

面は水平に固定した。

さらに、胸部支持面絶対角度  $\gamma$  を  $15^\circ$  から  $60^\circ$  まで  $15^\circ$  ずつ変化させ、快適な脚上げ条件を探索した結果、臀大腿移行部支持面角度  $\alpha_3$  は  $36^\circ$ 、大腿部支持面角度  $\alpha_3'$  は  $22^\circ$ 、下腿足部支持面角度  $\alpha_4$  は  $39^\circ$  が最大であった。したがって、これを満たす  $\alpha_3=0\sim 40^\circ$ 、 $\alpha_3'=0\sim 25^\circ$ 、 $\alpha_4=0\sim 45^\circ$  を調節範囲とした。

### 2-3-2. 寸法調節条件

図3に示すように、節の区分を添え字  $i$  で表し、身体回転中心からマットレス面までの距離  $h_i$  と身体各節の基準寸法  $L_i$  および個体差  $\Delta L_i$  により、マットレス面に対する身体節の傾き  $\phi_i$  を(1)式のように定義すれば、支持面寸法  $l_i$  は、身体寸法と身体屈曲による支持面の伸縮量の和として、(2)式で表される。

$$\phi_i = \sin^{-1} \frac{|h_i - h_{i-1}|}{L_i + \Delta L_i} \quad (1)$$

$$\left. \begin{aligned} l_1 &= (L_1 + \Delta L_1) \cos \phi_1 + d_0 + d_1 \\ l_2 &= (L_2 + \Delta L_2) \cos \phi_2 + d_1 + X \\ l_3 &= Y + d_3 \\ l_4 &= (L_4 + \Delta L_4) \cos \phi_4 + d_3 + d_4 \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

臀部は、腰部、臀部、臀大腿移行部で包み込むように支持されるため、 $l_2$  と  $l_3$  には骨盤寸法の一部 (図3,  $X$ ,  $Y$ ) が加わる。

$d_i$ ,  $X$ ,  $Y$  は、図3の支持面角度  $\alpha_i$  と骨盤角度  $\beta$ 、身体厚  $h_i$ 、マットレス厚さ  $H$  により、斜線部の幾何学的関係から、それぞれ(3)~(5)式で求まる。

$$d_i = (H + h_i) \tan \frac{\alpha_i}{2} \quad (3)$$

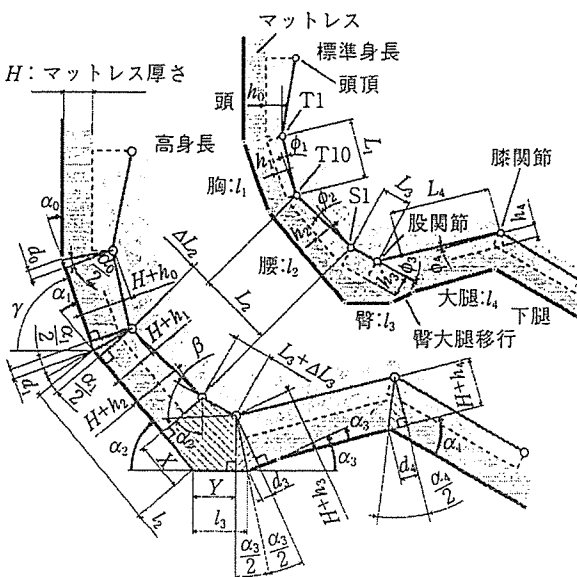


図3 支持面角度と寸法の定義

Fig. 3 Definition of plate angles and size.

$$X = \frac{1}{\sin \alpha_2} \left\{ (L_3 + \Delta L_3) \sin(\beta - \phi_3) + H + h_3 - (H + h_2) \cos \alpha_2 \right\} \quad (4)$$

$$Y = (L_3 + \Delta L_3) \cos(\beta - \phi_3) + (H + h_3) \sin \alpha_2 - X \cos \alpha_2 \quad (5)$$

(1)~(5)式に含まれる身体寸法を表2に示す。なお、表2において、大腿長以外は立位高さの統計値を用いるために、体節の傾きを補正した値で定義した。また、不快になりやすい膝位置の寸法調節量を大きめに見積もるために、 $h_i$  は成人男女の身体厚の平均値とした。

さらに、体表面の伸縮が大きく、ベッドの屈曲位置と身体関節とのずれが生じやすい姿勢 (基準屈曲位) と、屈曲位置が気になり始める姿勢 (基準伸展位) を被験者5名による実験から表3のように定義した。 $H$  を標準的なマットレス厚さ  $80 \text{ mm}$  として、表2の寸法および表3の角度と、(1)~(5)式から求めた  $l_i$  の最大値と最小値より、寸法調節範囲を表4の寸法欄のように定めた。

### 2-4. その他の設計条件

一般にベッドの幅は、寝返りなどを考慮して肩幅の2.5倍程度が適当とされるが、本ベッドは日中の作業姿

表2 身体寸法<sup>9)</sup> (mm)

Tab. 2 Body size<sup>9)</sup> (mm).

部位	定義	
	最大値 (青年男性 95%tile)	最小値 (高齢女性 5%tile)
胸: ( $L_1 + \Delta L_1$ ) $\times \cos \phi_1$	T 1-T 10 距離: (頸椎高(C 7)-胸骨下縁高-椎骨相当 20 mm)の成人男性 50%tile の身長比 $\times$ 身長 225	169
腰: ( $L_2 + \Delta L_2$ ) $\times \cos \phi_2$	T 10-S 1 距離: (胸骨下縁高-上後腸骨棘高)の成人男性 50%tile の身長比 $\times$ 身長 273	205
臀: ( $L_3 + \Delta L_3$ ) $\times \cos \phi_3$	S 1-股関節距離: 上後腸骨棘高-転子高 102	83
大腿: $L_4 + \Delta L_4$	坐骨結節-膝関節距離: 大腿長-臀大腿移行部寸法 (90 mm) 357	238
$h_0$	被験者 35 名の身体計測における胸骨柄上縁点-第 1 胸椎点間矢状径の : 54 平均値の 1/2	
$h_1$	胸部矢状径の平均値の 1/5 : 36	
$h_2$	腹部厚径の平均値の 1/3 : 67	
$h_3$	座位転子高の平均値 : 69	
$h_4$	膝厚の 1/2 : 58	

勢探索を目的としていることと、ドアやエレベータの通過幅を考慮し、外形最大幅を850 mm以下、最小支持面幅を安眠限界の700 mm<sup>11)</sup>以上とした。ただし、通常幅のマットレスが使えるように、支持面フレームなどは支持面より高くならないようにした。また、支持面高さは乗降性を考慮して床から400 mm以下とした。

実験用ベッドの設計目標とした寸法と角度条件をまとめて表4に示す。

表3 屈曲位と伸展位の基準姿勢(°)  
Tab.3 Standard conditions of flexed and slight flexed position (deg).

