

平成 22 年 5 月 28 日現在

研究種目：基盤研究(B)

研究期間：2007～2009

課題番号：19300213

研究課題名（和文） 身体運動の最適化における運動決定規範に関する研究

研究課題名（英文） A BIOMECHANICAL STUDY ON CRITERIA FOR OPTIMIZATION OF HUMAN MOVEMENTS

研究代表者

藤井 範久 (FUJII NORIHISA)

筑波大学・大学院人間総合科学研究科・准教授

研究者番号：10261786

研究成果の概要（和文）：歩および走動作においては、移動速度（歩・走速度）が小さい場合には「筋活性度の 2 乗和」が最適な目的関数であり、移動速度が大きくなるにしたがって 3 乗和、4 乗和とべき乗の数が大きくなる傾向がみられた。跳躍動作においては「筋応力」が対象となり、跳躍の努力度が大きくなるにしたがって筋応力の 2 乗和、3 乗和、4 乗和とべき乗の数が大きくなる傾向がみられた。さらに着地動作においては着地動作全体を通して適した目的関数は「筋応力の 2 乗和」であるが、着地直前の拮抗筋の共縮局面での筋力の推定精度が低くなった。以上の結果から、身体運動における運動決定規範（最適化における目的関数）について、複数の先行研究で「筋活性度の 3 乗和が目的関数として適している」と言われてきたことに対して異議を唱えるものであり、重要な結論を得たといえよう。

研究成果の概要（英文）：The selection of appropriate optimization criteria, i. e. objective functions, has been discussed over a long period in the literature. In a lot of researches, the sum of cubed active states of muscle models (activations) of all muscle models was minimized for estimating muscle force. However, it was inferred that the sum of the cubed activations is not always the best criterion. The sum of squared activations was the best for slow-walk speed, the sum of cubed muscle forces for slow-jog speed, and the sum of 4th-powered activations for fast-jog speed. Similar results were obtained for vertical jump, standing long jump, and landing motions. It is considered that the human locomotion is not controlled by a single criterion, but by various criteria according to the locomotion speeds and subjective efforts.

交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
2007 年度	6,700,000	2,010,000	8,710,000
2008 年度	3,500,000	1,050,000	4,550,000
2009 年度	3,700,000	1,110,000	4,810,000
年度			
年度			
総計	13,900,000	4,170,000	18,070,000

研究分野：総合領域

科研費の分科・細目：健康・スポーツ科学，スポーツ科学

キーワード：筋力推定，筋骨格モデル，最適化計算，運動規範，目的関数，3次元動作分析

1. 研究開始当初の背景

これまで、身体運動の最適化の際の目的関数・評価関数として用いられてきたものとしては、パフォーマンス、筋トルク変化、消費エネルギー、加速度変化、エネルギー有効性指数、筋トルク（筋応力）の総和、パフォーマンスなど様々な力学的パラメータや生理学的パラメータがある。しかし、研究代表者（Fujii ら, 2002）が示したように、実際の運動では単一の目的関数を最適化するのではなく、運動条件によって複数の目的関数を使い分け、また組み合わせて身体運動を最適化している可能性が高い。たとえばFujii らの研究では、野球のピッチング動作の最適化においてはボール速度だけを目的関数にするのではなく、関節の拘束トルク（負荷）も目的関数に組み込む必要があることを示している。また垂直跳び動作においても、これまでは跳躍高を単一の目的関数にして最適化計算を行うのが一般的であったが、離地直後の下肢関節の過伸展にともなう拘束トルクを考慮することで、実際の跳躍動作をより正確に再現できるという報告もある（Umberger, 2005）。さらに脳機能の研究領域からは、手の軌道生成の制御基準に関して跳躍度（jerk）最小、トルク変化最小、筋張力変化最小、運動指令変化最小などの目的関数が提案されてきているが（川人, 1996）、身体運動の獲得や動作の最適化については未知の部分が多く残されている。

