

## 1P2-B4 抱き上げ移乗器具の抱き上げ行程解析

Analysis of lift stroke with lifting up type transfer instrument.

○正 木下 功士 (富山大), 正 小泉 邦雄 (富山大), 正 佐々木基文 (富山大)  
正 笹木 亮 (富山大), 正 記州 智美 (富山大)

Kouji KINOSHITA, University of Toyama, Gofuku3190, Toyama-si, Toyama

Kunio KOIZUMI, University of Toyama, Motofumi SASAKI, University of Toyama

Tohru SASAKI, University of Toyama and Tomomi KISHUU, University of Toyama

Key Words: Transfer, Lift, Assist

## 1. 結 論

在宅高齢者介護において、介護者が老配偶者や女子である場合力の弱い場合が専らである。施設においても、ベッドから車椅子、ポータブルトイレなどへの乗り移り介助（以下、移乗介助）を行う際には中腰の姿勢で作業をするため腰を痛め易いことが容易に想像できる。したがって、小さな力で移乗介助ができ、介助者の姿勢を改善できる器具の開発が必要といえる。器具は、移乗作業中で最も力を必要とする、被介護者の抱き上げ、抱き下ろし作業を補助するものとした。また簡単に操作できるように、簡便な方式のものを使用することとした。器具は1つの回転支点と介護者が操作するハンドル部、被介護者の体を支える支持部（腋支持具、胸当て板、膝当て、足置き板）からなり、介護者の人力によって器具および被介護者を支点周りに回転させ抱き上げる方式である。

器具の設計のためには、回転支点に対する支持部材の設置位置と取り付け角度、介護者が操作するハンドル部までの距離などの各パラメータ設定のため、器具に加わる負担を推定する必要がある。そこで、本研究では移乗器具を用いた抱き上げ実験を行い、単純なリンクモデルによりその特性解析を行った。器具および人体を剛体リンク、人体一座面間をばね要素によりモデル化し抱き上げ作業を説明できた。

## 2. 系のモデル化

**2.1 モデルの構造** 作成したモデルを図1に示す。使用した器具は、被介護者を腋支持具 (BE) と胸当て板 (BB) で拘束する。介護者は、ハンドル部 (C点) で器具と被介護者の重量を支え、支点 (O点) 周りに回転させ抱き上げを行う。したがって、器具および人体を支えるために必要なモーメントを求めることをモデル化の目的とした。モデルの寸法および各部に加わる力は、被介護者の身長および体重により無次元化した。主な記号を以下に示す。

## 記 号

$L_e$ : 支軸 (線分 OE) の長さ  
 $L_c$ : ハンドル取付長さ (線分 OC)  
 $\alpha$ : 支軸の傾き角度 (鉛直から CW)  
 $\alpha_m$ : モーメント最大時 (お尻が座面から離れた時) の  $\alpha$   
 $\alpha_0, \alpha_c$ : 抱き上げ開始時及び終了時の  $\alpha$   
 $\beta_1$ : 支軸に対するハンドル取付角度  
 $\beta_2$ : 支軸に対する胸支持部材取付角度  
 $W_i$  ( $i=1,2,3, e, h, k, n$ ): 人体各部の重量  
 $L_{i1}, (i=1,2,3, g1, g2, g3)$ : 人体各部の長さ及び重心位置  
 ※ (重心位置は下端から重心点までの長さ)

