

國立臺灣師範大學科技與工程學院機電工程學系

碩士論文

Department of Mechatronic Engineering

College of Technology and Engineering

National Taiwan Normal University

Master's Thesis

非奇異快速終端滑模超扭轉控制在下肢外骨骼機器人

之半癱復健

Nonsingular Fast Terminal Sliding Mode Super-Twisting Control

for Lower Limb Exoskeleton Robot on Hemiplegia Rehabilitation

巫政祐

Wu, Cheng-Yu

指導教授：陳俊達 博士

Advisor : Chen, Chun-Ta, Ph.D.

中華民國 114 年 6 月

June 2025

誌謝

回顧碩班三年以來，一路上幫助我的人有很多，不論是在學業或是實驗上，或多或少我都受到了恩惠，我想在此感謝他們。

首先當然是恩師陳俊達教授，總是有條不紊且耐心地指導我們，不論在課程上亦或是實驗上，總會給我們許多具體的建議，猶如黑暗中的明燈；在與老師開會的過程中，也會與老師閒話家常，老師的笑臉迎人與慈祥，讓我感覺沒有師生之間的隔閡，也更能帶著輕鬆愉快的心情做研究。

接著感謝我實驗室中的夥伴們，對於學校事務有疑惑時，總能從志洪口中得到解答；老大哥偉淵總能在開會或是我對實驗有疑惑時給予我幫助以及建議；昱愷常常任勞任怨的幫我們這些懶惰的人借教室；我的實驗夥伴晟祖，陪著我奮鬥，一起與廠商協調，還有幫我做一些我無暇顧到的細節；彥亨、宜親、紹衡，平常在實驗室裡也都會閒聊，讓我能放鬆心情保持愉快；還有已經畢業的貿淳、柏翔、奇軒、昱承學長，他們常常要受到我的問題騷擾，但是他們也都非常有耐心地回答我的所有問題，真的非常感謝他們。

最後感謝我的父母，在背後支持我，讓我不愁吃穿多當了三年的學生；還有所有台北的好朋友們，因為有他們我才能在課後的時間也都很快樂的渡過。倘若未來有機會，我一定會好好報答各位！

中華民國 114 年 6 月 研究生 巫政祐 謹誌

中文摘要

本論文以「非奇異快速終端滑模控制應用於髖膝外骨骼機器人之下肢半癱復健」為研究主軸，針對因中風或神經損傷導致單側下肢癱瘓的復健需求，設計並實作一款可主動驅動髖關節與膝關節之穿戴式下肢外骨骼系統。其主要目標在於模仿健康側肢體的動作，帶動癱瘓側完成對稱步態，進而達到復健輔助之效果。

硬體方面，外骨骼之機構設計依照人體下肢比例進行調整，並採用直流無刷馬達、編碼器與多軸驅動器進行雙關節控制；通訊部分透過 RS-232 通訊方式與控制端實現即時資料接收與命令輸出。控制方法方面，本研究採用無模型控制架構，並整合線性擴展狀態觀測器 (Linear Extended State Observer, LESO) 以即時估測總擾動，搭配非奇異快速終端滑模控制 (Nonsingular Fast Terminal Sliding Mode Control, NFTSM) 與超扭轉控制 (Super-Twisting Control) 提升系統追隨能力與抗擾性能。進一步地，本研究導入阻抗模型控制機制，以模擬人機交互過程中的生物力學行為，進行交互力補償與柔順性調節，強化步態控制的自然性與安全性。

本研究進行多組實驗，包括慢速步行、變步距步行等不同情境，觀察 PID、NFTSM-ST 與 LESO-NFTSM-ST 三種控制器之表現。結果顯示，LESO 輔助之 NFTSM 控制策略不論在穩定性、收斂速度或誤差抑制方面皆優於傳統方法，可有效提升外骨骼於復健過程中的使用效益，具備實際應用潛力。

關鍵字： 外骨骼、下肢復健、無模型控制、線性擴展狀態觀測器 (LESO)、非奇異快速終端滑模控制 (NFTSM)、超扭轉控制 (STC)、阻抗控制。

Abstract

This thesis presents a study on “Nonsingular Fast Terminal Sliding Mode Control for Lower-Limb Exoskeleton Robot on Hemiplegia Rehabilitation.” A wearable exoskeleton robot is developed to actively drive the hip and knee joints, aiming to assist individuals with hemiplegia caused by stroke or neurological disorders to achieve symmetrical gait by following the movement trajectory of the healthy limb so that the impaired limb is improved accordingly.

The hardware system is designed based on human lower limb proportions, employing brushless DC motors, encoders, and multi-axis motor drivers for dual-joint actuation. The control unit communicates with actuators is via RS-232 to ensure real-time data transmission. To estimate unknown disturbances, a model-free framework is adopted and enhanced with a Linear Extended State Observer (LESO) to estimate total disturbances in real time. Moreover, integrated with Nonsingular Fast Terminal Sliding Mode Control (NFTSM) and Super-Twisting Control (STC), the system is improved for tracking accuracy and disturbance rejection. Furthermore, an impedance control strategy is introduced to model the biomechanical interaction between the human and the exoskeleton, enabling compensation for interaction forces and improving motion compliance and safety.

Experiments, including slow walking and variable step length walking, were conducted to evaluate and compare the performance of three control strategies: PID, NFTSM-ST, and LESO-NFTSM-ST with/without impedance control. The results demonstrate that the proposed LESO-assisted NFTSM controller significantly outperforms traditional methods in terms of stability, convergence speed, and tracking accuracy. The integration of impedance modeling further

enhances the naturalness of gait assistance, confirming the practical feasibility and application potentials of the proposed system on hemiplegia rehabilitation.

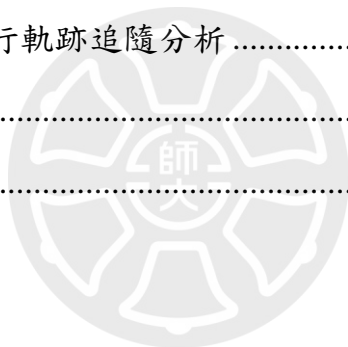
Keywords: Exoskeleton, lower limb rehabilitation, model-free control, Linear Extended State Observer (LESO), Nonsingular Fast Terminal Sliding Mode Control (NFTSM), Super-Twisting Control (STC), impedance control.



目錄

誌謝	i
中文摘要	ii
Abstract.....	iii
目錄	v
表目錄	vii
圖目錄	viii
第一章 緒論	1
1.1 前言	1
1.2 文獻回顧	4
1.3 論文研究目的及架構	12
第二章 髖-膝外骨骼機器人設計	13
2.1 外骨骼機器人系統架構	13
2.2 髖關節設計	17
2.3 膝關節設計	20
第三章 髖膝外骨骼機器人控制器設計	25
3.1 外骨骼機器人之無模型控制 (Model-Free Control)	25
3.2 線性狀態擴展觀測器 (Linear Extended State Observer, LESO)	28
3.3 無模型具線性狀態擴展觀測器之非奇異快速終端滑模超扭轉控制 (MF-LESO-NFTSM-STC)	33
3.4 LESO-NFTSM-STC 穩定度證明	36
第四章 髖-膝外骨骼機器人之步行實驗	41

4.1 步行實驗介紹	41
4.2 受試者健康肢關節角度	45
4.3 常態步行軌跡追隨分析	51
4.4 慢速步行軌跡追隨分析	58
4.5 變化步行軌跡追隨分析	65
第五章 基於阻抗控制之 LESO-NFTSM-STC.....	72
5.1 阻抗模型之 LESO-NFTSM-STC.....	72
5.2 阻抗模型之 LESO-NFTSM-STC 實驗介紹.....	80
5.3 阻抗模型常態步行軌跡追隨分析	82
5.4 阻抗模型慢速步行軌跡追隨分析	97
5.5 阻抗模型變化步行軌跡追隨分析	112
第六章 結論未來展望	127
參考文獻	129



表目錄

表 2-1 磁性編碼器規格表.....	19
表 2-2 髖關節及膝關節馬達規格表.....	22
表 2-3 髖關節及膝關節馬達驅動器規格表.....	23
表 2-4 電源供應器規格表.....	24
表 4-1 六種情況步伐數據表.....	44
表 4-2 常態步行 RMSE 表.....	57
表 4-3 慢速步行 RMSE 表.....	64
表 4-4 變步距步行 RMSE 表.....	71
表 5-1 修正前常態步行 RMSE 表.....	96
表 5-2 修正後常態步行 RMSE 表.....	96
表 5-3 修正前慢速步行 RMSE 表.....	111
表 5-4 修正後慢速步行 RMSE 表.....	111
表 5-3 修正前變步距步行 RMSE 表.....	126
表 5-4 修正後變步距步行 RMSE 表.....	126

圖目錄

圖 1-1 1990 年與 2021 年全球主要心血管疾病死亡原因[1].....	1
圖 1-2 下肢外骨骼機器人(a) EksoGT (b) ReWalk (c) Guardian XO (d) Atoun Model Y (e) MoGo [2,3,4,5,6].....	3
圖 1-3 General Electric Hardiman 外骨骼.....	4
圖 1-4 外骨骼結合跑步機與懸吊機構[8].....	5
圖 1-5 CUHK-EXO 系統的控制架構[11]	5
圖 1-6 新型主動阻抗控制流程圖[12].....	6
圖 1-7 使用超局部模型之參考輸入與系統輸出[13].....	6
圖 1-8 簡易雙自由度膝關節外骨骼[15].....	7
圖 1-9 Hernández 等人設計的下肢外骨骼系統實驗[17].....	8
圖 1-10 Levant 使用超扭轉控制追隨車輛軌跡實驗圖[18].....	9
圖 1-11 Han 提出的主動式擾動抑制控制 (ADRC) 控制流程圖[20]	9
圖 1-12 MHLRR 原型機結構.....	10
圖 2-1 髌膝外骨骼機器人硬體 3D 圖.....	14
圖 2-2 外骨骼機器人之實體圖.....	14
圖 2-3 膝關節之座標軸：y 軸-屈曲伸直、x 軸-內收外展、z 軸-內轉外轉.....	15
圖 2-4 人體走路步態圖.....	15
圖 2-5 外骨骼機器人系統架構圖.....	16
圖 2-6 髌關節硬體實體圖.....	17
圖 2-7 髌關節馬達設計透視圖.....	17
圖 2-8 BE2-090-06 一對二馬達驅動器.....	18
圖 2-9 膝關節硬體實體圖.....	20
圖 2-10 膝關節馬達設計透視圖.....	21

圖 2-11 膝關節馬達實體圖	21
圖 3-1 無模型控制之基本概念圖	25
圖 3-2 外骨骼無模型控制之流程圖	27
圖 3-3 狀態觀測器之流程圖[21]	28
圖 3-4 MF-LESO-NFTSM-STC 之流程圖	33
圖 4-1 受試者實際實驗圖	41
圖 4-2 步行實驗動作分割圖	42
圖 4-3 外骨骼機器人固定平台圖	43
圖 4-4 健康肢之常態小步距腕關節角度	45
圖 4-5 健康肢之常態小步距膝關節角度	45
圖 4-6 健康肢之常態大步距腕關節角度	46
圖 4-7 健康肢之常態大步距膝關節角度	46
圖 4-8 健康肢之慢速小步距腕關節角度	47
圖 4-9 健康肢之慢速小步距膝關節角度	47
圖 4-10 健康肢之慢速大步距腕關節角度	48
圖 4-11 健康肢之慢速大步距膝關節角度	48
圖 4-12 健康肢之大步距變小步距腕關節角度	49
圖 4-13 健康肢之大步距變小步距膝關節角度	49
圖 4-14 健康肢之小步距變大步距腕關節角度	50
圖 4-15 健康肢之小步距變大步距膝關節角度	50
圖 4-16 常態步行小步距之腕關節軌跡比較圖	51
圖 4-17 常態步行小步距之腕關節追隨誤差圖	52
圖 4-18 常態步行小步距之腕關節馬達扭力圖	52
圖 4-19 常態步行小步距之膝關節軌跡比較圖	53
圖 4-20 常態步行小步距之膝關節追隨誤差圖	53

圖 4-21 常態步行小步距之膝關節馬達扭力圖.....	54
圖 4-22 常態步行大步距之髖關節軌跡比較圖.....	54
圖 4-23 常態步行大步距之髖關節追隨誤差圖.....	55
圖 4-24 常態步行大步距之髖關節馬達扭力圖.....	55
圖 4-25 常態步行大步距之膝關節軌跡比較圖.....	56
圖 4-26 常態步行大步距之膝關節追隨誤差圖.....	56
圖 4-27 常態步行大步距之膝關節馬達扭力圖.....	57
圖 4-28 慢速步行小步距之髖關節軌跡比較圖.....	58
圖 4-29 慢速步行小步距之髖關節追隨誤差圖.....	59
圖 4-30 慢速步行小步距之髖關節馬達扭力圖.....	59
圖 4-31 慢速步行小步距之膝關節軌跡比較圖.....	60
圖 4-32 慢速步行小步距之膝關節追隨誤差圖.....	60
圖 4-33 慢速步行小步距之膝關節馬達扭力圖.....	61
圖 4-34 慢速步行大步距之髖關節軌跡比較圖.....	61
圖 4-35 慢速步行大步距之髖關節追隨誤差圖.....	62
圖 4-36 慢速步行大步距之髖關節馬達扭力圖.....	62
圖 4-37 慢速步行大步距之膝關節軌跡比較圖.....	63
圖 4-38 慢速步行大步距之膝關節追隨誤差圖.....	63
圖 4-39 慢速步行大步距之膝關節馬達扭力圖.....	64
圖 4-40 大步距變小步距之髖關節軌跡比較圖.....	65
圖 4-41 大步距變小步距之髖關節追隨誤差圖.....	66
圖 4-42 大步距變小步距之髖關節馬達扭力圖.....	66
圖 4-43 大步距變小步距之膝關節軌跡比較圖.....	67
圖 4-44 大步距變小步距之膝關節追隨誤差圖.....	67
圖 4-45 大步距變小步距之膝關節馬達扭力圖.....	68

圖 4-46 小步距變大步距之髖關節軌跡比較圖.....	68
圖 4-47 小步距變大步距之髖關節追隨誤差圖.....	69
圖 4-48 小步距變大步距之髖關節馬達扭力圖.....	69
圖 4-49 小步距變大步距之膝關節軌跡比較圖.....	70
圖 4-50 小步距變大步距之膝關節追隨誤差圖.....	70
圖 4-51 小步距變大步距之膝關節馬達扭力圖.....	71
圖 5-1 阻抗模型 LESO-NFTSM-STC 流程圖.....	72
圖 5-2 外骨骼基本參數.....	73
圖 5-3 簡化外骨骼模型定義.....	74
圖 5-4 走路步態百分比定義[31].....	79
圖 5-5 常態步行小步距之髖關節修正角度比較圖.....	82
圖 5-6 常態步行小步距之髖關節修正角度比較放大圖.....	83
圖 5-7 常態步行小步距之髖關節角度補償圖.....	83
圖 5-8 常態步行小步距之髖關節等效交互作用力矩比較圖.....	84
圖 5-9 常態步行小步距之髖關節 PID 軌跡圖.....	84
圖 5-10 常態步行小步距之髖關節 NFTSM-STC 軌跡圖.....	85
圖 5-11 常態步行小步距之髖關節 LESO-NFTSM-STC 軌跡圖.....	85
圖 5-12 常態步行小步距之膝關節修正角度比較圖.....	86
圖 5-13 常態步行小步距之膝關節修正角度比較放大圖.....	86
圖 5-14 常態步行小步距之膝關節角度補償圖.....	87
圖 5-15 常態步行小步距之膝關節等效交互作用力矩比較圖.....	87
圖 5-16 常態步行小步距之膝關節 PID 軌跡圖.....	88
圖 5-17 常態步行小步距之膝關節 NFTSM-STC 軌跡圖.....	88
圖 5-18 常態步行小步距之膝關節 LESO-NFTSM-STC 軌跡圖.....	89
圖 5-19 常態步行大步距之髖關節修正角度比較圖.....	89

圖 5-20 常態步行大步距之髖關節修正角度比較放大圖.....	90
圖 5-21 常態步行大步距之髖關節角度補償圖.....	90
圖 5-22 常態步行大步距之髖關節等效交互作用力矩比較圖.....	91
圖 5-23 常態步行大步距之髖關節 PID 軌跡圖	91
圖 5-24 常態步行大步距之髖關節 NFTSM-STC 軌跡圖.....	92
圖 5-25 常態步行大步距之髖關節 LESO-NFTSM-STC 軌跡圖	92
圖 5-26 常態步行大步距之膝關節修正角度比較圖.....	93
圖 5-27 常態步行大步距之膝關節修正角度比較放大圖.....	93
圖 5-28 常態步行大步距之膝關節角度補償圖.....	94
圖 5-29 常態步行大步距之膝關節等效交互作用力矩比較圖.....	94
圖 5-30 常態步行大步距之膝關節 PID 軌跡圖	95
圖 5-31 常態步行大步距之膝關節 NFTSM-STC 軌跡圖.....	95
圖 5-32 常態步行大步距之膝關節 LESO-NFTSM-STC 軌跡圖	96
圖 5-33 慢速步行小步距之髖關節修正角度比較圖.....	97
圖 5-34 慢速步行小步距之髖關節修正角度比較放大圖.....	98
圖 5-35 慢速步行小步距之髖關節角度補償圖.....	98
圖 5-36 慢速步行小步距之髖關節等效交互作用力矩比較圖.....	99
圖 5-37 慢速步行小步距之髖關節 PID 軌跡圖	99
圖 5-38 慢速步行小步距之髖關節 NFTSM-STC 軌跡圖.....	100
圖 5-39 慢速步行小步距之髖關節 LESO-NFTSM-STC 軌跡圖	100
圖 5-40 慢速步行小步距之膝關節修正角度比較圖.....	101
圖 5-41 慢速步行小步距之膝關節修正角度比較放大圖.....	101
圖 5-42 慢速步行小步距之膝關節角度補償圖.....	102
圖 5-43 慢速步行小步距之膝關節等效交互作用力矩比較圖.....	102
圖 5-44 慢速步行小步距之膝關節 PID 軌跡圖	103

圖 5-45 慢速步行小步距之膝關節 NFTSM-STC 軌跡圖.....	103
圖 5-46 慢速步行小步距之膝關節 LESO-NFTSM-STC 軌跡圖	104
圖 5-47 慢速步行大步距之髖關節修正角度比較圖.....	104
圖 5-48 慢速步行大步距之髖關節修正角度比較放大圖.....	105
圖 5-49 慢速步行大步距之髖關節角度補償圖.....	105
圖 5-50 慢速步行大步距之髖關節等效交互作用力矩比較圖.....	106
圖 5-51 慢速步行大步距之髖關節 PID 軌跡圖	106
圖 5-52 慢速步行大步距之髖關節 NFTSM-STC 軌跡圖.....	107
圖 5-53 慢速步行大步距之髖關節 LESO-NFTSM-STC 軌跡圖	107
圖 5-54 慢速步行大步距之膝關節修正角度比較圖.....	108
圖 5-55 慢速步行大步距之膝關節修正角度比較放大圖.....	108
圖 5-56 慢速步行大步距之膝關節角度補償圖.....	109
圖 5-57 慢速步行大步距之膝關節等效交互作用力矩比較圖.....	109
圖 5-58 慢速步行大步距之膝關節 PID 軌跡圖	110
圖 5-59 慢速步行大步距之膝關節 NFTSM-STC 軌跡圖.....	110
圖 5-60 慢速步行大步距之膝關節 LESO-NFTSM-STC 軌跡圖	111
圖 5-61 大步距變小步距之髖關節修正角度比較圖.....	112
圖 5-62 大步距變小步距之髖關節修正角度比較放大圖.....	113
圖 5-63 大步距變小步距之髖關節角度補償圖.....	113
圖 5-64 大步距變小步距之髖關節等效交互作用力矩比較圖.....	114
圖 5-65 大步距變小步距之髖關節 PID 軌跡圖	114
圖 5-66 大步距變小步距之髖關節 NFTSM-STC 軌跡圖.....	115
圖 5-67 大步距變小步距之髖關節 LESO-NFTSM-STC 軌跡圖	115
圖 5-68 大步距變小步距之膝關節修正角度比較圖.....	116
圖 5-69 大步距變小步距之膝關節修正角度比較放大圖.....	116

圖 5-70 大步距變小步距之膝關節角度補償圖.....	117
圖 5-71 大步距變小步距之膝關節等效交互作用力矩比較圖.....	117
圖 5-72 大步距變小步距之膝關節 PID 軌跡圖.....	118
圖 5-73 大步距變小步距之膝關節 NFTSM-STC 軌跡圖.....	118
圖 5-74 大步距變小步距之膝關節 LESO-NFTSM-STC 軌跡圖.....	119
圖 5-75 小步距變大步距之髖關節修正角度比較圖.....	119
圖 5-76 小步距變大步距之髖關節修正角度比較放大圖.....	120
圖 5-77 小步距變大步距之髖關節角度補償圖.....	120
圖 5-78 小步距變大步距之髖關節等效交互作用力矩比較圖.....	121
圖 5-79 小步距變大步距之髖關節 PID 軌跡圖.....	121
圖 5-80 小步距變大步距之髖關節 NFTSM-STC 軌跡圖.....	122
圖 5-81 小步距變大步距之髖關節 LESO-NFTSM-STC 軌跡圖.....	122
圖 5-82 小步距變大步距之膝關節修正角度比較圖.....	123
圖 5-83 小步距變大步距之膝關節修正角度比較放大圖.....	123
圖 5-84 小步距變大步距之膝關節角度補償圖.....	124
圖 5-85 小步距變大步距之膝關節等效交互作用力矩比較圖.....	124
圖 5-86 小步距變大步距之膝關節 PID 軌跡圖.....	125
圖 5-87 小步距變大步距之膝關節 NFTSM-STC 軌跡圖.....	125
圖 5-88 小步距變大步距之膝關節 LESO-NFTSM-STC 軌跡圖.....	126

第一章 緒論

1.1 前言

如圖 1-1，據美國心臟協會（AHA）的統計資料，腦中風在全球人口中的比例由 503 萬上升至 725 萬，已經成為主要的死亡原因之一。腦中風後的存活着中，許多人可能會經歷不同程度的殘疾，包括半身癱瘓。據台灣腦中風學會的資料，台灣每年新增約 3 至 5 萬名腦中風患者。其中，約有 40% 的患者在中風後半年內出現肢體痙攣，可能導致失能。

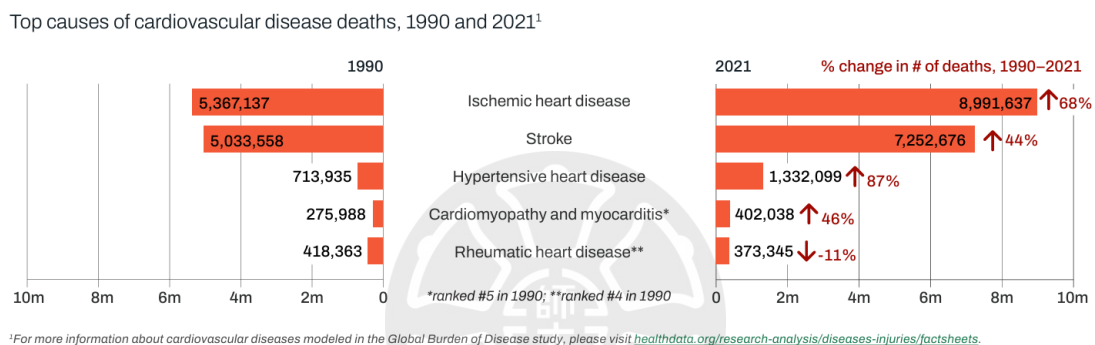


圖 1-1 1990 年與 2021 年全球主要心血管疾病死亡原因[1]

根據衛生福利部和相關醫學研究機構的資料，腦中風是台灣主要的死亡原因之一，且常導致患者出現後遺症，包括半身癱瘓。根據調查，20 歲以上民眾中，有 1.4% 曾被醫護人員告知罹患中風，而 75% 的中風患者會留下後遺症，其中最常見的是語言或表達困難及半身癱瘓。因此，積極預防中風和加強復健治療，對於減少失能發生率非常重要。

下肢外骨骼技術的研究始於 20 世紀 60 年代，最初主要應用於軍事和工業領域，以增強人類的負重和行走能力。隨著技術的進步，這項技術逐漸被引入醫療領域，特別是在神經康復和運動功能障礙的治療中。

在現今社會，下肢外骨骼主要是做為的輔助用具。在醫療領域方面，如圖 1-2(a)，由美國公司 Ekso Bionics 開發的 EksoGT 外骨骼[2]，主要用於中風和脊髓損傷患者的康復訓練，已在多家醫療機構中應用。還有如圖 1-

2(b)，由以色列公司 ReWalk Robotics 所開發的 ReWalk 外骨骼系統[3]，旨在幫助下肢癱瘓患者重新站立和行走，已在多個國家獲得批准並投入使用。在工業及製造領域，有如圖 1-2(c)，由美國 Sarcos Robotics 公司開發的 Guardian XO 全身外骨骼[4]，用於工業與軍事應用。還有圖 1-2(d)，由日本 Panasonic 子公司 Atoun 所研究開發的 Atoun Model Y[5]，用於工業搬運減輕工人負擔。在日常消費領域中，也有像是圖 1-2(e)的登山外骨骼 MoGo[6]，由加拿大公司 Arc'teryx 與美國 Google X 合作開發的產品。





(a)



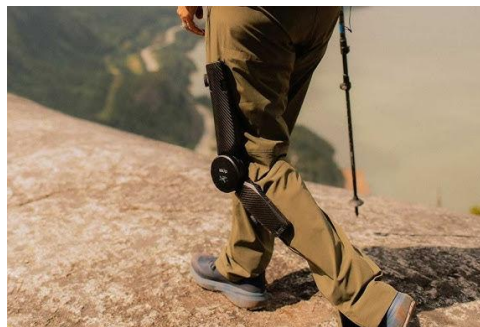
(b)



(c)



(d)



(e)

圖 1-2 下肢外骨骼機器人(a) EksoGT (b) ReWalk (c) Guardian XO (d) Atoun

Model Y (e) MoGo [2,3,4,5,6]

1.2 文獻回顧

外骨骼 (Exoskeleton) 技術最早可追溯至 1960 年代，由美國通用電氣公司 (General Electric) 開發的 Hardiman 系統，為早期軍用穿戴裝置設計之一，目的在於強化士兵負重與操作能力，但受限於當時的控制技術與硬體體積，該系統最終未實際投入使用[7]。隨著馬達與感測器技術進步，進入 1990 年代後，外骨骼研究逐漸轉向醫療輔助應用。



圖 1-3 General Electric Hardiman 外骨骼

進入 1990 年代，研究開始轉向協助行動不便者，尤其針對脊髓損傷與中風後的下肢復健需求，開啟了醫療型外骨骼的研究方向。

Lokomat 系統是最早實用化的醫療型下肢外骨骼之一，由瑞士 Hocoma 公司開發，主要用於中風與脊髓損傷患者的步態訓練[8]，如圖 1-4。此系統結合跑步機與懸吊機構，提供被動或主動引導的復健訓練，並廣泛應用於臨床。隨後，美國 Ekso Bionics 推出 EksoGT，日本 Cyberdyne 公司開發 HAL 系統，以色列 ReWalk 等也推出多款可穿戴式外骨骼裝置 [9][10]。這些系統除協助復健訓練外，也逐漸發展出家庭日常輔助與行動輔具的功能。



圖 1-4 外骨骼結合跑步機與懸吊機構[8]

在行走輔助方面，學者針對中風或偏癱患者提出多種步態補償策略。例如 Chen 等人設計之 HEXO 系統，如圖 1-5，採用混合式控制策略，使外骨骼主動配合使用者步態節奏，提升訓練自然度[11]。W. Huo 等人則提出一種針對坐站轉換的阻抗控制架構，如圖 1-6，可根據使用者意圖動態調整系統柔順性，有效降低人機交互時的衝擊力 [12]。

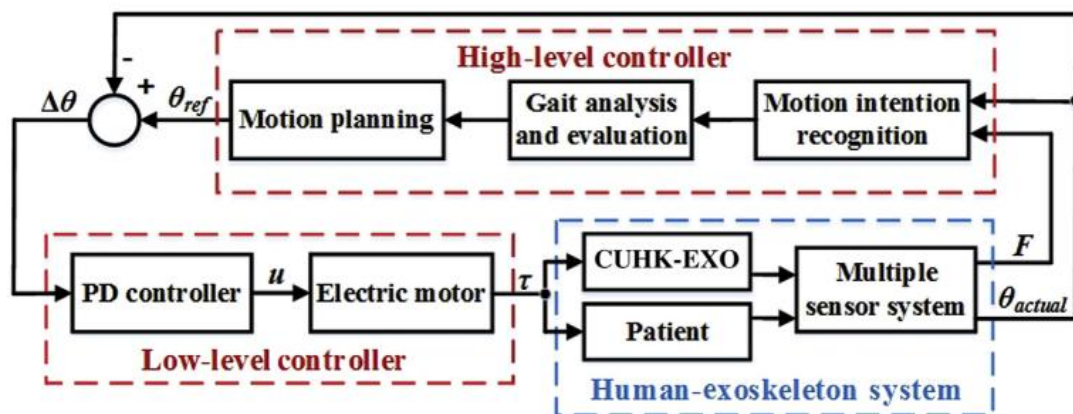


圖 1-5 CUHK-EXO 系統的控制架構[11]

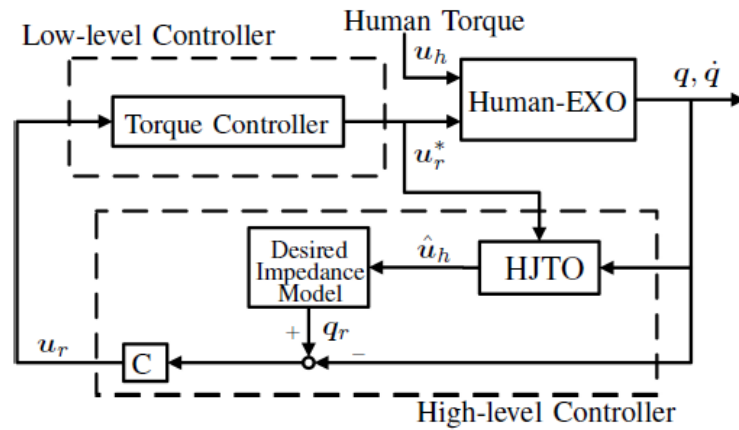


圖 1-6 新型主動阻抗控制流程圖[12]

傳統控制方法，如 PID、模型預測控制 MPC、或經典狀態空間設計，通常仰賴精確的數學模型來設計控制器。然而在現實中，許多系統具有高度非線性、時變性、不確定參數與外部擾動等特性，建模困難且不易維護，尤其是在與人機互動密切的裝置中，如外骨骼、助行器等，建模誤差與實際使用者行為差異會嚴重影響控制精度與穩定性。

在此背景下，Fliess 與 Join 等人於 2008 年提出「無模型控制 (Model-Free Control, MFC)」概念 [13]，打破傳統對精確建模的依賴，其核心思路是將原始複雜系統簡化為「超局部模型 (ultra-local model)」，模擬結果可見圖 1-7。超局部的優點是不需精確建模，節省大量系統辨識與數學推導時間，且對參數變動、外部擾動具備一定強健性，適合應用於個體差異大、交互性強的系統，如穿戴式機器人。

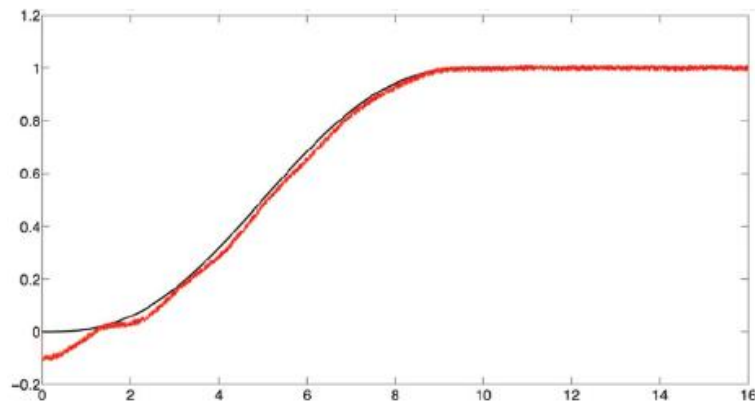


圖 1-7 使用超局部模型之參考輸入與系統輸出[13]

無模型控制特別適合外骨骼這類需根據使用者即時反饋調整輔助力的場景。一些研究指出，在實驗中導入 MFC 控制的膝關節外骨骼裝置，其步態誤差顯著低於傳統 PID 控制，並且能更快適應不同使用者的個體差異與運動能力變化[14]。

例如，在文獻 [15] 中，Sun 等人針對穿戴式外骨骼系統提出一套無模型預設性能固定時間控制（Model-Free Prescribed Performance Fixed-Time Control, MF-PPFTC）架構，整合 i-PD、TDE、Ultra-local model 與 PPSMC 控制策略，以提升外骨骼的穩定性與抗干擾能力。其閉迴路系統架構如圖 1-8 所示，透過模擬與實驗驗證，即使面對不同外在條件與使用者步態變化，控制器皆能維持良好跟隨效果，展現其在實際復健應用中的潛力。

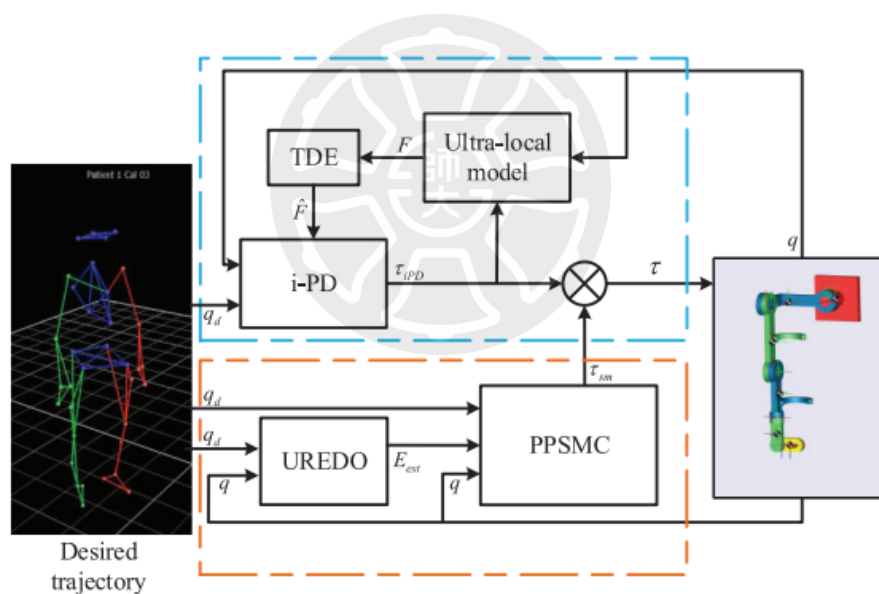


圖 1-8 簡易雙自由度膝關節外骨骼[15]

滑模控制（Sliding Mode Control, SMC）是一種非線性控制方法，以其對模型不確定性與外部擾動的強健性著稱。其核心思想是透過「切換控制律」將系統狀態驅動至預先設計的滑模面（sliding surface），並在該面上維持系統動態。傳統 SMC 具有結構簡單與有限時間收斂等優點，廣泛應用於機器人、馬達驅動與外骨骼控制中。

然而，傳統 SMC 控制器通常導致系統輸出產生高頻抖動(chattering)，尤其當切換頻率過高或受感測雜訊干擾時，會對硬體設備與穿戴者造成不良影響。因此，Yu 等人[16]提出快速終端滑模控制(Fast Terminal Sliding Mode Control, FTSMC)，其滑模面設計結合非線性終端項，使狀態變數可在有限時間內收斂，且避免奇異點問題。

在外骨骼控制中，FTSMC 可應用於步態追隨、坐站轉換等控制任務，能快速將追隨誤差減小至極小區域，提升動作一致性與安全性。如 Hernández 等人[17]設計的下肢外骨骼系統，如圖 1-10 所示，以 FTSMC 控制器為核心，實現在 3 秒內從坐姿平穩站，顯著快於 PID 與一般 SMC 系統。



圖 1-9 Hernández 等人設計的下肢外骨骼系統實驗[17]

超扭轉控制(Super-Twisting Control, STC)為一種二階滑模控制技術，旨在解決傳統滑模控制輸出震盪問題。由 Levant 在 2003 年提出，其特點為可生成連續控制輸出，避免切換引起的高頻震盪，特別適合在有感測雜訊與機械摩擦的系統中實作[18]。在高頻步態與交互任務中，STC 可與

NFTSM 結合，實現高平滑性與高收斂性控制策略。Chen et al. [19]於膝關節外骨骼中應用 STC 控制器進行步態對稱性修正，並透過動作捕捉系統驗證其在不平整地面下的抗干擾能力優於傳統控制器。



圖 1-10 Levant 使用超扭轉控制追隨車輛軌跡實驗圖[18]

線性擴展態觀測器（Linear Extended State Observer, LESO）為主動式擾動抑制控制（ADRC）理論中最核心的組件之一，由 Han 提出 [20]。其主要功能為即時估測系統中所有未建模動態、參數變化與外部擾動，並視為「總擾動」進行補償，進而強化控制穩定性。LESO 的設計通常基於觀測器理論，將狀態與擾動估測方程式結合。

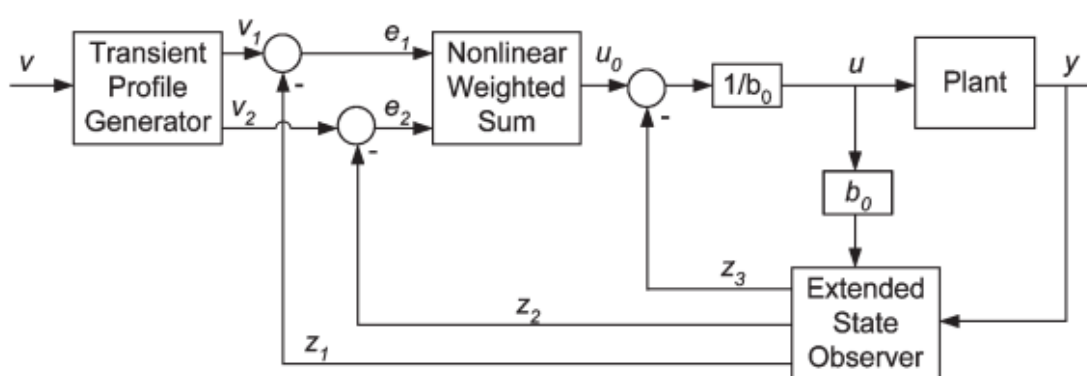


圖 1-11 Han 提出的主動式擾動抑制控制（ADRC）控制流程圖[20]

Wang 等人設計之多階段半癱下肢復健外骨骼 (MHLRR) [21] 可對應患者在臥、坐、站各種姿勢下的訓練需求，並具備可切換的訓練側功能，提升系統適應性與臨床實用性。如圖 1-12 所示，該機構包含大腿、小腿與腳部組件，並在髌、膝、踝三關節分別設置機械限位機構與力感測器，配合調整機構可因應不同腿長與復健階段。此外，設計上亦考量了可移動性與整合床椅系統的能力，使其能靈活部署於不同場域中。

本研究從該文獻獲得兩項重要啟發：其一，該系統透過整合動作擷取裝置 (Xsens MVN Link) 進行健側步態數據收集，並結合小波濾波、BP 神經網路與傅立葉函數進行步態建模，建立了可跨階段應用的數位步態模型；其二，實驗結果顯示 MHLRR 在多種訓練模式下，包括變步距與慢速行走，均具備良好的軌跡追蹤精度與訓練穩定性，證實其對半癱復健具有實際應用潛力，亦可作為本研究控制策略驗證之對照參考。



圖 1-12 MHLRR 原型機結構

LESO 適合應用於復健外骨骼等「人機混合系統」，可即時觀測使用者肢體反饋與非預期運動。例如在步態訓練中，患者肌力變化或疲勞會造成動作延遲，透過 LESO 可補償這類行為差異，使追隨更順暢。Chang 等人[22]將 LESO 應用於雙關節下肢外骨骼，實現了在非平坦路面下的高穩定追隨與力學補償。

近年下肢外骨骼裝置廣泛應用於復健訓練，隨著控制技術的發展，傳統位置控制已逐漸無法滿足動態步態追隨的需求。整合無模型控制、快速終端滑模控制等新型控制策略，兼具快速收斂、強健性與即時補償能力，已成為現階段最具潛力的應用趨勢。未來若能結合穿戴式感測、生理意圖辨識與人工智慧演算法，將可進一步提升外骨骼系統在實際臨床的應用成效。



1.3 論文研究目的及架構

本研究的主要目的是設計並開發一款仿人型的下肢外骨骼機器人，針對髖關節與膝關節進行主動驅動與控制，目標是協助因中風或其他因素導致下肢偏癱的患者進行步態復健。透過外骨骼模仿健康肢體的行走軌跡，帶動癱瘓側肢體執行同步動作，進一步促進神經重塑與功能恢復。

所設計的外骨骼機構在幾何尺寸與外型上接近人腿，並具備可調結構，能依使用者下肢長度進行調整，以提高穿戴的適配性與舒適度。為了確保系統在實際復健過程中能穩定運作，本研究也特別著重於控制方法的強健性與抗擾動能力，提升行走時的穩定與安全性。

本論文內容大致分為以下幾個章節：

第二章介紹整體系統的設計與架構，包含硬體結構、驅動與感測元件的選用、材料配置等，並說明控制程式開發所使用的軟體環境與通訊方式，系統模擬與資料分析則透過 MATLAB 進行。

第三章針對控制方法進行理論推導與整合，包括無模型控制 (Model-Free Control)、超扭轉控制 (Super-twisting Control)、非奇異終端滑模控制 (NFTSM) 以及線性擴展狀態觀測器 (LESO)，最後將所有控制律結合以形成合適控制律。

第四章呈現實驗設計與步態追隨結果。透過記錄健康肢體的步態軌跡作為期望輸入，將其導入控制系統，並以實際追隨表現進行評估與比較，以驗證控制器在穩定性與抗擾性方面的效果。

第五章為實驗並探討阻抗模型對於整體研究之影響，分析阻抗模型之人機交互作用力，以驗證阻抗模型有效與否。

第六章為結論與未來展望。

第二章 髌-膝外骨骼機器人設計

2.1 外骨骼機器人系統架構

本論文目的為開發一輕量化且可根據穿戴者腿長進行調整的外骨骼機器人，因外骨骼與人體貼合度對於控制結果有直接關係，因此在大腿與小腿的外骨骼肢體上加入的翼板，如圖 2-1，並另用綁帶來減少外骨骼與穿戴者肢體之間的縫隙；圖 2-2 為外骨骼實體圖。

本研究設計由外骨骼主動帶動人體作動，使穿戴者可以藉由外骨骼帶動，逐漸適應與健康肢體相仿之動作，以達到輔助復健之效果。

此外骨骼機器人所設計部分是由護腰背帶的肩膀部分，向下延伸至小腿，經過髌關節、膝關節，各部分都採分段設計；其中髌關節與膝關節設有動力，透過馬達與減速機的配合來實現可控性與高扭力，並設有馬達編碼器來監視並檢測關節當前角度，以配合後續對復健實驗結果解析。整體髌膝外骨骼機器人重量約 6.5 公斤。

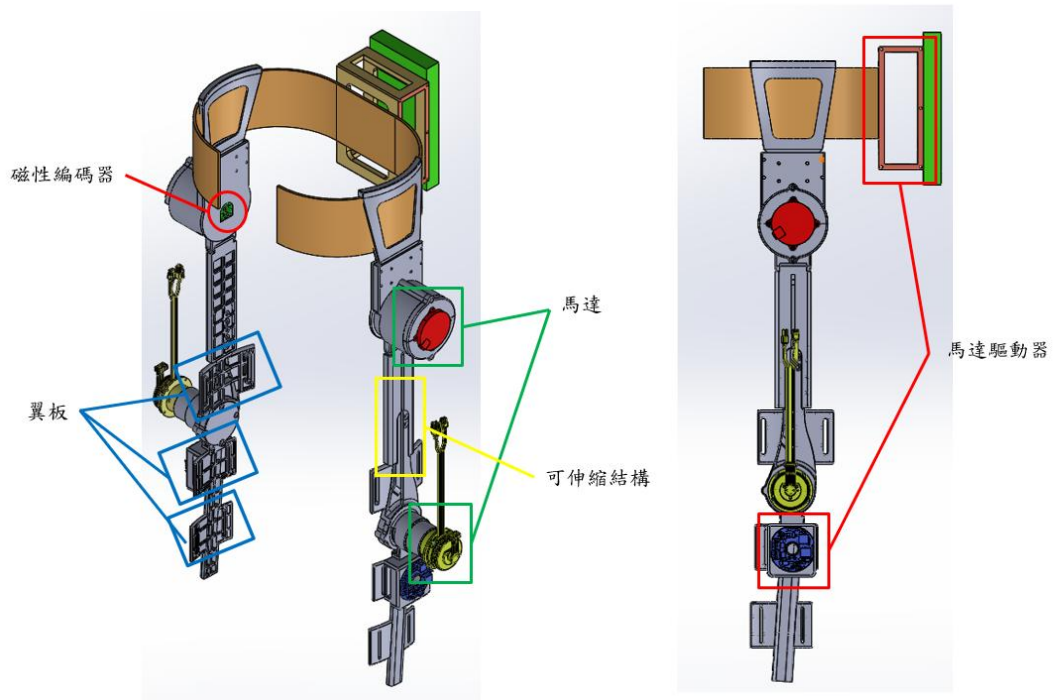


圖 2-1 髖膝外骨骼機器人硬體 3D 圖

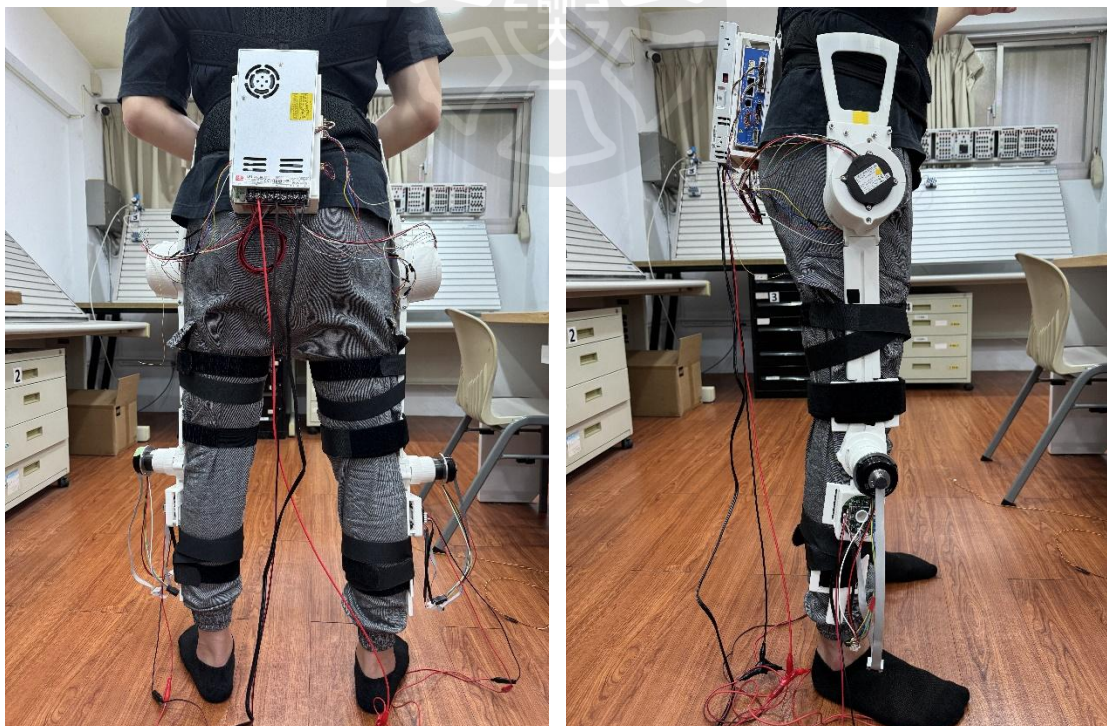


圖 2-2 外骨骼機器人之實體圖

人體髖關節、膝關節都是由三個自由度 (DOF) 所成，如圖 2-3 所示，以膝關節為例，髖與膝關節皆為 y 軸向的屈曲伸直 (flexion/extension)、x 軸向的內收外展 (adduction / abduction) 及 z 軸向的內轉外轉 (internal/external)。在本研究中因主要復健目標為走路，如圖 2-4，主要運動是由髖與膝關節垂直地面的 y 軸向進行屈曲伸直，故將馬達設置在關節屈曲伸直所需轉動之軸向來進行使用。

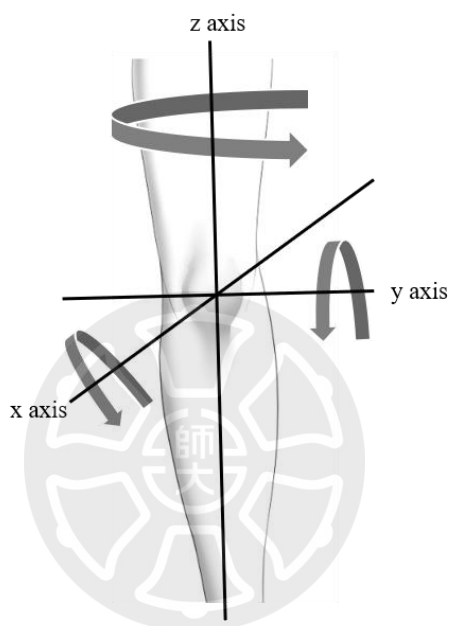


圖 2-3 膝關節之座標軸：y 軸-屈曲伸直、x 軸-內收外展、z 軸-內轉外轉

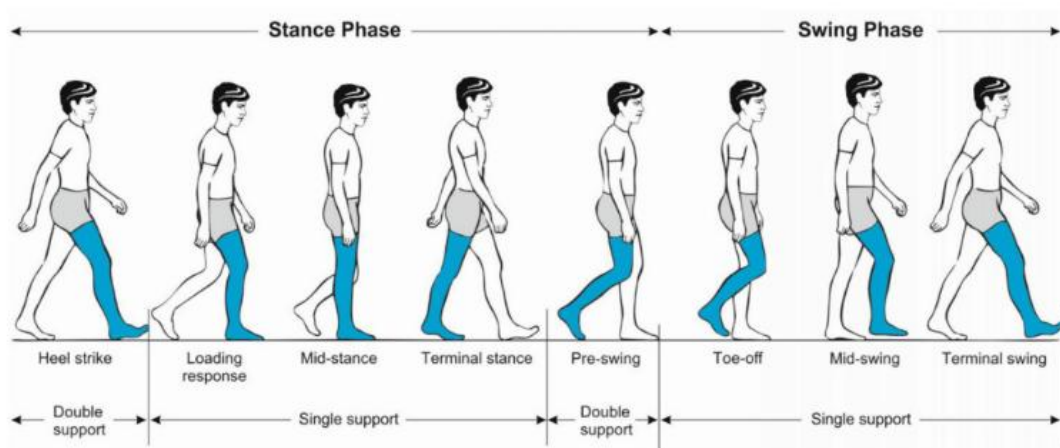


圖 2-4 人體走路步態圖

如圖 2-5 所示，本論文的硬體系統架構包含電源供應器、馬達驅動器 (Copley)、髖關節馬達 (Harmonic)、膝關節馬達 (Maxon)、磁性編碼器。控制模型程式由 Visual studio code 來撰寫，使用 RS-232 的通訊並透過 Comport 與馬達驅動器進行連接，模擬及資料處理的部分則使用 Matlab 繪圖及運算。主要透過對穿戴者的健康肢進行測量並收集數據，將數據代入控制模型計算後，生成控制命令傳輸給馬達驅動器以驅動馬達，從而使外骨骼帶動穿戴者的患肢。

