

アスリート用スーツによるリアルタイムバイオフィードバック手法の開発

小林 洋¹

1. 早稲田大学理工学術院総合研究所 主任研究員

1. 緒言

近年, 装着型支援機器において, 柔軟な素材やアクチュエータを用いた機器の開発が進められている. ハードウェアを柔軟な要素にて構成することにより装着が良いことや, 体型にフィットすることによって, 装着者の動作に対して高い追従性を有するなどの効果が期待されている. 我々は, このような優位性を有する柔軟なスーツをアスリートの運動教示に活用することを目指している. アスリートに理想的な運動軌道を教示する上で, バイオフィードバックの注目度は高いが, フィードバックは運動中には得られず, 運動後になされることが多い. そこで, 本研究では柔軟で軽量な人工筋肉を用いてリアルタイムにバイオフィードバックにより運動教示を行うスーツの開発を目的とする. 対象動作として, ランニング時における下肢部への支援を想定する.

柔軟で軽量な人工筋肉を用いた装具は数多く開発されてきている. 例えば空気圧人工筋肉を用いた装具⁽¹⁾, 高分子アクチュエータを用いた装具⁽²⁾, 形状記憶合金アクチュエータ (Shape Memory Alloy, SMA) を用いた装具⁽³⁾がある. 空気圧人工筋肉は, 人工筋肉自体は軽量であり発生力も大きい. しかし, 入力を与えるためのコンプレッサの存在と収縮時の体積増加が問題となり, 服の形態を損なわずに実装することは難しく, 運動教示には適さない. 高分子アクチュエータは, 応答速度が速く発生力が大きい. しかし, 得られる変位が非常に小さいこと, 駆動電圧が非常に大きいことが問題となる. また, 耐久性も低く, 運動教示を行うスーツへの実装は難しい. SMA は, 細いワイヤのような形態をしているため非常に小型軽量であり, 本研究のようにスーツを形成するのに適している. しかし, 得られる変位が非常に小さいこと, 大きな消費電力, 駆動時の通電, 発生する熱が問題となる.

また, スーツにおいては上記の人工筋肉の持つ問題だけではなく, 形状による問題も存在する. 下肢のリンク長に対し, モーメントアームが小さくなるため, 関節に発生するモーメントが小さくなる(図 1). より大きな出力を得るために人工筋肉の数を増やすと, SMA においては上述の発生する熱がより大きな問題となる. そこで, より大きな出力を得られる配置を検討し, 少ない数の人工筋肉でのスーツ開発が必要となる. しかし, 服型装具全般において, これまでに定量的な配置の検討は行われていない. なぜなら, 硬いフレームを持つ下肢装具とは異なり, 服型の柔軟な装具では外力による変形が容易であり, 力学的な検討は困難なためである.

本研究では, リアルタイムにバイオフィードバックにより運動教示を行うスーツの開発に向け, 服型形状においてより大きな出力を得られる配置を導出することを目的とする. 対象動作はランニングを想定しているため, 足の振り上げをモデル動作とし, 配置の導出を行う. 下肢を模擬した簡易モデルにて力学的な計算を行い, 配置を検討する. 同時に実測に基づく検証を行い, その妥当性を示す. 初めに下肢を模擬した簡易 2 リンクモデルにて, 人工筋肉の配置と出力の関係を検討する. 次に, 簡易 2 リンクモデルを再現した装置上で, 実測に基づく検討結果の妥当性を述べる.

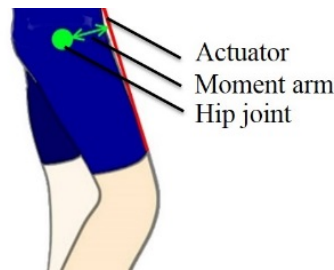


Fig. 1 Example of moment arm

2. 2リンク計算モデルを用いた人工筋肉の配置と発生モーメントの関係の検討

2・1 2リンクモデルの構築

スーツにおける人工筋肉の配置決定のため、股関節部のモデルを考え、出力として股関節まわりのモーメントを検討する。下肢の支援は両足それぞれに対して独立で行うため、本研究では円筒2リンクの片足モデルとした(図2)。リンク上部を腰部(腸骨稜から股関節)、リンク下部を大腿部とする。人間の下肢は完全な円筒ではなく、円錐台形状である。人体には個人差があるため、今回は円筒形状とした。同様に、人体は粘弾性を持ち変形するが、今回は剛体リンクとした。また、服型装具の人体への固定は、装具上端はベルト、下端は歩行を阻害しないようシリコンで作成したバンドとし、人工筋肉の端点をベルトおよびバンドに取り付けることで、収縮力を人体に伝達することとする。そのため、人工筋肉の収縮力はリンクの端点にのみかかるものとした。

