

ロボット装着時創傷リスク評価を目的とした皮膚3次元形状再現機構の開発

境 勇真^{*1}, 秋山 靖博^{*1}, 山田 陽滋^{*1}, 岡本 正吾^{*1}

Development of a three-dimensional skin shape reproducing mechanism for the evaluation of wounds risk when using wearable robot

Yuma SAKAI^{*1}, Yasuhiro AKIYAMA^{*1}, Yoji YAMADA^{*1} and Shogo OKAMOTO^{*1}

^{*1} Department of Mechanical Science and Engineering, Nagoya University
Furo-cho, Nagoya, Aichi 464-8603, Japan

When using a wearable robot, there is a possibility that skin damages are caused. Therefore, safety validation of wearable robots is important to put them into practical use. In the previous study, a wounds risk to one specific shape of human skin was the target for evaluation. However, the evaluation is insufficient because targeting shapes of human skin vary among people. Therefore, conducting the evaluation on various shapes of human skin is required for further practical use of wearable robots. The study aims to develop a three-dimensional skin shape reproducing mechanism for the evaluation of wounds risks in using wearable robots. To this end, we develop a reproducing mechanism and conduct experiments evaluating the performance of the developed mechanism using a model of membrane deformation.

Key Words : wearable robot, contact safety, skin shape

本論文における主要記号

| | | | |
|---------------------|-------------------------------|----------|-------------------------------|
| γ_{xy} | 膜の面内せん断ひずみ | V_m | 膜のひずみエネルギー |
| $(\varepsilon_x)_k$ | k 番目の x 軸方向ケーブルのひずみ | W | 外部仕事 |
| $(\varepsilon_y)_l$ | l 番目の y 軸方向ケーブルのひずみ | w | z 軸方向変位 |
| ε_x | 膜の x 軸方向ひずみ | w_{kx} | k 番目の x 軸方向ケーブルの z 方向変位 |
| ε_y | 膜の y 軸方向ひずみ | w_{ly} | l 番目の y 軸方向ケーブルの z 方向変位 |
| A | ケーブルの断面積 | | |
| A_{ij} | 膜の面内剛性 | | |
| E | ケーブルの縦弾性係数 | | |
| H | 平均曲率 | | |
| K | x 軸方向ケーブルの本数 | | |
| L | y 軸方向ケーブルの本数 | | |
| p | 内圧 | | |
| T_{kx} | k 番目の x 軸方向ケーブルの張力 | | |
| T_{ly} | l 番目の y 軸方向ケーブルの張力 | | |
| u_k | k 番目の x 軸方向ケーブルの x 方向変位 | | |
| V_c | ケーブルのひずみエネルギー | | |
| v_l | l 番目の y 軸方向ケーブルの y 方向変位 | | |

1. 緒言

現在の日本における少子高齢化の進行に伴い、要介護者の生活の質の向上や労働者の生産性の向上を目的とした装着型ロボットへの期待が高まっている。ここで装着型ロボットとは、人間が身体に装着具（カフ）を介して装着するロボットのことで、アクチュエータのアシスト力によって目的の作業および動作の補助を行うものを指す。この装着型ロボットの利用により、労働者の作業における負担の軽減、要介護者のリハビリ支援や歩行支援などが実現できると考えられる。しかし、装着型ロボットの実用化・事業化のためには十分な臨床的検証が必要であるとともに、安全性に関する基準・技術など多くの問題を解決する必要がある^{(1),(2),(3)}。これらは、装着型ロボットの安全要求事項として国際規格 ISO 13482⁽⁴⁾にまとめられており、本研究が関連する内容は同規格において「ロボット使用時のストレ

