

[原著論文]

歩行動作における主働筋と拮抗筋のモーメント推定の試み

田中 悠也¹⁾, 江原 義弘²⁾, 古川 勝弥¹⁾, 水澤 一樹¹⁾

キーワード：関節モーメント, 歩行, 筋電図, 主働筋, 拮抗筋

Predicting Joint Moment of Agonists and Antagonists during Gait

Yuya Tanaka¹⁾, Yoshihiro Ehara²⁾, Katsuya Furukawa¹⁾, Kazuki Mizusawa¹⁾

Abstract

It has been difficult to calculate joint moment of agonists and antagonists separately because of the necessity of muscle forces. Recently, electromyography-assisted optimization (EAO) was reported to predict appropriate muscle forces. This paper calculated joint moment of antagonistic muscles across three joints of the lower leg during gait, using muscle forces predicted by EAO. Five male subjects walked freely five times. The model we used had three joints and eleven muscles of the lower leg in the sagittal plane. Electrodes were placed on eight muscles. Results showed that about 2~4.8Nm joint moment of antagonists were observed from mid stance to swing phase in the case of the hip. In the case of the ankle, joint moment of antagonists was low (less than 2.5Nm) through gait cycle. In the case of the knee, large joint moment of antagonists was observed from initial contact to loading response (max 9.2Nm), and terminal stance (max 8.3Nm).

Key words : Joint moment, gait, Electromyography, agonist, antagonist

要旨

主働筋と拮抗筋のモーメントを別々に算出するためには当該筋の張力の値が必要であるため算出が困難であった。近年、筋電図を用いた最適化手法 (EAO) により精度よく筋張力の推定が可能となった。本研究ではEAOにより推定した筋張力を用いて、歩行時の下肢3関節における拮抗筋モーメントの算出を試みた。被験者は健康男性5名とし、歩行動作を5試行実施した。モデルは下肢3関節、矢状面の11筋とした。EAOに用いる筋電図

はモデル筋のうちの8筋に貼付した。その結果、股関節では立脚後期から遊脚期に2~4.8Nmの拮抗筋モーメントがみられ、足関節では1歩行周期を通して拮抗筋モーメントは小さかった(2.5Nm以下)。膝関節の拮抗筋モーメントでは立脚初期(9.2Nm)と立脚後期(8.3Nm)にて顕著であった。立脚初期の拮抗筋モーメントは衝撃に対して、立脚後期では下肢の振り出しに対する制動の役割として膝関節の剛性を高めていると考えられた。

1) 新潟医療福祉大学大学院 医療福祉学研究科
2) 新潟医療福祉大学 医療技術学部 義肢装具自立支援学科

[連絡先] 田中 悠也

〒950-3133 新潟県新潟市北区すみれ野 1-2-9 プラドールすみれ野D207号室
TEL: 090-1663-9742
E-mail: hpm08001@nuhw.ac.jp

I はじめに

バイオメカニクスにおいて、最も用いられることが多い指標の一つに関節モーメントが挙げられる。関節モーメントは主働筋と拮抗筋の張力（および軟部組織への張力）によるモーメントの総和¹⁾であり、定量的な主働筋の優位性の情報を得ることが可能である。例えば歩行動作において、片麻痺患者における関節モーメントのピーク値の減少²⁾や膝前十字靭帯損傷者の膝伸展モーメントの減少³⁾などの、疾患と関節モーメントの関係が報告されている。また、健常者における歩行⁴⁾や立ち上がり⁵⁾、階段昇降⁶⁾といった動作時の関節モーメントが報告されており、動作を理解するためにも用いられている。しかし関節モーメントの問題点として、主働筋の優位性はわかるものの拮抗筋活動の程度はわからない。

