

國立臺灣大學工學院機械工程學系

碩士論文

Department of Mechanical Engineering

College of Engineering

National Taiwan University

Master's Thesis



以動態最佳化方法結合慣性量測估測人體運動狀態與地面反
作用力：反向跳行為分析

Estimation of Human Motion and Ground Reaction Forces Using
Dynamic Optimization and Inertial Measurement: An Analysis of
Countermovement Jump

張問堇

Wen-Qu Zhang

指導教授：詹魁元博士

Advisor: Kuei-Yuan Chan, Ph.D.

中華民國 113 年 7 月

July, 2024

國立臺灣大學碩士學位論文
口試委員會審定書
MASTER'S THESIS ACCEPTANCE CERTIFICATE
NATIONAL TAIWAN UNIVERSITY

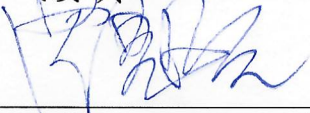
以動態最佳化方法結合慣性量測估測人體運動狀態與地面反作用力：反向跳行為分析

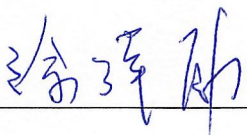
Estimation of Human Motion and Ground Reaction Forces Using Dynamic Optimization and
Inertial Measurement: An Analysis of Countermovement Jump

本論文係張問堯(R11522644)在國立臺灣大學機械工程學系完成之碩士學位論文，於民國 113 年 7 月 30 日承下列考試委員審查通過及口試及格，特此證明。

The undersigned, appointed by the Department of Mechanical Engineering on 30 July 2024 have examined a Master's thesis entitled above presented by Wen-Qu Zhang (R11522644) candidate and hereby certify that it is worthy of acceptance.

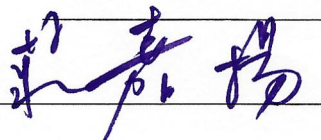
口試委員 Oral examination committee:


(指導教授 Advisor)





系主任/所長 Director:





誌謝

首先謝謝詹魁元老師，在這兩年中對我的各種教導，除了研究方面給了我很多方向及想法外，也會給其他方面的意見，而且老師人又很好，在討論時也不太會強加想法在我身上，跟老師討論總是很有收穫。也謝謝瑋勵老師跟秉純老師願意擔任我的口試委員，給我口試上的意見。

接下來要謝謝實驗室的大家，原本以為碩士生活可能就是一直作研究，結果交到了不少朋友，大家在研究上或是情感上都互相幫助，感覺很棒。首先謝謝實驗室的學長姐，謝謝人體組的學長柏賢跟易玄，在計畫跟研究上都有幫我，謝謝冠賢分享很多對於事情及研究上的不同看法及經驗，謝謝彥智怡萱若瑄啟瑞重叡，謝謝學長姐們讓我在實驗室中有人可以問問題，不管是研究上還是選課上。

接下來是學弟妹，謝謝謝定群吳家安對實驗室的付出，而且都很好聊天不尷尬。謝謝王邑安一直都在實驗室，看到王邑安這麼認真就會覺得我好像也該更認真。謝謝蘇瑄跟李京睿，沒想到會跟實驗室的學弟妹這麼好，一起去高雄玩，還去總圖看流星，是可以約出去玩的朋友，讓我碩二不那麼煩悶。碩一進來前，還有點擔心會不會下一屆都男生，蘇瑄一個學妹沒辦法融進去，結果完全沒問題；謝謝蘇瑄常陪我一起處理各種雜事，還會照顧我，讓我反而比較像學妹。謝謝李京睿各方面都幫我很多，常陪我一起討論研究，討論到很晚才回家，李京睿真的提供了很多研究上的想法，也會帶我去打球運動，讓我碩二生活更充實。學弟妹碩二研究加油！

