

平成14年度
修士論文

重度歩行障害者用電動移動式歩行支援機の開発

指導教員 井上 喜雄 教授
副指導教員 王 碩玉 教授

高知工科大学 大学院工学研究科
基盤工学専攻 博士課程前期
1065063 中浜 昌文

目次

- 1．緒言
- 2．歩行支援機の基本機能
- 3．重度歩行障害者用電動移動式歩行支援機の概要
 - 3．1 全体構造の概要
 - 3．2 転倒(パターン1)の防止を含む進行方向のシステム
 - 3．3 転倒(パターン2)の防止および免荷重を含む鉛直方向のシステム
 - 3．4 パーキンソン症候群患者の歩行リハビリテーションを支援するシステム
 - 3．5 患者の回復度に関する情報を提供するシステム
 - 3．6 各システムの構成要素
 - 1) 進行方向のシステムの構成要素
 - 2) 鉛直方向のシステムの構成要素
 - 3) 支援するシステムの構成要素
 - 4) 情報を提供するシステムの構成要素
- 4．制御ソフト開発
- 5．パーキンソン症候群患者の歩行リハビリテーションを支援するシステムの詳細
 - 5．1 パーキンソン症候群患者の歩行リハビリテーションの現状
 - 5．2 パーキンソン症候群患者の歩行リハビリテーションの支援の仕方
- 6．結言

謝辞

参考文献

付録

1．各構成部品

- 1．1 駆動用モータ
- 1．2 肘掛け部3軸力覚センサ
- 1．3 ハンドル部力覚センサ
- 1．4 患者足位置検出センサ
- 1．5 患者手動ブレーキ
- 1．6 吊り上げ用モータ
- 1．7 ロードセル
- 1．8 ハーネス
- 1．9 吊り上げ機構
- 1．10 足位置モニタリングカメラ
- 1．11 足先表示用カメラ
- 1．12 制御装置
- 1．13 表示器
- 1．14 電源
- 1．15 非常停止ボタン
- 1．16 カバー
- 1．17 テンキー型キーボード

2．調整機能

1. 緒言

近年，国内では，高齢化が急速に進行しつつあるが，高齢になると疾病を引き起こす可能性が高く，長期寝たきり状態になることも少なくない．また，長期にわたり寝たきり状態が続くと筋肉は廃用性萎縮をおこし，歩行機能を衰退させていく．歩行機能は，人間が生活していく上での基本的な機能のひとつであり，歩行機能が衰退すれば，日常の人間の活動が大きく制約され，その結果，精神的な部分を含め大きく老化が進む原因になりがちである．したがって，歩行機能の衰退を防止するためには，早期の歩行リハビリテーションが重要であるとされている．

現状では，歩行障害を有する患者のリハビリテーションは，並行棒や歩行器などの簡単な機器を用いて理学療法士が患者の転倒などが起こらないよう安全を確保しつつ進めているのが一般的である．特に重度の患者の場合には理学療法士が患者の体重を支える必要があるためその身体的な負担は大きい．そのような医療従事者の負担軽減のために，患者が自助的に歩行リハビリテーションを実施できる歩行支援機の開発が進められている．患者の体重の一部を支えることや転倒の防止を考慮したのものとしては，制御されたアームの先に吊(つ)り下げられた肘(ひじ)掛けが有り患者が肘をのせて円形軌道上を歩行するもの⁽¹⁾，制御されたアームの先に有るサドルが患者を支えトレッドミル上を歩行するもの⁽²⁾，天井から定荷重バネ⁽³⁾やエアシリンダ⁽⁴⁾で患者を吊り上げて歩行するものなどが開発されている．一方，患者の自由度を重視した，動力による補助があり患者が肘をのせて自由に歩行するもの⁽⁵⁾，制御された吊り上げ機構によりハーネスなどを介して患者を吊り上げて歩行するもの⁽⁶⁾⁽⁷⁾などに関する研究も報告されている．

リハビリテーションを効果的に進めるという観点からは，患者ができない部分は支援する必要があるが，機能を回復させるという観点からは，できるだけ患者が自身の機能を使うことが望ましい．しかし，上述の既存の歩行訓練機の多くは，転倒防止を重視したために患者の歩行の自由度に対する拘束が大きいものか，逆に自由度を重視して重度の患者の安全に対する配慮が不十分であるかのどちらかになっており，それらを両立しているものはあまり見当たらない．また，歩行リハビリテーションの状況を把握するための参考情報を示す機

能があれば，医師や理学療法士が患者を指導する上で有効であるが，そのような機能の歩行機に組み込んだ研究は報告されていない．また，パーキンソン症候群患者⁽⁸⁾は，その症状が多く他の歩行障害を有する患者と大きく異なっているため，リハビリテーションを行う場合に独特の支援が必要となるが，それに対する配慮がなされた歩行支援機に関する研究も行われていない．

そこで本研究では，患者の自由度と安全を両立させるため，患者の歩行状態をセンサで把握し，通常の歩行状態では患者をできるだけ拘束せず，患者の転倒を検知すれば，転倒が大きく進行しないうちに転倒を防止することが可能な歩行支援機について検討する．さらに，パーキンソン症候群患者のリハビリテーションを支援する機能や患者の回復状況を把握する参考情報を示すことについても検討する．

本研究は，NEDOのウエルフェアテクノシステムの補助を得て推進したプロジェクトの一部であり，複数の研究者が関与している．ここでは，筆者が主に担当した2号機の基本設計，制御ソフト開発，パーキンソン症候群患者の支援システムに関する部分について示す．まず，歩行リハビリテーションにおける転倒パターンについて示した後，2号機の基本的な機能と構造の概略について述べる．さらに，それらの機能のなかから，パーキンソン症候群患者を支援するシステムを取り上げ詳しく紹介する．

2 . 歩行支援機の基本機能



図1 転倒パターン1



図2 転倒パターン2

歩行リハビリテーションを行う際、問題となるのは患者の転倒などによる事故である。リハビリテーションの現場で実際に起こっている転倒のパターンは、図1、2に示すような2つのパターンに整理することができる。図1は、歩行支援機と患者の位置が進行方向に離れていき転倒にいたるパターンであり、図2は、膝が折れ、急激に崩れ落ちるパターンである。これらを未然に防止し安全に歩行リハビリテーションを実施できる歩行支援機が必要と考えられる。一方、リハビリテーションの効果を考えれば、歩行支援機が患者を支援するのは必要最小限にとどめ、できるだけ患者自身の力で歩行することが望ましい。転倒を防止するために患者の拘束を強くしすぎると、患者の自由な動きを制約してしまうため、本来のリハビリテーションの効果が十分でない可能性がでてくること、また、患者がリハビリテーションの意欲を無くすことが考えられる。したがって、通常の歩行状態では、出来るだけ患者を拘束せず、患者が転倒しそうになったときのみ、患者をやさしく支えられる機能を有する歩行支援機について検討する。また、パーキンソン症候群患者など特殊な動きをする患者に

対しても、対応できる機能を盛り込む。

患者の状態を把握するために各種センサを組み込み常にセンシングする。その情報は、転倒の早期検知や、医師などが歩行リハビリテーションの進捗状況を把握するための参考情報として活用可能である。そして、歩行リハビリテーションの進み具合の把握は患者にとっても有益である。

以上のような要求に対応するため、本研究では、2つのパターンの転倒を防止するための機構を考え、多少の関連はあるが、基本的には、それぞれのパターンに対応したシステム（機構および制御系）を中心に考える。さらに、それ以外にパーキンソン症候群患者のリハビリテーションを支援する機能、患者の回復状況に関する情報を把握する機能が加わったものと考えられる。

整理すると

- 1) 進行方向の速度制御およびパターン1の転倒を未然に検知し、未然に防止するためのシステム
- 2) 歩行リハビリテーション中はできるだけ患者を拘束せず、パターン2の患者の膝折れによる転倒をセンシングし、転倒による事故をできるだけやさしく防止し、元の位置に復帰させる機能、および歩行リハビリテーション時の免荷重を行う機能に対応するシステム
- 3) 歩行開始が困難なパーキンソン症候群患者等の歩行リハビリテーションを支援するシステム
- 4) 歩行リハビリテーション中の患者の回復度に関する情報を提供するシステム

により構成されている。さらに、これらのシステムを統括する制御システムが存在しており、そのなかでヒューマンインタフェースを考えた表示・データ入力等も可能なものとする。本研究では、以上のような機能を有する歩行支援機を開発する。

次章以下では、まず、それぞれのシステムの概要を示し、その後、3)のパーキンソン症候群患者の支援システムについて、さらに詳細な検討結果を述べる。

3．重度歩行障害者用電動移動式歩行支援機の概要

3．1 全体構造の概要

装置全体の外観を図3にカバーを取り外したものを図4に示す．構成概要を図5に示す．

歩行支援機は、後述するような「駆動用モータ」、「肘掛け部3軸力覚センサ」、「ハンドル部力覚センサ」、「患者足位置検出センサ」、「患者手動ブレーキ」、「患者吊り上げ装置」、「足位置モニタリングカメラ」、「足先表示用カメラ」、「制御装置」、「オペレーティングシステム(OS)」、「表示器」、「電源」、「非常停止ボタン」等を組み込んでいる．そして、それらは種々のセンサ情報に基づいて内蔵したコンピュータにより制御される．また、歩行支援機は最高時速約2.5kmで自走できる．走行時間はバッテリー満充電時2時間以上使用できる．

