

200500309A

別添1

厚生労働科学研究費補助金

長寿科学総合研究事業

広域歩行支援装置の柔軟な操作性に関する研究

平成17年度 総括・分担研究報告書

主任研究者 岡村 宏

平成18（2006）年 4月

目 次

I. 総括研究報告

広域歩行支援装置の柔軟な操作性に関する研究-----1-1

岡村 宏

(資料) 総括研究報告詳細 ー岡村 宏 (芝浦工業大学教授) ー

II. 分担研究報告

1. 歩行支援機における段差乗越え装置及び操舵装置に関する研究-----2-1

古川 修

(資料) 分担研究報告詳細 ー古川 修 (芝浦工業大学教授) ー

2. 歩行支援機における駆動・制動に関する研究-----3-1

川上 幸男

(資料) 分担研究報告詳細 ー川上 幸男 (芝浦工業大学教授) ー

3. 地域社会での活用環境面から見た歩行支援機の研究-----4-1

ー高齢者が歩いて楽しいまちとしてのタウンモビリティの現状分析ー

松下 潤

(資料) 分担研究報告詳細 ー松下 潤 (芝浦工業大学教授) ー

4. 歩行時の姿勢モニターおよび歩行支援マンマシンシステムの研究-----5-1

山本 紳一郎

(資料) 分担研究報告詳細 ー山本 紳一郎 (芝浦工業大学助教授) ー

5. 広域歩行支援装置の柔軟な操作性に関する研究-----6-1

ーモーターアシスト、サスペンション、ステアリング機構による性能向上ー

石濱 正男

(資料) 分担研究報告詳細 ー石濱 正男 (神奈川工科大学教授) ー

III. 研究成果の刊行に関する一覧表-----7-1

IV. 研究成果の刊行物・別刷-----7-1

厚生労働科学研究費補助金（長寿科学総合研究事業）
総括研究報告書

I 広域歩行支援装置の柔軟な操作性に関する研究

（主任）研究者 岡村 宏 芝浦工業大学教授

研究要旨

市街等の市街地を含む屋外の広域における歩行支援機は従来そのリスクの大きさから積極的な開発研究はおこなわれていない。歩行支援システムとしては、屋内の歩行支援環境の整ったエリアが対象であったが、積極的な駆動を伴う支援は少なく、暴走しないための制動機能を主としたものが多かった。この研究は、高齢者社会を想定し、生活の基盤として歩行を中心とする行動パターンを積極的に支援することが、個人生活の質の向上や福祉社会面からも好ましいとの考えに基づいている。

当初設定した開発目標は、現状の標準的な都会生活環境を想定し歩行を可能とする歩行支援機の開発であった。しかし歩行に関し、単に工学的に高機能を追いかけると足場の悪いリスクの高いエリアへ被支援者を連込む矛盾に陥ってしまう。よりアクティブな考え方によりその壁を打破する必要がある。すなわち、福祉モビリティと称する「工学面の支援機能」、「医学面の歩行能力」及び「地域・環境面のバリアレベル」とのバランスを考慮した福祉工学の新しいアプローチ法である。この研究のプロセスから提案しているものである。それを推進する有力な手法の一つとしてこのバランスを考慮した広義のユニバーサルデザイン（以下UDと称す）手法の開発と導入を行っている。

本年度の個別の実施項目は、(1)このような福祉モビリティとの相乗効果があがるようなシステムの研究のため地域のタウンモビリティに注目して調査を行った。いくつかの興味ある事例を見いだすことができた。次に今年度でもっとも力を入れたのは、今まで調査研究を行ってきた各コンポーネント技術の開発研究の成果を受けて、歩行支援機を作り上げて、全体から見た支援のポテンシャルを調べる事であった。その結果、操作レバーレスや歩行速度制御システムのめどが付き、かなりスリムな形で支援システムが構成することができそうとの見通しを得た。更に独善に陥らないように、グループ内に芝浦工業大学チームと神奈川工科大学チームで全体開発設計研究を併進させた。また、3年間で実用化の目途をつけることを目標としているため、前年度に引き続き、開発研究に関する企業との連携を積極的に行った。今後は、モニターができるレベルまで歩行支援機をレベルアップするのが主たる目標となる。

A. 研究目的

1. はじめに

現在、65歳以上の高齢者の総人口に占める割合は19%を越え、2050年には35%を越えると予想されている⁽¹⁾。また高齢者のみの世帯は増加傾向にあり、自立支援を必要としている高齢者の多くが新たな歩行機能を持った機器のニーズが高まってきている。

そこで、これらの問題点を改善するために、本研究は歩行動作実験のデータを基に、ユニバーサルデザイン（以下、UD）の観点から誰もが扱いやすい車体形状・電動アシスト機能を設けた歩行支援機（以下、支援機）の基本全体設計について取りまとめる。

本年度は、個別の装置の開発研究に加え、歩行支援機のベースモデルの開発研究がしゅたいとなる。

2. 開発の狙いとコンセプト

2.1 開発コンセプト

現用の歩行補助車での段差やガタ路の進行不能状態を改善し、対象ユーザに対して屋外での積極的な移動をサポートする支援機とする。開発コンセプトは、UDの概念を前提として、そのコンセプトを以下に示す⁽²⁾。

- (1)被支援者の脚力を最大限、引き出すものとし、被支援者の意思に合わせた歩行モードを設定する
- (2)方向転換半径はほぼゼロ取り回し易さを重視する
- (3)50mmまでの段差乗り越し、登坂能力15°とする
- (4)特に、20mmまでの段差乗り越しは平坦路の歩行モードとほぼ同等なフィーリングで通過できることをねらいとする。
- (5)違和感のない操作感性が得られることを優先する。

特に、駆動車輪によるパワーアシストの制御方法として負荷制御と速度制御を比較検討する。

- (6)制御系は信頼性重視し多重化する。開発する制御系デバイスとして、メカニカル、加速度計系、オプティカル、超音波系、ストローク系、ロードセンサー系など異なる制御媒体を開発研究し多重化への対応とする。
- (7)スイッチ操作は極力さける方式とし、歩行支援機と被支援者間のマンマシンインターフェイスはハンドル部へ加わる荷重を主体的に操作方法を模索する。

(6)軽量（～20kg）とする

2.2 対象ユーザ

主たる支援対象者は、

- ・現用の歩行補助車を使用時の外出に不安を持ち
- ・介助者の支援や車椅子の使用が必要と感じており
- ・外出が億劫になり、家に閉じこもりがちなる

すなわち、次のような条件をもつ対象者である。

- (a)自分の足で歩くことが可能である
- (b)周囲の環境に現用の歩行器を用いても歩くには不向きな箇所が多いことから、歩く自信を失っている
- (c)やや脚力に障害が出始めている

方を対象とする。

本年度は、そのうち、ベースモデルとして、比較的歩行機能が残っている方をまず主目標とし、使い勝手がよく、使うことで安心感・安定感を与えること主体とし開発研究を行うこととする。

B. 研究方法

開発研究の全体の流れとしては、前年度と同様に、全

体基本計画及び基本構造（車体・レイアウト）開発設計に関する研究と各々のコンポーネントに関する研究を各研究者が分担して担当し推進する方式である。中心となるのは、個別の研究開発したコンポーネントを組み合わせたベースモデルの作成と歩行支援機としての要求仕様を確認することである。ヘー素モデルは一つに絞らず、芝浦工業大学と神奈川工科大学の二箇所で行い、一箇所で行い独善に陥ることを避ける。更に、歩行支援機は多岐にわたる技術を利用するため、幾つかのコンポーネントについても、昨年同様に専門の企業などに委託し総合効率を上げた。個別には、基礎試験などで設定した開発目標を達成できるように推進し、それらを持ち寄り歩行支援機としての総合評価を定量的な評価とUD手法を用いた評価法を用いて実施している。同時に、その完成度に従ってモニターに供し、工学、医学、地域環境の面からどのような形で社会に提供できるかを探る福祉モビリティの考え方や歩行支援機が喜んで使用してもらえる動機付けの準備の必要性を調査研究する。これらをタウンモビリティの活動を拡大し、電動カーから歩行支援機によるより自立的な活動につながることをめざす。これらの一連の開発研究の中で柔軟な操作性についてその向上の研究を推進する。

