

平成 28 年 5 月 14 日現在

機関番号：13301

研究種目：基盤研究(C) (一般)

研究期間：2013～2015

課題番号：25350523

研究課題名(和文)皮下組織内部応力評価のための力覚センサー実装型人体ダミーモデルの開発

研究課題名(英文) Development of the human body dummy model mounting the mechanical sensor to evaluate stress inside soft tissue under the skin

研究代表者

坂本 二郎 (Sakamoto, Jiro)

金沢大学・機械工学系・教授

研究者番号：20205769

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,800,000円

研究成果の概要(和文)：本研究は、人体の皮下組織の構造形態を模倣し、皮下組織の応力を評価できる人体腰部ダミーモデルの開発を目的とした。腰部断面画像に基づき生体に忠実な筋肉と脂肪層を持つ腰部ダミーモデルを作成する技術を開発し、腰部有限要素(FE)モデルと同じ形状・形態を実現した。骨盤と大腿骨モデルを作成し、腰部原型の鑄型に固定しシリコンゴムを流し込み腰部ダミーモデルを作成した。力学的にはほぼ同じ特性を持つ腰部FEモデルと実験用ダミーモデルを得ることができた。両者を用い、ダミーモデルの実験で得られた姿勢や接触圧力をFEモデルに入力し解析すれば、実験では困難な軟組織の応力を求めることが可能で、臨床看護への応用が期待できる。

研究成果の概要(英文)：Object of the research was to develop a human buttocks dummy model simulated the structure of bone and soft tissue of human body, which is applicable to use for mechanical stress evaluation inside of soft tissue under the skin. Manufacturing technique of the buttocks dummy model with a muscle layer and fat layer faithful to human body based on cross-sectional images (e.g. CT) was developed, and same shape and structure as a human buttocks finite-element (FE) model was achieved. At the last, the buttocks dummy model was made by molding silicon rubber into the cast. The buttocks FE model and the buttocks dummy models which have same properties each other were obtained. If the posture and the contact pressure of the buttocks dummy model obtained in the experiment were input to the buttocks FE model, stress inside of the soft tissue which is difficult to get in the experiment can be obtained, and the application to the clinical nursing can be expected.

研究分野：バイオメカニクス

キーワード：バイオメカニクス 生体モデリング ひずみ計測 生体軟組織 ダミーモデル 褥瘡

1. 研究開始当初の背景

1993年の厚生省予測では、我が国の寝たきり高齢者の数が現時点で170万人を越えているとされている。寝たきり者の多くを苦しめている問題が褥瘡(床ずれ)の発症である。自ら姿勢を変えることができないため、常に同じ場所の皮膚が圧迫されて血流が阻害され、組織が壊死して皮膚潰瘍を生じる。一旦褥瘡ができると治り難く、傷からの感染症で死に至ることもある。予防のため従来は介護者が一定時間ごとに患者の体位を変える方法が取られてきたが、これは介護者への負担が極めて大きく、人手不足で手当も行き届かないことも多い。褥瘡予防は高齢者介護の最重要課題の1つだが、国内外の研究は経験的な介護法の改善や患部の病理組織評価が中心で、褥瘡にとって重要な力学的因子を考慮した研究は十分行われていない。褥瘡予防のための高機能エアマットレス等が普及しつつあるが、これらにおいても力学的な検討が十分とは言えず、有効な評価手法の確立が必要とされている。

著者らは、人体腰部の組織形態を反映した計算力学解析により、マットレスの褥瘡予防効果の研究を行ってきた。しかし、計算力学解析では生体内部の詳細な応力を得ることができる反面、計算量の制限から全身レベルでの解析が難しく、患者の姿勢変更にも容易に対応できない。また、計算力学の高度な技術を必要とするため、臨床現場での普及も期待できない。そこで、本研究では、計算力学モデルの開発で培った知識を応用し、力学実験用腰部ダミーモデルの開発を行う。人体の皮下組織と同じ構造・形態を持ち、応力を計測できる実験用腰部ダミーモデルを製作することができれば、臨床を想定した様々な条件での力学実験が可能となり、看護の現場や褥瘡予防機器の開発において大いに役立つことが期待できる。

