

行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告

踝關節的動態實驗分析

Experimental Study of Dynamics of Ankle Joint (II)

計畫編號：NSC 88-2314-B-002-315

執行期限：87 年 8 月 1 日至 88 年 7 月 31 日

主持人：林銘川 國立台灣大學醫學院附設醫院復健部

一、中文摘要

人體踝關節負擔整體重量，成對的發展，所以與運動型態有很大的關係。本研究利用小型三維正交雷射光座及壓力薄膜量測各角度下關節界面接觸點位置及受力情形。配合三軸定位掃描機掃描踝關節的接合界面座標，用以建立曲面函數及接合界面曲率分佈圖。可以看出踝關節的運動模式與接合面曲率匹配有很大的關係。當關節完全背屈時，接觸面積偏向前緣及外側，在蹠屈過程中接觸面積也會傾向外側。研究結果也顯示，踝關節在完全背屈或蹠屈時，雖然接觸面積會減小，但是該接觸面下的界面匹配度也相對增加。

關鍵詞：踝關節、界面曲率，運動軌跡

Abstract

Due to the weight bearing nature, human ankle joint complex plays an important role in the mechanics of locomotion. In present study, pressure sensitive films were used to define the contact location and area at various inclinations. Then, we measure the articular surfaces with a 3D optical scanning system. Data were fitted with a bivariate parametric function and the surface curvature maps were constructed. Kinematics of ankle joint showed strong correlation with the joint surface curvature maps. As the ankle dorsiflexed, the contact areas of the joint shifted laterally which highlight the importance of lateral malleolus in ankle stability. The ankle joint contact area decreases slightly with the angle of inclination, however, the congruency increases to compensate the loss. This might be one of

the reasons why spontaneous osteoarthritis is not common at the ankle joint.

Keywords: Kinematics, Ankle joint, Surface Curvature, Congruence

二、緣由與目的

足部踝關節與人類運動型態有很大的關係，許多運動方面的傷害常常是因為姿勢的不正確，過度的伸張或旋轉，造成骨頭脫臼或扭轉傷害[1-4]。由於人體骨骼的成長受到生活型態的影響，踝關節需要承擔整個身體的重量，同時成對的發展，生物力學因素相形的重要。因此踝關節界面幾何形狀與走路姿勢、體重和工作性質都有關係；隨著生活型態的不同，每個人的踝關節界面形狀各有特色，這些特色也可反應出其行走與負載模式。所以關節運動模式的分析對於人工關節應用與復健技術提昇非常有幫助。

由實驗中，我們觀察到踝關節骨頭的移動或轉動具有特定的模式，這些特定的模式應該與關節界面之曲面匹配性(Congruency)有關。在文獻中對踝關節運動的認知，多著重於踝關節骨頭移動尺度或轉動角度特性 [5-9]，對踝關節運動模式與關節間骨頭曲面的關連性所知有限。而在一般的直立狀態下，踝關節由於高負載的關係，界面接觸面積比其它關節大，且接觸面積大小較不受關節姿勢之影響，但是在關節背屈(dorsi-flexion)或蹠屈(plantar flexion)角度增加時(10-15 度)接觸面積形狀變成長條型且傾向外側，角度更高時接觸面積會減小約 30-40% [10]，所以當踝關節外側韌帶損傷或是腓骨發生骨折時，踝關節常發生不穩定的現象，此時關節界面幾何所扮演角色會相對地增加。

人體的踝關節的運動，較完整的描述應該包含三維曲面、六個運動的自由度，但是為了方便，常常只考慮單純的轉動特性。本研究針對關節之姿態量測提出一新的量測技術，突破傳統使用萬用量角器一次量取一個自由度的缺點。我們利用三維定位平台量測踝關節肢體，定義運動時骨骼的運動軌跡，觀察運動軌跡是否具有獨一性。同時測量運動的移動量與暫態旋轉中心，再利用壓力薄膜取得關節界面接觸點分佈位置。最後以光電式三次元掃描系統，獲得關節接合面的點群資料後，以 Ferguson 數學模型來重建曲面、主曲率分佈及其幾何參數。藉由軟體模擬關節運動模型，以與實驗比較，探討踝關節運動模式與接觸力學的關係。因此本研究的成果可以對踝關節的組織架構及功能作有價值的分析。同時，我們希望能藉著模型探討關節界面接觸點受力的特性，找出關節界面面積或壓力與姿勢的關係，因此可以評估踝關節較易受傷的姿勢。

