

應用3D列印方法製作漸層多孔質體骨支架

Using 3D printing method prepare gradient porous bone scaffold



李宗雄、陳勝育、楊宗霖、歐浚現、陳亮宇

林哲信、黃志青、潘正堂、鄭憲清、林鉉凱、陳崇桓



國立中山大學、國立中央大學、國立屏東科技大學、高雄醫學大學

前言

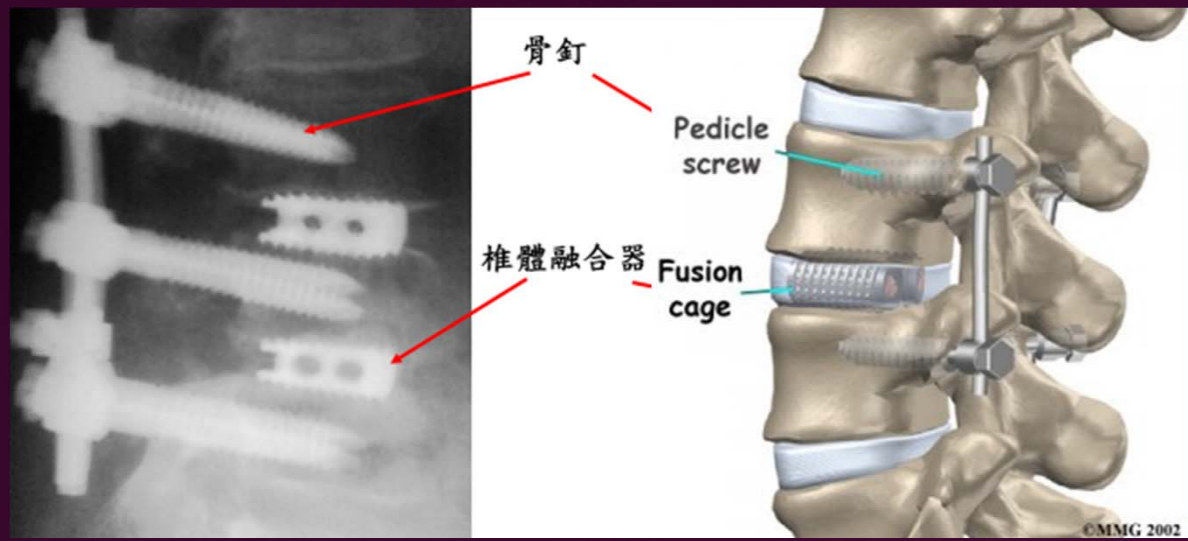
近年來，患有坐骨神經痛之病患為數不少，其病症可能為退化所引起，或是椎弓骨折或不當外力引起，此類疼痛屬神經壓迫性疼痛，唯有透過外科手術排除該神經性壓迫方可有效緩解。目前利用內固定器施以椎體融合手術(Fusion Surgery)為主要的治療方式。如圖一所示，在切除椎間盤後植入融合物或再加上骨釘骨板固定，透過牢固的融合手術維持脊椎穩定度達到治療；粉碎性骨折患者在臨床上多採用骨釘骨板固定或骨髓內釘進行固定，並施以骨水泥或人工骨粉加強骨生長及骨癒合性，然骨髓內釘為提供足夠之機械強度，常以實心鈦金屬作為材料，可能造成骨骼之海綿骨局部支應力集中或應力遮蔽，導致局部骨質疏鬆而再次骨折。

人體骨骼之解剖圖片如圖二所示。骨組織組成可分為緻密骨(compact bone)及海綿骨(cancellous bone)，緻密骨由緻密勻相骨組織所組成，構成骨組織之外層結構。海綿骨由許多多孔性骨小樑(trabeculae)交織而成，其成長方式與受力方向及大小有關，透過多孔結構與方向性成長，使骨以最有效率且最輕結構，達到最大力學強度。