2・2 モーメントの算出方法

図2において、上面の中心を点O、上面を均等に4分割する点をそれぞれ点A, B, C, Dとし、点Bを下肢の前面とする。また、上面と下面の外周円上の任意の点をそれぞれ点P, Qとする。ここで、円筒モデルの上面図、側面図および座標系を図3に示す。円周上における点P, Qの座標は図3に示すとおりである。点P, Qを結ぶ円周上の線に人工筋肉を配置すると仮定する。このとき、上面から見たときの点O, A, Pのなす角度を θ ($0 \leq \theta \leq \pi$)とする。同様に点O, A, Qのなす角度を φ ($0 \leq \varphi \leq \pi$)とする。上記 θ , φ の、服の前面にのみ人工筋肉を配置するという基礎的な配置における検討を行うことは、SMAだけでなく様々な人工筋肉を用いる場合についても利用可能であり、非常に重要である。そのため、両側面(点A, C)を跨いだ人工筋肉の配置は行わないものとし、角度 θ , φ の範囲を上記の通りに設定した。まずは基礎的な配置における検討を行うことで、今後は得られた結果から、側面を跨いで巻きつけるといった、体積増加の少ないSMAの利点を活かした配置についても検討を行う。

人工筋肉の収縮による関節モーメントを考えるため、人工筋肉の端点にかかる収縮力 $F[N]$ の向きを考える。人工筋肉は軸方向の力のみを発生し、固定部は上下端のみのため、端点近傍の軸方向の力となる。そこで、円筒を高さ方向に自然数 n 分割し、上面の1つ下、下面の1つ上の円周上の人工筋肉の位置をそれぞれ点R, Sとすれば、 $F[N]$ の向きは以下の式(1), (2)で表すことができる(図4)。

