

有限要素下肢モデルの開発と動解析への適用

浅井 武、丹羽健市、河野銀子
(山形大学教育学部)

1. はじめに

近年、身体運動や、スポーツ技術、スポーツ用具の研究・開発において、生体にかかる力や衝撃を検討する場合が多くみられる。その際、生体に対する外力ばかりでなく、内力や応力分布が問題になる場合が少なくない。生体の内部における応力分布や衝撃力を直接的に計測するのは極めて困難であり、数値モデルを用いたコンピュータ・シミュレーションによる解析が一つの有力な手段になると考えられる⁷⁾。これまで、有限要素法を用いたデジタル人体モデルは幾つか報告^{2) 5) 6)}されているが、身体運動やスポーツの解析を目的としたものは殆ど無い^{8) 10)}。

そこで本研究では、計算負荷が少なく、かつ身体運動やスポーツの動的解析に適用可能な有限要素下肢モデル (Lower extremity model) を開発すると共に、陽解法による過渡的動解析をテストケースとして行ない、本モデルの適用性について検討した。

2. 研究方法

人体の足関節部は皮質骨や海綿骨、軟骨等の他、靱帯、筋肉、皮膚、脂肪等の多様な組織の集合体であり⁴⁾、全てを同時にモデリングすることは、現時点において困難であると思われる。そこで、本研究で試作したモデルは骨盤より末端部位を対象とした比較的単純な骨格モデルとし、骨盤モデル、大腿骨モデル、脛骨モデルと腓骨モデルはソリッド要素及びロッド要素で結合した (図1)。また、足部モデルは Asai and Murakami のモデル¹⁾ を基にしたものであり、23 の骨等からなる硬組織部と、それを結合する 15 の軟組織部で構成されている (図2)。解剖学的データ (図3)、及びCG用データより形状モデルを作成し、それらを簡略化することにより、ソリッドモデルを定義した。そのソリッドモデルから MSC.Patran によって有限要素メッシュを作成した。

脛骨と腓骨、及び足部のモデルからなる単純化下腿モデルを用いて垂直落下シミュレーションを行った (図4)。材料定数は、筋や腱、皮膚等は働きを考慮し、Asai and Murakami の報告¹⁾ における線形静解析より高い剛性の値を設定した (表1)。脛骨モデルの骨頭部要素に体重を想定した 60 kg のダミーエレメントを定義し、下肢モデル全体に垂直速度 1.0 m/s で衝突するよう初期速度を設定した。過渡的動解析の解法ソルバーは、陽解法の MSC.Dytran を用いた。

また、擬似的なランニング解析モデルとして、同モデル全体に15deg.後傾させ、垂直速度 1.0 m/s、回転速度8.7 rad/s の初期速度による着地衝撃解析も行った。

さらに、擬似的なカッティングモーション解析として左右に15 deg.傾けた場合の着地衝撃解析を行った。



Fig. 1. Structure of the lower extremity model.



Fig. 2. Structure of the foot model.

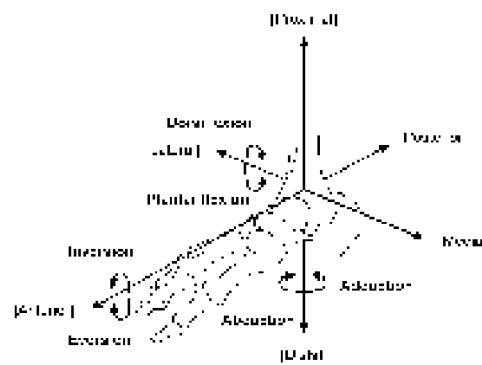


Fig. 3. Configuration of foot-joint model.

Table 1 Material properties on the transient dynamic analysis.

Parts	Young's	Poison ratio
Hard Tissue	7300 MPa	0.3
Soft Tissue	1000 MPa	0.4
Ankle Joint	10000	0.4
Fibula	73000	0.3
Plantar	1500 MPa	0.4
Ground	61 MPa	0.3

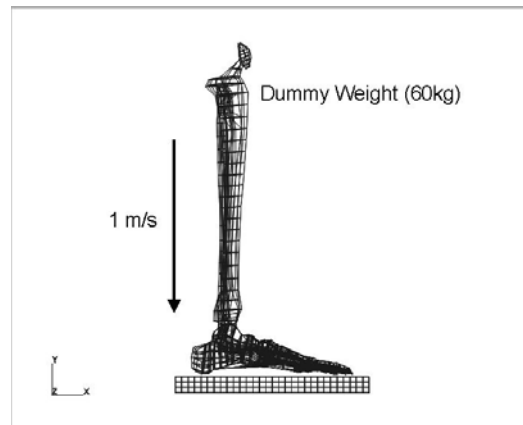


Fig. 4. Initial condition of the vertical drop simulation.

