

論文

歩行障害者用足関節ガード装具の最適化

大久保富彦* 田中貴浩* 須賀武彦**

Optimization of supporter configuration for ankle joint disease

Tomihiko OOKUBO, Takahiro TANAKA and Takehiko SUGA

Abstract To optimize the supporter configuration for ankle joint disease, a technique using the contact analysis of a CAE system was investigated. This technique was based on the thickness distribution of the supporter plate, i.e. the extension of contact area and the reinforcement of bending stiffness were accomplished in this system at the same time.

The results obtained by this system are shown as follows:

- (1) The contact began from 3 parts of the thenar region, the plantar arch region and the side of heel region. Inverse deformation of the supporter in the rotating direction occurred.
- (2) The adequacy of the normal stiffness and analysis method were confirmed by qualitative agreement of the experimental values and the analytical values.
- (3) The direction of the new supporter configuration was suggested by the thin side plate of the thenar and heel region, and the thick side plate of the ankle joint longitudinal axis.

Keywords

Ankle joint, Supporter configuration, Contact analysis, Optimization, CAE analysis, FEM, Finite element method

1. はじめに

足首関節の先天的、後天的故障による歩行障害の治療具、補助具として、プラスチック製の整形ガードが用いられているが、これまでの製品は関節運動強度とガード強度とを個々人にマッチさせることが難しく、効果や安全性を客観的に評価する事も困難であった。そのため、使用感や治療効果は必ずしも十分とはいえなかった。

そこで、最適なガード装具の開発を目的として、前報では、CTスキャンによる生体の断層撮影像から足首の有限要素モデルを構築し、シミュレーションモデルとして利用できることを確認した¹⁾。ここでは、このモデルを利用し、ガード装具モデルとの接触解析を行い、最適なガード形状を検討したものである。

本報では、障害者の80%を占める²⁾といわれている関節内返し運動障害に効果的な、ガード形状の最適化の方向性について報告する。

2. 接触機構とストレスの発生

弾性体の接触はヘルツ接触として知られている。いま、図1のように、半径 r_1 、 r_2 の曲面を持つ2つ固体が垂直力 W で接触しているとすると、最大接触圧力 P_{max} と接触点直下に発生するせん断応力 τ_{max} は、次式で

$$P_{max} = \frac{3W}{2\pi a^2}$$

$$a = \sqrt[3]{\frac{3W}{4} \left(\frac{1-\nu_1^2}{E_1} + \frac{1-\nu_2^2}{E_2} \right) / \left(\frac{1}{r_1} + \frac{1}{r_2} \right)}$$

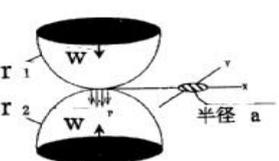
$$\tau_{max} = 0.31 P_{max}$$


図1 球の接触

表される。

一方、生体におけるストレス発症は、知覚神経、力学要素、固体の感受性等の影響を受け、一義的に原因を決めることは困難であるが、発症を生体に対するせん断応力の発生と仮定した場合 τ_{max} に相当し、言い換えると最大圧力 P_{max} が主要因ということになる。従って、正常な回転運動を維持する制動力(反力)を得て、同時にストレスを少なくするためには、せん断応力を小さくすること、すなわち接触領域を広げるのが一つの方法と考えられる。

3. シミュレーションモデルの構築

本研究では健康者である26歳男性の下肢部をモデルとして採用し、CT断層撮影写真から有限要素モデルを構築した。足首は脛骨、腓骨、距骨より下の足部骨と軟部組織(筋、腱、脂肪、皮膚等の総合)と仮定した。断層撮影は図2のように足底から膝蓋骨上端までとして、関

* 製品科学技術グループ

** 日本シグマックス(株)

節付近は5mm, それ以外は10mm ピッチで計70枚撮影した。そのうちガード装具の装着が予想される足底から上方へ240mm まで, 形状変化の比較的少ない骨幹部は間隔を持たせ, 関節付近は細かく, 最終的に15枚まで絞り込んだ。

