



12-1-1997

Finite Element Contact Stress Analysis of the Diabetic Foot and Orthosis - a Two-Dimensional Analysis

Weng-Pin Chen

Yueh-Yun Hsieh

Fuk-Tan Tang

Follow this and additional works at: <https://rps.researchcommons.org/journal>



Part of the [Rehabilitation and Therapy Commons](#)

Recommended Citation

Chen, Weng-Pin; Hsieh, Yueh-Yun; and Tang, Fuk-Tan (1997) "Finite Element Contact Stress Analysis of the Diabetic Foot and Orthosis - a Two-Dimensional Analysis," *Rehabilitation Practice and Science*: Vol. 25: Iss. 2, Article 5.

DOI: <https://doi.org/10.6315/3005-3846.2030>

Available at: <https://rps.researchcommons.org/journal/vol25/iss2/5>

This Original Article is brought to you for free and open access by Rehabilitation Practice and Science. It has been accepted for inclusion in Rehabilitation Practice and Science by an authorized editor of Rehabilitation Practice and Science. For more information, please contact twpmrscore@gmail.com.

糖尿病病人的足部與輔具之二維有限元素接觸應力分析

陳文斌 謝月雲 鄧復旦*

私立中原大學醫學工程研究所 林口長庚醫院復健科*

本研究的目的是以有限元素法來評估用於降低糖尿病病人足底壓力所需之足部輔具，比較一般性鞋墊及以三種鞋墊材料所製作的全接觸性足底板對足底壓力分佈之影響。在本研究中分別建立穿著一般性鞋墊及穿著全接觸性足底板之有限元素模型，利用 MARC 有限元素分析軟體來作接觸應力分析，以便探討穿著全接觸性足底板前後足部壓力分佈之影響。分析中所需之各項材料之材料參數可由 Instron 材料試驗機所得之資料直接輸入 MARC 之材料參數程式而決定。足部及輔具各以可變形接觸體來模擬。二維之網格以病人 X 光片所得之輪廓資料為基礎再利用 MARC 軟體之自動網格生成模組產生。分析中所給定之負載則以模擬病人走路時步態的重心軌跡所佔整個步態的百分比位置及其在不同位置下所受力之大小來給定。由分析的結果可得知在不同的步態週期下，足底的峰值壓力分別降低了 58%、54%、84%、86%、85%。由分析所得之結果可提供足部輔具製作人員在製作足部輔具時之重要參考。(中華復健醫誌 1997; 25(2): 139 - 148)

關鍵字：有限元素法(finite element method)，全接觸性足底板(total contact insole)，糖尿病(diabetes mellitus)，接觸應力(contact stress)，足底壓力(plantar pressure)

前 言

在步行時足底壓力分佈不均或增加，常會導致足部潰瘍的發生^[1]。神經性病變患者所產生的足底潰瘍在步行時會有不正常的壓力和負荷^[2]，並且循環性潰瘍非常常見。從近來文獻中之評估得知，在美國由於非外傷截肢的病人當中有 50% 為糖尿病患者^[2]。神經性病變、局部充血及感染都是糖尿病潰瘍的主要原因^[3]，嚴重的神經性病變會使病人失去感覺，並且使足部肌肉變弱，而產生不正常的壓力分佈；而在力學方面由於足底壓力的增加成為糖尿病患者潰瘍的主要原因。一般來說，糖尿病病人比正常人有較高的足底壓力^[2]，而健康的人可以免除潰瘍，並不是因為較低的足底壓力而是因為他們能夠感覺到局部壓力變大而改變步態

(步行的方式)來減少傷害的發生，但對於末梢神經性病變患者卻無法達到。但是對於要多少以上的壓力才會導致潰瘍並沒有很清楚的界線。不管是壓力或骨頭的變形都是神經性病變患者產生潰瘍的原因^[2]。在鞋子和足部接面，足底因缺少感覺壓力和疼痛的能力，在長時間不正常的壓力和剪力的作用下而受傷。由許多足底壓力的研究顯示了最大前足壓力落在第二趾骨頭上，所以這些部位發生潰瘍的頻率也較高。造成糖尿病病人足底壓力增加的力學原因並不是很清楚，可能有很多因素，其中關節運動受到限制可能會增加足底壓力^[3,4,5]。如果使組織長時間暴露於壓力下，即使很小的壓力也會產生潰瘍。一般減低壓力的方法可由特別訂製的鞋子或鞋墊來做到^[3,4]，這些鞋子或鞋墊對於神經性病變患者的足部有很大的幫助，不但可以保護病人的腳更可以形成一個緩衝效應，並且使重量負荷重新分

