

# 不可逆機構設計與鍍膜技術應用於 可變型脊椎融合器開發

賴峯民<sup>1,\*</sup> 張坦勅<sup>2</sup>

<sup>1</sup>大葉大學醫學工程學系

<sup>2</sup>大葉大學機械與自動化工程學系

515006 彰化縣大村鄉學府路 168 號

\*fengmin@mail.dyu.edu.tw

## 摘要

本文主要是可變形脊椎融合器設計、可變形脊椎融合器ANSYS力學分析、TiN鍍膜製程與生物相容性檢測等工作。本文的可變形脊椎融合器利用不可逆機構設計及ANSYS模擬分析其力學行為，並以真空鍍膜技術進行鈦合金的TiN鍍膜工作，使3D列印鈦合金具有生物相容性，而3D列印鈦合金可以製造多孔性表面，應用於脊椎融合器之多孔性表面。本文為了確保可變形脊椎融合器的安全性而進行ANSYS力學分析，因此可變形脊椎融合器經ANSYS模擬分析最大應力110.85MPa皆小於破壞強度254.78 MPa，所以設計的可變形脊椎融合器結構是安全的，並將脊椎融合器實體進行頂壓測試，並將頂壓的模擬值與實驗值進行對比，證實ANSYS分析數值的正確性。

**關鍵詞：**可變形，脊椎融合器，不可逆，機構設計，力學分析，頂壓測試

## Design and Development of a Deformable Spinal Cage Using an Irreversible Mechanism and Coating Technology

FENG-MING LAI<sup>1,\*</sup> and TAN-CHIH CHANG<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Biomedical Engineering, Da-Yeh University

<sup>2</sup>Department of Mechanical and Automation Engineering, Da-Yeh University

No.168, University Rd., Dacun, Changhua 515006, Taiwan, R.O.C.

\*fengmin@mail.dyu.edu.tw

## ABSTRACT

This article describes the design and analysis of a deformable spinal cage, its coating with titanium nitride (TiN), and its biocompatibility testing. We designed the deformable spinal cage through an irreversible mechanism and explored its mechanical behavior through ANSYS simulation analysis. Additionally, we used vacuum coating technology to coat titanium alloys with TiN, thus enhancing the biocompatibility of 3D-printed titanium alloys, which can create a porous surface that can be used in spinal fusion devices. The safety of the deformable vertebral fusion device was verified

through ANSYS mechanical analysis. ANSYS simulation analysis revealed that the deformable spinal cage could bear a maximum stress of 110.86 MPa, which was lower than its failure strength of 254.78 MPa, demonstrating the structure's safety. The accuracy of the ANSYS analysis was confirmed by comparing the simulated values with the experimental values for the spinal cage entity in a compression test.