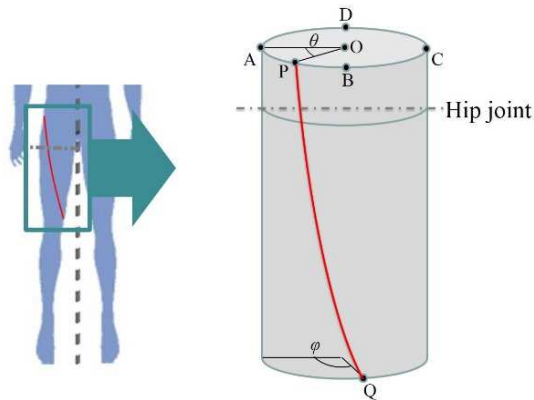


Fig. 2 2-link cylindrical model

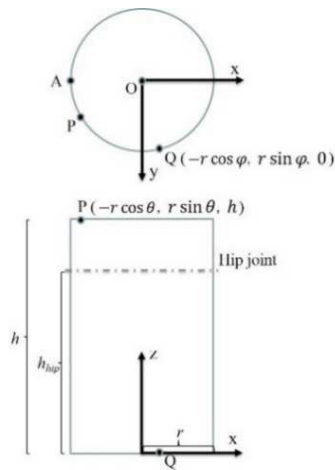


Fig. 3 Cross-sectional view of the model

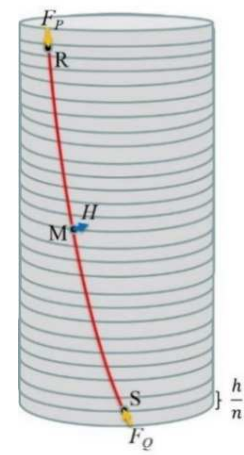


Fig. 4 Overview of the equal division of cylinder

$$\begin{aligned}
 \mathbf{F}_P &= [F_{Px}, F_{Py}, F_{Pz}]^T \\
 &= \begin{bmatrix} -r \cdot \cos\left(\theta + \frac{\varphi - \theta}{n}\right) + r \cdot \cos\theta \\ r \cdot \sin\left(\theta + \frac{\varphi - \theta}{n}\right) - r \cdot \sin\theta \\ \frac{(n-1) \cdot h}{n} - h \end{bmatrix} \quad (1)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 \mathbf{F}_Q &= [F_{Qx}, F_{Qy}, F_{Qz}]^T \\
 &= \begin{bmatrix} -r \cdot \cos\left(\theta + \frac{(n-1) \cdot (\varphi - \theta)}{n}\right) + r \cdot \cos\varphi \\ r \cdot \sin\left(\theta + \frac{(n-1) \cdot (\varphi - \theta)}{n}\right) - r \cdot \sin\varphi \\ \frac{h}{n} \end{bmatrix} \quad (2)
 \end{aligned}$$

そのため、点 Q において各座標軸方向に作用する力の大きさをそれぞれ F_x , F_y , F_z とすると、以下の式 (3), (4), (5) となる。

$$F_x = F \cdot \frac{F_{Qx}}{|F_Q|} \quad (3)$$

$$F_y = F \cdot \frac{F_{Qy}}{|F_Q|} \quad (4)$$

$$F_z = F \cdot \frac{F_{Qz}}{|F_Q|} \quad (5)$$

ここで円筒上での力の釣り合いを考える。円筒の上面図における人工筋肉の収縮を考えると、 n 分割した人工筋肉が均等に収縮した場合、図 5 に示すように、中心方向に均等に収縮すると考えられる。しかし、実際は円筒が存在し収縮しないため、円筒中心方向へ向かう力が発生すると考えられる。円筒の側面図における人工筋肉の収縮の場合も同様であるが、同一線上に存在するため、収縮の影響は釣り合う (図 6)。以上より、点 P, Q を結ぶ円周上の中心点 M から円筒中心方向へ向かう力 H [N] が発生すると考えられる。 H の向き $\mathbf{H}_v = [H_{vx}, H_{vy}, H_{vz}]$ は以下の式 (6) で表される。

$$\mathbf{H}_v = -(\mathbf{F}_P + \mathbf{F}_Q) \quad (6)$$

同様に、各座標軸成分 H_x , H_y , H_z に分解すると、以下の式 (7), (8), (9) となる。

$$H = F \cdot \frac{|\mathbf{H}_v|}{|\mathbf{F}_Q|} \quad (7)$$

$$H_x = H \cdot \frac{H_{vx}}{|\mathbf{H}_v|} \quad (8)$$

$$H_y = H \cdot \frac{H_{vy}}{|\mathbf{H}_v|} \quad (9)$$

$$H_z = H \cdot \frac{H_{vz}}{|\mathbf{H}_v|} \quad (10)$$

となる。点 A, C を結ぶ線を回転軸とすれば、 x 軸方向の力は関節モーメントに影響しない。よって、発生するモーメント T [Nm] は以下の式 (11) となる。

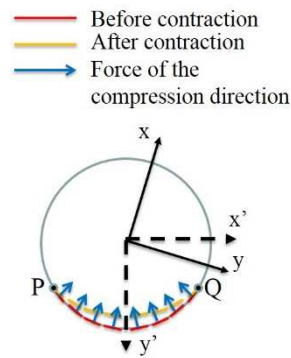


Fig. 5 Constriction of SMA (top view)

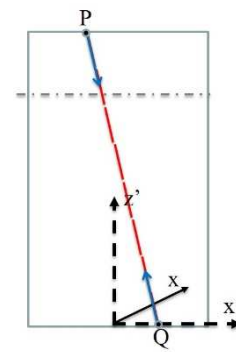


Fig. 6 Constriction of SMA (lateral view)

$$T = [0 \quad h_{hip} \quad r] \cdot [F_{Qx}, F_{Qy}, F_{Qz}]^T + [0 \quad h_{hip} \quad r] \cdot [H_x \quad H_y \quad H_z]^T \quad (11)$$