動作を行う際、力学的には拮抗筋の活動は必要なく、拮抗筋の活動は0であっても動作が可能である。しかし、関節の剛性を高めるために拮抗筋の活動（同時収縮）が生じていると考えられており、この拮抗筋によるモーメントの分だけ主働筋によるモーメントは阻害され、結果としてより大きいモーメントが必要になる。拮抗筋によるモーメントと主働筋によるモーメントを合成したものが関節モーメントであり、これらを分けることが可能であれば拮抗筋による主働筋を阻害するモーメントの程度がわかる。筋電図では拮抗筋の活動が定性的にはわかるが、定量的にどのくらい主働筋を阻害しているかはわからない。拮抗筋モーメントを算出することができれば同時収縮の定量化といった今後の発展につながり、動作の理解として新たな知見を得ることが可能になる。しかしながら主働筋と拮抗筋のモーメントを別々に算出するためには個々の筋の張力が必要となり、筋の張力を直接測定するには手術により筋や腱の間にトランスデューサーを入れるといった侵襲性が必要となるため、ヒトでは倫理的に実施が困難である。

筋の張力の直接測定が困難であるため、最適化手法と呼ばれる数学的な手法を使用した筋張力の推定が行われている。最適化手法とは、筋の張力と力が加わっている距離の積の総和が関節モーメントと等しいという平衡式から、無数の可能性が存在する筋張力の組み合わせを工夫して一つに絞り込む方法である。最適化手法は大きく分けて筋電図を使用しない最適化手法（Optimization：以下OPT）^{7,8)}と、筋電図を使用する最適化手法（EMG-assisted optimization：以下EAO）^{9,10)}に分けられる。OPTでは単関節筋の筋張力は筋電図と良好な一致度を呈するが、二関節筋や拮抗筋は筋電図と一致しないと述べられている¹¹⁻¹⁶⁾。EAOにより推定した筋張力では二関節筋および拮抗筋ともに筋電図との高い一致度が報告されている¹⁰⁾。

そこで本研究ではEAOにより推定した筋張力を用いて、歩行時の下肢3関節における主働筋と拮抗筋のモーメントを算出し、歩行動作のより詳細な分析かつ新たな知見を得ることを目的とした。

II 方法

被験者は健常成人男性5名（平均年齢 20.0 ± 2.4 歳、平均身長 168.6 ± 2.2 cm、平均体重 60.6 ± 5.0 kg）とした。被験者には事前に口頭および書面にて十分説明し、同意を得た上で測定を実施した。なお、本研究は新潟医療福祉大学倫理委員会の承認（承認番号17045-081203）を得た。

被験者はマーカーを貼付するためTシャツとスパッツおよび帽子を着用し、裸足となった。歩行動作は6mの歩行路を真っ直ぐ歩くことのみを指示する自由歩行5試行を実施した。解析対象の歩行周期は歩行開始より少なくとも3歩行周期後とした。

測定機器はCCDカメラ9台を含む三次元動作解析装置（VICON MX：Oxford Metrics Inc.）、床反力計（OR6-6-2000：Advanced Mechanical Technology, Inc.）6台、Ag/AgCl電極（Blue Sensor NF：Ambu Inc.）を用いた双極表面筋電図を使用した。直径9mmの赤外線反射マーカーを被験者の上下肢と体幹の39点に貼付した。表面筋電図の電極は右側の大殿筋、大腿直筋、半腱様筋、大腿二頭筋短頭、内側広筋、腓腹筋、ヒラメ筋、前脛骨筋の8筋に貼付した。三次元動作解析装置および床反力計はサンプリング周波数100Hz、筋電図は1000Hzにて測定し、それぞれのデータは同一のパソコンに同期した状態で取り込みを行った。歩行動作の終了後は電極を貼付した各8筋における5秒程度の最大等尺性収縮（MVC：Maximum voluntary contraction）の際の筋電図を測定した。

本研究で用いた剛体リンクモデルは3次元であり、骨盤、大腿、下腿、足部の4体節モデルとした。体節の質量や慣性モーメントなどの生体定数は、報告されている数値¹⁷⁾より被験者の体格に適合させて用いた。この剛体リンクモデルから、三次元動作解析装置より計測したマーカーの位置座標および床反力データを元に、股関節、膝関節、足関節の関節角度および関節中心における関節モーメントをBodyBuilder（Oxford Metrics Inc.）により計算した。各関節の中心はDavisの方法¹⁸⁾より算出した。

筋電図データの処理は臨床歩行分析研究会の処理ソフトであるCalca 3 grを用いた。Calca 3 grではローパスフィルタ（遮断周波数60Hz）後の波形と生波形の差を取った後、標準偏差の5倍以上の数値をスパイクとして除去し、全波整流後にローパスフィルタ（遮断周波数3Hz）を通した。筋電図における電気力学的な遅延は、関

