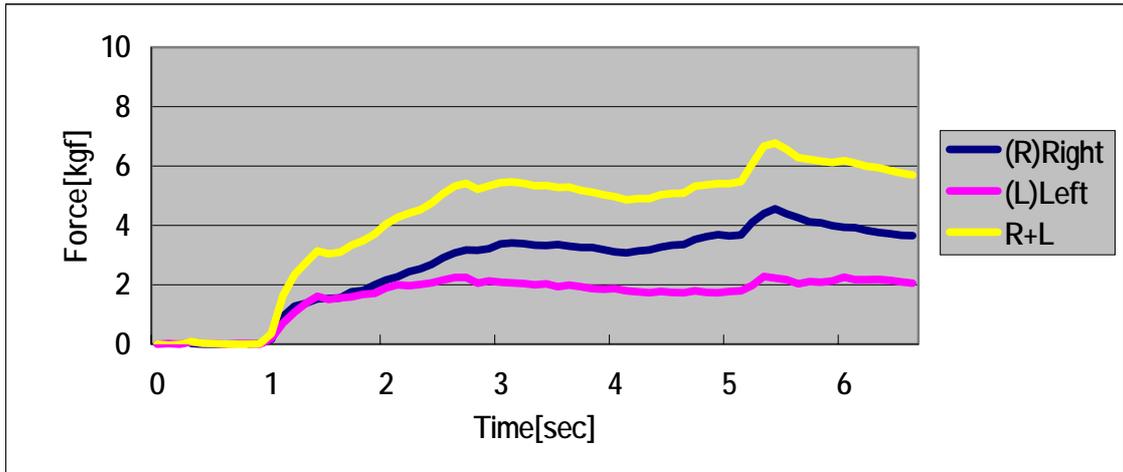


(b)歩行支援機の世界度

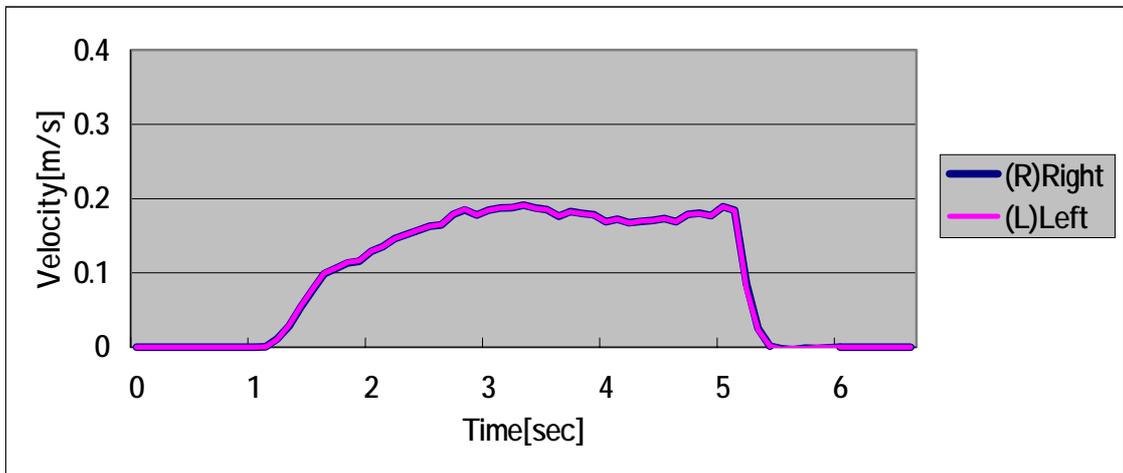


(c)被験者の足に位置 (1 0 進数表示)

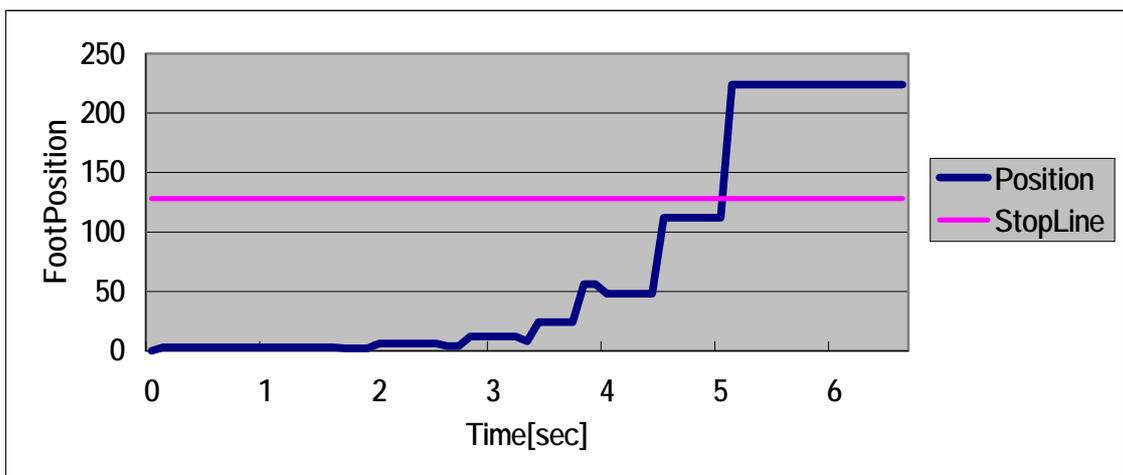
図 4 . 1 0 実験 1 力速度モード 被験者 B



(a)ハンドルに加わる力

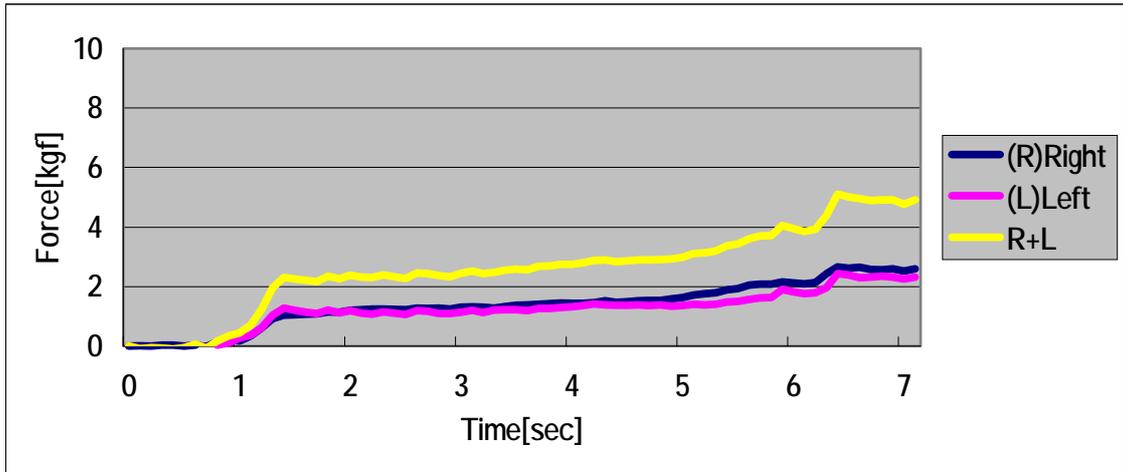


(b)歩行支援機の世界度

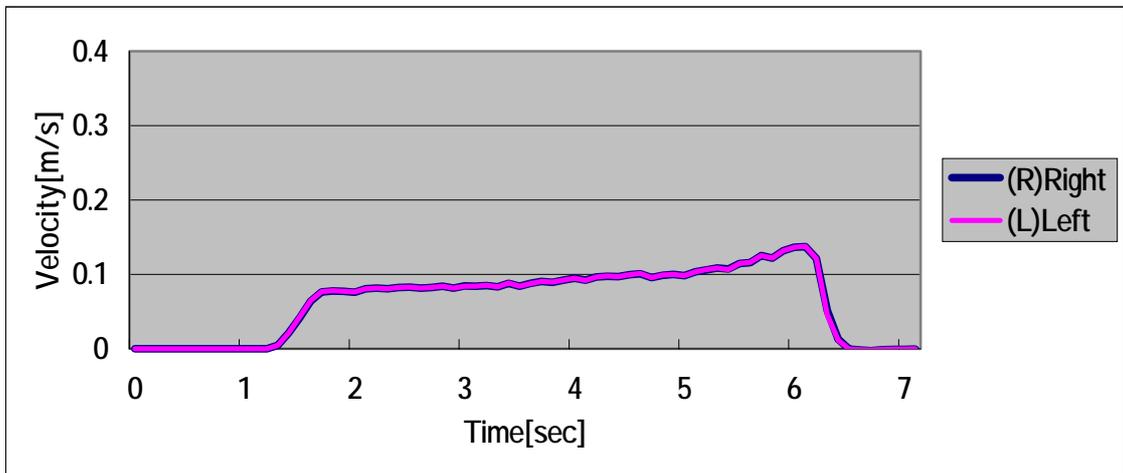


(c)被験者の足の位置 (10進数表示)

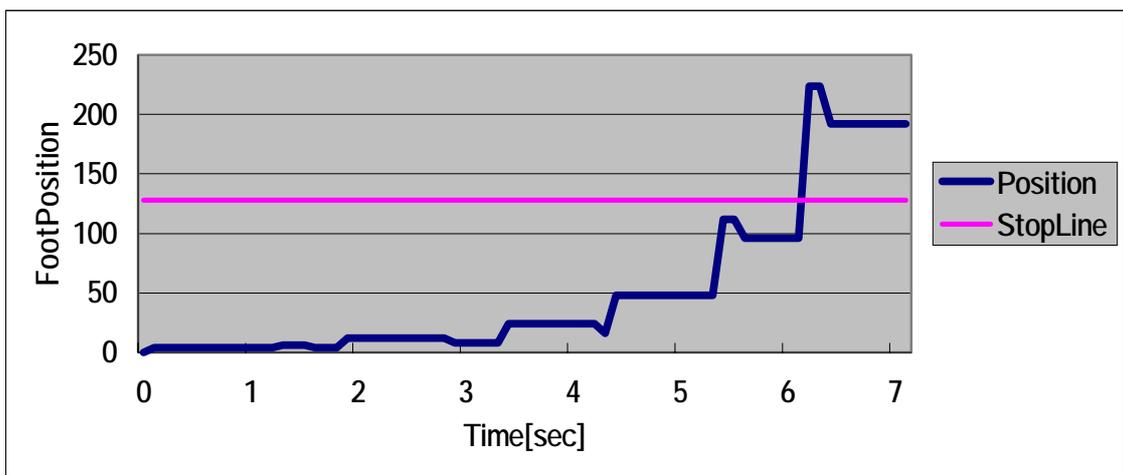
図4.11 実験1 力速度モード 被験者C



(a)ハンドルに加わる力

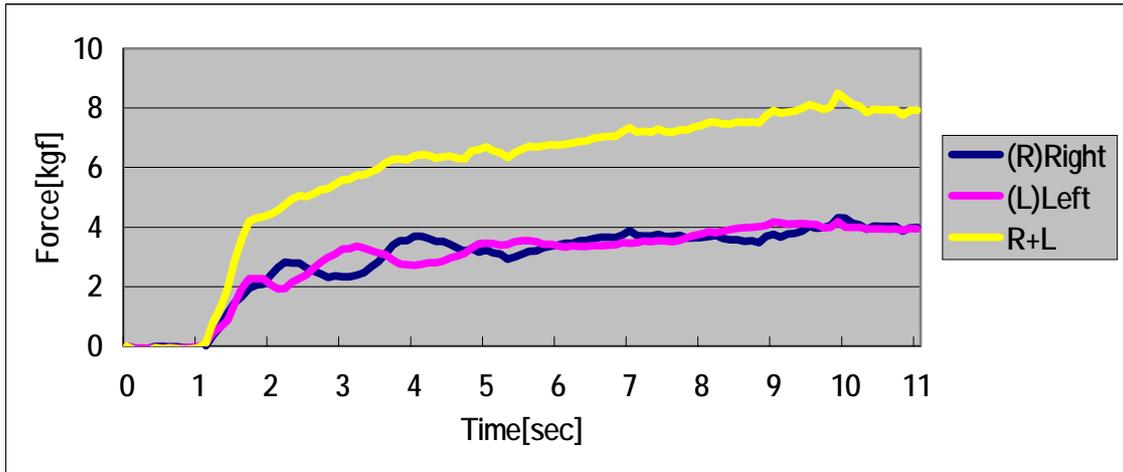


(b)歩行支援機の世界度

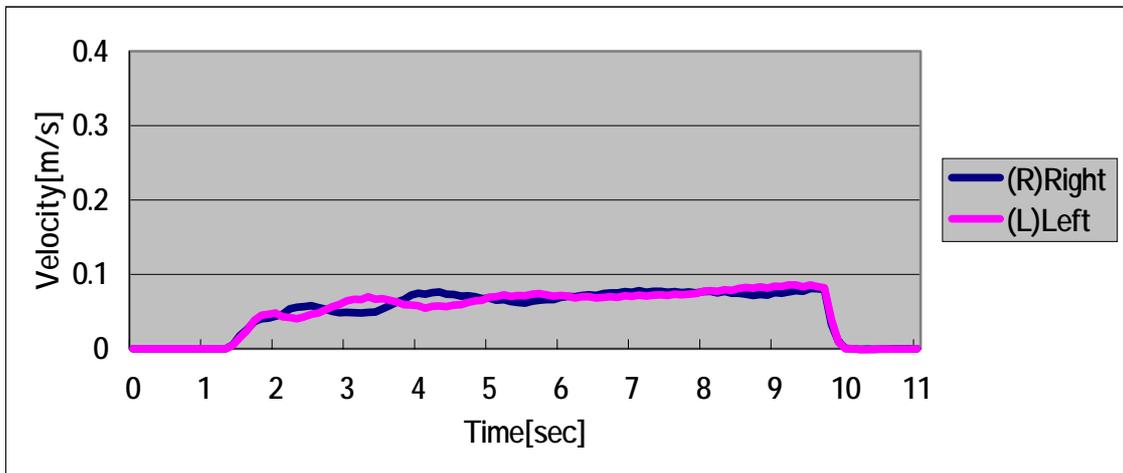


(c)被験者の足の位置 (10進数表示)