（倫理面への配慮）

ユニバーサルデザイン手法は常にユーザ層へのフィードバックを開発研究プロセスで行う必要がある。高齢者の方々へのモニターに当たっては、協力いただける施設側とご本人との事前の詳細な打ち合わせと同意書を作成し、且つそのモニターに立ち会う研究者（学生を含む）にはホームヘルパー資格の取得を行った。これらの開発研究への取り組みについて芝浦工業大学倫理委員会に書類を提出した。

C. 研究結果

3. 歩行支援装置全体計画に関する研究

- ・ 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。

3. 1 芝浦工大での試作機について

芝浦工大での試作機では、前輪は大輪トレース・スライド式の段差乗り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に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、歯車列によるものでコンパクトで、信頼性の高い構造を採用した。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。また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。

車いす用に普及している20mm段差を許容するバリアフリー基準に対して、平坦路と同じ歩行モードで問題なく通過可能な能力を第一の目標としていたが、十分に達成している。また標準的な市街地でのバリアの97%を走破できるものと

して、50mm段差に関しても、一度速度を低減しゆっくりと乗り越える方式の段差乗り越えモードで問題なくバリアをクリアできることを確認した。大きな段差に関しては、一度設定速度を落とすことで、段差での躓きなどのアクシデントを防止する効果があり、このような二段階での段差バリアへの対応が優れていることが分かった。



Fig. 1 The Prototype No.2 of Shibaura-IT Team

3. 2 神奈川工科大学での試作機について

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り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。



Fig. 2 The Prototype No.2 of Kanagawa IT Team
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。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ス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。

3.3 歩行支援機2号試作機の仕様について
ここでは、今年度の試作機のほぼ達成している仕様とその機能レベルにつき取りまとめる。

(1) 歩行支援レベル…ユニバーサルデザイン

前述の通り、歩行困難者よりは、軽度の歩行障害者を支援の中心に考える。今回の試作機をベースモデルとして、想定し、いわゆるユニバーサルスタンダード設計を目指し、さらに歩行への支援をより多く必要となる場合についてカスタマイズとしてゆく方針である。具体的には、

- ・歩行機能 … 躓き、よろけ、ふらつき
- ・歩行距離 … 歩行持続力

の両面からの検討が必要である。歩行というかなり複雑な動作を支援するには、十分に被支援者の要求を把握し、その共通項としてのユニバーサルデザインと個別の歩行能力のばらつきや歩行能力の時系列としての変化に対応するためのカスタマイズの手話得が必要となる。

(2) 複合的なユニバーサルデザインハンドル

前者に関しては、支持をする機能を受け持つハンドル部のレイアウトによって大きく影響される。後述の複合型ハンドルが提案されている。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。

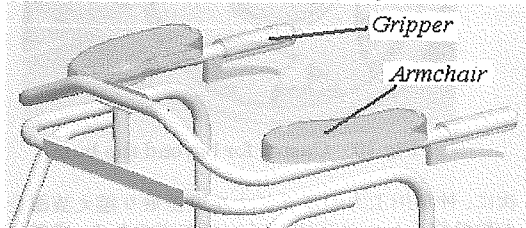
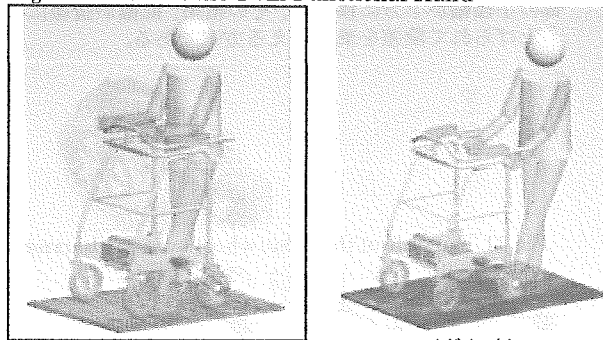


Fig3 Structure of the Twin Functional Hand



(舗装道路を歩行時) (ガタ路)
Fig4 Image of Using Twin Functional Handle

(3) 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。

(4) 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 ① 負荷制御
- ② 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、必要な力を感知して、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。

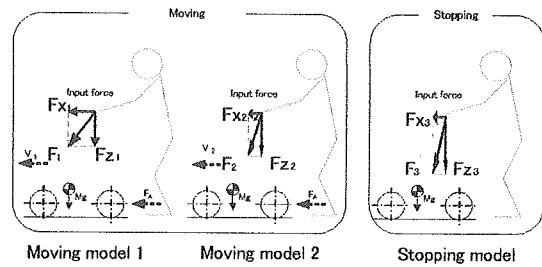


Fig5 Moving and stopping mode model

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。

(5) 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った垂直力を比較し、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。

また図 6 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ーへの指令回転数を設定できるものとした。

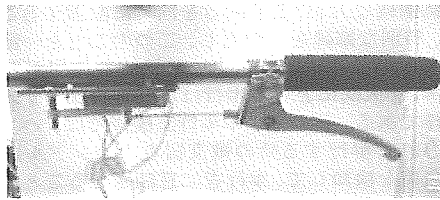


Fig. 6 Accelerator lever for walking support device

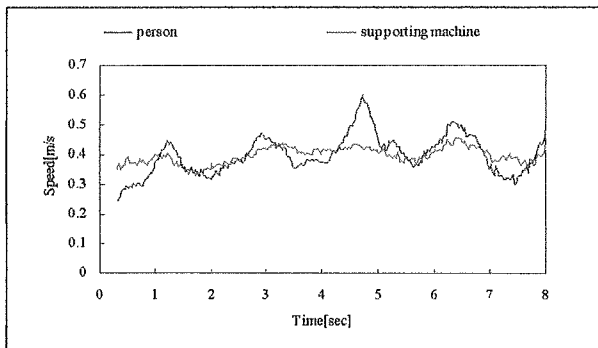


Fig. 7 Person A1

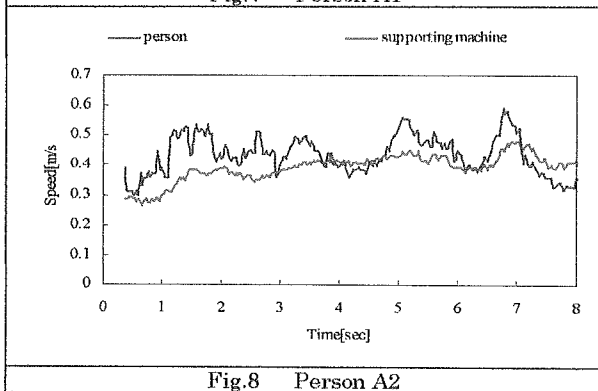


Fig. 8 Person A2

(7) 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。

(8) 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。

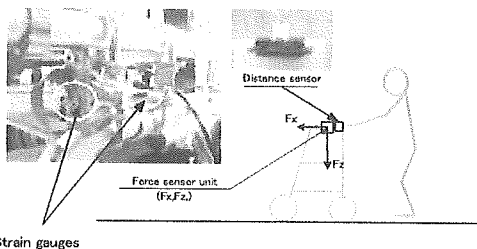


Fig. 9 Configuration of Operating System

- ・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(歩行器と被支援者間)

各種センサーシステムを検討し、雨かぜ²⁾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。

(9) 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。

(10) 前輪の段差乗り越しデバイス

目標として、下記の通りの設定とする。

① 20mm 段差は、平坦路前進モードと異差がないように通過できること。

② 50mm 段差は、段差乗り越しモードで、極低速でクリアする。これは、車いすで普及したバリアフリー基準に適合させるためである。

図10は、大輪軌跡トレース式で大きな円弧のスライド方式で、大きな段差をクリアできます。

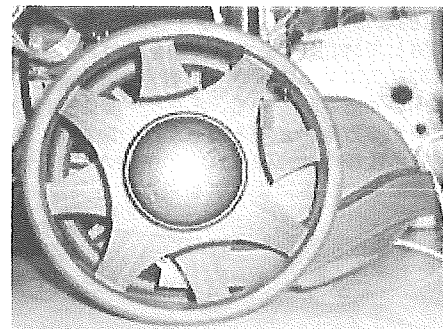


Fig. 10 Caster for beyond the bump

次に、神奈川工大のオリジナル段差乗り越え装置を示す。大輪軌跡トレース方式スイング方式である。段差に前輪が押しつけられるとへ型のアームがスイングして、先端部の小径輪が下方に移動し、その結果、前輪が情報に持ち上げられて段差を乗り越える方式である。