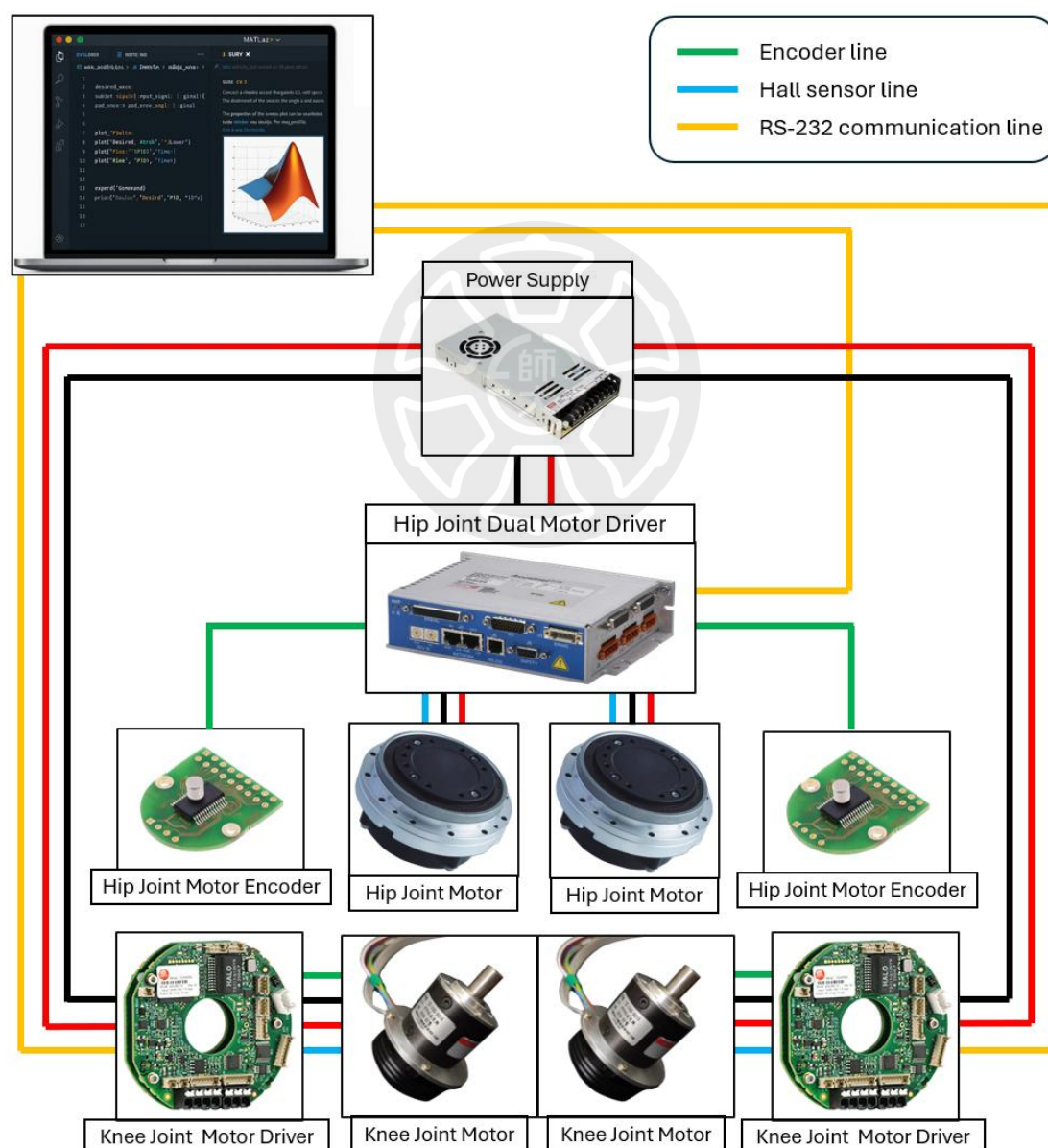


圖 2-5 外骨骼機器人系統架構圖

2.2 髖關節設計

如圖 2-6 所示，將護腰背帶的腰部魔鬼氈固定綁帶與髖關節上方的固定板結合，髖關節馬達外殼機構屈曲伸直之容許量約為 90 度至 -75 度，外殼部分有設計極限邊緣，如圖 2-7，以此來避免馬達控制範圍超過人體肢體可到達之角度，而導致穿戴者受傷或是機構受損。



圖 2-6 髖關節硬體實體圖

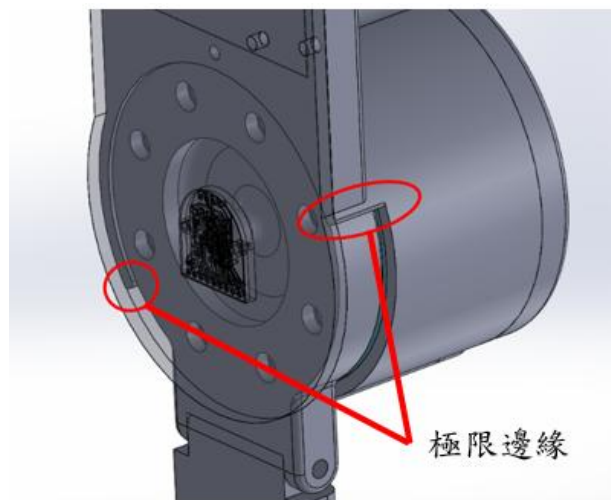


圖 2-7 髖關節馬達設計透視圖

腕關節馬達使用 Harmonic 直流無刷馬達(FLA-14A-50FB-H-48)，並使用 Copley 的 BE2-090-06 馬達驅動器，如圖 2-8，來進行一對二的馬達驅動，Harmonic 馬達配載精密控制減速機構(1:50)，在 48V 額定電壓下，最高可達 11.2 N-m 瞬間扭矩，最高轉速可達 100 rpm；另外，腕關節馬達外殼與腕關節之間有設計加入圓錐滾子軸承，以減少馬達因摩擦而流失的力，使機構轉動更加滑順。

馬達實際角度的量測則是用磁性編碼器(RMK4-AM4096)來測量，由於量測到的為編碼器脈衝數，後續需根據磁性碼器解析度轉換成實際角度值。規格表如表 2-1。



圖 2-8 BE2-090-06 一對二馬達驅動器

表 2-1 磁性編碼器規格表

	
<p>型號</p>	<p>踝關節 RMK4-AM4096</p>
<p>重量</p>	<p>3g</p>
<p>輸出信號</p>	<p>增量型</p>
<p>最大額定電壓</p>	<p>5.5V</p>
<p>最大輸入電流</p>	<p>100mA</p>
<p>最高可負荷轉速</p>	<p>60000rpm</p>

2.3 膝關節設計

膝關節連接大腿與小腿，在機構設計上，大腿端與小腿端都各有延伸翼板，使魔鬼氈綁帶可以穿過翼板，依此來固定並更加貼合人體，以避免人及外骨骼間產生滑動或干擾。如圖 2-9 所示大腿外骨骼肢與小腿外骨骼肢部分採用用鳩尾槽的方式設計，做成可伸縮式的，可以依照不同的穿戴者的大小腿長度進行伸縮調整，膝關節機構屈曲伸直之容許量為 100 度至 -20 度，外殼部分也有設計極限邊緣，如圖 2-10，以此來避免馬達控制範圍超過人體肢體可到達之角度，而導致穿戴者受傷或是機構受損。

鳩尾槽設計



圖 2-9 膝關節硬體實體圖

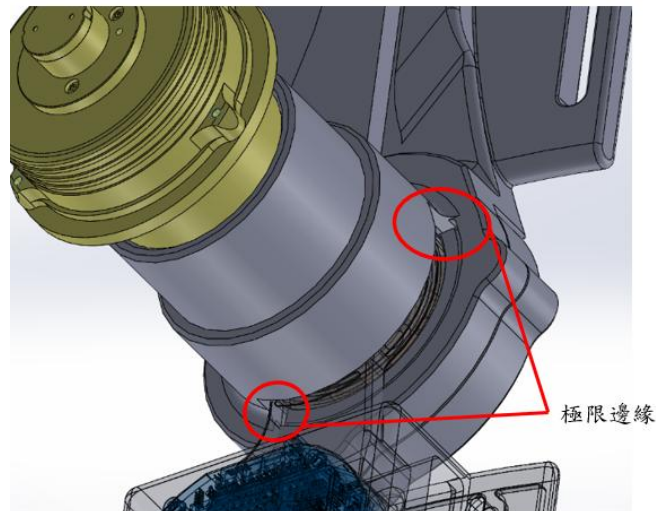


圖 2-10 膝關節馬達設計透視圖

膝關節馬達使用 Maxon 直流無刷馬達 (ECI52 \varnothing 52mm, 60W)，並使用 Copley 的 IEL-060-15 馬達驅動器進行驅動，馬達配有一減速機構 (1:46)，如圖 2-11 所示；髖關節馬達外殼與馬達的配合設計中，有加入圓錐滾子軸承，以減少馬達因摩擦而降低輸出力矩，使機構轉動更加滑順。在 24V 之額定電壓下，最高可達 7.55 N-m 瞬間扭矩；馬達本身帶有編碼器，編碼器連接到 IEL-060-15 馬達驅動器，再透過對馬達驅動器讀取得到編碼器的脈衝數，後續再根據編碼器解析度進行計算，得知膝關節馬達實際角度值。髖與膝馬達規格表如表 2-2，髖與膝馬達驅動器規格表如表 2-3，電源供應器規格表如表 2-4。



圖 2-11 膝關節馬達實體圖

表 2-2 腕關節及膝關節馬達規格表

		
型號	腕關節 FLA-14A-50FB-H-48	膝關節 ECI52 Ø52mm, 60W
重量	720 g	168 g
額定瓦數	約 16 W	60 W
額定電壓	48V	24 V
空載轉速	100 rpm	3930 rpm
額定轉速	60 rpm	3310 rpm
額定扭力	2.6 N·m	164 mN·m
額定電流	1.5 A	2.74 A
最大扭力	11.2 N·m	1920 mN·m

表 2-3 腕關節及膝關節馬達驅動器規格表



		
型號	腕關節 BE2-090-06	膝關節 IEL-060-15
重量	約 450g	約 45g
尺寸(長度×寬度×高度)	146 mm × 127 mm × 36 mm	60 x 62 x 22.78 mm
工作電壓 Vcc	24-72 V	14-60 V
輸出電壓	24-72 V	14-60 V
輸出電流 I_{cont}/I_{max}	6A/18A	7.5A/15A
供馬達最大功率	約 400W	約 450 W
馬達最大轉速限度	250000rpm	150000rpm

表 2-4 電源供應器規格表

	
型號	電源供應器 MW LRS-350-48
尺寸(長度×寬度×高度)	215 × 115 × 30 mm
重量	840 g
輸入電壓範圍	AC 85–264V ; DC 120–373V
輸出電壓	48V DC
輸出電流	7.3 A
最大輸出功率	350.4 W
效率	90.5%

第三章 髖膝外骨骼機器人控制器設計

3.1 外骨骼機器人之無模型控制 (Model-Free Control)

本研究亦採用無模型控制 (MFC) 作為輔助控制策略之一，以提升外骨骼控制系統在動態環境與受試者個體差異下的強健性與實用性。無模型控制的主要優點在於不需依賴精確數學模型，即可實現具有強健性與即時性的控制，尤其適合像外骨骼這類因個體差異與生物動作複雜性而難以建模的系統。在傳統模型控制下，參數設定不當或模型誤差常導致控制性能下降，但無模型控制能動態補償這些不確定性。

例如在外骨骼步態控制中，使用者的實際肢體運動與期望軌跡之間常會存在誤差，而無模型控制可即時根據實際輸出狀態修正控制輸入，進而降低軌跡誤差所帶來的人機對抗，提升控制系統的穩定性與安全性。無模型控制中，會將原始複雜的系統轉換為一個簡化的超局部模型 (Ultra-Local Model) 結構，方程式表示如下[13]：

$$\dot{\mathbf{y}}(t) = \mathbf{F}(t) + \alpha \mathbf{u}(t) \quad (3.1)$$

如圖 3-1 所示， $\mathbf{y}(t)$ 為系統輸出， $\mathbf{u}(t)$ 為控制輸入， α 為常數比例係數，而 $\mathbf{F}(t)$ 則代表系統中所有未知的非線性動態與外部擾動之總合。透過數值方法對 $\mathbf{F}(t)$ 進行即時估測，便可設計控制律實現精準控制。

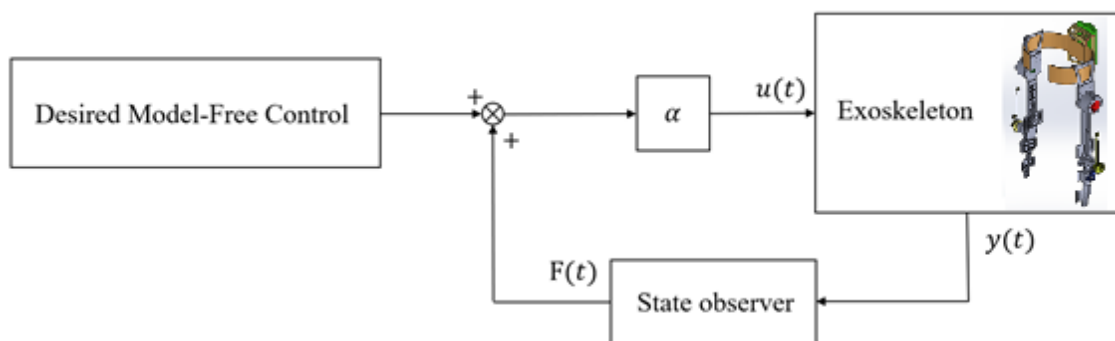


圖 3-1 無模型控制之基本概念圖

因已知外骨骼系統受到慣性(M)-柯氏力(C)-重力(G)影響，以下根據(3.1)改寫超局部模型：

$$\mathbf{M}(\boldsymbol{\theta})\ddot{\boldsymbol{\theta}} + \mathbf{C}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}})\dot{\boldsymbol{\theta}} + \mathbf{G}(\boldsymbol{\theta}) = \boldsymbol{\tau}_e + \boldsymbol{\tau}_h \quad (3.2)$$

於式(3.2)中， $\boldsymbol{\theta} = \begin{bmatrix} \theta_{hip} \\ \theta_{knee} \end{bmatrix}$ 為外骨骼輸出之角度， $\boldsymbol{\tau}_e = \begin{bmatrix} \tau_{hip} \\ \tau_{knee} \end{bmatrix}$ 為外骨骼所需輸出之扭矩， $\boldsymbol{\tau}_h = \begin{bmatrix} \tau_{h-hip} \\ \tau_{h-knee} \end{bmatrix}$ 為人體所施之扭矩，在此將其視為對外骨骼的外部干擾， $\mathbf{M}(\boldsymbol{\theta})$ 為慣性矩陣， $\mathbf{C}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}})$ 為柯氏力矩陣， $\mathbf{G}(\boldsymbol{\theta})$ 為重力矩陣。

將式(3.2)進行移項改寫成：

$$\ddot{\boldsymbol{\theta}} = \mathbf{M}^{-1}(\boldsymbol{\tau}_h - \mathbf{C}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}})\dot{\boldsymbol{\theta}} - \mathbf{G}(\boldsymbol{\theta})) + \mathbf{M}^{-1}\boldsymbol{\tau}_e \quad (3.3)$$

令 $\boldsymbol{\tau}_e = \mathbf{u} = \begin{bmatrix} u_{hip} \\ u_{knee} \end{bmatrix}$ ，可得：

$$\ddot{\boldsymbol{\theta}} = \mathbf{M}^{-1}(\boldsymbol{\tau}_h - \mathbf{C}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}})\dot{\boldsymbol{\theta}} - \mathbf{G}(\boldsymbol{\theta})) + \mathbf{M}^{-1}\mathbf{u} - \mathbf{b}_0\mathbf{u} + \mathbf{b}_0\mathbf{u} \quad (3.4)$$

另設一項人對外骨骼的系統總外擾為 \mathbf{f} ，且 $\mathbf{f} = \mathbf{M}^{-1}(\boldsymbol{\tau}_h - \mathbf{C}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}})\dot{\boldsymbol{\theta}} - \mathbf{G}(\boldsymbol{\theta})) + \mathbf{M}^{-1}\mathbf{u} - \mathbf{b}_0\mathbf{u}$ ，將其代回式(3.4)可得動態方程式為：

$$\ddot{\boldsymbol{\theta}} = \mathbf{f} + \mathbf{b}_0\mathbf{u} \quad (3.5)$$

其中 $\mathbf{b}_0 = \begin{bmatrix} b_{01} & 0 \\ 0 & b_{02} \end{bmatrix}$ 為控制器中可調之增益參數。

若為理想狀況，需消除其未知的外擾，則將控制命令 \mathbf{u} 定義為：

$$\mathbf{u} = \mathbf{b}_0^{-1}(-\hat{\mathbf{f}} + \boldsymbol{\sigma}) \quad (3.6)$$

於式(3.6)中， $\hat{\mathbf{f}} = \begin{bmatrix} \hat{z}_{h3} \\ \hat{z}_{k3} \end{bmatrix}$ ， $\hat{\mathbf{f}}$ 為 \mathbf{f} 之估測值， $\boldsymbol{\sigma}$ 為控制器之輸出命令。將式(3.6)

代回式(3.5)，可得：

$$\ddot{\boldsymbol{\theta}} = \mathbf{f} - \hat{\mathbf{f}} + \boldsymbol{\sigma} \quad (3.7)$$

於式(3.7)中，若由觀測器得出的 \hat{f} 近似 f ，則幾乎為消除外擾，可得：

$$\ddot{\theta} \approx \sigma \quad (3.8)$$

由以上推導得外骨骼無模型控制流程，如圖 3-2 所示。

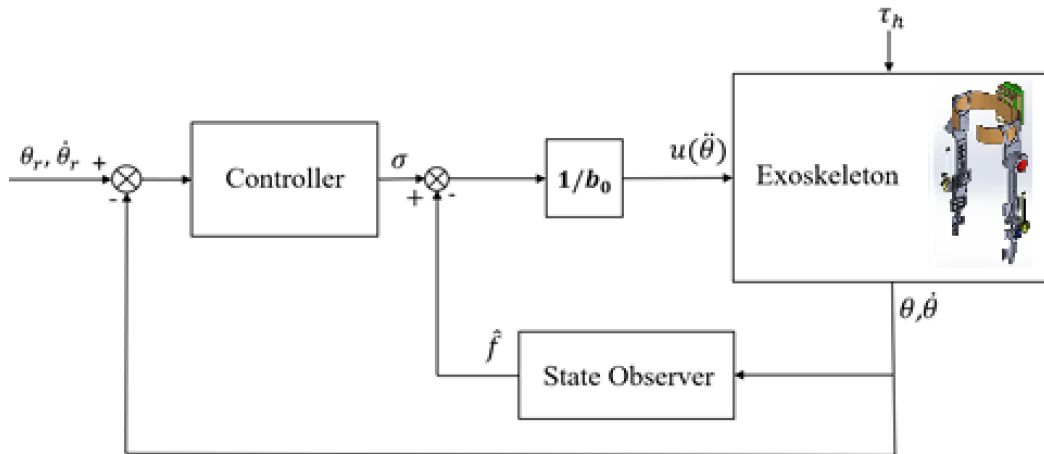


圖 3-2 外骨骼無模型控制之流程圖

3.2 線性狀態擴展觀測器 (Linear Extended State Observer, LESO)

在線性或非線性控制系統中，狀態觀測器 (State Observer) 的功能是根據輸入與輸出，推估系統中無法直接量測的狀態變數。而狀態擴展觀測器 (ESO) 進一步擴充了觀測的對象，將系統中所有未知的內部動態與外部擾動合併成一個等效擾動，一起視為新的狀態變數進行估測，如圖 3-3 所示。

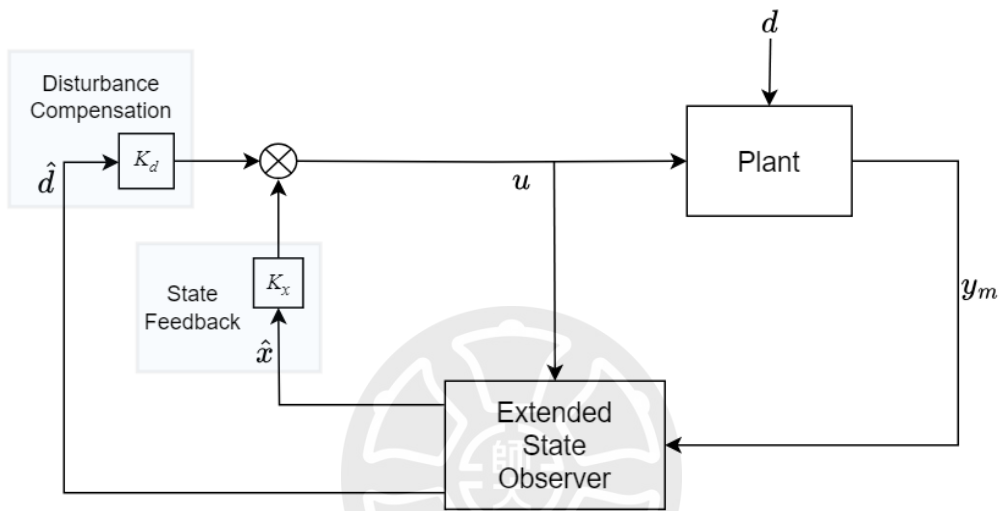


圖 3-3 狀態觀測器之流程圖[21]

其中 \hat{x} 為觀測器推估之系統狀態， \hat{d} 為觀測器推估的總外擾， y_m 為量測到系統實際輸出。 K_x, K_d 為設計的增益矩陣。

本研究使用線性狀態擴展觀測器 (LESO) 是 ESO 的一種簡化實現形式，假設系統為線性或可近似線性化，使用線性觀測器設計法進行建構，能有效估測未知擾動與非理想因素，如摩擦力、外力干擾、模型誤差等。

在 3-1 節中推導求得系統動態方程式，接著我們透過轉換動態方程式得

下列方程式：

$$\begin{cases} x_{j1} = \theta_j = y_j \\ x_{j3} = f_j \\ \dot{x}_{j1} = x_{j2} \\ \dot{x}_{j2} = x_{j3} + b_{0j}u_j \\ \dot{x}_{j3} = n_j \end{cases}, \quad j = h, k. \quad (3.9)$$

其中設 $\mathbf{y} = \mathbf{x}_1 = \boldsymbol{\theta}$ ， $\mathbf{f} = \mathbf{x}_3$ ， $\dot{\mathbf{f}} = \mathbf{n}$ ， h 表示為髖關節， k 表示為膝關節。

$x_{j3} = f_j$ 為對系統之總外擾，並將其寫作狀態方程式形式：

$$\begin{cases} \dot{\mathbf{x}} = \mathbf{A}\mathbf{x} + \mathbf{B}\mathbf{u} + \mathbf{E}\mathbf{n} \\ \mathbf{y} = \mathbf{C}\mathbf{x} \end{cases} \quad (3.10)$$

其中

$$\dot{\mathbf{x}} = [\dot{x}_{h1} \quad \dot{x}_{h2} \quad \dot{x}_{h3} \quad \dot{x}_{k1} \quad \dot{x}_{k2} \quad \dot{x}_{k3}]^T,$$

$$\mathbf{x} = [x_{h1} \quad x_{h2} \quad x_{h3} \quad x_{k1} \quad x_{k2} \quad x_{k3}]^T,$$

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{B} = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ b_1 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & b_2 \\ 0 & 0 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{C} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{E} = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 1 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{n} = \dot{\mathbf{f}} = \begin{bmatrix} \dot{f}_h \\ \dot{f}_k \end{bmatrix}$$

由於系統的狀態方程式中外擾微分 n 無法直接測量，因此根據(3.10)另定義一觀測器的狀態方程式：

$$\begin{cases} \dot{\mathbf{z}} = \mathbf{A}\mathbf{z} + \mathbf{B}\mathbf{u} + \mathbf{L}(\mathbf{y} - \hat{\mathbf{y}}) \\ \hat{\mathbf{y}} = \mathbf{C}\mathbf{z} \end{cases} \quad (3.11)$$

$$\mathbf{z} = \begin{bmatrix} z_{h1} \\ z_{h2} \\ z_{h3} \\ z_{k1} \\ z_{k2} \\ z_{k3} \end{bmatrix} \text{ 為觀測器位置狀態向量， } \mathbf{L} = \begin{bmatrix} \beta_{h1} & 0 \\ \beta_{h2} & 0 \\ \beta_{h3} & 0 \\ 0 & \beta_{k1} \\ 0 & \beta_{k2} \\ 0 & \beta_{k3} \end{bmatrix} \text{ 為觀測器增益矩陣。}$$

將式(3.11)整理得：

$$\dot{\mathbf{z}} = \mathbf{A}\mathbf{z} + \mathbf{B}\mathbf{u} + \mathbf{L}(\mathbf{y} - \mathbf{C}\mathbf{z}) = [\mathbf{A} - \mathbf{L}\mathbf{C}]\mathbf{z} + \mathbf{B}\mathbf{u} + \mathbf{L}\mathbf{y} \quad (3.12)$$

可將其觀測器的狀態方程式寫作分量形式表示，以便後續求得外擾 \mathbf{f} ：

$$\begin{cases} \dot{z}_{j1} = z_{j2} + \beta_{j1}(y_j - \hat{y}_j) \\ \dot{z}_{j2} = z_{j3} + b_{0j}u_j + \beta_{j2}(y_j - \hat{y}_j) \\ \dot{z}_{j3} = \beta_{j3}(y_j - \hat{y}_j) \\ \hat{y}_j = C_j z_j = x_{j1} \end{cases}, j = h, k \quad (3.13)$$

後續需根據觀測器之增益矩陣 \mathbf{L} 中的 β_j 參數代至式(3.13)來求得估測之總外擾 $\hat{\mathbf{f}}$ ，並由式(3.10)及式(3.11)相減可得其觀測誤差：

$$\begin{cases} \mathbf{e} = \mathbf{x} - \mathbf{z} \\ \dot{\mathbf{e}} = \dot{\mathbf{x}} - \dot{\mathbf{z}} \end{cases} \quad (3.14)$$

再由式(3.14)代入式(3.10)及式(3.11)中可得到：

$$\begin{aligned} \dot{\mathbf{e}} &= (\mathbf{A}\mathbf{x} + \mathbf{B}\mathbf{u} + \mathbf{E}\mathbf{n}) - \mathbf{A}\mathbf{z} + \mathbf{B}\mathbf{u} + \mathbf{L}(\mathbf{y} - \hat{\mathbf{y}}) \\ &= \mathbf{A}_e \mathbf{e} + \mathbf{E}\mathbf{n} \end{aligned} \quad (3.15)$$

$$\text{其中 } \mathbf{A}_e = \mathbf{A} - \mathbf{L}\mathbf{C} = \begin{bmatrix} -\beta_{h1} & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -\beta_{h2} & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ -\beta_{h3} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -\beta_{k1} & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -\beta_{k2} & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & -\beta_{k3} & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.16)$$

接著再使用極點配置將極點設於 $-\omega_n$ 及 $-\omega_m$ ，可用特徵多項式求得其增益矩陣。因髖關節及膝關節為兩項獨立分開，所以在極點配置法中，也將其分開進行求解。 \mathbf{A}_e 的特徵多項式為 $A_j(\lambda_j) = |\mathbf{A}_e - \lambda_j \mathbf{I}|$ ，可得：

$$\begin{aligned} A_h(\lambda_h) &= (\lambda_h + \omega_n)^3 = \lambda_h^3 + \beta_{h1} \lambda_h^2 \\ &\quad + \beta_{h2} \lambda_h + \beta_{h3} \end{aligned} \quad (3.17)$$

$$\begin{aligned} A_k(\lambda_k) &= (\lambda_k + \omega_m)^3 = \lambda_k^3 + \beta_{k1} \lambda_k^2 \\ &\quad + \beta_{k2} \lambda_k + \beta_{k3} \end{aligned} \quad (3.18)$$

將式(3.17)及式(3.18)整理得：

$$\begin{cases} \beta_{h1} = 3\omega_n \\ \beta_{h2} = 3\omega_n^2 \\ \beta_{h3} = \omega_n^3 \\ \beta_{k1} = 3\omega_m \\ \beta_{k2} = 3\omega_m^2 \\ \beta_{k3} = \omega_m^3 \end{cases} \quad (3.19)$$

將式(3.19)代回觀測器之增益矩陣 \mathbf{L} 及式(3.13)，可得：

$$\mathbf{L} = \begin{bmatrix} 3\omega_n & 0 \\ 3\omega_n^2 & 0 \\ \omega_n^3 & 0 \\ 0 & 3\omega_m \\ 0 & 3\omega_m^2 \\ 0 & \omega_m^3 \end{bmatrix} \quad (3.20)$$

$$\begin{cases} \dot{z}_{h1} = z_{h2} + 3\omega_n y_h - 3\omega_n z_{h1} \\ \dot{z}_{h2} = z_{h3} + b_{0h} u_h + 3\omega_n^2 y_h - 3\omega_n^2 z_{h1} \\ \dot{z}_{h3} = \omega_n^3 y_h - \omega_n^3 z_{h1} \\ \dot{z}_{k1} = z_{k2} + 3\omega_m y_k - 3\omega_m z_{k1} \\ \dot{z}_{k2} = z_{k3} + b_{0k} u_k + 3\omega_m^2 y_k - 3\omega_m^2 z_{k1} \\ \dot{z}_{k3} = \omega_m^3 y_k - \omega_m^3 z_{k1} \end{cases} \quad (3.21)$$

將式(3.21)代回估測之總外擾 $\hat{\mathbf{f}} = \begin{bmatrix} z_{h3} \\ z_{k3} \end{bmatrix}$ ，可得：

$$\begin{cases} z_{h3} = (\omega_n^3 y_h - \omega_n^3 z_{h1})\Delta t \\ z_{k3} = (\omega_m^3 y_k - \omega_m^3 z_{k1})\Delta t \end{cases} \quad (3.22)$$

$\hat{\mathbf{f}} = \begin{bmatrix} z_{h3} \\ z_{k3} \end{bmatrix}$ 為 LESO 所估算求得之外擾，後續將依此 $\hat{\mathbf{f}}$ 代回(3.6)求得最終控制命令 \mathbf{u} 。



3.3 無模型具線性狀態擴展觀測器之非奇異快速終端滑模超扭轉控制 (MF-LESO-NFTSM-STC)

在 3-1 節與 3-2 節中，我們確立了外骨骼無模型系統動態方程式和 LESO 的建置，接下來根據文獻[23]設計一控制器，目標為快速收斂、抗干擾能力強以及低抖動輸出。

因此本研究使用非奇異快速終端滑模控制（Nonsingular Fast Terminal Sliding Mode Control, NFTSMC），相較傳統滑模控制（SMC），NFTSM 解決了奇異點的問題，並在收斂速度上有極大的提升。由於滑模控制存在抖動問題，因此在此加入超扭轉控制（Super-Twisting Control, STC）來降低抖動現象，並保持有限時間收斂，如圖 3-4 所示。

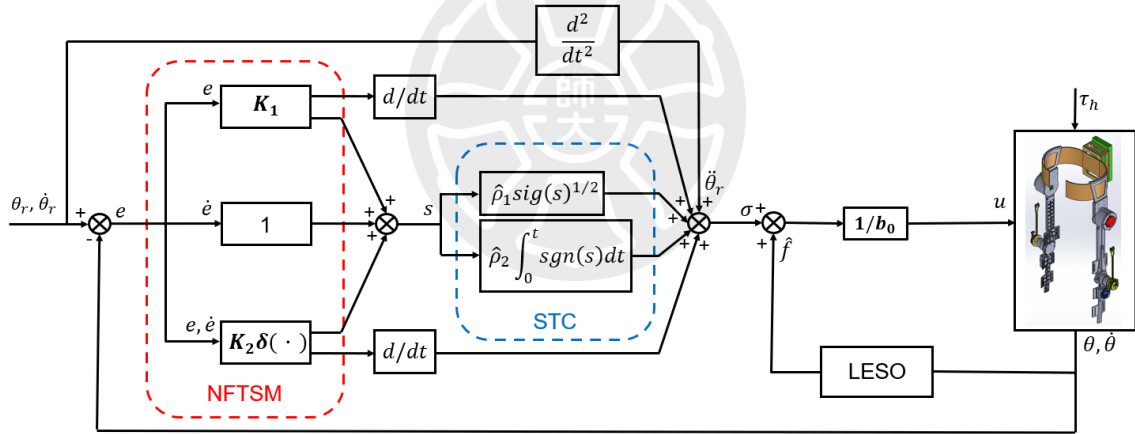


圖 3-4 MF-LESO-NFTSM-STC 之流程圖

首先，我們將滑模面設計為：

$$s = \dot{e} + K_1 e + K_2 \delta(e) \quad (3.23)$$

其中， $e = \theta_r - \theta$ 被定義為跟隨誤差， K_1 和 K_2 是常數控制參數矩陣。

$\delta(e)$ 為切跳控制項，被設計為：

$$\delta(e)_i = \begin{cases} sig(\tilde{e}_i)^{\alpha_i}, & \tilde{s}_i = 0 \vee \tilde{s}_i \neq 0, |\tilde{e}_i| \geq \Delta_i \\ \gamma_{1i} \tilde{e}_i + \gamma_{2i} sig(\tilde{e}_i)^2, & \tilde{s}_i \neq 0, |\tilde{e}_i| \leq \Delta_i \end{cases} \quad (3.24)$$

其中， $\tilde{s}_i = \dot{\tilde{e}}_i + K_{1i} \tilde{e}_i + K_{2i} sig(\tilde{e}_i)^{\alpha_i}$ ， $\alpha_i \in (0.5, 1)$ ， $\Delta_i > 0$ ， $i = 1 \sim n$ ，

Δ_i 最小值透過實驗設計。 $\text{sig}(x)^y = |x|^y \text{sgn}(y)$ ，參數 γ_{1i} 和 γ_{2i} 的設計為：

$$\begin{aligned}\gamma_{1i} &= (2 - \alpha_i)\Delta_i^{\alpha_i-1} \\ \gamma_{2i} &= (\alpha_i - 1)\Delta_i^{\alpha_i-2}\end{aligned}\quad (3.25)$$

使用式(3.25)設計的 NFTSM 面是連續且無奇異點的。為了進一步證明這些特性，我們對式(3.24)進行時間微分，得到：

$$\dot{\delta}(\tilde{e})_i = \begin{cases} \alpha_i |\tilde{e}_i|^{\alpha_i-1} \dot{\tilde{e}}_i, & \tilde{s}_i = 0 \quad \vee \quad \tilde{s}_i \neq 0, \quad |\tilde{e}_i| \geq \Delta_i \\ \gamma_{1i} \dot{\tilde{e}}_i + 2\gamma_{2i} |\tilde{e}_i| \dot{\tilde{e}}_i, & \tilde{s}_i \neq 0, \quad |\tilde{e}_i| \leq \Delta_i \end{cases} \quad (3.26)$$

如式(3.26)所示，因無出現 e 為分母的項，側面證明奇異點問題已被有效解決。通過設置 $|\tilde{e}_i|$ 的最小值，成功地減輕了 $\alpha_i |\tilde{e}_i|^{\alpha_i-1} \dot{\tilde{e}}_i$ 可能出現的奇異點問題。當 $|\tilde{e}_i|$ 從設計的最小值 Δ_i 收斂到零時，將應用另一種 NFTSM 表面設計。這樣，奇異點問題得到了成功解決。同時，NFTSM 面仍然可以通過上述等式保持連續性。

在滑動模式階段，使用上述 NFTSM (3.23) – (3.25)，可以有效地獲得快速收斂和高精度，而在到達階段則將使用 STC 來實現良好的控制性能。STC 設計為：

$$\begin{aligned}\dot{s} &= -\hat{\rho}_1 \text{sig}(s)^{1/2} + \sigma \\ \dot{\sigma} &= -\hat{\rho}_2 \text{sgn}(s)\end{aligned}\quad (3.27)$$

其中，參數 $\hat{\rho}_{1i}$ 和 $\hat{\rho}_{2i}$ 根據以下等式進行更新：

$$\hat{\rho}_{1i} = \begin{cases} -\mu, & \text{if } \hat{\rho}_{1i} \geq \rho_{1 \max_i} \\ \zeta_i \text{sgn}(|s_i| - \eta_i), & \text{if } \rho_{1 \min_i} < \hat{\rho}_{1i} < \rho_{1 \max_i} \\ \mu, & \text{if } \hat{\rho}_{1i} \leq \rho_{1 \min_i} \end{cases} \quad (3.28)$$

$$\dot{\hat{\rho}}_{2i} = \frac{1}{2} \phi_i \hat{\rho}_{1i} \quad (3.29)$$

μ_i, ζ_i, η_i 是需要通過模擬或實驗調整的常數參數。

結合設計的 NFTSM(3.23)- (3.25)和 STC(3.27)-(3.29)，我們提出了以下 NFTSM-STC 控制方案：

$$\mathbf{u} = \mathbf{b}_0^{-1}(-\hat{\mathbf{f}} + \boldsymbol{\sigma}) \quad (3.30)$$

$$\begin{aligned} \boldsymbol{\sigma} = & \ddot{\boldsymbol{\theta}}_r + \mathbf{K}_1 \dot{\mathbf{e}} + \mathbf{K}_2 \dot{\boldsymbol{\delta}}(\mathbf{e}) + \hat{\boldsymbol{\rho}}_1 \mathbf{sig}(\mathbf{s})^{1/2} \\ & + \hat{\boldsymbol{\rho}}_2 \int_0^t \mathbf{sgn}(\mathbf{s}) dt \end{aligned} \quad (3.31)$$

將以上控制器結果與無模型動態方程式、LESO 觀測器結合，在假設為理想狀況，即外擾完全消除，則得出 NFTSM-STC 控制器的輸出命令，髖關節 u_h 及膝關節 u_k ：

$$\begin{aligned} u_h = & \frac{1}{b_{0h}} [-(\omega_n^3 \theta_h - \omega_n^3 z_{h1}) \Delta t + \ddot{\theta}_{rh} + K_{1h} \dot{e}_h + K_{2h} \dot{\delta}(e_h) \\ & + \hat{\rho}_{1h} \mathbf{sig}(s)^{1/2} + \hat{\rho}_{2h} \int_0^t \mathbf{sgn}(s) dt] \\ u_k = & \frac{1}{b_{0k}} [-(\omega_m^3 \theta_k - \omega_m^3 z_{k1}) \Delta t + \ddot{\theta}_{rk} + K_{1k} \dot{e}_k + K_{2k} \dot{\delta}(e_k) \\ & + \hat{\rho}_{1k} \mathbf{sig}(s)^{1/2} + \hat{\rho}_{2k} \int_0^t \mathbf{sgn}(s) dt] \end{aligned}$$

3.4 LESO-NFTSM-STC 穩定度證明

為驗證本研究所提出的 NFTSM-STC 控制方法之穩定性，本節參考文獻[24]所採用的方法，並針對單自由度 (I-DOF) 系統進行簡化分析與理論推導。

首先，我們引用實用有限時間穩定性 (Practical Finite-Time Stability, PFS) 的定義。對於一個非線性系統： $\dot{x} = f(x, u)$ ，若對任意初始狀態 x_0 ，存在一個正數 $a > 0$ 以及一個有限時間 $T(a, x_0) < \infty$ ，使得對所有 $t \geq t_0 + T$ 都滿足： $\|x(t)\| < a$ 則此系統被稱為實用有限時間穩定系統 (PFS)。

根據文獻中的一則引理，若存在一個連續的李雅普諾夫函數 $V(x)$ ，並且滿足以下條件：

$$\dot{V}(x) \leq -aV^b(x) + c, \quad a > 0, \quad 0 < b < 1, \quad 0 < c < \infty \quad (3.32)$$

則系統為 PFS，且系統狀態將在有限時間內被限制於以下有界區間內：

$$\lim_{\delta \rightarrow \delta_0} x \in \left(V^b(x) \leq \frac{c}{(1-\delta)a} \right), \quad 0 < \delta_0 < 1 \quad (3.33)$$

而系統狀態進入此區間所需的最長時間為：

$$T \leq \frac{V^{1-b}(x_0)}{a\delta_0(1-b)} \quad (3.34)$$

接著將控制律(3.27)代入外骨骼系統的動態方程(3.5)中可得：

$$\begin{aligned} \dot{s}_i &= -\hat{\rho}_{1i} \text{sig}(s_i)^{1/2} + \sigma_i \\ \dot{\sigma}_i &= -\hat{\rho}_{2i} \text{sgn}(s_i) + \dot{\varepsilon}_i \end{aligned} \quad (3.35)$$

其中 $\varepsilon_i = f_i - \hat{f}_i$ 表示 LESO 觀測器誤差。

步驟 1：重新表示系統動態方程(3.35)，以容易使用的李雅普諾夫方法。引入一個新的向量 $\mathbf{z}_i = [z_{1i} \ z_{2i}]^T = [\text{sig}(s_i)^{1/2} \ \sigma_i]^T$ ，則式(3.35)可以重新表達為：

$$\begin{aligned} \dot{z}_{1i} &= \frac{1}{2|z_{1i}|} (-\hat{\rho}_{1i}z_{1i} + z_{2i}) \\ \dot{z}_{2i} &= -\frac{\hat{\rho}_{2i}}{|z_{1i}|} z_{1i} + \dot{\varepsilon}_i \end{aligned} \quad (3.36)$$

組合成矩陣形式如下：

$$\begin{bmatrix} \dot{z}_{1i} \\ \dot{z}_{2i} \end{bmatrix} = \frac{1}{2|z_{1i}|} \underbrace{\begin{bmatrix} -\hat{\rho}_{1i} & 1 \\ -2\hat{\rho}_{2i} & 0 \end{bmatrix}}_{A(z_{1i})} \begin{bmatrix} z_{1i} \\ z_{2i} \end{bmatrix} + \frac{1}{2|z_{1i}|} \underbrace{\begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 2|z_{1i}| \end{bmatrix}}_{B(z_{1i})} \begin{bmatrix} 1 \\ \dot{\varepsilon}_i \end{bmatrix} \quad (3.37)$$

由於 $\dot{\varepsilon}_i$ 是有界的[25]， $|\dot{\varepsilon}_i| \leq \varpi_{1i}$ ，其中 ϖ_{1i} 是一個正的常數。因此，存在一個有界的函數 $d_{1i}(e, t)$ ，使得 $|d_{1i}(e, t)| \leq \varpi_{1i}$ 成立。然後，我們得到：

$$\dot{\varepsilon}_i = -d_{1i}(e, t) \text{sgn}(z_{1i}) = -d_{1i}(e, t) \frac{z_{1i}}{|z_{1i}|} \quad (3.38)$$

將(3.38)代回(3.37)，我們得到：

$$\begin{bmatrix} \dot{z}_{1i} \\ \dot{z}_{2i} \end{bmatrix} = \bar{A}(z_{1i}) \begin{bmatrix} z_{1i} \\ z_{2i} \end{bmatrix} \quad (3.39)$$

其中 $\bar{A}(z_{1i}) = \frac{1}{2|z_{1i}|} \begin{bmatrix} -\hat{\rho}_{1i} & 1 \\ -2\hat{\rho}_{2i} - 2d_{1i}(e, t) & 0 \end{bmatrix}$ 。

步驟 2：進行穩定性分析。選擇如下的李雅普諾夫函數：

$$V = (z_{1i}, z_{2i}, \hat{\rho}_{1i}, \hat{\rho}_{2i}) = V_0(z_i) + \frac{1}{2}(\hat{\rho}_{1i} - \rho_{1i})^2 + \frac{1}{2}(\hat{\rho}_{2i} - \rho_{2i})^2 \quad (3.40)$$

其中， V_0 定義為：

$$\begin{aligned} V_0(\mathbf{z}_i) &= (h_i + \phi_i^2)z_{1i}^2 - 2z_{1i}z_{2i}\phi_i + z_{2i}^2 = \mathbf{z}_i^T \mathbf{P}_i \mathbf{z}_i \\ \mathbf{P}_i &= \begin{bmatrix} h_i + \phi_i^2 & -\phi_i \\ -\phi_i & 1 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (3.41)$$

其中 $h_i, \rho_{1i}, \rho_{2i}$ 是一些正數。需要注意的是，自適應控制參數 $\hat{\rho}_{1i}$ 和 $\hat{\rho}_{2i}$ 由向量 \mathbf{z}_i 決定。因此，所選的李雅普諾夫函數實際上是 \mathbf{z}_i 的函數，這意味著： $V(z_{1i}, z_{2i}, \hat{\rho}_{1i}, \hat{\rho}_{2i})$ 可以進一步表達為 $V(\mathbf{z}_i)$ 。同時，當 $h_i > 0$ 且 θ_i 為

任意實數時， \mathbf{P} 會是正定的。另一方面，對於 $V_0(\mathbf{z}_i)$ ，以下不等式成立：

$$\lambda_{\min}\{\mathbf{P}_i\}\|\mathbf{z}_i\|_2^2 \leq V_0(\mathbf{z}_i) \leq \lambda_{\max}\{\mathbf{P}_i\}\|\mathbf{z}_i\|_2^2 \quad (3.42)$$

其中， $\lambda_{\max}\{\mathbf{P}_i\}$ 和 $\lambda_{\min}\{\mathbf{P}_i\}$ 分別表示 \mathbf{P}_i 的最大和最小特徵值，而 $\|\mathbf{z}_i\|_2^2 = |s_i| + \sigma_i^2$ 是 \mathbf{z}_i 的歐幾里得範數。

備註：對於所選擇的李雅普諾夫候選函數 $V(\mathbf{z}_i)$ ，它是連續的，但由於在 z_{1i} 處不可微，因此並非局部利普希茨連續。因此，廣泛使用的李雅普諾夫第二方法在此將無效。另一方面，根據 Zubov 定理[28,29]，收斂性質仍然可以得到保證，因為該定理僅要求李雅普諾夫候選函數的連續性。同時，在 $z_{1i} = 0$ 處，將使用文獻[27,29,30]中提出的論點。

接著對(3.40)式對時間進行微分並考慮到(3.39)式，我們得到：

$$\begin{aligned} \dot{V}(\mathbf{z}_i) = & \mathbf{z}_i^T [\bar{A}^T(z_{1i})\mathbf{P}_i + \mathbf{P}_i\bar{A}(z_{1i})]\mathbf{z}_i \\ & + (\hat{\rho}_{1i} - \rho_{1i})\hat{\rho}_{1i} + (\hat{\rho}_{2i} - \rho_{2i})\hat{\rho}_{2i} \end{aligned} \quad (3.43)$$

(3.43)式右邊的第一項進一步表示為：

$$\dot{V}_0(\mathbf{z}_i) = \mathbf{z}_i^T [\bar{A}^T(z_{1i})\mathbf{P}_i + \mathbf{P}_i\bar{A}(z_{1i})]\mathbf{z}_i = -\frac{1}{2|z_{1i}|} \mathbf{z}_i^T \mathbf{Q}_i \mathbf{z}_i \quad (3.44)$$

對稱矩陣 \mathbf{Q} 表示為：

$$\mathbf{Q}_i = \begin{bmatrix} Q_{i,11} & Q_{i,12} \\ Q_{i,21} & Q_{i,22} \end{bmatrix} \quad (3.45)$$

其中， $Q_{i,11} = 2\hat{\rho}_{1i}h_i - 4\phi_i d_{1i}$ ， $Q_{i,12} = Q_{i,21} = 2d_{1i} - h_i - \phi_i^2$ ， $Q_{i,22} = 2\phi_i$ 。

當 $\mathbf{Q}_i > 0$ 時， $\dot{V}_0(\mathbf{z}_i)$ 將是負定的，這可以通過以下條件輕鬆滿足：

$$\hat{\rho}_{1i} > \frac{2d_{1i} - h_i - \phi_i^2}{4\phi_i h_i} + \frac{2\phi_i d_{1i}}{h_i} \quad (3.46)$$

對於(3.44)式，以下不等式將成立：

$$\dot{V}_0(\mathbf{z}_i) \leq -\frac{1}{2|z_{1i}|} \lambda_{\min}(\mathbf{Q}_i) \|\mathbf{z}_i\|_2^2 \quad (3.47)$$

考慮到 $|z_{1i}| = |s_i|^{1/2} \leq \|z_i\|_2 \leq V_0^{1/2}(z_i)/\lambda_{\min}^{1/2}\{\mathbf{P}_i\}$, (3.42)和(3.44) , 可以得到:

$$\begin{aligned} \dot{V}_0 &\leq -\frac{1}{2|z_1|} \lambda_{\min}\{\mathbf{Q}\} \|z\|_2^2 \\ &\leq \frac{1}{2V_0^{1/2}(z)/\lambda_{\min}^{1/2}\{\mathbf{P}\}} \lambda_{\min}\{\mathbf{Q}\} \|z\|_2^2 \\ &\leq -\frac{\lambda_{\min}\{\mathbf{Q}\} \lambda_{\min}^{1/2}\{\mathbf{P}\}}{2V_0^{1/2}(z)} \frac{V_0(z)}{\lambda_{\max}\{\mathbf{P}\}} = -rV_0^{1/2} \end{aligned} \quad (3.48)$$

其中 $r = \frac{\lambda_{\min}\{\mathbf{Q}\} \lambda_{\min}^{1/2}\{\mathbf{P}\}}{2\lambda_{\max}\{\mathbf{P}\}}$ 。

將(3.48)代入(3.43), 我們得到:

$$\begin{aligned} \dot{V}(z_i) &\leq -rV_0^{1/2} + \tilde{\rho}_{1i}\dot{\hat{\rho}}_{1i} + \tilde{\rho}_{2i}\dot{\hat{\rho}}_{2i} \\ &= -rV_0^{1/2} - \frac{\zeta_1}{\sqrt{2}} |\tilde{\rho}_{1i}| - \frac{\zeta_2}{\sqrt{2}} |\tilde{\rho}_{2i}| \\ &\quad + \tilde{\rho}_{1i}\dot{\hat{\rho}}_{1i} + \tilde{\rho}_{2i}\dot{\hat{\rho}}_{2i} + \frac{\zeta_1}{\sqrt{2}} |\tilde{\rho}_{1i}| + \frac{\zeta_2}{\sqrt{2}} |\tilde{\rho}_{2i}| \end{aligned} \quad (3.49)$$

其中 $\tilde{\rho}_{1i} = \hat{\rho}_{1i} - \rho_{1i}$, $\tilde{\rho}_{2i} = \hat{\rho}_{2i} - \rho_{2i}$ 。

考慮到不等式 $(x^2 + y^2 + z^2)^{1/2} \leq |x| + |y| + |z|$, 以及李雅普諾夫函數 $V(z_i)$ 的定義(3.40), 我們得到:

$$-rV_0^{1/2} - \frac{\zeta_1}{\sqrt{2}} |\tilde{\rho}_{1i}| - \frac{\zeta_2}{\sqrt{2}} |\tilde{\rho}_{2i}| \leq -\psi_0 \sqrt{V(z_i)} \quad (3.50)$$

其中 $\psi_0 = \min(r, \zeta_1, \zeta_2)$ 。

結合(3.49)和(3.50), 我們得到:

$$\dot{V}(z_i) \leq -\psi_0 V^{1/2}(z_i) + \tilde{\rho}_{1i}\dot{\hat{\rho}}_{1i} + \tilde{\rho}_{2i}\dot{\hat{\rho}}_{2i} + \frac{\zeta_1}{\sqrt{2}} |\tilde{\rho}_{1i}| + \frac{\zeta_2}{\sqrt{2}} |\tilde{\rho}_{2i}| \quad (3.51)$$