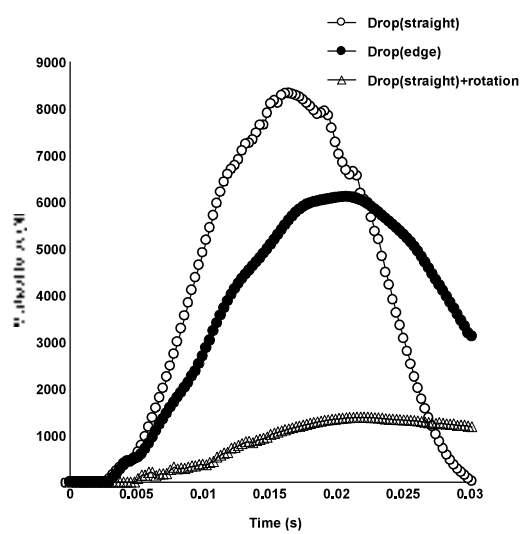


Fig. 5. Comparison of the vertical force on vertical drop simulation with that of semi running simulation.

3. 結果及び考察

下腿モデルの基礎特性を検討するため、垂直速度 1.0 m/sの衝突解析を行った(図4)。その際の床反力(衝撃力)のピーク値は約8500 Nを示し、接触時間は約0.023 sであった。生体(ボランティア)による落下衝撃実験では⁹⁾、類似の条件において床反力(衝撃力)のピーク値が約8400 N、接触時間が約0.025 sと報告されており、その点ではある程度妥当であると考えられた。

図6は、擬似的なランニング衝撃解析における応力分布(Effective Stress)を示したものである。時間間隔は、5 ms ごとに 5 ms から 15 ms となっている。本解析における足関節モデルと床面モデルの接触時間は約 60 ms であるが、実際のランニング時では、一般に 200 ms 前後とされており³⁾、より長時間の計算時間が必要であると思われる。

擬似的なランニング衝撃解析における衝撃力は、垂直姿勢からの落下解析、及び後傾姿勢からの落下解析と比較して顕著に小さく、下腿の回転運動が衝撃を低減させていると考えられた(図5)。

また、本解析における応力分布では、床面モデルと接触する踵骨部に大きな応力が発生すると同時に、脛骨中央部、距骨部、舟状骨部、中足骨部にも 5 MPa 以上の応力が発現していた。30 ms 後の図6では、中足骨近傍にも 3 MPa 以上の応力が発生していた。中足骨部の時間的応力変化では、接触局面の後半に垂直応力(Normal Stress)だけでなく、せん断応力(Shearing Stress)も増加する傾向がみられた(図7)。舟状骨部の時間的応力変化では、接触局面の前半より応力が発現するが、後半により大きな垂直応力がみられ、せん断応力も後半の方が大きい値を示した(図7)。これらの部位は、疲労骨折(Stress Fracture)の好発部位でもあり、本研究のモデルは、応力と疲労骨折等のスポーツ障害における関係を検討していく上でのツールになる可能性も示唆された。勿論、実際の衝撃では、靱帯、皮膚、筋肉等々の影響が考えられ、本解析結果より、より小さい応力で、振動も小さいと推測されるが、運動時における足関節の挙動を考える上での基礎的資料になると考えられる。

また、同様のモデルを用いて左右 15deg.傾けた場合の衝撃解析を行ない、下肢の荷重方向が反力に及ぼす影響について分析した。その結果、足関節内側(第一中足骨側)から衝撃が加わった場合より、足関節外側(第五中足骨側)から衝撃が加わった場合の方が、反力が大きい結果が得られた(図8-10)。これは、足関節内側より外側の方が、その荷重方向に対する足関節システムの剛性が高いことを示しており、様々なスポーツ運動時にみられる加速期の母指球や踏み蹴り部荷重の原因の一つになっていると考えられる。

