HOKKAIDO UNIVERSITY

Title	脚部非線形バネモデルより算出された脚部の力学的状態からみる着地動作の変化
Author(s)	小池, 貴行; 山田, 憲政
Citation	北海道大学大学院教育学研究院紀要, 106, 77-87
Issue Date	2008-12-18
DOI	https://doi.org/10.14943/b.edu.106.77
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/35075
Type	departmental bulletin paper
File Information	106_p77-87.pdf

Hokkaido University Collection of Scholarly and Academic Papers : HUSCAP

北海道大学大学院教育学研究院
紀要　第106号　2008年12月

脚部非線形バネモデルより算出された脚部の力学的状態からみる着地動作の変化

小　池　貴　行*・山　田　憲　政**

The factor involved in the change in foot strike from heel-toe strike to forefoot strike by comparing leg stiffness evaluated by nonlinear spring-mass models

Takayuki KOIKE　　Norimasa YAMADA

【概要】着地動作には踵着地と前足部着地があり，それら着地動作変化に関する要因に着地時に身体へ作用する着地衝撃の大きさが挙げられる。脚部を線形バネとする質点－バネモデルを用いるとこの着地動作変化は脚部バネの硬さの状態（スティフネス値: K値）変化で説明できるが，この線形モデルは，下肢筋群の非線形性や着地動作に伴う脚長の非線形変化を考慮していない。そこで本研究は，非線形バネモデルのK値（k_{nlin}）の変化から着地動作変化の要因を検討することを目的とした。k_{nlin}は8被験者の片脚による水平方向ドロップジャンプの着地局面前半の脚短縮幅と地面反力（F）から推定した。その結果，k_{nlin}は着地動作の変化に伴い有意に変化しなかった。しかし，着地衝撃発生はk_{nlin}から推定したFと脚短縮幅から成る曲線の形状を変え，衝撃発生時の曲線の傾きを増加させた。このことは，踵着地時に生ずる着地衝撃がその局面のk_{nlin}値に反映される可能性を示唆する。

【キーワード】脚スティフネス，非線形バネモデル，踵着地，前足部着地，着地衝撃

Ⅰ．緒　　言

人間や動物が起伏や段差の多い路面を安定して移動できるのは，着地時の足部の姿勢を状況に応じて変化させているからである。特に人の足部は，縦横に幅広く，さらに足部に作用する力の分散が可能で全体重が支えられるアーチ構造となっている（カパンディ，　2001；中村ら，　2003）。この足部構造をもつ人のみが，唯一路面状況の変化に応じて足裏の地面との最初の接触部位2ヶ所を使い分けることができる。その接触部位とは前足部と踵部（前足部着地と踵着地）である。

この前足部着地と踵部着地の2つに分けられる着地動作の選択は，着地直後に身体に作用する外力の大きさ－特に着地衝撃である鉛直方向の地面反力の1次ピークの大きさ－への対応，さらにその外力をいかに推進力として用いるかによって決定される（Nilsson and Thorstenson,

* 北海道大学大学院教育学研究院人間発達科学分野身体運動科学　専門研究員
** 北海道大学大学院教育学研究院人間発達科学分野身体運動科学　准教授

1989; Krabbe and Baumann, 1995; Keller et al., 1996; Scholten et al., 2000）。この着地動作の差は着地後の足関節の関節可動の差を引き起こす。具体的には前足部着地では足関節は着地前の底屈位（足尖が下垂する姿勢）から着地後の背屈位（足尖が上がる姿勢）へと変化し，その後の離地にかけて再び底屈位を取るため足関節は屈曲―伸展運動を行うが，踵着地では足関節は背屈位で着地し，僅かな背屈方向への可動のあと底屈方向へ可動し離地する。この着地動作の差に伴う関節可動の差は，足関節の中枢側にある膝関節可動の差を発生させ結果的に全ての脚筋群で発揮される力を変化させる。先行研究では着地動作の差に伴う力学的状態の変化を説明するために，脚部全体を一本のバネとしその上に重心が乗るモデル（McMahon and Chen. 1979：Blickhan. 1989）を用い，そのバネの硬さ（以下スティフネス）変化から力学的状態を検証している（Hamill et al., 2000）。

脚部のスティフネスを推定するバネモデルは以下の式（1）からなる。

$$k_{leg} = \frac{\Delta F}{\Delta L_{leg}} \qquad (1)$$

ここで ΔL_{leg} は着地局面前半で生ずる脚部バネの長さ変化，ΔF は同局面で発生した地面反力の大きさ変化である。この式から分母の脚長変化が少ない場合にはスティフネスは増加することがわかる。このような一本の線形バネとして捉える質点―バネモデルは，前足部着地時の下肢の屈伸運動のような単純な脚部運動を良く説明することができる。しかし，このモデルでは踵着地時の下肢の関節の動作を説明できない。なぜなら踵着地時では，下肢長の短縮に足関節が協調せず，その上位に位置する膝と股関節が伸縮に関わるためであり，その伸縮が脚スティフネスの変化がどう反映されるのかの説明が困難だからである。