最後謝謝我們這屆的人們，謝謝你們陪我一起撐到畢業，跟你們碩一一起在實驗室打牌、聊天、去全家吃冰、在實驗室通宵看電影、騎



車去大稻埕都好讚，碩二見面也都還是會聊天，謝謝你們也會給我一些在研究上的建議。蕭敬亭柯琮祐謝鐘毅跟你們一起打羽球打牌打麻將很快樂；陳珮甄從大學就認識了，碩一剛進實驗室的時候還好有陳珮甄在，我才比較不會緊張，後來也一起到人體組，互相討論研究；劉怡葶是到碩二才變熟，但超容易變熟的，碩二一起在實驗室做研究、跟蘇瑄聊天、一起回家、一起去拿宿舍夜點結果已經發完了，全部都好好玩，下次再一起喝酒。謝謝同屆的大家，以後工作加油！

還要謝謝之前的朋友跟在台大認識的所有人，讓我碩士生活過得不那麼無聊，有辦法撐過這兩年。謝謝我的男朋友在各方面都給了我很多信心，每次也都陪我研究到很晚，給了我很多研究上的建議，還陪我到處吃喝玩樂。沒想到可以在碩班交到男朋友，還是一個這麼讚的人，在碩班生活中有他的陪伴真的很快樂。謝謝我的姑姑在我在台北時的照顧。謝謝我的爸爸媽媽妹妹，支持我念碩班，在我在台北這六年到處奔波幫我搬家，在碩班面試時也載我到處面試，在我研究低潮的時候也會打電話來關心，給我情感上的支持，謝謝你們！

張問葉 謹誌於
國立臺灣大學 機械工程學系
中華民國一百一十三年七月



中文摘要

本研究提出一個僅使用四顆慣性量測單元 (Inertial Measurement Units, IMU) 估測人體蹲跳動作中運動狀態、地面反作用力及肢段力矩的方法。傳統上，這類分析通常需要使用較昂貴的設備，如測力板，並且在實驗室環境中進行。然而，在非實驗室環境中進行人體運動量測，對於遠端居家復健和多元化運動項目之分析至關重要。在蹲跳行為中，地面反作用力位置對於人體運動狀態的計算結果影響很大，但多數論文只有討論利用 IMU 量測地面反作用力之大小而非位置。

本研究提出的方法主要基於最佳控制和感測器融合策略。首先建立一個人體肢段的動態系統，以各肢段力矩做為系統輸入，輸出為符合運動學約束的運動狀態。透過最佳化方法求得最佳之系統輸入，在確保地面反作用力位置合理的前提下，使系統輸出與多個感測器測量結果相符合。研究結果表明，此方法能夠在考慮地面反作用力位置合理性的情況下，得到與直接 IMU 測量相似的運動學數據，同時滿足平面簡化模型中的運動學約束。

總的來說，本研究為非實驗室環境下的人體運動分析提供了一種新的透過動態最佳化建立人體運動系統的方法，對於遠端復健、運動訓練等領域具有重要的應用價值。

關鍵字：動態最佳化、地面反作用力位置、慣性量測單元、最佳控制、感測器融合



Abstract

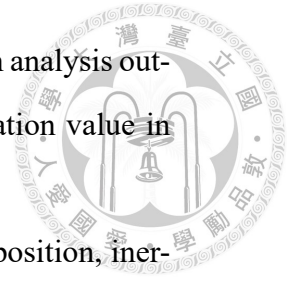
This study proposes a method to estimate the human motion, ground reaction force (GRF), and segmental torques during human countermovement jumps using only four inertial measurement units (IMUs). Traditionally, such analyses require more expensive equipment, such as force plates, and are conducted in laboratory settings. However, measuring human motion in non-laboratory environment is crucial for remote rehabilitation and the analysis of diverse sports activities. In countermovement jump behavior, the position of the ground reaction force significantly impacts the calculation results of the human motion state, yet most studies only discuss measuring the magnitude of the ground reaction force using IMUs, rather than its position.

