



12-31-2012

### Mirror Image Artifact of Sonography Mimicking Intraosseous Tumor: A casereport

Zong-Han Yang

Lu-Wen Chen

Chia-Chieh Wu

Chung-Che Lin

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



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

#### Recommended Citation

Yang, Zong-Han; Chen, Lu-Wen; Wu, Chia-Chieh; and Lin, Chung-Che (2012) "Mirror Image Artifact of Sonography Mimicking Intraosseous Tumor: A casereport," *Rehabilitation Practice and Science*: Vol. 40: Iss. 3, Article 7.

DOI: [https://doi.org/10.6315/2012.40\(3\)07](https://doi.org/10.6315/2012.40(3)07)

Available at: <https://rps.researchcommons.org/journal/vol40/iss3/7>

This Case Report 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 [twpmrsc@gmail.com](mailto:twpmrsc@gmail.com).

病例報告

# 脛骨旁腫瘤於軟組織超音波檢查下之鏡像假影：病例報告

楊宗翰 陳律文 吳嘉傑<sup>1</sup> 林仲哲

財團法人彰化基督教醫院 復健醫學科 骨科<sup>1</sup>

軟組織病灶超音波檢查的鏡像假影在日常操作中偶有發現，但文獻探討與報告並不多見。本篇報告一位罹患脛骨前未分化形肉瘤的 70 歲女性，起初在超音波檢查中發現疑似骨頭侵入的卵形病灶影像，經核磁造影檢查後顯示真實腫瘤僅及於脛骨外部圓頂形的區塊，骨內影像為完善對稱之鏡像假影，同時脛骨邊緣相當平整。雖然經腫瘤切除與病理檢查後仍判定為惡性腫瘤，目前經化療和電療治療中。雖然對腫瘤良惡性鑑別助益有限，但此完整、具誤導性的超音波鏡像假影仍值得探討，我們希望藉由此一報告來提醒臨床醫師相關可能性，供診療上參考。（台灣復健醫誌 2012；40(3)：177 - 185）

**關鍵詞：**超音波軟組織檢查(soft tissue sonography)，鏡像假影(mirror-image artifact)

## 前 言

過去近 20 年來超音波檢查已經廣泛應用在各種骨骼肌肉系統病變上，對於區辨表淺腫瘤的良、惡質性也有所助益。軟組織腫瘤並不罕見，通常為良性，<sup>[1]</sup> 根據台灣衛生署國民健康局在 2002 年的癌症登錄年報，<sup>[2]</sup> 該年度結締組織、軟組織及其他皮下組織惡性腫瘤發生個案數(407 人)僅佔全部惡性腫瘤發生個案數的 0.64%；其預後取決於腫瘤的級別(grade)，位置與大小。臨床上我們可以借助超音波儀器對腫瘤做初步鑑別，先排除組織傷害型病灶(血塊、肌肉破裂、骨化性肌炎等等)、發炎反應病灶甚至膿瘍、囊腫、關節積液、滑膜增生，甚至外來異物等等。原發性或轉移性腫瘤可藉由超音波輕易描述腫瘤的邊緣、大小、形狀、質地回音性與均質性、周邊組織相對位置、血流分布，同時可以即時性地以較無施作角度限制的方式完整地檢視整個腫塊範圍。通常藉由超音波可以輕易區辨水囊與固態腫瘤。<sup>[1,3-6]</sup> 若有需要，採用超音波彈性造影也有助於檢測腫塊的質地分布、加強病灶顯影(目前文獻主要運用在乳房腫塊、肝硬化程度與甲狀腺結節惡性度，惡性淋巴結判斷、特定肌腱病變、外上髁炎、

足底筋膜炎等)，<sup>[7-12]</sup> 這是當前正迅速發展的領域。若需要病理診斷，超音波也可協助導引組織切片施作。<sup>[13-15]</sup> 也有研究著重在合併探討彩色都卜勒超音波影像(sonographic color Doppler image)、功率都卜勒超音波影像(power Doppler image)，以及波頻譜分析(spectral wave analysis)，分析出腫瘤的血行架構來協助判斷腫瘤的良、惡性。<sup>[16]</sup> 臺北榮總邱宏仁醫師團隊也已發表利用三維功率都卜勒超音波影像(three-dimensional power Doppler image)以及注射超音波顯影劑協助軟組織腫瘤鑑別診斷的文章。<sup>[17,18]</sup>

有時各為良性與惡性的兩種腫瘤，其回音特性、邊緣清晰度與血流分布會有類似的超音波表現；但另一方面，有時同一類腫瘤各別間的回音性、血流分布、邊界完整性等特質也可能存在很大差異，比如變化多端的脂肪瘤。<sup>[1,3,4]</sup> 確定診斷有賴病理、組織學上的進一步鑑別。

軟組織病灶超音波檢查的鏡像假影(mirror-image artifact)在日常操作中偶有發現，在各種超音波教科書中對鏡像假影的描述與原理解釋亦已是基礎內容；在執行軟組織超音波檢查時，若存在一音波高反射性界面於目標物體的遠端(界面平行於探頭，如圖 1)<sup>[19]</sup> 或側方(界面斜倚，如圖 2)，<sup>[20]</sup> 回音波可能先在此物體和界面間來回反射後再回傳至超音波探頭，使超音波

