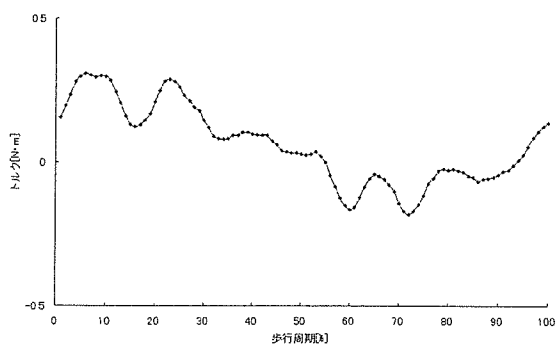
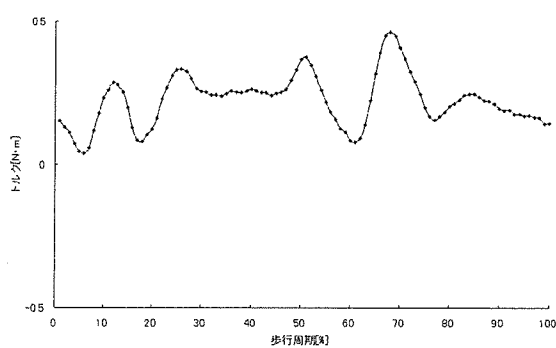


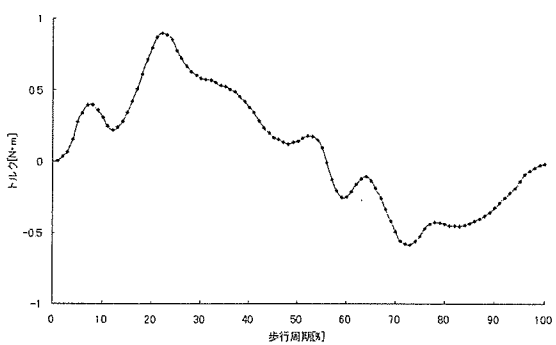
(3) Z 軸周りのトルク



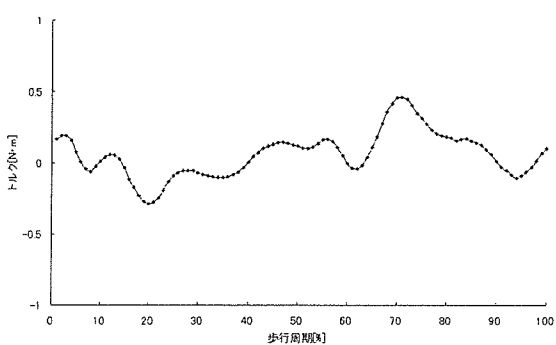
被検者 A 右足



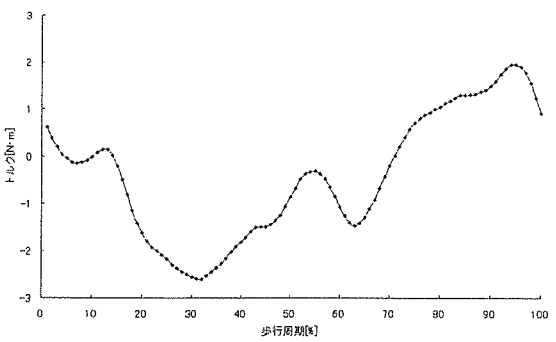
被検者 A 左足



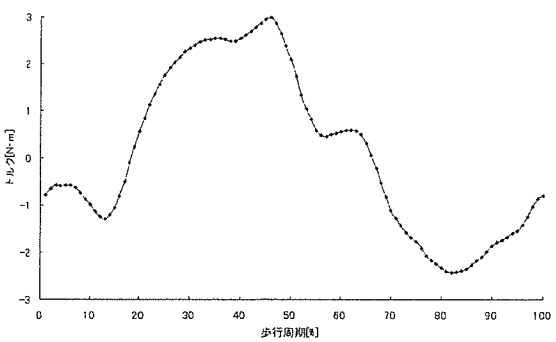
被検者 B 右足



被検者 B 左足

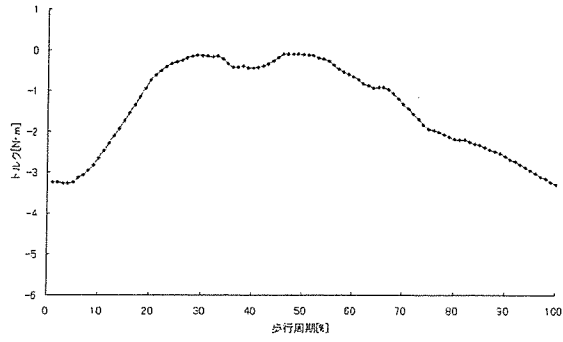


被検者 C 右足

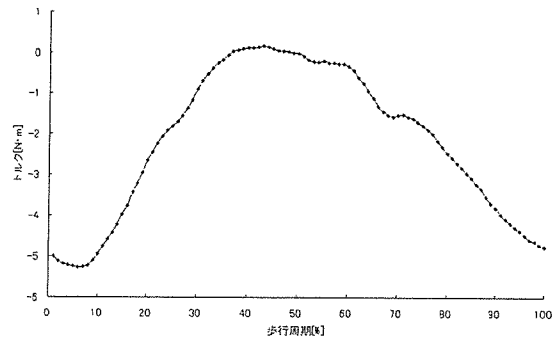


被検者 C 左足

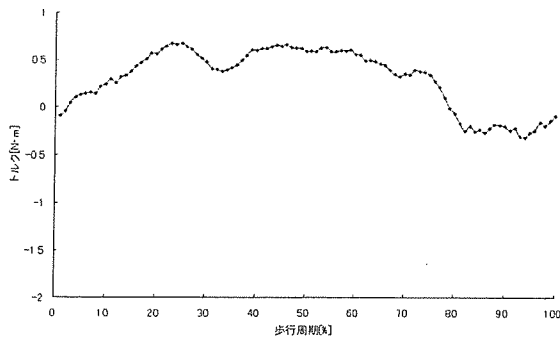
Fig.4.14 Z 軸周りのトルク左右の比較



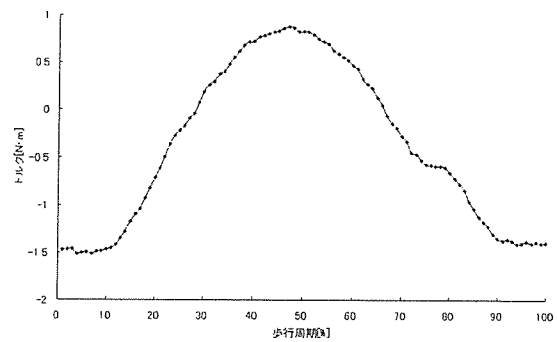
被検者 D 1[km/h]



