



中國醫藥大學

醫學研究所

碩士學位論文

使用三維雷射掃描儀分析矯正器置位後
之瞬時顏面軟組織變化

**Analysis on Immediate Profile Change after
Orthodontic Bracket Bonding Utilizing 3D
Laser Scanning Device**

指導教授：余建宏 博士

研究生： 鄧景文

中華民國九十六年六月

本文摘要

改善患者顏面美觀對矯正醫師是很重要的工作，顏面外觀是一個人最重要的特質之一，而且會影響社會人際關係，在矯正醫師的觀念中必須理解到除了牙齒的移動及適當的排列外，還要注意任何齒列的改變是否會引起不理想的顏面外觀改變。

在矯正治療中，標準的口內、外彩色照片以及 X 光片（側顱 X 光片和前後方頭顱片）是不可或缺的影像資料。各式各樣的軟組織評估方法也應運而生，然而，卻沒有任何一種方法是不需要硬組織解剖構造當作參考點的，或是只有單純軟組織的量測。除此之外，最重要的問題是要標準化這些影像是很困難的，主要的缺點是 X 光片的解析度和影像放大率的問題，事實上這些都有可能造成實際軟組織的點位無法和 X 光片上的位置符合，這些無法避免的缺點都造成在評估分析治療成果上的困難。

到目前為止，二維側顱 X 光片仍然是評估矯正治療後顏面變化的主要方法，然而，事實上病人真正關心的是他們的正臉及四分之三側臉，鮮少關心他們的側臉是如何變化，在過去二十年的時間，三維影像的發展也漸漸應用在齒顎矯正領域上，藉由三維攝影儀器所擷取的資料稱為三維影像，經由電腦影像處理軟體將其呈現在二維的螢幕上，並可顯示影像的深度，深度的呈現即為三維影像的特色。

這篇研究著眼在矯正治療的第一步，黏著矯正器後下顏面的瞬時變化，並以三維立體方式做比較，以日本 Minolta 公司的 VIVID 910 非接觸式三維雷射掃描儀分別在每位患者黏著矯正器前後擷取顏面三維影像，所得到的資料以韓國 INUS 公司的逆向工程軟體 Rapidform 2006 做分析比較，發現黏著矯正器後的瞬時變化以嘴唇周圍及下巴區域最為明顯，並直接在重合的三維影像上做量測，但是結果發現此瞬時變化量卻與矯正器的厚度不一致！

臨床上藉由三維雷射掃描儀擷取顏面外觀是非常簡單且有效的工具，而且此三維影像能直接在處理軟體上做量測並能以任意方向角度呈現讓患者了解，相信在不久的將來，三維資料會漸形重要而且會慢慢取代今天所使用的傳統齒顎矯正資料！

關鍵詞：顏面瞬時變化、三維雷射掃描。



Abstract

Improving facial esthetics of our patients is of great importance to orthodontists. An individual's facial appearance is one of their most obvious characteristics and has profound social significance. Tooth movement and proper positioning of the teeth to ensure favorable facial changes and to avoid unfavorable changes should be the goal in the orthodontist's mind.

Standard color photographs and radiographic views (PA and cephalometric X-ray films) remain a principle adjunct to orthodontic care. Various methods of soft-tissue assessment have evolved; however, none of those method has been reported adequately enough to describe the face without depending upon anatomically variable intracranial landmarks as reference points or upon the facial soft tissues themselves. In addition, the most important problems are difficulties in standardizing these images. The main disadvantages are the poor resolution and the inconsistent magnification of the X-ray images and the fact that the landmarks identified on the soft tissue profile do not correspond with those identified from radiographic examination. These unavoidable disadvantages make it hard to analyze and compare the post-treatment outcomes directly.

At present, 2-dimensional (2D) assessments of lateral cephalograms is the main method to investigate the effects of orthodontic treatment on the face. However, patients tend to assess their appearance from either a frontal or a three-quarter profile view, rarely from the sagittal view as recorded in the 2D lateral cephalograms. Three-dimensional (3D) imaging has developed greatly in the last two decades and has been

applied to orthodontic treatment. In 3D imaging, a set of anatomical data are collected using diagnostic imaging equipment, processed by a computer and displayed on a 2D monitor to give the illustration of depth. Depth perception causes the image to appear in 3D.

This study was to compare the 3D effects on the lower face immediate changes after the first step (direct bonding system, DBS) of orthodontic treatment. Laser scanner (Minolta VIVID 910) was used for capturing the facial images before and after DBS of each patient. The collected data were processed and compared with the Rapidform 2006 (INUS Korea) reverse engineering software. The great immediate changes of the lower face after DBS were appeared over the peri-oral, chin area and could be measured by the variation directly from the superimposed images. But the immediate changes of the lower face after DBS were not in accordance with the thickness of the brackets.

The 3D laser scanning for capturing the facial profiles is a simple and effective tool clinically, because the 3D images can be measured directly from the processing software and easily showed the results of orthodontic treatment to patients. Application of 3D data is expected to increase significantly soon and might eventually replace many conventional orthodontic records which are in use today.

Key words : immediate profile change 、 3D laser scan.

誌謝

本文之完成要感謝多人的從旁協助以及鼓勵、支持。首先特別感謝指導教授余建宏老師這兩年來，對學生不管在學術研究、臨床技術及待人接物上的諸多教導及提攜，讓學生受益良多，僅在此致上最誠摯的敬意與謝意。

另外，感謝力弘科技的良居在研究過程中所給予的支持與鼓勵，使研究得以順利完成；更感謝中國醫藥大學附設醫院齒顎矯正科同仁好友嘉隆、意嘉、明克、志杰、修如、麗君、怡奴、琬真、梨文、子甯和明遠的幫忙，才能完成研究內容資料的取得。

最後更要感謝我的父母多年來的栽培與鼓勵，以及這麼多年來曾經在心靈上與物質上給予我幫助的親友與同學們，使得我對人生的意義有更深一層的體認與瞭解。僅以本文獻給所有關心我與我關心的人。

目錄

中文摘要.....	I
英文摘要.....	III
誌謝.....	V
目錄.....	VI
圖目錄.....	VIII
表目錄.....	XI

第一章 前言.....	1
1. 研究背景.....	1
1.1 顏面美學的沿革.....	2
1.2 美學的認知.....	9
1.3 西洋人相學與中國面相學概述.....	12
2. 近代顏面測量學與顏面美學的發展及研究.....	15
2.1 側顱X光片在齒顎矯正中的應用.....	16
2.2 人體測量學.....	17
2.3 側顱X光片評估軟組織變化的方式.....	18
2.4 本校附設醫院齒顎矯正科評估軟組織變化之現狀.....	20
3. 三維影像之原理及運用.....	22
3.1 顏面軟組織三維重建和測量的研究現狀.....	22
3.2 三維雷射掃描的簡介.....	28
3.3 三維雷射掃描測距原理.....	29
3.4 三維雷射掃描儀.....	31
3.5 三維影像資料處理的介紹.....	33
3.6 三維影像掃描在牙醫學的應用.....	35
3.7 三維影像掃描在其他領域上的應用.....	37

4. 齒顎矯正治療簡介.....	38
5. 研究目的.....	41
第二章 材料與方法.....	43
2.1 樣本的選取.....	43
2.2 研究硬體.....	44
2.3 研究軟體.....	44
2.4 研究步驟.....	47
2.5 研究設計及掃描資料的處理.....	48
第三章 研究結果.....	53
第四章 討論.....	57
4.1 研究標的.....	57
4.2 研究儀器.....	58
4.3 顏面變化的測量.....	59
4.4 顏面變化探討.....	61
第五章 結論.....	68
第六章 未來展望.....	70
參考文獻.....	71
作者簡歷.....	75
授權書.....	76

圖目錄

圖1-1	埃及法老王圖.....	3
圖1-2	埃及皇后Nefertiti圖.....	3
圖1-3	The Lance Bearer.....	4
圖1-4a	The Head of Aphrodite(側面).....	4
圖1-4b	The Head of Aphrodite(正面).....	4
圖1-5	Vitruvius顏面三等分.....	5
圖1-6	Powell和Humphries之顏面等分圖.....	5
圖1-7	典型的希臘雕像.....	5
圖1-8	人體比例圖.....	6
圖1-9	達文西手稿.....	6
圖1-10	Powell和Humphries之顏面五等分法.....	6
圖1-11	達文西手稿.....	6
圖1-12	Durer顏面等分法.....	6
圖1-13	黃金比例圖.....	7
圖1-14	Apollo Belvedere雕像.....	11
圖1-15	Medusa Rondanini.....	11
圖1-16	面相學三停.....	14
圖1-17	Harvey Peck側顏面研究照片.....	15
圖1-18	Farkas之人體測量下顏面圖.....	17
圖1-19	Farkas之人體測量顏面圖.....	18
圖1-20	顏面橫向及垂直向等分圖.....	18
圖1-21	Ricketts之esthetic line.....	19
圖1-22	Steiner之Z angle.....	19
圖1-23	Holdway之H line.....	20
圖1-24	polygon比較圖.....	21

圖 1-25	superimposition.....	21
圖 1-26	飛行時間法.....	29
圖 1-27	相位差法.....	30
圖 1-28	三角測距法.....	31
圖 1-29	非接觸式三維雷射掃描儀示意圖.....	32
圖 1-30	CAD-CAM 義齒鑄造.....	36
圖 1-31	CEREC 3D 掃描.....	36
圖 1-32	FKO.....	39
圖 1-33	Invisalign.....	39
圖 1-34	口內彩色照片.....	40
圖 1-35	顏面外觀彩色照片.....	40
圖 1-36	正向及側顱 X 光片.....	40
圖 1-37	環口 X 光片.....	40
圖 2-1	VIVID 910 Laser scanner 圖示.....	44
圖 2-2	現場掃描過程圖.....	47
圖 4-1	color registration.....	59
圖 4-2	J.P. Moss 之顏面區分.....	59
圖 4-3	Chung How Kau 之顏面區分.....	60
圖 4-4	本實驗之顏面區分.....	60
圖 4-5	顏面肌肉圖.....	61
圖 4-6	區塊軟組織平均變化量.....	63
圖 4-7	上顎顏面區域與矯正器厚度之關係.....	63
圖 4-8	上顎顏面區域與矯正器厚度之關係.....	63
圖 4-9	黏著矯正器前側顱 X 光片示意圖.....	64
圖 4-10	黏著矯正器後側顱 X 光片示意圖.....	65
圖 4-11	高解析度核磁共振口輪匝肌纖維.....	65
圖 4-12	高解析度核磁共振口輪匝肌纖維.....	66

圖4-13 Yogosawa軟組織側面圖.....66
圖4-14 口腔周圍肌肉圖.....66
圖4-15 whole deviation...67



表目錄

表2-1	矯正器厚度.....	43
表2-2	矯正器黏著位置.....	43
表2-3	MINOLTA VIVID 910 詳細規格.....	45
表3-1	Error Study之實驗數據.....	53
表3-2	9位患者之9個區域平均顏面變化量.....	54
表3-3	9個區域平均顏面變化量之pair <i>t</i> -test結果	54
表3-4	平均值與標準差直方圖.....	55
表4-1	肌肉起源、中點及功能表.....	62
表4-2	影響區域變化之因素.....	69



第一章 前言

1. 研究背景

因為社會風氣的改變和經濟的發展，大家越來越注意自己顏面美觀的問題，希望讓自己更美麗，一般都認為面容姣好可以增加自身的自信心，甚至對於職場上競爭力也是不可或缺的重要影響因素，畢竟在人際關係中，容貌是最直接，也最容易讓人留下第一印象的。就連古希臘大文學藝術家亞里斯多德都說：「美是比任何語言都有力的推薦信」。梅切爾·德·蒙田也說：「美是人際關係的第一要素，它總是突顯在所有品質之前，引起我們的欲望，充盈於我們的判斷，對我們行使著至大的權威，並給人留下難忘的印象美」。

顏面軟組織（肌肉）是鋪蓋於底層的硬組織（骨頭）上，想要得到軟組織的立體美感，無非需要仰賴硬組織的支撐，即使前者仍具有相對的獨立性和代償性，一般來說，軟組織厚度的改變仍以底層硬組織型態為基準。以下顏面軟組織而言，底層的硬組織包括上下顎骨、牙齒及齒槽骨，所以想要改善下顏面比較突出或是過於凹陷的患者，不外乎先鑑別診斷出是哪一部分的硬組織過於突出，再針對原因來治療，但不論是何種因素，此區域的問題皆與牙齒排列有關，只是程度上有差異而已。無論有無配合正顎手術，都需要藉助矯正醫師的專業將齒列咬合重新建立（除了單純的豐唇手術），畢竟牙齒與顎骨是一體的，任何顎骨的改變也會帶來原本齒列咬合的變動。相對地，單純改變牙齒排列的位置，當然也會造成齒槽骨的重塑和變化，只是有一定的極限而已。

追求顏面美觀是求診者的目的，當然有效的治療亦是醫師責無旁貸的天職，要如何讓患者知道治療前後的變化及改善就顯得非常重要，畢竟辛苦的治疗過程總是需要滿意的成果來肯定。所以就醫師而言就必須提出證據證明治療前後的改變，一般來說，能讓患者最直覺

感受到的就屬彩色照片，彩色照片是影像資料的一種，影像資料在醫學領域中相當重要，可做為診斷資料來源、治療前後的證據、臨床教學、與患者討論治療計畫的依據、法醫學人身鑑定以及研究用。但是單純的彩色照片似乎在今日講求精確的時代裡又顯得缺乏科學數據以佐證，而能夠提出數據的皆是以側顱 X 光片為基礎的硬組織線性距離或角度的改變，但這些數據對一般患者而言，只是得到一些無法理解的數字而已。畢竟臉部輪廓是立體的，二維彩色照片或側顱 X 光片無法真切呈現三維結構，尤其側面影像資料會忽略顏面外觀的輪廓和深度，所幸拜科技進步所賜及科學家的努力，發展出多種三維影像技術，讓醫師能提供給患者更多的治療成果資訊，也讓患者能藉由立體影像理解自身的變化，這對於醫病關係的和諧有很大的幫助！

1.1 顏面美學的沿革

顏面美學對矯正醫師而言是非常重要的，對一般人來說這個課題同樣吸引著每個人的關注和興趣，而身為矯正醫師，我們常常忽略掉真正美麗價值的意涵並非單一印象地存在於我們主觀的想法裡，而應該尊重每個個人的認知。然而，要了解今日對美顏的觀念為何，就必須先了解歷史上美學的演進。

約 35000 年前舊時器時代所遺留下來的化石中發現，當時人類顏面具有很強壯的外觀、上下顎明顯前突以及擁有發育良好的下巴¹。一直到了大約 5000 年前，尼羅河畔埃及文化的興起，才有大量屬於美學的作品出現並保存。古埃及人首先以數學及網格的方式來描繪顏面及形體比例，從歷史遺蹟和墓穴所出土的埃及皇族雕像可以發現當時埃及人心目中理想的美麗容貌²，埃及法老王 (2600-2000 B.C.) (圖 1-1) 的雕像就擁有飽滿、圓潤的臉型，斜坡形前額、平緩的眉骨、厚唇和些許突出的下巴，並戴有頭飾，男性還配有下頷珠串³。幾乎所有出土的法老王雕像都有一個共通的特徵，就是上下顎前突，密西

根大學教授以 X 光檢查埃及木乃伊也發現同樣的表徵⁴。人類學家追溯到距法老王時期數千年前的埃及人，發現是源自非洲黑人以及亞洲高加索人的移民，因為有如此的背景，早期的埃及人同時具有這兩類人種的顏面特徵⁵。在法老王時期後約一千年的一位埃及皇后 Queen Nefertiti (圖 1-2)，她協調的臉部特徵和發育良好的下顎骨被盛讚為現代美學的標準，甚至被喻為象徵西方美顏的開端⁶！



圖 1-1



圖 1-2

在埃及盛世後的數世紀，希臘也開始藉由哲學及畫作興起對顏面美學的風氣。著名的希臘哲學家柏拉圖 (Plato) 及亞里斯多德 (Aristotle) 首先以審美哲學來探究美的深層意義，不單只是做外表呈現的描述。柏拉圖並主張「恆定的均勻比例……才能造就極至的美麗！」⁷而亞里斯多德也以柏拉圖的論點為基礎做延伸。當時的藝術家認定美必定是依循著一種幾何規則，既然諧調 (harmony) 是源自觀察所得的比例，自然認為這個比例是固定數值，於是將此觀念導入他們的作品中，西元前 5 世紀，兩位希臘雕刻家，Polykleitos (450-420 BC) 及 Phidias (500-432 BC) 對於理想的身型比例與解剖關係建立了一套很嚴謹的法則，進而開啟了古希臘藝術家在作品上遵循的依據，造就了西元前第四、五世紀希臘藝術的綻放，也就是希

臘的黃金世紀 (Golden age of Greece)⁸。Polykleitos 的作品- “The Lance Bearer” (圖 1-3) 中，頭是人身的七分之一，面部和手掌占十分之一，人體重量由一腳承當，另一腳向後抬起，腳趾著地，使全身取得勻稱與和諧。Polykleitos 的“法則”也被後來的羅馬藝術家模仿及推崇，二世紀羅馬哲學家 Galen 就注意到希臘雕塑家很早就了解“平均”在美學中的意義，並指出：「最美麗的體態無論在人類或是牛甚或是獅子，都是因為看起來平均的關係！」西元前四世紀希臘藝術家的作品“Aphrodite 的頭”(圖 1-4a, b)，也代表了他們對完美顏面比例的正視⁹！



圖 1-3



圖 1-4a



圖 1-4b

雖然羅馬人的藝術元素源自於古希臘人，有些很重要的理論仍是出自於羅馬藝術家，例如古羅馬建築師，維特魯威〔Vitruvius〕，最有名的就是他將人臉橫切區隔為三等分(圖 1-5)(髮際線到眉毛、眉毛到鼻底和鼻底到下頰。)這個觀念在 2000 年後的今天仍被矯正

醫師採用，譬如 1984 年 Powell 和 Humphries 就以這個劃分法運用於研究中¹⁰（圖 1-6）。典型的希臘雕像顏面呈卵圓形（圖 1-7），輪廓朝下巴逐漸變尖細，有明顯的前額，側面來看，前額外型平順地延伸至鼻尖，鼻根部有些微的凹陷，嘴唇周圍為後縮的外形，上唇呈波浪狀（藝術家形容就像是愛神邱比特手中的弓）¹¹，捲狀的下唇和飽滿的下巴間區隔出一清楚的頤唇溝（mentolabial sulcus）。

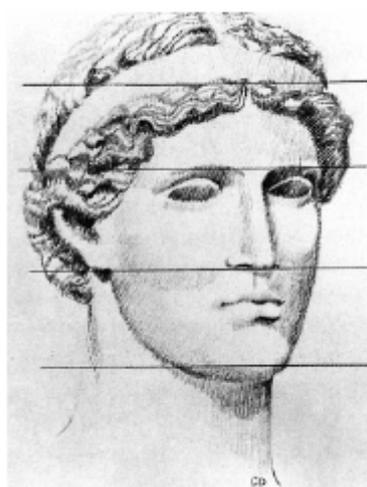


圖 1-5



圖 1-6



圖 1-7

15 世紀義大利文藝復興時代，最具代表性的人物就是李奧納多·達文西（Leonardo da Vinci），他整合了藝術與科學，並運用數學理論描繪自然現象。也因為他的好奇心及想像力而留下許多恆久的藝術經典。達文西將臉部輪廓的美運用數學公式來描述，在他所留下的畫作中可以發現，達文西強調藝術與科學間協調的重要性，並將“比例”定義為各自的部分和全部之間的比值¹²，他依循古羅馬建築師維特魯威〔Vitruvius〕關於比例的學說，繪製出一個具完美比例的手腳伸展人體圖—維特魯威人〔Vitruvian Man〕，又稱「人體比例圖」（圖 1-8）。身長分成八個等分，兩手臂張開也可分成相同的八個等分，長寬共六十四個正方形的格子。理想的人頭部應為身高的八分之一，陰部應該位於身高的一半之處。

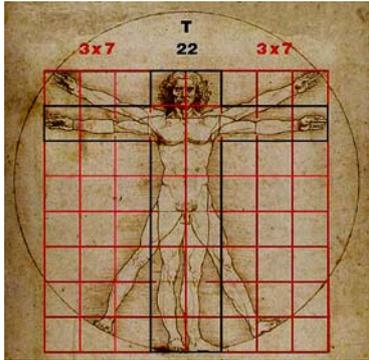


圖 1-8



圖 1-9

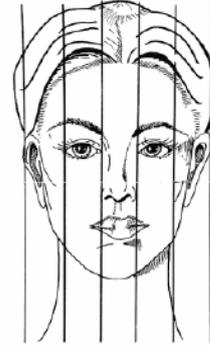


圖 1-10

達文西也是解剖學的始祖，他其中的一張手稿，是描述理想的顏面可以單眼寬的距離垂直均分為五等分（圖 1-9），1984 年 Powell 和 Humphries 的研究也同樣採此“五等分法”¹³（圖 1-10）；另一份手稿則指出髮際線到下巴下緣的距離約是身高的十分之一，頭頂到下巴下緣約是身高的八分之一，並將臉區分為髮際線到眉毛、眉毛到鼻底、鼻底到下巴下緣三個區塊（與維特魯威的論述相同），下顏面又以上唇為分界分隔為上三分之一及下三分之二區塊，耳朵的長度大約是顏面高度的三分之一等（圖 1-11）。這些比例對臨床治療上有很大的意義，譬如在顏面部的整形手術，就要考量臉長與身高間的比例，如 6 呎和 5 呎身高的人就有所不同。Durer 在 1525 年也強調比例原則對藝術創作的重要性，他說：「沒有學過幾何學，就不配成為一優秀的藝術家¹⁴！」他同時也針對達文西的這張手稿做了延伸，他認為上唇及下唇個別的高度應佔整個下顏面高度的四分之一（圖 1-12）。事實上，今日的臨床醫師仍以此理論為分析基礎。



圖 1-11

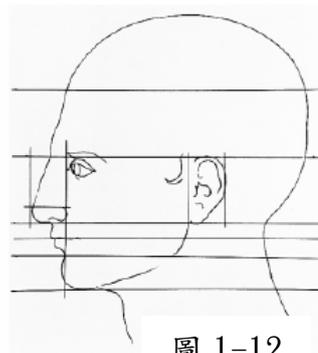


圖 1-12

達文西試圖以數學來解釋很多現象，當然也包括人類的顏面，他認為一定有一精確的比例存於萬物當中，也就是所謂的黃金分割比¹⁵（Golden Section）或是神賜比例（Divine Proportion），而事實上，早在他之前，希臘哲學家柏拉圖等人，就已提及某種幾何外型輪廓在他們的認知中一定存在著理想的比例。

數學史記載“黃金分割比”是由公元前6世紀古希臘數學家畢達哥拉斯及其門生所發現，黃金比例是一個定義為 $(1+\sqrt{5})/2$ 的無理數，首先被應用在分割一條直線上。如圖1-13，在線段AC上，若要找出黃金分割的位置，可以設分割點B，B會符合以下的特性： $BC:AC=AB:BC$ ，若設 $AC=1$ ， $AB=x$ ，則上面等式變為 $1 \cdot x = x \cdot (1-x)$ ，即 $x^2 = 1 \cdot (1-x)$ ，整理得一元二次方程 $x^2+x-1=0$ ，解得 $x=\sqrt{5}-1/2 \doteq 0.618$ 。這就是黃金分割比（或是其倒數1.618）。在歐洲又把黃金分割比稱為“黃金分割律”，是由19世紀德國美學家蔡辛提出，他認為黃金分割無論在藝術或是自然界中都是美的最佳比例關係¹⁶。

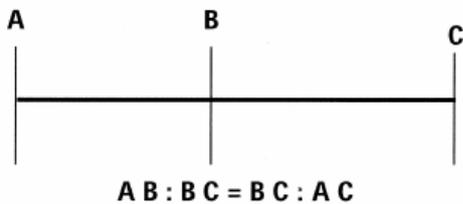


圖 1-13

The golden proportion is represented by the line ABC and the ratio $AB:BC=BC:AC=1:1.618$.