**Key Words:** Deformable, spinal fusion cage, irreversible, mechanism design, mechanical analysis, compression test

## 一、前言

現今社會屬於高齡化社會，高齡長者因骨骼退化原因造成脊椎容易出問題，因此需要脊椎融合器來做固定手術，且脊椎融合器固定手術在骨科界算是一個很大的挑戰。

自2003年微創MIS腰椎融合術的創新發明以來，微創脊椎手術開始蓬勃發展，有多位學者探討微創手術的可擴展的側向椎間墊片、3D列印技術達到重建植入人體及融合器的力學行為。在Huang [4]等學者指出醫師治療退化性椎間盤疾病較多選擇微創的側向腰椎椎間融合術 (Lateral Lumbar Interbody Fusion, LLIF)，使用可擴展的側向椎間墊片對於矯正矢狀平衡式非常重要。Kim [6]等學者說明脊椎融合器的設計種類主要分為兩大種，分別為前進入式：前側椎間融合術 (Anterior Lumbar Interbody Fusion, ALIF)、側腰椎椎體間融合術 (LLIF)；後進入式：後路腰椎椎體間融合術 (Posterior Lumbar Interbody Fusion, PLIF)、經椎間孔腰椎椎體間融合術 (Transforaminal Lumbar Interbody Fusion, TLIF)，目前市面上常使用的種類為後進入式TLIF，現今的醫療水平脊椎融合手術大多採用微創手術的方法進行，組織破壞量較少，恢復速度較快，也有效降低術後感染的機率，術後三天即可下床行走，往往患者經過手術後將會面臨一些問題，像是融合器的鬆脫或材料與人體相斥。文獻中Ke [5]等學者分別針對盒形融合器及椎形融合器進行有限元模型分析，脊椎融合器是通過單側入路（距中心軸45度）植入椎骨的。在插入椎骨後，脊椎融合器保持在傾斜的位置。此外，Yu 等學者 [11] 提出脊椎融合器保持在傾斜的位置會導致術後即刻穩定性和胸椎生理曲線的維護，可分減壓並減少手術併發症，證明更寬的椎間融合器顯示出較少的沉降，其中接受標準（18mm）籠子的患者還表現出脊柱前凸矯正減少，椎間盤高度恢復少以及臨床短暫惡化。在文獻中Weinreb 等學者 [9]提到，暴露了椎間盤空間的大部分側面，並允許插入一個長而寬的椎間融合器，該椎間融合器可以從一個骨幹延伸到另一個骨幹，從而在端板中固定堅固的骨表面，可以

減少骨頭沉降。

然而椎間孔腰椎椎間融合術 (TLIF) 為後方進入式，可以採用微創手術的方式進行治療減少病人的恢復期。文獻中Guo等學者 [3]在脊椎L5的下表面上，在L3的上表面施加150 N的垂直軸向預載荷，並沿徑向在L3的上表面施加10 Nm的力矩，以模擬6種不同的生理運動：屈曲，伸展，左側彎曲，右側彎曲，左旋和右旋，而文獻中Xu [10]等學者，說明椎間孔腰椎椎間融合術 (TLIF) 手術中使用1個或2個籠子之間的生物力學差異中，單籠TLIF近似於生物力學穩定性並增加了骨移植物的應力。Ke [5]等學者將可變型脊椎融合器進行一系列機械性質檢測才能真正植入於人體脊椎模型中，而脊椎融合手術用在治療各種脊椎疾病，包括矯正畸形，它是最常見和最有效的脊椎穩定手術。目前植入的脊椎融合術已成為最普遍的手術方法，且Basaran [2]等學者應用許多不同重建技術解決脊椎問題而達到重建脊椎的穩定度的目的了，Rosa[7]等學者分析脊椎融合器植入人體後將沉陷植入的脊椎骨是一個重要問題，Ribera-Navarro [8]等學者利用3D列印技術達到重建植入人體之脊椎植入物。

本研究有3個特點，(1) 設計傳動機構讓可變型脊椎融合器可以增高及擴張的功能；(2) 可變形機構採用不可逆機構，因植入後，脊椎融合器必須穩定，不可以再有可逆（收回）現象，這樣一但跳動則機構就不會有不穩定問題，脊椎融合器機構就支撐穩定；(3) 以3D列印多孔性鈦合金可應用於脊椎融合器的表面，因多孔性鈦合金其機械性質與人體骨頭的機械性質相似；而多孔的特性可以降低鈦合金的彈性模數以及增加骨融率，所以須討論多孔性鈦合金的生物相容性。

## 二、實驗方法與流程

本文分為兩個部分，設計的部分依據醫生的需求進行可變形脊椎融合器的開發，利用 ANSYS 軟體模擬分析確保實驗之準確性，模擬分析以獲得最大位移量與最大應力，材料

性質檢測的部分使用3D列印多孔性鈦合金試片進行機械性質檢測及真空鍍膜。後續使用場發射掃描式電子顯微鏡（SEM）觀察3D列印多孔性鈦合金薄膜表面、厚度與薄膜之成分，附著力測試了解薄膜的附著強度。最後將3D列印多孔性鈦合金的鍍膜試片進行生物相容性測試。