高強度の外力を得る手段の１つに移動速度の高さが挙げられる。実際，短距離走者の脚スティフネスを検証した研究は（Kutitunen et al., 2002），走速度と共に増加する外力へ対応するために膝関節スティフネスの顕著な増加により脚スティフネスを増加させると報告した。この結果を言い換えると，外力増加への対応と走速度増加には膝関節を中心に脚部バネをさらに固め，伸縮幅を最小限に抑える必要があることを示唆する。一方で高強度の外力が作用する条件で踵着地を行なう場合には，脚部は前足部着地時とは異なる足関節可動の制限により一層の衝撃緩衝が求められるため，脚部全体のしなやかさを高める必要性，すなわち脚スティフネスを減少させる必要がある。その脚スティフネス減少のために，着地直後には衝撃緩衝活動に関与しない足関節の変わりに膝関節が衝撃緩衝に関わると考えられる。また，線形バネモデルでは説明不可能と考えた着地動作の変化に伴う脚スティフネス調節は，Günther and Blickhan （2002） が提示した非線形バネモデルを用いることでより詳細に検討できると予想される。それはこの非線形モデルは，直列に配置する筋線維と腱が張力伝達時の非線形応答や筋と関節の力学的動態の非線形性（Kearney and Hunter, 1982 ； Weiss et al., 1988）を考慮できるモデル（Seyfarth et al. 2000 , 2001）だからである。つまり，踵着地時に見られる股，膝，足の関節屈伸様態と脚部バネの伸縮様態の非協調関係で生じる脚部全体の力学的動態の非線形性を説明し，前足部着地時のスティフネスとの差を説明すると予想される。

本研究では，前足部着地を自然に選択させる外力が作用する状況での前足部着地時と踵着

地時の脚部全体の力学的状態の変化を非線形バネモデルのスティフネス変化から推定し，着地動作の変化の要因を明らかにすることを目的とした。この目的のために走運動と同等の身体重心の上下動が得られる 10 ㎝高の台から地面への片足着地後，地面の前方に位置する台へ対側の足で飛び乗る水平方向のドロップジャンプ（Horizontal Drop Jump）試技（Stålbom et al., 2007 ：Holm et al., 2008 ）を採用した。また，非線形バネモデルより得られるスティフネスの特徴やそれに伴う運動学的特徴を検討するには，従来から用いられる線形バネモデルとの対比は有用であると考えられる。このため線形バネモデルより得られるスティフネスも同時に算出した。

Ⅱ．方　法

Ⅱ－１．被験者

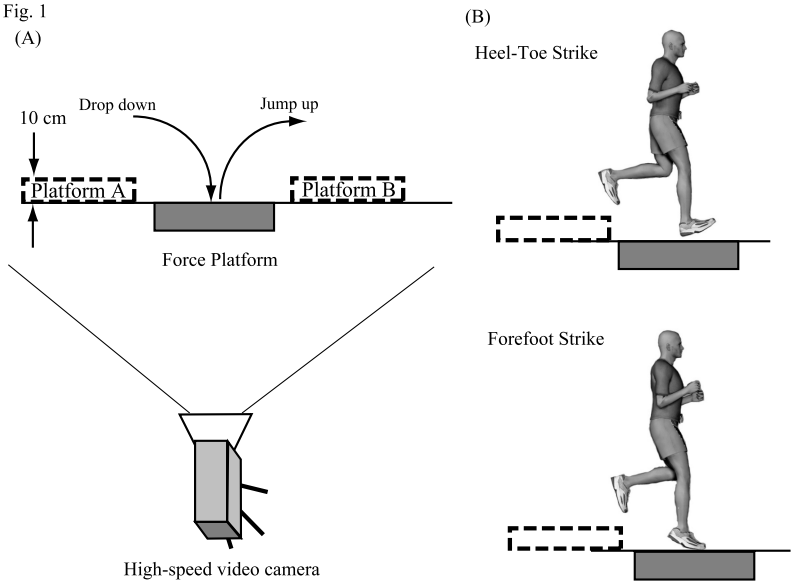
日頃から運動を行っている 8 名の学生（男性 6 名，女性 2 名，体重： 70.58 ± 6.57 ㎏，身長： 172.21 ± 7.28 ㎝，Mean±SD）が実験に参加した。実験開始前に，実験の趣旨，実験の特徴，データの処理，および実験の安全性について説明し，全員から実験の同意が得られた。本研究で採用した実験方法は，北海道大学大学院教育学研究科倫理委員会の承諾を得た。

