

國立臺灣大學生物資源暨農學院生物產業機電工程學系

碩士論文

Department of Bio-Industrial Mechatronics Engineering

College of Bioresources and Agriculture

National Taiwan University

Master Thesis

多模式影像對位與融合技術之研究-

以金花石蒜鱗莖影像為例

A Study of Multimodal Image Registration and Fusion:

Images of *Lycoris aurea* Herb. Bulbs



吳東璋

Tung-Chang Wu

指導教授：林達德 博士

Advisor: Ta-Te Lin, Ph.D.

中華民國 99 年 7 月

July, 2010

誌謝

時光飛逝，終於要離開生活了六年的地方，許多回憶漸漸湧現心中，能讓我堅持到這最後一刻，是因為這一路上曾經幫助過我的所有人。

在學術的浩瀚天際中，使我不至於迷失自我，且引領我踏著正確步伐前進，即是我的指導教授 林達德博士，林博士無論在於研究或是教學上，皆讓我有相當多的成長，我何其有幸，能給一位真正的教育家與研究者指導。同時，本論文的順利出產，也必須感謝 張祖亮博士與 周呈雲博士，給予我許多的建議與創意，使得此論文更加豐富。

在研究的路上我並不孤單，宇哲學長在實驗與研究上給予我相當大的幫助，同窗的宏農與秋哥一路走來，始終如一，看天亮的日子總是難熬，幸虧有你們陪伴著我。桂芝學姐、安智學長、婉琳學姐、嘉鴻、昶志、俞州和大三、大四的學弟們，則讓我可以認識許多新奇的事物。而園藝所的心怡常常不辭辛勞的幫我準備實驗所需的樣本。也感謝台大 MRI 實驗室的泓軒與台大醫院核醫部的邵華與君兆，給予我儀器操作上的幫助。

最後，我得感謝父母與兩位姊姊無怨無悔的付出，一直讓你們掛心我的生活起居，更是讓我感到汗顏，對我來說，能擁有一個這麼和樂的家庭，讓我面對許多挑戰，都能迎刃而解。

摘要

金花石蒜為台灣的原生球根花卉，是台灣主要的出口花卉之一。為了解其鱗莖生長過程與性質常需透過破壞性實驗進行研究，本研究將兩種不同模式之非破壞性影像，核磁共振影像與電腦斷層掃描影像整合，開發一套適用於金花石蒜鱗莖之影像對位與融合演算法，達到連續觀察同一鱗莖成長過程之目的。對於核磁共振影像，使用 7T Bruker Biospec 70/30 USR 小系統核磁共振儀，以 MSME (Multi-slice-multi-echo)掃描序列，利用不同的重複時間與迴訊時間掃描參數，尋找最佳成像參數。而電腦斷層掃描儀則使用 GE eXplore Vista PET/CT，以不同的電壓、電流與發射次數，尋找最佳金花石蒜鱗莖組織對比影像。於影像對位與融合演算法中，將電腦斷層影像與核磁共振影像分別視為參考影像與測試影像，在影像前處理時，利用 Hotelling 轉換重新定位兩影像，再使用剛性轉換函式，依面積樣板的匹配指標，輸出最佳的轉換函數參數，將兩異質影像融合為棋盤式影像，其中匹配指標達 87.4%。在 41 張棋盤式融合影像中，有 36 張邊緣完全接合。而對於金花石蒜鱗莖內部形態，在五月休眠期時，即可明顯區分葉芽或花芽，並發現當溫度由 28°C 下降至 23°C 左右，花芽會快速成長並抽苔。本研究中並利用核磁共振影像當中的 T_2 值與電腦斷層掃描的 CT 值探討金花石蒜鱗莖內部水分變化情形，實驗結果顯示金花石蒜鱗莖乾燥過程中， T_2 值與 CT 值皆會下降。

關鍵字：影像對位、影像融合、核磁共振影像、電腦斷層掃描、植物形態。

Abstract

Lycoris aurea Herb., one of Taiwan's major export flowers, is a flower bulb native to Taiwan. The invasive experiments usually used to understand the growth progress and properties of the bulbs. In this study, the images from the two non-invasive techniques, X-ray computed tomography (CT) and magnetic resonance imaging (MRI) had been integrated to develop an image registration and fusion algorithm, which is applied to observe the continuous changes of the same *Lycoris aurea* Herb. bulb. In MRI experiments, parameters such as repetition time (T_R), echo time (T_E) were adjusted by using a standard MSME (Multi-slice-multi-echo) spin-echo sequence in the 7T Bruker Biospec 70/30 to acquire high quality MR images with high contrast. On the other hand, the CT scanner was performed in GE eXplore Vista PET/CT, and parameters such as voltages, current, and shots of the X-ray source were adjusted to obtain the CT images with good tissue contrast of *Lycoris aurea* Herb. bulb. In image registration and fusion algorithm, CT images and MR images was regarded as reference image and test image, respectively. In image preprocessing, Hotelling transform was employed to realign the two images, and then rigid transformation was used to output the best parameters of transform function according to the matching index of area template. Finally, the two images were fused to the checkerboard rendered image. The matching index up to 87.4% and 36 images were fully matched in 41 block fusion images. For the morphological structure of *Lycoris aurea* Herb. bulbs, the difference between the flower and leaves buds were classified obviously in dormancy status in May. In addition, the flower buds grew quickly when the temperature decrease from 28°C to 23°C. The moisture content change of interior *Lycoris aurea* Herb. bulb was evaluated by the T_2 value and CT number. The results showed that both T_2 value and CT

number decreased during the drying process of *Lycoris aurea* Herb. bulb.

Keywords: image registration, image fusion, magnetic resonance imaging, computed tomography, plant morphology



目錄

誌謝	i
摘要	ii
Abstract	iii
目錄	v
圖目錄	vii
表目錄	x
第一章 緒論	1
1.1 前言	1
1.2 研究目的	2
第二章 文獻探討	4
2.1 影像對位與融合	4
2.1.1 依據特徵擷取與匹配分類之影像對位方法	5
2.1.2 依據轉換函式分類之影像對位方法	7
2.2 核磁共振原理與應用	9
2.2.1 核磁共振成像簡介	9
2.2.2 球根花卉應用核磁共振成像之研究	10
2.3 電腦斷層影像原理與應用	13
2.3.1 電腦斷層影像簡介	13
2.3.2 電腦斷層掃描之應用	15
2.4 金花石蒜	17
2.4.1 形態特徵	18
2.4.2 生長週期與繁殖方式	19
2.4.3 栽培環境	20
第三章 材料與方法	23
3.1 金花石蒜鱗莖來源與切面方向定義	23
3.2 核磁共振影像實驗	25
3.2.1 核磁共振成像實驗流程與儀器	25
3.2.2 掃描序列	28
3.2.3 核磁共振影像顯像法	29
3.2.4 影像品質分析	32
3.2.5 核磁共振影像量化方法	32
3.3 電腦斷層掃描實驗	34
3.3.1 電腦斷層掃描實驗流程與儀器	34

3.3.2	掃描參數設定	34
3.3.3	影像擷取與轉換方式	37
3.4	影像對位與融合	40
3.4.1	影像前處理 (Image preprocessing)	41
3.4.2	樣板擷取 (template extraction)	44
3.4.3	轉換函式 (transformation function)與樣板匹配(template matching)	47
3.4.4	影像融合 (image fusion)	49
第四章	結果與討論	51
4.1	金花石蒜鱗莖內部核磁共振影像	51
4.1.1	核磁共振影像品質分析	51
4.1.2	核磁共振影像顯示	58
4.2	金花石蒜鱗莖內部電腦斷層掃描影像	61
4.2.1	電腦斷層影像轉換與顯示	61
4.2.2	電腦斷層掃描影像的切面校正	64
4.2.3	電腦斷層掃描影像分析軟體	64
4.3	影像對位與融合	66
4.3.1	影像對位	67
4.3.2	影像融合	71
4.3.3	影像對位與融合分析軟體	71
4.4	金花石蒜鱗莖	78
4.4.1	鱗莖內部結構	78
4.4.2	花芽成長趨勢	80
4.4.3	金花石蒜鱗莖葉芽乾燥實驗	85
第五章	結論與建議	96
5.1	結論	96
5.2	建議	97
	參考文獻	98

圖目錄

圖 2-1 影像對位流程圖。.....	5
圖 2-2 核磁共振影像原理示意圖：(a) 靜磁矩熱平衡狀態，(b) 靜磁矩激發狀態， (c) 靜磁矩回復狀態。.....	11
圖 2-3 電腦斷層掃描原理示意圖：(a) 掃描方式與儀器，(b) 不同的掃描角度。...	15
圖 2-4 電腦斷層掃描後之衰減係數矩陣。.....	16
圖 2-5 金花石蒜切花歷年外銷量。.....	18
圖 3-1 研究架構圖。.....	23
圖 3-2 金花石蒜外觀，(a) 休眠期時之外觀，(b) 剝去外層褐色薄膜之外觀。...	24
圖 3-3 定義金花石蒜鱗莖切面方向，(a) 三切面方向，(b) 球頸三切面方向示意上 視圖。.....	25
圖 3-4 核磁共振儀器，(a) 主磁場，BioSpec 70/30USR，(b) 氫原子射頻體線圈。	26
圖 3-5 核磁共振影像實驗流程圖。.....	27
圖 3-6 金花石蒜鱗莖 (綠葉期)放置於壓克力載具中。.....	27
圖 3-7 MSME 掃描序列示意圖。.....	29
圖 3-8 顏色轉換對照圖。.....	31
圖 3-9 T ₂ 影像處理示意圖。.....	33
圖 3-10 電腦斷層掃描儀 GE eXplore Vista PET-CT，(a)整體外觀，(b)金花石蒜鱗莖 (綠株期)放置於掃描平台上。.....	35
圖 3-11 電腦斷層掃描實驗流程圖。.....	36
圖 3-12 CT number 轉換 8-bit 灰階影像示意圖。.....	38
圖 3-13 CT 影像轉換流程圖。.....	39
圖 3-14 影像對位演算法流程圖。.....	41
圖 3-15 影像前處理細部流程圖。.....	42
圖 3-16 高斯低通濾波數位遮罩，(a) 3×3 遮罩，(b) 5×5 遮罩。.....	42
圖 3-17 Hotelling 轉換示意圖。.....	44
圖 3-18 樣板擷取細部流程圖。.....	45
圖 3-19 閉合順序示意圖。.....	46
圖 3-20 棋盤式融合圖示意圖。.....	50
圖 4-1 金花石蒜鱗莖內部 MRI 影像 (矢向)品質分析各部位標示圖。.....	51
圖 4-2 金花石蒜鱗莖 MRI 內部影像品質分析影像 (1)。.....	53
圖 4-3 金花石蒜鱗莖 MRI 內部影像品質分析影像 (2)。.....	54
圖 4-4 金花石蒜鱗莖 MRI 影像鱗片部分 SNR 二維分析圖。.....	55

圖 4-5 金花石蒜鱗莖 MRI 影像莖部分 SNR 二維分析圖。	56
圖 4-6 金花石蒜鱗莖 MRI 影像短縮莖軸部分 SNR 二維分析圖。	56
圖 4-7 金花石蒜鱗莖 MRI 影像鱗片部分 SNR 三維分析圖。	57
圖 4-8 金花石蒜鱗莖 MRI 影像莖部分 SNR 三維分析圖。	57
圖 4-9 金花石蒜鱗莖 MRI 影像短縮莖軸部分 SNR 三維分析圖。	58
圖 4-10 金花石蒜鱗莖 MRI 灰階影像與訊號直方圖，(a)葉芽 (綠株期)，(b)葉芽 (綠株期)，(c)花芽 (休眠期)，(d)花芽 (休眠期)。	59
圖 4-11 金花石蒜鱗莖內部核磁共振假彩色影像，(a)葉芽 (綠株期)，(b)葉芽 (綠株期)，(c)花芽 (休眠期)，(d)花芽 (休眠期)。	60
圖 4-12 初始 CT 影像轉換影像三視圖。	61
圖 4-13 最終 CT 轉換影像三視圖。	62
圖 4-14 切面校正後 CT 影像三視圖。	65
圖 4-15 電腦斷層掃描影像分析軟體外觀圖 (1)。	65
圖 4-16 電腦斷層掃描影像分析軟體外觀圖 (2)。	66
圖 4-17 影像對位與融合示意圖。	68
圖 4-18 矢向切面影像對位與融合結果圖(1)。	72
圖 4-19 矢向切面影像對位與融合結果圖(2)。	73
圖 4-20 矢向切面影像對位與融合結果圖(3)。	74
圖 4-21 冠向切面影像對位與融合結果圖(1)。	75
圖 4-22 冠向切面影像對位與融合結果圖(2)。	76
圖 4-23 冠向切面影像對位與融合結果圖(3)。	77
圖 4-24 花芽切面影像對位與融合結果圖。	77
圖 4-25 影像對位與融合軟體外觀圖。	78
圖 4-26 金花石蒜非破壞性影像，(a)花芽花芽，(b)葉芽鱗莖。	79
圖 4-27 雙葉芽鱗莖，(a)軸向切面，(b)冠向切面。	80
圖 4-28 Bulb1 花芽成長趨勢與溫度關係圖。	81
圖 4-29 核磁共振影像 Bulb1 花芽影像，(a)冠向切面，(b)矢向切面。	82
圖 4-30 Bulb2 花芽成長趨勢與溫度關係圖。	83
圖 4-31 Bulb3 花芽成長趨勢與溫度關係圖。	83
圖 4-32 核磁共振影像 Bulb2 花芽影像，(a)冠向切面，(b)矢向切面。	84
圖 4-33 核磁共振影像 Bulb3 花芽影像，(a)冠向切面，(b)矢向切面。	85
圖 4-34 MRI 乾燥實驗掃描範圍，(a) Bulb A，(b) Bulb B，(c) Bulb C。	87
圖 4-35 Bulb B 的 18 張冠向切面影像。	88
圖 4-36 Bulb B Slice 9 的 15 張衰減影像。	88
圖 4-37 Bulb B Slice 9 的 T ₂ 假彩色影像。	89
圖 4-38 Bulb A 原始 CT 值直方圖。	90

圖 4-39 Bulb A 修正後 CT 值直方圖。	91
圖 4-40 三株鱗莖乾燥後，相對水份耗損百分比圖。	92
圖 4-41 相對水份耗損百分比與 T_2 值比較圖。	93
圖 4-42 Bulb A 的 T_2 假彩色影像。	93
圖 4-43 Bulb B 的 T_2 假彩色影像。	94
圖 4-44 Bulb C 的 T_2 假彩色影像。	94
圖 4-45 相對水份耗損百分比與 CT 值比較圖。	95



表目錄

=====	
表 2-1 磁共振影像應用於球根花卉相關研究主題與方法。.....	13
表 3-1 不同重複時間 (T_R)與迴訊時間 (T_E)搭配下之加權影像。.....	29
表 3-2 MRI 影像與 CT 影像的比較。.....	40
表 4-1 金花石蒜影像 MRI 影像品質分析掃描參數。.....	52
表 4-2 41 株金花石蒜鱗莖 CT 值分析結果。.....	62
表 4-3 轉換函式範圍與變動間距初始設定。.....	67
表 4-4 金花石蒜鱗莖矢向切面影像對位之結果。.....	69
表 4-5 金花石蒜鱗莖冠向切面影像對位之結果。.....	70
表 4-6 金花石蒜鱗莖花芽切面影像對位之結果。.....	70
表 4-7 三株金花石蒜鱗莖置於 40°C 乾燥箱，每日重量變化。*代表核磁共振實驗， #代表電腦斷層實驗。.....	86
表 4-8 乾燥實驗 MRI 掃描參數。.....	87
表 4-9 乾燥實驗 CT 掃描參數。.....	90
表 4-10 Bulb A、Bulb B 與 Bulb C 之 T_2 值結果。.....	92
表 4-11 Bulb A、Bulb B 與 Bulb C 之 CT 值結果。.....	95



第一章 緒論

1.1 前言

金花石蒜 (*Lycoris aurea* Herb.)，為石蒜科石蒜屬球根花卉，別名龍爪花、忽地笑、山金針等，其原生地為台灣、日本、韓國、中國大陸與緬甸等地之溫暖區域。台灣之金花石蒜原生於濱海山區如基隆、蘇澳、花蓮、台東等原住民居住地，其花季為秋季 9 月至 10 月間，由於其花形優美，花色呈金黃色，花梗硬直，適合切花、盆栽與景觀設計。因此，其原生種於民國 40 年至 60 年間，被商人大量連球帶花外銷於日本，造成原本遍佈山坡地的金花石蒜，最終卻成為國際自然保育聯盟 (IUCN) 瀕臨滅絕植物名單之一。然而，由於金花石蒜經濟價值甚高，於民國 60 後，在花農與學者的努力下，將金花石蒜於合適場所種植，其中最大的金花石蒜栽培區為淡水鎮楓樹湖，約為 40 公頃左右。而宜蘭、桃園、苗栗與台中亦有零星栽培，每年約生產 40 萬支至 70 萬支切花，大部份外銷於日本，主要做為室內插花、盆栽或造景之用途 (呂等人, 2002)。而近年來，觀光農業的興起，金花石蒜也成為此推動項目之一，加上其鱗莖部分，含有醫療用生物鹼，因此，金花石蒜盛開的金黃色花朵，不僅優美，也為台灣花農綻放出希望。

由於金花石蒜之鱗莖發育速度較為緩慢，通常從種子到有能力抽苔之球根，需要 5 至 6 年的時間，因此，研發出鱗莖快速繁殖之方法，為大規模栽培的必要條件之一。而觀察金花石蒜開花週期時，會有隔年開花的現象，使得切花產量不穩，而此現象的主因，推測鱗莖在開花時，會消耗掉大量的鱗莖內部營養，使得隔年鱗莖內部營養不足以開花，或是由於其鱗莖會有自然分球的現象，導致營養被均分，而無法開花。再者，由於其花期過於集中，容易造成花賤傷農，也無法長期提供市場需求，使花期的調節，成為金花石蒜大量栽培所需考慮之因素，目前，利用溫度調節與遮陰為最主要的調節花期方式 (梁, 1992)。而金花石蒜栽培

管理方式，如栽培環境、單位面積種球數量與病蟲害防治等，都對其開花率影響甚鉅。由上述可見，對於金花石蒜鱗莖內部特性之瞭解，目前仍有許多待發掘之處。

而目前了解金花石蒜鱗莖內部特性之方法，多為破壞性方式，如梁(1992)與戴(2001)，其缺點為無法觀測同一顆球根連續性之變化，實為可惜。而核磁共振影像(magnetic resonance imaging, MRI)與電腦斷層掃描(computed tomography, CT)皆為非破壞性之檢測技術，核磁共振影像可取得內部軟組織部分之資訊，而電腦斷層掃描則可取得內部硬組織部分之資訊。因此，利用影像對位處理，可結合兩者之優點，將所需影像資訊融合，有助於金花石蒜鱗莖內部特性之觀察與了解其連續性變化。

1.2 研究目的

對於核磁共振影像與電腦斷層掃描影像，使用不同的成像參數，會形成不同的影像對比，因此可利用影像品質分析方法，如訊雜比、對比度等，找出最佳成像參數，並利用此最佳成像參數進行影像對位，將兩非破壞性影像融合，獲得較佳的金花石蒜鱗莖內部影像。

由李(1998)對金花石蒜之研究可知，金花石蒜之栽培環境，如溫度、日照量等，對於其開花率有相關性，但由於無法藉由非破壞性的方式，得知金花石蒜內部連續性的變化，因此僅能得知其外表變化等訊息，又金花石蒜於休眠期時，外部不會有太大的變動，因此，本研究將利用核磁共振與電腦斷層掃描融合影像，探討金花石蒜內部變化。

由於核磁共振影像與電腦斷層掃描皆可利用量化的方式，得知偵測物之物理、化學與結構上之特性，因此，將利用量化數據與金花石蒜鱗莖之特性做比較，建立一套分析金花石蒜鱗莖之影像處理軟體，以供後人使用。

基於前述之論點，本研究之目的條列如下：

1. 分析金花石蒜球根核磁共振影像與電腦斷層掃描之最佳成像條件，並將兩非破壞性影像，利用影像對位演算法，將兩種不同特性之影像融合。
2. 利用核磁共振與電腦斷層掃描融合影像探討金花石蒜鱗莖內部變化。
3. 量化核磁共振影像與電腦斷層掃描影像之影像參數，並與金花石蒜鱗莖內部特性比較，開發出一套分析金花石蒜鱗莖軟體。
4. 建立一套適用於核磁共振影像與電腦斷層掃描影像融合之軟體。



第二章 文獻探討

如前一章節所述，此論文使用核磁共振影像與電腦斷層掃描影像，以金花石蒜做為對象，利用影像對位與融合演算法，將兩影像融合，以探討金花石蒜鱗莖內部連續性變化與特性。因此，此章將分為四部分：1. 影像對位與融合。2. 核磁共振影像原理與應用。3. 電腦斷層掃描原理與應用。4. 金花石蒜特性。

2.1 影像對位與融合

針對同一目標，不同取像方式，可得到不同的影像資訊。如核磁共振影像，其可顯示較佳的軟組織資訊，而電腦斷層掃描，則是對於硬組織有較佳的偵測能力，結合兩者之優點，將影像融合並顯示，將可提供更多的影像訊息，而對於同一目標，不同的取像時間，則可以觀察目標的連續變化，如腫瘤的變化圖。因此，對於影像系統而言，疊合不同的影像資訊，可提供多樣化的目標影像資訊。而如何融合多模式的影像，首先是利用影像對位 (image registration) 演算法，將不同影像的幾何相關位置對應，才能使後續的影像融合 (image fusion) 得到較佳的效果，其主要應用於醫學影像、遙測影像與電腦視覺等 (Zitová and Flusser, 2003)。

影像對位是針對相同場景之兩組影像，決定影像幾何對應關係，並將此兩組影像分為參考影像 (reference image) 與測試影像 (test image)。影像對位標準流程圖如圖 2-1，首先，利用影像前處理 (image preprocessing)，將影像進行去雜訊 (denoise)、強化 (enhancement) 與修復 (restoration) 等處理，幫助後續之特徵擷取 (feature extraction)，能有更好的結果。特徵擷取則是選取兩組影像合適之對應特徵。特徵擷取後，必須依照不同的對位目標與成像方式，選取不同的轉換函式 (transformation function)，並用此轉換函式，將測試影像轉換並重新取樣，設立一影像匹配指標，對於不同的轉換參數，利用此指標，找尋最佳得影像轉換參數，

此步驟稱為特徵匹配 (feature matching)。影像融合即是利用此最佳轉換參數，將此兩組影像對位後，選取兩張影像中所需之影像資訊，將此兩組影像融合。

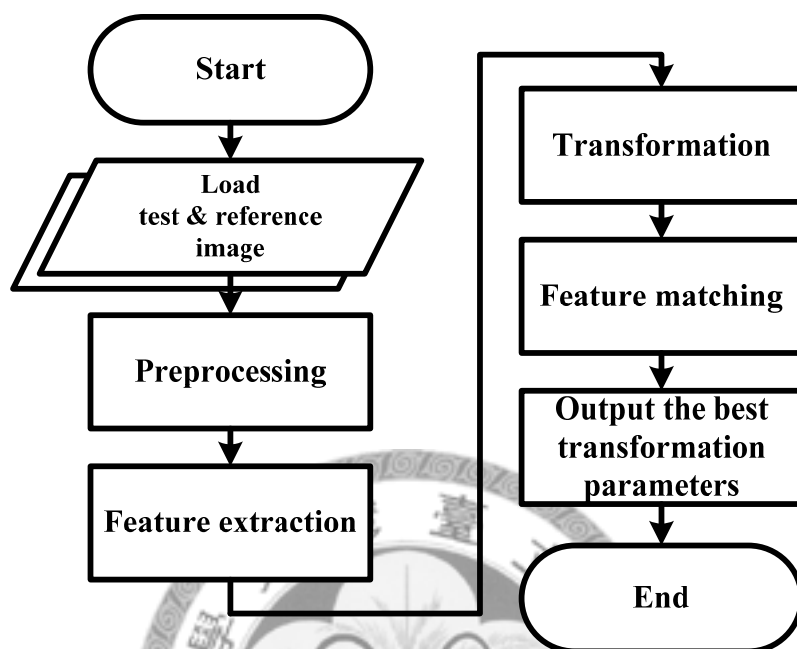


圖 2-1 影像對位流程圖。

由於此論文主要使用之成像儀器為醫學影像儀器，而此類影像對位方法的分類，由 Brown (1992)、Maintz and Viergever(1998)與 Zitová and Flusser (2003)，依特徵擷取與匹配分類，主要可分為基於特徵對位 (feature-based registration)與基於灰階相似度對位 (intensity similarity-based registration)，而依轉換函式主要可分類為剛性轉換 (rigid transformation)與可變形轉換 (deformable transformation)。

2.1.1 依據特徵擷取與匹配分類之影像對位方法

基於特徵的影像對位方法，其所著重的部分為特徵擷取，如能將兩組影像之相同特徵找出，並找出其對應幾合關係，再利用適合的轉換函數，即可將兩組影像對位。而常見的特徵有特徵點 (feature point)、特徵線 (feature line)與特徵區域 (feature region)，而特徵又可分為影像本質特徵與外加特徵，影像本質特徵最常用

的為特徵點，因為找出相同特徵點後，即可確定兩組的影像的對應幾何關係。特徵點又可分為影像本質特徵或外加特徵，例如角 (corner)即是最常表示影像的特徵點，然而，並不是所有影像的特徵點都能用於對應彼此之幾合關係，因此有時也會利用特徵線與特徵區域做為對位的依據 (Goshtasby, 2005)。

基於灰階相似度影像之對位方法，其著重於特徵匹配，利用影像之灰階相似程度做為影像匹配指標，主要將影像灰階值視為一隨機變數 (random variable)，利用不同的統計描述方式，在一轉換函數的參數範圍當中，找出最佳的特徵匹配指標。

絕對強度差值總和 (sum of absolute differences)為利用影像之間的灰階差異當做指標，決定兩影像之相似度，利用 Minkowski metric 做為計算的依據，如式 2.1。首先，假設參考影像與測試影像的長與寬，皆為 m 與 n ， $f_r(i, j)$ 與 $f_t(i, j)$ 則分別代表參考影像與測試影像在座標點 (i, j) 之灰階強度，加總參考影像與測試影像的所有差值，代表此兩張影像的相似度 D ，當 D 值越小，即代表兩者影像差異越小，即此兩張影像在此幾何位置，最為相似 (Dewdney, 1978)。

$$D = \sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{n-1} |f_r(i, j) - f_t(i, j)| \quad (2.1)$$

相關係數 (correlation coefficient, CC)為常見的灰階相似度影像對位指標，如式 2.2：

$$CC = \frac{\sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{n-1} (R(i, j) - \bar{R}) \cdot (T(i, j) - \bar{T})}{\sqrt{\sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{n-1} (R(i, j) - \bar{R})^2} \cdot \sqrt{\sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{n-1} (T(i, j) - \bar{T})^2}} \quad (2.2)$$

$R(i, j)$ 與 $T(i, j)$ 分別表示參考與測試影像在座標點 (i, j) 的灰階強度，而 \bar{R} 與 \bar{T} 則分別代表在影像範圍 $m \times n$ 中，參考與測試影像的灰階強度平均值，藉由式 2.2，在特定轉換函式參數範圍內，找出最大的相關係數值，也就是說，此方法主要利

用尋找兩張影像的最高相關係數，進而得知兩張影像的最佳對應幾合關係 (Junc et al., 1990; Studholme et al., 1996)。

由 Viola and Wells (1995)提出共同資訊 (mutual information)影像對位方法後，成為近年來最常被使用的多模式影像對位方法，其原理可由訊息理論 (information theory)解釋。用於測量兩組資料的相依程度，其表示式如式 2.3：

$$MI(X, Y) = H(X) + H(Y) - H(X, Y) \quad (2.3)$$

X 與 Y 代表兩張影像，影像灰階強度由 0 至 L ，其中 $p_r(i)$ 代表灰階強度 i ，在 X 出現的機率，而 $p_t(j)$ 則是灰階強度 j ，在 Y 出現的機率，利用式 2.4 與 2.5 可分別算出 X 與 Y 的熵，並利用式 2.6 計算兩影像的共同熵。 $P_{rw}(i, j)$ 則代表當影像 X 灰階強度為 i 時， Y 影像灰階強度為 j 的機率。

$$H(X) = -\sum_{i=0}^{L-1} p_r(i) \log p_r(i) \quad (2.4)$$

$$H(Y) = -\sum_{j=0}^{L-1} p_t(j) \log p_t(j) \quad (2.5)$$

$$H(X, Y) = -\sum_{i=0}^{L-1} \sum_{j=0}^{L-1} P_{rw}(i, j) \log P_{rw}(i, j) \quad (2.6)$$

而最大 MI 值，代表兩影像相依程度最高，即是兩影像在此狀況下最為相似。

2.1.2 依據轉換函式分類之影像對位方法

選擇適當的特徵擷取方式與特徵匹配指標後，如果演算法是以特徵擷取為主，在兩種影像取得對應的特徵後，必須利用此對應特徵的幾何關係，依不同的轉換函式，找出整張影像的轉移參數。如果演算法著重於特徵匹配部分，測試影像必須依照轉換函式之參數，改變其幾何關係後，重新計算其匹配指標，並在特定轉

換參數範圍內找尋最佳的匹配指標。因此，轉換函式會決定影像對位演算法的好壞。轉換函式可分為剛性轉換與可形變轉換，而如何選擇轉換函式，則取決於影像類型。

剛性轉換利用線性轉換，將原座標換成為新座標，主要有剛體轉換 (rigid-body transformation) 與仿射轉換 (affine transformation)。剛體轉換主要有位移 (translation) 與旋轉 (rotation) 兩參數，可表示為式 2.7：

$$\mathbf{P} = \mathbf{R}\mathbf{p} + \mathbf{T} \quad (2.7)$$

其中 \mathbf{p} 與 \mathbf{P} 分別代表轉換前與轉換後的座標點，而 \mathbf{R} 與 \mathbf{T} 則分別是旋轉矩陣與位移矩陣，而仿射轉換與剛體轉換差別在於尺度變換 (scale)，也就是影像的放大與縮小，其表示式為式 2.8，其中 S 為尺度變換參數。

$$\mathbf{P} = S\mathbf{R}\mathbf{p} + \mathbf{T} \quad (2.8)$$

由上述可知，對於剛性轉換，其最主要的轉換參數即為 S 、 \mathbf{R} 與 \mathbf{T} ，其決定新的轉換測試影像，並利用此轉換後影像與參考影像做特徵匹配。

而可變形轉換，則是利用非線性轉換測試影像，最常使用的為薄板曲尺轉換 (thin-plate spline, TPS) (Bookstein, 1989)，其三維空間轉換可表示為

$$f(x, y, z) = A_1 + A_2x + A_3y + A_4z + \sum_{i=1}^N F_i r_i^2 \ln r_i^2 \quad (2.9)$$

其中 (x, y, z) 為三維空間座標點， A_1 、 A_2 、 A_3 與 A_4 則是仿射轉換當中的參數， $\sum_{i=1}^N F_i r_i^2 \ln r_i^2$ 項即為非線性轉換部分，由 N 個控制點決定圖形的變形狀況，而其中 F_i 則為一變形參數，此處的 $r_i^2 = (x - x_i)^2 + (y - y_i)^2 + (z - z_i)^2 + d^2$ ， (x_i, y_i, z_i) 代表一控制點於三維空間的座標點， d^2 則是類似平滑參數，當 $d^2 = 0$ 時，圖形完全

由控制點決定，但當 d^2 不斷增加，則圖形越趨平滑，由此可知要利用薄板曲尺變換，須先決定數個控制點，並利用此控制點求解出 A_1, A_2, A_3, A_4 與 $\{F_i; i=1 \sim N\}$ ，即可將整個影像做非線性座標轉換 (Gashtasby, 2005)。

2.2 核磁共振原理與應用

2.2.1 核磁共振成像簡介

核磁共振成像主要原理為利用不成對電子的核磁共振效應來偵測磁矩變化量。由於最常見的偵測核種為氫原子核，從量子力學可得知，氫核會有自旋 (spin) 的特性，且其為帶正電之核子，由電流磁效應可知，此一氫核會帶有一磁矩。但人體或組織內部等擁有的氫核數，通常會使得淨磁矩抵銷為零，也就是不帶有磁性，因此為了偵測此一訊號，必須在外界加一強磁場，使得靜磁矩之方向與主磁場 (Z direction) 相同，且其會以一固定頻率，環繞著主磁場作旋進 (precession) 的動作。

假設以主磁場 B_0 為 z 軸建立相對三維座標系，如圖 2-2(a)， M_0 代表初始淨磁矩強度，接著利用射頻 (radio frequency, RF) 線圈發射一電磁波，其頻率與旋進的頻率相同，使得原始淨磁矩產生轉矩，並轉至 XY 平面上，如圖 2-2(b)，此現象即稱為共振現象，而此一頻率通常稱為拉莫頻率 (Larmor frequency)，如式 2.10，其中 ω 即為拉莫頻率， γ 為磁旋比， B_0 為主磁場，負號代表旋進方向與外加磁場方向遵守左手法則，如以氫核為例，其磁旋比為 42.58 MHz/Tesla，所以當外加磁場強度為 3 Tesla 時，其拉莫頻率則為 127.74 MHz，當外加磁場強度為 7 Tesla 時，其拉莫頻率為 298.06 MHz。

$$\omega = -\gamma B_0 \quad (2.10)$$

當射頻電磁波關掉後，淨磁矩會由於主磁場的影響，從 XY 平面回復至主磁場方向，如圖 2-2(c)，其回復動作會圍繞著主磁場轉動，當放置一接收線圈於 XY 平面，由電磁感應可知，此線圈會接收到一衰減訊號，此衰減訊號為 free induction decay (FID) 訊號，可由兩種緩解方式來說明回覆的訊號，分別是自旋-晶格緩解 (spin-lattice relaxation or T_1 relaxation) 及自旋-自旋緩解 (spin-spin relaxation or T_2 relaxation)，並可利用式 2.11 及式 2.12 分別代表兩種緩解方式於不同方向投影靜磁矩的變化。其中式 2.2 當中的 $M_z(t)$ ，代表在淨磁矩投影至 Z 軸之強度，而式 2.3 中的 $M_{xy}(t)$ 為淨磁矩投影至 XY 平面之強度，兩者皆為時間函數，而 T_1 與 T_2 皆為各自的時間常數。

$$M_z(t) = M_0(1 - e^{-t/T_1}) \quad (2.11)$$

$$M_{xy}(t) = M_0 e^{-t/T_2} \quad (2.12)$$

然而，對於影像來說，其最重要的就是其空間相對位置，因此利用梯度磁場的方式，對於訊號作空間編碼，當 FID 訊號傳回儀器後，再將訊號經由二維傅立葉轉換後，即可以分析出訊號所對應的位置，並將影像建立 (Hashemi and Bradley, 1997)。

2.2.2 球根花卉應用核磁共振成像之研究

由於核磁共振影像為非破壞性之檢測方法，因此除了醫學上的應用，對於其他領域的研究，也具有相當大的應用性，如農產品檢驗、食品科學與植物科學等。Ishida et al. (2000) 提出，由於水與植物組織息息相關，因此只要能檢測出氫原子影像，即可得知植物組織當時的狀況，並可以了解糖類與油脂儲存於植物細胞當中的哪些部分，也可藉由鈉原子影像得知耐鹽植物的特性，並利用擴散影像得知植

物內水分的遷移，也可將多層影像重建植物三維影像，使得植物形態與組織分析

有了截然不同的分析工具。由於本論文主要利用核磁共振造影探討金花石蒜鱗莖內部生理狀況，因此，以下將介紹利用核磁共振造影分析球根花卉內部生理與形態的相關文獻。

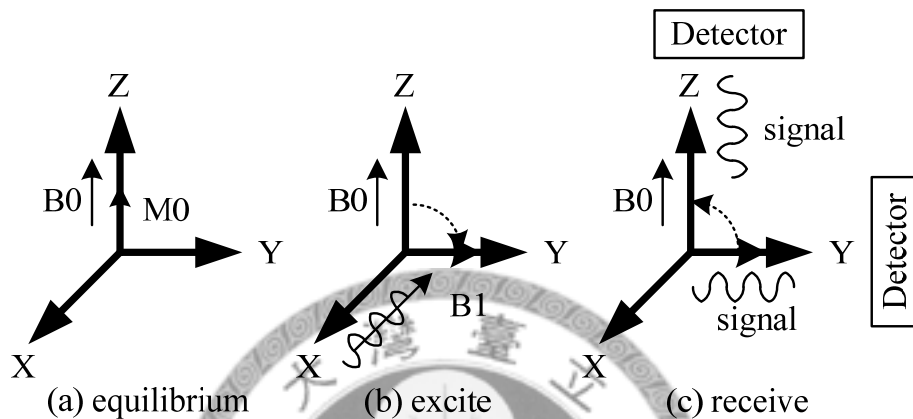


圖 2-2 核磁共振影像原理示意圖：(a) 靜磁矩熱平衡狀態，(b) 靜磁矩激發狀態，(c) 靜磁矩回復狀態。

Iwaya-Inose et al. (1996)利用核磁共振影像，偵測一組冷處理鬱金香球根 (tulip bulb)與另一組未經過冷處理鬱金香球根之氫原子影像，其結果發現，有經過冷處理的鬱金香球根，其鱗片氫原子訊號較未經過冷處理的強，並利用此現象解釋，當經過冷處理後的鬱金香球根，其澱粉之水解產物會累積於鱗片之上，總量較未經過冷處理的鬱金香球根為多，因此在抽苔時，經過冷處理的鬱金香球根能利用澱粉水解產物進行呼吸作用，與未經過冷處理的鬱金香球根相比，較能維持抽苔時所需的能量。

