

a) 足関節角度

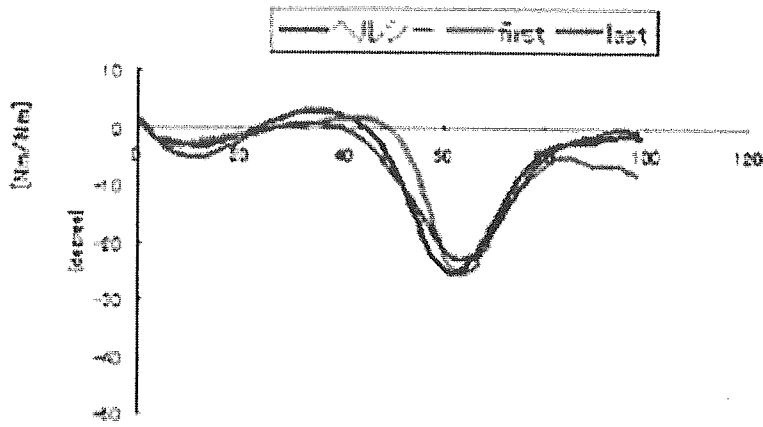


Fig. 3.19 足関節角度

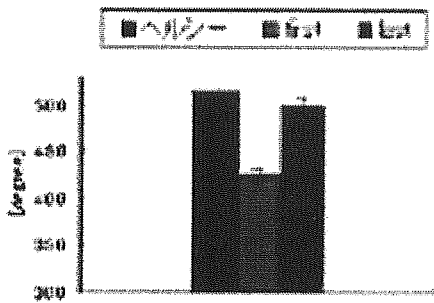


Fig. 3.20 足関節角度総和

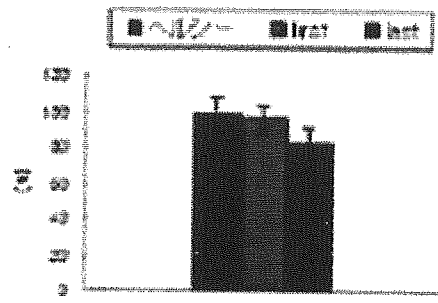


Fig. 3.21 足関節可動域

Fig. 3.19はヘルシーワンの歩行5歩目, first step, last step 時の足関節モーメントである。また, Fig. 3.20はFig. 3.19をそれぞれのグラフごとに積分した値である。Fig. 3.21では, 足関節の可動域を示す。Firstと lastでは, 総和はlastが大きく, lastはヘルシーワンの近い値を示した(Fig. 3.20)。しかし, 足関節可動域では, firstがlastより大きい値となった(Fig. 3.21)。

b) 膝関節角度

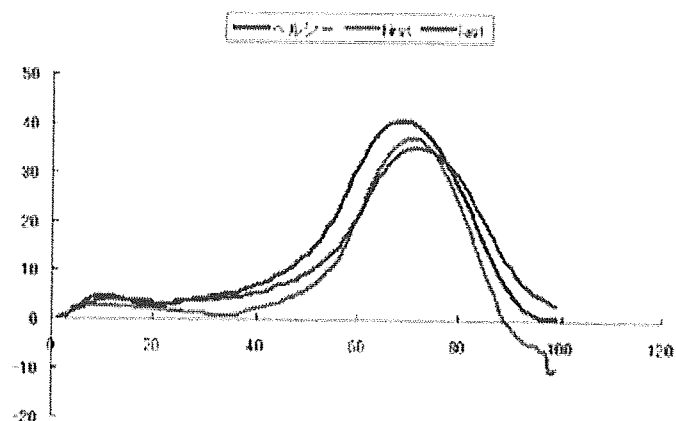


Fig. 3.22 膝関節角度

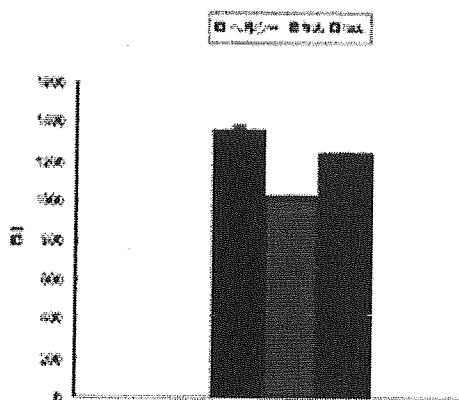


Fig. 3.23 膝関節角度総和

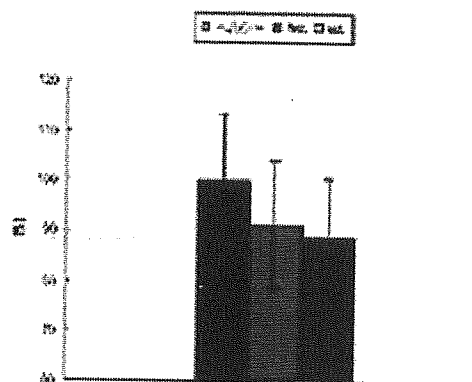


Fig. 3.24 膝関節可動域

Fig. 3.22はヘルシーワンの歩行5歩目, first step, last step時の足関節モーメントである。また, Fig. 3.23はFig. 3.22をそれぞれのグラフごとに積分した値である。Fig. 3.24では, 足関節の可動域を示す。Firstと lastでは, 総和はlastが大きい値を示した(Fig. 3.23)。また, 足関節可動域では, lastがfirstよりわずかに可動域が大きくなった(Fig. 3.24)。