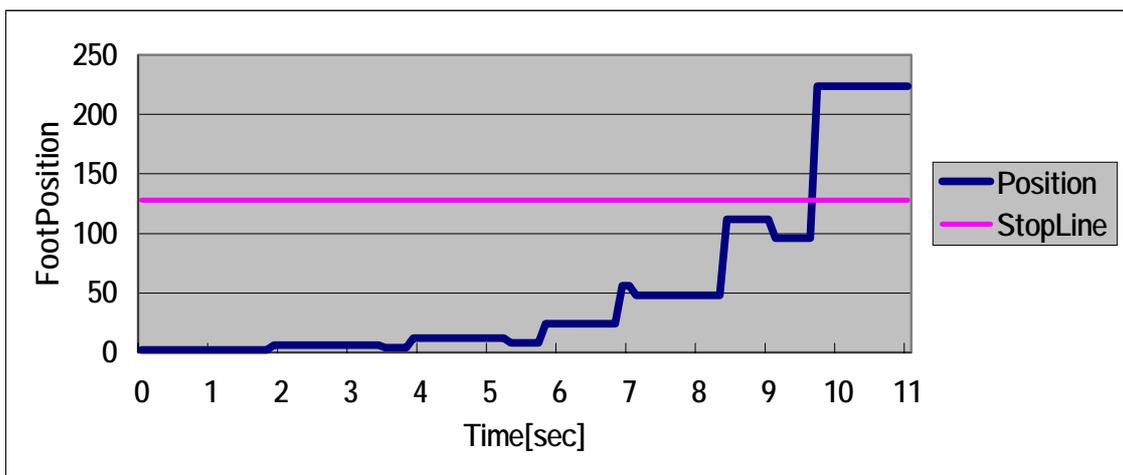
図4.12 実験1 力速度モード 被験者D



(a)ハンドルに加わる力

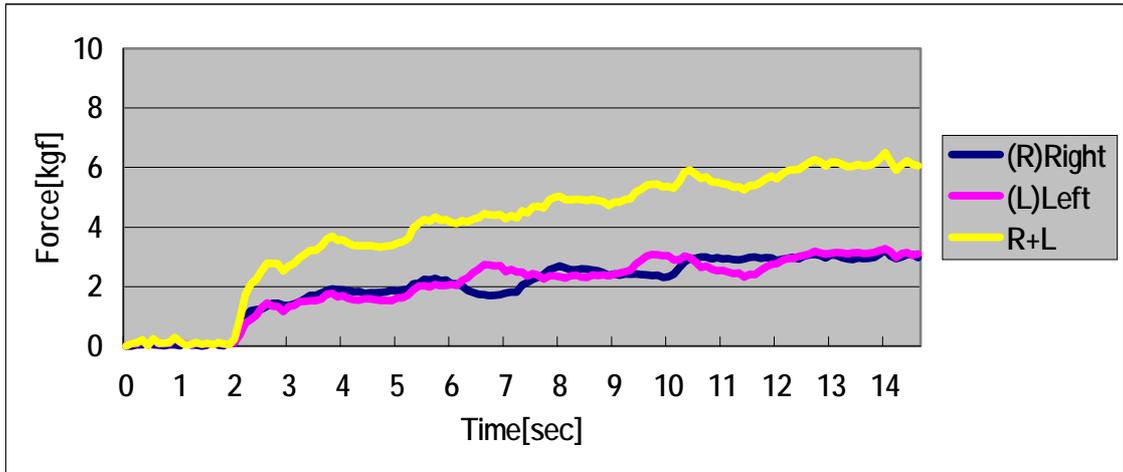


(b)歩行支援機の世界度

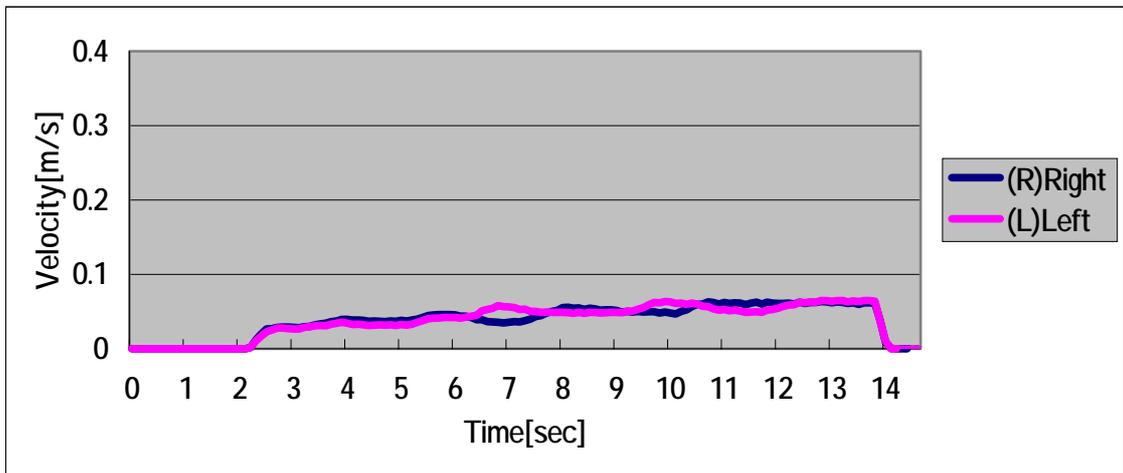


(c)被験者の足の位置 (10進数表示)

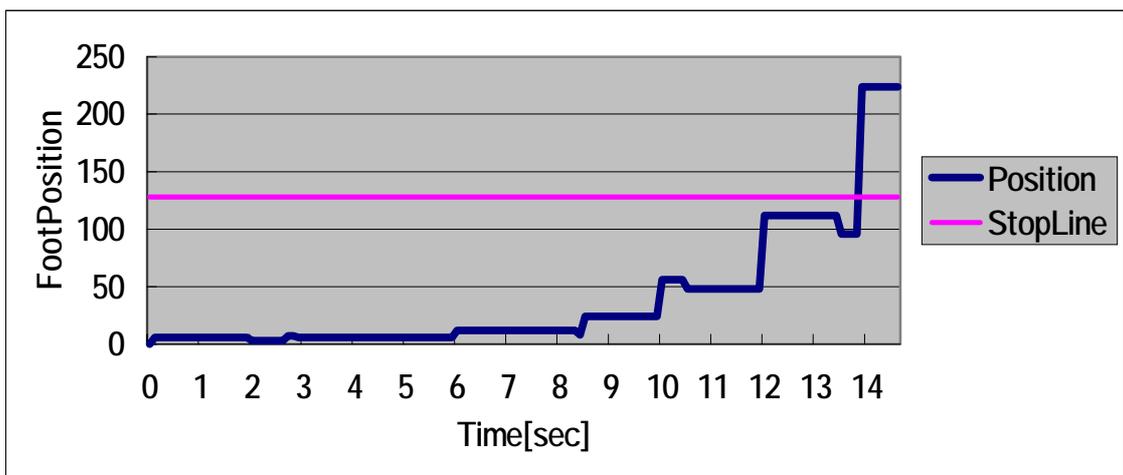
図4.13 実験1 患者操縦モード 被験者A



(a)ハンドルに加わる力

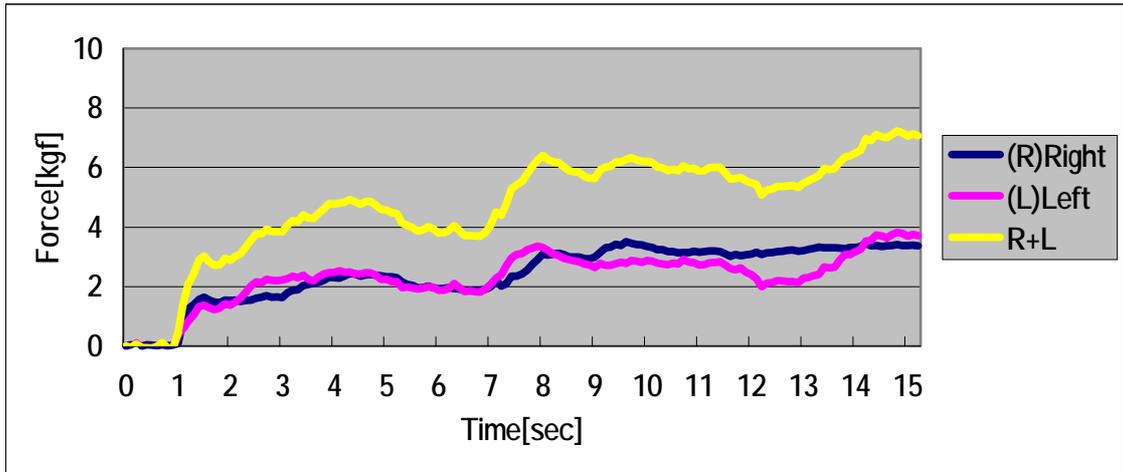


(b)歩行支援機の数値

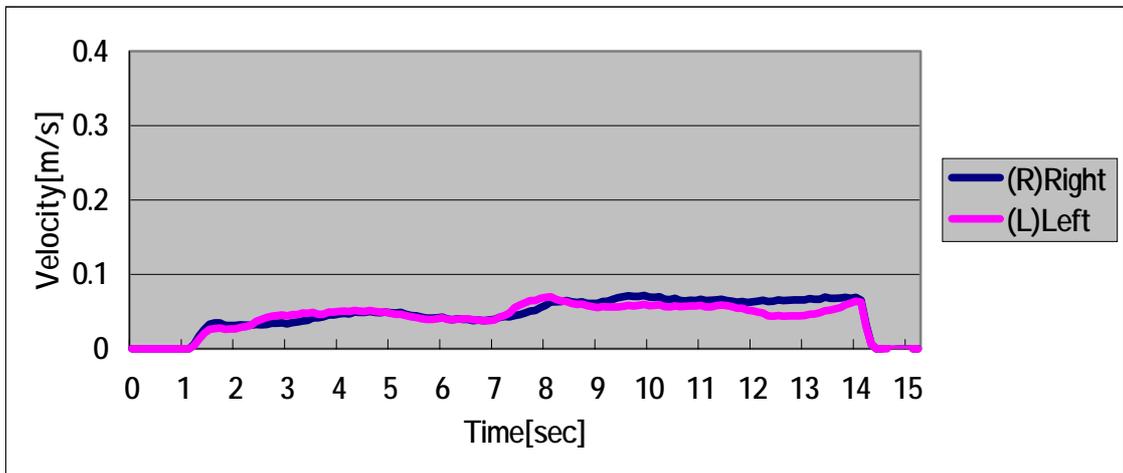


(c)被験者の足の位置 (10進数表示)

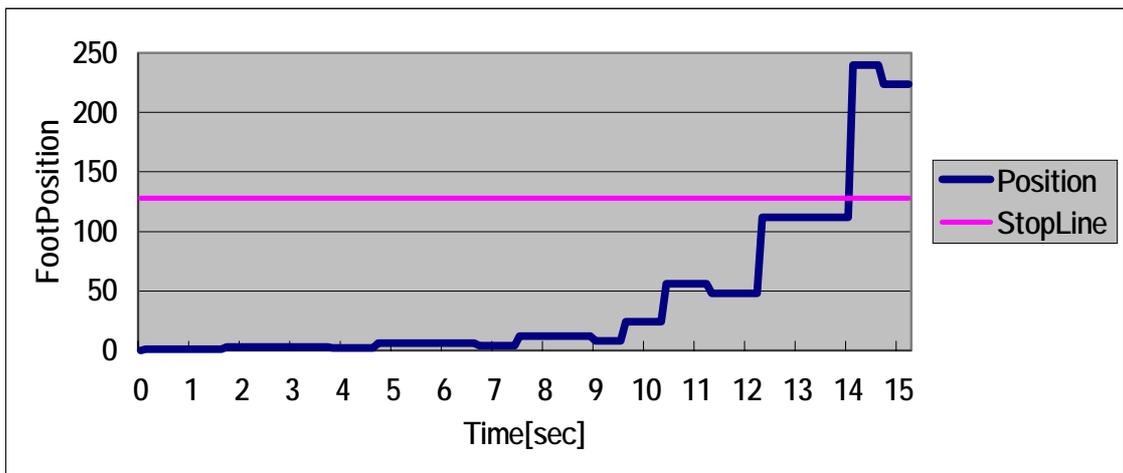
図4.14 実験1 患者操縦モード 被験者B



(a)ハンドルに加わる力

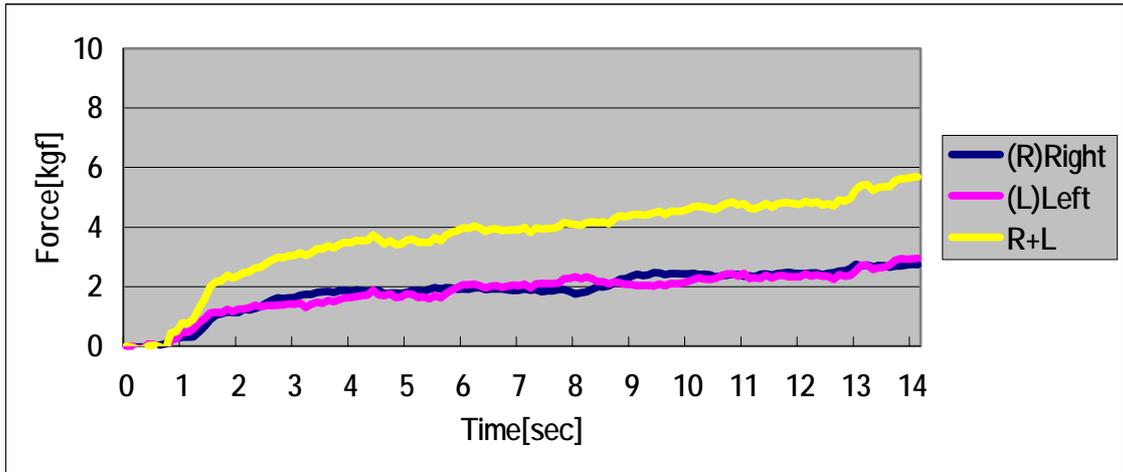


(b)歩行支援機の世界度

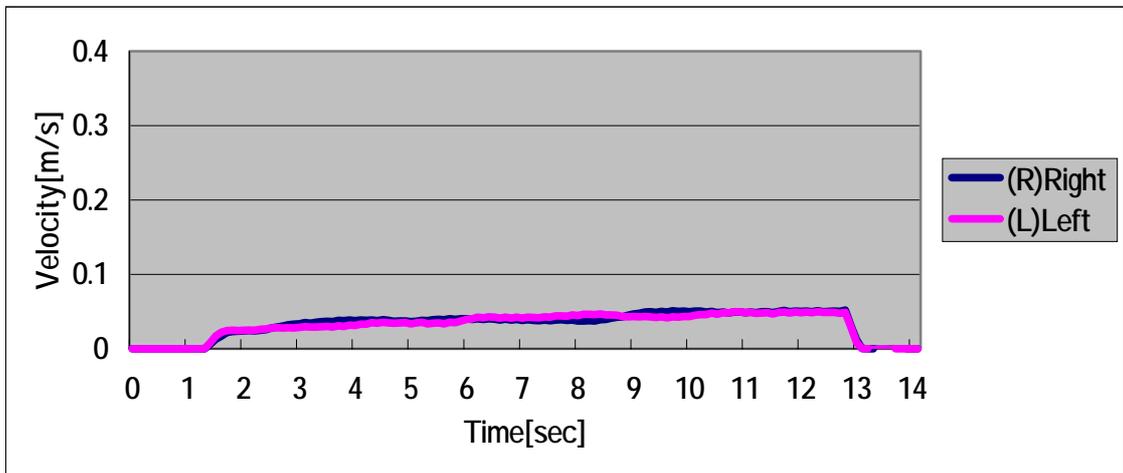


(c)被験者の足の位置 (10進数表示)

