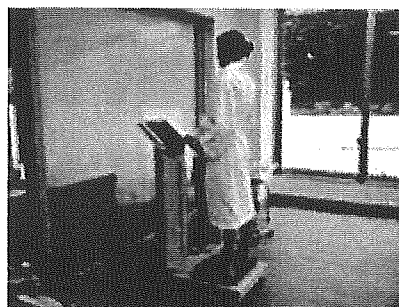


### 5-3-5 ウェルネスセンターの施設概要

#### 1) In Body・ミストサウナ

最新の体成分分析装置による測定を行う。体脂肪率、筋骨格量はじめウエストヒップ比、身体バランス、基礎代謝量なども測定可能となっている。また、測定値に基づくアドバイスも行っている。

また、ミストサウナは、低温ミストに芳香剤を加え、アロマの香り漂うミストサウナとなっている。



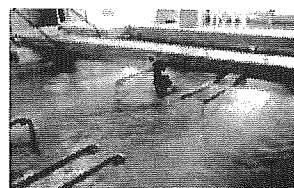
#### 3) ハイドロマッサージバス

暖かい海水の水流と泡によるマッサージバスとなっている。海藻を主成分とする保湿剤も入っているため、肌をなめらかにする効果がある。観光やマリンスポーツで疲れた身体に効果がある。



#### 4) タラソゾーン

暖かい海水ジェットプールで、筋肉をほぐすことや、水中エクササイズを行うことが可能となっている。



#### 5) アルファ 21DX

適度な温熱とバイブレーション、アロマオイルの香りが複合的に働きかける最新式のリラクゼーションカプセルである。「美容」や「熟睡」、「減量」等の 8 コースから、嗜好にあったコースを選択できる。



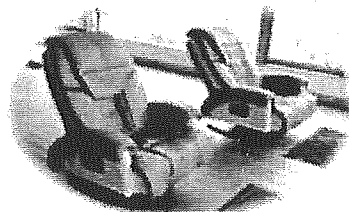
#### 6) 手足浴

上下肢への冷温交代シャワーによる刺激が与えられる。手足の血行を促進し、筋肉疲労を和らげる効果がある。

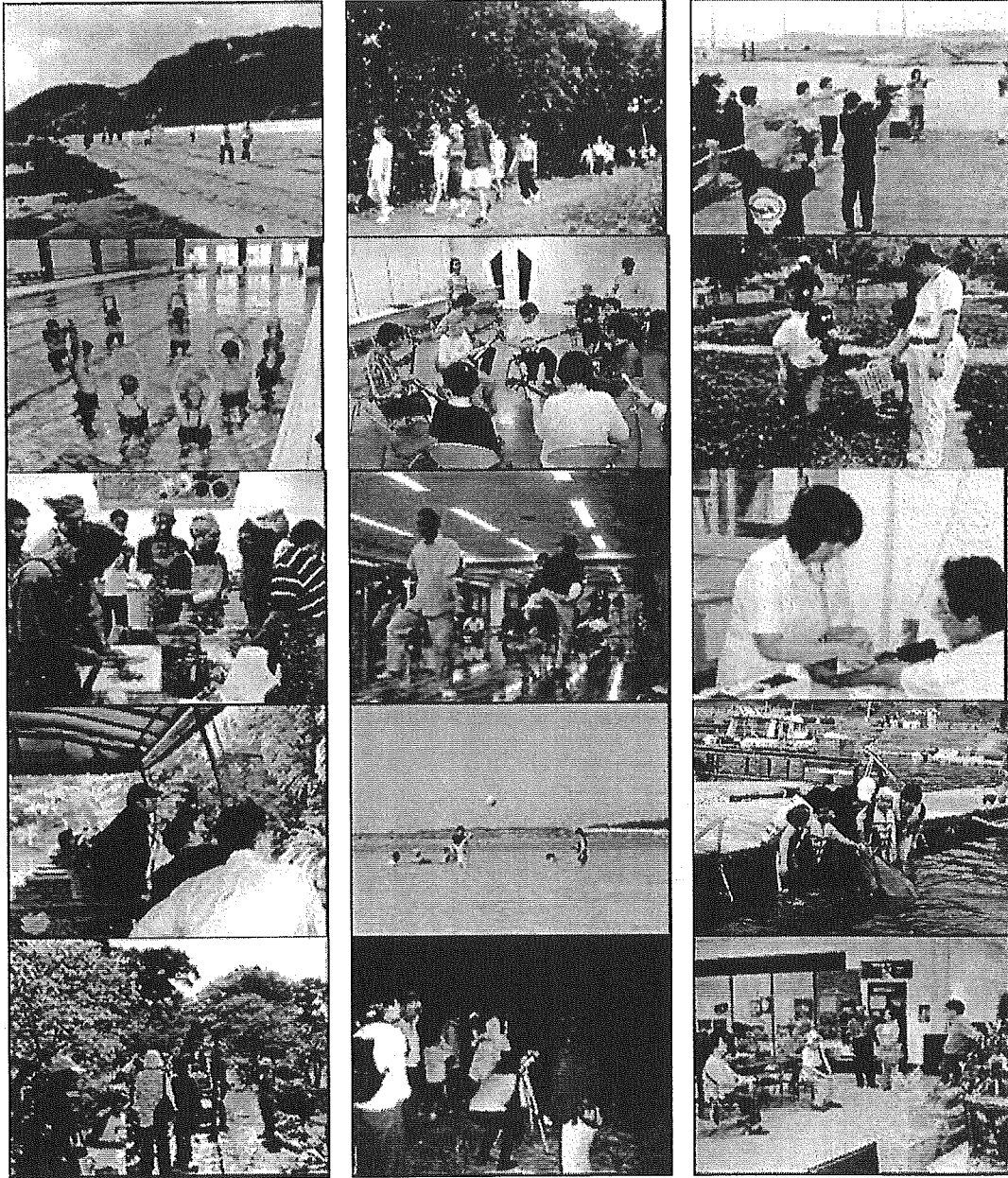


#### 7) マッサージチェア

眺望のよい窓辺にあり、最新式の全身型マッサージチェアであり、筋肉疲労の回復とともに、精神的なリラックスを目的としている。



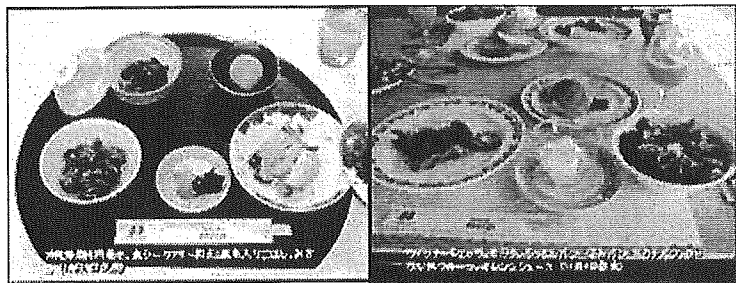
### 5-3-6 健康効用型プログラムの実施



### 5-4 「もとぶ元気村」のメニューと食材供給

#### 5-4-1 機能性食品中心のメニュー

2002年のマリンピアザ開業に伴って、利用客および宿泊客に対する「食」に関して多角的な議論が行われた。マリンピアザのめざすところは本格的な健康保養型の総合施設であり、その内部で供給される食は、機能