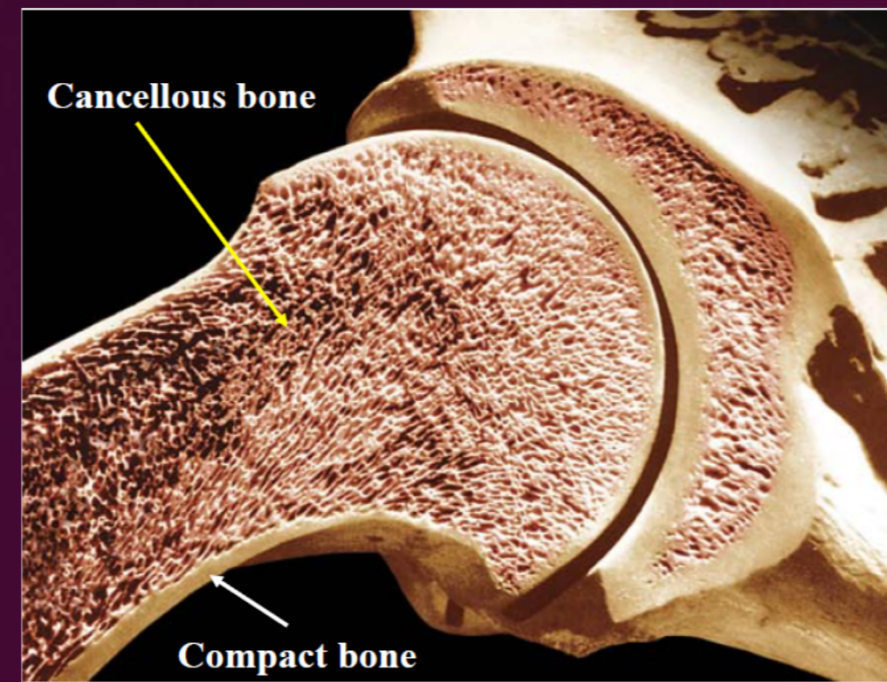
將鈦金屬與TiZrSiTa多孔金屬玻璃進一步植入紐西蘭白兔的右腳脛骨，於6個月後犧牲兔子並取出右腳脛骨，不論是鈦金屬與TiZrSiTa植入白兔6個月後，手術傷口皆癒合良好，且緻密骨組織貼附植體生長。封埋後取其橫切面之顯微鏡照片，如圖四所示。從圖四(B)中可明顯看到手術切口已完全癒合，硬骨組織包覆鈦金屬並緊緊貼附，且硬骨組織與鈦金屬接觸面無任何異狀。圖四(D)中也明顯顯示出手術切口的地方，硬骨組織緊緊貼附TiZrSiTa多孔金屬玻璃，並可在紅色指標中看到骨組織進入TiZrSiTa多孔金屬玻璃之孔隙中，並且生長充填於孔隙中。從顯微鏡照片所顯示之現象，可得知鈦金屬與TiZrSiTa多孔金屬玻璃皆有相當良好的生物適應性，骨組織無任何排斥現象或異狀，TiZrSiTa多孔金屬玻璃之孔隙可提供骨組織細胞自由進入，並且於孔隙中逐漸生長，不僅是與TiZrSiTa多孔金屬玻璃表面緊緊貼附，可進一步與TiZrSiTa多孔金屬玻璃結合成為一體。

創意發想與應用目標

本團隊採用漸層多孔方式設計海綿骨置換體，使其機械特性與人體骨骼相互匹配，初步架構如圖五所示，植體孔隙度為60%~90%之孔洞梯度。本團隊使用兩種型式之設計，圖五(A)為開放式漸層設計，設計概念來自植物生長模式，材料由主幹往上生長形成較細之分支，整體枝狀分叉漸次遞減，達到漸層且具多孔性質。此設計結構可符合雷射3D列印加工程序，不因平面堆疊造成獨立且未獲支撐之奇異點導致結構弱化。另一設計方式如圖五(B)所示，設計概念來自人體內真實骨結構及海綿骨形貌，以仿生人骨自然結構形成孔洞梯度。一般人體海綿骨組織之孔隙度為30%~90%，生長方向依該海綿骨結構之受力所決定。本研究所欲開發之椎體融合器受力方向沿脊椎軸向方向受力，由內而外降低孔隙度與孔洞結構，以符合真實骨結構。漸層孔隙率結構使金屬置換體之結構鋼性及機械性質相似人體骨組織。故在植體置換手術後，不因植體之機械性質太高導致應力遮蔽現象，而使患者本身骨頭弱化。此孔隙結構設計之孔洞大小均大於200微米，適合真實骨組織之生長，有助於骨融合結合。



