Vol.2015-CG-159 No.11
2015/7/1

筋負担度可視化システムの構築

岸下 優介[1,a)]　辻 敏夫[2]　栗田 雄一[2]

概要：人は運動を行なう際，筋を収縮させることによって関節トルクを発揮し，運動を実現させている．筋収縮の度合いである筋活動度を推定できれば，人が主観的に感じる負担感を予測できるようになることが期待される．そこで本研究では，オフラインで計算した代表点の筋力推定結果を線形補間することで構築したデータベースを利用することで，リアルタイムで筋負担を可視化することができるシステムを構築する．

キーワード：筋骨格モデル，筋力推定，拡張現実

1. はじめに

人は運動を行なう際，各筋肉を収縮させることによって関節トルクを発揮し，運動を実現させている．人は筋を活動させることで主観的な負担感を感じるが，筋活動の度合いを外観から推し量ることは困難である．そこで，表面電極を貼り付けることで筋電位を測り，その値を筋活動の度合いとして可視化する手法が挙げられる [1][2]．しかし，表面電極を貼り付けることによる計測可能な筋は限られており，可視化できる対象筋に大きな制約がある．

また．実測ではなくシミュレーションにより筋活動度推定を行なう手法が提案されている [3]．この手法では人体の深層部分における筋活動度の推定を行なうことができる．ここで，一般に身体の運動自由度に比べて筋肉の数が圧倒的に多いため，筋活動度推定はエネルギーや筋活動度を最小にする条件での最適化計算により求められることが多い．しかし最適化計算には多大な計算コストがかかるため，リアルタイム推定が難しい．

Murai らは筋電位測定と筋活動度の最適化計算を組み合わせることで筋活動度リアルタイム推定を実現している [4]．この手法では，筋電位測定で大まかな筋の活動度を推定することで，最適化計算の負担を減らしている．そのため，リアルタイムに人の運動と筋の活動をリンクさせて見ることができる．しかし，それには大量のハードウェアを用いた複雑な並列計算が必要とされる．そこで，低コストでリアルタイムに筋負担度の可視化が可能になれば，様々な場面で筋の活動を考慮した設計支援等に応用されていくことが期待される．

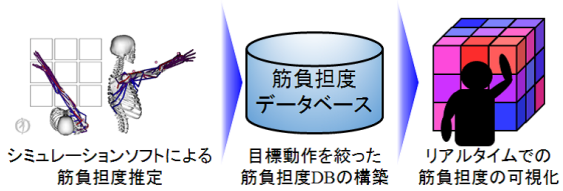

図 1　システムの流れ
Fig. 1　System flow

本稿では，あらかじめ代表的な姿勢における筋負担度推定をオフラインで行なった上で，その間を補間し，筋負担度推定結果をデータベース化しておくことで，リアルタイムに筋負担度推定結果を得られるシステムを開発する．

2. 筋負担度リアルタイム可視化システム

2.1 システム概要

筋負担度可視化システムの構成を Fig. 1 に示す．本システムでは，ある姿勢を維持するための筋活動度を計算し，その平均を代表値として，それに応じた色を手先位置に出力する．まず，あらかじめ指定した代表的な位置・姿勢に対する筋負担度推定を動力学シミュレーションにより行ない，データベース化する．次に，推定を行なっていない位置・姿勢については，筋負担度は位置・姿勢の変化に応じて線形に変化するという仮定を置き，推定を行なった位置・姿勢からの距離に応じて補間を行なうことで，実際には推定を行なっていない部位における筋負担度を予測して算出する．なお本稿では，手先位置に対して上肢姿勢が一意に決まる場合を取り上げ，冗長自由度は考慮しない．

2.2 シミュレーション条件

本稿では，対象を右腕として幅約 600[mm] ×奥行き

1　広島大学大学院工学研究科
2　広島大学大学院工学研究院
a)　kisisita@bsys.hiroshima-u.ac.jp

ⓒ 2015 Information Processing Society of Japan

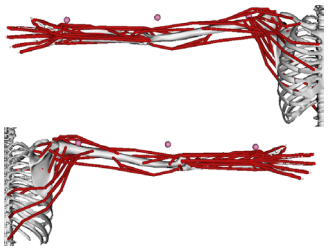

図 2 筋骨格モデル（上：正面，下：背面）
Fig. 2 Musculoskeletal model (Upper : Front view Lower : Back view)