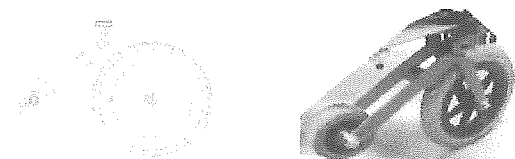


Fig. 11 The unit of the front wheel over the barrier

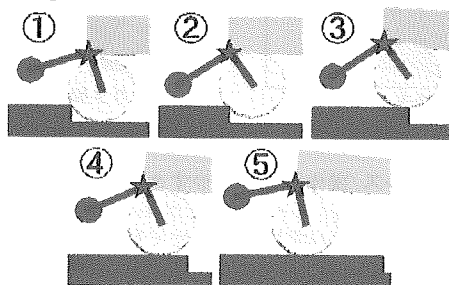


Fig. 12 The mechanism front wheel

(11) キャスター/ステアリング機能

キャスターの回転制御不安定の抑制のためキャスターの回転角度領域の制限がよく使われるようになった。方式としては、回転角度リミッターをスライドさせる方式とキャスターの回転軸を斜め傾斜とする方式がある。

歩行器の方向転換には前輪に自在輪・キャスター方式がよく用いられる。このタイプは小回り性に優れており、自転も可能である。しかしキャスターの方向が進行方向と直角に近い場合や路面に大きな凹凸があると、キャスターの挙動が不安定となる欠点を持っている。それを解消し使用上の安定感を得るために車輪自身を操舵する方式の製品も見られるようになった。

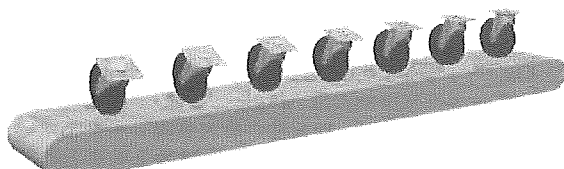


Fig. 12 Chaster

しかしこのタイプは自転ができず、公転による方向転換でも回転半径が大きく、小回り性は大幅に後退する。

図 13、14 は、ステアリング構造である。路面の凹凸による外乱や左右傾斜等に対しても走行安定性確保するため、段差乗越えユニットを継承した多リンクによる操舵機構の設計を行った。小回りが出来るように大きな操舵角が切れるようにリンク比をとり、板とロッドの構造とすることで機構の垂直高さを極力抑えた。また、操舵軸からグリップ部を長く伸ばしてハンドルを切るときの負担の軽減を図った。

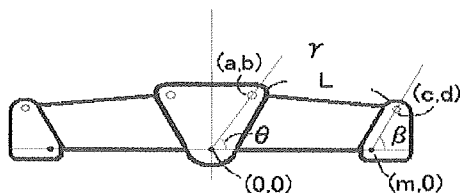


Fig. 13 操舵機構リンク比パラメータ

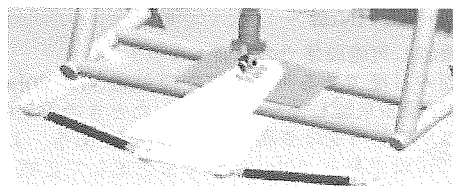


Fig. 14 操舵機構 CAD 図

4. 歩行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ー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。

4. 1 歩行器の基本機能と歩行姿勢

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ー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化も必要となる。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。

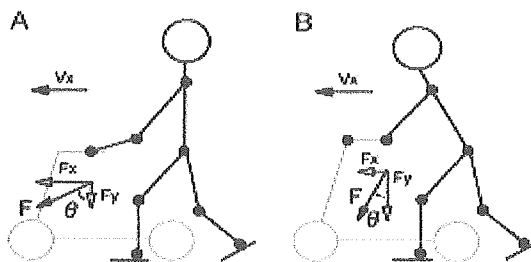


Figure 15 (A) Gait appearance with walker A (fig. 1), (B) with B.

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 16)。

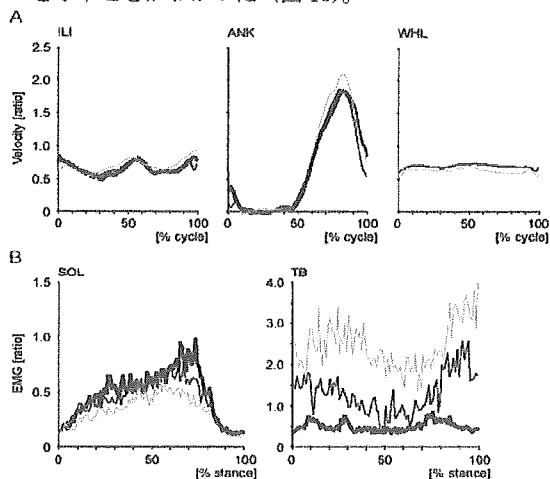


Figure 16 Averaged velocity (A) and electromyographic activity (B) profiles in each condition. Black thick lines : control, black thin lines : walker (A), gray lines : walker (B). ILI : top of the iliac wing, ANK : lateral malleolus, WHL : front wheel, SOL : soleus muscle, TB : triceps brachii muscle.

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3.2B)。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。

5. 登坂・ガタ路走破性の向上

支援機が段差を乗越えるための条件について力学的に考察する。Fig.7.4に前輪が段差を乗越えるときに支援機にかかる力の構成を示す。

$$\therefore R_2 = \frac{lW + (mg + W)a_1 - l_h \Delta F}{a_1 + a_2}$$

$$R_1 = \frac{(mg + W)(a_1 + a_2) - lW - (mg + W)a_1 + l_h \Delta F}{a_1 + a_2}$$

後輪の軸中心にかかる力の最大値は、

$$F_{2max} = \mu R_2 + \Delta F$$

このとき、 $\Delta F = 0$ (人が押す力がゼロ)として、後輪にかかるトルクの最大値は、

$$T_{2max} = rF_{2max} = r\mu R_2$$

なお、摩擦係数 μ は路面状態により変化する。路面状態における μ の値を以下に示す。

- $\mu = 0.2$: リノリウム床
- $= 0.4$: 路面(アスファルト)
- $= 0.6$: ギザギザ面
- $= 0.8$: 段差の角

前輪方向にかかる力

$$F_1 = F_2 + \Delta F$$

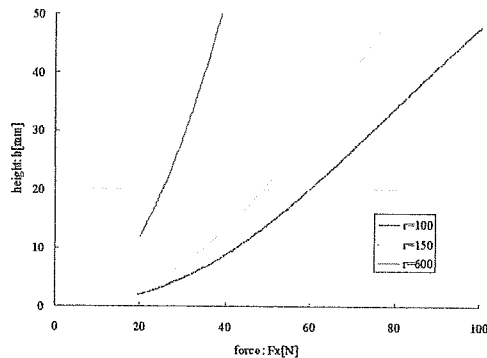


Fig.17 Force for beyond the bump ($\mu = 0.2$)

$$T_{max} = r(mg + W) \sin \theta$$

T_{max} : 最大負荷トルク [Nm]

r : 後輪半径 [mm] F_2 : 後輪にかかる力 [N]

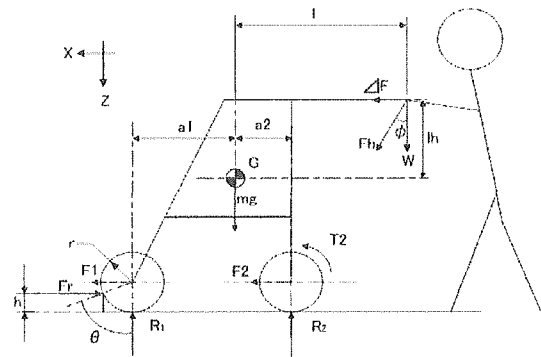


Fig.18 Walk-Supporting Device mechanics model

m : 歩行支援機の重さ [kg] W : 使用者の荷重 [N] 式(7.1.1)から、登坂時の最大負荷トルクを求め、そのときに車輪がスリップしない限界トルクとの関係を図.17に示す。

