

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14年度 総括・分担研究報告書

主任研究者 井上 剛伸

平成15(2003)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	10

III. 研究成果の刊行に関する一覧表	17
---------------------	----

IV. 研究成果の刊行物・別刷	19
-----------------	----

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、移乗介助における被介助者の身体的負担の計測実験を行い、その結果に基づいて、安全性と安定性を表す負担指標を定義した。また、人体の特性を表現しうるダミーを試作した。心理評価スケールの開発では、精神的要因、身体的要因、介助者要因を表現しうる18項目からなるスケールを作成し、高い信頼性を確認した。高位頸髄損傷者14名を対象とした移乗介助方法の評価では、一人介助、二人介助、リフトによる介助の順に心理的負担が大きいくことがわかった。

〔研究組織〕

○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 室長）
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、圧縮力や剪断力といった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、剪断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、心理評価における評価項目の抽出および評価用紙素案の作成を行った。

本年度は、被介助者の身体的負担を定量化するために、移乗介助用リフトを含む様々な

移乗介助動作を例として、被介助者と介助者の接触力と頭、体幹、大腿の傾きを計測し、主観的評価と比較した。また、小型かつ関節拘縮も再現可能な関節機構を開発し、被介助者ダミーの基本構造を設計、製作した。心理評価においては、移乗介助心理負担評価スケールを作成し、その信頼性を確認した。さらに移乗介助方法による、心理的負担の評価を行った。

B. 研究方法

1. 被介助者ダミーの開発

被介助者ダミーの仕様決定するために、移乗介助による被介助者の身体的負担の計測を行った。計測には、昨年度開発したシリコンチューブ流体圧式荷重計を使用し、被介助者の左右前腕、左右腋下、胸、背中、腰、左右膝、左右膝裏に取り付け、各移乗介助中の介助者との接触力を計測した。また、頭部、体幹、大腿に傾斜計を取り付け、それぞれの鉛直方向からの傾きを計測した。行った介助動作は、一人介助、二人介助、リフトによる車いすからベッドへの移乗とした。被験者は、理学療法士2名、看護師2名、介助未経験の男子学生2名とした。被介助者は四肢麻痺を模擬した健常男子学生とした。また、計測終了後に、7段階の分析型官能検査を行った。

さらに、ダミーの寸法条件および基本構造を決定した。

2. 心理評価スケールの開発

高位頸髄損傷者4名を対象として、昨年度までに作成した、評価スケール原案を基に、ディスカッションを行い、評価スケールの最終案を決定した。

また、作成した評価スケールについて、高位頸髄損傷者14名を対象として、信頼性の

確認を行った。方法は3週間間隔をあけた、テスト-リテスト法によった。

さらに、上記14名の被験者に対して、各移乗介助方法による心理負担の評価を行った。評価対象となった移乗介助方法は、一人介助 vs 二人介助および移乗介助用リフト vs 二人介助である。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、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。

C. 結果と考察

1. 被介助者負担の評価

計測結果の傾向より、次の2つの被介助者負担評価指標を定義した。

安全性 = 最大接触力 / 痛覚耐性値

安定性 = 頭部角速度標準偏差

さらに総合負担として、安全性、安定性のそれぞれを最大値で正規化した値の二乗和の平方根を定義した。官能検査との関係を見たところ、最大接触力は安全性の主観評価と相関があり、頭部角速度標準偏差は安定性の主観評価と相関があることがわかった。また、総合負担評価指標は、主観評価の総合的負担と高い相関が得られた。

総合負担評価指標による各移乗介助方法による被介助者負担を比較した結果、人による介助では、高身長介助者によるかかえ上げ型で最も負担が小さく、最も負担が大きかった持ち上げ型の約半分であった。低身長介助者では対面型が最も負担が小さかった。リフ

ターを用いた介助では最も負担が大きかったベルト型の悪い例では、最も負担の小さい脚分離型に比べ、7割も負担が大きかった。人による介助とリフターを用いた介助では、最大で8割の被介助者負担の軽減効果があることがわかった。

2. ダミーの製作

実際の介助動作を計測した結果、開発するダミーには以下の条件が必要であることがわかった。

- (1)人体寸法と重量分布を模擬する。
- (2)被介助者と同様の姿勢や他動的動きを可能にするため、人体の関節抵抗特性を模擬する。
- (3)関節拘縮を模擬する。
- (4)介助者への安全性と被介助者接触力計測精度向上のため、ダミー表面は人体と同様の柔らかさを有する。
- (5)被介助者負担の評価を行うために、頭部角度と接触部位の圧迫力の計測が行える。
- (6)骨折の危険性を予測するため、肋骨、脊椎、上腕骨上部、足関節、踵の負荷を計測できる。

関節拘縮を再現する関節を、肩関節、肘関節、股関節、膝関節、体幹の回旋とし、そのための機構としてC型樹脂関節機構を開発した。これは、樹脂またはゴム製のC型部品とそれを圧縮するピンよりなる。この機構により、拘縮状態を再現することが可能となった。

表面素材は樹脂(ポリテックデザイン製FD

ゲル:GS02)を用い、その厚みを調節することで特性を人体と合わせることにした。押し込み硬さ計による計測結果、皮膚の伸び量の計測結果から、人体特性とほぼ一致することが確認できた。

被介助者負担となる接触力は流体圧センサーで、頭部角度は傾斜計で、関節角度と骨折予測は導電性ゴムで計測する予定である。ただし、実用ダミーではできるだけ簡便で耐久性のある装置とするために簡単な回路で計測表示できるようにする。

ダミーの骨格のみの重量は約30kgであり表面部位組織を含めて総体重を40kgにする予定である。

3. 心理評価スケールの開発

作成した評価スケールは安心感、危険、恥ずかしさ、時間、手軽さ、恐怖感、自尊心、痛み、窮屈感、皮膚の心配、介助者に対する申し訳なさ、介助者に対する気づかい、移乗以外の生活活動、QOL、自信、生活の自立度、介助者の能力の影響、異性介助の影響の18項目からなる。評価スケールは、ほとんどの肢体不自由者が経験していると考えられる、二人介助による方法をベースラインとし、一人介助およびリフトによる介助を受けたときに、それぞれの項目について、どのように感じるかを回答する。回答は-2~+2のリッカートスケールにより行う。また、18項目は精神的要因、身体的要因、介助者要因の3つのサブスケールに分類されている。14名、28回答についてテストリテスト

の2回分のデータから、ピアソンの相関係数を求めた結果、精神的要因は 0.879、身体的要因は 0.827、介助者要因は 0.913、総得点で 0.902 という高い信頼性を確認できた。

