

厚生労働科学研究費補助金
障害保健福祉総合研究事業

被介助者の負担計測に基づく移乗介助方法の評価

平成15年度 総括報告書

主任研究者 井上 剛伸

平成16(2004)年4月

目 次

I. 総括研究報告

被介助者の負担計測に基づく移乗介助方法の評価 井上 剛伸	1
---------------------------------	---

II. 分担研究報告

1. 介助における被介助者の負担の評価 井上 剛伸	6
------------------------------	---

2. 被介助者の負担計測方法の開発に関する研究 山崎 信寿	12
----------------------------------	----

III. 研究成果の刊行に関する一覧表	20
---------------------	----

IV. 研究成果の刊行物・別刷	21
-----------------	----

I. 総括研究報告

厚生科学研究費補助金（障害保健福祉総合研究事業）

総括研究報告書

被介助者の負担計測に基づく移乗介助方法の評価

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 移乗介助における被介助者の身体的負担および心理的負担を評価するために、被介助者ダミーの開発および心理評価スケールの開発を行うこととした。ダミーの開発では、介助中の圧迫力や関節角度に対する人体の痛みの許容値を定め、センサと介助者への警告システムを取り付けた。ダミーと、脱力した健常者を被介助者として移乗介助における介助者の筋電を比較した結果、同等の介助動作が行なえることがわかった。心理的評価では、施設入所者を対象とした調査を行い、一人介助、二人介助、リフトの順で負担が大きくなり、リフトについては、天井走行式のほうが床走行式よりも負担が小さいことが示された。

分担研究者

山崎 信寿 慶應義塾大学理工学部教授

A. 研究目的

移乗介助は介助者にとって負担のかかる作業であるため、その負担を軽減するための研究や検討が行われてきた。しかし、移乗介助では被介助者にかかる負担も大きい。したがって、移乗介助方法は、介助者のみならず被介助者側の負担の評価に基づく必要がある。本研究では、移乗介助における被介助者の負担に着目し、その身体的負担と心理的負担を定量的に評価することにより、被介助者にとって負担の少ない介助方法を提案することを目的とする。

身体的負担で考慮すべき、痛みや創傷の発生危険度等は定量的に評価することが難しい。しかし、それらはすべて被介助者の身体にかかる力が原因で生じるものであり、力学

量を指標として評価することができる。そこで、被介助者の身体特性を模擬し、身体表面にかかる圧縮力および関節力を計測するためのセンサを組み込んだダミーを開発することとした。心理的負担は様々な要因が絡み合い、複雑な構造である。そこで、移乗介助における負担感に影響する要因を解明し、それらを測定可能とする心理測定スケールの開発を行うこととした。

昨年度までに、被介助者ダミーを設計するための基礎データの収集と骨格構造の開発を行った。また、重度障害者に対する移乗時の負担について聞き取り調査および意見交換を行い、心理評価スケールを作成した。

本年度は、被介助者の身体的負担を定量化するために、痛みの許容値を定め、昨年度開発したダミーの骨格構造にセンサと介助者への警告システムを取り付けた。さらに開発したダミーを用い、各種介助方法での被介助者の負担を評価した。一方、心理評価におい

ては、昨年度までに作成した移乗介助心理負担評価スケールにより、施設入所者を対象とした調査を実施し、移乗介助方法による、心理的負担の評価を行った。得られたデータを昨年度取得した在宅生活者のデータと比較することで、それぞれの特徴を明らかにした。さらに、身体的負担、心理的負担の両側面から被介助者にとって負担の少ない介助方法を提示した。

B. 研究方法

1. 身体的負担の評価

(1) 被介助負担の種類調査

介助初心者である学生 10 名（身長 154～175cm 体重 44～67kg）を被験者とし、図 1 に示す方法で、車いすからベッドへの移乗、ベッド上での座位から臥位への変換、臥位から座位への変換及び、ベッドから車椅子への移乗までの一連の動作について、相互に介助を行わせ、負担の位置と種類をアンケート調査した。

(2) 痛みの感覚量の計測

まず、接触力における感覚量の計測を行った。上記、介助負担の種類調査で得た接触部（上腕・胸部側面・胸部・大腿・膝）について、負担を感じるまでの荷重と許容値の計測を行った。被験者は 22～26 歳の健常 20 代男性 10 名（身長 164～172cm 体重 46～83kg）である。

痛みが発生する介助状態と同じ姿勢で、模擬人体部位を計測位置に押し当て「痛くて嫌」、「耐えられない」と感じる荷重を 2 方向荷重計（特殊計測：TK03A）で計測した。

被験者が耐えられないと判断した時点で徐荷し、計測値の最大値を痛みを感じる荷重とした。計測は 3 回行い、その平均値を用いた。圧迫に用いた模擬人体部位は介助者の接触部位の身体表面弾性特性と人体の形状を模擬している。

次に、関節可動域の限界における痛みの計測を行った。空間座標計測装置（Oxford Metrics：Vicon370）と自己申告スイッチを用い、被験者の各関節を他動的に動かし、「気になる、不快、痛い」と感じた各瞬間にスイッチを 1 秒程度押させた。計測は、22～24 才の健常男性 3 名（身長 164～170cm、体重 56～67kg）について行い、関節抵抗性を計測した全 9 関節、22 自由度について各 3 回行なった。

2. 心理負担の評価

身体障害者療護施設（施設 A）および入所型重度身体障害者リハビリテーションセンタ（施設 B）入所者を対象とし、対面形式により移乗介助を受ける際の心理的負担に関する調査を行った。

調査は昨年度までに作成した移乗介助における心理負担評価スケールを用いて行い、一人介助、二人介助、移乗介助用リフトの移乗介助方法を比較することにより、心理的負担を評価した。まず、日常生活において行っている移乗介助方法およびその場面、過去に行ったことのある移乗介助方法およびその場面に関する質問を行った。その結果から移

乗方法を抽出し、一人介助 vs 二人介助および移乗介助用リフト vs 二人介助に関するスケールについて回答を得た。移乗介助用リフトは、天井走行式リフトと床走行式リフトがあり、どちらも使用経験がある場合は、その比較を行った。また、スリングはベルト式と脚分離式があり、これらについても比較した。

得られたデータは昨年度取得した、在宅生活者のデータとも比較検討した。

C. 研究結果と考察

1. 身体的負担の種類に関する調査結果

被介助者負担の種類に関する調査結果では、移乗介助中の痛みは圧迫がもっとも多かったが、ベッド上での移動の際に上肢の関節が無理な方向に曲げられて痛みを発生することもある。また、下腿や、踵、足の甲、頸部はぶつかって痛みを感じることもある。このため負担の種類は、関節角度・接触力・ぶつかりの3種類とし、頭部、頸部、胸部、上腕、胸部側面、膝、下腿、踵、足の甲、肩関節、肘関節、手関節にセンサを配置することとした。

2. 痛み許容値の決定

1) 接触力許容値

接触力許容値計測実験の結果より、痛みの許容値を2段階とし、1段階目を「痛くて嫌」と感じる荷重の平均値、2段階目を「耐えられない」と感じる荷重の5%タイル値として基準値を決定した。ただし、胸部は「耐えら

