

a)男性

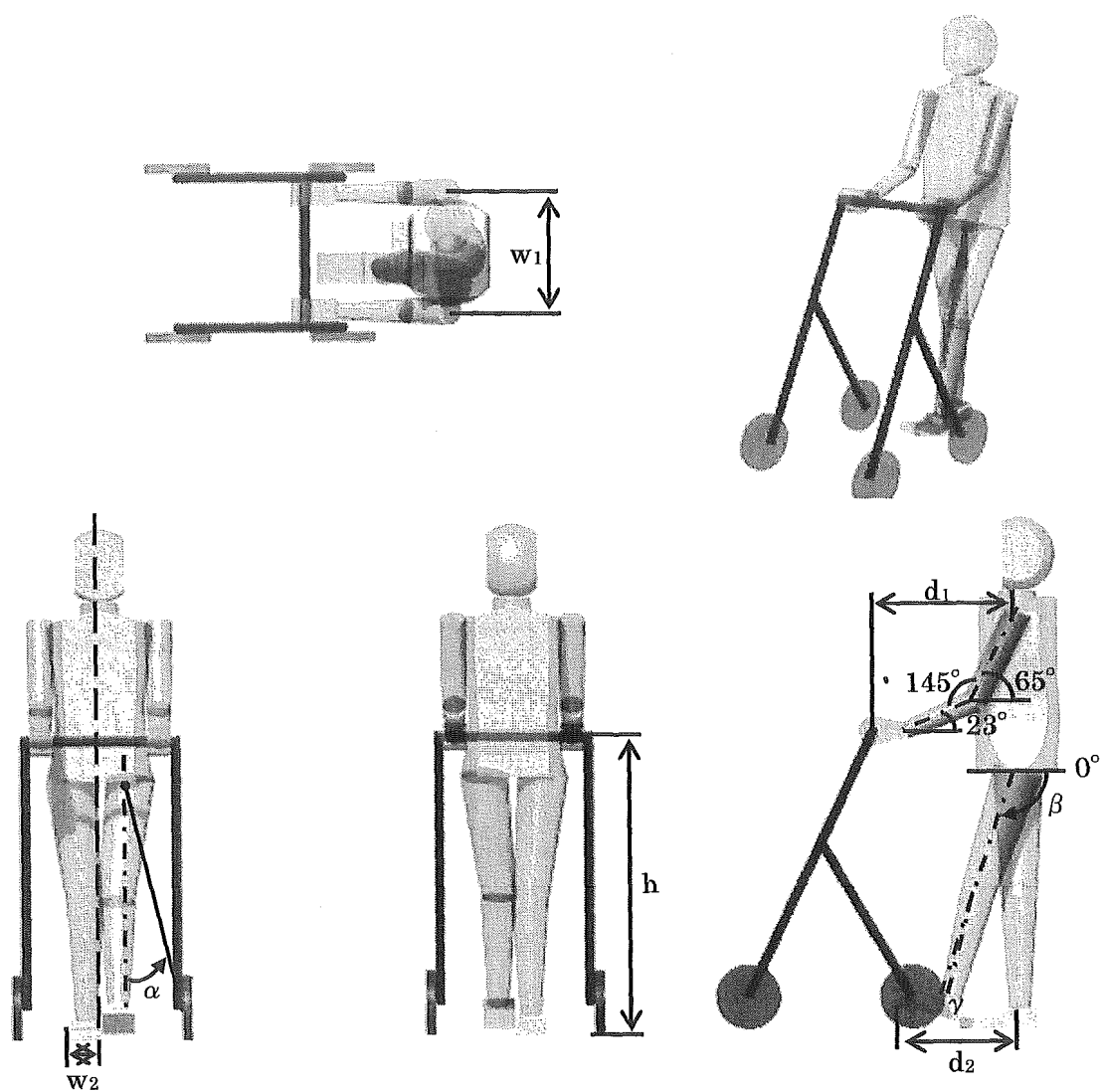


Fig.3.10 Average of 70-79 Years Old

Tab.3.17 Man's Case [mm]

	80-99 歳代の 5%タイル値	70-79 歳代の 平均値	70-79 歳代の 95%タイル値
d <sub>1</sub>	305	345	387
d <sub>2</sub>	406	457	511
h	862	924	990
w <sub>1</sub>	326	363	403
w <sub>2</sub>	90.1	97.7	98.5
α	10°	8.3°	8.2°