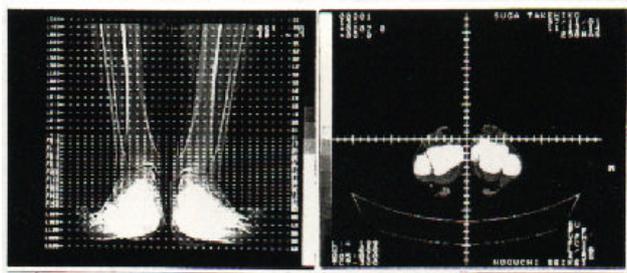


図2 CT断層撮影

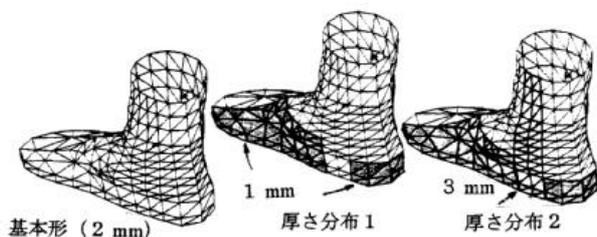


図3 ガードモデル

図3にガード装具のモデルを示す。ガードの基本モデルにはブーツ型を採用した。実際の歩行用には前足部と後足部をカットする。厚さは2mm 均一(基本形)で, 体表面との間隔は約5mm とした。また, 接触点近傍を薄くして接触領域を広げたもの(厚さ分布1), 足長軸を厚くして曲げ剛性を高めたもの(厚さ分布2), 合計3条件で解析を試みた。

足関節運動には足関節靭帯損傷の約80%を占めている内返し運動を採用した。また, 回転が安定して行えるよう, 内・外果を結んだ線上の関節回転中心の節点と, 第5指付け根付近の骨節点間に高剛性のビーム要素を付加し回転面を構成した。

接触要素は足内側部(高さ方向: 底から140mm, 周方向: 拇指球から後ろまで約190°)に点・面接触要素を設定した。



図4 有限要素モデル

ヤング率(N/mm²)
 骨: 20986
 軟部組織: 392
 関節軟部: 9.8×10^{-4}
 ガード: 438

荷重条件として, ビーム要素先端の節点の内返し方向に, 1ステップ2°づつ9ステップ18°まで強制回転変位を与えた。

境界条件は,

回転中心の節点: $u_x = u_y = u_z = 0, \text{rot}_x = \text{rot}_y = 0$

ビーム先端の節点: $u_x = u_y = 0, \text{rot}_x = \text{rot}_y = \text{rot}_z = 0$

ガード上端の節点: $u_x = u_y = u_z = 0, \text{rot}_x = \text{rot}_y = \text{rot}_z = 0$ とした。なお, 下肢上端部は全方向拘束とした。図4に有限要素モデルを示す。

4. 実験

計算結果を検証するために, エポキシ樹脂で製作したブーツ型基本形モデルにより接触力測定実験を行った。

図5にセンサの設置状態, ブーツ装着方法及び校正曲線を示す。センサは4枚ゲージ式の圧力センサで接触要素の下側節点部分に10カ所配置し, プリッジボックスを介してデータロガに接続した。

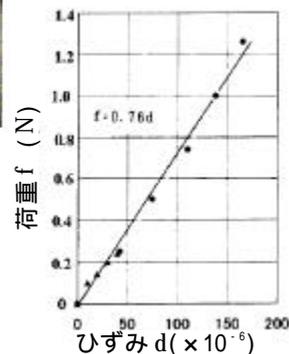
ブーツ模型は内側だけ使用し, 足にはマジックテープで数カ所反対側まで回して, 出来るだけ動かないように止めた。