	基準屈曲位		基準伸展位		
	値	定義	値	定義	
$\alpha_0$ : 頭部支持面角度 (T1 屈曲角度相当)	10	頭部が自然に自立する角度	5		
$\alpha_1$ : 胸部支持面角度 (T10 屈曲角度相当)	20	腰椎屈曲可能域 <sup>10)</sup> 40°の1/2	5		
$\alpha_2$ : 腰部支持面角度 (腰部絶対角度相当)	50	胸部を70°起こしたときの腰部角度 $\gamma - \alpha_1$ ( $\gamma = 70^\circ$ )	10	屈曲位置が不快にならない最大角度	
$\beta$ : 骨盤角度の仰臥位からの変化量	30	$\gamma - 40^\circ$ 40°: 腰椎屈曲可動域	5		
$\alpha_3$ : 臀大腿移行部支持面角度	20	基準伸展位と統一	20		
$\alpha_3'$ : 大腿支持面角度	5		5		
$\alpha_4$ : 下腿足部支持面角度	-45	支持面屈曲可動域の最大値	-15	下腿が水平になる角度	

表4 支持面角度と寸法の設計仕様  
Tab.4 Design conditions.

	角度(°)	寸法(mm)	全体寸法(mm)
頭	$\alpha_0$ 0~35	500	支持面高: 400以下
胸	$\alpha_1$ 0~35	$l_1$ 165~250	ベッド底面高: 60以上
腰	$\alpha_2$ 0~70	$l_2$ 265~430	最大幅: 850以下
臀	水平	$l_3$ 80~140	支持面幅: 700以上
臀大腿	$\alpha_3$ 0~40	90	全長: 2,000±225
大腿	$\alpha_3'$ 0~25	$l_4$ 190~365	分割長: 850以下
下腿足	$\alpha_4$ 0~45	520	分割質量: 100 kg程度

### 3. 支持面構造と寸法・角度の調節方法

#### 3-1. 支持面の基本構造

本ベッドの寸法調節範囲は、支持面最小寸法に対して1.9倍以上になる場合もあるため、図4に示すように、20 mmのアルミ角パイプを縦に並べてスライドさせる伸縮機構を採用した。この機構によれば、調節量が大きくても大きな隙間が生じることなく平面を保つことができる。

スライドは入れ子構造にした二つのフレームの側板間に取り付けたリニアガイド (THK: SRS 15 WM, SHS 20 V) で行った。また、フレームのゆがみを防ぐために、梁間に補強材を、梁と側板間にコーナープレートを取り付けられた。

#### 3-2. ユニット構造

運搬性を考慮し、ベッドは体幹側と下肢側の二つのユニットに分割できるようにした。両ユニットの結合は、図5に示す下肢側ユニットBに取り付けたテーパピン

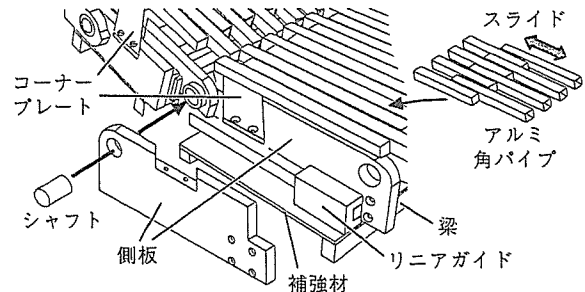


図4 寸法角度調節機構  
Fig.4 Size and angle adjustment structure.

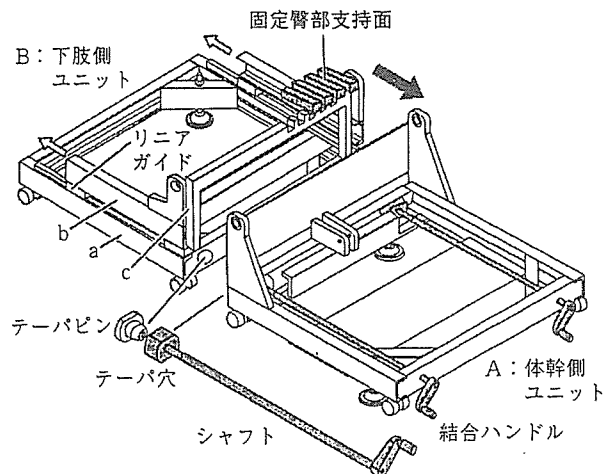


図5 ユニット分割と臀部寸法調節  
Fig.5 Divided units and sliding frame.

を体幹側ユニット A に空けたテーパ穴に挿入し、先端にねじを切ったシャフトで、テーパピンを引き寄せることで行った。各ユニットの運搬時の最小寸法は、体幹側で W 770×L 700×H 930 mm、下肢側で W 770×L 740×H 530 mm である。

下肢側ユニット B は基本フレーム a と可動フレーム b で構成し、図 5 に示すように、a に取り付けた門型フレーム c に臀部支持面となる角パイプを固定し、これとかみ合うスライド部の角パイプを可動フレーム b に取り付けた。a と b はリニアガイドを介して結合した。

### 3-3. 駆動機構

寸法と角度の調節は、リニアアクチュエータ (HIWIN 製) で行った。図 6 に示すように、身体節質量  $m$  と支持面フレーム質量  $Q$  によるモーメントを  $M$ 、モーメントアームを  $r$ 、アクチュエータ推力を  $F$  とすると、支持面角度を  $\theta$  変化させるためのアクチュエータのストローク  $s$  と推力  $F$  の条件は近似的に(6)式ようになる。支持面高さを 400 mm とするため、 $r$  が 300 mm 以下になるようにカタログ値から  $F$  と  $s$  を選定した。

$$s \geq r\theta, F > \frac{M}{r} \quad (6)$$

また、寸法調節用のアクチュエータについては、表 4

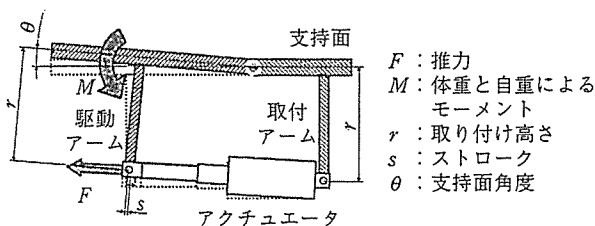


図 6 駆動機構  
Fig. 6 Driving mechanism.