投稿日期：86 年 8 月 28 日 修改日期：86 年 9 月 5 日 接受日期：86 年 10 月 9 日

抽印本索取地址：陳文斌，台灣省中壢市普仁里 22 號，中原大學醫學工程研究所

電話：(03) 4563171 分機 4520 傳真：(03) 4563171 分機 4599

配，降低集中在潰瘍皮膚上的壓力，使潰瘍早日癒合^[6]。1983年，Pollard和Quesne兩位學者，以rubber rocker治療神經性病變患者的潰瘍^[7]，所有的潰瘍均被治癒，而且大大的減低了住院的時間。1987年，Walker及Helm對慢性的糖尿病病人分成兩個族群作研究^[8]。第一種是在趾骨頭或拇指處潰瘍的病人，第二種是在除了趾骨頭及拇指的足底其他處潰瘍。這兩種族群都以total contact cast來治療，結果發現total contact cast是一種非常有效的治療方法，不管潰瘍在足底的什麼部位，而且在趾骨頭或拇指的治療速度比其他部位快。1987年，Goodman和Hull曾經使用ANSYS有限元素套裝軟體分析運動鞋的鞋墊^[9]，但是他們的研究集中於不同負荷下鞋墊的變形。1993年，Shiang和Cavangh^[10]亦使用有限元素法分析第二趾骨頭在不同軟組織及鞋子的情形下壓力的分佈情形，但他們研究所建立的模型只包含第二趾骨頭的二維有限元素模型。1996年Kato^[11]等人測量出在使用足部輔具前的峰值壓力為 $130.6 \pm 41.9 \text{ kPa}$ ，在使用足部輔具後之壓力降為 $52.6 \pm 17.9 \text{ kPa}$ ，平均壓力降低為56.3%；而接觸面積由原先沒有穿戴足部輔具的 330.2 ± 48.4 個壓力感測元素，增加為 517.2 ± 105.5 個感測元素，增加率為62.7%。

糖尿病病患因感覺神經病變，病人會不自覺的增加足底負荷，並且在走路或站立時會持續對足底施壓而導致潰瘍的發生。因此糖尿病病人其足底與鞋子接面的壓力有決定性的影響，為了瞭解足底的軟組織與不同材料所製做的鞋墊之接觸應力分佈情形，我們建立二維有限元素模型。利用在足底所使用的不同材料分析足部與鞋墊之間應力的分佈情形。在臨床上使用功能性足底板治療足底潰瘍，而且也對於治療的效果做過很多的評估，利用EMED^[3,12]或F-scan系統^[13]測量穿戴全接觸性足底板前後的足底壓力改變，證明出足底壓力會因使用足底板而減少。而且在使用一段時間過後，潰瘍有癒合的現象。但是缺少科學上的根據來證明它^[13]，因此本研究建立足部的有限元素模型，模擬步態力學的情形，由二維模型所得之結果，可看出壓力大致的分佈情況。在臨床上，糖尿病病患所用足部輔具的材料由廠商直接提供，其楊氏係數及浦松氏比未知，而輔具的製作是復健物理治療師依經驗以及材料代理商所提供資料來完成，但是廠商所提供資料中大略提及材料對應力、剪力的特性，並無詳細材料特性的介紹。所以本研究以INSTRON材料試驗機對常用的足部輔具材料做測試，取得材料特性曲線再以MARC的材料參數程式來分析，並配合有限元素模型作接觸應力分析，希望在以後足部輔具的製作上能有詳細材料特性以及足底與鞋墊接觸應力分析的數據

做為依據，製作出更適合糖尿病病患足部的輔具。

材料與方法

本研究是以MARC有限元素軟體(MARC K6.2, MARC Analysis Research Corporation, USA)分析足部有限元素模型在與一般性鞋墊及以三種鞋墊材料所製作的全接觸性足底板接觸介面的應力分佈情形。二維有限元素模型的幾何形狀由病人足部矢狀面(sagittal plane) X光片(如圖1)所得，材料的特性曲線由材料測試機測試而來。本實驗所採用的材料有thermocork、microcelpoff、sofsponge，這些材料為臨床上常用來製作鞋墊的材料。實驗採用的硬體包括INSTRON 8511材料試驗機、SGI R5000工作站、Pentium PC、Scanner；實驗採用的軟體包括MARC K6.2、Mentat Version 2.31、INSTRON Series IX Automated Material Tester-Version 7.27.00。整個實驗可分為下列的步驟：

一、足部模型的建立

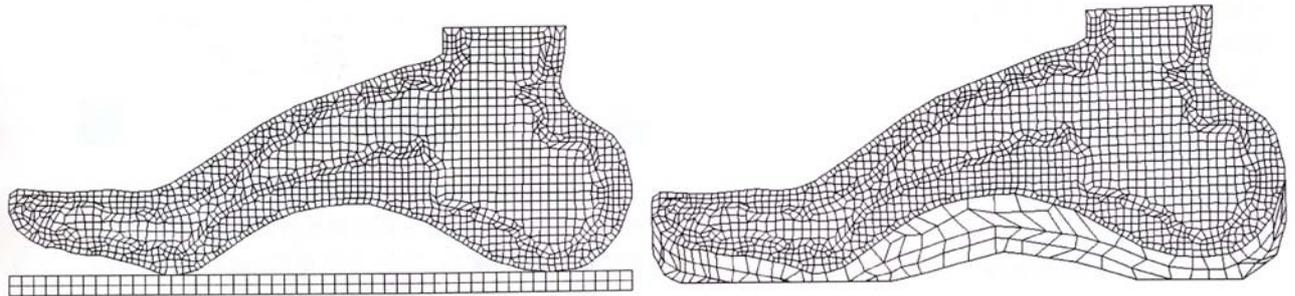
實驗中所需建立足部二維模型是將病人足部(cavus foot, 空凹足)矢狀平面X光片[如圖1]置於方格紙上並定座標軸，以人工描繪並決定出骨骼及軟組織之輪廓座標，將所得之座標輸入Mentat軟體中，在電腦內建立出足部的幾何形狀。當幾何形狀建立後，利用Mentat軟體的二維自動網格生成模組，生成網格(如圖2)所使用之元素型態為四節點四邊形元素。而鞋墊的形狀則是沿著足底的幾何形狀而建立，同時設定不同材料的鞋墊，以電腦軟體做鞋墊網格的自動生成(automesh)，模擬步態在mid-stance phase的情況下的足部受力情形(如圖3)。

