

東 海 大 學

工業工程與經營資訊學系

碩士論文

利用 Demon registration 及極座標轉換之
自動顱骨缺損修復修補演算法

研 究 生：張哲瑋

指 導 教 授：蔡禎騰 博士

陳怡文 博士

中 華 民 國 一 〇 六 年 六 月

**Developing the Skull Defect Auto-Repairmen Algorism by
Using Demon Registration and Polar Coordinate
Transformation Methodologies**

By
CHE-WEI CHANG

Advisors : Dr. Chen-Teng, Tsai
Dr. Yi-Wen, Chen

A Thesis

Submitted to the Institute of Industrial Engineering and Enterprise
Information at Tunghai University
in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Science
in
Industrial Engineering and Enterprise Information

June 2017
Taichung , Taiwan

利用 Demon registration 及極座標轉換之自動顱骨缺損修復修補 演算法

學生：張哲瑋

指導教授： 蔡禎騰 博士

陳怡文 博士

東海大學工業工程與經營資訊學系

摘 要

顱骨成形手術在衛生福利部最新住院手術人次統計的神經外科手術統計數據中名列前茅。顱骨修補假體材質除了金屬類之外，另一種為骨水泥，其兩種材質在傳統手術中皆是由醫生手工剪裁金屬或將骨水泥塑型捏出修補假體。然而每個破損顱骨所缺損的部位及破損程度皆不相同，單純依靠醫生手工製作難以做外觀完美及出邊緣與破損區域有效吻合的修補假體。所幸隨著三維影像技術進步，三維顱骨影像可幫助外科醫生更直觀地觀察顱骨缺損部位，並在手術前便建立更佳精確及完善的手術規劃。隨著積層製造技術成熟，藉由積層製造做出患者病灶部分有助於醫生在手術前之整體規劃。藉由三維破損顱骨影像繪製出顱骨修補假體並再搭配積層製造技術做出模具並以骨水泥翻模直接做出修補體，此一過程幫助醫生免除在手術中手工製作修補假體動作，顯著縮短了手術時間也提高醫療質量。基於此原因，本研究目標為建立一套能夠自動設計出厚度均勻、邊緣與破損區域吻合且外觀弧度完美的自動設計修補假體演算法。

本研究提出以 Demon registration 演算法搭配極座標轉換來建立一套自動修補顱骨缺損假體之系統。透過使用極座標形式的修復顱骨缺損部位結果確實優於使用笛卡爾座標。本研究再提出利用線性內插法縮小資料量結合本研究之自動修補演算法其結果將顯著縮短演算時所耗時間。本研究將驗證各種臨床情況，以驗證本系統穩定性和設計修補假體之精確度。透過演算法的開發，本研究最終希望建立一套自動修復系統，以縮短手術前設計修補假體的時間，設計出精確的假體結構及外型，最終提高醫療品質。

關鍵字詞： 影像對位法、極座標轉換、demon registration、顱骨自動修補

Developing the Skull Defect Auto-Repairmen Algorism by Using Demon Registration and Polar Coordinate Transformation Methodologies

Student : CHE-WEI CHANG

Advisors : Dr. Chen-Teng, Tsai
Dr. Yi-Wen, Chen

Department of Industrial Engineering and Enterprise Information
Tunghai University

ABSTRACT

Cranioplasty surgery ranks top two in latest nervous surgery operation statistics in the Ministry of Health and Welfare database. Except metal cranium implants, another traditional cranioplasty surgery could hand-made prosthesis by using bone cement. However, the perfect fit and artistic prosthesis is difficult to fabricate manually, especially, the random defeat occurs in different surgical cases. Via 3D image technology progress, three dimension cranium images helped surgeons to observe defeats easily and visually and establish a better and precision surgical planning before the operation. 3D printing technology mature assists the surgical planning to excuse in the operation. 3D printing mode for bone cement plastic surgery will significantly reduce the surgical time and enhance the medical quality. Based on this reason, artificial intelligent design system developed by this study would like to establish a commercial software that will design the prosthesis fit, uniform thickness and customized curve automatically.

This study proposed the Demon registration algorism corresponding with transformation of polar coordinate to establish the automatic cranium defeat repair system. The result of repair algorism by using polar coordinate performed better than Cartesian coordinate in cranium defeat repair. With linear interpolation method combined with the polar coordinate algorism will significantly reduce the process time. This study will validate various clinical cases to perform the system reliability and designed prosthesis accuracy. Through the algorism development, this research would like to establish an automatic repair system to solve the surgical unmet needs of prosthesis pre-process time reduction, accurate prosthesis structure fabrication, finally enhance the **medical** quality in the end.

**Keywords : Image Registration, Polar Coordinates, Demon Registration, Skull Defect
Auto-Repairmen Algorism**

致謝詞

轉眼之間，研究所的生涯到了尾聲，我能夠完成這份論文，首先我要感謝我的指導教授陳怡文老師，因為有老師在這兩年時間的細心指導，每週抽空與我們討論並緊盯著我們的進度，使我獲益良多。

再來，感謝的是我研究室的夥伴們，黃威鈞以及邱志豪，當初一起從大學考上了研究所，一起努力打拼奮鬥、一起待在研究室看好幾個日出，互相打氣努力，兩年的點點滴滴都深刻的印在我的腦海中，不論是在課業上、玩樂上甚至是在生活上，兩年的緊密相連讓我的研究所生活過得相當充實，希望我們都能夠有很好的未來，祝你們前程似錦。

在研究所的日子裡，也感謝 Auto 這個大家庭，感謝紹鈞、紹璿、佑仁及晉彰學長，有你們的陪伴研究室歡樂許多，因為有你們我才喜歡去研究室，謝謝你們這兩年的容忍以及照顧，我受益良多，不只是在學術上，在日常生活中也受到大家許多幫助，祝福大家鵬程萬里；在最後，感謝我的家人在背後支持著我，讓我可以無後顧之憂的努力研究。

東海大學就是這麼充滿生命與活力同時也富有人情味的地方，衷心祝福未來學弟妹在未來的碩士生活可以乘風破浪，在未來，東海工工系運昌隆。

張哲瑋 謹誌於

東海大學工業工程與經營資訊學系研究所

中華民國一〇六年六月

目錄

摘要	i
ABSTRACT	ii
致謝詞	iii
目錄	iv
表目錄	vi
圖目錄	vii
第一章 緒論	1
1.1 研究背景	1
1.2 研究動機	3
1.3 研究目的	4
1.4 論文架構	4
第二章 文獻探討	5
2.1 顱骨成形手術	5
2.2 自動化修補方法	8
2.3 以極座標檢測顱骨缺損部位	18
2.4 小結	18
第三章 研究方法	20
3.1 標的物選擇	20
3.2 CT 影像分割與提取顱骨部分	22
3.3 極座標轉換	25
3.4 鏡射完整部分到破損區域	28
3.5 影像對位法：Demon registration	28
3.6 提取修補假體部分及細節後處理	30
3.7 線性內插法縮圖	32
3.8 製造驗證使用之破損顱骨	32
第四章 實驗驗證與分析	34
4.1 使用極座標修補與直角座標進行修補之差異	35
4.2 分析比較使用不同倍率線性內插法之時間差異	41
4.3 多案例驗證	45

第五章 結論.....	50
5.1 結論.....	50
5.2 未來課題.....	50
參考文獻.....	52

表目錄

表 2.1 自動修補顱骨方法總整理.....	9
表 2.2 三張 CT 影像符合值分析	12
表 3.1 隨機挖洞數值設定	32
表 4.1 使用修補方法差別	34
表 4.2 電腦軟硬體資料	35
表 4.3 直角座標與極座標修補結果資料	38
表 4.4 原始影像與不同倍率之線性內插修補結果	41
表 4.5 隨機破損顱骨參數設定	45
表 4.6 破損顱骨修補結果詳細資料	46

圖目錄

圖 1.1 減壓顱骨切除術復原過程.....	1
圖 1.2 顱骨、腦及腦膜之其他手術百分比圓餅圖	2
圖 1.3 顱骨成型手術案例	3
圖 2.1 鈦合金網植入物為有效與破損邊緣貼合一例。	6
圖 2.2 將患者電腦斷層掃描影像堆疊轉換成 3D 立體影像.....	7
圖 2.3 工程師以 CAD 繪圖做出的假體.....	7
圖 2.4 現行顱骨缺損假體主要製程	8
圖 2.5 影像對位法自動對位過程.....	10
圖 2.6 (a) 為假體 3D 模型，(b) 為模擬組合的結果.....	10
圖 2.7 (a) 尚未修補之破損顱骨，(b) 以類神經網絡修補後之模型，修補區域並未連續及完整	11
圖 2.8 GA 基因演算法控制變數	13
圖 2.9 變數值域	13
圖 2.10 GA 在迭代尋找最佳解過程	14
圖 2.11 假體的邊緣與破損顱骨未能有效接合.....	15
圖 2.12 拉梅曲線改變其控制係數可做出不只橢圓形的形狀	16
圖 2.13 PSO 尋找最佳解過程	17
圖 2.14 假體邊緣仍然存在著接合問題.....	17
圖 2.15 以極座標轉換來偵測顱骨破損區域	18
圖 2.16 以極座標轉換來偵測顱骨破損區域範例圖	19
圖 3.1 本研究修補方法之流程圖.....	21
圖 3.2 含有雜訊的 CT 影像	22
圖 3.3 界定出骨頭密度部分後的 CT 影像.....	23
圖 3.4 提取出顱骨後的影像	24
圖 3.5 完整破損顱骨之影像	24
圖 3.6 直角坐標示意圖	25
圖 3.7 極座標坐標示意圖	26

圖 3.8 轉換過後的極座標	26
圖 3.9 CT 影像極座標經極座標轉換後	27
圖 3.10 極座標完整轉換後的 CT 影像	27
圖 3.11 鏡射右半部到左半部破損區域	28
圖 3.12 (a) 對位結果圖、(b) 已完成對位變形之藍色修補部分、(c) 藍色部分與黃色部分相減之結果、(d) 初步修補假體部分	30
圖 3.13 (a) 平滑化後之結果、(b) 雜訊部分示意圖、(c) 修補假體初步刪減雜訊結果、(d) 後處理完成顱骨修補假體部分	31
圖 3.14 最終修補假體與破損顱骨結合之結果	31
圖 3.15 完整顱骨	32
圖 3.16 破損顱骨案例	33
圖 4.1 破損顱骨影像	35
圖 4.2 (a) 從中線切割分成左右兩部分、(b) 將藍色部分鏡射完準備對位	36
圖 4.3 以直角座標修補破損顱骨之結果圖	36
圖 4.4 極座標形式下之破損顱骨影像	37
圖 4.5 (a) 從中線切割分成左右兩部分、(b) 將藍色部分鏡射完準備對位	37
圖 4.6 以極座標修補破損顱骨之結果圖	38
圖 4.7 (a) 直角座標形式下顱骨圖形、(b) 極座標形式下顱骨圖形	39
圖 4.8 (a) 顱骨修補假體內凹、(b) 顱骨修補假體未呈現連續之弧形	39
圖 4.9 (a) 顱骨修補假體未內凹、(b) 顱骨修補假體呈現連續之弧形	40
圖 4.10 (a) 未縮圖原始影像修補結果圖、(b) 縮圖二分之一結果圖、(c) 縮圖四分之一結果圖、(d) 縮圖六分之一結果圖、(e) 縮圖八分之一結果圖	42
圖 4.11 (a) 未縮圖原始影像顱骨修補假體結果圖、(b) 縮圖二分之一結修補假體果圖、(c) 縮圖四分之一修補假體結果圖、(d) 縮圖六分之一修補假體結果圖、(e) 縮圖八分之一修補假體結果圖	43
圖 4.12 修復率關係圖	44
圖 4.13 (a)、(b)、(c) 皆可觀察出其與破損邊緣保有弧形之連續性	48
圖 4.14 CASE 4.到 14.修補結果俯視圖	49
圖 5.1 (a) 實際案例修補結果、(b) 假體削薄後結果	51

第一章 緒論

1.1 研究背景

顱骨破損的發生原因可為多種，但大略可分為兩大類。第一類為意外性的顱骨缺損：患者遭遇到如車禍、墜樓等意外，頭部遭受到外力撞擊造成顱骨骨折，在經過開刀取出破碎骨頭部分後，導致缺損部分顱骨缺損，此為第一類。

第二類為計劃性的顱骨缺損，其中又可分為兩種；第一種為患者頭部並未遭受到外力撞擊，而是患者本身疾病影響而摘除部分顱骨，如顱骨骨癌。第二種則是因為患者腦部出現顱內出血或梗塞性腦中風等頭部病變，腦部可能呈現瀰漫性腦水腫，且因顱內空間有限，而腦部卻腫脹擴大造成腦部壓迫並導致顱內壓亢進，此時須進行減壓顱骨切除術，透過切除部分顱骨以擴大顱腔容積便能緩解顱內壓力（龔煥文、陳杰峰、黃俊源、林仲祥與林牧熹，2012）。下圖 1.1 為減壓顱骨切除術一案例。一位腦中風患者頭部的電腦斷層掃描（computed tomography, CT），圖（a）為中風發作 20 小時的術前 CT 影像，其中右上角部分顏色較為深暗，表示右上角區域有腫脹壓迫的問題存在，需要進行顱骨減壓切除術。圖（b）為在減壓手術後一天的 CT 影像，切除了右上部分的顱骨，在沒有壓迫的情況下，大腦得到了舒緩。圖（c）為術後 3 天的 CT 影像，因中風梗塞導致的腦腫脹獲得了有效的緩解(Park & Hwang, 2013)。



圖 1.1 減壓顱骨切除術復原過程

資料來源：Park and Hwang (2013)

當病人術後恢復清醒後，顱骨缺損的患者為了避免腦部受到大氣壓力壓迫及因為外觀缺損所帶來的自卑感、憂鬱等情緒，患者通常會進行顱骨成形手術來恢復頭部外觀（龔煥文等人，2012）。

根據衛生福利部統計處最新資料表示，民國 104 年住院手術人次統計，神經系統手術中的顱骨、腦及腦膜之其他手術（Other operations on skull, brain and cerebral meninges）中細項為：

1. 顱骨成形手術（Cranioplasty）：2,594 人次
2. 腦膜修補術（Repair of cerebral meninges）：698 人次
3. 腦室開口術（Ventriculostomy）：291 人次
4. 顱外腦室引流術（Extracranial ventricular shunt）：11,994 人次
5. 腦室引流重建，摘除或沖洗（Revision, removal and irrigation of ventricular shunt）：1,342 人次
6. 其他對顱骨、腦、腦膜手術（Other operations on skull, brain and cerebral meninges）：286 人次

共六項，其統計百分比圓餅圖如下圖 1.2 所示，從圓餅圖中可發現顱骨成形手術之數量佔全部的 15%，高居第二，由此可知動過顱骨成形手術的患者並不少數。

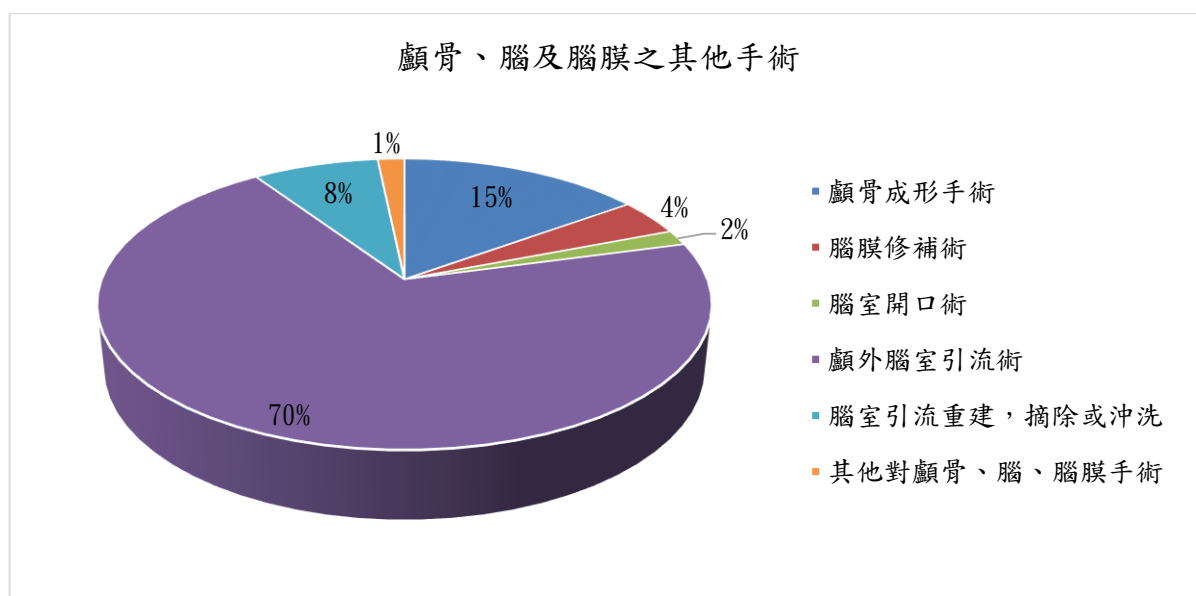


圖 1.2 顱骨、腦及腦膜之其他手術百分比圓餅圖

資料來源：衛生福利部統計處

圖 1.3 為英國兩名男子皆因意外而導致顱骨缺損，而在病情穩定後都動了顱骨成形手術來恢復外觀（”Daily Mail Reporter,” 2010; Wills Robinson, 2014）。



圖 1.3 顱骨成型手術案例

資料來源：（”Daily Mail Reporter”, 2010; Wills Robinson, 2014）

1.2 研究動機

顱骨成形手術又可分為傳統完全依靠醫生的形式及以電腦輔助設計（Computer Aided Design, CAD）搭配積層製造（Additive Manufacturing, AM）來輔助醫生的現行顱骨成形手術兩種，而這兩種手術形式到現在皆還在使用中。

在傳統顱骨成形手術中，顱骨缺損部位假體需要依靠醫生手工塑形捏出，因此缺損部位假體的美觀程度完全只能依靠醫生之技術(Marcelo, Osiris, & Thiago, 2013)。

而以電腦輔助設計搭配快速成型來輔助醫生的現行顱骨成形術，顱骨缺損假體的製作會更加完善，改善了傳統只依靠醫生手工捏出假體的顱骨成形手術，也大幅縮短了手術時間，降低術中產生併發症的危險。但在現行顱骨成形手術執行前需要一段前製程時間，其為專業工程師繪圖設計完整的顱骨缺損部位，此一動作需要相當的一段時間，且在開刀前的術前規劃及模擬都需耗時，因此即使有效的降低了手術時間，但卻增加了前製程的時間，所以改善降低前製程時間是關鍵且必要的。