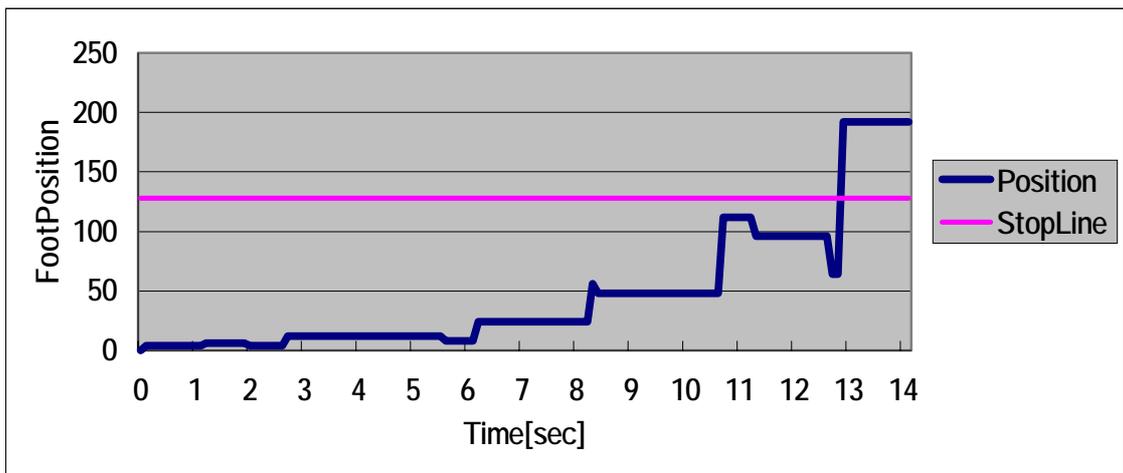
図4.15 実験1 患者操縦モード 被験者C



(a)ハンドルに加わる力

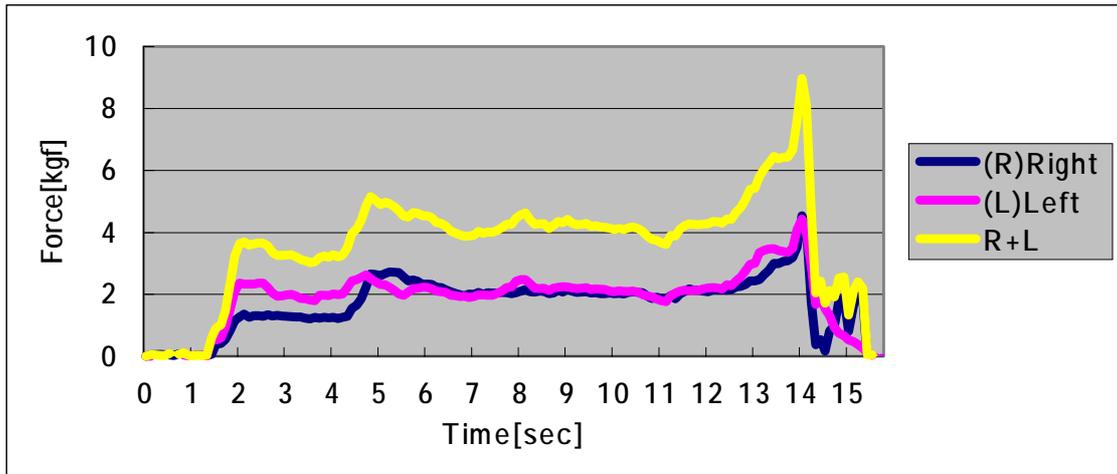


(b)歩行支援機の世界度

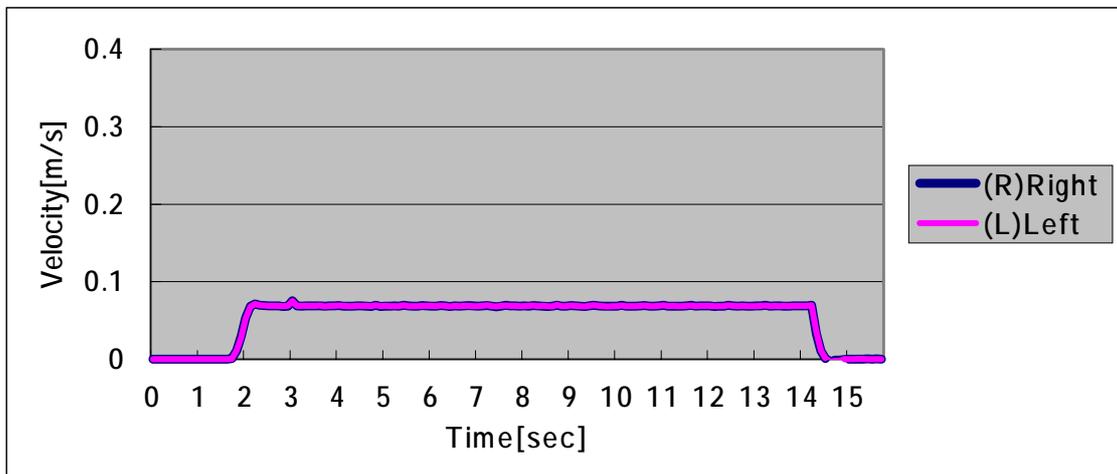


(c)被験者の足の位置 (10進数表示)

