

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 29 年 6 月 1 日現在

機関番号：12601

研究種目：若手研究(A)

研究期間：2014～2016

課題番号：26702024

研究課題名(和文) 動力学解析可能な広範囲動作計測システムの構築

研究課題名(英文) Development of a wide range motion capture system capable of kinetic analysis

研究代表者

吉岡 伸輔 (YOSHIOKA, Shinsuke)

東京大学・大学院総合文化研究科・准教授

研究者番号：20512312

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 14,600,000円

研究成果の概要(和文)：本研究の目的は動力学解析可能な広範囲動作計測システムを構築することであった。この研究は代表者のこれまでの研究(MEMS慣性センサーを用いた広範囲動作計測装置の開発)に基づいて行われた。本研究は以下の3つのサブ研究で構成された(1：慣性センサーの性能改善、2：身体質量パラメータの推定、3：100m走への適用および結果の検証)。本研究を通して、衝撃力の小さい動作であれば、慣性センサーのデータから床反力を推定することが可能であることが分かった。加えて、COPの推定が測定誤差やモデリング誤差により難しいことが示唆された。開発された手法の長所は、キネティックデータを追加のセンサなしで得られる点である。

研究成果の概要(英文)：The purpose of this study was to develop a wide range motion capture system capable of kinetic analysis. This study is based on the previous study (the development of a wide range motion capture system with MEMS inertia sensors) and consisted of three sub studies (1: Improvement of inertial measurement unit, 2: Estimation of body inertial properties and 3: Application to 100 m sprint running and evaluation of the method developed in the current study). It was revealed that ground reaction force can be estimated under small impact condition. Additionally, it was suggested that the estimation of COP was difficult because of some factors such as measurement error, and modeling error. The advantage of the method developed is that kinetic data can be obtained without additional sensors.

研究分野：Biomechanics

キーワード：motion capture kinetics IMU ground reaction force

1. 研究開始当初の背景

身体運動の動作分析では、動作データ取得のためにビデオカメラが多く用いられる。また、画像処理技術や処理速度の目覚ましい発展に伴い、多数のビデオカメラを用いた高性能な動作計測システムが開発、販売されてきた(VICON社、Motion Analysis社など)。これらのシステムの完成度は非常に高く、最新のシステムでは位置同定の精度が1mm以下、時間分解能が2msec以下まで性能向上が図られ、身体運動の分析としては十分な性能に達している。しかし一方で、ビデオカメラを用いた動作計測システムには計測領域が狭いという問題がある。通常のカメラ台数(10~15台程度)の場合、計測領域は30m²程度である。この動作領域では、スポーツ動作の分析には不十分なことが多く、実際の動作分析では対象動作や分析箇所を限定することで対処する。ビデオカメラを用いた手法では、カメラから動作が大きく見えていることが必要なため、必然的に計測領域は小さくなる。すなわち、計測領域の点で本質的に限界がある手法と言える。

その様な状況の中、慣性センサーを用いた新たな動作計測手法が約10年前に実用化された。この手法では、加速度、角速度、地磁気センサーが1つの小型の箱に組み込まれた慣性センサーが使用される。慣性センサー内に組み込まれた各センサーの信号はカルマンフィルターを通してフュージョン(融合)され、最終的にセンサーの姿勢角として出力される。この手法では動作が“見える”必要はなく、理論上は計測領域の制限がない。すなわち、スポーツ動作のように動作領域が広い動作を対象とする際に適している計測手法といえる。

しかしながら、実際には地磁気による磁場の一様性を広い領域において保つことが難しくなるため計測領域は制限される。これは、地磁気の磁力が非常に弱く、磁石や鉄などによって地磁気の磁場が容易に乱されることに起因する(de Vries et al., 2009)。そこで申請者らは地磁気センサーに代えて写真用のデジタルカメラを使用する手法を開発した(H23~25年度若手(B)研究課題:スキー動作分析のための広範囲動作計測システムの構築)。この手法では、従来の手法と異なり地磁気データの乱れに計測データが乱されることがなくなったため、広範囲を安定して計測できるようになった。この計測システムによって、従来は困難であった冬季スポーツ(スキー、スケート)の運動学解析が可能となった。また、計測時間(最長3分)の点で制約があるものの、これまでよりも現実に近い環境下で持久系動作の計測が可能となった(トレッドミルを使用しない計測)。これにより、疲労による走速度と走動作の変化の関係性など、トレッドミルでは調査が難しい視点についても研究が可能となった。ただし、現在の計測システムは運動学データ