Zemah et al. (1999)則利用核磁共振影像觀察亞富蔥球根 (*Allium aflatunense* bulb)，使用 T_1 權重影像 (T_1 -weighted image)觀測其形態的變化，並用量化之方法，討論其球根內不同組織之水分狀態變化，其利用的量化方法，為近似 T_2 值之估算，

利用相同 T_R 與兩組 T_E 的迴訊影像，利用式 2.13 推估近似 T_2 值，其中 R 代表此兩組迴訊影像之比值， T_{E1} 與 T_{E2} 分別代表第一與第二迴訊時間。此方法雖比曲線配適之方法較為不精確，但實驗時間與運算速度皆較節省，也比一般 T_2 權重影像 (T_2 -weighted image)，較可消除在不同時間實驗時，儀器本身產生的誤差。

$$\ln R = \frac{|T_{E1} - T_{E2}|}{T_2} \quad (2.13)$$

Van der Toorn et al. (2000)對鬱金香球根，分別偵測其 T_1 影像、 T_2 影像、ADC (apparent diffusion coefficient)影像，觀測球根從儲存至栽培過程當中，冷處理球根與未冷處理球根之水分分布、水分遷移與形態變化，發現無論在冷處理或未冷處理的球根中， T_2 影像皆有增加的趨勢，而 ADC 影像在冷處理的球根維持穩定，而未冷處理的球根則有增加的趨勢。

Van Kilsdonk et al. (2002)利用核磁共振影像對鬱金香球根中花芽的敗育做討論，相同地，也利用 T_1 影像與 T_2 影像做為量化之依據，發現在儲存當中時，當花芽當中的 T_1 與 T_2 降低到某一閾值時，將可指出花芽有很大的機率會敗育。

Kamenetsky et al. (2003)則使用 MT (magnetization transfer)影像探討冷處理與未冷處理之鬱金香球莖，發現限制流動水份於鱗片與花芽中的總量，冷處理的球莖較未處理的為多，也利用化性分析的方法，發現冷處理球莖中，球莖擁有高含量的水份、澱粉快速分解與蔗糖與果糖濃度逐漸增加等現象，其 MT 值也較未冷處理球莖高，因此，可利用 MT 值分析鬱金香球莖內部成分。

Salerno et al. (2005)利用核磁共振影像觀察蘿蔔球根 (radish bulb)內部形態，可明顯觀察到維管束、皮層、木髓與放射狀薄壁組織等部位，也利用 3D 的方式，觀察其水份的分布狀況。並將蘿蔔球根乾燥，觀察其內部的核磁共振影像訊號變化，可發現，乾燥過後的球根，其內部的訊號會減弱。

而 Jahnke et al. (2009)則是將蘿蔔球根，以核磁共振影像做為高解析度的結構性影像，結合正子斷層掃描 (positron emission tomography, PET)的功能性影像，將放射性同位素 ^{11}C 照射於蘿蔔葉片上，觀察其內部衰變的狀況，獲得蘿蔔內部的非破壞性結構與傳輸影像。

由此可見，核磁共振影像應用於球根花卉，其整理如表 2-1，最大的優點在於非破壞性檢測，除可觀察球根內部形態之連續變化，也可利用磁共振影像 T_1 影像、 T_2 影像與 MT 影像等量化分析方法，將不同處理或不同時期之球根做比較，並加入化性分析結果，以達到驗證之效，也可結合其他非破壞性影像，以達到截長補短之效果。

表 2-1 核磁共振影像應用於球根花卉相關研究主題與方法。

Plant material	Research subject	Methodology	References
Tulip bulb	Chilling effect	PDWI	Iwaya-Inose et al., 1996
	Developmental changes, water status	T_2 map, ADC	Toorn et al., 2000
	Bud abortion	T_1 map, T_2 map	Kilsdonk et al., 2002
	Water status, carbohydrate pools	PDWI, MT map	Kamenetsky et al., 2003
<i>Allium aflatunense</i> bulb	Anatomical structure, water status	T_1 WI, T_2 map	Zemah et al., 1999
Radish bulb	Anatomical structure, water status	T_2 WI	Salerno et al., 2005
	Registration with PET	T_2 WI	Jahnke et al., 2009

2.3 電腦斷層影像原理與應用

2.3.1 電腦斷層影像簡介

電腦斷層掃描以 X-ray 影像為基礎成像，而 X-ray 影像主要原理為利用擁有陰極與陽極的真空管產生 X-ray，當陰極被加熱導致自由電子釋放，這些電子高速移動到帶正電的陽極，當電子碰撞原子核，能量將以 X-ray 放射的形式被釋放，所以 X-ray 的穿透力，是由跨陽極的電壓所控制，而 X-ray 數目則由通過位於陰極之細

絲電流所控制，而當 X-ray 射線穿透偵測物體時，會有部分的 X-ray 被物體吸收，不同的物體對 X-ray 造成不同能量的衰減，如式 2.14，由此式可知，X-ray 最終能量取決於物體的厚度 (thickness, t) 與衰減係數 (attenuation coefficient, μ)，最終，不同強度的 x-ray 會在感光系統當中成像，成為擁有對比的影像。

$$I = I_0 e^{-\mu t} \quad (2.14)$$

電腦斷層掃描利用多方向的 X-ray 影像，重建偵測物非破壞性內部軸像切面影像，如圖 2-3(a)，為最初的電腦斷層掃描想法，利用準直器 (collimator)，一組 X-ray 發射與接收器，對於特定範圍掃描，當此範圍掃描完畢後，旋轉一個角度，重複上述掃描範圍，如圖 2-3(b)。由式 2.14，可將每次接受到訊號，利用一矩陣顯示，如圖 2-4，將此矩陣所有的 $\mu_{i,j}$ 求出，即可利用不同的 $\mu_{i,j}$ 值，顯示為具有對比的影像 (Gonzalez, 2008)。

目前，已有許多方法可將此矩陣當中的 $\mu_{i,j}$ 解出，以 backprojection (Goitein et al., 1983)、filtered backprojection (Katsevich, 2002) 與 direct Fourier reconstruction (Choi and Munson, 1998) 最常被使用。而由於其重建過程，需要大量的數學運算，因此，電腦計算速度的進步，也是促使此項技術發展的原因。當其成像時，會利用 CT 值 (CT number, or Hounsfield unit, HU) 代替傳統 X-ray 影像的衰減係數，如式 2.15，以水作為衰減係數的標準，將其設定為 0，而 μ 則為偵測組織的衰減係數，最後再利用影像顯示不同的 CT 值對比，而常見物質的 CT 值如表 2-2 (Webster, 1990)。

$$CT \text{ number (or HU)} = 1000 * \frac{\mu - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}} \quad (2.15)$$

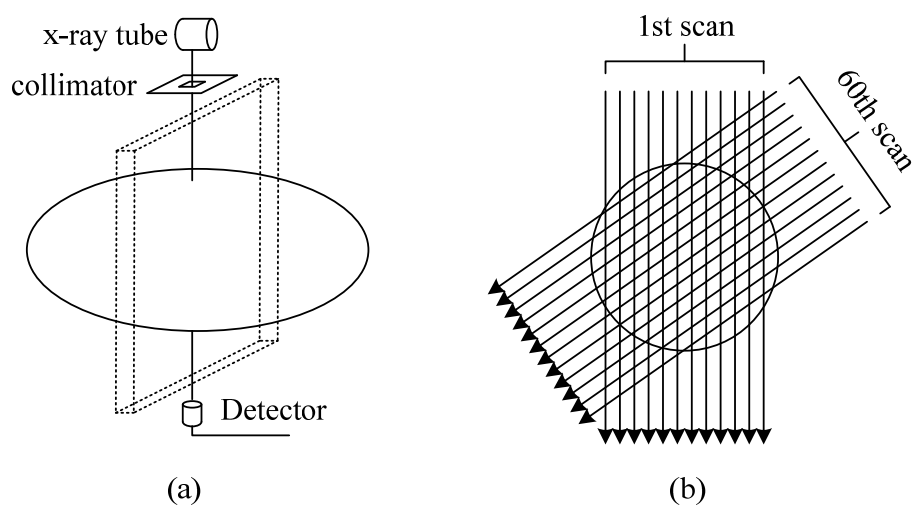


圖 2-3 電腦斷層掃描原理示意圖：(a) 掃描方式與儀器，(b) 不同的掃描角度。

2.3.2 電腦斷層掃描之應用

電腦斷層掃描儀被大量使用於各領域，如醫學、工業與農業等。其中，以醫學上使用最為普遍，且隨著電腦斷層掃描儀的演進，高解析度影像與快速的掃描時間，使其成為醫院的標準檢查流程。工業上的應用則主要著重於印刷電路板檢測，目前已可檢測三維影像 (Young *et al.*, 2003)。

農業上則使用於農產品的水含量、密度與內部結構等。Tollner *et al.* (1992) 針對不同生長時期的蘋果，利用 CT 的吸收係數 (absorption coefficient) 量化蘋果內部的水含量，以此了解蘋果內部水含量得連續性變化。Barcelon *et al.* (1999) 更進一步利用 CT 值與物化性質 (密度、含水量、可溶性固體等)，比較桃子成熟期間與後熟時期的差異，發現 CT 值會隨著桃子逐漸成熟而下降，而在後熟時期也會逐漸下降。

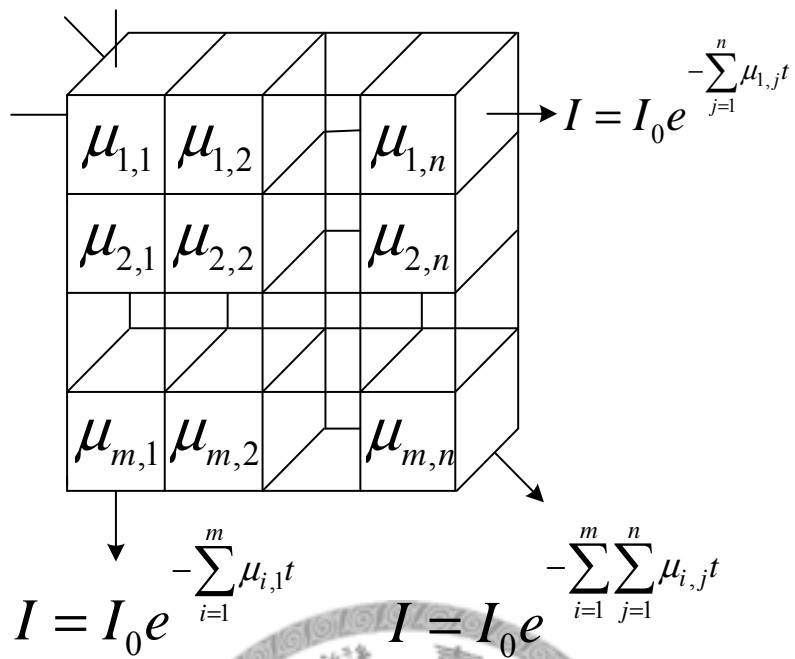


圖 2-4 電腦斷層掃描後之衰減係數矩陣。

表 2-2 常見物質的 CT 值。

Tissue	CT number (HU)
Bone	1000+
Hemorrhage	60 - 110
Liver	50 - 80
Muscle	44 - 59
Blood	42 - 58
Gray matter	32 - 44
White matter	24 - 36
Cerebrospinal	0 - 22
Water	0
Fat	-20 - -100
Lung	-300
Air	-1000

Stuppy et al. (2003)與 DeVore et al. (2006)利用高解析度電腦斷層掃描 (high resolution X-ray tomography, HRCT)，以較複雜之偵測器與較高能量的 X-ray，將電腦斷層掃描影像之解析度提高，並藉此系統觀測木頭、花苞、果實與植物化石之內部影像，其空間解析度可達 10 μ m。

黃等人 (2007)使用 CT 檢測石榴、西洋梨、油桃、蘋果等果實內部損害，可做為病蟲害防疫之用。Heeraman et al. (1997)、Gregory et al. (2003)與 Perret et al. (2006)皆利用 CT 系統，將植物之根系進行三維重建，並測量其體積與土壤之比例，可不將植物之根系從土壤中移除，即可得到根與土壤之比例關係，也可得知根系生長的趨勢。

由上述研究可知，電腦斷層掃描不僅僅適用於醫學當中，在其他領域當中，由於其價格較低、掃描時間短與非破壞性檢測的優點，對於工業與農業皆有很大的助益。

2.4 金花石蒜

金花石蒜 (*Lycoris aurea* Herb.)於植物分類學當中屬於單子葉亞綱 (subclass Monocotyledonae)、百合目 (Lilales)、石蒜科 (Amaryllidaceae)、石蒜屬 (*Lycoris*) 之植物，而金花石蒜之種名 *aurea* 為形容其花色為金黃色 (林與李，1994)。

石蒜屬植物，原生於亞洲之台灣、日本、中國大陸與緬甸等地，可利用其葉片開始生長之時期，可分為秋出葉型 (葉片於 10~11 月開始生長)：白花石蒜 (*L. albihora*)、紅花石蒜 (*L. radiata*)與金花石蒜 (*L. Aurea*)及春出葉型 (葉片於 2 月開始生長)：蜘蛛百合 (*L. Squamigera*)、肉紅石蒜 (*L. incarnata*)與血紅石蒜 (*L. sanguine*)。而金花石蒜屬於秋出葉型之石蒜 (呂等人，2002)。

台灣金花石蒜切花外銷量如圖 2-5，於 1996 曾高達 83.8 萬支切花，但產量並不穩定。近年來，由於粗放、種球無更新、天然災害與蟲害等因素影響下，產量逐漸下降。因此，如何能使金花石蒜穩定開花與調控花期的種植方法，即成為此項產業的重點。

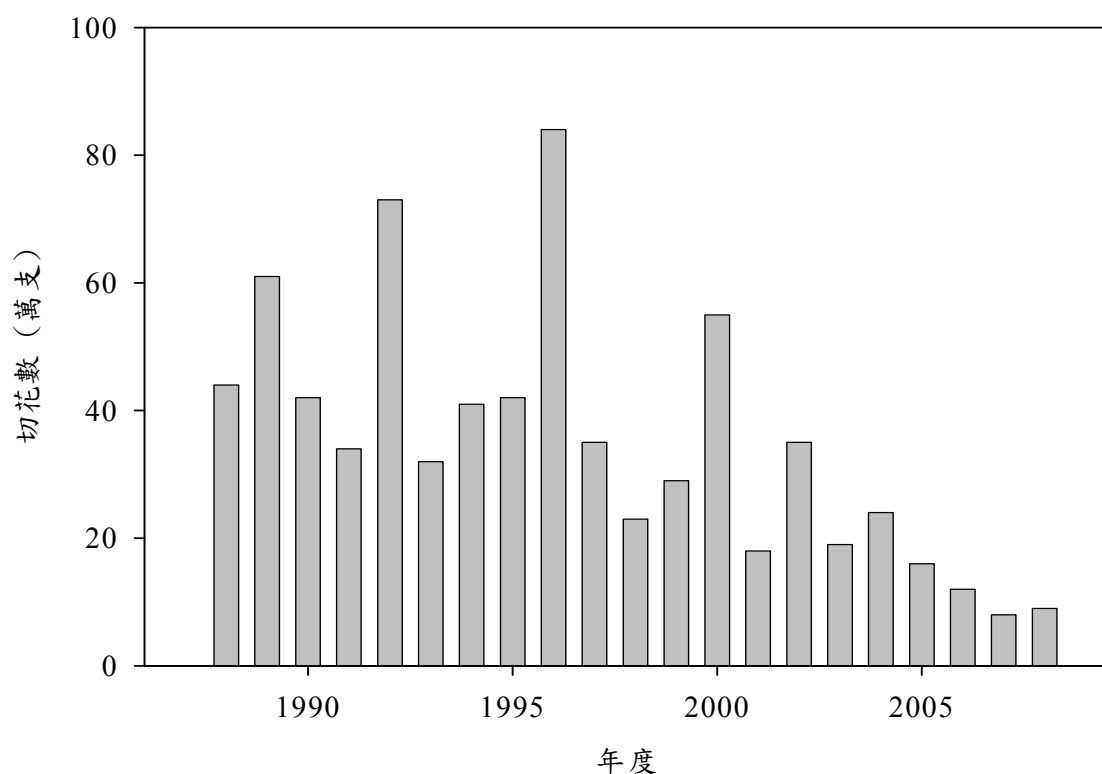


圖 2-5 金花石蒜切花歷年外銷量 (出處：財政部關稅總局海關進出口資料統計)。

2.4.1 形態特徵

金花石蒜屬於多年生單子葉，有膜鱗莖 (tunicate bulb) 球根花卉。其葉片為長線形或狹劍型，寬 1.5~3.0 cm，長約 40~70 cm，黃綠色到深綠色，葉序為二分之一互生葉序。花莖直立呈圓柱形，二枚披型針形總苞片，內有數朵呈繖形花序排列之小花苞，以 6~8 朵小花苞為最常見。而小花由 3 枚花萼、3 枚花瓣的基部合生成漏斗狀。喉部常見有細微的鱗片，花被狹長反捲且邊緣常呈波浪狀。雄蕊花絲

基部生長於花被的基部，開花時，常伸出花冠外並向上彎曲，其末端著生 1 個長橢圓形花藥，成熟時中裂反捲散出黃色的花粉。柱頭小呈粉紅色，子房下位，3 心皮各具胚珠數枚，多為異交，種子含胚乳，果實為蒴果 (Bailey, 1976)。

金花石蒜鱗莖內部主要可分為三個部分：中柱、鱗片與短縮莖軸，鱗莖長約 5-10 cm，球徑約 2-9 cm。中柱在不同時期，擁有不同的組織，如花芽與葉芽，而鱗片則是包覆於中柱之外，內層為新生的鱗片，外層則為多年生之鱗片，李 (1998) 指出，於金花石蒜葉片枯黃前，二年生與三年生鱗片碳水化合物則會不斷下降，而一年生的鱗片則會上升，顯示光合作用產生的養分會儲存於鱗片當中，並逐漸輸送至一年生鱗片中。

短縮莖軸則呈現假軸分枝系統 (sympodial branching system)，其中每一單元由數枚帶有葉身或已枯萎葉身，並將養分蓄積於葉片基部的葉基 (leaf base) 包圍莖軸所組成。若去年已開過花的鱗莖，則此單元中心還會有殘留的舌狀鱗片葉及乾扁的花莖。由於短縮莖軸的底部外圍長出許多具分支性的根，故短縮莖軸又稱為基盤，鱗莖水分的吸收皆由此部分長出之根吸收。

2.4.2 生長週期與繁殖方式

當蒴果中之種子落於適宜的環境當中，即會開始形成鱗莖植株，但其生長的速度與生長環境與生長條件息息相關。對金花石蒜鱗莖自種子萌發到開花的時間，有 4-5 年 (林與馬，1987) 與 3 年 (許，1989) 等說法。直至金花石蒜鱗莖生長至一定大小後，10 月底至翌年 2~3 月為綠株期，為當其花枯萎後，綠葉由鱗莖抽出，此段時期，為其綠葉生長時期，直至 3~4 月底時，其綠葉充分伸長時，即會開始枯萎，進入枯葉期，至 5~7 月時，由於天氣轉為炎熱，因此，其植株地上部分完全枯萎，而地下部分進入休眠期，休眠期時，雖外觀與鮮重不會有劇烈改變，但其鱗莖內部如有足夠的養分與適當的環境，即會出現花芽創始，並使花芽逐漸成

熟，直至 8~10 月，其花芽會抽苔於地上，開花結果，並開始下一個循環 (梁，1992)。但有時，可能會因為環境或鱗莖本身條件，使得無花芽的出現，此時，即不會出現花芽創始，而只會有葉芽的出現。

由於金花石蒜的種子實生法過於緩慢，往往需要多年的時間，如果要使金花石蒜成為可穩定外銷之花卉產品，必須補強其鱗莖繁殖之速度與數量，因此金花石蒜除了種子實生法，還有下列四種：自然分球法、鱗片繁殖法、基底切割繁殖法與組織培養繁殖法。其中以基底切割與鱗片繁殖法需要之設備及成本較低，又可維持其母球之性狀及產生大量的子球，因此，較適合金花石蒜產業之種球生產 (呂等人，2002)。

2.4.3 栽培環境

金花石蒜鱗莖需要排水良好及保肥佳的砂質土壤或黏質土壤。但如果栽培於積水之地，容易造成鱗莖腐爛。而土壤合適的 pH 值約 5.5~6.8。由於冬天為金花石蒜鱗莖儲存養分最主要的時期，此時期之養分，會影響其是否開花，因此不宜選擇冬天風太大的地方為宜，大部分栽培處皆處於海拔 1000 公尺以下 (呂等人，2002)。

而金花石蒜鱗莖種植時期為 4~6 月間，此時，鱗莖正處於休眠期。新根於此時期會生長，如果太晚種植會導致新根生長不完全，易導致花梗短且切花品質不良。而其種植深度，約使球頸露出 1~2cm，如果鱗莖露出過多部分，由於夏季日照強烈，會有日燒現象發生，如種植過深，則在高溫高濕之下，容易造成腐爛。由於採收方便為原因，則植株距應為 15~20cm (林與李，1993)。

對於植株於田間的管理於金花石蒜開花時，其水分宜充足，可以使花梗充分抽長提高品質，水分若不足，則會造成抽苔率降低及切花長度不足的狀況。至於

田間之肥料，當 10 月下旬金花石蒜之葉片開始抽出時，每分地施用速效性的化學肥料 5 號粒肥 100~150kg，加長葉片營養生長。2~3 月間，輕施台肥 43 號粒肥每分地 30~50kg，以促進鱗莖生長。6~7 月休眠期，施用有機肥每分地 1000~1500kg，以恢復地力（呂等人，2002）。

由於日照會影響抽苔時花梗之葉綠素，因此在抽苔時，必須架設遮蔭設施，以避免切花之花莖黃白化現象，也可調變其花期。又由於植株於種植後第四年，即會有分球之現象，會因為種植密度太高，而影響開花率，因此，栽培金花石蒜植株四年後，必須重新種植，以維持其開花率。

由上述可知，於 2 月份後，金花石蒜鱗莖出現花芽，即為花芽創始，且由梁 (1992) 之研究可知同一地區其花芽創始也未必在同一時間發生，有可能是因為遺傳因子、環境條件或取樣誤差等原因。在經由前人試驗後，大致可將花芽創始之原因分為三種，分別是鱗莖大小與重量、環境溫度與前一年度是否開花。

李 (1998) 之研究指出環境溫度影響花芽創始，其將金花石蒜於人工氣候室 20/15、25/20 及 30/25℃ (日/夜溫度) 之環境下栽培，金花石蒜呈常綠性，及葉枯萎後，心葉立即抽出生長而不開花，故認為其生長與鬱金香相似，具有生長溫度周期 (thermoperiodicity)，並推測冬天 15℃ 的低溫才有誘導其花芽創始，待其低溫誘導後，需高於 20℃ 之溫度，方有利於花芽的分化與發育，此結果為由淡水栽培區域之氣溫推估而來。

對於花期調控，其主要原因有二，第一為如果花期過於集中，容易造成花賤傷農，第二為希望調控金花石蒜之花期，使其可以長期供應花市。而影響花期的方式，可以利用溫度控制影響鱗莖抽苔時間。

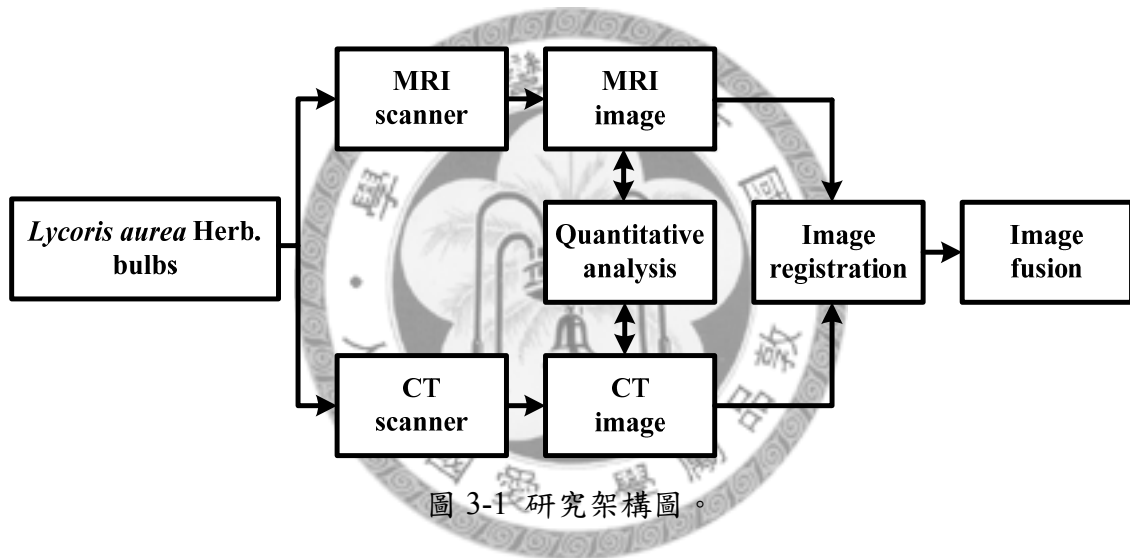
由李 (1998) 得知，於二月底、三月初時，在花芽分化前就將鱗莖放置於低溫 15/13℃ 下，開花率為 0%，因此，低溫會抑制花芽的成長，所以，可以在此時期，

將鱗莖放置於高溫 20~30℃ 下，約歷 10 週，可加速花芽分化與發育，可比淡水田間之花芽分化快 4~6 週，而後移到涼溫下 25/20℃，可以使花莖快速伸長而開花，但如果將其繼續放置於高溫下，則會抑制其花莖和葉片的伸展作用，因此，可以利用低溫-高溫-涼溫，形成較正常花期為早之花，另一種則是利用低溫-高溫-高溫，形成較正常花期為晚之花，即可達到花期調控之效果。



第三章 材料與方法

本論文研究架構如圖 3-1，主要利用核磁共振(MRI)影像與電腦斷層(CT)影像對金花石蒜鱗莖內部進行影像分析與探討，因此主要的實驗儀器為核磁共振儀與電腦斷層掃描儀，而偵測物為金花石蒜鱗莖。首先，分別探討 MRI 影像與 CT 影像的儀器成像參數，並計算不同參數下之影像品質，以取得較佳之影像進行後續處理。同時，對於金花石蒜鱗莖做不同的處理與取樣，如溫度，水分等控制，以觀察其內部連續性的變化，最後，利用影像對位及融合演算法，將融合影像顯示，並討論金花石蒜之特性。



分析軟體主要使用 Borland C++ Builder6.0 為程式開發平台，並以 OpenCV 為主要的影像處理函式庫，最終開發出一套適合金花石蒜鱗莖多模式影像的分析軟體。

3.1 金花石蒜鱗莖來源與切面方向定義

金花石蒜鱗莖來源為台灣大學園藝所，栽種於台大精密溫室，利用長方籃，每籃栽種 24 株金花石蒜，以每列栽種 4 株，每行栽種 6 株之方式，使其球頸露出土壤表面，並利用根基旺做為栽培介質，並一個禮拜施肥一次，以維持土壤養分。

金花石蒜於休眠期外觀如圖 3-2(a)，原有灰褐色之外層薄膜，由於不影響實驗儀器之環境，實驗前，會將其灰褐色之外層清洗乾淨，如圖 3-2(b)，露出其內部白色表層。

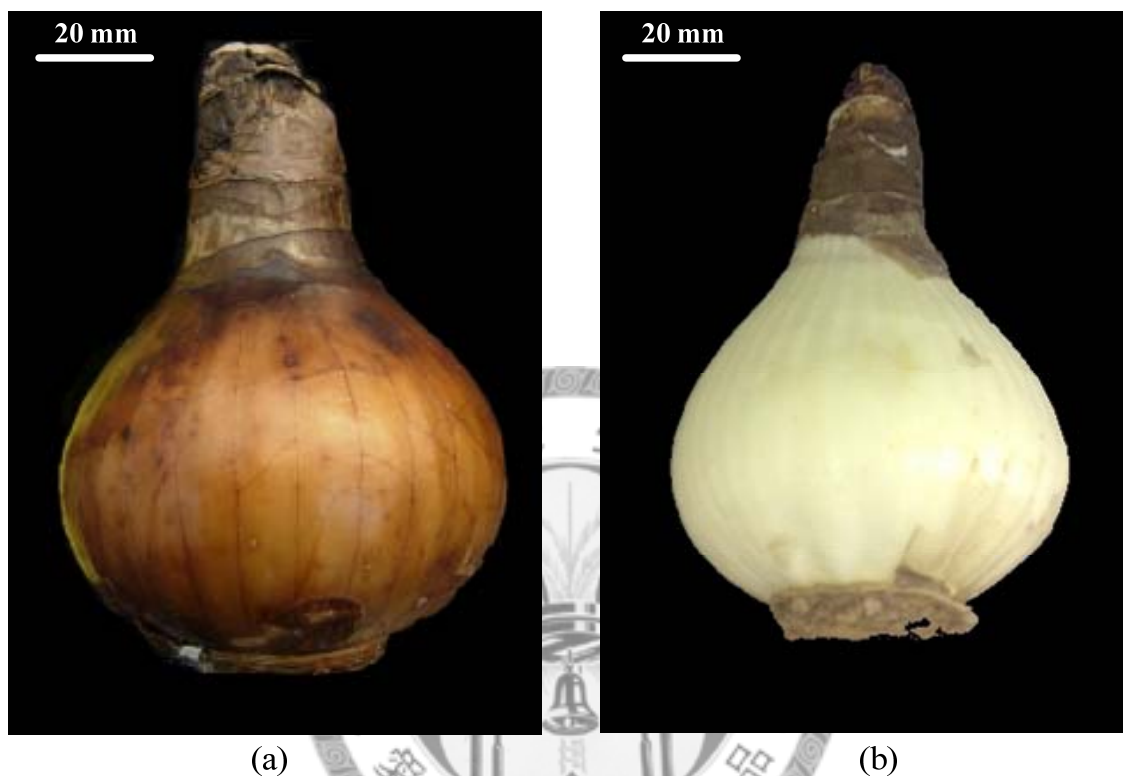


圖 3-2 金花石蒜外觀，(a) 休眠期時之外觀，(b) 剝去外層褐色薄膜之外觀。

為了方便討論與研究，對於一非破壞性影像，需定義其切面方向。通常顯示 MRI 與 CT 影像的三切面，分別是軸向 (axial direction)切面、矢向 (sagittal direction)切面與冠向 (coronal direction)切面，彼此皆為正交。而金花石蒜之球頸外觀呈橢圓形，本論文即利用此特性，定義三切面的方向。圖 3-3(a)定義金花石蒜鱗莖三切面方向，圖 3-3(b)則顯示金花石蒜球頸上視圖與三切面方向。

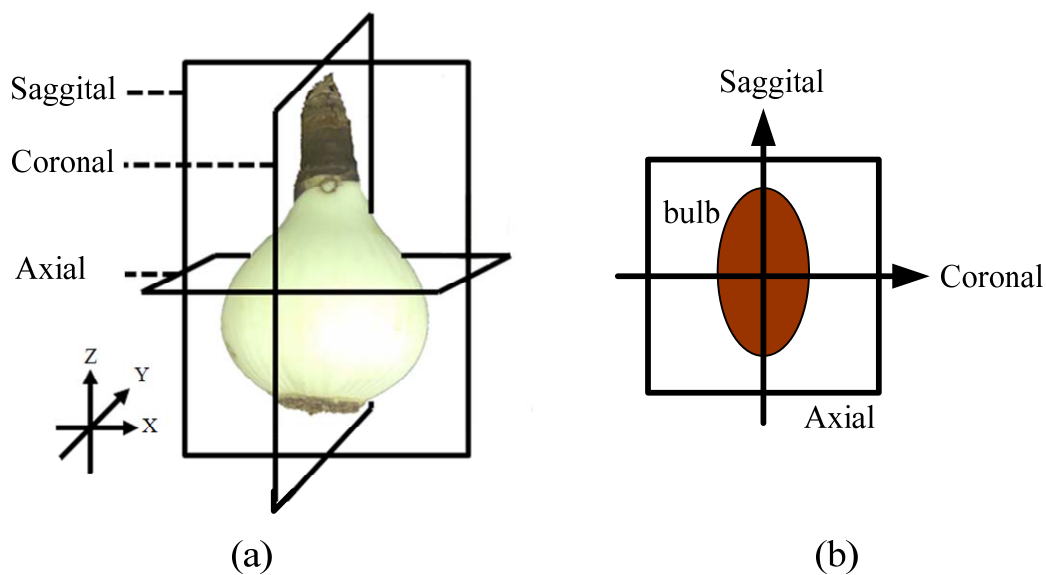


圖 3-3 定義金花石蒜鱗莖切面方向，(a) 三切面方向，(b) 球頸三切面方向示意上視圖。

3.2 核磁共振影像實驗

3.2.1 核磁共振成像實驗流程與儀器

核磁共振影像實驗當中所用到之核磁共振儀器為德國 Bruker 公司所製造的醫用核磁共振影像儀器 BioSpec 70/30 USR，如圖 3-4(a)，可用於小鼠、大鼠、農作物與植物等非破壞性成像，其外加磁場為 7 Tesla，中心孔洞大小為 310 mm，目前放置於台大電機系動物用 7T 核磁共振影像核心實驗室（簡稱 MRI 實驗室）。

射頻線圈使用氫原子射頻體線圈 (^1H whole body RF coil)，如圖 3-4(b)，以偵測樣本氫原子共振影像，其中心孔洞大小為 70 mm。而控制整套系統的軟體，則使用同為 Bruker 公司所出的 ParaVision 5.0。

核磁共振影像實驗流程圖如圖 3-5。首先，安裝氫原子射頻體線圈於主磁場中心孔洞中，接著，依切面方向定義，擺置金花石蒜鱗莖於載具上，如圖 3-6，最後

將鱗莖與載具送至氫原子射頻體線圈中心，並利用 ParaVision 5.0 所提供的一維定位程序 (position sequence)，校調金花石蒜鱗莖於掃描範圍內。

接著，微調氫原子射頻體線圈上之可變電容(wobbling)，使放入樣本的線圈可收到最佳訊號，以確保影像訊雜比為最佳狀況。初始設定完成後，即可開始選擇所需要的掃描序列與成像參數，對放置於儀器中的金花石蒜鱗莖做所需的成像實驗。實驗完成後，再將原始資料帶回實驗室分析。其中，需要特別注意，由於核磁共振儀器本身擁有強大的磁力，不允許攜帶任何磁性物質進入，以免發生危險。