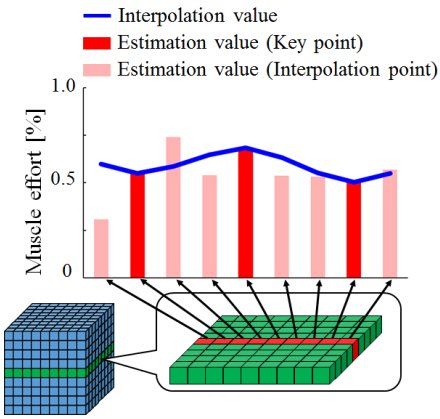

図 3 筋活動度の推定値とその評価
Fig. 3 Estimated muscle effort and evaluation

600[mm] ×高さ 600[mm] の範囲について，縦方向 3 点，奥行き方向 3 点，横方向 3 点の計 27 点の代表姿勢を設定した．姿勢は高さ位置はほぼ目線位置，肩位置，胸位置であり，奥行き位置は完全伸展，肘関節を手前に 200[mm] 曲げた姿勢，肘関節を手前に 400[mm] 曲げた姿勢であり，幅位置は右肩前方位置ならびに左右 200[mm] の姿勢である．姿勢はモーションキャプチャー (OptiTrack 社製 OptitrackV120:TRIO) で取得した．また，筋力推定計算は，OpenSim を用いて行なった [5]．筋活動度推定のための 3 次元筋骨格モデルとして，図 2 に示す 50 の筋から構成されるモデルを利用した．

2.3 推定結果

筋力推定では 50 の各筋について筋負担度を計算できるが，本稿ではこれを代表する値として，各筋の筋負担度の平均値を用いる．図 3 の棒グラフは，筋負担度の推定結果を示す．位置によって筋負担度が異なることが確認できる．図中の折れ線グラフは，代表点の結果だけをベースに補間することで求めたグラフである．筋力推定により得られた結果と，補間により得られた結果を比較すると，全筋で 0.14[%] の絶対誤差で推定できることがわかった．これらを基に，本研究では筋負担度推定を行なっていない座標においては，測定した座標の値から補間を行なうことで，データベース取得コストと計算コストを低減する．

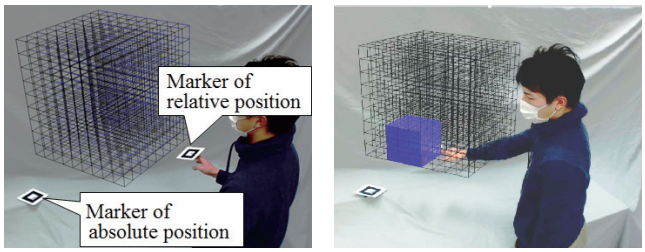

図 4 システム動作時の風景
Fig. 4 Overview of system

2.4 筋負担度のリアルタイム可視化

拡張現実の技術を用いてコンピュータのディスプレイ上に筋負担度の可視化を行なう．仮想空間を構築するための絶対位置マーカーと腕の動きを取得するための相対位置マーカーの 2 つのマーカーを用い，カメラ（Logiclool 製 HD Pro Webcam C920）で撮影することにより 2 つのマーカーの距離を求めることによって腕の位置を検出する．そして，その位置に応じた筋負担度を仮想空間上に色を変化させることで表示させる．図 4 に可視化を行なっている様子を示す．筋負担度の表現色は，筋負担度が高い位置ほど赤く，低い位置ほど青く表示されるように設定した．

3. まとめと今後の展望

本稿では，オフラインで計算した代表点の筋負担度推定結果を線形補間することで構築したデータベースを利用し，リアルタイムで筋負担を可視化を行なうシステムを構築した．今後の展望として，筋負担度推定の精度の向上，レイアウト設計や姿勢教示を目的としたインタラクティブシステムの開発・改良を行なっていく．

参考文献

[1] 松河剛司，横山清子，梅谷智弘，永田雅典：モーションキャプチャと 3DCG を用いた動作解析システム， 人間工学， Vol.45, pp.12-18, (2009).
[2] 五十嵐直人，鈴木健嗣，河本浩明：下肢運動状態を提示する着用型発光センサスーツ， 情報処理学会シンポジウム論文集， Vol.3, pp.33-40, (2011).
[3] Delp, S. L., Anderson, F.C., Arnold, A.S., Loan, P., Habib, A., John, C.T., Guendelman, E., and Thelen, D.G.: *Opensim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement,* IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol.54-11, pp.1940-1950, (2007).
[4] Murai, A., Kurosaki, K., Yamane, K., and Nakamura, Y.: *Musculoskeletal-see-through mirror: Computational Modeling and Algorithm for Whole-Body Muscle Activity Visualization in Real Time,* Progress in Biophysics and Molecular Biology, Vol.103, pp.310-317, (2010).
[5] Delp, S. L.: “OpenSim 3.0”, `https://simtk.org/home/opensim`, October 18, 2012.

ⓒ 2015 Information Processing Society of Japan