Advance Publication by J-STAGE

日本機械学会論文集

Transactions of the JSME (in Japanese)

DOI:10.1299/transjsme.20-00199

Received date : 25 May, 2020

Accepted date : 24 November, 2020

J-STAGE Advance Publication date : 2 December, 2020

導電性編物による体圧分布測敷布を用いた就寝姿勢モニタリングシステムの開発と評価

藤岡 潤^{*1}, 宅間 陸^{*1}, 川除 佳和^{*2}, 宮下 大輔^{*3}

Development and evaluation of sleep posture monitoring system by using body pressure distribution measuring sheet made of conductive knitting

Jun FUJIOKA^{*1}, Riku TAKUMA^{*1}, Yoshikazu KAWAYOKE^{*2} and Daisuke MIYASHITA^{*3}

^{*1, *2} Department of Mechanical Engineering, National College of Technology, Ishikawa
Ta-1 Kita-tyujo, Tsubata-machi, Kahoku-gun, Ishikawa 929-0392, Japan

^{*3} Department of Mechanical Engineering, National College of Technology, Nagano
716 Tokuma, Nagano-shi, Nagano 381-8550, Japan

Abstract

In recent years, the number of senior citizens needing nursing care has been increasing rapidly. Pressure ulcer is a major health issue for such people. In this study, for early detection of pressure ulcer, we developed a monitoring system by using a fabric sensor sheet that can monitor the degree of progress of pressure ulcer daily. This sheet is made using conductive knitting, and it functions as a sensor for measuring body pressure distributions of a user sleeping directly on the sensor sheet. It does not disturb the movement of the user and has an advantage of superior breathability and flexibility in comparison with existing pressure sensors. Moreover, our new design comprises a laminar structure for the wiring of the device, for ease of use. We measured the sleep postures of six subjects using this system and monitored those clearly. For our experiment results, we used a deep neural network (DNN) to distinguish each sleep posture and used a support vector machine (SVM) to determine the positions that caused pressure ulcer the most. As a result of these examinations, we showed that it was possible to distinguish the sleep postures with a high accuracy of 98% or more, and it was also possible to identify the positions that caused pressure ulcer the most.

Keywords : Textile sensor, Pressure ulcer prevention, Conductive knitting, DNN, SVM, Sleep posture

1. 緒 言

1・1 はじめに

本格的な超高齢化社会を迎えつつあるわが国では、高齢化の進行にともなって要介護者数が増加するとともに、重度の要介護者割合も増えると予測される（厚生労働省，2016）（経済産業省，2018）。重度の要介護者や高齢者は自力での寝返り動作が難しく、睡眠中など皮膚の持続的圧迫により褥瘡を発症することがある。褥瘡は難治性、易再発性であるため、予防が極めて重要である。褥瘡予防の一つとして、約2時間おきの寝返り介助や体位変換が推奨されているが（日本褥瘡学会，2015）、昼夜を問わない介護は負担が大きく、負担軽減が望まれている（則次他，2005）。そこで本研究では、就寝中の被介護者の体圧状況を常時モニタリングし、体位変換の必要なタイミングや加圧状態を介護者に適宜知らせることで、被介護者を効果的に介助できるシステムの構築を目的とする。褥瘡の発生箇所は体圧と密接な関係があるとされており、これまでも就寝者の体圧分布状態から、褥瘡の発症・進行条件や、体位変換による体圧分散効果の評価などが行われてきた（川口他，1983）（江幡他，1990）（Harstall，

No.20-00199 [DOI: 10.1299/transjsme.20-00199]

^{*1} 正員，石川工業高等専門学校（〒929-0392 石川県河北郡津幡町北中条タ1）

^{*2} 石川工業高等専門学校

^{*3} 正員，長野工業高等専門学校（〒381-8550 長野県長野市徳間 716）

E-mail of corresponding author: fuji@ishikawa-nct.ac.jp

1996). 本研究でも, 体圧分布データに基づき就寝姿勢の切り替わりを判別し, 自発的な寝返りの不足を検知することで, 介助頻度の効率化が可能と考える (Yousefi et al., 2011) (榎堀, 間瀬, 2017). また体位変換の目的に局所圧の除去があるが, 対象者や姿勢ごとに局所圧の生じやすい部位は異なり, 事前の測定によりすべてを把握することは困難であると予想される. よって, 日常的な体圧計測により体圧分散状況をリアルタイムに特定することで, 局所圧除去に適した体位変換姿勢や頻度を判断する助けとなることが期待される (真田, 1997) (御埼他, 2014) (Gunningberg and Carli, 2016) (Gunningberg et al., 2016). 就寝中の体圧分布測定は, 被測定者の負担低減や日常生理状態の維持等の観点から, 無拘束・無侵襲な手法が好ましいとされる. 従来の装置として, ひずみ計 (江幡他, 1990) や Force sensing resistor (以下 FSR センサ) を利用した装置 (西田他, 1998) や, ピエゾ抵抗型センサによるセンサマット (Mineharu et al., 2015) などがあるが, センサ部の柔軟性や通気性に欠ける, システムが寝具の種類・形状に依存する, 大掛かりで持ち運びが不便である等の問題から, いずれも一般的な施設や在宅での恒常的なモニタリングには適さないと考えられる. よって本研究では, 導電性編物を用いた体圧分布測定装置を新たに開発した. 以下, 同装置を体圧分布測定敷布と呼ぶ. 導電性編物は繊維製のセンサ素材であり, 機械的なセンサに比べ柔軟で通気性が高いだけでなく, 編物構造であるため変形域が大きく, 寝具や体表への追従性が高い. よって日常的な寝具として利用することも可能であると考えられる. さらに今回, 同編物を層構造にすることで, 従来の編物構造の繊維製センサにおいて困難であった広域かつ高い面分解能を備えた体圧分布測定を実現した.

本報では, 開発した体圧分布測定敷布の特性と, その計測システム構成について述べる. また実際に同システムにより測定した就寝者の体圧分布に基づき, 就寝姿勢の識別や一部の褥瘡好発部位の検出を試みた結果について示す. 最後に, これら実験結果に基づき, 今回開発したデバイス, システムの介護支援への応用可能性について検討, 考察を行う. なお本研究は著者所属機関である石川高専研究倫理委員会の承諾を得て遂行した.

1・2 関連研究

1・2・1 スマートテキスタイルセンサ

電気, 電子の特性などの新しい機能を備えた繊維素材は近年スマートテキスタイルと呼ばれ, 繊維産業における新たな成長分野として注目を集めている (堀, 2018). 本研究の導電性編物もこれに含まれる. スマートテキスタイルによるセンサの実装法として, 機能繊維素材を着衣や寝具に取り付ける後付けするタイプと, 製品を構成する繊維自体がセンサとして機能するタイプがある. 前者には導電性ファブリックを服上に多層化した稲葉らや, 導電繊維を配した層を重ねた Sergio, Liu らの例が挙げらる (稲葉他, 1998) (Sergio et al., 2002) (Liu et al., 2014). 後者は本研究の導電性編物をはじめ, 田實らの圧電ファブリック (Tajitsu, 2015), 間瀬らのシート状圧力センサ (榎堀, 間瀬, 2017) などがあり, これらは生地には別素材のセンサや配線を設ける必要がないため, 配線や装置の取り回しが容易で, 計測点数や測定部位の選択性が高く, 日常的な生体計測により適した素材として期待されている. 一方, 繊維構造について, ①糸, ②織物, ③編物などに分類される. 導電糸で肘関節角度の計測を行った Gibbs らの研究 (Gibbs and Asada, 2005) や, 手指や上腕関節角度を測定した Rossi らの例など (Rossi et al., 2003) が①にあたり, ベンドセンサとして利用されることが多い. 面圧の測定は一定面積の測定領域が必要であるため, 主に②織物や③編物構造のセンサが使われる. 織物の場合, 導電性を経緯糸として用いることで比較的容易に高い面分解能 (面積当たりの計測点数) やセンサ部の無配線が実現できるため, 広域かつ高い面分解能が必要な体圧分布測定に向く. しかし織物は構造上生地の伸縮性に欠けるため, 柔軟な寝具や体圧分散マットなどの形状や変形に追従できず, 測定中のしわや折れ等により精度や再現性が大きく低下する (小野瀬他, 2018). この問題を回避するため, ベッドボードとマットの間にセンサを挟み, 間接的な測定を行った例もあるが, こうした測定では, 例えば褥瘡要因である寝具による皮膚の圧迫状況などについて正確に把握するのは難しいと考えられる. ③編物構造のセンサは, その変形域の大きさから, 繊維製のひずみゲージとして利用されることが多い (Atalay et al., 2017). また②織物構造同様, 大面積化が可能であるため面圧センサとして用いた例もある (藤岡他, 2007) (Aigner et al., 2020). しかし編物は構造上経緯の糸が繋がり, かつそれらがループ構造で相互に密に接触しているため, 測定領域を細分化する際, 細分化した小領域ごとに別途配線が必要となる. よって体圧分布測定のような広域で高い面分解能が必要なセンサを構成した場合, 測定領域を無数の配線が縦横に重なり, 運用性や保守性の面で非実用的なシステムとなる.