安全を考えて全体に丸みを持たせたFRP製カバーを備える．全長1800mm、全幅1200mm、高さ2050mm、重量約350kg(制御装置、バッテリーを含む)．

2章で示した機能に対応するシステムはこれらのなかに含まれている．以下では、各機能に対するシステムごとにその概要を説明する．



図3 外観



図4 カバーなし側面

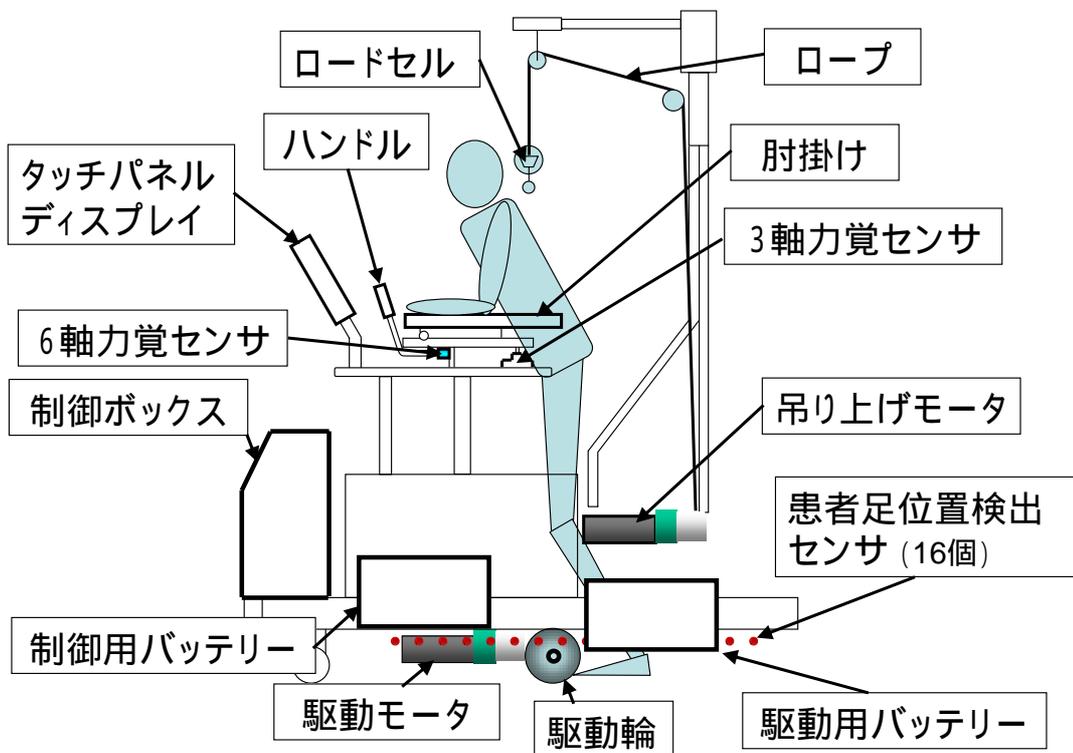


図5 構成概要

3.2 転倒(パターン1)の防止を含む進行方向のシステム

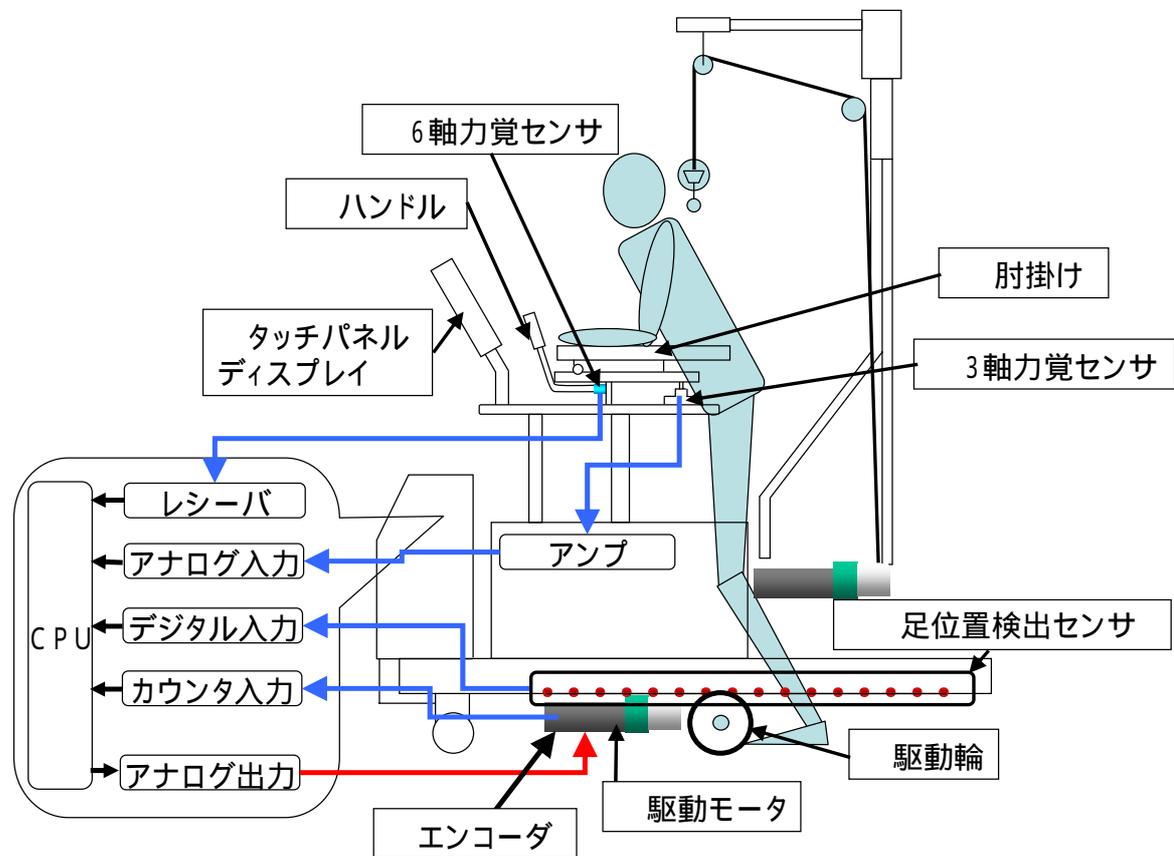


図6 進行方向のシステム

歩行支援機の進行方向の構成概要を図6に示す。

進行方向の駆動は、患者が図6に示すハンドルあるいは、肘掛けに力を加えれば、そこに内蔵した力覚センサ（図6の、）によって患者の運転の意思を認識し、左右独立に制御可能なモータ（図6の）により歩行支援機を前進あるいは後退させる。また、図6のの光電センサにより、およその患者の足の位置が検出できる。したがって、足の位置が歩行支援機の後部のほうへ移動していけばパターン1の転倒が始まりつつあると判断できる。進行方向の速度制御は、基本的には、力覚センサからの患者の意思を示す信号と、足の位置を示す信号に基づいて行う。転倒状態ではない間は、患者の意思あるいは医師や理学療法士の設定に基づいて、歩行支援機を前進させる。光電センサから足の位置が後部へ移動したことを検知すれば速度を低下させて足の位置が正常な

位置へ戻ることを促したり，足の位置が患者ごとに設定した「いき値」を越せば危険な状態として歩行支援機を停止させたりするような制御方法である．

患者のタイプによって，4種類の制御モードを用意している．以下に4つの制御モードの概略を示す．詳細については，NEDO向けの報告書⁽⁹⁾や講演論文⁽¹⁰⁾を参照されたい．

() 速度一定モード

一定速度で直線に動作する

() 位置検出モード

足の位置が後部へ移動したことを検知すれば速度を低下させて，足の位置が前部へ移動したことを検知すれば速度を上昇させる．

() 力速度モード

歩行支援機のハンドルまたは肘掛けにかかる力が大きくなると速度を上げて，力が小さくなると速度を下げる．

() 患者操縦モード

歩行支援機のハンドルまたは肘掛けに力を加えて，患者の思い通りの方向に動作する．

その他に

() 転倒時速度緩和モード

転倒時の衝撃を和らげるために，速度一定モードの転倒防止位置の手前で速度を緩和するように制御する．

() 距離一定モード

力覚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．

1号機では6つのモードについて，健常者による模擬臨床実験を行い，アンケート調査を行ったところ，転倒という観点からは位置検出モードがもっとも安心感があるという評価を得た．また，これらのモードについては，より良好なアルゴリズムを検討する余地は残っていると考えられる．

3.3 転倒(パターン2)の防止および免荷重を含む鉛直方向システム

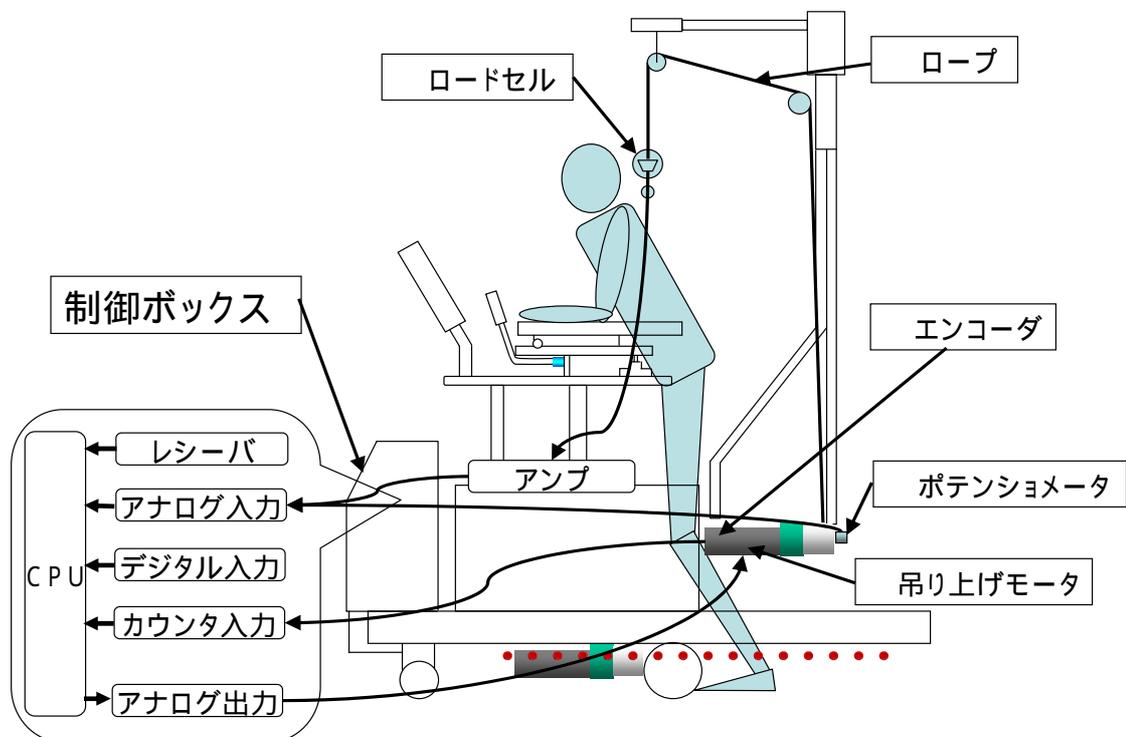


図7 鉛直方向のシステム

歩行支援機の鉛直方向の構成概要を図7に示す。

鉛直方向の駆動は、吊り上げ用ロープの先に組み込んだ荷重を計測するためのロードセル(図7の)で患者にかかる荷重を左右独立で計測して、患者の上下位置をエンコーダやポテンシオメータで計測して、患者が転倒しないように左右独立の吊り上げ用モータを制御してロープの出し入れをして患者の上下位置を制御する。

吊り上げの制御をまとめると、

- () 歩行リハビリテーション中はできるだけ患者を拘束しないようにロードセルにかかる力により患者の動きに合わせてロープを制御する。
- () 患者のパターン2の転倒を検知すれば、転倒が大きく進行しないうちに転倒を防止する。そして、防止した後に、患者を元の位置まで復帰させる。

()については，仮想コンプライアンス制御⁽¹¹⁾を用いて，柔らかさを持たせた制御をする．また，これを応用することで免荷重にも対応できる．

()については，患者の鉛直方向の位置の変位が設定値より大きくなると転倒と判断してロープの送り出しを停止する．また，変位が設定値内であっても速度や加速度，左右の力の合計が各設定値より大きいときは転倒と判断する．そして，停止して状態が安定した後にロープを巻き上げて定常位置に戻す．定常位置に戻りロードセルにかかる力が設定値内になると復帰したと判断する．詳細については，講演論文⁽¹²⁾⁽¹³⁾を参照されたい．

3.4 パーキンソン症候群患者の歩行リハビリテーションを支援するシステム

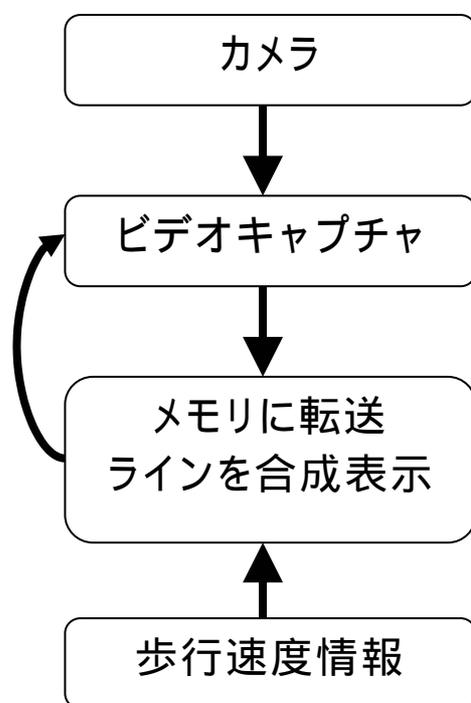


図8 合成表示システム

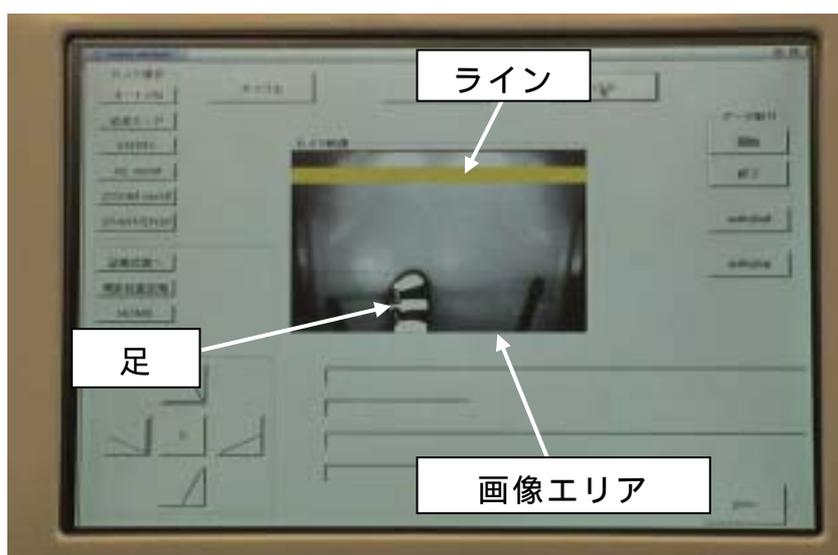


図9 ライン合成表示

パーキンソン症候群患者は、振戦（ふるえ）、すくみ足、一歩目がなかなかでない、小刻みで歩くなどの症状をもち歩行が困難である。しかし、刺激を与えるとそれがきっかけになって歩行開始できるとされている。そこで、パーキンソン症候群患者の歩行リハビリテーションを支援するために第一歩を出す「きっかけ」を作るシステムを開発した。

図8に示すように足先表示カメラで患者の足を撮影してビデオキャプチャを用いてコンピュータに画像データを取り込み、歩行支援機の色度に合せてタッチパネルディスプレイに足と仮想のラインを合成して図9のように表示する。詳細は後で章を設けて述べる。

3.5 患者の回復度に関する情報を提供するシステム

図10のように，組み込んだ各センサの計測データや各出力データの情報を表示する．

肘掛け部の3軸力覚センサの鉛直方向の情報などを歩行しながら表示できる機能を組み込み，体重との関係から患者がどの程度歩行支援機に頼っているかを診ることにより，歩行リハビリテーションの進捗状況を把握するための参考情報とするシステムを開発した．

歩行機能が回復するにつれて歩行支援機に依存する割合が少なくなり，自立歩行にいたると考えられるので，肘掛け部の3軸力覚センサは重要な参考情報となり得る．



図10 計測・出力値の表示

このシステムはセンサの計測データや各出力データの情報を表示するだけではなく，コンピュータ内のメモリに一定時間分記憶しておき，後でMOディスクに保存することもできる．

