

内視鏡手術を想定した筋骨格数理モデルの負担度解析に関する研究

日大生産工(院) ○種橋 潤也 日大生産工(院) 飯島 有咲 日大生産工(院) 鈴木 悠哉
日大生産工 高橋 亜佑美 日大・医学 山下 裕玄 日大生産工 見坐地 一人

1. まえがき

腹腔鏡手術は、腹壁に小さな孔を開け、鉗子類を挿入し、胃がんなどの病巣を切除するものである。腹腔鏡手術を含めた鏡視下手術の利点は、従来の開腹手術と比較し傷が小さいため創痛が軽減し、結果として術後の回復も早い。患者の身体的負担を最小限にする低侵襲手術は、入院期間の短縮にもつながり、本邦においてもはじめて胆嚢摘出術に応用実践されて以来、施行例が急速に増加している。一方、内視鏡手術を行う執刀医には、操作技術が求められ、内視鏡手術中はカメラの映像をモニターで確認しながら1mm単位の繊細な技術を求められる。このことから執刀医の負担を軽減するために内視鏡の映像と生体情報を頭部装着ディスプレイ(HMD)^[1]に表示するといった情報提示システムの研究が進められている。執刀医の負担度を軽減させるための研究が行われている中、執刀医の手術中の動作より筋骨格数理モデルを用い、負担度を定量化することが可能であると考えられる。

本研究では、執刀医が患者に対して正面・側面から手術を想定した場合の各関節の角度や単位時間当たりの各筋肉のエネルギー量等を可視化することで手術中の動作を評価し筋負荷の軽減化につながる姿勢を考察することを目的とした。

2. 解析手法

2.1 筋骨格数理モデル

筋骨格数理モデルとは、骨格モデルと筋肉モデルを用いることで人体のあらゆる動作のシミュレーションを可能にするモデルである。本研究で用いる筋骨格数理モデルの骨格モデルは、

SCOTT. L. DELP^[2]らの上肢筋骨格のモデル。そして筋肉のモデルは、F. E. Zajac^[3]が提案したHillタイプモデルを利用する。

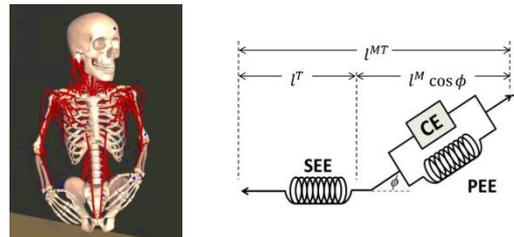


Fig. 1 筋骨格数理モデル Fig. 2 Hill タイプモデル

2.2 解析の流れ

被験者の静止データと動作時の関節を表す位置から逆運動学計算より各関節角度、各関節まわりの駆動トルクを算出する。次に逆動力学計算によって、各関節まわりの駆動トルクから筋活性度を推定することで各関節における各筋肉まわりの駆動トルクを算出する。

2.3 筋活性度の推定

式(1)は、筋活性度の推定で用いられる式である。

$$\sum_{i=0}^n \{\alpha_i \cdot f(F_0^i, l_i, v_i)\} \cdot r_{i,j} = M^*_j \quad (1)$$

式(1)から、 i は i 番目の筋肉を表し、 j は j 番目の関節を表している。 α_i は関節まわりの i 番目の筋肉における筋活性度である。 $f(F_0^i, l_i, v_i)$ は最大筋力の関数である。 F_0^i は i 番目の筋肉の最大等尺性収縮力、 l_i は i 番目の筋肉の力-長さ関係、 v_i は i 番目の筋肉の力-速さ関係を表す。これは筋肉の性能を示している。 $r_{i,j}$ は i 番目の筋肉の関節中心からのモーメントアーム長を示し、モーメントアーム長 $r_{i,j}$ は l_i と関節まわりの角度 θ により式(2)から算出する。

$$r_{i,j} = \frac{dl_i}{d\theta_j} \quad (2)$$

M^*_j は、逆運動学計算により求めた各関節まわりの駆動トルクである。式(1)より、 α_i である筋活性度だけ未知の値であるため最小二乗法を用いて、最適化計算を行うことで i 番目の筋肉における筋活性度 α_i を推定することができる。推定した筋活性度 α_i を式(3)に適用することで筋肉の駆動トルクを算出することができる。

$$M_{i,j} = \alpha_i \cdot f(F_0^i, l_i, v_i) \cdot r_{i,j} \quad (3)$$

これらの考えから各筋肉の筋活性度を推定する計算は、筋骨格数理モデル動作解析ソフトウェアの SIMM を用いている。

2.4 駆動パワーの算出

関節まわりの駆動トルク M^*_j をある動作での角度の変位で積分し、時間 $t_1 \sim t_2$ で割ることで、単位時間当たりのエネルギーを示す駆動パワーを算出することができる。駆動パワーを算出する式を式(4)に示す。

$$P_j = \frac{1}{t_2 - t_1} \int_{\theta_j(t_1)}^{\theta_j(t_2)} M_j^* d\theta \quad (4)$$