Ⅱ－２．実験試技

図 1 には今回用いた実験機器の設営の詳細と水平移動を伴うドロップジャンプの試技内容を示した。実験では床に埋設された床反力計（AMTI社製：OR－65 ）の前後に高さ 10 ㎝の台を設置した。被験者には後方の台の縁より 50 ㎝後方付近に立たせ，そこから左足で台を踏み込み身体を前方へ移動させ，右足で床反力計へ着地し，その後，床反力計の前方にある台へ左足で飛び乗る試技を実施するよう指示した。試技実施前には各被験者に数回の試技の練習を実施させ，その練習から全員が自然に前足部着地を行うことを確認した。被験者へは試技実施前に図１Ｂのような前足部から着地する試技と踵から着地する試技をそれぞれ 5 回ずつ行うように指示した。

試技実施中の被験者の右側矢状面上の運動学的データを収集するために，被験者右半身の第 5 中足骨頭，踵，外果，脛骨粗面，大転子，肩峰の 6 箇所に反射マーカー（ 2 ㎝）を取り付け，試技実施中の反射マーカーの位置変化を高速度ビデオカメラ（240fps, FASTCAM-Rabbit-mini, Photron Inc., Tokyo, Japan）を用いて撮影した。撮影した試技の映像は 1 試技ごとにデジタルビデオテープへのダビングを行い，保存した。着地局面で収集される床反力（以下GRF: Ground Reaction Force）は鉛直方向成分のFz と水平方向成分のFx を収集し，床反力計を水平方向に走る左右軸（ｙ軸）周りで生ずるモーメントであるＭｙを収集した。これらデータはＡ／Ｄ変換器（PCD-320A, Kyowa Electronic Instruments Co.,LTD., Tokyo, Japan）を介してパーソナルコンピューター（Sony Vaio, PCV-RX75）に保存された。データのサンプリング周波数は 1000Ｈｚであった。映像とＧＲＦの同期では垂直方向のＧＲＦ信号を映像の撮影開始のトリガーとして用いた。次に紹介する解析で用いられた運動学データと力学データの範囲は，着地前 1 秒から着地後 1 秒の計 2 秒間に設定した。

Figure 1. Experimental setup and trials. A: a lateral view of the experimental apparatus showing the positions of a force platform placed between two platforms and a high-speed video camera. B: representative figures showing the two different foot strikes — heel-toe and forefoot — at instantaneous touchdown. As shown in the figure, subjects landed on the force platform by the right foot and then jumped up to the right side of the platform from the force platforms by the contralateral foot.



Ⅱ－3．データ解析

撮影された映像内の反射マーカー座標の取得ではMathematica（Wolfram Research）用プログラムであるMovie Digitizer（Miyaji and Abbott, 2001）を用いた。得られた映像内の座標から垂直方向と並進方向の矢状面上の実座標系への変換は２次元Direct linear Transformation（DLT）法を用いて行われた。その座標データの平滑化ではバタワースローパスフィルター（遮断周波数12Hz）を用いた。着地局面における脚スティフネスの算出では，２つのGRF成分のデータが必要であるためそれらGRFも前述のローパスフィルター（遮断周波数：12Hz）を用いて平滑化された。その後，平滑化された関節中心座標からセグメントの位置，速度，加速度，セグメントの角度と角加速度，および関節の角度を算出した。これら算出したデータのうち，関節角度に関しては着地時の角度，最大屈曲時の角度，着地時に対する最大屈曲時の角度振幅を求めた。

着地動作の差は脚長の伸縮に関する個々の関節の運動学的特徴を変化させるだけでなくGRFの波形の変化を変化させる。これは脚部の圧縮幅に対するGRFの形状が変化するのである。我々は，従来の線形性の脚スティフネスとは異なる非線形性の脚スティフネスを算出する方が適切なスティフネスが得られると考え，以下に示す式 (2)（Günther and Blickhan, 2002） を用い，非線形特性を持つ脚スティフネスの算出を試みた。

$$F(t) = k_{nlin}\, sign(\Delta L(t)) \,|\Delta L(t)|^{u} \quad (2)$$

ここで$sign(\Delta L(t))$は脚部屈折に伴う符号であり，uは脚長の非線形特性を表す。また$\Delta L(t)$は単位時間毎の脚長の変化であり，それは以下の式より算出される。

$$\Delta L(t) = L_o - L(t) \quad (3)$$

ここで L_o は着地時の脚長，$L(t)$ は脚長の時系列変化である。（2）式に示す k_{nlin} とuの値は，非線形最小二乗法（Mathematica関数の“FindFit”を使用）を用いて推定した。また，緒言で既述の通り，線形バネモデルと非線形バネモデルとの対比を通して脚部のスティフネスや運動学的特徴に関する説明を行うので，（1）式の線形バネモデルを用いて脚スティフネスを算出した。線形バネの推定では，線形最小二乗法（Mathematica関数の“Fit”を使用）を用いた。

