

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 30 年 6 月 7 日現在

機関番号：57301

研究種目：基盤研究(C) (一般)

研究期間：2014～2017

課題番号：26350769

研究課題名(和文)ラグビー選手のコンタクトフィットネス負荷を計測するシステムの開発

研究課題名(英文)Development of the system measuring the contact fitness load of the rugby player

研究代表者

中島 賢治 (Nakashima, Kenji)

佐世保工業高等専門学校・機械工学科・教授

研究者番号：40311112

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,800,000円

研究成果の概要(和文)：ラグビーでは、ウェアラブル慣性センサを選手に装着、ゲームの中で戦略的かつコーチングに活用できる有用情報を取得する取り組みが行われている。本研究では、逆動力学理論に基づくMATLABコードを作成し、センサから得られる加速度・角速度・地磁気情報から体幹各部の関節トルクを算出する試みを行った。実験においては、選手がボールを持ってダミーバッグに当たる「ヒット動作」を試技として、慣性センサによる計測とビデオ撮影を行った。その結果、スキルトレーニングに有用な定性的情報を得ることができた。身体各部の関節トルクは、コーチングの際に選手に説明する上で理にかなったデータが定性的に得られていることがわかった。

研究成果の概要(英文)：In the rugby football game, the wearable inertia motion sensor are used for measurement of useful information data for strategy planning and coaching. In this study, we make the MATLAB code based on the inverse dynamics theory, and tried calculation of the joint torque of each human trunk part by inputting acceleration, angular velocity and geomagnetism data to be provided from inertia sensors. In the experiment, the measurement with the inertial sensor and a video shoot were carried out to attempt of the hitting action (The action that a player clashes with a dummy bag with a ball). As a result, we were able to obtain the qualitative information that was useful for skill training. Logical and qualitative data was provided about the joint torque of physical all parts for a coach to explain it to a player.

研究分野：混相流工学

キーワード：ラグビー 慣性センサ 動作解析 逆動力学 コーチング コンタクトフィットネス

1. 研究開始当初の背景

ラグビー競技は、走る、当たる、押す、寝転ぶ、起き上がるという動作の連続であり、無酸素運動と有酸素運動が複合する高度な持久力・スタミナが選手に要求される。その能力向上には、コンタクトフィットネストレーニング（以降 CFT と記す）が適切と考えられるが、現在よく行われている中等度のランニング速度による CFT は、運動強度の生理学的指標である心拍数において試合形式トレーニングに酷似しているものの、短時間で高エネルギーを発揮するような最大スプリント速度や筋パワーに対してネガティブに作用することが指摘された。そのため、スプリント走速度に配慮した CFT プログラムの開発が課題であり、リアルゲームを対象とした運動解析の重要性が増している。短時間に高エネルギーを発揮する運動は無酸素運動であり、ラグビー競技においては、サイドステップやチェンジオブペースなどの前後左右への緩急をつけたランニング、タックルやクラッシュなど能動的な身体接触、スクラムやモールラックなどボールの争奪にかかわる持続的な力の発揮などがある。そして、それらの運動特性は選手が発生する加速度に現れていると考えられ、その計測にはウェアラブルな小型慣性センサの利用が適切である。

申請者は、平成 22~24 年度の科研費基盤 C に採択され、図 1 に示す 9 軸ワイヤレスモーションセンサ（以下、WMS）を 20 台購入、本校ラグビー部員を対象に実践的プレイの計測を行ってきた。図 2 はそれらの調査の研究成果として得られた計測システムのブロックチャートで、加速度センサが持つ非線形誤差と個体差をある程度許容できる構成となっている。本研究では、加速度に関する特性値、すなわち衝撃力・体幹の強さ・駆動強度などのラグビー科学に有用なデータを計測できるデータ処理システムを構築する。

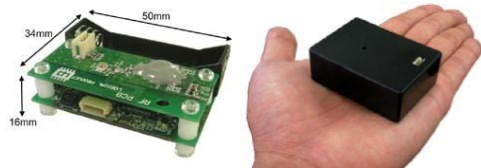


図1 加速度+角速度+地磁気 9 軸ワイヤレスモーションセンサ(WMS)