三、材料與方法

我們利用 6 個冷凍的截肢踝關節標本，首先加以解凍，將外側軟組織加以剝除，只保留踝關節內外側韌帶的完整，然後在脛骨(tibia)和距骨(talus)分別鑲入四個鉛屑做為 X 光照射時定位標記；我們利用兩塊壓克力平板分別固定在脛骨與距骨之上，平板之間以四條彈簧連接，我們藉由彈簧的伸長量調整關節面的壓力，而彈簧所施的合力可以控制在 30-32 kg 之間，我們調整平板的夾角再以螺桿固定，因此可以維持各角度踝關節的穩定。踝關節運動時我們固定距骨而移動脛骨，以二維 X 光同步照射擷取距骨在脛骨上移動時三度空間裏的運動軌跡。

為了更精準動態取得踝關節運動軌跡與受力的關係。我們設計了一個小型三維正交雷射光座(圖一)。脛骨移動時，並使這三道正交二極體雷射的原點位於踝骨基座上，以三維光學平台觀察三道雷射光在觀測箱兩屏風上的投影與軌跡，由幾何關係我們可以計算移動座標軸(雷射光的原點)移動與轉動量。內箱屏風為透明的

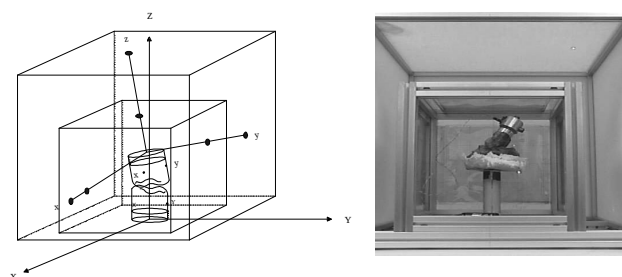
薄方格紙，以降低雷射光穿過介質造成的偏折效應。此設計的優點為位移的連續性與重覆性可以由屏風上顯示，可以在各種受力狀態看軌跡變化與穩定性。由於投影放大的關係可以精確觀察細微的運動。

$$\begin{bmatrix} y_{12} - y_{11} & -(x_{12} - x_{11}) & 0 \\ 0 & z_{12} - z_{11} & -(y_{12} - y_{11}) \\ y_{22} - y_{21} & -(x_{22} - x_{21}) & 0 \\ 0 & z_{22} - z_{21} & -(y_{22} - y_{21}) \\ y_{32} - y_{31} & -(x_{32} - x_{31}) & 0 \\ 0 & z_{32} - z_{31} & -(y_{32} - y_{31}) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_{11}y_{12} - x_{12}y_{11} \\ y_{11}z_{12} - y_{12}z_{11} \\ x_{21}y_{22} - x_{22}y_{21} \\ y_{21}z_{22} - y_{22}z_{21} \\ x_{31}y_{32} - x_{32}y_{31} \\ y_{31}z_{32} - y_{32}z_{31} \end{bmatrix}$$

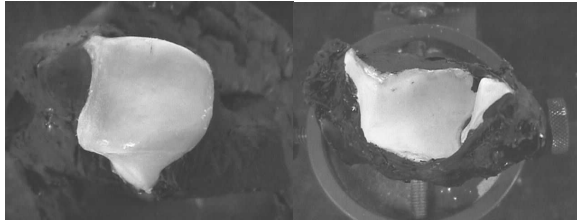
(x_0, y_0, z_0) 為三道雷射光交會的原點， (x_{i1}, y_{i1}, z_{i1}) 和 (x_{i2}, y_{i2}, z_{i2}) 為 i 道光束在小面板和大面板上的光點座標值。

為了量測接觸點與接觸點與姿勢的關係，我們將壓力軟片(Fuji, Japan)裁成寬度與距骨寬度相同，長度為距骨前緣到後緣的長條狀軟片(25mm x 5mm)。其壓力範圍為 15-25kg/cm² (super - low type)。為避免壓力軟片被組織液浸濕，我們將壓力軟片包在一防水的塑膠套，包裝後的壓力軟片厚度為 0.2mm。壓力軟片從前方放入踝關節面，每次實驗均固定壓力軟片的邊緣與距骨前緣的固定參考位置一致。實驗過程中我們固定距骨，在脛骨不同位置時施力於脛骨，並在壓力軟片上標記脛骨的位置，因此可以提供數值模擬所需之接觸參考點。