Ⅱ－4．統計解析

上記の解析でより得られた各値の統計解析ではMathematica 6を用いた。それら角度データおよびスティフネスが，前足部着地と踵着地の変化に伴い有意に変化したかを検証するために，対応のあるｔ-検定（$\alpha < 0.05$）を用いた。その検定では関数“MeanDifferenceTest”を用いた。本研究で示すデータの表示形式は平均値 ± 標準誤差とした。

Ⅲ．結　　果

Ⅲ－1．運動学データ

図２ＡとＢには１名の代表的な被験者の前足部着地（A）と踵着地（B）の全試技より得られた支持局面の下肢関節角度と脚長の時系列変化を示した。足関節では，一方の踵着地では背屈位で着地し，その後，離地にかけて底屈方向－背屈方向－底屈方向へ角度が変位した。他方の前足部着地では，踵着地よりも底屈位で着地した後，背屈方向－底屈方向へ角度が変位した。膝関節では，着地時の角度，最大屈曲時の角度，離地時の角度に着地動作の差が無かった。股関節では，両試技とも着地後は屈曲方向へ角度が変位し最大屈曲位を示し，その後は前足部着地では伸展方向へ角度が変位したが，踵着地では最大屈曲位付近で前足部着地よりも長い時間維持した後，伸展方向へ変位した。脚長の変化では，前足部着地時では着地時から最短脚長時への脚部長の変化が踵着地のそれよりも大きく見られた。これら着地時と最大屈曲時の角度，着地時に対する最大屈曲時の角度変化の振幅，さらに脚部長の変化の統計結果を図３に示した。灰色が踵着地時，黒枠が前足部着地時の値である。図３Ａの着地時の角度では足関節で前足部着地時が踵着地より有意に大きかった（前足部着地時：105.97 ± 1.80 degree； 踵着地：70.26 ± 0.87 ；degree；Ｐ＜ 0.001 ）が，他の関節では有意差が認められなかった（膝関節，前足部着地：156.76 ± 1.32 degree；踵着地：157.19 ± 0. 77 degree；股関節，前足部着地：163.22 ± 1.00 degree，踵着地：164.28 ± 1.08 degree）。

Figure 2. Joint angles for the ankle, knee and hip, and leg length obtained from five trials vs. stance time in heel-toe strike (A) and forefoot strike trials (B). All traces are from touchdown to toe-off. In the heel-toe strike, ankle joint angle at touchdown and leg length at mid-stance were larger than those in the forefoot strike.

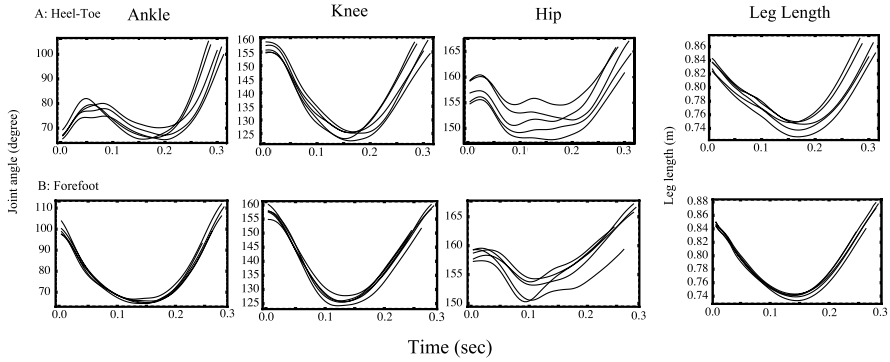
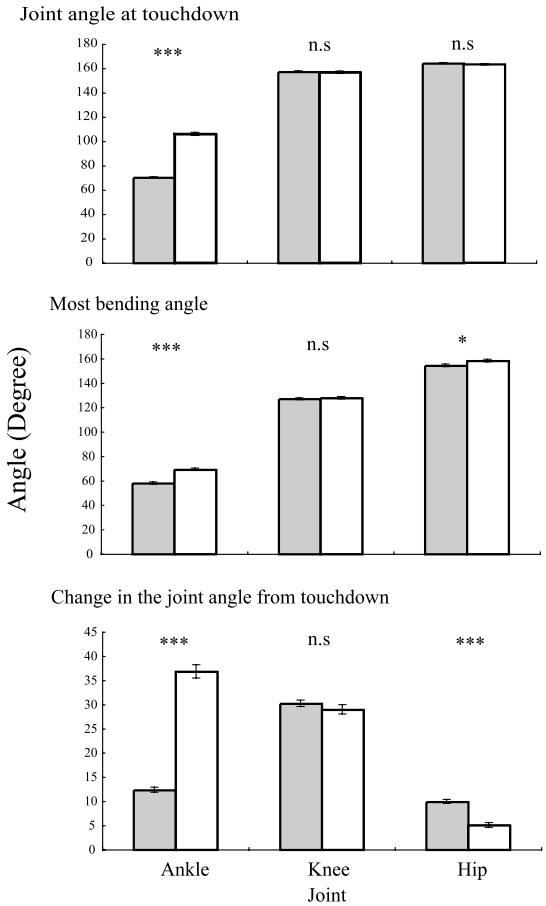