(a) センサー



(b) 装着状態



(c) 校正曲線

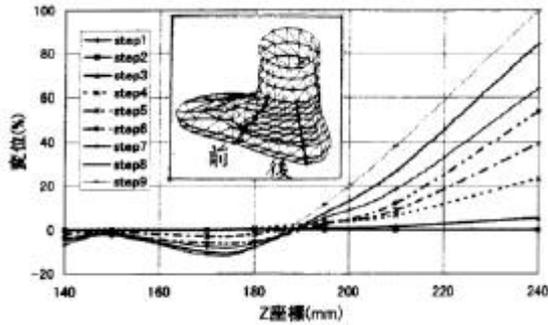
図5 検証実験

足首の回転運動は計算と同じ内返しとしたが, 正確な回転軌跡と角度を再現する事は無理なので, 相当方向に捻っただけにした。

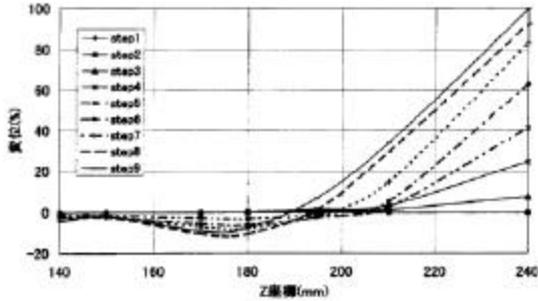
5. 解析結果及び最適化への考察

足とガードとの接触解析からガードの変形, 足とガードとの接触力, 足に発生するせん断応力の3つの観点から検討した。

図6にガード形状の変化を示す。横軸にガードの外形上下方向(Z座標)を, 縦軸にX方向変位をとったもので, (a)では175mm 付近で強制変位とは逆方向(内側方向)に変形してゆることが明らかとなった。これはガー



(a)基本形



(b)厚さ分布1

図6 ガード形状の変化(前足部)

ド形状が複雑なため、接触点から周囲に干渉して二次的に起こったもので、最大変位の約18%にまで達しており、拘束点の位置、ガードの厚み分布等も影響しているものと考えられる。この状態をそのまま放置しておけば予想外の所に接触が発生し、新たなストレスの原因ともなることが想定される。(b)の場合は内側への変形傾向と大きさはほとんど変わらないが、マイナスからプラスへの遷移領域が各ステップでZ座標の大きい方にずれて行っている。これは(a)に比べて接触領域が増加したことを意味し、素材厚さを薄くした効果が認められる。

図7にガードの節点群に発生した接触力分布状態を示す。接触力は足側の節点からの力を、接触したガード要素の構成節点に振り分けたものであり、従って、隣接要素が受ける節点分力の合計が示されている。3次元分布図は別コードにより視覚化したもので、X-Y面メッシュ生成が制限されているため立体モデルを概略展開した形となっている。

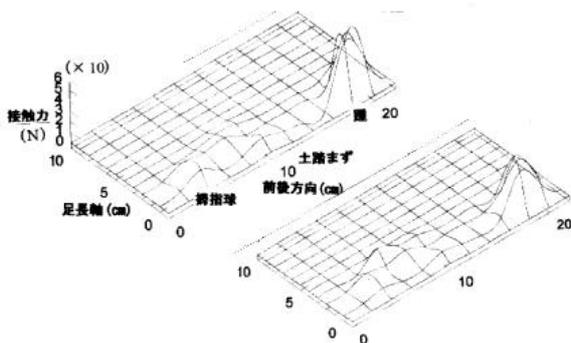


図7 接触力分布状態

これによると、母指球付近、土踏まず付近、踵付近の3つの領域で接触が起こっていることが判る。特に、踵の内側付近の接触力が最も大きく、内返し回転面の角度にもよるが、制動力を受け持たせる領域の一つになるものと考えられる。厚さ分布1では、基本形に対して母指球付近の接触領域が上下方向に伸び、1要素分増加しており、また、踵部の接触力の最大値は約30%、母指球では60%それぞれ軽減されているのが判った。これは足の接触点におけるせん断応力の減少や圧力勾配を緩やかにする効果が想定される。甲に近いところは局所的に高い値となった。これは直下に特異な骨のある場所で、何らかの対策が必要と考えられる。各節点の接触力合計、すなわち制動力は若干減少した。足のストレスが減少しても制動効果が減ってはガードとして役に立たず、この点の改良が必要であろう。