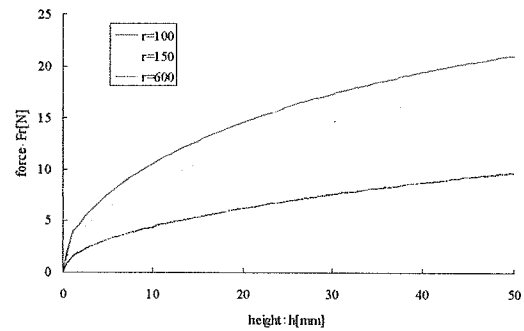


Fig.19 Reaction force of front tire ($\mu = 0.2$)

Fig.8.2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。そのときに必要なるトルク 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($r = 600$ [mm])から必要トルクを求める

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

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

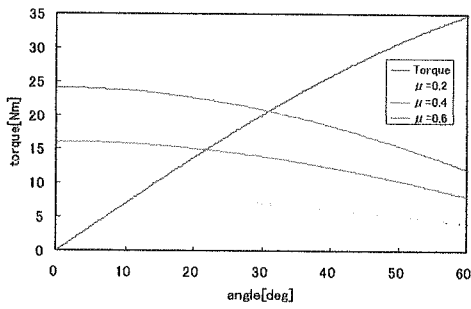


Fig.20 Maximum torque

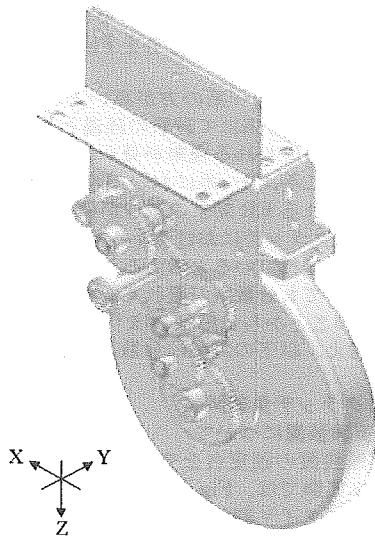


Fig.21 Power unit model



Fig.22 Walk-Supporting Device Ver. 2

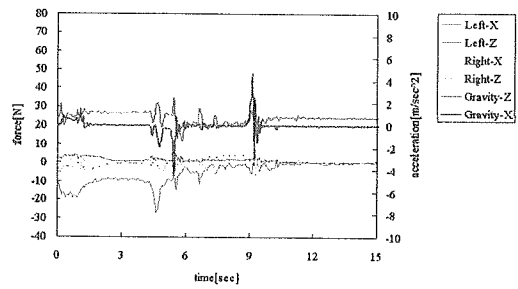


Fig.23 Result of experiment without subject No.2-A

6. 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。

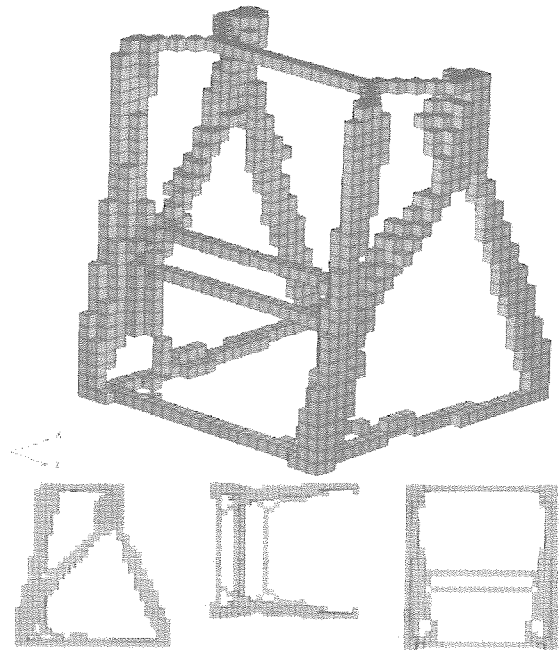


Fig.24 Structural optimization result

(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 24 に示す。さらに、パイプ材の生産性を考慮し、最終リコメンド案は、図 26 となった。

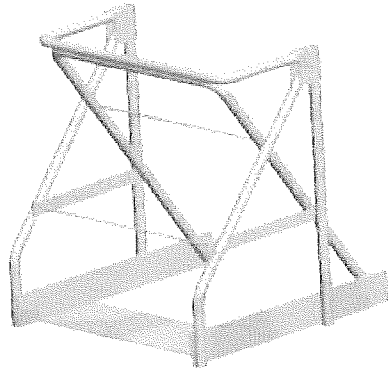


Fig25 New frame 1

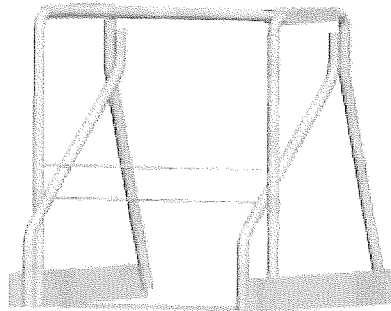


Fig26 New frame 2

また、別の観点からの本体構造へのアプローチとして、

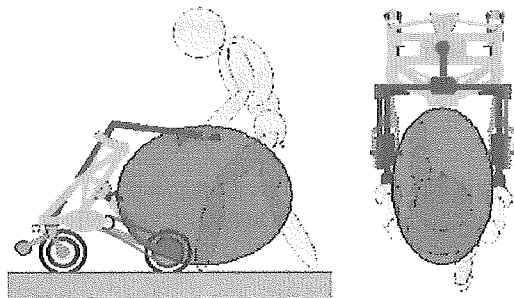


Fig 27 使用者動作空間の確保

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。

7. 駆動・制動について

7. 1 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 Fig.3 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 Fig.4 に示す。

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、均一系にて試験の経過と共に ER 効果が低下し再現性が失われる現象が見られた。その再現性実験を行ったところ、均一系において連続使用による発熱が原因と思われる ER 効果の減少が確認できた。このことより、ER クラッチにおけるトルク伝達の安定性は分散系のほうが優れていると考えられる。また、応答性確認実験においても分散系が優れていることが確認された。以上のことから分散系のほうが歩行支援機に適していると考え、以下の実験は分散系にて行なった。

7. 2 ER クラッチ負荷試験

(1) 動特性実験装置について

静特性実験装置の固定台をモータに組み替えて実験を行った。本実験では、Fig.5 のモータ①を入力、モータ②を擬似的にタイヤ側とし検討を行った。

(2) 回転数 - トルク特性試験

タイヤ側モータが発揮するトルクで負荷を設定し、20秒後から ER クラッチの印加電圧を徐々に増加させていった。この時の実験データの一例として、Fig.6 に示す。

各実験データから①、②、③の3点のデータを読み取った。尚、①は、無電圧時における ER 流体の粘性のみの回転数(タイヤ側)、②は、入力回転数をほぼ 100% 伝達される時(※以下、連結時とする)の回転数(タイヤ側)、③は、連結時の印加電圧である。この実験をモータ①のトルクを変えて行った結果を負荷トルクと ER クラッチが伝達される回転数の関係として Fig.7 に示す。

この結果より、ER クラッチの電圧印加前と印加後の伝達する回転数と負荷トルクの関係が示された。このことより、伝達される回転数と負荷トルクは線形の関係はないといえる。また、電圧印加後については実験を行った範囲では、線形域だが負荷トルクが大きくなった場合に非線形になることが予想される。

(3) 負荷と有効印加電圧

4.2の実験結果を用いて、連結時の印加電圧と抵抗の関係を示す。

式は、次のように線形近似できると考えられる。

$$F = 0.0024V \quad (F: \text{負荷}, V: \text{印加電圧}) \dots (1)$$

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 Fig.8 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。

7. 3 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慮しており、回転数と印加電圧の関係を今後検討する必要がある。

