

表3 スイッチ仕様

| 型番 | 許容操作速度 | 操作頻度 | 接触抵抗 | 耐久性 | 質量 | |
|------------|-------------|---------|--------|-------|-------|------|
| | [mm/s] | [回/min] | [mΩ] | [回] | [g] | |
| V-156-1B5 | 0.1~1000 | 30 | 15以下 | 10万以上 | 約6.2 | |
| 型番 | 定格電圧・電流 | | 耐電圧 | 接触抵抗 | 耐荷重 | 動作力 |
| | [V] | [A] | AC [V] | [Ω] | [kgf] | [gf] |
| OT-41BPM-W | AC/DC28V-1A | | 500 | 1.0以下 | 150 | 350 |

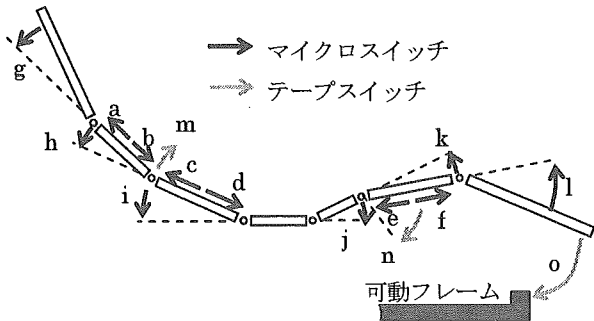


図11 干渉パターン

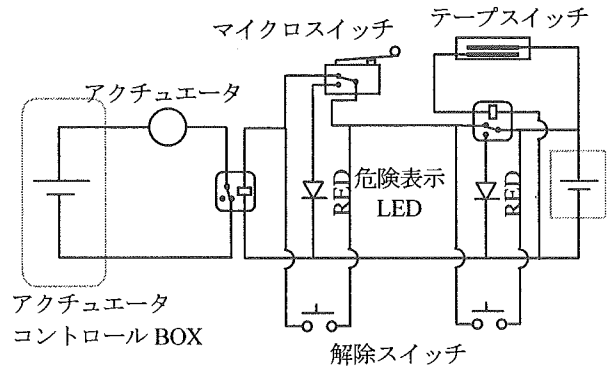
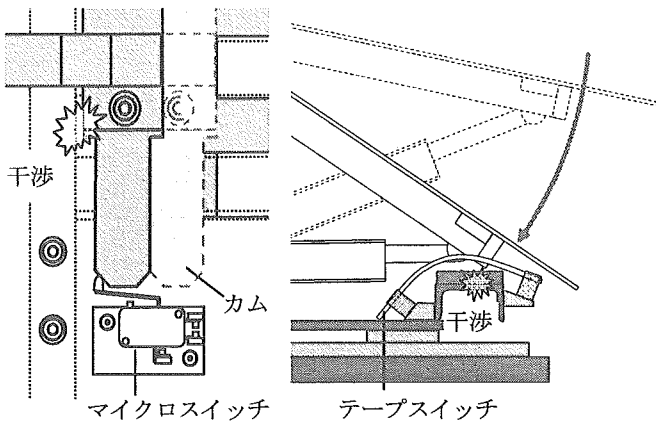


図13 安全システム基本回路



(1) マイクロスイッチ (2) テープスイッチ
図12 スイッチ取り付け方法

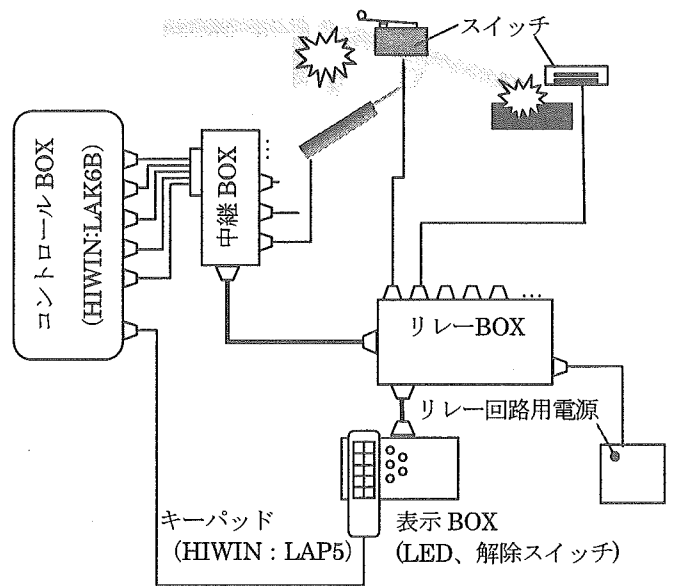


図14 システムの構成

3. 安全システム

3.1 スイッチの取り付け

干渉防止スイッチの取り付け位置を図11に示す。a~lは、アクチュエータのストロークが設定可動範囲を上回るために、可動限界で干渉が生じる箇所である。マイクロスイッチは、図12(1)のようにカムで押すようにし、力を逃がしてスイッチ自体が破損しないようにした。

図11のmとnでは、スイッチの取り付けスペースが狭いため、テープスイッチ(オジデン:OT-41BPM)を用いた。また、oは下腿支持面が下肢側ユニットの可動フレームに干渉する場合であるが、支持面長と支持面角度の組み合わせによってぶつかる位置がさまざまであるために、図12(2)のように、干渉する可動フ

レームのチャンネルの上部全体を覆うようにテープスイッチを配置し、全ての干渉パターンを検出できるようにした。表3に使用したスイッチの仕様を示す。

3.2 システムの構成

安全システムの基本回路を図13に示す。本システムは、図14に示すようにコントロールBOXとキーパッド、リレー収納BOX、リレー回路用のスイッチング電源、LEDによる警告と自動停止解除を行う表示BOX、コントロールBOXとリレーBOXの中継BOXで構成した。

コントロールBOXとキーパッドからなる回路にリレー回路を割り込ませ、安全のために常時電圧がかかっている状態で、スイッチが on になるとリレー回路が off になって、アクチュエータが停止するようにした。この強制停止時には、表示BOXのLEDが点灯して警告をする。復帰は、解除スイッチで一時的にリレー回路を on にしてアクチュエータを逆方向に動かし、スイッチを元の状態まで戻すことで行う。

