

厚生労働科学研究費補助金
長寿科学総合研究事業

自立と介助の両側面からアプローチした
ベッドの開発

平成16年度～18年度 総合研究報告書

主任研究者 井上 剛伸

平成19(2007)年3月

目 次

- I. 総合研究報告
 - 自立と介助の両側面からアプローチしたベッドの開発…………… 1
井上 剛伸

- II. 研究成果の刊行に関する一覧表…………… 6 5

- III. 研究成果の刊行物・別刷…………… 6 7

I . 総合研究報告

厚生労働科学研究費補助金（長寿科学総合研究事業） 総合研究報告書

自立と介助の両側面からアプローチしたベッドの開発

主任研究者 井上剛伸 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長

研究要旨 高齢者の増加に伴い、医療的問題や身体障害により、ベッド上での生活を余儀なくされる者が多く存在する。このような対象者に対して、ベッド上での自立とベッド周りの介助の両面からアプローチしたベッドの開発を行うことを目的とする。このため、活動促進の基本となる覚醒度の向上、自立的活動を行うための開発要件、ベッド周りでの介助負担の軽減方策を検討した。その結果、覚醒度や身体負担の計測から、重心を低く保ったまま頭部を挙上する「背折れ姿勢」が覚醒度の維持と視野・作業域の拡大に有効であることが示された。また、長時間計測による介助負担の定量化により、ベッド幅を狭くするなど作業環境の改善を提案した。これらを基に、支持面の寸法と角度を調整できる実験ベッドと自立を支援する周辺什器を試作した。効果の検証では、背折れ姿勢と什器の組み合わせにより、飲食動作時の筋負担が軽減されること等が示された。さらに、臥床者の体格に合ったベッドの背上げ機構が、臥床者の身体負担の軽減と、介助者の介助負担の軽減、双方に有益であることが示唆された。

分担研究者

山崎 信寿 慶應義塾大学工学部教授
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

A. 研究目的

高齢者・障害者においては、介助や生活環境が整ったとしても、医療的問題や重度の身体障害などにより、離床の難しい対象者が多く存在する。このようにベッド上での生活を余儀なくされる高齢者・障害者では、本来の自発的生活欲求を実現することも重要であり、ベッドの機能・性能はその生活に大きな影響を与えることとなる。さらに、高齢者・障害者の福祉機器開発においては、本人の自発性や自立の促進と、その中での介助者の役割および介助負担の軽減も重要な視点となる。ところが、ベッドは従来、寝るという安楽性や離床

に向けての配慮、もしくは褥瘡予防や全介助を想定した介助負担の軽減という観点から開発が行われてきており、ベッド上での生活の自立を十分考慮し、その上での介助負担の軽減を行うという、逆転の発想からの開発は行われていない。

このため、本研究では臥床生活者の最大限の自立を促進し、介助者の役割を最小限に設定した上で、なおかつ介助者負担を軽減することを目指した新しいベッドの開発を行うことを目的としている。この目的を達成するために以下の目標を設定した。

- ① 臥床状態における活動促進の基本として覚醒度を高める方策を検討する。
- ② ベッド上での生活を想定し、臥床状態で自立的活動を行うための開発要件を検討する。
- ③ ベッド周りの介助姿勢を計測して腰痛との関係を調べ、負担の軽減方策を検討する。

- ④ ベッド上での自立と介助負担の軽減を実現するベッドを試作する。
- ⑤ 試作したベッドの評価をし、その効果を検証する。

B. 研究方法

上記研究目標ごとに研究方法を示す。

① 覚醒度の向上策

1. 覚醒度の評価手法

本研究では、まず、非干渉・簡便な覚醒度評価手法を開発するため、非接触計測で取得できる目画像の情報に着目した。一般的な安静時の生活行為として読書中の覚醒度を計測することを想定し、覚醒度低下時に見られる読書速度の低下に注目した。覚醒指標として、眼球運動の画像解析から、読書速度を表す改行率を求めた。

以下に、改行率の取得方法を示す。

1.1 眼球運動の画像解析

顔画像の目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、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言語で記述したプログラムに取り込み、眼球を中心とした解析領域(60×180画素)について2値化し、黒画素の重心計算を行った。解析領域は、始めに中心の初期座標を入力し、その後は前のフレームで求めた重心を原点として移動、追跡させた。

1.2 改行率

読書時の眼球運動は、図B1-1のように鋸歯状の波形として記録され、改行および改頁時の情報はそれぞれ水平、垂直波形の急速な変位として現れる。この水平眼球運動波形に対し、ローパスフィルタにより平滑微分を行って速度波形を求め、経験的に設定した閾値以上のピーク点を改行点として取得した。続いて5秒1区間で改行点をカウントし、これを加算することで5秒ごとに1分間の改行数を求めた。さらに、被験者間で正規化するため、この改行数を読書が安定する計測開始から1分経過後の改行数で除して、改行率を求めた。

1.3 従来指標との比較

改行率の妥当性を調べるため、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の比較を行った。以下にそれぞれの解析方法を示す。

(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B1-2)。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。

2. 覚醒度向上方針

続いて、ベッド上での覚醒度向上策を検討した。臥位で覚醒度が低下する原因は、循環動態の変化や筋の弛緩と考えられている^{1) 2)}。これには姿勢が大きく影響するが、患者に許容される体位は疾患や症状によって異なる。そこで、姿勢の制約条件を以下二つの場合(背上げの可否)に大別し、それぞれに対する覚醒度の向上策を検討した。

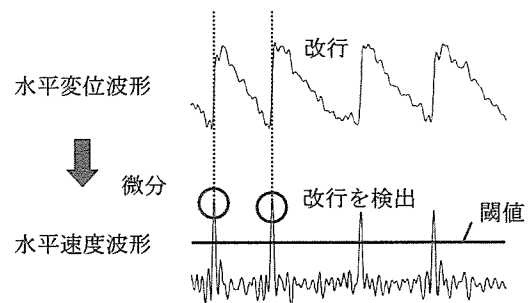


図 B1-1 改行の検出



図 B1-2 眠気表情値と顔表情

2.1 背上げが可能な場合

先行研究³⁾では、背上げ角度が大きいほど、覚醒度の向上効果が大きい。しかしながら、背上げ角度を大きくすると心負担が増加し、仙骨部や臀部への体圧集中なども起こる。このため、本研究では身体にできるだけ負担をかけずに覚醒度を向上させる姿勢として、図B1-3(2)に示す「背折れ姿勢」を検討した。本姿勢は、上半身を真っ直ぐに保ったまま起こす通常の半座位姿勢（図B1-3(1)）に比べ、腰部や首部を軽く屈曲させることで、マットレスとの接触面積を増し、かつ心臓の位置を低く保ったまま胸郭や頭部を起こすことができる。

2.2 背上げが不可の場合

背上げが行えない場合は、循環動態に変化をもたらすことは困難である。そこで、筋刺激に着目し、図B1-4に示すような不安定な枕（バランスピロー、W300×D150×H45 mm）を用いて首の抗重力筋に刺激を与えることを検討した。

本枕の底部は球状になっており、頭部の支持のための適度な筋緊張状態により、立位状態を擬似的に再現することを意図したものである。

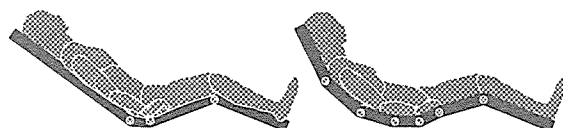
3. 向上策の効果の検証

前述の向上策の効果を検証することを目的とし、以下の条件で実験を行った。

3.1 実験条件

(1) 実験前当日の注意

被験者の体調をそろえるため、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) 半座位姿勢 (2) 背折れ姿勢

図 B1-3 背折れ姿勢

- 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。

(2) 実験環境

室内環境は、室温 25°C、照度 500 lx で一定とし、蛍光灯の光が目には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 B1-5）。