c) 股関節角度

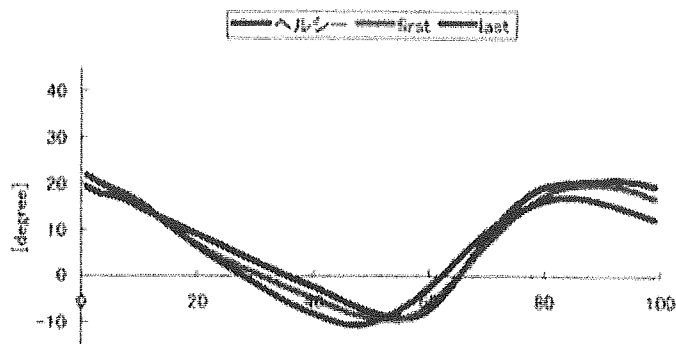


Fig. 3.25 股関節角度

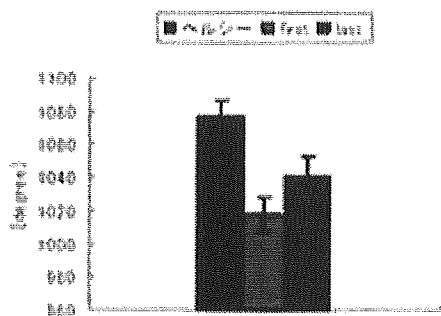


Fig. 3.26 股関節角度総和

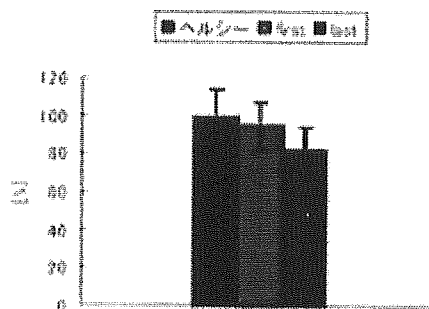


Fig. 3.27 股関節可動域

Fig. 3.25はヘルシーワンの歩行5歩目, first step, last step時の足関節モーメントである。また, Fig. 3.26はFig. 3.25をそれぞれのグラフごとに積分した値である。Fig. 3.27では, 足関節の可動域を示す。Firstとlastでは, 総和はlastが大きい値を示した(Fig. 3.26)。また, 足関節可動域では, lastがfirstより可動域が小さくなった(Fig. 3.27)。

3-2-3-1 下肢関節モーメント

それぞれの結果は, 被検者の数だけの加算平均を出した値である。また, それぞれの総和(積分値)は $y = 0$ を境に絶対値をした値を1周期分, 積分した値である。下肢関節モーメントでは, 足, 膝, 股関節のモーメントにおいて, 正の向きに最大のピークの値をグラフにした。また, の実験では, ヘルシーワンを使用し, 歩き始めの一步(first step), 停止直前の一步(last step), 歩行周期中(歩き始め5歩)の3つを比較検討した。

a) 足関節モーメント

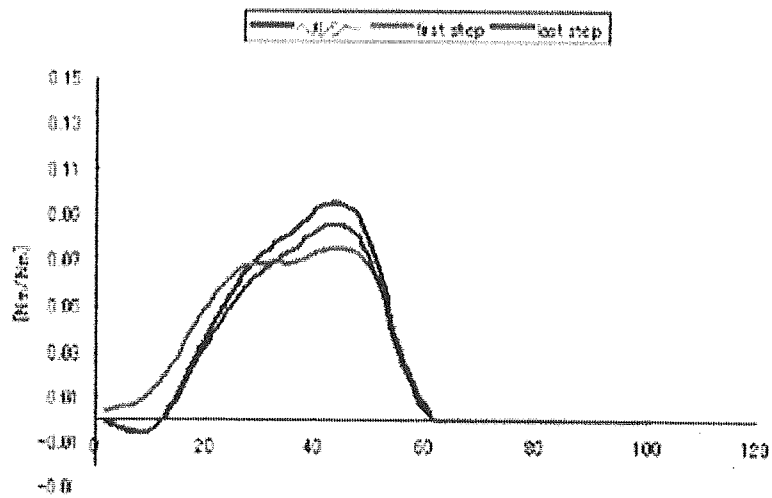


Fig. 3.28 足関節モーメント

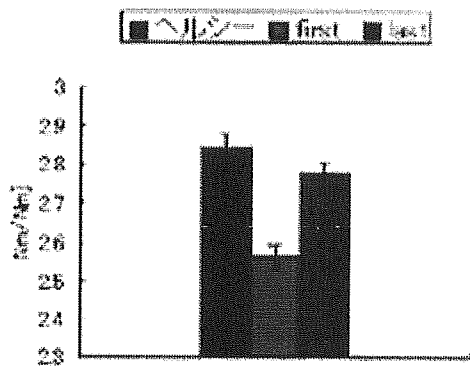


Fig. 3.29 足関節モーメント総和

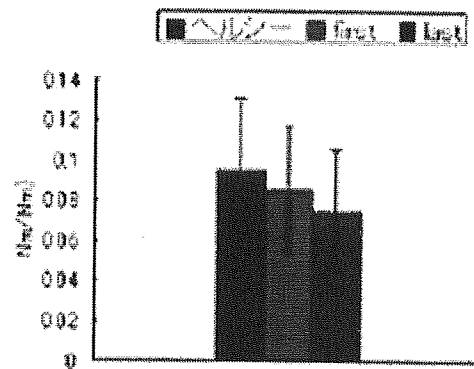


Fig. 3.30 足関節モーメントピーク値

Fig. 3.29では、lastがfastより大きい値であり、ピーク値もlastがfirstより大きい値を示した。ヘルシーワンはどのパラメータでも、最も大きな値を示し、有意差が認められた。ピーク値では、ばらつきが大きかった (Fig. 3.30)。