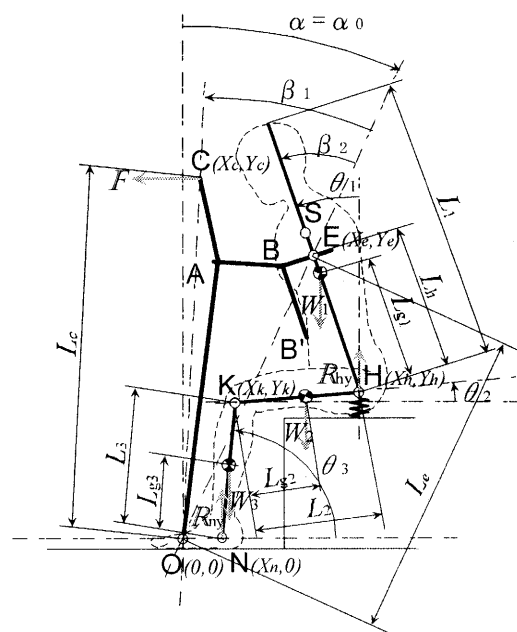


fig.1 Model of human transfer instrument seat system

 $L_h$ : 腋窩から転子点 (線分 EH) の長さ $L_{oh}$ : 回転支点から転子点 (線分 OH) の長さ $L_g$ : 回転支点から合成重心まで (線分 OG) の長さ $\theta_i$  ( $i=1,2,3$ ): 人体各部の角度※ ( $\theta_1$ は鉛直から,  $\theta_2, \theta_3$ は水平から CCW) $\gamma_h$ : 支軸と線分 OH のなす角度 ( $\angle EOH$ ) $\gamma_g$ : 支軸と線分 OG のなす角度 ( $\angle EOG$ ) $X_i, Y_i$  ( $i=e, h, k, n, g, g1, g2, g3$ ): 人体各部の座標 $F$ : ハンドル部での水平引張り力 $M$ : 所要モーメント (介護者が発揮すべきモーメント) $R_y$ : 座面反力 $R_n$ : 足下反力 $K$ : 座面ばね定数 $Y_m$ : 剛体座面高さ+座面ばね自然長

以下にモデル化の条件を示す。

人体モデルは、体幹部 (EH) と大腿部 (HK), 下腿部 (KN) の3つの剛体が転子点 (H点) および膝関節 (K点) によって連結されたリンクモデルとした。各部には質量を設定した。人体モデル—足置き板間、踝関節 (N点) をピン接続した。足置き板は回転支点より踝関節の高さ分下げて設置するとし、N点のY座標を0と

した。人体モデル—座面間は、臀部の肉やシートクッションにより支えられる。これらをばねとみなし転子点 (H 点) を線形ばねにより剛体座面に接続した。器具モデルは1つの剛体とし、簡単のため質量を設定しなかった。人体モデル—器具モデル間は、体幹部 (EH) が被介護者支持部材の腋支持具 (BE) と胸当て板 (BB) により器具と一体となって回転することから、腋窩点 (E 点) において器具モデルと人体モデルを剛に接続した。

**22 モデル解析の手順** 器具の寸法や部品の取り付け角度が決まると、角度  $\alpha$  に関して、器具各点の座標が決まる。被介護者身体の各部分長、器具に対する立ち位置が決まると、身体各部分の座標や各身体リンクの角度を角度  $\alpha$  の関数として求められる。ここで、各身体リンクの部分質量や重心位置が与えられると、静的な力の釣り合い関係およびモーメントの釣り合い関係から節点に働く力の関係が決まり、節点における接続条件を考慮して各リンクを合成すると、各節点に働く力を求めることが出来る。器具—人体に働くすべての力によるモーメントを合成すれば、器具及び人体を支えるために必要なモーメント  $M$  を  $\alpha$  の関数として求めることができる。

前述した諸条件が確定すると、大腿角度  $\theta_2$ 、下腿角度  $\theta_3$  を  $\alpha$  の関数として求めることができ、大腿と下腿における静的な力の釣り合い及びモーメントの関係から膝部 (K 点) における内力の総和が 0 であるとして、足下反力  $R_y$  を求めることができる。

$$R_{y_1} = \frac{W_2(1 - L_{g2}/L_2)\tan\theta_3 + W_3 \cdot L_{g3}/L_3 \tan\theta_2}{\tan\theta_3 - \tan\theta_2} + W_3 \quad (1)$$

$\alpha$  の関数として求められる人体各部の部分質量の  $X$  座標を  $X_{g1}$ ,  $X_{g2}$ ,  $X_{g3}$  とすると、所要モーメント  $M$  は次のようになる。

$$M = FL_c \cos(\alpha - \beta_1) \\ = W_1 X_{g1} + W_2 X_{g2} + W_3 X_{g3} - R_{y_1} X_n \quad (2)$$

