原著論文

スノーボード・ターンの関節負荷推定の一試み[†]

土 岐 仁* 山 田 知 明* 穂 苅 真 樹*
廣 瀬 圭*

An Attempt at Estimation of Joint Load on Snowboarding Turn[†]

Hitoshi DOKI*, Tomoaki YAMADA*, Masaki HOKARI*
and Kiyoshi HIROSE*

Abstract

In this paper, we propose an attempt at dynamics analysis and measurement method of snowboarding turn that is performed on an outside actual snowfield. We assumed the torso and lower limbs of a snowboarder to constitute a three-dimensional rigid link model. This model consists of an upper body, a lumbar part, a pair of thighs, lower thighs and feet and has total 20-degree-of-freedom. Then, joint moments were calculated by applying the Newton-Euler method in order to estimate the load that affects each joint. The measurement system utilized a three-dimensional gyro sensor to measure physical exertion of snowboarder and a 6-axis force sensor that measured reaction force from the snow surface. By applying this measurement system, a measurement experiment was carried out at a ski area. The measurement results (angular velocity, angle and joint moment) indicated the major features of snowboarding turns and we could quantify characteristics and estimate the loads exerted on snowboarders in each phase of turning.

Key words : Snowboarding Turn, Newton-Euler Method, Gyro Sensor, 6-axis Force Sensor

1. は じ め に

スノーボードの指導は主に見た目, すなわち定性的な評価に頼ってきた。それは指導者の経験や理論により総合的に滑りを見ることで指導を行っており, 人によって表現方法がさまざまである。

スノーボーダーの運動解析に関する研究として, 屋内におけるスノーボード操作の計測が行なわれている¹⁾²⁾。また, スノーボード・ターンのメカニズムを解明するために, ターン動作

のシミュレーション³⁾, 解析用スノーボードロボットの開発も進められている⁴⁾。しかし, これらの研究は, 実際の雪面を滑走するスノーボーダーの運動や生体負荷の情報が含まれておらず, 用具の設計・開発やバイオメカニクス解析には不十分である。

筆者らは, 磁気式三次元位置センサ, ビデオカメラ, 6軸力覚センサを用いて, 屋外で広範囲にわたってスキヤーやスノーボーダーの運動と作用する外力を計測できるシステムを構築し, 実際の雪面上を滑走する場合の生体運動解

[†] 原稿受付 2006 年 9 月 14 日

* 秋田大学 〒010-8502 秋田県秋田市手形学園町 1-1

* Akita University, 1-1, Tegata Gakuen-machi, Akita, Akita, Japan (010-8502)

析を行ってきた^{5)・9)}。しかし、この磁気式三次元位置センサは機器自体が大きく重いため、被験者の運動を拘束する恐れがある。また、このセンサはトランスミッタと呼ばれるセンサを基準とした部分のみしか計測できず、慣性系における運動を計測するためには余分なシステムをつける必要がある。そのために、ほぼ無拘束状態で計測できるビデオカメラを利用した DLT 法を併用したが、撮影範囲が限られ滑走中の回転運動により画像中の注目点が身体裏側に隠れてしまうことがある。さらにスキー場のような広大な範囲で、天候が変わりやすい場所では精度よく計測することは困難である。また、磁気式三次元位置センサと DLT 法は並進運動を計測し、リンクモデルと運動学から回転運動を求める逆運動学問題となり、非線形方程式の数値解法と多くの計算処理が必要となる。

本論では、スキー場のような屋外で、かつ広範囲にわたってスノーボーダーのターン運動および雪面からの反力を計測できるジャイロセンサと 6 軸力覚センサを用いたシステムを新たに提案する。さらに、筆者らの先行研究「スキー滑走における筋張力と拮抗筋作用の検討」では、整地された緩斜面で連続ターンを行ったときの人体の各関節に作用するモーメントを動力学モデルと準静力学モデルで比較した結果、ほぼ一致することを報告した⁵⁾。これより、本論の実験範囲内で必ずしも静止座標系でスノーボー