如(3.28)和(3.29)所示， $\hat{\rho}_{1i}$ 和 $\hat{\rho}_{2i}$ 是有界的。因此，我們可以輕鬆地選擇適當大的 ρ_{1i} 和 ρ_{2i} ，使得 $\tilde{\rho}_{1i} = \hat{\rho}_{1i} - \rho_{1i} < 0, \tilde{\rho}_{2i} = \hat{\rho}_{2i} - \rho_{2i} < 0, \forall t \geq 0$ 。因此，(3.51)式變為：

$$\begin{aligned}\dot{V}(\mathbf{z}_i) &\leq -\psi_0 V^{1/2}(\mathbf{z}_i) - |\tilde{\rho}_{1i}| \left(\dot{\hat{\rho}}_{1i} - \frac{\zeta_1}{\sqrt{2}} \right) - |\tilde{\rho}_{2i}| \left(\dot{\hat{\rho}}_{2i} - \frac{\zeta_2}{\sqrt{2}} \right) \\ &= -\psi_0 V^{1/2}(\mathbf{z}_i) + X_i\end{aligned}\quad (3.52)$$

其中 $X_i = -|\tilde{\rho}_{1i}| \left(\dot{\hat{\rho}}_{1i} - \frac{\zeta_1}{\sqrt{2}} \right) - |\tilde{\rho}_{2i}| \left(\dot{\hat{\rho}}_{2i} - \frac{\zeta_2}{\sqrt{2}} \right)$ 。

顯然， X_i 是有界的，考慮到 $\hat{\rho}_{1i}, \tilde{\rho}_{1i}, \hat{\rho}_{2i}, \tilde{\rho}_{2i}$ 的有界性。根據前面提到的引理， \mathbf{z}_i 將在有限時間內有界，這意味著 NFTSM 變量 s_i 也會在有限時間內有界。基於 NFTSM 流形的理論結果[26,27]，控制誤差 e 將在有限時間內有界。由此，閉迴路控制系統的穩定性得以證明。



第四章 髌-膝外骨骼機器人之步行實驗

4.1 步行實驗介紹

本章節將進行髌-膝外骨骼機器人步行實驗，受試者實際實驗圖如圖 4-1 所示。首先幫助受試者將外骨骼穿上，並請受試者維持正常站立姿態，注意雙腳需與肩同寬，以保證髌關節與膝關節屈伸伸直方向為垂直地面的 y 軸，接下來將髌關節與膝關節馬達編碼器進行歸零，以確保接下來步行動作編碼器數值的準確性。



圖 4-1 受試者實際實驗圖

馬達編碼器歸零之後，將會啟動馬達編碼器讀取程式，並請受試者進行正常步行，實驗動作分割圖如圖 4-2。程式開始後，將會讀取受試者健康肢的髖關節與膝關節馬達編碼器的數值，並有同步計時器對每一筆髖膝關節讀取到的編碼器數值進行時間-位置記錄。

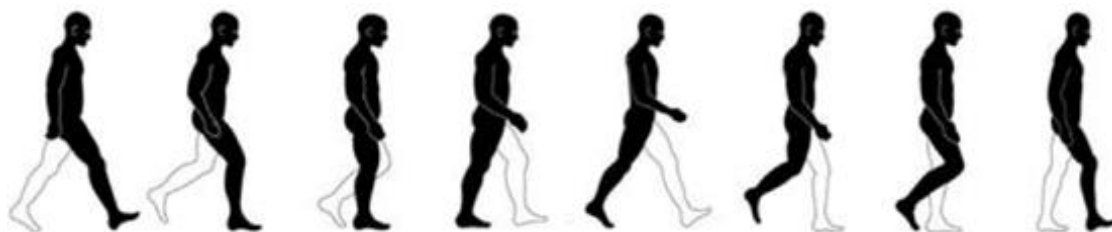


圖 4-2 步行實驗動作分割圖

受試者在完成動作後，將停止讀取程式。之後將我們記錄到的資料匯出得到受試者健康肢之期望軌跡，後續將依此作為期望軌跡輸入控制器，經過控制器後，生成控制命令輸入給外骨骼機器人，最後將再次讀取外骨骼機器人中的馬達編碼器，以此來確認外骨骼機器人的狀態，並依外骨骼機器人的真實角度與期望軌跡進行比較與分析。

為量化控制系統的追隨精度，本研究採用均方根誤差 (Root Mean Square Error, RMSE) 作為評估指標，其定義如下：

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (y_i - \hat{y}_i)^2}$$

其中，為期望關節角度，為實際控制後之角度。RMSE 值越小，表示控制器能更精準追隨目標軌跡，誤差越低。透過 RMSE 之比較，可客觀驗證 LESO 輔助下的 NFTSM-STC 控制器，在不同步態情境下具備更佳的控制效果與穩定性。

本章節 MF-LESO-NFTSM-STC 控制方法之參數設定根據實驗進行調整，NFTSM-STC 控制法參數： $K_1 = \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \end{bmatrix}$ ， $K_2 = \begin{bmatrix} 0.5 \\ 0.5 \end{bmatrix}$ ， $\alpha = \begin{bmatrix} 0.5 \\ 0.5 \end{bmatrix}$ ，

$$\Delta = \begin{bmatrix} 0.05 \\ 0.05 \end{bmatrix}, \mu = \begin{bmatrix} 10 \\ 10 \end{bmatrix}, \zeta = \begin{bmatrix} 10 \\ 10 \end{bmatrix}, \eta = \begin{bmatrix} 0.002 \\ 0.002 \end{bmatrix}, \rho_{1 \min} = \begin{bmatrix} 2 \\ 2 \end{bmatrix},$$

$$\rho_{1 \max} = \begin{bmatrix} 30 \\ 30 \end{bmatrix}, \phi = \begin{bmatrix} 0.04 \\ 0.04 \end{bmatrix}, \mathbf{b}_0 = \begin{bmatrix} 5 \\ 5 \end{bmatrix}; \text{LESO 觀測器參數: } \omega_n = 10,$$

$$\omega_m = 1。$$

實驗結果圖會包含六種情況：常態小步距、常態大步距；慢速小步距、慢速大步距；小步距變大步距、大步距變小步距。以上六種情況將使用三種控制：PID 控制、NFTSM-STC 控制、LESO- NFTSM-STC 控制，並將控制結果與期望軌跡進行比較與分析。

實驗對象為一位 25 歲正常受試者，實驗中會測量受試者的右腳當作健康肢，記錄右腳髖關節與膝關節走路時的時間-位置，並生成期望軌跡。後續將依照此期望軌跡作為左半邊髖關節與膝關節馬達的輸入，並記錄輸出結果進行比較分析。本章節實驗因以患者患肢無行為能力為基礎原則，後續對左半邊硬體所做的實驗將會把外骨骼機器人吊在固定平台上進行，如圖 4-3。實驗內容角度方向定義：髖關節正角度為大腿抬起方向，膝關節正角度為小腿向後抬起方向；六種情況步伐數據如表 4-1。



圖 4-3 外骨骼機器人固定平台圖

表 4-1 六種情況步伐數據表

CASE	步距 (cm)	每步時間 (s)	步行速度 (m/s)	備註
常態小步距	42	1.0	0.42	髖角約 35°， 膝角約 50°
常態大步距	48	1.0	0.48	髖角約 50°， 膝角約 80°
慢速小步距	41	1.8	0.227	同常態小步距， 但週期拉長
慢速大步距	49	1.9	0.257	同常態小步距， 但週期拉長
變步距 (大到小)	50 - 40	1.0	0.5 - 0.4	後半段步距縮小
變步距 (小到大)	40 - 50	1.0	0.4 - 0.5	後半段步距放大

4.2 受試者健康肢關節角度

第一種情況為測量受試者健康肢之小步伐，實驗中會要求受試者在測量時，盡量以正常的姿態進行步行，如圖 4-4、圖 4-5 所示，受試者在約 10 秒內完成五個小步伐週期。小步距的腕關節角度約在 -8 至 36 度之間，膝關節角度約在 0 至 48 度之間。

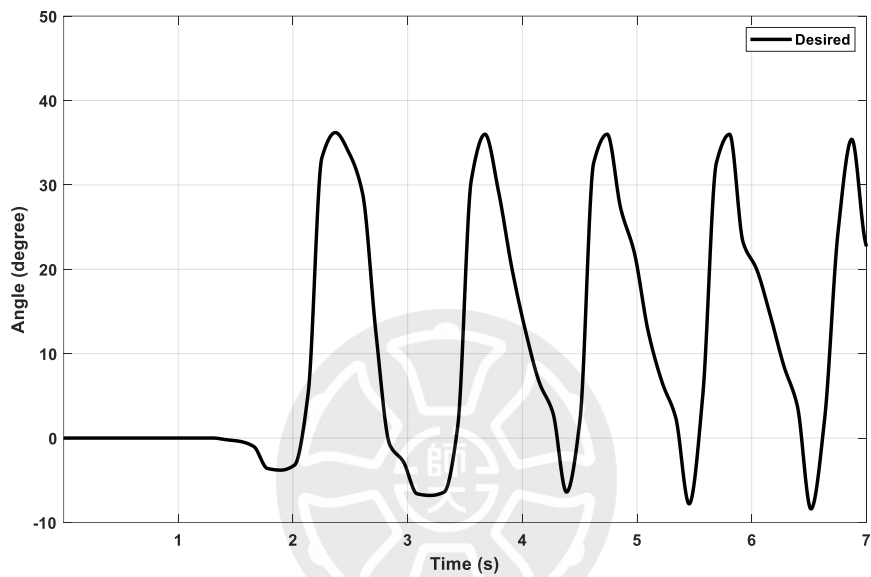


圖 4-4 健康肢之常態小步距腕關節角度

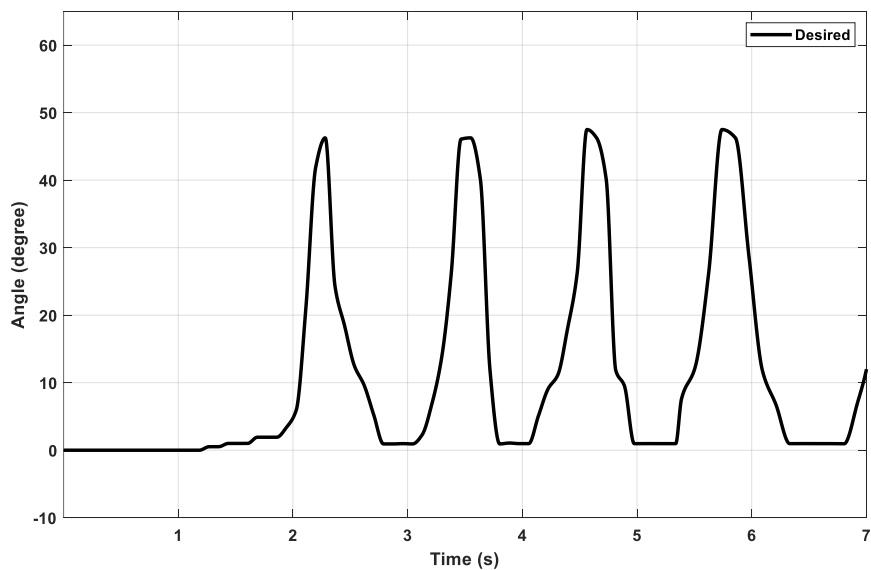


圖 4-5 健康肢之常態小步距膝關節角度

第二種情況為測量受試者健康肢之大步距，實驗中要求受試者在測試時，以常態的步行速度及較大步距的跨步進行運動，如圖 4-6、圖 4-7 所示，受試者在約 10 秒內完成五個大步伐週期。大步距的髖關節角度約在-34 至 55 度之間，膝關節角度約在 0 至 85 度之間。

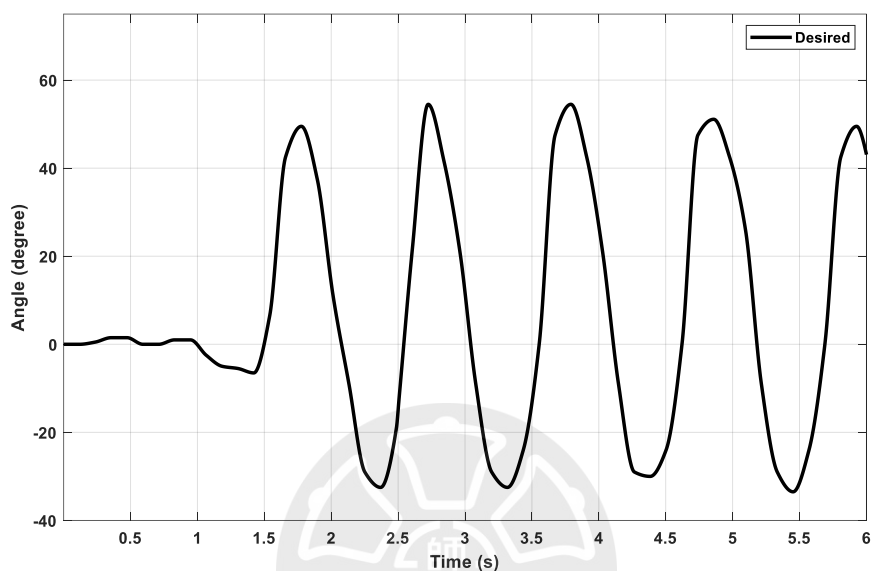


圖 4-6 健康肢之常態大步距髖關節角度

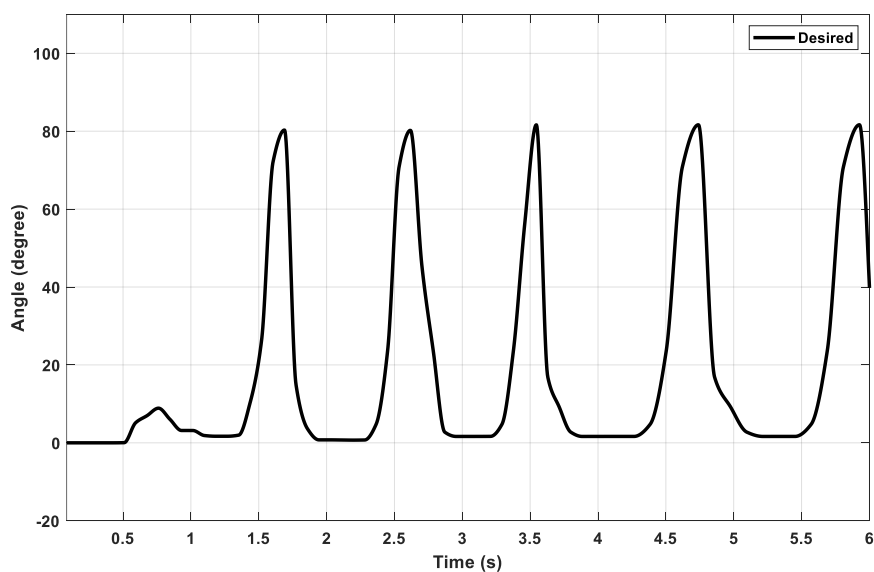


圖 4-7 健康肢之常態大步距膝關節角度

第三種情況為慢速小步距，實驗中會要求受試者以比正常步距、步行速度稍慢的慢速步行運動，如圖 4-8、圖 4-9 所示，受試者在約 15 秒內完成五個小步伐週期。慢速小步距的腕關節角度約在-8 至 36 度之間，膝關節角度約在 0 至 55 度之間。

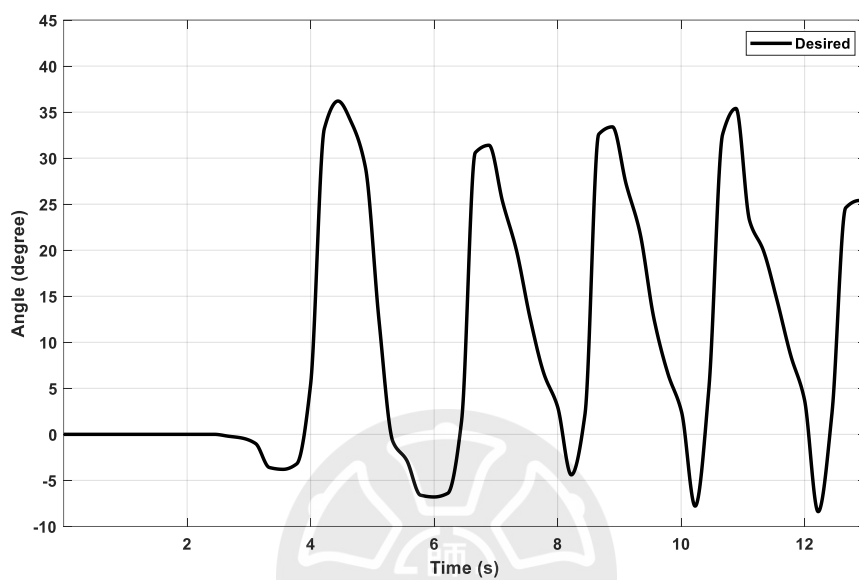


圖 4-8 健康肢之慢速小步距腕關節角度

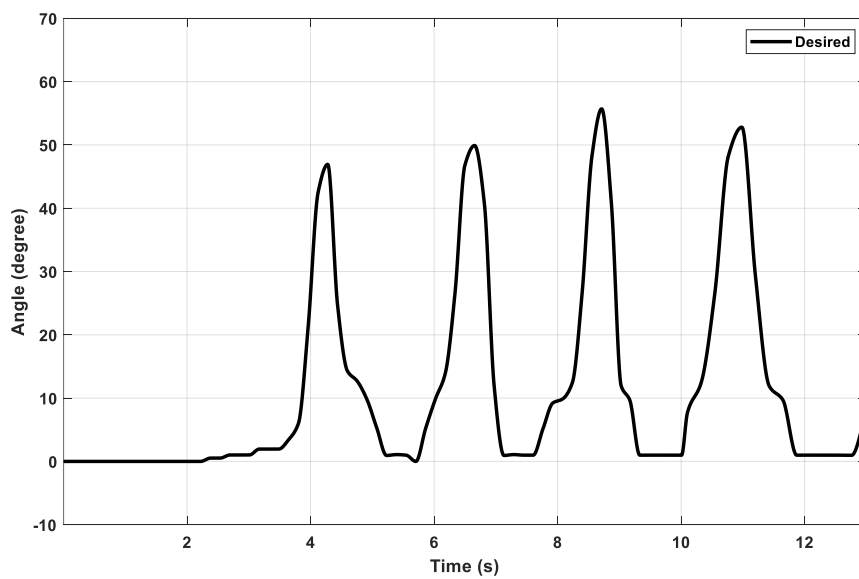


圖 4-9 健康肢之慢速小步距膝關節角度

第四種情況為慢速大步距，實驗中會要求受試者以較大的步距、步行速度稍慢的慢速步行運動，如圖 4-10、圖 4-11 所示，受試者在約 15 秒內完成五個大步伐週期。慢速大步距的髖關節角度約在-39 至 65 度之間，膝關節角度約在 0 至 90 度之間。

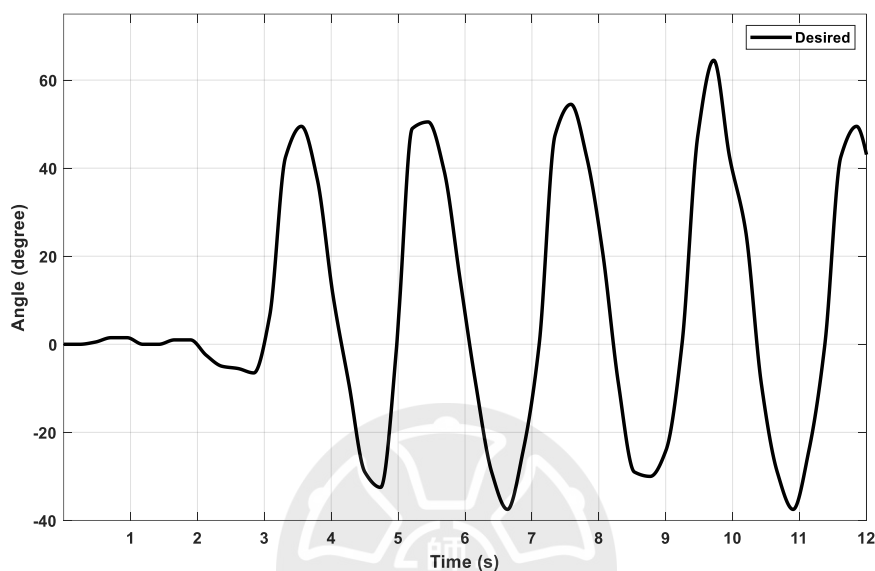


圖 4-10 健康肢之慢速大步距髖關節角度

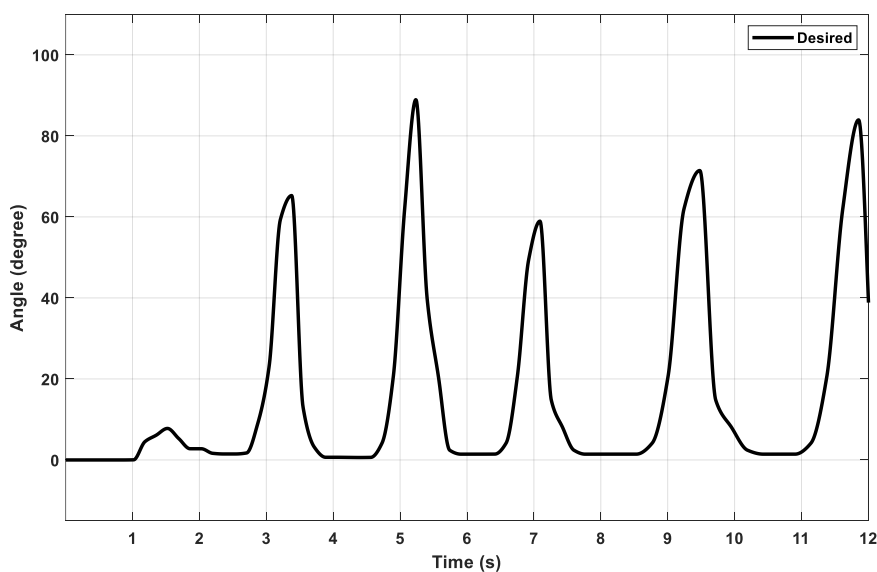


圖 4-11 健康肢之慢速大步距膝關節角度

第五種情況為大步距變小步距，實驗中會要求受試者先較大步距行走三步，後兩步轉變為正常步距，如圖 4-14、圖 4-15 所示，受試者在約 10 秒內完成五個步伐週期。大步距髖關節角度約在-38 至 60 度之間，膝關節角度約在 0 至 75 度之間；小步距髖關節角度約在-15 至 25 度之間，膝關節角度約在 0 至 53 度之間。

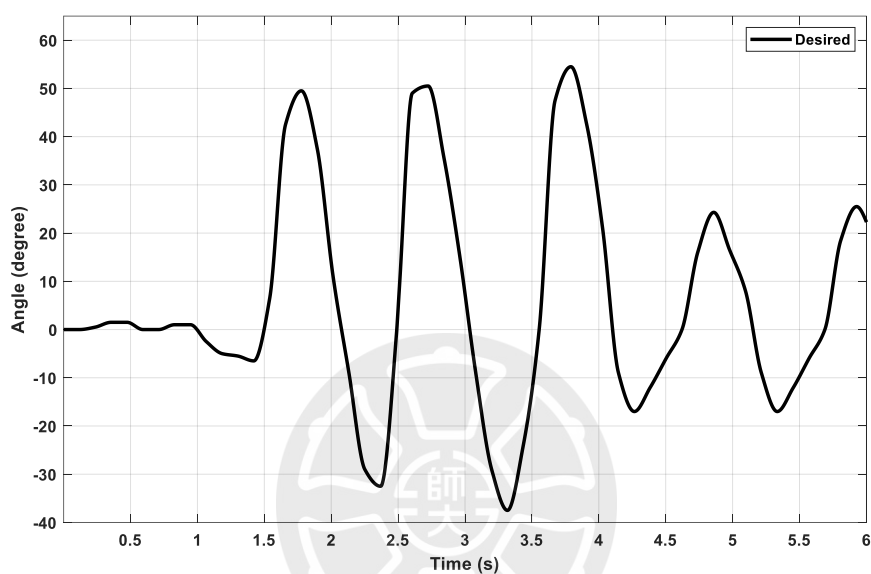


圖 4-12 健康肢之大步距變小步距髖關節角度

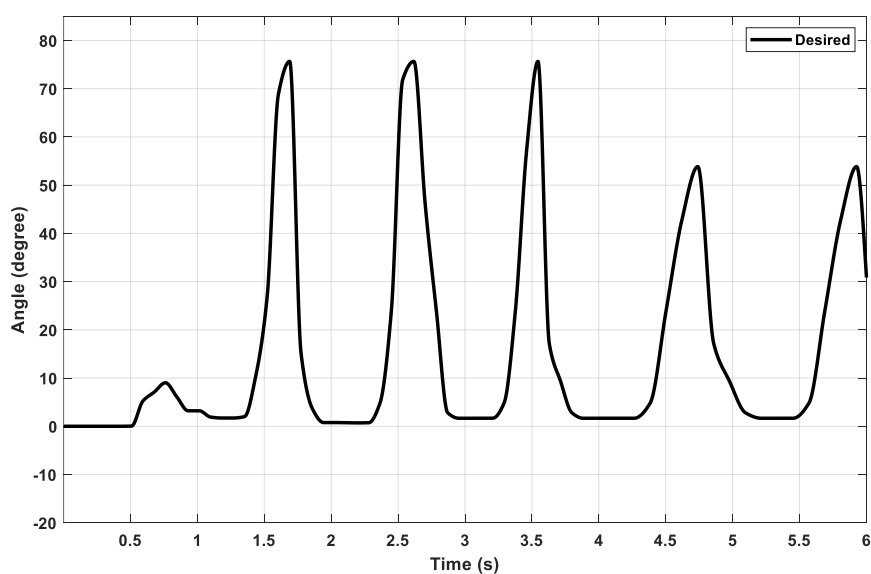


圖 4-13 健康肢之大步距變小步距膝關節角度

第六種情況為小步距變大步距，實驗中會要求受試者先正常步距行走三步，後兩步轉變為較大步距，如圖 4-12、圖 4-13 所示，受試者在約 10 秒內完成五個步伐週期。小步距髖關節角度約在-10 至 33 度之間，膝關節角度約在 0 至 55 度之間；大步距髖關節角度約在-35 至 55 度之間，膝關節角度約在 0 至 82 度之間。

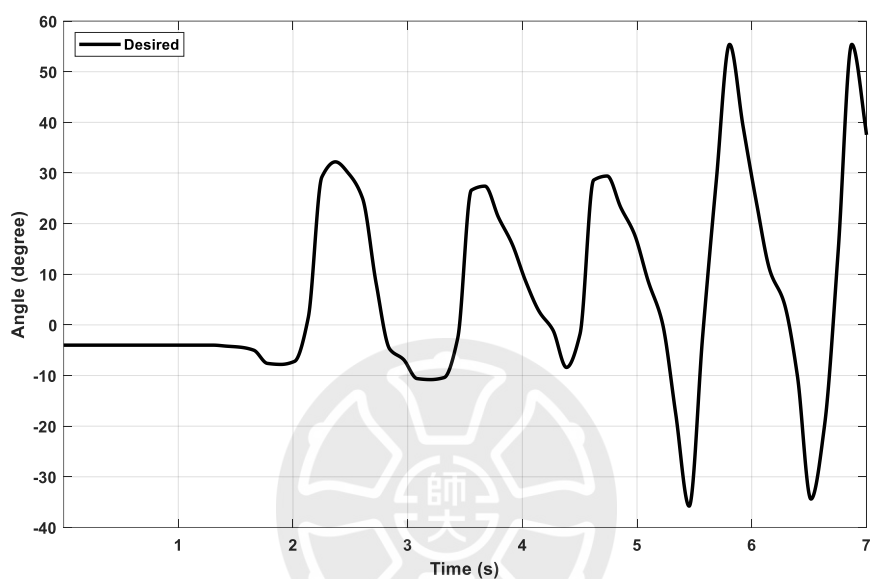


圖 4-14 健康肢之小步距變大步距髖關節角度

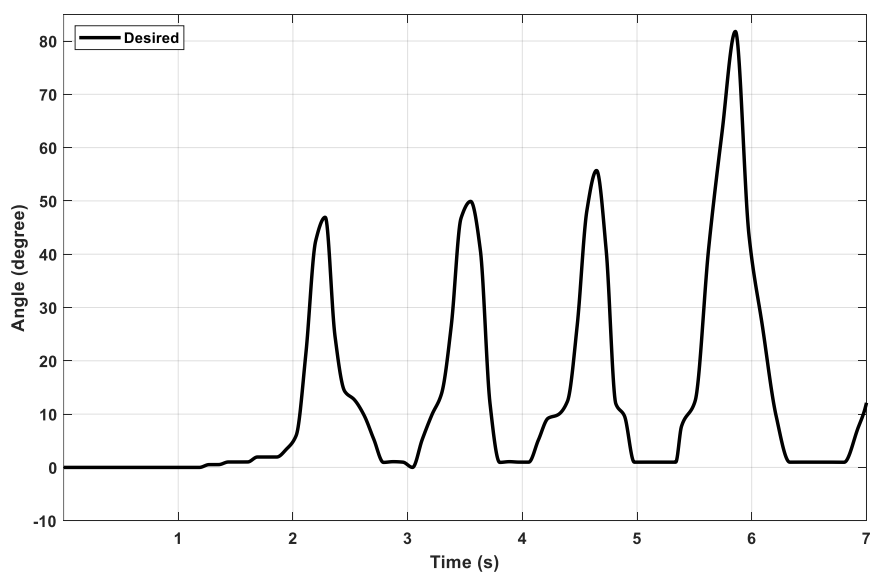


圖 4-15 健康肢之小步距變大步距膝關節角度

4.3 常態步行軌跡追隨分析

本節透過圖 4-16 至圖 4-27，比較三種控制器在常態步行時（包含小步距與大步距）的控制效果。從扭力圖中可以觀察到，整合 NFTSM 與 STC 的控制方法，輸出曲線已經比 PID 更順暢，而進一步加入 LESO 後，整體曲線變得更平滑，出現忽大忽小的情況也減少了許多。這表示 LESO 有助於讓控制器在行走時保持穩定。從表 4-2 的 RMSE 數據來看，加入 LESO 的控制方法在所有關節與步態下的誤差都最小，代表它能让外骨骼的動作更貼近我們想要的理想軌跡。

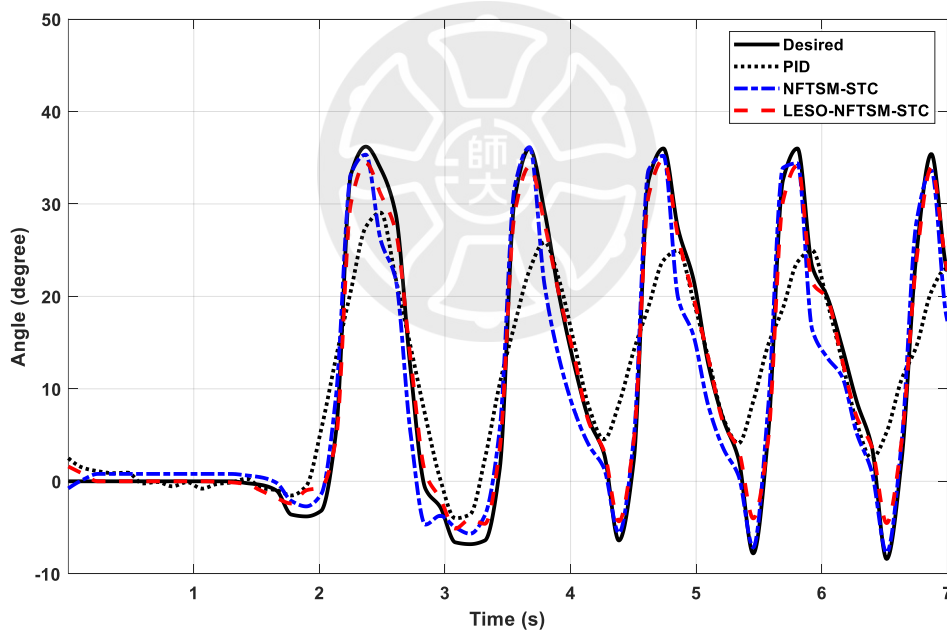


圖 4-16 常態步行小步距之髖關節軌跡比較圖

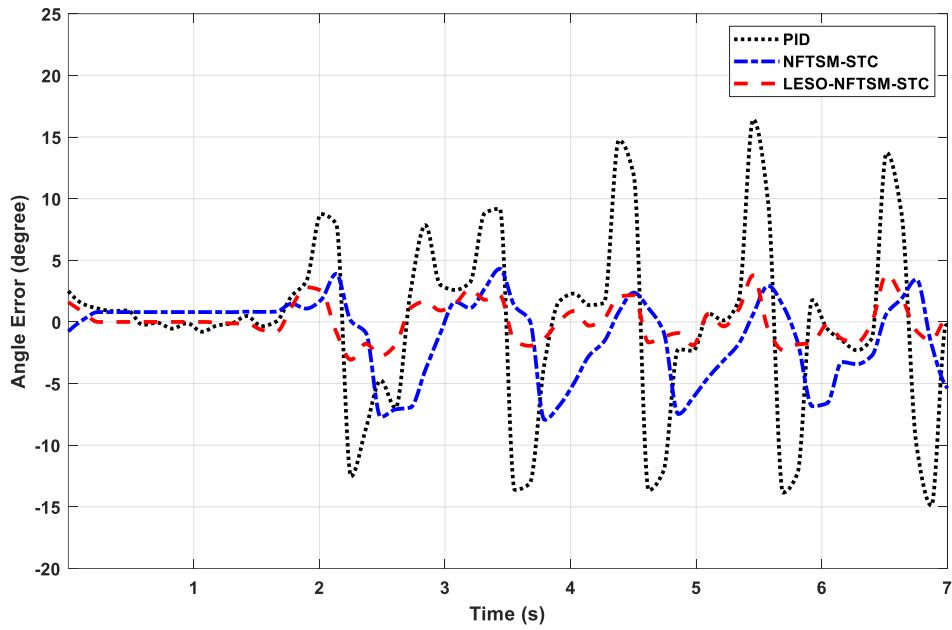


圖 4-17 常態步行小步距之腕關節追隨誤差圖

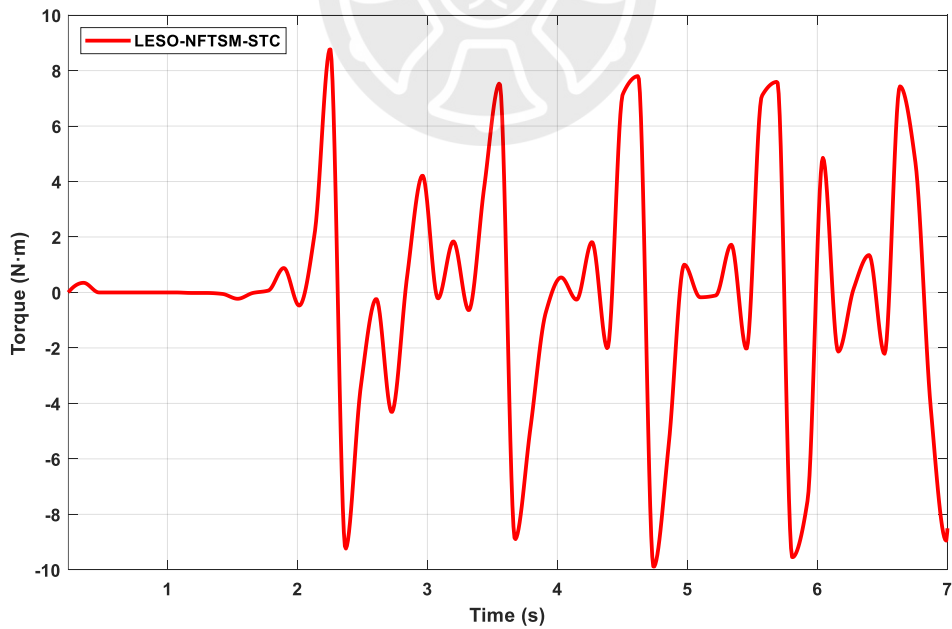


圖 4-18 常態步行小步距之腕關節馬達扭力圖

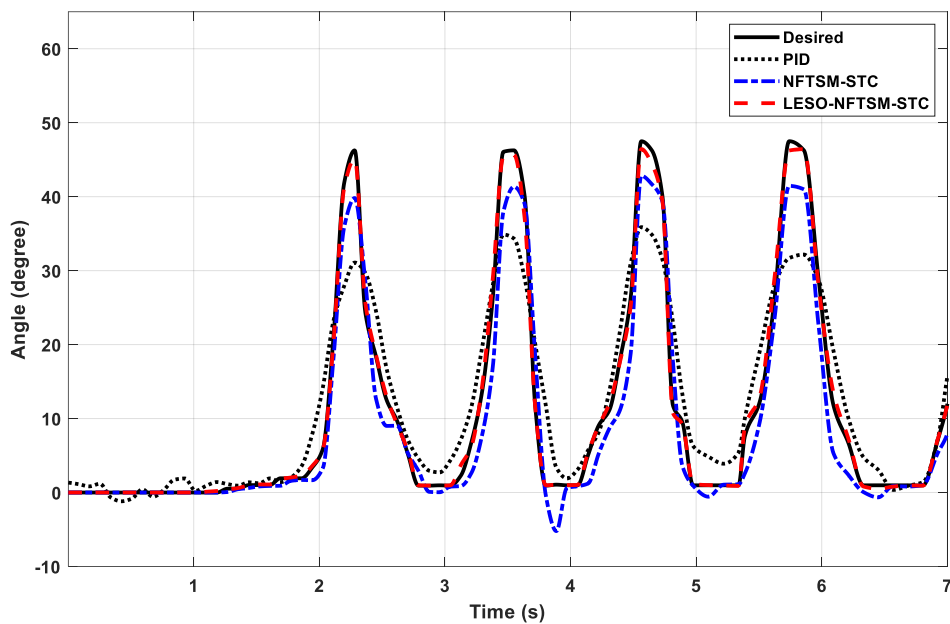


圖 4-19 常態步行小步距之膝關節軌跡比較圖

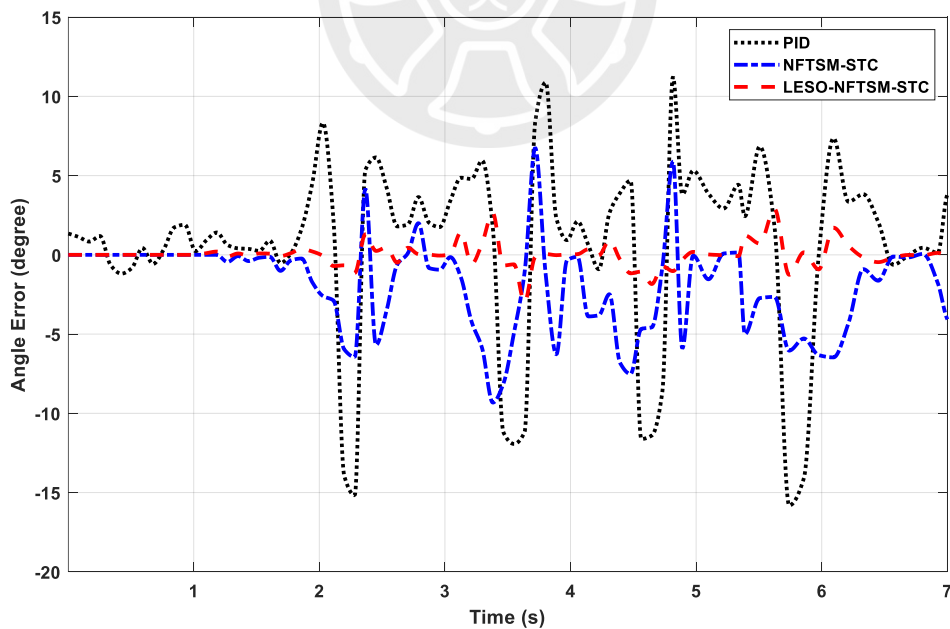


圖 4-20 常態步行小步距之膝關節追隨誤差圖

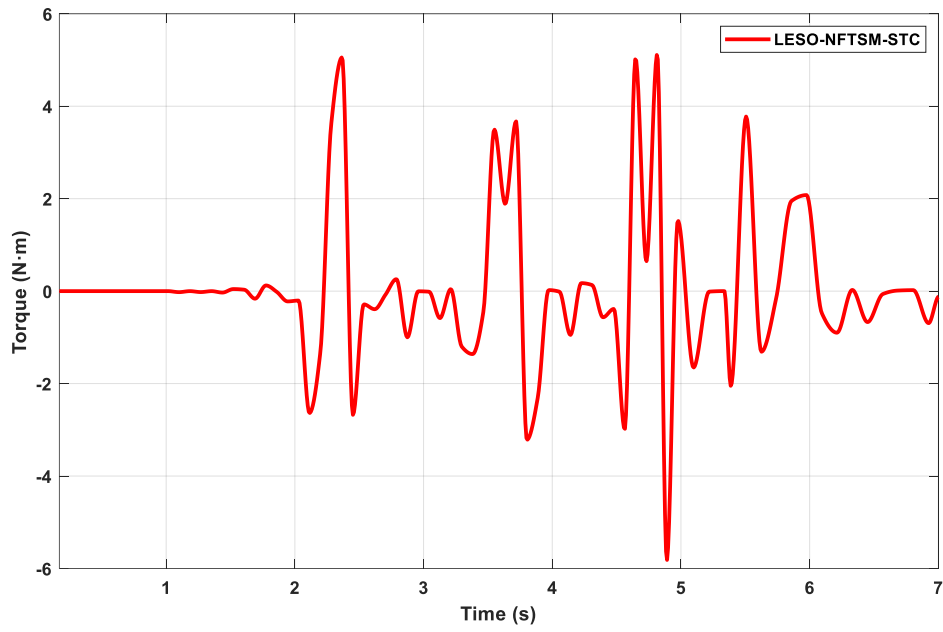


圖 4-21 常態步行小步距之膝關節馬達扭力圖

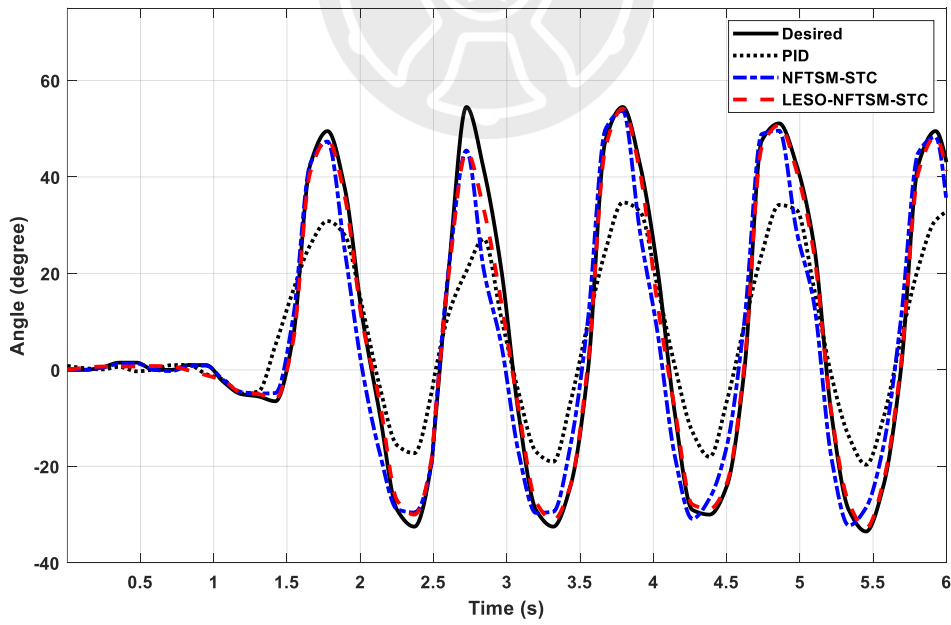


圖 4-22 常態步行大步距之腕關節軌跡比較圖

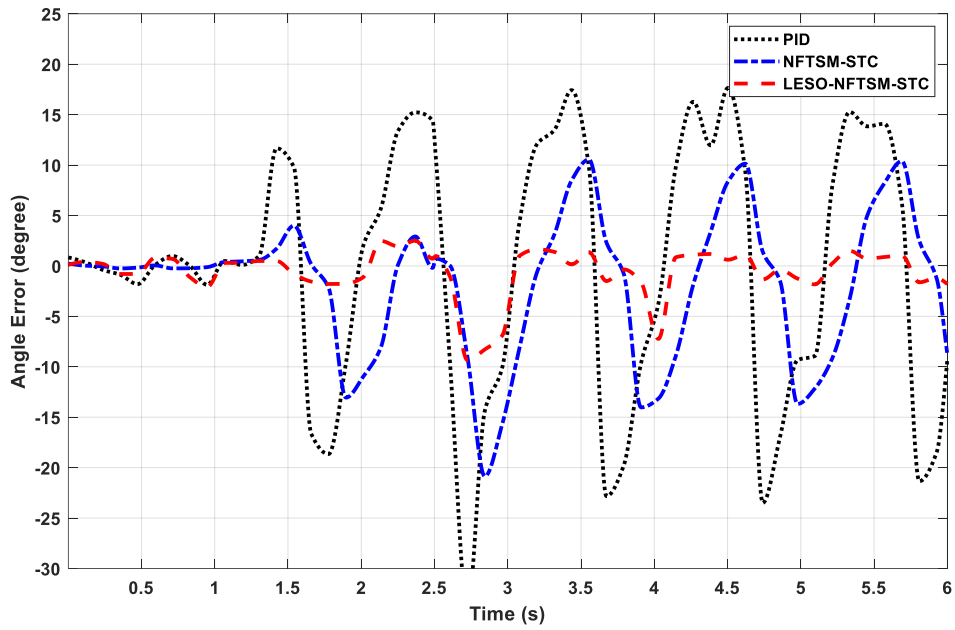


圖 4-23 常態步行大步距之腕關節追隨誤差圖

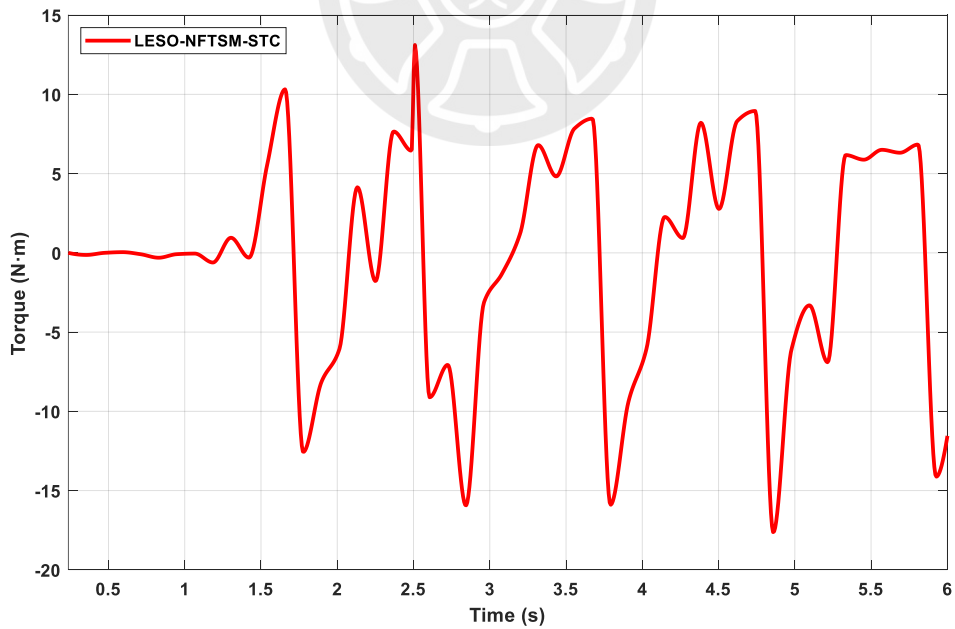


圖 4-24 常態步行大步距之腕關節馬達扭力圖

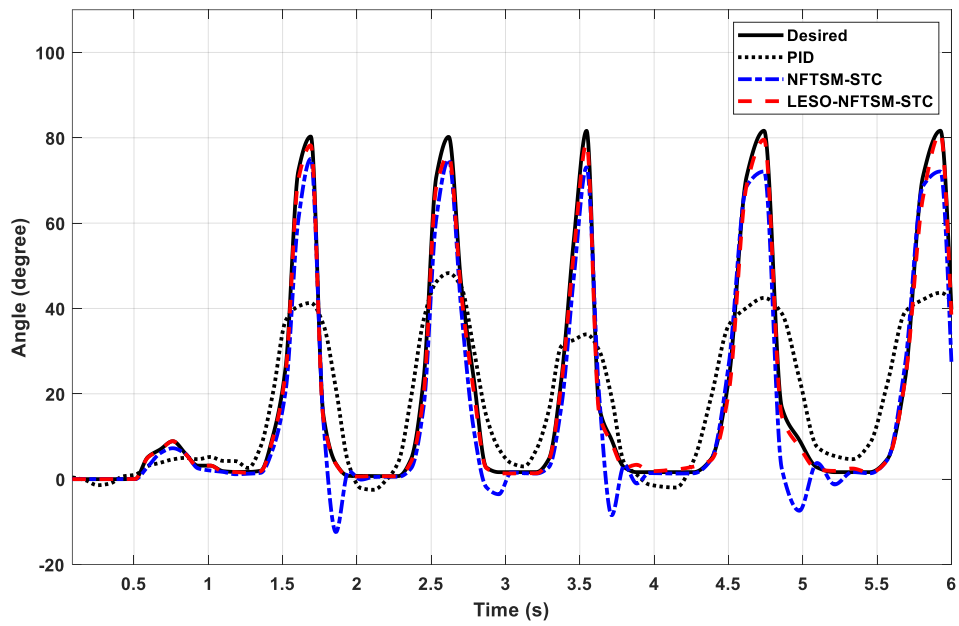


圖 4-25 常態步行大步距之膝關節軌跡比較圖

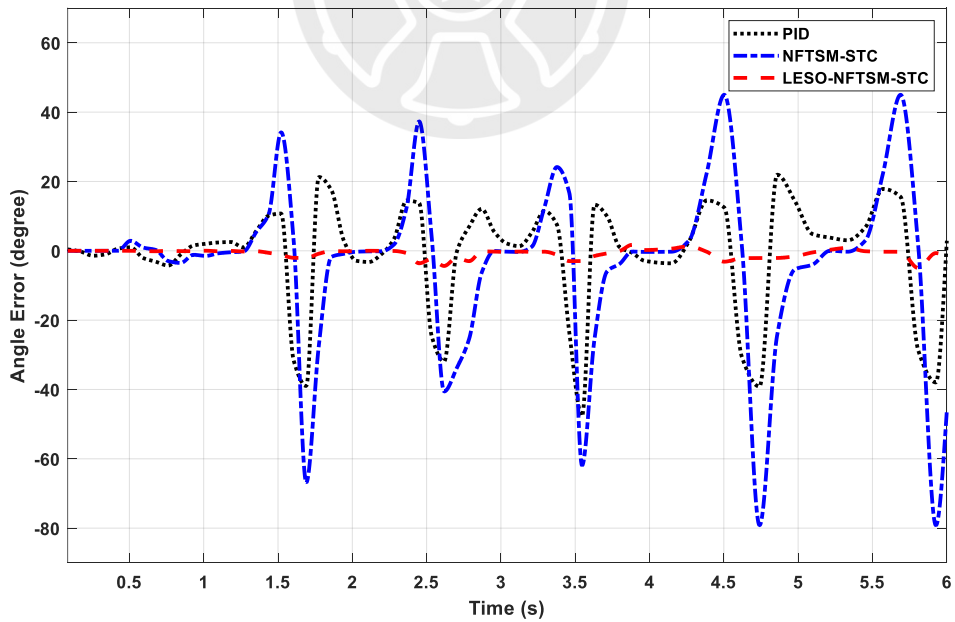


圖 4-26 常態步行大步距之膝關節追隨誤差圖

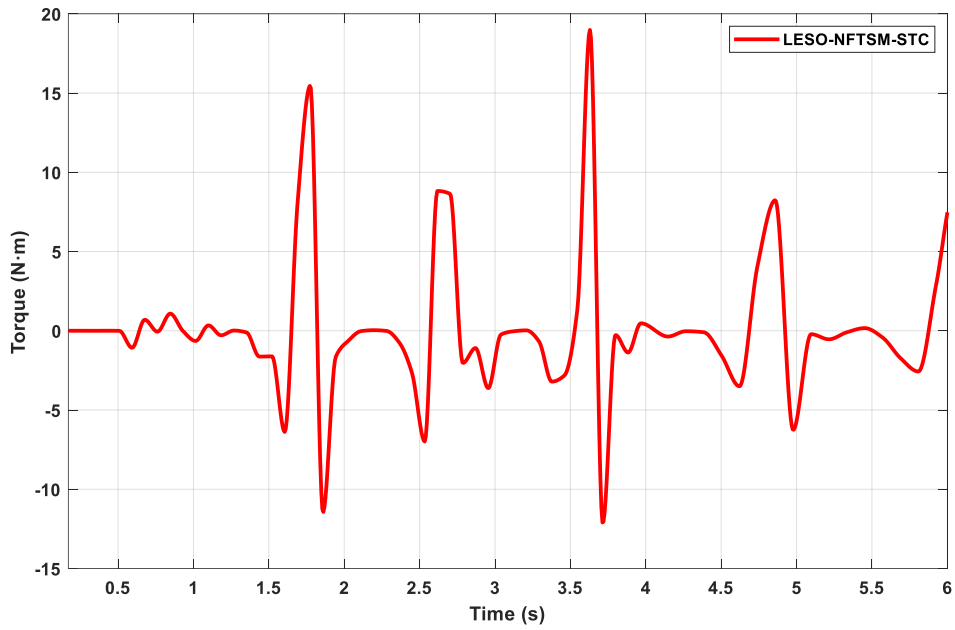


圖 4-27 常態步行大步距之膝關節馬達扭力圖

表 4-2 常態步行 RMSE 表

θ_r, θ	常態小步距		常態大步距	
	髖關節	膝關節	髖關節	膝關節
PID	6.3487	5.6678	11.4780	14.0802
NFTSM-STC	3.2208	3.5906	6.9791	5.8198
LESO-NFTSM-STC	1.4431	0.9839	2.3049	1.3967