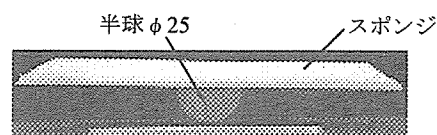


図 B1-4 バランスピロー

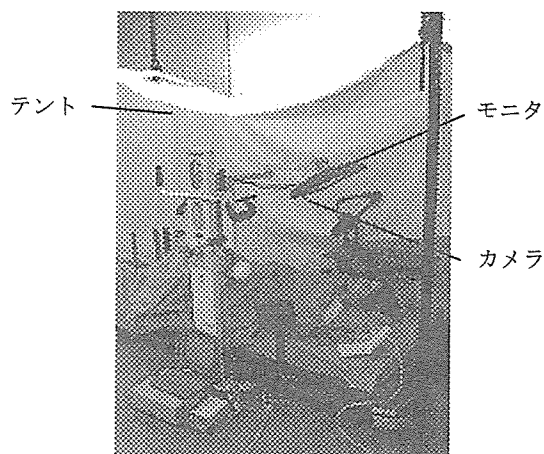


図 B1-5 実験風景

横書き、14pt

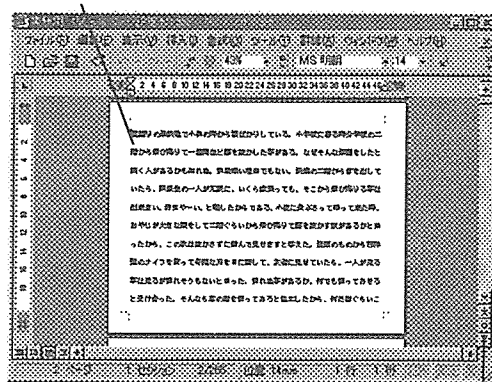


図 B1-6 タスク表示画

ページ送り

(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 B1-6 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出来るように設定した。

モニタは図 B1-5 のようにリフトとモニターアームを利用し、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。

3. 2 背折れ姿勢の評価実験

提案した背折れ姿勢で従来の半座位姿勢と同等以上の覚醒効果が得られるか、および半座位姿勢に比べて身体負担が軽減されるか否かの検討を行った。具体的には、後述の改行率による覚醒度、体圧分布、血圧・脈拍数、皮膚血流量の計測と官能検査を行い、両姿勢を比較した。

3. 2. 1 姿勢保持条件

背折れ姿勢の保持のため、市販のギャッチベッドに小分割支持面を追加し、図 B1-7 のように支持面を7つに分割した実験用ベッドを製作した。各支持面の寸法は身体特徴量に合わせて表 B1-1 のように決定した。また、支持面の角度は胸部 β を飲み込みやすさと呼吸のしやすさから 30° とし、その他の角度は4名の男女被験者（身長 155~180 cm、体重 52~62 kg）により予備実験を行って、無理のない屈曲角度を探索した。その結果、腰部 γ はばらつきが少なかったため、平均の 16.6° とした。他は頭部 α $45.9\sim 63.7^\circ$ 、大腿部 δ は 21.0

$\sim 28.6^\circ$ 、下腿足部 ϵ は $15.9\sim 21.4^\circ$ と被験者ごとに大きく異なったため、被験者の好みに合わせて設定することとした。なお、支持面の初期角度は7名の女性被験者（身長 151~158 cm、体重 45~56 kg）による予備実験により、頭部 α 60° 、臀大腿移行部 δ 20° 、下腿部 ϵ 30° とした（以下、初期角度）。比較する半座位は、背折れ姿勢の胸部支持面と等しい 30° の背上げ角度とした。

3. 2. 2 実験手順

被験者は健常男子学生3名（身長 170~176 cm、体重 48~60 kg）である。身体寸法測定後、ベッドの支持面長を調節し、つづいて初期角度に設定した。このベッドに被験者を寝かせて不快な箇所がないように角度を微調整し、半座位姿勢、背折れ姿勢の順に休憩を挟んで計測を行った。各姿勢を5分間安静に保った後、11分間読書させ、その時の覚醒度と皮膚血流量を計測した。また、計測後に体圧分布、血圧・脈拍数の計測と官能検査を行った。

3. 2. 3 計測および解析方法

以下に計測、解析方法の詳細を示す。

(1)覚醒度

モニタの下部に小型の CCD カメラ（SONY：DXL-LS1）を取り付け、顔画像を撮影した。画像

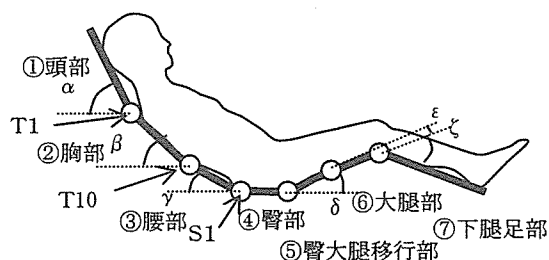


図 B1-7 7分割ベッドと支持面角度の定義

表 B1-1 身体寸法と支持面の対応

	対応する身体寸法
①頭部	頭頂点-T1間距離
②胸部	T1-T10間距離
③腰部	T10-S1間距離
④臀部	S1-大転子間距離
⑤大腿近位	大転子-座骨結節
⑥大腿遠位	座骨結節-大腿骨遠位端外側上顆
⑦下腿足部	下腿長

はDVDレコーダー（Pioneer：DVR-55）にVRモードで記録した。

この画像をもとに、後述の方法によって読書時の眼球運動の解析結果から改行率を定義し、覚醒度の評価を行った。改行率は読書量の変化を定量化した値で、覚醒度が低下するにつれ、0に近づき、高くなるにつれて1に近づく。

(2)体圧分布

体圧分布の測定には、シート型圧力センサ（ニッタ：タクタイルセンサNewscanシステムBIG-MAT ver. 4.02）を2枚使用し、マットレスとシーツの間に挟んで背部から臀部の圧力を測定した。

(3)血圧・脈拍数

デジタル血圧計（オムロン：HEM-50）を用いて左上腕動脈血圧を測定した。

血圧測定位置の高低差を補正するため、第3肋骨間隙（大動脈口）の高さを h_0 [mm]、血圧計測定位置の高さを h_1 [mm]とし、次式で修正した値を用いることとした。血圧への換算係数は計測値 P [mmHg]の血液の比重を1.05として高低差1mmあたりの変化から定めた。

$$\text{修正血圧} = P + (h_1 - h_0) \times 0.0771 \dots (B1-1)$$

(4)皮膚血流量

レーザードップラー式皮膚血流計（サイバーファーム：CDF-1000）を用いて、左中指尖の皮膚血流量を計測した。

50Hzで取得した11分間の前後30秒を除く10分間のデータについて、10Hzで再サンプリングを行った。つづいて、間引きした全データの平均値と標準偏差を求め、1区間を10秒として、平均値±標準偏差×3の範囲外のデータを含む区間をアーチファクト混入と判定し、解析対象から除外した。

(5)官能検査

計測終了時に、各部の圧迫感・ずれ感、飲み込みやすさ、呼吸の苦しさ、読書のしやすさ、快適性の総合評価についての分析型16項目、嗜好型7項目を7段階で回答させた。また、覚醒度についても聞き取りを行った。



(1) 安定設定

(2) 不安定設定

図 B1-8 枕の条件

官能得点は、被験者によるばらつきや偏りをなくすため、分析型・嗜好型それぞれ次式によって標準化し、平均値で示した。

$$\text{分析型Z得点} = \frac{\text{官能値} - \text{官能値の平均}}{\text{官能値の標準偏差}} \dots (B1-2)$$

$$\text{嗜好型Z得点} = \frac{\text{官能値}}{\text{官能値の標準偏差}} \dots (B1-3)$$

3.3 バランスピローの評価実験

健常男子学生5名にベッド上で仰臥位姿勢をとらせ、図 B1-8 の二つの枕条件（安定状態：A、不安定状態：B）で10分ずつ読書をした際の、顔画像・脳波を記録した。脳波は、基準電極導出法の両側耳朶法により、国際10/20法に従ってPzから導出した。データは、時定数0.3s、高周波域遮断30Hz、サンプリング周波数100Hzで記録した。計測には臨床用脳波計（日本光電製 Neurofax EEG-5414）、およびAD変換器（TEAC製 PS-2032GP）を用いた。また計測後、首の疲労感について官能検査を行った。実験は、ABBA、BAABの順で被験者ごとに2日にわたって同時間帯に行った。覚醒度の解析では、前述の方法により、改行率を求めた。