### （一）可變型脊椎融合器之不可逆機構設計

因退化性脊椎間疾病病患可選擇微創的脊椎間融合術植入體，而植入人體使用可擴展的脊椎間墊片（如圖1）對於脊椎間的平衡式非常重要。本文的脊椎融合器具有增高及擴張達到脊椎融合器可變形的功能，並在融合器內部加入不可逆機構設計。在不可逆機構中採用不可逆式的卡榫機制，此卡榫機制參考了「束帶」的不可逆構造，透過SolidWorks軟體設計可變型脊椎融合器的外型與卡榫機制的不可逆機構如圖2所示，並以達到可變形的功能及符合使用的穩定性為目標。表1為本文開發的可變型脊椎融合器與相關專利的產品之功能進行比較，而本文的可變型脊椎融合器具有同時增高及擴張的功能，目前市面上沒有此功能。傳動機構採用不可逆滑塊的設計，可以增加元件間的接觸面積，變型後可使結構更加穩固。

本研究使用Solidworks進行可變型脊椎融合器的設計，並採用氣球充氣擴張脊椎融合器的機構作為主要擴張動力，設計完成後使用Workbench ANSYS分析對可變型脊椎融合器進行靜力分析，根據秀傳醫院醫師所述給予垂直方向400N向下頂壓，得到最大變形量、最大應力及最大應變，將最大應力與鈦合金最大破壞強度比較得到最穩機構後，最後將完成的設計委外給CNC廠商加工。然而現有脊椎融合器的表面為多孔性，所以討論多孔性鈦合金的生物相容性。



圖1. 融合器植入人體圖 [1]

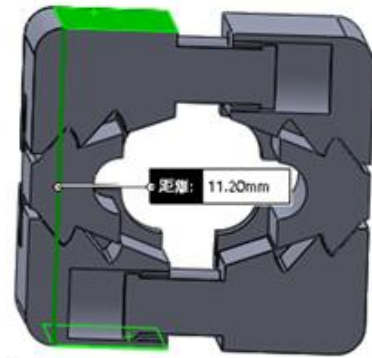
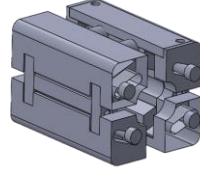
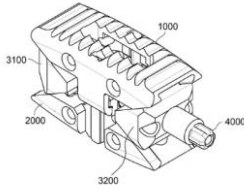
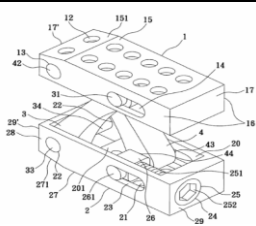


圖2. 不可逆機構設計示意圖

表 1. 設計之可變型脊椎融合器與專利比較

圖示	功能
	本文的可變型脊椎融合器可同時增高及擴張。採用不可逆滑塊的設計，可以增加元件間的接觸面積，變型後可使結構更加穩固。
	本中華民國專利編號I666007（克菱生技有限公司）的脊椎融合器，是利用千斤頂概念設計升降機構，無擴張的功能。
	本專利編號I318110（冠亞生技有限公司）的可擴式脊椎修護裝置，是利用千斤頂概念設計升降機構，也是只有單一方擴張功能

### （二）ANSYS 分析

本文可變型脊椎融合器樣品的主要尺寸之寬\*高\*長為10mm\*10mm\*20mm，使用Workbench有限元素分析軟體進行分析，依據所使用之材料特性將所使用的鈦合金的密度、楊氏係數、蒲松比及抗拉強度輸入進分析軟體中，如表2所示，圖3為可變型脊椎融合器樣品的受力及邊界條件示意圖，配合實驗架設（如圖4）本文在樣品上方面積均勻施加400N的力量。其邊件條件為在樣品下方的中間點左右5mm處，使用簡支支撐的邊件條件（左邊XYZ不能移動，可以選轉；右邊YZ不能移動，但可以旋轉；X方向為長度方向）。

表 2. ANSYS 分析材料設定

材料設定 (Ti <sub>6</sub> Al <sub>4</sub> V 為一般實體材料)			
密度	楊氏係數	浦松比	破壞強度
4.429g/cm <sup>3</sup>	36.5GPa	0.28	254.78 MPa