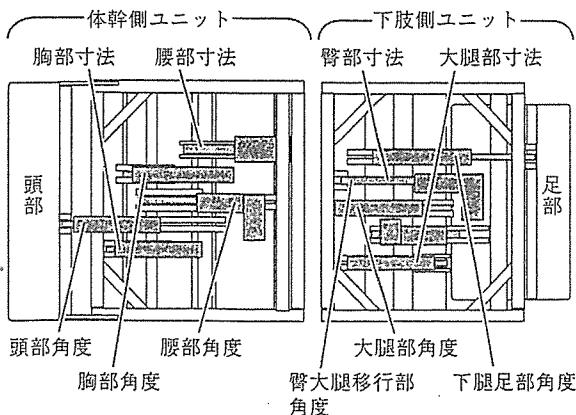


図 7 アクチュエータの配置  
Fig. 7 Placement of actuators.

の寸法調節範囲を満たすストローク  $s$  と、(7)式による摩擦係数  $F'$  以上になるように選定した。なお、身体とマットレスの間の摩擦係数  $\mu$  は余裕を見て 1 とした。

$$F' = \mu(Q + m)g \quad (7)$$

各アクチュエータは、駆動力によるフレームの歪みを防ぐために、図 7 のように中央に寄せて配置した。

開発した実験ベッドは複雑な三次元構造をしているため、各部の可動域内でも部品間に接触や衝突が起こる恐れがある。このため、コントローラとアクチュエータ間にリレー回路を割り込ませ、部品近接時にリミットスイッチまたはテープスイッチ (大阪自動電機: OT-41 BPM) を作動させ、衝突直前に強制停止させるようにした。また、4 箇所支持面長はプーリーに巻きつけたワイヤを介してポテンシオメータ (緑計測器: CPP-45 B) で、6 箇所支持面角度は傾斜計 (緑計測器: UV-00 H) で計測し、A/D 変換器を介して PC 画面にリアルタイム表示した。

## 4. 実験ベッドの評価

### 4-1. 設計仕様の評価

開発した実験ベッドを図 8 に示す。寸法と角度の調節範囲はすべて表 4 の設計条件を満たした。また、最大幅は設計目標値より 80 mm 小さい 770 mm にでき、支持面幅も 700 mm 以上にできた。質量は全体で約 200 kg、各ユニットは約 100 kg である。

### 4-2. 分割数と調節範囲の妥当性

分割数と調節範囲の妥当性を確認するために、開発した実験ベッドに厚さ 80 mm のマットレス (パラマウン

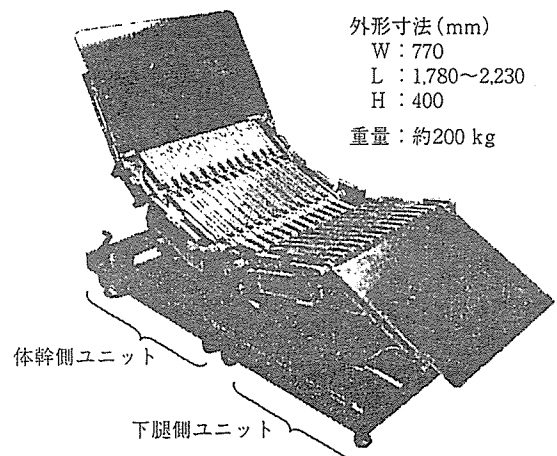


図 8 実験ベッド全体図  
Fig. 8 Developed experimental bed.

トベッド：KE-551)を敷き、体格が異なる複数の被験者について以下の実験を行った。

#### 4-2-1. 実験方法と条件

標準体型 (169 cm, 55 kg) の被験者 A に、胸部支持面絶対角度 (表 5,  $\gamma$ ) を  $30^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $60^\circ$  にしてその他の角度と支持面長を快適化させた。以後、このように背中の形に合わせて支持した状態を背折れ姿勢と呼ぶ。なお、頭頸部の角度は枕で調節したため、頭部支持面角度  $\alpha_0$  は  $0^\circ$  とした。

この条件を初期設定とし、身長が異なる被験者 3 名 (B: 169, C: 154, D: 179 cm) を寝かせ、姿勢と体圧の計測および、官能検査を行った。その後、各被験者が快適と感じる状態に支持面長のみを調節させ、同様の計測を行った。

姿勢は図 9 に示す特徴点位置を三次元座標計測装置 (小坂製作所：VCT-400) で計測した。なお、背面特徴点の第 1 胸椎点、第 10 胸椎点は胸部形状を一定として体表面特徴点位置から推定し、上後腸骨棘点は 1 mm 厚の剛体板を体側面から挿入して計測した。体圧は 2 枚のシート型センサ (ニッタ：Huge-Mat) をマットレスとシーツの間に敷いて計測した。官能検査は、姿勢の快適性にかかわる身体各部の圧迫感やずれ感、屈曲感、隙間感と、呼吸や飲み込みやすさについての分析型 20 項目、嗜好型 18 項目、各 5 段階評価で行った。

#### 4-2-2. 実験結果

標準体型に近い被験者 B の好みの状態は初期設定とよく一致した。これに対し、体格が異なる被験者 C と D では、図 9 のように背部と膝の屈曲位置がベッドの屈曲位置とずれ、肩甲骨部や大腿部の圧迫が不快とされた。これらは、体格に合わせて支持面長を調節することで解消された。なお、大きな寸法調節が要求された腰部と大腿部についても、被験者 C でそれぞれ最大  $-67$  mm と  $-33$  mm, 被験者 D で  $+59$  mm と  $+22$  mm であり、設計仕様内で快適性が満足された。

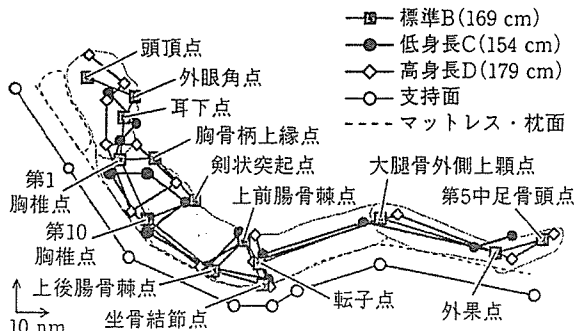


図 9 体格による姿勢と屈曲位置のずれ  
Fig. 9 Distance between body joint and plate joint.