(各部位の位置や速度、関節角度など)のみを対象としており、力情報(キネティクスデータ)は得られない。また、計測システムの性能においても改善の余地があるものであった。

2. 研究の目的

本研究では、計測システムの性能を改善した上で、キネティクス推定の機構を新たに組み込み、長時間かつ広範囲な持久系動作であっても動力学解析が可能な動作計測システムを構築することを目的とした。

3. 研究の方法

研究は3段階に分けて実施した。1段階目が計測可能時間の改善および測定精度の向上、2段階目が質量パラメータ推定、3段階目が推定された質量パラメータと開発したセンサーを用いた実動作データへの適用およびその検証を行った。

計測可能時間の改善および測定精度の向上は2点の方法で行った。1点目はセンサーのアナログ信号をデジタル信号へと変換するADコンバータ部を16ビットから24ビットへ変更した。もう1点は、センサー毎に、3軸アライメントおよびセンサーゲインを補正するための校正を実施した。校正においては、アルゴリズムの考案、校正器の製作を行った。

質量パラメータの推定は、開発した動作計測法および床反力計を用いて行った。センサーを被検者に貼付し、床反力計の上で上肢や下肢を振る動作、屈伸動作等の動作を行った。各セグメント(体節)の質量およびセグメントのローカル座標系におけるセグメント重心位置について、床反力値、圧力中心点位置および計測された動作データ(姿勢、加速度、角速度等)の情報が整合するよう、Bremermann(1970)の数値最適化アルゴリズムを用いて求めた。具体的には、まず計測された姿勢データと加速度センサーで得られたデータを合せて各セグメントの加速度を求め、それらと重力加速度をすべて加算し、推定床反力値を求めた。同時に、身体質量中心点周りの全身の角運動量について算出し、微分することで、外力(今回の場合、床反力)が身体質量中心周りに生み出すモーメントを求めた。この2点について、推定値と実測値の差を目的関数に設定し、最適化計算を行った。

実動作への検証にあたっては、先行研究により力計測データ等がすでに得られている100メートル走を対象として行った。検証では、100メートル走を計測した上で、2段階目で得た個人の質量パラメータを代入し、得られた床反力値について検証した。

4. 研究成果

ADコンバータ部を改善した慣性センサーについて図1に示した。これにより、分解能

が $4.5 \times 10^{-2}(\text{deg/s})$ から $1.8 \times 10^{-4}(\text{deg/s})$ に改善し、分解能に起因する誤差について5分間の測定の際で10度から0.05度程度と無視できる値にまで低下させることが可能となった。



図1：新型（24ビット分解能ADコンバータ使用、スポーツセンシング社・特注品）（左）と旧型（16ビット分解能ADコンバータ使用）（右、スポーツセンシング社・WS1104）の慣性センサー

図2の校正装置を製作し、ジャイロセンサーの3軸配置およびゲインを計測し、慣性センサーユニット毎に校正した。その結果、1分間の計測時における平均測定誤差が2~3度（RMS値）であった精度が1度未満に改善した。光学式モーションキャプチャシステムを用いて精度検証を行った結果のまとめを表1に合わせて示した。



図2：校正装置一式

表1：測定時間と角度誤差

	Duration of trials					
	30 s	60 s	120 s	180 s	240 s	300 s
Uncorrected raw signals	5.5 (1.9)	7.0 (3.1)	15.6 (6.8)	25.6 (7.7)	35.9 (13.3)	45.2 (15.1)
Gain and misalignment corrections	1.2 (0.5)	2.8 (0.9)	5.9 (2.1)	8.4 (3.6)	11.6 (4.6)	14.1 (5.2)
Gain, misalignment, and bias corrections	0.6 (0.1)	0.7 (0.2)	1.2 (0.2)	1.2 (0.3)	1.8 (0.4)	1.9 (0.5)

質量パラメータ推定では、成人男性1名を対象に行い、最適化前後において結果を比較した。最適化前の質量パラメータ値として、de Leva (1996)の値を用いた。図3に示す床反力値（鉛直成分）において最適化後に微小ながら推定精度が向上していることが確認できるが、改善量は小さい（約1%）。この点