The method proposed in this study is primarily based on optimal control and sensor fusion strategies. A dynamic system of human segments is established, using segmental torques as system inputs and outputs that conform to kinematic constraints as the system's outputs. The optimal system inputs are determined through optimization methods, ensuring that the ground reaction force position is reasonable and that the system outputs match the measurements from multiple sensors. The results indicate that this method can yield kinematic data similar to those obtained from direct IMU measurements while considering the reasonableness of the ground reaction force position and satisfying the kinematic constraints of a simplified planar model.

In summary, this study provides a novel method for establishing a human

motion system through dynamic optimization for human motion analysis outside of laboratory environments, which has significant application value in fields such as remote rehabilitation and sports training.

Key words: dynamic optimization, ground reaction force position, inertial measurement units, optimal control, sensor fusion





目次

口試委員會審定書	i
誌謝	ii
中文摘要	iv
Abstract	v
目次	vii
圖次	x
表次	xii
符號列表	xiii
第一章 緒論	1
1.1 前言	1
1.2 研究動機與目的	2
1.3 論文架構	2
第二章 文獻回顧	4
2.1 人體量測	4
2.1.1 動作捕捉	4
2.1.2 力學量測	8
2.1.3 肌肉訊號量測	8
2.2 力學模擬與估測	9
2.2.1 地面反作用力的預測	10
2.2.2 肌肉力估測	11
2.3 人體肌肉骨骼模型	12
2.3.1 數學簡化模型	12
2.3.2 商用模型	13

2.4 小結	15
第三章 研究方法	17
3.1 實驗及慣性量測單元數據分析	18
3.1.1 實驗設備及方法	20
3.1.2 慣性量測單元數據分析	21
3.2 地面反作用力計算方法驗證	23
3.2.1 受測者資料蒐集	23
3.2.2 地面反作用力計算	23
3.3 運動狀態估測	26
3.3.1 動態系統	26
3.3.2 最佳化	29
3.4 最佳化方法驗證	32
3.4.1 驗證方式	33
3.4.2 驗證結果	34
3.5 小結	36
第四章 實驗結果分析	37
4.1 欲比較之其他方法介紹	37
4.2 系統結果比較	40
4.2.1 動力學：地面反作用力及肢段力矩	41
4.2.2 運動學：肢段質心加速度、肢段角度及角速度	43
4.3 比重調整之結果比較	46
4.3.1 調整力矩項之比重	46
4.3.2 調整地面反作用力位置項之比重	52
4.3.3 調整加速規項之比重	57
4.4 小結	62
第五章 結論與未來工作	64
5.1 研究成果與貢獻	64
5.2 未來工作	65
5.2.1 模型與動作之複雜度	65
5.2.2 模型假設	66
5.2.3 力矩結果之合理性	66

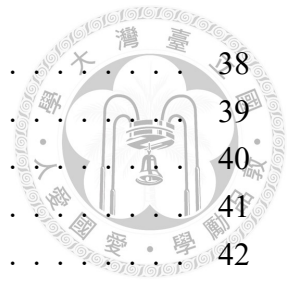
5.2.4 肌肉力的估測	66
參考文獻	67
附錄 A AppendixA	72
A.1 肢段自由體圖	72
A.2 肌肉參數表	77
A.3 最佳化問題	78
A.4 力與力矩平衡及肌肉力結果	78





圖次

2.1	正面	5
2.2	背面	5
2.3	VICON 標記點貼法	5
2.4	VICON 標記點	6
2.5	IMU 示意圖	7
2.6	IMU 放置位置示意圖	8
2.7	肌電圖量測位置示意圖	9
2.8	正向及逆向動力學流程示意圖	11
2.9	OpenSim 正向動力學流程示意圖	12
2.10	人體肌肉骨骼簡化模型	13
2.11	Rajagopal 建立之 OpenSim 人體模型	15
3.1	本研究之流程圖	18
3.2	人體平面簡化模型	19
3.3	受測者 Xsens 的穿戴及擺放位置	21
3.4	反向跳之示意圖	21
3.5	受測者 Xsens 的穿戴及擺放位置	23
3.6	深蹲示意圖	24
3.7	利用 IMU 量測結果計算的數值跟實際量測值間之軌跡圖	24
3.8	利用 IMU 量測結果計算的數值跟實際量測值間之軌跡經對齊圖	25
3.9	利用 IMU 量測結果計算的數值跟實際量測值間之誤差百分比圖	25
3.10	利用 IMU 量測結果計算的數值跟實際量測值間之誤差直方圖	26
3.11	地面反作用力模型	29
3.12	壓力中心位置	29
3.13	驗證方法之流程圖	33
3.14	力矩驗證結果	34
3.15	迭代過程中目標函式的值	35
3.16	迭代過程中目標函式於 230 幀後的值	35