二、材料測試

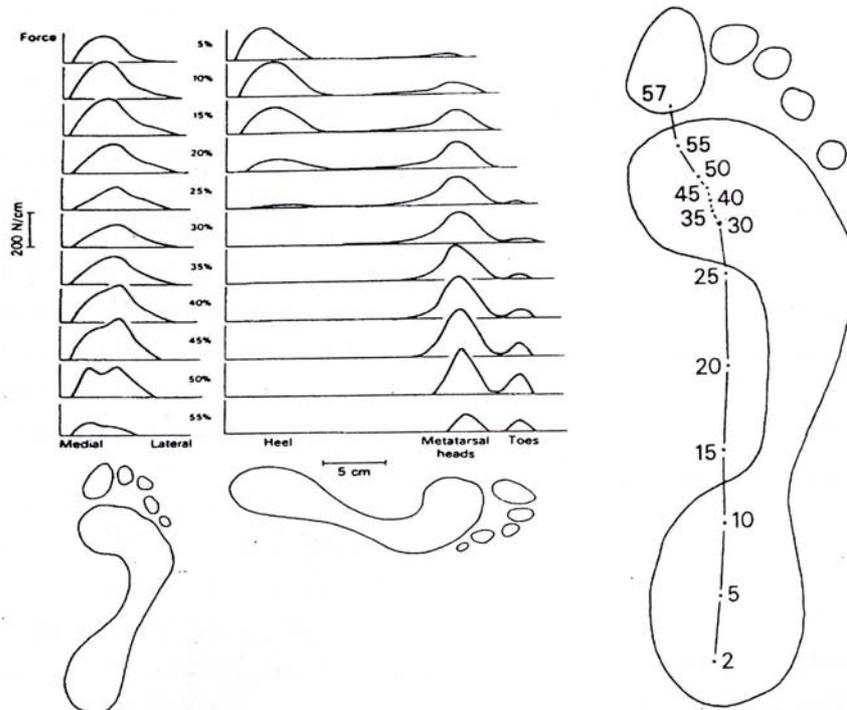
在實驗中所採用的試片為臨床上糖尿病病患足部輔具常用材料中的三種，有thermocork, microcelpoff和sofsponge。所用材料試驗機為INSTRON 8511。材料測試步驟及試片規格依照ASTM D638之規範，試片之製作以特製之模具切割出所需之形狀。將試片置於INSTRON材料試驗機的夾具上，使試片長軸保持直線，不要因為固定試片時造成試片扭曲，而影響實驗結果的正確性。依規範中所規定夾具的位置來夾住試片。在INSTRON所提供的電腦軟體中作拉伸試驗的設定，設定試片總長、夾具間距、試片寬度。因為本實驗所用的材料其特性並無詳細說明，故以拉伸速



圖一：病人的足部 X 光片（空凹足）



圖二：(a)一般性鞋墊的網格 (b)全接觸性足底板的網格



圖三：步態軌跡及步行時的壓力分佈情形

度 20mm/min 對試片做拉伸試驗。將拉伸試片所得到的應力-應變曲線記錄下來。

在作有限元素分析時，骨頭與肌肉部份的材料都假設為線性材料，浦松氏比假設為 0.33。透過 INSTRON 的測試得到輔具材料的楊氏係數，輸入 MARC 所需參數。將此參數值代入已建立鞋墊模型中，模型中所使用之材料參數如表一所示。

表一：材料的彈性係數

材料	楊氏係數	浦松氏比
軟組織	1.5MPa	0.33
骨頭	15GPa	0.33
Microcelpoff	1MPa	0.33
Sofsponge	2MPa	0.33
Thermocork	20MPa	0.33
一般鞋墊	2MPa	0.33

表二：元素及節點的數量

材料 (元素數量)	赤足	全接觸性足底板
軟組織	926	926
骨頭	689	689
Microcelpoff	—	52
Sofsponge	—	39
Thermocork	—	31
鞋墊	100	—
節點數量	1888	1862

表三：不同週期下的最大峰值 (單位：MPa)

週期	10%	15%	20%	25%	30%
一般性鞋墊	0.334	0.252	0.276	0.387	0.415
全接觸性足底板	0.141	0.117	0.045	0.055	0.063