投稿日期：101 年 5 月 14 日 修改日期：101 年 7 月 21 日 接受日期：101 年 7 月 25 日

通訊作者：林仲哲醫師，財團法人彰化基督教醫院復健醫學科，彰化縣 500 彰化市南校街 135 號

電話：(04) 7238595 轉 7417 E-mail：39784@cch.org.tw

主機誤解其為由反射界面下方之物體所傳回的回音訊號，因而呈現以此反射界面為鏡面的鏡像假影。<sup>[19-23]</sup> 然而，臨床文獻探討與個案報告並不多見。本篇報告一位罹患脛骨前未分化形肉瘤的 70 歲女性，起初在軟組織超音波檢查中發現疑似骨頭侵入的卵形病灶影像，經核磁造影檢查後顯示真實腫瘤僅及於脛骨外部圓頂形的區塊，骨內影像為完善對稱之鏡像假影，脛骨邊緣則平整。藉由探討此一完整而具誤導性的超音波鏡像假影，回顧此假影的產生機制，並提醒臨床醫師相關可能，供臨床情境中參考。

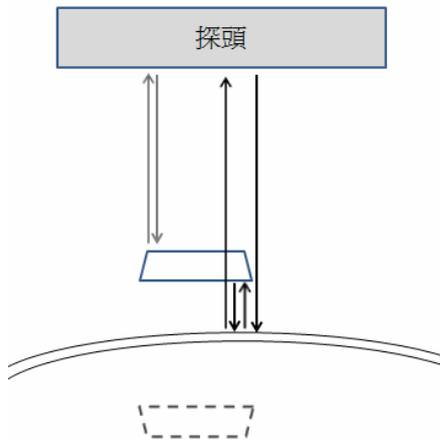


圖 1. 鏡像假影機制示意圖。灰色箭號為理想上所預期的音波行進路徑，行進時間經超音波主機轉換後在螢幕圖形上呈現正確深度位置的圖像。黑色箭號的路徑則經物體與遠方反射界面間來回反射後才回到探頭，路徑時間較灰色箭號路徑延長，且行進時間相當於該物體於界面對側對稱位置的虛擬物體反射所需時間。由於超音波主機認定各回音波為單次反射後直接返回探頭，因而將黑色箭號路徑回音呈示為界面下方物體。

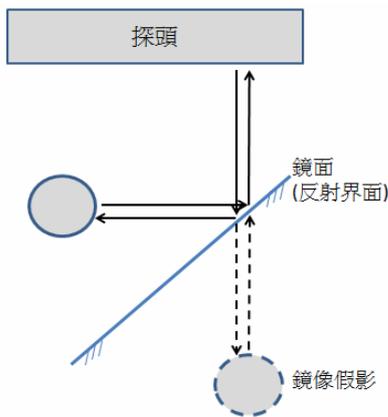


圖 2. 鏡像假影機制示意圖(界面斜向)。圖中實心箭號路徑為鏡像假影的實際路徑，虛線為超音波主機認定的鏡像假影回音波在反射界面下的路徑。

## 病例報告

本患者為 70 歲女性退休國小老師，在西元 2011 年 9 月底一次意外跌倒後，撞傷右小腿前脛，覺得痠痛；起先患者未求診治，鈍性痠痛持續了將近三個星期，有時甚至導致患者夜裡難以入眠；並且在此期間患者於右前脛摸到一個無痛性硬塊。於是在 2011 年 10 月 17 日患者至復健科門診求診。理學檢查顯示該右小腿腫塊位置在右脛骨前方中段，稍偏內側方(medial)，質地堅實且不易推動，無明顯壓痛反應，且表皮如常，並無特別紅、腫或色澤變化。小腿關節運動與肌力皆不受影響。患者生活功能與步態亦不受腫瘤妨礙。追溯其個人病史，患者自 2005 年起陸陸續續因類風濕性關節炎(右手拇指萎縮變形，演變至指節間黏液性關節囊腫、骨刺形成；雙手多重手指關節疼痛與結節形成；肌力減弱)、頸椎狹窄併頸神經根病變、雙側肩關節滑液囊炎併右側二頭肌腱炎、左手中指板機指，肩夾擠症候群併發冰凍肩，第 4、5 節腰椎輕度滑脫併椎間盤狹窄，腰薦椎神經根病變致下背痛，左髌部跌挫傷，以及右足內側楔型骨(cuneiform bone)骨折等傷病求診於台中榮總風濕免疫科、本院復健科與骨科。患者本人無全身性內外科病史(如糖尿病、高血壓等)，不菸不酒，有過尿路結石並經體外震波碎石。家族中父親有帕金森氏症，母親有糖尿病，姐姐有子宮頸癌病史。衡諸病史、理學檢查及病人意願後，先施予右脛前區域紅外線治療，並安排病灶 X 光片及軟組織超音波檢查。

當天右脛骨 X 光片檢查(圖 3)顯示右脛骨中段前內側有一固實態腫塊，約略在骨膜外側(periosteal/parosteal)，似有輕度骨皮質侵蝕，但無蝕骨變化。是否由骨質或骨膜起源並不清楚。



圖 3. (左圖) 2011 年 10 月 17 日右脛骨 X 光檢查，箭號處可見一圓頂狀突起，是否由骨質或骨膜起源並不清楚。(右下圖為病灶處局部放大)