4. リフトと介助者による介助の比較

調査結果より、リフトによる介助、二人介助、一人介助の順で被介助者の心理的負担は小さいことが明らかになった。これまで、リフトによる介助は被介助者にきらわれる傾向があるとの認識が強かったが、今回の結果では逆の結果となった。これは、被験者が頸髄損傷者で、ある程度自立した生活をしているものが多かったことが影響していると考えられる。しかし、リフトでの介助が介助者のみならず、被介助者にとっても負担が少なくなる可能性を示唆するものである。また、一人介助は被介助者にとっても心理的負担が多いことが明らかになり、なるべく避けるべきである。

5. リフトの種類

天井走行リフトと床走行リフトの結果を比較すると、全体的にばらつきが大きく、統計的に有意な差は見られないが、天井走行式リフトは心理的負担が小さい傾向が見られた。今回の結果から、リフトの種類により、被介助者の心理的負担が変わることが示唆された。したがって、本スケールはリフトの評価にも有効となる可能性がある。

D. 結論

移乗介助時の接触力および姿勢の計測に

より、被介助者負担は最大接触力と頭部角速度標準偏差で評価できることがわかった。この結果、高身長介助者はかかえ上げ型、低身長介助者は対面型で介助すると介助者、被介助者双方の負担がかかえ上げ型と比較して約 40%小さくなる。また、人体の関節抵抗抵抗特性と拘縮を再現できる被介助者ダミーの関節機構を開発し、全身骨格を製作した。

また、移乗介助心理評価スケールについて、頸髄損傷者 4 名とのディスカッションの結果、18 項目からなる調査用紙を完成した。完成したスケールについて 14 名、28 回答によるテスト・リテストの結果、相関係数 0.902 という高い相関が得られ、信頼性が確認できた。頸髄損傷者 14 名を対象とした心理的負担評価の結果、一人介助、二人介助、リフトの順で負担が大きいことが示された。得られた心理負担データより、リフトの種類では床走行式よりも天井走行式の方が負担感が少ない傾向がみられた。

来年度は、被介助者ダミーを完成し、各種移乗介助方法に関する計測を行い、それらが及ぼす被介助者への身体負担を明らかにする。また、心的評価では、施設入所、家族介護、自立生活のそれぞれ生活状況の違いによる心理的負担を明らかにする予定である。さらに、介助者の負担も含めて総合的に判断し、適した介助方法を提案する。

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、新井美智子氏、関口進氏の協力を得た。ここに、

感謝の意を表す。

E. 研究発表

1. 論文発表

- ① 山崎信寿, 山本真路, 井上剛伸; 移乗介助動作の計測と腰部負担の軽減手法, バイオメカニズム, 16, 195-205, 2002
- ② 塚田敦史, 井上剛伸, 数藤康雄, 他, 福祉機器開発におけるボトルネックとその解決策 (福祉機器開発事例の検証) 日本機械学会論文集 (C編), 68, 675, 3439-3446, 2002

2. 学会発表

- ① 田中隆之, 山崎信寿; 被介助者グミー骨格の開発, 第23回バイオメカニズム学術講演会予稿集, 157-160, 2002

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。今年度は、高位頸髄損傷者とのディスカッションにより、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た。14名によるテストリテストの結果、0.902という高い相関係数が得られ、その信頼性が確認できた。データ収集の結果、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。

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、重度障害者に対する聞き取り調査および意見交換を行い、評価項目の抽出を行った。本年度は、評価スケールの作成、信頼性の確認を行った。さらに、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

1. 評価スケールの作成

高位頸髄損傷者4名を対象として、昨年度までに作成した、評価スケール原案を基に、ディスカッションを行い、評価スケールの最終案を決定した。

2. 評価スケール信頼性の確認

作成した評価スケールについて、高位頸髄損傷者14名を対象として、信頼性の確認を行った。まず、身体状況、日常行っている移乗介助方法と移乗場面およびそのときの介助者に関する聞き取り調査を行った。次に、調査で抽出された移乗介助方法を対象に、評価スケールによる評価を行った。調査は、3週間あけて2回行った。

3. 移乗介助方法による心理負担の評価

以上で行った調査のうち、1回目のデータを用いて、各移乗介助方法による心理負担の評価を行った。評価対象となった移乗介助方法は、一人介助 vs 二人介助および移乗介助用リフト vs 二人介助である。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、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。

C. 研究結果

1. 評価スケールの作成

作成した評価スケールは下記の18項目からなる。

- 1) 安心感
- 2) 危険
- 3) 恥ずかしさ
- 4) 時間
- 5) 手軽さ
- 6) 恐怖感
- 7) 自尊心
- 8) 痛み
- 9) 窮屈感
- 10) 皮膚の心配

- 11) 介助者に対する申し訳なさ
- 12) 介助者に対する気づかい
- 13) 移乗以外の生活活動
- 14) QOL
- 15) 自信
- 16) 生活の自立度
- 17) 介助者の能力の影響
- 18) 異性介助の影響

評価スケールは、ほとんどの肢体不自由者が経験していると考えられる、二人介助による方法(図1(A))をベースラインとし、一人介助(図1(B))およびリフトによる介助(図1(C))を受けたときに、それぞれの項目について、どのように感じるかを回答する。回答は-2~+2のリッカートスケールにより行う。

18項目は以下の3つのサブスケールに分類されている。

① 精神的要因

(1,2,3,4,5,6,7,13,14,15,16,)

② 身体的要因(8,9,10)

③ 介助者要因(11,12,17,18)

また、1,5,7,13,14,15,16は反転項目であり、点数が高い方が負担が小さくなるため、マイナスをかけて、点数を加算する。



図1 対象とした移乗介助方法

2. 信頼性の確認

調査の結果、14名、28回答についてテストリテストの2回分のデータを取得した。そのデータから、ピアソンの相関係数を求めた結果を表1に示す。

表1 信頼性の確認結果

サブスケール	Pearsonの相関係数
精神的要因	0.879
身体的要因	0.827
介助者要因	0.913
総得点	0.902

いずれも、1%水準で有意な相関が見られた。

3. 介助方法別に見た心理負担

二人介助をベースとしたリフトおよび一人介助の、心理的負担評価結果を図2に示す。3つのサブスケールおよび総得点のいずれをとっても、リフトはマイナスの値で一人介助はプラスの値になった。すなわち、リフトでの移乗は二人介助に比べて心理的負担が少なく、一人介助は二人介助に比べて心理的

