褥瘡(じょくそう)予防を目的とした体圧分散マットの開発*

則次俊郎^{*1}, 井形俊也^{*2}
高岩昌弘^{*1}, 佐々木大輔^{*1}

Development of Medical Care Mat for Prevention of Bedsore

Toshiro NORITSUGU^{*3}, Toshiya IGATA,
Masahiro TAKAIWA and Daisuke SASAKI^{*3} Faculty of Engineering, Okayama University,
3-1-1 Tsushimanaka, Okayama-shi, Okayama, 700-8530 Japan

According with the advancement of aged society, the further improvement in function of the welfare apparatus for an aged person is required. Although various medical equipments, such as a mat to prevent bedsore begin to be used commercially, the function of prevention of bedsore seems not enough. Moreover, it is require for such a nursing equipment to have the flexibility and safety since it contacts with human directly. In the highly advanced aged society, the nursing people is also aged one and it is necessary to decrease their physical burden. In this study, we have developed a mat which has a function to prevent bedsore. In order to distribute the pressure applied to the body, we have proposed a body pressure distribution strategy by using 24 mats driven independently. And the effectiveness of the proposed method is confirmed through some experiments. In this paper, first of all, the structure of the proposed medical care mat is shown. After-wards, its effectiveness is confirmed through experiments.

Key Words: Medical Care Mat, Bedsore, Pneumatics, Body Pressure Distribution

1. はじめに

現在わが国では少子・高齢化がほかに例を見ない速さで進行しており、その結果、介護者不足や高齢者が高齢者を看護する老々介護が問題となっている。65歳以上の要介護者を介護する介護者の半数が60歳以上で女性が多数を占める⁽¹⁾。褥瘡予防を目的とした電動ベッドやエアマットなどのさまざまな医療用具の研究⁽²⁾⁽³⁾が行われているが、褥瘡予防の確実性はまだ保証されていない。そのため、介護者は要介護者が同一部位に連続した圧迫を受けないように定期的に体位変換を行ったり、体圧を分散させて圧力を軽減しなければならぬ。このような褥瘡予防法は大半の医療・福祉の現場で行われているが、2時間ごとに行う必要があるため介護者の負担は大きい。そのため介護者の肉体的、精神的負担の軽減が重要課題である。

褥瘡予防や治療にはウレタンフォームやエアマットレス等の体圧分散寝具が用いられている。その中でも空気圧を用いるエアマットは褥瘡予防に有効である⁽⁴⁾

という観点から、体圧分散寝具にはエアマットが多く用いられている。現在市販されているエアマットには寝返り機能、パターン圧力加圧機能などがあるが、これらは電動ベッドと組合わせて使用しないと、膝上げや起き上がり動作などを行うことができない。そのためエアマットは褥瘡予防に有効ではあるが、一日中寝たきりで生活する要介護者のさまざまな動作の補助を行うことは不可能である。

そこで本研究では、褥瘡予防だけでなく要介護者のさまざまな動作の補助ができるような空気圧アクチュエータを用いた体圧分散マットの開発を行う。空気圧アクチュエータは、出力/重量比が高く、軽量化が容易である。さらに、空気の圧縮性による柔軟性は医療や福祉の分野における対人作業で不可欠な安全性の確保のために有効である⁽⁵⁾。

本研究で提案する体圧分散マットは、ポリエチレンシートからなる24個の基本ユニットで構成される。体圧分散マット内に空気を供給することでマットの高さを変化させるものであり、褥瘡予防に有効なさまざまな動作が可能である。また、基本ユニットはそれぞれ独立した動作が可能であるため、要介護者の動作の補助も行うことができる。本論文では、まず、体圧分散マットの構造、動作原理、基本特性を説明する。次

* 原稿受付 2004年7月12日。

^{*1} 正員、岡山大学工学部(〒700-8530 岡山市津島中3-1-1)。^{*2} 岡山大学工学部。

E-mail: toshihiro@sys.okayama-u.ac.jp

に、いくつかの実験に基づいて、提案する体圧分散マットの有効性を示す。

2. 体圧分散マット

体圧分散マットの概観を図1に示す。体圧分散マットは、図2に示すような軟質ポリエチレンシートを蛇腹状の袋にした基本ユニットから構成される。図3のように人が臥床できる市販のエアマットの大きさ1800×800 mmに基づいて、それを頭部、肩部、脇腹部、腰部、下腿部、踵部の6部位に分割し、さらに右半身、左半身をおのおの二つにした。このように、縦に6、横に4、計24ユニット配置し、24個の制御弁を用いてそれぞれ独立した動作を行う。これにより、体圧分散マット上に臥床している要介護者の体圧分散および体位変換を行う。ここで、体圧分散マットの全長が身長に対して大きすぎる、あるいは小さすぎると、6部位に分割した身体部位がそれに対応する基本ユニット上になく、マットの機能が損なわれるため、はん用性を有するためには、体圧分散マットの全長は身長と近い寸法にすることが望ましい。図4に示す約