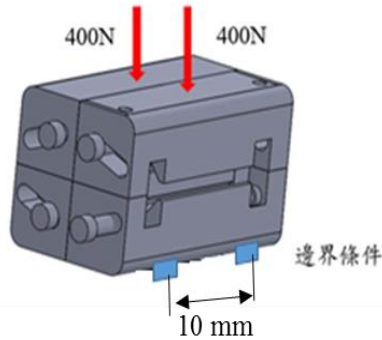


圖 3. 可變型脊椎融合器

本文對可變型脊椎融合器使用靜態壓力測試，模擬在人體內承受之壓力（400N），並觀察其應力分布及最大變形量及最大等效應力。

### （三）可變形脊椎融合器的頂壓實驗

本產品經由 ANSYS 分析進行模擬頂壓所造成的位移量，並將加工出的脊椎融合器實體進行頂壓測試（如圖 4），並將頂壓實驗的模擬值與實驗值進行比較，可以確保 Ansys 模擬分析模確性。

### （四）鍍膜試片製作

本文使用的鍍膜試片及生物相容性的試片，採用3D列印技術列印多孔性鈦合金試片。本多孔性鈦合金試片的孔洞大小0.7 mm，孔洞間格為1 mm的設計，試片厚度為3 mm。本3D列印試片完成後將進行真空鍍膜實驗、TiN鍍膜後試片進行附著力及生物相容性檢測。

### （五）真空鍍膜

本文為了使3D列印多孔性鈦合金試片生物相容性更有效的與骨細胞貼附及手術後可以使傷口更快癒合。本文使用了射頻磁控濺鍍機（如圖5）在3D列印多孔鈦合金上進行鍍膜，鍍膜則使用了TiN進行鍍膜。因此再鍍膜進行前將真空爐進行抽真空，氣體流量以20 sccm的氬氣通入，工作壓力為 $4 \times 10^{-3}$  Torr，基板溫度以600 °C進行持溫，可以耐腐蝕、硬度，使晶體結構穩定，並使用不同功率（W）及不同時間進行TiN鍍膜，表3為鍍膜參數。

### （六）表面觀察（SEM、XRD、附著力測試）

本文觀察TiN鍍膜之表面形貌、厚度量測及元素成分



圖 4. 頂壓實驗的測試圖



圖 5. 真空濺鍍機

表 3. 鍍膜參數

溫度 (°C)	Ar流量 (sccm)	工作壓力 (Torr)	功率 (W)	持溫時間 (min)
600	20	$4 \times 10^{-3}$	100	40
600	20	$4 \times 10^{-3}$	100	60
600	20	$4 \times 10^{-3}$	150	40
600	20	$4 \times 10^{-3}$	150	60

分析（EDS）所使用了場發射掃描式電子顯微鏡（Field Emission Scanning Electron Microscope, FE-SEM），如圖6所示。在使用FE-SEM前，需在樣品鍍上一層白金，主要是TiN導電性不佳，在觀察表面形貌時，為了將探針上聚集的電子引導走，減少電子累積的現象而造成影像飄移。透過SEM表面了解TiN的組織與結構，並利用EDS確認鍍膜成分；鍍膜厚度利用橫截面來量測。

附著力則根據德國VDI 3198規範測試鍍膜與基材之間的附著力，此實驗方式以洛氏硬度機（圖7）的鑽石圓錐施加1471N，在鍍膜的表面產生壓痕，並由圖8光學顯微鏡（Optical Microscope, OM）觀察壓痕周圍的表面形貌以辨別鍍膜與基材之間附著力的優劣勢。等級分為HF1~HF6，HF1~HF4周圍有些許的裂紋為最良好的附著力，HF5與HF6周圍有著較大的剝落現象為最差的附著力。