1.3 研究目的

本研究之目的為使用演算法自動化修補顱骨缺損部位，藉此取代或幫助工程師繪圖並改善降低現行顱骨成形手術中的前製程時間，加速顱骨修補假體的製作為目標。因此本研究重點主要為下兩方向：

1. 自動化修補顱骨，藉由影像對位演算法 Demon registration 以做到自動修補的技術，並達到有效的降低前製程所耗時間。
2. 修補假體完整度，在以程式自動修補顱骨並降低前製程時間外，也兼顧準確度及對稱美觀程度。

1.4 論文架構

本研究分成五章進行討論，第二章文獻探討將詳細說明傳統顱骨成形手術如何跳脫到現行顱骨成形手術且分析現行顱骨成形手術需改善的部分以及針對目前曾經提出的自動化修補顱骨之研究進行文獻蒐集、討論及分析。

第三章研究方法將說明及介紹本研究所使用之相關方法與本研究所提出的自動化修補方法及修補流程。

第四章為驗證部分，本研究將會在一個完整顱骨上隨機挖洞破壞，並將其用來驗證本研究所提出的自動化修補方法。

第五章為本研究之結論，並在最後提出本研究的限制及未來的研究方向。

第二章 文獻探討

2.1 顱骨成形手術

2.1.1 傳統顱骨成形手術

在傳統顱骨成形手術中，製作顱骨破損缺失的部分時需要醫生來手工做出，且顱骨修補假體的完整性、品質全須靠醫生的技術及缺失部份的複雜度來決定(Marcelo et al., 2013)。

顱骨修補假體的材料可分為兩類：

1. 自體組織

自體組織即指病人自身的顱骨，自體組織的優點為不需重新設計顱骨修補假體，與缺損部位接合度佳，但只有動過減壓顱骨切除術之病人才會保有完整的缺損部位顱骨，遭受意外或因顱骨骨癌而切除部分顱骨的患者其顱骨會因外傷而破碎不全或是因切除部位含有病灶而無法繼續使用，且使用自身顱骨受感染的機率較高(Matsuno et al., 2006)。

2. 人工材料

人工材料大略分為高分子聚合物及鈦合金網兩種，高分子聚合物常使用的為聚甲基丙烯酸甲酯 (polymethylmethacrylate, PMMA, 俗稱骨水泥)，是普遍用來製造顱骨破損假體的材質。骨水泥在傳統手術中有幾點風險存在：

- (1) 由於為捏出與患者顱骨外型相仿之形狀及弧度，因此在製作過程中需要趁骨水泥未硬化前放至顱骨破損位置用手進行塑形以完全貼合，且骨水泥在硬化的過程中會產生聚合熱，產生的溫度位於40到70度左右，需不斷澆淋食鹽水來降低溫度，否則高溫會有傷害腦部組織的可能。
- (2) 因為是由醫生以手塑形骨水泥，厚度不易拿捏，導致強度不均及骨水泥與破損區塊邊緣無法有效貼合，造成固定不牢。且在塑形骨水泥的過程中須一直修正形狀，此一動作相當耗時，容易拉長手術時間，間接的增加引發手術併發症的風險。

另一種材料，鈦合金網 (titanium mesh) 則有著重量輕、材質堅固、熱傳導性低、彈性係數與骨頭接近且不易產生免疫反應等多種優點(龔煥文等人, 2012)。但鈦合金製造費用較高及硬度高，醫生在術中剪裁鈦合金網尺寸及細節修改較為困難及費時，且剪裁的鈦合金網若沒有與顱骨破損區域的邊緣做到有效的吻合，在術後會有發生鈦合金網邊緣與頭皮內部摩擦、切割頭皮內部及刺穿頭皮等問題的風險，圖 1.3 即為一中國案例，鈦合金網未有效貼合邊緣導致摩擦及切割頭皮而發炎，最後又將其取出(向琰, 楊輝, 黃其林, 呂勝青, & 張春青, 2013)。

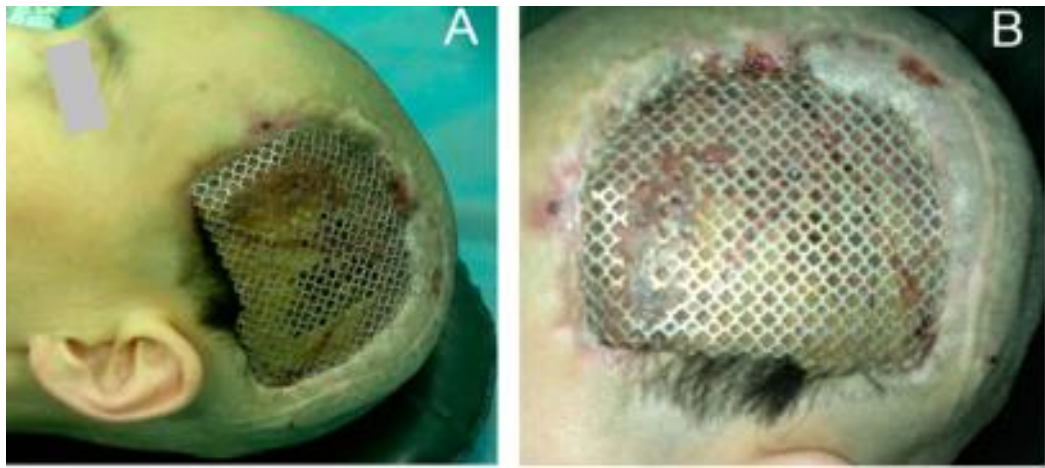


圖 2.1 鈦合金網植入物為有效與破損邊緣貼合一例。

資料來源: 向琰 et al. (2013)

2.1.2 以電腦輔助設計及積層製造輔助現代顱骨成形手術

從傳統顱骨成形手術轉變為現代顱骨成形手術的關鍵點部分為 3D 影像的進步，隨著科技進步，現今已可將多張電腦斷層掃描資料 (2D 平面) 堆疊轉換成 3D 立體影像資料，讓醫生可以更直觀的觀察患者病灶，並在術前做更詳細的開刀模擬與分析(Salmi, Paloheimo, Tuomi, Wolff, & Mäkitie, 2013)，下圖 2.2 便是 CT 影像與 3D 立體模的關係圖。

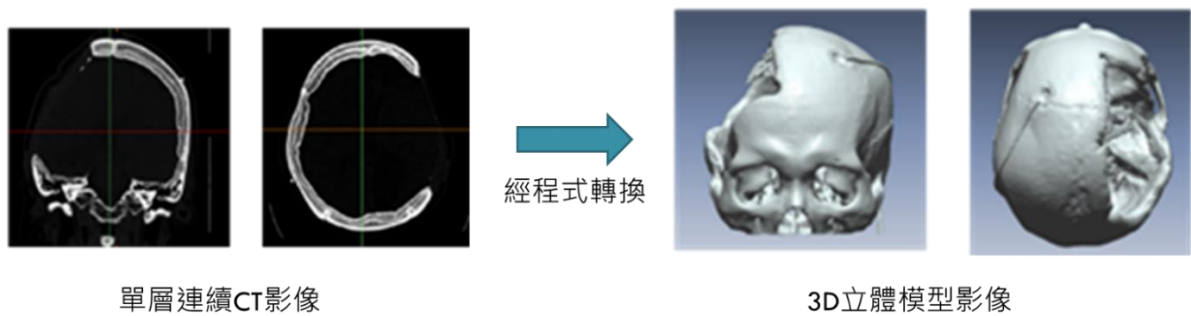


圖 2.2 將患者電腦斷層掃描影像堆疊轉換成 3D 立體影像

資料來源: 本研究整理

在獲得 3D 立體影像後，電腦工程師便可藉由立體影像來做出顱骨缺損假體，且由於假體的製作時間位於手術之前而不是手術中，時間壓力也相對較小，繪圖時間較為充沛，因此可做出厚度均勻、邊緣吻合，整體更加完善的假體，下圖 2.3 即為一實際案例，假體的邊緣與缺損部位有效的吻合。

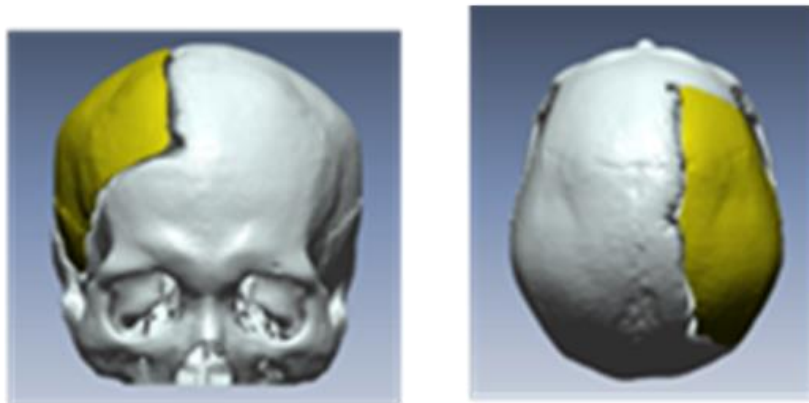


圖 2.3 工程師以 CAD 繪圖做出的假體

資料來源：本研究整理

工程師將缺損假體繪製完成後，便會將其以基層製造方式做出並加以翻模做成模具以利在手術時使用；在有了模具的幫助下，手術時只需將骨水泥填入模具成形便可製作好缺損假體，此方法製作的假體外觀較傳統方法更佳的對稱，厚度更均勻，更重要的是顯著縮短了手術時間，也降低了潛在併發症的風險。

但現行手術也存在著需改善的問題點，現行顱骨成形術成功降低了手術時間，但前製程時間卻也相對的拉長，下圖 2.4 為現行顱骨缺損假體的主要製程：現行顱骨缺損假體製程中，在將多張 CT 影像轉換成 3D 立體模型部分前，必須先界定出骨頭與軟組織的區域並再提取出所需要的骨頭部分，此方面的技術已經較為成熟，轉換所需的時間並不多，在積層製造出修補區塊部分，因為積層製造需要一定的列印時間，此段既有時間牽涉到精度問題及機台本身，所以較難改善。而中間的第三步驟，由工程師手繪缺損部分，此部分所耗時間較前者來的多，且後者基層製造時間難以降低的情況下，縮短做出缺損區塊模型就成為了此研究的改善重點。

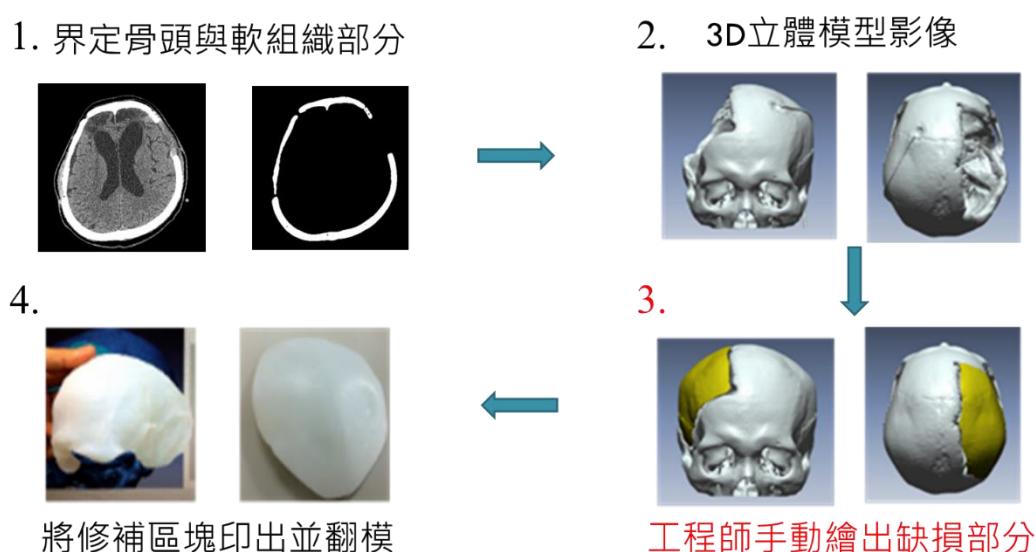


圖 2.4 現行顱骨缺損假體主要製程

資料來源：本研究整理

2.2 自動化修補方法

若想降低上述第三步驟：工程師手動繪出缺損部分之製程時間，以程式演算法執行自動化修補來幫助或取代工程師手動繪圖為現今趨勢，而若要以演算法自動修補顱骨除了演算法之外還需要一個讓演算法修補顱骨所使用的標的物。

在本研究之前，就已存在著數篇以不同演算法及以不同的標的物來自動修補顱骨缺損之研究，下表 2.1 為每篇研究所使用的演算法及標的物，下面將會介紹數個自動修補頭蓋骨的方法並統整與本研究方法做比較。

表 2.1 自動修補顱骨方法總整理

學者	使用演算法	使用標的物
(Yuan-Lin et al., 2011)	影像對位法	患者自身舊的顱骨完整 CT 影像
(Hsu & Tseng, 2001)	類神經預測法	破損顱骨之未破損部位 CT 影像
(Rudek & Greboge, 2011)	基因演算法	橢圓曲線
(Marcelo et al., 2013)	粒子群演算法	超橢圓曲線

資料來源：本研究整理

2.2.1 使用影像對位法搭配自體舊 CT 影像

Liao 等人提出使用患者曾經拍攝的 CT 影像檔案來做自動化修補其缺損顱骨的標的物。此研究中製造出患者顱骨缺損假體的標的物為患者本身在顱骨受損前所拍攝的 CT 影像，將顱骨受損前的 CT 影像進行優化並調整然後讓演算法進行自動修補(Yuan-Lin et al., 2011)。

此篇研究所使用的演算法為影像對位法 (image registration)，影像對位法是一種將兩張影像進行對位並讓其中一張圖片形變或移動以對準、重合另一張影像。

在演算法中將欲修補的缺損顱骨影像設為 R ， R 在演算法中是固定的，並不會進行形變或移動；而影像對位法中的標的物為患者完整顱骨的舊 CT 影像，將其設為 F ，影像 F 將會形變或移動來進行對位 R 。

其使用的方法為誤差平方和算法 (sum of squared differences, SSD)，其公式為：

$$\sum_{x \in \{x|F(x)=1\}} d^2 \quad (1)$$

x 為 F 圖上的一點， d 為 F 與 R 兩張影像上對應點 x 的強度差，當加總數 d^2 為零時或最小時，代表 R 與 F 沒有存在誤差值或誤差最小，也就是對位成功，此時便是最佳解。

圖 2.5 為演算法自動對位過程，紅色為 R ，綠色為 F ， F 在每次迭代中，綠色影像逐漸與紅色影像重合最後對位成功及完成對位，完成對位後再提取出未重疊的綠色部分並將全部 CT 圖檔堆疊轉換成 3D 模型即為顱骨所缺少的部分。

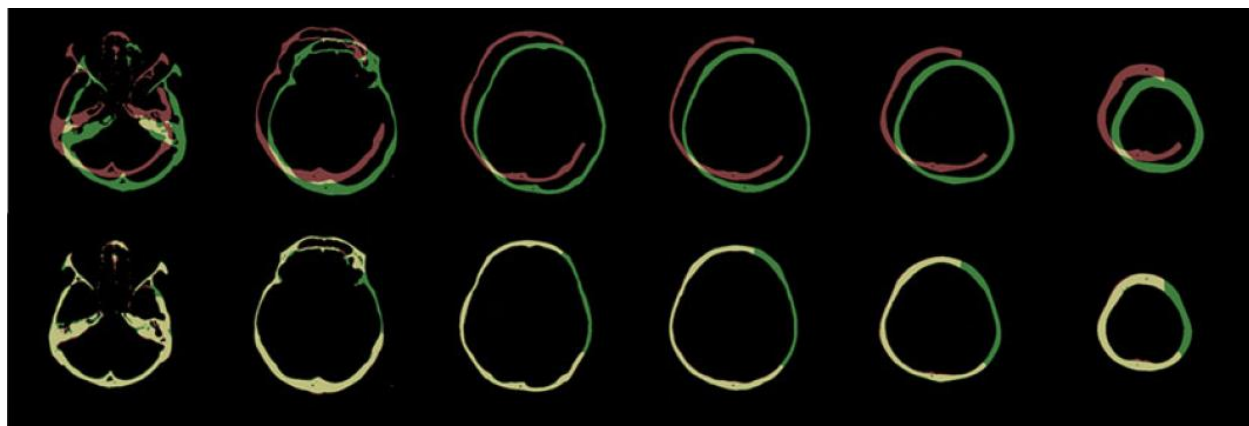


圖 2.5 影像對位法自動對位過程

資料來源：Yuan-Lin et al. (2011)

圖 2.6 (a) 為轉換出來的 3D 模型，(b) 為在繪圖軟體中模擬組合的樣子，可以觀察出顱骨修補假體邊緣與缺損的邊緣相當符合。

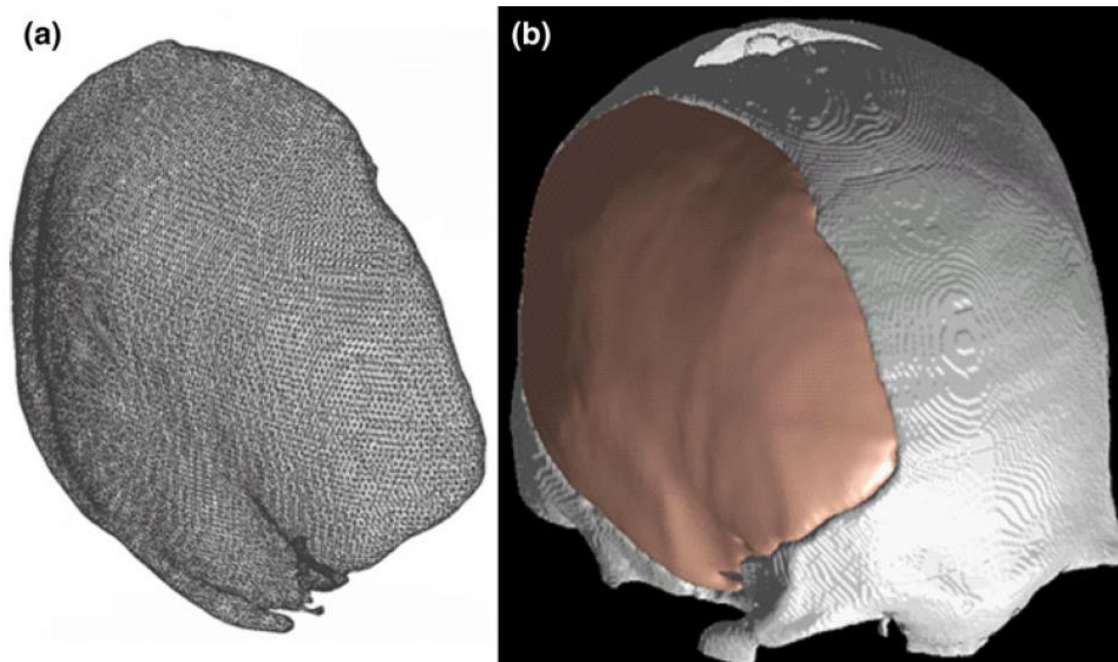


圖 2.6 (a) 為假體 3D 模型，(b) 為模擬組合的結果

資料來源：Yuan-Lin et al. (2011)

