

1.2 車椅子からベッドへの移譲

1.1.1の動作の逆である。

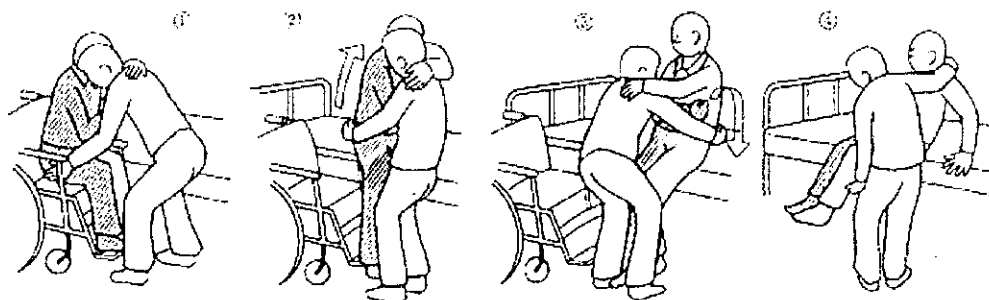


図 1.2 車椅子からベッドへの移譲

1.3 上体起こし

上記移譲動作の前動作として行われる動作である。同様に被介護者の腕を肩に回し、膝を立ててやることで起こしやすくする。

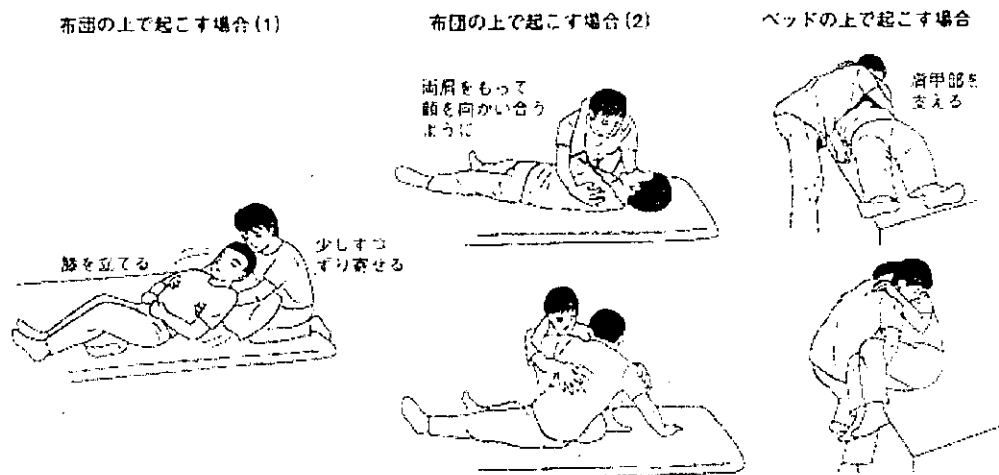


図 1.3 上体起こし

1.4 ベッド上での移動(頭方向)

主に車椅子からベッドへの移譲後に行われる動作である。図にあるように被介護者の膝を立てて、上半身の下に介護者の腕を入れて移動させる。この場合被介護者とシーツの間の摩擦などがあるため、他の動作に比べ力が必要である。

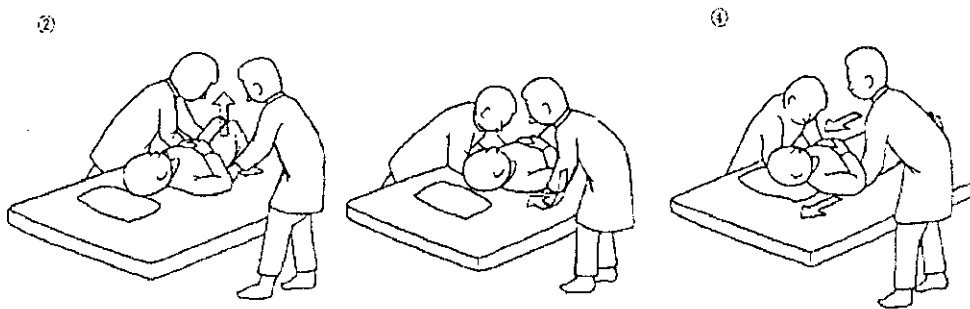


図 1.4 ベッド上での移動(頭方向)