図 1 1 に示すように，計測値の中から患者が肘掛けにかける荷重のうち鉛直方向の情報を大きく表示することも考えられる．



図 1 1 鉛直方向の荷重

今後は，患者や医師・理学療法士の協力を得て，もっとヒューマンインタフェースを考えた表示にしていきたい．

3.6 各システムの構成要素

1) 進行方向のシステムの構成要素

駆動用モータ，患者が歩行の意思を歩行機に伝えるためにハンドルに6軸力覚センサと肘掛け部3軸力覚センサ，患者の足位置を検出する透過型光電センサ16個などを組み込んだ．6軸力覚センサと肘掛け部3軸力覚センサの情報はアナログ入力ボードにより，透過型光電センサの情報はデジタル入力ボードによりコンピュータに取り込む．コンピュータからの出力はアナログ出力ボードでアナログ信号に変換してモータドライバに出力して左右の駆動用モータを動作させる．歩行支援機の色度はエンコーダのパルスをカウンタボードでカウントして色度を算出する．

肘掛け部ベース板と肘掛けを，自在ジョイント付けた3軸力覚センサ3個を用いて固定して「肘掛け部力計測装置」としている．

駆動用モータ（エンコーダ・減速機と車輪付き）	2個
6軸力覚センサ（専用レシーバボード）	2個
3軸力覚センサ	3個
デジタル入力ボード	1個
カウンタボード	2/4個
アナログ入力ボード	1個
アナログ出力ボード	1個

カウンタボード4CHのうち2CHを使用．

アナログ入力ボード，アナログ出力ボードはその他のシステムと共用．

2) 鉛直方向のシステムの構成要素

ロープを巻き取ったり送り出したりする吊り上げ用モータ，ロープの先には患者にかかる荷重を左右独立で計測するためにロードセル，患者の上下位置計測するために吊り上げ用モータの部分にエンコーダとポテンシオメータを組み込んであり，吊り上げ機構と併せて「患者吊り上げ装置」としている．ロードセルとポテンシオメータの値はアナログ入力ボードでデジタルの値に変換してコンピュータに取り込み，アナログ出力ボードでモータドライバに指令して左右の吊り上げ用モータを動作させる．

吊り上げ用モータ（エンコーダ・減速機と車輪付き）	2 個
ロードセル	2 個
ポテンシオメータ	2 個
カウンタボード	2/4 個
アナログ入力ボード	1 個
アナログ出力ボード	1 個

カウンタボードは 4 C H のうち 2 C H を使用．

アナログ入力ボード，アナログ出力ボードはその他のシステムと共用．

3) リハビリテーションを支援するシステムの構成要素

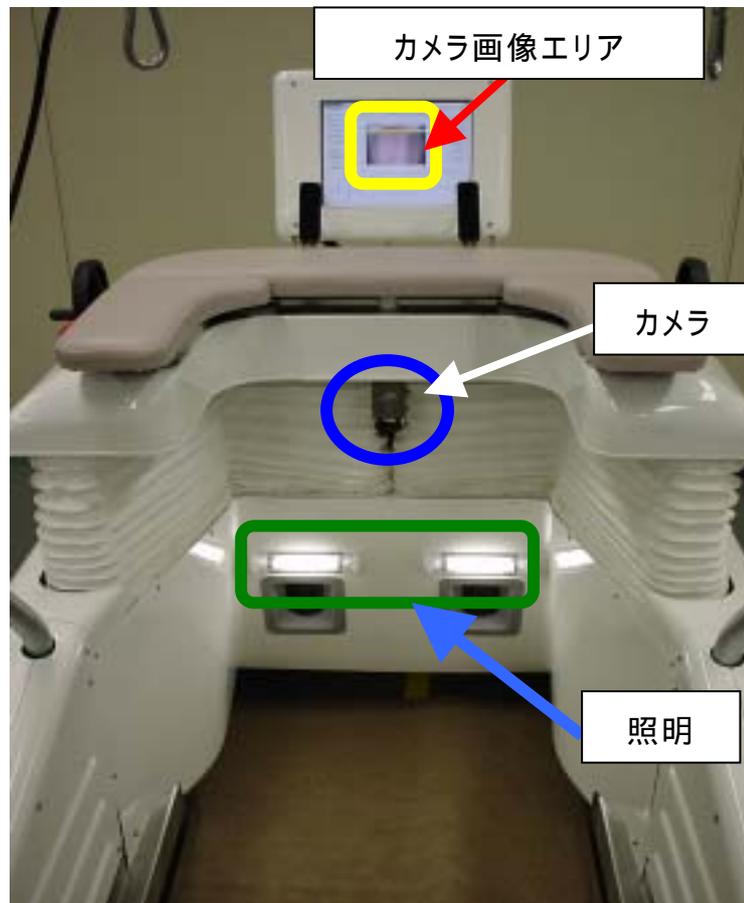


図 1 2 ライン合成表示システム

図 1 2 に示す患者の足を撮影する「足先表示カメラ」、その映像をコンピュータに取り込む「ビデオキャプチャ」、取り込んだ画像と仮想のラインを表示する「タッチパネルディスプレイ」を組み込んだ。速度情報は進行方向のシステムから受けとる。

ポテンシオメータ	2 個
カメラ	1 個
ビデオキャプチャボード	1 個

4) 情報を提供するシステムの構成要素

データ入力用としても使用するタッチパネル付きディスプレイ(800×600ドット,262144色)に,各センサの患者の状態を示す情報を即時表示する.また,データを記憶するためにMOドライブを前面上部に組み込んでいる.

ディスプレイは図13のように,MOドライブは図14のように配置している.

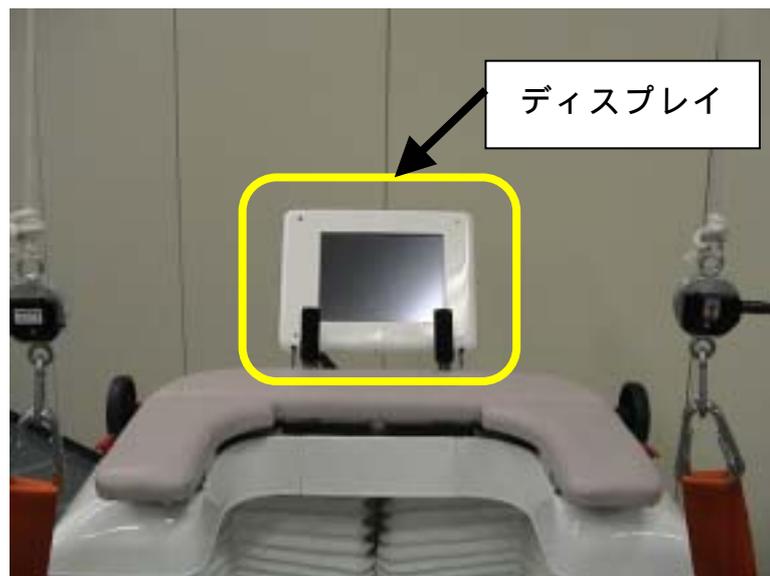


図13 ディスプレイ

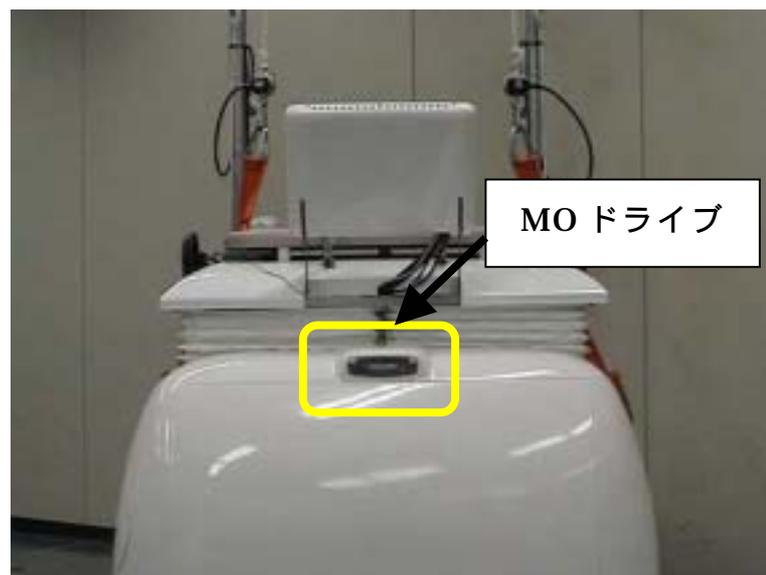


図14 MOドライブ

4 . 制御ソフト開発

開発の基盤となるオペレーティングシステムは Project Vine の Vine Linux 2.1.5 をして ,それに FMSLabs 社 GPL 版の OPEN RTLinux 3.0 を載せている . 開発言語は C 言語を使用している .

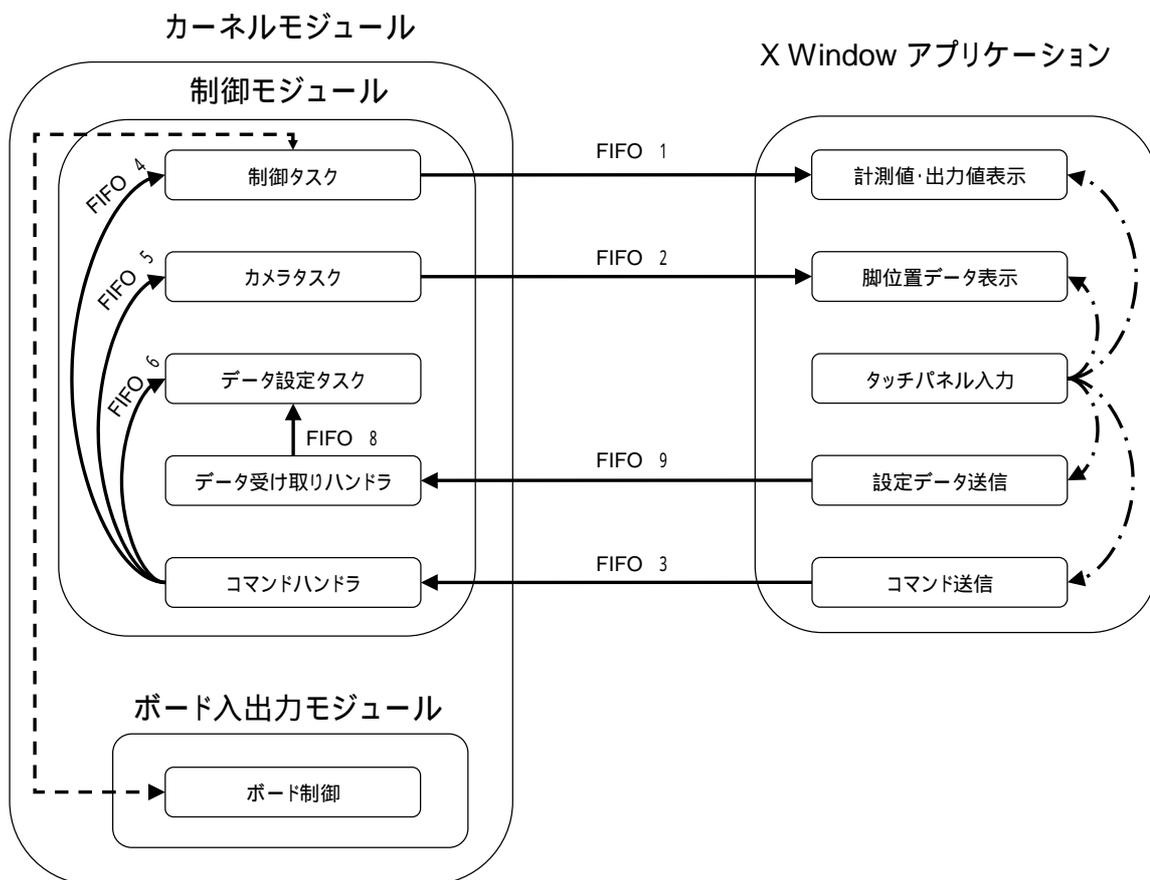


図 1 5 プログラム構成

開発したソフトの構成の概略を図 1 5 に示す . 実線の矢印は先入れ先出しのバッファ (FIFO) を表し , 点線は関数呼び出しによるデータの入出力を表す . 構成するプログラムを説明する .

プログラムを大きく分けると , RTLinux を使ってリアルタイム制御 (1 4) をするカーネルモジュールと , X Window アプリケーションプログラムの 2 つになる . この . は図 1 5 に示すように FIFO を介してつながっていて , データやコマンドなどを送ったり受けとったりしている .

