

空気圧アクチュエータを用いたパラレルリンク型肩義手の開発

Design of a Pneumatic Actuator Driven Parallel Link Mechanism for Trans-Humeral Prostheses

○ 杉森健人(千葉大) 関根雅(千葉大) ホセ ゴンザレス(千葉大) 兪文偉(千葉大)

Kento SUGIMORI, Chiba University Masaki SEKINE, Chiba University
Jose GONZALEZ, Chiba University Wenwei YU, Chiba University

Abstract: Recently, research efforts have led to trans-humeral prosthesis with the following characteristics: they are more or less anthropomorphic, basically supported by metal frames, and driven by electric motors. However, most of them are not suitable for use in daily life: they are heavy and difficult to wear, thus reducing portability. Also, they lack backdrivability, which is important for safe use. In order to overcome these problems our research group is developing a new lightweight trans-humeral prosthesis that could be easily fitted and carried by amputees and would have good functionality for use in daily life. For this purpose, we proposed a trans-humeral prosthesis that uses small pneumatic actuators driven by a small portable air compressor in a parallel configuration. The problem of using this kind of mechanism is that it causes the workspace of the prosthesis to be small. This is why in this study we aimed to improve the workspace of the prosthesis by using a non-rigid backbone for each of the links. We compared the size of the workspace for backbones with different elastic property. The results showed the potential of obtaining a broader workspace for our trans-humeral prosthesis.

Key Words: Trans-humeral prosthesis, pneumatic actuator, parallel mechanism

1. はじめに

日本には約8万2千人の上肢切断者がいる(厚生労働省社会・援護局 障害保健福祉部 平成18年7月1日調査)。上肢切断者のQOLの向上のため、電動義手の研究が多く行われているが、電動肩義手は電動前腕義手よりも高自由度を要し、多くのアクチュエータを必要とするため、サイズが大きく、重量が増し、制御システムが複雑になる。

近年、金属フレームのモータ駆動を主流とし、高機能な電動肩義手が実現されている。DARPAは使用者の体内に埋め込んだセンサーを使用した25自由度義手アームを開発した⁽¹⁾⁽²⁾。The Utah Arm 3は肘と手の動作を同時に自然に行える上腕筋電義手である⁽³⁾⁽⁴⁾。また、東京電機大学は片側上肢切断者用にボールジョイントとモータ駆動のハイブリッド電動義手を開発した。肩のボールジョイント部は、健手によるスイッチ操作によって固定・回転をおこなう⁽⁵⁾。しかし、これらの肩義手は重量があり、装着が困難で、携帯性に優れず、また、使用者の安全のためのバックドライバビリティが欠けているという課題は克服されていないため、日常生活における使用には適していない。

これらの課題を解決するために、日常生活において使用可能な、高機能・携帯性・装着性を備えた軽量の肩義手の開発を目的とする。そのための設計コンセプトを以下に示す。また、Fig1はそのイメージ図である。

- 軽量化のために、小型エアコンプレッサ(180g, 0.4MPa)駆動の小型空気圧アクチュエータ(1g, 20N; 3g, 0.4N)をモータの代わりに採用する⁽⁶⁾。空気圧アクチュエータは軽量化の他、その粘弾性ゆえに肩義手の安全性とバックドライバビリティの向上に貢献する。
- 従来の肩義手に用いられるシリアルメカニズムの代わりに、パラレルメカニズムを採用する。これは、小型なために牽引力が小さいことや低剛性が、空気圧アクチュエータの欠点による、肩義手の姿勢維持を困難にすることを防ぐ。1つのセグメントに3つの空気圧アクチュエータを配置することによって、高剛性、高出力、高自由度を実現する⁽⁷⁾⁽⁸⁾⁽⁹⁾。
- 肩義手の制御については表面電極による筋電位を用いる。

- 肩義手を容易に搬出格納可能なバックパックを装備する。バックパックには小型エアコンプレッサ、制御装置、電源を含む。
- ハンド部については、ADL(activities of daily living)を行うのに必要な最低限の把持機能を備える。