節モーメントと筋電図の相互相関関数から100msec以内¹⁹⁾における最も高い相関係数の時間遅れを用いて補正した^{11, 20)}。また、二関節筋の場合では二関節における時間遅れの平均を用いた。

本研究の筋骨格モデルは大殿筋(以下GM)、腸腰筋(以下IL)、大腿直筋(以下RF)、半腱様筋(以下ST)、半膜様筋(以下SM)、大腿二頭筋長頭(以下BFL)、大腿二頭筋短頭(以下HMS)、広筋群(以下VA)、腓腹筋(以下GA)、ヒラメ筋(以下SO)、前脛骨筋(以下TA)の計11筋の矢状面モデルとした。まず、関節角度のデータを筋骨格モデルに当てはめ、11筋それぞれのレバーアーム長を算出した。各筋のアーム長は関節角度により変動する多項式²¹⁻²⁵⁾を体節長の違いを考慮して用いた。計算した関節モーメントと筋電図、アーム長データは直線補間(MATLAB7.8.0: The Mathworks Japan Inc.)により右足接地から次の右足接地までの一歩行周期あたり100コマに正規化した後、すべての被験者および動作にて平均した。

平均した関節モーメントおよびアーム長のデータを入力として、筋電図を使用しない最適化手法(OPT)を用いて推定筋張力の算出を行った⁷⁾。次に、平均した関節モーメントと筋電図、アーム長のデータ、OPTにより推定したILの推定筋張力を入力として、筋電図を評価関数に含んだ最適化手法(EAO)の筋張力を推定した^{9, 10)}。

i は筋番号 ($i = 1 \sim 11$)、 j は股・膝・足関節 ($j = 1, 2, 3$) として表記した。仮の筋張力 F' は式(1)によって%MVC(MVCに対する割合)と生理学的筋断面積 A 、生理学的筋断面積の単位面積あたりの最大筋張力

$$F'_i = \%MVC_i / 100 * A_i * \sigma \quad (1)$$

$$M'_{j,i} = F'_i L_{j,i} \quad (2)$$

$$M_j = \sum_{i=1}^{11} g_i M'_{j,i} \quad (3)$$

$$J = \sum_{j=1}^3 \sum_{i=1}^{11} |M'_{j,i}| (1 - g_i)^2 \Rightarrow \text{mini} \quad (4)$$

$$g_i \geq 0 \quad (5)$$

である筋ストレス σ により計算し、式(2)のように仮の筋張力と筋のレバーアーム L の積から仮の筋張力によるモーメント M' を計算した。この仮の筋張力によるモーメントと重み g の積和と関節モーメント M の釣り合いから制約式(3)となり、式(4)の評価関数 J を最小にする際の重み g の組み合わせを算出した。制約式

(3)に加え、骨格筋は収縮のみに張力を発揮するため式(5)の制約も同時に加えた。生理学的筋断面積は体重を考慮して先行研究の数値⁸⁾を用い、式(4)の筋ストレスは $50\text{N}/\text{cm}^2$ とした^{26, 27)}。なお、筋電図を測定していないILの仮の筋張力はOPTを用いて推定した筋張力を使用した。

推定した筋張力の妥当性を検証するため、Prilutskyに従い一歩行周期の推定筋張力と筋電図のPearsonの相関係数(SPSS11.0J for Windows: SPSS Japan Inc.)を用いた^{11, 28)}。推定筋張力の妥当性の検証では推定したST、SM、BFLの3筋の筋張力を合計してハムストリング長頭(以下HML)の筋張力とし、筋電図を測定したGM、RF、HML、HMS、VA、GA、TAの8筋にて相関係数を算出した。