Fig. 1 Medical care mat Fig. 2 Fundamental unit

Fig. 3 Medical care mat

Fig. 4 Frame of distribution medical care mat

1870×950×600 mmの台の上に体圧分散マットを配置した。

2.1 基本ユニットの構造 図5に基本ユニットの構造を示す。厚さ0.3 mmの軟質ポリエチレンシートを使用し、上面シート1枚、中間シート6枚、下面シート1枚を熱で溶着し、空気給排気用のチューブを取付け、蛇腹状の袋にしたものである。図5中で示す点線は熱で溶着する部分である。なお、マットの素材をシリコンゴムシートとした場合、加圧時に、その伸縮性によりマット辺方向へも膨張するため高さ方向へ十分な変位量が得られない。軟質ポリエチレンシートはシリコンゴムシートと比較して曲げ剛性は同程度であるが引張剛性が高いため、空気を加圧時に効率良く高さ方向の変位が得られる。後述のように本マットの駆動圧力は数 kPa と低圧であり、破裂の心配はない。また、本マットの材質は市販の介護用エアマットなどと同様に耐久性や衛生面などについて別途考慮する必要がある。今回の実験の範囲内では座屈は生じなかった。

図6に基本ユニットの初期状態および空気加圧時の概観を示す。図6のようにマットが高さ方向へ膨張することで、身体に接触する基本ユニットの数が増加して、接触面積が大きくなり圧迫部位での除圧ができる。

2.2 基本ユニットの特性の測定 図7に加圧力に対する基本ユニットの高さと発生力の関係を示す。

Fig. 5 Structure of mat

(a) Initial state (b) Pressurized state

Fig. 6 Expansion of mat

基本ユニットと力センサを両側から板ではさみ、マット内に空気を加圧したときの発生力を測定した。基本ユニットの高さ x を 20~200 mm の 20 mm 間隔で固定し、マット内に 1~8 kPa を 1 kPa 間隔で加圧した。基本ユニットは、低圧により大きな発生力と膨張量を得られることが確認できる。そのため、マット使用時に高圧エアコンプレッサが不要であり、病院などで使用の場合は各病室へのガス供給設備、自宅で使用の場合はプロアなどが使用でき、空気圧駆動源の確保が容易である。

3. 実験装置の概要

図 8 に実験装置を示す。各基本ユニットはサーボ弁 (FESTO 社製 空気圧 サーボバルブ MPYE-5-1/8 HF 010 B) に接続されており、コンピュータ (NEC 社製 PC-9821 V 20 M 7) 内で 0~4 095 の整数として演算された制御入力値 u は D/A 変換器 [INTERFACE 社製 98 AD/DA(12)AZI-3502, 量子化数 12 bit], [CONTEC 社製 DA 12-4(98)] を介して弁へ出力される。各基本ユニットの内圧は、アンプ内蔵型圧力センサ (COPAL 社製 PA-500 352 G) により検出される。この検出信号は、A/D 変換器 [INTERFACE

社製 98 AD/DA(12)AZI-3502, 量子化数 12 bit], [INTERFACE 社製 98 AD(12)AZI-272, 量子化数 12 bit] を介してコンピュータ内に取り込まれる。なお、圧力センサの出力は、ノイズ対策として折れ点周波数 3.18 Hz のローパスフィルタを通して、供給圧力 P_s は 50 kPa である。

4. 体圧分散動作の有効性

褥瘡は身体の同一部位への連続した圧迫により発生するとされている。本研究では、これを防ぐため体圧分散マットの各ユニットと身体との接触力をソフト触覚センサシート⁽⁶⁾で検出し、これに基づいて力制御系を構成する。力制御により褥瘡予防に有効な接触力を実現する体圧分散動作を行う。実験ではすべての体圧分散マットに一定内圧を加圧した場合と、体圧分散マットの各ユニットと身体との接触力を力制御を用いて調整する場合について体圧分散動作を行う。被験者の体重は 60 kg である。