ダーに作用する慣性力を考慮しなくても、ボードに設置した力覚センサで得られる慣性力を含んだ情報を用いて生体内負荷を動力的に推定する一手法について述べる。

2. スノーボードのターン運動と問題

2.1 スノーボードのターン運動

スノーボードは、サーフィンやスケートボードに代表されるように進行方向に対して半身の姿勢をとるサイドウェイスタンスという左右非対称の滑走フォームを持つスポーツであり、バランスがとても重要となる。Fig.1 にスノーボードの基本ターン一連の動作を示す。(a) のターンはフロントサイドターンと呼ばれ、爪先側に荷重をかけてターンを行う。一方、(b) のターンはバックサイドターンと呼ばれ、踵でエッジングを行い、ターンをする。雪面に対してボードの片側のエッジだけが雪面に触れる状態の「角づけ」を行い、「荷重」を行うことによりボードをたわませてターンを行う。この状態で体の「ひねり」を加えることで、ターンをコントロールする。したがって、この「角づけ」・「荷重」・「ひねり」の 3 つの要素がターンにおいて重要となる。

2.2 本論で取り組む問題

スノーボードのターン運動は斜面における並進運動とスノーボーダーの各関節の回転運動に

Fig.1 Snowboarding turn

より構成されている。本論ではその回転運動に着目し計測を行い、スノーボードのターン運動を解析する。スノーボードは雪上・斜面という不安定な場所で、両足を一枚のボードに固定して滑走する。そのため全身でのバランスが重要となってくるが、その中でも特に重要となってくるのが雪面と一番近い脚部である。脚部をモデル化、解析することが必要である。さらに、脚部のひねり運動に加えて上体のひねり運動もスノーボードでは重要であるため、上体部・腰部を含めたモデルを構築する必要がある。

以上より、本論は整地された緩斜面でゆるやかな連続ターンを行ったときのスノーボーダーの各関節に作用する生体内負荷を推定する一手法について述べる。具体的には以下の問題について考える。

- (1) スノーボード・ターン運動の三次元回転運動計測、及び雪面反力計測を行うシステムの構築
- (2) 関節トルクの算出

3. ターンフォームの生体運動力学解析

3.1 解析モデルと座標系

Fig.2 に基準座標系, Fig.3 にスノーボーダーの胴体・下肢を三次元剛体リンクで仮定したモデルと関節角度および相対座標系の定義を示す。基準座標系のZ軸正方向は重力加速度方向と一致させる。これはどんな斜面上でも重力加速度方向は容易に求めやすく、後の解析も簡単に行えるようにするためである。X軸正方向はスノーボーダーの正面方向でZ軸と直交

Fig.2 Global coordinate system

Fig.3 The 3 dimensional rigid link model and local coordinate system

するように設定する。またY軸正方向は初期姿勢の身体屈曲軸と一致する方向にする。

Fig.3 の三次元剛体リンクモデルは、胸椎と腰椎を連続体として考え、第五腰椎を境にして胴体を上体部と腰部の体節に分け、上体部、腰部、左右両大腿部、下腿部および足部からなる三次元剛体リンク機構である¹⁰⁾¹¹⁾。各リンクは回転の1自由度を持ち、また、腰椎関節・股関節・足関節にはリンク長ゼロの仮想リンクを導入し、自由度をそれぞれ3とした。ただし腰椎関節とは、上体部と腰部をつなぐ第五腰椎の位置に仮想的に導入した関節を示す。関節角度は反時計回りの正方向とした。また、大腿部、下腿部、足部の相対座標系の定義は左右同じとしすべて右手系とし、z軸正方向はいずれも体節下方向とした。

3.2 オイラー角

原点を O_A とする基準座標系 $\Sigma_A (O_A - X_A Y_A Z_A)$ と一致しているある座標系を Z_A 軸周りに角度 ϕ だけ回転させたものを座標系 $\Sigma'_A (O_A - X'_A Y'_A Z'_A)$ とする。次に Σ'_A を Y'_A 軸まわりに角度 θ だけ回

