

段差乗り越え時や前進速度の調整など細かい制御を従来の歩行支援機で行う場合、駆動部のバックラッシュの解決が課題となっていた。そこでダイレクトドライブのできるインホイールモーターを用いて細かい動作に入力に機敏に反応できる足回りを製作する。インホイールモーターの特徴として、

- (1) 小径高トルク、DCダイレクトドライブモーター
- (2) エコランレス用モーターで実績のある低損失ケイ素鋼板と高占積率巻線

とであり、これをベースに改良をしたものである。巻き線や高磁気密度磁石などの採用で、高トルク化を図ったが、ややコギング現象が目立っている。最大トルクが約 7Nm であり、スペックとしては左右輪を合わせて要求仕様を満足している。

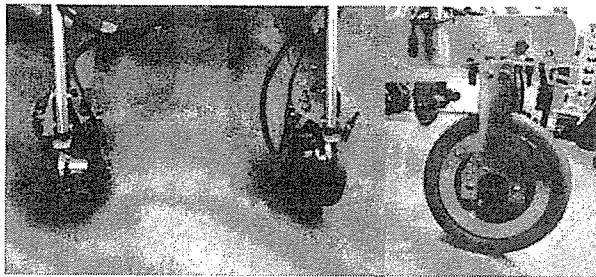


図 5.58 インホイール電動モーターの装着状態

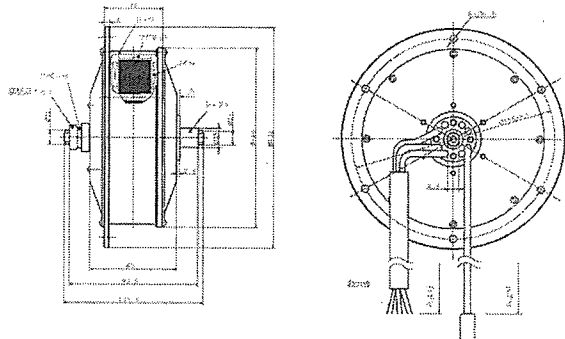


図 5.59 アウターローター式インホイール電動モーター

導入したインホイールモーターのスペックについて以下に記す。

インホイールモーターの逆転と正転を交互に繰り返して反応速度を見たところ、時間的ロスがほとんど無く機敏に反応してくれたので、細かい制御を実現することができる見込みが立った。ダイレクトドライブの特徴が出ており、段差乗り越え時など無駄時間が無く、フィーリングの良い制御が可能である。しかし、コギング現象がかなり目立っている。使い方によっては、節度感がでて、必ずしもマイナス点とはならない。

表. 5.14 In Wheel Motor

仕様	DCブラシレスインホイールモーター
動作電圧(V)	24
定格出力(W)	40
最大出力(W)	70
最大効率(%)	85
定格負荷回転数(rpm)	135

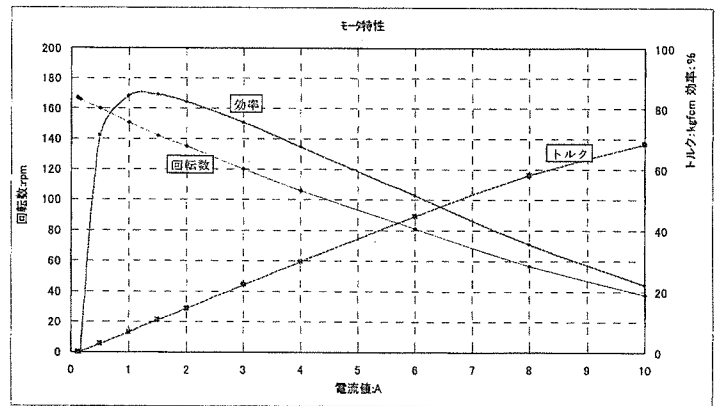


Fig. 5.59 In Wheel Motor Spec

5. 4 後輪クラッチ・ERデバイス

ER流体は電場がかかると流体の中にある粒子などが整列し流体の見かけ上の粘度を向上させる機能性流体である。この場合は電流値は微少であるが 1000V 程度の高電圧が必要になる、

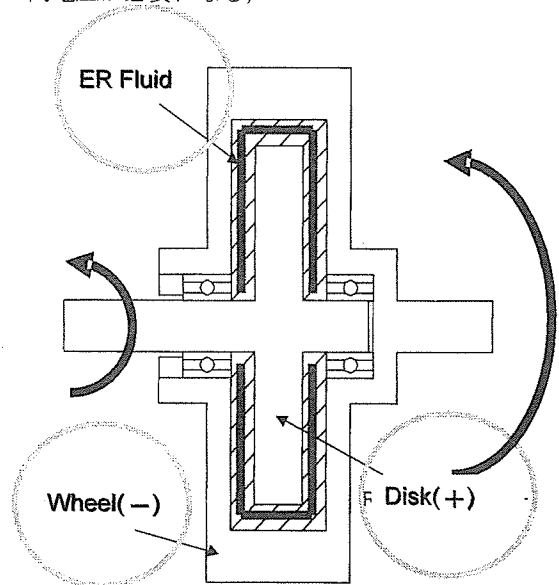
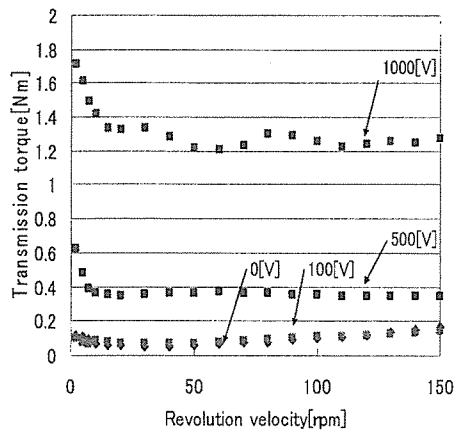


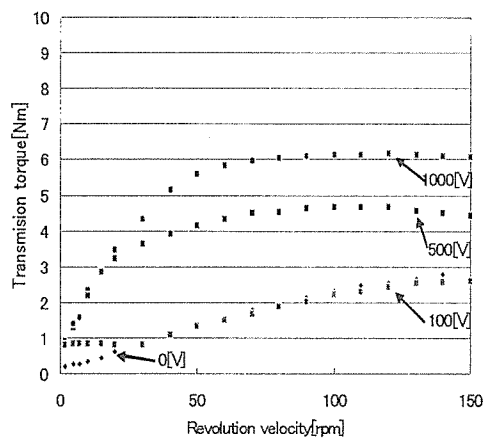
Fig. 5.60 ER fluid disk device

・ERデバイス静特性試験結果

ER流体には種類があり、ここでは粒子系と均一系について粘度によりディスク (Fig. 5.60) に発生するトルクを測定した結果を Fig. 5.61 に示す。これらによると、粒子系は相対速度にかかわらず一定のトルクを発生させるビンガム流体の特徴を持ち、均一系では速度に比例したトルクが比例関係にある粘性の特徴を持っている。



(a) 粒子系 ER クラッチ



(b) 均一系 ER クラッチ

Fig.5.61 Static characteristics of ER clutch

ここでは、DC モーターとして MAXON 製のモータを使用することにした。MAXON モータの形状を図 5.62 に示す。試作した駆動・制動システムを図 5.63 に示す。今回は ER デバイスをインホイール型としたが、電動モーターはコンパクトなディスク型が手に入らなかったためベルト駆動による横引き方式を採用している。

・ ER クラッチ単体試験

(1) 静特性実験装置について

静特性実験装置の構成を図 5.64 に示す。本実験ではクラッチの片方を固定し、回転数、トルクを電圧毎に測定した。これにより、ER クラッチのせん断応力がわかる。

(2) トルク特性試験

クラッチに電圧を印加し、モータを定速で回転させ、トルクの伝達力を測定した。結果を図 5.65 に示す。

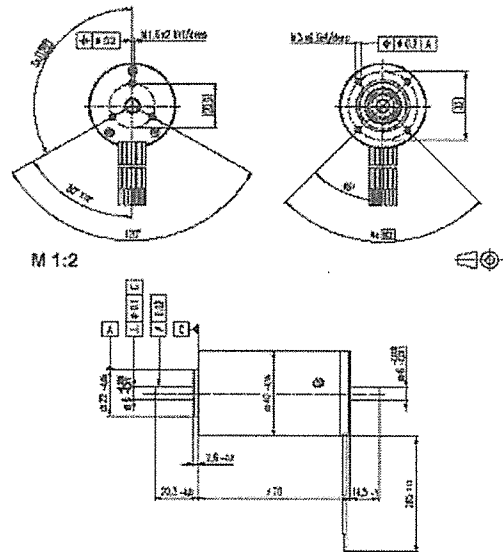


Fig.5.62 Draft of DC motor manufactured by MAXON

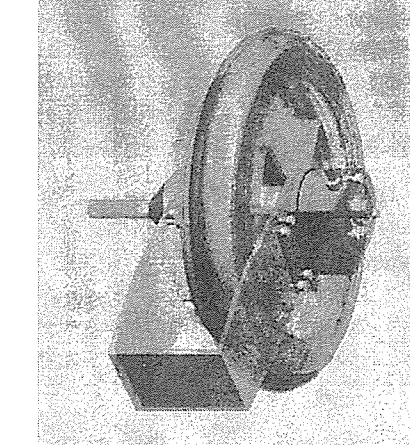
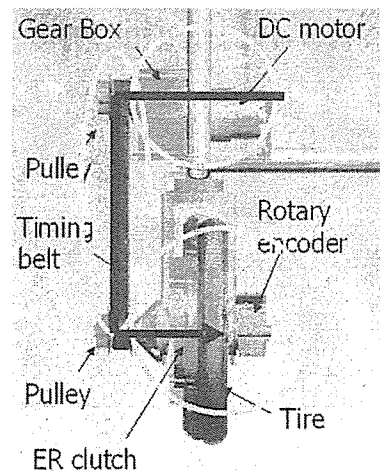


Fig.5.63 Driving and Braking System

トルクの伝達力は均一系の方が高いという結果が得られた。しかし、均一系にて経時変化が見られたため、トルク伝達の安定性のある分散系を採用した。

(3) 負荷と有効印加電圧

連結時の印加電圧と抵抗の関係を線形近似すると、 $F = 0.0024V$ (F : 負荷, V : 印加電圧)・・・(1)

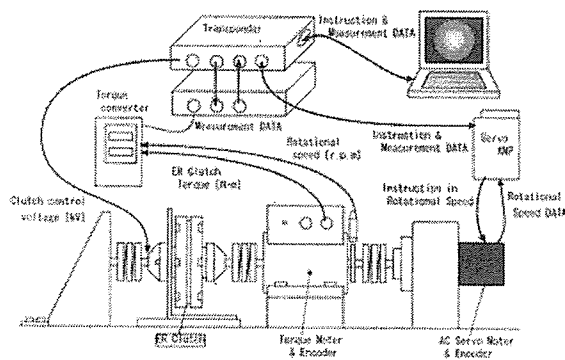


Fig. 5.64 静特性実験装置

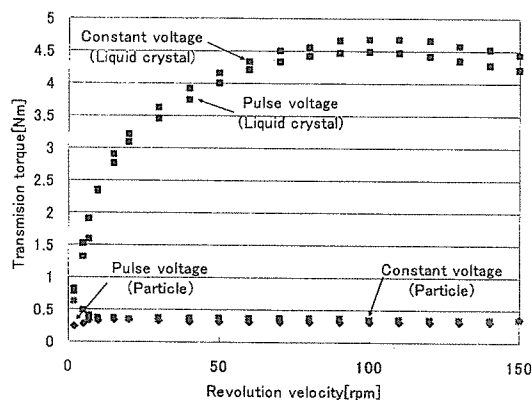


Fig. 5.65 パルス信号による回転数-トルク特性

この式について、負荷を設定し、関係式(1)から必要な印加電圧を求め確認を行った所、連結後の回転数が上図とほぼ一致したことより、関係式(1)から求めた印加電圧の値でERクラッチが連結することが確認できた。

・結論

実験結果から安定性、応答性の良い分散系ER流体が、歩行支援機には適していると考えられる。しかし、分散系ERクラッチは伝達力が小さいので、それを増加させるための設計が必要である。また、負荷と印加電圧の関係について確認した。

本研究で使用したERクラッチは歩行支援機にて回転数制御を考えており、回転数と印加電圧の関係を今後検討する必要がある。

5. 5 車輪懸架サスペンション機能

(1) 前輪の懸架装置

振動・衝撃吸収機構の試作モデルを設計するにあたり、①小型・軽量、②前後上下方向の振動・衝撃吸収、③セッティングの自由度、この3つの条件を満たすものとしてFig.5.66のようなモデルを設計した。

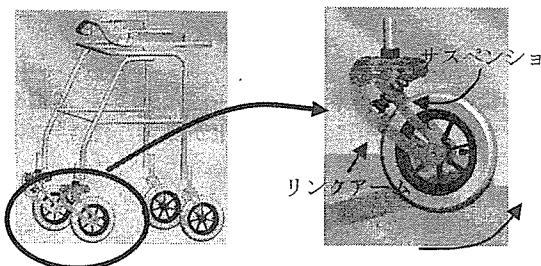


Fig. 5.66 試作モデル

このモデルではリンク方式の採用と、リンクアーム上にサスペンションを内蔵することにより①と②を、自転車から車まで広く使われている油圧減衰式サスペンションを採用することにより③の条件を満たそうとしたモデルである。段差やがた路を歩行時に、衝撃が前方向もしくは下方向から伝わるとリンクアームが回転し、リンクアーム上に取り付けたサスペンションで衝撃を吸収する構造になっている。

