解説

上肢バイオメカニズムとロボットへの応用に関する研究

Robotic Research Based on Upper Limb Biomechanism

坂井 伸朗* 澤江 義則* 村上 輝夫* *九州大学
Nobuo Sakai*, Yoshinori Sawae* and Teruo Murakami* *Kyushu University

1. はじめに

ヒト上肢は人間が立位生活をはじめ、肢部を歩行以外に活用したために得た合目的な形態と機能を備えると考えられる。この構成の解明は、整形外科やリハビリテーションといった医療分野へ有用な成果を与えるとともに、ロボット機構を構成する上で利用可能な知見が得られると筆者らは考えている。

筆者らはヒト上肢の構成および機能に着目し、これらを解析し応用する研究を行っている。本稿では、ヒト肩関節の筋骨格構成を規範としたロボット肩関節シミュレータ、肘用能動装具、肩甲骨駆動ロボット装具について、バイオメカニズムの視点で得られた考察を紹介する。

2. ヒト肩関節の筋骨格構成を規範とした ロボット肩関節シミュレータ

ヒト肩関節は肩甲上腕関節と、鎖骨により安定化された肩甲骨の胸郭面に対するすべり運動で構成され、上肢帯と呼ばれる複合関節を形成している[1]。ヒトは上肢を歩行以外に活用する哺乳類に多く見られる鎖骨を有し、他の霊長類と比較しても肩峰が特に発達している。肩関節は複数の靱帯や筋力のバランスにより安定化されるため、外傷や萎縮、加齢による変形等で、可動域等が影響を受ける。

1899年にMollierが人体解剖に基づいた“Shoulder Organ”と呼ばれる肩関節物理モデルを作成した[2]。このモデルでは各筋がワイヤにより置き換えられ、鍵盤を押すことで駆動されるものであった。肩関節は三次元解析が必要なため、検体による形状データが測定され[3]、特定の外力が加わるときのEMGデータと比較された[4]。また、各種動作時に各筋が関節に発生させるモーメントアームが示された[5]。その後FEMモデルによる解析[2]等が行われた。これまでに、ヒト筋骨格構成を規範としたワイヤ駆動型前腕[6]、体幹[7]等が報告されている。筆者らは、ロボット

が生体を知るためのツール[8]として役立つと考え、ヒト肩関節の筋骨格構成を規範としたロボット肩関節シミュレータの開発を試みた。

図1に肩甲上腕関節の筋骨格構成を示す。ヒト筋骨格構成から各種モデルを作成する場合、基準となる生体の幾何学的形状データが必要である。そこで、幾何形状が7検体14肩より測定された[9]が、骨サイズにより正規化されたデータにおいても、個人内の左右肩の差異が個人間の差異と同程度であり、肩関節は全体として同様の形状であるが、局所的な形態だけでは比較できず、機能的側面のみが比較できると結論付けられた。一方、整形外科医であるKapandjiにより正確な数値化は行われていないものの、幾何学的モデルや各動作に関する筋群が図解されている[10]。そこで我々は、数値化された幾何形状を参考に、機能面に着目したKapandjiの図解を基本として物理モデルを構成した。

図2にロボット肩関節シミュレータの写真を示す。肩関

図1 肩甲上腕関節の筋骨格構成（上方図）

図2 肩関節シミュレータ（左：前方図，右：上方図）

原稿受付 2008年1月4日

キーワード: Biomechanism, Biomimetics, Musculoskeletal System, Rehabilitation Engineering, Wearable Robot

*〒819-0395 福岡市西区元岡

*Nishi-ku, Fukuoka-shi, Fukuoka

節は多くの筋で駆動され、各筋は広がりや厚みを持つが、本シミュレータでは各筋の機能に着目しながら代表的な筋を選定しワイヤで置き換えた。図2では、肩甲上腕関節および、肩甲骨駆動について合わせて15本ワイヤを有し、モータで駆動可能である。本稿ではバイオメカニズムをロボット関節機構として応用する場合に筆者らが特に興味を持った、ボールジョイントを複数の筋で駆動する構成[11]について紹介する。

肩甲上腕関節の可動域は1/8球内の屈曲および全域で90[deg]の回旋と設定した。なお、回旋中心は生体運動に近い連成回旋を打消す座標系[12]を使用した。本研究では実験的手法により5本ワイヤモデルと6本ワイヤモデルを試み、ジョイント部へ発生させるモーメントアームで評価した結果6本モデルについて所定の可動性が確かめられた。

