

國立臺灣大學電機資訊學院電機工程學系



碩士論文

Department of Electrical Engineering

College of Electrical Engineering and Computer Science

National Taiwan University

Master Thesis

應用於磁控膠囊內視鏡之控制策略及自動牽引技術

Control Strategy and Automatic Traction Technology for
Magnetic Controlled Capsule Endoscopy

褚家澧

Chia-Feng Chu

指導教授：劉志文 博士

Advisor: Chih-Wen Liu, Ph.D.

中華民國 109 年 7 月

July 2020



國立臺灣大學碩士學位論文
口試委員會審定書

應用於磁控膠囊內視鏡之控制策略及自動牽引技術
Control Strategy and Automatic Traction Technology for
Magnetic Controlled Capsule Endoscopy

本論文係褚家澧君（學號 R07921088）在國立臺灣大學電機工程學系完成之碩士學位論文，於民國 109 年 07 月 15 日承下列考試委員審查通過及口試及格，特此證明。

口試委員：

劉東文

（簽名）

（指導教授）

連志時

葉榮梅

系主任

吳忠峰

（簽名）

致謝



本論文能夠順利完成，首先要先感謝指導教授劉志文老師在修業間的悉心指導，老師自由且開明的學術風格與博學多聞，更啟發了學生對於膠囊內視鏡的興趣，與老師討論的過程中更是收穫良多。

感謝口試委員萬芳醫院連吉時院長及粟發滿副院長在百忙之中特地撥空為學生舉行口試，並提出本論文許多寶貴的意見，使其更加完善。

感謝膠囊組的浩恩學長及聲揚學長在我加入膠囊組時所給予的資源，使我能在研究時快速進入狀況，在研究上也提供許多寶貴的意見使我能學到更多東西，經過我們團隊討論，許多天馬行空的點子都被我們實踐出來，也感謝已經畢業的謝忱學長以及與我共同畢業的威銘，大家為了膠囊內視鏡這個主題一起奮鬥一起前進，在這過程中真的是相當過癮且有成就感，如今我們所使用的磁控內視鏡機台已經通過了動物實驗的考驗，正在往人體實驗上前進，相信我們的磁控牽引平台最後一定會成為造福國人的系統。

感謝一起畢業的仕凡、呈軒在研究所的兩年中，除了修課時互相討論學習，研究上也互相關心，在撰寫論文時更是互相督促前進，也感謝棹沅學長、宇航學長、翊瑋學長，同學鄧維、廷軒及加峻，以及學弟妹君翰、韋帆、孟芸、鳳翎、仁宏、倚任、昱全、祐寧，在我研究所兩年生涯中增添許多色彩，豐富了我的人生。

最後特別感謝我的家人在我求學時期總是支持我所做出的決定，在我遇上瓶頸以及沮喪的時候當我最強的後盾，使我能順利完成學業，沒有你們就沒有今天的我，僅以此論文獻給你們，謝謝。



中文摘要

磁控膠囊內視鏡相較於各種內視鏡研究中，具有低壓迫性、舒適性、不需要麻醉且能透過磁力控制內視鏡影像鏡頭觀測到整個大腸狀況等優點，而本實驗室致力於開發內視鏡相關技術已長達多年，如開發上消化道(胃鏡)所使用的手持式磁控器、探討磁場與位置相關的磁力定位技術、以及為了大腸鏡檢測而開發的磁控牽引平台、以及透過 AI 人工智慧開發的腸腔辨識技術，透過這些技術，有助於提高醫生在進行手術時的效率及準確度。

本研究是因應操作者在操控磁控牽引平台時，可能會因為磁控牽引平台的指令較繁雜、功能較多元，使得操作者需要一段時間才能上手，故透過 AI 人工智慧、控制策略、演算法將磁力牽引平台整合成一個半自動化機構，開發包括腸腔自動校正技術、防內視鏡走失技術、以及利用深度優先搜尋演算法實現內視鏡自動牽引技術，之後將這些技術包裝成在使用者介面上的按鈕，操作者只需要點擊使用者介面的按鈕即可使用這些技術，如此可大大降低操作者在操控磁力牽引平台時的不便性。

關鍵字： 磁控膠囊內視鏡、磁控式系統、深度優先搜尋演算法、腸道對準、力感測器定位

ABSTRACT

Comparing to all the studies of endoscope, Capsule Endoscope has many advantages, such as low pressure, comfortability and no need to anesthesia. Also, it can observe the entire situation in the large intestine by controlling the camera lens magnetically. Our lab has dedicated to Endoscope and its related technique for many years. Such as developing Magnetic handheld controller for EsophagoGastroDuodenoscopy (EGD) use, investigating magnetic field and related position of Magnetic Positioning Technology. Moreover, our lab also developed the magnetic field navigator (MFN) platform for colonoscopy detection and the intestinal cavity identification technology through AI artificial intelligence. During the surgery, these technologies can help the doctors to have a better understanding of the conditions inside the intestine. This research is due to the fact that when the operator controls the magnetic field navigator platform, the command may be complicated and the functions are more diverse, so that the operator needs a period of time to get started. Therefore, the magnetic field navigator platform is integrated into a semi-automatic mechanism through AI artificial intelligence, control strategies and algorithms. The development includes lumen calibration technology, Anti-endoscope loss and using the depth-first search algorithm to achieve endoscope automatic traction technology. Then integrate these technologies into the user interface's button. The operator only needs to click the button of the user interface to use these technologies, which can greatly reduce the inconvenience of the operator when controlling the magnetic field navigator platform.

Keywords: Magnetic controlled capsule endoscopy, Magnetic control system, Depth-first search algorithm, lumen detection, Positioning by force sensor



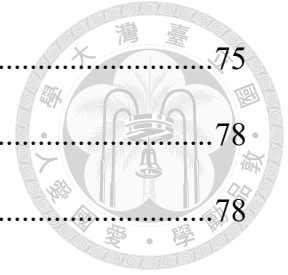
目錄



口試委員會審定書	i
致謝	ii
中文摘要	iii
ABSTRACT	iv
目錄	v
圖目錄	viii
表目錄	xiv
第一章 緒論	1
1-1 研究背景	1
1-2 研究動機	2
1-3 文獻回顧	3
1-3-1 希臘克里特大學研究概況	3
1-3-2 韓國航空大學研究概況	5
1-4 論文架構	10
第二章 微型磁控內視鏡介紹	11
2-1 MFN Platform 系統	11
2-1-1 第一代 MFN Platform 機構	11
2-1-2 第二代 MFN Platform 機構	12
2-2 磁控膠囊內視鏡	24



2-2-1 硬體規格	24
2-2-2 系統架構	25
2-3 動物實驗	27
2-3-1 動物實驗前置作業	27
2-3-2 測試結果	28
2-3-3 動物實驗	32
第三章 自動校正技術及深度優先搜尋演算法	38
3-1 腸腔自動校正技術	38
3-1-1 慣性測量單元(Inertial measurement unit，簡稱 IMU).....	38
3-1-2 陣列移動運算(Array Shift)	44
3-1-3 人工智慧膠囊鏡頭管腔辨識技術	47
3-1-4 校正公式推導(Calibration Function)	48
3-1-5 PID controller	51
3-2 防內視鏡走失技術	54
3-2-1 力感測器介紹	54
3-2-2 控制流程	55
3-3 以深度優先搜尋演算法實現內視鏡自動牽引技術	59
3-3-1 圖形搜尋演算法	59
3-3-2 控制流程	66
第四章 實驗結果及成果討論	74
4-1 實驗設備	74
4-1-1 大腸模型	74



4-1-2 實驗用內視鏡、磁控外部磁鐵	75
4-2 腸腔自動校正技術實驗結果	78
4-2-1 陣列移動運算實驗數據	78
4-2-2 自動校正技術實驗數據	80
4-2-3 PI controller 實驗數據	82
4-2-4 比較表	83
4-3 防內視鏡走失技術實驗結果	84
4-3-1 實驗流程設計	84
4-3-2 防內視鏡走失實驗數據	86
4-4 以深度優先搜尋演算法實現內視鏡自動牽引技術實驗結果	92
4-4-1 比較表	95
第五章 結論與未來工作	98
5-1 結論	98
5-2 未來工作	99
5-2-1 硬體架構	99
5-2-2 三軸荷重元	99
5-2-3 力反饋技術	99
參考文獻	100

圖目錄



圖 1-1 希臘克里特大學控制流程圖[1]	3
圖 1-2 實驗結果圖[1]	4
圖 1-3 磁控膠囊內視鏡環境[3]	5
圖 1-4 膠囊實體圖[3]	6
圖 1-5 膠囊內部示意圖[3]	6
圖 1-6 外部磁鐵與膠囊內視鏡運動模式[3]	7
圖 1-7 控制流程圖[3]	8
圖 1-8 未開啟補償器的自動牽引結果[3]	8
圖 1-9 開啟補償器的自動牽引結果[3]	9
圖 2-1 第一代 MFN Platform 三視圖[5]	11
圖 2-2 第一代 MFN Platform 實體圖[5]	12
圖 2-3 第二代 MFN 硬體架構圖	13
圖 2-4 機械手臂硬體架構圖	13
圖 2-5 控制電路硬體架構圖	14
圖 2-6 第二代 MFN Platform 實體圖	14
圖 2-7 MFN 系統架構圖	17
圖 2-8 MFN User Interface	19



圖 2-9 第一代蛇管型微型內視鏡.....	25
圖 2-10 內視鏡系統架構圖.....	26
圖 2-11 模型一實際路徑.....	29
圖 2-12 模型二實際路徑.....	29
圖 2-13 模型三實際路徑.....	30
圖 2-14 模型四實際路徑.....	30
圖 2-15 模型五實際路徑.....	31
圖 2-16 模型六實際路徑.....	31
圖 2-17 左側錄影.....	32
圖 2-18 右後方錄影.....	33
圖 2-19 機台上方錄影.....	33
圖 2-20 內視鏡內部錄影.....	33
圖 2-21 內視鏡光源透出腸道圖.....	34
圖 2-22 機台手臂觸碰到豬隻圖.....	34
圖 2-23 內視鏡影像擷取圖.....	34
圖 2-24 豬隻解剖圖.....	35
圖 2-25 內視鏡進入腸道實際深度圖.....	35
圖 2-26 腸道傷痕圖.....	36
圖 2-27 肉眼病理診斷報告.....	36



圖 3-1 球懸浮示意圖[6]	39
圖 3-2 球體受壓圖[6]	39
圖 3-3 球體重力圖[6]	40
圖 3-4 兩軸受力圖[6]	40
圖 3-5 空間向量圖[7]	41
圖 3-6 IMU(MMA8452Q)[8]	41
圖 3-7 MMA8452Q data register[8]	42
圖 3-8 各姿態表示圖[9]	43
圖 3-9 陣列移動運算	44
圖 3-10 「AI 人工智慧膠囊鏡頭腸腔對準技術」控制方塊圖[10]	47
圖 3-11 YOLO 影像深度學習模型	47
圖 3-12 內視鏡影像圖	48
圖 3-13 內視鏡校正示意圖	48
圖 3-14 內視鏡深度示意圖	49
圖 3-15 內視鏡俯視圖及直角坐標圖-以 θ 為例	49
圖 3-16 內視鏡俯視圖及直角坐標圖-以 δ 為例	50
圖 3-17 內視鏡實際深度示意圖	51
圖 3-18 PID controller 的方塊圖[11]	52
圖 3-19 GIS-T313-S 實體圖[13]	54



圖 3-20 防內視鏡走失技術控制流程.....	55
圖 3-21 力感測器與外部磁鐵硬體架構圖.....	56
圖 3-22 力感測器俯視圖.....	56
圖 3-23 力感測器差動向量圖.....	57
圖 3-24 圖形路徑圖[14].....	60
圖 3-25 廣度優先路徑走法圖[14].....	60
圖 3-26 queue 示意圖[15].....	61
圖 3-27 以 queue 進行廣度優先搜尋排列圖.....	61
圖 3-28 內視鏡搜尋圖.....	62
圖 3-29 廣度優先牽引內視鏡順序圖.....	62
圖 3-30 深度優先路徑走法圖[14].....	63
圖 3-31 stack 示意圖[17].....	63
圖 3-32 以 stack 進行深度優先搜尋排列圖.....	64
圖 3-33 深度優先牽引內視鏡順序圖.....	65
圖 3-34 內視鏡自動牽引技術控制流程.....	67
圖 3-35 鏡頭方向及自訂角度圖.....	68
圖 3-36 θ_R 所對應的方向圖.....	70
圖 3-37 內視鏡走過路線擴展圖.....	73
圖 4-1 M40 大腸模型[18].....	75

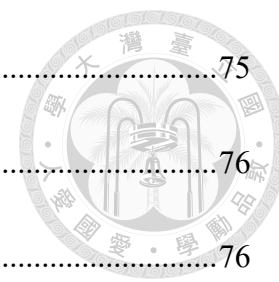


圖 4-2 上消化道膠囊內視鏡及解碼器	75
圖 4-3 無線磁鐵尺寸圖	76
圖 4-4 BH-diagram of Nd-Fe-B N52-1	76
圖 4-5 外部磁鐵尺寸圖	77
圖 4-6 BH-diagram of Nd-Fe-B N52-2	77
圖 4-7 自動校正技術控制策略圖	78
圖 4-8 單一角度 500 筆數據圖	79
圖 4-9 單一角度經 array shift 數據圖	79
圖 4-10 校正方向示意圖	80
圖 4-11 防走失技術初始距離	84
圖 4-12 開啟防內視鏡走失技術	85
圖 4-13 外部磁鐵回到內視鏡正上方	86
圖 4-14 Z=5 時力感測器與時間關係圖	86
圖 4-15 Z=5.5 時力感測器與時間關係圖	87
圖 4-16 Z=6 時力感測器與時間關係圖	87
圖 4-17 Z=6.5 時力感測器與時間關係圖	88
圖 4-18 Z=7 時力感測器與時間關係圖	88
圖 4-19 Z=7.5 時力感測器與時間關係圖	89
圖 4-20 Z=8 時力感測器與時間關係圖	89

圖 4-21 Z=8.5 時力感測器與時間關係圖	90
圖 4-22 Z=9 時力感測器與時間關係圖	90
圖 4-23 Z=9.5 時力感測器與時間關係圖	91
圖 4-24 大腸學術命名圖	92
圖 4-25 內視鏡牽引過程-1	93
圖 4-26 足跡圖-1	94
圖 4-27 內視鏡牽引過程-2	95
圖 4-28 足跡圖-2	96



表目錄



表 2-1 PC 指令表	18
表 4-1 Calibration 校正數據	81
表 4-2 PI controller 校正數據	82
表 4-3 校正技術比較表	83
表 4-4 比較表	97

第一章 緒論



1-1 研究背景

內視鏡(endoscopy)泛指使用鏡頭影像及光源照明下可透過管道進入人體內部的醫療器械，能透過最少的傷害觀察及檢查人體內部如食道、腸胃道及腹腔內臟等。且內視鏡除了能讓醫生看見人體器官的影像之外，也能透過 Working Channel 切除息肉或是切取組織樣本以做檢查，比起傳統的手術相比，內視鏡手術所造成的傷口較小，恢復的時間較快，故從十九世紀第一次使用硬式內視鏡後，內視鏡就成為醫生觀察病人消化道系統不可缺少的工具。但當內視鏡用以檢測大腸時，由於內視鏡的管徑較粗，會造成病人的壓迫感，病人可能會因為畏懼而拖延就診的時間，且當內視鏡進入人體時，會造成病人的不適感，故在進行傳統大腸鏡檢測時，病人都需要進行全身麻醉，內視鏡在推進至腸道內部時，若只單靠後方的推力來進行，無法利用更有效率且安全的方式來進行手術，故需要相當高度專業技術的醫療人員才足以勝任，若操作者未受專業訓練可能會造成腸壁表面出現潮紅或是損傷的情況，因此如何讓內視鏡變得可受控制之研究，是目前國際研究內視鏡相關的團隊一個非常重要的核心，目前國際上最普遍使用的方式是利用外部磁場來控制內視鏡之研究，因為磁鐵可透過磁極不同從而控制其擺姿，且低頻磁場對人體無傷害疑慮。

1-2 研究動機

有鑑於此，本團隊與萬芳醫院以及群曜醫電科技這些年來一直對於磁控內視鏡上做努力。目前研發的膠囊內視鏡已經在上消化道(胃鏡)取得相當好的成果，並於去年(2019年9月)上市，上消化道所使用的磁控器(Magnetic Field Navigator, MFN)為手持式磁控器，運用在下消化道會有操作難度提高及時間較長等問題，故本團隊在這幾年開發磁控內視鏡平台(MFN Platform)，用以取代手持式磁控器。

目前本團隊 MFN Platform 為第二代機構，已可透過鍵盤或是操作搖桿對牽引磁鐵進行控制，相比手持式磁控器，MFN Platform 可對馬達進行更精準的操控，也可以使用電腦紀錄實驗相關數據，在軟體架構上，已整合各設備資料，如搖桿訊號輸出至各控制馬達、影像、力感測器、慣性測量單元等，且為了醫生在操作的方便性，本團隊開發一套使用者介面，可讓醫生及病人即時知道病徵及內視鏡狀況。

本團隊開發此 MFN Platform 已逾兩年，在操作模擬腸道以及動物豬隻上已取得不錯的成效，但其指令較複雜，若不了解此 MFN Platform 的使用者，在操作可能需要一段時間才能上手，有鑑於此，本團隊決定將 MFN Platform 所擁有的功能透過程式設計整合成半自動化機構，故本論文探討 MFN Platform 以及內視鏡之間的關係，並透過演算法開發出各項控制策略，以及自動牽引內視鏡技術，用以減輕使用者在操作上的負擔。

1-3 文獻回顧

本文著重點在於利用演算法以及控制策略將機台整合成一個半自動化的機構，故在本節會介紹關於腸腔自動校正技術以及內視鏡自動牽引技術相關文章。



1-3-1 希臘克里特大學研究概況

在希臘克里特大學有一個團隊是模擬內視鏡的運動模式[1]，透過影像辨識以及 PD controller 將內視鏡鏡頭校正到中心點，他們將內視鏡中放置兩顆馬達作為推動以及轉向，圖 1-1[1]為該團隊在操作時的控制流程圖，以下簡單介紹之。

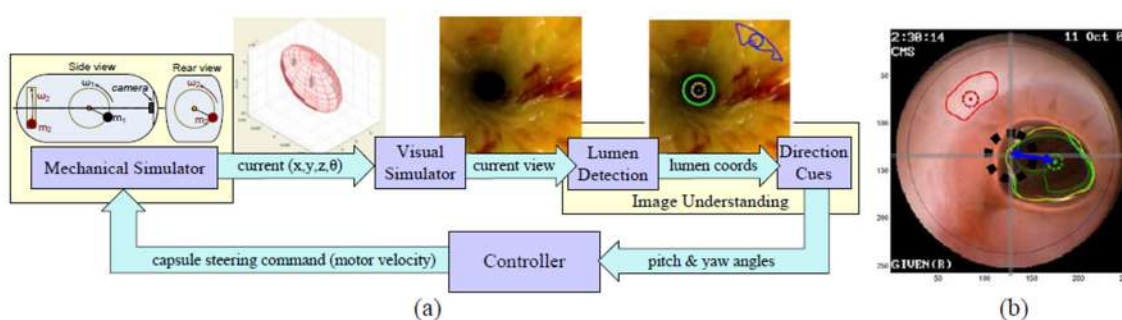


圖 1-1 希臘克里特大學控制流程圖[1]

(a) 為控制流程圖(b)為經過腸腔檢測演算法所標示的影像

(a). Mechanical Simulator :

該團隊利用 Matlab/Simulink 的 SimMechanics 工具箱，以圖 1-1(a)的形式採用雙振動馬達進行建模，第一顆馬達負責推進力， m_1 及 ω_1 分別為其旋轉質量及移動速度，第二顆馬達負責轉向， m_2 及 ω_2 分別為其旋轉質量及移動速度，在內視鏡的最前端有一顆鏡頭，負責拍攝內視鏡的移動軌跡。

(b). Visual Simulator :

該團隊將已解剖的豬結腸組織影像經過紋理處理後導入此架構中作為此內視鏡鏡頭影像。

(c). Image Understanding :

得到鏡頭影像之後，他們透過圖像分析演算法[2]將腸腔標記出來，另外在影像上繪出直角坐標，並定義膠囊坐標為原點，如圖 1-1(b)所示，以此來分析出腸腔位置，其中偏航角(Yaw angle)以 ψ ，俯仰角(Pitch angle)以 θ 表示。



(d). Controller :

得到腸腔坐標之後，他們透過內視鏡的運動控制器改變 Yaw angle 來進行校正，該團隊是透過 PD controller 控制第二顆馬達的旋轉，改變膠囊鏡頭位置，直到 ψ 為零，在該團隊的實驗環境下， ω_1 保持 9rpm 的速度前進， ω_2 以最高 12rpm 的速度轉向。

該團隊透過此控制流程，將內視鏡導向鏡頭中心，對於內視鏡前進或是牽引都有很大的幫助，圖 1-2[1]為該團隊實際進行腸腔校正時的結果：

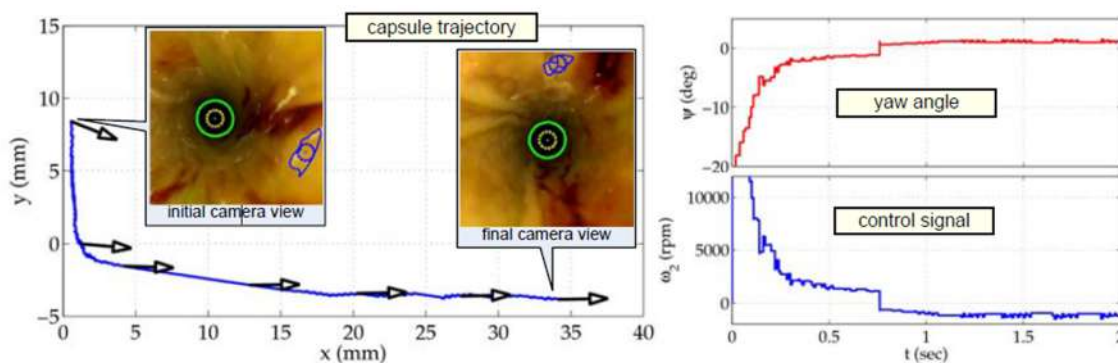


圖 1-2 實驗結果圖[1]

由圖 1-2 所示，在最初的鏡頭影像並未在內視鏡的中心點，其腸腔位置約在直角坐標(0.5,8)的位置上，其 Yaw angle 約有 20° 的誤差，經過 PD controller 校正之後，內視鏡的 x 軸大約移動 37mm，y 軸大約移動 12mm，此時 Yaw angle 已被校正至 0° ，也就是鏡頭中心，此校正時間約花了 0.75 秒。

1-3-2 韓國航空大學研究概況

在韓國航空大學有一個團隊開發一種新型膠囊內視鏡，此內視鏡機構利用滑環能夠使膠囊產生螺旋運動，並利用此螺旋運動進行牽引以及自動牽引技術，以下將簡單介紹[3][4]。

一、設置環境

此團隊也是透過外部磁鐵帶動內視鏡進行牽引，他們所使用的機械手臂是 SCARA robot，下方安裝外部磁鐵且在旁安裝一顆鏡頭，負責記錄膠囊的位置及姿態，圖 1-3[3]為此團隊操控內視鏡的環境。

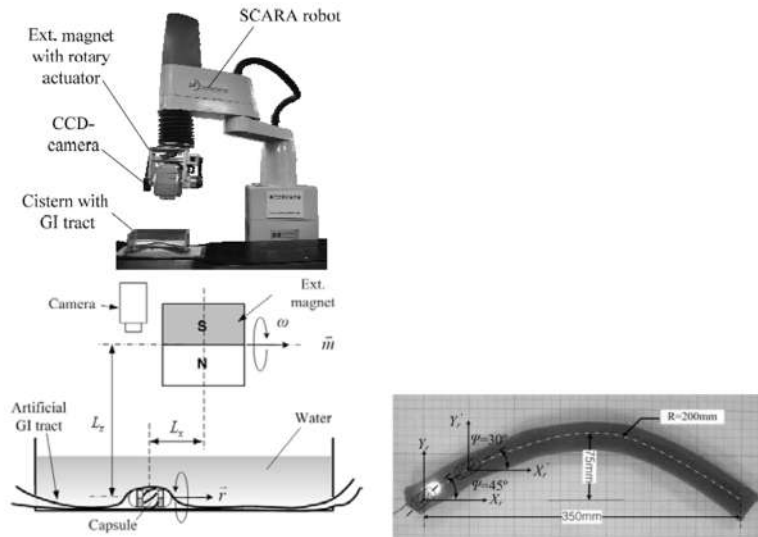


圖 1-3 磁控膠囊內視鏡環境[3]

二、膠囊架構

此團隊所開發的內視鏡架構與傳統膠囊內視鏡有相當大的區別，他們在內視鏡上安裝一個固定的環以及兩個可滑動的滑環，在滑環上固定一個可增加移動效率的葉片，透過這個機構，在牽引時能更平滑的帶動膠囊前進，實體圖如圖 1-4[3]所示。

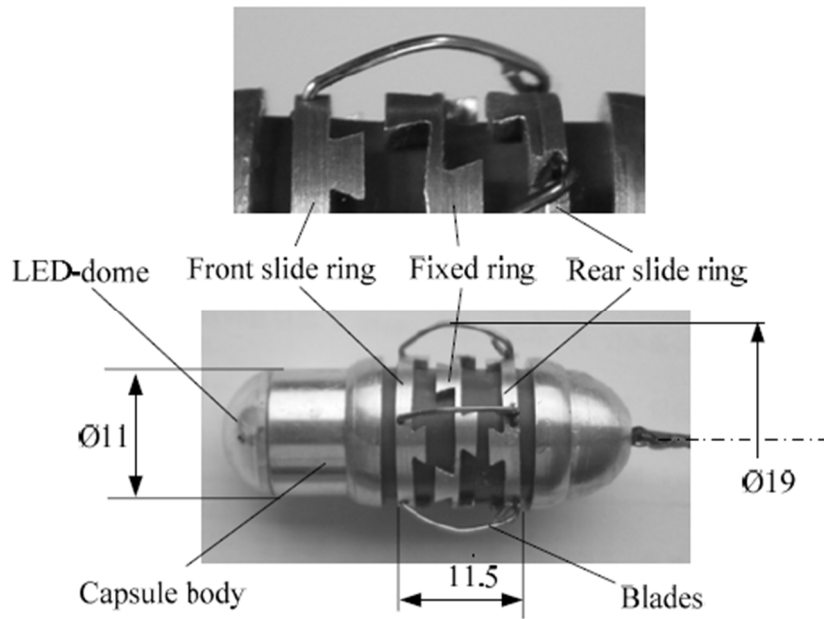


圖 1-4 膠囊實體圖[3]

除了在膠囊外安裝滑環及葉片之外，膠囊內部也安裝外部磁鐵及三顆的磁通傳感器，磁通傳感器會根據 Pitch 轉動取得三軸位置坐標及方向角，其內部架構圖如圖 1-5[3]所示。

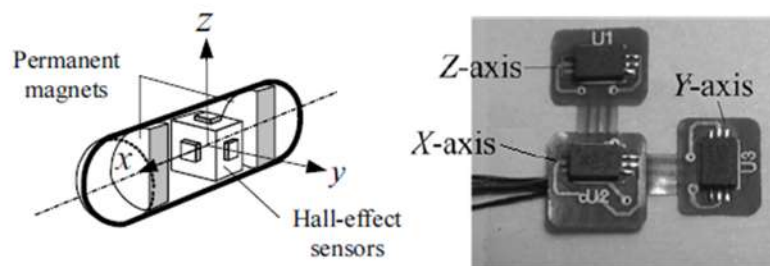


圖 1-5 膠囊內部示意圖[3]

三、膠囊運動模式

當外部磁鐵要移動時，其 Pitch 都必須轉動，其滑環才能作用，當外部磁鐵前進時，其中間固定的環會與前面的滑環相互鎖住，此時葉片會因為滑環相互鎖住變成螺旋狀，使得膠囊的運動模式會隨著螺旋葉片運動，同樣地，當外部磁鐵後退時，其中間固定的環會與後面的滑環相互鎖住，葉片同樣會變成螺旋狀，其運動模式圖如圖 1-6[3]所示。

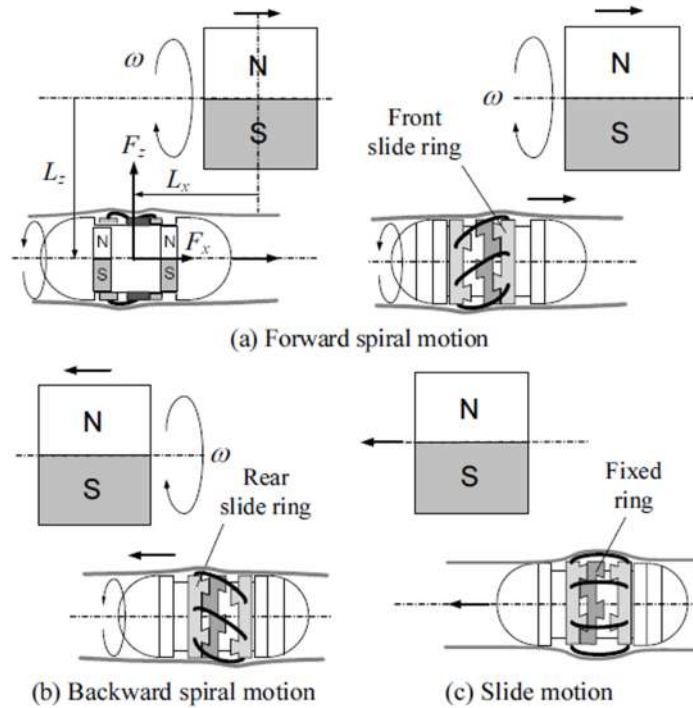


圖 1-6 外部磁鐵與膠囊內視鏡運動模式[3]

(a)為前進模式(b)為後退模式(c)表示 Pitch 不旋轉時的運動模式

四、控制流程

在自動牽引時所使用的控制流程為先透過磁通傳感器偵測膠囊的位置及方向角，之後自動補償牽引時所造成的誤差，當補償完之後外部磁鐵在牽引膠囊前進，其控制流程圖如圖 1-7[3]所示。

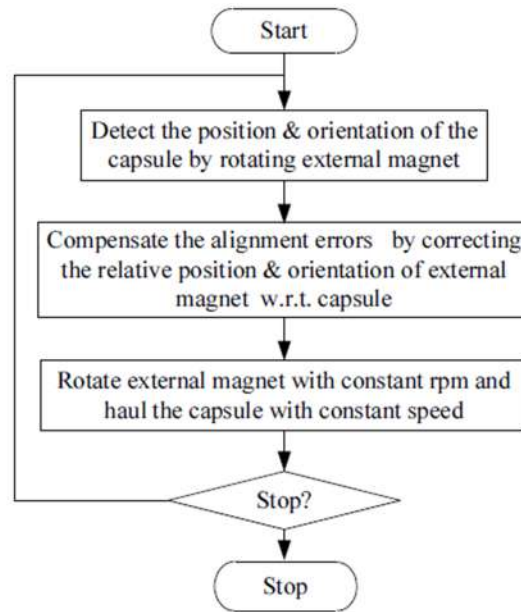


圖 1-7 控制流程圖[3]

五、實驗結果：

在自動牽引時，此團隊進行了兩次實驗，分別為開啟補償器以及未開啟補償器的時候，其外部磁鐵與膠囊的位置關係。

圖 1-8[3]為未開啟補償時，外部磁鐵與膠囊的位置圖，從圖中可以得知，當未開啟補償器時，外部磁鐵只會遵循前一個方向前進，使得膠囊離外部磁鐵越來越遠，直到磁通傳感器偵測不到磁通量而停止。