※ β, γ に関しては表 3.11 を参照

b)女性

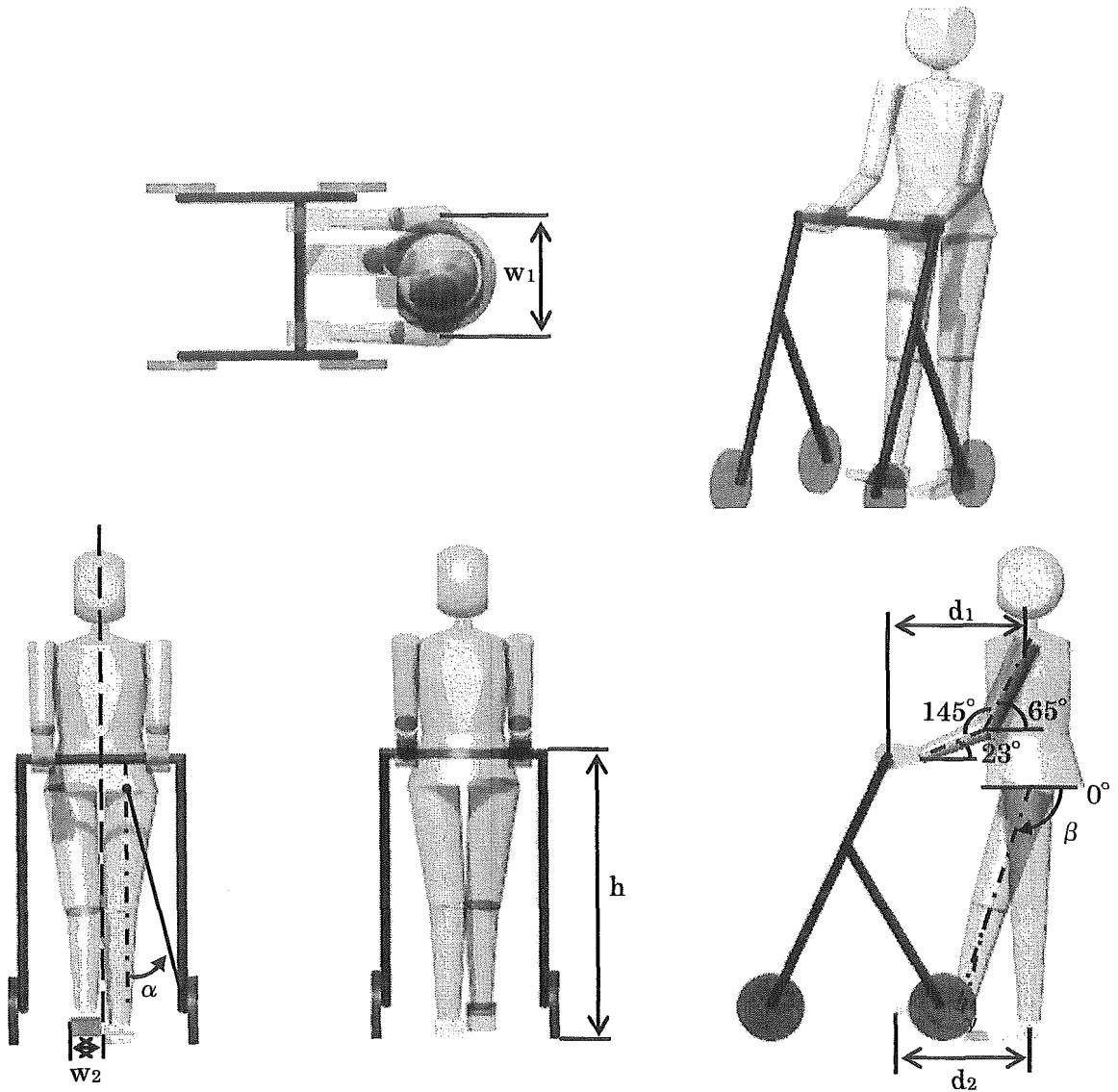


Fig.3.11 Average of 70-79 Years Old

Tab.3.18 Female's Case [mm]

	80-99 歳代の 5%タイル値	70-79 歳代の 平均値	60-69 歳代の 95%タイル値
d <sub>1</sub>	278	315	357
d <sub>2</sub>	409	424	573
h	764	842	916
w <sub>1</sub>	278	333	369
w <sub>2</sub>	89	94	93
α	11°	9°	8°

※β, γに関しては表 3.11 を参照

(2) 肘掛ハンドルの場合

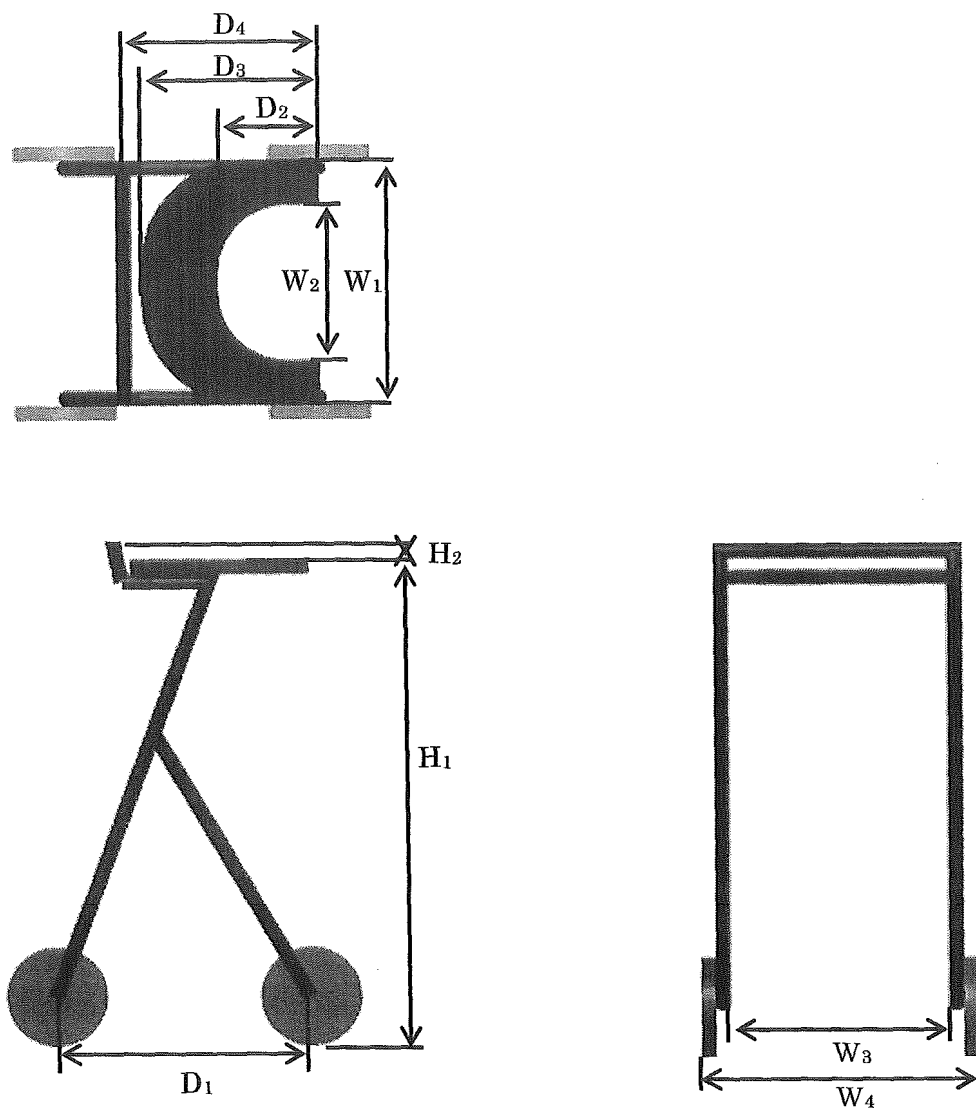


Fig.3.12 Size of Equipment

Tab.3.19 Size of Equipment [mm]