逆問題的手法としてアーム側より関節を動かすことで全可動域でのワイヤ移動量を計測し、ニューラルネット(NN)に学習させた。NNは非線形素子が微分可能であれば、入出力間の微分量関係もチェーンルールにより算出可能である。よって、学習されたNNの重みデータから、ワイヤとアーム間の仮想変位の関係が得られる。なお、この関係はワイヤが関節周りに発生させるモーメントアームそのものである。

本機構は、特定のアーム姿勢に対しワイヤ長が一意に定まる完全幾何拘束型であるため、オープンループでの特性としてワイヤの伸びを無視して駆動した。また、特定のアーム姿勢近傍で線形とみなし、アーム先端での目標力方向のためのモーメントアームを生成するワイヤに重点的に張力を発生させ力制御を行った。さらに、図3写真に示すアーム部の位置センサにより位置誤差を取得し、これを修正する方向に力を発生させることで位置フィードバック制御を行った。本稿では各動作に対して複数のワイヤが作用しており、簡易化のために、目標力と直交する方向へ力を発生させるモーメントアームについては無視した。

図3に、肩甲上腕関節構成を抜き出した関節機構について屈曲角度に10[s]で円軌道を与えた駆動結果を示す。力制御のない場合は重力方向(angle2)へ軌道が変位した。重力補正を行った場合でも、動作方向が急激に変わる場面で

軌道誤差が大きかった。フィードバック駆動した場合には良好に目標軌道に追従した。本機構は1関節で3自由度を有するため、図3写真に示すように1関節でカップの粉をすくい、それを隣に移す作業が可能であった。

本研究では実験的手法によりワイヤ配置を修正したが、可動域の設定と関連するワイヤの本数を含め、ワイヤ配置の再構成については評価関数を設定し最適値を求めることが望ましい。しかし、生体機能を解析するために構成した本機構の評価関数は、生体の形態を維持するために恣意的に設定することとなる。そのため、ヒト肩関節がどのような理由で現在の形態となっているのか、あるいはヒト肩関節が最適であるかという議論へつながらず、筆者らはこの議論を避け、生体規範の範囲において、解剖学的知見より実験的にロボットモデル化を進めているが、現在単独で動作する肩甲骨駆動部位と連携させたうえで、この議論について進めたいと考えている。

また、本機構において、ワイヤ通過孔部位ではワイヤ経路が曲げられるために大きな力を生じ、当該部位で過大な摩擦力が発生した。発生させる力は、アーム先端で1[N]程度であり軽作業用途である。生体はしなやかで高強度かつ極低摩擦な腱・腱鞘で駆動力を伝達しており、生体と同様に内骨格に直接巻きつきながら駆動するシステムをロボットとして構成する場合には、生体組織の材料特性を十分理解する必要があると考えられる。

3. 肘用能動装具

筆者らは、リハビリのために装着型肘関節用能動装具の開発を行った。アクチュエータや制御の研究は多く行われているが、これらの機器が臨床で用いられるためには、安定した装着の維持が不可欠である。例えば、手術後などの関節拘縮を防ぐための膝関節用CPM(Continuous Passive Motion)装置では、膝関節ロールバック運動に対応することでより生体運動に適合したCPM[13]等が提案されている。

図4に開発した肘用能動装具[14]を示す。装着具がヒト身体を動かす場合、軸のずれは関節へ過大な負荷を与えるが、これを防ぐために装具を強く固定することは避けたい。

図3 駆動実験結果(左よりフィードバックなし、重力補正、フィードバック駆動)、および作業時の写真

よって、通常の固定用装具と同様に義肢装具士により型を取り装着部を作成した。装着実験では、身体形状に合わせた装着部を備えるのみでは装具がずれることが分かったため肩ストラップを用いた。さらに、装具の締め付けを強くしたが、肩ストラップの張力が増加し続け、連続動作ができなかった。

肘関節は尺骨と上腕骨遠位がほぼピンジョイントのような構成をしており、骨格としての軸はほぼ単一軸である。装具のずれが発生する原因を調査すると肘関節部位での皮膚揺動により、皮膚が装着部位へ集まる様子が観察された。そこで、肘関節周囲について図5の②、③、⑥、⑦の位置について、屈曲伸展時の皮膚揺動を測定した。その結果、位置⑦が特に皮膚揺動が大きかったため、皮膚が滑るように改良し、装具のずれは発生しなくなった。一方、上腕二頭筋遠位側の腱の走る位置⑥を強めに締めることとなったが、CPM時には筋力は働かず、リハビリ時においても腱がストラップを押し付けるのみのため問題はなかった。

