

Weber-B 型遠端腓骨骨折生物力學分析 之有限元素法研究

周昕霖¹、張育銘¹、周佳佑²、林威廷²、*陳璟璿¹

¹南臺科技大學機械工程系、²奇美醫學中心骨科部

*cch1108@stust.edu.tw

摘要

遠端腓骨骨折是踝關節常見的損傷，臨床上常採用骨板復位術或髓內釘復位術（intramedullary fixation, IMF）以促進骨骼癒合。為探討兩種手術方式的生物力學特性，本研究首先建立了一個 Weber-B 型腓骨骨折的有限元素模型，並模擬了骨板復位後的力學狀態。通過將模擬所得的各方向位移角度值與既有的大體研究結果進行比對，驗證了本研究建立之腓骨模型的準確性，證實其力學效應與真實人體腓骨相符。研究結果顯示，在骨板復位術的模擬中，各方向的位移角度均在人體實驗的誤差範圍內，表明該有限元素模型可信賴地用於後續的生物力學分析。進一步地，本研究比較了骨板復位術與 IMF 的復位效果，初步結果顯示兩種方法在提供骨折部位穩定性方面表現相似。本研究的驗證過程確保了所建立腓骨模型的臨床相關性，為後續更深入的生物力學研究，以及評估不同復位手術的優劣，提供了可靠的基礎和參考依據。

關鍵詞：遠端腓骨骨折、有限元素法、生物力學

Biomechanical Evaluation of Weber-B Distal Fibula Fracture Using the Finite Element Method

Hsin-Lin Chou¹, Yu-Ming Chang¹, Chia-You Chou², Wei-Ting Lin², *Ching-Hsuan Chen¹

¹Department of Mechanical Engineering, Southern Taiwan University of Science and Technology

²Department of Orthopedic Surgery, Chi Mei Medical Center

Abstract

Distal fibular fractures are common ankle injuries, often treated with surgical fixation techniques such as plate fixation or intramedullary screw fixation (IMF) to facilitate bone healing. This study investigates the biomechanical characteristics of these two methods by developing a finite element model of a Weber-B type fibular fracture and simulating the mechanical response following plate fixation. Model accuracy was validated by comparing simulated displacement angles across multiple directions with data from cadaveric studies, confirming that the mechanical behavior closely mirrors that of the human fibula. Simulation results showed that displacement angles under plate fixation remained within the experimental error range, supporting the model's reliability for subsequent biomechanical analysis. Furthermore, this study compared the reduction effects of plate fixation and IMF. Preliminary findings suggest that both techniques offer comparable stability at the fracture site. The validated model thus provides a clinically relevant foundation for further biomechanical research and for evaluating the relative merits of different fixation strategies.

Keywords: Distal fibular fractures, Finite element method, Biomechanics

Received: Feb. 27, 2025; first revised: May 20, 2025; second revised: Aug. 18, 2025; accepted: Sep. 2025.

Corresponding author: C.-H. Chen, Department of Mechanical Engineering, Southern Taiwan University of Science and Technology, Tainan 710301, Taiwan

壹、簡介

遠端腓骨骨折 (distal fibular fracture) 為踝關節常見的損傷種類之一，其發生原因多為患者在扭傷或跌倒時在踝關節處產生過量的扭轉力或彎曲力所導致 [1], [2]。而針對骨折處有不穩定情形之患者，臨床上多透過兩種復位術來固定患處：骨板復位術 (plate fixation) 或髓內釘復位術 (intramedullary screw fixation, 以下簡稱 IMF)，以確保骨骼之癒合效果，降低相關併發症之風險 [3], [4], [5]。在生物力學研究方面，以人類大體骨骼進行力學測試，所取得的結果會最接近臨床實際之情形。然而大體試驗所需之骨骼標本取得及製作不易，且試驗結果會受到每一位捐贈者的骨骼形狀、骨質、體型、年齡、性別等因素而有所落差，使得實驗重現性成為大體試驗中的一大難題 [6], [7]。