在理論計算曲面建構方面，我們利用工業技術研究院光電所所發展之 XYZ 三度空間掃描輪廓測定機(圖一)掃描關節接合曲面，將關節曲面的離散點座標平滑化，綴合成 Ferguson 參數曲面之雙變參數多項式 (bivariate parametric polynomial)，再利用此多項式函數尋找曲率分佈。



圖一、三維光學平台(正交雷射光座)



Talus Dome

Tibia-Fibula

圖二、光電式三維掃描儀（與左腳試件）

一般曲面之雙變參數多項式表示法為

$$x_k(u, w) = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^n a_{ijk} u^i w^j, \quad k = 1, 2, 3$$

其中 x_k 為參數幾何面 (u, w) 上之點座標； a_{ijk} 為多項式的係數。為求骨頭曲面的雙變參數多項式，將骨頭表面掃描的點座標，依序投影在參數座標 (u_v, w_v) ， $v = 1, N$ 。其中 N 為總掃描點數， u, w 參數值在 0 至 1 之間，取此範圍乃為避免數值運算中的發散問題。

我們採用數學語言設計軟體 MATLAB(Mathwork Inc.)，依據最小均方差原則，以矩陣解法求出多項式的係數；此矩陣方程式唯有在掃描點數 $(n+1)^2$ 個以上才有解。目標函數 f (objective function) 則定義為

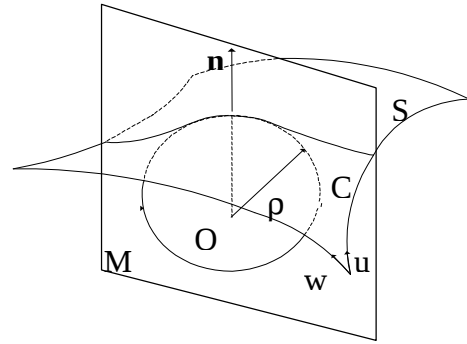
$$f_k = \sum_{n=1}^N \sum_{l=0}^n \sum_{m=0}^n (a_{lmk} u_n^l w_n^m - p_k^l)^2; \quad (k=1, 2, 3)$$

其中， p_k 為骨頭表面的點座標。同時結合三個座標之曲面綴合點資料，整體曲面綴合的均方根誤差則定義為

$$e = \sqrt{(f_1 + f_2 + f_3) / N}$$

參數多項式的最高次方值由曲面綴合最小均方根誤差值決定。

曲率的分析著重於骨頭表面的主要曲率 (principal curvatures)。藉由骨頭曲面的主要曲率連線，可觀察出骨頭表面主要曲率的變化趨勢。由於最大主要曲率與最小主要曲率相互垂直的關係，可以看出踝關節裡的脛骨 (tibia) 與距骨 (talus) 的曲面匹配模式。由解析幾何可知，在一曲面上的一點必可找到一法向量與曲面之正切平面垂直，包含此法向量之平面與該平面相交於無限多條曲線(圖三)。其中可找到二條曲線，分別對應為最大曲率 $\kappa_{\max}$ 與最小曲率 $\kappa_{\min}$ ，且此二條曲線必垂直正交(Mortenson 1985, Beck et. al. 1986)。由曲面上某一點最大曲率方向(切線)延伸，可以繪出骨頭曲面的最大曲率連線與趨勢，同理，延著最小曲率方向可繪出最小曲率分佈趨勢。