装着型ロボットには装着性の問題がある。ストラップ等により生体関節軸とロボット関節軸を一致させることも効果的であるが、皮膚揺動による力も大きく、皮膚の柔軟性により接触部外縁より皮膚は変位し蓄積する。

本装置では肘関節周囲の皮膚揺動が非対称であることに着目した。これまでに装着感指数[15]が提案されたが、連続運用時には皮膚揺動についても十分考慮する必要があると筆者らは考えている。装着接触部位の皮膚揺動の把握に

より、装着性が大きく改善されるため、関節周囲の皮膚揺動は装着ロボットの設計時に十分検討する必要があると考えられる。

4. 神経生理学的リハビリ用ロボット装具

脳卒中促通リハビリは、療法士が体の動きに合わせて麻痺半身に適切な運動と刺激を加える手法であり、筋力トレーニング的なものではない。よって、身体運動と病理に対しての理解が求められる。脳卒中リハビリは、各関節単独のリハビリでは関節が協調運動する日常動作に対して効果が少なく、上肢全体の安定に不可欠な肩甲骨および体幹の安定が確保された上で上肢リハビリが行われる必要がある。そのため、療法士は背後より受診者の肩甲骨を把持することで体幹運動と上肢の安定化を同時に行う。

パワーアシストや自立支援型装着ロボットは外部物体を動かすことが主な目的のため、ヒトと積極的に接触しながら肩甲骨周囲組織等を駆動する必要はあまりないと考えられる。しかし、神経生理学的リハビリ用の装着ロボットは外部に対して仕事を行うことではなく、ヒトを適切に駆動し運動抑制することが目的である。肩運動に追従するためにパラレルリンクを組み合わせた機構が多く提案されているが、よりコンパクトな機構が求められ、身体運動に適合する軌道を考慮することで、より適正化可能と筆者らは考えている。

これまでも InMotion シリーズ (Interactive Motion Technologies, Inc) のように、前腕部から握り動作までをカバーした脳卒中リハビリロボットが開発された。本研究では前腕部リハビリの効果を日常生活において発揮するために必要な肩-体幹を促通するためのリハビリ用ロボット装具の開発を試みている。

図6に、試作したリハビリ用ロボット装具の写真を示す。本機構は脳卒中リハビリの基本動作である到達把持を可能とするため、体幹部にピンジョイントとリンク機構を組み合わせて、体幹の屈曲、揺動、ねじりを行うことができる。ま

図4 肘用軽量能動装具

図5 肘関節周囲の皮膚揺動の計測

図6 リハビリ用肩体幹ロボット装具

た、肩甲骨把持のための装具を療法士らと作成し、動作解析により主要な1軸を算出し、6軸センサおよび駆動装置を取り付けた上で装具に実装した。体幹部機構はロボット装具の重量を骨盤に逃がす役割を持つが、今後到達把持動作に合わせた駆動を行う計画である。

現在、センサにより療法士動作の定量化を開始し、2名の療法士について感覚的に肩甲骨把持装具部の必要最大駆動力を提示してもらったところ、Abduction側で7.5[Nm]、Adduction側で3[Nm]で一致しており、筆者らは療法士が精度良くリハビリ手技を実行しているものと考えている。

5. お わ り に

本稿では筆者らが取り組んでいるロボットについて、バイオメカニズムの視点から紹介した。ロボット肩関節シミュレータでは、生体の解剖学的な意味を探ることが一つの目的である。生体運動機構を考える上で、真に理解されているかを検証するためにはロボットモデル化は動作という機能の面で簡略化が許されず興味深いテーマであると考えられる。また、肘用能動装具では皮膚揺動へ着目する知見を得た。神経生理学的リハビリ用ロボット装具は、初期段階では、装着型以外の方向についても検討したが、体に密着しながら姿勢を制御しセンシングする必要性から、結果的にリハビリ用には装着型が必要と考えた。脳卒中の場合片マヒが多いため、もう一方の上肢機能は残るが、生活の質が問われる中、本来直るはずの麻痺肢についても十分ケアされる必要があると筆者らは考えている。

