

図 C5-8 フレームの補強と軽量化

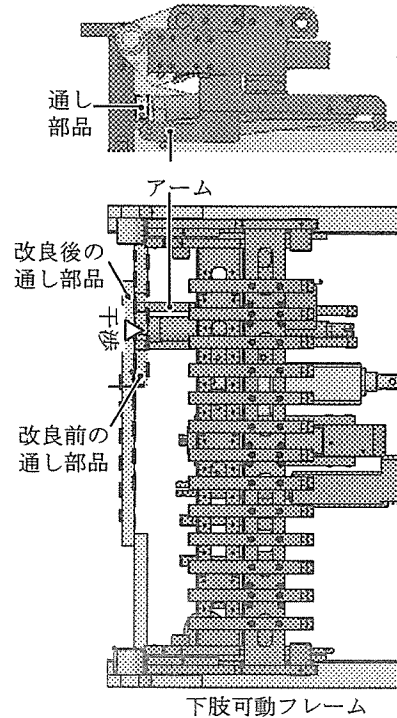


図 C5-10 通し部品の変更

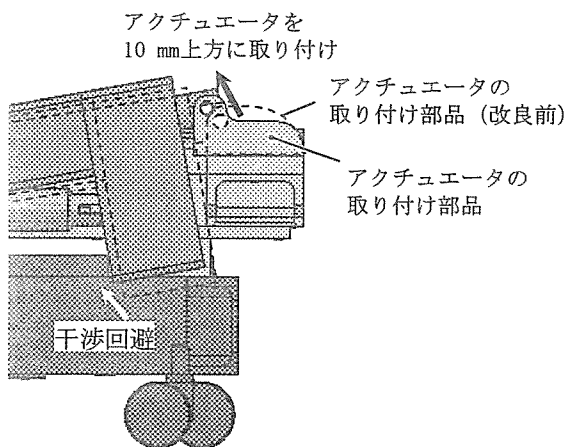


図 C5-9 アクチュエータの取り付け部品の変更

2. 2 安全システムの改良

2. 2. 1 下肢フレームとアクチュエータの干渉

図 C5-9 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 B5-2 に示した設計仕様を満たした

2. 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 B5-5bc 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。

(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 C5-10 に示すように、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づく条件での干渉を回避する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 C5-11 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 C5-12 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。

3. 7分割ベッドによる身体負荷・介助負担の軽減効果

3.1 背折れ姿勢の快適性と臥床者の自立効果

図 C5-13 と図 C5-14 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%)。

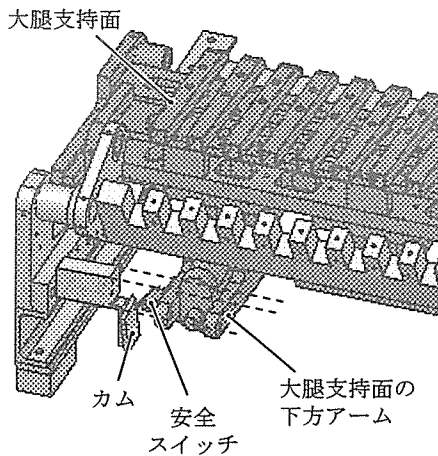


図 C5-11 安全スイッチの追加

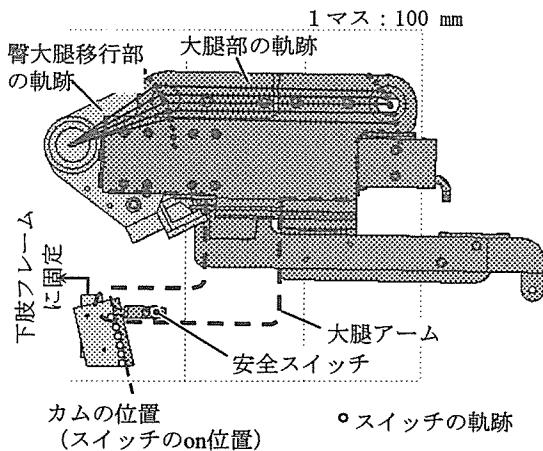
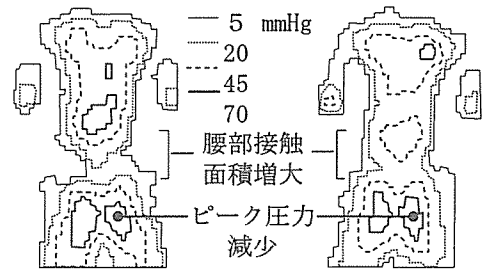


図 C5-12 カムの設計

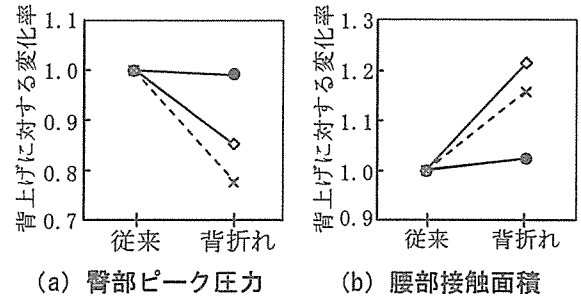
図 C5-15 に、尻すべり量の計測結果例を示す。背折れ姿勢で発生した尻すべり量は、従来の背上げ姿勢と比較して平均 6 mm 少なかった。

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。



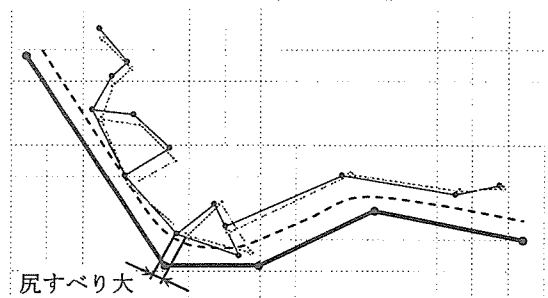
(a) 背上げ姿勢 (b) 背折れ姿勢

図 C5-13 体圧分布(胸部支持面絶対角度 $\gamma=45^\circ$)

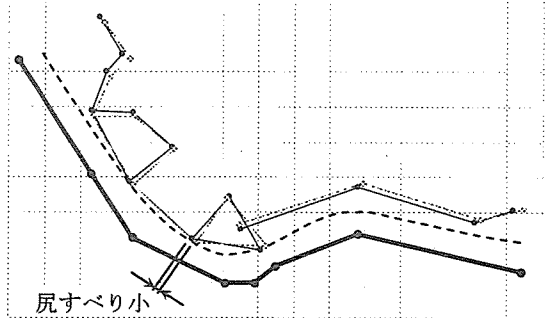


(a) 臀部ピーク圧力 (b) 腰部接触面積

● 30° ◇ 45° -x- 60°
図 C5-14 体圧の比較



(a) 従来背上げ姿勢



(b) 背折れ姿勢

図 C5-15 尻すべり量の計測例

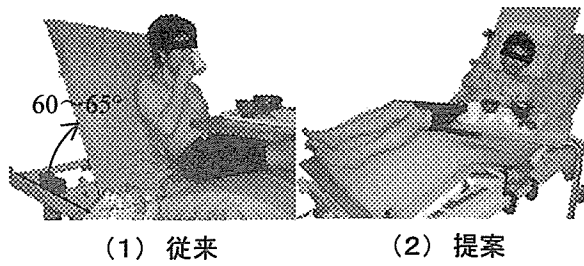


図 C5-15 実験風景

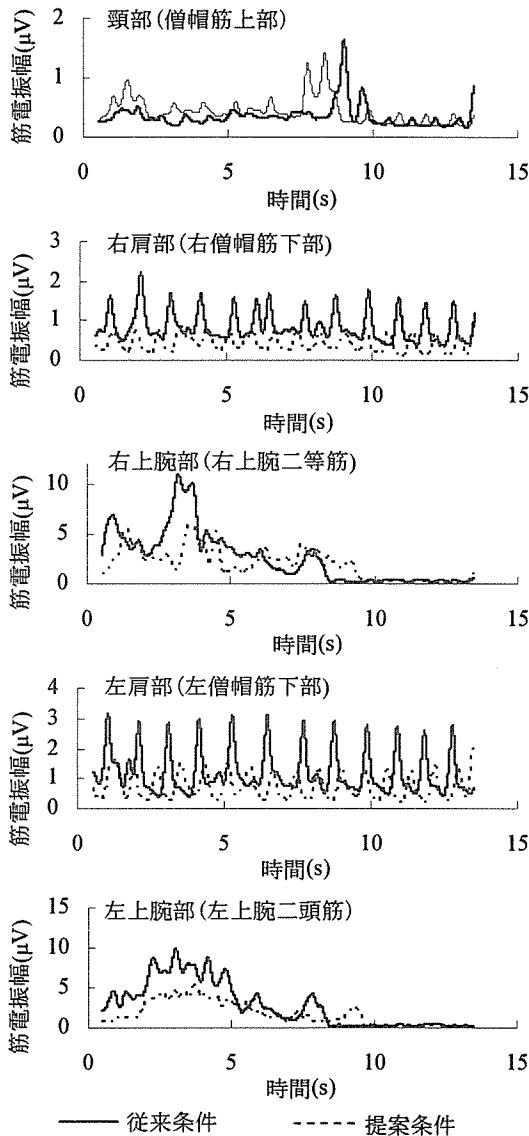


図 C5-16 飲食動作の筋電波形

3.2 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¹⁵⁾、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

