

國立臺灣大學工學院機械工程學系



碩士論文

Department of Mechanical Engineering

College of Engineering

National Taiwan University

Master Thesis

一維測試平台上高強度聚焦超聲波探頭的自適應運動控制
Adaptive Motion Control of High-Intensity Focused Ultrasound
Probe on a One-Dimensional Test Platform

劉博嘉

Po-Chia Liu

指導教授：李宇修 博士

Advisor: Yu-Hsiu Lee, Ph.D.

中華民國 112 年 7 月

July, 2023

誌謝



能完成這篇論文，我要特別感謝我的指導教授李宇修老師，每每在我最需要幫助的時候對我伸出援手，此份恩情將長存我心，也要感謝實驗室的每一位成員對我的支持與鼓勵，謝謝大家。

中文摘要



高強度聚焦超聲波（High-Intensity Focused Ultrasound, HIFU）是一種醫學技術與治療疾病的方法，相比於其他治療方法，高強度聚焦超聲波有著非侵入性、無輻射治療環境與受術者能快速恢復等優勢。其中，以持續呼吸法來實現高強度聚焦超聲波手術最引人入勝，這是因為以持續呼吸法完成的手術能使受術者享有能更低的治療風險與更舒適的治療過程，整體的手術複雜程度也將下降許多，然而，相比於呼吸中止法，採用持續呼吸法來完成的高強度聚焦超聲波手術可能無法提供受術者良好的治療精準度，而本論文就是在致力於解決此問題。希望能以自動控制的角度進行精確地控制、追蹤與預測目標組織在手術中因呼吸運動所產生的位移，來達到精確的定位，讓受術者不僅能享受持續呼吸法所帶來的各項優勢，又不會降低手術精準度、犧牲效率與安全性。

本論文將利用微控制器、馬達驅動器、馬達、編碼器與線性滑軌等硬體設備，實際建構出一維運動平台，來模擬採用持續呼吸法之高強度聚焦超聲波肝臟燒灼手術的真實手術過程，並將以旋轉基底的 QR 與 lattice 遞迴最小平方法建構而成的自適應控制器應用於追蹤因呼吸所引起的肝臟運動上，期待自適應控制器的快速收斂、數值強韌與預測波形等等能力，能大幅提升超音波探頭追蹤肝臟運動軌跡的成效，以達成上述所說，藉由自動控制的角度對超聲波探頭進行精確地控制與定位，讓以持續呼吸法實現的高強度聚焦超聲波手術之受術者在不犧牲手術精準度的情況下，能享有持續呼吸法所帶來的各種優勢與好處。

在論文的最後，我們將有自適應控制架構的系統與單純只有比例與積分控制器的基準系統之肝臟運動波形追蹤結果做比較，並說明本論文所採用的自適應運動控制架構確實能有效的追蹤因人體呼吸而產生的肝臟運動，大幅提升以持續呼吸法實現的自動化 HIFU 手術之精準與有效性，也會討論不同的超音波影像解析度與影像處理時間延遲對於系統所帶來的影響，讓讀者更加理解，這兩因素的好壞程度，將對於系統產生巨大的影響。

ABSTRACT



High-Intensity Focused Ultrasound (HIFU) is a medical technique and treatment method that offers several advantages over other treatment modalities, such as non-invasiveness, radiation-free therapeutic environment, and rapid patient recovery. Among all methods, the use of continuous respiration technique in HIFU surgery is particularly intriguing. That is because it provides patients with lower treatment risks, a more comfortable treatment experience, and significantly reducing the overall surgical complexity. However, compared to apnea, HIFU surgery conducted using continuous respiration technique may not provide optimal positioning of ultrasound probe for patients. The purpose of this thesis is to address this issue from the automated control perspective. The aim is to achieve precise positioning by accurately tracking and predicting the displacement of the target tissue caused by respiratory motion during surgery. This approach allows patients to enjoy the benefits of continuous respiration technique without compromising precision, efficiency, and safety.

In this thesis, hardware devices such as microcontrollers, motor drivers, motors, encoders, and linear slides will be utilized to construct a one-dimensional motion platform. This platform will simulate the real surgical process of HIFU liver ablation using continuous respiration technique. An adaptive controller, developed using the rotation-based hybrid lattice-QR RLS algorithm, will be applied to track the liver motion induced by respiration. The rapid convergence, numerical robustness, and predictive waveform capabilities of the adaptive controller are expected to significantly improve the effectiveness of ultrasound probe tracking of liver motion trajectories and achieve the purpose that mention above.

Lastly, in the conclusion, a comparison will be made between the tracking results of the adaptive control architecture system and the reference system with only proportional and integral controllers. It will be demonstrated that the adaptive motion control architecture adopted in this thesis effectively tracks the liver motion caused by human respiration, thereby greatly enhancing the precision and effectiveness of automated HIFU surgery using continuous respiration technique. The impact of different ultrasound image resolutions and image processing time delays on the system will also be discussed to provide readers with a better understanding of how these factors significantly influence the system.

CONTENTS



口試委員會審定書	#
誌謝	i
中文摘要	ii
ABSTRACT	iii
CONTENTS	v
LIST OF FIGURES	viii
LIST OF TABLES	xi
Chapter 1 緒論	1
1.1 研究動機與背景	1
1.2 文獻回顧	2
1.2.1 高強度聚焦超聲波(HIFU)原理簡介	2
1.2.2 高強度聚焦超聲波(HIFU)的應用實例	5
1.2.3 高強度聚焦超聲波(HIFU)的優點與缺點	6
1.2.4 實現高強度聚焦超聲波(HIFU)手術之方法比較	8
1.2.5 肝臟運動軌跡的介紹與控制方法的選擇	11
1.2.6 自適應性控制架構的介紹	13
1.3 研究目標	15
1.4 論文大綱	16
Chapter 2 自適應性控制原理與架構介紹	17
2.1 自適應性前饋控制(Feedforward, FF)架構介紹	17

2.2	自適應性反饋控制(Feedback, FB)架構介紹	19
2.3	自適應性前饋與反饋融合(FF+FB)之架構介紹	21
Chapter 3	實驗基礎架構設計	22
3.1	硬體架構介紹	22
3.2	系統識別(System identification, System ID)與基準控制器之設計	28
3.2.1	閉迴路系統識別法(Closed-loop ID)	28
3.2.2	Integral of the absolute value of the error (IAE)演算法介紹	31
3.2.3	理論與實際系統之比較	33
3.2.4	基準控制器之調整	35
Chapter 4	實驗流程與參數設定	37
4.1	實驗流程	37
4.2	實驗參數設定	39
Chapter 5	實驗結果與討論	42
5.1	Software in the loop (SIL)	42
5.1.1	SIL - PI control	42
5.1.2	SIL - FF 架構	43
5.1.3	SIL - FB 架構	44
5.1.4	SIL - FF+FB 架構	45
5.2	Processor-in-the-loop (PIL)	47
5.3	Hardware-in-the-loop (HIL)	50
5.4	解析度與時間延遲對系統的影響與比較	53
Chapter 6	結論與未來展望	57



6.1	結論	57
6.2	未來展望	58
6.2.1	系統整合	58
6.2.2	追蹤平台的升級	59
6.2.3	更精確的模擬	59
6.2.4	器材的升級	60
	參考文獻	61



LIST OF FIGURES



Fig. 1-1 為高強度聚焦超聲波手術示意圖	3
Fig. 1-2 為高強度聚焦超聲波對特定組織進行熱效應之示意圖	4
Fig. 1-3 為高強度聚焦超聲波對特定組織進行空化作用之示意圖	4
Fig. 1-4 人體的三軸方向示意圖	12
Fig. 1-5 本實驗所使用的肝臟運動波形	12
Fig. 2-1 自適應性前饋控制架構之方塊圖	18
Fig. 2-2 自適應性反饋控制架構之方塊圖	20
Fig. 2-3 融合自適應性前饋與反饋控制架構之方塊圖	21
Fig. 3-1 馬達驅動模組運作之示意圖	25
Fig. 3-2 編碼器 AEDL 5810 運作邏輯示意圖	25
Fig. 3-3 本論文中實驗的硬體實體圖	26
Fig. 3-4 轉接件實體圖	26
Fig. 3-5 本論文中實驗的硬體架構方塊圖	27
Fig. 3-6 為求得受控體所設計的閉迴路架構圖	29
Fig. 3-7 在 Fig. 3-6 架構底下的步階響應、在時間軸上延遲一步的步階響應與有限脈衝響應圖	30
Fig. 3-8 受控體的預估系統模型之頻域響應	30
Fig. 3-9 IAE 演算法之成本函數趨勢圖	32
Fig. 3-10 實作 IAE 演算法中不同 PI 參數對於步階訊號的輸出響應圖	33
Fig. 3-11 受控體加上經過 IAE 演算法最佳化後的穩定控制器之閉迴路架構圖	34

Fig. 3-12 為理論與實際情況中的系統對於步階輸入的響應比較圖	34
Fig. 3-13 為理論與實際情況中的系統頻域響應之比較圖	35
Fig. 3-14 經過調整後的系統步階響應圖	36
Fig. 3-15 經過調整後的系統頻域響應圖	36
Fig. 4-1 在 FF 架構底下，不同的階數長度與其均方根誤差(RMSE)的比較圖	40
Fig. 4-2 在 FB 架構底下，不同的階數長度與其均方根誤差(RMSE)的比較圖	40
Fig. 5-1 SIL 階段中，PI control 架構下的追蹤軌跡與追蹤軌跡誤差圖	43
Fig. 5-2 SIL 階段中，FF 架構下的追蹤軌跡與追蹤軌跡誤差圖	44
Fig. 5-3 SIL 階段中，FB 架構下的追蹤軌跡與追蹤軌跡誤差圖	45
Fig. 5-4 SIL 階段中，FF+FB 架構下的追蹤軌跡與追蹤軌跡誤差圖	46
Fig. 5-5 SIL 階段中四個架構的誤差 RMS、Max 與 Mean 之比較圖	46
Fig. 5-6 PIL 階段中，四個不同架構的追蹤肝臟運動波形軌跡圖	48
Fig. 5-7 PIL 階段中，四個不同架構對於肝臟運動波形的追蹤誤差圖。	48
Fig. 5-8 PIL 階段中，四個不同架構的誤差 RMS、Max 與 Mean 之比較圖	49
Fig. 5-9 HIL 階段中，四個不同架構的追蹤肝臟運動波形軌跡圖	51
Fig. 5-10 HIL 階段中，四個不同架構對於肝臟運動波形的追蹤誤差圖	51
Fig. 5-11 HIL 階段中，四個不同架構的誤差 RMS、Max 與 Mean 之比較圖	52
Fig. 5-12 四個架構的 RMSE 對系統時間延遲之比較圖	54
Fig. 5-13 四個架構的 RMSE 對探頭解析度之比較圖，比較至 0.4mm。	54
Fig. 5-14 四個架構的 RMSE 對探頭解析度之比較圖，比較至 2.0mm。	55
Fig. 5-15 四個不同架構在解析度與時間延遲為 0.2 mm 與 0.1 sec 之設定下的追蹤 肝臟運動波形軌跡圖。	55

Fig. 5-16 四個不同架構在解析度與時間延遲為 0.2 mm 與 0.1 sec 之設定下的追蹤 肝臟運動波形的追蹤誤差圖。	56
Fig. 5-17 四個不同架構在解析度與時間延遲為 0.2 mm 與 0.1 sec 之設定下的誤差 RMS、Max 與 Mean 之比較圖。	56
Fig. 6-1 加入影像設備回授後的系統架構圖。	59

LIST OF TABLES



Table 5-1 不同架構在模擬與實驗中的追蹤表現比較。52

Table 5-2 有 FB 架構的系統在相同波形速度下模擬與實驗的追蹤表現比較。52

Chapter 1 緒論



論文的開始，我們將介紹與本篇論文的動機與相關背景知識，希望讀者在了解我們欲解決的問題與使用工具的背景之後，在後續章節中探討方法與成果時，能更清楚理解其意義與效果。那麼，就讓我們由研究動機為頭，開始本論文的介紹。

1.1 研究動機與背景

高強度聚焦超聲波 (High-Intensity Focused Ultrasound, HIFU) 是一種醫學技術與治療疾病的方法，相比於其他治療方法，高強度聚焦超聲波有著非侵入性、無輻射治療環境與受術者能快速恢復等優勢。時至今日，高強度聚焦超聲波已經應用於許多醫學場景，包括神經醫學、癌症治療、骨科與美容等領域。

綜觀來說，實現高強度聚焦超聲波手術的方法有兩種，分別為持續呼吸法與呼吸中止法，若採用持續呼吸法來完成手術，受術者將享有能更低的治療風險與更舒適的治療過程，整體的手術複雜程度也將下降許多，然而，相比於呼吸中止法，採用持續呼吸法來完成手術可能無法提供受術者良好的治療精準度，因此，本篇論文的動機就是希望能以自動控制的角度進行精確地控制、追蹤與預測目標組織在手術中因呼吸運動所產生的位移，來達到精確的定位，讓受術者不僅能享受持續呼吸法所帶來的各項優勢，又不會降低手術精準度、犧牲效率與安全性。

為了實現上述之目的，本論文將利用微控制器、馬達驅動器、馬達、編碼器與線性滑軌等硬體設備，實際建構出一維運動平台，並透過軟體將以旋轉基底的 QR 與 lattice 遞迴最小平方法建構而成的自適應控制器應用於追蹤因呼吸所引起的肝臟運動上，來模擬採用持續呼吸法的高強度聚焦超聲波肝臟燒灼手

術之真實手術過程，並期待自適應控制器的快速收斂、數值強韌與預測波形等等能力，能大幅提升超音波探頭追蹤肝臟運動軌跡的成效。



1.2 文獻回顧

在介紹完研究動機與背景後，我們將深入講解與本篇論文相關的知識，首先會聚焦在高強度聚焦超聲波，為讀者介紹其原理並比較實現高強度聚焦超聲波的方法。再來會說明本論文中欲追蹤的肝臟運動軌跡之特性與控制方法選擇的邏輯。最後，將會為讀者講解本論文中的核心技術，自適應性控制架構的背景知識，讓讀者能理解建構此自適應性控制架構的方法與其特性。

1.2.1 高強度聚焦超聲波(HIFU)原理簡介

高強度聚焦超聲波 (High-Intensity Focused Ultrasound, HIFU) 是一種非侵入性的醫學技術與治療疾病的方法。藉由將高強度的超聲波能量聚焦在人體組織的特定區域，產生熱效應與空化作用，進而消融目標組織(例如:癌細胞)，達到治療的效果。

如 Fig. 1-1 所呈現，高強度超聲波是經由換能器(Transducer)，並利用壓電效應產生超聲波[5]。當超聲波在穿透過組織時，會傳遞能量至組織中。對於以成像為目的的超聲波應用而言，輸入至組織的能量少的微不足道，因此不會對組織造成任何破壞與影響。然而，經由增加超聲波的強度並將其聚焦於單一位置上，能將大量能量傳遞到組織中的目標點上，從而使該點受到破壞。

在執行高強度聚焦超聲波手術時，存在著兩種機制來破壞目標組織，分別是：空化作用(The cavitation mechanism)和熱效應(The thermal effect)[6]。

空化作用是超聲波與照射組織中的微小氣泡相互作用下的結果。這種相

互作用將使這些微小氣泡劇烈的震動，並將能量散布至周遭，從而增強組織的消融與破壞效果。而熱效應則與超聲波能量被組織吸收有關，當組織吸收超聲波能量後，會將能量轉化為熱能。在適當的條件下，照射組織內的溫度將上升到足以引起不可逆之損傷的水平。就以 HIFU 手術而言，每一個高強度的超聲波脈衝，可使目標組織內溫度在幾秒鐘內急劇升高至 70°C 至 100°C [6]。以上兩種機制都會導致細胞以凝固壞死(Coagulative necrosis)的方式被破壞[7]，Fig. 1-2 與 Fig. 1-3 分別呈現的是兩種效應的示意圖，讀者可搭配參考。

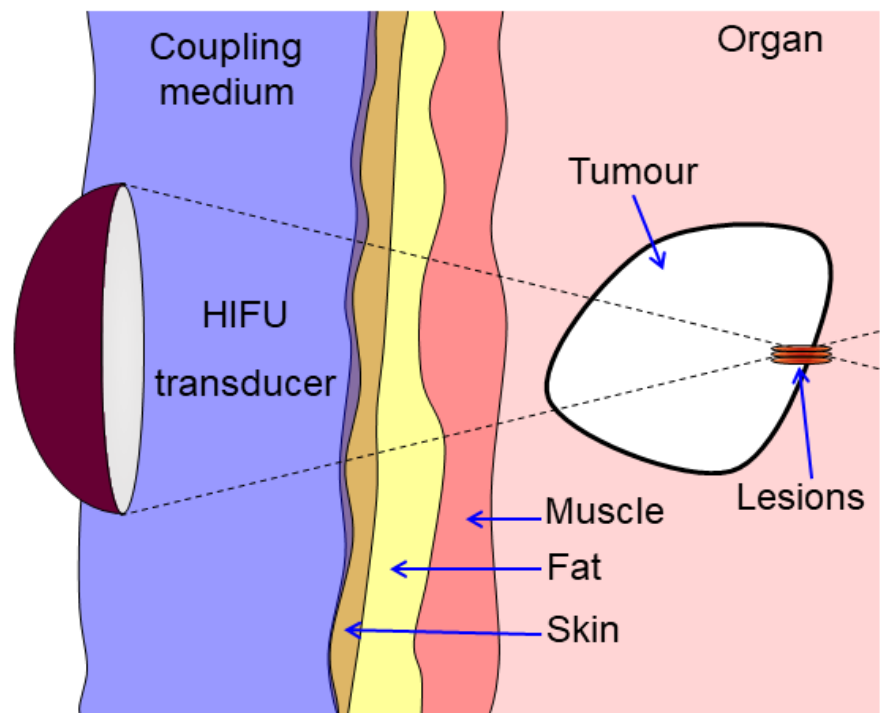


Fig. 1-1 為高強度聚焦超聲波 (High-Intensity Focused Ultrasound, HIFU) 手術示意圖。如 1.2.1 所述，高強度超聲波是由換能器產生，並將能量聚焦在人體組織的特定區域產生熱效應與空化作用，進而消融目標組織，達到治療的效果，其中每次的照射會在目標組織上產生一定大小的消融區(Lesion)[2]。

