

## 植牙位置導引器於直接植牙手術之研究－座標轉換

賴元隆<sup>1\*</sup> 許博榕<sup>1</sup> 羅佐良<sup>2</sup> 張夏青<sup>3</sup>

<sup>1</sup>大葉大學機械與自動化工程學系

51591 彰化縣大村鄉學府路 168 號

<sup>2</sup>工業技術研究院機械所

31040 新竹縣竹東鎮中興路四段 195 號

<sup>3</sup>修平科技大學資訊管理系

41280 台中市大里區工業路 11 號

### 摘要

不同於傳統的植入治療，牙醫師在執行的植牙孔鑽導時，通常遵循自己的經驗與能力，不容易重建在術前階段規劃的鑽孔方向。本文提供一個新的鑽孔導引版製作程序，不同於昂貴的 3D 雷射掃描機和快速成型機來執行高成本的植體植入程序，本研究主要在植體手術中提出一個仿射（affine）座標轉換方法於此新的鑽孔導引版製作程序，以降低預算。本研究藉由電腦斷層掃描為基礎，配合新開發的電腦軟體的診斷，可以透視骨骼的立體模型及神經的分佈，事前擬定完善的植牙計畫，選擇適當的人工牙根，決定理想的植牙位置角度與深度，並利用電腦輔助系統直接輸出植牙位置於五軸加工機，將植牙位置於固定在 CNC 之石膏模上鑽孔，最後利用石膏模於植牙孔製作導引塊，牙醫師利用精確的導引塊完成植牙手術，可減少人為因素造成的失誤，並且可以確保手術中避開重要的神經或器官，大大提高植牙的安全性與成功率，也大幅降低病人對植牙手術的憂慮感。因為一旦術前的植牙規畫已確定後，手術導引板即可執行製作，經由精準的導引板協助手術鑽孔的完成。

此時 CNC 機台即可扮演降低成本的重要角色。既然可以利用 CNC 機台來處理導引鑽孔用之鑽孔模板，鑽孔模板就可在翻印的牙齦模表面鑽出植牙孔。本研究的電腦控制五軸 CNC 精密定位機台是整個製造程序的重要工具，藉由轉換矩陣執行的座標轉換，能接收植牙規劃軟體所輸出之位置、深度與角度等相關資訊，於植牙手術用之手術導引板上自動鑽孔。在植牙手術過程中就診者裝戴此手術導引板於牙床上，由牙醫師根據手術導引板上的孔位及角度，有效地於病人的齒槽骨上鑽孔以放入人工牙根。

**關鍵詞：**電腦斷層掃描，植牙，座標轉換，CNC，仿射

## Study of Implant Placement Guides in Immediate Implant Surgery: Coordinate Transformation

YUAN-LUNG LAI<sup>1\*</sup>, PO-JUNG HSU<sup>1</sup>, TZUO-LIANG LUO<sup>2</sup> and HSIA-CHING CHANG<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of Mechanical and Automation Engineering, Da-Yeh University

168, University Rd., Da-Tsuen, Changhua, Taiwan 515, ROC.

<sup>2</sup>*Mechanical and System Research Laboratories, Industrial Technology Research Institute  
195, Sec. 4, Chung-Hsing Rd., Chutung, Hsinchu, Taiwan 31040, ROC.*

<sup>3</sup>*Department of Information Management, Hsiuping University of Science and Technology  
11, Gongye Rd., Dali, Taichung, Taiwan 41280, ROC.*

## ABSTRACT

Unlike conventional implant treatments in which the dentist executes a pilot hole guided only by his own experience and ability, it is difficult to reproduce the drilling direction established in the preoperative stage. This study proposes a method to obtain a surgical guide for drilling the pilot hole. Differing from high-cost implant placement procedures implemented by an expensive 3D laser scanner and rapid prototype machine, this study proposes an Affine transformation procedure during a new fabrication process of drill guides in implant surgery to cut costs. CT scans provide very precise images of the bone and allow visualization of the jawbone. After multiplanar reformatting, 3D models may be constructed to continue a 3D image-based program for planning and placing dental implants. The surgeon, general dentist, and restorative doctor can interact in a meaningful manner in the selection of optimal positions for the implants to achieve the desired goals of a case. Once the implant positions are finalized, a template or surgical guide can be made to be used during the implant placement procedure.

Usage of CNC machines can play a critical role in meeting the requirement of cost cutting. Although it would be possible to prepare the drill guide with stone models (made from impressions) using the CNC machine, the drill template is preferably molded on a stone model of the gum surface into which model the CNC device has previously drilled the desired implant drill holes. Converting the CT coordinate system to a machine coordinate system is also important because the stone models are fixed in a 5-axis CNC drill machine, which will be provided as a tool to receive instructions from the implant planning software and to drill holes on the drill template body used in dental implant surgery.

**Key Words:** CT, implant, coordinate transformation, CNC, affine

## 一、前言

直接(微創)植牙與一般人工植牙的差別,最主要在處理傷口的大小。在植牙手術中,利用植牙導引裝置,不需將牙齦翻開,不露出牙床骨,直接切除人工牙根置入處之牙齦,直接在牙床骨上鑽洞放入人工牙根。傷口微小因此手術時間短、傷口癒合快,也比較不痛。不翻瓣方式雖然較簡單但因手術部位視野較差,無法掌握牙床骨之狀況,必須在牙床骨骨質狀況理想、牙床寬度、厚度足夠、角化牙齦寬度足夠時才能施行。而植牙費用居高不下的原因為新式的雷射3D電腦定位植牙系統,運用3D電腦斷層進行手術模板的規劃,3D雷射掃描機和快速成型機,掌握植體規劃植入的最佳位置,可明確精準作定位,不僅可縮短病人於術中手術的時間,手術過程的安全性與術後的成功率都可有效大幅提升。

台灣一年約引進10萬根植體,植牙市場每年以20%的速度成長,植牙市場產值驚人。但植牙相當仰賴醫師的專業技術與經驗。國內大約有1萬5000個牙醫師,擁有專門植牙執照的牙醫師卻少於1%,且開業牙醫師的技術參差不齊,不少患者都可能出現後遺症。尤其是在植入植體前的鑽孔,是一個高難度與高風險的過程。若無法依斷層掃描分析的最佳位置施行,則有可能造成患者植體牙周炎,甚至破壞到神經,嚴重時不只會侵入骨髓、破壞組織,還會造成軟組織增生、化膿、紅腫、疼痛等現象,更糟的是,一旦植體開始動搖,根本無法治療,必須拔除。毫無疑問地,在臨床牙科中一個重要的顯著科學突破是40年前植體植入骨整合的介紹[12]。傳統的植牙手術通常係在拔牙六個月以上癒合期後才開始置入植體;而根據Branemark所提議兩階段療程[6],拔牙傷口至少需等待十二個月才能進行植牙。在此漫