1・2・2 体圧分布情報に基づく就寝姿勢の判別／身体部位の検出

本研究では体圧分布情報に基づき就寝姿勢を判別することで就寝姿勢の切り替わり（寝返り）の頻度を判定する．さらに褥瘡好発部位と考えられる部位と寝具との接触箇所の特定制を試みる．体圧分布情報は画像として可視化されるため，就寝姿勢の判別には Support Vector Machine（以下 SVM と呼ぶ）（林他，2016）や k 近傍法（Yousefi et al., 2011）などの機械学習による判別が有効とされている．また近年では，深層学習による物体認識モデルも多数提案されている．Heydarzadeh らは体圧分布画像から Histograms of Oriented Gradients（HOG）特徴量を抽出し，Deep Neural Network（以下 DNN と呼ぶ）で学習することで，5 姿勢に対して 98.1 %，3 姿勢では 100 %の精度を達成している（Heydarzadeh et al., 2016）．これは関連研究において最も高い識別率といえる．ただし，使用された体圧測定マットは一般の寝具より硬質なものであり，日常的な利用が困難というだけでなく，その測定は実際の人と寝具との接触形状より平面に近い状態で行われるため，その識別結果についても，就寝者の普段の体圧分布状態に基づく結果であるか疑義が生じる．榎堀らは Convolutional Neural Network（以下 CNN と呼ぶ）ベースの DNN 識別機を用い，ベッドボード上に敷いたシート（織物）状圧力センサで普段日常的な就寝状態の圧力分布を測定し，特徴点の事前抽出無しに識別機に入力することで，3 姿勢で 99.7 %の精度を示した．ただしこれは使用したデータセットに対する Data augmentation パラメータの最適化を行った結果であり，行わない場合は 91.6 %となる（榎堀，間瀬，2017）．また，CNN を用いた手法は高い一般物体認識能力を示す半面，計算コストが高く，基本的には大量の学習データ数を必要とする．一方，検出性能が高く，CNN による手法より計算コストが少ないことから，リアルタイムでローコストなシステムにおいては HOG 特徴量と SVM を組み合わせた方法がデファクトスタンダードであるとされている（松田，蒔苗，2017）（初田他，2019）．また，機械学習以外の手法で体圧分布に基づく就寝体位判別から寝返り頻度を自動監視した例として，荷重集中点を二次関数近似して体軸を同定し，二次係数から体位を判別した西田らの例などがあるが（西田他，1998），こうした方法は機械学習に比べて計算コストが低く済む反面，ロバスト性に欠け，寝具や就寝者の体格，体重等によりその推定精度が著しく低下するなど，汎用性に劣る．特に在宅介護等の多様な介護条件に対応した手法としても機械学習は適していると考えられる．

2. 導電性編物

2・1 導電性編物の感圧原理

本研究で使用した導電性編物外観を図 1(a)に，導電性編物を構成する混紡糸外観を図 1(b), (c)に示す（藤岡他，2007）．導電性編物は，導電性繊維と非導電性繊維の混紡糸による編地自体が電気特性を有する編物で，天竺編みやゴム編みなどの一般的な編物構造を構成することが可能である（藤岡他，2018）．そのため，編物の利点である高い通気性と伸縮性を有し，織物構造の体圧分布センサに比べて，立体的な寝具や人体の形状や変形への追従性が高く，被測定者の負担の少ないセンサシートが実現可能であると考えた．編物の外観，触感はポリエステル紡績糸による一般的なニット製品と遜色無い．図 1(b), (c)中の黒い繊維は導電繊維であるステンレス（以下 SUS と呼ぶ）繊維，透明な繊維は非導電繊維であるポリエステル（以下 PET と呼ぶ）繊維を示す．導電性編物に圧縮荷

Fig. 1 Conductive knitting. Fig (a) is appearance of conductive knitting. The gray and green stripe part are the conductive knitting, and the white part is the non-conductive knitting made of polyester yarn. Fig (b) and (c) show PET70%-SUS30% blended yarn for making the conductive knitting.

重が加わることで、編物のループ構造が潰れ、糸同士の接触箇所が増加する。また圧縮が高荷重領域になるに従い、糸の圧縮変形特性が支配的となり糸内の導電性繊維同士の接点が増加する（柳川他，1986）（川端他，1970）（太田，池田，2005）。荷重増加に伴うこうした糸内外の接点数増加により導電性繊維が相互接触の連鎖を形成し、導電パスとなる。導電パスの増加により加圧領域の電気抵抗は減少するため、導電性編物自体が一種の FSR センサとして機能する（藤岡他，2007）。本研究では編地の加圧領域を細分化し、各部の電気抵抗変化を個別に測定することで、導電性編物による体圧分布測定を試みる。

2・2 導電性編物の特性

著者らはこれまで天竺編みで編成した導電性編物を用いてグローブやシャツを製作し、手指の関節角度や、日常生活における全身動作の測定を行った（藤岡他，2007）（藤岡他，2018）。天竺編みは生地としては薄く、シャツ素材などに適した構造だが、反面伸縮回復率に劣り、さらに表裏の編み組織が異なるため末端で丸まろうとする性質があるため、体圧分布測定等の高伸縮性が必要な平坦で大面積のデバイスには向かない。本研究では、天竺編みに比べて平坦な構成が容易で、より伸縮性に優れるゴム編みの生地を体圧分布測定敷布の素材として新たに採用する。本節ではゴム編みで構成した導電性編物の特性について実験に基づき検証する。

2・2・1 感圧特性

導電性編物の電気特性は混紡糸中の導電性繊維の種類と比率、次いで編成組織とゲージ数等に依存する。図 2 に PET70%－SUS30%、PET90%－SUS10%、PET60%－AgNi40%（銀メッキナイロン繊維，X-static：Noble Biomaterials, Inc.）の 3 種類の異なる混紡率の紡績糸で製作した導電性編物に圧力を加えた際の加圧領域の電気抵抗の変化率を、表 1 に実際の電気抵抗値と 0～10 N 間の感度、測定結果のばらつきなどをまとめて示す。SUS 繊維の混紡率が 30 %以上の糸の紡績は、紡出長あたりの糸切れ数が急激に増加するため、通常の紡績機では製作が困難であった。よって PET70%－SUS30%、PET90%－SUS10%の 2 種類は実質的に選択可能な混紡率のおよそ全域に相当し、両実験結果から、現状選択しうる PET－SUS 系導電性編物の感圧特性についての傾向を判断できると考える。試料としてそれぞれ 20 番手相当の混紡糸をゲージ 12G でゴム編みした編物を 50 mm 四方に裁断し、両端に電極を取り付けて測定した。感圧部の間隔はおよそ 40 mm、また試料の厚みはいずれも 1 mm 前後である。試料中央に直径 3 mm のウレタン製圧子を用いて卓上試験機（島津製作所：EZ - TEST - 500N）により垂直に加圧した際の編地コース方向両端の電気抵抗変化率を求めた。図中に各試料について 10 回測定した結果の平均と、各荷重における標準偏差を表す高低線を示す。また表中の測定値のばらつきは、各荷重における標準偏差の平均を示す。