参 考 文 献

[1] 藤田恒夫：入門人体解剖学。南江堂，1999。

- [2] F.C.T. van der Helm: "A Finite element Musculoskeletal Model of The Shoulder Mechanism," J. Biomechanics, vol.27, pp.551-569, 1994.
- [3] C. Hogfors, G. Sigholm and P. Herberts: "Biomechanical Model of The Human Shoulder—I. Elements," J. Biomechanics, vol.20, pp.157-166, 1987.
- [4] D. Karlsson and B. Peterson: "Towards A Model for Force Prediction In The Human Shoulder," J. Biomechanics, vol.25, pp.189-199, 1992.
- [5] J.E. Wood, S.G. Meek and S.C. Jacobsen: "Quantitation of Human Shoulder Anatomy for Prosthetic Arm Control—II. Anatomy Matrices," J. Biomechanics, vol.22, pp.309-325, 1989.
- [6] 遠藤博史, 和田充雄: "骨格型肘・前腕関節機構の張力拮抗駆動", 日本ロボット学会誌, vol.11, no.8, pp.1252-1260, 1993.
- [7] 水内郁夫, 但馬竜介, 長嶋功一, 吉海智見, 佐藤大輔, 稲葉雅幸, 國吉康夫, 井上博允: "多種入出力を持つ全身腱駆動脊椎ヒューマノイド腱太のための拡張可能な通信システム構成", 日本機械学会ロボティクスメカトロニクス講演会'02, 1P1-F02, 2002.
- [8] B. Webb and T.R. Consi: Biorobotics. The MIT Press, 2001.
- [9] F.C.T. van der Helm, H.E.J. Veeger, G.M. Pronk, L.H.V. van der Woude and R.H. Rozendal: "Geometry Parameters for Musculoskeletal Modeling of The Shoulder System," J. Biomechanics, vol.25, pp.129-144, 1992.
- [10] I.A. Kapandji: "The Physiology of The Joints—I. Upper Limb," Churchill Livingstone, pp.14-15, 1982.
- [11] 坂井伸朗, 村上輝夫, 澤江義則: "ヒト肩関節を規範としたロボットアーム関節機構の開発", バイオメカニズム 17, pp.143-155, 2004.
- [12] 坂井伸朗, 澤江義則, 村上輝夫: "連続動作を考慮した肩関節可動域測定", 日本臨床バイオメカニクス学会誌, vol.25, pp.243-247, 2004.
- [13] 日垣秀彦, 三浦裕正 他: "生体組織における過負荷に対しアクティブコントロール可能なインテリジェント装具の開発", 財団法人福岡県産業・科学技術振興財団研究成果報告書 H11-13, pp.7-13, 22-27, 2002.
- [14] 坂井伸朗, 澤江義則, 村上輝夫, 森脇悠: "肘関節用装着型軽量能動装具の開発", 日本臨床バイオメカニクス学会誌, vol.27, pp.109-114, 2006.
- [15] 則次俊郎, 和田力: "ゴム人工筋のロボット制御への応用", 日本ロボット学会誌, vol.9, no.4, pp.502-506, 1991.

坂井伸朗 (Nobuo Sakai)

2002年九州大学大学院工学研究科知能機械システム専攻博士後期課程修了。同年九州大学助手、現在に至る。バイオメカニクスおよびバイオメカニズムの視点より、生体筋骨格、生体関節軟骨、リハビリ福祉機器の研究等に従事。博士(工学)。日本機械学会、日本臨床バイオメカニクス学会、日本トライボロジー学会の会員。

(日本ロボット学会正会員)

澤江義則 (Yoshinori Sawae)

1996年九州大学大学院工学研究科機械工学専攻博士後期課程修了。同年九州大学講師、1999年助教授、2007年准教授、現在に至る。人工関節材料の摩耗評価をはじめとするバイオトライボロジー、関節軟骨のティッシュエンジニアリング、歯科インプラントの力学評価、水素トライボロジー等の研究に従事。日本トライボロジー学会、日本機械学会、日本生体医工学学会等の会員。

村上輝夫 (Teruo Murakami)

1970年九州大学工学部機械工学科卒業。1975年九州大学助手、講師、助教授を経て。1988年より教授、現在に至る。生体関節・人工関節のトライボロジーとバイオメカニクス、生体医工学、生体規範ロボット・福祉機器開発の研究に従事。工学博士。日本機械学会、日本トライボロジー学会、日本臨床バイオメカニクス学会、日本生体医工学学会、ASME、ISB等の会員。