b) 膝関節モーメント

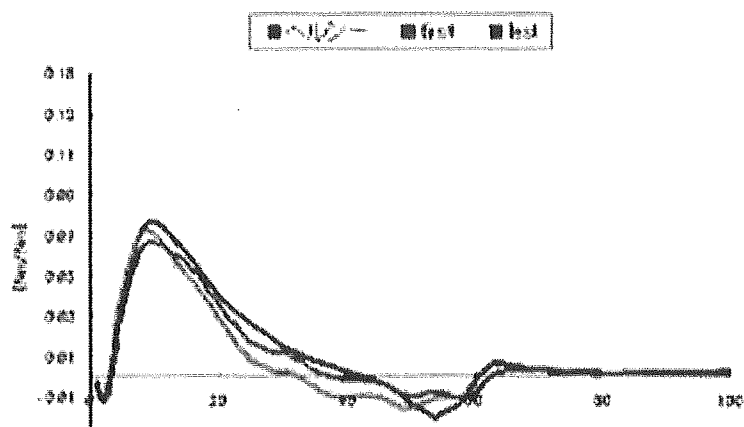


Fig. 3.31 膝関節モーメント

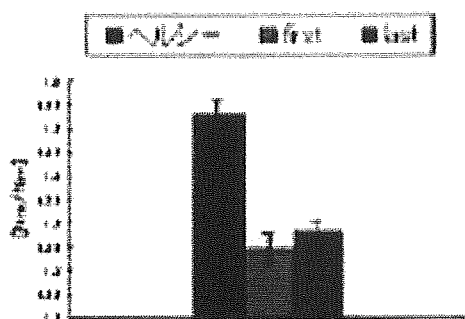


Fig. 3.32 膝関節モーメント総和

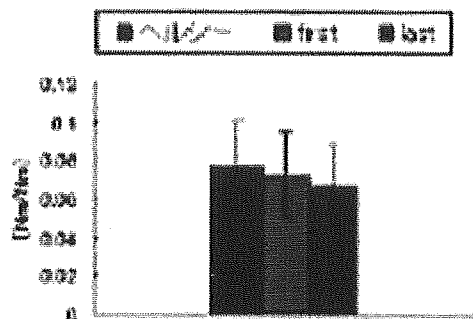


Fig. 3.33 膝関節モーメントピーク値

すべてのパラメータにおいて、ヘルシーが最大値を示した。また、膝関節モーメントの総和はlastがfirstより大きい値を示している一方、ピーク値では、firstの方が高い値であった (Fig. 3.32, Fig. 3.33)。ピーク値では、ばらつきが大きかった (Fig. 3.33)

c) 股関節モーメント

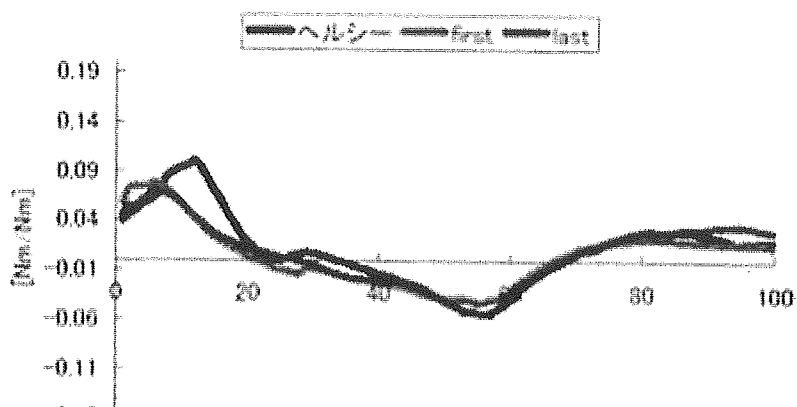


Fig. 3.34 股関節モーメント

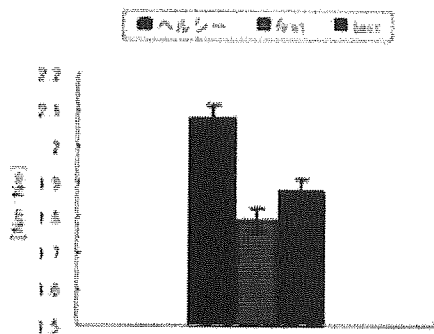


Fig. 3.35 股関節モーメント総和

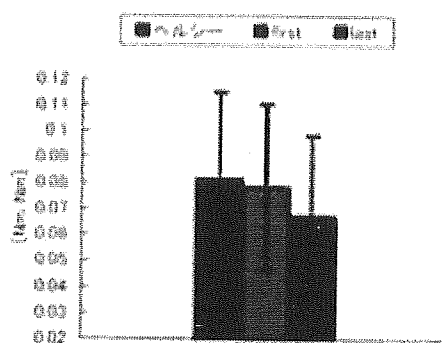


Fig. 3.36 股関節モーメントピーク値

どのパラメータでもヘルシーワンが高い値を示した。Lastとfirstでは、lastが積分値が大きく、ピーク値も高かった (Fig. 3.35, Fig. 3.36)。また、ピーク値では、ばらつきが大きかった (Fig. 3.36)。