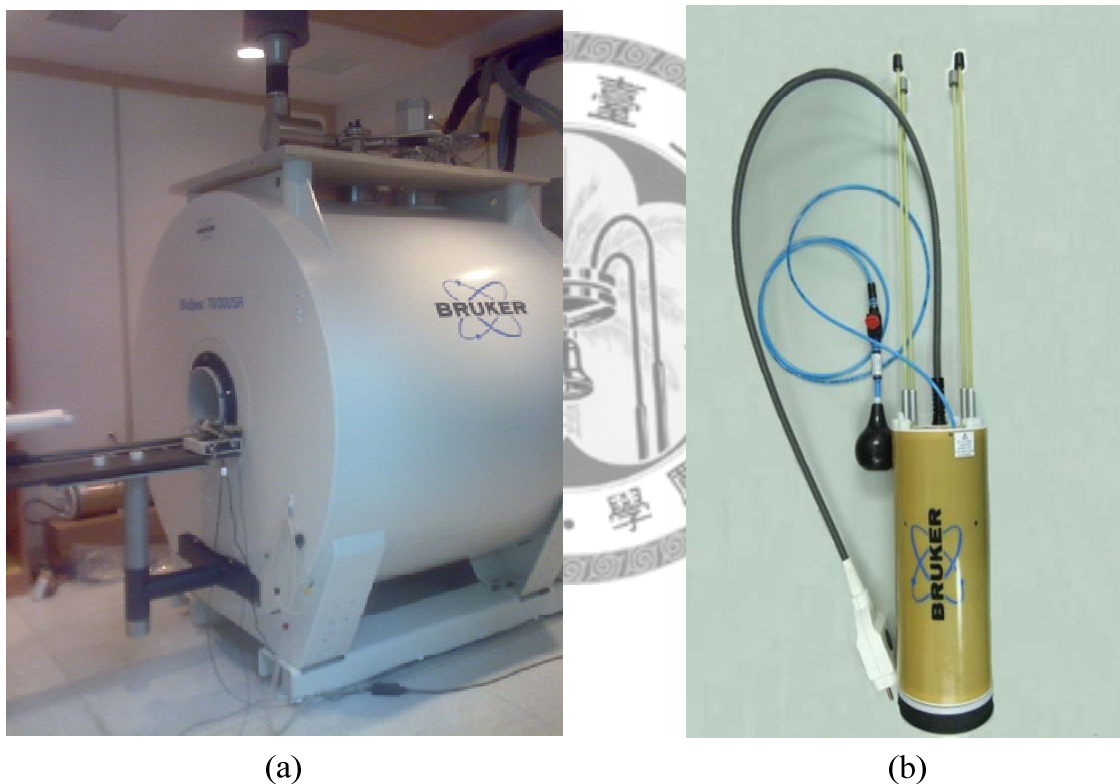


圖 3-4 核磁共振儀器，(a) 主磁場，BioSpec 70/30USR，(b) 氫原子射頻體線圈。

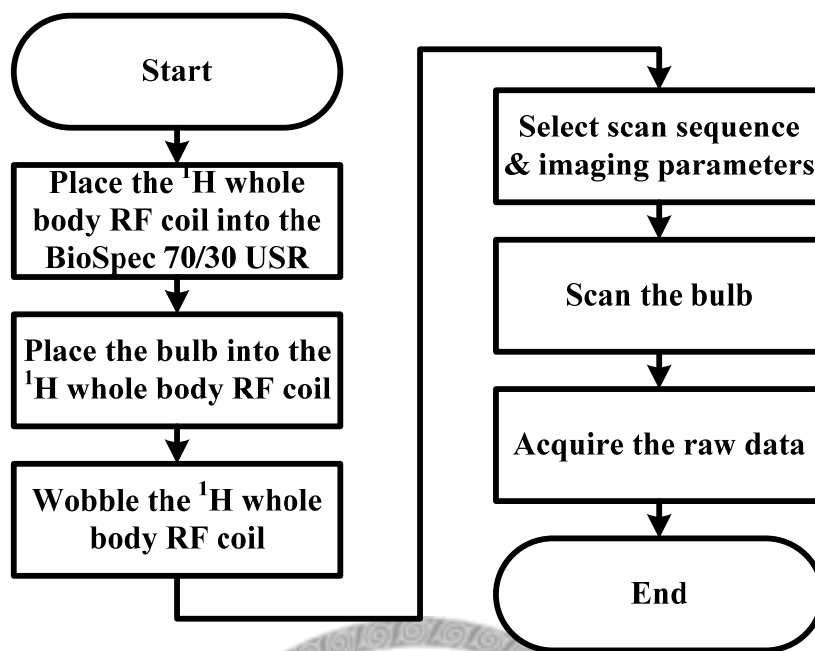


圖 3-5 核磁共振影像實驗流程圖。



圖 3-6 金花石蒜鱗莖 (綠葉期) 放置於壓克力載具中。

3.2.2 掃描序列

本研究使用 ParaVision 5.0 所提供的 MSME (multi-slice multi-echo) 做為主要的掃描序列。MSME 為標準 spin echo 的掃描序列，其掃描順序如圖 3-7，RF 脈衝主要用於改變金花石蒜鱗莖內部磁場，梯度磁場 G_{SS} (select slice)、 G_{PE} (phase encoding) 與 G_{FE} (frequency encoding) 用於定位影像訊號， T_R (repetition time) 與 T_E (echo time) 則分別代表重複時間與迴訊時間。掃描時間的計算如式 3-1， n 代表影像的縱軸長度，由此可知，當 T_R 越長或是 n 越大時，所需的掃描時間越長。

$$T_{MRI} = T_R \times n \quad (3-1)$$

MSME 掃描序列在一次掃描當中，可獲得到多切面的影像，如圖 3-7，即是獲得三切面的訊號。MSME 掃描序列也可獲得同一切面，相同 T_R 但不同 T_E 的影像。由上述可知，重複時間與迴訊時間為 MSME 掃描序列之主要掃描參數，因此，可利用兩者不同的搭配，得到 T_1 -weighted image (T_1WI)、 T_2 -weighted image (T_2WI)、proton density weighted image (PDWI) 三種加權影像，其搭配效果如表 3-1。

在重複時間內，不同迴訊時間取樣時，不同組織會擁有不同的訊號強度對比， T_1WI 即代表此張影像的 T_1 對比較高，通常為短時間 T_R 與短時間 T_E ，在 T_1WI 當中，其影像訊號越強者，代表此組織之 T_1 較短。 T_2WI 則利用長時間 T_R 與長時間 T_E ，而影像強度大者，代表此組織之 T_2 較長。PDWI 代表組織之質子強度，使用短時間 T_R 與短時間 T_E ，訊號強度大者，代表此組織得質子含量較多。在醫學影像當中，常使用上述三種影像做為判斷病灶位置與狀況 (Cameron et al., 1984; Mitchell et al., 1991; Nikolasos et al., 1996)。

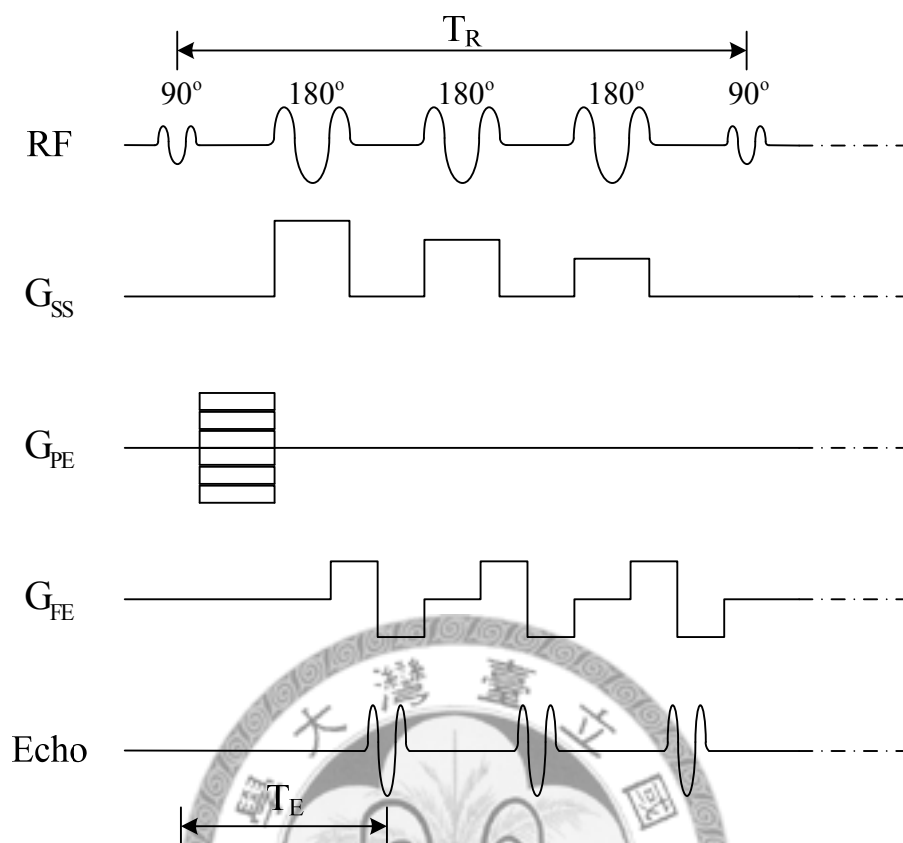


圖 3-7 MSME 掃描序列示意圖。

表 3-1 不同重複時間 (T_R)與迴訊時間 (T_E)搭配下之加權影像。

	T_1 WI	T_2 WI	PDWI
T_R	Short (400-600ms)	Long (1500-3000ms)	Long (1500-3000ms)
T_E	Short (<30ms)	Long (>50ms)	Short (<30ms)

3.2.3 核磁共振影像顯像法

由 MRI 實驗室取得的原始影像資料為 16-bit 資料，但最高位元為表示正負值所用，因此實際表示訊號強度為 15-bit，而由於目前顯示螢幕主要為 RGB 三通道 24-bit 影像，因此，此研究利用 8-bit 影像與假彩色影像 (pseudo-color image)顯示原始影像資料。但要注意的是，此方法僅將影像顯示於顯示螢幕上，實際在分析

上，為了保持原始資料之強度解析度，將使用顯示影像區域所對應的原始資料做資料處理。

1. 8-bit 灰階影像

使用正規化之方法如式 3.2 (鄭, 2002)，將原始影像資料壓縮成 8-bit 灰階影像。

其中 $g_{MRI}(x, y)$ 代表顯示於螢幕當中的灰階值， $s(x, y)$ 為原始的資料值， s_{\max} 與 s_{\min} 分別表示一組原始訊號中的最大值與最小值。

$$g_{MRI}(x, y) = \frac{s(x, y) - s_{\min}}{s_{\max} - s_{\min}} \times 255 \quad (3.2)$$

2. 假彩色影像

假彩色影像主要用於加強顯示單通道影像，可將不同強度的影像資料，依設定的顏色對照表顯示，提供使用者更清楚了解影像之內容，通常可利用線性與非線性的轉換公式，將單通道灰階影像轉換為 RGB 三通道影像。

MRI 原始影像可視為一 16-bit 單通道影像，在此研究當中，將利用非線性的假彩色影像轉換公式，將其表示為 RGB 三通道假彩色影像，其各通道影像強度對照公式如式 3.3、3.4 與 3.5，其中 L 為輸入影像強度，即為 MRI 原始影像強度， L_{\max} 為輸入影像強度最大值， L'_{\max} 為輸出影像強度對大值，顏色對照轉換為圖 3.8 表示。

$$R(L) = \begin{cases} \frac{L'_{\max}}{2} \left(\cos\left(\frac{4 \cdot \pi \cdot L}{L_{\max}}\right) + 1 \right) & L \leq \frac{L_{\max}}{4} \\ 255 & L > \frac{L_{\max}}{4} \end{cases} \quad (3.3)$$

$$G(L) = \begin{cases} 0 & L \leq \frac{L_{\max}}{4} \\ \frac{L'_{\max}}{2} \left(\cos\left(\frac{4 \cdot \pi \cdot (L - \frac{L_{\max}}{4})}{L_{\max}}\right) + 1 \right) & \frac{L_{\max}}{4} < L \leq \frac{L_{\max}}{2} \\ 255 & L > \frac{L_{\max}}{2} \end{cases} \quad (3.4)$$

$$B(L) = \begin{cases} 0 & L \leq \frac{L_{\max}}{2} \\ \frac{L'_{\max}}{2} \left(\cos\left(\frac{4 \cdot \pi \cdot (L - \frac{L_{\max}}{2})}{L_{\max}}\right) + 1 \right) & L > \frac{L_{\max}}{2} \end{cases} \quad (3.5)$$

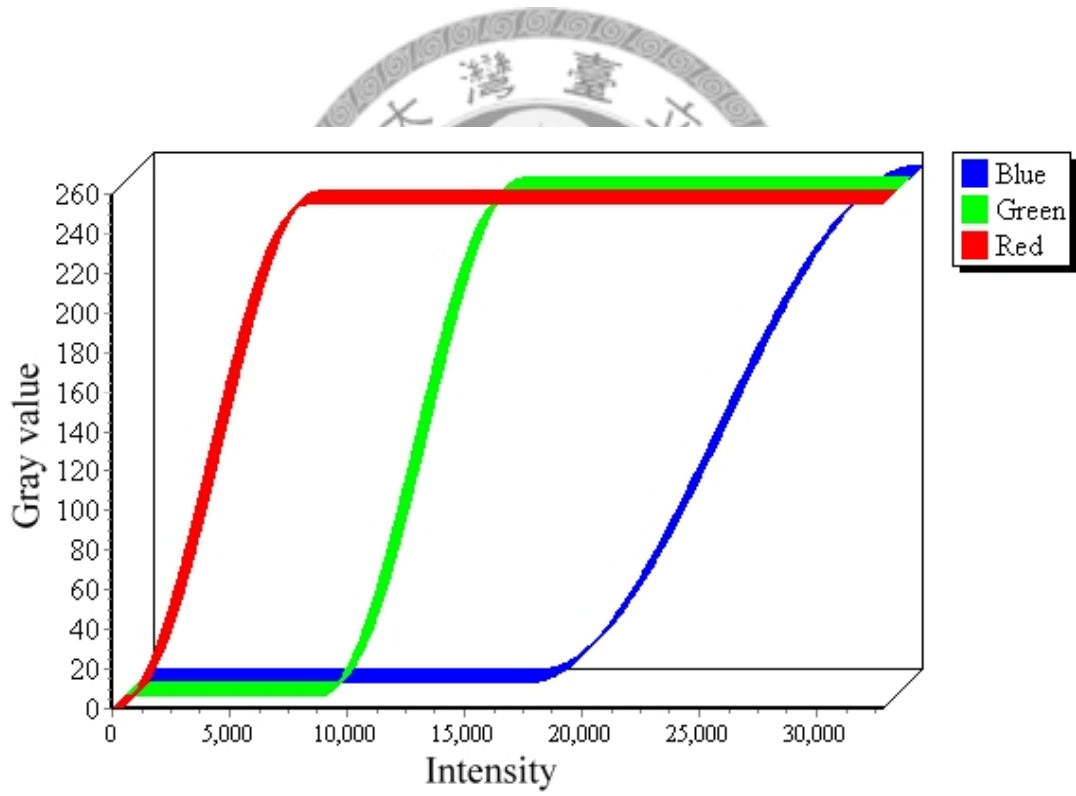


圖 3-8 顏色轉換對照圖。

3.2.4 影像品質分析

將影像顯示於個人電腦後，由於影像為二維矩陣所構成，因此可用數位影像處理的方式，探討所有影像之影像品質，而最常用的影像品質客觀指標，即為影像之訊雜比 (signal-to-noise ratio, SNR)。

討論訊雜比前，必須決定分析的影像區域，因此利用人工圈選的方式，圈選包含鱗莖影像處為影像前景，而背景則為非鱗莖影像部分，再利用此兩區域對應之原始資料做分析。而本論文所定義的訊雜比公式為如式 3.6 (鄭，2002)，由於 MRI 影像與 CT 影像，其訊號與雜訊為正相關，所以此式分母為背景之標準差，分子為前景訊號之平均值，由訊雜比可比較金花石蒜鱗莖於各成像參數下的影像品質。

$$SNR_{MRI} = \frac{\overline{S_F}}{\sigma_B} \quad (3.6)$$

3.2.5 核磁共振影像量化方法

在核磁共振影像研究當中，將 T_1 值與 T_2 值量化呈現，可比較出不同的組織差異或性質的改變 (Stanisz et al., 2005)。而對於植物來說， T_2 值與水份含量相關 (Toorn et al., 1992; Edzea et al., 1998; Zemah et al., 1999; Van Kilsdonk et al., 2002)，因此，本研究將利用量化 T_2 值探討金花石蒜鱗莖內部的水份含量指標。

由式 2-12 可得知，核磁共振訊號於 XY 平面為一指數遞減函數，將其改寫為式 3-7，其中， $SI(T_E)$ 代表在不同迴訊時間 (T_E) 之訊號強度大小， SI_0 與偵測組織所含之質子數相關 (Edzea et al., 1998)。

$$SI(T_E) = SI_0 \times e^{-T_E/T_2} \quad (3.7)$$

T_2 影像處理流程如圖 3-9。本研究使用 MSME 掃描序列，設定一固定 T_R ，並選取適當的 T_E 成像。每個 T_E 即是一張二維影像，接著，利用所有影像各像素所對應的連續衰減訊號，即可使用非線性曲線配適 (curve fitting) 方法(Whittal and MacKay, 1989)求出各像素位置之 T_2 值。

求出各對應像素點之 T_2 值後，可獲得一 T_2 值矩陣，再使用式 3.8 正規化方法計算灰階值將影像繪出，其中 $T_{2-\max}$ 與 $T_{2-\min}$ 分別為 T_2 值的最大值與最小值，利用此式即可求出各點之灰階值。

$$g_{T_2}(x, y) = \frac{T_2(x, y) - T_{2-\min}}{T_{2-\max} - T_{2-\min}} \times 255 \quad (3.8)$$

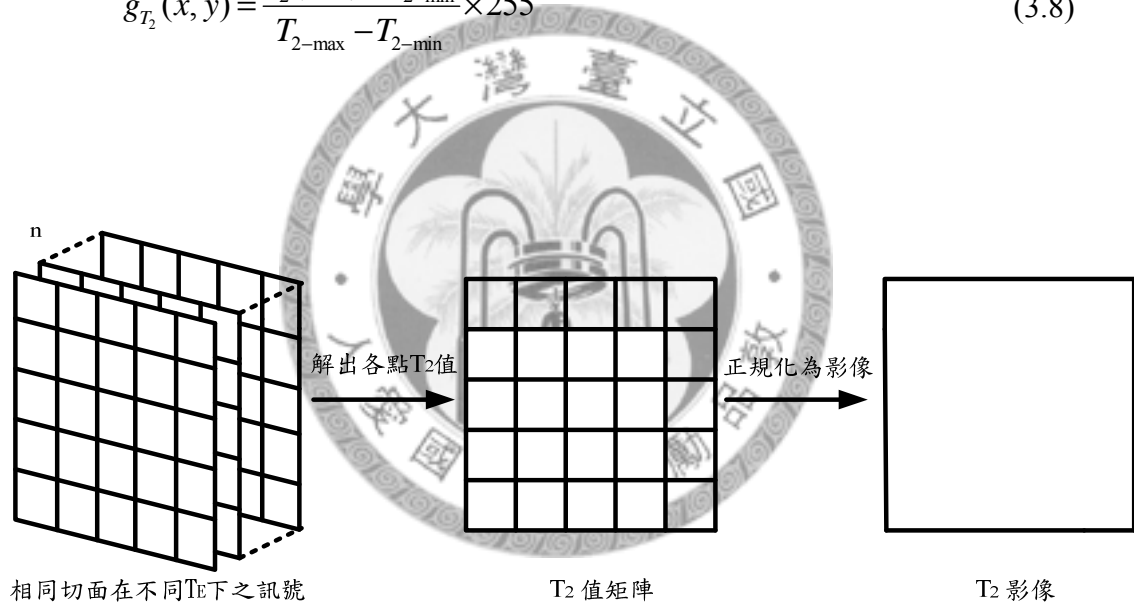


圖 3-9 T_2 影像處理示意圖。

3.3 電腦斷層掃描實驗

3.3.1 電腦斷層掃描實驗流程與儀器

本研究使用之電腦斷層掃描儀器為 GE eXplore Vista PET-CT，設置於國立台灣大學台大醫院核醫部，其同時擁有正子斷層掃描 (positron emission tomography, PET) 與 CT 之功能，其儀器外觀如圖 3-11(a)，本研究僅使用其 CT 功能，此電腦斷層掃描儀為螺旋式掃描 (spiral scan)，其 x-ray 為扇形發射源，且與其接收器同步旋轉，掃描參數包含電壓 (kilovoltage, kV)、電流 (microampere, μA)、空間解析度 (spatial resolution) 與發射次數 (number of shots) 等。

電腦斷層掃描實驗流程圖如圖 3-11，首先，將金花石蒜鱗莖放置於掃描平台上，如圖 3-10(b)，接著設定掃描範圍，一次掃描範圍最大為 70 mm。接續設定掃描所需的參數 (於 3.3.2 節說明)，開始掃描金花石蒜鱗莖。

掃描結束後，將利用軟體 MMWIS-VIST 重建二維軸向切面影像，其為等向性之影像，即 voxel 之各方向之空間解析度皆相同，並輸出為 DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) 格式影像檔，此為一常用之醫學影像格式檔案，可同時紀錄病患資料與影像內容。重建完後，將所有影像檔案攜回實驗室進行分析。雖然此儀器使用鉛玻璃做為屏蔽，但仍需注意儀器在實驗進行中，對於實驗者之輻射危害。

3.3.2 掃描參數設定

此電腦斷層掃描儀器的電壓與電流已由操作人員固定，分別是 300 kV 與 40 μA ，因此本研究所能調整的成像參數為發射源個數，其主要影響到影像之訊雜比，越多的發射接收對數，可獲得較高的訊雜比，但多切面的掃描時間越長，因此於初

步實驗時，利用式 3.9 測試 4 shots、16 shots 與 32 shots，其中 $\overline{s_F}$ 代表前景的訊號平均值， σ_B 代表背景之標準差。測試結果如表 3-2，可以發現 16 shots 與 32 shots 擁有較 4 shots 高的 SNR，但就所需掃描時間而言，16 shots 可利用較短的時間完成整株金花石蒜鱗莖的掃描，因此，選用 16 shots 做為發射次數。故本研究電腦斷層儀器掃描參數整理如表 3-3。

$$SNR_{MRI} = \frac{\overline{s_F}}{\sigma_B} \quad (3.9)$$

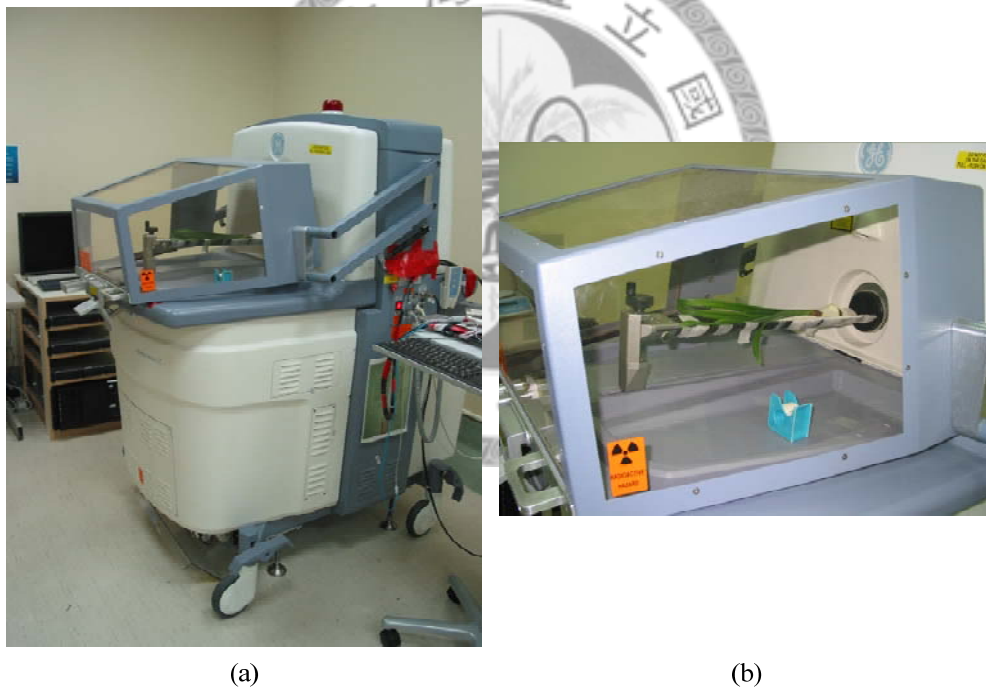


圖 3-10 電腦斷層掃描儀 GE eXplore Vista PET-CT，(a)整體外觀，(b)金花石蒜鱗莖
(綠株期)放置於掃描平台上。

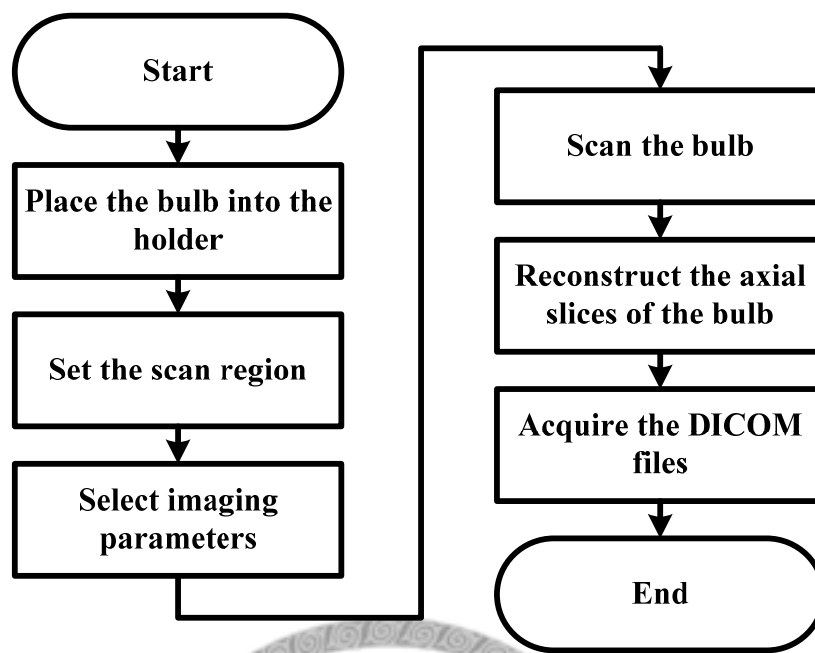


圖 3-11 電腦斷層掃描實驗流程圖。

表 3-2 不同 shots 下的影像品質與所需掃描時間。

Number of shots	SNR	Acquisition Time
4	2.17	4 min
16	2.58	16 min
32	2.64	32 min

表 3-3 電腦斷層掃描儀掃描參數設定。

Scan parameters	Voltage (kV)	Current (μ A)	Number of Shots
Value	300	40	16

3.3.3 影像擷取與轉換方式

由台大醫院核醫部提供的影像資料為軸向的多切面 DICOM 影像檔，為了分析方便，因此 DICOM 影像檔轉換為 8-bit BMP 灰階影像，轉換時必須先設定中心 (window level) 與範圍 (window width)，再正規化至 8-bit BMP 灰階影像當中，其轉換式為式 3.10，其中 $CT_{W-1/2Ww}$ 為轉換中心加上二分之一轉換範圍的 CT 值，而 $CT_{W+1/2Ww}$ 則為轉換中心減掉二分之一轉換範圍的 CT 值，其轉換示意圖如圖 3-12。

$$g_{CT}(x, y) = \frac{CT(x, y) - CT_{W-1/2Ww}}{CT_{W+1/2Ww} - CT_{W-1/2Ww}} \times 255 \quad (3.10)$$

雖然 DICOM 影像檔可以藉由許多套裝軟體開啟影像，並調整其對比，但由於此方法，人為主觀較不易去界定。故在本研究中，將轉換中心與轉換範圍的決定自動化，其流程如圖 3-13，首先，將所有軸向切面影像先預做轉換中心與轉換範圍分別為 400HU 與 2000HU 的轉換 (人為嘗試後，可看出切面影像之轉換範圍) 後，並轉為 BMP 影像檔，接著利用 3.4.2 節所用的 Otsu's 方法將 BMP 影像檔二值化，並找出有最大前景的切面，也就是此株金花石蒜鱗莖最具代表性的切面，計算其對應 DICOM 檔 CT 值的平均值與標準差，最後，利用此平均值做為轉換中心，兩倍標準差做為轉換範圍，轉換原始的 DICOM 檔，並輸入校正後的 BMP 影像檔做為後續分析之影像。

雖然電腦斷層影像僅提供軸向切面影像，但由於影像的空間解析度皆相同，因此，可使用軸向切面分別重建矢向與冠向兩方向切面，且不需要利用影像內插產生像素點。故在本研究當中，將利用同一株金花石蒜的軸向切面影像輸入三維影像矩陣，並利用三視圖顯示，讓程式使用者可指定所需觀察的位置。

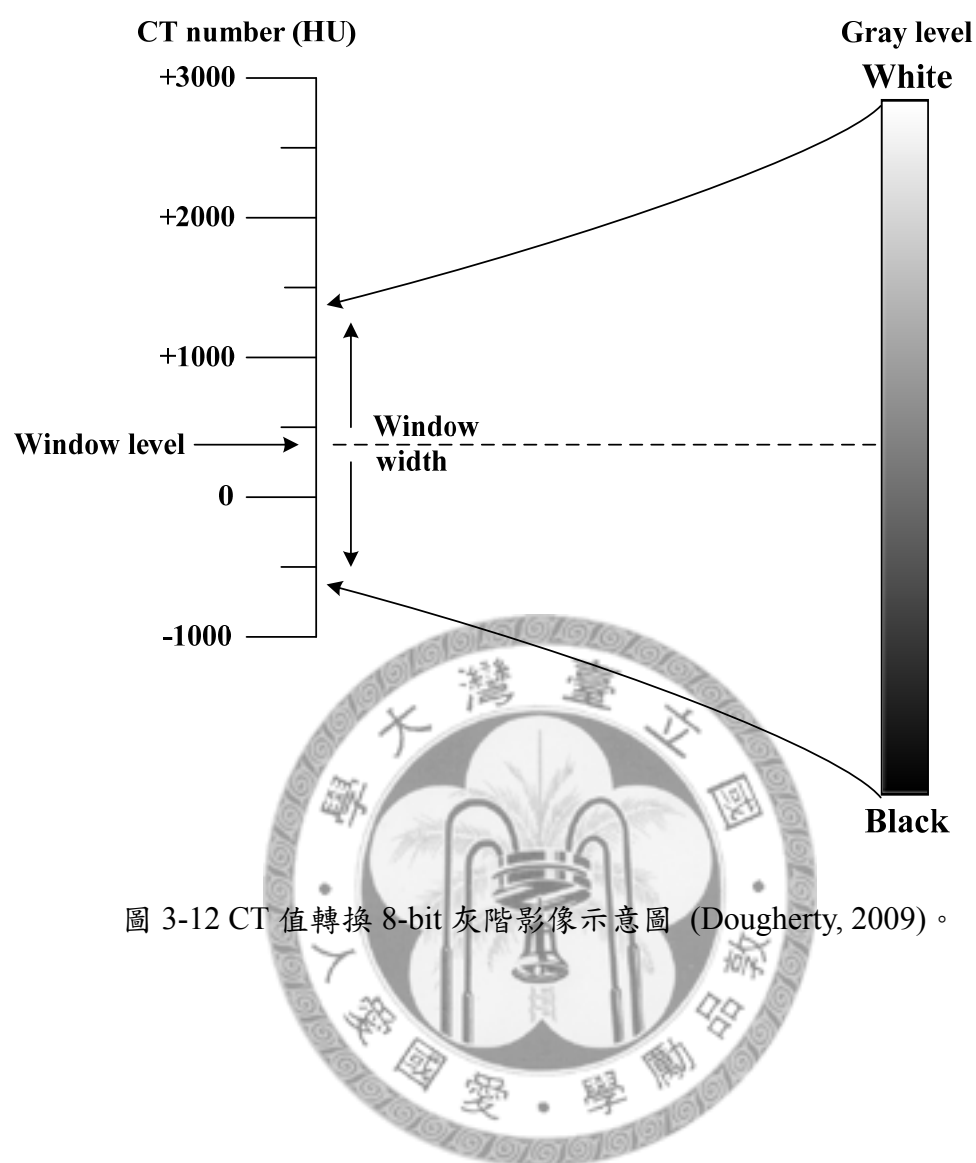


圖 3-12 CT 值轉換 8-bit 灰階影像示意圖 (Dougherty, 2009)。

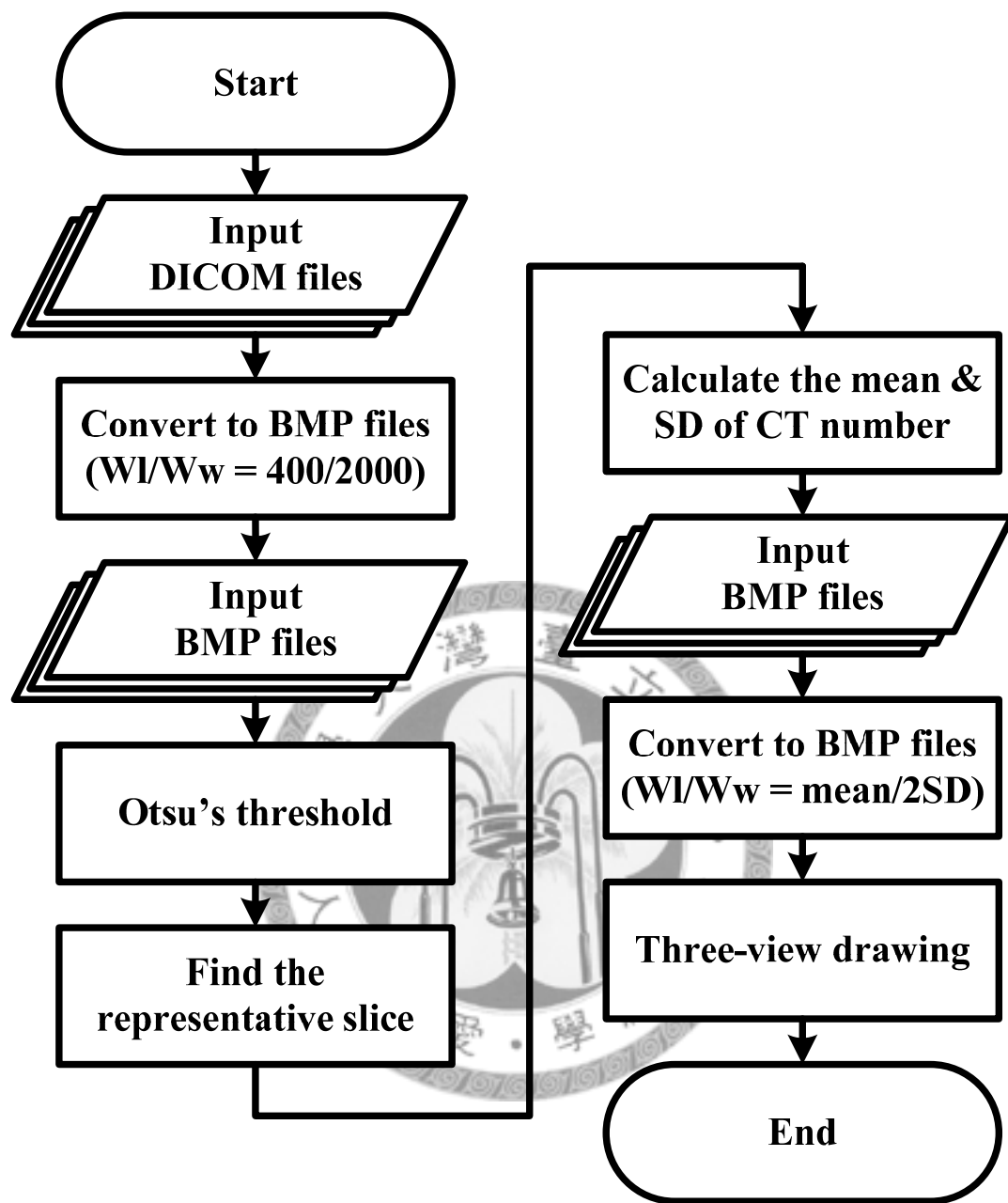


圖 3-13 CT 影像轉換流程圖。

3.4 影像對位與融合

由於影像對位方法種類繁多，而由大部分演算法得知，影像對位中特徵擷取與特徵匹配部分，最能影響其對位效果，且不同的多模式影像，適用於不同的影像對位演算法，因此，此論文之影像對位演算法，將會著重於核磁共振影像與電腦斷層掃描影像之影像對位演算法之研究。

由於金花石蒜鱗莖之中央冠向切面與中央矢向切面可觀察出範圍較廣的生理特徵，因此，本研究針對此兩種切面影像，開發二維影像對位與融合演算法，演算法流程圖如圖 3-14，由於 CT 影像相較於 MRI 影像，有對硬組織較佳的成像效果與空間解析度較高的優點，因此將 CT 影像做為影像對位中的參考影像 (reference image)，而 MRI 影像則為測試影像 (test image)，兩影像比較如表 3-2。決定參考影像與測試影像後，將兩影像經由影像前處理 (image preprocessing)，再選擇適當的樣板 (template extraction)，做為後續影像匹配 (template matching) 的依據，在設定轉換函數 (transformation function) 參數範圍當中，變更測試影像的幾何位置，並與參考影像做特徵匹配，並使用特徵匹配指標，評估此次轉換後參考影像與檢測影像對位的效果，最終輸出最佳特徵匹配指標所對應的轉換函數參數，即可利用此影像對位結果，將兩影像融合。