そして , のカーネルモジュールは制御モジュールとボード入出力モジュー

ルの2つがある。制御モジュールはモジュール内に、制御タスク、カメラタスク、データ設定タスクをもち、ボード入出力モジュール内の関数を実行して各装置への出力や各センサの入力を行う。ボード入出力モジュールは、各ボードを設定したり、データを入出力したりする関数をプログラムしてある。また、
の X Window アプリケーションプログラムは画面への表示出力やタッチパネルからの入力を行う。

- ・ の詳細について

の中の制御モジュールは、制御タスク、カメラタスク、データ設定タスクはリアルタイムタスクであり RTLinux により設定時間間隔で実行されるので時間に正確な制御サイクルが期待できる。各タスクは優先順位があり、制御タスク、カメラタスク、データ設定タスクの順で優先順位が高い。制御タスクは機械の制御をするので一番優先度を高くしている。それにより正確な制御サイクルでセンサからの入力を行い、また、その情報に基づきモータなどに出力する。この制御タスク内にプログラムすることにより組み込んだシステムを自在に制御できる。そして、制御タスクはセンサからの入力値やモータなどへの出力値を FIFO1 を介して X Window アプリケーションに毎サイクル送っている。この値は、患者の回復状況を把握するためも参考情報としても使われる。

X Window アプリケーションは、制御タスクからの入力・出力値を FIFO1 から受けとり、表示や保存をする。アプリケーションプログラムはリアルタイム性が低く、制御プログラムより遅れる場合があるので数回分まとめて読み込む場合もある。しかし、FIFO が先入れ先出しなので情報の取りこぼしや順番の入れ違いなどは起こらない。また、X Window アプリケーションには、個人データや制御情報・機械情報などの入力画面、および、計測値や出力値の表示画面、手動・自動運転の画面がある。そして、足先表示カメラの映像をビデオキャプチャで取り込み⁽¹⁵⁾ディスプレイにラインと合成表示することも同時に行っている。

各操作はタッチパネルから行う。目的の画面を表示しておいて画面でスイッチを押せば、そのスイッチに応じたコマンドが発生する。たとえば、手動運転で前進を行いたいならば、手動運転の画面を表示しておいて画面上の前進のス

スイッチを押せば、前進のコマンドが発生して制御タスクに送られる。そして、制御タスクがボード制御の関数を使いモータドライバに信号を送り歩行支援機は前進する。このように制御タスクがボード制御の関数を呼び出して各装置を制御する。また、操作で発生したコマンドの中で、X Window アプリケーション自体で処理する以外のすべてのコマンドは FIFO 3 を介して制御モジュールのコマンドハンドラに送られ、コマンドハンドラから目的のスレッド（タスク）に FIFO 4, 5, 6 により転送される。

そして、X Window アプリケーション自体で処理するコマンドとして、データや設定値の入力処理がある。基本的にすべての操作・入力はタッチパネルから行すが、数値の入力はテンキー型キーボードからもできる。また、MO ディスクから設定情報一式を入力することも可能である。

その他の情報の流れとしては、制御タスクから X Window アプリケーションに、FIFO 1 からはセンサからの入力値やモータなどへの出力値が、FIFO 2 からは足位置モニタリングカメラからの座標データが送られる。X Window アプリケーションから制御タスクに、FIFO 8・9 から身長、体重、制御モード、いき値などのすべての設定データが送られる。

プログラムの起動の順序

電源が入り Linux が起動するとモジュールプログラムが起動して、まず各ボードを初期化してコマンド待ちとなる。そして、次に、X Window アプリケーションプログラムが起動してモジュールの各タスクに起動コマンドを送信する。その後は初期画面を表示してタッチパネルからの入力待ちになる。ここで、データ入力、手動・自動運転などの目的の操作を行う。

表示画面

分かりやすいヒューマンインタフェースを実現するために X Window アプリケーションプログラムは Glade を使用して X Window 上の GNOME アプリケーションとして作成した。

図 16 のように画面上のスイッチの絵や数値入力のスピンボタンは Glade を用いて描いた(16)。

5 . パーキンソン症候群患者の歩行リハビリテーションを支援する システムの詳細

5 . 1 パーキンソン症候群患者の歩行リハビリテーションの現状

パーキンソン症候群とは、運動系の制御に問題を有する患者群の総称で、世界的にはおよそ 1000 万人程度が発症しているとされており、今後の高齢化に伴って急速に増加していくと予想されている⁽¹⁷⁾。

パーキンソン症候群患者は一般的な歩行障害を有する患者とは異なった特徴的な症状を示す。具体的には振戦（ふるえ）、すくみ足、一歩目がなかなかでない、小刻みで歩く、加速歩行、突進現象、動作緩慢、姿勢が前かがみなどの症状である。また、転倒の頻度が高い障害である⁽⁸⁾。したがって、パーキンソン症候群患者のリハビリテーションを支援する場合にはパーキンソン症候群患者特有の症状への対応を考慮する必要がある。加速歩行、突進現象に対しては3章で示した制御モードのうち速度一定モードを用い、その患者の特性に合った速度を選択することにより対応可能であると考えられる。しかし、振戦（ふるえ）、すくみ足、一歩目がなかなかでないなどへの対応するためにはそれを支援する別な機能が必要である。

このような最初の一歩がなかなか出ないことに対して現状の医療の現場では、号令や図 17 のように等間隔に引かれた横線などの外部刺激を与えることが最初の一歩を出すことの支援になることが知られている⁽⁸⁾。

しかし、このようなラインを引ける場所は限定されるので結果としてパーキンソン症候群患者の歩行リハビリテーションを行う場所が限定されてしまう。また、患者が立ち止まってしまった時などに丁度ラインが存在するとは限らない。さらに、ラインのピッチピッチについては、患者ように最適な条件が異なると考えられるが、ラインを患者ごとに引き直すことは現実的には不可能である。

そこで、本研究は床の横線と同じ効果が得られるようにディスプレイ上に仮想のラインと患者の足を合成表示する装置を開発した。図 18 に合成した状態を示す。



図 1 7 横線

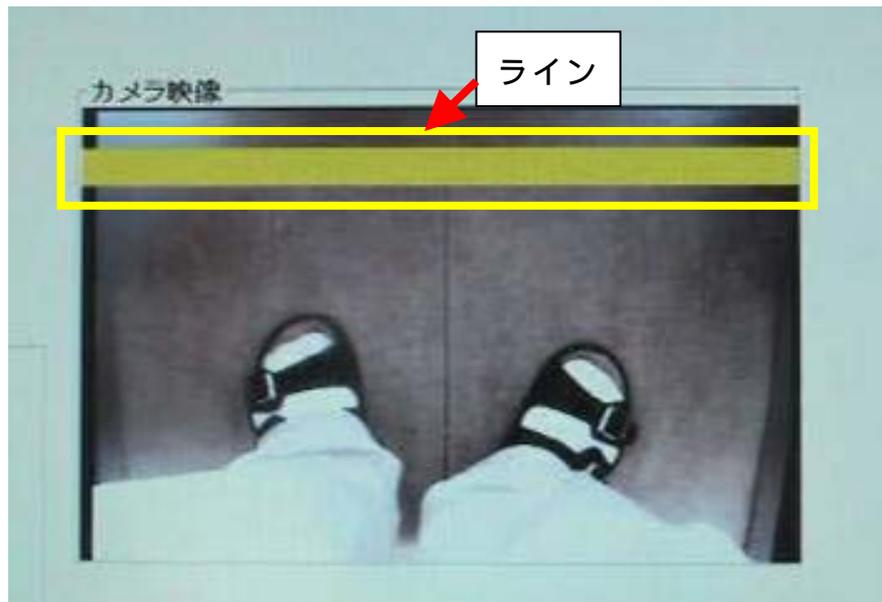


図 1 8 ライン合成画面

5.2 パーキンソン症候群患者の歩行リハビリテーションの支援の仕方

コンピュータの柔軟性を生かして、ラインの表示の仕方を二通り用意した。

駆動モータのエンコーダから歩行支援機の世界情報を得て、その速度に合わせてラインと足の映像を合成表示することにより、画面に表示される映像は図19のように床とラインが同期して移動して、あたかも床にラインが引かれているかのように表示するものである。

図20示すように指定の時間間隔歩行支援機の速度に関わらず指定の時間間隔でラインが点滅表示するものである。

は、床に引かれた横線を画面に忠実に再現してできるだけ横線と同じ効果を得ようとしたものである。そして、下を見るのではなく正面を見るので安全性が高いと考えられるし、パーキンソン症候群患者特有の前かがみの姿勢に対しても役立つと考えられる。

しかし、ラインが脚の上にも引かれているなど改良すべき点もある。今後は床または患者の服の色を限定して、脚以外の部分にラインを引くように改良したい。

は、医師や理学療法士が仮想のラインが視覚刺激として有効か、時間間隔などをどのようにするとより有効かなどを比較・検討することを目的としたものである。

コンピュータを用いていることにより、とも、患者の体格や個々の状態に合わせて最も効果ができるようにラインの間隔や色を自由に設定できる。また、床にラインを引くのではなくディスプレイ上に表示するので、歩行コースを限定されず患者が自由に歩行できる。

床に進行方向に対して横引いた線を「横線」と表現して、それ以外のディスプレイ上の線などをラインと表現した。ディスプレイ上のラインは、横や縦と限定されず、斜めなども考えられ、また、マークやキャラクタも考えられるためである。