各試料とも負荷に応じて電気抵抗値は減少する傾向にある。PET90%－SUS10%は高負荷域で大きく電気抵抗が変化するが、低負荷域での感度が低く、ばらつきは 30 %以上と非常に大きい。電気抵抗値からも明らかのように、PET90%－SUS10%は繊維内に含まれる導電繊維の割合が小さく、糸内・糸間の導電繊維同士の接触状態が不均一で安定性に欠けると考えられる。PET70%－SUS30%は 0～10 N の範囲で他の 2 種類の混紡糸と比べ高い感度を示しており、ばらつきも PET90%－SUS10%に比べて小さい。就寝者の仙骨部平均接触圧は 0.2～0.4 N/cm²（15～30 mmHg）といわれており（木村他，2012）、これは資料の感圧面積 20 cm² に対しおよそ 4～8 N の負荷に相当する。両実験結果から SUS 混紡率が高いほど想定した測定域における感度、精度が高い傾向が確認できたため、現状製造可能な糸のうち SUS 混紡率が最大である PET70%－SUS30%による導電性編物をセンサ素材として用いることが妥当であると考ええる。測定値のばらつきは約 5 %であるが、FSR センサ等の薄型センサが ±2 %～±5 %（Boomidevi et al., 2015）、市販の体圧分布測定装置で 10 %未満（ニッタ株式会社，2020）（御埼他，2014 など）であることから、精度的には従来の体圧分布測定装置の代替として十分利用可能であると考ええる。図 3 に PET70%－SUS30%の感圧特性に関するヒステリシス曲線を示す。0 N を開始点として卓上試験機によりほぼ直線的に加圧し、30 N に達したところで 0 N まで同様に減圧した。測定は時間をおいて 3 回行い、電気抵抗値の変化率について平均を求めた。ヒステリシス差は 22 %とやや大きい、生地の残留伸びに相当する 0 N における差は 8.5 %（伸縮回復率 91.5 %）であった。一般的なストレッチ素材の繊維製品の実用化基準が 15 %といわれており（山崎，2004）、繊維素材の残留伸びによる影響としては比較的小さいと考えられる。

PET60%－AgNi40%は、測定値のばらつきは小さいものの、PET－SUS 系の素材に比べ加圧に対する電気抵抗値変化の割合が極端に小さい。これは、導電繊維の混紡率が 40 %と高く、さらに金属短繊維に比べて柔軟で屈曲

の少ないナイロン繊維を銀メッキ基材としているため、無負荷状態の導電繊維間接触率がそもそも高く、加圧による接触率変化が著しく乏しかったためと考えられる。またこうした低感度特性に加え、試料長さ 40 mm、試料断面積を 50 mm×1 mm としたとき、表 1 から電気抵抗率は無荷重でも $2.485 \times 10^{-3} \Omega\text{m}$ と低く、加圧状態にかかわらず導体に近い特性を示す。そのため PET60%–AgNi40%は、PET70%–SUS30%を感圧部とする体圧分布センサの回路導線素材として利用可能と考えた。

Fig. 2 Relationship between load and rates of change of the electrical resistance values of the three kind of conductive knitting. The average of measurements of each sample is plotted in the graph, and plus or minus standard deviation are shown as the high low lines.

Table 1 Specifications of conductive knitting.

Item	PET70%–SUS30%	PET90%–SUS10%	PET60%–AgNi40%
Electric resistance at the no load [Ω]	1.903×10^3	239.478×10^6	1.986
Electric resistance at the load of 30N [Ω]	0.224×10^3	35.587×10^6	1.948
Sensitivity between 0N and 10N [%/N]	-6.298	-0.551	-0.130
Standard deviation of measurement values overall σ [%]	5.320	34.528	0.425

Fig. 3 The test result of relationship between load and electrical resistance about PET70%–SUS30% conductive knitting. The loading cycle is shown with circle dots and solid line, and the unloading cycle is shown with diamond dots and broken line.

2・2・2 機能性, 機械的特性

寝具として利用する場合に素材の柔軟性, 伸縮性が重要となる. ここでは導電性編物の伸び率の評価を行った. 実験は編物の伸縮性の評価法である JIS L 1096 編物の定荷重法 (JIS L 1096:2010 8.16 D 法) に則り実施した. それぞれコース方向, ウェール方向における一定荷重による引張試験結果を図 4(a), (b)に示す. 伸縮率はコース方向について PET-SUS 系の導電性編物が 100%, PET60%-AgNi40%が 50%, またウェール方向でそれぞれ 20% および 15%であった. またいずれの方向においても 15 N 前後の低負荷で高い伸び率を示した. 以上の結果より, 本素材が一般的な編物と同程度の高い伸縮性・柔軟性を有することが示された (山崎, 2004).

次に, 実用性に関して, 耐洗濯性を含む長期間の使用による感圧特性の変化について検討を行った. 前節の感圧特性試験と同様の試料に対し, 試験開始日より 20 N の垂直負荷を 1 日に 10 回加え, さらに 7 日ごとに市販の中性洗剤を用いて手洗いし, 乾燥後に前節と同じ手順で感圧試験を行う. これを 28 日間 (4 週間) 連続で行った. 結果を図 5 に示す. 図の値は試料 4 枚についての試験結果の平均を示す. 使用期間と洗濯回数が増えることで若干感圧特性に変化が生じるものの, 最大で 0.2 程度の増減であり, また期間や洗濯回数に対して一定の傾向もみられないことから, 導電性編物は少なくとも一か月程度の日常利用に関する耐用性を備えたセンサ素材であるといえる.

以上の特性評価から, 本研究では導電性編物で体圧分布測定敷布を構成することにより, 柔軟な寝具と皮膚との接触圧力分布を, 無拘束・無侵襲で長期間日常的に直接測定可能なシステムが実現可能となると考えた.

Fig. 4 The result of tensile test of conductive knitting in the course and the wales direction as measured by a testing method in accordance with the method D as provided for in 8.16 of JIS L 1096 (2010).

Fig.5 Changes in pressure-sensitive properties of PET70%-SUS30% conductive knitting by continuous using and washing that for one month.

3. 体圧分布測定装置

導電性編物を感圧層とその配線層として使用した体圧分布測定敷布を開発し、実際に就寝体位の計測を行った。本章では開発したシステムの構成と仕様、および敷布による測定結果について述べる。

3・1 体圧分布測定敷布の構成

体圧分布測定敷布の構造および外観を図 6、図 7 に、諸元を表 2 に示す。敷布は感圧層 2 層、回路層 2 層の 4 層の編地で構成される。感圧層は 20 番手相当の PET70%－SUS30%混紡糸による導電性編物と、同番手のポリエステル紡績糸による編地を縞状に編み込んだ編物を、回路層は同番手の PET60%－AgNi40%混紡糸による導電性編物とポリエステル紡績糸による編地を同様に縞状に編み込んだ編物を使用した。いずれもゲージ 12G のゴム編みで、導電性編地の幅は 40 mm、ポリエステル編地の幅は 10 mm で交互に縞を編成した。敷布の費用は 4 層分の編地の原材料費とその編成費を合わせた価格を示す。これらを寝具上に下から回路層（縦縞）、感圧層（横縞）、感圧層（縦縞）、回路層（横縞）の順で 4 層重ねて敷布を構成する。各層はそれぞれ下の層に載せている状態で、層間の縫合はしていない。各層間の縞は直交し、中 2 層の PET70%－SUS30%編物同士の直交部は感圧部となり、感圧部と上下で接する外側 2 層の PET60%－AgNi40%編物の縞はその感圧部との接点および導電経路となる。感圧層と配線層の 4 層構造により、織物構造のセンサ同様、感圧部のキーマトリクス化によるセンサ部の無配線化が可能となる。本構造は各層を単に重ねたのみであるため、各層の縦横の伸び率の差や縫合糸による編地の伸縮性への障害が生じない。そのためこれまで編物構造による広域かつ高い面分解能なセンシングにおいて大きな課

Fig.6 Layer structure of a pressure distribution sensing sheet made by the conductive knitting. First layer and fourth layer of this sheets consist of striped knitting made of the silver-plating nylon and the polyester, and second layer and third layer consist of striped knitting made of PET70%-SUS30% conductive knitting.

