

図 5.20 位置制御結果<目標回転角 10[deg]>

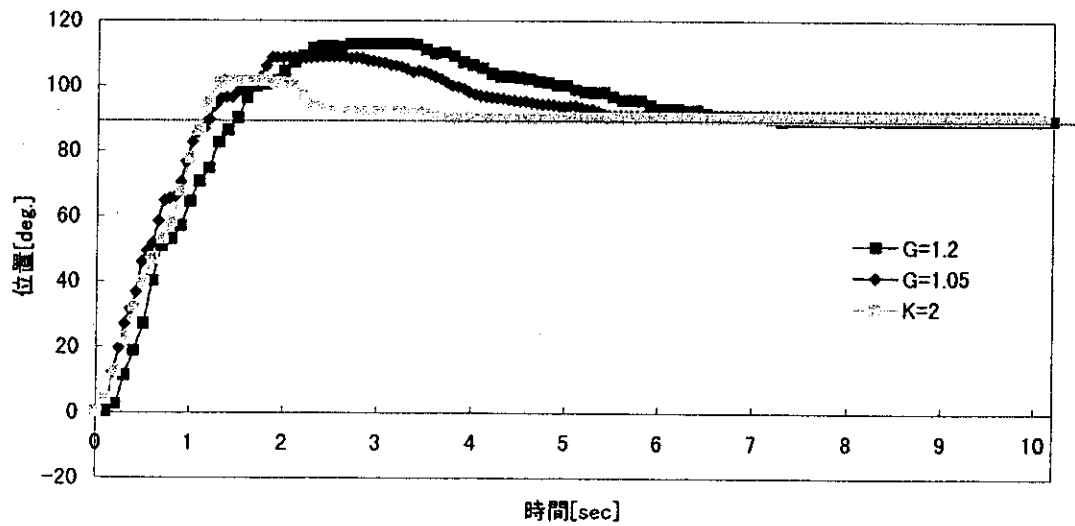


図 5.21 最適制御結果

位置決め精度実験

超音波モータの位置決め精度を調べるために、ステップ単位の送り・戻しの実験を行った。

駆動周波数は 33.60[kHz]、印可電圧位相差は 20[Vpp]とした。これは駆動失敗を避けるため、各パラメータについてモータの駆動の際に不安定な領域を避けてある。また駆動・停止の待ち時間は、0.06[sec]である。

今回使用したロータリエンコーダの分解能は 2048 であり、つまり最小で 0.176[deg./pluse]ごとのステップ動作が実現可能であると考えられる。

しかし位相差が 10[deg.]、駆動周波数 $f=33600$ [kHz]、時の超音波モータの回転速度が図より約 10[deg./sec]であることから、駆動・停止の待ち時間が 0.06[sec]の場合、最小のパルス送りは 3[pluse]程度であると考えられる。

実験はパルス数を 3, 5[pluse]と指定し、コンピュータを用いて 0.06[sec]の駆動・停止を 10 回ずつ繰り返し送り・戻りの動作を行った。

実験結果を図 5.22, 5.23 に示す。

図より、3, 5[pluse]所々指定パルス以上動いているところがある。これはモータの駆動速度が速く、GP-IB による駆動停止の命令が追いつかないためであると思われる。

また両図ともバックラッシュは生じており、これは前に述べた駆動力の伝達の良点・悪点の影響があげられる。またロータは実験野間ほぼ同一方向に回しているため、ロータ磨耗によって駆動しやすさに差が出てきたことも考えられる。

よって、超音波モータは微小角づつ送り・戻し動作を行えることが確認できた。しかし印加電圧位相差が小さい範囲は駆動の際不安定であること、周波数のずれによって駆動停止が頻繁に起こりやすいことから、バックラッシュを起こしやすく、駆動周波数と印加電圧位相差については注意を払わなくてはならない。