次に、推定した11筋の筋張力およびアーム長の積和から股・膝関節の伸展筋モーメントと屈曲筋モーメント、足関節の底屈筋モーメントと背屈筋モーメントを計算した。本研究で用いた筋骨格モデルでは股関節伸展に作用する筋はGM、ST、SM、BFLであり、これらの筋の推定筋張力とアーム長の積和から股関節伸展筋モーメントを計算した。同様にILとRFから股関節屈曲筋モーメント、VAとRFから膝関節伸展筋モーメント、STとSM、BFL、BFS、GAから膝関節屈曲筋モーメント、GAとSOから足関節底屈筋モーメント、TAから足関節背屈筋モーメントを計算した。

Ⅲ 結果

推定筋張力と筋電図のPearsonの相関係数はGMにて $r = 0.90$ 、RFは $r = 0.93$ 、HMLは $r = 0.72$ 、HMSは $r = 0.62$ 、VAは $r = 0.90$ 、GAは $r = 0.99$ 、SOは $r = 0.96$ 、TAは $r = 0.73$ であった。

図1に被験者5名のデータを平均した下肢3関節の伸展筋モーメントと屈曲筋モーメント、合計した関節モーメントを図示した。股関節と足関節では拮抗筋モーメントが小さく、膝関節では顕著であった。足関節では1歩行周期を通して拮抗筋モーメントは小さく(2.5Nm以下)、底屈筋が活動している際は背屈筋が活動せず、逆に背屈筋が活動している際は底屈筋が活動しない傾向であった。股関節でも同様に伸展筋と屈曲筋の活動は分離している傾向がみられ、拮抗筋モーメントは立脚期から遊脚期にて2~4.8Nmであった。膝関節では立脚初期と立脚中期に拮抗筋活動が特に大きく、それぞれ最大で9.2Nm、8.3Nmであった。3関節とも関節モーメントが非常に小さい場合、または関節モーメントが屈曲から伸展といった符号が逆転する際に同時収縮が大きい傾向であった。

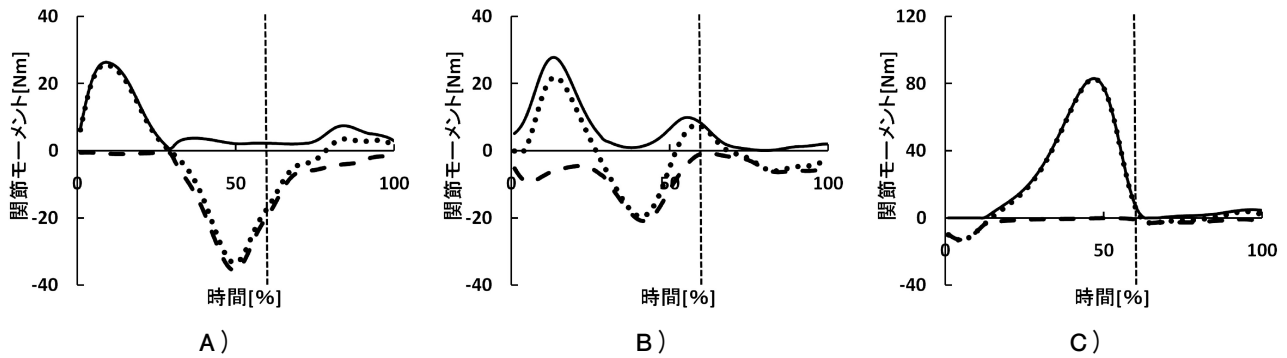


図1 下肢3関節における伸展筋モーメントと屈曲筋モーメント、合計した関節モーメント。実線は伸展・底屈筋モーメント、破線は屈曲・背屈筋モーメント、点線は合計した関節モーメント。A) 股関節、B) 膝関節、C) 足関節。横軸は右足の接地から次の右足接地までの1歩行周期。61%は立脚期と遊脚期の境目。伸展・底屈の符号を正として表示。

Ⅳ 考察

本研究にて計算した関節モーメントや関節角度、筋電図は先行研究と一致した波形^{4, 29-31)}を示しており、本研究の測定データの信頼性は良好と思われた。また、本研究の推定筋張力と筋電図の相関係数は先行研究^{7, 8, 11)}に比較して高く、良好な妥当性を有すると思われた。