3-2-4 実験 2 考察

3-2-4-1 ヘルシーワンのfirst step, 定常歩行, last stepについて

足関節角度は関節可動域において、定常歩行がfirst step, last stepと比べて、最も大きな値を示した。また、足関節モーメント値も、定常歩行がfirst step, last stepと比べて、最も大きかった。すなわち、関節可動域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。膝関節モーメントピーク値をみると、ヘルシーワン定常歩行が最も大きくなっている。また関節角度可動域も定常歩行がfirstとlastと比べて最も大きな値を示している。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。股関節角度においても同様に、関節角度可動域は、ヘルシーワン定常歩行 > first > last で可動域が大きいことがわかる。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ている。

これらのことから、関節モーメントピーク値は、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。

5. 結論

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

参考文献

- 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

2) 歩行支援機の基本機能に関する考察

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（自立した生活が困難な方）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。運動療法の中でも有酸素運動は有効であるとされているが、とりわけ歩行運動は“どこでも”、“簡単に”、“比較的安全に”実施することができる。

自立歩行が困難な移動性障害者ではどうであろうか？伊原ら⁽¹⁾は臥位や座位での開放運動連鎖による訓練は当然のことながら、下肢への荷重負荷が可能なレベルに達した際には、可能な限り早期からの四肢閉鎖運動連鎖による立位動的訓練が重要であり、早期からの荷重・歩行訓練の必要性を説いている。中でも、歩行訓練は懸架装置によって体重負荷を軽減しつつトレッドミル上で歩行動作を行う、“免荷式立位歩行トレーニング”として実施されている。Wernigら⁽²⁾は杖や歩行器を使用することによってかろうじて自立歩行が可能な脊髄不全損傷者 33 名を対象にこのトレーニングを行い、実に 25 名が杖や歩行器を使用することなく自立歩行が可能になったと報告している。

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）での移動における階段に代表されるバリアの多さに起因する。事実、Bateniら⁽³⁾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。本稿では、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。

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 1）を使用した際の 5 歩分の歩行動作解析を行った。

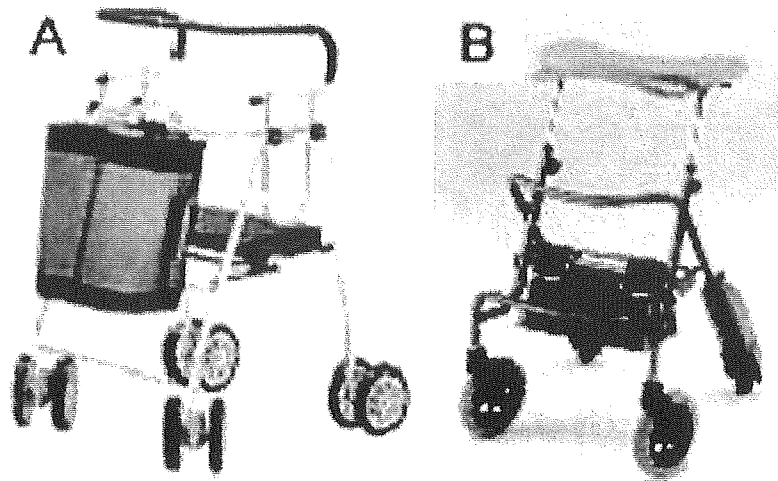


Figure 1 The walking assist devices used in this study.

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; ϕ 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2(A))。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2(B))。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。

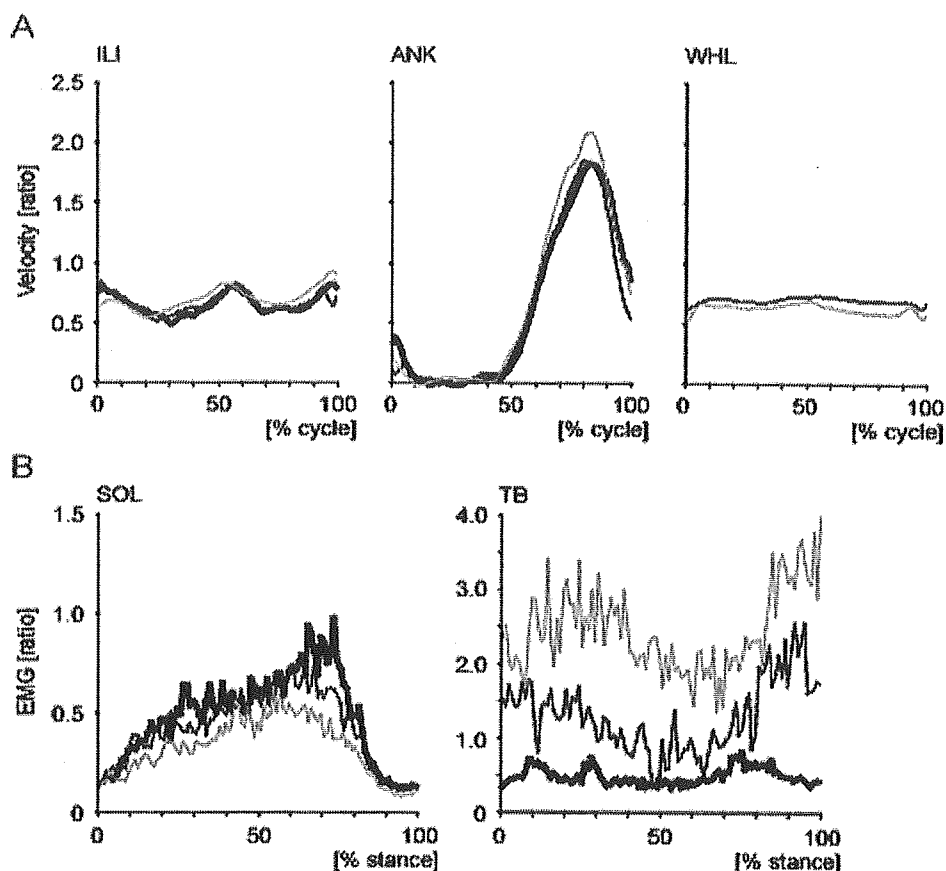


Figure 2 Averaged velocity (A) and electromyographic activity (B) profiles in each condition. Black thick lines : control, black thin lines : walker (A), gray lines : walker (B). ILI : top of the iliac wing, ANK : lateral malleolus, WHL : front wheel, SOL : soleus muscle, TB : triceps brachii muscle.