Fig.7 Appearance of a pressure distribution sensing sheet which is spread in the bed.

Table 2 Technical specification of a pressure distribution sensing sheet.

Sheet size	1500 [mm]×1000 [mm]
Sheet thickness	2 [mm] (0.5 [mm]×4)
Number of sensing area	600 (30×20)
Space resolution	50 [mm]
Sampling frequency	100 [Hz]
Cost	20,000 [yen]

題であった接点や配線の取り回しについて、編物本来の伸縮性を損なうことなく容易に解消することが可能である。なお、体圧分布測定的面分解能は敷布各層の縞幅と等しく、今回は感圧部 40 mm 平方、センサ間ピッチ 50 mm で敷布上に格子状に配列される。前章の単層における試験結果と比較し、多層化により感圧特性がどのような影響を受けるか検証するため、各感圧部のサイズは前章の試験条件に準じ 40 mm 平方とした。また褥瘡予防と面分解能の関係性を示す明確な指標は未だ確立されていないが、褥瘡と体圧との関係性評価に関する従来研究(江幡他, 1990) や、現在市販されている体圧測定マットの測定間隔などが 17 mm~28 mm であることから、本敷布の面分解能は極端に劣るものではないと考える。なお層構造化した敷布の面分解能はウェール間隔単位で調整可能であることから、今後さらに高密度化した敷布により、面分解能が測定精度や介助効果へ及ぼす影響について検討を行いたい。また本実験ではシングルベッドを対象として 1.5 m×1 m の範囲で測定を行い、30×20 のマトリクス状の圧力分布を測定した。今回の実験では、コントローラの処理能力上限や市販の体圧分布測定シートなどを参考に測定のサンプリング周波数を 100 Hz と定めた。本報では自発的な体位変換頻度の確認と姿勢変換における局所圧位置や状況変化のモニタリングによる介助支援を目的とした一定頻度の継続的な観測を念頭に置いており、サンプリング速度として十分と考える。ただし、さらに生体力学的な判断等を目的とする場合、クライアントサーバシステム等による各処理の分散、高速化が必要であると考ええる。

3・2 装置システム構成

4 層構造の導電性編物によりキーマトリクス化した体圧分布測定敷布用の測定システムを構築した。図 8 に構成を示す。システムは敷布、センサコントローラと周辺回路からなる。信号源電圧 5 V がデマルチプレクサを介して敷布の上層回路層の導電性編物縞端部へ接続、導電性編物縞を導通経路として感圧層直交部、さらに下層回路層の導電性編物縞を経て、マルチプレクサを介して A/D 変換器 (分解能 12 bit) へ接続される。A/D 変換器からの出力はシリアルデータとしてコントローラ側で取得する。敷布端部接点とマルチプレクサ接点間にはプルダウン抵抗を挟み、さらにノイズ除去のためのカットオフ周波数 100 Hz のローパスフィルタを設けた。上下回路層縞端部とコントローラ側回路は敷布縞端部に取り付けた直径 10 mm のステンレス製リングスナップにより結線した。測定時、コントローラによりデマルチプレクサ、マルチプレクサをそれぞれ切り替え、敷布面上の感圧部を順に選択して体圧分布を走査する。各感圧部のサンプリング間隔は 0.01 sec であるが、次節で述べる画像処理と表示時間を含めると感圧部 600 点の実走査周期は 15 sec であった。感圧部間のばらつきを抑制するため、出力電圧値とプルダウン抵抗から圧力負荷時の電気抵抗値を求めた後、感圧部ごとの無負荷状態の電気抵抗を 1 とし、それぞれ正規化し、加圧による各感圧部の電気抵抗変化率を出力とする。

Fig.8 Configuration of measurement system of a pressure distribution sensing sheet.

3・3 体圧分布測定敷布による測定

前節で述べたように、本敷布は層構造であるため、感圧部で測定される電気抵抗値は各層の導電編物内の電気抵抗変化に加え、層間の接触抵抗変化が含まれる。単層の電気特性は2章で示したとおりであるが、実際に寝具上に重ねて敷いた場合の接触抵抗変化を含む複数層の感圧特性は明らかではない。そこで、実際に寝具（ATEX 電動リクライニングベッド）上に敷いた体圧分布測定敷布に直径 30 mm のウレタン製圧子を用いて段階的に負荷を

Fig.9 Relationship between load and rate of the electrical resistance value of pressure distribution sensing sheet. The values in the plot are the average of 9 conductive areas. The straight line is a linear approximation line.

Table 3 Characteristics of subjects.

Subject No.	Age [yr]	Sex	Height [cm]	Weight [kg]	BMI
1	15	F	163	50	18.8
2	20	M	172	61	20.6
3	20	M	181	63	19.2
4	22	M	172	58	19.6
5	22	M	170	61	21.1
6	21	M	174	61	20.1
Mean (Std)	20.0 (2.4)		172.0 (5.3)	59.0 (4.3)	19.9 (0.8)

Fig.10 Result of measurement of sleep postures by using a pressure distribution sensing sheet. The upper sections show the pressure distribution image, and the lower sections show the actual sleep posture.

加え、圧力と電気抵抗値変化率の関係を求めた。測定は敷布の感圧部のうち無作為に抽出した 9 点について行い、平均と標準偏差を求めた。なお寝具上での測定となるため、荷重負荷時に敷布感圧部にかかる圧力は市販の携帯型体圧測定器（ケーブル Palm Q, 測定精度 ± 3 mmHg）で直接測定した。測定結果を図 9 に示す。敷布の構成上、層間の接触状態は使用時の敷き方で異なるため、全数検査結果の普遍性は低いと考え、抜き取り検査を行った。今回は標本数 9 で標本標準偏差の平均が 12 %であったため、自由度 8 の t 分布に従うと仮定した場合、95 %信頼区間は標本平均の ± 10 %程度とみなせる。信頼区間を考慮しても、単層での実験結果同様、仙骨部平均接触圧である 15 ~ 30 mmHg の範囲を含め、圧力に対して一定の線形性を有していることから、積層状態でも PET70 % - SUS30 % 編物の感圧特性が有効に機能しており、同時に PET60 % - AgNi40 % 編物も配線層として機能していることが示されたと考える。一方、9 点間の標準偏差の平均は 12 %（95 %信頼区間：8.4 % < σ < 21.9 %）となり、当然ではあるが単層での試験結果より悪化した。原因として感圧部生地量の増大、層間接触部の不均一性、PET60 % - AgNi40 % 編物への外来ノイズなどが考えられる。ただし、依然として市販の体圧分布測定装置の精度と同程度であり、従来製品でも行われている体圧分布情報に基づく姿勢判別や局所圧の部位の特定や状況観察補助などへの利用は十分に可能であると考えられる。