4. 覚醒度の評価手法の精度の向上

前述の改行率により、低覚醒状態を判別できることが示されたが、問題点として、高覚醒時にタスクの影響を受けることがわかった。このため、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、脳波や眠気表情値と比較して妥当性を検証した。以下に、開眼度の解析方法を示す。

4.1 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、解析領域として目の初期高さの2倍、幅の1.5倍の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。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）。

4.2 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⁴⁾。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。

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

4.3 従来指標との比較

開眼度の妥当性を調べるため、改行率の実験と同様の方法で、脳波、および眠気表情値との比較を行った。被験者は、健常男女12名である。

②ベッド上の自立活動要件

1. 生活行為の選定

先行研究による臥床生活者の生活調査⁵⁾から、対象とする日常生活行為を飲食・什器を用いた書字・テレビ視聴などのモニタ作業とし、それぞれの行為に適した作業姿勢と什器の設計条件を探索した。

2. 基本姿勢の決定

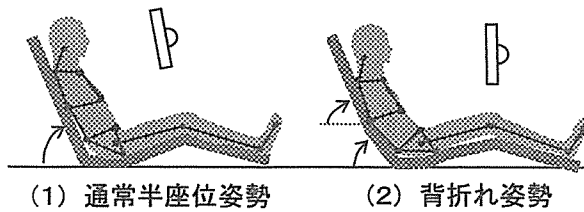
通常の上げ姿勢は、図B2-1(1)のように背を起こすことが多いが、この方法では臀部に圧力が集中し、長時間では不快になる。一方、覚醒度を向上する姿勢として①で検討した図B2-1(2)の背折れ姿勢は、頭部の挙上によって視線を下げ背折れによって体圧を分散することができるため、作業姿勢としても適している。このため、各生活行為で快適な背折れ姿勢を探索し、什器設計の基本姿勢とした。

2.1 背上げ角度の決定実験

市販のギャッチベッド（オカムラ：L856WCP-x）と、図B2-2(1)～(3)に示す実験装置を使用した。

図B2-2(1)に示す実験用作業台は、市販のオフィス用サイドテーブル（オカムラ：CR20DZ）を改造し、ベッド面から300mmの高さ調節を可能にした。また、傾斜をつけての書字やスイッチ・タッチパネル操作を行う場合を想定して、丁番とスペーサーにより0～90°までの角度調節を可能とした。

飲食時にはトレイの手前に50mm以上のスペースが必要になるというデータ⁶⁾から机面の奥行きを400mm、幅を市販されている小型のベッドサイドテーブルにあわせて600mmとした。



(1) 通常半座位姿勢 (2) 背折れ姿勢

図 B2-1 通常半座位と背折れ姿勢

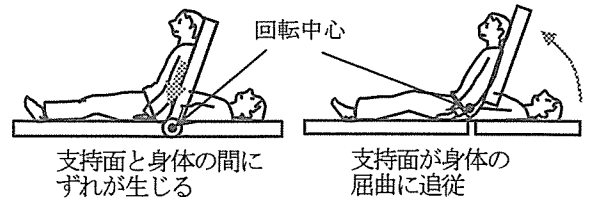
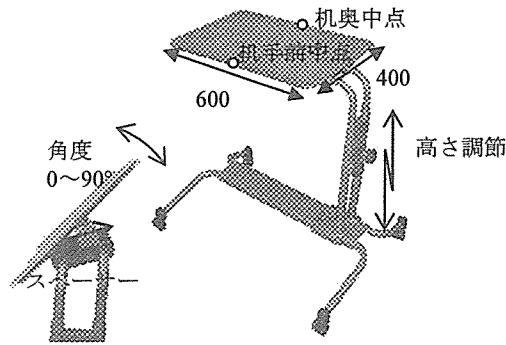
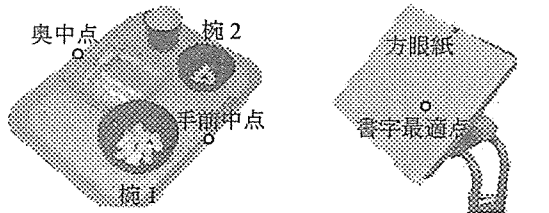


図 B2-3 身体と支持面の屈曲中心



(1) 実験用作業台



(2) 飲食用トレイ

(3) 書字用方眼紙

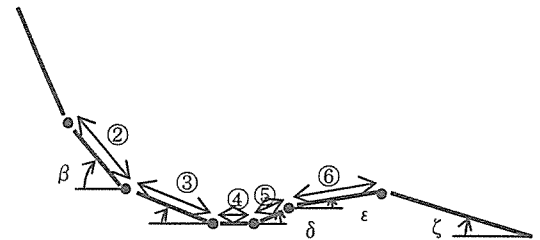
図 B2-2 実験装置

身体負担を減らすために、背上げ角度は行為が可能な最小角であることが望ましい。このため、各行為に以下の条件を設定し、これを満たす最小の背上げ角度を、健常成人被験者6名（男性5名、女性1名、身長164~180 cm、体重50~106kg）について探索した。

(1) 飲食の背上げ角度

片腕が点滴で拘束される場合を想定し、左上肢の動作を小さくして筋負担を軽減するために、以下の条件を設定した。

- 左肘をベッド面で支持したままでも、左手でトレイ上の腕1・腕2（図B2-2(2)参照）をつかむことができる。
- 頸部をベッド（枕）で支持したまま、トレイ上の食器配置と腕の中身を確認することができる。
- 右手でコップをつかんで口元に運び、必要



- β : 胸部支持面角度
- γ : 腰部支持面角度
- δ : 臀大腿移行部支持面角度
- ε : 大腿部支持面角度
- ζ : 下腿足部支持面角度
- ② : 胸部支持面長
- ③ : 腰部支持面長
- ④ : 臀部支持面長
- ⑤ : 臀大腿移行部支持面長
- ⑥ : 大腿部支持面長

図 B2-4 ベッドの調節項目

に応じて首を自立させて、無理なく水を飲むことができる。

実験には、図B2-2(2)に示す455mm×350mmのトレイと食器を用いた。ただし、コップの水以外は、実際の飲食物は使用せず、発泡スチロール片（ $\phi 10 \times 50\text{mm}$ ）を飲食物として代用した。

(2) 書字の背上げ角度

ペンあるいはタッチパネルを用いた書字や、テレビ視聴などのコントロール系の操作を、書字と総称する。実験は、ペンを用いた書字動作について設定した以下の条件の下で行った。

- 右ひじをベッド面についた状態で、鉛筆を持って机に置いた手元を見ることができる。
- メモ帳を想定した120mm幅（横書き）に字を書くことができる。

実験は、図B2-2(3)のように、実験用作業台に実際に書字を行うための方眼紙を固定して行った。

(3) モニタ作業の背上げ角度

一般のテレビ番組では視聴の定量化が困難なため、電子書籍を読書させることとした。また、モニタ作業は、姿勢の制約が少ないため、背上げ角度は、褥瘡予防角度とされている 30° ⁷⁾とした。

2.2 支持面の長さや角度の決定方法

背上げ姿勢では、各支持面の角度に応じて、支持面長を図B2-3⁸⁾のように身体屈曲中心とベッド面の屈曲中心が合う長さに調節する必要がある。また、初期設定として身体寸法に合わせて各支持面の長さを調節する必要がある。

本研究では、体格の異なる成人男性6名(身長164~179 cm、体重50~75kg)の身体計測結果から図B2-5に示すモデルを構築し、図B2-4に示す支持面の長さや角度を推定することとした。

