

2.1.3 ユーザの明確化

主たる支援対象は、

- ・ 現用の支援機を使用しての外出に不安を持つ
- ・ 介添え者の支援や車いすの使用が必要と感じている
- ・ 外出が億劫になり、家に閉じこもりがちになっている

人である。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支援機を用いても歩くには不向きな場所が多く、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。

更に、転倒などで脚部や腰部の骨折を経験した高齢者は、リハビリの段階で外出の歩行能力の回復が十分でなく、車いすの生活に入ってしまう。これらのことを防止するためにも、対象者の歩行能力レベルと支援機の支援レベルのマッチングを図るためにオプションを増やし、その人に合った歩行支援の役割も果たしたい。そのためにも、地域（都市計画）、医学（人体工学）、支援機（機械工学）の三位一体を図る必要がある。

また、既に歩行機能の多くを失っている人を対象とした脚部の筋力補助支援装置などによる歩行機能の付加や車いすのような脚力を用いない移動装置は対象外とする。

2.1.4 人間と機械との役割分担の明確化

人間と機械の全体機能図は、それぞれの特性を把握し、図 2.1 のように書ける。さらに、ブレーンストーミングにより数回の試行錯誤を経て、図 2.2 のようにより詳細に書ける。

大まかに言えば、人間側にはフレキシビリティを要求する機能を、機械側には一貫性を要求する機能を割り振るのが妥当である。

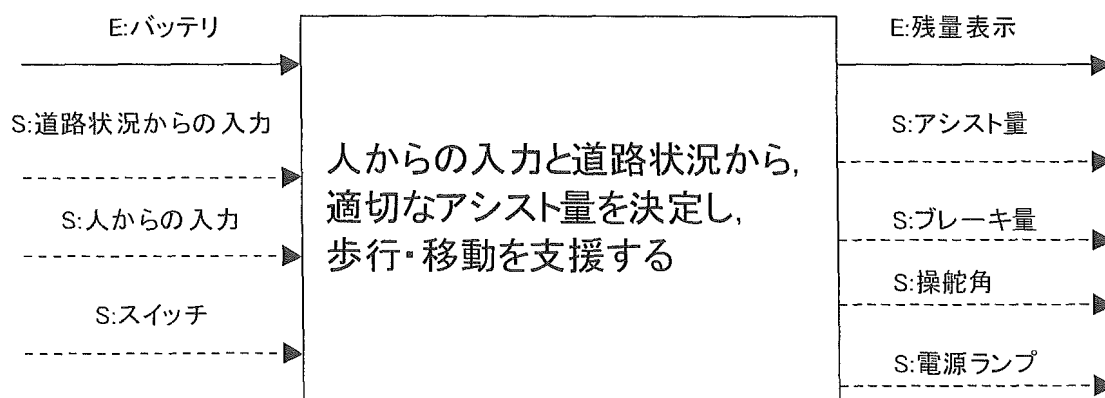


Fig.2.1 Whole Function Composition Chart

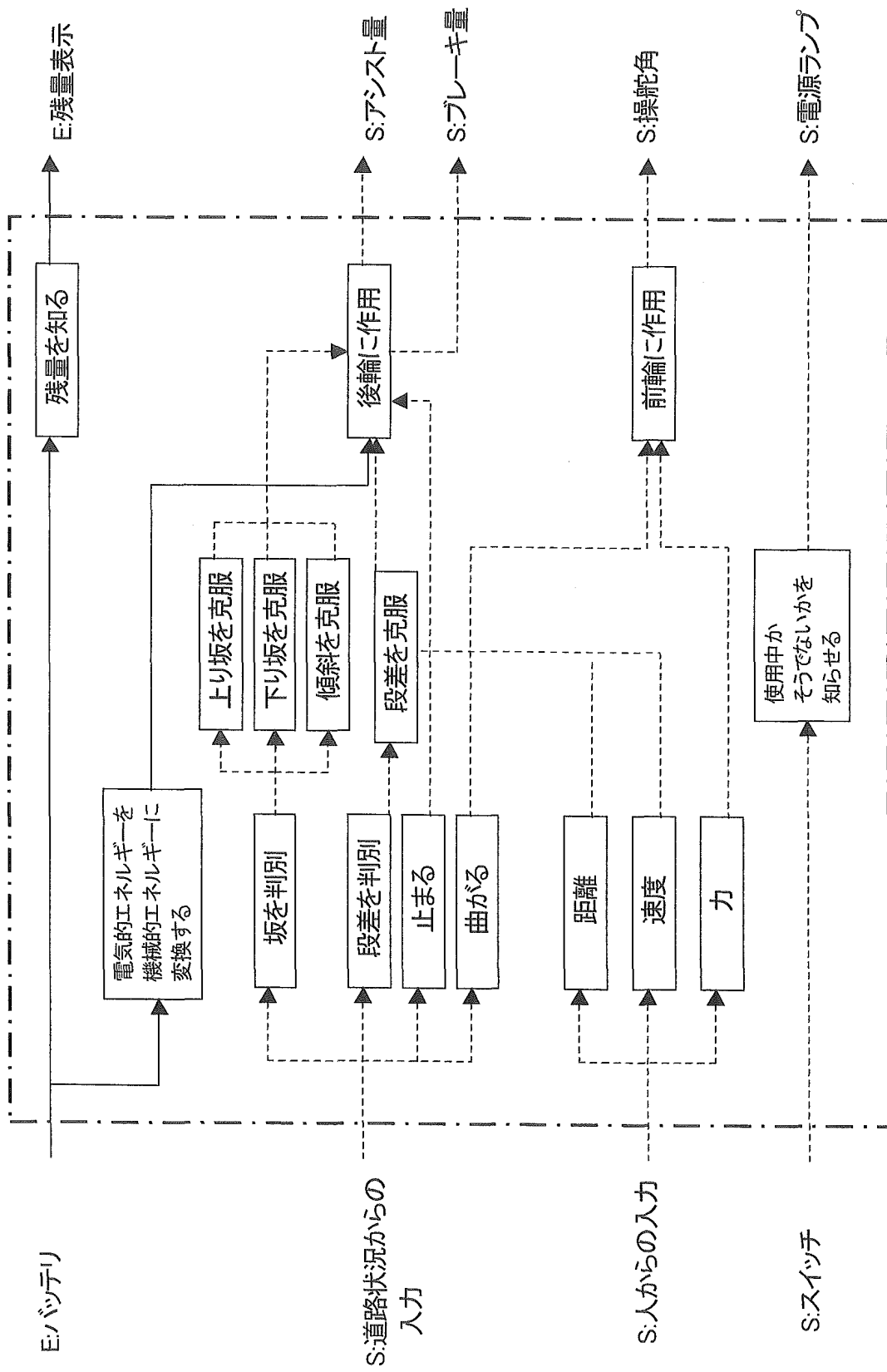


Fig.2.2 Function Composition Chart

2.2 コンセプトの創出

現用の支援機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(4)。

(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。屋外での使用を前提とした歩行支援を行う。ガタ路、段差乗り越しなどの悪路走破性に重点を置き、車体の向きを変える方向転換についてもパワーアシストで支援する。被支援者の歩行に関する負担を軽減し、歩いて移動することを支援するのが本研究で扱う支援機の柱である。

速度に関しては、高齢者の歩行速度を参考にして時速 5[km/h]を上限として設定する (表 2.2)。

Tab.2.2 Walking Speed

Age	Walking Speed[km/h]	
	Man	Female
65-69	4.5	4.32
70-74	4.41	4.05
75-79	4.14	3.33
80over	3.69	2.97