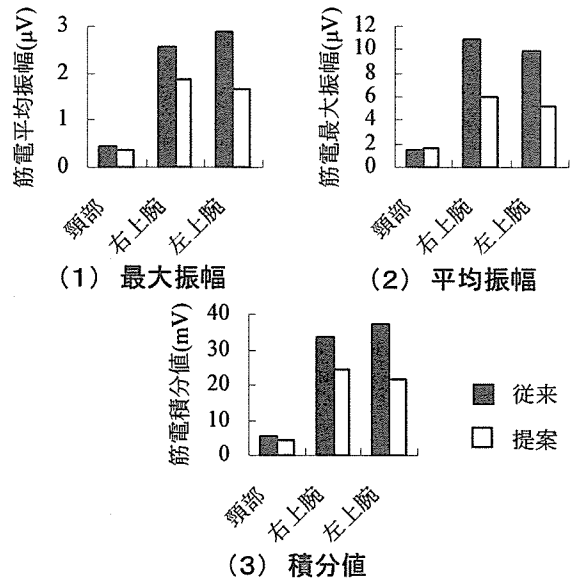


図 C5-17 飲食動作の筋電振幅比較

反比例の関係がある¹⁶⁾、¹⁷⁾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。

4. 提案した自立度向上のための姿勢と配置の効果

4.1 筋電の比較

図 C5-15 のように、通常半座位で市販のオーバークラッシュテーブル（オカムラ：L855APZ）を用い場合と、提案姿勢で提案配置に配置した実験用作業台を用いた場合の筋電計測を行った。

(1) 飲食動作

取得した筋電波形を図 C5-16 に示す。ただし、図 C5-16 は、生データを移動平均によって整流し、フィルタリングを行った結果である。

これより、僧帽筋上部と僧帽筋下部の筋電には約1秒のピークが続き、心電によるノイズが乗っていることがわかる。これらは、フィルタリングの処理を行っても除去できなかった。特に、心臓の背部に位置する僧帽筋下部にはその影響が大きく、上肢作業に伴う筋電の比較を行うことができなかった。

図 C5-17 (1) ~ (3) に比較的心電の影響が小さかった頸部と、右上腕部・左上腕部の筋電の平均振幅、最大振幅、積分値を示す。図 C5-17 より、提案条件によって上腕部の筋負担が左右とも軽減されたことがわかる。図 C5-17 (2) で提案条件の最大振幅が大きくなる結果がみられるが、これは図 C5-16 の僧帽筋上部筋電の 10 秒付近の跳ね上がりによるものである。この跳ね上がりは、飲食動作を終えて頭部を枕に寄りかける、または回旋して正面を向く際に、電極がベッド面に接触した結果であり、筋負担によるものではないと考えられる。図 C5-17 と図 C5-16 の波形の定性的な比較から、頸部の筋負担は、従来条件と提案条件でほぼ等しいか、提案什器の方が小さいと考えられる。

(2)水飲み動作

図 C5-18 に、水飲み動作の筋電計測結果を示す。水飲み動作は、右上肢で行ったため、頸部と右上肢の結果のみを示した。図 C5-18 より、飲食動作と同じく僧帽筋上部と僧帽筋下部に心電のノイズが大きく乗ってしまったことがわかる。右僧帽筋下部には特にノイズの影響が大きく、振幅の比較は行えなかった。しかし、提案条件の筋電には、ほぼ心電しか見られないのに対し、従来条件の筋電には心電以外の成分が表れている。これは、提案条件の筋負担が小さいことを定性的に示すものと考えられる。

図 C5-19 に筋電振幅の平均振幅、最大振幅、積分値を示す。図 C5-19 より、水飲み動作の筋負担は、従来条件と提案条件でほぼ等しいことがわかった。しかし、最大振幅は、提案条件でやや大きかった。また、図 C5-18 の右上腕二頭筋の筋電波形を比較すると、上腕部の負担は提案条件の方が大きい傾向がある。これは図 C5-20 (1)、(2) に示すように、提案条件では、コップの配置が低くなり、肘関節周りのモーメントが大きくなるためと考えられる。しかし、図 C5-18 の右上腕二頭筋の筋電波形から、従来条件では、コップをつかむ際 (2 秒付近) と置く際 (5 秒付近) に急激に筋負担が大きくなるのに対して、提案条件では、

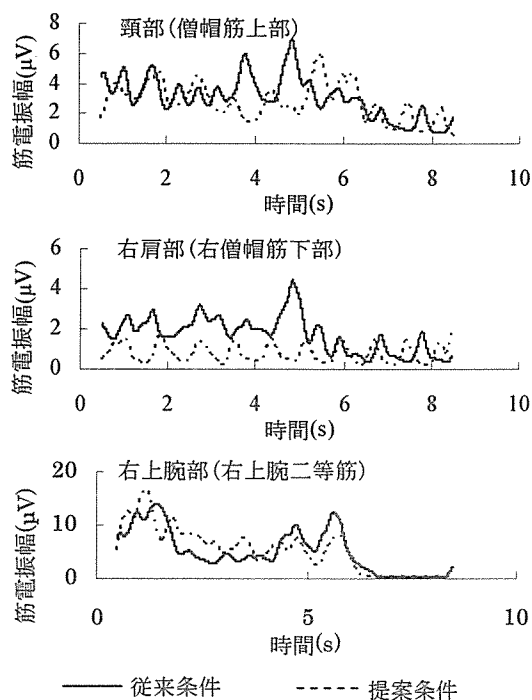


図 C5-18 水飲み動作筋電波形

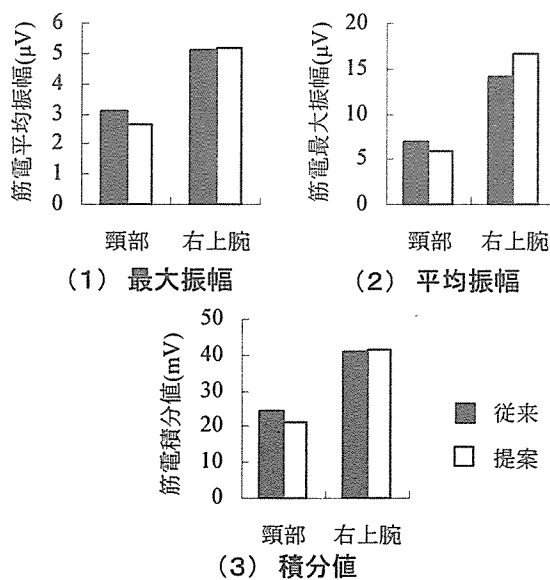


図 C5-19 水飲み動作の筋電振幅比較

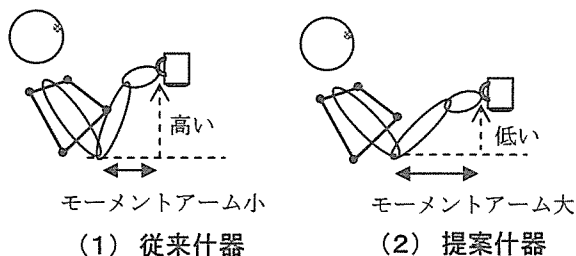


図 C5-20 コップの取り上げの筋負担

コップをつかんだ後の筋負担はほぼ一定に保たれることがわかる。これは、提案条件でのコップを

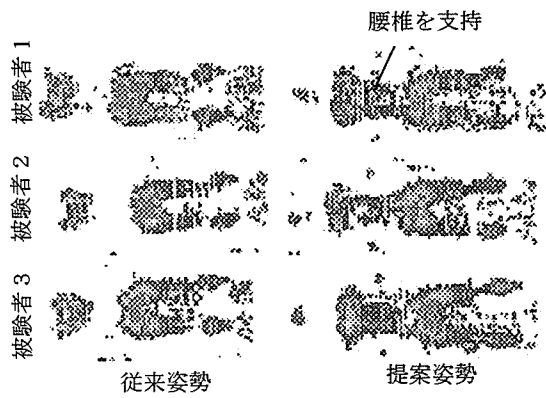


図 C5-21 体圧分布

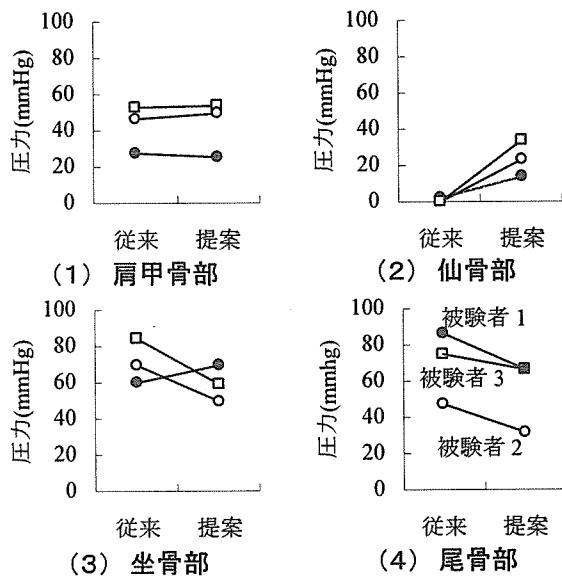


図 C5-22 体圧集中部の体圧

口に運んでトレーに戻す動作が、自然な流れで行なわれることを示している。以上より、提案条件はコップを取る際の最大の筋負担を臥床生活者の許容範囲に収めることで、有効な作業条件になる可能性がある。