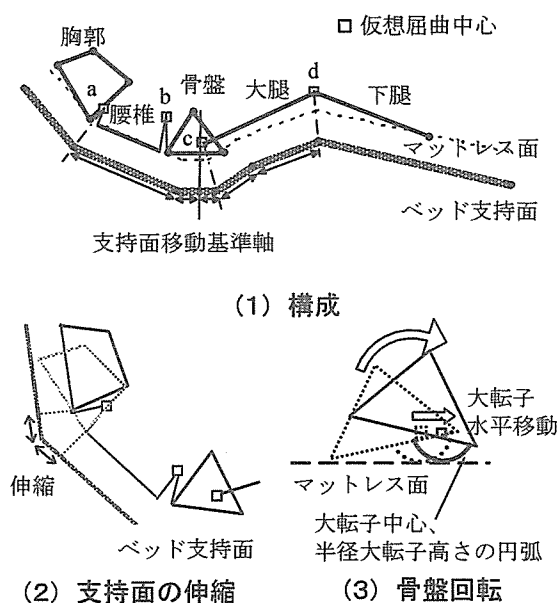


図 B2-5 モデル

表 B2-1 身体屈曲中心

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

表 B2-2 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
腰部(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 B2-3 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
臀大腿移行部	36° (=大腿部+14°, const)
大腿部	22° (=const)
下腿足部	26° (=const)

図B2-5のように、モデルは、胸郭・腰椎・骨盤・大腿・下肢からなる身体モデルと、ベッド支持面、および身体に接しベッド支持面から常にマットレス厚さの距離にあるマットレス面からなる。頭部は、被験者の好みの枕で挙上するものとし、モデルには含めなかった。

身体各部は、表B2-1に示す身体仮想屈曲中心で屈曲する。また、図B2-5(1)のように、身体各部とベッド支持面が追従して屈曲し、それに伴って伸縮する支持面の長さを推定した。

支持面の屈曲位置は、腰部を除き、図B1-7と同様の身体特徴点に対応して設定した。腰部の支持面屈曲位置は、仙骨部から大きく背上げをすると、腰部が無理に折れ曲がって不快になった予備実験の結果から、第10胸椎と回転した骨盤(仙骨部)が腰部支持面で支持されるように、臀部支持面長と腰部支持面長を設定して定めることとした。

骨盤は、大転子の高さを保ってマットレス面上を転がるように観察されたため、図B2-5(3)のように、中心を大転子、半径を大転子高さとする円弧で近似した臀部皮膚面に沿って、マットレス面上をずれなく転がるものとした。この方法では、骨盤は回転に伴って下肢方向に移動する。このため、仰臥位での大転子位置(骨盤回転0°の大転子位置)を通る垂直軸を支持面の移動基準軸と定め、骨盤の回転と腰部・股関節の屈曲に対応して臀部支持面が体幹側と下肢側双方に伸縮するものとした。

モデル各部の寸法(身体の仮想屈曲中心間距離)は、表B2-2に示す身長比で与えた。

各支持面の角度は、成人被験者1名による予備実験の結果を基に、表B2-3のように設定した。

以上のモデルにより、被験者の身長と背上げ角度に応じた快適な背折れ姿勢、および各支持面の長さ・角度の推定が可能になる。

3. 什器配置の探索方法

体格の異なる右利きの成人8名(男性7名、女性1名、身長164~180 cm、体重50~106kg)に

ついて、基本姿勢における飲食用トレイ、書字最適点（書字が最も行いやすい点）、モニタの好みの配置位置を探索した。書字最適点は、最も手を作業台に置きやすく、手元を見やすい位置となるため、操作系の配置位置としても有効になると考えられる。

モニタ作業の配置探索は、モニタに電子書籍を表示して行った。図 B2-6 に示す実験用モニタ台は、リフタに 15 インチのモニタを多自由度アーム（モダンソリット：LA-55-3）を介して取り付けたもので、ベッド面から 900mm の範囲の位置調節が可能である。

姿勢と什器配置は、3次元計測装置ベクトロン（小板製作所：VCT-400）によって計測した。身体の計測点を図 B2-7 に、計測風景を図 B2-8 に示す。食器類やモニタの計測点は図 B2-2 および図 B2-6 に白丸で示す点とした。

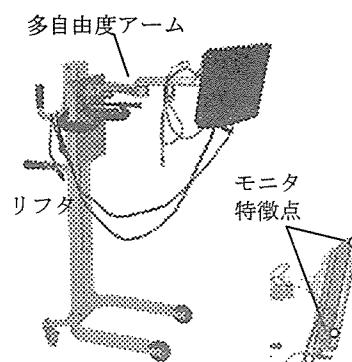


図 B2-6 実験用モニタ台

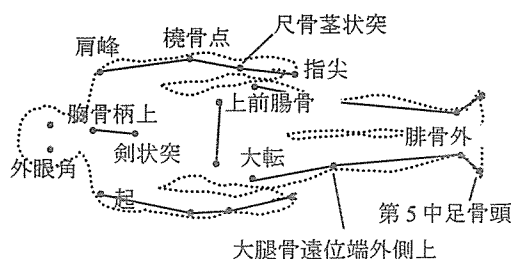


図 B2-7 姿勢計測点

③ベッド周りの介助の腰部負担軽減

介助者に多い腰痛の介助作業要因を明らかにし、介助負担軽減の方策を提案することを目的として、3軸角度計を用いた体幹部の姿勢計測を行った。また、現場での看護作業時の負担要素を抽出することを目的とし、長時間作業姿勢計測を行った。

1. 代表的介助作業における腰部負担計測

腰部負担の定量化指標として、介助作業中の体幹の前屈、側屈、回旋角度（図 B3-1）を計測した。

1.1 計測器

計測には、介助者の作業に干渉しないための以下の条件を満たす体幹部3軸角度計（図 B3-2）を試作して用いた。

- 1) 介助者の動作を拘束しない。
- 2) 計測器の着脱が容易である。
- 3) 介助者の体格に関わらず、計測が可能である。
- 4) 介助現場で計測できる。

本計測器は4つのポテンショメータを上から順に側屈、回旋、屈曲の順に軸を相互に直交させて配

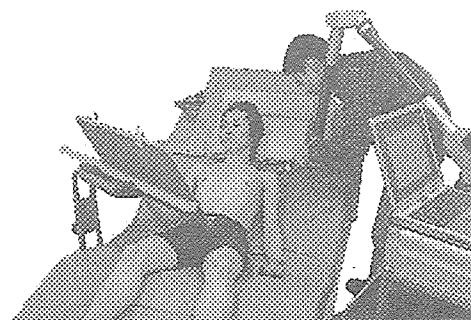


図 B2-8 什器配置探索の実験風景

置し、角度変化の大きい屈曲用は二つのポテンショメータを胸部と腰部に配置して胸郭と骨盤の相対角度を測るものである。姿勢変化による体表面上の長さ変化によってポテンショメータに無理な力がかからないように、左右と上下にスライド機構を設けて変位を逃がした。さらに、骨盤部には前後方向と左右方向の絶対角度を測る傾斜計をつけ、この傾斜計とポテンショメータ出力から、重力方向をz軸、骨盤の前方向をx軸とする絶対座標系に対する体幹部のオイラー角を算出した。直立時を0°とし、前屈、右側屈、体軸まわりの右向き回旋を正とする。

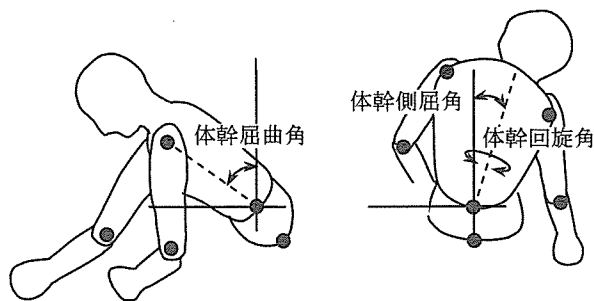
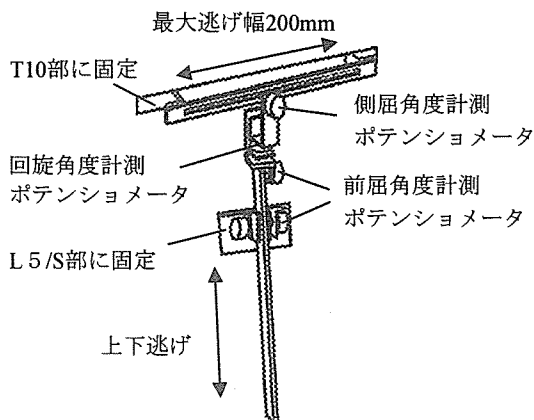
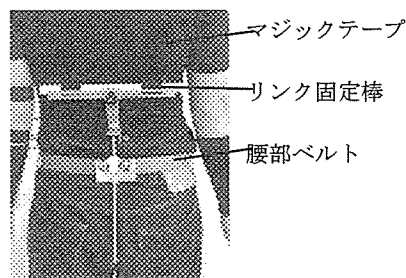