2011年10月21日骨骼肌肉超音波發現右側脛骨中段骨膜上下各有一個圓頂狀、相互對稱，大小各為 $16.9 \times 6.4 \times 6.5 \text{ mm}$ 與 $16.9 \times 6.4 \times 5.1 \text{ mm}$ 的腫塊，外邊界部分清晰但似有浸潤現象(infiltrated margin)，可壓性低而堅實，較淺層的病灶內部低迴音且頗為異質性(heterogeneous)，未見分葉，內緣與骨膜間的界線不甚清楚，未見明顯骨質破壞或侵入，周邊可見細碎的充血區域或血管，同時骨皮質邊緣相對於左脛骨較往外突出(圖4至圖6)。判讀上究竟是卵形的腫瘤侵入並穿透脛骨皮質，抑或是圓頂狀的血腫塊或皮質外腫瘤藉由脛骨緣產生鏡像假影？這攸關該腫瘤良、惡性的評判，會影響治療與預後；為求鑑別診斷，於是我們於2011年10月31日安排患部核磁共振檢查。

核磁共振檢查顯示有一 $20 \times 9 \times 8 \text{ mm}$ 的結節性腫塊，疑似植基於脛骨周骨膜上，併有局部浸潤、邊界舌狀延伸與內部靶狀質地(圖7、圖8，箭號)。放射科醫師初步認為可能是類結締組織腫瘤、纖維瘤或神經瘤等。

患者於11月7日轉往骨科就診，並於11月11日進行手術腫塊採樣。病理報告顯示為多形性未分化肉瘤(undifferentiated pleomorphic sarcoma)，平滑肌肌動蛋白染色(smooth muscle actin)為陽性(局部且微弱)，CD34染色陰性，S-100蛋白染色陰性，並且CDK4染色亦為陰性。(圖9病理組織圖)12月1日核醫骨掃描及胸腔電腦斷層顯示未見骨轉移與肺部轉移。12月10日進行腫塊廣泛性切除，術中見該腫塊為實質固態瘤(solid tumor)，位於右脛骨中段偏內側(medial surface of right tibia bone)而比鄰於更內側的比目魚肌，直接座落於脛骨前緣骨膜上(base at the pretibial periosteal base)，皮下組織下方。脛骨皮質頗為完好、平整。術中取腫瘤之近側、遠側和內側各20公厘為安全邊界(包含部分比目魚肌內緣)，並解剖提起腫瘤基底的骨膜一併施予切除。(圖10)術中檢體的病理報告再次證實為多形性未分化肉瘤。101年1月13日開始化療療程。至今已進行30次電療及5次住院化療療程。

## 討 論

本案例在表淺軟組織腫塊超音波檢查時發現骨頭內側亦有腫塊回音，似乎暗示著病灶為侵襲性高的腫瘤，伴隨著脛骨的破壞與侵入，後續治療若嚴重時可及截肢或死亡，預後上並不樂觀。但是在執行核磁共振檢查後未發現脛骨內有病灶影像，因而可推斷超音波呈現的骨內回音為假影。就超音波原理而言，骨-軟組織界面為高折射率差異介面，高反射性，原則上音



圖4. 病灶腫塊於灰階下的縱切面影像(longitudinal view)。腫塊尺寸：表淺腫塊： $16.9 \times 6.4(\times 6.5) \text{ mm}$ ；深層“腫塊”： $16.9 \times 6.4(\times 5.1) \text{ mm}$ ；括弧內為加入橫切面的第三維量測；該橫切面圖於此暫略。

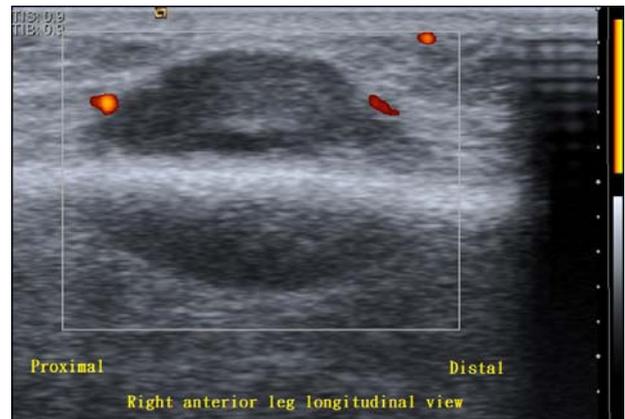


圖5. 腫塊的功率都卜勒超音波影像，縱切面。



圖6. 腫塊的功率都卜勒超音波影像，橫切面。

兩圖皆可見血行訊號，但都只存於表淺腫塊(骨緣外側者)。(功率都卜勒超音波影像設定：線性探頭，B模式(B-mode)頻率10百萬赫茲(MHz)；功率都卜勒超音波音頻：6.2 MHz)



圖 7. 核磁共振偵查影像(scout view)箭號為該腫瘤。(外表面置有標記物)