Fig.4 Euler's angle

転させたものを座標系 $\Sigma_A'' (O_A - X_A'' Y_A'' Z_A'')$ とする。最後に Σ_A'' を X_A'' 軸まわりに角度 ψ だけ回転させたものを座標系 $\Sigma_B (O_B - X_B Y_B Z_B)$ とする。ここで、 Σ_A の原点 O_A と Σ_B の原点 O_B は一致している。この様子を Fig.4 に示す。このような三つの回転角度の組であるオイラー角が定まれば、 Σ_A から見た Σ_B の姿勢は次式の回転行列によって表現できる¹²⁾。

$$R(\phi) \cdot R(\theta) \cdot R(\psi) = \begin{pmatrix} \cos \phi & -\sin \phi & 0 \\ \sin \phi & \cos \phi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \psi & -\sin \psi \\ 0 & \sin \psi & \cos \psi \end{pmatrix} \quad (1)$$

したがって、初期座標 $p(0) = [x(0), y(0), z(0)]^T$ と回転後の座標 $p(t) = [x(t), y(t), z(t)]^T$ の関係は、オイラー変換より次式で与えられる。

$$p(t) = R(\phi) \cdot R(\theta) \cdot R(\psi) \cdot p(0) \quad (2)$$

3.3 生体内負荷の推定

各関節に作用する負荷を評価するために、ニュートン・オイラー法を適用し、関節トルクを推定する¹²⁾。Fig.5 に示すモデルの関節トルクの計算手順を示す。第 i 関節の関節角度を θ_i 、第 i 関節の回転軸ベクトルを S_i とすると、角速度ベクトル ω_i 、角加速度ベクトル $\dot{\omega}_i$ は

$$\omega_i = \omega_{i-1} + S_i \dot{\theta}_i \quad (3)$$

$$\dot{\omega}_i = \dot{\omega}_{i-1} + S_i \ddot{\theta}_i + \omega_{i-1} \times (S_i \dot{\theta}_i) \quad (4)$$

となる。また、第 $i-1$ 関節から第 i 関節への位置ベクトルを I_i 、第 i 関節から第 i 節重心の位置ベクトルを I_{Gi} とすると、第 i 関節の並進加速

Fig.5 Force and moment to act on joint i

度 $\ddot{P}_i$ と重心の加速度 $\ddot{P}_{Gi}$ はそれぞれ

$$\ddot{P}_i = \ddot{P}_{i-1} + \dot{\omega}_{i-1} \times I_{i-1} + \omega_{i-1} \times (\omega_{i-1} \times I_{i-1}) \quad (5)$$

$$\ddot{P}_{Gi} = \ddot{P}_{i-1} + \dot{\omega}_i \times I_{Gi} + \omega_i \times (\omega_i \times I_{Gi}) \quad (6)$$

を得る。ここで、 P_i は第 i 関節の位置ベクトル、 P_{Gi} は第 i 節の重心位置ベクトルである。第 i 節の重心に作用する力 f_{Gi} とモーメント n_{Gi} は

$$f_{Gi} = m_i (\ddot{P}_{Gi} - g) \quad (7)$$

$$n_{Gi} = I_i \dot{\omega}_i + \omega_i (I_i \omega_i) \quad (8)$$

となる。ただし、 m_i は第 i 節の質量、 I_i は重心まわりの慣性テンソル、 $g = [0 \ 0 \ g]^T$ は重力加速度ベクトルである。式 (7)、(8) より関節反力 f_i 、関節モーメント n_i はそれぞれ

$$f_i = f_{i+1} + f_{Gi} \quad (9)$$

$$n_i = n_{i+1} + I_i \times f_{i+1} + I_{Gi} \times f_{Gi} + n_{Gi} \quad (10)$$

とまとめられる。したがって、関節トルクは、関節モーメントの関節回転軸ベクトルへの投影成分であるので、内積で表わされ

$$\tau_i = S_i^T n_i \quad (11)$$

$$\tau = [\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_n]^T \quad (12)$$