畢達哥拉斯學派關於“美是和諧的比例”的美學觀點，始終為美學家所依循的法則。文藝復興時期，黃金分割被視為神聖的比例。達文西在「論繪畫」一書中指出：「美感建立在各部分之間的神聖比例關係上，才能使觀眾如醉如痴的被吸引¹⁷。」黃金分割在數學、美學、人體、藝術、自然中為公認的美學定律，亦廣泛應用於音樂、繪畫、雕塑等藝術和建築之中。例如：希臘雅典的帕特農神殿，就是按黃金分割比建造的（大理石柱高恰好占整個神殿高度的0.618）。古埃及的胡夫金字塔，其高與底部正方形邊長之比為0.62。巴黎埃菲爾鐵塔也

是以黃金分割比的概念建造的。只要在高塔的黃金分割點處建造樓閣或平臺，就能使平直、單調的塔身變得多彩多姿。以藝術品而言，古希臘時代著名的智慧女神雅典娜和太陽神阿波羅塑像，就是故意延長雙腿，使肚臍到腳底的高度與全身高度之比為0.618，這是因為藝術家發現當人體下肢與身高比為0.618時最美，黃金分割的審美價值和應用範圍不斷在擴大。在表演藝術上，演員如果站在舞臺的黃金分割點處，聲音的傳播效果最好。錢仁康教授說：“藝術上的黃金分割比和音樂中高潮的位置有密切關係，分析許多著名的音樂作品中，發覺高潮的出現，大多和黃金分割點相近。”此外，中世紀意大利數學家菲波那契也發現某些植物葉片、花瓣、松果殼瓣由小到大的序列即是以0.618:1的近似值排列。現代科學家還發現，當大腦裡的“貝他”腦電波，其低頻與高頻之比是0.618的近似值時(8赫茲比12.9赫茲)，人的身心最具快感。甚至，當大自然氣溫在攝氏23度時，與人體體溫37度之比為0.618，此氣溫會讓人感到最舒適。可見，黃金分割的價值不只侷限於藝術的範疇，物質世界的組成、大地萬物的誕生等，都和黃金分割有著千絲萬縷的關係。它不僅是哲學的領悟、數學的技巧和完美藝術間驚人的結合，還是構成世界與宇宙原動力的內部規律。50年代，北京工業設計院編寫了一本「建築資料集」收集了各地成年人體尺寸的調查，男性中等人體軀幹部份寬高比為1:1.61878，與女性差異不大。世界各民族身高差別大，但軀幹部分的寬高比都接近1:1.618。

既然黃金分割為美學家認定的準則，矯正醫師自然也希望它能在理想的顏面上獲得驗證，然而從面貌姣好的專業模特兒的立體顏面影像中發現並非如此；但在其它研究中發現，經過顏面整形手術後的患者，比例竟會趨近於黃金比例，但仍需要更多的病例來驗證！

Ricketts 也試圖由齒顎矯正及外科的觀點將顏面比例與黃金分割比結合¹⁸，他從照片以及側顱 X 光片 (cephalograms) 中發現：美

麗的顏面外觀，從前額到眼睛與眼睛到軟組織顏點（menton）的比值非常趨近於 1.618。但事實上這個顏面輪廓規範尚未在科學上被證實，同時這個比例值也高度地被懷疑。

尋找自然界（包括美觀及諧調）的精確比例在世界各地開始蔚為風潮，早期日本也提出 1.414 ($\sqrt{2}$) 才是黃金比例¹⁹。即使黃金分割依然始數學家趨之若鶩，但若將它套用在顏面美觀的評斷上，仍難以讓生物科學家取信，所以無論這個比例是 1:1.618 或 1:1.414 或其它數值，都令人存疑！

1.2 美學的認知

什麼叫認知？技術上，是經由刺激而產生單一直接的感受結果。心理學家指出：認知大多來自“型態概念”，例如牙科學的概念讓我們知道上下牙齒間咬合的關係，而任何異於我們所知道的情況就會認為是錯誤的。這個“型態概念”同樣也影響著我們對顏面美觀的認知，我們愈常見到某一種顏面型態，就愈不會認為它會是“不對的”！

美其實是能讓人感受到一群愉快特質的結合，所以美學就是研究美和醜的一門學問。18 世紀哲學家 Alexander Baumgarten²⁰創造了“aesthetic”這個名詞，也正式將它歸類於哲學中的一門學問，而“aesthetic”這個字其實是來自於希臘單字“aisthesis”－感受的意思！

美麗的顏面到底是屬於個人感受？還是對全部人都適用？抑或是美麗就是顏面的本質？1741 年哲學家 David Hume²¹說：「美麗其實是存在凝視者的心中」；1878 年作家 Hungerford²²也指出：「美其實是存在於欣賞者的眼裡」；也就是常聽到的「情人眼裡出西施」吧！詭譎的是，評斷美麗與否並非完全出自於“感受”，因為對於初次所見的事物並無法做出美醜的評斷，所以美麗臉龐的特質其實是所見顏面的本質，而這個本質是被大多數人所欣賞接受的，就如哲學家 Pascal

所說：「如果埃及女王克利奧佩托拉 (Cleopatra) 的鼻子再塌一點，全世界對美的定義就會完全不同²³！」因此欣賞者眼中的美其實早已有其範圍，只是程度的差異。美在哲學上的意義持續被爭論著，但不可否認的，它確實影響了人類生活。莎士比亞也對美下了一個註解：「對於美麗的感受是不需要被說服的²⁴！」

對於美顏的感受也受到遺傳、環境或文化的影響。Langlois 在 1987 年的一篇研究中²⁵發現即使是三個月大的嬰兒竟會分辨顏面美醜，也就是對漂亮的臉會表現出高興的表情，而且注視的時間會比較長，當然，這個年紀絕對不會受到環境或是文化上的影響，因此足以證明是可能存在“遺傳”的因素！

對於美觀上認知的差異，人種也是一個很大的影響因子，事實上，環境和文化才是差異的根源。在 1960 年代，美國社會學家 James Martin 作了一項研究²⁶，選取了十位黑人電視女明星，她們的容貌從最明顯到最少黑人種特徵，最少黑人種特徵亦就是擁有較多高加索人種特徵，分別由 50 位美國白人、50 位美裔黑人及 50 位奈及利亞黑人做排序，選出他們心目中最具吸引力的人，結果發現，前兩者皆認為擁有最多高加索特徵的人最有吸引力，而奈及利亞黑人則選擇最具明顯黑人特徵的明星。亦即具白種人特徵的黑人女性顏面很容易被白種和非洲裔美國人所接受；而非洲黑人當然就比較欣賞純正黑人特徵的顏面，因此欣賞的差異性是會受到環境及文化所影響！

16 世紀藝術家 Durer²⁷ 指出比例不均勻的顏面是不美觀的，而均勻的顏面縱使不美麗但通常可被接受。西元前 5 世紀 Polykleitos 說：「各個組成若是均勻成比例，就是一種美！」闡述對稱的概念，他稱作“symmetria”。1755 年德國藝術歷史學家 Winckelmann 倡導新古典運動 (Neoclassicism)，並主張「成為偉人的唯一途徑就是模仿這些前人²⁸。」他的論調不但影響了當時的全歐洲社會，同時也深深地影響剛獨立建國的美國。Winckelmann 最推崇的就是 Apollo

Belvedere 這座雕像²⁹（圖 1-14），據說是古希臘時期的作品（Leochares, 約 320 BC），也有可能是古羅馬（100~200 AC）時按古希臘的青銅阿波羅雕像複製成大理石的，這座雕像是 15 世紀後期在羅馬被挖掘出來，存放在梵蒂岡的 Belvedere 廳中，這就是為何叫 Apollo Belvedere！Winckelmann 在他的詩中對此雕像讚許為「高貴的簡潔以及沉著的宏偉」。當然囉，太陽神 Apollo 亦深深影響了 19 世紀美國矯正醫師對顏面美觀的標準評斷。



圖 1-14



圖 1-15

1880 年美國口腔外科的先驅 Kingsley³⁰ 在論文中就闡述理想的頭、顏面外觀，並認為 Apollo Belvedere 是「美男子的標準」、美女的標準則是 Medusa Rondanini（圖 1-15）。由現今的觀點來檢視他的論述，Kingsley 無疑是跟上了當時的潮流。

1855 年，矯正學之父 Edward Hartley Angle 誕生，有趣的是，在他 St. Louis 的診間裡就擺放了 Apollo Belvedere 的雕像，所以即使他的生命跨越到了 20 世紀，依然是受到新古典主義的影響。Angle 的好友 Edmund Weurpel，華盛頓大學人文教授，在他的回憶錄³¹提到，Angle 曾問他：「全世界的人都知道古希臘人的美是至高無上的，也夢想能擁有相同的外觀，只要我們能依循並符合這個標準，那不就每個人都擁有姣好的面容了嗎？」Weurpel 否定了 Angle 這個論

點，並勸他摒棄這狹隘的想法，隨後 Angle 不再堅持「美、協調、均勻」如 Apollo 的臉型，但是他依然是將 Apollo 視為最賞心悅目的美。

Angle 的另一項錯誤，就是主張必須保留所有的牙齒，也就是不拔牙的矯正治療，因為他從 Apollo 的顏面輪廓分析中認為：「顏面美觀是一種對稱且具比例原則的美……，臉部的每項特徵間都彼此互相協調，咬合不正或是拔牙都會導致臉部線條的不協調³²！」而事實上如果每位患者都以 Angle 的論點來治療，幾乎都會使牙弓擴大，下顏面前突，反而都得不到 Apollo 幾乎有點凹陷的下顏面外觀！

Calvin S. Case 也是一位與 Angle 同時期著名的矯正醫師，他反而認為顏面美觀應該是要多元化，並在 1921 年提出：「顏面美觀的標準不應侷限在譬如 Apollo 的古典藝術概念裡，應該因時制宜……並根據不同型態的外觀而訂定不同的治療方針³³！」

Charles H. Tweed³⁴ (Angle 的學生)，他修正了 Angle 的治療原則，針對某些患者改採拔牙方式來治療，並且得到極佳的結果。他同時也建立一套新的側顱 X 光片分析標準值，但弔詭的是，這套標準值仍然是以類似 Apollo 較平直的顏面外觀為基礎！

1.3 西洋人相學與中國面相學概述

簡單的說人相學就是觀察人體各部位，得知其個性和運勢。整個人體架構主要可區分為面相、手相、體相。以生物科學中的「生物全息律」理論而言，生物的各部位皆會反映出該整體的狀況、訊息，所以局部的「相」，就可以看出一個人的全身構造及心理、精神層面，甚至能反映出運勢，而整體變化則與宇宙運行的脈動有關。

西洋人相學，無論是面相、手相或體相，都有一套完整的理論，例如可以解釋眼睛的形狀與個性及命運的關聯性。以這樣的角度切入探討，可使我們了解現狀下具有更深的內心領悟，和大家所熟知的西洋占星學理論息息相關。故西洋人相學的優點在於可詳細剖析個人

內心的世界，因此可給予被論者無限的希望。相較之下中國人相學的特點，可斬釘截鐵地論出外在運勢發展，卻不著重於解釋個人內在深層的變化。兩者的理論體系也不同，西洋以占星學為理論架構，中國則多偏重於易經等理論。

17、18世紀西方國家出現所謂的人相學家（Physiognomists），他們有別於一般以科學角度來解釋顏面美學，而是藉由觀察顏面特徵來揭露人格特質和生物特性，例如嘴巴的寬度跟慾望成正比、有酒窩或皺紋較多的人比較情緒化、嘴唇較薄或較前突者則為偏“獸性”的性格。1865年英國人Woolnoth³⁵以比較客觀的角度對顏面美學做評論，他指出：「側顏面部的外觀可分為平直型（straight）、凸面型（convex）及凹面型（concave），平直型的外觀最為俊美，特徵就是由前額的頂端到下頰的底部做一連線，此連線會貫穿過一部分的鼻子區域和極小部分的上唇；若同樣的連線通過凸面型的外觀，鼻子會完全在此連線的前方；而凹面型則是這條線就像圍住這些顏面特徵。凸面型的顏面，以同年齡來比較，看起來會最年輕，而凹面型的臉則看起來最為成熟！」

中國的面相學有些是根據陰陽五行、有些是經驗法則、而有些是天地的易數等。也因為中國面相學的多樣化，以下僅以與矯正醫師所關心的下顏面做一簡介。

所謂的「五官」，指的就是「耳、眉、眼、鼻、口」。在相學上，口又名「出納官」。透過「五官」的分析，進而判斷運勢吉凶。「嘴」關係一個人的幸福、食祿與貴人運。面相除了前述的「五官」之外，還有所謂的「三停」之分（如圖 1-16）。

1. 上停：由額上髮際到眉毛部位叫「上停」。主管少年運程，執掌 15 歲～30 歲之間的運勢。
2. 中停：由眉毛到鼻準頭部位叫「中停」。主管中年運程，執掌 31 歲～50 歲之間的運勢。

3. 下停：由鼻底到下巴部位叫「下停」。主管晚年運程，執掌 51 歲以後的運勢。

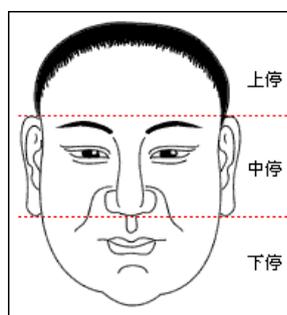
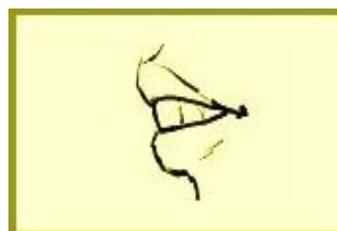


圖 1-16

「上停」豐隆、方而廣闊的話，主社會地位高。而「中停」隆而有肉的話，主富而壽。而「下停」圓滿、端正而厚重的話，一生有福氣。

此外，中國傳統面相學也對側面觀“唇形”做了解釋：

- (1) 上唇突的人，俗稱“吹火口”，為人善變、浮誇，一生多是非，易引口舌爭執，斤斤計較不願吃虧，反應快但意見多，善批評，然能積極追求自我之理想。
- (2) 下唇突的人，性格剛強孤傲，敏感多疑，欠親和力，不太合群，自我意識強烈，利己之心重，人際關係宜多改善。
- (3) 雙唇皆突出的人，投機心態較重，物慾深，性格較任性，經常在不知不覺中得罪人，也較不顧情意，因此與人難以長期相處。
- (4) 嘴唇平常閉不緊，俗稱“露齒口”，個性急躁衝動，一生運勢不強，經常錯失良機，晚運行至唇口，由於洩氣太多，將陷困境，挫折災厄接踵而來，財源難聚。



無論是西洋人相學或是中國面相學，相信在眾多求助於齒顎矯正治療以改變顏面外觀的患者中，也不乏是以“改運”為目的！

2. 近代顏面測量學與顏面美學的發展及研究

希臘古典主義雖不復在，審美觀念同樣在改變，儘管文藝復興時代及隨後的巴洛克藝術是如此輝煌，仍然難以“實證”來論述，還好因為科技的進步，側顱 X 光機的問世、生長發育的研究和人體測量學才可以使顏面美學能更科學化！

矯正醫師也應該試著從一般大眾的欣賞角度來學習顏面美學，而不單只從學理去評估，1970 年 Harvey Peck³⁶做了一項研究，選取了 49 位女性、3 位男性，平均年齡 21 歲，有專業模特兒、選美比賽優勝者和影視明星，他們會入選到這項研究的共通點就是他們被一般大眾公認為是帥哥美女。研究結果發現這些樣本在側顱 X 光分析上比起標準值都要顯得較前突 (protrusive)，側面照片也呈現多元化 (圖 1-17)，不再只是 Apollo-like 的容貌，也顯示一般大眾對審美觀不再只是一元的固定模式。



圖 1-17

Peck 對於側顱 X 光分析作了一個很有趣的注解，矯正醫師總是分析內在美 (internal facial esthetics)；而一般大眾卻是看外在美 (external esthetics)，並直接的反應出對美麗與否的評價。Peck

同時將這些樣本的顏面做對稱性比較，他以右（左）臉做鏡像重合成一完整的顏面，發現真正的原貌並非完全對稱，可能是因為顏面肌肉的排列、發育所致，最重要地是，某些程度的不平均反而造就了這些人吸引大眾的特質！這個結論讓矯正醫師驚覺到對於診斷治療上應該更包容，擬定治療計畫上應避免理論多於情感，同時也應該要客觀地多方面評估！Dr. Guy A. Woods 也指出矯正醫師應該在擬定任何治療計畫前應先了解患者的要求及希望達到的結果，而不是一昧的遵循固定的標準！

2.1 側顱 X 光片 (cephalometric X-ray) 在齒顎矯正中的應用

矯正醫師通常以側顱 X 光片作為診斷及治療的依據之一，各個解剖點間連線的角度有其對應之參考數值，作為評估與測量值間的差異。而所謂的“標準數值”到底從何而來？1937 到 1969 年美國齒顎矯正研究期刊中大約有 35 篇是描述所謂“正常”的顎-顏面、齒-顏面與軟組織間的關係，值得注意的是所謂“正常”並非指的是一般大眾的平均值，而是顏面美觀比較好的那一群人的平均值，所以嚴格的來說，這樣的參考值，分析出來的結論應該稱為“非常優良”並非“平均”！檢視這 35 篇研究所選取的樣本，14 篇是以咬合良好者為樣本、8 篇是以咬合及面容姣好者、4 篇是面容姣好者，以上皆由矯正醫師選取樣本，另外 2 篇是由專業藝術家選取他們認為最好的面貌為樣本，一篇是以 30 位選美比賽的優勝者為樣本，只有一篇的選擇是來自大眾的眼光，剩下的 6 篇則沒有註明選擇的條件為何。

以側顱 X 光片做顏面分析的方式有好幾種，如 Downs、Holdaway、Jarabak 和 Steiner 分析法，到底哪一種可作為理想顏面分析的代表或準則？這就很難去評斷了，雖然有學者指出 Steiner 的美觀平面 (aesthetic plane) 是比較可信的！此外，以側顱 X 光片為工具研究生長發育的資料，多是從 1935 年到 1965 年左右，那麼五十多年前

的資料是否適用於今日？雖然 Bhatia 和 Leighton 在 1993 年發表的生長發育研究³⁷算是最新的，但資料仍是從 1952 年開始追溯起！

2.2 人體測量學 (Anthropometric method)