本研究で提案する肩義手はパラレルメカニズムの構造上、従来の肩義手よりも可動範囲が狭くなることが予想される。先行研究⁽¹⁰⁾では、肩義手を構成する要素の寸法を変数とし、可動範囲が最大となる寸法を決定している。そこで、さらなる可動範囲の広域化のため、適切な弾性率を有するゴム素材を肩義手のバックボーン(Fig1)に使用することを提案する。動作方向にバックボーンが変形することで、可動範囲の広域化を図る。本稿では、シミュレーション上において、剛体とゴム素材のバックボーンの可動範囲を比較することで、提案の検討を行った。

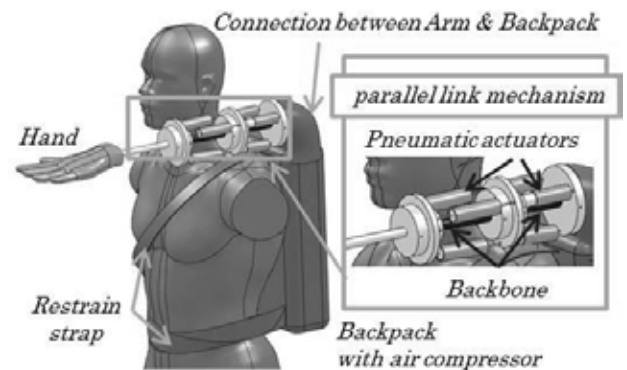


Fig 1 Proposed Trans-humeral prosthetic system, the drawing was drafted using SolidWorks(Dassault Systemes Solid Works Corp.)

2. シミュレーションモデルと実験

2-1 シミュレーションモデルの構築

Fig2のとおり、肩義手は3つのセグメントにより構成されている。セグメント1はベース1、プラットフォーム1

の2つのディスクがバックボーン1と3つの空気圧アクチュエータによってつながっている。空気圧アクチュエータはベース1の中心に対して等角度に配置される。バックボーン1はベース1の中心に固定され、プラットフォーム1とは受動回転継手を介してつながっている。その空気圧アクチュエータとワイヤは2つのディスク間で常に緊張させている。これは、アクチュエータの長さを変えることによって、バックボーン1が軸方向に移動するのを可能にしている。セグメント2ではプラットフォーム1をベース2として使用し、長さが異なる他、セグメント1と同様の構造である。セグメント3はプラットフォーム2(ベース3)の中心に固定された剛体の棒のみを含む。バックボーンは中に圧縮ばねを有したシリンダ構造により、長軸方向への並進が可能である。ばね定数をバックボーン1, 2それぞれ20N/m, 3N/mとした。先行研究より、各セグメント1, 2, 3の長さをそれぞれ100mm, 156mm, 170mmとした。このハンド部を除いたモデルの推定重量は640gとなる。

また、本実験ではゴム素材のバックボーン1のヤング率を最も柔らかい1.5N/mm²とした。

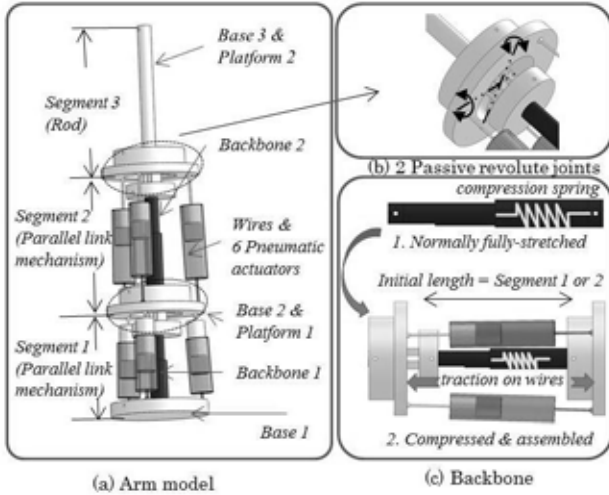


Fig. 2 The structure of the Arm

2-2 シミュレーション動作設定

アクチュエータの長さを最大、中間、最小の3タイプ用意し、初期位置では6つ全てのアクチュエータの長さを中間に設定した。初期位置からアクチュエータの長さを3タイプいずれかに動作させ、3⁶=729通りの肩義手の動作それぞれからバックボーン1, 2の先端に加わる負荷をシミュレーション上で計算する。簡易化のため、ジョイント間に生じる摩擦は無いものとする。

