

積層製造 - 光固化成形法的起承轉合



林莉淳 技師

- ◆ 樹人醫護管理專科學校牙體技術科講師
- ◆ 前臺大數位中心專任技師
- ◆ 高雄應用科技大學化學工程暨材料工程學系碩士
- ◆ 牙體技術師高等考試合格



蔡俊毅 技師

- ◆ Phrozen 牙科應用工程師
- ◆ 前臺大數位中心專任技師
- ◆ 中山醫學大學口腔科學所碩士
- ◆ 牙體技術師高等考試合格



黃蕙紋 技師

- ◆ 臺大數位中心專任技師
- ◆ 中山醫學大學口腔科學所碩士
- ◆ 牙體技術師高等考試合格

當今數位科技蓬勃發展，除了帶給生活許多便捷以外，將數位科技運用於醫學領域中，除了增加診斷治療的精確性，更提升了安全的醫療品質造福人類社會。隨著數位醫療科技普及化，牙科結合數位科技的運用也勢不可擋，例如利用口腔掃描機 (Oral scanner) 取得口腔組織影像，結合電腦斷層影像 (Computed Tomography, CT) 口腔的內部構造，最後加上數位面弓取得的臉部資訊，完備的資訊幫助醫師訂定治療計畫，更能減少治療後產生併發症的風險。

然而，數位於牙科的運用不僅如此，除了治

療以外，治療後的修復體製作也是利用電腦輔助設計 (Computer Aided Design, CAD) 及電腦輔助加工 (Computer Aided Manufacturing, CAM) 來完成，其中，電腦輔助加工中的積層製造 (Additive Manufacturing, AM)，又名 3D 列印，是一種將材料層層堆疊成物體的技術，此項技術除了減少材料的浪費及後處理的時間，也大大的增加工作效益，因此在近幾年內成為熱門的話題之一。美國材料試驗協會 (America Society for Testing and Materials, ASTM) 將積層製造技術分為七種^{1、2}，針對這七種列印方式的概論特徵，如表一所示。

名稱	概論與特徵
液槽光聚合成形法 (Vat photopolymerization, VP)	利用光照射液槽內的液態光固化樹脂成形，又名光固化成形法。
材料噴射法 (Material jetting, MJ)	將液體材料藉由噴嘴噴出並積層固化，又名 Ink-jet 法。
材料擠出法 (Material extrusion, ME)	利用機器將材料加熱到半熔狀態擠出的，又名熔融積層法 (Fused Deposition Modeling, FDM)。
黏結劑噴射法 (Binder jetting, BJ)	將液態黏結劑噴射到材料上做選擇性固化。
粉末床熔融結合法 (Powder bed fusion, PBF)	以雷射光照射粉末材料，進行加熱、融化及固化。
薄膜積層法 (Sheet lamination, SL)	把層狀材料切下來後一層層黏著起來。
指向性能量積層法 (Directed energy deposition, DED)	供應器將材料供應出來的同時，加熱源將材料熔融，使其熔融成形。

表一、積層製造的分類

牙齒的模型、牙冠補綴物、手術導引板…等往往形狀較為複雜，而積層製造技術具備了可以生產出複雜形狀物件的特點，實現了設計自由，因此積層製造的機器在牙科上被普遍運用²，其中，液槽光聚合成形法的列印機型，在牙體技術所及牙科診所中更加常見，使用樹脂材料列印出牙科模型及牙科修復物，以輔助牙科治療流程，因此，本文將針對牙體技術所及診所當中，經常運用的液槽光聚合成形法機型，探討其分類、流程操作、造成列印失敗的原因，以及應用時的注意事項。

光固化 3D 列印技術分類

液槽光聚合成形法 (Vat photopolymerization, VP) 是目前在牙科領域相對常見的積層製造技術，利用紫外光照射光敏樹脂，使其固化並逐層堆疊以建立物體。其中因光照技術的不同將積層製造分為三大分類，分別是 SLA (Stereolithography)、DLP (Digital Light Processing) 和 LCD (Liquid Crystal Display)³ (圖一)。