直接在生物體上測量是一個能直接得到資料的好方法，Ward³⁸和 Rogers³⁹就指出這個方法有非放射線侵入性、簡單、費用低等優點。Ward 和 Jamison⁴⁰也指出此方式的誤差只在 1 mm 內，可彌補側顱 X 光在小範圍不易測量的缺點。Farkas⁴¹在 1987 年所發表的論文就以超過 2500 位的加拿大人為樣本，包括安格魯薩克斯、拉丁和德國裔人種，雖然皆為白色人種，但對於此族群而言，已經有足夠的證據及價值作線性及角度的比較。

Farkas 同樣以人體測量法來驗證古希臘及文藝復興時期的作品，以下顏面來說，上唇到鼻底距離佔下顏面的比例與 Francesca 的作品符合；而下唇的高度佔下顏面的比例則符合 Durer 的論點（圖 1-18）。Farkas 也指出維特魯威〔Vitruvius〕的顏面三等分理論並不完全正確，至少男性是如此，他發現下顏面的長度比中顏面長，中顏面長度又比上顏面長（圖 1-19）。他的研究也顯示鼻子比耳朵短、兩眼距離也較單眼寬度長一點，所以實際狀況跟所謂的“法則”（圖 1-20）有所出入。當然囉，事隔五百年又是不同的種族，或許有所差異也是說不定！

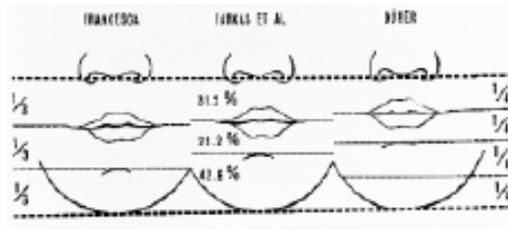


圖 1-18 左為 Francesca、中為 Farkas、右為 Durer 的分類。

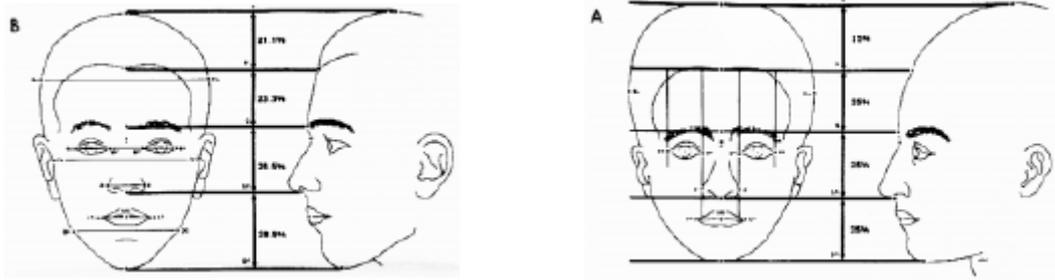


圖 1-19



圖 1-20

2.3 側顱 X 光片評估軟組織變化的方式

在齒顎矯正發展的初期，描述顏面美觀的論點非常多樣也多為醫師主觀的論述，隨後發表許多因為牙齒的移動和齒槽骨的變化影響顏面軟組織位置的測量方法及研究，然而所有的研究都有一個共通點，就是皆以頭顱骨或軟組織本身的標記點為參考基準值。

1952 年 Herzberg⁴² 描述“均衡”顏面的定義，他認為下頰及上下唇必須位於通過下鼻根點（subnasion）的垂線上，但是他並沒有指出為何要以此垂線為參考基準以及這條垂線的水平參考面為何！

Stoner⁴³ 和 Peck⁴⁴ 在評估顏面軟組織時則做一通過軟組織鼻根點

（nasion）及下頰點（pogonion）的切線，以此為基準分別量測上下唇與下頰與此切線的角度。

Ricketts⁴⁵ 在 1957 年提出美觀線（esthetic line）的概念，這是一條通過鼻尖及軟組織下頰點的切線（圖 1-21），他認為理想成年女性的顏面外觀，上唇應該在此參考線後方 4mm 處，下唇在此線後方 2mm 處；兒童的下唇則在此線上。而 Hier⁴⁶ 在 1999 年發表指出，現代

白種人較滿意的臉型是嘴唇落在 E-line 上或稍微前方的位置，與 Ricketts 當時的定義有出入。

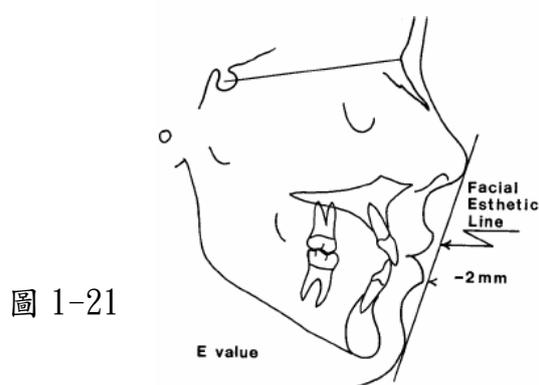


圖 1-21

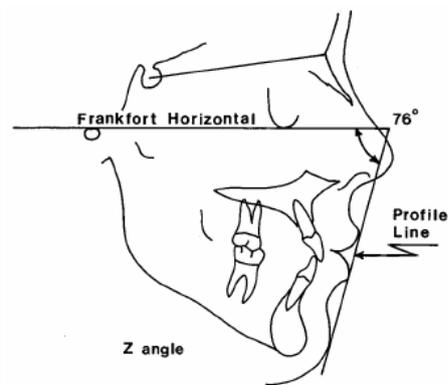


圖 1-22

1960 年 Steiner⁴⁷ 提出軟組織下頰點與鼻底曲線中心的連線為參考線，上下唇則應該在此線的稍後方位置。1966 年 Merrifield⁴⁸ 提出通過軟組織下頰點及下唇最凸點的切線，向上延伸與 Frankfort 平面所夾的內角，稱為 "Z angle" (圖 1-22)，成人大約為 80 ± 5 度，青少年約 78 ± 5 度。

1967 年 Burstone⁴⁹ 以下鼻根點與軟組織下頰點的連線為基準，量測上下唇最凸點與其垂直距離，上唇及下唇分別在此線的前方 3.5 和 2.2mm。並宣稱此參考線對於生長發育已完成的成年人而言，變化最小，準確性最高！他也提出鼻唇角 (nasolabial angle) 的觀念，男性及女性的正常角度分別為 114 和 118 度。也有學者指出此角度只要在 90~120 度皆為正常。

Holdway⁵⁰ 則創立了 "H line"，這是一條從軟組織下頰點到上唇最凸點的連線 (圖 1-23)，並認為這條參考線是位於軟組織 A 點或上唇溝前方 3~7mm，而下唇最凸點則在其前方約 0.5mm 位置，即當 ANB 角度呈 2 度時，H angle 則為 8 度。1979 年 Jacobson⁵¹ 和 1981 年的 Spardley 則分別以垂直 Frankfort plane 和真正水平面的垂線，來比較顏面軟組織上各點與此二參考線間的距離及角度。

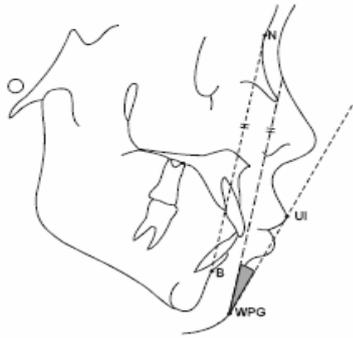


圖 1-23 陰影處即為 H angle

1993 年 Arnett⁵² 的研究中指出，在考慮顏面正面時，高、寬比例較絕對值更重要，垂直方向上，面部“三等分”中的下三分之一區域尤為重要，理想的下顏面，上唇高度約佔三分之一，剩下的三分之二高度由下唇及頰部構成，人中長度和鼻翼至嘴角的垂直距離相等，水平方向則可用“五等分”定律來分析，每一部分寬度為單眼的寬度大小，這部份的論點與達文西的手繪顏面圖相符合。

綜觀以上的分析方法，都藉由顱骨或軟組織標記為測量參考點，如鼻尖、鼻根或軟組織下頰點等，但其實這些標記點變化都很大，可能會因為生長發育或不同檢測者的主觀概念而有不同結果！

2.4 本校附設醫院齒顎矯正科評估軟組織變化之現狀

目前本校附設醫院齒顎矯正科在比較矯正患者治療前後的變化，除了一般顏面彩色照片外，也以治療前後的側顱 X 光片做硬、軟組織的重合 (superimposition) 比較。先量出硬組織解剖點的角度，在多邊型表 (polygon) 上標出各測量數值，點與點間做連線，以黑色和紅色分別代表治療前、後數值 (圖 1-24)。並於治療前後側顱 X 光片上描繪出硬、軟組織的輪廓，以硬組織蝶鞍-鼻根 (S-N) 為基準平面做重合 (圖 1-25)，同樣以黑色和紅色線條分別代表治療前、後，所以直接在此摹圖上可以看到治療前後的改變！

此種分析方式是現今最普遍的作法，但是因為前後照射 X 光片時條件不一定一致，包括患者頭部的角度和位置等，拍攝時間以及環境

等，難免造成呈像上的誤差，因此要描繪出精確的比較圖，還需要依據矯正醫師的經驗及技巧而定！

但是，對患者而言，如此的平面手繪圖及數據真的能讓他們理解到底改變了多少嗎？有多少人會因為這些資料而對他們顏面上的變化而產生感動？要想將這些二維資料轉化為到底在顏面上發生了什麼改變，或許只能靠豐富的想像力了！

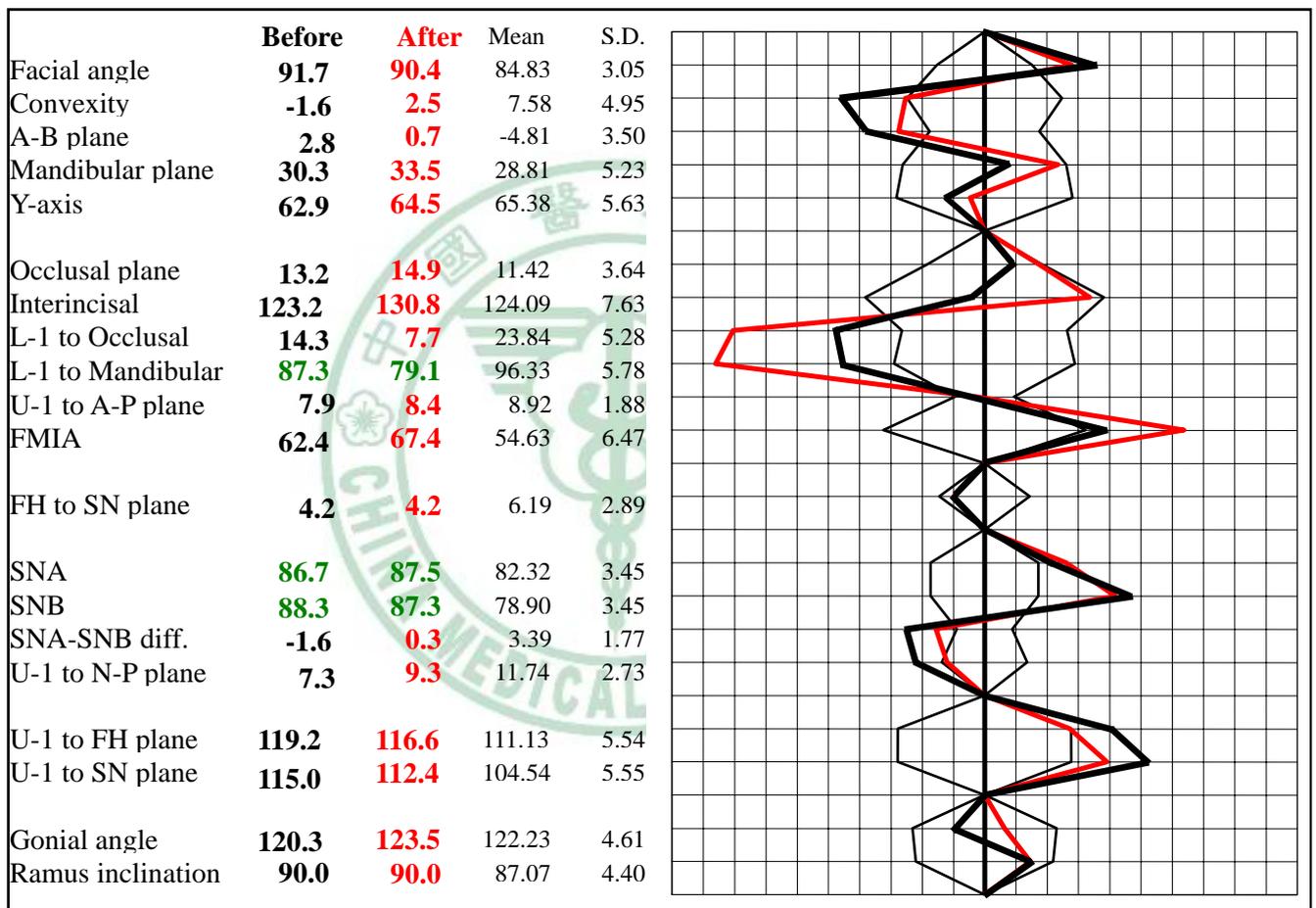


圖 1-24

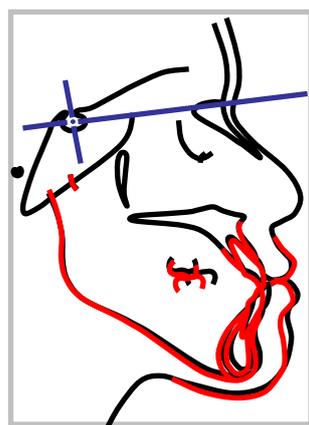


圖 1-25

3. 三維影像之原理及運用

3.1 顏面軟組織三維重建和測量的研究現狀

1931年 Broadbent⁵³將 X 光攝影測量應用於牙醫學以來，便廣泛的應用於臨床診斷分析及治療計畫的制定。雖然測量方法已達到幾十種，但一直侷限於二維影像上。正向 X 光攝影雖能反映顱顏骨左右側及垂直方向上的情況，但難以顯示其前後向上的問題；側顱 X 光攝影雖能反映顱顏骨前後及垂直方向上的情況，但對比較嚴重的左右不對稱的顱顏面畸形測量分析卻幾乎沒有什麼價值，用二維方法來測量三維物體存在侷限性。顱顏骨屬於三維架構，在生長發育過程中，各種先天或後天對其造成的影響均發生在三度空間內。為求得美觀協調的齒、顎形態，對顱顏骨立體形態的測量分析是很有必要的。

目前顏面分析大多是在二維平面上進行，這主要是缺乏一種較為方便的面部軟組織三維重建方法，但是近年來，拜科技進步所賜，電腦輔助圖形處理的突飛猛進等，發展出許多高科技的測量系統，使軟組織的測量研究能更貼近於事實！

顏面軟組織三維測量，在齒顎矯正學、法醫學、人類學、藝術及美學等領域有著極為重要的意義。顱顏面本身是立體的，僅用二維平面的影像來反應三維空間的情況，容易造成資料大量遺失，不能全面準確地反應三維結構的真實狀況，因此顏面部三維重建及測量方法漸趨必要，近年來，國內外許多學者為了尋求理想的顏面部三維重建及測量方法做了大量的嚐試和研究，現僅就此部分略述於下：

一、三維側顱 X 光測量 (3D cephalometry)

側顱 X 光測量是齒顎矯正中非常重要的診斷與分析方法，可以讓矯正醫師對顏面硬組織進行定量的分析和評估，而面部軟組織的生長發育雖然受其深部硬組織的影響，但又具有相對的獨立性和代償性。

由於傳統的側顱 X 光測量均是將三維的頭顱結構以二維的方法進行分析，無法客觀反映真實特徵，因而造就此技術應運而生。其三維重建原理為：在拍攝頭顱側位及正面 X 光片時，嚴格控制 X 光放射管、頭顱和 X 光片三者間距離，正、側位 X 光片相互垂直，分別在正位及側位 X 光片上訂出同一點的位置，通過空間的幾何計算即可得出該點的真實三維座標。電腦技術的發展使整個過程更加簡單，醫師可以根據需要自動整合頭顱正、側位 X 光片的原始數據，將其轉換為真實三維空間中的點，同時修正因為頭部旋轉產生的誤差，建立各標誌點的空間座標，計算出各指標的實際測量值。

Adams⁵⁴發展出新式的三維側顱 X 光測量系統 (Sculptor)，能夠提供精確的線距測量，與實體測量之間的誤差在 1 mm 之內，精確度則是傳統二維側顱 X 光測量的 4~5 倍。

三維側顱 X 光測量的優點在於價格便宜，便於臨床應用，但缺點為費時、受測者放射線接受量大、軟組織訊號不夠精確等！

二、摩爾雲紋 (Moiré topography)

70 年代初期開始應用，它是利用平形光透過柵板後投射於被測物體表面，在被測物體表面形成條紋狀柵線。由於被測物體表面型態不一致，使得柵線出現變形，變形的柵線包含物體表面各點的位置訊息，將此變形的柵線與基準柵疊合後產生所謂的“雲紋”就包含了物體表面各點的相關位置信號。經由專業軟體分析雲紋便可定位出表面各點的三維座標，重建物體表面的三維型態。至於沒有柵線覆蓋的部位，由於缺乏訊號資料，測量的準確度無法確認，所以這種測量法並不適合使用於表面型態起伏較大的物體，除此之外，如果頭部位置只要出現微小的轉動，就會造成測量結果很大的改變。所以此測量法的優點在於非放射線侵入性而且成本低，但是在操作及被測物體條件的篩選上，就顯得不是這麼實用！

三、結構光測量法 (structure light)

結構光技術是採用光陣列照射被測物體表面，在物體表面的投射點與其原來位於投射平板上的位置差異，藉由這個差異就可以建立物體表面的三維影像訊息。其細節大致是以線陣列攝影機捕捉變形的光點，經由電腦軟體識別後，利用三角形測距原理計算確定每個光點的座標，最後整合所有的數據資料形成三維圖。若要獲得精確度高的三維顏面模型，則要在顏面部以隨機陣列的光線投射數次，如此便會增加擷取影像的時間，則頭部瞬時的移動則難以避免。另外，只使用一台相機並無法獲得完整的面部影像，必須使用數台相機或讓受檢者做軸向旋轉，使此種測量法實用性降低！

Curry⁵⁵則對此技術做了改進，他們開發的系統包括兩台照相機和一台投影儀，將色彩編碼的光線圖案投射到顏面，圖案的扭曲可經由電腦計算還原出精確的三維訊息，另外以無陣列的光線採集一份面部影像已獲得面部表面的紋理，此系統需要採集三幅面部影像（一幅正面、兩幅側面）以覆蓋整個面部組織。接下來就是將三幅面部的立體影像拼接在一起。完成的三維影像也可以與其他的三維骨骼模型或三維齒列模型整合在一起！

四、三維電腦斷層掃描 (3D CT scanning)

以 X 光束對人體某一定厚度的層面進行掃描，並藉由偵測器接收 X 光束，經光點轉換器、模擬數字轉換器和電腦處理，形成由黑到白不同灰階按矩陣排列的小方塊（像素）組成的圖像，再以電腦將不同層面的圖像疊加而形成三維圖像。層面的厚度和像素大小是影響 CT 測量準確度的主要因素。此技術在醫學上的運用多針對硬組織的診斷及評估，如口腔外科或骨科。因為對於顏面軟組織圖像解析度有限，及被攝部份可能因為金屬物的存在（如銀粉填補物或金屬假牙、金屬矯正器等）出現影像散射情況而影響判讀；此外患者會受到高劑量的

放射線暴露、費用高等缺點，所以並非矯正醫師針對軟組織研究所運用的主流！

對矯正醫師而言，我們所關切的標的主要位於顏面部骨骼及齒列，龐大且昂貴的電腦斷層掃描似乎不是這麼實用，在 1990 年代所發展的錐狀束電腦斷層掃描 (cone beam CT) 同樣可以建立三維影像，大致來說其所擁有的功能與一般 3D CT 相同，但受測者所接受的放射線劑量卻只有其五分之一。Cone beam CT 所投射出的放射線束為錐形，與一般 CT 的扇形線束不同，錐形線束能在人體 Z 軸方向覆蓋較大的範圍，也提高人體 Z 軸方向影像的解析度，旋轉一圈便能採集一定容積的資料數據，而根據偵測器 (接收 X 光線束) 不同的排列組合便可得到不同的層厚度。例如由美國 GE 公司所生產的 Light speed 16 型，就是有 16 排的 cone beam CT 的平板偵測器，成像單元小，X 光投射管每旋轉一圈即可獲得多層影像，掃描幅度大幅提高，每秒鐘可以獲得多幅圖像 (360 度/0.5 秒)。Cone beam CT 具有精確定位及測量的優點，其線性數據測量的放大率小於 5%，三維數據測量的放大率低於 8%。在完成的影像中，能夠精準的計算出每一層面的硬組織厚度及高度，在牙科的運用上較常使用於口腔外科在術前骨頭切線的預設或人工植體植入部位的確定，從而提高手術成功率。雖然 cone beam CT 比起傳統 CT 有更多的優點，但同樣地，它和傳統 3D CT 一樣無法紀錄顏面軟組織的輪廓！對電腦斷層技術而言，三維重建影像都存在一項缺點，即軟組織的情況無法顯示，且受掃描方式及影像重建時所選閾值 (閾值低時，三維重建影像的光清晰度增加，例如在無明顯錯位的骨折線便容易漏診；而在閾值高時，皮質骨較薄的含氣結構區域易出現被誤診的“假孔洞”) 的影響。

