

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 (I)

計畫編號：NSC 87-2314-B-002-027

執行期限：86年8月1日至87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

足部踝關節與人類運動型態有很大的關係。我們利用壓力薄膜量測各角度下關節界面接觸點位置。再用三軸定位掃瞄機掃瞄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。經與實驗結果比對，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。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。此接觸點之實驗結果重複性很好。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

The human ankle joint complex plays an important role in the mechanics of locomotion. In the present study, pressure sensitive films were used to define the contact location and area at various inclinations. Then, the articular surfaces were measured by a 3D optical scanning system, surface raw data were fitted with a bivariate parametric function and the surface curvature maps were constructed. Comparisons of the analytical data with experiments, the kinematics of ankle joint showed strong correlation with the joint surface curvatures. 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 is compensated. Therefore, this may be one of the reasons why early degeneration is not commonly occurs at the ankle joint.

Keywords: Ankle joint, Surface Curvature, Kinematics Trace

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(James et al. 1978, Clement et al. 1981, Benink 1985, Nigg et al. 1986)。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，力學的因素特別的明顯。因此踝關節骨頭的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，每個人的踝關節骨頭的形狀各有特色，這些特色也可反應出其行走模式。所以關節運動模式的分析對於人工關節應用與復健技術的提昇非常有幫助。

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(Inman 1976; Procter and Paul 1982; Dul and Johnson 1985; Eingsberg 1987; Siegler et al. 1988)，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，

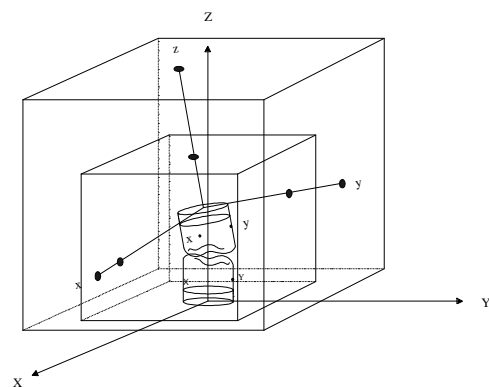
且接觸面積大小較不受關節姿勢之影響，但是在關節背屈(dorsi-flexion)或蹠屈(plantar flexion)角度增加時(10-15度)接觸面積形狀變成長條型且傾向外側，角度更高時接觸面積會減小約30-40%(Tarr et al 1985)，所以當踝關節外側韌帶損傷或是腓骨發生骨折時，踝關節常發生不穩定的現象，此時關節界面幾何所扮演角色會相對地增加。

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。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。最後以光學儀器掃描骨骼的接合曲面，尋找曲率及其幾何參數。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。

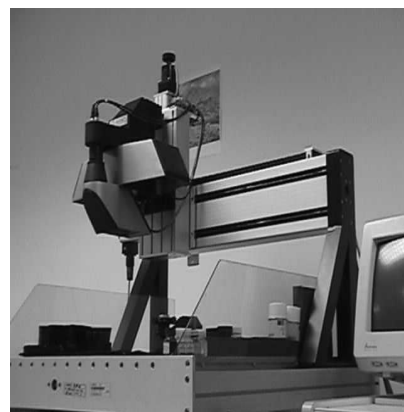
三、材料與方法

本研究在實驗上，我們依照一般肢體實驗的程序將踝關節肢體解凍，保持踝關節韌帶的完整，固定距骨而移動脛骨。我們設計了一個小型三維正交雷射光座，附著在脛骨之上(圖一)。脛骨移動時，以三維光學平台觀察三道雷射光在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。此設計的優點為位移的連續性與重覆性可以很容易的由屏風上顯示，可以在各種受力狀態看軌跡的變化與穩定性。由於投影放大的關係可以精確的觀察細微的運動。我們再利用XYZ三度空間掃描輪廓測定機掃描關節接合曲面(圖二)，因此可以推算關節界面的曲面三度空間各點運動軌跡。

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 Pressure Sensitive Film)裁成寬度與踝骨寬度相同，長度為踝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 grade)，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踝骨前緣的自訂參考位置一致，固定踝骨，將脛骨對其做相對運動，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。



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)