隨著電腦科學的進步，有限元素法 (finite element method, FEM) 可透過電腦輔助工程分析 (computer aided engineering, CAE) 軟體，搭配電腦模型進行運算，模擬大體試驗中所設定之邊界條件，針對不同條件的力學狀態，採用相同的骨折模型進行分析，為生物力學研究帶來一個更具效率及重現性之實驗方法。

本研究將建立一個臨床上較常見之 Weber-B 腓骨骨折模型，模擬患者經骨板復位術之力學狀態，並將模擬結果與現有大體研究進行比對分析，確保本研究之腓骨模型符合臨床實際情形。本研究將探討，以比較並探討兩種復位術之固定效果及力學特性。

貳、實驗方法與步驟

一、腓骨骨折模型之建立

本研究之腓骨模型沿用 Chen 等學者於 2017 年所建立之足部模型 [8], [9]，並在此基礎上加以修正。此足部試模型採用一名年約 30 歲、無骨骼病變男性之右足掃描影像 (身高 177cm、體重 70kg)。本研究只取用腓骨部分，為使其更符合人體腓骨之真實構造，將腓骨模型細分為皮質骨與鬆質骨，外層為皮質骨，內層為鬆質骨，皮質骨的厚度為 2.5mm，此厚度設定參考 Lüscher 等人 [10] 研究的腓骨皮質層厚度之統計結果。最後將腓骨模型匯入至 ANSYS 2022 (Ansys, Inc., Canonsburg, PA, USA)，依照臨床醫師對於 Weber-B 型腓骨骨折的理解，針對骨折線位置進行切割，切割面與水平面夾角約 40 度，模擬其骨折外型，如圖 1、圖 2 [11]。

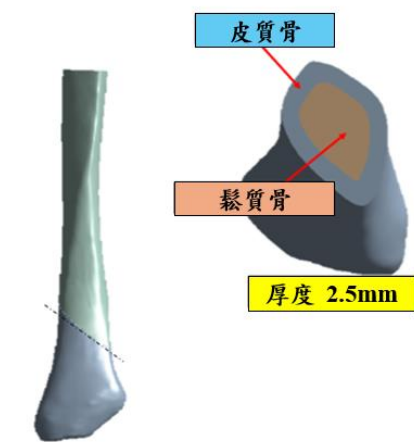


圖 1 本研究建立之腓骨骨折模型構造圖



圖 2 Weber-B 型腓骨骨折之骨折線位置[11]

二、植入物模型之建立

本研究的植入方式分成兩種：骨板復位術及 IMF 模型。骨板復位術模型參考 Eckel 等人大體研究之固定方式 [12]，採用 Synthes 公司生產之 1/3 腓骨骨板外型 [13]，骨折線及植入物模型之銳角處皆經過導 0.1mm 的圓角處理，避免分析時產生應力集中之現象，以繪圖軟體 SoildWorks 2022（Dassault Systèmes SolidWorks Corp., Waltham, Massachusetts, USA），繪製出骨板模型，並搭配直徑 3.0mm 之螺釘模型匯入至腓骨模型，如圖 3，此 3.0mm 的螺釘長度依據 Synthes 公司尺寸設計，螺釘選用可植入至對側的皮質骨的長度。

