

レームからはみ出して設置した。この改良に合わせて、レールの延長部にあった部品を一部変更し、支持面の駆動時にはみ出したレールと干渉しないようにした。

(3) 支持面構造の剛性強化

大腿支持面では、フレーム構造の剛性不足が駆動時の振動の原因となった。このため、図 12 のように、支持面の下に補強材を加え、フレームの剛性を高めた。

(4) 支持面の軽量化

アクチュエータへの負荷を減らすためにベッド全体について、強度の必要ない部位に穴を開け、軽量化を行った。

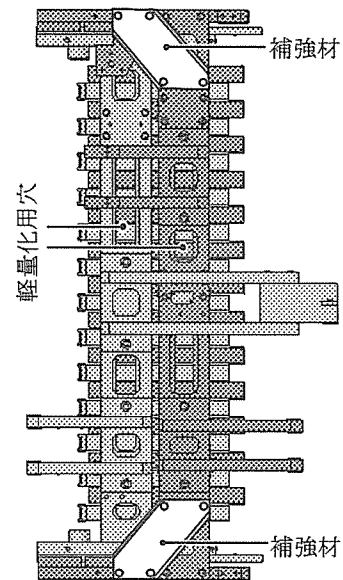
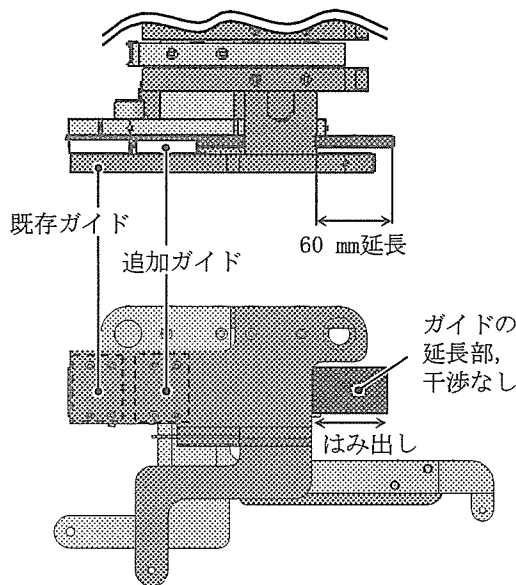
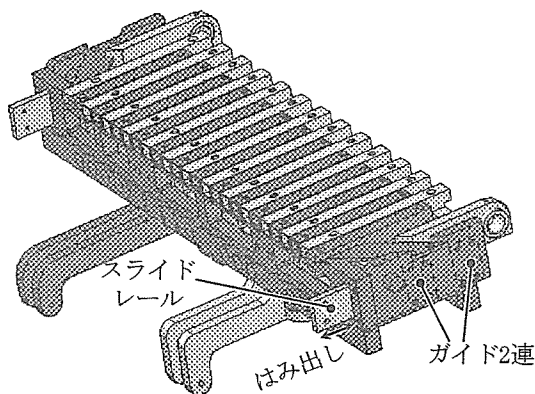


図12 フレームの補強と軽量化



(a) 大腿部



(b) 胸部

図11 延長レールの取り付け方法

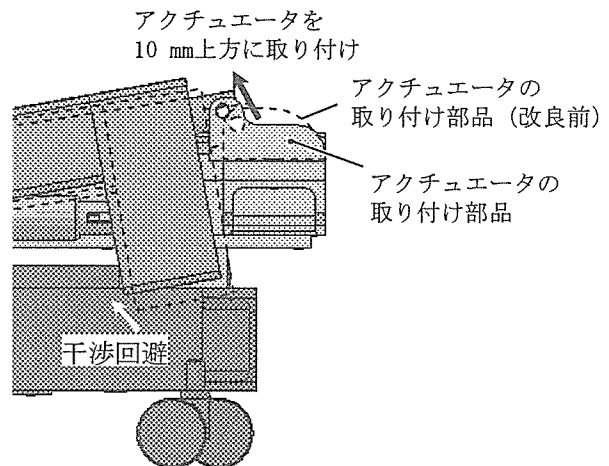


図13 アクチュエータの取り付け部品の変更

1.2 安全システムの改良

1.2.1 下肢フレームとアクチュエータの干渉

図 13 のように、アクチュエータの取り付け部品を改良し、アクチュエータの固定位置を 10 mm 上方に移動した。この改良は、大腿支持面角度の調節範囲を減らさないように配慮して行った。

改良後の大腿角度の範囲は図 2 に示した設計仕様を満たした。

1.2.2 アクチュエータ取り付けアームおよび

大腿支持面下部と下肢フレームの干渉

図 5 bc に示した干渉は、臀大腿移行部支持面角

度と大腿支持面角度の組み合わせによって無数のパターンで生じる。しかし、少なくとも大腿支持面下部の干渉は、大腿支持面が水平以下にならなければ生じない。大腿支持面は、仰臥位状態で水平になり、それ以上に下げる必要はないことから、大腿支持面の絶対角度を検出して水平より下がらないようにしつつ、その条件でアームと土台フレームの干渉が避けられるように以下の改良を行った。

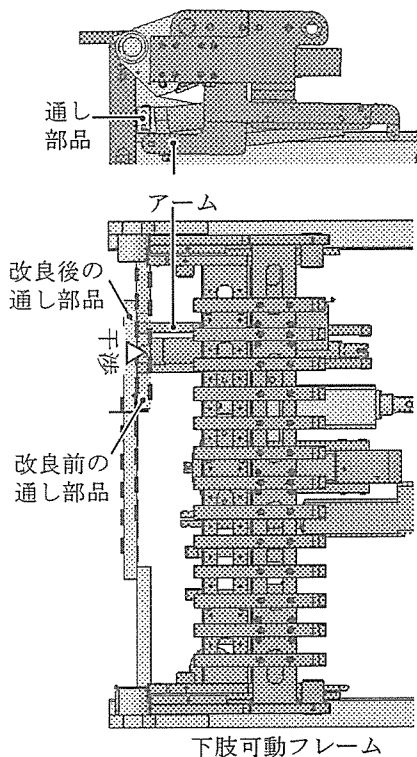


図14 通し部品の変更

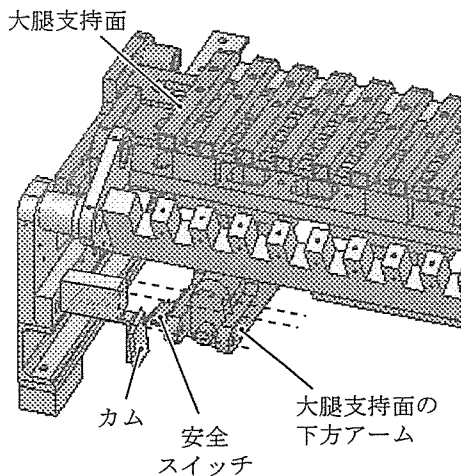


図15 安全スイッチの追加

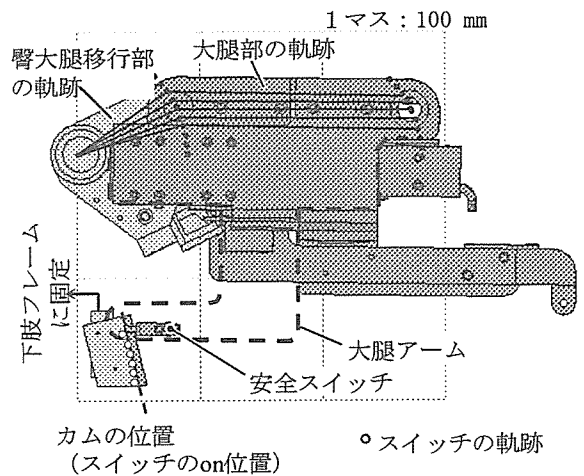


図16 カムの設計

(1) 下肢可動フレームの干渉部の設計変更

アクチュエータ取り付けアームは、図 14 に示す下肢可動フレームの通し部品と干渉する。このため、取り付けアームがもっとも通し部品に近く条件での干渉を回避するように、図 14 のように通し部品の形状を変更した。