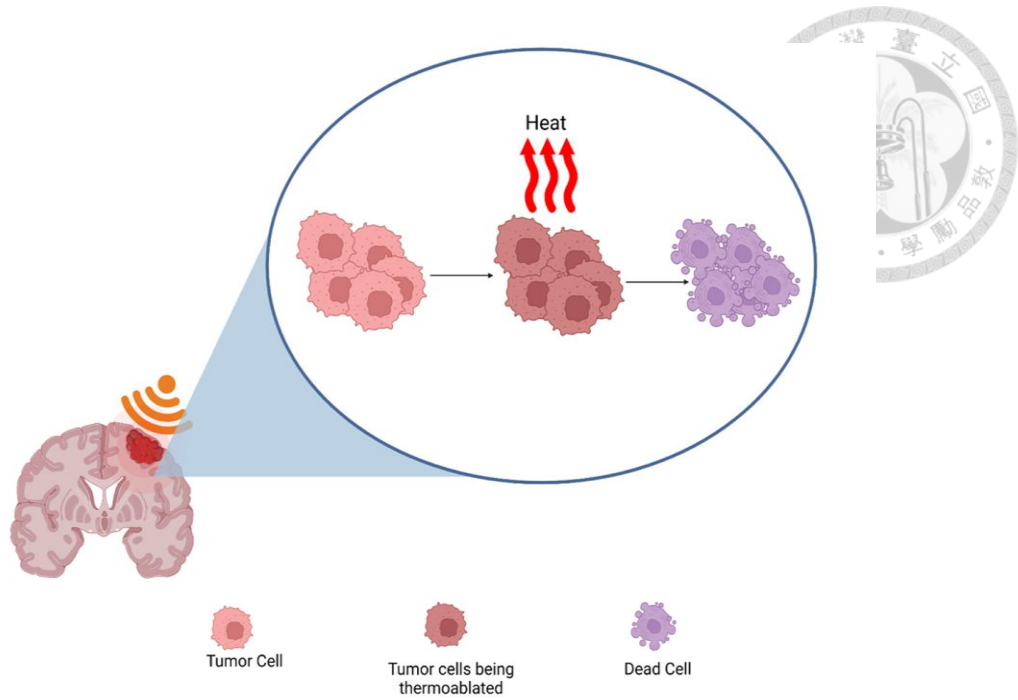


Fig. 1-2 為高強度聚焦超聲波對特定組織進行熱效應之示意圖[3]。

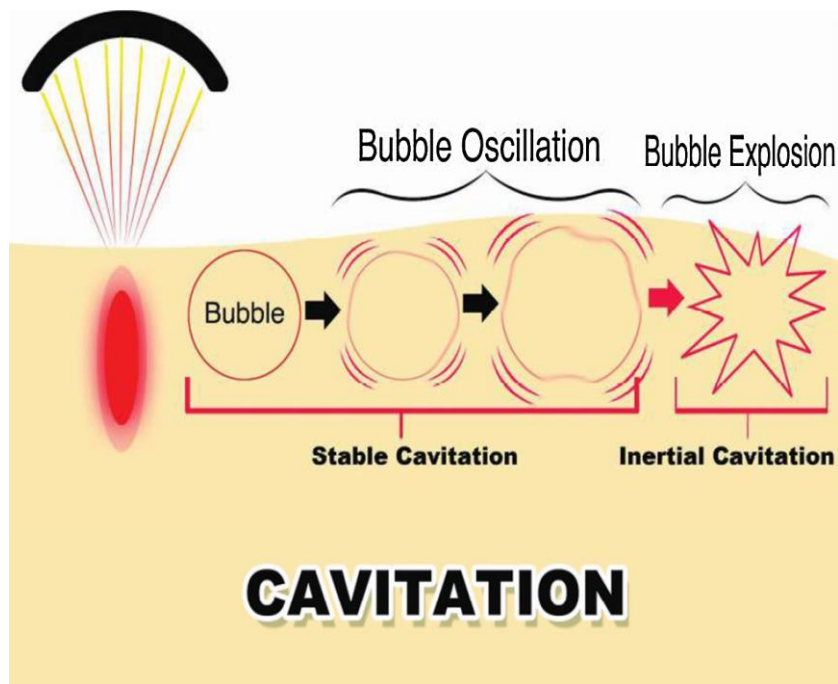


Fig. 1-3 為高強度聚焦超聲波對特定組織進行空化作用之示意圖[4]。

在高強度聚焦超聲波操作過程中，每一個高能量脈衝會產生一個微小體積的消融區域(Lesion Region)。通常來說，消融區域都是以橢圓球體的幾何形

狀呈現，而橢圓球體的大小與換能器的幾何形狀有關[9]。通常而言，專業醫療人員會進行多次的燒灼，直到整個目標組織都被消融。

主要影響高強度超聲波照射好壞的因素包括:超聲波的強度、組織暴露於探頭下的持續時間、超聲波的開關比，以及燒灼同組織但多個病變區域時的路徑規劃。基本上，在執行手術前，專業醫療人員都會透過體外實驗、體內實驗以及數學模型，來確定最佳的超聲波照射參數，以確保病人是在最佳的情況下接受治療。

就以監控手術過程的角度而言，通常都會使用實時的高回音性(Hyperechoic)影像反饋機制，這個機制可以使專業醫療人員在操作 HIFU 時，實時的看到燒灼情形並做相對應的調整與處理。另外，MRI 在 HIFU 手術中，也扮演著極重要的腳色，不只在手術過程中，會利用 MRI 影像來引導高強度聚焦超聲波探頭移動至目標點，且提供專業醫療人員實時的目標組織溫度變化，更在術後階段(Posttreatment follow-up)，專業人員也會利用 MRI 影像來是評估 HIFU 的治療效果與目標組織的壞死範圍與程度[1][8]。

1.2.2 高強度聚焦超聲波(HIFU)的應用實例

時至今日，HIFU 已經在許多不同領域大顯身手，下面就讓我們簡短地介紹 HIFU 在每一個不同領域的功用與效能。

於神經學領域，HIFU 常會應用於腦部疾病的治療，例如:帕金森症(Parkinsons disease)和顫抖症(Essential tremor)。同樣是透過將超聲波能量聚焦到特定的腦區域，來達到破壞神經組織的目的，從而減輕症狀和改善受術者的生活品質[8]。

在癌症治療方面，HIFU 被應用於肝癌(Liver cancer)、攝護腺癌(Prostate

Cancer)、乳腺癌(Breast Cancer)、子宮肌瘤(Uterine Myoma)等多種惡性腫瘤的治療。透過 HIFU，專業人士可以準確地聚焦超聲波能量到目標組織中的腫瘤區域並透過上述的兩種效應，使腫瘤受到破壞。相比傳統手術和放療，HIFU 治療具有非侵入性、精準度高、恢復快等優勢[1]。

於骨科領域，HIFU 常被應用於治療骨轉移(Bone Metastasis)、骨肉瘤(Osteosarcoma)等與骨骼相關的疾病。透過將超聲波能量聚焦到腫瘤或損傷區域，可以達到破壞腫瘤細胞或促進骨組織修復的效果[10]。

最後，在美容醫學領域。HIFU 常被用於臉部皮膚保養，包括皺紋消除和身體輪廓調整等美容治療。透過將聚焦超聲波能量注入到皮膚深層，刺激皮膚的深層組織，進而促進膠原蛋白的再生和重組，來達到皮膚保養和美容的效果[12]。

1.2.3 高強度聚焦超聲波(HIFU)的優點與缺點

然而，就如同任何一種治療方式，沒有一種是完美無瑕的，在本小節，會以條列式的方式，列出以 HIFU 為治療方式的優點與缺點，提供讀者綜觀的介紹。

HIFU 手術的優點：

- 非侵入性治療: 是 HIFU 手術最主要優勢，HIFU 手術都是以非侵入性或微創性的方法來進行治療，並不需要任何切口或侵入性儀器來達到切除目標組織。這也代表著受術者並不需要進行全身麻醉與使用其他儀器維持生命穩定，從而降低了與麻醉相關的併發症爆發的風險[13]。
- 無輻射的治療過程: 與其他治療方法(例如: 放射線治療(Radiation therapy))不同，HIFU 不會使用到游離輻射 (Ionizing radiation)，使得對於對輻射暴露有擔憂或已接受過放射治療的受術者來說，以 HIFU 當作治療

方式是一個很有吸引力的選擇。除此之外，更有相關研究指出，以 HIFU 做為二次手術的方法，能大幅提高康復的機率[1]。

- 受術者能迅速恢復: 由於 HIFU 手術是以非侵入性或微創性的治療方法進行，相比於使用傳統方式(例如，放射線治療)進行手術的受術者，採用以 HIFU 做為治療方式的受術者會以更短的時間來恢復至原本健康的狀態，並快速的重回日常生活[14]。
- 可應用於眾多不同情境: HIFU 在各個醫療領域顯示出有突出的應用與治療結果。如同 1.2.2 中所介紹，HIFU 已被廣泛使用於攝護腺癌、子宮肌瘤、肝腫瘤、骨轉移等治療。HIFU 的多種使用情境使其成為各種疾病的潛在治療選擇[10][13][18]。

HIFU 手術的缺點：

- 使用範圍受限: HIFU 的有效性僅限於靠近皮膚表面一定深度的組織。這是因為，高強度聚焦超聲波的強度會隨著通過介質越多衰減越快，因此要應用在位於體內較深處的目標組織可能較為困難[13]。
- 治療時間較長: 這是因為每次燒灼的面積較小，所以相對於傳統的治療方法需要較長的治療時間。除此之外，採用 HIFU 為治療方式的受術者通常都會需要多次的手術，才能完全將目標組織消融完畢[13]。
- 臨床醫學證據較少: 儘管已經有各種研究顯示 HIFU 是一種非常具有潛力的治療方法，但長期的臨床證據和與其他治療方法比較的相關研究仍在陸續發展當中，因此，對於疾病的治療效果和長期效果的追蹤數據仍較有限。這個因素對於相對保守的受術者來說可能是一大阻礙。



1.2.4 實現高強度聚焦超聲波(HIFU)手術之方法比較


經過 1.2.1~1.2.3 的介紹後，本節主旨在於比較實現高強度聚焦超聲波手術的兩種方式，分別是持續呼吸法(Breathing)與呼吸中止法(Apnea)，會逐一介紹兩種方法的意涵，並同樣以條列式的方式列出其優缺點，供讀者快速了解。

持續呼吸法:

顧名思義，若在執行 HIFU 手術時採用持續呼吸法，代表受術者在手術期間無須使用外在力量(例如：麻醉)來暫停呼吸，大多時候，受術者只需正常且有規律的呼吸即可。然而，要採用此法進行手術，仍需幾項準備。第一，是專業且正確的呼吸技巧指導:對於採用持續呼吸法的 HIFU 手術，受術者是否能以特定的呼吸技巧實現規律且不深的呼吸對於手術成效至關重要。這些技巧包括:如何放鬆身體，正確的控制呼吸並達到淺呼吸的效果。目標即是最小化深呼吸的次數且避免突然的動作，以防干擾治療過程與效果。第二，是暫時屏住呼吸的練習:由於在採用持續呼吸法的 HIFU 手術某些階段，可能需要受術者暫時屏住呼吸以解決與運動相關的挑戰，因此術前練習屏住呼吸的技巧是必要的。第三，是完善的心理建設:受術者必須有正確的心理建設，於手術期間才能正確的做到術前指導的內容與技巧[16]。

呼吸中止法:

在 HIFU 手術中可以透過麻醉的方式使受術者呼吸暫停，來最大程度地優化 HIFU 手術的效果。這種方法允許更長時間的暫停呼吸，使外科醫生有更充裕的時間進行 HIFU 手術，而且手術期間可以完全不受呼吸運動的干擾。同樣的，如果採用此方法進行手術，相對應的準備也十分重要。第一，是受術者的狀態:在採用呼吸中止法以完成 HIFU 手術前，需要仔細評估受術者的整體健



康狀況、呼吸功能和對呼吸暫停的耐受能力等因素。具有與呼吸系統相關疾病或呼吸器官功能受損的受術者可能不適合採用呼吸中止法來完成 HIFU 手術。

第二，是謹慎的麻醉管理與監測受術者狀態：為確保受術者安全，麻醉劑的調配與在呼吸暫停期間緊密的監測受術者狀態十分重要。麻醉師應根據受術者的個別狀況，進行客製化的調整。除此之外，必須謹慎的持續監測生命徵象，以迅速應對任何併發症或意外事件發生。第三，是精確的手術流程安排：為了能夠在呼吸暫停時期，將超聲波的能量有效且精準地傳遞至目標組織，受術者、手術團隊和麻醉師之間的需緊密協調與配合，才能高效率的完成手術[15]。

大略介紹完兩種實現高強度聚焦超聲波（High-Intensity Focused Ultrasound, HIFU）手術的方法後，以下將列出兩種方法的優點與缺點，並相互比較。

持續呼吸法的優點：

- 較少的治療風險：由於持續呼吸法只需要病人自然的呼吸即可，不會如呼吸中止法讓受術者處於非自然的呼吸停止狀態，因此能減少與呼吸或是缺氧相關的併發症產生。
- 較低的手術複雜度：相比於呼吸中止法在術前階段，需要受術者與手術團隊之間的緊密配合、在手術中，需要特殊設備來控制呼吸暫停與監測受術者狀態以確保受術者安全，持續呼吸法的術前準備與手術中監測較為簡單，能縮短手術時間，減少手術風險，並為醫療團隊和受術者提供更方便的操作和經驗。
- 提高受術者舒適度：若採用持續呼吸法，受術者能夠保持其自然呼吸節奏，在 HIFU 手術期間減少了不適和焦慮。通過避免長時間的屏息

或因麻醉而產生的呼吸中止，受術者的呼吸模式不會受到干擾，從而增加了舒適度並減輕了壓力。



持續呼吸法的缺點:

- 精準度較不足: 相較於使用呼吸中止法，在 HIFU 手術中若使用持續呼吸法可能無法提供良好的治療精準度。由於呼吸引起的器官和組織運動可能會影響超聲波能量傳遞到目標區域的準確性，這會導致治療效果不佳。相比之下，呼吸中止法會使受術者暫時停止呼吸，從而減少了呼吸引起的組織運動，確保了更精準的能量傳遞。

呼吸中止法的優點:

- 良好的治療精準度: 在 HIFU 手術中，採用呼吸中止法，能顯著的減少器官因呼吸而產生的運動，使超聲波能量更準確和精準地傳遞到目標組織，並大大地減少了對周圍健康組織的損傷風險。

呼吸中止法的缺點:

- 較高的手術侷限性: 由於呼吸中止法要求病人在手術期間暫停呼吸，這對於已經有呼吸困難或患有潛在呼吸相關疾病的受術者來說可能不適合此種治療方式，以免更進一步產生相關併發症[16]。

經過上述比較發現，持續呼吸法能給予受術者更低的治療風險、更舒適的治療過程與更低的手術複雜程度等優勢，但與之相對的，持續呼吸法最大的缺點即是治療精準度不足，若能解決此問題，持續呼吸法將可取代呼吸中止法，而這也是本篇論文致力於解決的問題。希望能以自動控制的角度進行精確地控制、追蹤與預測目標組織在手術中的位移，來達到精確的定位，在此情況底下，受術者不僅能享受持續呼吸法所帶來的各項優勢，又不會降低手術精準度、

犧牲效率與安全性。

於本篇論文中，將模擬採用持續呼吸法的 HIFU 肝臟燒灼手術情境，其中將考慮影像資料處理產生的時間延遲與超音波探頭影像之解析度差異等因素，並且利用微控制器、馬達驅動器、馬達、編碼器與線性滑軌等硬體設備，實際的建構出真實情況下的手術過程。最後，在上述的假設情況與實體的一維平台上，以自適應控制方法克服自主呼吸下產生的探頭對位誤差，並與傳統比例積分控制器相比較，展現出自適應性控制法中能對於非週期性的波形進行預測之能力，以達到即時追蹤運動的目標病灶之目標。本論文的研究方法建基於[21]之上，但應用的領域和預計使用的迴授醫學影像皆有所不同，未來期望能整合實時超音波影像達到連續呼吸下的 HIFU 治療。

1.2.5 肝臟運動軌跡的介紹與控制方法的選擇

對於要模擬 HIFU 肝臟燒灼手術，最不可或缺的就是受術者正常呼吸時的肝臟運動軌跡，參考此篇論文[20]，我們能確定以下幾項事實：第一，因呼吸所引起的肝臟運動頻率大約是 5 到 15 次/分鐘。第二，以平均來說，每次呼吸所引起的肝臟運動振幅約是 13mm。因此，本篇論文將以頻率為 14 次/分鐘，並設定呼吸波形的平均振幅為 13mm，最大 peak-to-peak 為 20mm，來當作實驗基礎，目的是希望將實驗基本設定的更貼近真實情況，讓實驗結果更具代表性。本篇論文中所使用的呼吸波形是由 MRI 紀錄因人體呼吸而產生的肝臟運動[17]，在真實情況下，肝臟因呼吸所引起的運動應為 Superior/Inferior(SI)、Anterior/Posterior(AP)、Left/Right(LR) 三軸方向，但相較於其他兩軸，SI 方向的運動震幅最為劇烈與具代表性，因此本篇論文只以該方向的肝臟運動為主要追蹤波形[20]。

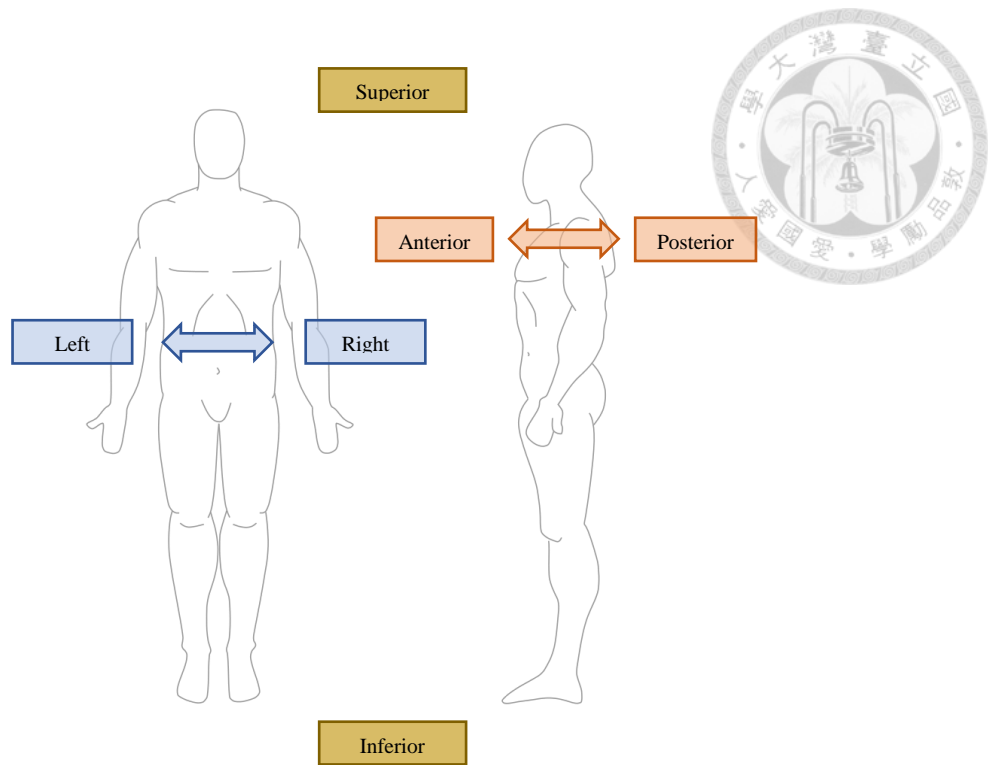


Fig. 1-4 人體的三軸方向。分別為 SI、AP、LR，本篇論文主要追蹤的肝臟運動主要在 SI 方向上。

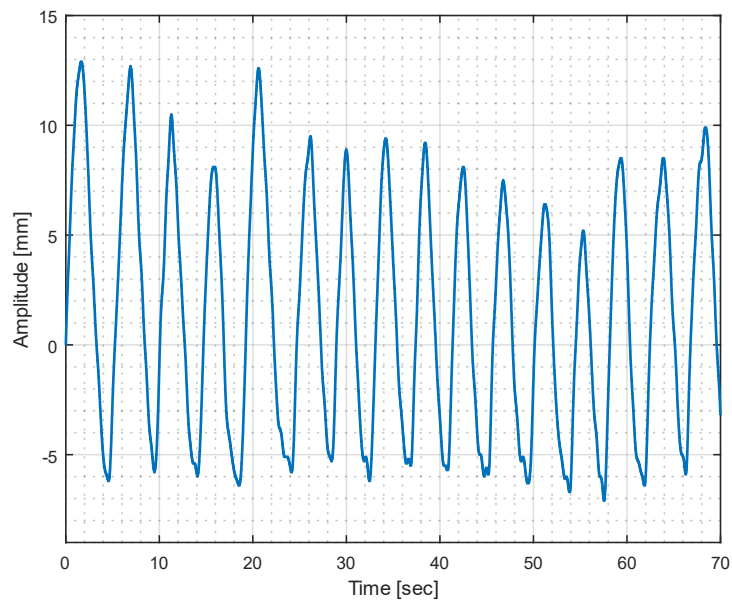




Fig. 1-5 本實驗所使用的肝臟運動波形[17]，因人體呼吸而產生在 SI 方向上的運動，頻率為 14 次/分鐘，平均振幅為 13mm，最大 peak-to-peak 為 20mm。



觀察 Fig. 1-5，我們可以發現因呼吸所引起的肝臟運動軌跡類似正弦曲線 (Sinusoid/Sine wave) 的波形，雖然波形具有類週期性的特徵，但若以固定周期之內部模型原理 (Internal model principle) 為基礎的控制方法如重複式控制 (Repetitive control) 架構來追蹤此波型，會發現其性能會較以自適應性控制架構建構之系統之追蹤成果遜色許多。這是因為呼吸引起的肝臟運動軌跡是屬於非週期性 (Aperiodic) 波形，這對於需要以有週期性特徵的波形當作輸入訊號，才能發揮功能的重複式控制架構來說較為不利。但就以自適應性控制 (Adaptive control) 架構而言，能透過實時的分析數據和調整參數，使系統能夠及時適應於不斷變化的條件、外在不確定性 (Uncertainties) 和干擾 (Disturbances)，藉此提高系統的性能、穩定性和效率。因此，使用自適應性控制架構來實現模擬 HIFU 肝臟燒灼手術應該是較為適當的選擇。參考論文 [22] 的模擬結果，可以發現，在沒有事先了解因呼吸所引起的肝臟運動軌跡特徵的情況下，採用自適應性控制的模擬結果，確實較採用重複式控制架構之結果有更顯著的性能提升，說明了使用自適應性控制架構來追蹤因呼吸所引起的肝臟運動軌跡的正確性。