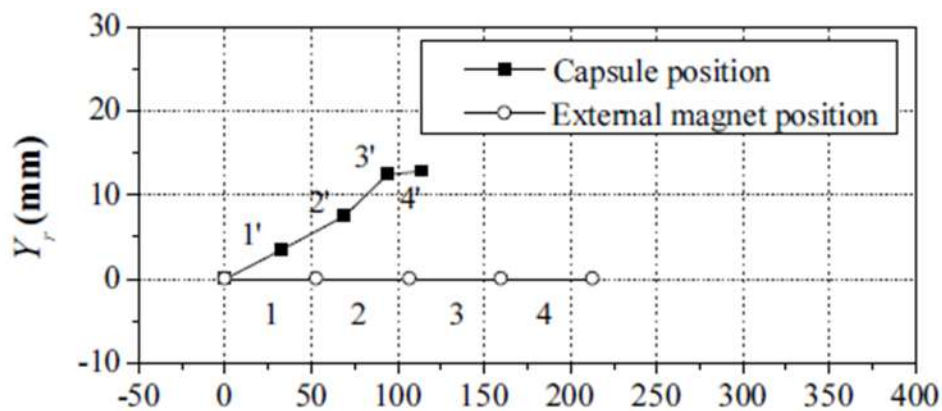


圖 1-8 未開啟補償器的自動牽引結果[3]

圖 1-9[3]為開啟 X 軸、Y 軸及 Yaw angle 的補償所得到的結果，從圖中可以得知，當進行每次牽引後，外部磁鐵都會透過磁通傳感器補償到距離膠囊較近的位置。

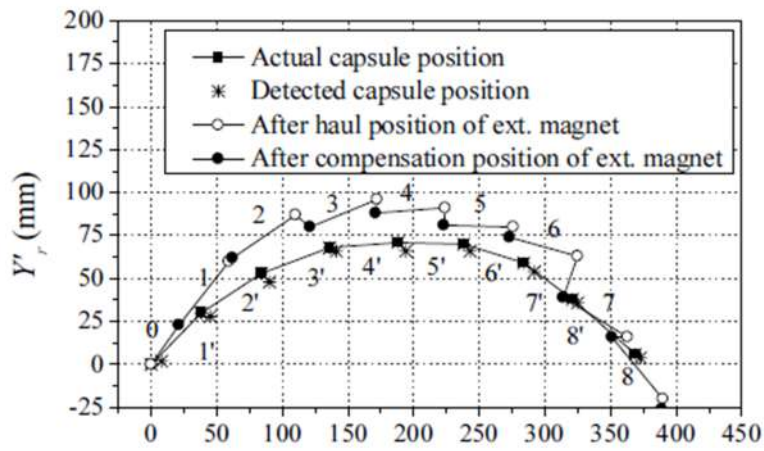


圖 1-9 開啟補償器的自動牽引結果[3]

由這篇論文可以得知，透過磁通傳感器進行膠囊定位後也可以實現自動牽引技術，且磁通傳感器為主動式定位技術，能實時計算出膠囊的絕對坐標，而本團隊所開發的力感測器為被動式定位技術，只能大致知道其相對位置，需要透過外部磁鐵定位至膠囊上方才能知道其坐標。

1-4 論文架構

本論文以 MFN Platform(Magnetic Field Navigator Platform)應用於磁控膠囊內視鏡為主題，並且著重於建立大腸內視鏡檢查時所必要的功能，及開發腸腔自動校正技術及自動牽引技術，論文內容分成五個章節：



第一章: 緒論

本章主旨為說明本論文的研究動機、目的以及相關文獻介紹。

第二章: 微型磁控內視鏡介紹

本章將介紹本團隊目前所開發之微型磁控大腸鏡系統之 MFN Platform 架構，以及分析此 MFN Platform 在動物實驗之實用性。

第三章: 自動校正技術及深度優先搜尋演算法

本章推導本團隊所開發之自動校正技術、防內視鏡走失技術及介紹透過深度優先搜尋演算法實現自動牽引技術。

第四章: 實驗結果及成果討論

本章主要為說明本研究所有實驗過程以及測試結果，並比較其他論文的結果及演算法。

第五章: 結論與未來工作

本章對未來可研究方向及改進地方進行總結並說明。

第二章 微型磁控內視鏡介紹



本章節首先介紹目前本團隊所使用的 MFN Platform 系統，其中包括機台所使用的電路、硬體架構、軟體程式、操控介面，並分析此機台於 2019 年 12 月份所做動物實驗之實用性。

2-1 MFN Platform 系統

2-1-1 第一代 MFN Platform 機構

第一代 MFN Platform 機構於 2017 年開發完成，此機構具有 X 軸、Y 軸、Z 軸移動與 Pitch、Yaw 兩軸，共五軸的自由度，其中 X 軸的有效移動範圍為 43.6 cm、Y 軸為 37 cm、Z 軸為 31.8 cm，XYZ 三軸各以 2、2、4 組光軸支撐與固定滑動軌跡，提高移動時的穩定度，並且每一移動軸底部皆有限位開關，用以保護移動滑塊滑動時不超過有效移動範圍[5]。

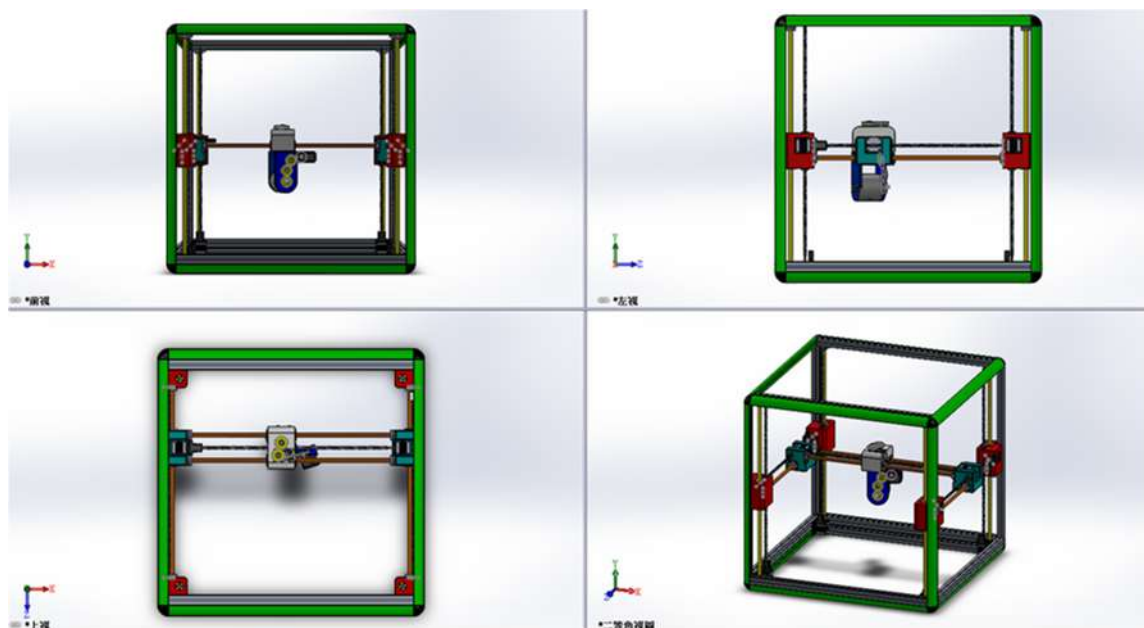


圖 2-1 第一代 MFN Platform 三視圖[5]

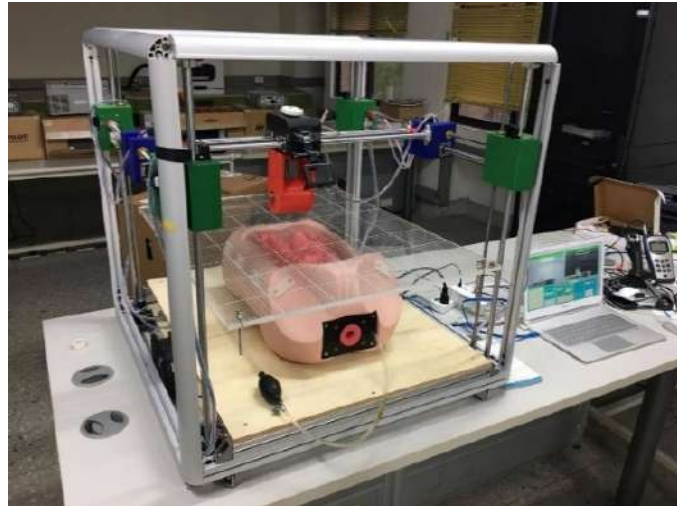


圖 2-2 第一代 MFN Platform 實體圖[5]

2-1-2 第二代 MFN Platform 機構

有鑑於第一代 MFN Platform 機構其架構不符合真實大腸內視鏡檢測時之尺寸，故本實驗室於 2018 年八月開發第二代 MFN Platform 機構，在此節會介紹關於第二代 MFN Platform 的硬體架構、系統架構、目前可使用的指令及開發有利醫生在操作時所使用的功能。

(a). 硬體架構

在硬體架構上，考量醫生及病人在使用上的舒適度，本實驗室在設計上有參考病床的尺寸進而開發出床型的 MFN Platform，故能直接安裝於病床上，不需額外設計特殊病床即可使用。

此機構與第一代 MFN 一樣具有 X 軸、Y 軸、Z 軸移動與 Pitch、Yaw 兩軸，共五軸的自由度，但其移動範圍有較大的提升，其 X 軸的移動範圍為 65cm，Y 軸移動範圍為 65cm，Z 軸移動範圍為 41cm，精密度也有大幅提升，可達小於 0.01mm，且考慮到 MFN 是透過磁力吸引來達到內視鏡牽引目的，在硬體架構上其支撐柱皆是使用鋁材質，以防止干擾磁力吸引，其硬體架構圖如圖 2-3 所示。

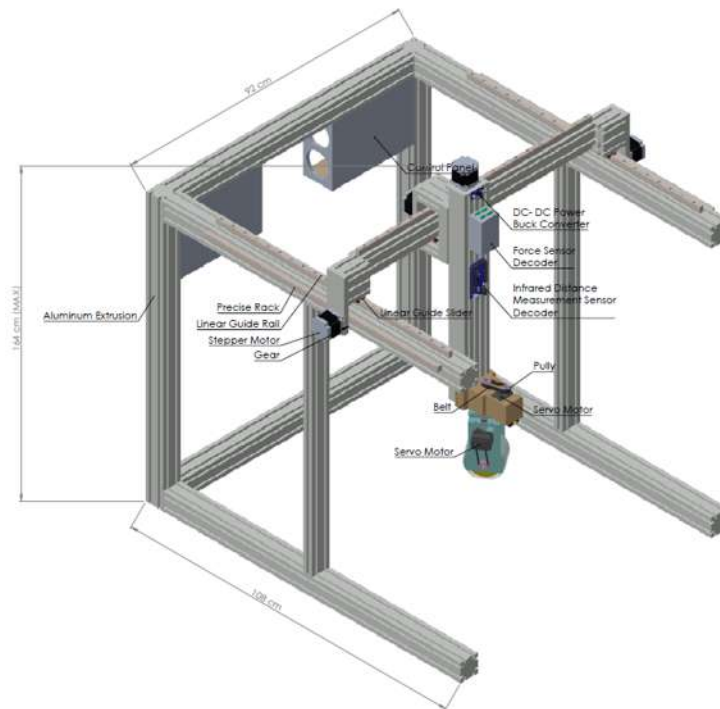


圖 2-3 第二代 MFN 硬體架構圖

在硬體架構中較重要的部份為外部磁鐵所在的機械手臂，在此機械手臂上，除了有牽引用的外部磁鐵之外，另外有感測磁力大小及方向的力感測器，以及為了安全考量所加裝的測距感測器，其硬體架構圖如圖 2-4 所示。

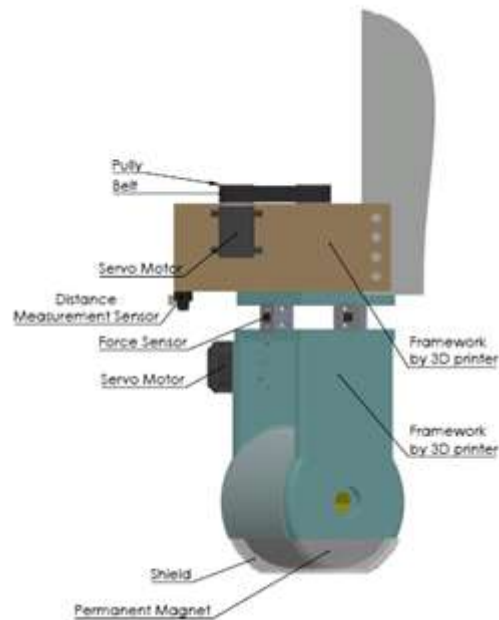


圖 2-4 機械手臂硬體架構圖

由圖 2-4 中可見，有兩顆伺服馬達安裝在此架構中，上方馬達是用來帶動機械手臂旋轉，以達到 Yaw 旋轉之效果，與外部磁鐵相鄰的馬達是用來帶動外部磁鐵旋轉，以達到 Pitch 旋轉之效果。

用來提供 MFN 電力及驅動馬達、力感測器及測距感測器的開發板及控制電路安裝於 MFN 後方，如圖 2-5 所示，除了方便檢測電路外，可增加實驗視野，也能將訊號線及電源線等收進夾板內，以增加安全性與美觀，圖 2-6 為 MFN 實體圖。

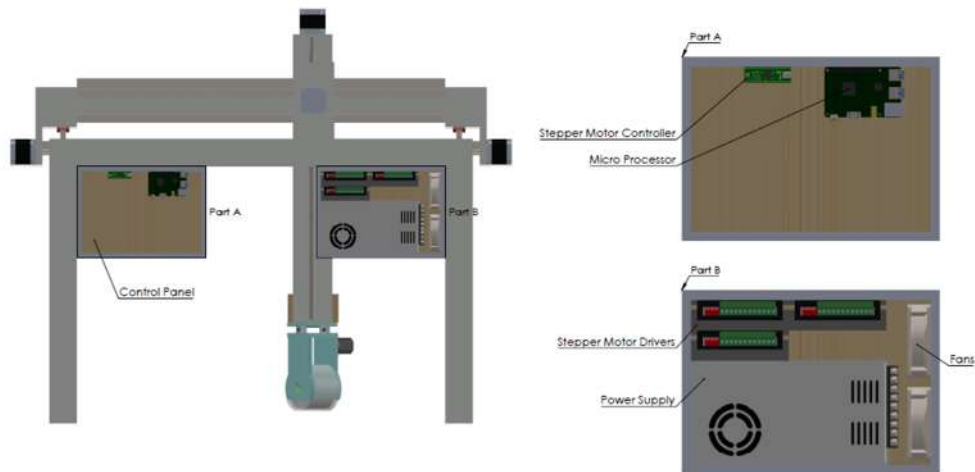


圖 2-5 控制電路硬體架構圖



圖 2-6 第二代 MFN Platform 實體圖

(b). 系統架構

而在系統架構中，由於機台上的設備所需的電源皆不同，需要有 DC24V、DC12V、DC5V、DC3.3V 的電壓，故我們透過 Adapter 及 Power Supply 從市電 AC110V 得到 DC5V 及 DC24V 的電壓，之後再透過 Buck Converter 將 24V 降壓至 12V，以此來提供所有設備所需的電源。

在整體系統架構上，我們是使用 Raspberry PI 接收/傳送設備的資料，在將資料透過區域網路傳遞給 PC 來進行控制，其中共有 8 處訊號源：

(1). Load Cell：

Load Cell 為力感測器的荷重元，其功能為外部磁鐵與內視鏡互相吸引時能夠紀錄其壓力值，進而得到外部磁鐵與內視鏡之關係，MFN 上共有 4 個 Load Cell，平均放置於磁鐵上，所得到的訊號會有其搭配的 Decoder 將訊號解碼成壓力數值，之後透過 RS485 及 USB 將數值回傳給 Raspberry。

(2). Servo Motor：

Servo Motor 為伺服馬達，其功能為內視鏡需要不同姿態通過腸道時，可透過旋轉 Servo Motor 改變外部磁鐵的方向，進而改變內視鏡的姿態，使其能順利通過腸道。MFN 上共有 2 顆 Servo Motor，分別旋轉 Yaw 及 Pitch，當 MFN 需要改變角度時，可以對 Raspberry PI 下指令，Raspberry PI 會透過 USB 及 RS485 將角度命令給 Servo Motor，以此來控制所需角度。

(3). Stepper Motor：

Stepper Motor 為步進馬達，其功能為改變 MFN 的 X、Y、Z 軸，從而帶動機械手臂，MFN 上共有 4 顆 Stepper Motor，X 軸及 Z 軸各 1 顆，Y 軸由於需要較大牽引力故使用兩顆 Stepper Motor，當 MFN 需要改變座標時，會從 Raspberry PI 下指令，經過 MFN 的 MCU 後輸出 PWM 給四顆馬達，以此來控制其座標位置。

(4). Limit Switch :

Limit Switch 為限動開關，其功能為訂定基準點，MFN 的工作範圍為 65cm*65cm*41cm，當 MFN 回到初始位置時，Limit Switch 會觸發，使 MFN 會記得目前位置為初始值，MFN 共有三個 Limit Switch，分別安裝於三軸的臨界處，當 Limit Switch 觸發時，會將訊號傳遞給 MCU，從而限制 Stepper Motor 繼續移動。

(5). Laser Distance :

Laser Distance 為雷射測距感測器，其功能為測量人體與機械手臂上的距離，當機械手臂快要碰觸到人體時，Laser Distance 會強制將目前移動指令停止，並通知操控者已經接近人體，MFN 上有一顆 Laser Distance，其安裝在外部磁鐵上方，其距離資料將通過 I²C 傳送給 Raspberry PI。

(6). IMU :

IMU 為慣性測量單元，其功能為記錄內視鏡的 Roll angle(翻滾角)及 Pitch angle，當內視鏡在腸道裡面時，操控者無法透過肉眼觀察到內視鏡的姿態，故透過 IMU 來得到內視鏡相對應的角度，從而了解內視鏡的狀態，IMU 是透過 Bluetooth 將角度訊號傳遞給 Raspberry PI，以此得到內視鏡之角度。

(7). Camera :

Camera 為內視鏡的鏡頭影像，其功能為即時傳遞腸道腸道影像給操控者，當內視鏡在腸道時，操控者無法得知腸道內部的情況，故在內視鏡上加裝鏡頭，讓操控者在操控時能得到腸道影像，其中 Camera 是透過 WIFI 將影像資訊傳遞給 Raspberry PI。

(8). PC :

PC 為操控者所使用的電腦，在操控時所需要的資料及數據，都會經由 Raspberry PI 來提供，故在溝通上 PC 只需要與 Raspberry PI 來進行連結，其中 PC 與 Raspberry PI 是透過區域網路，將路由器的位址相互連結，即可完成溝通。

其中整體系統架構圖可由圖 2-7 所示：

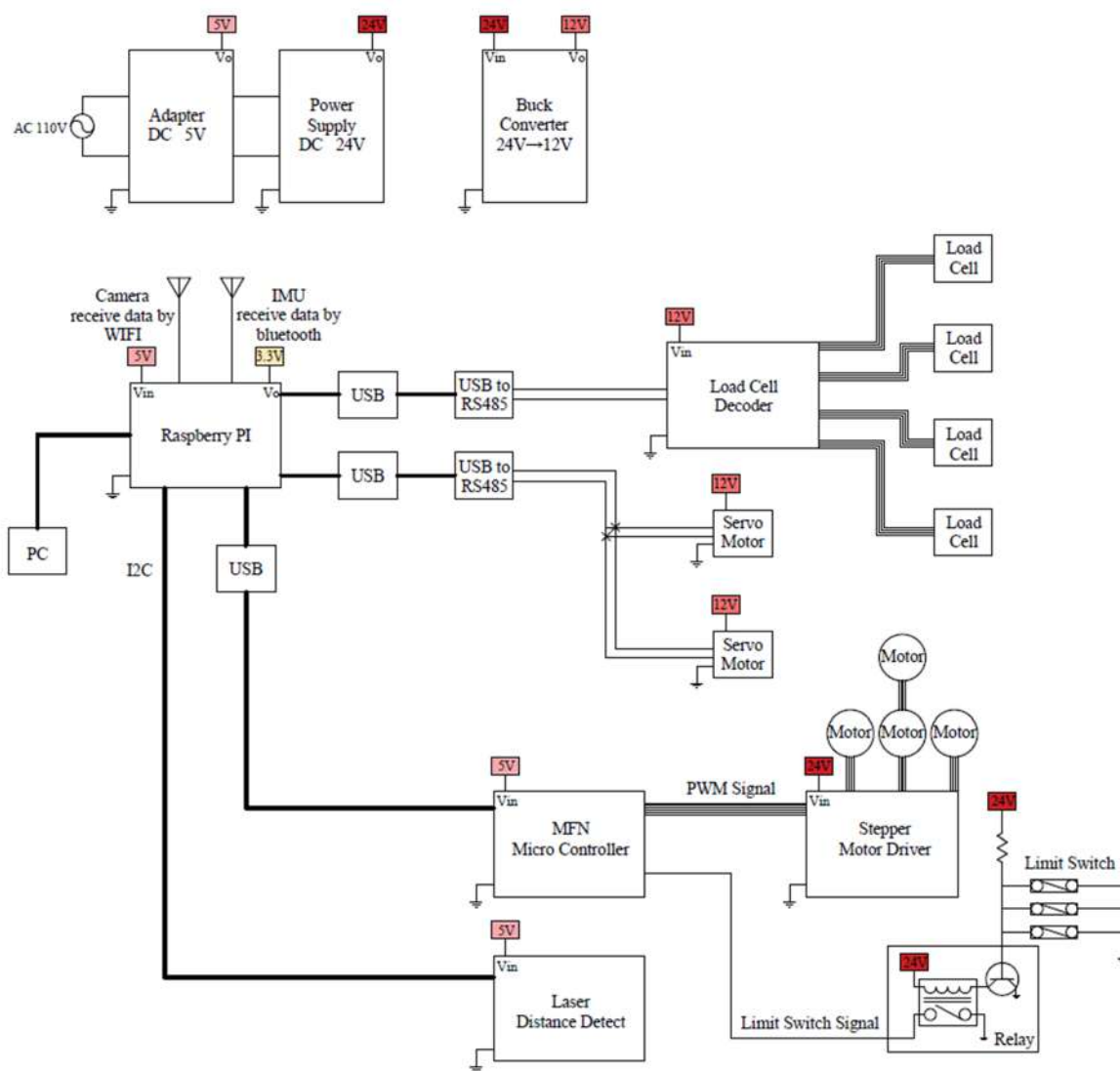


圖 2-7MFN 系統架構圖

(c). PC command

當使用者在操控 MFN 機台時，除了基本的控制 MFN 移動的指令外，還有控制 Yaw angle 及 Pitch angle 的擺姿等，此小節會透過表 2-1 介紹目前鍵盤在 MFN 上能操控的指令，並敘述其功能。



表 2-1 PC 指令表

控制指令	功能	控制指令	功能
D	X 軸右移	A	X 軸左移
W	Y 軸前移	S	Y 軸後移
R	Z 軸上移	V	Z 軸下移
Q	Yaw 順時針轉	Z	Yaw 逆時針轉
T	Pitch 順時針轉	B	Pitch 逆時針轉
E	以 Yaw 設為絕對座標	G	回到 MFN 初始點
O	尋找內視鏡	comma	將力感測器讀值歸零
F1	NS 朝下	F2	N 朝下
F3	SN 朝下	F4	S 朝下
F5	Pitch 正轉模式	F6	Pitch 反轉模式
F7	Sweep 模式	F9	低速模式
F10	中速模式	F11	高速模式

(d). MFN User Interface

在開發微型磁控內視鏡時，我們將可能會用到的功能整合成一個方便觀看的介面，在此介面上使用者可以得到關於 MFN、力感測器、內視鏡的狀態等，以及開發各項有利於操作的功能並將其整合成一個按鈕，透過按鈕觸發，即可完成該項功能；此小節會透過圖 2-8 介紹此 UI 所擁有的功能及其相關數據。

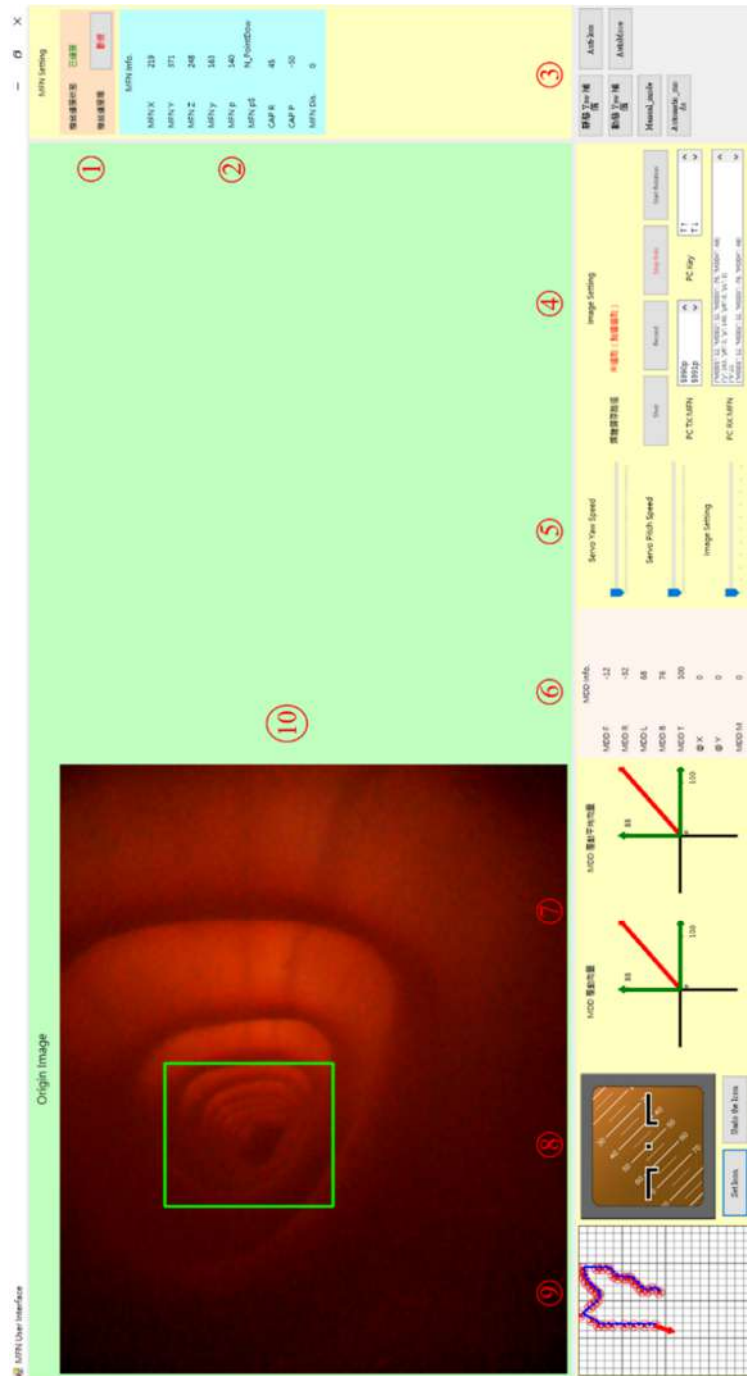


圖 2-8 MFN User Interface



(1). MFN Setting :

一開始在啟動介面時，PC 尚未與 raspberry PI 進行連接，此時機台連接狀態就會顯示未連接狀態，所有功能皆無法使用，當 PC 與 raspberry PI 連接時，機台連接狀態會顯示已連接，即可透過 PC 來控制 MFN 機台。

(2). MFN Info :

此視窗是紀錄目前 MFN 及內視鏡的狀態，由(a)節得知，MFN Platform 共有五軸的自由度，在馬達移動時，MFN 會記錄目前的絕對座標，MFN X、MFN Y、MFN Z 為 X、Y、Z 目前的座標值，MFN y 及 MFN p 為 Yaw 及 Pitch 目前的角度，而由於 MFN 上的外部磁鐵為徑向磁，其磁極轉換是透過 Pitch 旋轉，故在此視窗有建立一個標籤 MFN pS，目的是為了記錄磁極目前的狀態，CAP R 及 CAPP 為內視鏡目前 Roll 及 Pitch 的角度，MFN Dis 為外部磁鐵距離人體之間的距離。

(3). MFN function :

在此視窗是放置各項有利於操作者所使用的功能，目前開發了六項相關功能：

● 靜態 Yaw 補償：

由於在移動 Yaw 時，力感測器會受到訊號線的干擾及下方外部磁鐵受力不均，使得 Yaw 的每個角度其初始壓力會不同，故靜態 Yaw 補償的功能為開啟時，將 Pitch 調整到 S 朝下，而 Yaw 會先旋轉到-178 度，之後在慢慢旋轉一圈，在旋轉過程中會實時紀錄此時四個力感測器的讀值並將之設為初始值，由此方式可以清除每個角度的偏差值。

● 動態 Yaw 補償：

動態 Yaw 補償同樣是為了清除 Yaw 的偏差值，與靜態 Yaw 補償不同的是，當 Yaw 旋轉一圈時，Pitch 會開啟 Sweep 模式，紀錄其 Pitch 變動時，力感測器的讀值變化，而動態 Yaw 補償的目的為當 Pitch 變動時，由於外部磁鐵快速轉動，其造成的振動值也會使得力感測器產生偏差值。



- Manual mode :

此功能是搭配自動校正技術所使用，當內視鏡鏡頭有汙漬或是無法判別腸道導致影像無法讀取到 Yolo 時，或是當醫生想看大腸其他位置如息肉時，校正技術就無法使用，故本團隊額外設置 Manual mode，當開啟此功能時，可以直接在影像上點選腸道或是使用者想看的位置，校正技術仍然會將內視鏡移動到使用者所點選的地方，而不需受制於 Yolo。

- Automatic mode :

此功能為自動校正技術，當腸道被 Yolo 標註時，即可透過 Automatic mode 將內視鏡移動到腸道的中心點，然而為了防止手動與自動校正互相干擾，當開啟 Automatic mode 時，即使點選影像仍無法觸發校正技術，而開啟 Manual mode 時，即使影像已被 Yolo 標註時，仍不會觸發自動校正。

- Anti-loss :

此功能為防內視鏡走失技術，透過此功能，外部磁鐵能快速的搜尋到內視鏡目前的位置並移動至內視鏡上方。

- Auto Move :

此功能為自動牽引技術，當按下此按鈕時，外部磁鐵會自動牽引內視鏡走完腸道，並且產生路徑圖。

(4). Image Setting :

此視窗是放置各項處理內視鏡影像的功能，及使用者在 PC 上所下達的指令也可由此視窗得知，以下為各按鈕及清單所代表的功能：

- 媒體儲存路徑：

在操作 MFN 時，可以隨時拍下內視鏡的影像，但在拍照前，需要先設定好照片儲存的位置，此時可以點選介面上的未選取字樣，即可設定媒體儲存的路徑。

- Shot :

此功能為拍照功能，在設定好媒體儲存路徑時，即可開啟 Shot 功能，透過滑鼠點取 Shot 按鈕，即可拍下當下的腸道照片。



- Record :

此功能為錄影功能，在按下錄影鍵時，系統會自動錄下此時的腸道影像，若要停止錄影，則只需再次按下錄影鍵以終止錄影。

- Start Yolo :

我們將 Yolo 開啟設置為一個按鈕，當開啟 Yolo 偵測功能時，程式會將內視鏡影像匯入由 YOLO 影像深度學習模型所訓練出來的 weights 檔案，在此過程，Yolo 會將腸道位置標記出來，之後在匯出有 Yolo 的內視鏡影像至 UI 上，若要停止 Yolo 偵測，只需再次看下此按鈕以終止偵測。

- Start Rotation :

由於內視鏡在腸道牽引時，內視鏡由於推力及磁力的影響，其鏡頭影像並不會隨時保持正向，也就是其 Roll angle 並不會是 0 度，透過鏡頭牽引功能時可能會有迷航的狀況發生，故我們透過此按鈕，以座標轉換的方式，將鏡頭影像轉換至實際的情況。