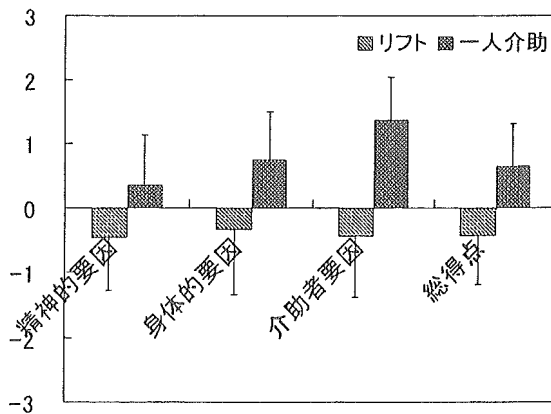


図2 リフト介助・一人介助の心理負担

負担が大きいことがわかった。また、一人介助では、介助者要因が特に高い点数となっており、負担が大きいことがわかる。

4. リフトの種類とスリングの種類

図3に各リフトの点数を示す。全体的にはばらつきが大きく、統計的に有意な差は見られないが、全体的に天井走行式リフトは心理的負担が小さい傾向が見られた。また、固定式については2名の回答があり、いずれも入浴用リフトであったため、身体的要因および介助者要因の負担が大きくなっていると考えられる。

図4にスリング別の点数を示す。いずれもばらつきが多く、統計的な有意差は見られな

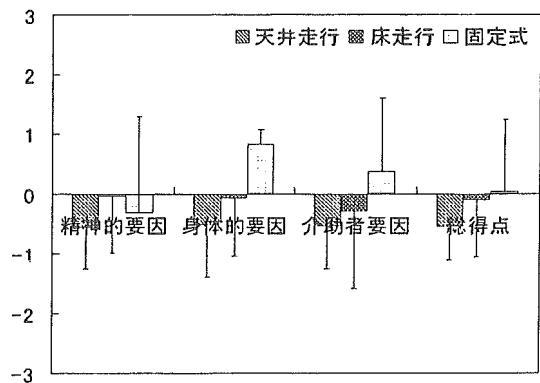


図3 リフト別の心理的負担

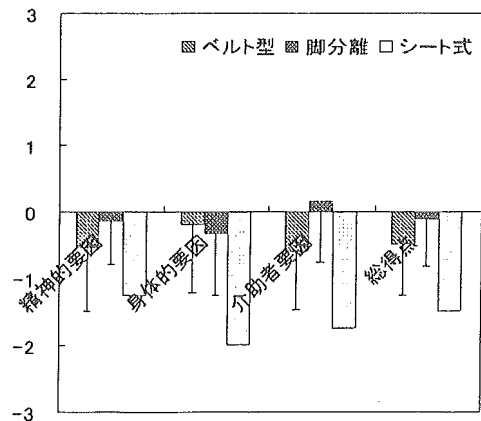


図4 スリング別の心理的負担

かったが、精神的要因および介助者要因ではベルト型の方が負担が小さく、身体的要因では脚分離型の方が小さくなる傾向が見られた。シート式の回答は1名のみであり、自動車乗り込みようのリフトに使用していた。すべてにおいて最も少ない負担となっており、有効性は示唆されたが、データには個人差も大きく、より多くのデータが必要である。

E. 考察

1. リフト介助と介助者による介助

今回得られた結果より、リフトによる介助、二人介助、一人介助の順で被介助者の心理的負担は小さいことが明らかになった。

これまで、リフトのよる介助は被介助者にきらわれる傾向があるとの認識が強かったが、今回の結果では逆の結果となった。これは、被験者が頸髄損傷者で、ある程度自立した生活をしているものが多かったことが影響していると考えられる。しかし、リフトでの介助が介助者のみならず、被介助者にとっても負担が少なくなる可能性を示唆するものである。今後、施設入所者などのデータも収集し、さらに考察を重ねる必要がある。

また、一人介助は被介助者にとっても心理的負担が多いことが明らかになり、なるべく避けるべきである。

2. リフトの種類

今回の結果から、リフトの種類およびスリングの種類により、被介助者の心理的負担が変わることが示唆された。したがって、本スケールはリフトの評価やスリングの評価にも有効となる可能性がある。今回の結果は、

ばらつきが大きく、個人の因子やその他の因子の影響が大きいものと考えられるが、今後データ数を増やしながら、検討する必要がある。

F. 結論

昨年度までに作成した移乗介助心理評価スケールについて、頸髄損傷者4名とのディスカッションの結果、項目の削除・追加を行い、18項目からなる調査用紙を完成した。

完成したスケールについて14名、28回答によるテストリテストの結果、相関係数0.902という高い相関が得られ、信頼性が確認できた。

頸髄損傷者14名を対象とした心理的負担評価の結果、一人介助、二人介助、リフトの順で負担が大きいたことが示された。得られた心理負担データより、一人介助では介助者要因の負担感が特に大きくなっていることが明らかになった。また、リフトの種類では床走行式よりも天井走行式の方が負担感が少ない傾向がみられた。

G. 研究発表

1. 論文発表

- ① 山崎信寿, 山本真路, 井上剛伸; 移乗介助動作の計測と腰部負担の軽減手法, バイオメカニズム, 16, 195-205, 2002
- ② 塚田敦史, 井上剛伸, 数藤康雄, 他, 福祉機器開発におけるボトルネックとその解決策 (福祉機器開発事例の検証) 日本機械学会論文集 (C編), 68, 675, 3439-3446, 2002

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

研究要旨 被介助者の身体的負担を定量化するために、リフターを含む様々な移乗介助動作を例として、被介助者の身体8カ所の接触力と頭、体幹、大腿の傾きを計測し、主観的評価と比較した。この結果、介助者の身長と動作の種類によって身体負荷は大きく変わり、最大接触力と頭部角速度標準偏差によって移乗介助動作を評価できることがわかった。またこれらの知見を応用し、小型かつ関節拘縮も再現可能な関節機構を開発し、被介助者ダミーの基本構造を設計、製作した。

A. 研究目的

移乗介助における被介助者の身体的負担を、接触力と体の動きから客観的に評価する方法を提案する。また、ダミーの関節を小型化し、体表面の外形寸法条件を満たすと共に、被介助者に多く見られる関節拘縮状態を再現できる機構を開発する。

B. 研究方法

1. 被介助者負担の計測方法

1.1 接触力の計測

図1に示す代表的な移乗方法を観察した結果、介助者と接触する被介助者の身体部位は左右前腕、左右腋下、胸、背中、腰、左右膝、左右膝裏の合計11箇所であることがわかった(図2)。ただし、センサが多くなると介助動作の妨げになるため、背中と腰、膝と膝裏の荷重計は動作に合わせてどちらか一方とし、合計8個とした。

荷重計(図3)は、外径5mm、内径3mmのシリコンチューブに水を満たし、計測部の身体曲面にあわせた熱可塑性シートで挟んだものであり、シリコンチューブ内の圧力を流体圧センサ(共和電業:PGM-2KG、PGM-1KG)で計測することで、型板上に加わった力を計測できる。熱可塑性シートの平面投影面積は70mm×70mm、シリコンチューブの長さは500mmとした。流体圧式荷重計はマジックテープとゴムバンドで身体に固定した。