次に、寝具上に体圧分布測定敷布上を敷き、その上で就寝した被験者の体圧分布測定を敷布により試みた。被験者の概要を表 3 に示す。被験者数は 6 名ですべて健康者である。平均年齢は 20.0 歳、Body Mass Index (BMI) は 19.9 でおよそ中肉中背と言える。なお、開発段階のデバイスであるため運用課題に関する蓄積が無く、実施に高齢者を被験者とした場合の安全性についても未知である。よって今回は比較的若く、健康な被験者を対象としてまず日常的な測定装置として運用可能か実験的に検証した。言うまでもなく褥瘡介護の必要性は高齢者ほど多いため、本システムの実用化に際しては高齢者を対象に含む試験が今後必須であると考えられる。実際の就寝姿勢の取得のため、ベッド上部からカメラで撮影を行った。各感圧部について一定圧に対する出力変化の確認を行った後、被験者らは連続して 1 時間、就寝姿勢の測定を行った。本実験では就寝姿勢について具体的に指示しておらず、自由な寝姿勢の体圧データである。ただし、次章の学習データの収集のため、一定間隔で仰臥位を挟み左右に寝返りを打つように指示した。得られた圧力分布を可視化した一例と、その際の就寝姿勢を図 10 に示す。無負荷状態の電気抵抗値を基準として正規化した 30×20 の測定値を生成し、これを平滑化のため 300×200 にアップサンプリングした後にガウシアンフィルタにかける。平滑化後の値をヒートマップ画像で濃度表示することで圧力分布を視覚化する。ノイズ低減と過剰負荷の遮断のため、システム内部値として 0.9 以上の変化率については 0.9、0.3 以下の変化率は 0.3 に固定して不感帯としている。なお、モニタ等で視認する場合は、人の輪郭を強調するため図のように 0.8 ~ 0.6 までさらに表示濃度を絞っているが、後述の姿勢判別等では特徴量の保持のため内部値に基づく画像データを使用している。図 10(b) は仰臥位のときの圧力分布を測定した結果である。身体に対して左右均等に圧力が分布しており、実際の就寝姿勢と良く対応した測定結果といえる。また褥瘡好発部である仙骨や肩甲骨部の接触状態も明瞭である。図 10(a), (c) はそれぞれ左、右の側臥位における圧力分布を示している。側臥位における身体の屈曲状態が確認されており、さらに側臥位で寝具との接触圧の高い肩や腕、腸骨や大腿部の接触状態なども視認できる。一方、空白部分に注目すると、身体の輪郭が実際の人体フォルムより広がり、拡張されて表示されている箇所がいくつかある。とくに仰臥位における腰部の左右両端で顕著である。また敷布の縁にも実際に無負荷状態であるにもかかわらず、出力が検知されている箇所がみられる。これらは就寝した際の負荷により、敷布と寝具が変形したことによる電気抵抗変化であり、Low pass filter と不感帯で除外しきれないものが一部出力として残った。しかし、体位や局所圧部の位置など就寝状況の可視化されており、ある程度は視認により判別可能と考えられる。一方、これらはいずれも主観的な観察結果である。そこで本システムに基づく姿勢状態や局所圧位置に関する定量的な判定能力については、その手法を含め次章で示したい。

4. 就寝体位と褥瘡好発部の判別

前述のように、日常的に就寝体位の切り替わりを判別し、要介護者の自発的な寝返りの不足を検知することで、介助頻度の効率化が可能と考える。また褥瘡好発部位を特定し、その局所圧の状況を観察することで、介護者が局所圧除去に適した体位変換姿勢や頻度を判断する助けとなることが期待される。本章では体圧分布測定敷布か

ら得た体圧分布画像に基づき、機械学習により就寝体位の判別および一部褥瘡好発部の特定について試みた結果について示す。

4・1 就寝体位の識別

敷布の体圧分布画像を学習データとして、DNN を用いた就寝体位の識別を試みた。構築した識別機を図 11 に示す。入力層は内部値に基づく体圧画像の濃度情報を 25×25 にサブサンプリングして直接入力しており、ノード数は 625 個である。ただし、より人のフォルムに近い画像が好ましいと考え、サブサンプリングの元画像には平滑化後の 300×200 画素の画像を使用した。また、それぞれノード数 200 の 2 つの中間層と 1 つの出力層を持つ。出力層の各ノードは就寝体位のラベルを表しており、数は仰臥位、左右側臥位、その他の 4 個とした。西田らは体圧分布測定により体位を同定し、その切り替わりから寝返りを計数しており（西田，1998），本研究でも識別対象とした就寝体位の切り替わりから自発的な体位変換の頻度をモニタリングするシステムを想定してラベルを設定した。ただしこれが実際の看護支援において適切な識別体位パターンであるかについては、腹臥位や半側臥位などの多様な姿勢への対応も含め、今後臨床を踏まえたさらなる検証が必要であると考え（Yousefi et al., 2011）（Heydarzadeh et al., 2016）（榎堀，間瀬，2017）。活性化関数は出力層を Softmax function (softmax)，それ以外は Rectified Liner Unit (ReLU) とした。オプティマイザには Adam optimizer (Adam) を用い、学習率は 0.001 とする。前章の実験で習得した一連の連続した測定データのうち、各体位への変換後さらに約 1 分経過した後のフレームをその就寝姿勢データとして抽出した。よって 1 姿勢につき 1 データとなる。データセットとして仰臥位 300 姿勢（6 名）、左側臥位 300 姿勢（6 名）、左側臥位 300 姿勢（6 名）、その他の圧力分布 200 パターンを抽出した。データ全体を学習データとテストデータとして半数に分割し、学習データを用いて、バッチサイズ 100，エポック数 50 で学習を行い、テストデータにより検証を行った。表 4 に識別結果を示す。

就寝体位の識別に関して、仰臥位について 93 %，平均 98 %の識別率を示しており、これは従来の関連研究に

Fig.11 Model of DNN for classification in bed posture.

Table 4 Result of recognition of sleep postures for six subjects by using DNN.

		Predicted Class				Accuracy [%]
		01	02	03	04	
Actual Class	01 Supine position	140	0	10	0	93.3
	02 Right lateral position	1	149	0	0	99.3
	03 Left lateral position	0	0	150	0	100.0
	04 Other pressure pattern	0	0	0	100	100.0
Average of identification ratio						98.0

においても比較的高い精度といえる。測定デバイスの違いを考慮しない場合、さらに高精度な例はいくつかあるが、本研究のように無拘束・無侵襲で、日常的な寝具あるいはそれに近い条件で利用可能なデバイスを利用した結果としては、榎堀らに次ぐ高い精度である。また過学習などの識別器側の要素を極力排すため、Data augmentation の最適化無しの学習条件で比較した場合、榎堀らの識別精度は91.6%にとどまるため、本研究の識別率はこれを上回る。よって、被験者の就寝状態や測定条件、学習条件などが同条件下で比較した結果としては最も高い識別率を得ることができたとも考えられる。また今回、特徴量や Data augmentation の最適化無しで高い識別率が得られたことで、逆説的に、体圧分布測定敷布自体が就寝者の就寝体位情報をより正確に把握できていたことが示せたと考える。その要因として、本敷布が編物特有の高い伸縮性により就寝時の寝具変形に追従し、従来は困難であった人と寝具との接触曲面に沿った圧力分布が直接測定可能であったことが挙げられる。

4・2 褥瘡好発部位の特定

本節では敷布から得た就寝者の体圧分布画像から日常就寝時下の褥瘡好発部位の検出を試みた。検出手法とその結果について以下に示す。褥瘡好発部位の検出はサブカテゴリーレベルに近く、HOG 特徴量が苦手とされる極端な拡大、縮小、回転変化が無い、また大規模なラベル付きデータセットが無く学習データ数が限られる、加えて将来的には安価で簡便なシステム構築が求められるなどから、今回、HOG 特徴量と SVM により検出を試みた。本研究では HOG 特徴量の算出から検出器の作成まで機械学習用ライブラリである dlib (King, 2009) (King, 2015) を用いた。前節のデータセットのうち、各就寝体位に関する体圧分布画像の半数 450 (150×3) 枚を学習に用いた。褥瘡好発部として仰臥位における仙骨部、左右側臥位における腸骨部と寝具との接触位置を dlib 付属の imglab ツールにより矩形で指定し、指定領域の HOG 特徴量を SVM に学習させた。SVM ではソフトマージンと RBF カーネルを用い、前節同様検出器側の要素を極力排すため、コストパラメータは5で固定した。学習した特徴をもとに、テストデータとした残る 450 枚の画像について仙骨、腸骨部位候補領域をスライディング・ウィンドウ法により切り出し検出を試みる。検出結果については SVM が検出した矩形領域と、装置上空から撮影した実際の就寝姿勢と比較し、実施の位置を検出できているか目視で確認した。図 12 に SVM が実際に検出した矩形領域を、

Fig.12 Detection results of the positions where the pressure ulcer is caused well in bed by using SVM. The red rectangles are sliding-windows detected by SVM.