在此案例中修補假體的邊緣可以如此完美的密合其主要原因是修補缺損顱骨的標的物為患者之前所拍攝的 CT 影像，也就是同一顆頭顱的影像，所以才能如此完美，但並非每位患者在發生意外前都有拍攝過 CT 影像，因此此案例的標的物並非適合每位患者。

2.2.2 訓練類神經來修補破損顱骨

Hsu 認為類神經演算法在修補顱骨方面有很好的應用，類神經演算若訓練成功便可準確預測出欲得知的值，作者以患者破損顱骨之未破損部位 CT 影像作為訓練標的物，訓練過程為丟入未破損顱骨座標位子的 X 座標與 Z 座標而產出目標值為 Y 座標，經過訓練後獲得訓練完成的類神經網絡，再使類神經預測出缺損部位便是顱骨修補假體(Hsu & Tseng, 2001)。

在本篇中作者最後測試大面積區域的修補如下圖 2.7 但結果顯示有些區域類神經未能作出有效的預測，修補假體不夠連續及平整，其原因為未破損區域與缺損區域的顱骨形狀並未相同及類似，所以單以未破損區域作訓練的話有些破損區域還是無法成功預測(Hsu & Tseng, 2001)。

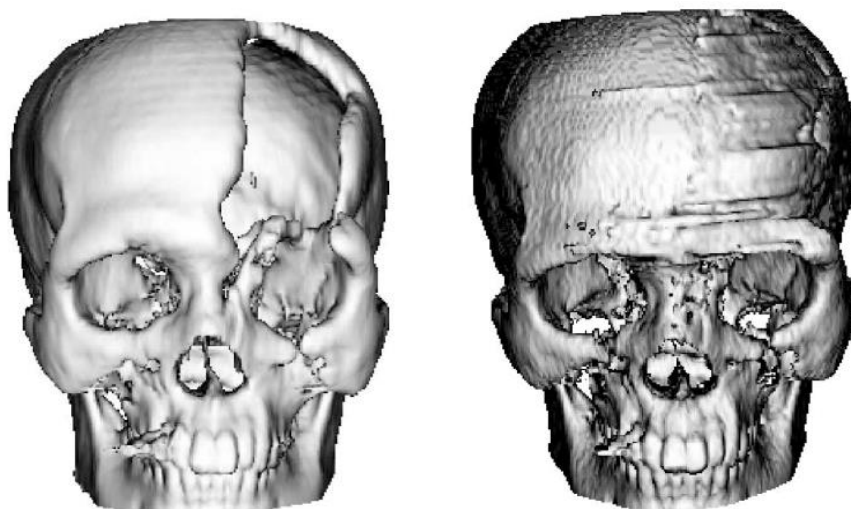


圖 2.7 (a) 尚未修補之破損顱骨，(b) 以類神經網絡修補後之模型，修補區域並未連續及完整

資料來源：Hsu and Tseng (2001)

2.2.3 使用基因演算法搭配橢圓曲線

在第 41 屆 Computers & Industrial Engineering 的國際會議中發表了以基因演算法 (Genetic Algorithm, GA)、和弦演算法 (Harmony Search, HS)、粒子群演算法 (Particle Swarm Optimization, PSO) 搭配橢圓形來修補三張缺損顱骨的 CT 影像，分別為：TC_8772、TC_8808、TC_8916，其中得到結果基因演算法在最低符合值 (Worst Fitness) 中擁有最高的符合程度、擁有最佳的平均符合值 (Mean Function) 及標準差 (Standard Derivation)；粒子群演算法則擁有最佳的最高符合值 (Best Fitness)；而合弦演算法擁有最快的演算時間 (Medium Time)，但在其他符合值的表現皆不如基因演算法及粒子群演算法(Greboge, Grebogi, Rudek, & Junior, 2011)。之後作者發布了兩篇以 GA 及 PSO 進行自動修補顱骨之研究

表 2.2 三張 CT 影像符合值分析

TC_8772						
Algorithm	Best Fitness (%)	Worst Fitness (%)	Mean Function (%)	Median Func. (%)	Standard Derivation	Medium Time (s)
GA	73.4751	68.0531	71.9890	72.5405	0.6342	173.0723
HS	69.5255	31.0352	56.1286	62.1287	0.0042	7.9333
PSO	73.6621	42.3930	69.5516	73.6621	0.0022	184.1375
TC_8808						
Algorithm	Best Fitness (%)	Worst Fitness (%)	Mean Function (%)	Median Func. (%)	Standard Derivation	Medium Time (s)
GA	69.5164	64.6399	68.3382	68.7715	0.7473	173.7692
HS	64.5173	36.8291	51.2728	54.4475	0.0037	7.9151
PSO	69.6184	61.3342	67.7773	68.6799	0.0005	176.4573
TC_8916						
Algorithm	Best Fitness (%)	Worst Fitness (%)	Mean Function (%)	Median Func. (%)	Standard Derivation	Medium Time (s)
GA	52.9140	51.5474	52.2575	52.2638	2.9725	171.1812
HS	51.2841	26.9674	46.4804	48.7981	0.0037	7.8599
PSO	53.0127	51.5145	52.2834	52.0166	0.0001	173.9541

資料來源：Greboge et al. (2011)

(Rudek & Greboge, 2011)認為人體顱骨的單張 CT 影像與橢圓形相似，而橢圓形可藉由長軸及短軸來改變大小及長寬形狀，作者認為能以橢圓曲線 (Ellipse) 作為標的物並使用基因演算法來自動修補頭蓋骨。

下圖 2.8 為基因演算法所控制的變數： a 為長軸半徑， b 為短軸半徑， X_0, Y_0 為橢圓中心座標， e 為橢圓形厚度。

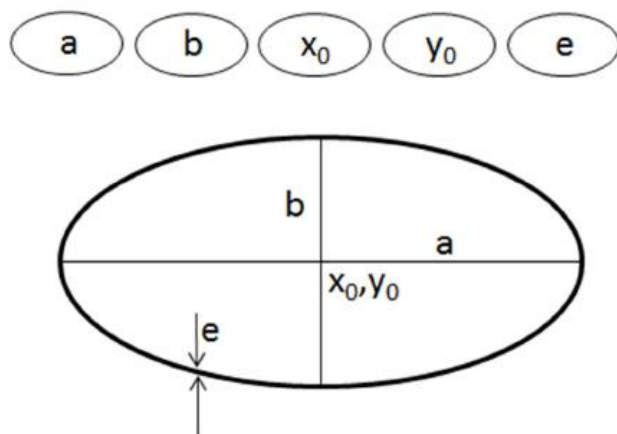


圖 2.8 GA 基因演算法控制變數

資料來源：Rudek and Greboge (2011)

在有了控制變數後，作者又進一步的分別給予每個數值特定範圍，以加速演算法的計算及避免無效解，數值如下圖 2.9 所示。

Lower Value:				
80	100	230	230	1
Higher Value:				
200	200	270	270	8

圖 2.9 變數值域

資料來源：Rudek and Greboge (2011)

而計算橢圓形的符合程度公式為：

$$f(x) = \frac{\sum_{i=1}^l \sum_{j=1}^c x(i, j) \cdot E(i, j)}{\sum_{i=1}^l \sum_{j=1}^c x(i, j)} \quad (2)$$

分母 X 為缺損顱骨的 CT 影像， l 、 c 為影像 x 的總行數與總列數，分子上的 E 為橢圓形影像；當橢圓形與影像 x 重疊時，其對應的點位相乘才有值，否則為零，作者提出此函數來計算符合程度之百分比。

下圖 2.10 為基因演算法以橢圓曲線為標的物來對破損顱骨進行對位的過程，每列的數字依序為：長軸半徑、短軸半徑、橢圓中心的 X 座標、橢圓中心的 Y 座標及橢圓形的厚度，而在第三列的迭代為最佳解，符合程度達到 80%。

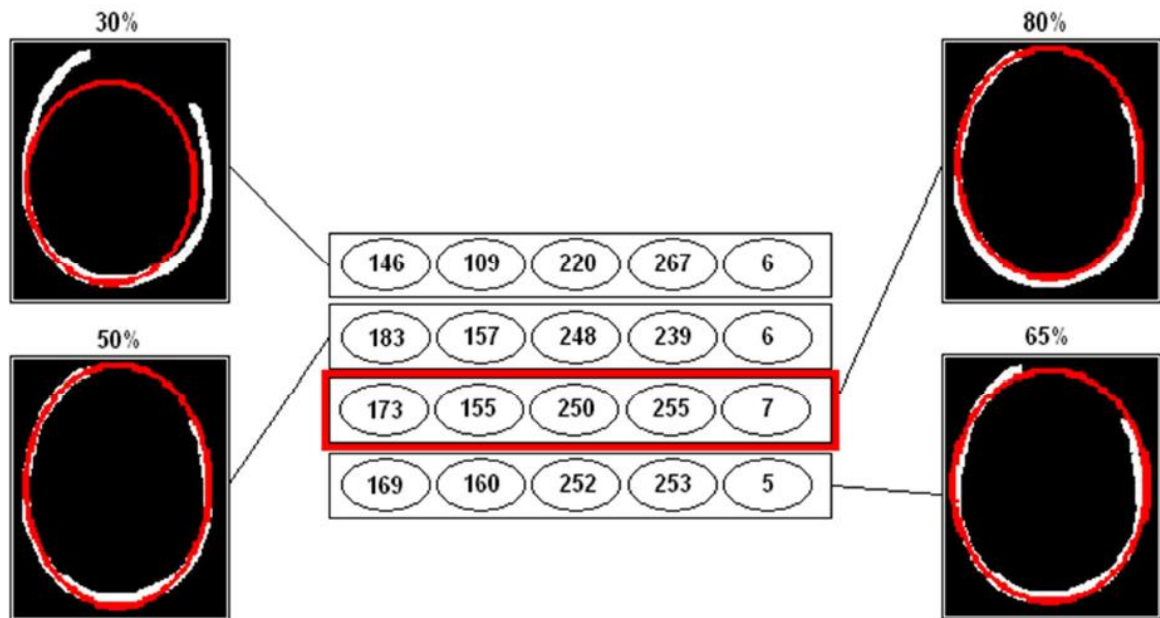


圖 2.10 GA 在迭代尋找最佳解過程

資料來源：Rudek and Greboge (2011)

此研究在文末提出以 GA 來做自動化修補時所生成的顱骨缺損假體與顱骨邊緣未能有效的接合，是一項還需要解決的問題（圖 2.11）。

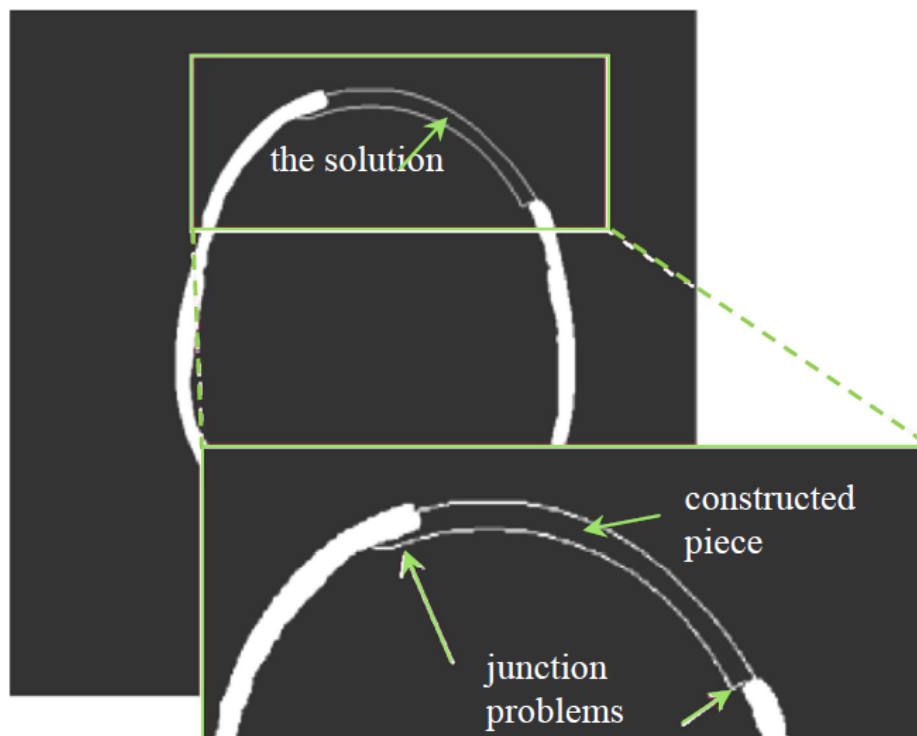


圖 2.11 假體的邊緣與破損顱骨未能有效接合

資料來源：Rudek and Greboge (2011)

2.2.4 粒子群演算法橢圓搭配拉梅曲線

(Marcelo et al., 2013)認為橢圓曲線雖然與頭顱的 CT 影像相似，但不夠符合，於是提出使用更進階的超橢圓（superellipse），又稱為拉梅曲線，拉梅曲線可控制的係數更加詳細，讓曲線可以做出橢圓之外的圖形。

在 PSO 中所控制超橢圓曲線中的參數有： a 長軸半徑、 b 短軸半徑、 m 多邊形圓形邊數、及 n_1 、 n_2 、 n_3 三個圓形邊界修改參數。

下圖 2.12 為例：

(a) 的參數為 $[a=1, b=1, m=6, n_1=250, n_2=100, n_3=100]$ ；

(b) 的參數為 $[a=1, b=1, m=6, n_1=250, n_2=100, n_3=100]$ ；

(c) 的參數為 $[a=1, b=1, m=4, n_1=1, n_2=1, n_3=1]$ ；

(d) 的參數為 $[a=1, b=1, m=4, n_1=200, n_2=30, n_3=30]$ ；

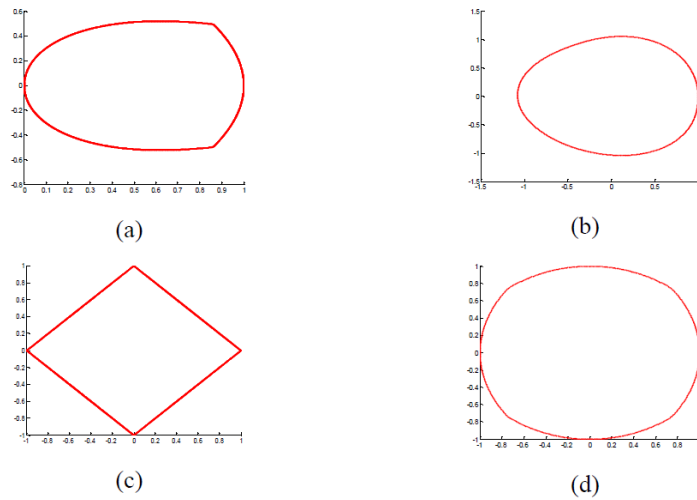


圖 2.12 拉梅曲線改變其控制係數可做出不只橢圓形的形狀

資料來源：Marcelo et al. (2013)

其中特別的是 (c) 與 (d)，它們的 a 、 b 、皆相同，但因為 n_1 、 n_2 、 n_3 參數不同，因此可以得到不同的形狀，作者認為可藉由更多形狀的模擬來符合缺損顱骨。

因此片作者與上一篇基因演算法的作者相同，所以符合程度的公式也同為：

$$f(x) = \frac{\sum_{i=1}^l \sum_{j=1}^c x(i, j) \cdot E(i, j)}{\sum_{i=1}^l \sum_{j=1}^c x(i, j)} \quad (3)$$

下圖為 2.13 為 PSO 以超橢圓曲線尋找最佳解的過程，可以觀察到超橢圓曲線不斷的變形尋找最佳符合程度的圖形，到最後得到結果並收斂。

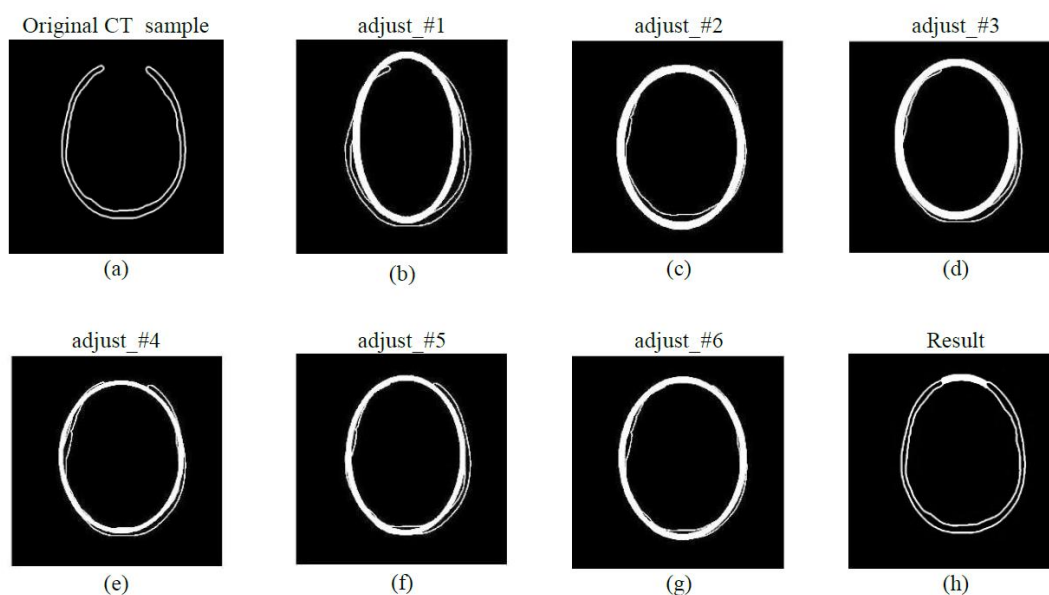


圖 2.13 PSO 尋找最佳解過程

資料來源：Marcelo et al. (2013)