^{*1} 名古屋大学工学研究科機械理工学専攻（〒464-8603 名古屋市千種区不老町）sakai.yuma@c.mbox.nagoya-u.ac.jp

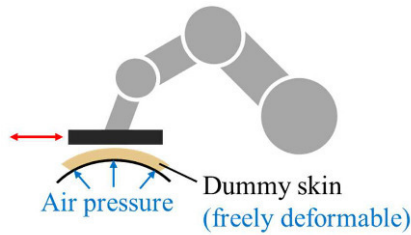


Fig. 1 Safety test with variable shape dummy

ス、姿勢、ハザード」として取り上げられているものである。われわれの研究グループはこの中で、装着時に装着者と密着することに起因する装着型ロボット特有のハザードに着目し、装着型ロボットの運動が接触部の皮膚に及ぼす創傷リスクについて定量的な評価を行ってきた。具体的には、ロボット装着時の人体-ロボット接触部の挙動を計測し、その動作を再現したカフ運動をダミー皮膚に対し繰り返し与えることで発生する力ベクトルから換算される応力および繰り返し回数を創傷の発生条件と比較することで接触安全性評価を行っている⁽⁵⁾。

ここで、肉付きをはじめとした人間の装着部表面形状が各個人によって異なる⁽⁶⁾ことを考慮すると、装着型ロボットの十分な安全性検証あるいは妥当性確認には形状の個人差に合わせた創傷リスク評価が必要となる。そこで、図1のようにダミー皮膚-カフ接触部形状を空気圧を用いて自由に変化させた上で創傷リスク評価を行うことで多様な皮膚形状に合わせたロボット装着時創傷リスク評価を実現することを考える。そのため本研究ではこれを実現するために必要となる皮膚3次元形状再現機構の開発および開発した機構を用いた創傷リスク評価を行うことを目的とする。

2. 皮膚3次元形状再現機構

2.1 機構概要 本研究で開発した皮膚3次元形状再現機構を図2に示す。機構上部にはDCモータ(Maxon RE30, GP32C, MR 256ppr)、ナイロンケーブル(直径1.17 mm)およびシリコン製ゴムシートが取り付けられている。この機構は下から空気圧を加え膨張させたゴムシートを上からケーブルで抑えることで皮膚形状を再現する機構であり、各ケーブルがゴムシートを押し込む力を調節することで多様な皮膚形状の再現を行うことができる。この力の調節は各ケーブルの張力を変化させることで行っており、装置に取り付けられたDCモータのトルクを変化させることでこれを実現している。また機構下部には空気注入口が取り付けられており、ここから圧縮空気を注入する

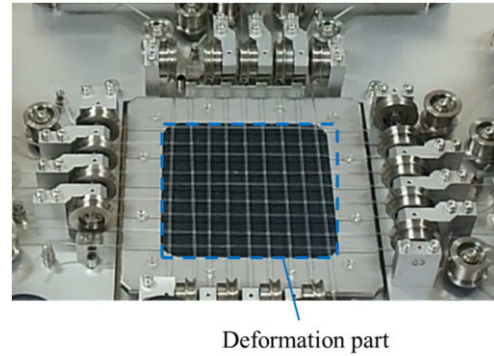


Fig. 2 Upper part of the reproducing mechanism

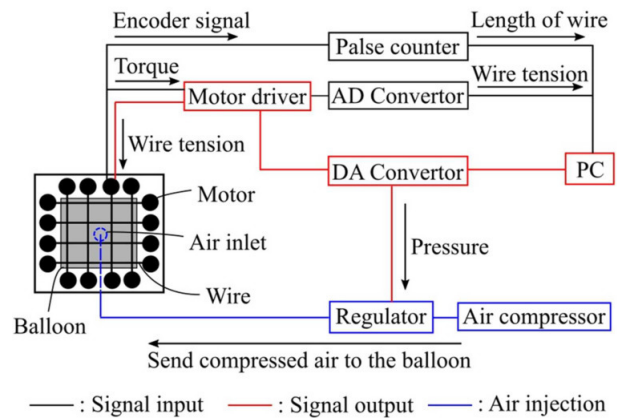


Fig. 3 Wiring diagram of the developed apparatus

ことで機構に取り付けられているゴムシートを膨張させる。

2.2 配線図 開発した機構の配線図を図3に示す。まず入力側は任意の電圧をPCからDAコンバータを介してモータドライバ(ESCON 50/5)およびレギュレータ(ITV-1010312S)に入力している。これにより、ケーブル張力および圧縮空気圧の調節を行っている。圧縮空気側の配線については、エアーコンプレッサより供給される圧縮空気をレギュレータおよび装置下部の空気注入口を通して装置に取り付けられたゴムシートに送り込んでいる。