4.1	方法一之流程圖	38
4.2	方法二之流程圖	39
4.3	本研究之流程圖	40
4.4	地面反作用力之位置	41
4.5	地面反作用力之大小	42
4.6	肢段力矩	43
4.7	肢段質心加速度	44
4.8	肢段角度	45
4.9	肢段角速度	46
4.10	調整力矩項比重後之肢段力矩	47
4.11	調整力矩項比重後之地面反作用力之位置	48
4.12	調整力矩項比重後之地面反作用力之大小	48
4.13	調整力矩項比重後之肢段質心加速度	50
4.14	調整力矩項比重後之肢段角度	51
4.15	調整力矩項比重後之肢段角速度	52
4.16	調整地面反作用力位置項比重後之地面反作用力之位置	53
4.17	調整地面反作用力位置項比重後之地面反作用力之大小	53
4.18	調整地面反作用力位置項比重後之肢段力矩	54
4.19	調整地面反作用力位置項比重後之肢段質心加速度	55
4.20	調整地面反作用力位置項比重後之肢段角度	56
4.21	調整地面反作用力位置項比重後之肢段角速度	57
4.22	調整加速規項比重後之肢段質心加速度	58
4.23	調整加速規項比重後之肢段角度	59
4.24	調整加速規項比重後之肢段角速度	60
4.25	調整加速規項比重後之地面反作用力之位置	61
4.26	調整加速規項比重後之地面反作用力之大小	61
4.27	調整加速規項比重後之肢段力矩	62
A.1	腳掌骨骼肌肉自由體圖	73
A.2	小腿骨骼肌肉自由體圖	74
A.3	大腿骨骼肌肉自由體圖	75
A.4	軀幹骨骼肌肉自由體圖	76
A.5	肢段力平衡	79
A.6	肢段力矩平衡	79
A.7	肌肉力結果	80



表次

3.1 人體幾何參數	20
4.1 欲比較之方法介紹	37
4.2 三個方法之優缺點比較	63
A.1 力平衡及力矩平衡式中之未知數	77
A.2 肌肉參數	77



符號列表

符號	定義	單位
α	繞著 x 軸旋轉的關節角度	rad
α_B	肢段 B 之角加速度	rad/s^2
β	繞著 y 軸旋轉的關節角度	rad
γ	繞著 z 軸旋轉的關節角度	rad
θ	肢段角度	rad
τ	各肢段對於其質心之力矩	Nm
τ_{total}	各肢段相對於腳尖之力矩總和	Nm
ω	肢段角速度	rad/s
ω_B	肢段 B 之角速度	rad/s
A	$\mathbf{x}$ 之係數	
$\mathbf{a}$	肢段之質心加速度	m/s^2
$\mathbf{a}_A$	肢段 A 之質心加速度	m/s^2
$\mathbf{a}_B$	肢段 B 之質心加速度	m/s^2
$\mathbf{a}_{measured}$	肢段質心加速度，利用 IMU 加速規直接量測得到	m/s^2
B	u 之係數	
COP	地面反作用力相對於腳尖的 x 方向位置	m
c	扭轉阻尼係數	Nm/rad^2
GRF_v	垂直方向之地面反作用力	N
I	肢段對於質心的慣性矩	$kg\ m^2$
i	表示第 i 個肢段	
J	最佳化目標函式值	