4.2 体圧の比較

体圧分布の計測結果と、圧力集中部の体圧計測結果を、それぞれ図 C5-21、C5-22 に示す。

図 C5-21 より、提案条件では、接触面積が増え、従来条件で全く支持されていない腰椎部が支持されていることがわかる。

図 C5-22 より、肩甲骨部の体圧は、従来条件と提案条件でほぼ等しいことがわかる。仙骨部の体圧が全ての被験者で増えているが、これは、従来

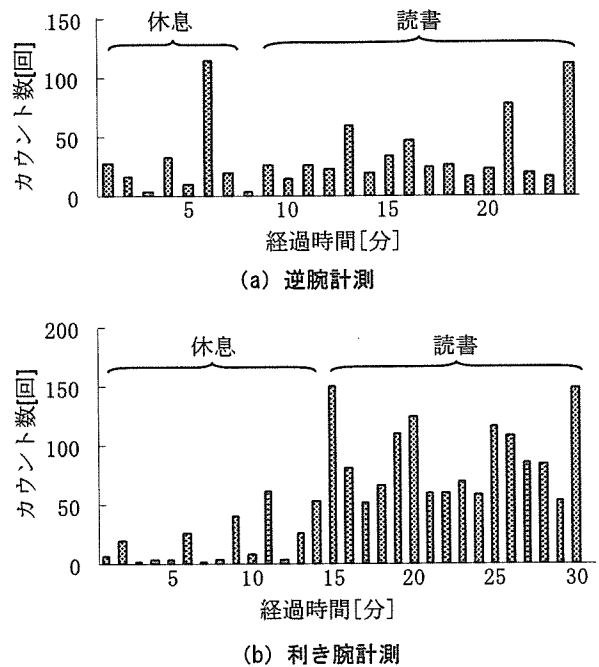


図 C5-23 アクチグラフによる生活動作の検出

姿勢で完全に浮いている腰椎部を支持した結果であり、体圧分布の結果とも一致して、姿勢の快適性が増したことを示している。図 C5-22 (3) で被験者 a の、坐骨部の体圧が増えている。しかし、図 C5-22 (4) より、被験者 1 は、従来条件で特に尾骨部に圧力が集中していることがわかり、提案姿勢によってこれを広範囲に分散できたことがわかる。以上の結果は、提案姿勢によって、臀部の圧力集中を軽減し、腰椎部で体幹を支持することで、身体負担を軽減できたことを示している。

4.3 提案姿勢の有効性

以上により、提案姿勢によって作業の筋負担を増やすことなく体圧集中を軽減することができることがわかった。よって、提案した背折れ姿勢と什器配置が適切であることがわかる。

5. 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 C5-23 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

①覚醒度の向上策

非接触・非干渉な覚醒度評価手法として、眼球運動の画像解析により改行率を求め、本手法を用いて、臥床者の覚醒度を向上させる背折れ姿勢を提案した。背折れ姿勢では、心臓の位置を低く保ったまま頭部を挙上することで、身体に負荷をかけずに覚醒度を有意に向上させることができる。一方、疾患により背上げに制約がある場合については、臥位での使用が可能な、首の抗重力筋を刺激するバランスピローが有効である。なお、改行率は、低覚醒状態（眠気表情値4～5）を客観的に判別するのに有効であったが、高覚醒状態ではタスクに依存したため、より高精度な覚醒度の評価手法として、開眼度を提案した。

②ベッド上の自立活動要件

臥床者の代表的な生活行為として飲食・書字・モニタ作業を選定し、これらの生活行為を快適に行うことができる背折れ姿勢と什器配置を探索した。実験とモデルによる推定から、胸部支持面角度を飲食 51° 、書字 33° 、モニタ作業 30° とする基本姿勢を提案した。生活行為に適した什器配置では、飲食用のトレ配置として、左右外眼角点の midpoint を基準とする体の正面から左側の水平面内の扇形範囲、書字動作については、右肩峰点を基準とし、体の右側の水平面内の扇形の範囲、モニタ作業については、外眼角点を中心として、矢状面内の扇形の範囲を提案配置範囲とした。以上から、女性5%tileから男性95%tileまでの体格に対応した、自立活動のためのベッド周りの什器の開発要件を明らかにした。

③ベッド周り介助の腰部負担軽減

腰痛発生の多い介助者の負担を軽減するため、ベッド周りの代表的介助作業について、体幹の姿勢計測を行った。介助動作では、基本的に二人介助体制を組むと、低負荷持続作業（オムツ交換動作）、高負荷瞬時作業（移乗介助動作）ともに、最も負担が大きい一人介助時よりも4割以上軽減

する。やむなく一人で介助を行う時には、ベッドを高くし、作業スペースを広げ、簡単な補助具を有効活用することで、負荷は3割程度軽減できる。また、施設介助者のベッド周りでの作業姿勢の長時間計測から、腰部負担が大きい作業は、排泄介助、医療行為、環境整備であり、負担が集中する時間帯があることを明らかにした。これらベッド周りの介助作業の問題点を抽出し、看護師の人数、作業環境面、作業の手順、勤務帯について、改善策を提案した。

④ベッドの試作

背折れ姿勢を実現するベッドの開発要件を実験から求め、支持面分割数を7とする実験用ベッドを試作した。7分割ベッドは、10台のアクチュエータにより、胸部・腰部・臀部・大腿部の寸法と、臀部を除く6面の角度を自由に調節することができる。支持面の基本構造は、縦すのこ構造とした。さらに、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。また、前述のベッド周りの什器の開発要件をもとに、体側面のトレ配置を実現する作業用什器を設計した。

⑤評価と効果の検証

7分割ベッドの基本性能の評価を行い、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。また、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。なお、7分割ベッドでは、体圧集中と尻すべりの低減が実現され、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。開発した7分割ベッドと什器により、飲食動作の評価を行ったところ、提案姿勢と什器配置において、作業の筋負担を増やすことなく体圧集中を軽減することができることが確認できた。

以上より、ベッド上での自立を向上するための本ベッドの効果が検証された。

E. 研究発表

1. 論文発表

- ① 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、pp. 373-380 (2006)

2. 学会発表

- ① 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、pp. 126-129 (2006)
- ② 川本貴志、山崎信寿：ベッド上での低負担作業姿勢と作業用什器配置の提案、第 26 回バイオメカニズム学術講演会予稿集、pp. 27-30 (2005)
- ③ Rina Moriyama, Nobutoshi Yamazaki
“Measurement of arousal level using image processing of eye-openness”, Proceedings of the Second Asian Pacific Conference on Biomechanics by CD-text (2005)
- ④ Inoue Takenobu, “Development of orphan technologies.”, 4th Japan America Frontiers of Engineering (2004)
- ⑤ 守山利奈、山崎信寿：顔画像からの開眼度を指標とした覚醒度の簡易計測、日本人間工学会第 34 回関東支部大会予稿集、pp. 127-128 (2004)
- ⑥ 佐々木由理、山崎信寿：7 分割ベッドの開発と覚醒半座位姿勢の提案、第 12 回システム連合大会予稿集、p. 34、(2004)

謝辞

本研究を実施するにあたり、以下の皆様にご協力いただきました。ここに記して、感謝の意を表します。

国立身体障害者リハビリテーションセンター病院、堀看護部長、横田副看護部長、田村看護師長、安済看護師長、他実験にご協力頂いた看護部の皆様
有限会社 大進精機 村山清様

パラマウントベッド株式会社

(順不同)

参考文献

- 1) Caldwell J. A. et al. : The effects of body posture on resting electroencephalographic activity in sleep-deprived

subjects, *Clinical Neurophysiology*, 111, pp. 464-470 (2000)