Figure 3. Mean joint angle at the touch down, at most bended and change in the angle from touchdown in ankle, knee, and hip. An asterisk indicates the significant difference ($P < 0.05$), three asterisks indicate the significant difference ($P < 0.001$) and "n.s" indicates no significant differences between heel-toe strike and forefoot strike.

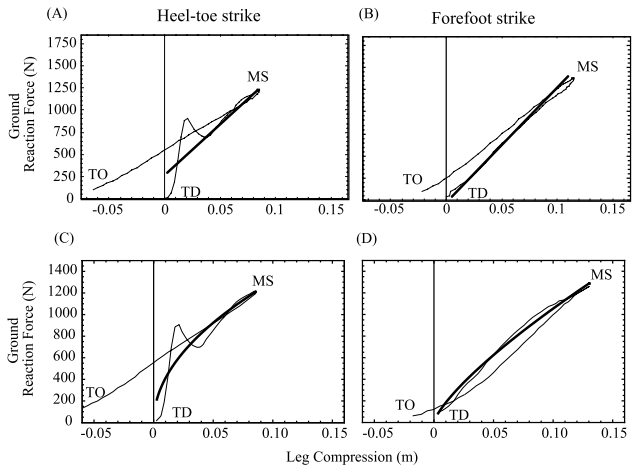


着地後最大屈曲角度は足関節と股関節で前足部着地が有意に大きかったが（足関節，前足部着地時：69.16 ± 0.94 degree；踵着地：57.94 ± 0.94 degree；P ＜ 0.001 ；股関節，前足部着地時：158.17 ± 1.11 degree；踵着地：154.37 ± 1.06 degree；P ＜ 0.05），膝関節では有意差はなかった（前足部着地：127.8 ± 0.99 degree，踵着地：126.97 ± 0.78 degree）。着地時に対する最大屈曲時の角度振幅でも足関節と股関節で有意差が認められたが（足関節，前足部着地時：36.81 ± 1.37 degree；踵着地：12.33 ± 0.52 degree；P ＜ 0.001 ；股関節，前足部着地時：5.05 ± 0.49 degree；踵着地：9.92 ± 0.40 degree；P ＜ 0.001），膝関節では有意差が認められなかった（前足部着地：28.96 ± 0.96 degree，踵着地：30.22 ± 0.66 degree）。着地時に対する脚長の短縮幅では，前足部着地時が踵着地時よりも有意に大きかった（前足部着地：9.92 ± 2.20 ㎝；踵着地：8.12 ± 1.66 ㎝；P ＜ 0.05）。

Ⅲ－２．動力学データ

図４には，踵着地（A，C）と前足部着地（B，D）における，支持局面の脚部の圧縮幅の変化に対するFxとFzの合力Fの大きさの関係を示す波形の代表例を示した。上２つの図（A，B）は線形解析の結果，下２つの図（C，D）は非線形解析の結果である。図中のTD，TO，MSは，それぞれ着地，離地および支持期中間を示す。前足部着地時ではFと圧縮幅はTDからMSまで増加した。一方の踵着地では脚部の圧縮幅は前足部着地と同様に増加したが，Fでは着地衝撃による１次ピークの発生，そして２次ピークの発生というように，前足部着地時とは異なる波形を示した。線形バネモデルより得られたスティフネスには着地動作の変化に伴う有意差が認められた（前足部着地：11.84 ± 0.89 kN／m ;踵着地：10.92 ± 0.87 kN／m；

Figure 4. Schematic representative data for the waveform of curves showing relation between vertical ground reaction force and leg compression during contact phase and curves estimated from the length of leg compression during the first half of contact phase and the values of leg stiffness that estimated by linear (A and B) and nonlinear (C and D) least-squares method in representative trials. The traces in (A) and (C) are the curves obtained from heel-toe strike trials, and those in (B) and (D) are curves obtained from the forefoot strike trials. TD, MS, and TO shown in each trace imply Touchdown, Mid-stance and Toe-off, respectively. Thick lines indicate the result of the linear and non-linear fit estimated from linear and non-linear least-squares methods, respectively. Thin lines indicate the measured vertical ground reaction force and leg compression.