図 B3-1 体幹姿勢角度



図B3-2 体幹部3軸角度計



図B3-3 体幹部3軸角度計の装着

これらのセンサ類は、図 B3-3 に示すように弾性ベルトとマジックテープで身体に固定した。

1.2 計測処理システム

角度計は AD 変換機 (TEAC:PS-2032GP) に接続し、GP-IB インターフェースを介して出力電圧値をパソコンに取り込んだ。取り込みには AD 変換機付属ソフトウェア AD-Chart (TEAC) を用い、データを READ TAFF でテキスト形式に変換した後、ローパスフィルタにより遮断周波数 2Hz で平滑処理を行った。

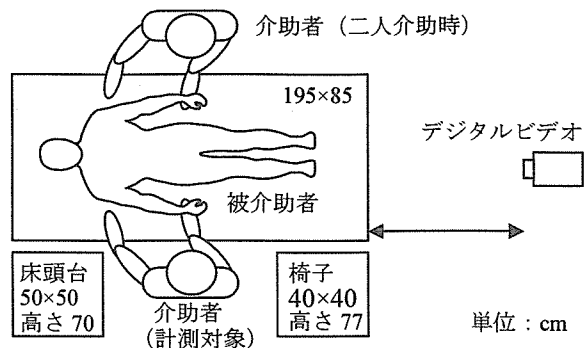


図 B3-4 オムツ交換動作計測環境

表 B3-1 オムツ交換動作計測条

動作番号	ベッド高	床頭台・椅子	介助人数
動作 1	40cm	あり	1 人
動作 2	40cm	あり	2 人
動作 3	40cm	なし	1 人
動作 4	40cm	なし	2 人
動作 5	60cm	なし	1 人
動作 6	60cm	なし	2 人
動作 7	60cm	あり	1 人
動作 8	60cm	あり	2 人

表 B3-2 オムツ交換者体格

	体重 (kg)	身長 (cm)
被験者 A	72	170
被験者 B	63	173
被験者 C	53	167
被験者 D	64	166
被験者 E	64	169

1.3 低負荷持続作業(オムツ交換)の計測

低負荷であるが比較的時間のかかる作業の代表として、オムツを交換する動作を計測した。計測は一般的な病床療養環境を模擬した図 B3-4 に示す環境で行い、作業条件は表 B3-1 のように、作業スペース、ベッド高さ、介助人数を変化させた。このとき、姿勢角度と共に作業の様子をデジタルビデオカメラで撮影し、最後に主観的な腰部負担を調べるため、官能検査を実施した。なお、全 8 動作のうち、最も負担が大きいと考えられる動作 1 を相対負担の比較基準とした。

計測対象は、表 B3-2 に示す 5 名の介助者 (男性) である。介助者には順序効果をなくすため、1 から 8 の動作をランダムに、適宜休憩を挟みながら行わせた。なお、被介助者は一般成人男性 1 名 (身長 166cm、体重 69kg) とし、脱力状態を指示した。

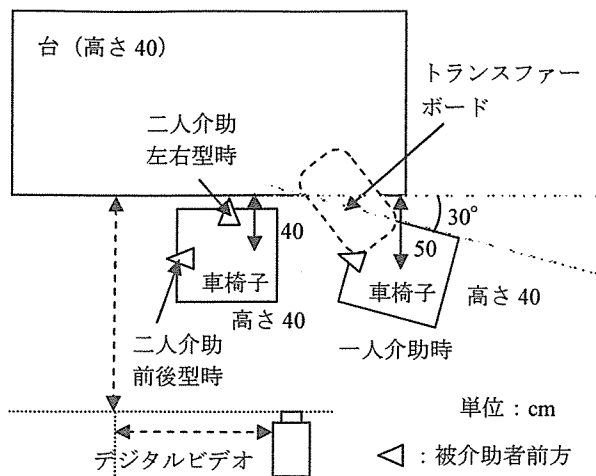
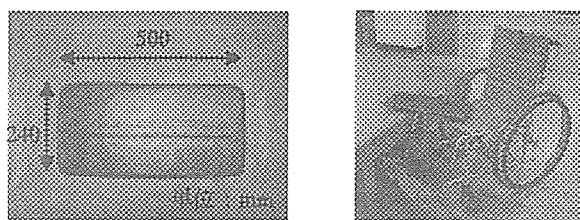


図 B3-5 移乗介助動作計測環境



(1) 概観図

(2) 使用の様子

図 B3-6 トランスファーボード

表 B3-3 移乗介助動作計測条件

動作番号	動作内容
一人	動作1 かつぎ上げ型
	動作2 対面型
	動作3 トランスファーボード(膝立)
	動作4 トランスファーボード(立位)
二人	動作5 左右型
	動作6 通常前後型(前方介助者)
	動作7 前後型2段階(前方介助者)
	動作8 通常前後型(後方介助者)
	動作9 前後型2段階(後方介助者)

表 B3-4 移乗介助者

	職業	性別	体重(kg)	身長(cm)
被験者A	大学院生	男	65	178
被験者B	大学院生	男	83	179
被験者C	大学院生	男	63	165
被験者D	大学院生	男	53	166
被験者E	理学療法士	男	76	176
被験者F	理学療法士	女	49	155
被験者G	看護師	女	56	166
被験者H	看護師	女	47	153

1.4 高負荷瞬時作業(移乗介助)の計測

瞬時に大きな負荷がかかる作業として、車椅子-ベッド間の移乗介助動作を計測した。計測は図 B3-5 に示す環境で行い、図 B3-6 に示すトランスファーボードを使用した。

作業条件は、表 B3-3 に示す9通りである。一人介助では理学療法士が主に行っているかつぎ上げ型、対面型、トランスファーボード使用時の対面型の3種類を計測し、トランスファーボードについては立位で行う場合と立ち膝で行う2種類の方法について計測した。二人介助では看護師が主に行っている動作として左右型、前後型について計測した。また二人介助の前後型は、アームレストがはずせる車椅子の場合、まず被介助者の脚部をベッドに乗せてから身体を持ち上げる2段階方式も行われるため、本方法についても計測を行った。

計測対象は表 B3-4 に示す初心者4名(身長、体重の異なる一般男子学生)、一人介助に熟練した被験者2名(理学療法士)、二人介助に熟練した被験者2名(看護師)とした。また被介助者はオムツ交換動作と同じ一般男子学生一名(166cm、69kg)で行った。動作は、適宜休憩を挟んで表 B3-3 の順に行い、1つの動作につき3回計測を行った。最後に主観的な腰部負担を調べるため、官能検査を実施した。なお、理学療法士では一人介助の計測のみ、看護師では二人介助の計測のみを行った。

2. 施設介助者のベッド周り作業の長時間計測

腰部負担として特に姿勢に注目し、看護作業時の上体の屈曲角 $\theta_a - \theta_b$ 、側屈角 $\phi_a - \phi_b$ (図B3-7)を計測した。また瀬尾⁹⁾らの研究結果から、屈曲角 30° 以上の姿勢を危険姿勢とし、負担示標を導出した。ただし、看護師に特有の作業について負担評価を行うことが目的であるため、デスクワークと歩行時のデータは除いて評価することとした。