身体運動のバイオメカニクスの分析において、身体を剛体リンクモデルに置き換えて関節トルクや力学的パワーを算出する逆動力学的分析が行われている。関節トルクは動作中の筋張力を評価する一つの指標として用いられるが、関節トルクは関節まわりの筋張力によるモーメントを関節ごとに総和したものであり、協働筋や拮抗筋の張力を分離して評価することはできない。そこで、身体運動をキネティクス観点から詳細に分析するためには、関節トルクを筋張力のモーメントに分配する問題（distribution problem, 以下分配問題）を解く必要がある。関節トルクを筋張力のモーメントに分配する方法として、Crowninshield ら（1981）は、筋応力（筋張力/筋生理学的横断面積）の 3 乗和を最小にする目的関数を導入し最適化計算するのが適切であると報告している。また Anderson ら（2001）は、筋が発揮できる最大張力は筋長や収縮様式によって異なるため、筋応力より筋の活性度（active state）の 3 乗和を目的関数として用いる方がよいと述べている。

2. 研究の目的

本研究では、身体運動、特に移動運動を中心として運動中の筋張力を推定する方法を確立し、身体運動における動作規範について検討することを目的とした。対象とする動作は、歩行および走行動作、跳動作（垂直跳、立ち幅跳び）、着地動作である。そして、歩行から疾走へと速度が上がるにともない、また努力度や跳躍距離の変化にともない、分配問題の目的関数がどのように変化するかを明らかにする。そして、身体運動に関する運動決定規範を検討する。

3. 研究の方法

(1) 被験者

被験者は、筑波大学大学陸上競技部（短距離ブロックおよび跳躍ブロック）学生であった（19 年度 24 名, 20 年度 28 名, 21 年度 24 名）。被験者には、あらかじめ本研究の目的、実験方法、収集したデータの利用方法などを説明し、実験への協力に関して書面で承諾を得た。なお、本研究は、筑波大学人間総合科学研究科倫理委員会の承認を得て行った。

(2) 実験方法

本研究では、歩、走、垂直跳、立幅跳、着地動作を対象として分析を行った。具体的には、1.0m/s, 1.5m/s, 2.0m/s の歩動作, 2.4m/s, 4.0m/s の走動作, 主観的努力度 50%, 70%, 80%, 90%, 100% の垂直跳（反動動作有, 腕振り無）, 努力度 50%, 70%, 80%, 90%, 100% の立幅跳, 高さ 0.2m, 0.4m, 0.6m の台からの両脚による着地動作である。立幅跳における努力度は、最大努力での跳躍距離を事前に測定し、被験者毎に目標とする跳躍距離を提示した。被験者には、十分なウォーミングアップの後、適宜休憩を挟みながら各試技を行わせた。なお、それぞれの動作において、被験者毎に試技条件（速度、努力度、台高）を無作為に変化させて、順序効果が最小限になるよう配慮した。

(3) データ収集

身体分析点の 3 次元座標値を収集するために、3 次元自動動作計測装置（VICON612 または VICON MX, VICON Motion System 社）を用いて、身体分析点表面に貼付した反射マーカー（47 個）の座標データを計測した。さらに、反射マーカーの座標データから、関節中心の座標値を算出した。同時に、フォースプラットフォーム（9287C, Kistler 社）を用いて動作時の地面反力を測定し、プリアンプタイプ電極（SX230, Biometrics 社）を用いて下肢の 8 筋（前脛骨筋、腓腹筋外側頭、大腿直筋、外側広筋、下肢二頭筋長頭、長内転筋、中殿

筋、大殿筋)の筋電を計測した。地面反力は、専用アンプ(9865, Kistler社)により増幅後、3次元自動動作計測装置のA/D変換装置に入力し、筋電は、歩および走動作の計測の際にはデータロガーを用い、跳躍および着地動作の際には地面反力と同様に3次元自動動作計測装置付属のA/D変換装置に信号を入力した。

(4) データ処理

得られた身体分析点座標値は、Wells and Winter(1980)の方法により最適遮断周波数を求め、バターワース型ローパスフィルタで平滑化した。そして、逆動力学的分析手法を用いて地面反力データと組み合わせて、下肢3関節(股関節、膝関節、足関節)の関節トルクを算出した。身体慣性特性係数は、阿江(1996)のデータを用いた。筋放電については、10Hzハイパスフィルタによりアーチファクト成分を除去し、整流後に、10Hzローパスフィルタを用いて包絡線を算出した。