## 5. 従来背上げ姿勢との比較

### 5-1. 接触面負荷の軽減

前節の体格が異なる被験者 3 名について、2-2 節で用いた 4 ボトムギャッチベッドによる背上げ姿勢と、本ベッドによる背折れ姿勢における体圧分布と尻すべり量を計測した。

背折れ姿勢では、表 5 に示すように胸部支持面絶対角度  $\gamma$  を  $30^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $60^\circ$  とし、腰部角度  $\alpha_2$  と下肢の  $\alpha_3$ ,  $\alpha_3'$ ,  $\alpha_4$  を標準体型被験者 A の好みの角度に設定した。なお、頭頸部の角度は枕で調節したため、頭部支持面角度  $\alpha_0$  は  $0^\circ$  とした。支持面長さは、各被験者の寸法に調節した。

従来の背上げ姿勢では背上げ角度を背折れ姿勢の胸部支持面絶対角度  $\gamma$  と同じ  $30^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $60^\circ$  とし、下肢部の支持面角度も、大腿部を  $29^\circ$  とし、下肢姿勢が背折れ姿勢とほぼ等しくなるように調節した。

この結果、背折れ姿勢の臀部のピーク圧力は、図 10 と 11 に示すように、胸部支持面絶対角度  $\gamma$  が  $45^\circ$  以上で特に減少した ( $\gamma 60^\circ$  で 22%)。また、5 mmHg 以上の圧力が加わっているセンサセルを接触部とみなし、肩甲骨部の圧力集中箇所から上後腸骨棘部の圧力集中箇所

表 5 身体負担計測のための支持面角度条件 ( $^\circ$ )  
Tab. 5 Experimental conditions of plate angle (deg).

$\gamma$	胸部支持面絶対角度			角度定義
	30	45	60	
$\alpha_0$	0	0	0	
$\alpha_1$	17	26	35	
$\alpha_2$	13	19	25	
$\alpha_3$	36	36	36	
$\alpha_3'$	14	14	14	
$\alpha_4$	34	34	34	

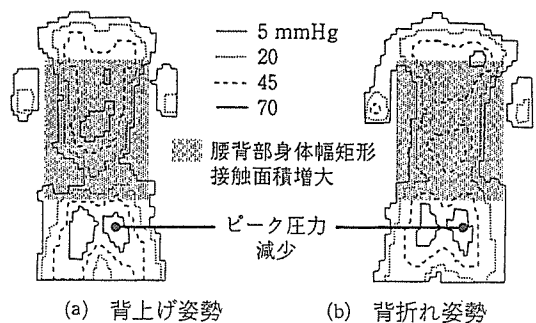
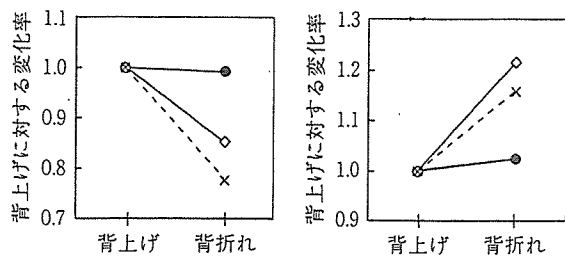
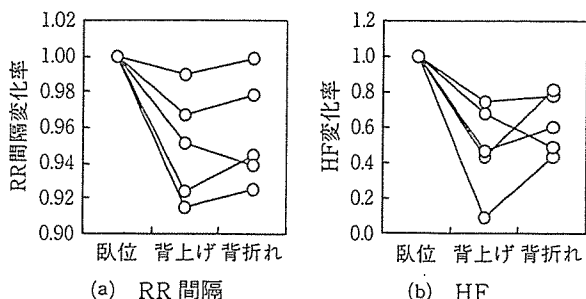


図 10 体圧分布 (胸部支持面絶対角度  $\gamma=40^\circ$ )  
Fig. 10 Pressure distribution ( $\gamma=45^\circ$ ).



(a) 臀部ピーク圧力 (b) 腰背部接触面積  
 背上げ角度(胸部 $\gamma$ ) 30°:● 45°:○ 60°:--x--

図11 体圧の比較  
 Fig. 11 Comparison of pressure measurement.



(a) RR 間隔 (b) HF  
 図12 心電図の比較  
 Fig. 12 Comparison of ECG.

までの身体幅矩形内の接触セル数から求めた腰背部の接触面積も、 $\gamma$ が大きくなると増加した( $\gamma 45^\circ$ で22%)。

また、各姿勢における計測開始から5分後の上後腸骨棘点(図9)の座標値の変化を尻すべりと定義すると、背折れ姿勢のほうが背上げ姿勢より平均6mm少なく、官能検査でも臀部の尻すべり感が軽減し、快適性が向上した。

### 5-2. 生理負担の軽減

5名の被験者(男性2名、女性3名)について、循環器系負担が大きくなると考えられる従来の70°背上げ姿勢と、胸部支持面絶対角度 $\gamma$ を70°、腰部角度 $\alpha_2$ を55°とした背折れ姿勢について、15分間の心電図と皮膚血流量を計測した。なお、下肢の高さの影響を避けるために、 $\alpha_3, \alpha_4$ は表5の角度に統一した。また、比較のために、臥位についても計測を行った。

計測には、臨床用脳波計(日本光電: Neurofax-EEG-5414)とレーザ拡散血流計(OAS: CDF-1000)を用い、脳波と心電図の解析には時系列データ解析プログラム(諏訪トラスト: MemCalc for Windows version 1.2)を用いた。

計測開始5分後から10分間の心電図について臥位を基準とした平均RR間隔変化率を求めた結果、背折れ姿勢では、図12(a)のように4名の被験者で増加(平均心

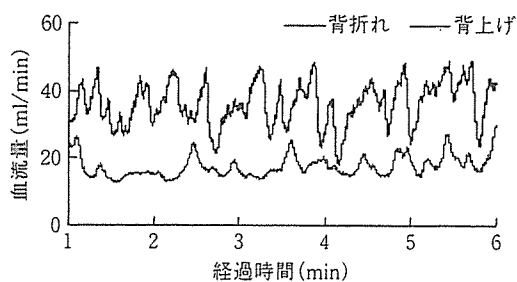


図13 血流量の比較(手指)  
 Fig. 13 Comparison of blood flow flux (Finger).