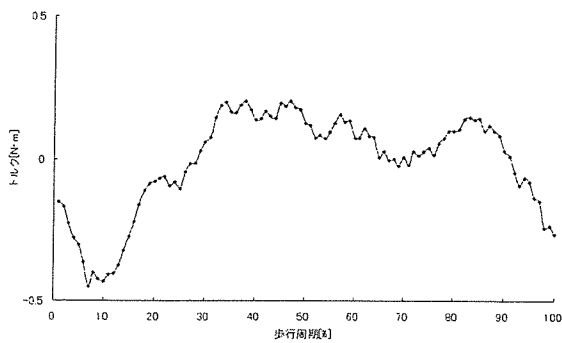
被検者 D 2[km/h]



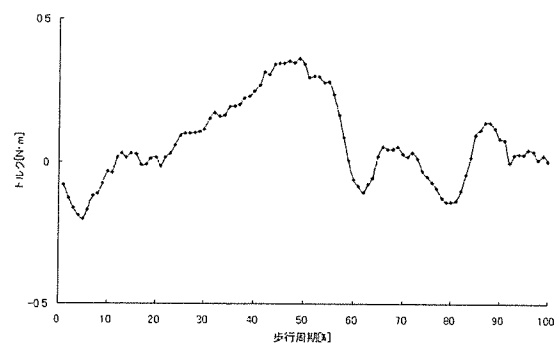
被検者 E 1[km/h]



被検者 E 2[km/h]



被検者 F 1[km/h]



被検者 F 2[km/h]

Fig.4.15 Z 軸周りのトルク速度間の比較

一歩行周期につき大きく1つのピークがある場合、2つのピークがある場合、全体に5～7つ程の小さなピークが発生している場合など、各被検者間で特徴は一律ではない。

各トルクの波形はXYZ3軸の波形で説明できる場合が多いと考えられる。

### 4.3 周波数解析結果

Y 軸, Z 軸は 1 歩行周期に対し一定パターン (周期) の波形出力ある. この事実を踏まえ, 時間軸を正規化する前の生波形をフーリエ変換し, 周波数成分を取得する.

#### 4.3.1 Y 軸の周波数解析

2[km/h], 1[km/h]の各試行で実験した D~F の 3 名それぞれの周波数解析の結果を示す.