このシステムは、表示BOXを除いて体幹と下肢側に分け、図15に示すように各ユニットのフレーム内に収納した。

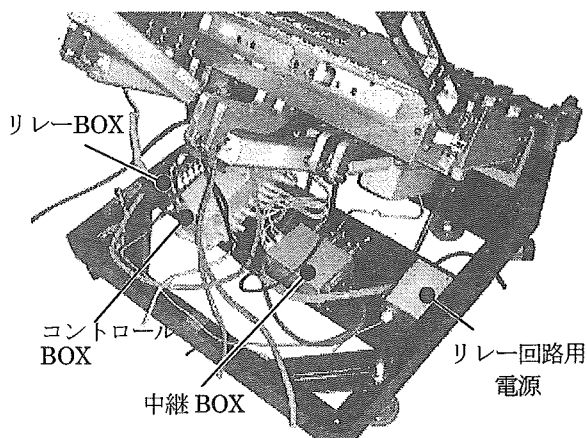


図15 BOXの収納

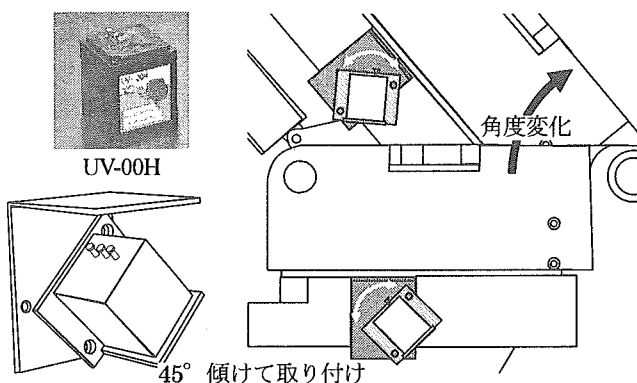


図16 支持面角度検出

4 計測システム

4.1 検出方法とセンサの取り付け

(1) 角度検出

臀部を除く支持面の絶対角度計測用に6個、マットレスの形状計測用に16個の傾斜計を用いた。

ベッド支持面下の梁に取り付ける傾斜計は、小型で精度が良く、角度計測範囲が広いUV-00H(緑測器)を使用した。ただし、体幹側の絶対角度は90°に達するため、傾斜計の検出範囲である±60°を超えないように、図16のようにL型のアングルを組み合わせ、水平に対して45°傾けて取り付けた。

また、背上げに伴って変化するマットレス面形状は、図17のようにマットレス上に傾斜計を16個並べることで計測した。傾斜計は直径23mmのUV-1W(緑測器)を用いた。

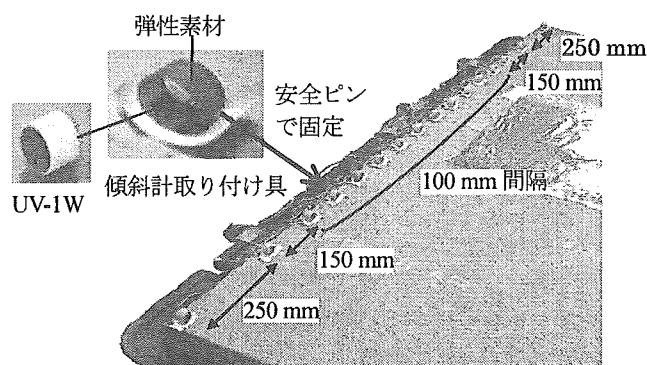


図17 マットレス形状検出

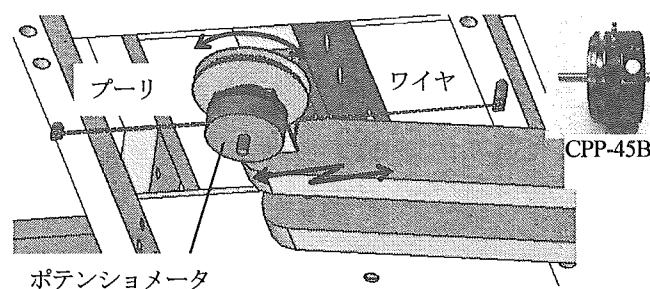


図18 ポテンシオメータ取り付け方法

表4 センサ仕様

| 傾斜計 | 型番 | 検出範囲 [°] | 計測精度 [°] | 印加電圧 [V] | 負荷抵抗 [Ω] | 消費電流 [mA] | 外形 [mm] | 質量 [g] |
|----------|----------|-------------|-------------|----------------|--------------|--------------|------------|-----------|
| | | UV-00H | ±60 | 0.8 | DC5±0.5 | 10k以上 | 10以下 | □30×40 |
| | UV-1W(b) | ±45 | 2 | max DC10 | 5M以上 | | φ23×16 | 10 |
| ポテンシオメータ | 型番 | 抵抗値 [kΩ] | 分解能 [%] | 印加電圧 max[V] | 有効電気角 [°] | 定格電力 [W] | 外形 [mm] | 質量 [g] |
| | CPP-45 | | 0.3 | 1000 | 350 | 3 | φ45×18 | 60 |

(2) 変位検出

寸法調節量の検出には、直動型ポテンシオメータが便利であるが、本実験ベッドでは、設置部寸法に対して調節量が大きいため、図 18 のように回転型のポテンシオメータにプリーを取り付け、ワイヤを張って回転変位から直線変位を検出することとした。

ポテンシオメータには、回転抵抗が小さく、分解能が無限小であるコンダクティブタイプ（緑測器：CPP-45B）を使用した。

胸部・腰部・臀部・大腿部の調節量はそれぞれ、65 mm、190 mm、80 mm、175 mm であるため、ポテンシオメータの有効検出角度 350° 内に収めるように、プリーの直径は胸部で 37 mm、腰部・大腿部で 60 mm、臀部で 28 mm とした。

使用した傾斜計とポテンシオメータの基本仕様を表 4 に示す。

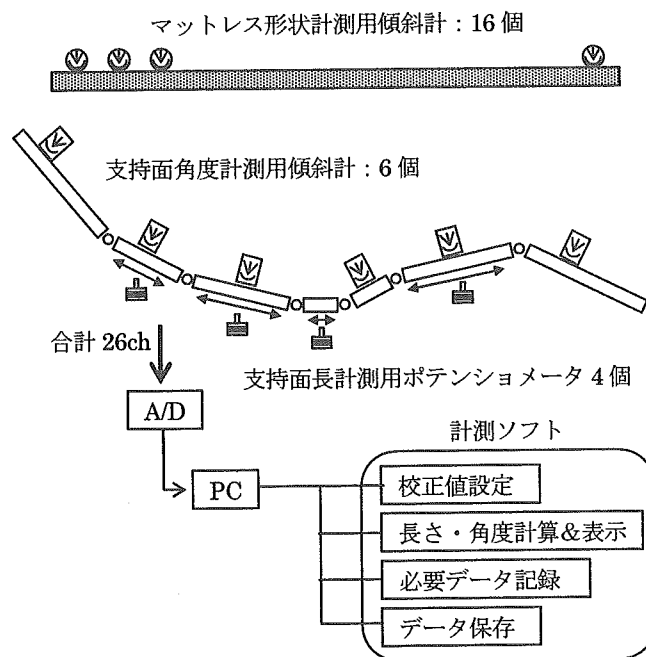


図 19 システムの構成

4.2 計測システムの構成

センサからの入力信号（寸法 4ch、角度 6ch、マットレス 16ch）は、図 19 のように、A/D 変換器を介して PC に入力し、次節に示す計測ソフトを用いて実寸法と角度に変換し、表示と保存ができるようにした。

4.3 計測ソフトの構成

計測ソフトは、入力信号の校正係数の設定、角度・寸法の校正演算とリアルタイム表示、角度・寸法の形状データの取得、保存ファイルの作成を行う。これらは、初期設定画面、計測・表示画面、保存画面の 3 画面で操作できるようにした。

ソフトの機能と、画面との関係を図 20 に示す。サンプリング周波数は、10 Hz で統一し、最大 180 秒分のデータを csv 形式で保存できるようにした。ただし、リアルタイム表示は、数値を見やすくするために 2 Hz に間引きをして行った。

