

鈴木比奈子¹, 村井昭彦², 池上洋介¹, 内山瑛美子³, 山本江¹, 山田文香¹, 水谷有里¹, 川口航平¹, 武富修治¹, 中村仁彦¹
¹東京大学, ²産業技術総合研究所, ³東京工業大学

背景・目的

従来の筋活動推定法

- 筋電図(EMG)による測定
- 筋張力推定計算方法[Nakamura:2005]
- ビデオモーションキャプチャーを使用[Ohashi:2018]

装着に時間が必要
運動に制限

拮抗筋の活動を
測定できない

Hill-Stroevemodel
: 能動的動作における筋の粘弾性特性
→ 今回は筋の受動的特性に着目

ϵ_0^M	F_{max}	$\times 1.0$	$\times 5.0$	$\times 10.0$
0.60	①	②	③	
0.10	④	⑤	⑥	
0.03	⑦	⑧	⑨	

柔らかい筋
↕
硬い筋

筋ひずみは引っ張り始めてから約30ms間
0.04付近だった[Hayashibe : 2008]

本研究における筋活動推定法の考え方

- 非接触型ACL損傷は着地から約40ms後に発生[Koga:2010]
- 筋の随意制御/伸張反射は着地から60ms後に生じる[Corden:2000]
- 筋の随意制御や伸張反射で着地直後の体勢を制御するのは困難 & 着地直前に姿勢を固定して着地に備える

仮説 着地前後の身体反応は筋の受動的メカニズムが生み出す
関節の粘弾性によるもの

身体制御のManeuver : 拮抗筋の使い方

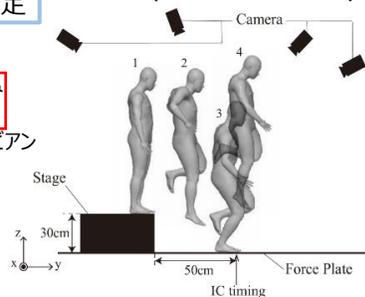
目的 筋の受動的メカニズムを考慮し、
着地時などの負荷の大きい環境に適した筋モデルを検討すること

方法

着地前後の身体反応は筋の受動的メカニズムが生み出す
関節の粘弾性によるもの

着地前後の筋活動度 α は一定

Drop Vertical Jump



- カメラ24台:200Hz (Raptor-4S, Motion Analysis Co., Santa Rosa, USA)
- フォースプレート:1kHz (ITR, Bertec Co.)
- 対象:男性1名(スポーツ経験あり)
- 光学式モーションキャプチャーシステムにより計測

筋力-筋長の関係式

$$F_{lce}(\ell) = \frac{e^{-k(\ell/\ell_0-1)^2/\gamma}}{e^{-k(\ell/\ell_0-1)^2/\gamma} + 1} + \frac{e^{k^{PE}(\ell/\ell_0-1)}/\epsilon_0^M - 1}{e^{k^{PE}} - 1}$$

ϵ_0^M : 等尺性最大筋張力による受動的な筋ひずみ
 F_{max} : 等尺性最大筋張力
 J_ℓ : 筋の長さ変化に対する関節の角度変化やコサイン
 $F_{vce}(\ell)$: 筋力-筋速度の関係式

関節トルク $\tau = C\alpha$

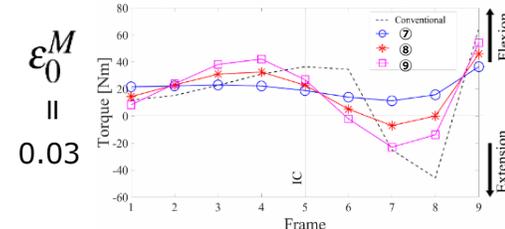
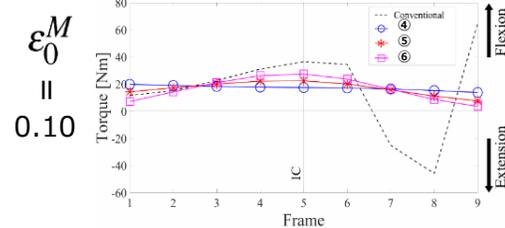
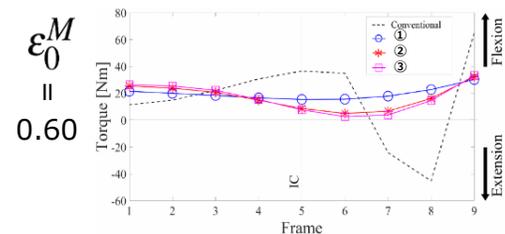
ただし、 C は $J_\ell^T F_{max} F_{lce}(\ell) F_{vce}(\dot{\ell})$ である

α の最適化計算 $\arg \min_{\alpha} \frac{1}{2} \left\| \begin{pmatrix} \tau_1 \\ \vdots \\ \tau_T \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} C_1 \\ \vdots \\ C_T \end{pmatrix} \alpha \right\|^2$

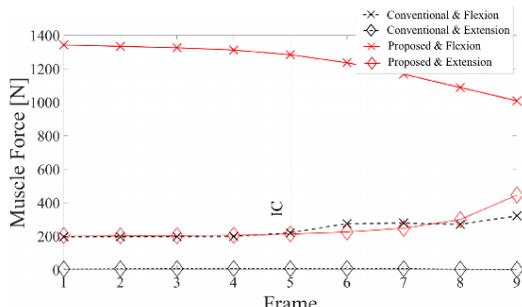
$\alpha = [a_1 \dots a_m]^T$ T : フレーム数
 拘束条件 $0 \leq a_i \leq 1$ ($i = 1, \dots, m$)

結果

筋の受動的パラメータ調節



膝関節周りの筋の張力



結論

- 筋の随意制御や伸張反射で体勢を制御するのは困難であることから、着地前後の身体反応は関節の粘弾性によるとの仮説を立て、筋の受動的メカニズムを考慮し負荷の大きい環境に適した筋モデルを検討した。
- スポーツ経験のある被験者1名を対象に光学式モーションキャプチャーを用いてDVJの運動を計測し、下肢の拮抗筋の活動度を推定した。
- $\epsilon_0^M = 0.03$, F_{max} の値を文献値の10倍にすることで、着地時に適した筋モデルを提案した。
- 筋の受動的メカニズムに着目し調節した筋モデル ($\epsilon_0^M = 0.03$ と F_{max} を10倍したもの) を用いることで拮抗筋の活動を推定できる可能性が示唆された。