符號	定義	單位
K	扭轉彈簧係數	Nm/rad
k	表示時刻 k	
l_{foot}	腳掌長度	m
m	肢段質量	kg
$\mathbf{P}_{B/A}$	肢段 B 的質心相對於肢段 A 的質心之位置向量	m
POS_{grf}	地面反作用力位置，利用計算而得	m
$POS_{grf_{\text{model}}}$	地面反作用力位置，從地面反作用力模型得到	m
Q	最佳化目標函式中，追蹤項之比重	
R	最佳化目標函式中，控制項之比重	
R_x	繞著 x 軸旋轉的旋轉矩陣	
R_y	繞著 y 軸旋轉的旋轉矩陣	
R_z	繞著 z 軸旋轉的旋轉矩陣	
$\mathbf{r}$	肢段質心相對於腳尖之位置向量	m
u	控制輸入，本研究中為肢段力矩	N
W_a	最佳化中，肢段質心加速度的比重	
W_x	最佳化中，狀態輸出的比重	
w_θ	最佳化中，肢段角度的比重	
w_ω	最佳化中，肢段角速度的比重	
w_{pos}	最佳化中，地面反作用力位置的比重	
w_u	最佳化中，力矩的比重	
$\mathbf{x}$	狀態輸出，包含角度及角速度	
$\dot{\mathbf{x}}$	狀態輸出變化量	
x_A	地面反作用力模型中腳跟之位置	m
x_B	地面反作用力模型中蹠骨及腳趾間之位置	m
x_C	地面反作用力模型中拇指頂端之位置	m
x_D	地面反作用力模型中地面反作用力作用的壓力中心的位置	m
$\mathbf{x}_{\text{measured}}$	肢段角度及角速度，為 IMU 輸出朝向加上計算而得	$rad, rad/s$
$\mathbf{y}$	最佳化目標函式中，動態系統輸出之狀態	
$\tilde{\mathbf{y}}$	最佳化目標函式中，欲追蹤之目標	



緒論

1.1 前言

隨著科技的迅速發展和應用，遠端復健正變為現今之趨勢。遠端復健是一種利用現代科技進行的治療方式，遠端提供專業的復健服務，以幫助患者在不必親自前往醫療機構的情況下，即可完成復健治療。此方法特別適合地處偏遠地區、行動不便或者因為其他原因無法定期前往醫院接受治療的患者。

在遠端復健過程中，如何在非實驗室環境中進行人體運動量測至關重要。相較於實驗室內之測試，非實驗室環境中所獲得的運動數據更貼近真實狀況，更能反映個人實際的運動狀態。但在非實驗室環境下之量測設備選擇較少，如光學捕捉系統以及測力板皆受環境影響較大且較不易取得。由於慣性量測單元 (Inertial Measurement Units, IMU) 之便利性及成本考量，較適合使用於非實驗室環境中，此類量測不僅可以應用於遠端居家復健 [1]，還能應用於多元化運動項目，如蹲、跳、跑步等 [2] [3]。

在遠端復健中，肌肉力的量測也至關重要，但肌肉施力難以直接量測，許多研究皆利用模擬方式，藉由人體運動狀態量測結果，結合靜態最佳化進行肌肉力之計算。肌肉力資訊便可以幫助醫師進行遠端評估，觀察病人之復健情況。



1.2 研究動機與目的

肌肉施力會使肢段力生成並產生動作，進而產生人體之運動狀態。為了瞭解其中的過程，對這方面進行了研究。在蹲跳行為的研究中發現，地面反作用力位置對於肢段力的計算很重要，若是位置誤差很大將會導致力矩平衡的結果錯誤。其他研究大多直接利用測力板得到地面反作用力位置，但測力板較受限於環境限制，且成本較高、取得不易；而使用 IMU 計算地面反作用力之論文也大多在研究量值，欠缺地面反作用力位置之討論。因此本論文將研究如何在考慮地面反作用力合理性的狀況下，僅利用四顆 IMU 即可得到運動狀態及肢段力矩，在將來便可以利用該運動狀態計算肢段力，進而計算肌肉力。