(2) 大腿支持面の絶対角度の検出

図 15 のように、大腿支持面下方のアーム部に安全スイッチを設置し、下肢フレームに設置したカムと接触させることで、大腿支持面の危険角度を検出した。カムは、図 16 のように大腿支持面が水平から 1° 下がった場合のスイッチの軌跡に合わせて設計した。これにより、任意の臀大腿移行部の角度について、大腿角度変化による干渉を回避できた。

2. 背折れ姿勢の快適性評価

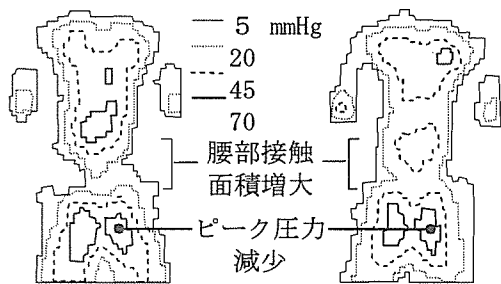
2.1 背折れ姿勢の快適性と臥床者の自立効果

図 17 と図 18 に示すように、背折れ姿勢の臀部のピーク圧力は、胸部支持面絶対角度 γ が 45° 以上で特に減少した ($\gamma 60^\circ$ で 22%)。また、腰部の接触面積も、 γ が大きくなると増加した ($\gamma 45^\circ$ で 22%)。

図 19 に、尻すべり量の計測結果例を示す。背折れ姿勢で発生した尻すべり量は、従来の背上げ姿勢と比較して平均 6 mm 少なかった。

これらの結果から、背折れ姿勢では、従来の背上げ姿勢よりも小さな負荷で体幹を起こすこと

ができるため、自発的な生活動作や日中の安静のための背上げを低負担化し、自立を促進すると考えられる。



(a) 背上げ姿勢 (b) 背折れ姿勢

図17 体圧分布 (胸部支持面絶対角度 $\gamma = 45^\circ$)

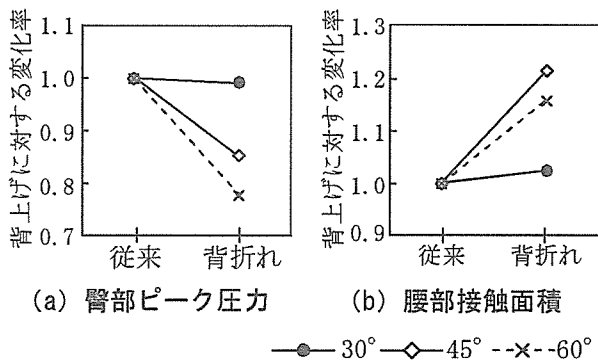


図18 体圧の比較

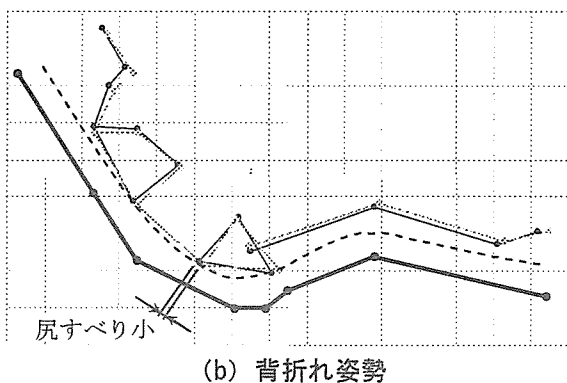
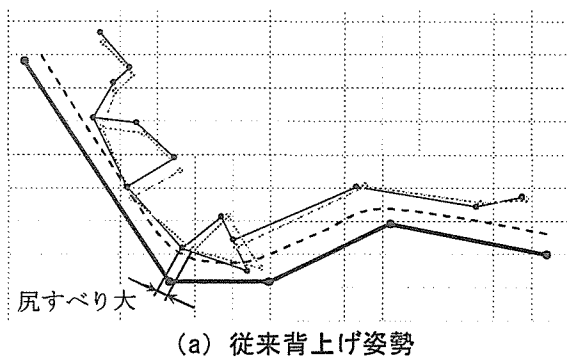


図19 尻すべり量の計測例

2.2 7分割ベッドによる介助者負担の軽減

褥瘡予防のための体位変換は、2時間に1回以上行うことが望ましいとされ⁶⁾、実施頻度が多い介助動作である。皮膚に生じる負荷の大きさと、負荷によって皮膚に損傷が生じるまでの時間には反比例の関係がある^{7, 8)}ことから、体圧集中やせん断力を低減することで体位変換の頻度を減らすことができると考えられる。

7分割ベッドによる体圧集中と尻すべりの軽減効果は、介助頻度を減少し、結果的に介助者負担を軽減すると考えられる。

3. 身体幾何モデルによる体格対応支持面寸法の推定

3.1 体格対応支持面寸法の推定結果

表6に、標準身長と被験者身長に合わせて推定した支持面長を示す。なお、支持面角度は、不快を生じやすい頭部を 70° まで起こした条件において、体幹を自然に屈曲して快適とされた表6の角度とした。

3.2 推定支持面長の快適性評価

図20aに標準身長の支持面寸法における臥床姿勢と体圧分布の計測結果を、図20bに被験者身長の支持面寸法における計測結果を示す。これより、被験者身長の支持面寸法条件では、標準身長の支持面寸法条件と比較してベッドと身体の屈曲位置が適合し、膝部の接触面積が増大したことがわかる。この結果から、開発した幾何モデルにより、被験者の身長に対応した支持面長を推定できる

表6 幾何モデルによる適合支持面長

	寸法[mm]		角度 [°]	
	標準身長 成人男性 50%tile	被験者相当 成人女性 2.5%tile		
頭部	l_0	500 mm固定	α_0 15	
胸部	l_1	244	217	α_1 15
腰部	l_2	377	338	α_2 40
臀部	l_3	134	131	-
臀大腿移行部	l_4'	90 mm固定	α_3 40	
大腿部	l_4	393	343	α_3' 20
下腿足部	l_5	520 mm固定	α_4 35	