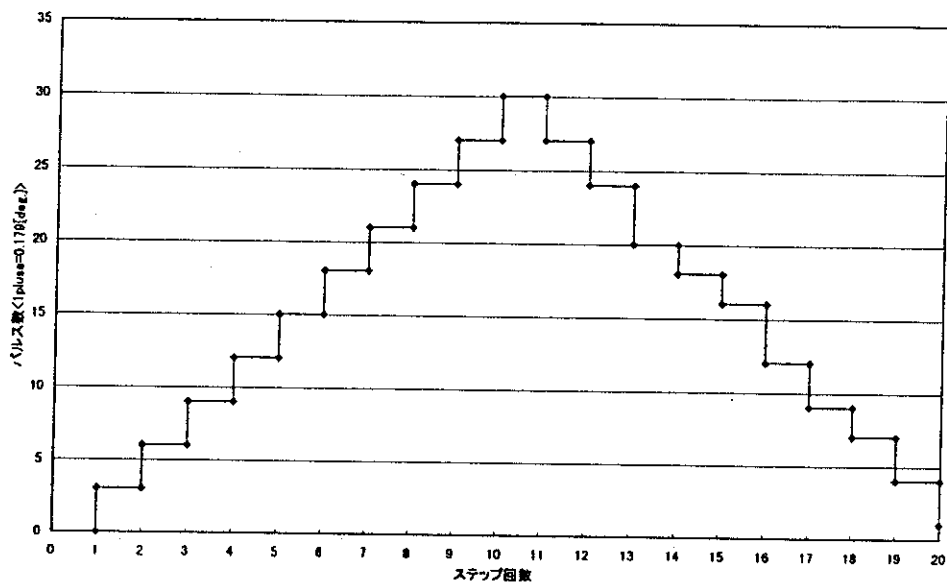


図 5.22 ステップ動作実験<3pluse>

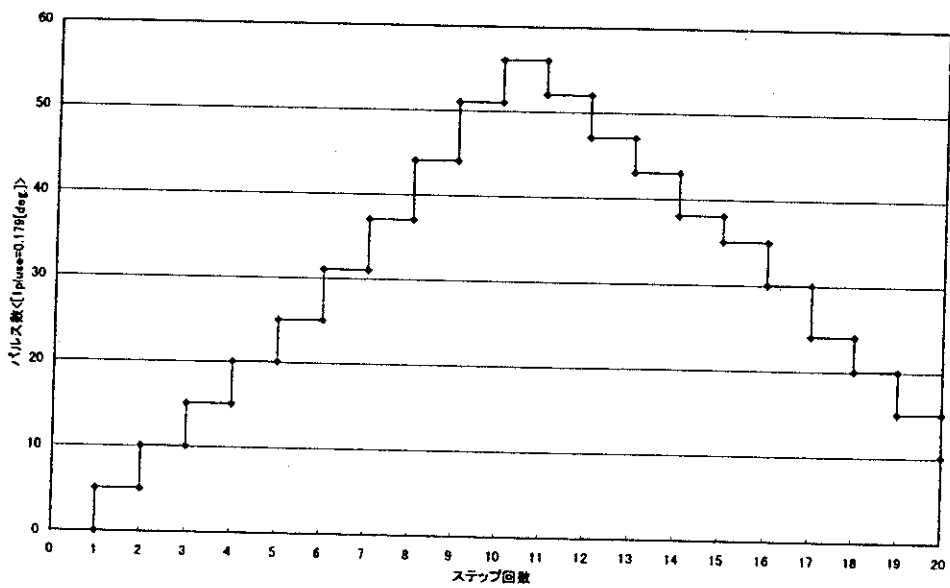


図 5.23 ステップ動作実験<5pluse>

D. 結論

本研究では PID 制御器を用いてサンドイッチ型超音波モータの位置・速度制御を行った。超音波モータの基本特性を調べ、位置・速度制御を行う際の問題点を明らかにした。そしてその問題点を解決するために PID 制御器を用いた制御システムを構築し、実験によりその有効性を確認した。以下に得られた結果を示す。

超音波モータの速度制御を行い、PID 制御器が速度のばらつ

きを押さえるのに有効であることがわかった。

超音波モータの位置制御を行い、その最適制御を行った。

最適調整法では拡張限界感度法を用い、調整の結果角度偏差

0.7[deg.]を得た。

ステップ動作実験を行ったことで、パルスの精密な位置決

めが可能であることがわかった。

これらの結果より、ひざの負担を軽減する制御方法の開発が行える。

厚生科学研究費補助金（長寿科学総合研究事業）

分担研究報告書

歩行、階段昇降、椅子立ち上がりの運動測定と

動力学シミュレーションに関する研究

研究者 梅田 倫弘 東京農工大学工学部教授

研究要旨

本年度は、歩行、階段昇降、椅子立ち上がりの運動測定に最も精力をそそいだ。これは、モータへの駆動パターンを生成するために不可欠なものだからである。併せて動力学シミュレーションも行った。実験は7台のカメラと床反力計による3次元動作解析システムVICONで行った。その結果、歩行では身体の上下動が少ないため、踵接床時をのぞきひざへの負担は少ないことが分かった。しかし、踵接床時では、床の反力とひざの角度をモニターしつつ駆動することが必要である。階段の昇段運動も歩行ときわめてよく似ており、床の反力とひざの角度をモニターしつつ駆動することになる。駆動パターンはほとんど台形となりオンオフの制御となる。一方、椅子からの立ち上がりはサインカーブ的にトルクがかかり、これに従ってモータを駆動しなくてはならない。特に立ち上がりの時間がかかるほどひざへの負担が大きいため、最大トルクが大きくても短時間で立ち上がる方がよいと思われる。また、上体の姿勢も重要であり、上体を曲げるとひざへの負担が少なくなる。また、動力学シミュレーションも実験とよく一致しており、今後実験することなく様々な体格の被験者のデータを生成することができる。

A. 研究目的

アクティブひざサポータの自動制御を実現するためには、人体の運動パターンを再現できるような駆動パターンを超音波モータへ入力必要がある。しかし、人体の運動パターンは様々であり、すべてを把握するのは困難である。しかしながら、このアクティブひざサポータは歩行を補助する目的で開発を行っているので、歩行の運動パターンを把握することが最優先であり、今回は歩行・階段昇降・椅子からの立ち上がりに注目して、人体の運動測定を行い、運動パターンの把握を目的とした。

また、実際に運動測定を行うことは非常に大変であり、被験者が異なれば新たに運動測定をする必要が出てくる。そこで、コンピュータシミュレーションにより運動測定を行うことができればコスト、実験時間を大幅に短縮することが可能となる。

そこで、遠山研究室で研究開発を行っている機構解析シミュレータ（A1MOTION）を用いて、動力学シミュレーションを行うことにした。本研究では動力学シミュレーションをとり入れる際に必要となる、実データと一致する人体モデルの作成もあわせて行った。