設計したフレーム・振動吸収機構を取り付けたモデルを用いて、段差・波状路を通過したときの歩行支援機本体の挙動を調べる、モデルは機構がまったくついていない場合・前輪のみについている場合・4輪すべてについている場合について、それぞれ段差乗り越しとがた路の単純モデルとして波状路通過についてシミュレーションする。

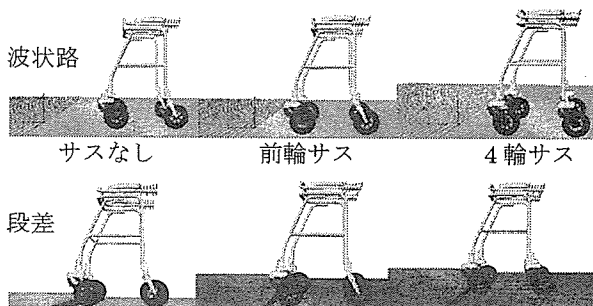


Fig. 5.67 シミュレーションモデル

シミュレーションを行った結果をfig.5.68に示す。波状路は高さ5mmの連続した波状路を歩行したときのフレーム肘置き部の上下変化量を示し、段差に関しては高さ20mmの段差を乗り越えたときのハンドル肘置き部の位置を示す。

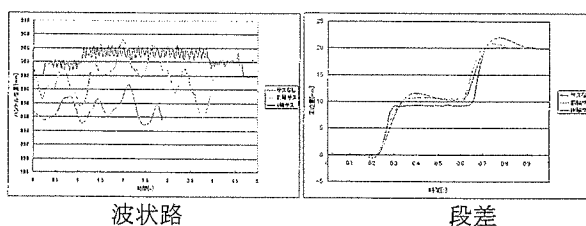


Fig. 5.68 シミュレーション結果

波状路に関しては、サスペンションがついていない場合、突起に差し掛かるたびに細かい上下をしていることが分かる。前輪のみサスペンションがついている場合は、細かい変動は緩和されているが、大きなうねりとなっている。4輪サスペンションがついている場合は2輪で残っていた小さな上下変動も消え、同じ荷重、条件で行ったにもかかわらず、波状路を歩行し終わるまでの時間が短くなっている。これは4輪すべてにサスペンションがついていたほうが波状路歩行には適していると言える。

凸凹・タイル路や段差通過時にハンドルを介して手腕に伝達する衝撃力の低減が必要である。歩行能力の程度により体重保持が異なり衝撃の影響も変化する。車輪は空気入りタイヤを標準にし、前輪、後輪に段差乗り越え装置と複合するサスペンションを開発している

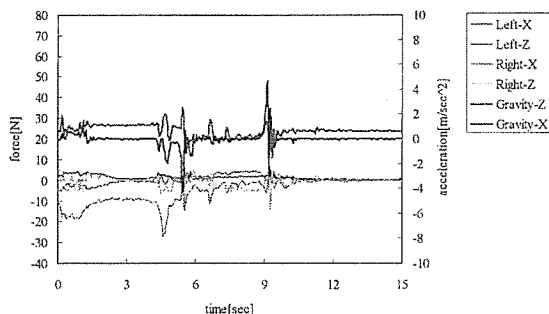


Fig. 5.69 Result of experiment without subject No. 2-A

(2). 前輪の段差乗り越え時の衝撃力

計測結果から特徴的なグラフ形状を示しているものを抜き出して以下に示す。

Fig. 5.70 は、歩行支援機が段差を乗り越える際に片方のハンドルにかかる垂直荷重と Z 方向の加速度のグラフである。Z 方向加速度より 6sec 前後の前輪の降下などが起こっていてハンドル部垂直荷重も変動しているが概ね 100N 前後を行き来している。

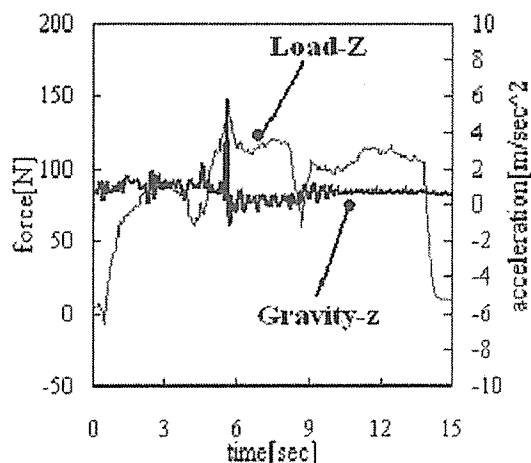


Fig. 5.70 .Result of experiment subject B with weight

次に歩行支援機使用時の左右ハンドル部の垂直荷重合計の平均値を求める。計測開始時や終了時に急激な荷重の減少が見られるが、計測機器の操作などでハンドルから手を離れた為に減少したと考えられるので計測開始と最後の 3 秒間は除外して計算する。

Tab. 5.15 Steering wheel load Unit: N

Test	First	Second	Third	Mean
Person ①	254	194	177	208
Person ②	204	209	219	205
Person ③	155	132	146	145

Tab. 5.15 より被験者により差があるものの、何れも 3 章で求められた 20mm 段差を乗り越えるのに必要なハン

ドル部荷重、50mm 段差を乗り越えるのに必要なハンドル部の荷重ともに大幅に上回っている。よって段差乗り越しに必要なハンドル部垂直荷重条件は容易に満たすことができる条件だと言え、歩行支援機は 20mm 段差や 50mm 段差を乗り越える際にも特に力を加える必要がなく通常の使用方法で乗り越えることができると考えられる。

(3) 前輪ゴムタイヤの効果

従来の歩行支援機ではソリッドタイヤを使用していた。ソリッドタイヤでは、凹凸路を走行したときのガタつきや段差を降りた際の衝撃が大きく、かねてから、その問題が懸念されていた。

そこで、今回の歩行支援機では直進安定性や段差の衝撃緩衝、安心感のある見た目により使用者の不安を軽減する目的で、サイズは前回同様 8 インチで、両輪空気入りゴムタイヤ、アルミホイールを採用した。

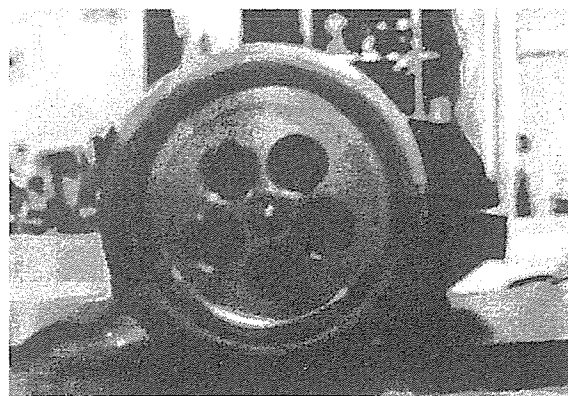


図 5.70 前輪取り付け図

・実験目的

カムと空気入りゴムタイヤをつけた歩行支援機が段差に出くわしたときの衝撃を調べて、使用者の体の負担が減少していて、その結果、問題のない使用感が得られているのかを検証する。

・実験方法

使用感を評価するにあたって、実機に加速度センサを取り付け、段差の昇降時の加速度を進行方向 (X 軸) で計測することによって横揺れを調べた。

また、初速度 0 の状態からの段差乗り越え能力を検証するので図 6.23 のように前輪を 20mm 段差に接触させた状態からの段差乗り越えを行う。

上に挙げた条件で、ソリッドタイヤとゴムタイヤを、その都度付け替えることにより比較実験を行った。

・実験結果

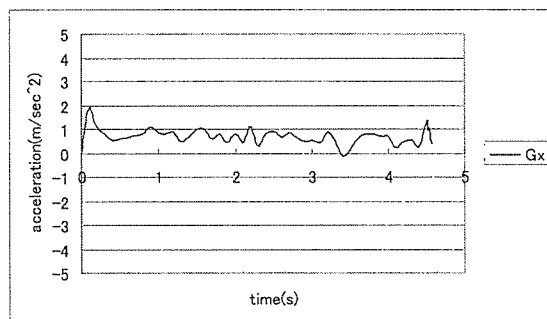


図 5.71 ソリッドタイヤ: 段差乗り越え横揺れ加速度

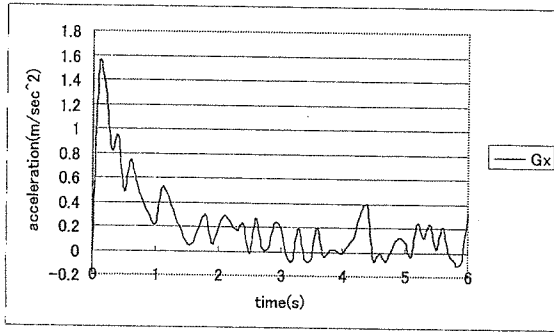


図 5.72 空気入りタイヤ: 段差乗越え横揺れ加速度

表 5.16 段差通過時の歩行支援機に加わる加速

	20mm	50mm		20mm	50mm
前輪	4.82	8.05	前輪	2.42	4.51
後輪	1.43	3.42	後輪	6.01	4.01

測定された上下加速度[m/sec²] 測定された前後加速度[m/sec²]

表 5.17 段差通過時の消費電流値

	20mm	50mm
前輪	2.84	4.35
後輪	6.01	10.4

測定された電流量[A]

・考察

実験の結果、ゴムタイヤ装着時の方が段差に出くわした時の横揺れが少なく、直進安定性が向上し、使用する際のフィーリングの向上をはかることができた。

また前輪接触時の衝撃は使用者に段差の存在を知らせるシグナルになり、段差を跨ぐ際の躓き事故の防止に効果があると考えられる。

- ・ 上下方向加速度は20mmより50mmの方が加速度が大きい
- ・ 段差を乗越えるのに必要な時間は20mmの方が短い
- ・ 50mmと極端な差もないので上った距離の差が上下加速度の差の原因と考えられる。
- ・ 前後方向の加速度で最も高い値を記録したのは、上下方向とは違い20mm段差であった。

(4) 前輪減衰機構

減衰機を選定するにあたり、減衰調整機構付と片方向のみに減衰が生じるヒンジダンパーを候補としてあげた。減衰調整機構により、さまざまな状況に応じた、減衰能力を得ることが出来るが、段差を昇る際、ダンパーの反力が使用者への付加となることが考慮され、コストも高くなってしまふ。

以上より、ヒンジダンパーを採用した。段差を昇る時はダンパー反力が負荷にならずに高い減衰比を設定することが可能となり、ばねの反力から発生する加速度を解消する。図 6.28 に前輪減衰機構 CAD モデル及び実物、図 6.29 に段差乗越え時の力学モデル、図 6.30 に段差降下時の力学モデルを示す。

表 5.18. ダンパー選定の比較表

項目	ヒンジダンパー	減衰調整機構付きダンパー	備考
重量	410g	320g	ヒンジダンパーの方が重量増
取付方法	全長が短いため、現在の前輪機構への取付が容易に可能	全長が長いので現在の前輪機構に搭載するためには、フレームやステアリング機構などの大幅な変更が必要	ヒンジダンパーの方が取付が容易
価格	6200円	16100円	ヒンジダンパーの方が安価
機能	片方向のみに反力が発生するため、段差を昇降時の抵抗にならず、ダンパーによる使用者への負荷が生じない	両方向にダンパーの反力が生じるため、段差昇降時の抵抗になり、ダンパーによる使用者への負荷が生じる	ヒンジダンパーの方が、使用者の負担を軽減する、歩行支援機の目的に一致する
減衰調整	調整が不可能。そのため、様々な高さの段差に適した減衰を得ることが出来ない	調整が可能。その為、様々な高さの段差に合った減衰を設定することが可能	ヒンジダンパーは様々な段差に対して適切な設定が出来ない
メンテナンス	メンテナンスフリー	減衰調整のセッティングが必要	ヒンジダンパーの方が高齢者向け