長的等待期間對患者造成的不便不言可論，有人更因此不願接這種治療方式。爰此，如何縮短治療時間而能得到預期結果乃植牙界共同努力的目標。隨著植牙技術的精進及植體系統的發展，拔牙後立即植入植體已是植牙手術中一種理想的選擇。其優點除了大大縮短等待時間，更由於在骨結合植體的周圍可保存較多的骨頭而使骨喪失的情形減到最低。此狀況在美觀要求較高的上頰前牙區更為明顯而重要。裝置傳統假牙一直是牙科醫師治療病患缺牙的主要選擇，惟此種治療方式需要磨損健康的支柱牙，極有可能導致支柱牙日後面臨齲齒或牙周病的問題。為避免傳統假牙療法衍生的後遺症，人工植牙應運而起。人工植牙臨床成功的標準在今日已相當不同於以往，人工植牙的初衷是專為無齒之患者設計的，只要達到“骨整合”即算是成功的個案。隨著病人及牙醫師的要求越來越高，從早期拔牙後需等半年以上再進行人工植牙，進而到拔牙後 6-8 週，等到 Soft Tissue Healing 之後，即可進行人工植牙，目前已進步到拔牙後立即植牙，甚至在拔牙後立即植牙並同時安裝臨時假牙，所以病人在手術的當天即有假牙，不影響美觀。研究文獻指出，植牙可說是無問題 (trouble free) 的治療方式，但依然會發生發生植牙失敗的個案。台灣有關影響植牙治療結果因素之研究相當貧乏，亟需加強研究。所謂的 immediate implant placement，即指拔牙後立刻植牙。會選擇這種植牙方式通常是為了縮短補綴的時間，促進齒槽骨與植體間的接觸 (bone-to-implant contact)，與維持拔牙後齒槽骨的高度。適合 immediate implant placement 的條件有：因牙根斷裂 (root fracture)，無法填補的齲齒 (unstorable caries)，根管治療失敗 (failed endodontic treatment)，不良的牙冠-牙根比例 (poor crown/root ratio)，牙根的内吸收 (internal resorption)，與嚴重牙周病 (advanced periodontitis) 而拔除的齒槽部位。但是，未控制牙周炎而有化膿的牙齒，或具有根尖病灶的牙齒，在未處理妥善前是不適合拔牙後立即植牙的。Immediate implant placement 的好處有：維持齒槽骨的高度及寬度，縮短療程，與手術中較容易找到理想的植牙位置。最好選用 Tapered anatomic 植體 [6]，植牙成功率之提高雖非全然係因植體型態改變所致，但植體在齒頸部之密合增加除了減少軟組織長入外，並可增加植體的初期穩定。Tapered implants 亦比 parallel walled implants 可得到較好的 emergence profile 及減少在上頰前牙唇頰側的 fenestration 或 dehiscence 和下頰 submandibular 及 digastic fossa 處的穿孔。雖然立即植牙

有縮短療程與快速獲得成果的好處，但在術前的診斷與評估十分重要，判斷被拔牙周圍的狀況，硬組織與軟組織的寬度是否適當將影響術後的結果。

由於缺乏適當之鑽孔導引設備或裝置，使得傳統之植牙鑽孔因植牙前之鑽孔位置或角度錯誤而導致醫療糾紛。近年來，民眾已普遍接受植牙，而植牙併發症及其引發的醫療糾紛也時有所聞，其主要原因在於缺乏術前評估之軟體設備以及鑽孔手術過程無一準確導引之器具輔助，容易導致位置或角度的偏差，一旦鑽孔位置、角度偏差，則很難進行修正，即使將鑽頭調整至正確之位置、角度進行重新鑽孔，也會受到前一次鑽孔的影響而導致偏離，使得該植體植入齒槽骨之位置不正確，裝設於該植體上之假牙自然也不是預定之位置，使植牙之患者無法達到最佳之咬合位置；當然，在沒有器具輔助的情形下，鑽孔之深度也不易控制，當鑽孔深度太淺，則需進行第二次鑽孔，而若鑽孔太深，則可能傷及神經，而鑽孔之位置、角度及深度的錯誤也可能導致齒槽骨的損壞，不但使得假牙無法裝設，甚至造成其它併發症的發生，進而使得醫療糾紛案件不斷增加。另外，齒槽骨經鑽孔後，即無法復原，一旦鑽孔位置、角度錯誤，則植牙手術等於失敗。因此，有必要研發新植牙輔助產品，以解決上述缺點及問題。

目前已提出之植牙導引板之製作方式各需搭配相關之昂貴儀器設備，本研究的製作流程不需高精度之雷射掃描系統對石膏齒模進行模型重建，亦不須利用擷取軟體取得 CT 之表面模型，不必使用昂貴的快速成型機與材料，不限制搭配專屬植牙術前規劃軟體所開發的定位鑽床，更省略煩躁的定位銷規畫與製作即可完成導引模板製作，具有製造成本低與製作時程短之優點。

## 二、文獻回顧

如圖 1 所示，傳統植牙手術之一般流程，病患接受植牙後，整個植牙過程約需 4-6 月時間，造成病患之不便。如果是採用立即負載 (immediate loading implant) 植牙，只要手術後麻藥退了就可以吃東西，但仍建議一般飲食，不要吃太硬的東西。如果是傳統的方式，植入之後上頰的約等六至九個月，下頰的約需等三至六個月，但若需要補骨頭 (不論是自體骨或是人工骨粉)，則可能要再加上三至六個月的時間。植牙之後需要一段時間，讓骨頭逐漸包覆人工植體，等到穩固之後，再讓假牙承受力量，則成功率較高。因為太早

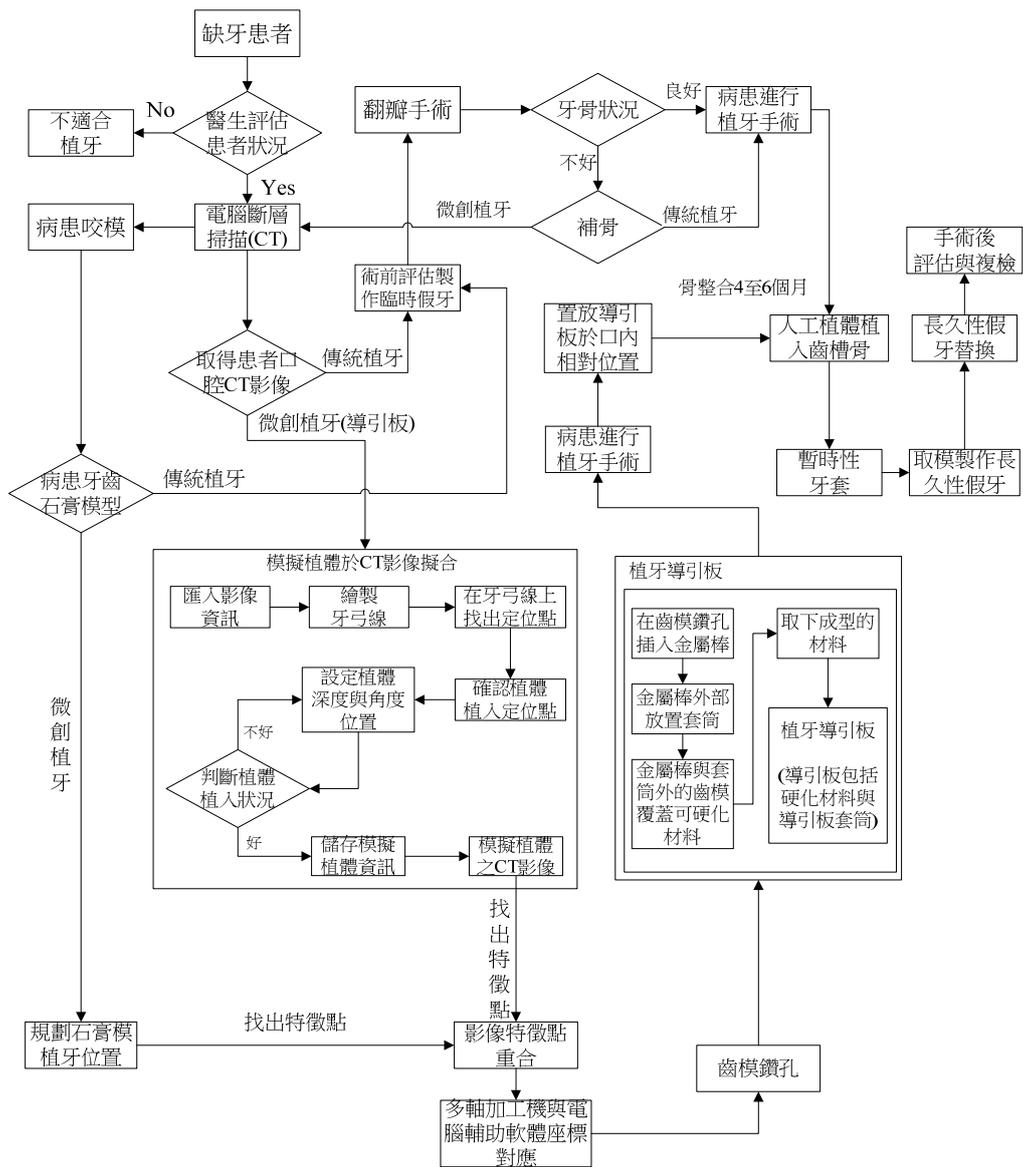


圖 1. 植牙療程之流程圖

受力會形成微量移動 (micromovement)，人體會誤認新植入的植體為不良的東西，而引發嚴重的發炎反應，降低植牙成功率。因此，建議等待一段時間是比較理想的，這也是 Branemark 所訂下的標準 (gold standard)，不過近來也有人認為立即負載的方式成功率不錯 [1-3, 8-16]。1990 年 Materialise 公司提出一種稱為「SurgiGuides」輔助植牙手術之定位導引板製作方法，但是其導引板製作方法必須先取得病患電腦斷層影像，送至 Materialise 公司重建 3D 影像，接著送回給醫師進行電腦植牙手術模擬及植牙方位規劃後，再由該公司利用快速成型機製作出個人專屬的手術導引板。由於製作過程複雜，加上製作時間常需要花費三到六週，因此