$D_1$	500
$D_2$	200
$D_3$	350
$D_4$	385
$H_1$	850~1000
$H_2$	35or40
$W_1$	490
$W_2$	380
$W_3$	460
$W_4$	550

※パイプ径 30mm で設計している

a)男性

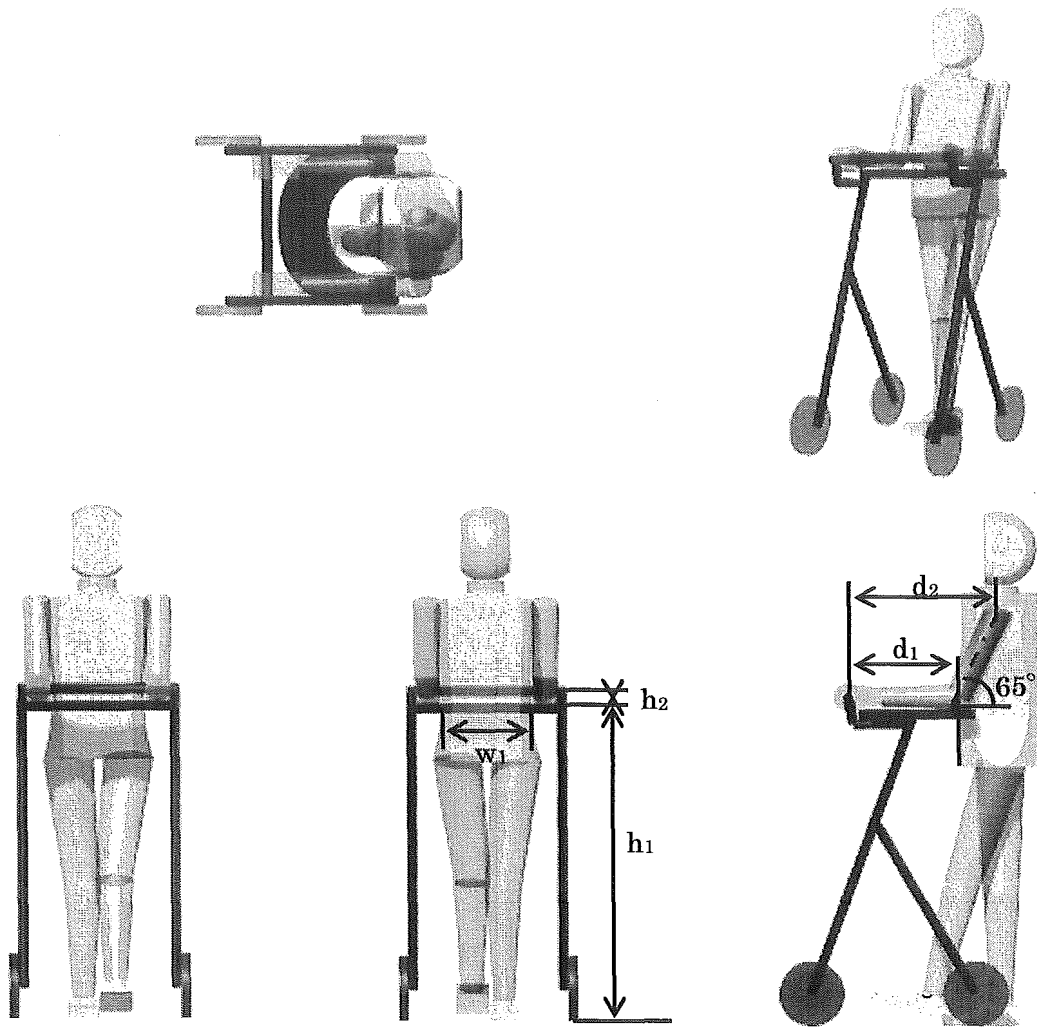


Fig.3.13 Average of 70-79 Years Old

Tab.3.20 Man's Case [mm]

	80-99 歳代の 5%タイル値	70-79 歳代の 平均値	60-69 歳代の 95%タイル値
d <sub>1</sub>	193.1	241.4	286.2
d <sub>2</sub>	322	364	408
h <sub>1</sub>	942	1016	1094
h <sub>2</sub>	32.5	37.9	43.5
w <sub>1</sub>	229	282	324

※  $\beta$ ,  $\gamma$  に関しては表 3.11 を参照

b)女性

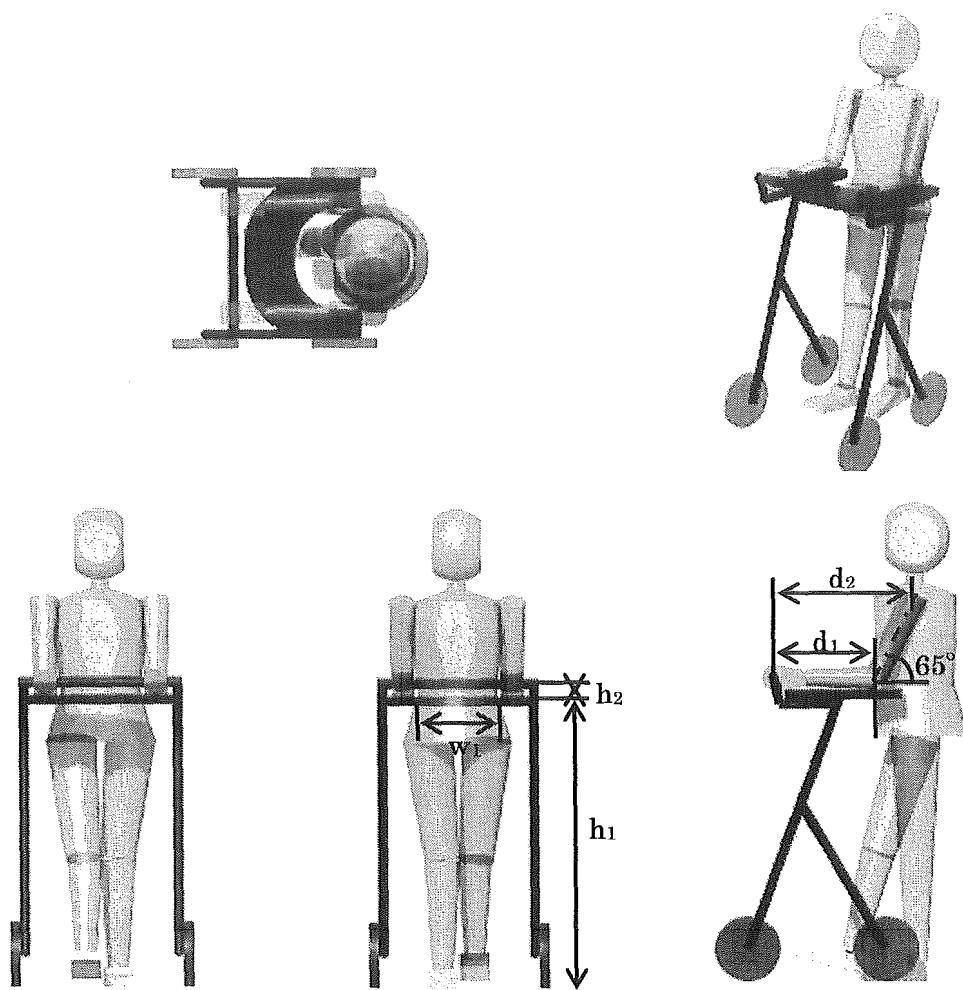


Fig.3.14 Average of 70-79 Years Old

Tab.3.21 Female's Case [mm]

	80-99 歳代の 5%タイル値	70-79 歳代の 平均値	60-69 歳代の 95%タイル値
$d_1$	189.7	250.9	296.6
$d_2$	292	331	376
$h_1$	835	925	1011
$h_2$	28.3	34.5	39.6
$w_1$	202	258	303

※ $\beta$ ,  $\gamma$ に関しては表 3.11 を参照

4. 参考文献

- (1) 津田美知子, 歩行者の道 2, 通行帯のデザイン, 技報堂出版株式会社, 2002
- (2) 厚生労働省, 平成 10 年国民生活基礎調査
- (3) 田村博, ヒューマンインターフェース, オーム社, 1998
- (4) 株式会社ウィズ, ウィズベストケア福祉用具総合カタログ
- (5) 人間生活工学研究センター, 日本人の計測データ, 1997
- (6) 木村賛, 人間科学全書研究報告シリーズ 1, 歩行の進化と老化, てらぺいあ, 2002
- (7) 佐々木博美, 歩行計測によるベビーカーのハンドル高さ評価