れない」と感じる荷重の5%タイル値が「痛くて嫌」と感じる荷重の平均値以下であり、膝での差は人が痛みを感じる値の標準偏差内であったために許容値を1段階とした。

決定した基準値は以下の通りである。

胸部	: 65N
上腕	: 90N(嫌) 147N(痛)
胸部側面	: 102N(嫌) 123(痛)
膝	: 98N

2) 関節負荷許容値

関節角度限界の計測結果から、「気になる、不快、痛い」のそれぞれの角度および関節特性を表す曲線より、屈曲・伸展それぞれの方向での抵抗トルクの立ち上る付近にて、違和感が生じることがわかった。それに基づき、各関節の限界角度を下記のように定めた。

肩関節：屈伸	-160° ~+40°
外転	-120°
回旋	-40°
肘関節：屈伸	-150° ~+10°
回旋	-110° ~+110°
手関節：屈伸	-90° ~+60°
橈尺屈	-30° ~+40°

3. 被介助者ダミー警告機構の開発

被介助者ダミーに取り付ける警告機構の開発を行った。関節角度とぶつかりの警告はブザー（スター精密：SMB-01）で、接触力の警告は振動でおこなった。振動はモータ

(マブチモーター：RE260) に偏心用の錘を取り付け、内側に固定した。

接触力はテープスイッチ（大阪自動電機：OT-02A・動作力[N] 47.0, OT-71・動作力 11.7, OT-TP-2・動作力 23.5）で検出し、その表面に柔軟素材をはることで、動作力の調節を行った。ぶつかりは動作圧の低いテープスイッチ（OT-21BP・動作力[N] 2.2）を並べて検出した。

関節角度はタクタイルスイッチ（OMRON：B3F-5000）と柔軟素材を貼り付けた調節ネジにより検出した。

以上、開発した警告装置を、昨年度までに開発した骨格構造に取り付け、実用場面での評価を行った結果、移乗介助中の危険状態を適切に介助者に知らせることが可能となった。

4. 被介助者ダミーの実用評価

開発した被介助者ダミーについて、移乗介助場面での評価を行った。男子学生1名（身長 164cm, 体重 62kg）に、ダミーと身長はほぼ同じで、体重の異なる被験者 3 名(A; 169cm, 52kg, B; 169cm, 60kg, C; 168cm, 72kg)を移乗介助させ、そのときの表面筋電を計測した。筋電は右側の上腕二頭筋、大胸筋、脊柱起立筋、外側広筋をサンプリング 1500Hz で計測し、動作時間と最大筋力で正規化した。

実験の結果、開発したダミーを用いた移乗介助は、筋活動から見ても、脱力状態の被介

助者と同等の介助であることが明らかになった。

5. 介助方法による心理負担の評価

一人介助による移乗は、二人介助に比較して、被介助者の心理的負担が大きい。これは介助者要因に関して特に顕著である。被介助者が在宅者の場合は、さらに心理的負担が増大する傾向にあった。

また、リフトによる移乗介助は、二人介助よりも心理的負担が小さい傾向にある。特に、在宅者における心理的負担の軽減効果が大きく、在宅における移乗介助用リフトの重要性が示された。

以上より、今回の調査対象であるリフト使用者では、一人介助、二人介助、リフトによる介助の順で、心理的負担が大きいことが明らかになった。

6. リフトの種類による比較

天井走行リフトでは、施設入所者における身体的要因を除き、二人介助よりも心理的負担が小さい結果が得られた。床走行リフトでは、施設入所者において、むしろ心理的負担を増加させる結果となった。在宅者においては、各項目における平均値はかろうじて一といえるレベルであり、リフトを使用することによる心理的負担の軽減効果が小さくなってしまふと考えられる。以上より、天井走行式リフトの方が床走行式リフトに比べて、被介助者の心理的負担は軽減することがわか

った。

スリングの種類による比較では、脚分離式スリングでは、ベルト式に比べて、介助者要因における負担が大きい結果となった。脚分離式のスリングはベルト式よりも介助者の手間がかかり、それが被介助者の心理的負担につながっていると考えられる。

7. 体の痛みの有無によるリフト介助の評価

リフト介助において体のどこかに痛みを訴えた群では、痛みを訴えなかった群と比べて心理的負担が大きい。特に身体的要因に関する心理的負担が大きく、移乗介助の場面において体の痛みが憎悪する、または痛む部分への意識が高まる可能性が考えられる。

また、痛みの有り無しに関わらず、介助者要因は一の結果が得られた。この結果は、介助者のことを考え、痛みをこらえてリフトを使用している被介助者の存在を表すものである。

D. 結論

移乗介助の身体的負担の評価および介助訓練を目的として、全介助が必要な高齢者男性相当全身ダミーを開発した。ダミーの寸法・重量分布の誤差は 10%以下であり、全身 9 関節 22 自由度の非線形関節抵抗特性は実際のヒトとほぼ一致した。また、痛み閾値を再現したセンサは、被介助者が負担と感じる 21 箇所配置した。この検出結果を振動およびブザーによって介助者へフィードバック

することは有効であり、これにより動作評価と十分な訓練効果を期待できる。

一方、移乗介助方法による心理的負担の評価のために、施設入所者を対象とした調査を行い、一人介助、二人介助、リフトの順で負担が大きく、リフトについては、天井走行式のほうが床走行式よりも負担が小さいこと示された。在宅者と入所者の比較を行った結果、在宅者の方がリフトにおける心理的負担が少ないことがわかった。

尚、本研究を実施するにあたり、国立身体障害者リハビリテーションセンター病院、田村氏、関口氏の協力を得た。ここに、感謝の意を表す。

E. 研究発表

1. 論文発表

- ① Takenobu INOUE, Atsushi TSUKADA, Takanori AIKAWA, Hideyuki HIROSE, Toru TAMURA, Kazuyuki ITOH, Koichi YOKOTA, Misato NIHEI, Hiroki ISHIHAMA, "Bottlenecks and their solutions for development of assistive technologies", Assistive Technology ? Shaping the Future AAATE2003, IOS Press, pp.732-736, 2003.

2. 学会発表

- ①田中隆之, 山崎信寿: 身体関節抵抗特性の計測, 人間工学会第 33 回関東支部大会講演集, pp.11-12, 2003

II. 分担研究報告

分担研究報告書

介助における被介助者の負担の評価

主任研究者 井上剛伸 国立リハセンタ研究所福祉機器開発部室長

研究要旨 移乗介助は介助者のみならず、被介助者にも大きな負担となる。本研究では、移乗介助における被介助者の心理的負担に着目し、その評価を行うことを目的とする。昨年度までに、18項目よりなる移乗介助心理負担評価スケールを作成し、在宅者を対象とした調査を行った。今年度は、施設入所者を対象とした調査を行い、一人介助、二人介助、リフトの順で負担が大きく、リフトについては、天井走行式のほうが床走行式よりも負担が小さいこと示された。在宅者と入所者の比較を行った結果、在宅の方がリフトにおける心理的負担が少ないことがわかった。

A. 研究目的

移乗介助は介助者にとって負担のかかる作業であるため、その負担を軽減するための研究や検討が行われてきた。しかし、移乗介助では被介助者にかかる負担も大きい。したがって、移乗介助方法は、介助者のみならず被介助者側の負担の評価に基づく必要がある。この負担は、身体的負担と心理的負担に大別される。身体的負担としては、痛みを生じる事例や創傷を発生する事例等が報告されている。また、心理的負担では、介助機器を使うことに対する抵抗感や不安感、介助は手でやるものという先入観、介助者に対する気兼ねなど様々な事例がある。