1.5 抱え上げによる移乗移載動作

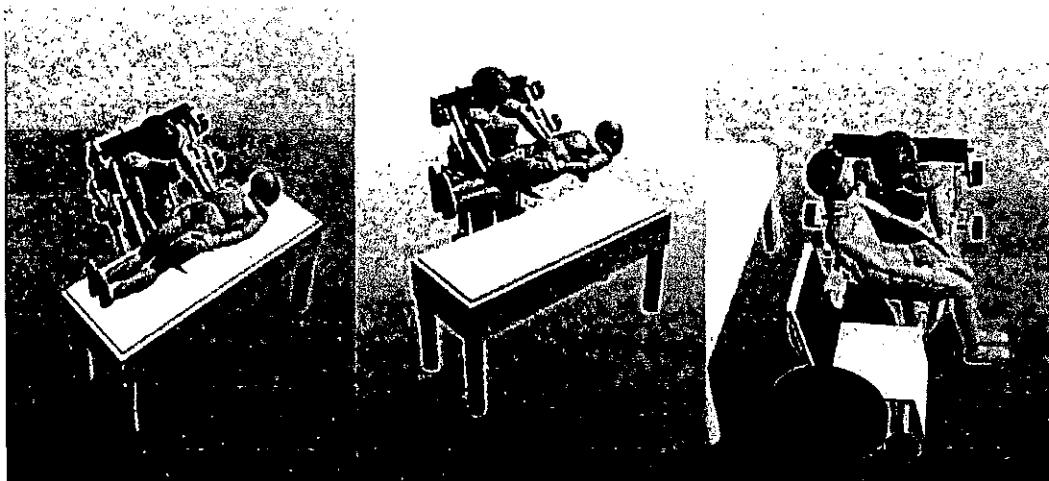


図 1.5 移譲移載(リフト)

B. 研究方法

PAS の構造

PAS 開発の初期段階において重要な項目として、以下が挙げられる。

- ・モータを装備するための構造，および位置
- ・介護動作に対応できるスーツの自由度の確保
- ・装着者の負担にならないこと
- ・装着が容易であること

上記項目，スーツの装着者に対するサポート率，介護動作を踏まえ、前年度製作したアシストスーツに改良に加え抱え上げ、重量なあるものを持ち上げるための高サポート率を重視したリフトタイプアシストスーツ，小型強力超音波モータを装備し、介護動作を再現できるだけの自由度を持たせたサポータタイプの用途別の二種類に分け設計を行った。また、今回の設計に際し当研究室で開発した機構解析シミュレータ A1 モーションを用い、スーツの強度計算、機構解析を行った。

2.1 リフトタイプ案

介護動作については代表的なものを図 1.1.1-1.1.4 で示したが、被介護者を完全に抱きかかえての移譲移載動作なども考えられ(図 1.5), そのような動作の時は最も介護者がケガをしやすくと考えられる。その為サポート率を重視したタイプの PAS についてまず検討する。以下にこのタイプの検討項目および特徴について列挙する。

被介護者を抱え上げた際の重量およびスーツ自重を支えるため構成するフレーム、上半身と下半身をつなぐ背板は強固なものにする必要がある。これによりスーツ重量が増大するため、スーツを外骨格構造にしさらに接地させることで重量による負担を地面に逃がす。その為装着者に負担はほとんどなく、大型のモータの装備にも対応できる。スーツが強固なものになるため、自由度の高い肩、腰周りの構造の肥大化が考えられ、装着者の動作に完全に対応させるのは難しい。今回はものを下から上へ持ち上げるという動作に限定しモータの取り付け位置、および構造を検討した。モータ位置は図 2.1 に示すように関節の回転軸延長上に配置する。