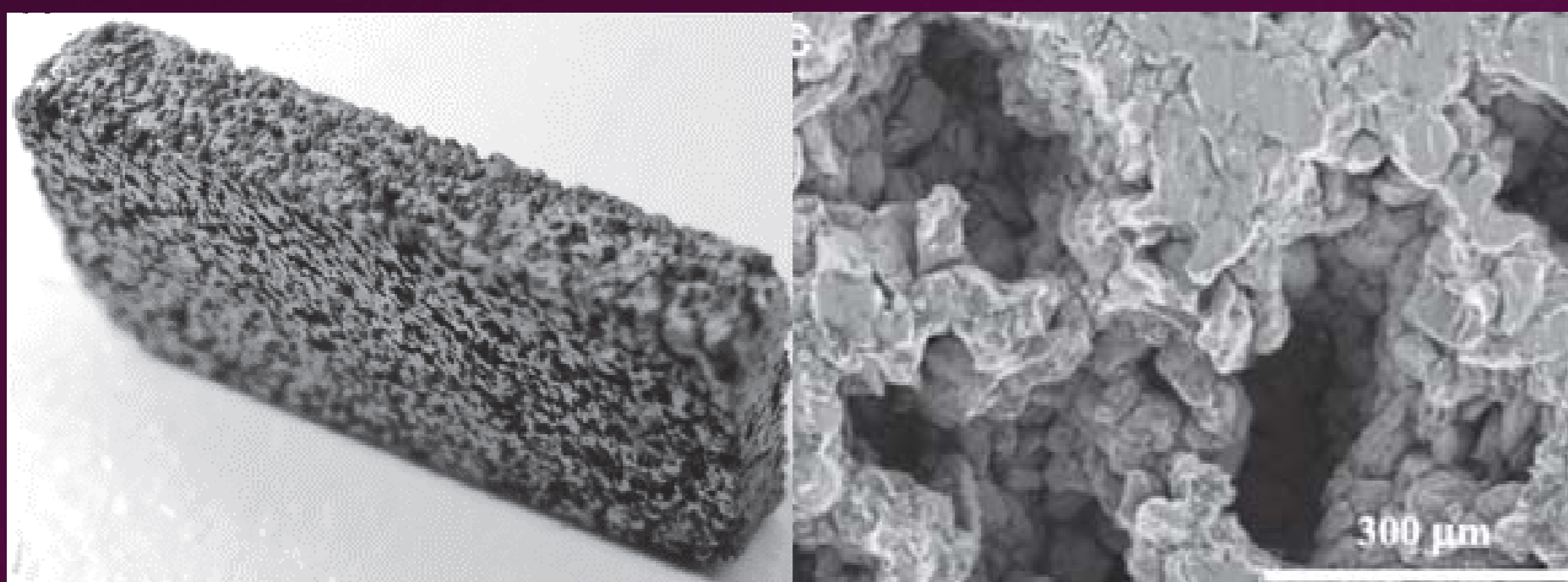
圖一 椎體融合術後X光片(左)腰椎(右)頸椎融合



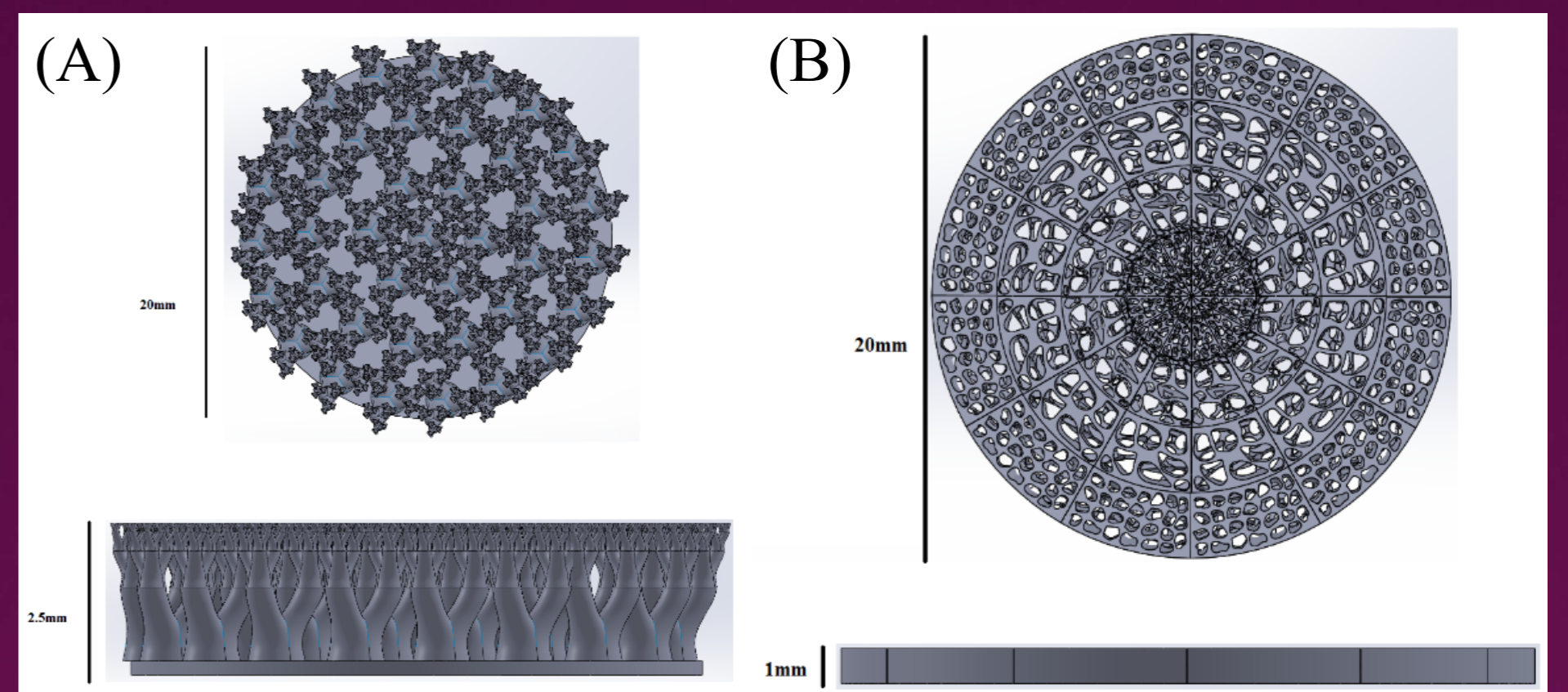
圖二 人體股骨組織之斷面結構圖

構想起源

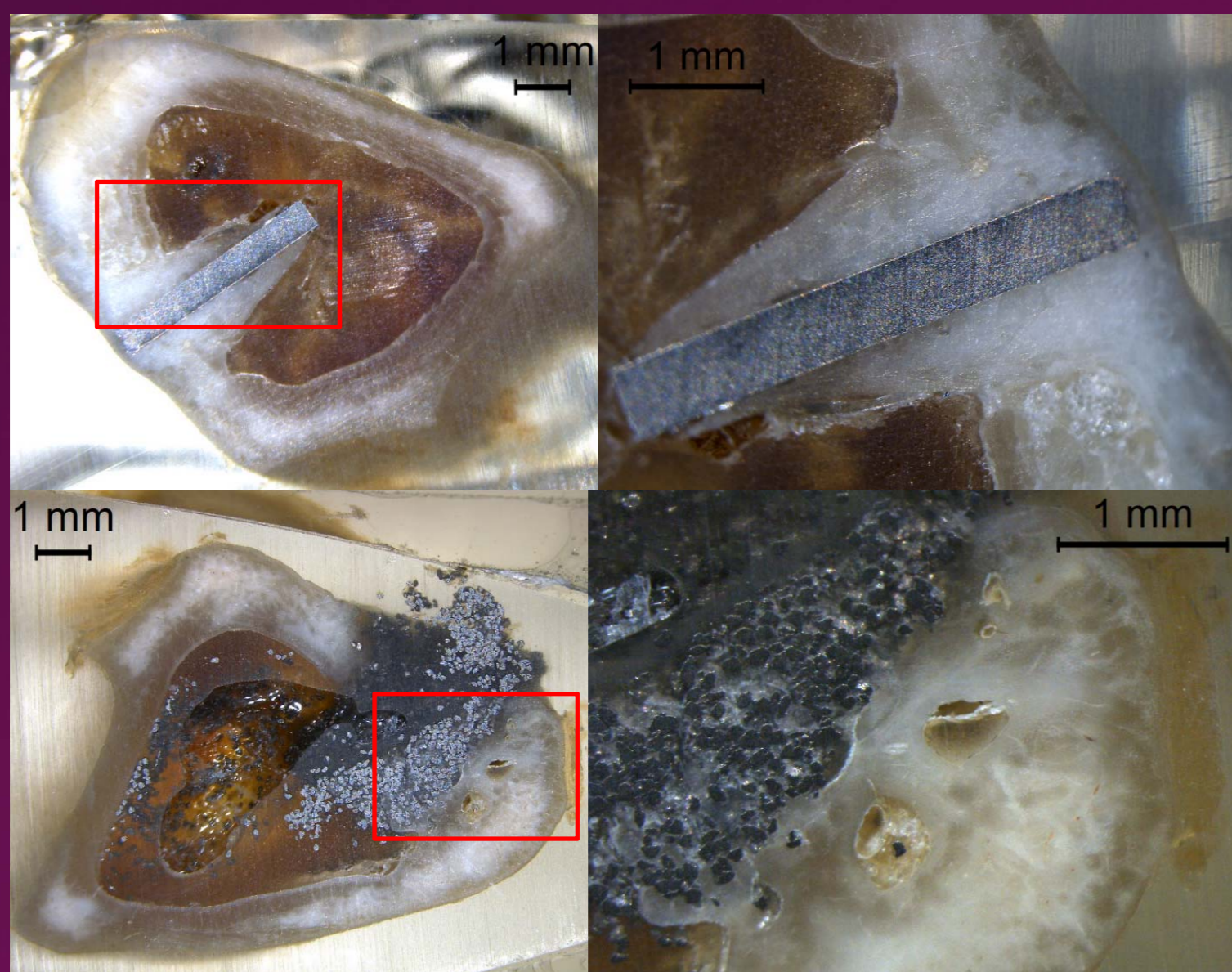
本團隊首先率先完成多種低熔點TiZrTaSi金屬玻璃成分，其中以TiZrTaSiSn合金具有較好的流動率。此外，本團隊先模擬骨組織多孔性質，利用arc melting先行製作多孔性骨材將TiZrSiTa成分製成多孔性金屬玻璃，如圖三所示，其孔洞大小約為200~300微米，骨細胞可自由進入孔隙間，進一步生長形成骨組織。



圖三 (A) TiZrSiTa多孔金屬玻璃 (B) TiZrSiTa多孔金屬玻璃SEM圖



圖五(A)開放式漸層多孔性骨置換體 (B)封閉式漸層多孔性骨置換體



圖四 (A)鈦金屬植入兔子6個月橫切面 (B)圖片(A)紅色方框放大圖 (C) TiZrSiTa多孔金屬玻璃植入兔子6個月橫切面 (D)圖片(C)紅色方框放大圖

Innovation

Creation



Engineering

Future