作者希望以 PSO 搭配拉梅曲線自動修補顱骨缺損部分時可以克服之前的接合問題，但最後的結果圖 2.14 顯示還是存在著接合度部分之問題。

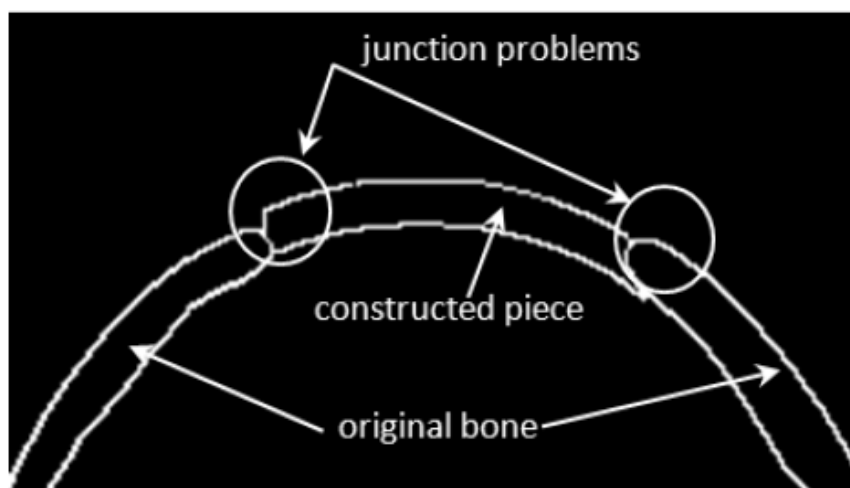


圖 2.14 假體邊緣仍然存在著接合問題

資料來源：Marcelo et al. (2013)

2.3 以極座標檢測顱骨缺損部位

(Rudek, Jahnen, Recherche, & Henri, 2013)為偵測出顱骨缺損的區域，作者以極座標系統 (Polar coordinate system) 為發想，將基本直角坐標系統的 CT 影像轉換重新作圖成極座標，如此一來缺損部位便會形成明顯斷層，在初步檢測多張連續 CT 影像中偵測哪幾張影像牽涉到缺損部位便可快速判定並抓取出來。

下圖 2.15 為極座標轉換示意圖，將左邊破損的顱骨 CT 影像轉換成極座標形式後，可發現明顯有斷層區域存在，因此便可判定此張 CT 影像為顱骨破損部分。

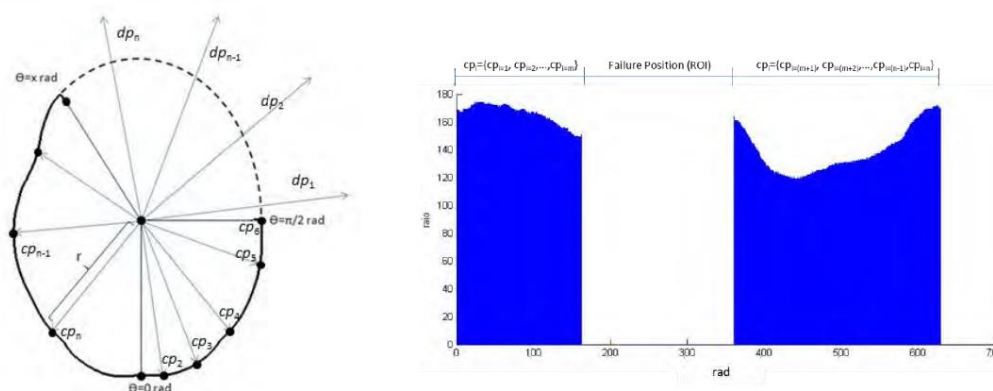


圖 2.15 以極座標轉換來偵測顱骨破損區域

資料來源：Rudek et al. (2013)

2.4 小結

將上述數個自動修補顱骨缺損部位之演算法及標的物整理分析後可得知第一篇(Yuan-Lin et al.)自動修補顱骨的演算法效果佳但其使用的標的物過於難以取得，並非每位患者顱骨都擁有完整的顱骨 CT 影像；第二篇(Hsu & Tseng)研究使用類神經演算法是很具構想的方法但是欲修補區域與訓練類神經所使用的區域為不同地方，因此會導致自動化修補出的缺損假體不夠完整平滑及不連續；而第三篇(Rudek & Greboge)及第四篇(Marcelo et al.)使用基因演算法及粒子群演算法，這兩種演算法都是尋求最佳解之演算法，且這兩篇所使用的標的物為橢圓曲線及拉梅曲線，但最後所製造出的修補

假體皆存在著邊緣接合的問題，這項問題指出橢圓曲線與拉梅曲線還是無法模擬與顱骨有足夠的相似度。

本研究認為影像對位法為可行方法，但須解決的問題為必須將標的物更改成多數患者可使用之標的物，且經過 2.3 節的文獻回顧後本研究發現上述四篇研究在進行自動化修補及對位時皆是使用直角座標系統而非極座標系統，下圖 2.16 示顱骨在極座標系統中為一條曲線並非像在直角作中類似蛋形之曲線或類橢圓曲線，因此本研究認為使用極座標系統來進行自動修補將有助於程式的運算，而本研究所使用的研究方法將於第三章中作詳細的介紹。



圖 2.16 以極座標轉換來偵測顱骨破損區域範例圖

資料來源：本研究整理

第三章 研究方法

本研究所使用的撰寫程式為 MATLAB，是由美國 MathWorks 公司所開發的商業數學軟體。MATLAB 常用於演算法開發、資料視覺化、資料分析、數值計算及圖象處理的程式語言。本研究撰寫的程式內容為一系列的演算，包含從一開始處理 CT 影像，分割骨頭與軟組織的部分，到執行演算法自動修補及最後完成修補提取出修補假體部分皆由程式部分來完成。本章節將會介紹及說明撰寫此程式時所會用到的方法及理論。

3.1 標的物選擇

在第二章時有提到，若要使用演算法進行自動化修補，必須要有一像標的物來讓演算法作為依據。，可用來進行顱骨的修補。

Marcelo et al. (2013)在研究中提到人類顱骨擁有一定的對稱性，可將一側良好的顱骨形狀鏡像到另一側以修復對側的缺損區域。

由此可知顱骨具有一定的對稱性，可將完整區域鏡射到破損區域進行修補，因此本研究認為使用患者本身另一半未破損之顱骨作為修補破損顱骨的標的物可達到良好效果。在選定標的物後便開始進行自動修補，下圖為本研究所提出的修補方法之流程圖。

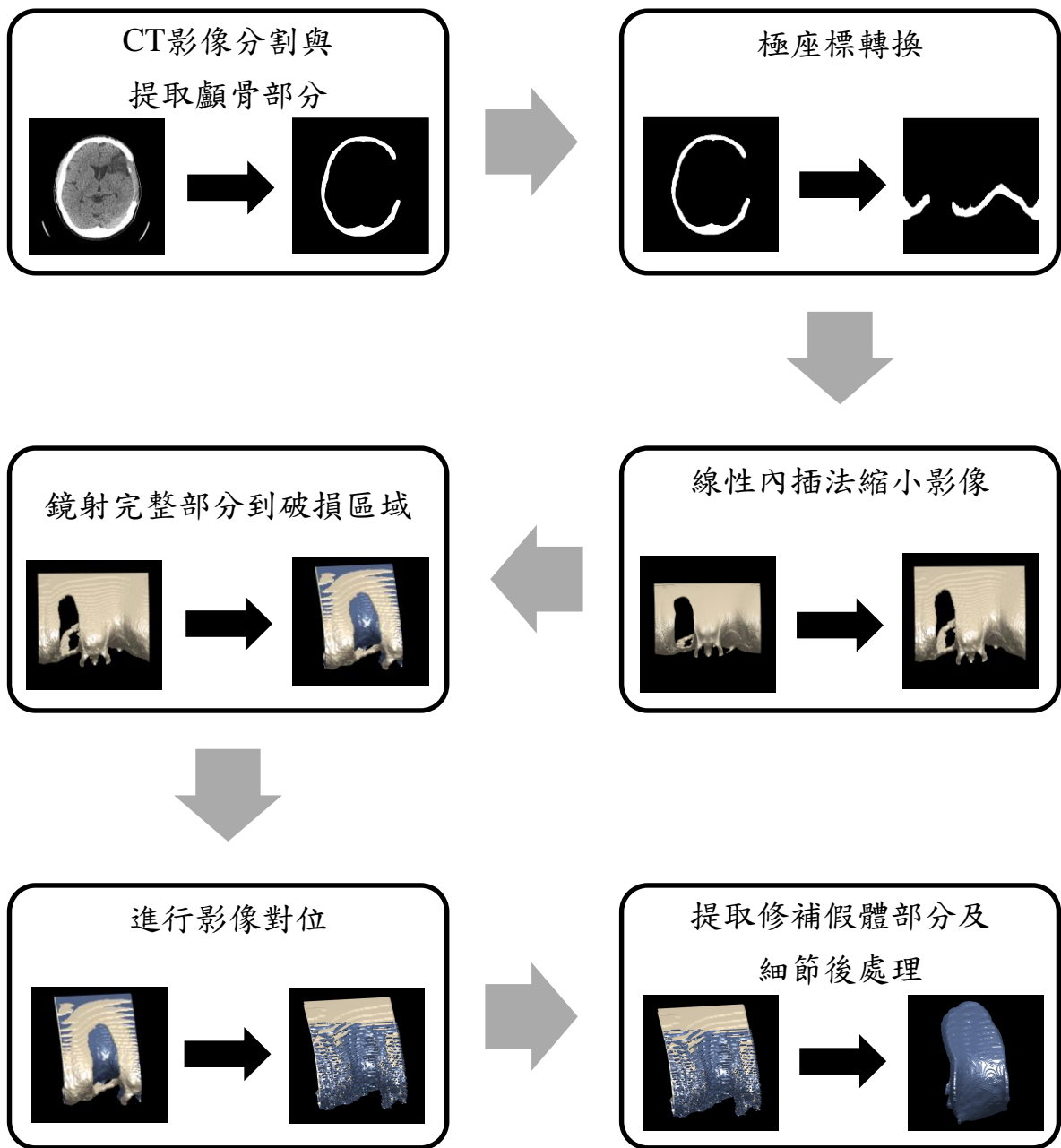


圖 3.1 本研究修補方法之流程圖

資料來源：本研究整理

3.2 CT 影像分割與提取顱骨部分

在一開始將一連串連續的 CT 影像讀取進入程式後，因 CT 影像為原始檔案，包含許多其他軟組織等雜訊，尚未提取出骨頭部分，如下圖 3.2 所示。



圖 3.2 含有雜訊的 CT 影像

資料來源：本研究整理

CT 影像為一連串單點所構成的灰階圖形 (Gray scale)，物體密度越高，顏色越白，反之越黑；在人體的身體組成中，骨頭密度最高，在上圖 3.2 中能觀察到些微的顱骨輪廓。

在讀取完 CT 影像後，接下來就是進行影像分割 (segmentation)，去除雜訊及界定出骨頭的領域，由於骨頭密度比軟組織高，因此影像強度素質也會較高，一開始先界定出密度較高也就是影像素質較高的部分，其餘較低部分則歸零變為黑色就可獲得圖 3.3。



圖 3.3 界定出骨頭密度部分後的 CT 影像

資料來源：本研究整理

在界定出影像後從圖 3.3 可發現除了主要顱骨影像外還有三個白點位於下方左右兩側及顱骨缺損區域，下方左右兩側為在拍攝 CT 影像時患者所躺的枕頭下的支撐架，而顱骨缺損區域的白點是顱骨碎片，這四項資料在影像中皆可視為獨立部分，有各自的資料量，白色區域越大，資料量越多，反之亦然。但除了顱骨之外的另外三項皆是我們不想取得的資料，因此還需要進一步的提取出主要顱骨部分。接下來將這四項區域中資料量 300 以下的部分捨去便剩下本研究所需要的部分，也就是顱骨部位如圖 3.4。

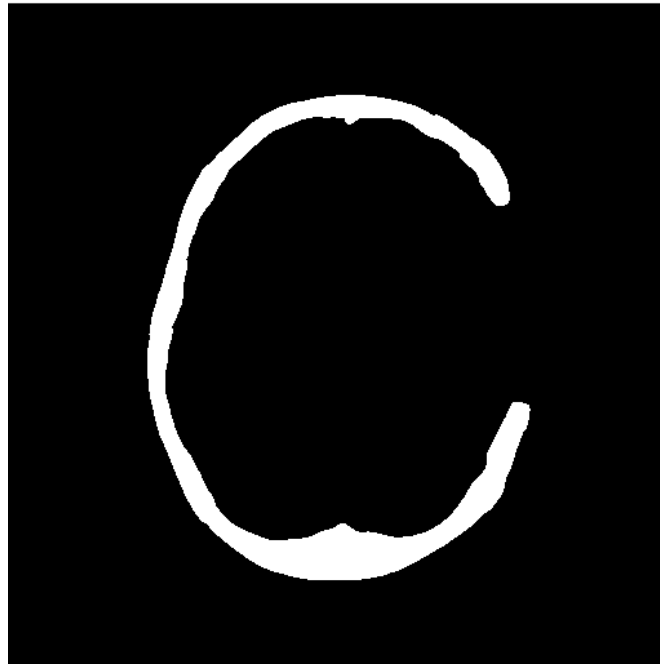


圖 3.4 提取出顱骨後的影像

資料來源：本研究整理

將一連串的 CT 影像經過界定值域與去除額外雜訊後便可獲得所需的顱骨影像，如圖 3.4 所示，圖 3.5 為完整破損所頭顱之影像，在得到這些影像後便可進入下一步驟，便是將所有 CT 影像從直角座標轉換成極座標模式。



圖 3.5 完整破損顱骨之影像

資料來源：本研究整理

3.3 極座標轉換

現今較常所使用的座標系為直角座標系，又稱為笛卡兒座標系，是由笛卡兒所提出。二維的直角座標系是由兩條相互垂直的線所構成，其交點為原點 O 如下圖 3.6 所示，座標上有 $(0,2)$ 與 $(-2,0)$ 兩點。

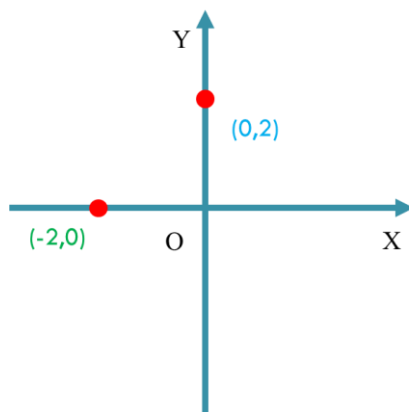


圖 3.6 直角坐標示意圖

資料來源：本研究整理

而本研究所欲使用的極座標則為另一種形式，他可由直角座標轉換而來，極座標的標示方式為 (r,θ) ， r 為原點 O 到座標點的距離，也就是半徑， θ 則為座標點位置與正向 X 軸的夾角(葉怡成, 2012)。

而直角座標 (X,Y) 與極座標的專換公式為：

$$\begin{cases} x=r\cos\theta \\ y=r\sin\theta \end{cases} \quad (1)$$

將此公式分別帶入座標點 $(0,2)$ 與 $(-2,0)$ 可得到：

$$\begin{cases} 0=2\cos 90 \\ 2=2\sin 90 \end{cases} \quad \begin{cases} -2=2\cos 180 \\ 0=2\sin 180 \end{cases}$$

座標點經過轉換後的如圖 3.7 所示，直角座標 $(0,2)$ $(-2,0)$ 分別轉換成 $(2,90^\circ)$ 與 $(2,180^\circ)$ 。

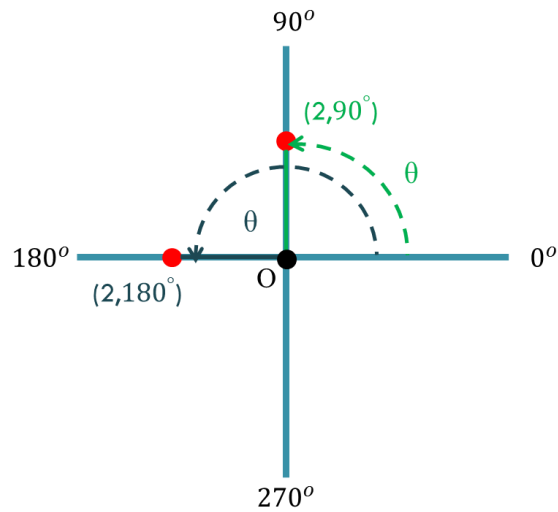


圖 3.7 極座標坐標示意圖

資料來源：本研究整理

獲得極座標的座標點後，再將座標重新表示成類似直角座標方式， X 軸為半徑 r ， Y 軸為角度 θ ，如下圖 3.8 所示。

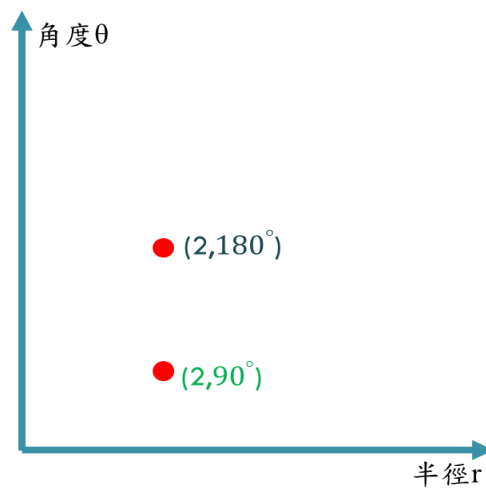


圖 3.8 轉換過後的極座標

資料來源：本研究整理

圖 3.8 就是本研所要使用的極座標模式，我們將圖 3.2 經過處理的 CT 影像轉換成極座標後便如圖 3.9 所示。



圖 3.9 CT 影像極座標經極座標轉換後

資料來源：本研究整理

在所有 CT 影像轉換成極座標模式後，將 CT 影像疊加轉換成 3D 模型，如圖 3.10 所示，圖 3.10 為本研究使用於影像對位的影像。

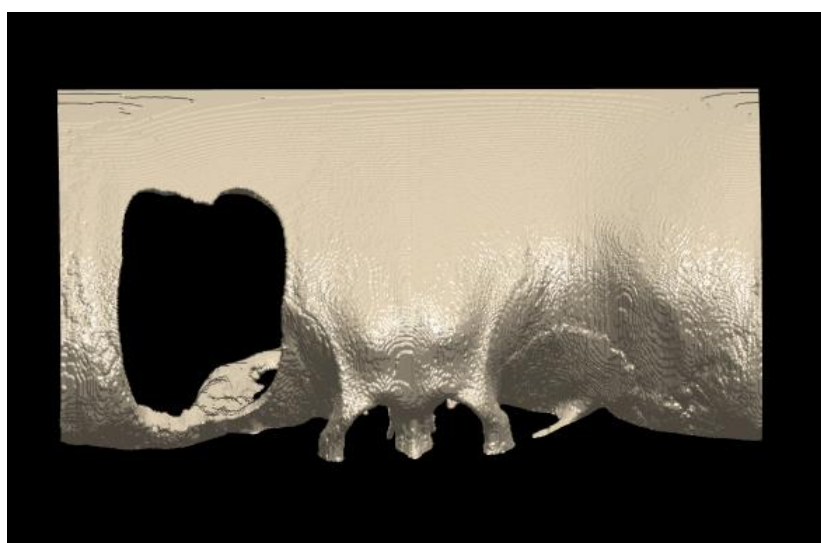


圖 3.10 極座標完整轉換後的 CT 影像

資料來源：本研究整理

3.4 鏡射完整部分到破損區域

經過極座標轉換後，將圖 3.10 從中線分割並將右邊完整部分鏡射到左邊，如圖 3.11，讓演算法進行對位演算；藍色為準備進行形變部分，黃色為固定不變之部分，圖 3.11 為使用於對位之影像。