一方出力側はDCモータから出力されるエンコーダ信号およびトルクをパルスカウンタおよびADコンバータを介して読み込んでおり、ケーブルの長さやトルクを観測できるようになっている。

3. 膜構造の3次元変形モデル

3.1 皮膚形状再現の流れ 本研究ではまず再現したい形状を設計したのち、変形解析上でケーブルの張力およびゴムシートに加える圧力の設計を行うことで再現したい形状を実現出来るような条件を求める。

そしてその設計結果を実験装置に適用することで開発した機構による形状の再現を行う。

3.2 変形解析の基礎式 本節では図4に示すようなケーブル補強膜についてポテンシャルエネルギー極小原理に基づいた変形解析について述べる。なお、ポテンシャルエネルギー極小原理とは、物体が釣り合う時ポテンシャルエネルギーは極小となることを示すものである。膜は自重等による初期たわみを無視し、圧力によるたわみ膜厚に比べ大きい⁶⁾、膜の形状寸法に比べて小さいものとする。また、ケーブルは膜面上に等間隔、かつx軸方向およびy軸方向に平行に配置されているものとする。そして本解析においてはケーブルの変位およびたわみは膜の変位と等しいものと仮定し、またケーブル材の曲げ剛性は小さいものとして無視する。

膜のひずみ-変位関係式は次式で示される⁷⁾。

$$\left. \begin{aligned} \varepsilon_x &= \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{1}{2} \left(\frac{\partial w}{\partial x} \right)^2 \\ \varepsilon_y &= \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{1}{2} \left(\frac{\partial w}{\partial y} \right)^2 \\ \gamma_{xy} &= \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial w}{\partial x} \frac{\partial w}{\partial y} \end{aligned} \right\} \quad (1)$$

一方、x軸方向およびy軸方向ケーブルのひずみ-変位関係式は次式で示される。

$$\left. \begin{aligned} (\varepsilon_x)_k &= \frac{\partial u_k}{\partial x} + \frac{1}{2} \left(\frac{\partial w_{kx}}{\partial x} \right)^2 \\ (\varepsilon_y)_l &= \frac{\partial v_l}{\partial y} + \frac{1}{2} \left(\frac{\partial w_{ly}}{\partial y} \right)^2 \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

また、ケーブル補強膜のポテンシャルエネルギー Π は次式で示される⁸⁾、⁹⁾。

$$\Pi = V_m + V_c - W \quad (3)$$

そして、 V_m 、 V_c 、 W はそれぞれ次式で示される。

$$V_m = \frac{1}{2} \iint (A_{11}\varepsilon_x^2 + A_{22}\varepsilon_y^2 + A_{66}\gamma_{xy}^2 + 2A_{12}\varepsilon_x\varepsilon_y + 2A_{16}\varepsilon_x\gamma_{xy} + 2A_{26}\varepsilon_y\gamma_{xy}) dx dy \quad (4)$$

$$V_c = \frac{1}{2} \sum_{k=1}^K \int \left[EA \{(\varepsilon_x)_k\}^2 + T_{kx} \left(\frac{\partial w_{kx}}{\partial x} \right)^2 \right] dx + \sum_{l=1}^L \int \left[EA \{(\varepsilon_y)_l\}^2 + T_{ly} \left(\frac{\partial w_{ly}}{\partial y} \right)^2 \right] dy \quad (5)$$

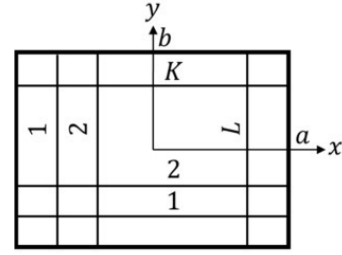


Fig. 4 Cable-reinforced membrane⁹⁾

$$W = p \iint w dx dy \quad (6)$$

次に、周辺を固定した長方形膜において境界条件は次式で与えられる。

$$\left. \begin{aligned} x = \pm a : u = v = w = 0 \\ y = \pm b : u = v = w = 0 \end{aligned} \right\} \quad (7)$$