1.2.6 自適應性控制架構的介紹

在做好控制方法之選擇後，下一步，即是控制架構之選擇。時至今日，有許多不同的自適應性控制架構。例如：模型參考自適性控制方法 (Model Reference Adaptive Control, MRAC) 或是自調式自適應控制方法 (self-tuning adaptive control) 等，這些方法的特色都著重於處理當系統動態特性會隨時間改變或是先前無法得知系統動態特等問題，並希望在上述情況下，藉由變化控制訊號達到最佳的控制效果。而本篇論文中所採用的自適應性控制架構較不同，



我們必須預先知道目標系統的動態特性，由於控制探頭的硬體為自行設計，其動態模型可以取得，因此應該最大限度利用模型的先驗知識來提升控制性能(model-based control)，也是本論文所使用之適應性控制法的特性。由於模型為已知，可以利用適應性的遞迴最小平方差計算出最適合追蹤當下呼吸波形特形的適應性濾波器達到運動同步的效果，以利於最小化未知的輸入訊號對於輸出訊號的干擾。除此之外，此自適應性控制架構的另一個特色是當識別出的系統，與真實系統相互接近時，整個自適應性控制架構就會處於穩定狀態。

[23][24]

本篇論文採用的自適應性控制方法中的演算法，是此篇論文[28]介紹的以旋轉基底的 QR 與 lattice 遞迴最小平方方法(Rotation-based hybrid lattice-QR RLS algorithm)建構而成。相比於以最小均方法(Least Mean Squares, LMS)為基底的演算法，由遞迴最小平方方法(Recursive Least Squares, RLS)來建構的演算法具有更強韌的收斂特性(Robust Convergence Properties)，但與之相對的，在使用 RLS 演算法時，會產生更高的計算複雜性(Computational Complexity)。為了讓 RLS 演算法同時擁有強韌的收斂特性與較低計算複雜性，眾多學家推出了快速最小平方方法演算法(Fast Least Square algorithm)來解決 RLS 演算法中高計算複雜度的問題[25][26][27]，然而，當使用快速最小平方方法演算法時，會面臨數值穩定性 (Numerical stability)不佳的問題，因此 Rotation-based hybrid lattice-QR RLS algorithm 應運而生。此種演算法融合兩邊的特性，讓我們享有快速收斂 (Fast convergence)、來自 lattice-based RLS algorithm 階數遞迴 (Order Recursive) 與 QR-based RLS algorithm 中的數值強韌性(Numerically Robust)等特性[28]。



1.3 研究目標

由文獻回顧可知，若能提高以持續呼吸法實現的自動化高強度聚焦超聲波探頭手術之精準度，受術者將享有能更低的治療風險與更舒適的治療過程，整體的手術複雜程度也將下降許多，但治療精準度不足，即是持續呼吸法最大的缺點。而本篇論文的目標就是希望能以自動控制的角度進行精確地控制、追蹤與預測目標組織在手術中因呼吸運動所產生的位移，來達到精確的定位，讓受術者不僅能享受持續呼吸法所帶來的各項優勢，又不會降低手術精準度、犧牲效率與安全性。

本論文將利用微控制器、馬達驅動器、馬達、編碼器與線性滑軌等硬體設備，實際建構出一維運動平台，並搭配軟體，在此平台上實作出以旋轉基底的QR與lattice遞迴最小平方法建構而成的自適應控制器，進行因呼吸所引起的肝臟運動軌跡追蹤的實驗測試，除此之外，將超音波影像解析度與影像處理時間延遲等因素加入模擬，讓模擬結果更貼近以持續呼吸法實現的自動化高強度聚焦超聲波探頭手術之真實運作情形。最後，將會比較有自適應控制架構的系統與只有比例與積分控制器的系統之實驗結果，說明自適應運動控制法確實能有效的追蹤因人體呼吸而產生的肝臟運動，並大幅提升以持續呼吸法實現的自動化HIFU手術之精準與有效性。於論文末，也將討論不同的超音波影像解析度與影像處理時間延遲對於系統所帶來的影響，讓讀者更全面的了解在不同情況下，系統會產生的表現。

1.4 論文大綱

本篇論文共分為六個章節：

第一章 本論文研究相關文獻回顧

第二章 自適應性控制原理與架構介紹

第三章 實驗基礎架構設計

第四章 實驗流程與參數介紹

第五章 實驗結果

第六章 結論與未來展望



Chapter 2 自適應性控制原理與架構介紹



在文獻回顧中，我們提及採用自適應性控制方法來追蹤因呼吸引起的肝臟運動軌跡之優勢，由於自適應性控制器會透過實時的分析數據與調整參數，使系統能夠及時的適應不斷變化的外在條件，以提高系統的性能、穩定性和效率。在 1.2.6 也提到了本篇論文所採用的自適應性控制架構較特殊，需要有較準確的系統動態模型預估，以利於最小化未知的輸入訊號對於輸出訊號的干擾，除此之外，也提及此自適應性控制架構的 Rotation-based hybrid lattice-QR RLS 演算法，讓我們享有快速收斂、階數遞迴與強韌數值等特性，上述的種種特性，對於追蹤非週期性且中心頻率會隨時間改變的呼吸波形極其有用與可靠。在知道本論文中使用的自適應性控制架構的種種優點後，下一步即是更詳細介紹本論文中使用到的三種架構分別是自適應性前饋控制(Adaptive Feedforward Control)、自適應性反饋控制(Adaptive Feedback Control)與自適應性前饋與反饋融合(Joint Adaptive FF+FB Control)，本章節將聚焦於講述三種控制架構的理論與特色，包含自適應控制器的穩定性、自適應控制器在架構中優化系統的邏輯以及自適應控制架構所代表的數學式等等。最後，在本章結尾，將總結三個架構的特色與使用時機，並初步預期在模擬與實驗中，各架構分別可能會獲得的結果。

2.1 自適應性前饋控制(Feedforward, FF)架構介紹

在 Fig. 2-1 中呈現的是自適應性前饋控制的架構，此自適應架構會以遞迴運算的方式求解數學式

$$\min_{C_{ff}} \|(1 - C_{ff}\hat{G})r\|_2 \quad (2-1)$$

其中 \hat{G} 是系統的預估模型(plant model)，為章節 3.2 中所求得的有限脈衝響應模型 (FIR. model, Fig. 3-14)。 C_{ff} 是由 Rotation-based hybrid lattice-QR RLS 演算法建立的 FIR 自適應濾波器，經由最小化因呼吸所引起的肝臟運動軌跡(r)與 $C_{ff}\hat{G}r$ 兩者之間的誤差，讓 C_{ff} 的 FIR 參數極接近 $1/\hat{G}$ 。如此一來，在 \hat{G} 與 G 相似的情況下，此有著自適應性前饋控制的系統會根據過往的輸入訊號(r)來預測並產生最完美輸出，也就是輸入訊號(r)與輸出訊號(y)將會相同。然而，當系統模型預估的不夠精準時，此架構的控制效果將會大打折扣。在此篇論文[24]中，證明了自適應性前饋控制器的穩定性，也說明了當控制器在過度參數化(overparameterized)時不會遇到奇異點的問題，這都要歸功於我們使用的 Lattice-QR 演算法的特性。

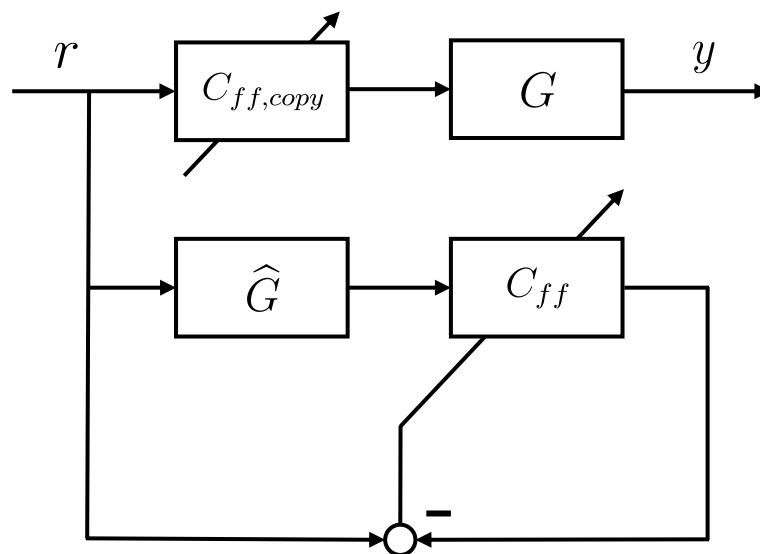


Fig. 2-1 自適應性前饋控制架構之方塊圖

2.2 自適應性反饋控制(Feedback, FB)架構介紹



在 Fig. 2-2 中呈現的是自適應性反饋控制架構，此自適應架構會以遞迴運算的方式求解數學式

$$\min_{C_{fb}} \|(1 - C_{fb} \hat{G})\eta\|_2 = \min_{C_{fb}} \|e\|_2 \quad (2-2)$$

此架構中的其 Rotation-based hybrid lattice-QR RLS 演算法主要是在最小化 $\|(1 - C_{fb} \hat{G})\eta\|_2$ ，其中 $\eta = e + \hat{G}C_{fb}\eta$ 是訓練訊號，經過重新整理，我們可以獲得公式(2-2)。在架構內， C_{fb} 是將進行自適應調整的反饋控制器， e 是系統輸出(y)與欲追蹤的因呼吸所引起的肝臟運動軌跡(r)兩者之間的誤差，而 ω 則是外部干擾訊號。實際上，反饋控制器 C_{fb} 使用訓練信號 η 來預測干擾(disturbance)，使誤差(e)最小化。在此篇論文[23]中，證明了適應性FB控制的穩定性，其中提到，當穩定的系統 $\hat{G} = G$ 且干擾為白噪音時， C_{fb} 會以穩定且 FIR 的形式來近似最佳無窮脈衝響應 (IIR) 解，將干擾最小化。自適應性反饋控制架構與前饋控制架構較不同，不需要非常精準的系統模型預估，就能獲得好的追蹤成果，然而，當架構的訓練訊號品質較不佳時，自適應性反饋控制架構最小化誤差的效果將大打折扣，因此對於此架構而言，訓練訊號的品質至關重要。



2.3 自適應性前饋與反饋融合(FF+FB)之架構介紹

在 Fig. 2-3 中所呈現的是自適應性前饋與反饋控制相互融合之架構。其中，

公式

$$e = \frac{(1 - C_{ff}G)(1 - C_{fb}\hat{G})}{1 + C_{fb}(G - \hat{G})}r - \frac{1 - C_{fb}\hat{G}}{1 + C_{fb}(G - \hat{G})}\omega \quad (2-3)$$

是因呼吸所引起的肝臟運動軌跡(r)與外界干擾(ω)對於誤差(e)的轉移函數。在 FF+FB 的架構中，才可同時達到追蹤目標軌跡(r)與消除干擾(ω)的目的，然而，要讓使用 FF+FB 架構的系統有較好追蹤表現，除了需要較精準的系統模型預估外，架構中訓練訊號之品質也必須良好。在 Fig. 2-3 中所呈現的架構圖相對精簡，其中的 C_{ff} 與 C_{fb} 分別對應於 Fig. 2-1 與 Fig. 2-2 下半部所呈現的架構。

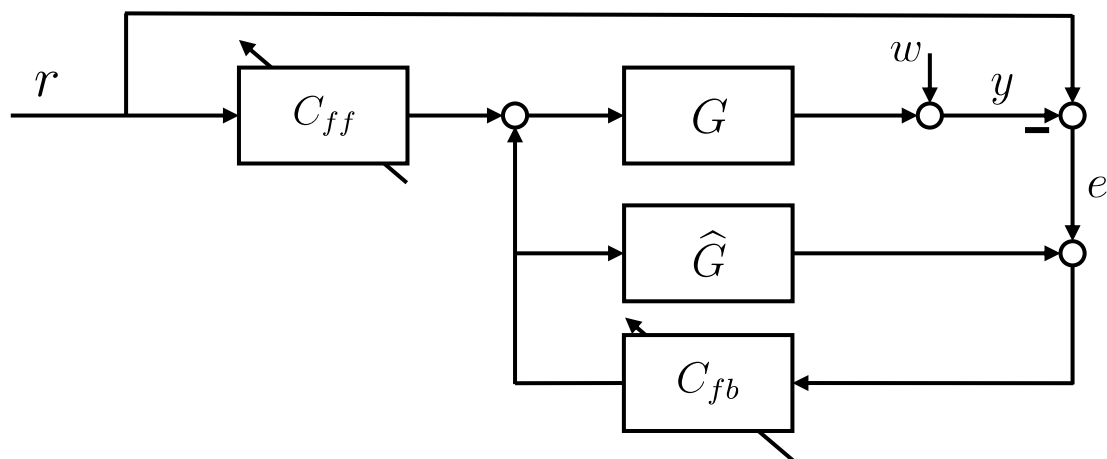


Fig. 2-3 融合自適應性前饋與反饋控制架構之方塊圖。

圖中的 C_{ff} 與 C_{fb} 以簡化的方式呈現，其架構與 Fig. 2-1、Fig. 2-2 所呈現的相同。

Chapter 3 實驗基礎架構設計




在介紹完核心的自適應控制架構與其理論後，本章節將聚焦於實驗的基礎架構與準備，內容包括：硬體設備的簡介，將講述各硬體之規格、使用方式與操作邏輯，也會提及硬體設備之間的溝通方式與資料的流動方向，並在本章節的後半段講述如何獲得透過步階響應的方法來獲得系統的預估模型，將說明以 Integral of the absolute value of the error (IAE)最佳化演算法，應用於設計系統的基準比例與積分控制器(基準 PI 控制器)，當作在實作中穩定受控體的控制器與系統追蹤因呼吸所引起的肝臟運動軌跡的基準表現。

3.1 硬體架構介紹


在 Fig. 3-3 中所呈現的是本論文中，實驗使用到的器材之實體與配置圖，以下將依照條列式的方式，分別對每個元件做基本介紹與說明各元件間如何相互串接。

- 光學桌(Optical table): 在本論文的實體實驗是在長 60 cm 寬 30 cm 高 3 cm 的光學桌上進行，光學桌除了能提供良好的水平面以利實驗進行之外，在表面上也有許多 M6 螺絲鎖孔，讓使用者可以輕易的固定器材，在本次實驗中，就是利用光學桌上的鎖孔，再搭配自行設計的 3D 列印轉接件之方式，將線性滑軌固定在光學桌上，使實驗順利進行。
- 微控制器(Microcontroller, MCU): 本次實驗所使用的微控制器是由國家儀器(National Instruments)生產的產品 MyRIO，是包含類比輸入、類比輸出、數位 I/O 通道、PWM 通道與 FPGA 等功能的裝置。實驗



中使用到的 MyRIO 腳位有三種，分別為 PWM、I/O 與 ENC.A，在實際運行的過程中，會由 ENC.A 腳位讀取裝在馬達後方之 Encoder 的回授值來得知馬達目前位置，經過 MCU 的內部處理器運算過後，再將控制訊號經由 PWM 與 I/O 兩種角位，以電壓的方式輸出至馬達驅動器模組，來達到控制馬達的效果。其中，所有的運算，包含基準的 PI 控制器與三種自適應性控制器欲產生之訊號，皆在 MCU 的 CPU 內完成。

- 馬達驅動模組(motor driver module): 本次實驗所使用的馬達驅動模組為 L298N，工作電壓為 5V~35V，最大工作電流為 2A。在原廠的設計中，此模組被設計為可一次控制兩組馬達，每組馬達需分別會需要由一個 Enable 與兩個 In 腳位相互配合，才能達到控制馬達之目的。在本論文的實作實驗裡，是使用 MyRIO 的 I/O 腳位輸出高或低電壓於模組上的 Enable 腳位，來控制驅動模組內放大器的開關，再搭配 MyRIO 上的兩個 PWM 腳位，分別輸出不同電壓輸入至馬達驅動模組上的 In 1 與 In 2 腳位，來調整欲輸入於馬達的電壓，進而控制馬達達到預期的轉速。在 Fig. 3-1 中也說明在實際實作中，我們操作 PWM 電壓與馬達正轉、反轉或停止的邏輯與方法。
- 馬達(Motor)與編碼器(Encoder): 本次實驗所使用的馬達選用由麥克森精密電機公司(Maxon motor)生產的產品 DCX 22 L Ø22 mm，其額定電壓為 12V，空轉轉速為 11700rpm，空載電流為 81.8mA，相較於其他常見的馬達，此馬達速度較快，但與之相對的，馬達扭矩相對不高，不過由於馬達需帶動的線性滑軌較易帶動且加裝於滑塊上之超



音波探頭重量不大，只有約 500 公克，因此 DCX 22 L Ø22 mm 是符合預期的人選。與馬達相互搭配的是具有三個通道的編碼器 AEDL 5810，其脈衝數為 5000/round。在 Fig. 3-2 所呈現的是此編碼器的運作邏輯，三個通道中的 A 與 B，是相差四分之一周期的兩通道，當通道的脈衝狀態改變時，其編碼器讀取之數值會加 1，因此編碼器之解析度為 20000/round。

- 線性滑軌(Linear guide): 本次實驗中，是透過聯軸器將馬達的旋轉運動轉換成在線性滑軌上的線性運動，來追蹤因呼吸所引起的肝臟運動軌跡。不過，由於原始的線性滑軌並沒有固定馬達的底座，因此我們自行設計，並透過委外加工與 3D 列印的方式，製造出馬達與線性滑軌連接之轉接工件，讓馬達能精準的固定在線性滑軌之後方(如 Fig. 3-4)。除此之外，我們也在線性滑軌的滑塊(slider)上，加裝利用 3D 列印製的超音波探頭模型當作末端執行器(End effector)，以模擬在真實以持續呼吸法實現的自動化 HIFU 手術中，燒灼探頭之運動情形。

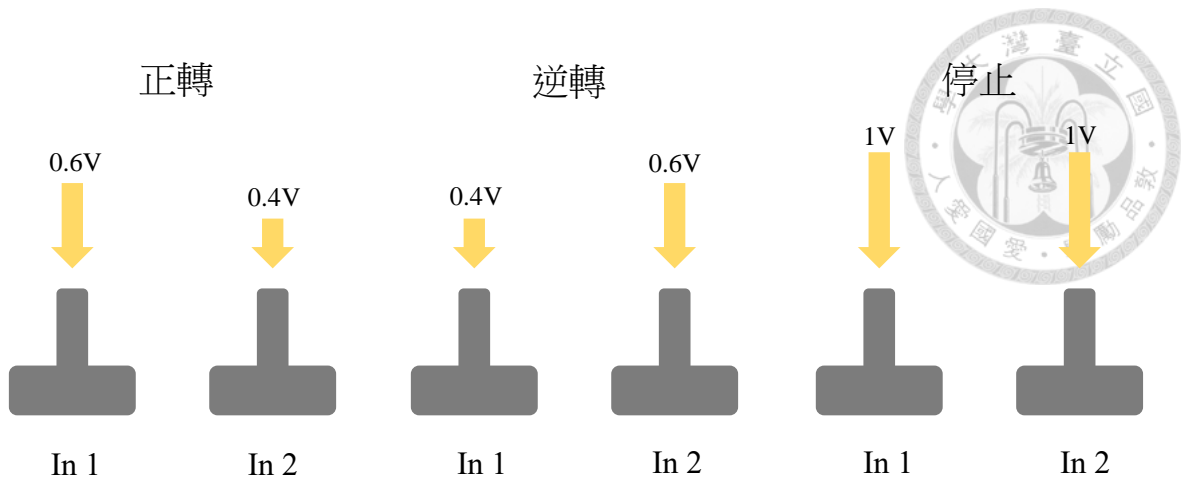


Fig. 3-1 為馬達驅動模組運作之示意圖。假設經由 MCU 計算出的控制訊號為以 0.2V 正轉時，MCU 上的 PWM 腳位就會分別輸出 0.6V 與 0.4V 至馬達驅動模組上的 In 1 與 In 2 腳位，以壓差的方式，達到目標電壓。