上式は、 $X_{g1}$ ,  $X_{g2}$ ,  $X_{g3}$  が  $\alpha$  に関して単調に増加する関数であり、右辺第1項から第3項までが  $\alpha$  のとともに増加する。第4項の足下反力  $R_{y_1}$  によるモーメントの項は、 $R_{y_1}$  の変域が小さく絶対量が身体重量の和に比べて小さいため  $\alpha$  の変化に対しての影響量が小さい。総合すると、式(2)の所要モーメントは後述する図6のように  $\alpha$  に関して単調に増加する関数となり、所要モーメントは座面などによる幾何学的な動作限界に達したときが最大となる。実際は、抱き上げ開始時のモーメントが 0 で、 $\alpha$  の減少とともに徐々にモーメントが増加し最大値をとった後減少して抱き上げ終了にいたる。式(2)のみでは説明できないので、抱き上げ直後の座面反力が所要モーメントの増大とともに徐々に減少していることに着目し、座面反力によるモーメントを考慮して式(2)を修正した。

座面反力を求めるため、次のように定義した。座面上の摩擦を軽減できる道具を用いた場合と用いない場合のモーメントの計測結果に差異が見られなかったため、簡単のため座面における摩擦は無視した。臀部の肉やシートクッションを線形ばねとみなし、ばね定数を  $K$ 、剛体座面の高さに座面ばねの自然長を加えた高さを  $Y_m$  とした。転子点  $Y$  座標を  $Y_h$  とし、ばねのたわみを  $Y_m - Y_h$  とすると、座面反力  $R_{y_1}$  は次式のようになる。

$$R_{y_1} = K \cdot (Y_m - Y_h) \quad (3)$$

したがって、所要モーメント  $M$  は次式のようになる。

$$M = F \cdot L_c \cos(\alpha - \beta_1) \\ = W_1 X_{g1} + W_2 X_{g2} + W_3 X_{g3} - R_{y_1} X_n - R_{y_1} X_h \quad (4)$$

$\alpha$  が増加すると転子点が下降しばねのたわみが大きくなり、座面反力  $R_{y_1}$  が増加する。モーメントの腕長となる転子点座標  $X_h$  も徐々に増加するため、式(4)の第5項は大きく変化する。脚力の弱い被介護者が座面に浅く座るような危険な姿勢をとらない限り、座面反力による所要モーメントの減少分が式(2)の増加分を上回るため、式(4)は後述する図6のように  $\alpha$  に関して単調に減少する関数となり、式(2)と式(4)の交点が最大のモーメント  $M_{\max}$  となる。これは、座面反力が 0 になる瞬間であり、 $Y_h = Y_m$  となる。このときの  $\alpha$  を  $\alpha_m$  とすると次式の関係が成り立ち、最大のモーメントを示す角度の条件を幾何学関係から求めることができる。

$$Y_{h(\alpha_m)} = L_c \cos\alpha_m - L_h \cos(\beta_2 - \alpha_m) = Y_m \quad (5)$$

三角関数を合成して、

$$\cos(\alpha_m + \gamma_h) = Y_m / L_{oh} \quad (6)$$

ただし、

$$L_{oh} = \sqrt{L_c^2 + L_h^2 - 2L_c L_h \cos\beta_2} \quad (7)$$

$$\tan\gamma_h = L_h \sin\beta_2 / (L_c - L_h \cos\beta_2) \quad (8)$$

式(6)、式(7)、式(8)より、モーメントが最大となる  $\alpha_m$  は、 $\beta_2$ 、 $L_c$ 、 $L_h$  および  $Y_m$  によって定まる。支軸長さ  $L_c$  が増加すると、回転支点—転子間距離  $L_{oh}$  が増加し、 $\gamma_h$  が減少するため  $\alpha_m$  は増加する。胸支持部材取付角度  $\beta_2$  が増加すると、 $L_{oh}$  が増加するため  $\alpha_m$  が増加するが、 $\gamma_h$  が微増するため  $\alpha_m$  はわずかに減少する。 $\alpha = \alpha_m$  のときの体幹角度  $\theta_1 (= \beta_2 - \alpha_m)$  が正であれば  $L_{oh}$  の増加による  $\alpha_m$  の増分が  $\gamma_h$  の増加による  $\alpha_m$  の減少を上回るため、 $\beta_2$  の増加により  $\alpha_m$  は増加する。また、座面高さを含む  $Y_m$  が増加すると、 $\alpha_m$  は減少する。