本研究では、移乗介助における被介助者の心理的負担に着目し、定量的に評価することにより、被介助者にとって負担の少ない介助方法を提案することを目的とする。心理的負担感には様々な要因が絡み合い、複雑な構造である。そこで、移乗介助における負担感に影響する要因を解明し、それらを測定可能とす

る心理測定スケールの開発を行う。昨年度までに、評価スケールの作成および在宅生活を送る重度障害者に対するデータ取得を行った。本年度は、施設入所者を中心に調査を行い、各移乗介助方法について心理負担の評価を行った。

B. 研究方法

身体障害者療護施設（施設A）および入所型重度身体障害者リハビリテーションセンタ（施設B）入所者を対象とし、訪問形式により移乗介助を受ける際の心理的負担に関する調査を行った。それぞれの施設における、被検者数およびその属性を表1に示す。

調査は昨年度までに作成した移乗介助における心理負担評価スケールを用いて行い、図1に示す3種類（一人介助、二人介助、移乗介助用リフト）の移乗介助方法を比較することにより、心理的負担を評価した。まず、日常生活において行っている移乗介助方法およびその場面、過去に行ったことのある移

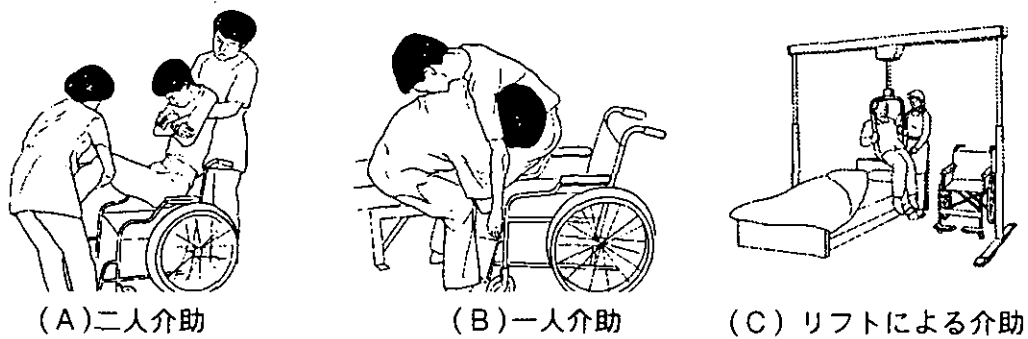


図1 対象とした移乗介助方法

表1 被検者の属性

	施設A	施設B
被検者数	男12名 女10名	男13名 女2名
平均年齢	55.2±8.3歳	29.1±9.6歳
障害	脊損 6 筋疾患 2 脳性マヒ 14	脊損 15

乗介助方法およびその場面に関する質問を行った。その結果から移乗方法を抽出し、一人介助 vs 二人介助および移乗介助用リフト vs 二人介助に関するスケールについて回答を得た。移乗介助用リフトは、天井走行式リフトと床走行式リフトがあり、どちらも使用経験がある場合は、その比較を行った。また、スリングはベルト式と脚分離式があり、これらについても比較した。

得られたデータは昨年度取得した、在宅生活者のデータとも比較検討した。

C. 研究結果

結果① 全調査結果より

1. 介助方法による比較 (図2)

身体的要因を除いて、一人介助は+、リフト

は-の値になり、5%水準で有意差が現れた。すなわち、身体的要因を除いて、一人介助での移乗は心理的負担が大きく、リフトでは小さくなることがわかった。特に、介助者要因においてこの差は顕著である。

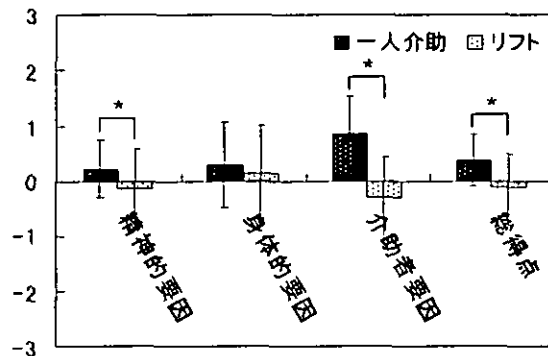


図2 一人介助・リフト介助の心理負担

2. リフトの走行方式による比較 (図3)

天井走行リフトに比べ、床走行リフトは全体的に心理的負担が大きい傾向にあり、身体的要因を除いて5%水準で有意差が見られた。特に、床走行リフトでは全ての要因において平均値は+であり、移乗介助における心理的負担の増加要因となりえることがわかる。

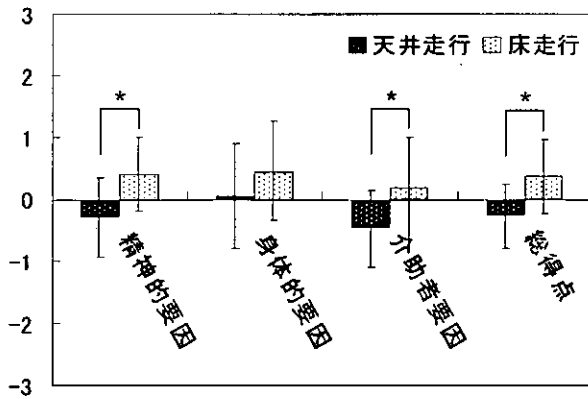


図3 リフトの走行方式別の心理負担

3. スリングの種類による比較 (図4)

ベルト式と脚分離式に関しては、介助者要因にのみ有意差が見られた。シート型スリングに関しては標本数が少なく、t検定の対象からは除外したが、他のスリングに比べ心理的負担が小さい傾向が見られた。

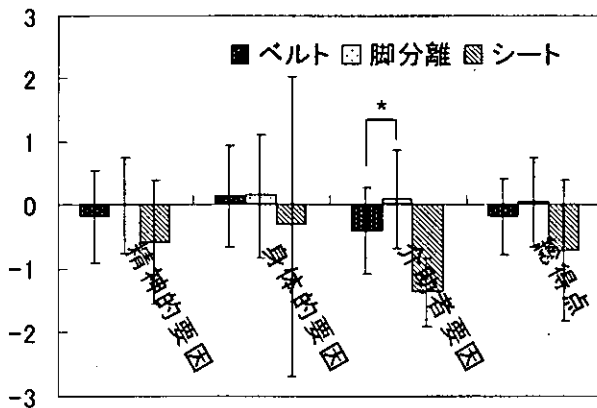


図4 スリング別の心理負担

4. 身体の痛みの有無による比較 (図5)