この境界条件を満たすような膜の変位関数を次式のように仮定する。

$$\left. \begin{aligned} u(x,y) &= \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N U_{mn} \sin \frac{m\pi}{2a} (x+a) \sin \frac{n\pi}{2b} (y+b) \\ v(x,y) &= \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N V_{mn} \sin \frac{m\pi}{2a} (x+a) \sin \frac{n\pi}{2b} (y+b) \\ w(x,y) &= \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N W_{mn} \sin \frac{m\pi}{2a} (x+a) \sin \frac{n\pi}{2b} (y+b) \end{aligned} \right\} \quad (8)$$

また同様に、境界条件を満たすようなケーブルの変位関数を次式のように仮定する。

$$\left. \begin{aligned} u_k(x) &= \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N U_{mn} \sin \frac{m\pi}{2a} (x+a) \sin \frac{n\pi k}{K+1} \\ w_{kx}(x) &= \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N W_{mn} \sin \frac{m\pi}{2a} (x+a) \sin \frac{n\pi k}{K+1} \end{aligned} \right\} \quad (9)$$

$$\left. \begin{aligned} v_l(y) &= \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N V_{mn} \sin \frac{m\pi l}{L+1} \sin \frac{n\pi}{2b} (y+b) \\ w_{ly}(y) &= \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N W_{mn} \sin \frac{m\pi l}{L+1} \sin \frac{n\pi}{2b} (y+b) \end{aligned} \right\} \quad (10)$$

なお今回、座標軸と弾性主軸が一致しているため対称性を考慮し、 u に関して m, n をそれぞれ偶数と奇数、 v に関して m, n をそれぞれ奇数と偶数、 w に関して m, n を奇数とする変位関数を用いている。

ひずみ-変位関係式(式(1)、(2))と変位関数⁹⁾(式

Table 1 Conditions of deformation analysis

| | |
|--|----------|
| Air pressure p | 0.02 MPa |
| Young's modulus (Rubber sheet) | 8.9 MPa |
| Young's modulus (Cable) E | 1.5 GPa |
| Poisson's ratio (Rubber sheet) | 0.5 |
| Thickness of rubber sheet | 2.0 mm |
| Deformation area (x direction) | 90 mm |
| Deformation area (y direction) | 90 mm |
| Number of cables (x direction) K | 9 |
| Number of cables (y direction) L | 9 |
| Initial tension of cables T_{kx}, T_{ly} | 1.0 N |

(8), (9), (10) を式 (3) に代入することでポテンシャルエネルギーは内圧と変位の未知定数で表現できる。よって、ポテンシャルエネルギーが極小となる変位の未知定数を求めることによりケーブル補強膜の変位を求めることができる⁽⁹⁾。

3.3 最適化問題の定義 本研究では、指定した内圧に対し最適化手法を用いてポテンシャルエネルギーを極小とする変位の未知関数を決定することでケーブル補強膜の変位を求める。そのため変形解析における最適化問題は次のように定義できる。

$$\min_{\text{[設計変数]}} J = \Pi(U_{mn}, V_{mn}, W_{mn}) \quad (11)$$

ここに、 J は目的関数を示す。また、最適化手法には BFGS 法 (準ニュートン法) を用いる⁽⁹⁾。この最適化問題で得られたケーブル補強膜の変位と皮膚形状再現機構による変位を比較することで皮膚形状再現機構の形状評価を行う。

3.4 ケーブル補強膜の変形解析 図 5 に今回実装した変形解析の結果を示す。なお、解析における条件については表 1 に示す。本稿では下肢部の多様な皮膚形状を再現することに加え、創傷リスク検証を行う際、装置の上に貼り付けるダミー皮膚をゴムシートが支える必要があることを考慮し、装置の物性値は人の大腿骨の物性値を参考としている⁽¹⁰⁾。また今回用いた解析モデルはケーブルの固定点とゴムシートの端が一致しているという条件であるため、変形解析モデルのサイズはケーブルのサイズに合わせた上で、ゴムシートの変形部分のみを参照している。本解析条件では、ケーブル補強膜の中央付近のみにケーブルの影響が発生していることが分かる。