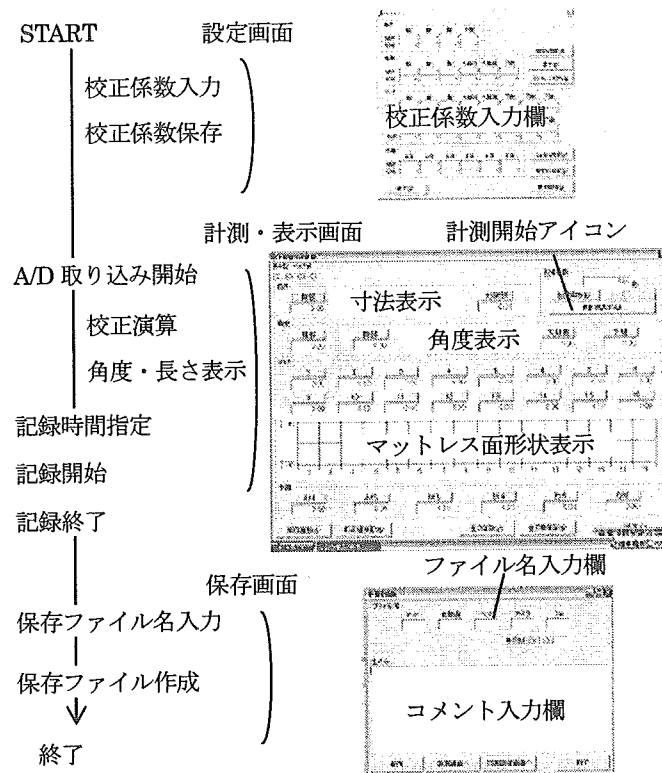


図 20 ソフトの基本機能と構成

なかった。幅については、目標に比べて外形はよりコンパクトに、実支持面はより大きくなっている。

また、運搬時のユニットごとの最小寸法は、図 22 のように体幹側で W800×L700×H930 mm、下肢側で W800×L740×H520 mm となり、エレベータやドア通過を含む運搬性にも問題はなかった。

5. 実験ベッドの評価

5.1 設計の実現性評価

実験ベッドの概観を図 21 に、外形寸法を表 5 に示す。高さは目標値を満たし、ベッドへの乗降性に問題は

重量は合計値であり、ユニット単位ではほぼ半分である。なお、市販の3アクチュエータのギャッチベッドは約85~110 kgであることから、10アクチュエータの本ベッドはかなりの軽量化を達成していることが分かる。

なお、キャスタ使用時には床面とフレームとの距離は50 mm程度であるが、アジャスタパッドによる高さ調節を行えば、床上スペースは約100 mmまで確保でき、オーバーベッドテーブルやモニタ台などの脚をベッド下に差し込むタイプの什器の使用も可能になる。

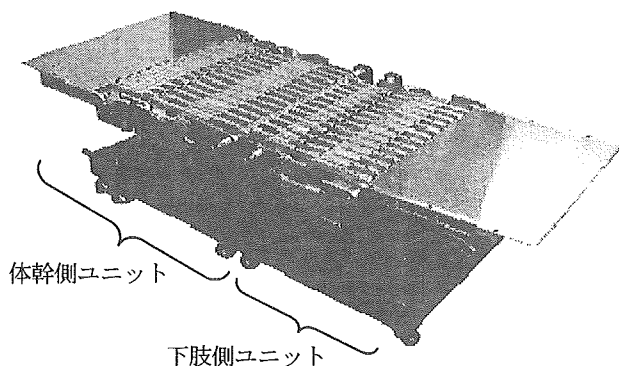


図21 実験ベッド全体図

表5 ベッド外形寸法

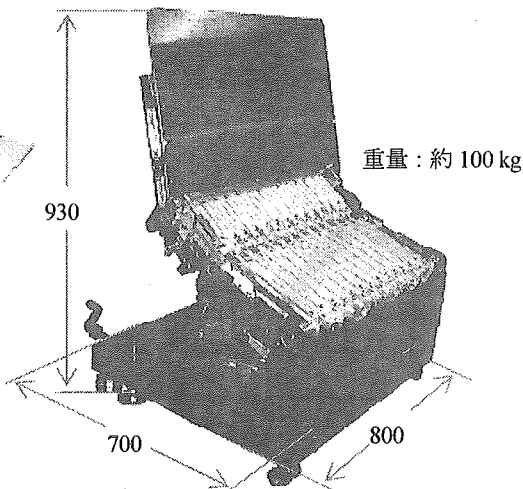
| 使用時 | | |
|-----------|-----------|-----------|
| [mm] | 目標値 | 実測値 |
| 高さ | 400 | 400 |
| 最大幅 | 850 | 800 |
| 長さ | 1370~1820 | 1780~2227 |
| 支持面幅 | 700 | 715~770 |
| 床上スペース | | 50~100 |
| 運搬時(最小寸法) | | |
| | 目標値 | 実測値 |
| 高さ | - | 930 |
| 体幹幅 | 850 | 800 |
| 長さ | 850 | 700 |
| 高さ | - | 530 |
| 下肢幅 | 850 | 800 |
| 長さ | 850 | 740 |
| 重量[kg] | - | 約200 |

寸法と角度の調節量についても、表6に示すように全て設計目標値を満たした。

5.2 体格対応性の評価

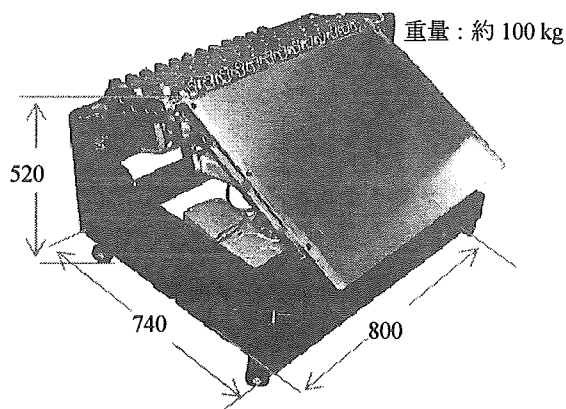
胸郭角度と身長別のベッド支持面条件を表7に示す。なお、 β' 、 ε' 、 ζ' は、絶対角度を示す。姿勢の計測結果を図23・24に、官能検査結果例を図25に示す。

標準体型に近い被験者Bの好みの状態では、支持面と身体の屈曲位置がよく一致し、官能検査結果からも



(1) 体幹側ユニット

単位: mm



(2) 下肢側ユニット

図22 運搬時全体図

表6 各支持面目標値と実測値

| | 支持面長[mm] | | | 角度[°] | | 角度の定義 |
|---|----------|---------|---------------|-------|------|-------|
| | 目標値 | 実測値 | | 目標値 | 実測値 | |
| ① | 500 | 500 | α | 30 | 44.5 | |
| ② | 165~230 | 165~255 | β | 30 | 36 | |
| ③ | 240~430 | 240~455 | γ | 70 | 73.5 | |
| ④ | 80~140 | 75~155 | - | - | - | |
| ⑤ | 90 | 90 | δ | 40 | 43.5 | |
| ⑥ | 190~365 | 190~365 | ε | 25 | 27.3 | |
| ⑦ | 500 | 500 | ζ | 45 | 45 | |