(5) 最適化計算

筋骨格モデリングシステム(SIMM, MusculoGraphics社)を用いて、下肢の3次元筋骨格モデルを構築した。そして、股関節、膝関節、足関節の関節トルクと同等の筋モーメントを発揮し、さらに後述する目的関数を最小にするような最適化計算を用いて筋力などを推定した。最適化計算には、MATLAB(Mathworks社)のアドインプログラムであるOptimizationToolBox(Mathworks社)を用いた。

目的関数については、先行研究で用いられてきた評価指標に加えて、から8通りの評価指標を採用した。具体的には、①筋活性度、②筋力、③筋応力(筋の生理学的断面積あたりの筋力)、④筋パワー、⑤筋活性度の変化、⑥筋力の変化、⑦筋応力の変化、⑧筋パワーの変化、である。さらに、それぞれの目的関数に対して2乗和、3乗和、4乗和を組み合わせ、総計24通りの条件で筋力推定を行った。

(6) 筋力推定結果の評価

倫理上、筋力を直接測定することは不可能である。そこで、筋電の変化パターンと筋活性度の変化パターンの相関関係をもとに目的関数の評価を行った。また最適化計算により推定された筋力から筋活性度を逆算し、筋電と同様に10Hzローパスフィルタを施した。最後に筋電と筋活性度の相関係数を算出し、目的関数の評価に用いた。なお、筋電と活性度には時間的ずれが生じる可能性があり、10ms単位で時間をずらせながら相関係数を算出し、相関係数が最大になったものを評価に用いた。

4. 研究成果

(1) 歩および走動作における筋力推定結果

図1は、歩動作における筋電の包絡線と推定した筋活性度の関係を示した例である。目的関数は筋活性度の3乗和を用いたものである。筋電と筋活性度の変化パターンはほぼ一致しており、本研究で用いた筋力推定の方法は、ほぼ妥当であると判断できよう。

表1は、得られた相関係数をまとめたものである。標準偏差は、被験者によるばらつきを示している。

(2) 垂直跳および立幅跳動作における筋力推定結果

表2は、垂直跳動作における相関係数をまとめたものである。表3は、立幅跳動作における相関係数をまとめたものである。

(3) 着地動作における筋力推定結果

表4は、着地動作における相関係数をまとめたものである。

なお、表2~4については、見やすさを考慮して、相関係数が全体的に小さかった最適化基準④~⑧と標準偏差を省略した。

(4) 運動規範に関する検討

歩および走動作においては、移動速度(歩・走速度)が小さい場合には「筋活性度の2乗和」が最適であり、移動速度が大きくなるにしたがって3乗和、4乗和とべき乗の数が大きくなる傾向がみられる。跳躍動作においては、「筋応力」が対象となり、跳躍の努力度が大きくなるにしたがって筋応力の2乗和、3乗和、4乗和とべき乗の数が大きくなる傾向がみられる。着地動作においては、着地動作全体を通して適した目的関数は、「筋応力の2乗和」が比較的最適な目的関数として評価できるが、歩および走動作、垂直跳および立幅跳動作に比べて、相関係数が小さい。この要因としては、最適化計算を用いて筋力を推定すると、できる限り小さな筋力を推定する傾向があるが、着地動作では着地前から下肢関節の拮抗筋を共縮させて、着地後の衝撃緩衝を行っていたためと考えられる。

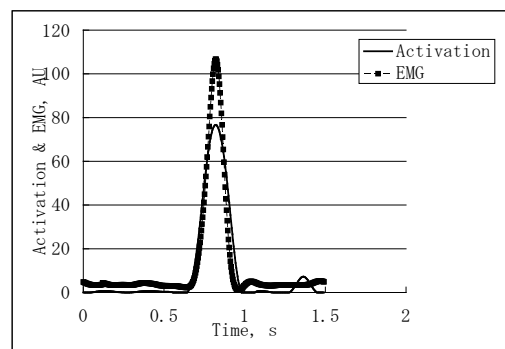


図1 筋電の包絡線と推定した筋活性度の変化パターン(大殿筋、筋活性度の3乗和)

表1 筋電と筋活性度の相関係数
(歩および走動作)