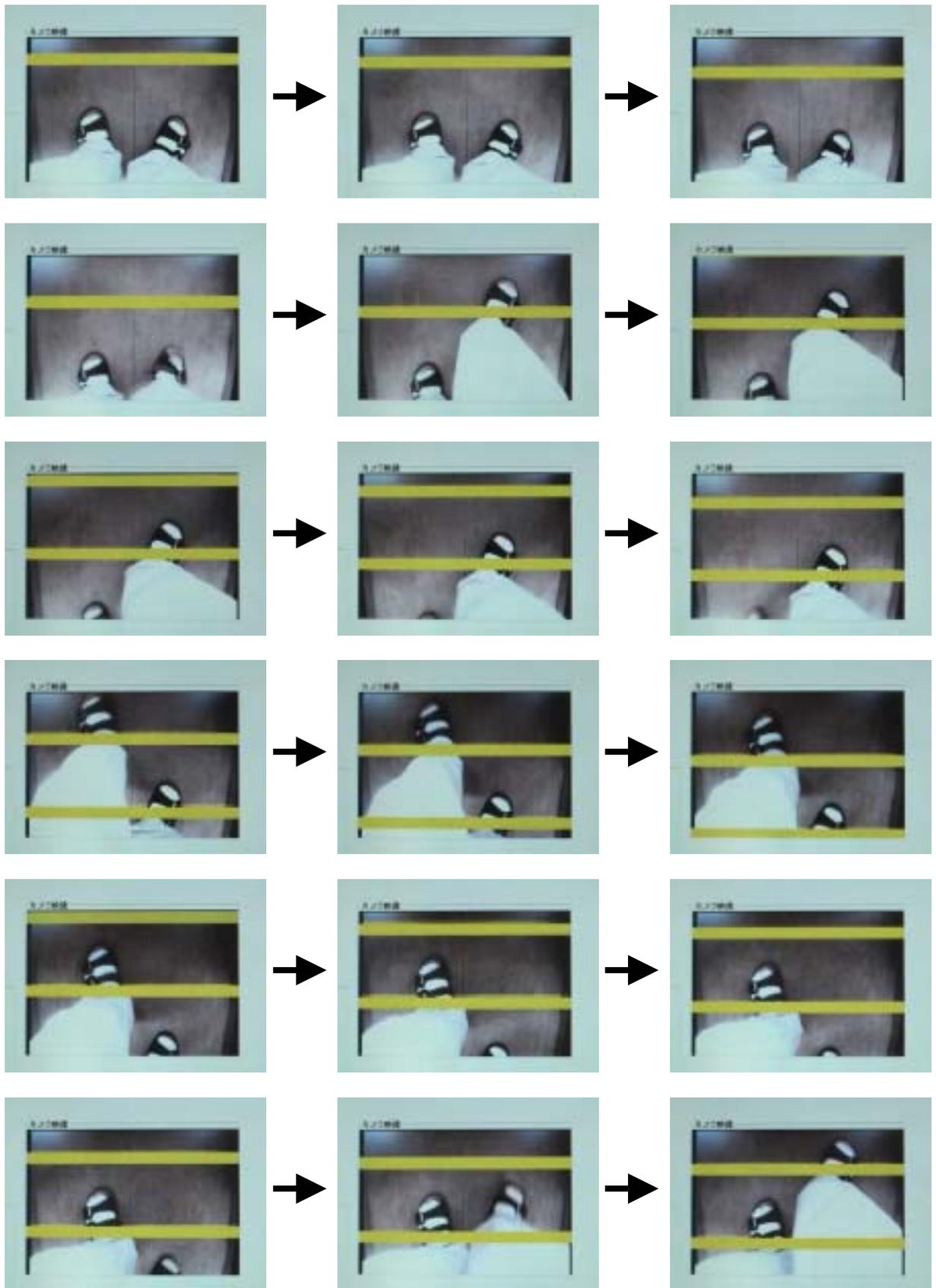


図 19 表示の仕方

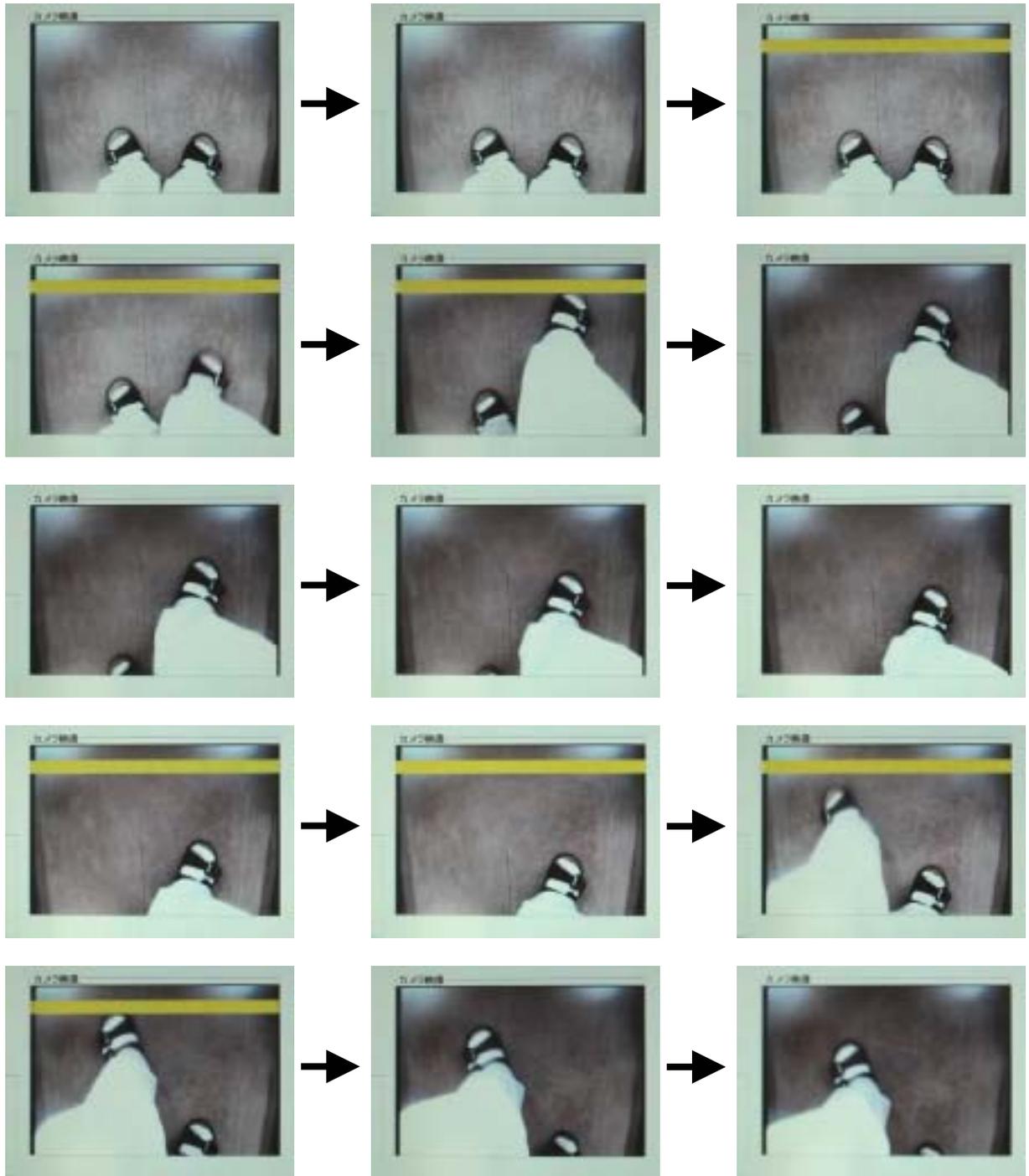


図 2 0 表示の仕方

6．結言

NEDO のプロジェクトとして、患者の自由度と安全を両立させるため、患者の歩行状態をセンサで把握し、通常の歩行状態では患者をできるだけ拘束せず、患者の転倒を検知すれば、転倒が大きく進行しないうちに転倒を防止することが可能な歩行支援機の開発を行った。本研究では、その中でシステムの基本機能とパーキンソン症候群患者のリハビリテーションについて検討した。

(1) 機能の基本設計を行い、制作した本機の基本動作の確認を行った。組み込んだ各センサが正しく動作していることを計測・出力値の表示画面で確認した。また、組み込んだ各モータの動作を手動運転で進行方向・垂直方向ともに確認できた。

(2) 転倒(パターン1)の防止を含む進行方向のシステムや転倒(パターン2)の防止および免荷重を含む鉛直方向システムについては、健常者により転倒防止動作を確認した。

(3) パーキンソン症候群患者の歩行リハビリテーションを支援するシステムは、患者に歩行のきっかけを与える仮想ラインについて二通りの表示法を提案することができた。

(4) 患者の回復度に関する情報を提供するシステムは、肘掛け部の3軸センサにより、患者が歩行支援機に加える荷重を計測して、鉛直方向の情報を表示できる。それらを用いて、患者の回復度に関する参考情報が得られることを確認した。

(5) リアルタイム制御を行いながらのヒューマンインタフェースを考えた表示やデータ入力等もある程度実現した。

今後は、医療関係者による臨床試験などを実施して、歩行リハビリテーションでの効果を確認する必要がある。特にパーキンソン症候群患者の歩行リハビリテーションを支援するシステムは、医療分野の専門家と連携し検証していきたい。そして、姿勢の改善に効果があるかなども検討していきたい。また、表示やデータ入力等は、患者や医師・理学療法士の協力を得て、もっとヒューマンインタフェースを考えた表示にしていきたい。

なお，研究の主要部分は新エネルギー・産業技術総合開発機構（NEDO）のウエルフェアテクノシステムの補助により実施したものである．

謝辞

本研究の遂行にあたり貴重なご指導を賜った，高知工科大学大学院教授 井上喜雄 博士に深甚な感謝の意を表し上げます．そして，有益なご助言をいただいた，高知工科大学大学院教授 副指導員 王 碩玉 博士，高知工科大学助手 甲斐義弘 博士に厚く謝意を申し述べます．また，医学的見知から貴重なご助言をして下さった，高知医科大学教授 山本博司 博士，高知医科大学助手 石田健司 博士に深く感謝いたします．円孔平行平板式 3 軸力覚センサをご指導下さった，高知工科大学教授 長尾高明 博士 に衷心より感謝の意を表します．

参考文献

- (1) ジャパン・イーエム「歩行訓練オートリフトA I D - 1 - M」
- (2) 株式会社日立製作所：PW-10
- (3) 杉本 旭ほか：天井吊り下げ型歩行支援機システムの機能と安全対策，
日本ロボット学会創立20周年記念学術講演会 CD-ROM，1 L 1 9，
(2002-10)
- (4) 岩本，生田ほか：空圧式天井走行歩行訓練器の開発，理学療法学
第24巻 学会特別号(第32回埼玉)，p.462 (1997)
- (5) 新エネルギー・産業技術総合開発機構 株式会社日立製作所，ビジュアル
テクノロジー株式会社：インテジェント・アシスト機能の開発，
(新エネルギー・産業技術総合開発機構) 成果報告書，(2001)
- (6) 斉藤之男，一人用歩行訓練装置，2001年精密工学会春季大会学術講演会
講演論文集，p . 585
- (7) Ju-Jang Lee and Choon-Young Lee, Development of Walking
Assistance Robot System and Experiment with the Disabled,
Proceedings of SICE/ICASE Workshop, Serial.40, Nagoya, Japan,
2001,7, pp,219-224
- (8) 江原義弘ほか監修；臨床歩行分析研究会編：歩行関連障害のリハビリ
テーションプログラム入門，医歯薬出版，pp.212-215 . (1999)
- (9) 新エネルギー・産業技術総合開発機構 高知工科大学：
平成12年度ウエルフェアテクノシステム研究開発(高知)成果報告書，
pp.68-69，(2000)

- (1 0) 甲斐義弘 , 井上喜雄 , 中浜昌文ほか : 歩行支援機における患者の動作状態の認識 , 日本機械学会ジョイントシンポジウム 2000 スポーツ工学シンポジウム : ヒューマン・ダイナミクス講演論文集 No.00-38 , pp.178-182. (2000-11)
- (1 1) 平林 : 多自由度ロボットの仮想コンプライアンス制御 , 計測自動制御学会論文集 , 22 , 3 , pp.343-350 , (1986)
- (1 2) 甲斐義弘 , 井上喜雄 , 田能寿孝 , 中浜昌文 , 石田健司 , 山本博司 : 吊り上げ装置付き電動歩行支援機 (下肢支持性欠如に起因する転倒の防止制御の検討) , 日本ロボット学会創立 2 0 周年記念学術講演会 CD-ROM , 1 L18 4 項分 , (2002-10)
- (1 3) 甲斐義弘 , 井上喜雄 , 田能寿孝 , 中浜昌文 , 石田健司 , 山本博司 , 谷岡哲也 , 青谷恵利子 : 吊り上げ装置付き電動歩行支援機 (吊り上げ装置制御方法の検討) , 日本機械学会 第 2 回福祉シンポジウム No.02-34 , pp.159-162. (2000-11)
- (1 4) 木村新 , 岡本教佳監修 : RTLinux リアルタイム処理プログラミングハンドブック , 秀和システム , (2000-12)
- (1 5) 飯尾淳 : Linux による画像処理プログラミング , オーム社 , (2000-4)
- (1 6) 鈴木哲哉 : GTK+ と Glade で作る Linux プログラミング超入門 , すばる社 , (2000-6)
- (1 7) Meg E Morris : Movement Disorders in People With Parkinson Disease : A Model for Physical Therapy , Physical Therapy , Vol .80 No.6 , pp578-597 , 2000

(1 8) 谷 奏弘 , 畑村洋太郎 , 長尾高明 : 切削用小型 3 方向ロードセルの
開発 , 日本機械学会論文集(C 編) , 48 卷 432 号 , pp.1265-1273. (昭 57-8)

付録

1. 各構成部品

1.1 駆動用モータ

駆動用モータは株式会社ワコー技研製バッテリー対応 AC サーボモータ（表 1）を用いており，それに，直交型減速機（1/30），直径 200 mm の車輪を組み合わせて「駆動装置」を構成している．

4つの車輪のうち前輪はサスペンション付き自由車輪にしてあり，後輪に左右独立に駆動装置を取り付けている．最高速度は時速約 2.5 km である．

歩行支援機の仕様の変更や追加に伴う重量の増加に対応出来る容量とした．また，歩行支援機が電源ケーブルなどで行動範囲が制限されないように，搭載したバッテリーで駆動できる，直流 24 V で動作するドライバである．

仮想コンプライアンス制御やインピーダンス制御，力制御などができるようにアナログ信号による速度指令やトルク指令が出来るドライバ・モータを選定した．

表 1 モータ定格

サーボモータ形式	ANR 020(B)
定格出力	200 W
定格トルク	9.7 kg·cm
瞬時最大トルク	20 kg·cm
定格回転数	2000 rpm
最大回転数	2000 rpm

1.2 肘掛け部 3軸力覚センサ

図 2 1 に示す 3 軸力覚センサが肘掛けと本体の間に 3 つ取り付けられている。円孔平行平板式⁽¹⁸⁾センサの概念を応用した 3 軸力覚センサで計測を行い、センサ各々に校正行列を掛けて補正して、X Y Z の 3 方向の力を求めている。計測範囲は X Y 軸 2.5 kgf(max50kgf)、Z 軸 5.0 kgf(max100kgf)として設計している。アルミ合金 2017 を切削加工して使用している(図 2 2)。株式会社共和電業製アルミ用ひずみゲージ KFG-3-120-C1-23L3M2R を使用してひずみを計測している