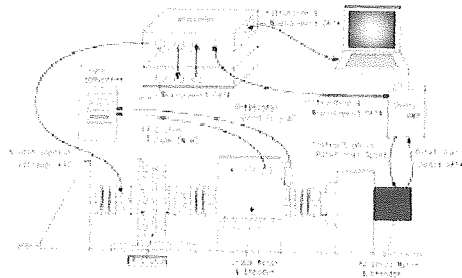
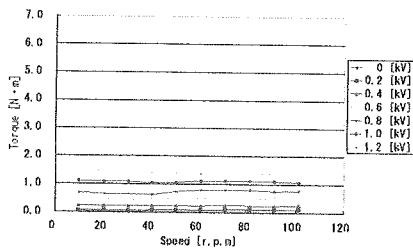
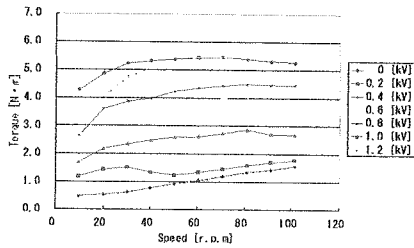


Fig. 28 Test Bench



(a) 分散系 ER 流体



(b) 均一系 ER 流体

Fig. 29 The Results

D. 考察

8. 福祉モビリティとタウンモビリティについて

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な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。

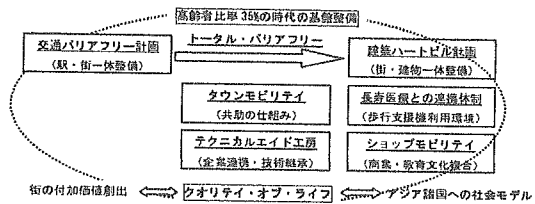


Fig. 30 Welfare Mobility and Town Mobility

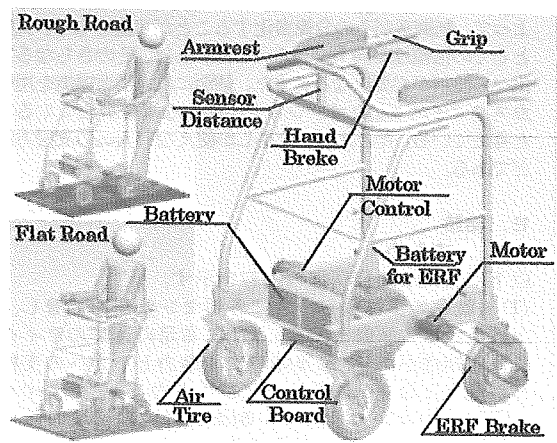


Fig. 31 Construction

9. 制御系の考え方

9. 1 操作レバーレスシステム

支援機を意識しない使用感とするため、スイッチは原則取り付けないものとして基本的に問題なく、歩行支援ができることが確認された。しかし、歩行にはいろいろなパターンがあり、いくつかの事例としては、さらに木目の細かい制御を必要とする可能性は残っている。登り降り、横傾斜路などに対しては、傾斜センサーを取り付けることにより制御が可能であった。これも上記と同様、いろいろな使用上での調査研究が必要となる。

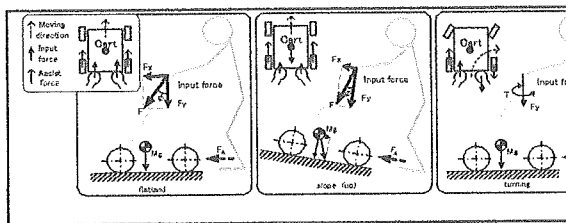


Fig.32 The movement image

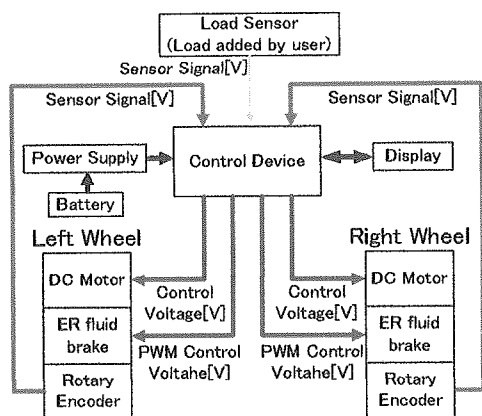


Fig.33 The system architecture

9. 2 制御システム

図7, 8でも示された通り、歩行支援機の移動速度は一定で基本的に良いことがわかった。前述の通り、速度制御方式で違和感なく歩行支援を受けることができることにめどがついた。よって、制御系がその分簡素化することが可能となり、支援機としての信頼性が向上できる。これからは、そのさらなる実用化への検討が必要となる。また、個別には、学習機能を用いたカスタマイズしたオプションが必要な場合が出てくるものと考えている。たとえば、片手しか使えない人への支援方法などである。

E. 結論

10. まとめ

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ブ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み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み合わ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. 健康危険情報

特にありません。

G. 研究発表

- (1) 岡村 宏、松下 潤、川上 幸男、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、日本機械学会 Dynamics and Design Conference 2005 論文集, No. 401, 2005
- (2) 那須 洋介、桜井 南平、岡本 俊輔、岡村 宏、古川 修：歩行支援機の段差乗り越し機能に関する研究、日本機械学会 Dynamics and Design Conference 2005 論文集, No. 404, 2005
- (3) 佐藤 克司、川上 幸男、岡村 宏：歩行支援機用ER流体クラッチ機構について、日本機械学会

Dynamics and Design Conference 2005 論文集, No. 406, 2005

(4) 橋場 裕介、岡本 俊輔、那須 洋介、桜井 南平、岡村 宏：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 論文集, No. 405, 2005

(5) 宮地 崇文、岡村 宏、三好 扶、那須 洋介：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 論文集, No. 406, No. 402, 2005

(6) 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、SDT05009, 2005

(7) 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、SDT05010, 2005

(8) 石濱 正男、有竹 貴司、坂本 一之中越 敏弘：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 論文集, No. 403, 2005

(9) 那須 洋介、岡本 俊輔、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 2005 年度年次大会論文集, 2005

(10) 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 2005 年度年次大会 論文集, 2005

(11) 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 2005 年度年次大会 論文集, 2005

(12) 古川 修、櫻井 隆太、和田 卓士：倒立伸子制御を応用した超コンパクトモビリティの研究、関東支部ブロック講演会前刷集、日本機械学会, 2005

(13) 戸井田 直行、古川 修：倒立振子制御を応用した超コンパクト荷物運搬支援カートの研究、第 13 回交通・物流部門大会前刷集、日本機械学会, 2005

(14) 那須 洋介、脇川真太郎、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 Dynamics and Design Conference 2006 論文集, 2006

(15) 渡辺 徹、那須 洋介、宮地 崇文、岡村 宏：歩行支援機の移動・回転へのアシスト

機能について、日本機械学会通常総会講演論文集 No. 303, 2004 日本機械学会 Dynamics and Design Conference 2006 論文集, 2006

(16) 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 Dynamics and Design Conference 2006 論文集, 2006

(17) 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 Dynamics and Design Conference 2006 論文集, 2006

(18) 岡村 宏、松下 潤、石濱 正男：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 年度年次大会論文集, 2006

(19) 那須 洋介、岡村 宏：歩行支援機の本体構造のレイアウトについて、日本機械学会 2006 年度年次大会論文集, 2006

H. 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) 段差乗り越し装置…1件

2. 実用新案登録

なし

3. その他

なし

以上

厚生労働科学研究費補助金 (長寿科学総合研究事業)

