

モーション及び生体信号の同時計測による運動情報統合可視化システムの開発

Development of motion visualization system based on simultaneous sensing of movement and bio-signal

○ 吉永崇 (九州先端科学技術研究所) 有田大作 (九州先端科学技術研究所)

辻卓則 (ロジカルプロダクト) 澤田泰輔 (ロジカルプロダクト) 高杉紳一郎 (九州大学病院)

Takashi YOSHINAGA, Institute of Systems, Information Technologies and Nanotechnologies

Daisaku ARITA, Institute of Systems, Information Technologies and Nanotechnologies

Taisuke SAWADA, Logical Product Corporation

Takunori TSUJI, Logical Product Corporation

Shinichiro TAKASUGI, Kyushu University Hospital

Abstract: Motion capture is useful way to support exercises for rehabilitation or maintenance of health. However, typical systems are not able to use in wide area because they are using a number of cameras to capture markers placed on the body. Therefore we propose a wearable inertial motion capture system that measure motion directly from various points on the body. Furthermore, the state of motion and its corresponding internal activity is visualized through simultaneous measuring of biosignals such as EMG. As a result we have confirmed it is possible to measure motion over a wide area as well as aid an intuitive understanding of movement through an integrated visualization of internal activity.

Key Words: Motion Capture, Bio-Signal, Wearable, Visualization

1. 背景

リハビリやスポーツトレーニングの効果を測定する手法として、身体運動を数値や視覚情報で客観的に表示するモーションキャプチャシステムの活用が注目されつつある。特にリハビリ分野においては運動時の関節の角度変化や可動域の評価を、現場のスタッフによる目視やゴニオメータを用いた手動計測に頼っているのが現状である。そのため、モーションキャプチャを使用することで、より詳細な情報を自動で取得可能になることが期待できる。また、運動の様子をCG(Computer Graphics)で表示することで、患者自身も運動機能の改善具合を直感的に把握できる可能性があり、リハビリの意欲向上への貢献も期待できる。

これまで、モーションキャプチャでは身体に設置したマーカを複数の赤外線カメラで撮影してそれぞれの3次元座標を高精度に計測する光学式センサが多く用いられ、リハビリへの応用も検討されてきた[1]。しかし、計測範囲がカメラの視野内に限定され広範囲での計測が行えず、計測範囲内であってもマーカが必ずカメラで撮影されるように機器の配置や利用者の動き方を工夫する必要があるため、簡便な利用は行えなかった。これに対し、加速度や角速度などを同時に計測できるセンサを組み合わせた慣性センサを装着して運動を直接計測し、装着部位の姿勢に変換する手法も考案され [2-4]、カメラ不要で広範囲計測が可能なモーションキャプチャも既に実用化されてきた[5]。しかし、リハビリやスポーツ分野での運動解析では骨格の動きだけではなく、それと同期した筋肉の活動などの身体内部の運動にも注目するため、従来のモーションキャプチャのみでは不十分であった。

一方、身体内外の運動を同時に可視化する試みはこれまでに多く行われてきた。例えばスポーツ分野では、運動時の加速度・角速度と筋電位を同時に計測し、それぞれの時系列波形を表示することで運動機能の解析が行われてきた[6,7]。しかし、これらの時系列波形を関連付けて身体内外の運動を総合的に評価するには慣れを必要とし、運動解析を専門としないリハビリ患者などが直感的に自身の運動を理解するのは困難であった。また、身体の姿勢を用いて予

測した各筋肉の活動を人体モデルのCGに重ね合わせて表示し、直感的な運動把握を可能にするシステム[8]が開発されてきた。しかし、運動時の筋活動を実際に計測していないため、実測に基づくリハビリ効果の評価は行われてこなかった。そこで本研究では、慣性センサと生体計測センサを装着することで身体内外の運動を計測し、これらを1体の人体モデル上で同時に可視化することで、運動の理解を支援するシステムを開発したので報告する。

2. システム概要

本研究で提案するモーションキャプチャシステムは Fig.1 の様に(a)-(c)の要素から構成されており、それぞれ以下に示す機能を有する。

- (a) 慣性センサの姿勢推定
- (b) 生体信号の計測と認識
- (c) 生体信号を対応付けたモーションの可視化

システム使用時には(a)と(b)によりモーションと生体信号をリアルタイムに同時計測する。そして、慣性センサと装着部位の対応付けを行い、センサの姿勢を身体の姿勢に変換してCG(Computer Graphics)を用いて表示する。さらに、生体信号の計測結果を用いて対応部位のCGに変化を与えることにより(c)のようにモーションと生体情報を対応付けた運動情報の可視化を行う。