2. 研究の目的

本研究では、褥瘡予防のための体圧分散機器や褥瘡ケア看護技術の開発に应用するために、人体の皮下組織の構造・形態を正確に模倣し、想定し得る患者のいかなる姿勢に対しても、その皮下組織内部の応力状態を精度良く評価できる力覚センサーを実装した力学実験用腰部ダミーモデルの開発を行い、その臨床における有効性を確立することを研究目的とした。

3. 研究の方法

人体有限要素モデルを参考にした腰部ダミーモデルを製作し、仰臥位および側臥位における床面への接触圧力を比較することでダミーモデルの妥当性の評価を行った。

3.1 腰部有限要素モデルについて 腰部有限要素モデルは自動車衝突時の歩行者障害解析用に開発された人体モデルTHUMS(Total Human Model for Safety, Toyota

Technical Development Co製:AM50_pedestrain_V1.4, 2006)の腰部を用いている。身長175[cm]、体重77[kg]の成人男性を想定しており、皮膚及び軟組織部と、皮質骨及び海綿骨からなる骨盤と大腿骨を含む骨部で構成されている。先行研究では実際の被験者のエコー画像から得られたデータを元に、軟組織部を筋肉と脂肪層に分け、不自然だった境界面形状を改善することで、より生体忠実度の高いモデル化を実現した。これを図3.1に示す。先行研究では、モデルの寝姿勢(仰臥位及び側臥位)を想定した有限要素解析と被験者による腰部の体圧分布を比較することによって、モデルの妥当性が確認されている。

3.1.1 材料特性 皮膚および皮質骨は4節点1次シェル要素、軟組織および海綿骨は8節点1次ソリッド要素にて分割されている。骨部は腸骨、仙骨、恥骨、大腿骨で構成される骨盤からなり、仙骨、腸骨の皮質骨ヤング率は18900[MPa]、海綿骨はポアソン比0.3、大腿骨の皮質骨ヤング率は12000[MPa]、ポアソン比は0.3、恥骨のヤング率は2290[MPa]、ポアソン比は0.3とした。筋肉、脂肪及び皮膚の材料特性については、非線形性を考慮しOgdenの式を用いた。OgdenモデルにおけるひずみエネルギーWは以下の式で表される。

$$W = \sum_{n=1}^N \frac{\mu_n}{a_n} (I_1^{a_n} + I_2^{a_n} + I_3^{a_n} - 3)$$

1, 2, 3は伸長比, μ_n, a_n は材料パラメータである。ここではN=1とした。Table 1に今回用いた軟組織の材料定数を示す。

表1 材料定数

	μ_n [MPa]	a_n
筋肉	0.003	30
脂肪	0.01	5
皮膚	0.008	10

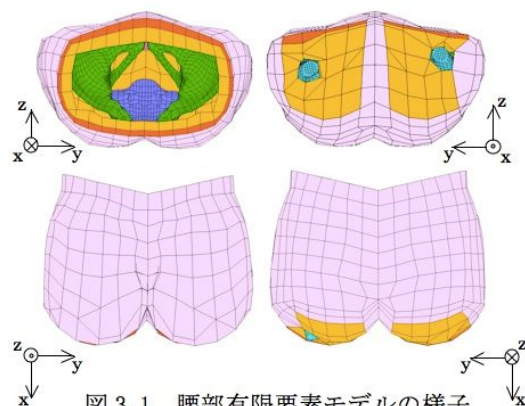


図3.1 腰部有限要素モデルの様子

3.2 ダミーモデルの製作目標 製作した腰部ダミーモデルは腰部有限要素モデルとの定量的な比較によって妥当性を評価することができることを考えたため、腰部有限要素モデルを参考にして製作することとした。