性食品が中心であること、可能な限り地域の食材を活用することが重要であるとされた。

このレストランで提供される食材は「やんばる元気野菜」としてブランド化し、付加価値をつけていくことが目論まれた。有機栽培や無農薬野菜であることが前提で、具体的にはゴーヤ、ニガナ、ハンダマ、モーウイ、島ニンジン、島ラッキョウなどが入手可能であることがわかった。沖縄の強い紫外線は、抗酸化物質をつくることに関係が深いとされ、サンゴ石灰石土壌は、豊富なミネラルを含むとされる。

#### 5-4-2 食材の供給

元気村の料理長とスタッフは、基本方針を受けて、地元とその周辺で栽培されている食材の調査を行うと同時に、本部町内の市場や名護市内の生鮮市場を調査し、主立った品目のリストを作成した。一方でこれらの食材を使った調理法に関しては、地元の人々からのヒアリングや生活改善グループ、農協などで実際に調理を学んだり覚えたりしながら、施設内で提供するメニューについて試行錯誤を繰り返した。沖縄の調理法や味付けの基本を学んだ後、商品として洗練するために、和食や洋食の調理法や味付けについて検討するとともに、盛りつけ方や料理の組み合わせ、皿やお碗などの什器に関しても工夫していった。

一方で、商品化した場合の値付けの問題とコストの問題に関し、検討が加えられた。地元の生産物で、少量である場合、当然コストが高くなる。地元の生産物にこだわる限り、マスで流通している安価な物は使わないので、他の宿泊施設や飲食店並みの料金設定にすると利幅が少なくなり、経営的には不安定となる。そこで、提供するメニューを二層に分けて、地元の物にはこだわるが、一般流通で手に入る食材を使ったメニューと、機能性食材をふんだんに用いて、元気村に固有の独特なメニューの二つのグループをつくった。固有のメニューは、一般的な商品よりも五割程度まで高く設定しているが、健康メニューとしての付加価値をもった商品としている。

商品を安定的に利用者へ供給するためには、流通を確保する必要がある。単一食材を大量消費する飲食店と異なり、それぞれの物は少量で多品種となる。もとぶ元気村で扱う食材の種類は最大で 70 種類に及ぶが、そのほとんどを地元から調達している。



写真 地元の食材

契約栽培等による供給が望ましいとされるが、実際に契約栽培によって提供されている物は、シマニンジンなどで、金額的にはごくわずかである。その他の食材については、料理長やスタッフが生産農家に直接おもむいて購入することが多く、一部の商品は地元の市場で購入している。

契約栽培が軌道に乗るために時間を要するのは、農家側に安定した品質で安定した量の生産物を定期的に出荷できる能力と技術が未だ未成熟であることがあげられる。農作物の場合、品質と量は、天候等に左右される場合が多いが、できたらできただけ、できない時はそれだけしか供給しない体制となっている。また契約金額よりも、市場価格の方が高ければ、契約先には納品せず市場に流通させてしまうなど、契約の根本的な考え方が浸透していない側面も指摘されている。

もとぶ元気村では、これらの弊害を少なくするために、契約栽培は限られており、通常は

生産農家をひとつひとつ回ったり、市場をあちこち探して、目的となる食材を手に入れている。これは相当の労力であるが、このような地道な活動が口コミで生産者に広く伝わり、現在では、生産者がもとぶ元気村に対して、食材を売り込みに来る状況となっている。

沖縄奄美スローフード協会によれば、スローフードの展開によって、多くの宿泊施設や飲食店で有機栽培の生産物や、地域固有の機能的食材を扱うようになってきたが、実際は生産者とこれらの施設との間でコミュニケーションが不足しており、供給側では、どのようなルートで販売したらいいかわからないケースも多い一方、調理する施設側でも、目的とする食材の生産者と流通ルートがわからないなど、情報のミスマッチがみられるとのことで、これらのことは今後の課題となっている。

- 1 人々が集積する都市部から、経済的基盤が脆弱で人口の少ない農山漁村部に人々を誘導することは、国際的にはボーダレス社会の促進や南北問題の解決策のひとつであり、国内的には国土における経済力の是正を促し、交流人口を増やす政策としてすすめられることになる。

1970年代の「日本列島改造論」は、都市部と農産漁村部の所得格差の是正を問題意識として、新幹線と高速道路の整備など高速交通網によるネットワークづくりに主眼がおかれた。観光型地域振興政策は、国家政策ではなく、各自治体からの自然発生的な政策展開であるが、ここでもやはり問題意識としては、地域間格差の是正がある。都市部からの所得の再分配効果以外に期待される効果としては、自然環境の保全や歴史文化環境の発掘と演出、地元意識の高揚、雇用の場の確保や拡大、特産品の開発と販売など多岐にわたる。その中でも、交流人口の増大に関しては、日本列島改造論時代には、通勤圏の拡大やビジネス上の利便性、帰省などの側面が強かったが、観光型地域振興策では、「観光」の要素を強く意識している他、長期滞在や二拠点居住、将来的には移住までも視野に入れた政策となっていることが特徴である。

- 3 観光型地域振興の中で、持続性を考える場合、自然環境を保全していくことは当然のことである。自然は、単に保護するだけでなく、大切に貴重な物だからこそ、多くの人々がそれを理解し、自ら守る気持ちになり、同時にその自然の利用に対して、喜んで対価を支払う(Willingness to Pay)ようなシステムが必要と思われる(Herfindahl, 1974年他)。
- 4 効用:心理学用語で、満足感や達成感を意味する。

- 5 DATとは、正しくはイルカ介在療法(Dolphin Assisted Therapy; DAT、ドルフィンセラピー)と呼ばれており、動物介在療法(Animal Assisted Therapy; AAT、アニマルセラピー)のひとつである。動物介在療法は200年近くの歴史をもち、欧米を中心に広がってきた。身体的あるいは精神的に病をもつ人々の緊張や不安を緩和することを目的とし、なかでも犬、猫、ハムスターなどや乗馬療法がよく知られている。ただし、DATは疾患の治療を目的とするものではなく、症状の改善やQOL(クオリティオブライフ)の向上を目的とするものである。

DATの歴史: 20数年前にアメリカの児童心理学者が、浮力をもつ水と知能の高いイルカを結びつけたことから始まる。諸外国では、これまでにうつ病、PTSD、発達障害、ダウン症候群、学習障害、自閉症などの病やリハビリテーションを対象に実施されてきた。日本においては、1996年に初めて旧厚生省の研究班として財団法人健康科学財団が研究に着手した。歴史は浅がこれからの研究が期待されている。

DATの特徴: 他の動物介在療法とは大きく違い、水中の浮力を利用する点にある。水に入ることにより、地上に比べリラクゼーション効果があるので、楽しみながらリハビリテーションも行える。そして、愛嬌があり知能の高いイルカたちと一緒に遊んだり、泳いだりすることにより精神的、心理的効果が増幅するといわれている。さらに、沖縄県の東シナ海の海岸を利用することで、海洋性気候や美しい自然が心身に与える陽性効果も期待されている。