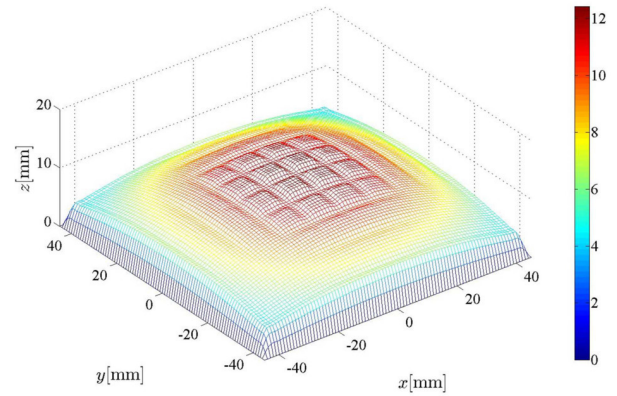


Fig. 5 Deformation analysis of the cable-reinforced membrane

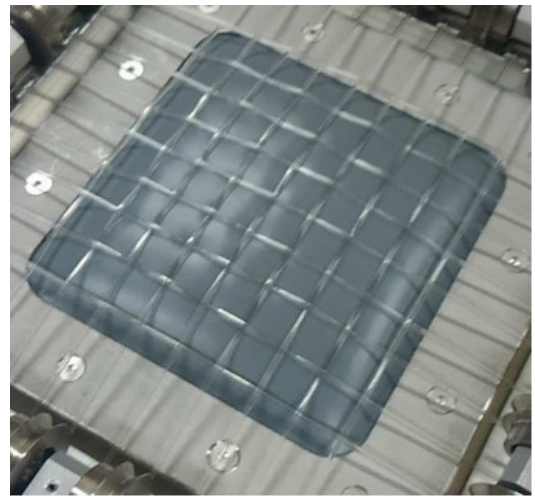


Fig. 6 Reproducing shape with the developed mechanism

4. 皮膚形状再現機構の有効性検証

4.1 変形後の形状比較 本研究で開発した機構の有効性を検証するため、解析と同じ条件における再現形状と変形解析結果の比較を行った。図 6 に解析と同じ条件における再現形状を示す。図 5 と図 6 を比較すると両者とも中央付近のみにケーブルの影響が見られる。このことから、開発した機構にはある程度の有効性があるといえる。

4.2 変位の比較 より詳細な有効性検証を行うために 2 つの形状の変位を比較した。比較条件としては、図 7 に示すように、 $-35 \text{ mm} \leq x \leq 35 \text{ mm}$, $y = -5 \text{ mm}$ の範囲内における各点において再現形状と変形解析の z 方向変位 w の値を比較した。なお再現形状の変位の計測には、3D スキャナ (Artec Space Spider) を用いている。図 8 に変形に関する再現形状と変形解析結果の比較結果を示す。この結果において、再現形状

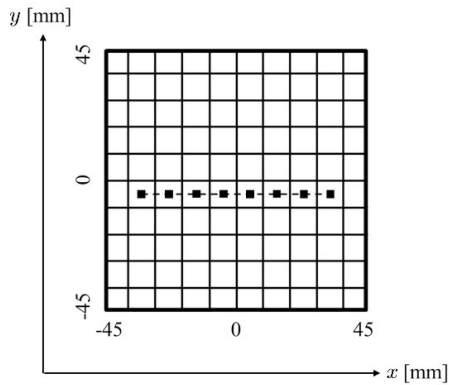


Fig. 7 Condition of the displacement comparison

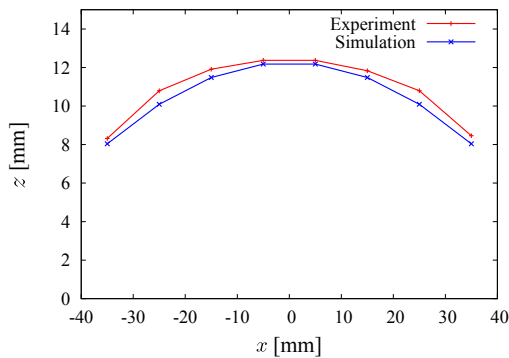


Fig. 8 Result of the displacement comparison

と変形解析の変位の間にはグラフの曲率に差が見られるが、これは変形解析モデルの境界が開発した機構の変形部分のものよりも広く、解析結果全体の曲率が再現形状よりもなだらかになっているためだと考えられる。しかし、創傷リスク評価実験の際に使用する範囲において変位の差は最大 0.7 mm と創傷リスク評価に及ぼす影響は微小なため、両者の形状は実用上問題ない水準で一致している。よって開発した機構は変位に関して十分な有効性があるといえる。