三、二維有限元素分析

本研究是以 MARC K6.2 有限元素軟體來分析比較足底與一般性鞋墊及全接觸性足底板間接觸應力的分佈情形。根據文獻所記載步態週期中力板所得垂直力量的分佈情形，配合步態軌跡(gait line)(圖 3)得出足底在 midstance phase 時足底所受的力量依其所得的力量施於步態中不同時期的重心位置。將 INSTRON

所測得的材料特性分別給予所選定的部份，包括第一、二、三層的鞋墊。而骨頭、肌肉及地板的彈性係數由文獻中而得^[10]。對於幾何特性，模型中的幾何性質假設為"平面應變(plane strain)"，設定平面的厚度為 10cm。足底因與全接觸性足底板或一般性鞋墊之間有接觸情形，所以設定軟組織與足底板的第一層及軟組織與一般鞋墊的接觸部份的元素皆為可變形的元素，並將受力的時間在 1 秒內分成 10 個 increments。在所有參數都已經設定後，即可執行分析。

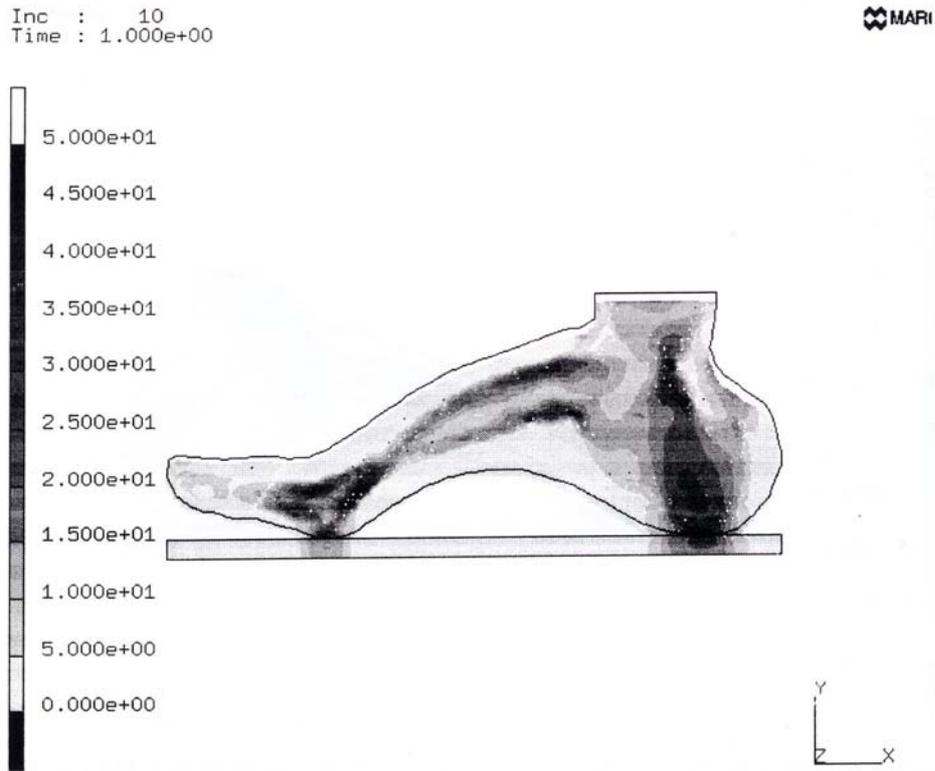
四、後續處理

將 MARC 所執行的結果，依照所需要的情況例如 Von Mises Stress 或 displacement，以彩色圖像顯示並列印出來。觀察應力、位移或變形的改變情形。