- PC TX MFN /PC Key :

由於使用者在下達指令時，可能會有傳送延遲的問題，導致指令沒有即時傳送給 Raspberry PI，此時可以從 PC TX MFN 及 PC Key 得知指令是否有順利傳達，其中 PC Key 會顯示目前使用者所按的鍵盤鍵，PC TX MFN 是將鍵盤的按鈕鍵轉換成 Raspberry PI 看得懂的指令。

- PC RX MFN :

由於指令傳遞為雙向的，MFN 想要得知指令是否有順利傳達，同樣的，Raspberry PI 也需要確認指令是否有回傳至 MFN，故 PC RX MFN 將會顯示由 Raspberry PI 傳遞給 MFN 的資訊，其中回傳的資訊包括四個力感測器的讀值、Yaw 及 Pitch 目前的角度以及是否正在轉動。

(5). Servo Speed :

此視窗是可以在當 Servo Motor 移動時，可以即時增快或減慢馬達的移動速度，也就是調整 Yaw angle 及 Pitch angle 的旋轉速度。

(6). MDD info :

此視窗是紀錄四個力感測器的讀值，以及力感測器的總和。

(7). MDD 差動向量&MDD 差動平均向量：

此視窗是根據四個力感測器所繪出的向量，目的是為了知道外部磁鐵與內視鏡之相對位置，使用者可以透過此向量找到內視鏡，而由於 MFN 在移動時，力感測器可能會受到慣性的干擾、訊號線影響導致讀值不穩定，故我們開發 MDD 差動平均向量，將雜訊的干擾權重降低，以得到較穩定的數值。

(8). 姿態指引儀(attitude indicator)：

此功能廣泛應用於飛機目前的姿態，藉由姿態指引儀可得知目前飛機的 Roll angle 及 Pitch angle，而我們將此項功能應用在內視鏡上，藉由此項功能，可以清楚表示內視鏡在腸道中的姿態。

(9). 內視鏡位置圖：

此功能可以顯示 MFN 的工作範圍以及外部磁鐵的位置、Yaw 角度，另外當外部磁鐵找到內視鏡時，可以設置圖標紀錄此點，可以透過手動按鈕 Set Icon，以及當找尋到內視鏡時，系統會自動設置圖標，而若要取消圖標，則只需透過 Undo the Icon。

(10). Origin Image：

此視窗為內視鏡的鏡頭影像，透過此影像使用者能得知受測者目前大腸的狀況，進而尋找到腸腔，之後利用外部磁鐵將內視鏡牽引至腸道深處。



2-2 磁控膠囊內視鏡

為了使醫生在操作大腸鏡時，能同時切除大腸中的息肉以及取得息肉上的組織，本團隊與鑫視科技共同開發第一代蛇管型微型內視鏡，本節會介紹其硬體規格及系統架構圖。



2-2-1 硬體規格

(a). 磁力源：

採用 N52 鈷鐵硼永久磁鐵，提升磁力作用力。

(b). 體積：

體積分為磁力源以及內視鏡鏡身兩部份，磁力源部份外徑為 12mm、內徑 7.6mm、高 12mm，內視鏡鏡身部份外徑為 7mm、長度為 1.6m。

(c). 光學鏡頭：

解析度為 1280*720pixel 之 CMOS 影像感光元件。

(d). LED 照明：

5W 高亮度 LED 白光照明。

(e). Working Channel：

3.2mm

(f). 安全性測試：

Biocompatible：Endoscope tube

Electrical safety：1.5KV for secondary side

(g). 運作模式：

管身極其柔軟，以體外磁場產生體內拉力，牽引腸鏡、控制鏡頭擺向。

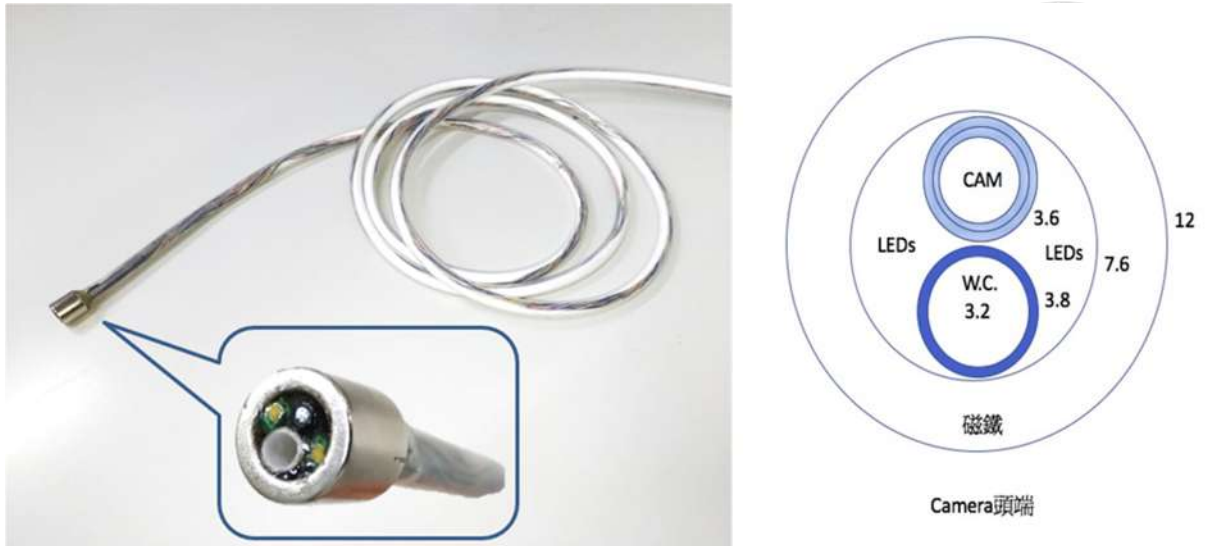


圖 2-9 第一代蛇管型微型內視鏡

2-2-2 系統架構

在內視鏡的系統架構中，由於內視鏡需要進入人體內，若以市電供應有電器安全性問題，故透過電池供應直流電壓 3.7V 給 Control Board，再從 Control Board 降壓成 3.3V 供應給其他設備。

在整體系統架構上，我們是透過 Control Board 接收/傳送設備的資料，在將資料透過 WIFI 以及 Bluetooth 傳遞給 MFN 的 Raspberry 來進行控制，其中共有 3 處訊號源：

(1). IMU sensor :

IMU sensor 為慣性測量單元，透過 IMU 可以算出三軸的加速度，得出內視鏡的 Roll angle 及 Pitch angle，以此得知內視鏡在腸道內的姿態，IMU 得到的加速度值將透過 I²C 將數值傳遞給 Control Board，Control Board 再透過 Bluetooth 將資料傳遞給 MFN 上的 Raspberry PI。

(2). Camera :

Camera 為內視鏡的鏡頭影像，醫生及病人可以透過 Camera 可以知道腸道內部的狀況，Camera 得出的影像數據將透過 MIPI 傳送給 Control Board，Control Board 在透過 WIFI 將影像數據傳遞給 Raspberry PI。

(3). LED :

操作者在操作大腸鏡實驗時，由於腸道較暗，內視鏡需要透過 LED 發光才能將腸道內部照亮，故在 Control Board 會透過 Power 線提供電源給 LED 發光。

其中整體系統架構圖如圖 2-10 所示：

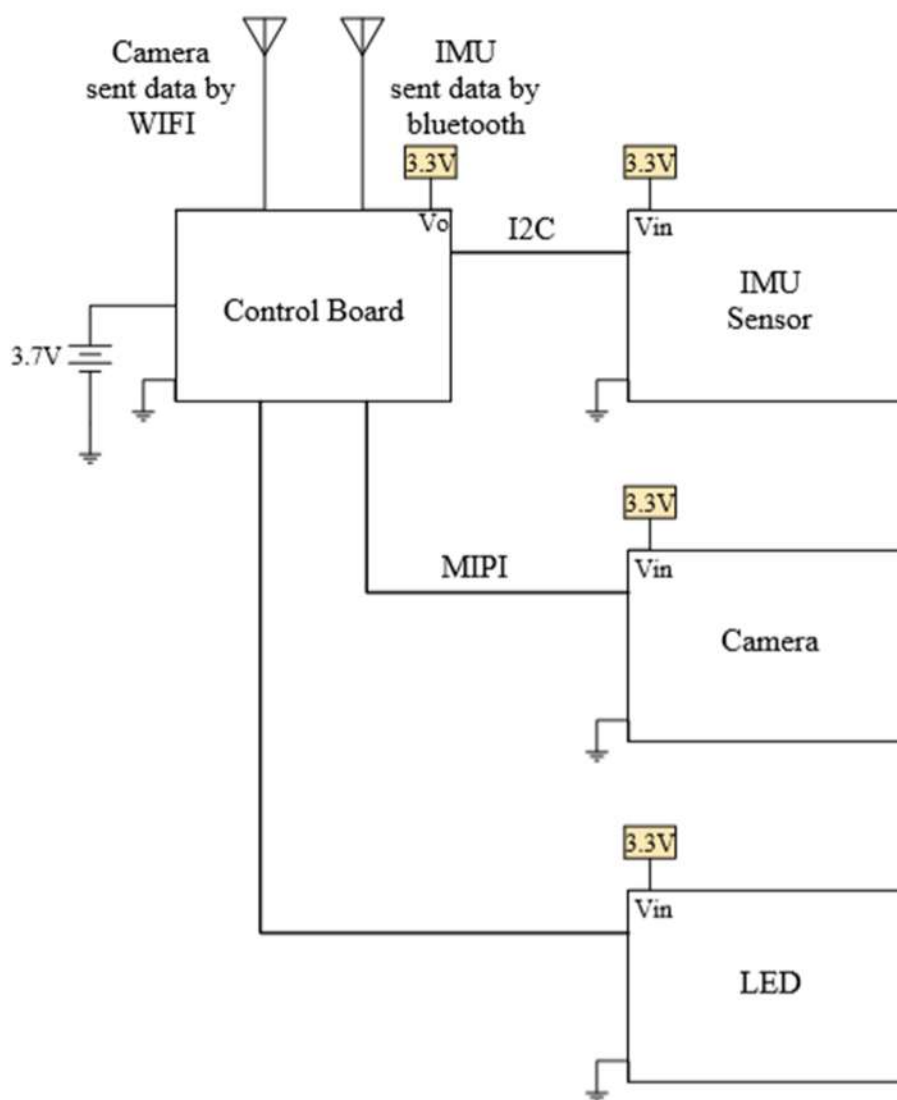


圖 2-10 內視鏡系統架構圖

2-3 動物實驗

為了探討 MFN Platform 機構及蛇管型微型內視鏡在生物上之可行性，於 2019 年 12 月份進行豬隻動物實驗。



2-3-1 動物實驗前置作業

(a). UI 壓力測試：

開啟 UI，測試各項功能，程式是否會有卡頓或是當機的情況，持續幾小時不等，共測試 7 次。

(b). 根據動物實驗，新增下列功能：

➤ 影片錄製：

由於內視鏡進入豬腸時的畫面相當珍貴，故新增影片錄製功能，用以保存影片及各項資訊。

➤ 紅外線測距：

由於機台與人體不能直接接觸，需有 9 公分的安全距離，故我們新增紅外線測距功能(之後會更改為雷射測距)，以保持機台與豬隻的距離。

➤ 註記圖標位置：

由於在大腸中，內視鏡不能以肉眼觀察到其所在之位置，故當磁鐵回到內視鏡磁鐵上方時，新增圖標，用以紀錄當前位置，並通過圖標連接，可以繪出腸道大致路徑。

(c). 整理程式：

檢視以往所寫的程式是否有會導致 UI 當機或卡頓的現象。

(d). 測試蛇管型微型內視鏡：

動物實驗所使用的內視鏡為蛇管型微型內視鏡，故在動物實驗前本團隊以蛇管型微型內視鏡測試六個人體模擬腸道，藉此測試操作員在控制 MFN Platform 及內視鏡時，是否能不看模擬腸道下完全走完及紀錄所需時間。



2-3-2 測試結果

(a). UI 壓力測試：

發現改變 UI 介面的尺寸時，會導致程式當機，其原因為鏡頭所拍攝之影像為每秒更新 50 次，更新速度太快導致介面無法跟上。

➤ 解決辦法：

將所需要之變數由區域變數改成全域變數(有些參數不需要同步更新)，減輕記憶體負擔，使影像能順利更新。

(b). 測試所新增之功能：

➤ 影片錄製結果：

可以保證在動物實驗過程中錄製到影片，且即使在實驗過程中程式當機，仍然可以儲存影像。

➤ 紅外線測距結果：

能成功使用，可以量測出機構與人體之間的距離，但是由於磁鐵磁力不夠，若保持 9 公分的距離將導致磁力無法牽引內視鏡，故這次動物實驗以不開此功能進行實驗。

➤ 註記圖標位置：

能正常使用，並當 MFN Platform 回到內視鏡正上方時，能自動註記圖標，不需要操作者手動紀錄。

(c). 整理程式：

以前所寫的程式較少會造成 UI 當機或卡頓的現象，但有整理新一版的程式，提高使用效能。

(d). 測試蛇管型微型內視鏡：

以蛇管型微型內視鏡測試人體模擬腸道，所有模型皆完整走過。

- 模型一：約花 7 分鐘走完全程

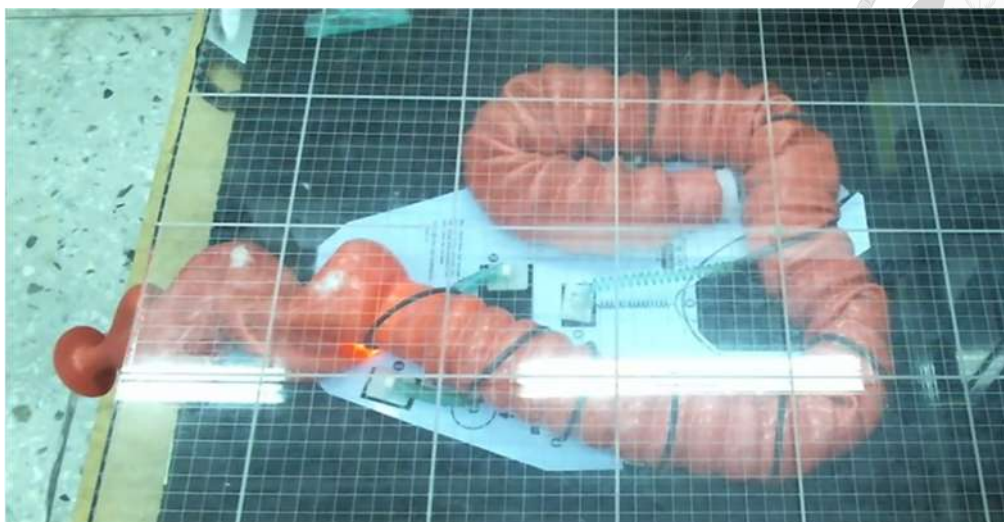


圖 2-11 模型一實際路徑

- 模型二：約花 17 分鐘走完全程

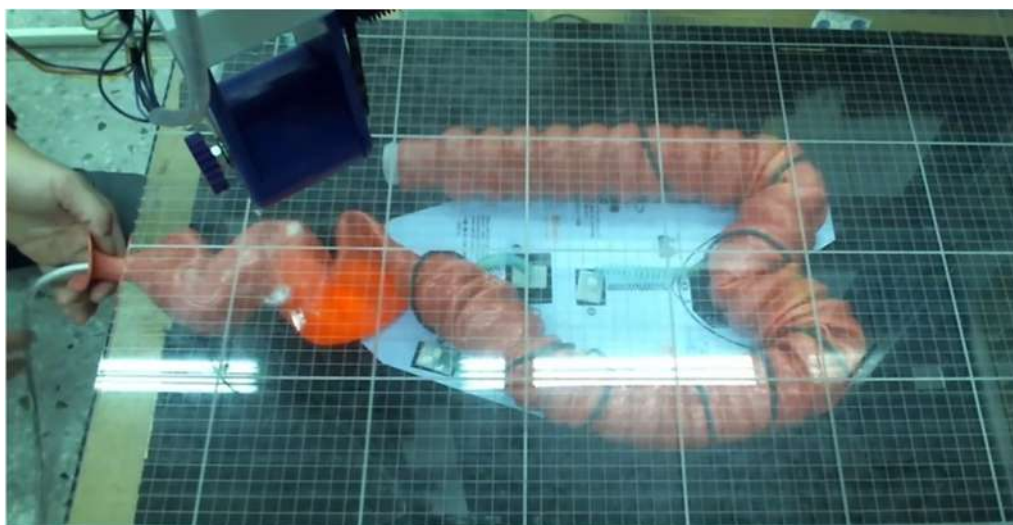


圖 2-12 模型二實際路徑

- 模型三：約花 14 分鐘走完全程

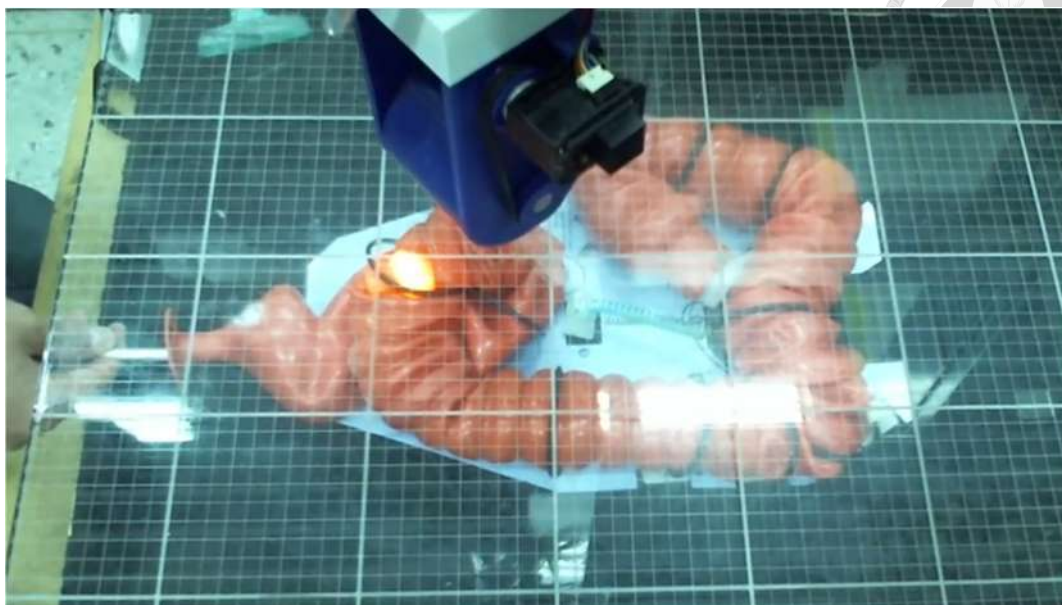


圖 2-13 模型三實際路徑

- 模型四：約花 35 分鐘走完全程

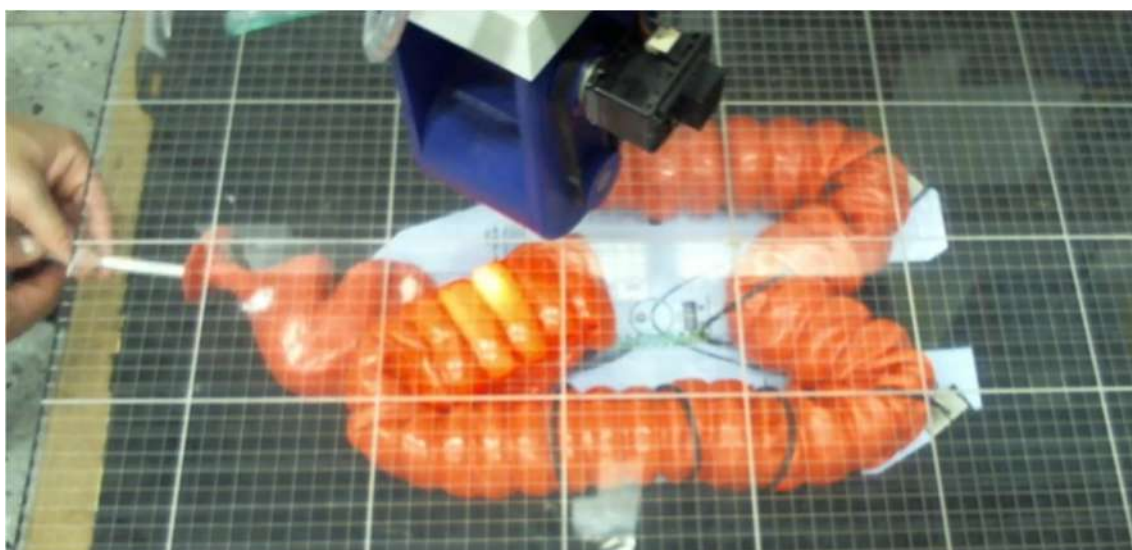


圖 2-14 模型四實際路徑

- 模型五：約花 38 分鐘走完全程

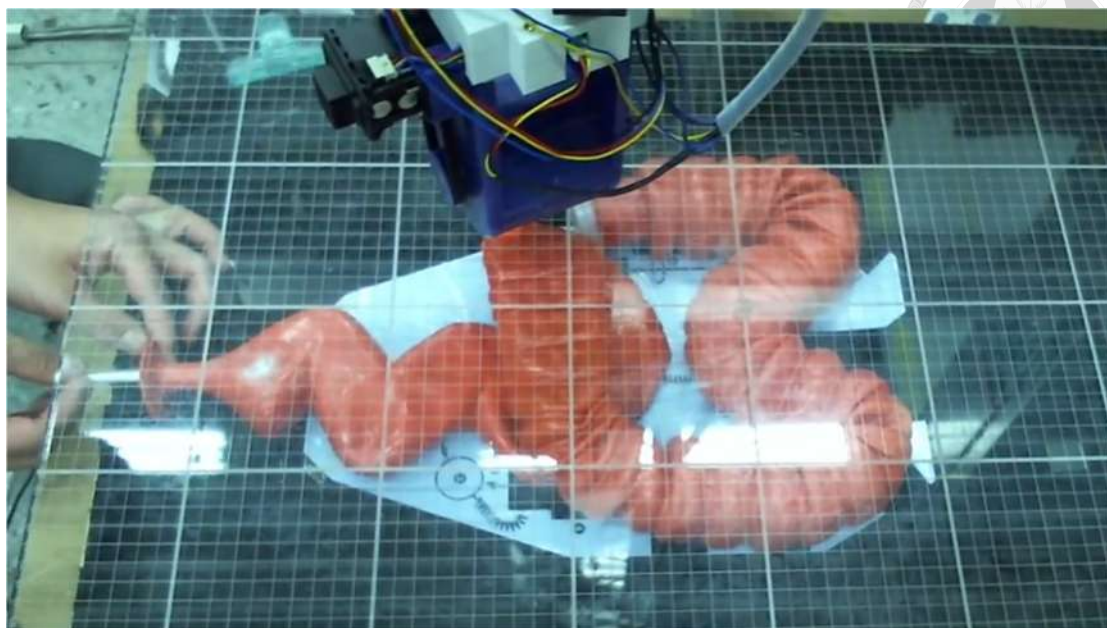


圖 2-15 模型五實際路徑

- 模型六：約花 47 分鐘走完全程

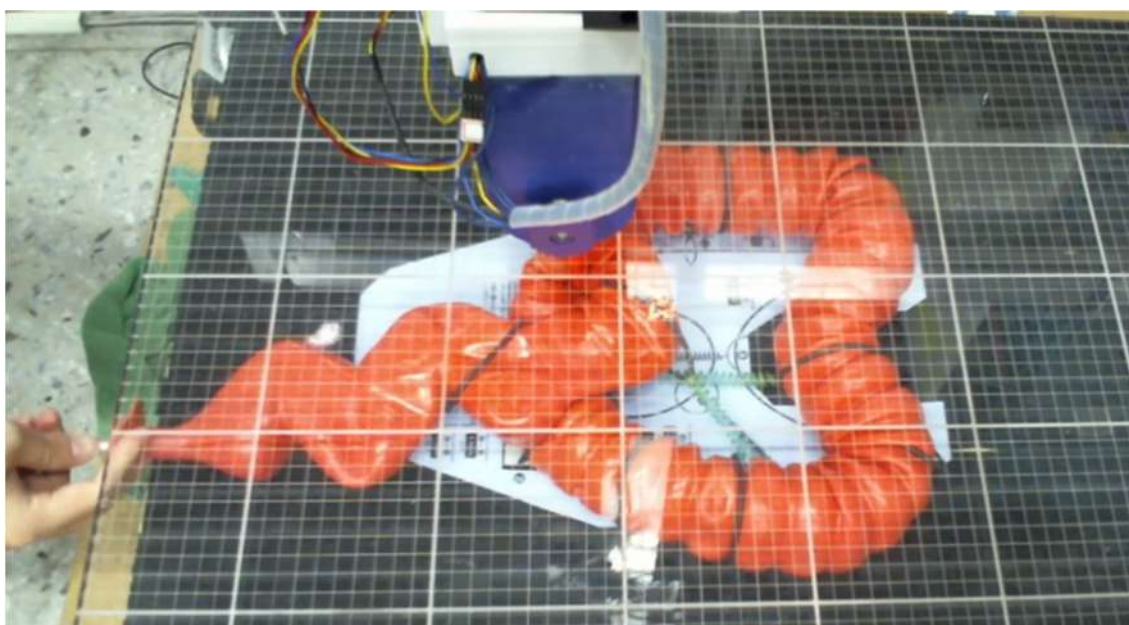


圖 2-16 模型六實際路徑



2-3-3 動物實驗

(a). 人員配置：

機台所需人數：1 人

內視鏡助手：1 人

腸道清洗人員：1 人

(b). 實驗時間：

麻醉時間：AM10:00

內視鏡進入腸道時間：AM10:18

取出內視鏡時間(實驗完畢)：PM14:40

實驗總花費時間：4 小時 22 分鐘

(c). 實驗地點：

實驗動物資源中心

(d). 拍攝影片：

總共有 4 個攝影鏡頭拍攝動物實驗過程，左側錄影、右後方錄影、機台上方錄影、內視鏡內部錄影。

➤ 左側錄影



圖 2-17 左側錄影

➤ 右後方錄影



圖 2-18 右後方錄影

➤ 機台上方錄影



圖 2-19 機台上方錄影

➤ 內視鏡內部錄影



圖 2-20 內視鏡內部錄影

(e). 實際操作情況：

從上方影像可以得知，在操作內視鏡時，當腸道離皮膚很近時鏡頭的光會透出皮膚，使得我們可以以肉眼的方式辨認出目前內視鏡的位置。



圖 2-21 內視鏡光源透出腸道圖

由於動物的腹部並不是平坦的，所以在操作時，需有其他人幫忙提醒 MFN 會不會碰到皮膚。



圖 2-22 機台手臂觸碰到豬隻圖

在牽引內視鏡時，內視鏡內部影像所拍攝的圖。

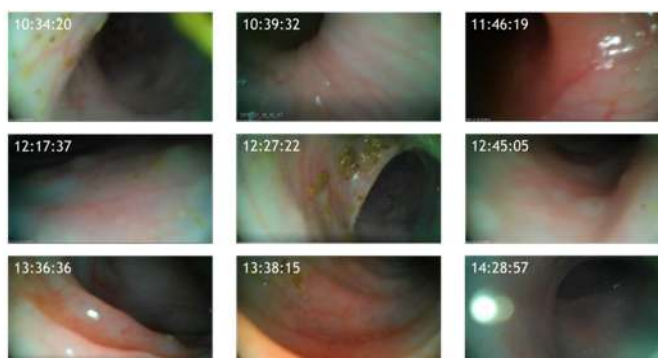


圖 2-23 內視鏡影像擷取圖

(f). 實驗結果：

圖 2-24 為從豬體解剖後得到的豬腸，由圖可知，豬大腸與人體大腸模型相比，複雜許多，故在操作上相對困難，因此在實驗中，為了使內視鏡方便操作，故將腸道內注入大量的水與空氣。

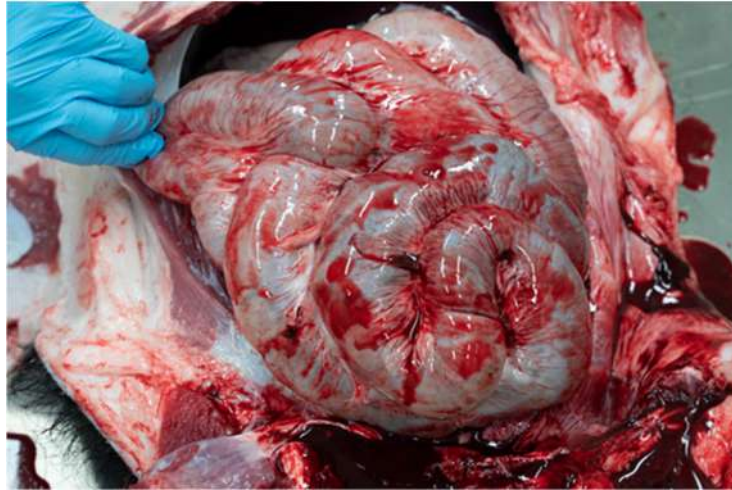


圖 2-24 豬隻解剖圖

內視鏡進去腸道長度約為 115cm，實際走進腸道深度約為 100cm，黑色標線大致為內視鏡進入腸道的最終位置，如圖 2-25 所示。

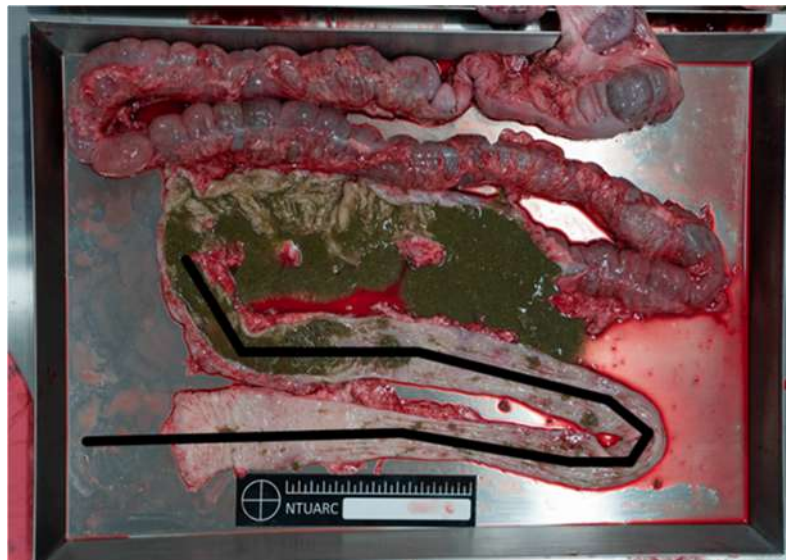


圖 2-25 內視鏡進入腸道實際深度圖

清洗腸道時，以肉眼能看到腸道有傷痕，如圖 2-26 所示。



圖 2-26 腸道傷痕圖

(g). 肉眼病理診斷報告：

肉眼病理診斷報告 Gross Pathology Report

日期：2019/12/18

地點：實驗動物資源中心

物種：蘭嶼豬

安樂死方法：

深度麻醉後給予KCl 3mmol/kg。

解剖流程：

打開胸腹腔後，將腹腔腸道分離出體外進行檢查。腸道檢查步驟為從直腸端剪開直腸與大腸腸道，並暴露出粘膜面，檢查長度約1.5公尺。

肉眼病理發現：

於直腸端往大腸方向約1公尺處的大腸黏膜有約 1 x 5 公分的紅色輕微異常病變。此病變可能為黏膜潮紅或輕微黏膜出血。如需確定病理診斷仍需進行組織病理學檢查。

其他部位腸道，肝臟，脾臟，腎臟，肺臟與心臟皆無明顯異常。

獸醫師：

郭建均
台農專科字第6079號

圖 2-27 肉眼病理診斷報告

(h). 問題與討論：

從實驗結果可以得知運用 MFN Platform 搭配蛇管型微型內視鏡做動物實驗是可行的，外部磁鐵除了可以有效牽引內視鏡之外，其上之 Yaw 及 Pitch 也有效的控制內視鏡的姿態，將腸腔找出來，以下是本團隊在動物實驗中所發現的問題以及改進方式。