4.4 慢速步行軌跡追隨分析

本節圖 4-28 至圖 4-39 探討控制器在慢速步行時的表現。可以看到，在小步距與大步距的慢速步行中，PID 與 NFTSM-STC 的扭力輸出時常出現變化較大或不連續的現象，相較之下，加入 LESO 的控制方法能讓扭力曲線變得更順，沒有太突然的變化，整體看起來更穩定。從表 4-3 的 RMSE 數據也可以發現，LESO-NFTSM-STC 的誤差在四組情況中都是最低的，特別是在慢速大步距的膝關節表現最明顯，說明這種控制方式在步速較慢、步伐較大的情況下也能維持良好的控制效果。

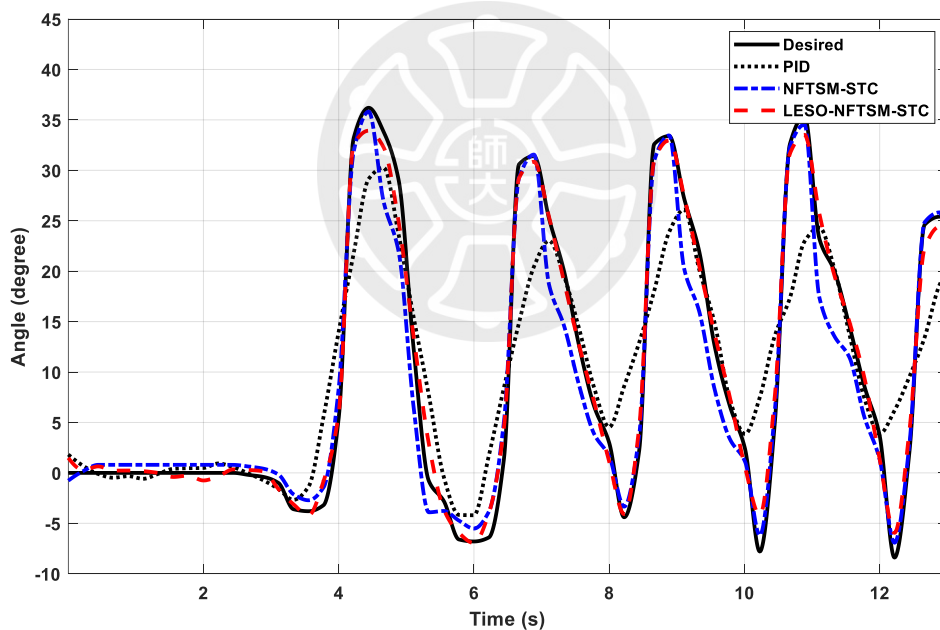


圖 4-28 慢速步行小步距之髖關節軌跡比較圖

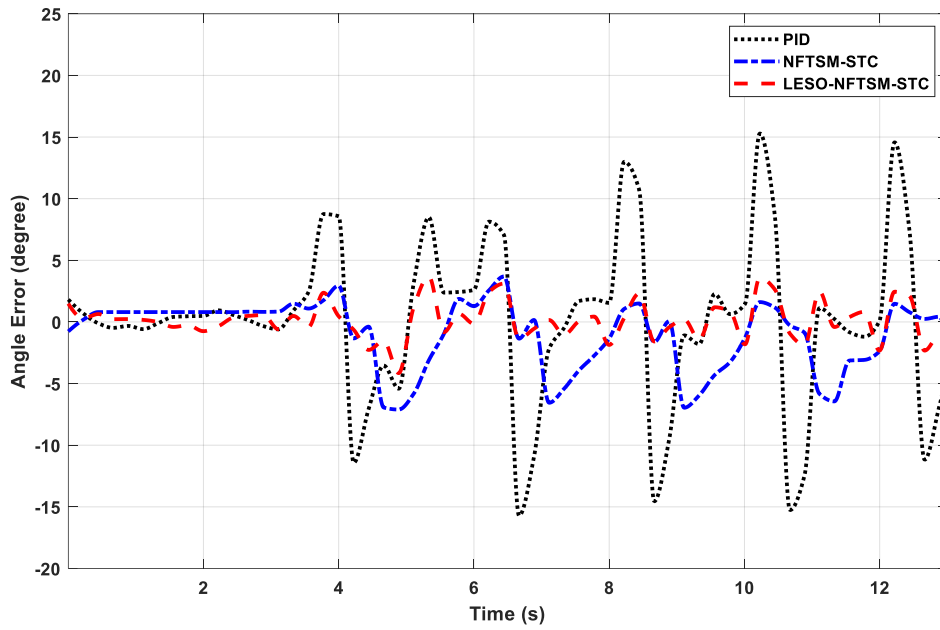


圖 4-29 慢速步行小步距之腕關節追隨誤差圖

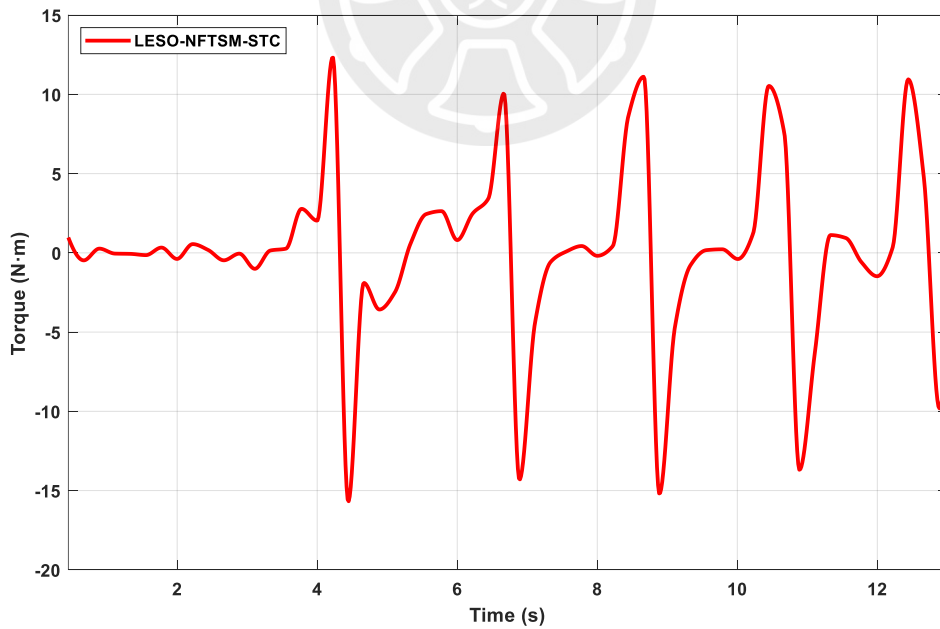


圖 4-30 慢速步行小步距之腕關節馬達扭力圖

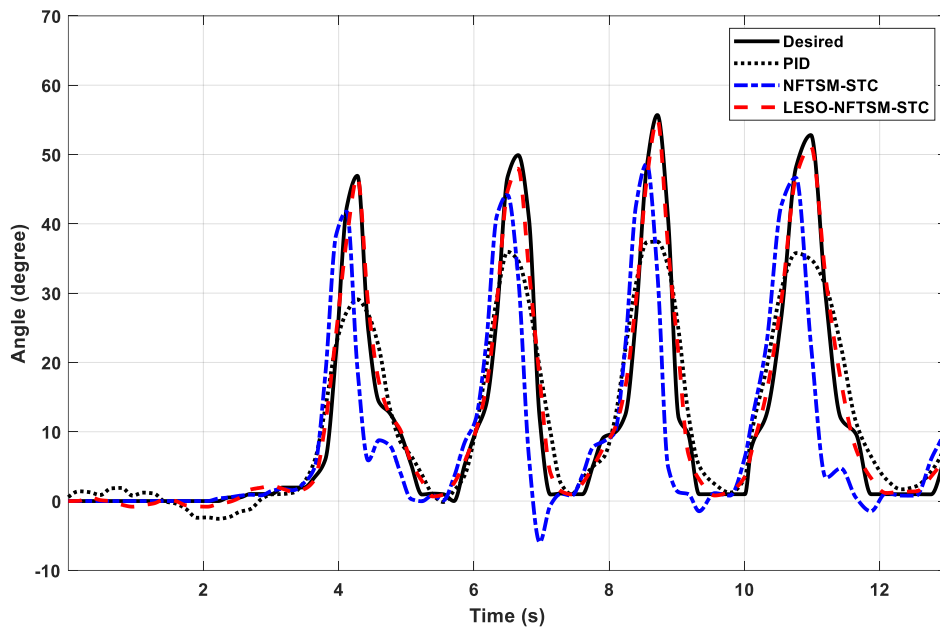


圖 4-31 慢速步行小步距之膝關節軌跡比較圖

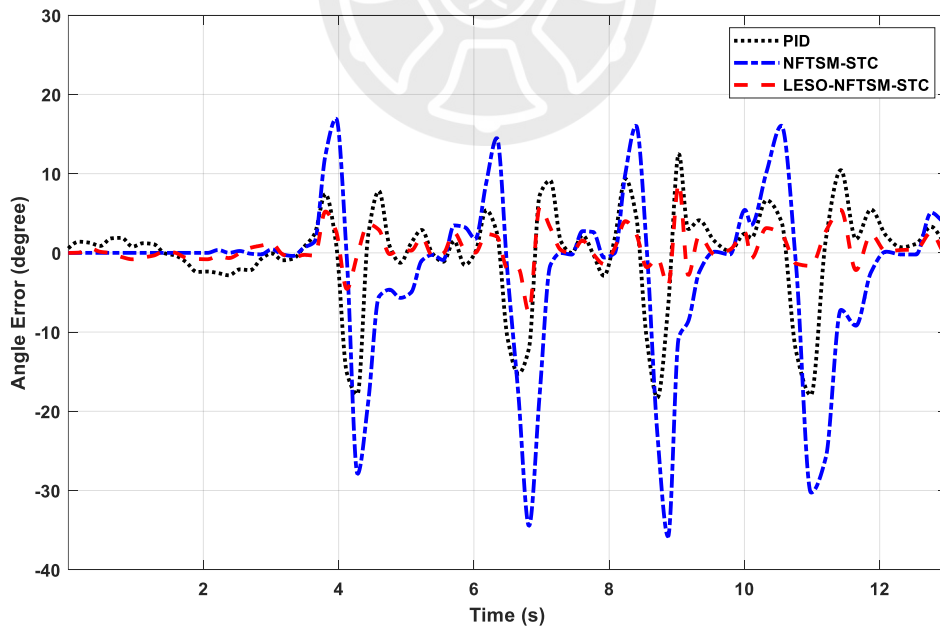


圖 4-32 慢速步行小步距之膝關節追隨誤差圖

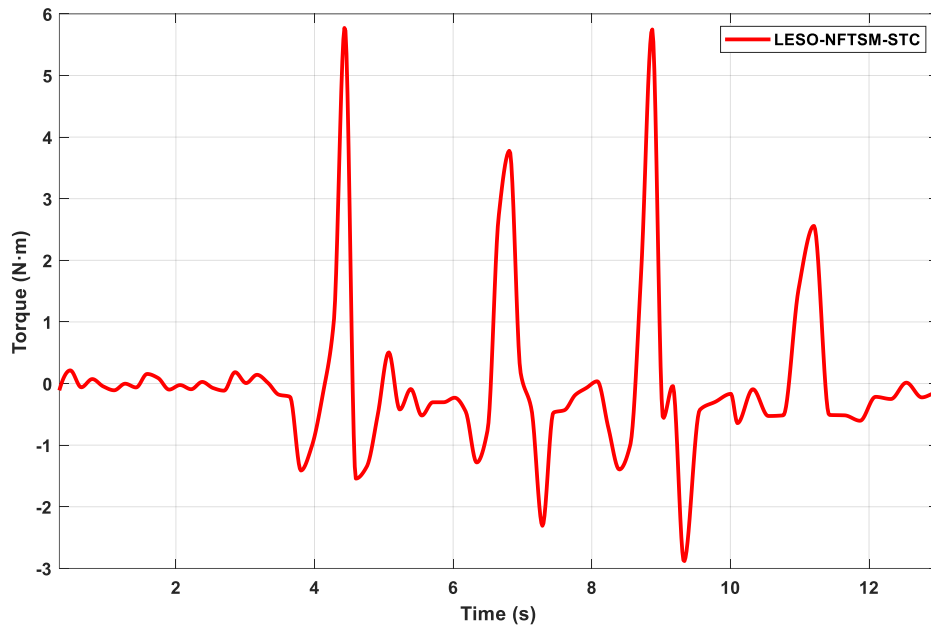


圖 4-33 慢速步行小步距之膝關節馬達扭力圖

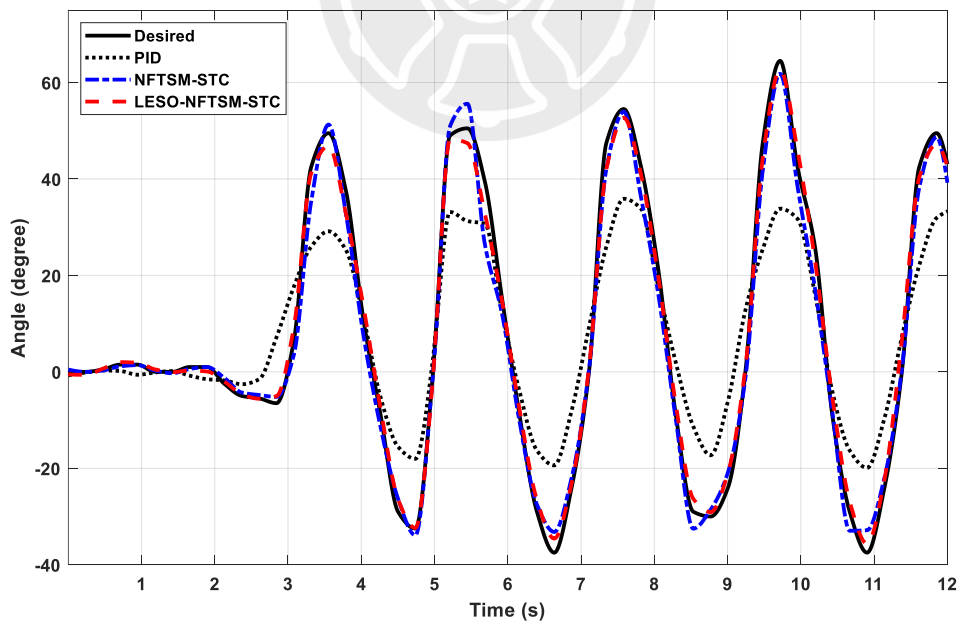


圖 4-34 慢速步行大步距之髖關節軌跡比較圖

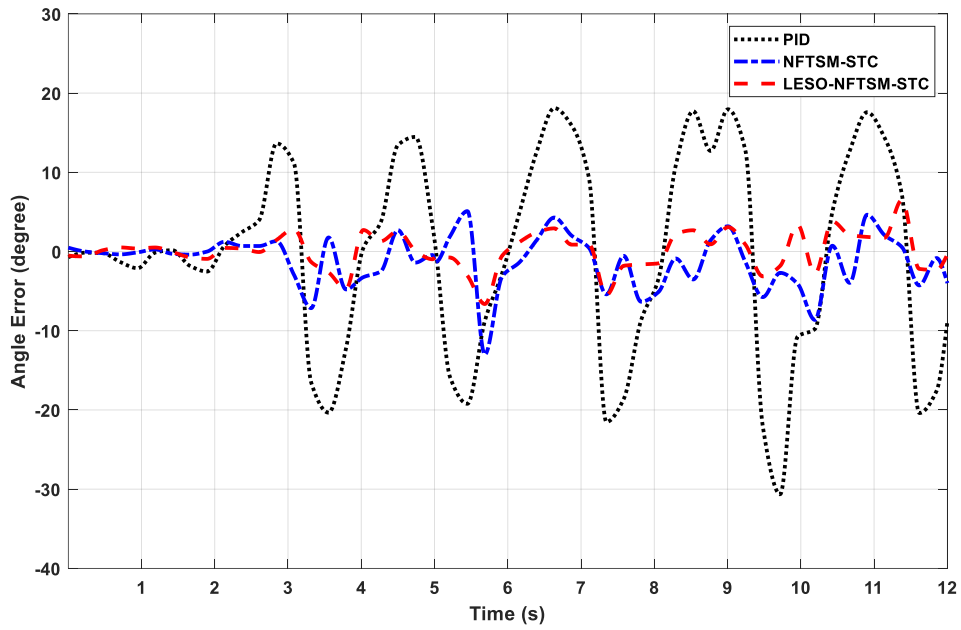


圖 4-35 慢速步行大步距之腕關節追隨誤差圖

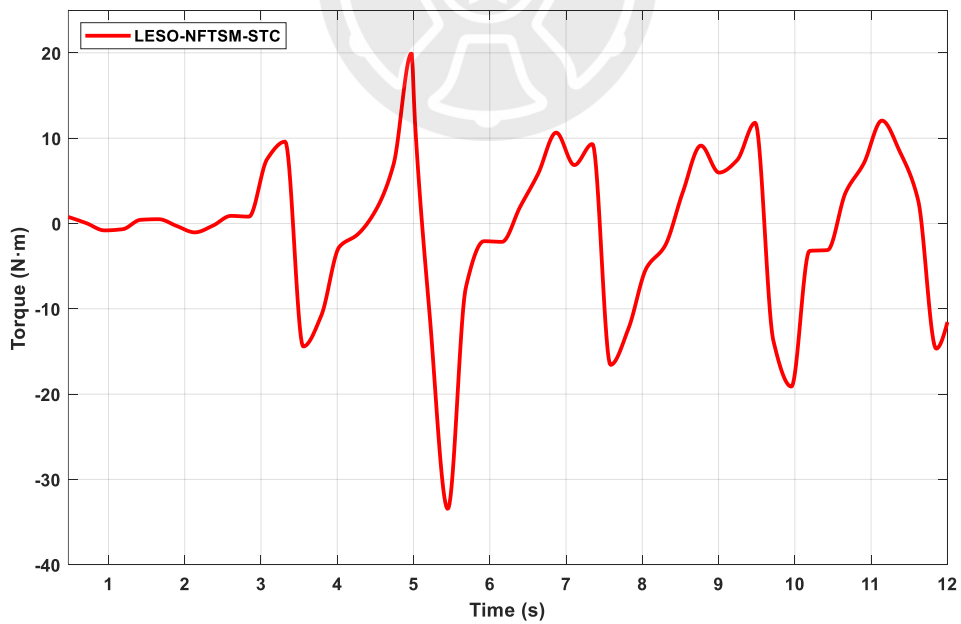


圖 4-36 慢速步行大步距之腕關節馬達扭力圖

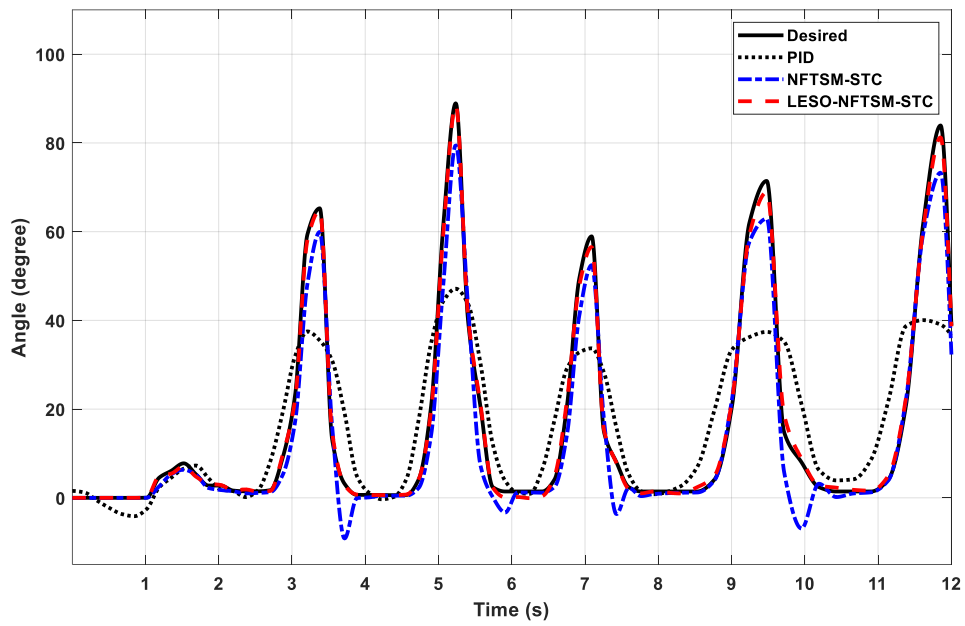


圖 4-37 慢速步行大步距之膝關節軌跡比較圖

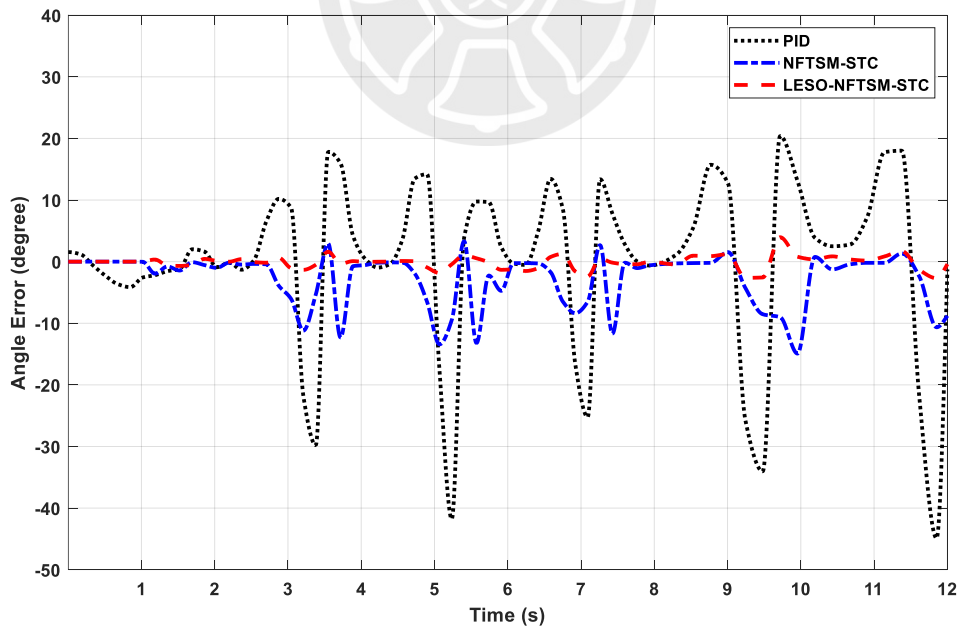


圖 4-38 慢速步行大步距之膝關節追隨誤差圖

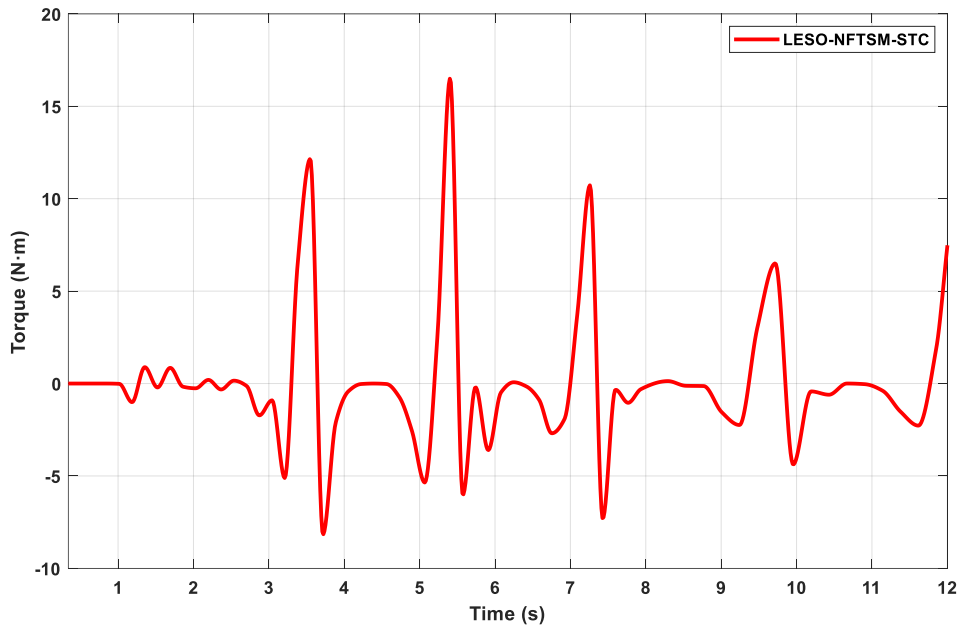


圖 4-39 慢速步行大步距之膝關節馬達扭力圖

表 4-3 慢速步行 RMSE 表

θ_r, θ	慢速小步距		慢速大步距	
	髖關節	膝關節	髖關節	膝關節
PID	5.8945	6.3326	11.4851	12.5875
NFTSM-STC	2.8014	10.9308	3.3674	5.1540
LESO-NFTSM-STC	1.3137	2.0863	2.1152	0.9992

4.5 變化步行軌跡追隨分析

在步行過程中，若步伐忽然改變（例如從大步距變成小步距，或從小步距變成大步距），控制器必須即時調整以維持穩定。本節圖 4-40 至圖 4-51 便針對這樣的步態切換進行分析。從圖 4-40 可以看出，PID 與 NFTSM-STC 在步距改變時，輸出的變化較明顯，有時會突然升高或降低，LESO-NFTSM-STC 的控制結果則在 4.2 秒處有較大的誤差，原因是控制器在跟隨目標位置時，變化率突然遽增，導致控制器與觀測器的誤差變大，然而 LESO 能快速估測並補償該突變所產生的擾動，因此整體仍能迅速回穩，抑制誤差擴大。圖 4-46 小步轉大步的情況中，控制器在跟隨目標位置時，變化率是由大變小，所以沒有出現控制器跟隨誤差變大的狀況發生。對照表 4-4 的 RMSE 結果，可以發現 LESO-NFTSM-STC 在這兩種變步距情況下的誤差都比其他方法小，顯示它能在步態切換時維持較好的控制品質。

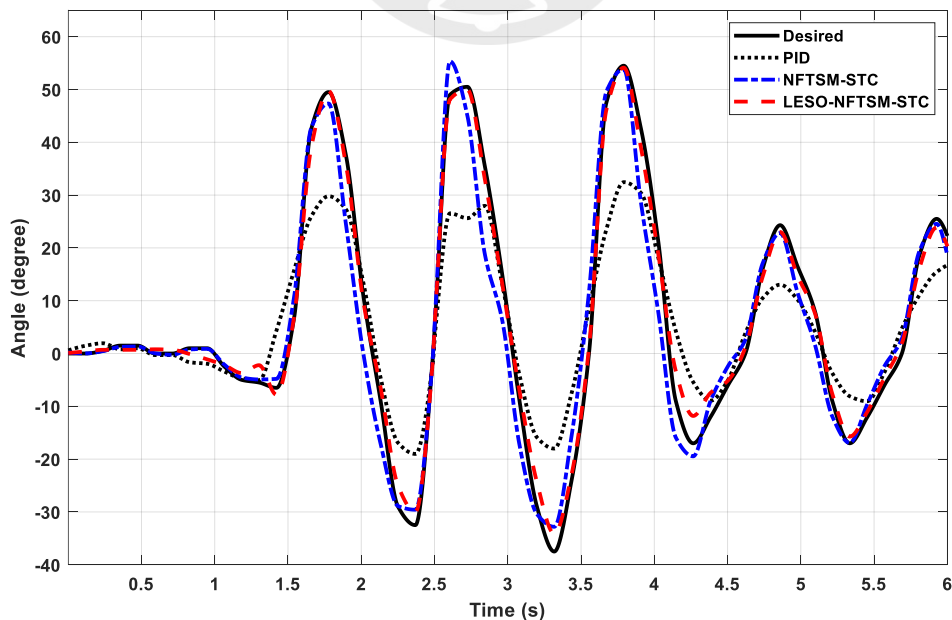


圖 4-40 大步距變小步距之髖關節軌跡比較圖

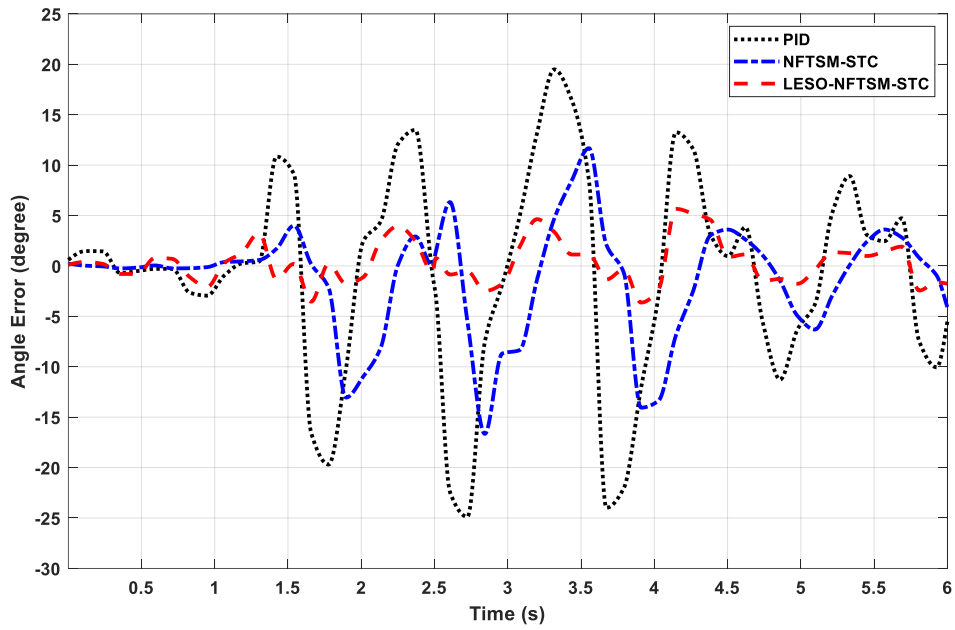


圖 4-41 大步距變小步距之腕關節追隨誤差圖

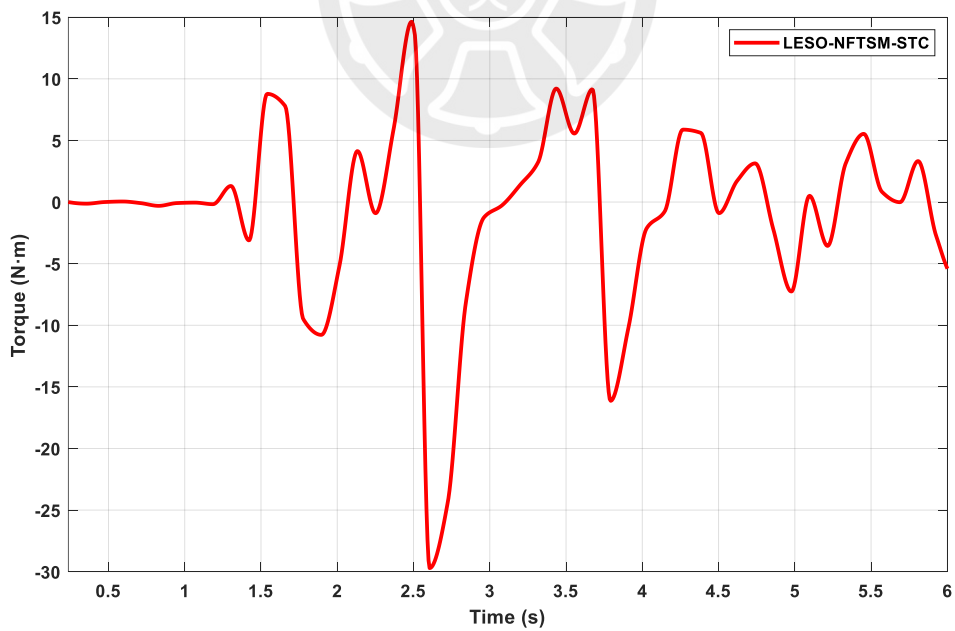


圖 4-42 大步距變小步距之腕關節馬達扭力圖

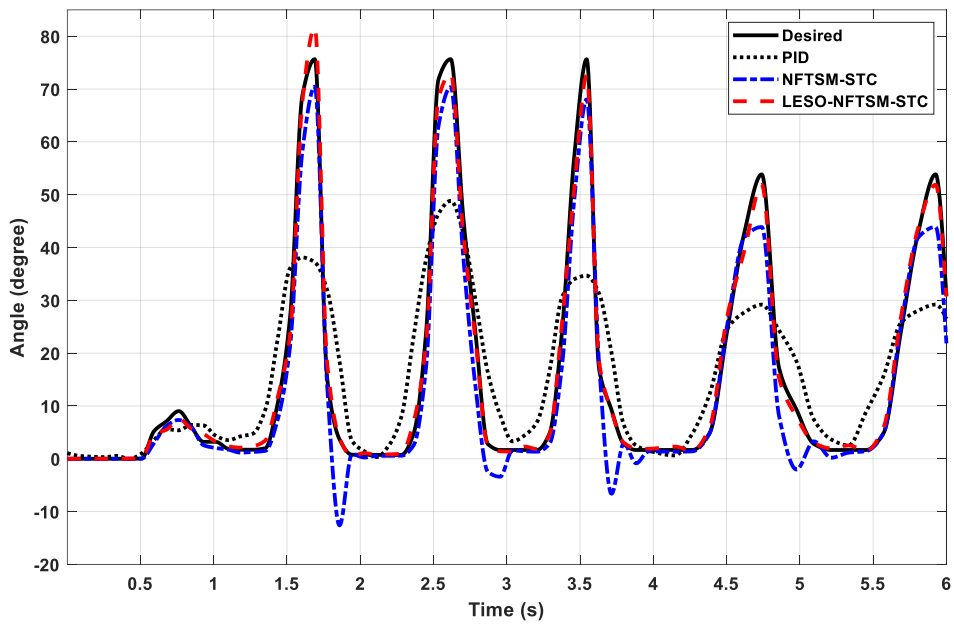


圖 4-43 大步距變小步距之膝關節軌跡比較圖

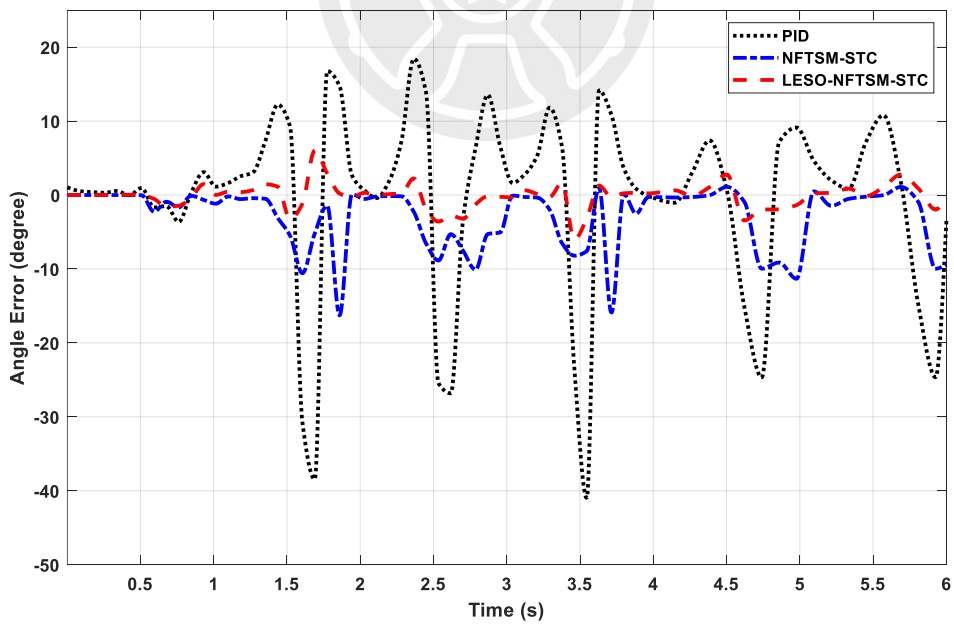


圖 4-44 大步距變小步距之膝關節追隨誤差圖

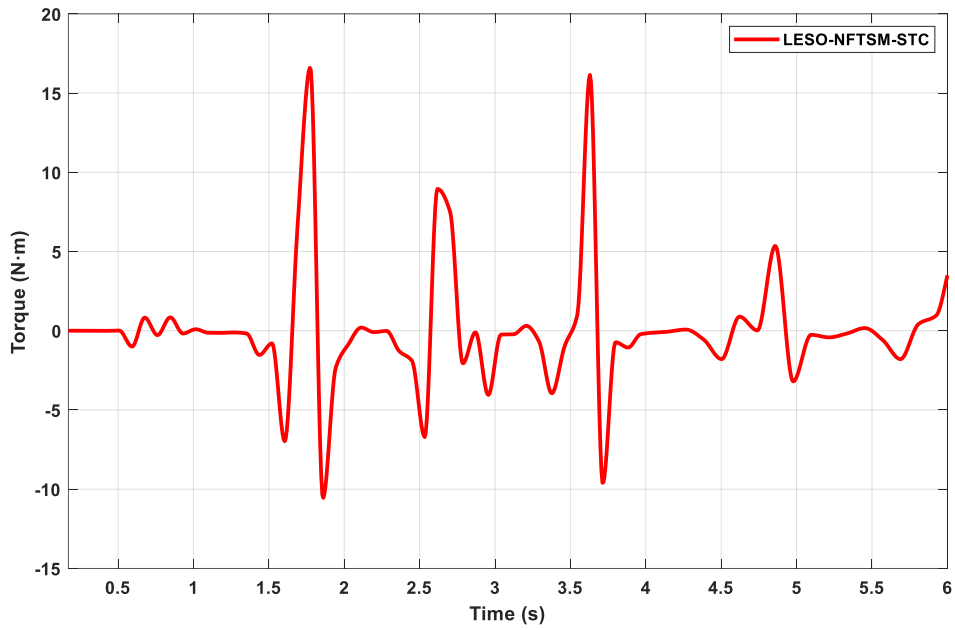


圖 4-45 大步距變小步距之膝關節馬達扭力圖

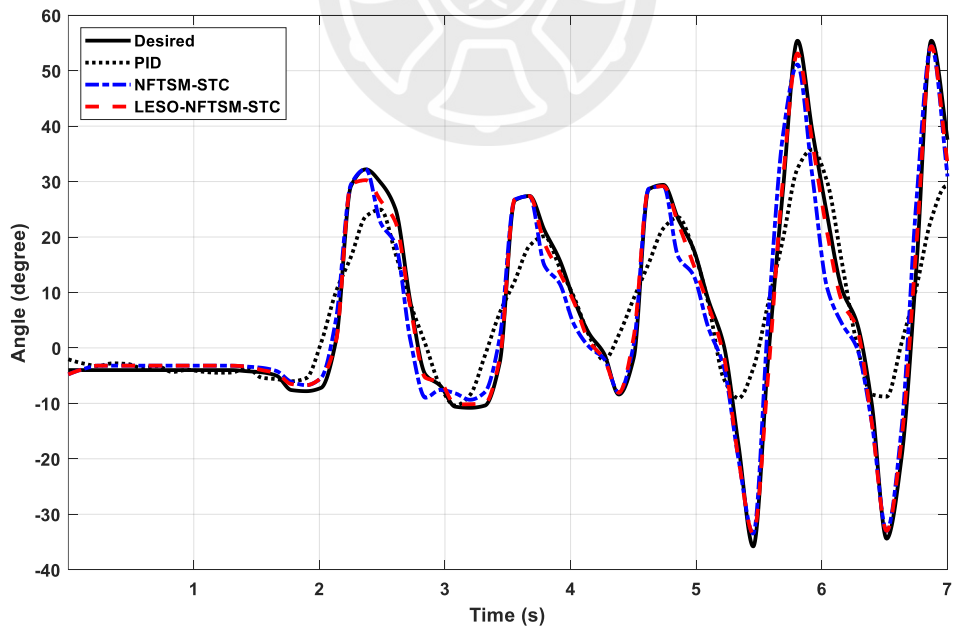


圖 4-46 小步距變大步距之腕關節軌跡比較圖

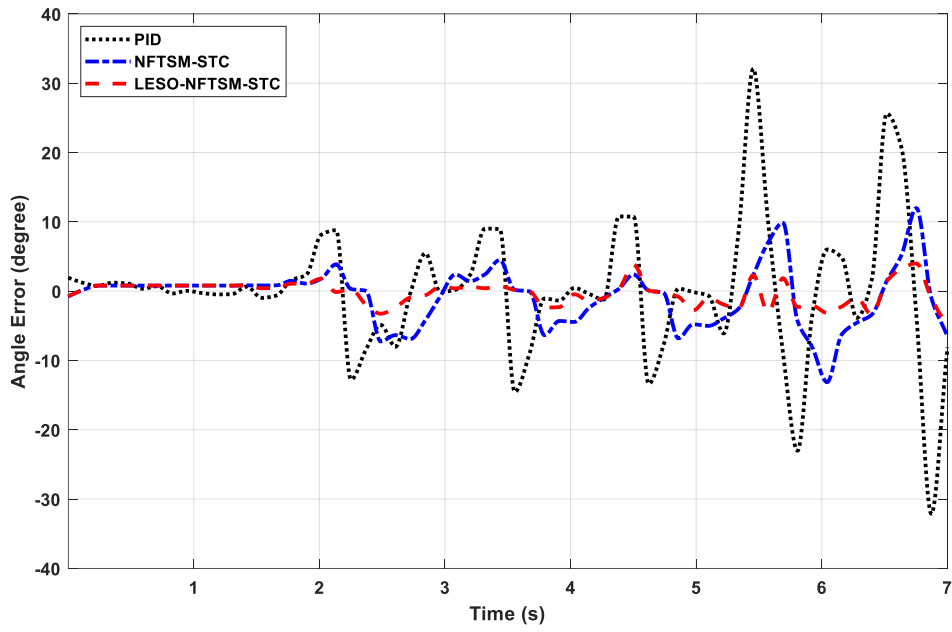


圖 4-47 小步距變大步距之腕關節追隨誤差圖

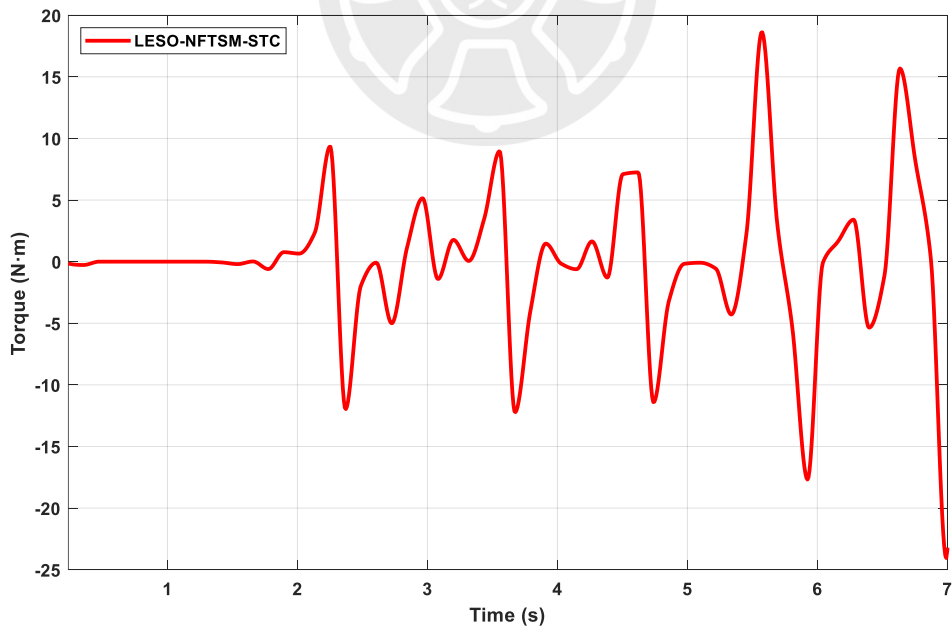


圖 4-48 小步距變大步距之腕關節馬達扭力圖

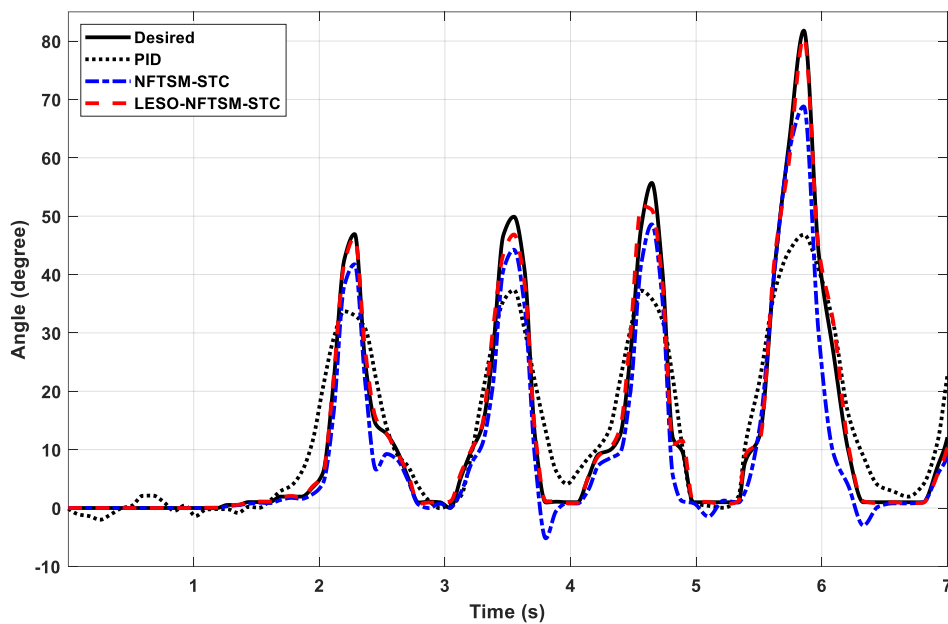


圖 4-49 小步距變大步距之膝關節軌跡比較圖

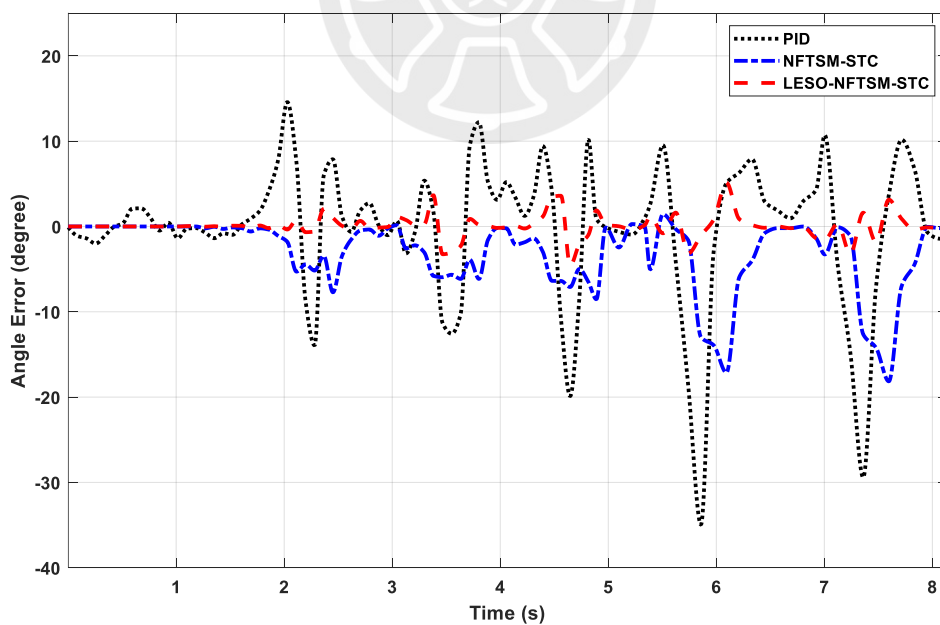


圖 4-50 小步距變大步距之膝關節追隨誤差圖

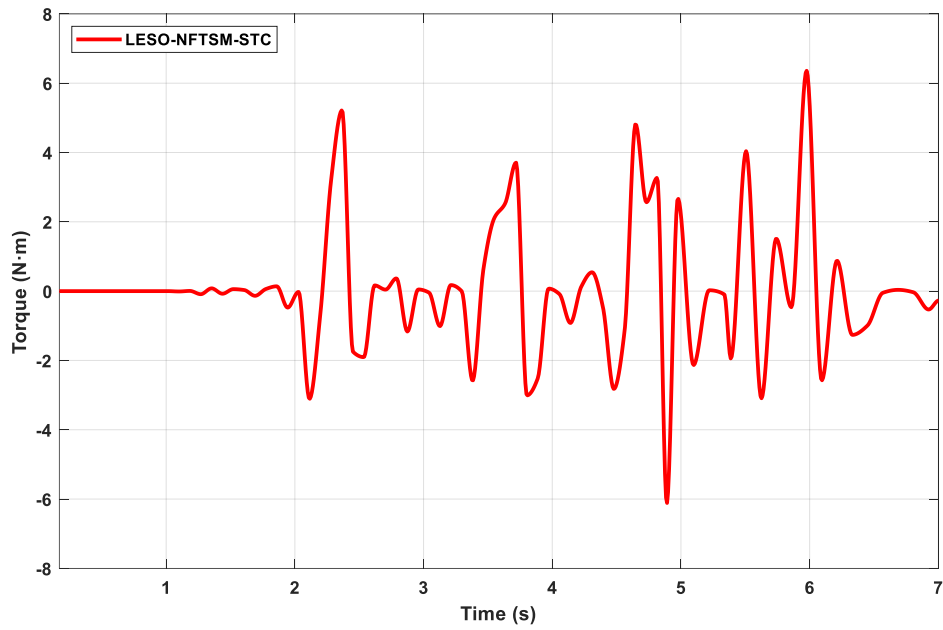


圖 4-51 小步距變大步距之膝關節馬達扭力圖

表 4-4 變步距步行 RMSE 表

θ_r, θ	大變小步距		小變大步距	
	髖關節	膝關節	髖關節	膝關節
PID	9.3372	10.8354	8.6974	8.1968
NFTSM-STC	5.2918	4.8615	4.1282	5.2913
LESO-NFTSM-STC	1.9643	1.5685	1.6961	1.3529