五、立體攝影測量方法 (stereophotogrammetry)

顏面軟組織立體攝影測量方法在 90 年代初開始出現，有非侵入

性，被拍攝者不會受到放射線暴露，也不會與測量儀器接觸，收集影像迅速，準確性高和價格不貴等優點。此技術是運用雙目視覺的原理（即將雙眼觀察稍有不同的兩物體影像送入大腦，經過整理，形成有深度、長度、寬度的立體影像），相機從不同角度擷取被攝物影像，然後將此影像與被攝物體對應進行技術處理，並輸入電腦，以相關軟體進行處理和分析得出三維定量資料。

在立體攝影測量法中，為了保證其精確度，必須在被測物的周圍實施某種控制，具體作法就是在被攝物周圍設計座標控制場，例如以不易變形的不銹鋼板和數個不同高度的鋼柱組成，一端固定在鋼板上，另一端刻有標記點，以三維測量儀測出每個標記點的三維座標，再以這些座標值來確定相機的計算參數，在相機對位置不變的條件下，拍攝控制場，並測出其數值，與標準值進行比較，計算出直接線性變換所需參數，並顯示此位置的誤差，再調整相機對的位置，使誤差降到最低。當此已知的控制點座標（三維測量儀測出的控制場座標值）與輸入圖像控制點座標（被拍攝控制場圖像得控制座標），經電腦解析計算並修正誤差，完成此一步驟就等於確定了相機間的相對位置。相對位置確立後，就不需要每次測量被測物時再重複偵測及輸入控制場圖像座標，直接測量被測物即可。

此法擷取資料速度快，可以降低測量時被測對象移動所帶來的誤差。以此為基礎發展出許多三維立體攝影測量系統，例如，由格拉斯哥大學牙醫學院及 Turing 研究所合作開發的 C3D 影像系統⁵⁶，以立體數位相機和特殊的紋理照明為基礎，捕捉影像時間約為 50ms，成本低，能捕捉皮膚表面紋理，將其覆蓋到顏面軟組織的三維模型上，因此更逼真，同樣可以旋轉、放大等，精確性可達 0.5 mm 以內。

另外一種立體攝影測量法的變形方式，採用的是電腦立體視覺中較簡化的方法，以兩個光軸相互平行的單色 CCD 攝影機、圖像板來重建標制點空間三維座標來分析，其方式是運用兩台 CCD 攝影機記錄被

攝物影像，並在被測者額頭上黏貼橫坐標與兩瞳孔連線平行的標尺。電腦系統運算時是計算各個標記點在以鼻根點 (Nasion) 為原點的三維座標系中的 X、Y、Z 值，當受檢者頭部發生傾斜或旋轉時，面部每個點的座標都會出現變化，但是各點間的相互關係是不變的。而對於側面影像，系統先擷取外眼角為原點的三維座標系中的 X、Y、Z 值，然後通過座標系轉換成以鼻根點為原點的三維座標值。

六、三維面部型態法 (3D facial morphometry)

這並不是一種“真實”的影像系統，而只是對於顏面部分標記點進行三維空間化。採用兩台 CCD 相機捕捉標記點，然後使用電腦軟體以座標控制場為基準進行標記點的三維座標重建。顏面上的標記點貼有可反光的 2mm 半球體，標記點藉由紅外線閃光儀激活，數位相機從兩側捕捉整個顏面部的標記點以得到座標值。此法的缺點在於標記點的置放費時費力，可重複性差，無法產生逼真的三維模型。

七、三維超音波掃描技術 (3D ultrasound scanning)

由於硬組織和空氣都是超音波的絕對屏障，所以它需要有一個特製的接觸式探頭，並事先在被測者顏面貼標記點，透過超音波的回聲影像來捕捉標記點位置訊息，經由電腦轉換為三維訊號。與其它測量法相比，超音波具有無輻射、價格便宜等優點，但由於接觸式探頭會壓迫軟組織，所以軟組織的變形問題會限制了此技術的應用。Smith⁵⁷ 等學者發展了一種新的三維超音波測量法，他摒棄了接觸式探頭，而是將受測者的顏面部浸入水中，探頭在盛水容器的底部進行掃描捕捉顏面部組織與水的界面的三維訊息，以達到三維重建測量的目的。

八、三維雷射掃描 (3D laser scanning)

三維雷射掃描的原理是三角形法：假定被測物的軸線是 Z 軸，雷

射光針對被測物作掃瞄，測出其與被測物體表面某點間的距離，再根據雷射掃瞄儀的位置和距離計算出該點的三維座標。雷射掃瞄的特點是非接觸性、可重複性高，準確度與掃瞄儀的解析度和測距有關（精確度可達 $1\ \mu\text{m}$ ），距離增加，雖然可以擴大測量範圍，但卻會使準確度降低。過去的雷射掃瞄因為雷射光波長的關係，會造成眼睛的傷害，但因為最近科技的革新，已經突破這個問題了！本研究採用雷射掃瞄測量顏面變化，只在這裡做簡單的介紹，在下一節會有更詳盡有關三維雷射掃瞄的論述。

隨著三維重建技術的進步，出現了許多測量的系統，由於誤差和各系統合理性的問題，都有不同程度導致訊息的喪失，有的系統還存在設備昂貴、放射線侵入等缺點。所以並沒有一種完美的方法可以同時得到生物體的大小、邊界形狀和內部深層結構訊息。

3.2 三維雷射掃瞄的簡介

雷射掃瞄是非接觸式量測法的其中之一種，雷射光由雷射二極體（Laser diode），經聚光透鏡直射待測物，藉由高解析度陣列式光耦合檢像器（Charge Coupled, CCD）擷取反射光線，並將接收反射回來的雷射光變化，經過計算處理便可得到位置座標值及轉換為三度空間座標系的點群資料。

其動作程序如下⁵⁸：

- (1) 由柱面鏡將雷射光轉換成平面。
- (2) 雷射光掃瞄物體後，反射至 CCD 鏡頭，並成像在 CCD 感測器上。
- (3) CCD 感測器的內處理電路，將影像轉換成影像訊號。
- (4) 根據影像訊號計算物體之 3D 座標值。

利用三維雷射掃瞄測量可以迅速，準確的得到任何立體物件的三維資訊，所以運用非常廣泛，包括橋樑隧道工程、古蹟維護、變形監測、機械與逆向工程、義肢設計、牙齒矯正、假牙設計製作等。

3.3 三維雷射掃瞄測距原理

三維雷射掃瞄儀的主要構造是一部快速準確的雷射測距儀加上一組可導引雷射光以等角速度掃瞄的反射稜鏡，雷射測距儀可主動發射雷射光，同時接收自物體表面反射訊號進行測距，針對每一掃瞄點可得到測站至掃瞄點的斜距，配合掃瞄的水平與垂直方向角，可推求得每一掃瞄點與測站之三度空間相對座標差，若測站之三維座標已知，即可求得每一掃瞄點的三維座標。目前雷射測距應用的原理可概分為：飛行時間量測(Time of Flight，簡寫成 TOF)、相位差量測、三角原理量測等三種方法⁵⁹。

(1) 飛行時間法(TOF)

這種方法（圖 1-26）對於遠距離的測量相當有用。原理在於雷射具有高方向性與高亮度，可在發射雷射處接收到目標物的反射光，若所發出的雷射光屬於脈衝式，則所接收到的反射光也是脈衝式，因此可藉由測量發射到接收雷射脈衝的時間差來計算目標物與觀測者的距離。此外，可依照目標的遠近選用不同功率的雷射本體，例如距離較短時，可採用功率較低的脈衝 He-Ne 雷射或是半導體雷射，而較遠的距離，則可改用功率較大的脈衝式 Nd:YAG 雷射。這種雷射測距方法的精度很高，一般在 2~3 公里的測距範圍內，可以達到只有幾個 mm 的誤差，精確度會受到天氣狀況的影響。目前在軍事及營建工程方面的應用較廣泛。

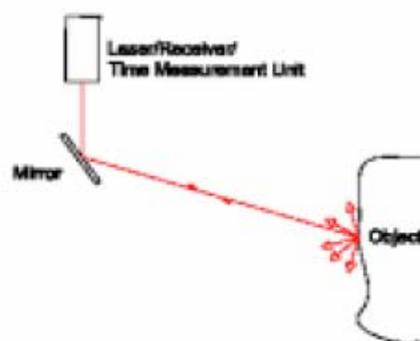


圖 1-26

(2) 相位差 (圖 1-27)

利用雷射照射待測物時的反射光與參考波之間的相位差求得待測物的距離。首先雷射光源發射調製光束，檢測器所收到回波信號之相位為 ϕ ，並與一 local oscillator 產生拍頻(Beat)信號，此時相位檢測器會測出發射與接收信號間的相位差 $\Delta\phi$ ，藉此計算出距離。但由於相位以 2π 為週期，所以相位測距法會有測量距離上的限制，測量範圍約數十米，精度可達mm，但為了提高訊噪比(S/N)有必要多測量幾次，無法做瞬間即時測距。目前這種測距方法多應用在短距離，例如室內裝潢等用途。

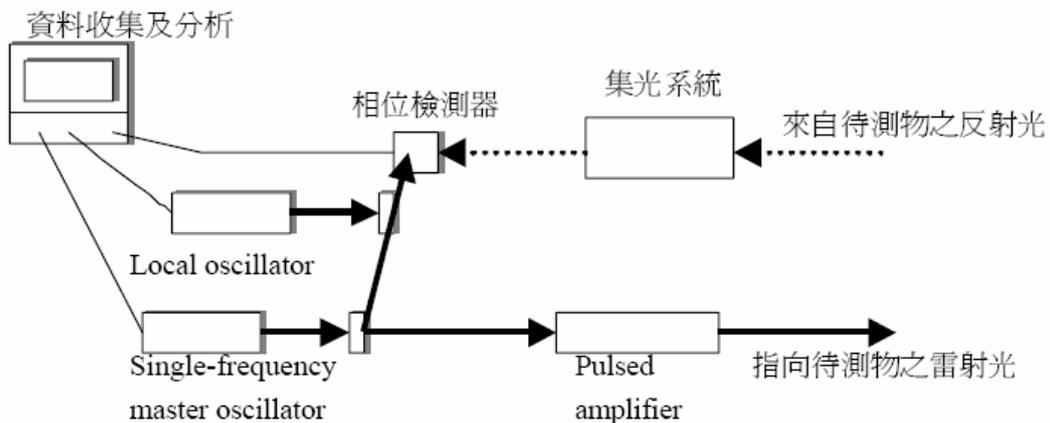


圖 1-27

(3) 三角測距(圖 1-28)

該種測距法乃藉由投影點光源至待測物表面及三角關係，以計算出待測物與光源的距離。待測物在 B1 時，其表面上的散射或反射光在位移檢測器上成像 C1。同理，當待測物在 B2 時，成像為 C2，由 C1-C2 間的距離可以推出位移量 D。目前這種方法常用在精密模具業、半導體電子業之 IC、SMT 電路板檢測。

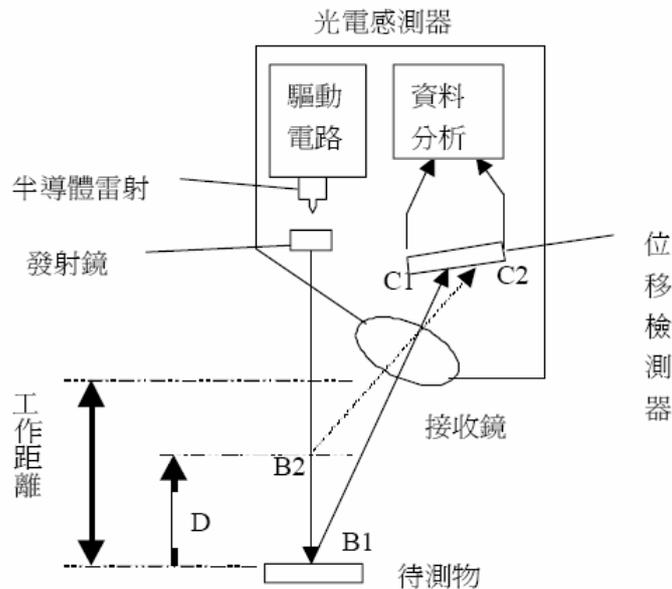


圖 1-28

3.4 三維雷射掃瞄儀(3D Laser Scanner)

三維雷射掃瞄儀是內含掃瞄稜鏡之雷射測距儀，不需反射稜鏡即可精確測得掃瞄點之三維座標，掃瞄速度可達數萬點/秒。優點為雷射掃瞄儀只要有一個儀器立足點，即能以不接觸被測物的方式快速獲得掃瞄範圍高密度且高精度的三維點位⁶⁰，經由資料處理軟體可形成三維向量圖形的空間資料。非接觸式量測的缺點在於待測物表面的反射性 (Reflectivity) 會影響量測之精度 (表面太亮則反射光線不易聚焦，會導致點座標有平移或亂點之現象，若表面太暗則反射光線太弱，感測器得不到資料)。由於雷射掃瞄儀以主動式光源進行量測，可於黑暗中進行觀測，有利於隧道或洞穴的量測工程。有些三維雷射掃瞄儀可同時接收反射的雷射光及可見光，如此將可見光的強度及色彩數貼在三維座標點上，形成所謂的三維影像 (3D Image)⁶¹。

依掃瞄的有效距離將目前商業化的掃瞄儀分為短、中、長距離及航空雷射掃瞄儀等四種類型⁶²：短距離雷射掃瞄儀指其最長掃瞄距離短於 2.5 公尺者，通常用於小型模具之量測，最為便宜普及；最長掃瞄距離在 200 公尺者則屬於中距離雷射掃瞄儀，多用於大型模具或室內空間之量測；而最長掃瞄距離在 1~2 公里者則為長距離雷射掃瞄

儀，可用於建築物、洞穴、土木工程等大型物體之測量者；航空雷射掃瞄儀亦歸類於此，且需配合精確的導航定位系統，用於大範圍地表起伏之測量。雷射安全等級關係到能否使用此儀器的條件，等級一 (Class 1) 之功率甚小，不傷害眼睛；等級二 (Class 2) 在直視超過 1000 秒時會造成眼睛傷害。雷射波長會影響反射的能量，反射強度 (Intensity) 與波長有關。雷射的觀測有效距離 (Range) 是儀器重要的應用條件，距離越遠的物體觀測精度越差，若要保持儀器所稱之測距精度，則觀測距離需在其標準範圍內。

以本研究使用的非接觸式三維雷射掃瞄儀 (VIVID 910, Minolta, Japan) 為例 (圖 1-29)，掃瞄有效距離達 2.5 公尺，適用於短距離之量測；運用三角測距原理；雷射掃瞄有效距離為 0.6~1.5 米，可依據掃瞄物與雷射儀的距離，選擇適當的鏡頭，包括廣角、遠距和中距離鏡頭，本研究被測顏面與雷射掃瞄儀距離固定為 0.8 米，所以選擇中距離鏡頭。此三維雷射掃瞄儀所發射出的雷射光屬於等級一，不傷害眼睛，所以在掃描時受測者可張開眼睛；CCD 可直接接收反射回來之雷射光及可見光資料，所以可同時獲得由距離量度所形成的距離影像 (Range Image) 及掃瞄點的光學影像，相當於取得許多三維的像元點的色彩值，形成所謂的三維影像 (3D Image)！

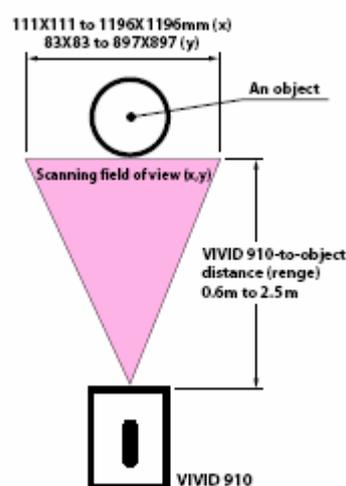


圖 1-29

3.5 三維影像資料處理的介紹

三維影像的資料皆是以點雲(Point Cloud)的方式呈現。其定義為空間中一群具有三維座標(x, y, z)之點位，透過三維座標之描述，可得知點位在空間中分佈之情形，又稱為距離影像(range image)，而點雲資料即為此種資料型態。量測得到的資料點，會因為量測的環境(如空氣粒子所造成的散射以及背景光源等)或操作上的不當而產生誤差或是雜訊，一般多利用中值(Median)或高斯(Gaussian)濾波法來濾除雜訊以達到平滑化。或是利用資料點所得的一階和二階微分做為平滑化的依據，再將修正後的微分值做積分，完成資料點的平滑化動作(張家興，2001)。

量測資料以點雲的方式雖然可以呈現出樣品的幾何外觀，但作為後續處理及模型表現上的資訊，似乎未足夠，要描繪出樣品的外型，最常見的是以曲面來呈現，利用點資料建立曲面的方式大致可分為建立曲線再鋪面的方法以及點資料網格化，在上述資料格式中，又以三角網格資料具有最為廣泛的應用。其原因在於三角網格資料可以對複雜形狀作良好的描述，不會受幾何外型的限制，且無論是何種格式的量測點資料，都可以轉換成以三角網格為主的資料型態。

為了能夠完整取得掃描資料，一般需要對3D物件模型進行多次不同區域與位置的掃描，亦即測量工程中的搬站或多測站方式，對可移動物體來說，透過旋轉物體方式，來取得物體每一角度之掃描資料與影像，對不可移動3D物件來說，如建築物、昂貴藝術品及其他固定式物體，只能改變測站位置來取得掃描資料與影像。因此完整的物體是由不同面向(view)的距離影像(點雲資料)所組合而成，故在進行重建工作前，須先取得該物體不同面向的距離影像，進而利用疊合的技術求得每個面的影像間轉換關係，最後再將不同面向的影像合併成一個完整的三維模型。就兩筆掃描點資料之定位而言，我們需將其中一筆資料作為參考資料(Reference data)，另一筆資料為對應

資料 (Corresponding data)，以 P、S 分別表示，兩筆資料存在一位置轉換關係，包括旋轉與位移，亦即 $P = RS + T$ ，其中 R 為旋轉矩陣，T 為位移矩陣，掃描點之座標定位即為求出此一轉換關係⁶³。

不同方位之掃描意味著每次量測參考座標的不同，因此欲將所量測之點資料整合為單一資料，掃描點資料之座標定位(Registration)便為一重要之工作。一般是以初始定位與精確定位兩個動作完成，初始定位的目的在使兩筆資料能縮小彼此間的錯置關係，精確定位則是讓兩資料間的定位誤差達到最小。先由初始定位減小兩筆資料之誤差，再由精確定位使兩筆資料達到最佳之定位狀態。初始定位的方法中，最簡單的方法是以人工的方式，經由操作者的判斷，手動點選兩筆資料的對應點，此種方式雖直接，但由於判斷的過程，可能具有不定性與較大的誤差。例如特徵點選法！目前一般精確定位最常用的為 ICP(iterative closest point)演算法，ICP最早是由Besl與Mckay所提出⁶⁴，是目前最廣泛使用之曲面精確定位演算法。這個方法可在三度空間中進行曲線及曲面的定位，首先尋找一幾何實體上與一特定點之最近點，利用反覆疊代方式縮小兩筆資料間的距離，逐步減少誤差。在每一次的計算，第一組資料上的點都去找它相對應於另一組資料上的最近點。當兩筆資料初始定位良好狀態時，ICP演算法的確能達到很好的精確定位效果，但若兩資料的初始定位具有較大的誤差時，此方法則只會收斂到區域極小值，再者因ICP演算法在判斷對應點時，需做全區域之搜尋，在資料龐大時將會需要大量的計算時間。因此有學者提出改進原始的ICP演算法，將有助於增加定位的精確度及減少搜尋的時間，包括：一、對應點必須具有相近的特徵值。兩特徵點其幾何特徵值相近，如此可以降低搜尋到錯誤對應點的機會，增加收斂的速度，且由於以特徵點搜尋代替全域搜尋對應點，可有效減少計算時間！二、資料點不在邊界上。如此可以避免兩資料點在邊界上發生不合理的對應情形而對座標定位產生不良的影響！ICP的缺點

則在於會因非重疊區的粗差 (outliers) 而造成疊合過程的誤差。

掃描點資料在完成定位後，雖然其在相對位置上的要求已達到，但實質上還未成為一個完整的模型，尚需後續處理，以期建構一完整的單一模型，此項程序便稱為網格資料結合。依照處理程序，約可分為以下二點：

1. 去除網格重疊區域

為了能完整描述樣品之外型，在進行掃描時，通常會有部份區域重覆掃描，而造成資料點在完成疊合後，部份區域會有重疊情形，因此需移除重疊區域的多餘網格資料，使兩筆資料只剩下必要的網格。

2. 網格資料縫補與平滑化

在移除重疊區域的多餘網格後，還需要填補資料間的空隙與破洞，使其成為一筆完整的資料。在縫補網格的過程中，會造成資料點曲面不連續的情形，便需要將縫補處平滑化，使模型得到平順的外型。