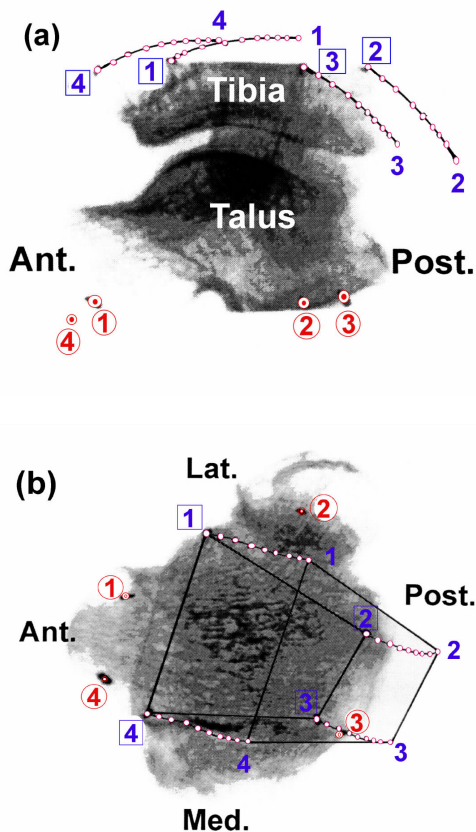


圖三、曲面最大與最小曲率示意圖

由曲面上某一點最大曲率方向(C1 的切線)延伸，可以繪出骨頭曲面的最大曲率連線與趨勢，同理，延著最小曲率方向(C2)繪出最小曲率分佈趨勢。從幾何的特性來看，當一物體在平滑凹曲面上運動時，由於位勢的關係，最大曲率之曲線平面(C1)是限制該物體向兩側行進的主要幾何因素，除非有足夠的側向力、扭力或動能克服位勢的限制，否則運動行進方向以最小曲率(C2)趨勢最為省力或所需的位勢能最少。對於一個凸型曲面，就要看轉動與移動的位勢能關係才能決定了。我們所用的關節的一致性 (Joint Congruency) 係指兩關節接觸面下兩個曲面曲率的相似程度。它與接觸位置、關節面主曲率分佈性質有關。而起始接觸點的位置及面積需要由實驗或理論模式提供。

四、結果與討論

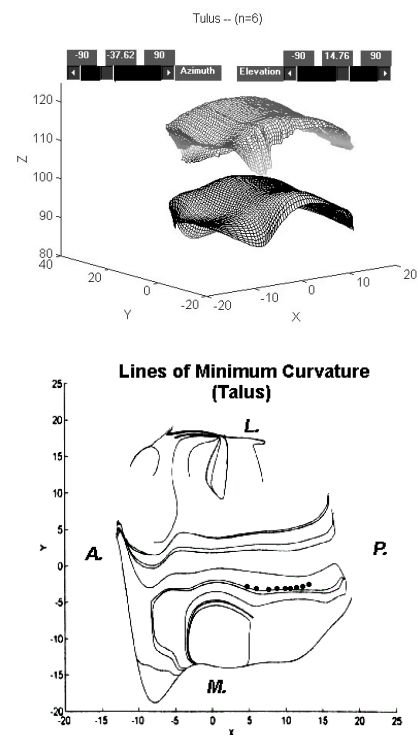
由 X-光圖片顯示，距骨相對於脛骨滑動，前仰-前俯(Dorsiflexion-Plantar flexion)最大角度約為 $\alpha = 9.5$ 至 -39 度。固定距骨(talus dome)，觀察脛骨移動軌跡，在仰角 $\alpha = -3^\circ$ 至 -33° 之間選取十個位置，以做為模擬結果之參考。圖四顯示標記在一右腳關節蹠屈時(plantar flexion) X 光影像投影的軌跡，由(a)側視圖可尋求旋轉中心，結果顯示初期旋轉成份居多，後半段滑動的成份增加，與距骨界面形狀相符。由接合面特性可以看出脛骨在最前面的位置，前緣的曲面與距骨部份配合較高，在移動過程前期受到脛骨-腓骨兩側凹面的限制較大。當脛骨滑到最後緣位置時，後緣的曲面與距骨部份較為一致，此結果也可從接觸點壓力薄膜實驗得到印證。由(b)上視圖也可看出脛骨向後移動(plantar flexion)，距骨會相對的向內轉動，與文獻結果相符(Griend et al. 1996)。脛骨由後向前移動(dorsiflexion)時，由於距骨的轉動，會將腓骨(fibula)略為向外側(posterior-to-lateral 推開約 1 mm。



圖四、脛骨在距骨上的運動(右腳)

一般關節界多項式面曲面上，在正常最小均方根誤差值要求，將表面離散點轉成曲面參數多項式有助於整體曲率函數的分析，計算主要曲率位勢特性。在過去的文獻中，很少有「關節接合面曲率」方面的研究，歸究其原因，大都是受限於逆向工程的發展，即曲面掃描及曲面重建技術不夠成熟所致；本研究，我們希望藉由關節接合面上的主曲率分佈情形，來探討其與關節運動姿態及接觸點處一致性的關係；在另一方面，由力學之觀點，最大曲率處往往亦是應力集中的區域，因此，相較於其他曲率的分析，主曲率之研究較具有客觀性及物理上的意義。由於距骨曲面的最大曲率曲線趨勢沿著 (medial-lateral) 平面，此曲線可視為側向幾何侷限(Geometric constraint)，根據最小侷限原則(Principle of Least Constraint)，前後的移動所需的位勢能較小，所以最小曲率曲線前後走向代表運動方向。比較兩個曲面的曲率，可以看出關節面曲率匹配的特性與實驗結果相符。