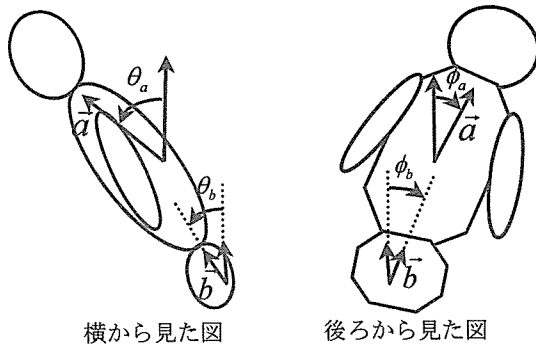


図 B3-7 上体の姿勢角度

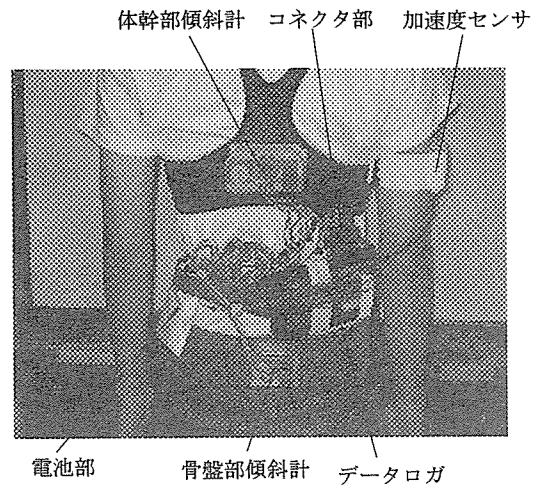


図 B3-9 計測装置の装着方法

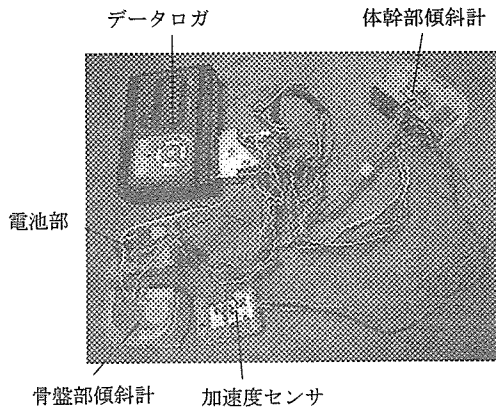


図 B3-8 計測装置の概観

表 B3-5 計測装置の構成

傾斜計	UV-1W (緑測器製)
加速度センサ	ACB302 (スター精密製)
データロガ	フィールドレコーディング ユニットes8 (TEAC製)
電源 (センサ用)	9Vアルカリ乾電池
(ロガ用)	単3オキシライド乾電池×4
コンパクトフラッシュ	RCF-G 1GB (BUFFALO製)

計センサと上腕の加速度センサから、介助作業分のデータを判別する方法を考案することで3)を満たした。センサ類の身体への取り付け方法を工夫することで4)を満たした。

製作した装置を図 B3-8 に示し、その構成を表 B3-5 に示す。また身体へ装着した図を図 B3-9 に示す。

図 B3-9 に示すように、体幹部の傾斜計センサはスポーツ用の下着に、骨盤部の傾斜計センサは伸縮性のあるベルトにそれぞれマジックテープで装着した。加速度センサや、電源部・データロガは、装着用のベルトを製作した。電源部・データロガの装着ベルトは、歩行補助用のベルトを改良したものである。このように、全て伸縮性のあるベルトによって計測機器を装着することで、身体が動いてもずれにくい取り付け方法を考案した。

つづいて、計測装置が屈曲角、側屈角を正確に計測できるかを確認するために検証実験を行った。

2.1 計測装置

計測装置に要求される機能、および病棟での計測における制約条件を以下に示す。

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

以上を満たすものとして、背中部と骨盤部に傾斜計センサを、上腕に加速度センサを装着することとした。傾斜計によって1)を満たし、小型のデータロガを用いることで2)を満たした。傾斜

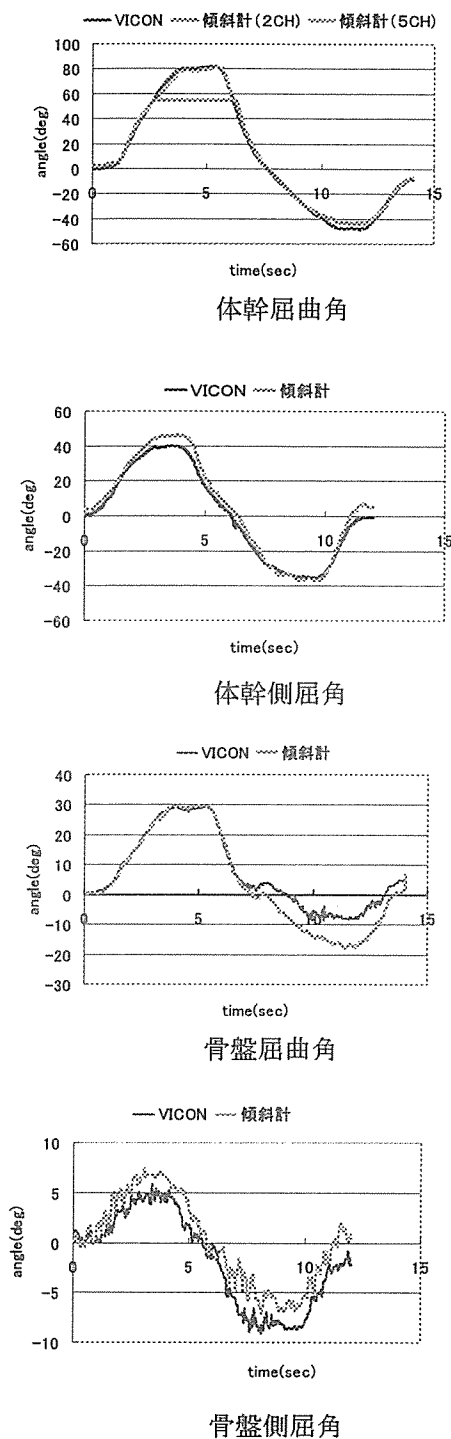


図 B3-10 傾斜計検証実験

実験では、3次元空間座標測定装置（VICON）を用いて算出した上体の姿勢角度と傾斜計出力とを比較した。結果を図B3-10に示す。

図B3-10から、傾斜計センサの出力が人の動き

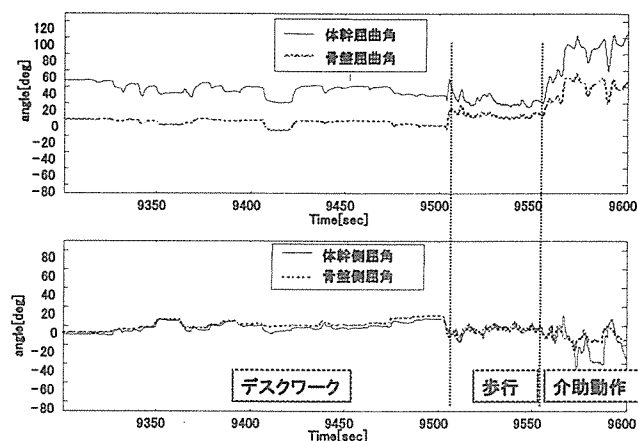


図 B3-11 介助動作の判別

に追従し、また定義した屈曲角および側屈角を計測できることを確認した。

次に得られたデータのみから、デスクワークと歩行分のデータを判別できるかを検証するため、計測機器を用いて看護作業時のデータを取りつつ、観察により作業の記録を行った。図 B3-11 はある5分間において得られたデータである。デスクワーク時には体幹部骨盤部共に側屈角が 0° からほぼ動かず、屈曲角もある角度から大きく動くことがない。歩行時には側屈角の周波数が高く約1Hzで規則的な波形が得られた。またそれら以外の、特に体幹屈曲角が大きく動き出す場合が介助動作であった。このような特徴から、デスクワークと歩行分のデータを取り除き、看護師特有の作業のみを評価できることを確認した。