SLA 列印技術是光固化積層製造技術的先驅⁴，以雷射發射紫外線光束，並以“點”的方式在液態光敏樹脂上完成固化。DLP 列印技術則是使用數位投影機來投射光源，可以一次固化整

個“面”而不是逐點逐線 (圖二)，列印速度通常會比 SLA 快，但受限於投影機的解析度限制，細節表現上會稍微比 SLA 差。LCD 列印技術的工作原理則與 DLP 較為相近，也是一次固化整個“面”，然而 LCD 是使用液晶面板來控制光線的通過，像閥門一樣打開或關閉每個微小的像素，LCD 原理的列印機價格上通常會比 SLA 和 DLP 便宜，但 LCD 面板若長期使用會需要定期更換⁵。

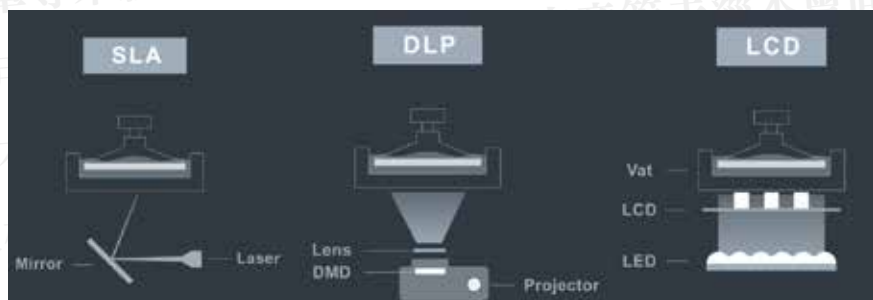
這三種光固化原理上雖然各有不同，但都可以列印多數的牙科應用，牙科從業人員可以考量每個技術的精準度、價格與速度，來選擇最適合自己的積層製造技術。

積層製造的流程

積層製造技術的流程，可細分為以下這幾個步驟 (圖三)：

1. 3D 檔案 (STL)

在 3D 列印或是電腦輔助設計 (CAD) 常用的檔案格式為 STL，代表「光固化立體成形」(Stereolithography)，STL 檔案是由一系列相連的三角形構成的幾合圖形，設計得越複雜三角形數量就會越多，解析度也隨之提高。



圖一. 光照技術分類 (摘自Phrozen官方圖片)



圖二. 光源比較 (摘自Phrozen圖片)



圖三. 積層製造流程

獲得 STL 檔的方式有兩種：

- 利用建模軟體進行建模
- 透過 3D 掃描機進行掃描建立模型

2. 切層 (Slicing)

切層軟體的主要功能是将 STL 檔導入切層軟體中進行支撐擺放、列印參數的設定並將 3D 物件切片成一層一層的 2D 平面，這麼做是因為 STL 檔是由幾何訊息組成，但 3D 列印機根本讀不懂這種檔案，所以需要將檔案轉換成 3D 列印機能讀懂的指令代碼，而這種指令會稱它們為 G-code。目前市面上有許多免費的切層軟體，可以依照使用者的喜好和習慣來做選擇。

3. 列印 (Printing)

將模型已切層的數據 G-code 檔傳輸至 3D 列印機就能開始進行列印，檔案傳輸的方式包括網路傳輸以及 USB。開始列印後載台會先下降至料槽底部，到達定位後底部光源就會開始照光固化，固化後載台會向上升起樹脂被往上拉拔，固化樹脂會黏著在載台上，接著列印下一層直至列印完成 (圖四)。

4. 後處理 (Post-processing)

- 剷除、清洗

模型從列印平台上剷除後，需要將模型上殘留的樹脂液清洗乾淨，清洗材料可使用 95% 酒精 (乙醇) 或是 IPA (異丙醇)，如果是水洗樹脂用清水清洗即可，無論用哪種清洗方式，務必確認殘留樹脂有完全清洗乾淨。