圖6. 場發射掃描式電子顯微鏡

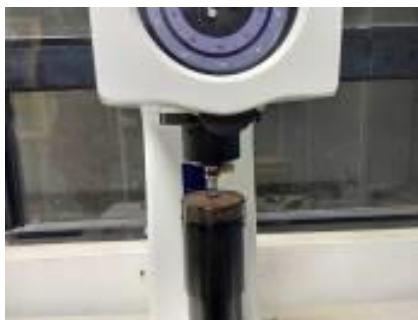


圖7. 洛氏硬度機

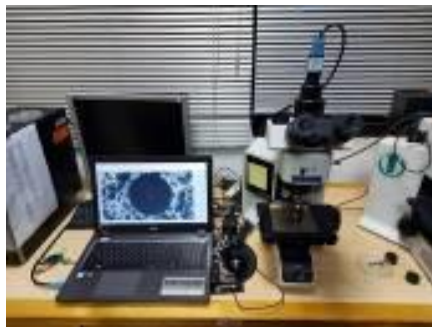


圖8. 光學顯微鏡

### (七) 生物相容性-細胞存活率測試

本文採用不鍛造鈦合金、3D列印多孔鈦合金以及3D列印多孔鈦合金表面鍍上TiN薄膜等試片材料對細胞存活率的影響。因此本研究以介紹細胞培養與繼代和MTT分析方式進行細胞存活率測試，圖9為細胞存活率流程圖。

本文細胞培養與繼代時，採用人類成骨細胞株 (MG-63)，屬於貼壁型。裡面含有10%胎牛血清 (Fetal Bovine Serum, FBS)、1%青黴素 (Penicillin/Streptomycin, P/S) 及1%丙酮酸鹽 (Pyruvate) 之MEM (Minimal Essential Medium) 培養液 (圖10)，培養在5% CO<sub>2</sub>之37 °C培養箱中。每隔二日更換一次培養液，等細胞長滿時，將培養液去除，

並以1 ml磷酸鹽緩衝生理鹽水 (Phosphate buffered saline, PBS) 清洗附著在培養皿的細胞兩次，使用1ml (trypsin-EDTA, TE) 去除黏附細胞5 min，利用MEM中和TE反應，並將細胞培養在適當的培養皿中。

本文MTT分析測試時，將 $1 \times 10^4$  cell/ml的成骨細胞種於96孔盤中，並在37 °C、5% CO<sub>2</sub>之恆溫培養箱中培養，24小時後將無FBS之鍛造鈦合金、多孔3D列印鈦合金、多孔3D列印鈦合金鍍TiN薄膜與鍍HA/TiN雙層薄膜以100 $\mu$ L濃度分別萃取，再培養24小時後，清除上清液以PBS清洗2次，加入0.5 mg/ml MTT試劑後在培養箱培養2小時，清除MTT試劑後每孔加入100  $\mu$ l DMSO培養箱培養30分鐘並測量吸光值，使用微量盤檢測儀測試 (圖11) 吸光值，波長以570 nm之吸光值進行量測。

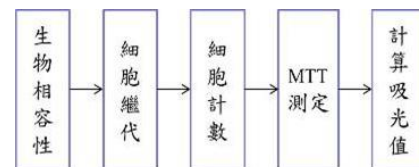


圖9. 細胞存活率實驗流程



圖10. MEM 培養液



圖11. 微量盤檢測儀



三、結果與討論

本文以設計3D列印多孔鈦合金技術應用於可變型脊椎融合器之開發、表面鍍膜改質及生物相容性檢測為主軸，探討3D列印多孔鈦合金鍍上TiN薄膜生物相容性之細胞存活率是否有提升。使用SEM觀察薄膜表面與厚度，使用EDS確認沉積之薄膜成分是否正確，使用XRD觀察薄膜結晶相，使用洛氏硬度與OM觀察薄膜的附著力。利用ANSYS軟體進行模擬分析以確保可變型脊椎融合器頂壓實驗之準確性，分析可變型脊椎融合器最大應力與最大位移量。

(一) 可變型脊椎融合器

本文設計的可變型脊椎融合器可以依據醫師及患者需求自行調整變型尺寸，可變型脊椎融合器的尺寸依據實際的尺寸去進行設計，可變型脊椎融合器採用充氣的方式產生擴張及升高的功能，而當本融合器在完全展開後，升高及擴寬的尺寸分別可達 1.2mm 及 1.95mm，如圖 12, 13 所示，升高可增加 12%，擴展可增加 19.5%。