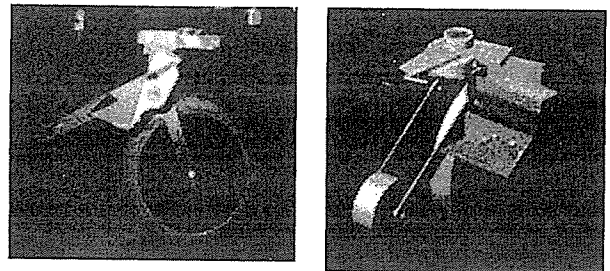


図 5.73. 前輪振動減衰機構

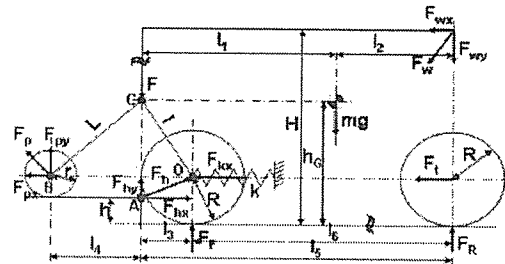


図 5.74 段差乗越え時の力学モデル

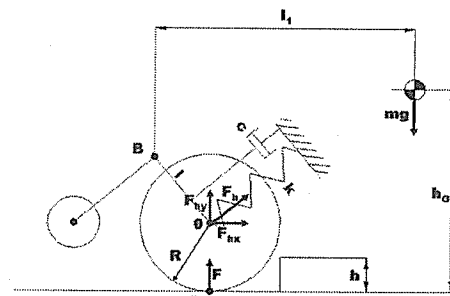


図 5.75. 段差降下時の力学モデル

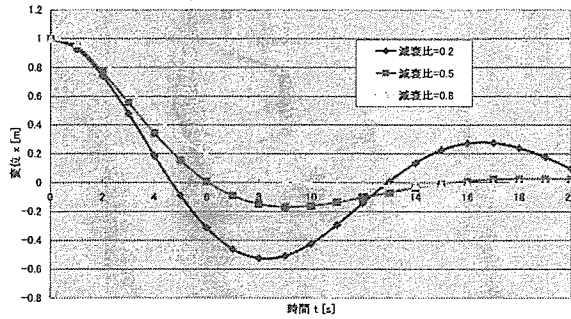


図 5.76 段差降下時の振動へのダンパーの影響

計算の結果を用いて、減衰比 0.8 を採用した。これにより、段差乗り上げ時はヒンジダンパーの特性から使用者への負荷が生じず、段差降下時は早期振動緩和を実現し、使用者への不安感の低減を達成する。

(性能評価実験)

使用者が不安に感じず安心して使える振動加速度は図 6.32 の限界線の下になる。加速度センサーによる実測結果として、ダンパー有無による車軸部前後方向加速度比較、ハンドル部の上下加速度比較を以下に示す。

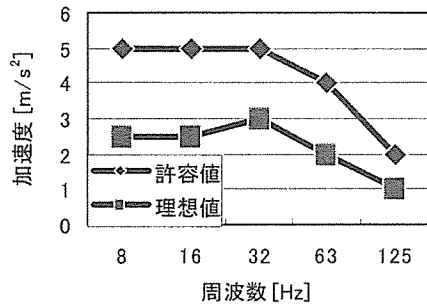


図 5.77. 使用者が不安に感じる振動限界

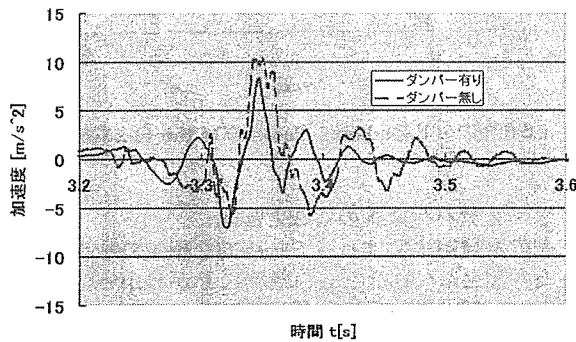


図 5.78. 車軸部前後加速度比較 (実測値)

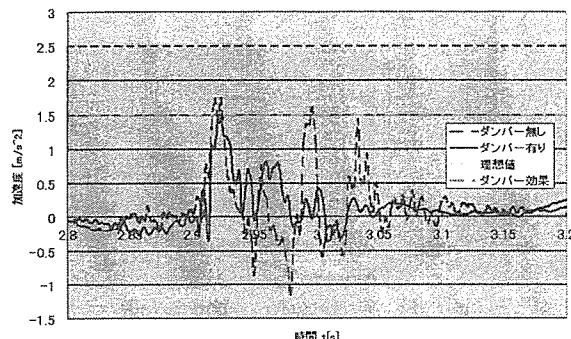


図 5.79. ハンドル部上下加速度比較

図 5.79 より、ハンドル部上下加速度は以前の官能実験で立てた目標の 1.5 m/s^2 以下に低減できた。

(5) 後軸スイングアームの懸架装置

スイングアームについてはパイプを2本使う構造とし、その間に後輪部を両端から抑え、その先端にフレームと接続させる支点部を持つ形状とした。

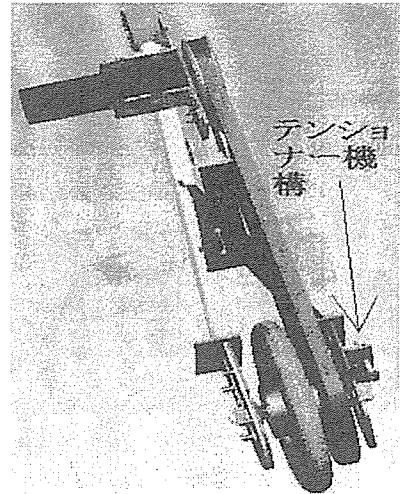


図5.79スイングアーム全体図

スイングアームのパイプをAアームのように設計し、フレームと接続させる部品は中にベアリングを入れ、1軸の回転のみフリー状態にした。また、後輪部の近くにテンショナー機構を付けたことにより少スペース、軽量で楽にベルト張力を調整できるようになった。また、スイングアームにも後輪部と同じ荷重 (250kg) をかけ、解析を行った。

5.6 バンドルと荷重センサーシステム、

(1) ハンドル形状のUD評価

ハンドルの持つ機能は支援機器と人間を直接つないでいるインタフェースの部位である。その役割は、体重を上肢を用いて負担し前後への移動荷重を受け止め、方向転換の意思表示も受け持つことである。しかし、使用環境が屋内か屋外かによってその考え方が変化し、また、ハンドルの形状自体も大きな影響を与えると考えられる。そこで、ハンドル形状の違いによってどれだけ体への負担・歩行の姿勢に変化をもたらすのかについて検証するため、次の実験を行った。

実験のシステム構成は Fig.5.80 に示す。この実験では、身体的負担の大きさ・疲労を筋電図により測り、動かしやすさ及び機器と身体姿勢との合致については Motion Capture により調べた。被験者には、Fig.5.81 に示す 4 つの異なるハンドル形状の歩行器を用いて歩行してもらい、UD 自己版 PPP により歩行する際に対するフィーリング的の評価をしてもらう。

(注)UD : Universal Design の略

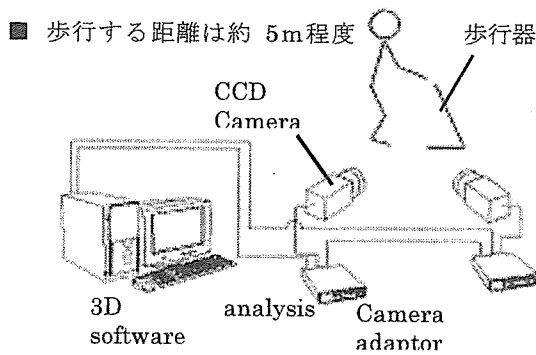


Fig.5.80 Configuration of [Dipp-Motion XD] Operating System

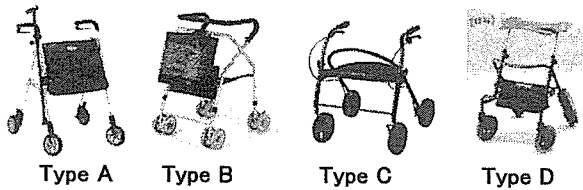


Fig.5.81 The Walk Auxiliary Car used in the Experiment

この実験で得られた筋電図や PPP による結果は Fig.5.83 と Fig.5.84 に示す。肘掛けハンドル形状である TypeD の歩行器は両方において総合的に高い評価を表し、また、Fig.5.84 においては平均筋活動・筋電位 (BMG)が最も低いことから、TypeD は身体への負担が最少であるハンドル形状となった。

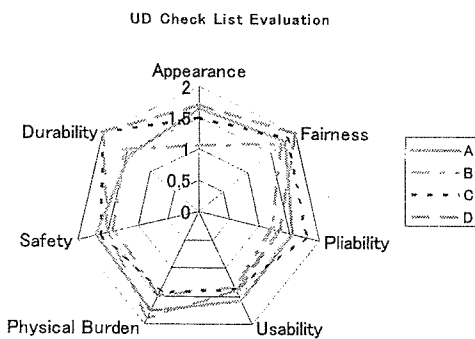


Fig.5.83 PPP Evaluation to Each Walk Auxiliary Car

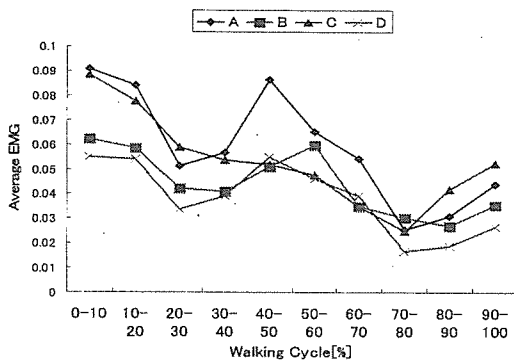


Fig.5.84 Musculus Rectus Femoris' s average Activity

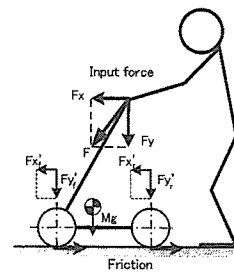


Fig.5.85 Relation of Force between a Device and a User

(2) 被支援者との力関係に関する実験

Fig.5.85 は被支援者と機器との力関係を示す。この実験では歩行時の姿勢とハンドルに加わられている F の変化の関係から F の変動パターンについて考察し、アシストパラメータとしての有効性を確認する。

この実験の結果により、歩行する際に、ハンドルに加わっている最大の力は進行方向と垂直に働く F_y であり、その大きさは約 $20[N] \sim 35[N]$ である (Fig.5.85)。 F_y は歩行支援機器を接地させる力になり、摩擦力にも影響を与える。 F_y に関しては、ハンドル位置が後輪よりも後ろに来た場合には時計回り方向に転倒させる力となることわかる。また、 F_x は足の接地と同時に前方向に働き、6歩分のピークが出ている。これは遊脚が接地する際に支持脚が蹴りだし動作に入るためと、接地した際に接地点を軸に前傾するトルクが発生し、ハンドルに力が加わるためであることを表す。

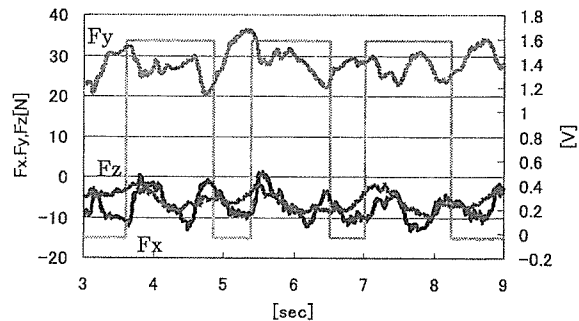


Fig.5.86 The Experiment Result (On the Flat Road)

(3) マルチハンドルの構成と構造

上記の実験結果に加わって一般的な調査の結果をまとめると大きな結論としては次のことがわかった。肘掛けハンドル形状は握り力が鈍っている人にとって最適であるが、屋外での使用は危険につながる可能性が高い。逆に、握り方式のハンドル形状は足や手に十分力があり、屋外での移動を積極的に行える高齢者にとって最適な形状である。れる。

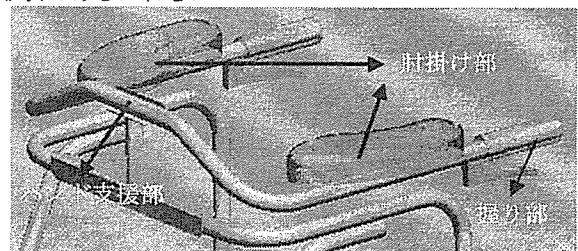


Fig.5.87 Handle Structure of the Walk Support Device

従って、本研究では第一歩として Fig.9 に示している複合型ハンドル形状を設計した。ハンドルの構成としては、手持ち部、肘掛け部とハンド支援部からなる。この形状により、ユーザの意図を尊敬し、変化する歩行条件に対応できることが期待される

マルチハンドル: ハンドルは被支援者と歩行支援機を結ぶ唯一の接触部位である。その接点は、グリップ方式、肘付き方式、脇支持方式がある。手首、肘、肩と手腕の自由度の利用度と体重の保持力とは反比例する。ここでは前者 2 方式のマルチハンドルをユニバーサルデザイン方式を導入して開発した。歩行者の意志を確実に伝達できる複合型の荷重センサーを設定し、前後進、旋回・自転と歩行能力との組合せの制御を可能としている。

センサーの方式は、マルチハンドルのレイアウトによって大きく影響される。また、一度に歩行できる距離を長くする方策が必要となる。この観点は、すべて歩行支援機の仕様だけに課されるのではなく、社会システムや被支援者の状態によっても変化する。(舗装道路を歩行時)

(4) グリップ部センサー

次に、ハンドル部でのセンサーとしてグリップの有無を荷重計とは独立して設置し、その神聖性を向上させることを検討している。

・ c d s セル

ハンドルに c d s セルを搭載することで、歩行機に人が掴まっているかどうかを判断する。つかまっていれば歩行機は動き、放していれば歩行機は止まるようになっていく。