別添 4 - 1

広域歩行支援装置の柔軟な操作性に関する研究  
 一歩行支援機における衝撃絶縁・姿勢安定性に関する研究一

（分担）研究者 古川 修 芝浦工業大学教授

研究要旨

歩行支援装置が不整地や段差乗越え時に滑らかな歩行支援を行うことを目的とする。懸架系を車輪部に取り付け、路面からの凸凹による強制変位加振を振動絶縁し、且つ突起物や段差における上下及び前後方向の衝突衝撃力の減少を狙う。またここでは、段差乗越えの基本性能としてその挙動を検討した。手でハンドルを握る場合とひじを支持する場合を比較すると、脚の筋電図では肘付きの方が有利であるが、手で握る方が腕部の自由度が高く自由な歩行姿勢には向いていることが判った。軟いばねを用いることでシミュレーション結果及び実測データより高周波数の振動低減は効果的であることが分かった。しかし、支持機能としては歩行支援機自身が動かない方が被支援者に対する信頼感や安定感が強い。いずれMR流体素子などを用い、必要なときは制振を行い、動きを制限する手法について検討を進める。サスペンションを付与することにより、前後・上下の振動や衝撃を低減する目途がついた。

1. はじめに

現在、65歳以上の高齢者の総人口にしめる割合は19%を超え、2050年には35%を超えると予想されている。また、高齢者のみの世帯も増加傾向にあり、自立を望んでいる高齢者を支援するための、新しい機能を持った歩行支援機を開発することが全体としての目標となっている。

2. 研究目的

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歩行障害者を対象とし、その移動を支援する歩行支援機の開発を目指している。また、廃用症候群を回避し、歩行機能の維持向上を図るために、移動支援として被支援者の歩行移動を支援する方法を採る。また、歩行支援機設計に当たり、使用者の姿勢評価や歩行支援機にかかる負荷特性などの実験を行った上で歩行支援機から使用者に伝わる振動や衝撃を低減させることを目的とする。

3. 研究内容

現在の歩行補助車では段差やがた路での歩行は困難である。そこで本研究では新たに開発する歩行支援機において小段差やがた路での歩行を可能にする装置の考案を行う。

4. 姿勢評価実験

4.1 実験方法

段差・がた路を歩行したときの姿勢を評価する際の、基準となる基本データを取得するために3D運動解析ソフトを使用した。

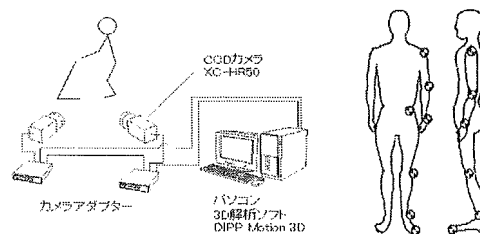


Fig.1 モーションキャプチャーシステム及び測定箇所

Fig.1 に示すように、被験者の①左肩峰点②肘関節③左手首④大転子点⑤膝関節⑥踝⑦つま先を計測ポイントとした。被験者には高齢者キットを装着させて動きに制限を加えた状態で歩行補助器を利用してもらった。

また、実験で使用した歩行補助車の特徴を表1に示す。

表1

Type	A	B	C	D
ハンドル形状	ハンドル	棒状 ハンドル	ハンドル	肘掛け ハンドル
操縦方式	ステアリング	キャスター	キャスター	キャスター

4.2 実験結果

解析結果として機器による差が大きかったものとして、肘関節の角度変化を示す。

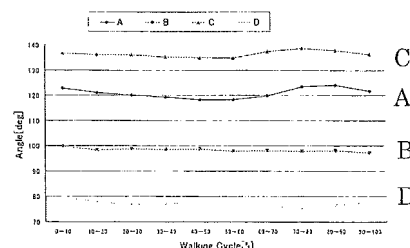


Fig.2 肘関節角度変化

Fig.2 肘関節角度は機器によって大きな違いがあることが分かる。角度の変化を見ると肘関節角度では TypeA と TypeC が変化が大きいが、TypeC と TypeD は変化が小さい。これは TypeB や TypeD は歩行による荷重の変化をハンドルで支えているが、TypeA や TypeC は腕を一種のサスペンションとして荷重の変化を支えているためだと考えられる。肩関節角度では変化量としては機器による差が少なくなっている。

以上の結果から、段差やがた路を歩行するには肘置きタイプよりもハンドルタイプが優れていると考えられる。この結果を平坦路の基礎データとし、衝撃吸収機構を製作し、段差やがた路歩行実験した際の比較対象として使用する。

### 5. ハンドル特性実験

歩行支援機にかかる力関係を把握するために Fig.3 のように市販の歩行補助車のハンドルに 3 軸センサを取り付け、被験者として高齢者キットを装着した学生が使用し荷重を計測した。Fig.4 に計測した結果の一例を示す。

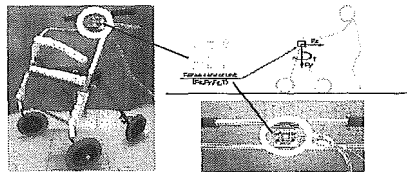


Fig.3 3 軸センサ

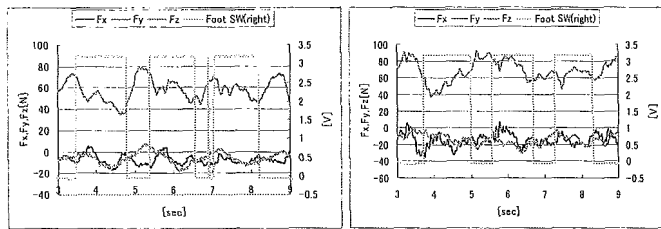


Fig.4 歩行補助車に加わる荷重

結果として高齢者キットを装着したときのほうが歩行補助車にかかる荷重が大きくなる傾向が見られた。これは高齢者キットにより膝関節・肘関節が拘束された状態では歩行器に掛ける体重の比率が高まるためと考えられる。

また、踵接地から次の踵接地までを 1 周期としたときの x 方向 y 方向の力入力量を 10% ずつ区間にわけて各区间で平均化したものを Fig.5 に示す。

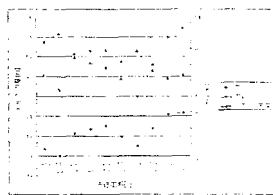


Fig.5 歩行周期と力

Fig.5 からわかるように、歩行周期でハンドル入力量

を区切った場合前後上下方向の力入力量は同じ波形を示している。ベクトルの向きを見ると、10-20%と 60-70%のところで下向きの力が強くなっており、このタイミングで使用者が前進していると考えられる。

この実験で計測できた力入力の結果により、シミュレーションに必要なパラメータを得ることができた。シミュレーションでは実験で得た値の 10 区間移動平均値をハンドル入力量として用いる。