図8は3種類のガード形状に対する接触力の変化を示す。「厚さ分布2」では接触力のピーク値をあまり上げずに、接触力合計は「厚さ分布1」に対して約10%上昇し、制動力を高める効果が確認された。

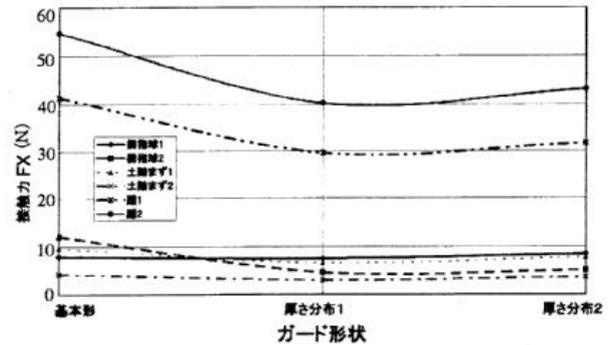


図8 接触力の変化

図9に足に生ずるせん断応力の分布を示す。これはガードとの接触によって接触力の反力が同じ大きさで足に向かい、結果としてせん断応力が発生したものである。図7と比較すると接触領域とほぼ同一の3箇所に発生がみられ、これによって足に痛みあるいはストレスが生じることが予想される。厚さ分布1では基本形に比べると、

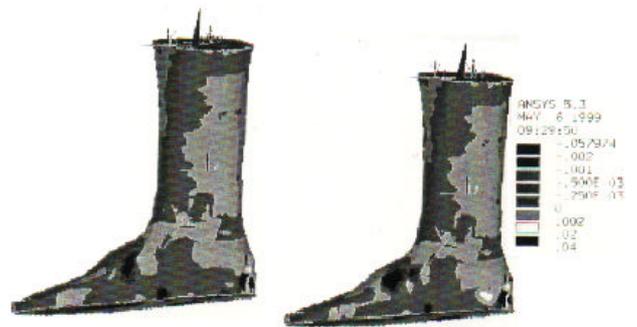


図9 せん断応力の分布

せん断応力の高い部分に広がりが見られ、応力勾配が高原状に近づいているのが判る。しかし、最大応力値は踵と母指球上部で高くなり、特に母指球上部の甲に近いと

ここでは、約18倍になることが判った。接触力で述べたように、これらは皮膚のすぐ下に特異な骨があり、接触が進み軟部組織が骨とガードに挟まれたためと考えられる。応力値の絶対値は非常に小さく、直ちにダメージを受ける値ではないが、個体差もあり、注意すべき点であろう。単に、接触領域を広げるだけでなく、ガード全体の曲げ強度を高めること、特異骨でのガードの回避等が必要と思われる。

図10にガード形状に対するせん断応力の変化を示す。厚さ分布2では足長軸の剛性を高めたことにより、踵上部で応力値が抑えられ、ストレスの回避が可能と考えられる。

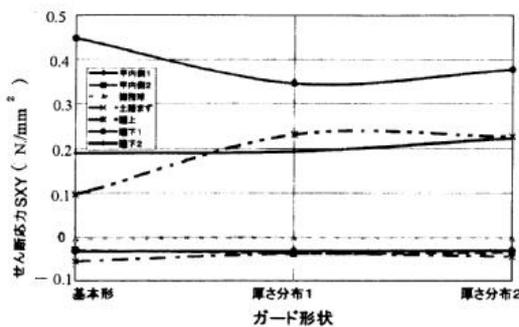


図10 せん断応力の変化

医学的、臨床的に生体におけるせん断応力とストレスとの関係の定量的データは不明であるが、例えば、動物実験では骨細胞が負荷応力を緩和するように増殖³⁾したり、人間の血管壁の外的刺激によるストレファイバーの形成⁴⁾などが知られている。