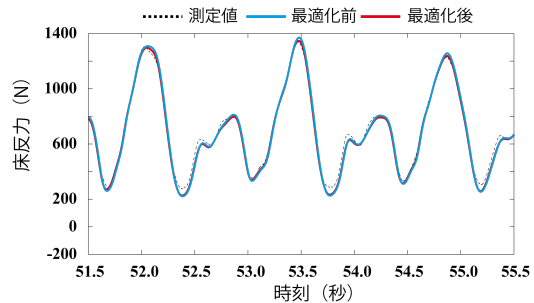


図3：最適化前後の床反力推定値の比較例（実線が推定値、点線が計測値）

について調べたところ、角運動量の微分値と、床反力（測定値）と COP（測定値）から求めた身体質量中心周りの外力モーメントにおいて初期値での一致度合いが悪く、最適化計算は主にその差を最小化するように働いていた。片足を振るといった程度の準静的な場合（図4左）においては良い一致を示した一方で、各種動作を行った中でも下肢を大きく、かつ、速く屈伸するような動的な動作（図4右）では最適化計算が終了した時点においてもCOPの推定値と測定値において最大で20cm程度の差が残った。大きな差が残った要因の1つに、姿勢計測時の誤差に伴う、身体質量中心点の誤差が挙げられる。測定前後で静止していると仮定した場合、床反力およびCOPの計測値と、身体質量中心から求めたモーメントの積分値（角運動量）はゼロとなる。最適化計算の後、その点について検証したところ、身体質量中心点に約5cmの誤差が含まれていることが示唆された。体幹を基準に考えた場合、四肢の先端位置の測定誤差はおおよそ2cm弱である（セグメントの測定誤差が1度と考えた場合）。測定誤差、質量パラメータの推定誤差、モデル化の誤差（例えば、体幹や肩周辺の単純化）等が加算されたものと考えられる。ジャイロセンサー自体の精度、皮膚の揺れ、肩周辺部位の測定の技術的難しさ等を踏まえると、現段階では測定誤差およびモデル化誤差をこれ以上低下させることは困難である。質量パラメータ推定について

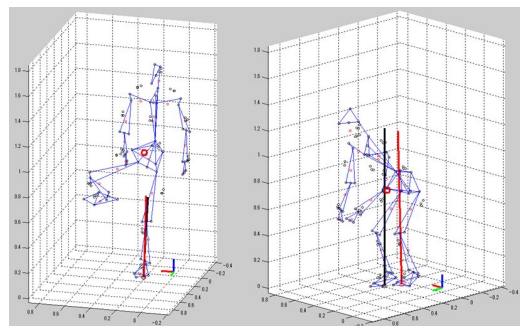


図4：慣性パラメータ推定動作中の推定床反力かつCOP（黒色ベクトル）と計測床反力かつCOP（赤色ベクトル）。

は光学式モーションキャプチャシステムを用いて行うといった対応をすることが解決策の1つであろう。今後の検討課題である。

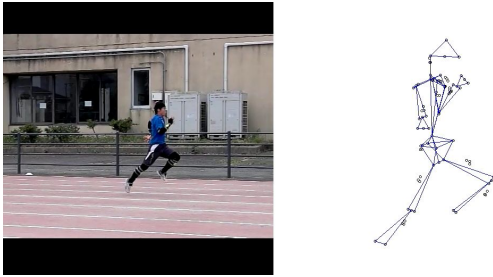


図5：100m 走中の姿勢計測結果例。左がハイスピードカメラの映像、右が慣性センサーより得られた結果。

質量パラメータの推定の実験と同一の被検者を対象に、100メートル走中の姿勢を計測した(図5)。計測されたデータに対して、先の質量パラメータ推定と同様の計算を行い、床反力を推定した。なお、先の段階において、COPの正確な測定が現段階では困難であることが明らかとなったため、ここでは床反力に対してのみ、本技術の応用可能性を検証した。