下肢3関節の伸展筋モーメントと屈曲筋モーメントを算出した結果、膝関節に比べて股関節と足関節では拮抗筋モーメント、つまり同時収縮が小さかった。3関節とも関節モーメントが小さい場合または符号が逆転する際に同時収縮が大きい傾向であり、股関節と足関節では伸展筋と屈曲筋の活動は分かれる傾向であった。膝関節では伸展筋と屈曲筋の分離した傾向がみられず、伸展筋モーメントと屈曲筋モーメントの変動が大きく、拮抗筋モーメントも大きかった。特に立脚初期と立脚後期に大きな拮抗筋モーメントがみられており、立脚初期では接地時の衝撃に対して膝関節の剛性を高めるために拮抗筋モーメントが生じていると思われた。立脚後期の同時収縮は下肢の蹴り出しのための足関節底屈筋でもあるGAによる膝屈曲作用と、振り出しの準備のための股関節屈曲筋でもあるRFによる膝伸展作用、膝伸展筋であるVAの活動であり、筋電図の報告とも一致していた^{4, 29-31)}。これは下肢の振り出しのための膝関節の屈曲に対する制動の役割として剛性を高めていると考えられた。3関節の拮抗筋モーメントを比較すると、膝関節では初期接地時に剛性を高めるのに対して股関節と足関節では初期接地時に拮抗筋モーメントがみられず、膝関節は構造的に不安定³²⁾であるため他の関節に比べて剛性を高める必要性が高いと考えられた。

本研究により、歩行動作における伸展筋モーメントと屈曲筋モーメントを算出し、拮抗筋活動および同時収縮の定量化が可能となった。本研究では健康者を対象としたが、例えば片麻痺患者の関節モーメントのピーク値の

減少が主働筋活動の減少と拮抗筋活動の増加のどちらに起因しているのかといった検査により、主働筋促進と拮抗筋抑制の効果的な治療選択の判断材料とすることなどの発展が考えられた。また、本研究では考慮していない弾性張力の影響を含めることや、歩行動作以外の動作における拮抗筋モーメントの調査などの発展も考えられた。

文献

- 1) 江原義弘, 山本澄子(編): 臨床歩行計測入門. 医歯薬出版. 東京. 2008.
- 2) 山本 撰: 片麻痺歩行. 高橋正明, 山本澄子(編). 三輪書店. 東京. 94-100. 2002.
- 3) M Berchuck, TP Andriacchi, BR Bach, et al.: Gait Adaptations by Patients Who Have a Deficient Anterior Cruciate Ligament, *J Bone Joint Surg*, 72:871-877, 1990.
- 4) K Gotz-Neumann: 観察による歩行分析. 月城慶一, 山本澄子, 江原義弘ら(訳). 医学書院. 東京. 5-80. 2006.
- 5) 江原義弘, 山本澄子: ボディダイナミクス入門—立ち上がり動作の分析. 医歯薬出版. 東京. 2009.
- 6) A Protopapadaki, WI Drechsler, MC Cramp, et al.: Hip, Knee, Ankle Kinematics and Kinetics during Stair Ascent and Descent in Healthy Young Individuals, *Clin Biomech*, 22 (2): 203-210, 2007.
- 7) RD Crowninshield and RA Brand: A Physiologically Based Criterion of Muscle Force Prediction in Locomotion, *J Biomech*, 14 (11): 793-801, 1981.
- 8) A Pedotti, V Krishnan and L Stark: Optimization of Muscle-forces Sequencing in Human Locomotion, *Mathematical Biosciences*, 38: 57-76, 1978.
- 9) J Cholewicki and SM McGill: EMG Assisted