腰部ダミーモデルは骨盤とそれを覆う2層の軟組織(筋肉層, 脂肪層)で構成する。軟組織には人体皮下組織の力学的特性を再現するためにシリコンゴム VP7550(旭化成ワッカーシリコン社製)を使用する。このシリコンゴムを使用する理由としては, 主剤に対する硬化剤の重量比率を変えることによって弾性率をある範囲内で任意に設定できることが挙げられる。また, 現在, 市販されているシリコンゴムの中でも, 人体の軟組織部を再現する造形において, 広く一般的に用いられているためでもある。

骨部には腰部有限要素モデルにおける骨部と同等の形状をもったものを形成し, 材質をポリエステルとする。これは, 注型用樹脂において不飽和ポリエステル樹脂が最も安価で扱いやすく, 加えて, その弾性率が比較的骨の弾性率に近いためである。

3.3 骨部製作方法 腰部有限要素モデルの骨部形状データを元に 3D プリントを行った。3D プリントは DMM.com 社の提供する 3D プリントサービスを利用し, 材質はナイロンとした。これを骨部原型とする。

骨部原型の型をシリコンゴム SLJ3266(旭化成ワッカーシリコン社製)でとり, 不飽和ポリエステル樹脂で注型することでポリエステル骨盤を作成した。大腿骨の製作方法の概略を図 3.2 に, 寛骨と仙骨の製作方法の概略を図 3.3 に示す。

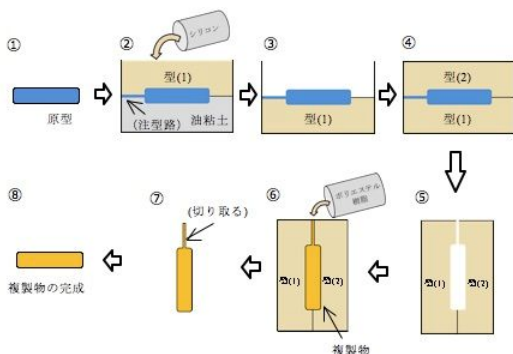


図 3.2 大腿骨製作方法の概略

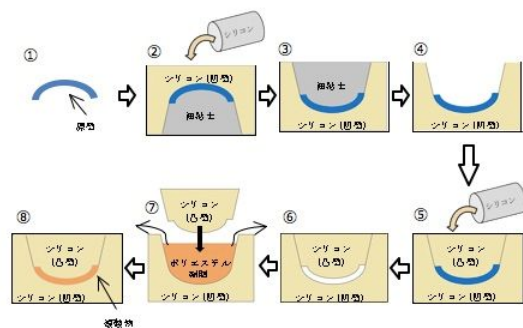


図 3.3 寛骨・仙骨製作方法の概略

大腿骨は図 3.2 のように二分割して型を取り, 注型する方法を採用したが, 仙骨と寛骨は図 3.3 のように不飽和ポリエステル樹脂を流した凹型に凸型を挿入する方法を採用し

た。これは, 図 3.2 の方法では, 仙骨や寛骨のように複雑で湾曲平面をもつものの型に樹脂を注型した場合, 樹脂が全域に行き渡ることが難しいためである。製作したポリエステル骨盤と有限要素モデルの骨部を比較したものを図 3.4 に示す。図 3.4 を見ると, 同等の形状をもった骨部モデルが得られたことがわかる。

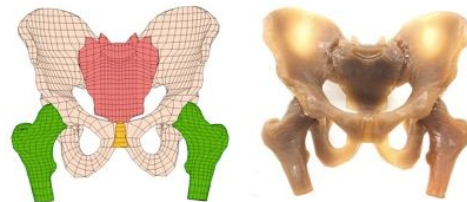


図 3.4 骨部モデル
(左:有限要素モデル, 右:ポリエステル骨盤)