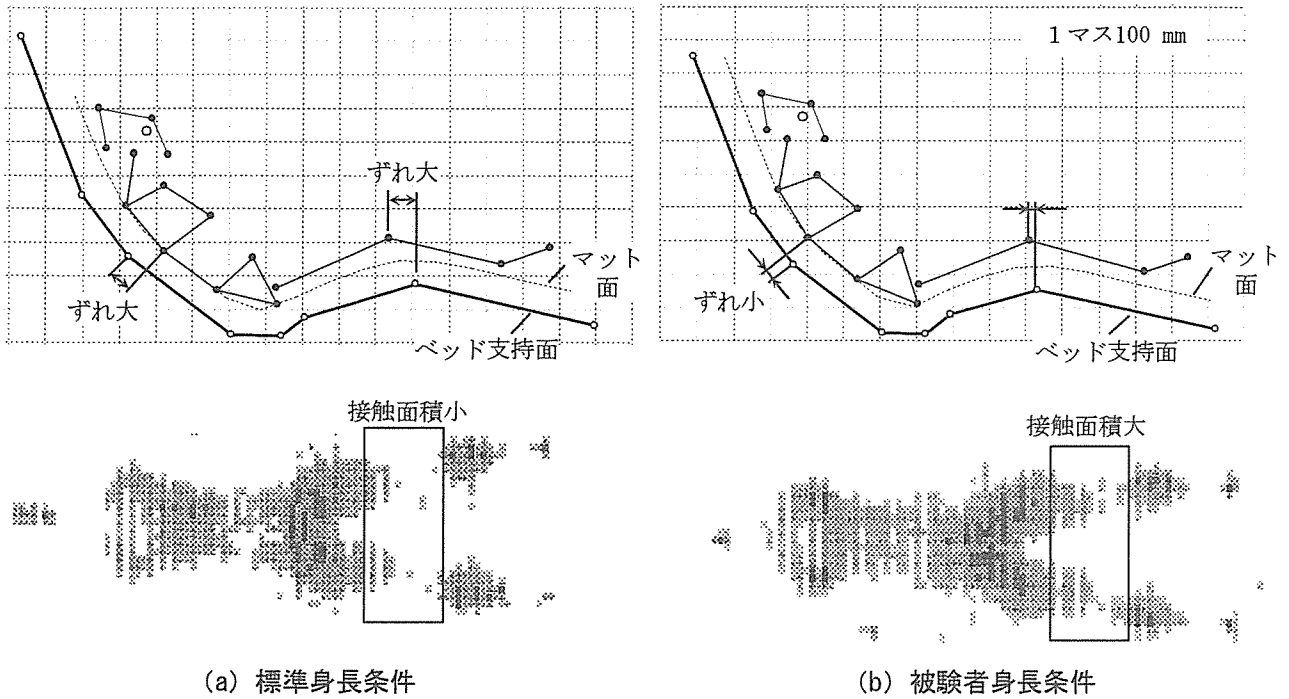


図20 支持面長の適合による姿勢計測結果と体圧分布の変化

表7 体格対応支持面寸法の推定例

	寸法[mm]		角度 [°]
	高齢男性 50%tile	高齢女性 50%tile	
頭部	l_0	500 mm固定	α_0 0
胸部	l_1	225 210	α_1 26
腰部	l_2	330 308	α_2 23
臀部	l_3	107 104	-
臀大腿移行部	l_4'	90 mm固定	α_3 36
大腿部	l_4	358 333	α_3' 14
下腿足部	l_5	520 mm固定	α_4 48

ことが示された。

3.3 低負担飲食姿勢の体格対応条件

平成16年度には、7分割ベッドのプロトタイプを用いた被験者8名による実験から図21に示す低負担飲食用のベッド角度を提案した。このベッド角度と、幾何モデル((1)~(5)式と表3に示した統計値の設定法)を用いて推定した支持面寸法により、臥床者の体格に合った低負担飲食条件を実現できる。一例として、高齢男性50%tile、高齢女性50%tileの統計値を用い、骨盤角度 β を 15° として、飲食に適した支持面条件を求めると表7のようになる。

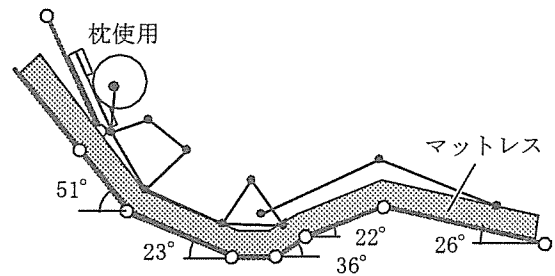


図21 低負担飲食用ベッド角度

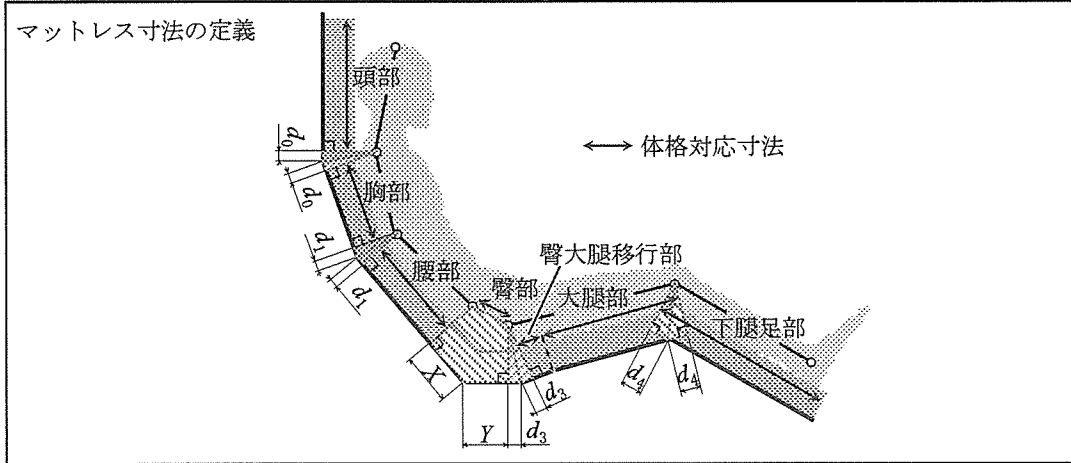
4. マットレスの伸縮条件

表8に、(3)~(5)式によって求めたマットレスの伸縮量と、体格対応寸法を示す。ただし、屈曲角度 ϕ_i は、伸縮が最大となるベッドが最も曲がった条件から、図2の調節範囲の最大値とした。また、身体寸法を含む X 、 Y は、伸縮量の大きい男性95%tileで求めた。骨盤角度 β は、腰部を 70° 起こした際にS1関節が 30° 屈曲した条件である 40° とした。

この結果、背上げ動作に追従するには、マットレス下面が胸部で80mm (d_0+d_1)、腰部で210mm (d_1+X)、臀部で130mm ($Y+d_3$ -女性5%tileの体格対応寸法)程度伸び、膝部では120mm ($2d_4$)程度縮む必要があることがわかった。

表8 マットレスの伸縮・寸法条件

	体格対応寸法		伸縮量		
	男性95%tile	女性5%tile	支持面側	身体側	
頭部	500(=頭部支持面長)		T1回り d_0	: 42	17
胸部	225	169	T10回り d_1	: 37	11
腰部	273	205	臀部側(男性95%tile) X	: 173	116
臀部	102	83	腰部側(男性95%tile) Y	: 160	91
臀大腿移行部	90(=臀大腿移行部支持面長)		大転子周り d_3	: 54	17
大腿部	357	238	大腿骨遠位端周り d_4	: -57	11
下腿足部	520(=下腿足部支持面長)				



5. 作業用什器の設計

5.1 基本設計

テーブルは、収納時の看護動作の邪魔になることや、臥床者の下肢との干渉を避けるコンパクトな構造が望ましい。このため、テーブル寸法は標準的なお盆を乗せることのできる 350×500 とした。また、飲食物および臥床者の上腕の重量⁹⁾を合わせた約 3 kg のみならず、手をつけて支えにする可能性も考え、以後の考察では 30 kgf の負荷にたえられるように設計を行った。

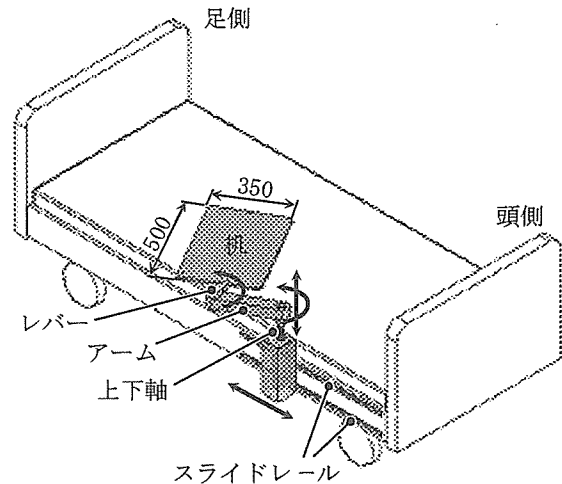


図22 作業用什器イメージ

5.2 多自由度アームの設計

図 22 のように身体前後方向と高さ方向の位置調節を行うスライド機構、および水平面の自由度を得るための 2 分割アームによる多自由度アームを設計した。水平面の移動は、図 23 に示すように、アームの回転と身体前後方向へのスライドにより行う。図中に示すように、アーム長を 270 mm、スライド量を 650 mm とすることで、図 8 の範囲を実現できる。高さ方向の移動は、図 22 に示す