	① Activation			② Muscle force		
	squared	cubed	4th powered	squared	cubed	4th powered
Slow walk (1.0 m/s)	0.682 ± 0.067	0.671 ± 0.054	0.647 ± 0.052	0.551 ± 0.095	0.568 ± 0.089	0.581 ± 0.083
Normal walk (1.5 m/s)	0.734 ± 0.047	0.747 ± 0.056	0.717 ± 0.078	0.672 ± 0.073	0.680 ± 0.080	0.683 ± 0.083
Fast walk (2.0 m/s)	0.735 ± 0.066	0.740 ± 0.059	0.728 ± 0.064	0.694 ± 0.069	0.696 ± 0.071	0.698 ± 0.075
Slow jog (2.4 m/s)	0.727 ± 0.059	0.723 ± 0.063	0.726 ± 0.065	0.628 ± 0.082	0.620 ± 0.081	0.617 ± 0.087
Run (4.0 m/s)	0.720 ± 0.064	0.738 ± 0.063	0.735 ± 0.060	0.565 ± 0.080	0.566 ± 0.093	0.563 ± 0.099
	③ Stress (muscle force/PCSA)			④ Power		
	squared	cubed	4th powered	squared	cubed	4th powered
Slow walk (1.0 m/s)	0.621 ± 0.069	0.622 ± 0.065	0.653 ± 0.050	0.479 ± 0.078	0.492 ± 0.082	0.493 ± 0.080
Normal walk (1.5 m/s)	0.708 ± 0.067	0.712 ± 0.072	0.590 ± 0.099	0.618 ± 0.058	0.625 ± 0.053	0.627 ± 0.058
Fast walk (2.0 m/s)	0.728 ± 0.051	0.726 ± 0.043	0.596 ± 0.060	0.637 ± 0.048	0.639 ± 0.049	0.639 ± 0.050
Slow jog (2.4 m/s)	0.742 ± 0.066	0.743 ± 0.070	0.640 ± 0.076	0.591 ± 0.093	0.598 ± 0.093	0.606 ± 0.084
Run (4.0 m/s)	0.686 ± 0.071	0.680 ± 0.067	0.565 ± 0.086	0.578 ± 0.071	0.586 ± 0.072	0.587 ± 0.069
	⑤ Change of activation			⑥ Change of muscle force		
	squared	cubed	4th powered	squared	cubed	4th powered
Slow walk (1.0 m/s)	0.579 ± 0.067	0.577 ± 0.059	0.474 ± 0.075	0.434 ± 0.116	0.389 ± 0.098	0.350 ± 0.079
Normal walk (1.5 m/s)	0.654 ± 0.072	0.646 ± 0.073	0.536 ± 0.059	0.450 ± 0.094	0.500 ± 0.084	0.427 ± 0.086
Fast walk (2.0 m/s)	0.627 ± 0.066	0.620 ± 0.060	0.573 ± 0.068	0.513 ± 0.080	0.502 ± 0.071	0.475 ± 0.078
Slow jog (2.4 m/s)	0.505 ± 0.083	0.514 ± 0.083	0.500 ± 0.045	0.397 ± 0.090	0.406 ± 0.089	0.437 ± 0.127
Run (4.0 m/s)	0.525 ± 0.108	0.523 ± 0.095	0.501 ± 0.070	0.515 ± 0.056	0.525 ± 0.055	0.462 ± 0.129
	⑦ Change of stress			⑧ Change of power		
	squared	cubed	4th powered	squared	cubed	4th powered
Slow walk (1.0 m/s)	0.371 ± 0.044	0.377 ± 0.043	0.388 ± 0.063	0.397 ± 0.067	0.365 ± 0.057	0.374 ± 0.051
Normal walk (1.5 m/s)	0.377 ± 0.071	0.451 ± 0.107	0.468 ± 0.110	0.418 ± 0.055	0.394 ± 0.080	0.388 ± 0.087
Fast walk (2.0 m/s)	0.424 ± 0.085	0.488 ± 0.084	0.510 ± 0.080	0.434 ± 0.065	0.445 ± 0.069	0.423 ± 0.064
Slow jog (2.4 m/s)	0.351 ± 0.074	0.314 ± 0.110	0.328 ± 0.132	0.465 ± 0.067	0.463 ± 0.063	0.425 ± 0.046
Run (4.0 m/s)	0.486 ± 0.095	0.451 ± 0.145	0.433 ± 0.147	0.517 ± 0.067	0.516 ± 0.064	0.509 ± 0.049

表2 筋電と筋活性度の相関係数
(垂直跳動作)