一組植牙導引板市價約台幣三萬到五萬元甚至更高，造成該導引板大都只用在全口植牙手術，而無法普及。

目前新的“導引式植牙 (guided surgery)”，已經克服了傳統植牙必須面對的種種令人卻步的問題，藉由目前精準的頭部電腦斷層掃描，以及 CAD/CAM 電腦軟體的診斷，已經可以不需開刀就能夠透視骨骼的立體模型，以及重要神經的走向，因此也可以在電腦上模擬手術植入人工植體，並藉此製造出精準的手術模板，確保手術中可以避開重要的神經及血管，大大的提升了手術的安全性，對患者及醫師都有更佳的保障。此外，因為術前的模擬及精準手術模板的輔助，手術可以不必割開軟組織及避免事後的縫線，只需要數

個植入人工植體的小開口即可。因此幾乎不會有太多的出血，也因為沒有切割軟組織及縫線，幾乎不會有術後的腫脹及疼痛；一般而言，不會影響患者的日常活動，這也是目前歐美商務人士間大部分要求進行導引式植牙的原因。大部分的缺牙患者都能夠接受導引式植牙，因為手術傷口極小、出血量少，讓更多的患者可以受惠於這項新技術的應用，包括一些已有良好控制的系統性疾病但對傳統手術仍有顧忌的患者，例如：高血壓、輕微心血管疾病、血液凝結障礙等病友，或者一些體力較差的老年人都，可以藉由導引式植牙重新享受進食的樂趣及彌補美觀的需求。

而人工植牙的關鍵常在於鑽牙的窩洞是否準確，從孔洞的深度、角度、位置及大小等都是重要的關鍵，故人工植牙時所使用的鑽孔定位輔助裝置有其重要性存在，在本國發明專利案第 1285099 號中提出一人工植牙牙根鑽孔定位輔助裝置，其係包含一具有磁性的基準桿及複數個可導磁吸附於基準桿上的導引片，該複數個導引片為半圓形片狀體，其直徑由小至大依序排列，最小直徑之導引片內徑對該基準桿，次大直徑之導引片內徑對應該最小直徑導引片之外徑，其他亦為依序內徑對應前面導引片之外徑。操作時，主要先於病患之模擬牙床模型上用測量器測量及計算出缺牙處鑽孔的角度及深度，將牙床模型固定後，先以鑽孔機在缺牙處以具有加工深度標示功能之鑽頭，鑽出一具有一定深度最小孔徑之基準洞，再將與其直徑匹合之基準桿插入，再將第一導引片貼附上該基準桿定位，並視病患牙床鑽孔處所需的大小及鑽孔次數需求，依序貼附上數個導引片，直到最外面一層導引片的直徑符合實際最終牙床鑽孔之直徑。接著，再用蠟或石膏將牙床模型缺牙處兩旁預定製作導板範圍之正常牙齒間之縫隙係以及咬合面之不平處填滿，再以膠泥（樹脂）包覆該缺牙處、該基準桿及該複數個導引片，使得該膠泥（樹脂）於牙床模型外側端及縱向端形成相連之開口，待該膠泥（樹脂）乾固後即可及形成導板，將該導板連同該基準桿及該複數個導引片自該牙床模型上取下。接著將基準桿從導板拿下，將具有剩下該複數個導引片的導板置於病患牙床相對位置上，再以具有與第一導引片內徑相同且可標示加工深度功能之鑽頭循該導引片之角度向下鑽孔，再接著去除剝掉第一層導引片，再以與第二導引片內徑相同之直徑之次大鑽頭向下鑽孔，如此依序鑽至最終一片導引片相同內徑之鑽頭直徑，即為窩洞所需的孔徑大小。然而習用鑽孔定位輔助裝置之複數個導引片係為半圓形片體，片體間相互貼附對齊定位

容易位移並不理想，是故習用之方法尚需要改善。本研究開發一小型五軸 CNC 工具機，如圖 2 所示，在非機構設計的限制下，可搭配任何之路徑指令，輕易加工任何角度之曲面。此可重組式之小型 CNC 之設計概念是希望讓牙醫師或牙技師容易在有限的空間內，在最短的時間內利用最少之資源，組裝符合精度之機台。

最近有許多在臨床上探討與植牙相關的文章 [18, 20-26, 28]。國內外在植牙與醫學方面使用的五軸精密定位鑽孔機則較少有學術的探討，五軸機台的設計開發更少，大多數的文獻著重在討論誤差的分析。校準是一個較全面重要的指標，藉由評估品質與性能來描述工具機的精度 [17]，Okafor 等 [22] 在 2000 年提出一個綜合型的誤差模型，其中包括 21 個幾何誤差項目，如圖 3 所示。五軸機械除了具有以上的直線軸誤差外，因為多了兩個旋轉軸，所以又增加了一些誤差自由度，旋轉軸主要的幾何誤差有三個沿著旋轉軸旋轉產生的位置誤差，三個旋轉軸的傾斜誤差，由以上的分類，我們可以很清楚五軸機的幾何誤差就有 33 個，這些誤差無論如何（只是大小的問題）就是存在你的機構裡，如何消除它，又是一門深奧的學問了。微創植牙導引器的實現在自動化的過程中，串接軟硬體的一項重要核心技術是如何在 3D 影像中，由醫師規劃的植體計畫，精確轉移方位與深度等資訊至 CNC 的加工座標系統中，這將是主導整個過程結果可用與否的重要關鍵。不同的座標系統轉換也會影響模型在擬合判斷上的精度問題 [5]，要在 CNC 之機械座標系統下轉換為正確的鑽孔路徑必須經過多次的座標轉換 [7]。目前雖已有廠商開發生產導引塊，但需將 CT 掃描檔案送至實驗室利用特殊的款體與設備處理 [19]，國外利用掃描軟體建立石膏模 3D 掃描的電腦模型，再與 CT 掃描疊合於軟體內設定植牙位置，再利用 RP 成型製作導引模塊，最後利用多軸工具機加工製造導引塊之導引孔位置，而國內尚無自行設計軟體可作上述處理。因此建立此套軟體技術並整合加工機製造導引塊乃可提升植牙技術，同時可針對國內牙醫師操作模式作最適化設計，未來牙醫師將不須把石膏模寄送特殊實驗室，只要搭配自行開發之軟體體，即可模擬植牙最適條件，再將設定植牙最佳條件的設定檔輸出在五軸加工機，在大幅降低成本的情況下即可製作導引塊。