移乗介助の場面に限らず、体のどこかに痛みがあると訴えた者と、そうでない者との比較を行ったところ、痛みありの群は痛みなしの群に比べ心理的負担が大きい傾向にある

ことがわかった。すなわち、被介助者の有する身体的苦痛が、移乗介助の場面における心理的負担につながると考えられる。

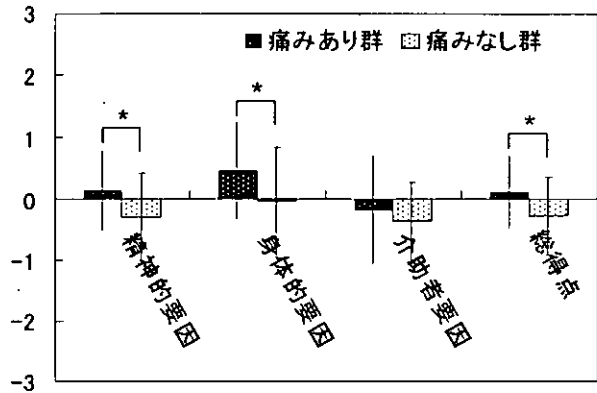


図5 痛みの有無別の心理負担 (リフト介助)

結果② 在宅者と施設入所者との比較

1. 一人介助の場合の比較 (図6)

全体的に在宅者では心理的負担が大きい傾向にあり、特に介助者要因において5%水準で有意差が見られた。在宅者における介助者は家族やヘルパーが中心であるため、一人介助は心理的負担を顕著に増加させるものと考えられる。

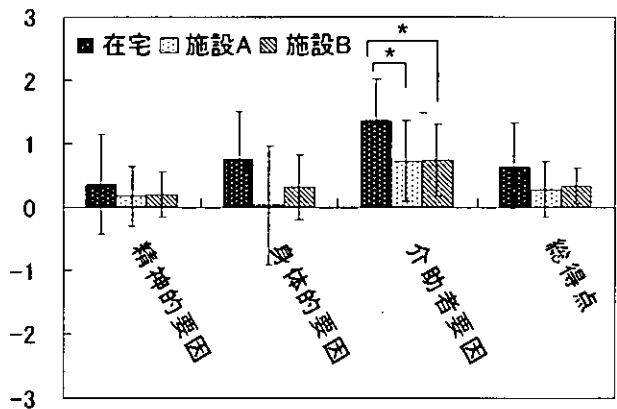


図6 一人介助の心理負担

2. リフト介助の場合の比較 (図7)

一人介助の場合とは逆に、在宅者では施設入所者に比べて心理的負担が小さい傾向が見られた。これは、二人介助と比較してのアンケート結果であるため、在宅者ではリフト使用による心理負担の軽減が大きくあらわれたものと考えられる。

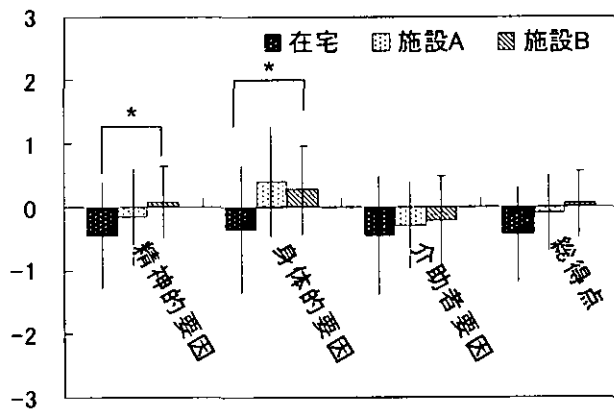


図7 リフト介助の心理負担

3. 天井走行リフトの場合の比較 (図8)

全体的に在宅者の方が心理的負担が小さくなる傾向はあったが、5%水準で有意差が

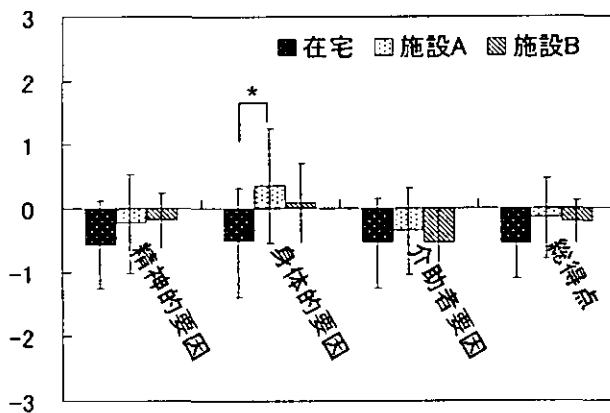


図8 天井走行リフトの心理負担

見られたのは身体的要因における在宅者と施設A入所者の間のみであった。

4. 床走行リフトの場合の比較 (図9)

在宅者について見ると、データのばらつきは大きいものの4つの項目において平均値は-である。ところが、施設入所者に関しては、4つの項目全て+であるというまったく逆の傾向が現れた。床走行リフトでは各群の標本数が少ないためにデータの信頼性はやや失われるが、床走行リフトの心理負担は施設入所者において増加する傾向にあると考えられる。

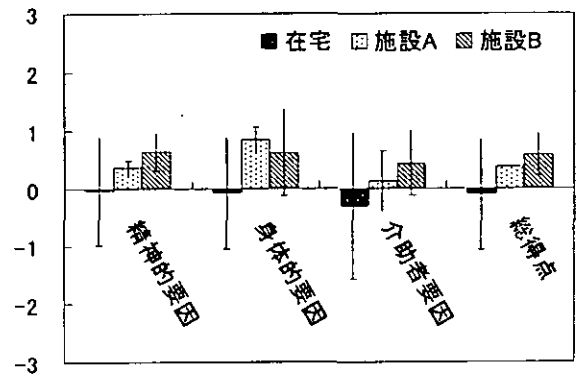


図9 床走行リフトの心理負担

5. ベルト型スリングの場合の比較 (図10)

在宅者のほうが心理的負担が小さい傾向はあるが、各群に有意差は見られない。身体的負担は、在宅者は-となっているが、施設入所者では+となっている。

6. 脚分離型スリングの場合の比較 (図11)

精神的負担において施設A、B間で有意差が見られた。

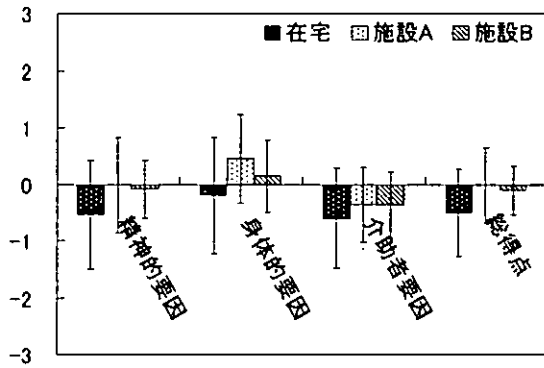


図 10 ベルト型スリングにおける心理負担

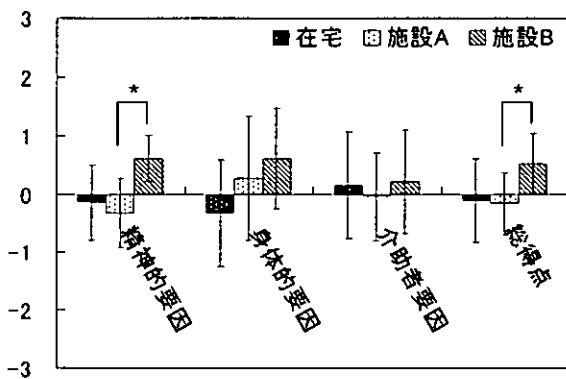


図 11 脚分離型スリングにおける心理負担

D. 考察

1. 一人介助について

一人介助による移乗は、二人介助に比較して、被介助者の心理的負担が大きい。これは介助者要因に関して特に顕著である。被介助者が在宅者の場合は、さらに心理的負担が増大する傾向にある。