- (1). 伺服馬達之控制有缺陷，造成 Pitch 上下擺頭有問題。
 - 改進方式：更換馬達、以及更新程式。
- (2). Yaw 左右擺頭控制因線長的限制，無法 360 度旋轉，造成控制時的不便。
 - 改進方式：增加滑環。
- (3). 內視鏡出現 Lumen 的機率偏低，需要靠 Yaw 及 Pitch 旋轉輔助。
 - 改進方式：討論鏡頭改成廣角來增加看見 Lumen 的機率。
- (4). 定位內視鏡的方式為被動式，雖可以有效的找尋到內視鏡，但當助手推動內視鏡或是機台搖晃的時候位置即遺失。
 - 改進方式：提高機台運動時之穩定性，以及整合磁定位技術。
- (5). 磁力可以控制方向、姿態，但在腸道空間中較下方的區域，磁鐵牽引力不足，僅能靠助手在後方推動內視鏡來前進。
 - 改進方式：提高磁力強度，並考慮以方形磁鐵取代圓柱形磁鐵。

第三章 自動校正技術及深度優先搜尋演算法



3-1 腸腔自動校正技術

目前本團隊開發有關控制 MFN Platform 的功能已經相當成熟，經由模擬人體腸鏡以及動物實驗後證明能夠透過 Yaw 及 Pitch 旋轉來找尋腸腔，但由於控制兩個姿態以及移動需要較多指令，且知道內視鏡的角度(Roll 以及 Pitch)也無法即時判斷該往哪個方向才是正確的，故我開發自動校正技術，以下是研發自動校正技術的敘述。

3-1-1 慣性測量單元(Inertial measurement unit，簡稱 IMU)

慣性測量單元(IMU)為「不需外部參考的可測量三維線運動及角運動的裝置」，意指測量物體三軸姿態角以及加速度的裝置。IMU 最多具有三個三軸傳感器：加速度計、陀螺儀和磁力計，使其能夠感測線性加速度，角速度和磁場矢量，由於實驗時是使用 3DoF 的 IMU，只透過加速度計來測量三軸姿態角，故本文著墨於加速計的介紹及應用。

(a). 加速度計：

可以透過重力加速度來計算 X、Y、Z 軸的姿態，也可以用來計算位移及速度，我們在想像加速度計時，可以將它想成一個圓球在一個方盒中，如果將這個方盒放在一個無重力或是沒有外力可以影響盒子內的球的地方，如外太空，則此球會懸浮在盒子的正中央，如圖 3-1[6]所示。

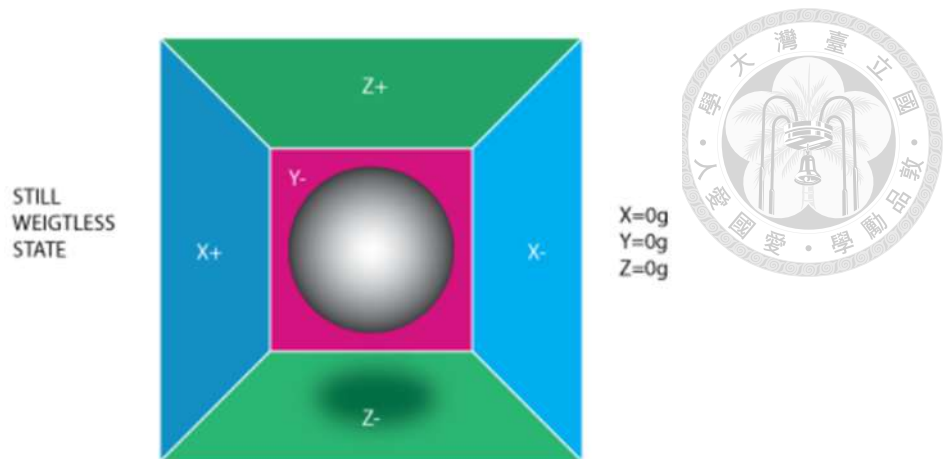


圖 3-1 球懸浮示意圖[6]

若假設每面牆都可以偵測壓力，如果將盒子往左移(加速度為 $1g = 9.8m/s^2$) 則盒內的球會撞上牆 X-，如圖 3-2[6]所示，如果測量球施加到牆上的壓力，則可以在 X 軸上得到 $-1g$ 的數值。

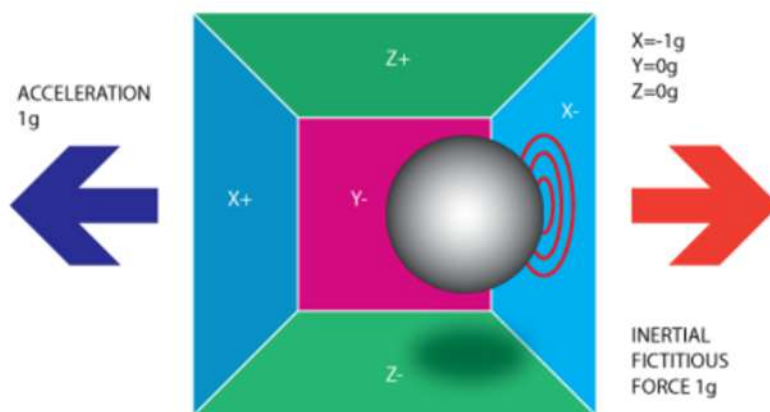


圖 3-2 球體受壓圖[6]

如果將這個盒子移到地球上，由於受到地心引力的影響，盒子內的球會在落在 Z-的牆上，並施加 $1g$ 的力，如下圖 3-3[6]所示：

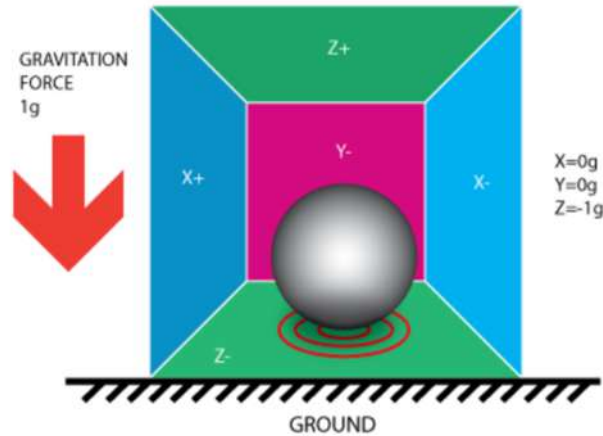


圖 3-3 球體重力量圖[6]

以圖 3-3[6]為例，盒子沒有被移動，但仍然可以在 Z 軸上測到 $-1g$ 的加速度，球所施加在牆上的壓力是由重力所造成，理論上，它可以是任何種類的力，如果是鐵球的話，則會受磁鐵的磁力所影響，也就是說，加速度計在本質上所測量到的值並不是加速度，只是加速度所造成的慣性力，而被加速度計的偵測機制所測量到。

目前我們計算了加速度計在單一軸的輸出值，這也是單軸加速度計所能得到的測量值；三軸加速度計的測量值則來自於該感應器可以在三個軸向偵測慣性力，若今天將盒子移動 45° ，則盒子裡的球會施力到 X-及 Z-上，如下圖 3-4[6]所示：

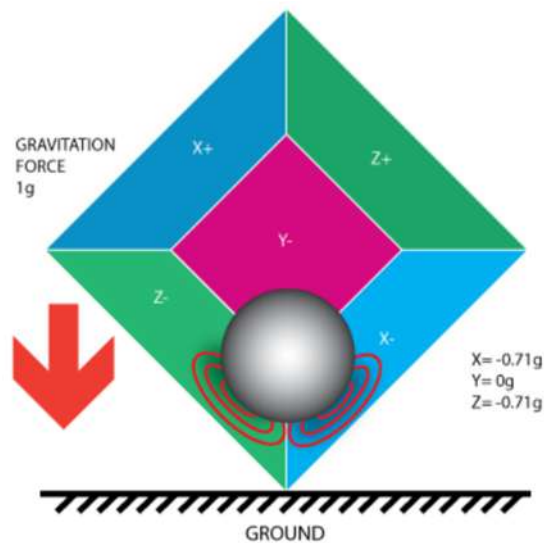


圖 3-4 兩軸受力量圖[6]



在引力是 $1g$ 的加速度的情況下，若是平均接觸兩個面，其受力皆為 $-0.71g$ ，其值是根據空間中的畢氏定理[7]計算出來，根據圖 3-5[7]可以得出方程式(3.1)：

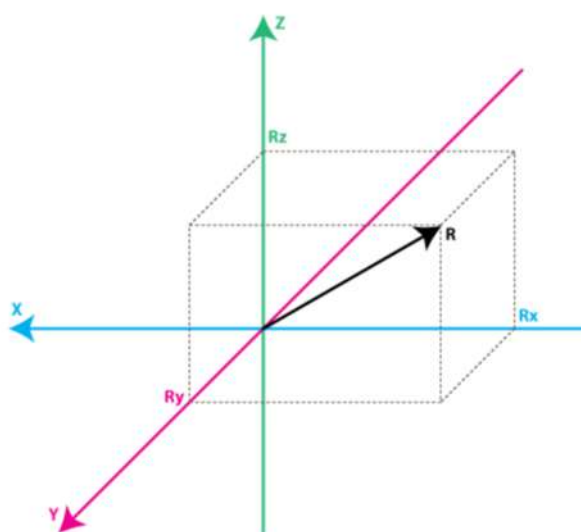


圖 3-5 空間向量圖[7]

$$R^2 = R_x^2 + R_y^2 + R_z^2 \quad (3.1)$$

(b). IMU 模組：

在介紹完加速度計之後，接下來要介紹在內視鏡中所使用的 IMU 模組，我們是採用 3DoF 的 IMU，為 MMA8452Q，選用的原因為此模組體積較小，可塞進膠囊內視鏡中，如圖 3-8[8]所示。



圖 3-6 IMU(MMA8452Q)[8]

MMA8452Q 是一款具有 12-bit 的智能低功耗三軸數位加速度計，其三軸加速度的數值是透過資料寄存器(data register)所記錄，由於一個資料寄存器只能儲存 8-bit，故一軸加速度會由兩個資料寄存器計算而成，如圖 3-7[8]所示：

0x01: OUT_X_MSB: X_MSB register (read only)

Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1	Bit 0
XD11	XD10	XD9	XD8	XD7	XD6	XD5	XD4

0x02: OUT_X_LSB: X_LSB register (read only)

Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1	Bit 0
XD3	XD2	XD1	XD0	0	0	0	0

圖 3-7 MMA8452Q data register[8]

根據兩個資料寄存器，可以計算出單軸的加速度計(以 X 軸為例)，X_MSB register 儲存 8-bit，X_LSB register 儲存另外 4-bit，剩餘 4-bit 皆補 0，由於所有的 bit 皆是以二進制方式進行運算，因此可以算出 x 軸的加速度為方程式(3.2)，同理可以算出 y 軸以及 z 軸的加速度。

$$xAccl = ((X_MSB * 256) + X_LSB) / 16 \quad (3.2)$$

(c). Roll angle & Pitch angle :

在得到三軸的加速度數值後，就可以計算內視鏡的 Roll angle 及 Pitch angle，從而得知內視鏡的姿態，圖 3-8[9]為 Roll angle、Pitch angle、Yaw angle 所代表的姿態。

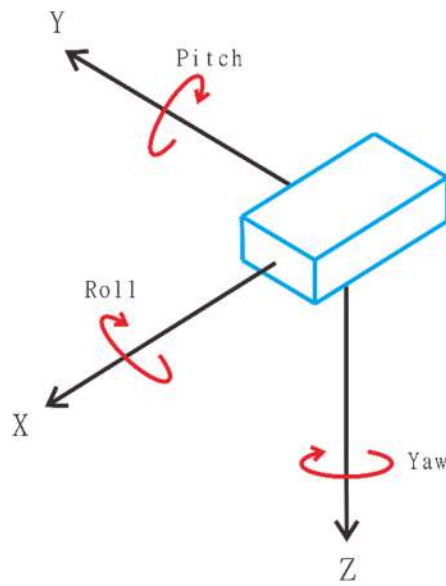


圖 3-8 各姿態表示圖[9]

由圖 3-5 及圖 3-8 可知，各姿態的角度都是同時有兩個軸在做變化，且 IMU 及內視鏡所擺放的位置會影響不同軸的變化，本團隊所使用的磁控內視鏡所擺放的位置為 IMU 與內視鏡平行，故可推導出 Roll angle 及 Pitch angle 分別為方程式(3.3)及方程式(3.4)：

$$\text{Roll angle} = \tan^{-1} \frac{y_{Accl}}{z_{Accl}} \quad (3.3)$$

$$\text{Pitch angle} = \tan^{-1} \frac{x_{Accl}}{z_{Accl}} \quad (3.4)$$



3-1-2 陣列移動運算(Array Shift)

在透過 X 軸、Y 軸、Z 軸三軸加速度計所得到的 Roll 角度及 Pitch 角度之後，理論上就可以取角度值進行運算了，但實際上由於我們選用的 IMU 只有三軸，加速度計的精準度不夠精確，導致計算出來的 Roll 及 Pitch 角度數值會有些許的誤差，使得輸出角度值偏差較大。

若假設 θ 為輸出角度值， θ_{real} 為實際角度值， $\Delta\theta_{error}$ 為角度誤差值，可得知關係為方程式(3.5)：

$$\theta = \theta_{real} + \Delta\theta_{error} \quad (3.5)$$

從式(3.5)可知， θ 與 $\Delta\theta_{error}$ 正相關，若是能把 $\Delta\theta_{error}$ 的影響減小，則可以解決此問題，於是我提出一種解決辦法，如圖 3-9 為陣列移動運算，其運算方式是將 raw data 進行處理，將若干筆資料平均後得到新一筆資料，用新的資料解決偏差值較大的問題。

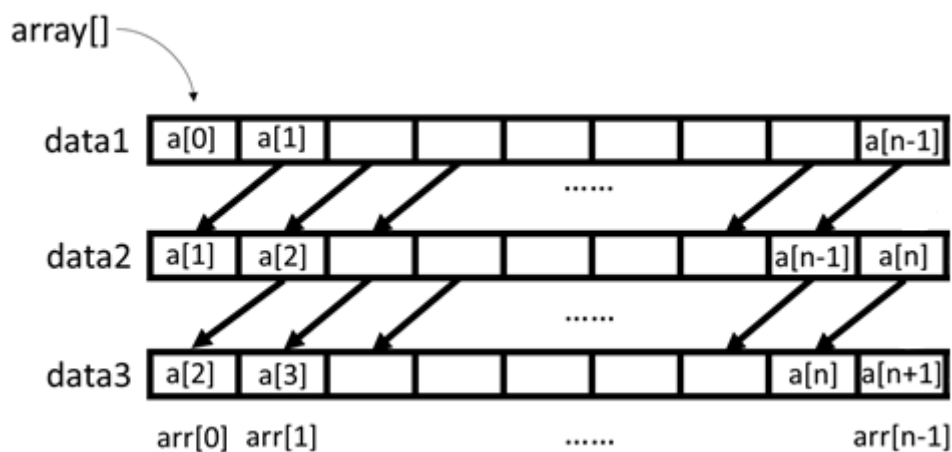


圖 3-9 陣列移動運算

將所有輸出值依序放進陣列中，由式(3.6)可知陣列元素為：

$$a[0] = \theta_0 = \theta_{0real} + \Delta\theta_{0error}$$

$$a[1] = \theta_1 = \theta_{1real} + \Delta\theta_{1error}$$

...

$$a[n-1] = \theta_{n-1} = \theta_{n-1real} + \Delta\theta_{n-1error}$$

(3.6)



若假設一新角度 θ_{a0} ，其值為此陣列所有元素相加後在取平均，則 θ_{a0} 推導為方程式

(3.7)：

$$\theta_{a0} = \frac{\theta_0 + \theta_1 + \dots + \theta_{n-1}}{n}$$

(3.7)

$$= \frac{\theta_{0real} + \theta_{1real} + \dots + \theta_{n-1real} + \Delta\theta_{0error} + \Delta\theta_{1error} + \dots + \Delta\theta_{n-1error}}{n}$$

同理，下一元素值 θ_{a1} 為方程式(3.8)：

$$\theta_{a1} = \frac{\theta_1 + \theta_2 + \dots + \theta_n}{n}$$

(3.8)

$$= \frac{\theta_{1real} + \theta_{2real} + \dots + \theta_{nreal} + \Delta\theta_{1error} + \Delta\theta_{2error} + \dots + \Delta\theta_{nerror}}{n}$$

由式(3.7)及式(3.8)可得角度關係值為方程式(3.9)：

$$\theta_{a1} = \theta_{a0} - \frac{\theta_0}{n} + \frac{\theta_n}{n}$$

(3.9)

$$= \theta_{a0} + \frac{-\theta_{0real} - \Delta\theta_{0error} + \theta_{nreal} + \Delta\theta_{nerror}}{n}$$

由於 θ_{a1} 可由 θ_{a0} 所組成，對於 θ_{a1} 來說 θ_{a0} 為定值，其變動值為 θ_0 及 θ_n ，而 θ_0 及 θ_n 中的誤差量分別為 $\Delta\theta_{0error}$ 及 $\Delta\theta_{nerror}$ ，由式(3.9)可知， θ_{a1} 與 $\frac{\Delta\theta_{nerror}-\Delta\theta_{0error}}{n}$ 正相關，透過陣列移動運算降低每筆資料的權重，從而減小誤差量。





3-1-3 人工智慧膠囊鏡頭管腔辨識技術

在討論腸腔自動校正技術前，需要將腸腔判斷出來，進而控制 Yaw angle 及 Pitch angle，使腸腔校正到鏡頭中間，而「人工智慧膠囊鏡頭管腔辨識技術」是透過 YOLO (You only look once)深度學習模型，用來判別腸腔方向，從而控制 MFN 實施對準並進行校正，其控制方塊圖如圖 3-10[10]所示。

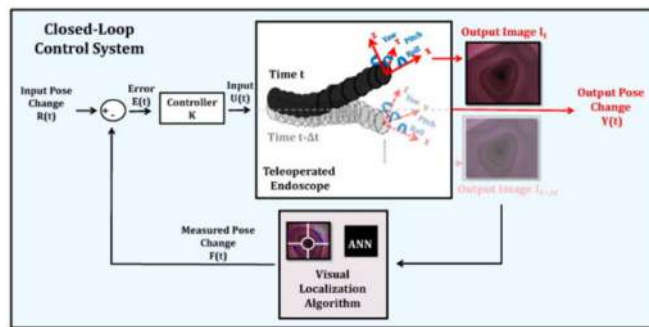


圖 3-10 「AI 人工智慧膠囊鏡頭腸腔對準技術」控制方塊圖[10]

透過 YOLO 影像深度學習模型，訓練分析且及時辨識腸腔位置，使其腸腔座標得以被取得與利用，回傳於 MFN 平台進行智慧輔助控制。其中，YOLO 影像深度學習模型架構如圖 3-11 所示。

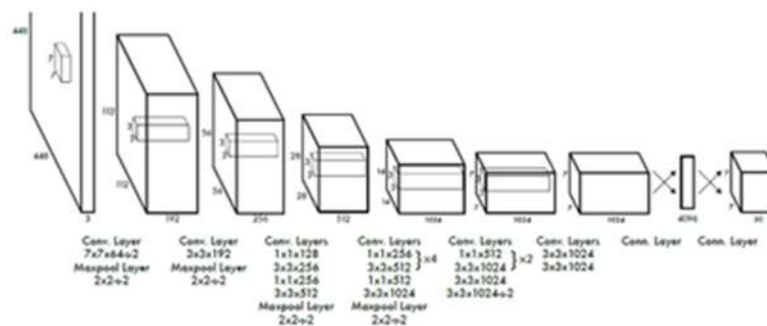


圖 3-11 YOLO 影像深度學習模型



3-1-4 校正公式推導(Calibration Function)

在透過 IMU 將影像導正及 Yolo 影像深度學習模型將內視鏡的腸腔辨識出來後，即可得知目前腸道位置，但在控制內視鏡前進時，需要先將鏡頭校正至與腸道方向相同，才能將內視鏡帶往腸道深處，如圖 3-12 為例。

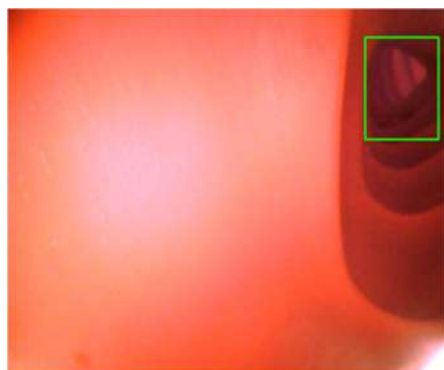


圖 3-12 內視鏡影像圖

若需要將鏡頭校正至腸道中心，需要移動機台上的 Yaw angle 及 Pitch angle，如圖 3-13 為例，若假設 θ 為 Yaw 需要轉的角度， δ 為 Pitch 需要轉的角度，若能得知 θ 及 δ 即可完成校正功能。

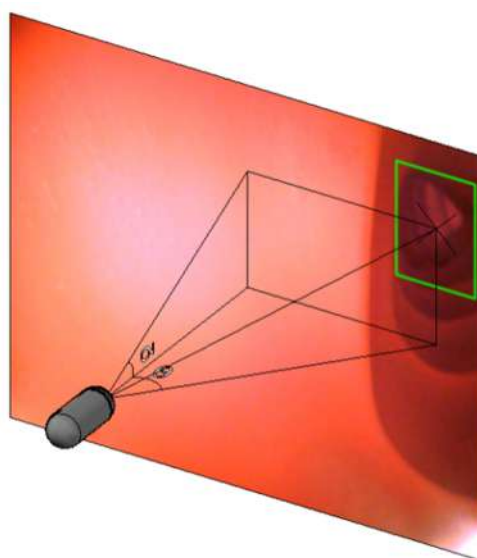


圖 3-13 內視鏡校正示意圖



若先校正 Yaw 方向角，在內視鏡影像中，雖然人可以從鏡頭中感覺出影像有深度之分，但在影像中僅是一張平面上的照片，無法辨識出其深度，就無法準確算出膠囊與腸腔的角度，如圖 3-14 所示。

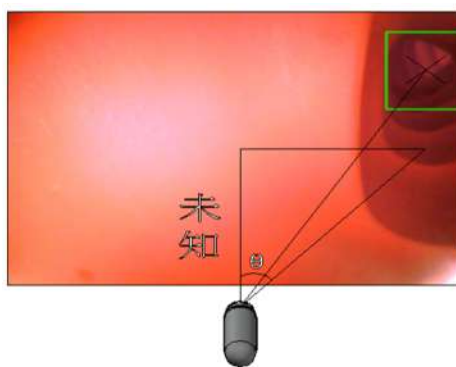


圖 3-14 內視鏡深度示意圖

由於無法透過鏡頭影像來辨識深度，於是我們透過影像的比例關係來判斷需要校正的角度為多少，如圖 3-15 所示。

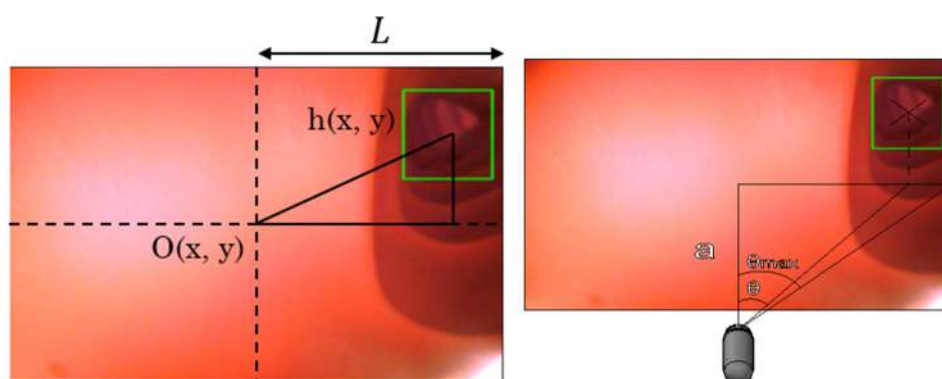


圖 3-15 內視鏡俯視圖及直角坐標圖-以 θ 為例

如圖 3-15，若假設深度為定值 a ，內視鏡座標為 $O(x, y)$ ，洞口座標為 $h(x, y)$ ，內視鏡鏡頭最大水平角度為 θ_{max} ，影像半長為 L ，即可推出所需校正的角度為方程式(3.10)：

$$a * \tan\theta = a * \tan(\theta_{max}) * \frac{h.x - O.x}{L} \quad (3.10)$$

由於我們假定深度為定值 a ，在計算時 a 不會影響到 θ 的結果，故 Yaw 的校正量 θ 推導結果為方程式(3.11)：

$$\theta = \tan^{-1} \left(\tan(\theta_{max}) * \frac{h.x - O.x}{L} \right) \quad (3.11)$$



同理，在推導 Pitch angle 的校正角度 δ 也是透過影像的比例關係來判斷需要校正的角度為多少。

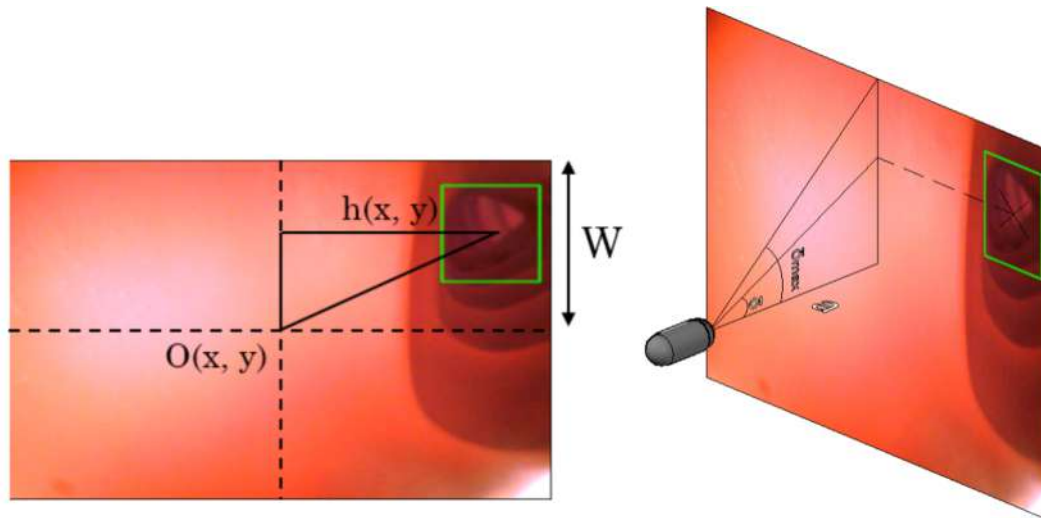


圖 3-16 內視鏡俯視圖及直角坐標圖-以 δ 為例

先假設深度為定值 a ，內視鏡座標為 $O(x, y)$ ，洞口座標為 $h(x, y)$ ，內視鏡鏡頭最大垂直角度為 δ_{max} ，影像半寬為 W ，即可推出所需校正的角度為方程式(3.12)：

$$a * \tan\delta = a * \tan(\delta_{max}) * \frac{h.y - O.y}{W} \quad (3.12)$$

由於我們假定深度為定值 a ，在計算時同樣不會影響到 δ 的結果，故 Pitch 的校正量 δ 推導結果為方程式(3.13)：

$$\delta = \tan^{-1} \left(\tan(\delta_{max}) * \frac{h.y - O.y}{W} \right) \quad (3.13)$$

3-1-5 PID controller



上小節討論校正公式時，是在不考慮深度(假定值為 a)的前提之下所推出的公式，但實際上，深度將會影響到角度的變化量，如圖 3-17 所示，若內視鏡鏡頭看到的影像深處為 a_1 ，其對應腸腔角度為 θ_1 ，但實際上腸腔會比內視鏡鏡頭看到的影像還要深，假設影像實際深度為 a_2 ，其對應腸腔角度為 θ_2 ，可得 $\theta_1 > \theta_2$ ，在上小節推導的校正公式中，將會使得校正角度發生錯誤。

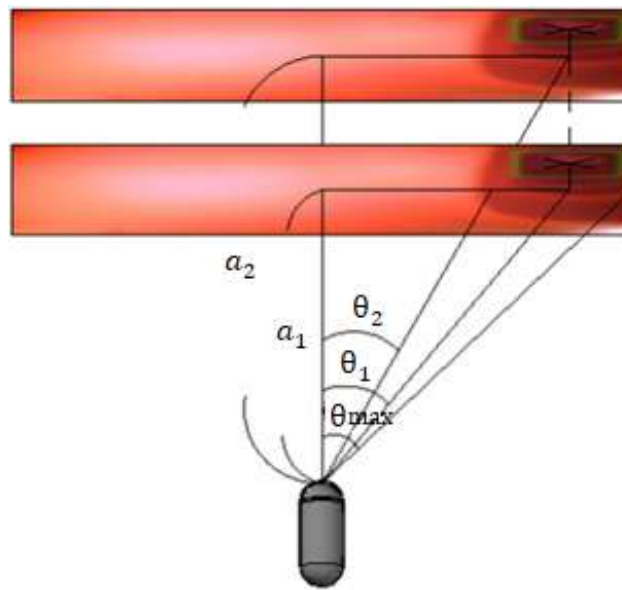


圖 3-17 內視鏡實際深度示意圖

根據圖 3-15 及 3-17 可知，若假設 θ_{max} 所對應深度為 a_1 ， θ_2 為實際校正角度，而腸道實際深度為 a_2 ，可推出實際校正公式應為方程式(3.14)：

$$\begin{cases} a_1 * \tan \theta_1 = a_1 * \tan(\theta_{max}) * (h.x - 0.x) / L \\ a_1 * \tan \theta_1 = a_2 * \tan \theta_2 \end{cases} \quad (3.14)$$

故實際校正角度 θ_2 為方程式(3.15)：

$$\theta_2 = \tan^{-1} \left(\frac{a_1}{a_2} * \tan(\theta_{max}) * \frac{h.x - 0.x}{L} \right) \quad (3.15)$$

由方程式(3.15)可知， θ_2 需要有腸道實際深度及廣角實際深度才能得到實際校正量，除了透過影像辨識能判別深度外，另外一種方法是透過 PI controller 來補償誤差。

PID controller(比例-積分-微分控制器)，是由比例單元(P)、積分單元(I)、微分單元(D)組成。可透過調整這三個單元的增益 k_p 、 k_i 及 k_d 來調整其特性，圖 3-18[11] 為 PID controller 的方塊圖。

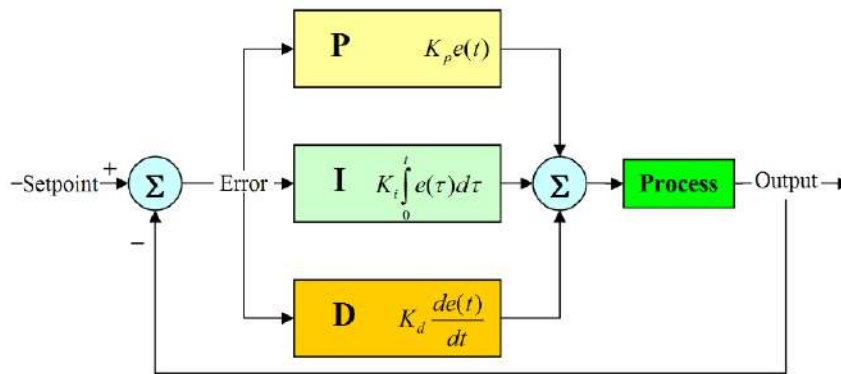


圖 3-18 PID controller 的方塊圖[11]