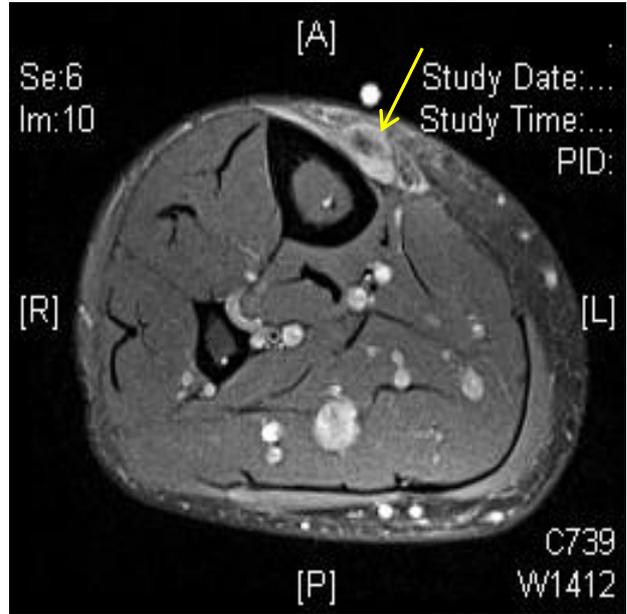
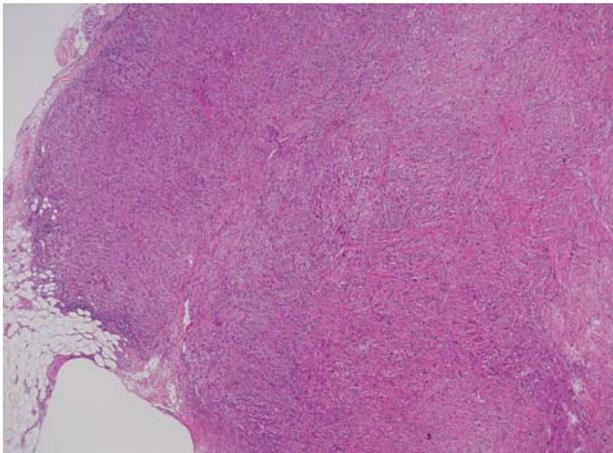
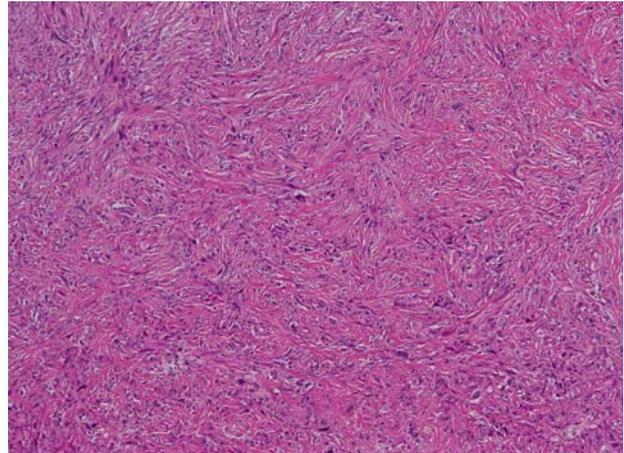


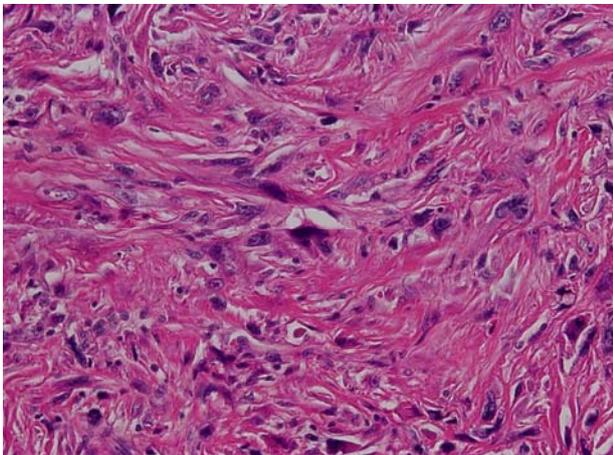
圖 8. 核磁共振質子密度影像(fat-suppressed proton-density-weighted turbo spin-echo MRI)箭號為該腫塊。



A



B

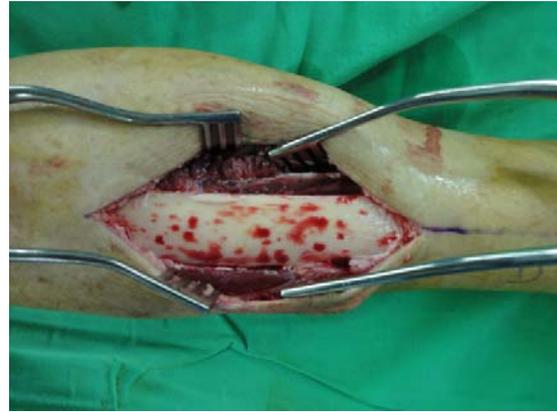


C

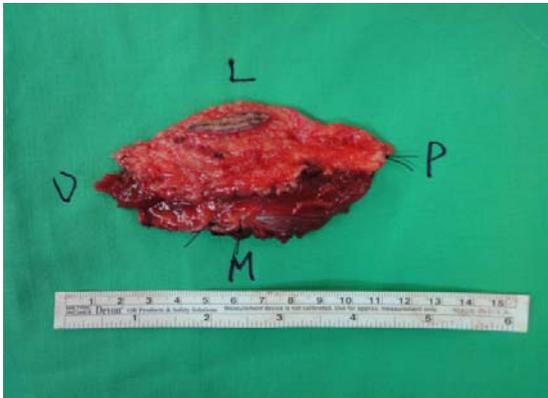
圖 9. 組織學 H&E 染色(圖 A、B、C，倍率漸次放大)顯示浸潤性梭狀腫瘤細胞，細胞核深染且呈多形性，有絲分裂活性增加，但未發現類骨質。(osteoid)。免疫組織化學染色除平滑肌肌動蛋白之外，特殊染色皆為陰性，包括 CD34、S-100 蛋白和 CDK4，此處不另行呈現圖片。以上特徵符合未分化型多形性肉瘤診斷。