2. リフトを使用することについて

リフトによる移乗介助は、二人介助よりも

心理的負担が小さい傾向にある。特に、在宅者における心理的負担の軽減効果が大きく、在宅における移乗介助用リフトの重要性が示された。

施設入所者における結果から、身体的要因に関しては、逆に負担を増大させる結果が得られた。施設職員のように移乗介助に慣れたものが二人介助を行う場合、被介助者の負担は少なくすむことが、原因と考えられる。

3. リフトの走行方式による比較

天井走行リフトでは、施設入所者における身体的要因を除き、二人介助よりも心理的負担が小さい。

床走行リフトでは、施設入所者において、むしろ心理的負担を増加させる結果となった。在宅者においては、各項目における平均値はかろうじて-といえるレベルであり、リフトを使用することによる心理的負担の軽減効果が小さくなってしまふと考えられる。

移乗より、天井走行式リフトの方が床走行式リフトに比べて、被介助者の心理的負担は軽減することがわかった。

4. スリングの種類による比較

脚分離式スリングでは、ベルト式に比べて、介助者要因における負担が大きい。脚分離式のスリングはベルト式よりも介助者の手間がかかり、それが被介助者の心理的負担につながっていると考えられる。

5. 体の痛みの有無による比較

リフト介助において体のどこかに痛みを訴えた群では、痛みを訴えなかった群と比べ

て心理的負担が大きい。特に身体的要因に関する心理的負担が大きく、移乗介助の場面において体の痛みが憎悪する、または痛む部分への意識が高まる可能性が考えられる。

また、痛みの有り無しに関わらず、介助者要因は一の結果が得られた。この結果は、介助者のことを考え、痛みをこらえてリフトを使用している被介助者の存在を表すものである。

E. 結論

移乗介助における被介助者の心理的負担を評価するために、施設入所者を対象とした調査を行った。その結果、一人介助、二人介助、リフトの順で負担が大きく、リフトについては、天井走行式のほうが床走行式よりも負担が小さいこと示された。在宅者と入所者の比較を行った結果、在宅者の方がリフトにおける心理的負担が少ないことがわかった。

F. 研究発表

1. 論文発表

- ① Takenobu INOUE, Atsushi TSUKADA, Takanori AIKAWA, Hideyuki HIROSE, Toru TAMURA, Kazuyuki ITOH, Koichi YOKOTA, Misato NIHEI, Hiroki ISHIHAMA, “Bottlenecks and their solutions for development of assistive technologies ” , Assistive Technology ? Shaping the Future AAATE2003, IOS Press, pp.732-736, 2003.

分担研究報告書

被介助者の負担計測方法の開発に関する研究

分担研究者 山崎信寿 慶應義塾大学理工学部機械工学科教授

介助中の圧迫力や関節角度に対する人体の痛みの許容値を定め、昨年度開発したダミー骨格にセンサと介助者への警告システムを取り付けた。

ダミーと、脱力した健常者を被介助者として移乗介助における介助者の筋電を比較した結果、同等の介助動作が行なえることがわかった。また、振動や音による警告は簡便で実用的であることがわかった。

A. 研究目的

被介助者・介助者双方に安全で、動作の客観的評価が行えるダミーを開発することを目的とし、痛みを生じる限界負荷の計測と、警告システムの開発を行う。また製作したダミー骨格に体表面にあたる柔軟素材を取り付け、被介助者負担警告システムとダミーの基本性能の評価を行う。

B. 研究方法

B-1. 介助負担の種類調査

介助初心者である学生 10 名（身長 154~175cm 体重 44~67kg）を被験者とし、図 1 に示す方法で、車椅子からベッドへの移乗、ベッド上での座位から臥位への変換、臥位から座位への変換及び、ベッドから車椅子への移乗までの一連の動作について、相互に介助を行わせ、負担の位置と種類をアンケート調査した。

B-2. 痛みの感覚量の計測

1) 接触力限界

B-1 で得た接触部（上腕・胸部側面・胸部・大腿・膝）について、負担を感じるまでの荷重と許容値の計測を行った。被験者は 22~26 歳の健常 20 代男性 10 名（身長 164~172cm 体重 46~83kg）である。

痛みが発生する介助状態と同じ姿勢で、図 2 に示す模擬人体部位を計測位置に押し当て「痛くて嫌」、「耐えられない」と感じる荷重を 2 方向荷重計（特殊計測：TK03A）で計測した。被験者が耐えられないと判断した時点で徐荷し、計測値の最大値を痛みを感じる荷重とした。計測は 3 回行い、その平均値

を用いた。上腕、胸部、胸部側面は接触部が広範囲であるため、計測位置による感覚の差がないか数箇所計測を行った。胸部側面の計測の様子を図 3 に示す。圧迫に用いた模擬人体部位は介助者の接触部位の身体表面弾性特性と人体の形状を模擬している。人体と模擬人体部位の弾性特性を図 4 に示す。

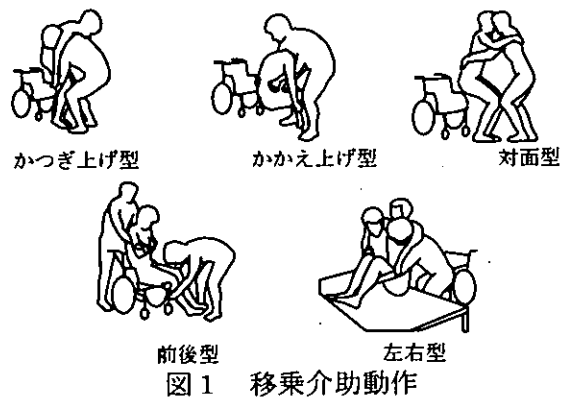


図 1 移乗介助動作

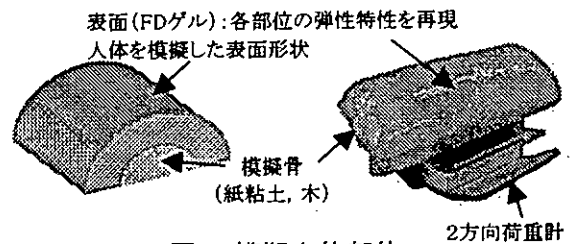


図 2 模擬人体部位

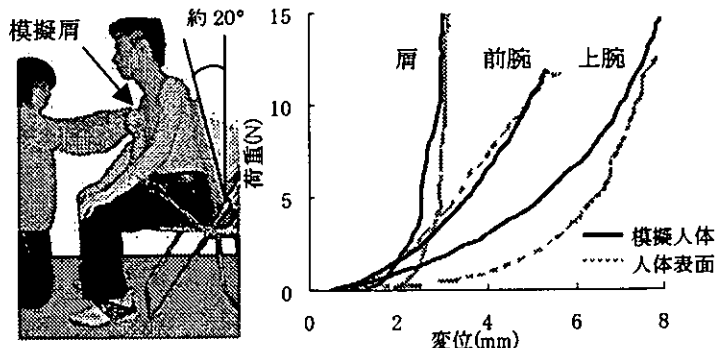


図 3 痛み計測(胸部) 図 4 人体と模擬人体の弾性特性

2) 関節角度限界

空間座標計測装置 (Oxford Metrics : Vicon370) と自己申告スイッチを用い、被験者の各関節を他動的に動かし、「気になる、不快、痛い」と感じた各瞬間にスイッチを1秒程度押させた。計測は、22~24才の健常男性3名 (身長 164~170cm, 体重 56~67kg) について行い、関節抵抗特性を計測した全9関節、22自由度について各3回行なった。