(総括) 研究報告書

広域歩行支援装置の柔軟な操作性に関する研究

(主任) 研究者 岡村 宏 芝浦工業大学教授

目 次

1. 歩行支援機の基本コンセプトに関する研究
 1. 1 はじめに
 1. 2 福祉モビリティについて
 1. 2. 1 統合的コンセプト
 1. 2. 2 福祉モビリティの支援システムについて
 1. 3 歩行支援機について
 1. 3. 1 歩行支援機の必要性
 1. 3. 2 ユニバーサルデザイン手法とカスタマイズ
 - (1) ユニバーサルデザイン手法の活用
 - (2) カスタマイズ設計の考え方
 1. 4 基本コンセプトの設定
 1. 4. 1 基本的な条件
 1. 4. 2 対象ユーザ
 1. 4. 3 歩行支援機基本コンセプト
 1. 5 まとめ
2. 歩行支援機のニーズと品質機能展開
 2. 1 歩行支援機のニーズ
 - (1) 構造に対するニーズ
 - (2) 機能に対するニーズ
 2. 2 品質展開機能 (QFD: Quality Function Deployment)
3. 本体フレーム
 3. 1 本体フレームの機能
 3. 2 フレーム寸法
 - (1) 握りハンドルのハンドル高さ
 - (2) 肘掛ハンドルのハンドル高さ
 - (3) フレーム寸法まとめ
 3. 3 フレーム形状
 3. 3. 1 折り畳み機能
 3. 3. 2 高さ調節機能
 3. 3. 3 フレーム形状まとめ
 3. 4 ハンドル位置
 3. 4. 1 ハンドル位置による段差乗り越えと荷重配分

- (1) 前後輪荷重配分
- (2) 後輪駆動前進力
- (3) ハンドル位置と段差乗り越え高さ
- (4) ハンドル支持力によって転倒する限界のハンドル位置
- 3. 4. 2 ハンドル位置と足位置
- 3. 4. 3 ハンドル位置まとめ
- 4. 開発された試作機
 - 4. 1 試作機の構成
 - 4. 2 試作機フレームの問題点
 - 4. 2. 1 ハンドル位置と足位置
 - 4. 2. 2 ハンドル幅と機器の幅
 - 4. 2. 3 折り畳み機能, 高さ調節機能
 - 4. 2. 4 ハンドル方式の評価
 - 4. 2. 5 ハンドル形状
- 5. フレーム解析
 - 5. 1 新規フレーム設計条件
 - 5. 2. 構造最適化
 - 5. 2. 1 構造最適化の設計条件
 - 5. 2. 2 構造最適化結果
 - 5. 3 構造解析
 - 5. 3. 1 Nastran 簡易モデル
 - 5. 3. 2 簡易モデルの構造解析
 - (1) 解析1
 - (2) 解析2
 - (3) 解析3
 - 5. 3. 3 簡易モデルの構造解析結果
 - 5. 4 新規フレーム
 - 5. 4. 1 新規フレーム案1
 - 5. 4. 2 新規フレーム案2
 - 5. 5 フレーム解析まとめ
- 6. 段差乗り越し機能
 - 6. 1 歩行支援機と段差
 - 6. 1. 1 段差の現状
 - 6. 1. 2 目標高さの設定
 - 6. 2 後輪に働く摩擦力
 - 6. 3 静止摩擦力
 - 6. 4 車輪荷重測定実験
 - 6. 4. 1 実験方法
 - 6. 4. 2 システム構成図
 - 6. 4. 3 実験結果
 - 6. 4. 4 考察
 - 6. 5 段差乗り越しの力学解析
 - 6. 5. 1 前後輪荷重配分
 - 6. 5. 2 後輪駆動前進力
 - 6. 5. 3 体重支持力 W により歩行支援機がひっくり返る限界のハンドルの位置
 - 6. 5. 4 車輪にかかるトルク
 - (1) しっかりと体重をかけて
 - (2) 手放し

6. 5. 5 乗越し可能段差算出式

7. 駆動動力機構

7. 1 必要トルク

7. 1. 1 登坂可能最大斜度での必要トルク

7. 1. 2 最大乗越し可能段差での必要トルク

7. 1. 3 必要トルクの決定

7. 2 歩行支援機の種類

7. 3 モータの選定・減速比の決定

7. 3. 1 モータの選定

7. 3. 2 減速比の決定

7. 4 駆動部の設計

7. 4. 1 伝達機構

7. 4. 2 ギアの選定

7. 4. 3 駆動部

8. 段差乗越し実験

8. 1 実験方法

8. 2 システム構成

8. 3 実験結果

8. 4 実験考察

9. 歩行支援機の制御の手法について

9. 1 操作イメージ

9. 2 基本構成

9. 3 制御システムの構築

9. 4 歩行支援機のアシスト方法について

9. 5 路面状況における制御システムの検証

(1) 前進モード

(2) 段差越えモード

(3) 自転・旋回モード

(4) 停止モード

10. 移動動作解析

10. 1 歩行機と使用者の速度の関係

10. 2 実験装置

10. 3 使用する歩行器の選定

10. 4 実験方法

10. 5 実験結果

10. 6 考察

11. 制御パラメータの検証

11. 1 制御パラメータの検証

11. 1. 1 実験装置

11. 1. 2 実験方法

11. 1. 3 実験結果

11. 1. 4 考察

11. 1. 5 まとめ

1. 歩行支援機の基本コンセプトに関する研究

1. 1 はじめに

福祉に関する工学では、自律的な行動・動作に対する支援をどのようにするかは大きな課題である。その中でも移動の行動に関してはその主たるものはモビリティに関するものであり、いかにバリアなどを乗り越えて自在に自律的に移動できるように支援するかが求められる。特に、歩くことに関しては従来から転倒などの大きなダメージが伴う場合が多いため、すぐに車椅子の使用など歩くことをあきらめる事例が多い。しかし、足を使うことで内臓などへの刺激が加わり体力の維持ができ、更に足への刺激は脳の活性化にも関連しぼけの防止にも効果があると言われている。ここでは、脚力の低下した人への歩行支援を行うための基本的コンセプトの検討結果を述べる。

高齢化の進展に伴い、要介護者が増加する一方で少子化が進み介護力が減少している。よって高齢者・障害者等の自立に寄与すると共に、医師・療法士等の負担を軽減し、結果的に医療費の低減にも貢献する福祉機器の開発実用化が期待されている。特に、身体機能の低下を速やかに検知維持・回復に努めることは、寝たきりや要介護高齢者を減らすのはもちろんのこと、高齢者の社会参加促進に重要である。さらに、加齢や疾患により筋力等が低下すると、運動機会が減少する。そのため体力と脳機能にも影響を受け悪循環に陥りやすい。これらを解決するには、適切な運動刺激を与えることで自立した生活に近づくことを可能とする歩行をはじめとする適切な上下肢の訓練が重要で、回復に役立つ研究開発、実用化が課題となっている。

1. 2 福祉モビリティについて

1. 2. 1 統合的コンセプト

高齢化社会において生きがいのある生活を送れるための支援は重要である。そのための大きな要素として、できる限り自律的に移動・行動するすなわちモビリティ機能レベルを維持するための支援システムを用意する必要がある。そのプロセスは、歩く・座る・寝るレベルに大きく3分される。これらに対する工学的支援としての支援機を考えると後者より前者に行くほど支援によるリスクが大きくなる。支援をやりすぎると、移動能力は常に変化しており必要以上に過剰な支援により被支援者を危険な状況にさらす可能性がある。すなわち自律的な生活には、「工学面での支援機能」と合わせて、「医学面の歩行能力」に裏付けられた本人のチャレンジと「地域・環境面のバリアレベル」による生活環境の選択も重要な要素となる。これらの統合的コンセプトにより、魅力のある自律的な生活のためのモビリティ社会が形成されるものとする。

バリアフリー法が施行され、通路の段差の解消や階段への対応（エスカレーターやエレベーターの設置）、店舗への出入りや店内の移動に関しては主として車いすを対象として対応が進んでいる。また、寝たきりの人の生活空間を広げるため、寝たままのベッドの移動が可能となることは考慮されていない。寝たままの状態での移動は、家屋の出入り口のバリアから始まりあまりにも多いため、今でもタンカを人が担ぐ方式であり、屋外の移動はバリアの多い公共交通機関施設をさけるように救急車のような特殊なベッド付自動車に頼るしかないのが現状である。非常事態以外では寝たきりの人を日常的に移動させる手段、環境はほとんど整備されていない。

「寝る」、「座る」支援機能の反対側にある「歩く」支援機能は、つかまり歩き、杖、歩行器、松葉杖などがあるが、一部リハビリテーショントレーニング用の屋内平坦面など特定した場所での腰部吊り下げ支持歩行器のような支援機を除き、「座る」支援機能との間に大きなギャップがある。