另一方面，利用 IMU 可以分別得到朝向及加速規直接量測到的肢段直線加速度，但利用朝向計算加速度時的結果跟加速規量測到的並不相同，表示兩種感測器無法利用同一系統表示。

綜合以上問題，本研究的動機為藉由融合兩個感測器資訊，推得系統的運動狀態、肢段力矩及地面反作用力，取代測力板的不方便性。目的是建立一個蹲跳的動態系統，並且不需要測力板，僅需四顆 IMU 作為輸入，即可地面反作用力的大小及位置、運動學狀態以及肢段力矩，除了使用少顆 IMU 即可得知地面反作用力之大小外，也考慮了地面反作用力位置之合理性。

1.3 論文架構

本論文主要由六個章節所組成，如下所示：

- **第一章：緒論**

主要介紹關於此主題的背景，並說明進行本研究的動機及目的。

- **第二章：文獻回顧**

經由回顧其他文獻，看他人是如何做相關研究，並看有哪些不足之處可以進行改善。

- **第三章：研究方法**

提出本研究主要使用的方法，以最佳化方法求得最佳的系統輸入(肢段力矩)，在考慮地面反作用力位置合理性的情況下，使得系統輸出和感測器量測到的數據相似。

- **第四章：模擬結果與驗證**

與由 IMU 直接量測到的運動學組成的系統進行比較，說明本研究結果跟其他系統的相對優勢，並驗證前一章節所提出方法的可行性。

- **第五章：結論與未來工作**

說明本研究的貢獻以及不足之處，望將來有機會可以改善。





文獻回顧

接下來將於本章節進行文獻探討，首先回顧他人是如何進行量測，其中包含運動學、力學以及肌肉的相關量測，講述各量測的特點以及其應用；接著會討論關於力學的估測及模擬，看其他人是如何不使用測力板直接得到地面反作用力，並且他人是如何利用模擬方式求得肌肉力；最後會講到關於建立人體骨骼肌肉模型的部分，主要分為數學模型及商用模型進行探討。

2.1 人體量測

人體動作分析廣泛應用於臨床康復和運動訓練等多個領域，主要聚焦在運動學、力學及肌肉力的評估，本小結接下來將會先對於運動學、力學及肌肉訊號的研究進行討論，力學部分會於下節探討。

2.1.1 動作捕捉

首先動作捕捉主要是量測關於人體的姿態，姿態的定義可以分為位置及方向，位置是物體在空間中的存在，可以利用座標進行表示，光學捕捉系統即為常見的以位置進行姿態表示的量測系統；方向則是物體在空間中的朝向，可以利用旋轉矩陣來表示，慣性動作捕捉系統就是利用方向來描述人的姿態，後面會提到更多朝向的表示方式。接下來會介紹兩種常見的動作捕捉系統，各有其優劣，可以依實驗需求進行選擇。

光學動作捕捉系統

光學捕捉系統利用多台攝影機追蹤受測者身上的光點，以獲得精確的絕對位置，其準確性使光學捕捉通常被視為動作捕捉系統的黃金標準 [2]，常見的光學捕捉系統為 VICON。VICON 主要是紅外線攝影機照射並捕捉受測者身上的反光標記點，可以運用在多種產業中，像是運動分析、動畫製作或是虛擬現實互動。其中反光標記點貼的位置需要置放於骨突處以及皮膚跟骨頭相對移動較少的地方，使實驗重複性較高，並且一個肢段上至少需放三個標記點，以定義一個剛體，圖2.3為 VICON 官網上的標記點位置，可以依照實驗的需求進行設計；標記點外觀如圖 2.4所示，標記點除了反光外有些還會主動發光。但因為光學捕捉系統大多需要在動作捕捉實驗室內進行，實驗場地受限，較難以量測到實際場景的動作情況。