- 二次固化

由於 3D 列印的物件在列印後表面並非完全固化，因此需要做二次固化的動作，固化時間根據廠商的使用者說明給予最佳的固化時間及溫度。

- 拆除支撐

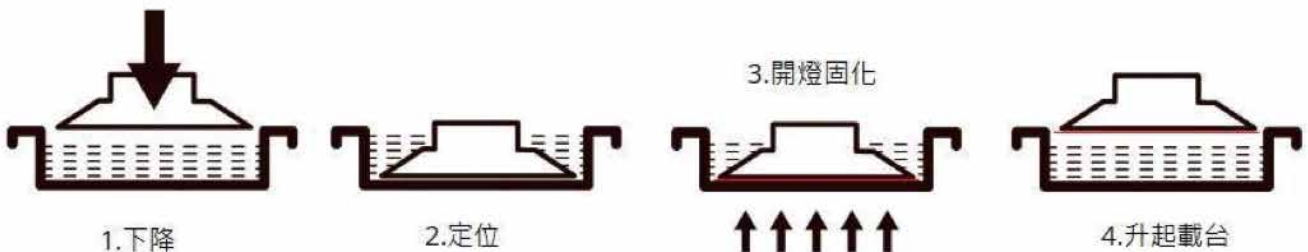
由於固化後的樹脂會硬化，因此如果是脆弱容易斷裂的區域，如：鉤子，可以在固化前先進行拆除支撐作業，避免硬化後的樹脂於拆除時有斷裂的情況發生。使用工具通常會利用小剪刀或是斜口鉗來拆除。

列印失敗原因

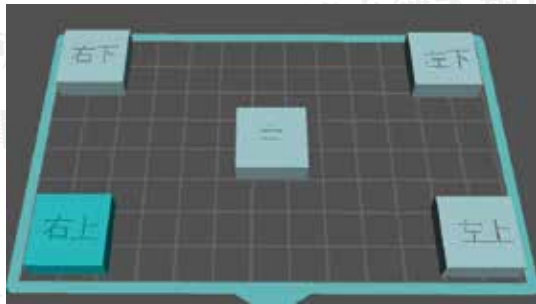
儘管 3D 列印技術在各個領域中都有著廣泛的應用，但在實際操作過程中，仍然會遭遇一些列印失敗的情況，這些失敗可能由於多種因素引起，我們可以從列印失敗的物件去抽絲剝繭找出問題，以下是在光固化相對常見的 3D 列印失敗原因：

樹脂收縮

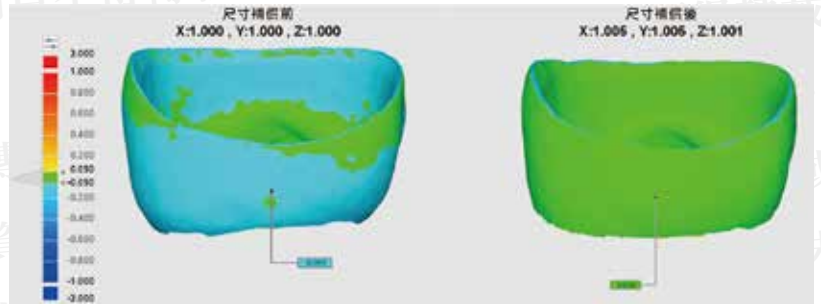
光固化樹脂在 UV 光的作用下固化時，樹脂分子之間會形成更多的連接，這導致樹脂體積收縮⁶。對於需要高精密度的牙科物件來說，即使是微小的尺寸變化也可能影響到最終物件的品質和精準度⁷。因此，控制和減少樹脂收縮造成的變形對於光固化 3D 列印技術來說至關重要。