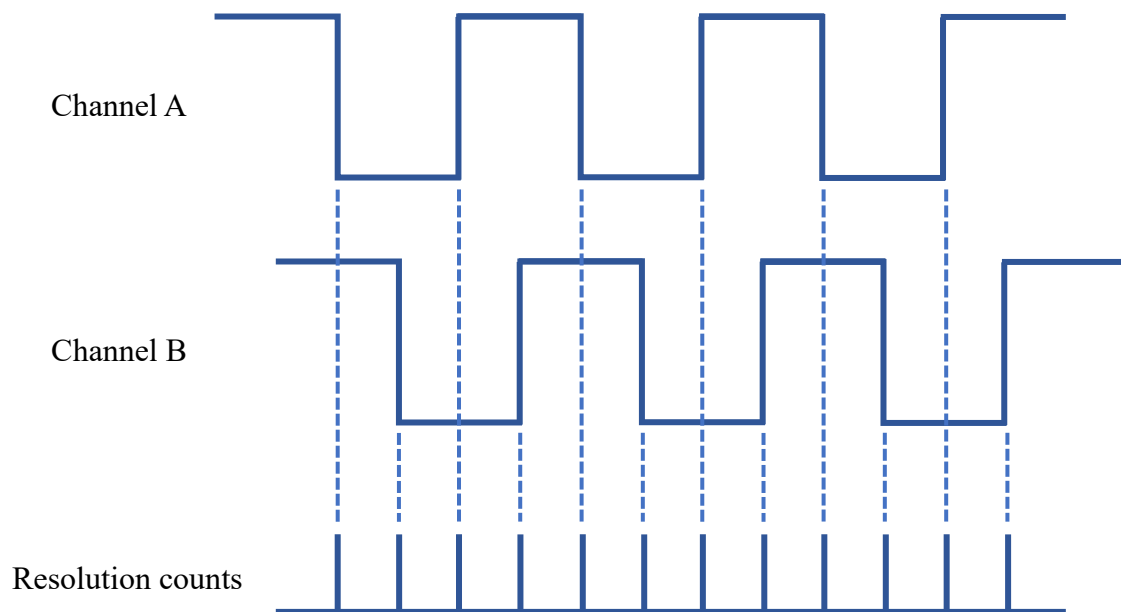


Fig. 3-2 為編碼器 AEDL 5810 運作邏輯示意圖。編碼器中有 A 與 B 兩通道，相位差為四分之一個周期，每個通道在馬達轉一圈時會產生 5000 個脈衝，而編碼器數值是由脈衝的狀態改變數量計算而來。

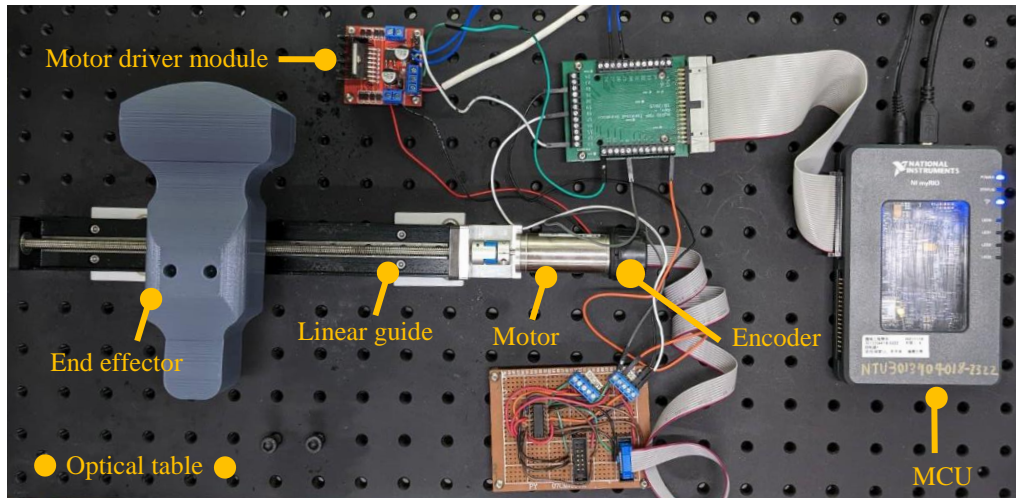


Fig. 3-3 為本論文中實驗的硬體實體圖，圖中顯示本實驗中使用到的馬達、馬達驅動模組、編碼器與微控制器。

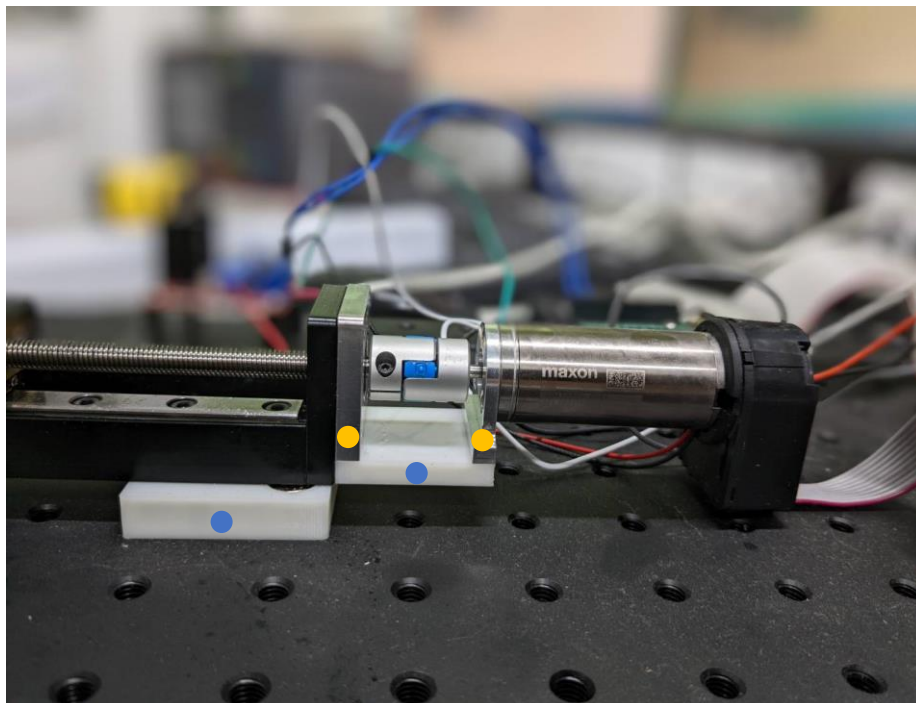


Fig. 3-4 中顯示的是馬達與線性滑軌、線應滑軌與光學桌之轉接件。其中黃點的銀色工件為委外加工工件，藍點為 3D 列印印製而成。

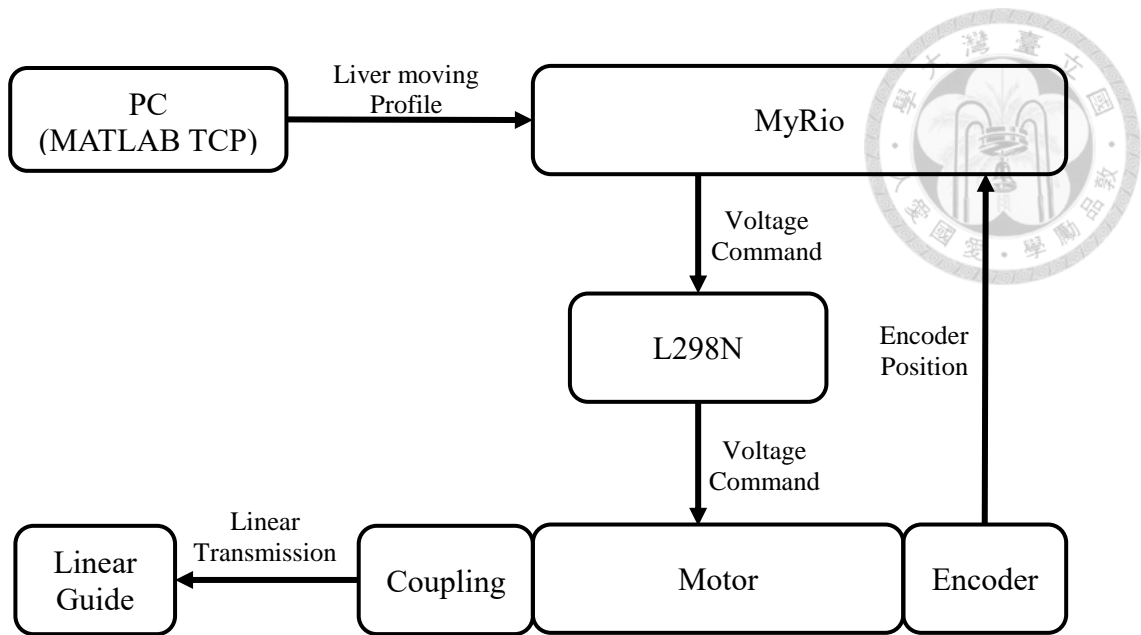


Fig. 3-5 為本實驗中硬體架構方塊圖，圖中標示出各個硬體功能方塊間相互溝通的資料與運動轉換之型態。其中，肝臟的運動波型是由 MATLAB 環境中藉由 TCP 通訊方法傳遞給在 LabVIEW 環境的 MyRIO，以模擬手術時，會由 MATLAB 先處理完超音波影像，再將其計算出的位置資訊傳遞給 MCU 之真實情況。

3.2 系統識別(System identification, System ID)與基準控制器之設計



在 1.2.6 中，我們有提及對於本篇論文中所採用的自適應性控制架構，如果對系統的模型預估越準確，其控制效果越好，而欲對系統有精準的模型預估，就需對於受控體(plant)有準確的系統識別(System ID)。在本小節，我們將說明本篇論文中對於受控體的識別方法與流程，並講述在獲得受控體的預估系統模型後，使用 Integral of the absolute value of the error (IAE)演算法來計算出最佳的基準控制器參數，最後再搭配實務上手動微調的方法來調整基準控制器，讓基準控制器更符合現實可運用之情況。此基準控制器除了當作系統的基礎穩定控制器外，也會在 Chapter 5 中以其追蹤因呼吸所引起的肝臟運動軌跡的結果為基準，與加上自適應控制架構後的系統之追蹤結果做相互比較，來突顯出自適應控制架構強大的波形預測能力。

3.2.1 閉迴路系統識別法(Closed-loop ID)

通常而言，要獲得受控體(P_{mot})的預估模型有兩種方法，第一種方法是輸入固定電壓，使馬達以等速旋轉，並藉由將位移與電壓的資料點紀錄下來，再經由公式轉換，來回推系統模型。第二種方法是閉迴路系統識別法(Closed-loop ID)，方法是將已知的 PID 控制器加在未知的受控體之前，並完成閉迴路控制(如 Fig. 3-6)，最後直接對整個閉迴路系統($G_{mot ID}$)做系統識別，此時獲得的閉迴路系統模型會有公式(3-1)的關係，由於 PID 控制器之轉移函數為已知，經由簡單的代數運算即可獲得 P_{mot} 。在本實驗中，因為平台長度有限，若使用第一種方法，當馬達以等速旋轉的情況下，容易讓滑塊觸碰到滑軌邊界，造成硬體上的損壞，因此基於安全考量，將採用第二種方法，來獲得 P_{mot} 的轉移函數。

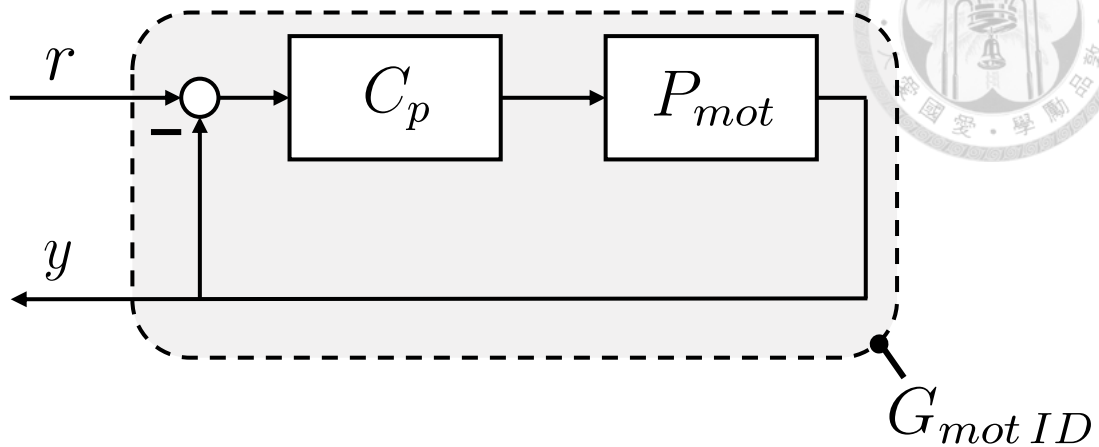
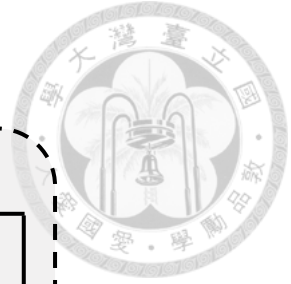


Fig. 3-6 為求得 P_{mot} 所設計的 closed-loop ID 架構圖，其中使用的已知 PID 控制器，是由比例控制器來建構而成。

為了要取得 $G_{mot ID}$ 的轉移函數，我們採用的方法為輸入步階訊號於系統中，並記錄其響應，再將該響應在時間軸上延遲一步與原始響應相減，如此一來即可獲得系統的有限脈衝響應模型（FIR model）（如 Fig. 3-7 所示），再求出此 FIR 系統的頻域響應(Frequency response)，搭配使用 MATLAB 中的 invfreqz 指令並設定系統之分子與分母為六階之轉移函數做頻域上的曲線擬合(如 Fig. 3-8)，即可獲得 $G_{mot ID}$ 的預估模型。最後，將 $G_{mot ID}$ 的轉移函數帶入公式

$$G_{mot ID} = \frac{C_p P_{mot}}{1 + C_p P_{mot}} \quad P_{mot} = \frac{G_{mot ID}}{C_p (1 - G_{mot ID})} \quad (3-1)$$

並經過簡單的代數運算回推，即獲得 P_{mot} 系統的預估模型。

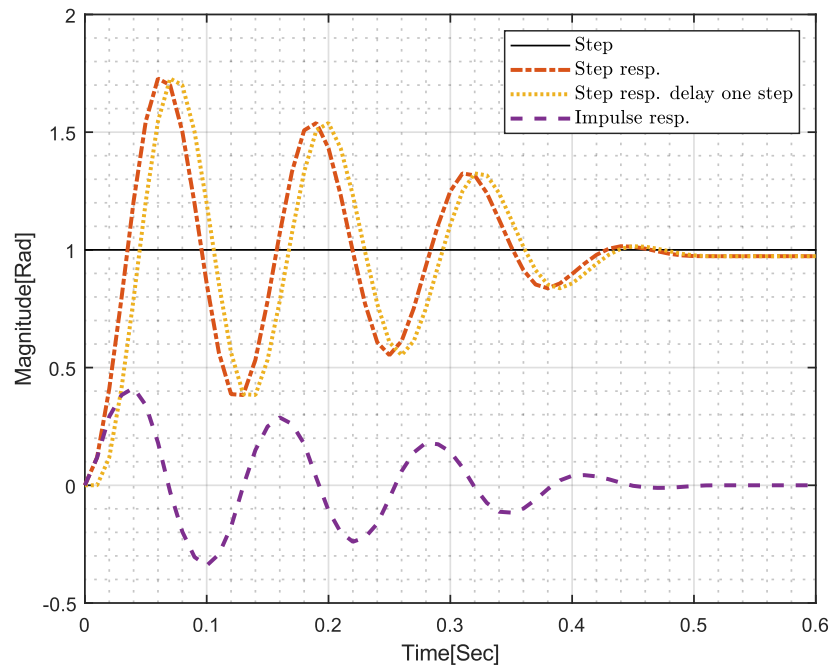


Fig. 3-7 中顯示的分別為 Fig. 3-6 架構底下的步階響應、在時間軸上延遲一步的步階響應與有限脈衝響應。

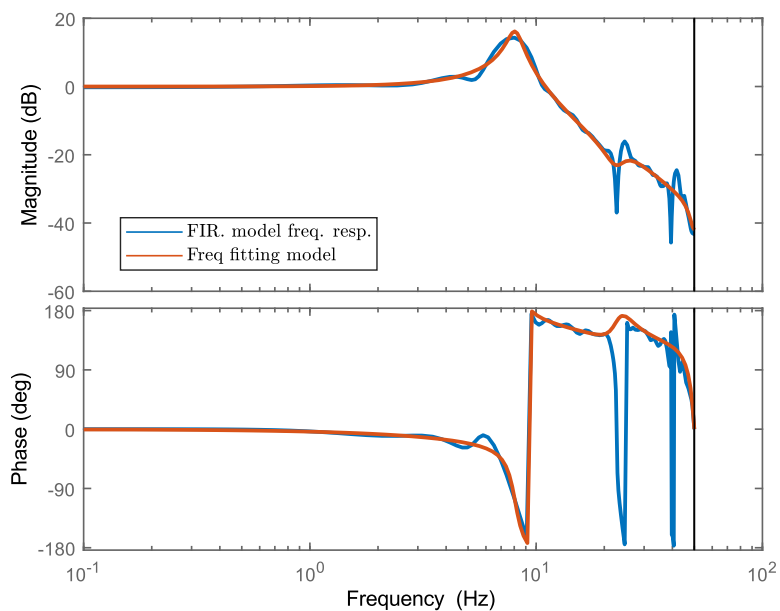


Fig. 3-8 為 P_{mot} 在頻域底下的響應與利用 MATLAB 指令 `invfreqz` 擬合出的預估系統模型之頻域響應。其中擬合模型的分子分母皆設定為六階。

3.2.2 Integral of the absolute value of the error (IAE)演算法介紹

在獲得 P_{mot} 的轉移函數後，下一步即是對基準控制器做最佳化設計，在這邊特別提及，由於硬體限制，若在基準控制器中加入微分控制器，將容易觸碰到馬達驅動器的飽和區(Saturation region)，造成系統不穩定的現象，因此本論文將只使用且針對比例與積分控制器做最佳化設計。本論文中是以 Integral of the absolute value of the error (IAE)的演算法來達成最佳化的目標，其演算法的成本函數(Cost Function)如公式

$$\text{IAE: } J = \sum_t |e(t)| \quad (3-2)$$

其中 $e(t)$ 是在不同的PI參數下馬達輸出的步階響應與理想的步階響應之差值。

整個 IAE 演算法的運算流程如下：

- 第一步：指定比例與積分控制器的起始值。
- 第二步：指定演算法中的下降步長(γ)與測試步長(δ_p 、 δ_I)的大小。其中測試步長必須小於下降步長，且兩個維度的測試步長必須相等。
- 第三步：計算比例與積分控制器兩個維度的梯度方向。其中，計算梯度方向的公式如下：

$$\frac{\delta_J}{\delta_p} \approx \frac{J(P + \delta_p, I) - J(P, I)}{\delta_p} \quad \frac{\delta_J}{\delta_I} \approx \frac{J(P, I + \delta_I) - J(P, I)}{\delta_I} \quad (3-3)$$

- 第四步：將梯度正規化，正規化的公式如下：

$$\Delta = \sqrt{\left(\frac{\delta_J}{\delta_p}\right)^2 + \left(\frac{\delta_J}{\delta_I}\right)^2} \quad (3-4)$$

- 第五步: 將參數以梯度下降法做更新, 其中, 以梯度下降法更新參數的公式如下:

$$\delta_P \leftarrow \delta_P - \frac{\gamma}{\Delta} \left(\frac{\delta_J}{\delta_P} \right) \quad \delta_I \leftarrow \delta_I - \frac{\gamma}{\Delta} \left(\frac{\delta_J}{\delta_I} \right) \quad (3-5)$$