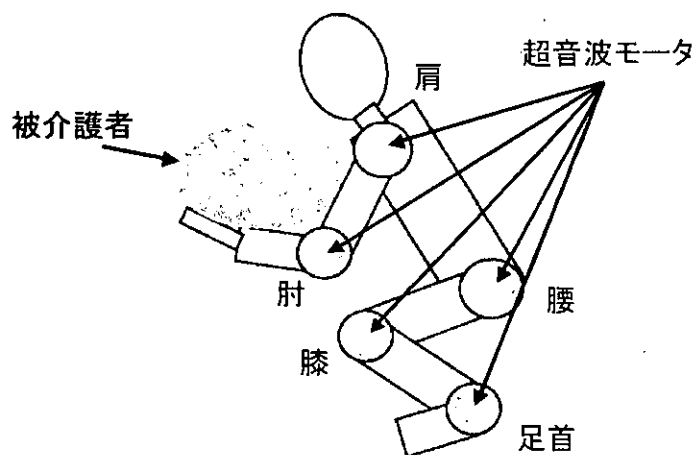


図 2.1 モータ配置

2.2 サポータタイプ案

外骨格構造とは逆にサポート率ではなく装着者の動作を重視したタイプがサポータタイプである。このタイプでは実際の介護動作を行えることが重要である。介護動作は熟練すると介護者はほとんど力を要せずに介護を行うことができる。しかしながら、日に数十回介護動作をこなす必要がある現状を考慮すると、疲労の蓄積などによるケガなどがありえる。これらを再現するためタイプはリハビリ用のサポータなどを参考にスーツを極力装着者に密着させ、かつフレームの強度を下げることで、動作の自由度を確保する。以下に特徴、検討項目を列挙する。

- ・介護動作を再現するためには脚、腰周りのねじりの動作が出来ることが必要である。その為、脚部フレームにエンジニアプラスチックを用い、その弾性による変形を利用しねじり動作に対応させる。
- ・リフトタイプとは異なり、左右にも分離できるようにすることで特に腰周りに自由度を持たせる。
- ・スーツが密着していることで固定具(コルセットなど)の役割を果たすため、モータによるサポート率が低くても、ケガにつながる動作を制限することもできる。
- ・モータは軽量化を考慮し強力超音波モータΦ80程度のものを、回転関節の回転軸延長上に配置する。

2.3 シミュレーション

2.3.1 抱きかかえ動作

今回開発した PAS では第一段階として、ものを持ち上げる動作の達成を目的とした。持ち上げる動作は介護現場でも頻繁に行われ、その用途に応じて多くのバリエーションがある。本節ではそれらの介護動作の逆動力学解析を行い動作時の介護者の負担をシミュレートした。シミュレーションにより得られる負荷は介護者をアシストする際に関節に取り付けたアクチュエータに必要とされる出力を推定するために有用である。

解析には本研究室で独自に開発した機構解析シミュレータ **A1MOTION** を使用した。

2.3.2 直線介護動作

介護現場で行われる動作のうち、介護者が椅子に座った被介護者を座位から立位まで引き上げる動作の解析を行った。今回は解析時のモデル(Fig2)は試作した PAS の自由度を考慮し、直線介護動作を対称としている(図 2.2)。