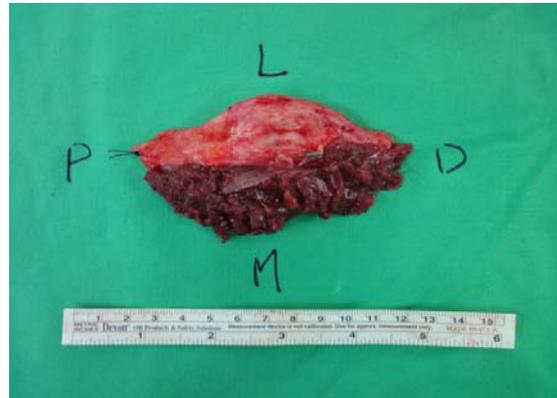
A. 術前



B. 術後



C. 檢體 (表淺面)



D. 檢體 (深層面/基底面)

圖 10. 手術紀錄圖：術前腫瘤(圖 A)位於脛骨右中段前內側，目視大小約 3.5cm×2.0cm。採腫瘤廣泛切除並留近端、遠端及內側各兩公分邊界(free margin；圖 B)。檢體(圖 C、D)基底面帶有部分骨膜。腫瘤切除後脛骨皮質頗為平整(圖 B)。

波不致穿透甚而偵測到位於完整骨緣後面的病灶，同時此案例的超音波假影呈現頗為完美對稱於病灶的鏡像，可推測中間的脛骨緣頗為完整平坦，並未因不平表面散射而影響到探頭偵測到的回音訊號強度，某種程度上也暗示著腫瘤並未明顯侵犯骨皮質。

超音波檢查的鏡像假影起因於超音波顯像物體的遠端或斜側方存在一高反射性(前後介質聲波阻抗差異大)的音波反射界面，比如軟組織對比骨頭(如本案例)或肺臟空氣對橫膈膜等，致音波在此顯像物體和界面間產生來回之回音波，之後再回傳至超音波探頭，由於路徑傳遞時間延長，超音波主機又假定所偵測之反射訊號為沿直線路徑僅經一次反射所測得，藉由音波傳遞時間推算物體距離(深度)，因而解讀該回音波是經由比反射界面更深處所傳回的回音訊號，遂產生以此反射界面為鏡面的鏡像假影。<sup>[19-23]</sup> (圖 11)

我們嘗試進一步從音波在界面間的反射和穿透過

程來探究鏡像假影的成因，如圖 12 所示：空間中音源沿三度空間發散音波，各相位的波前各自形成球面波；超音波線性矩陣探頭以發射陣元間的相位控制或動態聚焦原理發射音波，一方面決定聚焦位置與深度，另一方面也使其主掃描線可視為垂直於探頭直線行進的音波。假定超音波探頭上發射陣元 O 發出音波掃描線鉛直向下行進，行經軟組織(在此主要是皮下脂肪或肌肉)、腫瘤及脛骨，鉛直反射後回音波由同樣在探頭 O 點的接收模組偵測，並將所偵測的回音波沿著時間軸(圖中斜向實心淺藍色長箭號，代表方向為垂直紙面之軸向)展開，因此圖中所示各音波(以各不同色彩箭號表示)不論是行進波、穿透波、反射波等實際上路徑都是沿著深度(depth)軸向，垂直於探頭往返，並經展開後呈現在垂直於探頭-脛骨緣平面(即紙面所在)的時間-深度平面(方向為垂直紙面的矢狀面)上；而超音波主機即根據時間軸上的回音波落點換算成各偵測物

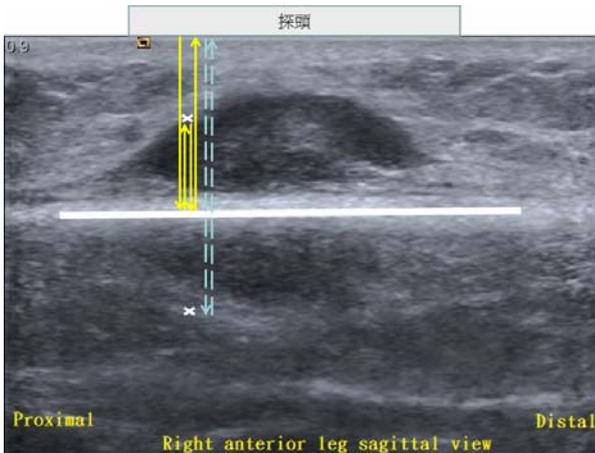


圖 11. 音波行進路徑示意圖：實心箭號為音波實際路徑，注意音波在 x 點多了一次反射；虛線箭號呈示超音波主機所假定的單次音波反射之物體偵測路徑，據此在螢幕上呈現物體假影。此即鏡像假影產生的音波運動學機制。