そしてそれらの結果を踏まえ、下肢ランニングモデルを開発した(図11)。現在、パイロットケースの計算中であり、後日、報告したい。

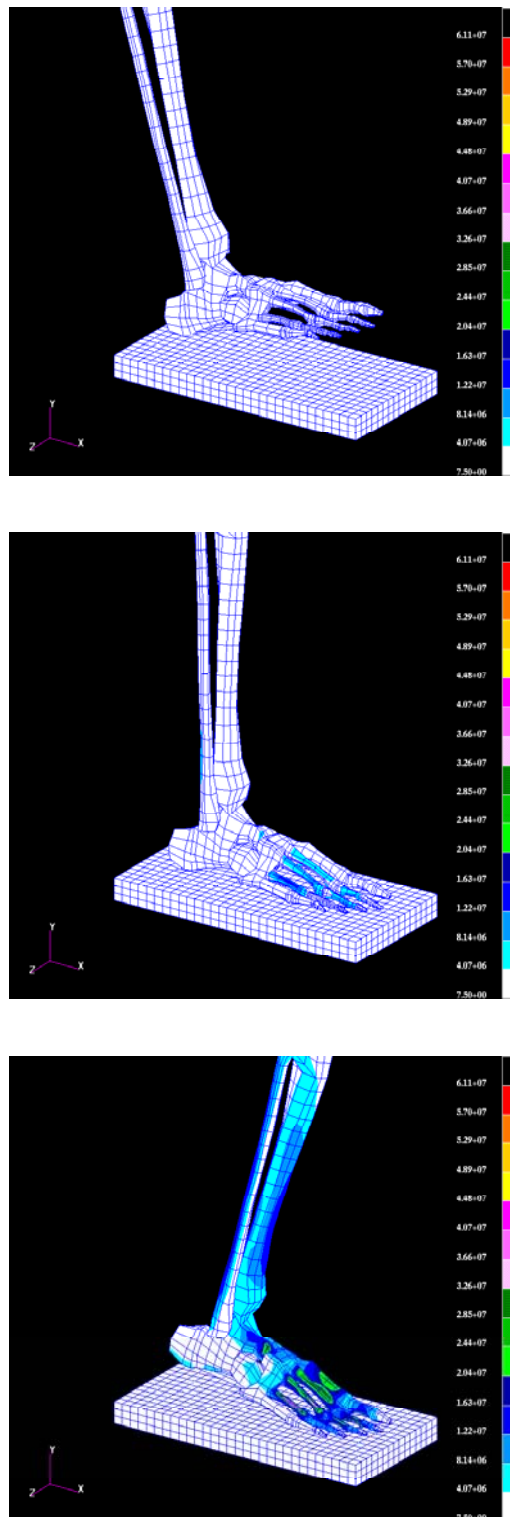


Fig. 6. An example of the stress contour on the deformed shape in the dynamic transient analysis. Initial vertical velocity was -1.0 m/s, and initial rotational velocity was 8.7 rad/s. The time interval was 30 ms.

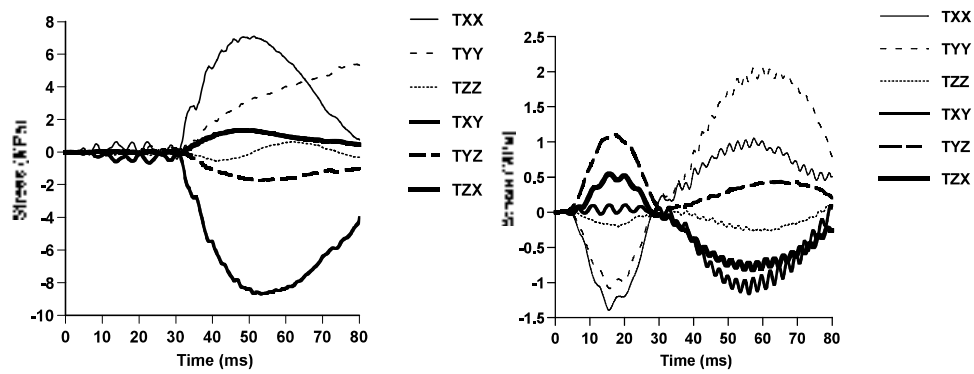


Fig. 7. Normal stress and shearing stress of the metatarsal and the navicular.



Fig. 8 The stress contours on the deformed shape at outside impact.