表7 ベッド条件

| | | 胸部支持面絶対角度 | | |
|-----|----------------|-----------|------|------|
| | | 30° | 45° | 60° |
| 角度 | $\beta+\gamma$ | 30.0 | 45.0 | 60.0 |
| | γ | 13.3 | 19.0 | 25.3 |
| | δ | 35.7 | 19.0 | 25.3 |
| | ε | 21.4 | 19.0 | 25.3 |
| | ζ | 12.5 | 19.0 | 25.3 |
| 寸法 | ③ | 295 | 316 | 336 |
| | 低身長 ④ | 102 | 107 | 115 |
| | ⑥ | 243 | 107 | 115 |
| | 標準 ③ | 320 | 342 | 362 |
| | ④ | 108 | 113 | 122 |
| | ⑥ | 280 | 113 | 122 |
| 高身長 | ③ | 337 | 359 | 379 |
| | ④ | 113 | 118 | 127 |
| | ⑥ | 302 | 118 | 127 |

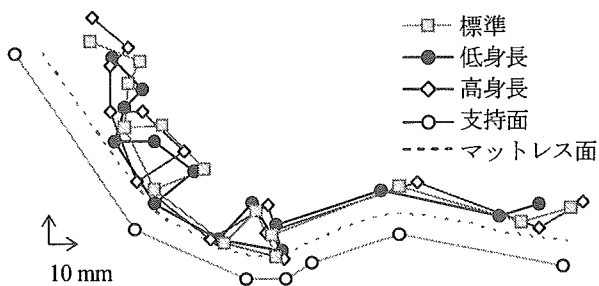
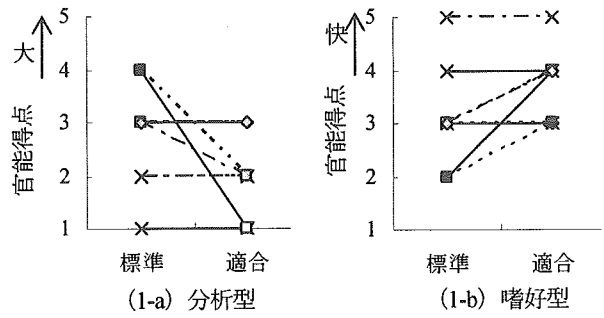
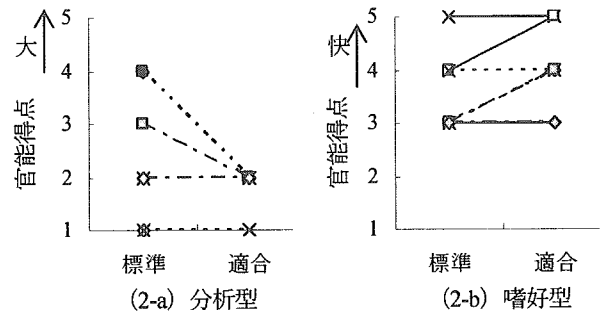


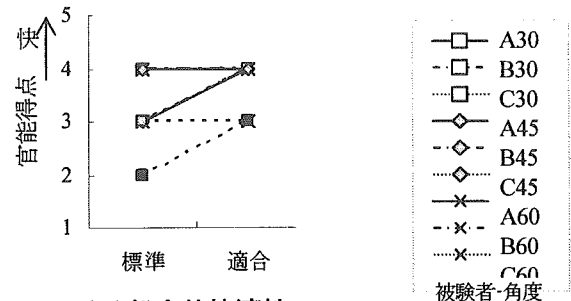
図23 姿勢計測結果



(1)腰部すき間



(2)大腿すき間



(3)総合的快適性

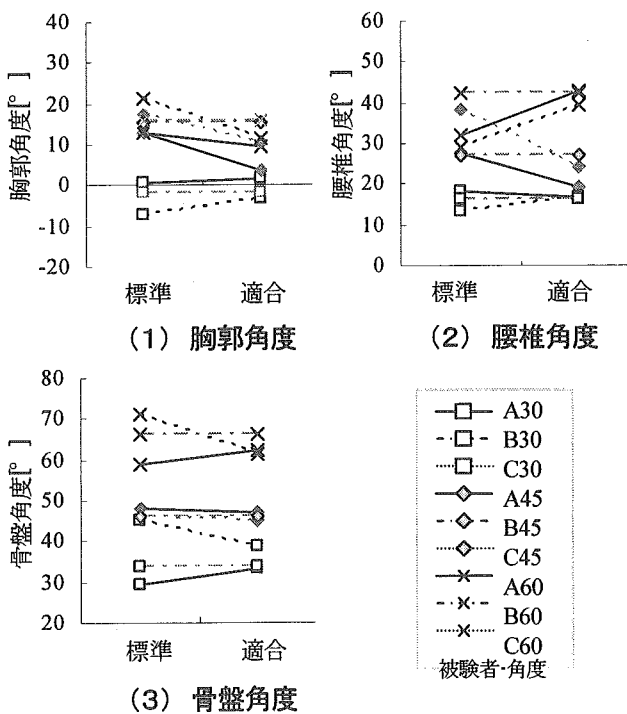


図24 体幹角度の変化

図25 官能検査結果

十分満足された。これに対し、低身長の被験者Aと高身長被験者Cでは、図22のように背部と膝の屈曲位置がずれ、図23から分かるように、体幹の姿勢が被験者Bと異なり、姿勢の崩れが見られた。また、腰部や大腿部のすき間が大きく、不快とされた。

一方、体格に合わせて調節を行った結果では、A、C共に被験者Bに姿勢が近づき、姿勢の崩れが解消され、快適性を保つことができた。

腰部と大腿部の最大寸法調節量は被験者Aで-67、-33mm、Cで+59、+22mmであり、設計仕様内であった。以上より、支持面の寸法調節を行えば、体格によらず、同様の姿勢が取れ、快適姿勢を実現できることが確認された。

D. 結論

支持面を7分割した実験ベッドの設計条件を決定し、これを実現する機構の設計と製作および部品の選定を行った。本ベッドは10台のアクチュエータで胸部・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。

来年度は、本ベッドを用い、ベッド上での自立と解除負担の軽減を実現する身体支持条件を探索する予定である。

E. 参考文献

1) 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）

分担研究報告書

臥床者生活者の覚醒度の評価

主任研究者 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研究員

研究要旨 ベッド上での生活の自立度を高めるには、日中の覚醒度を保つことが基本である。本研究では療養に干渉せずに覚醒度を向上させる具体的方策の提案を目的とし、このための基礎として、患者に負担をかけずに覚醒度を評価することができる非干渉・簡便な手法を開発した。評価指標の抽出では、読書中の顔画像の解析を行い、瞼の下垂に着目して開眼率を算出した。妥当性の検証のため、従来指標である脳波、眠気表情値と比較した結果、開眼率は眠気表情値と非常に高い相関を示すことが確かめられた。これより、開眼率を非干渉な臥床者の覚醒度評価手法として提案した。

A. 研究目的

昨年度は読書時の眼球運動の低下に着目して計測を行い、改行率により低覚醒状態を判別できることを示した。しかし、改行率の問題点として、高覚醒時にタスクの影響を受けることが明らかになった。このため、本年度はタスクに依存しない新たな指標を提案することを目的とし、瞼の下垂に着目して開眼度を求め、妥当性を検証した。

B. 研究方法

1. 実験条件

昨年度と同じにして以下の実験を行った。開眼度は画像処理により取得し、従来指標として用いられている脳波、および眠気表情値と比較した。

1.1 被験者および実験前当日の注意

睡眠障害がなく正常な視力を有する健常男女学生を被験者とした。体調を整えるため、実験に先立って以下の諸注意を与え、守るように指示した。また、実験開始の際に同意書、および体調などに関する簡単なアンケートの記入を依頼した。