(2) 方向転換半径はほぼゼロ、取り回し易さを重視する

車体の取り回し易さを重視し、狭い場所でも動きがとれるようにする。既存の車輪で難しいようであれば、別な機構を取り付けて対応する。

(3) 凹凸路と段差乗り越しに対応

屋外での使用を前提とし、高い走破性を持たせる。未舗装などによる凹凸路や、車道と歩道の間などにある段差について対応させる。

50[mm]以下の段差、15[deg]以下の縦断傾斜、5[deg]以下の横断傾斜に対応するものとする。

i)段差

芝浦工業大学大宮校舎周辺の段差についてルート 1・2(図 2.3)と分けて調査を行い、計測の結果を図 2.4 に示す。

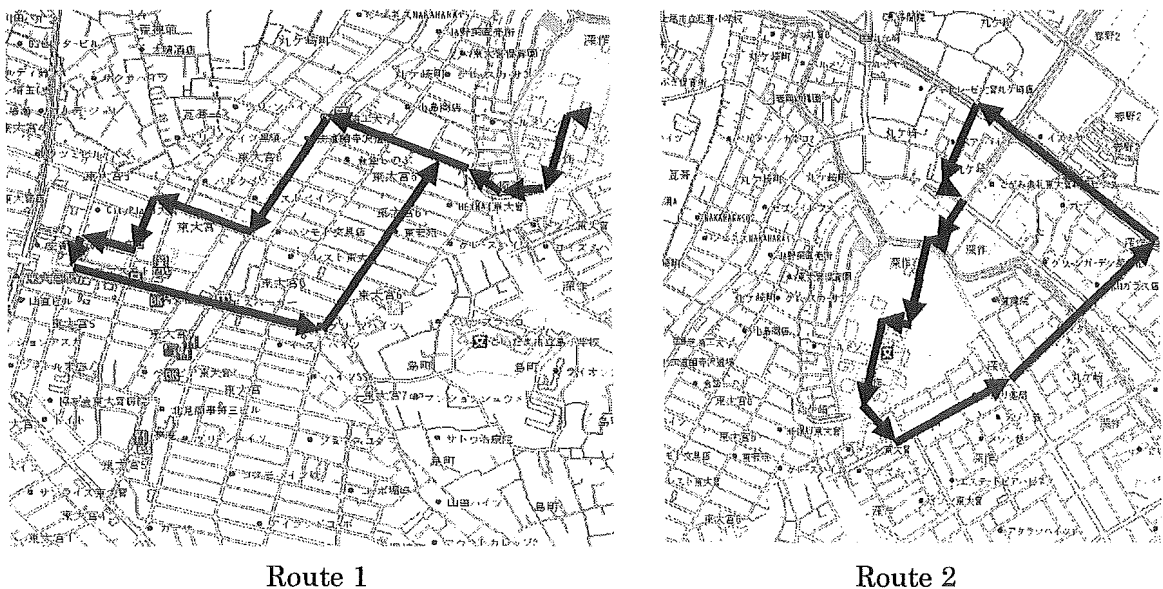


Fig.2.3 Measurement Route

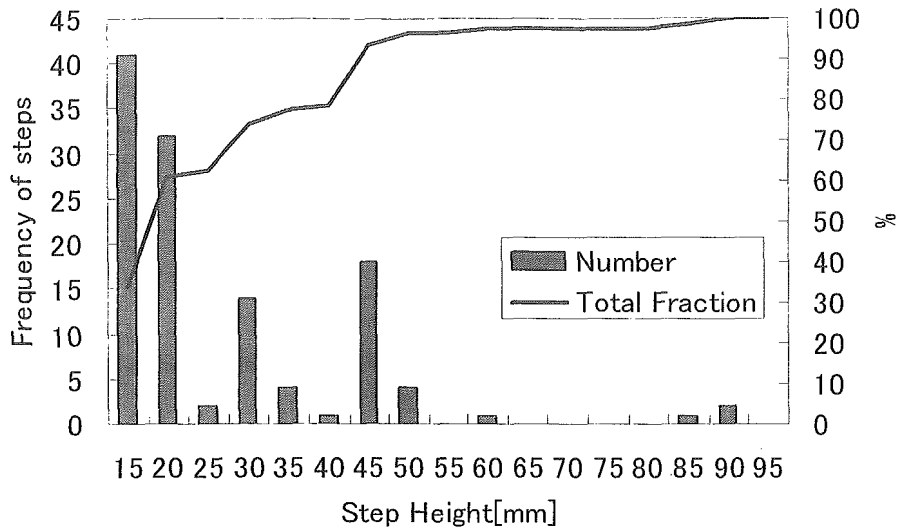


Fig.2.4 Frequency of Steps

図 2.5 は調査中に実際に道路で撮影した高さ約 40[mm]の縁石部である。この段差は歩道と車道の境目のところである。このように外出する際に必ず克服しなければならない大きな段差は意外にも多く存在し、およそ 50[mm]までの段差が多く見られ、国道に面した歩道では、車道との境に乗り上げる形で比較的高い段差があった。

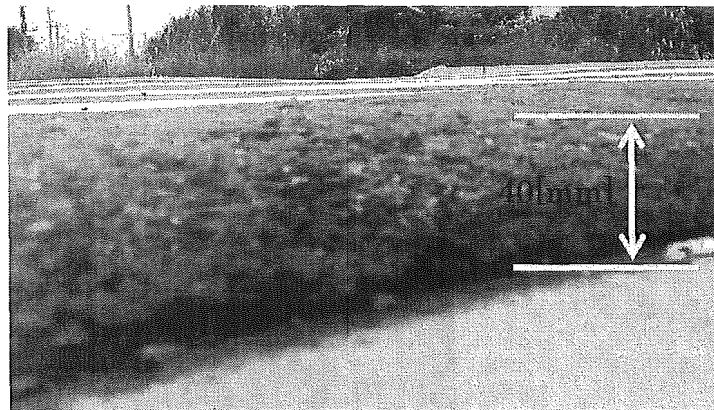


Fig.2.5 One Example of Bump

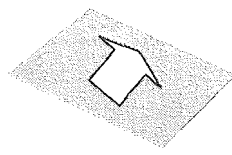
また、15[mm]以下の段差は日常的に見られ、多すぎるため計測を中断している。この結果から、以下のようなことが言える。

- ・ 段差の多くは 50[mm]以下（主に車道と歩道の境目）
- ・ 15[mm]以下の段差や凹凸は日常的である。

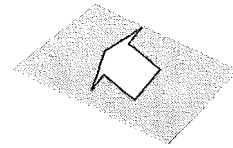
実用上 50[mm]で問題ないものと思われるが、歩道⇄店舗の敷居の高さについては 50[mm]でも不足する場所もあるので、段差乗り越しのために専用の装置を取り付けなければならない可能性は残る。

ii) 傾斜

傾斜を大きく 2 種類に分けて考える。以下の図 2.6 に示すような横断傾斜と縦断傾斜である。



Crossing Inclination



Vertical Inclination

Fig.2.6 Shape of Inclination

図 2.7 に歩道の様子を示したが、歩道は水はけや車両の出入り口などのために傾斜の存在する路面が多数存在している。特に横断傾斜路面は歩道上に多く存在していることが確認できる。支援機で実際に歩行してみると、通常の歩行では気にならないような横断傾斜路面でも歩行の負担になるものである。これは、キャスタ車輪が原因であり、軸を固定するための機構を取り付けるかステアリング機構にしなければならない可能性は残る。

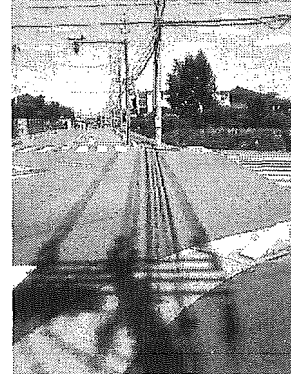


Fig.2.7 One Example of Crossing Inclination Road



Fig.2.8 One Example of Vertical Inclination Road

また、道路構造令に規定されている縦断勾配は 12[%] (6.8°)，横断勾配は 2[%]以内である。そこで、現用の電動カート、電動車いすの仕様を参考にして傾斜能力を決定する。(表 2.3)。

Tab.2.3 Gradeability

	Gradeability[deg]
Electric cart 2WD model	10~12
4WD model	15
Wheel char	8~14

iii)凹凸路

凹凸路に関しては支援機という性格上、利用者が歩ける程度のものが対象となる。凹凸路には土、砂、砂利、の未舗装路面と痛んだ舗装路面、側溝蓋のつなぎ目、などがある。ほとんどが段差 15[mm]以下であり、前述の段差乗り越し能力があれば問題ないと考えられるが、砂利の混じった路面に関しては車輪が埋もれる、あるいは乗り上げられずに引きずってしまうために進行が困難になる場合に関しては、被支援者の歩行範囲と身体的状態からその人に合ったカスタマイズを進める。標準装備としては、海岸の砂浜などの道は想定外とする。

(4) 制御系は信頼性重視し多重化する

福祉機器に重要なものは安全性であり、それを保障する信頼性である。本研究のような原動機を組み込む場合、制御系の暴走により危険な結果を招きかねない。信頼性を向上させるために、構造系と制御系の多重化を行う。信頼性を損なう要因として、センシングの失敗、電気系または機械系の障害、ソフトウェアのバグ、未対応の状況（外乱）が考えられる。このうち、センシングの失敗と障害は日常的に起こると考えられ、これらに対応するために構造の知能化（重心位置、たがみ、機構を利用）とセンサの組合せを用意し、信頼性のためのパッシブ制御とフィーリングのためのアクティブ制御の多重化が必要と考えられる。すべての系統を複数個用意すると、実装する際にシステムが肥大化し信頼性を落とすことにもなりかねない。そのため、冗長性を持たせたセンサの個数を確保した上で出力が急に変化しないように、出力値が妥当かどうか随時監視する。また、センサが故障した場合やバッテリーが切れた場合などに起こる不測の事態には構造面で対応できるようにする。

(5) スイッチ操作は極力さける

ニーズ調査結果から、操作は簡便で弱力である必要がある。また、自動化のために設定を調整するダイヤルを設けても、被支援者本人はほとんど操作しないことから、支援機操作については電源スイッチのみとし、被支援者の動きを読み取り動作する受動・能動型にすることが妥当であると考えられる。

(6) 軽量（～15[kg]）とする

現用の支援機は小型タイプ（重量 1～2[kg]）のものと、シルバータイプ（重量 5～8[kg]）などがある。原動機を組み込んだ支援機タイプのもは一般に市販されておらず重量の参考となる数値はない。電動という観点からは 3 輪または 4 輪の電動カートが挙げられるが、それらは重量が 50～80[kg] 程度と重い。

本研究で扱う支援機は、原動機やバッテリー重量がかさむため、重量 15[kg]以下を目標とするが、理論値計算では 20[kg]と設定することにする。

3章 歩行支援機の支援メカニズムの解明

3.1 歩行支援に要求されるハンドル形状

3.1.1 目的

デザイン開発の上流工程の段階から下流まで、支援機のデザイン案をヒューマンマシンインタフェースの視点から評価を行い、改善指針を基にデザイン案を再度検討する。本研究では、効果的なプロトタイプやアプローチが必要となり、信頼性の高いデータ収集が可能な方法を模索する必要がある。