IMF 部分則採用直徑 4.5mm、長度 60mm 之圓棒，做為固定腓骨骨折的髓內釘，由腓骨底部由前向後，由外側向內側植入進行模擬，如 圖 4。

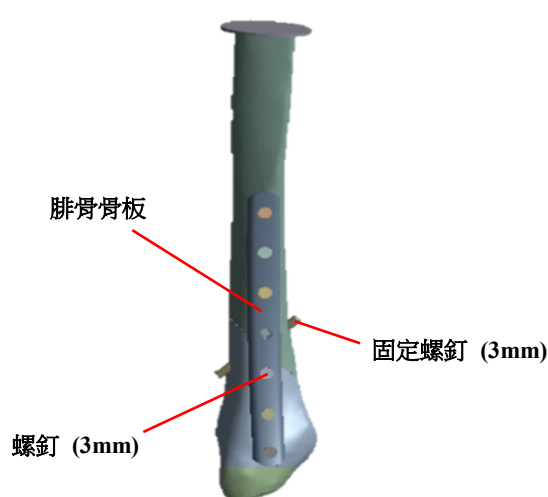


圖 3 骨板復位術之模擬

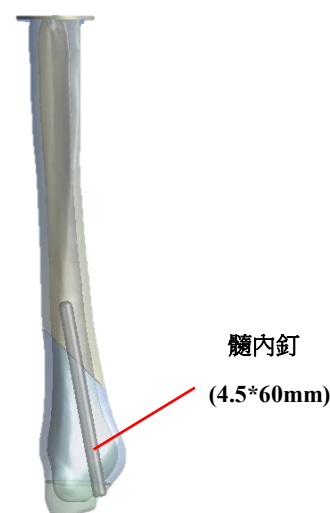


圖 4 IMF 之模擬

三、邊界條件、材料性質設定與收斂測試方式

本研究分別依彎曲（bending）及扭轉（torsion）兩種邊界條件，根據 Knutsen 等人 [14]及 Eckel 等人 [12]大體研究之設定，彎曲力矩設為 1.5N-m、扭轉力矩設為 2.0N-m，以作為驗證之基準。此外在彎曲力矩分析中有四種施力方向：前彎（anterior）、後彎（posterior）、外彎（lateral）及內彎（medial）；而扭轉力矩分析中則包含內旋（internal）及外旋（external）兩種施力方向，如圖 5。材料係數之設定如表 1，並於骨折接觸面間設置 0.3 之摩擦係數 [15]，骨頭與骨板之間的摩擦係數設為 0.3，骨頭與骨釘之間的接觸設為 bonded [16]。腓骨骨折模型所使用之元素種類，如表 2 所示，

表 1 材料係數之設定 [17], [18]

材料種類 material	楊氏模量 Young's Modulus (MPa)	泊松比 Poisson's Ratio
皮質骨 (cortical bone)	7300	0.3
鬆質骨 (cancellous bone)	100	0.3
鈦合金 (Ti-6Al-4V)	110000	0.35

表 2 腓骨模型使用之元素

幾何元素 (geometry)	SOLID 186(三維，20 節點之六面體元素) SOLID 187(三維，10 節點之四面體元素)
接觸元素 (contact)	TARGE 170, CONTAC 174(接觸-目標元素)

為確保數值模擬結果的網格獨立性與精確度，本研究對骨板復位術的外旋與前彎位移角度數值，進行網格收斂性分析。分析過程始於軟體預設的網格密度，隨後逐步加密網格。所採用的網格模型元素量及（節點數）依序為 15823 （31059）、16910 （33310）、20082 （39299）、23031 （44665） 及 28421 （54046）。

收斂標準設定為：當連續兩種網格密度下，所獲得的角度結果數值之相對差異小於 1% 時，該網格密度即被視為可接受。在扭轉及彎曲試驗中，當模型元素數量約為 20,082，已達到可接受的網格尺寸與解析度，確保了結果的可靠性，詳情如所示。後許的模型分析皆此這個網格密度為分析的基準。