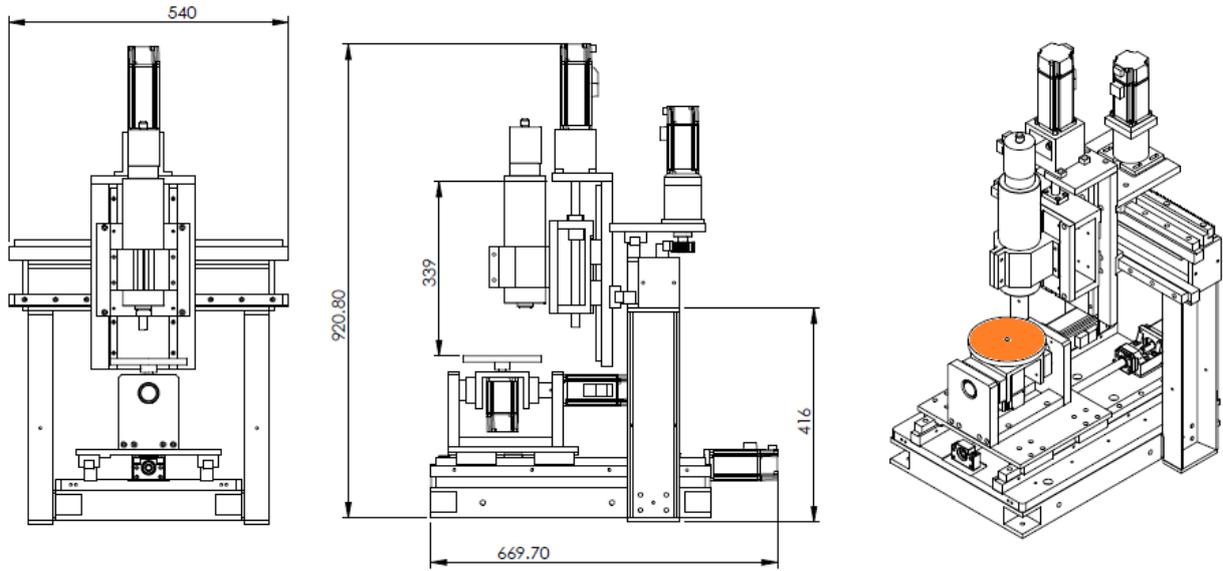


圖 2. 小型五軸機示意圖

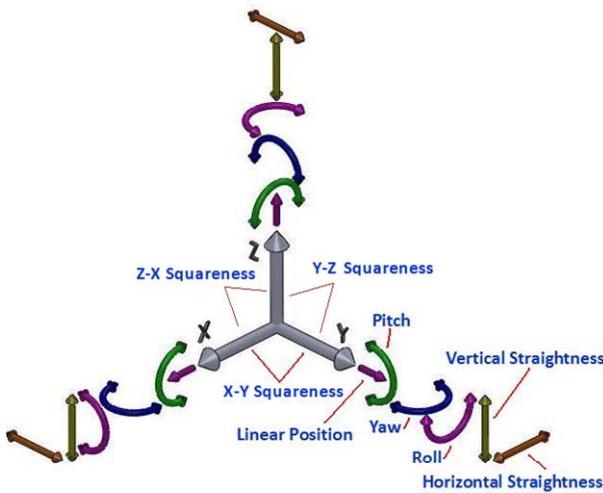


圖 3. 21 個幾何誤差示意圖

### 三、座標轉換模型

如果沒有利用 CT 電腦斷層掃描的資料為基礎，專業牙醫師無法對被植牙患者的植牙治療藉由精密的診斷擬定縝密的治療計劃，這不在我們討論的範圍之內。一般市面上傳統之植牙導引板之處理流程如圖 4 左所示，一種是利用昂貴的儀器設備與系統所製作的流程，包括 CT 電腦斷層掃描與 3D 顎骨重建，利用外表面擷取軟體擬合顎骨表面模型，利用 3D 模型牙醫師可精確地規畫植牙手術，包含鑽孔位置、角度與深度。再利用規畫好的鑽孔資料結合表面模型，可利

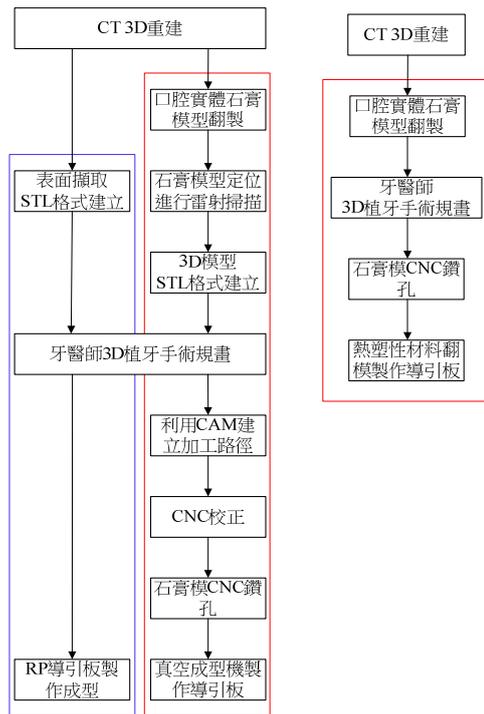


圖 4. 植牙導引板製作流程

用 RP 快速成型完成導引模板的製作。這個作法只使用一種座標系統，流程簡單但價格昂貴，技術複雜且完全操控在專業廠商手中。另外一種作法是使用技術門檻較容易建立的方式，先取得口腔實體石膏模，利用 CCD 雷射掃描取得顎骨表面模型，再利用規畫好植牙手術資料搭配 CAM 軟體產生

加工路徑，在石膏模上利用工具機鑽孔，最後可用真空成型機製作導引板。本研究之作法如圖 4 右所示，從 CT 電腦斷層掃描與 3D 顎骨重建，利用 3D 模型牙醫師可精確地規畫植牙手術，包含鑽孔位置、角度與深度。取得口腔實體石膏模，再利用規畫好的鑽孔資料結合模型，在石膏模上利用工具機鑽孔，最後例用熱塑性材料翻模製作導引板。這個作法使用三個座標系統曲的資料，CT 電腦斷層掃描有一個座標系統，口腔取得實體石膏模有一個座標系統，齒模固定在 CNC 上有另一個座標系統。我們利用座標轉換達到座標一致的結果，可順利找到正確之鑽孔位置。

兩直角座標擬合之作法如圖 5 所示有四個主要步驟，假定有兩個直角座標系統  $O_{xyz}$  和  $O'_{uvw}$ ，在座標系  $O_{xyz}$  中， $O'$  的座標為  $(O'_x, O'_y, O'_z)$ ， $O'_u$ 、 $O'_v$  和  $O'_w$  分別為三個單位向量  $(u_x, u_y, u_z)$ ， $(v_x, v_y, v_z)$ ， $(w_x, w_y, w_z)$ ，利用變換合成的方法將座標系  $O'_{uvw}$  中的圖形變換到座標系  $O_{xyz}$  中如圖 5 所示的過程，步驟為先平移使座標  $O'$  之原點落於座標  $O$  之原點，如圖 5(b) 所示，變換方式為  $T(-O'_x, -O'_y, -O'_z)$ ；接著座標  $O'$  可先繞  $x$  軸旋轉角度  $\alpha$ ，使  $w$  軸落於  $xO_z$  平面，如圖 5(c) 所示，變換方式為  $R_x(\alpha)$ ；同樣方式座標  $O'$  再繞  $y$  軸旋轉角度  $\beta$ ，使  $w$  軸與  $z$  軸同向且重合，如圖 5(d) 所示，變換方式為  $R_y(\beta)$ ；最後座標  $O'$  繞  $z$  軸旋轉角度  $\gamma$ ，使  $u$  軸和  $x$  軸同向且重合，如圖 5(e) 所示，變換方式為  $R_z(\gamma)$ 。

合成後之變換矩陣為：

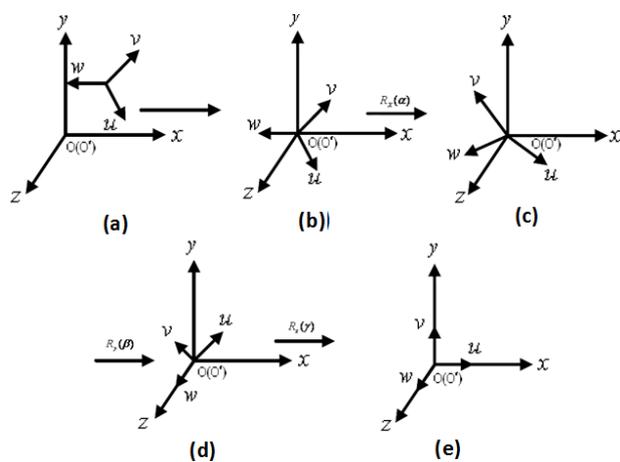


圖 5. 兩座標系統擬合過程

$$M_{UVW \rightarrow XYZ} = R_z(\gamma) \cdot R_y(\beta) \cdot R_x(\alpha) \cdot T(\Delta O'_x, \Delta O'_y, \Delta O'_z) \quad (1)$$

$$M_{UVW \rightarrow XYZ} = R \cdot T(\Delta O'_x, \Delta O'_y, \Delta O'_z)$$

由線性代數可知，從座標系  $O'_{uvw}$  到  $O_{xyz}$  的正交變換可為

$$R = \begin{bmatrix} u_x & u_y & u_z & 0 \\ v_x & v_y & v_z & 0 \\ w_x & w_y & w_z & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