ここでは、ユーザの行動をリアルタイムに計測、観察することにより、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のフィールド評価実験と UD チェックリスト（アンケート）による主観評価という間接的な手法を用いた。これらの検証法により、定量的と定性的指標を求め、そのデータの解析から設計値へ展開していく。UD に関しての検証は Roszalina Sahin, ユニバーサルデザインのアプローチによるハンドル機能の検討, 修士論文, 2004 を参考にされたい。

3.1.2 実験装置

実験装置の構成を図 3.1 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。（Detect 社 3 次元画像解析装置 Dipp Motion XD）

また、表面電極の双極誘導法により筋活動電位を記録する。被検筋上の皮膚表面をアルコールでよく拭き取り、電極貼付位置決定後、サンドペーパーを用いて皮膚表面の抵抗を 10 k Ω 以下に落とした。筋電信号は生体アンプ（NeuroTop:日本光電）を用いて 1000 倍に増幅し、バンドパスフィルタ（35Hz-400Hz）を通した後、サンプリング周波数 1kHz にて A/D 変換（WE7251:横河電機）し PC で記録する。

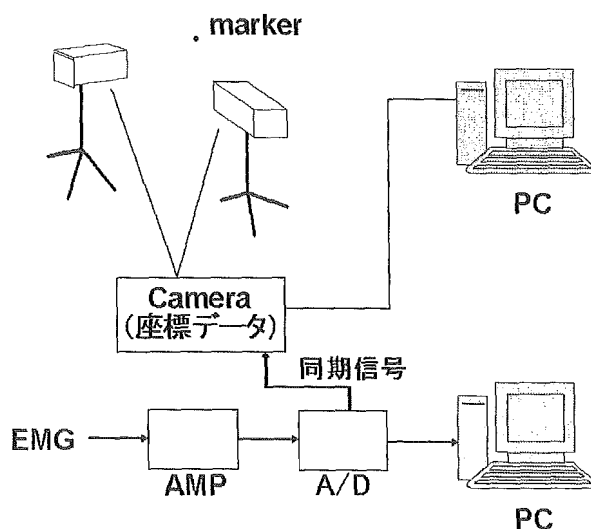


Fig.3.1 Configuration of Operating System

3.1.3 実験方法

図 3.2 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つま先と、支援機の前輪、後輪、ハンドルの 3 箇所を計測ポイントとした。

なお、電極を貼るべき部位は、負担が予想される筋（筋群）の筋腹上である。どの筋（筋群）に負

担が予想されるかは、実際に該当する動作や姿勢で主観的に負担を感じる（感じそうになる）部位を探し、理論的に負担が加わる可能性のある部位を推定する。ここでは、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。

被験者は、高齢者体験キット（図 3.2）を装着させた学生 10 名（平均身長 165cm，平均体重 55kg）である。

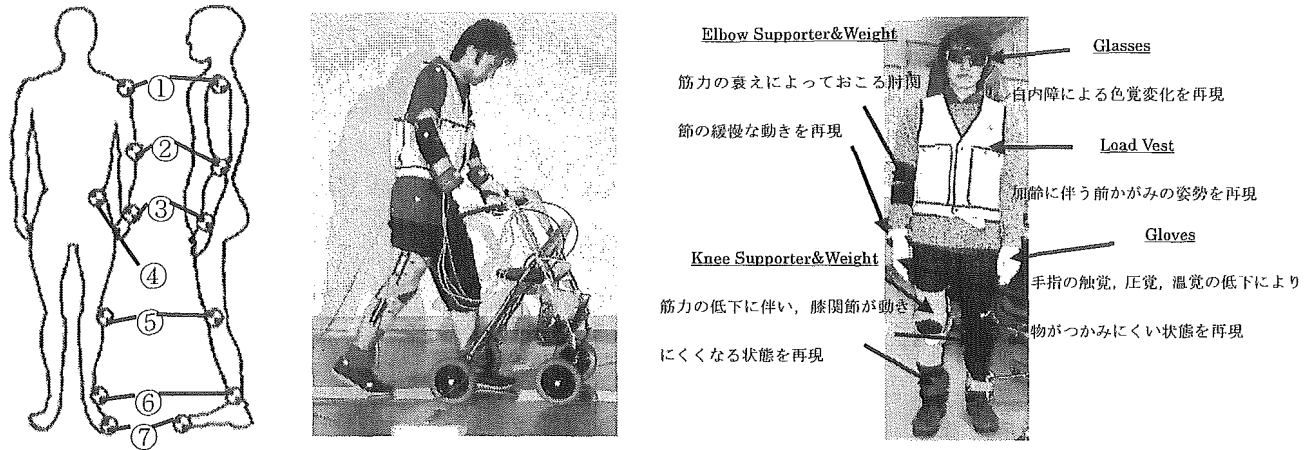


Fig.3.2 The Marker Position of 3-dimensional Measurement & Senior Citizen Experience Kit

(1) 筋電図の測定装置と解析方法⁽⁵⁾

これらの電位は電極で拾われ、電極コードを経由して専用のアンプ（生体アンプ）で増幅される。通常は交流電源その他によるノイズをカットするフィルタがかけられる。また、時定数は 0.03 秒前後がよく用いられる。アンプで増幅された筋電位は、PC に記録され後で解析にかけられる。振幅の大小が筋収縮度を反映するので、振幅の大きさとその変化を測れば、筋の大まかな活動状況を知ることができる。しかし筋電図の原波形はランダムで振幅も絶えず変化するため、そのままでは正確な定量的評価が難しい。そこで、振幅の経時変化を明らかにしたい場合は、原波形を整流後、移動平均などによりスムージングして振幅変化曲線を求める方法がある。また、一定時間の平均的な振幅を知りたい場合は、原波形を整流後に積分した筋電積分値を求める方法もある。また、筋疲労の変化を明らかにする場合は、疲労してくると低周波成分が増加するので、周波数分析によりそれを捉える。

(2) CCD カメラによる方式⁽⁵⁾

カメラ、解析装置（コンピュータを含む）、解析ソフトから構成される動作解析システム

これらは、基本的には次のステップで実施される。

- ①動作解析の対象となる身体ポイントにマーカ（ライトに照射されて光る反射マーカ）を貼付する。
- ②計測の対象となる動作を行い、それを CCD カメラで撮影する。
- ③撮影された画像の 2 値化処理により、マーカ部分の 2 次元空間座標が求められる。3 次元解析システムの場合は、さらに複数のカメラ画像からの座標値より 3 次元座標が算出される。
- ④サンプリングされた座標データがコンピュータファイルに取り込まれる。1 秒あたりのフレーム数は 30～60。
- ⑤目的や必要に応じて各種解析処理にかけられる。時系列的に得られた座標データの差分をとれば速度が求まり、さらにその差分をとれば加速度が得られる。また、3 点のマーカ座標から、それら 3 点の張る角度（関節角度など）を求めることができる。

(2) 使用する支援機

寸法が同じで異なるハンドル形状の支援機を用いて被験者の歩行動作から、筋力に起因する負担評価、姿勢に起因する機器との関係とフィーリングに起因する使いやすさの総合評価を行い、負担軽減度、体幹の安定効果、使いやすさを求める(表 3.1, 図 3.3)。

なお、Type A 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、Type B 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、Type C 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、Type D はキャスターであるが、肘置きハンドルとなっている。

Tab.3.1 The Walk Auxiliary Car

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

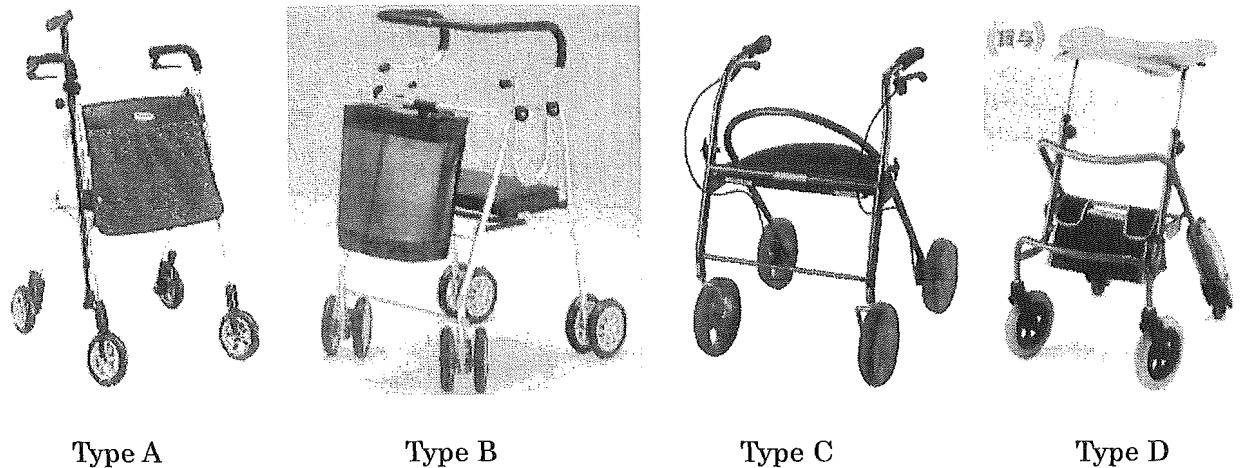


Fig.3.3 The Walk Auxiliary Car used in the Experiment

3.1.4 筋電図による筋の疲労評価

図 3.4 は被験者が支援機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。そして、図 3.5~図 3.6 に各関節の角度・距離、図 3.7~図 3.8 に各筋の平均筋活動・筋電位、図 3.9~図 3.10 に各歩行周期の筋活動・筋電位を平均化したものを示す。