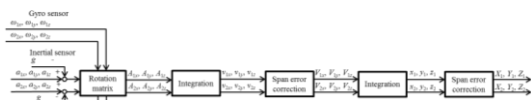


図2 計測システムブロックチャート

2. 研究の目的

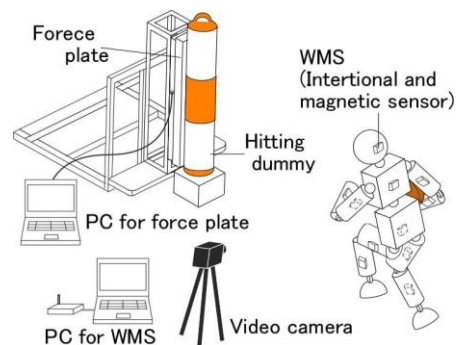
以上の背景から、本研究は、実際のプレイに近い形で選手のコンタクトフィットネス (CF) 能力を数値的・定量的に評価することを目的とし、慣性センサによる取得データ

(加速度、角速度、地磁気データ) を入力として、CF プレイの力学的な評価を可能とする計測システムを構築する。そのため、まず単純な CF 動作であるヒット動作を試技とし、計測対象者の上部部と腰部、大腿部、下腿部に装着された WMS によって加速度と角速度を計測、動力的解析による計算プログラムをコーディングし、関節トルクを算出して、動作分析を行う。本研究では、将来的に、加速度に関する特性値、すなわち衝撃力・体幹の強さ・駆動強度などのラグビー科学に有用なデータを計測できるデータ処理システムを構築する。

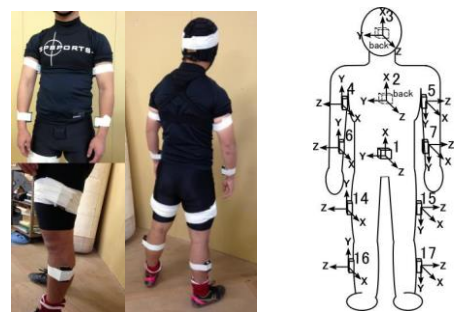
3. 研究の方法

(1) 実験方法

運動計測にはロジカルプロダクト社製 9 軸ワイヤレスモーションセンサ (WMS) を、衝撃力計測にはテック技販社製のフォースプレート (FP) をそれぞれ用いる。WMS 性能は、加速度各軸 ± 50 [G]、角速度各軸 ± 1500 [deg/sec]、地磁気各軸 ± 4 [Gauss] の製品を用いた。図 3 は実験の概略を示す。(a)のように、計測対象の試技は、約 3 [m] の助走後に、直径 0.35 [m]×高さ 1.35 [m] のヒットダミーへ選手が当たる動作である。(b)は選手への WMS 装着の写真である。(c)は WMS の装着位置とセンサ座標系を示す。



(a) 実験の構成



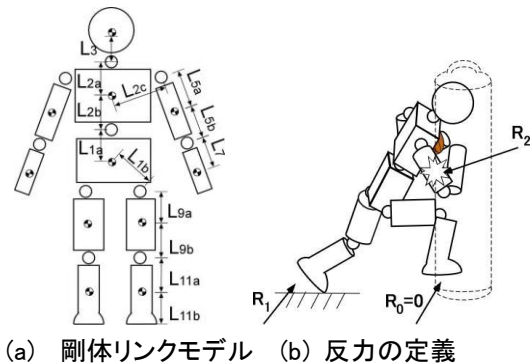
(b)センサ装着写真 (c)各センサ座標

図3 実験の概略

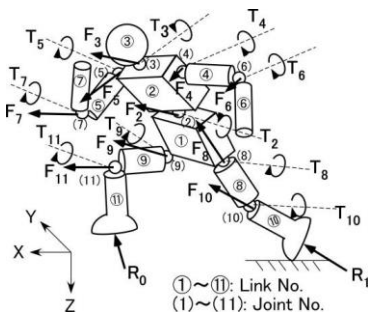
(2) 解析理論

動力的解析を行うための解析モデルと文字定義を図 4 に示す。(a)は剛体リンクモデルを示しており、体各部位の長さの文字定義

を図中に記している。(b)はヒット試技において外部から受ける反力, すなわち, 地面反力とヒットダミーから受ける反力の文字定義を示している。(c)はヒット試技において剛体リンクモデルの各関節にかかる力とトルクの定義を示す。