C. 研究結果と考察

C-1. 負担種類の調査結果

B-1の結果を図5に示す。移乗介助中の痛みは圧迫がもっとも多かったが、ベッド上での移動の際に上肢の関節が無理な方向に曲げられて痛みを発生することもある。また、下腿や、踵、足の甲、頸部はぶつかって痛みを感じることもある。このため負担の種類は、関節角度・接触力・ぶつかりの3種類とし、図7の位置にセンサを配置することとした。

C-2 力学量の痛み許容値の決定

1) 接触力許容値

B-2-1)の結果を図6に示す。上腕と胸部側面には位置による有意差はなかったが、胸部は中央のほうが周辺より小さく、許容値は有意に異なった。被介助者負担の許容値は2段階とし、1段階目を「痛くて嫌」と感じる荷重の平均値、2段階目を「耐えられない」と感じる荷重の5%タイル値とした。ただし、胸部は「耐えられない」と感じる荷重の5%タイル値が「痛くて嫌」と感じる荷重の平均値以下であり、膝での差は人が痛みを感じる値の標準偏差内であったために許容値を1段階として図7のように定めた。

2) 関節負荷許容値

B-2-2)の計測結果を表1に示す。3回の計測が10°以上異なる関節や、「気になる、不快、痛い」の角度差がほとんどない関節、「気になる」と「痛い」と感じる角度に20°程度の開きがある関節、外力を強くしても気になる、不快と感じない関節など、様々であった。

「気になる、不快、痛い」と感じる各関節角度の平

均と、抵抗特性の近似関数である(1)式の係数 k_2 (関節角度正の方向)および、 k_4 (負の方向)の値との間には、相関係数0.77~0.89、棄却率1%以下で相関が得られた。

$$T(\theta) = \exp\{k_1(\theta - k_2)\} - \exp\{k_3(k_4 - \theta)\} \quad \dots (1)$$

係数 k_2 、 k_4 はトルク曲線の立ちあがる関節角度を表しており、図8の結果は、屈曲・伸展それぞれの方向での抵抗トルクの立ち上がる付近にて、違和感が生じることを示している。このため各限界角度を図7のように定めた。

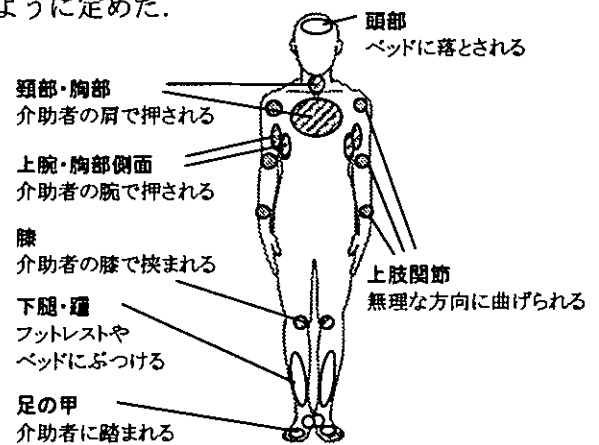


図5 被介助者の負担の種類と位置

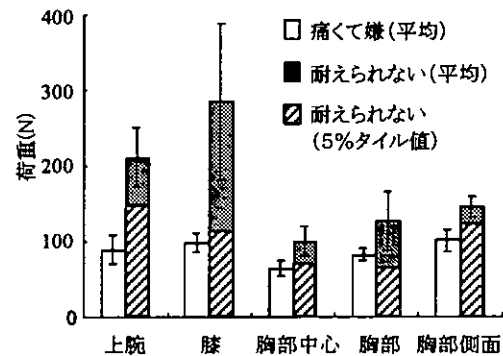


図6 接触力閾値警告実験結果

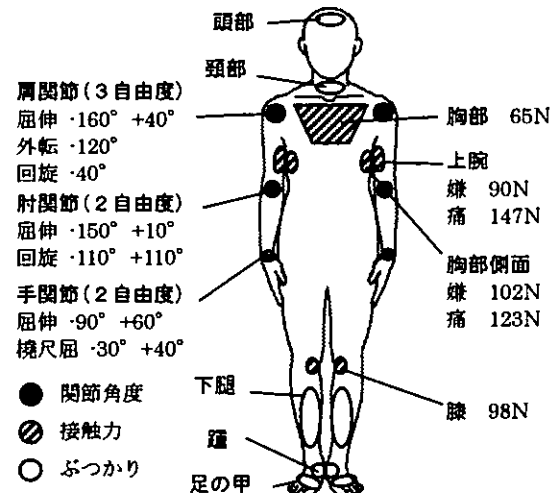


図7 警告システムの種類と閾値

表1 関節負荷許容値

	関節角度正 [deg]			関節角度負 [deg]		
	痛い+	不快+	気になる+	気になる-	不快-	痛い-
手屈伸		102	78	-64	-71	-84
手肘尺屈			14	-48	-52	-54
肘回旋	108	95	69	-94	-109	-118
肘屈伸			8	-138	-144	
肩屈伸	61	52	37	-158	-168	-172
肩外転				-119	-141	-151
肩外旋				-45	-55	-62
足屈伸			32	-56	-69	-72
足内外転	49	43	34	-16	-23	
膝回旋	33	26	22	-20	-25	-28
膝屈伸	12	10	5	-167		
股屈伸			32	-79	-93	-107
股外転				-44		
股内外旋			27	-20	-27	-29
頸部屈伸	81	73	64	-59	-71	-79
頸部側屈	46	43	35	-35	-43	-46
頸部回旋	90	82	79	-79	-82	-90
胸鎖挙上	52	47	36			
胸鎖前後	17	12	6	-21	-23	
腰部屈伸	45	33	23	-54	-62	-68
腰部側屈	33	24	15	-15	-24	-33
腰部回旋	43	34	26	-26	-34	-43