第五章 基於阻抗控制之 LESO-NFTSM-STC

5.1 阻抗模型之 LESO-NFTSM-STC

由於考慮到真實患者穿戴情況下，患肢可能為不完全喪失能力，因而需要考量人體出力與機器出力間的阻抗影響，因此我們設計一外骨骼阻抗模型，如圖 5-1，來抑制人機對抗，使人體與機器間的配合更加滑順且流暢。

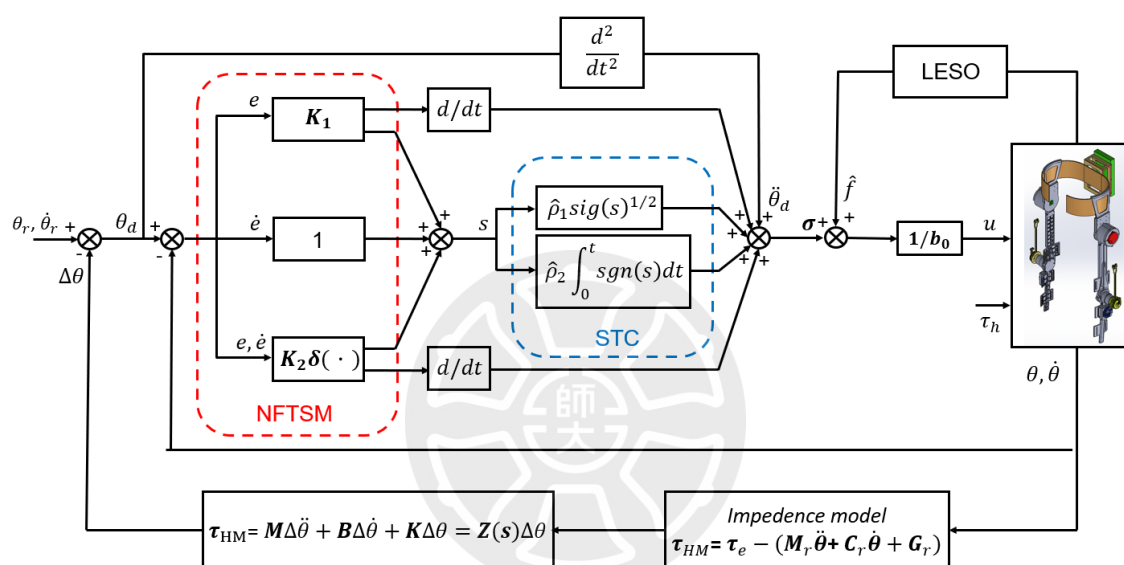


圖 5-1 阻抗模型 LESO-NFTSM-STC 流程圖

首先使用文獻[30]中的方法定義外骨骼基本參數， m 表示質量， I 表示繞質心的轉動慣量， G 表示質心， L 表示各肢體長度， L_G 表示各關節點到重心在參考坐標系上的分量， h 表示重心的垂直距離，外骨骼各部分的參數表示如圖 5-2：

軀幹： $m_{ub}, I_{ub}, L_{ub}, L_{Gub}$

大腿： $m_t, I_t, L_t, L_{Gt}, h_{Gt}$

小腿： $m_s, I_s, L_s, L_{Gs}, h_{Gs}$

腳掌： $m_f, I_f, L_f, L_{Gf}, h_{Gf}$

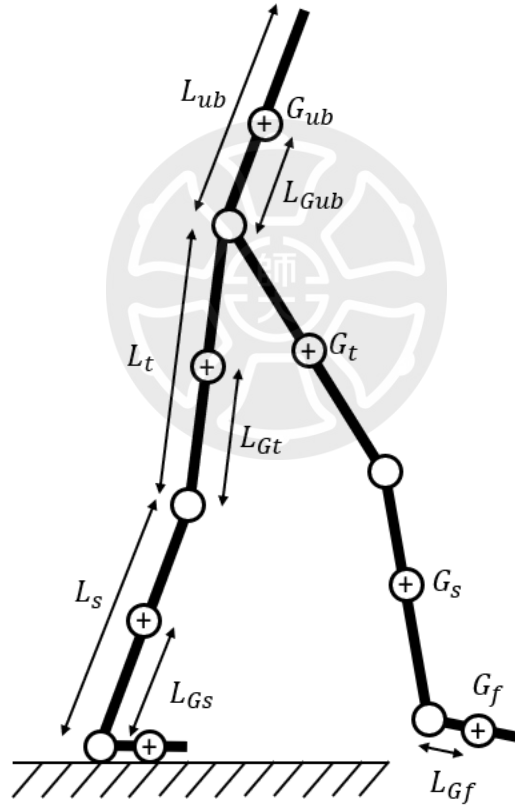


圖 5-2 外骨骼基本參數

人體與外骨骼機器人之間的互動力需以力感測器進行量測，考量到穿戴便攜性及成本較高問題，因此本論文提出等效交互作用力矩 τ_{HM} ：

$$\tau_{HM} = \tau_e - (M_r \ddot{\theta} + C_r \dot{\theta} + G_r) \quad (5.1)$$

其中 M_r 、 C_r 、 G_r 為外骨骼機器人慣性、阻尼、剛性矩陣。

因外骨骼在走路時分為支撐態(Stance Phase)與擺動態(Swing Phase)，
 以下使用簡化外骨骼模型定義，如圖 5-3 所示：

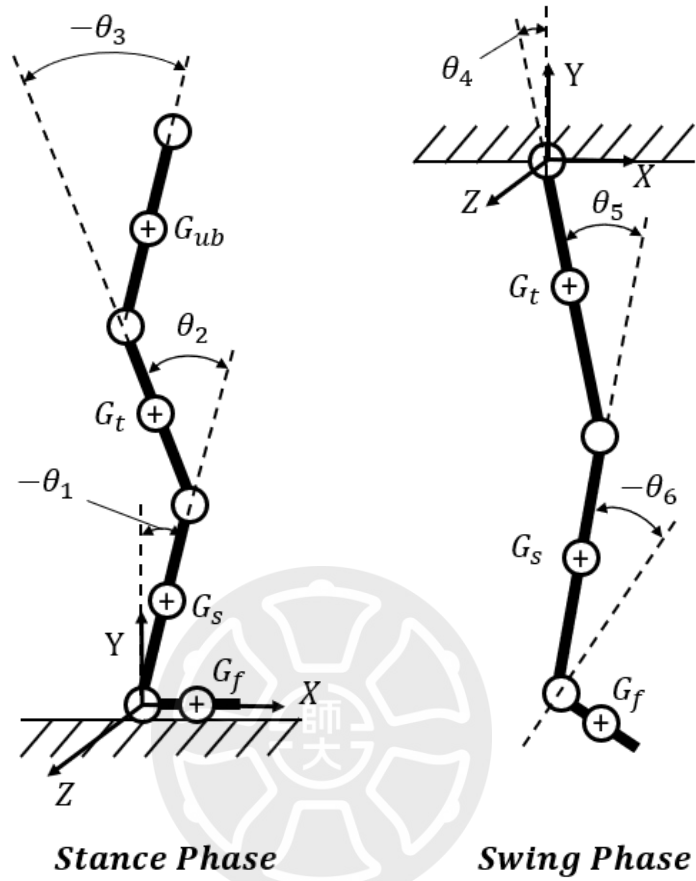


圖 5-3 簡化外骨骼模型定義

支撐態阻抗模型定義如下：

$$\mathbf{M}_r(\boldsymbol{\theta}) = \begin{bmatrix} H_{11}(\boldsymbol{\theta}) & H_{12}(\boldsymbol{\theta}) & H_{13}(\boldsymbol{\theta}) \\ H_{21}(\boldsymbol{\theta}) & H_{22}(\boldsymbol{\theta}) & H_{23}(\boldsymbol{\theta}) \\ H_{31}(\boldsymbol{\theta}) & H_{32}(\boldsymbol{\theta}) & H_{33}(\boldsymbol{\theta}) \end{bmatrix} \quad (5.2)$$

$$\mathbf{C}_r(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) = \begin{bmatrix} C_{11}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) & C_{12}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) & C_{13}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) \\ C_{21}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) & C_{22}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) & C_{23}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) \\ C_{31}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) & C_{32}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) & C_{33}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) \end{bmatrix} \quad (5.3)$$

$$\mathbf{G}_r(\boldsymbol{\theta}) = \begin{bmatrix} G_1(\boldsymbol{\theta}) \\ G_2(\boldsymbol{\theta}) \\ G_3(\boldsymbol{\theta}) \end{bmatrix} \quad (5.4)$$

$$\boldsymbol{\theta} = \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \theta_2 \\ \theta_3 \end{bmatrix} \quad (5.5)$$

$$\begin{aligned} H_{11}(\boldsymbol{\theta}) &= I_t + I_{ub} + m_s L_{Gs}^2 + m_t L_s^2 + m_t L_{Gt}^2 + m_{ub} L_s^2 + m_{ub} L_t^2 \\ &\quad + m_{ub} L_{Gub}^2 + 2m_t L_{Gt} L_s \cos(\theta_2) + 2m_{ub} L_t L_s \cos(\theta_2) \\ &\quad + 2m_{ub} L_{Gub} L_t \cos(\theta_3) + 2m_{ub} L_{Gub} L_s \cos(\theta_2 + \theta_3) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} H_{12}(\boldsymbol{\theta}) &= I_t + I_{ub} + m_t L_{Gt}^2 + m_{ub} L_t^2 + m_{ub} L_{Gub}^2 + 2m_{ub} L_{Gub} L_t \cos(\theta_3) \\ &\quad + m_{ub} L_t \cos(\theta_2) + m_t L_{Gt} L_s \cos(\theta_2) + m_{ub} L_{Gub} L_s \cos(\theta_2 + \theta_3) \end{aligned}$$

$$H_{13}(\boldsymbol{\theta}) = I_u + m_{ub} L_{Gub}^2 + m_{ub} L_{Gub} L_t \cos(\theta_3) + m_{ub} L_{Gub} L_s \cos(\theta_2 + \theta_3)$$

$$\begin{aligned} H_{21}(\boldsymbol{\theta}) &= I_t + I_{ub} + m_t L_{Gt}^2 + m_{ub} L_{Gub}^2 + m_{ub} L_t^2 + m_t L_{Gt} L_s \cos(\theta_2) \\ &\quad + m_{ub} L_s L_t \cos(\theta_2) + 2m_{ub} L_{Gub} L_t \cos(\theta_3) \\ &\quad + m_{ub} L_{Gub} L_s \cos(\theta_2 + \theta_3) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} H_{22}(\boldsymbol{\theta}) &= I_t + I_{ub} + m_{ub} L_t^2 + m_t L_{Gt}^2 + m_{ub} L_{Gub}^2 \\ &\quad + 2m_{ub} L_{Gub} L_t \cos(\theta_3) \end{aligned}$$

$$H_{23}(\boldsymbol{\theta}) = I_{ub} + m_{ub} L_{Gub}^2 + m_{ub} L_{Gub} L_t \cos(\theta_3)$$

$$\begin{aligned} H_{31}(\boldsymbol{\theta}) &= I_{ub} + m_{ub} L_{Gub}^2 + m_{ub} L_{Gub} L_t \cos(\theta_3) \\ &\quad + m_{ub} L_{Gub} L_s \cos(\theta_2 + \theta_3) \end{aligned}$$

$$H_{32}(\boldsymbol{\theta}) = I_{ub} + m_{ub} L_{Gub}^2 + m_{ub} L_{Gub} L_t \cos(\theta_3)$$

$$H_{33}(\boldsymbol{\theta}) = I_{ub} + m_{ub}L_{Gub}^2$$

$$C_{11}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) = -2m_{ub}L_{Gub}L_t\dot{\theta}_3\sin(\theta_3) - 2m_{ub}L_sL_t\dot{\theta}_2\sin(\theta_2)$$

$$-2m_{ub}L_{Gub}L_s\dot{\theta}_2\sin(\theta_2 + \theta_3) - 2m_tL_sL_{Gt}\dot{\theta}_2\sin(\theta_2)$$

$$C_{12}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) = -m_{ub}L_{Gub}L_s\dot{\theta}_2\sin(\theta_2 + \theta_3) - m_{ub}L_sL_t\dot{\theta}_2\sin(\theta_2)$$

$$-m_tL_sL_{Gt}\dot{\theta}_2\sin(\theta_2) - 2m_{ub}L_{Gub}L_s\dot{\theta}_3\sin(\theta_2 + \theta_3)$$

$$C_{13}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) = -m_{ub}L_{Gub}L_s\dot{\theta}_3\sin(\theta_2 + \theta_3) - m_{ub}L_{Gub}L_t\dot{\theta}_3\sin(\theta_3)$$

$$-2m_{ub}L_{Gub}L_t\dot{\theta}_2\sin(\theta_3) - 2m_{ub}L_{Gub}L_s\dot{\theta}_1\sin(\theta_2 + \theta_3)$$

$$C_{21}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) = m_{ub}L_sL_t\dot{\theta}_1\sin(\theta_2) + m_{ub}L_{Gub}L_s\dot{\theta}_1\sin(\theta_2 + \theta_3)$$

$$+m_tL_sL_{Gt}\dot{\theta}_1\sin(\theta_2)$$

$$C_{22}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) = -2m_{ub}L_{Gub}L_t\dot{\theta}_3\sin(\theta_3)$$

$$C_{23}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) = -m_{ub}L_{Gub}L_t\dot{\theta}_3\sin(\theta_3) - 2m_{ub}L_{Gub}L_t\dot{\theta}_1\sin(\theta_3)$$

$$C_{31}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) = m_{ub}L_{Gub}L_s\dot{\theta}_1\sin(\theta_2 + \theta_3) + m_{ub}L_{Gub}L_t\dot{\theta}_1\sin(\theta_3)$$

$$C_{32}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) = m_{ub}L_{Gub}L_t\dot{\theta}_2\sin(\theta_3) + 2m_{ub}L_{Gub}L_t\dot{\theta}_1\sin(\theta_3)$$

$$C_{33}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) = 0$$

$$G_1(\boldsymbol{\theta}) = -m_{ub}L_s g \sin(\theta_1) - m_{ub}L_t g \sin(\theta_1 + \theta_2)$$

$$-m_{ub}L_{Gub} g \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) - m_tL_s g \sin(\theta_1)$$

$$-m_tL_{Gt} g \sin(\theta_1 + \theta_2) - m_sL_{Gs} g \sin(\theta_1)$$

$$G_2(\boldsymbol{\theta}) = -m_{ub}L_{Gub} g \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) - m_tL_{Gt} g \sin(\theta_1 + \theta_2)$$

$$-m_{ub}L_t g \sin(\theta_1 + \theta_2)$$

$$G_3(\boldsymbol{\theta}) = -m_{ub}L_{Gub} g \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$$

使用同樣方法得擺動態阻抗模型定義：

$$\mathbf{M}_r(\boldsymbol{\theta}) = \begin{bmatrix} H_{55}(\boldsymbol{\theta}) & H_{56}(\boldsymbol{\theta}) & H_{57}(\boldsymbol{\theta}) \\ H_{65}(\boldsymbol{\theta}) & H_{66}(\boldsymbol{\theta}) & H_{67}(\boldsymbol{\theta}) \\ H_{75}(\boldsymbol{\theta}) & H_{76}(\boldsymbol{\theta}) & H_{77}(\boldsymbol{\theta}) \end{bmatrix} \quad (5.6)$$

$$\mathbf{C}_r(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) = \begin{bmatrix} C_{55}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) & C_{56}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) & C_{57}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) \\ C_{65}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) & C_{66}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) & C_{67}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) \\ C_{75}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) & C_{76}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) & C_{77}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) \end{bmatrix} \quad (5.7)$$

$$\mathbf{G}_r(\boldsymbol{\theta}) = \begin{bmatrix} G_5(\boldsymbol{\theta}) \\ G_6(\boldsymbol{\theta}) \\ G_7(\boldsymbol{\theta}) \end{bmatrix} \quad (5.8)$$

$$\boldsymbol{\theta} = \begin{bmatrix} \theta_5 \\ \theta_6 \\ \theta_7 \end{bmatrix} \quad (5.9)$$

$$H_{55} = J_5 + 2X_6L_t \cos(\theta_6) - 2X_7L_s \sin(\theta_7) - 2X_7L_t \sin(\theta_6 + \theta_7)$$

$$H_{56} = J_6 + X_6L_t \cos(\theta_6) - 2X_7L_s \sin(\theta_7) - X_7L_t \sin(\theta_6 + \theta_7)$$

$$H_{57} = J_7 - X_7L_s \sin(\theta_7) - X_7L_t \sin(\theta_6 + \theta_7)$$

$$H_{65} = J_6 + X_6L_t \cos(\theta_6) - 2X_7L_s \sin(\theta_7) - X_7L_t \sin(\theta_6 + \theta_7)$$

$$H_{66} = J_6 - 2X_7L_s \sin(\theta_7)$$

$$H_{67} = J_7 - X_7L_s \sin(\theta_7)$$

$$H_{75} = J_7 - X_7L_s \sin(\theta_7) - X_7L_t \sin(\theta_6 + \theta_7)$$

$$H_{76} = J_7 - X_7L_s \sin(\theta_7)$$

$$H_{77} = J_7$$

$$C_{55} = -2[X_6 \sin(\theta_6) - X_7 \cos(\theta_6 + \theta_7)]L_t \dot{\theta}_6$$

$$C_{56} = -[X_6 \sin(\theta_6) - X_7 \cos(\theta_6 + \theta_7)]L_t \dot{\theta}_6$$

$$C_{57} = -X_7[L_t \cos(\theta_6 + \theta_7) + L_s \cos(\theta_7)](2\dot{\theta}_6 - \dot{\theta}_7 - 2\dot{\theta}_5)$$

$$C_{65} = [X_6 \sin(\theta_6) + X_7 \cos(\theta_6 + \theta_7)]L_t \dot{\theta}_5$$

$$C_{66} = 2X_7L_s \dot{\theta}_7 \cos(\theta_7)$$

$$C_{67} = -X_7(2\dot{\theta}_5 - \dot{\theta}_7)L_s \cos(\theta_7)$$

$$C_{75} = -X_7[L_t \cos(\theta_6 + \theta_7) + L_s \cos(\theta_7)]\dot{\theta}_5$$

$$C_{76} = 2X_7L_s\dot{\theta}_5\cos(\theta_7) + X_7L_s\dot{\theta}_6\cos(\theta_7)$$

$$C_{77} = 0$$

$$G_5 = [X_6\sin(\theta_5 + \theta_6) + X_5\sin(\theta_5) + X_7\cos(\theta_5 + \theta_6 + \theta_7)]g$$

$$G_6 = [X_6\sin(\theta_5 + \theta_6) + X_7\cos(\theta_5 + \theta_6 + \theta_7)]g$$

$$G_7 = X_7\cos(\theta_5 + \theta_6 + \theta_7)g$$

其中， $J_5, J_6, J_7, X_5, X_6, X_7$ 分別為：

$$J_5 = J_6 + I_t + m_t(L_t - L_{Gt})^2 + m_sL_t^2 + m_fL_t^2$$

$$J_6 = J_7 + I_s + m_s(L_s - L_{Gs})^2 + m_fL_f^2$$

$$J_7 = m_fL_{Gf}^2 + I_f$$

$$X_5 = m_t(L_t - L_{Gt}) + m_sL_t + m_fL_t$$

$$X_6 = m_s(L_s - L_{Gs}) + m_fL_s$$

$$X_7 = m_fL_{Gf}$$

接著透過檢測大腿當前角度 θ_{ub} 來判定外骨骼需要使用哪一種狀態的阻抗模型，定義方式如圖 5-4：

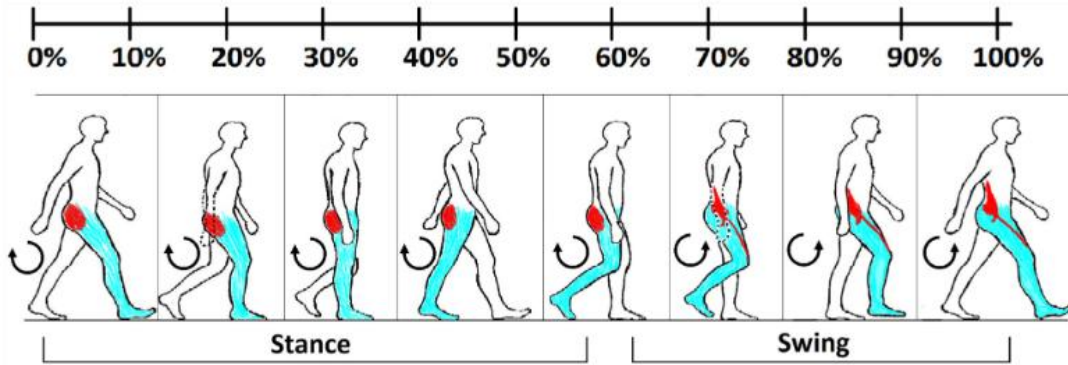


圖 5-4 走路步態百分比定義[31]

$$\begin{cases} \theta_{ub} = 0\sim 55\%, & \text{Stance Phase} \\ \theta_{ub} = 55\%\sim 100\%, & \text{Swing Phase} \end{cases}$$

在由式(5.1)求出 τ_{HM} 後，再透過下式求得阻抗模型補償角度 $\Delta\theta$ ：

$$\tau_{HM} = \mathbf{M}\Delta\ddot{\theta} + \mathbf{B}\Delta\dot{\theta} + \mathbf{K}\Delta\theta = \mathbf{Z}(s)\Delta\theta \quad (5.10)$$

其中 \mathbf{M} 、 \mathbf{B} 、 \mathbf{K} 為慣性、阻尼、剛性矩陣，將由實驗進行調整。

最後將 $\Delta\theta$ 與參考軌跡 θ_r 相減求得修正參考軌跡 θ_d ：

$$\theta_d = \theta_r - \Delta\theta \quad (5.11)$$

5.2 阻抗模型之 LESO-NFTSM-STC 實驗介紹

本章節將會對一正常受試者進行實驗，實驗過程將會要求受試者以不抵抗外骨骼力量為前提下，自行出力進行步行實驗。控制部分則會將阻抗模型結合前一節之三種控制器進行控制，並將修正後軌跡、校正角度與人體等效交互作用力矩三者進行比較與分析。

為延續第四章所建立之量化誤差分析架構，本章亦採用均方根誤差 (RMSE) 作為控制性能評估指標，分別計算期望角度與實際角度之差異，包含：

- θ_d 與 θ 的比較：代表阻抗補償後之期望修正角度 (參考角度) 與實際外骨骼角度的 RMSE 誤差。
- θ_r 與 θ 的比較：代表原始期望角度 (desired trajectory) 與實際外骨骼角度的 RMSE 誤差。

此兩組誤差比較可用以探討阻抗模型導入後對軌跡修正之幫助程度。

此外，本節亦分析等效交互作用力矩 τ_{HM} ，其為一種由阻抗模型導出之推估力矩，用以描述人機交互過程中外骨骼為配合使用者肢體意圖所需施加的額外輔助力矩。 τ_{HM} 數值可視為使用者與機器人之間的力學補償需求指標。

在 τ_{HM} 相關圖中，線條趨勢與正負方向具有以下意涵：

- **正方向 τ_{HM}** ：表示外骨骼需主動推動使用者肢體向目標方向移動，此時使用者肢體力量相對不足，系統需提供更多輔助力矩。
- **負方向 τ_{HM}** ：表示使用者肢體可能已超前系統期望，外骨骼需施加反向抑制或制動力矩，以維持同步與穩定性。

透過 τ_{HM} 分析，可評估阻抗模型在動作協調與安全性控制上所帶來的實際效益，亦有助於後續優化人機協調策略之設計。

受試者軀幹數據： $m_{ub} = 32.6kg$, $I_{ub} = 20cm$, $L_{ub} = 50cm$, $L_{Gub} = 25cm$ 。

受試者大腿數據： $m_t = 7.5kg$, $I_t = 0.035kg \cdot m^2$, $L_t = 46cm$, $L_{Gt} = 19.9cm$,
 $h_{Gt} = 26.1cm$ 。

受試者小腿數據： $m_s = 3.49kg$, $I_s = 0.014kg \cdot m^2$, $L_s = 43cm$, $L_{Gs} =$
 $18.6cm$, $h_{Gs} = 24.4cm$ 。

受試者腳掌數據： $m_f = 1.09kg$, $I_f = 0.0034kg \cdot m^2$, $L_f = 27cm$, $L_{Gf} =$
 $13.5cm$, $h_{Gf} = 4cm$ 。



5.3 阻抗模型常態步行軌跡追隨分析

在常態步行中，不論是小步距還是大步距，LESO-NFTSM-STC 控制器的表現都最為穩定明確。由圖 5-8 和圖 5-22 可以看出，LESO 控制下的交互作用力變化比其他方法平順許多，幾乎不會有忽大忽小的變動。從圖 5-11 和圖 5-25 也能看出 LESO-NFTSM-STC 控制後的角度追蹤幾乎貼合目標軌跡，代表受試者不會感受到太突兀的力量，RMSE 數據也更能證實這點。不論是在大步距或是小步距中，LESO-NFTSM-STC 控制的 RMSE 都遠低於前兩個控制，差距非常明顯。這表示 LESO-NFTSM-STC 不只在理論上反應快，也在實際應用中幫助控制變得更平穩。