- 第六步: 重複第三步~第五步, 直到參數收斂。

在經過 IAE 演算法的不斷迭代計算過後, 我們選擇迭代至第 1500 次, 當成本函數收斂與量值最小時所獲得的參數, 當作我們最佳化之 PI 控制器, 表示式如下:

$$C_{pi}(z) = 0.0921 + \frac{0.0077}{z - 1} \quad (3-6)$$

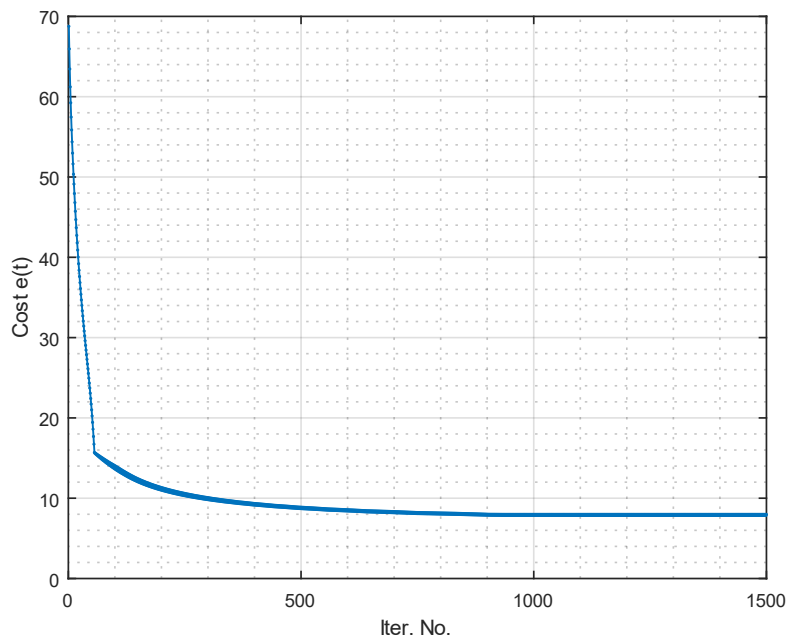


Fig. 3-9 為利用演算法對於理想的步階響應之 IAE 趨勢圖。

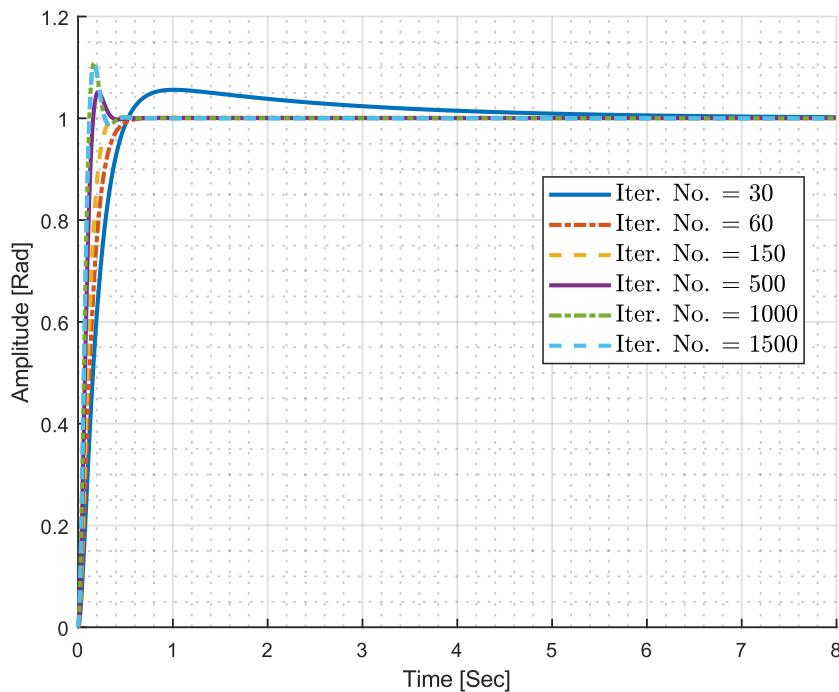


Fig. 3-10 是在實作 IAE 演算法時，不同 PI 參數對於步階訊號的響應圖。

3.2.3 理論與實際系統之比較

在獲得了以 IAE 演算法計算出的最佳基準控制器參數後，我們比較由理論推得與實際利用步階響應法(3.2.1)量測到的閉迴路系統之轉移函數(G_{mot})，特別注意，這邊的 PID 是已經經過設計，與 3.2.1 中的單純以比例控制器控制有所不同。我們分別比較了兩者的步階響應(Fig. 3-12)與波德圖(Fig. 3-13)，可以看出理論獲得的模型與實際實驗獲得的結果仍有些差距，這是因為系統內存在著如摩擦力等非線性因素與震盪模態預估較不準確所導致，基於此原因，我們將以 IAE 演算法獲得的最佳基準控制器參數再進行手動調整，調整目標是希望調整過後之系統的上升時間(Rise time)越短越好、穩態誤差(Steady-state error)越小越好並消除過衝(Overshoot)。

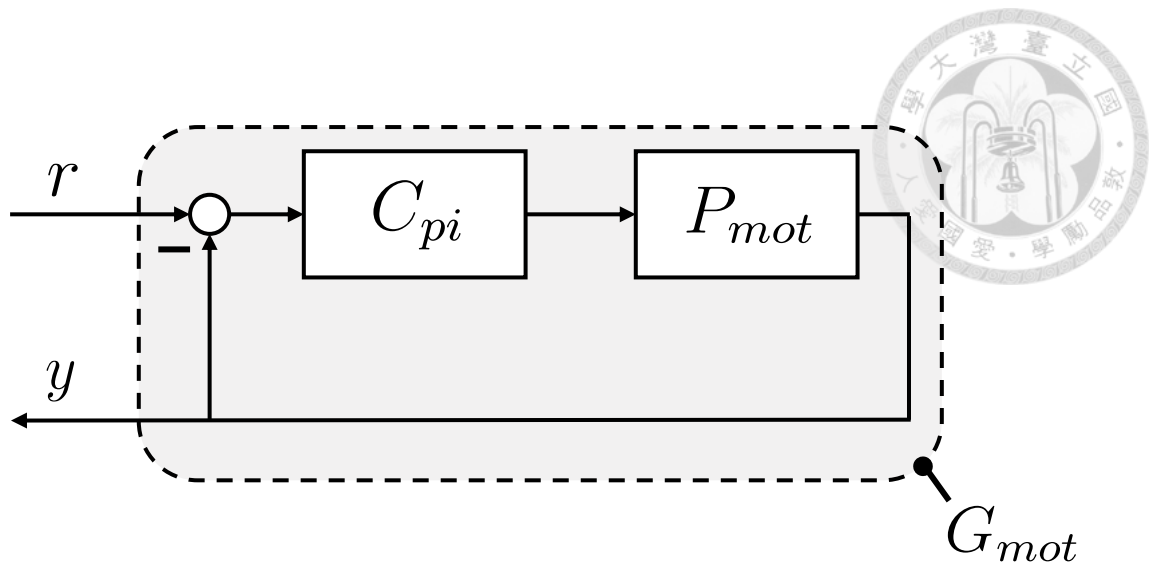


Fig. 3-11 是受控體(P_{mot})加上經過 IAE 演算法最佳化後的穩定控制器(C_{pi})之閉迴路架構圖。

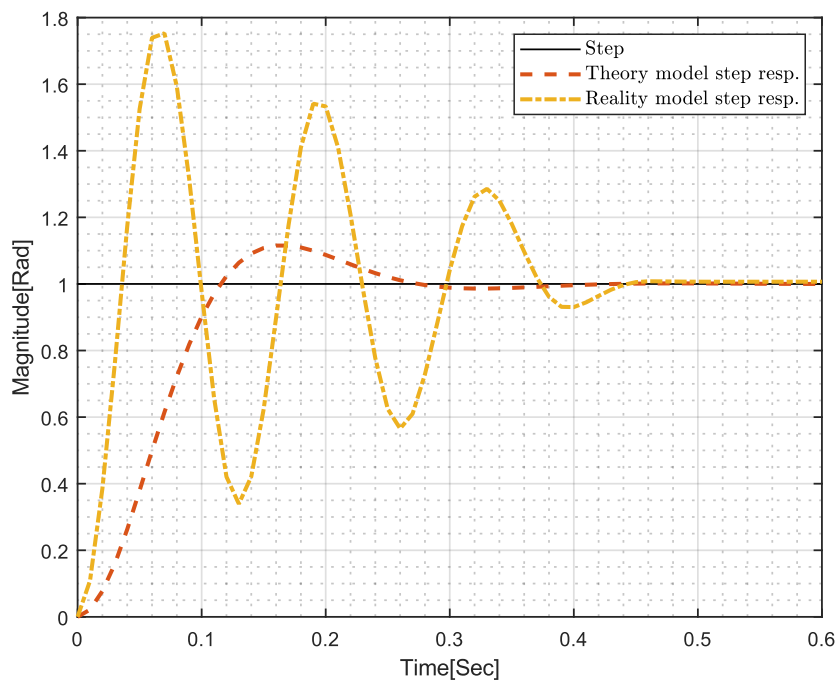


Fig. 3-12 為理論與實際情況中的 G_{mot} 對於步階輸入的響應圖，可以看出兩者有明顯差距，因此需要再經過手動調整處理。

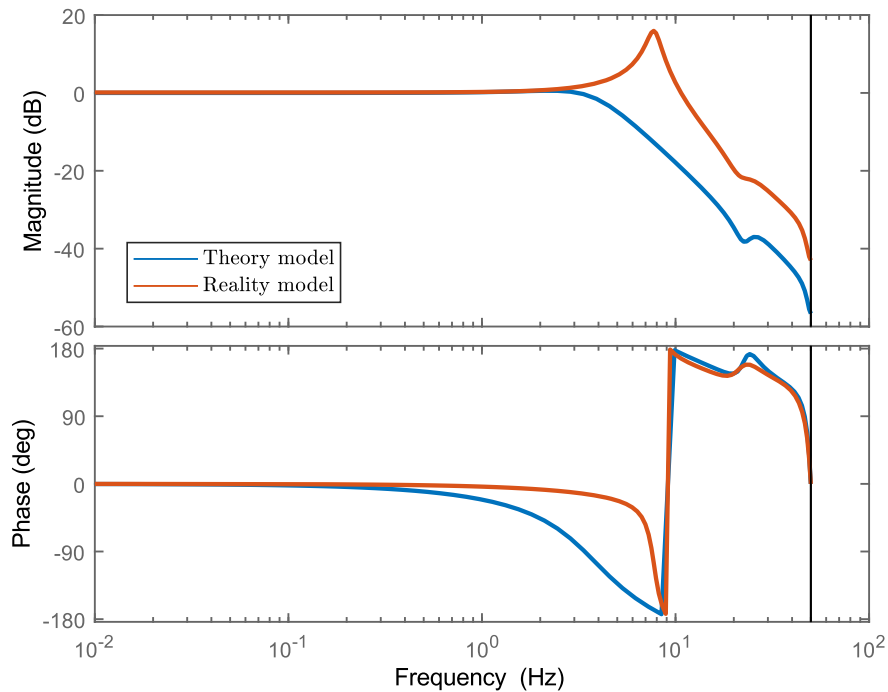
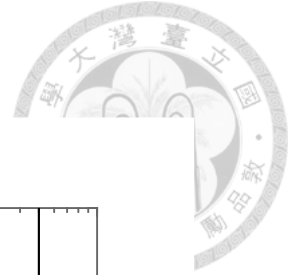


Fig. 3-13 為理論與實際情況中的 G_{mot} 之頻域響應圖，同樣的可以看出兩者在振幅大小與相位方面都有不小的差距。

3.2.4 基準控制器之調整

經過調整過後，我們獲得了最終應用於真實系統上的基準控制器。Fig. 3-14 與 Fig. 3-15 呈現的是 G_{mot} 之步階響應與波德圖，整個系統的上升時間為 0.078 秒，穩態誤差為 0.021 Rad，且沒有過衝，其中，基準控制器的轉移函數如下

$$C_{pi}(z) = 0.0275 + \frac{0.0077}{z - 1} \quad (3-7)$$

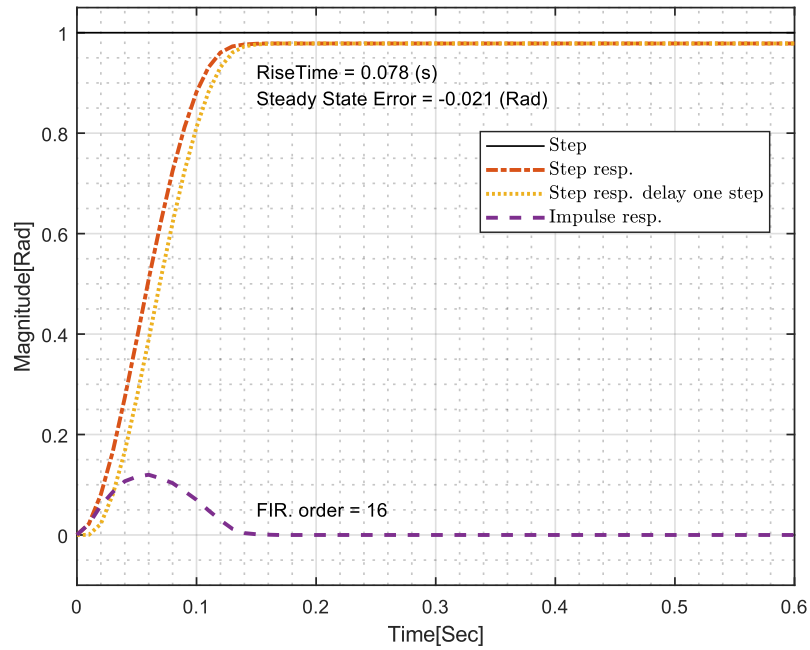
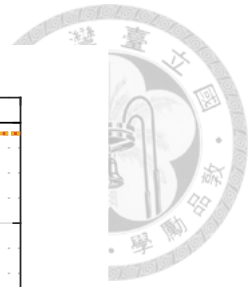


Fig. 3-14 是經過調整 C_{pi} 後的 G_{mot} 步階響應圖，可以看出系統響應有些許的穩態誤差，但沒有過衝。

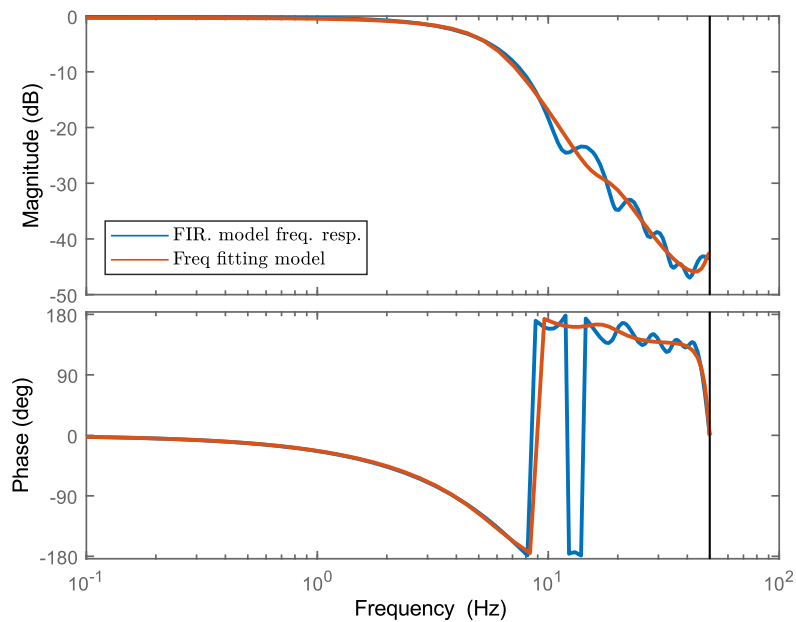


Fig. 3-15 是經過調整 C_{pi} 後的 G_{mot} 頻域響應圖，由於沒有 overshoot，在系統轉折處並沒有尖點突起，是更穩定的系統。

Chapter 4 實驗流程與參數設定



在獲得系統的預估與設計好的基準控制器之後，下一步即是將獲得的預估系統套用在 Chapter 2 中介紹的三個自適應控制架構中，並在我們搭建的一維平台上測試，以比較各架構在實際追蹤因呼吸所引起的肝臟運動軌跡所帶來的效果。然而，在比較實驗結果之前，需先向讀者介紹與實驗相關的參數與假設情境，以利讀者更瞭解本論文中實驗的基礎設定與流程。

4.1 實驗流程

在本論文中，實驗的流程分成三大階段，分別是軟體在環(Software in the Loop、SIL)、處理器在環(Processor in the Loop、PIL)與硬體在環(Hardware in the Loop、HIL)。以下將以條列式的方式，解釋在各階段的實行方法與其意義。

- 第一階段-軟體在環(Software in the Loop、SIL): 是一種測試技術，開發者會在模擬環境中對整體系統進行整合與測試，對於開發者來說，能在不需要實際硬體的情況下評估軟體功能、性能和安全性。在本論文中是以 MATLAB 的 Simulink 環境來達到軟體在環之目的，在 Simulink 中建立系統與 FF、FB 與 FF+FB 三個自適應控制架構，並觀察其運作過程，藉由此步驟，來確定整個系統與自適應控制架構的正確性、安全性與有效性。
- 第二階段-處理器在環(Processor in the Loop、PIL): 是一種嵌入式系統測試方法，透過將目標處理器連接到模擬環境中，並在模擬環境中實時執行處理器，從而測試軟體與硬體的交互作用，有助於識別潛在問題並優化系統性能。在本論文中，此階段是在 MyRIO 的 LabVIEW 環境中實現，透過模擬，將原本由 MyRIO 腳位真實讀取的輸出入都以虛擬訊號代替，以利我們在 LabVIEW 的

環境底下建構系統與自適應控制架構，並確認系統與自適應控制架構的正確性、安全性與有效性。

- 第三階段-硬體在環(Hardware in the Loop、HIL): 是一種測試方法，也是本論文中實驗的最後一個階段，在此階段中，會將實際硬體元件與模擬環境進行整合，並透過將真實情況的條件加入模擬之中，以促進嵌入式系統的測試和驗證，並準確的評估硬體與軟體之間整合的系統之性能和可靠性。在本論文的實驗中，此階段是將各項硬體設施與 MyRIO 的腳位相互連接，並透過硬體間實際的資料交換，來帶動一維測試平台，以模擬現實中 HIFU 手術中探頭追蹤因呼吸所引起的肝臟運動軌跡的情況，並比較基準控制器與 FF、FB 與 FF+FB 三個自適應控制架構的運作情形與效能。

4.2 實驗參數設定



在介紹完實驗流程後，我們將針對本實驗中需多不同的基本設定與情境假設做講解，以下將以條列式的方式，為讀者解說。

- 系統取樣時間(Sampling time, T_s): 通常而言，機械系統的響應頻率約在 20Hz 以下，在本論文中，我們使用的取樣時間為 0.01 秒，也就是奈奎斯特頻率(Nyquist frequency)為 50Hz 的設計，此設計的目的是將系統的奈奎斯特頻率設定為常見機械系統響應頻率的兩倍，以利於取得系統在各頻率底下，完整動態特性。
- 自適應性濾波器階數(Adaptive filter order): 在建構自適應性濾波器時，可以設定濾波器的階數長度與大小。通常而言，越高階數能產生的自適應性效果越好，但與之相對的，其所需要耗費的運算資源也越高，Fig. 4-1 與 Fig. 4-2 分別顯示在 Simulink 的模擬環境中，以 FF 與 FB 架構底下測試不同的階數長度與整個架構能獲得的均方根誤差(RMSE)比較圖，可以觀察到，不論是哪個架構，在階數為 7 之後的控制效果幾乎相當，此外，考量到系統脈衝響應的階數為 16(Fig. 3-14)，因此選擇適應性濾波器的階數為 20，以長度略大於系統脈衝響應的階數，來當作本次實驗中使用的自適應性濾波器階數。

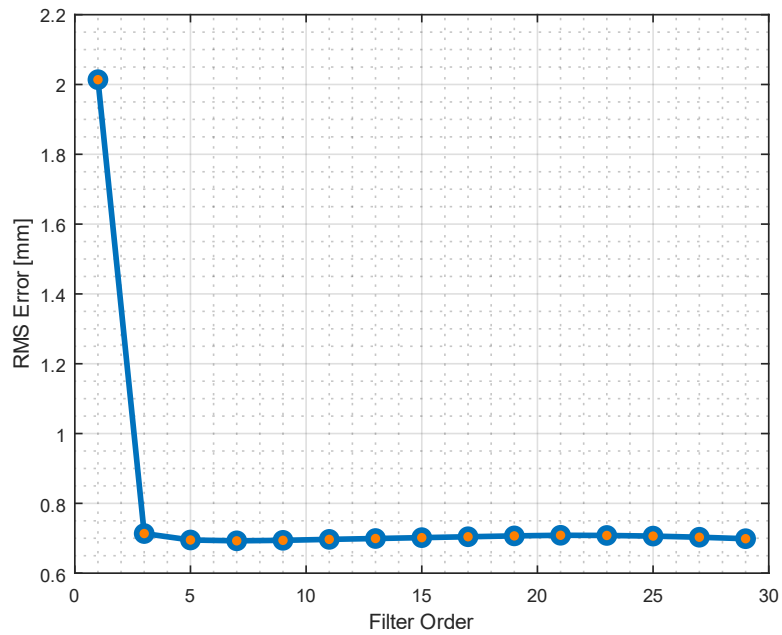
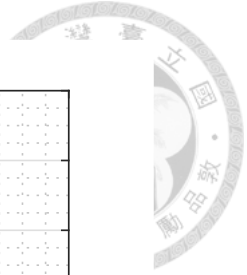