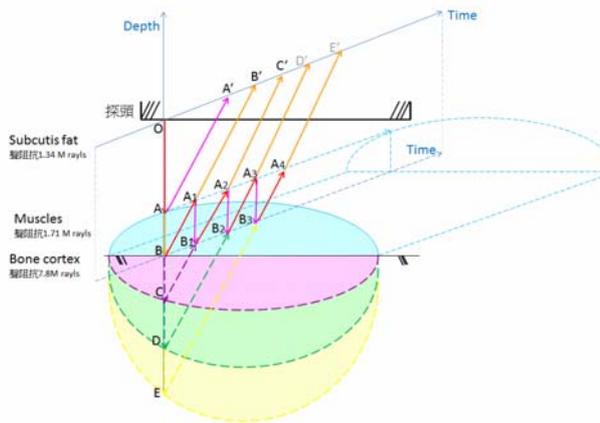


圖 12. 超音波鏡像假影機制示意圖。

的深度位置。音波在兩介質間的反射與穿透比例受介質的聲阻抗值(代表符號為 Z，單位為 rayls)影響。皮下脂肪的聲阻抗值為 1.34M rayls (M 代表 million，即  $10^6$ )，肌肉為 1.71 M rayls，骨為 7.8 M rayls(數據為顱骨資料)；<sup>[24]</sup> 而腫塊為軟組織，一般軟組織聲阻抗值在 1.6~1.7 M rayls 之間，在此姑且將腫塊聲阻抗值取 1.65 M rayls 來估算。若音波由介質 1 傳遞到介質 2，則在界面上反射係數為  $[(Z_2 - Z_1) / (Z_2 + Z_1)]^2$ ，亦即反射波相對於入射波的音波強度比值；穿透係數為  $4Z_2 \times Z_1 / (Z_2 + Z_1)^2$ ，此為穿透波相對於入射波的音波強度比值。依此公式計算，在脂肪-腫瘤界面(圖 12，A 點處)，反射係數為  $[(1.65 - 1.34) / (1.65 + 1.34)]^2$  約等於

0.01，亦即 1% 音波強度反射；穿透係數為  $4 \times 1.65 \times 1.34 / (1.65 + 1.34)^2$  約等於 0.989，即 98.9% 音波強度穿透。(若 A 點為肌肉-腫瘤界面，則依公式計算可得 0.03% 強度的入射音波反射，99.97% 強度的音波穿透。)在腫瘤-骨皮質界面(B 點)，反射係數計算為 42.4%，穿透係數計算可得 57.6%。圖中一概以紅色箭號為朝向脂肪-腫瘤界面(A)的音波，其穿透波(99%)以橘色箭號表示，反射波(1%)以亮粉紫色箭號表示。當聲波強度 I 的音波自 O 發出抵達 A 點，1% 強度的音波(0.01 I)反射回探頭(A')，在螢幕上呈現腫瘤 A 點的成像，99% 強度的音波(0.99 I)穿透，繼而抵達 B 點，此時 57.6% 音波強度( $57.6\% \times 0.99 I \doteq 0.57 I$ )穿透脛骨而去；42.4% (強度  $42.4\% \times 0.99 I \doteq 0.42 I$ )反射回到腫瘤-脂肪界面(A<sub>1</sub>)；在 A<sub>1</sub>，99% 音波強度( $99\% \times 0.42 I \doteq 0.416 I$ )穿透回到偵測模組(B')，在螢幕上呈現 B 點，即骨膜或腫瘤下界之成像；1% 音波強度( $1\% \times 0.42 I \doteq 4.19 \times 10^{-3} I$ )自 A<sub>1</sub> 反射，回到 B 點腫瘤-骨界面(依時間軸設為 B<sub>1</sub> 點)，接著 42.4% (約  $1.78 \times 10^{-3} I$ )反射回 A<sub>2</sub> 界面；其 99% (約  $1.76 \times 10^{-3} I$ )穿透 A<sub>2</sub> 回到偵測模組(C')，在此由於超音波主機假定所偵測回音波為單次反射所得，因而認定音波行進路徑為  $\overrightarrow{OC}$  至  $\overrightarrow{CC'}$  (包含脛骨下的虛擬路徑，以虛箭號表示)，在螢幕上呈現 C 點的成像，此即本病例報告的鏡像假影，假影範圍包括淺紫色鐘形(dome-shaped)的區域；倘若繼續上述過程，在 A<sub>2</sub> 點有 1% (約  $1.78 \times 10^{-5} I$ )音波反射回腫瘤-骨質界面(B<sub>2</sub>)，其 42.4% 強度(約  $7.55 \times 10^{-6} I$ )反射至腫瘤-脂肪界面(A<sub>3</sub>)，接著 99% (約  $7.47 \times 10^{-6} I$ )穿透 A<sub>3</sub> 回到探頭的接收模組(D')，此處同於 C 點鏡像假影原理，主機認定音波路徑為  $\overrightarrow{OD}$  至  $\overrightarrow{DD'}$ ，將在螢幕上呈現 D 點的成像，相當於 2 次鏡像假影，此假影範圍包括淺綠色新月狀區域。重複上述過程再經過一次界面間來回，可得強度約  $3.17 \times 10^{-8} I$  的音波穿透 A<sub>4</sub> 回到接收模組(E')，將在螢幕上呈現 E 點的成像，相當於第 3 次鏡像假影，此假影成像範圍包括黃色新月狀區域。圖中虛線箭號為鏡像假影的虛擬路徑(超音波主機所假定的路徑)，淺紫、淺綠、黃色區域分別為前三次鏡像假影的影像區塊。綜觀 B'、C'、D' 至 E' 的音波接收，各次成像都比前一次多一趟音波在 A、B 點之間的來回，故音波強度皆減為前次的  $42.4\% \times 1\% = 4.24 \times 10^{-3} \doteq 10^{-2.37}$ ，亦即音波每經過一次界面來回，接收後的聲波強度減少 2.37 個數量級。值得注意的是，此處音波強度的估算忽略了傳遞過程中除了反射耗損之外的衰減效應(主要為散射與吸收)；理論上綜合衰減係數與音波頻率和深度成正比，衰減量為 0.5-1.0 dB/MHz/cm；<sup>[24]</sup> 數值亦會受音波束本身差異性(diversity)影響；在臨