- 2) Johns M. W. : A sleep physiologist's view of the drowsy driver, *Transportation Research Part F* 3, pp. 241-249 (2000)
- 3) Nicholson A. N. et al. : Influence of back angle on the quality of sleep in seats, *Ergonomics*, 30(7), pp. 1033-1041 (1987)
- 4) 田多英興他：まばたきの心理学、北大路書房、京都、第 1 版 (1994)
- 5) 大河原千鶴子他：看護の人間工学、医歯薬出版株式会社、pp. 26-32、東京、第 1 版 (2002)
- 6) 川口孝泰：ベッド周りの環境学、医学書院、pp. 110-115、東京、第 1 版 (2003)
- 7) Agency for Health Care Policy and Research : Clinical Practice Guideline (3), Pressure Ulcers in Adults, Prediction and prevention, AHCPR Publication (1992)
- 8) 小川鑛一他：介護動作のエビデンス、東京電機大学出版局、pp. 49-52、東京、第 1 版 (2003)
- 9) 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、pp. 50-51 (2000)
- 10) 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、日本出版サービス、東京、第 1 版 (1996)
- 11) 小原二郎：暮らしの中での人間工学、実教出版、東京、第 1 版 (1971)
- 12) H. Ueno et al. : Development of drowsiness detection system, 1994 Veh Navig Inf Syst Conf Proc, pp. 15-20 (1994)
- 13) 瀬尾明彦：なくそう腰痛第 5 回-荷物取り扱い作業での問題点と対策-、働く人の安全と健康、Vol. 1、No. 5、pp. 50-51 (2000)
- 14) 岡田秀孝、阿江道良、藤井範久、森丘保典：日本人高齢者の身体部分慣性特性、バイオメカニズム 13、pp. 125-138、東京大学出版会 (1996)
- 15) 川口孝泰：ベッド周りの環境学、医学書院、東京、第 1 版 (1999)
- 16) Dinsdale S. : Mechanical Factors in the Pathogenesis of Ischemic Skin Ulcers in Swine, Ph D Thesis, University of Minnesota (1974)
- 17) Kenedi R. M., Cowden J. M. : Bed sore Biomechanics, University Park Press, Baltimore, pp. 301-310 (1976)

Ⅱ. 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
守山利奈、山崎信寿	顔画像からの開眼度を指標とした覚醒度の簡易計測	日本人間工学会 関東支部第34 回大会抄録		127-128	2004
川本貴志	ベッド上での低負担作業姿勢と作業用什器配置の提案	第26回バイオメカニズム学術講演会 予稿集		27 - 30	2005
Rina Moriyama, Nobutoshi Yamazaki	MEASUREMENT OF AROUSAL LEVEL USING IMAGE PROCESSING OF EYE-OPENNESS	The Second Asian Pacific Conference on Biomechanics by CD-text			2005
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

新聞

「介護ベッド開発用装置」 2006年2月14日付け 日経産業新聞 9ページに掲載

Ⅲ. 研究成果の刊行物・別刷

顔画像からの開眼度を指標とした覚醒度の簡易計測

○守山 利奈（慶應義塾大学大学院理工学研究科），山崎 信寿（慶應義塾大学理工学部）

Simple measurement of drowsiness by palpebral fissure length from video image
Rina Moriyama (Graduate School of Science and Technology, Keio University),
Nobutoshi Yamazaki (Faculty of Science and Technology, Keio University)

1. はじめに

臥床姿勢では血流動態の変化や筋弛緩のために覚醒度が低下しやすく、安静を必要とする患者や自宅療養者では、日中の覚醒度低下により自発的活動の減少や生活リズムの乱れが生じる場合がある。このため本研究では簡便に記録できる顔画像から、特に眼気で変化する瞼の下降に注目して新たな覚醒指標を求めた。目の開閉を行う上眼瞼挙筋は交感神経の支配下にあり、覚醒水準の低下に伴って上眼瞼挙筋が弛緩する結果、上眼瞼が下降して眼裂が狭まる¹⁾。本研究ではこの眼裂長から開眼度を定義し、従来の覚醒指標と比較した。

2. 実験方法

被験者は睡眠障害がなく、正常な視力を有する健康男子学生9名とした。被験者には、前日および当日のアルコールやカフェインの摂取を控え、十分な睡眠をとるように指示した。

眼裂長はカメラとの相対的な顔の位置や視線方向によっても変化する。このため、計測時のタスクは臥床者が行う生活行為の中で顔の向きが一定になる電子図書の読書とし、モニタの下部に撮影用の小型CCDカメラ（SONY製DXC-LS1）を取り付けた。

被験者には、照度250 lx、室温25°Cの室内で仰臥位をとらせ、頭上の見やすい位置に液晶モニタを設置した。顔画像（768×494画素、モノクロ）の撮影は、まずキャリブレーション用に画面中央の注視点を見ながらの開閉眼を撮り、その後、モニタに表示した小説を黙読させ、DVDに記録した。これと並行し、臨床用脳波計（日本光電製Neurofax EEG-5414）およびAD変換器（TFAC製PS-2032GP）を用いて脳波の計測・記録を行った。脳波は国際10/20法に従ってP₂から基準電極導出法の両側耳朶法により導出し、時定数0.3s、高周波域遮断30Hz、サンプリング周波数100Hzで計測した。

実験は日内変動を考慮し、被験者ごとに午前（9:30-12:30）または午後（15:30-18:30）のいずれかの時間帯に行った。計測時間は経験的に覚醒度が低下しかつ被験者が疲労しない範囲の1回25分とし、10分程度の休憩を挟んで2回行った。

3. 解析

被験者9名中、脳波の傾向が他と大きく異なる1名、および覚醒度の変動がみられなかった2名を除く6名分のデータについて、以下の解析を行った。

3.1 画像解析による開眼度の取得

顔画像の片眼（右眼）周辺領域外をトリミングしてノイズ除去等の前処理を施し、10fprでフレームごとにデジタル画像に変換した。この画像ファイルをC言語で記述した自作プログラムに取り込み、覚醒開眼時の目の横幅の1.5倍×縦幅の2倍（キャリブレーション画像より取得）を解析領域として2値化した。つづいて、内角点を検出するため図1に示す解析領域の右端最下点のピクセルから上向きに走査を開始し、取得した内角点位置から目の横幅の1/2の位置を目の中央線とした。この中央線を通る黒画素領域について輪郭追跡を行い、試行錯誤的に決定した閾値以上の輪郭長を持つ領域を目領域と特定した。中央線まわりで目領域の縦幅を算出し、最大縦幅を目の眼列長として、時系列データを取得した。本データには図2に示すように瞬目のアーチファクトが含まれる。このため本研究では、50点（5秒）ごとにメディアンフィルタをかけて瞬目を除去した。以上より得られたデータについて1分間の移

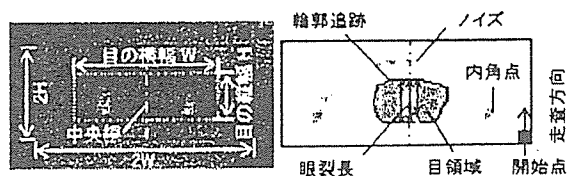


図1 解析領域と眼裂長

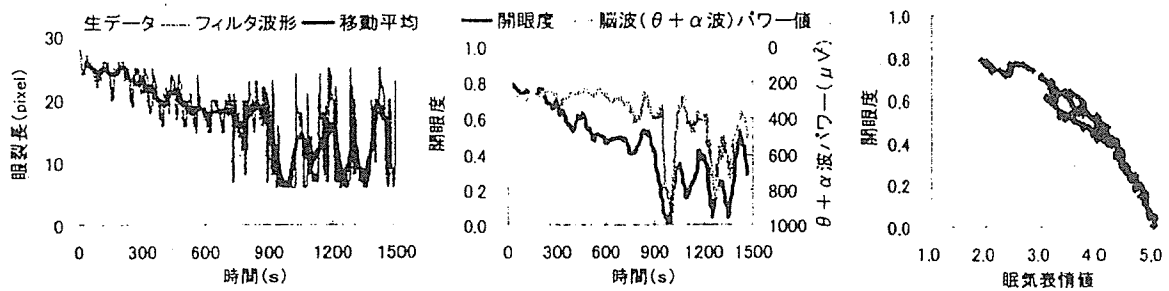


図2 眼裂長の時系列データと波形処理

図4 開眼度と脳波の時系列変化

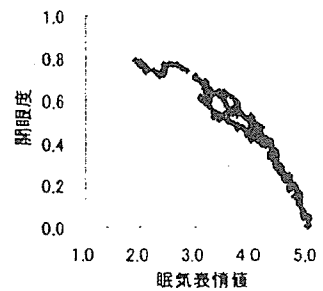


図5 眠気表情値と開眼度



図3 眠気表情値と顔表情

動平均を施した後、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。以上の処理により、画像ファイルの作成後は約0.04s/画面で自動的に開眼度を取得できる。

3.2 脳波

汎用時系列解析ソフト (GMS製MemCalc ver2.0) を使い、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。

3.3 眠気表情値²⁾

眠気表情値は、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) に基づいて主観的に顔表情の眠気評定を行うことで得られる。顔のビデオ画像 (図3) を観察して5秒間ごとに評定値を求め、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。