1. 2. 2 福祉モビリティの支援システムについて

図 1.2 に示すように、歩行支援による A⇒A' への移行が行われていない。A 領域では転倒にリスクが発生し、骨折にいたる事例が多い。特に骨粗鬆症の確率が高い高齢者にとって骨折は、寝たきりのベッドから立ち上がるリハビリテーションを実施しても完治するのは難しい。

東京消防庁のデータでは、一般負傷により搬送された 65 歳以上の高齢者のうち、約 85% は転倒・転落によるものであり、年間 100 人に 1 人が転倒等の事故で救急車を呼んでいることになる。さらに、高齢者は骨折に至る事故が多いのが特徴であり、転倒等による傷病の 29%、つまり、約 3 割にのぼる。高齢者が骨折しやすいのは、骨粗鬆症のためである。高齢者の転倒等の発生場所は「居住場所」が 52% と半数強を占めるが、「道路上」も 29%、約 3 割みられる。居住場所での事故が多いのは自宅で過ごす時間が長いためであるが、道路上で過ごす時間は長くはないと思われるから、滞在時間当たりの事故発生率はきわめて高いといえる。骨粗鬆症の予防だけに目を奪われることなく、転倒予防にこそ真剣に取り組む必

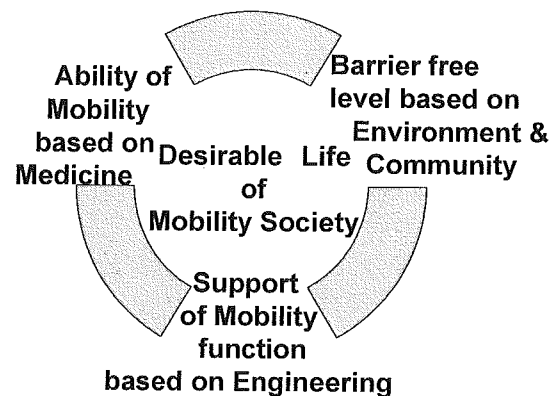


Fig.1.1 Integrated concept

要があるといえる。と結論付けている。

しかし、歩行に関する支援機能は検討が遅れており、そのため生じた上述の大きなギャップのため、O⇒Bへの移行が先行し、まだ歩ける人を車椅子に縛り付ける傾向がある。特に、屋外でのモビリティに関しては、「座る」領域ではC⇒C'への移行やバリアフリー法によるバックアップがあるが、「歩く」領域はほとんど手着かず状態である。A⇒A'への改善は実現していない。このことは歩行能力の低下が、O⇒B⇒Dとの軌跡をたどり、急速に寝たきり人口の増加を生じる傾向にあることを示している。

本研究は、A⇒A'領域への移行、すなわち歩行支援機の開発研究をその目的としている。更に、福祉モビリティの考え方では、「歩く」領域だけでなく、「歩く・座る・寝る」全領域にて安全なモビリティを提供する統合的な活動を目指している。

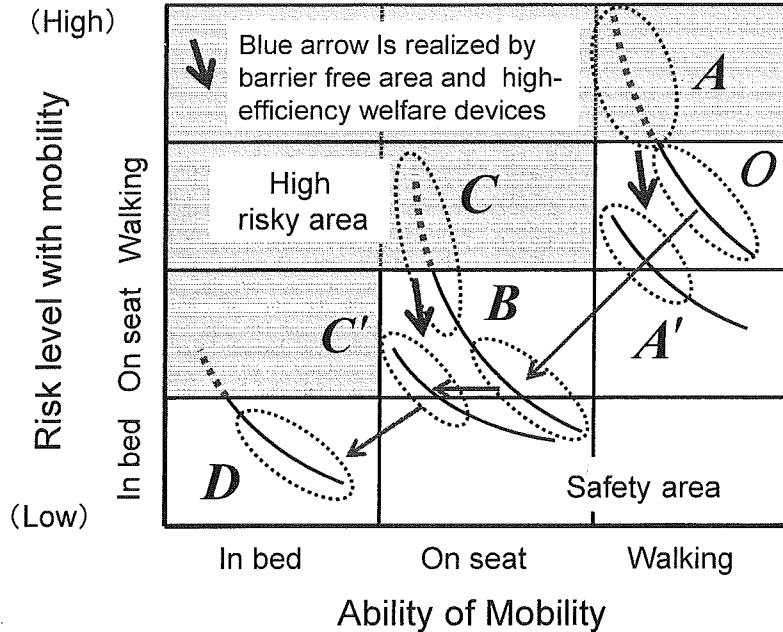
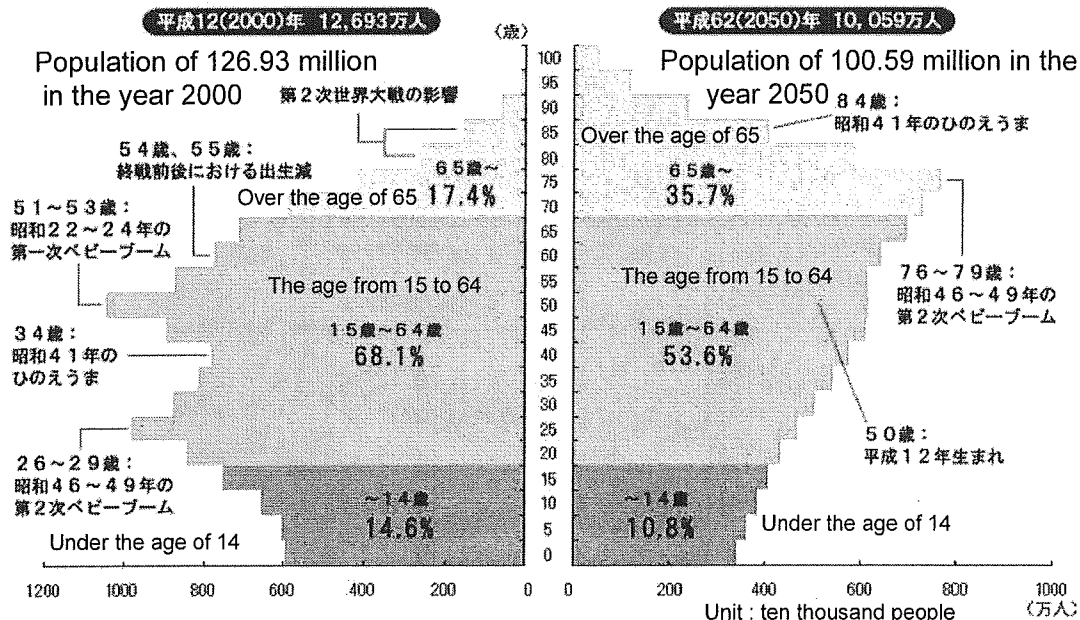


Fig. 1.2 Risk level with welfare mobility

1. 3. 歩行支援機について

1. 3. 1 歩行支援機の必要性

図 1.2 に示したように、福祉モビリティの中で最もリスクが大きいがその反面最も効果の大きい歩行支援機を対象とする。ここでは人間の一般生活環境全般に渡ってモビリティを実現する必要がある。しかし生活環境、道路、通路には多くの歩行バリアが存在する。現在このような環境で用いられ普及している歩行器は体重を支持するハンドル部を3, 4 輪上に搭載して移動する装置であり、小さな段差でも前進が困難である。その度に歩行器を持ち上げて移動することを強いら



(資料) 「国勢調査」総務省、「日本の将来推計人口(平成14年1月推計)」国立社会保障・人口問題研究所

Fig. 1.3 Population statistics of Japan in 2000 / 2050

現在寝たきり老人への介護福祉に必要な公的資金は平均で250万円/人/年との試算がある。図1.2に示したA⇒B⇒Dのルートで寝たきり状態になる人を数年遅らせることができるとすると、その経済効果も大きなものになる。歩行れる。その分脚力に余裕がないと使用できない。歩行支援機は福祉モビリティとして可能な限り自律的に歩行する生活を支援することを目的としている。支援機を使用することで平均5年寝たきり状態を遅延することに成功するとする。対象を60歳から80歳とすると現在約2500万人おり、これからこの年代の人口は増大する方向である。この年齢層の約10%がなんらかの脚力に対する問題を持ち歩行支援機の機能を利用し、その約30%に効果があるとすると、5年間×250万人×250万円×30%=10兆円のトータル経済効果が期待できることになる。