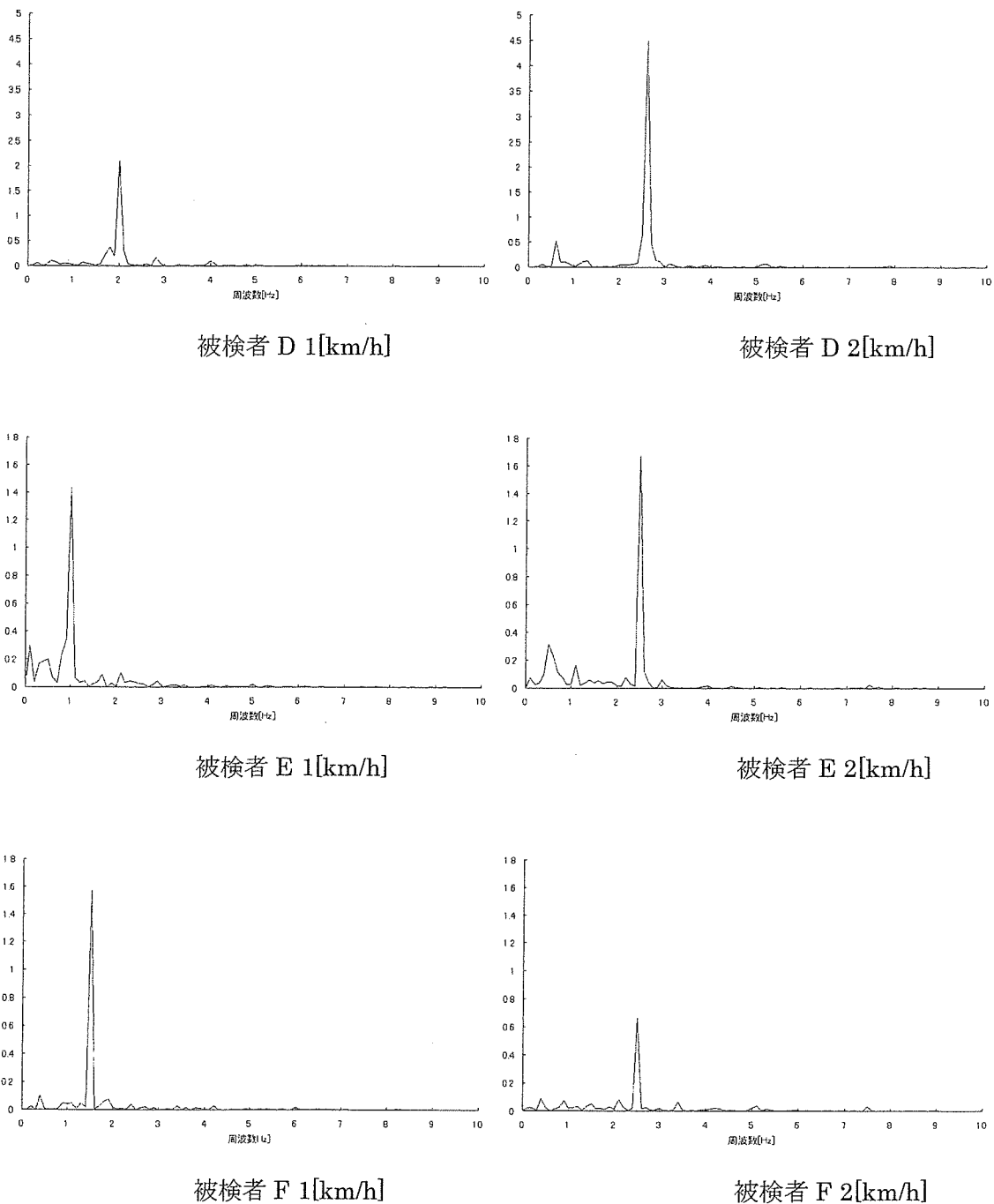


Fig.4.16 Y 軸の周波数解析

### 4.3.2 Z軸の周波数解析

2[km/h], 1[km/h]の各試行で実験したD~Fの3名それぞれの周波数解析の結果を示す。

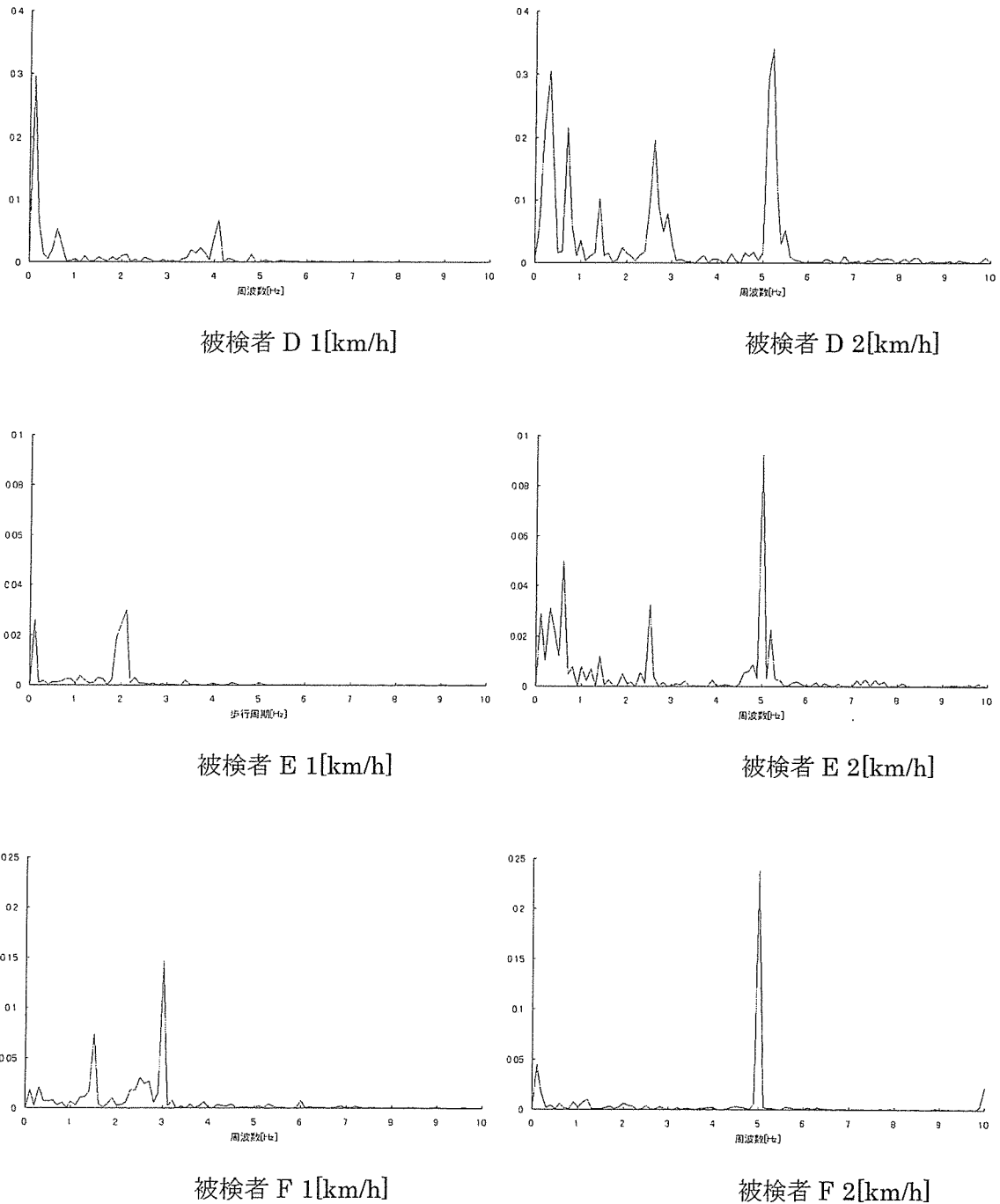


Fig.4.17 Z軸の周波数解析

Y軸もZ軸も、速度の増加に合わせて周波数は増加するが、正比例で増加していない。また、Z軸において、D、Eを見てみると、出力波に多くの周波数成分が含まれていることが分かり、歩行周期に対する時との大きなパターンの違いが確認できる。

## 5. 考察

### 5.1 フットスイッチと歩行フェーズ

結果で、フットスイッチの出力から、被検者の接地と離地のタイミングが先行研究に一致すると述べた。以下に先行研究の詳細を示した歩行フェーズと歩行の模式図<sup>8)</sup>を示す。

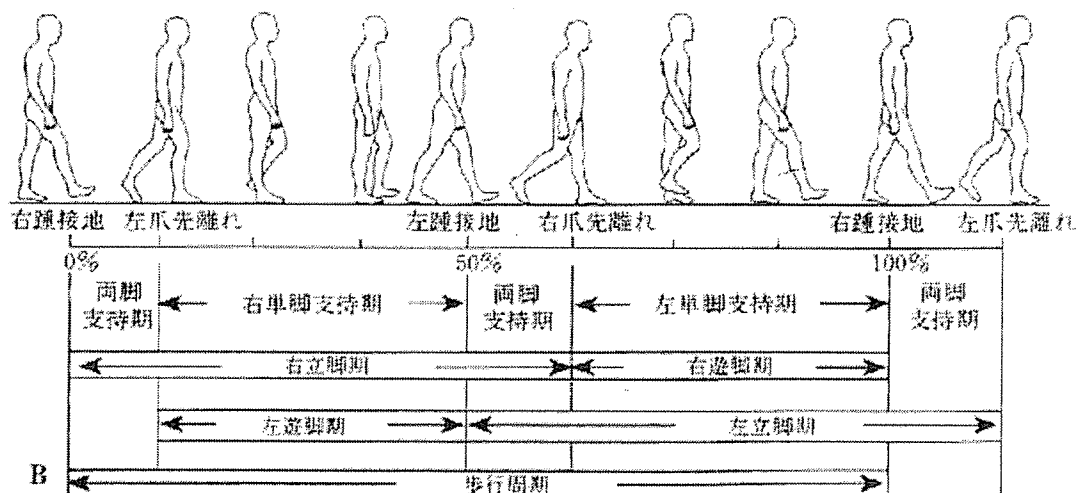


Fig.5.1 歩行フェーズと歩行の模式図

この図によると、足裏のどこかが地面に設置している立脚期は、およそ 0[%]~60[%]の期間である。そして立脚期のうち1つ目のピーク、即ちつま先が接地する瞬間が 15[%]前後であり、2つ目のピーク即ち、つま先が離地する直前は 60[%]前後である。

これは、Fig.4.1~4.3の結果を見ても明らかなように、試行回数（左右フットスイッチ付け替えによる2回の実験結果）、および歩行速度を変化させても顕著に変化することはなかった。このことから、今回の実験は、フットスイッチの出力結果を、先行研究の床反力計の値を参照にして考えてみると、通常歩行（先行研究<sup>8)</sup>に記された、健常人の自然な2足歩行）と同様のタイミングによる歩行フェーズの経過で実験が行なわれたと断定できる。

## 5.2 X 軸の結果における考察

以下各軸における考察は、目的に鑑み、歩行フェーズ取得の観点から考察を進める。

Fig.4.4～4.5 より、試行回数、および歩行速度を変化させても、1 被検者間におけるパターンの変化は見られなかった。しかし、被験者 D～F がその 1 歩行周期において、2 回のピークを発生させているのに対して、A, B は顕著な周期性が発見できなかった。また、C においてはピークが 4 回発生している。また、被検者によって、出力値の範囲がプラス寄りであったり（被検者 B）、マイナス寄り（被検者 D）であったり、あるいはその中間であったり（被検者 E）と様々である。これは、被検者の身体的特徴（利き腕、利き足、あるいは単純に身体をどのようなバランスで使っているか等）に起因するものと考えられる。

以上のことを考えると、X 軸の出力には何らかの周期性（1 歩行周期に対する一定のパターン）が存在している可能性は示唆された。しかしながら、その値を制御系の入力数値として当てはめると、入力の安定性が保障できない（被検者 A, B の例）、または入力値の範囲が特定できないために、閾値などを定めて制御しようとする場合は都合が悪いと言える。