但該變換不包含兩座標系間的位置關係。如果將  $O'_{uvw}$  中的圖形轉換到  $O_{xyz}$ ，必要先經過一個平移變換  $T(\Delta O'_x, \Delta O'_y, \Delta O'_z)$ ，因此

$$M_{UVW \rightarrow XYZ} = \begin{bmatrix} u_x & u_y & u_z & 0 \\ v_x & v_y & v_z & 0 \\ w_x & w_y & w_z & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot T(\Delta O'_x, \Delta O'_y, \Delta O'_z) \quad (3)$$

關於旋轉的部份，即可討論以原點當作固定點的旋轉方式。三座標軸獨立旋轉，共有三個自由度。因為矩陣乘法不具交換律，對於先繞  $x$  軸旋轉  $\alpha$  度，再繞  $y$  軸旋轉  $\beta$  度，如果將旋轉順序顛倒，將得到不同的結果。因此兩直角座標系統要重合的方式有六種，分別為  $X-Y-Z$ 、 $X-Z-Y$ 、 $Y-Z-X$ 、 $Y-X-Z$ 、 $Z-X-Y$  與  $Z-Y-X$ ，我們可依據不同的條件與需求來決定使用的類型。

其中當  $P$  點繞  $x$  軸旋轉角度  $\alpha$  時會轉至  $P'$  點，點之  $x$  座標值不變如圖 6(a) 所示。

$$\begin{cases} x' = x \\ y' = y \cdot \cos \alpha - z \cdot \sin \alpha \\ z' = y \cdot \sin \alpha + z \cdot \cos \alpha \end{cases} \quad (4)$$

$$R_x(\alpha) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} \quad (5)$$

當  $P$  點繞  $y$  軸旋轉角度  $\beta$  時會轉至  $P'$  點，點之  $y$  座標值不變如圖 6(b) 所示。

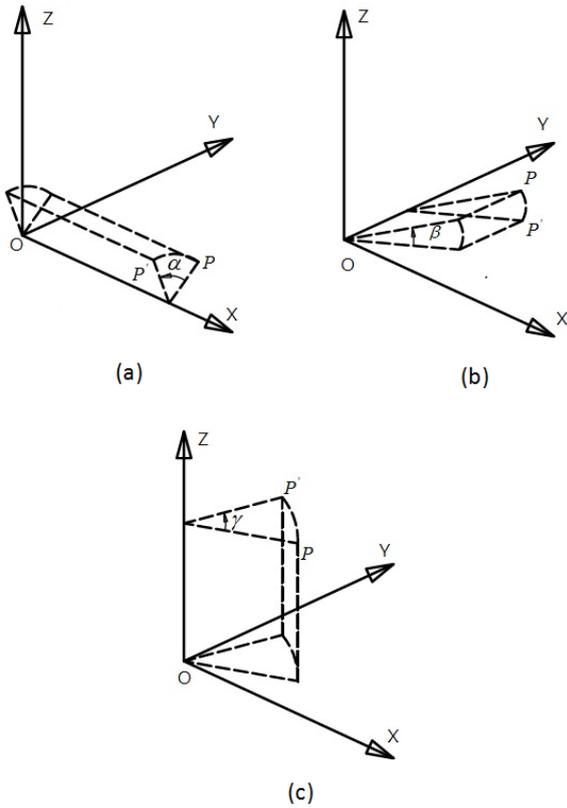


圖 6. P 點在各軸旋轉一角度後轉至 P' 點

$$\begin{cases} x' = x \cdot \cos \beta + z \cdot \sin \beta \\ y' = y \\ z' = -x \cdot \sin \beta + z \cdot \cos \beta \end{cases} \quad (6)$$

$$R_y(\beta) = \begin{bmatrix} \cos \beta & 0 & \sin \beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \beta & 0 & \cos \beta \end{bmatrix} \quad (7)$$

當 P 點繞 z 軸旋轉角度  $\gamma$  時會轉至 P' 點，點之 z 座標值不變如圖 6(c) 所示。

$$\begin{cases} x' = x \cdot \cos \gamma - y \cdot \sin \gamma \\ y' = x \cdot \sin \gamma + y \cdot \cos \gamma \\ z' = z \end{cases} \quad (8)$$

$$R_z(\gamma) = \begin{bmatrix} \cos \gamma & -\sin \gamma & 0 \\ \sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (9)$$

當 P 點先繞 z 軸旋轉角  $\gamma$  時再繞 y 軸旋轉角度  $\beta$  時之轉換矩陣為：

$$R_{yz} = \begin{bmatrix} \cos \gamma \cos \beta & -\cos \beta \sin \gamma & \sin \beta \\ \sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ -\sin \beta \cos \gamma & \sin \beta \sin \gamma & \cos \beta \end{bmatrix} \quad (10)$$

當 P 點先繞 z 軸旋轉角度  $\gamma$  後，再繞 y 軸旋轉角度  $\beta$ ，最後繞 x 軸旋轉角度  $\alpha$  時轉至 P' 點之轉換矩陣為：

$$R_{xyz} = \begin{bmatrix} \cos \gamma \cos \beta & -\cos \beta \sin \gamma & \sin \beta \\ \cos \alpha \sin \gamma + \sin \alpha \sin \beta \cos \gamma & \cos \alpha \cos \gamma - \sin \alpha \sin \beta \sin \gamma & -\sin \alpha \cos \alpha \\ \sin \alpha \sin \gamma - \cos \alpha \sin \beta \cos \gamma & \sin \alpha \cos \gamma + \cos \alpha \sin \beta \sin \gamma & \cos \alpha \cos \beta \end{bmatrix} \quad (11)$$

#### 四、Affine 轉換矩陣

有了前一節的空間座標轉換之流程建立，本節將前述之方法利用數學模型建立方程式撰寫之基礎。首先定義在三點定位法中，各個階段之三個座標點之描述。其中初始三個點之座標為  $A_0(x_{01}, y_{01}, z_{01})$ 、 $B_0(x_{02}, y_{02}, z_{02})$  與  $C_0(x_{03}, y_{03}, z_{03})$ ，這個階段的操作是將此三點之基準點先與座標原點重合外，最後三點所組成之平面要與 XY 平面重合。平移後的座標點變為  $A_1(x_{11}, y_{11}, z_{11})$ 、 $B_1(x_{12}, y_{12}, z_{12})$  與  $C_1(x_{13}, y_{13}, z_{13})$ ，如圖 7(a) 所示，可視為此時兩個直角座標系統的原點已重合。先繞 Z 軸旋轉後的座標變成  $A_2(x_{21}, y_{21}, z_{21})$ 、 $B_2(x_{22}, y_{22}, z_{22})$ 、 $C_2(x_{23}, y_{23}, z_{23})$ ，如圖 7(b) 所示。再繞 y 軸旋轉後的座標變成  $A_3(x_{31}, y_{31}, z_{31})$ 、 $B_3(x_{32}, y_{32}, z_{32})$ 、 $C_3(x_{33}, y_{33}, z_{33})$ ，如圖 8(a) 所示。最後繞 x 軸旋轉後的座標變成  $A_4(x_{41}, y_{41}, z_{41})$ 、 $B_4(x_{42}, y_{42}, z_{42})$ 、 $C_4(x_{43}, y_{43}, z_{43})$ ，如圖 8(b) 所示，完成一個三點定位可茲被操作之模型。

仿射轉換 (affine transformation)，可以達到拉長 (stretching)、減少 (shrinkage)、放大 (enlargement)、縮小 (reduction)、旋轉 (rotation)、剪變 (shearing) 與