2・3 モーメントの導出結果・考察

上端と下端 θ , φ を $\pi/12$ 刻みで変化させ、式(11)より導出したモーメント T の値のうち、それぞれ上位3つの結果を表1にまとめる。ただし、 F を 1.0N, 分割数 n を 1000 とした。また、yz 面に対称となるため $0 < \theta \leq \pi/2$ とした。円筒の寸法については、人体の寸法に個人差があるため、一定値に決めることは不可能である。そこで今回は、今後被験者とする健常者1名の“腸骨稜—股関節”“股関節—膝関節”長さを代表値として使用した。寸法を三分の一に収縮し、“腸骨稜—股関節”長さを 95.0mm, “股関節—膝関節”長さを 277.0mm, 円筒の半径を 46.7mm とした。表1より、 $0 < \theta < 3\pi/12$ においては $\varphi = 3\pi/12$, $3\pi/12 \leq \theta < 5\pi/12$ においては $\varphi = \theta + \pi/12$, $5\pi/12 \leq \theta \leq 6\pi/12$ においては $\varphi = \theta$ の場合に得られるモーメントが最大となることがわかった。また、モーメントが最大の位置から下端 φ が $\pi/12$ だけ変化して

Table 1 Relationship between the arrangement of actuators and moment

θ rad	φ rad	T Nmm	θ rad	φ rad	T Nmm
$\pi/12$	$2\pi/12$	5.1	$4\pi/12$	$4\pi/12$	40.4
	$3\pi/12$	5.2		$5\pi/12$	40.5
	$4\pi/12$	3.9		$6\pi/12$	37.5
$2\pi/12$	$2\pi/12$	14.6	$5\pi/12$	$4\pi/12$	42.8
	$3\pi/12$	15.4		$5\pi/12$	45.2
	$4\pi/12$	14.0		$6\pi/12$	44.5
$3\pi/12$	$3\pi/12$	23.5	$6\pi/12$	$4\pi/12$	40.4
	$4\pi/12$	25.1		$5\pi/12$	45.0
	$5\pi/12$	24.5		$6\pi/12$	46.7

も出力には最大 4.9 Nmm の差しかないが、上端 θ が $\pi/12$ だけ変化すると最大 15.4 Nmm の差が発生するため、上端の位置の選定は非常に重要であることがわかった。なお、出力が最大となる位置は $\theta=\varphi=6\pi/12$ の 45.7 Nmm であり、出力が最小となる位置は $\theta=\varphi=0$ の 0.0 Nmm であった。

3. 実機を用いた理論計算の妥当性検証

2章では股関節が屈曲していない場合(股関節屈曲角度 $\psi=0$)について、人工筋肉の端点位置と関節モーメントの関係を導出した。しかし、股関節が屈曲した場合($\psi>0$)については検討を行っていない。これは図 5 に示すように、股関節が屈曲すると関節部にしわなどの外乱が発生し、モーメントの導出が困難なためである外乱が発生し、モーメントの導出が困難なためである。また、実際には人工筋肉は布に縫い付けてあるなど、検討時に再現不可能な条件が存在する。

3・1 実験目的

そこで、本実験では検討時と同じ状況を再現し出力の計測を行うことで、簡易 2 リンクモデルにおける検討結果の妥当性を示す。同時に、股関節が屈曲している場合($\psi>0$)についても計測を行い、 $\psi=0$ の場合における検討結果が、他の姿勢においても適用可能であるかを検証する。

3・2 実験装置

計測の状況を図 6 に示す。2 リンク円筒の下部は慣性の影響を低減するため、円筒の外枠を 3D プリントにて作成した樹脂とし、軽量化のため内部を発泡スチロールとした中実円筒とした(図 7(a))。布は厚さ 0.2mm 以下のデニム生地とした。人工筋肉には SMA であるバイオメタルファイバー(トキ・コーポレーション、線径 150 μ m)を用い、縫い目長さを 5.0mm とした(図 7(b))。出力の計測には、6 軸力覚センサ(ビー・エル・オートテック株式会社、MICRO 5/50A)を用いた。服型装具の上端はベルトにより固定することを想定し、固定端とした。下端は、人体に局所的な力がかかることを防ぐため、図 7(c)に示す樹脂とシリコンで作成されたバンドでの固定とした。駆動時のみ内蔵された SMA が収縮し、下端を固定端とする。服型装具においては、装具の人体への完全固定は不可能であり、締結力が異なると、下端がずり上がるなど、力の伝達が異なる。今回はバンドの収縮による締結力の誤差が計測結果に影響しないよう、アクリル繊維で作成したバンドによる締結力一定(7N)の固定とした。