## 5.3 Y 軸の結果における考察

Fig.4.6～4.7 より、X 軸と同様に試行回数、速度を変化させても、1 被検者間におけるパターンの変化は見られなかった。また、被検者 C を除いて、1 歩行周期につき 1 回のピーク（30[%]近傍）の発生が確認できる。

数値は全ての被検者で概ねプラスの値（機器でいうと前方向へ進むベクトル）を示していたが、被検者 C, D ではマイナスの値を出力するフェーズもあった。これは、実機に置き換えると、前に進んでいるにもかかわらず、機器を手前に引いているということになる。

この点において、2 つの見解が考えられる。1 つは、一定速度維持を条件とした制御による歩行では、機の進行速度に対してヒトの歩行速度に不足が生じ、機がヒトを牽引する形で歩行機が動作するであろうという見解であり、もう 1 つは、本実験はトレッドミルにハンドルを取り付けた仮想的な実験であったため、制御によらず常に一定の速度で、被検者が強制的に歩行させられているため、実際の機（全身を続ける）では不都合なマイナスの値が出力されるという見解である。

前者の見解によると、このまま速度制御に機の制御系を移行すると、今回のように機に牽引されてしまう形になる可能性があり、パワーアシストという機のコセプトを満たす制御ができない可能性が示唆される。パワーアシストとは、今回の実験結果で説明すると、Y 軸のプラス方向に力が働いている時、その力に上乘せする形で機が走行し、弱い力でもスムーズな歩行ができるということである。その前提には、使用者（主に高齢者）の筋を、なるべく通常歩行に近い状態で使用するという目的があり、機に使用者が牽引されてしまうと、これを満たさなくなる。よって再考の必要があると考えられる。後者の見解は、制御系が仮にプラスの入力のみを受けて機が使用者を適切にアシストできるという仮定に基づいているが、仮定の是非によらず、今後は実機での検討が課題になると言える。

#### 5.4 Z 軸の結果における考察

Fig.4.8～4.9 より、同様に、試行回数、および歩行速度を変化させても、1 被検者間におけるパターンの変化は見られなかった。また、1 歩行周期に対して、2 回の周期的な変化が見られた。Fig.4.8 より、被検者 A～C では、10[%]と 30[%]近傍に小さなピークが生じ、50[%]の位相差を持って再び同様のピークが 2 つ現れている。これは、床反力計のパターンに似ており、ヒトの歩行周期を取得する上で重要なパラメータであると考えられる。

また、出力値はどれもマイナス（ハンドルに対して下方向のベクトル）の値を示しており、この点を考えても、X 軸や Y 軸に比べて、安定した制御パラメータとして利用するに際し、信頼度が高いと考えられる。

#### 5.5 トルク軸の結果における考察

Fig.4.10～4.13 より、同様に、試行回数、および歩行速度を変化させても、1 被検者間におけるパターンの変化は見られなかった。また、X 軸周りのトルク出力は、Y 軸出力にパターンが一致する場合が多く、Y 軸周りのトルク出力は、Z 軸出力にパターンが一致するケースが多いことが示唆された。しかしながら、被検者 A、B のように、X 軸周り、Y 軸周りのトルクで、一歩行周期の間に多くのピークを発生させる複雑な波形を出力する例もある。これは、X 軸周りのトルク出力が、Y 軸と Z 軸の両方の影響を受けたり、手元のグリップ加減の影響を受けたりと、多くの情報を反映しているためだと考えられる。Y 軸周りのトルクの出力も同様である。

Fig.4.14～4.15 より、Z 軸のトルクは、被検者によって出力がまちまちであり、被検者 A、B のように、Z 軸出力に似たパターンを示す例と、D、E のように、Y 軸出力に似たパターンを示す例とに分けられる。また、C、F のように、ハッキリしたパターンを持たず、試行毎にパターンが変化してしまう場合もある。Z 軸周りのトルクの出力が、このように安定しないのも、Y 軸周り、Z 軸周りのトルクと同様に、多くの情報を反映しているためであると考えられる。

これらのことを考えるとトルク軸にも一定のパターンが確認できたが、そのパターンは XYZ 3 軸の影響を受けながら、試行ごと、被検者ごとに常に変化してしまう可能性があることが示唆される。よって、制御系の入力としてトルク軸を使用することは、その信頼性において難しいと考えられる。

## 5.6 Y 軸と Z 軸を利用した歩行フェーズの取得

Y 軸は 1 周期につき 1 回のピーク，Z 軸は 1 周期につき 2 回のピークをそれぞれ記録する．これを踏まえて，Y 軸と Z 軸の出力を単純なオンオフの信号に置き換えて，4 つの歩行フェーズを取得する (Fig.5.2).