3. 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) 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 θ に他ならない (図 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 θ 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。

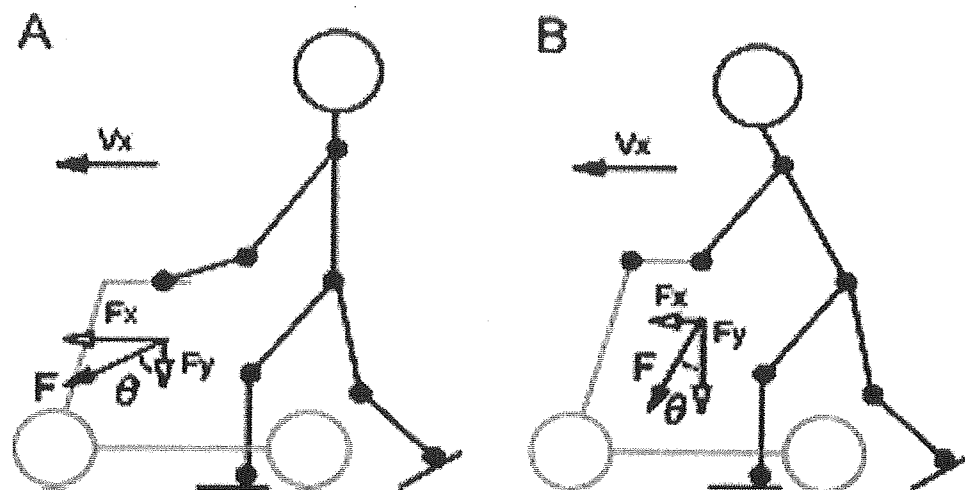


Figure 3 (A) Gait appearance with walker A (fig.1), (B) with B.

4. まとめ

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。

<参考文献>

- (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

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

Ⅱ-5 広域歩行支援装置の柔軟な操作性に関する研究

—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—

（分担）研究者 石濱 正男 神奈川工科大学教授

研究要旨

全体の研究目的を達成するための技術の選択肢を広げ、色々な環境や歩行レベルに対応できる歩行支援機的设计ができるように、芝浦工業大学とは別の構造や制御案の可能性を検討する取り組みを行った。最も注力した性能向上技術は、段差の乗り越しとその際に発生する衝撃緩和である。技術的なポイントは、前輪サスペンションを多輪をスイング式のサスペンションリンク先端に装着し、大きな半径の仮想的車輪として用いる方式によって、後輪を小さなモーターの低速度制御で駆動しても実用的な 50mm 段差乗り上げを可能としたことである。また、後輪をトレーリング式サスペンションとすることにより、段差を降りる際のグリップ振動を、許容範囲に納めることに成功した。

1.はじめに

従来の歩行支援機は、段差の乗越えが困難で、屋外での使用に耐えなかった。これを技術的に解決する技術が求められていた。

2.研究目的

歩行による生活の充実と歩行機能の訓練に使える足回り構造、駆動機構、駆動制御、操舵機構などの基礎技術を開発する。ターゲットとする歩行環境とユーザは次のとおりとした。既存歩行機の段差・不整路での進行不能状態を改善し、屋外での移動を支援する。想定する使用対象者は、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持つ歩行障害者とした。

3.目標性能

本年度は段差乗越し時の必要力を高齢者でも楽に扱える 128N 以下に設定した。さ

らに、横傾斜路面における横流れ防止、段差を降りた時のグリップ部振動を 2.5m/s^2 以下に抑制する。段差乗越し時の「モーターによる力補助」、段差昇降時の反動および走行時の不快振動等の低減に「懸架機構」、また、走行安定性の向上させるため「操舵機構」を加えて、動的性能の向上を図る設計開発を行った。

4.性能実現のための手段

4.1 パッシブシステムの概念設計

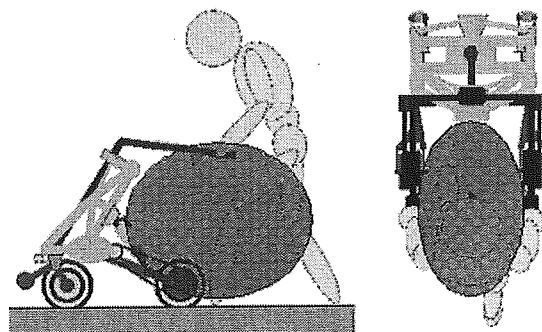


図1 使用者動作空間の確保

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。

車輪は歩行機フレームの四隅に位置し、動力はモーターを独立ベルト駆動として左右後輪に合わせて2基とした。操舵機構は構造の複雑化と重量増を抑えるため前輪2輪操舵（2WS）とし、左右輪を多リンクによって接続し、ハンドル操作を可能とした。懸架系は、前輪部を多輪による仮想外径輪を用いた段差乗越えユニットを生かしたトーションバネによるスイング式、後輪部は、モーターと駆動輪の軸間距離の変動をなくすためスイングアーム支点の近傍40mm上にモーターを搭載するユニットスイング式とした。