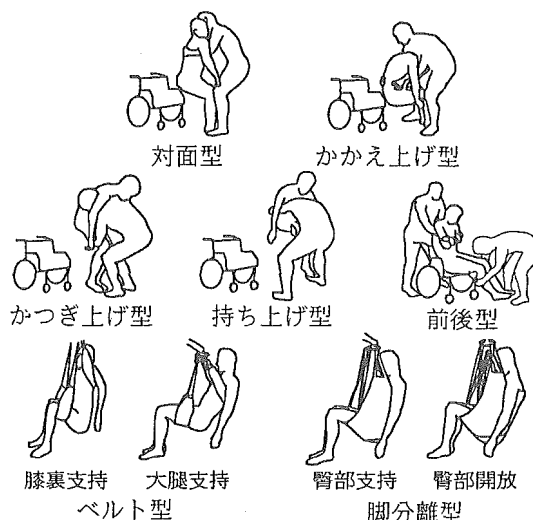


図1 対象とする移乗介助動

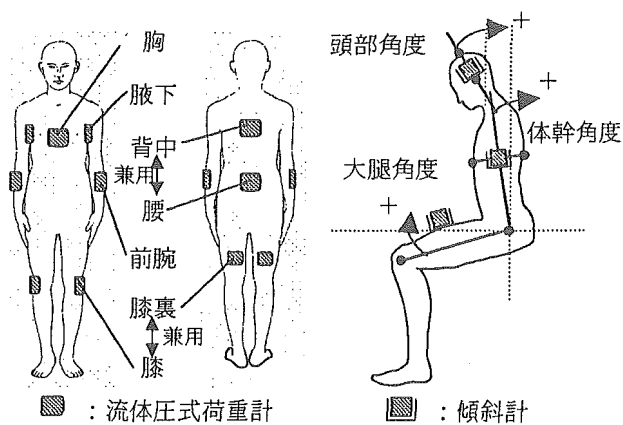


図2 計測部位

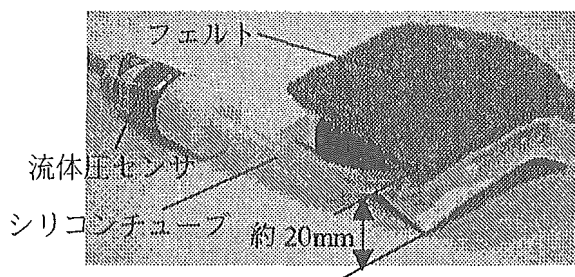


図3 流体圧式荷重計

1.2 身体角度の計測

同様の観察から、移乗時の姿勢は、頭部角度、体幹角度、大腿角度で代表させ、図2に示す部位に傾斜計（緑測器：UA-1）を、マジックテープとゴムバンドで取り付けて計測した。傾斜計はばねで支えられた慣性体の傾きを双極マグネットの磁束変化でとらえ、アナログ電圧出力するものである。頭部と体幹角度は鉛直線に対する絶対角度、大腿角度は水平線に対する絶対角度とし、体幹は後屈方向を、大腿は屈曲方向を正とした。

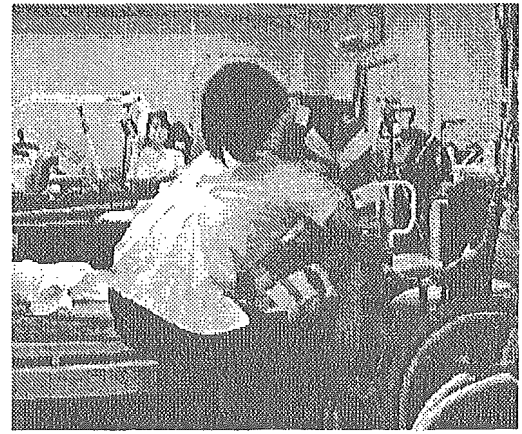


図4 計測風景(かつぎ上げ型)

1.3 計測処理システム

流体圧式荷重計は動歪アンプ(共和電業 CDV-458 B)を介して AD 変換機 (TEAC:PS-2032GP) に接続した。傾斜計は出力電圧値を直接 AD 変換機に取り込んだ。各センサの電圧値は AD 変換機付属ソフトウェア AD-Chart (TEAC) でノートパソコンに取り込んだ後、READ TAFF でテキスト形式とし、デジタルローパスフィルタを用いて遮断周波数 2 Hz で平滑処理を行った。

1.4 実験条件

代表的な移乗介助方法である図1の一人介助と二人介助およびリフターを用いた動作を対象とした。介助者による移乗はアームレストをはずした車椅子(高さ 45cm)と、同じ高さのベッド間で行い、リフターは同じ車椅子から臀部が座面から離れるまでとした。介助者は身長が大きく異なる理学療法士2名(176cm、157cm)、看護師2名(168cm、151cm)と未経験者の男子学生2名(170cm、164cm)である。被介助者は健常男子学生1名(167cm)とし、計測中は脱力するように指示した。

計測は一人介助4種類と身長を組み合わせた二人介助2種類の合計6種類について行った。各計測間には5分間の休息をとらせた。計測の前には各介助方法で被介助者を持ち上げる動作を数回と、実際に車椅子からベッドまでの移乗を1回行った。計測風景を図4に示す。

リフターは体幹側のベルトの長さが異なる2種類のベルト型吊具と脚分離型吊具を用いた(図1)。ベルト型吊具については、下肢の支持位置を膝裏にしたときと大腿部にしたとき、股関節を伸展させたときと脱力したときの4条件で、脚分離型吊具については臀部がシートで覆われているときと覆われていないとき、股関節を伸展させたときと脱力したときの4条件で計測した。したがってリフターでの計測は合計8種類になる。

また、主観的な被介助者負担を調べるため、各動作終了後に7段階の分析型官能検査を行った。準備を含む被験者拘束時間はおよそ2時間であった。

2. ダミー寸法条件の決定

ダミー寸法は、60~69歳男性の標準体型¹⁾とした。この身体寸法のダミー表面形状型(KOKEN製:身長165cm、体重58kg)の水平断面形状を、3次元座標計測機(小坂研究所製:VectronVSC-27A)を用いて、30mm刻みで取得した。取得した各パーツの3次元座標をCAD(AutoDesk製:AutoCAD LT2000i)に取り込み、図5に示すようにパーツ形状を作成し、各パーツの端点を合わせて合成した。