(a) 剛体リンクモデル (b) 反力の定義



(c) 関節にかかる力とトルクの定義

図 4 逆動力学の解析モデルと変数定義

図 4 の文字定義を用いて, ニュートンオイラー法により導かれた運動方程式を次式に示す. なお, 添え字 i にはリンクまたはジョイントの番号が, j, k, l, m, n には各反力または各ジョイントの番号が入る. ただし, m は体の各部分の質量, $\mathbf{\ddot{x}}$ は各リンク重心位置の加速度ベクトル, \mathbf{g} は重力加速度ベクトル, \mathbf{F} は各ジョイントに発生する力ベクトル, \mathbf{R} は足部または衝突部から受ける反力ベクトル, \mathbf{J} は各リンクの慣性テンソル, $\boldsymbol{\omega}$ は各リンクの重心位置の角速度ベクトル, \mathbf{T} は各ジョイントに発生する関節トルク, L は各リンクにおけるジョイントから重心までの距離をそれぞれ表している.

並進の運動方程式:

$$m_i(\ddot{\mathbf{x}}_i - \mathbf{g}) = \sum \mathbf{F}_j + \sum \mathbf{R}_k$$

回転の運動方程式:

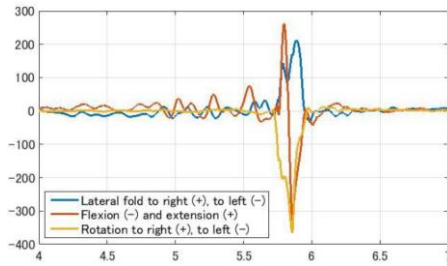
$$\mathbf{J}_i \dot{\boldsymbol{\omega}}_i + \boldsymbol{\omega}_i \times (\mathbf{J}_i \boldsymbol{\omega}_i) = \sum \mathbf{T}_j + \sum (L_k \times \mathbf{F}_j) + \sum (L_m \times \mathbf{R}_n)$$

4. 研究成果

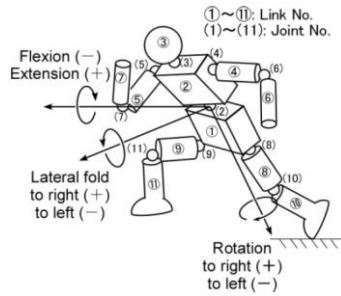
(1) 体幹強さの評価 (腰部の関節トルク)