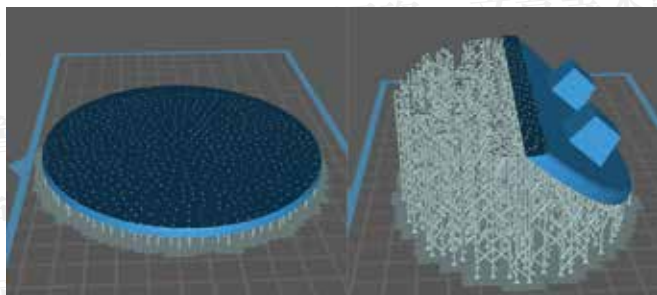
圖四. 列印過程



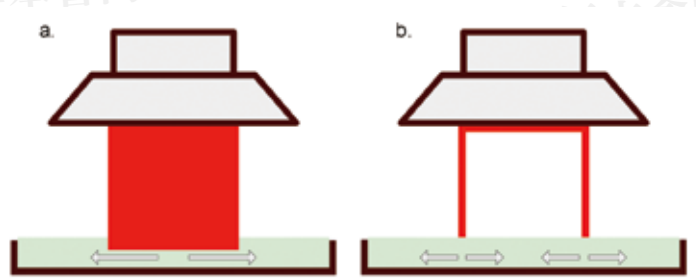
圖五. 校正方塊擺放



圖六. 牙冠尺寸補償前、後比對



圖七. 擺放角度差異



圖八. 物件截面積對於樹脂回流影響

解決這一問題的方法有很多，我們可以選擇一些低收縮率的樹脂，這些樹脂通常具有特殊的結構，能在列印過程中固化時產生較小的體積變化量。但不是所有牙科樹脂都有低收縮率的特性，而且這種方法也只是治標不治本。同一支樹脂的體積收縮量大致相近，所以我們可以在列印前先了解該樹脂的收縮率，並透過切層軟體中的參數設定，對三著軸度（X、Y和Z軸）進行補償，使其能補償列印過程中產生的體積收縮量，以有效並精確的解決尺寸變化的問題，那我們該如何開始呢？

首先，你需要先列印五個校正方塊，分別在列印區域的四個角與中心（圖五），列印完成後使用電子游標卡尺量測，並記錄下五個校正方塊在 X、Y 和 Z 軸的尺寸變化，取得平均後換算出方塊的體積收縮率，再到切層軟體進行補償。部分樹脂廠商也會用類似的方式取得自己樹脂的體積收縮後，放到他們自己的切層軟體的樹脂資料庫直接進行補償，但不是每個廠商都會提供該數據或是開放樹脂資料庫讓客戶查看，所以當你發現你的物件尺寸有明顯收縮，不妨可以試試看以上做法，可以進一步提升物件精準度（圖六）。

模型擺放角度

積層製造的物件是透過連續的層與層相疊來建構物件形狀，而每一層の列印都直接依賴於其下方的層，如果物件擺放角度設定不正確，可能會在固化過程中導致物件列印角度過大，進而影響到列印的準確性和物件的強度⁸⁻¹¹。更糟糕的是，誤差也會因不當的角度逐層堆疊，結果就是列印失敗或者變形。

那我們該如何選擇正確的擺放角度呢？光固化積層製造有一個普遍的原則就是將模型傾斜擺放，這不僅可以減少每層的截面積（圖七），降低列印過程拉拔力對於物件的影響，值得注意的是，過大的列印截面積會延緩樹脂的回流速度（圖八 a），將其減少即可以加速回流（圖八 b），但傾斜擺放會比較適合用於較大的或是多角度的物件，大部份的牙科物件截面積都相對較小，拉拔力與樹脂回流速度的影響相對沒有這麼大，因此我們在擺盤時只需要謹記兩個原則，一、將物件水平擺放，二、相對重要的面（如 Margin line、Tissue side 等）避免架設支撐。因為水平擺放的物件相較傾斜擺放，可以大幅縮短列印時間¹¹；避免支撐架設在有高精度需求的位置上，可以让你省去許多研磨物件的時間。