B. 実験方法

3次元運動測定

実験装置

VICON

3次元運動測定に Oxford Metrics 社製の VICON370 を使用した。VICON は以下の要素から構成される。図 2.1 に VICON のシステム構成図を示す。

- ・データ取得用 CCD カメラ (赤外線 LED ストロボ付き)
- ・データステーション 370
- ・パーソナルコンピュータ
- ・カメラ位置を特定するキャリブレーションユニット (ダイナカル)
- ・ターゲットマーカキット
- ・フォースプレート

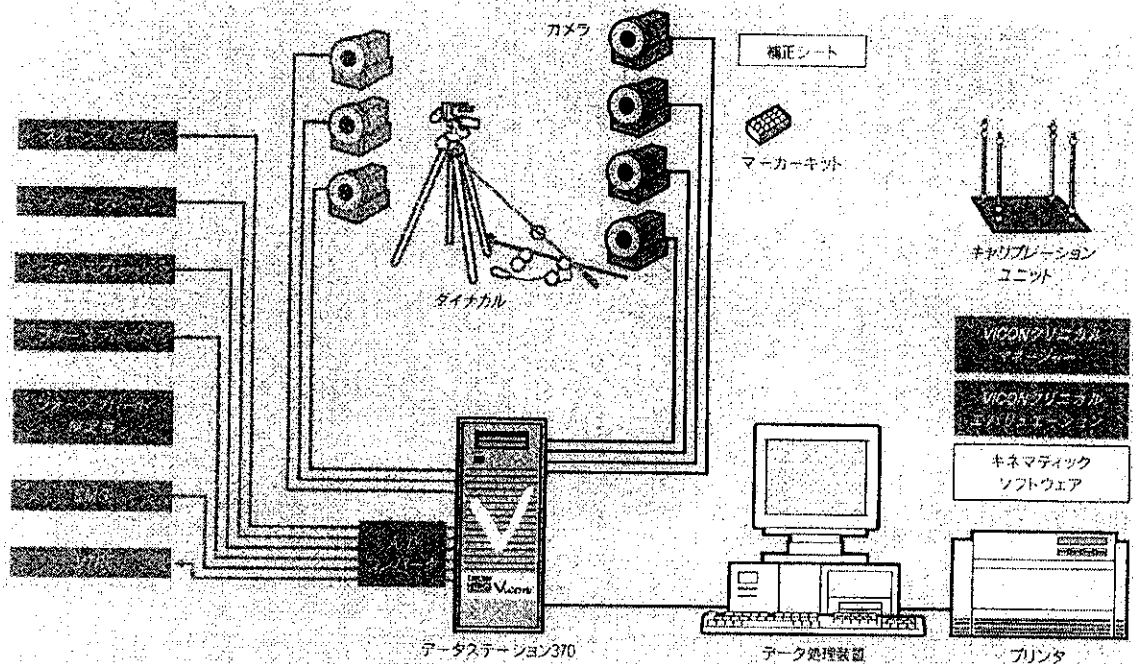


図 2.1 VICON システム構成図

データステーション

データステーションは、CCD カメラ制御、画像データの A/D 変換、フォーस्पレート等のアナログ信号の収録を行う。アナログ信号のサンプリングは画像データと同期して整数倍で入力できる。

CCD カメラ

CCD カメラを用いレンズ前面部には赤外線フィルタが装着され、被写体に取り付けられたマーカから反射される赤外線をとらえる 200/60Hz カメラである。カメラ前面部には赤外線 LED 光源が装着されている。カメラは死角を出さないように、被写体の周りに 7 台設置される。