由圖 3-18[11]可知，PID controller 是為了校正誤差所設計的控制器，其比例單元(P)、積分單元(I)及微分單元(D)分別對應目前誤差、過去誤差和未來誤差。PID controller 被認為若是不知道受控系統的特性時，其為最適用的控制器[12]。

比例單元考慮目前誤差，誤差值和一个常數 k_p 相乘。 k_p 只是在控制器的輸出和系統的誤差成比例時成立，其中比例控制的輸出為方程式(3.16)：

$$P_{out} = K_p e(t) \quad (3.16)$$

積分單元考慮過去誤差累加，將誤差值前段時間和乘以一個正值的常數 k_i 。 k_i 過去的平均誤差值來找到系統的輸出結果和預定值的平均誤差，其中積分控制的輸出為方程式(3.17)：

$$I_{out} = K_i \int_0^t e(\tau) d\tau \quad (3.17)$$

微分單元考慮未來誤差，計算誤差的一階導數，並與一個正值的常數 k_d 相乘。此導數的控制會對系統的改變做出反應，其中微分控制的輸出為方程式(3.18)：

$$D_{out} = K_d \frac{d}{dt} e(t) \quad (3.18)$$



由上述三種控制算法相加的結果，為其輸出值，若定義 $u(t)$ 為控制輸出，PID 演算法可以用由方程式(3.19)表示：

$$u(t) = K_p e(t) + K_i \int_0^t e(\tau) d\tau + K_d \frac{d}{dt} e(t) \quad (3.19)$$

為了補償方程式(3.15)中深度所造成的影響，我們使用 PI controller 來輸出誤差，且由於 PI controller 其誤差會隨著時間(t)做變化，然而在自動校正技術中，其誤差會隨著校正次數(n)做變化，故根據方程式(3.19)可以推導出補償深度的方程式(3.20)：

$$\theta_2 = \tan^{-1}(K_p * \tan(\theta_{max}) * \frac{h \cdot x_n - O \cdot x}{L} + K_i * \tan(\theta_{max}) * \sum_{k=0}^n \frac{h \cdot x_k - O \cdot x}{L}) \quad (3.20)$$

由於每次自動校正時只會改變洞口座標 $h(x, y)$ ，內視鏡座標並不會移動，另外由於校正誤差是隨著校正次數(n)做變化，其函數並非連續函數，故在積分控制上以加總符號 Σ 表示其累加誤差。



3-2 防內視鏡走失技術

在牽引過程中時，操作者只能透過鏡頭影像來看到膠囊情況，無法得知外部磁鐵與內視鏡的相對位置，有時內視鏡已經碰到腸壁但是操作者不知道，導致外部磁鐵與內視鏡位置越來越遠而找不到內視鏡位置，故我開發防止內視鏡走失技術，透過此項技術，外部磁鐵將會自己找尋內視鏡，最後會停留在內視鏡上方，以下是研發防內視鏡走失技術的敘述。

3-2-1 力感測器介紹

由於外部磁鐵能與內視鏡互相吸引，但由於外部磁鐵重量較內視鏡重，且磁力也較內視鏡強，較難以肉眼辨識外部磁鐵的吸引方向，所以我們團隊透過力感測器將外部磁鐵受壓力及拉力量化，圖 3-19[13]為我們所使用的力感測器 GIS-T313-S。



圖 3-19 GIS-T313-S 實體圖[13]

我們將四個力感測器平均安裝在外部磁鐵的四周，以此來得到外部磁鐵與內視鏡的吸引力，由於每個力感測器讀值皆不同，會有其差異性，若將四個力感測器讀值進行簡單的運算即可得到機械手臂之外部磁鐵作用於內視鏡之吸引力與磁力變動，進而可以分析內視鏡的相對位置，使 MFN 也可以探知內視鏡之相對位置。



3-2-2 控制流程

在介紹完力感測器之後，接下來要將防內視鏡走失技術的控制流程，圖 3-20 為防走失技術的控制流程。

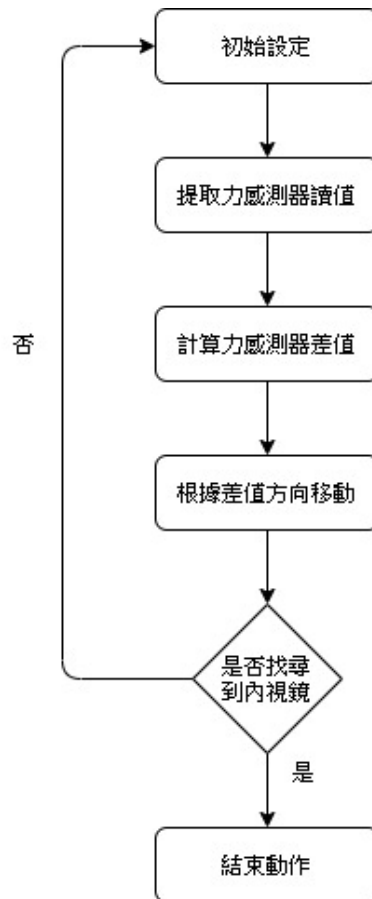


圖 3-20 防內視鏡走失技術控制流程

由上述控制流程，可以得知防內視鏡走失技術的整體控制流程，接下來會詳細介紹每個流程圖所代表的意思：

(a). 初始設定：

由於防內視鏡走失技術是依靠外部磁鐵與內視鏡磁鐵互相吸引的關係，故在開啟此項技術時，必須先將原本的 Yaw 角度回到 0 度，而外部磁鐵需回到 S 極朝下，也就是 Pitch 角度回到 180 度，在回到初始位置前，會先紀錄當前 Yaw 與 Pitch 的角度，而當結束動作時，Yaw 與 Pitch 將會自動回到所記錄的值。



(b). 提取力感測器讀值：

由圖 3-21 可知，我們將四個力感測器分別安裝在外部磁鐵上，在不受任何吸引力影響時，會先將力感測器讀值歸零，以此來記錄外部磁鐵的初始狀態，當外部磁鐵與內視鏡互相吸引時，其微小變化量將會被四個力感測器所記錄。

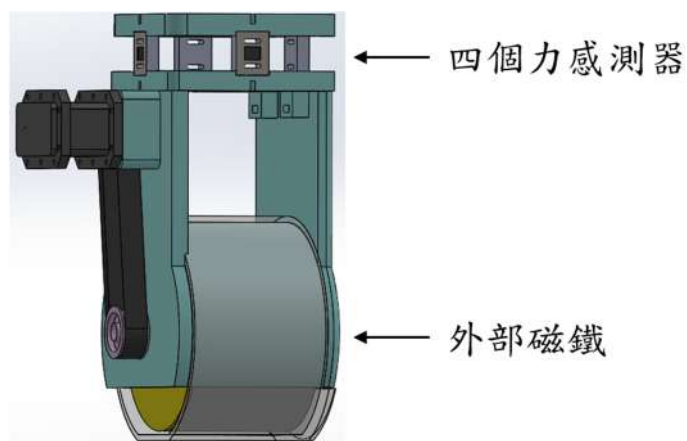


圖 3-21 力感測器與外部磁鐵硬體架構圖

(c). 計算力感測器差值：

得到力感測器讀值後，我們分別將四個力感測器編號，如圖 3-22 所示，將其中兩兩相對的力感測器其讀值相減，以此得到力感測器的差值(differential)，此差值可以視為外部磁鐵與內視鏡的相對位置，而當差值為 0 時，表示外部磁鐵已到內視鏡上方。

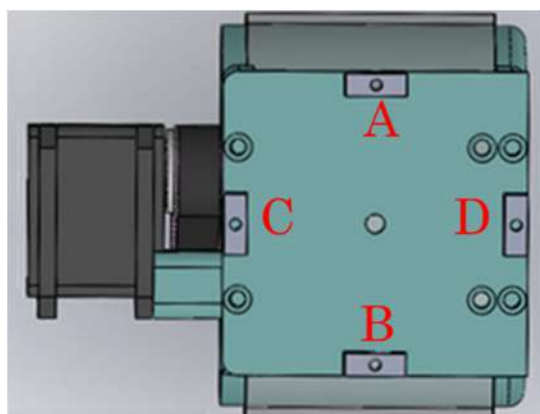


圖 3-22 力感測器俯視圖

若將力感測器 A 與力感測器 B 的讀值相減，力感測器 C 與力感測器 D 相減，之後產生的差值為外部磁鐵與內視鏡的差動向量，如圖 3-23 所示，經過此差動向量我們可以知道外部磁鐵與內視鏡的相對位置。

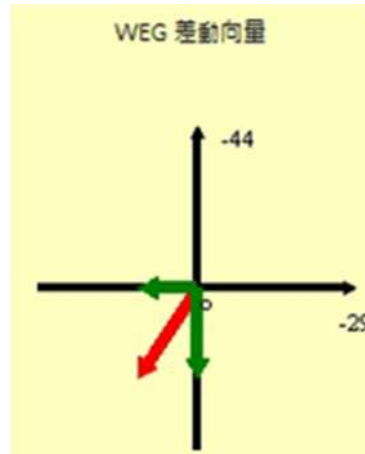


圖 3-23 力感測器差動向量圖

(d). 根據差值方向移動：

在得到外部磁鐵與內視鏡的差動向量之後，就可控制 MFN 機台將外部磁鐵移動到內視鏡上方，以此來找尋內視鏡，由於馬達在停止時會有慣性，若馬達移動速度設為固定值時，外部磁鐵會跑過頭，且考量到追回的時間，我們希望當外部磁鐵距離內視鏡越遠時，能越快的追回內視鏡，故我們將步進馬達旋轉的齒數設定為差動值(differential value)的 1.5 次方 (MFN 機構上的步進馬達，其 3200 齒為 1 圈)，其中 X 軸所設的齒數如方程式(3.21)：

$$x_{steps} = |x_{differential}|^{1.5} \quad (3.21)$$

同理，Y 軸所設的齒數為方程式(3.22)

$$y_{steps} = |y_{differential}|^{1.5} \quad (3.22)$$

(e). 是否找尋到內視鏡：

這是一個判斷式，在程式中我們設定每 0.1 秒計算一次目前的差動向量值，並根據差動向量將移動速度計算並移動，在計算下一筆差動值前，會先判斷目前外部磁鐵是否已經回到內視鏡上方，判斷依據為 x 與 y 軸的差動值是否已小於 20，若差動值大於 20 時，將會回到第一步初始設定並重複執行動作，而當差動值小於 20 時，則會結束動作。

(f). 結束動作：

當流程進行到結束動作時，表示外部磁鐵已經找尋到內視鏡，並已經到內視鏡上方，此時將把 Yaw 及 Pitch 角度回到開啟本功能前的角度，且由於馬達的移動速度已經受到差動值的影響而變慢了，故在結束動作時，移動速度也會回到在開啟本功能前的速度。

3-3 以深度優先搜尋演算法實現內視鏡自動牽引技術



目前本團隊所研發的 MFN 機台已經能夠順利的帶動內視鏡牽引，而經過人體模擬腸道實驗以及動物實驗後，也證明 MFN 機台透過磁力牽引內視鏡的做法是可行的，但在控制時，由於操作指令較多較繁雜，不了解 MFN 機台的操作者需要花較多時間才能上手，故本文介紹一項技術，此技術透過深度優先搜尋演算法，讓 MFN 自動牽引內視鏡並走完模擬腸道，以下是研發自動牽引技術的敘述。

3-3-1 圖形搜尋演算法

在內視鏡自動牽引技術中，MFN 會牽引內視鏡找尋腸腔、走訪整個腸道，其概念會利用到圖形搜尋演算法，而圖形搜尋演算法正是透過各項演算法，遍尋圖形的所有節點，找尋圖形所有的可能性、最短路徑，以及最佳路徑，本節會介紹廣度優先搜尋演算法、深度優先搜尋演算法，並比較兩者搜尋演算法在內視鏡自動牽引技術之優缺點。

(a). 廣度優先搜尋演算法：

廣度優先搜尋演算法是一種圖形搜尋演算法，從圖的某一點作為起點，接著拜訪此點所有相鄰且未拜訪過的節點，並由走過的節點繼續進行搜尋，直到找到目的節點或遍尋全部節點。

若假設一圖之路徑，如圖 3-24[14]所示，總共有六個點，以廣度優先搜尋演算法來進行圖形搜尋，其搜尋方式為：

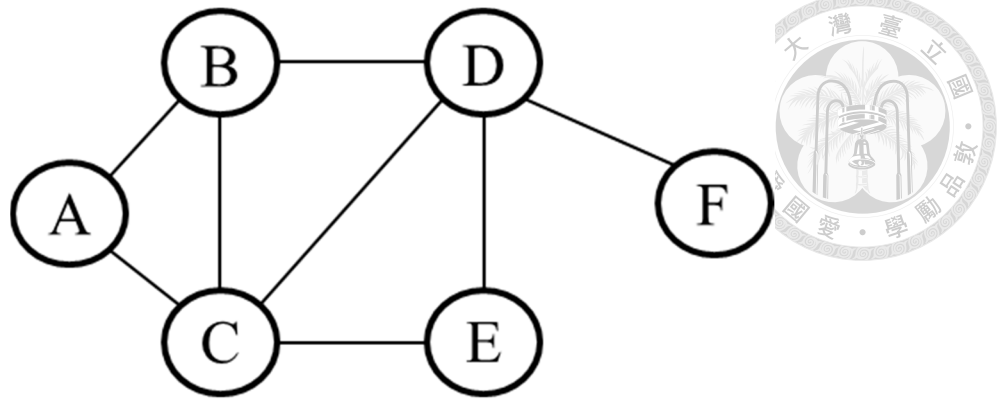


圖 3-24 圖形路徑圖[14]

若起點為 A，其相鄰點為 B 及 C，廣度優先搜尋演算法會先紀錄 B 點及 C 點，之後隨機搜尋其中一點，若挑選點為 B 點，將紀錄 D 點(因為 C 點已被 A 點所記錄)，接著會從 A 點搜尋 C 點，將記錄 E 點(因為 D 點已經被 B 點所記錄)，依此類推，搜尋所有可能點，若不考慮回頭路，其路徑走法為 A→B→C→D→E→F，圖 3-25[14]為圖形路徑的走法：

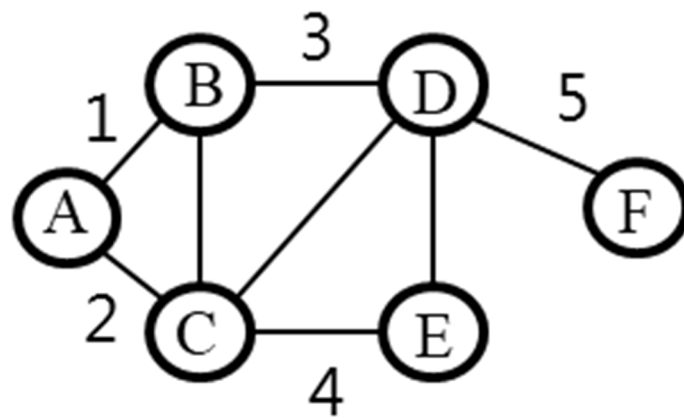


圖 3-25 廣度優先路徑走法圖[14]

其中廣度優先搜尋演算法是利用一種 queue(隊列)的排隊方式，queue 是一種先進先出 (First In First Out, FIFO) 的有序串列(Ordered List)[15]，queue 的新增元素以及刪除元素執行時是在發生在不同端，新增元素在後端，刪除元素在前端，圖 3-26[15]為 queue 的示意圖：

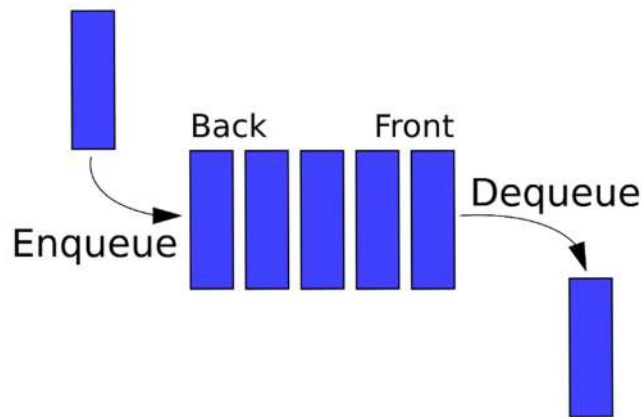


圖 3-26 queue 示意圖[15]

可將圖 3-24 以 queue 的形式進行排列，第一層為起點 A，A 點會將 B 點及 C 點放進 queue 中，接下來 B 點會將 D 點放進 queue 中，C 點會將 E 點放進 queue 中，最後是 D 點會將 F 點放進 queue 中，如圖 3-27 所示：

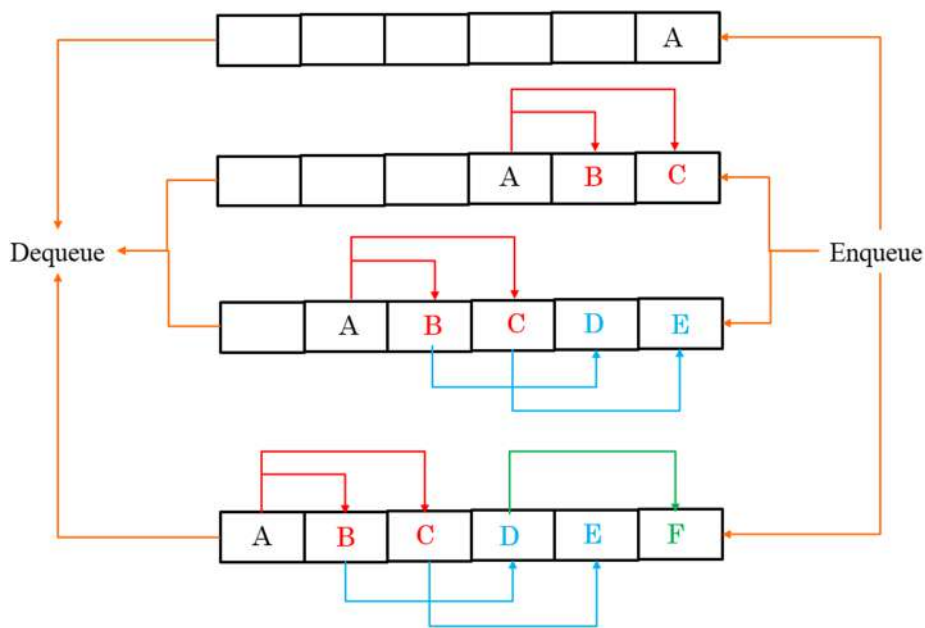


圖 3-27 以 queue 進行廣度優先搜尋排列圖

而若要以廣度優先搜尋演算法實現內視鏡自動牽引技術，首先需要先生成一張可供搜尋的圖，故我將機台的移動範圍繪製成一張圖，其尺寸為 65cm * 65cm，將內視鏡的點設為一黑點，如圖 3-28 所示，可由此圖進行搜尋，將內視鏡牽引至腸道深處。

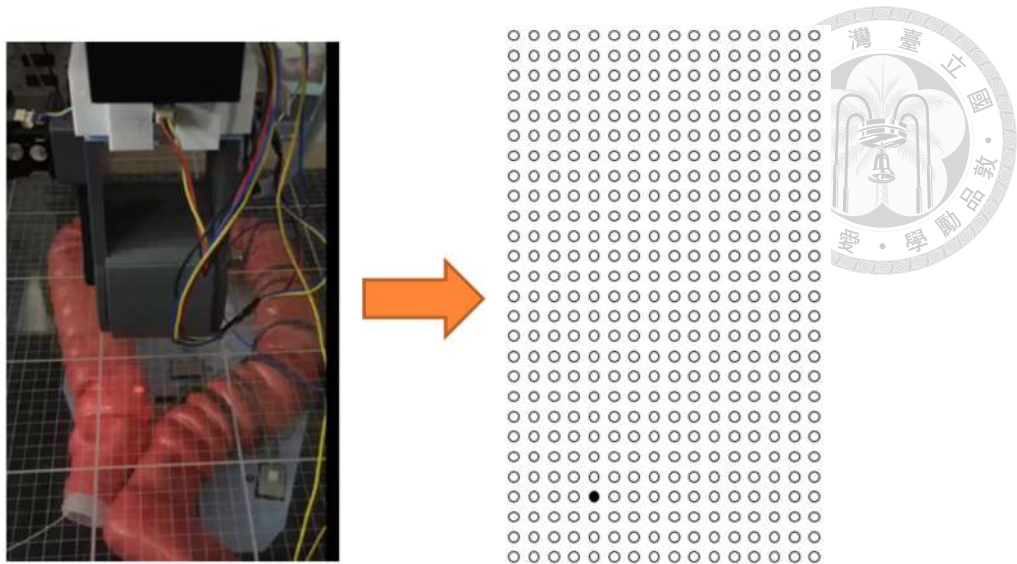


圖 3-28 內視鏡搜尋圖

若將黑點假設是目前內視鏡所在位置，以廣度優先搜尋演算法而言，黑點會先記錄其周圍八個點，並牽引內視鏡將這八個點走完，當判斷其中一點為腸道路線時，將內視鏡移動到該點，並以該點為起點，重新紀錄其周圍點，依此來將內視鏡牽引至大腸道深處，其順序圖以圖 3-29 所示：

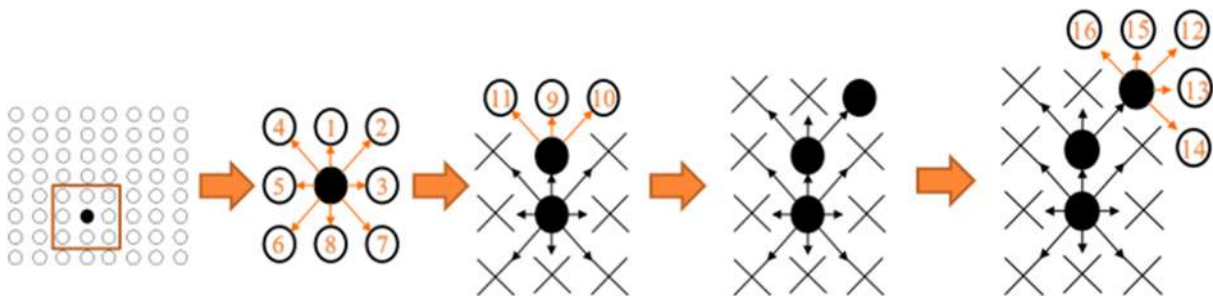


圖 3-29 廣度優先牽引內視鏡順序圖

(b). 深度優先搜尋演算法：

深度優先搜尋演算法也是一種圖形搜尋演算法，由圖形的根部開始搜尋，先搜尋邊上未搜尋的一節點，並盡可能深度搜尋，直到該節點的所有邊上節點都已經探尋；就回到上一個點，重複探尋未搜尋的點，直到找到目的節點或搜尋全部節點。

若以深度優先搜尋演算法來搜尋圖 3-24，假設起點仍為 A，其相鄰點為 B 及 C，若挑選點為 B 點，此時會以 B 點為主，繼續往深處搜尋，若其之後搜尋點為 D 點，則會以 D 點為主，最後到 F 點，當 F 點沒有路徑時，深度優先演算法會退回到 D 點，並走向其他路徑，若不考慮回頭路，其路徑走法為 A→B→D→F→E→C，圖 3-30[14]為圖形路徑的走法：

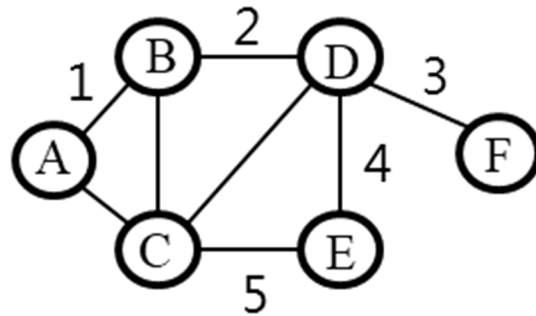


圖 3-30 深度優先路徑走法圖[14]

其中深度優先搜尋演算法是利用 stack(推疊)的排隊方式，stack 是一種後進先出(Last In First Out, LIFO)的有序串列[16]，較新的元素會放進頂端(推疊尾部)，較舊的元素會在堆疊的底端，圖 3-31[17]為 stack 的示意圖：

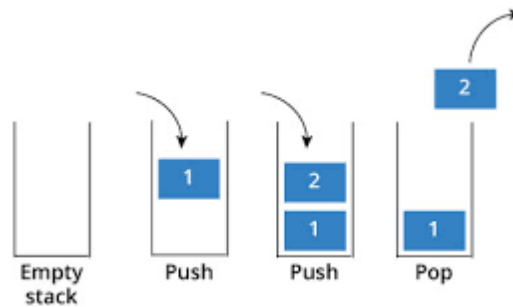


圖 3-31 stack 示意圖[17]

可將圖 3-24 以 stack 的形式進行排列，起點為 A，演算法會先將 A 點 stack 中，此時 stack 中只有 A 點，之後將 A 點取出，取出後演算法會將 A 點的相鄰點 B、C 放進 stack 中，此時會將 stack 頂端點 B 取出，將 D 點放進 stack 中，依此類推，排列過程如圖 3-32 所示：

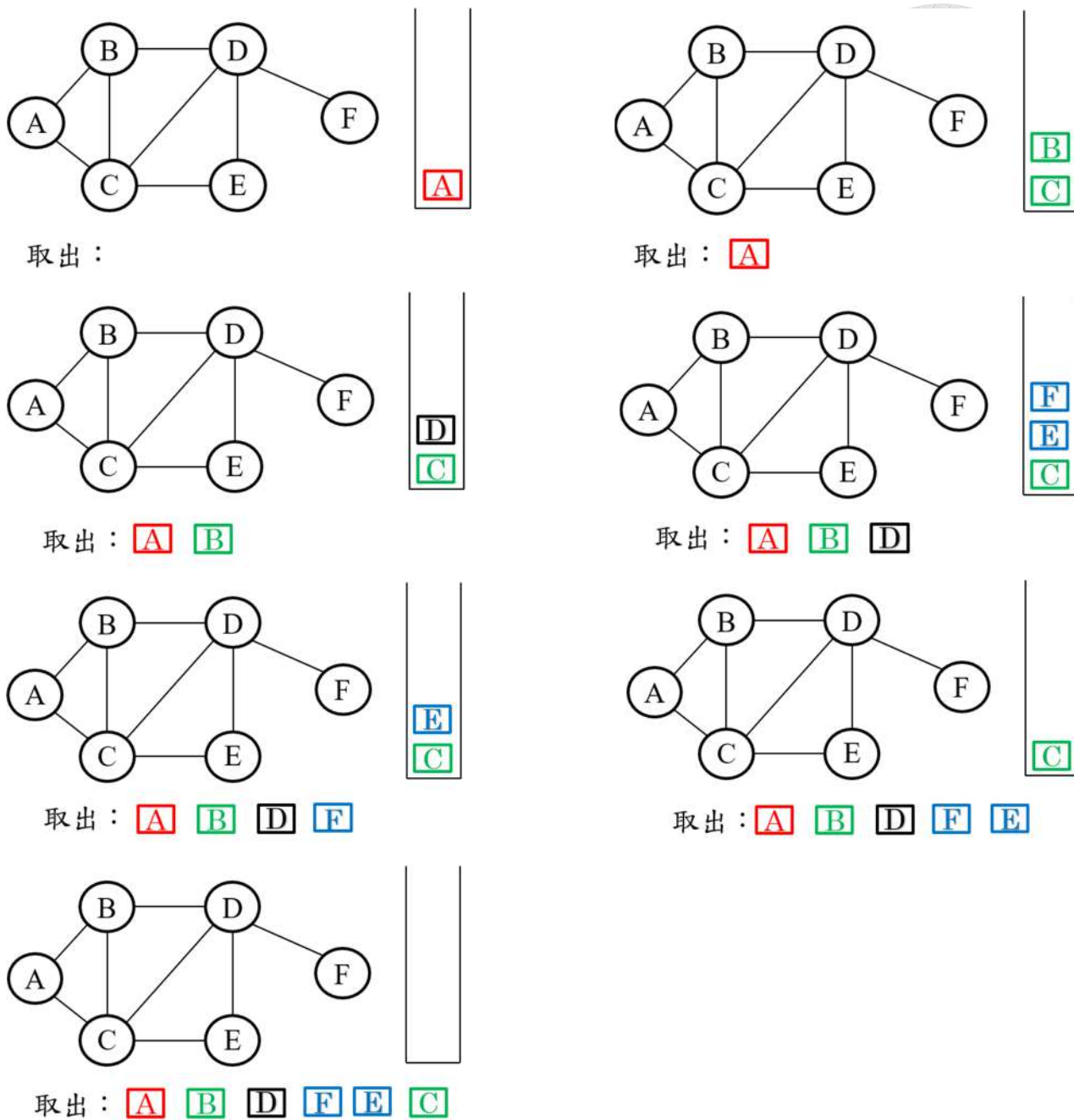


圖 3-32 以 stack 進行深度優先搜尋排列圖

若同樣以圖 3-28 的方式來生成搜尋圖，若將黑點假設是目前內視鏡所在位置，以深度優先搜尋演算法而言，黑點同樣會先記錄其周圍八個點，並且往第一個點前進，與廣度優先搜尋演算法不同的是，當深度優先判斷其中一點為腸道路線時，就會以該點為起點紀錄其周圍八個點，其餘點儲存在 stack 中，其順序圖以圖 3-33 所示：

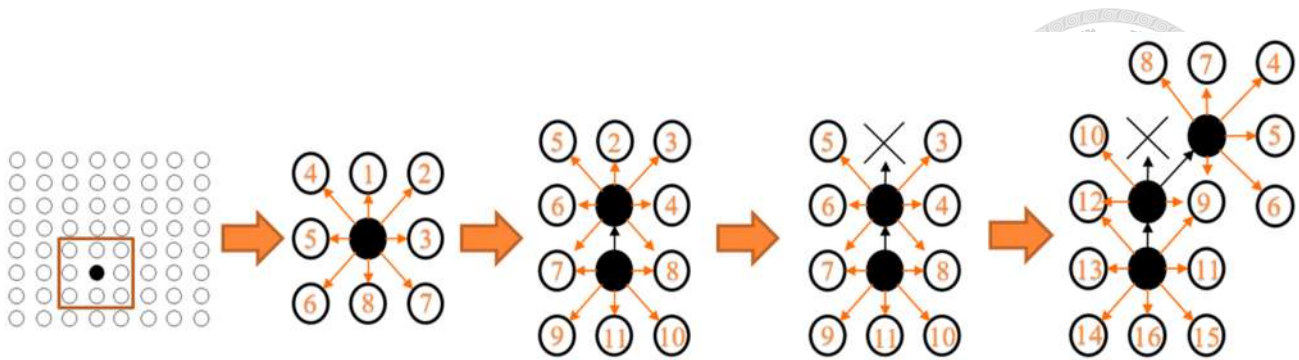


圖 3-33 深度優先牽引內視鏡順序圖

(c). 廣度/深度優先搜尋演算法比較：

透過上述介紹廣度優先及深度優先搜尋演算法，並將其二之概念帶入到內視鏡自動牽引技術中，由圖 3-29 及圖 3-33 可知，不論是廣度優先搜尋亦或是深度優先搜尋皆可以透過 MFN 控制機械手臂將內視鏡牽引至腸道深處，但其二演算法有其差異性，其差異性會影響到內視鏡自動牽引技術所花的時間，路徑誤判率等，以下是其二演算法之優缺點比較：

• 廣度優先搜尋演算法優點：

(1). 路徑誤判率低：

由於廣度優先搜尋演算法會先將所有可能的路徑都走過之後，才判斷腸道路徑，可避免當誤判路徑時，往錯誤的方向繼續前進。

(2). 可找尋到最短路徑：

由於廣度優先搜尋演算法會把所有可能性的路徑都走過，當走完腸道時，可以將所走過的腸道路徑彙整成一最短路徑。

• 深度優先搜尋演算法優點：



(1). 所花時間較少：

由於深度優先搜尋演算法不必搜尋該節點之所有節點，當找到路徑時就會以路徑為新一節點，繼續搜尋以新節點為起點之其他深度，能節省較多時間，且在內視鏡自動牽引技術中，需考慮 MFN 來回移動的時間，故深度優先搜尋演算法能花較少時間。