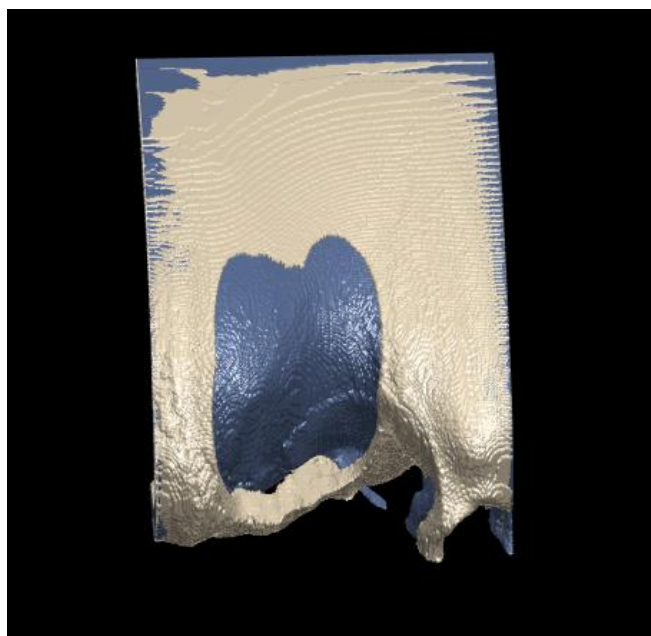


圖 3.11 鏡射右半部到左半部破損區域

資料來源：本研究整理

3.5 影像對位法：Demon registration

本研究所使用的演算法為影象對位法中的 Demon registration(Thirion, 1998)，是一種原用於核磁共振成像 (Magnetic Resonance Imaging, MRI) 影像之對位的演算法，Demon registration 在 MRI 影像的對位中相當準確 (Castro, Pollo, Cuisenaire, Villemure, & Thiran, 2006)，Demon registration 是以光流法 (Optical flow) 為基礎原理來進行編寫而成，以下為詳細說明胎演算法之原理、演算過程及收斂方法。

假設現有兩張影像欲進行影像對位，令目標影像為 F ， f 為目標影像 F 上的影像強度；形變對位影像為 M ， m 為形變影像 M 上的影像強度，其位移 (速度) u 為：

$$u = \frac{(m-f)\nabla f}{|\nabla f|^2 + (m-f)^2} \quad (2)$$

而 Demon registration 的 cost function 為：

$$E(U) = \|F - M \cdot (S + U)\|^2 + \frac{\sigma_i^2}{\sigma_x^2} \|U\|^2 \quad (3)$$

其目標為尋找函數 $E(U)$ 之最小值， S 為影像 M 的形變區域，藉由每次疊帶更新為 $S \leftarrow S + U$ ， σ_i 與 σ_x 為一常數代表影像強度之不穩定性（影像雜訊）與變形的不穩定性。

我們將函數 $E(U) = \|F - M \cdot (S + U)\|^2 + \frac{\sigma_i^2}{\sigma_x^2} \|U\|^2$ 代入影像中的每個像素點 p 可得到每一像素點對位的函數為：

$$E(u) = \|f - m + u \nabla m\|^2 + \frac{\sigma_i^2}{\sigma_x^2} \|u\|^2 \quad (4)$$

其中 f 為影像 F 在像素點 p 的強度， m 為形變區域 $M \circ S$ 的強度， u 為位移量，在每次迭代後依照 p 點位置更新， ∇m 為像素點 p 的梯度值。

在計算 $E(u)$ 過程中，在每一迭代更新後像素點 p 皆會移動，其移動距離為位移量 u ，像素點 p 每代之位移量 u 為：

$$u = \frac{f - m}{\|\nabla m\|^2 + \frac{\sigma_i^2}{\sigma_x^2}} \nabla m \quad (5)$$

再以函數 $E(u)$ 為根據，一次微分後可獲得梯度誤差函數 ∇E ：

$$\nabla E(u) = 2(\nabla m)^T (f - m + u \nabla m) + 2 \frac{\sigma_i^2}{\sigma_x^2} u \quad (6)$$

本研究所使用的收斂方法為梯度下降法（gradient descent algorithm）(Madgwick, Harrison, & Vaidyanathan, 2011)，將梯度最小化為目標，也就是尋找 ∇E 之最小值，函數 ∇E 為計算每次迭代後像素點 p 的梯度誤差值，若 ∇E 為零則代表對位成功迭代停止，收斂；若不為零則繼續迭代直到結束取得最小值。

3.6 提取修補假體部分及細節後處理

在完成對位後的初始結果如圖 3.12 (a) 所示，藍色部分經過形變後已重合到欲修補之黃色部分，將已完成對位變形之藍色修補部分單獨提取出來後如圖 3.12 (b) 所示。由於藍色部分為原頭顱右半部分之鏡像，因此需要提取出修補假體。第一步驟為將藍色部分與黃色部分相減，結果如圖 3.12 (c)，相減後會存留著主要的修補假體與其他碎塊，接著再將所有碎塊編號，並留下體素 (voxel) 值最大的部位，如圖 3.12 (d)，此部位即為初步提取出之修補假體部分。

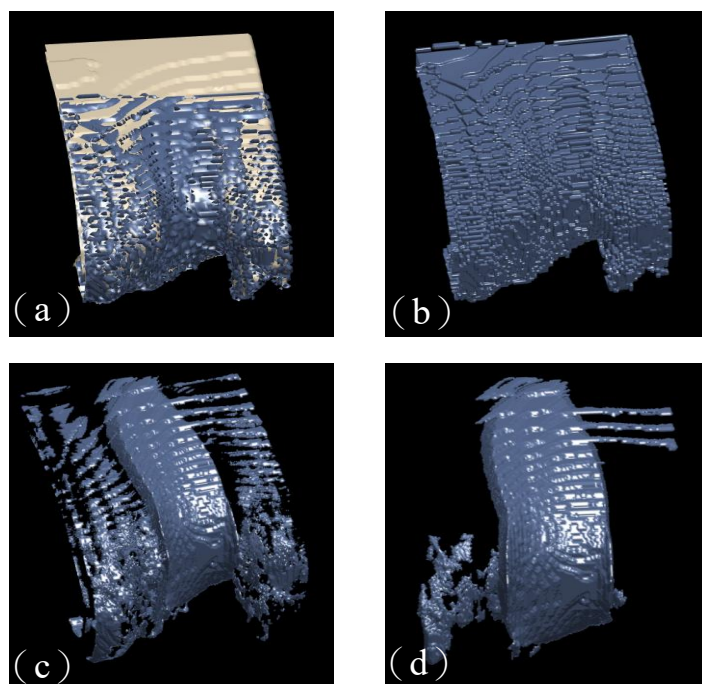


圖 3.12 (a) 對位結果圖、(b) 已完成對位變形之藍色修補部分、
(c) 藍色部分與黃色部分相減之結果、(d) 初步修補假體部分

資料來源：本研究整理

在獲得假體部分後，第二步驟為邊緣修飾與平滑化等細節的後處理，將表主要修補假體先進行平滑化，結果如圖 3.13 (a)，但平滑化後還是存在著許多不需要的雜訊部分，如圖 3.13 (b) 紅圈部分，為了刪除雜訊部分，先將修補假體與破損頭顱組合並取邊緣交集部分再將之減去，如圖 3.13 (c)，最後再將剩餘的零散碎塊刪除，最後所獲得的部份圖 3.13 (d) 便是本研究之目標，顱骨修補假體部分。

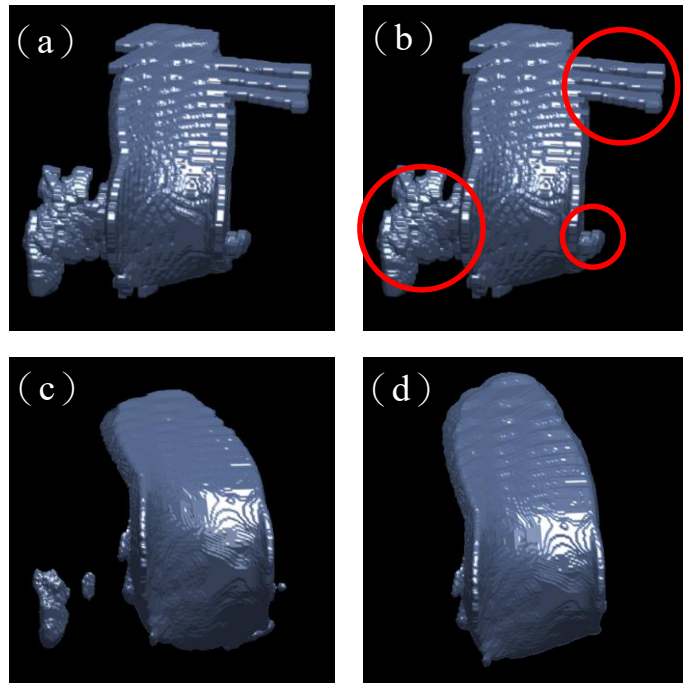


圖 3.13 (a) 平滑化後之結果、(b) 雜訊部分示意圖、(c) 修補假體初步刪減雜訊結果、(d) 後處理完成顱骨修補假體部分

資料來源：本研究整理

最後再將顱骨修補假體從極座標形式轉換直角座標形式，並與原破損顱骨結合，結果便如圖 3.14 所示，從 3.1 到 3.6 此一整體流程便為本研究修復顱骨破損之完整方法。

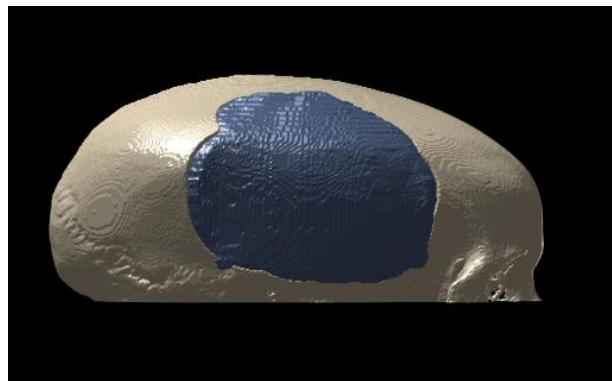


圖 3.14 最終修補假體與破損顱骨結合之結果

資料來源：本研究整理

3.7 線性內插法縮圖

由於 Demon registration 在實際進行影像對位過程中存在著過於耗時的問題，因此本研究提出應用線性內插法(Malvar, He, & Cutler, 2004)將原圖影像縮小以降低演算時所使用到之資料量並加速演算速度達到減短演算法所需的時間。

本研究將於第四章部分探討使用原圖影像與使用經過線性內插法縮圖之影像之差異。

3.8 造驗證使用之破損顱骨

接下來第四章為研究驗證與討論，本研究將會使用一完整未破損之顱骨，其完整顱骨如圖 3.15，在其表面隨機挖洞，其隨機生成設定位於表 3.1，製造出破損顱骨後接下來便是使用本研究所提出之方法來修補破損部位，並對結果進行分析與比較。

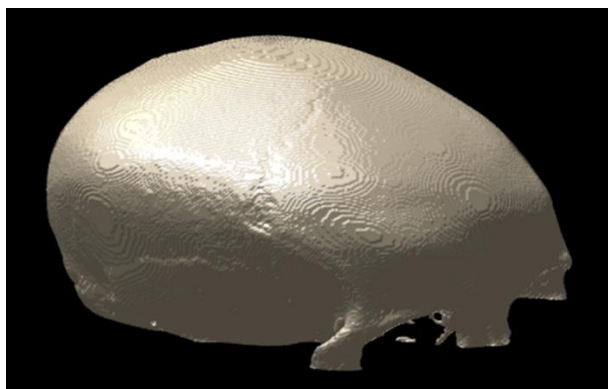


圖 3.15 完整顱骨

資料來源：本研究整理

表 3.1 隨機挖洞數值設定

挖洞次數	固定 100 次
圓形大小	50~63
x 座標生成範圍	0~80
y 座標生成範圍	0~100
z 座標生成範圍	15~55

資料來源：本研究整理

挖洞次數固定為 100 次，並使用半徑為 50 到 63 之間的圓進行挖洞，圓生成位置設定， x 範圍設定在 0 到 80 之間； y 範圍設定在 0 到 100 之間； z 範圍在 15 到 55 之間，以上數據皆為隨機生成，每次挖洞結果皆不同，並做出破損顱骨案例，破損顱骨結果如圖 3.16 所示。

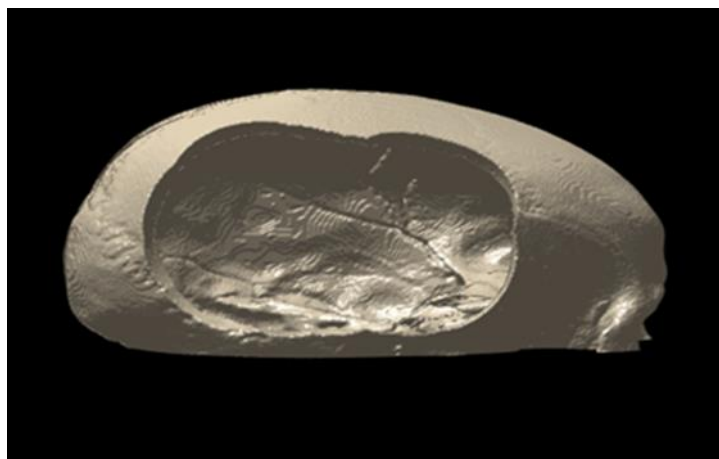


圖 3.16 破損顱骨案例

資料來源：本研究整理

若欲驗證破損顱骨之修補結果，必須要有衡量修補結果之計算公式，其為：

$$rr = \frac{rv}{fv + mv} \times 100\% \quad (7)$$

$$fv = ov - prv$$

$$mv = prv - ov$$

$$rv = prv - fv - mv$$

ov：原缺損部位體積

prv：修補假體總體機

fv：prv 溢補體積

mv：prv 與 ov 未重疊部分

rv：ov 與 prv 重疊部分

rr：修復率

第四章 實驗驗證與分析

本研究將使用一個完整顱骨，如下圖 4.1，並在上面隨機挖洞後再進行修補以驗證本研究所提出的自動修補顱骨演算法之可行性並且比較幾項方法之差別，差別如下表 4.1 所示。

表 4.1 使用修補方法差別

使用方法	與本研究提出方法之差別	目的
直角座標形式修補顱骨	顱骨座標形式	比較修補結果
本研究所提出標準方法	無	比較修補結果並 驗證可行性
以不同倍率的線性內插縮小顱骨進行修補	顱骨影像資料大小	比較所花費時間 與修復結果
多案例驗證	無	驗證本研究提出 方法之穩定性

資料來源：本研究整理：

其比較目的在於證明：

1. 以直角座標形式與極座標形式同時修補相同破損顱骨，並驗證在極座標形式下修補顱骨確實優於在直角座標形式下修補顱骨及驗證本研究方法之可行性。
2. 在同為極座標形式下以不同倍率的線性內插縮小顱骨證明使用內插法可有效降低時間且同時保有準確度。
3. 本研究將之製造出進行破損大小與位置為隨機之多個案例顱骨並進行修復修補，並分析其結果以驗證本研究所提出方法之穩定性。

表 4.2 為本研究所使用電腦軟硬體資料，包含：CPU 規格、記憶體規格及作業系統環境及本研究所使用軟體工具，在未來可做為其他研究參考使用。

表 4.2 電腦軟硬體資料

電腦硬體資料及使用軟體	說明
CPU 規格	Intel® Core™ i7-4720HQ
記憶體大小與時脈	12GB / DDR3L 1333
作業系統	Windows 10 家用版 / 64 位元
使用軟體	MATLAB R2016a

資料來源：本研究整理

4.1 使用極座標修補與直角座標進行修補之差異

4.1.1 以直角座標形式修補破損顱骨

本研究之修補方法提出使用極座標形式來進行修補，為了驗證在此方法中，極座標形式下的修補優於直角座標形式下的修補，本研究也以直角座標形式下修補相同案例，並比較其差異。