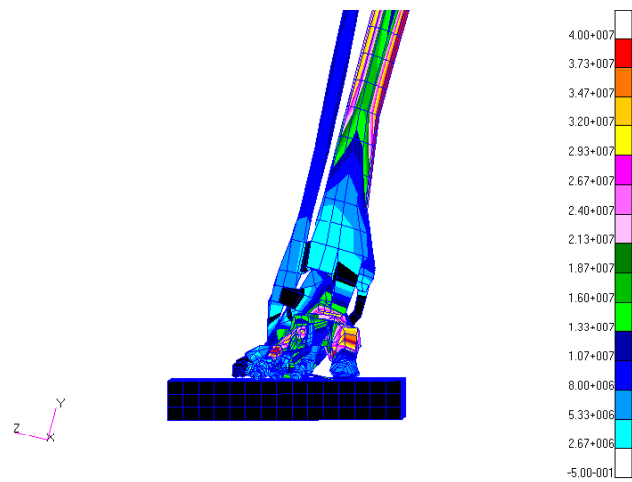


Fig. 9 The stress contours on the deformed shape at inside impact.

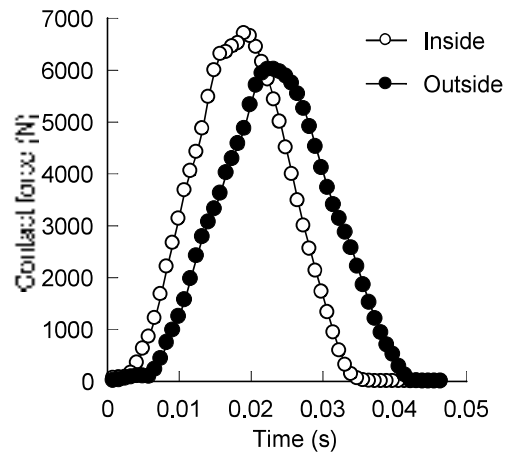


Fig. 10 The comparison of the vertical contact force in the case of the outside impact with that of inside impact.



Fig. 11 The running model using the lower extremity model.

3. まとめ

本研究では、計算負荷が少なく、かつ身体運動やスポーツの動的解析に適用可能な有限要素下肢モデル (Lower extremity model) を開発すると共に、陽解法による過渡的動解析をテストケースとして行ない、本モデルの適用性について検討した。単純化したモデルでの擬似ランニング解析では、疲労骨折の好発部位に大きな応力が発生しており、運動技術や運動障害の解析ツールになる可能性が示された。同様のモデルを用いて左右 15deg. 傾けた場合の衝撃解析を行ない、足関節内側より外側の方が、その荷重方向に対する足関節システムの剛性が高いことを示された。これは、様々なスポーツ運動時

にみられる加速期の母指球や踏み蹴り部荷重の原因の一つになっていると考えられた。また、本研究で開発された下肢有限要素モデルによるランニング等の動解析を行なうことにより、より詳細にスポーツ技術や下肢にかかる負荷が検討できると考えられる。

参考文献

- 1) T. Asai and H. Murakami, Development and evaluation of a finite element foot model, Proc. of the 5th Symposium on Footwear Biomechanics, Vol.6, ISB, 10-11, 2001.
- 2) Beaugonin, M. et al., A Numerical Model of the Human Ankle/Foot under Impact Loading in Inversion and Eversion, SAE 962428, 239-249, 1996.
- 3) Cavanagh, P. R. and Lafortune, M. A., Ground reaction force in distance running, J. Biomechanics, 13, 397-406, 1980.
- 4) 土門 啓、原利昭ら、足アーチ部の運動解析、第9回バイオエンジニアリング学術講演会・夏季セミナー講演論文集、98-9、115-116、1998.
- 5) 古巣克也 他、人体下肢有限要素モデルの開発、第11回バイオエンジニアリング講演論文集、99-3、158-159、1999.
- 6) Jacob, S. et al., Stress in a 3D two arch model of a normal human foot, Mechanics Research communications, vol. 23-4, 387-393, 1996.
- 7) 元田英一 他、足部関節の応力解析—3次元剛体バネモデルを使用して—、EIREC 研究報告書、7-9、17-20、1997.
- 8) 中部 昇、西脇 剛史、シューズの特性評価を目的とした下肢の数値モデルの提案、日本機械学会スポーツ工学シンポジウム講演論文集、98-31、17-20、1998.
- 9) 西脇剛史、奈迫光男、着地衝撃におけるシューズソールの衝撃特性シミュレーション、日本機械学会スポーツ工学シンポジウム講演論文集、98-31、9-12、1998.
- 10) Oomori K., Oda T. and Kaneko Y., Footwear development using finite element ankle/joint model, The engineering of sport 4, Ujihashi S. and Haake S. J. Eds. ISEA, 831-837, 2002.