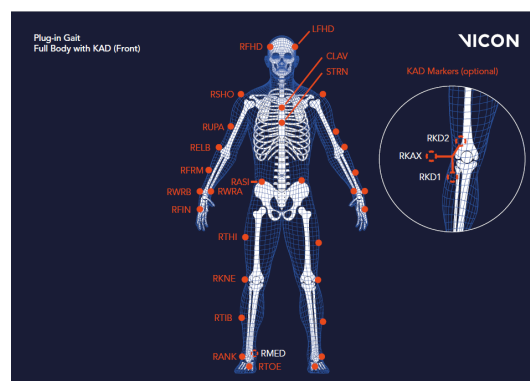


圖 2.1: 正面

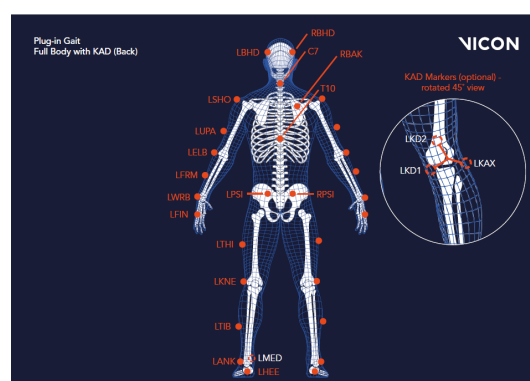


圖 2.2: 背面

圖 2.3: VICON 標記點貼法 [4]



圖 2.4: VICON 標記點 [5]

慣性動作捕捉系統

慣性動作捕捉系統主要是利用慣性量測單元 (Inertial Measurement Units, IMU) 進行量測，IMU 主要由加速規與陀螺儀組成，分別量測直線加速度及角速度，有些 IMU 中會包含磁力計以量測磁場。當 IMU 靜止時，可以利用加速規以及磁力計得到三維朝向，其中可以將加速規比喻為水平面，可以得知重力方向，但無法得知另外兩平行地面軸之指向，這時就須結合磁力計；磁力計則可以比喻為指北針，利用磁力計可以得知方位。結合加速規及磁力計可以得知 IMU 在靜止時的朝向，但當 IMU 在移動時，只利用加速規及磁力計推估朝向是不夠的，需要與陀螺儀量測到之角速度積分結果進行融合，以得到移動時的朝向。在 Xsens 公司的 IMU 中，朝向就是利用卡爾曼濾波器將加速規、陀螺儀以及磁力計進行感測器融合得知 [6]，將其穿戴於受測者身上即可量測各肢段的朝向 [7]。朝向可以利用旋轉矩陣、尤拉角 (Euler angles)、泰特布萊恩角 (Tait-Bryan angles)、四元數 (quaternions) 進行表示，可以依照研究所需選用表示方法。在電腦模擬中，多體最佳化 (multibody optimization, MBO) 軟體常被用於減少 IMU 量測與模型之間的誤差 [8]，其中常見的軟體有 Xsens MVN kinematics 以及 OpenSense kinematics。



圖 2.5: IMU 示意圖 [9]：圖中左邊橘色方塊為 Xsens 公司所出的其中一款 IMU，其中包含三軸加速規、陀螺儀及磁力計，右邊則為接收器

IMU 相對於光學系統測量的精準度可能較低，但在戶外環境中具有較高的靈活性和適用性，在人體動作分析相關研究中被廣泛應用。因為 IMU 對於環境的靈活性，也常被用於遠距復健當中。Komaris 等人的研究中 [1] 就先令受測者於實驗室中穿戴 IMU 並且練習五個不同動作，接著使受測者回家穿戴 IMU 並做相同動作，研究人員會將其運動表現量化，用於復健康復情況的遠端評估。