- 1) 喫煙、およびカフェイン(コーヒー、紅茶など)、アルコール類の摂取は控えること。
- 2) 十分な睡眠(6~8時間)を取り、夜更かし、朝寝は避けること。

- 3) 食事は3食かかさず適切な時間に適量摂り、当日は実験開始の1時間前までに済ませること。

1.2 実験環境

室内環境は、室温 25°C、照度 500 lx で一定とし、蛍光灯の光が目直接入るのを防ぐため、天井に白い布製のテントをかけた(図1)。また、顔画像の撮影のため、直径 12 mm の小型 CCD カメラ (SONY 製 DXC-LS1) をモニタ下部に取り付けた。

1.3 タスク

患者の実際の生活を想定し、多く行われている読書とした。読書内容としては、覚醒度に影響を及ぼさないよう、読みやすく刺激が強すぎないものとして、夏目漱石の坊ちゃんを用いた。また、ページめくりのしやすさを考慮し、モニタ上で電子書籍を提示する方法をとった。電子ファイルのソースには、青空文庫(インターネット上で著作権が切れた作品の電子ファイルを無料公開しているサイト:<http://www.aozora.gr.jp/>)のテキストを使用した。

電子ファイルは、図2に示すように、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、被験者が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できるように設定した。

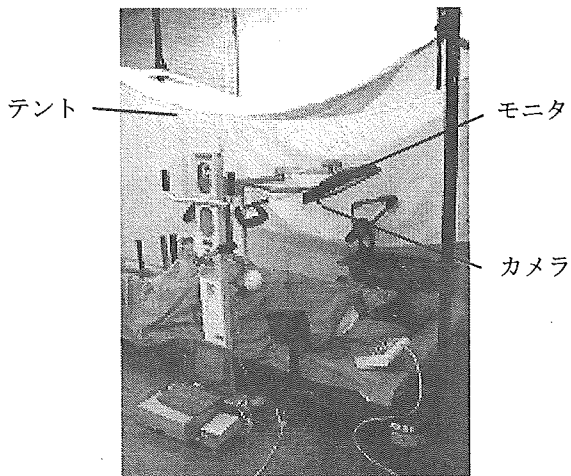
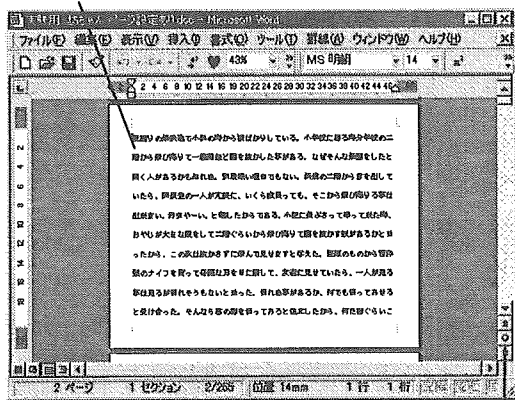


図1 実験風景

横書き、14pt



ページ送り

図2 タスク表示画面

モニタは図1のようにリフターとモニタアームを利用し、被験者の好みに応じて頭上の読書に適した位置（約 600 mm 上方）に設置した。

2. 覚醒度の計測実験

2.1 実験手順

目の大きさの規格化を行うため、臥位で画面中央の注視点を見せ、開閉眼を行わせたときの画像を撮影した。つづいてモニタに表示した小説を黙読させ、同様に顔画像（768×494 画素、モノクロ）を 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（TEAC 製 PS-2032GP）を用いて脳波の計測と記録を行った。脳波は国際 10/20 法に従って Pz に電極を配し、基準電極導出法（両側耳朶法）により、時定数 0.3 秒、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、日内変動により眠気が強い午後の早い時間は避け、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。また予備実験により、1 回の計測時間は覚醒度の低下が起これ、かつ被験者が疲労しない範囲の 25 分とした。

2.2 画像処理

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3に示すようなウィンドウを設定した。このウィンドウは、前フレ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。次に、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。この内眼角点より目の幅の半分の位置を目の中央線とした（図3）。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）。

2.3 開眼度の取得

眼裂長のデータには図4に示すように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¹⁾。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

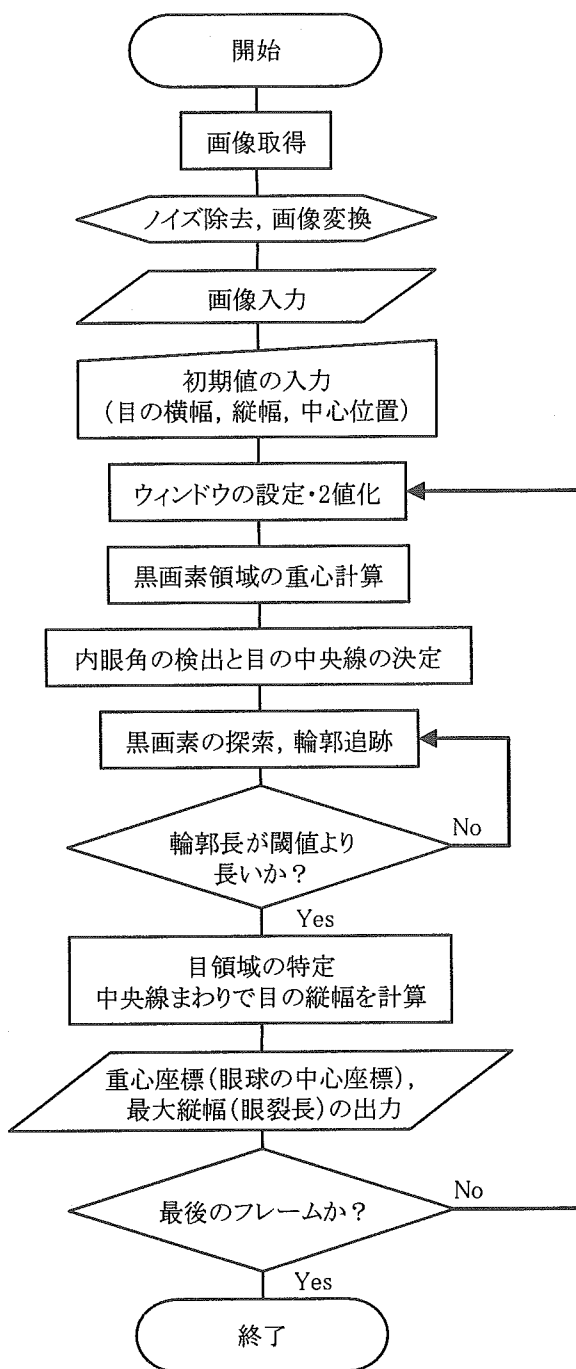
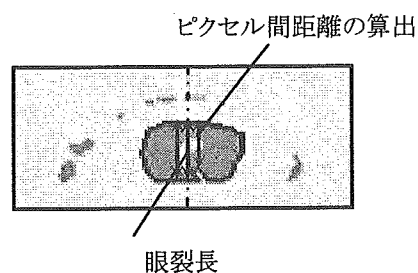
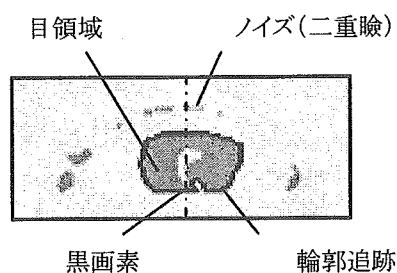
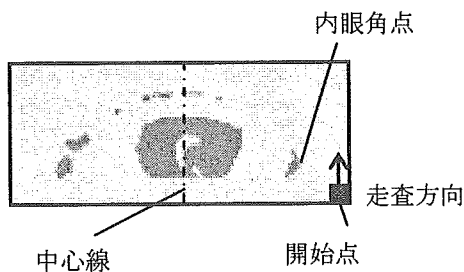
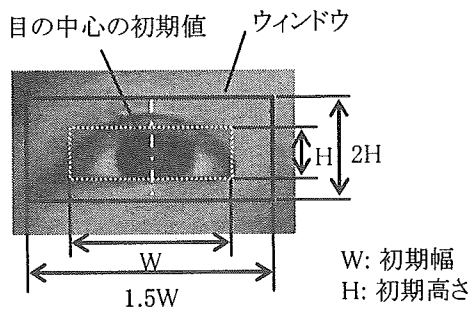