この表面形状データと骨格寸法から、ダミーの各関節位置を推定し、体表面形状内に収まるための関節機構の寸法制約を定めた。表1に関節位置基準を示す。

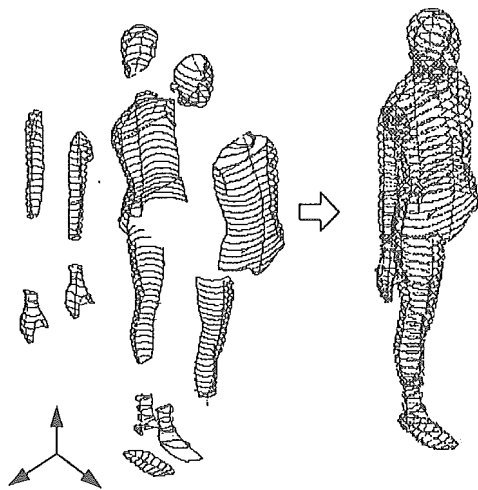


図5 ダミー表面形状データの合成

表1 関節位置基準

関節	位置基準	関節	位置基準
頸部	第7頸椎点高さで 前後径の中央	手関節	橈骨茎突点と尺骨茎 突点の中央
腰部	胸骨下縁高,腸骨 稜高での前後径 の中央	股関節 ³⁾	大転子-上前腸骨棘 間の1/3高さで 左右幅の18%内方
肩関節 ²⁾	肩峰の30mm下方	膝関節	膝蓋骨中央かつその 前後径の後ろ1/3
肘関節	橈骨点と尺骨点の 中央	足関節	内果点高さで左右径 の1/2内方

C. 研究結果と考察

1. 被介助者負担の評価

1.1 被介助者負担評価指標の提案

図6、7に接触力と姿勢の計測例を示す。移乗方法が異なる(a)と(b)を比較すると、接触力のピーク値やグラフの立ち上がり、頭部角度変化の速さに違いがあることがわかった。このため、以下の2つを動作の特徴量とした。

(1) 最大接触力

痛みは、身体組織が損傷するときの危険信号であり⁴⁾、移乗介助においては強度の接触力が痛みの原因となっている。そのため、最大接触力は安全性の評価指標になると考えられる。なお、部位ごとの痛覚に対する感度の違いを無くすため、接触力を痛覚耐性値で正規化した。痛覚耐性値は、φ10mmの円板で圧力を加えた山田⁵⁾の実験結果を用いた(表2)。

$$\text{安全性} = \text{最大接触力} / \text{痛覚耐性値} \quad (1)$$

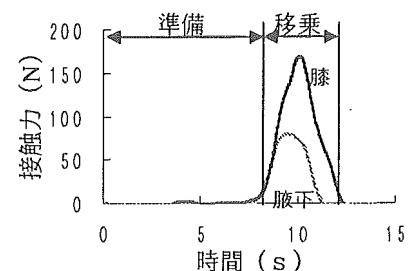
(2) 頭部角速度標準偏差

不安定な移乗による恐怖感は被介助者を緊張させ、節硬直の原因となる。このため、平衡感覚器官のある頭部の角度データを微分し、頭部角速度の動揺(標準偏差)で不安定性を表すこととした。この数値が小さいほどゆっくりとした安定した動作であることを示す。

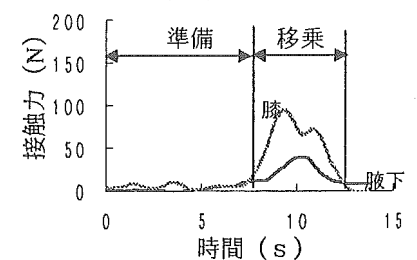
$$\text{安定性} = \text{頭部角速度標準偏差} \quad (2)$$

表2 各部位の痛覚耐性値

	接触力 (N)
前腕	90
腋下	70
胸	70
膝	100
大腿	105
背中	110

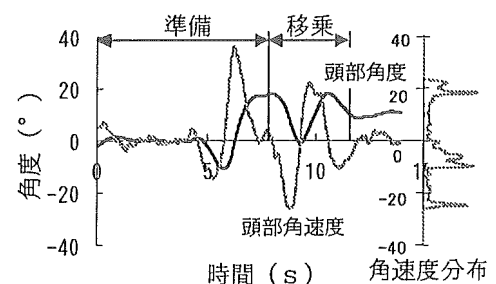


(a) 対面型

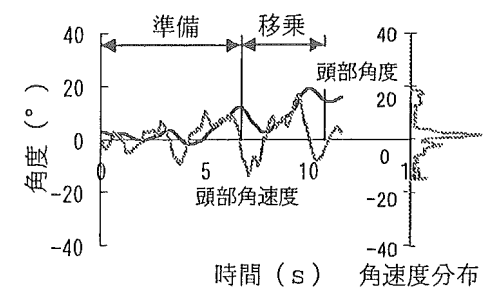


(b) かかえ上げ型

図6 接触力計測結果



(a) 対面型



(b) かかえ上げ型

図7 姿勢計測結果

1.2 被介助者負担評価指標の検討

被介助者負担の主観評価と前節で提案した評価指標を比較した結果、図8に示すように最大接触力は安全性の主観的負担と、頭部角速度標準偏差は安定性の主観的負担と相関が高く、また主観的な総合評価は次式で求めた総合負担と相関が高いことがわかった。

$$\text{総合負担} = \sqrt{(\text{安全性})^2 + (\text{安定性})^2} \quad (3)$$

$$\text{ただし、} \frac{\text{安全性}}{\text{安全性最大値}} = \text{安全性} \quad (4)$$

$$\frac{\text{安定性}}{\text{安定性最大値}} = \text{安定性} \quad (5)$$

1.3 被介助者負担の評価

本研究で提案した被介助者負担評価式により求めた総合負担を図9に示す。人による介助を比較すると、高身長介助者によるかかえ上げ型で最も負担が小さく、最も負担が大きかった持ち上げ型の約半分であった。低身長介助者では対面型が最も負担が小さかった。リフターを用いた介助では最も負担が大

きかったベルト型の悪い例では、最も負担の小さい脚分離型に比べ、7割も負担が大きかった。人による介助とリフターを用いた介助では、最大で8割の被介助者負担の軽減効果があることがわかった。

1.4 適切な介助動作の提案

本研究における結果と介助者負担に関する研究成果を合わせ、介助者、被介助者双方に負担の少ない介助動作を提案する。低身長者が介助を行うときは対面型を行うと、かつぎ上げ型に比べて被介助者負担は1割、介助者負担は3割軽減⁶⁾される。高身長者が介助を行うときはかかえ上げ型を行うと、かつぎ上げ型に比べて被介助者負担は3割、介助者負担は4割軽減⁷⁾される。リフターを用いた介助では、かつぎ上げ型に比べ、最大で被介助者負担は8割軽減されるが、介助者負担は5割ほど増加する⁸⁾ため適切な介助動作といえず、吊具の取り付けを容易にできるなどの改良が必要である。