然而，每個物件都有獨特的形狀與結構，並沒有一種萬能的擺放角度。為了最佳列印的結果，我們需要根據不同物件的設計來優化擺放角度，這需要一些經驗的累積，但是隨著軟體的進步，如物件自動旋轉與自動建立支撐，讓我們對於擺放角度有了更大的掌握度。

模型剷除

導致列印物件變形的成因有許多，例如上述的樹脂參數的設定、模型擺放的角度、後處理的清洗、二次固化的時間等等⁸⁻¹¹，而其中有一步驟也至關重要卻經常被忽略，就是如何正確地將列印物件從成行平台上剷除？而剷除方式與技巧對列印物件的完整性、表面質地、精密度…等結果，都有著深遠的影響。

首先，為了確保在列印過程的穩定性，物件與載台的緊密的黏合是相當重要的，但在列印完成後，要注意剛列印好的樹脂尚未完全固化，若隨意施予壓力或使用不適當的工具剷除，很可能導致物件變形（圖九），甚至產生裂痕造成物件損毀（圖十），針對物件較薄、結構較複雜的部位，都需要特別注意，因此在剷除物件時需採取適當的角度與溫和的力道，避免過大或不均勻的力道直接施予於脆弱的部位，並搭配使用積層製造專用的鏟除工具，即可有效避免破壞物件或引起變形；再者，也可以保護列印載台表面避免受到不當應力的破壞，溫和且正確的剷除方式對於保護列印平台，延長其使用壽命同樣重要。

其實，基層製造的每個環節都十分重要，細節的處理都與成品的質量呈現環環相扣，因此，

藉由掌握這些操作的技巧，對於一個想要提升其積層製造品質與效率的使用者來說，都是必須要了解和學習的。

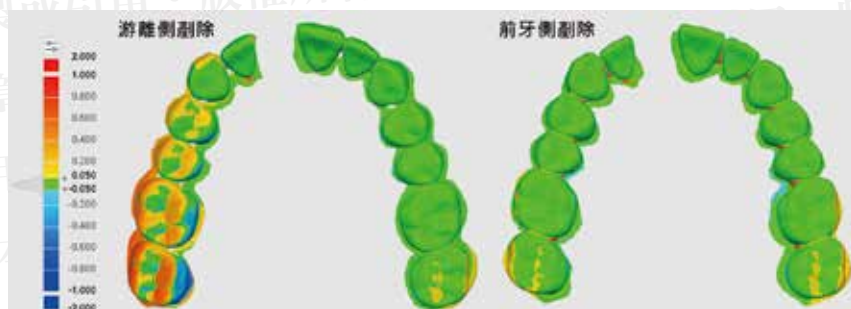
列印物件的後處理

LCD 光固化積層製造使用光固化樹脂作為列印材料，當樹脂暴露於 UV 光源時，會迅速硬化並形成物件。如前文所示，列印後的物件尚未固化完全，因此需要使用固化機進行二次照光固化，才能確保列印物件完全固化。

後處理第一個步驟通常會使用酒精搭配清洗機去清洗，常常發現許多操作者會用手或刷子去搓洗物件，這可能會使物件表面被過度清洗，導致部分區域精準度下降，甚至留下因刷子刷洗的痕跡（圖十一）。因此針對固化前物件的後處理，都必須謹慎對待。

接著，將清洗完成的物件進行二次固化，也就是將物件放置於 UV 光箱。這個步驟可以確保物件內部和表面的樹脂固化完全，提高列印物件的強度與耐用性。建議模型在進行二次固化前將其完全乾燥，且固化溫度及時間需要按照廠商建議操作，否則過度固化可能導致模型表面裂開（圖十二）或變色（圖十三）。