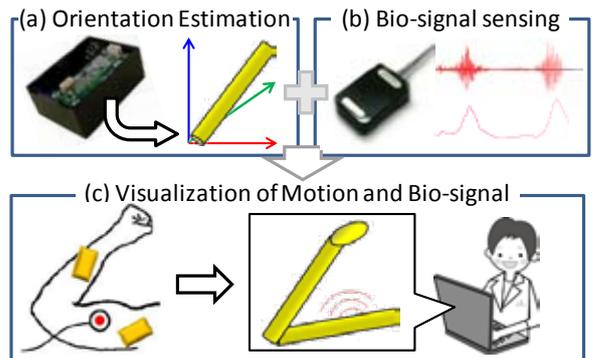


Fig.1 System configuration

なお、本研究では慣性センサには、センサ内のXYZ軸における加速度・地磁気・角速度を計測できる9軸ワイヤレスモーションセンサ(ロジカルプロダクト社)を使用した。また、生体信号については一例として表面筋電位の計測を行うこととし、同社製のワイヤレスEMGロガーを使用した。なおこれらのセンサはFig.2に示すように電源コードを使用しないため、ほぼ無拘束で運動を計測することができる。また、本研究ではリハビリ時に激しい運動を行わないことを前提として加速度・角速度の計測レンジがそれぞれ5[G], 300[dps]に設定されたセンサを使用し、高分解能な運動計測を行えるようにした。また、EMG計測を行うため、追坂電子社製のEMGセンサを2台接続可能な無線装置を使用した。なお両センサのサンプリングレートは同時に使用するセンサの個数により異なり、1-4個の場合200Hz、4-8個の場合100Hz、9個以上の場合50Hzで使用可能である。

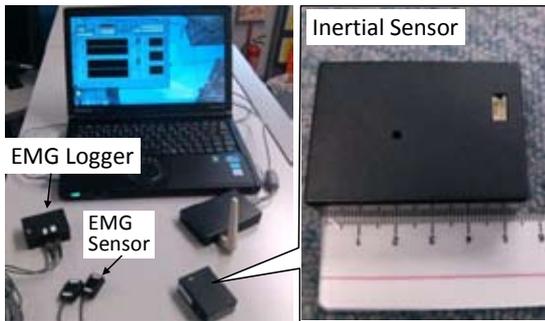


Fig.2 Overview of motion/bio-signal sensing system

3. モーション・生体信号計測システムの構築

モーション計測で使用する座標系をFig.3(a)に示す。図のように慣性センサによる計測値はセンサ座標系が基準となるため、身体の姿勢を推定する場合には事前に定義した絶対座標系に対する姿勢を求める必要がある。そこで本研究では北を X_0 軸、重力と逆方向を Z_0 軸とする右手系を定義した。また、センサの姿勢の表現にはジンバルロックが生じないクォータニオン q を使用することとした。

絶対座標系における姿勢推定ではまず、式(1)で表現されるセンサ座標系の角速度 ω と直前の姿勢 q_{t-1} 、計測周期 Δt を用い、絶対座標系での姿勢変化量を式(2)により算出した。さらにそれを式(3)に示すように、 q_{t-1} に加算して現在の姿勢 q_t を推定した。

$$\omega = (0 \quad \omega_x \quad \omega_y \quad \omega_z) \quad (1)$$

$$\Delta q = \left(\frac{1}{2} q_{t-1} \otimes \omega \right) \Delta t \quad (2)$$

$$q_t = \Delta q + q_{t-1} \quad (t > 0) \quad (3)$$

また、初期姿勢 q_0 については、加速度センサで得られる重力加速度を用いて推定した水平面に対する傾きと、地磁気センサの計測値から推定した方位を組み合わせて求めた。さらに、角速度センサを用いた計測で生じるドリフトやノイズによる誤差の蓄積を防止するため、加速度と地磁気を用いて逐次補正を行う手法[9]を使用した。続いて、センサの姿勢と装着部位とを対応付ける方法をFig.3(b)に示す。図のように身体の各部位は関節で接続され、それ以外で変形が生じない剛体リンクモデルを使用し、センサの Y_s 軸を装着部位の軸と一致させることとした。これにより絶対座標系における Y_s 軸の姿勢を装着部位の姿勢と見なすことができ、スティックモデルの表示や関節角度の算出に利用することが可能となった。