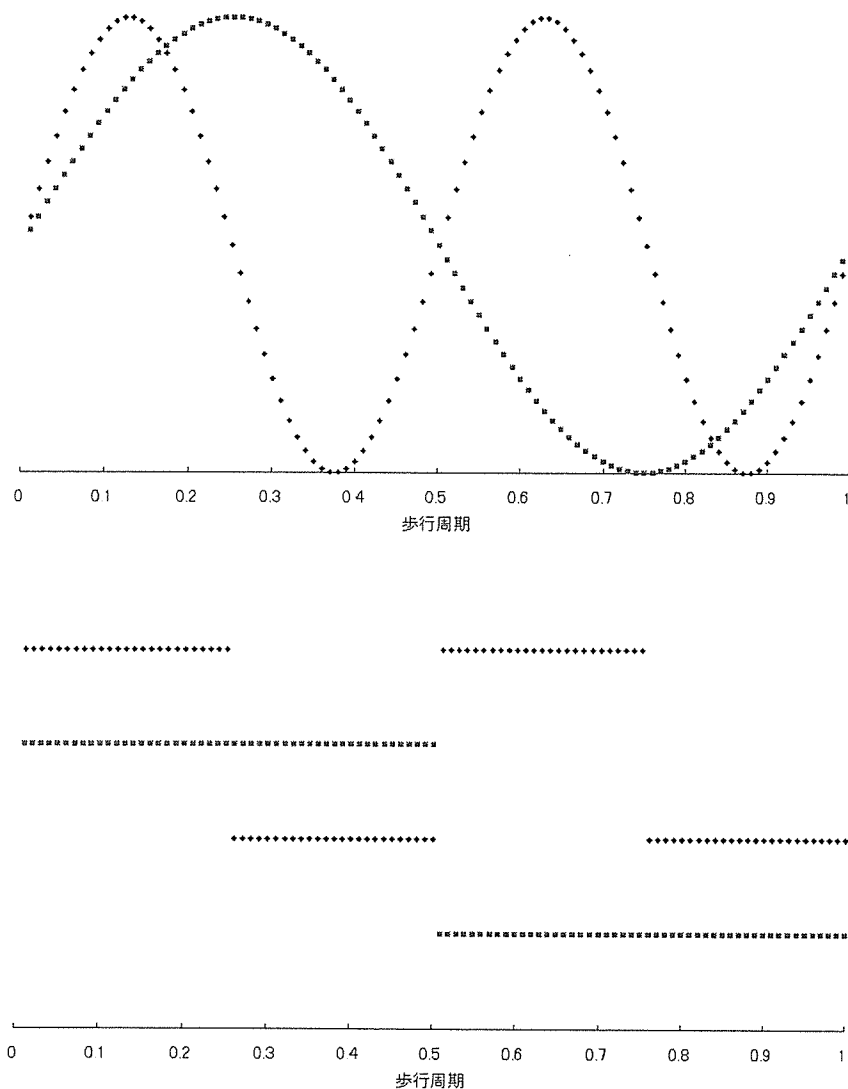


Fig.5.2 歩行フェーズ作成例

実際の出力でも，このように 4 つのフェーズを作ることはできる．しかし，オンオフの閾値となる基線が，生波形では一致しない．そこで，0.1[Hz]以下の周波数と 10[Hz]以上の周波数を，フィルタ処理によってカットした波形を信号として利用することで，この基線を全ての被検者で限りなく 0 に近づけることにする．



## 5.7 周波数解析の結果における考察

速度が2倍になると、単純に歩数が2倍になり周波数成分も2倍になると考えられるが、結果は2倍近辺になった例は被検者Cのみで、他の被検者は2倍よりも多い場合、少ない場合と様々であった。

このような結果になったのは、歩幅とピッチ（1分間に踏むステップの数）の変更があったためだと考えられる。先行研究<sup>9)</sup>において、歩幅とピッチが速度によって変化し、それに伴い、対走行距離の消費エネルギー効率の増加が見られるという報告がある。ヒトにおいても、歩いているときと走っているときのフォームの違いがあることは明らかである。同一フォームであれば消費エネルギーの増加も線形的であり、同じ歩幅であれば、速度2倍に対して歩数は2倍になるはずである。つまり以下の式が成り立つ

$$\text{Peak frequency Z} / \text{Peak frequency Y} \doteq 2$$

しかし、この式を満たさない場合は、走行フォームの変化が生じたと考えるのが妥当である。

## 5.8 歩行速度増加時のシミュレーション

では、1[km/h]から2[km/h]への周波数の増加の割合を定数として用いて、3[km/h]、4[km/h]、5[km/h]の時の周波数を特定し、Y軸とZ軸においてそれぞれ同様の歩行フェーズの取得ができるかどうかを確認する。以下に、各軸、各被検者ごとの最もパワーの大きな周波数を表にまとめる (Table. 5.1~5.3)。

Table.5.1 被検者 D 歩行フェーズの取得

歩行速度[km/h]	Y軸の周波数[Hz]	Z軸の周波数[Hz]
1	2	4
2	2.6	5.2
3	3.2	6.4
4	3.8	7.6
5	4.4	8.8

Table.5.2 被検者 E 歩行フェーズの取得

歩行速度[km/h]	Y軸の周波数[Hz]	Z軸の周波数[Hz]
1	1	2
2	2.5	5
3	4	8
4	5.5	11
5	7	14

Table.5.3 被検者 F 歩行フェーズの取得

歩行速度[km/h]	Y軸の周波数[Hz]	Z軸の周波数[Hz]
1	1.5	3
2	2.3	5
3	3.1	7
4	3.9	9
5	4.7	11

Table.5.3 より、速度が増加すると、Z軸の周波数がY軸の2倍にならない場合も考えられるが、5.2と5.1で確認できる限りでは2倍になる。よって、シミュレーションの限りでは、速度が増加しても歩行フェーズの取得は成せると考えられる。しかし、実際に速度を増加させた状態での検証は行っていないので、是非を確認するために、追加で実験をする必要がある。

## 6. 結論

X 軸, Y 軸, Z 軸の出力波形を正規化すると, いずれにも周期性 (パターン) が確認できることが分かった. そして, Y 軸と Z 軸の値は, 実験回数に対する波形の発生割合, 出力値の正負の偏りを考慮に入れると, 制御系の入力として利用できる可能性が示唆された.

X 軸周りのトルク, Y 軸周りのトルクについても, ある程度の周期性が確認できた. そして, Z 軸周りのトルクについては, 同一被検者間においては同一のパターンが確認できたが, 各被検者ではパターンが一致しない.

以上を踏まえて, Y 軸と Z 軸に注目して, 各軸の出力を単純なオンオフの形にすることで4つの歩行フェーズを取得することができる. しかし, この結果は 1[km/h], 2[km/h]の場合のみで確認された事実には過ぎない. よって, 速度を更に増加させた場合をシミュレーションしたが, この結果からも, 速度変化によらずフェーズの取得が可能であることが示唆された.

Y 軸と Z 軸を入力に用いた制御系の作成について, オンオフによる歩行フェーズの取得のためのオンオフを決定する閾値 (基線) の決定が問題として浮上した. 被検者によって, 出力される値[N]にバラツキがあるため, 定数として閾値を設ける場合, 使用者が変わったときに適合しなくなってしまうのである. また, Y 軸の値にマイナスの出力が出たことも考えると, トレッドミルによるシミュレーションの限界であり, 今後実機による検討が必要になるということが示唆された.

ハンドルのカベクトルから, 歩行フェーズを取得するという目的は達成できた. しかし, 歩行機器の制御系開発における一助としてこの結果を利用するには, 今後も検討が必要である. 具体的には実機による検証, 被検者数の増加が考えられる. そして, 実機による検証に際して, 速度一定条件における実験方法の確立, または速度制御プログラムの見直しが必要になるであろう.

## 参考文献

1. 高齢社会白書（平成 18 年度版） 内閣府編集 株式会社ぎょうせい
2. 厚生労働省大臣官房統計情報部「国民生活基礎調査」 生活統括官付生活評価官室
3. 広域歩行支援装置の柔軟な操作法に関する研究 2005 岡村宏 芝浦工業大学
4. 簡易移動体の移動動作および支援に関する研究 2005 杉田健太郎 芝浦工業大学
5. 臨床歩行分析入門 1989 土屋和夫 医歯薬出版
6. 歩行荷重綿荷時における歩行解析 2001 那須田智生 芝浦工業大学
7. 歩行支援機の生態力学的評価 2005 岡田和人 芝浦工業大学
8. モーターコントロール 運動制御の理論と臨床応用 1999 John P.Butler 著 田中 繁 監訳 医歯薬出版
9. Hoyt, D. F. and Taylor, C. R.: Gait and the Energetics of Locomotion in Horses, Nature, 292, pp.239-240, 1981

以上

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

歩行支援機の動的性能向上に関する研究

分担研究者 石濱 正男 神奈川工科大学・教授

研究要旨： 高齢者・障害者を自立させる歩行機を、凹凸路を含む屋外で使用できるための基礎儀十を開発した。具体的には、左右への傾斜がある歩道での横流れ防止や障害を縫っての歩行とエレベータ内での小回り性の両立ができる操舵機構、車道・歩道間程度の段差の乗り越えが可能で手腕への振動伝達防止などを可能とするサスペンション機構を開発した。