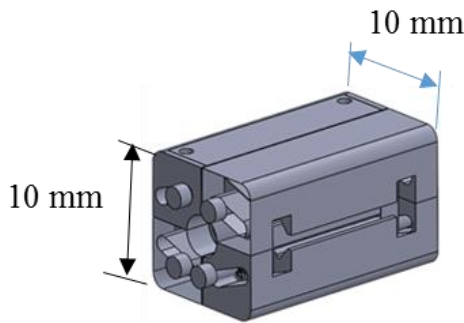


圖 12. 可變型脊椎融合器示意圖

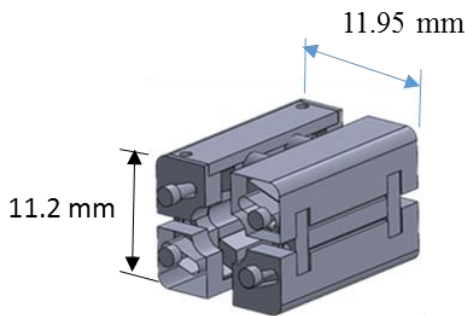


圖 13. 可變型脊椎融合器升高可達 1.2mm，擴展可達 1.95mm

表4. ANSYS 分析結果

未展開	展開
應力	
<p>最大為18.329 MPa</p>	<p>最大為110.85 MPa</p>
應變	
<p>最大1.638*10<sup>-4</sup> mm/mm</p>	<p>最大為8.1596*10<sup>-4</sup> mm/mm</p>
變型量	
<p>最大為7.7738*10<sup>-2</sup> mm</p>	<p>最大為2.912*10<sup>-1</sup> mm</p>

(二) 可變型脊椎融合器ANSYS分析

由表4結果得知，施加400N力量時，其展開前最大應力為18.329 MPa，最大應變為1.638\*10<sup>-4</sup> mm/mm，最大變型量為7.7738\*10<sup>-1</sup> mm，展開後最大應力為110.85 MPa，最大應變為8.1596\*10<sup>-4</sup> mm/mm，最大變型量為2.9 mm，分析後所得到的展開後應力為110.85 MPa。

(三) 附著力檢測

本文討論鈦合金材料表面鍍膜試片的 TiN 薄膜之附著性觀察結果，先洛氏硬度打出壓痕後再光學顯微鏡（OM）觀察壓痕情況。圖 14、圖 15 在洛氏硬度中破壞 TiN 薄膜後，利用光學顯微鏡（OM）觀察 TiN 周圍壓痕，TiN 在鈦合金材料上沒有明顯的剝落現象，其附著力分級大約落在 HF2；另鍍膜瓦數 150W 參數呈現在圖 16 及圖 17，表示 TiN 鍍層在鈦合金材料上沒有剝落現象，僅有些微的裂紋，其附著力分級大約落在 HF2，表示 TiN 鍍膜皆有良好的附著力。

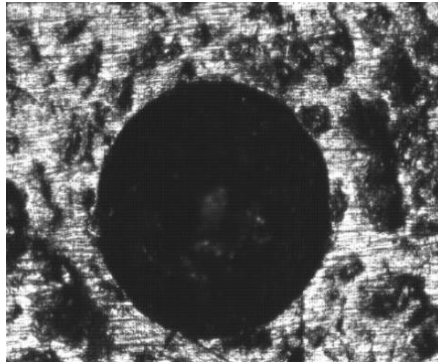


圖 14. 100W 5X 表面形貌

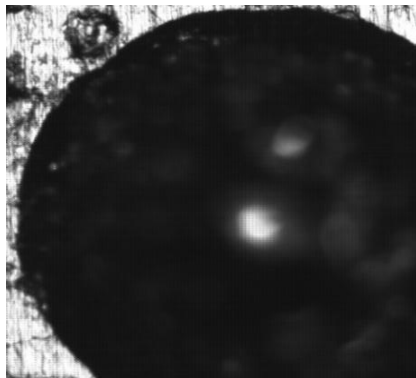


圖 15. 100W 10X 表面形貌



圖 16. 150W 5X 表面形貌

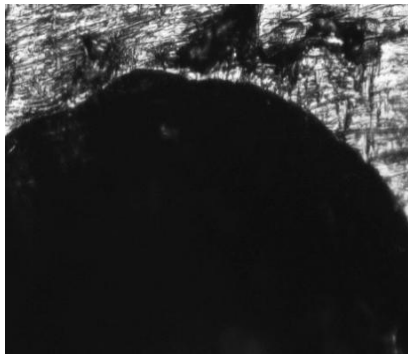


圖 17. 150W 10X 表面形貌

(四) 生物相容性-細胞存活率

本文以鍛造鈦合金、3D 列印多孔鈦合金、3D 列印多孔鈦合金鍍 TiN 薄膜來確定此材料對 MG-63 細胞之存活率是否會造成影響，以空白組為 100 % 做比較分析。