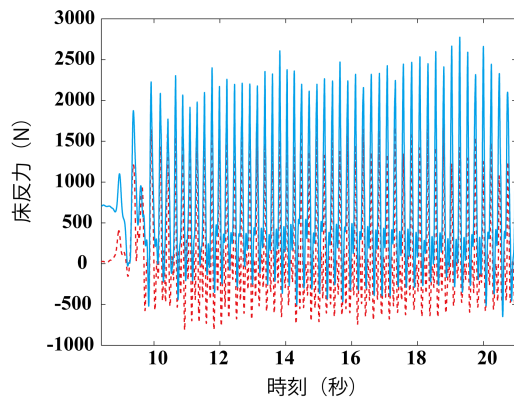


図6：100m 走中の推定床反力値。水色の実線が鉛直方向（正方向が上向き）、赤色の点線が前後方向（正方向が前向き）の力を示す。

図6に示したピーク値は、床反力計を用いて計測された100m走もしくはスプリント走中の床反力値(阿江ほか、1991；伊藤ほか、2000)に類似したものであった。

図7は接地局面において推定された床反力をスティックピクチャーに重ねた図である。なお、COPは第1・5中足骨の遠位端の中央を仮定している。ピーク値および接地中の床反力の方向についてはおおよそ妥当な値が得られているものと考えられる結果であるが、一方で、両脚ともに遊脚している際にも、床反力が生じるという現実に即さない結果も見受けられた(図6)。これは主に、皮膚の振動による加速度センサーの揺れをセンサーが計測してしまっているものと考えら

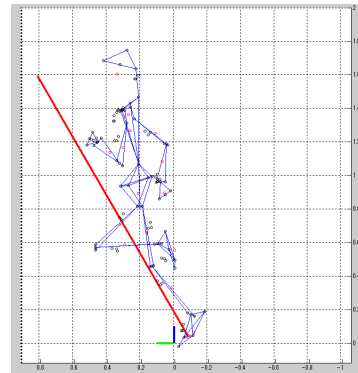


図7：100m 走中の推定床反力値。水色の実線が鉛直方向（正方向が上向き）、赤色の点線が前後方向（正方向が前向き）の力を示す。

れる。この点は、センサーの取り付けを強化し、さらにセンサー自身を軽量化することで改善可能である。ただし、スプリント走における接地瞬間に加速度センサーで計測される値は20Gを超えることも多く、完全に取り除くことは難しいと推察される。本研究では、着地の衝撃が伝わり難い頭部のセンサーデータを用いて、全身の加速度を推定するように工夫したものの、根本的に解決は至らなかった。今後の課題である。ただし、動作中の衝撃力は対象とする動作次第で大きく変わるものであり、申請者らが並行して進めているスキー研究では衝撃力は数分の一と小さく、問題となっていない(図8)。図8の結果を姿勢データと重ねて描画した場合にも力学的に不適切な結果は見受けられない。本手法は、新たな手法を提案するものであり、新たな研究を拓くものであるが、適用においては対象動作を考慮することにも留意が必要である。

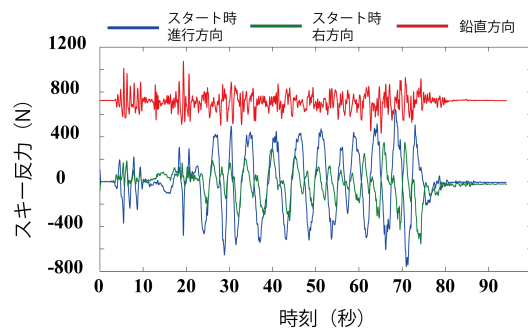


図8：スキー滑走中の推定スキー反力値(ローパスフィルター周波数：2Hz)。

本研究は、慣性センサーを用いた動作計測にキネティクスの結果を加えるものである。COPの推定には課題が残されているものの、すでに慣性センサーを用いている研究者にとって、新たな投資なく、追加の結果を与えるという点で優れているものである。

<引用文献>

Bremermann H. (1970) A Method of Unconstrained Optimization. Mathematical Biosciences, 9, 1-15.

de Leva P. (1996) Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's Segment Inertia Parameters. Journal of Biomechanics, 29, 1223-1230.

阿江通良ほか(1984), 疾走中の地面反力の変化 - 疾走速度の増大による影響. 日本体育学会第35回大会.

伊藤 章: 走. In: 深代千之ほか編著, スポーツバイオメカニクス. pp.13-18, 朝倉書店, 2000.

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)

[図書](計1件)

吉岡伸輔、(株)NTS、(in press)、『オーグメンテッド・ヒューマン Augmented Human』～AIと人体科学の融合による人機一体 究極のIFが創る未来～、第1章5節(6ページ(予定))

6. 研究組織

(1)研究代表者

吉岡 伸輔 (YOSHIOKA, Shinsuke)

(東京大学・大学院総合文化研究科・准教授)

研究者番号: 20512312

(2)研究分担者

なし

(3)連携研究者

なし

(4)研究協力者

なし