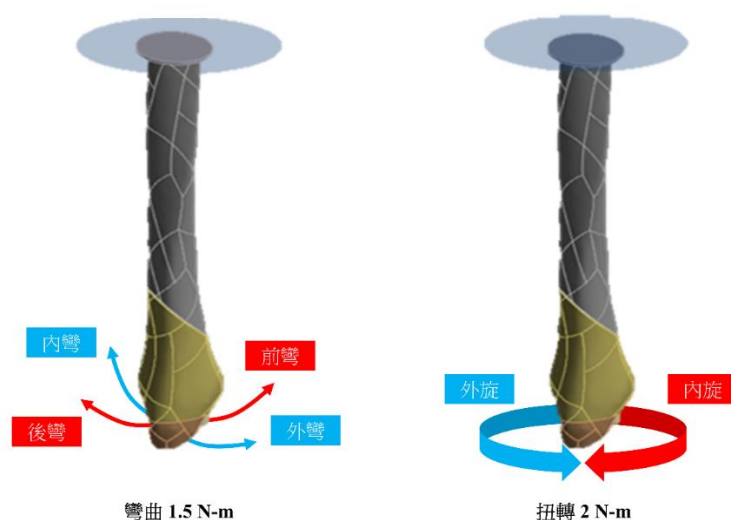


圖 5 本研究模型邊界條件之設定

參、結果與討論

一、腓骨骨折模型驗證與角度位移量分析

骨板復位術扭轉模擬數據，內旋所測得之位移角度為 4.26 度，外旋之位移角度值則為 4.16 度；而彎曲試驗，後彎測得之角度值為 0.73 度，前彎為 0.73 度，外彎為 1.19 度，內彎則為 1.20 度。本研究骨板復位術的角度位移數值，皆位於 Eckel 等人採用屍體的力學量測結果之誤差範圍內，如圖 6，顯示本研究腓骨骨折模型與真實人體的骨折狀態具有相似性，因此本腓骨骨折模型的數據是可接受的，可通過驗證。

進一步分析使用 IMF 的角度位移數值，內旋為 4.67 度，外旋為 3.92 度，與骨板復位術相近；但前彎為 1.72 度，後彎為 1.68 度，外彎為 2.53 度，內彎為 2.47 度，皆高於骨板復位術的位移角度數值，但仍與 Eckel 等人的大體量測結果相近，如圖 6，顯示採用 IMF 的手術固定方法的穩定骨折效果與骨板復位術相近。

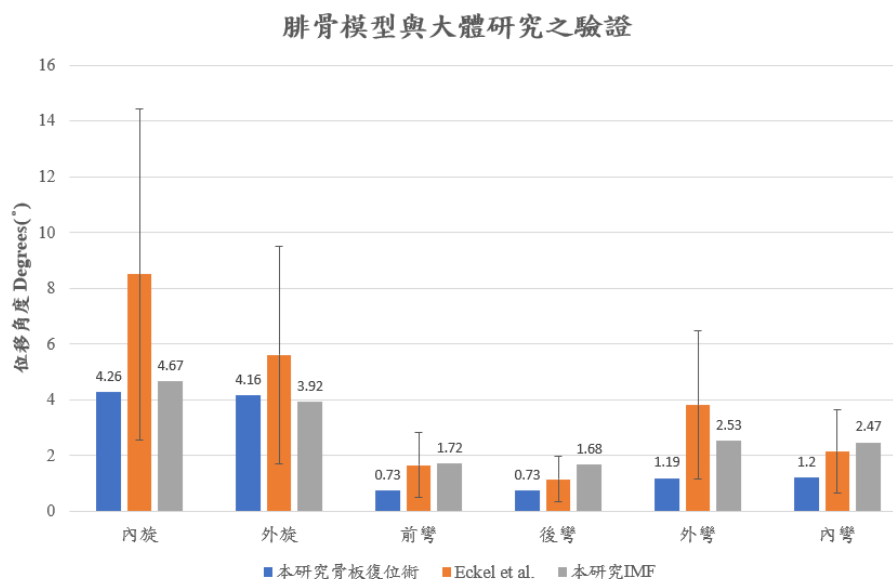


圖 6 本研究腓骨骨折模型數值與 Eckel 等人研究結果 [12]

三、植入物之最大等效應力與模型整體最大位移量

當腓骨模型分別以骨板復位術及 IMF 固定後，依照不同施力方式進行扭轉與彎曲模擬分析。骨板復位法的植入物在各方向所受之最大等效應力範圍為 113.6 MPa 至 309.5 MPa，而 IMF 之植入物則為 140.8 MPa 至 193.5 MPa。如表 3 所示，兩種植入物之應力峰值皆低於 Ti-6Al-4V 極限降伏強度（約 936 ~ 1014 MPa）[19]，顯示植入物皆無發生變形或失效情形。

在各種上述不同施力方式下，骨板復位術與 IMF 模型之間的整體最大位移量落差都不超過 0.2mm，如表 3，且整體最大位移量皆小於 0.7mm，更顯示這兩種固定方式的穩定效果相似。