Table 5 Result of detections of positions where the pressure ulcer is caused well.

	Detected accurate position	Detected inaccurate position	Detected no position	Accuracy [%]
Supine position	144	0	6	96.0
Right lateral position	111	2	37	74.0
Left lateral position	135	4	11	90.0
Average of detecting ratio				86.7

表 5 に検出結果のまとめを示す。なおここでは学習データ、テストデータとも体位ごとに分けず、一つのデータセットとして学習と検証を行った。ただし本実験では誤差要因の区別のため体位は自明のものとして扱っており、実際に体位識別を含めた場合、さらに 2 %ほどの誤判別がこれに加わると考えられる。

右側臥位における腸骨位置の検出に関しては 74 %と比較的低い適合率であったが、3 体位の平均で 87 %の高い適合率を示し、またいずれの体位においても誤検出率は 3 %以下であった。本敷布は実際の寝具変形面との接触圧が得られることから、各接触部位の体圧分布特徴量がより明確に抽出されたと考えられる。仰臥位と比較して側臥位における未検出率が高かった理由は、下肢の組み方や上半身の屈曲の度合いによって腸骨部の接触圧の変化が大きく、学習パターンと特徴が大きく異なるの測定画像が一定数存在したためと考えられる。また腸骨部は仙骨部ほど集中した体圧分布を示さなかったことから、肩や上腕部などの圧力集中部との誤認識も発生した。よって学習データ数を増やし、不感帯域を狭めてより詳しい濃度情報を得ることで、未検出率や誤認識率の低減が可能であると考えられる。

なお本節では褥瘡好発部の特定としたが、褥瘡好発部はこの他にも多数あり、さらにその加圧状況も多様である。よって今回の 3 パターンの特定結果のみで本システムの褥瘡の介護支援効果に対する臨床上的有用性を示すには至らない。しかし、ヒートマップ画像では後頭部、肘、踵などその他の局所圧も観察されており、今後学習データの追加により特定可能部位を増やすとともに、多様な状況に対応可能なシステムを実現したい。

5. 結 言

本研究では在宅等における褥瘡看護の支援を目的とした導電性編物による体圧分布測定敷布とそのシステムを開発し、就寝者の接触圧分布（体圧分布）の測定と可視化、得られた体圧分布画像に基づく就寝体位の識別、一部の褥瘡好発部の特定などを試みた。以下に結果を示す。

- (1) 導電性編物を無縫合で多層化することで、編物構造ながら面分解能と運用性の両立を可能とした体圧分布測定敷布を開発し、実際に圧力測定が可能であることを示した。さらに導電性編物の柔軟性、高伸縮性、洗濯耐久性等について検証し、測定デバイスおよび寝具としての日常的な利用可能性を示した。
- (2) 体圧分布測定敷布をデバイスとした測定システムを構築し、実際に就寝者の寝具との接触圧分布を測定した。さらに測定結果を濃度表示として可視化することで、就寝体位に応じた体圧分布状況の変化や就寝時の局所圧の偏在が視認できることを確認した。
- (3) 本システムで得た濃度表示画像に基づいて就寝体位の自動識別を試みた。DNN を用いて体圧分布画像から 3 種類の就寝体位の判別を行った結果、98 %の高い識別率を得ることができた。機能性繊維製デバイスを用いるなど日常の就寝条件下で体圧分布を測定して体位判別を行った先行研究例と比較しても、極めて高い識別率であると考えられる。
- (4) 褥瘡好発部位の特定や局所圧の状況判別等を目的として、測定した体圧分布画像から褥瘡好発部の一例として腸骨や仙骨部などの局所圧部位の特定を試みた。画像の HOG 特徴量を学習データとして SVM で検出した結果、およそ 87 %の高い適合率と 3 %という低い誤検出率を得ることができた。

以上の結果から、体圧分布測定敷布を用いたモニタリングシステムにより日常就寝状態における体圧分布測定が無拘束・無侵襲で可能であることが、一定の実用性も含めて示された。さらに、就寝体位の識別や局所圧の生じやすい部位の特定が、限定的ではあるが高い精度で可能であると示されたことで、本システムを応用した日常的な就寝状態のモニタリングにより、褥瘡介護における介護負担の軽減や体位変換の効率化が可能となることが期待できる。

文 献

- Aigner, R., Pointner, A., Preindl, T., Parzer, P. and Haller, M., Embroidered resistive pressure sensors: A novel approach for textile interfaces, Proceedings of the 2020 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems (2020), pp.1–13.
- Atalay, O., Tuncay, A., Husain, D. H. and Kennon, W. R., Comparative study of the weft-knitted strain sensors, Journal of Industrial Textiles, Vol.46, No.5 (2017), pp.1212–1240.