- Optimization: a Hybrid Approach for Estimating Muscle Forces in an Indeterminate Biomechanical Model, *J Biomech*, 27 (10) : 1287-1289, 1994.
- 10) J Cholewicki, SM McGill and RW Norman: Comparison of Muscle Forces and Joint Load from an Optimization and EMG Assisted Lumbar Spine Model: towards Development of a Hybrid Approach, *J Biomech*, 28 (3) : 321-331, 1995.
- 11) BI Prilutsky: Coordination of Two- and One-joint Muscles: Functional Consequences and Implications for Motor Control, *Motor Control*, 4 (1) : 1-44, 2000.
- 12) 三秋泰一, 久保田雅史, 横川正美ら: 筋骨格モデルによる推定筋張力と筋電図との関係, 金沢大学つるま保健学会誌, 29 (1) : 85-93, 2005.
- 13) 小島聡太, 長谷和徳, 大日方五郎ら: センサ付自転車エルゴメータと筋骨格モデルによる下肢運動評価システムの開発, 人間工学, 44 (4) : 193-201, 2008.
- 14) 西田隆一郎, 江原義弘: Forward Lungeにおける踏み込み脚の脛骨引き出し力の解析, 新潟理学療法学, 4 : 148-152, 2008.
- 15) A Jinha, R Ait-Haddou and W Herzog: Predictions of Co-contraction Depend Critically on Degrees-of-freedom in the Musculoskeletal Model, *J Biomech*, 39 (6) : 1145-1152, 2006.
- 16) R Ait-Haddou, P Binding and W Herzog: Theoretical Considerations on Cocontraction of Sets of Agonistic and Antagonistic Muscles, *J Biomech*, 33 (9) : 1105-1111, 2000.
- 17) 阿江通良, 湯海鵬, 横井孝志: 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定, バイオメカニズム, 11: 23-33, 1992.
- 18) RB Davis, S Ounpuu, D Tyburski, et al.: A Gait Analysis Data Collection and Reduction Technique, *Human Movement Science*, 10 : 575-587, 1991.
- 19) 木塚朝博, 増田 正, 木竜 徹ら: 表面筋電図. 東京電気大学出版局. 13-37. 東京. 2006.
- 20) BI Prilutsky, T Isaka, AM Albrecht, et al.: Is Coordination of Two-joint Leg Muscles during Load Lifting Consistent with the Strategy of Minimum Fatigue?, *J Biomech*, 31 (11) : 1025-1034, 1998.
- 21) AS Arnold, S Salinas, DJ Asakawa, et al.: Accuracy of Muscle Moment Arms Estimated from MRI-based Musculoskeletal Models of the Lower Extremity, *Comput Aided Surg*, 5 (2) : 108-119, 2000.
- 22) W Herzog and LJ Read: Lines of Action and Moment Arms of the Major Force-carrying Structures Crossing the Human Knee Joint, *J Anat*, 182 (Pt 2) : 213-230, 1993.
- 23) CN Maganaris: Force-length Characteristics of In Vivo Human Skeletal Muscle, *Acta Physiol Scand*, 172 (4) : 279-285, 2001.
- 24) JF Pohtilla: Kinesiology of Hip Extension at Selected Angles of Pelvifemoral Extension, *Arch Phys Med Rehabil*, 50 (5) : 241-250, 1969.
- 25) CW Spoor, JL van Leeuwen, CG Meskers, et al.: Estimation of Instantaneous Moment Arms of Lower-leg Muscles, *J Biomech*, 23 (12) : 1247-1259, 1990.
- 26) KP Granata, PE Lee and TC Franklin: Co-contraction Recruitment and Spinal Load during Isometric Trunk Flexion and Extension, *Clin Biomech*, 20 (10) : 1029-1037, 2005.
- 27) SH Brown and JR Potvin: Constraining Spine Stability Levels in an Optimization Model Leads to the Prediction of Trunk Muscle Cocontraction and Improved Spine Compression Force Estimates, *J Biomech*, 38 (4) : 745-754, 2005.
- 28) BI Prilutsky and RJ Gregory: Analysis of Muscle Coordination Strategies in Cycling, *IEEE Trans Rehabil Eng*, 8 (3) : 362-370, 2000.
- 29) MP Kadaba, HK Ramakrishnan, ME Wootten, et al.: Repeatability of Kinematic, Kinetic, and Electromyographic Data in Normal Adult Gait, *J Orthop Res*, 7 (6) : 849-860, 1989.
- 30) S Ounpuu: The Biomechanics of Walking and Running, *Clin Sports Med*, 13 (4) : 843-863, 1994.
- 31) ME Wootten, MP Kadaba and GV Cochran: Dynamic Electromyography. II. Normal Patterns during Gait, *J Orthop Res*, 8 (2) : 259-265, 1990.
- 32) R Cailliet: 運動器の機能解剖. 荻原秀男 (訳). 医歯薬出版. 東京. 196-239. 2000.