WMS および FP の計測値を運動方程式へ代入して, 各ジョイントにかかる力および関

節トルクをそれぞれ計算した. 関節トルクは, 選手が自身の筋肉によって能動的に発揮しているトルクと, 外力によって受動的に発生しているトルクの両方が含まれている. 図 5 (a)は腰部 (体幹下) と上体 (体幹上) の間のジョイント (腰椎関節) にかかる関節トルクを示している. 実験において, 計測オペレータが WMS と FP の計測開始スイッチを押下してから, 計測対象者は約 3 秒間直立静止し, そのあと自分のタイミングで試技を開始する. 図 5 (a)の横軸は動き出し直前の 4 秒以降をプロットしている. (b)はデータ整理に用いた座標定義を示しており, X-Y-Z 軸は右手座標系を, ロール・ピッチ・ヨー角は各軸の右ねじ方向を正としている. 図 5 (a)において, 腰椎関節にかかる X 軸 (側屈)・Y 軸 (屈曲伸展)・Z 軸 (回旋) 周りの関節トルクがそれぞれ青線・黄線・赤線で示されている. 試技について, 計測対象者はヒットダミーの左脇へ直線的に進路をとり 4 歩進んでから, 4 歩目に右足を大きく前へ蹴りだして, 右上腕でヒットする. 計測対象者は計測開始から約 5.7 秒でヒットダミーに衝突しており, 図 5 (a)におけるすべての関節トルクが同時に大きく変動し始めている. 衝突を開始する前, 助走動作において前へ踏み出すとき, 前足が地面から受ける反力に対して姿勢を保持するため伸展トルクが働くので, Y 軸回りの屈曲伸展トルク (黄線) に 3 つのピークが現れている. 衝突を開始した後, ヒットダミーから受ける衝撃力に対して一時的に伸展トルクが発生するが, 瞬時に屈曲トルクが能動的に発揮されている. 選手は, ヒットダミーから受ける衝撃力により姿勢が不安定になるが, 姿勢を保持するため非常に短い時間で修正の動きをしている. ところで, 計測対象者は, 小・中学校のラグビースクールから高専にかけて約 11 年の継続したラグビー経験があり, 身長 1.67 [m], 体重 75 [kg] とラグビー選手としては小柄であるが, フッカーやセンター, ナンバーエイトなどコンタクトフィットネスが要求されるポジションを歴任してきた. ゆえに, コンタクトプレイに適切な体の使い方を習得している. 全国的強豪校である長崎北陽台高校のチームスローガンは「鉄になれ!」である. これは, コンタクトするとき, 瞬間的に腹筋に力を入れる動作を指しており, 図 5 (a)の伸展屈曲トルクは重要なコンタクトスキルを定性的に表現している. そして, Z 軸回りの回旋トルク (赤線) は左回旋方向に大きくふれていることがわかる. 左回旋は, 回旋運動によってヒットダミーを押し込む動作で, ナンバ走りの体幹の使い方である. 助走時には手と足が交互に前後する通常の走動作となるが, ヒットの瞬間には図 5 (a)のように右手と右足を同時に前方へ投げ出す動作となる. このとき, 右足の踏み出しと同時に右肩を体の内側へ入れ込む動作になるため, 左回旋トルクが働いている.



(a) 腰椎の関節トルク



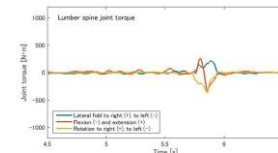
(b) 腰椎関節トルクの定義(ロール: 左右側屈, ピッチ: 屈曲伸展, ヨー: 体軸回旋)

図 5 腰部関節トルクの変動と定義

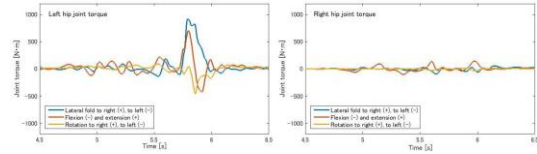
(2) その他の関節トルク

図 6 は各ジョイントに発生する関節トルクを示しており, (a)は腰椎関節, (b)は左股関節, (c)は右股関節, (d)は左ひざ, (e)は右ひざの解析結果を示している. 図 6 各グラフの横軸は動き出し直前の 4.5 秒以降をプロットしている. 図 6 各グラフにおいて, 各関節にかかる X 軸 (側屈)・Y 軸 (屈曲伸展)・Z 軸 (回旋) 周りの関節トルクがそれぞれ青線・黄線・赤線で示されている. 試技について, 計測対象者はヒットダミーの左脇へ直線的に進路をとり 4 歩進んでから, 4 歩目に右足を大きく前へ蹴りだして, 右上腕でヒットする. 計測対象者は計測開始から約 5.7 秒でヒットダミーに衝突している.