図3 画像処理の流れ

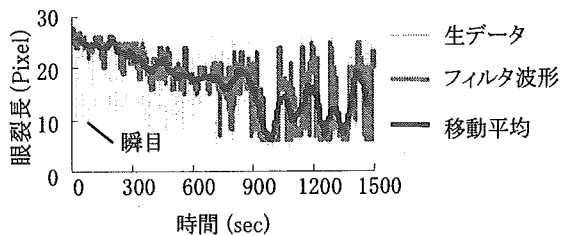


図4 眼裂長の時系列波形

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。

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



図5 眠気表情値と顔表情

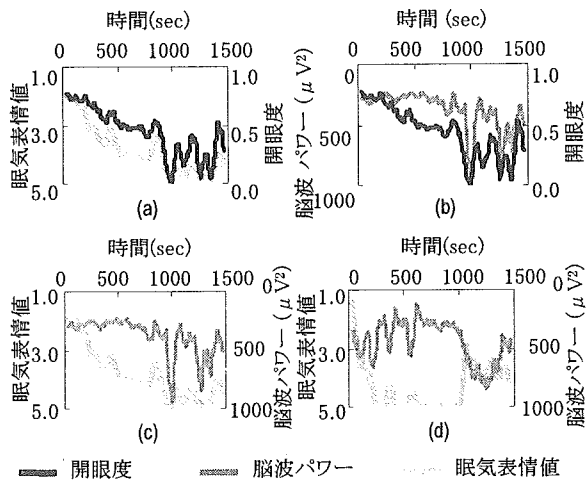


図6 各指標の時系列変化

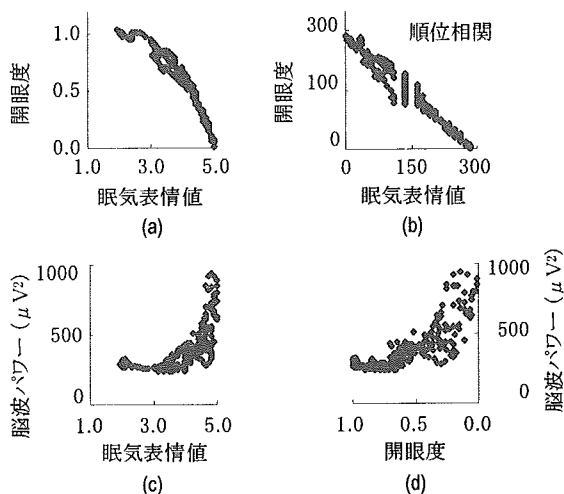


図7 開眼度の相関

2.4 従来指標の解析

(1) 脳波

$\theta \sim \alpha$ 波帯域の総パワー値を指標とした。汎用時系列解析ソフト (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。

(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 5)。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

図 6、7 に各指標の時系列変化と相関図の例を示す。覚醒度の低下 (眠気表情値の増加) にしたがって、脳波パワーは増大し、開眼度は小さくなる。眠気表情値と開眼度の関係は、 $y = -a \exp(bx) + c$ (x : 眠気表情値、 y : 開度) で線形化できる。しかしながら、式の各係数は被験者ごとにばらつくため、今回は線形化せずに順位相関を求めた。表 1 にこの順位相関と被験者の特徴を示した。

1. 脳波との比較

開眼度と脳波、眠気表情値と脳波との相関については脳波変動の個人差が大きく、被験者 5、6、10 のように非常に高い相関を示す者がいる反面、被験者 1 のように低い相関しか示さない者もいた (表 1)。また、被験者 3、11、12 では、覚醒低下時に脳波パワーが減少するなど、通常と異なる傾向が見られた。

この原因としては、今回の計測条件がリラックス状態における精神作業中の覚醒度評価であり、 α 波の出現が読書作業によって抑制されるなど、個人により覚醒度以外の要因が脳波の変動に影響を与えていることが考えられる。なお、相関係数に大きな個人差が見られたが、個人ごとでは、開眼度と脳波の間に、眠気表情値と脳波の関係とほぼ同等の順位相関が得られた。

以上より、リラックス状態における精神作業中では、脳波よりも開眼度の方が個人差によらず覚醒度を評価できると考えられる。

2. 眠気表情値との比較

開眼度と眠気表情値の変化傾向は特によく一致し、表 1 のように非常に高い値を示した。眠気表情値は、被験者に介入せずに長時間の時系列変化を評価できる手法として優れているが、評価に対する評価者負

表1 被験者の特徴と指標間の相関

| 被験者ID | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | 11 | 12 |
|-----------|-------|-------|---------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|---------|---------|
| 性別 | M | M | M | M | M | M | M | M | M | M | M | F |
| 年齢 | 22 | 22 | 23 | 18 | 23 | 23 | 19 | 23 | 21 | 22 | 26 | 22 |
| 時間帯 | a.m. | p.m. | a.m. | a.m. | a.m. | p.m. | p.m. | a.m. | p.m. | a.m. | p.m. | p.m. |
| 脳波の傾向* | | | × | | | | | | | | × | × |
| 順位相関係数 | | | | | | | | | | | | |
| 開眼度と眠気表情値 | -0.87 | -0.82 | -0.87 | -0.95 | -0.93 | -0.98 | -0.90 | -0.98 | -0.91 | -0.95 | -0.94 | -0.91 |
| 開眼度と脳波 | -0.32 | -0.62 | -(0.09) | -0.56 | -0.82 | -0.80 | -0.66 | -0.67 | -0.47 | -0.85 | -(0.31) | (0.77) |
| 眠気表情値と脳波 | 0.35 | 0.59 | -(0.21) | 0.42 | 0.78 | 0.78 | 0.59 | 0.71 | 0.50 | 0.79 | (0.36) | -(0.79) |

* × 脳波の変化傾向が一定または通常と逆 ** 無印: $p < 0.001$, (): 相関なし

担が大きい。本研究では、眠くなると眼裂長が狭まる現象に着目し、同じ顔画像から開眼度の自動抽出を行った。今回の実験により、開眼度が眠気表情値と高い順位相関を示したことから、眠気表情が顔の筋肉の緩みや上瞼の下垂によって判別されている²⁾ことが定量的に裏付けられた。これより開眼度は、眠気表情評価の評価者負担を避け、同等の定量化を行える有効な指標になると考えられる。