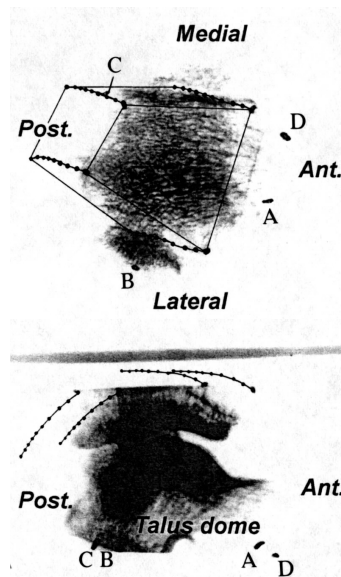
我們我們採用數學語言設計軟體 MATLAB(Mathwork Inc.),依據最小均方差原則,將關節曲面的離散點座標平滑化,綴合成 Ferguson 參數曲面之雙變參數多項式(bivariate parametric polynomial),再 利用此多項式函數尋找曲率分佈。參數多項式的最高次方值由曲面綴合最小均方根誤差值決定。曲率的分析著重於骨頭表面的主要曲率(principal curvatures)。由解析幾何可知,在一曲面上的一點必可找到一法向量與曲面之正切平面垂直,包含此法向量之平面必與曲面 S 相交於無限多條曲線。其中有二條曲線 C_1 與 C_2 ,分別為最大曲率 \max 與最小曲率 \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(C_1 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(C_2)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(C_1)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(C_2)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

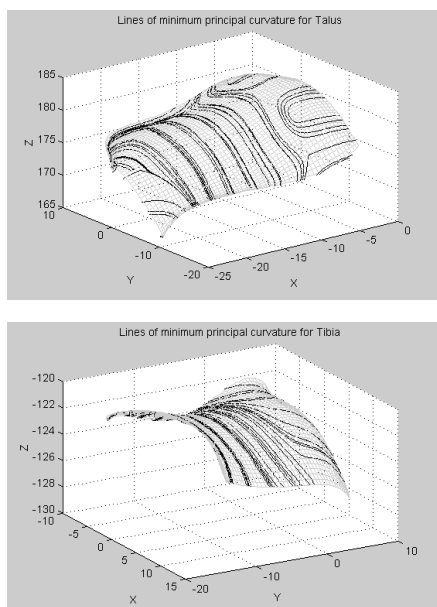
由 X-光圖片顯示,距骨相對於脛骨滑動,前仰-前俯(Dorsiflexion-Plantar flexion)最大角度約為 $\alpha = 9.5$ 至 -39 度。固定距骨(talus dome),觀察脛骨移動軌跡,在仰角 $\alpha = -3^\circ$ 至 -33° 之間選取十個位置,以做為模擬結果之參考。圖三顯示標記在一右腳關節蹠屈時(plantar flexion) X 光影像投影的軌跡,由(a)側視圖可尋求旋轉中心,結果顯示初期旋轉成份居多,後半段滑動的成份增加,與距骨界面形狀相符。由接

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)。

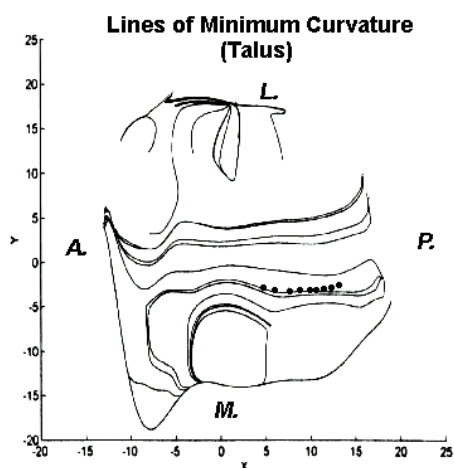
一般關節界多項式面曲面上,在正常最小均方根誤差值要求,將表面離散點轉成曲面參數多項式有助於整體曲率函數的分析,計算主要曲率位勢特性。在過去的文獻中,很少有「關節接合面曲率」方面的研究,歸究其原因,大都是受限於逆向工程的發展,即曲面掃描及曲面重建技術不夠成熟所致;本研究中,我們希望藉由關節接合面上的主曲率分佈情形,來探討其與關節運動姿態及接觸點處一致性的關係;在另一方面,由力學之觀點,最大曲率處往往亦是應力集中的區域,因此,相較於其他曲率的分析,主曲率之研究較具有客觀性及物理上的意義。



圖三、脛骨在距骨上的運動(右腳)