4.1 ソフト触覚センサシート ソフト触覚センサシートは、図 9 に示す円筒状シリコンゴムを 4 行 4 列に配置し、上下からシリコンゴムシートで密封し、圧力センサを取付けたものである。図 10 のように、円筒状シリコンゴム上部には厚さ 2 mm のシリ

(a) Relation between displacement and generation force (b) Measurement method

Fig. 7 Measurement of fundamental characteristic

Fig. 8 Control system

Fig. 9 Cylindrical silicone rubber

Fig. 10 Structure of tactile sensor sheet

コーンシートを貼り付け、下部には厚さ 2 mm の空気流路用シリコーンシートとシリコーンシートを貼り付けている。16 個の円筒状シリコーンゴムはおのの流路用シリコーンシートにより導通している。図 11 にソフト触覚センサシートの概観を示す。図 12 に示すように、ソフト触覚センサシートに外力が加わると、円筒状シリコーンゴム内の体積が減少し内圧が上昇する。その外力と内圧の関係を導出することにより、センサ表面にかかる接触力を検出できる。

ここで、ソフト触覚センサシートに力センサを用いて力を印加した場合、力センサの値と図 12(a) よりソフト触覚センサシートの内圧から力に変換された計算値との関係を図 13 に示す。接触力が小さい場合は多少の測定誤差はあるが、それ以外では力センサの値と計算値は本実験に必要な範囲内ではほぼ等しい。これより、ソフト触覚センサシートを接触力の測定に用いることは可能である。

Fig. 11 Tactile sensor sheet

(a) Relation between force and pressure (b) Measurement method

Fig. 12 Measurement of basic characteristic

Fig. 13 characteristic of tactile sensor sheet

4・2 実験の概要 力制御を用いて各ユニットと身体との接触力を一定にする体圧分散動作を行う。実験のようすを図 14 に示す。体圧分散マットに加わる体圧は身体の左右ではほぼ等しいと考えられるので、右半身の肩、脇、腰部の体圧分散マットと身体の間、ソフト触覚センサシート (110×110 mm) を設置し、接触力を測定する。図 15 に力制御系を示す。アクチュエータは体圧分散マットとソフト触覚センサの両方を示し、 F_r は目標接触力、 F はソフト触覚センサの出力、 P_r は体圧分散マットの目標圧力、 P は圧力センサの出力、 C_1 、 C_2 は PI 制御器、 u は制御入力である。

一般に身体の毛細血管に 32 mmHg 以上の圧力が加わると褥瘡が発生するとされている。つまりソフト触覚センサシート (110×110 mm) に約 50 N 以上の力が加わると褥瘡が発生することになる。被験者が仰臥した状態で、右半身の肩、脇、腰部と体圧分散マットの接触力の平均が 45 N であったので、目標接触力を褥瘡が発生する 50 N 以下の 45 N とする。

肩、脇、腰部の体圧分散マットと身体との接触力が目標接触力 ($F_r=45$ N) となるよう力制御する。ソフト触覚センサシートを配置していない左半身の体圧分散マットの目標圧力は、それぞれ対応する右半身の体圧分散マットの目標圧力と同一とする。力制御を行う前にすべての体圧分散マットを一定圧力 (2 kPa) で加圧し、全身をある程度持ち上げてから肩、脇、腰部を力制御に切り替える。頭、ふくらはぎ、かかと部は一定圧

Fig. 14 Arrangement of sensors

Fig. 15 Force control system

力(2 kPa)で加圧する。また、すべての体圧分散マットを一定圧力で加圧する方式の体圧分散動作では、加圧力は2 kPaとする。

4・3 実験結果および考察 体圧分散マットを駆動した場合の接触力を比較するために、図16(a)に体圧分散マットの内圧が0 kPaの場合の肩、脇、腰部の接触力を示す。また、図16(b)に体圧分散マットを一定圧力(2 kPa)で加圧した場合の肩、脇、腰部の接触力を示し、図16(c)に力制御を用いて体圧分散マットと身体の接触力を一定にする体圧分散動作を行った場合の肩、脇、腰部の接触力を示す。図中の50 Nの直線は褥瘡予防に必要な許容接触力である。

脇、腰部の接触力は体圧分散マットを一定圧力(2 kPa)で加圧した場合と力制御を行った場合の両方で

許容接触力(50 N)以下である。しかし、肩部の接触力は体圧分散マットに一定圧力(2 kPa)で加圧した場合は、マットの内圧を0 kPaとした場合と比べて減少しているが、50 Nよりも大きくなっている。これに対して、力制御を行うことにより、肩部においても体圧分散マットと身体の接触力は50 N以下になる。これより力制御を用いた体圧分散動作を行うことですべての部位で許容接触力以下になり褥瘡予防に有効であると考えられる。