ひずみゲージの信号はアンプを通してアナログ入力ボードでデジタル値に変換して、制御用コンピュータに取り込んでいる。

力覚センサの情報は、制御用コンピュータを介して歩行支援機を動作させることが可能である。

肘掛けは体格や障害の状態に合わせて、幅は手動で、高さは電動で調整することが可能である。

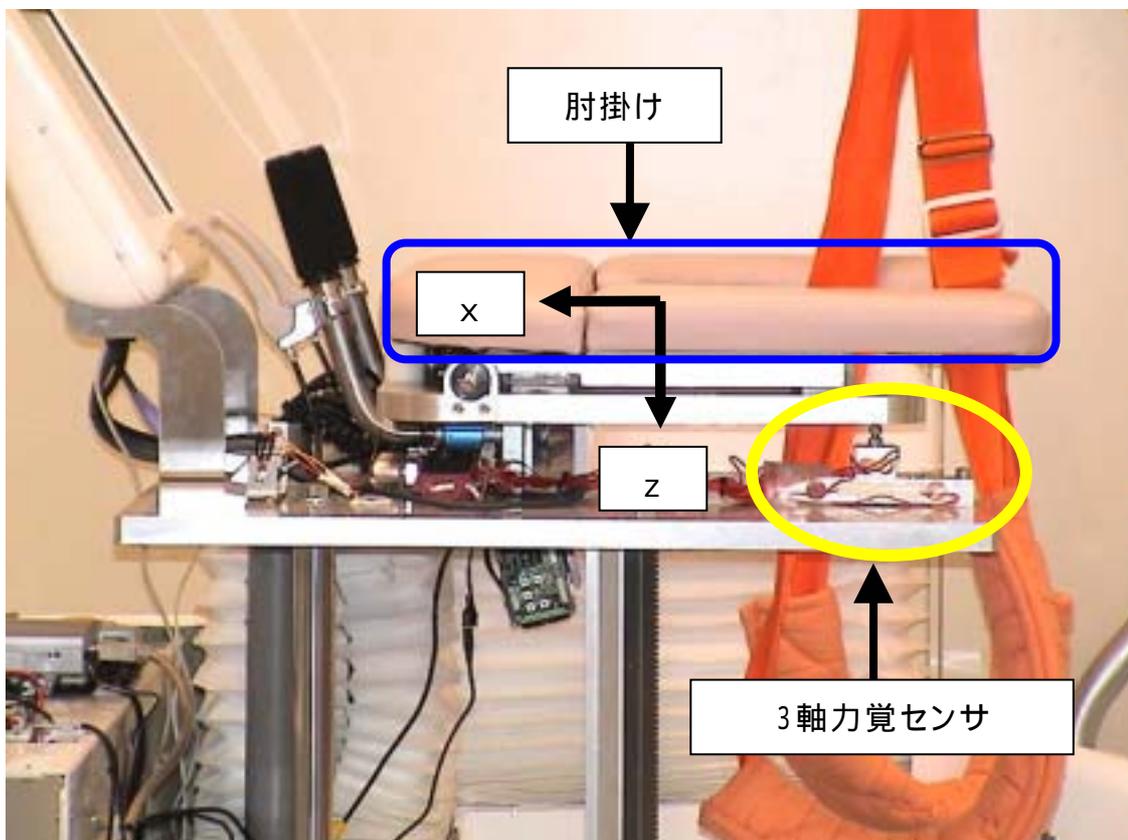


図 2 1 肘掛け部 3 軸力覚センサ



図 2 2 3 軸力覚センサブロック

1.3 ハンドル部力覚センサ

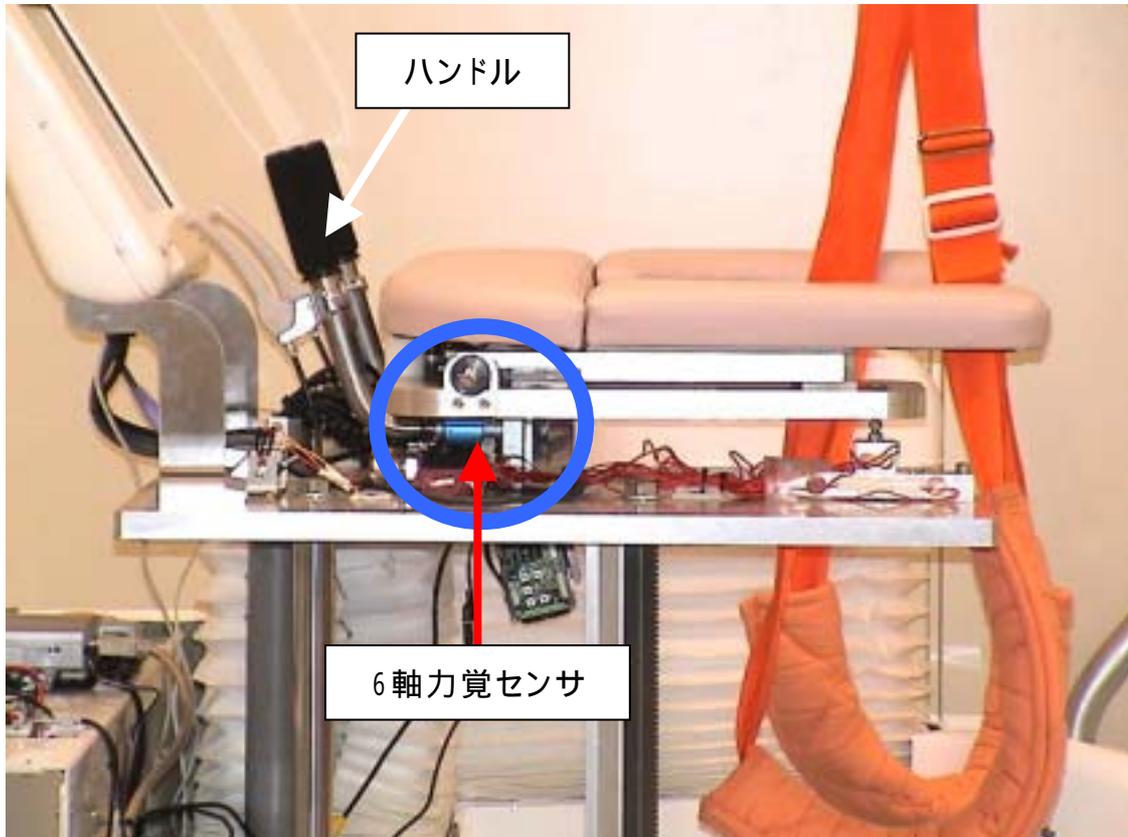


図 2 3 ハンドル部 6 軸力覚センサ

左右の操作用ハンドル部の根元に、図 2 3 で示す 6 軸力覚センサ（ニッタ株式会社製 IFS-50M31A）を取り付けている。患者がハンドルを押す力、引く力を検知できるようにしている。計測できる力は F_x 、 F_y 方向は 100N 、 F_z 方向は 200N 、モーメント $M_x - M_z$ は $5\text{N}\cdot\text{m}$ である。

センサの信号は専用のレシーバボードから制御用コンピュータに取り込む。力覚センサの情報は、制御用コンピュータを介して歩行支援機を動作させることが可能である。

1.4 患者足位置検出センサ

図24に示す所に透過距離最大7mの透過型光電センサ（オムロン株式会社製E3S-AT71）を約70mm間隔で16個使用。

この16個のセンサを用いて、患者の足位置をセンシングする。センサの干渉と足の大きさを考慮して間隔を70mmとした。床からの高さは105mmとした。左右のセンサのカバーの距離は車椅子が入れることを考慮して670mmである。

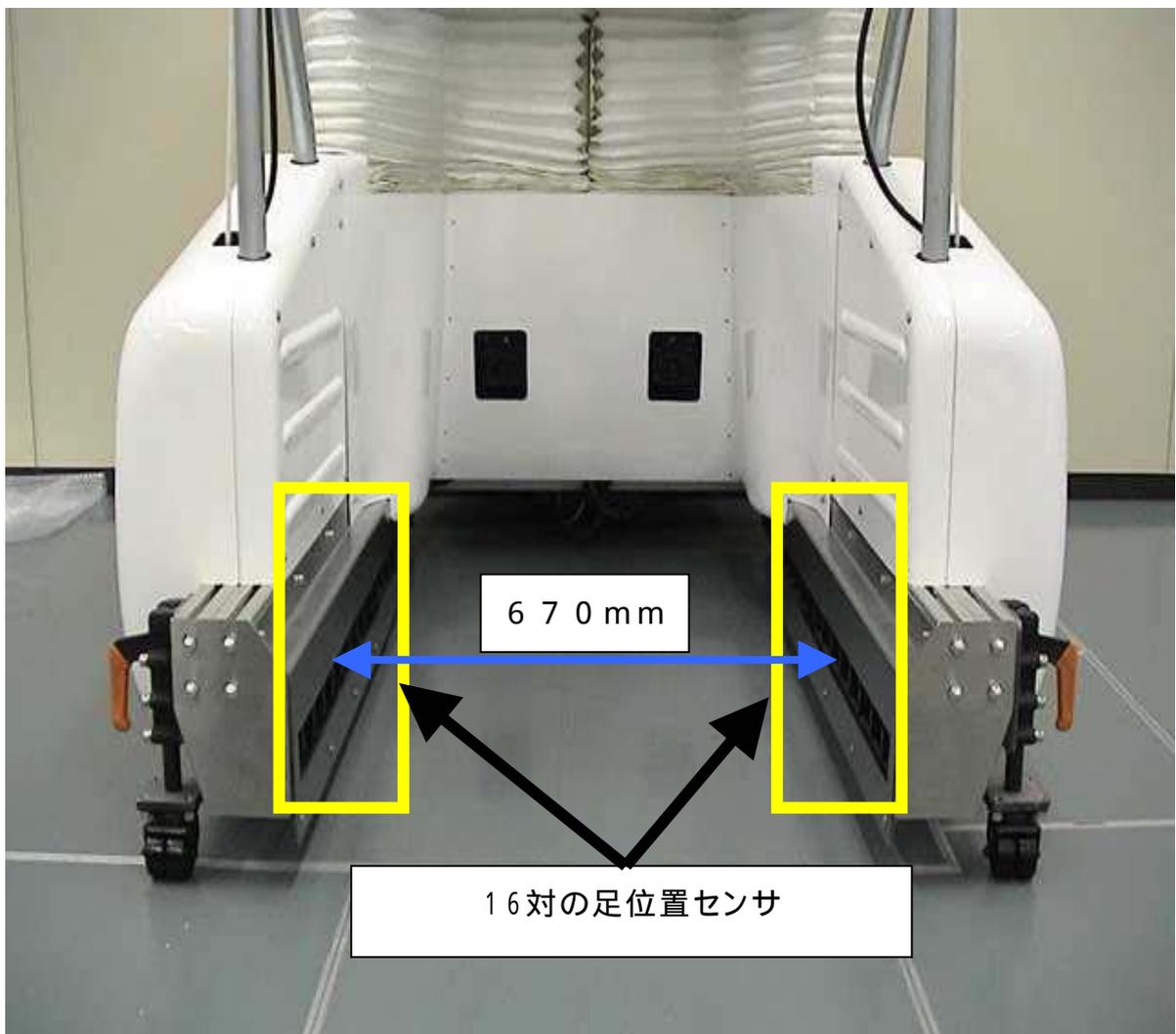


図24 足位置センサ

1.5 患者手動ブレーキ

ハンドル部のブレーキレバー（図25）でワイヤーを介してポテンシオメータ（日本サーボ株式会社製 LN10）を動作させ、その電圧をアナログ入力ボードでデジタル信号に変換して速度を調整する。

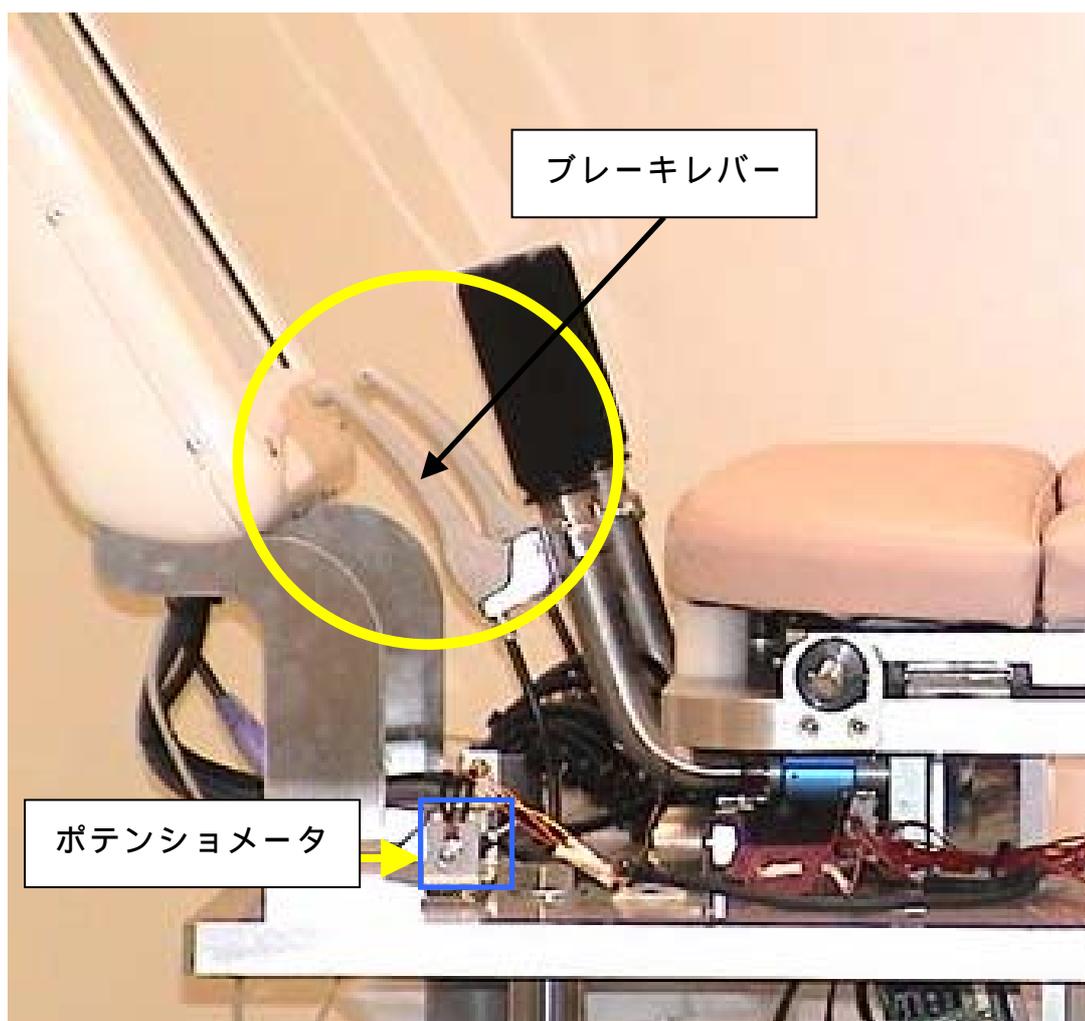


図25 手動ブレーキ

1.6 吊り上げ用モータ

図 2 6 に示す位置に駆動用モータと同じ A C サーボモータ (表 1 参照) に減速機 (1/50) とプーリを組み込んである。

吊り上げ用モータ, ロードセル, ハーネス, 吊り上げ機構で「患者吊り上げ装置」を構成する。

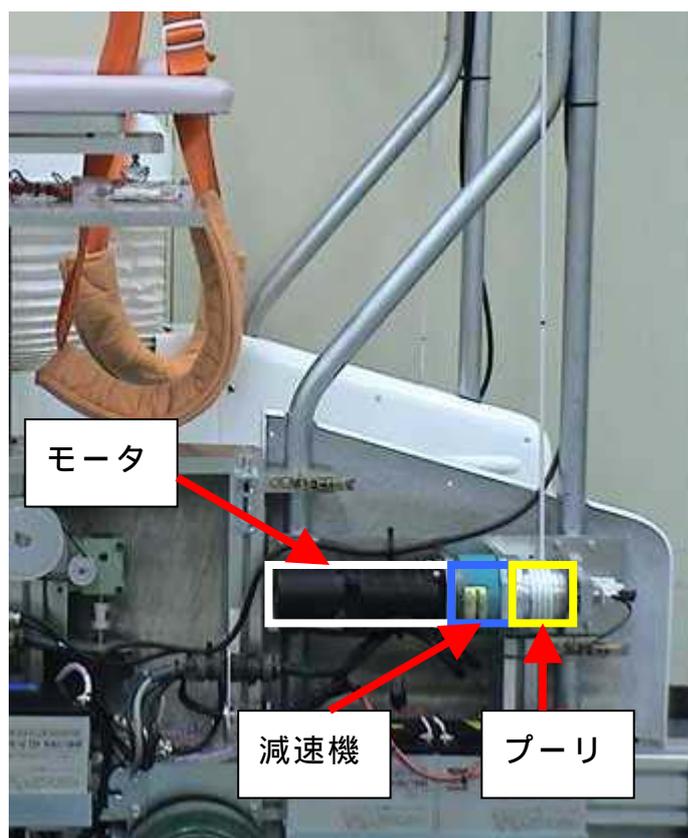


図 2 6 吊り上げ用モータ

1.7 ロードセル

図27に示すように、ロープに加わる荷重を計測するロードセル（株式会社共和電業製 LTZ-100KA）をロープの先に取り付けた。定格 100kgf（980.7N）までの荷重を計測できる。