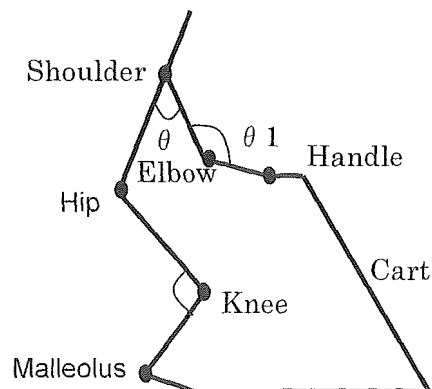


Fig.3.4 Link Model

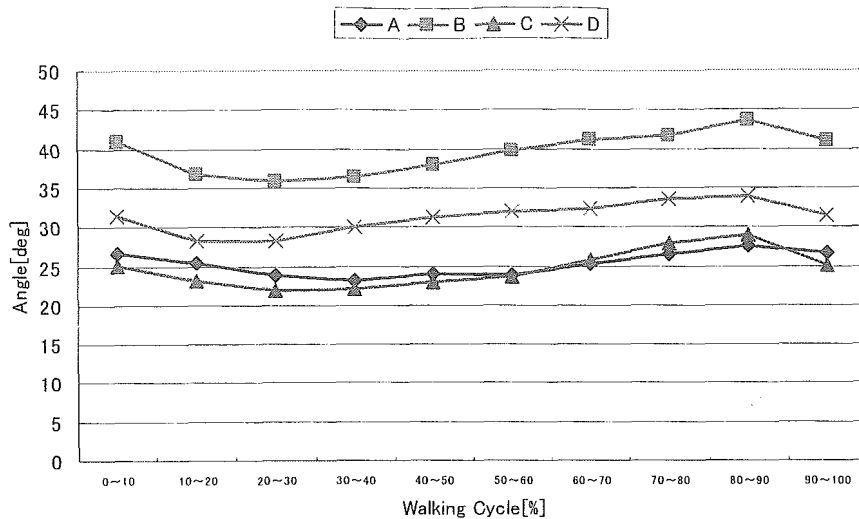


Fig.3.5 Elbow Angle

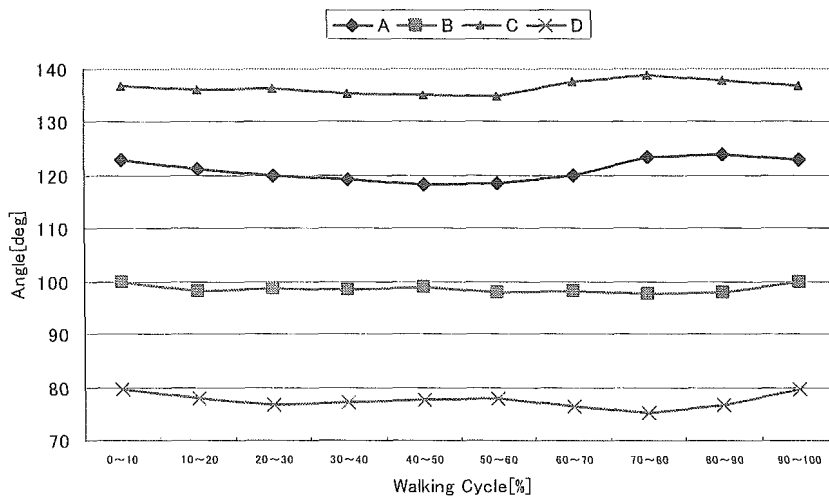


Fig.3.6 Shoulder Angle

図 3.5 と図 3.6 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、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。

次に、筋収縮の性質と筋電図評価の意義について述べる。筋収縮は等張性収縮と等尺性収縮に分けることができる。前者は体の動きに見られるように、筋の張力があまり変化しないで筋の長さが増える収縮である。後者は荷物を保持するときなどに見られるように、筋の長さは変わらず、筋の張力を変化させる収縮である。実際のモノの操作などでは、この両方の収縮の複合である場合が多い。収縮の大小は筋の負担度合いを反映する。ただし、大きな収縮（大きな力の発揮）はそれだけで負担になりうるが、中程度あるいは小さな収縮はただちに負担状態であることにはならない。しかし、その状態が持続したり繰り返し起こる場合には、その収縮の大きさに応じてより早く疲労が発現すると考

えられる。また、極めて小さな収縮は負担や疲労と直接結びつけられないが、モノの操作の場合には操作力の発揮が小さすぎて操作が不安定になり、それを安定化させるために身体の別の部位の等尺性収縮（静的筋収縮）の持続が生じることもある。先述したように近年、レバーやスイッチなど操作具の操作力が小さくなり、大きな力の発揮による負担や疲労の問題は少なくなってきた。しかし、操作や姿勢保持自体の不安定化（軽すぎて、ちょっと手を触れただけで動いてしまう、操作具に体の一部を置けないなど）により、別の形での筋負担が生じる可能性も出てきている。このように、操作成績や操作具の動きあるいは操作具にかかる力など、外から見える指標だけでなく、筋収縮の大きさやその変化など目に見えないヒト内部の状態を捉えることにより、操作性に関するより確実な評価ができる。まだ筋電図の振幅などに対応した負担度合いの絶対的評価ができるまでデータの体系化や標準化は進んでいないが、少なくとも操作条件の違いによる負担の相対的比較は筋電図評価によっても可能である。