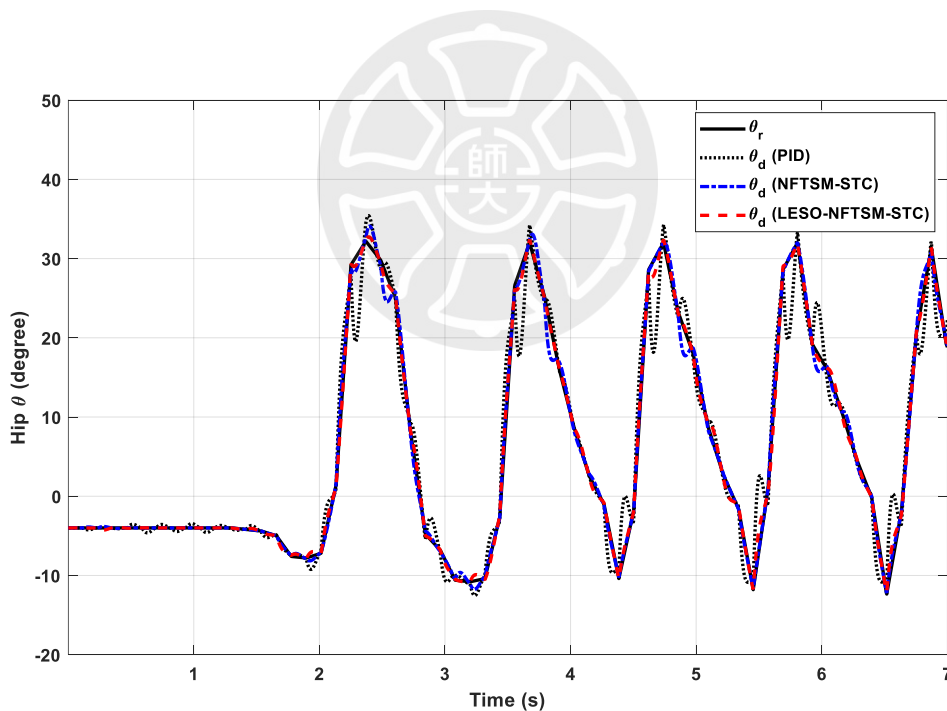


圖 5-5 常態步行小步距之髖關節修正角度比較圖

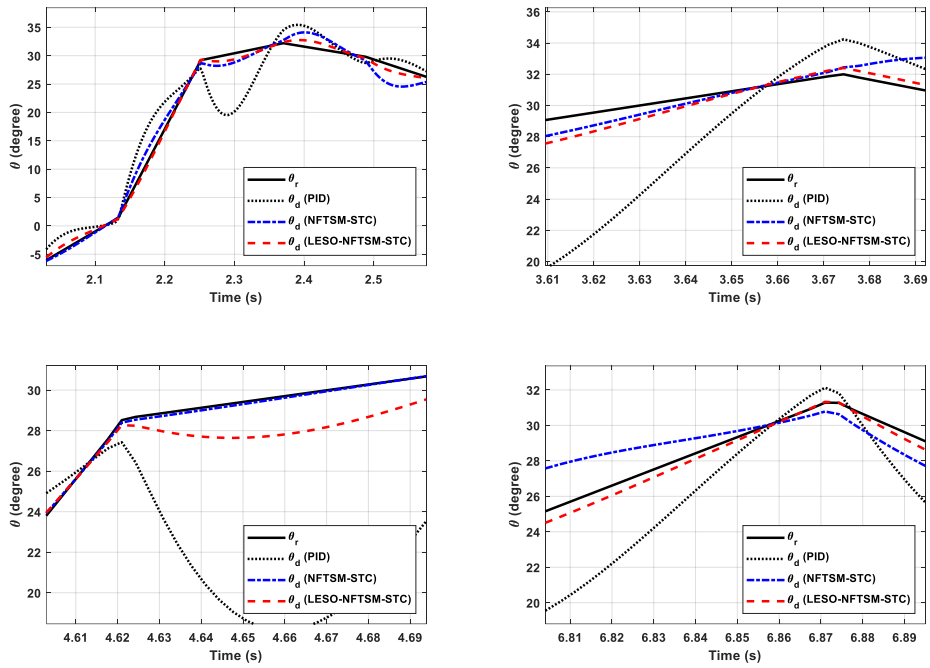


圖 5-6 常態步行小步距之腕關節修正角度比較放大圖

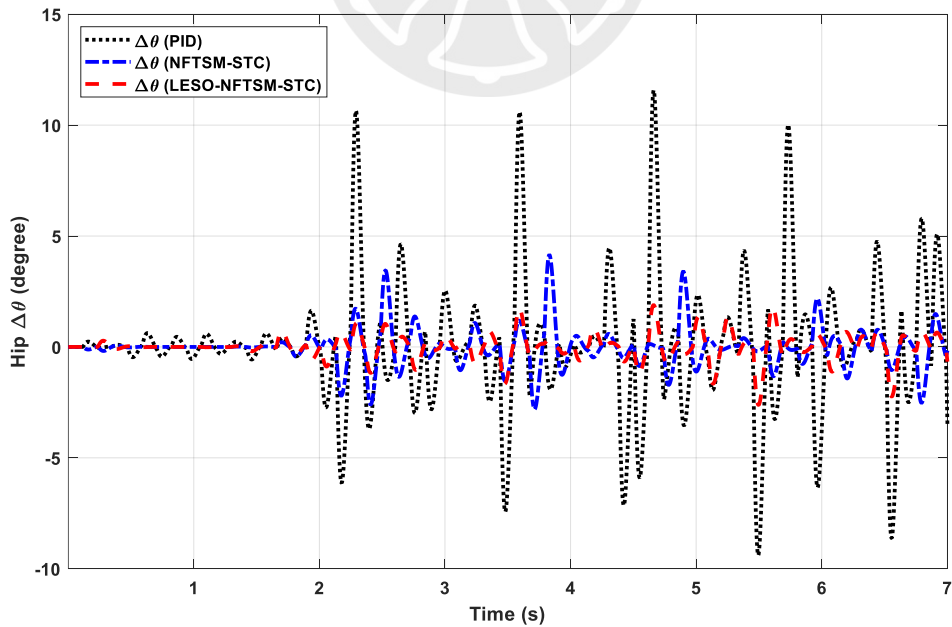


圖 5-7 常態步行小步距之腕關節角度補償圖

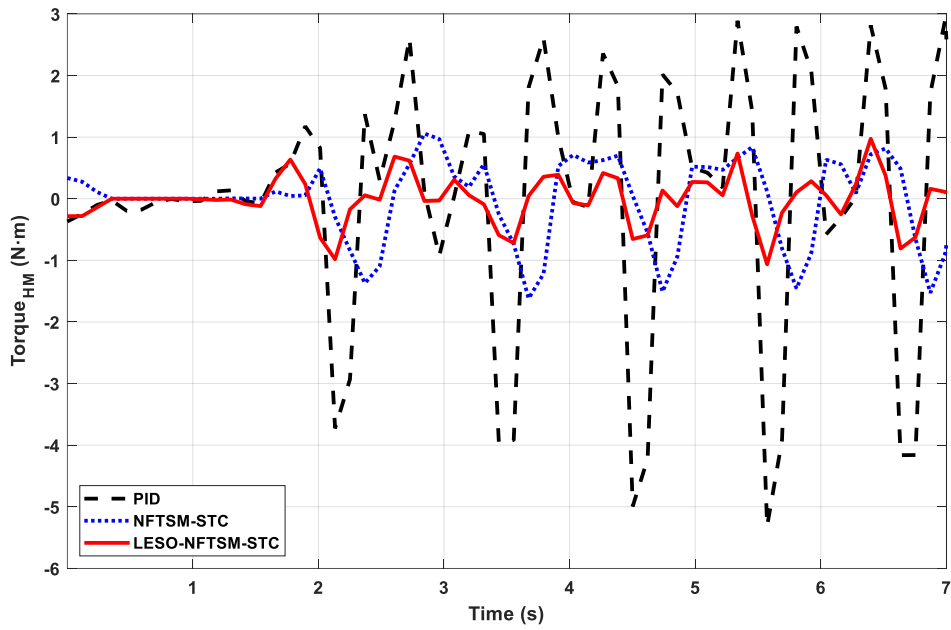


圖 5-8 常態步行小步距之髖關節等效交互作用力矩比較圖

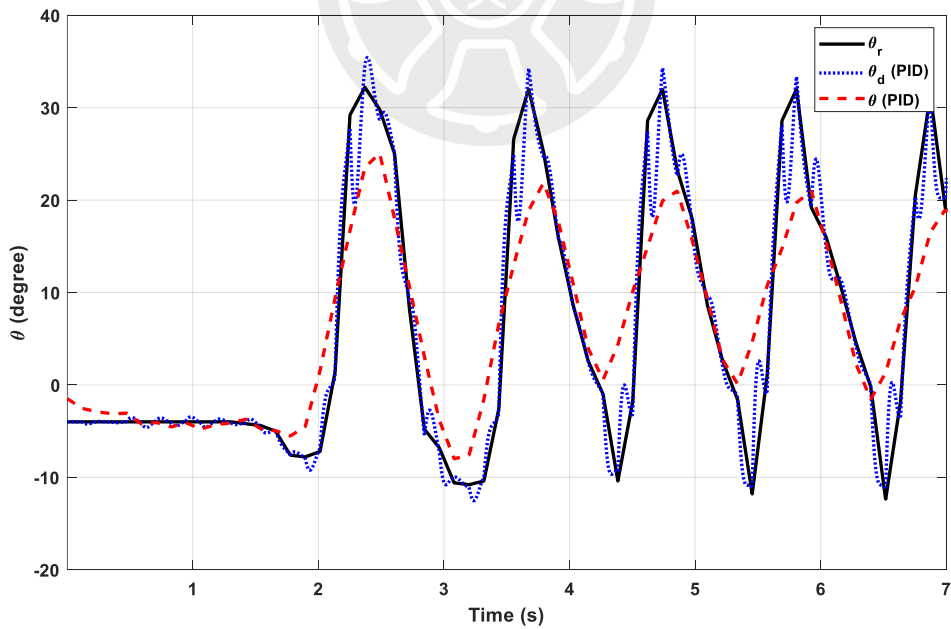


圖 5-9 常態步行小步距之髖關節 PID 軌跡圖

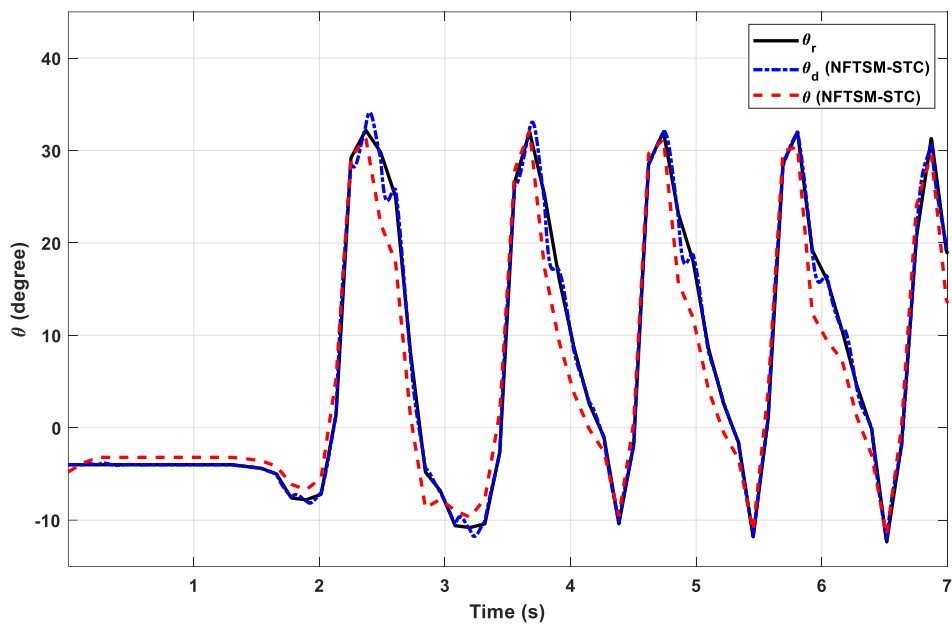


圖 5-10 常態步行小步距之腕關節 NFTSM-STC 軌跡圖

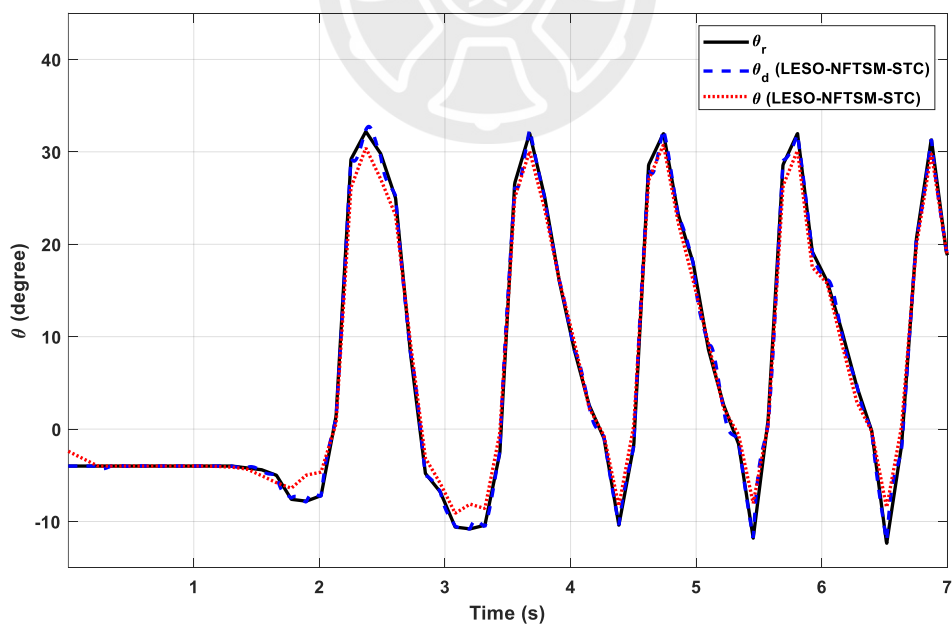


圖 5-11 常態步行小步距之腕關節 LESO-NFTSM-STC 軌跡圖

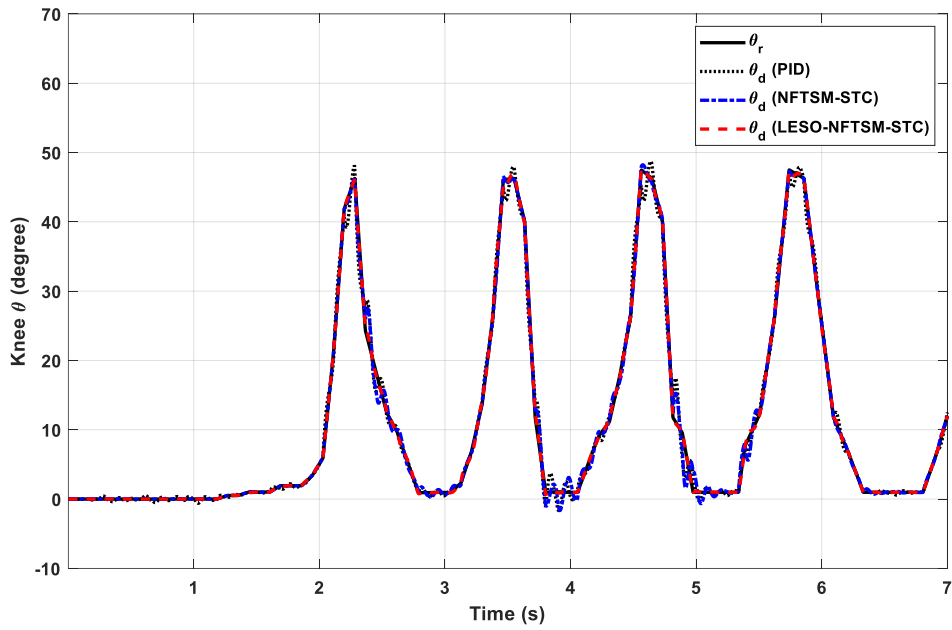


圖 5-12 常態步行小步距之膝關節修正角度比較圖

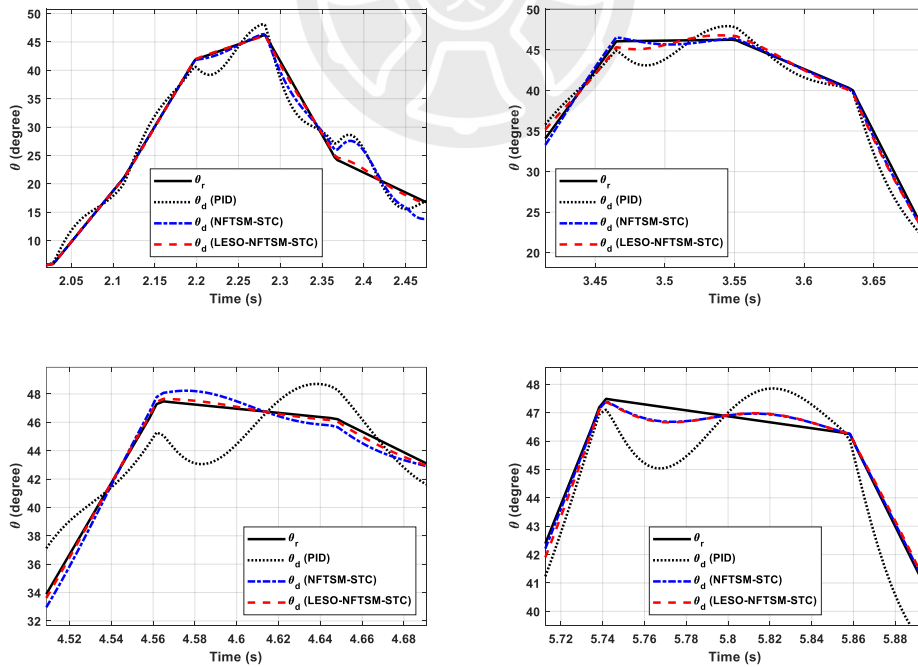


圖 5-13 常態步行小步距之膝關節修正角度比較放大圖

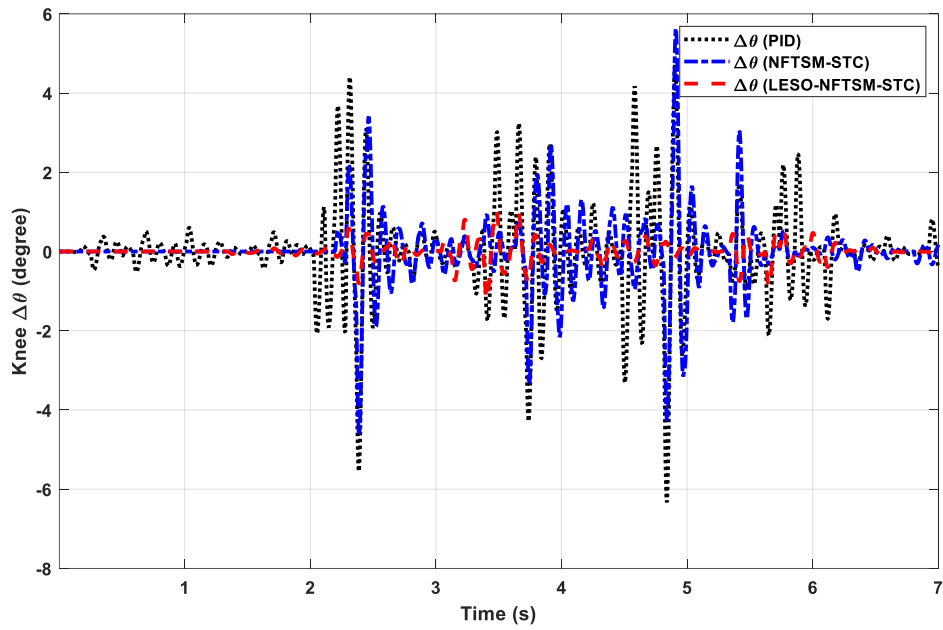


圖 5-14 常態步行小步距之膝關節角度補償圖

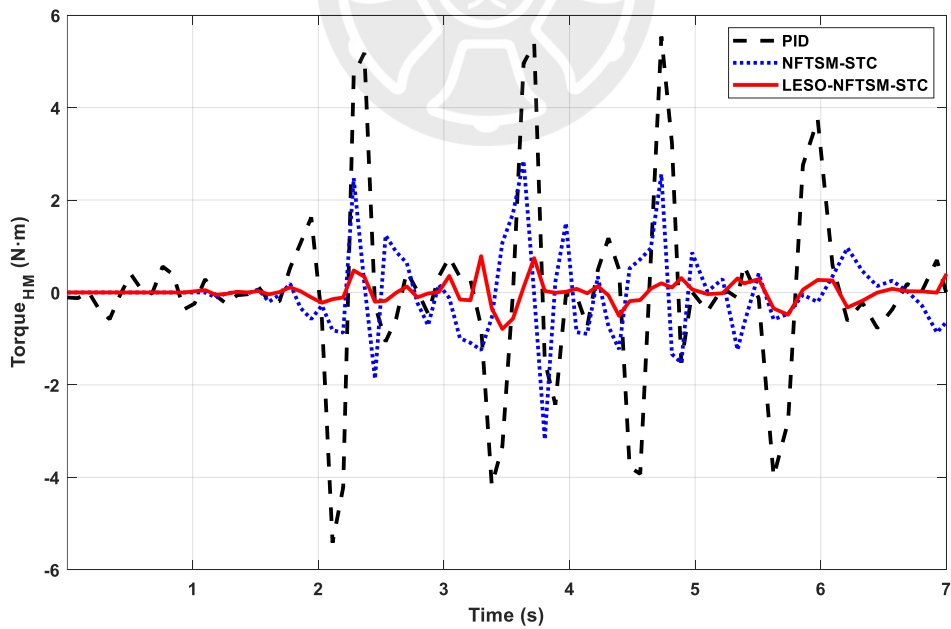


圖 5-15 常態步行小步距之膝關節等效交互作用力矩比較圖

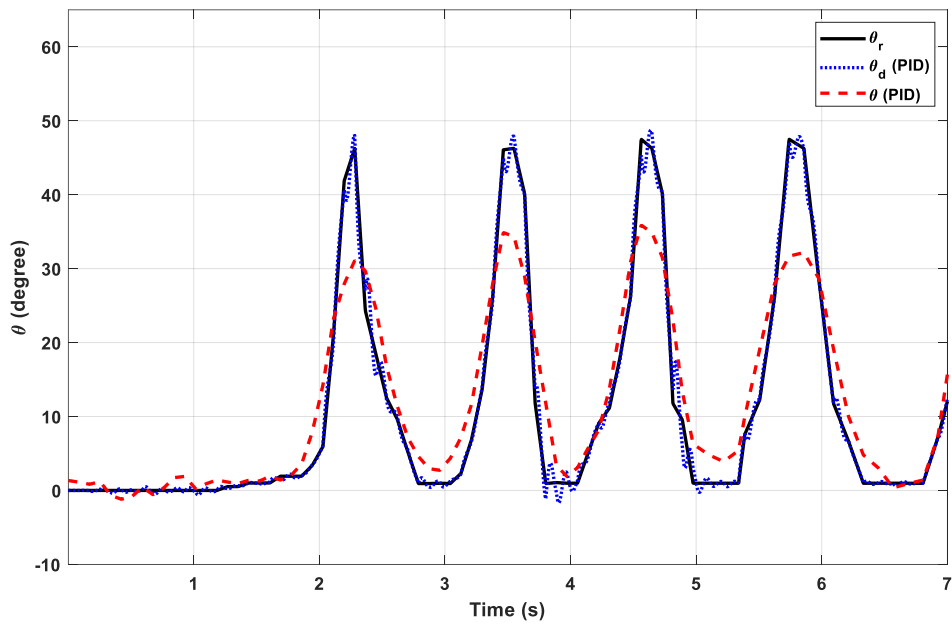


圖 5-16 常態步行小步距之膝關節 PID 軌跡圖

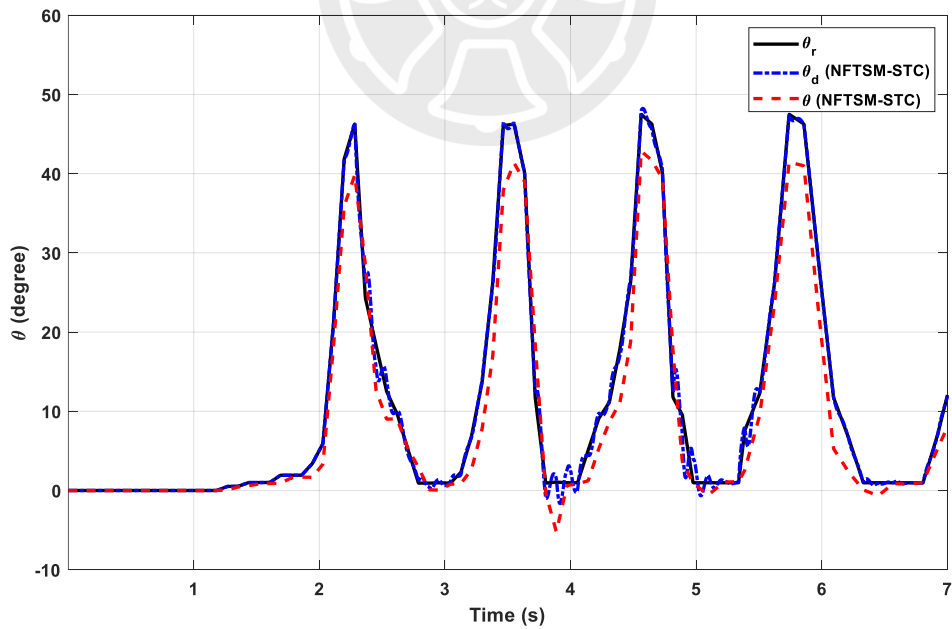


圖 5-17 常態步行小步距之膝關節 NFTSM-STC 軌跡圖

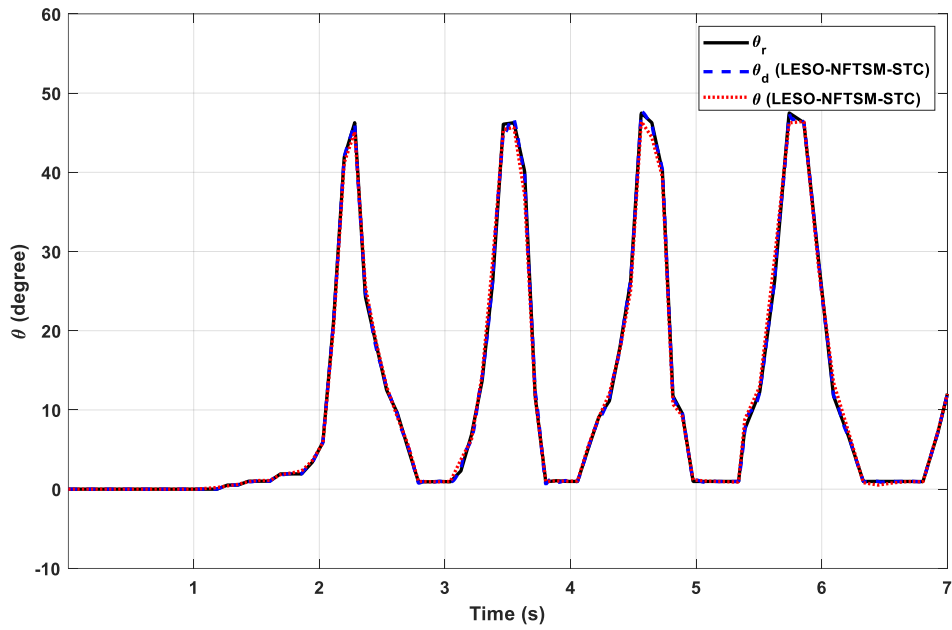


圖 5-18 常態步行小步距之膝關節 LESO-NFTSM-STC 軌跡圖

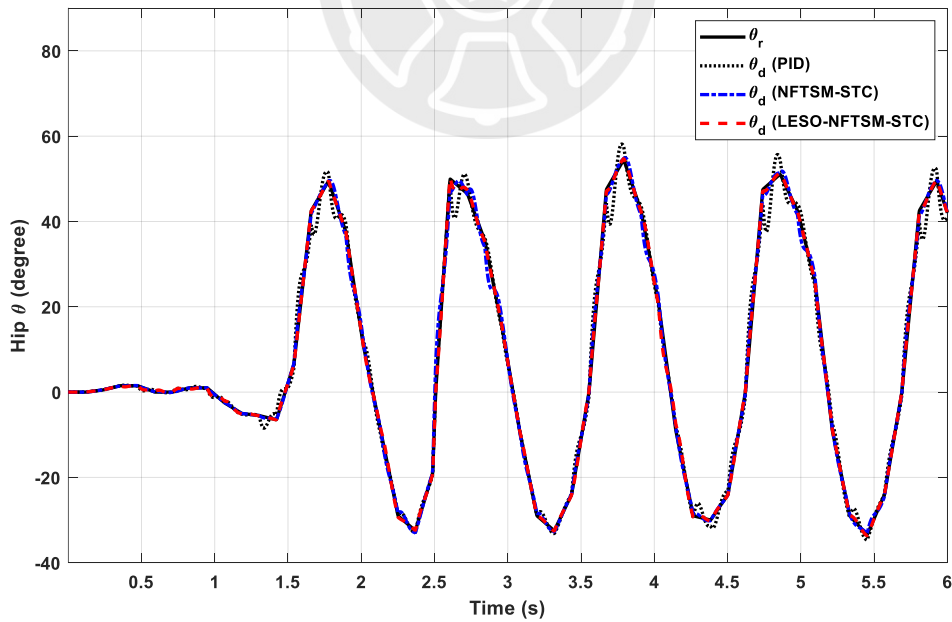


圖 5-19 常態步行大步距之髖關節修正角度比較圖

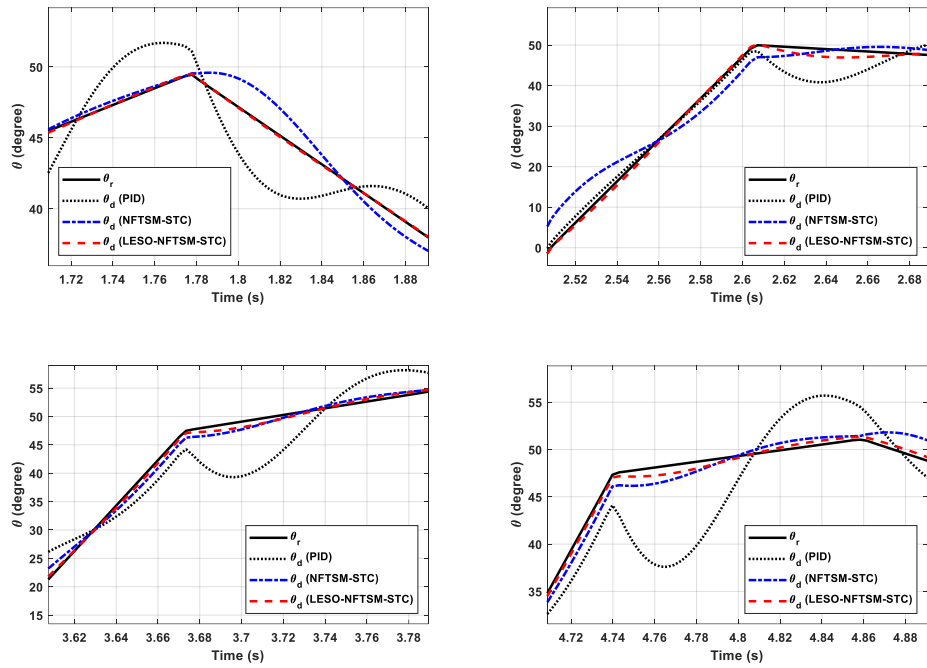


圖 5-20 常態步行大步距之髖關節修正角度比較放大圖

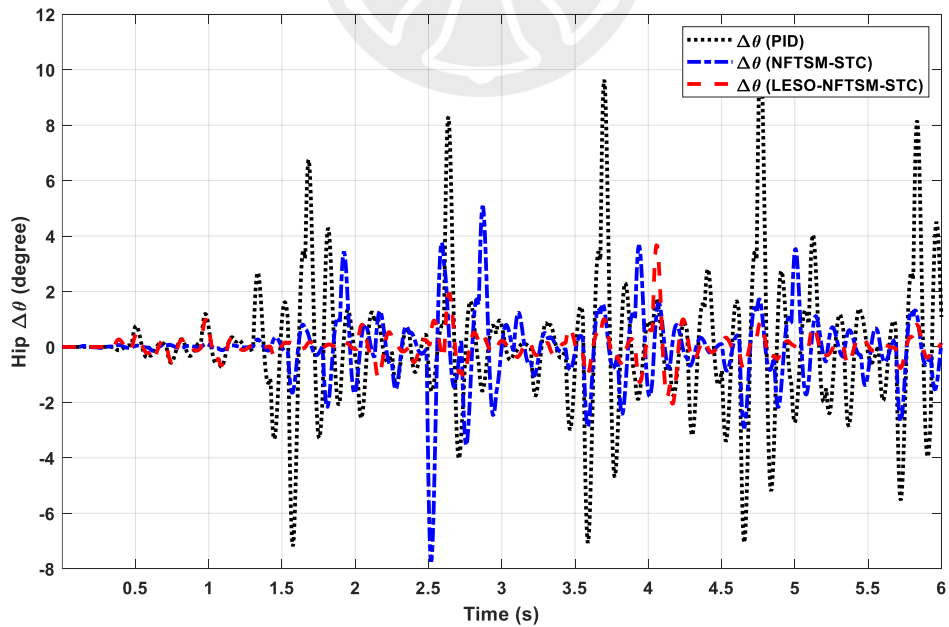


圖 5-21 常態步行大步距之髖關節角度補償圖

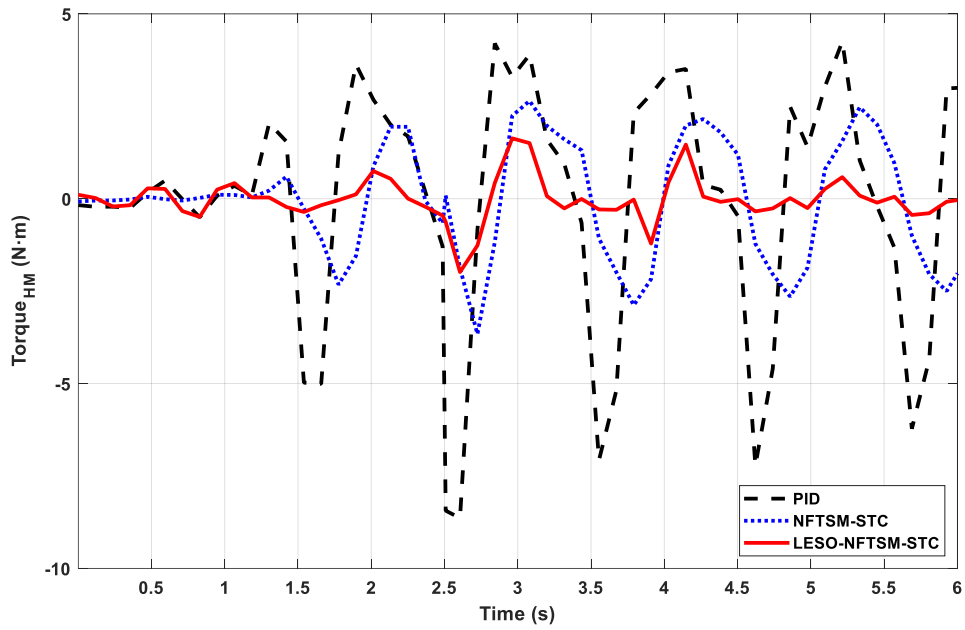


圖 5-22 常態步行大步距之髖關節等效交互作用力矩比較圖

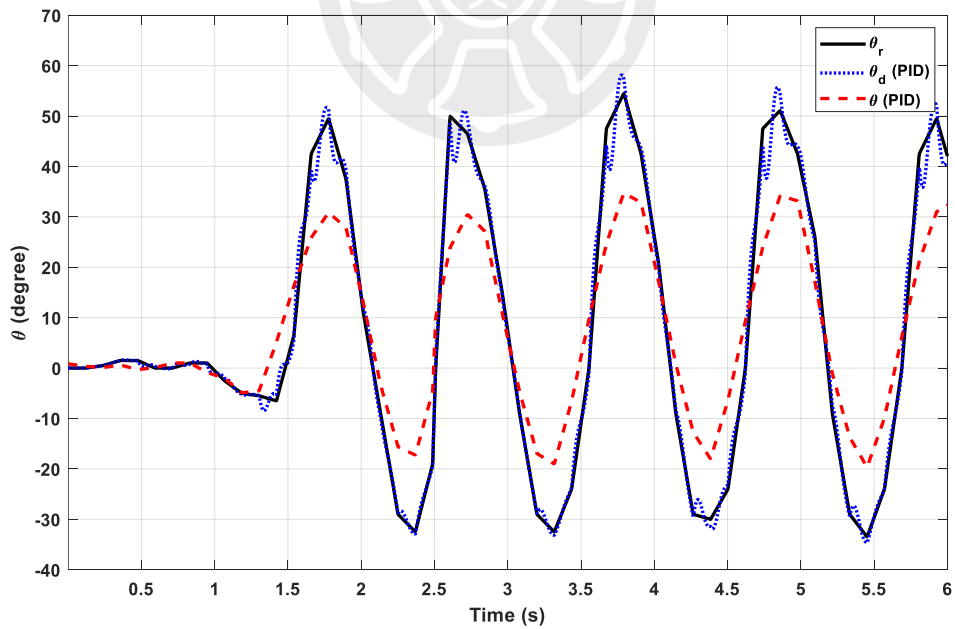


圖 5-23 常態步行大步距之髖關節 PID 軌跡圖

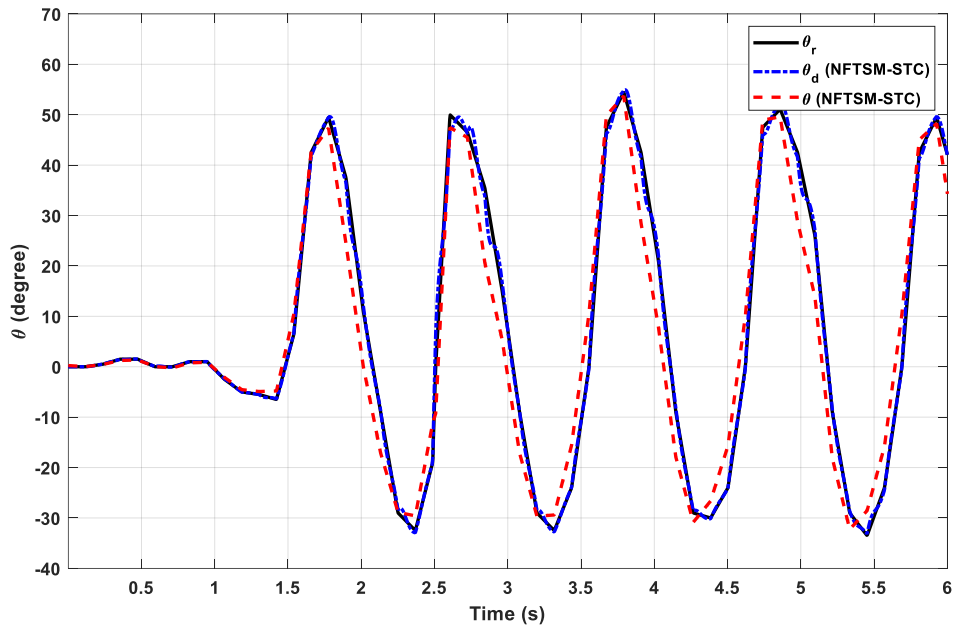


圖 5-24 常態步行大步距之髖關節 NFTSM-STC 軌跡圖

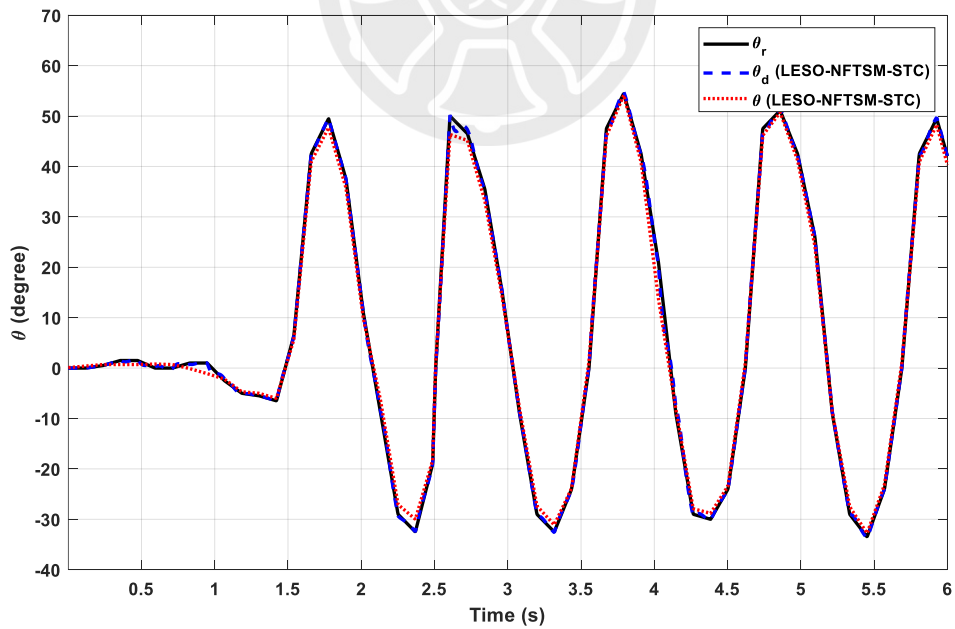


圖 5-25 常態步行大步距之髖關節 LESO-NFTSM-STC 軌跡圖

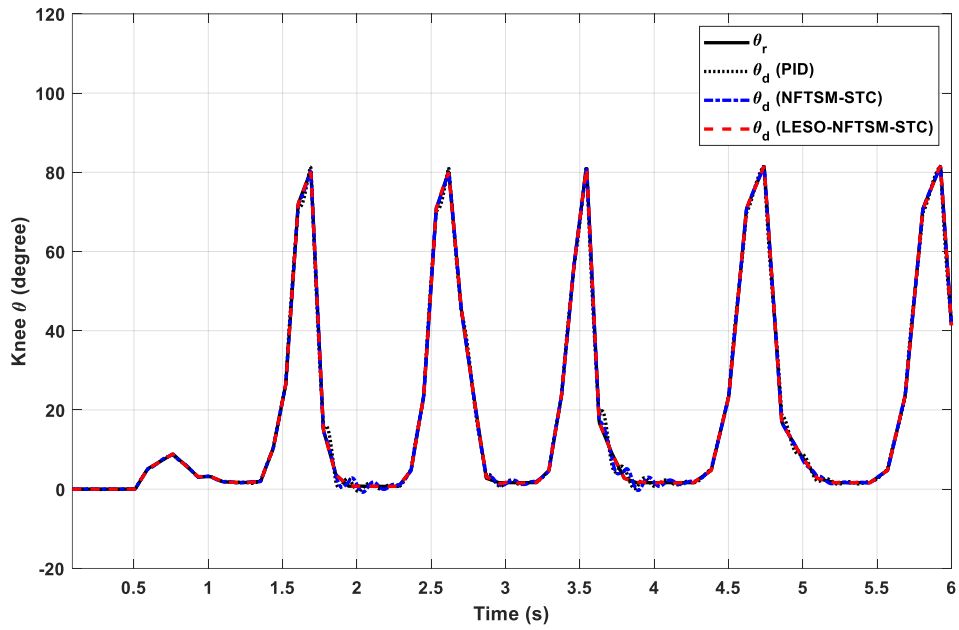


圖 5-26 常態步行大步距之膝關節修正角度比較圖

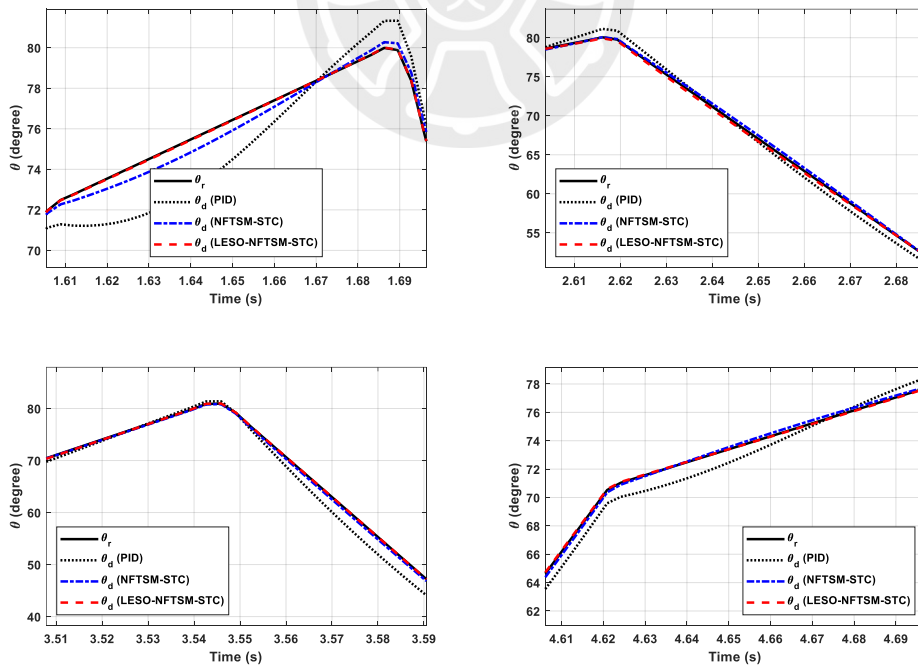


圖 5-27 常態步行大步距之膝關節修正角度比較放大圖

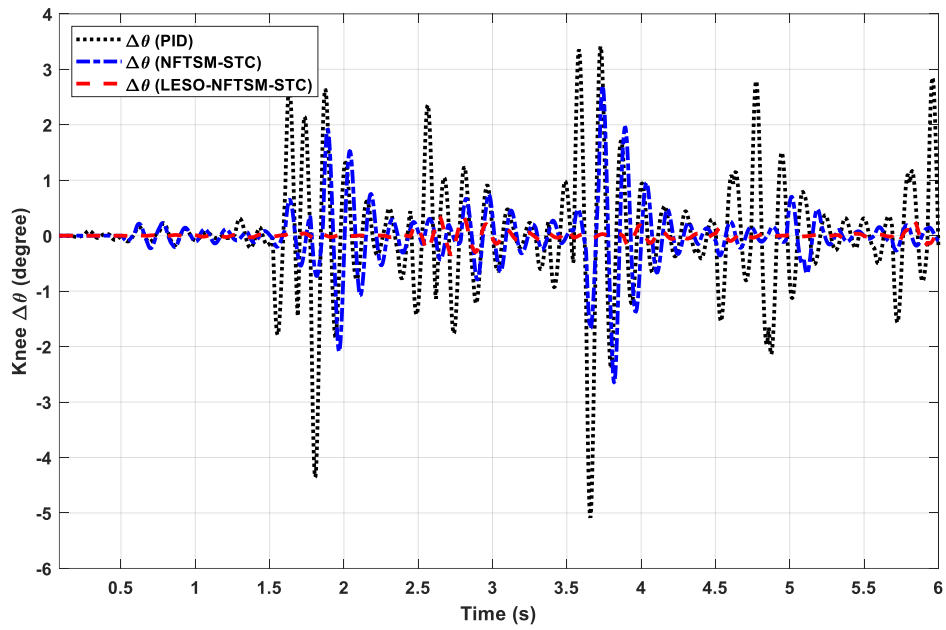


圖 5-28 常態步行大步距之膝關節角度補償圖

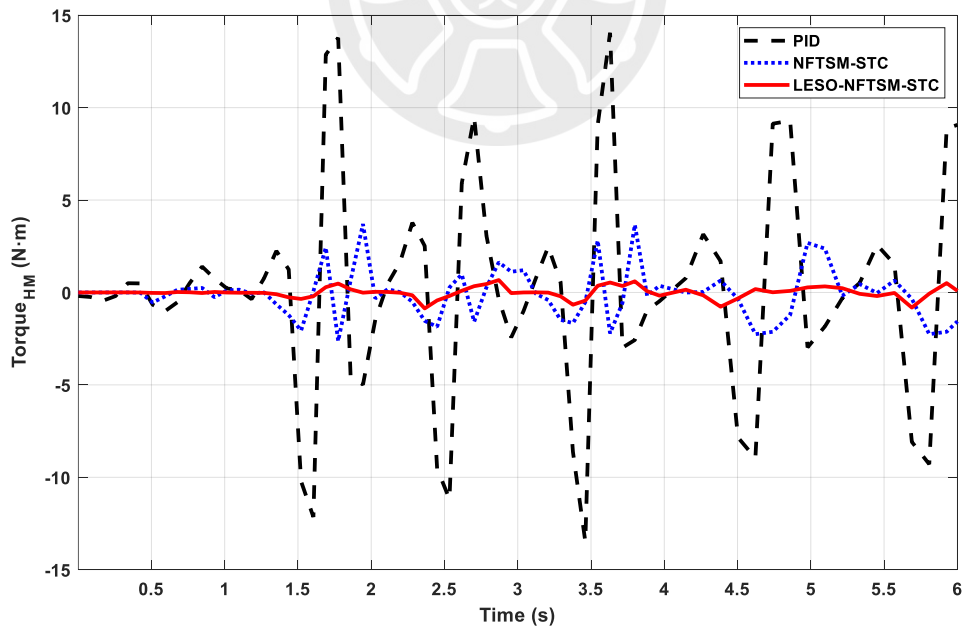


圖 5-29 常態步行大步距之膝關節等效交互作用力矩比較圖

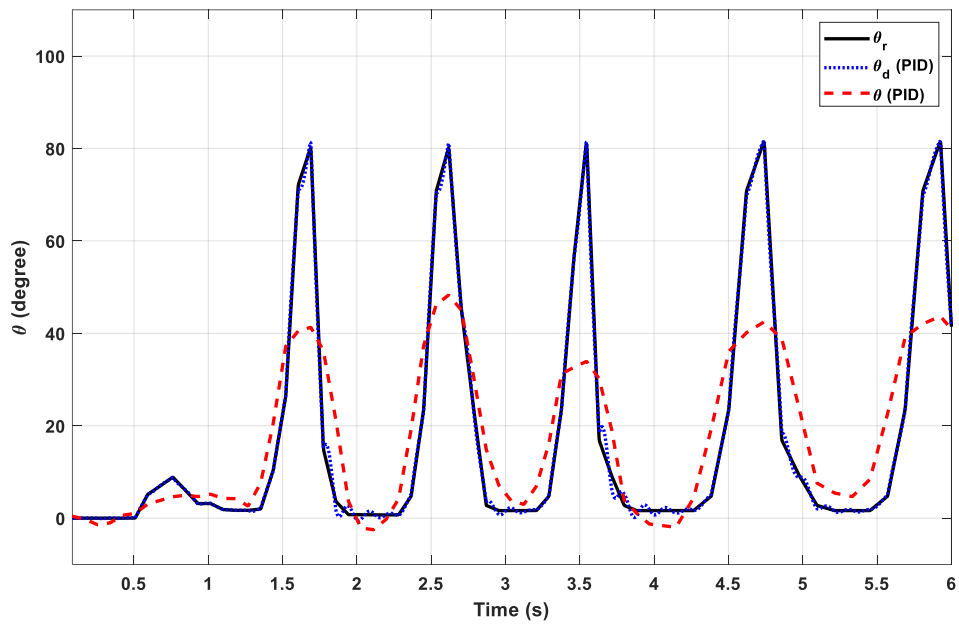


圖 5-30 常態步行大步距之膝關節 PID 軌跡圖

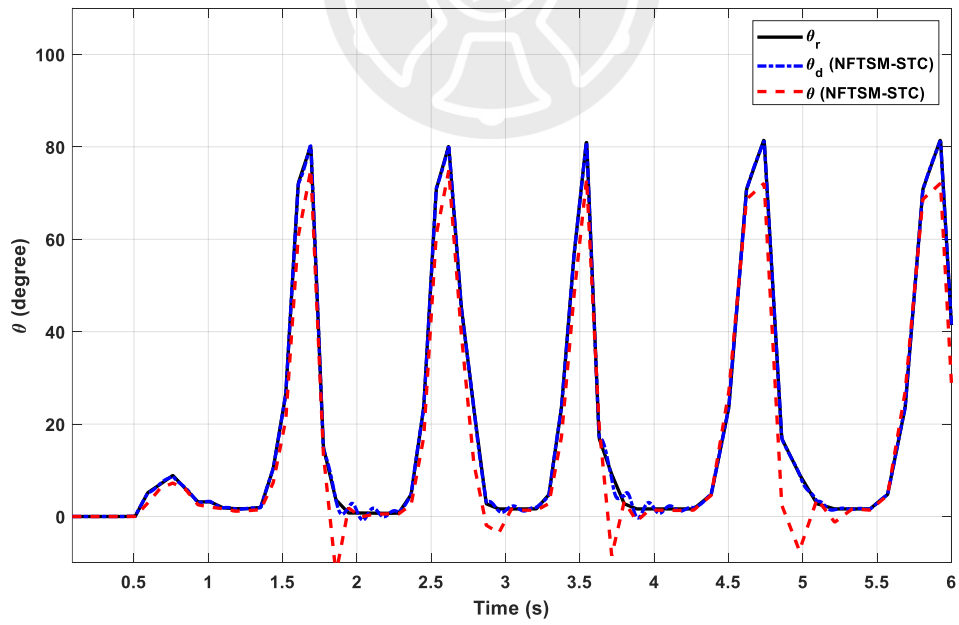


圖 5-31 常態步行大步距之膝關節 NFTSM-STC 軌跡圖

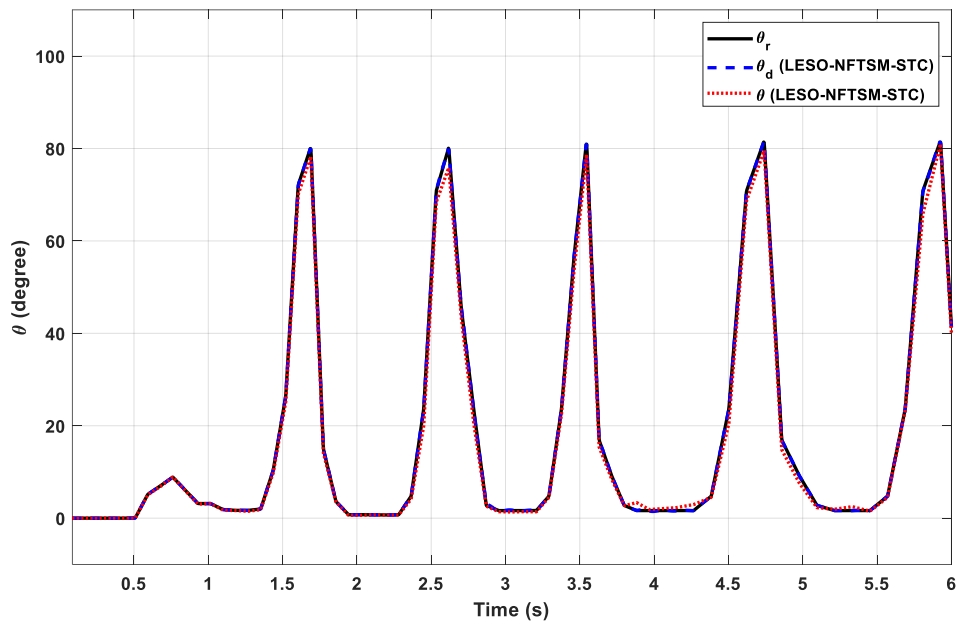


圖 5-32 常態步行大步距之膝關節 LESO-NFTSM-STC 軌跡圖

表 5-1 修正前常態步行 RMSE 表

θ_r, θ	常態小步距		常態大步距	
	髖關節	膝關節	髖關節	膝關節
PID	5.9545	5.3771	10.6277	13.2143
NFTSM-STC	3.1501	3.4694	6.3618	5.6126
LESO-NFTSM-STC	1.3631	0.9223	1.4458	1.3621

表 5-2 修正後常態步行 RMSE 表

θ_d, θ	常態小步距		常態大步距	
	髖關節	膝關節	髖關節	膝關節
PID	5.3447	5.1746	10.1807	12.9679
NFTSM-STC	3.0357	3.4120	6.2374	5.5519
LESO-NFTSM-STC	1.2877	0.8593	1.3580	1.3507

5.4 阻抗模型慢速步行軌跡追隨分析

當行走速度變慢時，整體控制難度變高，容易放大控制器缺點，尤其是在步態切換時容易出現不連續的現象。不過，從圖 5-36 和圖 5-50 可看到，LESO-NFTSM-STC 控制的力道變化仍然非常平順，沒有出現像 PID 那樣忽強忽弱的情況。圖 5-39 和圖 5-53 的角度軌跡也顯示，LESO-NFTSM-STC 控制能夠讓機器更貼近使用者的動作，而不是強行帶動。像是膝關節在慢速大步距下的誤差，LESO-NFTSM-STC 的 RSME 只有約 0.91，遠低於 PID 的 11.3，這證明 LESO-NFTSM-STC 控制在面對慢速且不穩定條件時，依然能維持良好效果，也側面佐證 LESO 觀測器的加入能有效改善控制器。