3.4 軟組織部製作について 軟組織部の製作工程は骨部と同様にして大きく分けて原型の製作, 原型の型取り, 注型の 3 工程に分かれる。各工程について説明する。

3.4.1 軟組織部原型の製作 原型の作成は造形手法のひとつとされる積層造形法を採用した。積層造形法とはスチレンボード等の板状の部材に対象となるモデルの断面形状を描き, 切り出し, 貼りあわせることによってモデルを形成する製作手法のことである。部材の厚さが大きければ, それにしたがって造形物の粗さも大きくなるが, これを解決するために粗さ部分を削り取るなど, 製造者によって様々な方法が取られている。

積層造形法は対象となるモデルの断面形状を部材に描く必要がある。従来では, 上方にプロジェクターを設置し, 下方のスチレンボードに一断面画像を投影させ, これに沿ってスチレンボードに輪郭を描いていた。しかし, この方法ではスチレンボード一枚に対して一断面の輪郭しか描くことができず, 余白の部分が無駄になることや, 完成形の様子などが確認できない等の問題があった。

そこで今回は積層造形に特化した 3D ソフトウェア 123D-Make(Auto desk, Inc. 製)を用いた。3D ソフトウェア 123D-Make は主に積層造形に特化されたソフトウェアであり, 3 次元モデルを分割し, 積層造形に必要な輪郭画像を紙面上に印刷することができる。また, 積層順序や貼りあわせ位置を合わせるための穴などを自分で決定することができ, 完成形の様子を確認することができる。これを用いることによって従来の方で挙げられていた問題が解決され, より正確なモデルを効率良く製作することができる。

板材料には造形に広く使用されるスチレンボードを用いた。時間制限があることを考慮し, 厚さ 5 [mm], B5 サイズ(182 [mm] × 257 [mm])のものを採用した。軟組織原型の製作には約 2 週間程度費やされた。製作した筋肉層原型を図 3.5, 脂肪層原型を図 3.6 に示す。



図 3.5 筋肉層原型
(左：腹側，右：臀部側)



図 3.6 脂肪層原型
(左：腹側，右：臀部側)

3.4.2 軟組織部原型の型取り 石膏を用いて筋肉層原型，脂肪層原型の型を取る．造形物の型を取るには一般的にシリコンゴムや石膏が用いられている．細かい装飾までを再現できるような精度の高い型を取るには主にシリコンゴムによる型取りが行われており，型自体の耐久性も高いとされているが，硬化に6時間程度かかる場合もあり，石膏に比べて高価である．したがって，今回のような大型造形物においてはシリコンゴムを用いるのは不向きであると判断し，石膏を用いた．

図 3.7 のように原型を油粘土に埋め込み，周りを型枠で囲った．原型の表面にワセリンを塗ることで離型処理を行い，水に溶かした石膏をゆっくりと流しこむ．硬化した石膏の大部分は水分が占めているため，重く扱いにくいので，腹部，背面部，足部すべての型の角を削り取り，1週間から10日ほど型を乾かす．石膏型の様子を図 3.8 に示す．

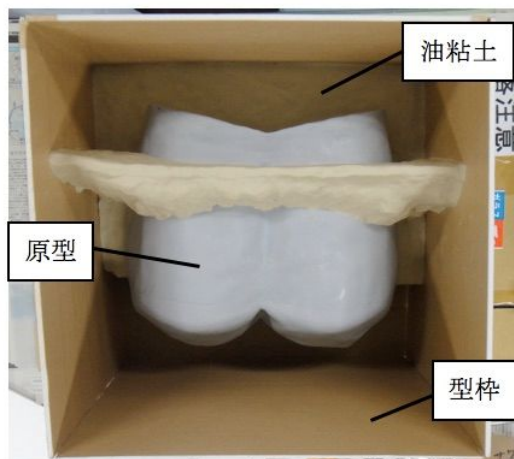


図 3.7 原型の型取りの様子

3.4.3 軟組織部の注型 石膏型を合わせ，軟組織部としてシリコンゴム VP7550(旭化成



図 3.8 石膏型の様子
(上：筋肉層型，下：脂肪層型)