4. 結果および考察

図4のように開眼度は脳波のパワー値の変化傾向とよく一致し、被験者の順位相関係数の平均値は $r_s = -0.71$ ($p < 0.001$) と高い相関を示した。一方、脳波と眠気表情値はこれに比べて $r_s = 0.69$ とやや低めの値を示した。眠気表情値は、他の覚醒指標の検討の基準としても用いられている指標であり、被験者に介入せずに長時間の時系列変化を評定できる指標として優れている。しかし、評定に際しては評価者への負担が大きいことが報告されている³⁾。図5に示すように今回、開眼度と眠気表情値については $r_s = -0.94$ ($\sigma = 0.04$, $p < 0.001$) のより高い相関が

得られた。したがって、すでに妥当性が示されている眠気表情値に対し、同じ顔画像を基にした開眼度は同程度の信頼度を持つと考えられる。

一方、瞬目についても、眠気発生時の自発性瞬目の回数の増加や持続時間の延長が報告されており、これにも覚醒度低下による上眼輪筋の弛緩が関係していることが推測される。しかし、発生の傾向は個体差、個体内差が大きい。開眼度では顕著な個体差は見られなかったため、眠気発生時の瞬目活動の個体差については、瞬目を引き起こす眼輪筋の収縮傾向の違いが大きいことが考えられる。

また、覚醒度の低下に伴い眼球速度の低下⁴⁾が観察されるが、覚醒時にはタスクの内容に依存する傾向が大きかった。

5. おわりに

交感神経活動の低下を直接反映する可能性がある指標として開眼度を定義し、従来の覚醒指標と高い相関が得られることを示した。開眼度は画像計測によって取得できるため、被験者への干渉が少ない客観的な覚醒度評価が可能である。今回はタスクを読書としたが、本手法はカメラを顔の動きに追従させることでより広範囲に応用することができる。

参考文献

- 1) 産業技術総合研究所人間福祉工学研究部門編：人間計測ハンドブック、朝倉書店、東京、第1版、2003
- 2) 北島洋樹他：自動車運転時の眠気の予測手法についての研究 (第1報、眠気表情の評定法と眠気変動の予測に有効な指標について)、日本機械学会論文集(C編)、Vol. 63、No. 613、93-100、1997
- 3) 寺下裕美他：顔表情を用いた眠気の主観評定—評定安定性および生理指標との関連—、ヒューマン・インタフェース・シンポジウム論文集、Vol. 2000、455-458、2000
- 4) 守山利奈他：読書時眼球運動に基づく臥床者の覚醒度評価、日本人間工学会第33回関東支部大会講演集、51-52、2003

守山利奈 〒223-8522 横浜市港北区日吉3-14-1
慶応義塾大学理工学部機械工学科 山崎研究室
TEL 045-563-1151(内線 42094) FAX 045-566-1495
E-mail rina@mh.biglobe.ne.jp

ベッド上での低負担作業姿勢と作業用什器配置の提案

◎川本 貴志 (慶應義塾大学理工学研究科)
山崎 信寿 (慶應義塾大学工学部)

1. はじめに

手術後の安静期にある入院患者や長期の在宅療養者等、ベッド上での生活を余儀なくされる者は、図1aのような半座位を取り、オーバーベッドテーブル等の什器を用いて日常生活行為を行う。半座位とは一般的にギャッチベッドで45°程度背上げを行った姿勢を指すが、本稿ではギャッチベッドによる背上げ姿勢の総称とする。半座位では背上げを大きくするほど上肢の自由度が増すが、同時に、臀部への体圧集中や心負担が大きくなる¹⁾。特に、飲食等を行う際には、70°程度まで背上げをするため、身体負担が大きい。

背上げの負担を軽減する姿勢として、図1bのように骨盤から体幹を徐々に挙上することによって、心臓および重心位置を低く保ち、心負担と臀部の圧力集中を軽減する背折れ姿勢が提案されている²⁾。本研究ではベッド上での代表的な生活行為である飲食³⁾と、読書や書字に関連するモニタ類の利用・操作(以後、操作)を低負担に行うための背折れ姿勢と、見易く届きやすい什器配置を探索した。

2. 低負担背上げ角度の探索実験

ベッド上での作業性は、視野と上肢作業域の重なる範囲、すなわち見やすく届きやすい範囲で向上する。上肢は、肩より下の楽に手が届く範囲で作業することが望ましいため、作業性は背折れの有無によらず胸部と頭部の角度に依存する。すなわち、図1aとbで $\theta = \theta'$ かつ枕が同一ならば、両姿勢における視野と作業域の重なり(斜線部)の大きさは等しく、作業性も同等となる。このため、背折れ姿勢では胸部支持面角度(図2の①)を背上げ角度と定義し、これを、作業を行うことのできる最小の背上げ角度(以後、低負担背上げ角度)を背折れを行わない状態で探索した結果に設定することとした。

被験者は成人男性6名(男性5名、女性1名、身長

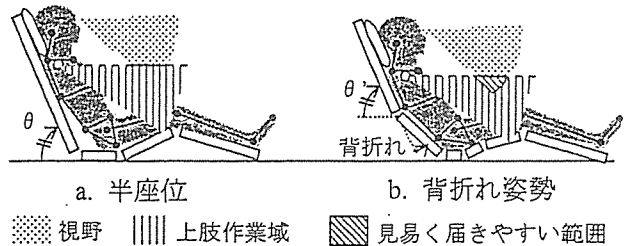
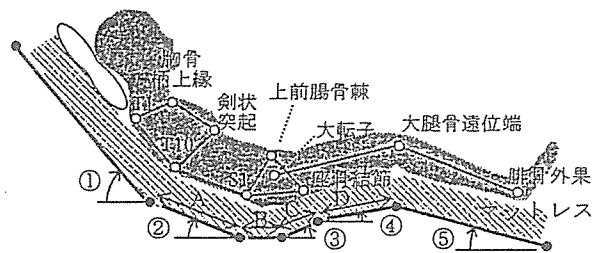


図1 半座位と背折れ姿勢



- ① 胸部支持面角度 = 背上げ角度
- ② 腰部支持面角度
- ③ 大腿近位支持面角度
- ④ 大腿遠位支持面角度
- ⑤ 下腿足部支持面角度
- A. 腰部支持面長
- B. 臀部支持面長
- C. 大腿近位支持面長
- D. 大腿遠位支持面長

図2 背折れ姿勢

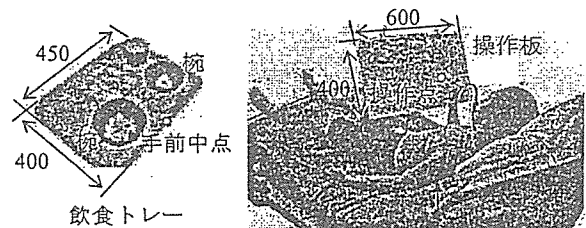


図3 実験風景と実験装置

1638~1800 mm、体重 50~106 kg)とし、ギャッチベッド(オカムラ:L856WCP-X)とマットレス(パラマウントベッド:プレグラー)、および図3に示す高さや角度を自由に調節できる枕を用いて、飲食と操作それぞれについて実験を行った。

飲食のタスクは図3に示すトレイ上の食器の中身の確認と食器の取り置き・口元への移動、操作は図3に示す傾斜を自由に調節できる板上での書字とした。ただし、トレイおよび操作板は被験者の好みの位置に調節してよいものとした。

その結果、トレイを体の左側、操作点を体の右側に配置することによって、飲食では51° ($\sigma=2.4$)、操

作では 33° ($\sigma=3.4$)まで背上げ角度を下げられることがわかった。体側部への配置が好まれたのは、什器と体の干渉を避けて作業位置を下げ、頭部を枕で支持したまま回旋することによって楽に見られるためと考えられる。

3. 快適背折れ姿勢の推定

低負担背上げ角度は行為に伴って変化するため、背上げ角度に応じ、背折れ姿勢の条件(支持面角度②~⑤, 支持面長 A~D, 図 2 参照)をそのつど調節する必要がある。この多数の寸法と角度の調節を簡素化するために、図 4 に示す身体モデルを用いて、調節量の推定を行った。快適な背折れ姿勢を取るためには、胸部(第 10 胸椎部)と膝部(大腿骨遠位端)で身体とベッドの屈曲位置を合わせ、仙骨部と大腿部の支持面を身体にフィットさせる必要がある。身体表面は屈曲に伴って伸縮するため、ベッドは、表 1 に示す身体仮想屈曲中心を基準に、図 4b のように伸縮しながら屈曲することとした。また、図 4c のように骨盤の回転に伴って臀部支持面を伸縮することにより、仙骨部と坐骨部に隙間が生じないようにした。モデルの身体各部の寸法は表 2 に示す身長比で与えた。背上げ角度に応じたその他の支持面角度は、表 3 に示す背上げ角度との関係式で設定した。