Fig. 4-1 為有 FF 架構之系統下，不同的階數長度與其均方根誤差 (RMSE) 的比較圖。可以觀察到，在 7 階之後的效果幾乎相當。

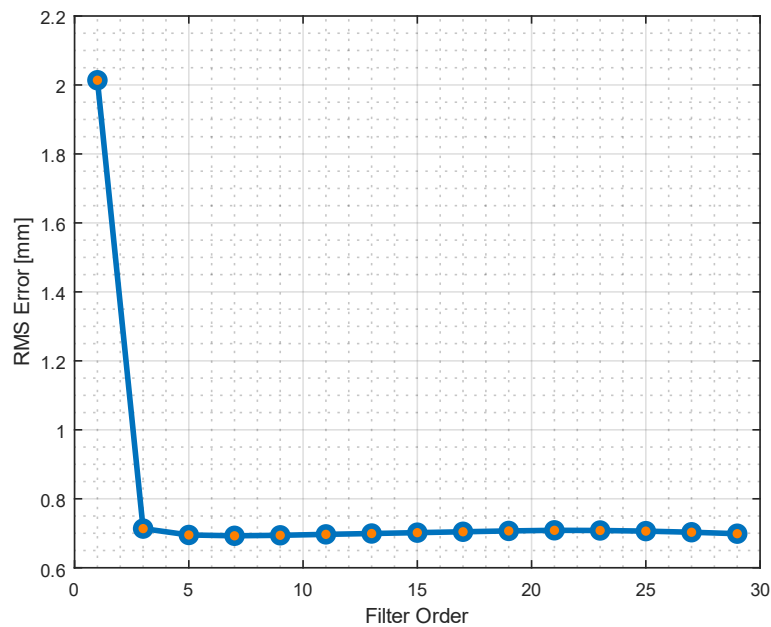



Fig. 4-2 為有 FB 架構之系統下，不同的階數長度與其均方根誤差 (RMSE) 的比較圖，同樣的，可以觀察到，在 7 階之後的效果幾乎相當。

- 
- 超音波探頭之解析度(Resolution): 在完整的以持續呼吸法進行的 HIFU 手術模擬中，將會使用超音波探頭來照射肝臟，取得肝臟之超音波影像後，再經由影像演算法，獲得肝臟上欲燒灼的目標點位置，最後將此目標點資訊回授給 MCU 做後續的運算。通常而言，超音波的解析度將大大的影響追蹤的效果，因此，本實驗中將加入量化器(Quantizer)來模擬超音波解析度的限制，以模擬更真實的情況，並在本論文的 5.4 中討論，解析度之大小對於 FF、FB 與 FF+FB 三個自適應控制架構所帶來的影響。參考此網站[19]所整理的內容，本論文中實驗將以 0.6mm，一個平均解析度數值，當作超音波的解析度加入實際模擬之中。
 - 影像處理產生的延遲(Delays): 如上所述，在完整的以持續呼吸法進行的 HIFU 手術模擬中，會使用超音波探頭來照射肝臟並取得肝臟之超音波影像，然而，此動作將會衍伸出處理超音波影像所需的時間，為了也將處理超音波影像的因素加入模擬之中，本論文中實驗將加入 0.2 秒的影像處理時間假設，當作系統獲得超音波影像後並經由演算法計算出目標點位置所需的時間，以提升實驗的完整性。
 - 因呼吸所引起的肝臟運動軌跡(Liver moving profile): 由於在 1.2.5 中已經介紹過本論文採用的肝臟運動軌跡，在此段落就只重複幾項重點，以利讀者快速回憶。本論文實驗中欲讓探頭追蹤的波形是因呼吸所引起的肝臟運動軌跡，是肝臟因人體呼吸而產生在 SI 方向上的運動，頻率為 14 次/分鐘，平均振幅為 13mm，peak-to-peak 為 20mm。

Chapter 5 實驗結果與討論



如在 4.1 中所提及，本論文實驗的第一個階段是 SIL，此階段是在 MATLAB 的 Simulink 環境中模擬硬體在自適應控制架構底下的運作過程，以確認自適應控制架構的安全性、正確性與有效性。在此特別提醒，只有在 5.1 會將三個架構的追蹤成果分開表示，以便讀者更容易理解各階段中每個架構中的資料與實驗結果是如何記錄與評估，其餘階段都會將三個架構的追蹤成果合於一張圖內，以簡御繁。除此之外，為了安全考量，不論是在模擬或是實做中，都會在肝臟運動波形訊號進入系統 5 秒後，才將電源以 $0.08\%/Ts$ 的方式慢慢增加，直到電源全數開啟為止。且由於自適應性濾波器需要一段時間的學習以取得系統資訊，因此所有的追蹤資料，都會在 20 秒後，也就是當系統進入穩定狀態時，才進行記錄與做不同方法下的追蹤成效比較。最後，在 SIL 與 PIL 兩階段實作 2.1~2.3 的架構時，都是使用 $\hat{G}=G$ 的完美預估系統設定下完成。

5.1 Software in the loop (SIL)

5.1.1 SIL - PI control

首先實驗的架構是在尚未加入自適應控制架構，單純以基準 PI 控制器追蹤肝臟運動波形之結果，獲得的性能表現如下：

- 最大誤差: 3.884 mm
- 誤差之平均: -0.005 mm
- 均方根誤差: 1.916 mm

在 Fig. 5-1 中可以觀察到，在系統延遲假設底下，由於基準控制器沒有自適應控制架構中的預測波形能力，因此會有嚴重的相位延遲(Phase delay)，在後續



的實驗也可觀察到，此因素將導致其最大誤差與均方根誤差，都相較於有加入自適應控制架構之結果高出許多。

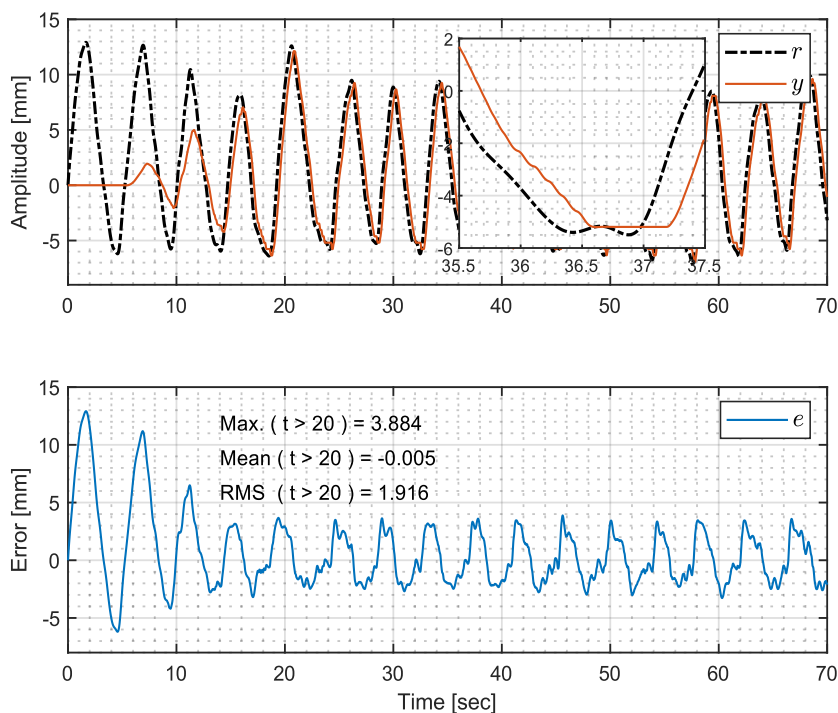


Fig. 5-1 為 SIL 階段中，PI control 架構下的追蹤軌跡與追蹤軌跡誤差圖，在軌跡圖中可以看到基準控制器嚴重的相位延遲。

5.1.2 SIL - FF 架構

再來呈現的是加入 FF 架構後，系統追蹤肝臟運動波形之結果，獲得的性能表現如下：

- 最大誤差: 2.758 mm
- 誤差之平均: 0.057 mm
- 均方根誤差: 0.686 mm

在 Fig. 5-2 中可以觀察到，由於加入了自適應控制架構，使整個系統有預測波形的能力，因此並未出現嚴重的相位延遲，但與之相對的，控制器在波形轉折

處就會產生較激烈的訊號，來達到預測的效果，因此誤差訊號並不如基準控制器一樣的平均分布，展現在分析結果上就是在誤差之平均方面略遜一籌。

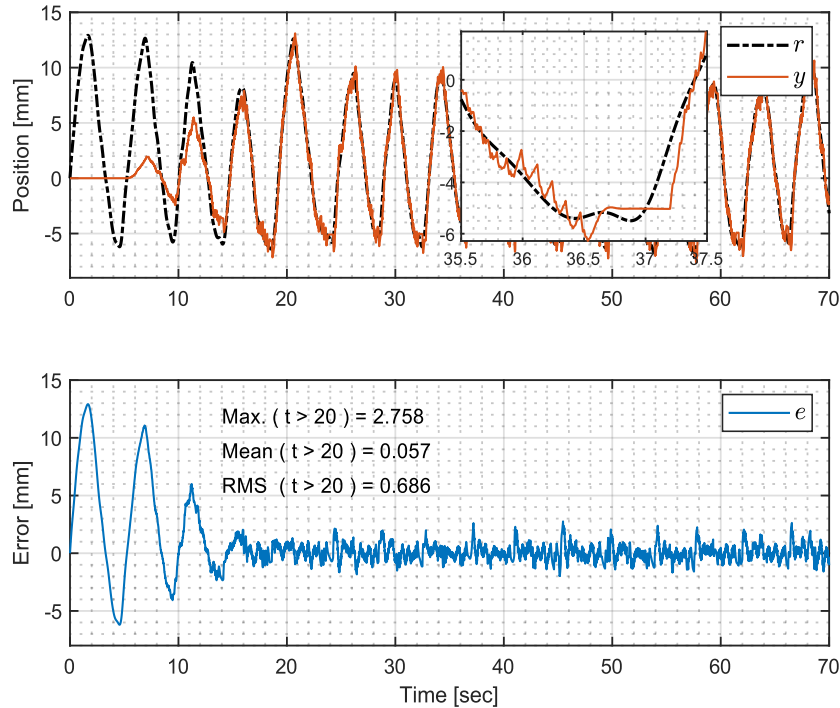


Fig. 5-2 為 SIL 階段中，FF 架構下的追蹤軌跡與追蹤軌跡誤差圖，在軌跡圖中可以看到自適應控制架構的預測性。

5.1.3 SIL - FB 架構

接下來，是加入 FB 架構後系統追蹤肝臟運動波形之結果，獲得的性能表現如下：

- 最大誤差: 2.758 mm
- 誤差之平均: 0.057 mm
- 均方根誤差: 0.686 mm

在 Fig. 5-3 中可以觀察到，因為自適應控制架構的加入，使系統有預測波形的能力，因此並未出現嚴重的相位延遲，但在波形轉折處，控制器一樣會產生較



激烈的訊號。除此之外，在 4.2 中所提及的實驗假設情況下，FB 架構所獲得的追蹤成果跟 FF 架構幾乎一樣，可留意在 PIL 與 HIL 兩階段中是否也出現相同情況。

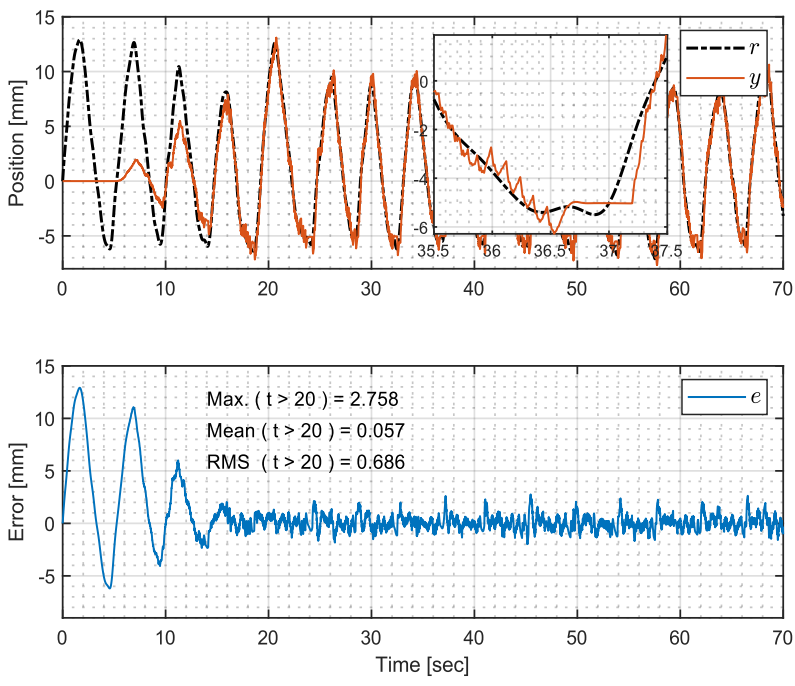


Fig. 5-3 為 SIL 階段中，FB 架構下的追蹤軌跡與追蹤軌跡誤差圖，在 4.2 中所提及的實驗假設情況下，FF 跟 FB 架構表現幾乎相同。

5.1.4 SIL - FF+FB 架構

最後呈現的是加入 FF+FB 架構後，系統追蹤肝臟運動波形之結果，獲得的性能表現如下：

- 最大誤差: 3.419 mm
- 誤差之平均: 0.251 mm
- 均方根誤差: 0.984 mm

Fig. 5-4 中可以觀察到自適應控制架構預測波形能力。但在 3 個自適應架構當中，此架構獲得的結果最不佳，一樣可留意 PIL 與 HIL 兩階段中是否也出現相同情況。

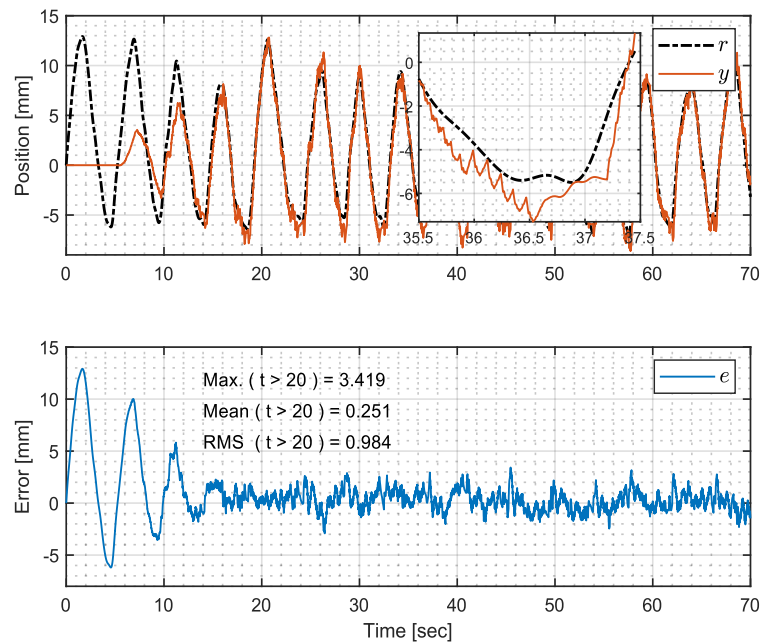


Fig. 5-4 為 SIL 階段中，FF+FB 架構下的追蹤軌跡與追蹤軌跡誤差圖，在軌跡圖中可以看到此架構於波形轉彎處所產生的訊號最為激烈。

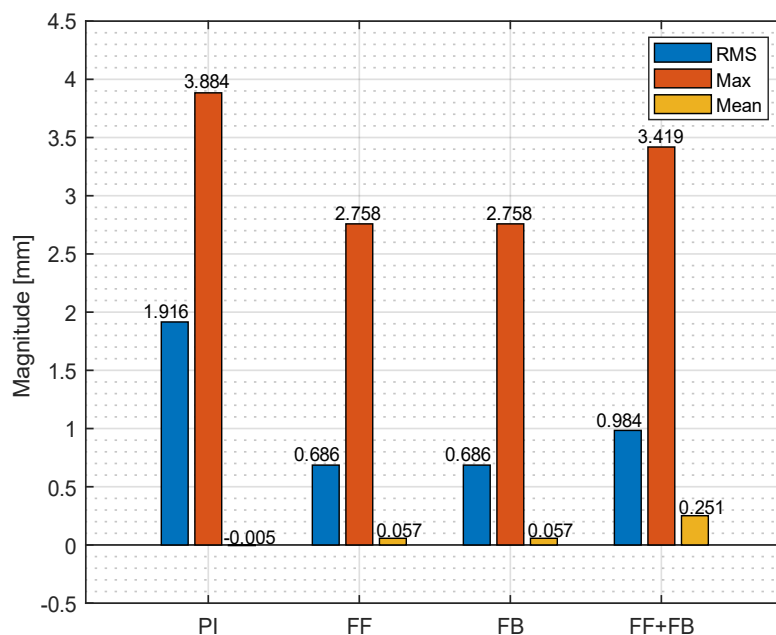


Fig. 5-5 為 SIL 階段中，有著四個不同架構之系統追蹤肝臟運動波形的誤差 RMS、Max 與 Mean 之比較圖。其中不論是在 RMS 或是 Max，有自適應控制架構的系統都較只有基準控制器的系統好上許多。

5.2 Processor-in-the-loop (PIL)



接下來，將進入實驗的第二階段，PIL，經由解讀模擬結果後，在此階段一樣可以發現幾項事實，以下將用條列式的方式一一列舉，以利讀者閱讀與比較：

- 自適應控制架構預測波形的能力：在 PIL 的階段中，我們一樣可以觀察到，相比於基準控制器，加上自適應控制架構的 3 種系統都具有預測波形的能力，大幅減少相位延遲產生的誤差與提升追蹤肝臟運動波形的成果。
- 肝臟運動波形轉折處，其訊號較激烈：與在 SIL 階段模擬中所獲得的結果相同，對於有自適應控制架構的系統，在肝臟運動波形轉折處就會產生較激烈的訊號。
- FF 架構與 FB 架構的結果相似：在 5.1.3 中有提及，FF 架構獲得的追蹤成果與 FB 架構幾乎相同，由 Fig. 5-8 所顯示的結果可以觀察到，同樣的現象在 PIL 階段也重複出現，間接確認了兩階段中自適應控制架構建構的正確性。
- FF + FB 架構表現較差：最後，同樣與 SIL 階段模擬中獲得的追蹤成果相同，相較於有著 FF 或 FB 架構的系統，有著 FF + FB 架構的系統較不佳，可以預期在 HIL 階段中也會出現相同情況。