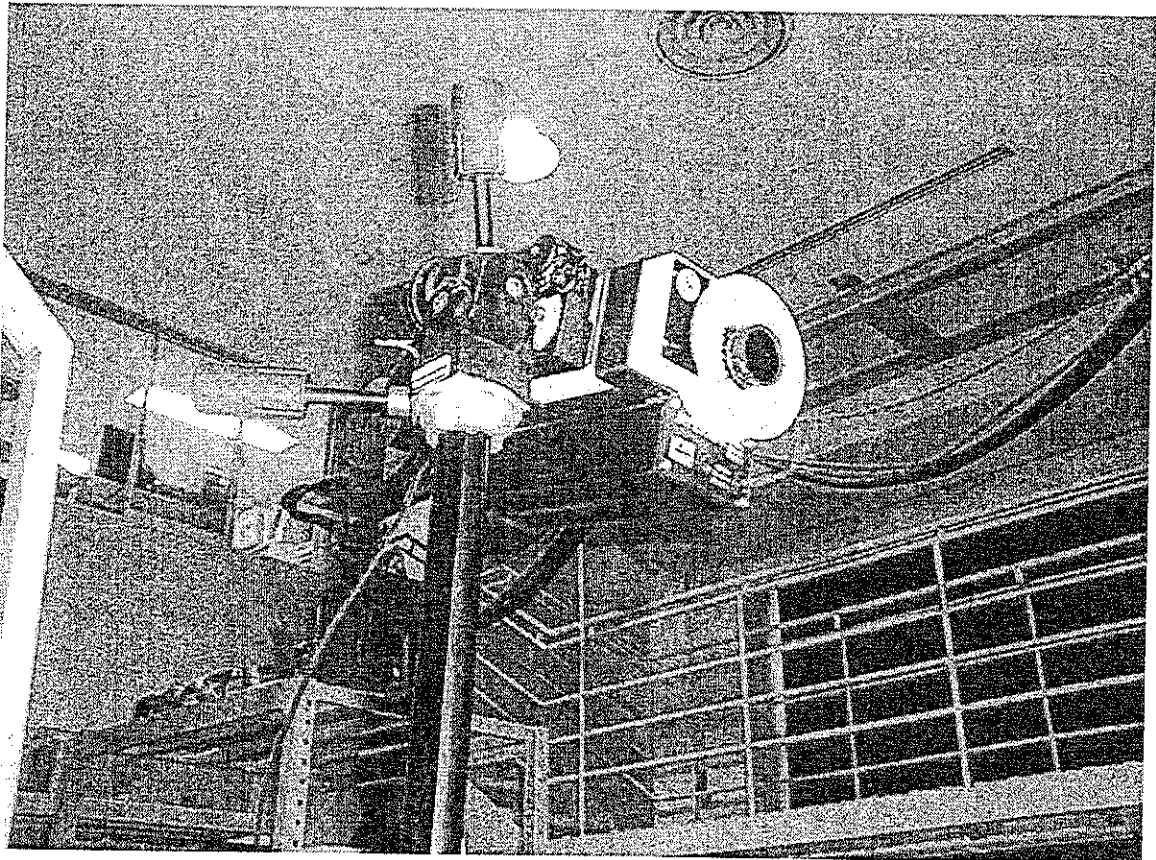


図 2.2 CCD カメラ

反射マーカ

通常φ25mm。3Mのスコッチライト7610、7615が使われる。スコッチライトは、小さなビーズ玉が埋め込まれ、支持体とビーズ樹脂の屈折率の違いにより、入射した光と同じ方向に射出する。反射輝度が高く、白紙の600～1600倍の明るさになる。カメラと光源はできるだけ同一光源より被写体に照射する必要がある。

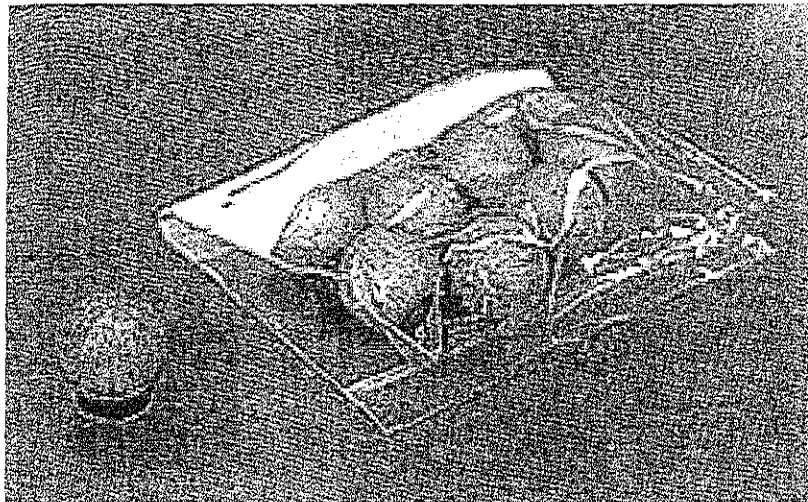


図 2.3 反射マーカ

フォースプレート

キスラー社製の特性プレート。400mm×2000mm を4枚と、800mm×2000mm を2枚で構成される。ここでは800mm×2000mm 2枚を使用した。

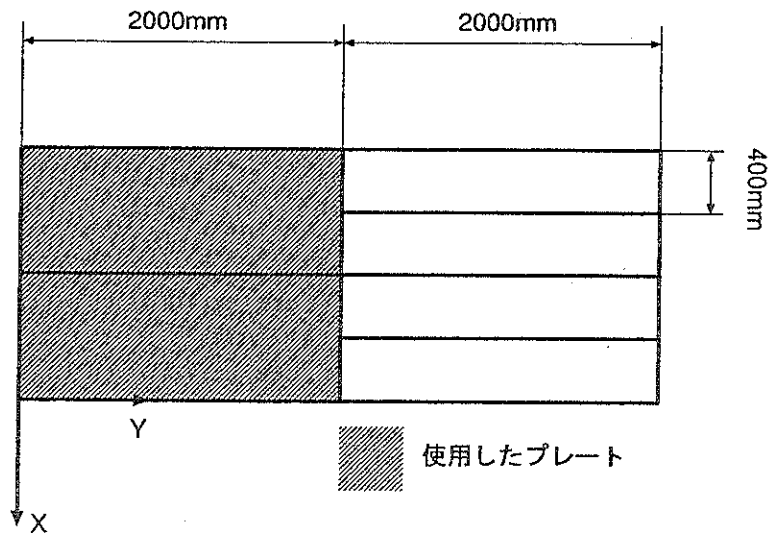
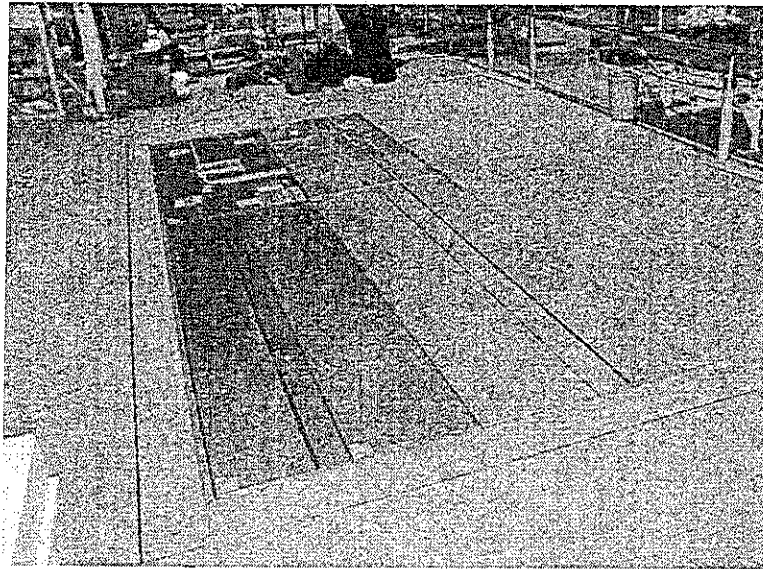