表 3-4 MRI 影像與 CT 影像的比較。

	Intensity	Spatial resolution (mm/pixel)	Slice thickness (mm)	Contrast
MRI	16-bit	0.156×0.156	1~2	High
CT	16-bit	0.121×0.121	0.12	Low

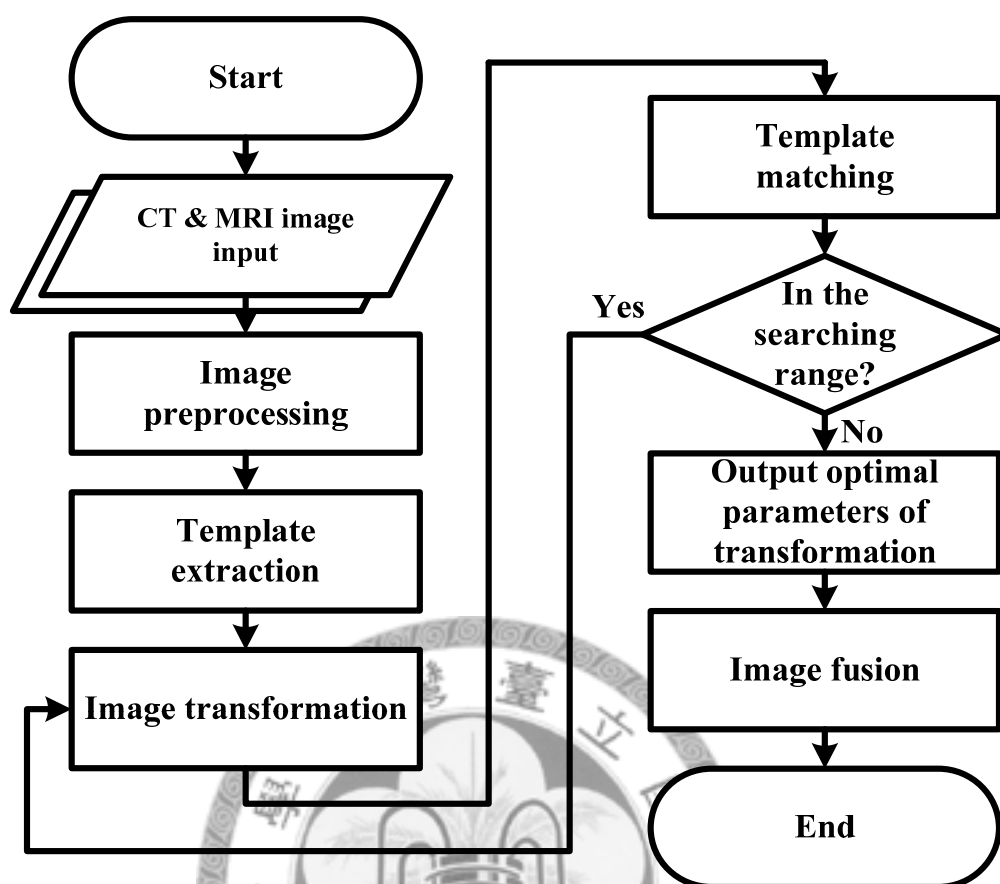


圖 3-14 影像對位演算法流程圖。

3.4.1 影像前處理 (Image preprocessing)

影像前處理的細部流程圖如圖 3-15，由於 MRI 與 CT 影像皆有背景雜訊存在，會影響後續之處理，又由於此類影像雜訊於頻域分析時，通常屬於高頻區域，因此當此兩種影像讀入時，皆先使用高斯低通濾波器 (Gaussian lowpass filter, GLPF)，將雜訊濾除。二維高斯低通濾波器數學式為：

$$G(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \quad (3.11)$$

其最主要的參數為標準差 σ (standard deviation)，當 σ 越大時，能將影像平滑化程度越高，可濾除較多雜訊，但相對的，影像即越加模糊，而 (x, y) 代表此影像點的座標位置，對於一數位影像而言，可將其視為遮罩 (mask) 運算，如圖 3-16，

其中(a)為 3×3 遮罩，而(b)為 5×5 遮罩，將原始影像與兩者做運算，皆可使數位影像當中的部分雜訊消除。(Gonzalez and Woods, 2002)

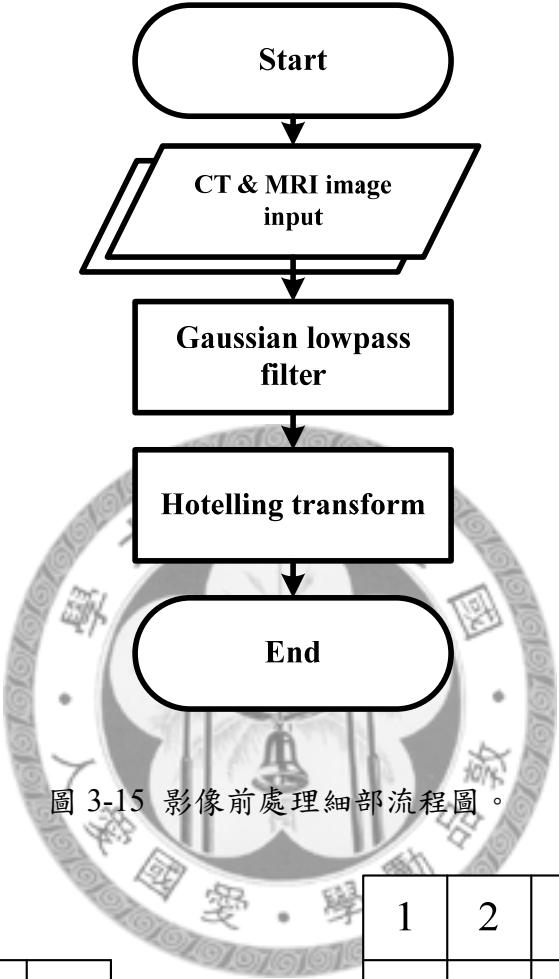


圖 3-15 影像前處理細部流程圖。

1	2	1
2	4	2
1	2	1

(a)

1	2	4	2	1
2	4	8	4	1
4	8	16	8	1
2	4	8	4	1
1	2	4	2	1

(b)

圖 3-16 高斯低通濾波數位遮罩，(a) 3×3 遮罩，(b) 5×5 遮罩。

接著利用 Hotelling 轉換將兩張影像的主軸找出，並將影像旋轉至此主軸上，做為初步的對位。Hotelling 轉換的基礎原理為主成分分析 (principal component analysis, PCA)。假設有一組資料，並將其視為一向量 $\mathbf{x}=(x_1, x_2, \dots, x_n)^T$ ，其中 T 代表轉置 (transpose)，利用式 3.12 計算出其平均向量，並接續利用式 3.13 算出共變異矩陣 (covariant matrix)，利用此共變異矩陣找出其特徵值 (eigenvalue) 與對應特徵向量 (eigenvector)，並依特徵值大小順序排列特徵向量，建立一矩陣 \mathbf{A} ，其最上方列即為最大特徵值所對應的特徵向量， \mathbf{A} 即為轉換矩陣 (transformation matrix)，最後，利用式 3.14 將 \mathbf{X} 轉移為新的一組資料，此組資料可視為原始資料的主成分 (Sanchez-Marin, 2003)。

$$\mathbf{m}_x = E\{\mathbf{x}\} = \frac{1}{k} \sum_{k=1}^k \mathbf{x}_k \quad (3.12)$$

$$\mathbf{C}_x = E\{(\mathbf{x}-\mathbf{m}_x)(\mathbf{x}-\mathbf{m}_x)^T\} = \frac{1}{k} \sum_{k=1}^k \mathbf{x}_k \mathbf{x}_k^T - \mathbf{m}_x \mathbf{m}_x^T \quad (3.13)$$

$$\mathbf{y} = \mathbf{A}(\mathbf{x}-\mathbf{m}_x) \quad (3.14)$$

而對於二維影像，將所需處理區域座標值視為 \mathbf{X} ，利用此原理，即可找到處理區域的主軸，如圖 3-17 在經由 Hotelling 轉換後即可找到其主軸，並使主軸分別對應至影像的 y 軸與 x 軸。

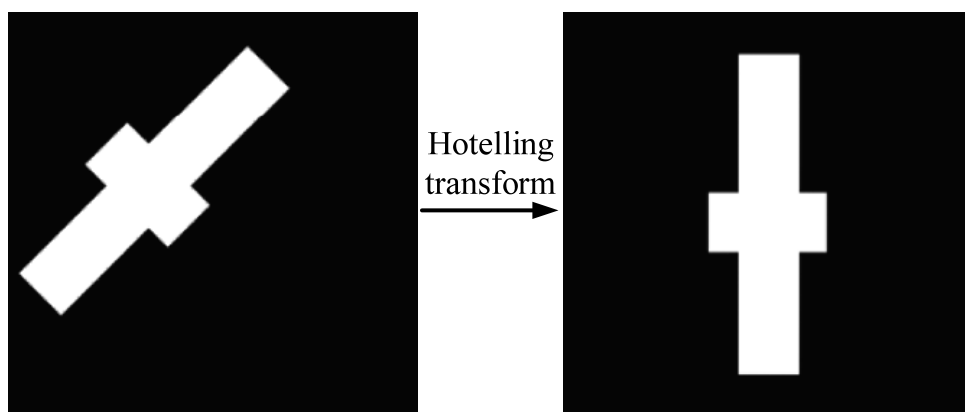


圖 3-17 Hotelling 轉換示意圖。

3.4.2 樣板擷取 (template extraction)

樣板擷取細部流程圖如圖 3-18。首先，利用 Otsu's 二值化法 (Otsu, 1979) 將 CT 與 MRI 影像當中的前景切割出，接著，使用影像形態學中的閉合 (closing) 方法，可得到完整的閉合面積樣板。經由樣板擷取處理後的二值影像即代表金花石蒜鱗莖切面樣板。

Otsu's 二值化法為一種自動化閾值方法，可利用灰階影像的灰階機率直方圖，自動尋找到最佳的切割閾值，且相較於其他方法，能更有效率的找到最佳的切割閾值，假設影像的灰階強度介於 0 至 $L-1$ ，且假設 k 為選擇之閾值，Otsu's 方法提供指標 η 評估閾值 k 對於此影像的切割好壞程度，如式 3.15，其中 σ_G^2 為影像灰階強度機率的變異數，計算方法如式 3.16， m_G 為整張影像的灰階強度平均值， p_i 為灰階強度為 i 時的機率，由此計算式可知 σ_G^2 對相同影像為一常數。

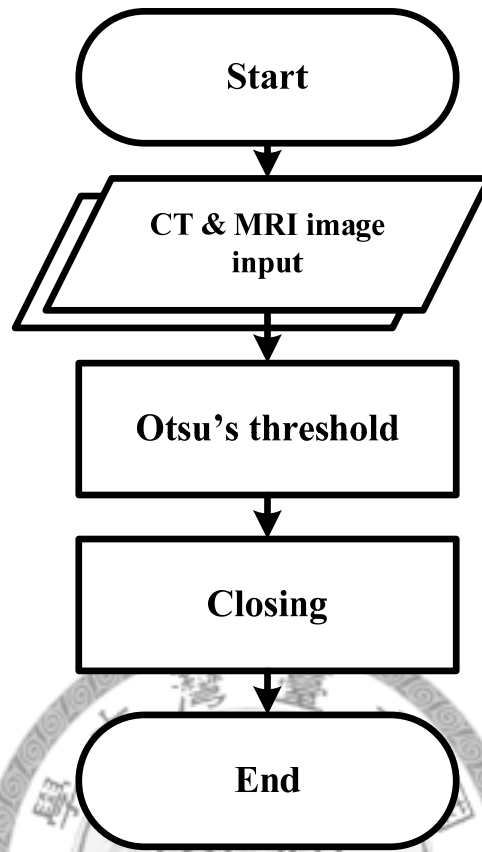


圖 3-18 樣板擷取細部流程圖。

因此， η 的高低取決於 $\sigma_B^2(k)$ ，其計算方法如式 3.17， $p_1(k)$ 與 $m(k)$ 分別為灰階強度介於 0 至 k 之機率與平均值，由此可知，每次變動 k 值時，僅需計算 $p_1(k)$ 與 $m(k)$ ，即可求得此閾值 k 對於切割的好壞程度，因此，Otsu's 方法可將找尋最佳閾值 k 方法寫為式 3.18，利用閾值 k^* 即可將一張影像分割為前景與背景。

$$\eta = \frac{\sigma_B^2(k)}{\sigma_G^2} \quad (3.15)$$

$$\sigma_G^2 = \sum_{i=0}^{L-1} (i - m_G)^2 p_i \quad (3.16)$$

$$\sigma_B^2(k) = \frac{[m_G p_1(k) - m(k)]^2}{p_1(k)[1 - p_1(k)]} \quad (3.17)$$

$$\sigma_B^2(k^*) = \max_{0 \leq k \leq L-1} \sigma_B^2(k) \quad (3.18)$$

利用 Otsu's 方法將影像二值化後，由於可能出現零星區域沒有被填滿，因此將使用影像處理形態學處理的閉合 (closing)方法，將此零星區域填滿。閉合主要利用膨脹 (dilation)與侵蝕 (erosion)為基礎，應用於二值化影像當中，其可將邊界內部的孔洞填滿，而不會去影響邊界的大小，其形態學表示式為式 3.19，先利用 A 與 B 做膨脹的動作後，再與 B 做侵蝕的動作，即可獲得閉合之影像，圖 3-19 即是在說明閉合順序，當閉合時，邊界大小不會有太大的差異，但凹陷處則會被填補 (Gonzalez and Woods, 2002)。

$$A \bullet B = (A + B) - B \quad (3.19)$$

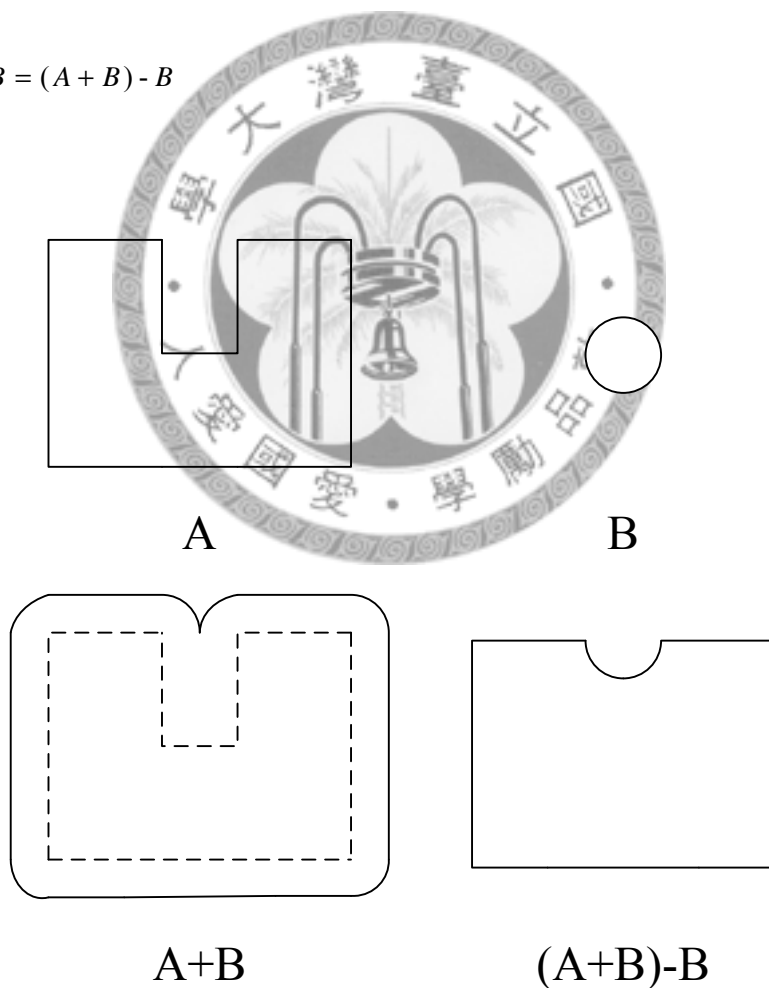


圖 3-19 閉合順序示意圖。

3.4.3 轉換函式 (transformation function)與樣板匹配 (template matching)

經由影像前處理與樣板擷取後，兩影像皆已成為二值化影像，接著，將在一轉換函式參數範圍內，改變測試影像 (MRI 影像)的幾何位置後，計算與參考影像 (CT 影像)的特徵匹配程度，最終輸出最佳匹配程度下的轉換函式參數，以供後續影像融合之用。

由於金花石蒜鱗莖為一剛體且此兩種影像皆不會有扭曲的狀況發生，因此，本研究選擇剛體轉換函式做為測試影像 (MRI 影像)的轉換函式，其函式如式 3.20，其中 (x, y) 代表原始座標， (X, Y) 代表新的座標， S 、 θ 與分別是縮放係數與旋轉角度，而 h 、 k 則分別是 x 方向與 y 方向的位移數值，因此將設定此四個參數適當的範圍，求取此範圍的特徵匹配指標。

$$\begin{aligned} X &= s[x \cos \theta + y \sin \theta] + h \\ Y &= s[-x \sin \theta + y \cos \theta] + k \end{aligned} \quad (3.20)$$

經由剛體轉換後的測試影像，將使用樣板匹配指標，式 3.21，計算與參考影像的匹配程度，其中特徵匹配指標為 ω ， $A_{reference\ image}$ 為參考影的特徵像素總數， $A_{overlay}$ 為測試影像樣板重疊於參考影像樣板上的像素總數，由此式 3.20 可知當兩影像重疊部分越多時，其幾何位置相似度越高，因此，需要找到最大 ω 值，判定其為最佳的匹配樣板。

$$\omega = \frac{A_{overlay}}{A_{reference\ image}} \times 100\% \quad (3.21)$$

由式 3.20 可知，剛體轉換的參數包含 S 、 θ 、 h 與 k ，如果計算此四種參數所有組合的樣板匹配指標，將耗費許多時間，因此，參數範圍的最佳化，可大幅減少樣板匹配指標的計算時間。前處理流程所使用的 Hotelling 轉換，可將參考影

像與測試影像的主軸找出，並將兩影像轉換為對齊主軸的影像，此一步驟，可大幅減少轉換函式參數範圍。

由於金花石蒜鱗莖冠向與矢向中央切面影像經由上述步驟後，會呈現葫蘆形二值化影像，為了減化其轉換函式參數範圍，將兩張影像皆沿 y 軸方向，找出最厚處與其對應的厚度(η_r 、 η_t)，利用式 3.22 與 3.23 分別計算出其初始 Y 軸位移 $R_{initial}$ 與尺度變換大小 $R_{y-initial}$ ，其中 Y_{t-max} 與 Y_{r-max} 分別代表參考影像與測試影像於 Y 軸最厚處，而 η_r 與 η_t 則分別代表對應最厚處的厚度。

$$k_{initial} = Y_{t-max} - Y_{r-max} \quad (3.22)$$

$$s_{initial} = \frac{\eta_r}{\eta_t} \quad (3.23)$$

接著設定轉換函式參數範圍，轉換函式參數 S 、 θ 、 h 與 k 範圍分別如式 3.24、式 3.25、式 3.26 與式 3.27，而最佳參數的找尋方式，本研究採順序式排名法，首先將 R_y 依設定的參數範圍轉換參考影像，並利用特徵匹配指標 ω 排名，當 R_y 結束所有參數範圍轉換後，會排出前 n 名最佳特徵匹配指標，再利用此前 n 名特徵匹配指標所對應的 k ，繼續執行 R_x 的轉換參數範圍，接著，將會繼續找出前 n 名特徵匹配指標，再利用這前 n 名的 k 與 h ，去尋找 R_θ 轉換參數範圍下的前 n 名特徵匹配指標，最後，利用前 n 名的 k 、 h 與 θ ，依 R_s 的轉換範圍，找出最佳的特徵匹配指標，並輸出對應的轉換參數 k 、 h 、 θ 與 S 。

$$R_s = \pm \delta_s \quad (3.24)$$

$$R_\theta = \pm \phi \quad (3.25)$$

$$R_h = \pm \delta_x \quad (3.26)$$

$$R_k = \pm \delta_y \quad (3.27)$$

3.4.4 影像融合 (image fusion)

上述步驟結束後，會依最佳的樣版匹配指標，輸出一組最佳轉換函數參數，利用此組轉換函數參數，可將 CT 影像與 MRI 影像依所需的影像內容融合。

棋盤式融合圖 (Herk and Kooy, 1994; Maes et al., 2003)常用於觀察影像對位效果。在本研究中，將 CT 與 MRI 影像分別填入圖 3-20 中白色與黑色的部分，如式 3.28，其中 $F_{block}(x, y)$ 、 $CT(x, y)$ 與 $MRI(x, y)$ 分別代表融合影像、CT 影像與 MRI 影像，而 b 代表切割的方塊數，可利用此融合影像，得知影像對位之優劣。

$$F_{block}(x, y) = \begin{cases} CT(x, y) & \text{if } \frac{x+y}{b} \% 2 = 0 \\ MRI(x, y) & \text{if } \frac{x+y}{b} \% 2 = 1 \end{cases} \quad (3.28)$$

MRI 影像可得知金花石蒜鱗莖內部質子數的多寡，而 CT 則是了解金花石蒜鱗莖內部的組織密度關係，藉由兩者不同的性質，可依不同影像比例融合兩影像，如式 3.29， α 與 β 分別是 CT 影像與 MRI 影像的加權數，再將影像正規化後顯示，如式 3.30。

$$F_{percentage}(x, y) = \alpha \times CT(x, y) + \beta \times MRI(x, y) \quad (3.29)$$

$$g_{CT+MRI}(x, y) = \frac{F(x, y) - F_{\min}}{F_{\max} - F_{\min}} \times 255 \quad (3.30)$$

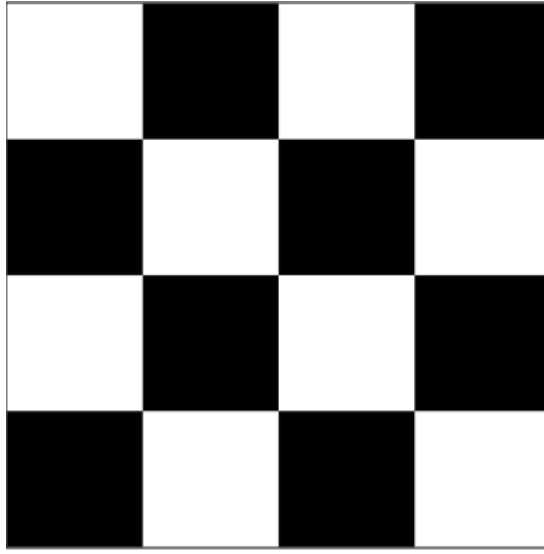


圖 3-20 棋盤式融合圖示意圖。

除了可將 CT 影像與 MRI 影像融合外，也可利用此影像對位演算法，將不同時間觀察的 CT 影像或 MRI 影像融合，如式 3.31，可針對一長時間處理之實驗，了解金花石蒜鱗莖內部對應位置的連續性變化。

$$F_{temporal}(x, y) = MRI(x, y)_{t1} + MRI(x, y)_{t2} + \dots + MRI(x, y)_m \quad (3.31)$$

經由實驗後影像，發現 CT 影像對於金花石蒜內部的外層鱗片部分較為明顯，而中央對比則不明顯，而 MRI 影像則對於內部的中央部分影像強度與對比較強，因此，將利用 MRI 影像強度較強的部分與 CT 影像融合，如式 3.32，其中， χ 代表 MRI 影像強度閾值。此融合影像，將可提供更明確的金花石蒜鱗莖影像。

$$F_{segmentation}(x, y) = \begin{cases} CT(x, y) & \text{if } MRI(x, y) < \chi \\ MRI(x, y) & \text{if } MRI(x, y) > \chi \end{cases} \quad (3.32)$$

由上述可知，在本研究中，可利用 $F_{block}(x, y)$ 、 $F_{percentage}(x, y)$ 、 $F_{temporal}(x, y)$ 與 $F_{segmentation}(x, y)$ 四種不同的影像融合方式，針對不同的需求，融合 CT 與 MRI 影像，以達到多模式影像融合之效果。

第四章 結果與討論

4.1 金花石蒜鱗莖內部核磁共振影像

4.1.1 核磁共振影像品質分析

本研究使用 MSME 掃描序列對金花石蒜鱗莖內部成像，此掃描序列主要成像參數為重覆時間與迴訊時間。由於金花石蒜鱗莖矢向切面，可獲得大部分不同的組織訊號，因此本研究分析金花石蒜鱗莖中央矢向切面，並將其矢向切面影像分為四部位，分別是背景 (background)、鱗片 (scale)、莖 (stem)與短縮莖軸 (basal plate)部分，如圖 4-1，利用式 3.6 計算不同 T_R 與 T_E 的 SNR 值，做為鑑別影像品質的依據。

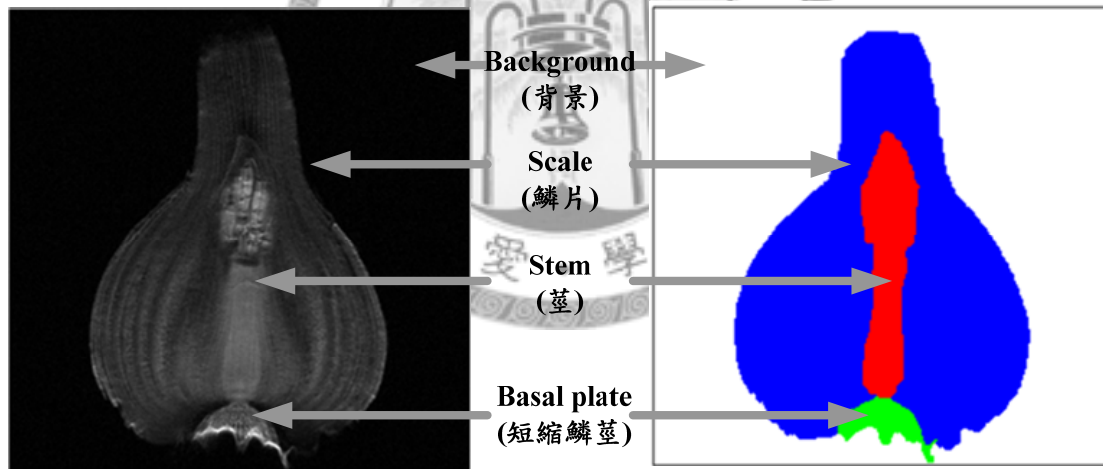


圖 4-1 金花石蒜鱗莖內部 MRI 影像 (矢向)品質分析各部位標示圖。

首先，設定所需分析的 T_R 與 T_E ，在 T_R 為 3000 ms、2000 ms、1500 ms、1000 ms、900 ms、850 ms、800 ms、750 ms、700 ms、650 ms、600 ms、550 ms、500 ms、450 ms、400 ms 與 350 ms 時，由 T_E 為 15 ms，每隔 15 ms 擷取訊號，直至 T_E 為 150 ms，其掃描參數如表 4-1，分析影像如圖 4-2 與圖 4-3。

表 4-1 金花石蒜影像 MRI 影像品質分析掃描參數。

MRI Scan parameters	
Scan method	Multi-slice multi-echo
Scan direction	Coronal
Scan time	768 ~ 90 s
T _R	3000 ~ 350 ms
T _E	15 ~105 ms
Echo interval	15 ms
Slice	1
Slice thickness	2 mm
Image matrix	256 pixel×256 pixel
FOV	80 mm×80 mm

其金花石蒜鱗莖鱗片、莖與短縮莖軸部位 SNR 二維分析圖分別為圖 4-4、4-5 與 4-6，三維分析圖則分別為 4-7、4-8 與 4-9。

由三部位的 SNR 二維圖可發現，相同 T_R 不同 T_E 時，當 T_E 增長時，其 SNR 逐漸衰減，鱗片部分至 T_E 為 90 ms 時，SNR 趨近於 0，而莖與短縮莖軸則至 T_E 為 120 ms 才趨近於零，此現象主要由於鱗片訊號值至 90 ms 時已大部分衰減為 0，而莖與短縮莖軸訊號值則至 120 ms 時，才衰減為 0。

不同 T_R 相同 T_E 時，三部位的 SNR 值可發現，當 T_E 較短 (15 ms~60 ms) 時，其 SNR 區隔較為明顯，而當 T_E 較長 (75 ms~150 ms) 時，SNR 幾乎相同，同時發現，當 T_R 長 (3000 ms~1000 ms) 時，其 SNR 衰減的較 T_R 短 (900 ms~350 ms) 時快，且相同 T_E 下，T_R 越長，SNR 越大，但至 T_R 為 1500 ms 後，其 SNR 即無太大的變化。

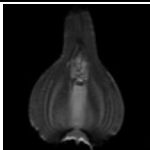
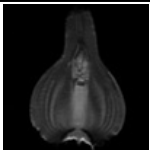
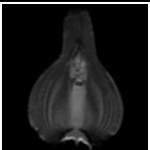
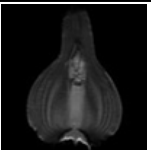
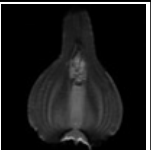
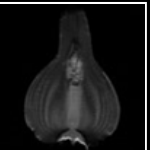
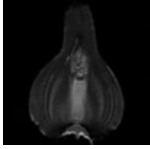
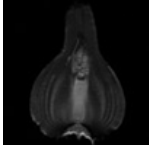
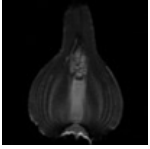
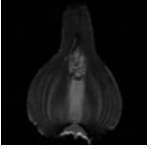
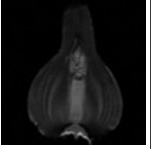
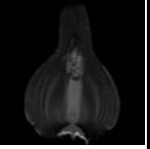
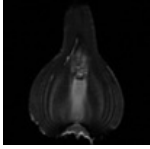
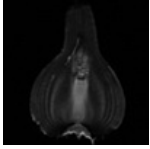
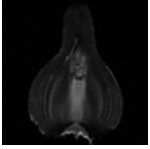
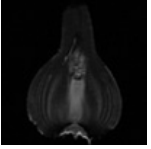
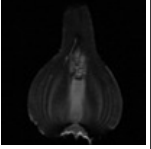
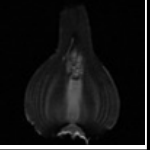
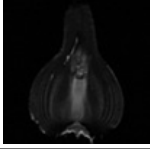
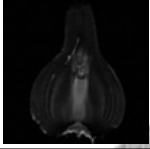
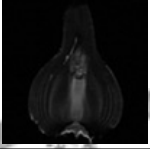
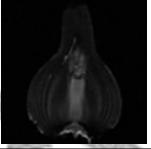
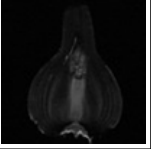
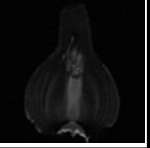
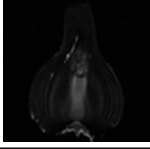
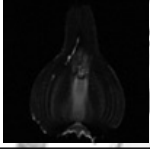
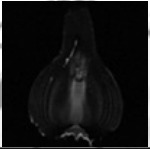
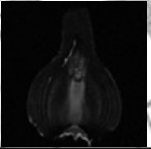
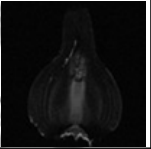
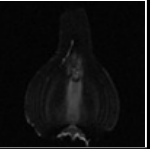
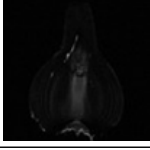
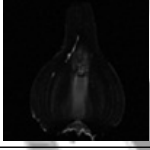
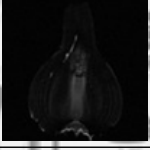
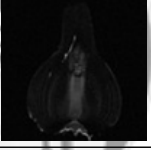
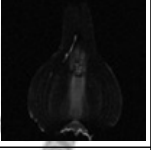
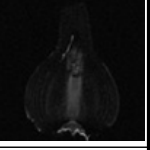
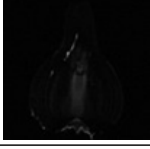
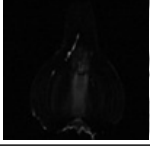
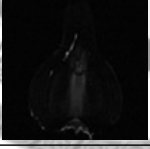
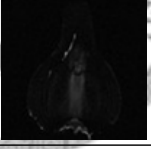
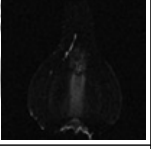
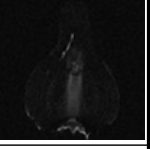
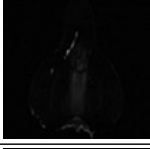
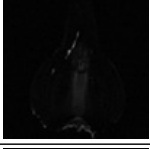
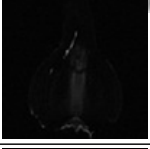
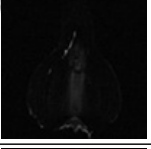
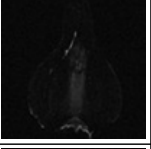
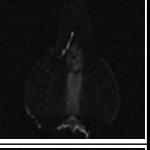
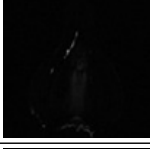
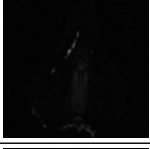
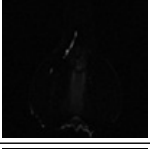
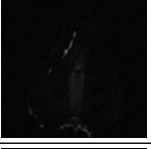
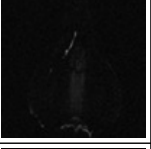
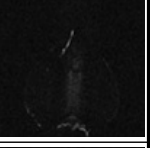
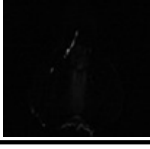
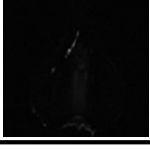
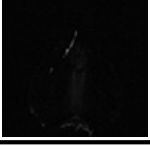
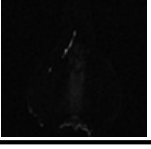
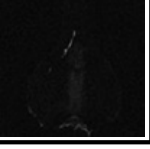
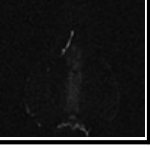
$T_E \backslash T_R$	3000 ms	2000 ms	1500 ms	1000 ms	900 ms	850 ms
15 ms						
30 ms						
45 ms						
60 ms						
75 ms						
90 ms						
105 ms						
120 ms						
135 ms						
150 ms						

圖 4-2 金花石蒜鱗莖 MRI 內部影像品質分析影像 (1)。

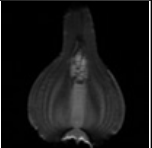
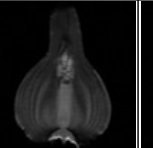
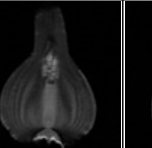
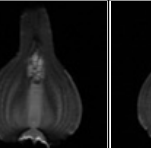
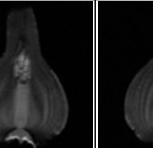
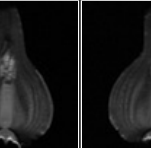

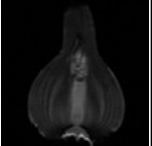
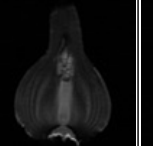
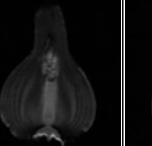
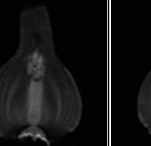
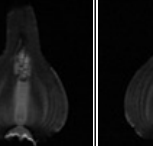
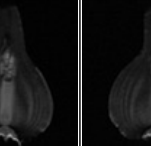
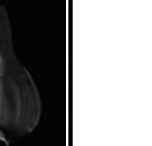
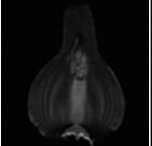
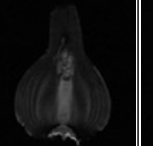
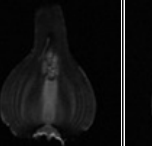
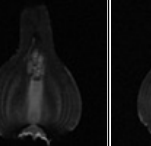
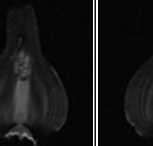
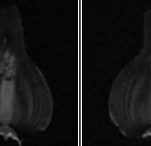
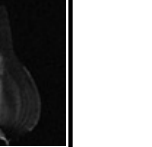
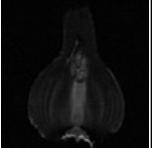
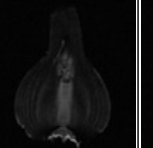
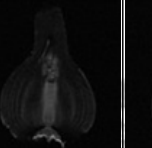
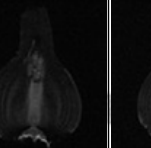
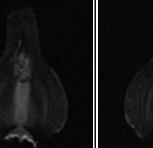
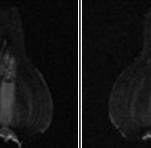