モデルによる推定条件の有効性を評価するために、身長異なる被験者 2 名(身長 1680 mm, 1743 mm)を、背上げ角度 15~60° の 15° 間隔で推定条件にセッティングした実験用 7 分割ベッドに寝かせた。3 次元計測装置ベクトロン(小坂製作所: VEC-400)を用いて身体特徴点(図 2 参照)とベッドの各支持面の端点の位置を計測した一例を図 5 に示す。図 5 に示した胸部と膝部の身体とベッドの屈曲位置のズレをまとめた表 4 より、身体とベッドの屈曲位置を約 50 mm の範囲で一致させることができることを確認した。また、被験者への聞き取りによって、実験を行った全ての条件において仙骨部に隙間が生じないことがわかった。

このモデルを用いて低負担背上げ角度の背折れ姿勢を推定し、提案姿勢とした。その一例として、身長 1700 mm の場合のベッド条件を図 6 に示す。

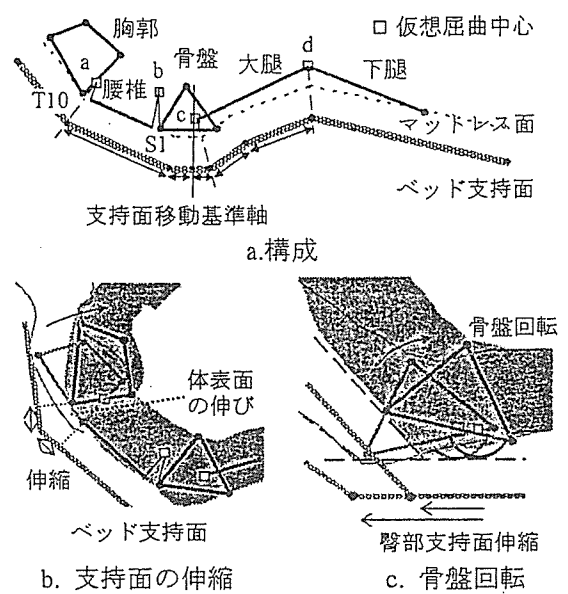


図 4 推定モデル

表 1 身体屈曲中心

身体部位	仮想屈曲中心
a. 胸部	第10胸椎部(T10)の身体表面から45 mm
b. 腰部	仙骨部(S1)の身体表面から93 mm
c. 股関節	大転子
d. 膝関節	大腿骨遠位端外側上顆

表 2 モデルの寸法

身体部位	身長との割合
胸部(第1胸椎-第10胸椎)	0.122
腰椎(第10胸椎-仙骨)	0.132
骨盤(仙骨-座骨)	0.110
大腿(大転子-大腿骨遠位端)	0.236
下腿(大腿骨遠位端-腓骨外果)	0.234

表 3 支持面角度の推定式

身体部位	角度推定式
胸部	背上げ角度
腰部	背上げ角度×0.441
大腿近位	36°(=大腿遠位+14°, const)
大腿遠位	22°(=const)
下腿側部	26°(=const)

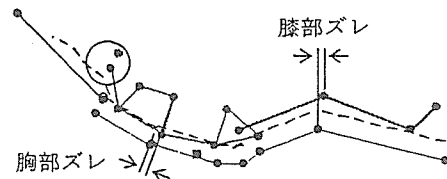


図 5 推定条件での姿勢計測結果

表 4 身体と支持面の屈曲位置のズレ

背上げ角度 (°)	被験者1(身長1680 mm)		被験者2(身長1743 mm)	
	胸部ズレ (mm)	膝部ズレ (mm)	胸部ズレ (mm)	膝部ズレ (mm)
15	7	53	48	43
30	10	57	43	40
45	18	58	17	18
60	23	50	22	40
平均	15	55	33	35
標準偏差	7.3	3.7	15.3	11.6

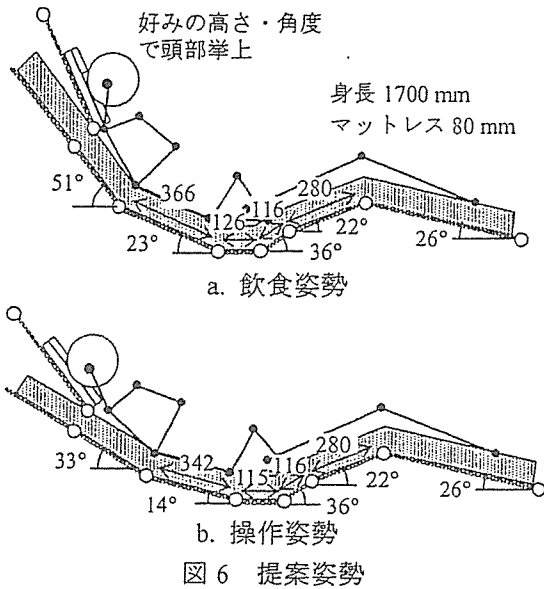


図6 提案姿勢

4. 快適什器配置の探索実験

被験者 8名(男性 7名, 女性 1名, 身長 1638~1800 mm, 体重 50~106 kg)について, 2節と同様の食器と操作板(図3参照), および実験用7分割ベッドを用い, 提案姿勢における快適なトレーと操作点の配置を探索した. 図7に実験風景を示す.

各被験者が好んだ配置を胸骨柄上縁で重ねた結果を図8に示す. 図中の×印は, 各被験者間の配置の瞬間中心を求めた結果である. 飲食では, 瞬間中心が顔付近に集中し, その周りに扇状にトレーが配置された. これは, 各被験者が頭部を回旋して視線を下げ, その先に常に顔に向けてトレーを配置したためであると考えられる. このため, 全被験者のトレー手前中点(図3参照)の配置範囲を含む領域を, 左右外眼角点の midpoint を基準に上肢長 36~58%の扇系で近似し, 提案配置範囲とした(図8a斜線部). 高さ方向についても, 同様に全ての被験者の配置結果を含む左右外眼角点の midpoint から下方, 上肢長 28~45%の範囲とした.

操作では, 瞬間中心は右肩付近に集中した. これは, タスクを行う際に手部を机で支持するため, 飲食よりも上肢姿勢の快適さが追及されたためであると考えられる. このため, 右肩峰点を配置基準点とし, 全ての被験者の配置を満たす上肢長 58~66%の扇形(図8b斜線部)で, 右肩峰点から上方, 上肢長 12~23%を提案配置とした.

さらに, 什器の設計条件となるベッド周りの什器

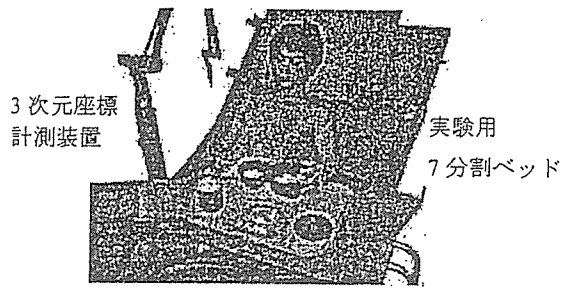
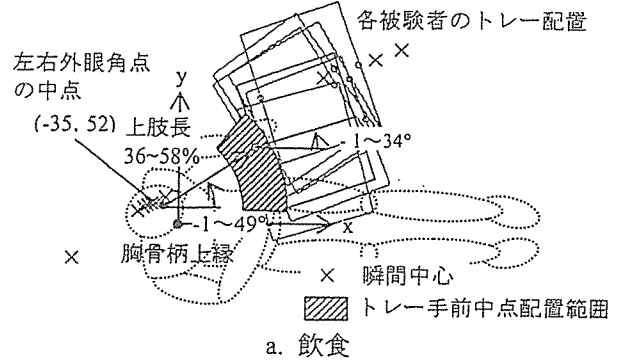
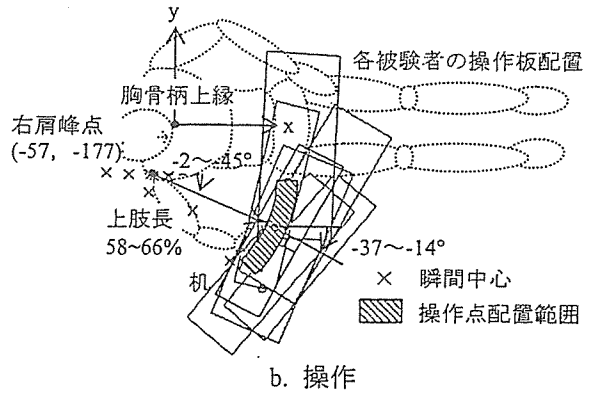


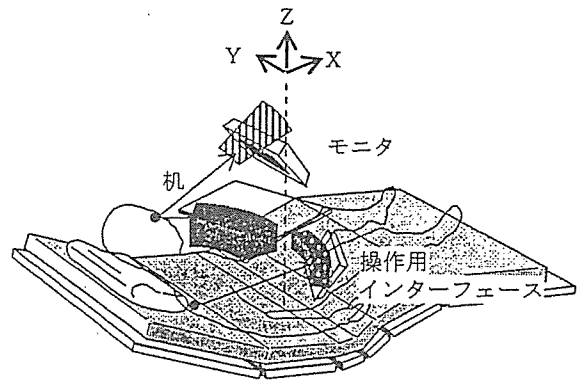
図7 実験風景



a. 飲食



b. 操作
図8 配置結果



■ トレー配置 ■ 操作点配置 ||| モニタ(画面中心)配置

図9 什器の配置イメージ

の可動域は, 体格に応じたベッドに対する基準点の相対位置に, 図9のように各扇形を割り当てた範囲を満たす領域となる. 表5に, 図9に示した臀部支持面から下肢方向の水平距離 X, 臀部支持面の中心

表5 什器の可動範囲(mm)

	X	Y	Z(+マットレス厚)
机(手前中点)	-213 to 115	45 to 373	106 to 340
インターフェース(操作点)	-208 to 89	-529 to -161	293 to 430
モニタ(画面の中心)	-263 to 142	/	564 to 919

から左方向の水平距離 Y, 臀部支持面からの垂直距離 Z で定義した, 女性 5%tile から男性 95%tile の可動域を示す. 図9 および表5には, 同様に探索したモニタ(画面の中心)の可動域も示した.