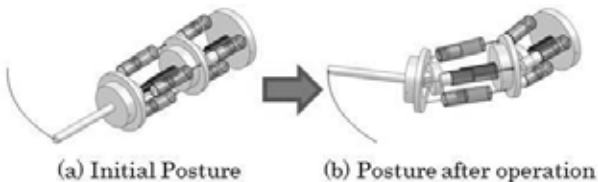


Fig. 3 The moving prosthesis

2-3 シミュレーション解析

有限要素法の非線形解析を用いて、負荷によるバックボーンの変形を計算する。Fig.4のように、バックボーン1の一端を固定し、もう一端に前項で計算した負荷を加える。バックボーン1, 2の先端の変位はそれぞれ (x_1, y_1, z_1) , (x_2, y_2, z_2) 、変形角度は下方向をそれぞれ θ, ϕ 、右方向をそれぞれ μ, ν とする。

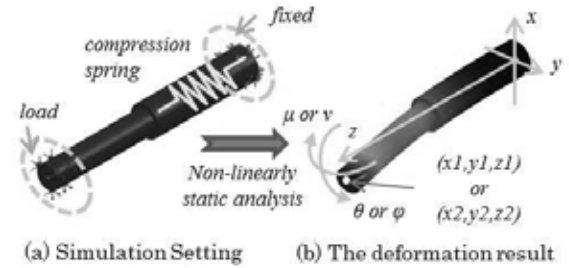


Fig. 4 The Backbone model

2-4 可動範囲の計算

先行研究では、肩義手の可動範囲の解析のために順逆運動学を用いている。そこに、バックボーンの変形を考慮した肩義手の先端位置を得るために、バックボーン先端の変位と変形角度を加え、下式を得る。また、Fig.5では肩義手の幾何学モデルを示す。

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\beta+\theta) & 0 & \sin(\beta+\theta) \\ \sin(\alpha+\mu)\sin(\beta+\theta) & \cos(\alpha+\mu) & -\sin(\alpha+\mu)\cos(\beta+\theta) \\ -\cos(\alpha+\mu)\sin(\beta+\theta) & \sin(\alpha+\mu) & \cos(\alpha+\mu)\cos(\beta+\theta) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ l_R \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} x_2 \\ y_2 \\ h'_2 + z_2 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ h'_1 + z_1 \end{pmatrix} \quad (1)$$

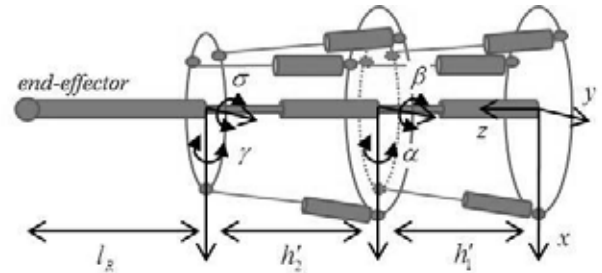


Fig. 5 The geometric model

2-5 評価項目

解析、評価のために肩義手の可動範囲における2つの重要な領域を定義する。1つは胸と正中矢状面の近く、日常動作において最もアクセスされると予想され、EFAA (expected frequently accessed area)と名付け、 Σ_{EFAA} と表す。もう一方のエリアをRA (represents the reachable area)と名付け、 Σ_{RA} と表す。 Σ_{EFAA} , Σ_{RA} の領域はFig.6に示す。