従って、これらのことから、現在接触している領域とその周辺のガードの厚みを薄くすることで接触領域が広がり、せん断応力の局所的大きさ、応力勾配を緩和し、痛み等の不具合を軽減することが可能と考えられる。

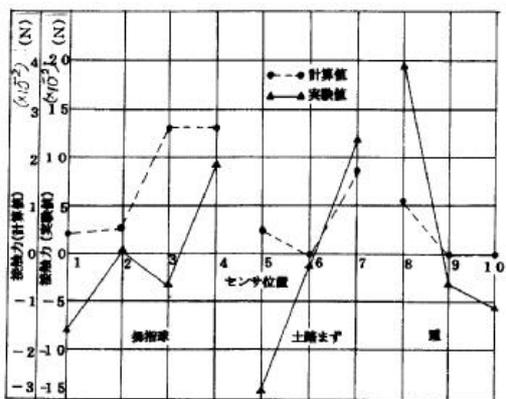


図11 実験値と計算値の比較

図11に接触力の実験値と計算値との比較を示す。横軸をセンサー位置、縦軸を接触力としたもので、計算値の縦軸を5倍にして定性的傾向を示したものである。各節点の値は違っているが、3カ所の領域で見ると計算値と実験値ではほぼ同じ変化傾向を示しているのが判る。

生体の運動感覚に頼るため、実験時の足首回転に正確さが欠けること、皮膚の捻りによってセンサ表面がこすられること等のため、実験値には除去が困難な誤差が多く、6回測定して平均を取ったものである。生体に関する実験では許容範囲と考えられる。従って、接触解析の方法、接触状態適否を判断する垂直剛性パラメータの値等は妥当なもののみならずよいであろう。

6. ま と め

歩行障害者用足関節ガード装具の形状を最適化するために、CAEシステムの接触解析の手法を利用して検討した。これはガードに厚さ分布を与え、足との接触領域を広め、同時に曲げ剛性(制動力)をも確保しようとするもので、ガード変形、足とガードの接触による接触力(反力)、足表面のせん断応力などから総合的に判断した。その結果、内返し運動時に対して、次のような効果的な形状を導き出す方向性を示すことが出来た。

- (1) 接触領域は拇指球付近・土踏まず付近・踵付近の3箇所から始まり、特に踵付近での接触力は大きく、拇指球付近では広範囲での接触が起こることが判った。また、足回転変位とは逆の内側へのガード変形の発生も明らかとなった。
- (2) 生体足による検証実験値と計算値とでは定性的にほぼ似た傾向を示し、垂直剛性や解析方法の妥当性が確認された。
- (3) 拇指球付近と踵付近の厚さを薄く、足長軸付近を厚くした分布状態のガードでは、接触領域の増加と制動力の確保がなされることが判った。

なお、今回の接触解析や実験で得られたせん断応力等の値は非常に小さいものであった。これは解析精度、特に生体の各部物性値が不完全なこと、足モデルにおける皮膚直下の軟部組織厚さが厚くなったこと、実験では内返しにひねりが入り、センサとの接触に不具合が生じたこと等が原因と考えられる。今回の応力の大きさでは生体にストレスを与えるまでには至らないと思われるが、ガードとの接触挙動を解明するには十分と判断した。

ストレスが各組織に加わる事が生体に対してどのような意味を持っているのか、生体はどのような反応を示すのか等は重要であり、ガードの最適化にとって、同時に明らかにしていく事も今後の課題であろう。

参 考 文 献

- 1) 大久保, 須賀: 産技研報告, 1, 79-81, (1998).
- 2) 山本晴康: 靭帯損傷・その他, 10. 足関節, 整形外 Vol46 No8(933~1184)
- 3) 牛田, 他: 静水圧負荷による軟骨細胞の機能発現, 第10回「イオン」アリアン 講演論文集, p310~ p311 (1998).
- 4) 杉本, 他: 機械刺激に対する血管内皮細胞のアクチン細胞骨格動態, 第10回「イオン」アリアン 講演論文集, P318 ~ P319 (1998).

(原稿受付 平成11年8月9日)