直線介護動作は図に示すように、介護者が腰を垂直に運動させる動作である。

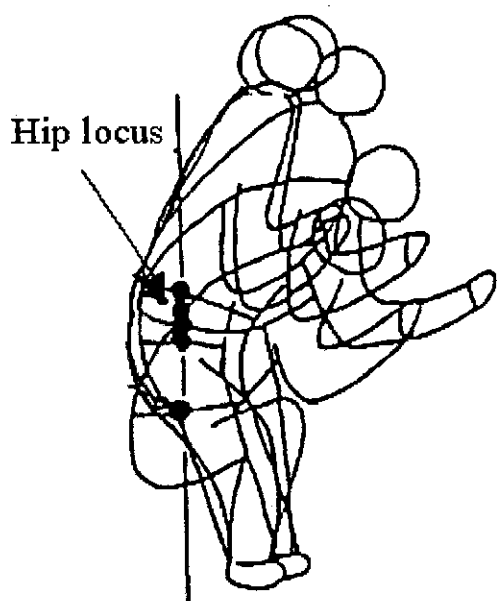


図 2.2 Straight
Lifting Motion



図 2.3 Model

2.3.3 予備実験

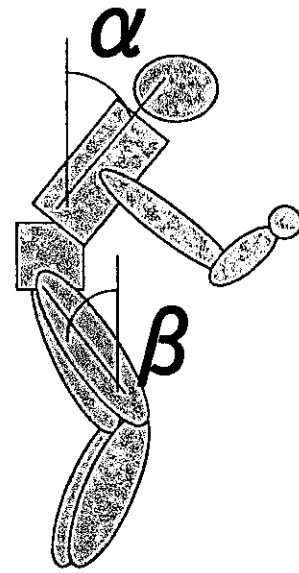
解析に先立ち、直線介護動作時における介護者の姿勢測定を行った。被験者は介護者が身長 170cm 体重 65kg、被介護者が身長 170cm 体重 60Kg の成人男子であり、両者とも健常者である。

介護者は腿と体幹に加速度センサを取り付け(図 2.4)それにより動作中の各部の姿勢を算出した。直線介護動作であるため介護者は腰を垂直に運動させることに留意して実験を行った。被介護者は高さ 40cm の丸椅子に腰掛け、できるだけ力を入れないようにして介護者により立位姿勢まで引き上げられるようにする。動作全体は 5 秒で完了するものとした。

体幹と鉛直方向の成す角を α 、腿長手方向と鉛直方向の成す角を β として計測を行った(図 2.5)。これらのデータを後で示す解析モデルで駆動条件として入力する。次節で測定結果を示す。



☒ 2.4 Measuring
Instrument



☒ 2.5 Definition
of Angle α and
 β

2.3.4 測定結果

直線介護動作の測定結果を図 2.6 示す。

動作開始時は上半身の傾きより、腿の傾きの方が大きいことが分かるが、動作中期に両者とも 40deg となり、終期にはほぼ 20 度となり動作を終えている。

このことから中期までは上半身より、下半身の運動速度の方が大きいですが、中期以降、運動速度は同程度に落ち着くということが分かる。

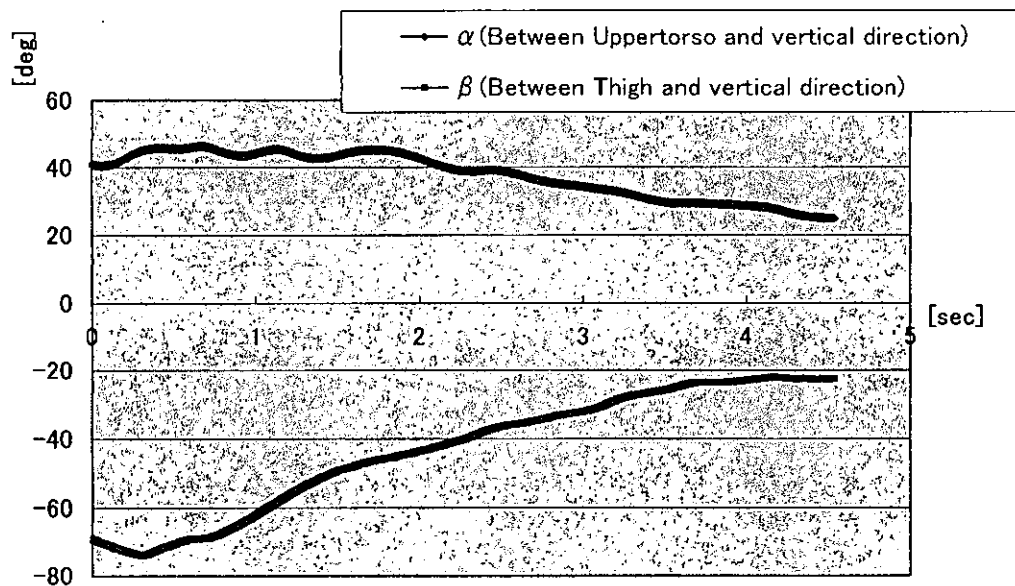
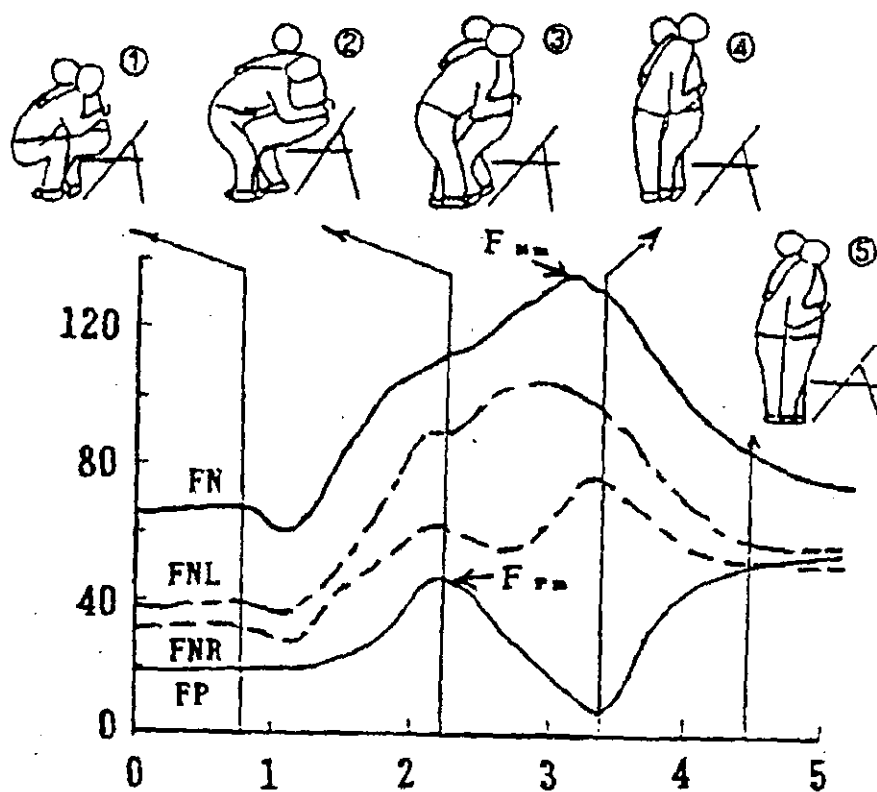