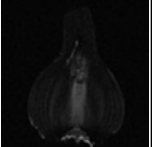
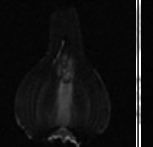
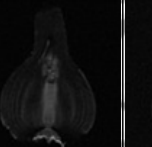
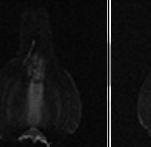
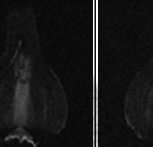
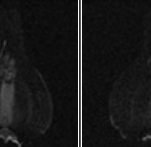

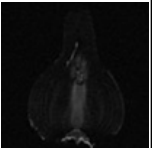
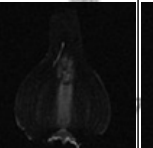
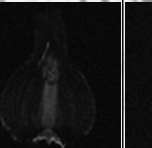
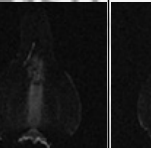
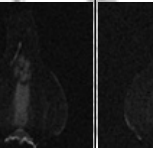
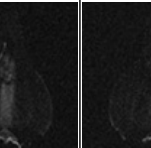

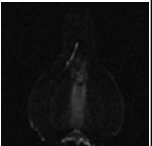
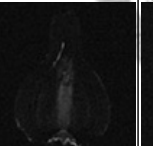
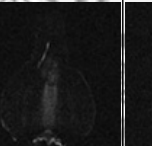
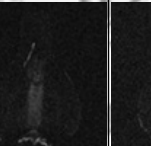
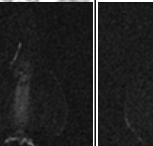
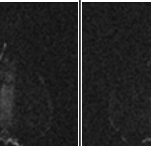

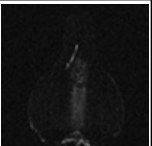
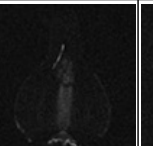

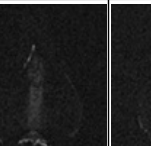
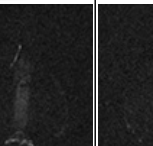
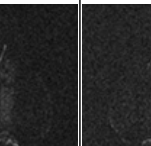

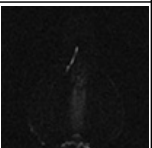
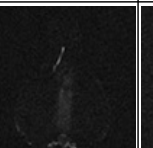

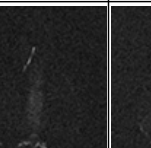
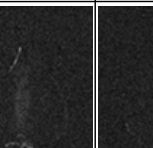
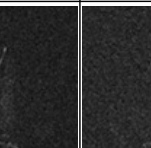

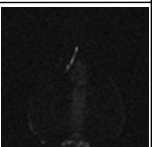
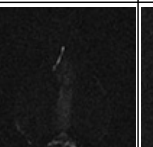
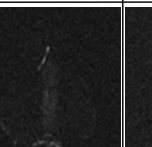
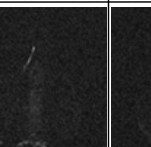
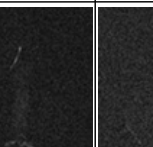
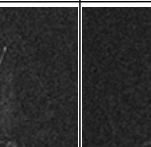

T_E	800 ms	700 ms	600 ms	500 ms	450 ms	400 ms	350 ms
15 ms							
30 ms							
45 ms							
60 ms							
75 ms							
90 ms							
105 ms							
120 ms							
135 ms							
150 ms							

圖 4-3 金花石蒜鱗莖 MRI 內部影像品質分析影像 (2)。

由上述可知，於核磁共振實驗當中，為了在最短的時間取得高品質的影像，應選取 T_R 大於 1500 ms， T_E 小於 30 ms 的掃描參數，又由於 T_R 會影響影像擷取的時間， T_R 越長，掃描時間越長，因此，對於核磁共振儀器的 MSME 掃描序列實驗，將會使用 T_R 為 1500 ms 至 2000 ms，而 T_E 小於 30ms 的掃描參數，而此掃描參數設定下，得到的影像即為 proton density weighted image (PDWI)。

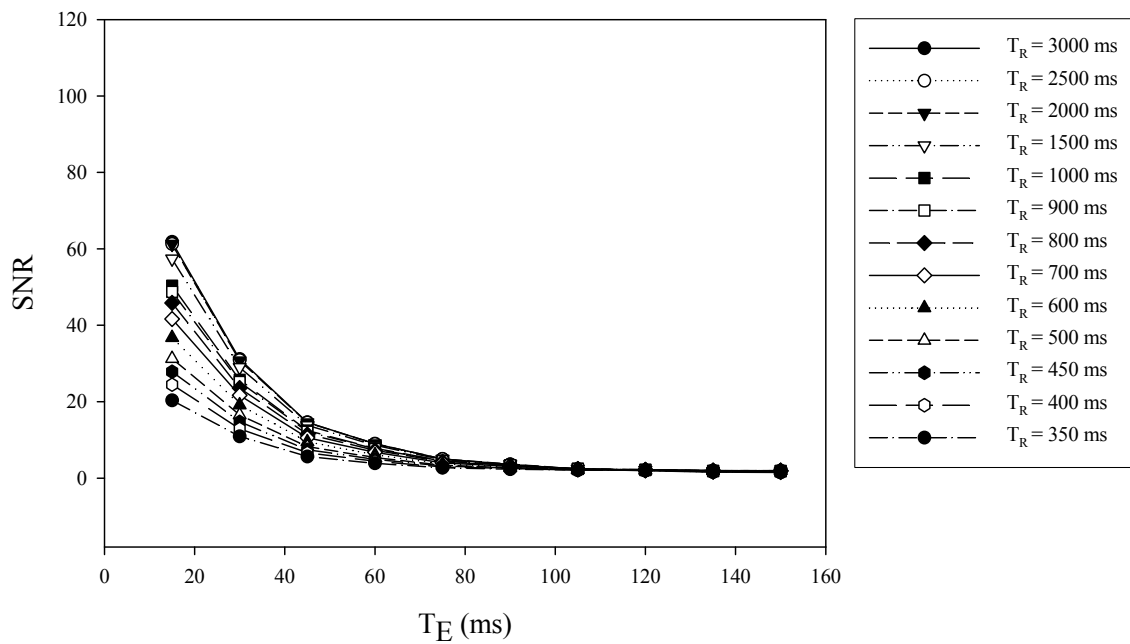


圖 4-4 金花石蒜鱗莖 MRI 影像鱗片部分 SNR 二維分析圖。

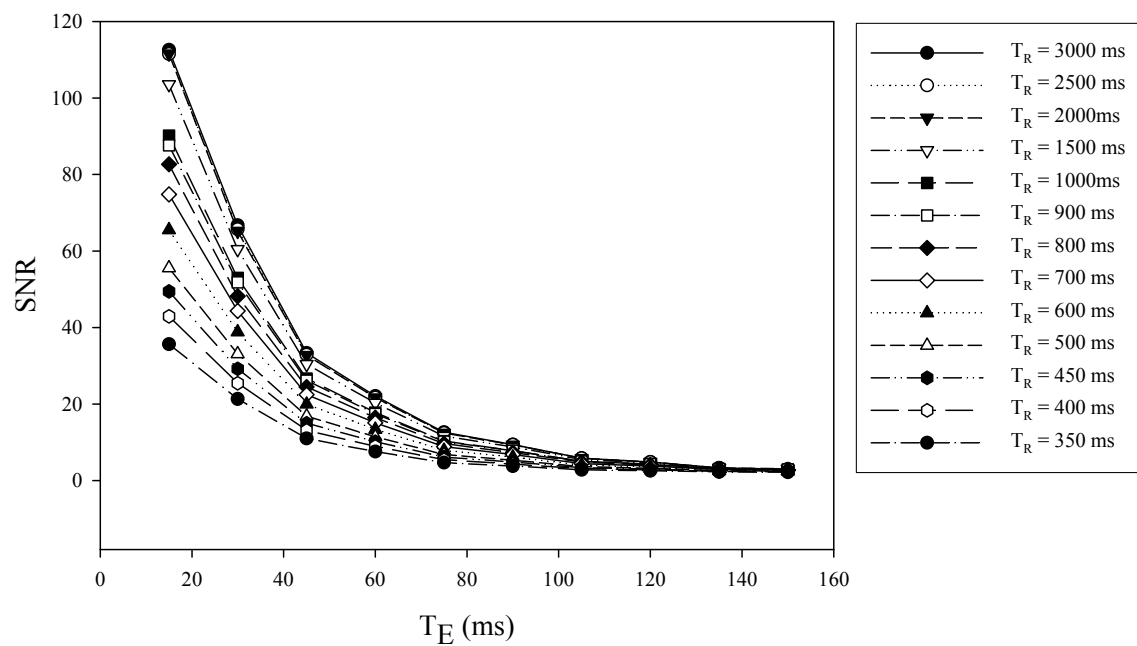


圖 4-5 金花石蒜鱗莖 MRI 影像莖部分 SNR 二維分析圖。

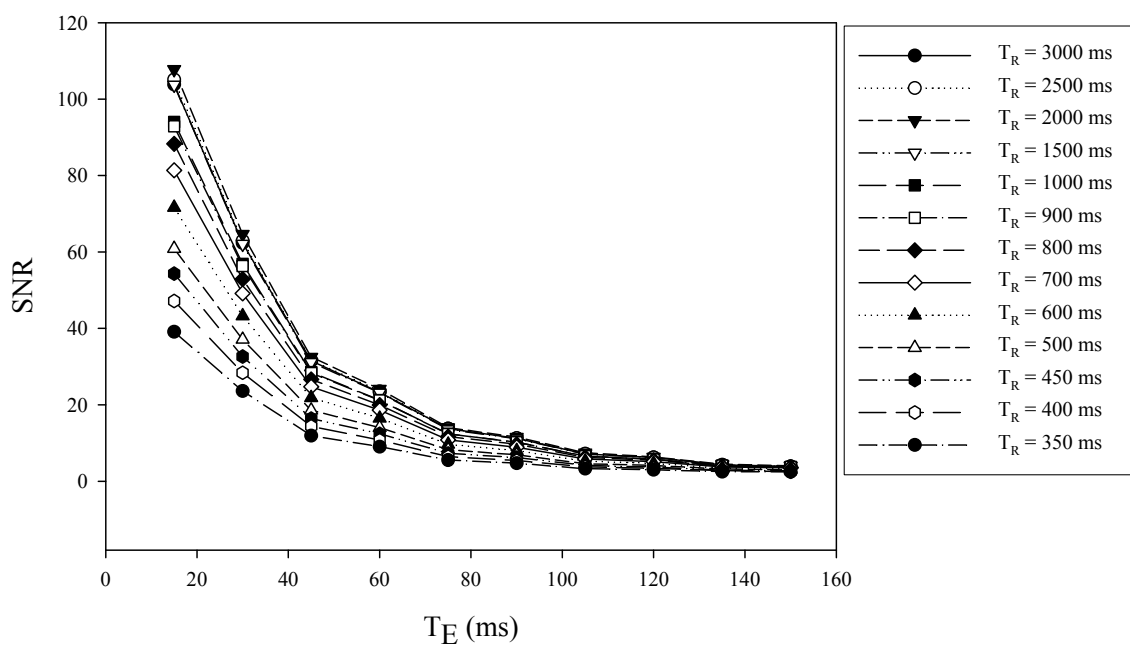


圖 4-6 金花石蒜鱗莖 MRI 影像短縮莖軸部分 SNR 二維分析圖。

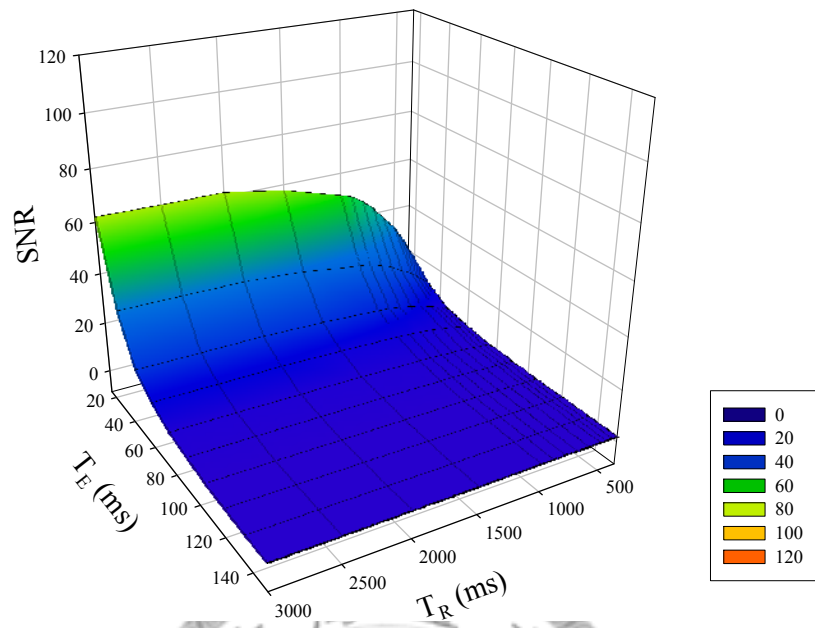


圖 4-7 金花石蒜鳞莖 MRI 影像鳞片部分 SNR 三維分析圖。

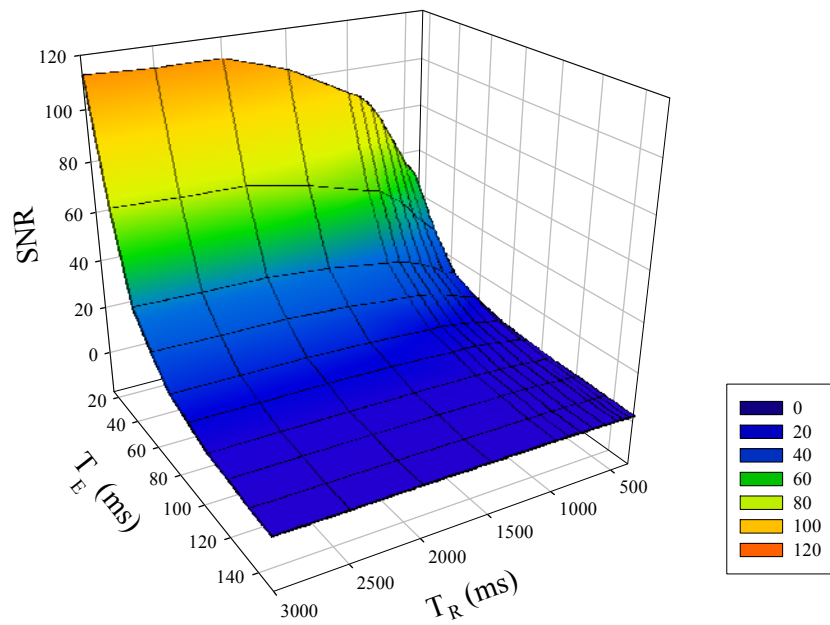


圖 4-8 金花石蒜鳞莖 MRI 影像莖部分 SNR 三維分析圖。

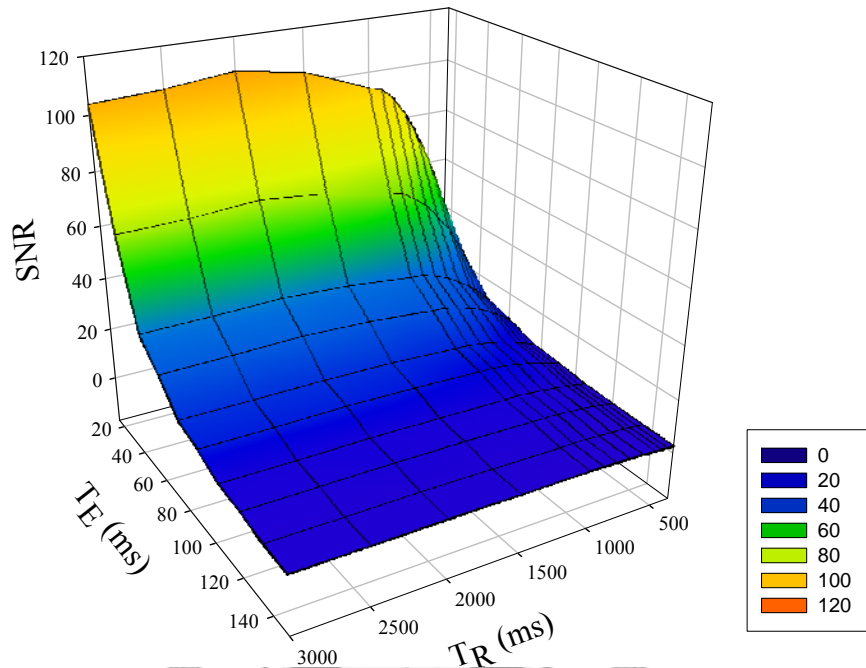
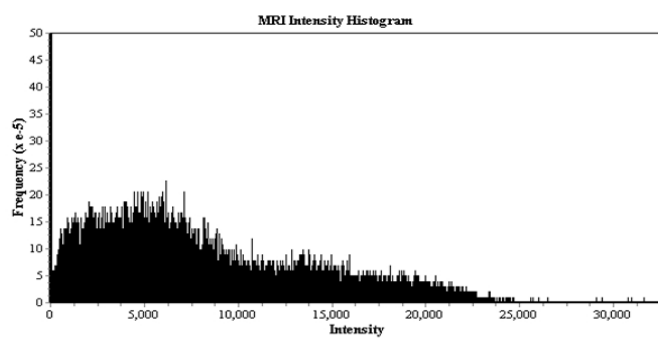
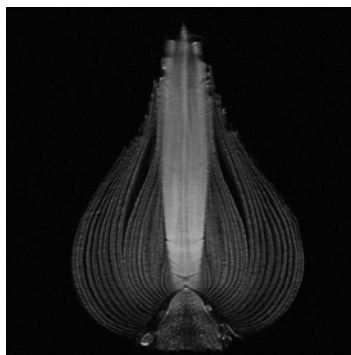


圖 4-9 金花石蒜鱗莖 MRI 影像短縮莖軸部分 SNR 三維分析圖。

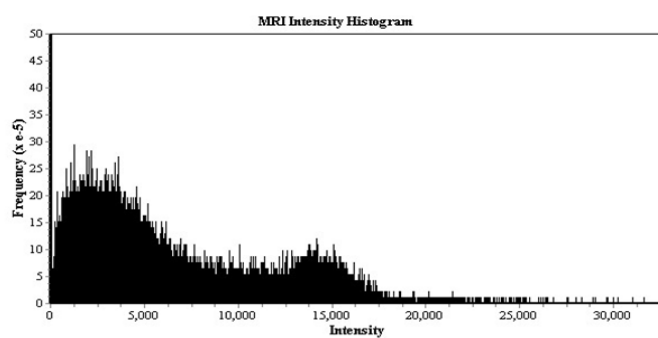
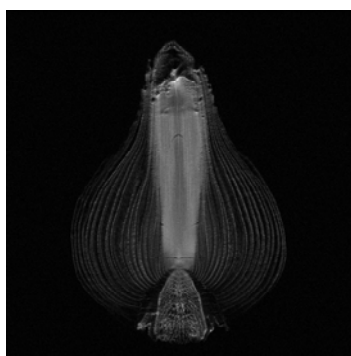
4.1.2 核磁共振影像顯示

核磁共振影像顯示主要分為兩種方法，分別是單通道 8-bit 灰階影像與三通道 24-bit 非線性假彩色影像。然而，由於 8-bit 灰階影像已將原始訊號壓縮，無法呈現完整的原始訊號，所以非線性的假彩色影像的主要功能為保留原始訊號，並能清楚顯示原始訊號的對比。然而，決定非線性假彩色影像的轉換色碼表，必須先觀察金花石蒜鱗莖核磁共振影像的原始訊號直方圖，才能決定所需的轉換色碼表。

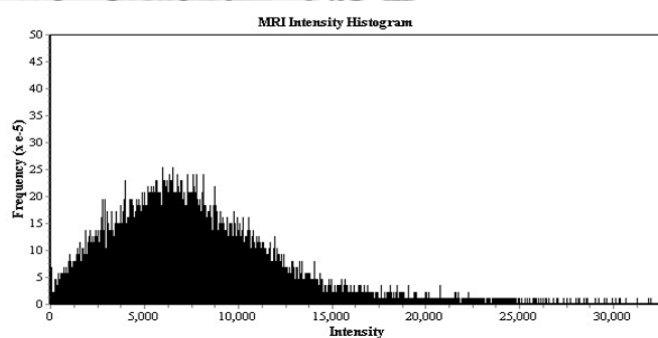
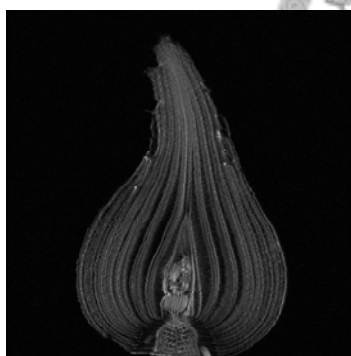
圖 4-10 顯示四株不同金花石蒜鱗莖矢向中央切面的 8-bit 灰階影像與其核磁共振影像原始訊號直方圖，其中 (a)與 (b)的原始訊號較平均散布，而 (c)與 (d)則集中於前半部。



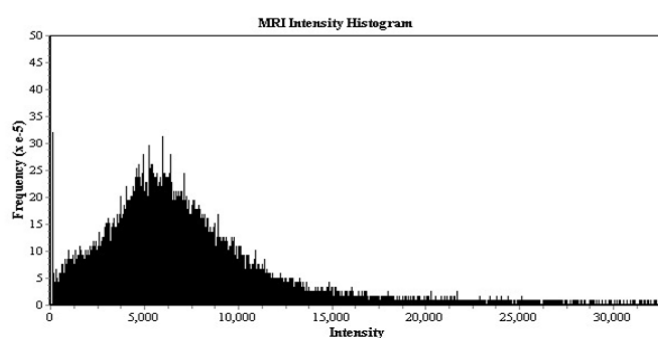
(a)



(b)



(c)



(d)

圖 4-10 金花石蒜鱗莖 MRI 灰階影像與訊號直方圖，(a)葉芽 (綠株期)，(b)葉芽 (綠株期)，(c)花芽 (休眠期)，(d)花芽 (休眠期)。

因此，為顯示兩種訊號的假彩色影像，將利用式 3-3、3-4 與 3-5，將原始訊號轉為假彩色影像，其可同時提供兩種不同散布方式的原始訊號。如訊號集中在前半部，此轉換擁有 R 與 G 變化，如圖如訊號平均散布包含後半部，則加入 B 的變化，可清楚顯示出金花石蒜鱗莖內部原始訊號的強弱。圖 4-10 的假彩色影像結果如圖 4-11。

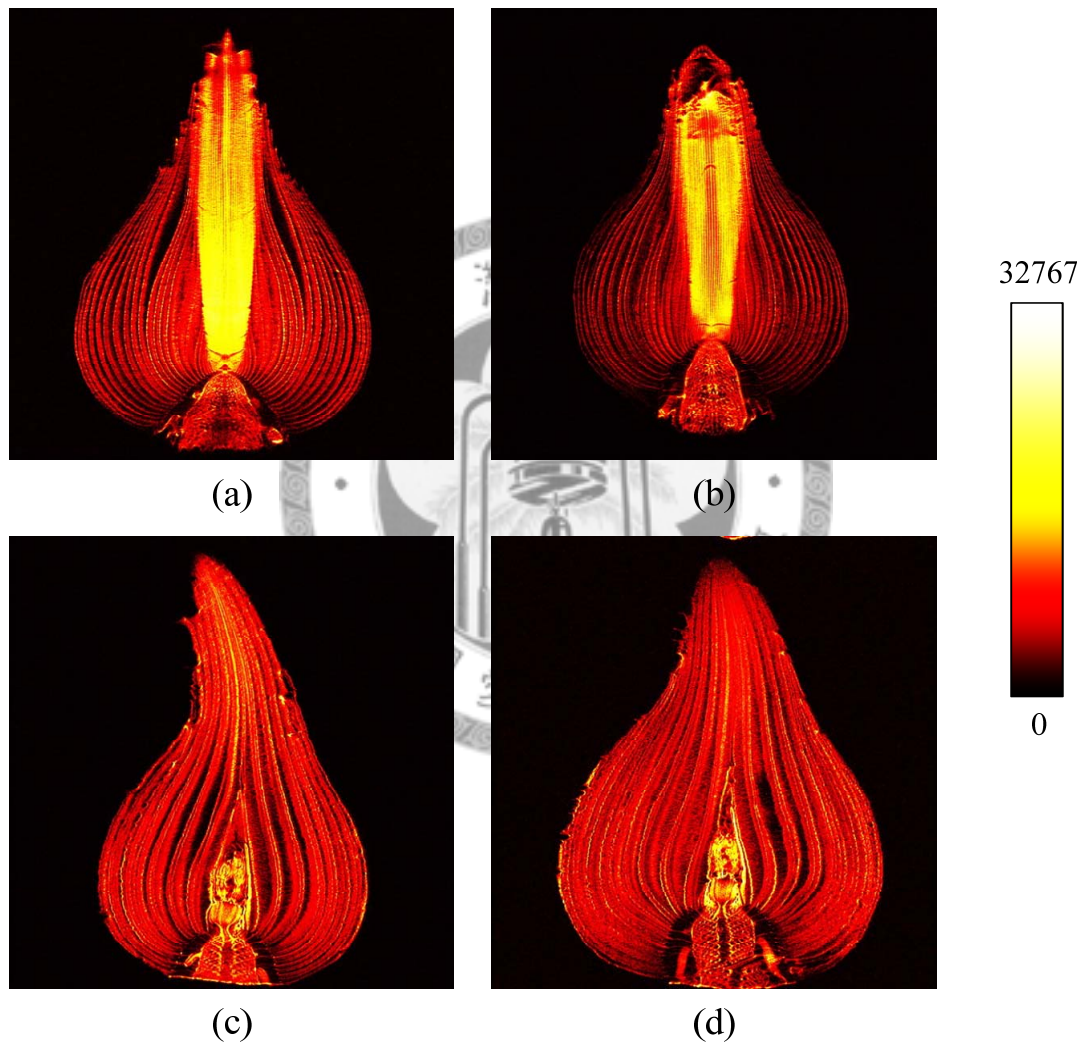


圖 4-11 金花石蒜鱗莖內部核磁共振假彩色影像。，(a)葉芽（綠株期），(b)葉芽（綠株期），(c)花芽（休眠期），(d)花芽（休眠期）。

4.2 金花石蒜鱗莖內部電腦斷層掃描影像

4.2.1 電腦斷層影像轉換與顯示

由 3.3.3 節的 CT 影像轉換流程圖，使用初始轉換參數 (Window level/ Window width = 400/ 2000)與最終轉換參數 (Window level/ Window width = 平均值/ 兩倍標準差)的轉換 BMP 三視圖分別如圖 4-12 與圖 4-13，明顯看出，最終轉換影像較初始轉換影像對比度為高。

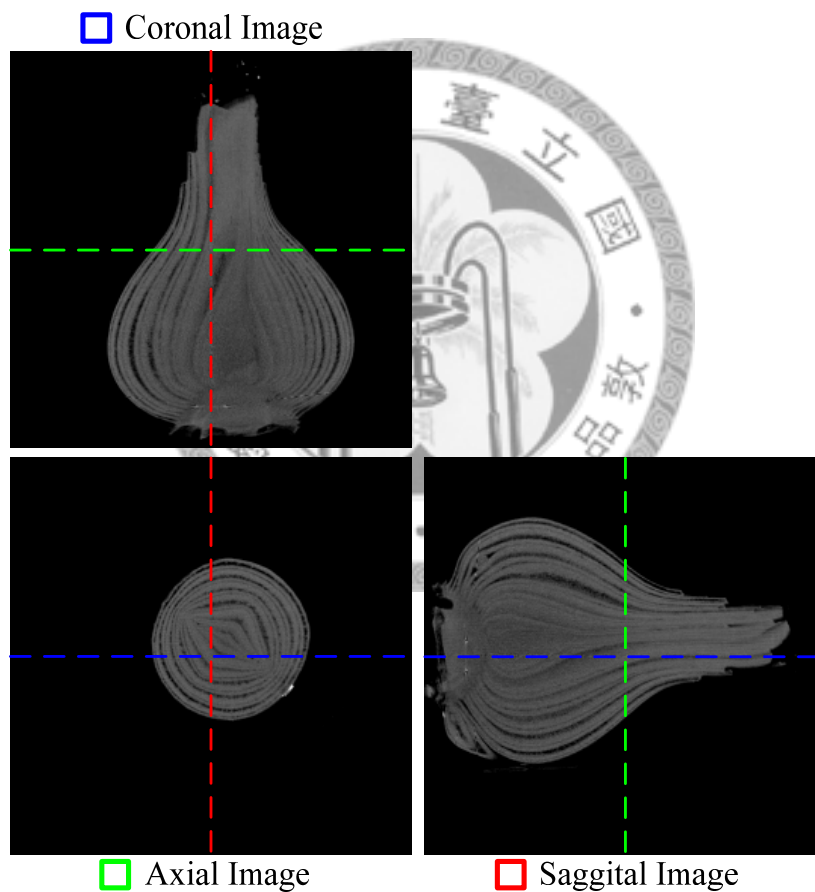


圖 4-12 初始 CT 影像轉換影像三視圖。

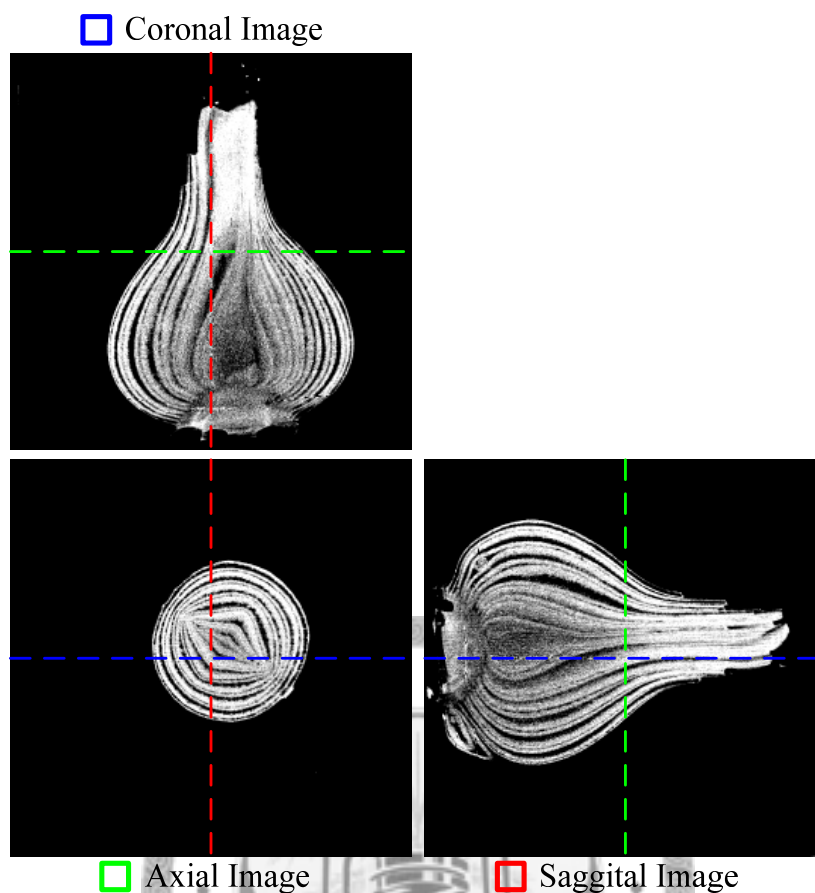


圖 4-13 最終 CT 轉換影像三視圖。

本研究總共分析了 41 株金花石蒜鱗莖，取其各軸向最厚切面代表整株金花石蒜鱗莖，結果如表 4-2。此 41 株金花石蒜鱗莖 CT 值平均值為-42.27 HU，標準差為 151.26 HU，最大值為 508 HU，最小值則為-1352 HU。

表 4-2 41 株金花石蒜鱗莖 CT 值分析結果。

Experiment date	Mark	ROI pixels	Average	Standard deviation	Max	Min
2009/12/24	plant 2	125483	-160.05	229.20	294	-1074
2009/12/30	plant 3	70831	-284.04	308.32	283	-1108
2009/12/30	plant 4	85484	-96.77	214.42	297	-1028
2010/1/6	plant 5	75455	-73.59	159.62	306	-1128
2010/1/6	plant 6	75143	-45.27	95.49	285	-959

2010/1/20	plant 7	96236	-41.47	138.26	356	-1009
2010/1/20	plant 8	96238	-193.85	274.21	341	-1097
2010/1/27	plant9	125587	-140.22	231.74	450	-1118
2010/1/27	plant10	107565	-171.26	264.06	398	-1162
2010/1/27	plant11	90904	-294.49	321.89	289	-1261
2010/2/3	plant12	90428	-6.97	107.04	331	-787
2010/2/3	plant13	138509	-94.82	232.33	387	-1146
2010/2/3	plant14	119679	-283.24	380.79	452	-1352
2010/2/24	plant15	70608	-32.77	152.89	508	-916
2010/2/24	plant16	31560	55.04	121.92	317	-828
2010/2/24	plant17	65986	6.73	119.22	411	-677
2010/3/3	plant18	85397	11.91	111.34	377	-786
2010/3/3	plant19	75433	-6.26	136.23	354	-820
2010/3/3	plant20	80206	-6.79	113.43	314	-887
2010/3/10	plant21	85471	18.14	118.30	426	-801
2010/3/10	plant22	61589	22.99	131.59	441	-858
2010/3/10	plant23	61593	-4.00	140.03	337	-827
2010/3/17	plant24	90529	21.91	92.53	332	-519
2010/3/17	plant25	65970	13.82	111.89	309	-696
2010/3/23	plant26	65765	9.93	82.46	289	-567
2010/3/23	plant28	75301	-21.39	137.46	324	-892
2010/3/30	plant29	57290	43.65	103.29	324	-772
2010/3/30	plant30	57330	63.92	82.85	300	-757
2010/3/30	plant31	96041	-10.73	131.61	371	-854
2010/4/13	plant26	80170	28.72	96.10	355	-622
2010/4/13	plant27	61554	12.01	140.51	306	-991
2010/4/13	plant28	80275	-24.19	143.76	330	-879
2010/4/27	plant32	144794	-2.20	111.40	432	-580
2010/4/27	plant33	95775	13.79	84.46	309	-637
2010/4/27	plant34	101614	-24.39	113.91	351	-748
2010/5/4	plant35	119182	-13.07	113.65	339	-971
2010/5/4	plant36	158692	-16.28	130.79	388	-860
2010/5/4	plant37	125328	10.54	107.82	382	-619
2010/5/11	bulb 63	107125	-7.45	100.77	226	-687
2010/5/11	bulb 96	90507	-12.63	110.03	311	-1024
2010/5/11	bulb 125	101502	1.72	104.13	345	-759

4.2.2 電腦斷層掃描影像的切面校正

雖然由三視圖可以觀察三正交方向之切面影像，但觀察後發現，由於電腦斷層掃描於實驗開始後，無法像核磁共振掃描儀一樣，選擇切面方向與角度，因此，會無法獲得所希望的切面位置，為了解決此問題，因此，將利用人工校正的方式，可以在選定的軸向、矢向與冠向三切面方向做旋轉，並將所有此方向的影像，依此旋轉做切面校正，圖 4-14 即為圖 4-13 切面校正後的三視圖，可以發現，圖 4-13 的冠向切面中柱部分不甚明顯，經由切面校正後，圖 4-14 即將中柱部分清楚呈現。

由於後續影像對位與融合時，MRI 實驗可在實驗當下即可選擇任意方向切面，但 CT 實驗卻只能獲得軸向切面，對於影像對位與融合上，會出現兩者影像位置差異，因此，利用此切面校正，可以讓 MRI 影像與 CT 影像切面位置差異降低，對於後續的影像對位與融合上，有很大的助益，也讓使用者方便於觀察 CT 影像各方向的金花石蒜鱗莖內部結構。