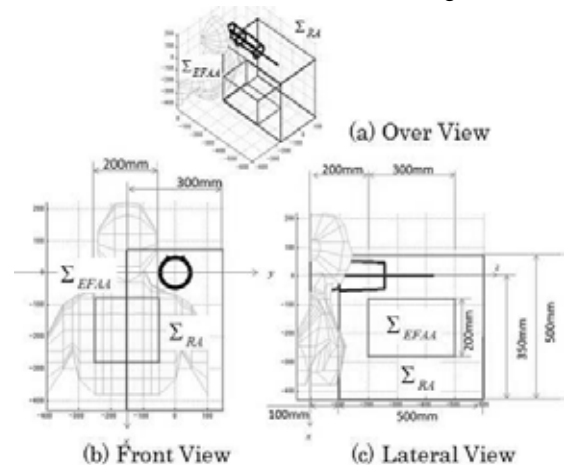


Fig. 6 Geometries of the areas Σ_{EFAA} and Σ_{RA}

各領域に属する肩義手先端のプロットを評価するために、5つの定量的指標を設ける。

- N_{EFAA} : Σ_{EFAA} 内の肩義手先端のプロット数
- N_{RA} : Σ_{RA} 内の肩義手先端のプロット数
- D_{EFAA} : Σ_{EFAA} の縦、横、高さを10等分に分けた1000個のセルのうち、肩義手先端のプロットを含むセル数
- D_{RA} : Σ_{RA} の縦、横、高さを10等分に分けた1000個のセルのうち、肩義手先端のプロットを含むセル数
- D/N : D_{EFAA} または D_{RA} をそれぞれ N_{EFAA} または N_{RA} で割った値

3. 結果

Fig7は順に、剛体のバックボーンを用いた時、バックボーン1のみゴム素材を用いた時、バックボーン2のみゴム素材を用いた時、バックボーン1, 2ともにゴム素材を用いた時の正面から見た肩義手モデルの先端プロット群を表し、Fig8は側面からみたプロット群を表している。また、Table1はそれぞれ4つの場合における N_{EFAA} , N_{RA} , D_{EFAA} , D_{RA} , D/N を示す。

Table1の D_{EFAA} , D_{RA} より、ゴム素材のバックボーンを用いた肩義手は全て剛体のバックボーンを用いた肩義手よりも Σ_{EFAA} , Σ_{RA} 内に広くプロット群が分散されていることがわかる。また D/N も同様に増加していることから、 Σ_{EFAA} , Σ_{RA} 内のプロット群が増加しただけでなく、肩義手先端のプロット1つ1つが作業領域のカバーに貢献する割合が増えていることがわかる。これは、アクチュエータの駆動の組み合わせが異なると、ゴム素材のバックボーンの変形が異なるため、剛体のバックボーンであれば同じセル内に入る肩義手の先端のプロットであっても、周囲のセルに肩義手の先端のプロットが分散されたためと考えられる。また、Fig7より、ゴム素材のバックボーンを用いた肩義手は全て剛体のバックボーンを用いた肩義手よりも Σ_{RA} の下側及び Σ_{EFAA} の左側にプロット群が増えたことがわかる。また、Fig7(b)-(d)間でもプロット群の位置が異なることから、バックボーン1にゴム素材のバックボーンを用いた時、プロット群は Σ_{EFAA} , Σ_{RA} を大きく超えるほど左右にも広がることや、バックボーン2にゴム素材のバックボーンを用いた時、 Σ_{EFAA} の下側にプロット群が増えるが、バックボーン1にゴム素材のバックボーンを用いた時のようにプロット群に大きな広がりは見られないというバックボーン1, 2にそれぞれ特徴がある。一方、Fig8より、肩義手の先端は Σ_{RA} の顔面付近および Σ_{EFAA} , Σ_{RA} の下側奥はカバーできていないことがわかる。特に、 Σ_{RA} の顔面付近は肩義手を用いた食事など日常生活における重要な動作が含まれているので、今後は Σ_{RA} の顔面付近への肩義手の先端プロット増加が課題となる。

Fig9は729通りの肩義手の動作のうち、ゴム素材のバックボーンの最大応力を表している。Fig10はバックボーンの最大応力となった部位を示している。

Table 1 A comparison between the prosthesis with rigid backbone and elastic backbone

	Rigid Backbone	Elastic Backbone 1	Elastic Backbone 2	Elastic Backbone 1&2
N_{EFAA}	50	88	124	71
N_{RA}	495	488	586	416
D_{EFAA}	29 (0.58)	71 (0.81)	85 (0.69)	60 (0.85)
D_{RA}	97 (0.20)	157 (0.32)	193 (0.33)	177 (0.43)