図 2.6 Measuring result

2.3.5 床反力

同様の条件下で行われた実験で得られた介護者の床反力のデータを Fig.6 に示す。

介護者が中腰になる動作中期にもっとも大きい負荷がかかっていることが分かる。動作開始時の床反力は介護者の体重そのものを示す。動作に伴う増加は被介護者の体重が介護者にかかることによって起こるものである。つまり、床反力から介護者の体重を引いたものが介護動作の推移によって変化する介護者への負荷であると言える。



※ 参照：東京電機大学総合研究所年報 1993-94

図 2.7 Example of force measurement

for the straight lifting motion

2.3.6 解析モデル

解析に使用したモデルを図 2.8 に示す。

モデルは両足、両下腿、両大腿、腰部、上半身、前腕、上腕、頭からなる剛体リンクモデルである。各関節は回転関節で近似した。介護者が腰を垂直に運動させる直線介護動作であるので腰部中心には垂直方向の運動のみを許容する Position 拘束を負荷してある。また、上半身には前述の床反力から算出した介護者への負荷の推移を外力として、膝、背中の両関節には測定より得たデータを駆動条件として入力する。

各部質量は Chandler の方法により算出し、慣性モーメントは手、足以外の部位の形状を円柱と見なして、手、足を立方体として大きさを実測し算出した。各部の質量を表 2.1 に示す。