4.2.3 電腦斷層掃描影像分析軟體

本研究自行開發的電腦斷層掃描影像分析軟體外觀如圖 4-15 與 4-16，其功能如下：

1. 單張或批次將 DICOM 影像轉換為 BMP 影像。
2. 自動選取轉換 CT 值範圍。
3. 讀入序列軸向 BMP 影像，以三視圖顯示。
4. 可於三視圖中任意切面旋轉，並改變序列軸向 BMP 影像視角。
5. 測量影像內容正確長度。

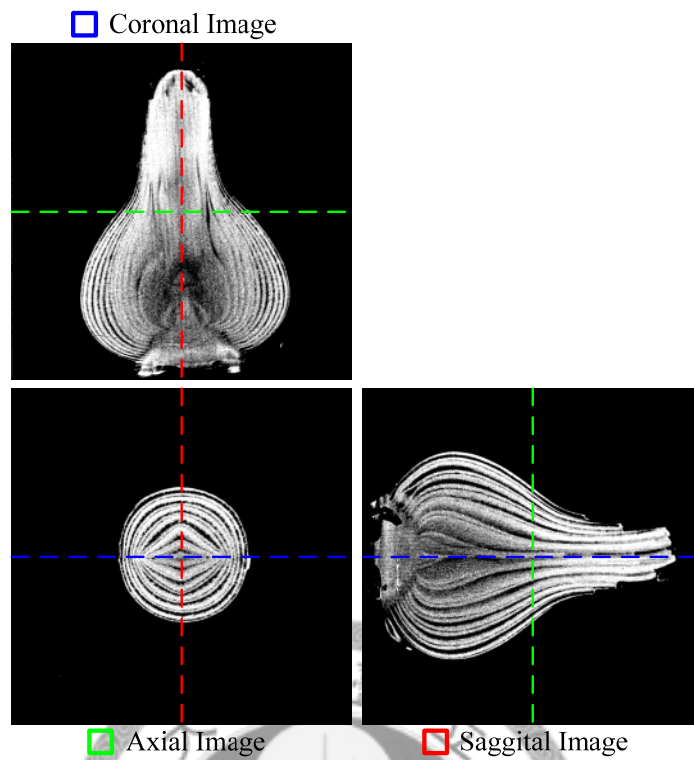


圖 4-14 切面校正後 CT 影像三視圖。

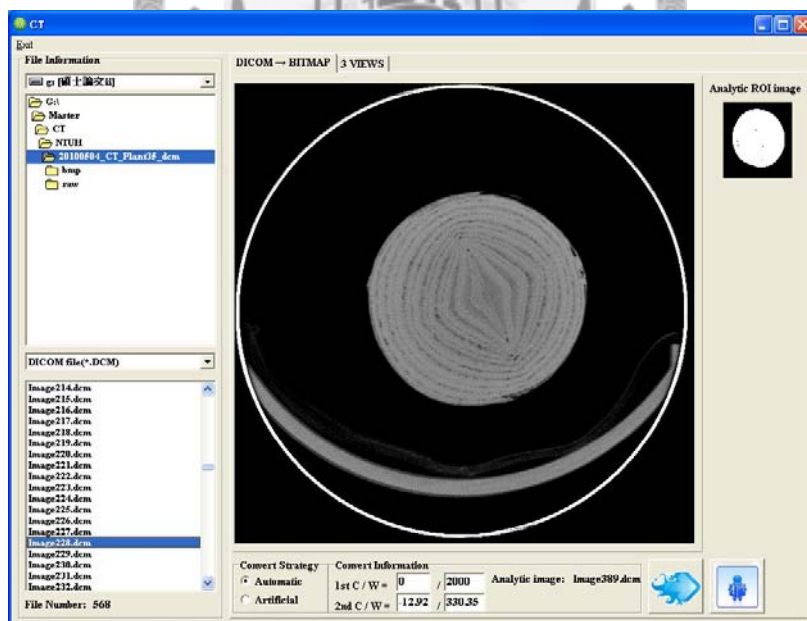


圖 4-15 電腦斷層掃描影像分析軟體外觀圖 (1)。

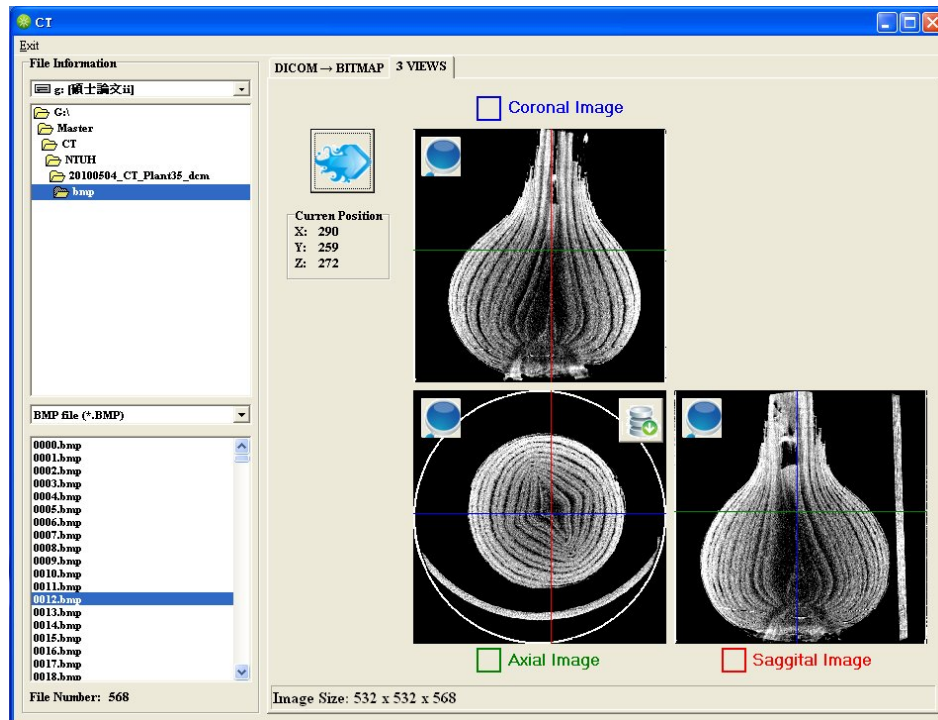


圖 4-16 電腦斷層掃描影像分析軟體外觀圖 (2)。

4.3 影像對位與融合

利用 3.4 所開發之影像對位與融合演算法，主要將金花石蒜鱗莖矢向與冠向的 MRI 與 CT 影像做影像對位，可將金花石蒜鱗莖 MRI 影像重新定位，並與 CT 影像融合，其中一株金花石蒜鱗莖矢向切面的影像對位示意圖如圖 4-15。

對位之 CT 與 MRI 影像組為利用人為選取的方式，MRI 影像由於擁有可以在任意方向成像的優點，在實驗時，即可準確的對中央的矢向與冠向切面成像。而 CT 影像則是利用校正後的影像，與 MRI 影像相同，取其中間的矢向與冠向切面做為對位的影像。

4.3.1 影像對位

影像對位主要利用轉換函式 (式 3.20)轉換測試影像 (MRI 影像)，並計算其與參考影像 (CT 影像)的匹配程度 (式 3.21)，轉換函式參數範圍與變動間距初始設定如表 4-3，此轉換函式參數範圍設定，為經由觀察初始化轉換後的二值化影像決定。由於 Hotelling 轉換後，兩影像已初步對位，因此，可縮小參數設定範圍，進而減少電腦運算時間。而順序式排名法則取前 10 名做為下一個參數範圍的初始值。

表 4-3 轉換函式範圍與變動間距初始設定。

	h (pixels)	k (pixels)	s	θ (degree)
Range	± 10	± 50	± 0.1	± 5
Interval	1	1	0.01	0.5

矢向、冠向與花芽形成之切面影像，影像對位之結果分別為 4-4、4-5 與 4-6。其中矢向共有 21 株，平均匹配比率為 88.12%，平均花費時間為 24.81 s，冠向則共有 16 株，平均匹配比率為 87.34%，平均花費時間為 24.81 s，而確定內部有花芽的切面影像對位總共有 4 株，其平均匹配率為 86.62%，平均花費時間為 19.63 s。

由此三種切面結果來看，初始轉換時，其矢向、冠向與花芽切面初始尺度變換值平均分別為 1.26、1.25 與 1.26。利用兩影像空間解析度 (式 4.1)計算出尺度變換值為 1.29，與上述最厚處所計算出的尺度變換值，兩種差異不大，因此，如能將此演算法之初始尺度利用空間解析度方法算出，將可減少運算時間。且可發現，最佳轉換函數參數的尺度變換 s 皆為 1，代表經由初始尺度變換後，尺度變換參數已達最佳參數，如果需要加快運算的速度，利用此演算法，可捨去後續的尺度變換參數轉換。

$$s_{\text{spatial resolution}} = \frac{\varphi_{MRI}}{\varphi_{CT}} \quad (4.1)$$

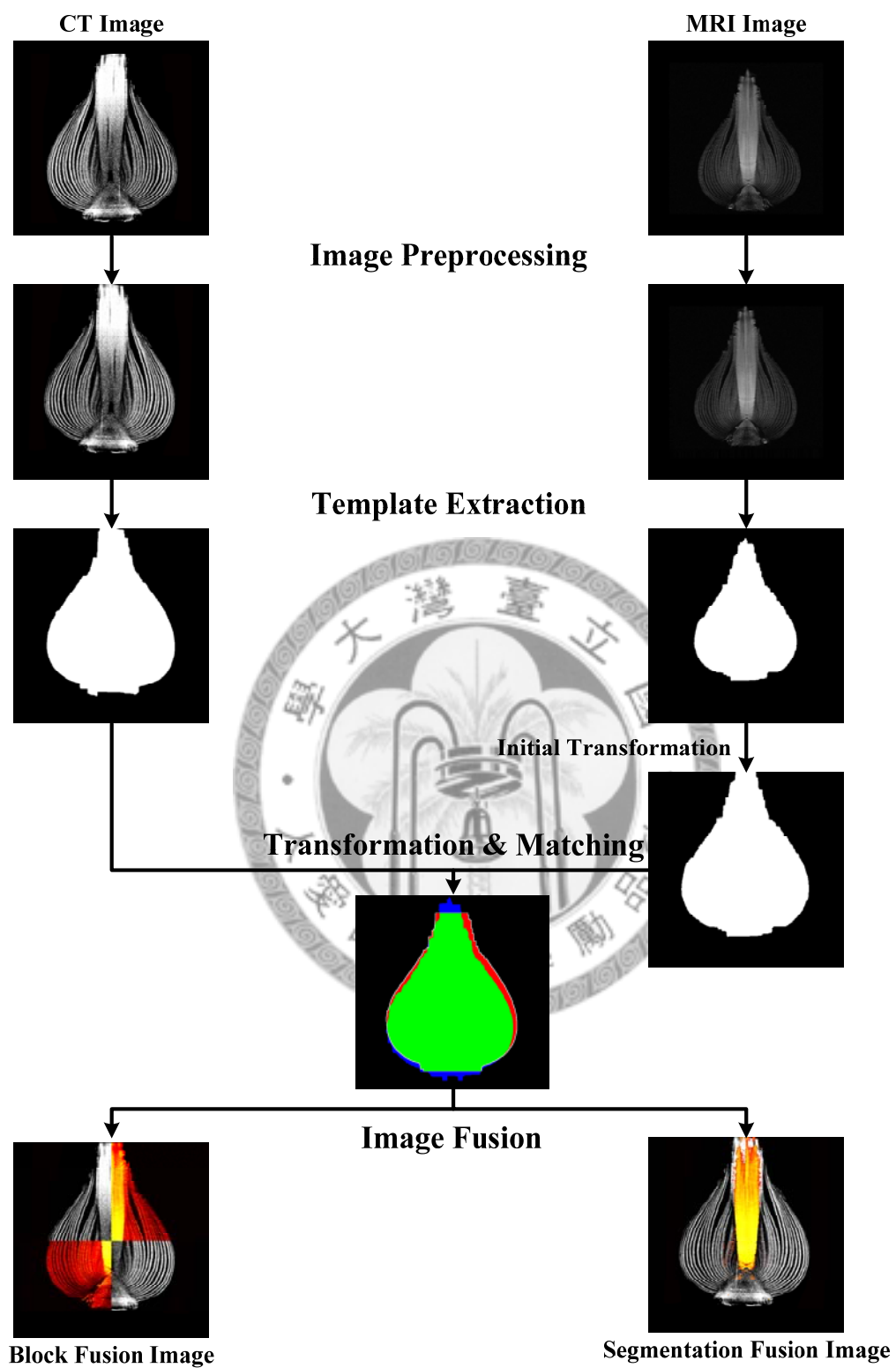


圖 4-17 影像對位與融合示意圖。

表 4-4 金花石蒜鱗莖矢向切面影像對位之結果。

Number	$s_{initial}$	$k_{initial}$	h	k	s	θ	Overlay rate (%)	Duration time (sec)
No. 1	1.28	12	1	9	1	0	81.90	23.94
No. 2	1.24	2	-2	-1	1	-1	91.57	25.41
No. 3	1.26	-14	-2	15	1	-1	86.41	26.80
No. 4	1.28	-15	-2	20	1	0	92.17	22.61
No. 5	1.35	-6	-2	16	1	0	95.23	24.45
No. 6	1.28	13	-2	-8	1	0	92.82	24.80
No. 7	1.22	-27	-3	20	1	0	83.73	24.04
No. 8	1.24	-13	0	17	1	0	90.78	26.70
No. 9	1.28	-1	-2	23	1	2	79.35	19.16
No. 10	1.25	-6	-2	2	1	1	88.34	18.56
No. 11	1.26	-27	-1	25	1	0	86.13	27.05
No. 12	1.24	1	-3	-2	1	2	90.28	23.33
No. 13	1.21	-7	-2	4	1	0	88.46	27.42
No. 14	1.28	-35	-3	41	1	2	89.58	32.56
No. 15	1.27	-17	-3	20	1	2	89.70	24.04
No. 16	1.27	-14	-1	13	1	0	91.80	20.02
No. 17	1.24	-2	-1	5	1	1	86.54	34.27
No. 18	1.23	-14	-2	21	1	-1	84.73	19.33
No. 19	1.26	-17	-1	20	1	-5	91.81	19.75
No. 20	1.21	-6	-1	0	1	0	80.64	20.30
No. 21	1.26	-24	-1	25	1	1	88.65	36.39
Average	1.26						88.12	24.81
Standard deviation	0.03						4.22	4.91

表 4-5 金花石蒜鱗莖冠向切面影像對位之結果。

Number	$s_{initial}$	$k_{initial}$	h	k	s	θ	Overlay rate (%)	Duration time (sec)
No. 1	1.24	17	-2	7	1	3	83.42	26.91
No. 2	1.25	17	-3	3	1	-3	88.76	20.41
No. 3	1.23	-13	-1	17	1	0	71.42	24.03
No. 4	1.27	-20	-2	25	1	-1	87.15	18.64
No. 5	1.26	-8	-4	9	1	0	91.36	26.84
No. 6	1.26	-4	-4	4	1	-1	88.26	18.48
No. 7	1.25	-2	-3	11	1	2	90.31	20.52
No. 8	1.24	-33	0	36	1	0	88.53	26.75
No. 9	1.27	-23	-1	30	1	2	87.44	27.63
No. 10	1.17	-33	-3	27	1	0	82.79	32.38
No. 11	1.26	-17	-2	18	1	0	91.79	28.81
No. 12	1.23	-7	-3	7	1	0	90.07	24.72
No. 13	1.26	-16	-1	16	1	1	88.97	19.59
No. 14	1.27	-13	-3	13	1	5	92.13	30.69
No. 15	1.24	-21	-2	24	1	0	85.59	29.83
No. 16	1.26	-14	-1	15	1	0	89.46	20.78
Average	1.25						87.34	24.81
Standard deviation	0.02						5.03	4.57

表 4-6 金花石蒜鱗莖花芽切面影像對位之結果。

Number	$s_{initial}$	$k_{initial}$	h	k	s	θ	Overlay rate (%)	Duration time (sec)
No. 1	1.28	14	-1	14	1	-5	84.88	19.80
No. 2	1.25	5	0	-9	1	-4	87.97	18.98
No. 3	1.25	57	-2	-37	1	0	85.65	19.73
No. 4	1.25	5	0	-9	1	-4	87.97	18.91
Average	1.26						86.62	19.63
Standard deviation	0.02						1.59	0.48

4.3.2 影像融合

由影像對位求出最佳的轉移函數參數後，將 MRI 影像依此最佳轉移函數參數重新轉換，矢向切面對位與融合結果如圖 4-18、圖 4-19 與圖 4-20，冠向切面結果圖如圖 4-21、圖 4-22 與 4-23，而花芽切面則為圖 4-24，總共有 41 組對位與融合影像。

由棋盤式融合圖可以明顯看出影像對位之效果，其中，有 36 組影像完整接合邊緣，可以繼續進行其他的融合方式，而沒有完整接合邊緣的影像，矢向切面為 No. 18，冠向切面為 No. 1、No. 9 與 No. 10，花芽則為 No. 4，但差異不大，可再經由人工微調對位。由此可知，此影像對位與融合演算法，針對金花石蒜鱗莖的矢向與冠向切面有好的效果。

由棋盤式融合圖已可得知，其對位效果良好，而由影像又得知 MRI 影像於中央部分的影像對比較 CT 影像為佳，而 CT 影像則較能顯示鱗莖的外層部分，因此，也利用兩者的優點，利用 MRI 的假彩色影像與 CT 影像融合，可看出大部分鱗莖，中央部分的 MRI 訊號較強，而邊緣較弱，融合於 CT 影像後，所產生的融合影像，可了解鱗莖何處的質子數較多，也可得知此鱗莖的外層層理構造。

4.3.3 影像對位與融合分析軟體

本研究自行開發的影像對位與融合分析軟體，其外觀如圖 4-25，有以下功能：

1. 自動影像對位。
2. 人工影像對位。
3. 四種影像融合方法：棋盤式、切割式、加權式，時間序列式。


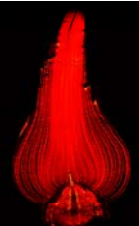
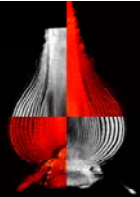


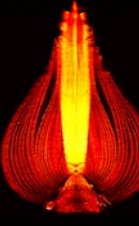
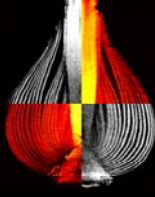
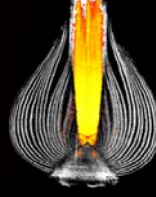

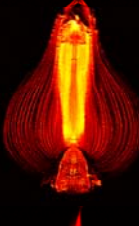
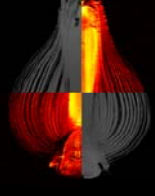
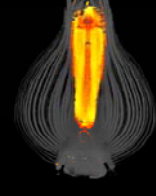

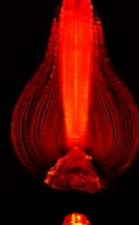




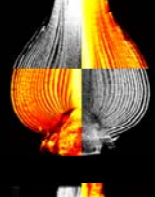
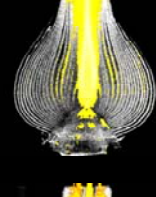


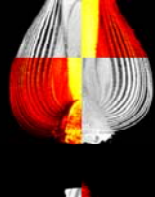


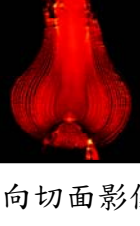
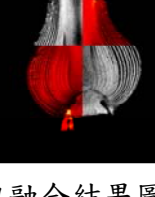
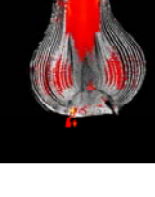
	CT image		MRI image		Block fusion image		Segmentation fusion image
No. 1							
No. 2							
No. 3							
No. 4							
No. 5							
No. 6							
No. 7							

圖 4-18 矢向切面影像對位與融合結果圖(1)。


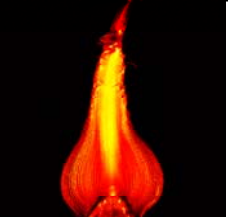
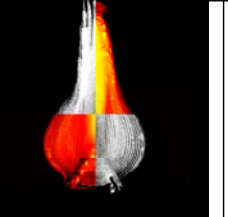



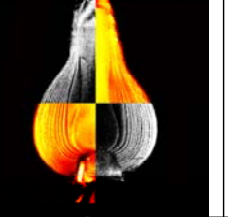
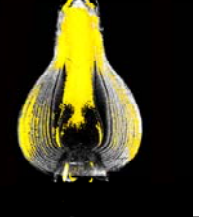
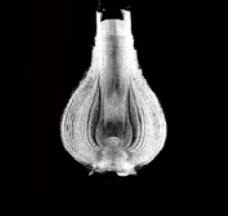

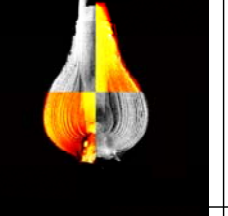
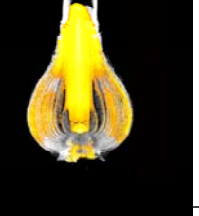
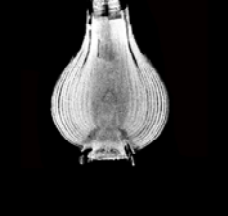
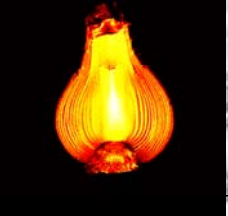
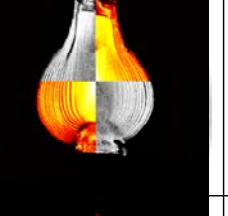
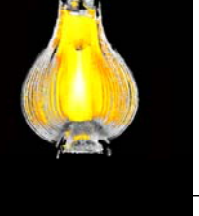


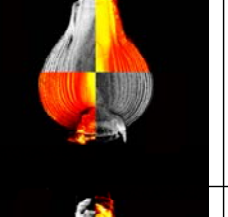


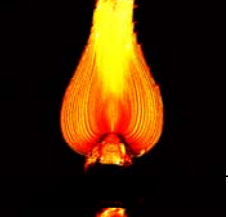
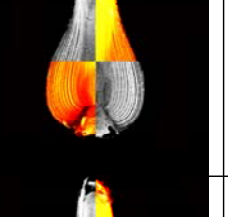

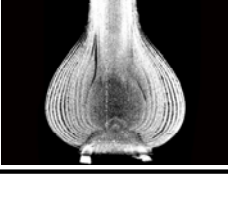
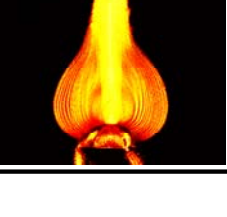

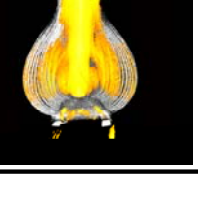
	CT image		MRI image		Block fusion image		Segmentation fusion image
No. 8							
No. 9							
No. 10							
No. 11							
No. 12							
No. 13							
No. 14							

圖 4-19 矢向切面影像對位與融合結果圖(2)。



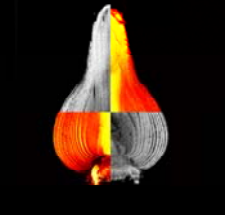
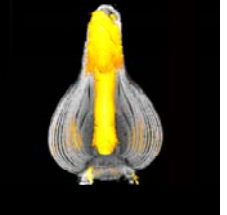
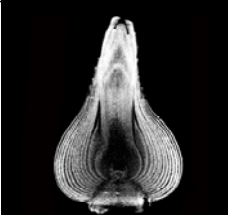

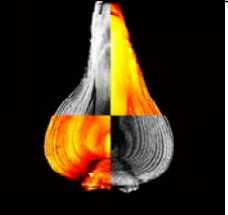



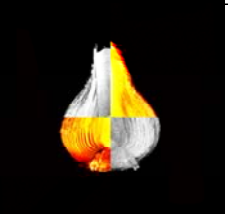
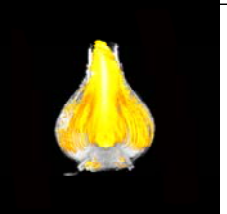


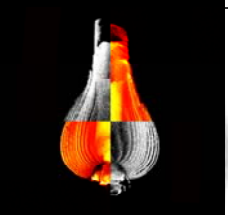
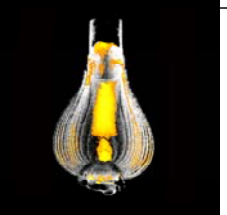

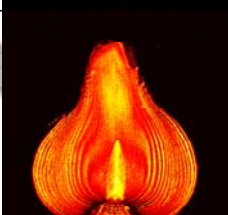
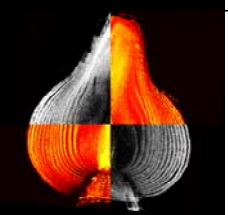

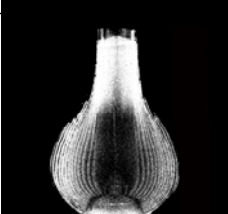

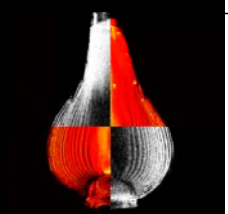
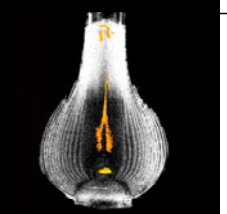


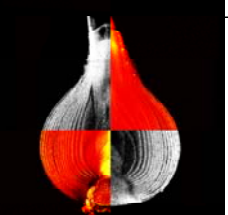

	CT image		MRI image		Block fusion image		Segmentation fusion image
No. 15							
No. 16							
No. 17							
No. 18							
No. 19							
No. 20							
No. 21							

圖 4-20 矢向切面影像對位與融合結果圖(3)。

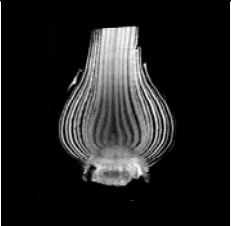
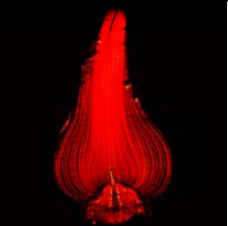
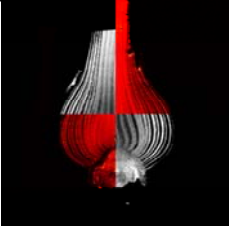
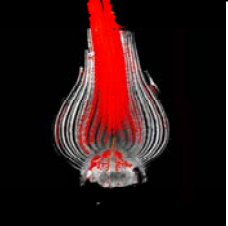

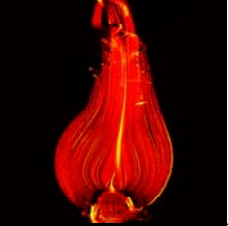

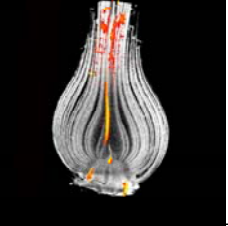
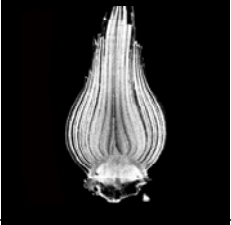
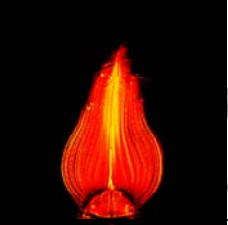


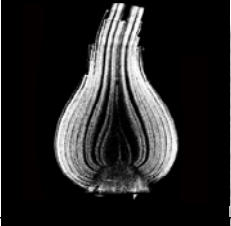
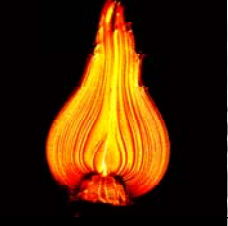
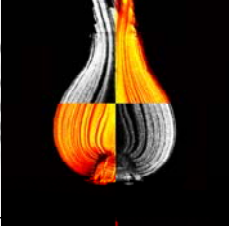

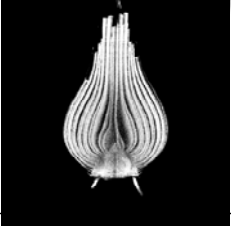

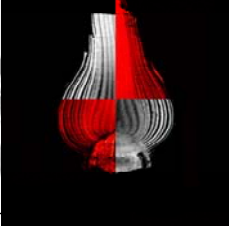

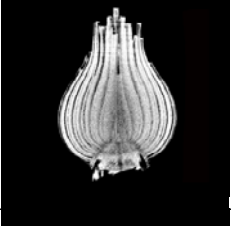

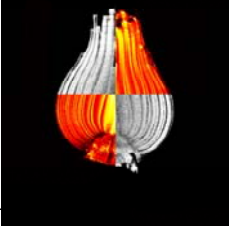

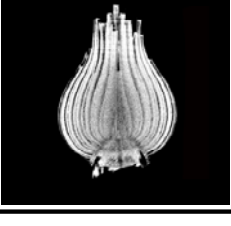
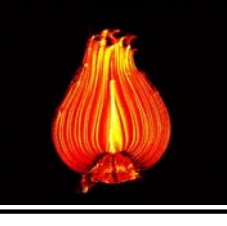
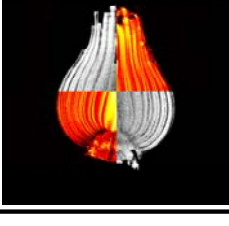

	CT image		MRI image		Block fusion image		Segmentation fusion image
No. 1							
No. 2							
No. 3							
No. 4							
No. 5							
No. 6							
No. 7							

圖 4-21 冠向切面影像對位與融合結果圖(1)。



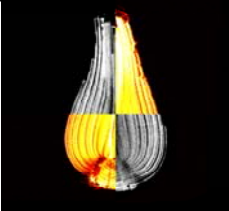
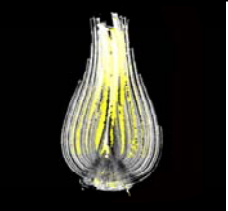
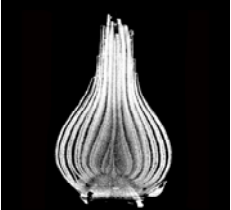
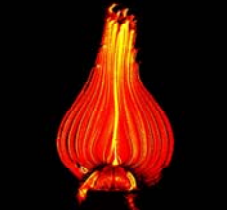
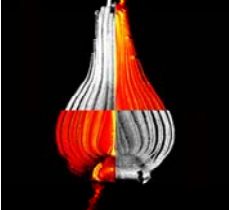



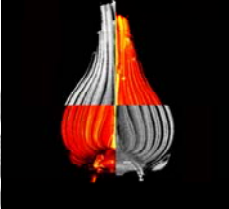

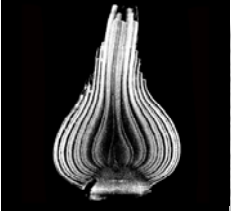
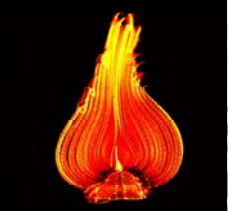
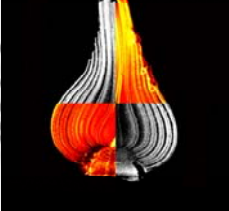

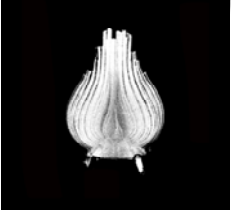

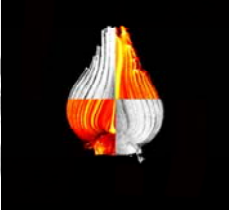
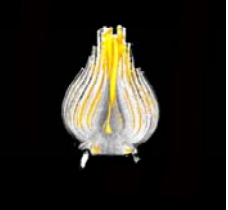

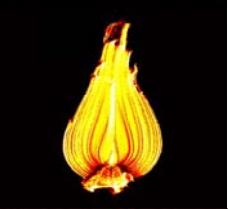
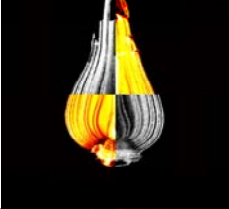

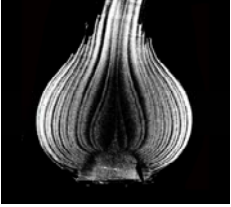
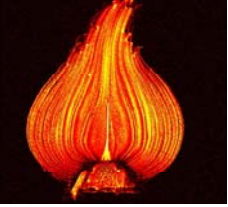
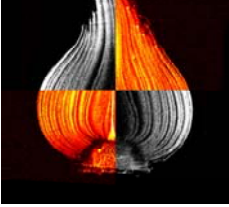

	CT image		MRI image		Block fusion image		Segmentation fusion image
No. 8							
No. 9							
No. 10							
No. 11							
No. 12							
No. 13							
No. 14							

圖 4-22 冠向切面影像對位與融合結果圖(2)。

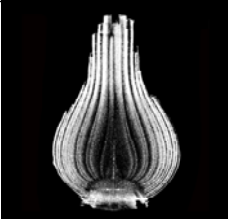

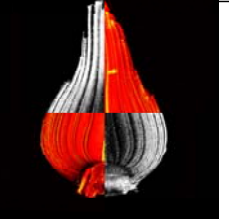
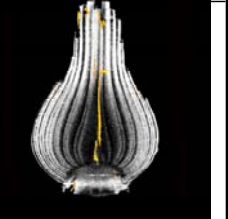


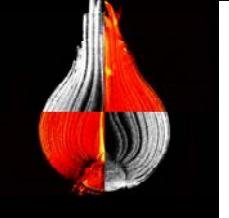
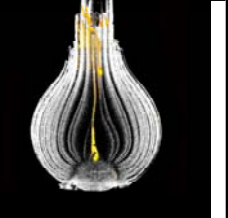
	CT image	MRI image	Block fusion image	Segmentation fusion image
No. 13				
No. 14				

圖 4-23 冠向切面影像對位與融合結果圖(3)。

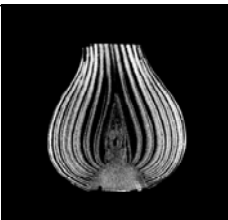
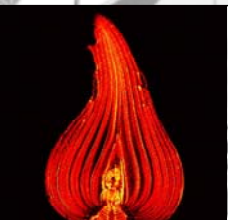
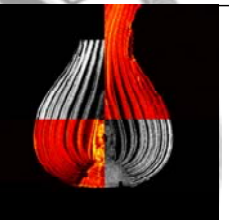
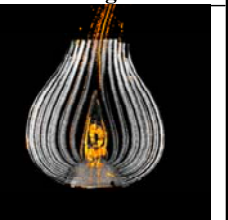


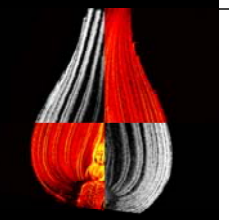



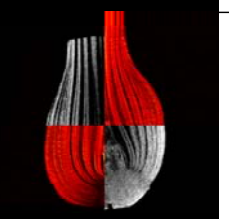
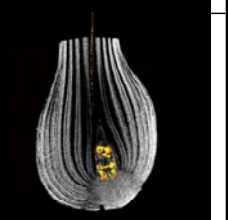


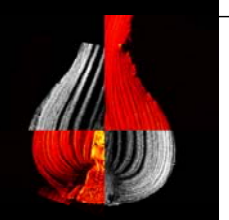
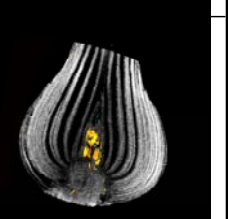
	CT image	MRI image	Block fusion image	Segmentation fusion image
No. 1				
No. 2				
No. 3				
No. 4				