注) 空欄は計測不能であった箇所と痛みを感じなかった箇所である

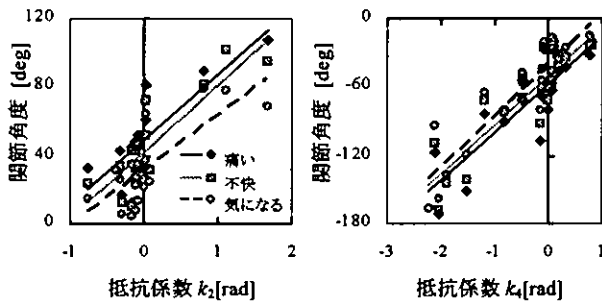


図8 負荷を感じる角度と抵抗係数の関係

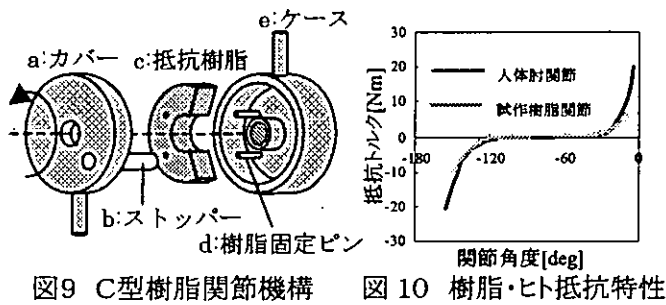


図9 C型樹脂関節機構 図10 樹脂・ヒト抵抗特性

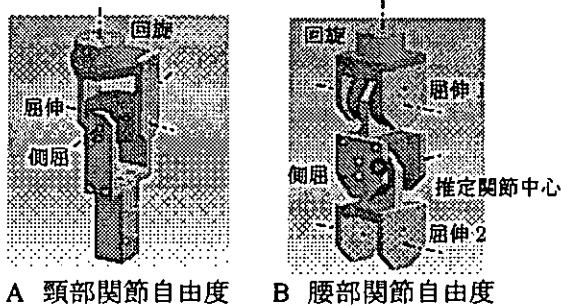


図11 頸部と腰部関節

C-3. ダミー関節の自由度と抵抗の調節

昨年度報告した C 型樹脂関節機構 (図9,10) を複数組み合わせ、肩関節や股関節などの3自由度関節を構成した。頸部と手・足関節には、図11Aのように2つ組合せ、自在継ぎ手とした。腰部の関節は、図11Bのように関節中心を側屈部分とし、その上下に屈伸を、そのさらに上に回旋の機構を配置して、関節中心の位置が関節の運動によらず一定になるようにした。

また、C型樹脂による抵抗特性の調節を行なうために、図12のように樹脂の角の切断位置角度 δ を0から60度まで15度刻みに変え、ピンと接触後の抵抗特性を計測した。図13のように、切断する長さが長くなるほど樹脂の抵抗は小さくなる。この計測を3種類の関節サイズ($\phi 55, 38, 23\text{mm}$)についてそれぞれ行い、抵抗特性と切断角度 δ との関係求めた。またピンの接触角度 ϕ はヒトの関節抵抗特性に一致するように定めた。

図14にヒト関節抵抗とダミー関節抵抗の比較を示す。Aの腰部屈伸のように無抵抗トルク領域のない場合には、ピン接触角度 ϕ はほとんど0で、Bの手関節屈伸のように無抵抗トルク領域が広い関節では、ピン接触角度は大きくなる。このように関節抵抗特性の特長を一致させるように表2のように樹脂形状を決定した。

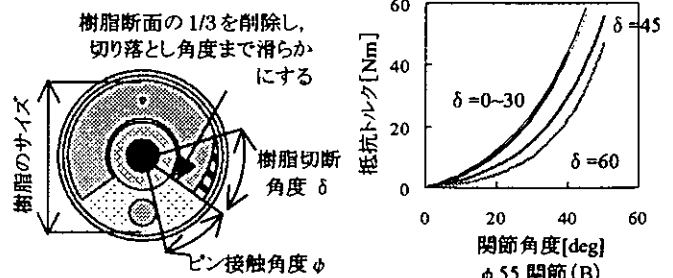


図12 樹脂形状 図13 樹脂関節特性

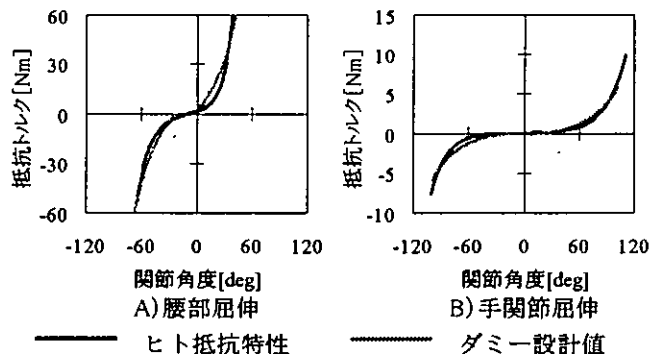


図14 樹脂特性の最適設計値

表2 樹脂形状

	φ	硬度	δ	φ +方向	φ -方向
手屈伸	23	70	0	15 (伸展)	-15 (屈曲)
手攣尺屈	23	90	0	-25 (攣屈)	-5 (尺屈)
肘回旋	36	50	60	70 (内旋)	-95 (外旋)
肘屈伸	36	90	0	-25 (伸展)	-95 (屈曲)
肩屈伸	36	90	80	0 (伸展)	-105 (屈曲)
肩外転	36	90	60	— (内転)	-90 (外転)
肩外旋	36	90	80	— (内旋)	-15 (外旋)
足屈伸	23	90	0	-30 (伸展)	-15 (屈曲)
足内外反	23	95	0	0 (内反)	0 (外反)
膝回旋	36	90	80	0 (内旋)	-25 (外旋)
膝屈伸	55	90	60	-30 (伸展)	-120 (屈曲)
股屈伸	55	90	60	0 (伸展)	-45 (屈曲)
股外転	55	90	60	— (内転)	-5 (外転)
股内外旋	55	90	60	15 (内旋)	10 (外旋)
頸屈伸	23	90	15	15 (伸展)	-5 (屈曲)
頸側屈	23	90	0	0	0
頸回旋	36	70	0	40	-40
胸鎖挙上	23	90	0	-10 (上)	0 (下)
胸鎖前後	23	95	0	0 (後)	0 (前)
腰屈伸	36	90	20	-5 (伸展)	-20 (屈曲)
腰側屈	36	90	0	0	0
腰回旋	36	90	0	0	0

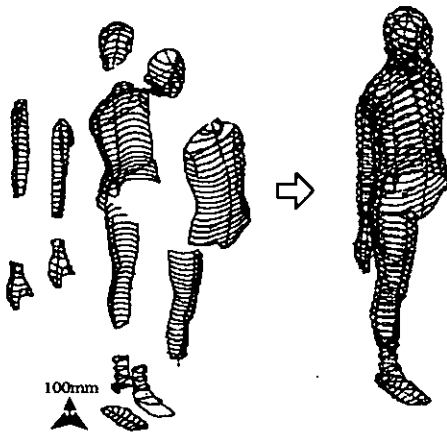


図24 ダミー表面形状データの合成

表3 皮膚伸び率

伸び率(%)	頸部	腰部	鎖・肩	肘
伸展	前面 26	前面 20	上面 0	前面 0
屈曲	後面 13	後面 50	下面 68	後面 58
	手	股	膝	足
屈曲	外側 20	外側 0	前面 57	前面 18
伸展	内側 10	内側 60	後面 0	後面 14

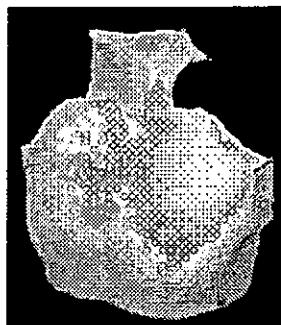


図16 胸郭アルミ内型例 図17 胸郭表面例

C-4. 表面形状

高齢者標準体形ダミー用表面型 (KOKEN: 身長 165cm, 体重 56kg) 内面を3次元座標計測機 (小坂研究所: Vectron VSC-27A) で計測し, その水平断面形状 (図15) を基に, 四肢用には塩ビパイプで, 体幹または頭部にはアルミ板で, 図16のような内面型を製作した. この内面型をダミー表面形状型に隙間をあけて固定し, 発泡ウレタンを流し込むことで体表面を製作した. ただし, 関節部分のウレタンは動作に干渉しないように, 図17のように切り落とした.