### 6. 試作モデルの製作

振動・衝撃吸収機構の試作モデルを設計するにあたり、①小型・軽量、②前後上下方向の振動・衝撃吸収、③セッティングの自由度、この 3 つの条件を満たすものとして Fig.5 のようなモデルを設計した。

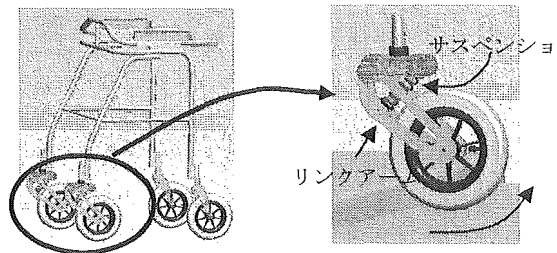


Fig.6 試作モデル

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

### 7. シミュレーション

#### 7.1 シミュレーション方法

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

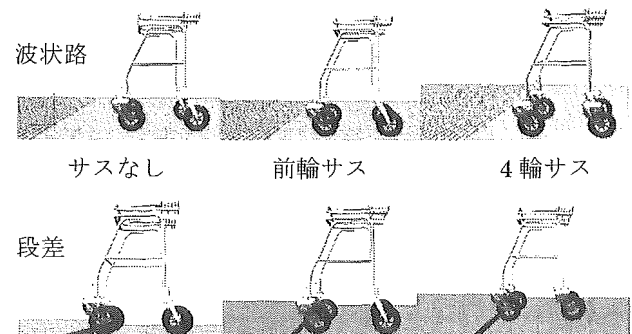


Fig.7 シミュレーションモデル



## 7.2 結果

シミュレーションを行った結果を fig.8 に示す。波状路は高さ 5mm の連続した波状路を歩行したときのフレーム肘置き部の上下変化量を示し、段差に関しては高さ 20mm の段差を乗り越えたときのハンドル肘置き部の位置を示す。

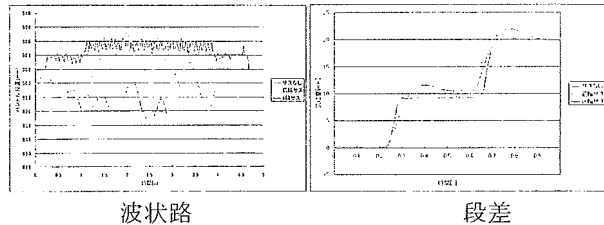


Fig.8 シミュレーション結果

## 7.3 考察

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

段差乗り越しはサスペンションがついていない場合は変動量のグラフが段差と同じように急な変化を示しているが、前輪についているときは変動量の傾斜が滑らかになり、4輪すべてについているときはより滑らかな変化になっていることが分かる。サスペンションにより段差乗り越し時のショックが吸収されていると言える。

## 8. 結論

歩行支援機における姿勢評価をするための基礎データをモーションキャプチャーの実験により得て、振動絶縁を行うためにリンク式のサスペンションモデルを設計し、シミュレーションによりそのモデルが振動絶縁に効果があることが確認された。しかし、振動は軽減されるが、上下方向の揺れが使用者に不安感を与えることが想定されるため、その改善が今後の検討課題となる。

## 9. 健康危険情報

特にありません。

## 10. 研究発表

総括研究報告書にまとめて記載する。

## 11 知的財産権の出願・登録状況（予定を含む）

総括研究報告書にまとめて記載する。

「広域歩行支援装置の柔軟な操作性に関する研究」

—歩行支援機における衝撃絶縁・姿勢安定性に関する研究—

## 目次

1. はじめに	
1.1 研究背景	108
1.2 研究目的と内容	108
1.3 現状の福祉移動機器	109
1.4 歩行支援機の基本コンセプト	111
2. 姿勢評価実験	
2.1 実験目的	111
2.2 実験方法	111
2.3 モーションキャプチャー・筋電図の解析結果	113
2.4 考察	118
3. ハンドル特性実験	
3.1 被支援者との力関係	118
3.2 力Fの変化	119
3.3 力関係の把握	119
3.3.1 目的	119
3.3.2 実験装置	119
3.3.3 実験方法	120
3.3.4 実験結果	120
3.3.5 考察	121
4. 機構の検討	
4.1 機構の目的	123
4.2 サスペンションの選定	123
4.3 試作モデルの製作	125

## 5. シミュレーション

5.1	目的と方法	125
5.2	シミュレーションに用いるパラメータ	125
5.3	シミュレーション	130
5.3.1	結果	131
5.3.2	考察	132

## 6. 終わりに

6.1	まとめ	133
6.2	今後の課題	134

## 1. はじめに

### 1.1 研究背景

現在、65歳以上の高齢者の総人口に占める割合は17%を越え、2050年には35%を越えると予想されている。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。機器のニーズ調査から、以下のことが分かった。

- (1)『道路構造令』により歩道は中央へ最小で2%傾斜しており、直進時には腰に負担が掛かる。
- (2)既存にある歩行支援機器は路面状態に大きく左右され、手首に負担が掛かる。
- (3)混雑している人ごみの中での旋回性が悪く、その場での方向転換ができない。
- (4)車道から歩道に進入する際の50mmの段差を乗り越えることが出来ない。

そこで、これらの問題点を改善するために、本研究はユニバーサルデザイン(以下UD)の観点から誰もが使いやすい車体形状を中心に、電動アシスト機能を設けた歩行支援機器の研究開発を行うことを目的とする。

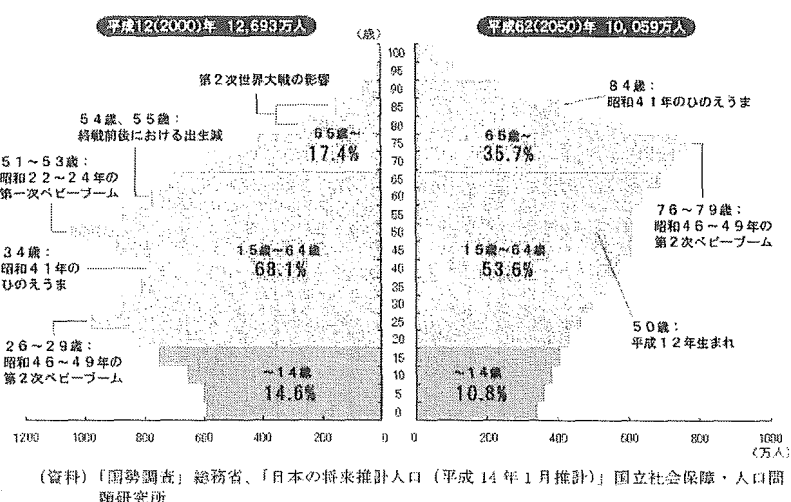


図 1.1 人口比率の変化

### 1.2 研究目的と内容

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歩行障害者を対象とし、その移動を支援する歩行支援機の開発を目指している。また、廃用症候群を回避し、歩行機能の維持向上を図るために、移動支援として被支援者の歩行移動を支援する方法を採る。また、歩行支援機設計に当たり、使用者の姿勢評価や歩行支援機にかかる負荷特性などの実験を行った上で歩行支援機から使用者に伝わる振動や衝撃を低減させることを目的とする。