器具の条件等から上記のように求めた  $\alpha_m$  により、足下反力  $R_{y_1}$ 、人体各部の部分質量の  $X$  座標  $X_{g1}$ ,  $X_{g2}$ ,  $X_{g3}$  を求め、式(2)に代入すると最大のモーメント  $M_{\max}$  を求めることができる。したがって、最大のモーメントを小さく抑えるためには  $\alpha_m$  を小さくすればよい。

一方、式(4)、式(2)において所要モーメント  $M=0$  となるのは抱き上げ開始、終了のときであり、この瞬間の角度を  $\alpha_0$ ,  $\alpha_c$  とする。 $\alpha_0$  および  $\alpha_c$  は式(4)および式(2)のモーメントを 0 に収束させ求める。

**23 モデルの近似解** 解析のため、より簡単なモデルにより近似解を得ることとした。簡単のため、踝位置 (N 点) は器具回転中心の位置とした。静的な力の釣り合い関係およびモーメントの釣り合い関係により所要モーメントを求めているので、各身体リンクの重量をリンク長に対する重心位置の比により各節点に分配した。E 点、H 点、K 点および N 点の重量をそれぞれ  $W_e$ ,  $W_h$ ,  $W_k$ ,  $W_n$  とする。N 点を器具の回転支点の位置としたので、 $W_n$  によるモーメントは発生しない。また、 $W_k$  によるモーメントは、 $W_k$  が  $W_e$ ,  $W_h$  に比べ小さいことと、K 点の  $X$  座標が 0 近傍でしか変化せず、その変域も小さいので、概ね 0 とした。つまり、近似モデルを図2に示すような 2 質点のモデルとみなし、E 点に胴体重量の一部  $W_e$  を、H 点に胴体重量の残りとおもひ重量の一部  $W_h$  を負荷したものとすると、所要モーメント  $M$  は次式のようになる。

$$M = W_e \cdot X_e + W_h \cdot X_h \\ = (W_e + W_h) L_c \sin\alpha + W_h L_h \sin(\beta_2 - \alpha) \quad (9)$$

三角関数を合成して、

$$M = (W_e + W_h) \cdot L_c \sin(\alpha + \gamma_g) \quad (10)$$

ただし,

$$L_g = \sqrt{L_e^2 + L_h^2 W_h^2 / (W_e + W_h)^2 - 2L_e L_h W_h / (W_e + W_h) \cos \beta_2} \quad (11)$$

$$\tan \gamma_g = \{L_h W_h / (W_e + W_h)\} \sin \beta_2 / [L_e - \{L_h W_h / (W_e + W_h)\} \cos \beta_2] \quad (12)$$

以上のように, 合成重量  $W_e + W_h$  とその  $X$  座標の積で表される 1 質点モデルに置き換えることができる. 式(10)より所要モーメント  $M$  は式(2)と同様に  $\alpha$  に関して単調に増加する関数となる. また, 器具の寸法  $L_e$  が長くなり, 胸当取付角度  $\beta_2$  が大きくなると, 合成重心 (G 点) が器具回転中心から離れるためモーメントが大きくなる.

抱き上げ終了角度  $\alpha_c$  は, 式(10)より次式のようになる.

$$\alpha_c = -\gamma_g \quad (13)$$

これは, 合成重心が器具回転中心の鉛直上方に達したときで, モーメントの腕長が 0 になるためである.

お尻が座面に接している状態では, 式(4)と同様に式(3)による座面反力によるモーメントを考慮して次式のようになる.

$$\begin{aligned} M &= W_e \cdot X_e + W_h \cdot X_h - R_{hy} \cdot X_h \\ &= (W_e + W_h) \cdot L_g \sin(\alpha + \gamma_g) \\ &\quad - K \{Y_{hm} - L_{oh} \cos(\alpha + \gamma_h)\} \cdot L_{oh} \sin(\alpha + \gamma_h) \end{aligned} \quad (14)$$

式(10)と式(14)の交点の条件は, 式(6)により決まる.