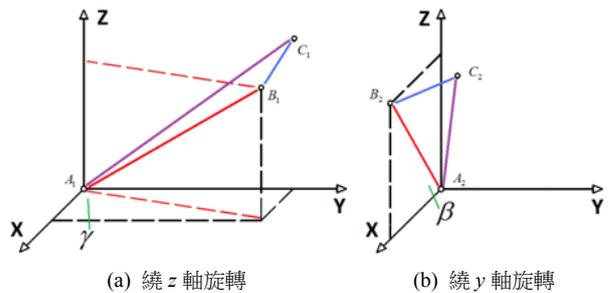


圖 7. 利用 Z-Y-X 方式之座標轉換過程

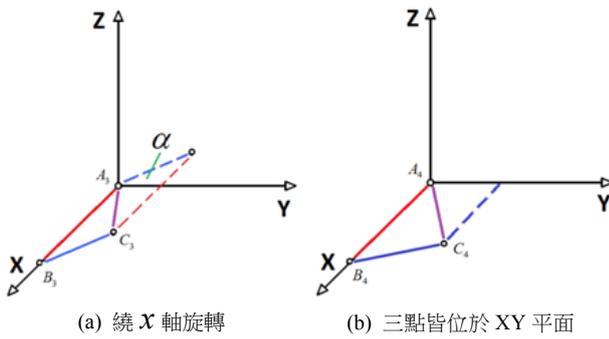


圖 8. 利用 Z-Y-X 方式之座標轉換過程

平移 (translation) 的改變，為一種線性轉換 (linear transformation) 的多種變化所組合而成。當應用在幾何座標轉換上，能夠將三維座標系統上的圖形進行座標轉換，轉換後的圖形仍然維持該圖形最基本的特徵。仿射轉換常運用在三維座標系統間的座標轉換，可使用矩陣來表示

$$\begin{bmatrix} x'_i \\ y'_i \\ z'_i \end{bmatrix} = WR \begin{bmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} \quad (12)$$

其中

$$W = \begin{bmatrix} s_1 & 0 & 0 \\ 0 & s_2 & 0 \\ 0 & 0 & s_3 \end{bmatrix} \quad (13)$$

$x_i, y_i, z_i$  為個原始座標值， $x'_i, y'_i, z'_i$  是轉換後的三個原始座標值， $x_0, y_0, z_0$  為三個平移參數， $s_1, s_2, s_3$  為三個縮放參數。而  $R$  如上一節所述為旋轉矩陣，可由  $\alpha, \gamma, \beta$  三個旋轉參數獲得，另外一種方式也可由反對稱矩陣 (skew-symmetric matrix)  $S$  所表示

$$R = (I_3 - S)^{-1}(I_3 + S) \quad (14)$$

其中

$$S = \begin{bmatrix} 0 & -c & -b \\ c & 0 & -a \\ -b & -a & 0 \end{bmatrix} \quad (15)$$

$I_3$  為  $3 \times 3$  之單位矩陣，而  $a, b, c$  可由一連串之數值運算後可得 [4]。

本研究將先找出  $\alpha, \gamma, \beta$  三個旋轉參數以建立植牙導引

板鑽孔加工路徑之仿射轉換矩陣，最後希望將  $A_0(x_{01}, y_{01}, z_{01})$ 、 $B_0(x_{02}, y_{02}, z_{02})$  與  $C_0(x_{03}, y_{03}, z_{03})$  之原始座標轉換為  $A_4(0, 0, 0)$ 、 $B_4(x_{42}, 0, 0)$ 、 $C_4(x_{43}, y_{43}, 0)$ ，在九個座標值中將有六個為零。其流程如下：

1. 由  $A_0$  為基準平移至座標原點後之座標值為  $A_1(x_{11}, y_{11}, z_{11})$ 、 $B_1(x_{12}, y_{12}, z_{12})$  與  $C_1(x_{13}, y_{13}, z_{13})$ ，其中  $x_{11}=y_{11}=z_{11}=0$ ，如圖 7(a) 所示，可視為此時兩個直角座標系統的原點已重合。
2. 利用  $B_1$  點投影至 XY 平面則

$$\tan \gamma = \frac{y_{12} - y_{11}}{x_{12} - x_{11}} = \frac{y_{12}}{x_{12}}, \quad \gamma = \tan^{-1}\left(\frac{y_{12}}{x_{12}}\right) \quad (16)$$

三點繞 z 軸旋轉  $\gamma$  後的座標變成  $A_2(x_{21}, y_{21}, z_{21})$ 、 $B_2(x_{22}, y_{22}, z_{22})$ 、 $C_2(x_{23}, y_{23}, z_{23})$ ，其中  $x_{21}=y_{21}=z_{21}=y_{22}=0$ ，如圖 7(b) 所示，此時  $B_2$  已落在 XZ 平面上。

3. 利用  $B_2$  點投影至 X 軸上

$$\tan \beta = \frac{y_{22} - y_{12}}{x_{22} - x_{12}} = \frac{y_{22}}{x_{22}}, \quad \beta = \tan^{-1}\left(\frac{y_{22}}{x_{22}}\right) \quad (17)$$

三點繞 y 軸旋轉  $\beta$  後的座標變成  $A_3(x_{31}, y_{31}, z_{31})$ 、 $B_3(x_{32}, y_{32}, z_{32})$ 、 $C_3(x_{33}, y_{33}, z_{33})$ ，其中  $x_{31}=y_{31}=z_{31}=y_{32}=z_{32}=0$ ，如圖 8(a) 所示，此時  $B_3$  已落在 X 軸上。

4. 利用  $C_3$  點投影至 YZ 平面則

$$\tan \alpha = \frac{y_{33} - y_{31}}{x_{33} - x_{31}} = \frac{y_{33}}{x_{33}}, \quad \alpha = \tan^{-1}\left(\frac{y_{33}}{x_{33}}\right) \quad (18)$$

三點繞 x 軸旋轉  $\alpha$  後的座標變成  $A_4(x_{41}, y_{41}, z_{41})$ 、 $B_4(x_{42}, y_{42}, z_{42})$ 、 $C_4(x_{43}, y_{43}, z_{43})$ ，其中  $x_{41}=y_{41}=z_{41}=y_{42}=z_{42}=z_{43}=0$ ，如圖 8(b) 所示，此時  $C_4$  已落在 XY 平面上。

## 五、實例測試驗證

三維資料之轉換在不同之座標幾何點定位上，扮演著重要的角色，依據不同之應用有著不同之參數定義。在三點定位中由於相對不同座標之三點座標值可能發生扭曲現象，九參數 ( $x_0, y_0, z_0, s_1, s_2, s_3, \alpha, \gamma, \beta$ ) 之仿射轉換可有效針對不同軸之變化作有效之轉換，如果每一軸之縮放程度皆相同則此轉換可由七參數 ( $x_0, y_0, z_0, s, \alpha, \beta, \gamma$ ) 之仿射轉換針

對各軸具相同之變化作轉換。如在此研究之三點間於量測擷取有精度上之要求，在斷層掃描模型取得的三個點與石膏模上取得的三個點必須具有相互對應關係，因此各軸是沒有縮放之因素考量在此仿射轉換過程。轉換時由七參數減為六參數（ $x_0, y_0, z_0, \alpha, \beta, \gamma$ ）之仿射轉換，精確針對各軸作轉換。轉換矩陣由式（12）簡化為式（19）。

$$\begin{bmatrix} x'_i \\ y'_i \\ z'_i \end{bmatrix} = [R] \begin{bmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} \quad (19)$$

在本文提出之植牙過程，兩組齒模之建立是分別利用不同之方式產生，首先使用斷層掃描技術以取得包含齒顎內部之資訊，可透視骨骼模型及神經的分佈，精密規劃植牙的位置，另外再利用咬模最簡便之方法快速取得牙模外型以製作鑽孔導引板。兩組不同系統建立之模型，表現出來的是同一個物體，這其中必定存在共通的相對座標值。利用兩組模型之三個對應特徵點，由兩組三點定位之三角形，以下說明座標轉換的實際過程。Model\_A 是在斷層掃描模型上之特徵點取得的座標值，Model\_B 是利用咬模製作之石膏模型上之特徵點取得的座標值，首先將兩個三角形作形狀比對，因本研究並不處理兩個模型之變形配合，確定兩組座標特徵點之誤差值在精度範圍內即執行斷層掃描模型之轉換程序，本範例之座標值數值如表 1 所示。兩組特徵三角形都先轉換至局部座標系統之原點，其中 Model-A 為固定在機台上之石膏咬模，詳細之轉換步驟分解敘述如下。