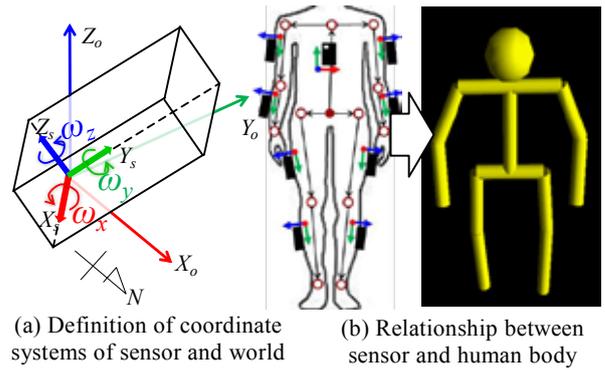


Fig.3 Definition of coordinate system and human model

さらに身体内部の筋活動を可視化するため、本研究では筋電位の大小に応じて筋電センサを装着した部位のスティックモデルの色を変化させる方法を考案・実装した。まず、筋活動に応じて安静時の筋電位 V_{rest} を基準に振幅が上下する波形を V_{rest} に対する大小で表現するため、筋電波形を全波整流した。また、筋電位はセンサの装着位置の差異や利用者によって異なるため、最も筋活動が活発になった時をシステム利用の直前に取得しておき、その値を最大値 V_{max} としてFig.4のように筋活動の大小を0~1で表現した。

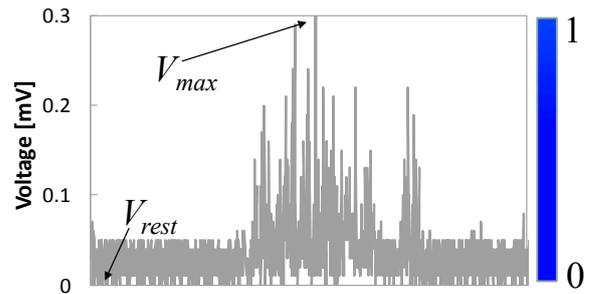


Fig.4 Method of muscle activity recognition

4. システム評価実験

4-1 姿勢推定精度の検証

慣性センサを用いた身体の姿勢推定精度を検証するため、膝および肘の曲げ伸ばし運動を例にそれぞれの角度変化の計測を行った。本実験ではFig.5(a)のように男性健常者に対し、慣性センサを大腿と下腿または上腕と前腕に装着して、5回の屈伸運動における膝や肘の角度変化を計測した。また、光学式モーションキャプチャVENUS3D-100A(ノビテック社)を使用し、図中の3点に装着したマーカの座標から関節の角度を算出して参照値とした。計測結果はFig.6に示すように、両システムで推定された角度は概ね一致し、相関係数も0.99以上と高い値であることが確認できた。また(a)の1.5[s]や(b)の22[s]付近では、マーカの隠れが生じたため光学式システムで計測が行えなくなったが、そのような場合でも慣性センサを用いれば場合は計測を継続できていることも確認できた。一方、両システムによって推定された角度の差の最大値は12[deg]であった。その原因として膝屈曲時の筋収縮に伴って起こる体表面形状の変形により、慣性センサの姿勢もしくは光学センサのマーカの位置の変化が起こったためであると考えられる。しかし、最大屈曲付近を除けばリハビリ現場で用いられるゴニオメータのメモリ間隔5[deg]と同程度の計測が行えることも確認できた。今後はセンサの装着方法の工夫や、ずれの認識手法を検討する事で精度向上を目指す。

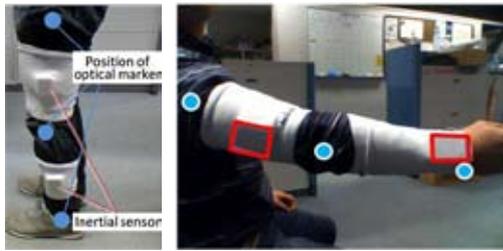
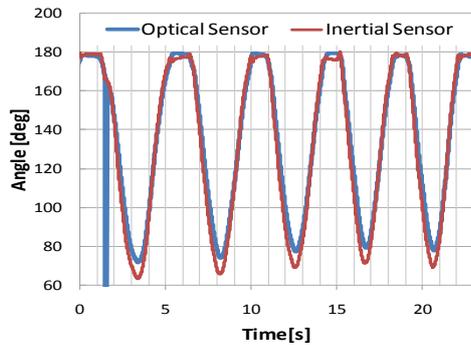
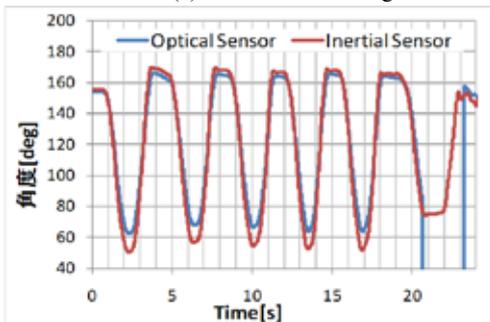