## 6. 結論

研究成果から、次の点が明らかになった。

第2節のタウンモビリティに関する施策と関連事業の現状に関する研究からは、①大都市近郊の中小都市モデル、②地方の中規模都心モデル、③地方の小規模都市モデル、④大規模近郊の中規模都市モデルに分けて、概況を明らかにした。また、歩行支援機の実用化後の社会交通実験に関わる地区要件面から、候補地区に関する現状分析を行い、次頁の一覧表にまとめた。

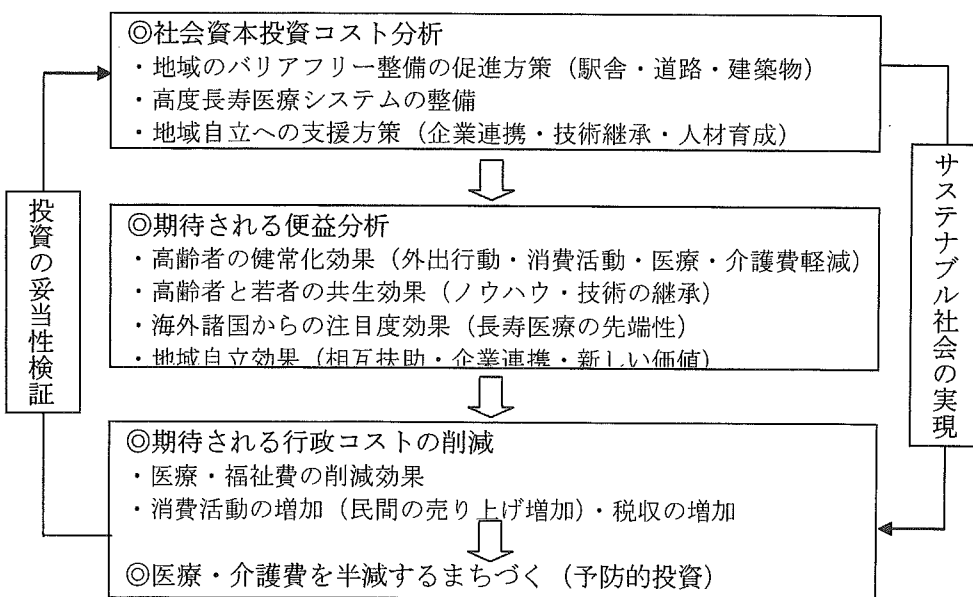
第3節のタウンモビリティの関連事業の事例調査では、全国66箇所からアンケート調査への回答をもとに、タウンモビリティが成立する条件を概括した。さらに、長崎県（小浜市）と福岡県（久留米市）の事例を対象とした詳細な分析を行い、タウンモビリティ事業による効果を評価するとともに、事業を支えるうえで公民協働の仕組みが求められている事情を明らかにした。

第4節では、高齢者が住みやすいまちづくりを政策として取り入れ、推進している地方自治体として、静岡県（長泉町）、北海道（江別市・伊達市）、東京都（板橋区）、横浜市を対象として、行政の取り組みに関するヒアリング調査を行い、データベースとしてまとめた。

第5節では、健康効用型観光開発の事例として、沖縄県のもとぶ元気村（財）健康科学財団）を取り上げ、長寿社会における観光の可能性について検討した。

以上をまとめれば、タウンモビリティの事業化には、そのコストを誰が負担するかという問題がある。この問題は、これまでは地域の実情に応じて個別的に解決されてきた。しかし、バリアフリーの基盤整備や建物整備、高齢者の交流、支援拠点の整備、長寿健康医療との連携体制の整備のどれをとっても、この問題抜きで語ることは難しく、行政の財政的制約が明らかになるに従い、ますますこの問題は重要になるとと思われる。

今後の研究課題としては、歩行支援機の実用化に向けた導入条件に関する基礎調査とタウンモビリティに関わる費用対効果分析が必要であると考えている。費用対効果に関しては、英国のショッピングモビリティ事業における「クロスベネフィット」の考え方も参考にしながら、将来の行政コストや医療負担を軽減するために、タウンモビリティ事業に「予防的投資」を行うための政策シナリオ研究が望まれる。



別表 歩行支援機を用いた「福祉モビリティ社会実験」地区（案）一覧表

対象地区 (所在地)	歩行支援機機能 (製造・メンテ体制)	バリアフリー機能 (交通・建物・心理面)	歩行能力の評価 (長寿・健康医療体制)
◎大都市近郊の中小都市モデル【沈滞, 高齢者急増】 多摩ニュータウン諏訪・永山地区 (東京都多摩市)	<ul style="list-style-type: none"> <li>近傍多摩シリコンバレー地区に立地する企業連携の可能性</li> <li>ニュータウンに居住する技術者（製造業従事経験・高齢健常者）の活用の可能性。</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>京王線, 小田急線永山駅 駅舎バリアフリー整備進捗状況</li> <li>歩行者専用道路の整備状況とバリアフリー化の必要性</li> <li>老朽化した団地のリニューアルや EL 整備計画</li> <li>福祉介護 NPO 法人の活動状況</li> <li>総合的視点からバリアフリー機能を再評価。</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>既存医療機関等との連携の可能性。 (日本医科大学・東京都立病院が立地)</li> </ul>
◎地方の中規模都心モデル【中心市街地の停滞】 西鉄久留米駅前地区・タウンモビリティ事業地区 (福岡県久留米市)	<ul style="list-style-type: none"> <li>既存のタウンモビリティ事業（電動カート）に関連する地元の企業連携の可能性。</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>久留米駅駅舎のバリアフリー工事の進捗状況</li> <li>久留米駅及び周辺道路のバリアフリー整備進捗状況</li> <li>商店街の建物のバリアフリー整備進捗状況 (一部ハートビル法の認定済み)</li> <li>NOP 法人こうれい研によるタウンモビリティ事業の実績の評価。</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>既存医療機関との連携の可能性(左記 NPO 法人のメンバーに医療・介護関係者が役員として参画している)</li> </ul>
◎地方の小規模都市モデル【地域住民＋外来の滞在者】 マリンプiazza・もとぶ元気村 (沖縄県・本部町)	<ul style="list-style-type: none"> <li>NPO 法人バリアフリーネットワーク会議による沖縄県との共同研究の可能性</li> <li>当該ネットワークに関連する地元企業の連携の可能性。</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>エリア内の通路や諸施設のバリアフリー整備状況</li> <li>NPO 法人バリアフリーネットワーク会議による地元の実験支援体制の条件。</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>既存医療研究機関との連携方策。</li> <li>(財)健康科学財団 名桜大学</li> </ul>
◎大規模近郊の中規模都市モデル【長寿医療との連携】 愛知健康の森・国立長寿医療研究センター(愛知県大府市)	<ul style="list-style-type: none"> <li>近傍に立地する企業連携の可能性。</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>エリア内の通路や諸施設のバリアフリー整備状況</li> <li>インフォマテイクスとの連携方策</li> <li>地域の NPO 法人等との連携の可能性。</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>既存の国立長寿医療研究センターとの連携方策</li> </ul>
◎大規模近郊の中規模都市モデル【老人医療施設との連携】 東京大学がんセンター立地地区(千葉県柏市)	<ul style="list-style-type: none"> <li>近傍の十余二工業団地の入居企業の連携方策。</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>つくばエクスプレスの駅舎や周辺道路のバリアフリー整備状況</li> <li>住宅施設等の建物のバリアフリー整備状況</li> <li>地域の NPO 法人等との連携方策。</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>既存医療機関等との連携の可能性。</li> <li>東京大学がんセンターゲノム研究センター(立地可能性)</li> </ul>