掃描點資料在完成前述的工作之後，即一連串的數學演算，便可完成並建立一完整之虛擬元件模型。

3.6 三維影像掃描在牙醫學的應用

現行牙醫界之假牙製程中，不論是義齒冠或嵌體鑲補，所需的製程耗時且人工密集的。傳統上需在修整蛀齒之後，以矽乳膠等印模材印料製作牙模，然後翻製石膏齒模，再由此模型藉金屬脫臘鑄造得所需之假牙。整個製程幾乎是以人工方式處理，耗時冗長，不僅製造的假牙精度可靠度低、效率差，而成品的良率也低，同時耗材(矽乳膠、石膏材料)多，製造成本高，嚴重影響客戶對服務品質的滿意程度，相對產業競爭力也不理想。

近年來在義齒鑲製技術的發展上，已漸漸由傳統的印製牙模及精密脫蠟鑄造法，進展至以三維齒型量測技術配合CAD齒模構建與CAM齒模磨削。現今市場的需求，對於義齒的製造強調快速、精確，希望

能讓病患一至二次就診即可完成鑲牙程序。三維齒型量測技術主要包括口腔內直接量測及石膏齒模掃描（圖1-30）兩種方式。

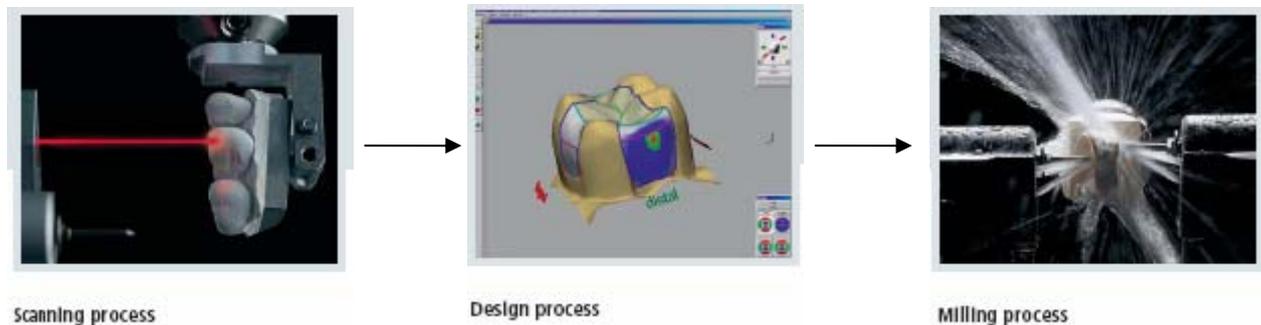


圖 1-30

除了對義齒模型進行掃描外，也有發展出可以直接對口腔內修形完成之窩洞或支台齒進行掃描之機器。以德國SIRONA公司的CEREC 3D為例（圖1-33），它是利用精密光學鏡頭紀錄牙齒及窩洞的外形，在一分鐘內電腦會建立出牙齒的3D虛擬模型，經過電腦演算後成為虛擬模型。在虛擬模型上由電腦輔助設計，自動研磨出與牙齒破損部位吻合的瓷塊，再經黏著修整的程序即完成。在CEREC的軟體設計中，電腦會自動判別邊界與適當外形，也提供完整的修改功能，因此可以讓使用的醫師依循操作步驟，就可以在幾分鐘內設計出最佳外形，完成精密的復形設計。醫師也可由3D透視功能，重建或修飾原有咬合型態。設計完成的修復體外形可傳輸至研磨機，在10~15分鐘內即可切削精密瓷塊，完成陶瓷復形物的製作。所有的療程在幾十分鐘內即可完成，去除了原本需要印模、製作臨時假牙等耗費的時間，更將二到三次診療減少成為一次，大大的節省了患者與牙醫師寶貴的時間。

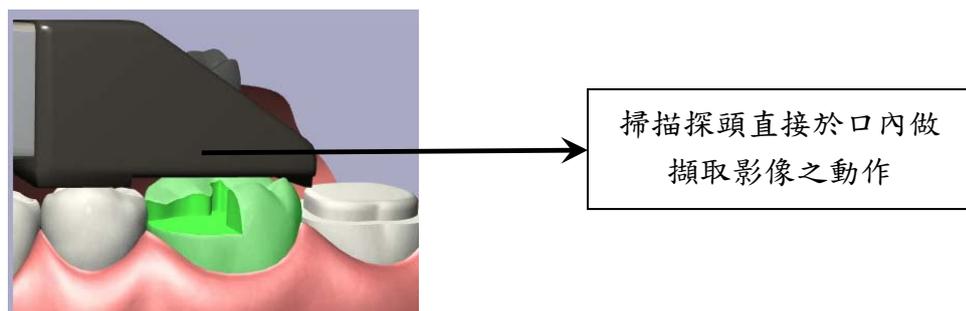


圖 1-31

由於 3D 圖形技術的成熟及相關技術的不斷的改良，歐美各國已開始製造相關設備，供牙醫師及牙體技師製作義齒，Procera 可說是最早發展的公司之一。市面上還有許多 CAD/CAM 系統的品牌，比較有名的如瑞士 DCS公司的 CAD/CAM/CNC系統、德國Digident公司的 CAD/CAM 3D、SIRONA 公司的 CEREC 3D、CEREC INLAB 與 Densply 公司的 Cercon CAD/CAM 等。

3.7 三維影像掃瞄在其他領域上的應用

三維影像掃瞄在醫學領域上已廣泛應用於核磁共振，X 光斷層掃瞄、放射醫學等；藉由三維影像掃瞄可輔助的範圍有遙控醫學、整形外科模擬、義肢設計、筋骨關節等(何昭慶，2002)。透過三維數位掃瞄系統，醫師可進一步檢視人體解剖結構中複雜的三度空間關係，並對此結構進行模擬與量測，以作為臨床研究之用。電腦醫學影像系統亦可用於臨床醫學影像教學、醫學院學生之訓練、手術模擬、治療計畫、病例討論、與病人及其家屬的病情解釋與教育。可有效增加醫師的手術熟練度、正確度，藉以提高醫療品質。

在工程測量上，長距離三維雷射掃瞄技術發展成熟，應用於工程測量的高精度三維雷射掃瞄儀陸續商用化。工程測量與各項民生工程息息相關，舉凡土木工程、防災與災害調查、建築古蹟維護、坑道與洞穴測量、工廠設施與管線配置、及自然景觀維護等，皆須實施現地的測量以獲得三維實景的空間資訊，可快速提供地形圖作為工程設計底圖外，更可供詳細三維形貌特徵之分析，是目前應用最廣泛的測量技術。

逆向工程亦稱為反向工程，是根據已存在的產品或零件原型構造產品或零件的工程設計模型，並在此基礎上對已有的產品進行剖析、理解和改進，是對已有設計的再設計過程。而逆向工程的首要步驟就是資料的測量，其測量原理是將被測物放置於三維測量儀之

有效範圍內，經由掃瞄可得被測物上各個測量點的座標位置，經由電腦計算，形成測量元素，如圓、球、圓柱、圓錐或曲面等，經過數學計算得出其形狀、位置公差及其它幾何資料。而高效率、高精度獲取產品之數位化資訊是實現逆向工程的基礎和關鍵！

三維掃描技術在文件保存方面，例如博物館和建築原始資料或是科學之研究。在工業設計：可以將設計圖變為數值再轉成CAD資料庫。此外在3D動畫上，也運用了三維掃描技術先行掃描人體的各種動作並紀錄，經由電腦處理轉化為動畫中人物的行為模式，包括行走、奔跑、跳躍、取物等動作使之更為逼真！

4. 齒顎矯正治療簡介

齒顎矯正顧名思義就是針對齒及顎做改正的醫療行為，而是什麼原因會造成齒及顎的不正呢？原因包括遺傳、先天性疾病、外傷、乳齒過早或延遲脫落影響恆齒之生長及正常排列、先天或後天部份缺牙、牙周病等，原因包羅萬象，尤以時代變遷，飲食觀念的改變，精緻的食物儼然成為潮流，在少子化的社會演變下，父母對於子女的照顧也更無微不至，精緻食材導致在成長發育期的青少年在飲食上“咀嚼”動作的減少，造成顎骨發育上的限制（排除遺傳及先天疾病因素），可以發現過去社會經濟尚未發展時，食材多粗糙，必須仰賴多次的咀嚼動作方可將食物磨碎，所以使顎骨發育良好，鮮少發現有因為顎骨空間不足導致齒列凌亂的情況。由於經濟的蓬勃發展，國人對健康以及美觀上的要求漸行重視，無論是何種原因導致齒及顎的問題，越來越多人求助於齒顎矯正醫師，細緻的臉型以及纖細的顎骨導致容納牙齒的空間不足最為常見於臨床症例中。

矯正是什麼，是藉由牙齒的移動及骨頭的調整來重新建構咬合。矯正的裝置可分為固定式以及可撤式矯正器，以前者最為廣泛使用，

又可分為唇側及舌側矯正裝置；可撤式矯正器又因為治療介入時機的不同可分為功能性矯正裝置（配合生長發育潛力而順勢修正上下顎骨之相對關係，如圖 1-32）、以及佩戴先行設計好之上下齒列相對關係之特殊樹脂材料，每隔一段時間就替換新相對位置的裝置，以期達到牙齒移動的目的（如 invisalign 圖 1-33）。



圖 1-32



圖 1-33

齒顎矯正亦可區分為手術及非手術方式，有時只以非手術方式並無法為患者改變上下顎骨間的位置差異，例如顏面不對稱的患者或骨性第三級咬合不正患者，即俗稱之戽斗，一般而言皆屬骨性上的問題，便會配合正顎手術（orthognathic surgery）來治療。非手術齒顎矯正治療可能因為顏面外觀或空間問題等而分為拔牙與非拔牙治療方式，一般拔牙治療多為拔除四顆第一小白齒，有時也可能因為某顆牙齒本身情況不佳而策略性拔除（如殘根或根管治療過的牙齒等）。拔牙與否需要經過嚴密的治療計畫來做判定，而要擬定一個良好的治療計畫就必須仰賴精準的治療前患者資料，一般而言，矯正治療前會先為患者拍攝（1）口內彩色照片，以記錄牙齒排列情形（圖 1-34）、（2）顏面外觀彩色照片，包括正面及側面向（圖 1-35），來判斷患者顏面外觀是否有不對稱或下顏面是否過於突出等情形、（3）正向及側顱 X 光片（圖 1-36），作為量測硬組織的線性、角度以及與軟組織間的關係、（4）環口 X 光片（panoramic，圖 1-37），可檢視患者是否有骨頭或顱顎關節及牙齒數量、是否阻生等問題。藉由這些

資料的分析便可擬定治療計畫與患者討論，以期醫師的建議與患者的需求達到共識！



圖 1-34



圖 1-35



圖 1-36

圖 1-37

至於矯正治療的過程則因為醫師的經驗以及所使用材料的不同，無法一概而論，通常尚需要一些矯正裝置附件，如彈力鏈(elastic chain)、顎間橡皮筋 (intermaxillary elastic)、彈簧 (spring)、矯正用骨釘 (miniimplant)、頭套 (headgear) 等。藉由矯正器、矯正線和所需要的矯正裝置附件才能改變牙齒的位置或是修正顎位，達到矯正治療的目的！

5. 研究目的

過去矯正治療動輒虛耗時三到四年，甚至更久，因為矯正材料的進步，使整個治療時程大幅縮短，以本校附設醫院齒顎矯正科為例，因為使用由東京醫科齒科大學近年來所發展出新一代的「改良型鈦鎳合金線 (Improved Super-elastic Ti-Ni Alloy Wire)」，此矯正線因為其低遲滯 (low hysteresis) 以及震盪吸收等優點，已達到使牙齒移動最快速，傷害卻最小的目的 (參考 2006 年中國醫藥大學徐嘉隆之論著)，以非拔牙矯正治療而言，約 8~10 個月即可治療完成；拔牙矯正治療約 12~18 個月亦可結束。

因為矯正線與技術的進步，我們讓患者能在最短時間完成治療，這項創舉，在業界已獲得眾多迴響，民眾也多認同，但我們並不因此而自滿，我們除了可以給予患者滿意又快速的治療結果，也一直思考是否可以有其他方面的服務能回饋給病人，有鑒於提升服務品質，並強化患者對於治療結果的滿意度，畢竟大多數求診者的目的是為了尋求更理想的顏面外觀，因此希望能提供患者治療前後及過程中顏面外觀的變化，並以三維掃描影像為記錄資料，並可做為未來學術研究的基礎，同時也使患者能夠很直觀的了解變化程度，而不再是一堆的數字和單純的二維影像做紙上談兵，也希望以此方式能讓醫病關係能更上一層樓！

本研究的標的為矯正治療的第一步，就是患者在黏著矯正器後“瞬時”的顏面變化，是否這個階段顏面部的變化是依循所黏著矯正器的厚度而改變，藉由三維雷射掃描影像配合影像處理軟體來達成本研究的目的，並作為未來完整治療過程研究紀錄中的初始資料！



第二章 研究材料及方法

2.1 樣本的選取：

不正咬合的分類主要分為安格式一級、二級與三級不正咬合，即使屬於同一種分類的患者，治療計畫也不盡相同。本研究所選取的樣本皆屬於安格式一級咬合不正之病例，且皆以非拔牙矯正方式治療，五位成年男性、四位成年女性患者，平均年齡 21 歲 3 個月，皆屬於生長發育完成階段。且不曾接受過任何形式之矯正治療，口內亦無缺牙情形。

每位受測者皆使用固定式矯正裝置做治療，所黏著的矯正器為日本 TOMY 公司產品 Microarch，0.018x0.025 inch Roth type preadjusted edgewise 金屬矯正器。每顆牙齒上的矯正器大小尺寸皆不同，因為此研究是針對下顏面部分的變化，所以在矯正器方面只考慮每顆矯正器的厚度，列表如下，

部位	厚度 (mm)	部位	厚度 (mm)	部位	厚度(mm)
上顎正門齒	1.6	上顎側門齒	1.85	上顎犬齒	1.8
上顎小白齒	1.95	上顎大白齒	2.5	下顎正、側門齒	2.15
下顎犬齒	1.65	下顎小白齒	1.8	下顎大白齒	2.3

金屬矯正器黏著在個別牙齒的位置，以 Boone gauge 量測定位，以牙齒切緣為基準，黏著位置如下表，

上顎	1	2	3	4&5	6	7
距離 (mm)	4	3.5	4.5		3.5	
下顎	1	2	3	4&5	6	7
距離 (mm)	4		4.5		3.5	

矯正器黏著劑選用日本 Sun Medical 公司出品的 Super-Bond C&B，是公認最為理想之矯正器黏著劑！

2.2 研究硬體：

- 一、 華碩桌上型電腦，Pentium(R)4，CPU 3.00GHz，2.00GB RAM，顯示卡規格NVIDIA Quadro4 380XGL。
- 二、 雷射掃瞄儀：非接觸式三維掃描器VIVID 910 (Minolta, JAPAN)。(圖2-1)



圖 2-1

2.3 研究軟體：

- 一、 OS：Microsoft Windows XP Professional version 2002 SP2。
- 二、 AP：MINOLTA VIVID 910 Direct Control Add-in連線控制軟體；韓國INUS Technology Inc.發展之INUS RapidForm2006資料處理與3D物件編輯軟體。
- 三、 生物統計運算軟體：Microsoft Office Excel 2003

三維雷射掃瞄儀需要兩種軟體的配合才能發揮功能，一是控制軟體，另一則是資料處理軟體。控制軟體是安裝在與掃瞄儀連接的電腦上，操作者可透過控制軟體的介面指定掃瞄的範圍及相關的掃瞄功能，同時監控掃瞄的情形並紀錄所有數據。一般而言，控制軟體的區別並不大，多能達到方便控制儀器的功能。VIVID 910可不需外接電

腦便可直接操作，掃瞄資料可儲存於機器外接式記憶卡以及可立即於機器後方LCD螢幕上即時瀏覽，因此可以單機進行掃描並儲存資料影像，待需要做資料處理時再將記憶卡插入電腦即可。VIVID 910的規格如下表，

MINOLTA VIVID 910 詳細規格

Resolution and Range of Digitized Volumes (X, Y, Z where x is the horizontal dimension of the focal plane, y is the vertical axis, z is distance from the sensor, units are millimeters), Field of View varies based on distance between VIVID and scanned object.			
	near field (@ 0.6 m)	far field	max resolution (depth)
Tele Lens:	111 x 84 x 40 mm	460 x 350 x 130 mm (@ 2.5 m)	0.039 mm (0.0016")
Mid Lens:	196 x 153 x 70 mm	830 x 622 x 220 mm (@ 2.5 m)	0.068 mm (0.0026")
Wide Lens:	355 x 266 x 92 mm	1200 x 903 x 400 mm (@ 2 m)	0.090 mm (0.0035")
Type	Non-contact 3-D LASER digitizer VIVID 910		
Measuring Method	Triangulation light block method		
Auto-Focus method	Image surface Auto-Focus (contrast method), active Auto-Focus		
Light-Receiving Lens (Interchangeable)	TELE: Focal distance f=25mm MEDIUM: Focal distance f=14mm WIDE: Focal distance f=8mm		
Scan Range	0.6 to 2.5m (2m for WIDE)		
Optimal 3D measurement Range	0.6 to 1.2m		
Laser class	Class 2 (IEC 60825-1), "Eye safe" Class 1 (FDA)		
Laser Scan Method	Galvanometer-driven rotating mirror		
X Direction Input Range (Varies with the distance)	111 to 463mm (TELE), 198 to 823 (MIDDLE), 359 to 1196mm (WIDE)		
Y Direction Input Range (Varies with the distance)	83 to 347mm (TELE), 148 to 618 (MIDDLE), 269 to 897mm (WIDE)		

Z Direction Input Range (Varies with the distance)	40 to 500mm (TELE), 70 to 800 (MIDDLE), 110 to 750mm (WIDE)
Precision (Z,Typ.)	+ - 0.008mm (Condition: FINE mode, Konica Minolta's standard)
Accuracy	+ - 0.008mm (Condition: FINE mode, Konica Minolta's standard)
TELE X: + - 0.22mm, Y: + - 0.16mm, Z: + - 0.10mm to the Z reference plane (Conditions: TELE/FINE mode, Konica Minolta's standard)	0.3 sec (FAST mode), 2.5 sec (FINE mode), 0.5 sec (COLOR)
Input Time	0.3 sec (FAST mode), 2.5 sec (FINE mode), 0.5 sec (COLOR)
Transfer Time to Host Computer	Approx. 1 sec (FAST mode), 1.5 sec (FINE mode)
Ambient Lighting Condition	Office Environment, 500 lux or less
Imaging Element	3-D data: 1/3-inch frame transfer CCD (340,000 pixels) Color data: 3-D data is shared (color separation by rotary filter).
Number of Output Pixels	3-D data: 307,000 (for FINE mode), 76,800 (for FAST mode) Color data: 640 x 480 x 24 bits color depth
Output Format	3-D data: Konica Minolta format & (STL, DXF, OBJ, AXCII points, VRML) (Converted to 3-D data by the Polygon Editing Software/standard accessory Color data: RGB 24-bit raster scan data)
Recording Medium	Compact Flash memory card (128MB)
Date File Size	Total 3-D and color data capacity: 1.6MB per data (for FAST mode), 3.6MB per data (for FINE mode)
Viewfinder	5.7-inch LCD (320 x 240 pixels)
Output Interface	SCSI II (DMA synchronous transfer)

Power	Commercial AC power 100 to 240V (50 to 60Hz), rated current 0.6A (when 100Vac is input)
Dimensions	213 (W) x 413 (H) x 271 (D) mm (8-3/8 (W) x 16-1/4 (H) x 10-11/16 (D) inches
Weight	Approx. 11kg (25 lbs)
Operating Environment	temperature: 10 to 40 degrees C (50 to 104 degrees F); relative humidity 65% or less with no condensation, Pollution degree: 2, Installation category: II
Storage Temperature & Humidity Range	-10 to 50 degrees C (14 to 122 degrees F); relative humidity 85% or less (at 35 degrees C/95 degrees F) with no condensation

2.4 研究步驟：

- 一、 在黏著矯正器前擷取三維雷射掃瞄紀錄顏面影像（圖 2-2）。
- 二、 全口黏著矯正器。
- 三、 立刻再以三維雷射掃瞄紀錄顏面影像。
- 四、 以 Rapidform 2006 軟體分析黏著矯正器前後之下顏面變化。

顏面與掃瞄器間距為 80 公分，選取掃瞄鏡頭為 Middle (f=14mm)，掃瞄模式設定為 FINE Mode，掃瞄一次所需時間約 2.5 秒，影像儲存至記憶卡約需 15 秒，掃瞄一次資料容量為 3.6MB。每一次掃瞄後皆檢視所得影像是否有複影，若有，表示人體有移動情形，再重新掃描，直到合乎標準為止。因為 VIVID 910 的雷射光束並不會對視網膜造成傷害，所以患者皆睜開眼睛接收掃瞄，以避免因為閉眼間接牽扯口腔周圍肌肉，影響資料分析。此外，患者在接受掃描時皆規定以雙唇輕觸閉合、上下齒列呈 centric occlusion 狀態。以一般室內燈光之可見亮度及室溫下為掃瞄時環境條件。