- Step 1: Model\_A 之  $A_0$  點平移至局部座標系統原點後則可得到三個平移參數值  $\Delta x = -4.7325$ ， $\Delta y = -8.7743$ ， $\Delta z = -6.9178$ ，轉換後之三點座標為  $A_1(0,0,0)$ 、 $B_1(2.879813, -2.387645, -0.847253)$  與  $C_1(5.148931, -0.615932, -0.369871)$ 。
- Step 2: Model\_A 利用式（16）可得旋轉參數  $\gamma_A = 39.66203$ ，轉換後之三點座標為  $A_2(0,0,0)$ 、 $B_2(3.740878, 0,$

$-0.847253, -0.847253)$  與  $C_2(4.356887, 2.812187, 0.36987)$ 。

- Step 3: Model\_A 利用式（17）可得旋轉參數  $\beta_A = -12.761346$ ，轉換後之三點座標為  $A_3(0,0,0)$ 、 $B_3(3.835623, 0, 0)$  與  $C_3(4.167565, 2.812187, 1.32313)$ 。
- Step 4: Model\_A 利用式（18）可得旋轉參數  $\alpha_A = -25.196918$ ，轉換後之三點座標為  $A_4(0,0,0)$ 、 $B_4(3.835623, 0, 0)$  與  $C_3(4.167565, 3.107904, 0)$ ，以上步驟已使 Model\_A 之位置轉換到位於局部座標原點之 X\_Y 平面上。
- Step 5: Model\_B 之  $A'_0$  點平移至局部座標系統原點後則可得到三個平移參數值  $\Delta x' = -30.7869$ ， $\Delta y' = -44.2581$ ， $\Delta z' = -102.3452$ ，轉換後之三點座標為  $A'_1(0,0,0)$ 、 $B'_1(3.828918, 0.101258, 0.202859)$  與  $C'_1(4.071836, 3.214357, 0.34019)$ 。
- Step 6: Model\_B 利用式（16）可得旋轉參數  $\gamma'_A = -1.514868$ ，轉換後之三點座標為  $A'_2 = (0, 0, 0)$ 、 $B'_2 = (3.830257, 0, 0.202859)$  與  $C'_2 = (4.155389, 3.105589, 0.34019)$ 。
- Step 7: Model\_B 利用式（17）可得旋轉參數  $\beta'_A = 3.03168$ ，轉換後之三點座標為  $A'_3 = (0, 0, 0)$ 、 $B'_3 = (3.835625, 0, 0)$  與  $C'_3 = (4.1675653, 3.1055890, 0.119943)$ 。
- Step 8: Model\_B 利用式（18）可得旋轉參數  $\alpha'_A = -2.211759$ ，轉換後之三點座標為  $A'_4 = (0, 0, 0)$ 、 $B'_4 = (3.835625, 0, 0)$  與  $C'_4 = (4.167565, 3.107904, 0)$ 。以上步驟可使 Model\_B 之位置亦轉換到局部座標原點之 X\_Y 平面上，此時與步驟 4 之 Model\_A 重合。
- Step 9: Model\_B 利用逆旋轉參數  $-\alpha_A = 25.196918$ ，轉換後之三點座標為  $A'_5 = (0, 0, 0)$ 、 $B'_5 = (3.835625, 0, 0)$  與  $C'_5 = (4.167565, 2.812187, 1.32313)$ 。
- Step 10: Model\_B 利用逆旋轉參數  $-\beta_A = 12.761346$ ，轉換後之三點座標為  $A'_6 = (0, 0, 0)$ 、 $B'_6 = (3.740878, 0, -0.847253)$  與  $C'_6 = (4.356887, 2.812187, 0.36987)$ 。

表 1. 兩組特徵點上初始座標值

特徵點	A	B	C
石膏咬模 (Model_A)	$A_0(x_{01}, y_{01}, z_{01}) = (4.7325, 8.7743, 6.9178)$	$B_0(x_{02}, y_{02}, z_{02}) = (7.612313, 6.386655, 6.070547)$	$C_0(x_{03}, y_{03}, z_{03}) = (9.881431, 8.158368, 7.287671)$
斷層掃描 (Model_B)	$A'_0(x_{01}, y_{01}, z_{01}) = (30.7869, 44.2581, 102.3452)$	$B'_0(x_{02}, y_{02}, z_{02}) = (33.703579, 41.846722, 101.720495)$	$C'_0(x_{03}, y_{03}, z_{03}) = (35.893048, 43.61463, 103.080635)$

Step 11：Model\_B 利用逆旋轉參數  $-\gamma_A = -39.66203$ ，轉換後之三點座標為  $A'_7 = (0, 0, 0)$ 、 $B'_7 = (2.873813, -2.387645, -0.847253)$  與  $C'_7 = (5.148931, -0.615932, 0.369871)$ 。

Step 12：Model\_B 利用三個逆平移參數值  $-\Delta x_A = -4.7325$ ， $-\Delta y_A = 8.7743$ ， $-\Delta z_A = 6.9178$ ，轉換後之三點座標為  $A'_8 = (4.7325, 8.7743, 6.9178)$ 、 $B'_8 = (7.612313, 6.386655, 6.070547)$  與  $C'_8 = (9.8814318, 8.158368, 7.287617)$ 。

如此之操作流程可驗證如表 1 所示 Model\_B 特徵三角形轉換後之座標值與原始 Model\_A 特徵三角形之座標值完全重合。我們利用上述之座標轉換取得之轉換參數利用式 (12)，套入 Affine 轉換方程式，可將斷層掃描規劃之植牙鑽孔路徑資料，如圖 9 所示，轉換為可在機台石膏模上加工之路徑，如圖 10 所示，如此座標轉換的方法可找出兩組之 Affine 轉換六參數。可歸納為電腦斷層掃描模型經過已知之 Affine 轉換六參數  $(\Delta x', \Delta y', z', \gamma', \beta', \alpha')$  作一次轉換，再經過計算出來的 Affine 轉換六參數  $(-\alpha, -\beta, -\gamma, -\Delta x', -\Delta y', -z)$  電腦斷層掃描模型再作第二次轉換，即可達成座標轉換之目的。



圖 10. 石膏牙模固定於五軸機台示意圖

## 六、結論

植牙的過程一般將焦點放在牙醫師在植牙位置鑽孔之規劃，而實現鑽孔的過程則鮮少得到關注。植牙之費用居高不下，現行植牙導引板之製作過程使用昂貴之設備是一個主要原因，但是若不使用植牙導引板輔助鑽孔位置將使植牙患者暴露在高度風險之下。本研究藉由前端精準的齒部電腦斷層掃描為基礎，配合新開發的電腦軟體的診斷，可以透視骨骼的立體模型及神經的分佈，事前擬定完善的植牙計畫，選擇適當的人工牙根，決定理想的植牙位置角度與深度，並利用電腦輔助系統直接輸出植牙位置於五軸加工機，將植牙位置於固定在 CNC 之石膏模上鑽孔，最後利用石膏模於植牙孔製作導引塊，牙醫師利用精確的導引塊完成植牙手術，