付記

本研究の一部は6th Symposium on Footwear Biomechanics (3-5、July, 2003, Queenstown, New zealand)で発表予定であるので、大会プロシーディングを添付する。

OBLIQUE IMPACT ANALYSIS USING THE FINITE ELEMENT LOWER EXTREMITY MODEL

T. Asai¹, H. Murakami² and Y. Kaneko³

¹Fac. of Educ., Yamagata University, Yamagata, 990-8560, Japan, asai@kescriv.kj.yamagata-u.ac.jp

²MSC-Japan Inc., Akasaka, Tokyo, 107-0052, Japan

³Research and Development Department, Mizuno Corp., Japan

INTRODUCTION

Foot loading is one of the most important factors in the analysis of the interaction of human motion with sports equipment and sports shoe design (Bartlett *et al.*, 1997, Hennig *et al.*, 1996, Milani *et al.*, 1995). Several researchers reported the important role of the first metatarsal head and the hallux in fundamental human motions (Eils *et al.*, 2001).

However, it is not clear the stiffness of the foot complex during foot loading. Knowledge of the dynamic stress evolution is one of the important keys for understanding the foot and footwear interaction. It is difficult to directly measure the internal stress and shock wave *in vivo*. These stresses and shock wave can be predicted using a mathematical or numerical model of the lower extremity skeleton.

The purpose of this study is to develop a biomechanical lower extremity skeletal model using the finite element method and to analyze the stiffness of the foot complex using the oblique impact simulation in order to improve sports performance, to prevent sports injury and to design sports equipment.

METHODS

The basic shape of the finite element lower extremity skeletal model was described using a commercial lower extremity skeletal model for computer graphics and anatomical data. The solid model was defined after simplifying the commercial model (Fig. 1).

The axis system of the model is chosen such that, with respect to the foot, the X-axis is horizontal and in the external-internal direction, the Y-axis is vertical along the tibia pointing in the upward direction and the Z-axis completes the right-handed rectangular coordinate system.

The hard tissue parts of this foot model consisted of 23 bone models such as the calcaneus, metatarsal, etc., and the soft tissue parts that consisted of 15 joint models such as the talocalcaneal (subtalar) joint, calcaneocuboid joint, etc. The meniscus was included in the tibia model. The eight ligaments of the foot joint and the four ligaments of the knee joint (ACL, PCL, etc.) were also defined. The other ligaments and retinacula were not geometrically represented, consequently, the stiffness of the soft tissue parts were estimated including the function of the other ligaments and retinacula.

The finite element meshes were made from the solid model using a commercial pre-post processor (MSC.Patran), and the linear static analysis was solved using an implicit FEM code (MSC.Nastran). The dynamic transient analysis was



Figure 1: The finite element lower extremity skeletal model which was defined after simplifying the commercial shape model.

performed using an explicit FEM code (MSC.Dytran). As material properties, the Young modulus of the hard tissue was 15 GPa and the Poisson ratio was 0.3 (Furusu *et al.*, 1999). An isotropic linear viscoelastic shear model was used in the soft tissue. The Young modulus of the soft tissue was 1.5 GPa, the Poisson ratio was 0.4 and the short-time shear modulus was 536 MPa. The initial vertical velocity at impact was -1.0 m/s.

For comparing the lateral side stiffness of the foot complex, oblique angles were defined as 0.26 rad. rotated in the inversion direction (outside impact) and -0.26 rad. rotated to that (inside impact) (Fig. 2 & Fig. 3).

RESULTS AND DISCUSSION

In the vertical drop test simulation, the contact time of the foot model and the floor model was approximately 22 ms, and the vertical peak force was approximately 8400 N (for the model weight of 60 kg) suggesting that the experiment represents a good approximation of real life (Nishiwaki and Nasako, 1998). However, the vertical peak force for this boundary condition was much higher than that reported for an actual running human (Nigg, 1986; Lafortune and Lake, 1995).

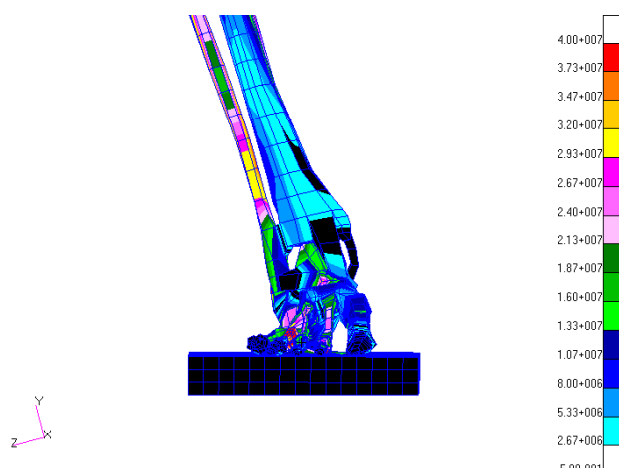


Figure 2: The stress contours on the deformed shape at outside impact.