2.5 角運動量の算出

式(3)で求めた各関節における各筋肉まわりの駆動トルク $M_{i,j}$ から角運動量を求める。式(5)のような運動方程式を考える。

$$I_{i,j} \cdot \ddot{\theta}_{i,j} = M_{i,j} \quad (5)$$

ここで、 $I_{i,j}$ は j 番目の関節まわりに対する i 番目の筋肉における慣性モーメント、 $\theta_{i,j}$ は j 番目の関節まわりに対する i 番目の筋肉における角加速度を示す。ここで、式(5)の両辺を運動の1周期にあたる $t_1 \sim t_2$ で積分すると角運動量を算出することができる。角運動量を算出する式を式(6)に示す。式(6)を整理した式(7)を示す。

$$I_{i,j} \int_{t_1}^{t_2} \ddot{\theta}_{i,j} dt = \int_{t_1}^{t_2} M_{i,j} dt \quad (6)$$

$$I_{i,j} \cdot \dot{\theta}_{i,j}(t_2) - I_{i,j} \cdot \dot{\theta}_{i,j}(t_1) = \int_{t_1}^{t_2} M_{i,j} dt \quad (7)$$

3. 実験手方法及び測定方法

本研究では、身体の動作をシュミレーション

するために光学式モーションキャプチャシステム(MAC3DSystem)を採用した。

実験準備としては、被験者の動作が撮影できる空間を用意し、モーションキャプチャカメラ6台を設置する。そして内視鏡手術を想定した動作を撮影するために、外科医師の育成やトレーニングで用いられるドライボックスを用い、腹腔内を縫う施術を想定した撮影を行った。Fig. 3 に実験の模式図を示す。Fig. 4 に実験で用いた器具を示す。

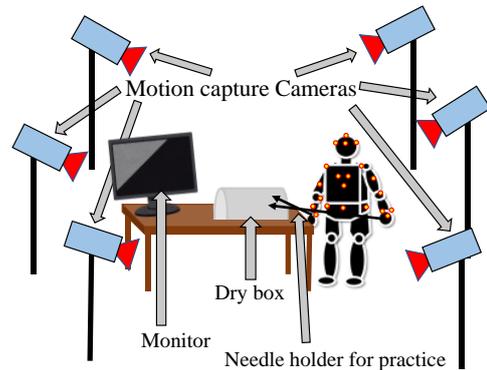


Fig. 3 実験の模式図

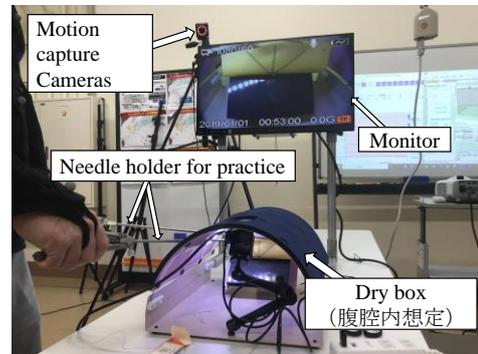


Fig. 4 実験で用いた器具

被験者の上半身には、赤外線を照射することで、位置を認識することができる特殊加工が施された反射マーカー29点と筋電計(各左右の胸鎖乳突筋, 三角筋(鎖骨部), 長掌筋)6台を身体に貼付した。Table. 1 に被験者の体格情報を示す。Fig. 5 に反射マーカー及び筋電計の貼付位置を示す。

Table. 1 被験者の体格情報

| 年齢[歳] | 身長[cm] | 体重[kg] | 性別 | 執刀医歴 | 利き腕 |
|-------|--------|--------|----|------|-----|
| 47 | 170 | 73.8 | 男性 | 23年 | 右 |