圖 2-2

同時，在相同條件下，設計辨證實驗（error study），方法為以 2 位無接受矯正治療的人，間隔一分鐘接受掃描並紀錄分析，共掃描 4 次，以評估掃描器及分析軟體的準確性。

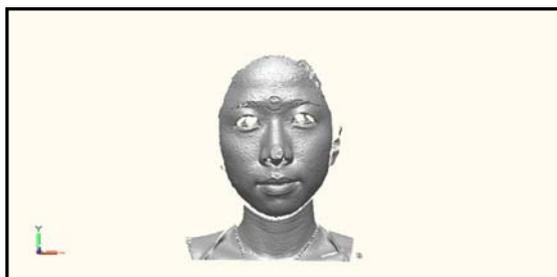
2.5 研究設計及掃描資料的處理

本研究的目的是為量測出患者在黏著矯正器後下顏面軟組織的立即變化，並以 VIVID 910 雷射掃描器擷取黏著矯正器前後的顏面外觀影像，再藉由資料處理軟體 Rapidform 2006 將前後影像先去除雜訊，再將前後影像以人工特徵點選方式做初始定位疊合後，以軟體內建“FINE”選項再做精確定位，前後資料影像完成疊合後，便開始比較下顏面軟組織的線性變化。

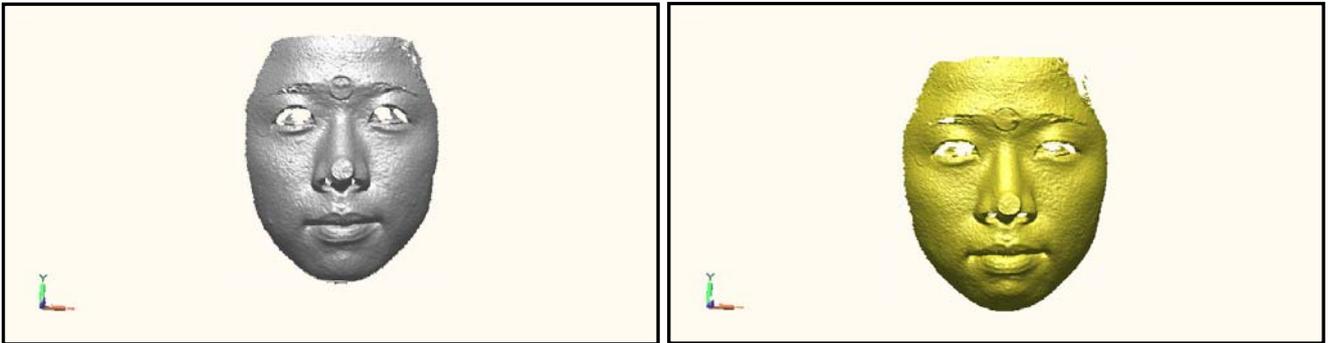
將下顏面外觀分為 9 個區塊（A~I），每一區塊切割成九宮格，分別在此九宮格內點選以顯示該點之線性差異，可以得到 9 個差異數值，將此 9 個數值取其平均值，作為代表該區塊之黏著矯正器前後差異值，以了解在黏著矯正器後，患者下顏面軟組織的變化情形。

以下為資料處理軟體 Rapidform 2006 的操作過程：

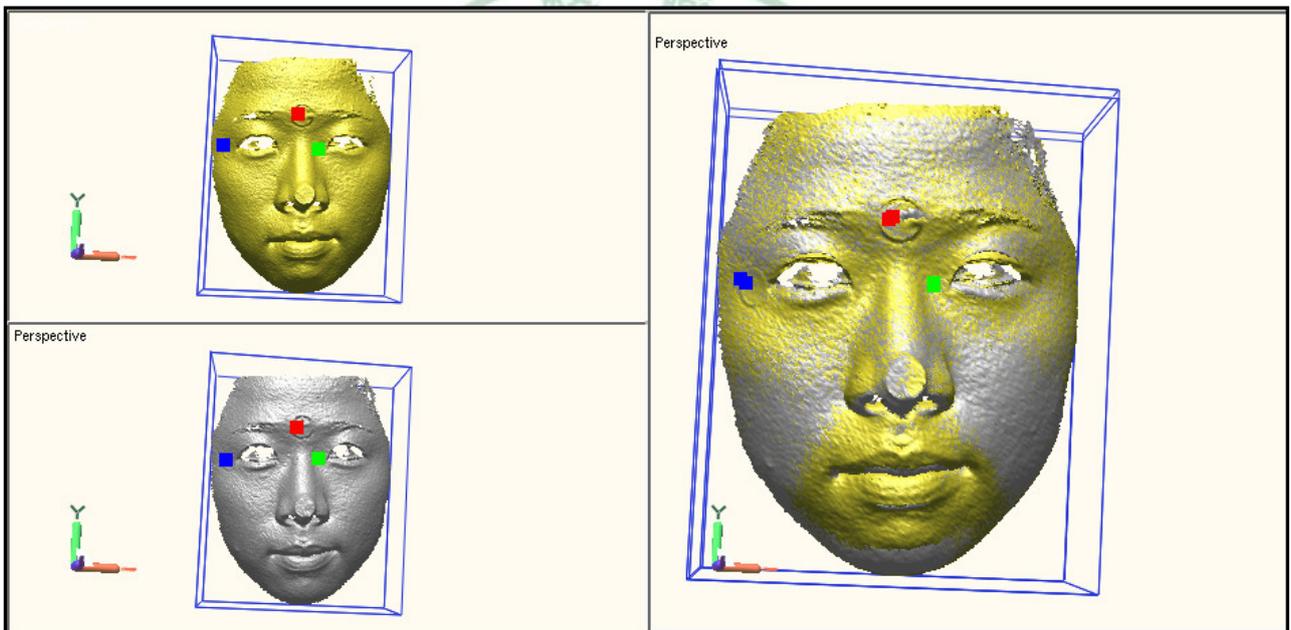
1. 掃描所得之初始影像



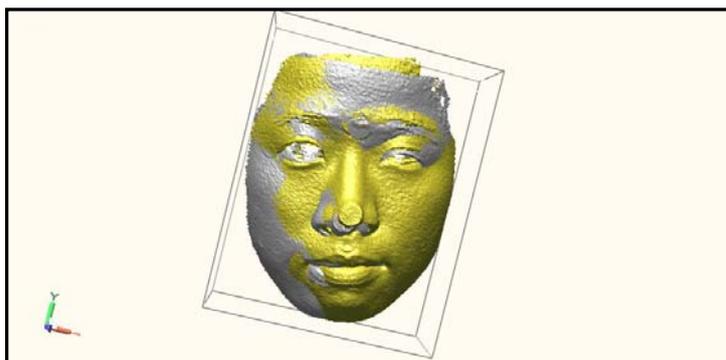
2. 經由裁切雜訊以去除會影響疊合過程後之黏著矯正器前（左）後（右）影像



3. 以人工特徵點選方式開始做初始定位疊合



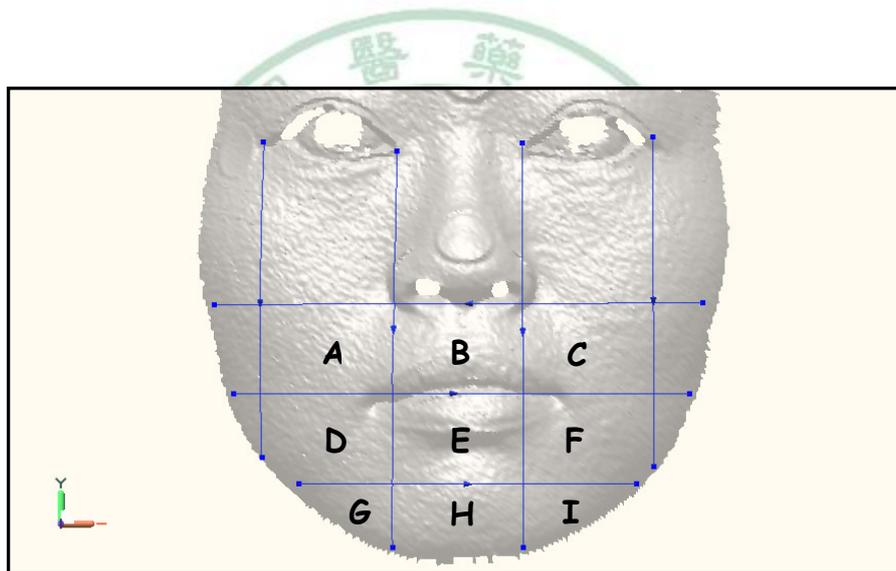
4. 人工特徵點選方式做初始定位疊合後之成像，可見處理後影像並沒有疊合的很完美



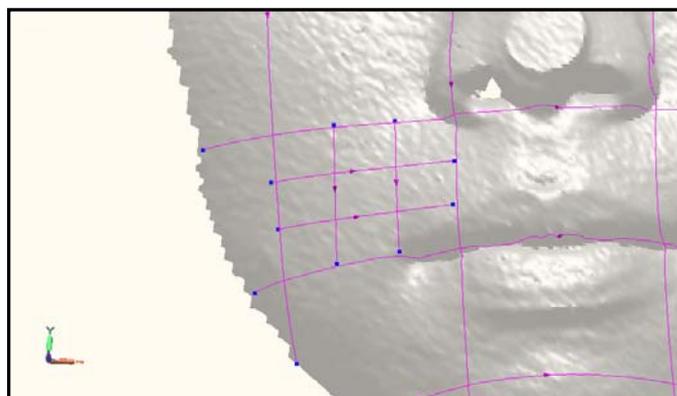
5. 電腦精確定位 (FINE) 後影像，可見疊合效果完美



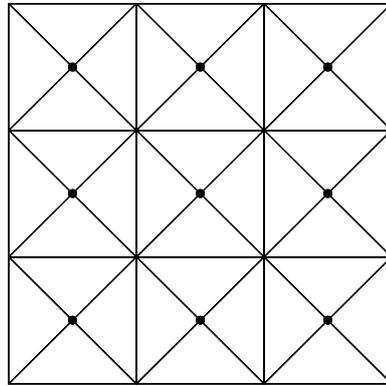
6. 將下顏面區分為 9 個區塊 (A~I)



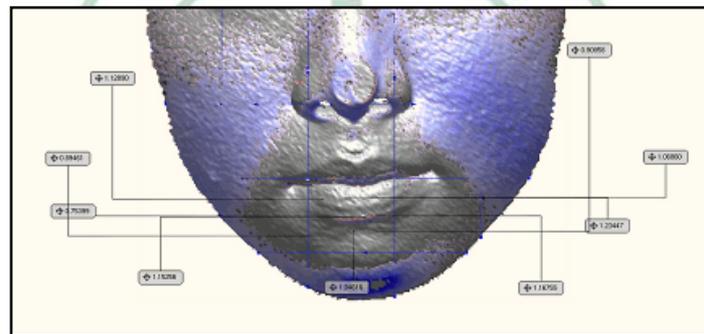
7. 再將每一區塊切割成九宮格狀



8. 在每個區塊內的九宮格中，描繪出所有對角線，所有對角線會交匯出 9 個點，如下圖，量測時並將游標定位在此些交點上。



9. 在此九宮格上作線性量測軟組織變化，即在上述 9 個點上做量測。

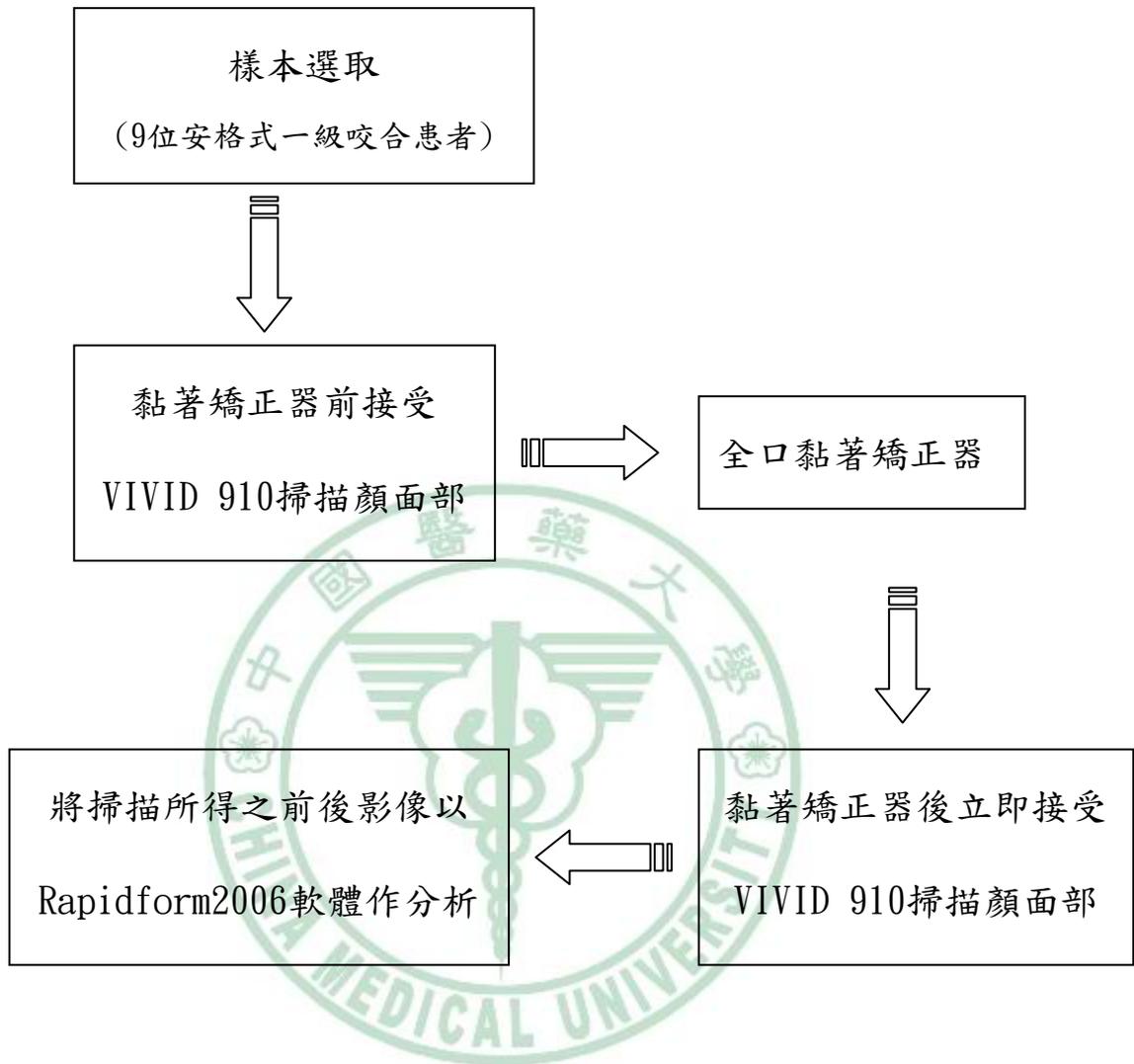


10. 以 Excel 2003 將此九個數值取其平均值代表該區塊之變異量。

11. 另外也以 “Whole Deviation” 檢視色表顯示軟組織的差異量

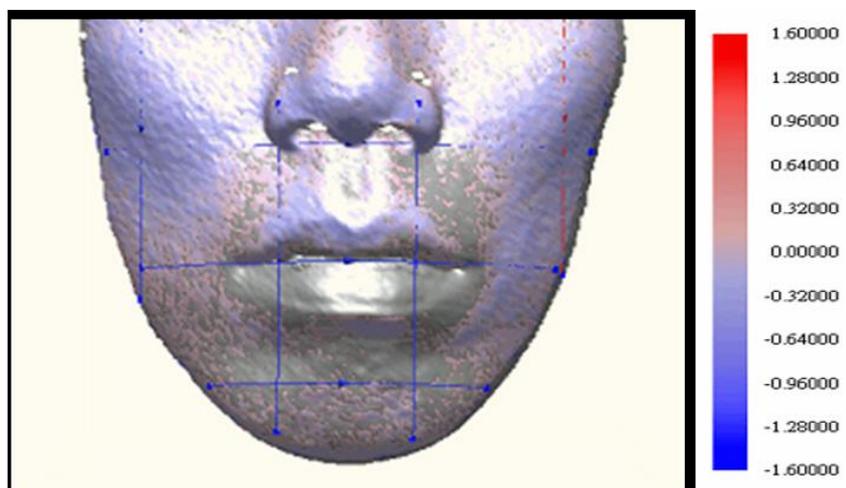


本研究之流程圖如下：



第三章 研究結果

1. 辨證實驗 (Error Study)



上圖為相隔一分鐘後所掃描的影像疊合比較情形 (whole deviation)，可見下顏面區域的變化非常微量且趨近於零。同樣以前述每一區塊中九宮格取平均值的方式，得出 9 個區塊 (A~I) 均值，度量單位為 mm，如下表：

A	B	C
-0.002	0.002	0.001
0.003	0.006	-0.002
D	E	F
0.043	0.036	0.022
0.026	0.051	0.018
G	H	I
0.035	0.020	0.051
0.016	0.035	0.038

由以上辨正實驗中可見兩組數據都非常趨近於零！

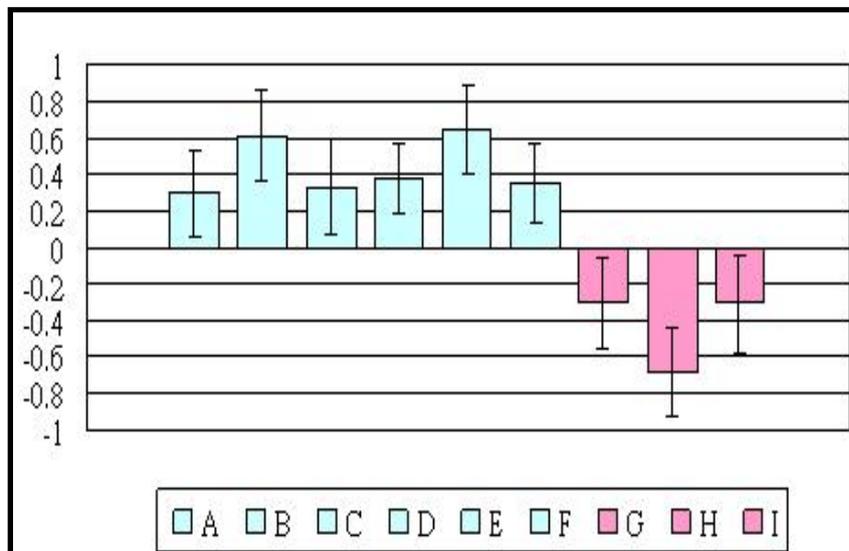
2. 九位患者 (1~9) 下顏面部九個區塊 (A~I) 在黏著矯正器後的變化量如下表，正值表示突出、負值代表後縮，單位為mm：

	A	B	C	D	E	F	G	H	I
1	0.063	0.790	0.082	0.495	0.677	0.434	-0.370	-0.455	-0.143
2	0.191	0.513	0.271	0.591	0.890	0.637	-0.386	-0.653	-0.640
3	0.460	0.863	0.596	0.314	0.680	0.213	-0.044	-0.661	-0.086
4	0.223	0.542	0.332	0.460	0.832	0.330	-0.060	-0.563	-0.107
5	0.630	0.877	0.590	0.330	0.465	0.115	-0.190	-0.642	-0.230
6	0.467	0.593	0.512	0.560	0.691	0.573	-0.166	-0.786	-0.171
7	-0.043	0.090	-0.100	0.042	0.084	0.044	-0.622	-0.787	-0.464
8	0.163	0.486	0.100	0.470	0.686	0.575	-0.160	-0.383	-0.130
9	0.552	0.744	0.587	-0.130	0.820	0.235	-0.767	-1.231	-0.820

3. 將上述資料做分析統計，採用 Pair t-test，如下表，可以發現這 9 組數值在統計上皆呈現有意義！(†：表 P 值 < 0.005)