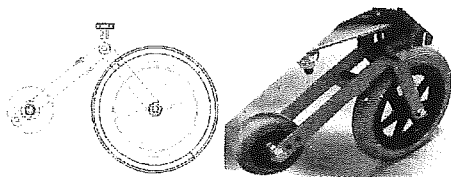


図2 前輪部の段差乗越えユニット

4.2 制御システムの概念設計

モーターを駆動する方法は、使用者の能動的な操作による入力での速度制御が可能であることが望ましいから、モーターを速度フィードバックによるサーボ制御方式とした。

5. 具現化設計

5.1 段差乗越えユニットの設計パラメータ最適化

多輪による仮想大径輪を用いた段差乗越えユニットによる上下運動を機構解析ソフトDADSにより解析を行った。(図3)

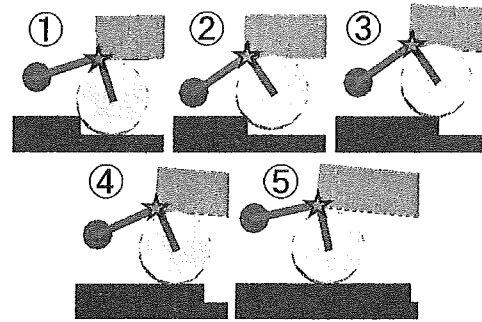


図3 段差乗越えシミュレーション

これを使って、段差乗り上げ時の上下運動が滑らかになる。かつ、荷重による車体沈み込みの少ないばね定数を決定した。

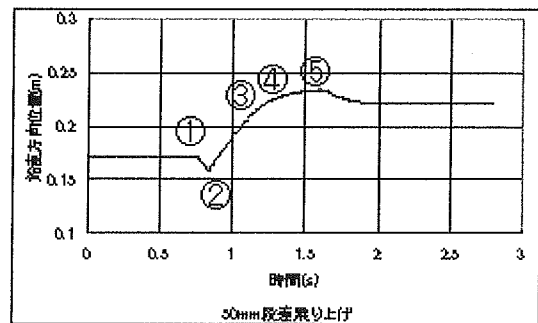


図4 段差乗り上げ時の上下変動経過

5.2 駆動部設計

昨年度の段差乗越えユニットでは50mm段差を乗越える際に押す力は約170N必要であり、高齢者の95%が段差を乗越えられるようにするには、128N以下に抑え、約50Nの補助が必要である。そこで以下の条件を満たしたモーターを選定した。

- 1) 後輪タイヤ半径を100mmとした時、後輪回転数80rpm以下において必要となる駆動トルクは5Nmを確保。
- 2) 足の運動空間の確保のため、差動機構や駆動軸のない左右独立駆動とし、歩行機の重心を考慮しつつ小径高回転のモーターを選定。軸部にプラネタリギアを持ち、加えて歯付ベルトの動力伝達による減速機構を備え、後輪の低回転、高トルク条件を満たす。

3) 後輪サスペンション機能との両立と整備性確保のため、スイングアーム中に張り調節機能つきベルト駆動部分を設置。また、回転制御を行う際に有利なロータリーエンコーダおよび外部サーボアンプを配置した。

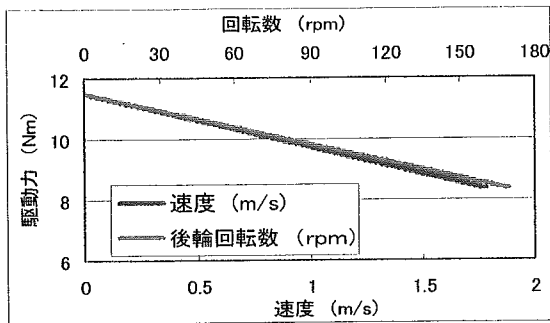


図5 後輪駆動トルク線図

モーター回転数と出力トルク関係が、減速比 1:106 となった後輪駆動トルク線図を図5に示す。

5.3 制御システム

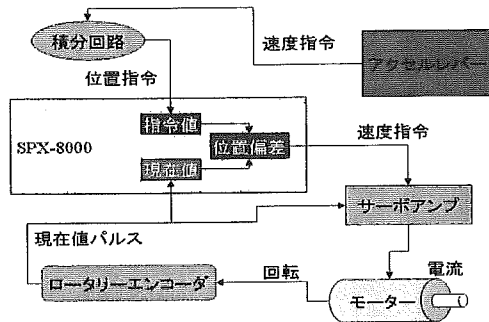


図6 サーボ制御関係図

テクノ社製の汎用制御基盤 SPX8000 シリーズとパソコンとの連携により、制御指令値およびモーター回転速度を比較するフィードバック制御系を構築した。

5.4 駆動力評価実験

駆動力を測定するために、ホイールにワイヤーを巻き付け、滑車を介して重りを持ち上げる実験を行った。駆動は制御基盤 SPX のプログラミング動作による等速回転で行った。SPX の回路保護設定により約