() : D/N

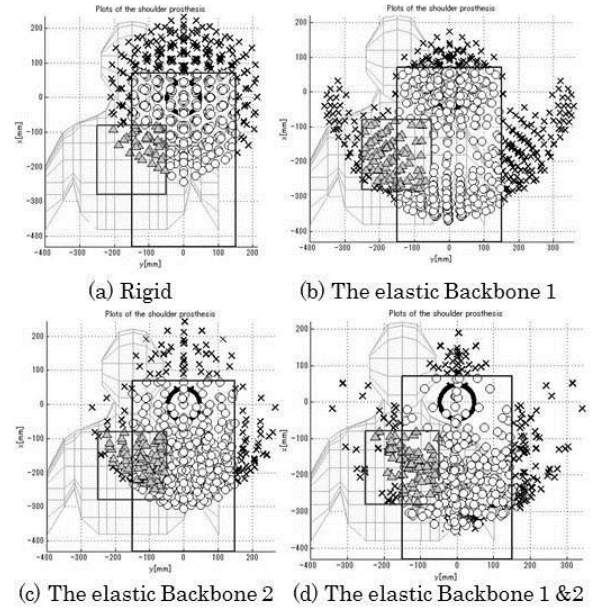


Fig 7 Plotting end-effector (Front view)

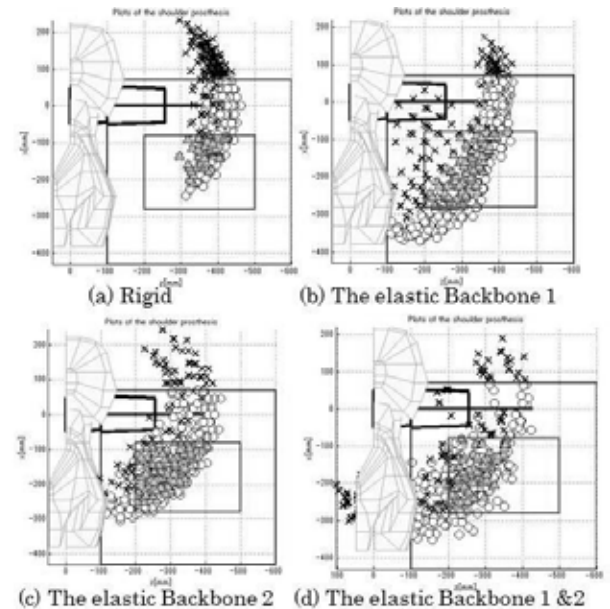


Fig 8 Plotting end-effector (Lateral view)

Fig9より、バックボーン1よりもバックボーン2の方が、最大応力が大きい。材料力学によると、長いバックボーンは曲げモーメントと応力が大きくなることからわかっているため、バックボーン2の方が長いことが理由としてあげられる⁽¹⁰⁾。ゴム素材の最大降伏応力として、 9.2N/mm^2 (Solid Works Corp.) を用いた。バックボーン1, 2共に最大応力は最大降伏応力を大きく下回っているため、ゴム素材のバックボーンを用いることは肩義手の作業領域を剛体のバックボーンを用いた場合よりもカバーできることが明らかになった。