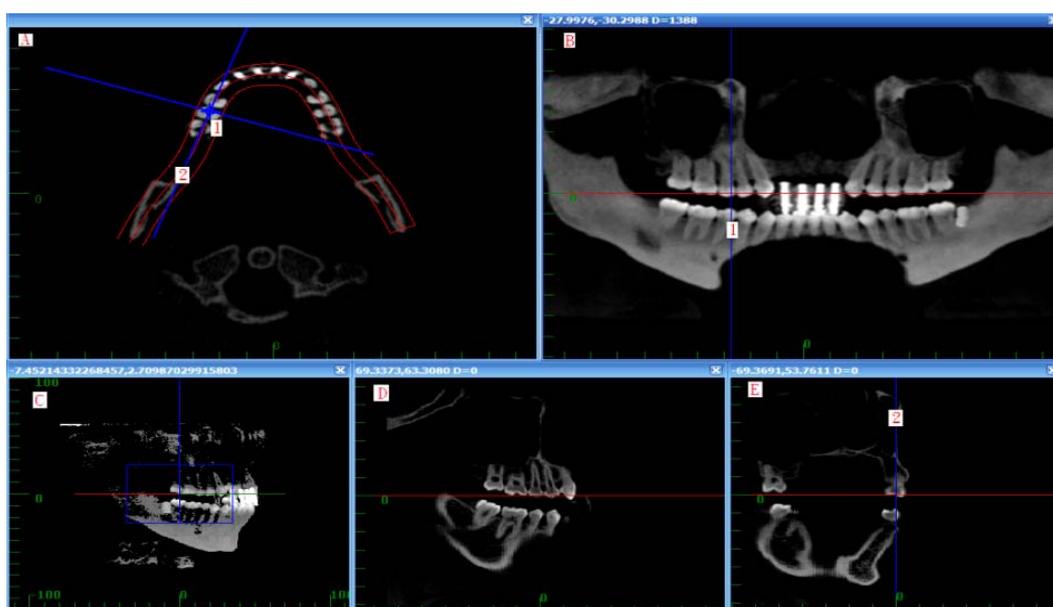


圖 9. 斷層掃描 3D 建構模型與植牙規劃圖

可減少人為因素造成的失誤，並且可以確保手術中避開重要的神經或器官，大大提高植牙的安全性與成功率，也大幅降低病人對植牙手術的憂慮感。因為術前的模擬及精準導引塊的輔助，手術可以不必割開軟組織及避免事後的縫線處理，只需要數個植入人工植體的小開口即可。因此幾乎不會有太多的出血，也因為沒有切割軟組織及縫線，幾乎不會有術後的腫脹及疼痛；一般而言，不會影響患者的日常活動。

成功的導引板製作，除了要使用具備優良精度之 CNC 五軸機之外，更要能夠讓成本降低並縮短植牙療程。目前導引板製作所使用之座標系統操作約有兩種，一種是高精度商用型之流程，完全使用電腦斷層掃描資料來建構所有的模型，優點是使用一種座標系統，整個過程必須遵照同一個座標規範，但同時也付出高成本的代價。而另外一種則是事先使用定位珠來達到座標系統一致的作用，成本雖較低，但操作彈性較差，品質也較低，操控不易且精度不足。有鑑於目前植牙之費用還相當高，我們利用有效之雙重 Affine 座標轉換，可成功地以最符合成本效益之下利用五軸機台執行完成植牙導引板製作時重要的鑽孔動作，將來這套系統可進入牙醫診所或牙技所，有效降低植牙療程並提供合理之植牙費用。

### 參考文獻

1. Araujo, M. and J. Lindhe (2009) Ridge alterations following tooth extraction with and without flap elevation: An experimental study in the dog. *Clinical Oral Implants Research*, 20, 545-549.
2. Attard, N. J. and G. A. Zarb (2005) Immediate and early implant loading protocols: A literature review of clinical studies. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(3), 242-248.
3. Becker, W. (2006) Immediate implant placement: Treatment planning and surgical steps for successful outcomes. *British Dental Journal*, 201, 199-205.
4. Palancz, B. and Z. Piroška (2011) A symbolic solution of a 3D affine transformation. *The Mathematica Journal*, 35(4-5), 207-211.
5. Bernitz, H. and G. Stols (2010) The application of affine transformations in matching distorted forensic samples with a common origin. *Forensic Science International*, 201(1), 56-58.
6. Branemark, P. I. (1977) Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: Experience from a 10 year period. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, 16, 1-13.
7. Caccamo, E., F. Cappello, E. Lombardo, A. Mancuso and G. Petrucci (2002) A guided surgical drilling method. International Design Conference-Design 2002, Dubrovnik.
8. Crespi, R., P. Capparè, E. Gherlone and G. Romanos (2007) Immediate occlusal loading of implants placed in fresh sockets after tooth extraction. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22(6), 955-962.
9. Degidi, M., A. Piattelli, P. Felice and F. Carinci (2005) Immediate functional loading of edentulous maxilla: A 5-year retrospective study of 388 titanium implant. *Journal of Periodontology*, 76(6), 1016-1024.
10. Diago, C. G., B. L. Araceli and G. M. Berta (2008) Comparative study of wide-diameter implants placed after dental extraction and implants positioned in mature bone for molar replacement. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 23, 497-501.
11. Esposito, M., M. Grusovin, M. Willings, P. Coulthard and H. Worthington (2007) The effectiveness of immediate, early, and conventional loading of dental implants: A cochrane systematic review of randomized controlled clinical trials. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22, 893-904.
12. Fischer, K. (2008) On immediate/early loading of implant-supported prostheses in the maxilla. Ph.D. Dissertation. Gothenburg University, Sweden.
13. Guirado, J. L., A. J. Ortiz-Ruiz, B. Negri, B. C. Rodriguez and F. Schlottig (2010) Histological and histomorphometric evaluation of immediate implant placement on a dog model with a new implant surface treatment. *Clinical Oral Implants Research*, 21(3), 308-315.
14. Jae-Hoon, L., F. Val, L. Keun-Woo and F. W. Robert (2005) Effect of implant size and shape on implant success rates: A literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(4), 377-381.
15. Kahnberg, K. (2009) Immediate implant placement in fresh extraction sockets: A clinical report. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24(2), 282-288.
16. Kaj, F., R. Eric and T. Joseph (2007) Clinical evaluation of a prospective multicenter study on one piece implant. Part 1: Marginal bone level evaluation after 1 year of follow-up. *International Journal of Oral & Maxillofacial*

- Implants*, 22(2), 226-234.
17. Khan, A. W. and W. Chen (2008) Calibration of CNC milling machine by direct method. Proceedings of 2008 International Conference on Optical Instruments and Technology, Optoelectronic Measurement Technology and Applications, Beijing, China.
  18. Lee, D. H., B. H. Choi, S. M. Jeong, F. Xuan and H. R. Kim (2011) Effects of flapless implant surgery on soft tissue profiles: A prospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 13(4), 324-329.
  19. Nickenig, H. J. and S. Eitner (2007) Reliability of implant placement after virtual planning of implant positions using cone beam CT data and surgical (guide) templates. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 35(4-5), 207-211.
  20. Oh, T. J., J. L. Shotwell, E. J. Billy, H. Y. Byun and H. L. Wang (2007) Flapless implant surgery in the esthetic region: Advantages and precautions. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 27(1), 27-33.
  21. Oh, T. J., J. L. Shotwell, E. J. Billy and H. L. Wang (2006) Effect of flapless implant surgery on soft tissue profile: A randomized controlled clinical trial. *Journal of Periodontology*, 77(5), 874-882.
  22. Okafor, A. C. and Y. M. Ertekin (2000) Derivation of machine tool error models and error compensation procedure for three axes vertical machining center using rigid body kinematic. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 40(8), 1199-1213.
  23. Orenstein, I., D. Macdonald, A. Tao and H. Morris (2007) Electronic percussive testing of the stability of an immediately provisionalized implant placed into fresh extraction sockets: A pilot evaluation. *Journal of Oral Implantology*, 33(2), 69-74.
  24. Tsirlis, A. T. (2005) Clinical evaluation of immediate loaded upper anterior single implants. *Implant Dentistry*, 14(1), 94-103.
  25. Wang, H. L., Z. Ormianer, A. Palti, M. L. Perel, P. Trisi and G. Sammartino (2006) Consensus conference on immediate loading: The single tooth and partial edentulous areas. *Implant Dentistry*, 15(4), 324-333.
  26. Zahran, A. (2008) Clinical evaluation of OsteoCare™ midi one-piece implants for immediate loading. *Implant Dentistry Today*, 2(3), 26-33.
  27. Zahran, A., M. Elrefai, T. Amir and M. Fouda (2010) Clinical evaluation of flapless free hand immediate placement in fresh extraction sockets. *Journal of Implant & Advanced Clinical Dentistry*, 2(8), 55-63.
  28. Zahran, A. and J. Gauld (2007) Gauld's technique: Clinical innovation of flapless placement of selftapping implants with the aid of osteotomes in the posterior maxilla. A case report. *Egyptian Dental Journal*, 53, 2297-2304.
- 收件：100.10.03 修正：100.12.05 接受：100.12.26