床操作時以對回聲訊號進行深度補償(depth gain compensation)來校正之。各組織的音波衰減係數估計值因測量方法略有差異，空氣約為 12 dB/MHz/cm，脂肪為 0.48 dB/MHz/cm，骨骼肌 1.09 dB/MHz/cm，軟組織平均 0.54 dB/MHz/cm，骨皮質 6.9(~20) dB/MHz/cm。<sup>[27]</sup> 本病例患者在檢查時設定的動態響應範圍(dynamic range)為 60，依據  $dB=10 \times \log(I/I_0)$  公式，可知回音中最大訊號與最弱可辨識的訊號強度可相差 100 萬倍，即 6 個數量級。第一次鏡像假影(C'接收的音波)強度為最初入射波的  $1.76 \times 10^{-3}$  倍，因而可以在螢幕呈現；至於二次鏡像假影(D'接收者)音波強度為最初入射波的  $7.47 \times 10^{-6}$  倍，三次鏡像假影(E'接收者)音波強度為最初入射波的  $3.17 \times 10^{-8}$  倍，納入音波衰減的影響並考量動態響應範圍，因而在螢幕上不會呈現。倘若 A 點界面為肌肉-腫瘤界面，兩者的聲阻抗值更為接近，因而在 A 界面的反射係數更低而穿透係數更高，在肌肉-腫瘤界面與腫瘤-骨界面間反射來回的音波強度更為快速減弱，使二次、三次鏡像假影更不會出現。

原本從超音波檢查後頗為擔心腫塊為侵入性的卵形大腫瘤，經核磁共振檢查後才揭穿超音波鏡像假影的干擾，腫瘤大小的判定也減為原先的一半，骨皮質暫免於腫瘤侵入的疑慮。放射科醫師根據核磁共振影像甚至偏向於類結締組織腫瘤、纖維瘤或神經瘤等良性腫瘤的鑑別診斷。可惜軟組織腫瘤的表現變化多樣，很難單純由超音波甚至核磁造影即鑑別診斷其良惡性與種類。該患者病灶終究經病理檢查後證實為未分化型肉瘤。但此案例仍鮮明地提醒我們，超音波的鏡像假影可能在軟組織檢查中經由骨皮質反射而產生，並干擾、影響我們對表淺病灶組織的評判與診斷，值得臨床醫師留心。

本案例未解的謎：該病灶的灰階超音波影像呈現近乎完美的鏡像假影，但功率都卜勒超音波影像只見到真實病灶旁的血行訊號，假影中並未完整反射並呈示完整對照的血流鏡像假影，是否為儀器設定或檢查操作上的問題，比如都卜勒放大率設定偏低(low Doppler gain setting)等因素，加上該血流訊號離反射界面較遠，導致回音訊號微弱而不呈現？同時本案例的彩色都卜勒超音波影像影像闕如，此為本個案報告在討論上的一項限制。令人好奇的是是否在此彩色都卜勒超音波影像會如實地鏡像出對比的血流訊號假影？若有，是否該真實血流的彩色都卜勒超音波顯像與其鏡像血流假影兩者在呈色上會因垂直於骨界面的流速分向量相反而使色澤相對，比如真實血管流向探頭呈現亮黃橘色，鏡像血流假影因而呈現遠離探頭的青藍色？根據都卜勒超音波以發射聲波偵測粒子(紅血球)

頻率改變，藉以演算彩色都卜勒影像的粒子速度分布，以及估算功率都卜勒影像的粒子數目/強度分布的原理，<sup>[24-26]</sup> 鏡像假影產生的可能機制仍須依循聲波運動學，並未有異於 B 模式的灰階影像，但我們並未發現功率都卜勒超音波影像相對於其鏡像假影的文獻探討。或許這是有待吾人進一步可進行模型模擬實驗或臨床實際試驗的有趣題材。

## 結 論

超音波檢查表淺軟組織病灶的過程中若遇到病灶坐落在折射率明顯不同的反射界面上，比如骨介質，便有可能出現超音波鏡像假影，因而干擾或誤判我們對病灶的診斷。只要臨床醫師了解其成因，便可自我提醒不至於誤判病情。有時假影對臨床上的診斷也是一項線索。可能暗示著反射介質(骨介面)相對上完整平滑。雖然軟組織腫瘤超音波檢查有很多優點，但有賴進階訊號重組影像(核磁共振)的協助，以及病理診斷來確診。另外，近二十年來超音波診斷學文獻相對於軟組織腫塊的鏡像假影探討並不常見，也是值得吾輩醫師進一步切入探討的題材。

## 誌 謝

作者們感謝臺大醫院復健部陳文翔醫師給予本篇關鍵性的諮詢建議。

## 參考文獻

1. Chiou HJ, Chou YH, Chiou SY, et al. High-resolution ultrasonography in superficial soft tissue tumors. *J Med Ultrasound* 2007;15:152-74.
2. 行政院衛生署國民健康局：癌症登記報告。行政院衛生署國民健康局，2002。
3. 王崇禮：軟組織腫瘤之超音波檢查。王崇禮、王亭貴、陳文翔主編：骨骼肌肉超音波。第二版。台北：力大圖書公司；2012。p. 223-38。
4. 楊榮森譯：軟組織腫塊超音波檢查。王崇禮、王亭貴、陳文翔等編譯：實用骨骼肌肉系統超音波學。初版。台北：合記圖書出版社；2006。p. 191-222。
5. Lagalla R, Iovane A, Caruso G, et al. Color Doppler ultrasonography of soft-tissue masses. *Acta Radiol* 1998;39:421-6.
6. Widmann G, Riedl A, Schoepf D, et al. State-of-the-art HR-US imaging findings of the most frequent