1. 3. 2 ユニバーサルデザイン手法とカスタマイズ

(1) ユニバーサルデザイン手法の活用

当初設定した開発目標は、現状の標準的な都会生活環境を想定し歩行を可能とする歩行支援機の開発であった。しかし歩行に関し工学的に高機能を追いかけると足場の悪いリスクの高いエリアへ被支援者を連込むことになる。「工学面の支援機能」、「医学面の歩行能力」及び「地域・と環境面のバリアレベル」とのバランスをどこに置くかを考慮した開発研究が重要であると考えられるに到った。このバランスを考慮

した広義のユニバーサルデザイン（以下UDと称す）手法の開発と導入を行っている。と同時に、定量的な評価目標だけでなく、多面的な調査・検討からの評価を組合わせて被支援者の側から見た人間中心設計手法が可能なる。

ここでは、ユニバーサルデザインの最初の提唱者ロン・メイスが規定したユニバーサルデザインの7原則をベースにより具体的な評価項目に細分化し評点をつける方式PPP（Product Performance Program）を採用している。図1.4.に示す市販の特徴ある歩行器について評価した結果を図1.5.に示す。この事例では、歩行器の機能、目的、特徴などからユーザーからの視点も考慮し評価項目を修正している。特にハンドル部位に注目し開発する歩行支援機の商品機能展開を基に個別修正版PPPを作成し、デザイン設定に対する項目をまとめた。図1.5.によると、肘掛けハンドル形状であるTypeDの歩行器は総合的に高い評価を表している。この手法は、歩行支援機全体評価だけでなく、各コンポーネント毎の機能評価

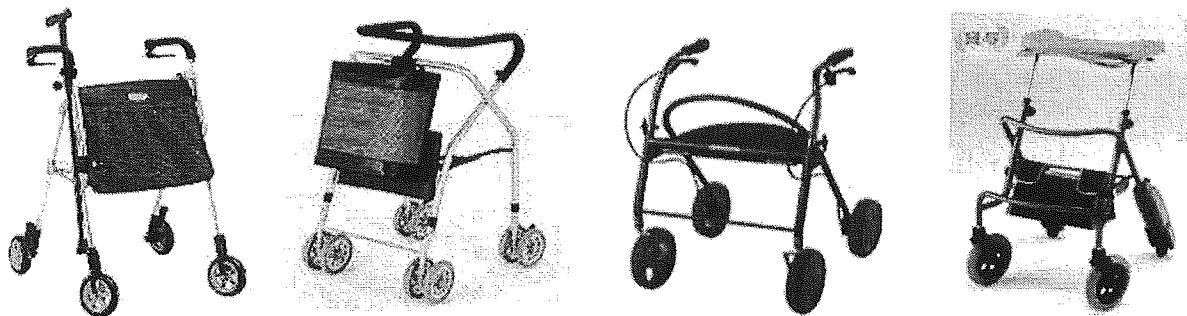


Fig.1.4 The Walk Auxiliary Car used in the Experiment

を行う際に、個別修正版PPPを作成し、歩行支援機へ装着状態での評価目標値とともにUDとしての総合評価も組み合わせることを試みている。個の最適化が必ずしも集の最適化とはなり得ないためである。

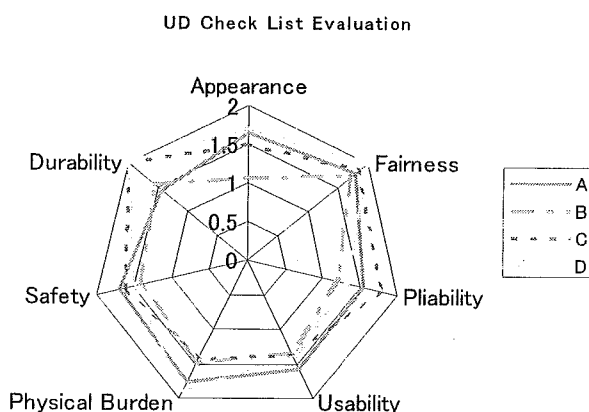


Fig.1.5 PPP Evaluation to Each Walk Auxiliary Car

(2) カスタマイズ設計の考え方

歩行支援機は、被支援者が進んでこのデバイスを用い、自分の生活空間を維持し、できれば拡大することを支援するものである。一般に、脚力が衰えはじめると引きこもり傾向が強くなる場合が多い。その傾向を打破するためには、UD手法と組み合わせて、できる限り歩行支援機の使用はカスタマイズ設計される必要がある。すなわち製品の作りこみ、仕様のすり込みによる付加価値が要求される。

工学的な支援機能の決定には、図 1.1 に示した医学面および地域・環境面からの配慮が重要であり、基本仕様に多くのオプション仕様を組み合わせる。カスタマイズ設計の考え方として、

- ・被支援者の歩行能力に適合する支援内容
- ・被支援者の歩行能力の時系列変化に適合する
- ・生活空間における使用環境の条件も加味する

したがって、支援機の開発研究のテーマとしては各コンポーネントの機能はいろいろなレベルについて検討がなされている。いくつかの支援レベルを組み合わせて、工学、医学、環境面とのバランスの中で被支援者がどのように評価するのかUD手法によるフィードバックを行う。最初から特定の代表的な状況に固定したコンセプトの設定は避けることとする。また、設計面からは、個別のコンポーネントの互換性を十分に確かめ、モジュール設計化を図る必要がある。

1. 4. 基本コンセプトの設定

1. 4. 1 基本的な条件

高齢化などに伴い、歩行機能の低下が進行するプロセスに対する歩行支援のねらいと方法は

- (1) 歩行の自由度が低下しないように、歩行能力低下を補充する支援デバイスの役目をめざす
- (2) リハビリテーションの役割を果たし、歩行能力の維持または向上をめざす

ここでは主として(1)を中心にし、歩行意欲を維持させ、できるだけ長期間自律的に歩行していただくことを実現することを目的としている。そのためにユニバーサルデザインの手法を導入する。足を使う(立つ、歩く)、腕を使う(体重の一部を支持、押す、廻す)を支援し、できる限り歩行機能の低下を遅らせることを可能とする狙いである。

具体的には駆動輪を持ち、駆動・制動を被支援者の挙動を感知して支援する装置であり、原則として切り替えスイッチなどの操作デバイスは用いない。歩行の支援も積極的に被支援者が歩く努力を低下または中止する方向への支援は行わない。また、運動性能としては、段差などの前進走破性と同時に人ごみやエレベータの中での歩行方向転換も小回りが効くような機能も付加するものとする。

また、歩行機能のみへの着眼ではなく、広く福祉モビリティのコンセプトに適合するように統合的な観点から開発研究を進めるものとする。

1. 4. 2 対象ユーザ

主たる支援対象者は、

- (1) 現用の歩行補助者を使用しての外出に不安がある方
- (2) 介助者の支援や車椅子の使用が必要と感じている方
- (3) 外出が億劫になり、家に閉じこもりがちの方とする。

すなわち、次のような条件をもつ対象者である。

- ・自分の足で歩くことは可能である
- ・周囲の環境に現用の歩行器を用いても歩くには不安な点が多いことで、外出に不安を感じる
- ・下肢の機能低下がで始めている方

また、高齢者の場合は高齢者の条件として、

- (A) 坐位バランス 上半身の動きによる多方向への上体の傾きに対して、これに耐え得る体幹筋力がある方
- (B) 立位バランス

- ・体幹および下肢の筋力は、立位を保持できる方
- ・下肢の各関節の拘縮が少ない方
- ・下肢の知覚障害がない方
- ・身体各部、特に下肢の各関節に痛みがないか、あっても少ない方
- (C) 上肢機能 体重を支えるために必要な上肢機能は、ハンドルを持つ上肢が健常である方
- ・各関節に拘縮が少ない
- ・痛みがない
- ・知覚障害がない

が考えられる。これらの基本的な条件は更に現状を調査して常にウォッチしてゆく必要がある。