上下軸で行う。高さ方向の必要スライド量は、約 250 mm である。また、各部の固定と解除は、机脇の統合レバー 1 つで行えるようにする。

5.3 テーブルの収納機構の検討

往診や看護動作の邪魔にならないように、使用しない際には図 24 に示すように机を外側に倒し、頭部方向に移動して収納できるようにした。

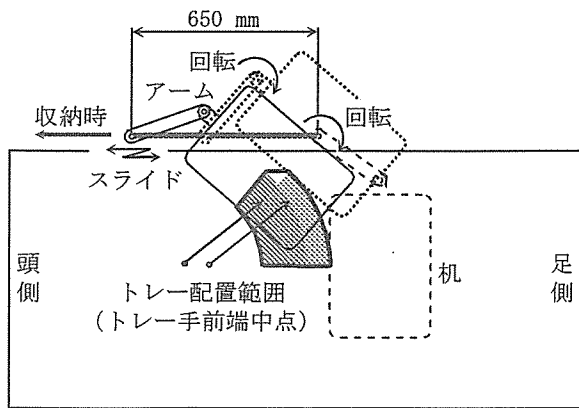


図23 水平面の机移動

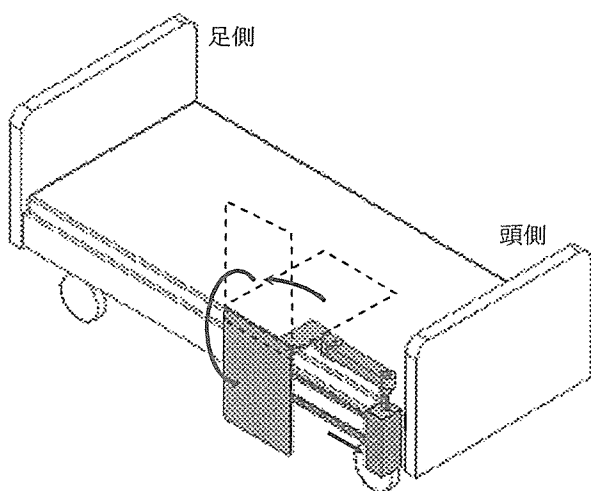
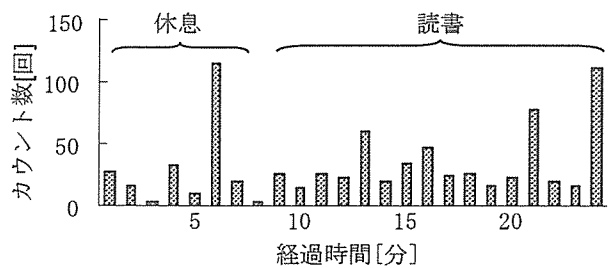
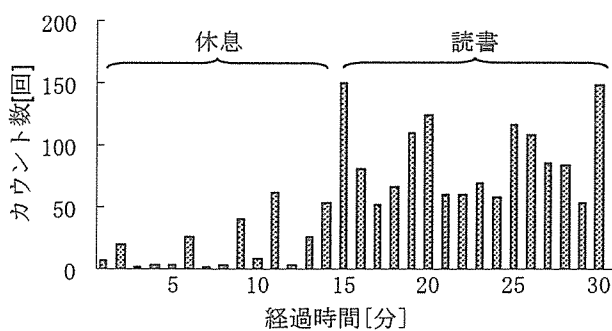


図24 テーブルの収納方法



(a) 逆腕計測



(b) 利き腕計測

図25 アクチグラフによる生活動作の検出

6. アクチグラフによる活動度評価

アクチグラフの計測結果を図 25 に示す。これより、利き腕にアクチグラフを使用することで、従来の逆腕の計測よりも明確に生活動作を検出できることがわかった。このことから、アクチグラフは日中の活動状況の評価にも応用できると考えられる。

D. 結論

本報告では、以下に示す検討と結果から、7分割ベッドと作業用什器によって臥床者の自立および介助者負担の軽減が実現されることを示した。

- (1) 平成 17 年度に開発した実験用 7 分割ベッドの駆動機構、および安全回路を改良し、安全な支持面駆動を可能にした。
- (2) 7 分割ベッドにより、体圧集中と尻すべりの低減が実現された。この結果は、介助頻度を少なくすることから、間接的に介助者負担を軽減できる。
- (3) 7 分割ベッドによる実験結果と、開発した身体幾何モデルから、ベッド上での低負担飲食姿勢を体格差に応じて実現するベッド条件を求めた。
- (4) 体幹を倒した低負荷な姿勢で飲食を行うことができる体側面の食器配置を実現する作業用什器を設計した。
- (5) 背上げ動作時に身体 - マットレス間に生じるせん断力を低減するためのマットレスの伸縮条件を幾何推定により求めた。

今後は、これらの条件をより簡便に実現できるベッドと机およびマットレスの開発を行う予定である。

E. 参考文献

- 1) 大河原千鶴子、酒井一博、樋之津淳子、鳥居塚崇：入院患者の生活行動拡大に関する検討、看護人間工学会誌、1、10-17、(1998)
- 2) 長倉康彦、上野淳、笈敦夫、山下哲郎、松村美江：入院患者の病床周辺での生活行為に関

する調査・分析、日本建築学会大会学術講演
会梗概集（北海道）、257-258、(1986)

- 3) 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、医歯薬出版、東京、(2002)
- 4) 堀谷正男、小川鑛一、綿田明文、大久保裕子、小長谷百恵：ベッド動作時の力とずれに関する研究、第 18 回バイオメカニズムシンポジウム、21-19、(2003)
- 5) 生命工学技術研究所：設計のための人体データ集、日本出版サービス、東京、(1996)
- 6) 川口孝泰：ベッド周りの環境学、医学書院、東京、(1999)
- 7) Dinsdale, S.: Mechanical Factors in the Pathogenesis of Ischemic Skin Ulcers in Swine, Ph D Thesis, University of Minnesota, (1974)
- 8) Kenedi, R. M., Cowden, J, M. Bedsore Biomechanics, University Park Press, Baltimore, 301-310, (1976)
- 9) Cheng-Kung Cheng, et al: Segment internal properties of Chinese adults determined from magnetic resonance imaging, Clinical Biomechanics, 15, 559-566, (2000)

分担研究報告書

臥床生活者の覚醒度の評価

分担研究者 守山利奈 国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所
福祉機器開発部福祉機器開発室研究員

研究要旨 臨床場面において、各個人への適切な設定を行うための覚醒度モニタリング手法を提案した。読書時の目画像を解析し、眼球運動および開眼度の時系列変化を抽出した結果、上眼瞼挙筋の弛緩を表す開眼度は、脳波等の従来覚醒指標と相関を示した。また、鋸歯状に記録される眼球運動波形から、直感的かつ定量的に覚醒低下の様子等を捉えることができた。