(2). 較快找到接近解：

由於深度優先搜尋策略為盡可能深入搜尋路徑深處，其路徑可能只會有一條，無法確認該路徑是否為最短路徑，不過由於腸道路徑只有一條，深度優先搜尋所牽引的路徑即使非最短路徑，亦為接近最短路徑之接近解。

由上述比較廣度優先搜尋演算法及深度優先搜尋演算法，我們可以瞭解其二演算法在內視鏡自動牽引技術中其優點比較，最後由於深度優先搜尋演算法其所花時間較少，在牽引腸道路徑時也不需要找尋最短路徑，故選擇深度優先搜尋演算法作為內視鏡自動牽引技術之核心演算法。

3-3-2 控制流程

在介紹完圖形搜尋演算法並且選擇深度優先搜尋演算法作為核心演算法後，接下來會說明在內視鏡自動牽引技術中，所用到的技術及演算法，並用流程圖說明，圖 3-34 為內視鏡自動牽引技術中的控制流程：

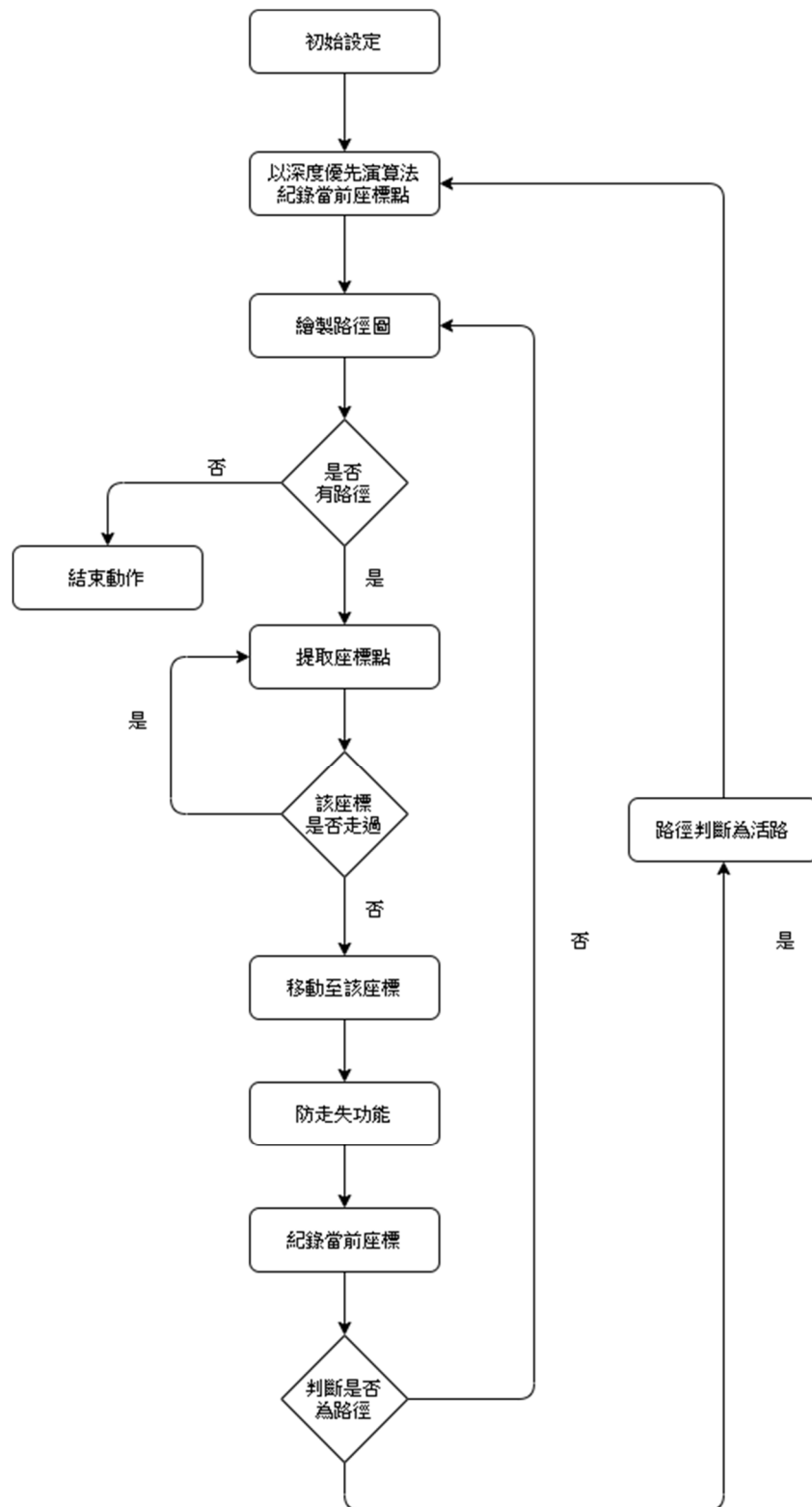


圖 3-34 內視鏡自動牽引技術控制流程

由圖 3-34 可知目前內視鏡自動牽引技術的控制流程，接下來會詳細介紹控制流程中每個流程圖所代表的含意：



(a). 初始設定：

首先在開始自動牽引前，需要限制 MFN 的移動範圍，為 65cm*65cm，且設定一個座標變數 $Gomap(x, y)$ ，用來記錄目前的座標值 $current(x, y)$ 以及繪製路徑圖所用。

由於在起動內視鏡自動牽引技術前，機械手臂需要在無任何磁力干擾下先重置力感測器的讀值，才能確保其讀值是來自磁鐵相互吸引的影響，當重置完後，將機械手臂移動到內視鏡上方(此時仍為手動控制)，此時 MFN 會自動記錄目前的座標點 $current(x, y)$ ，並以此點作為起始點，之後開始自動牽引。

(b). 以深度優先演算法紀錄當前座標點：

當得到座標點時，即可利用深度優先搜尋演算法紀錄其他點路徑，在記錄點前，需要先決定有幾個移動方向，故我假設一個變數 n ，透過 n 的數值使用者可以自己決定在牽引過程中需要有幾個方向。

在決定牽引過程方向之後，接下來要以目前的紀錄點搜尋其他路徑，然而在內視鏡自動牽引技術中，需要考慮移動方向之優先權，如圖 3-35，內視鏡的鏡頭方向為機械手臂 Yaw 的角度(Yaw angle)，假設前次移動方向為 90 度，那下次移動方向較為可能是 45 度~135 度，故優先權較其他角度高，故以深度優先紀錄點時，除了需要目前的座標點之外，也需要 Yaw 的角度(Yaw angle)。

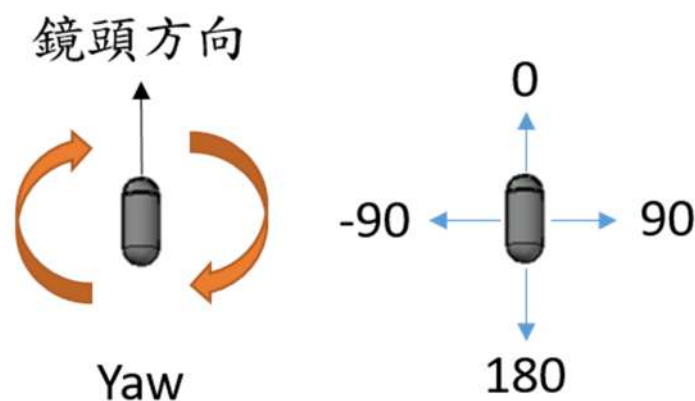


圖 3-35 鏡頭方向及自訂角度圖

在拿到目前的座標點 $current(x, y)$ 及 Yaw 的角度之後，即可找到其移動方向的座標點，首先需要將 MFN 的方向轉移成鏡頭方向，再以鏡頭方向展延出周圍相鄰點，若假設 Yaw 的角度為 θ ， n 為牽引方向數量， k 為第幾個方向，由方程式(3.23)可以求出其單位方向位移量：

$$\begin{bmatrix} \Delta x_k \\ \Delta y_k \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} -\sin(\frac{360}{n}k) \\ \cos(\frac{360}{n}k) \end{bmatrix} \quad (3.23)$$

其中 $k=0,1,2,3,\dots,n-1$

在得到單位方向位移量之後，將之乘上一個倍數 g ，為前進的位移量，即可將目前的座標點 $current(x, y)$ 加上前進的位移量，得出預計牽引的座標點，如方程式(3.24)所示：

$$\begin{bmatrix} x_k \\ y_k \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x + g * \Delta x_k \\ y + g * \Delta y_k \end{bmatrix} \quad (3.24)$$

由於牽引時需要對應的角度，故將對應預計牽引的座標點 (x_k, y_k) 之角度 θ_k 求出，如方程式(3.25)所示：

$$\theta_k = \theta + \frac{360}{n}k, \text{ 其中 } k=0,1,2,3,\dots,n-1 \quad (3.25)$$

最後將 k 筆資料，每筆資料共 6 個元素，分別為目前的座標點 $current(x, y)$ 、目前 Yaw 的角度 θ 、預計牽引的座標點 (x_k, y_k) 、牽引方向角度 θ_k ，並將其儲存至 `stack` 中，之後等待提取座標值並牽引。

本研究是將牽引方向分成 8 個方向，故 $\theta_0 \sim \theta_7$ 所對應的方向為圖 3-36：

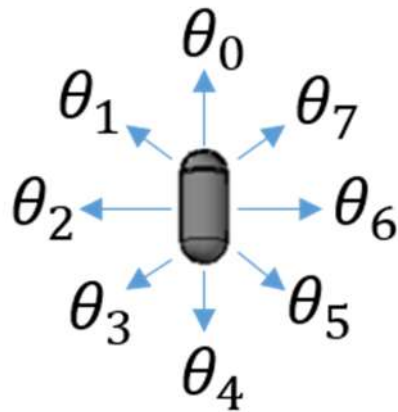


圖 3-36 θ_k 所對應的方向圖

若假設前次移動方向為 θ_0 ，下次移動方向較可能為 θ_0 鄰近之方向，故在設定優先權上其 8 筆資料儲存順序分別為 θ_4 、 θ_3 、 θ_5 、 θ_6 、 θ_7 、 θ_2 、 θ_1 、 θ_0 ，之後等待提取座標值並牽引。

(c). 繪製路徑圖：

在利用深度優先搜尋演算法紀錄相鄰點之後，接下來要繪製路徑圖，繪製路徑圖時會以程式掃描 MFN 的移動範圍(65*65cm)，主要是透過座標變數 $Gomap(x, y)$ 來執行，當 MFN 判斷此方向為活路時， $Gomap(x, y)$ 會等於 1，在繪製路徑圖時會以●的形式表示走過路徑，當 MFN 還沒走過的路徑 $Gomap(x, y)$ 會等於 0，在繪製路徑圖時會以○的形式表示尚未走過路徑。

(d). 是否有路徑：

在移動方向為活路時，會以深度優先搜尋演算法紀錄相鄰座標及相對應的角度，一次會記錄周圍八個點，當下次移動方向為死路時，會繼續提取 stack 中的元素往優先權的方向前進，故此方塊圖中會判斷 stack 中是否還有元素，若 stack 中沒有元素，則代表其八個方向都已走過並判斷為死路，則結束動作，若 stack 中有元素，則代表在腸道中還有路徑可以前進。



(e). 提取座標點：

在判斷 stack 中有資料後，接下來要將 stack 中的資料提取出來，其中在此會透過一個陣列來儲存 stack 中的資料值，目前的座標值 $current(x, y)$ 分別儲存進陣列的第一及第二元素，目前的角度值 $current(\theta)$ 儲存進陣列的第三元素，預計移動到的座標值 $next(x, y)$ 分別儲存進陣列的第四及第五元素，預計移動方向的角度值 $next(\theta)$ 儲存進陣列的第六元素，在提取這些數值後，就可以透過這些數值來牽引內視鏡。

(f). 該座標是否走過：

在提取座標點後，理論上就可以將內視鏡牽引到該座標點，完成牽引動作，但需要考慮可能會重複走同樣的路徑或是走回頭路的可能性，故在此方塊圖會利用到座標變數 $Gomap$ ，當往該方向前進時，若該座標 (x, y) 其對應 $Gomap(x, y)$ 不為 0 時，表示該座標已經走過了，此時會回到上一步提取座標點，提出 stack 下一個資料，若該座標 (x, y) 對應 $Gomap(x, y)$ 為 0 時，表示該座標尚未走過，此時就會將 MFN 往該方向移動，以此來帶動內視鏡前進。

(g). 移動至該座標：

在確認過預計移動的座標值 $next(x, y)$ 是否走過後，即可將 MFN 移到該座標上，在移動之前，為了方便內視鏡前進，首先把內視鏡打平，外部磁鐵要移動到磁力為 SN 朝下，也就是 Pitch angle 移動到 270 度，以及開啟 MFN 中的 sweep 模式，之後將 MFN 移動到 $next(x, y)$ ，以此來帶動內視鏡前進。

(h). 防走失功能：

在 MFN 移動至我們預計的座標點之後，由於是靠磁力帶動的關係，內視鏡有可能因為腸道不夠潤滑，或是受到腸道皺褶的影響，亦或是內視鏡已經碰到腸壁，導致內視鏡沒有到達預計的座標點，此時 MFN 機台並不在內視鏡上方，導致內視鏡可能會因此迷失，故我們透過 3-2 節的防內視鏡走失技術，將 MFN 機台重新回到內視鏡上方。



(i). 紀錄當前座標：

在開啟防走失功能之後，機台就會回到內視鏡上方，此時可以透過一個新的陣列記錄此座標點 $compare(x, y)$ ，若在前進時為活路時，理論上此時所記錄的座標 $compare(x, y)$ 應該會接近 $next(x, y)$ 的座標，而在前進時為死路時，此時所記錄的座標應該會接近 $current(x, y)$ 的座標，故透過此點座標可以用來當作判斷是否為路徑的指標。

(j). 判斷是否為路徑：

在記錄當前座標後，接著可透過此點座標來判斷是否為路徑，由上節提到活路以及死路大致上會接近的座標點，但在實際操作時，可能在牽引時不會太過順利，故在判斷是否為路徑時，不要求一定要到達 $next(x, y)$ 才判斷為活路，到達此路徑座標點 1/3 即可判斷為活路，而若是判斷為死路時，代表此點座標及方向為腸壁方向，故會回到繪製路徑圖中，繼續下一方向的探索。

(k). 路徑判斷為活路：

在路徑被判斷為活路時，首先會透過 $Gomap(x, y)$ 將在 $current(x, y)$ 及 $compare(x, y)$ 中所有經過的座標點紀錄為 1，由於內視鏡牽引技術是利用深度優先搜尋演算法來實現，在繪製路徑圖時只有一條線，會導致在方塊圖(f)中”該座標是否有走過”會將此路線判斷為未走過的路徑，故在此節會將座標紀錄點擴展到周圍點皆會被記錄為 1，如圖 3-37 所示，為了方便了解，紅點表示內視鏡實際走過的路線，黑點為擴展開的路線。

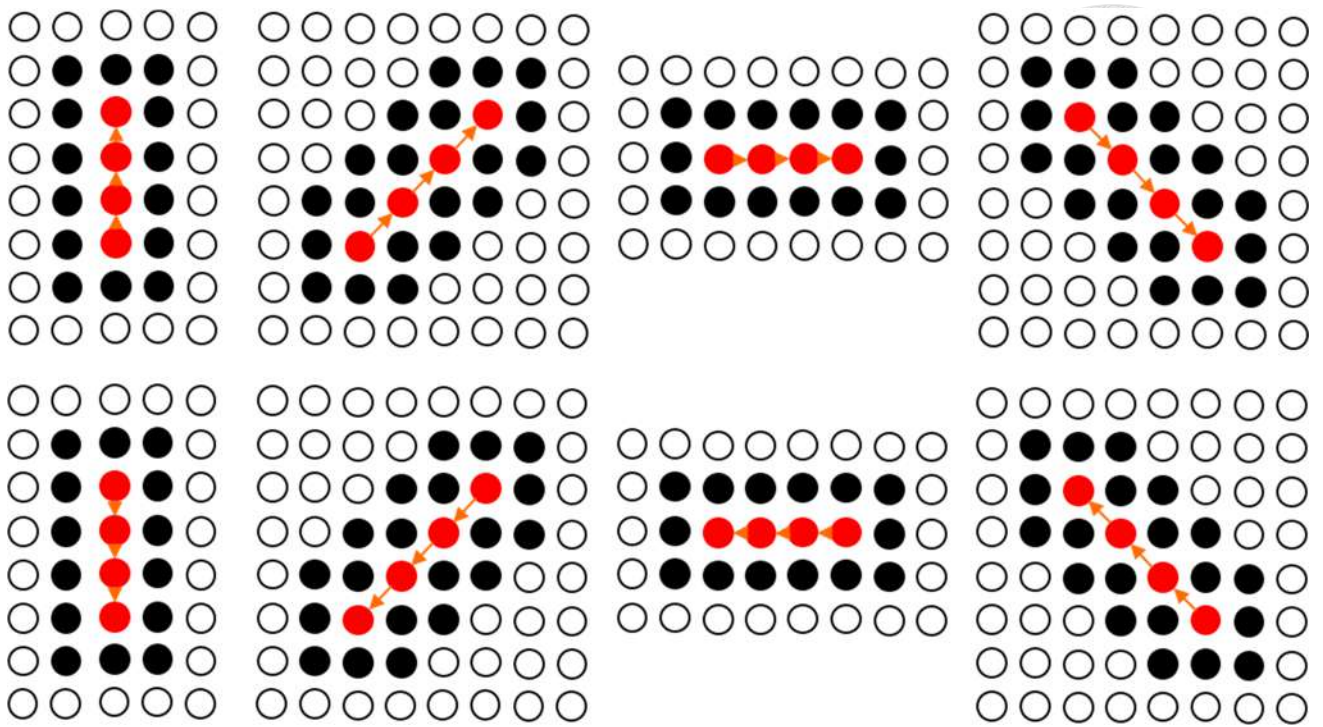


圖 3-37 內視鏡走過路線擴展圖

(I). 結束動作：

在將所有腸道路徑走完或是全部方向判斷為死路後，即會結束動作，此時 stack 中沒有儲存資料，路徑圖會繪出從一開始至結束動作的時候。

第四章 實驗結果及成果討論



4-1 實驗設備

在討論自動校正技術實作及自動牽引技術實作前，首先介紹在實作時所使用的環境，以及所使用的磁控內視鏡設備。

4-1-1 大腸模型

大腸模型是由京都科學株式會社[18]開發，此大腸模型具有與活體相同的流動性與質地，故適合用來模擬人體的腸道。大腸模型的肛門區開口可以調整通道，內腔可經由空氣幫浦打進空氣後操作支持內視鏡插入方法的有效訓練。大腸的位置可透過改變節數形成從簡單到困難的模型。此外大腸模型可替換清洗。而經由大腸模型，使得訓練期縮短，內視鏡技術能較快改進，其中大腸模型規格如下。

(a). 模型大小：

約成人大小

(b). 模型重量：

約 6.5 公斤

(c). 模型材料：

柔軟的特殊樹脂、硬樹脂



圖 4-1 M40 大腸模型[18]

4-1-2 實驗用內視鏡、磁控外部磁鐵

(a). 膠囊內視鏡：

本團隊在腸腔自動校正技術所使用的膠囊內視鏡為上消化道時所使用的膠囊內視鏡，其訊號線長度約 120 公分，鏡頭解析度為 640*480，廣角為對角線 130 度，在傳輸鏡頭影像時，需要搭配內視鏡專用的解碼器，才能將影像傳輸至 PC。

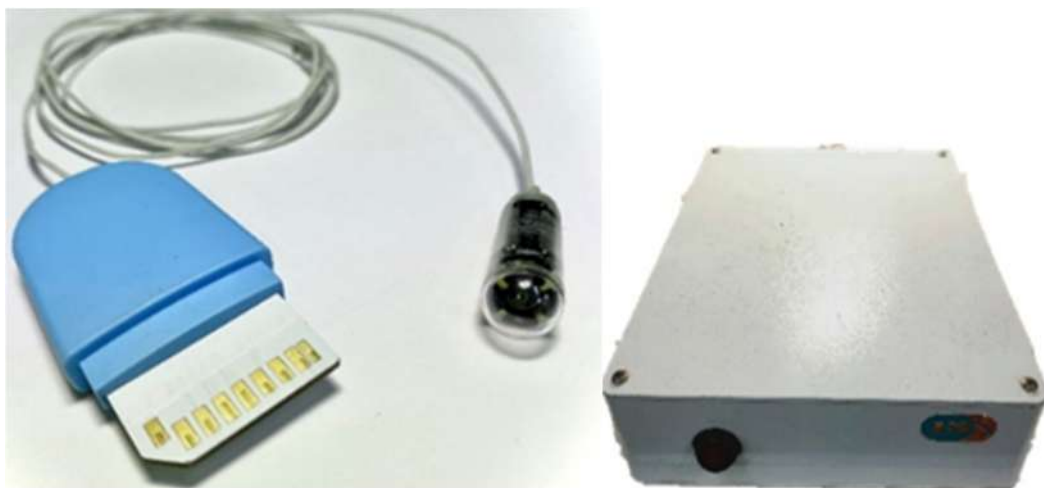


圖 4-2 上消化道膠囊內視鏡及解碼器

(b). 磁鐵：

本團隊在以深度優先搜尋演算法實現自動牽引技術所使用的磁鐵為蛇管型微型內視鏡內的磁鐵，該磁鐵為鈰鐵硼(Nd-Fe-B)N52 材質，其尺寸為 $\phi 12 * \phi 7.6 * 12\text{mm}$ ，無外加磁場的情況下，磁石本質所具有的磁性為 1.435(T)，在自動牽引時，是使用兩顆磁鐵進行牽引。

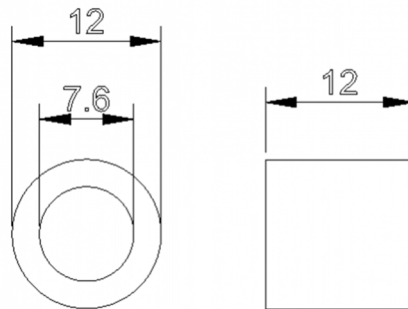


圖 4-3 無線磁鐵尺寸圖

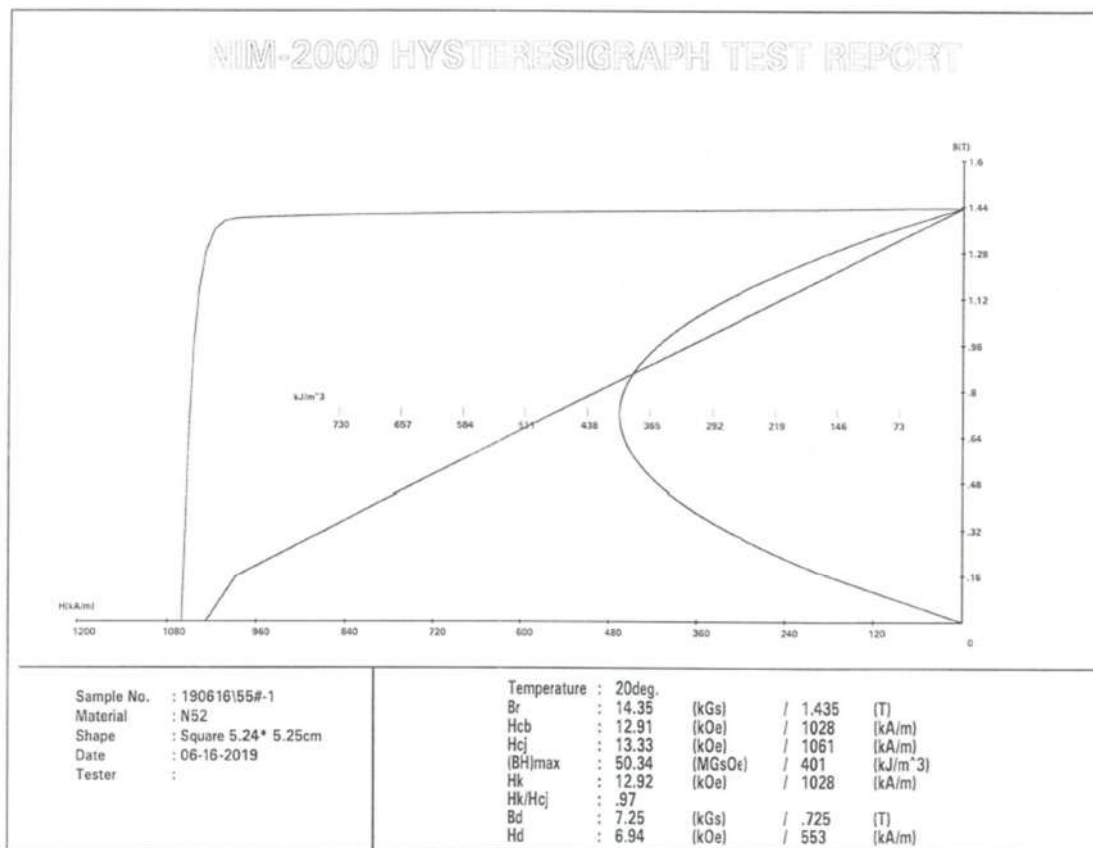


圖 4-4 BH-diagram of Nd-Fe-B N52-1

(c). 磁控外部磁鐵：

本團隊在機械手臂上安裝的外部磁鐵同樣為鈷鐵硼(Nd-Fe-B)N52 材質，其尺寸為 $\varphi 90 * \varphi 30 * 60\text{mm}$ 徑向充磁，無外加磁場的情況下，磁石本質所具有的磁性為 1.437(T)。

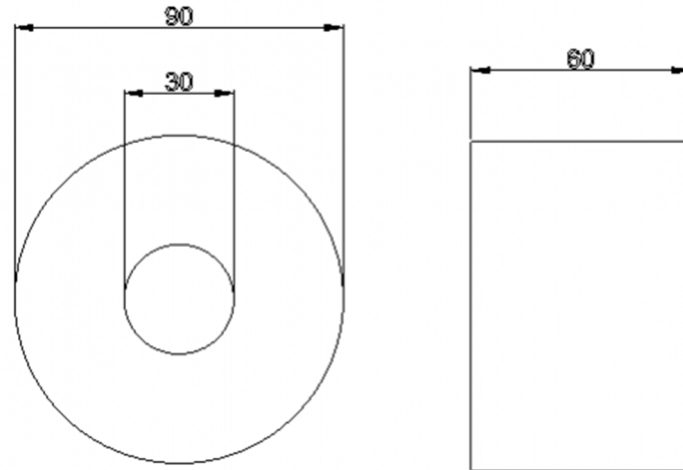


圖 4-5 外部磁鐵尺寸圖

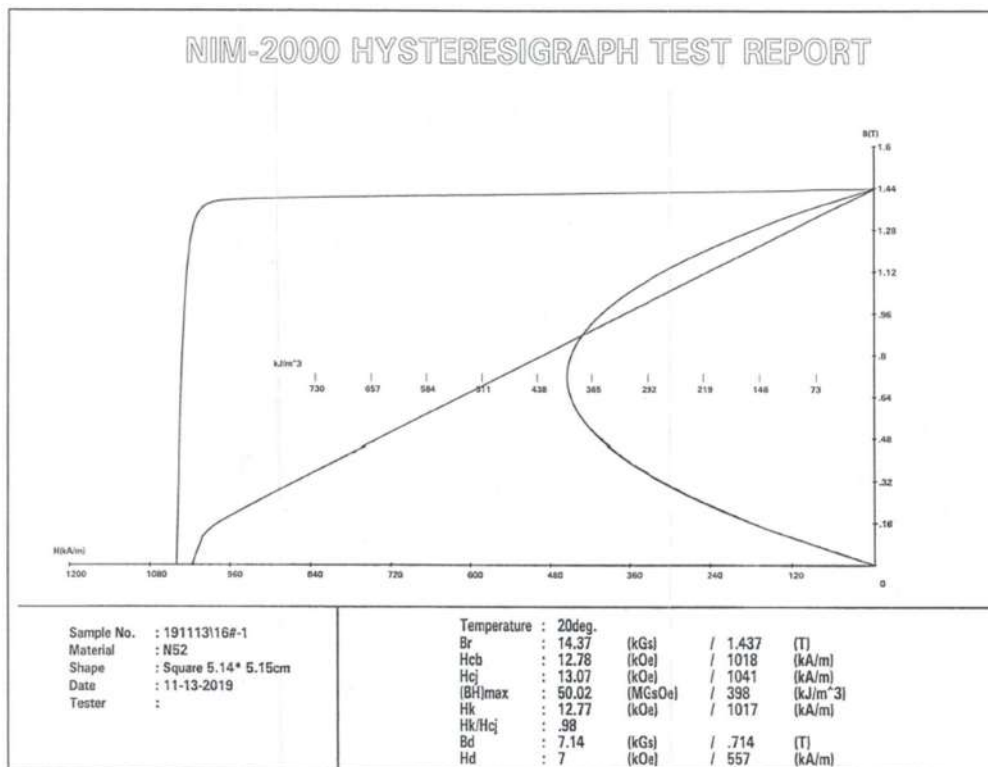


圖 4-6 BH-diagram of Nd-Fe-B N52-2

4-2 腸腔自動校正技術實驗結果

此節透過自動校正技術的控制策略圖來分別展現陣列移動運算(Array Shift)、自動校正技術(Calibration Function)及加上 PI controller 的結果，並比較國外相關內視鏡校正技術論文，圖 4-7 為自動校正技術的控制策略圖。

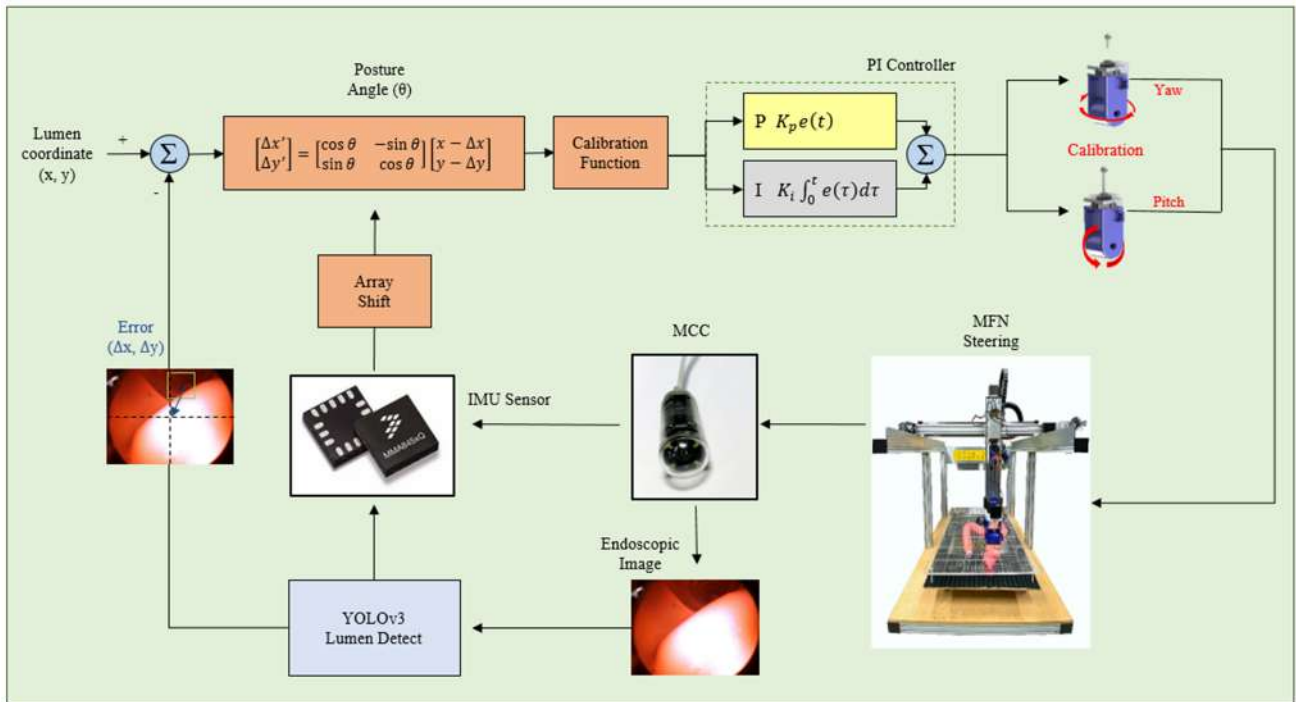


圖 4-7 自動校正技術控制策略圖

4-2-1 陣列移動運算實驗數據

由圖 4-7 得知，經過 IMU Sensor 可以取 Posture Angle 來計算，但由於我們所取用的 IMU 其精準度不夠，在單一角度時會有些許的誤差，在實驗時，我們將 IMU 置於靜止環境，紀錄其 500 筆單一角度資料來進行測試，其所對應的角度如圖 4-8 所示：