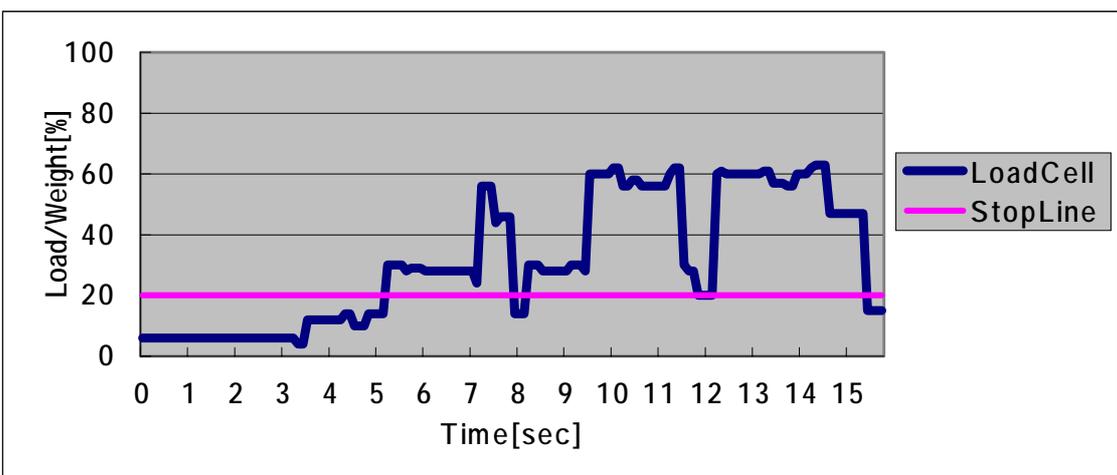
図4.16 実験1 患者操縦モード 被験者D



(a) ハンドルに加わる力

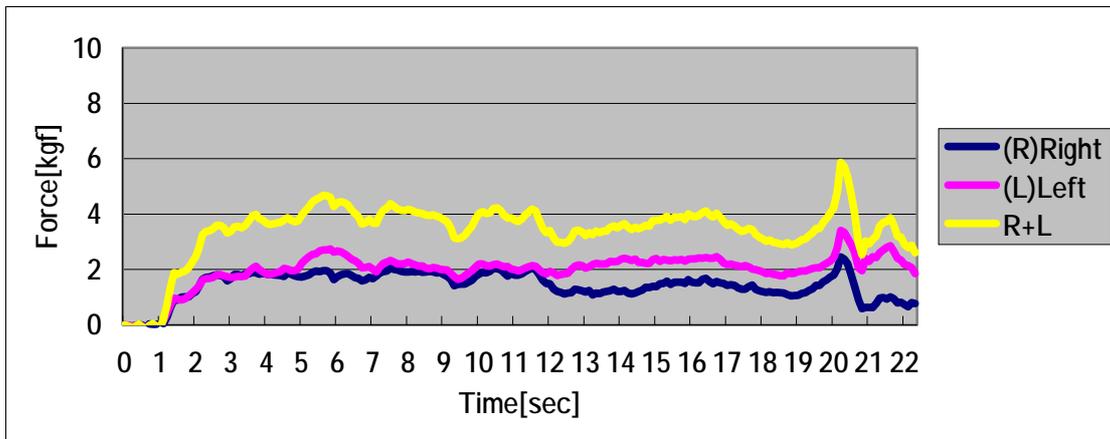


(b) 歩行支援機の世界

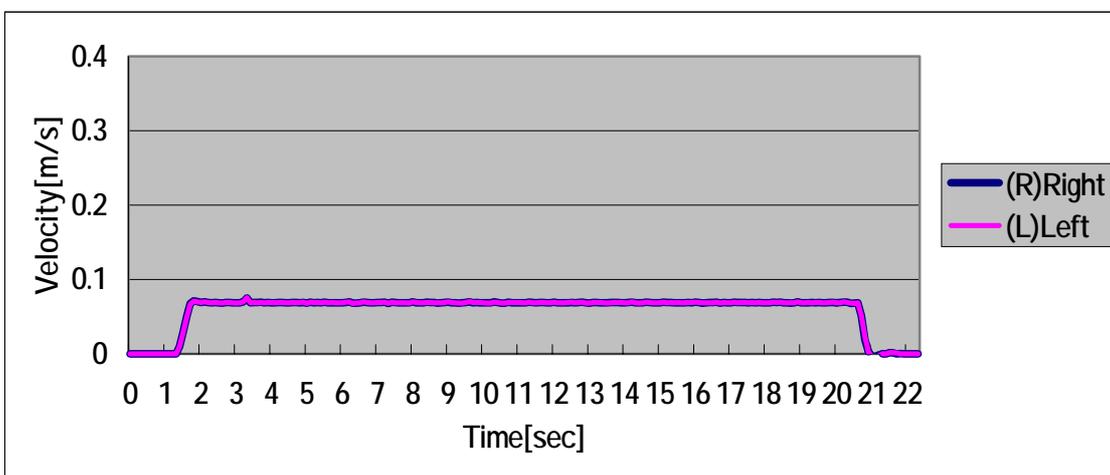


(c) 負荷検出センサにかかる荷重

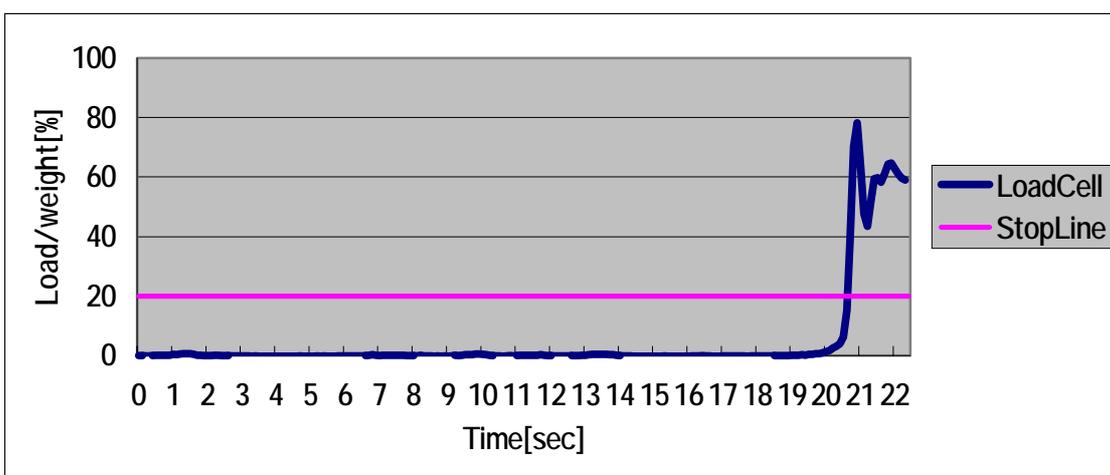
図 4 . 1 7 実験 2 速度一定モード 被験者 A



(a) ハンドルに加わる力

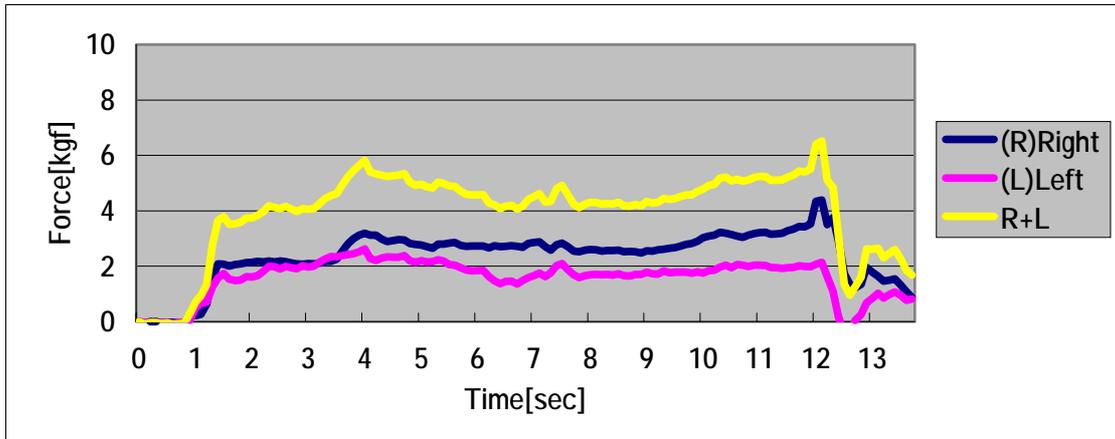


(b) 歩行支援機の世界

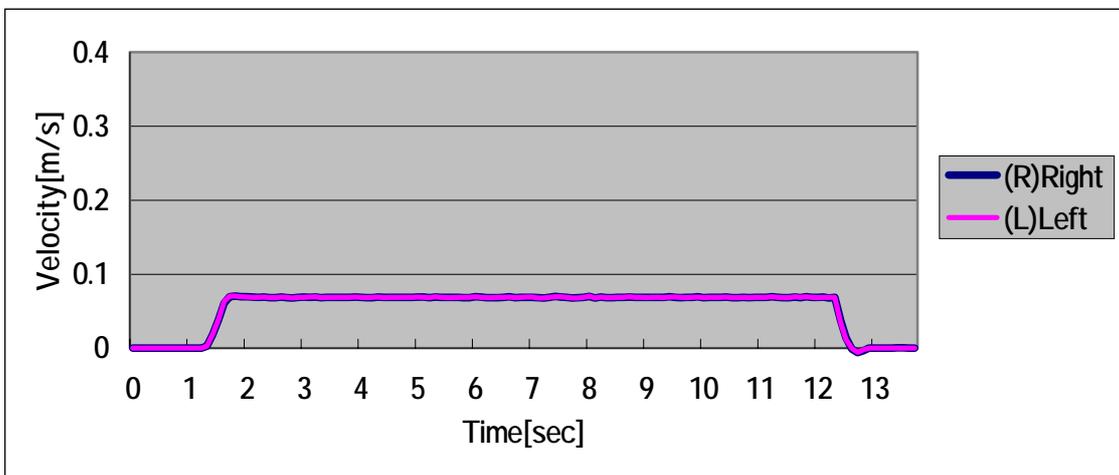


(c) 負荷検出センサのかかる荷重

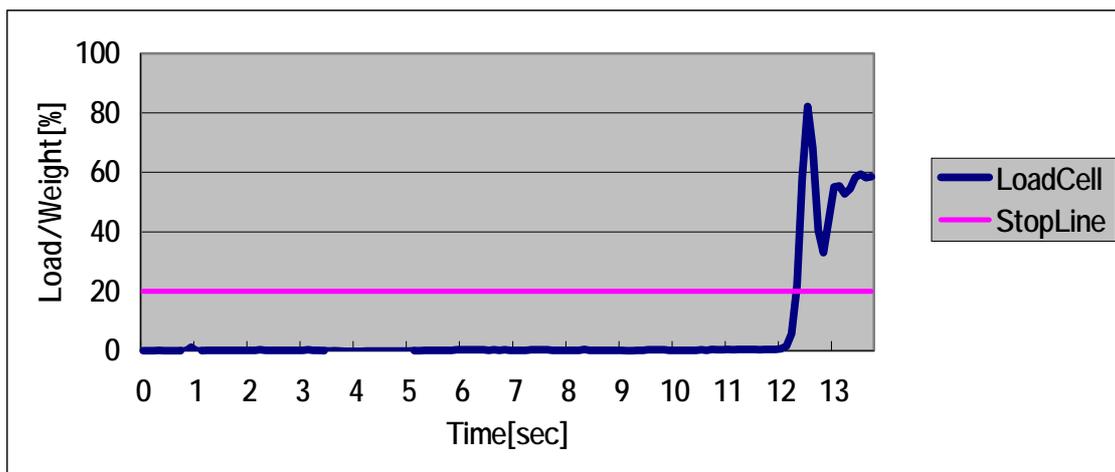
図 4 . 1 8 実験 2 速度一定モード 被験者 B



(a) ハンドルに加わる力

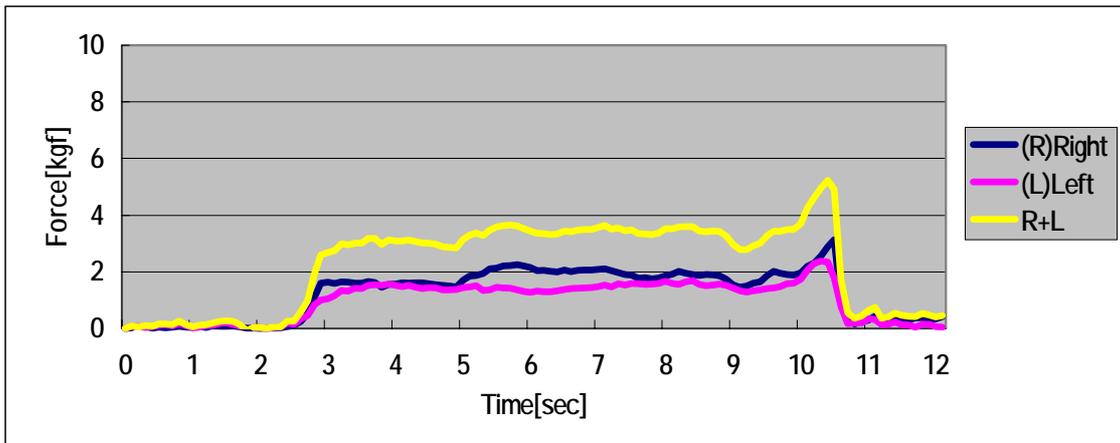


(b) 歩行支援機の世界

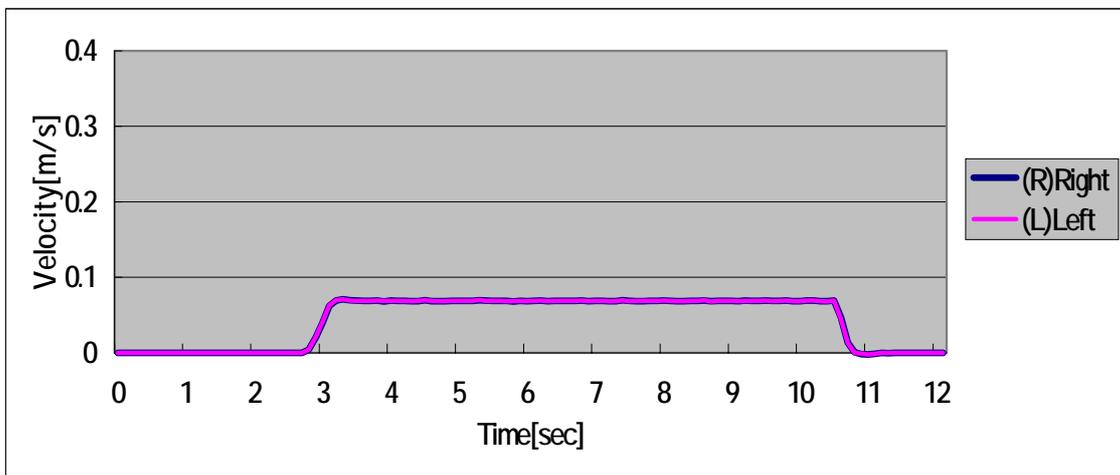


(c) 負荷検出センサにかかる荷重

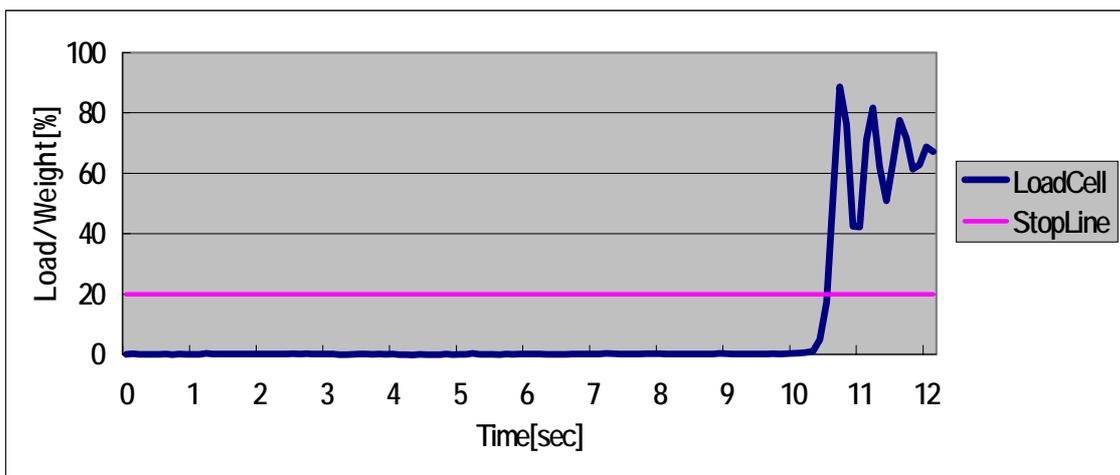