下圖 4.1 為此次修補之隨機破損顱骨影像，破損率為 17.55%，破損部分位於顱骨側邊，屬於較大範圍之破損。

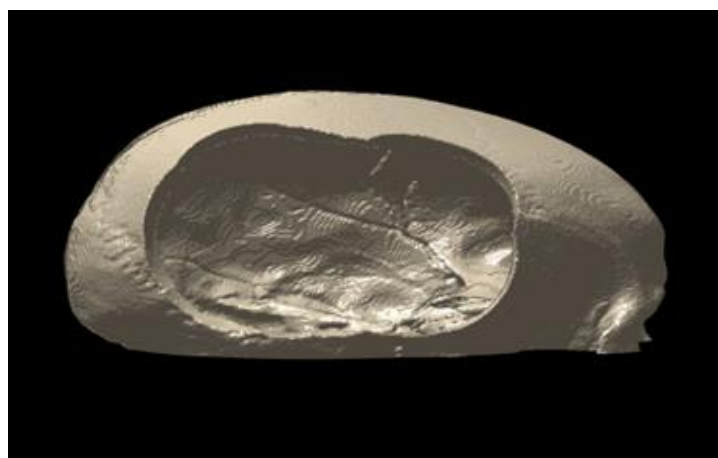


圖 4.1 破損顱骨影像

資料來源：本研究整理

使用直角座標與極座標的差別在於直角座標是使用正常顱骨影像進行對位，詳細影像說明如下圖 4.2 (a)、(b) 所示。圖 4.2 (a) 為從顱骨中線切割分成左右兩部分，並將藍色部分鏡射到黃色部分準備進行對位，如圖 4.2 (b) 所示，而接下來之自動修補演算法便皆與標準方法相同。

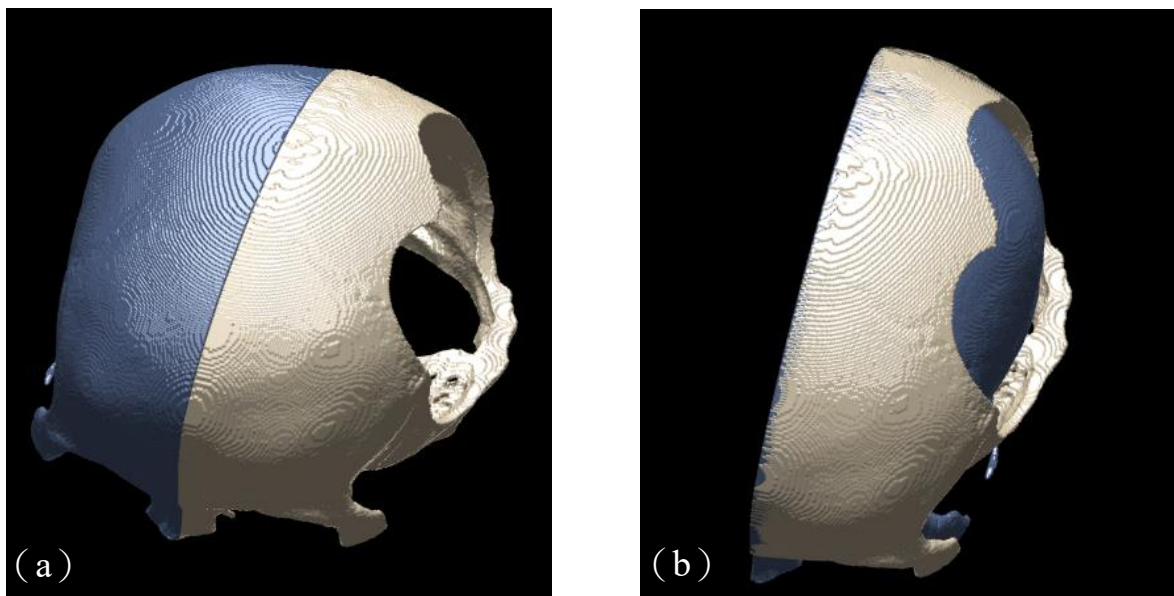


圖 4.2 (a) 從中線切割分成左右兩部分、(b) 將藍色部分鏡射完準備對位

資料來源：本研究整理

以直角座標形式修補結果影像如下圖 4.3 所示，其詳細結果分析將於以極座標形式修補相同破損顱骨後一同於 4.1.3 比較。

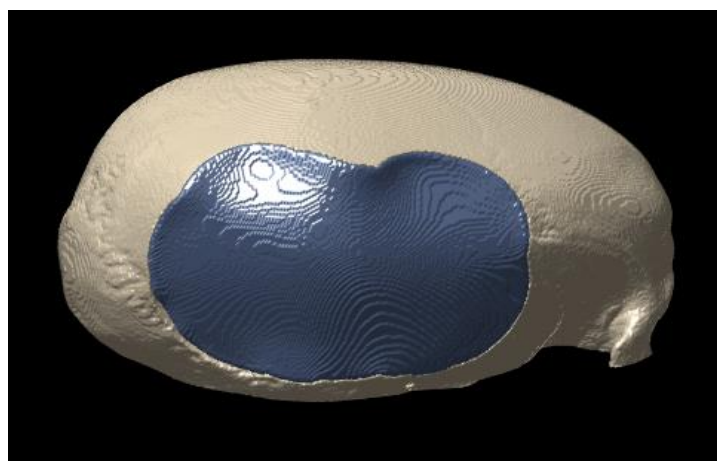


圖 4.3 以直角座標修補破損顱骨之結果圖

資料來源：本研究整理

4.1.2 以極座標形式修補破損顱骨

本研究所提出的方法為以極座標取代直角座標形式來修補破損顱骨，其初始步驟為將直角座標顱骨影像轉換為極座標影像，其轉換後結果如下圖 4.4 所示。

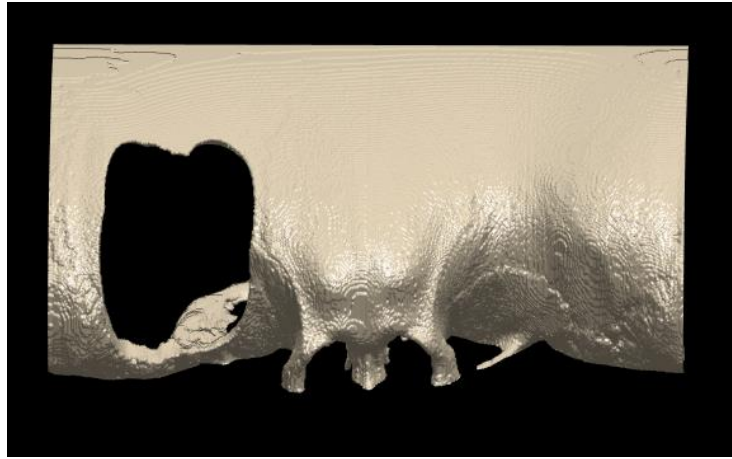


圖 4.4 極座標形式下之破損顱骨影像

資料來源：本研究整理

接下來也同樣將完整區域鏡射到缺損區域，在此需要注意的是由於經過極座標轉換，其破損區域從原本的右邊轉移到左邊，因此在此要鏡射的為右半部分而不是左半部分。其分割圖與鏡射結果圖如下圖 4.5 (a)、(b) 所示。

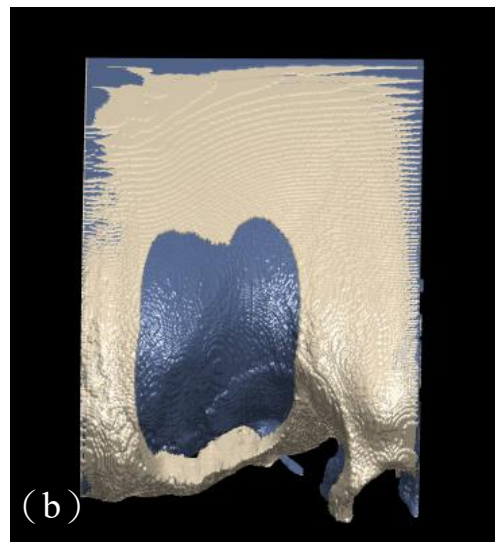
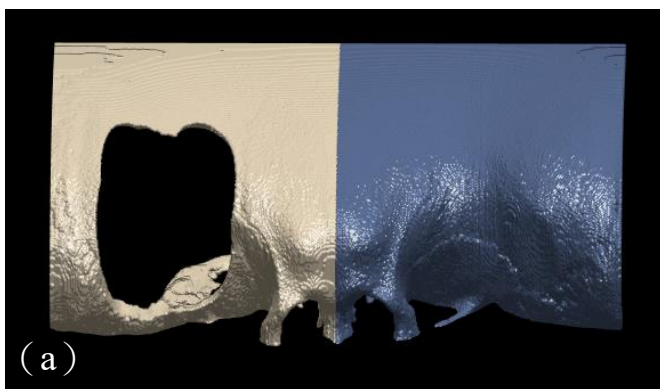


圖 4.5 (a) 從中線切割分成左右兩部分、(b) 將藍色部分鏡射完準備對位

資料來源：本研究整理

以極座標形式修補結果影像如下圖 4.6 所示，其詳細結果分析將於下一小節 4.1.3 一同比較。

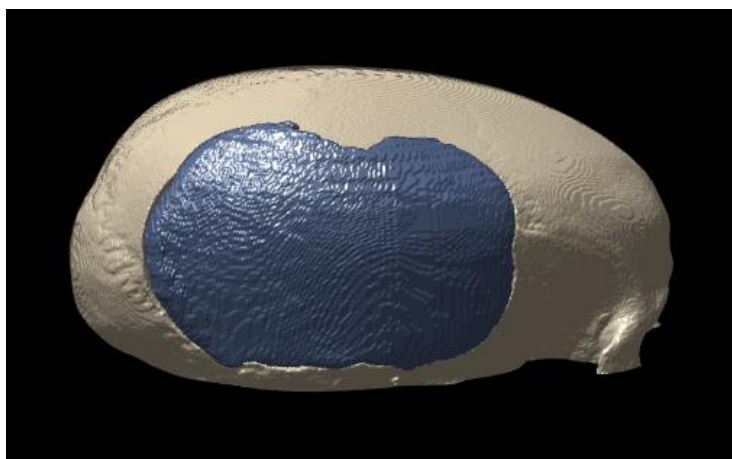


圖 4.6 以極座標修補破損顱骨之結果圖

資料來源：本研究整理

4.1.3 直角座標形式與極座標形式修補結果比較

表 4.3 直角座標與極座標修補結果資料

座標形式	修復率	所耗時間
直角座標	17.64%	10.16 小時
極座標	36.34%	6.32 小時

資料來源：本研究整理

以直角座標形式與極座標形式修補之結果詳細資料於上表 4.3 所列，原案例破損顱骨以直角座標形式修補後，其修復率為 17.64%；而以極座標形式修補後修復率升高到 36.34%，其修復率提升 18.7%，修復率的改善達到兩倍的提升。

演算法自動修補所耗時間也從原先的 10.16 小時降低到了 6.32 小時，其演算時間減少 3.84 小時，有效的降低演算所耗時間之 38.7%。

本研究推測其修復率提升與降低演算時間的原因在於修補圖形之差異，破損顱骨在直角座標形式中為類似橢圓形之形狀，如圖 4.7 (a)，但在極座

標形式中為單條曲線形狀，如圖 4.7 (b)，修補圖形從似橢圓形變成單條曲線，降低了其修補難度，進而達到改善修復率。

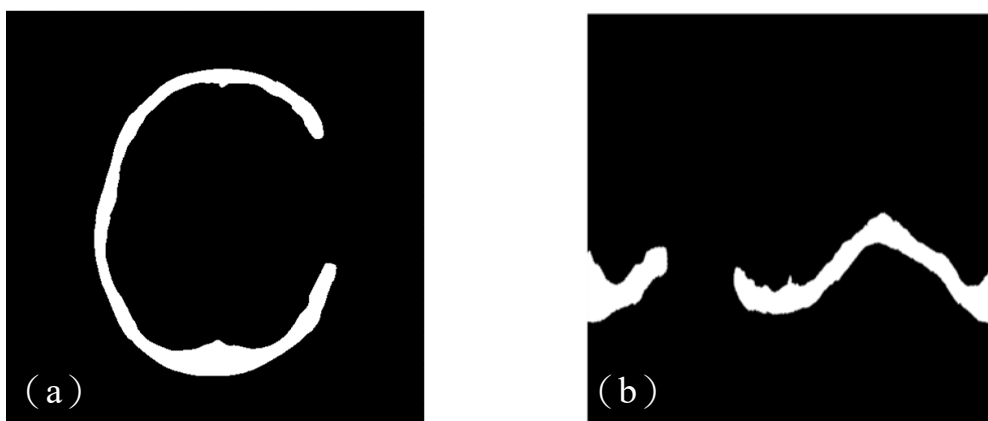


圖 4.7 (a) 直角座標形式下顱骨圖形、(b) 極座標形式下顱骨圖形

資料來源：本研究整理

除了從表 4.1 來進行分析比較外，本研究也從修復結果之影像進行分析。儘管從原先修補結果影像圖 4.3 觀察中可發現其修補假體與破損顱骨邊緣有效吻合，但從下圖 4.8 (a)、(b) 另一角度觀看以直角座標形式修補顱骨之結果影像可發現其紅線標示區域中為凹陷部分，此一現象為顱骨修補假體在影像對位之過程中已變形失真，導致顱骨修補假體最終形狀內凹，如圖 4.8 (a)，且並未與邊緣呈現連續弧形之形狀，如圖 4.8 (b)，因此以直角座標所修補出來之顱骨修補假體之結果不佳，無法於臨床手術中使用。

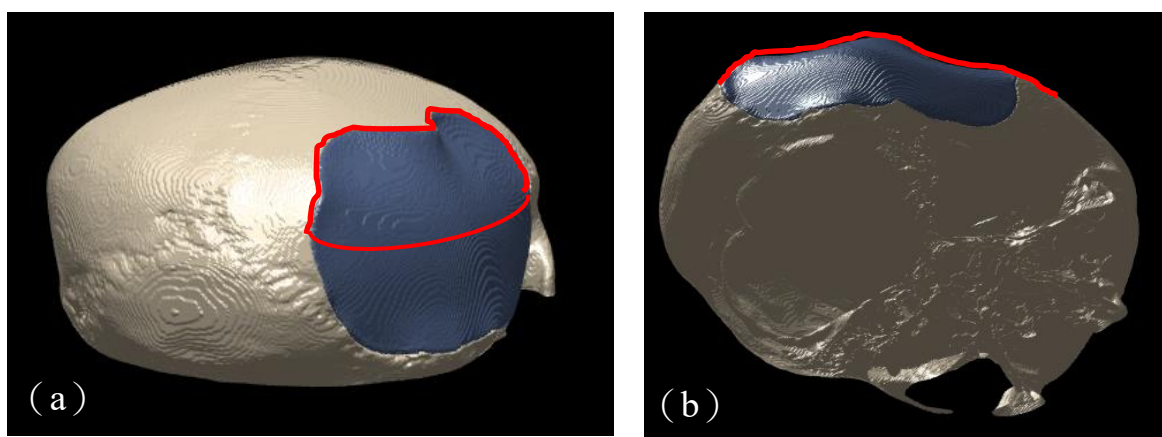


圖 4.8 (a) 顱骨修補假體內凹、(b) 顱骨修補假體未呈現連續之弧形

資料來源：本研究整理

在從圖 4.6 以極座標修形式修復之結果影像觀察中可發現其修補假體與破損顱骨之邊緣也達到有效吻合，再從與圖 4.8 相同角度觀察極座標形式修補之結果影像，如圖 4.9 所示，其中圖 4.9 (a) 從相同紅線標示區域可發現極座標修補之修補假體並未存在凹陷之問題，圖 4.9 (b) 中的紅線與邊緣呈現連續弧形之形狀，有此結果可得知本研究所提出使用極座標形式來修補破損顱骨優於以直角座標形式修補且確實有效之方法。

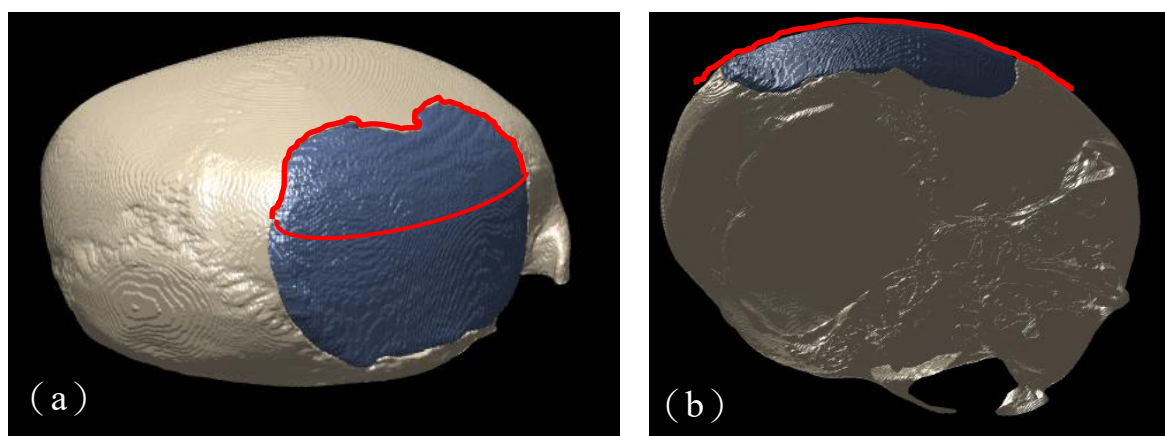


圖 4.9 (a) 顱骨修補假體未內凹、(b) 顱骨修補假體呈現連續之弧形

資料來源：本研究整理

4.2 分析比較使用不同倍率線性內插法之時間差異

在驗證完本研究所提出以極座標形式修補之方法不論在修復率、時間及從影像觀察上皆優於以直角座標形式修補後，本研究認為儘管以極座標形式修補所耗時間優於以直角座標形式修補所耗時間，但是 6.32 小時仍舊存在著過於耗時之問題。因此本研究於第 3.7 章節中提出使用線性內插法以縮小影像資料進一步加速演算度，並且降低演算時所耗時間。本章節 4.2 之目的為探討線性內插法縮圖之倍率在多少時會達到最佳縮圖之倍率。

本章節將比較原始影像未縮圖、使用線性內插法將影像縮小成二分之一、四分之一、六分之一以及八分之一，共四種影像資料來修補破損顱骨，並分析比較四者之結果。在本次分析中所使用之案例破損顱骨為與第 4.1 節所使用之破損顱骨為同一案例，其修復率、所耗時間如下表 4.4 所示。其修補結果圖如圖 4.10 所示，修補假體單獨影像如圖 4.11 所示。