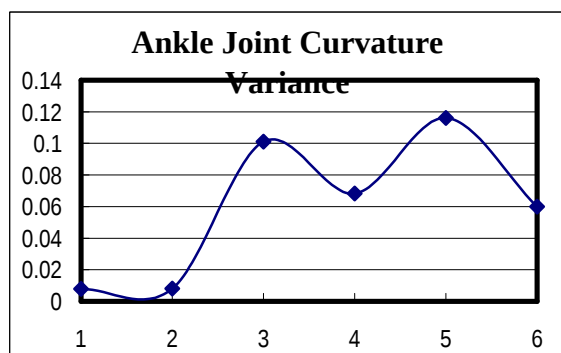
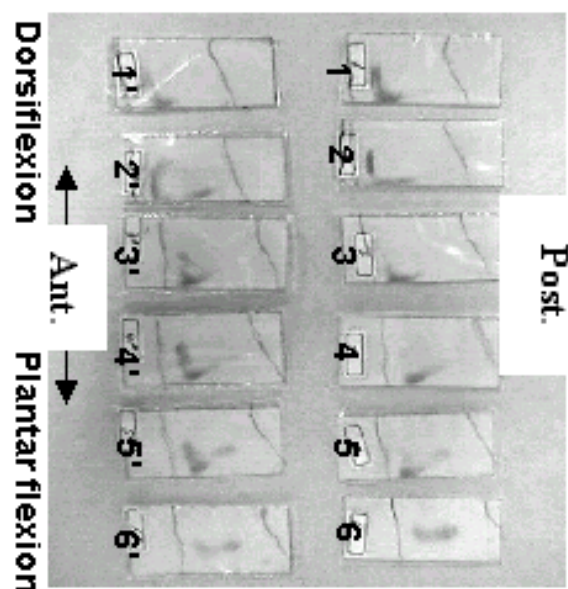
圖五顯示脛骨運動軌跡與距骨最小曲率位勢分佈的關係，可見脛骨的移動方式與最小曲率連線趨勢相當吻合。



圖五、脛骨運動軌跡與距骨最小曲率位勢分佈的關係(右腳)

我們以壓力軟片量測接觸點，每個標本重複做了兩次（圖六），可看出實驗結果具有重複性。壓力軟片貼標籤處對應踝骨的前緣，軟片上的線記號記錄了脛骨的位置。我們可發現背屈時，接觸點多出現於踝骨與脛骨接合節面的前緣以及外側部分，由背屈至跖屈過程中，接觸點的分佈隨著脛骨的運動逐漸移向後方且集中於外側，至完全跖屈時接觸點則分佈在距骨上表面的後方中央區域，脛骨的偏前方中央區域。

由界面曲率分析關節的一致性（Joint Congruency）分析也顯示，即使在直立至完全背屈或接近完全跖屈時，踝關節接觸面積減小，但是由於接觸面由兩側移向中央區域，使得兩接觸面間曲率的相似程度相對的提高。



圖六、壓力量測之接觸點分佈(左腳)。踝關節各種姿勢下曲率差異性

人體的踝關節的運動，較完整的描述應該包含三維曲面、六個運動的自由度，但是為了研究方便，常常簡化成單一的轉動特性（hinge joint）。在本研究，我們利用同步二維 X 光照射的方法，來量測截肢踝關節標本在運動時骨骼的相對運動軌跡，同時觀察運動軌跡是否具有獨一性。我們也測踝關節移動量（range of motion）與瞬時旋轉中心（instant center of rotation），再利用壓力軟片測得關節界面接觸點分佈位置。最後以光學儀器掃描骨骼的接合曲面，尋找曲率及其它幾何參數。藉由軟體模擬關節運動模型，以與實驗比較，探討踝關節運動模式與接觸力學的關係，