### 3. 実験

**3.1 装置概要** 図 3 に実験装置の構成を示す. ロードセル (ミネベア: T3B1-100K) でハンドル所要力, 体重計 (タニタ: 1609) で座面反力および足下反力を測定する. ロードセルにはストレインメータ (ミネベア: DAS-405C) から  $BV/V=10V$  を印加し, ゲイン調節により 980N で 10V が出力されるよう設定した. 座面反力測定用体重計は内部のロードセルにストレインメータ (ミネベア: DAS-406B) を接続し,  $BV/V=2V$  を印加した. 足下反力測定用体重計は直流電源 (Metronix: 521C) により 5V を印加し, 内部のオペアンプから出力電圧を得た. 可変抵抗 (TOKYO COSMOS: RV24YN) を角度センサとして器具回転中心に取り付け, 端子 3-1 間に直流電源から 5V を印加し端子 3-2 間より出力電圧を得た. 各センサからの出力は, 画像・波形同期解析システム ((株)ライブラリ: Wavein) 付属の 16ch A/D converter で取り込んだ. 同時に被験者の腎峰点, 転子点, 脛骨外側上果 (膝), 外果 (踝) の 4 点に反射テープで作られた球状のポイントを取り付け, 抱上げの様子をビデオカメラで撮影し, センサ出力に同期した画像データとしてパソコンに取り込んだ. 画像解析システム ((株)ライブラリ: Move-Tr) で取り込み画像から, O 点を中心とした各ポイントの位置を解析した. 図 4 に位置解析結果と角度  $\alpha$  に関する人体各節点位置の計算結果の例を示す.

**3.2 所要モーメントの測定実験** 所要モーメント測定のため, ハンドル部における水平引張り力を測定し, 画像解析より求めた器具のハンドル位置から所要モーメントを算出した. また, 測定した座面反力と転子点の運動軌跡から座面ばね定数を求めた. 計測した座面反力による仕事を求め, ばねに蓄えられるエネルギーが等しくなるようにばね定数を計算した. 表 2 に示す 6 名の被験者に対して実験を行った. 座面表面の高さは 370mm とし, 器具の設定は, 被験者 1,2 に対して  $l_e=950\text{mm}$ ,  $l_h=1040\text{mm}$ ,  $\beta_1=26^\circ$ ,  $\beta_2=42^\circ$ , 被験者 3,4,5,6 に対して  $l_e=930\text{mm}$ ,  $l_h=1020\text{mm}$ ,  $\beta_1=26^\circ$ ,  $\beta_2=42^\circ$  とした.

図 5 のように求めた座面ばね定数により, 式(2), 式(4)により表 1 の寸法・重量の値を用い, 理論的なモーメントを求めた. 被験者 3 の所要モーメント, 座面反力の測定結果とともに図 6 に示す. 座面