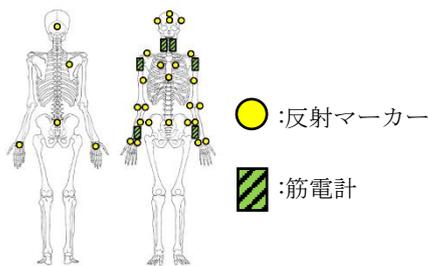
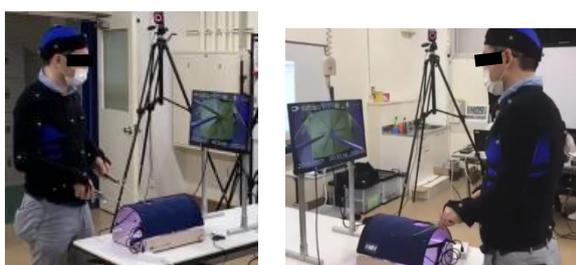


Fig. 5 反射マーカ及び筋電計の貼付位置

これらから撮影したデータを剛体リンクモデルとして作成し、被験者の体格情報を組み合わせることで筋骨格数理モデルを構築した。

4. 解析結果及び考察

内視鏡手術の原型となった始まりは 19 世紀に西欧で登場したといわれている。そこから日本へと内視鏡が伝わる。しかし、日本と西欧では文化や環境の違いから手術中の執刀医の位置が異なる場合がある。日本では執刀医が患者の脇腹のあたりに立ち、首を斜めに保ちながらモニターを直視し手術を行うことが多い。一方、西欧では執刀医が股を広げた患者の位置に立ちモニターを正面で直視し手術を行うことが多い。このように日本と西欧では執刀医の手術を行う位置が異なるケースが考えられる。Fig.6 に実際に(a)日本と(b)西欧での執刀医の位置を想定した実験風景を示す。



(a)日本 (b)西欧

Fig. 6 執刀医の位置

ここからは日本の執刀医の位置を側面、西欧の執刀医の位置を正面と定義する。Fig. 7 に首関節の代表的な動作である(a)側屈動作(roll), (b)回旋動作(yaw), (c)前屈動作(pitch)を示す。Fig. 8 は側面時の首関節の各動作の関節角度。Fig. 9 は正面時の首関節の各動作の関節角度を示す。

Fig. 8 と Fig. 9 の結果より首関節の回旋動作

(yaw)の関節角度を比較すると大きく違いが表されていることがわかる。側面時は首を斜めに保ちながら直視しているため感覚的にもこの結果は考えられる。したがって、執刀医の位置関係により負担度に影響があるかを、上半身で最も関節角度で変化が表れた首関節の各動作について考察する。



(a)側屈動作(roll) (b)回旋動作 (yaw) (c)前屈動作(pitch)

Fig. 7 首関節の代表的な動作

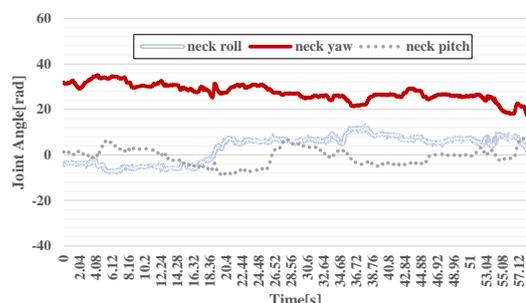
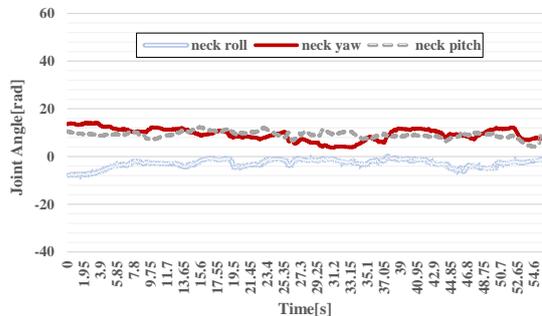


Fig.8 側面時の首関節における関節角度



4.1 駆動パワー

Fig. 10 に側面と正面の首関節の各動作における駆動パワーの比較を示す。

Fig. 10 の結果より首関節の各動作を側面と正面で比較すると側屈動作(roll)は約 2.2 倍、回旋動作(yaw)は約 11.4 倍、前屈動作(pitch)は約 2.8 倍と差が一目瞭然である。被験者の動作から推測すると、主にモニターを見て手術を行っているが稀に手元の状況を確認している動作が時々見えた。正面のときは視線を上下に使うことで首関節の力を使わなくても確認できるため各動