Fig5.88 にハンドルを上から見た図を示す。ハンドルに c d s セルがついていて掴まっているか判断する。

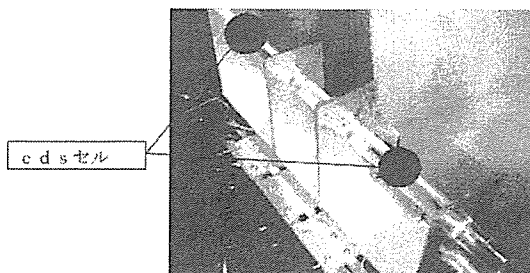


図 5.88 CDE セル付ハンドルグリップ

また、ハンドルと本体構造の間に装着し、両者間の荷重の測定と共に両者の支持・結合の役割も兼ねる方式として、アルミブロック型 3 分力ロードセルの開発を行っている。

・ 3 分力ロードセル

3 分力ロードセルは、起歪体と呼ばれる弾性体(ロードセル本体)に対して、図 5.89 のようにひずみゲージを接着している。また、図 5.90 に示すように、Fx, Fy, Fz の 3 方向の荷重は、独立した回路で干渉のない正確な力の計測が可能である。本体側のパイプとハンドル側のパイプを挟むように締め付けて、両者を結合すると同時に各方向へ感度への重み係数を考慮した変形を可能としている。

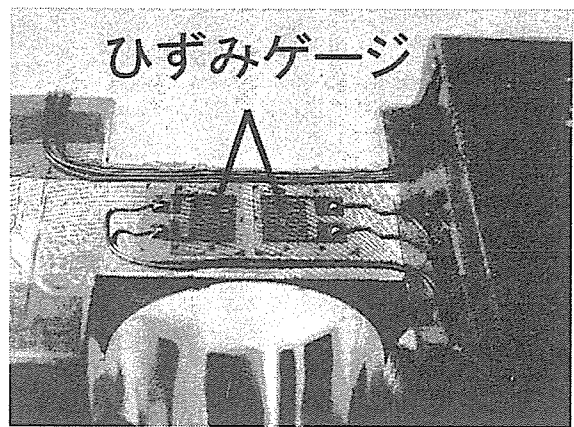


図 5.89 ひずみゲージ

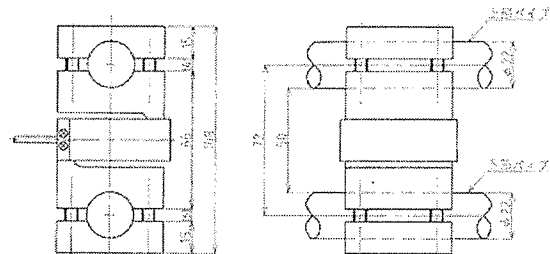


図 5.90 3 分力ロードセル

5. 7 本体フレームと全体レイアウト

(1) ヒューマンインタフェースの位置

ハンドルの高さが高齢の女性が対象として低めに設定してあるものが多く、より背が高い人には苦痛である。調整式が必要でありこの機能はまだまだ発展していない。機器の寸法決定には、被支援者の身長・横幅・上肢長及び下肢長、下肢機能、上肢筋力、姿勢を考慮する必要がある。ここではハンドル高さの設定の考え方を示した。これらを基にハンドル室の調整可能範囲を設定できる。最適ハンドル高 = 肩峰高 - [(上腕長)sin65 + (前腕長)sin23] とした検討結果を下図に示す。

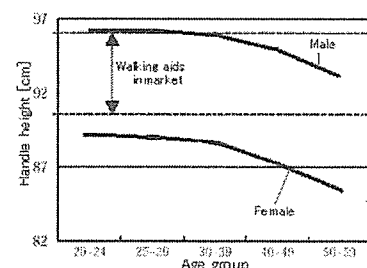
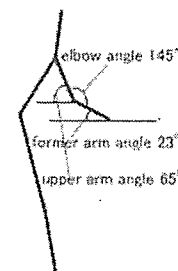


Fig.5.91 Optimum support angle for Optimum grip height

(2) 本体構造・ハンドル高さ調整の検討

フレーム寸法を考える際にははじめに考慮すべきは、フレームの高さである。歩行支援機の高さ（ハンドル高さ）が変わると、ある程度の高さまでは Fig5.92 のように前腕で姿勢の調整を行い、それ以下になると Fig5.93 のように腰で姿勢の調整をしている様子が見られ、前腕、上腕、腰の角度に変化があらわれる。そのため最適な歩行支援機の高さとは、使用者の前腕、腰の角度が自然な最適角度のときに無理なく使用できる高さが求められる。以下では握りハンドル、肘掛ハンドルの二種類で最適なハンドル高さを検討する。

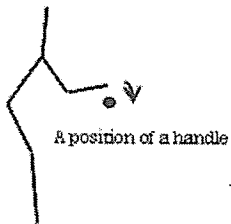


Fig5.92 An upper arm angle

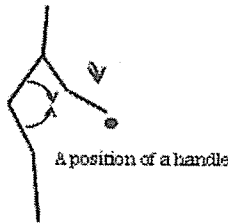


Fig5.93 Waist angle

①握りハンドルのハンドル高さ

握りハンドルの場合、最適なハンドル高さは、肩峰高さから最適角度をとった腕が、どれだけ下がるかによって決まるため、以下のように求められる。

最適高さ = 肩峰高さ - 上腕長 $\sin 65^\circ$ + 前腕長 $\sin 23^\circ$

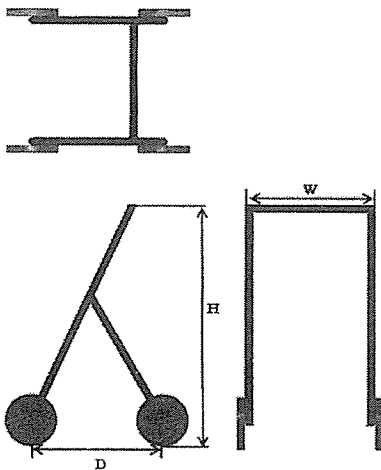
上式に年齢別の成人女性の人体標寸法をあてはめ比較すると、握りハンドルの最適なハンドル高さは、平均値から考えると約 850mm となり、5%、95%のタイル値を考慮すると 760~915mm の範囲であることが望ましいといえる。ハンドル高さにはフレーム高さ以外にハンドル部分の高さ(約 50mm)と、タイヤ高さ(約 230mm)が含まれるため、フレームの最適高さは、それらを除いた約 580mm 付近が望ましいといえる。

②肘掛ハンドルのハンドル高さ

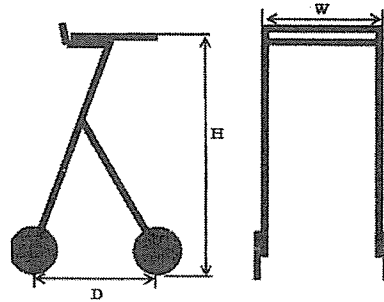
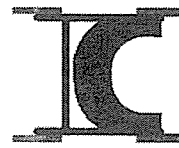
肘掛ハンドルの場合、最適なハンドル高さは、肩峰高さから、以下のように求められる。

最適高さ = 肩峰高さ - 上腕長 $\sin 65^\circ$

上式に年齢別の成人女性の人体標寸法をあてはめ比較すると、肘掛ハンドルの最適なハンドル高さは、平均値



(1) 握りハンドル形式



(2) 肘掛けハンドル形式

ハンドル形式	握りハンドル		肘掛ハンドル	
	機器	フレーム	機器	フレーム
高さ:H [mm]	850	580	920	650
横幅:W [mm]	520	500	520	500
前後幅:D [mm]	560	520	560	520

図 5.94 歩行支援機の主要寸法

から考えると約 920mm となり、5%、95%のタイル値を考慮すると 835~1011mm の範囲であることが望ましいといえ、握りハンドルよりも最適高さが 70mm ほど高くなっている。握りハンドルと同様に考えると、フレームの最適高さは、ハンドル部分の高さとタイヤ高さを除いた約 650mm が望ましいといえる

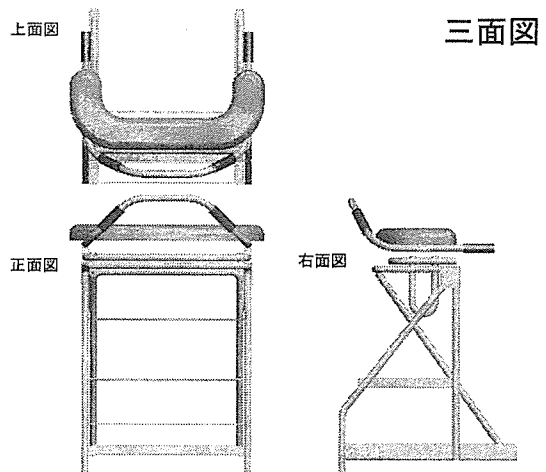


図 5.95 高さ調整付きハンドル部のレイアウト

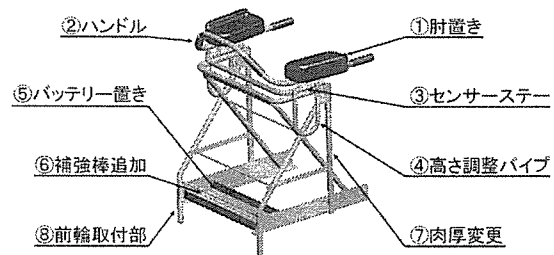


図 5.96 本体構造まとめ

(3) 本体構造の検討

試作機フレームと、前述の OPTISHAPE-TS による構造最適化によって得られた形状を参考にして、新規フレーム案を数パターン作成し MSC.Nastran によって構造解析の比較を行う。解析は簡略化のため Beam を使用した 1D の簡易モデルによって行う。以下に試作機の簡易モデルと作成したフレームモデルを示す。

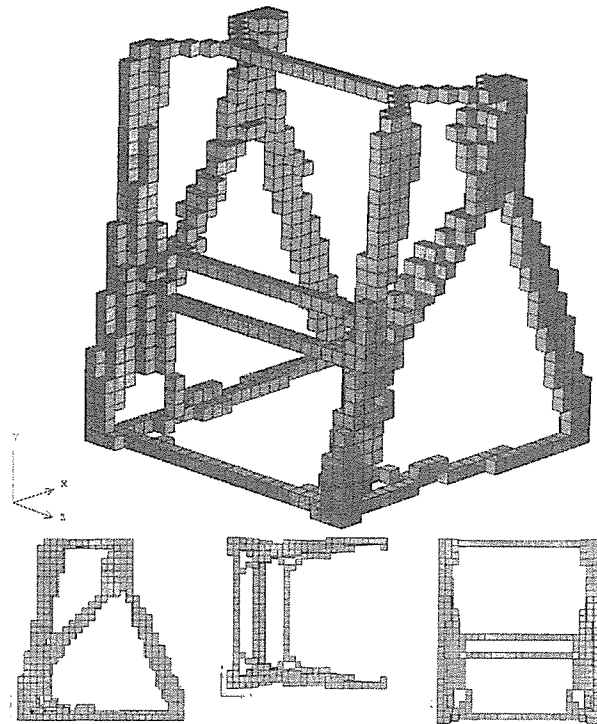


Fig5.97 Structural optimization result

①解析 1

拘束条件：右前輪の変位を三方向固定，左前輪の上下方向と左右方向の変位を固定，後輪は上下方向の変位のみ固定し，そのほかは自由

荷重条件：ハンドル取り付け部にモデルの後方上部から，角度 80[deg]に 2000[N]の力を掛ける

②解析 2

拘束条件：右前輪の変位を三方向固定，左前輪の上下方向と左右方向の変位を固定，後輪は上下方向の変位のみ固定し，そのほかは自由

荷重条件：ハンドル取り付け部にモデルの後方上部から，角度 60[deg]に 2000[N]の力を掛ける

③解析 3

拘束条件：右前輪の変位を三方向固定，左前輪の上下方向と左右方向の変位を固定，後輪は上下方向の変位のみ固定し，そのほかは自由

荷重条件：ハンドル取り付け部にモデルの中央上部から，角度 60[deg]に 2000[N]の力を掛ける

これらの条件から、3条件を満たす設計案として検討した結果、パイプ材の設計を行った例を図 5.97 に示す。さらに、パイプ材の生産性を考慮し、図 5.98, 5.99t が提案され、最終リコメンド案は、図 5.98 となった。

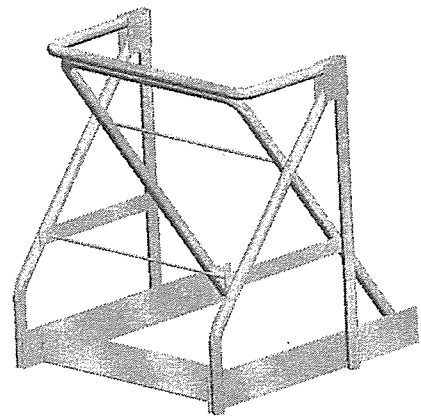


Fig.5.98 New frame 1

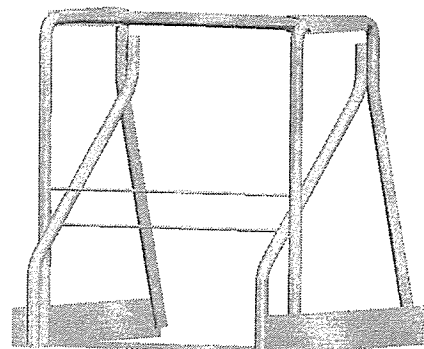


Fig5.99 New frame 2

(4) 足下の動作空間

また、別の観点からの本体構造へのアプローチとして、

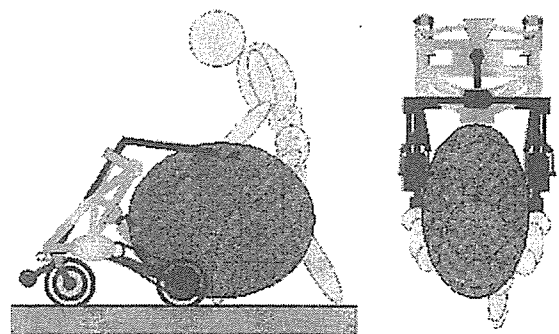


Fig 5.100 使用者動作空間の確保

歩行機的设计にあたって、使用者の歩行運動に干渉しないよう、歩行機を構成する部分は平面図で「コの字空間」内に収納した。その中に高剛性な骨格でモーター駆動部分、モーター制御部分、バッテリー、操舵機構および懸架系を支持した。