また、現在の歩行補助車では段差やがた路での歩行は困難である。そこで本研究では新たに開発する歩行支援機において小段差やがた路での歩行を可能にする装置の考案を行う。

### 1.3 現状の福祉移動機器

現在使用されている福祉移動機器の特徴を以下に示す。これらを参考に簡易移動支援デバイスの基本的なコンセプトを決定する。

#### シルバーカー・歩行車

- ・高齢者にとってコンパクトで手軽に使い、かつ安価で買いやすいものである。
- ・スーパーなどへ買い物に行ったときに荷物を運ぶのが楽に出来る。
- ・利用者を見てみると女性が多い。
- ・デザイン・形状が男性には使用しにくいものであるとの意見がある。
- ・キャスターの転がり抵抗が小さいため、体力の弱った高齢者がシルバーカーに寄りかかっていたりすると、体の重さで歩行速度が速くなり転倒事故などにつながる。
- ・坂道や悪路の走行では、使用者に恐怖感を与え、歩くことが困難になったりする。

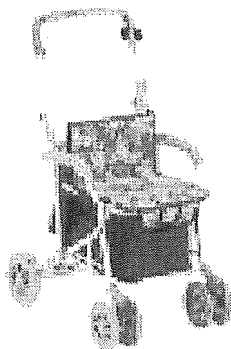


図 1.2 シルバーカー



図 1.3 歩行車

#### 歩行器

- ・シルバーカー同様に、コンパクトで軽量化されていて、手軽に使用できるものである。
- ・シルバーカーよりも優れているところは、楽な姿勢で歩くことが出来ることである。
- ・シルバーカーと同様に、下り坂では利用者の体重が加わり、重力により加速を伴う。ブレーキはあるが、ブレーキの効きが甘いため、転倒する危険性がでてくる。
- ・悪路で立ち往生すると進行方向の斜めに力を加えるが、体重を下方向にかける為前に進みにくくなる。

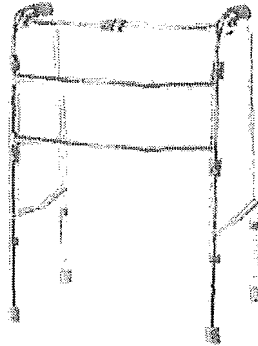


図 1.4 歩行器

#### 電動カート

- ・重量は 28kg～119kg とかなり開きがあるが、50kg～90kg 前後の製品が多く、高齢者が一人で持ち運ぶには負担が大きい。
- ・全体としては散歩や近所の商店、スーパーなどに家から歩いて外出する際に使用することを目的として開発された電動車いすがほとんどである。
- ・旋回性能で小回りの利くタイプの車いすと車いすよりも大回りになるカートタイプかに分けられる。
- ・走行時の安定性がよく、運転操作はレバー一本で前後進ブレーキ可能となっているため、誰でも簡単に行うことができる。
- ・ライトが点灯できるので夜間でも安心して使用することができる。
- ・毎日の散歩や買い物に、遠くまでの走行、外出の機会を増やす。
- ・車体重量が重いため踏み切り内や道路での脱輪時に高齢者の力で持ち上げることができないという危険がある。
- ・車を保管する場所が必要となるが、車幅が大きいため置き場所が問題となる。

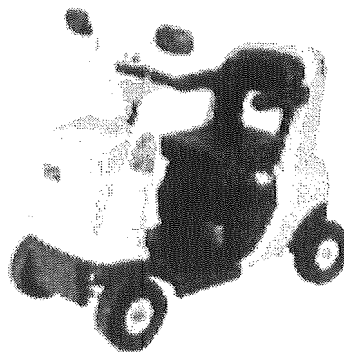


図 1.5 電動カート

## 1.4 歩行支援機の基本コンセプト

現状の歩行支援機器の段差やガタ路での進行不能状態を改善し、高齢者または歩行障害者に対して屋外での積極的な移動をサポートするものとする。開発コンセプトを以下に示す。

- (1)被支援者に対する歩行モード設定かつ段差乗り越しの歩行支援屋外での利用を前提とする
- (2)方向転換半径はほぼゼロ取り回し易さを重視する
- (3)凸凹路と段差乗り越しに対応 50mm までの段差乗り越し、登坂能力 15°とする
- (4)制御系は信頼性重視し多重化する
- (5)スイッチ操作を排した受動型・(半)能動型
- (6)軽量 (~20kg) とする

## 2. 姿勢評価実験

### 2.1 実験目的

歩行器を使用する際の姿勢や移動速度を検証し、段差・がた路を歩行したときの姿勢を評価する際の、基準となる基本データを取得するために、3D 運動解析ソフト「Dipp-Motion XD」と筋電図を使用し、身体的負担の大きさ・疲労、動かしやすさ及び機器と身体形状との合致について調べる。

### 2.2 実験方法

実験のシステムの構成は次の図 2.1 に示す。被験者の左右側方 5m の地点に 2 台の CCD カメラを被験者に対し 60 度になるように設置し、各関節の角度・距離などの座標データを PC で記録する。

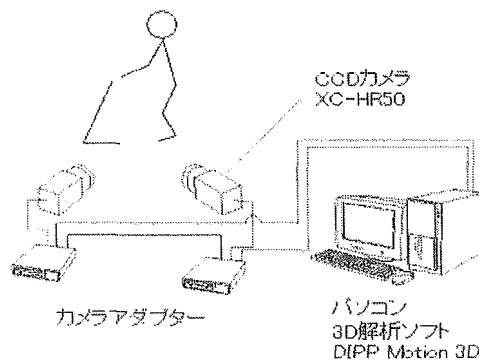


図 2.1 動作解析システムの構成

そして、図 2.2 に示すように、被験者の①左肩峰点②左肘関節③左手首④左大転子点⑤左膝関節⑥左踝 (踵) ⑦つま先を計測ポイントとした。マーカの体への装着は、歩行時の振動をさけるために、両面テープで貼り付ける。歩行支援機器に関しては、前輪、後輪、ハンドルの 3 箇所に装着する。また、歩行支援機器を使用する際に対する筋肉の疲労を測るためには、35~400[Hz]筋電図のバンド・パットを腓腹筋、大腿直筋、大腿二頭筋、上腕二頭筋、上腕三頭筋、5 箇