3. 撮影方法

今回は、評価指標の提案のため、実験は臥位で行った。しかし、来年度実施するベッドの評価では、背上げを行って頭部を自立させた条件での撮像も予定している。この条件下では、頭部の動きが大きくなり、固定式のカメラでは、撮影角度や距離の問題から、開眼度が正確に計測できなくなる恐れがある。そこで、ファイバーカメラを用い、図8に示すような頭部装着式の日画像撮影装置を作成した。図9は、本装置により撮影した画像である。この画像から同様に開眼率を得ることができる。以上より、来年度の評価では、必要に応じて本装置を用いる。

D. 結論

自立の基本となる臥床状態での覚醒度向上策を評価するために、開眼度による非干渉な覚醒度評価方法を提案した。開眼度と従来指標の順位相関は高く、ストレス下でない臥床生活においては、開眼度が覚醒度をよく反映することが確かめられた。次年度は本指標を用いて製作したベッドの評価を行なう。

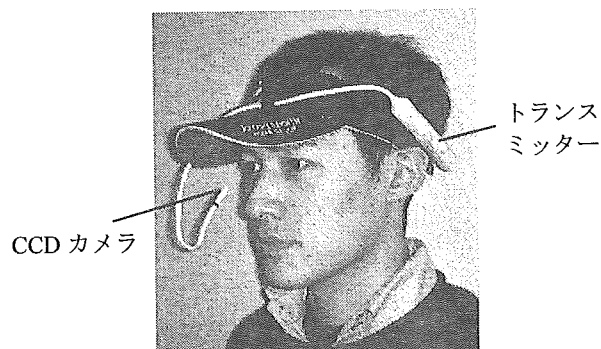


図8 頭部装着式 目画像撮影装置

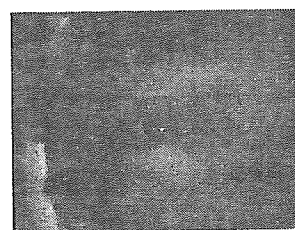


図9 撮影画像

E. 参考文献

- 1) 田多英興他: まばたきの心理学、第1版、北大路書房、京都、1994
- 2) H. Ueno et al.: Development of drowsiness detection system, 1994 Veh Navig Inf Syst Conf Proc, 15--20, 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 |
|--|--|--|----|---------|------|
| 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 |

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

IV. 研究成果の刊行物・別刷

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 (慶應義塾大学理工学部)

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

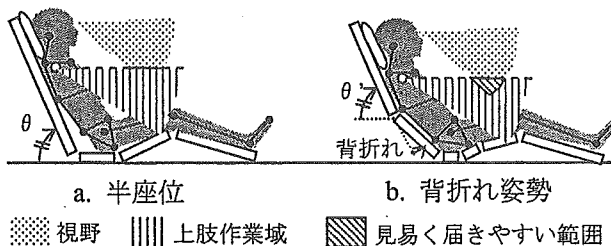


図1 半座位と背折れ姿勢

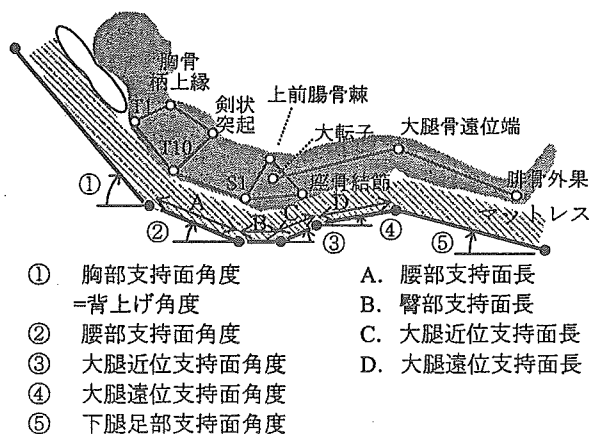


図2 背折れ姿勢

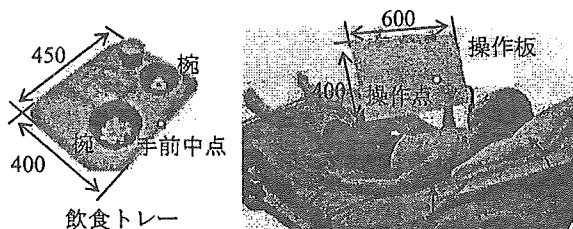


図3 実験風景と実験装置

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。

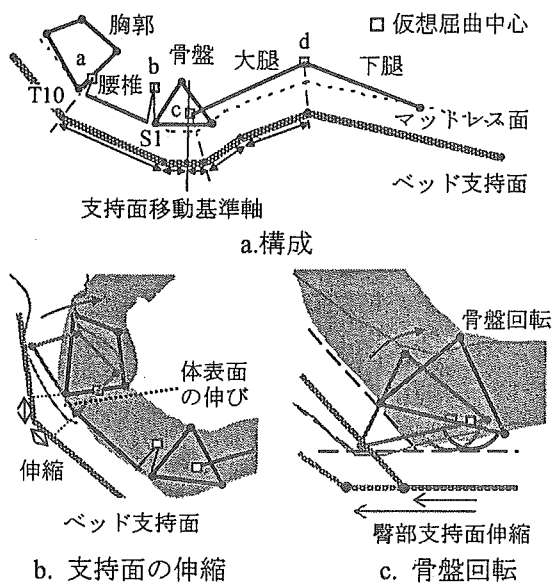


図 4 推定モデル

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 $\times 0.441$ |
| 大腿近位 | 36°(=大腿遠位+14°, const) |
| 大腿遠位 | 22°(=const) |
| 下腿側部 | 26°(=const) |

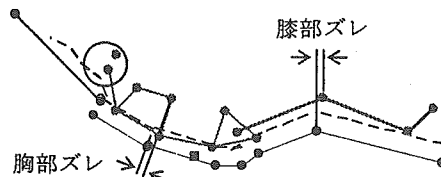


図 5 推定条件での姿勢計測結果

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 |

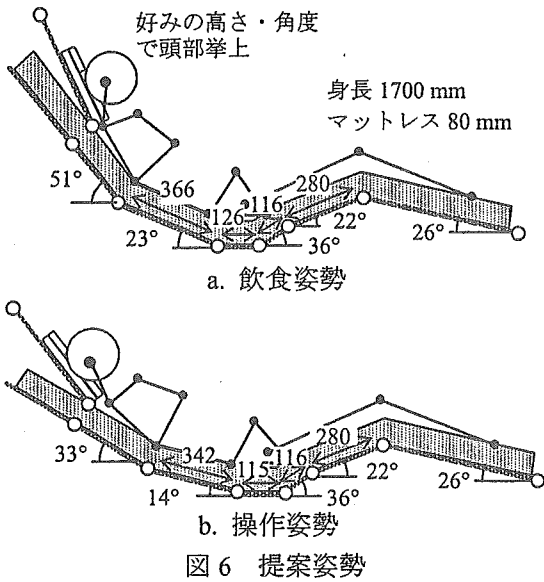


図6 提案姿勢

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, 左右外眼角点の中点を基準に上肢長 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中点から下方, 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