拍数が減少)した。また、副交感神経系活動度の指標である高周波成分HF(0.15~0.4 Hz)<sup>12)</sup>のパワー値の平均変化率についても、図12(b)のように4名で増加し、よりリラックスできる姿勢であることがわかった。さらに、図13に示すように、手指における皮膚血流量も背折れ姿勢の方が約2倍多かった。これは体圧分散により手指の血流量が増加するという宮本らの結果と一致する<sup>13)</sup>。

以上より、背折れ姿勢は従来の背上げ姿勢に比べて循環器系負担が小さく、リラックスできる姿勢であることが示された。

## 6. おわりに

身長差に対応して快適な背上げ姿勢を実現するために、七つの支持面をもち、各面の角度と胸から大腿にかけての四つの支持面長を電動で調節できる実験用ベッドを開発した。また、支持面の屈曲位置と屈曲角度を調節することで、循環器系負担や体圧集中を回避できる快適な支持条件が提案できる可能性を示した。

本ベッドは、背上げ姿勢の支持条件のみならず、マッサージチェアや航空機シートなどのリラックス姿勢の探索にも応用できる。

謝辞 本研究の一部は、厚生労働科学研究費補助金(長寿科学総合研究事業)およびパラマウントベッド(株)の補助を受けた。ここに記して謝意を表する。

### 参考文献

- 1) 宮崎慎一, 他: ギャッチベッド位での心拍数・一回換気量・呼吸数の変動の研究, 人間工学, 29 (特別号), 522~523, 1993.
- 2) 岩永真純, 他: 脳血管患者の回復過程において生活リズム調整により症状改善がみられた2事例, 長崎大学医学部保健学科紀要, 16(2), 23~39, 2003.
- 3) A. N. Nicholson & B. M. Stone: Influence of back

- angle on the quality of sleep in seats, *Ergonomics*, 30 (7), 1033~1041, 1987.
- 4) 伊藤 綾, 他: 臥位姿勢における上肢作業域の検討, *人間工学*, 34 (特別号), 328~329, 1998.
  - 5) 大河原千鶴子, 酒井一博: ヘルス・ケア・ワークを支える看護の人間工学 (第1版), 107~108, 医歯薬出版, 東京, 2002.
  - 6) 武内 寛: ベッド等における湾曲ボトム構造, 特開平 11-089886.
  - 7) 松村陽一: ベッド装置, 特開 2005-111126.
  - 8) 小林大樹, 他: 臀部感覚感度の計測と着座姿勢への影響, *人間工学*, 28 (特別号), 178~179, 1992.
  - 9) 生命工学工業技術研究所: 設計のための人体寸法データ集 (第1版), 日本出版サービス, 東京, 1996.
  - 10) A. Kapandji 著, 萩島秀男 監訳, 嶋田智明 訳: カパンディ関節の生理学III 体幹・脊柱 (第1版), 68~113, 医歯薬出版, 東京, 1986.
  - 11) 小原二郎, 他: 建築・室内・人間工学 (第20版), 146~153, 鹿島出版会, 東京, 1997.
  - 12) J. Hayano, et al.: Accuracy of assessment of cardiac vagal tone by heart-rate-variability in normal subjects, *Am. J. Cardiol*, 67(2), 199~204, 1991.
  - 13) 宮本 晃, 他: ベッドのマットレスにおける体圧分布の測定 ベッドのギャッチアップによる体圧分布の変化, *リハビリテーション工学研究*, 18, 54~56, 1997.

## 介助負担の長時間計測とその評価に関する研究

### Measurement of Lower Back Load During Daily Nursing Care.

○坂本 雄祐 (東京大学大学院) 正 井上 剛伸 (国リハ研・東大院) 石渡 利奈 (国リハ研)  
堀 房子 (国リハ病院) 正 山崎 信寿 (慶應義塾大学) 川本 貴志 (慶應義塾大学)  
正 鎌田 実 (東京大学大学院) 正 小竹 元基 (東京大学大学院)

Yuusuke SAKAMORO, Univ. Tokyo, Hongo 7-3-1, Bunkyo-ku, Tokyo  
Takenobu INOUE, NRCD, Namiki 4-1, Tokorozawa-shi, Saitama  
Rina Ishiwata, NRCD, Fusako HORI, NRCD, Nobutoshi YAMAZAKI, Keio Univ., Takeshi KAWAMOTO, Keio Univ.,  
Mnoru Kamata, Univ. Tokyo, Motoki Shino, Univ. Tokyo

Problems of lower back pain of nurses are increasing because of aging society. Small wearable systems to estimate lower back load of nurses during daily care were built to measure the posture of nurses working at a rehabilitation hospital. Acquired data was compared between various work situations. As the result of this experiment, the load difference between nursing cares and household tasks became clear. In addition, we found out some situations, time zones, care actions made lower back load larger. These new insights will be of help to suggest how to decrease the lower back load of the nurses.

*Key Words: Lower back pain, Posture, Nurse, Lean angle sensor*

#### 1. 緒言

近年の要介護者人口の増加に伴い、介助者にかかる負担も増大している。中でも介助者の腰痛問題が深刻化しており、介助者の腰にかかる負担を低減させることが今求められている。

これまでに、個別の介助作業の腰部負担を評価し、より負担の少ない方法を提案する研究は種々行われてきた。しかし腰痛の原因を探るには、介助作業全体を通して負担を計測することも必要である。そこで本研究では、リハビリテーション病院に勤務する看護師の負担を長時間に渡って評価することで、介助作業時の負担要素を抽出することを目的とした。そのために腰部負担として特に姿勢に注目し、長時間姿勢計測システムを構築した。

#### 2. 研究方法

**2.1 腰部負担の評価方法** 本研究では腰部負担の要因として姿勢に注目した。介助作業時の上体の屈曲角、側屈角を、体幹屈曲角－骨盤屈曲角、体幹側屈角－骨盤側屈角と定義し、それらを計測した。また瀬尾<sup>[1]</sup>らの研究結果から、屈曲角 30° 以上の姿勢を危険姿勢とした。ただし、看護師に特有の作業について負担

評価を行うことが目的であるため、デスクワークと歩行時のデータは除いて評価することとした。

**2.2 計測装置** 腰部負担の評価を行うための計測装置を製作した。装置に要求される機能、および病棟での計測における制約条件を以下に示す。

- 1) 屈曲角、側屈角を計測できる。
- 2) 1日分の作業データを計測できる。
- 3) 得られたデータのみから、デスクワーク・歩行以外の介助作業分のデータを抽出できる。(これは病棟内でビデオカメラ類を使用できないために必要となる。)
- 4) 小型で作業の邪魔にならない。