図 4 . 1 9 実験 2 速度一定モード 被験者 C



(a) ハンドルに加わる力

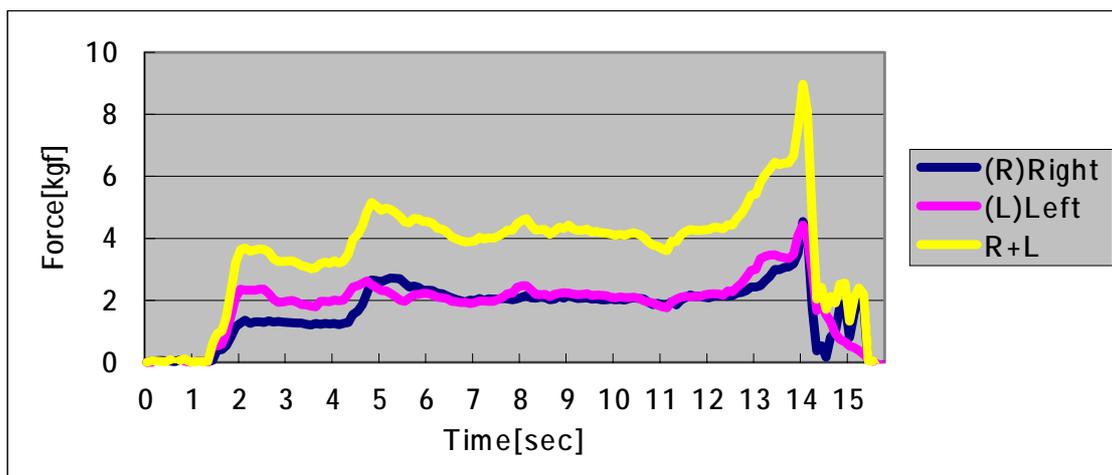


(b) 歩行支援機の世界速度

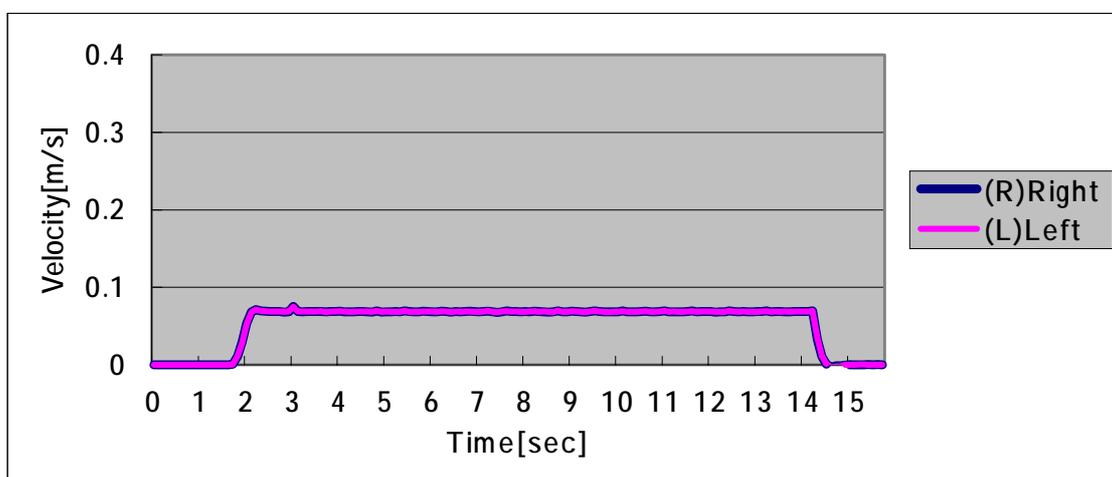


(c) 負荷検出センサにかかる荷重

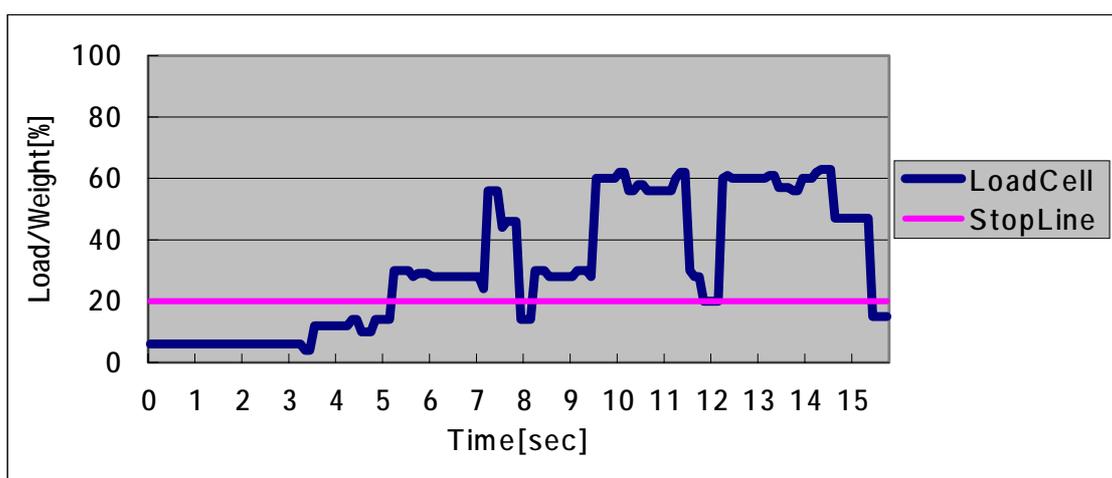
図 4 . 2 0 実験 2 速度一定モード 被験者 D



(a) ハンドルに加わる力

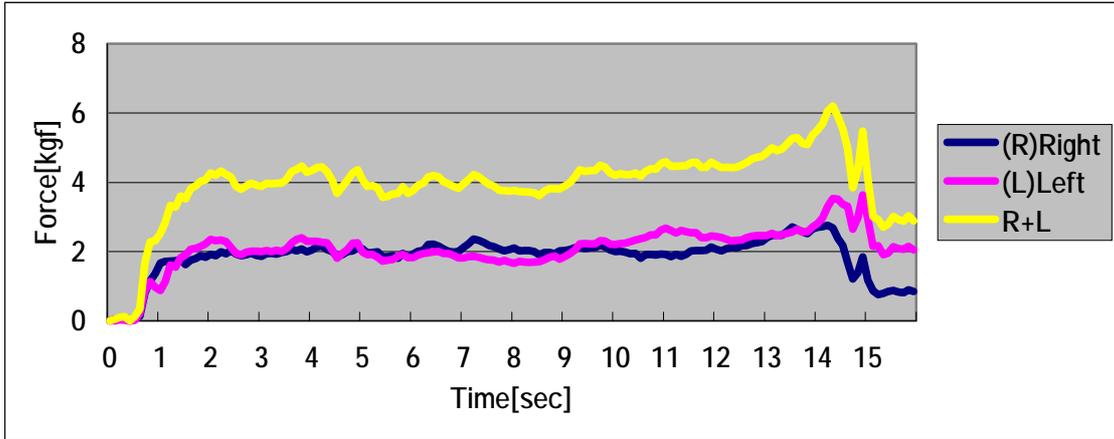


(b) 歩行支援機の世界

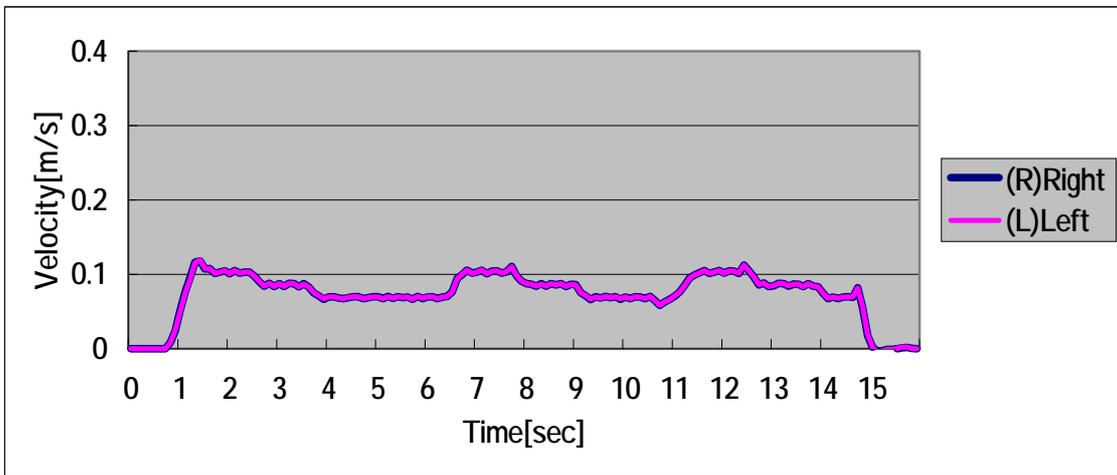


(c) 負荷検出センサにかかる荷重

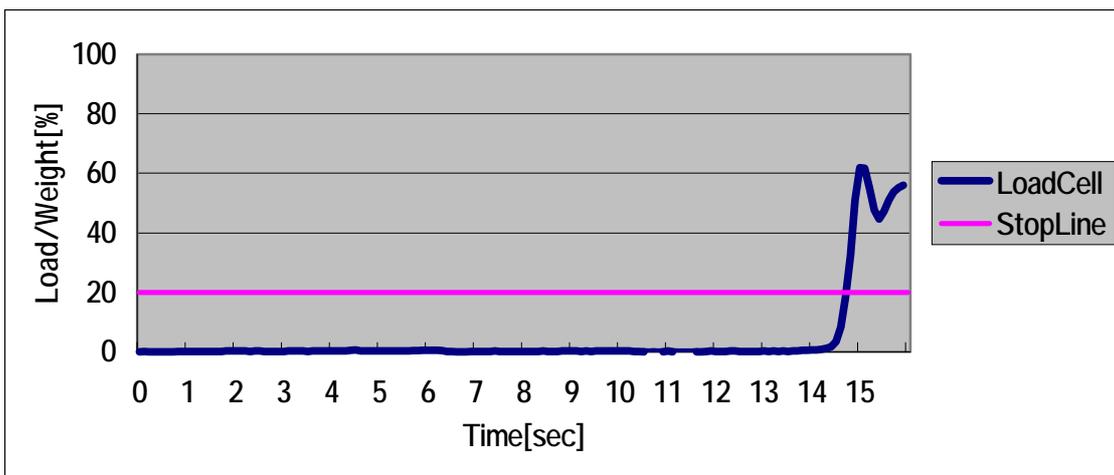
図 4 . 2 1 実験 2 位置速度モード 被験者 A



(a) ハンドルに加わる力

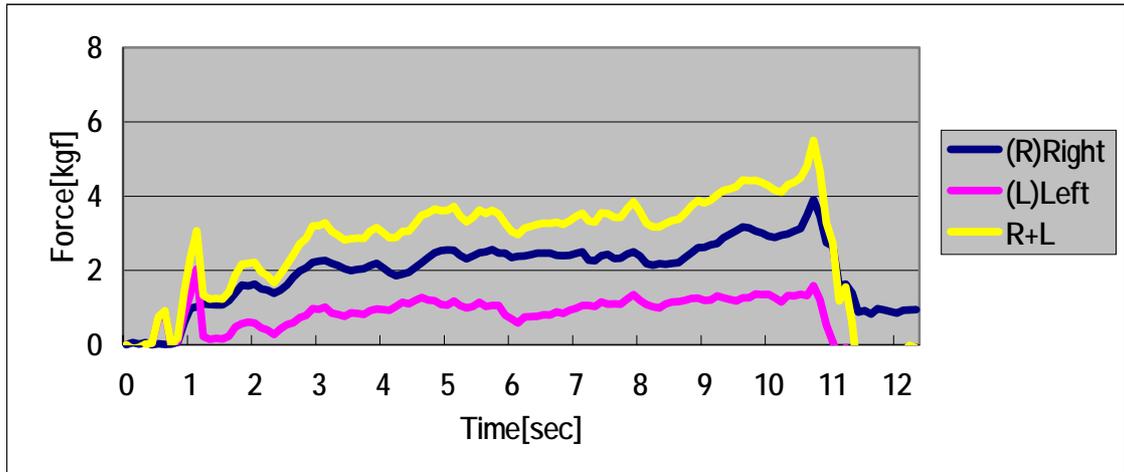


(b) 歩行支援機の世界速度

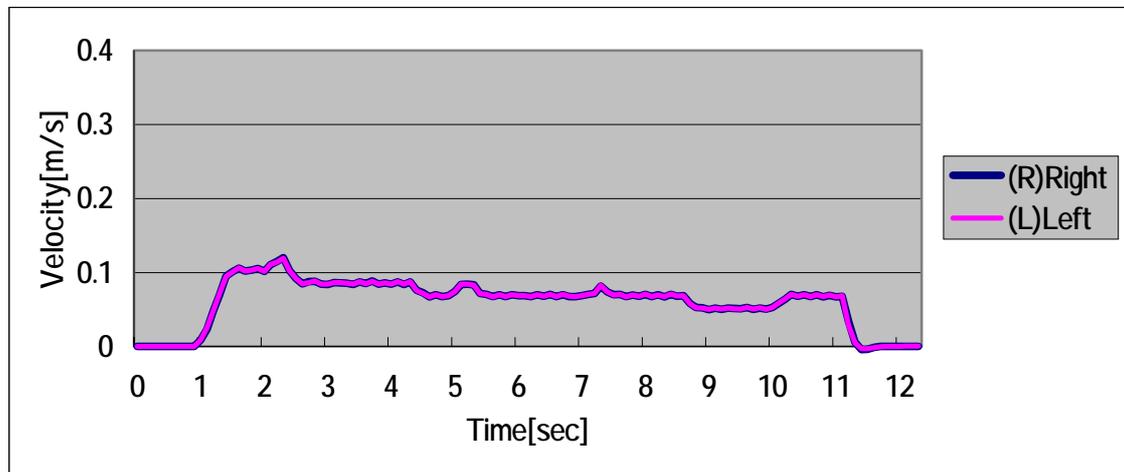


(c) 負荷検出センサにかかる荷重

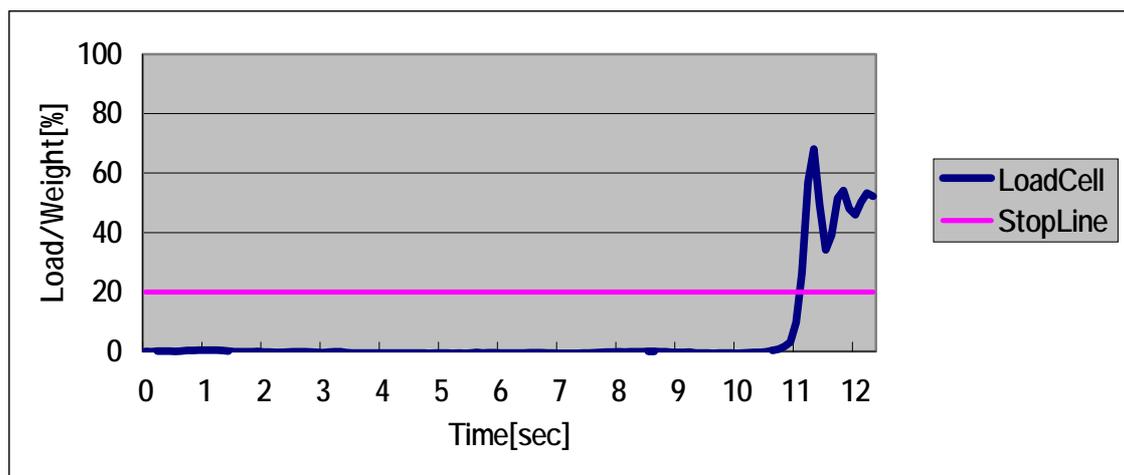
図 4 . 2 2 実験 2 位置速度モード 被験者 B