作の値として大きく表されていない。一方側面は、目線だけでは手元が確認できず、ほんの少し首関節の力を扱う動作を実験中複数回行うことでちりも積もり値が大きく表されたと考えられる。

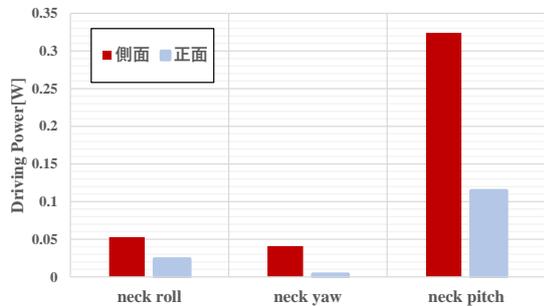


Fig. 10 側面と正面の駆動パワーの比較

4.2 角運動量

Fig. 11 に左側の首関節まわりに作用する各筋肉の角運動量. Fig. 12 に右側の首関節まわりに作用する各筋肉の角運動量を示す。ソフトウェア上では首関節に作用する筋肉は左右併せて54箇所データ化されている。今回は影響力の低い24箇所の筋肉は省略して考えている。Fig. 11, Fig. 12とも54秒間測定した解析結果である。

Fig. 11, Fig. 12の結果より、どちらのグラフとも側面の値が大きく表されている。その中で突出して負担している筋肉は trap cl(僧帽筋)であり、左側では側面の方が約2.1倍、右側では約3.0倍と差がでている。これは筋肉には単に縮むだけの主動筋と、伸ばされすぎないように反対側で縮む拮抗筋があり、側面の場合は首を傾けている状態で手術を行っていることから正面と比較すると顕著な値が表れたと考えられる。

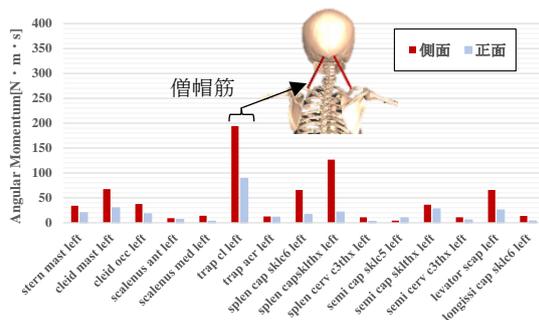


Fig. 11 左首関節に作用する各筋肉の角運動量

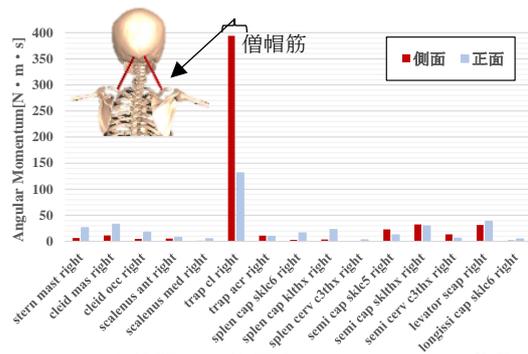


Fig. 12 右首関節に作用する各筋肉の角運動量

5. まとめ

本研究で示す執刀医の負担度評価での解析結果から以下のことが得られた。

1. 執刀医の動作から関節角度や負担度を物理量で定量化し可視化することができた。
2. 執刀医の位置関係に関わらず僧帽筋に対する負担度が大きく、背中まで広がっている筋肉であるため今後負担度を低減させるためには重要な筋肉であると考えられる。
3. 執刀医の位置が異なることで首関節に作用する各筋肉を総合的に比較すると約2.0倍側面時の負担度が高いことが考えられる。

今後は、解析精度を向上させるために実験回数を増やし評価を行っていきたい。また執刀医歴の違いで負担度に変化が生じるのか研究していきたいと考えている。これらを踏まえて本研究では執刀医の負担度を軽減できるアシストマシーン開発等の一助に向けて研究を進めていく。

参考文献

- [1]五味雄一,森田圭紀,寺田努,東健,塚本昌彦,“内視鏡手術におけるHMD利用に関する一考察”社団法人情報処理学会研究報告,(2008),p.75-p.81.
- [2]F. E. Zajac. :Muscle and tendon: Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control,"in CRC Critical application to biomechanics and motor control,"in CRC Critical vol. 17. Issue 4. (1989),p.359-p.411,
- [3]Delp S. , Loan P. , Hoy M. , Zajac F. E. , Fisher S. , Rosen J. :An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures, IEEE Trans. on Biomedical Engineering, 37(8) ,(1990), p.757-p.767.