0.04Nm までの測定となったが、必要なトルクは出力できることがわかった。

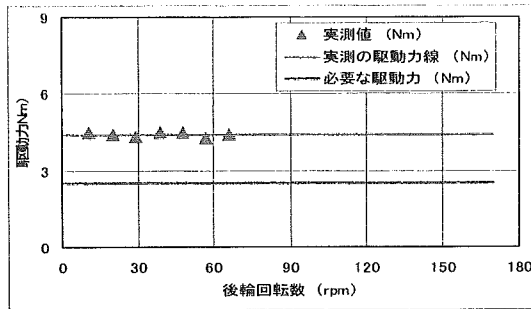


図7 実測の駆動力曲線

5.5 操舵機構設計

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。

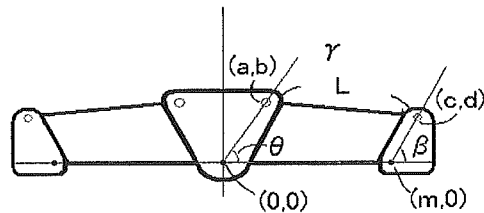


図7 操舵機構リンク比パラメータ

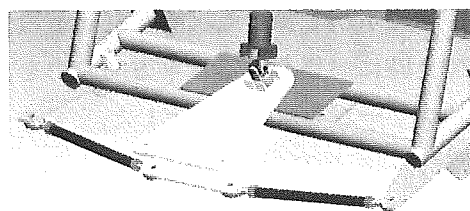


図8 操舵機構 CAD 図

5.6 駆動操作インターフェイス開発

使用者が歩行支援装置に体重を預けなが

ら速度調節できるように、スライド式ボリュームを利用したレバー式のインターフェイスを開発、ハンドル部に搭載した。

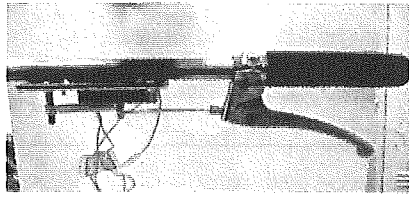


図9 アクセルレバー

アクセルレバーの握りこみの深さに比例してモーターへの指令回転数を変化させる制御ソフトを開発、これにより制御基盤SPXにリアルタイムの指令を送り、使用者自身による移動速度調節ができるようになった。

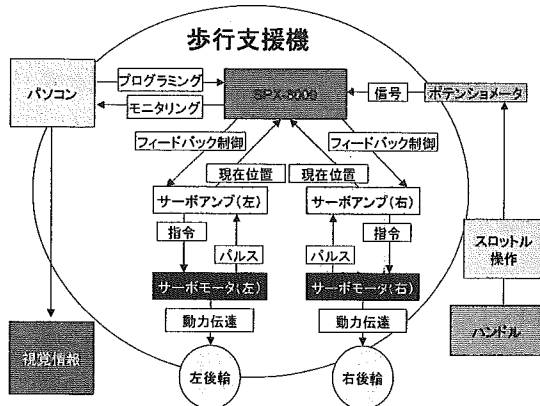


図10 制御系相互関係図

5.8 アシスト性能評価実験

駆動ユニット搭載した歩行機において、使用者が体重40%を預けた状態で50mm段差の乗越え時に必要とする水平方向の力を、ストレインゲージを用いて測定した。(図11/進行方向への力が正)。

図11より、段差乗越え時、アシスト無しの場合歩行支援装置を押し力は約170N要し、目標値を超えているのに対し、アシストした場合に必要な力は約20Nにまで軽減でき、目標値を十分に満足した。

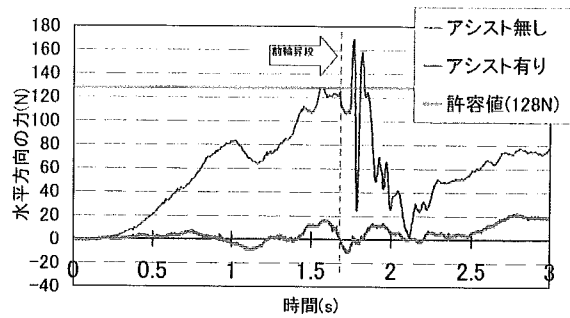


図11 段差乗越え時の水平方向の力

5.7 後輪懸架系設計

昨年の感性試験結果より、50mmの段差を降りた際のグリップ部の振動振幅を12.5mm以下が必要である。このために、使用者が体重の25%をかけたときの沈み込み量10mm以下となる安心感の確保ができるサスペンション系としてのばね硬さを選定。これを、スイングアームへのばね取り付け位置で調整して実現した。

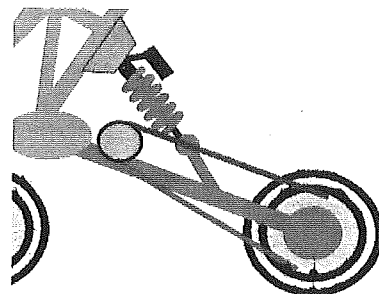


図12 後輪スイングアーム式懸架機構

5.7.2 後輪部懸架系性能評価

安全な衝撃回避という歩行条件より、平坦路歩行の約4割の速度0.36m/sで50mm段差を降りる実験を行った。後輪車軸付近とグリップ付近に加速度ピックアップを設置し、垂直方向の加速度変化を測定した。

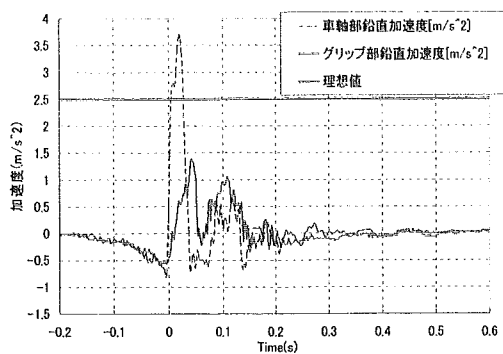


図 13 後輪懸架系の防振効果

図 13 から、後輪懸架系の搭載によってハンドル部における垂直方向の加速度が、約 50%まで抑えられていることがわかった。

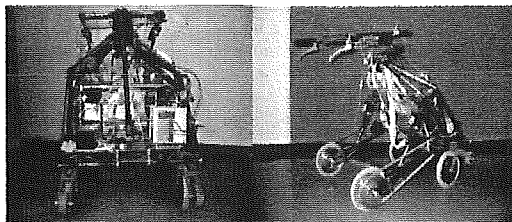


図 14 歩行支援機全体図

6. 結論

- ・モーター駆動アシストにより歩行時および段差の乗り越え時に不足する力を補うことが可能となった。
- ・4輪独立懸架の実現で段差の乗り越えにおける振動を抑制し、走行時の不快な振動を低減することが出来た。
- ・操舵機構の搭載によりキャスター時の不安定な挙動を抑制することが出来た。
- ・モーター駆動系、懸架機構および操舵機構を搭載した高剛性な歩行支援機の主フレーム作製ができた。