(a) ハンドルに加わる力

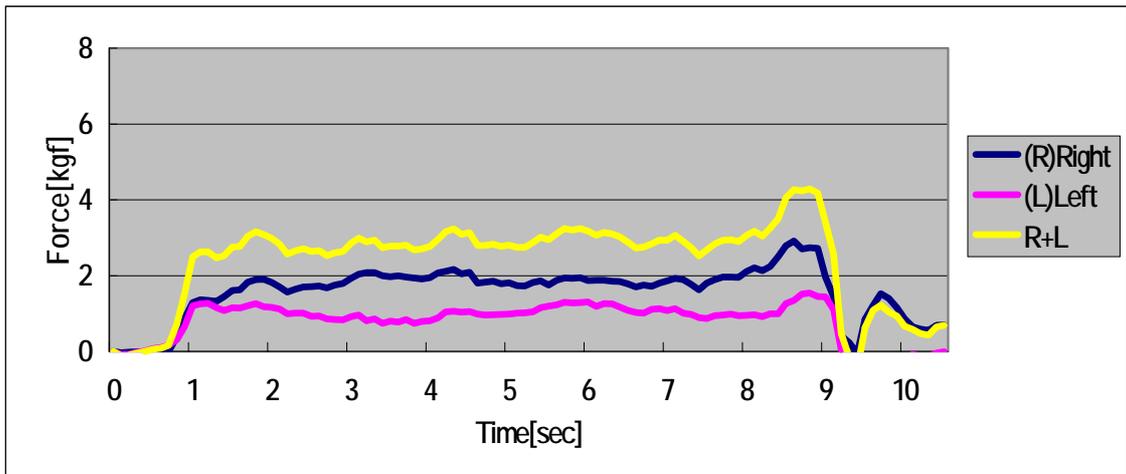


(b) 歩行支援機の世界速度

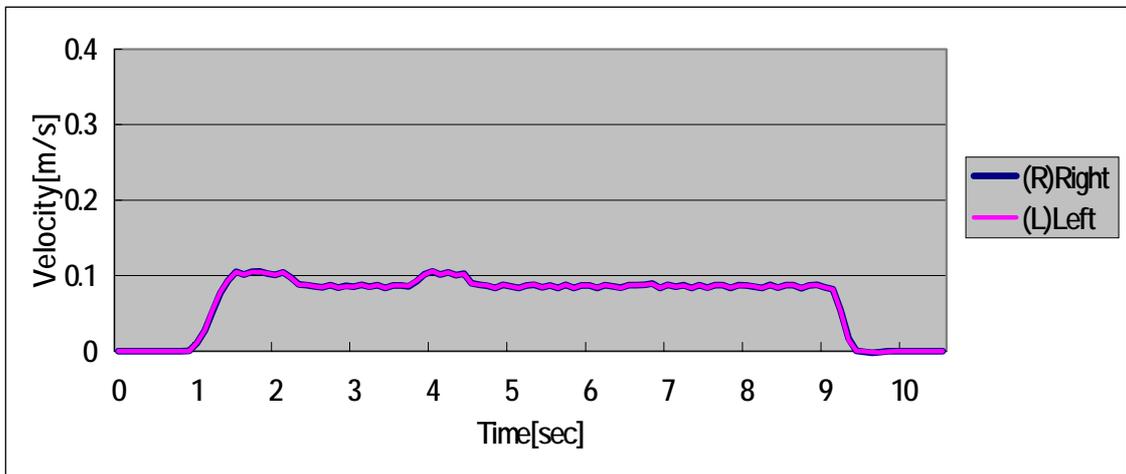


(c) 負荷検出センサにかかる荷重

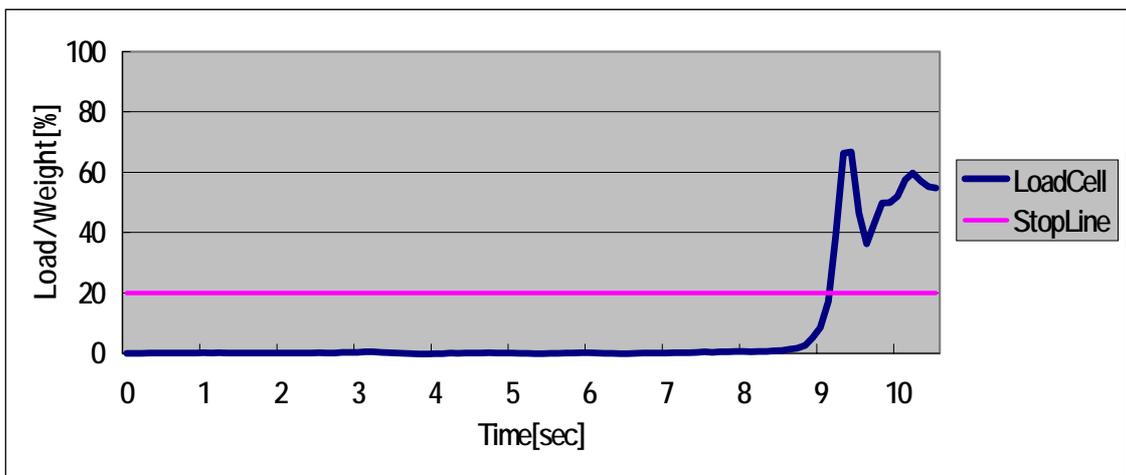
図 4 . 2 3 実験 2 位置検出モード 被験者 C



(a) ハンドルに加わる力

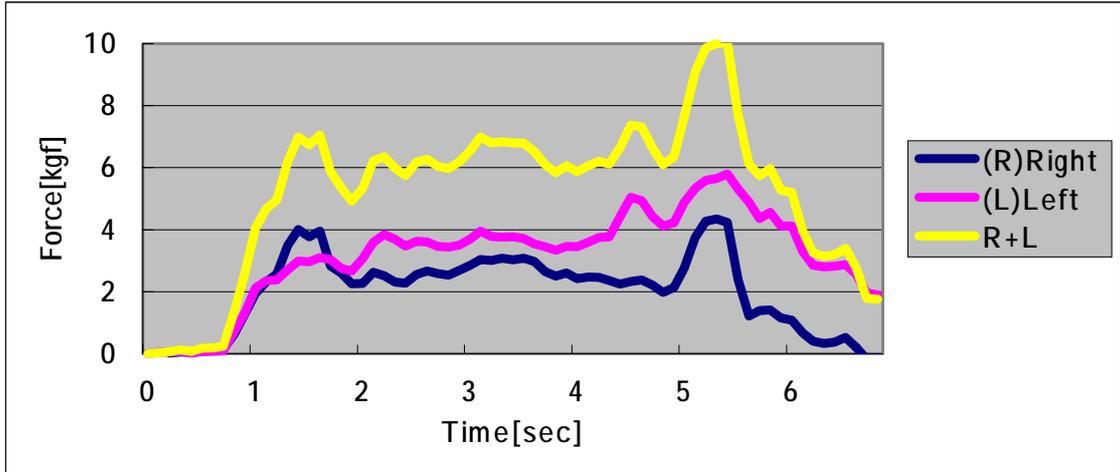


(b) 歩行支援機の世界

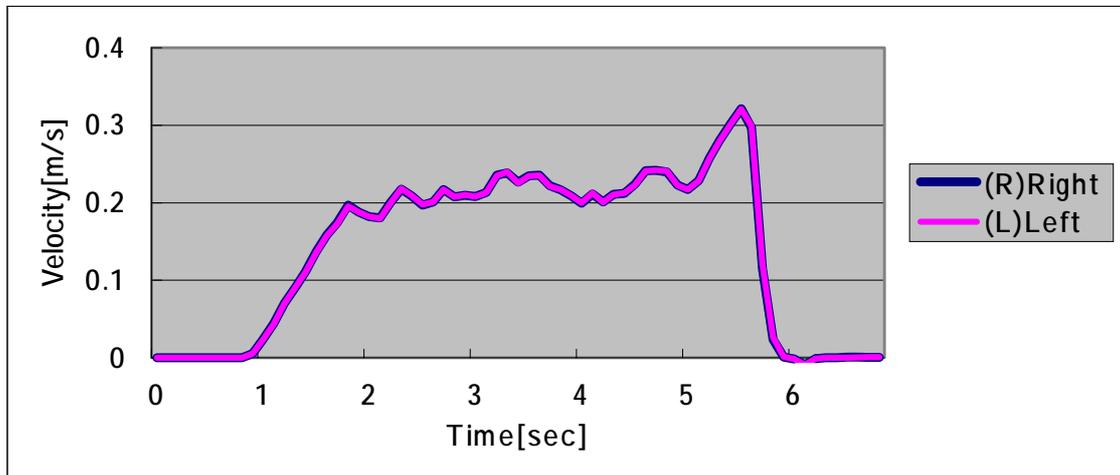


(c) 負荷検出センサにかかる荷重

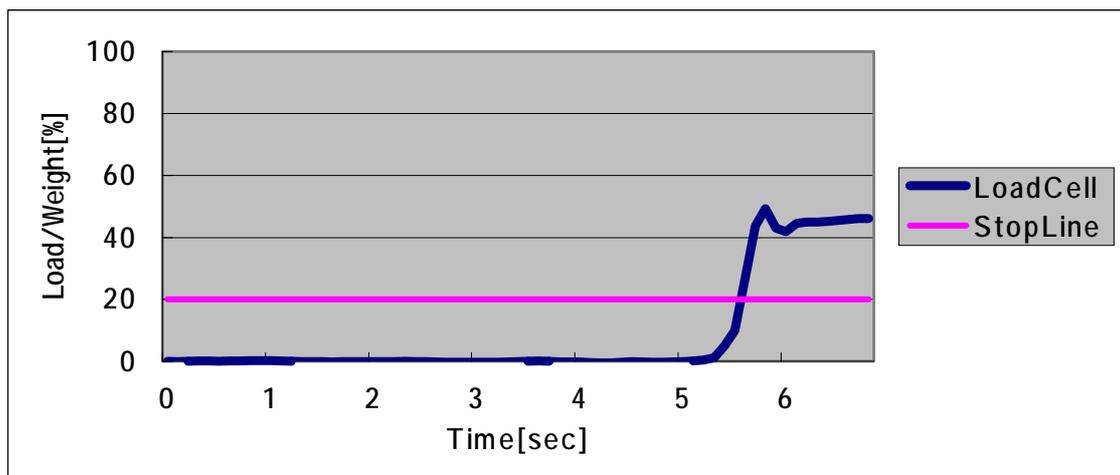
図 4 . 2 4 実験 2 位置速度モード 被験者 D



(a) ハンドルに加わる力

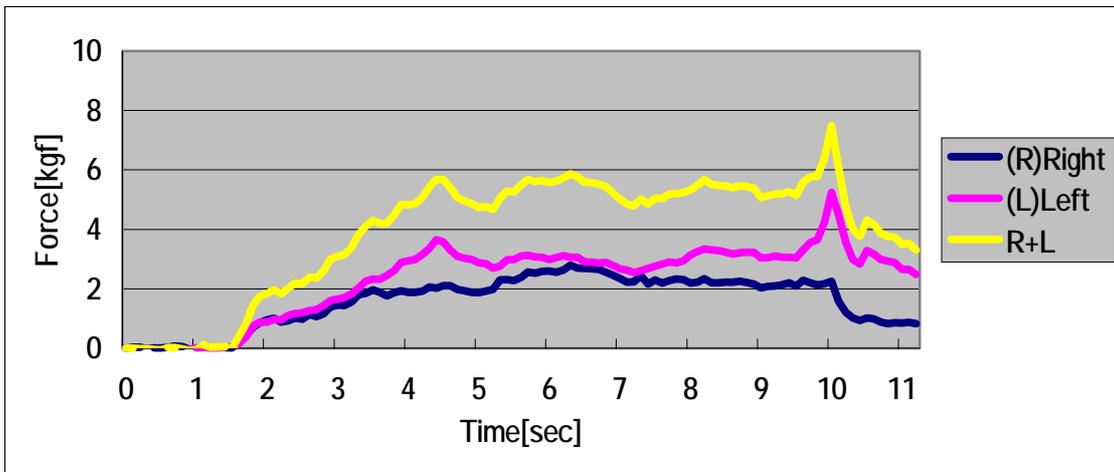


(b) 歩行支援機の世界速度

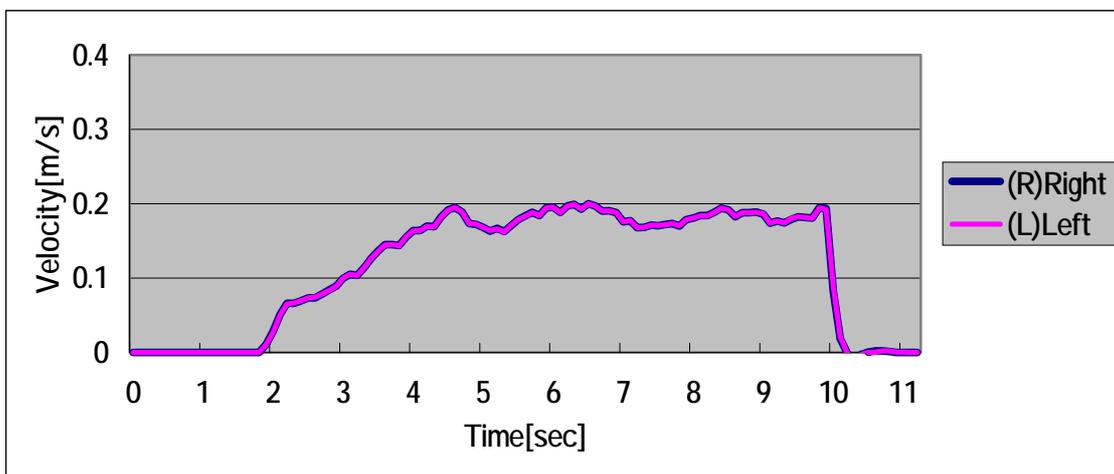


(c) 負荷検出センサにかかる荷重

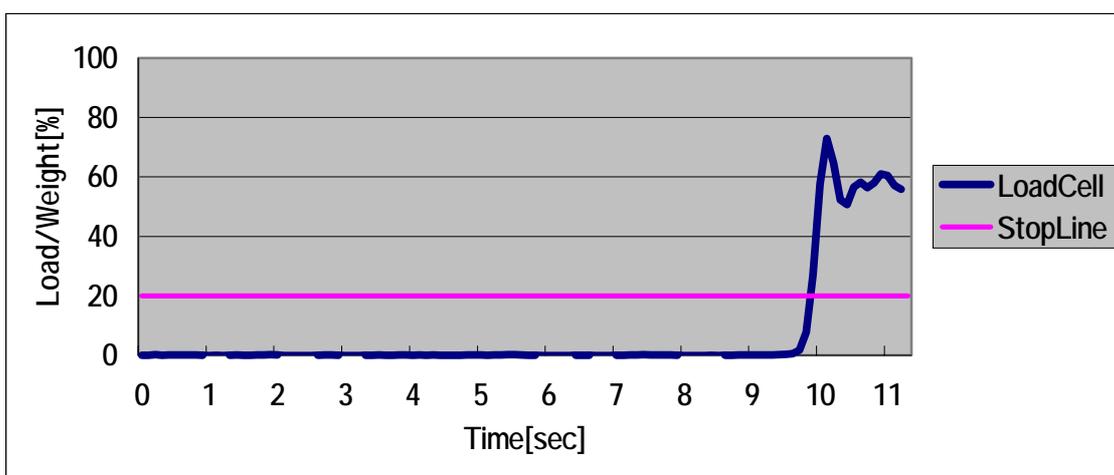
図4.25 実験2 力速度モード 被験者A



(a) ハンドルに加わる力