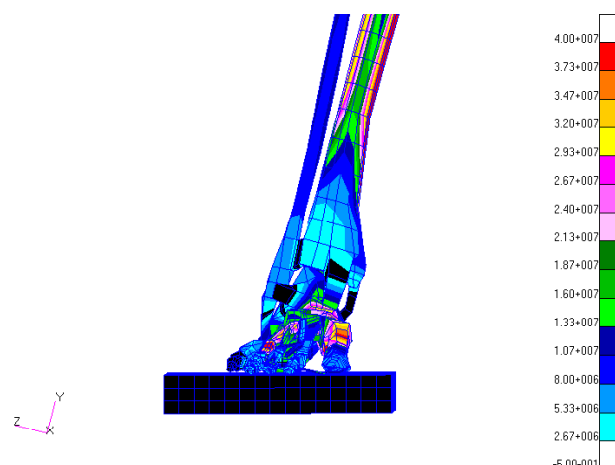


Figure 3: The stress contours on the deformed shape at inside impact.

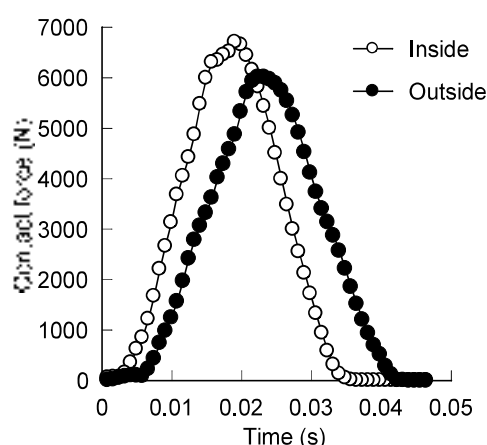


Figure 4: The comparison of the vertical contact force in the case of the outside impact with that of inside impact.

The vertical peak force in the case of the inside impact simulation was about 6650 N and that of outside impact simulation was 6010 N (Fig. 4). The vertical peak force for the inside impact simulation was lower than that of the outside impact simulation, and the timing of the vertical peak force of the inside impact simulation was later than that of the outside impact simulation. Especially, the initial ground reaction force of the outside impact simulation indicated a small value. These results suggest that the stiffness of the inside is higher, and the dispersion of energy is lower, than that of the outside in the foot complex. It is considered that the characteristics of the stiffness of the foot complex involve the role of the first metatarsal head and the hallux in fundamental human motions. Obviously, the ground reaction forces of these simulations depend on the quality of the model structure and material properties. The material properties in this study are based on simple assumptions.

SUMMARY

The purpose of this study is to develop a biomechanical lower extremity skeletal model using the finite element method and to analyze the stiffness of the foot complex using the oblique impact simulation. It is considered that the stiffness of the inside is higher, and the dispersion of energy is lower, than that of the outside in the foot complex.

REFERENCES

- Bartlett R. M., Muller E., Raschner C., Lindinger S., and Jordan C. (1995). *Journal of Biomechanics*. 11, 163-176.
- Eils E., Streyl S., Linnenbecker S., Thonrwesten L., Völker K. and Rosenbaum D. (2001). *abst. of XVIIIth Congress of the ISB*, 364.
- Furusu K., Iwamoto M., Miki K., Kato C. and Hasegawa J. (1999). *Proc. of JSAE*, 5-8.
- Hennig, E. M., Valiant, G. A. and Liu, Q. (1996). *Journal of Applied Biomechanics*, 12, 143-150.
- Milani, T. L., Schnabel, G. and Hennig, E.M. (1995). *Journal of Applied Biomechanics*. 11, 177-187.
- Lafortune M. A. and Lake M. J. (1995). *J. Biomechanics*, Vol. 28-9, 1111-1114.
- Nigg, B. M. (1986). *Experimental techniques used in running shoes research*, In *Biomechanics of Running Shoes* (Edited by Nigg, B. M.), Human Kinetics, Champaign, 29.
- Nishiwaki T. and Nasako M. (1998). *Proc. of sympo. on sports engineering, JSME*, 98-31, 9-12.