總結來說，後處理是光固化積層製造的重要環節，不僅影響到列印物件的外觀，也關係到物件的耐用性和功能性。因此，我們需要對後處理的方法和技巧有足夠的理解和掌握，建議後處理之前，不妨參考原廠建議的後處理步驟，以確保列印出來的物件能達到最高的品質。



圖九. 物件誤差分佈圖



圖十. 不當力道造成物件損毀



圖十一. 模型表面刮痕



圖十二. 物件過度固化



圖十三. 物件過度固化導致物件變色

結語

數位科技在醫療領域的快速發展，帶動了積層製造技術於牙科領域的廣泛運用，在本文中，探討了光固化成形法的起承轉合，它不僅能夠減少成本和後處理時間以提升工作效益，最大的特點是可以生產出複雜形狀物件，實現了設計自由，隨著時間累積珍貴的實務經驗，多元的數位工具與材料的研發，再加上本文中失敗案例的分享，善於應用數位工具的人們將積層製造的優勢發揮得淋漓盡致，更完善了牙科醫療的品質。總結來說，光固化積層製造法為牙科界帶來了更多靈活性，完善了製程及醫療服務，期待這項技術在未來的發展和應用可以有更多的創新和突破，為數位醫學帶來更多的可行性。

致謝

感謝台大數位牙醫技能訓練中心團隊。

感謝普羅森公司提供圖片以及技術支援。

感謝樹人醫護管理專科學校牙體技術科。

參考文獻

1. Guo N, Leu MC. Additive manufacturing: technology, applications and research needs. *Frontiers of Mechanical Engineering*. 2013;8(3):215-43.
2. Jandyal A, Chaturvedi I, Wazir I, Raina A, Ul-Haq MI. 3D printing – A review of processes, materials and applications in industry 4.0. *Sustainable Operations and Computers*. 2022;3:33-42.
3. Tsolakis IA, Papaioannou W, Papadopoulou E, Dalampira M, Tsolakis AI. Comparison in Terms of Accuracy between DLP and LCD Printing Technology for Dental Model Printing. *Dentistry Journal*. 2022;10(10):181.
4. Tian Y, Chen C, Xu X, Wang J, Hou X, Li K, et al. A Review of 3D Printing in Dentistry: Technologies, Affecting Factors, and Applications. *Scanning*. 2021;2021:9950131.
5. Tsolakis IA, Gizani S, Panayi N, Antonopoulos G, Tsolakis AI. Three-Dimensional Printing Technology in Orthodontics for Dental Models: A Systematic Review. *Children*. 2022;9(8):1106.
6. Patzelt SBM, Bishti S, Stampf S, Att W. Accuracy of computer-aided design/computer-aided manufacturing-generated dental casts based on intraoral scanner data. *The Journal of the American Dental Association*. 2014;145(11):1133-40.
7. Moon W, Kim S, Lim BS, Park YS, Kim RJ, Chung SH. Dimensional Accuracy Evaluation of Temporary Dental Restorations with Different 3D Printing Systems. *Materials (Basel)*. 2021;14(6).
8. Lee H, Son K, Lee D-H, Kim S-Y, Lee K-B. Comparison of Wear of Interim Crowns in Accordance with the Build Angle of Digital Light Processing 3D Printing: A Preliminary In Vivo Study. *Bioengineering*. 2022;9(9):417.
9. Osman RB, Alharbi N, Wismeijer D. Build Angle: Does It Influence the Accuracy of 3D-Printed Dental Restorations Using Digital Light-Processing Technology? *Int J Prosthodont*. 2017;30(2):182-8.
10. Revilla-León M, Supaphakorn A, Barmak AB, Rutkunas V, Kois JC. Influence of print orientation on the intaglio surface accuracy (trueness and precision) of tilting stereolithography definitive resin-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2023.
11. Rubayo DD, Phasuk K, Vickery JM, Morton D, Lin W-S. Influences of build angle on the accuracy, printing time, and material consumption of additively manufactured surgical templates. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2021;126(5):658-63.