以上を満たすものとして、図1に示す長時間姿勢計測システムを構築した。計測装置の構成を表1に示す。背中部と骨盤部に傾斜計センサを、上腕に加速度センサを装着することとした。傾斜計によって1)を満たし、小型のデータログを用いることで2)を満たした。傾斜計センサと上腕の加速度センサから、介助作業分のデータを判別する方法を考案することで3)を満たした。センサ類の身体への取り付け方法を工夫することで4)を満たした。図1に示すように、計測装置は

全て伸縮性のあるベルトに固定し、身体の動きによるずれを防止した。

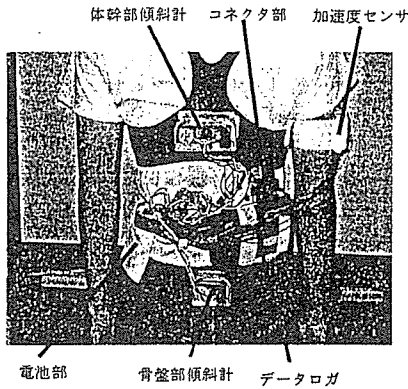


Fig. 1 計測装置の装着方法

Table 1 計測装置の構成

傾斜計	UV-1W (緑測器製)
加速度センサ	ACB302 (スター精密製)
データログ	フィールドレコーディング ユニットes8 (TEAC製)
電源 (センサ用)	9Vアルカリ乾電池
(ログ用)	単3オキシライド乾電池x4
コンパクトフラッシュ	RCF-G 1GB (BUFFALO製)

2.3 計測装置の検証 計測装置の精度を検証するために、3次元空間座標測定装置 (VICON) を用いて算出した上体の姿勢角度と傾斜計出力とを比較する実験を行った。体幹の屈曲角と側屈角の実験結果を図2に示す。図2から、傾斜計センサの出力が人の動きに追従し、屈曲角および側屈角が計測できることを確認した。

次に得られたデータから、デスクワークと歩行分のデータを判別できるかを検証するために、計測機器を用いて看護作業時のデータ取得と、観察による作業記録を同時に行った。図3はある5分間において得られたデータである。デスクワーク時には体幹部骨盤部に共に側屈角が0° からほぼ動かず、屈曲角もある角度から大きく動くことがない。歩行時には、側屈角が周波数約 1Hz で規則的な波形を示した。また体幹屈曲角が大きく動き出す場合が介助動作であった。このような特

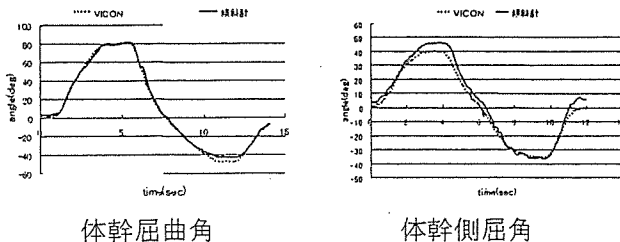


Fig. 2 傾斜計検証実験

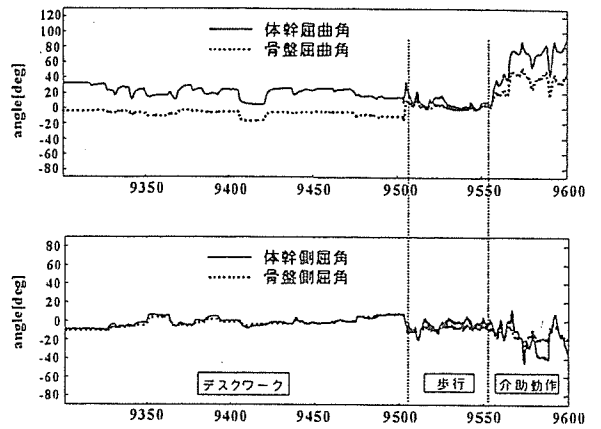


Fig. 3 介助動作の判別

徴から、デスクワーク中と歩行中のデータを取り除き看護師特有の作業のみを評価できることを確認した。

2.4 データ処理 計測はサンプリング周波数 20Hz でデータを記録した。姿勢角度は静止立位時を基準とした。得られたデータは計算ソフト MatLab を用いて処理を行った。また、上記の方法に従って、得られたデータからデスクワークと歩行分のデータを取り除いた。

2.5 実験手順と計測条件 実験は国立身体障害者リハビリテーションセンターの看護師 8 名を対象として行った。被験者の属性を表 2 に示す。まず看護師の勤務開始時に計測機器を装着し、静止立位時のデータを計測した。その後通常の看護作業時の姿勢計測を行った。看護師の休憩時間に機器を取り外し、行った介助作業の聞き取りを行った。休憩終了時に再度機器を装着し同様の計測を行った。ただし E7 と E8 については作業ごとの細かい評価を行うため、計測と作業の観察を併用した。

Table 2 計測条件

被験者	勤務帯	病棟	身長(cm)	性別	年齢 (歳)
E1	夜勤	A	153	女性	29
E2	日勤	B	156	女性	33
E3	夜勤	A	163	女性	27
E4	夜勤	B	155	女性	40
E5	夜勤	B	154	女性	47
E6	日勤	A	144	女性	28
E7	日勤	B	168	女性	24
E8	夜勤	B	157	女性	30
C			157	女性	50

本研究では長時間計測により、腰部負担の原因を探ることが大きな目標である。そこで看護師の身長、勤務時間帯、勤務病棟の 3 つの条件に着目し実験条件を分けることとした。表 3 に勤務時間帯と勤務病棟の特



徴をまとめる。勤務時間や病棟が異なることによって主に作業の手順に違いが見られる。また、看護作業と家事作業との比較を行うため、一般主婦でも同様の計測を行った。一般主婦の被験者 (C) の属性を表 2 に示す。

Table 3 勤務時間帯、病棟の特徴

勤務時間帯	日勤	8:30-17:00
	準夜勤	16:30-1:00
	夜勤	0:30-9:00
病棟	A 病棟	脳卒中などの患者、障害は片マヒ
	B 病棟	脊髄損傷、頸髄損傷などの患者、障害は四肢マヒ・片マヒ