Fig.5 Overview of experimental environment using inertial sensors and optical motion capture



(a) Estimated knee angle



(b) Estimated elbow angle

Fig.6 Evaluation of accuracy of estimated joint angle

4-2 EMG の認識結果の可視化

本実験では男性健常者のスクワット運動を対象として、身体姿勢の変化と筋活動を統合した可視化を行った。姿勢計測では慣性センサを胸部・両上腕・両前腕・両大腿・両下腿の9ヶ所に装着した。また、筋電位の計測にはスクワットで特に活動が大きくなる前脛骨筋(つま先を上げる筋肉)と外側広筋(足を上げる筋肉)付近にセンサを装着した。計測結果を Fig.7 に示す。上方に運動時の様子と筋活動の大小をスティックモデルの姿勢や色に反映させた結果である。また下方は運動時に計測した筋電位の波形であり、外側広筋と前脛骨筋の計測結果はそれぞれ青色とオレンジ色の波形に対応する。グラフより伸展状態から屈曲する際には前脛骨筋が、屈曲状態からの伸展の際には外側広筋が主に活動することが読み取ることができ、それに対応する情報が自動的に認識されスティックモデル上の色の変化として表現でされていることが確認できた。そのため、運動解析自体を専門としないリハビリスタッフや患者でも視覚情報によって直感的に運動を把握できる可能性が見出せた。

5. まとめ

本研究では慣性センサを使用した運動計測・可視化システムを構築した。さらに、生体信号の同時計測により、運動の様子と同期した身体内部の活動の可視化も実現した。今後は、より簡便で安定した計測を行うためのセンサ装着

方法を検討する。さらに、医療関係者やスポーツ関係者等の協力のもと、現場での検証を行うことで本システムの有用性の向上を図る

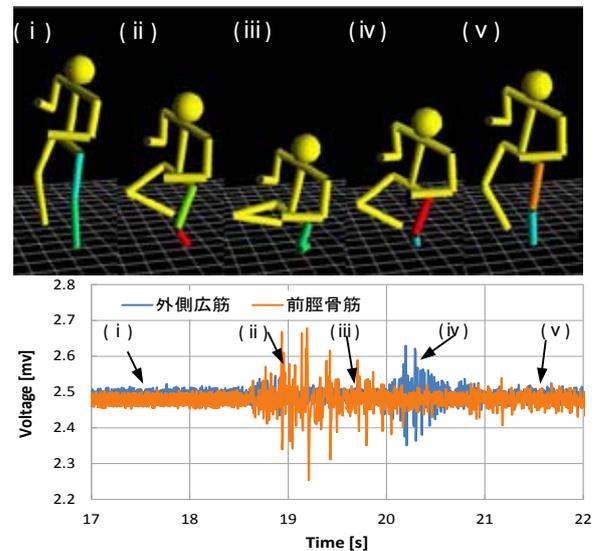


Fig.7 Method of correction in the probe position

参考文献

- (1) Hingtgen BA et al., "Quantification of reaching during stroke rehabilitation using unique upper extremity kinematic model.", Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. No.26, vol.7, pp4916-4919, 2004
- (2) Kiyoshi Hirose et al., "Studies on the Dynamic Analysis and Motion Measurement of Skiing Turn Using Extended Kalman Filter", Trans. Japan Society Of Mechanical engineers, C 77(774), pp.470-480, 2011
- (3) Koichi Sagawa et al., "Measurement of Forearm Trajectory During Pitching Motion Using Elbow-mounted Sensor", Trans. Japan Society Of Mechanical engineers C74(738), pp400-408, 2008
- (4) Yan Wang et al., "Detection of Upper Limb Activities using Multimode Sensor Fusion", Proc. of 2011 IEEE Biomedical Circuits & Systems Conference (BioCAS2011), pp.436-439, 2011
- (5) Daniel Roetenberg, et al. "Xsens MVN: Full 6DOF Human Motion Tracking Using Miniature Inertial Sensors", XSENS TECHNOLOGIES - VERSION APRIL 8, pp.1-7, 2009
- (6) Mizrahi J, et al. "The influence of fatigue on EMG and impact acceleration in running" Basic Appl. Myol 7(2): 119-126, 199
- (7) J. Mizrahi, et al., "Fatigue-Related Loading Imbalance on the Shank in Running: A Possible Factor in Stress Fractures", Annals of Biomedical Engineering, Vol. 28, pp. 463-469, 2000
- (8) G. Venture, et al., "Identification of Human Mass Properties From Motion", 15th IFAC Symp. on Systems Identification, pp.988-993, 2009.
- (9) Madgwick et al., "Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm", Proc. IEEE Int. Conf. Rehabilitation Robotics, pp.1-7, 2011