圖四 距骨與脛骨主要曲率位勢分佈



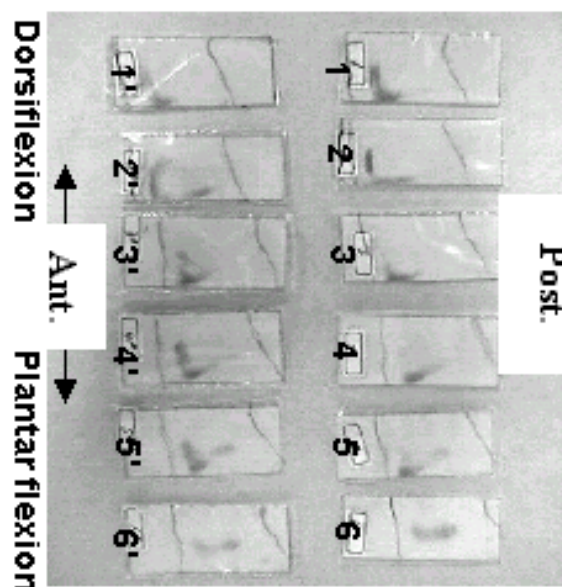
圖五、脛骨運動軌跡與距骨最小曲率位勢分佈的關係(右腳)

圖四為距骨與脛骨-腓骨最小曲率分佈模擬的結果，在此 x-軸代表關節面由前向後。由於距骨曲面的最大曲率曲線趨勢沿著 XZ(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。

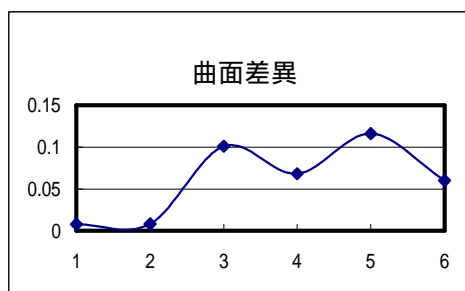
圖五顯示脛骨運動軌跡與距骨最小曲率位勢分佈的關係，可見脛骨的移動方式與最小曲率連線趨勢相當吻合。

我們以壓力軟片量測六個姿勢之接觸點，可以提供關節運動模式的起始接觸條件，並使得相關運動參數可以更進一步的分析。如圖六所示，此實驗結果重複性很好。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，由背屈至蹠屈過程中，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，至完全蹠屈時接觸點則分佈在踝骨上表面的後方中央區域，脛骨的偏前方中央區域。

由圖六個姿勢的接觸點，我們分析接觸面積之下的界面曲率一致性 (Joint Congruency)，踝關節在直立至完全背屈或接近完全蹠屈時，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(圖七)。



圖六、壓力量測之接觸點分佈(左腳)。



圖七、 踝關節界面接觸面積下曲率差異性與姿勢的關係

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。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。

致謝

本研究工作承蒙國科會補助，台大醫院骨科、X 光科協助處理關節試件及支援 X-光與掃描設備，特此感謝。

六、 參考文獻

1. Beck JM, Farouki RT and Hinds JK : Surface analysis methods. IEEE CG&A, 1986; 6, 18-36.
2. Benink RJ: A biomechanics study of the constraint mechanism of human tarsus, Acta orthop. scand., 1985; 56, 215.
3. Clement DB, Taunton JE, Smart GW and

McNicol K: A survey of overuse running injuries. Physical Sports Med. 1981; 9: 47-58.

4. Dul J and Johnson GE: A kinematic model of the human ankle. J. Biomech Eng. 1985; 7: 137-143.
5. Eingsberg JR: A biomechanical analysis of the talocalcaneal joint - in vitro. J. Biomechanics 1987; 20: 429-442.
6. Griend RV, Michelson JD, Larry B : Fractures of the ankle and the distal part of tibia. J Bone Joint Surg. 1996; 78A:1772-83.
7. Inman VT: The Joints of the Ankle, Baltimore: William & Wilkins 1976.
8. James SL, Bates BT and Osternig LR: Injuries to runners. Am. J. Sports Med. 1978; 6:40-50.
9. Lundberg A, Svenssen OK, Nemeth G and Selvik G: The axis of rotation of the ankle joint. J. Bone J. Surg. 1989; 71B:94-9.
10. Mortenson ME: Geometric Modeling , New York: J. Wiley, 1985.
11. Nigg BM, Bahlens AH, Denoth J, Luethi SM and Stacoff A: Factors influencing kinetic and kinematic variables in running. In: Biomechanics of Running Shoes, 139-158.
12. Procter P and Paul JP: Ankle joint biomechanics. J. Biomechanics 1982;15:627-34.
13. 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.
14. 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; 110:364-385.