図 2.4 フォースプレート

階段

階段は木製で1段の高さ 200mm で奥行き 320mm である。床との接点には振動を防ぐための緩衝材が貼り付けてある。この階段を2つ用意し、左右のフォースプレートに置くことで、左右の床反力を別々に得ることができる。

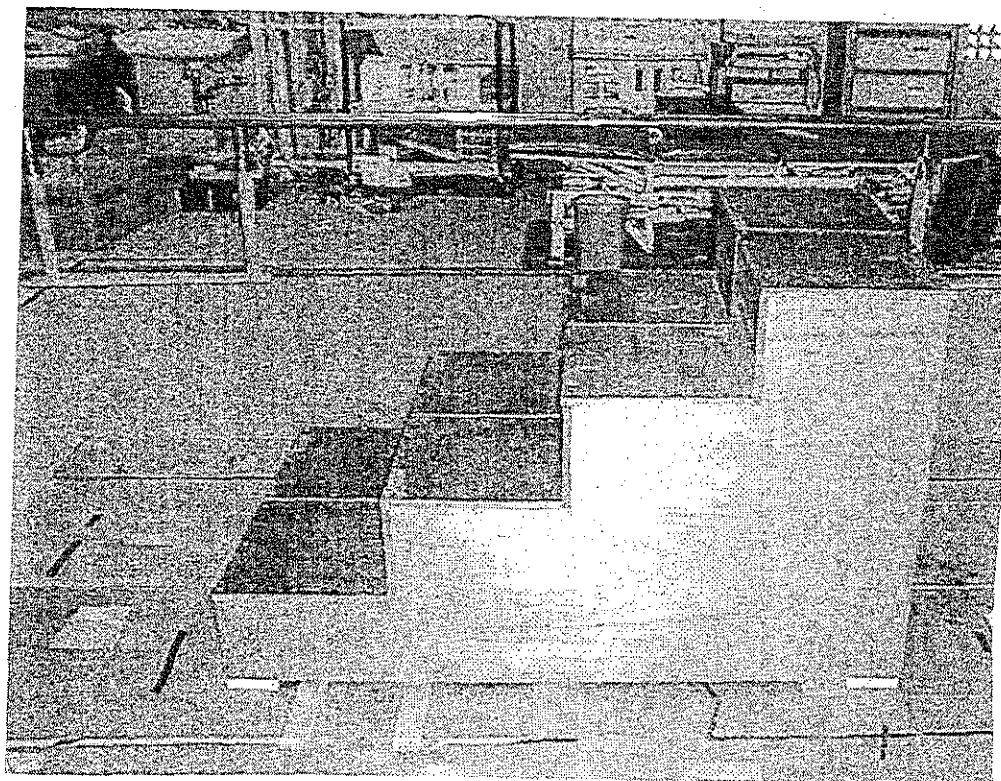


図 2.5 実験に用いた階段

測定方法

測定点

被験者にマーカがずれないように格好をしてもらい、測定点にマーカを取り付ける。測定点は以下の点である。

- ・ 肩 片峰
- ・ 股関節 大転子中央と上前腸骨棘とを結ぶ線上で、大転子から $1/3$ の位置の皮膚面に貼る。
- ・ 膝関節 大腿骨内転筋結節と膝関節裂隙の中央の高さで、膝蓋骨を除いた膝の前後径の midpoint の位置で、膝の外側皮膚面に貼る。
- ・ 足関節 矢状面に投影したときに、マーカが内顆と外顆の midpoint になるように、外顆付近の皮膚面に貼る。
- ・ 第5中足骨頭 第5中足骨頭の 外側皮膚面