厚生労働科学研究費補助金（長寿科学総合研究事業）

（分担）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

## II-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

（分担）研究者 山本 紳一郎 芝浦工業大学助教授

### 研究要旨

本研究は，“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。2) では，新たな開発コンセプトに必要とされるマンマシンインターフェイスの必要条件を明らかにするために様々な実験を行っている。歩行支援機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 $\theta$ が最適であることが明らかになり，少なくともハンドルにかかる垂直力成分，前後力成分を検知できるシステムが必要であることが示唆された。

### 1. 緒言

未曾有の高齢化社会を迎えている日本にとって、寝たきり予備軍や要介護者の増加、および少子化による介護力の減少は重要な社会問題となっている。このため、健康の保持・増進を目的とした運動療法は生活習慣病の予防や治療に有効な手段であり、近年、非常に積極的に実施されるようになってきている。

歩行運動の持つ効果は極めて高いと考えられるが、高齢者の中でも杖や歩行器を用いて歩

くことに不安感を覚える方もいる。これは実生活環境（屋外）での移動におけるバリアの多さに起因する。事実、Bateniら<sup>(3)</sup>は杖と歩行器が外乱に対する補償動作を阻害することを示し、歩行補助具の転倒の危険性にも言及している。

以上のことを総括すると、歩行支援機（支援システム）に要求される機能展開は、“医学的に立証可能な歩行能力を最大限に活用でき、地域・環境面のバリアレベルをクリア可能となるよう工学的に支援する”となる。



本分担研究では、支援システムとしての歩行支援機に関する自走制御アルゴリズムのパラメータの選定について、現存する歩行支援機を使用した生体力学的解析を実施し、マンーマシンインターフェイスにおける必要条件を明らかにすることである。今回の報告では、課題1) 歩行支援機の生体力学的評価、課題2) 歩行支援機の基本機能に関する考察に分けて報告する。

## 2. 歩行支援機の生体力学的評価

### 2.1 目的

高齢者は、下肢にかかる負荷が原因で、関節に障害を持つケースが多い。特に、膝関節への負荷は変形性膝関節症を起こす危険性がある。この変形性膝関節症の90%以上が50歳以上の高齢者であり、実際にどの程度の負荷が下肢にかかるのか定量化する必要がある。しかしながら、歩行支援機を使用したときの、下肢関節に及ぼす負荷の影響はあまり研究されていない。そこで、本研究の目的は、既存の歩行支援機を用いたときの下肢関節への影響を運動学的、及び運動力学的に評価することである。

### 2.2 歩行支援機

実験に用いた歩行支援機は、ヘルシーワン（印象ベイビー社：Fig. 2.1）とKQ（パラマウントベット社：Fig. 2.2）を用いた。ヘルシーワンは、縦×横×高さが740mm×740mm×770mmであり、重さが3.8kgである。また、手持ちタイプのハンドルで、ごく標準型といえる。歩行中は、この部分に力が加わる。KQは、縦×横×高さが、550mm×700mm×890mmであり、重さが11kgである。ヘルシーワンと比較すると、重さが3倍近くある。また、手持ち部分の形状は肘掛タイ

プとなっており、肘で負荷を支える。

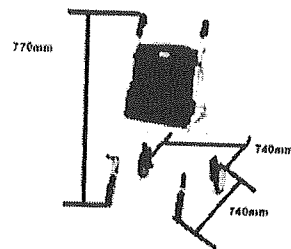


Fig. 2.1 ヘルシーワン外観

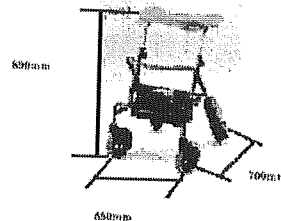


Fig. 2.2 KQ外観

## 2.3 方法



計測には、1枚の床反力計（Kistler 社製）と2台の高解像度カメラ（ディテクト社製：60Hz）を用いた。カメラと床反力計の同期は、自作したフットスイッチの信号によって行った。なお、床反力計はサンプリング周波数900Hzで計測した。実験システム全体図をFig.2.3に示した。反射マークを肩峰、大転子、膝関節中心、外踝、つま先および歩行支援機の特徴点（ハンドル、後輪、前輪など）に貼付し、実験データ取得後、ディテクト社製デジタルシステムによって空間座標データに変換し、股関節、膝関節、足関節の関節角度変化を計測した。関節角度は屈曲、背屈方向を正、伸展、底屈方向を負とした。フットスイッチから、右足踵接地から次の接地までを1歩行周期として検出し、1歩行周期を100%として、正規化して評価した。また、各関節角度は、ピーク値から関節可動域を算出した。さらに、床反力データおよび関節角度変化のデータから、各関節のまわりの関節モーメントを持丸らの方法によって、算出した（詳細な算出法は報告書詳細を参照のこと）。関節モーメントは床反力から計測されたデータを個人の体重の比に計算した値で正規化した。また、体重と下腿部のセグメント長をかけた値で正規化した。

以下の2つの実験を実施し、以下のことについて検討した。

実験1) 歩行支援機の違いによる検討

実験2) 歩行局面の違いによる検討

検者は、健常成人男性5名であった。

詳細な方法は、報告書詳細に記載した。

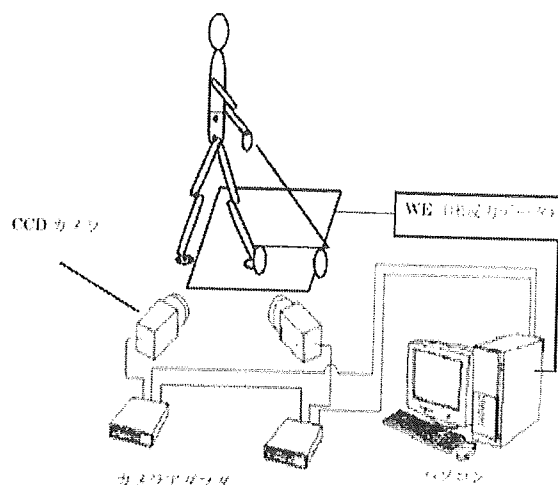


Fig. 2.3 実験システム構成

## 2.4 結果と考察

### 実験1) 歩行支援機の違いによる検討

歩行支援機を使わない通常歩行と前述の2機種歩行支援機における定常歩行時の関節可動域と関節モーメントについて比較検討した。Fig. 2.4に足関節、膝関節、股関節角度可動域の結果を示した。

各関節に共通して、ヘルシーワン、KQの関節可動域が、通常歩行と比べて有意に小さくなった。このことは、通常歩行に対して、ヘルシーワン、KQが歩行支援機を持つ事によって、運動が制限されていることが示唆される。つまり、歩行支援機を持つ事によって、歩容が変化することが明らかになった。また、ヘルシーワンとKQの可動域の相違（ヘルシー>KQ）は、手持ちタイプ（ヘルシーワン）と肘掛タイプ（KQ）という持ち方による違いが影響していると考えられる。