5. 提案姿勢と什器配置の評価

5.1 体圧分布による姿勢の評価

男性被験者3名(身長1640~1700mm, 体重53~75kg)について, 身体接触面の体圧分布を体圧計測シート(ニッタ: HUGE-MAT)で, 坐骨部・尾骨部の体圧集中の大きさを流体式部分体圧計測器 CELLO(ケーブル: CR-270)で計測した結果を図10に示す. 図10より, 提案姿勢では従来姿勢で支持されていない腰部が支持され, 体圧が分散されたことがわかる. この結果は, 官能検査において提案姿勢で仙骨部の隙間が減ったことが快適と評価されたことと合致する. また, 圧力も広範囲に分散する傾向が見られた. 特に, 尾骨部では従来条件と比較して10~32%体圧集中が減少した.

5.2 筋電による作業性の評価

成人男性被験者1名(身長1700mm, 体重75kg)に, 比較的筋力を要すると考えられる飲食時の下記の動作を行わせ, 頸部(僧帽筋上部), 肩部(僧帽筋下部), 上腕部(上腕二頭筋)の筋電を筋電計(日本光電: MEB-5508)を用いて計測した. 計測は, 提案姿勢と提案配置(以後, 提案条件), 背上げ60°の半座位でオーバーベッドテーブルを体正面に配置した場合(以後, 従来条件)の2条件で行った.

飲食動作: トレー上の食器(200g)を把持して口元へ運びもとの位置へ戻す

水飲み動作: コップ(370g)を把持して口元に運び, 実際に水を飲んだ後, 元の位置に戻す

図11に, 動作中の筋電の積分値を求めた結果を示す. 図11より, 提案条件の飲食動作では, 食器を持つ左上腕部の筋電が大きく減少したことがわかる(42%). これは, 提案配置では上腕部を動かさずに

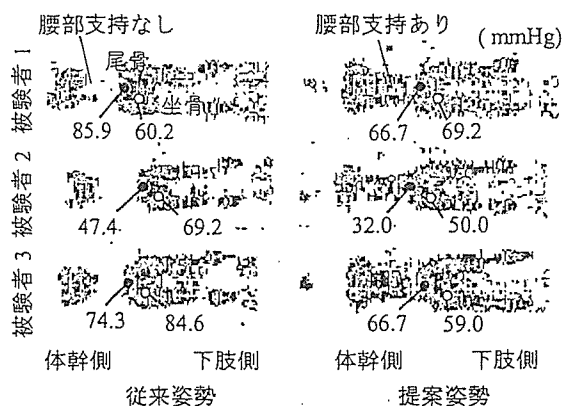


図10 体圧分布計測結果

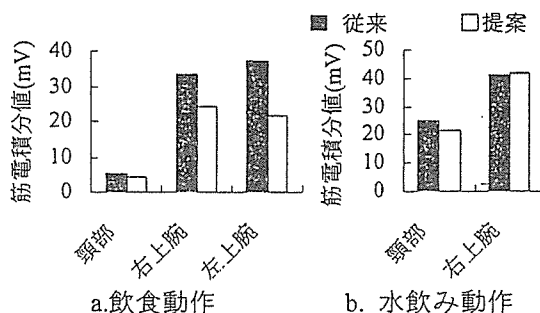


図11 筋電計測結果

前腕部の動作のみで作業を行ったためである. 水飲み動作の筋負担は提案・従来の両条件ではほぼ同等となった. この結果は, 官能検査の結果とも合致した.

6. 結論

胸部を51°に支え, トレーを体の左側に配置する飲食用の背折れ姿勢と, 胸部を33°に支え, 操作点を体の右側に配置する操作用の背折れ姿勢を提案した. これらの姿勢は, 作業の筋負担を増やさずに身体負担を軽減することができる.

本研究の一部は, パラマウントベッド株式会社の助力を得た. ここに記して謝意を表す.

参考文献

- 1) 木村静ら: ヘッドアップ角度の違いが身体・精神面の安全・安楽に及ぼす影響, 第9回看護人間工学会誌, 2001
- 2) 佐々木由理ら: 7分割ベッドの開発と覚醒半座位姿勢の提案, 第12回人間工学会システム連合大会抄録集, p.34, 2004
- 3) 大河原千鶴子ら: 看護の人間工学, 医歯薬出版, 東京, 初版, 2002

〒223-8522 横浜市港北区日吉3-14-1
 慶應義塾大学理工学部
 機械工学科山崎研究室 川本貴志
 Tel: 045-563-1151(内線42094)
 E-mail: mr051503@hc.cc.keio.ac.jp

MEASUREMENT OF AROUSAL LEVEL USING IMAGE PROCESSING OF EYE-OPENNESS

Rina Moriyama¹, Nobutoshi Yamazaki²

¹National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities, Tokorozawa, Japan

²Faculty of Science and Technology, Keio University, Yokohama, Japan

INTRODUCTION

Heavy eyelids are often experienced when people get sleepy. It is known in physiology that the musculus levator palpebrae superioris, which opens and closes the eye, receives the sympathetic nerve innervation. Therefore, drooping of the upper eyelid can be presumed as caused by muscle laxation due to arousal decrease. Consequently, we focused on eye-openness, obtainable for contact-free from face images, and examined its validity as an objective measure to evaluate arousal level at a relaxed state with mental work (e.g. reading on bed). For this purpose eye-openness degree was defined from the palpebral fissure length and compared with electroencephalogram (EEG) and subjective evaluation of facial expression.

MATERIALS AND METHODS

Image processing of eye-openness degree: Palpebral fissure length was extracted as follows using the face images obtained in after-mentioned experiment. After denoising, the video images were converted to bitmaps at a rate of 10 frames per second. These bitmaps were loaded sequentially to a program written in C.

Width, height, and center coordinates of the eye in the first frame were given by hand as the initial condition. And a window (Fig 1. left) that follows eye motion was used to reduce the eyebrow noise and to raise the efficiency of image processing. Binarization was carried out within the window, and threshold level was decided individually so that it separates the eye and the eyelid. The center of the window was set according to the eye center of the previous frame. Eye center was calculated based on the coordinates of the detected entocanthion and the initial width and height of the eye. As shown on Fig 1. right, this detection was done by scanning the entocanthion from bottom to top starting at the lower right pixel. A vertical line that passed through the center was defined as the center line. Along this line, from bottom to top, a black pixel that belonged to the eye area was detected. As the black pixel was found, contour tracing was done within the black area. In this way, noises like the shadow of a double eyelid were eliminated, and the eye area was determined as the area bounded by the contour. On this contour, the distance of the upper and lower pixels was calculated around the

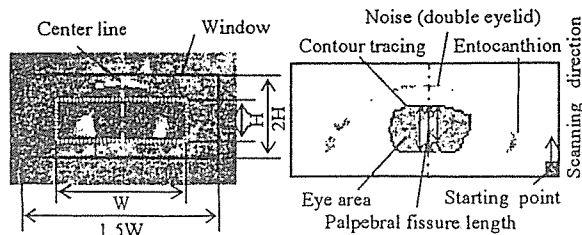


Fig 1. Analysis window and palpebral fissure length.

center line, and the maximum value was defined as the palpebral fissure length. Using these methods after preparing the image files, the palpebral fissure length was acquired automatically for 0.04 s/frame with Pentium (R) 4 CPU 2.40 GHz.

An example of the time-series data of palpebral fissure length is shown in Fig 2. It contains blinkings and the value depends on the shooting distance and subjects' natural eye-size. Consequently, a median filter was applied over every 50 points to eliminate the noise of blinkings, and 1 min moving average was applied for smoothing. Furthermore, size-standardization was carried out so that the palpebral fissure length of the opened eye would be "1" and that of the closed eye would be "0" when subject is at complete waking state. This standardized value was determined as the eye-openness degree.