- Boomidevi, R., Pandiyan, R. and Rajasekaran, N., Monitoring cardio respiratory and gesture recognition system using sensor pillow system, *International Research Journal of Engineering and Technology*, Vol.2, No.8 (2015), pp.83-87.
- 江幡美智子, 永田量子, 渡邊順子, 褥瘡予防に関する基礎的研究 [I] 仙骨部における体圧分布測定について, *日本看護科学会誌*, No.10, Vol.2 (1990), pp.28-36.
- 榎堀優, 間瀬健二, Data Augmentation を用いた小数寝姿体圧データからの高精度姿勢識別 DNN 構築, *情報処理学会研究報告*, Vol.2017-UBI-55, No.11 (2017), pp.1-8.
- 藤岡潤, 山村良太, 西克士, 黒田成人, 関啓明, 感圧導電性編物を用いた装着型デバイスに関する研究, *日本機械学会論文集 C 編*, Vol.73, No.726 (2007), pp.535-540.
- 藤岡潤, 吉田善洋, 伊勢大成, 関啓明, 導電性編物を用いたウェアラブルセンサによる人体動作の計測と行動識別, *Journal of Textile Engineering*, Vol.64, No.1 (2018), pp.19-27.
- Gibbs, P. T. and Asada, H. H., Wearable conductive fiber sensors for multi-axis human joint, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, Vol.2, No.1 (2005), pp.1-18.
- Gunningberg, L. and Carli, C., Reduced pressure for fewer pressure ulcers: can real-time feedback of interface pressure optimise repositioning in bed?, *International Wound Journal*, Vol.13, No.5 (2016), pp.774-779.
- Gunningberg, L., Pöder, U. and Carli, C., Facilitating student nurses' learning by real time feedback of positioning to avoid pressure ulcers--Evaluation of clinical simulation, *Journal of Nursing Education and Practice*, Vol.6, No.1 (2016), pp.1-8.
- Harstall, C., Interface pressure measurement systems for management of pressure sores, *Alberta Heritage Foundation for Medical Research (AHFMR) HTA Report #1* (1996).
- 初田慎弥, 大野真史, 孟林, 泉知諭, 獣害対策のための監視カメラ向けアライグマ検出器の構築と評価, *画像電子学会誌*, Vol.48, No.2 (2019), pp.237-247.
- 林千尋, 原健翔, 榎堀優, 間瀬健二, 布圧力センサを用いた睡眠時の姿勢分類, *情報処理学会研究報告コンピュータビジョンとイメージメディア*, Vol.2016-CVIM-200, No.7 (2016), pp.1-6.
- Heydarzadeh, M., Nourani, M. and Ostadabbas, S., In-bed posture classification using deep autoencoders, *Proceeding of the 2016 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (2016), pp.3839-3842.
- 堀照夫, スマートテキスタイルの研究開発動向, *日本家政学会誌*, Vol.69, No.1 (2018), pp.78-82.
- 稲葉雅幸, 星野由紀子, 井上博允, 導電性ファブリックを用いた全身被覆型触覚センサスーツ, *日本ロボット学会誌*, Vol.16, No.1 (1998), pp.80-86.
- 川端季雄, 丹羽雅子, 七島陽子, 河合弘迪, 平編布 (平編地) の二軸伸長特性に関する理論的研究 (第 1 報) 理論, *繊維機械学会論文集*, Vol.23, No.5 (1970), pp.T95-T108.
- 川口孝泰, 武田敏, 松岡淳夫, 褥瘡予防における体位変換時間の検討 一家兎耳翼加圧による組織学的変化よりー, *日本看護研究学会雑誌*, Vol.6, No.3 (1983), pp.51-3_62.
- 木村裕和, 山本貴則, 秋山庸子, 西嶋茂宏, 高齢被験者の仙骨部接触圧と組織血流量に及ぼす褥瘡予防寝具の効果と身体的特徴との関係, *日本生理人類学会誌*, Vol.17, No.3 (2012), pp.125-136.
- King, D. E., Dlib-ml: A machine learning toolkit, *Journal of Machine Learning Research*, Vol.10 (2009), pp.1755-1758.
- King, D. E., Max-margin object detection, *arXiv:1502.00046v1 [cs.CV]* (2015), pp.1-8.
- Liu, J. J., Xu, W., Huang, M., Alshurafa, N., Sarrafzadeh, M., Raut, N. and Yadegar, B., Sleep posture analysis using a dense pressure sensitive bedsheet, *Pervasive and Mobile Computing*, Vol.10, Part A (2014), pp.34-50.
- 松田宏文, 蒔苗耕司, HOG 特徴と SVM を用いた交通流量計測システムの開発と評価, *交通量土木学会論文集 F3*, Vol.73, No.2 (2017), pp.I_347-I_355.
- Mineharu, A., Kuwahara, N. and Morimoto, K., A study of automatic classification of sleeping position by a pressure-sensitive sensor, *Proceedings of the 2015 International Conference on Informatics, Electronics and Vision (ICIEV)* (2015), pp.1-5.
- 経済産業省, 「将来の介護需給に対する高齢者ケアシステムに関する研究会」報告書 (2018).
- 厚生労働省, 介護分野の最新の動向, 社会保障審議会介護保険部会第 55 回資料 1 (2016).
- 御崎晶嗣, 今西恭子, 高杉紳一郎, 和田美香, 深川修司, 古江増隆, 体圧フィードバック型床ずれ防止マットレス, *SEI テクニカルレビュー*, No.184 (2014), pp.93-97.
- 西田佳史, 武田正資, 森武俊, 溝口博, 佐藤知正, 圧力センサによる睡眠中の呼吸・体位の無侵襲・無拘束な計測, *日本ロボット学会誌*, Vol.16, No.5 (1998), pp.705-711.
- ニッタ株式会社, 大面積用圧力分布測定システム(online), available from <https://www.nitta.co.jp/product/sensor/big-mat_huge-mat/>, (参照日 2020 年 5 月 24 日).
- 則次俊郎, 井形俊也, 高岩昌弘, 佐々木大輔, 褥瘡予防を目的とした体圧分散マットの開発, *日本機械学会論文集 C 編*, Vol.71, No.703 (2005), pp.951-958.

- 小野瀬良佑, 榎堀優, 間瀬健二, 褥瘡看護ケア支援に向けた体表圧を計測可能な衣類型圧力センサの研究, 情報処理学会論文誌, Vol.59, No.10 (2018), pp.1827-1836.
- 太田幸一, 池田達治, 織物断面の動的シミュレーション技術の確立, 愛知県産業技術研究所研究報告, No.4 (2005), pp.192-195.
- Rossi, D. D., Carpi, F., Lorussi, F., Mazzoldi, A., Paradiso, R., Scilingo, E. P. and Tognetti, A., Electroactive fabrics and wearable biomonitoring, AUTEX Research Journal, Vol. 3, No.4 (2003), pp.180-185.
- 真田弘美, 寝具と褥創 ー体圧分散寝具の臨床効果とその使用基準ー, 睡眠と環境, Vol.4, No.1 (1997), pp.2-9.
- Sergio, M., Manaresi, N., Tartagni, M., Guerrieri, R. and Canegallo, R., A textile based capacitive pressure sensor, Proceedings of IEEE, Sensors 2002, Vol.2 (2002), pp.1625-1630.
- Tajitsu, Y., Sensing complicated motion of human body using piezoelectric chiral polymer fiber, Ferroelectrics, Vol.480, No.1 (2015), pp. 32-38.
- 日本褥瘡学会学術教育委員会ガイドライン改定委員会編, 褥瘡予防・管理ガイドライン(第4版), 褥瘡会誌, Vol.17, No.4 (2015), pp.487-557.
- 山崎義一, ストレッチ素材について, 繊維製品消費科学, Vol.45, No.8 (2004), pp.640-644.
- 柳川良樹, 小椋務, 熨斗秀夫, 編地の圧縮変形特性に関する研究, 奈良教育大学紀要自然科学, Vol.35, No.2 (1986), pp.123-131.
- Yousefi, R., Ostadabbas, S., Faezipour, M., Farshibaf, M., Nourani, M., Tamil, L. and Pompeo, M., Bed posture classification for pressure ulcer prevention, Proceeding of the 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (2011), pp.7175-7178.