A. 研究目的

自立は可能だが、歩行機能に軽度の障害をもった障害者が屋外で歩行支援機を使えるための、基本的な走行機構の技術開発。

B. 研究方法

1. プロトタイプを使った技術課題の洗い出し。

昨年度までの研究で開発をしてきた歩行支援機のプロトタイプを使った実験を行い、改良すべき問題点を洗い出し、その中で優先度の高いものを研究課題として選んだ。

2. 課題達成に必要な物理原理の探索。

必要な仕様を満たすことができるいろいろな原理を探し、その組み合わせ案を複数作成。

3. 原理案の組み合わせから最適な案を選択

大きさ、取り扱いの容易さ、生産性などの評

4. 計算シミュレーションによる性能予測

手腕系への振動伝達などについては、マルチボディダイナミクスを使って、性能を計算し、定量的に最適な減衰係数を選択した。

5. プロトタイプの製作

考案を盛り込んだプロトタイプを製作した。

6. 実験評価

計測器による客観的定量評価と、パネリストによる主観評価の二通りの評価を行なった。

前輪が段差降下時にトーションバネの反力によって発生する加速度を低減させる。

C. 研究結果

1. 操舵機構の開発

1.1 操舵方式の選定

エレベータ内で自転ができ狭い通路での小回り性能を向上させる。この性能とハンドル操舵に

よる安定性能を両立させる為、キャスターを必要に応じてロックして操舵する方式を選定した。(図1, 図2)キャスターロックでは横流れ防止が困難。

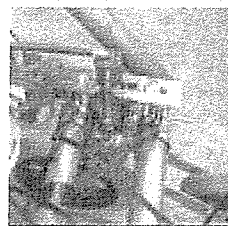


図 1. A 案

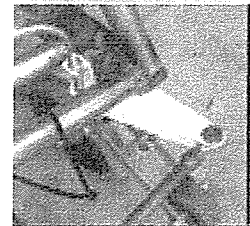


図 2. B 案

表 1. 操舵方式の選定

場面	機構A案	機構B案
横方向の傾斜路	キャスターロック状態	ステアリング操舵
エレベーター内での旋回	キャスター	キャスター
狭い通路での小回り旋回	キャスター	ステアリング or キャスター
傾斜路での旋回	キャスター	ステアリング操舵

1.2 キャスターロック機構設計

ロック機構のピンを受ける円筒部分の輪郭線形状を一部が窪んだスロープ形状にすることでロック動作がスムーズに行われるようにする。(図3, 4)

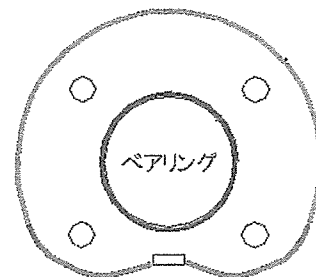


図 3. ピン受け部の輪郭線形状

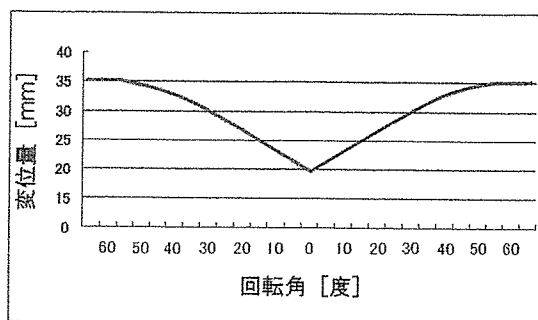


図4. ピン受け部の窪み部の変位量

ピンはピン受け部との摩擦特性や対磨耗性を考慮して鉄鋼製とした。また先端部を球状にしてピン受け部と均一に接触するように図った。ピンケースはアルミニウムの削り出しで、ピンが入る穴にスプリングを入れることでピンを押す。(図5)

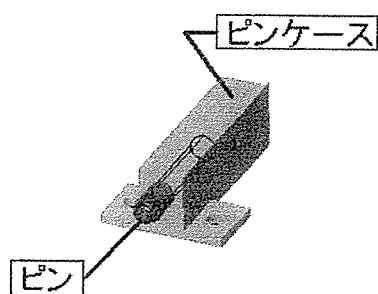


図5. ピン部の CAD モデル

ピンをピン受け部に押し当てることで、ロック穴の位置に向かう回転力が発生する。この回転力によりキャスターをロックする際に、キャスターが直進方向から多少ずれていてもキャスターを直進方向に誘導する補助の役割を果たしロックがスムーズに行える。(図5)

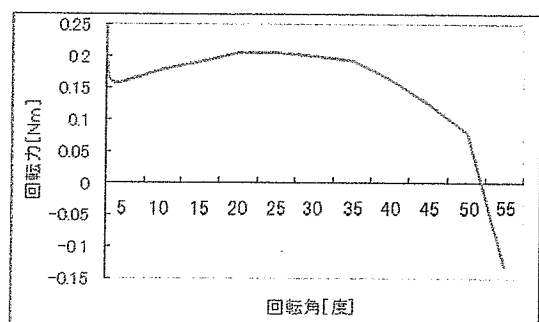


図6. ロック部分の回転力

ピンの出入りは、ステアリングコラム上にあるレバーで行う。(図7)

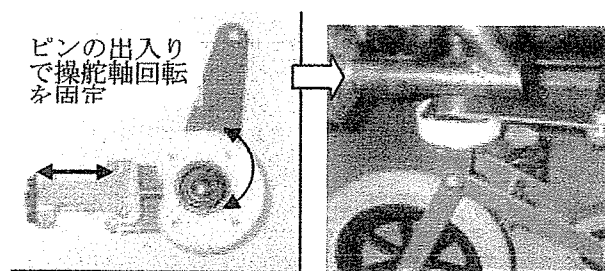


図7. キャスターロック機構

### 1.3 性能評価実験

開発した機構を搭載した歩行支援機で、小回り旋回テスト、および横傾斜路における走行試験を行い横流れの量を測定した。(図8, 9)