計測を行う人工筋肉の配置を図 8(a)~(c)に示す。人工筋肉の上端の位置は $\theta=2\pi/12$, $\pi/4$, $6\pi/12$ の 3 点とし、下端の位置は 2 章にて導出した最大出力発生位置、および傾向が確認できるよう θ と φ の差が左右に $2\pi/12$ 以上となる位置の計 3 点とした。SMA が交差する点では発生する熱が大きくなり、出力に影響する恐れがあるため、一枚の布にすべてを搭載せず、 $\theta=2\pi/12$, $\pi/4$, $6\pi/12$ の 3 種類に分けた。

3・3 実験手法

はじめに、2章で述べた計算の条件と同じ、股関節が屈曲していない場合($\psi=0$)についての計測を行った。 $\theta=2\pi/12$ について、 φ の小さい順に、7.7[V]の電圧を負荷し、出力を計測した。x 軸方向の力は関節モーメントに影響しないため、理論計算では無視した。そのため、x 軸方向の力を相殺するよう、yz 面に対称な配置も同時に駆動させた。例えば、 $\theta=2\pi/12$, $\varphi=3\pi/12$ の配置を駆動させる場合、 $\theta=10\pi/12$, $\varphi=9\pi/12$ の配置を同時に駆動させた。同様に、 $\theta=\pi/4$, $6\pi/12$ について出力を計測した。計測は各 5 回行った。また、股関節が屈曲している場合($\psi>0$)についての検討を行うため、 $\psi=\pi/12$, $2\pi/12$ についても同様の手順で計測を行った。ただし、屈曲時の実験においては、円筒の初期角度を $\psi=\pi/12$, $\psi=2\pi/12$ とし、生地

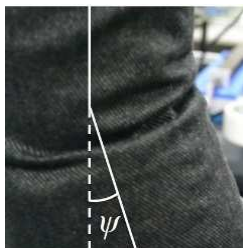
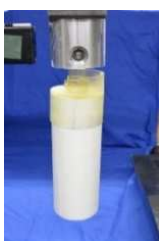


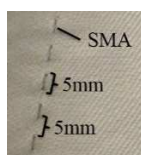
Fig. 5 The crease of hip joint



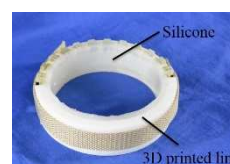
Fig. 6 Experiment environment



(a) 2-link cylinder



(b) Length of seam



(b) Band for fixing

Fig. 7 The measuring device

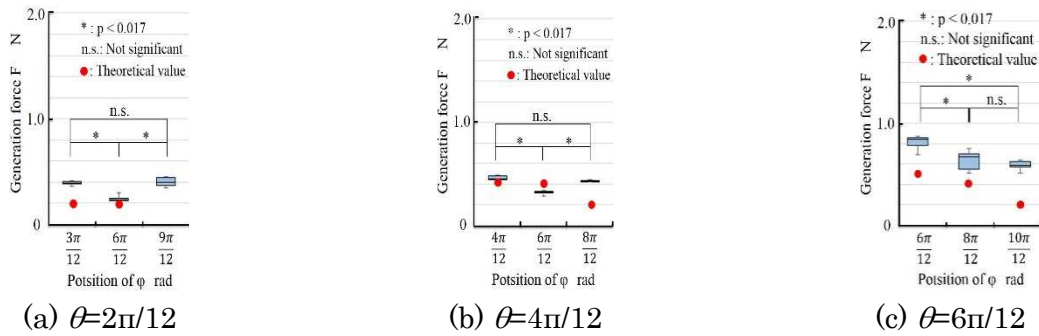
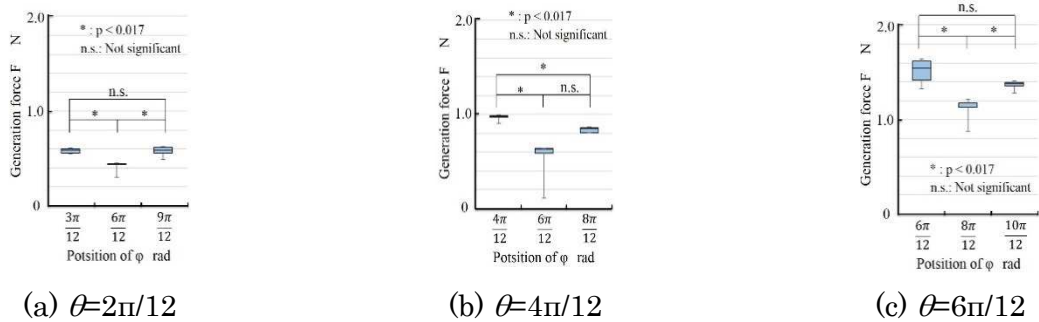
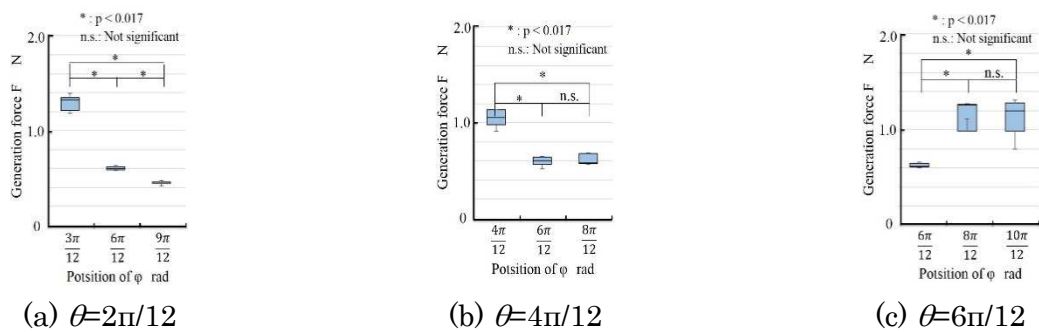
(a) $\theta=2\pi/12$ (b) $\theta=4\pi/12$ (c) $\theta=6\pi/12$