由圖 18 與表 5 結果所示鍍 TiN 薄膜後在第 5 天的細胞存活率明顯較高，細胞存活率約為 90.73 %。如標準 ISO 10993-5 所述，鍛造鈦合金、3D 列印多孔鈦合金、3D 列印多孔鈦合金鍍 TiN 薄膜，其結果細胞存活率皆為 70 % 以上，因此無細胞毒性。

(五) 完成可變形脊椎融合器產品

本產品經由 ANSYS 分析進行模擬頂壓所造成的位移量，並將加工出的脊椎融合器實體進行頂壓測試（如圖 19），並將頂壓的模擬值與實驗值進行對比，證實分析數值的正確性（如表 6）。為了模擬實際使用，本文利用氣球進行模擬，將氣球放置預留的孔洞中進行灌氣，將可變形脊椎融合器打開（如圖 20）。

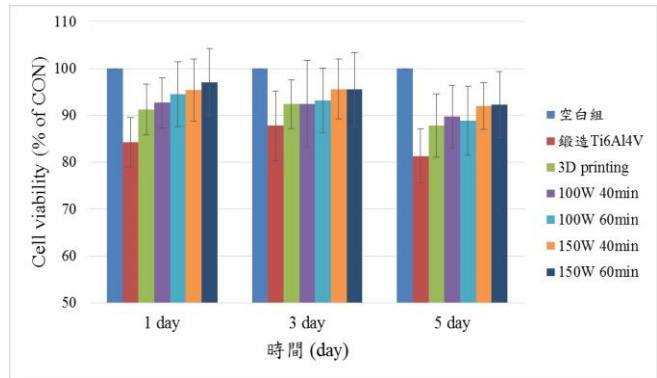


圖 18. 3D 列印多孔鈦合金、TiN 與鍛造鈦合金細胞存活率

表 5. 3D 列印多孔鈦合金、TiN 與鍛造鈦合金細胞存活率

sample	Cell viability ( % of CON )		
	1 day	3 day	5 day
空白組	100±0.0	100±0.0	100±0.0
鍛造鈦合金	84.3±5.3 *	87.8±7.4 *	81.3±5.8 *
3D printing	91.3±5.4 *	92.4±5.2 *	87.8±6.8 *
100W 40 min	92.7±5.4 *	92.5±9.2 *	89.7±6.7 *
100W 60 min	94.1± 6.9	93.2±6.9	88.9±7.4
150W 40 min	95.4±6.6	95.6±6.4	92.0±5.0
150W 60 min	97.1±7.1	95.5±7.9	92.3±7.1



圖 19. 脊椎融合器進行頂壓測試

表 6. 脊椎融合器頂壓之模擬值與實驗值進行對比

施加 400N 均勻加壓		
模擬值位移	實驗值位移	誤差
0.077mm	0.091	15.3%



圖 20. 可變形脊椎融合器打開

#### 四、結論

本文完成可變形脊椎融合器設計製造、可變形脊椎融合器的ANSYS模擬分析、生物相容性檢測。在3D列印多孔鈦合金試片鍍上TiN薄膜並觀察薄膜特性，運用在生物相容性檢測上，可以得知鍍TiN薄膜無細胞毒性，且細胞存活率較無薄膜高。

1. 本文完成可變形脊椎融合器的尺寸為寬度10 mm高度10mm，展開後可擴展12 %可升高19.5 %（擴展1.2 mm升高1.95 mm）。
2. TiN在3D列印多孔鈦合金上附著力為HF3之間符合VDI 3198規範表示具有良好的附著力。