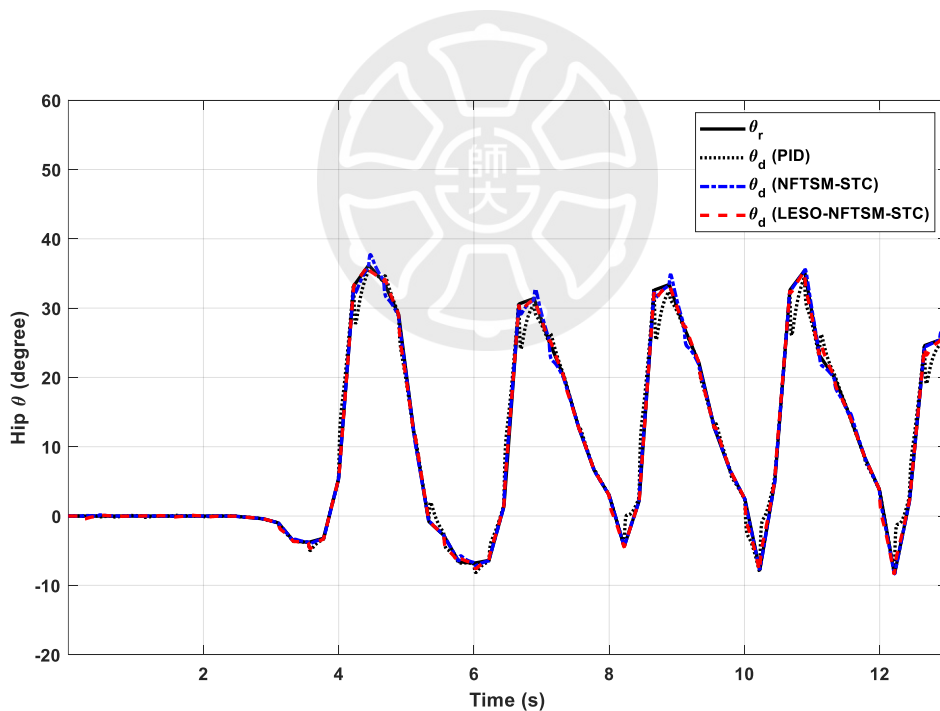


圖 5-33 慢速步行小步距之髖關節修正角度比較圖

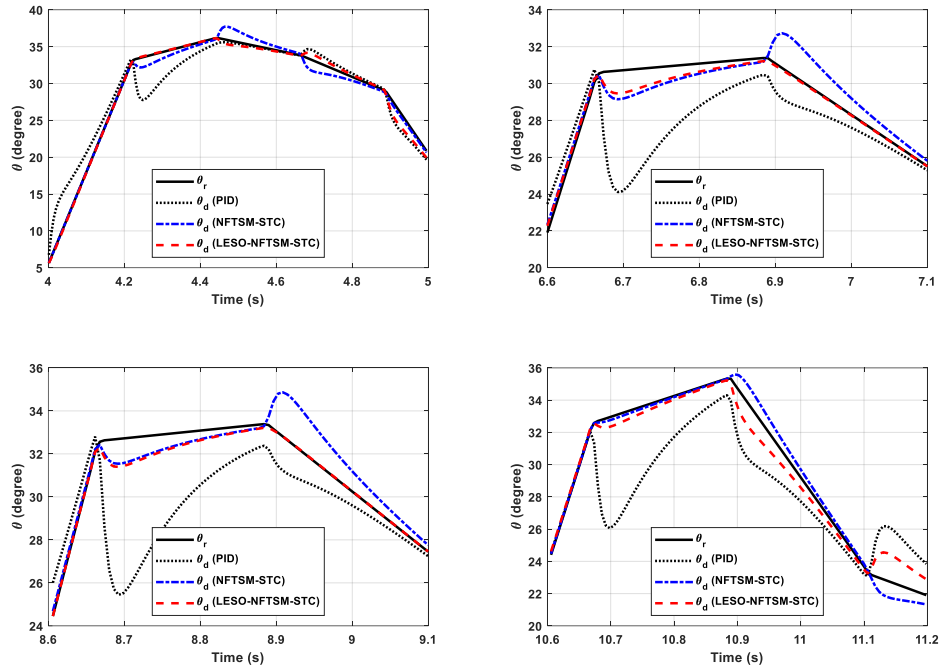


圖 5-34 慢速步行小步距之髖關節修正角度比較放大圖

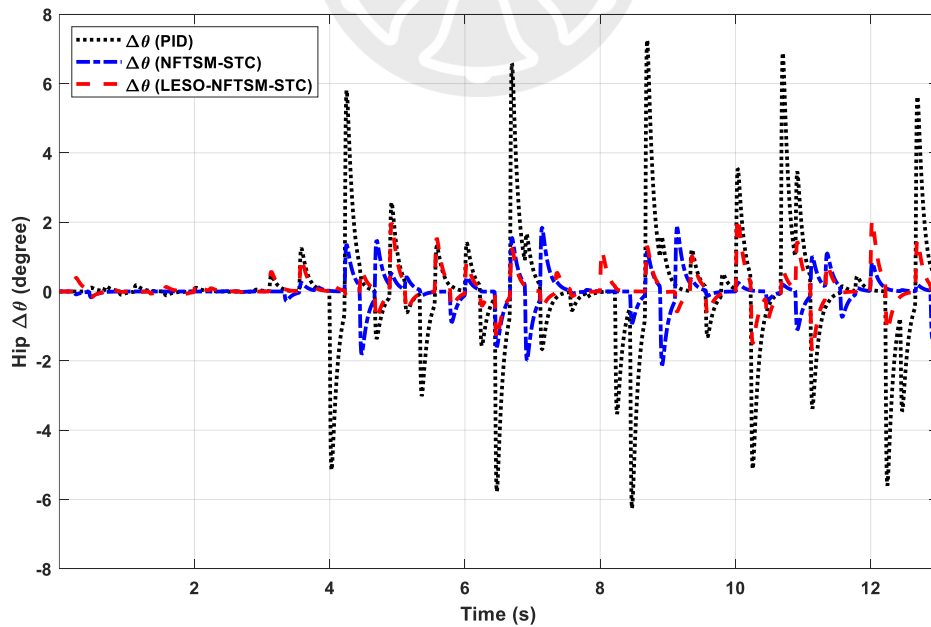


圖 5-35 慢速步行小步距之髖關節角度補償圖

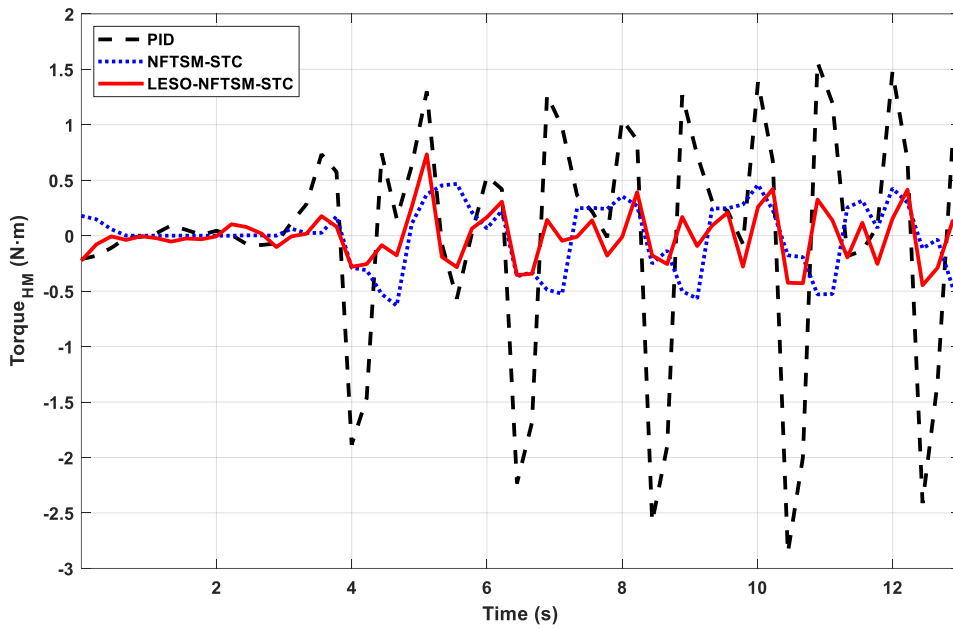


圖 5-36 慢速步行小步距之髖關節等效交互作用力矩比較圖

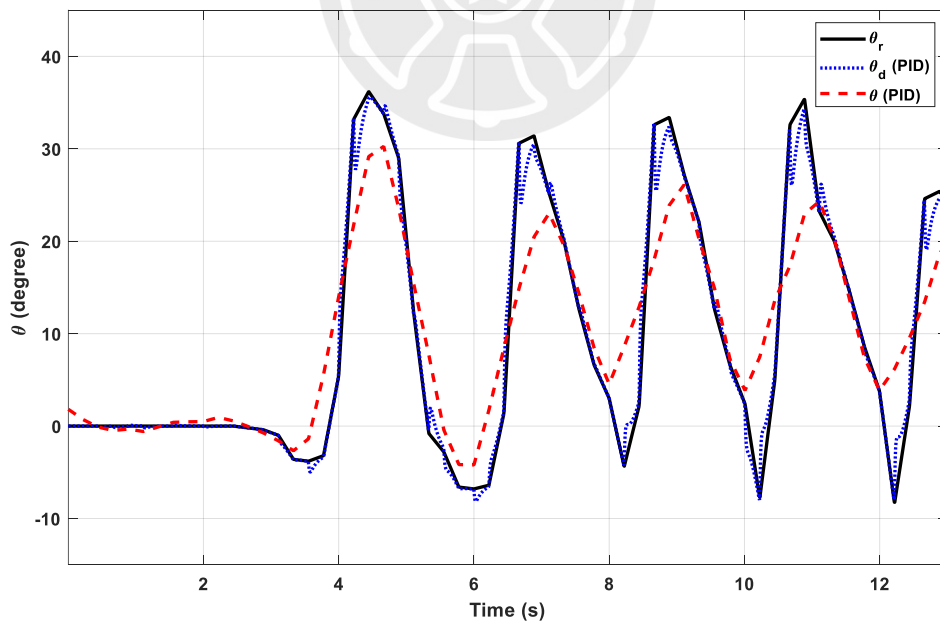


圖 5-37 慢速步行小步距之髖關節 PID 軌跡圖

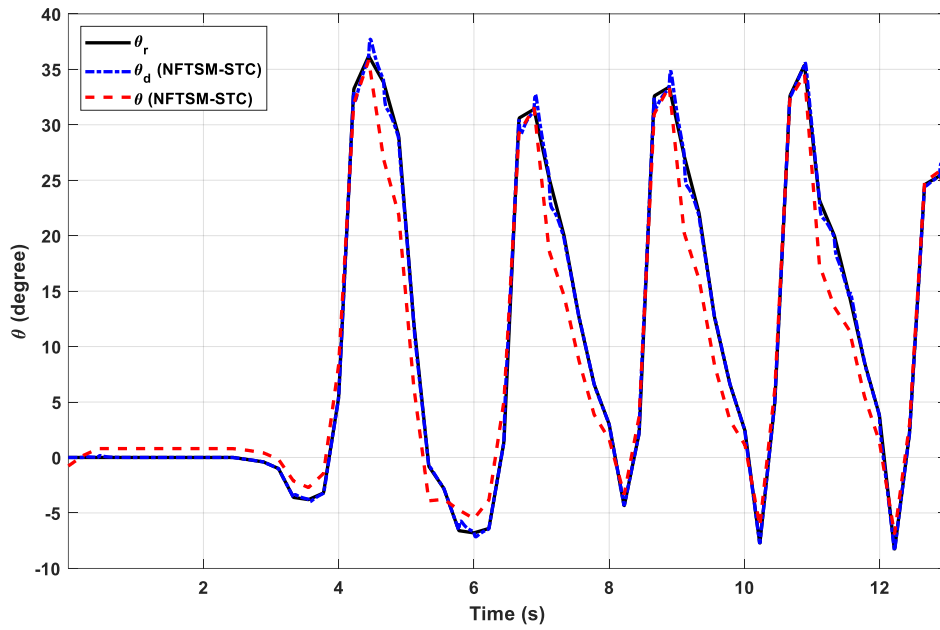


圖 5-38 慢速步行小步距之髖關節 NFTSM-STC 軌跡圖

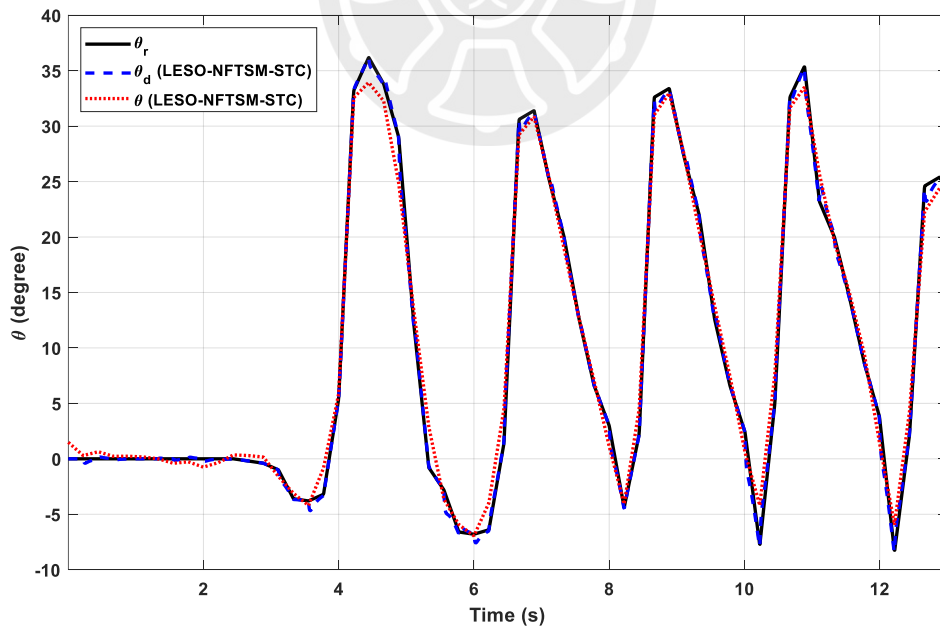


圖 5-39 慢速步行小步距之髖關節 LESO-NFTSM-STC 軌跡圖

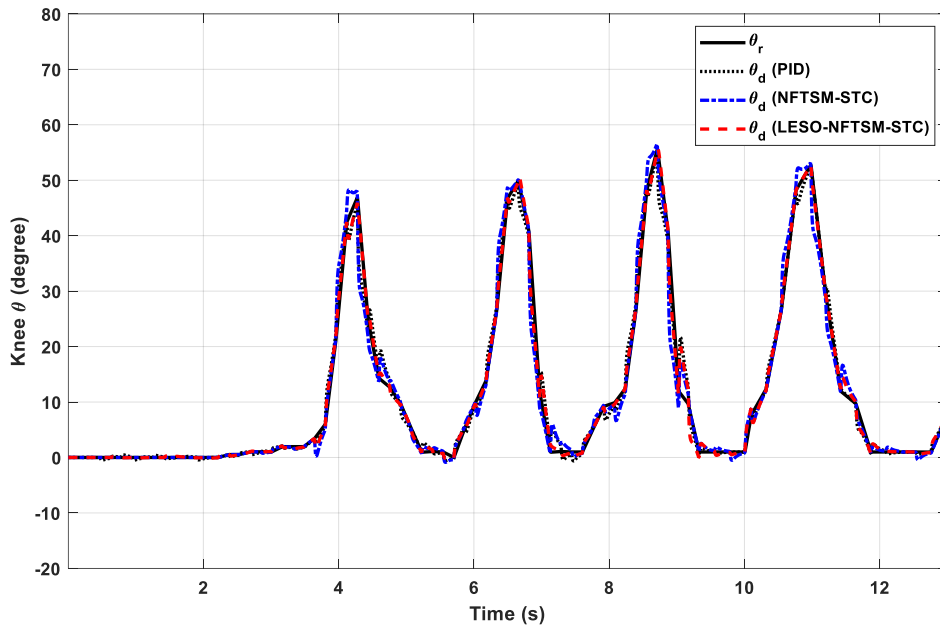


圖 5-40 慢速步行小步距之膝關節修正角度比較圖

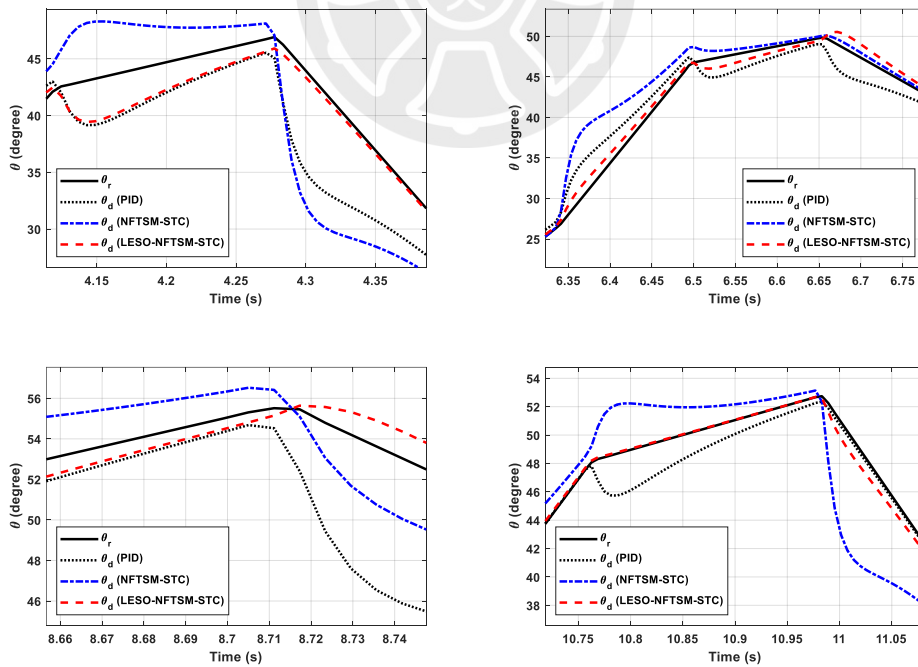


圖 5-41 慢速步行小步距之膝關節修正角度比較放大圖

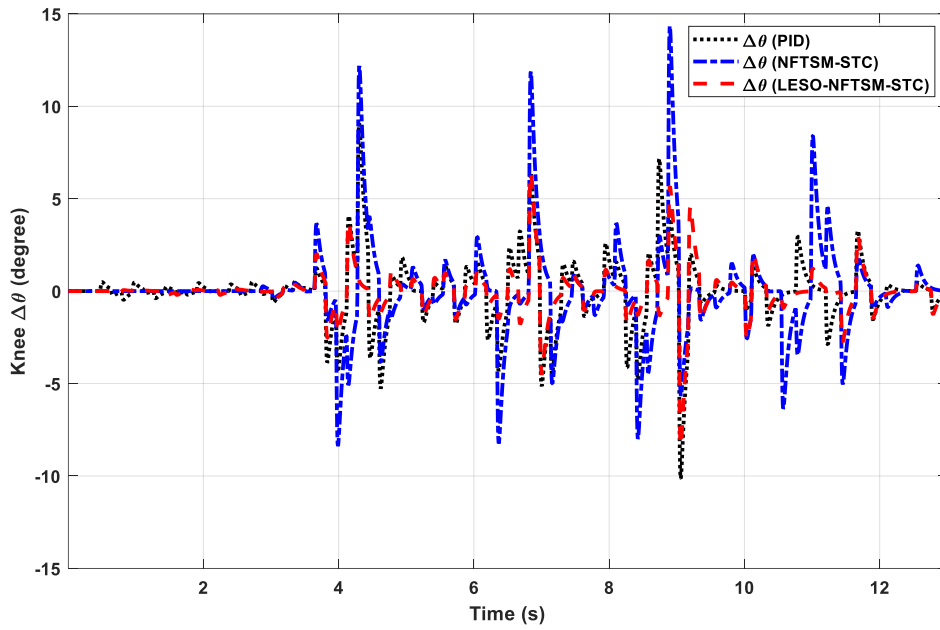


圖 5-42 慢速步行小步距之膝關節角度補償圖

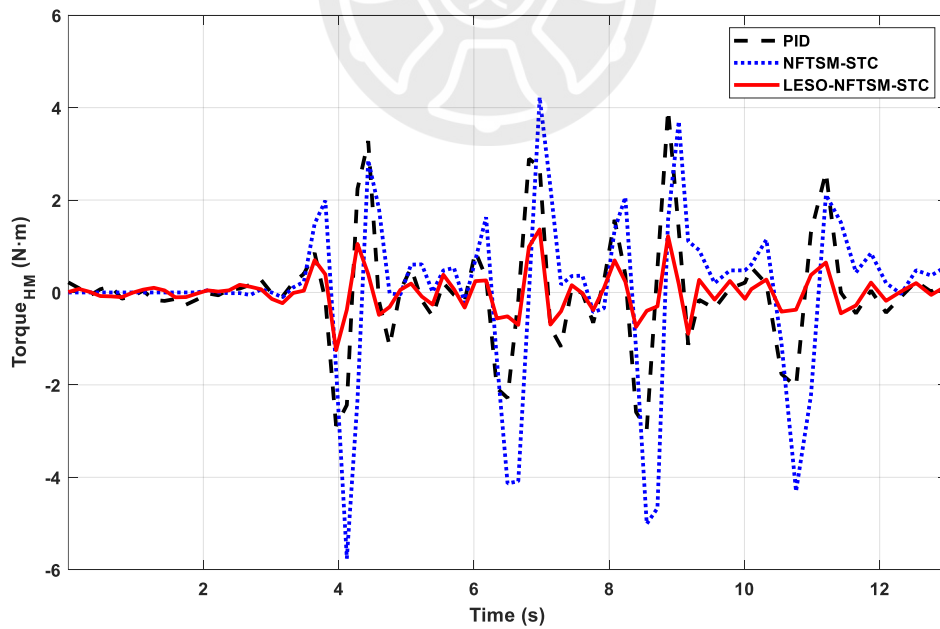


圖 5-43 慢速步行小步距之膝關節等效交互作用力矩比較圖

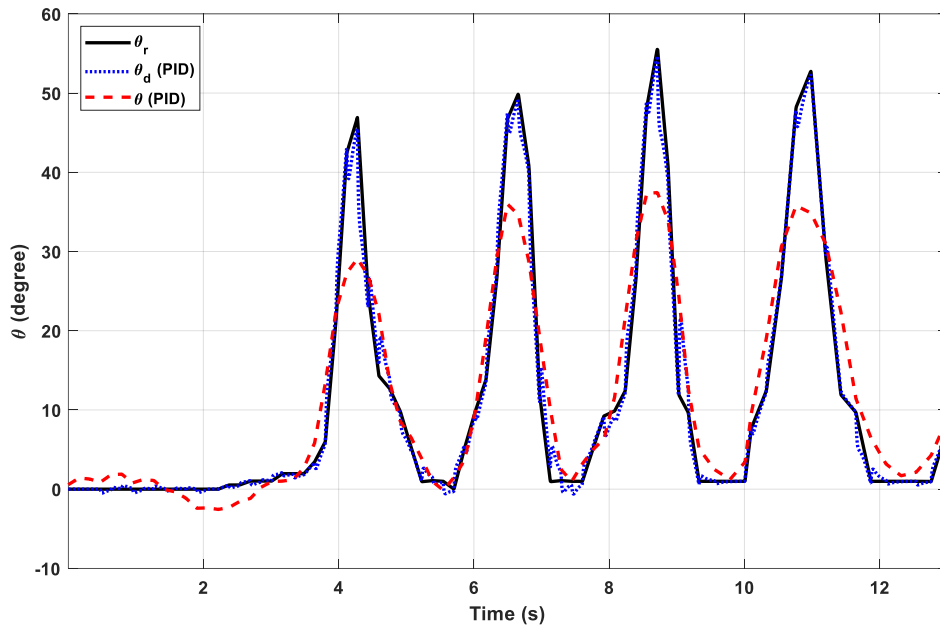


圖 5-44 慢速步行小步距之膝關節 PID 軌跡圖

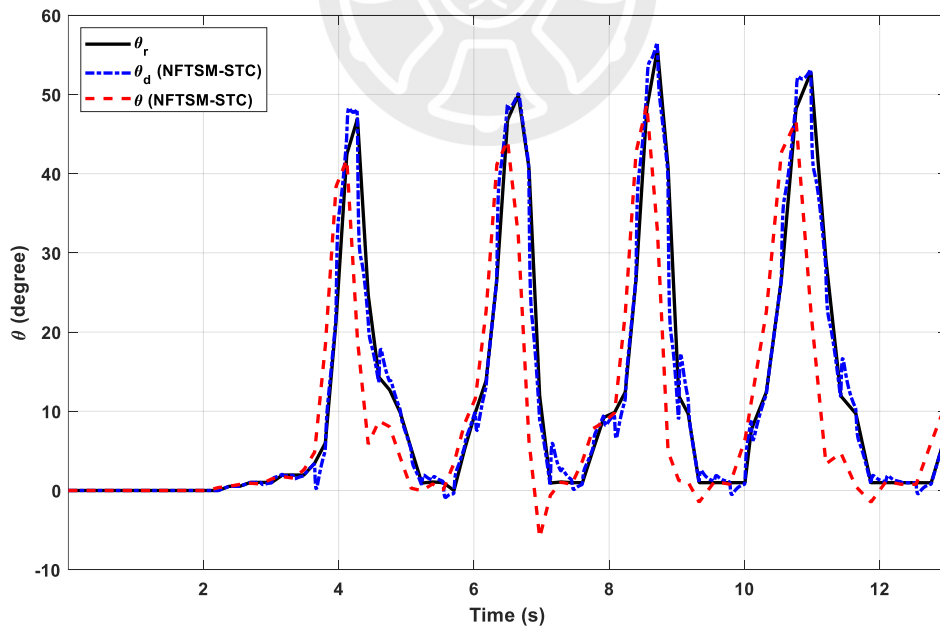


圖 5-45 慢速步行小步距之膝關節 NFTSM-STC 軌跡圖

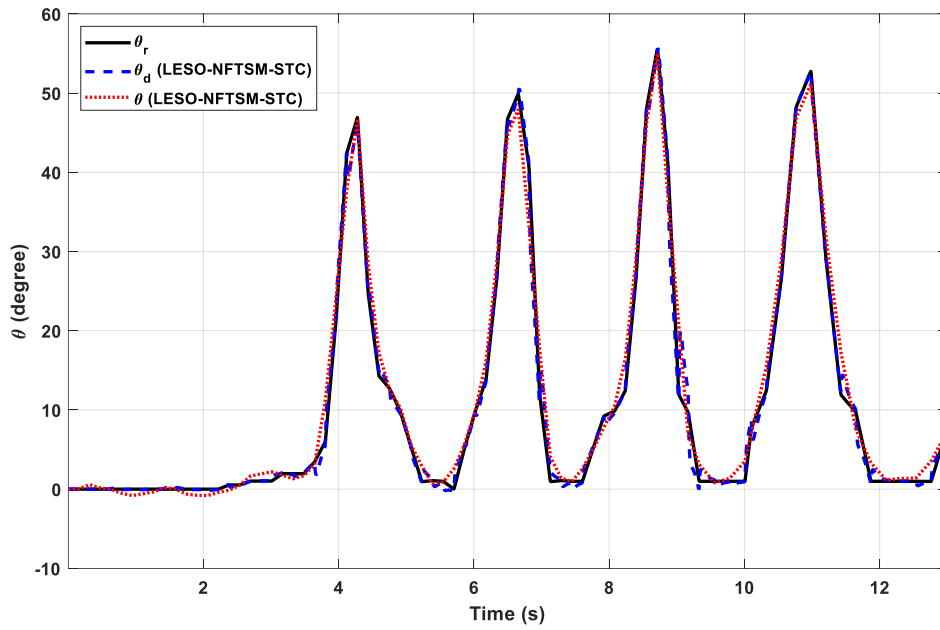


圖 5-46 慢速步行小步距之膝關節 LESO-NFTSM-STC 軌跡圖

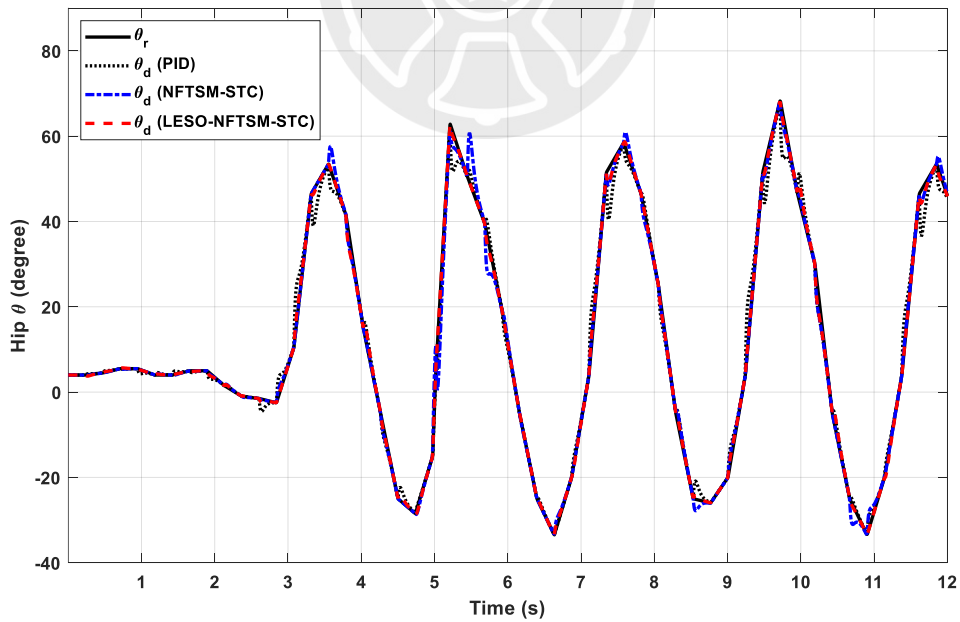


圖 5-47 慢速步行大步距之髖關節修正角度比較圖

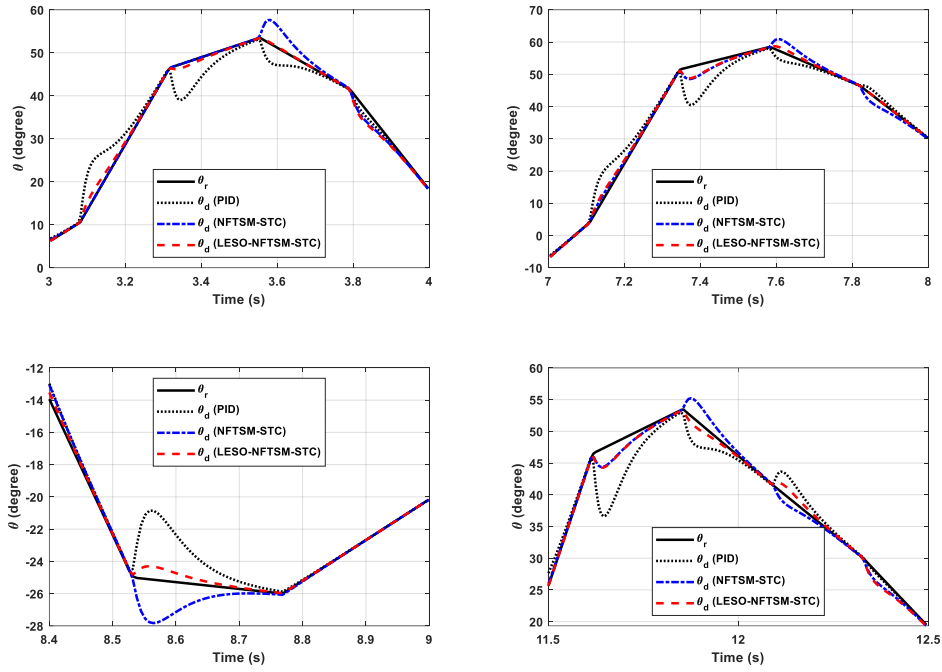


圖 5-48 慢速步行大步距之髖關節修正角度比較放大圖

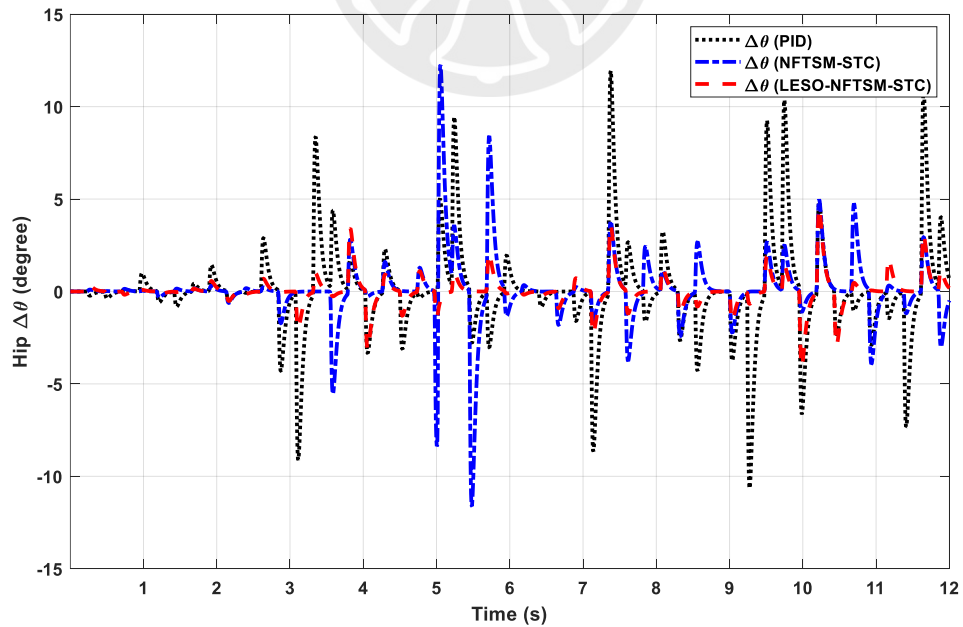


圖 5-49 慢速步行大步距之髖關節角度補償圖

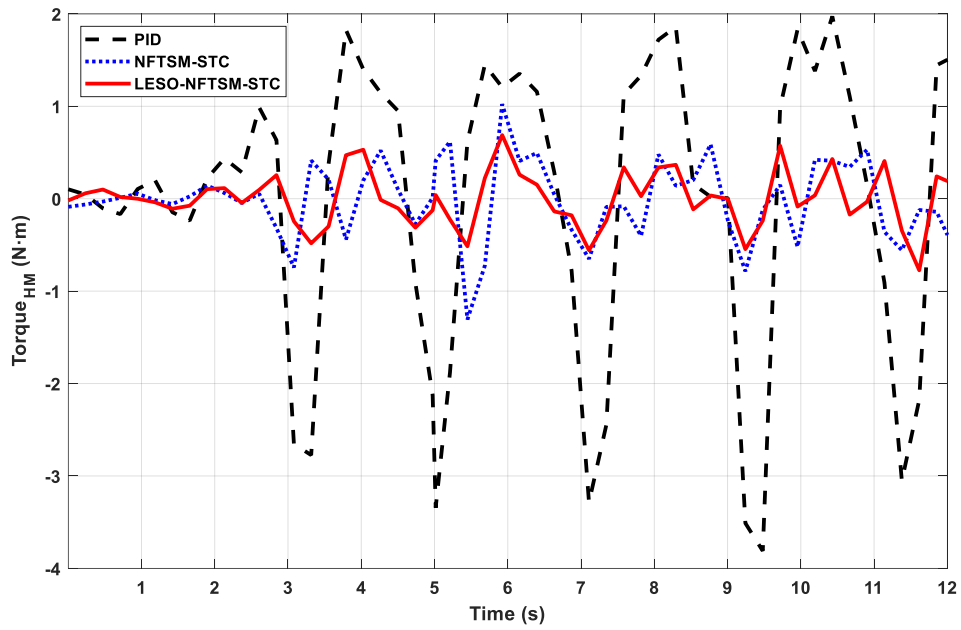


圖 5-50 慢速步行大步距之髖關節等效交互作用力矩比較圖

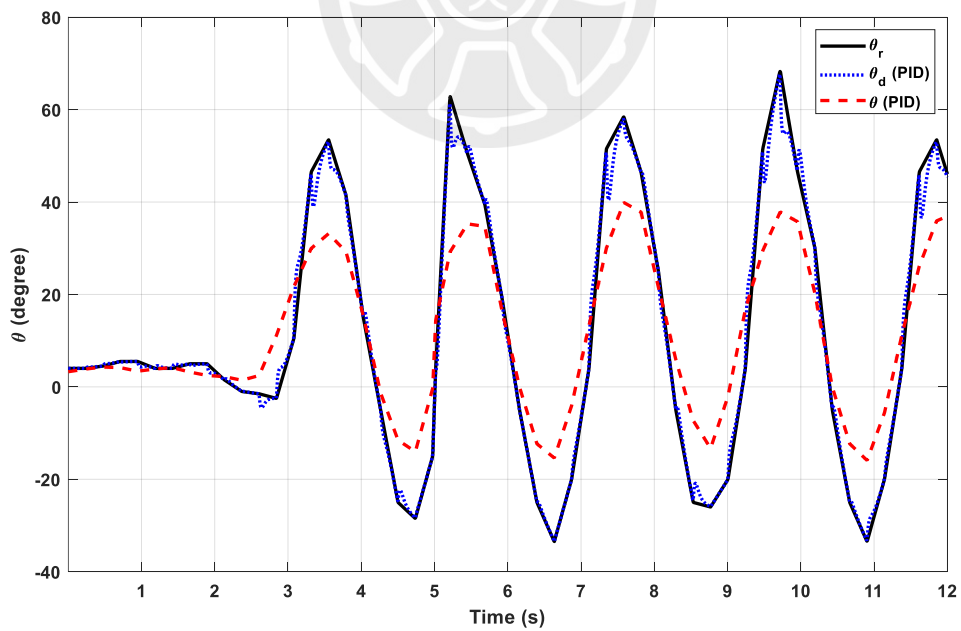


圖 5-51 慢速步行大步距之髖關節 PID 軌跡圖

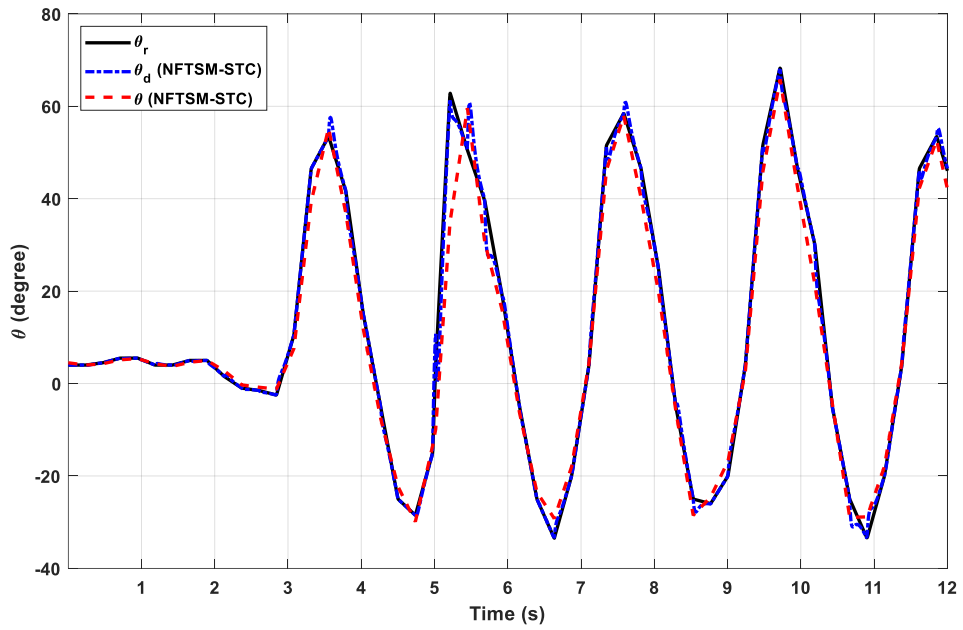


圖 5-52 慢速步行大步距之髖關節 NFTSM-STC 軌跡圖

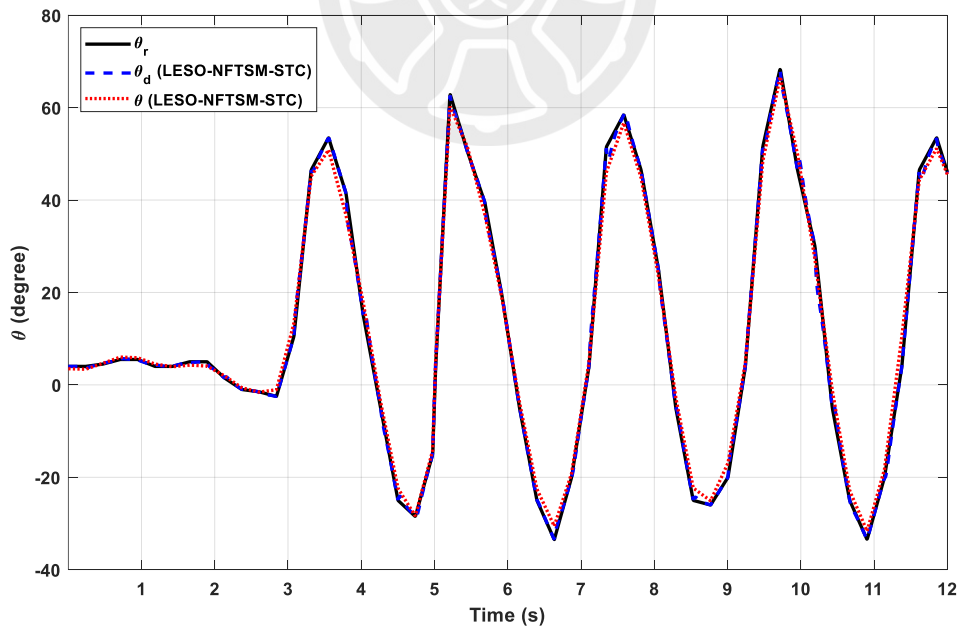


圖 5-53 慢速步行大步距之髖關節 LESO-NFTSM-STC 軌跡圖

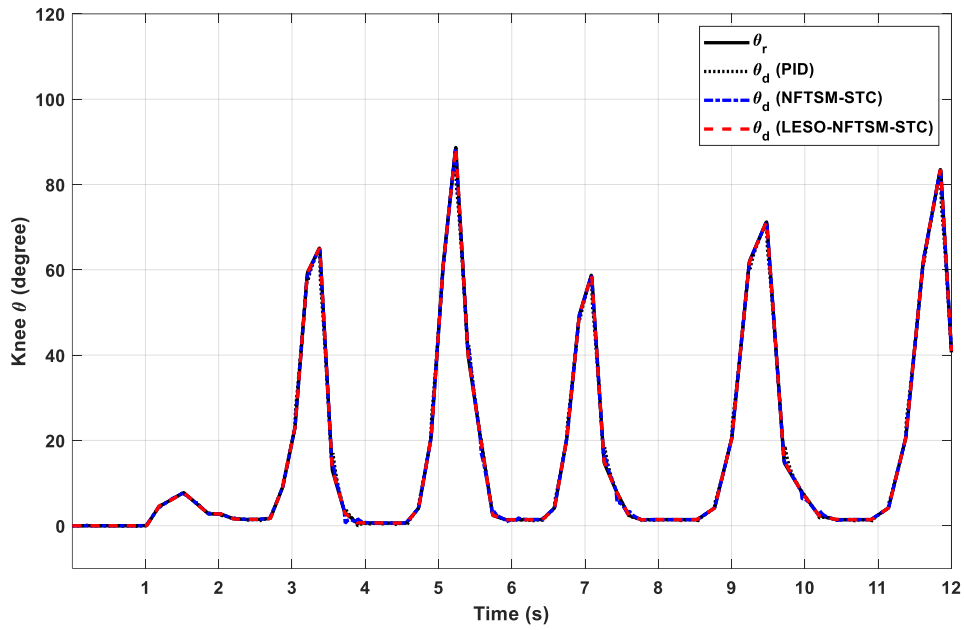


圖 5-54 慢速步行大步距之膝關節修正角度比較圖

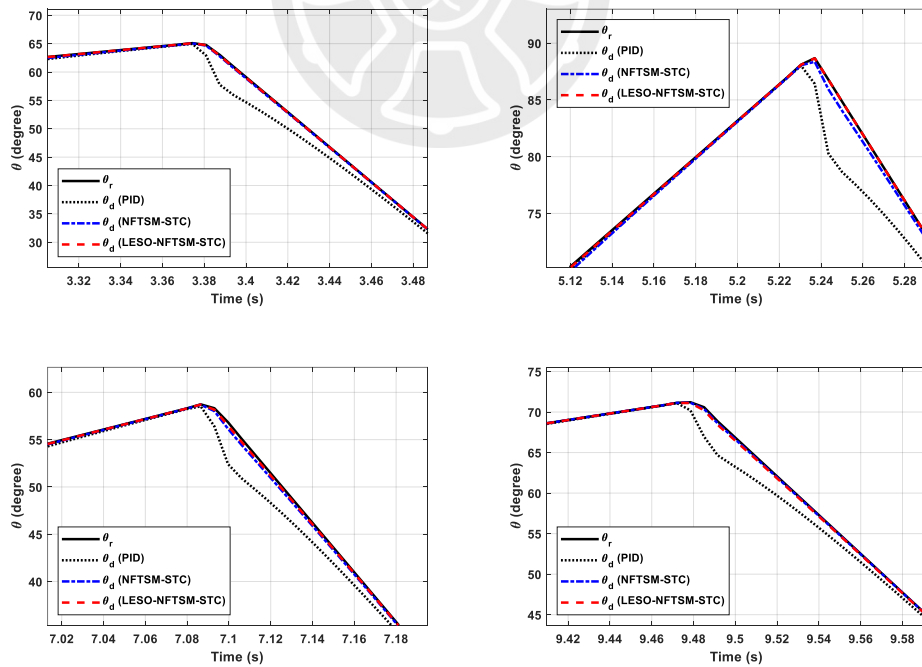


圖 5-55 慢速步行大步距之膝關節修正角度比較放大圖

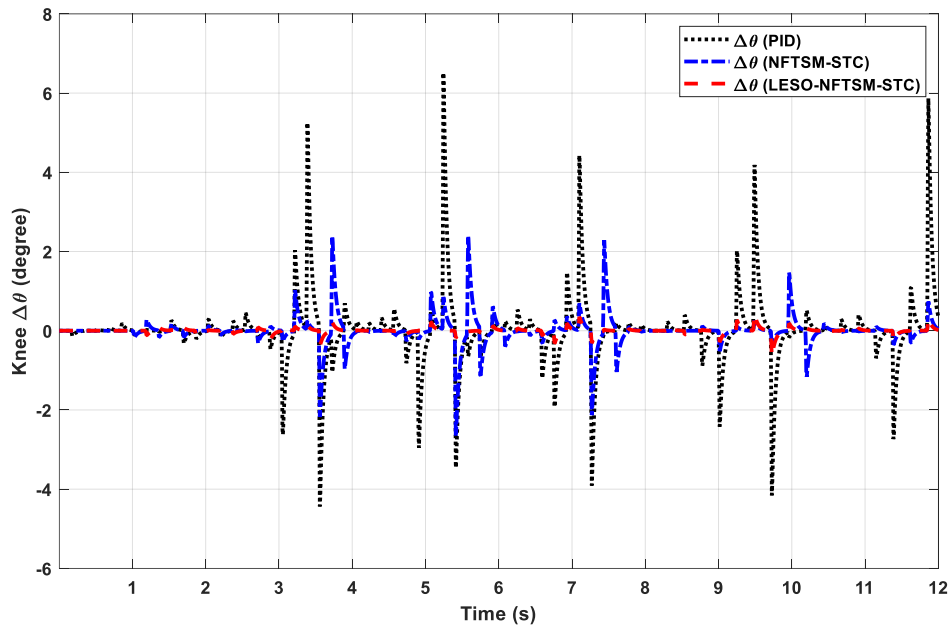


圖 5-56 慢速步行大步距之膝關節角度補償圖

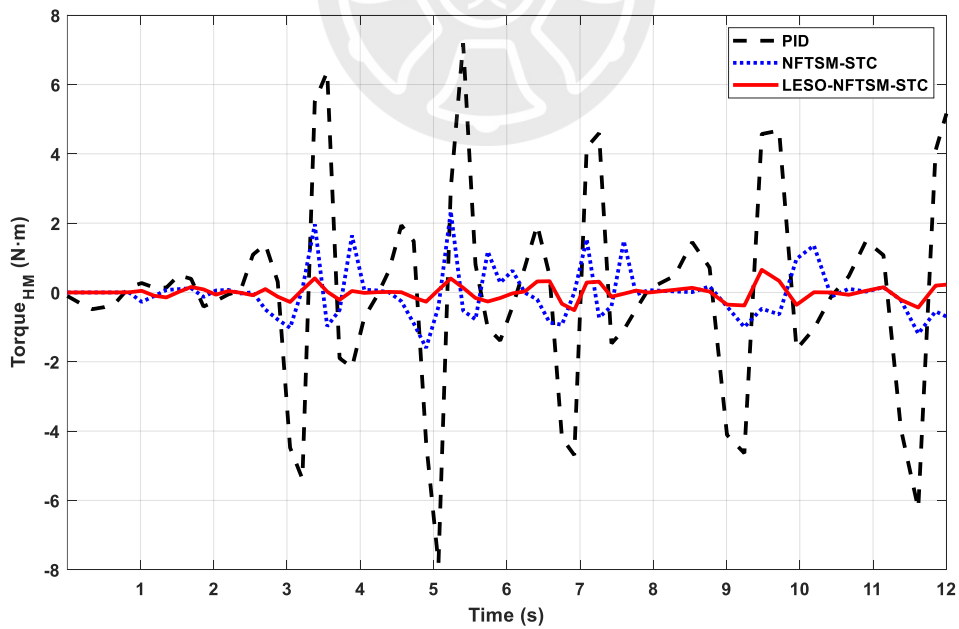


圖 5-57 慢速步行大步距之膝關節等效交互作用力矩比較圖

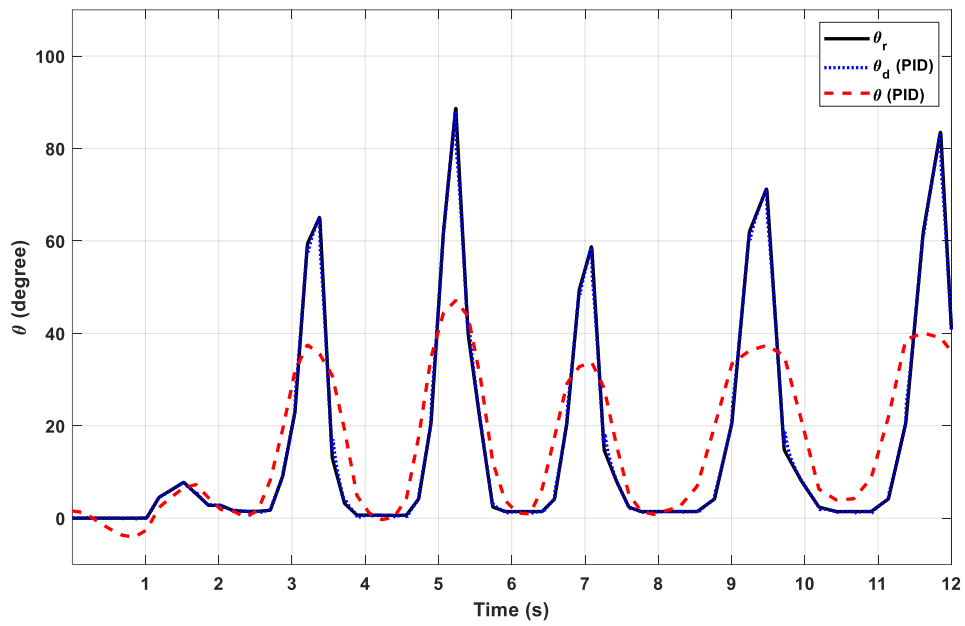


圖 5-58 慢速步行大步距之膝關節 PID 軌跡圖

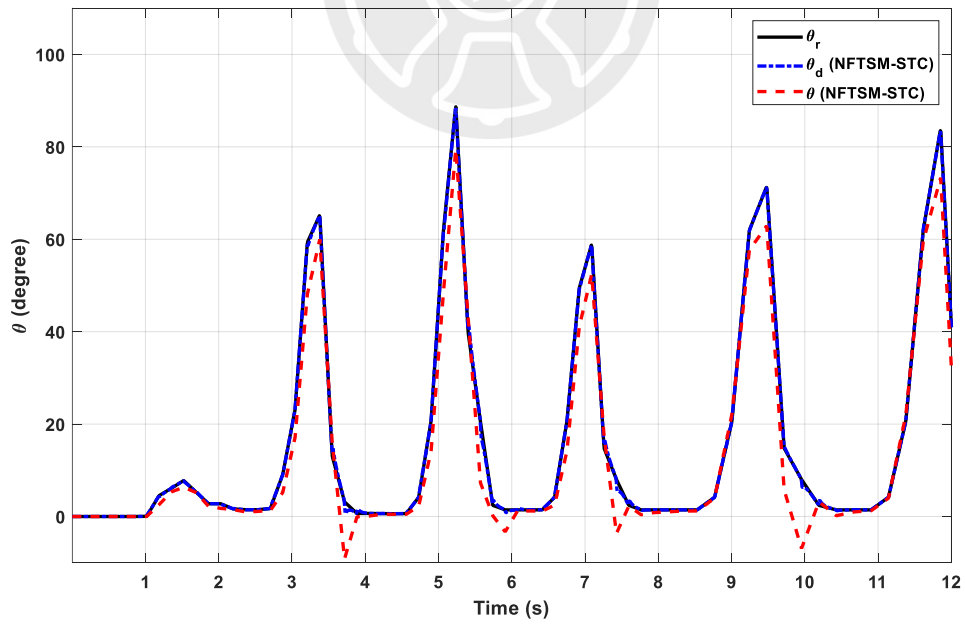


圖 5-59 慢速步行大步距之膝關節 NFTSM-STC 軌跡圖

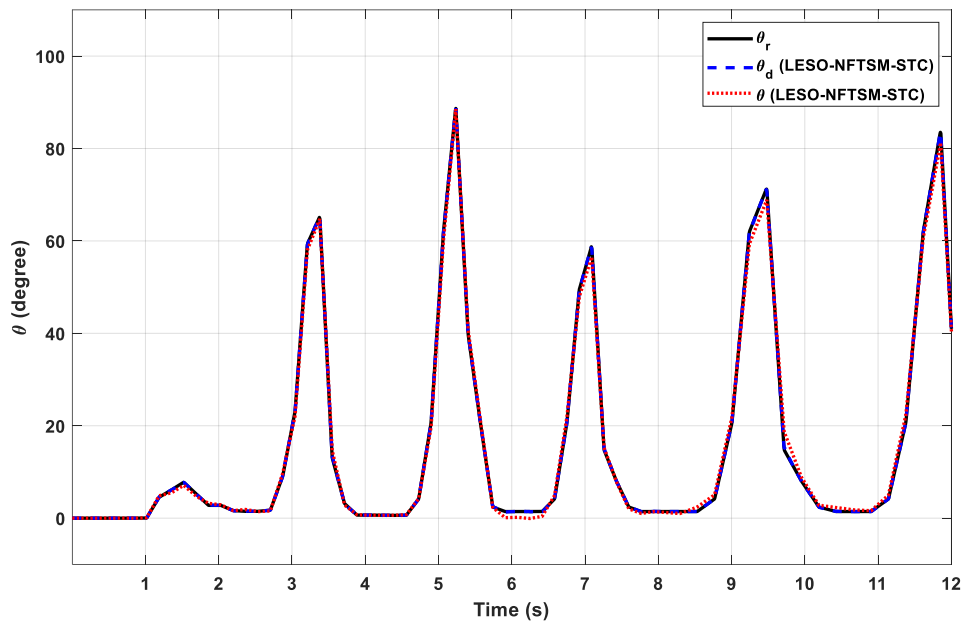


圖 5-60 慢速步行大步距之膝關節 LESO-NFTSM-STC 軌跡圖

表 5-3 修正前慢速步行 RMSE 表

θ_r, θ	慢速小步距		慢速大步距	
	髖關節	膝關節	髖關節	膝關節
PID	6.7282	5.9274	12.1298	11.7393
NFTSM-STC	5.6375	10.4809	7.0119	4.9441
LESO-NFTSM-STC	4.0936	1.8885	4.0714	0.9394

表 5-4 修正後慢速步行 RMSE 表

θ_d, θ	慢速小步距		慢速大步距	
	髖關節	膝關節	髖關節	膝關節
PID	6.1585	5.2870	11.2758	11.3245
NFTSM-STC	5.5772	9.7226	6.6642	4.8462
LESO-NFTSM-STC	3.9924	1.8300	3.9785	0.9065

5.5 阻抗模型變化步行軌跡追隨分析

在步距發生變化（例如從大步變小步、小步變大步）時，控制器要快速反應才不會造成不適。從圖 5-64 和圖 5-78 可看見，PID 控制在變換時會產生不自然的推拉感，導致交互力矩變動較大。而 LESO-NFTSM-STC 控制的反應則明顯穩定許多，圖 5-67 與圖 5-81 的角度曲線都很平滑，變換時幾乎沒有跳動的情況。從 RMSE 表也能得知：在大步變小步的情境下，髖關節 LESO-NFTSM-STC 控制 RSME 為 1.87，遠低於 PID 的 8.66。這說明 LESO 控制能快速對步態變化做出合理調整，讓行走過程更順暢。