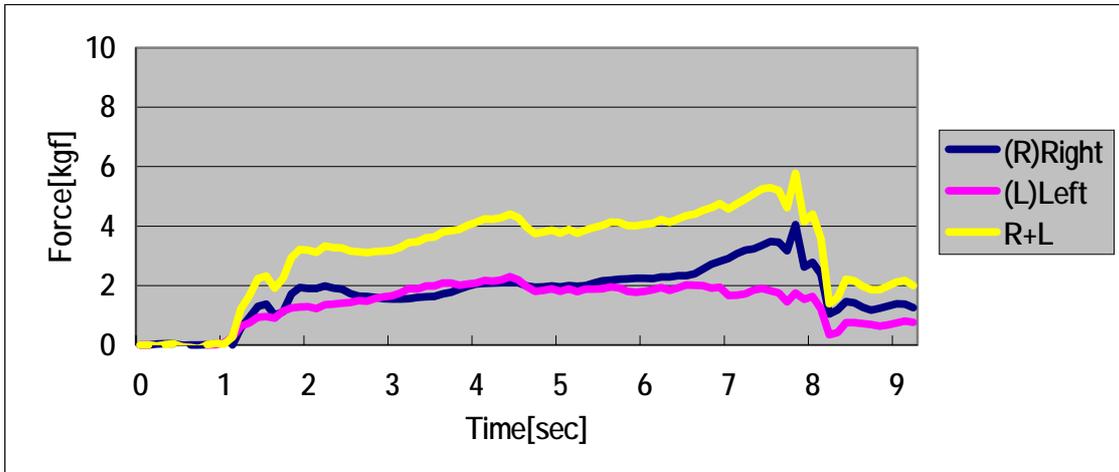


(b) 歩行支援機の世界速度

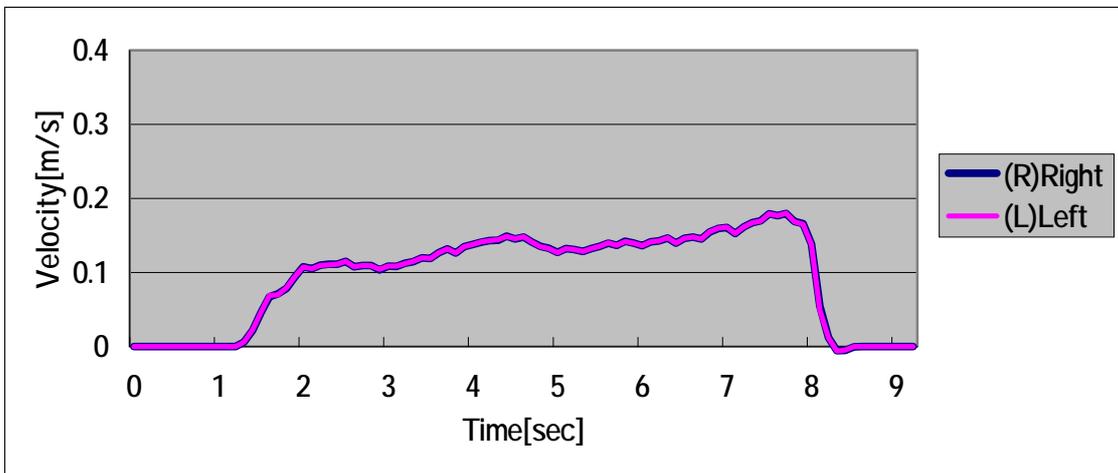


(c) 負荷検出センサにかかる荷重

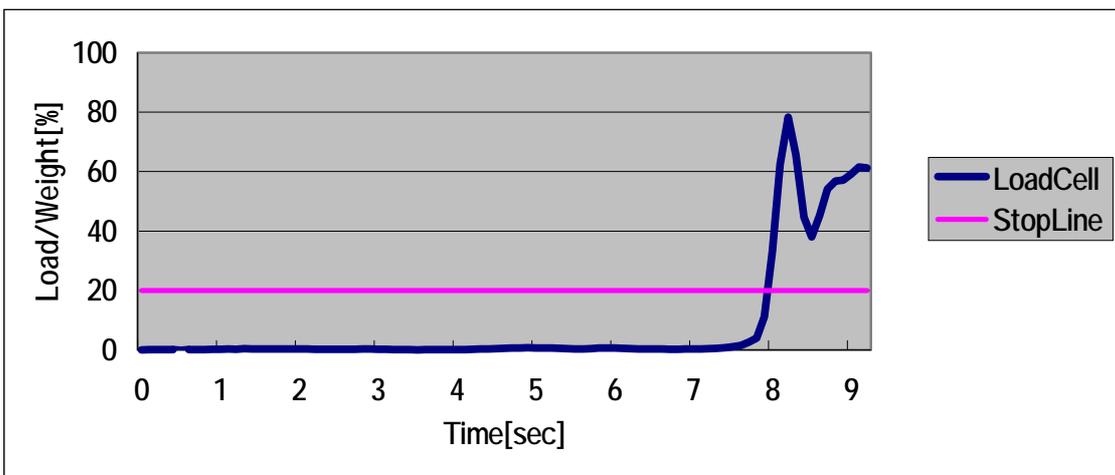
図4.26 実験2 力速度モード 被験者B



(a) ハンドルに加わる力

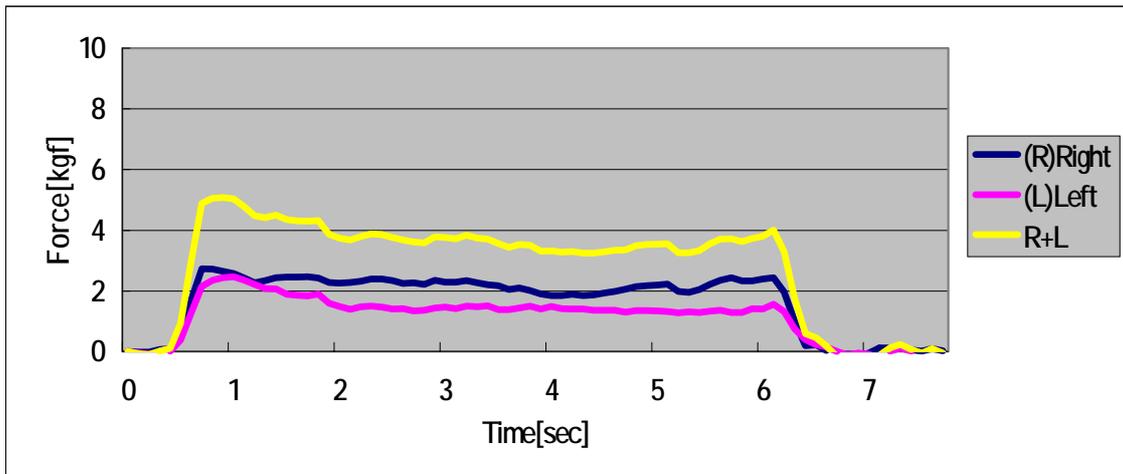


(b) 歩行支援機の世界速度

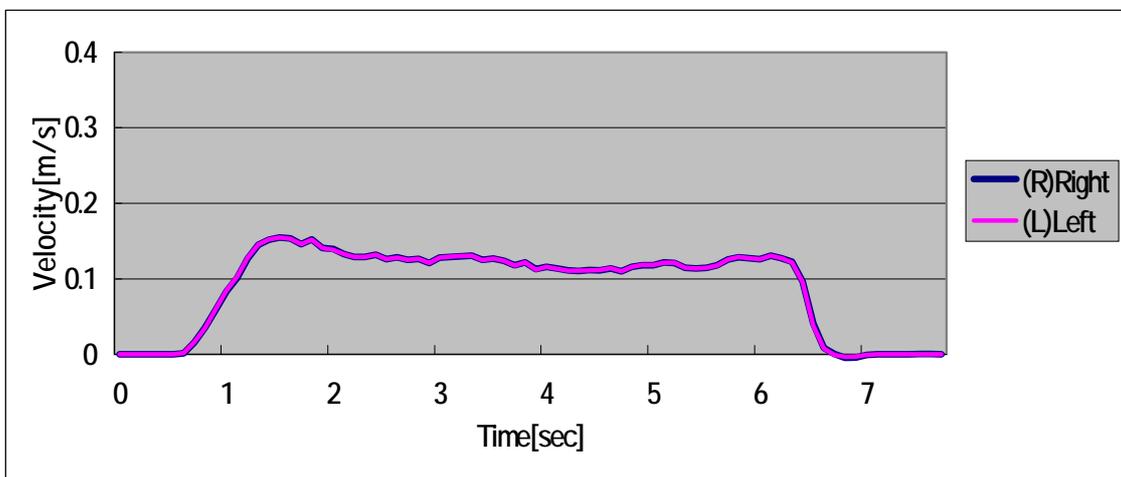


(c) 負荷検出センサにかかる荷重

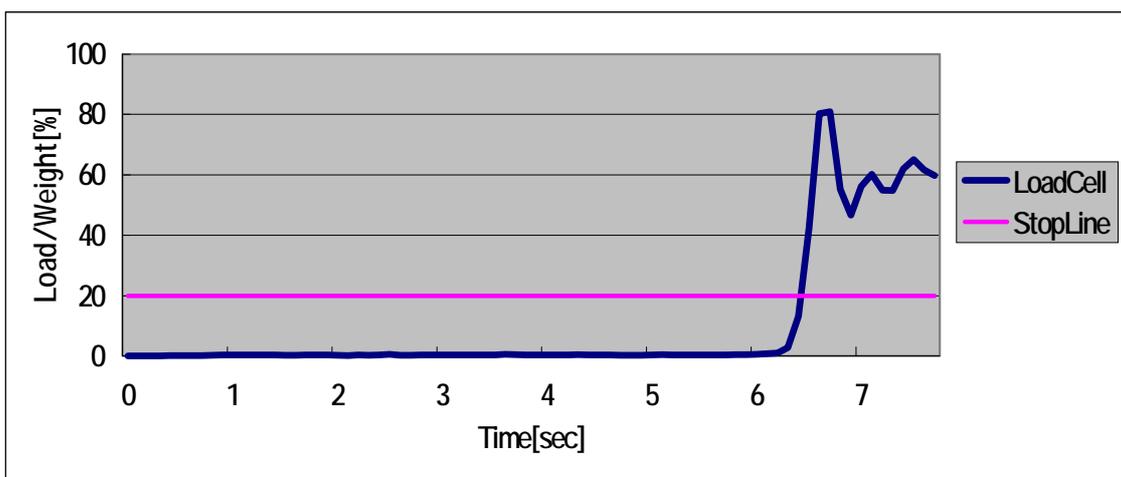
図 4 . 2 7 実験 2 力速度モード 被験者 C



(a) ハンドルに加わる力

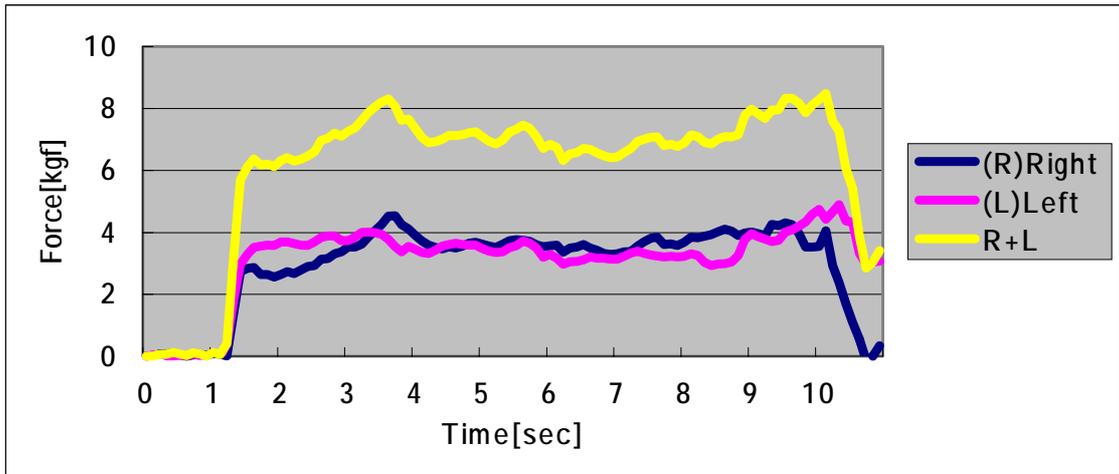


(b) 歩行支援機の水度

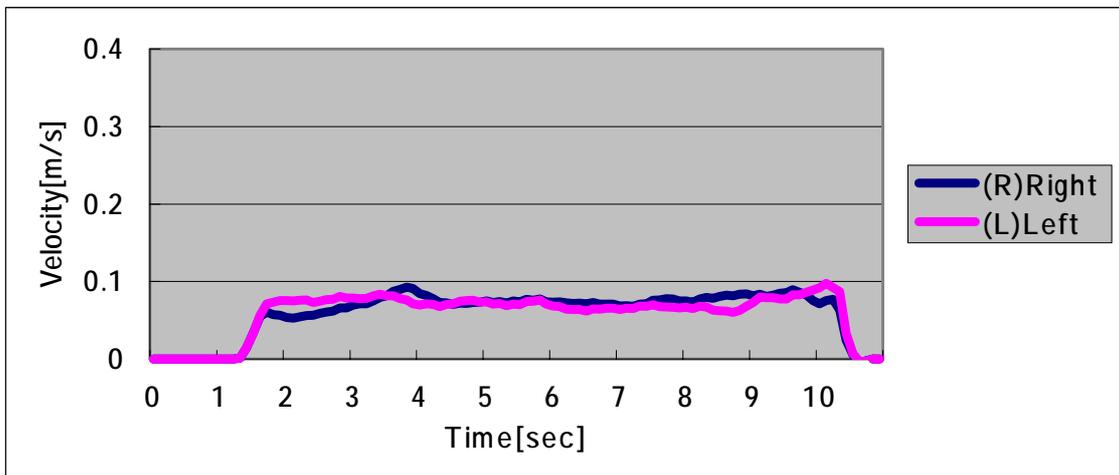


(c) 負荷検出センサにかかる荷重

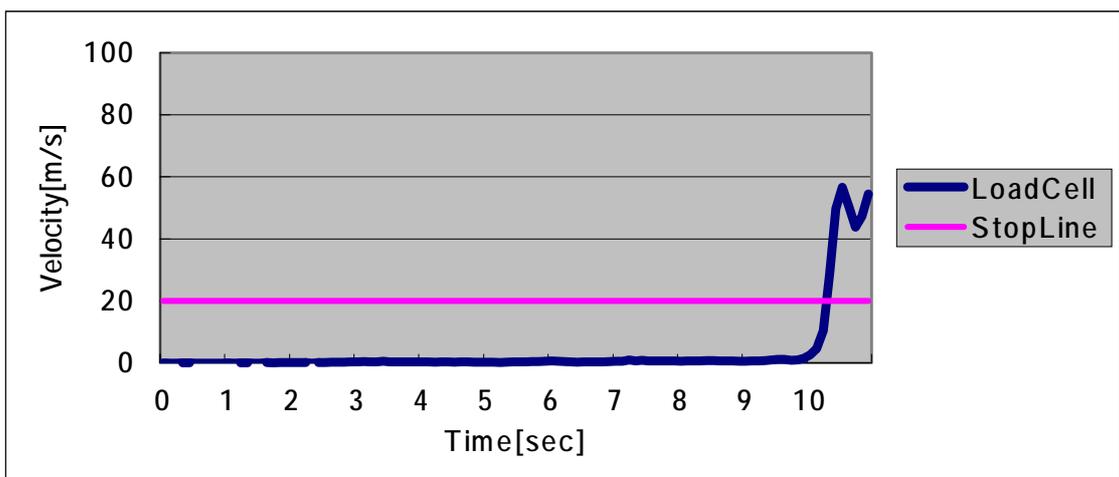
図4.28 実験2 力速度モード 被験者D



(a) ハンドルに加わる力

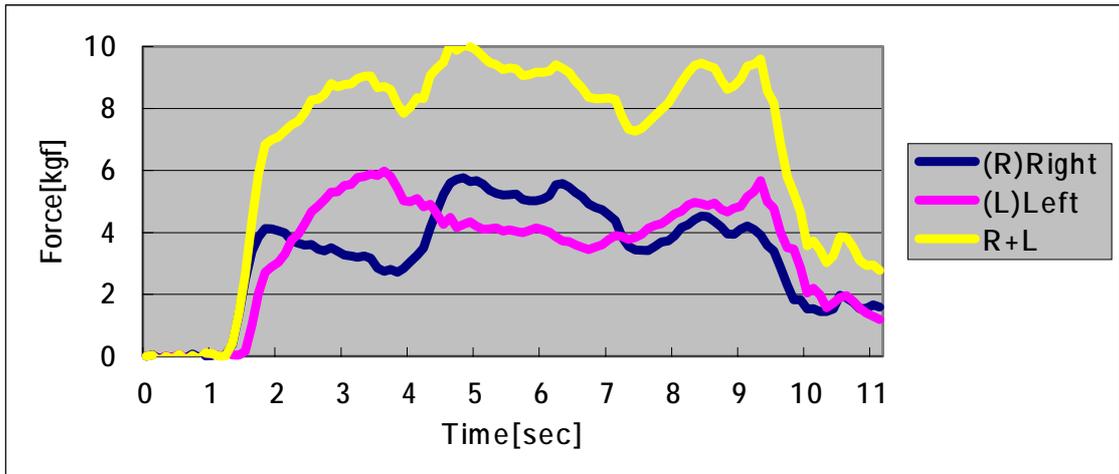