Fig. 8 The arrangement of actuators

のたるみに追従して発生した SMA のたるみを解消するため、SMA をあらかじめたるみが発生しない程度まで巻き取ってから計測を行った。円筒の下端は 6 軸力覚センサにより固定されているため、計測を行った布、バンド、2 リンク円筒の荷重による負荷をあらかじめ計測し計測結果から除すことで、荷重による影響をないものとした。

3・4 実験結果

計測結果を箱ひげ図として図 9～図 11 に示す。すべてのグラフにおいて下端の位置 φ [rad]を横軸にとり、発生力 F [N]を縦軸にとった。 $\psi=0$ については、2 章で導出した出力の理論値を記載した。ただし、 $\theta=2\pi/12$, $\varphi=9\pi/12$ のみ負の理論値をとるため記載しなかった。その結果、 $\psi=0$ における最大出力発生位置は $\theta=6\pi/12$, $\varphi=6\pi/12$ であり、2 章における検討と一致した。独立した 3 群以上の比較であるため、

Fig. 9 Measurement result of the output ($\psi=0$)Fig. 10 Measurement result of the output ($\psi=\pi/12$)Fig. 11 Measurement result of the output ($\psi=2\pi/12$)

Bonferoni 法を用い有意水準 0.017 (有意水準 0.05 / 群数 3) で有意差検定を行った結果, $\theta=6\pi/12$ における $\varphi=6\pi/12$ の出力は $\varphi=8\pi/12$, $10\pi/12$ の出力よりも有意に大きいため, 最大出力であることが示された。

3・5 考察

3・5・1 力学的検討の妥当性

$\psi=0$ における力学的検討の妥当性について考察する. 図 9 において最大出力を得られる下端の位置は, 理論値の凡例が示すように横軸 φ が最小の位置であり, 大きくなるほど出力が小さくなる. これは, $\varphi=6\pi/12$ までは一致するが, φ が最大の位置では一致しなかった. この原因として, バンドのずり上がり, および布と SMA の間に摩擦による出力の損失が考えられる。