ロードセルの先には股下衝撃力保護帯やハーネスなどを用いて人とつなぐ。

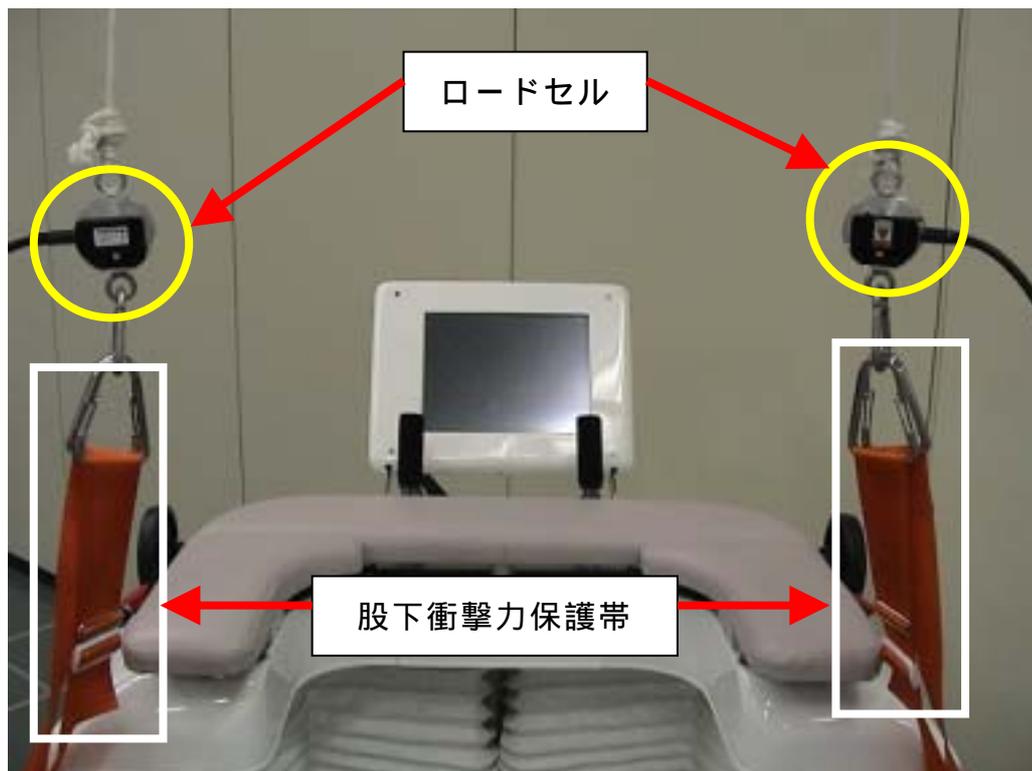


図27 ロードセル

1.8 ハーネス

患者とロープをつなぐのに、膝折れ状態になることが多い場合はパラグライダー用ハーネス（図28）を使用することもある。

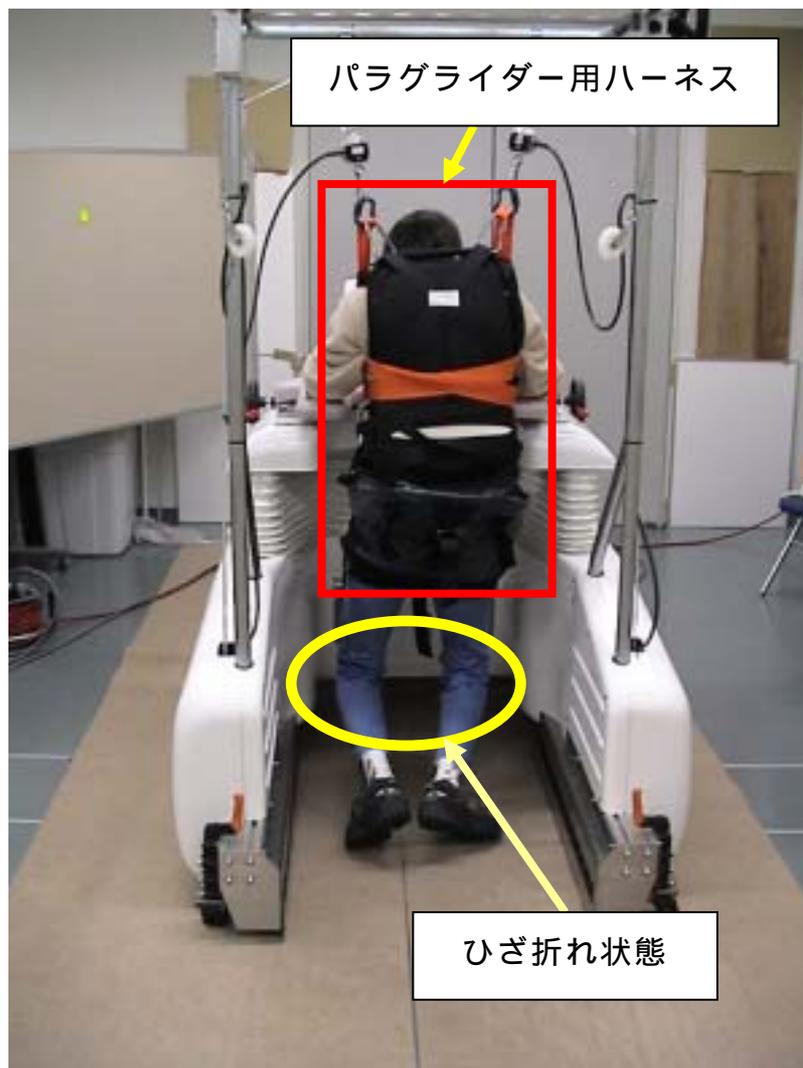


図28 パラグライダー用ハーネス

1.9 吊り上げ機構

吊り上げ機構の概略を図29に示す。鉄パイプ性の支柱と吊り上げ前後位置調整機構からなる。調整ハンドル回すことにより吊り上げはりの前後位置を調整できる。

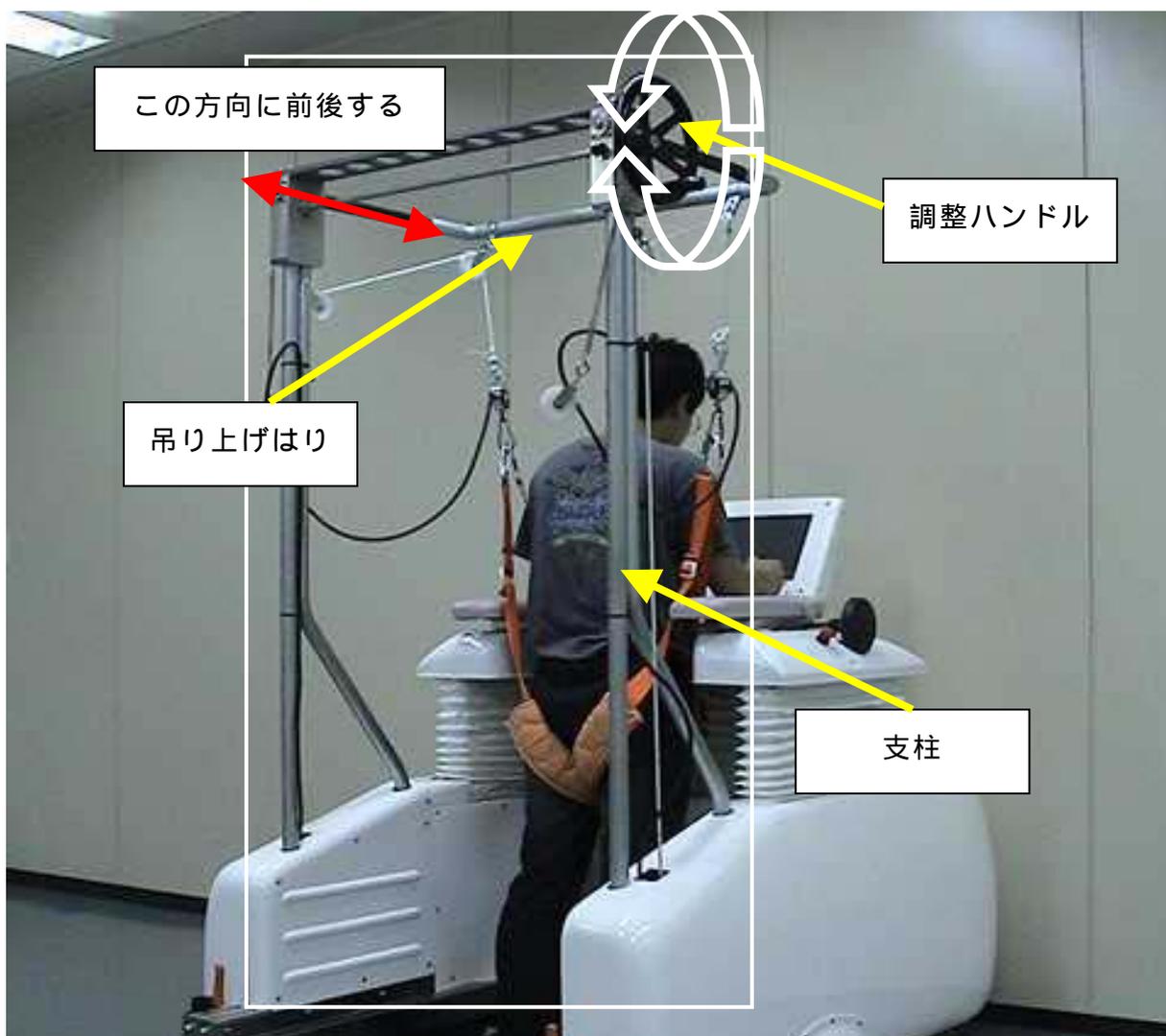


図29 吊り上げ機構

1.10 足位置モニタリングカメラ

ターゲット自動追尾機能付きカメラ（ソニー株式会社製 EVI-D30）と超音波距離センサ（竹中電子工業株式会社製 US-1AHPN）を結合させたものを2台設置してある（図30）。

患者の足にマークを付けておき，マークをカメラに記憶させて，カメラの自動追尾機能を生かしてマークの座標データをコンピュータにRS232Cボードを介して取り込む．設定はタッチパネルから行える．