5. 8 動力支援の制御システム

歩行動作は複雑な運動操作を伴うため、操作レバー無しで歩行に集中できる環境を提供する必要がある。特に、動力支援の方式として、一般にはどのぐらいの力が必要か手腕に加わる反力を感知する負荷制御方式であるが、どこへどのぐらいの速さで歩きたいという視覚に直接つながる速度制御方式を採用している。しかし操作レバーが無いため歩行者の望んでいる速度の代用特性として

前進押し力と下方支持力の比率を用いることで、違和感のない柔軟な操作性を得ることができた。

(1) 歩行リズムと多重センサー

その人独特な歩行リズム、リズムが乱れると、その人の状態が判ると考えられる。基本的には、図6によると一定の速度で支援機が移動しても問題は少ないが、ある程度の揺らぎは観察できる。多くの場合はまだ調査が終わっていないが、注目はしておくべきであると考え。これらの揺らぎは、個人差やその人の心身の状況により変化する。従って、学習機能の導入が好ましい。

(2) 切り替えスイッチ/操作レバー不要システム

ここでは、センサーの多重化も考慮して下記のようなセンサーを用意した。

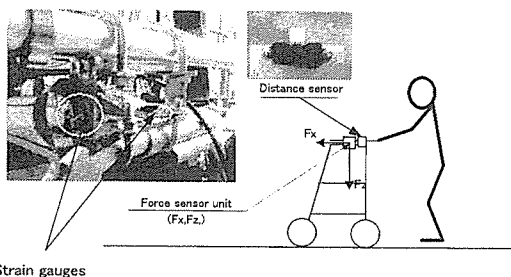


Fig.5.101 Configuration of Operating System

- ・ハンドル部負荷センサー
- ・傾斜センサー
- ・衝撃加速度センサー(含む速度)
- ・距離センサー(歩行者と被支援者間)

各種センサーシステムを検討し、雨かぜ[®]にも強く、信頼性の高いものを選定中である。感度と強度の相反性をうまく解決することが求められている。

(3) 歩行に関するリスク管理

- ・歩くことが脚力を維持し、転びにくくする。
- ・距離センサー

基本的に、自立的に歩くパターンを維持することが脚力を維持し、転倒や躓き時にふんばることができるとの報告があり、歩行支援機での支援で歩くことはその降下は大きい。

(4) 操作レバーレス/操作性のやりやすさ

マンマシンインターフェイス、人間工学から見て、歩行支援機が被歩行支援者の歩行に合わせて移動するために、歩行者から「どのように歩きたい」という信号が必要になる。一般に、自分自身が歩く機能とは別に歩行支援機をどのように動かすための操作レバーがついている場合が多い。電動カートにも必ずついている。しかし、歩行に困難な人が、この両者を同時に制御することは難しく、特別な訓練を必要とし、二つのことを一緒にこなす作業にはすぐ疲れてしまい持続的な使用が難しいことが多い。人間にとって歩行はかなり複雑でリスクを伴う動作である。従って、本歩行支援機では、ハンドルに支持されて歩行する時の被支援者のハンドルに対する荷重負荷を検知して、歩行者に意識させることなく歩行支援機の移動を制御することとする。そのため、歩行者は、歩行支援機を制御する意識を持つことは要求されず、歩行動作に集中することができる。

(5) 速度制御方式の採用/制御しやすさ

移動体の移動を制御する方法として、

- ① 負荷制御
- ② 速度制御

がある。一般には、負荷制御がよく用いられる。移動のため加えられた力により、ものは動きだす。加速するためにその分だけ多く力を与え続け、坂道は重力に対抗する分余計な力が必要となる。力学的には極当たり前であるが、必要な力を関知して、必要な駆動力を出すよう制御することは、自らが移動したいという意志とは、かなり次元が異なる。一度頭脳の中でトランスレートする必要がある。

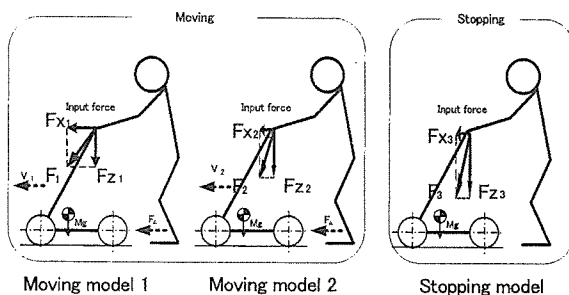


Fig.5.102 Moving and stopping mode model

それに対して、人間が移動している時は、ビジュアルな情報をもっともよく利用している。目的地までの距離をどのくらい時間をかけてゆこうかと考える。すなわち、速度を制御する方式を常に考えている。この方が人間の移動本能に直接働きかける。

(6) 速度制御のための手法

ここでは、人間工学的に優れた速度制御を採用することとする。今までのこの種の支援機はほとんどが負荷制御であり、被支援者が押す力の方向にその大きさに比例した駆動力を提供するものである。今回、歩行支援機に適用する場合、歩行者からの設定速度への意識をどのような形で取り出し制御するかが問われることになる。ここで速度の設定については、前進力と荷重支持力の比率によって目標とする歩行速度が決まる方式を採用している。前進しようとする力(水平方向)および歩行動作のために自らの体重を支持してもらう垂直力を比較し、比較的に前進力が多い方が歩行速度を高く、逆に体重を支える力が大きい場合はゆっくりとした歩行速度を設定することになる。

歩行支援機の制御には、図 5.103 のように人が歩行器を押す力 F を利用する。

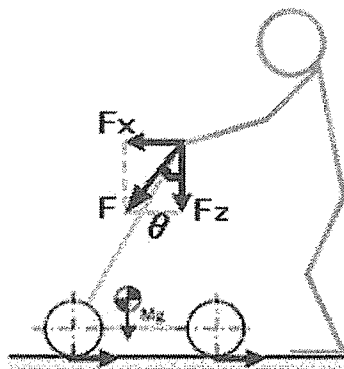


図 5.103 制御に用いる力

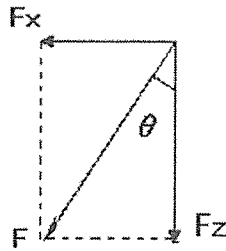


図 5.104 力の分解図

人が歩行器を押すとハンドルに F の力が加えられる。 F は、水平方向の力と垂直方向の力の合力なので、水平方向の力 F_x と垂直方向の力 F_z に分解し、この2力を代用特性として速度制御を行う。

上記の研究で、 F_x と F_z には周期性があることがわかっている。 F_x と W を用いて負荷制御を行うと、周期性のために滑らかな動作にならずぎくしゃくしてフィーリングが悪い。フィーリングのより滑らかな動作をさせるために速度制御を行う。

速度制御を行うために、 F_x/F_z を代用特性としこの値に応じて速度を決め、それにあった回転をするようにモータへ出力する。これにより、実際の操作としてはハンドルを押すだけですむために操作レバーレスとなる。

使用者がつまづいたり歩行器に引っ張られる形になり転んでしまわないように距離センサを取り付け、一定以上の距離を離れると自動的に停止するようにする。逆に、近づきすぎたときは回転数を増やして一定の距離を保つようにする。

上り坂や下り坂では、平坦路と同様の速度で動作すると危険につながる可能性が高い。これを防ぐために、前後方向の加速度センサを取り付け上り坂、下り坂を検知する。検知したときには、速度を平坦路よりも遅くしたり、一定間隔で回転と停止を繰り返すようにする。

傾斜路では平坦路と同じようにすると、傾斜の方向に曲がってってしまう。これを防ぐために、左右方向の加速度センサを取り付け、傾斜を検知させる。傾斜路を検知した場合には、傾いている側のモータの回転を増やすなどをして曲がらないようにバランスをとる。

(7) 制御のフローチャート

プログラムを作成にあたり、以下のフローチャートを作成した。

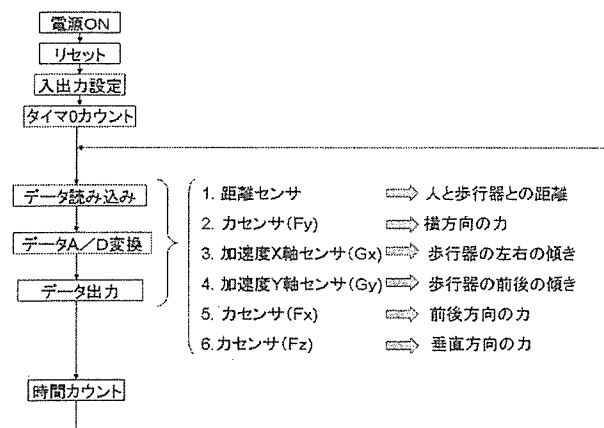


図 5.105 サブコントローラフローチャート

図 5.105 はサブコントローラのフローチャートである。フローチャートで使用しているデータは、以下に示すように用いられる。

(1) 距離データ

人と歩行器の距離を計測し、一定以上の距離を離れたら歩行器を停止する。また、一定以上近づいたときは速度を上げて、少し距離を置く。

(2) 加速度センサ x 軸 (G_x) データ

歩行器の左右の傾きを検知することで傾斜路の判断を行う。

(3) 加速度センサ y 軸 (G_y) データ

歩行器の前後の傾きを検知することで、上り坂、下り坂の判断を行う。

(4) カセンサ前後方向 (F_x) データ

人が歩行器を前後に押す力を検知する。制御のための代用特性としても用いる。

(5) カセンサ垂直方向 (F_z) データ

人が歩行器の垂直方向に加える力を検知する。制御のための代用特性として用いる。

(6) カセンサ左右方向 (F_y) データ

人が歩行器の左右方向に加える力を検知することで、力のかかった方向に旋回を行う。旋回時には、左右で回転数を変えたり逆方向に回転させたりするための判断に用いる。

このフローチャートは、センサに入力された情報を A/D 変換し、メインコントローラに送るチャートである。

データの読み込み、A/D 変換、データ出力を距離、横方向の力 (F_y)、加速度 X 軸センサ (左右の傾き)、加速度 Y 軸センサ (前後の傾き)、前後方向の力 (F_x)、垂直方向の力 (F_z) の順に行い、その後時間のカウントを行う。これを動作中は繰り返し行っている。

次に、図 5.106 は制御プログラムのメインフローチャートである。

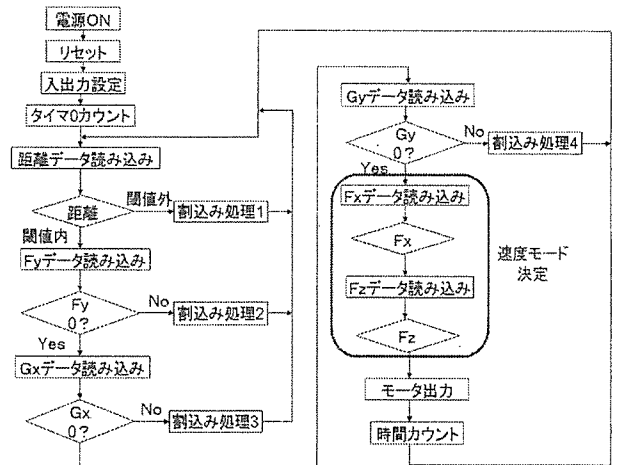


図 5.106 メインコントローラフローチャート

このフローチャートは、平坦路を前進するものであり傾斜路や上り坂、下り坂、旋回、カーブにおいては割込み処理で行うようにしている。

まず、距離センサのデータを読み込み、一定の距離の

中に人がいるのを確認する。このときに、距離が遠かった場合には停止し、近い場合にはモータの回転数を少し増やし、距離をあける。次に、横方向の力 (Fy) のデータを読み込み、左右に曲がるかどうかを確認する。旋回をする場合には、左右のモータの回転数をずらしたり、逆に回転させたりする。その次に、加速度 X 軸センサ (Gx) のデータを読み込み、傾斜路であるかを確認する。傾斜路であった場合は、左右の回転数に差をつけることで直進するようにする。次に、加速度 Y 軸センサ (Gy) のデータを読み込み、上り坂や下り坂かどうかを確認する。坂であった場合には、平坦路より遅い速度で動作させたり、一定間隔で停止するなどさせる。次に、前後方向の力 (Fx) を読み込み、その後に垂直方向の力 (Fz) を読み込む。そして、Fx/Fz の値をだし、その値に応じて移動速度を決定しモータへ出力する。