4.3 曲率の比較 変位の比較と同様、より詳細な有効性検証を行うために2つの形状の曲率分布を比較した。比較には、ケーブル補強ゴムシート内の全領域における平均曲率を算出しカラーマップ化したものを用いた。ここで、平均曲率は領域内の点における主曲率の相加平均のことを指し、式(12)のように計算できる。

$$H = \frac{1}{2 \left\{ 1 + (\partial_x w)^2 + (\partial_y w)^2 \right\}^{\frac{3}{2}}} \left[\partial_{xx} w \left\{ 1 + (\partial_y w)^2 \right\} - 2\partial_x w \partial_y w \partial_{xy} w + \partial_{yy} w \left\{ 1 + (\partial_x w)^2 \right\} \right] \quad (12)$$

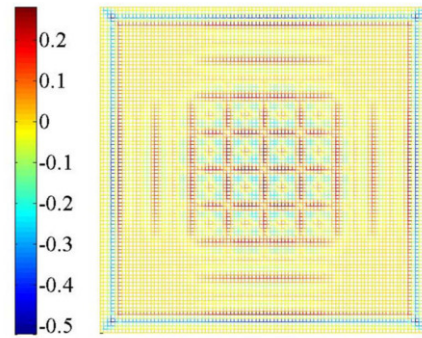


Fig. 9 Curvature of the deformation analysis

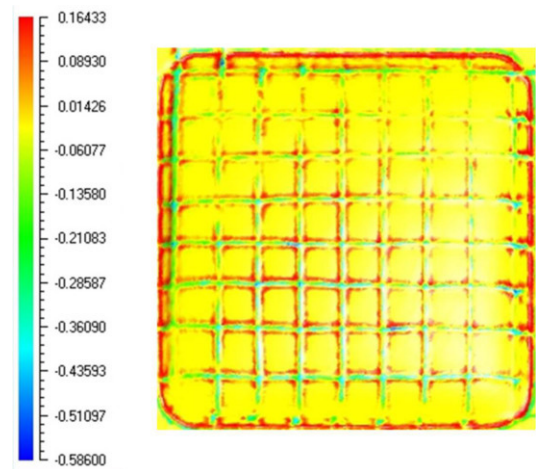


Fig. 10 Curvature of the reproducing shape

図9に変形解析における平均曲率の分布を、図10に再現形状における平均形状の分布を示す。両者を比較すると、2つの形状の曲率分布傾向はゴムシート端付近やケーブル付近で一致していることが確認できた。また、ケーブル上や中央付近のケーブルメッシュ上の曲率傾向には差が見られるが、これは形状にケーブルを含んでいるかどうか起因するものであるため大きな問題はないと考えられる。このことから、曲率についても十分な有効性があるといえる。なお、変形解析結果において境界付近の曲率が大きな負の値になっており再現形状の曲率と大きく異なっているが、境界付近は創傷リスク評価実験を行うにあたり使用しない箇所であるため、これにより生じる大きな問題はないと考えられる。以上の形状、変位、曲率に関する比較結果から、本研究で開発した機構は3次元的な皮膚形状を再現するにあたり十分有効であることが確認できた。