ワッカーシリコン社製)を流し込むことで軟組織を形成する．シリコンゴムは主剤に硬化剤を硬化剤の重量比率は JIS K 6254(加硫ゴム及び熱可塑性ゴム-応力・ひずみ特性の求め方)を参考にした圧縮試験結果から得られた，筋肉層については 1.0 [wt%]とした．脂肪層については筋肉層よりもわずかにヤング率が大きいものとして今回は重量比率 1.2 [%]として形成した．図 3.9 のように筋肉層の型にポリエステル骨盤を当てはめ，シリコンゴムを流し込むことで筋肉層を形成する(図 3.10)．筋肉層の複製を図 3.11 のように脂肪層の型にあてはめ，筋肉層複製と脂肪層の型の間シリコンゴムを注型することによって脂肪層を形成する．製作した腰部ダミーモデルの様子を図 3.12 に示す．

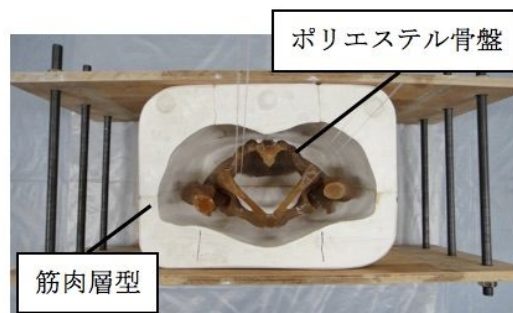


図 3.9 筋肉層注型



図 3.10 筋肉層複製

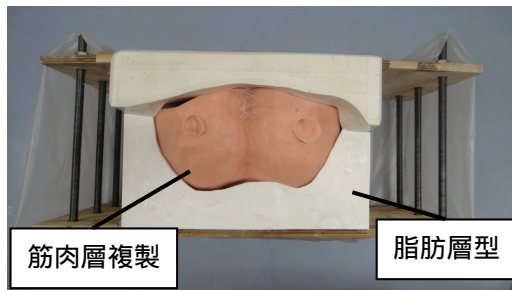


図 3.11 脂肪層注型

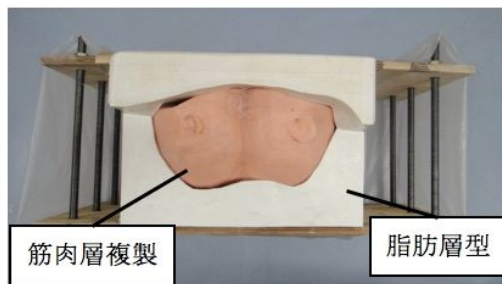


図 3.11 脂肪層注型



図 3.12 腰部ダミーモデルの外観

4. 研究成果

腰部ダミーモデルの妥当性を評価するため、床面への接触圧力を計測し、同じ状況を想定した有限要素解析の結果と比較する。腰部ダミーモデルの大きさは縦 304 [mm] × 横 362 [mm] × 高さ 235 [mm] となり、重さは 15.2 [kg] となった。当初の計画では脂肪層の内側に力覚センサを埋入し、軟組織内部の応力を計測する予定だったが、埋入時の破損を回避することができなかった。従って、今回は床面への接触圧力のみを比較することとした。

4.1 床面への接触実験 図 4.1 のように圧力センサ BIG-MAT2000(ニッタ社製, サイズ: 440[mm] × 480[mm], 厚さ: 0.1[mm], マトリックス: 440 × 480[個], 分解能: 10[mm], 計測範囲: 2 ~ 20[kPa])を用いて床面に設置し、腰部ダミーモデルをゆっくりと乗せたときの接触圧力を計測する。実験結果を図 4.2 に示す。仰臥位では臀筋下に圧力分布が見られ、最大値は 24.9[kPa] となった。側臥位では大転子下に圧力分布が見られ、最大値は 36.9[kPa] となった。

4.2 第 2 モデルとの比較 図 4.1 を想定し、腰部有限要素モデルに自重 150[N] を負荷した。表 1 の皮膚には脂肪と同じ材料定数を与え、骨部全体と皮膚の一部に垂直方向の拘束を与えた。骨部はポリエステルを想定し、