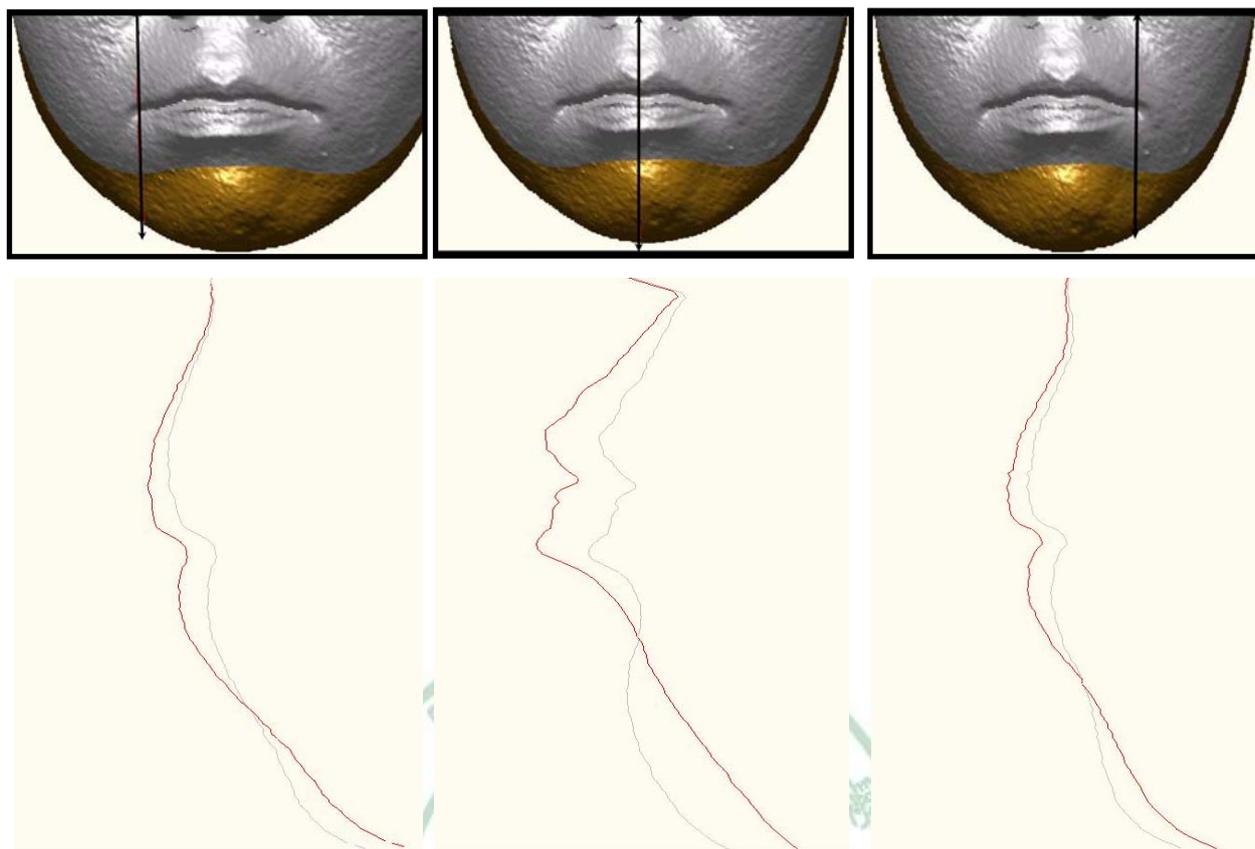
	Mean	SD	P value
A	0.300	0.23362	0.004 †
B	0.610	0.24641	<0.0001 †
C	0.330	0.25988	0.0051 †
D	0.376	0.18978	0.0003 †
E	0.647	0.2446	<0.0001 †
F	0.350	0.2153	0.00121 †
G	-0.307	0.2515	0.00637 †
H	-0.684	0.24524	<0.0001 †
I	-0.310	0.26695	0.00825 †

4. 將 3 所得知各區塊資料平均值與標準差以直方圖表示如下



5. 由以上 9 位患者的測量數據可以發現，A 至 F 區皆為正值，也就是在這些區塊的軟組織是增厚的；而 G 至 I 區則皆為負值，表示此區域的軟組織在黏著矯正器後是相對後縮的。

6. 在計算出每一個區塊的平均差異值後，再將這些數值重新代回一未黏著矯正器的下顏面，藉以評估下顏面的側方變化情形（左、右側嘴角及嘴中線）。如下圖：



此側方輪廓示意圖中，非實際外形模擬，因為差異數值太小，不易清楚區別原始及改變後之變化曲線，所以已將差異值作 10 倍放大，如此可清楚觀察軟組織區域的變化情形，灰色線條為原始外型，紫紅色線條為將差異值代入後變形所得之外形。

第四章 討論

4.1 研究標的

回顧國內外有關於顏面軟組織的論文著作，包括齒顎矯正、口腔外科及整形外科等領域，作者所著眼的研究標的綜括可分為齒顎矯正治療前後的顏面變化、正常生長發育所伴隨的顏面軟組織變化、顱顏面手術修補先天缺陷的術前術後評估、正顎手術治療前後等。而以上各項研究的儀器方法主要為傳統二維 X 光片，藉由在 X 光片上量測點與點或線與線間的距離與角度達到研究之目的，一直到近十年內才陸續有以三維儀器為測量工具的論文出現，學者開始運用高科技技術來做顏面部治療評估等，大大去除了過去 X 光片所為人詬病的重現性問題及過於仰賴測試者主觀意識的變因。

本研究所採用的儀器為非接觸式三維雷射測距儀，依據使用手冊正常操作下，掃瞄單點間資料精確度可達 0.008 mm，除了精準的精度外，受測者不再因照射 X 光片而受到放射線侵入的疑慮，而掃瞄一次時間只需 3 秒，所得的資料亦可立即比對檢視軟組織變化情形。國內外學者運用三維雷射掃瞄在齒顎矯正治療學的研究上，仍以正顎手術、矯正治療前後為標的，幾乎皆是探討“治療前後”的改變，以齒顎矯正治療而言，過程因為治療方法的差異而會產生不同的變化，因此吾人認為若能完整記錄治療過程中所使用的治療步驟及其所伴隨之臉型外觀變化，對於病例的完整追蹤和記錄能更為完善，而矯正治療的第一步就是黏著矯正器，所以本研究即針對此階段顏面部的“瞬時”變化做深入探討！

4.2 研究儀器

本研究所採用之記錄儀器為日本 Minolta 公司所生產之 VIVID 910 非接觸式三維雷射掃瞄儀，影像分析則以韓國 INUS 公司之逆向工程軟體 Rapidform 2006。坊間三維雷射掃瞄儀與分析軟體眾多，欲找尋一適合齒顎矯正臨床需求和研究分析之軟硬體並不容易。參考國內外文獻，如 2004 年逢甲大學吳瑞一同學的論文中，即以此軟硬體來記錄矯正前後牙齒模型之變異參數，並以此成功地建立並回推模擬患者治療前顏面外觀的方法；2002 年芝加哥伊利諾大學教授 Budi Kusnoto⁶⁵ 使用同型號之三維雷射掃瞄儀做牙齒石膏模型以及頭顱掃描，再以直接測量方式驗證掃瞄儀之精確性，並證明其精確度及操作簡易性可作為未來治療或成長發育的紀錄儀器；英國威爾斯大學 Chung How Kau 教授與他的研究團隊，同樣以 VIVID 雷射掃瞄儀及 Rapidform 軟體為研究材料，分別於 2004、05 及 06 年共發表了 7 篇論文^{66, 67, 68, 69, 70, 71, 72}，探討了包括運用此種三維掃描儀的可信度及可行性、建立成人、兒童之三維顏面模型和分析雙胞胎成長發育所伴隨顏面的變化、正顎手術後之顏面腫脹變化及復原記錄等。

在以上諸位先進學者的研究論文中，皆可以發現 VIVID 910 三維掃描儀的精確性是被肯定的，加上它操作簡單，亦適合記錄顏面外觀，因此本研究即採用此機型並配合廠商建議之搭配分析軟體 Rapidform 2006。

4.3 顏面變化的測量

回顧有關因治療而導致顏面三維變化的論文中，絕大部分的測量模式，皆是以分析軟體直接於顏面呈現色帶 (color registration)，如同等高線般分別以不同顏色代表不同的變化量 (圖 4-1)，然後直接以大範圍部位作討論。

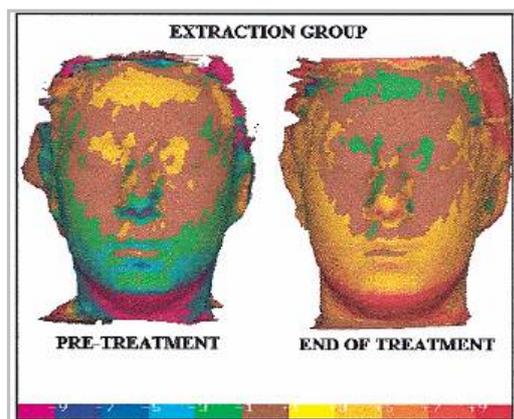


圖 4-1

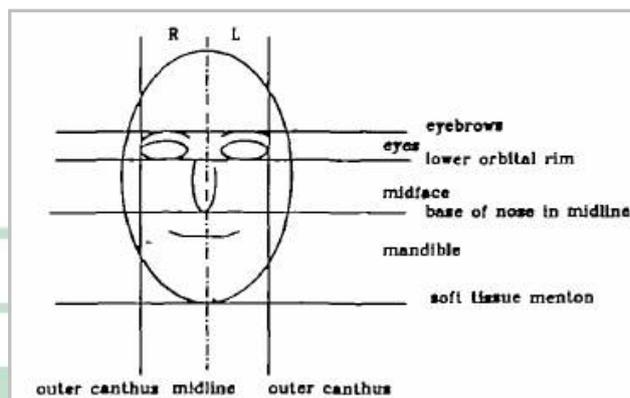


圖 4-2

大範圍區塊作為整體的探討以及在變化量大的情況下，是一個非常簡單又清楚的方式，但是在此研究中，因為可預期的是變化量有一定之限度以及變化區域之侷限性，所以若以同樣之分析方式，必定遺漏多處細部之變化，為避免如此，希望能建立一套分析方法以對未來整個矯正過程中的階段變化作詳實紀錄，畢竟治療前後的整體變化是由整個療程中細微變化所累積而來的。

然而要在一個不規則曲面上尋求一個規則的模式，以及考量到三維掃描所得到的資料為大量之空間點座標，要如何有效的分析這些數據並做科學性之探討，最佳的方式就是在所選定的區域做規則化，1991年英國口腔外科醫師 J.P. Moss 所發表的一篇探討治療前後顏面變化的論文中⁷³，就將顏面區分如圖 4-2，他並沒有交代這些區域劃分的依據為？但是因為它的研究標的為接受手術治療的唇腭裂及嚴重安格式二級咬合不正之患者，手術範圍包括上下顎骨及鼻子，所

以在術後整個顏面都會有所變化，或許這是他將整個顏面做區塊規則化的原因。

2005 年英國威爾斯大學 Chung How Kau 教授所發表的一篇論文中，目的為測試掃描器的精準度，他將不同時間但只短暫間隔所擷取的顏面三維影像做重合比對，藉由將整個顏面部區分為 15 個區塊，並記錄各個樣本在此 15 個區塊中誤差的出現次數（圖 4-3），作者同樣沒有敘述分區的緣由。

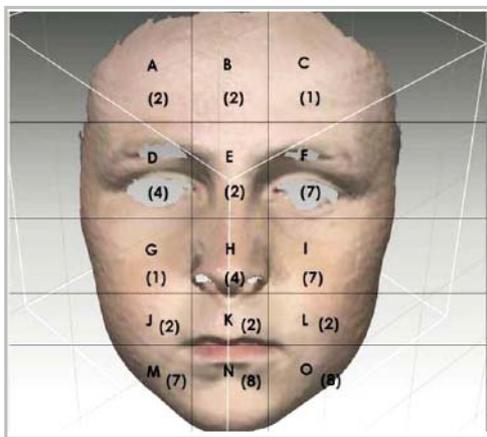


圖 4-3

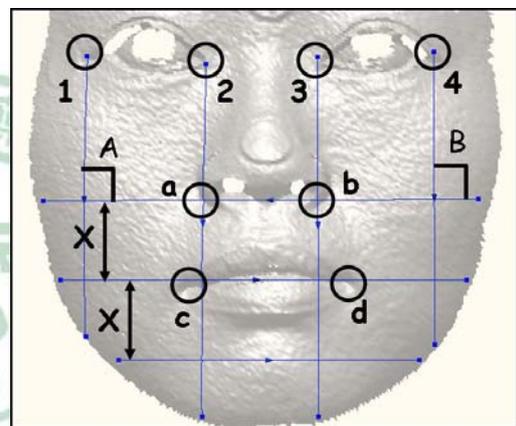


圖 4-4

藉由上述 2 位學者的研究方式，將顏面劃分為數個區塊，確實是一個能在不規則曲面上設計規則的模式做統計分析的好方法，因此本研究亦模仿此方式將顏面做區隔化，但是本研究的著眼點在於黏著矯正器後的“瞬時變化”，可預期的變化範圍僅限於下顏面部，而且原則上非手術性齒顎矯正治療所伴隨的臉部變化皆發生在下顏面部，所以僅於此區域做區隔化，而區隔化的方式大致將下顏面部橫向區分為 3 個部份，垂直向亦劃分為 3 個部份，嚴謹的來說，先定位出兩側鼻翼底 2 點（圖 4-4 中 a、b），並做連線，再定位兩側嘴角 2 點（圖 4-4 中 c、d）做連線，以上述 2 線間距（圖 4-4 中 X）等距在下頰處作一橫線，橫向區域劃分就此完成；而垂直向則先定位出兩眼

之內外眼眦（圖 4-4 中 1、2、3、4），由此些點向下與兩側鼻翼底 2 點連線（即橫向第一條區格線）做垂線（圖 4-4 中 A、B）延伸，垂直向區域劃分完成，而就此 3 橫線與 4 條垂線所區隔出之 9 個區塊分別做分析討論！

大致而言，此區分之方式，乃根據達文西、以及 1984 年 Powell 和 Humphries 的論點，採“五等分法”將顏面垂直分為五等分及文藝復興時代藝術家 Francesca 的下顏面橫向“三等分”理論。而吾人則將此籠統之區隔方式作一個較精密的定義，以期在後續的研究上有所依循！

4.4 顏面變化探討

實驗結果平均值顯示下顏面九個分割區中除了下頰區域（G、H、I）為後縮的情形外，其餘部份（A~F）皆為突出的情況，整個下顏面的變化源於矯正器在嘴唇與牙齒間多佔據了一個厚度，根據本研究的分割區塊，配合解剖構造做探討：

首先讓我們大略的回顧下顏面的肌肉群（圖 4-5），以及會影響下顏面的肌肉群起點、終點和功能（表 4-1）、

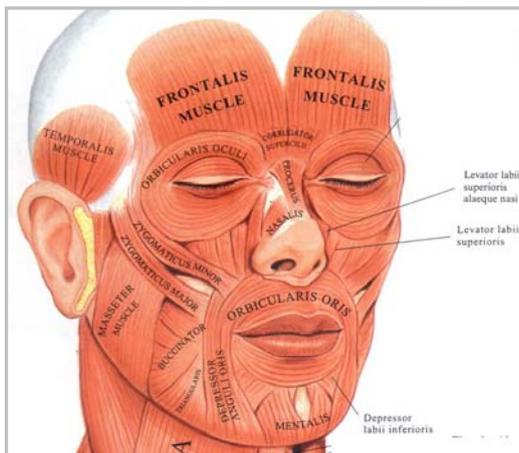


圖 4-5（摘自 HUMAN ANATOMY in full color, John Green）

表 4-1

口周圍表情肌	Origin	Insertion	Function
Depressor anguli oris m.	下顎骨下緣	口角皮膚	使口角向下向內
Orbicularis oris m. (upper and lower part)	圍繞口的肌肉纖維	嘴角皮膚	閉唇、突唇
Zygomaticus minor m.	大顴骨肌起點前方	口輪匝肌纖維	提高上嘴角
Zygomaticus major m.	顴骨顴突	口輪匝肌纖維	使口角向上向外
Levator anguli oris m.	犬齒窩	口角皮膚	使口角向上向內
Levator labii superioris alaeque nasi m.	上顎額突	1. 口輪匝肌纖維 2. 鼻孔外側皮膚	1. 提高上嘴唇 2. 擴大鼻孔
Levator labii superioris m.	上顎額突	口輪匝肌纖維	提高上嘴唇
Risorius m.	咬肌前緣筋膜	口角外側黏膜	側拉嘴角
Depressor labii inferioris m.	Platysma m. 終點	下唇皮膚	使口角向下向外
Buccinator m.	上下顎骨後方外側面	口輪匝肌纖維	使臉頰與嘴唇緊靠牙齒
Mentails m.	頰窩	下巴皮膚	閉嘴、舉起下唇

因此，除了咬肌和頰肌的功能及始末點較為單純外，口腔周圍的肌肉交錯複雜，嘴唇的動作變化也並非仰賴單一肌肉的功能。

口腔及臉頰部位的解剖構造由外向內可分為五層：

1. 皮膚(skin)
2. 淺膚膜
3. 肌肉層
4. 黏膜下膜(submucosa)
5. 黏膜(mucosa)

(a) 就區塊軟組織“平均變化量”而言，矯正器的厚度是由前牙至後牙遞增，但軟組織變化的程度卻是由嘴唇至臉頰方向遞減(圖 4-6)，也可從趨勢線圖發現亦是如此(圖 4-7 上顎、4-8 下顎)。

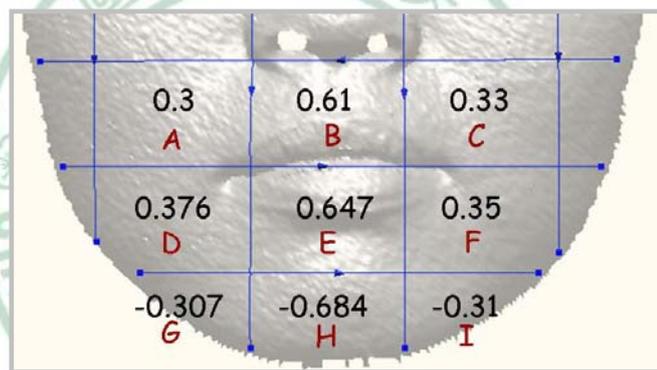


圖 4-6

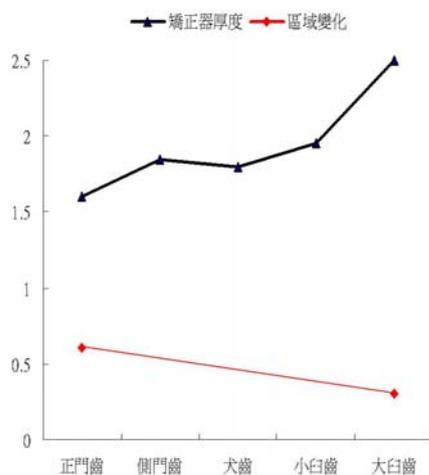


圖 4-7

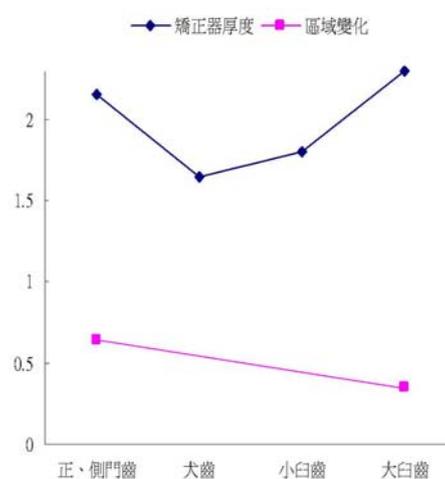


圖 4-8

- (b) 就與矯正器直接相關之口周區做討論，A 及 C 區塊，由 9 位受測者該區域的“九宮格個別測量值”中發現，區塊軟組織變化量的最大值為 1.58 mm（上顎犬齒至大白齒矯正器的厚度為 1.8~2.5 mm）；以 D 和 F 區而言，個別測量值最大變化量為 1.94 mm（下顎犬齒至大白齒矯正器的厚度為 1.5~2.3 mm）；B 區塊最大值 1.6 mm（上顎正側門齒矯正器的厚度為 1.6~1.8 mm）；E 區塊最大值 2.36 mm（下顎正側門齒矯正器的厚度為 2.15 mm），原本預測軟組織變化量會隨著矯正器厚度而增加，但實際測量值卻並非如此，軟組織的變化量皆低於矯正器厚度，只有在 B 及 E 是趨近於矯正器厚度，甚至 E 區變化量還大於矯正器厚度！
- (c) 與矯正器直接接觸的部份為口腔粘膜組織，往外層為富含彈性纖維的黏膜下組織，然後再往外才是肌肉層，2001 年日本整形外科醫師 Okada 所發表的論文中提及，兩頰外觀變化是因為彈性皮下組織及如笑肌、提上唇肌等顏面表情肌協同作用的結果。而本研究在擷取影像時，受測者只是維持嘴閉合的狀態，臉上也並無任何表情，因此會影響顏面外觀變化的似乎只在彈性皮下組織和閉口肌。
- (d) 藉由側顱 X 光片可以觀察到上下前牙在黏著矯正器後與嘴唇內側黏膜間的關係，如圖 4-9 為黏著矯正器前。