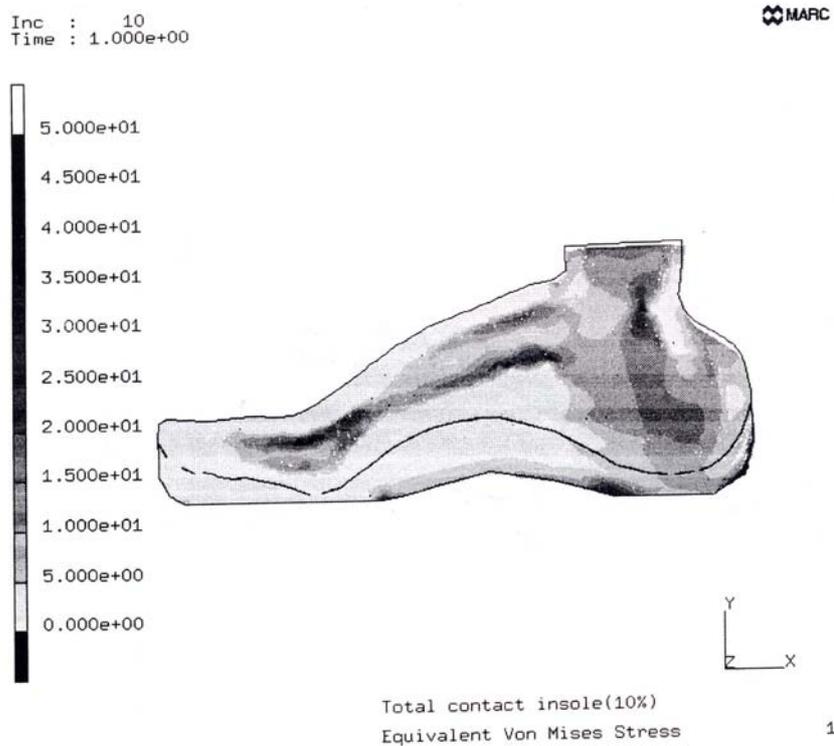
結 果

我們利用足部在 X 光片上的幾何形狀，建立骨頭的座標，輸入 Mentat，利用網格自動生成完成足部二維模型的建立(圖 2a, 2b)。在著地期(stance phase)的不同時期，依據文獻上所得的資料給予不同的負載，這些負載所產生的壓力分佈情形分別在穿著一般性鞋墊及穿著全接觸性足底板時做一比較(圖 4,5)。此二維有限元素模型的 Von Mises 應力分佈圖可以看出，應力集中在跖骨頭及足跟的部位，這個結果和文獻中所提的相符合^[8]。在穿著一般性的鞋墊時，所得的足底峰值壓力在整個週期的 10%時為 334KPa，在整個步態週期的 15%時為 253KPa，在整個步態週期的 20%時為 276KPa，在整個步態週期的 25%時為 387KPa，在整個步態週期的 30%時為 416KPa；而穿著全接觸性足底板時的峰值壓力在整個週期的 10%時為 141KPa，在整個步態週期的 15%時為 117KPa，在整個步態週期的 20%時為 45KPa，在整個步態週期的 25%時為 55KPa，在整個步態週期的 30%時為 63KPa。在不同的週期下分別降低了 58%、54%、84%、86%、85%。

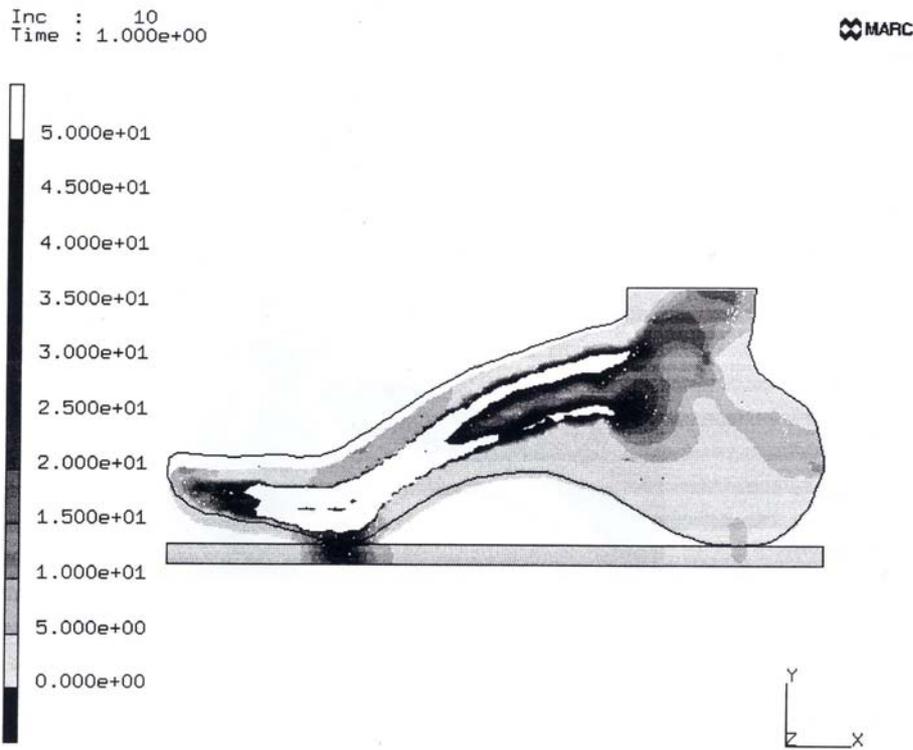
由圖 4、5 的 Von Mises 應力分佈圖我們可以很清楚的看到足部應力(壓力)分佈的趨勢，但是無法很確切的得知足底應力的數值大小。所以將足底的應力分佈情形量化，利用 MARC 軟體的功能，畫出足底應力分佈的曲線，由圖 6、7 可以很明顯的看出足底應力(壓力)的分佈情況，利用兩組(一般性鞋墊及全接觸性足底板)的對照，能夠很清楚的觀察出在分別穿著全接觸性足底板及一般性鞋墊上，穿著全接觸性足底板的足底壓力有明顯降低的情形。