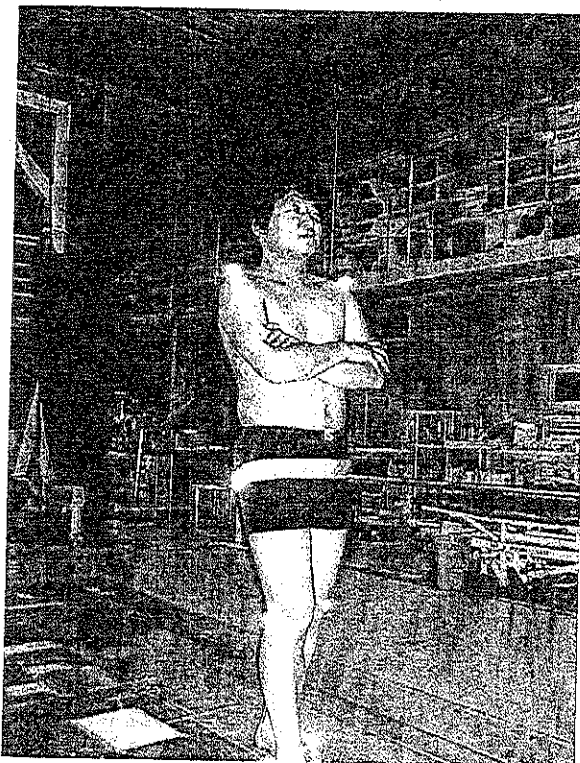


図 2.6 被験者

運動パターン

実験は、歩行、階段昇降、椅子からの立ち上がりについて、それぞれ3回ずつ測定を行った。運動の時マーカが外れないように、被験者には前で腕を組んでもらい測定を行った。

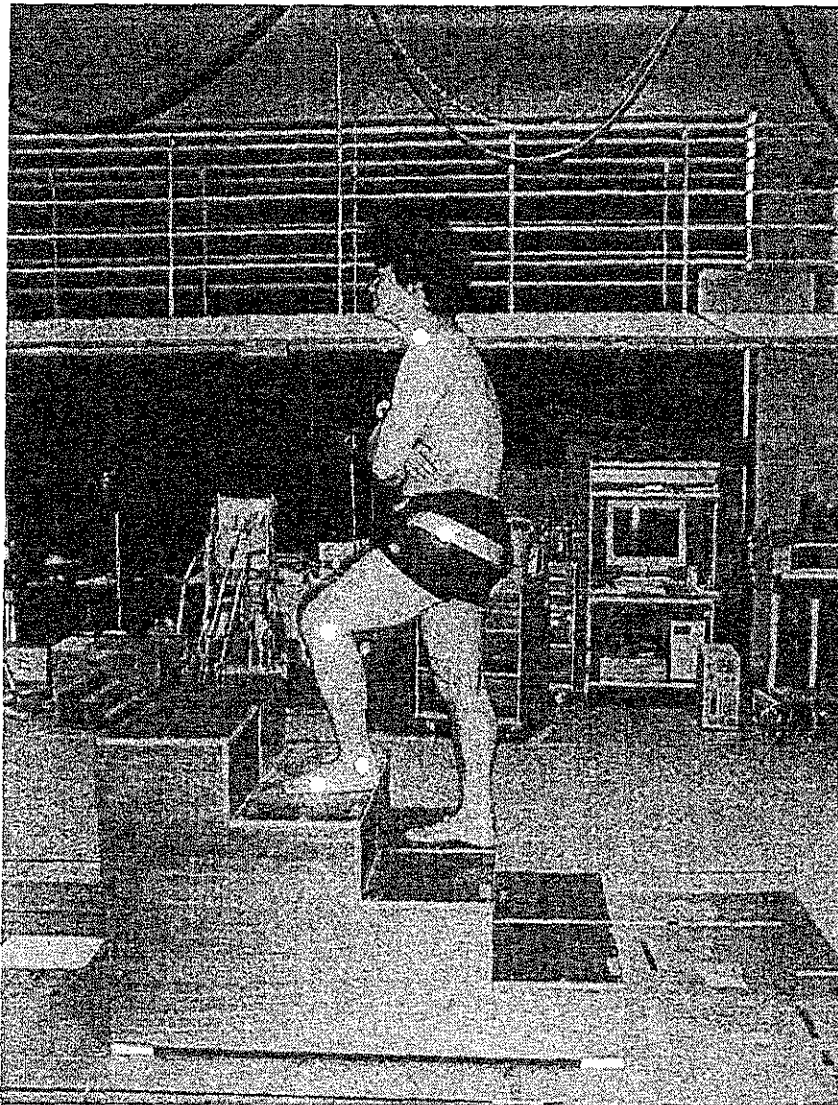


図 2.7 実験風景 (階段)

人体のモデル化と機構解析

人体のモデル化

解析に用いたモデルは剛体リンクモデルである。これは各体節を剛体とし、剛体間ジョイントで結合したものである。本研究では人体を上半身を1つの剛体とし、下半身を大腿部、下腿部、足部の剛体に分けた。各体節の質量、慣性モーメント、質量中心を計算により求めた。表 3.1～表 3.5 はこれらを求めるために用いた係数と、得られた値である。

表 3.1 部分質量の推定係数 (男子)

単位 : kg	a0	a1*(SL)	a2*(WT)	R
頭部	-1.1968	25.9526	0.02604	0.733
胴体	-10.1647	18.7503	0.48275	0.951
上腕	-0.36785	1.15588	0.02712	0.818
前腕	-0.43807	2.22923	0.01397	0.782
手	-0.01474	2.09424	0.00414	0.469
大腿	-4.53542	14.5253	0.09324	0.924
下腿	-1.71524	6.04396	0.03885	0.852
足	-0.26784	2.61804	0.00545	0.463

SL:部分長[m], WT:体重[kg], R:相関係数

表 3.2 主慣性モーメントの推定係数 (男子)