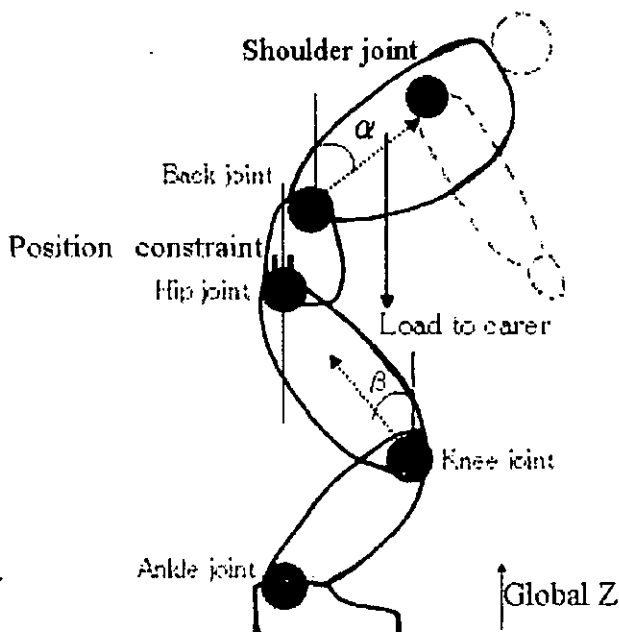


図 2.8 Detailed model

表 2.1 Property of body

Segment	Weight[Kg]
Head	3.73
Upper Torso	18.95
Lower Torso	10.66
Upper Arm	1.74
Fore Arm	0.99
Hand	9.86
Thigh	5.72
Leg	2.33
Foot	0.77

2.3.7 解析結果

前述のモデルを用いて動力学解析を行った。図 2.9 に解析によって得られた、各関節に運動中に発生する負荷を示す。膝関節への負荷は動作全体を通して緩やかに変化しているの比較的、背中関節への負荷は介護者への負荷が最大となる動作中期に最大値が現れている。このことから運動中に負荷が増加した場合介護者は背中周りの筋肉によってその負荷を支えていることが分かる。動作初期には膝関節の回転距離の方が大きかったが負荷はやや背中関節の方が大きいので消費されるエネルギーは同程度と考えられる。動作中期には回転距離は同程度であるにも関わらず負荷は格段に背中関節の方が大きいため、動作中期からは背中関節においてより大きなエネルギーを消費していると考えられる。

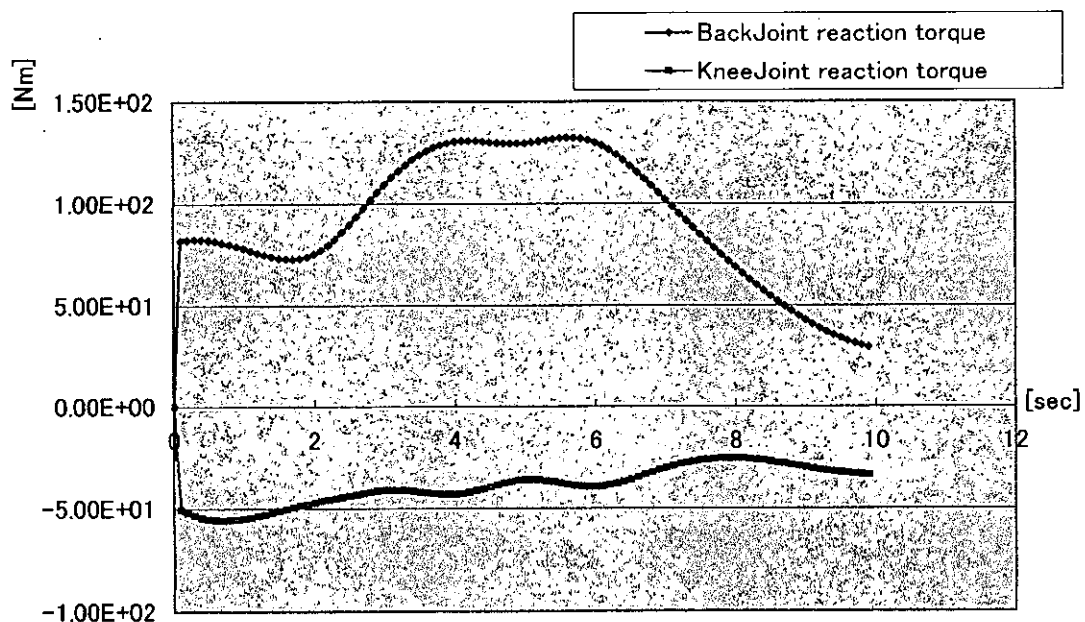


図 2.9 Reaction Torque to Knee joint and

2.3.8 移乗移載動作

次に PAS の実際の使用を想定し、介護現場で頻繁に行われる移乗移載動作の解析を行った。この動作はベッド際に腰掛けた被介護者を車椅子に乗せる（移乗）動作（またはその逆）であり(図 2.10)、最も介護者が腰を痛めやすい動作であると介護の現場でも指摘されている。