速度は、Fx/Fz の値に閾値を設けておき、入力された値がどの閾値内に当たるかで決定する。

モータの制御は PWM 方式で行う。

歩行支援機を使用しながら、被験者に平坦路を歩行してもらった。機器には、感圧導電ゴムユニットセンサをとりつけて、被験者が歩行時に Fx 方向と Fz 方向に加えている力を測定した。その結果を図 5.107 に示す。

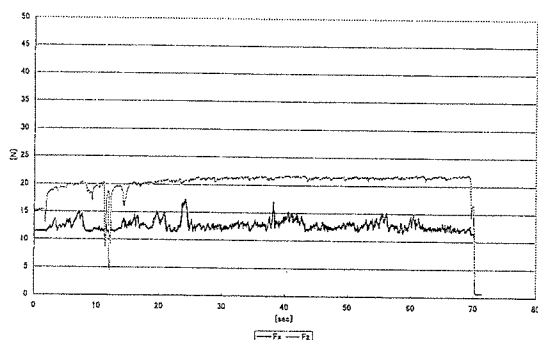


図 5 歩行時ハンドル荷重

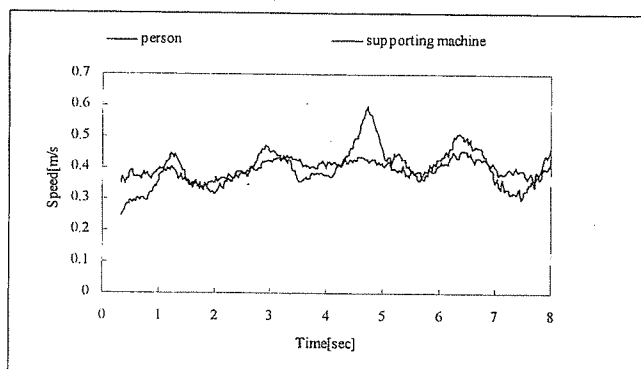


Fig.5.108 Person A1

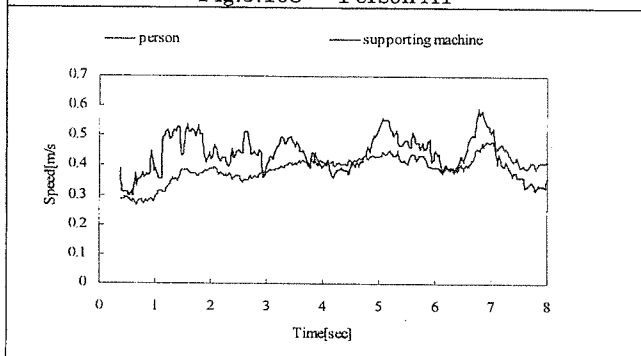


Fig.5.109 Person A2

速度制御で実験をした結果、小さな力で操作ができることがわかった。これにより、お年寄りなどの力が弱くなっている人が操作するのに大きな力を出す必要がなくなるので、負担が小さくなると考えられる。また、力の大きさの変化は、Fx, Fz とともに小さいため代用特性である Fx/Fz の値の変動も小さい。

実験において歩行器は、スムーズに動作していたので Fx/Fz は代用特性として成立すると考えられ、この代用特性を用いての速度制御が確立できた。

図 5.108, 5.109 は、歩行支援機と被支援者歩行速度を比較したものである。歩行支援機はほぼ一定の速度で移動し、被支援者は、自分自身の歩行の 1 サイクルのリズムに合わせて変動し、ハンドルと力のやりとりをしているのが分かる。

(7) 速度制御式のアクセルレバー

また図 5.110 に示すような速度制御式のアクセルレバーを開発してアクセルレバーの握り混み深さによって電動モータへの指令回転数を設定できるものとした

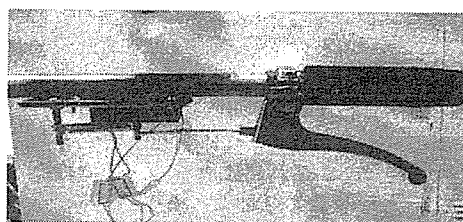


Fig.5.110 Accelerator lever for walking support device

5. 9 その他(センサー、バッテリー、ブレーキ等)

(1) 登坂路の限界

Fig.5.111 から登坂角度が 10.2[deg]において、床面がリノリウム($\mu=0.2$)のときに最大負荷トルクが限界トルクを上回り車輪がスリップしてしまう。アスファルト($\mu=0.4$)よりも摩擦係数が高い床面であれば開発コンセプトの登坂可能最大斜

度 15[deg]をクリアできる。そのときに必要なトルク T_{max} は

$$T_{max} > 10.4 \text{ [Nm]}$$

最大乗越し可能段差での必要トルク

当面の目標である乗越し可能段差高さは 20[mm]であるが、段差乗越しモードを搭載したときの将来的な目標では乗越し可能段差高さは 50[mm]である。よって、ここでは段差高さ 50[mm]までを想定して必要トルクを求めていく。段差乗越しに必要な力については 6 章ですでに述べているので、それを用いて、車輪径 ($r=600\text{[mm]}$) から必要トルクを求める

$$T = 0.1 F_2 F_2 > \frac{(mg+W)a_2 - lW}{a_1 + a_2} \times \frac{\sqrt{2rh - h^2}}{r - h}$$

$$T > 0.1 \times \frac{(mg+W)a_2 - lW}{a_1 + a_2} \times \frac{\sqrt{2rh - h^2}}{r - h}$$

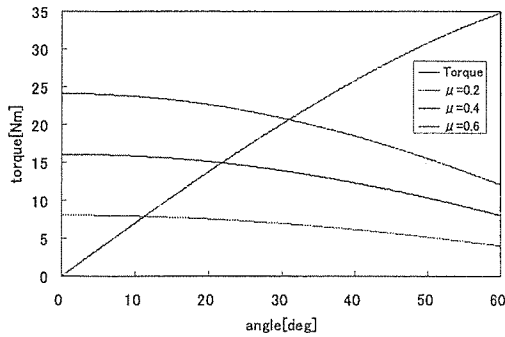


Fig.5.111 Maximum torque

(2) バッテリー

脱着式だから充電はバッテリーを取りだし、室内で充電器家庭用コンセント(100V)にセットし、バッテリーをつなぐだけで自動的に充電を開始。またガレージなどで電源をとれる環境であれば、バッテリーを装着した状態でも充電が可能です。

充電時間は外気温により異なるが、使い切って空になっている状態から満充電までおよそ6時間かかる。また、急速充電器を使用すれば、100%充電までおよそ3.5時間で可能である。

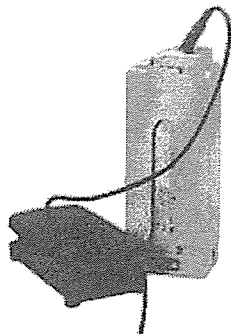


図 5.112 充電器と脱着式バッテリー

D. 考察

6. 試作機アッセンブリー

6.1 概要

一般的市街地での段差等のバリアー(50mm 高さ)を違和感なく通過できるレベルにすることに成功した。これにより、車いす用に設定されているバリアフリー地区でも今まで不可能であった歩行支援がバリアーを感じることなく通過できるレベルまで、歩行支援機を向上させることができるようになった。また、歩行支援に関する制御を従来の負荷制御から速度制御に変更することによりフィーリング向上する新しい方法のブラッシュアップを行っている。また、従来、方式が複雑で且つトルク不足であった後輪駆動用電動モータの新規開発の検討を開始し、インホイールモータ方式等の基本的な評価を終了した。操舵系としては、前輪のキャスター方式の欠点を補完する操舵角制限制御方式を提案した。また、歩行支援機と被支援者とを結ぶ唯一な部位であるハンドル部のレベルアップを試み、被支援者の加える荷重情報を正確に把握するセンサー系の改良を行い、確実にその意志をくみ取り、操作レバーレスで、歩行に集中できるような歩行支援を可能とした。更に、歩行支援機の実

用化に向けての必要な調査研究を開始し、福祉モビリティという新しい概念を導入した。工学系装置開発の高度化だけを推進しても、歩行支援機の出現による社会的インパクトは少ない。生活移動の基盤である歩行能力維持に関して、高齢者が街を歩く機会が増加して、バランスのとれた心身面での健康が維持できる生活をもたらすためには、歩くためのバリアーに関する環境整備や街としての魅力ある機能、人が街と関わる意欲、生き甲斐などを総合的に組み合わせた福祉モビリティが必要となる。そのための基礎調査やその分析を行い、その実証試験への前提項目を明らかにした。

6. 2 各研究室での試作機

(1) 試作3-1号

芝浦工大岡村研究室での試作機を図 6.1に示す。この前輪は大輪トレース・スライド式の段差乗越え装置を自在キャスターに装着したものを採用し、バリア走破性ととも小回り性も実現している。後輪は空気入りタイヤのみでサスペンションなし。また、電動モータから後軸への駆動方式は、2種類の電動モーターを装着した。一つは、ウォームギアによる一段での大きな減速比を持つもので、車輪側からの空転ができないため、電磁クラッチを装着している。もう一つはアウトロータ方式でインホイールモーター型である。(こちらは後で詳細を述べる)また、ハンドル部は前進・下方・回転方向の荷重を測定するセンサーを備え、ハンドルに加わる荷重を測定することにより、駆動力または速度を設定することができる方式とアクセルレバー方式(左右独立)いずれも可能とした。従来よく使われる荷重制御方式に対して、速度制御方式の方がスムーズな操作感があることが確認された。まだ小人数のある限定された人を対象としており、今後さらに表が試験を継続する。また、前輪はキャスター方式で小回り性は実現しているが、複雑な方向転換や砂利道などではキャスターの動きが不規則になり、前進や段差乗り越え時に問題が生じている。この対策として、カムプロフィールを用いたキャスター回転角制御を自立的に行う装置を採用した。これにより歩行支援機の小回り性と直進性を両立させることを実現している。

試作機1号機(初年度)は、第1次試作として、基本的条件と要求機能の確認が行われた。2号機(2年度)は、第2次試作として、操作レバー無し歩行支援の確認を行った。3号機(最終年度)は、第3次試作として、実用化の可能とモニター機製作への見通し確認を行った。

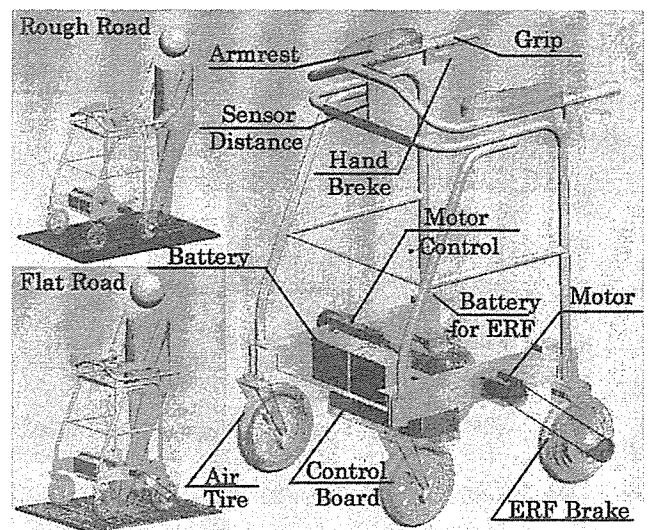


図 6.1 歩行支援機 第1次試作機

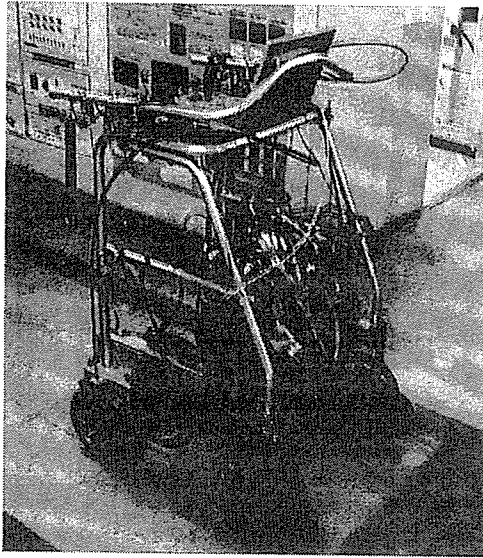


図 6.2 歩行支援機 第2次試作機

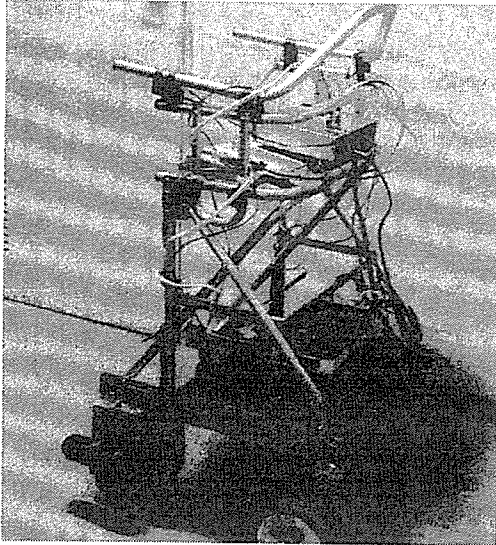


図 6.3 歩行支援機 第3-1次試作機



図 6.4 歩行支援機 第3-2次試作機

(2) 試作 3-3 号

芝浦工大川上研究室での試作機を図6.5に示す。できる限りコンパクトで、単純な構造を持ち、特に、外界の障害物や歩行支援機と被支援者とのハンドルとのやりとりを色々なセンサーを用いて、制御することを中心に検討を行っている。前方の障害物があれば、その前方で接触しないように電動モーターに逆トルクをかけて停止するシステムである。前方の称外を乗り越えられる段差か、障害物かを判断するセンサーの工夫も採用している。また、歩行支援機と被支援者の距離が変化するとそれに従い動力アシストを変化させ、ある閾値を越えると歩行支援機は停止する方式としている。また、路面の傾斜角の検出を動力アシストにフィードバックさせる。万が一、大きな衝撃を加速度センサーで関知し、直ちに停止モードに入る方式を備えている。また、ハンドルは、ユニバーサルデザインではなく、歩行前進方向に対して水平直角方向の左右独立のグリップに限定した方式である。方式を限定することにより、握っている手の手首の自由度を利用して、いくつかの操作レバーの代用とする方式を試みている。原則としては、操作レバーレスで被支援者が歩行に集中する方式を採用しているが、これらの操作機能の併用を伴うグリップによるがどの程度受け入れられるかの提案である。初期評価では、良好との判断がでているが、更に評価を続ける予定である。