所に装着した。

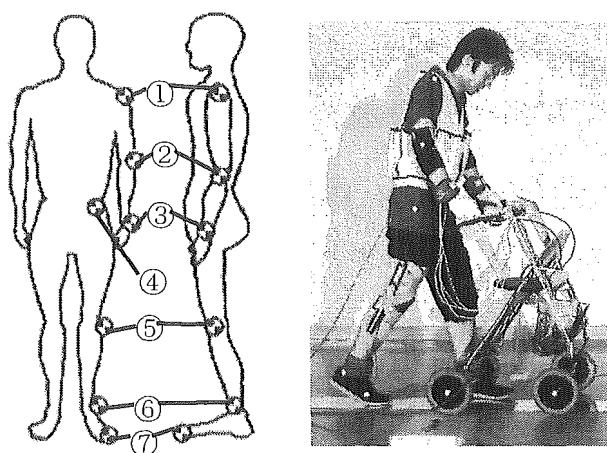


図 2.2 マーカー位置

この実験では被験者として、高齢者キットを装着させた学生に設定した。被験者には5m～10mの距離を図2.3に示す歩行支援機器を用いて歩行してもらう。また、実験時に各歩行支援機器に対してUDチェックリスト(アンケート)を記入してもらい、フィーリング(使いやすさ・快適さ)に関する評価を行う。なお、TypeAは使用者が自由にハンドル操作(ステアリング方式)であり、TypeBはキャスターであり、またハンドル形状がサイドにつかむ方式である。同様に、TypeCはキャスターで棒状のハンドルを握る方式である。それとは異なって、TypeDはキャスターであるが、肘置きハンドルとなっている。

表 2.1 使用した歩行器の特徴

Type	Size	Weight
A	W550×D600×H800・830・860・890mm	3.8kg
B	W560×D630×H840～890mm	5.5kg
C	W570×D640×H700～850mm	8.8kg
D	W550×D700×H890～1080mm	11kg



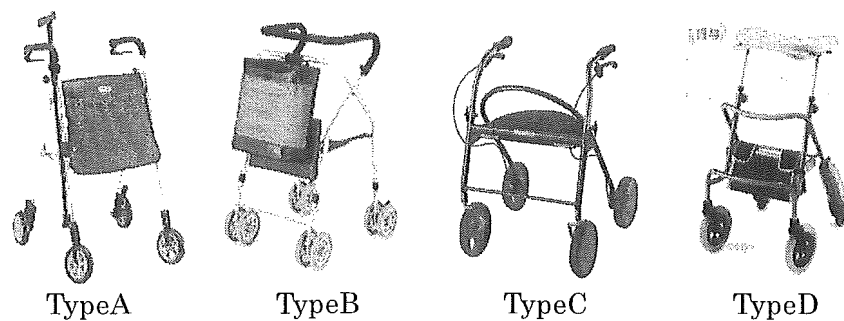


図 2.3 実験に使用した歩行器

上記補助車を使用した際の高齢者の歩行動作から求める評価指標としては、筋力に起因する評価指標（負担評価）、姿勢に起因する評価指標（機器との関係および姿勢評価）とフィーリングに起因する評価指標（総合評価）に分けられている。各歩行支援機器の変位をこれらの計測機器で計測し、筋消費エネルギー、姿勢変化、使いやすさの評価指標を求めることにより、負担軽減度、体幹の安定効果、使いやすさを求めた。

### 2.3 モーションキャプチャー・筋電図の解析結果

図 2.4 は被験者が歩行器を使用している状態を 2 次元のリンクモデルで表すものである。それぞれの解析結果は右足踵接地から次に右足踵接地するまでを 1 周期とし、10%ごとに平均化したものを解析結果として用いる。歩行 1 周期の被験者の挙動を図 2.5 に示す。そして、図 2.6～2.9 に各関節の角度・距離、図 2.10～2.11 に各筋の平筋活動・筋電位、図 2.12～2.13 に各歩行周期の筋活動・筋電位を平均化したものを示す。

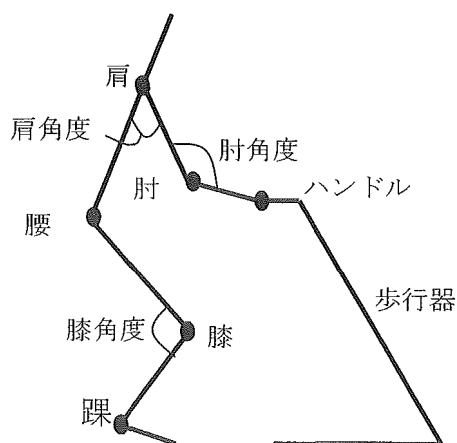
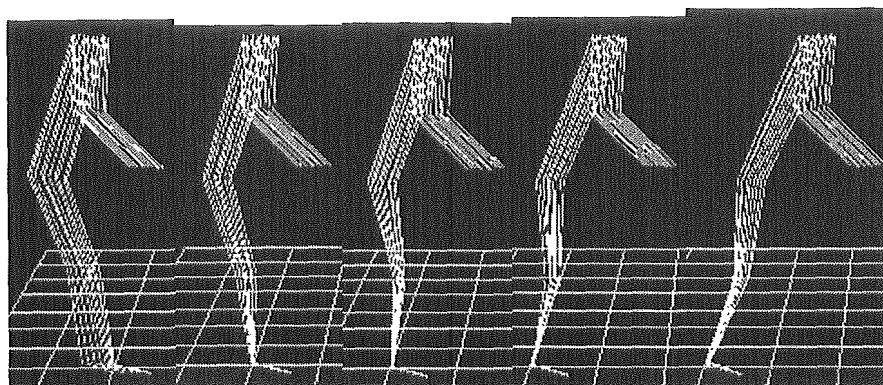
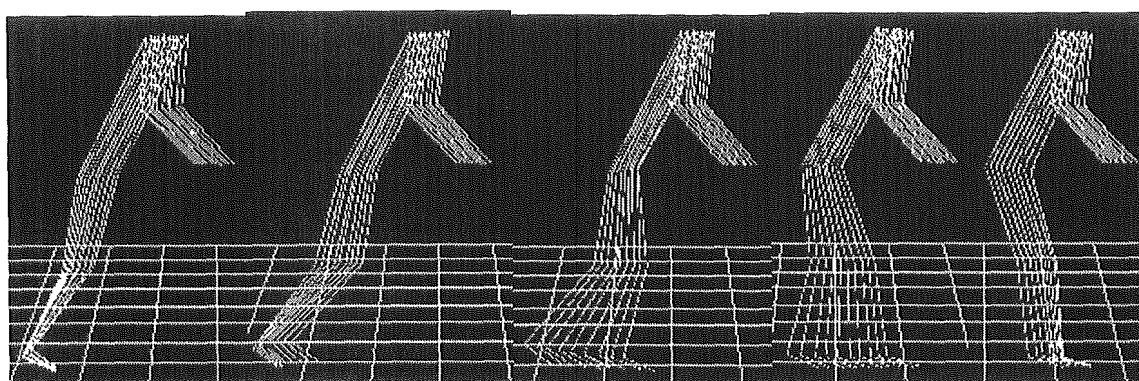