関節運動にともなう皮膚の伸び量は, 最大で70%以上との報告もある¹⁾. ダミーと体型の良く似た被験者1名(身長165cm, 体重55kg)の各関節上の皮膚伸び量を計測した結果, 解剖学的基本姿勢における各部の寸法を基準長さとして, 正規化した伸び率は表5のようになった. 伸び率の最大は腋下部で68%である. したがってヒトの皮膚の伸び量を, 発泡ウレタンで再現することは不可能である.

このため図18のように関節にコイルを巻いて関節部分のカバーとした. コイルにはφ2mmの針金を使用し, 各関節で最大皮膚伸び時のコイルピッチが17mm(平均手幅/5)を越えないようにコイルの巻き数を決定し, さらに市販のサポータで覆った. これは, 介助動作において介助者の指を挟まないように配慮したものである. なお, コイル断面は矩形にし, 横方向の剛性を高めることが望ましい.

また腰部では, 表面と骨格間の距離が大きいためコイルのたわみ変形が ocorrência やすい. そこでダミー腰部には, 腰の動きへ干渉しないように図19に示す上下面を切り落とした楕円球状のコイル変形制約面を取り付けた.

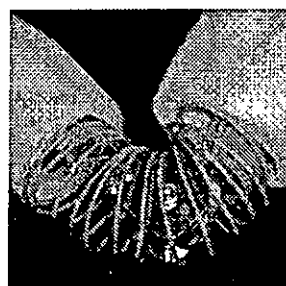


図18 肘関節コイル 図19 コイル変形制約面

C-5. 警告機構

関節角度とぶつかりの警告はブザー（スター精密：SMB-01）で、接触力の警告は振動でおこなった。振動はモータ（マブチモーター：RE260）に偏心用の錘を取り付け、図 20A のように内型に固定した。

接触力は図 20B のようにテープスイッチ（大阪自動電機：OT-02A・動作力[N] 47.0, OT-71・動作力 11.7, OT-TP-2・動作力 23.5）で検出し、その表面に柔軟素材をはることで、動作力の調節を行った。

ぶつかりは図 20C のように動作圧の低いテープスイッチ（OT-21BP・動作力[N] 2.2）を並べて検出した。

関節角度は図 20D のようにタクトイルスイッチ（OMRON：B3F-5000）と柔軟素材を貼り付けた調節ネジにより検出した。

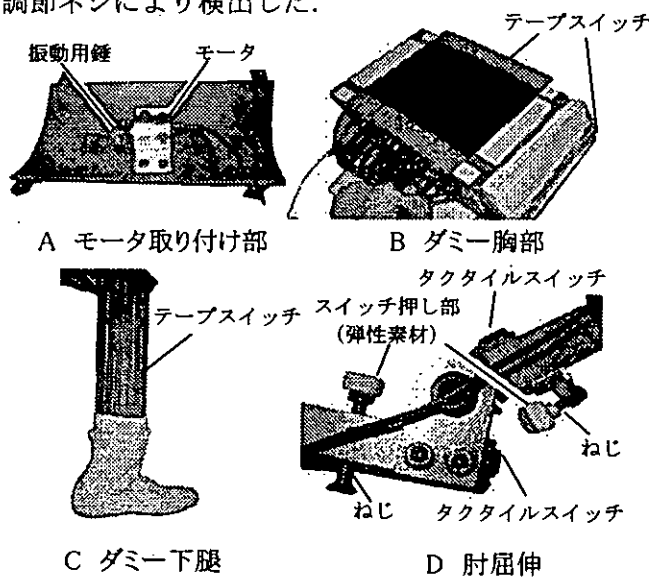


図 20 警告システム構造

表4 ダミー質量 [kg]

	計測値	目標値		計測値	目標値
頭頸部	3.72	3.64	前腕	0.99	0.68
胸郭部	7.42	7.3	手部	0.34	0.32
腹部	6.79	7.47	大腿	3.53	3.68
骨盤部	5.15	5.11	下腿	1.52	1.88
上腕	1.36	1	足部	0.70	0.68

表5 ダミー重心位置 [mm]

	基準点	計測値	目標値	誤差[%]
頭頸部	頭頂から	111	119	5.9
胸郭部	胸骨上点から	49	52	1.7
腹部	剣状突起から	98	80	-10.0
骨盤部	臍点から	82	65	-15.5
上腕	肩峰から	109	165	18.7
前腕	肘関節中心から	101	93	-3.6
手部	手関節中心から	36	75	42.4
大腿	大転子から	213	193	-4.9
下腿	膝関節中心から	133	151	5.2
足部	つま先から	160	138	-9.1

C-6. ダミーの評価

1) 基本性能の評価

図 21 に製作したダミー骨格を示す。骨格寸法は、昨年度報告した関節位置をもとに定めた。頭部や足部などの末端部分は、体表面を取り付けやすいように板にした。また胸郭や骨盤の水平断面は八角形とした。四肢には、アルミ角パイプを用い、各関節を連結した。この状態での骨関節部のみの質量は約 23kg であった。

表 4, 5 に実測したダミー各節の質量と重心位置を示す。図 22 に示す表面をつけたダミーの総質量は 40kg である。各節の質量は上腕と前腕でやや大きく、下腿で小さい。また、重心位置は上腕、手、骨盤でやや上すぎる。その他の部分は目標値の誤差 ±10% の範囲であった。これらは強度上の問題がない部分を除去加工することで用意に調整可能である。

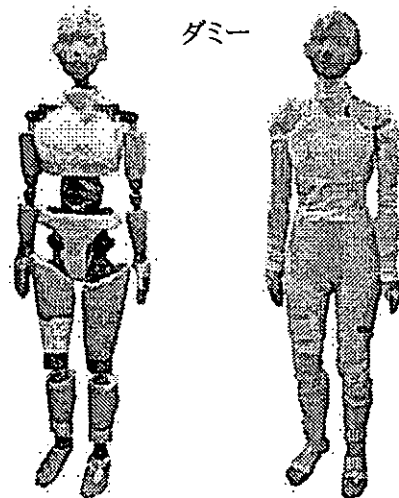
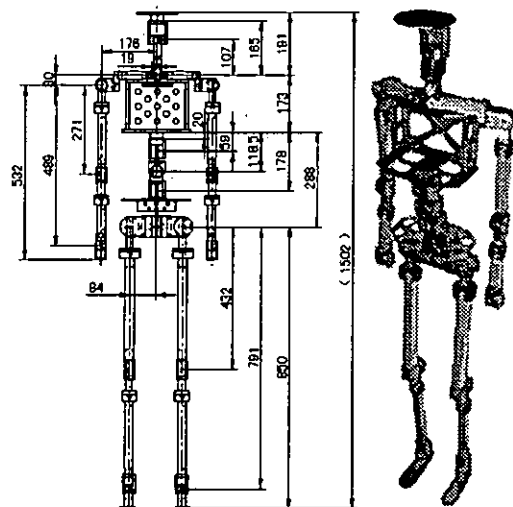


図 22 表面付きダミー