となる。ここで、動力学的な関節トルク τ は、モデルを右半身と左半身に分割して考え、右半身、左半身それぞれについて関節トルク τ_r, τ_l

を算出する。そして、腰部のトルク τ_w は、右足からの反力によるトルク τ_{wr} と左足からの反力によるトルク τ_{wl} から次のように求まる。

$$\tau_w = \tau_{wr} + \tau_{wl} \quad (13)$$

4. 計測システム

4.1 三次元身体運動

回転運動を計測し、順問題アプローチから並進運動を求める。回転運動を計測するために株式会社田製作所製の圧電型振動ジャイロスター ENC-03M を用いた。スノーボード滑走中の各身体部位の運動の角速度はジャイロセンサの計測保証範囲を超えることが予想されるため、キャリブレーションを行った。モータの軸にジャイロセンサを取り付け、モータの回転角速度を 10deg/s から 1800deg/s まで徐々に上昇させ、ジャイロセンサの回転角速度と比較した。結果、モータとジャイロセンサは標準偏回帰係数 $R^2=0.96$ で高い線形関係にあることを実験で検証した。したがって、本実験の計測範囲内で

Fig.6 3-dimensional gyro sensor

十分使用できることを確認した。ジャイロセンサは1個につき1軸分の回転運動しか計測できない。人間の運動は三次元空間内で行われるため、各身体部位の回転運動を計測しなければならない。そこで Fig.6 に示すようにジャイロ3個を直交配列し、これを1ユニットとして三次元ジャイロとした¹³⁾。三次元ジャイロセンサの大きさは40mm×30mm×20mmと小型であり、スノーボードのターン運動にほとんど影響を与えない。Fig.7 に三次元ジャイロを身体各部位に設置した様子を示す。(a) は上体部と腰部にセンサを取り付けた様子を示す。これらの部位のセンサは、体に密着し着脱容易なウェア型のホルダーに取り付けて、設置場所からのずれを防ぐ。(b) は大腿部と下腿部に、(c) は足部に取り付けられた様子をそれぞれ示す。これらの部位のセンサはテープにより容易にずれないように設置した。

4.2 雪面反力

スノーボードのターン動作を運動力学解析するためには、各関節の角度変位だけではなく、身体にかかる外力も同時に計測しなければならない。滑走中のスノーボーダーにかかる主な外力として、重力、空気抵抗、そしてボードを介して足部に作用する雪面からの反力の3つが挙げられる。この中でも、雪面反力は下肢が発生する力、すなわち操作力と等しくなる。

本論では、緩斜面でゆるやかな連続ターンを

(a) Upper body and waist

(b) Thigh and knee

(c) Foot

Fig.7 Attachment of gyro sensors

Fig.8 Reaction force and momentum

行うスノーボーダーを対象とし、ニッタ株の6軸力覚センサ IFS-105M50A220-I63 を用いて雪面反力を計測する。このセンサの質量は 900g, 外径 105mm, 高さ 51mm である。センサの取り付け方法として、ボードとバインディングに特殊な加工を必要とせず、またバインディングとボードを自由に交換して計測できる専用のアダプタを作成した。Fig.8 で示すように、ボードとブーツの間に働く 3 軸方向の力 F_x, F_y, F_z および各軸周りのモーメント M_x, M_y, M_z を力覚センサで計測する。これにより、反力ベクトル $F = [F_x, F_y, F_z]^T$ を求める。また、6 軸力センサの中心から反力作用点までの距離 a_x と a_y は次式で与えられる。

$$a_x = \frac{-F_x a_z - M_y}{F_z} \quad (14)$$

$$a_y = \frac{-F_y a_z + M_x}{F_z} \quad (15)$$

ここで、 a_z はセンサ中心までの z 方向の距離である。

4.3 力覚センサ座標系から足部座標系への変換

6 軸力覚センサは、バインディングに装着しているため足部とともに移動する。したがって、上体部を基準とする基準座標系での 6 軸力覚センサに定義された座標系の姿勢を把握できなければ、解析を行う際に不都合が生じる。しかし、基準座標系に対する力覚センサの角度変化は上