Ｐ＜0.05）。図４Ａ，Ｂ内の太い実線で示される線形解析法より得られたスティフネス値と脚部圧縮幅により推定されるスティフネス波形については，前足部着地では計算波形が実測データと良く適合したが，踵着地は前足部着地ほど適合しなかった。一方の非線形モデルより推定した脚スティフネス曲線は前足部着地では測定値と適合し，他方の踵着地では着地衝撃ピーク発生時までは測定値とスティフネス曲線は適合しなかったが，それ以外の波形は測定値と適合した。着地動作の変化に伴うにスティフネス（k_{nlin}）と非線形性（u）の有意差は見られなかった（k_{nlin}，HTL：41.64 ± 8.79 kN／m^u；FFL：43.46 ± 7.62 kN／m^u；u，HTL：1.24 ± 0.62 ；FFL：1.37 ± 0.60）。

Ⅳ．考　察

本研究では，前足部着地と踵着地の変化の要因を検討するために，水平移動を伴うドロップジャンプ試技を被験者に行わせ，下肢の非線形性を考慮した非線形バネモデルを用いて両着地試技のスティフネスを比較した。測定実施前，被験者は試技に慣れるための数回の練習を行ったが，験者が着地動作の指示をしなかったにも関わらず，全員前足部着地を行った。このことからこの試技は大きな着地衝撃が身体に作用する試技であり，その衝撃緩衝のために前足部着地を自然に行う試技であるといえる。さらに，その非線形スティフネスとの比較，および検証のために従来の線形バネモデルのスティフネスを算出した。非線形モデルより得られたスティフネス値は明らかに線形バネモデルのそれよりも高かったが，着地動作の変化に伴う有意な差はなかった。しかし，踵着地のスティフネス値は前足部のそれよりも減少したことから，脚部全体のしなやかさが高まるという，本研究の仮説を支持した。この値の高さについては，脚長変化の非線形変化を考慮している（2） 式から，時系列変化を示す地面反力と脚長の関係をより厳密に反映したことが要因として挙げられる。それは，実際に図３のように線形バネモデルとは異なり，実測値に近似するスティフネス曲線が描かれたことからもわかる。このような特徴からこの式では高いスティフネス値が得られたと考えられる。一方でこのような近似性の高い曲線が推定されたことが，着地動作の変化に伴うスティフネス値の差が得られなかった原因であると考える。それは，スティフネス値が曲線の傾きを反映するため，曲線全体では同じ傾きとなって現れたと考えられる。しかし，踵着地では着地衝撃の発生局面における脚長―力曲線の弧が同じ局面の前足部着地のそれより小さく，定性的には着地衝撃の影響がこの局面で現れていた。この局面の曲線の差に着目するとこのことは着地衝撃発生局面ではスティフネスが大きく増加する可能性を示唆する。

一方の線形モデルから推定したスティフネスには，着地動作の変化に伴う差が認められ，前足部着地時のスティフネスが踵着地のそれよりも有意に増加した。この結果も非線形バネモデルと同様に，踵着地をするために脚部全体のしなやかさが高まったことを示唆する。このスティフネス値の差は，脚長と地面反力の代入によって得られる推定直線の傾斜差にも反映されるため着地衝撃発生がスティフネス値を減少させた要因とも考えられる。実際，Günther and Blickhan（2002）は，直線バネモデルが脚部短縮に対する地面反力への応答が高いこと，すなわちバネの圧縮に対する力発揮の感度が大きいことを報告している。しかし彼らは，その感度の高さが脚短縮と力発揮の線形的な比例関係が反映されただけであり，個々の関節の非線形特性が脚スティフネスへ反映させることを考慮する場合には線形バネでは不

十分であるので，さらなる検討が必要であると述べている。本研究でも下肢関節の非線形的な変化が反映されなかったと考えられる。このことから，線形バネモデルは踵着地のように脚長の短縮と地面反力の増加が非線形的な関係で変化する場合に見られる力学的非線形性の検証で用いるのではなく，前足部着地のように，両者の関係が線形となる場合に用いるべきであろう。