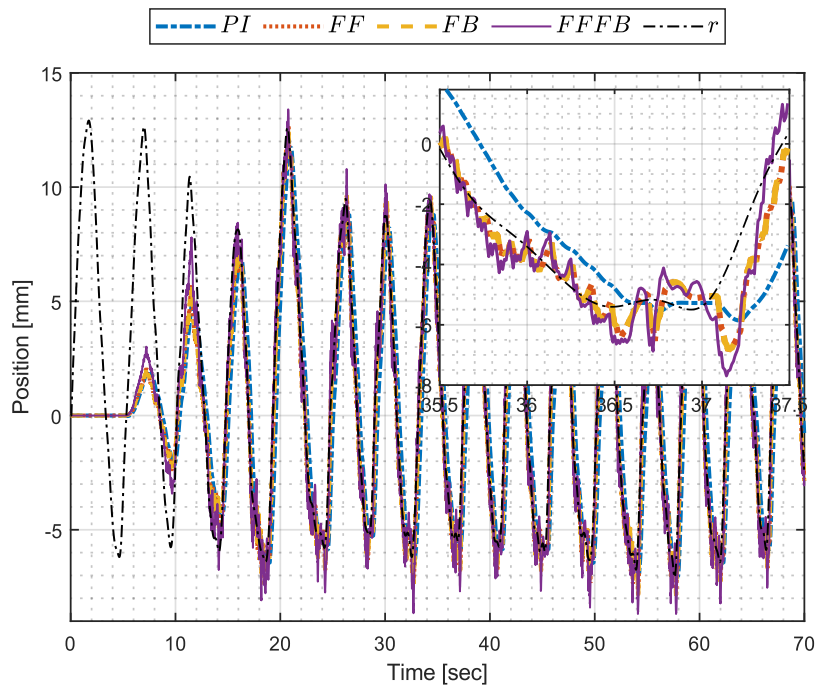


Fig. 5-6 為 PIL 階段中，有著四個不同架構之系統追蹤肝臟運動波形的軌跡圖。一樣可看到自適應控制架構的預測波形之能力。

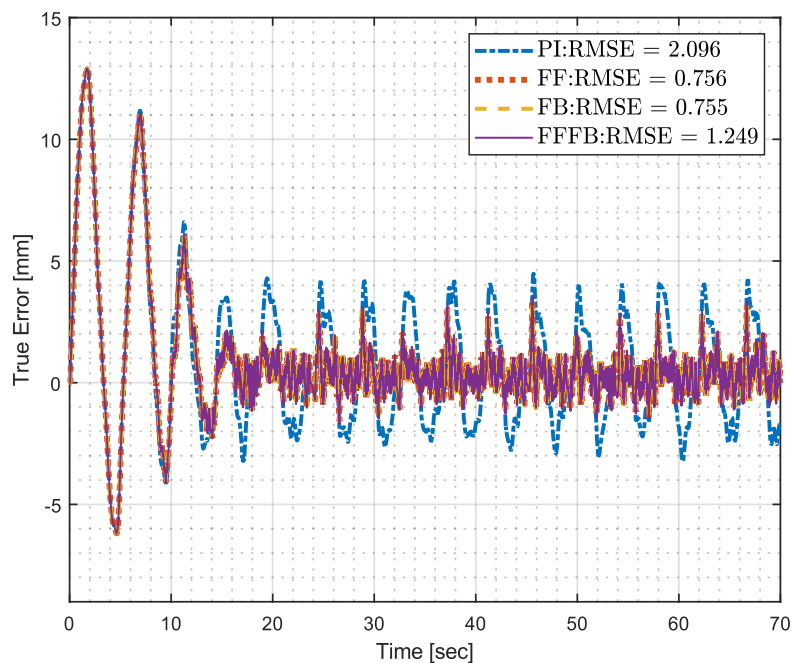


Fig. 5-7 為 PIL 階段中，有著四個不同架構之系統追蹤肝臟運動波形的追蹤誤差圖。可以看到在 20 秒之後，由基準 PI 控制器所獲得的誤差都較其他 3 者大上許多。

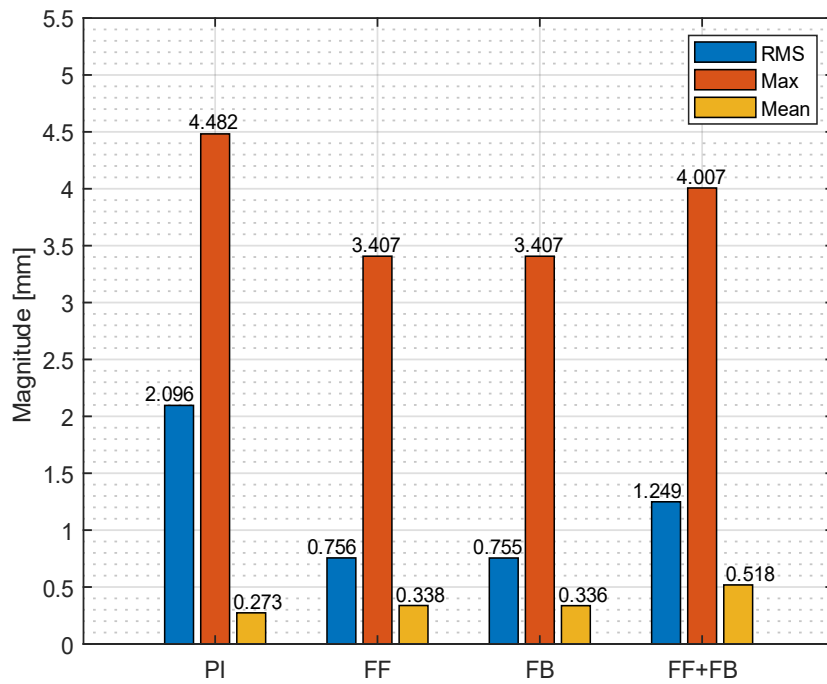


Fig. 5-8 為 PIL 階段中，有著四個不同架構之系統追蹤肝臟運動波形的誤差 RMS、Max 與 Mean 之比較圖。與 SIL 階段獲得的結果相同，不論是 RMS 或是 Max，有自適應控制架構的系統都較只有基準控制器的系統好上許多。

5.3 Hardware-in-the-loop (HIL)

最後，是本論文實驗的第三階段，HIL，在此階段，可以發現先前模擬中預期的事實在現實中被一一驗證，以下同樣將以條列式的方式，為讀者將觀察到的事實一一列舉出來：

- 相比於只有基準 PI 控制器的系統，有著自適應控制架構的系統展現預測波形的能力，大幅減少追蹤誤差。
- 不論是何種自適應控制架構，在肝臟運動波形的轉折處會產生較激烈的訊號。而 FF+FB 架構又因預估模型的偏差與量化效應讓架構中的訓練訊號特性不佳，在雙重因素影響下，導致有著其架構之系統的追蹤效果在有著自適應控制架構的三個系統中表現最差。
- 在 4.2 中提及的實驗假設下，有著 FF 架構或 FB 架構的系統所獲得的效果幾乎相當，而有著 FB 架構的系統是四種系統中表現最好的。
- 在 Fig. 5-11 中，以只有基準 PI 控制器的系統呈現之誤差平均表現最佳，這是因為有著基準 PI 控制器的系統在追蹤波行時，不會有較劇烈的抖動，因此其在此分析結果上獲得相對好的結果。
- 由於真實世界中的非線性的因素，導致不論是哪種架構，其性能都較模擬中獲得的結果差，但整體的趨勢相同，皆為有 FF 或 FB 架構的系統表現相對好，有著 FF+FB 架構之系統表現次之，只有基準 PI 控制器的系統因無預測波形之能力而表現最差，代表模擬具有一定程度的精準性。而由於預估系統與真實系統之模型有所偏差，才會導致有 FF 架構之系統與有 FB 架構之系統的表現無法相同。

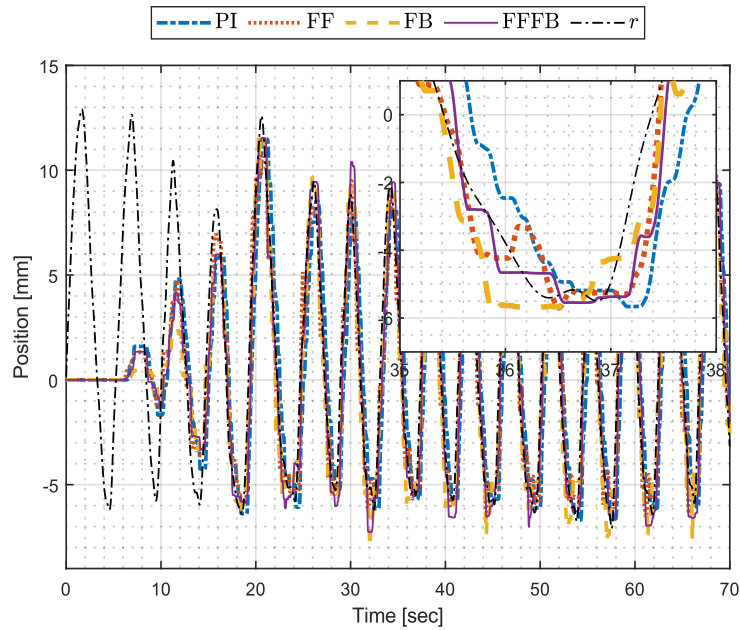


Fig. 5-9 為 HIL 階段中，有著四個不同架構之系統追蹤肝臟運動波形的波形軌跡圖。在真實硬體系統中，一樣可看到自適應控制架構的預測波形之能力。

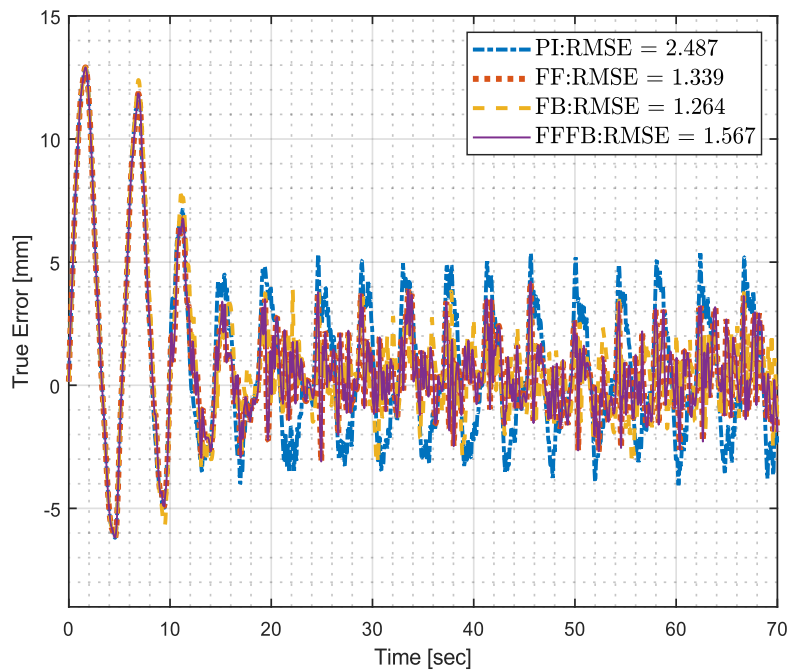


Fig. 5-10 為 HIL 階段中，有著四個不同架構之系統追蹤肝臟運動波形的追蹤誤差圖。同樣可以看到在 20 秒之後，由基準 PI 控制器所獲得的 RMSE 都較其他 3 者大上許多。

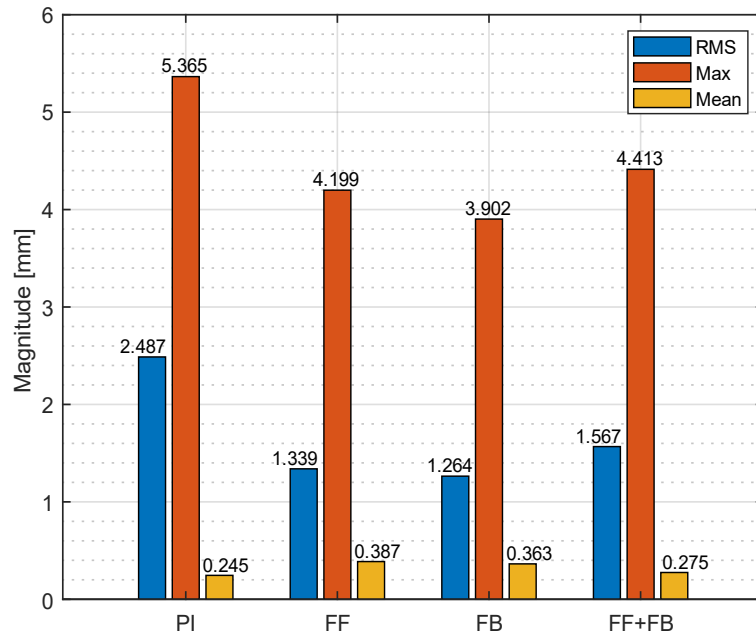
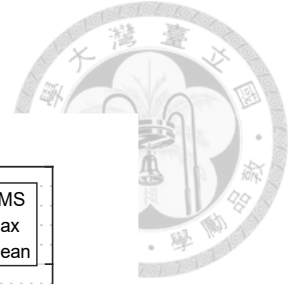


Fig. 5-11 為 HIL 階段中，有著四個不同架構之系統追蹤肝臟運動波形的誤差 RMS、Max 與 Mean 之比較圖。與 SIL、PIL 階段中獲得的結果相同，不論是 RMS 或是 Max，有自適應控制架構的系統都較只有基準控制器的系統好上許多。

Algorithm	P	FF	FB	FF + FB
HIL RMS Error [mm]	2.487	1.339	1.264	1.567
Sim. RMS Error [mm]	2.096	0.756	0.755	1.249

Table 5-1 四個不同架構在模擬與實驗中的追蹤表現比較。

Profile		Max.	Mean	RMS
Frequency [Hz]		Error [mm]	Error [mm]	Error [mm]
0.233	Sim.	3.407	0.338	0.755
	Exp.	3.902	0.363	1.264

Table 5-2 有 FB 架構的系統在相同波形速度下模擬與實驗的表現比較。



5.4 解析度與時間延遲對系統的影響與比較

在 4.2 中，我們提及了本次實驗中採用的超音波探頭解析度與處理超音波影像之時間延遲，對於系統追蹤因呼吸所引起的肝臟運動軌跡來說，這兩個因素影響甚大，因此，本小節將深入探討這兩個因素對於系統的影響，並在 MATLAB 的 Simulink 環境中模擬不同情況下對於系統的影響，以供讀者更全面的了解此兩因素的重要性。

在 Fig. 5-12 中呈現的是時間延遲對於四種不同架構之系統的影響，可以觀察到不論對於何種架構，在時間延遲小於 0.4 秒之前，微小的時間延遲差距都會對追蹤結果產生較大的影響，除此之外，也可以觀察到，不論時間延遲的大小，都是加入 FF 或 FB 架構的系統能會得最好的表現。

接下來是討論解析度對於四種不同架構之系統的影響，從 Fig. 5-13 與 Fig. 5-14 中可以觀察到，對於有加入 FF、FB 與 FF+FB 架構之系統來說，不論在解析度的好壞都會嚴重影響系統追蹤波形的成效，當解析度越差，追蹤的效果就越差。然而對於只有基準控制器的系統來說，此變差的趨勢似乎要到解析度低於 1.2 mm 才顯現，在當超音波探頭之解析度好於 1.2 mm 時，解析度的好壞對於系統的影響是不大的。除此之外，我們也可以看到當解析度好於 2 mm 之前，四種不同的架構中，都是以加入 FF 或 FB 架構的系統追蹤肝臟運動波形有最好的表現。

最後，我們將解析度與時間延遲分別設定為 0.2 mm 與 0.1 sec，並在一維平台上觀察系統追蹤之情形，結果呈現於 Fig. 5-15、Fig. 5-16 與 Fig. 5-17，相比於 5.3 所獲得的實驗結果，可以觀察到各項指標皆有明顯的進步，相信若未來科技能再進步，追蹤效果一定能夠再向上提升。

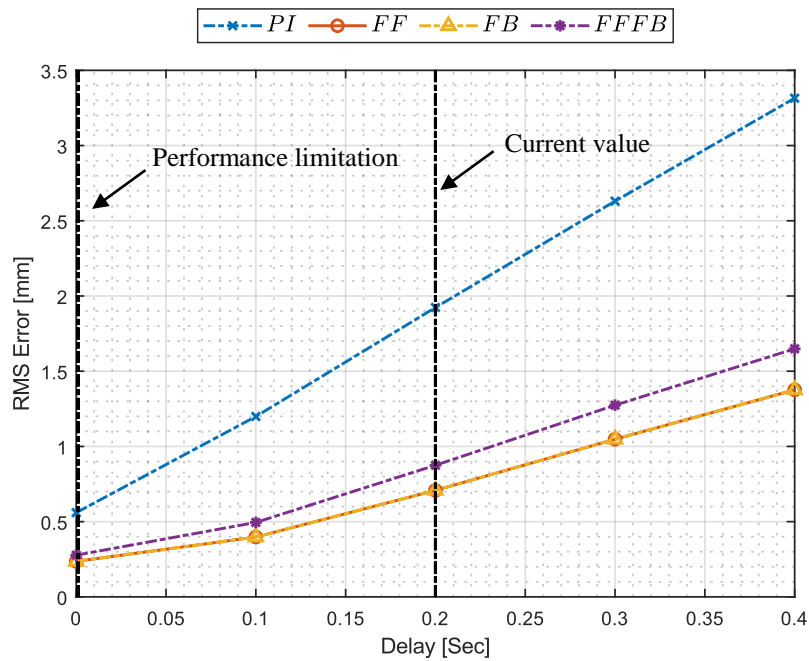
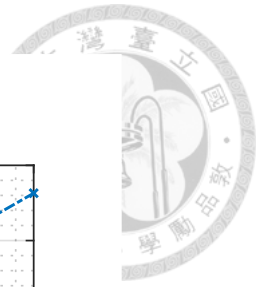


Fig. 5-12 為有著四個不同架構之系統追蹤肝臟運動波形的 RMSE 對系統時間延遲之比較圖。可以觀察到，仍以加入 FF 或 FB 架構之系統之表現最佳。

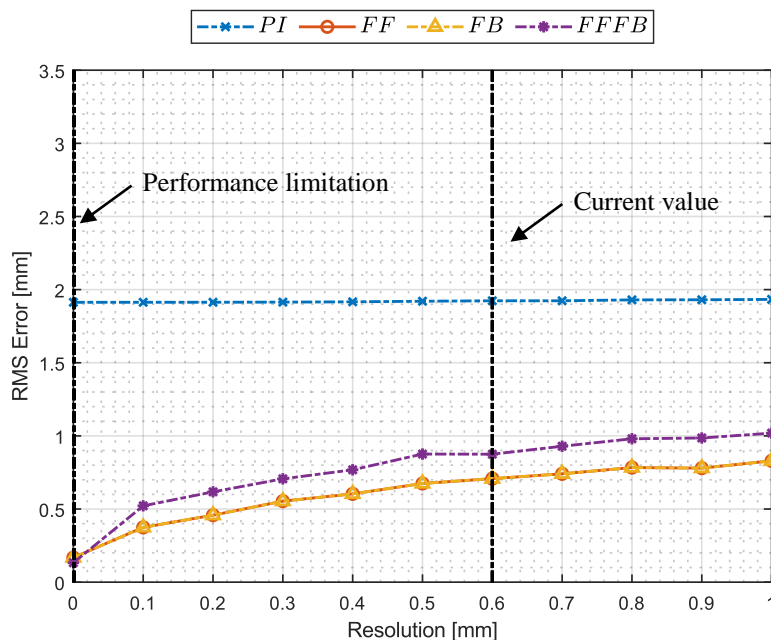


Fig. 5-13 為有著四個不同架構之系統追蹤肝臟運動波形的 RMSE 對探頭解析度之比較圖。可以觀察到當解析度高於 1.2mm 時，解析度的好壞會對於只有基準 PI 控制器之系統影響不大。

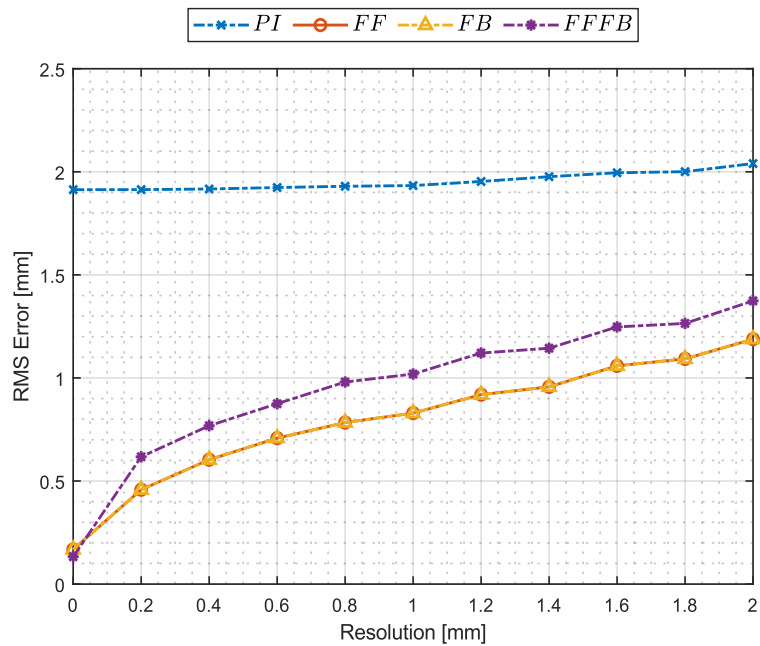


Fig. 5-14 為有著四個不同架構之系統追蹤肝臟運動波形的 RMSE 對探頭解析度之比較圖。可以觀察到不論是 FF、FB 或是 FF+FB 架構，解析度的好壞會對系統產生重大的影響。