圖 4-24 花芽切面影像對位與融合結果圖。

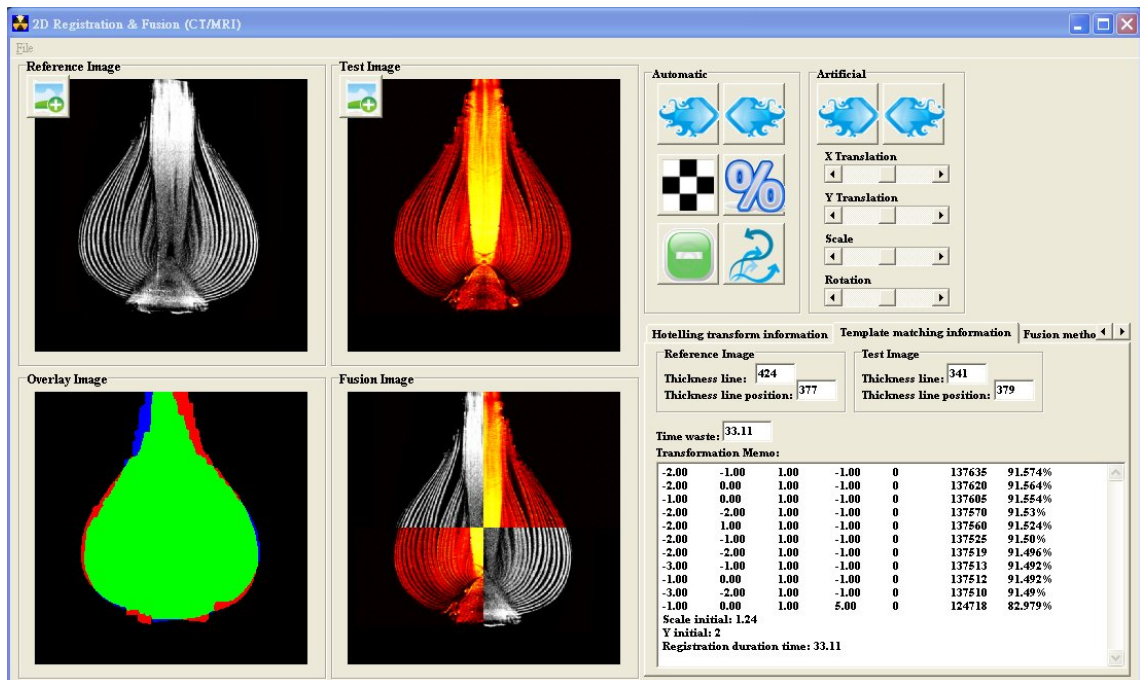


圖 4-25 影像對位與融合軟體外觀圖。

4.4 金花石蒜鱗莖

4.4.1 鱗莖內部結構

金花石蒜鱗莖於五月後，漸漸進入休眠期，此時，鱗莖外觀沒有任何變化，因此，無法得知鱗莖內部的結構變化，也無法得知內部為花芽或是葉芽，如需要利用一些環境變因調控鱗莖之生長，因無法得知其內部的狀況，因此，僅能用破壞性的方式，但此方式會將鱗莖破壞，無法得知其連續性的生長。因此可利用非破壞性的 MRI 與 CT 切面影像觀察其內部結構，進而了解處理時的鱗莖內部狀況，如能解開花芽的生長機制，也能幫助金花石蒜切花量的成長，增加此產業的競爭力。

於休眠期時，花芽與葉芽內部結構之異同，如圖 4-26。其葉芽與花芽最大的差異於中心部分，圖 4-26 (b)的葉芽鱗莖，中心部分有葉片彼此包覆，而圖 4-26 (a)的花芽鱗莖，中心部分則是有小花存在，且包覆於大花苞中，兩種鱗莖皆有鱗片與短縮莖軸的結構。

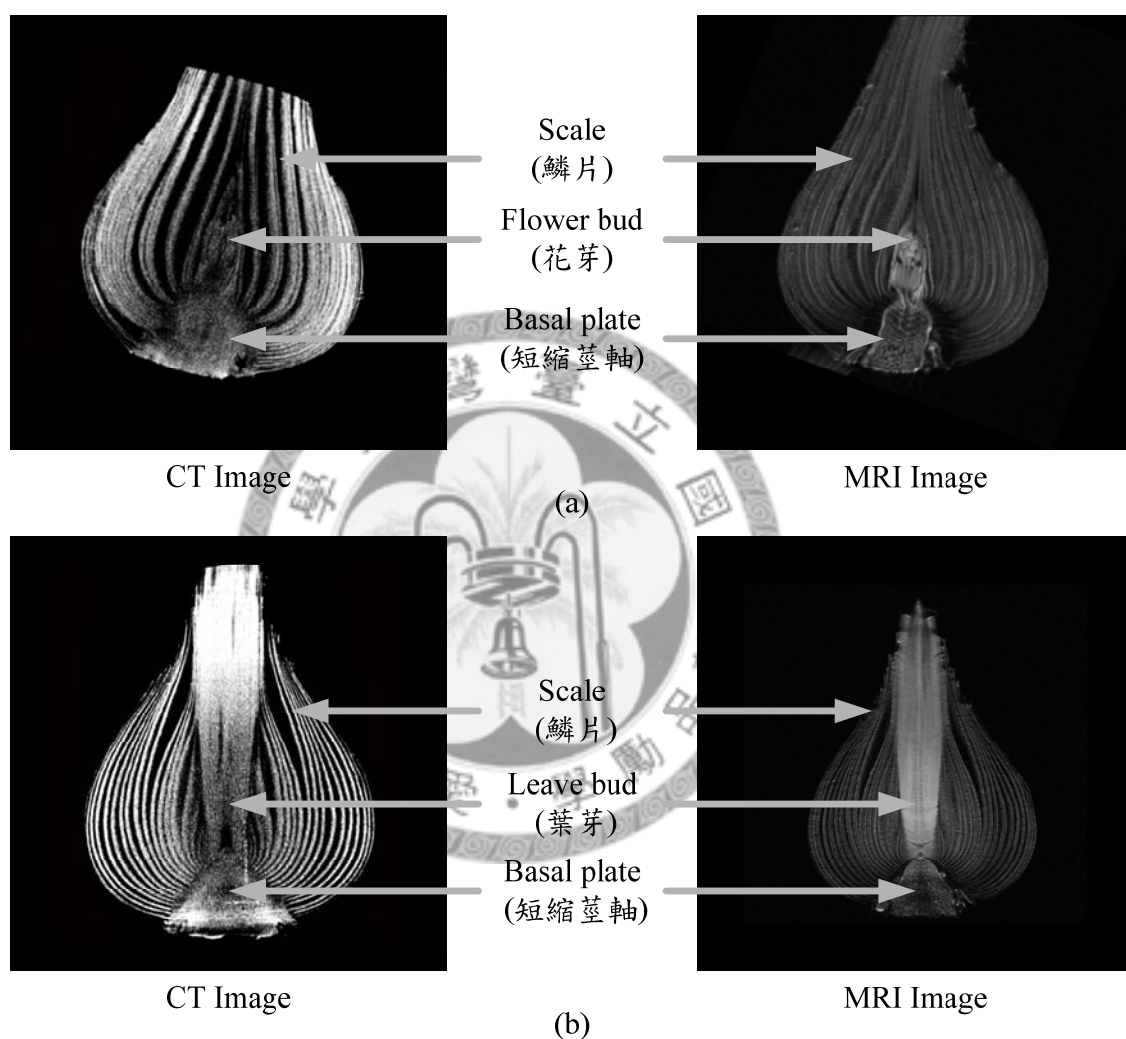


圖 4-26 金花石蒜非破壞性影像，(a)花芽花芽，(b)葉芽鱗莖。

由呂等人 (2003)中提及，鱗莖栽培一段時間後，當營養足夠時，在同一株鱗莖出現兩個葉芽，此現象稱之為分球，於 MRI 影像當中也有觀察到此結構，如圖 4-27，可以於軸向方向明顯看出有兩個葉芽存在於鱗莖當中，而冠向方向也清楚顯示此兩葉芽之高度。

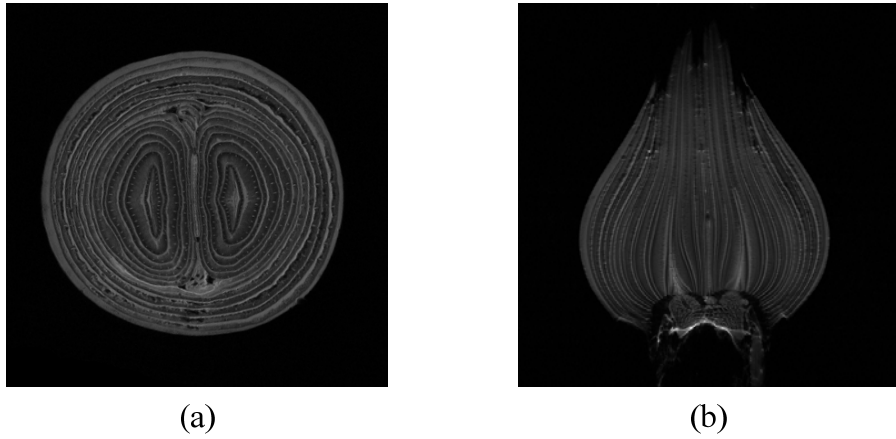


圖 4-27 雙葉芽鱗莖，(a)軸向切面，(b)冠向切面。

4.4.2 花芽成長趨勢

金花石蒜鱗莖的開花機制一直都是被關切的重點，於梁 (1992)之論文中提到溫度為金花石蒜鱗莖抽苔的因素之一，當花芽存在，且溫度突然下降，其花芽即會從鱗莖中抽出，因此本研究利用 MRI 影像分辨鱗莖是否有花芽，一發現花芽，即長期追蹤此鱗莖，並再給予溫度的改變，觀察內有花芽的鱗莖是否會因溫度的改變而有所變化。高度的測量是從短縮莖軸與莖的交會點至花苞的最高點，利用式 4.2，以像素點數 P_{MRI} 與 MRI 影像的空間解析度 ϕ_{MRI} 計算花芽實際長度 $L_{flower\ bud}$ ，並將第一天發現花芽的影像為參考影像，接續的實驗影像為測試影像，利用 4.3 的影像對位演算法顯示影像，重新定位，方便於觀察彼此之間之差異。

$$L_{flower\ bud} = \phi_{MRI} \times P_{MRI} \quad (4.2)$$

此實驗有兩組不同的溫度控制，發現花芽前，鱗莖皆種植於土壤當中，並放置於台大精密溫室當中。Bulb 1 於 MRI 實驗發現花芽後，將其連同土壤移至 19.5 °C 的溫度控制室中，發現其花芽在 5 天後抽苔，其花芽成長趨勢與溫度關係圖如圖 4-29，矢向與冠向切面為圖 4-30。

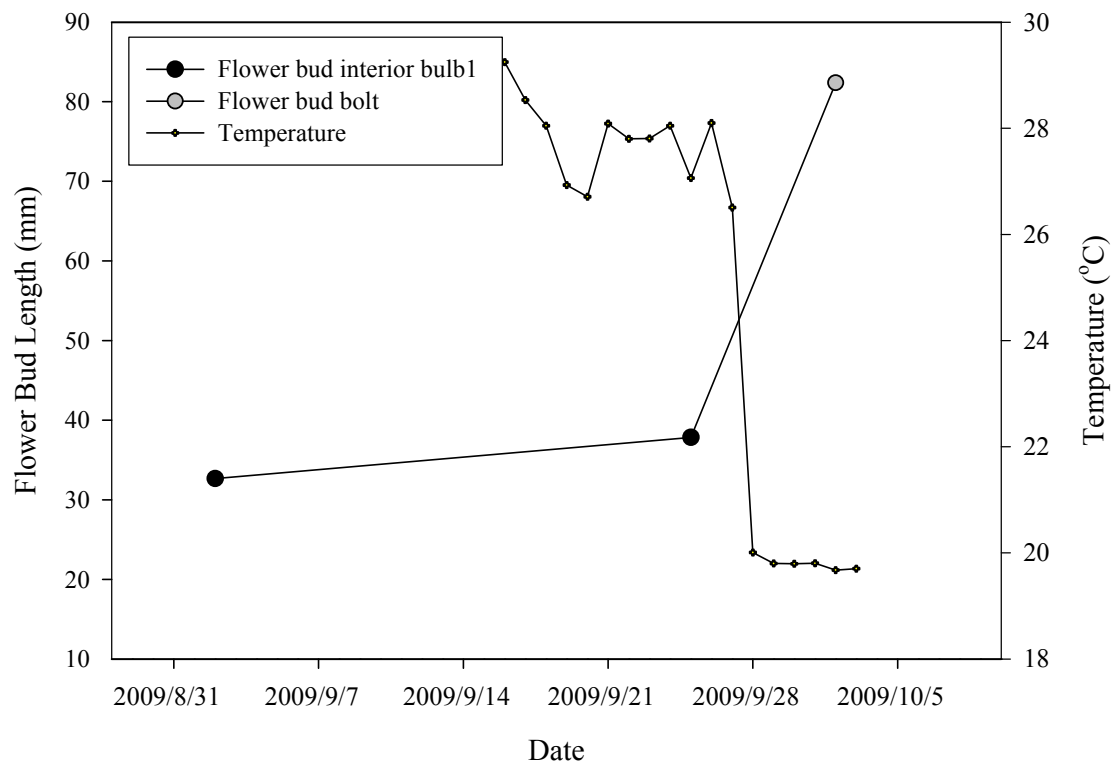
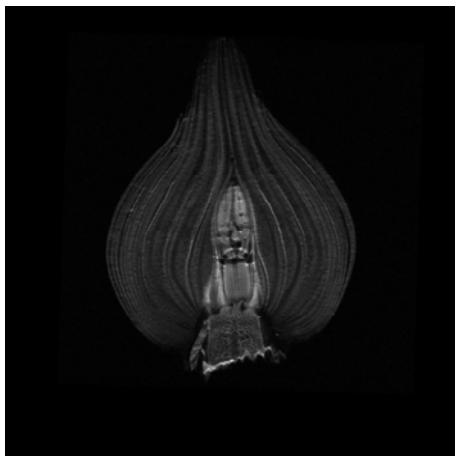


圖 4-28 Flower Bulb1 花芽成長趨勢與溫度關係圖。

Bulb 2 發現花芽後，無將其移至溫度控制室當中，繼續於台大精密溫室種植，直至抽苔，其花芽成長趨勢與溫度關係圖如圖 4-30，而實際影像如圖 4-32。Bulb 3 內部有雙花芽，也在發現花芽後，繼續放置於台大精密溫室當中，花芽成長趨勢與溫度關係圖如圖 4-31，實際影像如圖 4-33。台大精密溫室其溫度會隨著外界環境改變，因此溫度變化為自然發生，而非人為操作，Bulb 2 與 Bulb 3 在溫度從 28°C 下降至 23°C 後，花芽在鱗莖內部較高溫時成長速度加快，並快速抽苔。

由 Bulb 1、Bulb 2 與 Bulb3 可知，當金花石蒜鱗莖內部有花芽時，環境溫度如從高溫下降至低溫時，內部花芽成長速度會加快，並且抽苔。

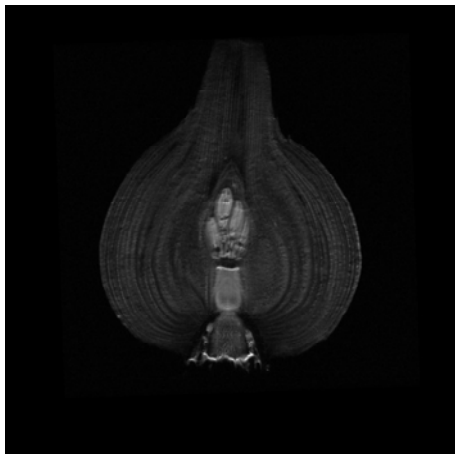


實驗日期：2009/9/2

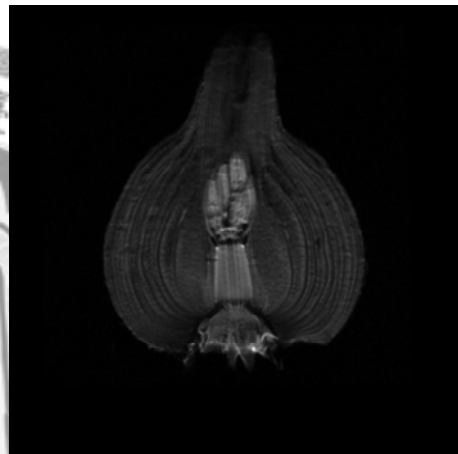


實驗日期：2009/9/25

(a)



實驗日期：2009/9/2



實驗日期：2009/9/25

(b)

圖 4-29 核磁共振影像 Bulb1 花芽影像，(a)冠向切面，(b)矢向切面。

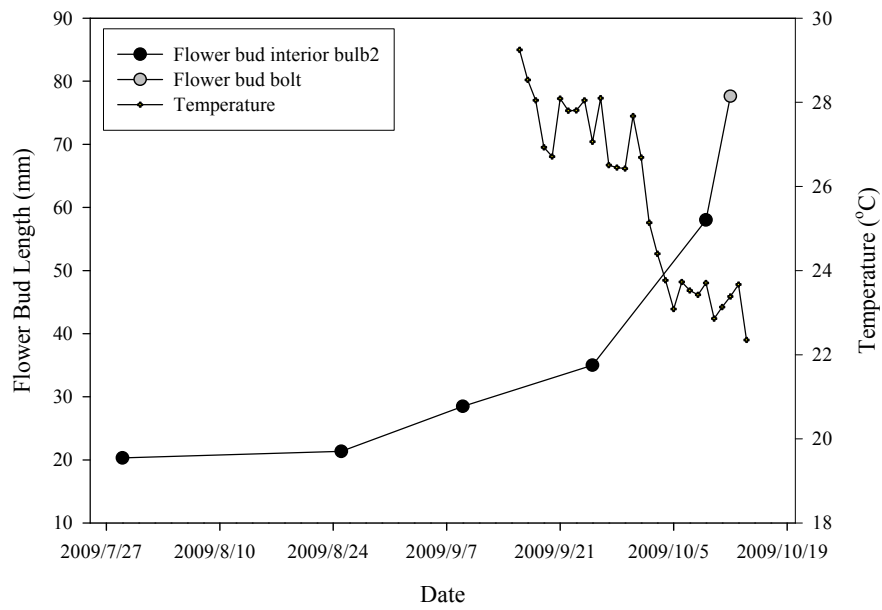


圖 4-30 Bulb2 花芽成長趨勢與溫度關係圖。

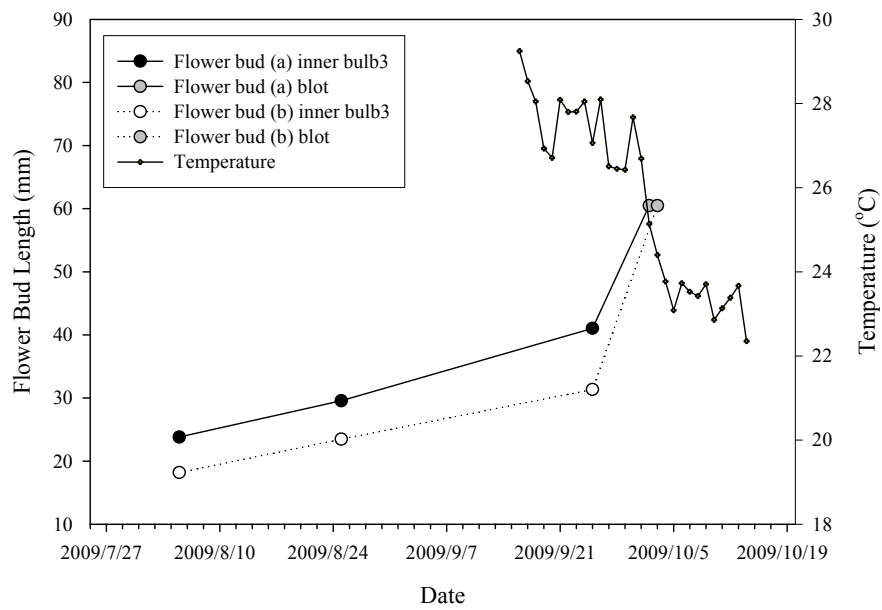
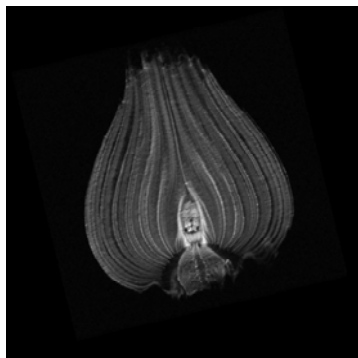
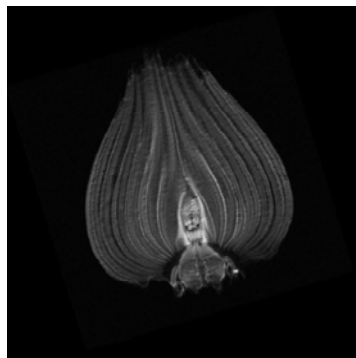


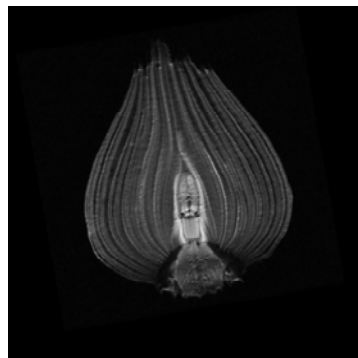
圖 4-31 Bulb3 花芽成長趨勢與溫度關係圖。



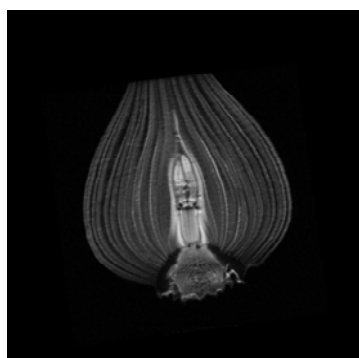
實驗日期：2009/7/29



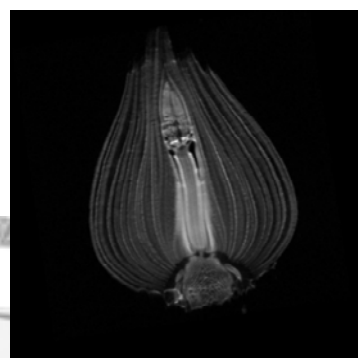
實驗日期：2009/8/5



實驗日期：2009/9/9



實驗日期：2009/9/25

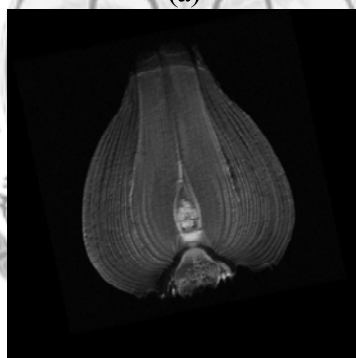


實驗日期：2009/10/9

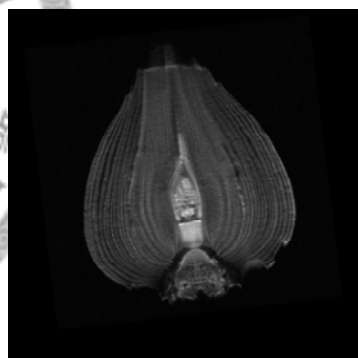
(a)



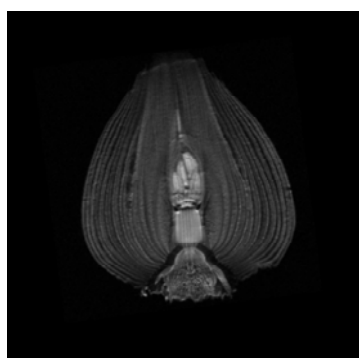
實驗日期：2009/7/29



實驗日期：2009/8/5



實驗日期：2009/9/9



實驗日期：2009/9/25



實驗日期：2009/10/9

(b)

圖 4-32 核磁共振影像 Bulb2 花芽影像，(a)冠向切面，(b)矢向切面。

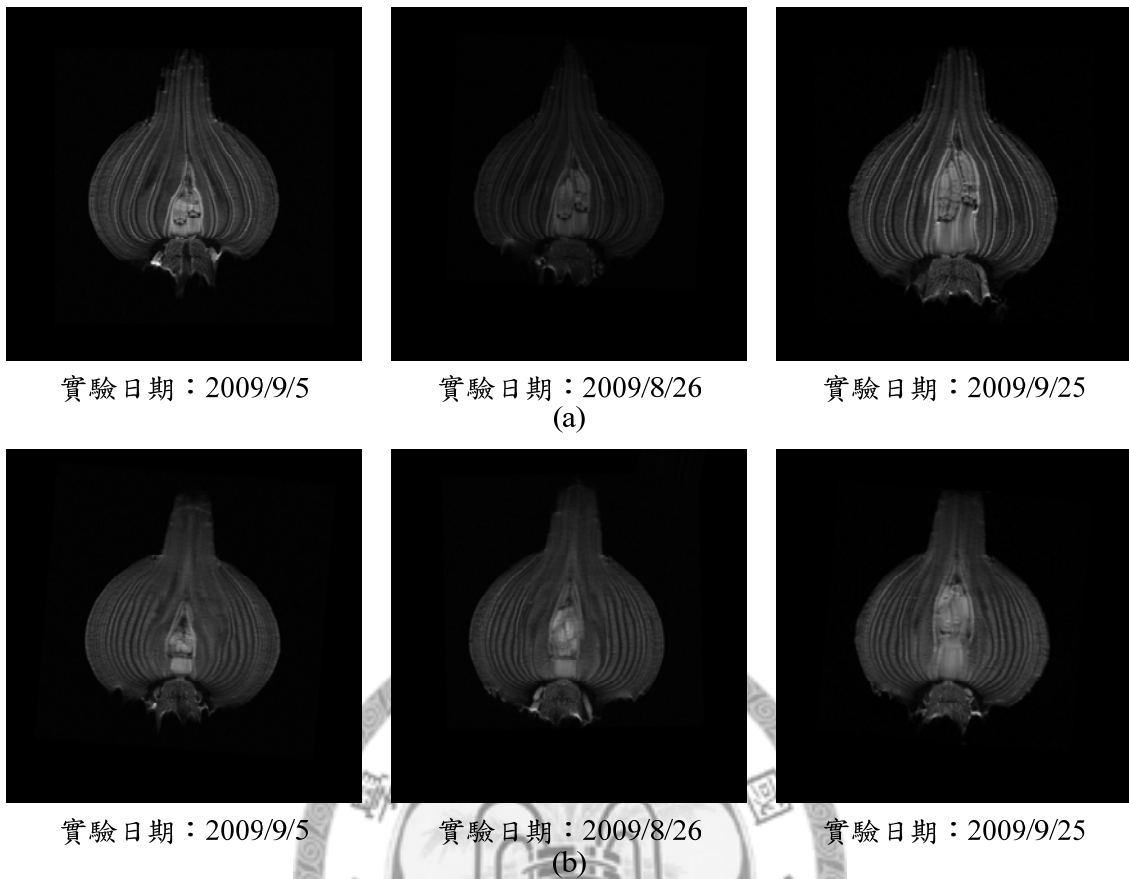


圖 4-33 核磁共振影像 Bulb3 花芽影像，(a)冠向切面，(b)矢向切面。

4.4.3 金花石蒜鱗莖葉芽乾燥實驗

金花石蒜於休眠時，其鱗莖不會有外觀之改變，而內部則會發生變化，因此，本研究設計一乾燥實驗，首先，將三株金花石蒜鱗莖最外層鱗片與根去除後，放置於 40℃ 的乾燥箱中，每日記錄其重量，並於固定時間進行核磁共振與電腦斷層掃描實驗，其重量數據與兩種儀器使用時間如表 4-7。

此實驗的核磁共振每次的掃描參數如表 4-8，利用 MSME 掃描序列，於一次掃描時，掃描六張冠向切面，圖 3-34 即為三株金花石蒜鱗莖的設定掃描範圍。而一株鱗莖總共需要要三次掃描，圖 4-35 即為 Bulb A 的 18 張掃描切面，又每一切

面在一重複時間 (T_R)會獲取 15 張衰減影像,如圖 4-36 即為 Bulb B 切面 9 (Slice 9) 的 15 張衰減影像。

獲取 18 張切面的 15 張衰減影像後,可利用式 3.17 計算此 18 張切面上所有像素的 T_2 值,並利用假彩色影像顯示其 T_2 影像,如圖 4-37 即為 Bulb B 切面 9 的 T_2 假彩色影像。

表 4-7 三株金花石蒜鱗莖置於 40°C 乾燥箱,每日重量變化。*代表核磁共振實驗,
#代表電腦斷層實驗。

測量日期	Bulb A 重量 (g)	Bulb B 重量 (g)	Bulb C 重量 (g)
2010/5/8*	53.38	44.46	59.49
2010/5/9	50.97	42.49	58.28
2010/5/10	49.72	41.43	57.5
2010/5/11 [#]	48.99	40.77	56.96
2010/5/13	47.57	39.42	55.94
2010/5/14	47.25	39.10	55.71
2010/5/15	47.31	38.76	55.32
2010/5/16	46.39	38.27	55.07
2010/5/17	46.09	37.97	54.83
2010/5/18 [#]	45.91	37.52	54.74
2010/5/19	45.63	37.49	54.46
2010/5/20	45.41	37.12	54.27
2010/5/21*	45.15	36.99	54.05
2010/5/22	44.78	36.69	53.64
2010/5/23	44.48	36.49	53.39
2010/5/24	44.25	36.33	53.04
2010/5/25 [#]	44.01	36.10	52.93
2010/5/26	43.73	35.92	52.41
2010/5/27	43.31	35.68	52.33
2010/5/28*	43.14	35.53	52.12
2010/6/1 [#]	42.50	35.61	51.88
2010/6/2	42.44	34.75	50.98
2010/6/3	42.17	34.53	50.65

2010/6/4*	42.05	34.45	50.53
2010/6/5	41.92	34.26	50.32
2010/6/6	41.57	34.12	50.11
2010/6/7	41.49	33.97	49.83
2010/6/8 [#]	41.26	33.70	49.52
2010/6/9	41.12	33.64	49.35
2010/6/10	40.99	33.50	49.16
2010/6/11*	40.81	33.41	48.98

表 4-8 乾燥實驗 MRI 掃描參數。

MRI Scan parameters	
Scan method	Multi-slice multi-echo
Scan direction	Coronal
Scan time	384 s
T _R	1500 ms
T _E	16 ms
Slice	6
Echo	15
Echo interval	16 ms
Slice thickness	1 mm
Image matrix	256 pixel×256 pixel
FOV	80 mm×80 mm

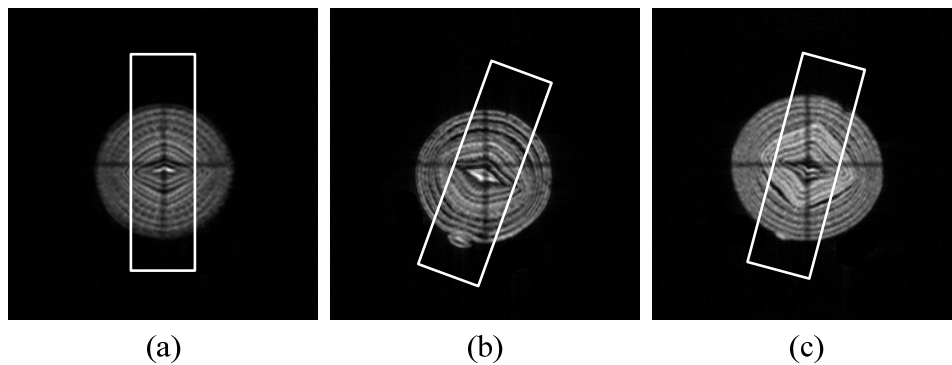


圖 4-34 MRI 乾燥實驗掃描範圍，(a) Bulb A，(b) Bulb B，(c) Bulb C。

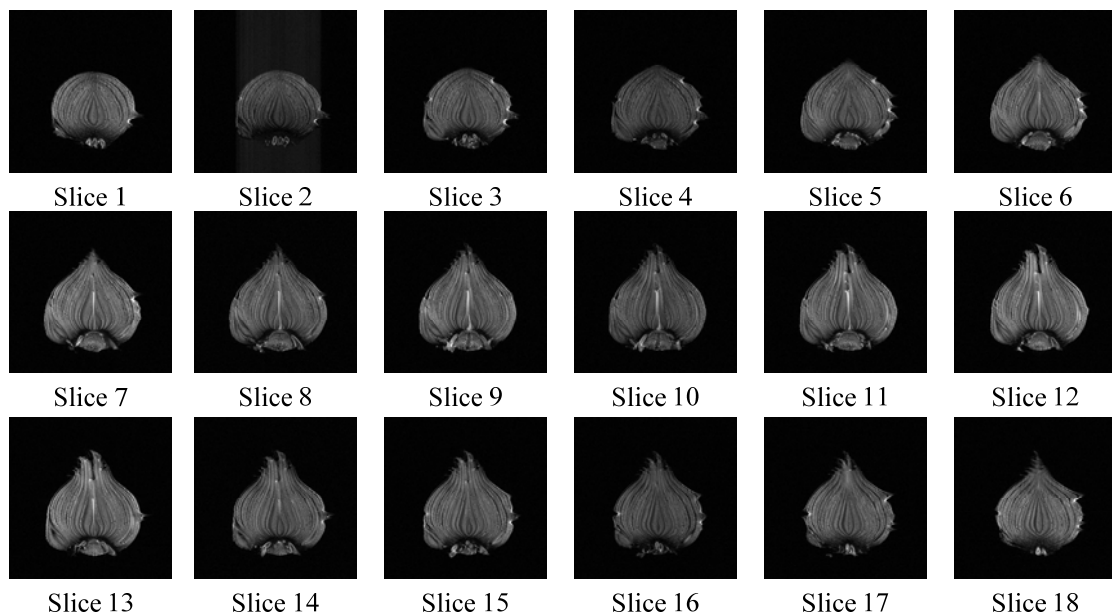


圖 4-35 Bulb B 的 18 張冠向切面影像。

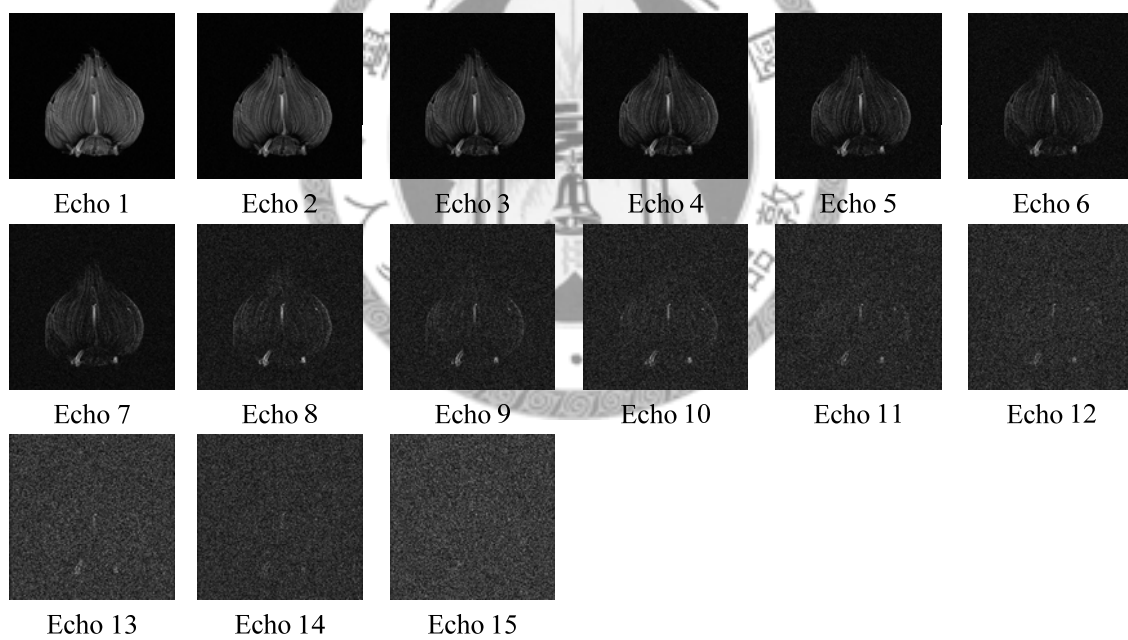


圖 4-36 Bulb B Slice 9 的 15 張衰減影像。

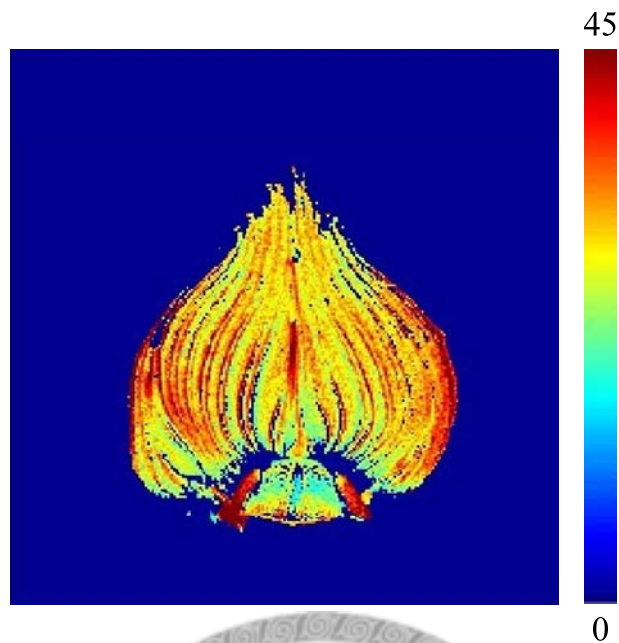


圖 4-37 Bulb B Slice 9 的 T_2 假彩色影像。

電腦斷層掃描之掃描參數如表 4-9，將整株金花蒜鱗莖的 CT 值分析，分析方法流程為，先將所有軸向 DICOM 影像檔轉換為 BMP 影像檔 (轉換中心 = 400 HU 轉換範圍 = 2000 HU) 後，將所有切面以 Otsu' 二值化法切割出分析範圍，分析整株的 CT 值平均值、標準差，最大值、最小值並畫出直方圖。