図 2.4 リンクモデル



0-10%      10-20%      20-30%      30-40%      40-50%



50-60%      60-70%      70-80%      80-90%      90-100%

図 2.5 各歩行周期での挙動

図 2.5 は特定の時間ごとに区切って計測ポイントを結んだラインの軌跡を示したものである。

- 0-10% : 踵を引きずるようにして右足を接地
- 10-20% : 右足を完全に接地. 両足接地.
- 20-50% : 上体を前方へ倒し荷重移動. 左足が移動し始めてると考えられる.
- 50-60% : 左足が完全に接地. (両足接地)
- 60-80% : 上体を起こしつつ右足を移動開始
- 80-90% : 右足をするように前方へ
- 90-100% : 再び踵を引きずるように右足接地

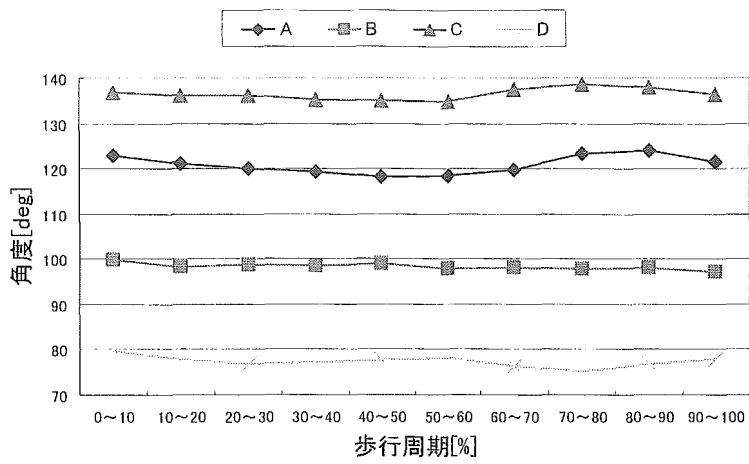


图 2.6 肘角度

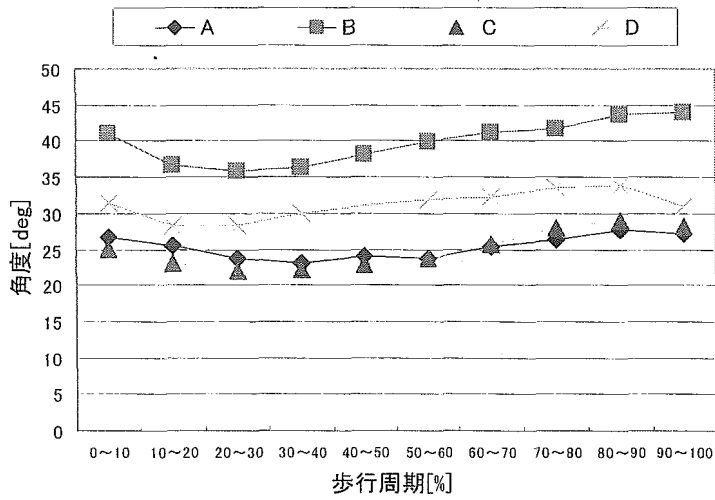


图 2.7 肩角度

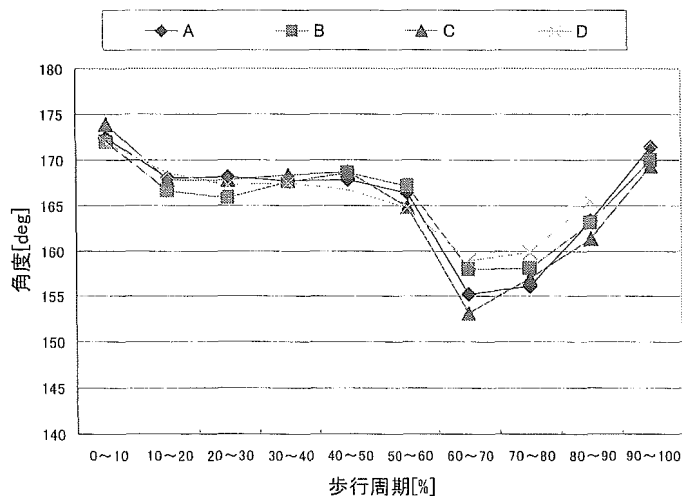


图 2.8 膝角度

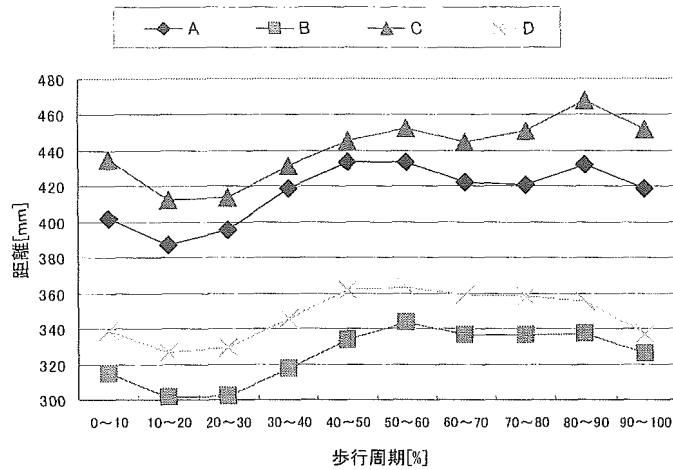


図 2.9 ハンドル-大転子点距離

図 2.5~2.7 の肘・肩関節角度は機器によって大きな違いがあることが分かる。逆に膝関節角度は機器による違いが少ないことも分かる。角度の変化を見ると肘関節角度では TypeA と TypeC が変化が大きいが、TypeC と TypeD は変化が小さい。これは TypeB や TypeD は歩行による荷重の変化をハンドルで支えているが、TypeA や TypeC は腕を一種のサスペンションとして荷重の変化を支えているためだと考えられる。肩関節角度では変化量としては機器による差が少なくなっている。

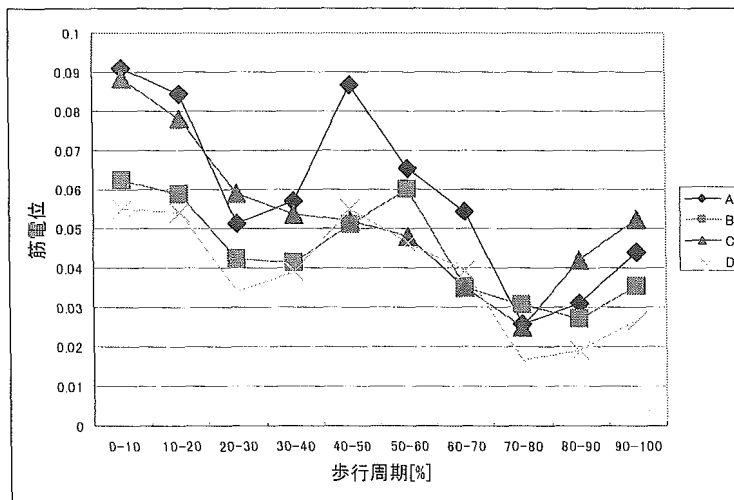


図 2.10 大腿直筋の筋電位