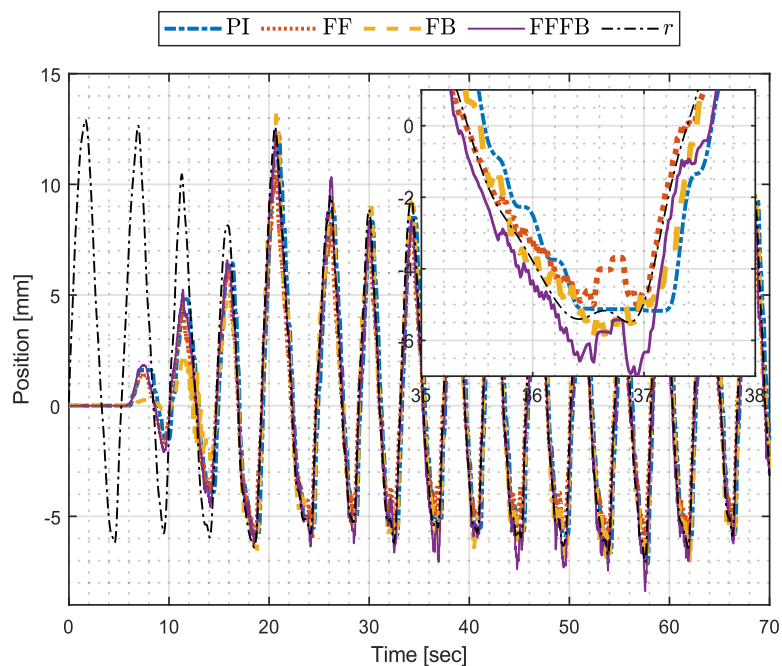


Fig. 5-15 為有著四個不同架構之系統，在解析度與時間延遲為 0.2 mm 與 0.1 sec 設定下，追蹤肝臟運動波形的軌跡圖。

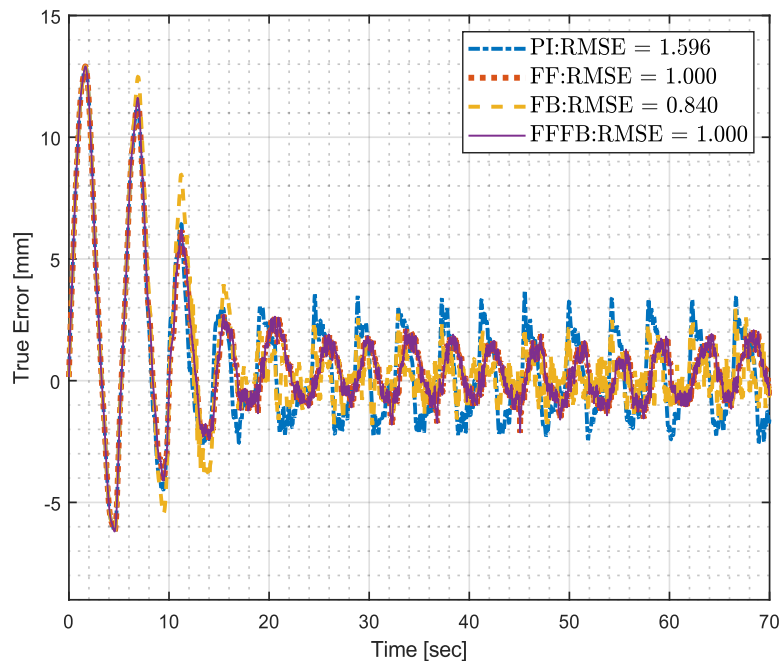
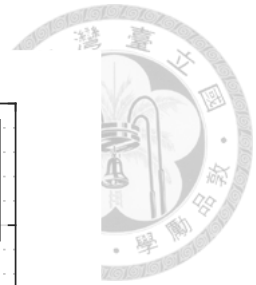


Fig. 5-16 為有著四個不同架構之系統，在解析度與時間延遲為 0.2 mm 與 0.1 sec 設定下，追蹤肝臟運動波形的追蹤誤差圖。

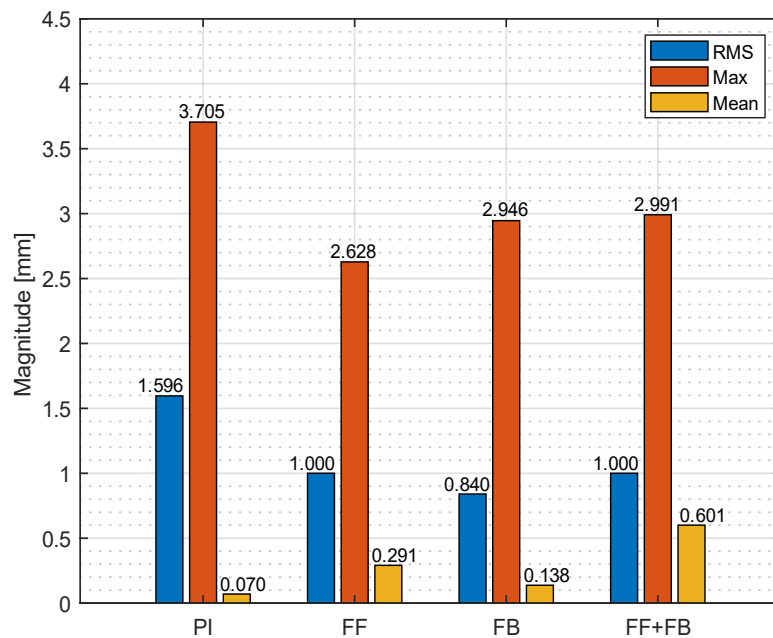


Fig. 5-17 為有著四個不同架構之系統，在解析度與時間延遲為 0.2 mm 與 0.1 sec 設定下，誤差的 RMS、Max 與 Mean 之比較圖。

Chapter 6 結論與未來展望



在論文的最後一章，我們將總結以上章節中所獲得的實驗結果做出結論，並在未來展望中，整理出在往後階段我們欲改進的部分與致力達到的目標。

6.1 結論

提高以持續呼吸法進行的自動化高強度聚焦超聲波探頭手術之精準度，是本篇論文致力於解決的問題，若能提高甚至超越以呼吸中止法進行的 HIFU 手術所能達到之程度，受術者將享有能更低的治療風險與更舒適的治療過程，整體的手術複雜程度也將下降許多。為此，我們引入了三種自適應控制架構，期待能利用架構的快速收斂、數值強韌與預測波形等特性來控制燒灼探頭，並在肝臟因呼吸而產生運動的情況下，探頭仍能精準定位於目標病灶。於本篇論文中，也利用馬達、線性滑軌等硬體建構出一維測試平台，並加入如探頭解析度與影像處理延遲等因素，在該平台上模擬實際探頭追蹤目標病灶的過程。最後，透過紀錄探頭的追蹤軌跡並分析，可以獲得以下結論：

- 有著三種自適應控制架構的系統之追蹤成果都較只有基準控制器的系統還好上許多，這是因為自適應控制架構有預測波形的能力，在有時間延遲的情況下，有著自適應控制架構的系統將獲得更佳的表现。
- 所有不同的系統與 4.2 設定的情況中，又以有著反饋自適應控制架構之系統表現最佳。若實際應用於真實手術時，應優先考慮有此架構的自適應控制系統。
- 對比於 SIL 與 PIL 階段，在 HIL 階段所獲得的實驗結果，雖然因現實中有著如摩擦力等非線性因素干擾，使數值大小並不與前兩階段相似，但趨勢相同。其中又因模型誤差的因素，導致有 FF 架構較有 FB 架構之系統有微小差異。

- 超音波探頭解析度的好壞與系統時間延遲對於追蹤效果有極大的影響，未來若實際應用於真實手術時，硬體上的品質需把關。



6.2 未來展望

儘管我們完整的實作出以自適應控制器追蹤因呼吸所引起的肝臟運動軌跡的軟硬體架構，也大幅提升探頭追蹤肝臟運動軌跡的精準性，然而目前僅驗證了[21]中的控制方法應用在 HIFU 手術的可行性，只能算是完成了階段性任務，未來仍須結合幾項要素，才會使整個以持續呼吸法進行的自動化高強度聚焦超聲波探頭手術實驗更加的完善與完整。以下將列出這些重要的因素，以利讀者理解在哪些面向未來仍需加強與加入

6.2.1 系統整合

在本論文的實驗中，採用的肝臟運動軌跡是屬於預錄下來的波形。在未來階段，希望能將真實的超音波影像整合進實驗中，如 Fig. 6-1 架構圖所示，實時的用探頭照射肝臟並取得肝臟因呼吸所產生的運動影像，再搭配演算法回推目前肝臟位置，最後將該位置訊號傳到有著自適應控制架構之系統控制的探頭來做定位，如此，能更完整的模擬在真實情況下以持續呼吸法進行的自動化高強度聚焦超聲波探頭手術之過程。就以現階段而言，已準備好超音波照射設備，影像位置演算法與從 MATLAB 環境中藉由 TCP 通訊方法將位置資訊傳遞給在 LabVIEW 環境的 MCU 之傳遞介面，有了這些準備，相信在未來能迅速的將各個軟硬體快速整合，將實驗的完整性與真實性大幅提升。

6.2.2 生理運動類週期的特性

未來可考慮在適應性濾波中納入生理運動類週期性的知識，加強追蹤效



果。這可以使用訊號處理中頻率預測演算法的方式建置時變的內部模型來達成。

6.2.3 追蹤平台的升級

在本論文的實驗中，是以一維平台來追蹤肝臟在 SI 軸上的運動軌跡，而此設計並沒有考慮到肝臟於 AP 軸上因呼吸所引起的運動軌跡，未來應再增加系統之自由度，使之垂直於目前平台自由度方向，如此一來，探頭能持續保持與腹面的接觸並追蹤肝臟在 AP 軸上的運動，將燒灼效果更上層樓。

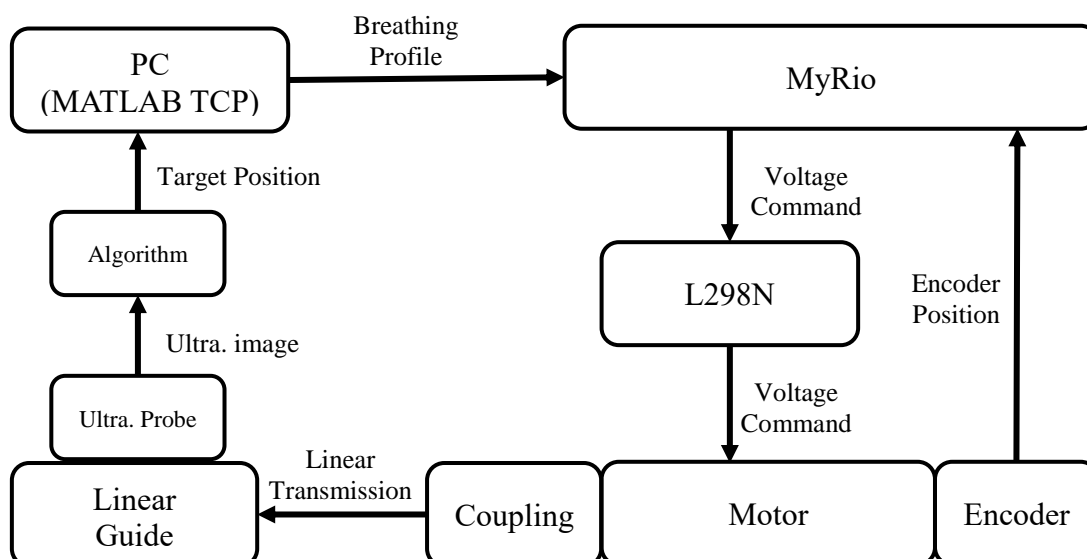



Fig. 6-1 加入影像設備回授後的系統架構圖。其中 Ultra.是 Ultrasound 的縮寫。

6.2.4 更精確的模擬

在通篇論文中，都是以線性的角度來分析問題，在 Chapter 5 中可以觀察到，也就是因為於模擬中未考慮如摩擦力等非線性因素，所以在真實一維平台上實作後所獲得結果，只獲得與模擬有著相同趨勢，數值大小卻無法相近。但



若能加入在現實中的各種非線性因素，將會使整個實驗中的模擬更加完整與貼近現實。以本論文中的系統識別實驗為例，由於有著摩擦力因素影響，因此當我們以線性的方法嘗試去模擬系統時，會有偏差，如 Fig. 3-12 中的真實系統想跟預估模型的響應有明顯的摩擦力因素影響，導致模型差異。未來若能將此非線性效應加入考慮進模型中，預期能將探頭追蹤的精準度提升，並獲得更好的追蹤效果。

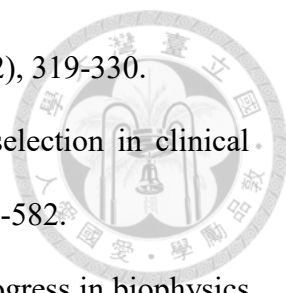
6.2.5 器材的升級

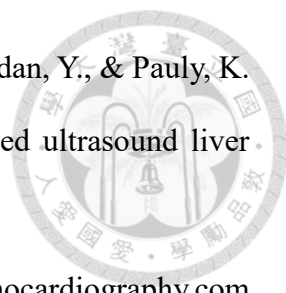
最後一個面向是在於實驗中使用到的器材規格，若能將其升級，相信能獲得更好的追蹤成效。以實際例子來說明：第一是馬達驅動器的效能，如同在 3.2.2 所提及，在本實驗中只使用 PI 控制器當作基準控制器的其中一個原因即是驅動器的性能不夠好，若加入微分控制器，當在肝臟運動波形轉折處產生較劇烈的控制訊號時，容易觸碰到驅動器的飽和區域，導致系統產生不穩定的行為，在未來若能使用性能更好的驅動器，相信這負面因素即可去除。第二是超音波影像解析度，若將超音波影像整合於系統之中，其影像解析度就至關重要，如我們在 5.4 中所提及，不論是何種自適應控制架構，解析度的好壞將會嚴重影響超音波探頭追蹤之效果，目前我們假設超音波的影像解析度為 0.6 mm，若真實的設備能提高其影像解析度，追蹤的效果必可大幅提升。最後是影像處理器，同樣的，在 5.4 中的模擬也可以觀察到，不論是何種自適應控制架構，時間延遲的長短也會高度影響超音波探頭追蹤之效果，因此若能在硬體上做升級，壓縮影像處理時間，相信系統追蹤肝臟運動之效果必能大幅提升。

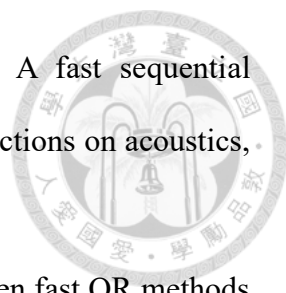
參考文獻



- [1] Murat, F. J., Poissonnier, L., Pasticier, G., & Gelet, A. (2007). High-intensity focused ultrasound (HIFU) for prostate cancer. *Cancer Control*, 14(3), 244-249.
- [2] James Ross McLaughlan (2008, Sept. 1). *Diagram showing liver lesioning using a HIFU transducer2.png*. In Wikipedia. https://en.wikipedia.org/wiki/File:Diagram_showing_liver_lesioning_using_a_HIFU_transducer_2.png.
- [3] Johansen, P. M., Hansen, P. Y., Mohamed, A. A., Girshfeld, S. J., Feldmann, M., & Lucke-Wold, B. (2023). Focused ultrasound for treatment of peripheral brain tumors. *Exploration of drug science*, 1(2), 107
- [4] Elhelf, I. S., Albahar, H., Shah, U., Oto, A., Cressman, E., & Almekawy, M. (2018). High intensity focused ultrasound: the fundamentals, clinical applications and research trends. *Diagnostic and interventional imaging*, 99(6), 349-359.
- [5] Manbachi, A., & Cobbold, R. S. (2011). Development and application of piezoelectric materials for ultrasound generation and detection. *Ultrasound*, 19(4), 187-196.
- [6] Kennedy, J. E., Ter Haar, G. R., & Cranston, D. (2003). High intensity focused ultrasound: surgery of the future?. *The British journal of radiology*, 76(909), 590-599.
- [7] Chapelon, J. Y., Margonari, J., Vernier, F., Gorry, F., Ecochard, R., & Gelet, A. (1992). In vivo effects of high-intensity ultrasound on prostatic adenocarcinoma Dunning R3327. *Cancer research*, 52(22), 6353-6357.
- [8] De Senneville, B. D., Mougnot, C., & Moonen, C. T. (2007). Real-time adaptive methods for treatment of mobile organs by MRI-controlled high-intensity focused ultrasound. *Magnetic Resonance in Medicine: An Official Journal of the*

- 
- International Society for Magnetic Resonance in Medicine, 57(2), 319-330.
- [9] Szabo, T. L., & Lewin, P. A. (2013). Ultrasound transducer selection in clinical imaging practice. *Journal of Ultrasound in Medicine*, 32(4), 573-582.
- [10] Ter Haar, G. (2007). Therapeutic applications of ultrasound. *Progress in biophysics and molecular biology*, 93(1-3), 111-129.
- [11] Maloney, E., & Hwang, J. H. (2015). Emerging HIFU applications in cancer therapy. *International Journal of Hyperthermia*, 31(3), 302-309.
- [12] Gold, M. (2015, August). Microfocused ultrasound: aesthetic medicine-ultrasound. In *The Specialist Forum* (Vol. 15, No. 7, pp. 7-8). New Media Publishing.
- [13] Illing, R. O., Kennedy, J. E., Wu, F., Ter Haar, G. R., Protheroe, A. S., Friend, P. J., ... & Middleton, M. R. (2005). The safety and feasibility of extracorporeal high-intensity focused ultrasound (HIFU) for the treatment of liver and kidney tumours in a Western population. *British journal of cancer*, 93(8), 890-895.
- [14] Lee, K. W. (2021). The Asian perspective on HIFU. *International Journal of Hyperthermia*, 38(2), 5-8.
- [15] N'Djin, W. A., Chapelon, J. Y., & Melodelima, D. (2015). An ultrasound image-based dynamic fusion modeling method for predicting the quantitative impact of in vivo liver motion on intraoperative HIFU therapies: Investigations in a porcine model. *PloS one*, 10(9), e0137317.
- [16] de Senneville, B. D., Moonen, C., & Ries, M. (2016). MRI-guided HIFU methods for the ablation of liver and renal cancers. *Therapeutic ultrasound*, 43-63.
- [17] Li, X., Lee, Y. H., Mikael, S., Simonelli, J., Tsao, T. C., & Wu, H. H. (2019). Respiratory motion prediction using fusion-based multi-rate Kalman filtering and real-time golden-angle radial MRI. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 67(6), 1727-1738.

- 
- [18] Holbrook, A. B., Ghanouni, P., Santos, J. M., Dumoulin, C., Medan, Y., & Pauly, K. B. (2014). Respiration based steering for high intensity focused ultrasound liver ablation. *Magnetic Resonance in Medicine*, 71(2), 797-806.
- [19] JLS Interactive, LLC *Resolution* Echocardiography. <https://e-echocardiography.com/page/page.php?UID=1429454191>
- [20] Brandner, E. D., Wu, A., Chen, H., Heron, D., Kalnicki, S., Komanduri, K., ... & Shou, Z. (2006). Abdominal organ motion measured using 4D CT. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 65(2), 554-560.
- [21] Lee, Y. H., Li, X., Simonelli, J., Lu, D., Wu, H. H., & Tsao, T. C. (2020). Adaptive tracking control of one-dimensional respiration induced moving targets by real-time magnetic resonance imaging feedback. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 25(4), 1894-1903
- [22] Teng, K. T., Chang, K. H., Chen, Y. Y., & Tsao, T. C. (2012, July). Respiration induced liver motion tracking control for high intensity focused ultrasound treatment. In 2012 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM) (pp. 57-62). IEEE.
- [23] Orzechowski, P. K., Chen, N. Y., Gibson, J. S., & Tsao, T. C. (2008). Optimal suppression of laser beam jitter by high-order RLS adaptive control. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, 16(2), 255-267.
- [24] Tsao, T. C., & Tomizuka, M. (1989, June). Indirect adaptive feed-forward tracking controllers. In 1989 American Control Conference (pp. 1-6). IEEE..
- [25] Falconer, D., & Ljung, L. (1978). Application of fast Kalman estimation to adaptive equalization. *IEEE Transactions on Communications*, 26(10), 1439-1446.
- [26] Ljung, L., Morf, M., & Falconer, D. (1978). Fast calculation of gain matrices for recursive estimation schemes. *International Journal of Control*, 27(1), 1-19.

- 
- [27] Carayannis, G., Manolakis, D., & Kalouptsidis, N. (1983). A fast sequential algorithm for least-squares filtering and prediction. *IEEE transactions on acoustics, speech, and signal processing*, 31(6), 1394-1402.
- [28] Regalia, P. A., & Bellanger, M. G. (1991). On the duality between fast QR methods and lattice methods in least squares adaptive filtering. *IEEE Transactions on Signal Processing*, 39(4), 879-891.