2.2 データ処理

計測においてはサンプリング周波数20Hzでデータを記録した。姿勢角度は静止立位時を基準とした。得られたCSV形式の長時間姿勢データはtxt形式に変換後、計算ソフトMatLabを用いて処理を行った。処理プログラムは、1時間ごとの姿勢角度の度数分布を算出するもの、屈曲角 30° 以上の姿勢の合計時間を求めるものを作成し、自動で処理を行えるようにした。また、上記の方法に従って、得られたデータからデスクワークと歩行分のデータを取り除いた。

3. 実験手順と計測条件

実験は国立身体障害者リハビリテーションセンターの看護師を対象として行った。まず看護師の勤務開始時に計測機器を装着し、静止立位時のデータを計測した。その後通常の看護作業時の姿勢計測を行った。看護師の休憩時間に機器を取り外し、行った介助作業の聞き取りを行った。休憩終了時に再度機器を装着し、同様の計測を行った。本研究ではさまざまな勤務条件のもとで計測を行い比較することで、負担の原因を探ることが大きな目標である。そこで看護師の身長、勤務時間帯、勤務病棟の3つの条件に着目し実験条件を分けることとした。表 B3-6 に勤務時間帯と勤務病棟の特徴をまとめる。勤務時間や病棟が異なることによって主に作業の手順に違いが見られる。また、看護作業と家事作業との比較を行うため、一般主婦でも同様の計測を行った。表 B3-7 に看護師の被験者 8 人 (E1~E8) と一般主婦の被験者 (C) の計測条件を示す。ここで、E7 と E8 については作業ごとの細かい評価を行うため、計測と作業の観察も併用した。

表B3-6 勤務時間帯、病棟の特徴

勤務時間帯	日勤	8:30-17:00
	準夜勤	16:30-1:00
	夜勤	0:30-9:00
病棟	3階病棟	脳卒中などの患者、障害は片マヒ
	4階病棟	脊髄損傷、頸髄損傷などの患者、障害は四肢マヒ・片マヒ

表 B3-7 計測条件

被験者	勤務帯	病棟	身長 (cm)	性別	年齢 (歳)
E1	夜勤	3階	153	女性	29
E2	日勤	4階	156	女性	33
E3	夜勤	3階	163	女性	27
E4	夜勤	4階	155	女性	40
E5	夜勤	4階	154	女性	47
E6	日勤	3階	144	女性	28
E7	日勤	4階	168	女性	24
E8	夜勤	4階	157	女性	30
C			157	女性	50

④ベッドの試作

①~③の検討結果を元に、多様な体格と療養姿勢に対応できる実験用ベッド (以下、実験ベッド) を開発した。実験ベッドは、頭部、胸部、腰部、臀部、臀大腿移行部、大腿部、下腿足部に対応した7つの支持面を持ち、各支持面の寸法・角度を独立に調節できるようにした。

1. ベッドの開発要件の検討と背上げ機構の開発

1.1 支持面分割数と調節箇所の検討

支持面の分割数と寸法・角度の調節箇所を決定するため、4ボトムのギャッチベッド (オカムラ製作所:L856WCP-x) に10mm厚の板で支持面を追加し、その数と寸法・角度を好みの状態に調節した。調節機構は寸法が小さいほど製作が困難になるため、下限寸法として低身長被験者を中心に実験を行った。

最小限の分割数を探索するために1名の被験者 (155cmについて胸部を30°とした。快適な支持面分割数とそれぞれの角度を求め、そのベッド条件で、身長に近い被験者6名 (151~158cm、平均155.5cm) を寝かせ、不快な箇所の聞き取りを行った。これにより、体節長や好みによる差を満足させるための調節箇所を決定した。

1.2 統計データによる調節範囲の決定

ベッドの長手方向寸法は、身体各部の寸法 L [mm] と、身体関節中心で支持面を屈曲させるための屈曲角度 θ [rad] に依存する伸縮量により決

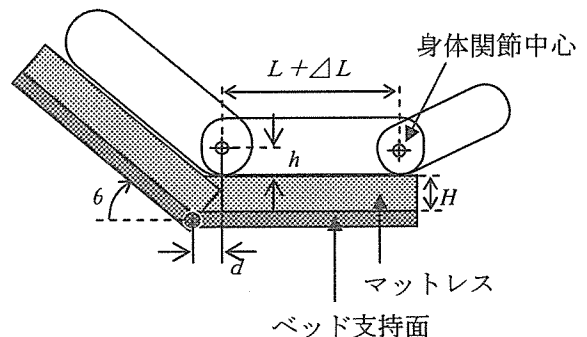


図 B4-1 寸法調節量の変化

まる。また、後者は図 B4-1 に示すようにマットレスの厚さ H [mm] にも依存する。

身体の平均体節長を L [mm]、 L の個人差を ΔL [mm]、関節中心からマットレス面までの距離を h [mm]、マットレス厚さを H [mm]、支持面の相対角度を θ [rad] とすれば、寸法調節量 d [mm] は次式で定まる。

$$d = d' + \Delta L \quad \dots (B4-1)$$

L は日本人の体格統計データから定まる。本設計では、高齢女性 5%tile から成人男性 95%tile までの体節長¹⁰⁾ に対応できるようにした。

角度調節範囲は、従来の半座位姿勢との比較を行うことを想定し、市販のギャッチベッドの角度条件で導出された背折れ姿勢の快適支持面角度条件より決定した。

1.3 基本構造と駆動方法の検討

前節で決定した寸法と角度の調節範囲内で、各支持面を独立に調節するためのフレーム構造と駆動方法および部品の選定を行った。

1.3.1 基本設計条件

一般にベッドの幅は、寝返りなどを考慮して最低 700 mm 以上、900 mm 程度が適当とされるが¹¹⁾、実験ベッドでは日中の作業姿勢の探索を目的としているため、身体の幅が十分収まる 750 mm 幅とした。

また、支持面については統計データから決定した調節範囲を満たし、寸法・角度の調節によるすき間が生じない機構を検討した。

1.3.2 推力とストロークの計算方法

リニアアクチュエータを用いて角度・寸法調節を行うこととし、必要な推力とストロークを推定した。

角度調節では、図 B4-2 に示すように、身体とベッド重量によるモーメント M [N·m] に対し、支持面から a [mm] 離れた点で保持力 F [N] を発揮するアクチュエータを使用した場合、角度 θ [rad]

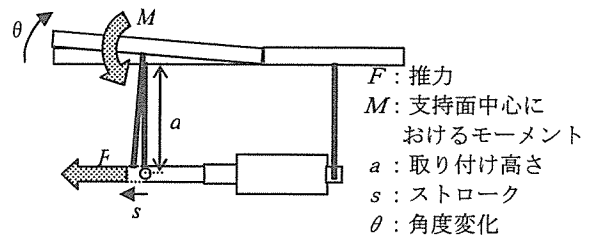


図 B4-2 必要推力の計算

変化させるには、ストローク s は $a \theta$ [mm] 以上あることが必要である (式 (B4-2))。アクチュエータの取り付けによって支持面が床から高くなるのを防ぐため、 a が 100~200 mm になるように F と s を設定した。

$$F = \frac{M}{a}, \quad s \geq a\theta \quad \dots (B4-2)$$

また、寸法調節用のアクチュエータについては、ベッド構造重量 M [kg] と身体重量 m [kg] および摩擦による力 F' [N] を考慮し、次式より抵抗力を推定した。なお、摩擦係数 $\mu = 1$ とし計算を行った。

$$F' = \mu(M + m)g \quad \dots (B4-3)$$

1.3.3 計測システムの検討

寸法と角度の調節量を検出するため、寸法調節を行う支持面にはポテンシオメータを、角度調節を行う支持面には傾斜計を取り付ける。また、マットレスについても、ずれを計測するためのポテンシオメータを 2ヶ所、形状検出のための傾斜計を 16ヶ所に設置する。