(b) 歩行支援機の世界度

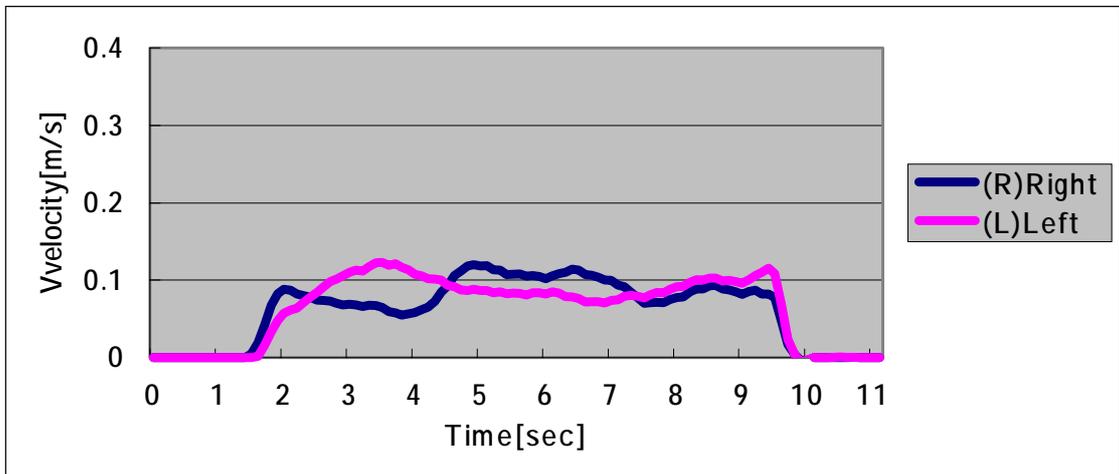


(c) 負荷検出センサにかかる荷重

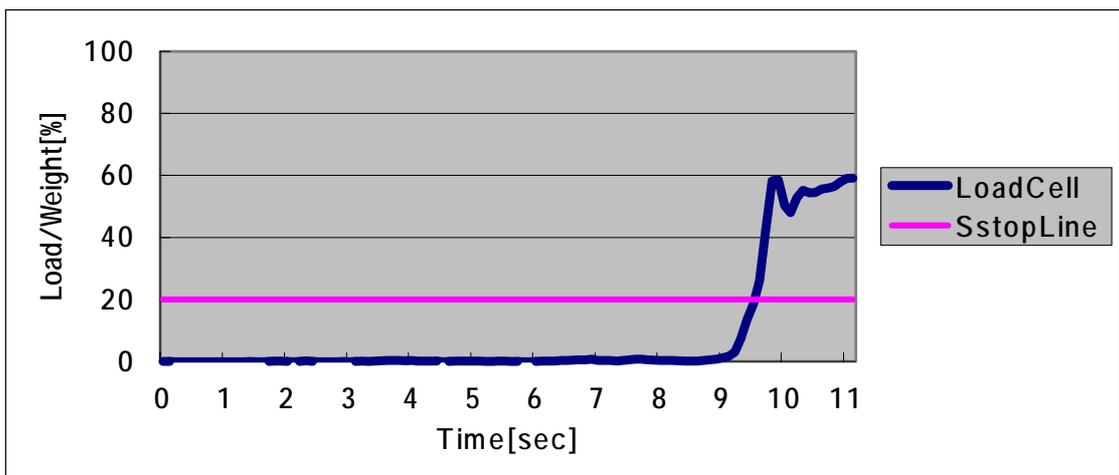
図 4 . 2 9 実験 2 患者速度モード 被験者 A



(a) ハンドルに加わる力

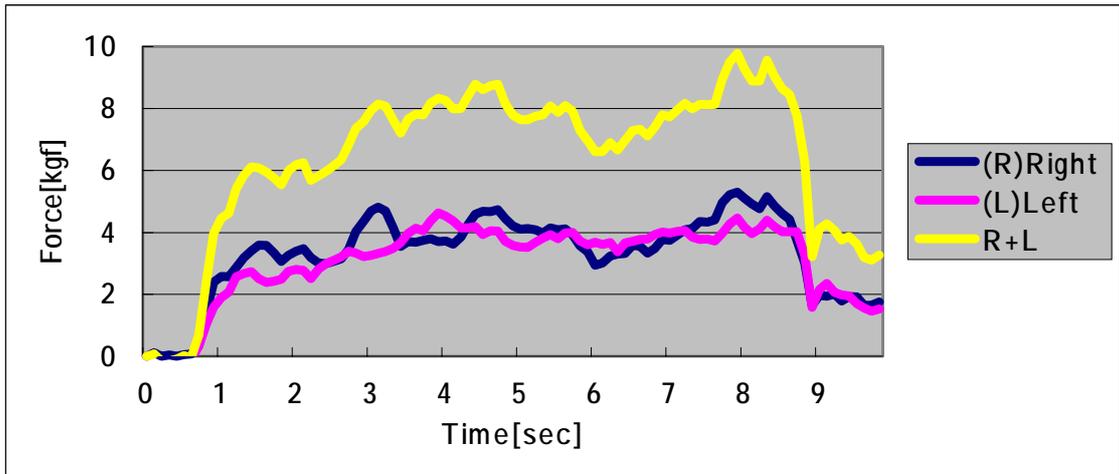


(b) 歩行支援機の世界

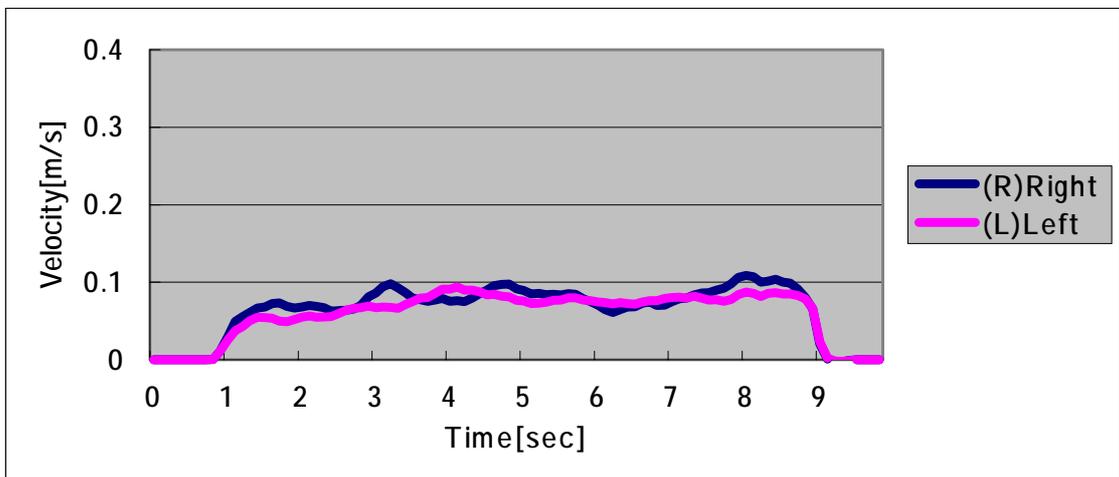


(c) 負荷検出センサにかかる荷重

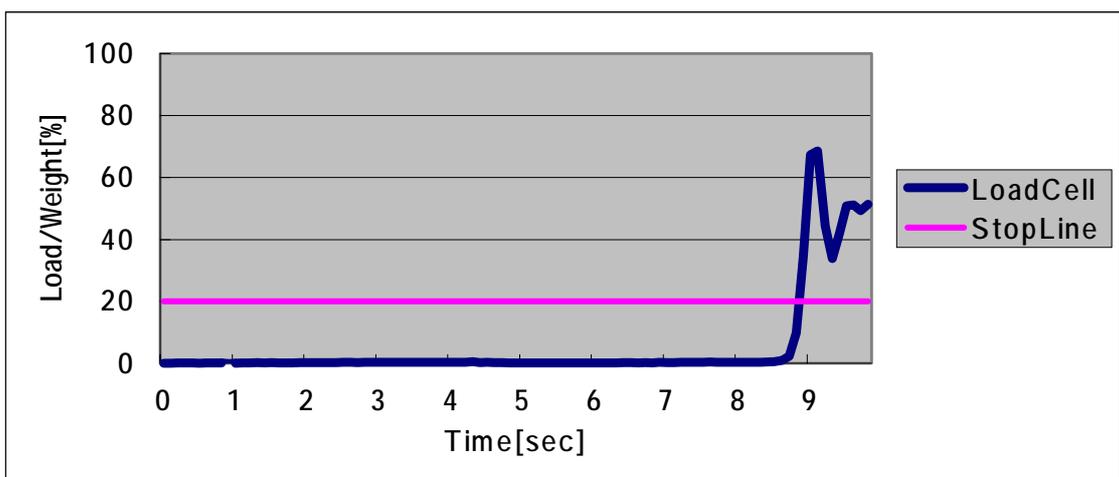
図 4 . 3 0 実験 2 患者操縦モード 被験者 B



(a) ハンドルに加わる力

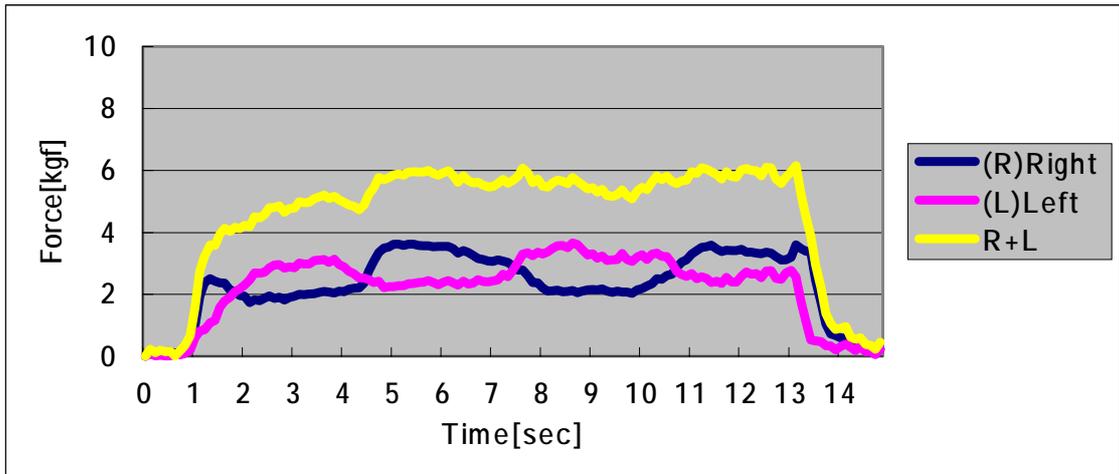


(b) 歩行支援機の世界速度

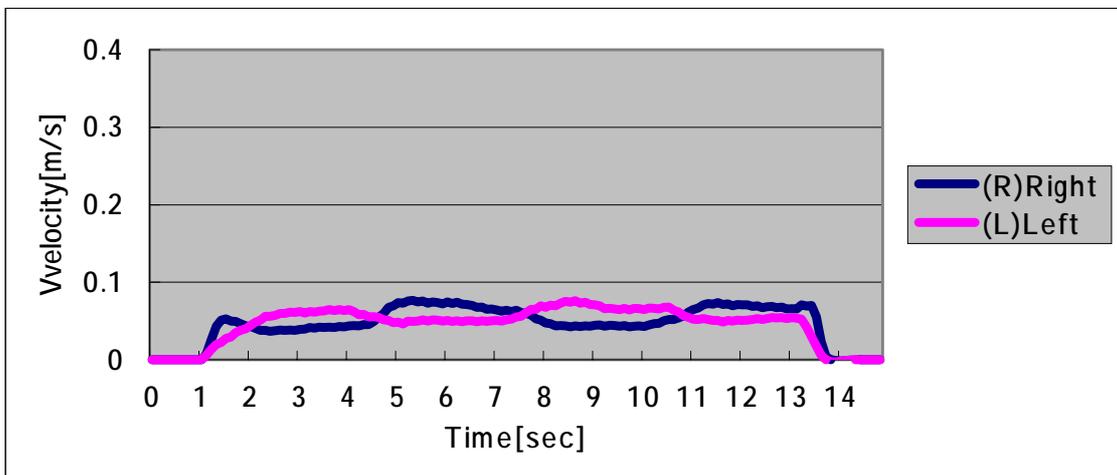


(c) 負荷検出センサにかかる荷重

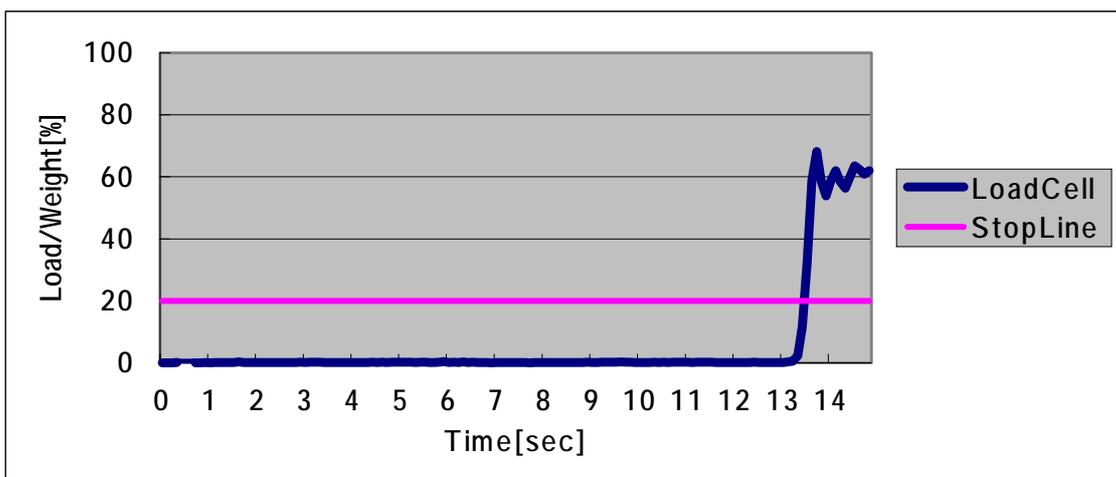
図 4 . 3 1 実験 2 患者操縦モード 被験者 C



(a) ハンドルに加わる力



(b) 歩行支援機の世界速度



(c) 負荷検出センサにかかる荷重

図 4 . 3 2 実験 2 患者操縦モード 被験者 D