Fig.9 Relation between foot coordinate and sensor coordinate

体から足関節の全角度変化にバインディングのアンクル分足した角度に等しいため、座標変換によって基準座標系にセンサの座標系を定義することができる。この座標系をセンサ座標系とし、原点は力覚センサの中心である。基準座標系とセンサ座標系を Fig.9 に示す。

まず、ジャイロセンサから得られる回転角度を用い、基準座標系から足部までの回転行列 0R_a が求まる。したがって基準座標系から力覚センサ部までの回転行列 0R_s は、バインディングのアンクル角度を θ_{Bin} とすると

$${}^0R_s = {}^0R_a \cdot \begin{bmatrix} \cos(\theta_{Bin}) & -\sin(\theta_{Bin}) & 0 \\ \sin(\theta_{Bin}) & \cos(\theta_{Bin}) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (16)$$

となる。したがってセンサ座標系での力 F_s とモーメント M_s は、

$$\begin{bmatrix} F_s \\ M_s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} {}^0R_s & 0 \\ 0 & {}^0R_f \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} F_0 \\ M_0 \end{bmatrix} \quad (17)$$

ここで、 F_0, M_0 はセンサの出力ベクトルである。

基準座標系から見たセンサ座標系、足部座標系原点の位置ベクトル P_s, P_f は

$$\begin{aligned} P_s &= [P_{sx}, P_{sy}, P_{sz}]^T \\ P_f &= [P_{fx}, P_{fy}, P_{fz}]^T \end{aligned} \quad (18)$$

また、センサ座標系における力とモーメントを F_s, M_s 、足部座標系における力とモーメントを F_f, M_f とすると、力のつり合いより F_f をセンサ座標系の姿勢で表したものが F_s と等しくなる。

$$F_s = RF_f \quad (19)$$

ここで, R はセンサ座標系から足部座標系への回転行列であるが, 座標系が等しいため単位行列となる.

$$R = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (20)$$

したがって, モーメントのつり合いより, M_s は, F_s によって生じるモーメント M_f をセンサ座標系で表したモーメントの和となる.

$$\begin{aligned} M_s &= RM_f + P \times F_s \\ &= RM_f + P \times (RF_f) \end{aligned} \quad (21)$$

ただし, “ $\times$ ” は外積を表す. また, P はセンサ座標系から足部座標系への位置ベクトルである. したがって, 足部座標系からセンサ座標系への変換行列は, 式(19), 式(21)より

$$\begin{bmatrix} F_s \\ M_s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R & 0 \\ P \times R & R \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} F_f \\ M_f \end{bmatrix} \quad (22)$$

となる. また, センサ座標系から足部座標系への変換行列は

$$\begin{bmatrix} F_f \\ M_f \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R & 0 \\ P \times R & R \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} F_s \\ M_s \end{bmatrix} \quad (23)$$

となる.

5. 実 験

5.1 実験方法と被験者

被験者はスノーボード中級レベル (25歳, 男性, 身長 176cm, 体重 66Kg) であり, **Table1** に身体各部位の初期座標および関節トルクを求めるために必要な関節長のパラメータを示す. 関節トルクを求めるために, 各節の質量, 重心位置, 慣性テンソルは阿江ら¹⁴⁾による回帰式を参考とした. 実験にはフリースタイル用のボード

Table 1 Parameter of link model

Parameter	Length	Parameter	Length
l_0	0.39 [m]	w_0	0.40 [m]
l_1	0.18 [m]	w_1	0.32 [m]
l_2	0.40 [m]	w_2	0.17 [m]
l_3	0.39 [m]	w_3	0.20 [m]
l_4	0.06 [m]

Fig.10 Setting of snowboard

(サロモン社製, 155cm) を使用した. バインディングの角度は **Fig.10** で示すように反時計回りを正として左足を 15° , 右足を -6° に設定し, セットバックは 0 cm とした. 滑走条件として, 整地された平均斜度 20° の斜面でカービングターンを意識し, フォールライン方向に 10m, 横方向に 3m 間隔でポールを設置し, 滑走コースを制限した. 1 回の滑走実験で, バックサイドターンからフロントサイドターンへ移行する緩やかな連続ターンを 2 度行った.