A. 研究目的

日中をベッド上で過ごす療養者や重度身体障害者(臥床者)は、睡眠覚醒リズムが乱れやすく、昼夜逆転など、日常生活への支障が問題となる^{1)、2)}。このため本研究では、ベッド上での覚醒度向上を目的とし、向上策として、身体負荷少なく頭部を挙上する背折れ姿勢を提案した。今回開発した7分割ベッドにより、本姿勢をとることで、眠気の改善が期待される。ベッドの背上げの使用は、基本的に臥床者に任されるが、より良いリズムを保つためには、介助者が様子を見て、適切な働きかけをすることが必要になる。この際、リズムの維持に重要なのは、覚醒度が低下しやすく、一日の大半を占める安静時の過ごし方である。そこで、本分担研究では、介助者が現場において、プライバシーに干渉せずに臥床者の状態を把握できるよう、安静時の覚醒度の非干渉なモニタリング手法を提案することを目的とした。

B. 研究方法

昨年度までの成果をもとに、非接触・非干渉に活動や覚醒度の情報を得る手段として、目画像の解析を行い、眼球運動と開眼度を取得した。安静時の活動には、読書を想定し、ページめくりのしやすさを考慮して、モニタ上で電子書籍を提示した。

1. 顔画像の撮影

モニタはリフターとアームを利用し、被験者の

好みに応じて頭上の読書に適した位置(約600mm上方)に設置した。図書の電子ファイルは、15インチのモニタ上にMicrosoft Office Wordを用いて横書き14ptで表示した。また、マウスでクリックするたびに、1ページずつページ送りが出るように設定した。顔画像は、モニタの下部に小型のCCDカメラ(SONY:DXL-LS1)を取り付け、撮影した。画像はDVDレコーダー(Pioneer:DVR-55)にVRモードで記録した。

また、眼球運動、開眼度と従来指標の比較のため、前年度と同様の方法で眼電位(EOG)、脳波、眠気表情値の計測および解析を行った。

2. 画像解析

顔画像の目周辺領域外(基本的に右目)をトリミングしてノイズ除去等の前処理を施し、10fpsでデジタル画像に変換した。この画像ファイルをC言語で記述したプログラムに取り込み、フレームごとに解析を行なった。初期値として始めのフレームの目の横幅、縦幅、中心位置を入力し、目の中心位置から解析領域として、図1のようなウィンドウを設定した。このウィンドウは、前フレ

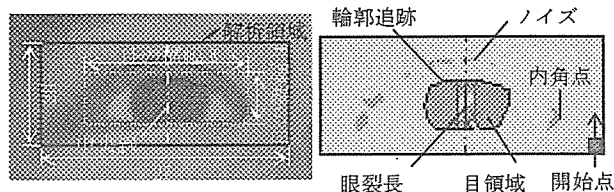


図1 解析領域と眼裂長

ームを基に目の動きに追従させた。続いて、ウィンドウ内で2値化を行い、黒画素領域の重心計算を行なった。この重心座標を水平/垂直眼球運動とした。

さらに、開眼度を求めるため、ウィンドウ内で右最下端のピクセルを開始点とし、下から上へ向けたラスタ走査により、内眼角点の検出を行った(図1)。この内眼角点より目の幅の半分的位置を目の中央線とした。目領域を特定するため、中央線上で黒画素を探索し、見つかった黒画素について、輪郭追跡を行った。追跡終了後、輪郭長と閾値を比較し、閾値以下であった場合には、その黒画素領域をノイズとして、再度次のピクセルより黒画素を探索した。閾値以上の輪郭長が得られた場合は、これを目領域とし、中央線周りで中央線と平行に輪郭線上の上下のピクセル間距離を算出し、最大値を眼裂長とした(1フレームあたりの処理時間は、Pentium (R) 4 CPU2.40GHzのコンピュータで約0.04秒/フレーム)。

3. 開眼度の取得

眼裂長のデータには瞬目や体動などのアーチファクトが含まれる。瞬目は、読書のように情報処理を要する視覚課題では抑制されて回数が顕著に低下する場合があります、生起時点も内容に影響される³⁾。そこで、個人やタスクによる影響を避けるため、50点(5秒)ごとにメディアンフィルタをかけて上述のアーチファクトを除外した。また、目の大きさやカメラとの距離に依存しない指標を得るため、以上より得られたデータについて1分間の移動平均を施した後、次式のようにキャリブレーションの開眼時を1、閉眼時を0として規格化し、これを開眼度と定義した。

$$\text{開眼度} = \frac{\text{眼裂長} - \text{閉眼時眼裂長}}{\text{覚醒開眼時眼裂長} - \text{閉眼時眼裂長}}$$

4. 従来指標の解析

4.1 脳波

$\theta \sim \alpha$ 波帯域の総パワー値を指標とした。汎用



図2 眠気表情値と顔表情

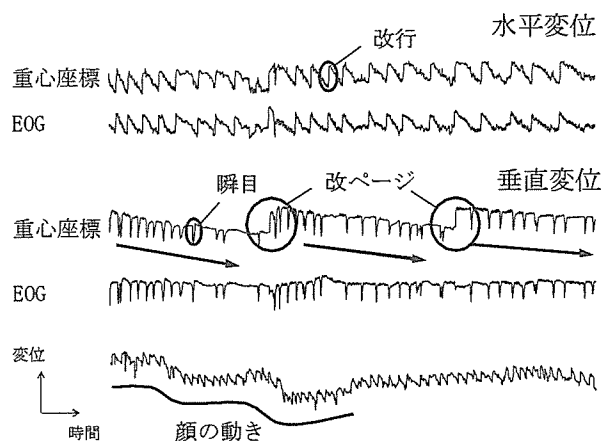


図3 重心座標波形とEOGの比較

時系列解析ソフト(GMS製MemCalc ver2.0)を用い、1区間を5秒として脳波のスペクトル解析を行った。区間ごとに $\theta \sim \alpha$ 波帯域(4~13Hz)の総パワー値(覚醒度低下時に増大)を算出し、1分間の平均値を求めた。

4.2 眠気表情値

ビデオ画像を観察し、5秒間ごとの顔表情について、5段階の評定基準(1:全く眠くなさそう、2:やや眠そう、3:眠そう、4:かなり眠そう、5:非常に眠そう)により、眠気評定を行った(図2)。この評定値をもとに、1分間を処理単位として5秒ステップで移動平均し、区間ごとの眠気表情値を求めた。

C. 結果および考察

重心座標の軌跡とEOGの比較例を図3示す。読書時の眼球運動は、図のように鋸歯状の波形として記録され、重心座標の軌跡から、EOGで記録されるイベント(瞬目・改行等)のすべてを読み取ることができた。さらに、重心座標の特徴として、改ページの記録も可能であり、顔画像との比較から、顔の動きが基線揺れとして記録されることがわかった。このことから、本計測システムに