5. 再現形状の変化

この機構により多様な皮膚形状の再現が可能であることを確認するため、内圧およびケーブル張力を変化さ

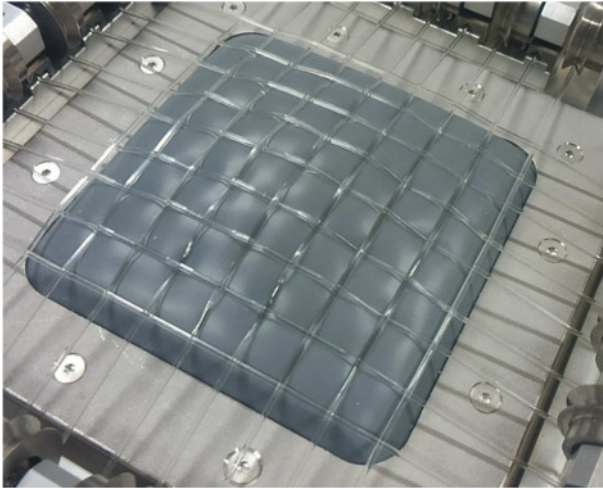


Fig. 11 Changed the reproducing shape

せることで再現形状を変化させられるかどうかを確認した。変更内容としては、ゴムシートの中央部分が飛び出るような形状になるように内圧を 0.05 MPa, ケーブル張力 T_{kx} , T_{ly} を 0 N ($k=4\sim 6, l=4\sim 6$) および 4 N (k, l : その他) として実験を行った。図 11 に変化後の再現形状を示す。図 6 と図 11 の比較結果から、内圧とケーブル張力の調整により再現形状を変化させることが可能であることが確認できた。

6. 結 言

本研究は、装着型ロボットの十分な安全性検証あるいは妥当性確認を目的として、多様な皮膚形状に合わせたロボット装着時の創傷リスク評価を実現するための皮膚 3 次元形状再現機構の開発を行った。次に開発した機構による再現形状の妥当性を確認するため、ケーブル補強膜の変形解析上で設計した形状を開発した機構で再現可能かを検証した。具体的には、ケーブル補強膜構造の 3 次元変形モデルの作成を行い、形状、変位、曲率のそれぞれについて機構による再現形状と変形解析結果を比較した。その結果、再現形状の変位は理論解に十分近く、開発した機構の皮膚形状再現に関する有効性が確認できた。また、再現形状を内圧とケーブル張力の調節により変化させることができることを実験にて検証し、その結果開発した機構により多様な皮膚形状が再現できることを確認した。

7. 謝 辞

本研究は、日本医療研究開発機構「ロボット介護機器開発・普及促進事業」の研究開発の成果にもとづいている。

参 考 文 献

- (1) 秋山靖博, 山田陽滋, 伊藤浩治, 小田志朗, 岡本正吾. "装着型ロボットの接触安全性試験方法", ロボティクス・メカトロニクス講演会講演概要集, (2013), 1A1-G09.
- (2) 鍋島厚太, 河本浩明, 山海嘉之. "装着型歩行補助ロボットのリスク分析と安全性試験法", 日本ロボット学会誌, vol.30, no.8, (2012), pp.752-758.
- (3) 鍋島厚太, 新宮正弘, 河本浩明, 山海嘉之. "装着型歩行補助ロボットのリスク管理方法-ロボットスーツ HAL 福祉用の事例-" 日本ロボット学会誌, vol.32, no.4, (2014), pp.380-385.
- (4) ISO 13482, "Robots and robotic devices - Safety requirements for personal care robots", (2014).
- (5) 吉田剣吾, 山田陽滋, 秋山靖博, 原進, 岡本正吾. "装着型ロボットによる創傷リスク見積もりのための妥当性確認試験装置の開発", 日本機械学会 ロボティクス・メカトロニクス部門, 日本ロボット学会, 計測自動制御学会 SI 部門主催, 第 20 回ロボティクスシンポジウム, 軽井沢, (2014), pp.483-488
- (6) 多田充徳, 野原健, 梅田和昇, 持丸正明. "個体差の統計分析に基づく多様な形状特徴を持つ手指有限要素モデルの生成", 日本機械学会論文集, 75, (2009), pp.2765-2772.
- (7) 土木学会鋼構造委員会ロングスパン・スペース構造研究小委員会. "鋼構造シリーズ 11 ケーブル・スペース構造の基礎と応用", 社団法人土木学会, (1999), pp.127-129.
- (8) 土木学会鋼構造委員会ロングスパン・スペース構造研究小委員会. 前掲"鋼構造シリーズ 11 ケーブル・スペース構造の基礎と応用", pp.57-60
- (9) 福永久雄, 関根英樹, 斎藤直仁. "空気膜ドーム構造の非線形変形特性解析", 日本機械学会論文集, 63, (1997), pp.117-123.
- (10) 塩田重利. "人下顎骨および大腿骨緻密質の曲げ強度に関する研究", 口腔病学会雑誌, vol.26, no.1, (1959), pp.69-86.