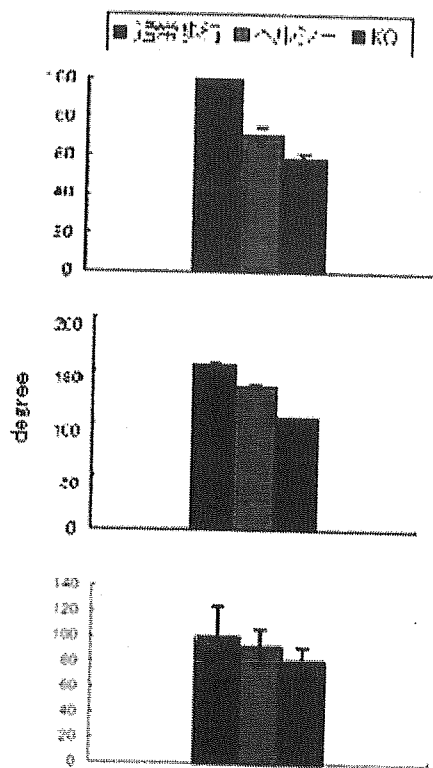


Fig. 2.4 関節可動域 (実験1)

上から、足関節、膝関節、股関節を示す。

Fig. 2.5に各関節の関節モーメントピーク値の結果を示した。関節モーメントも可動域の結果と同様な傾向があり、通常歩行>ヘルシーワン>KQ という順で大きさが異なっていた。つまり、角度変化が大きいほど、関節にかかるモーメントが大きいことが示唆される。

## 2) 歩行局面の違いによる検討

歩行は通常3つのタイプに分ける事ができる。それは、歩き始め(first)、歩き開始5歩目以降の歩行周期、そして、歩き終わり(last)である。この実験では、ヘルシーワンを用いて、歩きの開始から終了までの3局面での一歩行周期を計測し、関節可動域と関節モーメントを比較検討した。

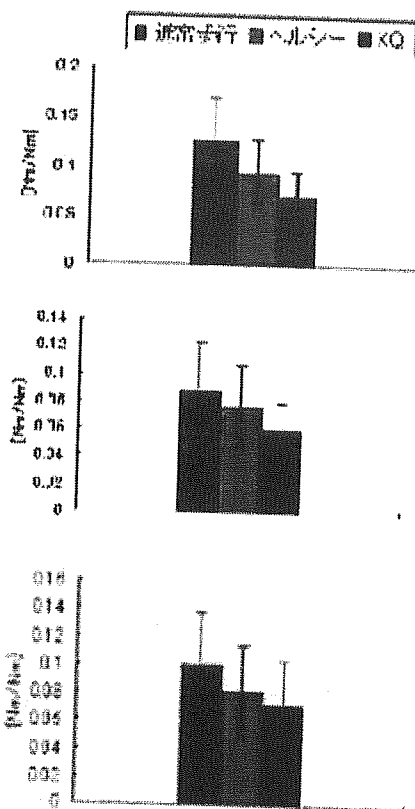


Fig. 2.5 関節モーメントピーク値 (実験1)

上から、足関節、膝関節、股関節を示す。

Fig. 2.6およびFig. 7に各関節の関節可動域および関節モーメントピーク値の結果を示した。足関節、膝関節、股関節に共通して、定常歩行時の関節可動域がfirst step, last stepと比べて、最も大きな値を示した。また、各関節の関節モーメントピーク値も定常歩行時にfirst step, last stepと比べて、最も大きかった。すなわち、関節可動域の増大とともに関節モーメントピーク値が増大していることがわかる。すなわち、関節可動域が大きいと関節モーメントのピーク値が大きくなることが示唆される。

また、モーメントの総和でも、各関節に共通して、定常歩行が最も大きくなった。

これらのことから、関節モーメントは、

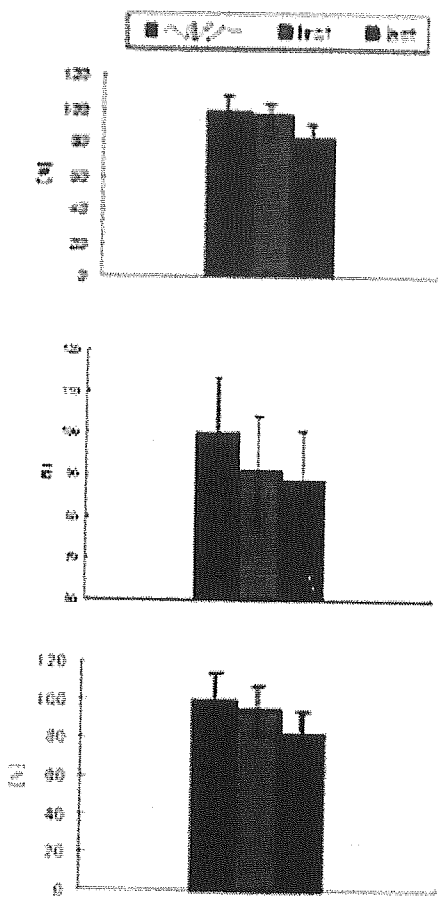


Fig. 2.6 関節可動域 (実験 2)

上から、足関節、膝関節、股関節を示す。

関節角度可動域の増大とともに大きくなることが明らかになった。これらのことは、定常歩行より歩き始めと歩き終わり時が歩行支援機により依存しているのではないかと考えられる。

## 2.5 まとめ (課題 1)

歩行支援機を用いると、通常歩行と比べて、関節可動域が小さくなり、関節モーメントも小さくなることが明らかになった。すなわち、歩行支援機によって、通常歩行より、関節にかかる負荷を軽減できていることが示唆された。また、デバイスの違いによっ

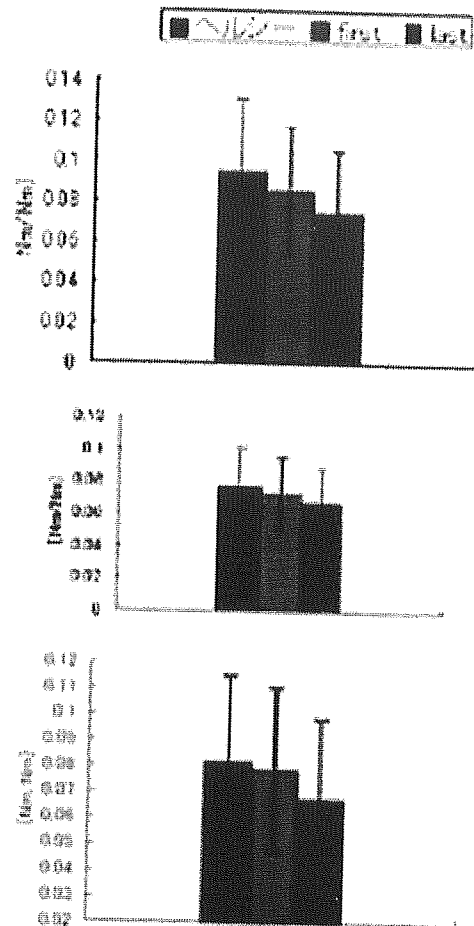


Fig. 2.7 関節モーメントピーク値 (実験 2)