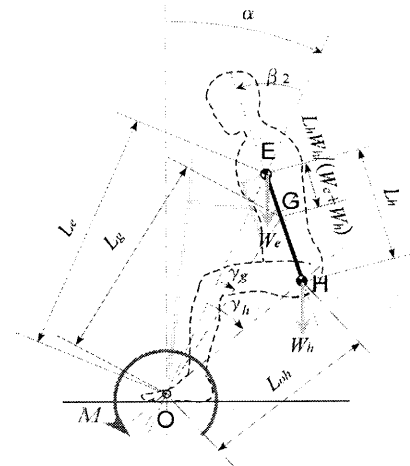


fig.2 Approximation model

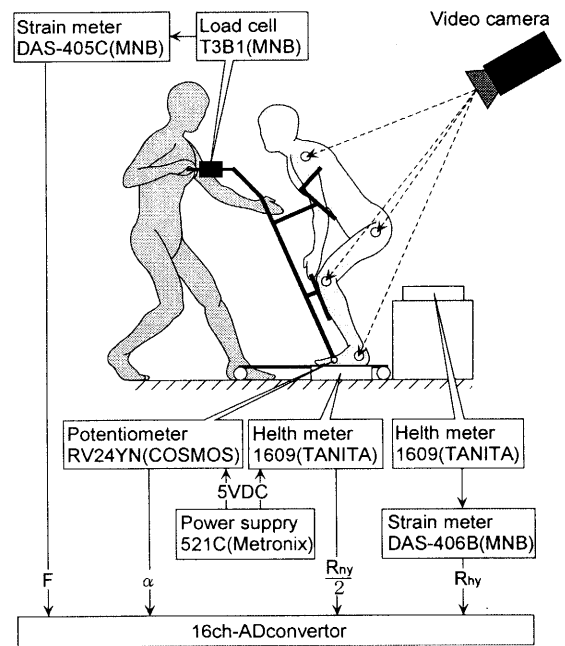


fig.3 Composition of the experimental equipment

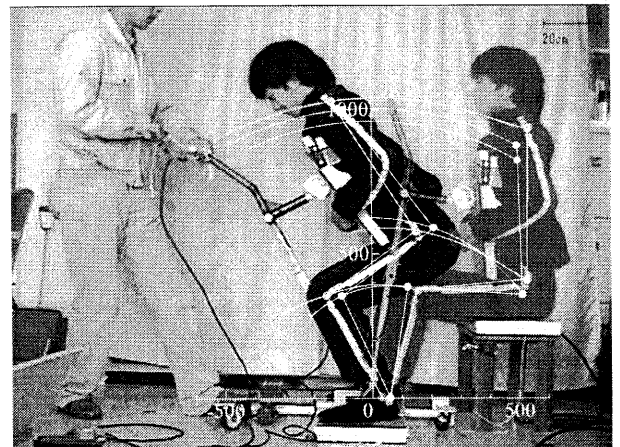


fig.4 Compare with lift stroke motion

table/1 Dimensions of each department of the human body (height: 1551.7mm, weight: 568.4N)

$i$	$L_i$	$L_{ij}$	$W_i$
1	0.501	0.210	0.65
2	0.227	0.127	0.22
3	0.227	0.130	0.09
$h$	0.243	—	—

ばねを考慮しない場合 ( $K = \infty$ として、抱き上げ開始角度  $\alpha_0$  が一致するように計算した) に比べ、実験結果に近い計算結果が得られることが分かる。

6名の被験者に関する所要モーメントの測定結果を図7に示す。大きめのプロットは所要最大モーメントである。図中の太線の領域は  $L_e$ ,  $Y_{hm}$  のばらつきから割り出した理論的な最大モーメントの出現範囲である。身長の高い被験者ほど  $L_e$  が大きくなるため、 $\alpha_m$  が大きくなり所要最大モーメント  $M_{max}$  が大きくなった。

**3.3 座面高さによる影響** 器具の寸法や取り付け角度を変えずに、座面高さを変え、所要モーメントを測定した。  $L_e$ ,  $\beta_2$  が同じなので、どの場合においても式(2)の曲線が完全に一致するため、抱き上げ終了角度  $\alpha_c$  は変化しない。また、理論的な最大モーメントは座面高さに応じて式(2)の曲線上に現れる。座面が低くなるにしたがって角度  $\alpha_m$  が大きくなり、最大モーメント  $M$  も大きくなる。

被験者3に関して、 $l_1=930\text{mm}$ ,  $l_2=1020\text{mm}$ ,  $\beta_1=26^\circ$ ,  $\beta_2=42^\circ$  とし、座面表面の高さを 270, 320, 370, 420mm と変化させた。実験結果および理論解析結果を図8に示す。最大のモーメントは黒塗りのプロットで示した。