単位 : [kg cm ²]		b0	b1*(SL)	b2*(WT)	R
MX	頭部	-367.903	2843.24	2.71413	0.749
	胴体	-25180.2	43095.5	200.723	0.593
	上腕	-317.679	1007.85	1.85249	0.881
	前腕	-145.867	562.219	0.85722	0.849
	手	-6.36541	80.3581	0.10995	0.507
	大腿	-2127.91	5684.2	11.83	0.917
	下腿	-1190.24	3093.33	5.27418	0.908
	MY	頭部	-354.077	268071	2.4924
胴体		-20902.6	43759.1	217.775	0.962
上腕		-312.14	999.691	1.74277	0.887
前腕		-146.449	576.661	0.79727	0.854
手		-7.30695	82.0684	0.14433	0.533
大腿		-2043.38	5547.75	10.6498	0.918
下腿		-1174.66	3048.1	5.19169	0.910
足		-6.29702	37.6738	0.01248	0.310
MZ	頭部	-138.956	1307.37	1.24856	0.650
	胴体	-2482.2	-385.282	83.2293	0.937
	上腕	-11.1029	-44.8794	0.71203	0.728
	前腕	-13.4756	26.3758	0.24644	0.644
	手	-1.67255	9.0812	0.05381	0.541
	大腿	-350.308	418.338	6.6271	0.893
	下腿	-62.7928	104.746	1.10838	0.781
	足	-40.9844	228.138	0.00753	0.393

SL:部分長 [m], WT:体重 [kg], R:相関係数

表 3.3 部分質量の推定係数 (男子)

単位 : kg	a0	a1*(SL)	a2*(WT)	R
頭部	-1.1968	25.9526	0.02604	0.733
胴体	-10.1647	18.7503	0.48275	0.951
上腕	-0.36785	1.15588	0.02712	0.818
前腕	-0.43807	2.22923	0.01397	0.782
手	-0.01474	2.09424	0.00414	0.469
大腿	-4.53542	14.5253	0.09324	0.924
下腿	-1.71524	6.04396	0.03885	0.852
足	-0.26784	2.61804	0.00545	0.463

SL:部分長[m],WT:体重[kg],R:相関係数

表 3.4 質量中心比

部分	頭部	胴体	上腕	前腕	手	大腿	下腿	足
質量比[%]	6.9	48.9	2.7	1.6	0.6	11.0	5.1	1.1

表 3.5 人体モデルの慣性特性

	質量[kg]	慣性モーメント[kgm ²]		
		X(左右)	Y(進行)	Z(上下)
上半身	55.386	0.97505	2.85195	0.78181
大腿部	8.912	0.104831	0.09839	0.03503
下腿部	3.732	0.04130	0.04046	0.00669
足部	0.881	0.00201	0.00048	0.00212

足関節、膝関節は1軸の回転ジョイントでモデル化した。股関節には3自由度の動きを与えるようにしたいので球ジョイントを使用したいが、今回用いる機構解析シミュレータでは球ジョイントにドライバを与えることができないので、股関節は2つの仮想物体を作り、3つの回転ジョイントでモデル化し、球ジョイントと同じ動きができるようにした。このモデルを図3.1に示す。