ベッドや車椅子など、介護者と被介護者の周辺に障害が多いため、動作はコンパクトに行われねば成らない、また、被介護者を座位（ベッド際）から一度持ち上げて座位（車椅子）へと移動させるため介護者は抱きかかえ動作に比べ中腰になる時間が長くなってしまう。中腰の状態では被介護者が自分の足で支える体重の割合は少なくより大きな負担が介護者にかかる。また被介護者の重心も介護者の腰より離れたところにあるため介護者の腰にかかるモーメントはかなり大きなものになってしまう、このことが移乗移載動作によって腰を痛める原因と考えられる。

移乗移載動作は三次元的な運動で行われる場合が多く、手計算で力の釣り合いから介護者の負担を算出する従来の方法では取り扱いにくい。今回三次元機構解析の手法を用いることで簡便に解析を行うことができた。



图 2.10 Transferring task
bed to wheelchair

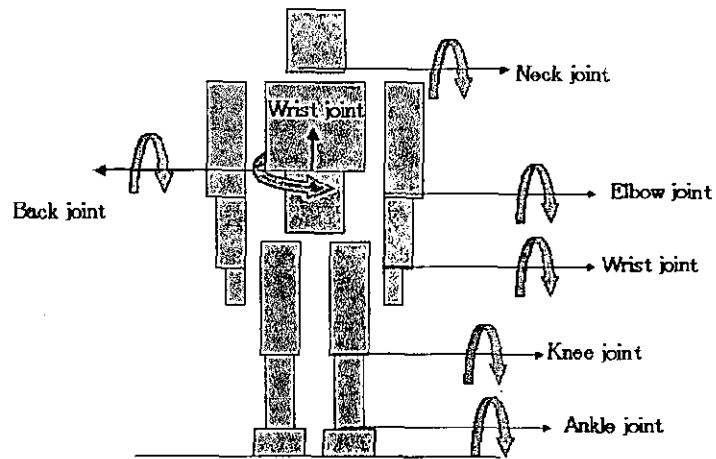
解析モデル

移乗移載動作の解析に用いたモデルを図 2.11 に示す。

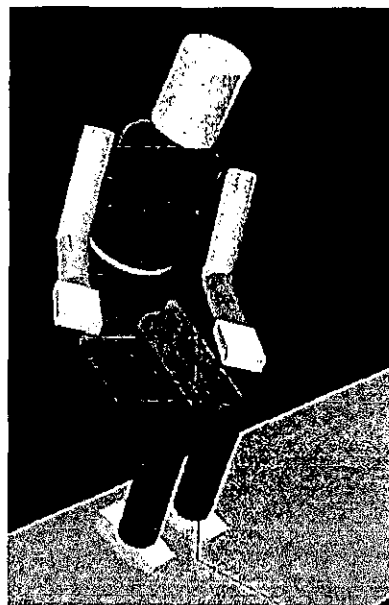
モデルは抱きかかえ動作の解析に用いたモデルに加え、上半身と下半身のひねり（水平面内の相対回転運動）を許容する関節を持っている。

移乗移載動作では被介護者は移動に車椅子の必要な状態である場合が多い。よって動作中も体重を自分で支えることは困難であり、被介護者の体重のほとんどは介護者によって支えられなくてはならない。以上のことから解析では被介護者の体重全てが介護者にかかるとして介護者の左右前腕部に被介護者の体重の半分ずつを負荷として設定してある。

図 2.12 に解析画面でのモデル運動の様子を示す。移乗移載動作は被介護者を持ち上げるまで、と、持ち上げてから降ろすまでまでは逆運動であると考え今回は持ち上げるまでの時間帯を解析した。



☒ 2.11 Model



☒ 2.12 Animation of model

解析結果

解析によって得られた移乗移載動作中の各関節の反力を Fig.12 に示す。

動作全体を通して膝関節への負荷はさほど変化を見せないが、腰関節への負荷は開始時を最大として劇的に変化している。膝関節への負荷は抱きかかえ動作の時と同程度であるが、背中関節への負荷は最大値同士を比較して約二倍の差があり最大値は 250Nm にも達する。このことより移乗移載動作が介護者への負