雖然本研究省略骨釘的螺紋，且接觸面設為 bonded，可能低估骨釘實際接觸面的微動現象，但本研究主要為分析整體腓骨骨折的生物力學效應，而加入螺紋可能會加劇骨釘與骨頭介面的應力集中，進而影響整體生物力學的比較，由於兩種固定方式均採用相同的設定，因此確保了兩者能在同一基準點上進行客觀比較。此外，若將接觸面設定為摩擦，則可能造成整體結構的收斂問題，此為本研究的限制之一。

表 3 各植入物承載之最大等效應力值與模型整體最大位移量

施力方式	方向	最大等效應力(MPa)		最大位移量(mm)	
		骨板復位	IMF	骨板復位	IMF
扭轉 2.0 N-m	內旋	309.5	193.5	0.25	0.17
	外旋	281.3	149.6	0.25	0.17
彎曲 1.5 N-m	前彎	113.6	150.5	0.3	0.47
	後彎	122.9	140.8	0.3	0.47
	外彎	184.6	181.2	0.5	0.7
	內彎	192.6	173.2	0.5	0.7

三、兩种植入物固定能力與應力分布討論

(一) 腓骨骨板植入物模型之應力分布

當腓骨骨折採用骨板復位模擬內旋與外旋，於骨板上的應力分佈相對均勻，而固定螺釘所承受的應力明顯高於骨板，且最大應力值皆落在固定螺釘上，內旋扭轉所測得之最大應力為 309.53 MPa，外旋扭轉之最大應力則為 281.34 MPa，如圖 7(a)；彎曲模擬於外彎與內彎的應力數值，如圖 8(a)，最大應力峰

值明顯集中於固定螺釘處，固定螺釘的最大應力分別為 184.6 MPa 和 192.6 MPa，總和以上數據，明顯發現腓骨骨折採用骨板復位術的最大應力值皆落於固定螺釘，顯示這支固定螺釘在腓骨骨折固定具有重要的意義。

相比之下，骨板復位術在前彎與後彎的模擬中，如圖 9(a)最大應力峰值皆落於骨板上為 113.6MPa 與 122.9MPa，且展現出較低的應力值與更均勻的應力分佈，但固定螺釘的最大應力分別為 83.6 MPa 和 84.2 MPa，但在整體骨折模型上屬於應力數值較高的狀態，。

綜合扭轉與彎曲試驗結果顯示，固定螺釘都是主要的應力集中區域，尤其在鄰近骨折處更為顯著，此觀察結果凸顯了固定螺釘在腓骨骨折固定中的關鍵作用。此外，本研究結果與先前文獻一致，Huang 等人（2023） [20]運用有限元素分析也得出相似結論，指出骨板與固定螺釘組合的復位方式能為腓骨骨折固定提供較就好的固定能力，尤其對於 Danis-Weber A 型和 B 型骨折。

（二）IMF 植入物模型之應力分布與固定能力討論

當腓骨以 IMF 進行扭轉及彎曲模擬時，植入物所受之最大等效應力皆位於骨折線附近，如圖 7(b)、圖 8(b)、圖 99(b)，本研究的腓骨骨折於兩種植入物的位移角度數值相近，如圖 6，但由於髓內釘固定侵入性較小，可以最大限度地減少軟組織併發症，從而實現更快的恢復和早期負重能力 [21]。由本研究的結果顯示髓內釘的使用可提供與骨板相當的固定能力，其他先前研究也說明髓內釘作為治療腓骨骨折的具有可靠性 [22]。此外，根據 Li 和 Cui 等學者 [23],[24] 的研究分析也表明，雖然髓內釘和鋼板固定均有效，但髓內釘在減少軟組織損傷方面具有優勢，因此特別適合治療有嚴重軟組織損傷的骨折患者。