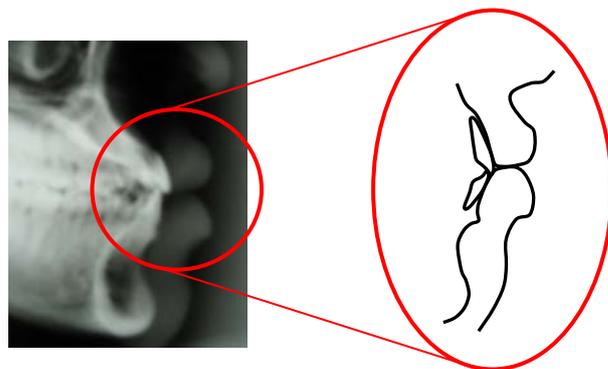


圖 4-9

圖 4-10 為黏著矯正器後

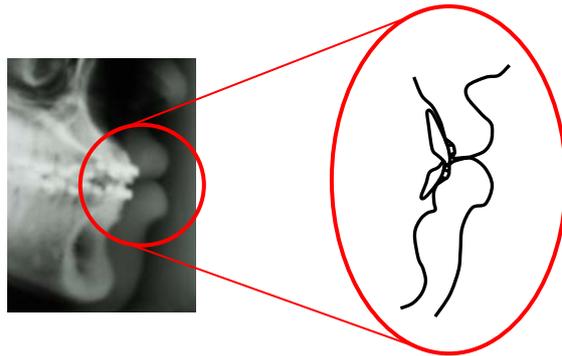


圖 4-10

藉由圖 4-10，也就是本研究中的 B 及 E 區塊，可以看到矯正器呈現被黏膜所包覆的情形，因為黏膜下組織中的彈性纖維，會使在包覆矯正器周圍的軟組織成凹陷狀態，同時矯正器的厚度又將軟組織向前方推擠。影響 B 區塊主要為上顎正、側門牙的矯正器（厚度分別為 1.6、1.8 mm），但最大三維量測變化值只為 1.6 mm，主要原因為軟組織並非“剛體”，不可能等距增加距離，否則矯正器就不可能陷進黏膜中，同時口輪匝肌上唇纖維亦有壓迫嘴唇貼近牙齒之功能。

下唇 E 區塊最大三維量測變化值為 2.36 mm，大於下顎門齒矯正器厚度（2.15 mm），除了有如上唇矯正器同樣的推擠效應外，馬里蘭大學牙醫學院教授 Muranou 由高解析度核磁共振（hn-MRI）中解釋下唇口輪匝肌在收縮時，口輪匝肌中的 peripheral 纖維會顯得較疏鬆狀，而 marginal 纖維則會向前方位移，但兩者體積皆會增加（圖 4-11），因此在閉口狀態下，原本矯正器所佔據的厚度加上此肌肉收縮增加的體積，最大變化量才會大於矯正器厚度。

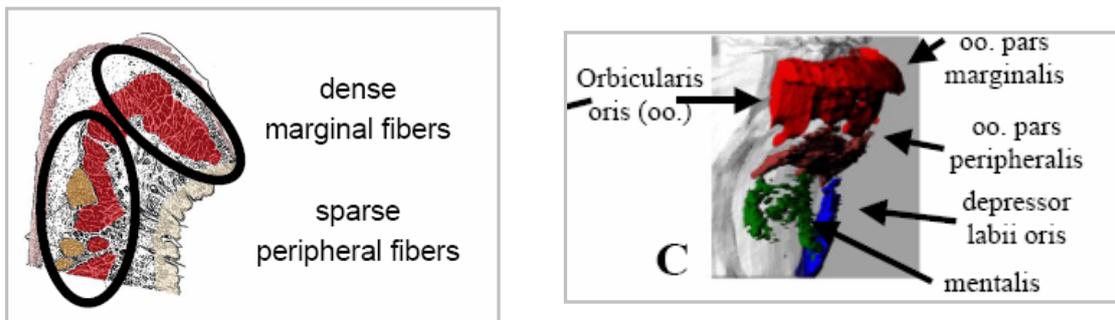


圖 4-11

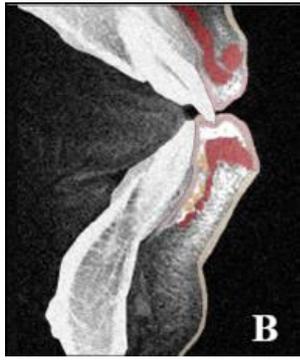


圖 4-12

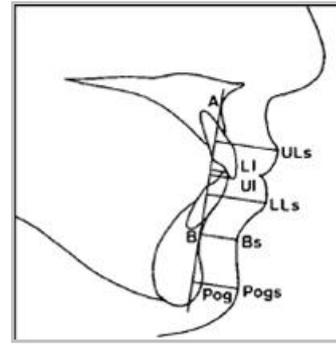


圖 4-13

圖 4-12 hn-MRI 可以看出嘴唇中的口輪匝肌（紅色區域）與周圍解剖構造的相對關係，下唇除了口輪匝肌收縮造成體積變化外，最關鍵是下頰肌也必須收縮才能達成完整之嘴唇閉合動作，兩側下頰肌的走向是由頰窩向前下中止於皮膚，收縮時可以使下唇上提，同時造成肌肉終端皮膚收縮，因此在 G、H、I 區塊的軟組織三維最大變化量為 -1.7 mm ，亦即為後縮狀態。Yogosawa⁷⁴ 在 1989 年所發表的研究中也指出，在嘴唇閉合時下唇的上拉動作會造成軟組織 B 點增厚，軟組織 Pog 點（圖 4-13）厚度會減少，與本研究結果亦相符合。

而在 A、C、D 及 F 區塊，個別最大三維測量變化值皆小於該區域矯正器厚度，主要因為犬齒區是多條肌肉的匯聚處，肌肉分布較前牙區軟組織多且複雜（圖 4-14），Shellhart 和 Moorey 以下唇擋弓治療下唇軟組織對下顎門齒及犬齒區壓力變化的對比研究中亦指出在犬齒區經此裝置治療後半年，該區壓力值減少的並不多，主因為表情肌肉匯集於該區，肌肉適應性較差。

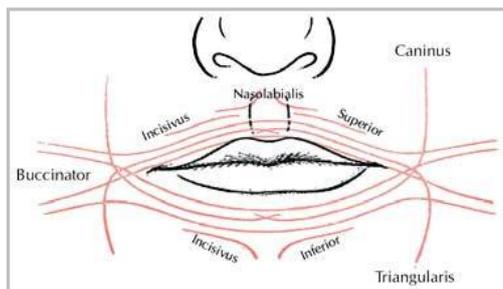
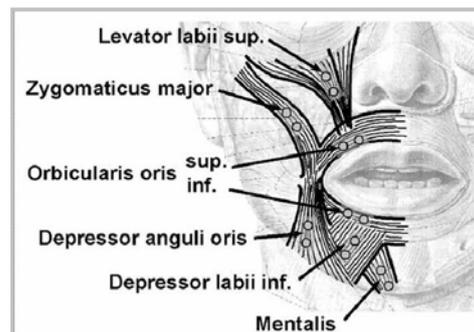


圖 4-14



此外，水平走向之雙頰頰肌的功能是將臉頰壓迫至牙齒上，在閉口狀態下保持頰部的緊張性，因此綜合以上兩項因素，嘴角及其後方區域皆無法表現矯正器真正厚度的影響。

下表為本研究九個區塊（A~I）的三維軟組織變化量與解剖關係影響因子之匯總：

	預期軟組織變化量 等同矯正器厚度	影響因子
A、C、D、F 區塊	低於預期	1. 口輪匝肌嘴角處多條肌肉交匯 2. 頰肌
B 區塊	趨近於預期	
E 區塊	高於預期	1. 口輪匝肌下唇纖維收縮 2. 下頰肌收縮
G、H、I 區塊	整體呈後縮變化	下頰肌收縮

以分析軟體中的 whole deviation 整體下顏面部份來觀察（圖 4-15），即可很容易看到整區的變化，亦符合上述之討論。

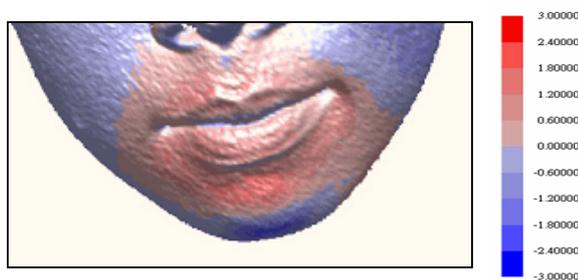


圖 4-15

第五章 結論

1. 在矯正治療的診斷和設計上，顏面部軟組織是個不容忽視的問題，若能掌握其正常生長發育變化及各階段對矯正治療的反應，才能在臨床上儘可能地避免損害性影響而達到理想的治療後顏面外觀。
2. 藉由三維雷射掃瞄可以很快速並正確地記錄及量化顏面軟組織的變化，同時也是一個非侵襲性的（non-invasive）的方式，不僅可以得到龐大的科學數據資料，還可以彌補單純以彩色照片及 X 光片做分析研究的不足和定位的問題。
3. 本研究九位受試者中個別最大前突及後縮變化量分別為 2.36 和 1.7 mm，分別位於下唇及下頰區，嘴唇周圍皆較治療開始前皆前突，因為軟組織本身的彈性和肌肉的收縮，造成下頰處の後縮。也因為三維雷射掃瞄儀的敏感性佳，些微的表情變化很可能就會造成測量結果的差異，尤其是在接受拍攝時，大多數的人都難免會有不自在的感覺，例如在請受測者嘴巴閉合時，緊閉或是輕輕闔上，肌肉的張力就會不同，軟組織的表現亦會有所差異，想要標準化這部份以減少誤差，似乎還需要更多的努力。
4. 由變化量數據來看，無論是個別或是平均測量值，在黏著矯正器後下顏面確實有所改變，個別測量值前突及後縮共差距 4.06 mm (2.36+1.70)，平均值共差距 1.331 mm (0.647+0.684)，但是這 4 mm 的瞬時變化差異真的會帶給患者“有改變”的感受嗎？因為這個數值在生活上似乎顯得微不足道，在詢問九位受試者的實際感受，只有 2 位覺得“好像”嘴唇有比較凸的感覺，其餘 7 位皆覺得沒什麼差異，畢竟主觀的感受很難去定量化。
5. 未來在使用這種方式記錄矯正各個階段的顏面變化上，必須考量到除了齒列變化造成的軟組織改變外，還需要考慮患者的體

重變化，畢竟矯正治療是需要花一段時間，口內矯正器的存在對某些人而言可能會改變他的飲食習慣，因此若能配合 BMI 值作考量，至少可以排除因體重變化造成的變因！



第六章 未來展望

運用三維影像可以真正的落實以三度空間立體的角度來觀察並分析一立體的物體，效果優於傳統的二維資料許多，細膩且全面的分析顏面狀況，讓研究者可以得到更多過去無法得到的資料數據，有助於學術上的研究並可回饋於臨床治療。

本研究的標的在於黏著矯正器後“瞬時”的顏面變化，接下來就是在治療的各個階段記錄外觀的變化，例如在拔牙矯正治療上的“退犬齒”、“退前牙”和完成階段，勢必可藉三維雷射掃瞄記錄得到更多的資訊，如此我們便可收集完整治療過程的顏面變化資料，無論在研究或呈現讓患者了解上，都會令人感到耳目一新！

除了能以此方法記錄矯正過程到結束的變化，也同樣能記錄生長發育的顏面變化供研究，操作簡單就能得到豐富的資料，但是唯一的缺憾在於整套設備的費用仍高，這也是目前要推廣此記錄分析法不易的重要因素，未來若能價格合理，相信有更多領域的學者會投入以三維雷射掃瞄為基礎的研究。

參考文獻

- ¹ Howell FC. *Early Man*. New York, Time Inc.1965;155-163.
- ² Robb DM. and Garrison JJ. *Art in the Western World*, fourth ed.,New York, Harper and Row, 1963;277, 318, 333.
- ³ Janson, H.W. *History of Art*. New York, Harry N. Abrams, Inc. 1963, p.40.
- ⁴ Ramses had a royal toothache. *Life*. April 7, 1967, p.57.
- ⁵ Smith WS. *Ancient Egypt*. Boston, Beacon Press, 1961;15-7, 35.
- ⁶ Brophy J. *The Human Face*. New York, Prentice Hall,1946;102.
- ⁷ Beardsley MC. *Aesthetics from Classical Greece to the Present*. New York, Macmillan,1966;43.
- ⁸ Carpenter R. *The Esthetic Basis of Greek Art*. Bloomington, Indiana University Press, 1959,;92-3.
- ⁹ Edler RJ. *Background Consideration to Facial Aesthetics*. JO 2001 June. 159-68.
- ¹⁰ Powell.N, Humphries.B *Proportion of the Aesthetic Face*. 1984.
- ¹¹ Goldwyn RM. *The Face and Psyche, a Greek concept*. Plast. and Reconstruct Surg. 1966;38:270-1.
- ¹² Pedretti C. *Leonardo da Vinci: notebook of a genius*. Milan: Powerhouse Publishing. 2001.
- ¹³ 同 10.
- ¹⁴ Durer A. *The Art of Measurement*. San Francisco: Alan Wofsy Fine Arts; 1981.
- ¹⁵ Ricketts RM. *Divine proportion in facial esthetics*. Clin Plast Surg. 1982;9:401-22.
- ¹⁶ 張雄，黃金分割的審美價值。數學傳播 22 卷 3 期，1998、9 月。
- ¹⁷ 徐本順、殷啓正，數學中的美學方法。江蘇教育出版社，1991 年版、第 90 頁。
- ¹⁸ Ricketts RM. *The Biologic Significance of the Divine Proportion and Fibonacci Series*. Am J Orthod 1982;81:351-70.
- ¹⁹ Nakajima E. *The Japanese Sense of Beauty and Facial Proportion*. Quintessence Internat 1985;9:629-37.
- ²⁰ Baumgarten AG. *Aesthetica*. Paris: L'herne; 1989.
- ²¹ Hume D. "*Of Tragedy*" in *essays, literary, moral and political*. London: Oxford University Press; 1963.
- ²² Hungerford MW. *Molly Bawn*. London: Smith, Elder & Co;1890.
- ²³ Pascal B. *Pensees*. London: Penguin Classics; 1966.
- ²⁴ Shakespeare W. *The Rape of Lucrece*. London: New Penguin Shakespeare; 1971.
- ²⁵ Langlois JH. *Infant Preference for Attractive Faces: Rudiments of a stereotype?* Dev Psychol 1987;23:363-9.
- ²⁶ Martin JG. *Racial Ethnocentrism and Judgment of Beauty*. J. Soc.Psychol 1964; 63:59.

-
- ²⁷ 同 14.
- ²⁸ Winckelmann JJ. *Reflections on the Imitation of Greek Works in Painting and Sculpture*. Open Court Publishing, 1987;5:33.
- ²⁹ Potts A. *Flesh and Ideal. Winckelmann and the Origins of Art History*. New Heaven: Yale University Press. 1994.
- ³⁰ Kingsley NW. *A Treatise on Oral Deformities as a Branch of Mechanical Surgery*. New York: Appleton, 1880:478-80.
- ³¹ Wuerpel EH. *My Friend, Edward Hartley Angle*. Dent Cosmos 1931;73:908-21.
- ³² Angle EH. *The Treatment of Malocclusion of the Teeth*. 7th ed. Philadelphia: SS White, 1907:64.
- ³³ Case CS. *Dental Orthopedia*. Chicago: CS Case, 1921:183.
- ³⁴ Tweed CH. *Indications for the Extraction of Teeth in Orthodontic Procedure*. Am J Orthod 1994;30:405-28
- ³⁵ Woolnoth T. *The Study of the Human Face*. London, W. Tweedie, 1865:181-244.
- ³⁶ Peck H. *A Concept of Facial Esthetics*. Angle Orthod 1970;40:284-317.
- ³⁷ Bhatia SN. Leighton BC. *A Manual of Facial Growth*. Oxford Medical Pub. 1993.
- ³⁸ Ward RE. *Facial Morphology as Determined by Anthropometry: Keeping it Simple*. J. Craniofacial Genetics and Developmental Biology. 9:45-60.
- ³⁹ Roger BO. *The Role of Physical Anthropology in Plastic Surgery Today*. Clin Plastic Surg. 1:434-98.
- ⁴⁰ Ward RE. Jamison PL. *Measurement Precision and Reliability in Craniofacial Anthropometry: Implication and Suggestions for Clinical Applications*. J. Craniofacial Genetics and Developmental Biology. 11:56-164..
- ⁴¹ Farkas LG. *Anthropometry Facial Proportion in Medicine*. 1987.
- ⁴² Herzberg BL. *Facial Esthetics in Relation to Orthodontic Treatment*. Angle Orthod. 1952;25:32-41
- ⁴³ Stoner MM. *A Photometric Analysis of the Facial Profile*. Am. J. Orthod. 1955; 41:453-69.
- ⁴⁴ 同 37.
- ⁴⁵ Ricketts RM. *Planning Treatment on the Basis of the facial Pattern and an Estimate of its Growth*. Angle Orthod 1957;43:103-19.
- ⁴⁶ Hier LA. *Comparison of Preferences in Lip Position Using Computer Animated Imaging*. Angle Orthod 1999;69:231.
- ⁴⁷ Steiner CC. *The Use of Cephalometrics as an Aid to Planning and Assessing Orthodontic Treatment*. Am J. Orthod. 1960;46:721.
- ⁴⁸ Merrifield LL. *The Profile Line as an Aid in Clinically Evaluating Facial Esthetics*. Am J. Orthod. 1966;52:804.
- ⁴⁹ Burstone CJ. *Lip Posture and Its Significance to Treatment Planning*. Am J. Orthod.

1967;53:262-84.

⁵⁰ Holdway RA. *A Soft Tissue Cephalometric Analysis and Its Use in Orthodontic Treatment Planning. Part I.* Am J. Orthod. Dentofac. Orthop. 1983;84:1.

⁵¹ Jacobson A. *Proportionate Template as a Diagnostic Aid.* Am J. Orthod. 1979; 75 :156-72.

⁵² Arnett GW. *Facial Keys to Orthodontic Diagnosis and Treatment Planning I.* Am J. Orthod. Dentofac. Orthop. 1993;103:229.

⁵³ Broadbent BH. *A New Technique and Its Application to Orthodontia.* Angle Orthod. 1931;1:45.

⁵⁴ Adams GL. *Comparison between traditional 2-dimensional cephalometry and a 3-dimensional approach on human dry skulls [J]* . Am J Orthod Dentofacial Orthop , 2004 ,126 (4) :3972409.

⁵⁵ Curry S ,Baumrind S , Carlson S , et al . *Integrated three-dimensional craniofacial mapping at the Craniofacial Research Instrumentation Laboratory/University of the Pacific [J]* . Semin Orthod , 2001 , 7 (4) : 258-65.

⁵⁶ Hajeer MY,Ayoub AF ,Millett DT , et al . *Three-dimensional imaging in orthognathic surgery- the clinical application of a new method[J]* . Int J Adult Orthod Orthognath Surg ,2002 ,17(4) :318-30.

⁵⁷ Smith SL ,Throckmorton GS. *A new technique for three-dimensional ultrasound scanning of facial tissues [J]* . J Forensic Sci ,2004 ,49 (3) :451-7.

⁵⁸ 王超群. 2001 探討點群資料座標重整之逆向工程技術. 東南技術學院機械工程系專題製作報告.

⁵⁹ 林建忠. 雷射測距技術與研究現況. Optolink, 1999 Jan.

⁶⁰ 史天元. 2004 三維雷射掃描用於河岸崩場地地形之測繪.

⁶¹ 同 63.

⁶² 史天元. 2002 三維雷射掃描技術及其在工程測量上之應用.

⁶³ 蔡政霖. 應用逆向工程技術於虛擬三次元量測系統之發展.

⁶⁴ Besl, P. J. and N. D. Mckay, 1992. *A Method for Registration of 3-D Shapes, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol.14, pp. 239-256.*

⁶⁵ Budi Kusnoto. *Reliability of a 3D Surface Laser Scanner for Orthodontic Applications.* AJODO 2002;Oct:342-48.

⁶⁶ Kau CH. *The Feasibility of Measuring Three-Dimensional Facial Morphology in Children.* Orthod. Craniofacial Res 7,2004:198-204.

⁶⁷ Kau CH. *Facial Templates: A New Perspective in Three Dimensions.* Orthod. Craniofacial Res 9 2006:10-7.

⁶⁸ Kau CH. *Measuring Adult Facial Morphology in Three Dimensions.* Angle Orthodontist, 2006; Vol 76, No 5. 773-8

⁶⁹ Kau CH. *The Investigation of the Changing Facial Appearance of Identical Twins*

Employing a Three-Dimensional Laser Imaging System. Orthod. Craniofacial Res 8, 2005:85-90.

⁷⁰ Kau CH. *Reliability of Measuring Facial Morphology with a 3-Dimensional Laser Scanning System. AJODO. 2005;128: 424-30.*

⁷¹ Kau CH. *A New Method for the 3D Measurement of Postoperative Swelling Following Orthognathic Surgery. Orthod. Craniofacial Res 9, 2006;31-7.*

⁷² Kau CH. *The 3-Dimensional Construction of the Average 11-Year-Old Child Face: A Clinical Evaluation and Application. J Oral Maxillofac Surg 2006;64: 1086-92.*

⁷³ Moss JP. *A Mathematical Method for the Comparison of Three-Dimensional Changes in the Facial Surface. EJO. 1991;13:95-110.*

⁷⁴ Yogosawa F. *Predicting Soft Tissue Profile Changes Concurrent With Orthodontic Treatment. Angle Orthodontist, Vol 60, No 3.;199-206.*



作者簡歷

1.姓名：鄧景文

2.性別：男

3.生日：民國 62 年 2 月 13 日

4.學歷：中國醫藥大學牙醫學系第 13 屆 (81.7-87.6)

中國醫藥大學醫學研究所臨床牙醫學組 (94.7-96.7)

5.經歷：台北長庚醫院牙科部住院醫師 (89.6-90.6)

馬偕紀念醫院牙科部住院醫師 (91.1-93.6)

6.現職：中國醫藥大學齒顎矯正專科訓練醫師 (92.7-95.7)