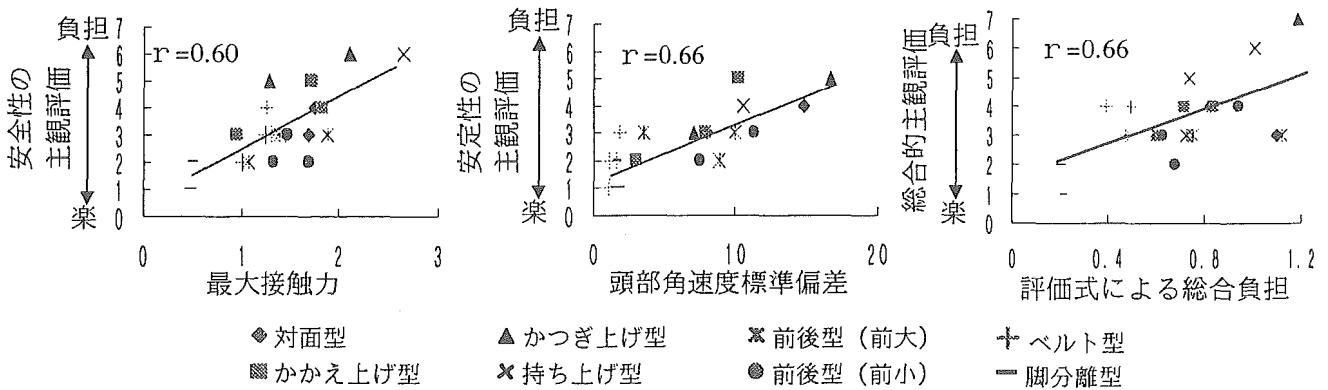


図8 主観評価と評価指標の比較

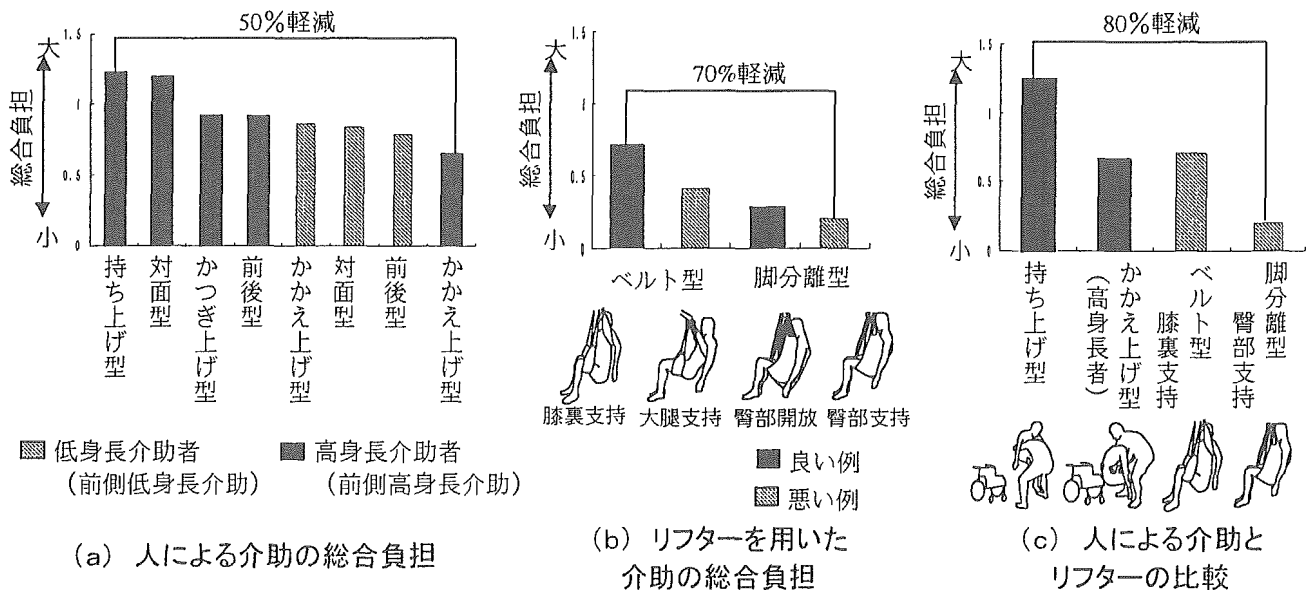


図9 評価式による総合負担

2. ダミーの製作

2.1 ダミーの設計条件

実際の介助動作を計測した結果、開発するダミーには以下の条件が必要であることがわかった。

- (1) 人体寸法と重量分布を模擬する。
- (2) 被介助者と同様の姿勢や他動的動きを可能にするため、人体の関節抵抗特性を模擬する。
- (3) 関節拘縮を模擬する。
- (4) 介助者への安全性と被介助者接触力計測精度向上のため、ダミー表面は人体と同様の柔らかさを有する。

- (5) 被介助者負担の評価を行うために、頭部角度と接触部位の圧迫力の計測が行える。

また、介助者への聞き取り調査や文献⁹⁾ 調査により、骨折などの障害発生部位を検討し、以下の条件を加えた。

- (6) 骨折の危険性を予測するため、肋骨、脊椎、上腕骨上部、足関節、踵の負荷を計測できる。

2.2 寸法・重量

B.2 節で示した体形データより、表3に示す骨格寸法(長手方向)と表4に示す関節の寸法制約条件を求めた。また、体形データと岡田ら¹⁰⁾の文献値から、ダミー骨格各節の重量分布と重心位置を図10のように定めた。ただし、岡田らとは体幹部の分割方法が異なるため、体幹部のみ de Leva¹¹⁾の値を用いた。

2.3 関節抵抗模擬機構

(1) 関節拘縮の特徴

図11に膝関節拘縮がある場合のトルクと関節角度の計測例を示す¹²⁾ (本研究とは関節角度の定義が異なる)。拘縮がある場合の抵抗トルクは屈曲100°程度で急激に大きくなるが、本研究で計測した健常膝関節ではさらに30°以上可動域が大きい。このように関節拘縮は、抵抗トルクのない範囲が狭くなったものと考えられ、抵抗トルクの大きさではなく、関節可動域を変えることで再現できる。

関節拘縮を再現する関節は前述の聞き取り調査により判明した発生の多い箇所とし、肩関節、肘関節、股関節、膝関節、体幹の回旋とした。

表3 ダミー骨格寸法

骨格寸法[mm]		骨格寸法[mm]	
頭頸部	244	前腕	218
胸郭	230	手部	70
腹部	178	大腿	432
骨盤部	138	下腿	358
上腕	271	足部	130
		全身	1617

表4 ダミー各関節の寸法制約条件

制約条件[mm]		制約条件[mm]	
頸部	長さ120以下 幅60以下	手関節	幅30以下 奥行き40以下
腰部	長さ170以下 幅120以下	股関節	—
肩関節	幅40以下 奥行き60以下	膝関節	幅50以下 奥行き60以下
肘関節	幅50以下 奥行き50以下	足関節	幅40以下 奥行き50以下