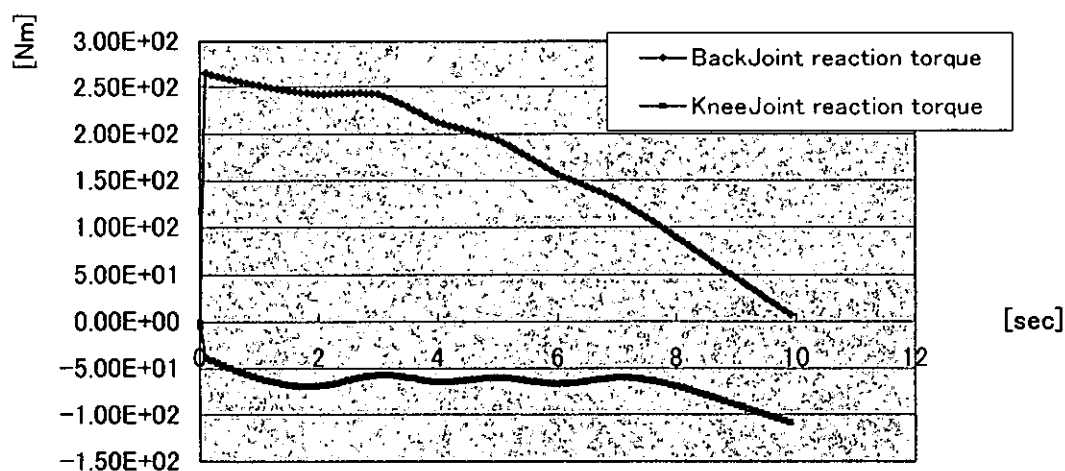


図 2.13 Reaction Torque to Knee joint and Back joint

荷の大きな動作であると裏付けられた。

2.4 スーツ動作

サポータタイプのアシストスーツにはΦ80 超音波モータが装備されている。このモータは従来のモータに比べ大幅なトルク向上を実現しており、その動作、応答性能に関しては未知の部分が多い。ここで、このモータの制御性能を確認することが出来れば、Φ100以上のモータにも容易に応用できる。今回は人が装着しない状態でのモータの応答性の評価、及び装着した状態での協調動作について評価する。

動作実験には、強力超音波モータ用新型ドライバが駆動制御部しか完成していないため、実験には市販の超音波モータのドライバを使用する。このドライバは入力としてCW, CCWの方向回転の指定、0~5[V]の外部電圧を与えることによる速度制御が可能である。しかし、モータ特性のバラつきが原因となり入力電圧に対し速度が一对一に定まらず、動作が不安定であった。さらにこのドライバでは新たに製作したドライバに比べ、モータに対する動作命令を細かく指定することが出来ないため以降に示す簡単なPID制御により、動作追従性能、応答性能を評価する。

加えて今回は目標となる動作をあらかじめ特定しておき、その動作に対して、装着者の動作及びモータを駆動させる。また、今回特定した動作はその場での屈伸運動である。

PID 制御

PID 制御は自動制御方式の中で最もよく使われている制御方式である。PID はそれぞれ比例(Proportional), 積分(Integral), 微分(Differential)の組み合わせによって, 偏差を小さくする制御手法である。P 動作は操作量を目標値と現在値との差に比例した大きさに設定する動作を行い, 目標値に近づくと制御量を小さくし微妙な制御を行うことができる。I 動作は P 動作のみでは残留偏差をなくすために行う動作でこれにより必ず目標値に収束させることができる。D 動作は外乱などに対し, 応答性を上げるために行う動作である。以下に PID 制御の制御演算式を示す。

$$y = K_p \left(e + \frac{1}{T_i} \int e dt + T_D \frac{d}{dt} e \right) \quad (3-1)$$

この式(3-1)の制御アルゴリズムの比例ゲイン, 積分ゲイン, 微分ゲインを調節することで安定した動作を行うことができる。

この PID 制御は本来, 連続したアナログ量を制御することが基本となっているため, コンピュータで PID 制御を実現しようとした場合, 一定時間間隔でしか出力できないため, 本研究で行う制御はサンプリング(離散値)に適した PID 演算方式を用いることにした。