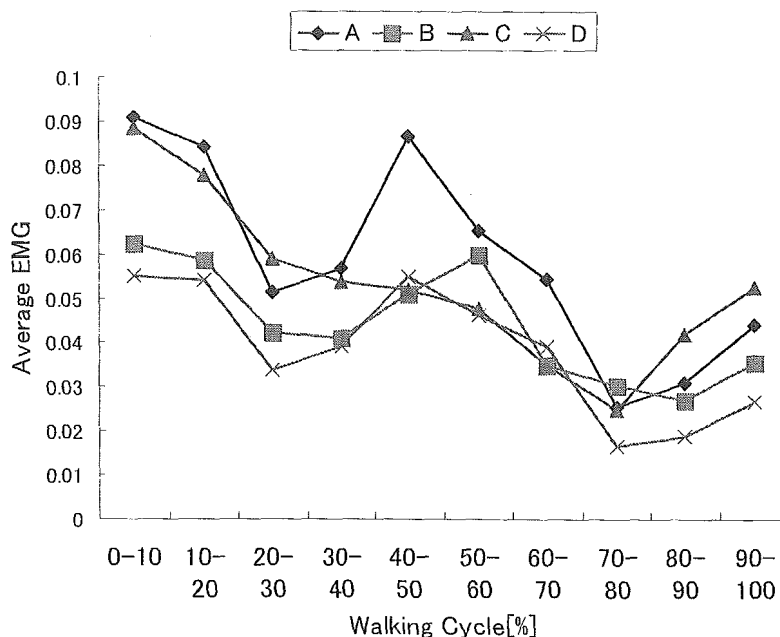


Fig.3.7 Musculus Rectus Femoris's average Activity

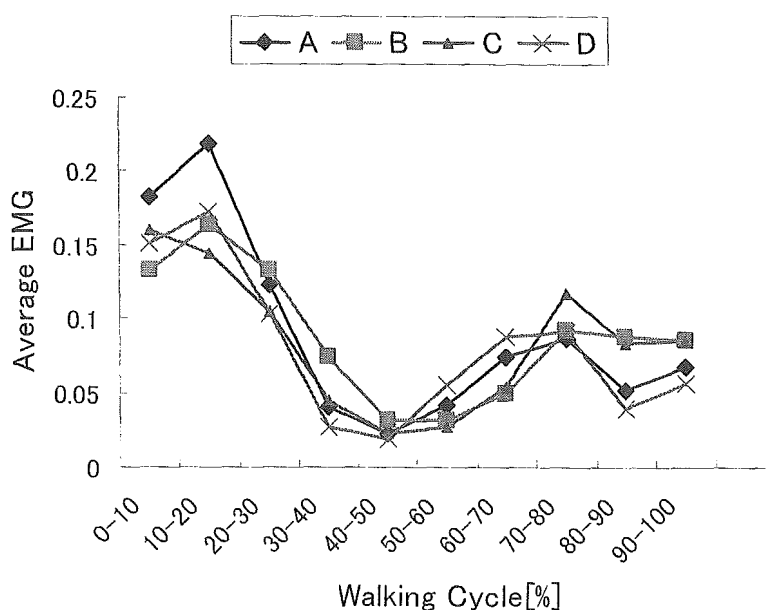


Fig.3.8 Biceps Femoris's average Activity

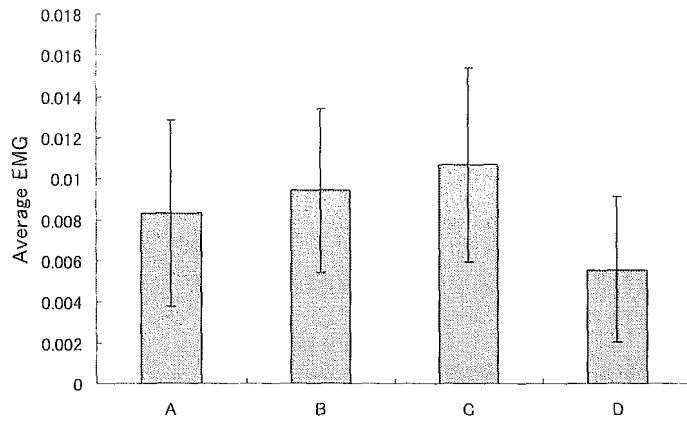


Fig.3.9 Biceps Brachii's average EMG

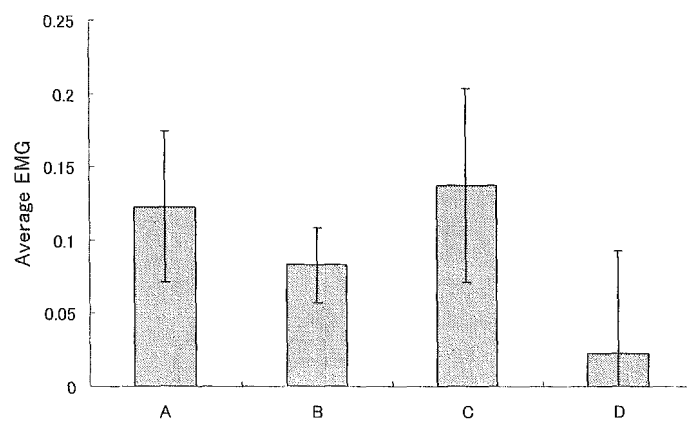


Fig.3.10 Musculus Triceps Brachii's average EMG

また、図 3.9 と図 3.10 をみると腕の屈曲方向に働く上腕二頭筋や進展方向に働く上腕三頭筋がともに、肘関節の角度・角度変化が大きいほど筋力を使っていることが分かる。ハンドルとの距離に着目すると TypeB と TypeD が距離が小さく、TypeA と TypeC が距離が大きくなっていることが分かる。この距離が股関節の屈曲作用がある大腿直筋の結果につながっているひとつの要因と考えられる。大腿直筋は膝関節を伸ばす方向にも作用するため、肘掛タイプの TypeD が全体的に筋活動が少なくなっているのは、肘でしっかりと体重を支えているために、その分足への負担が減っているためと考えられる。そのため大腿直筋は膝角度の変化が小さい割りに、機器によって大きな差が出たと考えられる。膝関節の屈曲に作用する大腿二頭筋は膝関節角度の変化量と同様に機器による差は小さくなっている。

3.1.5 考察

以上の実験結果より、ハンドル形状により支援機を使用する人の負担が変わる。図 3.7 と図 3.8 をみると、肘置きハンドルである TypeD は上腕二頭筋においても、上腕三頭筋においても一番筋活動を低くなり、逆に TypeC (握りハンドル) は筋活動が一番多くなっている。支援機を新たに設計するに当たり、使用者の状態に応じてハンドル形状を変えることが必要である。例として杖で歩行できる人は握りハンドルのようになるべく筋を多く使う支援機を使用し、車椅子を使うことがあるくらいの方は、肘掛ハンドルのように筋力の疲労を抑えられ、なるべく自分の足による歩行支援できるものにする必要があると考えられる。

3.2 被支援者との力関係

3.2.1 被支援者との力関係

被支援者と支援機の力関係は図 3.11 のようになっている。被支援者が支援機のハンドルに体重の一部および進行力（操作力）を加え、それにより支援機が動かされる。支援機には路面状態に応じた摩擦力が働いており、被支援者から加えられる力とのバランスによって挙動が決まる。

被支援者からの力 F は、進行方向成分 F_x と鉛直方向成分 F_y に分解できる。 F_x は支援機を前進させ、また同時に支援機接地面における摩擦力との関係で F_x の正の方向に転倒させる力になる。 F_y は支援機を接地させる力になり、摩擦力にも影響を与える。 F_y に関してはハンドル位置が後輪よりも後ろに来た場合には図 3.11 での時計回り方向に転倒させる力となる。

F_y の前輪および後輪への分力はハンドル位置によって決定され、重心位置とあわせて支援機の安定性が変化する要因となる。

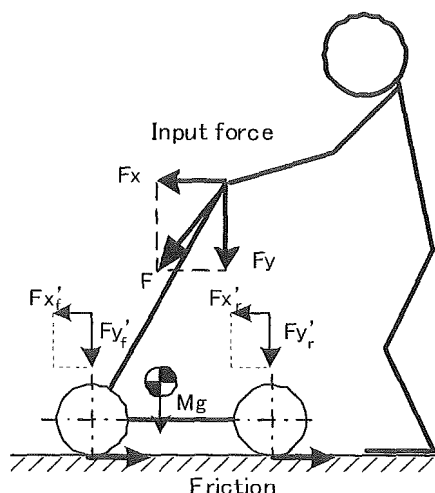


Fig.3.11 Relation between walker and user

3.2.2 力 F の変化

図 3.11 に示したとおり、支援機と被支援者はハンドルと腕を介して結合されている。人間が歩行する場合、歩行周期に合わせて前進が周期的な運動を行うため、 F についても歩行周期に一致した変動が現れることが予想される。路面の状態による摩擦力の変化については、 F_x に現れるものと考えられる。路面状態ごとにそれぞれ特徴のあるロードノイズとして現れると考えられる。

3.3 力関係の把握

3.3.1 目的

3.2 で想定した力 F の傾向を把握するために、現用の支援機を用いて実験を行った。純粋な力関係を見るために路面は平地としている。 F の変動パターンについて考察し、支援メカニズムの解明および、アシストパラメータとしての有効性を確認する。

3.3.2 実験装置

図 3.12 に実験装置の概要を示す。現用の支援機に Kistler 社の力センサを組み付けて力を計測する。直進時と旋回時を比較するために、前後方向 F_x 、鉛直方向 F_y 、に加えて y 軸周りのトルク T と左右方向 F_z の検出が可能である。

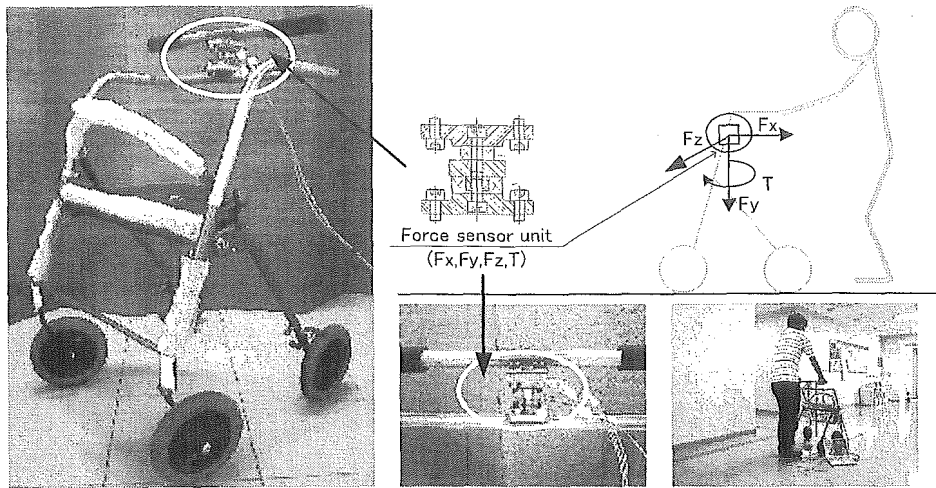


Fig.3.12 Experimental equipment

(1) 計測に用いた支援機

計測に用いた支援機は、コンセプトデザイン(ホイールベース 500[mm], 後トレッド幅 600[mm], 前トレッド幅 500[mm], 車輪直径 200[mm])に近い寸法値である。各部の寸法を図 3.13 に示す。スチール製で重量は 8.8[kg]である。また、この支援機のハンドル部にフォースセンサを取付治具を介して固定する(重量 2.5[kg])。

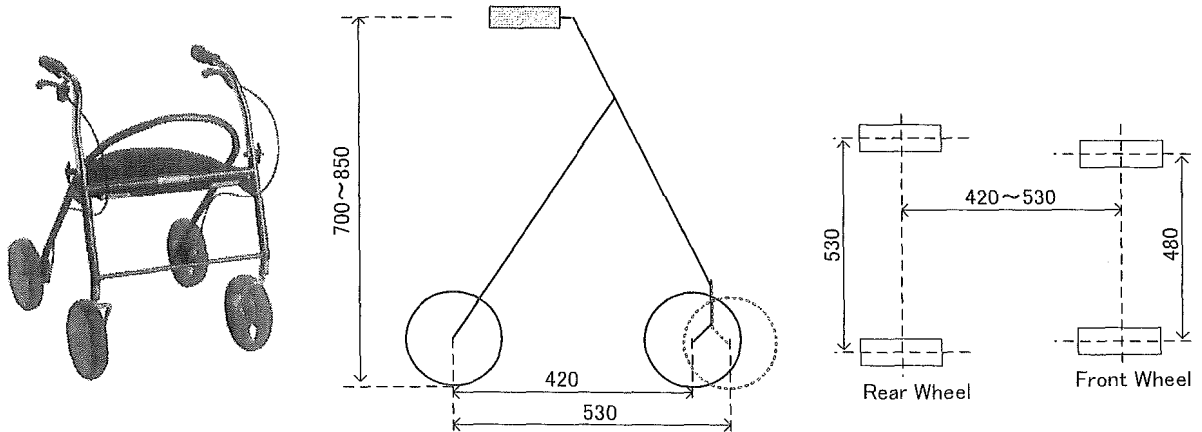


Fig.3.13 Walker

(2) カセンサ

カセンサの仕様を以下に示す。カセンサは力に比例した電荷を出力し、チャージアンプで電荷に比例した電圧に変換する。これを A/D 変換ボードを介して PC に取り込む(図 3.14)。