### 3. 実験結果

**3.1 屈曲姿勢** 横軸に屈曲姿勢角度、縦軸にその姿勢をとった合計時間を表した度数分布結果の一部を図 4 に示す。合計時間は全作業時間で正規化した。

まず、C とそれ以外を比較すると、全体に看護師の方が取りうる姿勢角度の範囲が広く屈曲角  $50^\circ$  を越えている時間が多くあるのに対して、一般主婦は屈曲角  $10^\circ \sim 30^\circ$  に集中していることが分かる。次に身長が大きく異なる E1 と E3 を見ると E3 の度数分布が角度大の方へシフトしている。身長が高い方が、作業を行う際に姿勢をより屈曲する時間が長いのではないかと考えられる。次に E4 を見ると夜勤では前半の介助作業時間はかなり短く、休憩後の介助作業が大半を占めることが分かる。

**3.2 側屈姿勢** 同様に側屈姿勢についての度数分布を図 5 に示す。

ほとんどの被験者は E1 と似た傾向で、側屈角  $-10^\circ \sim 10^\circ$  の時間が多くを占め、約  $\pm 30^\circ$  まで分布が広がっていた。作業の記録と照らし合わせると、介助作業の集中している時間帯に側屈角の大きい姿勢を取ることが分かった。また一般主婦と看護師とを比較すると、一般主婦は側屈角  $\pm 20^\circ$  以上の姿勢を取るとはほとんどない。これは一般主婦の洗濯や掃除という作業と看護師の行う介助作業との大きな違いであると言える。

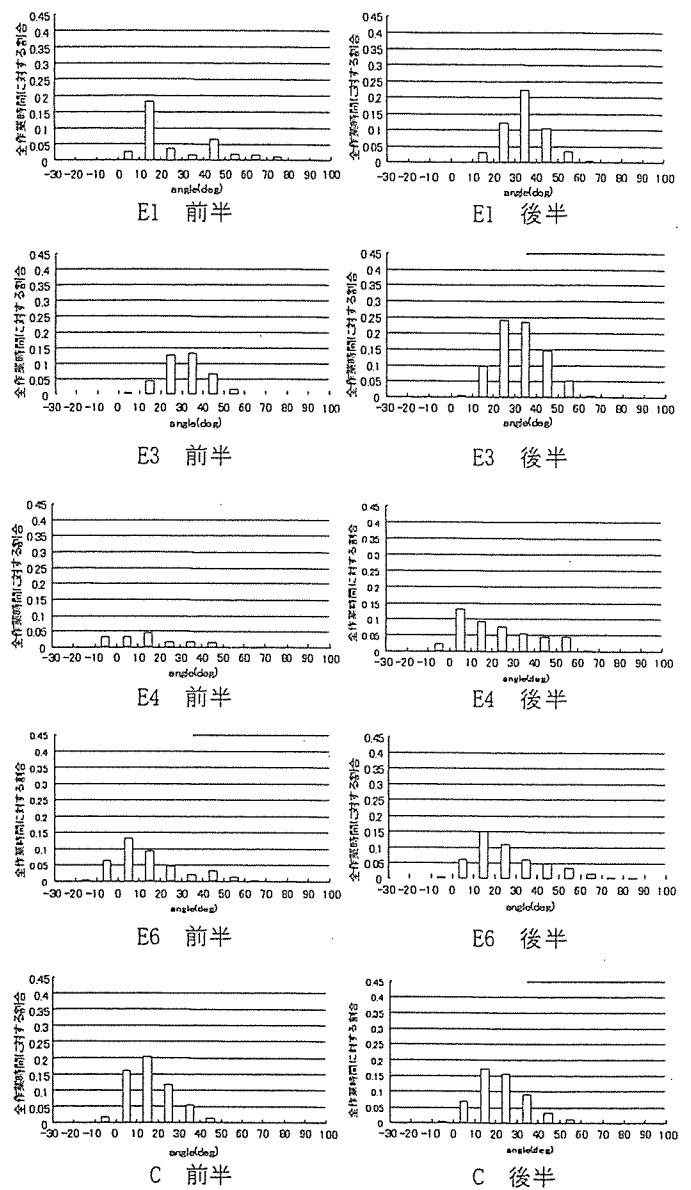


Fig. 4 屈曲角の度数分布

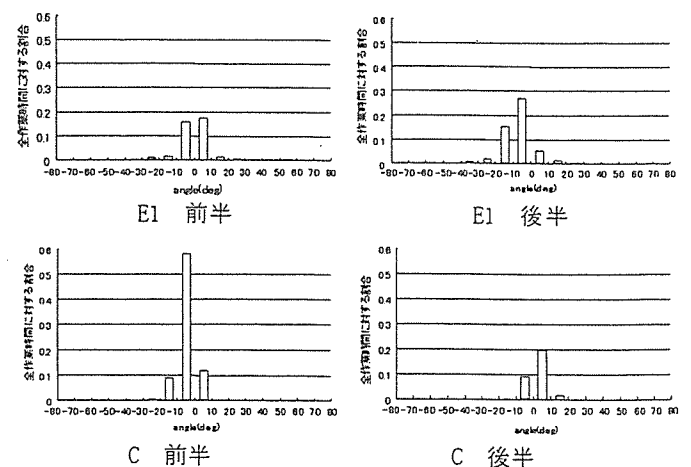


Fig. 5 側屈角の度数分布

**3.3 腰部負担量の算出** 危険姿勢 (屈曲角  $30^\circ$  以上の姿勢) をとる合計時間を負担量と定義し、それぞれの計測条件についての負担量を算出した。看護師

E1~E8, 一般主婦Cについて, 負担量をプロットしたものを図6に示す. 図6から姿勢負担の大きい条件を明確に抽出することができる. まず身長について比較するとE2とE7, E1とE3は同じ条件であるが, 身長が高いほど姿勢負担は大きくなっている. 全体として見ると, A病棟では夜勤に負担が集中し, B病棟では日勤に負担が集中していると言える. また, ほとんどの条件で看護師の方が一般主婦よりも姿勢負担が大きいことが分かる. 特にE7やE3の被験者は, 全作業時間の約45%を不良姿勢で過ごしていることになり, 何らかの対策が必要であると考えられる.

次に特に負担が大きいと考えられる日勤B病棟と夜勤A病棟について, 1時間ごとに負担量を算出しプロットしたものを図7に示す. その結果, 夜勤A病棟の後半2時間目~3時間目, 日勤B病棟の前半2時間目~3時間目にかけて負担が集中していることが分かる. これらは共に排泄・更衣・移乗という一連の介助動作を何回も行う時間帯であった.