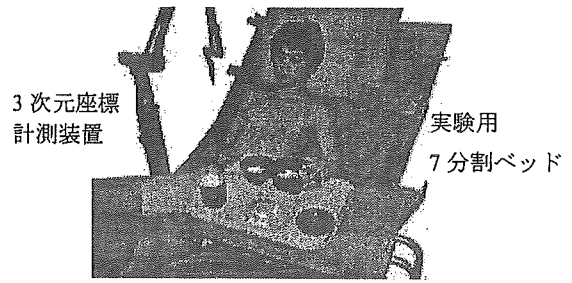
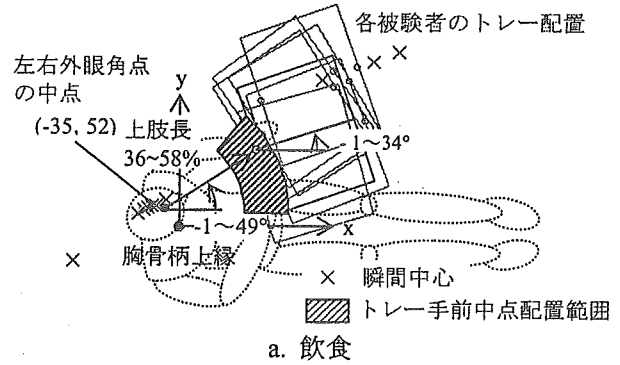
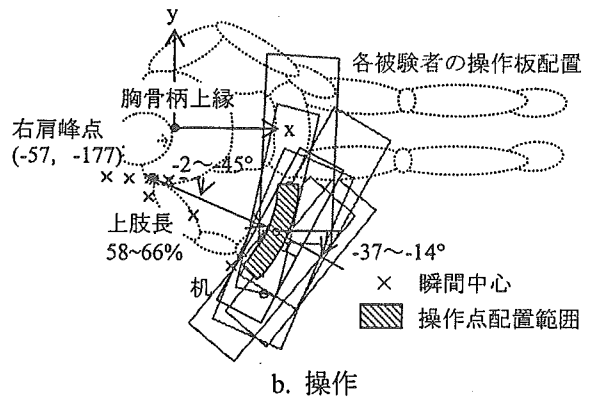


図7 実験風景

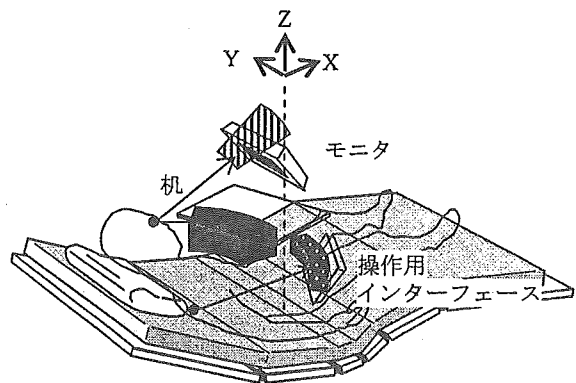


a. 飲食



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 1640~1700 mm, 体重 53~75 kg)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 1700 mm, 体重 75 kg)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(200 g)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(370 g)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

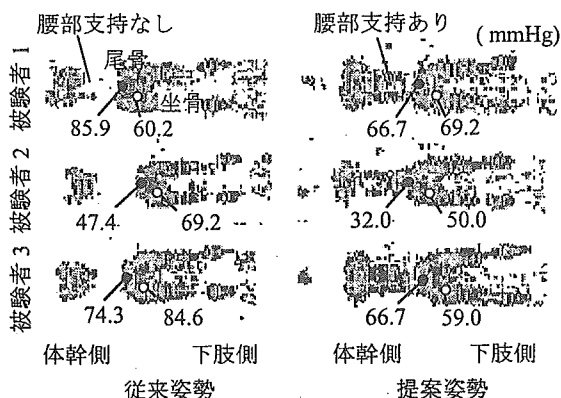


図 10 体圧分布計測結果

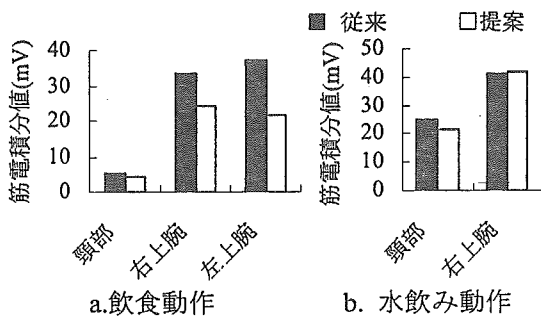


図 11 筋電計測結果

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

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.

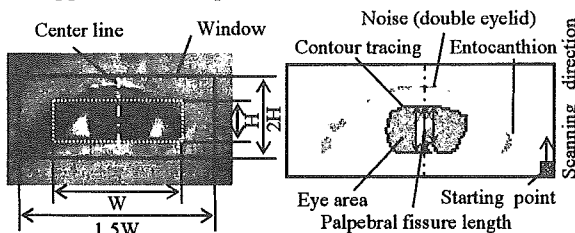


Fig 1. Analysis window and palpebral fissure length.

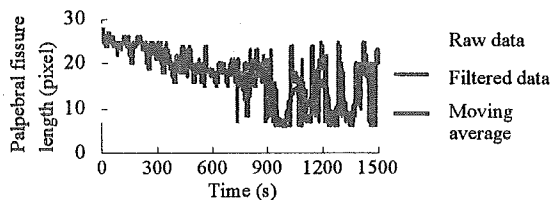


Fig 2. Time series of palpebral fissure length.



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

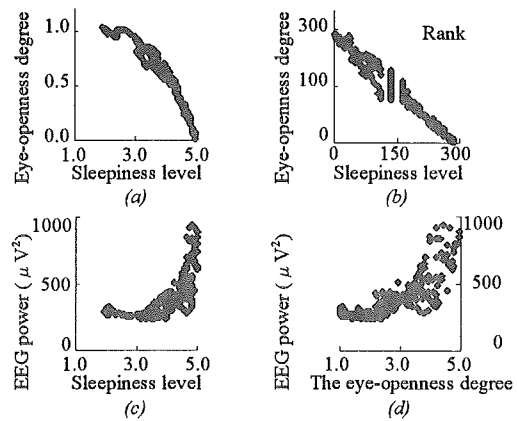


Fig 4. Correlation chart (example).

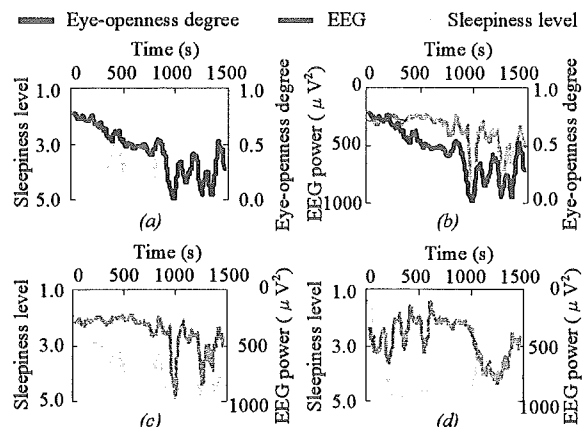


Fig 5. Comparison between each trend (example).

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.