Experiment for comparison with conventional arousal measure: Eye-openness degree, EEG, and sleepiness level by facial expression [1] were measured during e-book reading on bed. So as not to excite subjects, a reading material was chosen from typical literary works. A monitor was set to subject's preference at the proper position for reading, which was about 600 mm above the head. At the bottom of the monitor, a small CCD camera (DXL-LS1, Sony, Tokyo) was attached for shooting the face. Subjects were 17 healthy students who had good vision and normal sleep-wakefulness cycle. Experiments were carried out under each subject's consent. As instructions on the previous day, subjects were told to obtain enough sleep and avoid ingestion of caffeine and alcohol.

Subjects were laid at a spine position in a silent room (temperature: 25 degrees C, illumination intensity: 250 lx). For size calibration, the face images (768 by 494 pixels) were first taken when gazing at a regarding point shown at the middle of the monitor with the eye open and closed. Then, the image during reading was taken and recorded on DVD. Simultaneously, EEG activity of the parietal lobe was recorded with a clinical electroencephalograph (Neurofax EEG-5414, Nihonkohden, Tokyo). Time constant was set at 0.3 sec, and a high frequency filter (30 Hz) was used. The brain wave was led by referential derivation using ear short from Mid-Parietal (Pz) in accordance with the ten-twenty electrode system. The final data was logged on PC as digital at 100Hz via AD converter (PS-2032GP, TEAC, Tokyo).

Experiment was performed at one of two terms (morning: 9:30-12:30 or evening: 15:30-18:30) excluding the early afternoon when people are considered to be sleepy from the very start because of the arousal circadian variation [2]. One session was 25 min, which has been confirmed by pilot studies that arousal decrease could be observed and subjects do not get tired.

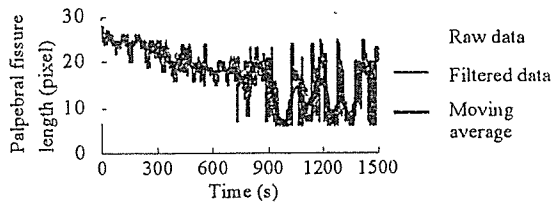


Fig 2. Time series of palpebral fissure length.



Fig 3. Sleepiness level and facial expression.

Acquisition of sleepiness level by facial expression: "Sleepiness level by facial expression" is a measure that applies human's perceptual ability of facial expression in judging a person's sleepiness. It is obtained by rating sleepiness levels into 5 different grades every 5 sec, namely 1: not sleepy at all, 2: a little sleepy, 3: definitely sleepy, 4: very sleepy, and 5: extremely sleepy (Fig 3.)

EEG analysis: Theta to alpha activity (4.0-13.0 Hz) was used as the EEG measure. Spectrum analysis was done on 5 sec epochs using a general-purpose software for time series analysis (MemCalc ver2.0, GMS, Tokyo). The power spectrum was integrated within each epoch, and 1 min average was calculated every 5 sec.

Statistical analysis: Eye-openness and EEG data change nonlinearly as arousal decrease (Fig 4. (a), (c), (d)). Therefore, spearman's rank-correlation coefficient was calculated for each subject between eye-openness degree and other two measures. T-test was also done. This analysis was made on 12 subjects excluding 5 who showed little decrease in arousal level.

RESULTS

Trends of sleepiness level by facial expression and eye-openness degree were similar (Fig 5. (a)), and there was a very high rank-correlation whose coefficient was -0.92 ± 0.05 (average \pm SD, $p < 0.001$) between them (Fig 4. (b)). No significant difference was shown between morning and evening groups. A rank-correlation coefficient between EEG and eye-openness degree was -0.64 ± 0.17 ($p < 0.001$) excluding 3 subjects who showed different EEG tendencies from other ones (decrease or be constant as sleepiness level by facial expression increases).

DISCUSSION AND CONCLUSIONS

Eye-openness degree was extracted automatically from face images and was found to have a very high rank-correlation with subjective evaluation of facial expression. This is because the subjective sleepiness level is determined by laxation of facial muscles and drooping of upper eyelids [3]. With the results of this experiment, eye-openness degree is considered to be a valid measure that can evaluate arousal level as good as sleepiness level by facial expression, avoiding evaluators' loads.

On the other hand, EEG power normally increases when arousal decreases (Fig 5. (c)), but there were inter-individual difference in the increasing amount and some subjects did not show such increase or show the

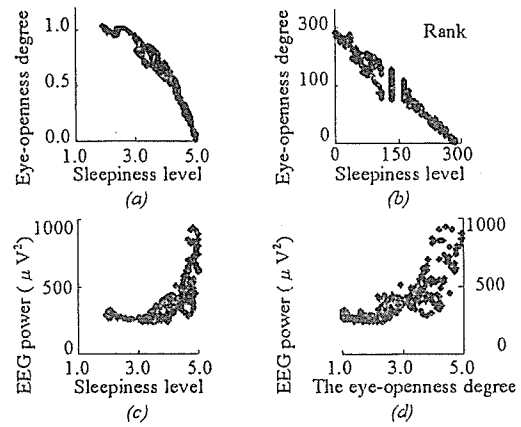


Fig 4. Correlation chart (example).

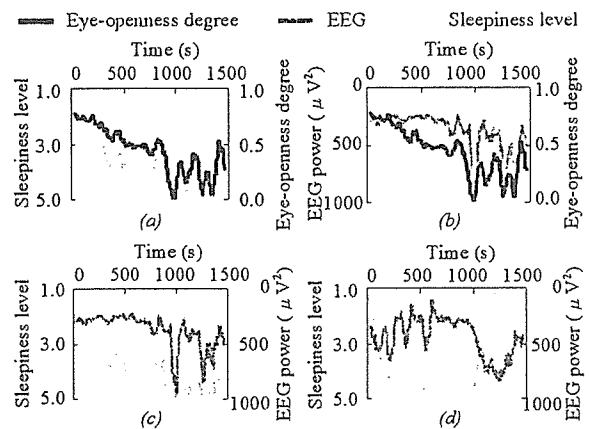


Fig 5. Comparison between each trend (example).

contrary tendency (Fig 5. (d)). One reason is phase lags of trends between EEG and facial expression (Fig 5. (b)). Another possible factor may be effects on EEG other than arousal level. Because EEG was measured during mental work with visual activity, appearance of alpha wave could be inhibited by reading though subjects were at a relaxed state. The result on EEG is summarized as follows: eye-openness degree showed basically high correlations with EEG measure, but the large inter-individual differences suggests that EEG is not proper as a general measure for evaluating arousal level during mental work.

In concluding, we found eye-openness degree, which was obtained semi-automatically, had good measurability comparable with sleepiness level by facial expressions. With this measure, the arousal level can be evaluated without placing any electrodes, or interfering subjects' work unlike questionnaires and reacting time measurement.

REFERENCES

- [1] Numata N, Kitajima H, Goi Y and Yamamoto K (1998) *Analysis of drivers' behaviour before and after crashes in simulated expressway driving to predict sleepiness levels for doze alarm activation*, JSAE Review, 19:269-275.
- [2] Chase M., Weitzman ED (1983) *Sleep disorders : basic and clinical research*, 1, Lancaster: MTP Press.
- [3] Ueno H, Kaneda M, Tsukino M, (1994) *Development of drowsiness detection system*, IEEE Vehicle Navigation & Information Systems Conference Proceedings, 15-20.

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り、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	○	○						
構造	作業性向上	○	○						
	身体安全性				○				
	運搬性					○	○		
	乗降性						○		
使用	操作性							○	○
	駆動安全性								○
	マットレス				○		○		
	什器						○		
	計測器				○		○		

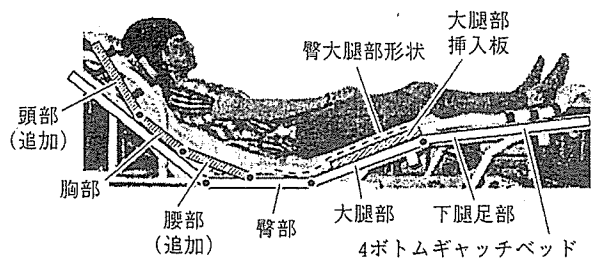
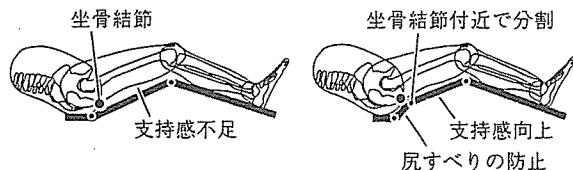


図1 追加支持面

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.

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ボトムのギャッチベッド(オカムラ製作所:L856WCP-x)の体幹部に、9mm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(151~158cm, 平均155.5cm)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

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9mmの板を入れて大腿部形状に沿わせたところ、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⁸⁾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、90mm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