弾性率 2100 [MPa], 密度 1100[kg/m³], ポアソン比 0.3 とした。拘束条件を図 4.3 に、解析結果を図 4.4 に示す。このモデルを先行モデルと区別して第 2 モデルと呼ぶ。仰臥位では臀筋下に圧力分布が見られ、最大値は 24.8[kPa] となった。ダミーモデルとの誤差は 0.4% となり、妥当性を確認した。側臥位では大転子下に最大圧力 52.1[kPa] が見られ、誤差は 41.2% となり、妥当性は認められなかった。この原因の一つとして、ダミーモデルは第 2 モデルと比べ、大転子下の軟組織が分厚く、形状が平坦であることが考えられた。

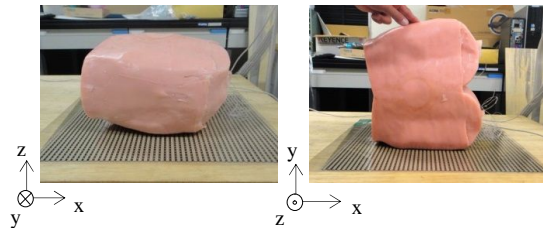


図 4.1 床面への接触圧力計測実験 (左: 仰臥位, 右: 側臥位)

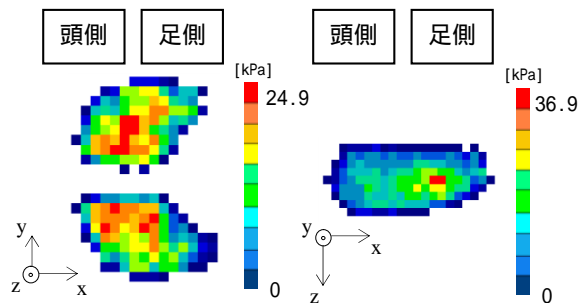


図 4.2 床面への接触圧力計測実験結果 (左: 仰臥位, 右: 側臥位)

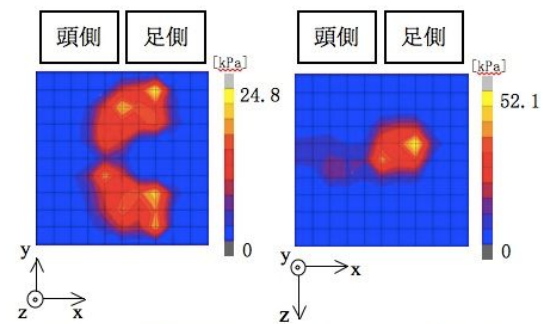


図 4.4 第 2 モデルの床面への接触圧力 (左: 仰臥位, 右: 側臥位)

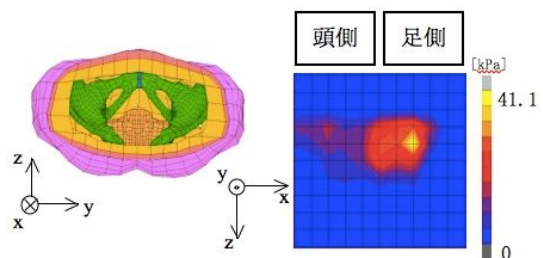


図 4.5 第 3 モデルの外観と床面への接触圧力

4.3 第3モデルとの比較 第2モデルの結果から、大転子下の軟組織を約10[mm]程度分厚く、かつ平坦にさせた第3モデルを製作した。第3モデルの様子と側臥位での結果を図4.5に示す。大転子下に最大圧力41.1[kPa]が見られ、その誤差は約11.4%となり、第2モデルよりも小さくなった。

4.4 考察 第2モデルとの比較により腰部ダミーモデルの仰臥位における妥当性が確認された。側臥位においては最大接触圧力に大きな違いが生じたが、原因と考えられる骨突出部下における軟組織厚さと形状を修正した第3モデルと比較したところ、その違いは改善した。この結果から、製作過程における骨部位置を決定する治具や原型製作手法を見直す必要が示唆された。