從幾何的特性來看，當一物體在平滑凹曲面上運動時，由於位勢的關係，最大曲率之曲線平面是限制該物體向兩側行進的主要幾何因素，除非有足夠的側向力、扭力或動能克服位勢的限制，否則運動行進方向是以最小曲率趨勢最為省力或所需的位勢能最少。對於一個凸型曲面，就要看轉動與移動的位勢能關係才能決定。我們所用的關節的一致性（Joint Congruency）係指兩關節接觸面下兩個曲面曲率的相似程度。它與接觸位置、關節面主曲率分佈性質有關。而起始接觸點的位置及面積需要由實驗或理論模式提供。

一般關節界面多項式曲面上，在正常最小均方根誤差值要求，將表面離散點轉成曲面參數多項式有助於整體曲率函數的分析，計算主要曲率位勢特性。在過去的文獻中，很少有「關節接合面曲率」方面的研究，歸究其原因，大都是受限於逆向工程的發展，即曲面掃描及曲面重建技術不夠成熟所致；本研究中，我們藉由關節接合面上的主曲率分佈情形，來探討其與關節運動姿態及接觸點處一致性的關係；在另一方面，由力學之觀點，最大曲率處往往亦是應力集中的區域，因此，相較於其他曲率的分析，主曲率之研究較具有客觀性及物理上的意義。同樣的分析也應用於脛骨上。

五、結論

本研究利用二維 X-光照相,觀察踝關節運動方式與接合界面曲率分佈之關係。為了更精準動態取得踝關節運動軌跡與受力的關係。我們設計了一個小型三維正交雷射光座。可以在各種受力狀態看軌跡變化與穩定性。由於投影放大的關係可以精確觀察細微的運動。經模擬與實驗結果比對,我們可以看出踝關節的運動模式與接合面曲率匹配有很大的關係。脛骨的移動軌跡與相對位置表面上曲率分佈相吻合。當關節蹠屈時,距骨向內側偏轉,關節運動過程中接觸面積偏向外側,所以踝關節外側韌帶損傷或是腓骨發生骨折時,踝關節會發生不穩定的現象。接觸點實驗結果之重複性很好。我們的研究也顯示,踝關節在完全背屈或蹠屈時,雖然接觸面積會減小,但是關節界面的匹配度卻相對增加,因此可以彌補接觸面積之不足,這也許是踝關節能長期高負載而不常產生退化的原因之一。

六、參考文獻

1. James SL, Bates BT and Osternig LR: Injuries to runners. *Am. J. Sports Med.* 1978;6:40-50.
2. Clement DB, Taunton JE, Smart GW and McNicol K: A survey of overuse running injuries. *Physical Sports Med.* 1981;9:47-58.
3. Benink RJ: A biomechanics study of the constraint mechanism of human tarsus, *Acta orthop. scand.*, 1985;56:215.
4. Nigg BM, Bahlens AH, Denoth J, Luethi SM and Stacoff A: Factors influencing kinetic and kinematic variables in running. In: *Biomechanics of Running Shoes*. 1986;139-58.
5. Inman VT: *Joints of the Ankle*, Baltimore: William & Wilkins 1976.
6. Procter P and Paul JP: Ankle joint biomechanics. *J. Biomechanics* 1982;15:627-34.
7. Dul J and Johnson GE: A kinematic model of the human ankle. *J. Biomecd Eng.* 1985;7:137-43.
8. Eingsberg JR: A biomechanical analysis of the talocalcaneal joint - in vitro. *J. Biomechanics* 1987;20:429-42.
9. Siegler S, Chen J, and Schneck CD: "The Three-Dimensional Kinematics and Flexibility Characteristics of the Human Ankle and Subtalar joint - Part I: Kinematics & Part II : Flexibility Characteristics. *Trans. ASME J. Biomech. Eng.* 1988;110:364-85.
10. Tarr RR, Resnick CT, Wagner KS and Sarmient A: Changes in tibiotalar joint contact areas following experimentally induced tibial angular deformities. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1985;199:72-80.
11. Mortenson ME: *Geometric Modeling*, New York: J. Wiley, 1985.
12. Beck JM, Farouki RT and Hinds JK: Surface analysis methods. *IEEE CG&A* 1986;6:18-36.
13. Griend RA, Michelson J and Bone LB: Fracture of the ankle and the distal part of the tibia. *J Bone Joint Surgery (Am)* 1996; 78A:1772-1783.
14. Leardini A, O'Connor JJ, Catani F and Giannini S: A geometric model of human ankle joint. *J. Biomechanics.* 1999;32:585-591.