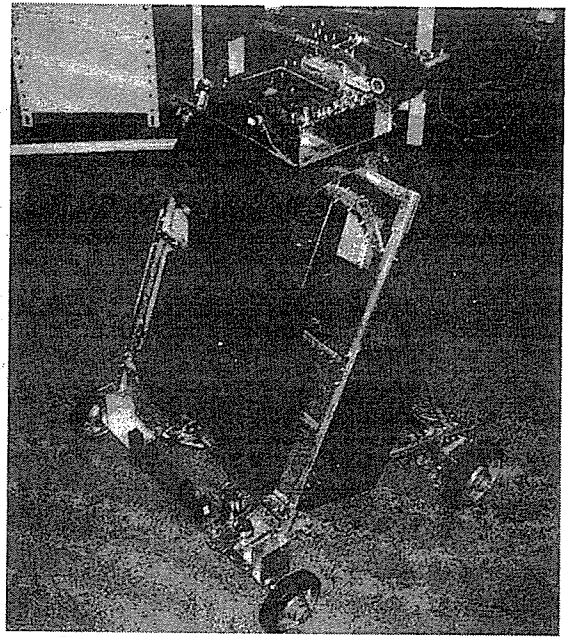


図 6.5 歩行支援機 試作 3-3 号 外観

(3) 試作 3-4 号

図 6.6 に神奈川工大石濱研究室の試作 3-4 号を示す。神奈川工大の試作機では、前輪は大輪トレース・スイング式の段差乗越え装置をステアーに直結した方式を採用した。ステアー(操舵機構)は多リンク方式を採用し、小回り性確保のため操舵角をできるだけ大きくとれるような配慮がなされている。後軸も電動モータと組合せたアームスイング方式のサスペンションを採用し衝撃力低減を実現している。後軸への駆動は、幅広の歯付きベルトを利用し、後軸のアームスイング方式サスペンションと統合に成功している。

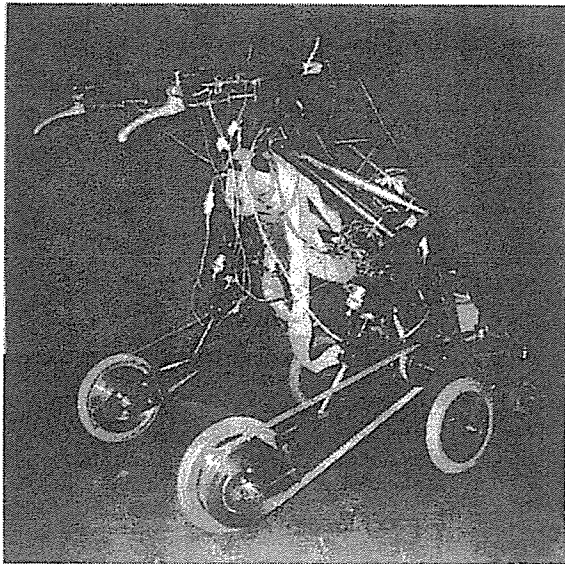


図 6.6 歩行支援機 試作 3-3 号 外観

今回は、アクセルレバー付きであるが制御は速度制御方式として、被支援者とのマンマシンインターフェイスを考慮している。特に、独自の段差乗り越え装置を考案している。大輪軌跡トレース方式を採用したスイング方式は、スイングリングのサスペンションとしてのスイング角のバランスを決めるスプリングをチューニングして、最適化が行われている。また、段差の乗り越え時の下方への衝撃については、特に後輪にスイング式のサスペンションを装着させて、仕様劇力の伝達を防止している。

(4) 歩行支援装置全体計画の研究

広域での歩行支援を可能とする基盤技術抽出の研究より、シミュレーションとプロトタイプ試作による評価を行い、ベースモデルの歩行支援機の研究開発を行った。その結果、芝浦工大および神工大にて各々2号機を製作し、要求仕様の内予定していたものはほぼ達成することができた。両者は、同じコンセプトに基づくが、具体的な仕様に関しては、独自のアイデアを採用し、多面的なアプローチを行っている。

(5) 歩行者姿勢の認識および評価システム

ここでは、“広域歩行支援装置の柔軟な操作性に関する研究”において、新しい歩行支援機の開発を目指すにあたり、“柔軟な操作性”に関して必要とされるマンマシンインターフェイスの必要事項をバイオメカニクスの観点から明らかにするための分担研究である。現在、以下の2つの課題が進行中である。

- 1) 歩行支援機の生体力学的評価、
- 2) 歩行支援機の基本機能に関する考察である。

1) では、実際に歩行支援機が使用可能になったときを念頭において、既存の歩行支援機を用いたときの生体力学的な評価を行っている。ベーシックな歩行支援機を用いて、評価した結果、キネマティクスやキネティックなデータが、歩行支援機を使用することによって、著しく変化することが明らかになった。また、歩行支援機のタイプ(手持ちタイプ、肘掛けタイプ)によっても、大きく異なることが示唆された。

歩行器使用時の歩行動作解析を行った結果、歩行支援機の自走制御には歩行支援機と被支援者との唯一のインターフェイス部であるハンドルへ印加される力 F の前進成分 F_x およびその向き θ が最適である。

被支援者の積極的な歩行支援機の使用が得られない限り、健康の保持・増進が達成されることはない。しかしながら、歩行支援機は工学的支援のみならず医学的見地や地域・環境面への適応、あるいは被支援者自身へのカスタマイズも必要となる。この点については、ユニバーサルデザイン手法⁽⁴⁾を取り入れることで支援システムの完成を目指す。

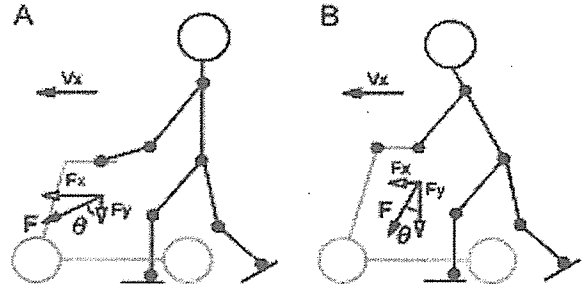


Figure6.7 (A) Gait appearance with walker A (fig.1), (B) with B.

次に、この結果、歩行1周期中に身体の移動速度は歩行器の使用に関わらずほぼ同様に bi-phasic なパターンを示すことがわかった(図 6.7)。

一方、歩行器は身体移動速度のピーク値に対して約75%程度で一定値を示したが、立脚中期および遊脚期(対側脚の立脚中期)では身体移動速度より速い速度で移動していた。筋活動では肘掛ハンドル形状タイプの歩行器である歩行器(B)を使用した際に、ヒラメ筋の筋活動は減少し、同時に上腕三頭筋の筋活動レベルは顕著に増大した(図 6.8B)。また、歩行器(A)使用時についても、上腕三頭筋の筋活動は増大していた。これらのことから、歩行器(A)では身体荷重は足関節で支えつつ、上腕三頭筋は歩行器を推進させる力を発揮していたと考えられる。一方、歩行器(B)では、足関節で賄う荷重負荷が減少し、これを上腕三頭筋によって補償していることがわかる。

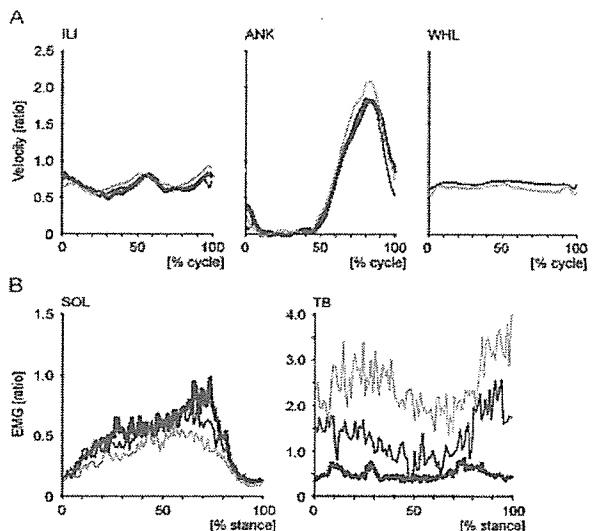


Figure6.8 Averaged velocity (A) and electromyographic activity (B) profiles in each condition. Black thick lines : control, black thin lines : walker (A), gray lines : walker (B). ILI : top of the iliac wing, ANK : lateral malleolus, WHL : front wheel, SOL : soleus muscle, TB : triceps brachii muscle.

E. 結論

7. 福祉モビリティとタウンモビリティについて

7.1 タウンモビリティ

広域歩行者支援装置の実用化に向けた研究と併行して、本研究は、高齢者が歩いて楽しいまちに必要な「タウンモビリティ」(高齢者の移動機能を支える仕組みの通称)に関する現状について、全国の事例をもとに分析した。このようなタウンモビリティの概念は、英国で1970年代から始まり、全英約300箇所において展開が図られ、歩行支援のために電動カートが取り入れられている。わが国でも、1990年代以降、全国各地で事業化が試みられてきた。この研究では、全国88箇所の事例を対象として概括的な調査を行い、先進事例について精査した。そのほか、タウンモビリティの要素を必ずしも含まないが、高齢者の健全な生活を支援することをまちづくりの目標に掲げた地方自治体及び健康効用型観光についても同様の視点から調査を行った。その結果、タウンモビリティの成立条件を明らかにし、今後の歩行支援機の社会実験調査の実施の必要条件に関して示唆を得た。

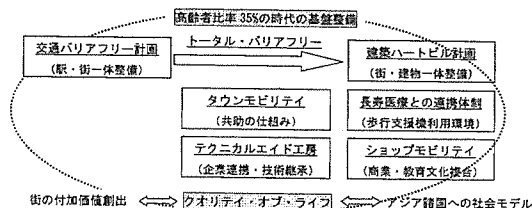


Fig. 7.1 Welfare Mobility and Town Mobility

7.2 福祉モビリティでの歩行機能効果の評価

歩行に不安を持つまだ歩ける人の歩行機能を、できる限り維持・増進させるための支援システムとして、歩行支援機の開発研究に取り組んできました。現在普及している簡易歩行器は限定的にしか用いられておらず、総合的に歩行を支援するシステムは見あたらな。車いすは、明らかに歩行困難な人にとって優れた福祉機器であり、現在では福祉モビリティの主役をなしている。従って、公共の交通機関や市街地・ビルの開発におけるバリアフリーは車いすを前提として考えられている。しかし、このバリアフリーは現状の歩行支援デバイスにとってはバリアになってしまう場合がほとんどである。車いす用のバリアフリーを満足する地域は限定的である。その普及・整備だけでも大変であり、より高度なバリアフリーの整備は経費も増大し現実的ではない。

従って、その代わりに、現状の車いす用のバリアフリー地域でも十分にその機能を活用できる歩行支援機が求められる。しかし、世の中では、歩行に関する支援の価値を十分認識されていないのが現状である。車いすに関しては、それなりの付加価値と購入コストのマッチングが定着し始めているが、より簡易で我々の身近な道具としてしか認知されていない歩行支援機は普及には多くの努力と時間が必要となる。しかし、上述のような高齢社会は待つてはくれない。歩行に関する意識の向上と歩行支援機の具体的な効果を、いかに効果的に示してゆかが課題となる。

7.3 有効な利用形態へのアプローチ

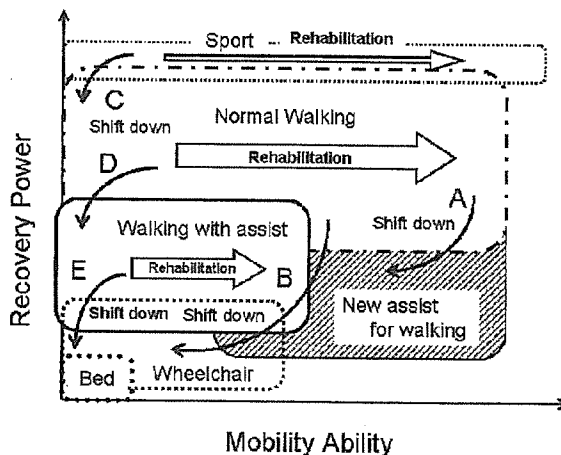


図 7.2 Welfare Mobility Chart

図 7.2 において、C, D, Eは骨折などのダメージで移動能力が低下するが、ほとんどはその回復力によりリハビリテーションに成功する場合が多い。しかし、同時に、加齢により、ダメージからの回復力の低減と共に、徐々にではあるがA, Bのプロセスで移動能力がシフトダウンする。歩行支援機としては、斜線で示す領域で、大きなダメージがなくても移動能力が低下するのを防止するのが役割である。本論では、A, Bでの移動能力減少への対応として、単にデバイスの開発だけでなく、多元的なユニバーサルデザイン手法による統合的システムが必要である。歩行支援機の開発研究の次のステップとして、いろいろなレベルの歩行支援機を提供できる体制を作り、モニターを通じて福祉社会への浸透をはかってゆく必要がある。