姿勢により傾向が幾分異なるものの、力学的にはほぼ同じ特性を持つ人体腰部の有限要素モデルと実験用ダミーモデルを得ることができた。両者を用い、ダミーモデルの実験で得られた姿勢や接触圧力を有限要素モデルに入力し解析することで、実験で得ることが困難な軟組織内部の詳細な応力状態を求めることが可能である。この手法は、体圧分散マットレスの褥瘡予防効果を力学的に評価するための有効な手法として期待できる。

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文](計3件)

Tsuchiya, S., Sato, A., Azuma, E., Urushidani, H., Osawa, M., Kadoya, K., Takamura, M., Nunomi, M., Mitsuoka, A., Nishizawa Yokono, T., Sugama, J., The effectiveness of small changes for pressure redistribution; Using the air mattress for small changes, Journal of Tissue Viability, 25-2 (2016), 135-142, 査読有

坂本二郎, 須釜淳子, 腰部有限要素モデルによる褥瘡発生リスクの評価, 設計工学, 49-3 (2014), 1-5, 査読無

Iuchi, T., Nakajima, Y., Fukuda, M., Matsuo, J., Okamoto, H., Sanada, H., Sugama, J., Using an extreme bony prominence anatomical model to examine the influence of bed sheet materials and bed making methods on the distribution of pressure on the support surface, Journal of Tissue Viability, 23-2 (2014), 60-68, 査読有

[学会発表](計7件)

西岡千洋, 坂本二郎, 須釜淳子, 筋骨格モデルを用いた体圧分散寝具の力学的評価, 日本機械学会北陸信越支部第53期総会・講演会, 2016年3月5日, 信

州大学工学部(長野県)

澤田昌義, 坂本二郎, 須釜淳子, 体圧分散寝具の力学的評価を目的とした腰部ダミーモデルの開発, 第3回看護理工学学会学術集会, 2015年10月11日, 立命館大学朱雀キャンパス(京都府)

西岡千洋, 坂本二郎, 須釜淳子, 筋骨格モデルを用いた側臥位における体圧分散寝具の力学的評価, 第3回看護理工学学会学術集会, 2015年10月11日, 立命館大学朱雀キャンパス(京都府)

沼倉玲, 坂本二郎, 澤田昌義, 須釜淳子, 体圧分散寝具の力学評価のための腰部有限要素モデルの開発, 第2回看護理工学学会学術集会, 2014年10月5日, 大阪大学豊中キャンパス(大阪府)

澤田昌義, 坂本二郎, 沼倉玲, 須釜淳子, 体圧分散寝具の力学評価に用いる腰部ダミーモデルの開発とその有効性の検討, 第2回看護理工学学会学術集会, 2014年10月5日, 大阪大学豊中キャンパス(大阪府)

澤田昌義, 沼倉玲, 坂本二郎, 体圧分散寝具の力学評価を目的とした腰部ダミーモデルの開発, 日本機械学会北陸信越支部第43回学生員卒業研究発表講演会, 2014年3月7日, 富山大学(富山県)

沼倉玲, 澤田昌義, 坂本二郎, 須釜淳子, 体圧分散寝具の力学評価を目的とした腰部有限要素モデルの開発, 日本機械学会北陸信越支部第51期総会・講演会, 2014年3月8日, 富山大学(富山県)

[図書](計0件)

該当なし

[産業財産権]

該当なし

[その他]

該当なし

6. 研究組織

(1)研究代表者

坂本二郎 (SAKAMOTO JIRO)
金沢大学・機械工学系・教授
研究者番号: 20205769

(2)研究分担者

須釜淳子 (SUGAMA JUNKO)
金沢大学・保健学系・教授
研究者番号: 00203307

(1)研究代表者

酒井忍 (SAKAI SHINOBU)
金沢大学・機械工学系・助教
研究者番号: 80196039