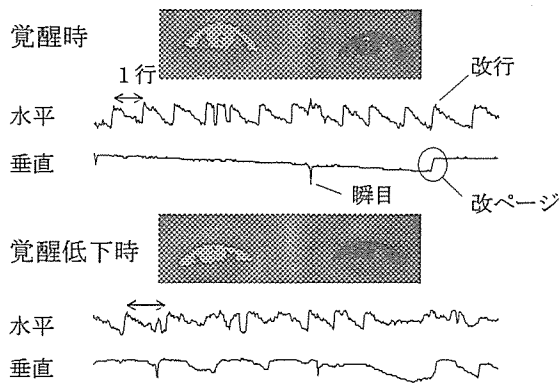


図4 覚醒時と覚醒低下時の眼球運動

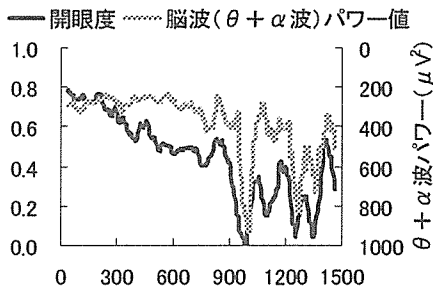


図5 開眼度と脳波の時系列変化

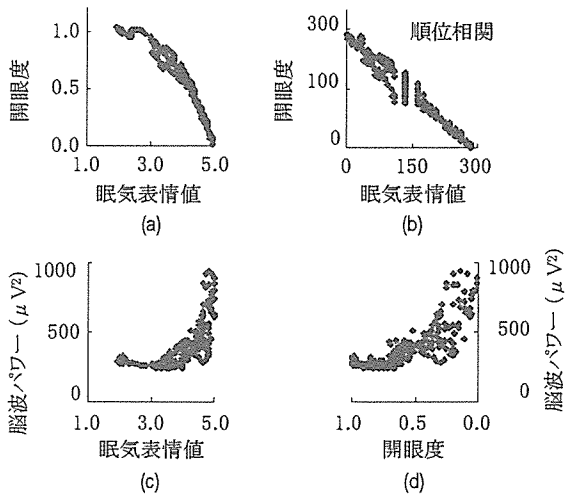


図6 開眼度の相関

より、臥床者の眼球運動を非接触に取得することが可能である。このようにして得られた眼球運動からは、覚醒度の低下に従い、図4のように、波形が乱れ、改行も不規則になる様子を直感的に読み取ることができた。したがって、眼球運動の水平/垂直グラフでは、読書活動の集中度や眠気の出現など、より細かな情報を直感的かつ短時間に把握することができる。

一方、開眼度は、図5のような時系列変化として取得することができ、覚醒度の従来指標である

脳波および眠気表情値と高い相関を示した(図6)。開眼度は、覚醒低下による瞼の下垂(上眼瞼挙筋の弛緩)を表す指標であるが、上眼瞼挙筋は随意筋でもあるために、自動車運転のように起きていなければならないという意味が働く場合は、緊張が生じ、覚醒低下を素直に反映しないことが考えられる。しかし、今回の結果により、リラックス状態では、開眼度が良く覚醒低下を反映することがわかった。これより、臥床者の覚醒度は、開眼度により、非接触かつ定量的に計測可能と考えられる。

眼球運動および開眼度は、元の画像を残さずに数値データ(時系列グラフ)として抽出できる。このことから、本手法により、プライバシーに配慮しつつ、臥床者の状態をモニタリングすることが可能である。したがって、本システムを利用して、読書や視聴の時間帯および継続時間を同時に自動記録すれば、現場における個人に合わせた働きかけが可能になると考えられる。

D. 結論

現場における臥床者の非干渉なモニタリング手法として、眼画像の解析による眼球運動および開眼度の取得を提案した。日中の覚醒度が低下している場合には、声かけにより背挙げおよび活動を促すなど、本手法を用いて臥床者のケアを行うことで、7分割ベッドの効果をより有効に発揮させることができると考えられる。

E. 参考文献

- 1) 松葉佐正: 超重度障害児(超重症児)の実態とその課題 超重症児の療育の実態、日本重症心身障害学会誌、24、1、31-35、(1999)
- 2) 仲間智子他: 療養病棟において昼夜逆転した療養者へのアプローチ 生活リズムの改善を目標としたプログラムにより、日本精神科看護学会誌、48、1、246-247 (2005)
- 3) 田多英興他: まばたきの心理学、第1版、北大路書房、京都、1994

Ⅲ. 研究成果の刊行に関する一覧表

研究成果の刊行に関する一覧表

雑誌

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻号	ページ	出版年
佐々木由理、 川本貴志、山 崎信寿	快適背上げ姿勢探索用ベ ッドの開発	人間工学	Vol.42, No.6	373-380	2006
坂本雄祐、井 上剛伸、石渡 利奈、堀房子、 山崎信寿、川 本貴志、鎌田 実、小竹元基	介助負担の長時間計測と その評価に関する研究	福祉工学シンポ ジウム2006 講演 論文集		126-129	2006

IV. 研究成果の刊行物・別刷

快適背上げ姿勢探索用ベッドの開発*

佐々木由理**, 川本貴志**, 山崎信寿***

Semi-sitting position on a bed is commonly used as load training and daily living posture during recuperative period, but often causes shear stress between body and mattress, and body pressure concentration on the buttocks. In this study, an experimental bed was developed for searching comfort-posture condition to reduce shear stress due to difference in stature and posture changes, and to disperse of the body-pressure compared to the conventional semi-sitting position. Support plate of this bed is divided into 7, of which 4 are adjustable lengths. Lengths and angles of the plates are adjusted by using 10 linear actuators. The bed in flat position is 400 mm in height, 770 mm in width, 1,780~2,230 mm in length. For convenience of transportation, the bed divides into two units. RR intervals, parasympathetic activity, cutaneous blood flow, pressure distribution were compared under two conditions; adjusted semi-sitting position by the developed experimental bed, and the conventional semi-sitting position. These results show that uncomfortable state can be improved by supporting natural-body-flexion posture with this experimental bed.

ベッド上での背上げ姿勢は、回復期の負荷訓練や生活行為などの姿勢として重要であるが、臀部への体圧集中や尻すべりなどが生じやすい。本研究では、従来の背上げ姿勢よりも体圧を分散でき、また、身長差による屈曲位置の不一致や角度変化に伴うずれを少なくできる身体支持条件を探索するための実験ベッドを開発した。ベッド面は、骨格分節と体表面形状に対応させて頭部・胸部・腰部・臀部・臀大腿移行部・大腿部・下腿足部の7面に分割し、胸部・腰部・臀部・大腿部については支持面長さを変えられるようにした。支持面の寸法と角度の調節には10台の直動アクチュエータを用いた。実験ベッドは、フラット時に高さ400mm、幅770mm、長さ1,780~2,230mmであり、臀部で二つに分割して運搬することができる。本ベッドを用いて調節した背上げ姿勢と従来の背上げ姿勢について、心電図のRR間隔と副交感神経活動度、皮膚血流量、体圧分布の比較を行った結果、身長にあわせて自然な身体屈曲位を支持すれば、背上げ時の不快な状態を改善できる可能性があることがわかった。

(キーワード: ベッド, 背上げ, 姿勢, 看護, 椅子)

1. はじめに

ベッド上での安静が必要な療養者や体力低下者にとって、臥位や背上げ姿勢は療養姿勢であるとともに生活の基本姿勢になっている。

臥位は体圧分散性が高く、心拍数や呼吸数も減少し¹⁾、療養に適した姿勢であるとされているが、日中の臥床は、生活意欲の低下や生活リズムの乱れを生じやすい²⁾。一方、ベッドの背上げ角度を大きくすれば、覚醒度が向上し³⁾、作業領域と前方視野が拡大するが⁴⁾、呼吸循環器系負担の増加や臀部などへの体圧集中、尻すべ

りなどの問題も生じる⁵⁾。

これらの問題の解決方法の検討には、背上げ姿勢の支持条件をより細かく調節できる実験装置が必要になる。このため本研究では、ベッド面の屈曲位置に大きく影響する身長差への対応も含め、さまざまな部位の支持面寸法と角度を調節できる実験用ベッドを開発した。

2. 設計条件

2-1. 開発方針

ベッドの背上げ方法については、曲線状の背上げ機構⁶⁾や腰椎支持機構⁷⁾などが提案されている。これらの設計を含め、より快適な身体支持方法を検討するための実験ベッドの要求性能と、それを実現するための機能を表1のように定めた。体圧分散から作業性向上までの姿勢の快適性にかかわる問題は、支持面分割数とその寸

* 受付: 2006年4月27日 受理: 2006年9月7日

** 慶應義塾大学 大学院 理工学研究科
Graduate School of Science and Technology, Keio University

*** 慶應義塾大学 理工学部 機械工学科
Department of Mechanical Engineering, Faculty of Science and Technology, Keio University

表1 要求性能と実現機能

Tab. 1 Required performance and acquired function.