また図16(b)で接触力が時間に対して変動しているのは、圧力制御によってマット内圧を一定にしているが、体の一部が少し動いてその部位の接触力が変化すると、圧力制御系が働いてマットの高さを変化するため、マット上の被験者に対する接触力の分布も変化するためである。

4・4 局所部の接触圧力測定 褥瘡の発生しやすい局所部の接触圧力を測定する。体圧分散マットの内圧が0 kPaの場合、一定内圧(2 kPa)を加圧した場合、力制御を用いた体圧分散動作の場合で、褥瘡の発生しやすい肩甲骨、仙骨部(図17)の接触圧力を図18に示す簡易体圧測定器〔帝国臓器製薬(株)製、RB体圧計〕を用いて測定し、体圧分散マットの有効性を検証す

(a) Initial state

(b) Pressure control system

(c) Force control system

Fig. 16 Contact force between body and mat

Fig. 17 Arrangement of sensors

Fig. 18 Body pressure measuring equipment

る。体圧測定器は身体とマットの間に図 18 右に示すトランスジューサパッドを配置し、左に示す体圧計本体にあるハンドポンプを用いてトランスジューサパッドに空気を加圧し、そのときの体圧ゲージより接触圧力を測定するものである。測定可能な最小接触圧力は 10 mmHg, 最大接触圧力は 150 mmHg である。測定はそれぞれ各 3 回測定し、その平均を表 1 に示す。

表 1 に示すようにマットに一定圧力 (2 kPa) で加圧した場合、力制御を用いた体圧分散動作の場合両方で肩甲骨、仙骨部の接触圧力が褥瘡予防に効果的な接触圧力 (32 mmHg) 以下になることが確認できる。また力制御を用いた体圧分散動作の場合はよりいっそうの接触圧力の減少が得られた。これより力制御を用いた体圧分散動作を行うことにより褥瘡予防に効果的な体圧分散動作が可能である。

5. 30° 側臥位の実現

褥瘡予防法として図 19 に示す 30° 側臥位が有効であるといわれている。30° 側臥位は身体を傾けることにより、身体を骨突起のない臀部で支えることによ

Table 1 Contact force between body and mat

	Shoulder blade [mmHg]	Scurum [mmHg]
Initial state	45	50
Pressure control system	24	< 10
Force control system	16	< 10

Fig. 19 Change of body attitude

(from Faculty of Medicine, Kanazawa University)

Fig. 20 Change of body height

て接触面積を広げ、褥瘡発生を抑制している。しかし 30° 側臥位は 2 時間ごとに行う必要があるため介護者の肉体的負担が大きい。本研究では体圧分散マットを用いて 30° 側臥位を行い、その有効性を調べる。

30° 側臥位を実現するためには、図 20 に示すように体圧分散マットは人間を載せた状態で半身が高さ方向に 170 mm 上昇する必要がある。実際に 30° 側臥位を行っているようすを図 21 に示す。実験では半身の体圧分散マットを駆動させた場合の肩、腰部の高さ方向の変位量 h [mm] および、そのときの肩、脇、腰部の体圧分散マットと身体の接触力を測定した。高さ方向の変位量の測定には、CCD カメラとそれによって得られた画像を処理する装置 (応用計測研究所製 Quick MAG System III 2 D for Windows Color) を用いた。体圧分散マットの加圧力は図 7 に基づき、体圧分散マットが高さ方向に 170 mm 膨張するように、右肩部の

Fig. 21 Change of body attitude

(a) Change of body height

(b) Contact force between body and mat

Fig. 22 Change of body attitude

体圧分散マットの目標圧力を 2.5 kPa、それ以外の右半身部位を 2 kPa とし、左半身の内圧は 0 kPa とした。内圧は目標圧力までランプ状に印加し、30 s 以降は一定圧力とする。図 22 に肩、腰部の高さ方向の変位量を示し、そのときの肩、脇、腰部の体圧分散マットと身体との接触力を示す。

実験より、肩、腰部においてそれぞれ 30° 側臥位に必要な変位量 170 mm が得られている。また体圧分散マットを駆動させることにより、肩部では接触圧力の減少が確認できる。

図 22 において体圧分散マット内圧の増加に対し、身体上昇が約 5 s ほど遅れているのは、体圧分散マットに加わる鉛直下向きの力を F_{load} 、体圧分散マット内圧による鉛直上向きの力を F_{mat} としたとき、 $t=0 \sim 5$ s では $F_{load} > F_{mat}$ となり体圧分散マットが膨張しないためである。