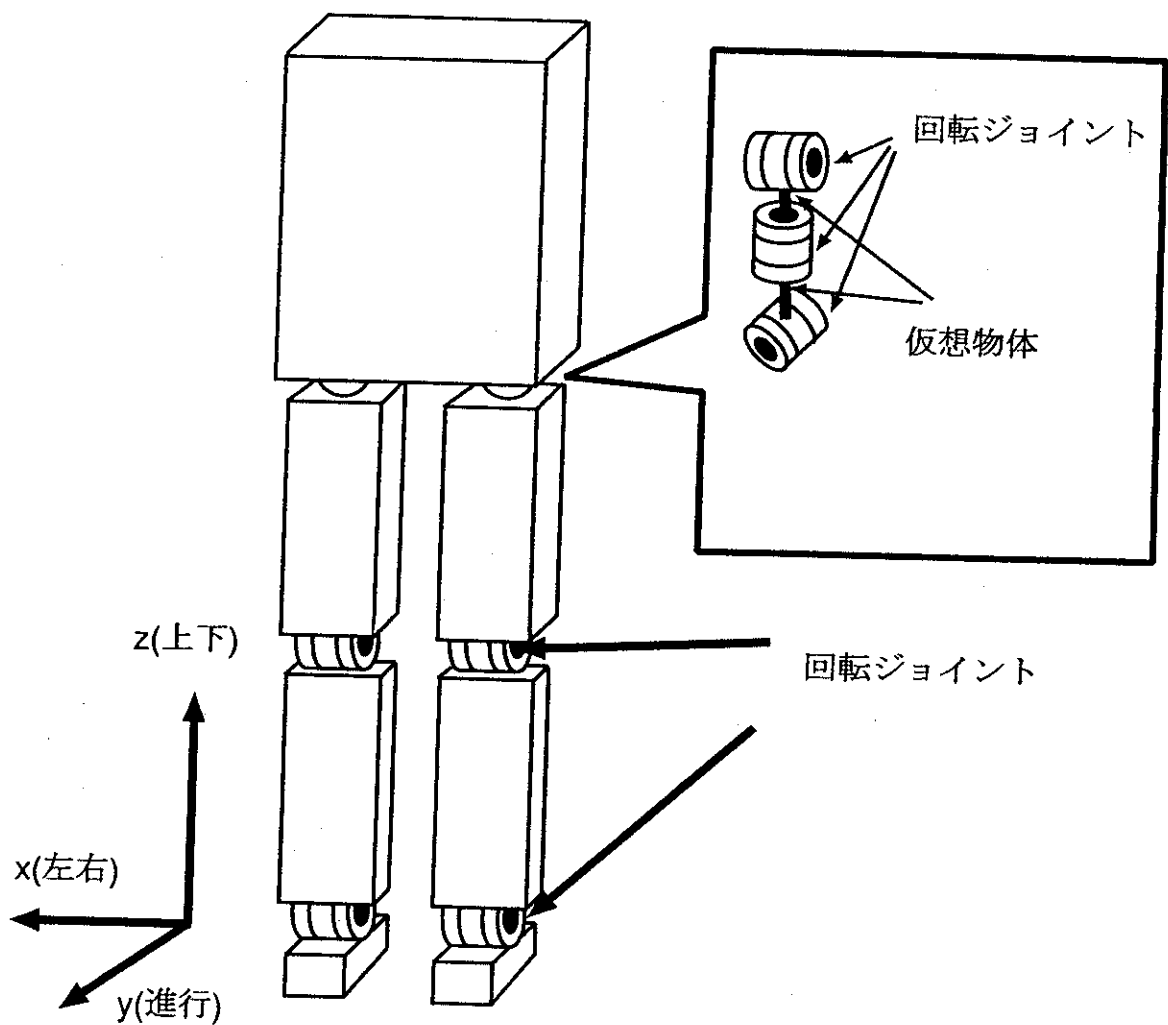


図 3.1 人体モデル

ドライバ

モデルの運動を一意に決めるためにはモデルの自由度を0にしなければならない。仮想物体を含めた体節の数は全部で11個であり、回転ジョイントの数は10個であるから、このモデルの自由度は

$$6 \times 11 \text{ (ポディー数)} - 5 \times \text{(回転ジョイント数)} = 16$$

となる。よってこのモデルには16個のドライバ拘束を与えなければならない。本研究では、床反力、膝のモーメント、足首のモーメントのモーメントを比較することにするので、これらの対応するドライバ拘束をかけなければならない。

C. 研究結果及び考察

運動分析

運動測定の結果より、超音波モータの駆動パターンを考えるために、歩行、階段昇降、椅子からの立ち上がりの運動分析を行った。測定結果のうち床反力と膝関節角度に注目した。

歩行

一般的に、歩行周期には立脚期と遊脚期がある。その様子を図 4.1 に示す。

立脚期

踵接地からつま先離地までの、足部が床と接している時間。

前期：踵設置から足底接地までの経過時間。

中期：足底接地から踵離地までの経過時間。

後期：踵離地からつま先接地までの経過時間。

制動期：足部が股関節位置より前にある期間。

駆動期：足部が股関節位置より後にある期間。

両足支持期：対象脚の踵接地から反対脚のつま先離地までの期間。

単脚支持期：片脚支持期。反対脚のつま先離地から反対脚の踵接地。

立脚期は次の特徴時点からなる。

接地始め：足が接地した瞬間。

踵接地：遊脚期の踵部が接地した瞬間。

足底接地：足底全体が接地した瞬間。

踵離地：離踵。踵が床から離れた瞬間。

つま先離地：つま先離れ。足全体が床から離れた瞬間。

遊脚期

つま先離地から踵接地までの、足部が床から離れている時期。

加速期：足部が前方の加速度を持ち、足部が股関節の後方にある時期。

中期：足部が一定速度になり、足部が股関節の真下付近にある時期。

減速期：足部が減速方向の加速度で、足部が股関節の前方にある時期。

1周期内のそれぞれの比率は、立脚期が60%、遊脚期が40%と言われており、立脚期にはさらに初期両脚支持期10%、片脚立脚期40%、終期両脚支持期10%に細分される。

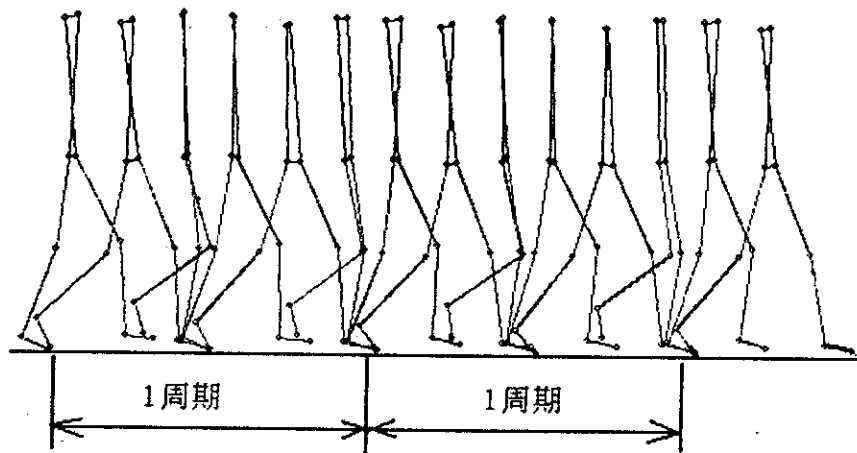


図 4.1 歩行周期