表 4.4 原始影像與不同倍率之線性內插修補結果

影像大小	修復率	所耗時間
原始影像	21.5%	6.32 小時
縮小二分之一	27.05%	52.12 分鐘
縮小四分之一	43%	4.67 分鐘
縮小六分之一	55.24%	1.16 分鐘
縮小八分之一	41.75%	41.27 秒

資料來源：本研究整理

從表 4.4 中可發現，縮小二分之一時，所耗時間降低到了 52.12 分鐘，其時間已明顯的降低了 86.26%；修復率提升到了 27.05%，但修復所耗時間仍然偏高；在縮小四分之一時，其時間更是顯著的降低到了 4.67 分鐘，所耗時間已降低高達 98.77%，且修復率更提高到了 43%，達到 2 倍之多；在縮小六分之一時，時間已降低到了 1 分鐘左右，且修復率已高達 55.24%，達到最高；而在縮小八分之一時，時間則是更降低到了只剩 41.27 秒，已降低將近 100% 的時間，但修復率反而降低到 42.96%，若以正常來說，原始未縮圖縮進行修補之結果，因其資料量最完整，所以其修補結果應為最佳

結果，但實際結果卻是縮小六分之一為最佳結果。造成此現象之原因，本研究認為適度的縮小可以去掉不重要的細節，使得對位可以更佳專注在大局觀上。

影像對位完後其顱骨修補假體結果之雜訊過多如圖 4.10(e)、4.11(e) 紅圈所示。本研究認為縮小八分之一存在著不穩定性，而縮小六分之一在時間上已做到大幅縮短且也未有失真的情形發生，因此本研究認為線性內插縮小六分之一為最佳倍率。

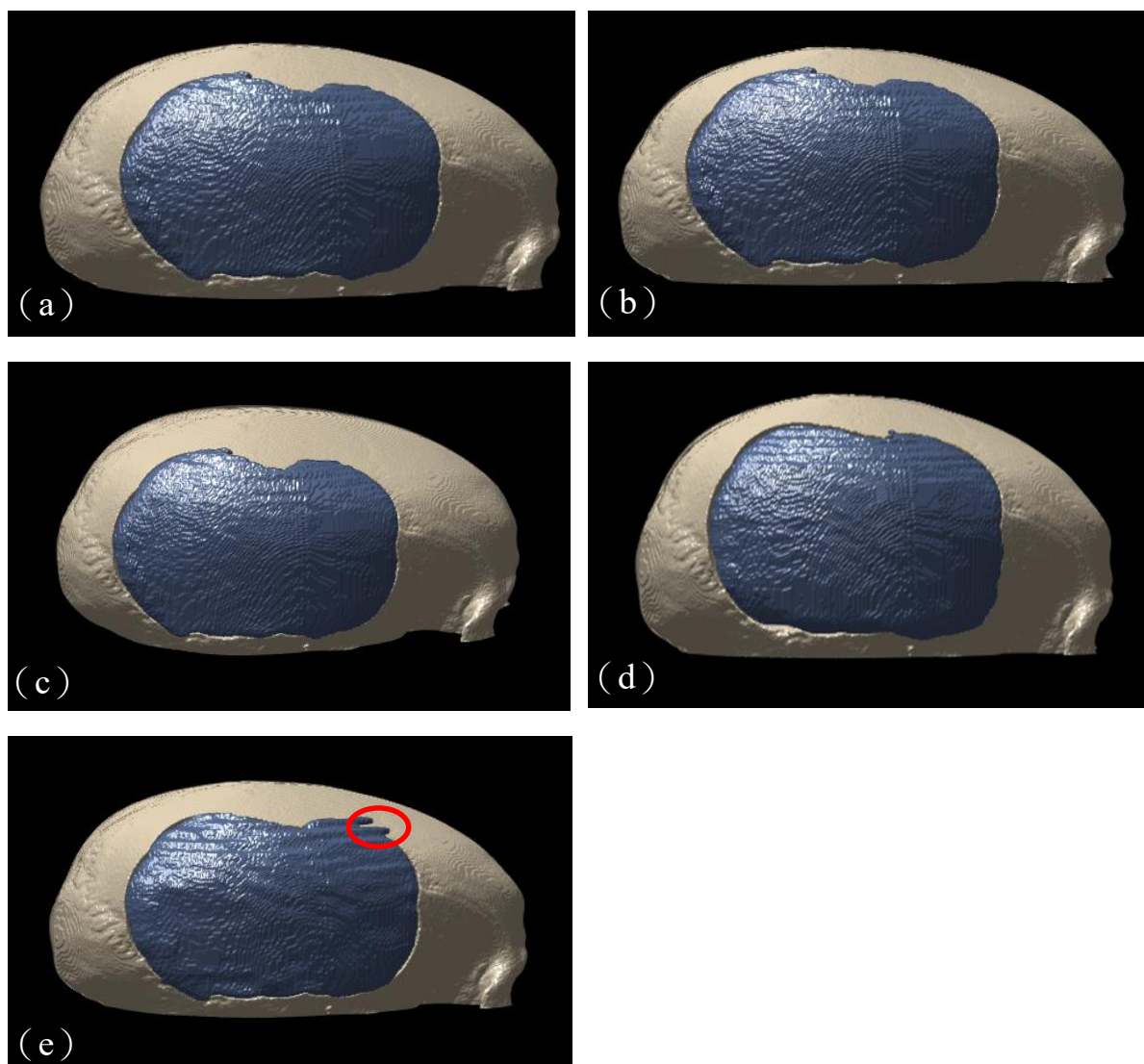


圖 4.10 (a) 未縮圖原始影像修補結果圖、(b) 縮圖二分之一結果圖、(c) 縮圖四分之一結果圖、(d) 縮圖六分之一結果圖、(e) 縮圖八分之一結果圖

資料來源：本研究整理

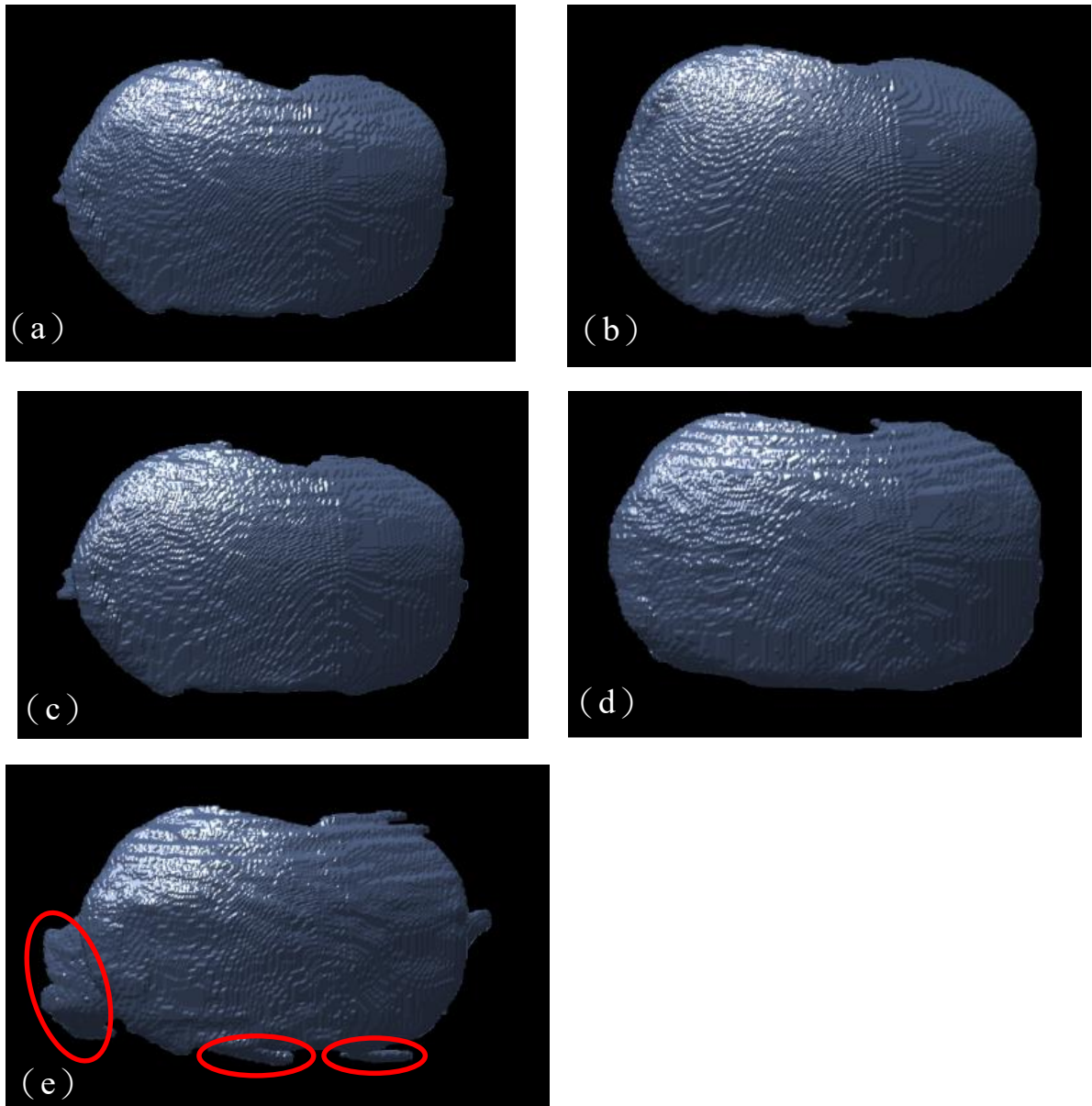


圖 4.11 (a) 未縮圖原始影像顱骨修補假體結果圖、(b) 縮圖二分之一結
修補假體果圖、(c) 縮圖四分之一修補假體結果圖、(d) 縮圖六分之一
修補假體結果圖、(e) 縮圖八分之一修補假體結果圖

資料來源：本研究整理

將其修復率與時間做成折線圖如下圖 4.12 所示，圖中 y 軸為修復率，x 軸為時間，因未縮圖所耗之時間過長所以時間部分已對數方式來表達方便比較，從圖中可以觀察出縮小六分之一的修復率最高且時間也是第二低的因此從上述之分析可驗證在線性內插法六分之一倍率縮圖下進行本研究提出之影像對位法可顯著的縮短演算時間又可保有準確度。

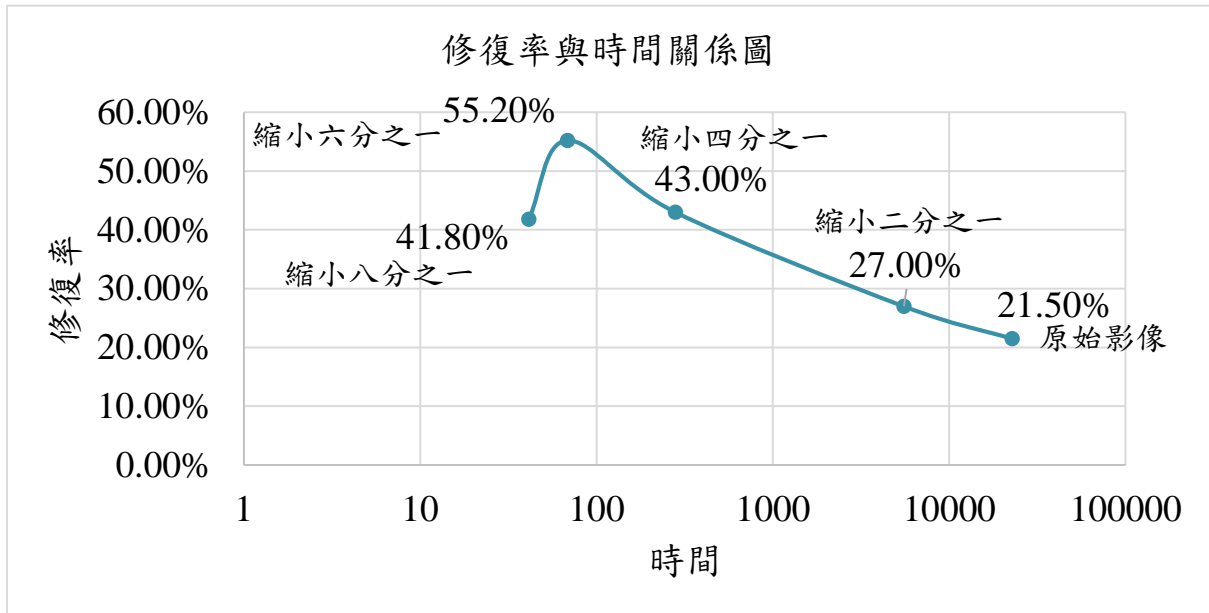


圖 4.12 修復率關係圖

資料來源：本研究整理

4.3 多案例驗證

本研究為驗證使用線性內插法六分之一倍率縮圖之穩定性，在此章節製造了 14 個隨機破損顱骨案例，並將逐一修補，並探討其修補結果是否可保持穩定，在加速演算法降低所耗時間外同時保準確度。

本研究將製造 14 個隨機破損顱骨案例，其中包含了側腦大、小面積破損、測腦延伸到前額之轉折部位以及側腦延升到後腦勺之轉折部位共四種情境狀況來驗證在不同情況下本研究所提出之自動修補法皆能穩定執行。

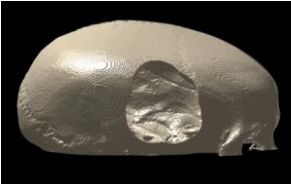
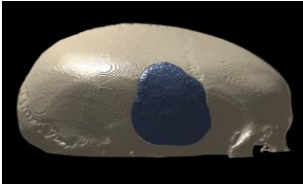
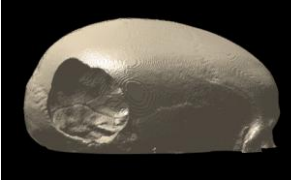
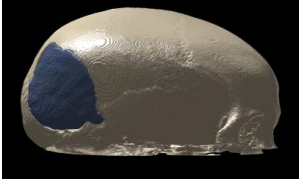
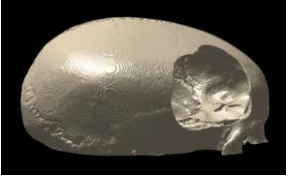
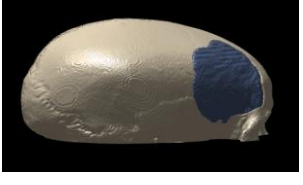
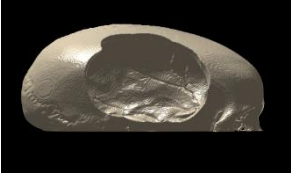
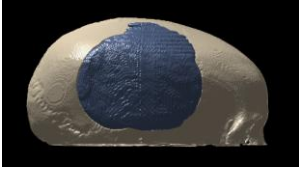
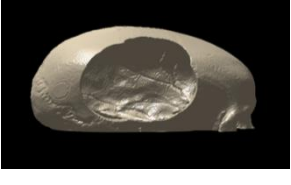
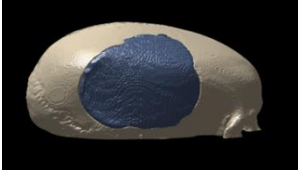
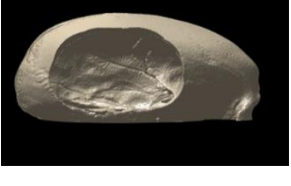
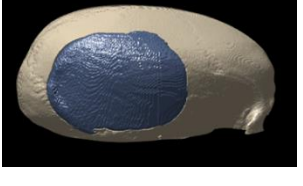
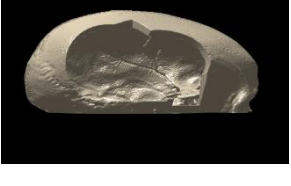
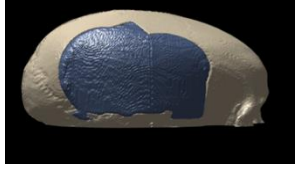
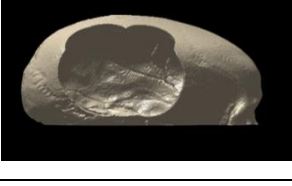
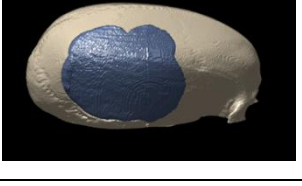
下表 4.5 為前 14 個隨機破損顱骨案例製造的參數設定，表 4.6 為其破損顱骨案例修補結果之詳細資料。

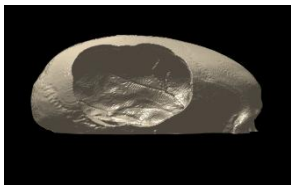
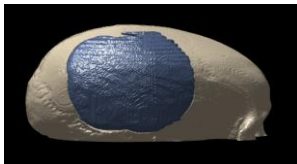
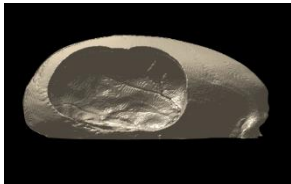
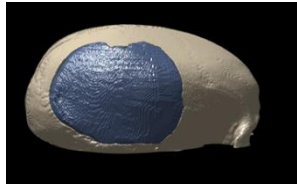
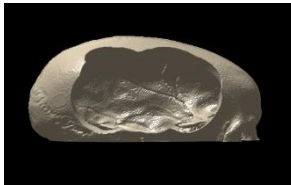
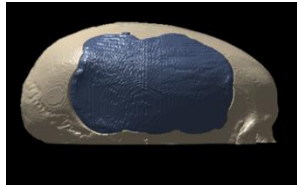
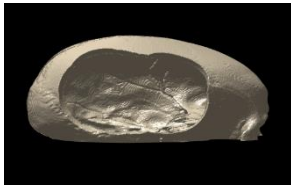
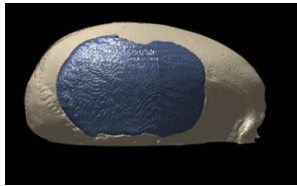
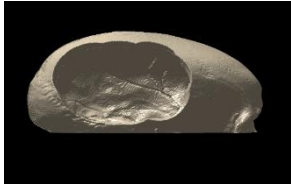
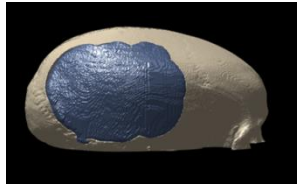
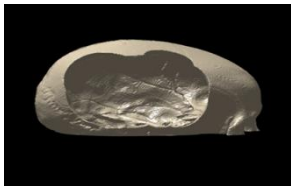
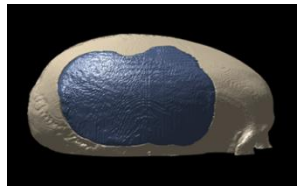
表 4.5 隨機破損顱骨參數設定