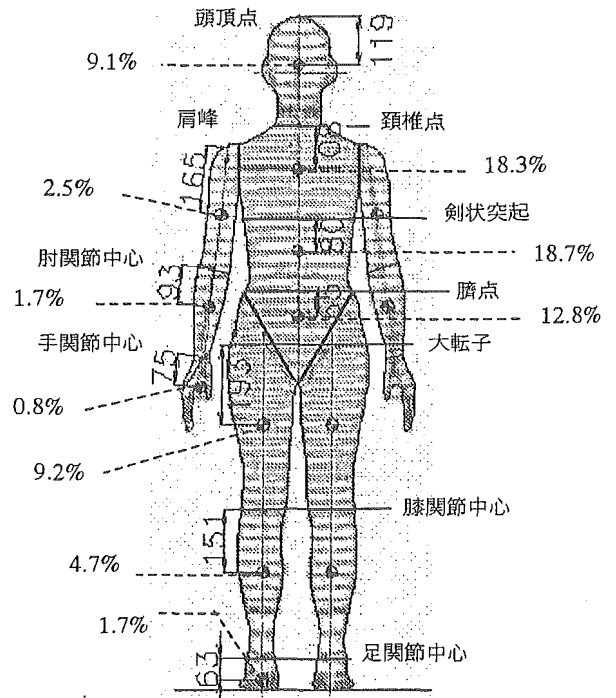


図10 ダミー重量分布目標値

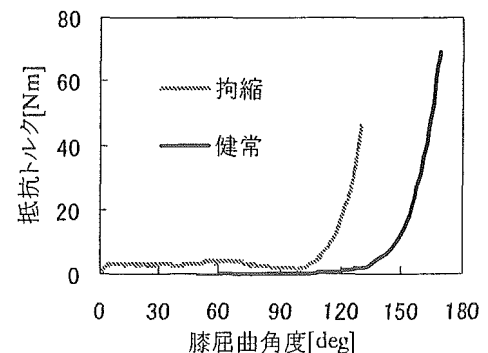


図11 膝関節拘縮患者と健常者の抵抗特性

(2) C型樹脂関節機構

関節の小型化を目的として開発した樹脂圧縮抵抗による抵抗トルク特性機構を図12に示す。外筒Eには、樹脂またはゴム製の円弧CがピンDで固定されており、この端面にAのピンBが接触し、抵抗トルクを発生する。円弧とピンが接触しない遊び部分が無抵抗トルク範囲となる。したがって、図13に示すようにこのピンBの位置を可動式にすれば、可動域が変わり、拘縮状態を再現することができる。図14にこの機構で得られた抵抗特性の計測例と、人体の肘関節の抵抗特性を示す。肘関節では、人体と改良機構の特性が良く一致することがわかる。

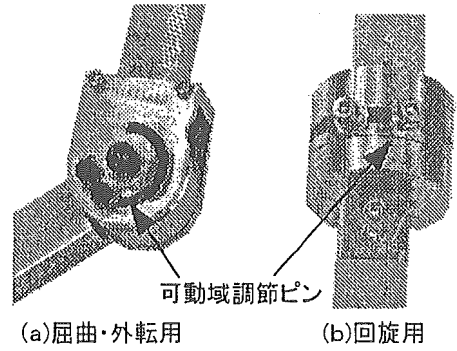


図13 可動域調節関節機構

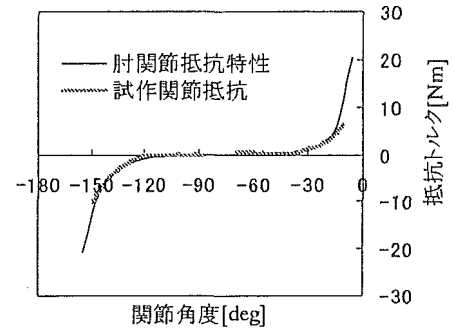


図14 樹脂式抵抗と人体抵抗

(3) ダミーの全体構造

図15に示す各自由度ごとに前述の樹脂関節機構を拘縮の起こりやすい関節に配置し、図16に示すダミー骨格を製作した。各部関節の寸法および可動域を表5に示す。胸郭部にはセンサ関係の機器を納める空間を設けた。骨格のみの重量は約30kgであり表面部位組織を含めて総体重を40kgにする予定である。

表5 関節寸法ならびに可動域

	寸法 [mm]	Min [deg]	Max [deg]		寸法 [mm]	Min [deg]	Max [deg]
手関節屈伸	φ26	-100	90	膝関節回旋	φ40	-65	50
手関節橈尺屈	φ26	-50	20	股関節屈伸	φ60	-110	50
肘関節屈伸	φ40	-150	-5	股関節外転	φ60	-50	0
前腕回旋	φ40	-120	100	股関節内外旋	φ60	-35	50
肩関節屈伸	φ40	-180	50	頸部屈伸	φ40	-70	80
肩関節外転	φ40	-160	0	頸部側屈	φ40	-60	60
肩関節外旋	φ40	-75	0	頸部回旋	φ40	-115	115
足関節屈伸	φ40	-70	30	腰部屈伸	φ40×2	-70	30
足関節内外転	φ40	-10	30	腰部側屈	φ40	-35	35
膝関節屈伸	φ60	-170	-10	腰部回旋	φ40	-35	35