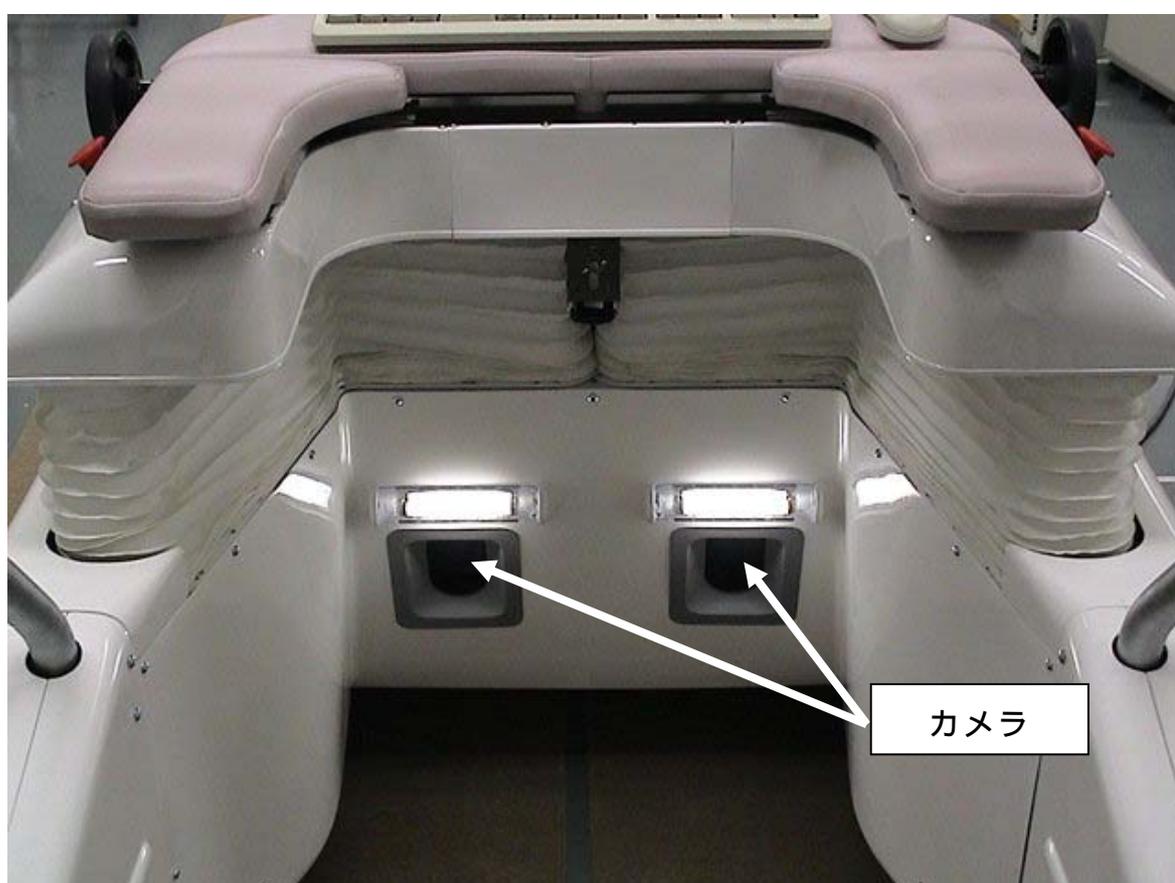


図30 足位置モニタリングカメラ

1.1.1 足先表示用カメラ

図3-1に示すカメラ（ソニー株式会社製 FCB-EX470L）で足先の状態を撮影して、ビデオキャプチャ（株式会社アイ・オー・データ機器製 GV-VCP2M/PCI）で画像データをコンピュータに取り込みタッチパネルディスプレイに仮想のラインと共に合成表示する。

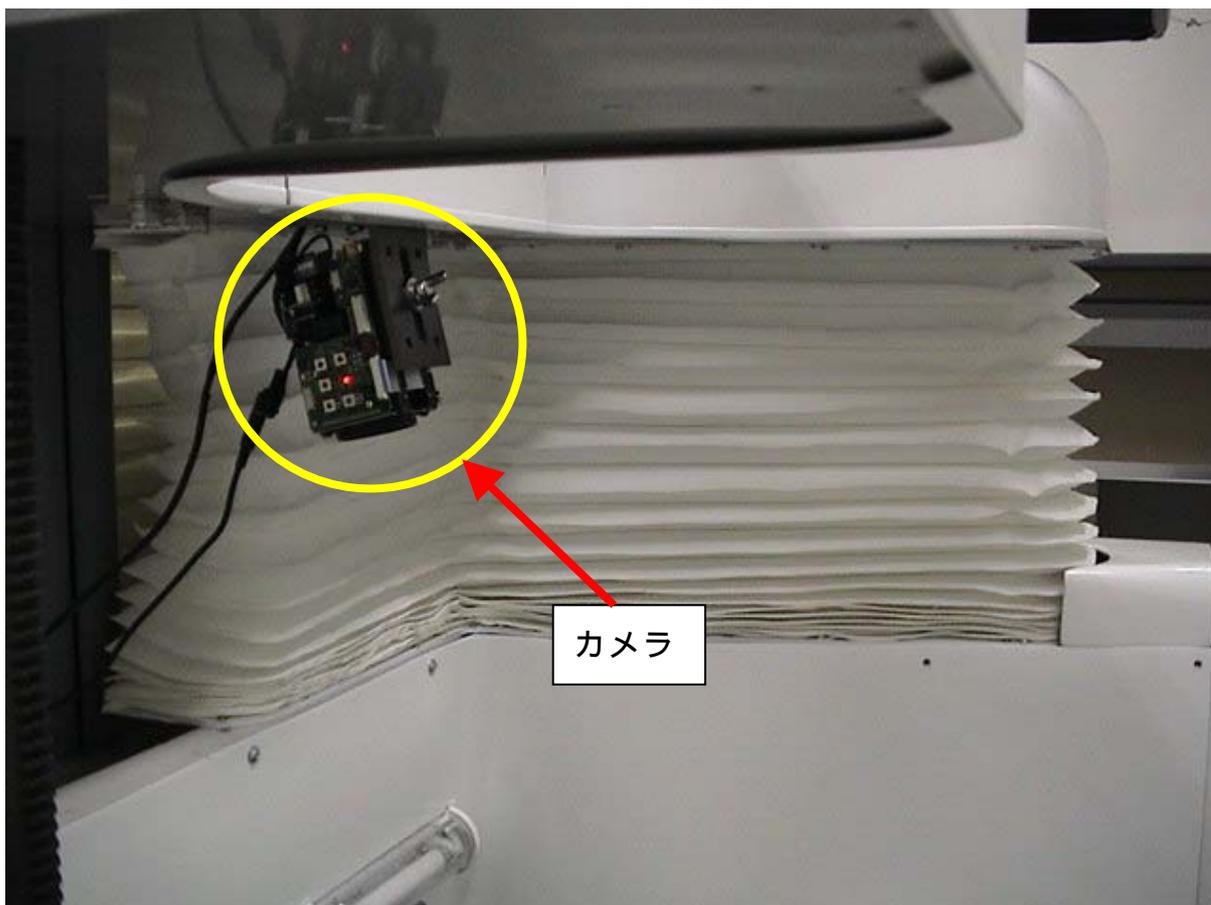


図3-1 足先表示用カメラ

1.12 制御装置

図3.2に構成を示す。

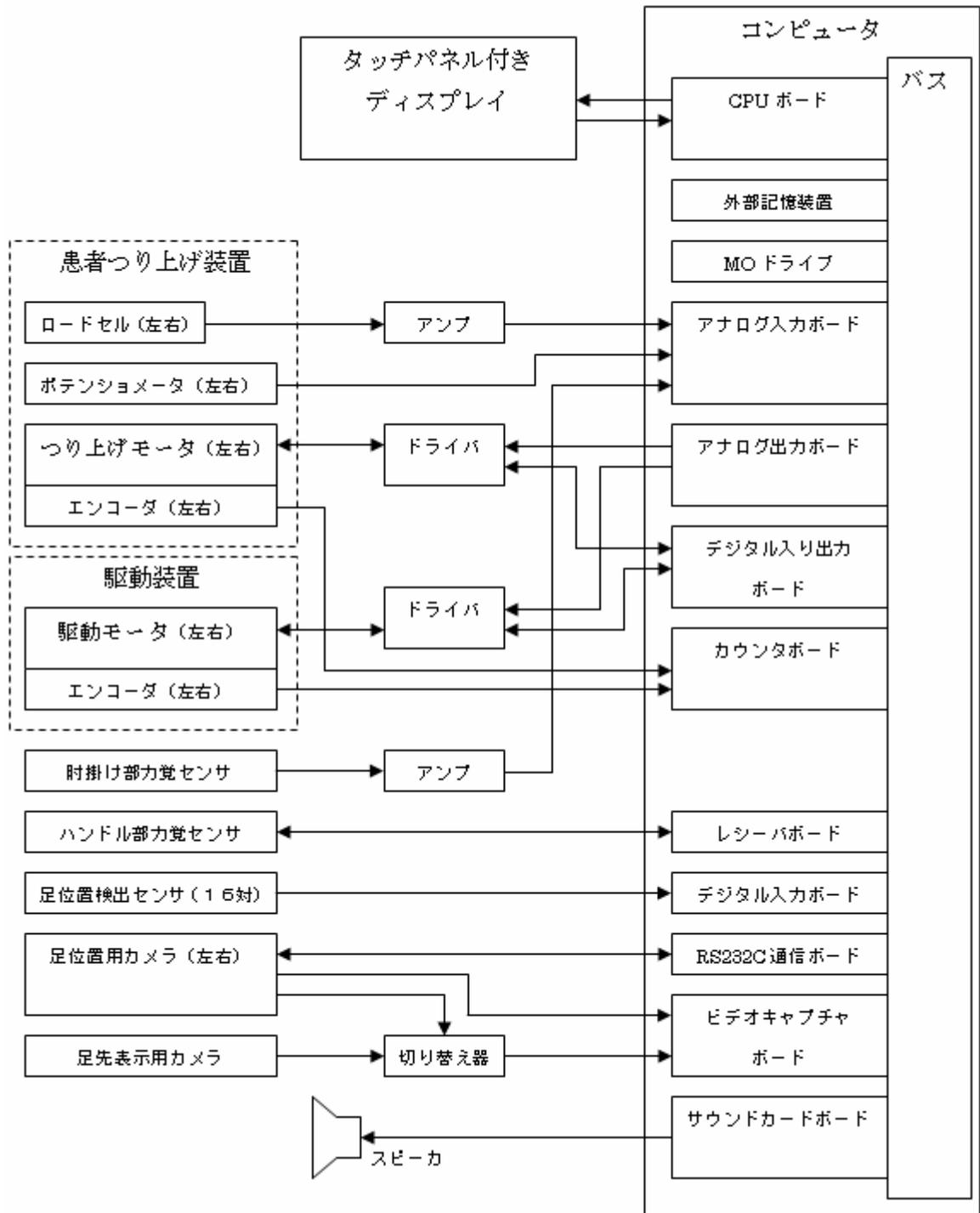


図3.2 制御システムの構成

主な使用部品

64CH 12bit アナログ入力ボード (PCI)	1枚
16CH 12bit アナログ出力ボード (PCI)	1枚
入力32点出力32デジタル入出力ボード (PCI)	2枚
4CH RS232C通信ボード (PCI)	1枚
4CH 24bit カウンタボード (PCI)	1枚
ニッタ6軸力覚センサレシーバボード (ISA)	2枚
ビデオキャプチャボード (PCI)	1枚
サウンドカード (PCI)	1枚
CPUボード (CPUはペンティアム)	1枚
タッチパネル付きディスプレイ (800×600ドット)	1個
バックプレーン (PCI×12+ISA×2)	1枚
DC-DCコンバータ (24V -> 12V+5V)	3個
外部記憶装置 (ハードディスク・シリコンディスク)	1個
データ出し入れ用にMOドライブ	1個
以上で構成される。	

バックプレーンにはPCIのロット12個とISAのロット2個があり、ロットにCPUボードを含む各ボード差し込み、周辺機器などをつないで制御用コンピュータとして動作する。

1.13 表示器

表示器はタッチパネル付き液晶表示ディスプレイで表示画素は800×600ドット、262144色を表示できる。表示領域の大きさは幅251mm、縦198mmである。

1.14 電源

12V急速放電型鉛蓄電池を動力用に、直列に2個つなぎ24Vとし、それを並列に2組つなぎ計4個使用する。制御用に同じ12V電池を直列に2個つなぎ24Vとしたものを使用。また、動力用と制御用はダイオードでつなぎ動力用の電圧が低下してもコンピュータの電圧は確保される。ダイオードを使うことにより充電回路が共用できるようにしてある。充電は電池を歩行支援機に乗せたままコネクタを充電器につなぎ換えて行う。また、コネクタを外部電源につなぎ換えて、外部電源で歩行支援機を動作させることもできる。

1.15 非常停止ボタン

プッシュロック型押しボタンスイッチを左右に備える。押すことにより電磁接触器の操作回路を切断して接点を開き動力電源を遮断する。回路を開くのでコンピュータに異常が発生しても動力を停止させることができる。

歩行リハビリテーション時に緊急の事態が発生した場合に、患者や介助者などがスイッチを押して、歩行支援機を非常停止させることができる。

1.16 カバー

周囲の安全性の確保と外見から安心感のある歩行支援機にするため曲面を多用した白色のカバーを製作した。なお、カバーには軽量かつ剛性のあるFRPを用いた。

1.17 テンキー型キーボード

タッチパネルからの数字入力を補うために，図3.3のテンキー型のキーボード（株式会社ロジクール製 CUTKey）も用いることもできる．



図3.3 キーボード

2. 調整機能

重度の患者に対応するためには制御だけではなく、患者の障害や体格に合わせて機械的に調整できることも重要である。

調整できる装置は、図34に示す肘掛け部の高さ、図35に示す肘掛け部幅、図36に示すように吊り上げ位置の前後方向を調整できる。

拘束された安全な歩行から拘束の少ない自由な歩行まで歩行リハビリテーションできることが必要であるとして、歩行時の体の揺れを必要以上に拘束しないように体と肘掛けとの隙間は調整できるように設計した。



図34 肘掛け高さ調整



図35 肘掛け幅調整



図 3 6 吊り上げ位置調整