5.2 結果

5.2.1 角速度

バックサイドターンからフロントサイドターンへ移行するときの各関節の角速度を **Fig.11** (a) ~ (f) に示す. (a) 側屈と (b) 屈伸の角速度の変化は, ターンにあわせて上体・腰を連動させて運動している様子が読み取れる. また, (c) 上体と腰部の回旋角速度は, 腰部の値の方が大きいことから, 上体と下肢でねじりが生じ, ターンの重要運動要素である「体のひねり」を加えていることが分かる. (d) 側屈と (e) 屈伸の両下肢の角速度より, 両下肢が同調して屈伸を行っているのがわかり, ターンの特徴を示している. また, (f) の下肢の回旋角速度は, ターン切り替え期付近で符号が変わっているのが分かる. これは, バックサイドターンとフロントサイドターンで回転方向が切り替わるためであり, 連続ターンの特徴を示している.

Fig.11 Angular velocities

Fig.12 Angles

5.2.2 角度

Fig.12 (a) ~ (f) に各関節の角度を示す。(a) 側屈と (b) 屈伸より、腰部の側屈と屈伸の角度変化は小さい。これはターン中に腰部をあまり運動させず、上体部に追従させていると考えられる。しかし、(c) 回旋角度では、バックサイドターンからフロントサイドターンへ移行する時に、腰の回旋角度が大きく変化している。これは、**Fig.11** (c) と同様にターンの重要動作である「体のひねり」を示している。(d) の両下肢の側屈角度より、左右下肢が同調して側屈を行っている。(e) 左右大腿の屈伸角度は、バックサイドターンで大きく、ターン切り替えを境にしてフロントサイドターン中は減少していく

のが読み取れる。一方、足関節の屈伸角度はバックサイドターン時には小さく、フロントサイドターンでは大きくなっている。これはバックサイドターンではバランスを取るのが難しいため、股関節を深く屈曲させることにより重心を低くし安定させ、爪先をあげる足関節の背屈動作で踵側のエッジに荷重してターンを行っていると考えられる。一方、フロントサイドターンでは、股関節を伸展させて脚を突っ張らせ、爪先で雪面を踏み込む足関節の底屈動作で爪先側のエッジに荷重をかけやすくしていると考えられる。(f) の下肢の回旋角度は、**Fig.11** (f) と同様にバックサイドターンからフロントサイドターンへの切り換え付近で符号が変わっている

(a) Lumbar

(b) Knee

(c) Left hip

(d) Right hip

(e) Left foot

(f) Right foot

Fig.13 Joint torque

ことから、連続ターンの特徴を示している。

5.2.3 関節トルク

腰椎関節を基準座標系として各関節のトルクを推定した結果を **Fig.13** に示す。各関節及び関節軸は、**Fig.3** の身体相対座標系に定義したものに従い、トルクの正負符号は右ねじの法則により定義した。(a) の腰椎関節の回旋トルクに着目すると、バックサイドターンの前半では右旋、後半で左旋方向のトルクが大きく発生している。これはバックサイドターンとフロントサイドターンの切り替え時に、腰をひねることで次のターンを行いやすくしていると考えられる。(b) の左右膝関節の屈伸トルクは、バックサイドターン時には伸展方向のトルクが発生し、フロントサイドターン時には屈曲方向のトルクが発生している。これは、バックサイドターンでは、ボードの踵側で角づけるために膝を伸展方向に運動させる力が働き、逆にフロントサイドターンでは、爪先側で角づけるために膝を屈曲させているためと考えられる。また、(c), (d) の左右股関節のトルクに着目すると、バックサイドターンの左股関節のトルクが大きく発生しており、特に、外転トルクが一番大きくなっている。バックサイドターンでは、股関節が深く屈伸しているので、左股関節の外転方向への運動が体のひねりの運動となるためであると推測できる。次に、(e), (f) の左右足関節の関節トルクでは、底背屈トルクが左右膝関節トルクと同様の特徴が見て取れる。これは、**Fig.11** (e) と対応させることによりバックサイドターンでは、踵側でエッジングをするため爪先をあげる背屈動作が行われ、フロントサイドターンでは爪先で雪面を踏み込む底屈動作が行われるためであり、操作感覚に等しい結果が得られた。左足では底背屈トルクはほぼ零となっているのに対し、右足では背屈方向のトルクが大きく発生している。これは、フロントサイドターンを行うときに、背屈運動が行われるためと考えられる。