案例編號	挖洞次數	圓形大小	x 座標生成範圍	y 座標生成範圍	z 座標生成範圍
CASE 1.	80	25~48	100~150	50~150	15~55
CASE 2.	80	25~48	300~350	50~150	15~55
CASE 3.	80	25~48	75~125	50~150	25~65
CASE 4.	100	40~65	200~350	50~150	15~55
CASE 5.	100	40~65	200~350	50~150	15~55
CASE 6.	100	40~65	200~350	50~150	15~55
CASE 7.	100	40~65	200~350	50~150	15~55
CASE 8.	100	40~65	200~350	50~150	15~55
CASE 9.	100	40~65	200~350	50~150	15~55
CASE 10.	100	40~65	200~350	50~150	15~55
CASE 11.	100	40~65	200~350	50~150	15~55
CASE 12.	100	40~65	200~350	50~150	15~55
CASE 14.	100	40~65	200~350	50~150	15~55

資料來源：本研究整理

表 4.6 破損顱骨修補結果詳細資料

案例編號	破損顱骨影像	修補結果影像	修復率	所耗時間
CASE 1.			2.29	1.8 分鐘
CASE 2.			1.31	1.08 分鐘
CASE 3.			1.49	56.6 秒
CASE 4			1.08	1.44 分鐘
CASE 5			0.97	1.51 分鐘
CASE 6			0.56	1.83 分鐘
CASE 7			0.68	1.47 分鐘
CASE 8			0.76	1.29 分鐘

案例編號	破損顱骨影像	修補結果影像	修復率	所耗時間
CASE 9			0.7	1.68 分鐘
CASE 10			0.53	0.35 分鐘
CASE 11			0.65	56.6 秒
CASE12			0.67	1.22 分鐘
CASE 13			0.54	56 秒
CASE 14			0.59	1.26 分鐘

資料來源：本研究整理

上述案例中 CASE 1、2、3 為小面積破損，其中破損位子又可細分為 CASE 1. 位於側腦區域、CASE 2. 位於側腦延升到後腦勺之位子、CASE 3. 則位於側腦延升到前額區域，從另一角度圖 4.13(a)、(b)、(c) 分別觀察 CASE 1、2、3. 可發現其修補區域皆與邊緣保有連續弧形，在外觀修補上已是成功。由 CASE 2. 及 3. 可驗證本研究所提出之方法不只可以修補一般側腦破損部位，在側腦延升到後腦勺及前額等角度較大之變化區域本研究之自動修補法也可克服其大角度之變化。

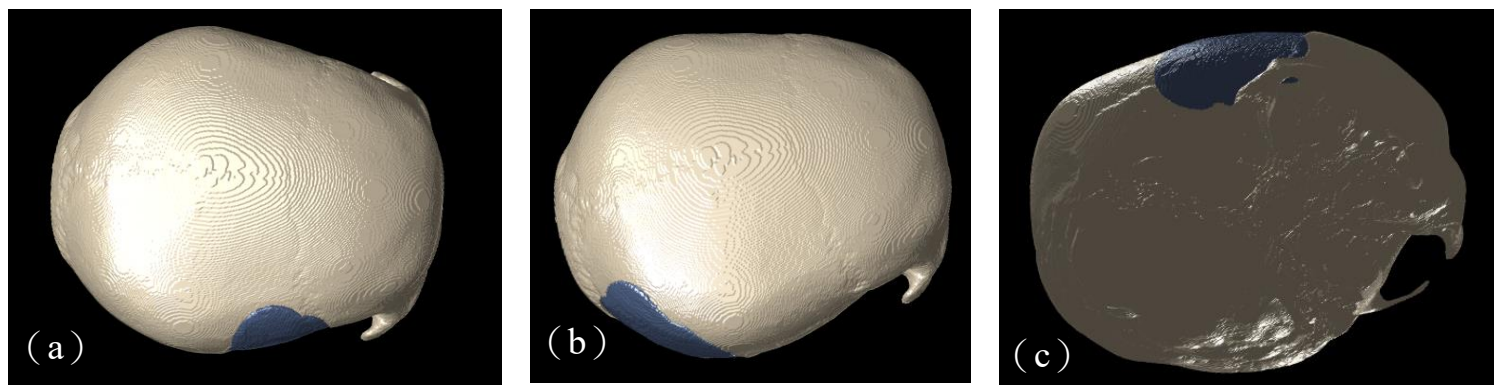


圖 4.13 (a)、(b)、(c) 皆可觀察出其與破損邊緣保有弧形之連續性

資料來源：本研究整理

而在 CASE 4. 到 14. 中皆為側腦大面積破損區域，也是在臨床上較常遇到之破損區域，其修補結果圖，如表 4.6，可觀察出顱骨缺損假體與破損邊緣吻合也與破損區域保有連續之弧形如圖 4.14 俯視圖所示，因此可推論為修補成功，從 CASE 4. 到 14. 案例中驗證了本研究所提出之方法對於大面積之側腦破損可做到有效之修補。

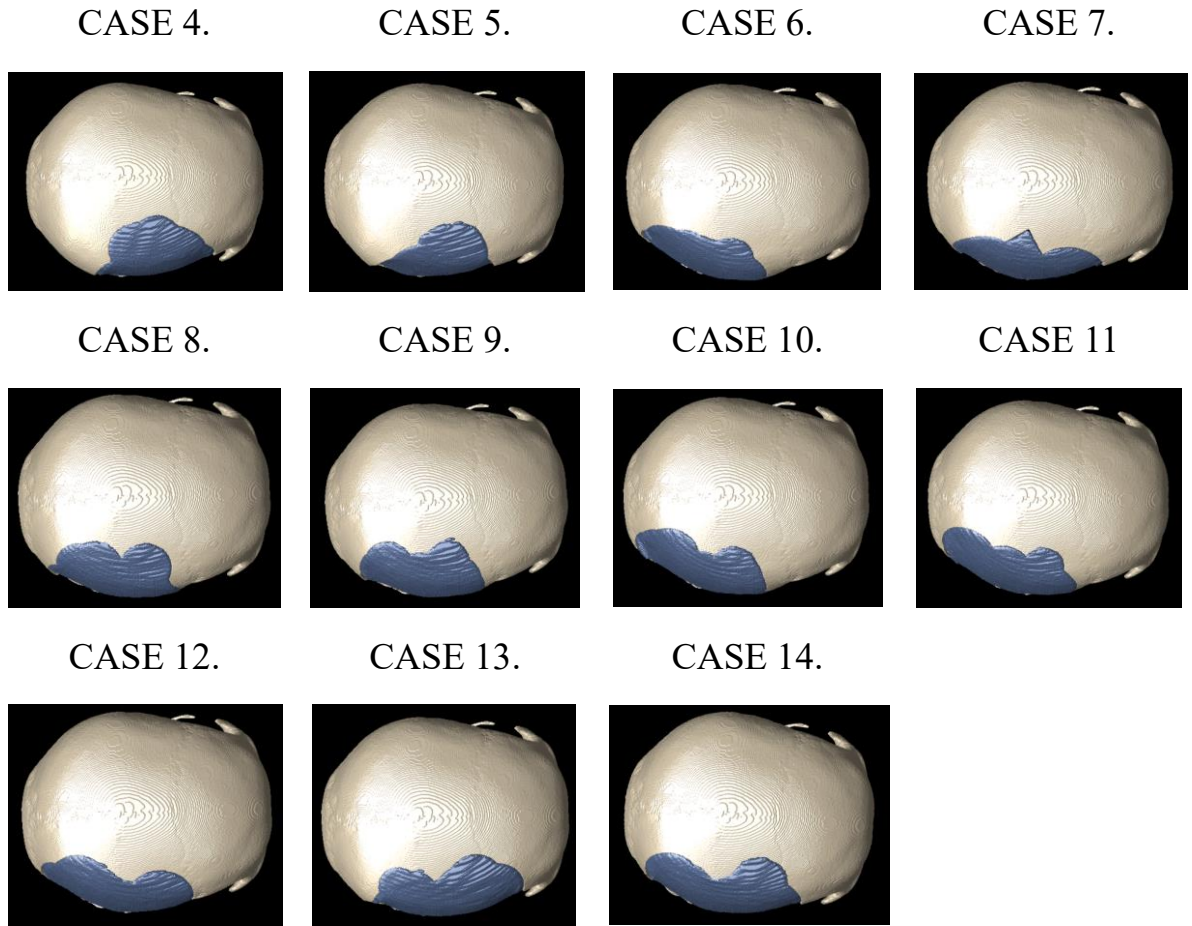


圖 4.14 CASE 4.到 14.修補結果俯視圖

資料來源：本研究整理

第五章 結論

5.1 結論

本研究期望使用演算法自動化修補顱骨缺損部位，藉此取代或幫助工程師繪圖並改善降低現行顱骨成形手術中的前製程時間，加速顱骨修補假體的製作。

本研究所提出利用 Demon registration 及極座標轉換之自動顱骨缺損修復修補演算法在第四章進行驗證。在 4.1 章節中驗證在使用直角座標形式進行修補的情況下，修補假體會有過度變形失真的問題，導致假體內凹及與破損邊緣為保有連續之弧形，導致做出的顱骨修補假體無法使用；而以極座標形式修補，也就是本研究所提出之自動修補法，其修補結果顱骨缺損假體與破損顱骨之邊緣保有連續之弧形，證明了使用極座標形式下的影像進行修補優於使用直角座標形式進行修補及本研究方法之可行性。

在第 4.2 章節中探討不同倍率之線性內插縮小影像對本研究修補方法所耗時間及結果的影響中，八分之一倍率縮圖其所耗時間降低了將近 100%，但其縮圖過小導致資料量不足過於粗糙因此做出的修補假體存在許多雜訊；而在六分之一倍率縮圖中其時間也降低了 98%且其修復率也未降低，其作出之修補假體也未有雜訊過多之問題，因此本研究認為以線性內插法六分之一倍率縮圖搭配本研究所提出之自動修復方法可做到耗費較短時間且修補出可使用的顱骨缺損修補假體。

最後在第 4.3 章節中經由修補 14 個隨機挖洞製造出的缺損顱骨案例，來驗證六分之一縮圖倍率之穩定性，從修補結果分析中可驗證本研究所提出的修補方法成功的做出完整的顱骨修補假體，並且從修復率關係圖中也可看出本研究之修補方法呈現穩定修補的趨勢，由上述可得知本研究的自動化修補方法確實可行。

5.2 未來課題

在衡量修補率之方面尚存在著一些無法克服之問題，因在真實臨床中修補顱骨並未有標準答案，手術目標皆是希望患者在術後擁有良好對稱外觀，並非以患者原本顱骨形狀去重建，因此完整顱骨與挖洞後修補顱骨做為對比計算其修復率可發現其修復率偏低，但其實本研究所修補之顱骨缺

損假體存在著良好的邊緣吻合及與破損邊緣保有連續之弧形；希望未來可找到更加客觀的衡量公式來分析其修補結果。

若在未來本研究所提出之自動修補方法確實使用於真實案例時，因應於腦部可能因充血而腫脹，修補假體在實際手術上會做得比一般顱骨厚度還要薄，因此在未來若要實際使用，削薄本研究之修補方法做出的修補假體部分是必須的，下圖 5.1 即為一實際案例修補結果圖及削薄後結果在修補完成後本研究還進行將修補假體削薄之動作以利未來實際手術使用。

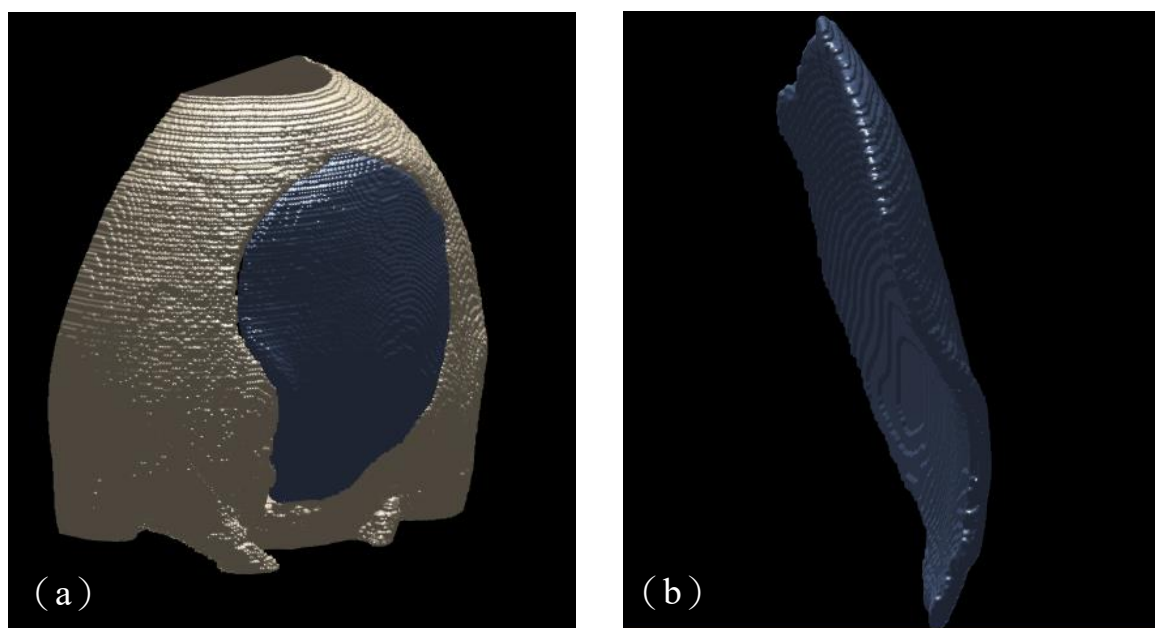


圖 5.1 (a) 實際案例修補結果、(b) 假體削薄後結果

資料來源：本研究整理

本研究所提出的修補方法主要是聚焦於單邊顱骨破損的案例，若患者情況為雙邊顱骨皆有破損化的話便無法使用鏡像對位。本研究認為未來可結合大數據，建立一龐大顱骨數據資料庫，在面對到雙邊顱骨皆破損的情況下，可從數據庫抓取出與破損顱骨大小及形狀相似之完整顱骨來進行影像對位修補，以一完整之顱骨來修補雙邊缺損顱骨，但建立資料庫需耗費龐大時間及眾多的完整顱骨資料，希望未來可建立此資料庫以利雙邊缺損顱骨進行自動化修復。

參考文獻

中文部分

1. 向琰，楊輝，黃其林，呂勝青，張春青(2013)。顱骨修補術後大面積鈦網外露 1 例。
中國醫藥科學第，3(22)，147-148。
2. 葉怡成 (2012)。 **測量學：21 世紀觀點**。 臺北市：臺灣東華書局。
3. 衛生福利部統計處 (2015)。住院手術人次統計—按就醫科別分【原始數據】。取自
<http://dep.mohw.gov.tw/DOS/lp-1937-113.html>
4. 龔煥文、陳杰峰、黃俊源、林仲祥與林牧熹 (西元 2012 年 1 月 19 日)。顱顏面骨
缺損之新式重建技術：鈦合金顱骨修復手術【台灣顏面整形重建外科醫學會】。取
自 http://www.tafprs.org.tw/data/data_detail.asp?id=7

英文部分

5. Castro, F. J. S., Pollo, C., Cuisenaire, O., Villemure, J.-G., & Thiran, J.-P. (2006). Validation of experts versus atlas-based and automatic registration methods for subthalamic nucleus targeting on MRI. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 1(1), 5-12.
6. Greboge, T., Grebogi, R. B., Rudek, M., & Junior, O. C. (2011). *Geometric Prosthesis Modeling to Skull Repairing Using Artificial Intelligence Methods*. Paper presented at the Proceedings of the 41st International Conference on Computers & Industrial Engineering, Los Angeles.
7. Hsu, J. H., & Tseng, C. S. (2001). Application of three-dimensional orthogonal neural network to craniomaxillary reconstruction. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 25, 477-482. doi:10.1016/S0895-6111(01)00019-2
8. Madgwick, S. O., Harrison, A. J., & Vaidyanathan, R. (2011). *Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm*. Paper presented at the Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference on.
9. Malvar, H. S., He, L.-w., & Cutler, R. (2004). *High-quality linear interpolation for demosaicing of Bayer-patterned color images*. Paper presented at the Acoustics, Speech, and Signal Processing, 2004. Proceedings.(ICASSP'04). IEEE International Conference on.
10. Marcelo, R., Osiris, C. J., & Thiago, G. (2013). A PSO application in skull prosthesis modelling by superellipse. *Electronic Letters on Computer Vision and Image Analysis*, 12, 1-12.
11. Matsuno, A., Tanaka, H., Iwamuro, H., Takanashi, S., Miyawaki, S., Nakashima, M., . . . Nagashima, T. (2006). Analyses of the factors influencing bone graft infection after delayed cranioplasty. *Acta Neurochirurgica*, 148(5), 535-540.

12. Park, J., & Hwang, J.-H. (2013). Where are We Now with Decompressive Hemicraniectomy for Malignant Middle Cerebral Artery Infarction? *Journal of cerebrovascular and endovascular neurosurgery*, 15, 61-66. doi:10.7461/jcen.2013.15.2.61
13. Rudek, M., & Greboge, T. (2011). USING GENETIC ALGORITHMS TO SUPPORT THE PROSTHESIS DESIGN IN THE CAD SYSTEM.
14. Rudek, M., Jahnen, A., Recherche, C. D., & Henri, P. (2013). a Prosthesis Modelling Method Based on Self-Adjusted Ellipses Descriptors of Skull Shape. 3195-3203.
15. Salmi, M., Paloheimo, K. S., Tuomi, J., Wolff, J., & Mäkitie, A. (2013). Accuracy of medical models made by additive manufacturing (rapid manufacturing). *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 41, 603-609. doi:10.1016/j.jcms.2012.11.041
16. Thirion, J.-P. (1998). Image matching as a diffusion process: an analogy with Maxwell's demons. *Medical image analysis*, 2(3), 243-260.
17. Yuan-Lin, L., Lu, C.-F., Lu, Yung-Nien, S., Chieh-Tsai, W., Jiann-Der, L., Shih-Tseng, L., & Yu-Te, W. (2011). Three-dimensional reconstruction of cranial defect using active contour model and image registration. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 49, 203-211. doi:10.1007/s11517-010-0720-0