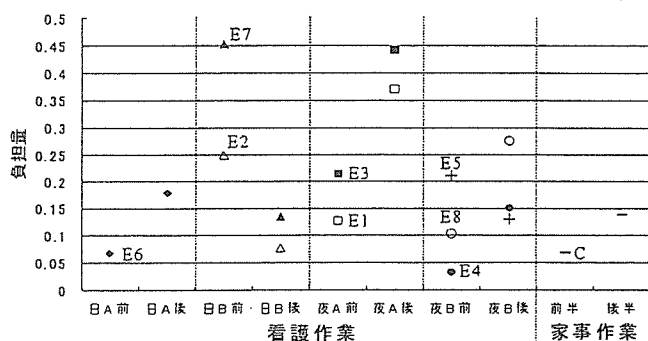


Fig. 6 異なる条件下での負担量

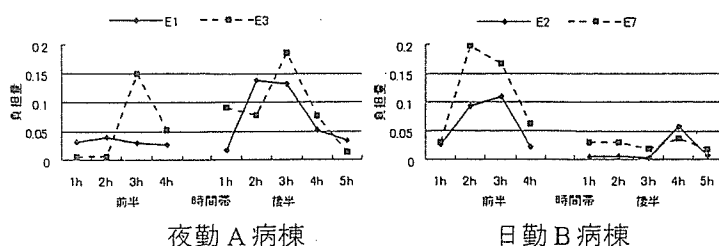


Fig. 7 負担量の時間推移

Table 4 各作業の負担量の割合

	E7		E8	
	前半	後半	前半	後半
移乗	3.087	4.557	0	0
移乗(リフター)	0.801	3.697	0	0
排泄	38.89	9.057	6.73	11.28
清拭	6.75	0	0	0
環境整備	4.246	15.37	60.576	16.356
移乗関連の環境整備	6.678	38.71	0	0
医療	3.948	1.674	23.076	40.54
体位交換	0	0	0	2.738

次にE7とE8の被験者について, 各作業の負担が全体の負担に占める割合を求めた. 表4に(各作業の負担量) / (全体での負担量)を算出したものを示す. 表4から, 姿勢負担で見ると排泄介助や医療関連の作業, 環境整備の負担が大きな割合を占める時があることが分かった. このように, 看護師に負担のかかる作業として今までの研究対象であった移乗介助, 体位交換だけではなく, 排泄介助や医療関連の作業, 環境整備なども考慮する必要があることが分かった.

3.4 負担軽減策 実験の結果, 看護師の身長によって姿勢負担が異なること, 負担の集中する時間帯があること, 移乗などの力作業以外にも負担が大きいと考えられる作業があることが分かった. このことから介助負担軽減のためには, 移乗用リフターなどの福祉機器のみの対策だけではなく, 看護師の人数, 看護師と患者の最適な組合せ, 環境, 作業の手順, 勤務帯, などの看護システム面からの改善策を考慮することが必要だと考えられる.

#### 4. 結論

本研究では, 看護師の腰痛発生の要因として姿勢に注目し, 1日の介助作業中の姿勢計測を行い, 腰部負担について評価した. その結果以下の知見を得た.

- (1)看護師は一般主婦よりも屈曲角30°以上の不良姿勢をとる時間が長く, 最大で3倍近くまでなることが分かった. また, 20°以上の側屈姿勢についても一般主婦より多く見られ, これが特に患者と接する介助作業時に多いことが分かった.
- (2)負担が集中する時間帯を明らかにした. 特に負担が大きい勤務帯では, 全作業時間の4割以上で不良姿勢をとっており, 改善が望まれる.
- (3)身長が高い看護師の方が不良姿勢をとる時間が長い.
- (4)作業全体を通して姿勢負担を見ると, 排泄介助, 医療行為, 環境整備においての負担の割合が大きい.

#### 参考文献

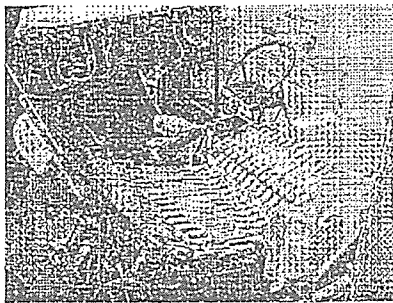
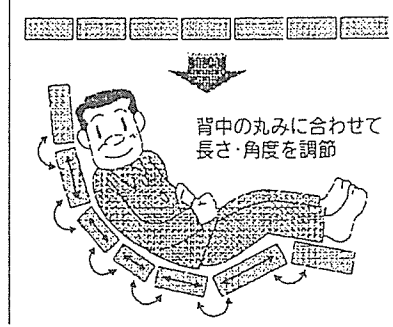
- 1) 瀬尾明彦: なくそう腰痛第7回-さまざまな作業改善のポイント-, 働く人の安全と健康, Vol.1, pp50-51 (2000)  
長時間の実験にもかかわらずご協力いただいた被験者の方々, また実験の調整等でお世話をいただいた国立身体障害者リハビリテーションセンター病院, 田村師長, 横田師長, 安斎師長にこの場を借りて謝意を表す. 尚本研究にあたり, 厚生労働科学研究費の補助を得た. また, 本研究は, 国立身体障害者リハビリテーションセンター倫理審査委員会の承認を得て実施した.

# 介護ベッド開発用装置

## 慶大 快適な姿勢を調査

慶応義塾大学理工学部の山崎信寿教授らは、上半身を長時間起こしていても疲れにくい介護用ベッドを実現するため、ベッド型の開発支援装置を開発した。足の部分から頭部まで七分割した構造になっており、上半身を起こした個々の高齢者の姿勢に合うように自在に折れ曲がるほか、長さも変えられる。ソファなどの設計にも役立ちそうだが、寝たきり防止につなげたいと考えて。

慶大の介護ベッド支援装置の仕組み



ベッドの上で上半身を起こしたときに快適な姿勢を調べる

開発したベッド型の装置は、七分割された各パネルがくしの歯をかみ合せている。操作パネルで、それぞれのくしの部分の長さを調整できるほか、傾きを調節できる。上半身を起こした時に背中丸みに合わせてし

っきりと体重を分散させて支えるベッドの形状が分かる。慶大チームは今後、様々な体形の人に開発した

従来の介護用のベッドも背もたれになる部分で折れ曲がって上半身を起こした。しかし二つ折になるタイプが多く、尻に体重が集中して痛みの原因になる場合があったという。病気などで安静にする必要がある高齢者が今後増えると考えられる。長期間横たわったままになると、体力や筋力、意欲の減退を招き、寝たきりになりやすいと言われている。こうした悪循環の防止には、体を常時起こす早期のリハビリテーションが重要という。