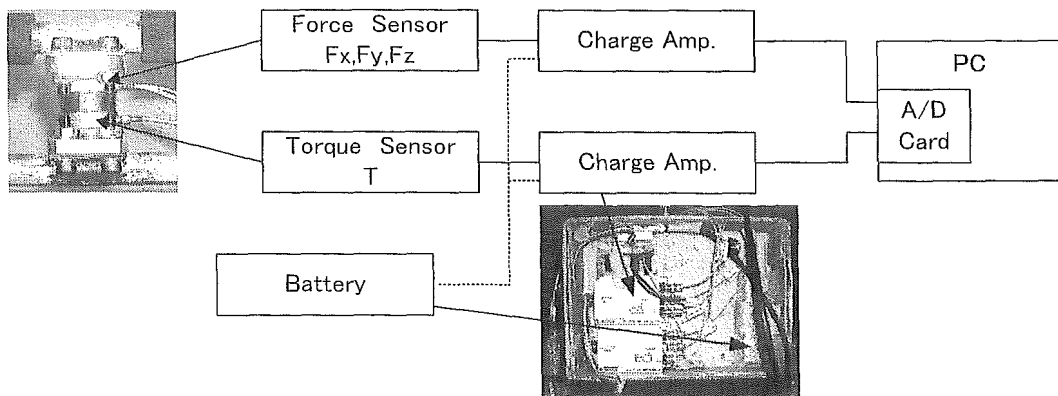


Fig.3.14 Force sensing system

i)3 分力センサ KISTLER 社

水晶圧電式 3 分力センサ 9251A, Serial No. 1258900

Tab.3.2 Measurement of 9251A

	Calibrated Range[kN]	Sensitivity[pC/N]	Linearity \leq %FSO	Cross talk[%]	
				Fx->Fy	Fx->Fz
Fx	0 2.5	-8.052	0.1	0.5	Fx->Fz
Fy	0 2.5	-8.099	0.1	0.4	Fy->Fz
Fz	0 5	-3.864	0.1	0.1	Fz->Fy

ii)トルクセンサ KISTLER 社

水晶圧電式トルクセンサ 9049, Serial No. 1267388

Tab.3.3 Measurement of 9049

Calibrated Range[Ncm]	Sensitivity[pC/N]	Linearity \leq %FSO
0 2500	-2.522	0.1
0 250	-2.511	0.1
0 -250	-2.516	0.1
0 -2500	-2.523	0.1

iii)チャージアンプ KISTLER 社

(3 分力用) チャージアンプ 5037B3211, Serial No. 1181132

周波数レンジ 0 30000Hz

誤差 $\leq \pm 2\%$

直進性 $\leq \pm 0.2\%FS$

Tab.3.4 Charge amp.(Fx,Fy,Fz)

	1ch	2ch	3ch
Calibrated Range[pC/10V]	800	800	800

iv)チャージアンプ KISTLER 社

(トルク用) チャージアンプ 5037B3211, Serial No. 1181133

他, 同上

Tab.3.5 Charge amp.(Torque:channel 1)

	1ch	2ch	3ch
Calibrated Range[pC/10V]	4000	3000	3000

v)AD 変換カード Interface 社

12 ビット (D8/S16) 点 AD 変換/8 点デジタル入出力共用カード CBI-3133B

シングルエンド 16ch/差動 8ch (シングルエンドで使用)

分解能 12bit

変換時間 $10 \mu s$

入力レンジ $\pm 5V, \pm 10V$

Serial No. 0179498064

vi)パソコン Pnasosonic 社

Let's Note Light W2

3.3.3 実験方法

被験者が自然な姿勢で実験機を使用し、3~5m区間の平坦な歩行路を3~5回づつ歩行していただき、ハンドルに加わる力を計測する(図3.15)。被験者は、学生4名(男性2名・女性2名:平均身長163.5cm,平均体重53.0kg)と65歳から84歳までの健常高齢者10名(男性1名,女性9名:平均身長147.9cm,平均体重46.2kg)である。

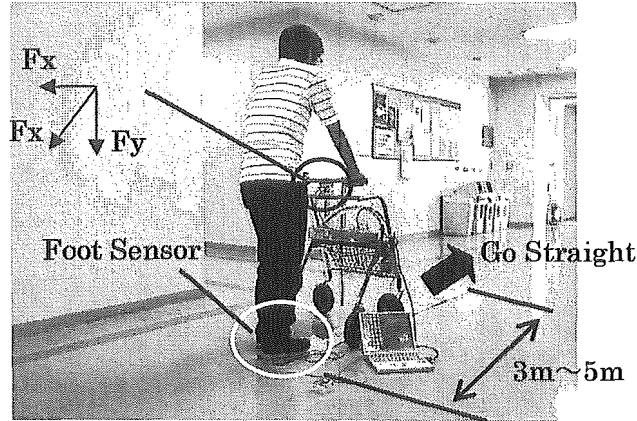


Fig.3.15 Experiment Scenery

3.3.4 実験結果 (学生の場合)

被験者1~4人までの計測結果を図3.16に示し、表3.6では、被験者の性別、身長と体重を示す。

Tab.3.6 Testee's Data Base

	Sex	Height[cm]	Weight[kg]
A	Female	163	50
B	Female	160	53
C	Man	166	55
D	Man	165	54

※Eye Measurement

支援機を前方に押す場合、 F_x は負の値を取り、下方向に力を加える場合、 F_y は正の値をとる。また、図3.16のステップ関数の上がりは右足踵接地、下がり足先離地を示している。

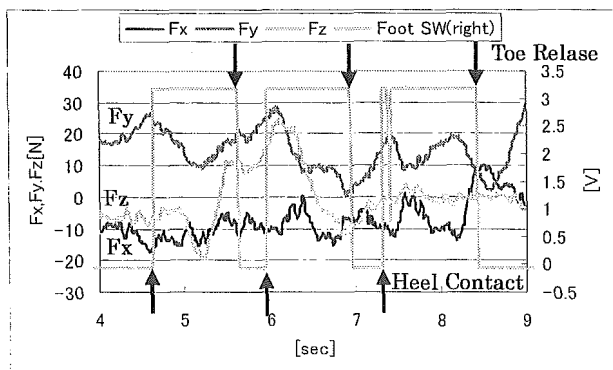


Fig.3.16 A.A The First (Load)

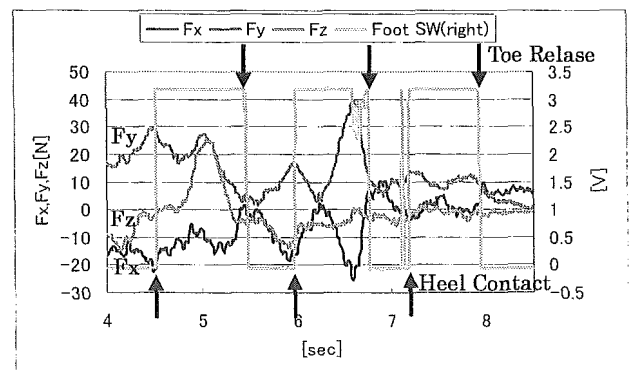


Fig.3.16 A.A The Second (Load)

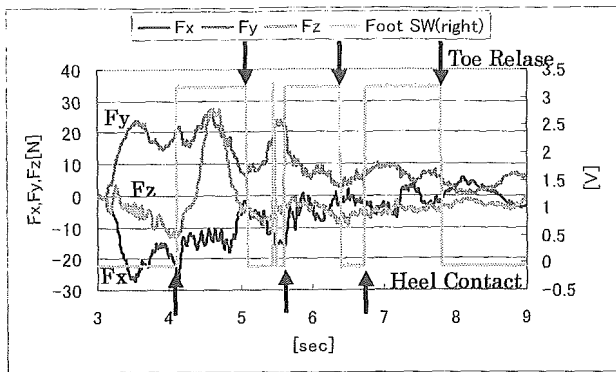


Fig.3.7 A.A The Third (Load)

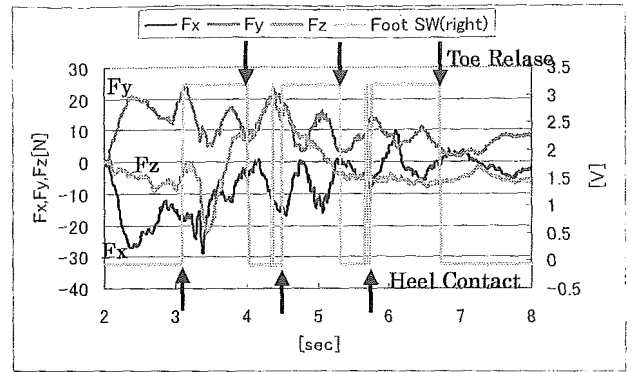


Fig.3.16 A.A The Fourth (Load)