6. む す び

本論ではスノーボードの定量的生体運動解析を目指し、ターン運動の三次元回転運動計測、及び雪面反力計測を行うシステムと解析方法について述べた。さらに、整地された緩斜面でゆるやかな連続ターンを行った実験範囲内でスノーボーダーの各関節に作用する生体内負荷を動力学的に推定する一手法について述べた。次の結果が得られた。

(1) 三次元ジャイロセンサと6軸力覚センサを併用した計測システムを構築した。このシステムを使用して、実際のスキー場でフィールド実験を行い、スノーボーダーのターン運動と雪面からの反力を計測した。

(2) ニュートン・オイラー法を適用し、各関節に作用するトルクを算出した。

スノーボーダーのターン動作の各局面における運動の特徴を定量化し、生体内負荷を推定した。これにより、個人のターン動作の特徴を定量的・客観的に示すことが可能となり、用具の開発において、聞き取り調査という定性的な設計・開発要素を定量的に解析・評価することが可能となる。また、スキル評価、コーチング等の客観的な評価指標の一つとして用いることの可能性を示した。

参 考 文 献

- 1) 坂田敏行;スノーボード操作の測定,日本スキー学会誌, Vol.10, No.1, pp.45-52, 2000.
- 2) 坂田敏行 他;スノーボードと滑走平面領域に関する実験的研究, スポーツ産業学研究, Vol.11, No.1, pp.235-246, 2001.
- 3) 坂田敏行 他;スノーボード・ターンのシミュレーションに関する研究, 日本機械学会論文集C編, Vol.65, No.639, pp.4431-4437, 1999.
- 4) 清水史郎, 長谷川健治, スノーボードロボットの開発～足関節の底屈・背屈モデル～, スキー研究, Vol.1, No.1, pp.9-13, 2003.
- 5) 巖見武裕 他;スキー滑走における筋張力の推定と拮抗筋作用の検討, スポーツ産業学研究, Vol.12, No.1, pp.11-19, 2002.

- 6) 巖見武裕 他；スキー滑走における生体負荷の解析手法, 日本機械学会論文集 C 編, Vol.68, No.666, pp.562-568, 2002.
- 7) 土岐仁 他；スノーボード・ターンの運動解析に関する研究, 日本機械学会ジョイントシンポジウム講演論文集 04-26, pp.261-264, 2004.
- 8) H. Doki et. al. ; Development of a measurement system for snowboarding turn analysis, The Impact of Technology on Sport, Vol.1, No.1, pp.324-329, 2005.
- 9) 土岐仁 他；スノーボード・ターンの運動解析に関する研究, 日本機械学会論文集 C 編, Vol.72, No.713, pp.190-196, 2006.
- 10) 日本エムイー学会編, 身体運動のバイオメカニクス, コロナ社, pp.114-125, 2002.
- 11) 臨床歩行分析研究会, 関節モーメントによる歩行分析, 医歯薬出版株式会社, pp.3-31, 2002.
- 12) 吉川恒夫, ロボット制御基礎論, コロナ社, pp.11-94, 1998.
- 13) K. Watanabe and M. Hokari ; Kinematical Analysis and Measurement of Sports Form, IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part A: Systems and Human, Volume36, Issue 3, pp.549-557, 2006.
- 14) 安江通良 他；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, Vol.11, No.2, pp.23-33, 1992.