要求性能	実現機能	分割数	角度調節	寸法調節	支持面構造	機構分割	外形寸法	電動調節	状態モニタ
姿勢	体圧分散	○	○	○					
	ずれ防止	○	○	○					
	心肺負担軽減	○	○						
	体格対応			○					
	覚醒度向上	○	○						
	作業性向上	○	○						
構造	身体安全性				○				
	運搬性					○	○		
	乗降性						○		
	操作性							○	○
	駆動安全性								○
使用	マットレス				○		○		
	什器						○		
	計測器				○		○		

法・角度の調節で対応する。また、安全のために、これらの調節によって支持面に大きなすき間が開いたり、マットレスを咬み込んだりしないような構造とする。その他の構造に関する要求としては、エレベータなどでの運搬性とベッドへの乗降性がある。また、マットレスの使用や実験時のオーバーベッドテーブルなどの什器類、各種計測機器の使用も想定する必要がある。これらは外形寸法の制約として考え、特に制約が大きい運搬に関しては機構の分割で対応する。また、ベッドを簡便に操作するための電動調節機構と、それを安全に駆動するための部品間接触防止システム、および調節状態のリアルタイムモニタを導入する。

2-2. 支持面分割数と寸法調節箇所

快適に背上げを行うためには、支持面を骨格分節に合わせて分割し、身体を滑らかに屈曲させることが有効と考えられる。これを検証するために、4ボトムギャッチベッド（オカムラ製作所：L 856 WCP-x）の体幹部に、9 mm 厚の板を用いて図1に示す頭部と腰部の二つの支持面を追加し、6分割（頭部・胸部・腰部・臀部・大腿部・下腿足部）のベッドを試作した。このベッドを用い、従来のベッドでは特に屈曲位置が合いにくい低身長被験者7名（151~158 cm, 平均155.5 cm）について、快適化のための聞き取りを行った。

その結果、胸部から大腿部までの四つの支持面寸法を

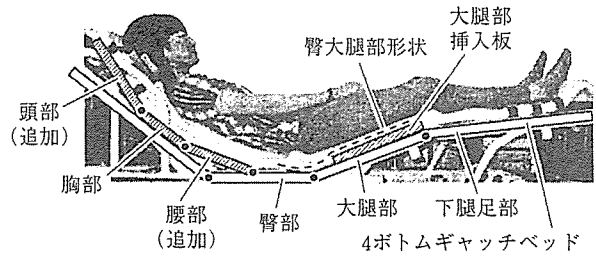
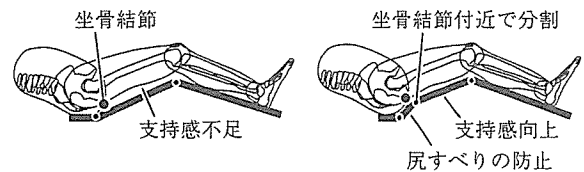


図1 追加支持面

Fig. 1 Additional bed bottoms.



(a) 大腿部通常支持面 (b) 大腿部分割支持面

図2 大腿部の分割による適合効果

Fig. 2 Fitting effect of bending support at thigh.

被験者の身体寸法に適合させることで、身体の屈曲位置と支持面の屈曲位置を一致させることができ、肩や腰への圧迫感を解消できることがわかった。ただし、下肢については、図2(a)のように、臀部の凸形状によって大腿部と支持面との間に隙間ができ、支持感不足と臀部への体圧集中が生じた。このため、図1のように大腿部に厚さ9 mmの板を入れて大腿部形状に沿わせたとこ、すべての被験者で快適化された。このため、図2(b)のように、大腿部の接触面を2分して段差をつけた。この形状は尻すべりの低減にも役立つ。

なお、大腿の分割点は性差・体格差によらず、感覚感度が鈍い坐骨結節付近⁹⁾が好まれたため、転子高から坐骨結節高を引いた値の成人平均値⁹⁾を参考に、90 mmの臀大腿移行部を設けた。

以上より、支持面分割数は7（頭部・胸部・腰部・臀部・臀大腿移行部・大腿部・下腿足部）とし、支持面長の調節箇所は胸部・腰部・臀部・大腿部の4箇所とした。

2-3. 調節範囲の設計条件

2-3-1. 支持面角度条件

角度の定義を図3に示す。腰部支持面角度 α_2 は、市販されている一般的なギャッチベッドで可能な70°まで調節可能とした。また、頭部支持面角度 α_0 と、胸部支持面角度 α_1 は、前述の被験者7名で不快にならない限界角度の35°までとした。

臀部支持面は体重支持の基本面であり、どちらに傾けても尻すべりを感じて不快になる。このため、臀部支持

面は水平に固定した。

さらに、胸部支持面絶対角度 γ を 15° から 60° まで 15° 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 α_3 は 36° 、大腿部支持面角度 α_3' は 22° 、下腿足部支持面角度 α_4 は 39° 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 ΔL_i により、マットレス面に対する身体節の傾き ϕ_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 α_i と骨盤角度 β 、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。

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

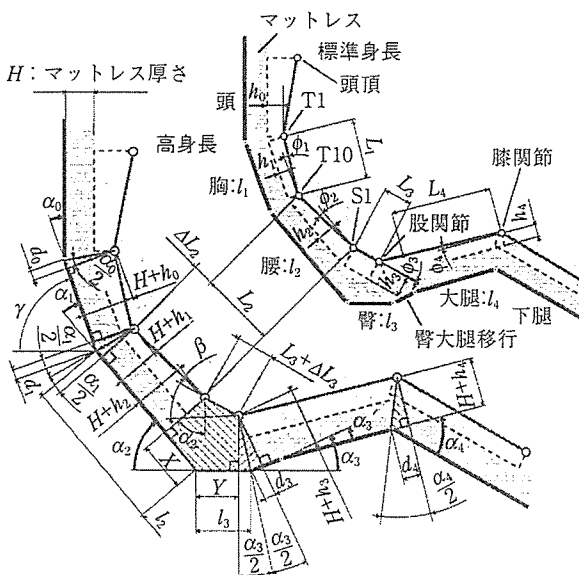


図3 支持面角度と寸法の定義

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 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⁹⁾ (mm)

Tab. 2 Body size⁹⁾ (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 胸椎点間矢状径の平均値の 1/2	
		: 54
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 mm¹¹⁾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	
α_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		
α_1 : 胸部支持面角度 (T10 屈曲角度相当)	20	腰椎屈曲可能域 ¹⁰⁾ 40°の1/2	5		
α_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	
β : 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		
α_3 : 臀大腿移行部支持面角度	20	基準伸展位と統一	20		
α_3' : 大腿支持面角度	5		5		
α_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	α_0 0~35	500	支持面高: 400 以下
胸	α_1 0~35	l_1 165~250	ベッド底面高: 60 以上
腰	α_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	α_3 0~40	90	全長: 2,000 ± 225
大腿	α_3' 0~25	l_4 190~365	分割長: 850 以下
下腿足	α_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プレートを取り付けた。

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

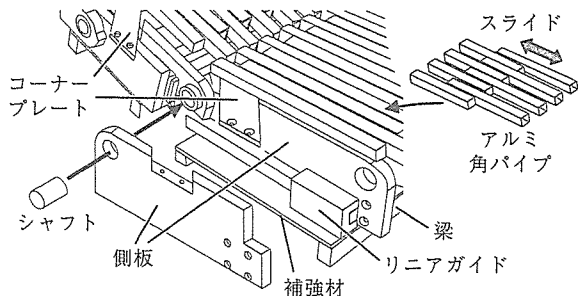


図4 寸法角度調節機構

Fig.4 Size and angle adjustment structure.