其中 Bulb A 於 2010/5/11 的直方圖如圖 4-38，發現其於 CT 值等於 0 時，數量很多，依其分布的趨勢不該如此，因此將 CT 值等於 0 的數量點利用內插的方式重新求出，又其 CT 值的範圍過廣，因此將 CT 值分析範圍介定於 -1500 HU 至 1000 HU，重新計算其平均值與標準差，並計算於此修正資料與原始資料的比率，其修正後的直方圖如圖 4-39。

表 4-9 乾燥實驗 CT 掃描參數。

CT Scan parameters	
Scan direction	Axial
Scan time	900 s
Voltage	300 kV
Current	40 μ A
Number of shots	16
Slice thickness	0.12 mm
Image matrix	532 pixel \times 532 pixel

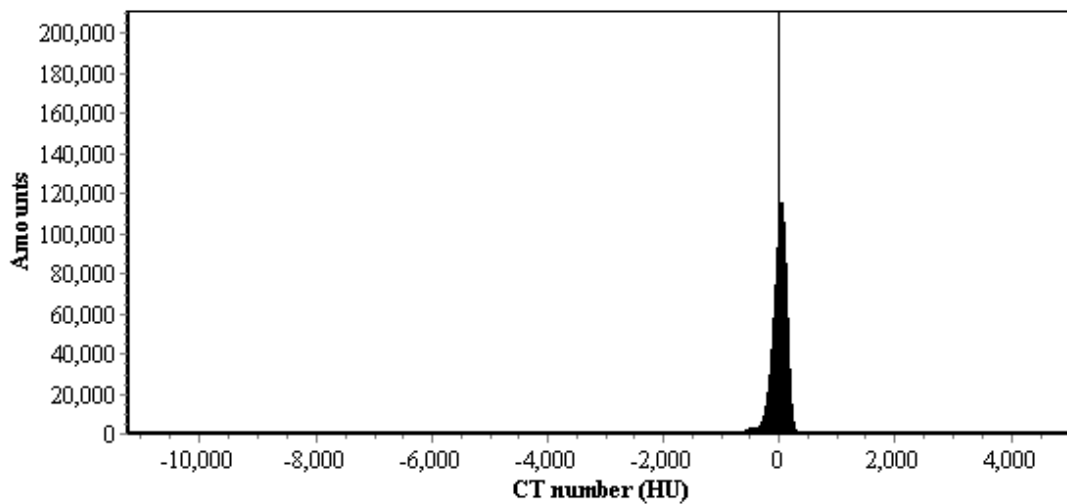


圖 4-38 Bulb A 原始 CT 值直方圖。

由於在乾燥環境中，為一封閉的環境，鱗莖僅會喪失水分，因此利用式 4.3 算出鱗莖得相對水分耗損百分比 $W\%$ ，其中 $W_{initial}$ 代表尚未乾燥的鱗莖重量，而 W 代表乾燥後所測重量，三株鱗莖結果如圖 4-40。

$$W\% = \frac{W_{initial} - W}{W_{initial}} \quad (4.3)$$

核磁共振實驗 T_2 值結果，整理為表 4-10，由此表可以得知，於乾燥過程中，三株鱗莖的 T_2 值皆持續下降，將之對相對水份耗損百分比做圖，結果如圖 4-41，可以發現相對水份耗損百分比與 T_2 值呈現高度相關，代表當持續乾燥時，鱗莖之 T_2 值會隨著其水份的損耗而下降。

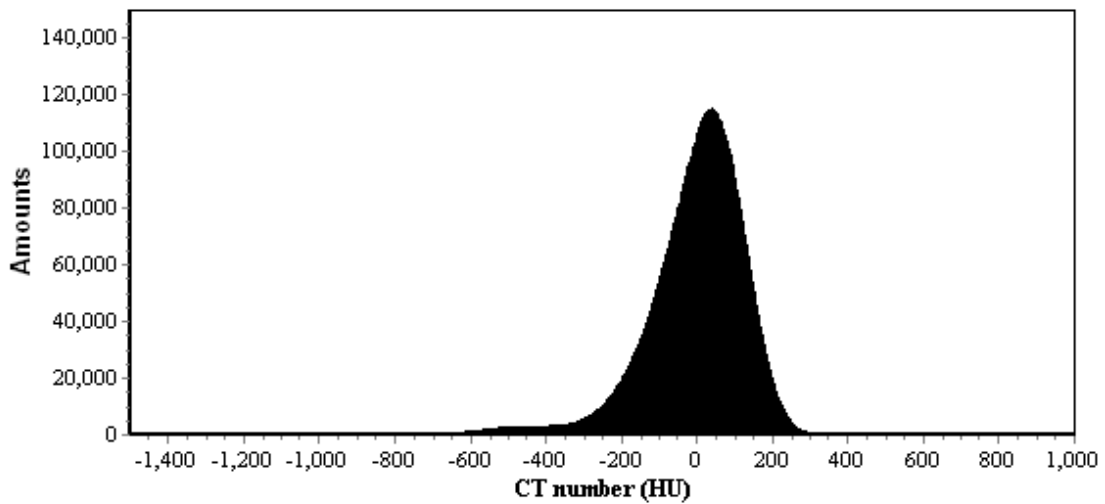


圖 4-39 Bulb A 修正後 CT 值直方圖。

但除了 T_2 值會隨著乾燥而下降，也可利用 T_2 假彩色影像觀察 T_2 值減少的趨勢，由上述可知，也可以說是鱗莖於乾燥時，鱗莖內部水份的移動方式，Bulb A、Bulb B 與 Bulb C 的結果分別是圖 4-42、圖 4-43 與圖 4-44，此三張圖，皆已利用影像對位方法將其位置校正，以便於觀察水份的移動方式。由此三張連續的影像中，可以得知，鱗莖水份分佈於中柱、鱗片間與短縮莖軸上，當連續乾燥時，其水份會先由外層鱗片間開始損耗，接著才開始耗損中柱與短縮莖軸中的水份。

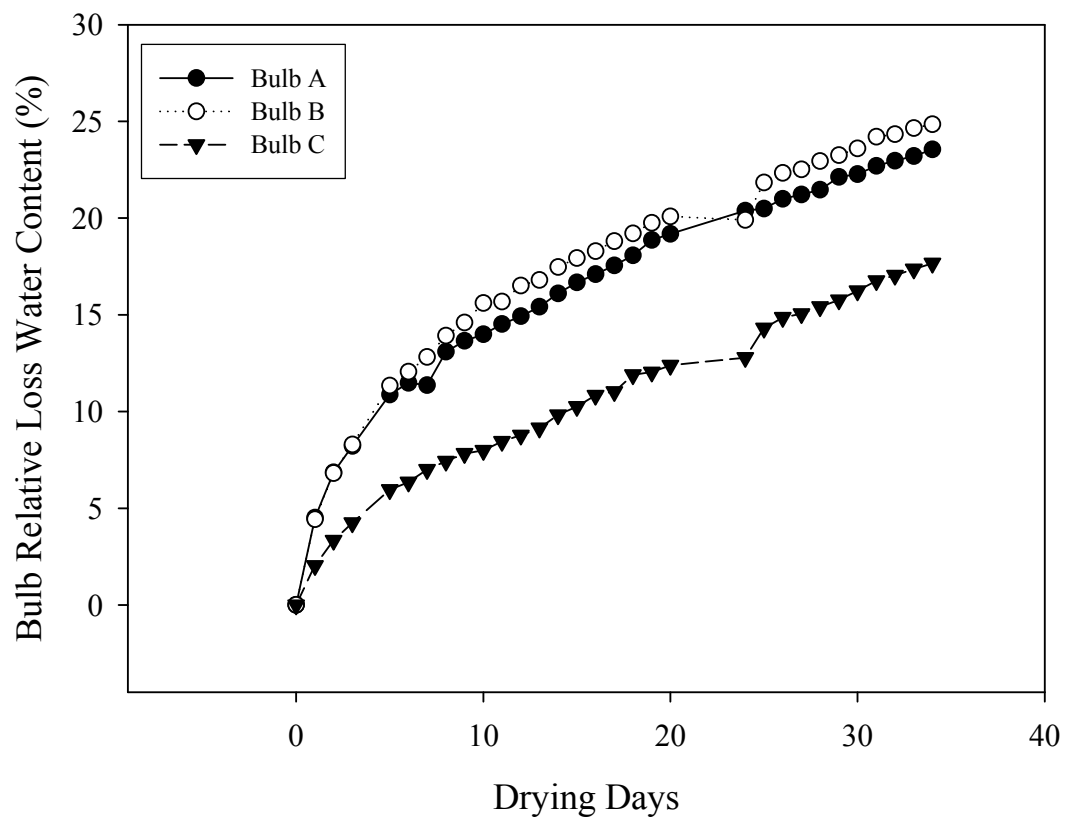


圖 4-40 三株鱗莖乾燥後，相對水份耗損百分比圖。

表 4-10 Bulb A、Bulb B 與 Bulb C 之 T_2 值結果。

Experiment date	2010/5/8	2010/5/21	2010/5/28	2010/6/4	2010/6/11
Bulb A T_2 value (ms)	22.64	20.77	19.63	19.61	18.85
Bulb B T_2 value (ms)	26.06	23.07	22.21	21.50	21.34
Bulb C T_2 value (ms)	22.62	21.43	20.45	19.42	18.96

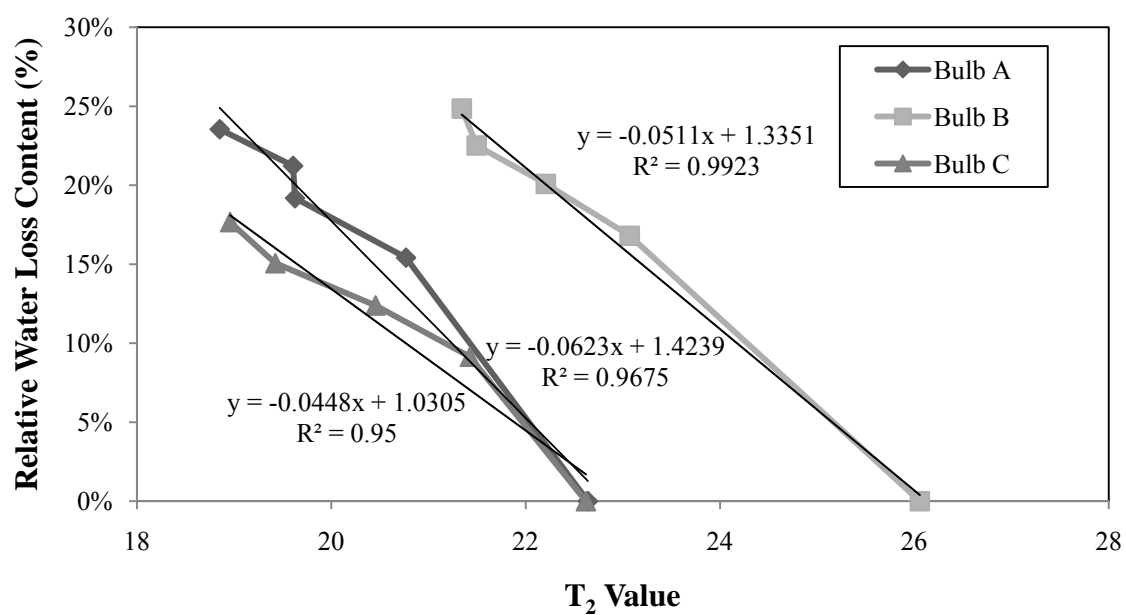


圖 4-41 相對水份耗損百分比與 T₂ 值比較圖。

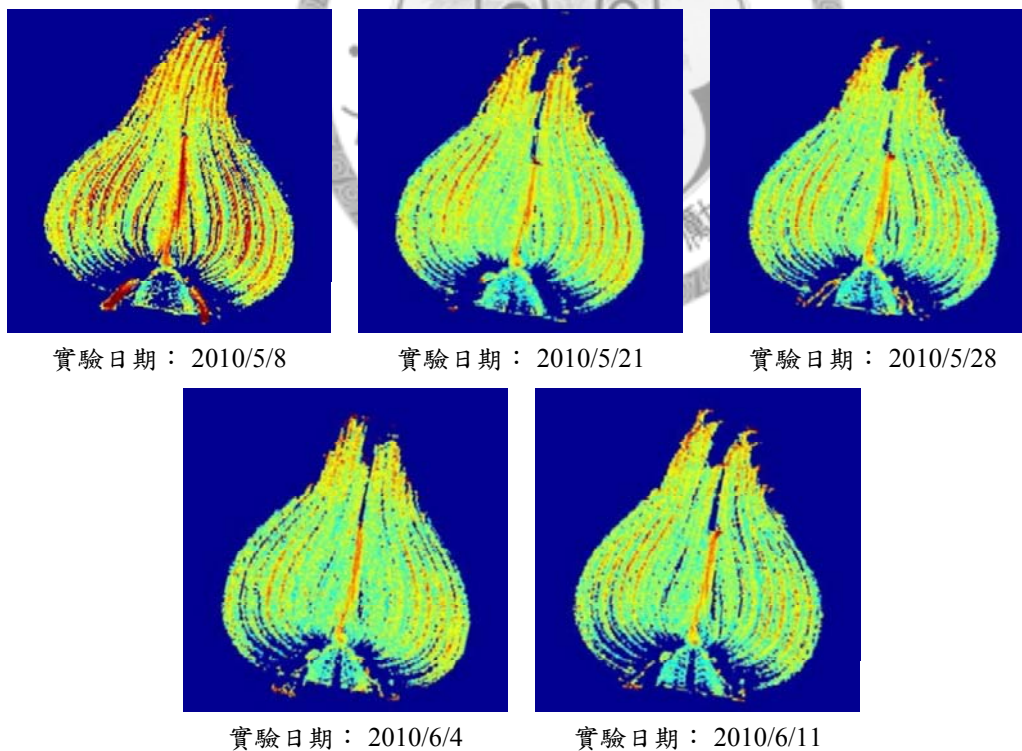
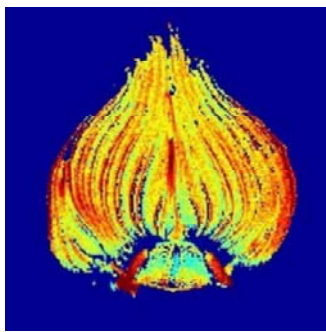
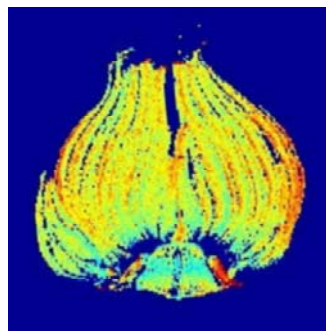


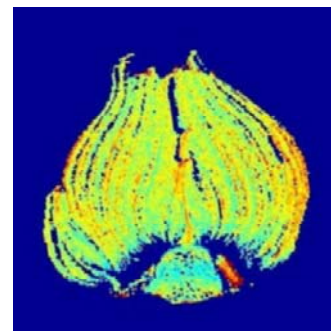
圖 4-42 Bulb A 的 T₂ 假彩色影像。



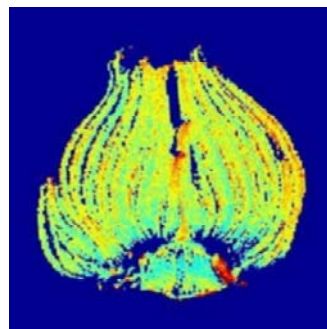
實驗日期：2010/5/8



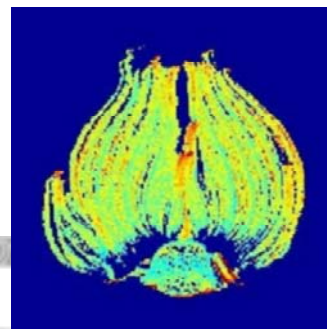
實驗日期：2010/5/21



實驗日期：2010/5/28

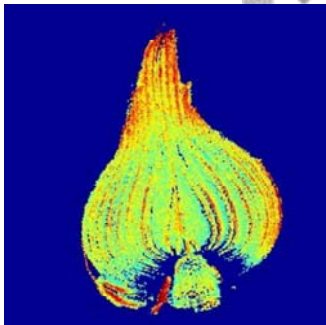


實驗日期：2010/6/4

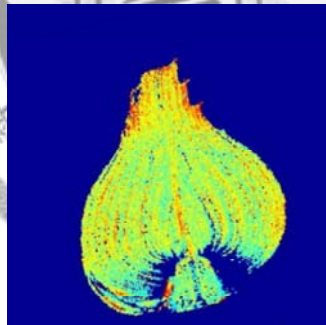


實驗日期：2010/6/11

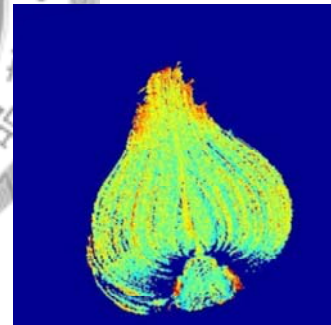
圖 4-43 Bulb B 的 T_2 假彩色影像。



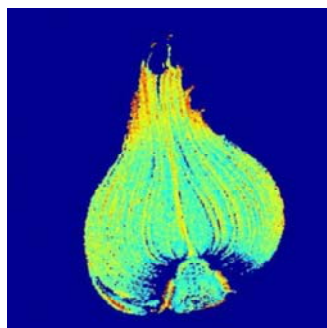
實驗日期：2010/5/8



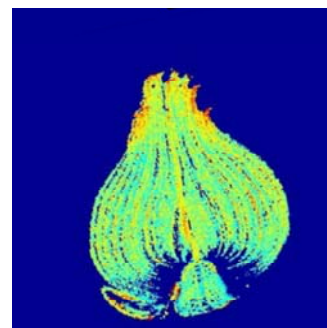
實驗日期：2010/5/21



實驗日期：2010/5/28



實驗日期：2010/6/4



實驗日期：2010/6/11

圖 4-44 Bulb C 的 T_2 假彩色影像。

電腦斷層掃描 CT 值結果如表 4-11，三株 CT 值皆隨著乾燥時間下降，CT 值與相對水份損耗百分比的比較圖為圖 4-45，可得知當水份耗損越多時，其 CT 值也隨之下降，可能當鱗莖水份喪失後，被空氣所填滿，因此其密度會隨之下降。

表 4-11 Bulb A、Bulb B 與 Bulb C 之 CT 值結果。

Experiment date	2010/5/11	2010/5/18	2010/5/25	2010/6/1	2010/6/8
Bulb A (HU)	-19.86	-46.36	-54.88	-68.35	-77.06
Bulb B (HU)	-46.26	-51.24	-63.75	-67.69	-70.49
Bulb C (HU)	5.31	-13.84	-34.34	-55.24	-63.96

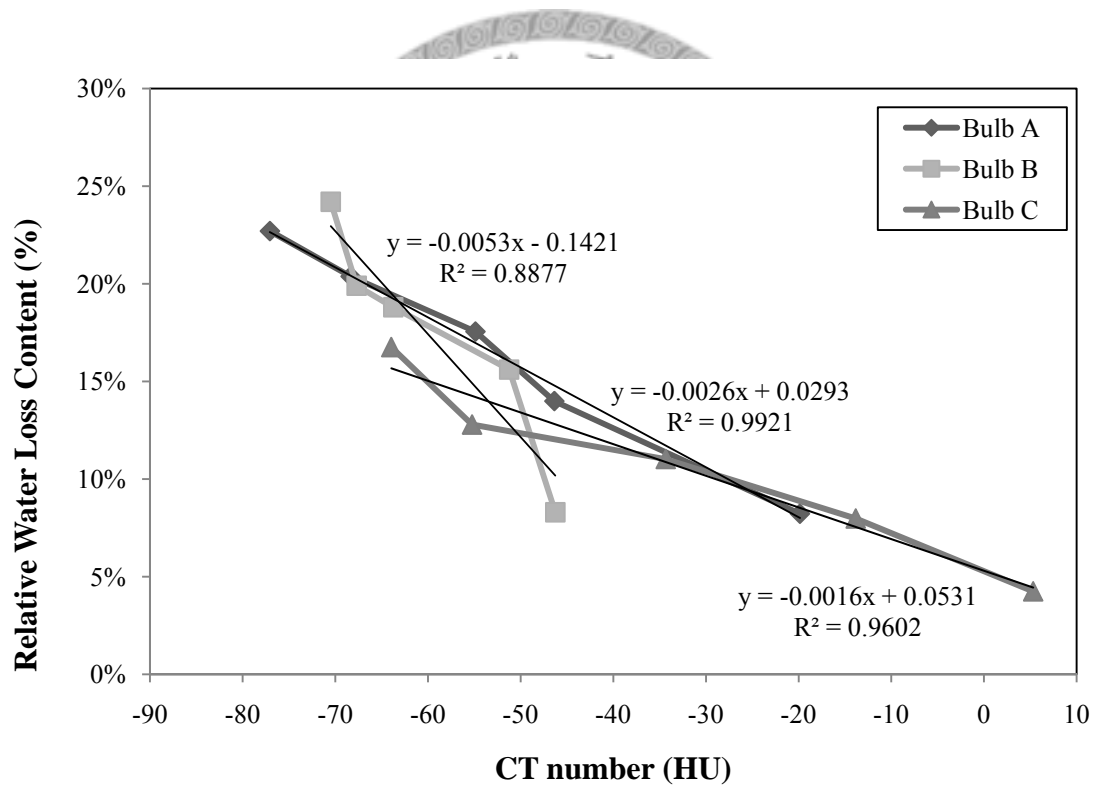


圖 4-45 相對水份耗損百分比與 CT 值比較圖。

第五章 結論與建議

5.1 結論

本研究主要利用非破壞性的核磁共振影像及電腦斷層影像，針對金花石蒜鱗莖內部特性做分析，並融合核磁共振影像與電腦斷層影像，以兩者不同的成像特性，顯示金花石蒜鱗莖內部影像，提供園藝學者更多元的分析方法。

對於核磁共振影像與電腦斷層掃描給予適合的成像方式，將擷取之訊號轉換為影像，提供分析者快速地了解金花石蒜鱗莖內部結構，其中，核磁共振影像使用單通道 8-bit BMP 灰階影像與三通道 24-bit 假彩色影像，並利用調校不同核磁共振影像參數，得知於 MSME 掃描序列下，以 T_R 為 1500 ms 至 2000 ms， T_E 小於 30ms 時，有最佳的影像 SNR，並以此參數做為後續擷取影像的成像條件。而電腦斷層掃描則利用 CT 值的平均值與兩倍標準差做為轉換中心與轉換範圍，以單通道 8-bit BMP 影像，以清楚顯示金花石蒜鱗莖的內部結構對比影像。

本研究之影像對位與融合演算法，針對金花石蒜鱗莖之冠向與矢向切面，首先使用 Hotelling 轉換與 Y 軸最厚處將兩者影像做初步的空間重新校正，再利用面積樣板，將兩影像相對幾何位置找出，以不同的影像融合方式，探討金花石蒜鱗莖內部結構與特性。

由於金花石蒜鱗莖於休眠時期，無法得知其內部發育情況，在本研究當中，使用核磁共振影像長期追蹤下，發現鱗莖於五月份時，即可分辨往後會發育為花或是僅有葉出現，並可得知花芽與葉芽的內部結構，且更進一步討論花芽抽苔與環境溫度的影像，當金花石蒜鱗莖內部擁有花芽，且溫度由 28°C 下降至 23°C 以下時，花芽快速成長並抽苔。

將三株休眠時期的金花石蒜鱗莖放置於 40℃ 乾燥箱內 34 天，核磁共振影像之平均 T_2 值分別由 22.62 ms、26.06 ms 與 22.62 ms 下降至 18.85 ms、21.34 ms 與 22.62 ms，電腦斷層掃描所求之平均 CT 值則分別由 -19.86 HU、-46.26 HU 與 5.31 HU 下降至 -77.06 HU、-70.49 HU 與 -63.96 HU，兩數值皆與鱗莖水分耗損百分比成正相關，也可由 T_2 假彩色影像，得知鱗莖乾燥時，其水份先由鱗片部分開始蒸散，再由中柱部分開始蒸散。

最終，本研究整合上述方法，開發出分析金花石蒜鱗莖內部影像的程式，提供金花石蒜鱗莖研究者使用非破壞性的研究方式，連續觀察鱗莖內部結構與特性的變化。

5.2 建議

本研究已提供初步金花石蒜鱗莖非破壞性融合影像研究方法，對於此研究方法未來的應用與改善建議如下：

1. 金花石蒜鱗莖之生長周期較長，對於其特性與環境的關係，需要長時間觀察，因此，必須在實驗前，對於栽培環境的控制，提供更完善的規劃，以提供更多樣化的分析。
2. 核磁共振影像存在其他的掃描序列，如反轉回復掃描序列 (Inversion)、梯度迴訊掃描序列 (Gradient echo sequence)，可嘗試利用其它掃描序列擷取不同的訊號與影像內容，並觀察是否能獲得更多不同的金花石蒜鱗莖影像資訊。
3. 此影像對位與融合演算法，僅能以人眼觀察其對位效果，如加上標的物，驗證對位效果，將可更令人信服，且目前的方法僅能融合二維影像，如能結合多切面影像，將可提供研究者金花石蒜鱗莖的三維融合影像。

參考文獻

1. 呂美麗、林定勇、李咩。2002。金花石蒜。初版，15-55。台北：財團法人台灣區花卉發展會。
2. 李咩。1998。高低溫處理對金花石蒜結球與開花之影響。行政院國家科學委員會專題研究計劃成果報告。
3. 林定勇、李咩。1993。石蒜屬球根花卉之分類、形態、生長與開花。中國園藝 39(2)： 67-72。
4. 林定勇、李咩。1994。金花石蒜切花品質之調查。中國園藝論文宣讀摘要。
5. 林宛瑩。2008。糖類與植物生長調節物質對金花石蒜儲運後開花品質之影響。碩士論文。台北：台灣大學園藝學研究所。
6. 林純瑛、馬朔軒。1987。金花石蒜鱗片組織培養繁殖。中國園藝 33(4)： 255-264。
7. 黃澤偉、楊妙曼、楊恩誠、江昭暄、林達德、陳子瑋。2007。X 光自動化檢疫系統之研發與應用。出自”植物重要防疫檢疫害蟲診斷鑑定研習會(七)” ， 59-68。台北：行政院農業委員會動植防疫檢疫局。
8. 許圳塗。1989。新興球根花卉石蒜類 Nerine 及 Lycoris 之研究與栽培展望。台灣花藝月刊 49: 8-11。
9. 梁素秋。1992。金花石蒜花芽分化及體外培養之探討。碩士論文。台北：臺灣大學園藝學研究所。
10. 鄭宇哲。2002。應用核磁共振影像討論水果內部損傷。碩士論文。台北：臺灣大學生物產業機電工程學研究所。
11. 戴天佑。2001。金花石蒜組培苗與原生苗中加蘭它敏之毛細管柱氣相層析儀成分分析。碩士論文。台北：台北醫學大學。

12. Bailey, L. H. 1976. Hortus Third. 1st., 689-690. New York: Macmillan Publishing Co. INC.
13. Barcelon, E. G., E. Tojo, and K. Watanabe. 1999. X-ray CT imaging and quality detection of peach at different physiological maturity. Trans. ASAE. 42(2): 435-441.
14. Bookstein, F. L. 1989. Principal warps: Thin-plate splines and the decomposition of deformations. IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell. 11(6): 567-585.
15. Brown, L. G. 1992. A survey of image registration techniques. ACM Comput. Surv. 24(4): 325-376.
16. Cameron, I.L, V.A. Ord, and G.D. Fullerton. 1884. Characterization of proton NMR relaxation times in normal and pathological tissues by correlation with other tissue parameters. Magn. Reson. Imaging. 2(2): 97-106
17. Choi, H., and D. C. Munson. 1998. Direct-Fourier reconstruction in tomography and synthetic aperture radar. Int. J. Imag. Syst. Tech. 9(1): 1-13.
18. DeVore, M. L., P. Kenrick, K. B. Pigg, and R. A. Ketcham. 2006. Utility of high resolution x-ray computed tomography (HRXCT) for paleobotanical studies: an example using London Clay fruits and seeds. Am. J. Bot. 93(12): 1848-1851.
19. Dewdney, A. K. 1978. Analysis of a steepest-descent image-matching algorithm. Pattern Recognition. 10(1): 31-39.
20. Dougherty, G. 2009. Digital Image Processing for Medical Application. 1st ed. 73-75. Cambridge: Cambridge University Press.
21. Edzes, H. T.,D. V. Dusschoten, and H. V. As. 1998. Quantitative T2 Imaging of Plant Tissues by Means of Multi-Echo MRI Microscopy. Magn. Reson. Imaging. 16(2): 185-196.
22. Goitein, M., M. Abrams, D. Rowell, H. Pollari, and J. Wiles. 1983.

- Multi-dimensional treatment planning: II. Beam's eye-view, back projection, and projection through CT sections. *Int. J. Radiat. Oncol.* 9(6): 789-797.
23. Gonzalez, R. C., and R. E. Woods. 2008. *Digital Image Processing*. 3rd ed., 9-11, 365-368. Upper Saddle River, NJ : Pearson/Prentice Hall.
24. Goshtasby, A. A. 2005. *2-D and 3-D Image Registration for Medical, Remote Sensing, and Industrial Applications*. 1st ed., 1-141. Hoboken, New Jersey: J. Wiley & Sons.
25. Gregory, P. J., D. J. Hutchison, D. B. Read, P. M. Jenneson, W. B. Gilboy, and E. J. Morton. 2003. Non-invasive imaging of roots with high resolution X-ray micro-tomography. *Plant Soil*. 255(1): 351-359.
26. Hashemi, R. H., and W. B. Bradley. 1997. *MRI the Basics*. 1st ed., 2-10. Maryland: Williams & Wilkins.
27. Heeraman, D. A., J. W. Hopmans, and V. Clausnitzer. 1997. Three dimensional imaging of plant roots in situ with X-ray computed tomography. *Plant Soil*. 189(2): 167-179.
28. Herk, V. M., and H. M. Kooy. 1994. Automatic three-dimensional correlation of CT-CT, CT-MRI, and CT-SPECT using chamfer matching. *Med. Phys.* 21(7): 1163-1178
29. Ishida, N., M. Koizumi, and H. Kano. 2000. The NMR microscope: a unique and promising tool for plant science. *Ann. Bot.* 86(2): 259:279.
30. Iwaya-Inoue, M., K. Motooka, N. Ishida, M. Koizumi, and H. Kano. 1996. Chilling effects for normal growth of tulip bulbs estimated by MRI. *Acta Hort.* 440: 407-412.
31. Jahnke, S., M. I. Menzel, D. van Dusschoten, G. W. Roeb, J. Bühler, S. Minwuyelet, P. Blümmler, V. M. Temperton, T. Hombach 1, M. Streun, S. Beer, M. Khodaverdi, K.

- Ziemons, H. H. Coenen, and U. Schurr. 2009. Combined MRI–PET dissects dynamic changes in plant structures and functions. *Plant J.* 59(4): 634-644.
32. Junck, L., J. G. Moen, G. D. Hutchins, M. B. Brown, and D. E. Kuhl. 1990. Correlation method for the centering, rotation, and alignment of functional brain images. *J. Nucl. Med.* 31(7): 1220-1226.
33. Kamenetsky, R., H. Zemah, A. P. Ranwala, F. Vergeldt, N. K. Ranwala, W. B. Miller, H. Van As, and P. Bendel. 2003. Water status and carbohydrate pools in tulip bulbs during dormancy release. *New Phytol.* 158(1): 109-118.
34. Katsevich, A. 2002. Theoretically Exact Filtered Backprojection-Type Inversion Algorithm for Spiral CT. *Siam. J. Appl. Math.* 62(6): 2012-2026.
35. Li, X., and J. P. Hornak. 1994. T₂ calculation in MRI: linear versus nonlinear method. *J. Imaging Sci. Techn.* 38(2): 154-157.
36. Maes, F., D. Vandermeulen, and P. Suetens. 2003. Medical image registration using mutual information. *P. IEEE.* 91(10): 1699-1722.
37. Maintz, J. B. A. and M. A. Viergever. 1998. A survey of medical image registration. *Med. Image Anal.* 2(1): 1-36.
38. Mitchell, D.G., J. Palazzo, H.W. Hann, M.D. Rifkin, D.L. Jr. Burk, and R. Rubin. 1991. Hepatocellular tumors with high signal on T1-weighted MR images: chemical shift MR imaging and histologic correlation. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 15(5): 762-769.
39. Nikolaos, L. K., C. S. Richard, and T. W. John, 1996. Malignant lesions of the liver with high signal intensity on T1-Weighted MR images. *J. Magn. Reson. Image.* 6(2): 291-294.

40. Otsu, N. 1979. A threshold selection method from gray-level histograms. IEEE T Syst. Man. Cybern. 9(1): 62-66.
41. Perret, J.S., M.E. Al-Belushi, and M. Deadman. 2006. Non-destructive visualization and quantification of roots using computed tomography. Soil Biol. Biochem. 39(2): 391-399.
42. Salerno, A., F. Pierandrei, E. Rea, P. sequi, and M. Valentini. Definition of internal morphology and structural changes due to dehydration of radish (*Raphanus sativus* L. cv. Suprella) using Magnetic Resonance Imaging Spectroscopy. 2005. J. Food Quality. 28(5): 407-508.
43. Sanchez-Marin, F. J. 2003. Image registration of gray-scale images using the hotelling transform. In "4th EURASIP Conference focused on Video/Image Processing and Multimedia Communications.", 119-123. M. Grgic, eds. Zadar, Croatia: Proceedings VIPromCom.
44. Stanisz, G.J., E.E. Odobina, J. Pun, M. Escaravage, S. J. Graham, M. J. Bronskill, and R. M. Henkelman. 2005. T1, T2 relaxation and magnetization transfer in tissue at 3T. Magn. Reson. Med. 54(3): 507-512.
45. Studholme, C., D. L. G. Hill, and D. J. Hawkes. 1996. Automated 3D registration of MR and PET brain images by multi-resolution optimisation of voxel similarity measures. Med Phys. 24(1): 25-35.
46. Stuppy, W. H., J. A. Maisano, M. W. Colbert, P. J. Rundall, and T. B. Rowe. 2003. Three-dimensional analysis of plant structure using high-resolution X-ray computed tomography. Trends Plant Sci. 8(1): 2-6.
47. Tollner, E. W., W. C. Hung, B. L. Upchurch, and S. E. Prussia. 1992. Relating X-ray absorption to density and water content in apples. Trans. ASAE. 35(6): 1921-1928.

48. Van der Toorn, A., H. Zemah, H. Van As, P. Bendel, and R. Kamenetsky. 2000. Developmental changes and water status in tulip bulbs during storage: visualization by NMR imaging. *J. Exp. Bot.* 51(348): 1277-1287.
49. Van Kilsdonk, M. G., K. Nicolay, J. M. Franssen, and C. Kollöffel. 2002. Bulb abortion in tulip bulbs studied by magnetic resonance imaging. *J. Exp. Bot.* 53(374): 1603-1611.
50. Viola, P., and W.M. Wells. 1995. Alignment by maximization of mutual information. In "International Conference on Computer Vision", 16-23. E. Grimson, S. Shafer, A. Blake and K. Sugihara, eds. Los Alamitos, CA: IEEE Computer Society Press.
51. Webster, J.G. 1990. *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. 1st ed., New York, USA: John Wiley & Sons, Inc.
52. Whittal, K. P., and A. L. MacKay. 1989. Quantitative interpretation of NMR relaxation data. *J. Magn. Reson.* 84(1): 134-152.
53. Young, J. R., S. P. Won, and H. Cho. 2003. Correcting image distortion in the X-ray digital tomosynthesis system for PCB solder joint inspection. *Image Vis. Comput.* 21(12): 1063-1075.
54. Zemah, H., P. Bendel, H. D. Rabinowitch, and R. Kamenetsky. 1999. Visualization of morphological structure and water status during storage of *Allium aflatunense* bulbs by NMR imaging. *Plant Sci.* 147(1): 65-73.
55. Zitová, B., and J. Flusser. 2003. Image registration methods: a survey. *Image Vis. Comput.* 21(11): 977-1000.