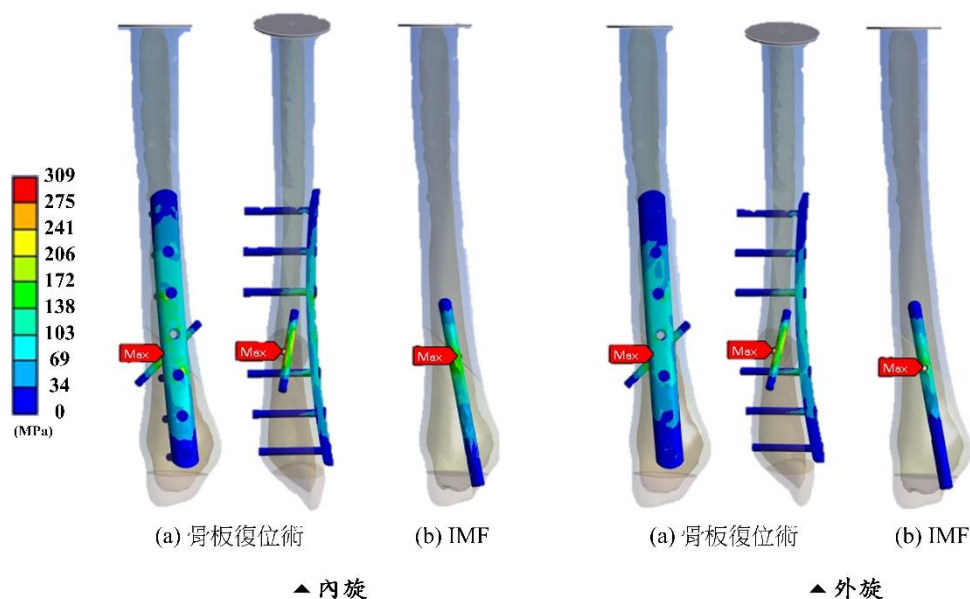


圖 7 植入物於扭轉分析的應力分布：內旋與外旋

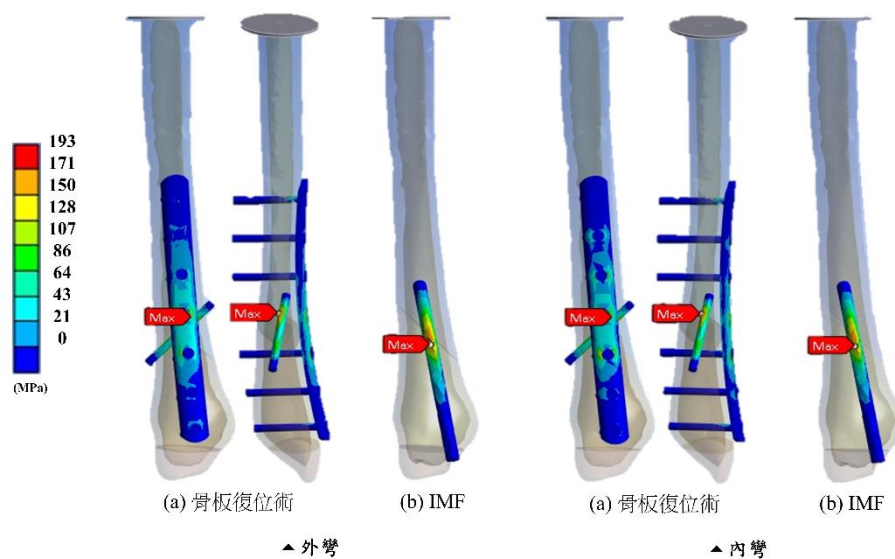


圖 8 植入物於彎曲分析的應力分布：外彎與內彎

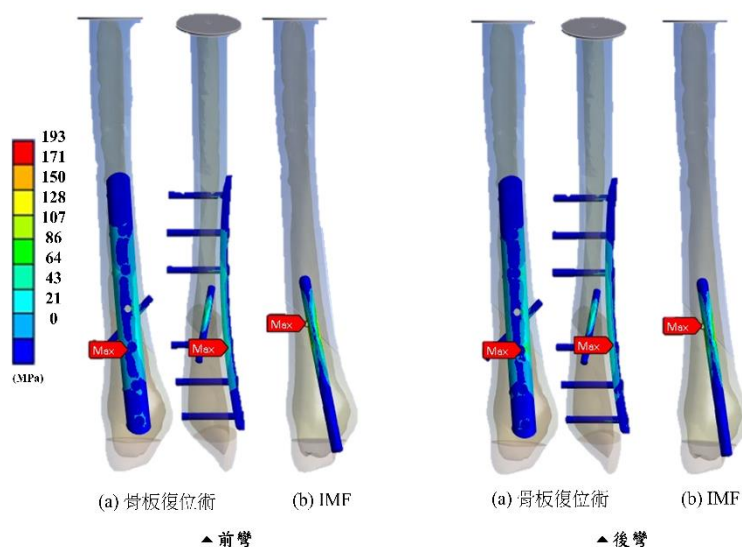


圖 9 植入物於彎曲分析的應力分布：前彎與後彎

肆、結論

本研究成功建立並驗證了臨床上常見的 Weber-B 型腓骨骨折有限元素模型，其力學行為與大體實驗結果相符。透過此模型，本研究比較了骨板復位術與髓內釘復位術的固定效果。有限元素分析結果顯示，兩種固定方式均能提供相近的穩定性，且植入物內的應力均在安全範圍內。儘管兩者在生物力學穩定性上差異不大，但髓內釘復位術因手術傷口較小，可能降低術後感染等併發症的風險。因此，未來研究應進一步探討髓內釘復位術在腓骨骨折治療效果方面的潛在優勢。

參考文獻

- [1] R. K. Zahnet et al., "A contoured locking plate for distal fibular fractures in osteoporotic bone: A biomechanical cadaver study," *Injury*, vol. 43, no. 6, pp. 718–725, Jul. 2012, doi: 10.1016/j.injury.2011.07.009.
- [2] V. Lampridis, N. Gougoulas, and A. Sakellariou, "Stability in ankle fractures: Diagnosis and treatment," *EFORT Open Rev.*, vol. 3, no. 5, pp. 294–303, May 2018, doi: 10.1302/2058-5241.3.170057.
- [3] P. Bonneville, J.-M. Lafosse, L. Pidhorz, A. Poichotte, G. Asencio, and F. Dujardin, "Distal leg fractures: How critical is the fibular fracture and its fixation?" *Orthop. Traumatol. Surg. Res.*, vol. 96, no. 6, pp. 667–673, Oct. 2010, doi: 10.1016/j.otsr.2010.07.002.
- [4] A. Kumar, S. J. Charlebois, E. L. Cain, R. A. Smith, A. U. Daniels, and J. M. Crates, "Effect of fibular plate fixation on rotational stability of simulated distal tibial fractures treated with intramedullary nailing," *JBJS*, vol. 85, no. 4, pp. 604–608, 2003.
- [5] G. Canton et al., "Fibula fractures management," *World J. Orthop.*, vol. 12, no. 5, pp. 254–269, May 2021, doi: 10.5312/wjo.v12.i5.254.
- [6] C. G. Ambrose et al., "Biomechanical Testing of Cadaveric Specimens: Importance of Bone Mineral Density Assessment," *Foot Ankle Int.*, vol. 23, no. 9, pp. 850–855, Sep. 2002, doi: 10.1177/107110070202300913.
- [7] M. J. Gardner, M. J. Silva, and J. C. Krieg, "Biomechanical testing of fracture fixation constructs: Variability, validity, and clinical applicability," *JAAOS - J. Am. Acad. Orthop. Surg.*, vol. 20, no. 2, pp. 86, Feb. 2012, doi: 10.5435/JAAOS-20-02-086.