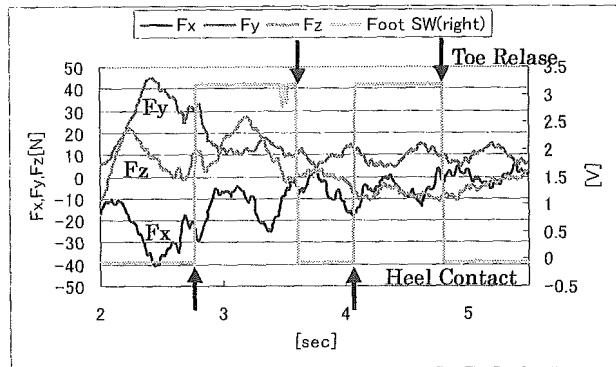


Fig.3.16 A.A The Fifth (Load)

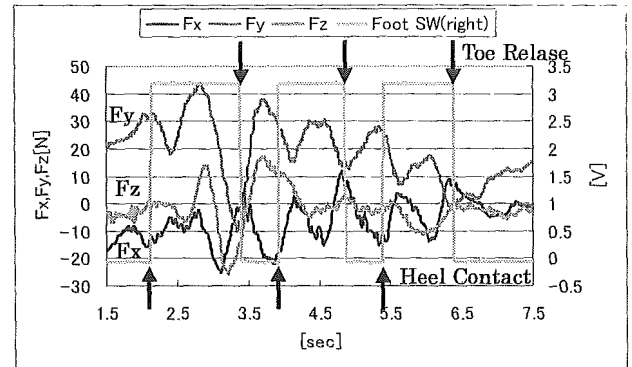


Fig.3.16 A.B The First (Load)

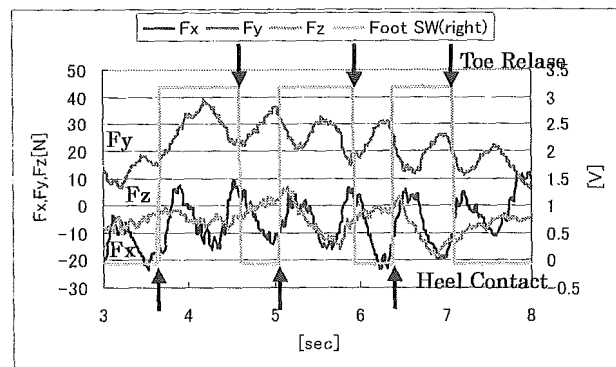


Fig.3.16 A.B The Second (Load)

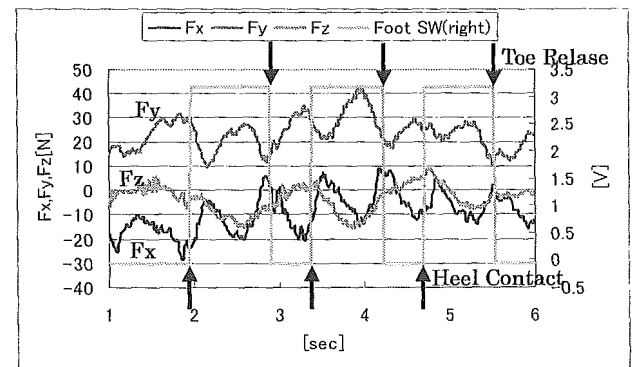


Fig.3.16 A.B The Third (Load)

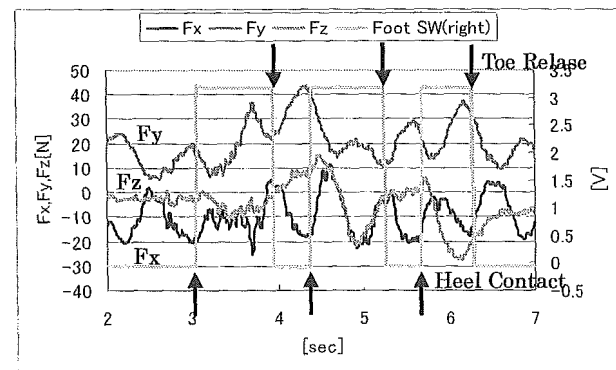


Fig.3.16 A.B The Fourth (Load)

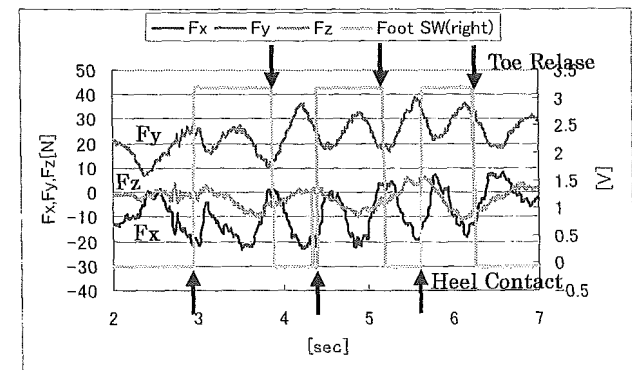


Fig.3.16 A.B The Fifth (Load)

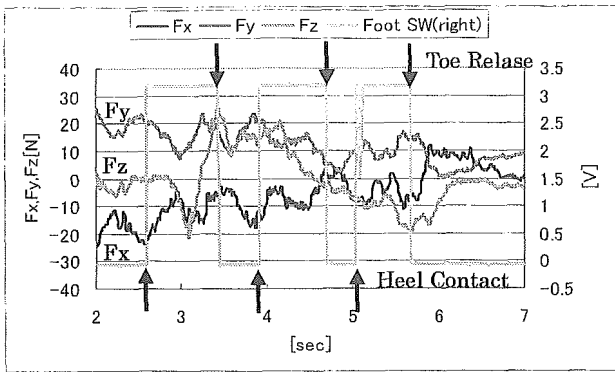


Fig.3.16 A.B The Sixth (Load)

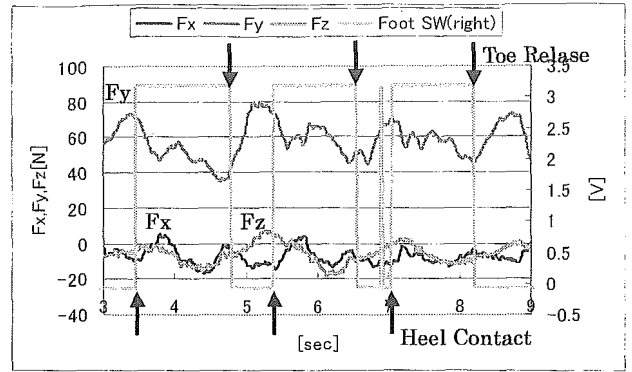


Fig.3.16 A.C The First (Load)

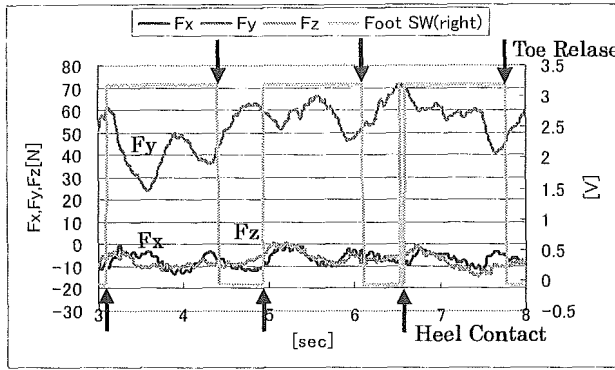


Fig.3.16 A.C The Second (Load)

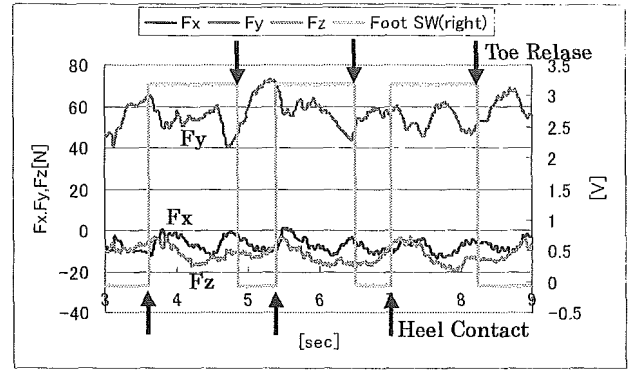


Fig.3.16 A.C The Third (Load)

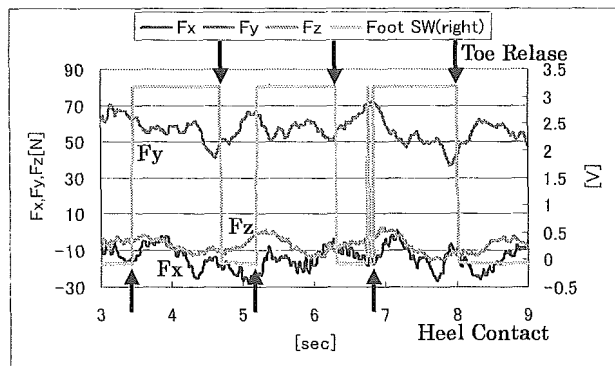


Fig.3.16 A.C The Fourth (Load)

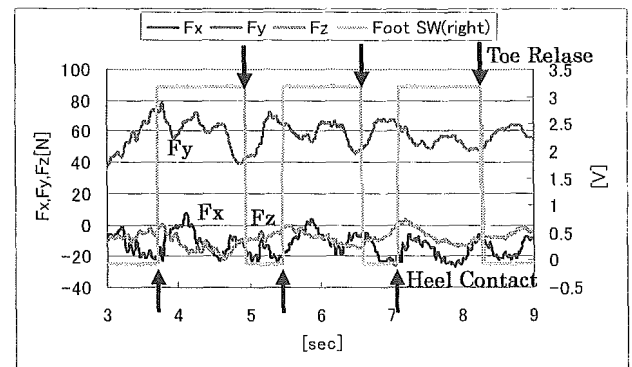


Fig.3.16 A.C The Fifth (Load)