7. 健康危険情報

特にありません。

8. 研究発表

総括研究報告書に記載する。

9. 知的財産権の出願・登録状況

総括研究報告書に記載する。

以上

「広域歩行支援装置の柔軟な操作性に関する研究」

— 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 —

目次

第1章 緒言	
1.1 研究目的	II-5-7
1.2 研究目標	
第2章 使用した設計・解析・実験手法と道具	II-5-8
第3章 駆動機能・機構設計	
3.1 目的	II-5-9
3.2 調査	
3.3 仕様書	
3.4 設計	
3.5 後輪の設計	
3.6 スイングアームの設計	
3.7 駆動性能評価実験	
第4章 制御システムの構築	
4.1 目標性能	II-5-25
4.2 調査	
4.3 サーボ機構	
4.4 制御ユニット	
4.5 アクセルレバーの開発	
4.6 駆動ユニットの性能評価	
第5章 切り替え式によるその場自転案基本概念	
5.1 目的	II-5-52
5.2 設計における条件提起	
5.3 概念設計	
第6章 結論	II-5-54

第1章 序論

1.1. 研究目的

本研究は、歩行機能に障害を持つ人々が、手でつかまって安全に歩ける支援機能を提供する、「歩行支援機」を設計開発するための基礎技術開発を目的としている。その歩行範囲は、昨年度の研究報告書で詳しく述べたように、日常生活を営む上での屋外での歩行であり、例えば住居近辺のコンビニエンスストアや郵便局などへの往復を含む。

1.2 研究目標

(1) 段差の乗越え： 上記のような歩行範囲には、例えば建物入り口の段差など、数々の段差があることが昨年度の研究でわかっている。この段差の高さは、その95%が50mm以下の段差であり、中でも安全上重要な車道から歩道への縁石高さはちょうど50mmである。このことから、目標とする段差は50mmとした。

(2) 操作力： 歩行支援機は、基本的には使う人が押して前進をする。昨年度の調査から、歩行支援を必要とする人々が楽に押せる力の上限は128Nであることがわかっている。しかし、昨年度に開発した歩行支援機は、前輪を工夫して段差を楽に乗り越えられるようになっているものの、この値以上の押す力を必要とした。そこで、本年度の研究では、モータによる補助的な駆動力を使って上記の128N以下とすることを目標とする。

(3) 体重の支持に関する剛性： 体重の25%を歩行支援機にかけたときに、歩行支援機のグリップ部分の沈み込み量として心理的に許容できる値を昨年度調査した。この上限である10mmを目標とした。

(4) 防振： 昨年度、体重を支えながら握るグリップ部分の、振動振幅の許容値、理想値を加振実験により求めた。8Hz～32Hzまでのオクターブバンドの各バンドで、許容値 5m/s^2 、理想値 $2.5\sim 3.0\text{m/s}^2$ である。これを開発目標とした。

(5) 歩行方向の制御性： 歩道は車道側に傾斜している場合が多い。通常のキャスター車輪をつけた歩行支援機では、キャスターが勾配の低い側を向いてしまい、歩行支援機が使用者の意に反して横流れを起こす。これを防いで、使用者の望む方向に動くことを目標に設定した。具体的には操舵機構を設けることとなる。

(6) 左右方向段差に対する直立性： 左右方向に段差があっても、サスペンション機能によって歩行支援機の上部は鉛直の姿勢を保てることを目標とした。実現の具体的な手段としては、左右独立のサスペンション機構となる。

(7) 凹凸路での駆動力配分： 凹凸のある路面でも、駆動輪が接地し、モーターによる補助的な駆動力を路面に伝えられること。サスペンション機構が必要となる。

(8) 体重支持と操作との独立： 歩行支援機と使用者とのインターフェイスはグリップ部に限定される。そのグリップ部は体重の25%程度の荷重を支持する機能と、駆動力制御信号や操舵力を伝える機能の両方を同時に、独立に果たすことを目標とした。手のひらによる体重支持と指による制御という部位による機能分けを用いることになる。

(9) その他： 最小回転半径、重量などは極力小さくなることを目標としたが、定量的な達成目標数値は設定していない。

第2章 使用した設計・解析・実験手法と道具

今回の歩行支援機基礎技術開発にあたって、次のツールを使用した。

2.1 設計製図

3次元 CAD ソフトウェア： ProEngineer

2.2 強度・剛性・振動特性予測

有限要素計算ソフトウェア： NASTRAN for Windows (MSC Nastran 社)

構造最適化有限要素ソフトウェア： Optishape (株) クイント社

2.3 運動性能予測

マルチボディダイナミクス計算ソフトウェア： LMS Virtual Laboratory Motion

2.4 剛性評価実験解析

実験モード解析ソフトウェア： MeScope

2.5 運動性能評価実験解析

多チャンネル FFT 解析ソフトウェア： OROS および LabView