- [8] C.-H. Chen, C. Hung, C.-S. Chen, and C.-C. Chiang, "Biomechanical evaluation of reconstruction plates with locking and nonlocking screws configurations in calcaneal fracture: A finite element model study," in *40th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*, 2016, pp. 1–9.
- [9] C.-H. Chen, Y.-H. Huang, C. Hung, C.-S. Chen, and C.-C. Chiang, "Finite element analysis of tongue type calcaneal fracture with open reduction and internal fixation with locking plate," *J. Med. Biol. Eng.*, vol. 38, no. 1, pp. 1–9, Feb. 2018, doi: 10.1007/s40846-017-0296-3.
- [10] S. H. Lüscher et al., "Differences in the cortical structure of the whole fibula and tibia between long-distance runners and untrained controls. Toward a wider conception of the biomechanical regulation of cortical bone structure," *Front. Endocrinol.*, vol. 10, Nov. 2019, doi: 10.3389/fendo.2019.00833.
- [11] Ankle fracture - Weber B | Radiology Case | Radiopaedia.org, Sep. 2024, [Online] Available: <https://radiopaedia.org/cases/ankle-fracture-weber-b-6>
- [12] Biomechanical Comparison of 4 Different Lateral Plate Constructs for Distal Fibula Fractures - Tobin T. Eckel, Richard R. Glisson, Prashanth Anand, Selene G. Parekh, 2013. [Online] Available: <https://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/1071100713496223>
- [13] www.syntec.com.tw, "3.5 One-third Tubular Plate with Collar, 2413XX Series - SYNTEC SCIENTIFIC CORPORATION," Sep. 2024, [Online] Available: http://www.syntec.com.tw/style/Frame/m4/product_detail.asp?customer_id=2699&lang=2&content_set=color_2&name_id=131745&id=409673
- [14] A. R. Knutsen et al., "Distal fibula fracture fixation: Biomechanical evaluation of three different fixation implants," *Foot Ankle Surg.*, vol. 22, no. 4, pp. 278–285, Dec. 2016, doi: 10.1016/j.fas.2016.08.007.