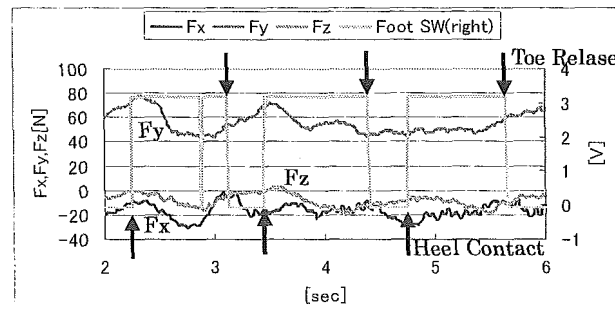


Fig.3.16 A.D The First (Load)

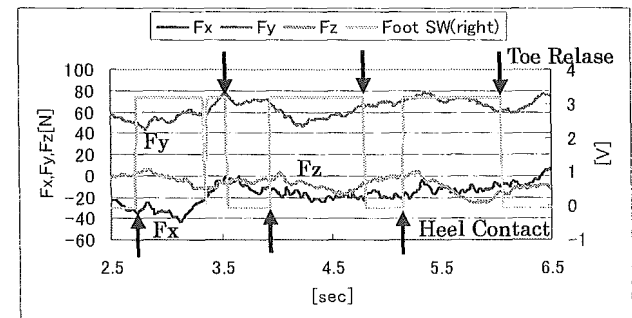


Fig.3.16 A.D The Second (Load)

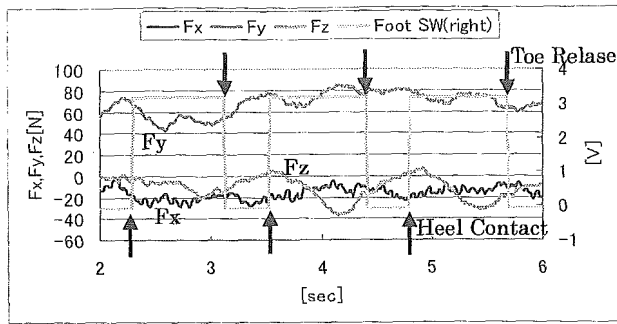


Fig.3.16 A.D The Third (Load)

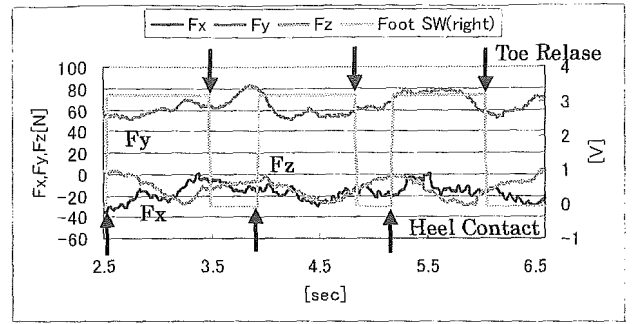


Fig.3.16 A.D The Fourth (Load)

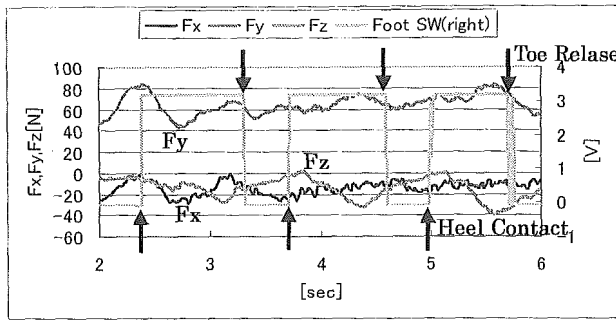


Fig.3.16 A.D The Fifth (Load)

3.3.5 考察

本実験において、被験者の人数分のデータが出たが、ここでは主に、基本となる学生の歩行パターンについて述べることにする。

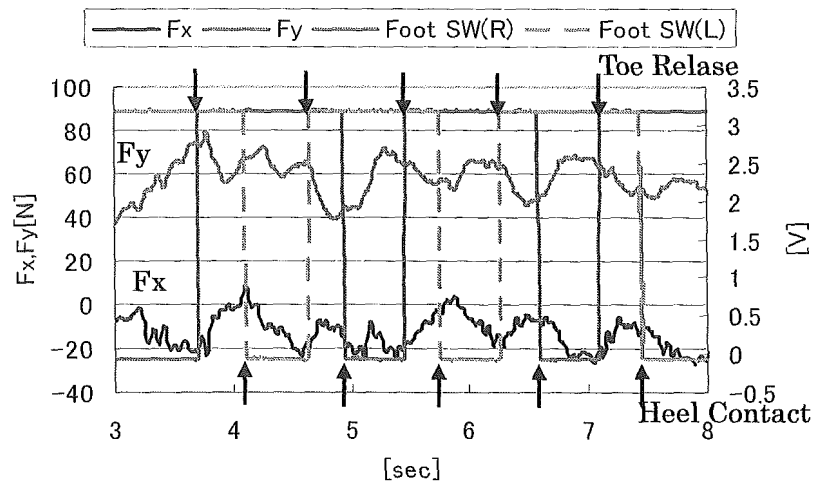


Fig.3.17 A.C The Fifth (Load)

Fx は足（踵）の接地と同時に前方向に働き、Fy は足（踵）の接地と同時に鉛直下方向に働く。これは遊脚が接地する際に接地点を軸に前傾するトルクが発生し、実験機に力がのるためと考えられる。

Fx は爪先の離地と同時に後方向に力が働く。これは両脚支持から単脚支持になる際に支持脚が蹴りだし動作に入るとハンドルを手前に引っ張る力が発生すると考えられる。また、Fy は爪先の離地と同時にハンドルにかかる力が、踵接地と比べ小さくなっていることが分かる。これは両脚支持から単脚支持になる際に支持脚が蹴りだし動作に入るとハンドルを手前に引っ張る力が発生しているからだと考えられる。これらの動作は実験機を使わないで通常歩行する場合と同じことが言える。

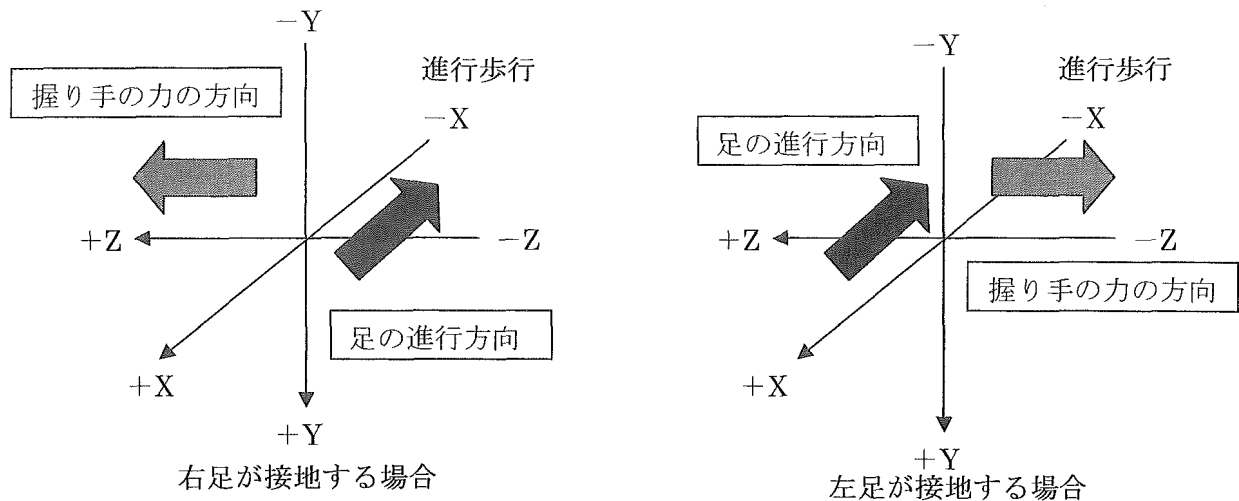


Fig.3.18 Walking Operation

Fzに関しては、右足が接地する時、左方向(+y)の方向に力がかかっていることがわかる。逆に、左足が接地する時に(右足が地面から離れる前に)右方向(-y)に力がかかっている。つまり、足に体重を乗せるために左にハンドルを押す力が生じていると考えられる。ハンドルを持ちながら歩行する際には、図3.18に示すように足に入っている力と手に入っている力が垂直に働いていることが考えられる。

3.3.6 実験結果(高齢者の場合)

被験者1~10人までの10人について実験機を用いた歩行実験を行い、その結果を図3.19に示す。今回、被験者として協力していただいた高齢者の条件としては、

(1) 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

(2) 立位バランス

2-1 体幹および下肢の筋力は、立位を保持できる方

2-2 下肢の各関節の拘縮が少ない方

2-3 下肢の知覚障害がない方

2-4 身体各部、ことに下肢の各関節に痛みがないか、あっても少ない方

(3) 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

3-1 各関節に拘縮が少ない

3-2 痛みがない

3-3 知覚障害がない

であり、表3.7に被験者の性別、身長と体重を示す。