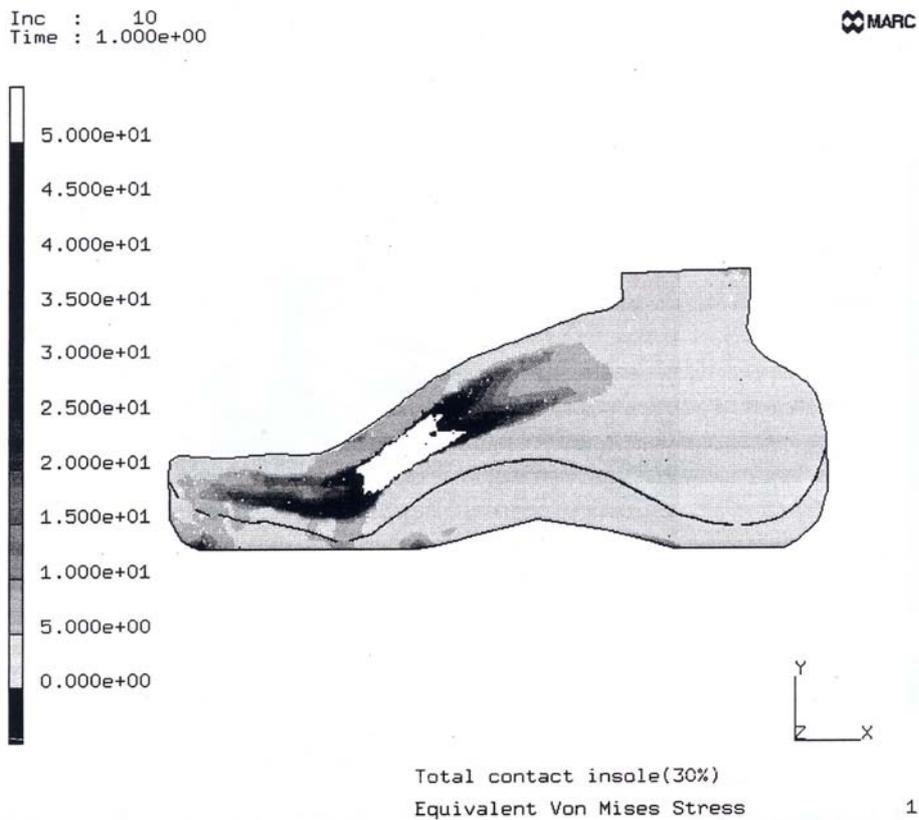
圖四：(a)穿著一般性鞋墊，在10%的步態週期時，足底應力分佈情形（單位：10KPa）



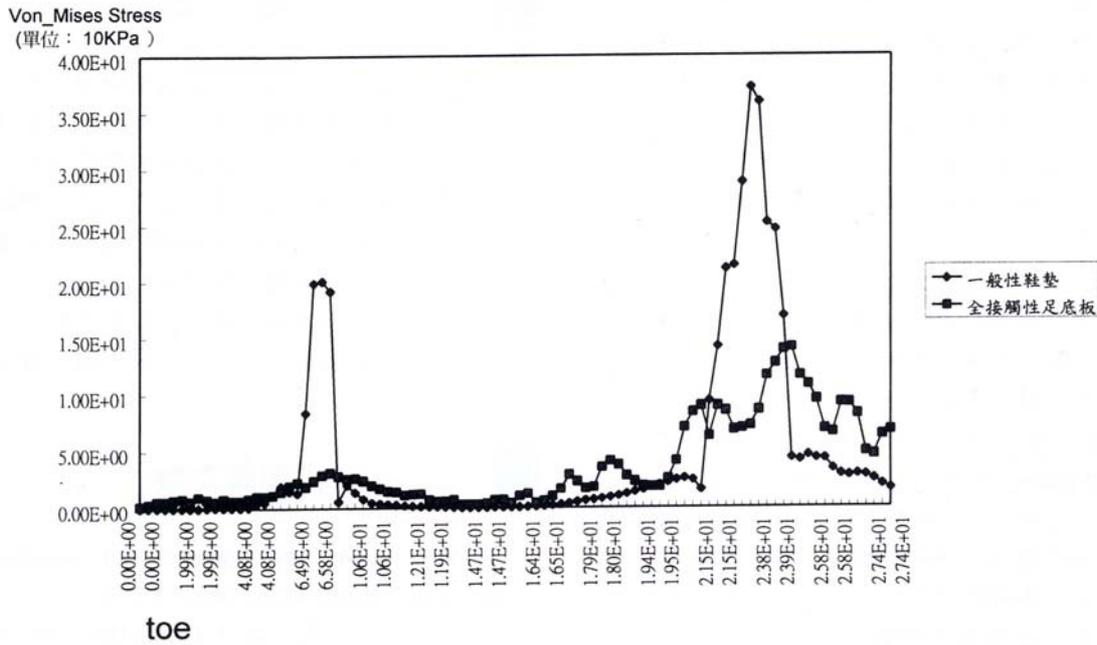
圖四：(b)穿著全接觸性足底板，10%的步態週期時足底應力分佈情形（單位：10KPa）