References

- Aigner, R., Pointner, A., Preindl, T., Parzer, P. and Haller, M., Embroidered resistive pressure sensors: A novel approach for textile interfaces, Proceedings of the 2020 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems (2020), pp.1-13.
- Atalay, O., Tuncay, A., Husain, D. H. and Kennon, W. R., Comparative study of the weft-knitted strain sensors, Journal of Industrial Textiles, Vol.46, No.5 (2017), pp.1212-1240.
- Boomidevi, R., Pandiyan, R. and Rajasekaran, N., Monitoring cardio respiratory and gesture recognition system using sensor pillow system, International Research Journal of Engineering and Technology, Vol.2, No.8 (2015), pp.83-87 .
- Ebata, M., Nagata, K. and Watanabe, Y., Basic studies on the prevention of decubitus sore [I] Measurement of body pressure in the region of sacrum, Journal of Japan Academy of Nursing Science, No.10, Vol.2 (1990), pp.28-36 (in Japanese).
- Enokibori, Y. and Mase, K., A study of data augmentation to build high performance DNN for in-bed posture classification, Information Processing Society of Japan SIG Technical Report, Vol.2017-UBI-55, No.11 (2017), pp.1-8 (in Japanese).
- Fujioka, J., Yamamura, R., Nishi, K., Kuroda, N. and Seki, H., Study of wearable device using pressure-sensitive electro-conductive knitting, Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers Series C, Vol.73, No.726 (2007), pp.535-540 (in Japanese).
- Fujioka, J., Yoshida, Y., Ise, T. and Seki, H., Measurement and analysis of human behavior using wearable sensors made of conductive knit, Journal of Textile Engineering, Vol.64, No.1 (2018), pp.19-27 (in Japanese).
- Gibbs, P. T. and Asada, H. H., Wearable conductive fiber sensors for multi-axis human joint, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, Vol.2, No.1 (2005), pp.1-18.
- Gunningberg, L. and Carli, C., Reduced pressure for fewer pressure ulcers: can real-time feedback of interface pressure optimise repositioning in bed?, International Wound Journal, Vol.13, No.5 (2016), pp.774-779.
- Gunningberg, L., Pöder, U. and Carli, C., Facilitating student nurses' learning by real time feedback of positioning to avoid pressure ulcers--Evaluation of clinical simulation, Journal of Nursing Education and Practice, Vol.6, No.1 (2016), pp.1-8.
- Harstall, C., Interface pressure measurement systems for management of pressure sores, Alberta Heritage Foundation for Medical Research (AHFMR) HTA Report #1 (1996).
- Hatsuda, S., Ono, M., Meng, L. and Izumi, T., Designs and evaluation of raccoon detector for anti-vermin surveillance cameras, The journal of the Institute of Image Electronics Engineers of Japan, Vol.48, No.2 (2019), pp.237-247 (in Japanese).
- Hayashi, C., Hara, K., Enokibori, Y. and Mase, K., Sleeping posture classification using e-textile pressure sensor, Information Processing Society of Japan, CVIM, Vol 2016-CVIM-200, No.7 (2016), pp.1-6 (in Japanese).
- Heydarzadeh, M., Nourani, M. and Ostadabbas, S., In-bed posture classification using deep autoencoders, Proceeding of the 2016 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (2016), pp.3839-3842.

- Hori, T., Research and development trend of the Smart textile, *Journal of Home Economics of Japan*, Vol.69, No.1 (2018), pp.78-82 (in Japanese).
- Inaba, M., Hoshino, Y. and Inoue, H., A full-body tactile sensor suit using electrically conductive fabric, *Journal of the Robotics Society of Japan*, Vol.16, No.1 (1998), pp.80-86 (in Japanese).
- Kawabata, S., Niwa, M., Nanashima, Y. and Kawai, H., The theoretical investigation on the biaxial tensile properties of plain knitted fabrics part 1: Theory, *Journal of the Textile Machinery Society of Japan - Transactions -*, Vol.23, No.5 (1970), pp.T95-T108 (in Japanese).
- Kawaguchi, T., Takeda, B. and Matsuoka, A., Studies on the intervals of patient position change for the prevention of pressure sore. - Histological changes of rabbit ear lap by pressure -, *Journal of Japan Society of Nursing Research*, Vol.6, No.3 (1983), pp3_51-3_62 (in Japanese).
- Kimura, H., Yamamoto, T., Akiyama, Y. and Nishijima, S., Effect of bedsores prevention mattresses on contact pressure and tissue blood flow in the sacral skin of elderly adults and its connection with physical characteristics, *Japanese Journal of Physiological Anthropology*, Vol.17, No.3 (2012), pp.125-136 (in Japanese).
- King, D. E., Dlib-ml: A machine learning toolkit, *Journal of Machine Learning Research*, Vol.10 (2009), pp.1755-1758.
- King, D. E., Max-margin object detection, *arXiv:1502.00046v1 [cs.CV]* (2015), pp.1-8.
- Liu, J. J., Xu, W., Huang, M., Alshurafa, N., Sarrafzadeh, M., Raut, N. and Yadegar, B., Sleep posture analysis using a dense pressure sensitive bedsheet, *Pervasive and Mobile Computing*, Vol.10, Part A (2014), pp.34-50.
- Matsuda, H. and Makanae, K., Development and evaluation traffic measurement system using HOG feature and support vector machine, *Journal of Japan Society of Civil Engineers*, Ser. F3, Vol.73, No.2 (2017), pp.I_347-I_355 (in Japanese).
- Mineharu, A., Kuwahara, N. and Morimoto, K., A study of automatic classification of sleeping position by a pressure-sensitive sensor, *Proceedings of the 2015 International Conference on Informatics, Electronics and Vision (ICIEV)* (2015), pp.1-5.
- Ministry of Economy, Trade and Industry, Japan, Report by the Study Group for Future Supply and Demand of Elderly Nursing Care Systems (2018).
- Ministry of Health, Labor and Welfare, Japan, About the recent trends of nursing field, Social security council (nursing insurance section), *The 55th time Material 1* (2016).
- Misaki, A., Imanishi, K., Takasugi, S., Wada, M., Fukagawa, S. and Furue, M., Body pressure sensing mattress for bedsores prevention, *The SEI TECHNICAL REVIEW*, No.184 (2014), pp.93-97 (in Japanese).
- Nishida, Y., Takeda, M., Mori, T., Mizoguchi, H. and Sato, T., Unrestrained and non-invasive monitoring of human's respiration and posture in sleep using pressure sensors, *Journal of the Robotics Society of Japan*, Vol.16, No.5 (1998), pp.705-711 (in Japanese).
- Nitta Co. Ltd. (online), available from <https://www.nitta.co.jp/product/sensor/big-mat_huge-mat/>, (accessed on 24 May, 2020) (in Japanese).
- Noritsugu, T., Igata, T., Takaiwa, M. and Sasaki, D., Development of medical care mat for prevention of bedsores, *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers Series C*, Vol.71, No.703 (2005), pp.951-958 (in Japanese).
- Onose, R., Enokibori, Y. and Mase, K., A garment-type pressure sensor for pressure-ulcer care use: To measure pressures on human skin, *Transactions of Information Processing Society of Japan*, Vol.59, No.10 (2018), pp.1827-1836 (in Japanese).
- Ota, K. and Ikeda, T., Establishment of dynamic simulation technology for textile sections, *Bulletin of Aichi Prefectural Institute of Industrial Science and Technology*, No.4 (2005), pp.192-195 (in Japanese).
- Rossi, D. D., Carpi, F., Lorussi, F., Mazzoldi, A., Paradiso, R., Scilingo, E. P. and Tognetti, A., Electroactive fabrics and wearable biomonitoring, *AUTEX Research Journal*, Vol. 3, No.4 (2003), pp.180-185.
- Sanada, Y., The effect of support surfaces on pressure ulcers -A clinical evaluation of pressure distribution support surface and criteria for their application -, *J. Sleep and Environments*, Vol.4, No.1 (1997), pp.2-9 (in Japanese).
- Sergio, M., Manaresi, N., Tartagni, M., Guerrieri, R. and Canegallo, R., A textile based capacitive pressure sensor, *Proceedings of IEEE, Sensors 2002*, Vol.2 (2002), pp.1625-1630.
- Tajitsu, Y., Sensing complicated motion of human body using piezoelectric chiral polymer fiber, *Ferroelectrics*, Vol.480, No.1 (2015), pp. 32-38.
- The Japanese Society of Pressure Ulcers Guideline Revision Committee ed., JSPU guidelines for the prevention and management of pressure ulcers (4th ed.), *Japanese Journal of Pressure Ulcers*, Vol.17, No.4 (2015), pp.487-557 (in Japanese).
- Yamazaki, Y., About stretch materials, *Journal of the Japan Research Association for Textile End-users*, Vol.45, No.8 (2004), pp.640-644 (in Japanese).

- Yanagawa, Y., Ogura, T. and Noshi, H., Experimental study on the compressional property of knitted fabrics, Bulletin of Nara University of Education. Natural science, Vol.35, No.2 (1986), pp.123-131 (in Japanese).
- Yousefi, R., Ostadabbas, S., Faezipour, M., Farshibaf, M., Nourani, M., Tamil, L. and Pompeo, M., Bed posture classification for pressure ulcer prevention, Proceeding of the 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (2011), pp.7175-7178.