- [15] A. Anwar et al., "Finite element analysis of the three different posterior malleolus fixation strategies in relation to different fracture sizes," *Injury*, vol. 48, no. 4, pp. 825–832, Apr. 2017, doi: 10.1016/j.injury.2017.02.012.
- [16] W.-P. Chen, C.-L. Tai, C.-H. Shih, P.-H. Hsieh, M.-C. Leou, and M. S. Lee, "Selection of fixation devices in proximal femur rotational osteotomy: clinical complications and finite element analysis," *Clin. Biomech.*, vol. 19, no. 3, pp. 255–262, 2004.
- [17] E. Morales-Orcajo, J. Bayod, and E. Barbosa de Las Casas, "Computational foot modeling: Scope and applications," *Arch. Comput. Methods Eng.*, vol. 23, no. 3, pp. 389–416, Sep. 2016, doi: 10.1007/s11831-015-9146-z.
- [18] D. W.-C. Wong, W. Niu, Y. Wang, and M. Zhang, "Finite element analysis of foot and ankle impact injury: Risk evaluation of calcaneus and talus fracture," *PLOS ONE*, vol. 11, no. 4, pp. e0154435, Apr. 2016, doi: 10.1371/journal.pone.0154435.
- [19] B. Baufeld, and O. Van der Biest, "Mechanical properties of Ti-6Al-4V specimens produced by shaped metal deposition," *Sci. Technol. Adv. Mater.*, vol. 10, no. 1, pp. 015008, 2009.
- [20] S. Huang et al., "Finite element analysis and a pilot study of different fixation constructs for Danis-Weber A and B lateral malleolus fractures," *BMC Musculoskelet. Disord.*, vol. 24, no. 1, pp. 981, 2023.
- [21] V. Raj, S. Barik, and Richa, "Distal fibula fractures—intramedullary fixation versus plating: A systematic review and meta-analysis of randomized control trials," *Foot Ankle Spec.*, vol. 17, no. 6, pp. 621–631, 2024.
- [22] H. Chen et al., "Comparative analysis of intramedullary nail versus plate fixation for fibula fracture in supination external rotation type IV ankle injury," *Med. Sci. Monit. Int. Med. J. Exp. Clin. Res.*, vol. 30, pp. e941909-1, 2024.
- [23] C. Li, Z. Li, Q. Wang, L. Shi, F. Gao, and W. Sun, "The role of fibular fixation in distal tibia-fibula fractures: A meta-analysis," *Adv. Orthop.*, vol. 2021, no. 1, pp. 6668467, 2021.
- [24] X. Cui, H. Chen, Y. Rui, Y. Niu, and H. Li, "Two-stage open reduction and internal fixation versus limited internal fixation combined with external fixation: a meta-analysis of postoperative complications in patients with severe Pilon fractures," *J. Int. Med. Res.*, vol. 46, no. 7, pp. 2525–2536, 2018.