3. 生物相容性實驗結果皆3D列印多孔鈦合金鍍TiN無產生細胞毒性，也符合ISO-10993-5規範，其鍍TiN薄膜細胞在第5天時，細胞存活率高於無薄膜。
4. 生物相容性實驗結果在鑄造Ti6Al4V、3D列印多孔鈦合金與3D列印多孔鈦合金鍍TiN皆無產生細胞毒性。
5. 3D列印多孔鈦合金破壞強度為254.78 MPa，本文設計之可變形脊椎融合器經ANSYS模擬分析破壞強度皆小於254.78 MPa，所以設計的可變形脊椎融合器結構是安全的。

#### 誌謝

本文為國科會計畫（編號112-2221-E-212-004）之計畫成果，由於國科會的支持，使本文得以順利進行，特此致上感謝之意。

#### 參考文獻

1. 聯合報元氣網（民 109 年 8 月 16 日），健保大數據 20/再低頭頸不保，112 年 11 月 30 日，取自 <https://health.udn.com/health/story/5967/4782319>。
2. Basaran, R., Efendioglu, M. Kaksi, T. Celik, İ. Mutlu and M. Ucar (2019) Finite element analysis of short-versus long-segment posterior fixation for thoracolumbar burst fracture. *World Neurosurg*, 128, 1109-1117.
3. Guo, H. Z., Y. C. Tang, D. Q. Guo, P. J. Luo, Y. X. Li, G. Y. Mo, Y. H. Ma, J. C. Peng, D. Liang and S. C. Zhang (2020) Stability evaluation of oblique lumbar interbody fusion constructs with various fixation options: A finite element analysis based on three-dimensional scanning models. *World Neurosurg*, 138, 530-538.
4. Huang, Z., Y. M. Li, J. Towner, Y. I. Li, A. Edsall and C. Ledonio (2020) Laterally placed expandable interbody spacers improve radiographic and clinical outcomes : A 1-year follow-up study. *Interdisciplinary Neurosurgery*, 20, 100639.
5. Ke, W., B. Wang, W. Hua, S. Lu, X. Li and C. Yang (2020) Biomechanical evaluation of the sacral slope on the adjacent segment in transforaminal lumbar interbody fusion: a finite element analysis. *World Neurosurg*, 133, 84-88.
6. Kim, M., S. K. Oh, I. Choi, D. K. Seo, S. W. Roh and S. R. Jeon (2019) Clinical outcomes of posterior thoracic cage interbody fusion (PTCIF) to treat trauma and degenerative disease of the thoracic and thoracolumbar junctional spine. *Journal of Clinical Neuroscience*, 60, 117-123.



- 
7. Rosa, G. L., C. Clienti and R. Mineo (2018) Experimental tests on new titanium alloy interbody cervical cages. *Procedia Structural Integrity*, 13(4), 373-378.
  8. Ribera-Navarro, A., A. Gibson, R. Shenoy, G. Cunningham, V. Vakharia, M. Moazen and D. M. Kalaskar (2021) Critical analysis for a safe design of 3D printed Patient-Specific Surgical Guides (PSSG) for pedicle screw insertion in spinal deformities. *Annals of 3D Printed Medicine*, 3, 100022.
  9. Weinreb, J. H., E. Feuchtbaum and J. O'BRIEN (2020) Stand-Alone Interbody or Lateral Interbody Fusion for Spondylolisthesis. *Seminars in Spine Surgery*, 32(3), 100810.
  10. Xu, H., W. Ju, N. Xu, X. Zhang, X. Zhu, L. Zhu, X. Qian, F. Wen, W. Wu and F. Jiang (2013) Biomechanical comparison of transforaminal lumbar interbody fusion with 1 or 2 cages by finite-element analysis. *Operative Neurosurgery*, 73(2), 198-205.
  11. Yu, Y., W. Li, L. Yu, H. Qu, T. Niu and Y. Zhao (2020) Population-based design and 3D finite element analysis of transforaminal thoracic interbody fusion cages. *Journal of Orthopaedic Translation*, 21, 35-40.

收件：112.12.05 修正：113.01.02 接受：113.03.18