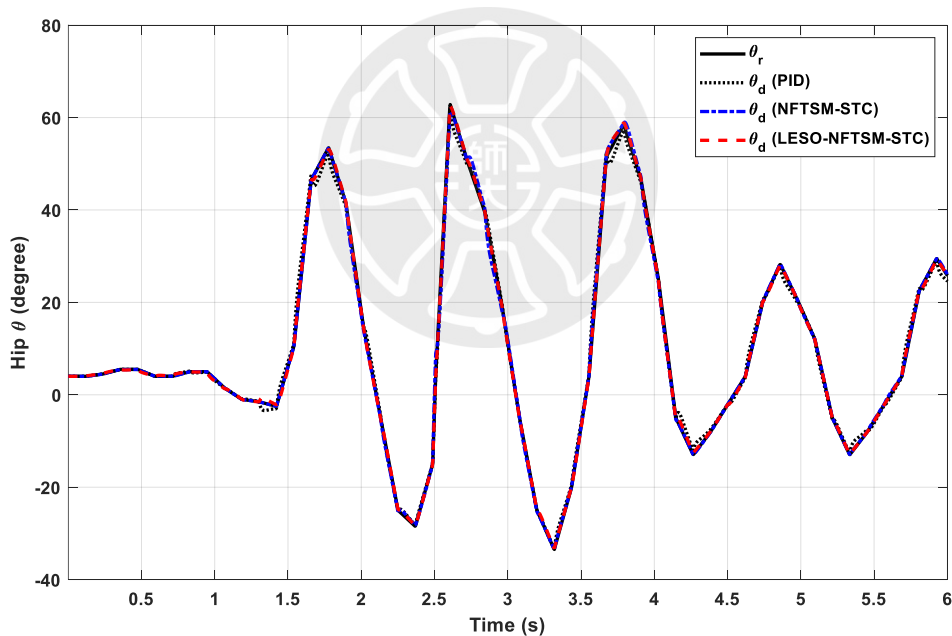


圖 5-61 大步距變小步距之髖關節修正角度比較圖

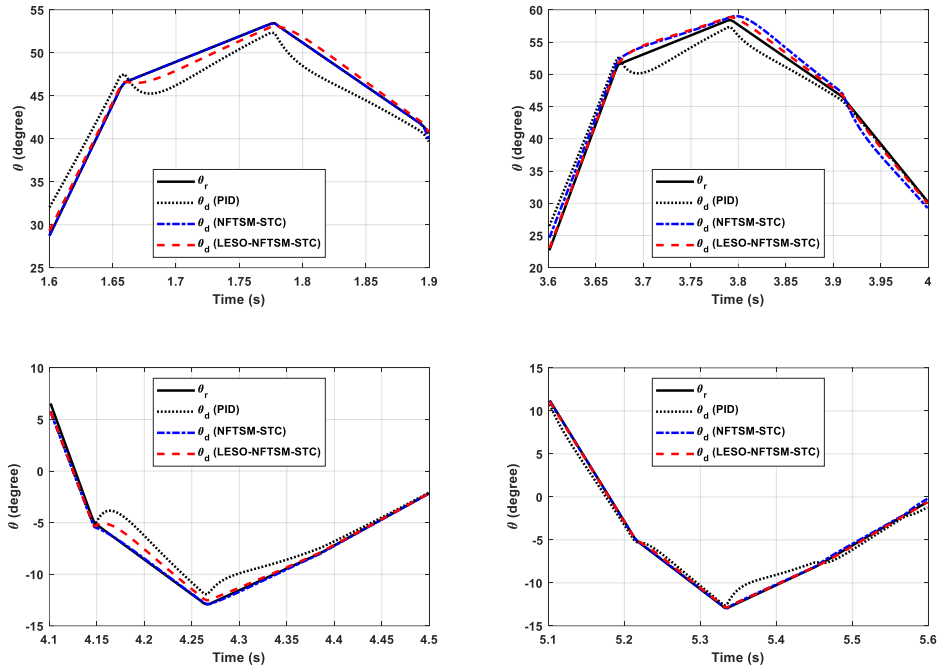


圖 5-62 大步距變小步距之髖關節修正角度比較放大圖

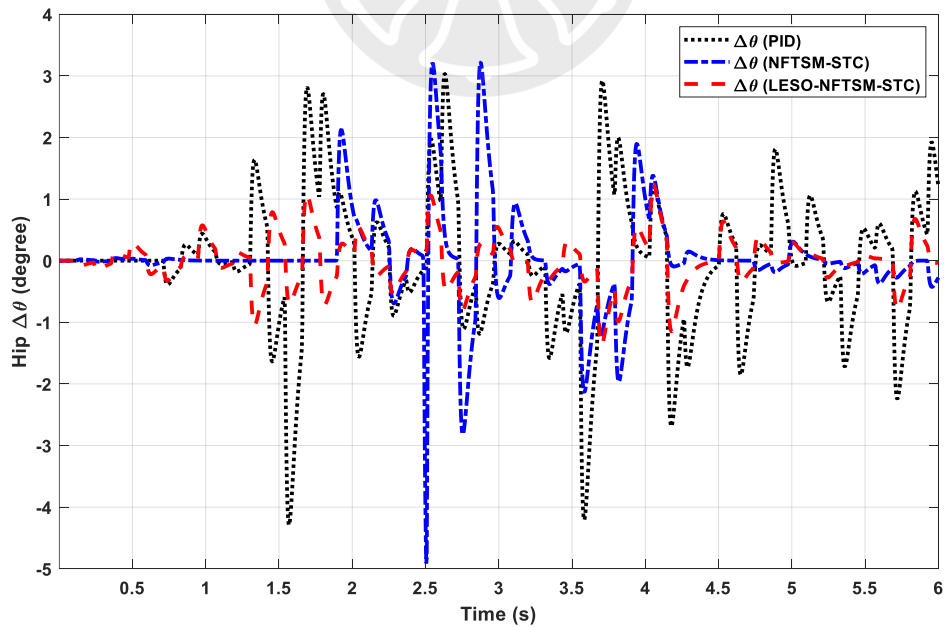


圖 5-63 大步距變小步距之髖關節角度補償圖

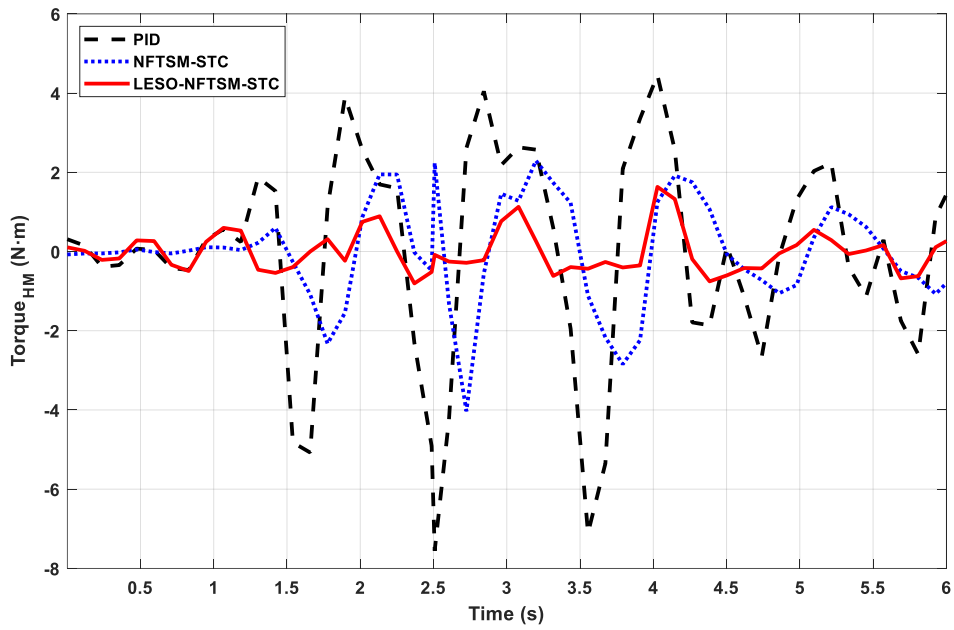


圖 5-64 大步距變小步距之腕關節等效交互作用力矩比較圖

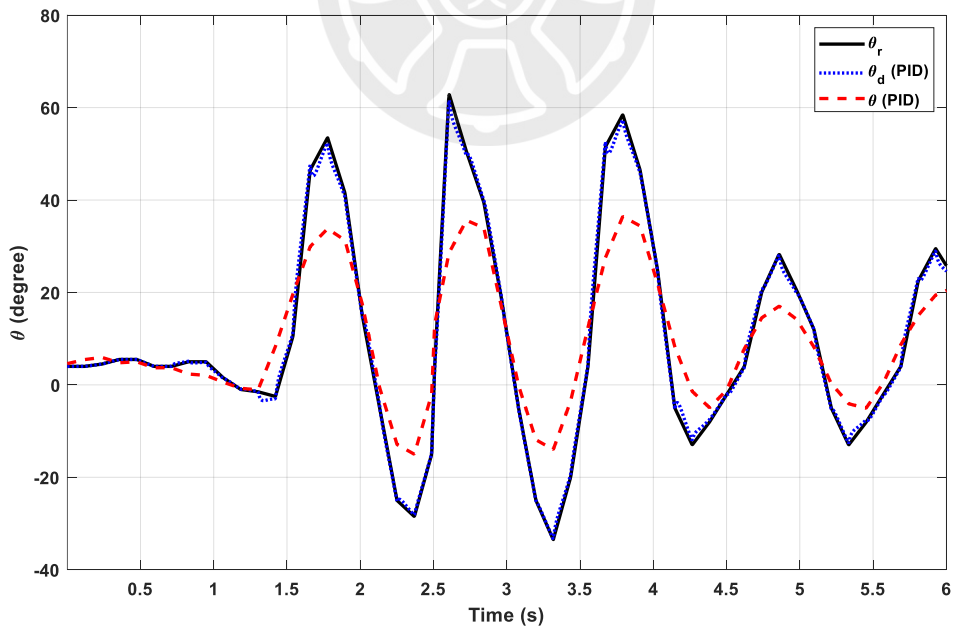


圖 5-65 大步距變小步距之腕關節 PID 軌跡圖

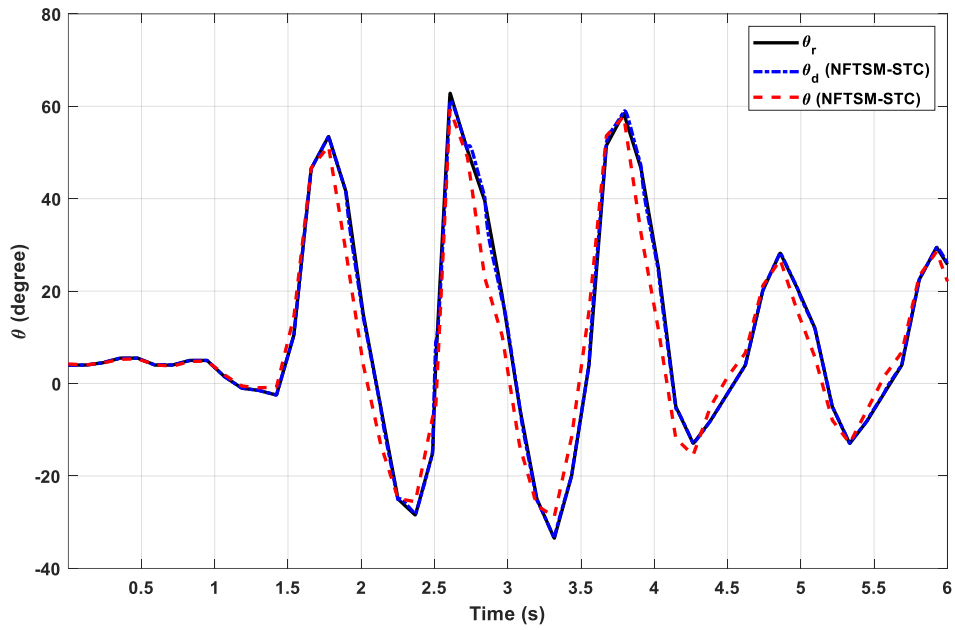


圖 5-66 大步距變小步距之腕關節 NFTSM-STC 軌跡圖

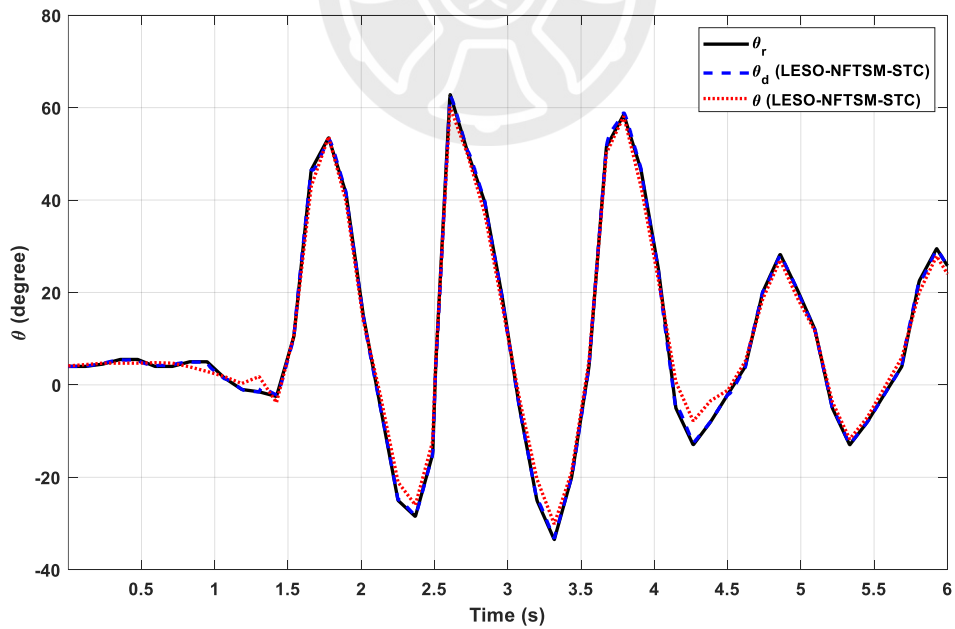


圖 5-67 大步距變小步距之腕關節 LESO-NFTSM-STC 軌跡圖

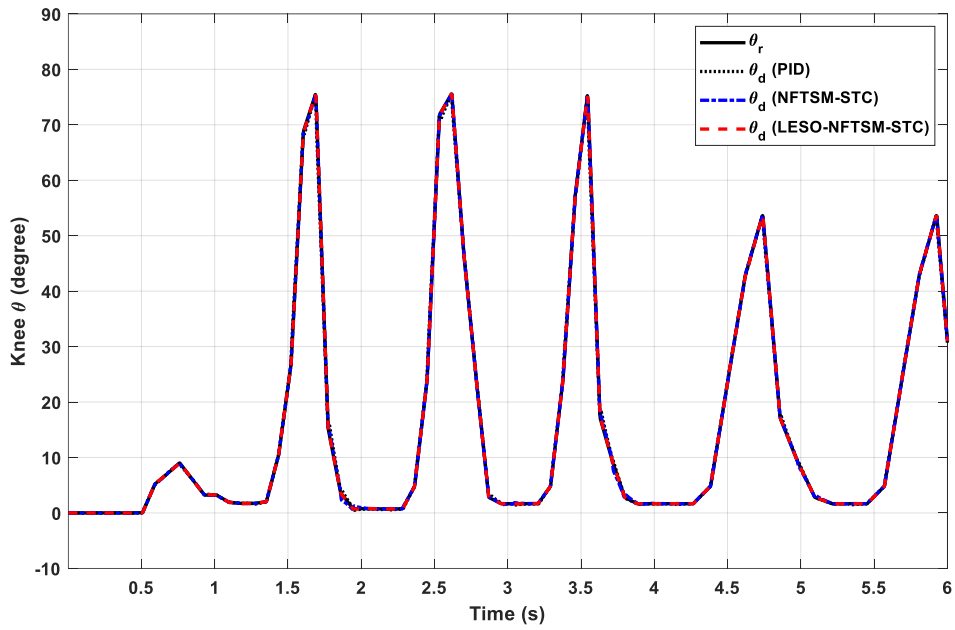


圖 5-68 大步距變小步距之膝關節修正角度比較圖

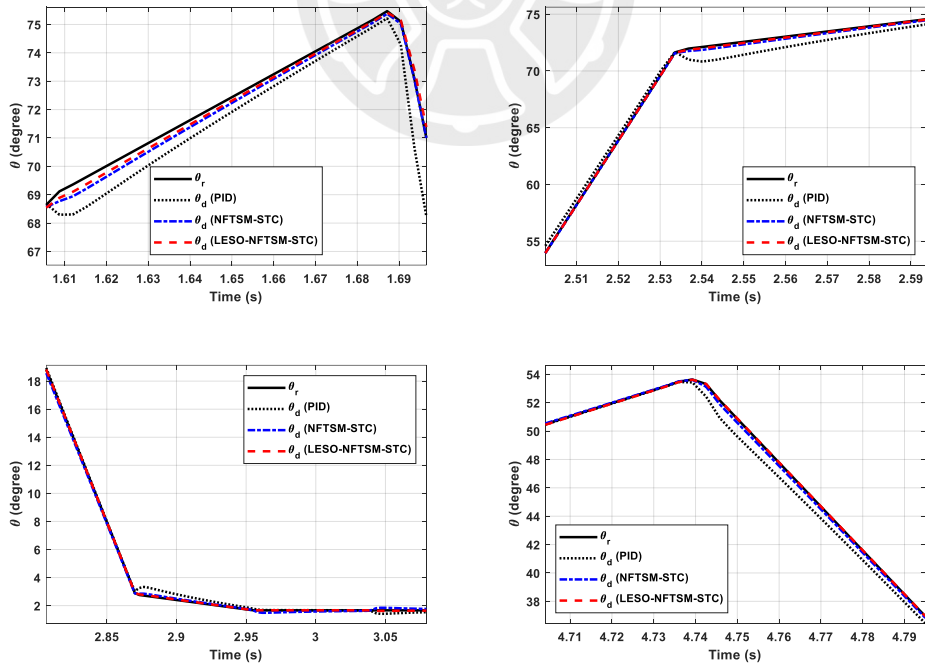


圖 5-69 大步距變小步距之膝關節修正角度比較放大圖

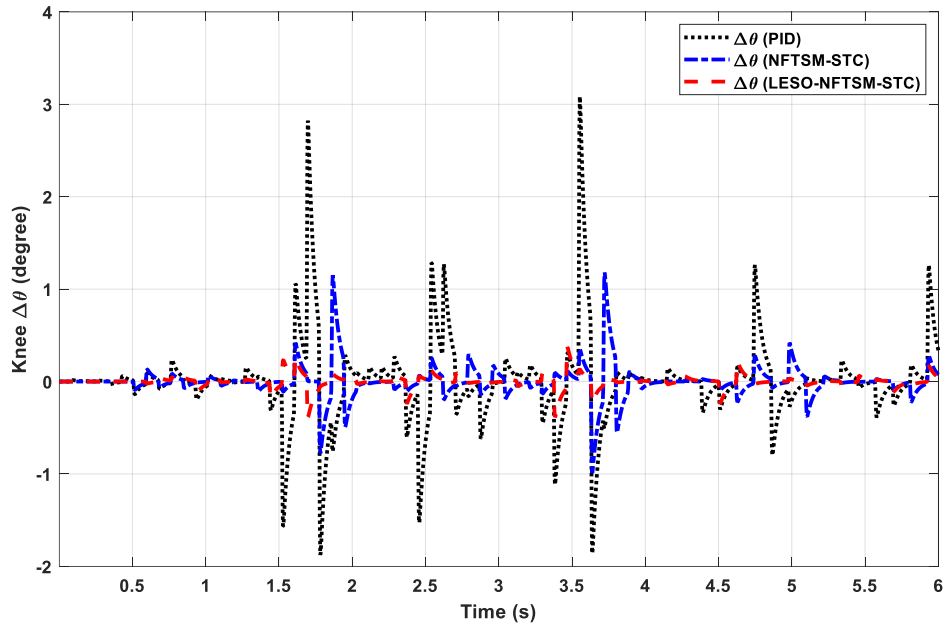


圖 5-70 大步距變小步距之膝關節角度補償圖

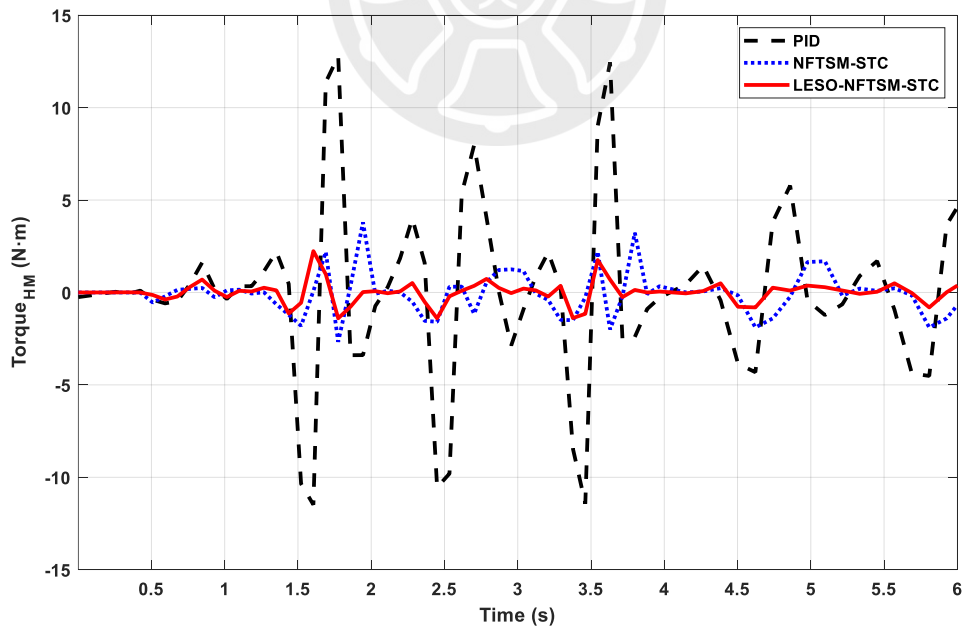


圖 5-71 大步距變小步距之膝關節等效交互作用力矩比較圖

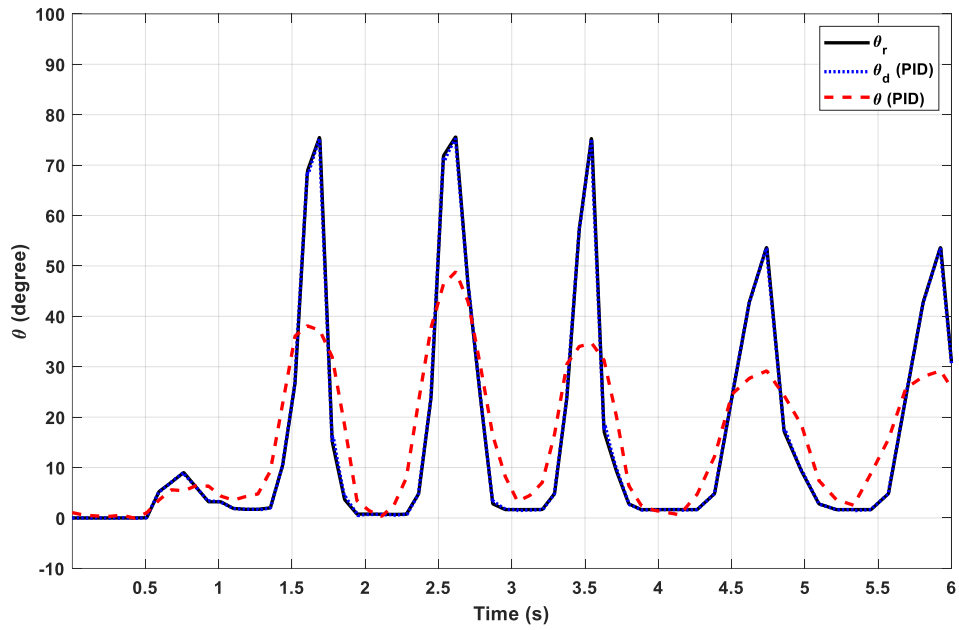


圖 5-72 大步距變小步距之膝關節 PID 軌跡圖

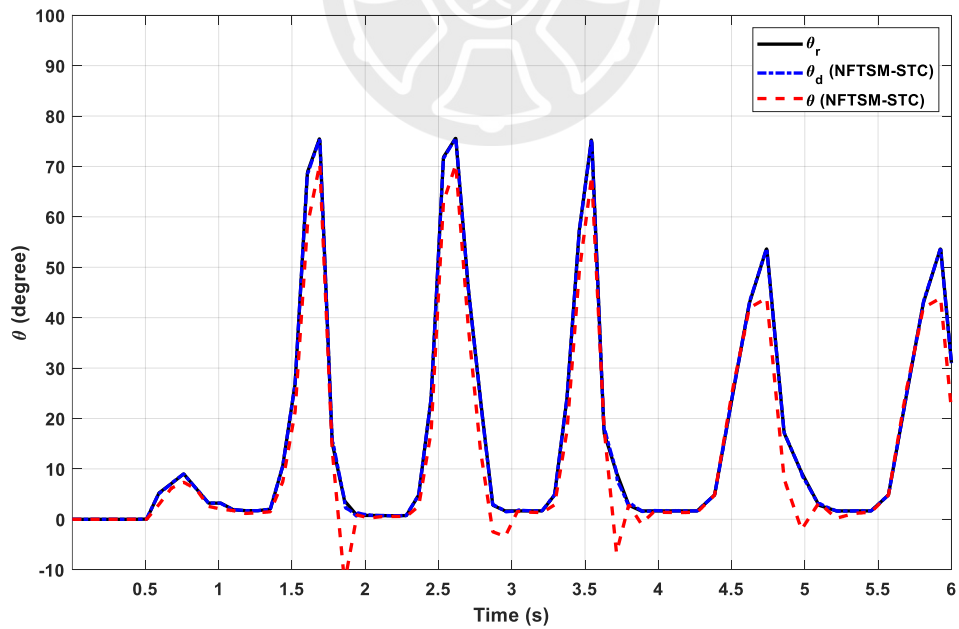


圖 5-73 大步距變小步距之膝關節 NFTSM-STC 軌跡圖

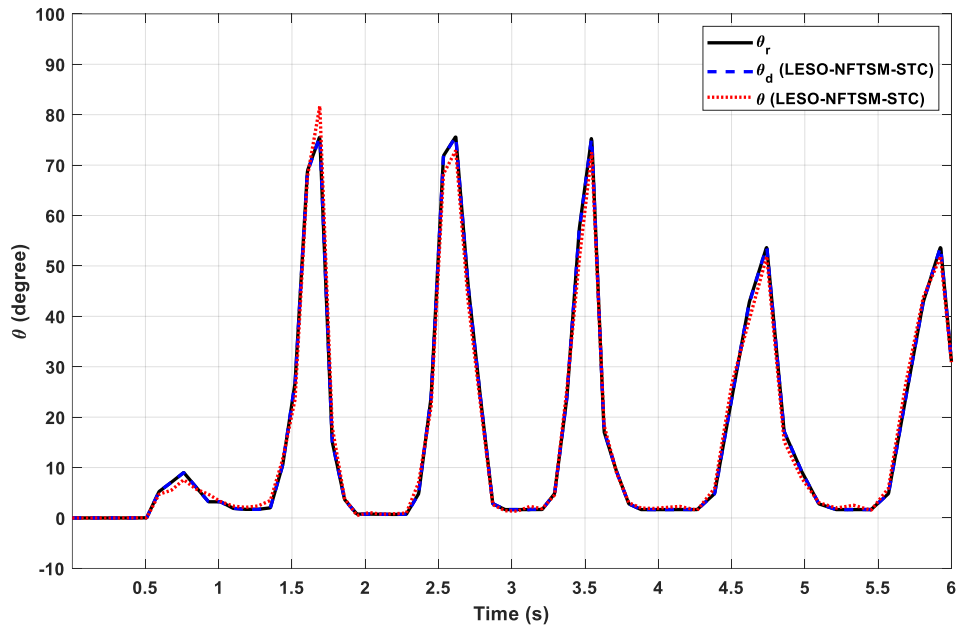


圖 5-74 大步距變小步距之膝關節 LESO-NFTSM-STC 軌跡圖

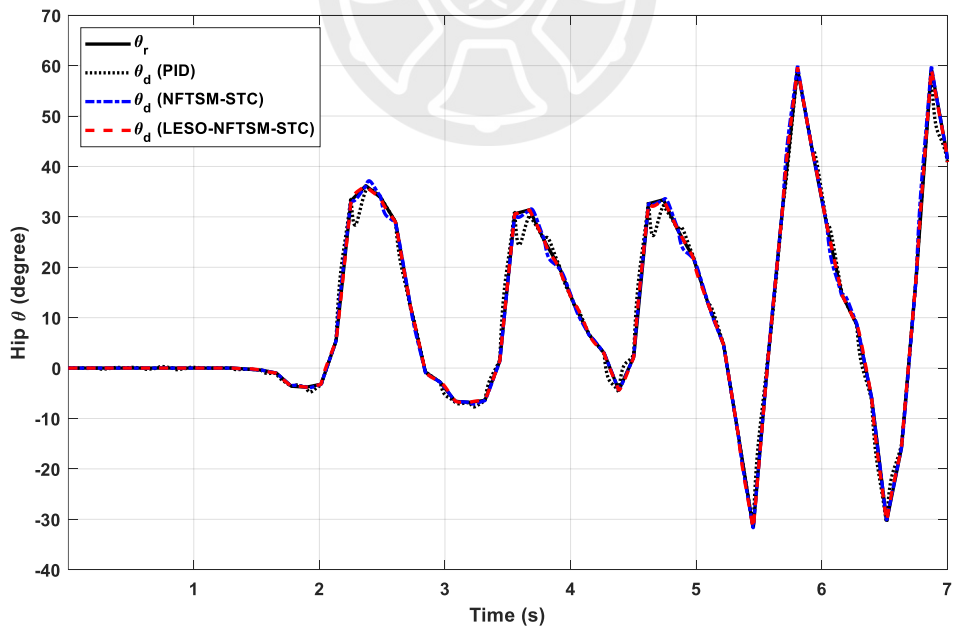


圖 5-75 小步距變大步距之髖關節修正角度比較圖

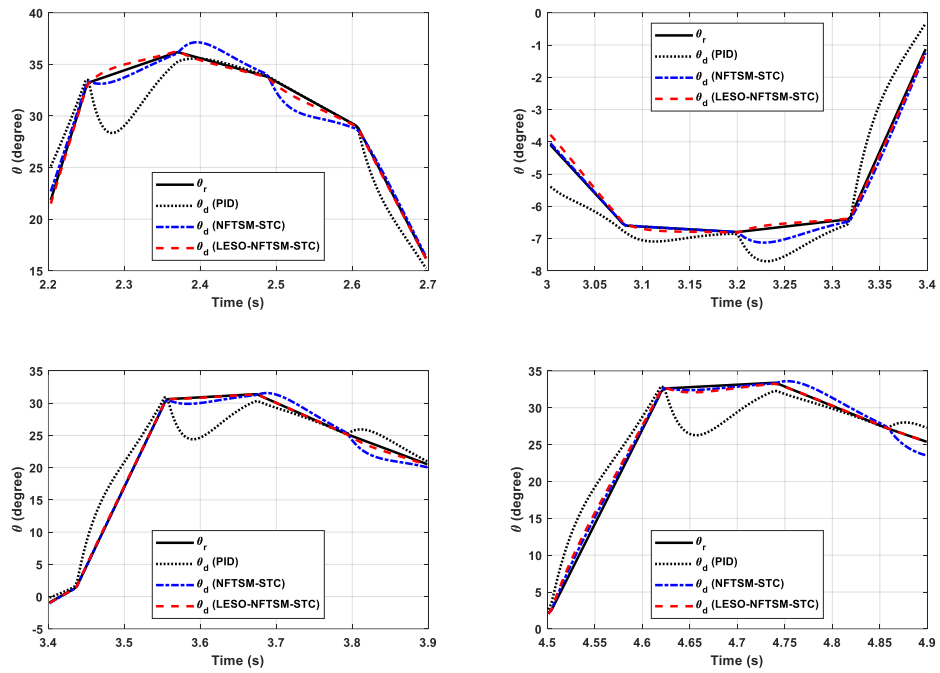


圖 5-76 小步距變大步距之髖關節修正角度比較放大圖

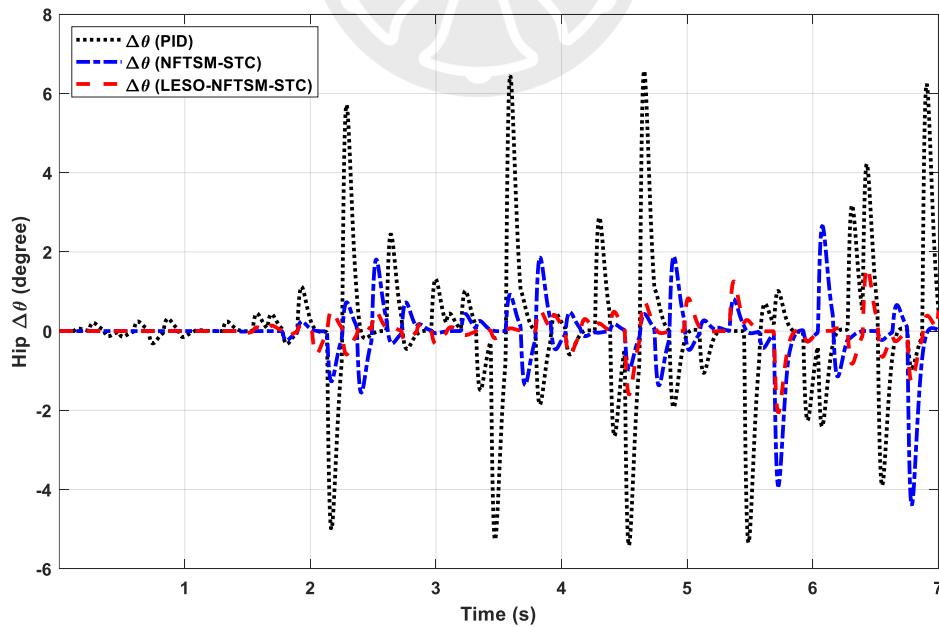


圖 5-77 小步距變大步距之髖關節角度補償圖

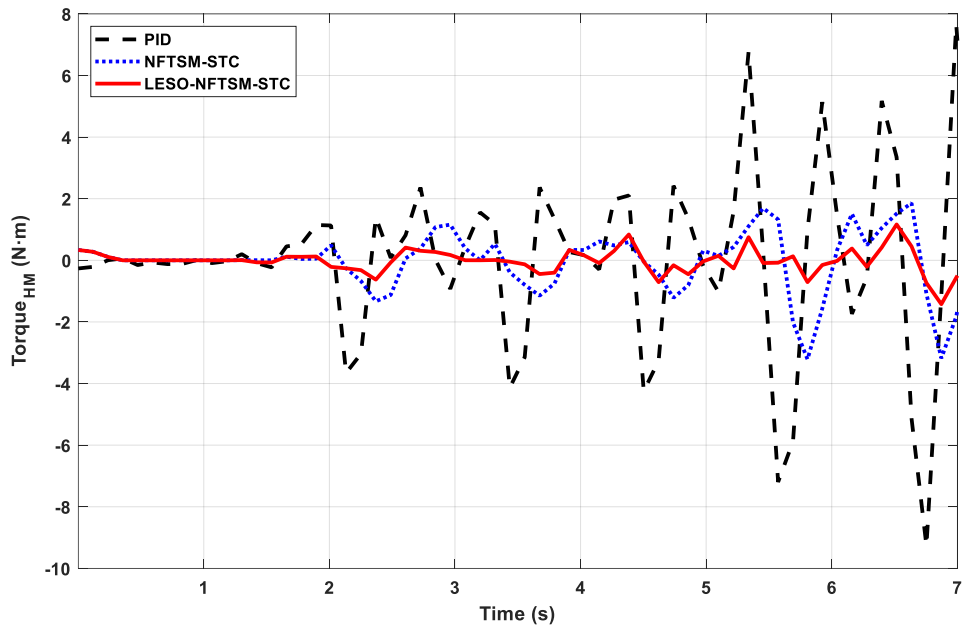


圖 5-78 小步距變大步距之腕關節等效交互作用力矩比較圖

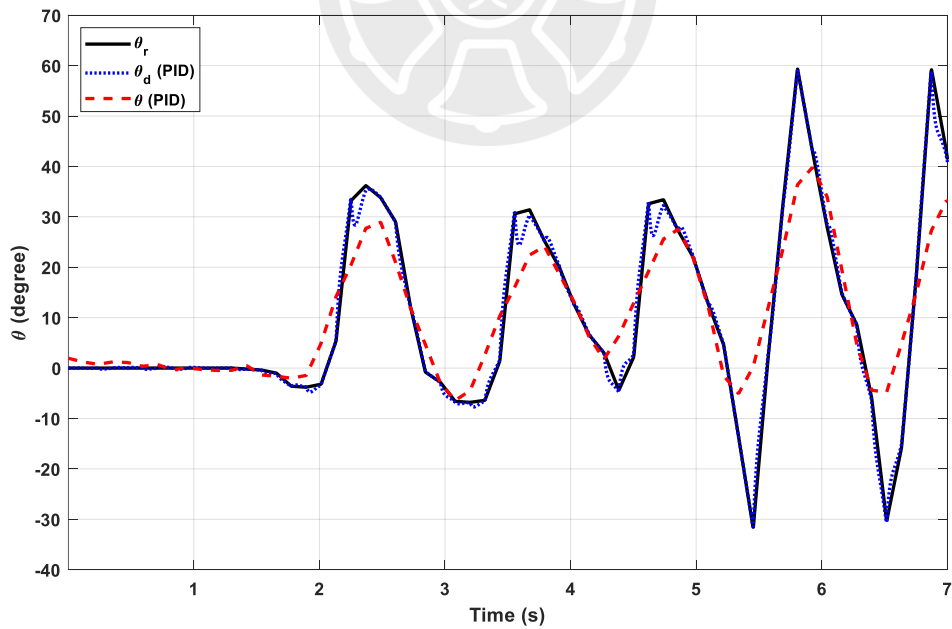


圖 5-79 小步距變大步距之腕關節 PID 軌跡圖

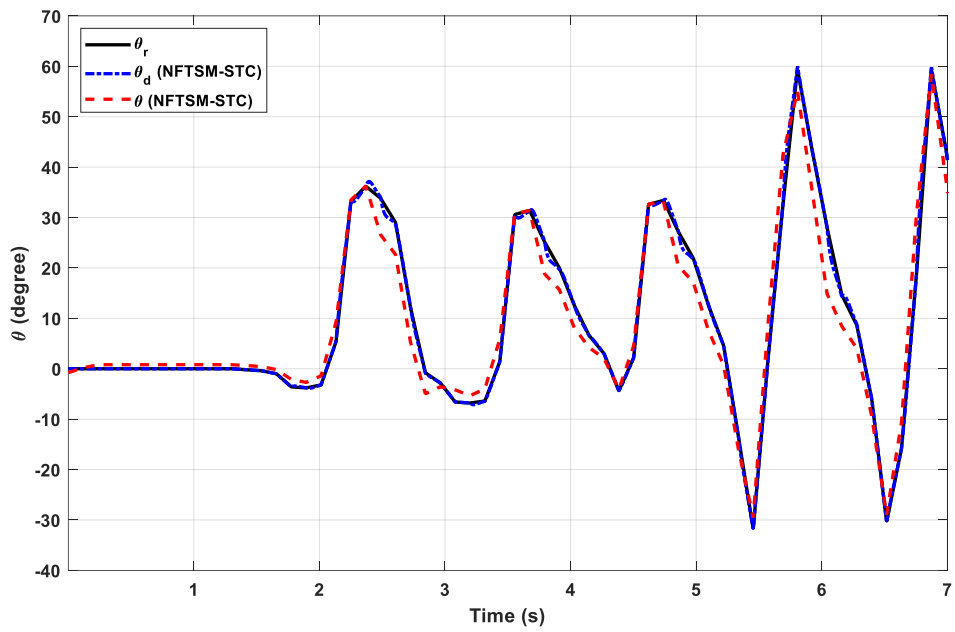


圖 5-80 小步距變大步距之腕關節 NFTSM-STC 軌跡圖

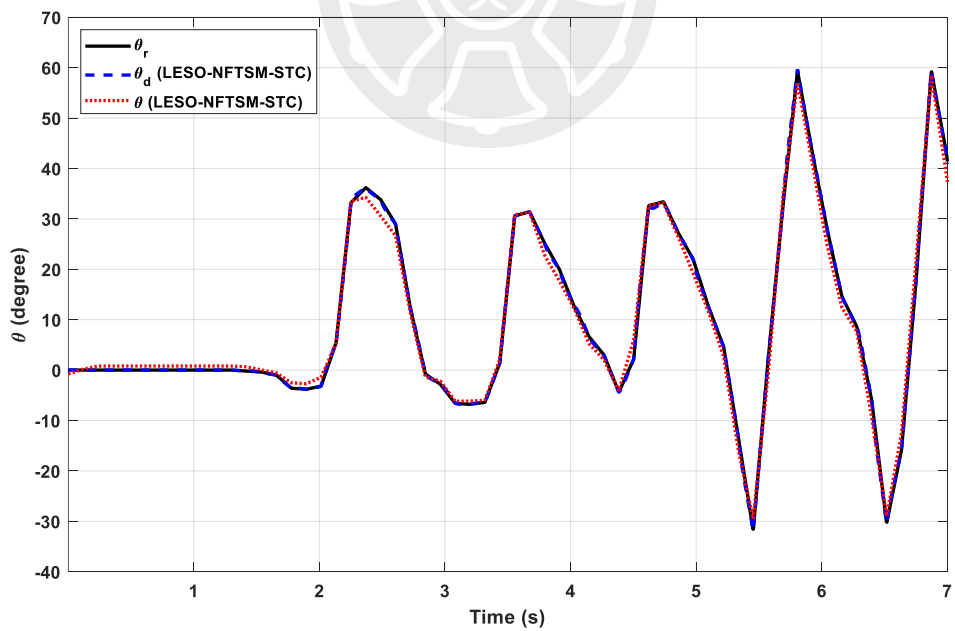


圖 5-81 小步距變大步距之腕關節 LESO-NFTSM-STC 軌跡圖

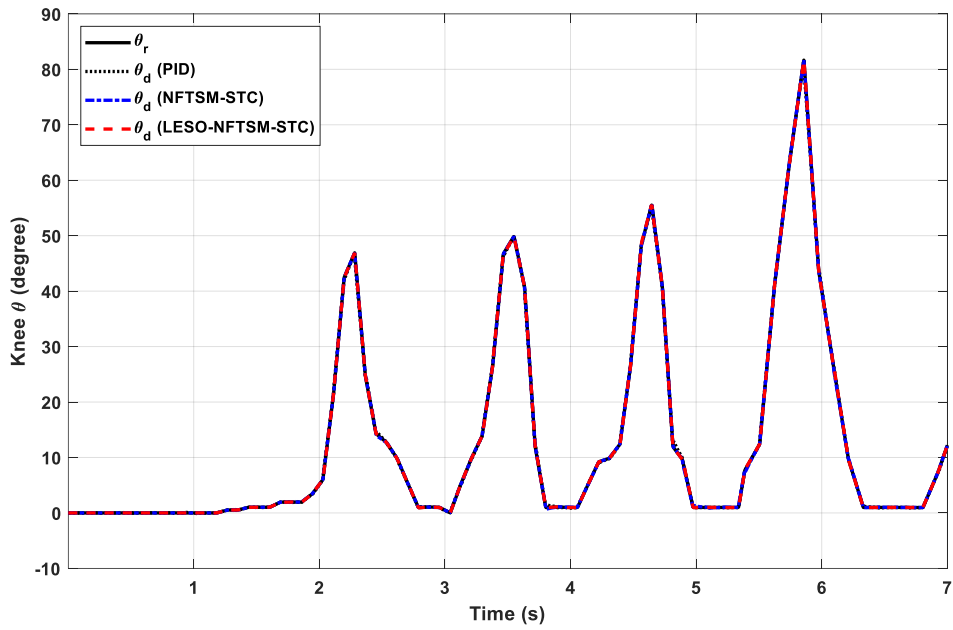


圖 5-82 小步距變大步距之膝關節修正角度比較圖

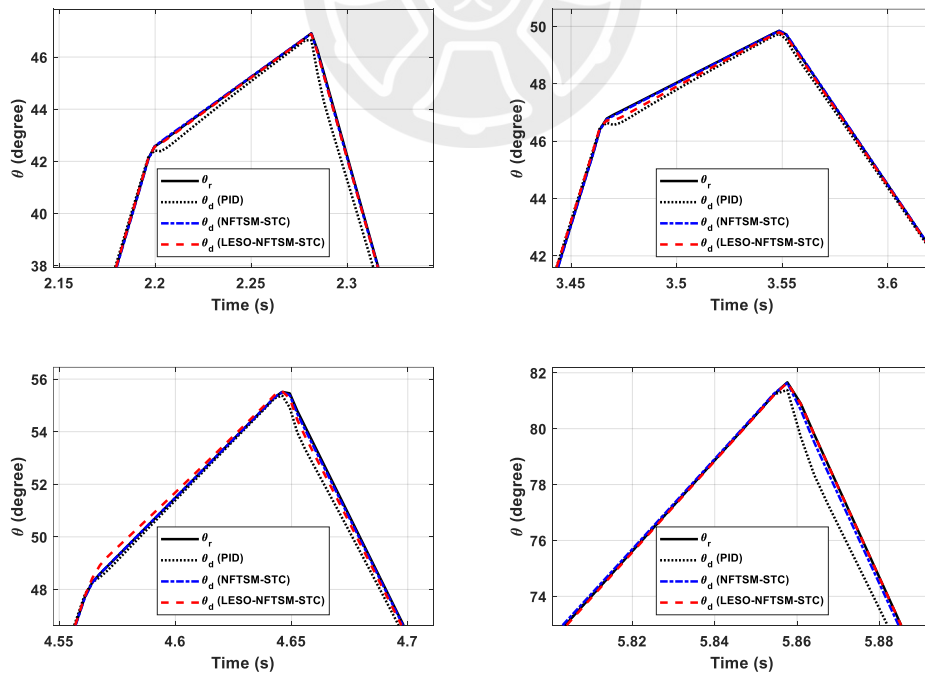


圖 5-83 小步距變大步距之膝關節修正角度比較放大圖

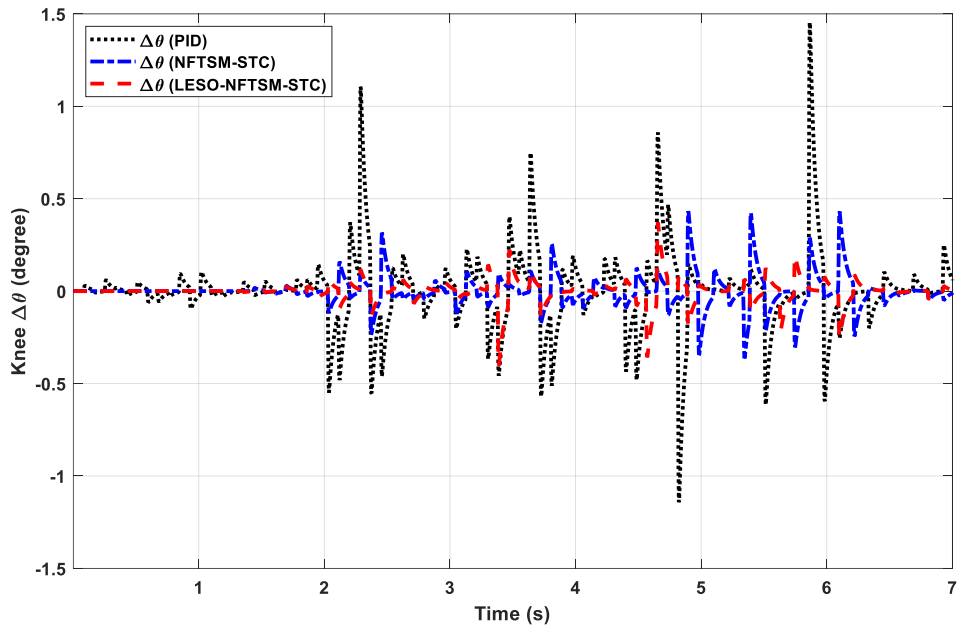


圖 5-84 小步距變大步距之膝關節角度補償圖

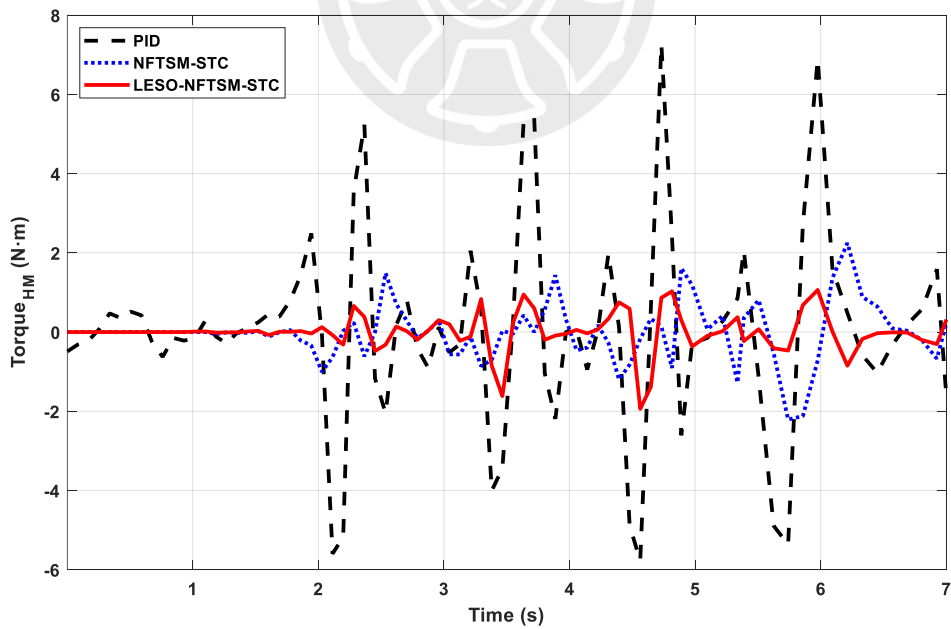


圖 5-85 小步距變大步距之膝關節等效交互作用力矩比較圖

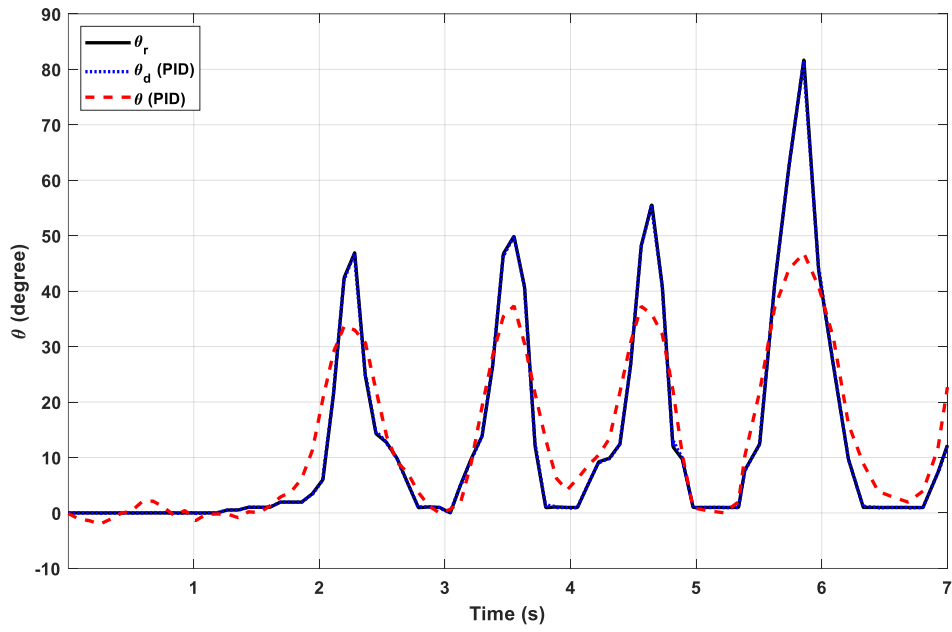


圖 5-86 小步距變大步距之膝關節 PID 軌跡圖

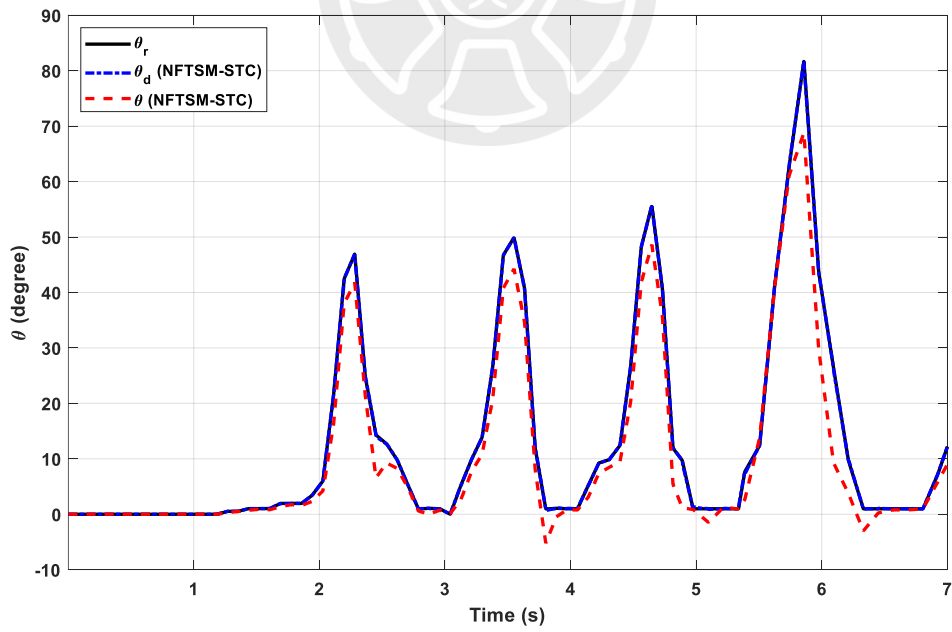


圖 5-87 小步距變大步距之膝關節 NFTSM-STC 軌跡圖

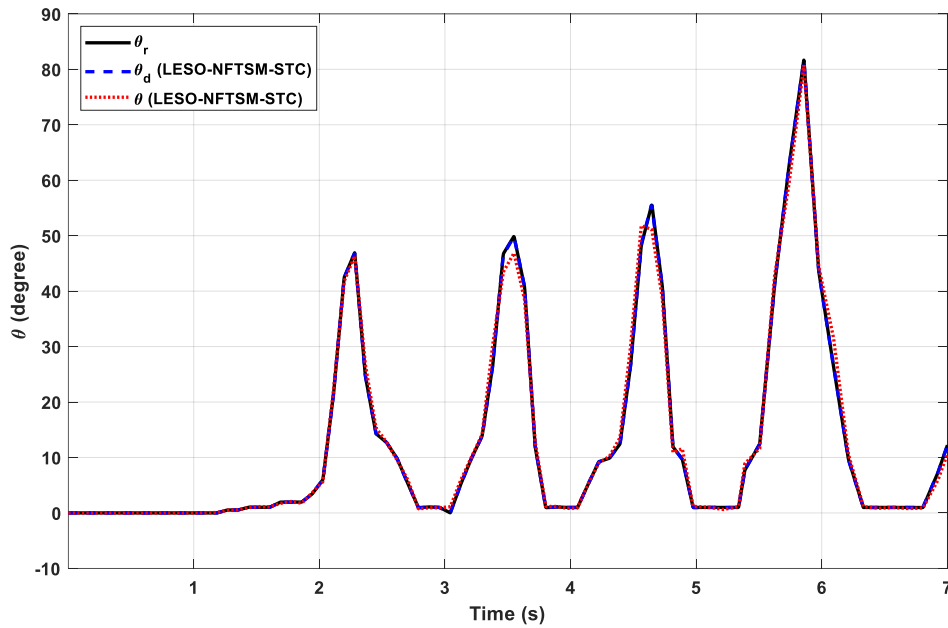


圖 5-88 小步距變大步距之膝關節 LESO-NFTSM-STC 軌跡圖

表 5-3 修正前變步距步行 RMSE 表

θ_r, θ	大變小步距		小變大步距	
	髖關節	膝關節	髖關節	膝關節
PID	9.1307	10.2183	8.1111	7.7471
NFTSM-STC	5.1626	4.6803	4.0404	5.2046
LESO-NFTSM-STC	1.9317	1.4511	1.6433	1.2167

表 5-4 修正後變步距步行 RMSE 表

θ_d, θ	大變小步距		小變大步距	
	髖關節	膝關節	髖關節	膝關節
PID	8.6555	10.0016	7.5835	7.6447
NFTSM-STC	4.9339	4.6419	3.9101	5.1836
LESO-NFTSM-STC	1.8774	1.4247	1.5808	1.1901

第六章 結論未來展望

本研究針對單側下肢癱瘓者於復健過程中對協助步態恢復之需求，設計並實作一款可主動驅動髖關節與膝關節之穿戴式下肢外骨骼機器人。透過整合非奇異快速終端滑模控制 (NFTSM)、超扭轉控制 (STC) 與線性擴展狀態觀測器 (LESO)，本研究提出一套具備即時擾動估測與強健控制能力之無模型控制架構。進一步導入阻抗模型調節機制，模擬人機交互過程中之生物力學行為，以提升使用者舒適性與系統互動的柔順性。

實驗方面，分別針對常態步行(約 $v = 0.45m/s$)、慢速步行(約 $v = 0.25m/s$)與步態參數變化情境進行多組控制策略之比較。結果顯示，LESO-NFTSM-STC 結構不僅能有效改善軌跡追隨精度與扭力輸出穩定性，也在交互作用力調節上展現良好表現。相較於傳統 PID 控制器，本系統具備更快的響應能力與更佳的抗擾性能，能穩定對應步態變化並減少高頻震盪，展現高度自適應性與即時性。

導入阻抗模型後，系統於不同實驗條件下均能依據姿態與速度調整柔順程度，實現符合人體自然動作之輸出特性，有助於降低使用者感知之不適與反作用力波動。在變化步態測試中，系統可順利處理大步轉小步與小步轉大步之動態過渡過程，持續維持低誤差輸出，驗證阻抗模型於動態情境下的穩定性與應用潛力。

綜上所述，本研究所提出之 LESO-NFTSM-STC 控制架構結合阻抗模型設計，成功於多種步行情境中展現高效能與實用性，具備應用於下肢復健輔具之潛力。未來可朝下列方向持續發展與精進：

1. **多自由度整合與全身穿戴拓展**：擴展系統至踝關節控制，實現全腿或全身多關節協調控制，以支援更複雜的日常動作如上下階梯或轉彎。
2. **生理訊號與意圖辨識融合**：導入肌電訊號 (EMG) 或腦波 (EEG) 等生

理參數作為控制輸入，以實現更主動式的人機協同控制策略。

3. **機構輕量化與穿戴舒適性優化**：針對裝置材質與結構設計進行優化，降低穿戴者負擔，提升實際應用之可行性。
4. **臨床驗證與長期應用測試**：與醫療機構合作進行臨床實驗，評估系統對神經重塑與功能恢復的長期效果，建立標準化應用流程。

透過上述改良與擴充，本研究之控制策略與系統設計將有機會進一步提升智能外骨骼於臨床復健與日常輔助中的實用性與廣泛應用性。



參考文獻

- [1] AHA|ASA- 2025 Heart Disease and Stroke Statistics: A Report of US and Global Data From the American Heart Association。取自：
https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/CIR.0000000000001303?utm_campaign=sciencenews24-25&utm_source=science-news&utm_medium=phd-link&utm_content=phd-01-27-25
- [2] Ekso Bionics - EksoGT。取自：<https://eksobionics.com/>
- [3] ReWalk Robotics - ReWalk。取自：<https://golifeward.com/>
- [4] Sarcos Robotics - Guardian XO。取自：<https://robotsguide.com/robots/guardianxo>
- [5] Atoun - Atoun Model Y。取自：<https://news.panasonic.com/global/topics/5245>
- [6] Arc'teryx & Google X - MoGo 取自：<https://blog.arcteryx.com/news/arcteryx-and-skip-partner-to-introduce-mo-go-revolutionizing-mobility-with-the-worlds-first-pair-of-powered-pants/>
- [7] Kazerooni, H. (1990). The human power amplifier technology at the University of California, Berkeley. *Robotica*.
- [8] Wang, Q., et al. (2021). A review of wearable exoskeleton robots and their applications. *Robotics*, 10(1), 16.
- [9] Esquenazi, A., et al. (2012). The ReWalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*.
- [10] Sankai, Y. (2010). HAL: Hybrid assistive limb based on cybernics. In *Emerging Communication Technologies* (pp. 25–34). Springer.
- [11] Chen, B., et al. (2016). A wearable exoskeleton suit for motion assistance to paralysed patients. *Journal of Medical Devices*.

- [12]Huo, W., et al. (2018). Lower extremity exoskeleton systems for gait rehabilitation: A systematic review. *IEEE Access*, 6, 13113–13125.
- [13]Fliess, M., & Join, C. (2013). Model-free control. *International Journal of Control*, 86(12), 2228–2252.
- [14]Roman, B., et al. (2017). Model-free control of an active knee exoskeleton for gait assistance. *Control Engineering Practice*, 65, 64–75.
- [15]Sun, J., Wang, J., Yang, P., & Guo, S. (2021). Model-free prescribed performance fixed-time control for wearable exoskeletons. *Applied Mathematical Modelling*, 90, 61–77.
- [16]Yu, X., & Man, Z. (2002). Fast terminal sliding-mode control design for nonlinear dynamical systems. *IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Fundamental Theory and Applications*, 49(2), 261–264.
- [17]Hernández, U., Rodríguez-Castaño, A., & García-Aracil, N. (2021). A robust nonsingular fast terminal sliding-mode control for a lower limb exoskeleton. *Mathematics*, 9(23), 3027.
- [18]Levant, A. (2003). Higher-order sliding modes, differentiation and output-feedback control. *International Journal of Control*, 76(9–10), 924–941.
- [19]Chen, Y., et al. (2022). "Super-Twisting Sliding Mode Control for Exoskeleton Gait Stability in Uneven Terrain." *IEEE Access*, 10, 50789–50799.
- [20]Han, J. (2009). From PID to active disturbance rejection control. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 56(3), 900–906.
- [21]Wang, X., Wang, H., Zhang, B., Zheng, D., Yu, H., Cheng, B., & Niu, J. (2024). A multistage hemiplegic lower-limb rehabilitation robot: Design and gait trajectory planning.

- [22]Chang, W.C., et al. (2021). "LESO-Based Disturbance Compensation for Wearable Lower Limb Robots." *Control Engineering Practice*, 111, 104812.
- [23]Zhang, R., Wang, H., Zhang, Y., & Zheng, C. (2019). Adaptive super-twisting nonsingular fast terminal sliding mode control for DC–DC converters with uncertainties. *Advances in Electrical and Computer Engineering*, 19(3), 41–48.
- [24]Shtessel Y, Taleb M, Plestan F. A novel adaptive-gain supertwisting sliding mode controller: methodology and application. *Automatica* 2012;48(5):759 – 69.
- [25]Yihao Wang, Changzhong Pan, Jinsen Xiao, Zhijing Li and Chenchen Cui. “ LESO-Based Nonlinear Continuous Robust Stabilization Control of Underactuated TORA Systems”
- [26]Zou A, Kumar KD, Hou Z, Liu X. Finite-time attitude tracking control for spacecraft using terminal sliding mode and Chebyshev neural network. *IEEE Trans Syst Man Cybern Part B Cybern Aug*. 2011;41(4):950 – 63.
- [27]Lu K, Xia Y. Adaptive attitude tracking control for rigid spacecraft with finite-time convergence. *Automatica* Dec. 2013;49(12):3591 – 9.
- [28]Moreno JA, Osorio M. Strict Lyapunov functions for the super-twisting algorithm. *IEEE Trans Automat Control* Apr. 2012;57(4):1035 – 40.
- [29]Poznyak AS. Theorem 20.2. *Advanced mathematical tools for automatic control engineers*. Amsterdam, The Netherlands: Elsevier; 2008. p. 568.
- [30]Salgado I, Camacho O, Yañez C, Chairez I. Proportional derivative fuzzy control supplied with second order sliding mode differentiation. *Eng Appl Artif Intell* 2014;35:84 – 94.
- [31]杨秀霞, 赵国荣, 梁勇, 赵贺伟. (2019). *下肢智能携行外骨骼系统控制理论与技术*. 北京: 国防工业出版社.

- [32]D. Sá Pina, A. A. Fernandes, R. N. Jorge, and J. G. Mendes, “Designing the mechanical frame of an active exoskeleton for gait assistance,” *Advances in Mechanical Engineering*, vol. 10, no. 2, pp. 1 – 15, Feb. 2018, doi: 10.1177/1687814017743664.
- [33]Huo, W., Moon, H., Alouane, M. A., Bonnet, V., Huang, J., Amirat, Y., Vaidyanathan, R., and Mohammed, S., “Impedance Modulation Control of a Lower-Limb Exoskeleton to Assist Sit-to-Stand Movements,” *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 38, no. 2, pp. 1230 – 1242, 2022.