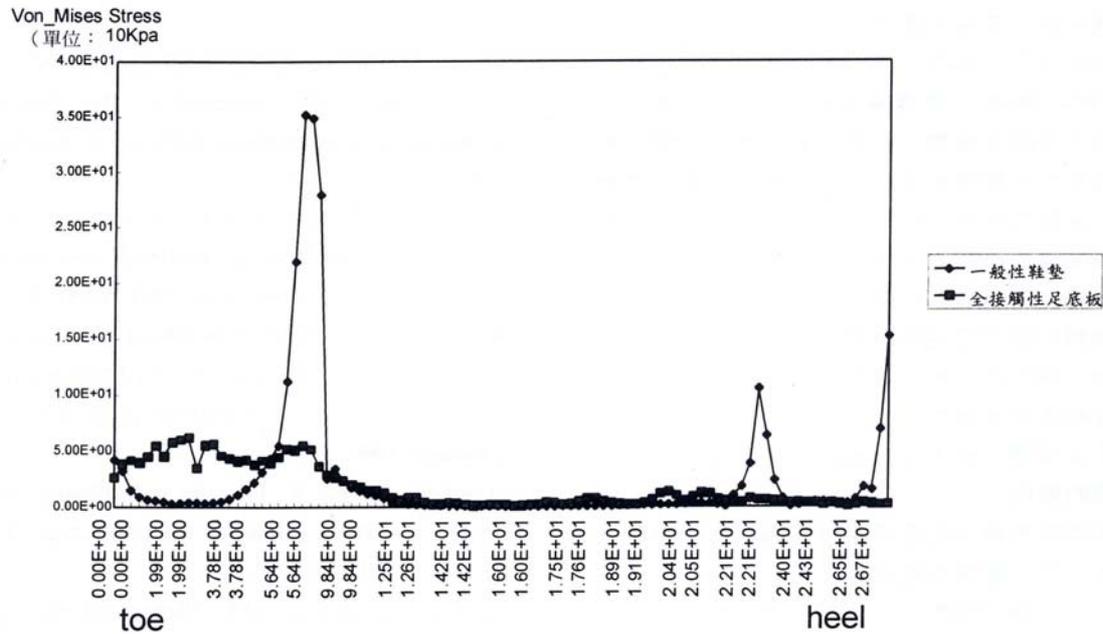
圖五：(a)穿著一般性鞋墊，30%的步態週期時足底應力分佈情形（單位：10KPa）



圖五：(b)穿著全接觸性足底板，30%的步態週期時足底應力分佈情形（單位：10KPa）



圖六：10%步態週期時足底應力分佈曲線



圖七：30%步態週期時足底應力分佈曲線

討論

糖尿病神經性病變引起足部肌肉萎縮感覺變差、導致骨頭的變形及關節運動受到限制，常致使足底壓

力分佈與正常人相異。Kato 使用 F-Scan 系統測量糖尿病神經性病變患者的足底壓力。其中有一病人罹患糖尿病達 10 年之久，在趾骨頭處變形為爪形足 (claw toe)，並且在趾骨頭及足跟處結痂，穿戴全面接觸功能性足底板前後的足底峰值壓力為 185KPa 及

56KPa, 降低了 69.73%; 測量足底壓力的感應器由未穿戴功能性輔具的 258 個元素增加為 533 個元素, 而且研究結果發現骨痠慢慢的減少。Treves 認為足部變形使的足底對於身體的負荷不正常, 所以糖尿病神經性病變患者在足底處會測量出異於正常人的壓力。一些臨床的研究顯示壓力較大的地方和潰瘍的形成區域有關, 特別在跖骨頭處更為明顯^[1,7]。一般作用在足底的力有兩個方向, 即正向力和剪力, 而在本研究中我們只考慮正向力, 而這正向力最主要是由身體的重量所形成的。所以當我們在給予邊界條件時, 只考慮到身體重量所引起的效應, 對於剪力 (即垂直正向力的力) 所造成的影響則忽略。

由二維的模型中, 在步態週期的 10%-30% (mid-stance phase) 我們可以看到應力的集中部位由足跟 (heel) 慢慢的往前移動至跖骨頭處 (metatarsal head), 尤其在應力分佈的曲線中能夠很明顯的看出這種趨勢。在步態週期的 20%-30%, 即步行時重心漸漸的往前移動, 由穿著全接觸性足底板前後壓力所降低的比率為 84%、86%、85% 來看, 比重心放在足跟處的壓力降低比率大。Walker 等人使用 total contact cast 治療糖尿病足發現在跖骨頭處潰瘍的癒合率比其他地方都來的大^[8], 本研究也印證了他的說法。在步態週期的 20%-30% 時, 著地期的末期, 幾乎身體所有的重量都集中在跖骨頭處, 而糖尿病神經性病變的患者因其骨頭變形, 跖骨頭與地面或鞋墊的接觸面積變小, 使得足底壓力比其他的部位都來的高。而全接觸性足底板與足底的接觸表面積變大, 使體重平均的分配給其他部位, 使得局部的壓力降低, 達到治療的功效。跖骨頭處的壓力也因為與輔具之間的足底壓力加大, 所以壓力降低的比率比其他的部位要大。由兩個族群 (全接觸性足底板及一般性鞋墊) 的互相比較結果來看, 全面接觸功能性足底板對於降低足底的壓力的確有明顯的效用。