運動学的には着地動作の変化に応じて個々の下肢関節可動が変化した。特に膝関節については着地時，最大屈曲角度，そして屈曲振幅について大きな変化がなかった。一方の足関節と股関節では，着地動作に応じた角度変化が認められた。これらの結果は，まず膝関節は着地動作の変化に関わらず常に一定の角度変化を行い，言い換えれば，この関節は常に関節可動を抑え固めていることを示唆する。特に，踵着地のような足関節の背屈可動域が制限される場合には，膝関節が着地衝撃の緩衝のために関節可動が前足部着地より増大することを予想したのだが，実際には可動範囲が変化しなかった。このことは膝関節伸展筋群の伸張性収縮によって衝撃緩衝が行われ，結果として関節可動に変化がなかったと考えられる。外力増加に伴う脚スティフネス調節と膝関節の関係については，走運動やドロップジャンプ運動でも見られ，外力増加に伴う脚スティフネスの増加に合わせ，膝関節スティフネスも増加するという報告がある（Arampatize et al., 1999 ；Arampatize et al., 2000 ；Kuitunen et al, 2002）。この結果を本研究の結果に置き換えると，外力増加への対応という観点においては，関節可動を大きく変化させないこと，つまり膝関節を固めることが重要であることが示唆される。

一方の足関節や股関節については，外力作用に対する感度が異なることが言われている。足関節では，身体外部環境への変化に対応するために，バネやダンパーの様な活動を行い衝撃緩衝することが言われている。これは足関節底屈筋群が構造的に短い筋と長い腱を持つこと，そして外力による背屈方向への他動的な角度変化に伴い生ずる腱から筋への張力伝達に対する感度が高いためである。股関節は，外力の作用に対する感度が低く，高次中枢で運動開始前にプログラムされた運動ストラテジーに従い，フィードフォーワード的に可動すると提示されている（Daley et al., 2007 ；Biewener and Daley，2007）。本研究では前足部着地の関節制御に対してはその仮説は妥当であろう。しかし，踵着地の場合には膝関節が足関節で行われるべき衝撃緩衝も担っていたと考えられる。したがって，脚スティフネスの調節における下肢長と力の非線形状態には膝関節が関わっていたと考えられ，その考えはこの場合には妥当ではない。

走り幅跳び踏みきり時のように大きな着地衝撃発生時の脚スティフネスについては，Seyfarth et al（1999）とSeyfarth（2000）が質点－バネモデルを用いて検証している。彼らはスティフネスを高めることで跳躍が達成されること，さらに脚部バネの中間に２つの非線形粘弾性要素を介して接続された小さな質点の振動により地面反力を再現することを報告している。その後，彼らは大腿部と下腿部から構成され膝関節に膝伸展筋群が付着する２リンクセグメントモデルを構築し，着地衝撃と跳躍中の重心軌跡を再現した（Seyfarth et al., 2000 ；Seyfarth，2000）。その一方で，複数の質点がバネおよびダンパーによって連結される脚部モデル （Nigg and Liu, 1999 ；Zadpoor et al., 2007） も着地衝撃を再現しているが着地局面全体の地面反力や走行の再現は困難である。このことから，その着地衝撃の再現とその外力の大きさへの脚スティフネスの動態変化および運動動態を検証するのであればSeyfarthら

のモデルを用いることや，小林ら（1998）が考案したモデルのような着地衝撃を再現する受動的要素や推力を再現する能動的要素を含めたモデルを用いる必要があると考えられる。

Ⅴ．結　　語

要約すると，本研究では非線形バネモデルを用いて着地動作の変化の要因を検討した。算出されたスティフネス値からはその変化の要因が明確にできなかったが，力－脚長の曲線では着地動作の変化に応じた曲線の変化が定性的に見られ，大きな着地衝撃の発生局面ではスティフネスがより着地衝撃の影響を受けることが考えられた。これら結果を基に考えると，質点－バネモデルをもとに１つの関節と筋から成立する筋骨格モデルや受動的要素と能動的要素の持つバネモデルへと発展させることで，着地衝撃の発生の影響を受けるスティフネス値が同定できる可能性が考えられる。運動学的には膝関節の可動が着地動作の差の影響を受けることなく一定であったことから，膝関節がスティフネスの調節に関わっていたと考えられる。

参考文献

Arampatzis, A., Brüggemann, G.P., Metzler, V., (1999), The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running, Journal of Biomechanics, 32, 1349-1353.

Arampatzis, A., Schade, F., Walsh, M., Brüggemann, G.P., (2001), Influence of leg stiffness and its effect on myodynamic jumping performance, Journal of Electromyography Kinesiology, 11, (5), 355-364.