その結果、ステアリングによる小修正を行わずに進むことが不可欠と判断された。

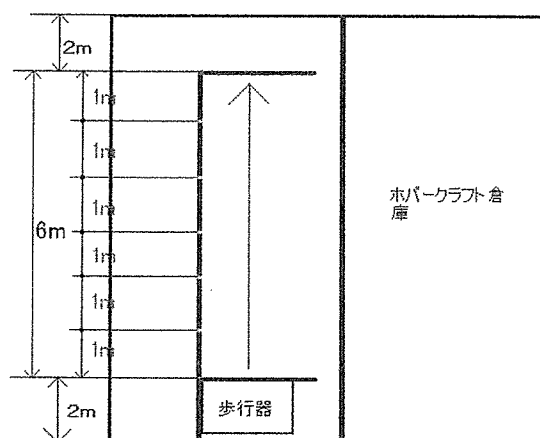


図8. 横流れ量測定実験の場所

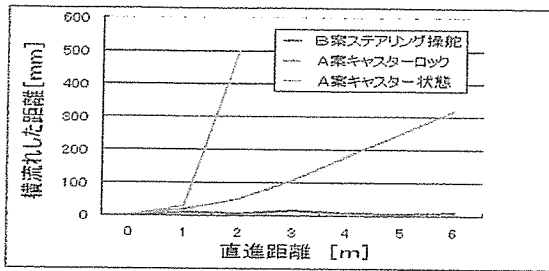


図9. 横傾斜路(θ=4°)における横流れ量

また、キヤスターからハンドル操舵に切替えた時のロックされるまでに進む距離を計測した。タイヤの初期向きを進行方向と逆の向きとした。

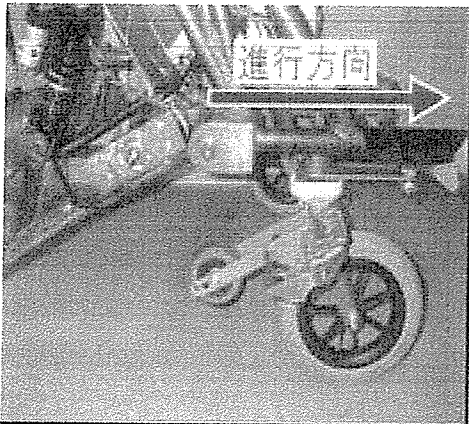


図10. 操舵への切替時のキヤスター初期位置

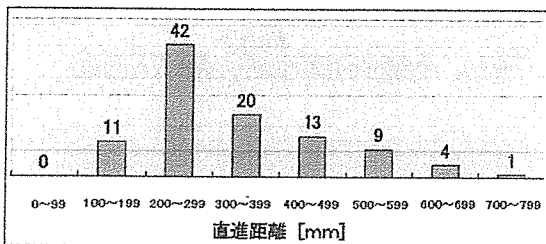


図11. ロックまでに進む必要距離

ハンドル操舵により横傾斜路でも横流れがほとんどゼロの安定走行を達成。(図9)

走行距離600mm以内で95%の確率でロックができることも確認された。(図11)

## 2. 前輪振動減衰機構の開発

### 2.1 目標性能

ばねの反力から発生する加速度の緩和を達成する。

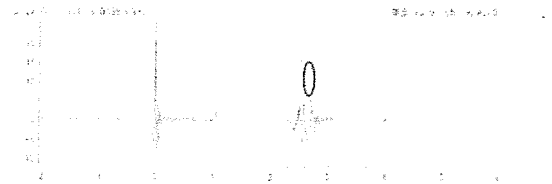


図12 50mm 段差昇降時のタイヤ部上下加速度

### 2.2 前輪減衰機構設計

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う。

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13に前輪減衰機構 CAD モデル及び実物、図14に段差乗越え時の力学モデル、図15に段差降下時の力学モデルを示す。

表2. 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

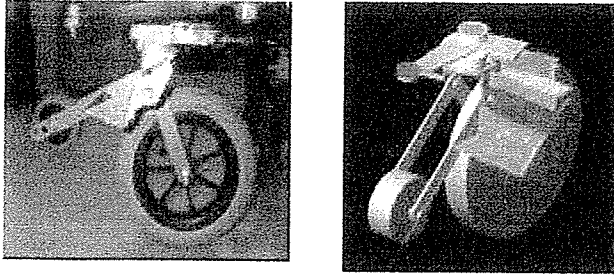


図 13. 前輪振動減衰機構

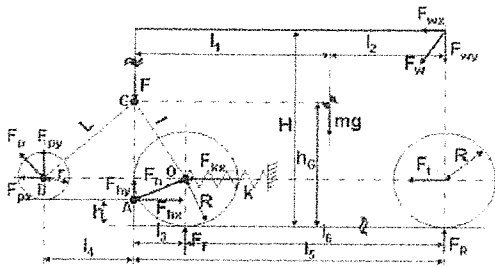


図 14. 段差乗越え時の力学モデル

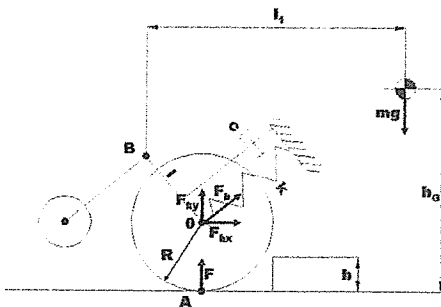


図 15. 段差降下時の力学モデル

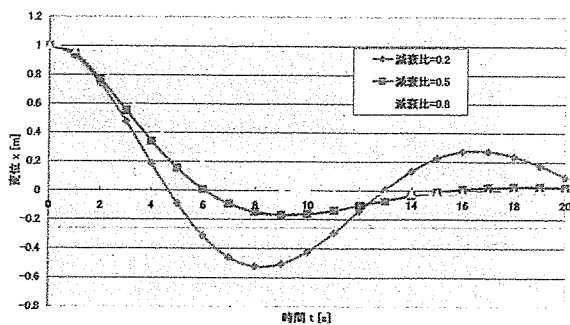


図 16. 段差降下時の振動へのダンパーの影響

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。

## 2.3 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 17 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。

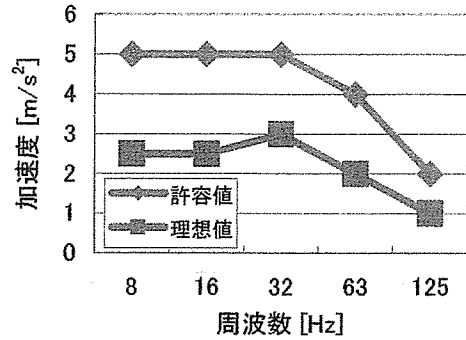


図 17. 使用者が不安に感じる振動限界

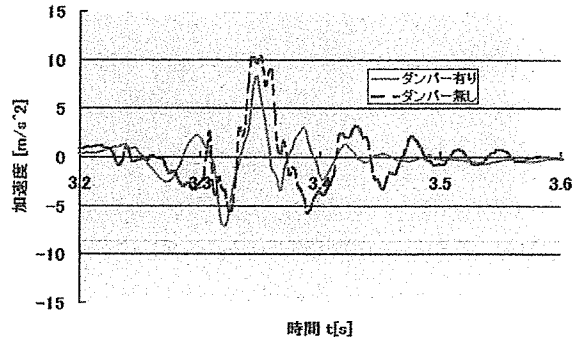


図 18. 車軸部前後加速度比較 (実測値)

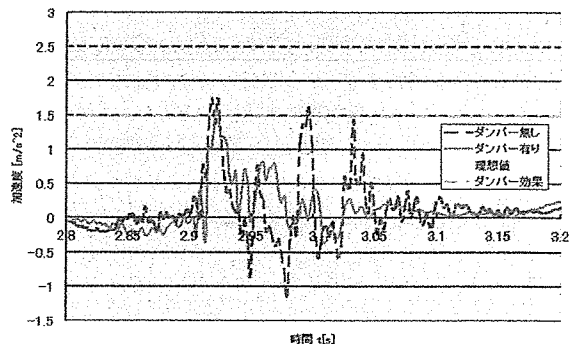


図 19. ハンドル部上下加速度比較

図より、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  $1.5 \text{ m/s}^2$  以下に低減できた。