上から、足関節、膝関節、股関節を示す。

ても、関節可動域および関節モーメントに違いが生じることが明らかになった。

今回の実験では、肘掛けタイプ(HQ)と手持ちタイプ(ヘルシーワン)を用いたが、肘掛けタイプが、手持ちタイプと比べて、関節可動域および関節モーメントが小さくなった。総じて、関節角度の変化に比例して関節モーメントも変化することが示唆された。

手持ちタイプのヘルシーワンを用いて、歩き始め(first step)、定常歩行、歩き終わり(last step)の関節角度変化と関節モーメントを比較した結果、first stepとlast stepの関節モーメントが定常歩行より小さくなることが明ら

かになった。すなわち、被検者は、歩き始めと歩き終わりで、より積極的に歩行支援機を用いて、関節にかかる負荷を軽減していることが示唆された。

今後の課題として、以下のことが考えられる。

- ・高齢者を対象とした実験
- ・現在開発中の歩行支援機の評価実験

## 2.6 参考文献 (課題1)

- 1) 平成16年高齢社会白書, 内閣府
- 2) 杉岡洋一ら: 変形性膝関節症の運動・生活ガイド, 日本医事新報社, 1999
- 3) 関節モーメントによる歩行分析, 臨床歩行分析研究会, 1997
- 4) 臨床歩行分析入門, 医歯薬出版株式会社, 1989
- 5) David A Winter: Biomechanics and Motor control of Human Movement, NewYork, Wiley&Sons/Interscience, 1990

## 3. 歩行支援機の基本機能に関する考察

### 3.1 目的

本課題では、支援システムとしての歩行支援機に関する自走制御アルゴリズムのパラメータの選定について、現存する歩行器を使用した歩行動作解析および筋活動の結果を基に考察する。

### 3.2 調査実験

地域・環境面のバリアを適切にクリアするには、歩行支援機に自走機能が必須となる。とはいえ、被支援者の要求に従うことなく歩行支援機が自走するなどはあってはならない。つまり、被支援者と歩行支援機との幾何学的配置 (相対

的な位置関係)、あるいは被支援者と歩行支援機の挙動を把握することは、歩行支援機の自走制御アルゴリズムを構築する上での必要条件となる。そこで、健常成人男性 3 名を対象に、各自の至適歩行速度における歩行器なし (コントロール)、および市販の歩行器 2 台 (図 3.1) を使用した際の 5 歩分の歩行動作解析を行った。

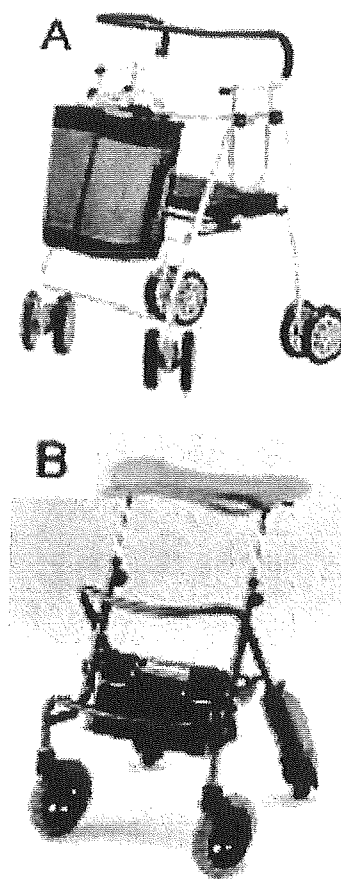


Figure 3.1 The walking assist devices used in this study.

歩行動作解析は、身体右側の腸骨稜(ILI)、右脚外側踝(ANK)および歩行器 A,B の右前輪軸(WHL)にマーカを貼付し、各マーカの 3 次元座標を 3 次元動作解析装置 (DIPP-MOTION XD; ディテクト) によって計算した。各点の移動速度は矢状面内での進行方向の座標を 1 次

微分によって算出し、コントロール条件での腸骨稜のピーク速度によって規格化した。また、すべての歩行条件下において右脚ヒラメ筋(SOL)および右腕の上腕三頭筋(TB)から筋活動電位(アンプ: AB610J; 日本光電、電極間距離: 3cm、電極: Ag-AgCl;  $\phi$  7mm)を測定した。各筋活動電位は全波整流後、コントロールでのピーク値によって規格化した。

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 3.2A)。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。

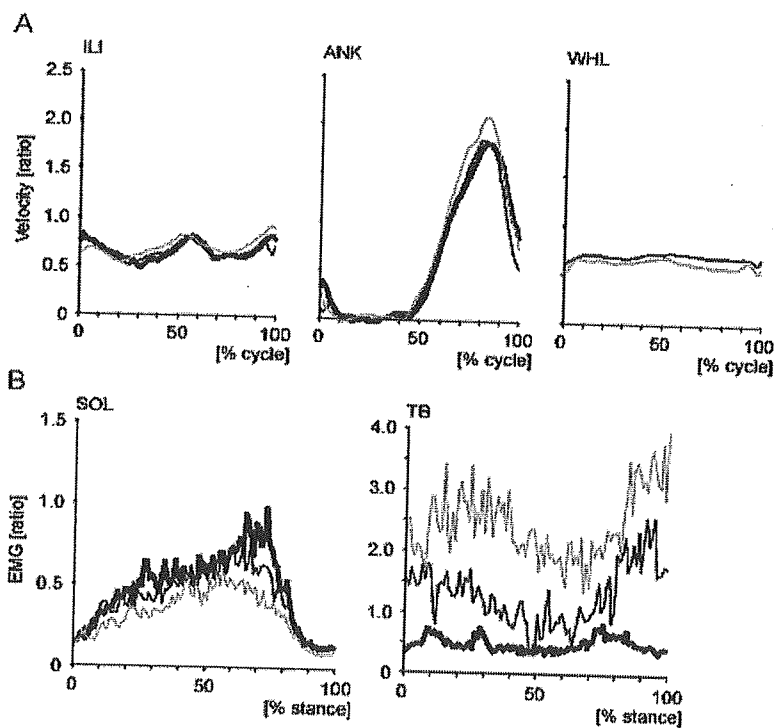


Figure 3.2 Averaged velocity (A) and electromyographic activity (B) profiles in each condition. Black thick lines : control, black thin lines : walker (A), gray lines : walker (B). ILI : top of the iliac wing, ANK : lateral malleolus, WHL : front wheel, SOL : soleus muscle, TB : triceps brachii muscle.