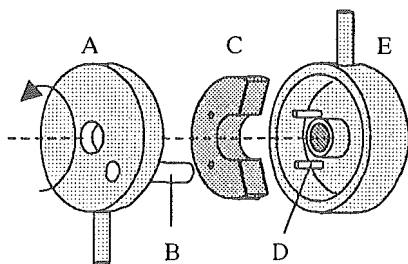


図12 C型樹脂関節機構

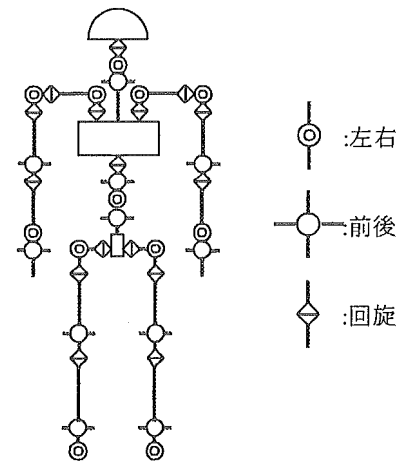


図15 ダミー自由度

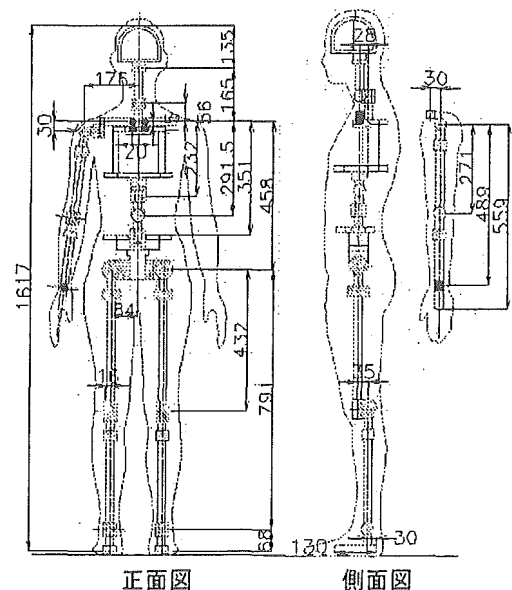


図16 ダミー骨格図

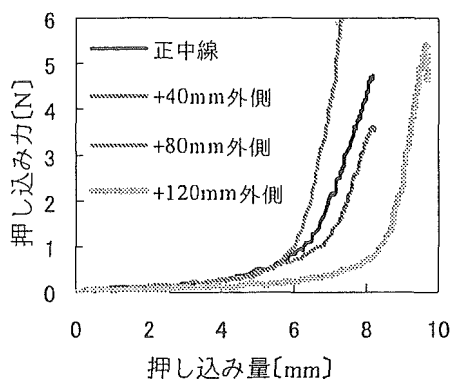


図 16 人体背面の押し込み硬さ(腰部)

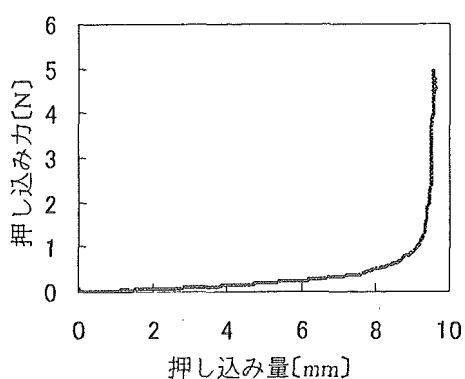


図 17 FD ゲル特性

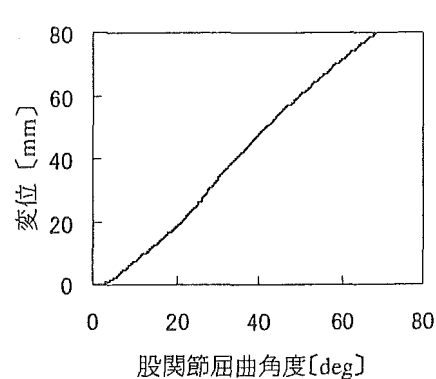


図 18 股関節上の皮膚伸び量

2.4 表面素材

人体の表面硬さを押し込み硬さ計（特殊計測製：TK-03C）を用いて計測した結果、図 16 に示すように非線形特性を示した。このため、表面素材には図 17 に示す特性の樹脂（ポリテックデザイン製 FD ゲル：GS02）を用いて厚みで特性を合わせることにする。

また、ダミーの受動的運動による体表面の変形を考慮し、関節運動における皮膚伸び量を変位計（共和電業製：DTP-D-500S）で計測した。計測例を図 18 に示す。歪は約 20% であり、前述の樹脂で対応することができる。ただし、圧縮側には逃げが必要である。

2.5 センサ

被介助者負担となる接触力は流体圧センサで、頭部角度は傾斜計で、関節角度と骨折予測は導電性ゴムで計測する予定である。ただし、実用ダミーではできるだけ簡便で耐久性のある装置とするために簡単な回路で計測表示できるようにする。

D. 結論

移乗介助時の接触力および姿勢の計測により、被介助者負担は最大接触力と頭部角速度標準偏差で評価できることがわかった。この結果、高身長介助者はかかえ上げ型、低身長介助者は対面型で介助すると介助者、被介助者双方の負担がかつき上げ型と比較して約 40% 小さくなる。

また、人体の関節抵抗特性と拘縮を再現できる被介助者ダミーの関節機構を開発し、全身骨格を製作した。

今後は体表面を取り付けた後、軟部材料の抵抗とあわせて関節トルクの総合的な調節を行う。また実際の介助動作の計測から明らかになった身体接触部位を中心に接触力センサを配置し、さらに体幹各節に傾斜センサを取り付けて介助動作の評価システムを構成する。

E. 参考文献

- 1) 人間生活工学研究センター：日本人の人体計測データ 1992-1994 (1997)
- 2) Paolo de Leva : Joint center longitudinal positions computed from a selected subset of Chandler's data, *J Biomechanics*, 29(9), pp.1231-1233 (1996)
- 3) 臨床歩行分析研究会：報告書歩行データ・インターフェイス・ファイル活用マニュアル 歩行データフォーマット標準化提案書, pp.41-42 (1992)
- 4) 赤松幹之：痛みと評価、*バイオメカニズム学会誌*, 14(3), pp.151-159 (1990)
- 5) 山田陽滋：ヒト・ロボット共存のための人間工学実験に基づく痛覚レベルの人体耐性値の解明、*日本機会学会論文集 (C編)*, 63(612), pp.238-243 (1997)
- 6) 山崎信寿、山本真路、井上剛伸：移乗介助動作の計測と腰部負担の評価、*バイオメカニズム* 16, pp.195-205、東京大学出版会 (2002)
- 7) 堀越夕紀子：移乗介助における腰部負担の計測と評価、*人間工学会第 40 回大会論文集*, 16C12 (1999)
- 8) 井上剛伸、山崎信寿：移乗介助機器使用時の身体的負担、*バイオメカニズム学会誌*, 25(3), pp.123-128 (2001)
- 9) テクノエイド協会：移乗技術・考え方と方法, pp.1-3 (2001)
- 10) 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)
- 11) Paolo de Leva : Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters, *J Biomechanics*, 29(9), pp.1223-1230 (1996)
- 12) 箱木北斗、長谷川健介、矢野秀典、吉水信祐：膝関節リハビリ治療装置の開発、第 18 回バイオメカニズム学術講演会講演予稿集, pp.47-48 (1997)

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
山崎信寿,山本真路,井上剛伸	移乗介助動作の計測と腰部負担の軽減手法	バイオメカニズム	16	195-205	2002
塚田敦史,井上剛伸,数藤康雄,他,	福祉機器開発におけるポトルネックとその解決策 (福祉機器開発事例の検証)	日本機械学会論文集(C編)	68巻 675号	3439-3446	2002
田中隆之,山崎信寿	被介助者ダミー骨格の開発	第23回バイオメカニズム学術講演会予集		157-160	2000

20020318

以降 P19-P42までは雑誌/図書等に掲載された論文となりますので
P17「研究成果の刊行に関する一覧」をご参照ください