- musculoskeletal soft-tissue tumors. *Skeletal Radiol* 2009;38:637-49.
7. Moon WK, Chang SC, Huang CS, et al. Breast tumor classification using fuzzy clustering for breast elastography. *Ultrasound Med Biol* 2011;37:700-8.
  8. Asteria C, Giovanardi A, Pizzocaro A, et al. US-elastography in the differential diagnosis of benign and malignant thyroid nodules. *Thyroid* 2008;18:523-31.
  9. Carstensen EL, Parker KJ, Lerner RM. Elastography in the management of liver disease. *Ultrasound Med Biol* 2008;34:1535-46.
  10. Alam F, Naito K, Horiguchi J, et al. Accuracy of sonographic elastography in the differential diagnosis of enlarged cervical lymph nodes: comparison with conventional B-mode sonography. *AJR Am J Roentgenol* 2008;191:604-10.
  11. Wu CH, Chang KV, Mio S, et al. Sonoelastography of the plantar fascia. *Radiology* 2011;259:502-7.
  12. 張凱閔、吳爵宏、陳文翔：超音波彈性造影。王崇禮、王亭貴、陳文翔主編：骨骼肌肉超音波。第二版。台北：力大圖書公司；2012。p. 450-6。
  13. Soudack M, Nachtigal A, Vladovski E, et al. Sonographically guided percutaneous needle biopsy of soft tissue masses with histopathologic correlation. *J Ultrasound Med* 2006;25:1271-7.
  14. Torriani M, Etchebehere M, Amstalden E. Sonographically guided core needle biopsy of bone and soft tissue tumors. *J Ultrasound Med* 2002;21:275-81.
  15. Loizides A, Widmann G, Freuis T, et al. Optimizing ultrasound-guided biopsy of musculoskeletal masses by application of an ultrasound contrast agent. *Ultraschall Med* 2011;32:307-10.
  16. Bodner G, Schocke MF, Rachbauer F, et al. Differentiation of malignant and benign musculoskeletal tumors: combined color and power Doppler US and spectral wave analysis. *Radiology* 2002;223:410-6.
  17. Yen CH, Chiou HJ, Chou YH, et al. Application of 3D power Doppler ultrasonography in soft tissue neoplasms. *J Med Ultrasound* 2011;19:14e19.
  18. Chiou HJ, Chou YH, Chen WM, et al. Soft-tissue tumor differentiation using 3D power Doppler ultrasonography with echo-contrast medium injection. *J Chin Med Assoc* 2010;73:628-33.
  19. Feldman MK, Katyal S, Blackwood MS. US artifacts. *Radiographics* 2009;29:1179-89.
  20. Arning C. Mirror image artifacts of color Doppler images causing misinterpretation in carotid artery stenoses. *J Ultrasound Med* 1998;17:683-6.
  21. 蕭自佑：超音波影像檢查之假像。王崇禮、王亭貴、陳文翔主編：骨骼肌肉超音波。第二版。台北：力大圖書公司；2012。p. 31-2。
  22. Kremkau FW. *Diagnostic ultrasound: principles and instruments*. 7th ed. Philadelphia, Pa: Saunders; 2006. p. 265-9.
  23. Scanlan KA. Sonographic artifacts and their origins. *AJR Am J Roentgenol* 1991;156:1267-72.
  24. 陳文翔、邵耀華：超音波基本原理。王崇禮、王亭貴、陳文翔主編：骨骼肌肉超音波。第二版。台北：力大圖書公司；2012。p. 7-20。
  25. Torp-Pedersen ST, Terslev L. Settings and artefacts relevant in colour/power Doppler ultrasound in rheumatology. *Ann Rheum Dis* 2008;67:143-9.
  26. Skresanova IV, Barannik EA. Correlation functions and power spectra of Doppler response signals in ultrasonic medical applications. *Ultrasonics* 2012;52:676-84.
  27. Culjat MO, Goldenberg D, Tewari P, et al. A review of tissue substitutes for ultrasound imaging. *Ultrasound Med Biol* 2010;36:861-73.

# Mirror Image Artifact of Sonography Mimicking Intraosseous Tumor: A Case Report

Zong-Han Yang, Lu-Wen Chen, Chia-Chieh Wu,<sup>1</sup> Chung-Che Lin

Departments of Physical Medicine and Rehabilitation, and <sup>1</sup>Orthopedics,  
Changhua Christian Hospital, Changhua.

Although mirror-image artifacts of soft tissue sonography are not common, they produce phantom pictures and may lead to misdiagnosis. Relevant literature on mirror-image artifacts, even case reports, are rare. We described a 70-year-old female initially having a painless, immovable nodule with an insidious onset on her right anterior middle leg. After she received an initial physical examination and a radiographic approach, musculoskeletal sonography disclosed an oval non-compressible hypoechoic tumor, which seemed to invade the bony cortex medial to her tibia crest. A real, dome-shaped tumor above the tibia bone with an intraosseous mirror-image artifact was detected after MRI study, and the bony cortex appeared to be quite intact. After she was transferred to the orthopedic division, undifferentiated pleomorphic sarcoma was diagnosed using tissue biopsy and a complete excision of the tumor was performed smoothly. Thus far, 30 fractions of radiotherapy and 5 courses of chemotherapy have been completed. This case report reacquaints clinicians with this vivid, misleading mirror-image artifact, which deserves further study and discussion. ( Tw J Phys Med Rehabil 2012; 40(3): 177 - 185 )

**Key Words:** soft tissue sonography, mirror-image artifact