### 3.3 開発コンセプト(自走制御パラメータ選定)

前述の通り、被支援者と歩行支援機それぞれの移動速度は歩行フェーズによって差異が生じることから、歩行支援機の自走制御アルゴリズムとして一定の速度で歩行器が移動することは、被支援者にとって必ずしも安定した歩行動作を実現できるとは限らない。

全体の移動速度  $V_x$  (図 3.3) は被支援者の至適歩行速度に収束する。被支援者と歩行支援機とのインターフェース部はハンドル部分のみであることから、被支援者は  $V_x$  が遅ければ前方へ押すなど、ハンドル部へ印加する力  $F_x$  を補償的に調節する。図 1(B)のような肘掛タイプの歩行器では、ハンドル部へ身体荷重が印加されるため ( $F_y$  の増加)、 $V_x$  に対する  $F_x$  の寄与はハンドル把持タイプ (図 1(A)) と異なる。このため、歩行器が支える荷重  $F_y$  を何らかの形で反映させる必要があるとわかる。この問題は、 $V_x$  に対する  $F_x$  の寄与率を決定付ける、換言するなら  $V_x$  に対する  $F_x$  のゲインを調節することによって合目的に達成される。 $F_x$  と  $F_y$  との比 ( $F_x/F_y$ ) は“歩行器に身体荷重を支持させつつ前進する”歩行能力を決定付けるパラメータとなり、 $F_x/F_y$  は  $F_x$  と  $F_y$  の合成ベクトル  $F$  (実際にハンドル部へ作用する力ベクトル) の方向  $\theta$  に他ならない (図 3.3)。

以上のことから、歩行支援機の自走制御では  $V_x$  を制御することに帰着し、 $F_x$  とそのゲイン調節に寄与する  $F_x/F_y$ 、つまり  $F_x$  とハンドルへ印加される力ベクトル  $F$  の方向  $\theta$  を制御パラメータとして、歩行移動速度  $V_x$  を制御することが最適であると結論付けられる。

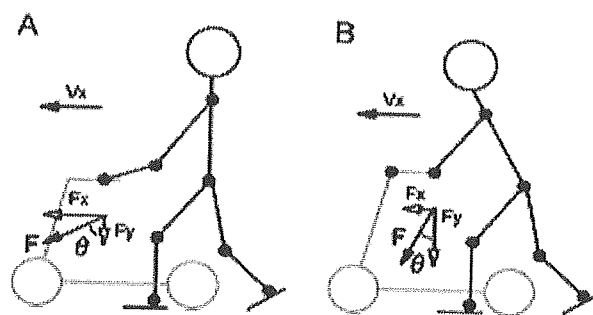


Figure 3.3 (A) Gait appearance with walker A (fig.1), (B) with B.

### 3.4 まとめ (課題 2)

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  $\theta$  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<sup>(4)</sup>を取り入れることで支援システムの完成を目指す。

### 3.4 参考文献 (課題 2)

- (1) 井原秀俊, 中山彰一. 関節トレーニング-関節は高感度センサーである 協同医書出版社 (1990)
- (2) Wernig A, Muller S, Nanassy A, Cagol E. Laufband therapy based on 'rules of spinal locomotion' is effective in spinal cord injured persons. Eur J Neurosci 1995; 7:823-9
- (3) Bateni H, Heung E, Zettel J, McIlroy WE, Maki BE. Can use of walkers or canes impede lateral compensatory stepping

movements? Gait Posture 2004; 20:74-83

(4) 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 D&D 講演会論文集 2005

#### 4. 健康危険情報

特になし

#### 5. 研究発表

総括研究報告書にまとめて記載する.

#### 6. 知的財産権の出願・登録状況 (予定も含む)

総括研究報告書にまとめて記載する.



厚生労働科学研究費補助金 (長寿科学総合研究事業)

(分担) 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

## Ⅱ-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

(分担) 研究者 山本 紳一郎 芝浦工業大学助教授

### 1) 歩行支援機の生体力学的評価 目次

1. 緒言	2-2-3 関節モーメント
1-1 はじめに	2-3 モーメントの処理法
1-2 歩行支援機開発コンセプト	
1-2-1 開発コンセプト	3. 結果と考察
1-2-2 使用目的	3-1 実験1
1-2-3 対象となる身体条件	3-1-1 実験目的
1-2-4 機能	3-1-2 実験方法
1-2-5 歩行支援機	3-1-3 実験結果
1-3 研究目的	3-1-4 考察
1-4 歩行支援機	3-2 実験2
1-4-1 ヘルシーワン	3-2-1 実験目的
1-4-2 KQ	3-2-2 実験方法
	3-2-3 実験結果
	3-2-4 考察
2. 方法	
2-1 実験装置	
2-2 データ処理と評価法	4. 結論
2-2-1 関節角度の算出	
2-2-2 パラメータの算出	参考文献

### 2) 歩行支援機の基本機能に関する考察 目次

1. 緒言	4. まとめ
2. 調査実験	参考文献
3. 開発コンセプト (自走制御パラメータ選定)	

## 1) -歩行支援機の生体力学的評価-

### 1. 緒言

#### 1-1 はじめに

現在、わが国では、65歳以上の高齢者が総人口の18%以上にも及ぶ。今後、高齢化は2015年まで、急激に増加し、その後、2060年には、35%以上が高齢者となる事が予測されている。高齢者が増加している一方、少子化も進行しており、目下、65歳以上の人口は0歳～14歳以上の人口を超えている。この現状にあたり、高齢者である介護者に対して、介護する若者に非常に負担がかかっていると予想される。そのため、高齢者が自立し、働く者への重荷を軽減していくが望まれている。

ヒトは、加齢により歩行機能が低下し、転倒してしまう可能性が高くなる。高齢者の転倒は、直接寝たきりの原因になる可能性が高く、若年者に比べ非常に危険である。平成16年度の高齢社会白書<sup>1)</sup>の意識調査によると、65歳以上の高齢者のうち、自分から積極的に外出する人の割合が全体の60.2%と過半数を超えており、外出先で転倒してしまう高齢者の数もこれに比例して多くなることが予想される。ゆえに、運動機能が低下した高齢者や、軽度の歩行機能障害者の安全な歩行を確保することは重要なテーマとなっている。そこで筆者らは、高齢者の転倒防止、安全な歩行をすることにより、低下した身体機能を賦活させ、寝たきりの状態になることを防ぎ、自立して生活ができるような高齢者が安心して使える歩行支援機の開発を目指している。

#### 1-2 歩行支援機開発コンセプト

##### 1-2-1 開発コンセプト

歩行支援機は車椅子、松葉杖などと同様、歩行が機能低下している者の介護装置である。その歩行支援機は車椅子より、歩行機能低下に対するリハビリ効果が高く松葉杖より安定性があるものの、一部のものを除いて機動性に乏しく、段差や障害物などを乗り越える事が出来ない。そのため、使用範囲は病院や施設などの屋内に限られている。しかし、本研究では機能面の改善により、単に屋内の使用にとどまらず、屋外での歩行補助具として使用できることを目的としている。

##### 1-2-2 使用目的

高齢者や下肢機能障害者が、低下した歩行機能が低下した、高齢者や下肢機能障害者の歩行を補助する目的で使用する。使用目的として以下のものがあげられる。

##### a) 機能訓練としての使用

この目的で使用する場合は、歩行機能が残っている事を前提とし、機器の支持性を利用し

①安定した立位の獲得と保持.

②転倒の防止.

③自信の獲得.

など、歩行機能の獲得または改善を目的とする.

b) 日常生活の中での使用

この目的で使用する場合は、歩行機能が残存あるいは獲得できていることを前提とし、機器の支持機能と車輪の機動性を利用し、生活圏拡大を考慮し、

①杖歩行の不安定性を解消し、積極的な歩行機能の向上あるいは改善

②日常的な使用あるいは外出などの生活圏の拡大を目的とする.