図9(a)の $\varphi=6\pi/12$, $9\pi/12$ における, 人工筋肉の発生力と, 下端のバンドの締結力を考える. $\varphi=6\pi/12$ における F の座標軸方向の成分を F_{φ_y} , F_{φ_z} とし, $\varphi=9\pi/12$ における F の座標軸方向の成分を $F_{9\pi_y}$, $F_{9\pi_z}$ とする. この時, $F_{\varphi_y} < F_{9\pi_y}$, $F_{\varphi_z} > F_{9\pi_z}$ であり, $\varphi=6\pi/12$ の配置の方が, $\varphi=9\pi/12$ の配置よりも z 軸成分が大きく, バンド下端のずり上がりに起因する力が大きい. また, 服型装具の側面が縫合面となる制約条件から, バンドは側面で固定する必要がある, $\varphi=6\pi/12$ の位置は最もバンドが変形しやすい位置となる. そのため, $\varphi=6\pi/12$ の位置ではバンドのずり上がりが大きく影響したと考えられる. また, 大きな出力を得られる位置については出力がばらつく傾向にあることから, 今後は締結力またはシリコーンの摩擦を上昇させる必要がある. ただし, 過剰な締結による人体損傷を防ぐ最適な締結力を検討する必要がある. また, 今回は布にSMAを縫い込んだため, 布とSMAの間に摩擦が発生している. 2リンクモデルにおける検討においては摩擦力を考慮していないため誤差が生じ, 円筒中心方向の力 H が理論より小さかったと考えられる.

以上より, バンドによる締結力を検討し, 摩擦の小さな素材を用いることで, 理論計算と傾向の変わらない服型装具が開発できると考えられる. ただし, それぞれの θ についての最大出力発生位置は一致していたため, 今回得られた結果は, 最大出力を得るための人工筋肉の配置検討に利用可能であると考えられる.

3・5・2 股関節屈曲時の問題

$\psi > 0$ における出力について考察する. $\psi = \pi/12$ については, $\psi = 0$ の出力の値を大きくした傾向が得られた. これは, リンクが回転することにより, 人工筋肉の端点間と下肢の距離が増加し, モーメントアームが増大したためと考えられる. 一方, $\psi = \pi/12$ については, $\psi = 0$ と傾向が大きく異なった. これは, 出力のばらつきが大きくなることから, 図5に示した関節部のしわにより, 発生力の伝達の再現性が取れなかったためと考えられる. そのため, 今後は関節部の布に張力をかける機構を作成し, 計測, 検討を行う必要がある. また, 提案する服型装具の支援においては, 股関節の屈曲が小さい時点にて予測的に支援を行うことが望ましいと考えられる.

3・5・3 SMAの配置の提案

今回は, 配置による出力の変化に関する傾向を求めた. しかし, 実際には人工筋肉が交差すると, 大きな熱を発生する可能性がある. そのため, 配置と出力の関係に加えて, 人工筋肉の交差数に基づいて, 配置の最適化を行っていく必要がある.

4. 結言

本稿では, リアルタイムにバイオフィードバックにより運動教示を行うスーツの開発に向け, スーツ形状において配置の違いによる出力の変化の傾向を導出した. 簡易2リンクモデルにおいて人工筋肉の配置と出力の関係を導出し, より大きな出力を得るための人工筋肉の配置を求めた. また, 導出した関係性の妥当性を示すため, SMAを実際に布に縫い込み, 実際に駆動させ出力を計測することでその妥当性を検証した. その結果, 導出した関係性は今後のスーツ開発において, 人工筋肉の配置検討に利用可能であることが示された. ただし, 摩擦や固定部のずれにより, 理論値と異なる配置が存在するため, 締結方法についてさらなる検討を行い, 誤差の影響を除く必要がある.

今後は求めた配置と出力の関係を基に、SMA を用いたスーツの実現を目指す。出力だけではなく装具の変形、熱の影響や応答速度も要求仕様とした装具の検討を行い、服型装具の設計要素と検討手順を明示化していくことが、人工筋肉を用いたスーツの発展と普及につながると考えられる。そして、スーツを用いてバイオフィードバックを行った際の、運動教示効果の検証を実施する。

参 考 文 献

- (1) Yong-Lae Park, Bor-rong Chen, Carmel Majidi, Robert J. Wood, Radhika Nagpal, and Eugene Goldfield, "Active Modular Elastomer Sleeve for Soft Wearable Assistance Robots", *2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 1595–1602, 2012.
- (2) Yasuhiro Maeda, Yi Li, Keigo Yasuda, Minoru Hashimoto, "Development of Variable Stiffness Gel Spats for Walking Assistance", *2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pp. 5404–5409, 2013.
- (3) Leia Stirling, Chih-Han Yu, Jason Miller, Elliot Hawkes, Robert Wood, Eugene Goldfield, Radhika Nagpal, "Applicability of Shape Memory Alloy Wire for an Active, Soft Orthotic", *Journal of Materials Engineering and Performance* 20(4), pp. 658–662, 2011.