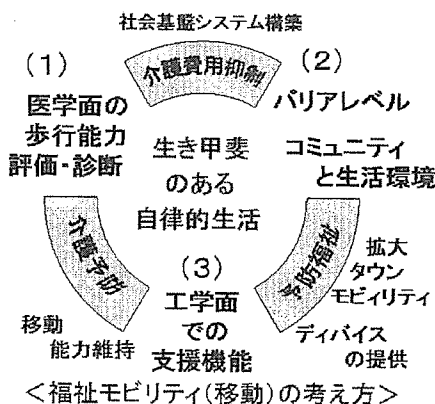


図 7.3 福祉モビリティ

上述のように、ショップモビリティにおける電動カートと付添のボランティアの組合せに対して、歩行支援機によるショッピング、文化的活動、リクリエーションさらにワーキングなどタウンでの活動をどのような形で支援するかが問われる。基本的に、歩行能力支援の段階では、自立的な移動能力を有することがもっとも大きな特徴であり、身体的支援よりは、会話や交流などのソフト面での支援が重要となる。当然、ハード面でも、連続して歩ける距離が配慮されなければならない。この距離毎

に設置されるべき休憩ベンチなどの整備、まとまった移動には、タウン交通輸送手段として、バスの歩行支援機との適合性や電動カートとの複合活用など検討されるべきである。現在の歩行支援機の開発研究では、前輪装置にて、車椅子ベースのバリアフリーエリアでのバリアフリーはほぼ達成している。

7. 4 まとめ

下記の理由により、福祉モビリティの考え方を導入し、歩行支援機のあるべき姿を志向した。

①屋外用歩行支援リスクの軽減

歩行支援機能の高度化は悪路に脚の悪い人を誘導する。歩行リスクの矛盾のため、バリアが一定以下の地域を医学面の歩行能力に適合したデバイスで移動する方式とする

②高齢化社会基盤へのアプローチ

高齢者の生き甲斐のある自律的な生活のために健康寿命を維持し、公的介護費用の抑制へとつなげるため工学、医学、地域のスパイラルシフトが必要である。

ここでは、歩行支援機の各部位に適切なる機能を付与し、ほぼその目的を達成することができている。と同時にユニバーサルデザインの手法を適用して高齢者の個別の生活環境と心身両面から歩行への機能維持が適合し、使いたくなる魅力ある歩行支援システムとなるように努めた。しかし、介護予防に活かすためには、今後モニター機としての要件を完成させ、生活環境としての拡大タウンモビリティなどの福祉モビリティのスパイラルシフトへの適合効果の評価とその向上への足がかりを収得する必要がある。

以下に主たる開発研究の内容を示す。

(1) 既存の歩行器ベースに各種センサーを装着し、また被支援者の挙動を調査した。左右足の運びのサイクルには規則性があり、踵接地時に前進力と下方への支持力とが最大となり爪先離地時に最小となる。そのサイクルに違和感のないようにプレ制御を行い制御量の最小化を目指すこととした。移動速度はパターン化され、そのパターンの個人差は学習機能で修正し、平均速度は前方と下方へのハンドル荷重の合成ベクトル方向により設定することとする。

(2) ハンドルへの被支援者からの入力のうち、前進力と下方支持力の合成ベクトルの方向角度およびハンドル水平回転トルクまたは回転角を検知する方式を採用している。現在は歪ゲージ方式のセンサーを利用しているが、より信頼性・耐久性の高い微小変位の測定法への変更を検討中である。

(3) 一般市街地の調査から50mmの段差をクリアできれば良いとの開発目標が設定されその条件を最小限満たすタイヤ径200mmを選択した。ここではこれ以上大きなタイヤ径では大きさや質量の面で問題が生じる点も考慮されている。十分な前進力があれば幾何学的には乗り越えが可能である。しかし車輪の最大駆動能力は車輪荷重に依存しており、厳しい条件では何らかの乗り越えデバイスの付与が必要となる。いくつかの方法が検討され、本年度では多輪包絡線による仮想大径輪設計の考えによるデバイスの一つが開発された。このデバイスの必要性は、被支援者の歩行能力や歩道路面のバリアフリー度に相対的に依存するものである。

(4) インホイール型の動力電動モーターとER流体要素を装備した車輪の研究開発は、電動モーターに既存の

流用できるものがなく、別置きベルト駆動方式であるがその組合わせの検討を行った。ERデバイスをクラッチ代わりに利用し駆動・制動の制御を行う方式の基礎的な試作評価を行った。更にサーボモーターやERブレーキ機能などを組合せた方式の検討に入っている。これらの検討から、高度の信頼性、安全性と低コストをも含めた総合評価を今後行う予定である。

(5) 現試作機で想定していた基本的な機能はほぼ達成できた。これからはより変化のある路面状況や我々が想定した歩行能力の上下限付近での検討に入る予定である。

(6) これら一連の歩行支援機に関する開発研究には

- ・ 工学的：デバイスの歩行支援機能
- ・ 医学的：被支援者の歩行能力
- ・ 地域・環境：バリアフリー度と地域コミュニティのバランス点をどこに持ってゆくかを考慮することが重要である。工学面からのアプローチとしては広義のユニバーサルデザイン手法を新たに導入してその評価法も開発し活用してきた。

歩行動作の検討から支援機の仕様・構成を決定したFig. 11.1に広域歩行支援機への要求機能展開を示す。

(今後の進め方)

今後は上記要求仕様で未達の部分を完成させ、具体的なモニターが可能なレベルまで持ってゆく。その後前述のように、工学・医学・地域環境面でのバランス点がどこにあるべきかの命題との検討の中で広域での歩行支援機の柔軟な操作性を目指す。最終的には、高齢化社会における楽しい生活の基盤技術の一つとして社会に貢献してゆくことを目指す。

F. 研究発表

- 1) 並木正樹、佐藤克司、川上幸男、岡村宏：インテリジェント歩行支援機の開発、日本機械学会、福祉工学シンポジウム 2006, No.1E105, 2006.9
- 2) 那須 洋介、岡村宏：歩行支援機の操縦に関する装置について、日本機械学会、福祉工学シンポジウム 2006, No.1E201, 2006.9
- 3) 坂本拓磨、岡村宏、那須洋介、新田国文：歩行支援機の段差乗り越え能力、日本機械学会、福祉工学シンポジウム 2006, No.1E202, 2006.9
- 4) 岡村宏、那須洋介、坂本拓磨：歩行支援機における本体構造に関する研究、日本機械学会、福祉工学シンポジウム 2006, No.1E203, 2006.9
- 5) 渡辺徹、岡村宏、青木清志、金澤純：歩行支援機における制御に関する研究、日本機械学会、福祉工学シンポジウム 2006, No.1E204, 2006.9
- 6) 岡村宏(芝浦工大)、松下潤、石浜正男(神奈川工大)タウンモビリティにおける歩行支援機の活用について、日本機械学会 2006 年次大会講演論文集 615、2006/9
- 7) Masao Ishihama, Takashi Aritake・Motion and Vibration Control of a Walking Aid for Outdoors・Proc. of The 8th International Conference on Motion and Vibration Control・2006.8・Paper No. ME1-2

- 8)13:00 ~14:20/歩行支援 (座長:北川能(東工大))
那須洋介, 岡村宏: 歩行支援機のキャスター輪の挙動について,日本機械学会 D&D Conference 2006 講演論文集 No.608,2006/8
- 9)坂本拓磨, 桜井南平, 岡村宏: 歩行支援機の段差乗り越し能力について,日本機械学会 D&D Conference 2006 講演論文集 No.609,2006/8
- 10)渡辺徹, 那須洋介, 宮地崇文歩行支援機の移動・回転へのアシスト機能について,日本機械学会 D&D Conference 2006 講演論文集 No.610,2006/8
- 11)岡村宏, 松下潤, 佐藤克司, 川上幸男, 石濱正男歩行支援機の有効な利用形態に関する考察,日本機械学会 D&D Conference 2006 講演論文集 No.611,2006/8
- 12)岡村宏, 川上幸男, 松下潤, 山本紳一郎, 三好扶・歩行支援機の基本コンセプトに関する研究・制振工学研究会, 2005技術交流会講演論文集・2005.12・SDT05009
- 13)岡村宏, 川上幸男, 佐藤克司・歩行支援機のER流体クラッチ機構の開発・制振工学研究会, 2005技術交流会講演論文集・2005.12・SDT05010
- 14)K.Satoh,T.Mabuchi,Y.Kawakami,K.Okamura:Development of ER Clutch for the Walking Support Machine(査読有),Proceedings of the Sixth JHPS International Symposium on Fluid Power,pp.607-611,2005.11
- 15)川上幸男, 佐藤克司, 岡村宏・歩行支援機用 ER 流体クラッチ機構の開発・日本フルードパワーシステム学会, 第16回「機能性流体を用いたスマートフルードパワーシステムに関する研究委員会」公開研究会論文集・2005.10・No. G-1
- 16)岡村宏, 川上幸男, 石濱正男・歩行支援機の基本機能に関する考察・日本機械学会年次大会 講演論文集(ライフサポート)・2005.9・No.1113
- 17)岡本俊輔, 桜井南平, 那須洋介, 岡村宏・歩行支援機のハンドル機能に関する開発研究・日本機械学会年次大会 講演論文集(ライフサポート)・2005.9・No.1114
- 18)佐藤克司, 川上幸男, 岡村宏・歩行支援機の駆動・制動システムの検討・日本機械学会年次大会 講演論文集(ライフサポート)・2005.9・No.1115
- 19)岡村宏, 石濱正男, 松下潤, 宗安準一郎・歩行支援機の基本コンセプトに関する研究・日本機械学会、Dynamics and Design Conference 2005・2005.8・No.401
- 20)宮地崇文, 岡村宏, 水川真, 佐藤克司・歩行支援機の基本的歩行支援制御について・日本機械学会、Dynamics and Design Conference 2005・2005.8・No. 402
- 21)那須洋介, 岡村宏, 岡本俊輔, 桜井南平, 古川修・歩行支援機の段差乗越し機能に関する研究・日本機械学会、Dynamics and Design Conference 2005・2005.8・No. 404
- 22)橋場裕介, 岡村宏, 桜井南平, 那須洋介, 岡本俊輔・歩行支援機のステアリング機能について・日本機械学会、Dynamics and Design Conference 2005・2005.8・No. 405
- 23)石濱正男, 彦根貴司, 坂元一之・中越弘敏・凹凸路を走破する歩行支援機の動力学設計・日本機械学会、Dynamics and Design Conference 2005・2005.8・No. 403
- 24)佐藤克司, 川上幸男, 岡村宏・歩行支援機用ER流体クラッチ機構の開発・日本機械学会、Dynamics and Design Conference 2005・2005.8・No. 406
- 25)石濱正男, 彦根貴司・不整路でも使える歩行支援機の動力学的研究・日本機械学会年次大会講演論文集・2004.9・No.303
- 26)馬淵, 佐藤, 川上, 岡村・歩行支援機用 ER デバイスの開発・流体工学会、SICE 講演会 2004 年度産業応用部門大会第5回流体計測制御シンポジウム講演論文集・(2004)・p70-73
- 27)宗安準一郎, Roszalina Sahin, 岡村宏, 山本紳一郎・歩行支援機器におけるハンドル機能の検討～第1報～・日本機械学会、Dynamics and Design Conference 2004・(2004)・
- 28)浅付誠, 松崎光弘, 中西宏文, 川上幸男, 岡村宏・MR 流体ダンパーを用いたサスペンションシステムの検討・日本機械学会、Dynamics and Design Conference 2004・(2004)・
- 29)宮地崇文, 宗安準一郎, 杉田健太郎, 川上幸男, 岡村宏・歩行支援機器における支援機能の検討・日本機械学会、Dynamics and Design Conference 2004・(2004)・
- 30)馬淵太郎, 川上幸男・歩行支援用 ER デバイス・制振工学研究会、2004 技術交流会、SDT04009・(2004)
- 31)浅付誠, 岡村宏・MR ダンパーを用いたサスペンション・制振工学研究会、2004 技術交流会、SDT04010・(2004)
- G. 知的所有権の出願・取得状況(予定を含む)**
- 1. 特許出願**
- (1)特願2005-311886
(予定・準備中)
- (1) 歩行支援機の制御法…1件
(2) 操舵装置…1件
(3) 駆動・制動…1件
(4) 段差乗越し装置…1件
- 2. 実用新案登録** なし
- 3. その他** なし
- 以上

研究成果の刊行に関する一覧表

書籍

著者氏名	論文タイトル名	書籍全体の編集者名	書籍名	出版社名	出版地	出版年	ページ
なし	なし	なし	なし	なし	なし	なし	なし

雑誌

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻号	ページ	出版年
なし	なし	なし	なし	なし	なし