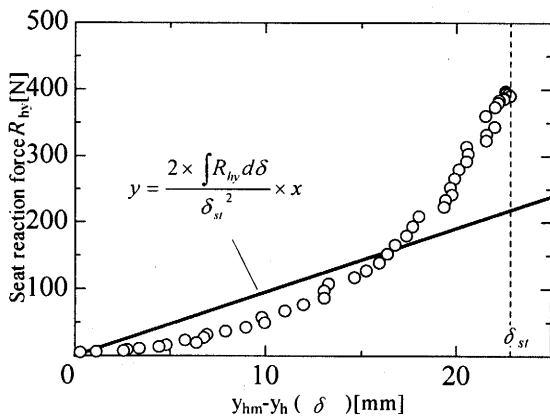


fig.5 Seat reaction force

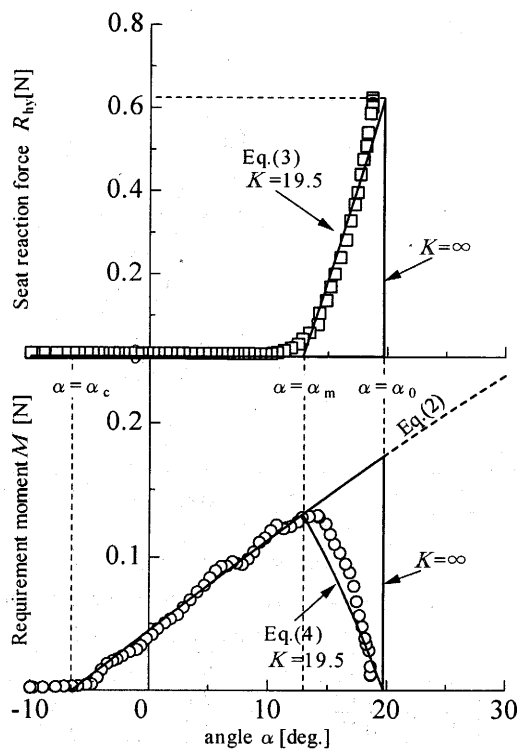


fig.6 Moment and seat reaction force

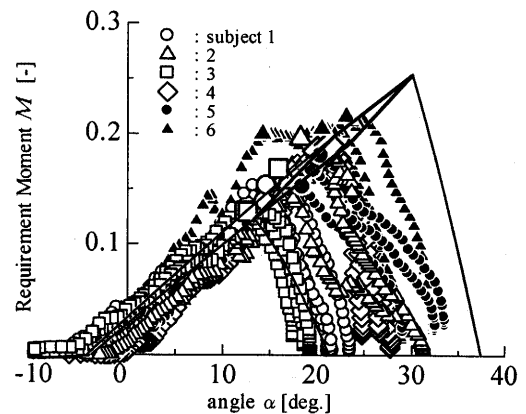


fig.7 Requirement moment

table.2 Dimensions of subject's body

No.	$l_0$	$w_0$	$k$	Spring natural length
1	1760mm	691N	6.29N/mm	137mm
2	1730	676	9.81	150
3	1720	637	7.32	104
4	1670	539	5.65	100
5	1640	470	3.64	138
6	1600	451	4.24	120

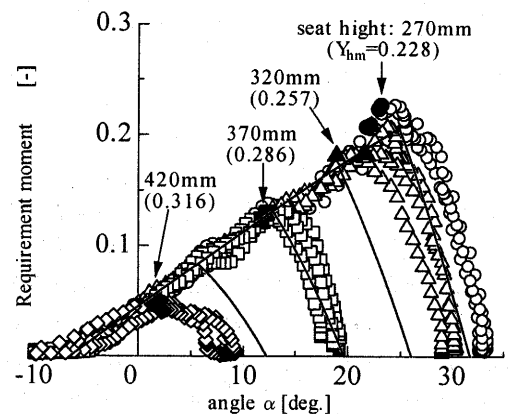


fig.9 Comparison by  $Y_{hm}$

4. 結 論

- 1) 人体を質量のある剛体リンク、人体一座面間をばね要素で表したモデルにより、抱き上げ開始から終了にいたる所要モーメントや座面反力の変化を説明できた。
- 2)  $L_e$  を短くし、 $Y_{hm}$  を大きく取れば所要モーメントが減少することがわかった。

本研究の一部は日本学術振興会科学研究費補助金の補助により実施された。

(参考文献)

- 1) 松井秀治; (1958) 運動と身体の重心-各種姿勢の重心位置に関する研究, 体育の科学社
- 2) 人間工学ハンドブック編集委員会 編; (1966) 人間工学ハンドブック, 金原出版株式会社
- 3) 人体データベース 1997-98; (2000), 通商産業省・工業技術院, くらしとJISセンター, 生命工学工業技術研究所
- 4) Masamichi TOMITA; (2000), JSME International Journal, Series C, Vol.43, No.4