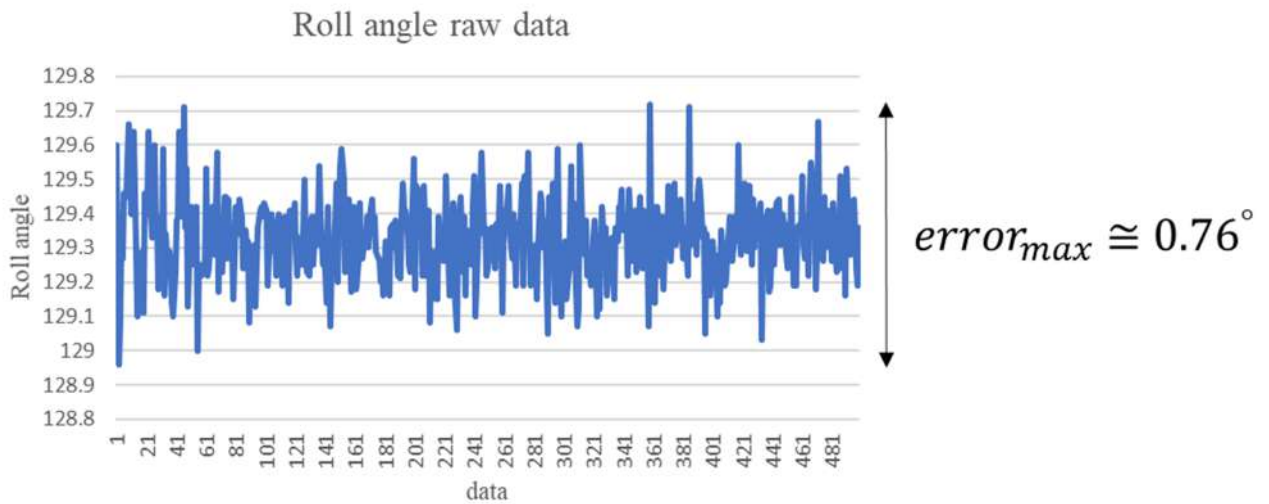


圖 4-8 單一角度 500 筆數據圖

由圖 4-8 可以得知 IMU 在靜止環境所取得的 Roll angle 仍然會有約 $\pm 0.76^{\circ}$ 的誤差，除了對腸腔自動校正技術中會有些許誤差的影響之外，在開啟 UI 上的 Start rotation 功能會使影像一直抖動，即使此時並沒有牽引內視鏡，故我透過陣列移動運算，將 500 筆資料經過處理之後，得到圖 4-9 的結果。

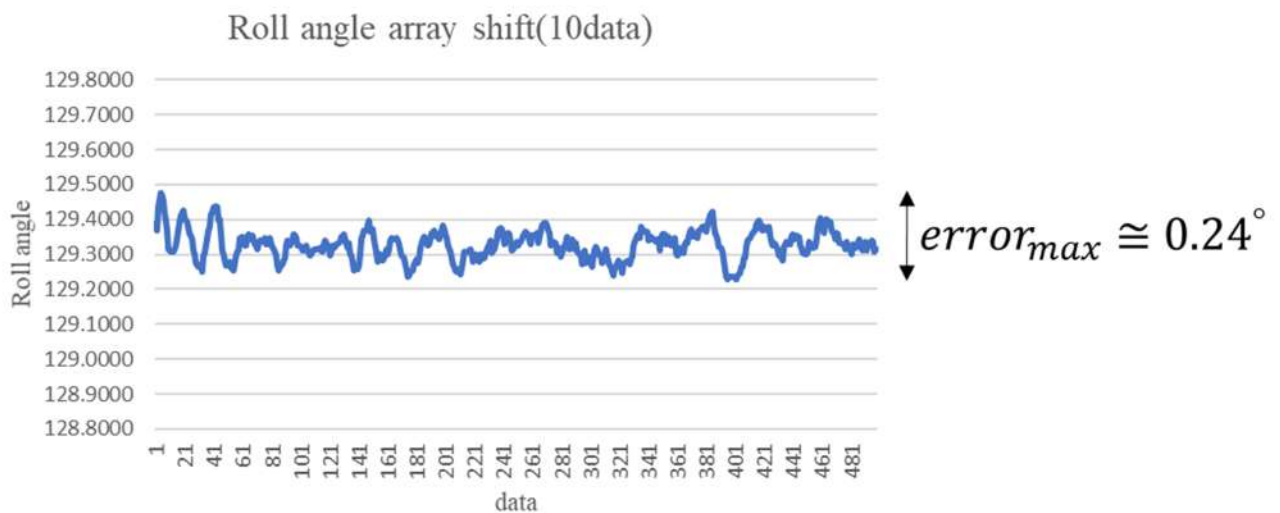


圖 4-9 單一角度經 array shift 數據圖

實驗時，新一筆資料是將 10 筆資料相加後平均後所得到的資料，由圖 4-9 可知，其誤差已經大大降低，約 $\pm 0.24^\circ$ 的誤差，下降約 31.58%，若是以 20 筆資料或更多筆資料進行平均其誤差一定會降低，但由於對數據做平均後的響應速度會變慢，故為了維持 UI 更新的流暢度，目前是以 10 筆資料所得的結果當作是實際的角度。

4-2-2 自動校正技術實驗數據

為了檢視校正技術是否能將鏡頭影像移至腸腔，我們將腸腔分別置於八個方向並分別將其校正至中心 20 次，共 160 次實驗，圖 4-10 為校正的八個方向示意圖，其中 A 方向為西北方，B 方向為北方，C 方向為東北方，D 方向東方，E 方向為東南方，F 方向為南方，G 方向為西南方，H 方向為西方。

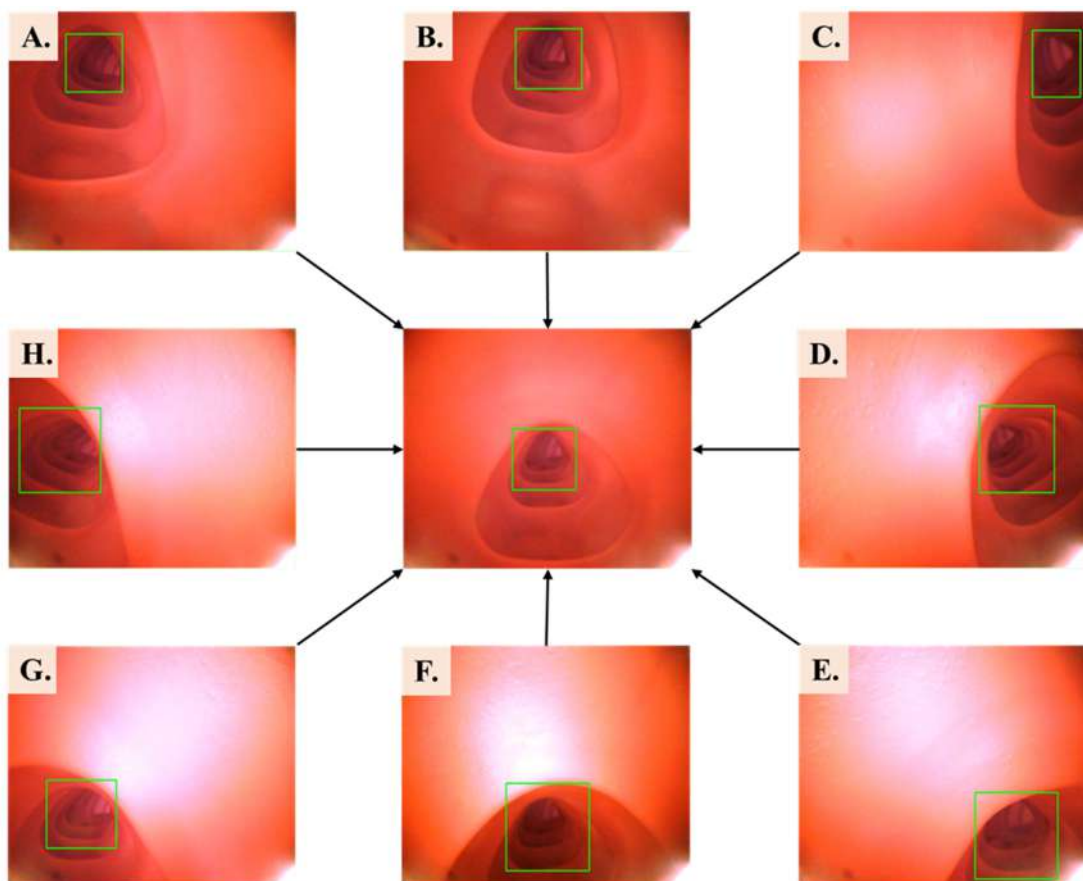


圖 4-10 校正方向示意圖

在校正時，是以定深度的情形下進行校正，也就是透過方程式(3.11)及方程式(3.13)調整 Yaw angle 及 Pitch angle 將鏡頭影像校正至腸腔中心，表 4-1 為八個方向的校正實驗數據，其中包括 Yaw angle 及 Pitch angle 的調整角度，其數值表示為平均值±標準差，以及校正時平均所花的時間。

表 4-1 Calibration 校正數據

Orientation	Yaw Adjustment	Pitch Adjustment	Time Consume (s)
A.	$46.25^{\circ} \pm 6.76^{\circ}$	$20.25^{\circ} \pm 4.28^{\circ}$	1.346
B.	$1.05^{\circ} \pm 1.17^{\circ}$	$22.75^{\circ} \pm 1.73^{\circ}$	0.93
C.	$42.60^{\circ} \pm 7.64^{\circ}$	$23.4^{\circ} \pm 5.34^{\circ}$	1.434
D.	$49.1^{\circ} \pm 6.27^{\circ}$	$1.45^{\circ} \pm 1.69^{\circ}$	1.158
E.	$46^{\circ} \pm 10.14^{\circ}$	$17.75^{\circ} \pm 5.46^{\circ}$	1.513
F.	$17.2^{\circ} \pm 10.74^{\circ}$	$27.35^{\circ} \pm 8.35^{\circ}$	1.186
G.	$35.65^{\circ} \pm 8.42^{\circ}$	$16.9^{\circ} \pm 6.75^{\circ}$	1.777
H.	$63.9^{\circ} \pm 12.18^{\circ}$	$4.35^{\circ} \pm 3.97^{\circ}$	1.642
160 trials	$37.72^{\circ} \pm 20.42^{\circ}$	$16.78^{\circ} \pm 10.05^{\circ}$	1.373

4-2-3 PI controller 實驗數據



而若是考量到腸道深度，將校正公式加上 PI controller 進行校正，也就是透過方程式(3.20) 調整 Yaw angle 及 Pitch angle 將鏡頭影像校正至腸腔中點，表 4-2 為八個方向的校正實驗數據，其中包括 Yaw angle 及 Pitch angle 的調整角度，其數值表示為平均值±標準差，以及校正時平均所花的時間。

表 4-2 PI controller 校正數據

Orientation	Yaw Adjustment	Pitch Adjustment	Time Consume (s)
A.	48.45°±2.75°	22.05°±4.70°	0.788
B.	0.5°±0.59°	27.7°±1.23°	0.567
C.	37.35°±7.33°	19.8°±3.12°	0.781
D.	51.45°±2.94°	1.35°±1.71°	0.826
E.	37.25°±4.55°	16.65°±2.13°	0.719
F.	0.9°±1.14°	27°±2.86°	0.614
G.	37.9°±6.59°	23.35°±4.5°	0.73
H.	44.65°±4.37°	0.65°±1.19°	0.802
160 trials	32.31°±19.41°	17.31°±10.43°	0.728



4-2-4 比較表

由表 4-1 及表 4-2 可以得知，在校正技術後加上 PI controller 可以得到較佳的結果，在八個方向平均校正所需時間都比校正技術短，在 160 筆數據中 Yaw angle 及 Pitch angle 調整角度也相差無幾，表 4-3 是比較自動校正技術、PI controller 以及由希臘克里特大學[1]所模擬的 PD controller 校正技術。

表 4-3 校正技術比較表

使用方法	自動校正技術 (未加 PI controller)	自動校正技術 +PI controller	PD controller[1]
同時 校正方向	Yaw angle & Pitch angle	Yaw angle & Pitch angle	Yaw angle & Pitch angle
Yaw angle 平均 校正角度	$37.72^{\circ} \pm 20.42^{\circ}$	$32.31^{\circ} \pm 19.41^{\circ}$	約 20°
Pitch angle 平均 校正角度	$16.78^{\circ} \pm 10.05^{\circ}$	$17.31^{\circ} \pm 10.43^{\circ}$	X
平均 校正時間(s)	1.373	0.728	約 0.75



4-3 防內視鏡走失技術實驗結果

由於防內視鏡走失技術是依靠外部磁鐵與內視鏡磁力相互吸引力之關係而產生的功能，若外部磁鐵與內視鏡距離相隔太遠則吸引力太小，此項功能也無法開啟，故在實驗時會在定高度的情況下，將移動範圍鎖定在兩磁鐵吸引力約為 20 g 時，以此計算出此項技術在恆定高度時，其力感測器合力數值。

4-3-1 實驗流程設計

在進行防內視鏡走失技術時，會使用 4-1-2 節(b)的磁鐵來進行實驗，但在設計時由於磁鐵沒有 LED，故在展示實驗流程時是以 4-1-2 節(a)的內視鏡進行實驗，其實驗流程為先移動外部磁鐵距離內視鏡磁力約為 20~25 g 時，由 MFN 紀錄當下座標，此時為防走失技術最遠距離，如圖 4-11 所示：

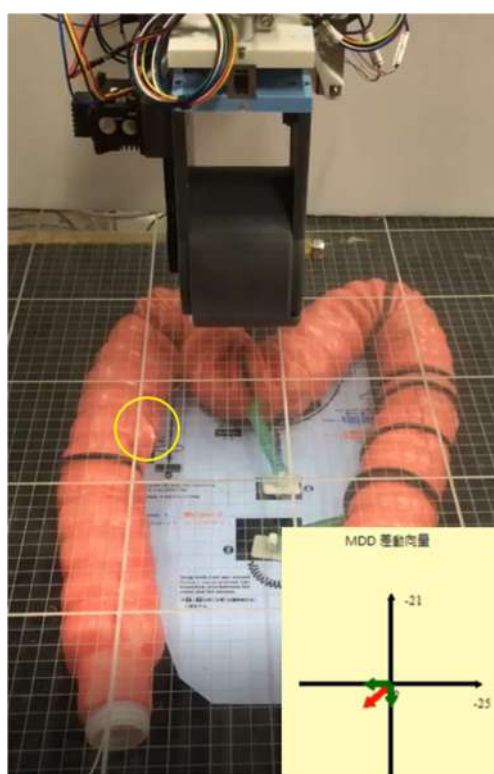


圖 4-11 防走失技術初始距離

在開啟防內視鏡走失技術時，外部磁鐵與內視鏡磁鐵會互相吸引，此時距離內視鏡較遠的力感測器會感受到拉力，會讀取到正的數值，距離內視鏡較近的力感測器會感受到壓力，會讀取到負的數值，兩顆力感測器的關係將導致其差動向量數值會疊加，造成向量值變大，其移動速度也變快，如圖 4-12 所示：

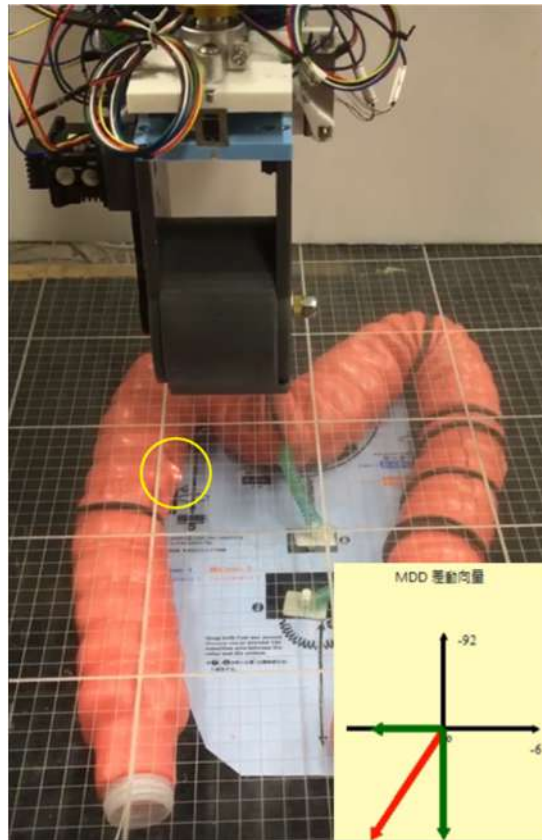


圖 4-12 開啟防內視鏡走失技術

當外部磁鐵距離內視鏡越來越近時，此時外部磁鐵與內視鏡磁鐵的吸引力大多為向下的力，造成四顆力感測器皆會感受到拉力，皆會讀取到正的數值，因此差動向量的數值會互相抵消，造成向量值變小，導致其移動速度漸漸變慢，當差動向量值皆小於 20 g 時，系統將認定外部磁鐵已回到內視鏡上方，如圖 4-13 所示：

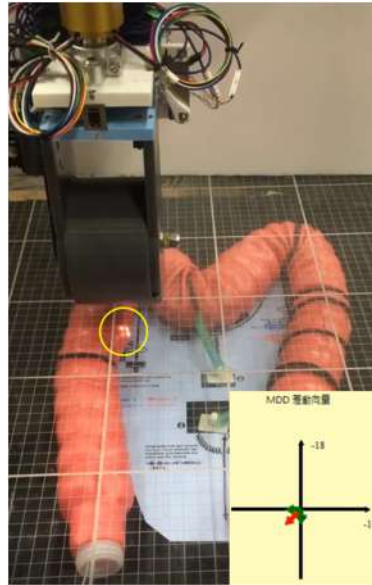


圖 4-13 外部磁鐵回到內視鏡正上方

4-3-2 防內視鏡走失實驗數據

防內視鏡走失實驗以外部磁鐵與內視鏡距離每 0.5 公分進行一次實驗，假設外部磁鐵與內視鏡距離為 Z 時，紀錄力感測器最大合力數值及距離最遠時所需時間：

(a). $Z=5$:

當 $Z=5$ 時，力感測器最大合力數值約為 236 g，約花 39.6 秒回到正上方，其中有效範圍約半徑 12 公分。

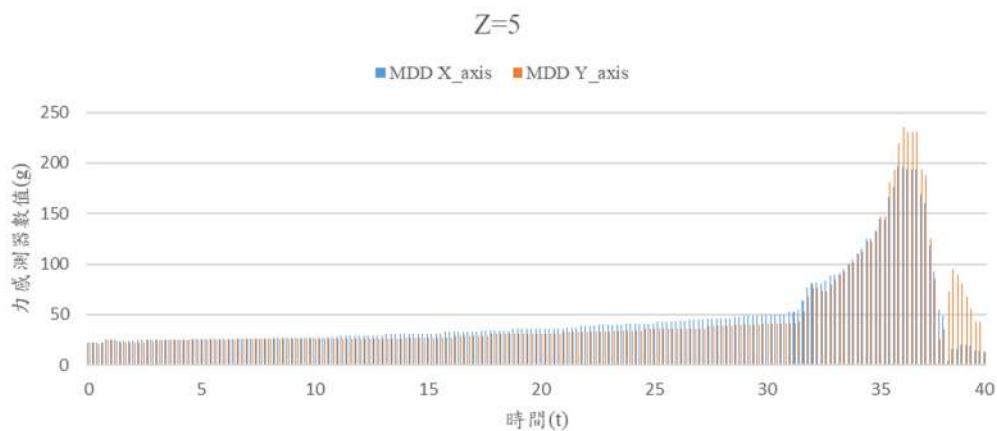


圖 4-14 $Z=5$ 時力感測器與時間關係圖



(b). Z=5.5 :

當 Z=5.5 時，力感測器最大合力數值約為 184 g，約花 38.4 秒回到正上方，其中有效範圍約半徑 10.5 公分。

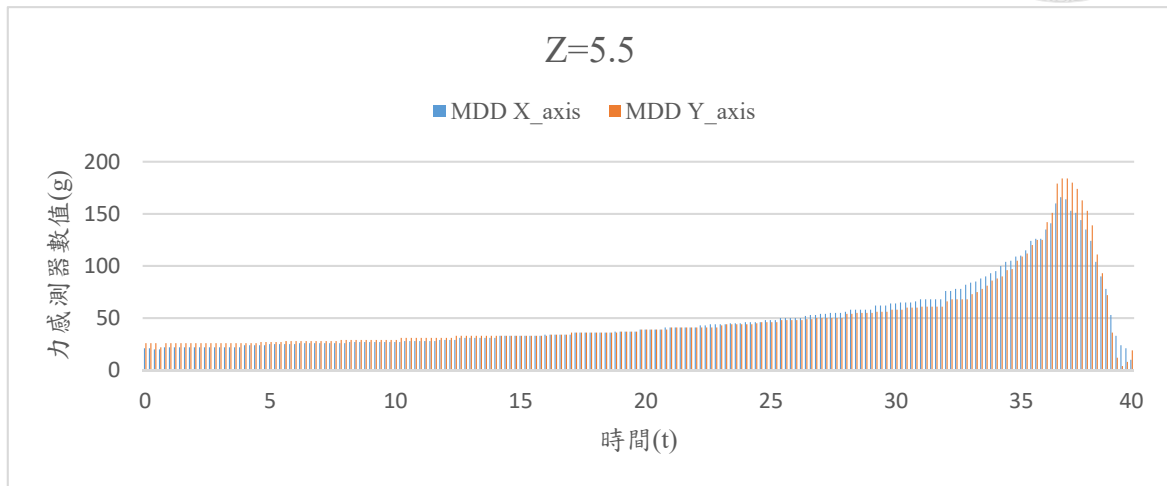


圖 4-15 Z=5.5 時力感測器與時間關係圖

(c). Z=6 :

當 Z=6 時，力感測器最大合力數值約為 156 g，約花 41.4 秒回到正上方，其中有效範圍約半徑 10 公分。

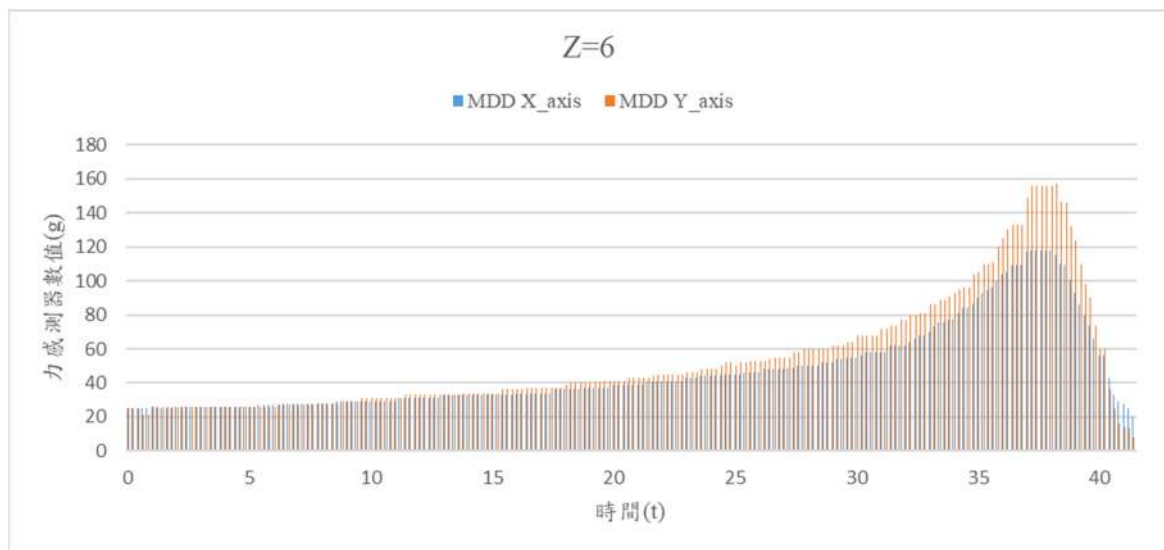


圖 4-16 Z=6 時力感測器與時間關係圖



(d). Z=6.5 :

當 Z=6.5 時，力感測器最大合力數值約為 124 g，約花 41.6 秒回到正上方，其中有效範圍約半徑 10 公分。

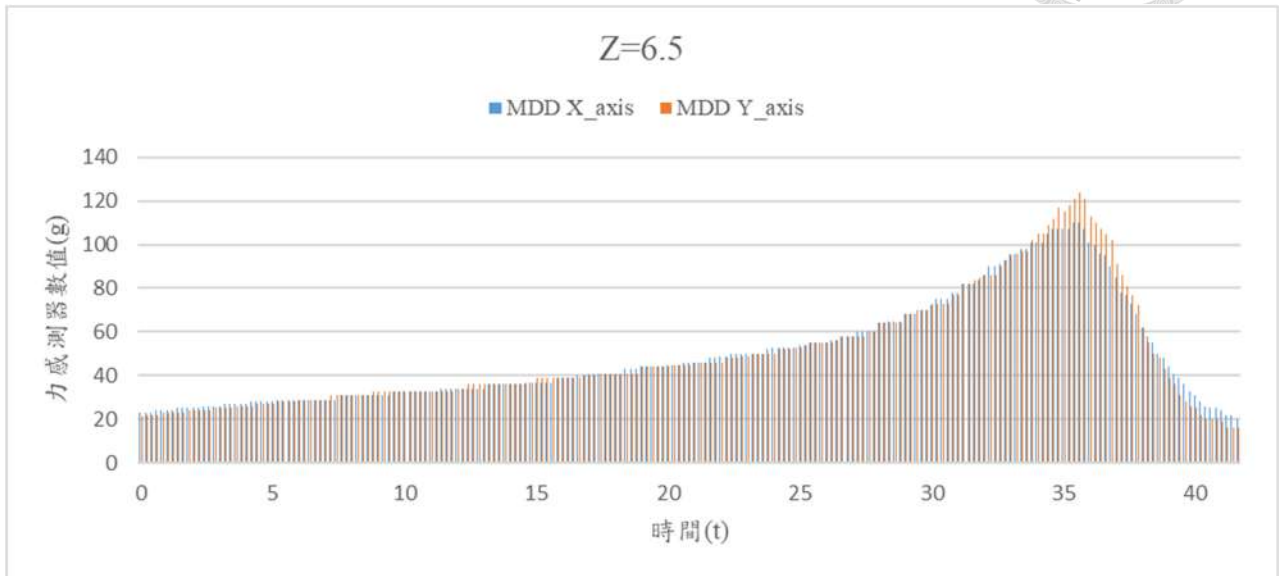


圖 4-17 Z=6.5 時力感測器與時間關係圖

(e). Z=7 :

當 Z=7 時，力感測器最大合力數值約為 89 g，約花 46.2 秒回到正上方，其中有效範圍約半徑 8.7 公分。

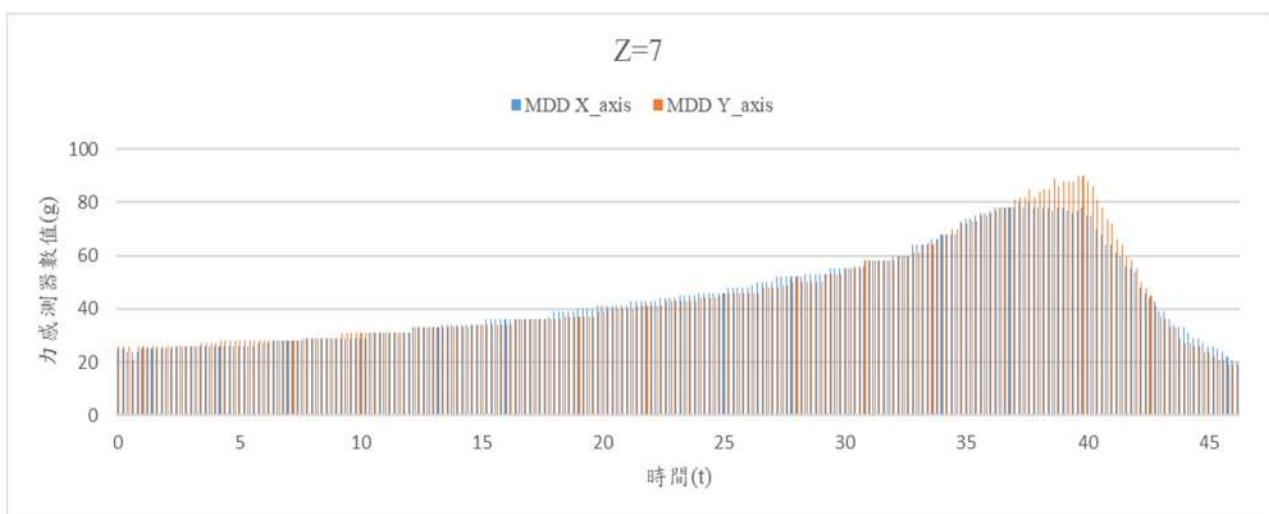


圖 4-18 Z=7 時力感測器與時間關係圖

(f). $Z=7.5$:

當 $Z=7.5$ 時，力感測器最大合力數值約為 70 g，約花 51.4 秒回到正上方，其中有效範圍約半徑 8.3 公分。

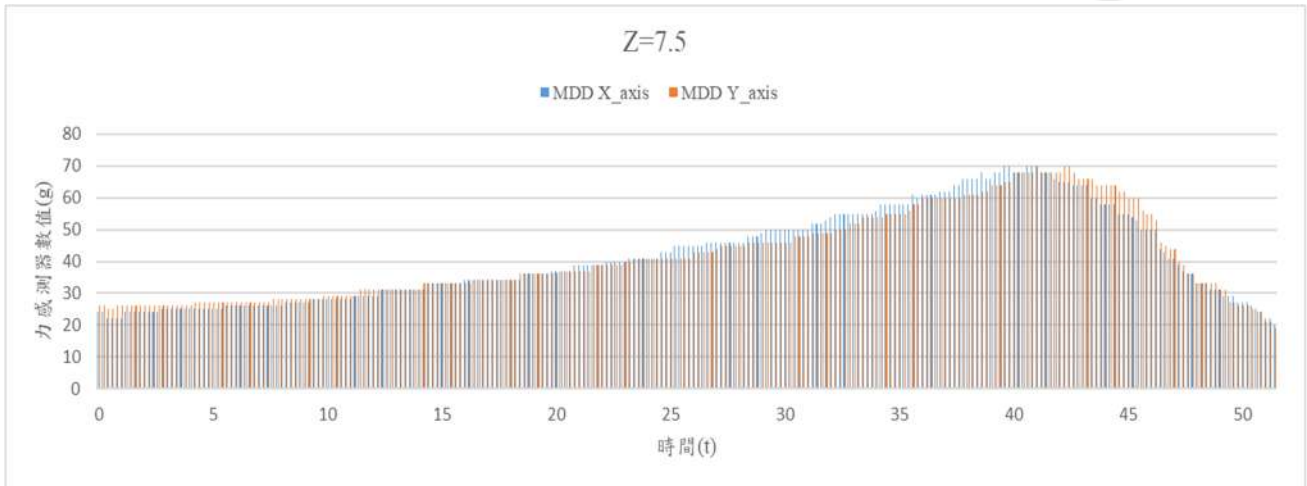


圖 4-19 $Z=7.5$ 時力感測器與時間關係圖

(g). $Z=8$:

當 $Z=8$ 時，力感測器最大合力數值約為 61 g，約花 64.4 秒回到正上方，其中有效範圍約半徑 8 公分。

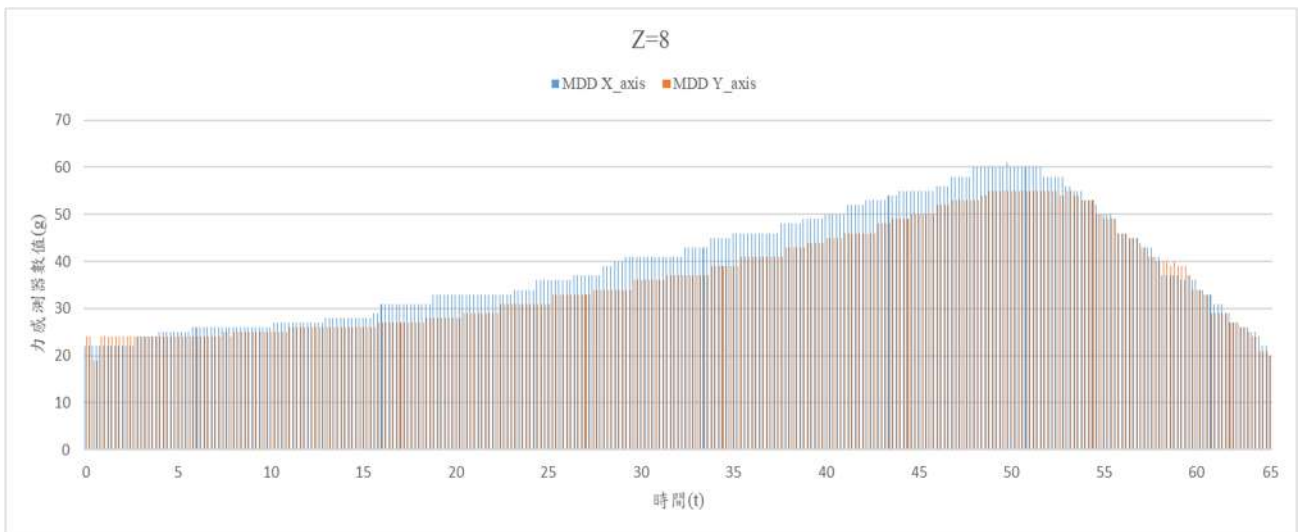


圖 4-20 $Z=8$ 時力感測器與時間關係圖



(h). Z=8.5 :

當 Z=8.5 時，力感測器最大合力數值約為 47 g，約花 70.4 秒回到正上方，其中有效範圍約半徑 8 公分。

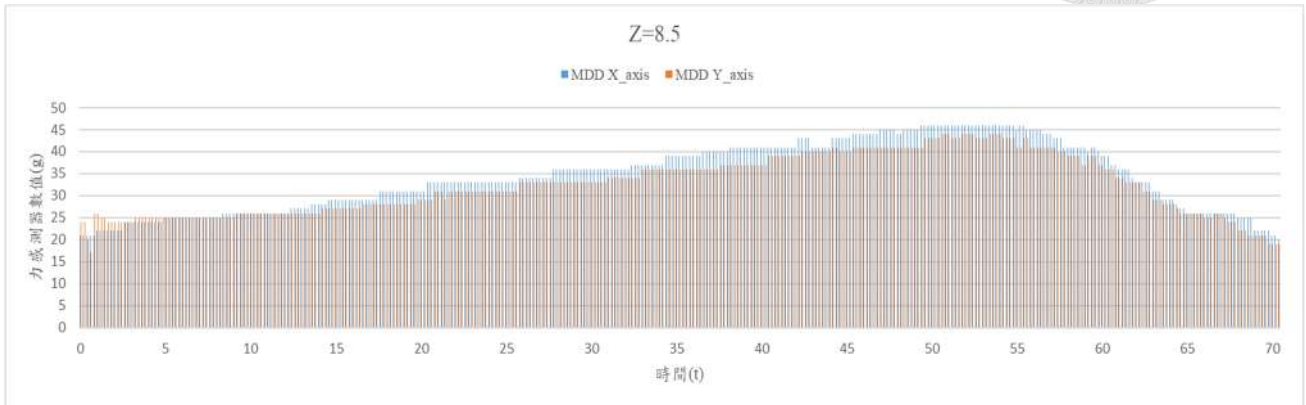


圖 4-21 Z=8.5 時力感測器與時間關係圖

(i). Z=9 :

當 Z=9 時，力感測器最大合力數值約為 45 g，約花 48 秒回到正上方，其中有效範圍約半徑 6 公分。

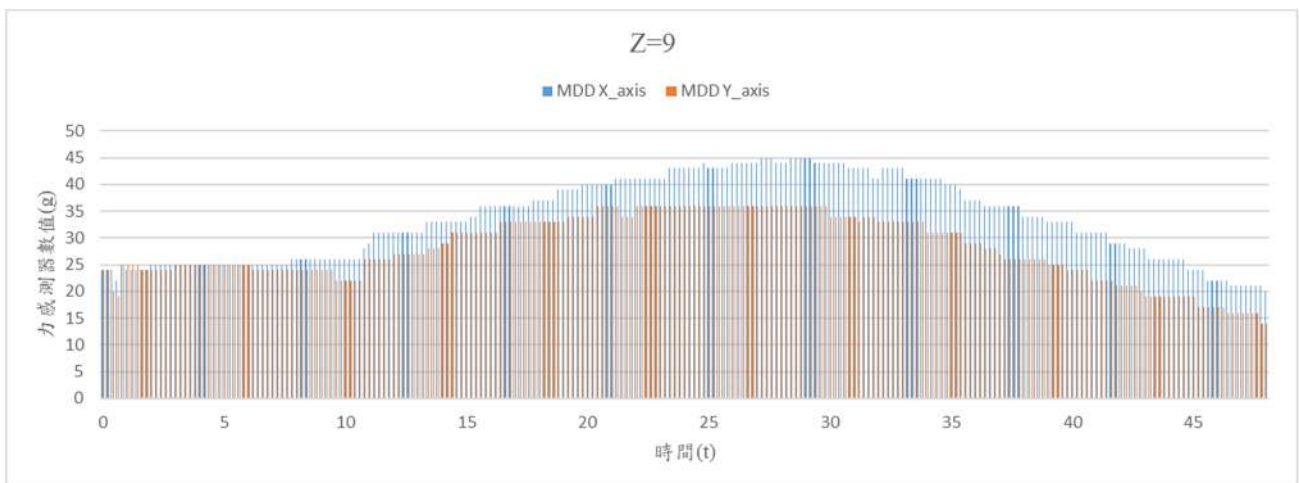


圖 4-22 Z=9 時力感測器與時間關係圖

(j). Z=9.5 :

當 Z=9.5 時，力感測器最大合力數值約為 24 g，約花 3.2 秒回到正上方，其中有效範圍約半徑 2 公分。

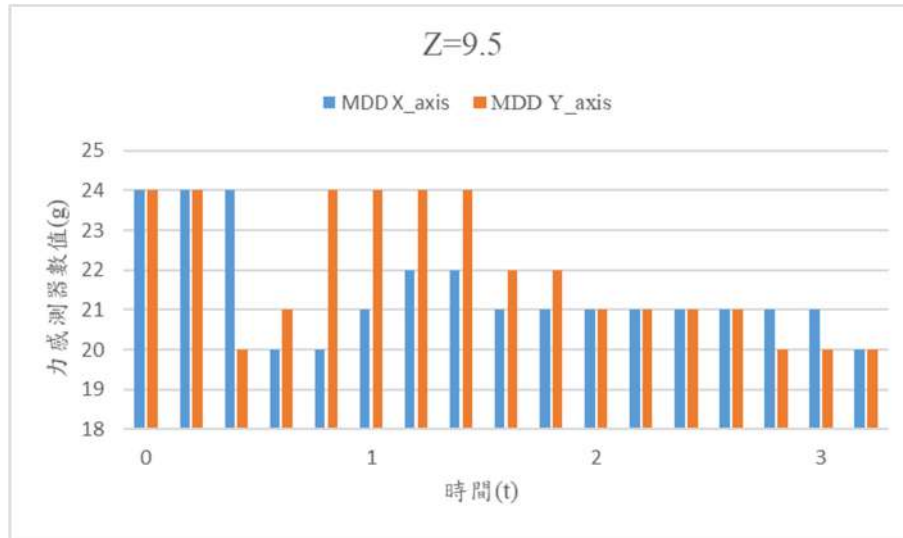


圖 4-23 Z=9.5 時力感測器與時間關係圖

4-4 以深度優先搜尋演算法實現內視鏡自動牽引技術實驗結果

此項實驗是將 4-1-1 的大腸模型放置在第二代的 MFN Platform 上進行牽引，其實驗是從大腸的直腸開始，經過脾彎、橫結腸、肝彎，最後將內視鏡牽引完整個大腸道。



圖 4-24 大腸學術命名圖

內視鏡自動牽引技術是利用 3-3-2 節的控制流程，將內視鏡牽引完整個腸道，所花的時間約為 20 分鐘，我們記錄當外部磁鐵通過直腸、脾彎、橫結腸、肝彎時的影像及路徑圖，以此表示牽引時的過程，如圖 4-25 所示：

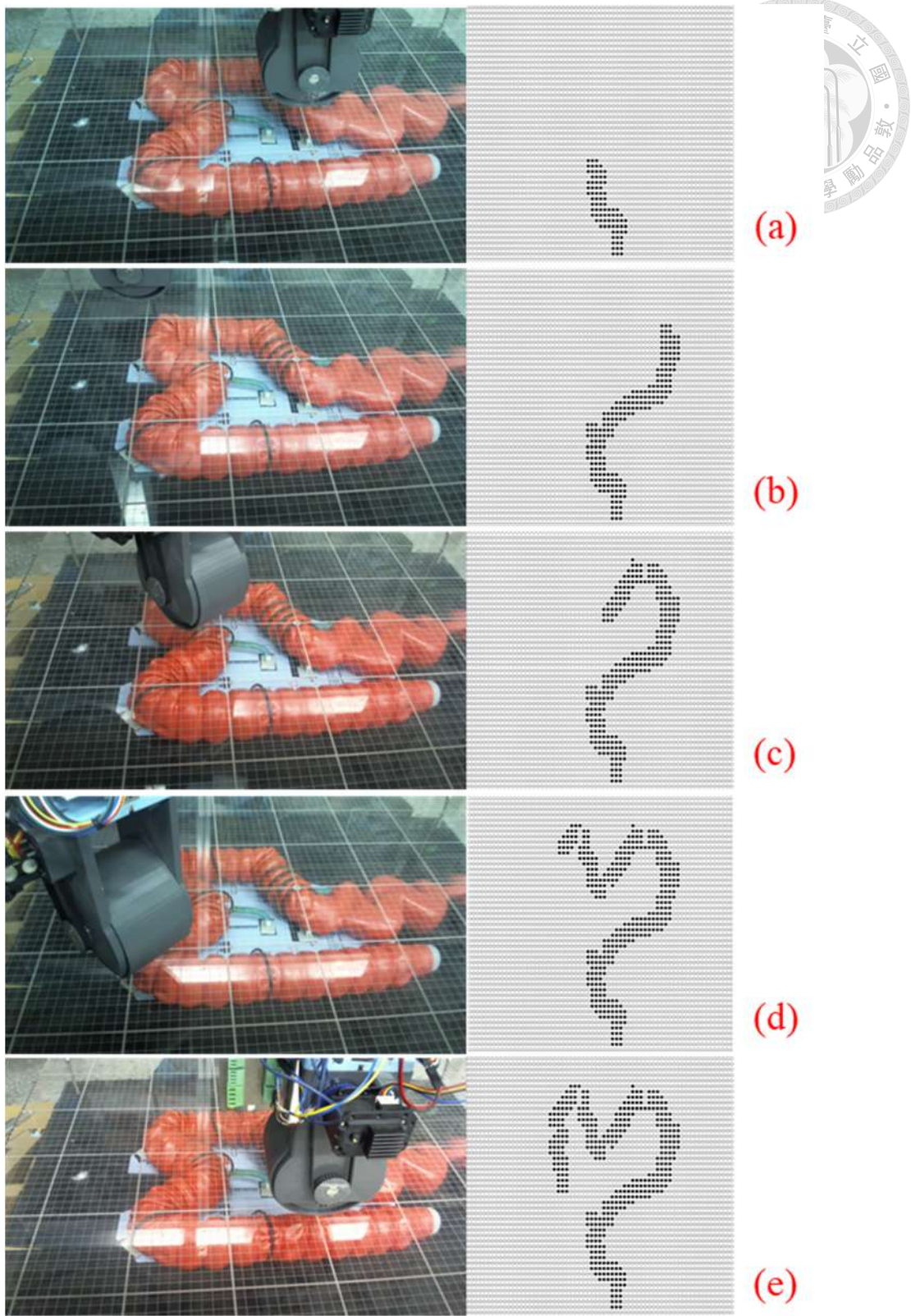


圖 4-25 內視鏡牽引過程-1

(a)為通過直腸(b)為通過脾彎(c)為通過橫結腸(d)為通過肝彎(e)為牽引結束

由機台牽引內視鏡時可以繪出內視鏡的足跡圖，此足跡圖除了記錄機台牽引的路徑之外，更可以此足跡禁止機台走向回頭路，如圖 4-26 所示：

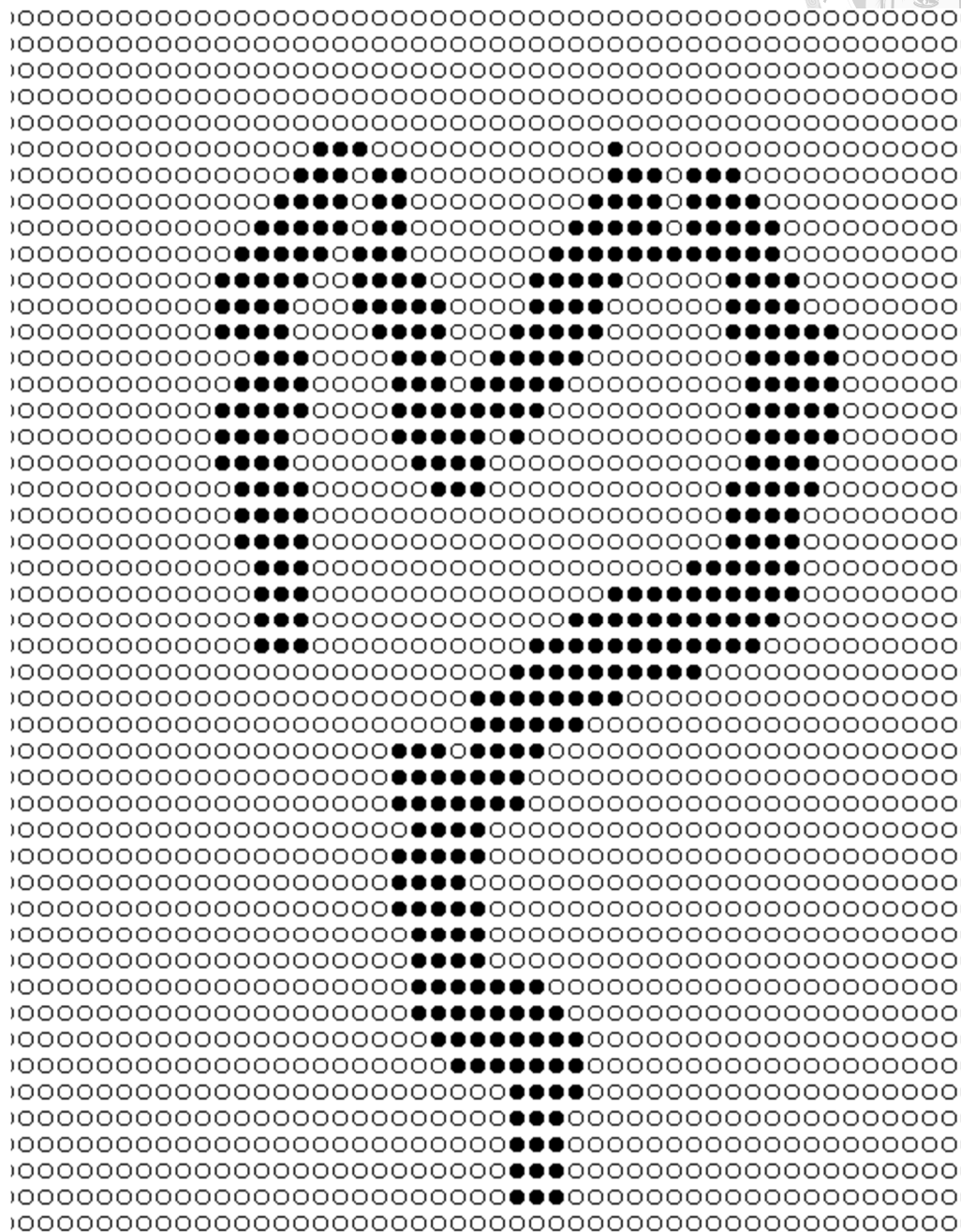


圖 4-26 足跡圖-1

由於足跡圖的足跡是透過 3-3-2 節(k)的黑點擴展繪出，是為了防止 MFN 走回頭路，故足跡圖中有些黑點實際上並未走過，且機台在開啟防走失功能時，有時內視鏡也會朝向機台外部磁鐵移動，使得記錄路徑發生變化。



4-4-1 比較表

內視鏡自動牽引技術最早是由本實驗室博士班學長-黃浩恩開始研究，其所使用的演算法為廣度優先搜尋演算法，並利用戴克斯特拉演算法[19][20]找尋內視鏡的最短路徑，其所使用的力感測器只有前後兩顆，故力感測器維度只有一維，其前進運動模式為正/反轉，比起 Sweep 模式正反轉能更抓緊內視鏡，其所花的時間約為 140 分鐘，我們將牽引過程分成六張小圖，以此表示牽引時的過程，如圖 4-27 所示：

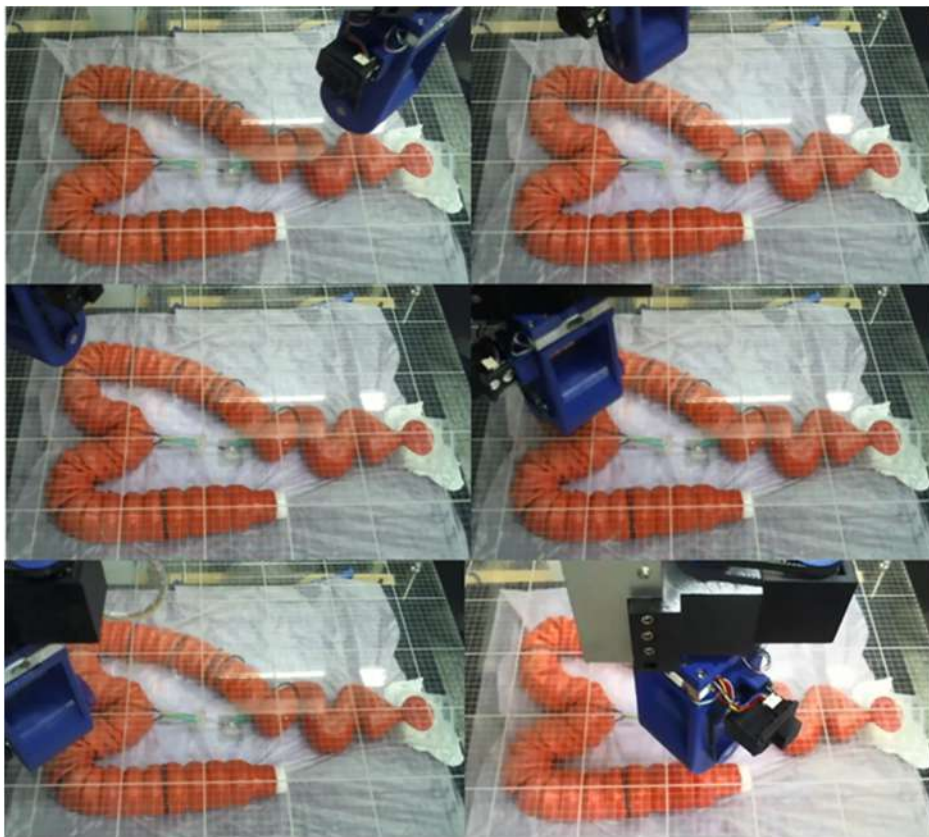


圖 4-27 內視鏡牽引過程-2

與深度優先搜尋演算法的所繪出的足跡圖不同，當學長的演算法判斷路徑為死路時，會將死路以 X 的方式表示，相比圖 4-26 而言會更清楚知道腸道的路徑，因為廣度優先搜尋演算法會將所有路徑皆走過一遍，其路徑誤判率相較起深度優先搜尋演算法會較低。

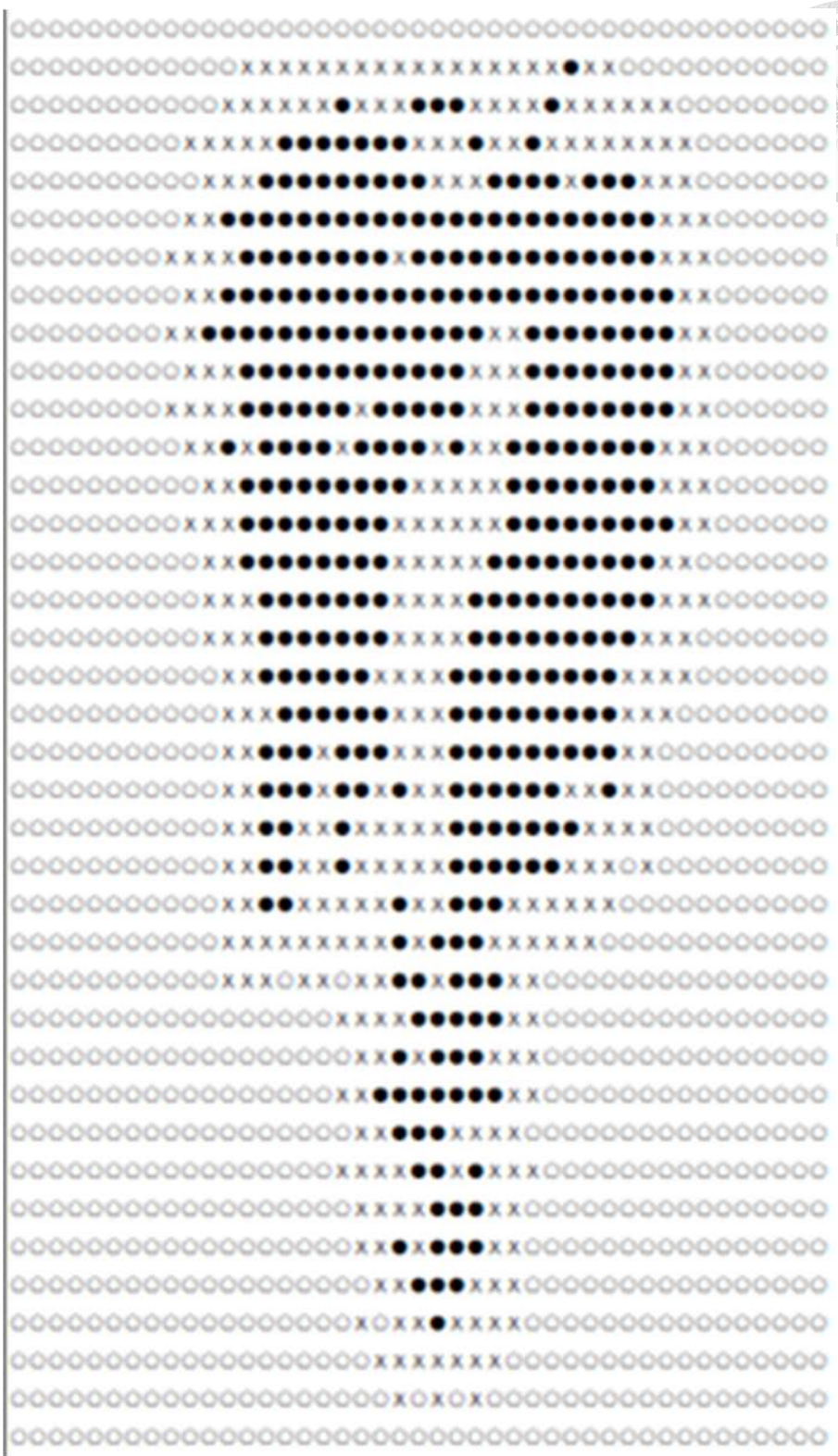


圖 4-28 足跡圖-2

以表 4-4 來比較廣度優先搜尋演算法及深度優先搜尋演算法在內視鏡自動牽引技術上其各擁有的特點：

表 4-4 比較表

演算法	廣度優先搜尋演算法	深度優先搜尋演算法
時間	約 140 分鐘	19 分 23 秒
前進方式	正/反轉	Sweep
判斷路徑方式	力感測器數值變化	位移量
力感測器維度	1	2
搜尋腸道路徑	完整	較不完整
路徑誤判率	低	高

第五章 結論與未來工作



5-1 結論

藉由本實驗可以得知，目前已經漸漸的將 MFN Platform 的硬體設備、系統架構、程式撰寫、使用者介面、影像系統等等進行整合，並透過 AI 人工智慧、演算法、控制器進一步提高整體機構的精準度以及開發更多有利於受測者的功能，在腸腔自動校正技術上，透過校正公式以及 PI controller，使用者已能夠在約 1 秒的時間中，在 Yolo 辨識到腸腔的前提下，精準的將內視鏡導向到腸腔洞口，若以蛇管型內視鏡而言，藉由此功能以及推力即可將內視鏡送進腸道深處且降低腸壁受傷機率；在防內視鏡走失技術上，也能夠藉由力感測器將外部磁鐵及內視鏡磁鐵的吸引力量化並以此尋找到內視鏡，故在牽引時能夠隨時掌握內視鏡，不用擔心迷失內視鏡的位置；最後是以深度優先搜尋演算法實現內視鏡自動牽引技術，透過此項技術，醫生不需要繁雜的指令就能牽引內視鏡到達腸道的深處，大大降低醫生在操作 MFN Platform 上的負擔，另外像是磁定位技術能夠主動偵測磁鐵的位置，姿態指引儀能夠使醫生清楚知道目前內視鏡的姿態，差動向量能夠知道目前外部磁鐵及內視鏡目前的吸引力關係，以及內視鏡位置圖能知道目前機台的位置及角度，這些都是有利於醫生在檢測大腸癌時使用的功能，且能夠減緩病人進行大腸鏡檢查時所造成的不適感。



5-2 未來工作

5-2-1 硬體架構

在動物實驗中，我們發現內視鏡若是要由上往下前進時，困難性較高，其原因為 MFN Platform 上的外部磁鐵會與內視鏡磁鐵互相吸引，而無法向下牽引，只可能依靠後方推力來推動內視鏡，但當蛇管進入腸道深處，其推力將愈來愈小，使得內視鏡無法依靠推力以及磁力帶動，導致卡住，故在硬體架構上，若能在受測者下方加裝一個磁鐵，就能夠在此狀況時，由此磁鐵進行牽引。

5-2-2 三軸荷重元

目前本團隊所使用的荷重元只能偵測到壓力及拉力，無法偵測到三軸的力，若是更換為三軸的力感測器，就能夠知道 X、Y、Z 軸吸引力的方向向量，藉由外部磁鐵與內視鏡的三軸方向向量並且整合磁定位技術，相信能夠更準確的知道內視鏡的位置、擺姿、及磁鐵吸引力狀況。

5-2-3 力反饋技術

目前 MFN Platform 在牽引內視鏡時，能夠透過鏡頭影像得知內視鏡以及腸壁之間的距離，若能引進力反饋技術[21]，在內視鏡即將碰觸到腸壁時，能有一力反饋訊號傳遞給醫生，使醫生知道若繼續往此方向將碰觸到腸壁，從而避免，故透過此項技術能夠降低內視鏡往腸壁上撞，進而降低病人腸道受傷的機率。

參考文獻



- [1] M.Sfakiotakis, Zabulis X, Tsakiris DP. Endoscopic capsule line-of-sight alignment by visual servoing, in 7th Intl. Conf. on Wearable Micro and Nano Technologies for Personalized Health (pHealth 2010), 2010.
- [2] Zabulis X, Argyros AA, Tsakiris DP. Lumen Detection for Capsule Endoscopy, Proc. IEEE/RSJ Int Conf on Intelligent Robots and Systems, 2008; 3921-3926.
- [3] Kim, Ji-Yoon; Kwon, Yong-Cheol; Hong, Yeh-Sun. Automated Alignment of Rotating Magnetic Field for Inducing a Continuous Spiral Motion on a Capsule Endoscope with a Twistable Thread Mechanism.2012, 371-377.
- [4] Kim, M. G., Hong, Y. S. and Lim, E. J., "Position and Orientation Detection of Capsule Endoscopes in Spiral Motion," Int. J. Precis. Eng. Manuf., Vol. 11, No. 1, pp. 31-37, 2010.
- [5] 高振翔. 「磁控膠囊內視鏡在腸道內移動之研究」2017年7月.國立台灣大學電機工程學研究所論文.
- [6] A Guide To using IMU (Accelerometer and Gyroscope Devices) in Embedded Applications [Online]. Available: <https://silverwind1982.pixnet.net/blog/post/280287502>
- [7] Pythagorean theorem 3D [Online]. Available: <https://www.mathsisfun.com/geometry/pythagoras-3d.html>
- [8] MMA8452Q data-sheet[Online].Available: <https://www.nxp.com/docs/en/data-sheet/MMA8452Q.pdf>



- [9] 陳宣辰.「微型磁控內視鏡定位研究之改良」2017年12月.國立台灣大學電機工程學研究所論文.
- [10] C.S.Bell et al.,”Image partitioning and illumination in image-based pose detection for teleoperated flexible endoscopes”,Artif . Intell . Med., vol. 59 ,no.3,pp.185-196,2013
- [11] Block diagram of the PID controller[Online]. Available:
<https://zh.wikipedia.org/wiki/PID%E6%8E%A7%E5%88%B6%E5%99%A8>
- [12] Bennett, Stuart. A history of control engineering, 1930-1955. IET. 1993: p. 48
- [13] Force sensor GIS-T313-S introduce[Online]. Available:
http://www.g-chen.com/products/products_show.php?pid=6&cid=12&language=_tw
- [14] BFS and DFS algorithm introduce[Online]. Available:
<https://www.youtube.com/watch?v=oLtvUWpAnTQ&t=731s>
- [15] Queue introduce[Online]. Available:
<https://blog.kdchang.cc/2016/09/11/javascript-data-structure-algorithm-queue/>
- [16] stack introduce[Online]. Available:
<https://blog.techbridge.cc/2016/06/24/javascript-data-structure-algorithm-stack/>
- [17] stack introduce picture[Online]. Available:
<https://codertw.com/%E7%A8%B%E5%BC%8F%E8%AA%9%E8%A%80/45043/>
- [18] 大腸內視鏡訓練模型 [Online]. Available:
<https://www.kyotokagaku.com/jp/educational/products/detail01/m40.html>.
- [19] Johnson , D B A note on Dijkstra's shortest path algorithm . J ACM 20 , 3 (July 1973) , 385-388 .

[20] DIJKSTRA, E W A note on two problems in connexion with graphs. *Numer Math* 1 (1959),
269-271

[21] Rekimoto, J. 2013. Traxion: a tactile interaction device with virtual force sensation. In *Proc. of ACM UIST '13*.