Biewener, A.A., Daley, M.A., (2007), Unsteady locomotion: integrating muscle function with whole body dynamics and neuromuscular control. Journal of Experimental Biology, 210, 2949-2960.

Blickhan, R., (1989), The spring-mass model for running and hopping, Journal of Biomechanics 22 (11／12) 1217-1227.

Daley, M.A., Felix, G., Biewener, A.A., (2007), Running stability is enhanced by a proximo-distal gradient in joint neuromechanical control, Journal of Experimental Biology, 210, 383-394.

Günther, M., Blickhan, R., (2002), Joint stiffness of the ankle and the knee in running, Journal of Biomechanics, 35, 1459-1474.

Hamill, J., Derrick, TR., McClay, I., (2000), Joint stiffness during running with different footfall patterns, Archives in Physiological Biochemistry, 108, 47.

Holm, D.J., Stalbom, M., Keogh, J.W., Cronin, J., (2008), Relationship between the kinetics and kinematics of a unilateral horizontal drop jump to sprint performance, Journal of Strength and Conditioning Research, 22, 1589-1596.

カパンディ, I.A, (2001)カパンディ　関節の生理学II　下肢,第5版,東京:医歯薬出版株式会社

Keller, T.S., Weisberger, A.M., Ray, J.L., Hasan, S.S., Shiavi, R.G., Spengler, D.M., (1996) Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running, Clinical Biomechanics (Bristol, Avon), 11 (5), 253-259.

Kearney, R.E., Hunter, I.W., (1982), Dynamics of human ankle stiffness: variation with displacement amplitude, Journal of Biomechanics, 15, 753-756.

小林　一敏,湯川　治敏,内藤　耕三,(1998)筋肉特性を考慮した粘弾性モデルによるランニングにおける能動的力の推定,日本機械学会論文集(C編),64巻623号,114-118.

Krabbe, B., Bauman, W., (1995), Influence of running style on loads acting to the lower extremity, In Abstracts of the XVth Congress of the International Society of Biomechanics. Jyvaskyla, Finland, pp506-507.

Kuitunen, S., Komi, P.V., Kyrolainen, H., (2002), Knee and ankle joint stiffness in sprint running, Medicine and Science in Sports and Exercise, 34, 166-173.

McMahon, T., Cheng, G. C., (1990) The mechanics of running: how dose stiffness couple with speed? J Biomech, 23, Suppl. 1, 65-78.

Miyaji, C., Abbott, P., (2001), Mathlink: Networking Programming With Mathematica, Cambridge Univ. Press, New York, NY, pp62-71.

Nigg, B.M., Liu, W., (1999), The effect of muscle stiffness and damping on simulated impact force peaks during running, Journal of Biomechanics, 32, 849-856.

Nilsson, J., Thorstensson, A., (1989), Ground reaction force at different speeds of human walking and running, Acta Physiolgica Scandinavica, 136 (2), 217-227.

中村　隆一,斉藤　宏,長崎　浩,(2003), 基礎運動学,第6版,東京:医歯薬出版株式会社

Scholten, S.D., Stergiou, N., Hreljac, A., Houser, J., Blanke, D., Alberts, L.R., (2002) Foot strike patter ns after obstacle clearance during running, Med Sci Sports Exerc, 34 (1), 123-129.

Seyfarth, A, (2000), Elastically operating legs-Strategies and construction principles, Ph.D. thesis, Friedrich-Schiller University, Jena.

Seyfarth, A., Friedrichs, A., Wank, V., Blickhan, R., (1999), Dynamics of the long jump, Journal of Biomechanics, 32, 1259-1267.

Seyfarth, A., Blickhan, R., Van Leeuwen, J.L., (2000), Optimum take-off techniques and muscle design for long jump, Journal of Experimental Biology, 203, 741-750.

Seyfarth, A., Gq nther, M., Blickhan, R., (2001), Stable operation of an elastic three-segment leg, Biological Cybernetics, 84, 365-382.

Stålbom, M., Holm D.J., Cronin, J.B., Keogh, J.W.L., (2007), Reliability of kinematics and kinetics associated with Horizontal Single leg drop jump assessment. A brief report, Journal of Sports Science and Medicine, 6, 261-264.

Weiss, P.L., Hunter, I.W., Kearney, R.E., (1988), Human ankle joint stiffness over the full range of muscle activation levels, Journal of Biomechanics, 21, 539-544.

Zadpoor, A. A., Nikooyan, A. A., Arshi, A. R., 2007. A model-based parametric study of impact force during running. Journal of Biomechanics 40, 2012-2021.