6. 体圧分散マットを用いたその他の動作

現在市販されているエアマットは寝返り、パターン加圧などの機能がある。しかし電動ベッドと組合わせて使用しないと起き上がり動作などが行えず、膝上げやその他の動作も行うことができない。そこで本研究では、体圧分散マットのみで起き上がり動作を行う。動作の決定は、使用者の意思を反映できるよう簡単なスイッチを用いて行う。体圧分散マットにより起き上

がり動作の補助を行うことで介護者の肉体的負担を軽減させるだけでなく、要介護者の手元にスイッチがあることで要介護者の意思を反映させた起き上がり動作が可能となる。

図 23 に開発したスイッチを示す。ソフト触覚センサを密閉し内圧を圧力センサを用いて測定するものである。スイッチを押すことで図 24 のように上昇した圧力がしきい値 P_t を超えることにより装置の ON/OFF を切替える。ここでは手でソフト触覚センサを押し ON/OFF の決定を行うが、手足が不自由な人が使用するにはソフト触覚センサの代わりにチューブを用いて呼吸を圧力センサで計測ししきい値 P_t を超えることにより装置の ON/OFF を切替えることも可能である。

これより体圧分散マットの目標圧力を上昇させる Up スイッチ、減少させる Down スイッチを製作した。ここで開発した Up/Down スイッチを用いて起き上がり動作を行う。Up/Down スイッチを使用し、肩、脇部を加圧、減圧し体圧分散マットの高さを変化させることで起き上がり動作を行う。Up スイッチが ON の状態のときは目標圧力が上昇し上半身を起き上がらせる。目標圧力は安全のために最大圧力 P_{max} (= 4 kPa) 以下である。脇部の目標圧力は肩部の半分とし、肩、脇部両方のマットで身体を支える。実際に起き上がりを行っているようすを図 25 に示す。マット

Fig. 23 Structure of tactile soft sensor

Fig. 25 Change of body height

Fig. 24 Detected pressure and ON/OFF signal

Fig. 26 Change of body height controlled with Up/Down switch

を駆動させた場合の肩部の高さ方向の変位量 h [mm] およびそのときの Up/Down スwitchの状態を図 26 に示す。Up スwitchが ON の状態ではマットが膨張して身体が上昇しており、Up/Down スwitchが OFF の状態では身体は一定の高さを保っている。Down スwitchが ON の状態では身体が下降する。Up/Down スwitchを用いることで操作者の意思を反映させた起き上がり動作が可能となる。

7. お わ り に

本研究では、褥瘡予防を目的とした体圧分散マットの開発を行った。体圧分散マットの構造と動作原理、基本特性について記述した後、実験により体圧分散動作の有効性を調べた。これにより、下記の結果を得た。

(1) 力制御を用いることにより、体圧分散マットと身体の接触力は褥瘡予防に効果的とされている許容接触力(50 N)以下になることが確認できた。また、簡易体圧測定器を用いて褥瘡が発生しやすい局所部の接触圧力を測定した結果、褥瘡予防に効果的とされている許容接触圧力(32 mmHg)以下になることが確認で

き、体圧分散マットの有効性が示された。

(2) 体圧分散マットを用いることで 30° 側臥位を行うのに必要な高さ方向の変位が得られるとともに、接触力が大きい部位での接触力の減少が確認できた。

(3) Up/Down スwitchを用いて起き上がり動作を行い、操作者の意思を反映させた起き上がり動作が可能であることが確認できた。

文 献

- (1) 平成 15 年厚生労働白書, (2003).
- (2) Tanimoto, Y., Takechi, H., Nagahata, H. and Yamamoto, H., Pressure Measurement of Air Cushions for SCI Patients, *IEEE Trans. Instrument. Measurement*, **49**-3 (2003), 666-670.
- (3) 谷本義雄・六名泰彦・徳弘昭博・山本秀樹, 褥瘡予防における圧力分散効果の定量化, 第 46 回自動制御連合講演会論文集, (2003), 1222-1225.
- (4) 井筒岳・ほか, 体位変換式エアマットと寝たきり老人の褥瘡, *クリニカルエンジニアリング*, **8**-8 (1997), 674-680.
- (5) 則次俊郎, 空気圧アクチュエータ, *日本ロボット学会誌*, **15**-3 (1997), 355-359.
- (6) 佐々木大輔・則次俊郎・高岩昌弘, 生活支援ロボットのための圧力検出型ソフト触覚センサの開発, *機論*, **70**-689, C (2004), 77-82.