1-2-3 対象となる身体的条件

運動機能が低下した高齢者、あるいは歩行機能に軽度の障害をもつ平行棒内歩行訓練を受ける歩行障害者を対象としている。機器を使用した歩行を行うために必要な身体的条件には次のようなものがある。

a) 坐位バランス

①坐位バランスは、最も基礎的な条件である。

②坐位バランスは、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によって獲得できる。

③坐位バランスがよくなることによって、坐位での諸動作が可能となる。

b) 立位バランス

立位バランスは、歩行直前の条件であり、それには次のような機能が必要である。

①体幹および下肢の筋力は、立位を保持できる程度以上であること。下肢の筋力は、健側は正常に近く、患側も少しは支持性が必要である。

②下肢の各関節の拘縮が少ないこと。

③下肢の知覚障害がないこと。

④身体各部、ことに下肢の各関節に痛みがないか、あっても少ないこと。

c) 上肢機能

体重を支えるために必要な上肢機能は、ハンドルを持つ側の上肢が健常、もしくはそれに近い状態で、次のような状態であることが必要である。

①各関節に拘縮が少ないこと。

②筋力は健常に近いこと。

③痛みがないこと。

④知覚障害がないこと。

#### 1-2-4 機能

現在、商品化されている歩行器は屋内の平坦な場所での使用に限定されている。また、駆動力がついておらず、手動で動かす事が余儀なくされている。歩行器を屋内だけでなく、屋外で使用する事を考えると、以下の条件をクリアーする必要がある。

- ・ 段差
- ・ 上り坂
- ・ 下り坂
- ・ 傾斜路
- ・ 不整地

#### 1-2-5 歩行支援機

本プロジェクトで開発が進められている歩行支援機の外観と機能をFig1.1およびFig1.2に示した。

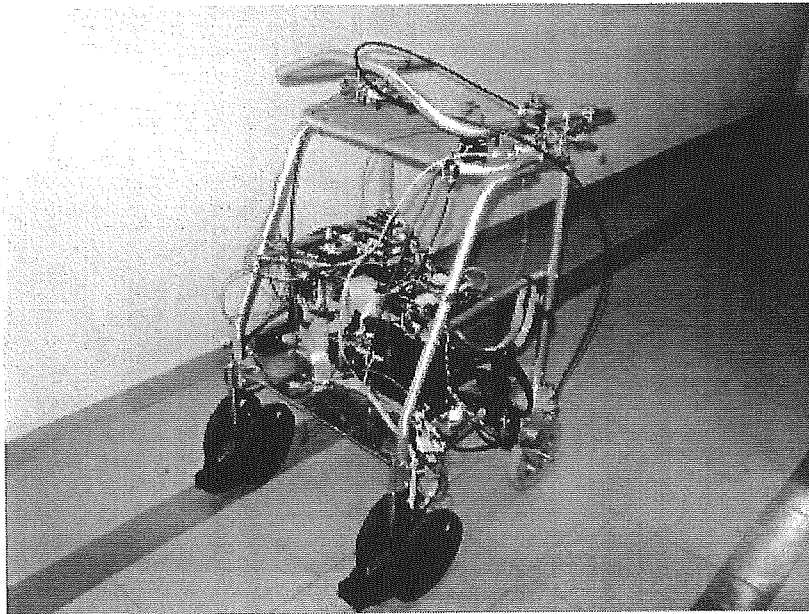


Fig. 1.1 開発中歩行支援機の外観

この歩行支援機の機能としては、

- ・ 段差乗り越えが出来るキャスター
- ・ 緊急停止ボタン
- ・ ひずみゲージによる制御
- ・ ジョイスティック
- ・ 距離センサー

などがある。

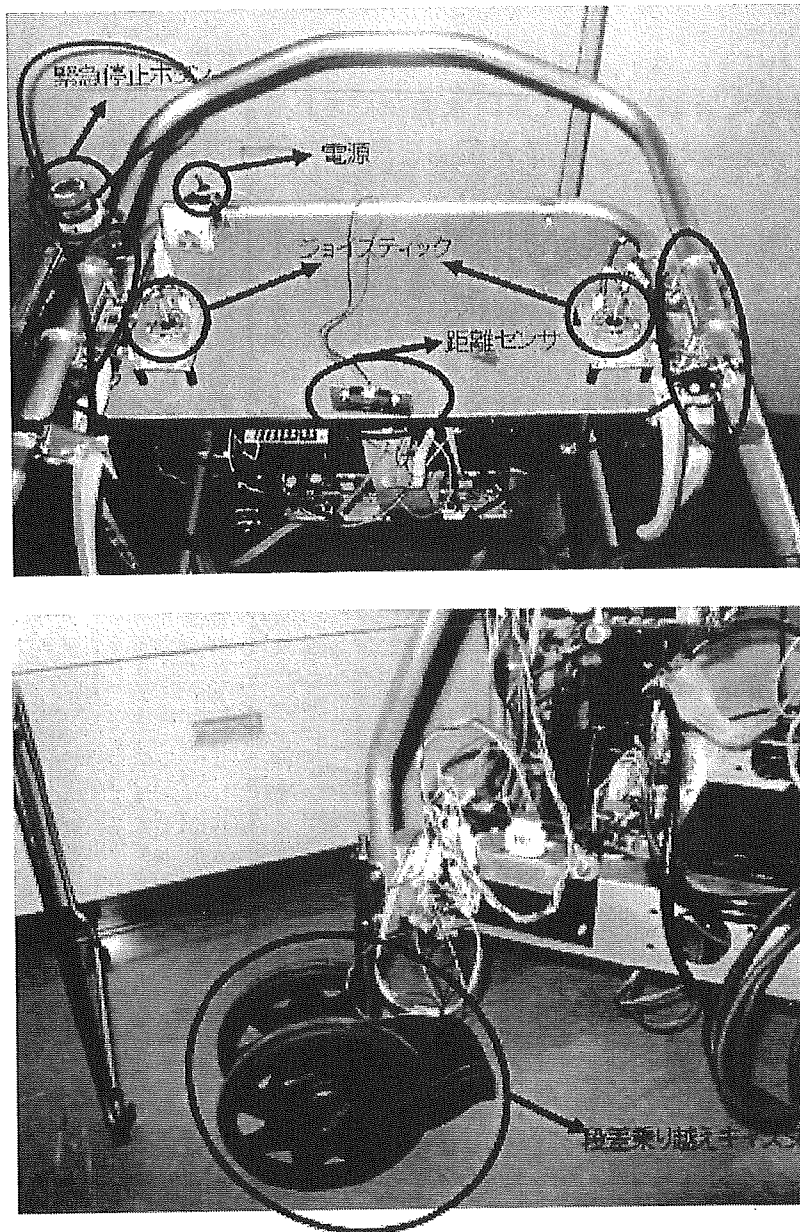


Fig. 1.2 開発中歩行支援機の機能

### 1-3. 研究目的

高齢者は、下肢にかかる負荷が原因で、関節に障害を持つケースが多い。特に、膝関節への負荷は変形性膝関節症を起こす危険性がある。この変形性膝関節症の90%以上が50歳以上の高齢者であり、実際にどの程度の負荷が下肢にかかっているのか定量化する必要がある。しかしながら、歩行支援機を使用したときの、下肢関節に及ぼす負荷の影響は余り研究されていない。そこで、本研究の目的は、既存の歩行支援機を用いたときの下肢関節への影響を運動学的、及び運動力学的に評価することである。