## 3. 後輪駆動制御システムの開発

### 3.1. 目標性能

エレベータ等、狭い場所で旋回が可能な制御プ



プログラムを設計、歩行機に搭載する。

### 3.2 自転装置の開発

使用者がエレベータ（1355mm×1350mm）の中で自転を容易にできるプログラムを開発した。これにより、エレベータ内での方向転換が容易になった。

### 3.3. 性能評価実験

法律で制定されているエレベータの仕様内で安全に回れる速度はいくらかを、4種類の速度で被験者に体験してもらい、どの速度が適切であるかをアンケートによりデータにまとめた。

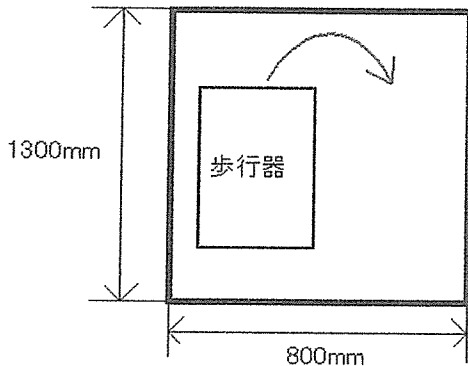


図 20. エレベータ内の見取り図

表 3. 小回り性（自転の容易さ）評価結果

法律	基準	出入り口寸法 [mm]	かご内法 [mm](間口) ×(奥行き)	ハンドル機構での自転	キャスター機構での自転
ハートビル法	最低の大きさ	(幅)800	1355×1350	×	△
	望ましい大きさ	(幅)900	1548×1350	×	△
交通バリアフリー法	最低の大きさ	(幅)800	1400×1350	×	△
	望ましい大きさ	(幅)900	1500×1500	×	○

○・・・自転可能。

△・・・180°の回転は無理だが、180°手前まで回転可能。

×・・・自転不可能。

エレベータ内では180度転回ができれば、条項

には差し支えないことを考慮すると、表3のように、ハートビル法にも交通バリアフリー法にも適応することが可能であることがわかった。

さらに、自転速度についてもパネル実験を実施した。その結果図21のように、10~12rpmが最もよいという回答が多かった。

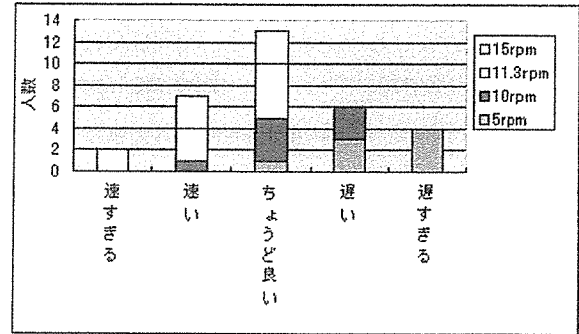


図 21. 回転速度に関する評価

### 4. 結論

1. 小回り性能・横流れなしの歩行支援・意のままの操縦を可能とする前輪機構を開発することができた。開発した技術は、前輪にハンドル操舵からキャスターに切り替えが可能なロック機構を設ける設計法である。
2. 段差乗り越し時に手腕系に作用する振動を、利用者が安心して使えるレベルまで低減するサスペンション機構を開発することができた。開発した技術は、サスペンションのねじりばねと並列に、段差乗り上げ時には減衰が小さく、降下時には減衰が大きくなる非線形ダンパーを、マルチボディダイナミクスを利用して最適化するものである。
3. 前輪のキャスター機構と後輪左右モータの逆方向回転制御により、ハートビル法や交通バリアフリー法などのエレベータ基準枠内において180°自転が出来た。これは現存するエレベータの約58%において自転が可能であることに等しい。

## 1章 序論

### 1.1 はじめに

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ことから、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し維持・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、高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と共に体力と脳機能にも影響を受け悪循環に陥りやすい。これを解決するには、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 目的

歩行支援機器は杖、松葉杖とともに歩行機能の低下している人が使用する歩行補助具の一つである。その歩行補助機能は杖、松葉杖よりも安定している。しかし従来の歩行支援機器は一部のものを除いて機敏性に乏しく、段差や障害物などを乗り越えるには不便である。また、床面の影響も受けやすく使用範囲も病院や施設、あるいはごく一部の家庭内で高齢者などの歩行補助をする程度に留まっている。よって、本研究では今後ますます必要性が高まることが予想される歩行支援機器において、振動制御技術による歩行支援機を開発し、単に屋内の使用に留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する。

## 目次

第1章	
1.1 はじめに	5-8
1.2 目的	5-8
第2章 旋回性能と直進性の両立技術開発	
2.1 操舵装置に求める性能	5-9
2.2 操舵装置の検討	5-9
2.3 操舵装置の開発	5-17
2.3.1 旋回機構の試作モデル	
2.3.2 旋回機構の試作モデルの評価	
2.4 キャスターロック機構の開発	5-23
2.4.1 目的	
2.4.2 調査	
2.4.3 キャスターロック機構のロック方式	
2.4.4 概念設計	
2.4.5 キャスターロック機構の設計 (窪み付きカム形状ロック機構)	
2.4.6 キャスターロック機構の評価実験	
2.4.7 キャスターロック機構の考察	
2.5 結論	5-39
第3章 自転制御の開発	
3.1 目的	5-40
3.1.1 目標性能	
3.2 調査	5-41
3.2.1 ステアリング機構での最小回転半径	
3.2.2 自転手段	
3.2.3 自転速度・操作	
3.2.4 基準回転半径	
3.2.4.1 実際の回転半径	
3.2.5 仕様書	
3.3 制御ユニット	5-49
3.3.1 構成パーツ	
3.3.2 各パーツの基本データ	
3.4 自転制御の開発	5-58
3.4.1 コンセプト	

3.4.2 自転制御の条件	
3.4.3 形状決定	
3.4.4 回転数の決定	
3.4.5 自転プログラムの開発	
3.5. 自転制御の性能評価実験	5-62
3.5.1 目的	
3.5.2 実験装置及び器具	
3.5.3 実験方法	
3.5.4 実験結果	
3.5.4 実験結果	
3.5.4 実験結果	
3.6. 考察	5-64
3.7. 結論	5-65
第4章 前輪減衰機構による振動の低減化	
4.1 目的	5-66
4.1.1 目標性能	
4.2 調査	5-66
4.2.1 静たわみ量からスプリングレートの導出	
4.3 設計	5-67
4.3.1 歩行支援機の1自由度モデルを用いた計算	
4.3.2 ダンパーの決定	
4.3.3 機能展開	
4.3.4 ダンパー取付方法の設計	
4.4 前輪減衰機構の50mm段差降下による振動測定実験	5-76
4.4.1 実験目的	
4.4.2 使用機材	
4.4.3 実験方法	
4.4.4 実験条件	
4.4.5 実験結果	
4.5 考察	5-87
4.6 結論	5-88
第5章 結論	5-89
参考文献	5-89
謝辞	5-90