由二維模型所得出的結果, 可以觀察出兩組應力的分佈趨勢; 而二維模型是由病人足部在矢狀平面上的 X 光片所得的幾何模型。所以我們將來的目標放在建立三維有限元素模型, 由三維有限元素模型更能夠觀察出壓力的分佈情形, 並且也更符合實際狀況, 與實際上足底壓力測量系統所得到的壓力互相比較其壓力分佈及壓力減低的情形, 形成完全的對照。

輔具的材料屬於非線性的彈性材料, 但在本研究中我們假設為線性材料, 且根據拉伸所得的結果為材料性質。但實際上材料特性應為壓縮所得到的結果。所以將來我們將考慮材料的壓縮性質期使符合實際上的狀況。

結 論

有限元素分析所得出之結果不但可以使臨床工作者在科學上有一個依據, 更確定了有限元素法對於瞭解糖尿病病患力學狀況的價值。我們現今的方向不僅是整個足部的三維有限元素模型, 而且改變輔具材料的搭配, 並將輔具的材料以非線性的形式考慮, 我們亦可改變負荷大小及邊界條件來模擬不同的狀況。以有限元素法所做的模擬不僅可以節省材料的成本, 而且也節省足部輔具製作人員的時間, 減少實質上的浪費。

參考文獻

1. Boulton AJM: The diabetic foot: neuropathic in aetiology? *Diabet Med* 1990; 7:852-8.
2. Boulton AJM, Hardisty CA and Betts PA: Dynamic foot pressure and other studies as diagnostic and management aids in diabetic neuropathy. *Diabetes Care* 1983; 6:26-33.
3. Cavanagh PR, Simoneau GG, Ulbrecht JS: Ulceration, unsteadiness, and uncertainty: the biomechanical consequences of diabetes mellitus. *J Biomech* 1993; 26(supple 1):23-40.
4. Fernando DJS, Masson EA, Veves A: Relationship of limited joint mobility to abnormal foot pressure and foot ulceration. *diabetes care* 1991; 14:8-11.
5. Cavanagh PR, Fernando DJS, Masson EA, et al: Limited joint mobility (LJM) and loss of vibration sensation are predictors of elevated plantar pressure in diabetes. *Diabetes* 1991;40: 531A.
6. Lord M, Hosein R: Pressure redistribution by molded insert in diabetic footwear: a pilot study. *J. Rehabil Res Dev* 1994; 31:3:214-21.
7. Pollard JP, Quesne LPL: Method of healing diabetic forefoot ulcers. *Brit Med J* 1983;286:436-7.
8. Walker SC, Helm PA, Pullium G: Total contact casting and chronic diabetic neuropathic foot ulceration: healing rates by wound location. *Arch Phys Med Rehab* 1987; 68:217-21.
9. Goodman ED, Hull AJ: 1987 ANSYS conference proceedings. Houston PA 1987;4.1-4.18.
10. Shiang TTY, Cavanagh PR: Finite element analysis of the foot-shoe interface in diabetic patients. *Biomedical*

- engineering — applications basis & communications 1993;5:38-45.
11. Kato H, Takada T, Kawamura T, et al: The reduction and redistribution of plantar pressures using foot orthoses in diabetic patients. *Diabetes Res Clin Pr* 1993;31:115-8.
12. 白淳生, 林燕慧, 鄧復旦: 功能性足部輔具於足底筋膜炎之應用治療-病例報告. *中華物誌* 1996; 21(1):76-81.
13. Brown M, Rudicel S, Esquenazi A: Measurement of dynamic pressure at the shoe-foot interface during normal walking with various foot orthoses using the FSCAN system. *Foot Ankle Int* 1996;17:3:152-6.

Finite Element Contact Stress Analysis of the Diabetic Foot and Orthosis - a Two-Dimensional Analysis

Weng-Pin Chen, Yueh-Yun Hsieh, Fuk-Tan Tang*

Department of Biomedical Engineering, Chung-Yuan Christian University

*Department of Rehabilitation Medicine, Chang Gung Memorial Hospital

The objective of this research is to utilize the finite element method to analyze the contact stress between a diabetic plantar and the orthosis used in treating ulcers. It is desirable to understand the stress distributions between the plantar and the ordinary insole or the total contact insole made of three different insole materials. In this research, finite element models of the foot in contact with an ordinary insole and with a custom total contact insole were built and a commercial finite element analysis package - MARC was used to investigate the contact pressure distributions at the plantar. Deformable contact bodies were used to simulate the contact behavior between the foot and the orthosis. Five different loading stages in the mid-stance phase were considered and the pressure distributions in the foot-regular insole interface and the foot-total contact insole interface were compared. Results showed that peak stress reduction of 57.78%, 53.57%, 83.70%, 85.79%, and 84.82% were found in each of the loading phases. The results from this research can provide valuable information for orthosis designers and makers for diabetic patients. (J Rehab Med Assoc ROC 1997; 25(2): 139 - 148)

Key words: finite element method, total contact insole, diabetes, contact stress, plantar pressure

Address correspondence to: Dr. Weng-Pin Chen, Department of Biomedical Engineering, Chung Yung Christian University, Chung-Li, Taiwan, ROC.

Tel: (03) 4563171-4520

Fax: (03) 4563171-4599