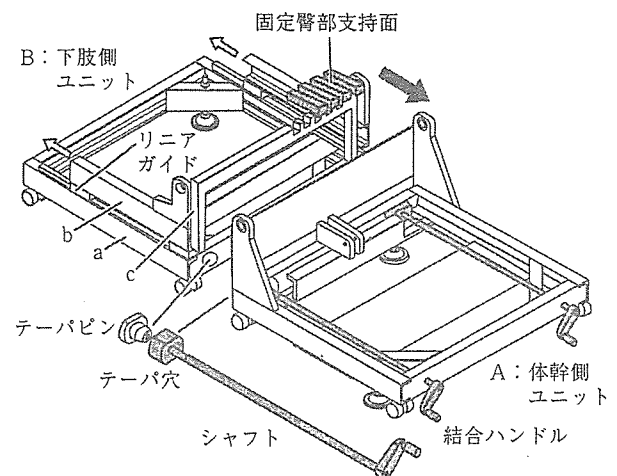


図5 ユニット分割と臀部寸法調節

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 に取り付けられた門型フレーム 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 θ 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)式のようなになる。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

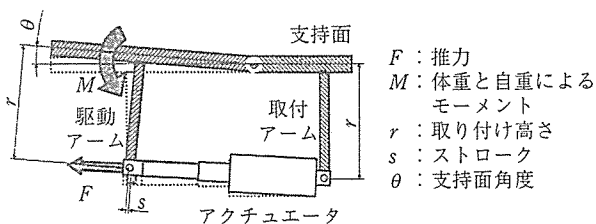


図 6 駆動機構
Fig. 6 Driving mechanism.

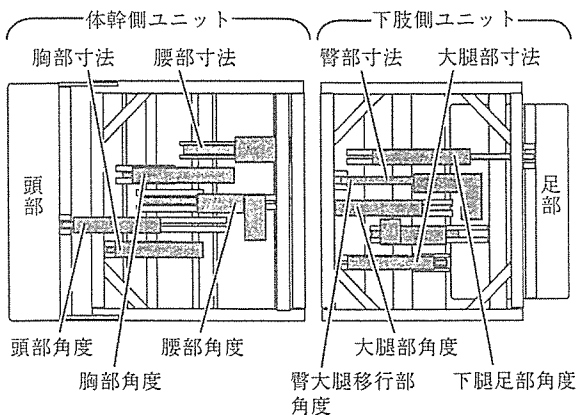


図 7 アクチュエータの配置
Fig. 7 Placement of actuators.

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 μ 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 μ 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ョメータ (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

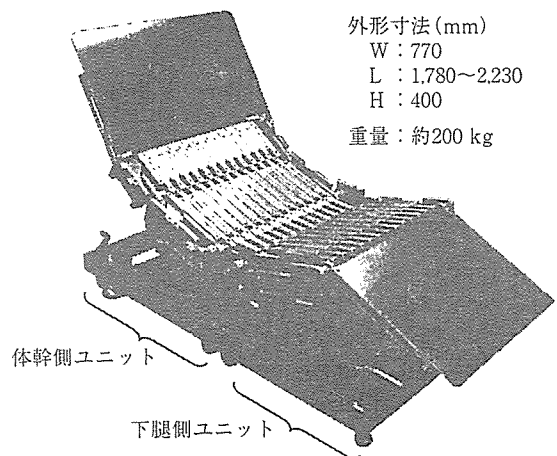


図 8 実験ベッド全体図
Fig. 8 Developed experimental bed.

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, γ) を 30° , 45° , 60° 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 α_0 は 0° 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 胸椎点は胸郭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。

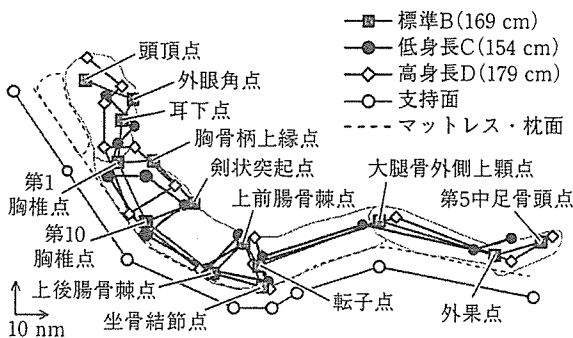


図 9 体格による姿勢と屈曲位置のずれ

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 の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 γ を 30° , 45° , 60° とし、腰部角度 α_2 と下肢の α_3 , α_3' , α_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 α_0 は 0° 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 γ と同じ 30° , 45° , 60° とし、下肢部の支持面角度も、大腿部を 29° 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 γ が 45° 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).

γ	胸部支持面絶対角度			角度定義
	30	45	60	
α_0	0	0	0	
α_1	17	26	35	
α_2	13	19	25	
α_3	36	36	36	
α_3'	14	14	14	
α_4	34	34	34	

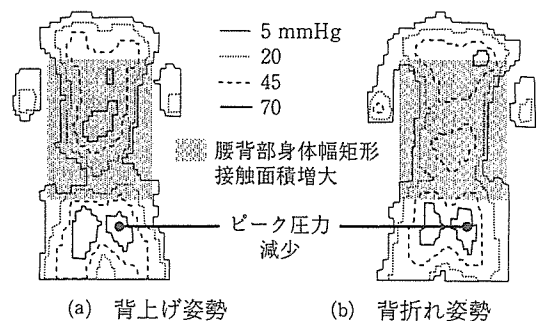


図 10 体圧分布 (胸部支持面絶対角度 $\gamma = 40^\circ$)

Fig. 10 Pressure distribution ($\gamma = 45^\circ$).

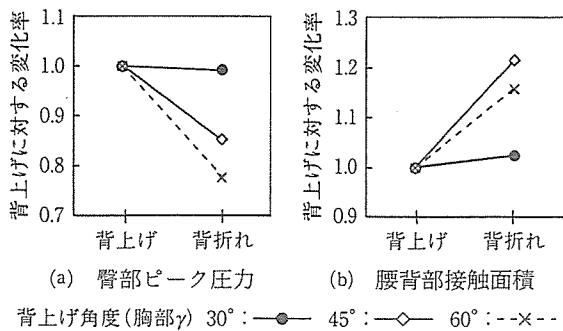


図 11 体圧の比較
Fig. 11 Comparison of pressure measurement.

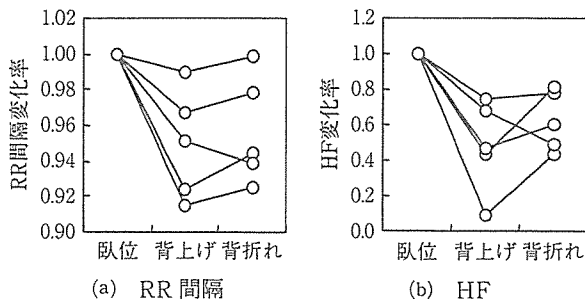


図 12 心電図の比較
Fig. 12 Comparison of ECG.

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、 γ 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 6 mm 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 γ を70°,腰部角度 α_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, $\alpha_3, \alpha'_3, \alpha_4$ 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

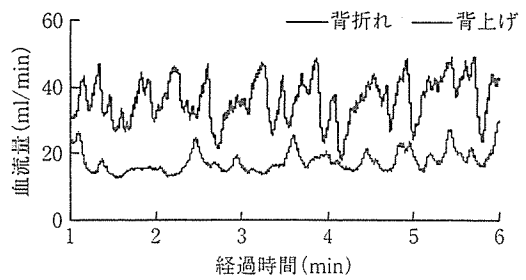


図 13 血流量の比較(手指)
Fig. 13 Comparison of blood flow flux (Finger).

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)¹²⁾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¹³⁾。

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