	① Activation			② Muscle force		
	squared	cubed	4th powered	squared	cubed	4th powered
50%	0.365	0.390	0.346	0.242	0.274	0.298
70%	0.319	0.342	0.326	0.219	0.260	0.277
80%	0.313	0.352	0.316	0.236	0.258	0.261
90%	0.332	0.365	0.327	0.234	0.259	0.273
100%	0.249	0.303	0.249	0.210	0.239	0.228
	③ Stress (muscle force/PCSA)					
	squared	cubed	4th powered	squared	cubed	4th powered
50%	0.421	0.399	0.240			
70%	0.349	0.362	0.202			
80%	0.355	0.355	0.215			
90%	0.369	0.379	0.143			
100%	0.271	0.298	0.088			

表3 筋電と筋活性度の相関係数
(立幅跳動作)

	① Activation			② Muscle force		
	squared	cubed	4th powered	squared	cubed	4th powered
50%	0.365	0.394	0.385	0.329	0.335	0.334
70%	0.226	0.276	0.263	0.211	0.217	0.222
80%	0.298	0.283	0.254	0.253	0.265	0.263
90%	0.222	0.281	0.259	0.233	0.244	0.218
100%	0.173	0.204	0.206	0.117	0.110	0.116
	③ Stress (muscle force/PCSA)					
	squared	cubed	4th powered	squared	cubed	4th powered
50%	0.411	0.401	0.210			
70%	0.300	0.288	0.119			
80%	0.307	0.287	0.139			
90%	0.255	0.245	0.142			
100%	0.138	0.140	0.053			

表4 筋電と筋活性度の相関係数
(着地動作)

	① Activation			② Muscle force		
	squared	cubed	4th powered	squared	cubed	4th powered
0.2m	0.207	0.202	0.191	0.184	0.187	0.194
0.4m	0.182	0.202	0.203	0.153	0.173	0.166
0.6m	0.159	0.197	0.198	0.142	0.163	0.168
	③ Stress (muscle force/PCSA)					
	squared	cubed	4th powered	squared	cubed	4th powered
0.2m	0.222	0.214	0.133			
0.4m	0.224	0.212	0.091			
0.6m	0.220	0.214	0.069			

以上の結果から、身体運動における運動決定規範(最適化における目的関数)について、複数の先行研究で「活性度の3乗和が目的関数として適している」と言われてきたことに対して異議を唱えるものであり、重要な結論を得たといえよう。

【文献】

阿江 通良 (1996) JJSS, 15(3), 155-162

Anderson FC and Pandy MG (2001) J.Biomech., 34, 153-161.

Crowninshield RD and Brand RA (1981) J.Biomech. 14, 793-801.

Fujii N and Hubbard M (2002) Journal of Applied Biomechanics. 18(2), 135-15.

川人 光男 (1996) 脳の計算理論. 235-258. 産業図書.

Umberger BR (2005) Xth ISCSB, pp.35-40.

Wells RP and Winter DA (1980), Human Locomotion I, 92-93.

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文] (計1件)

① Toshiharu YOKOZAWA, Norihisa FUJII, and Michiyoshi AE: Muscle activities of the lower limb during level and uphill running. Journal of Biomechanics, 査読有, 40(15), 2007, 3467-3475.

[学会発表] (計2件)

① Norihisa FUJII, Toshiharu Yokozawa, and Michiyoshi AE: Reexamination of criteria for estimating muscle force during locomotion. The XXII Congress, International Society of Biomechanics, 2009年7月8日. Cape Town, South Africa.

② Toshiharu YOKOZAWA, Norihisa FUJII, and Michiyoshi AE. Muscle activity estimation of the lower limb in running using a three-dimensional musculoskeletal model. XIst International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics, 2007年6月29日. Tainan, Taiwan.

6. 研究組織

(1) 研究代表者

藤井 範久 (FUJII NORIHISA)

筑波大学・大学院人間総合科学研究科・准教授

研究者番号: 10261786

(2) 研究分担者

阿江 通良 (AE MICHİYOSHI)

筑波大学・大学院人間総合科学研究科・教授

研究者番号: 10175721

横澤 俊治 (YOKOZAWA TOSHIHARU)

独立行政法人日本スポーツ振興センター・国立スポーツ科学センター・契約研究員

研究者番号: 80400670

(H20: 連携研究者)