図 6 (a)~(e)は縦軸のスケールを一致させている. 図 6 (a) は前出の図 5 (a)と同じデータで, 屈曲伸展トルク (赤) における体を硬直させる動作, 回旋トルク (黄) におけるナンバの動作, などのヒット時に特徴があるトルク変動が定量的に表れている. そして, 図 6 において, (b)左股関節と(d)左ひざにかかる関節トルクが右股関節(c)と右ひざ(e)にかかる関節トルクよりも大きいことがわかる. 左の関節に大きなトルクが表れるのは, 地面反力に起因する. 右の関節の動作は大きい, 地面反力が発生しないため, 関節トルクは小さくなる. このことは, プレイにおいて軸足を負傷するとパフォーマンスが急激に落ちることを想像すれば理解しやすい. 逆に言えば, スポーツにおける多くの運動は地面から受けた反力のある行動へ効果的に利用する (地面に近いリンクから動作が行われる末端リンクへ順に連動して力をつなぐ) ことで高パフォーマンスにつながるようになる.

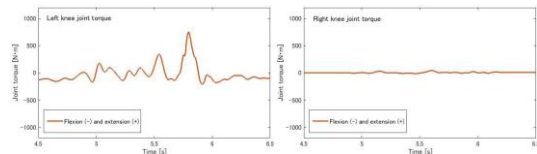


(a) 腰椎関節



(b) 左股関節

(c) 右股関節



(d) 左ひざ関節

(e) 右ひざ関節

図 6 各関節のトルク変動

(3)全体を通して

今回示したグラフは, CF 動作を定性的に評価できているが, 定量的には課題が残る. 図 5 においては, CF 動作で重要となる体幹の使い方を説明できているが, 図 6 においては腰椎関節にかかるトルクの大きさが, 左股関節や左ひざ関節にかかるトルクよりも過少に評価されていると思われる. その理由は, 足から入力される地面反力を計測できていないためである. 足裏に装着する形式のフォースプレートが市販されているが, 実際のプレイに利用できるものではないため, 開発が望まれる.

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 中島賢治, 戸田尊, 山本隼年, 川崎隆之, ラグビーにおけるウェアラブルセンサ計測, 日本機械学会誌, Vol. 119 No. 1172 (2016), pp. 16-17 (2016)
DOI: 10.1299/jsmemag.119.1172_402

[学会発表] (計 4 件)

- ① 中島賢治, 城野祐生, 松山史憲, 重松利信, 廣瀬圭, ラグビーのヒット動作を対象とする慣性センサを用いた衝撃力計測, 日本機械学会 2015 年度年次大会講演論文集, G2300101 (2015)
DOI: 10.1299/jsmemecj.2015_G2300101-
- ② 中島賢治, 廣瀬圭, 城野祐生, 松山史憲, 重松利信, ラグビーにおけるヒット動作時の関節トルクの推定, スポーツ工学・ヒューマンダイナミクス 2015, PDF 講演番号 C-9, (2015)

DOI: 10.1299/jsmeshd.2015._C-9-1_

- ③ 河村庄造, 森浩紀, 湯川治敏, 中島賢治, 伊勢智彦, 松原真己, ウェアラブルセンサーによるランニングの逆動力学解析 (地面反力を測定しない解析方法の構築), シンポジウム: スポーツ工学・ヒューマンダイナミクス 2016 講演論文集 (2016), 講演番号 A-15 (PDF)

DOI: 10.1299/jsmeshd.2016.A-15

- ④ 河村庄造, 森浩紀, 湯川治敏, 中島賢治, 伊勢智彦, 松原真己, ワイヤレスモーションセンサーによるランニングの逆動力学解析 (遊脚の動きを考慮した解析), 日本機械学会シンポジウム: スポーツ工学・ヒューマンダイナミクス 2017 講演論文集, C-34 (2017)

DOI:10.1299/jsmeshd.2017.C-34

6. 研究組織

(1)研究代表者

中島 賢治 (NAKASHIMA, Kenji)

佐世保工業高等専門学校・機械工学科・教授

研究者番号: 4 0 3 1 1 1 1 2

(2)研究分担者

廣瀬 圭 (HIROSE, Kiyoshi)

秋田大学・理工学研究科・講師

研究者番号: 5 0 4 5 5 8 7 0