以上のセンサ系を動作させるのに十分な電源とデータロガを検討した。

2. ベッドの試作

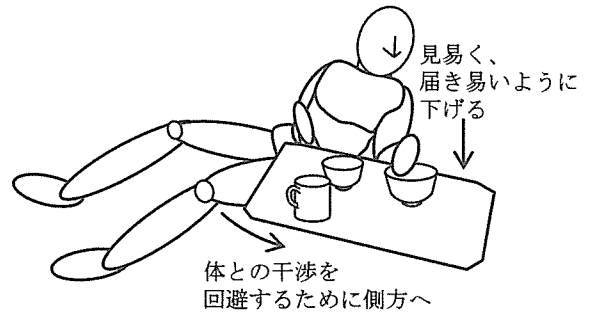
2.1 設計方針

以下の 5つを実現することとし、支持面の寸法と角度、外形寸法条件を満たす構造を検討する。

(1) 身体の体節に対応した 7つの支持面で構成する。

(2) 各支持面は高齢女性 5%~成人男性 95%tile (身長 137~182 cm)¹⁰⁾ に対応できる調節量をもつ。

- (3) これらの調節を簡便かつ安全に行うために、モニタリングしながら電動で操作できる。
- (4) これらの調節によってもベッド面は、安定かつ安全に身体を支持できる。
- (5) 運搬性と乗降性を考慮した外形寸法である。



(a) テーブルの体側面配置

2.2 基本構造と駆動方法の検討

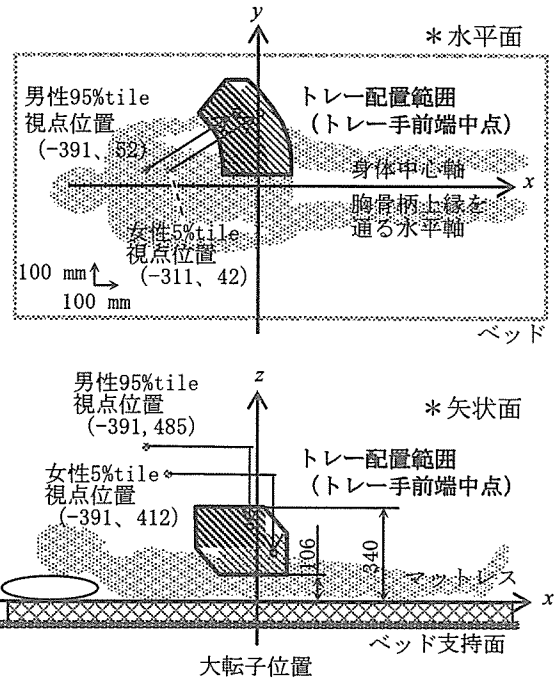
前述の設計方針を基に、隙間が少なく、調節範囲を大きく取れる支持面構造を検討した。支持面は運搬性を考慮し、上体と下肢の2つのユニットに分割し、精度良く連結できる機構を考案した。また、アクチュエータによる駆動方法を具体的に検討した。

2.3 安全システム

構造が複雑になるために、アクチュエータの可動域内でベッド構造部に干渉が生じる可能性がある。このため、3次元CADで干渉部位を予測し、危険回避のためにスイッチの配置と、アクチュエータへの電流を遮断する回路を検討した。

2.4 計測システムの検討

快適な支持条件を明らかにするために、ベッド支持面の寸法と角度およびマットレス面の形状を計測するシステムの開発を行った。これにより、リアルタイムに各支持面条件とマットレス形状を表示し、それらのデータを保存できるようにした。



(b) トレーの配置範囲

図 B4-3 飲食用什器条件

3. ベッド上での飲食用什器の試作

②では、背上げ姿勢の視野と上肢作業域に適合しつつ、体との干渉を避けるように体側部に広がった図 B4-3 の什器配置範囲を提案した。この範囲に従来のオーバーベッドテーブルを設置しようとすると、テーブルの下梁が下肢に干渉したり、重くて自力では動かしにくいなどの問題があった。また、テーブルを使わない際に臥床者の手が届かない位置まで動かさないと邪魔になる。このため、図 B4-3 の配置を実現し、かつ臥床者が自分で位置の調節や収納を行うことができるテーブルの設計を行った。

4. マットレスの検討

4.1 体格対応支持面寸法の推定

4.4.1 体格対応支持面長を推定する身体幾何モデルの開発

実験では、支持面寸法を被験者の体格に適合するように設定したが、被験者の体格に合わせて自動で推定できることが望ましい。このため、身体幾何モデルを開発し、臥床者の体格に適合する支持面寸法を推定した。

開発した身体幾何モデルを図B4-4に示す。節の区分を添え字*i*で表し、身体回転中心からマッ

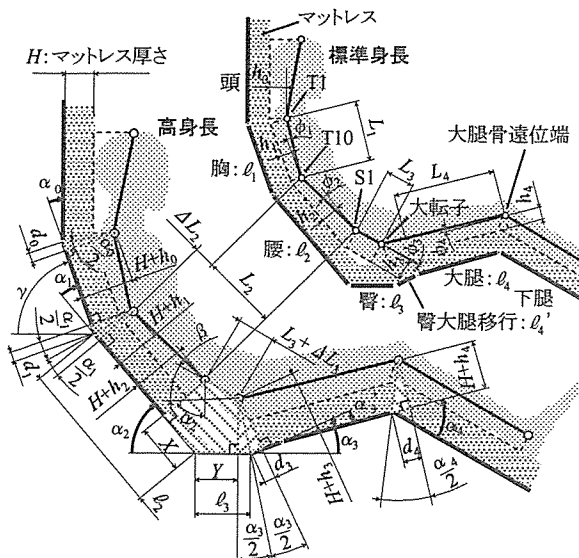


図 B4-4 マットレスの伸縮

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(B4-4)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、(B4-5)式で表される。

$$\phi_i = \sin^{-1} \frac{h_i - h_{i-1}}{L_i + \Delta L_i} \quad \dots (B4-4)$$

$$\begin{aligned} \ell_1 &= (L_1 + \Delta L_1) \cos \phi_1 + d_0 + d_1 \\ \ell_2 &= (L_2 + \Delta L_2) \cos \phi_2 + d_1 + X \\ \ell_3 &= Y + d_3 \\ \ell_4 &= (L_4 + \Delta L_4) \cos \phi_4 + d_3 + d_4 \quad \dots (B4-5) \end{aligned}$$

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B4-4、 X 、 Y)が加わる。

d_i 、 X 、 Y は、図B4-4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(B4-6)～(B4-8)式で求まる。

$$d_i = (H + h_i) \tan \frac{\alpha_i}{2} \quad \dots (B4-6)$$

表B4-1 身体寸法¹⁰⁾

部位	定義	
	最大値 (青年男性95%tile)	最小値 (高齢女性5%tile)
胸: ($L_1 + \Delta L_1$) $\times \cos \phi_1$	T1-T10距離: (頸椎高(C7)-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: ($L_2 + \Delta L_2$) $\times \cos \phi_2$	T10-S1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: ($L_3 + \Delta L_3$) $\times \cos \phi_3$	S1-大転子距離: 上後腸骨棘高-転子高 102	83
大腿: $L_4 + \Delta L_4$	坐骨結節-大腿骨遠位端距離: 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-T1 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

$$X = \frac{1}{\sin \alpha_2} \left\{ (L_3 + \Delta L_3) \sin(\beta - \phi_3) + H + h_3 - (H + h_2) \cos \alpha_2 \right\} \quad \dots (B4-7)$$

$$Y = (L_3 + \Delta L_3) \cos(\beta - \phi_3) + (H + h_3) \sin \alpha_2 - X \cos \alpha_2 \quad \dots (B4-8)$$

(B4-4)～(B4-8)式に含まれる身体寸法を表B4-1に示す。なお、表B4-1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、体節長の傾きを補正した値で定義した。また、 h_i は成人男女の身体厚の平均値とした。

4. 1. 2 推定支持面寸法の快適性評価

低身長的女性被験者1名(身長1450 mm)を、標準身長(1730 mm)で推定した支持面長に設定した7分割ベッドと、被験者身長に設定した7分割ベッドに臥床させ、体圧分布と臥床姿勢の計測を行った。体圧分布の計測には、hugematを、臥床姿勢の計測にはベクトロンを用いた。