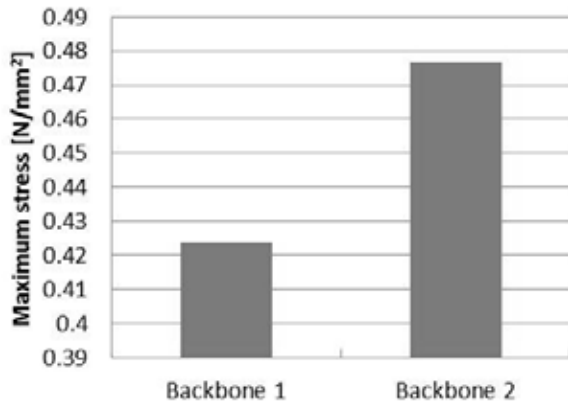


Fig. 9 The maximum stress when all actuators are extended to the maximum length

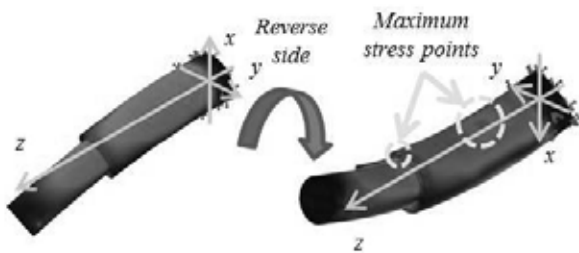


Fig. 10 The maximum stress points

4. 考察

ゴム素材のバックボーンを用いることで、肩義手の可動範囲が広域化されることが確認された。また、ゴム素材のバックボーン1、バックボーン2ではそれぞれ特徴が異なることから、バックボーン1、バックボーン2のゴム素材のヤング率を調節することで、肩義手の使用者それぞれが望む可動範囲に合わせた肩義手の設計が可能であると示唆される。また、ゴム素材のバックボーンによる肩義手のプロット群が下側に増えたのは、空気圧アクチュエータが下向きにバックボーンを曲げる力の他、重力による影響が考えられる。すなわち、今後、肩義手のロッドの先に付加されるハンド部やハンド部が把持する積載物の重量が可動範囲に影響を与えることが懸念される。

5. おわりに

パラレルメカニズムを用いた肩義手は従来のシリアルメカニズムを用いた肩義手よりも可動範囲が狭くなる欠点がある。そこで、本研究では肩義手にゴム素材のバックボーンを用いることで、可動範囲の広域化が出来ないか検討した。予想された通り、ゴム素材のバックボーンを用いた肩義手は剛体のバックボーンを用いた肩義手よりも可動範囲の広域化が見られた。これによって、新しく提案された肩義手は日常生活において有用であることが示唆された。

今後は、様々な弾性率を有するゴム素材のバックボーンの組み合わせから、可動範囲を最も広くする素材の選定を行う。また、肩義手の積載重量によるバックボーンの変形を検討することが重要となる。

参考文献

- (1) D. E. Altobelli, S. Coulter, Design Considerations in Upper Extremity Prostheses, in Proceedings of the 2011

- MyoElectric Controls/Powered Prosthetics Symposium, August 14-19, 2011, Fredericton, New Brunswick, Canada
- (2) J. M. Burck, J. D. Bigelow, S. D. Harshbarger, Revolutionizing Prosthetics: Systems Engineering Challenges and Opportunities, Johns Hopkins APL Technical Digest, vol. 30, no. 3, pp. 186-197, 2011.
- (3) S. C. Jacobson, D. F. Knutti, R. T. Johnson, H. H. Sears, Development of the Utah Artificial Arm, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 29, no.4, pp. 249-269, April 1982.
- (4) E. Iversen, H. H. Sears, S. C. Jacobsen, Artificial Arms Evolve from Robots, or Vice Versa?, IEEE Control Systems Magazine, pp. 16-20,
- (5) 那須政義, 大西謙吾, 田島孝光, 斉藤之男, 406 肩離断障害者用肩義手に関する研究, 日本機械学会関東支部総会講演会講演論文集, vol. 7, no. 406, pp. 133-134, 2001.
- (6) F. Daerden, D. Lefeber, Pneumatic Artificial Muscles: actuators for robotics and automation, European Journal of Mechanical and Environmental Engineering, vol. 47, no. 1, pp. 10-21, 2002.
- (7) 平井慎一, 升井友洋, 川村貞夫, 複数の単一運動チューブから構成される空気圧群アクチュエータの開発, 日本ロボット学会誌, vol. 20, no.3, pp.299-306, 2002.
- (8) F. Nori, L. Jamone, G. Sandini, G. Metta, Accurate control of a human-like tendon-driven neck, Proc. 7th IEEE-RAS Int Humanoid Robots Conf, 2007, pp. 371-378.
- (9) A. Kitagawa, C. Wu, A. Kakino, C. Liu, T. Aierken, Control of the parallel link mechanism by using hydraulic spool-in-cylinder, Proc. 41st SICE Annual Conf. SICE 2002, 2002, 3, pp. 1716-1721
- (10) M. Sekine, K. Sugimori, W. Yu, To Design a Small Pneumatic Actuator Driven Parallel Link Mechanism for Shoulder Prostheses for Daily Living Use, InTech On Biomimetics, pp.107-132. August 2011.
- (11) 村上敬宣, 材料力学, 1994