也有一些學者會將光學捕捉系統或測力板作為基準，驗證 IMU 測量結果的準確性。在 [2] 中，受測者進行反向跳並且在骯骨貼上單顆 IMU，研究中 McGinnis 等人首先將 IMU 所測出的運動學參數、跳躍高度跟光學捕捉系統所量測到的數據進行比較，先確認 IMU 所得到的數據是可信任的，再進行接下來關於 IMU 所測得的運動學參數與跳躍高度關係的性能研究。Miranda-Oliveira 等人 [3] 則是將單顆 IMU 置於受測者第五腰椎上，分析受測者在反向跳中跳躍收縮階段時的表現，再跟測力板進行比較，作者認為利用 IMU 所分析出來的數據與測力板直接量測結果類似。也有一些研究是在探討要如何才能增加 IMU 量測的準確性，並將前面提到的光學捕捉及測力板方法做為基準進行評估。[10] 中作者就統整了十七種算法並將其分為三類：IMU 的位置 (圖 2.6)、要觀察的目標變數以及計算方法，計算經由改變這三類後所量測出來的數據跟測力板測出來的值的誤差。

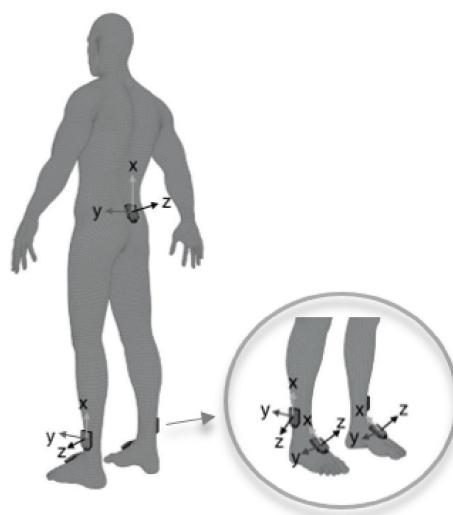


圖 2.6: IMU 放置位置示意圖 [10]：作者改變 IMU 之放置位置，以將其量測數據與測力板相比較

2.1.2 力學量測

除了運動學外，在分析人體動作時常需要力學資訊。力學數據主要使用壓力感測器進行評估，其中測力板即為常見的壓力感測器。測力板主要分為兩類，分別是適用於量測高速撞擊運動但長時間量測的穩定性較差的壓電材料 (piezoelectric material)，以及反應較慢但適合長時間量測的應變計 (strain gage)。力是人體動作分析中重要的參數，因此測力板常被用於人體動作分析中，可以計算重心垂直加速度、壓力中心位置或估計肌肉力。Colne 等人 [11] 就利用測力板量測到的地面反作用力計算腳的重心動態、壓力中心座標，觀察受測者在前交叉韌帶損傷後平衡恢復的動力學。在 [12] 中則利用測力板所量測到的地面反作用力，結合關節運動學與逆動力學方法，計算出關節扭矩，再利用靜態最佳化估計肌肉力。近年來，也有一些學者在研究使用 IMU 取代測力板，估算地面反作用力的方法 [13] [14] [15] [16] [17]，如此即可較不受限於實驗室環境，在更多情況下既量測到肢段運動學，又可以計算肢段力及地面反作用力。詳細利用 IMU 計算地面反作用力以及利用逆動力學計算肌肉力的方法會在下一小節進行更詳細的說明。

2.1.3 肌肉訊號量測

肌肉訊號的估計通常使用肌電圖 (Electromyography, EMG) 進行量測，主要透過感測裝置偵測肌肉運動單元收縮產生的動作電位，並對信號進行分析，分為侵入性和非侵入性。量測位置主要是將貼片或探針置於肌腹是最好的，如圖 2.7 所

示，若置於運動神經區或肌腱交界處會造成訊號大小跟頻率分佈的扭曲，若置於側面邊緣區則會出現肌肉間的干擾 (crosstalk)，導致除了量到所需肌肉的資訊外也有其他肌肉的資訊 [18] [19] [20]。EMG 常被應用於實驗中，量測肌肉活動並進行比較或驗證。Newcomer 等人 [21] 的實驗中就擾動受測者站立中的測力板，使測力板前後移動或傾斜，利用非侵入式 EMG 觀察腰痛患者跟對照組的軀幹肌肉以及小腿肌肉之間的差別，其中觀察內容包含肌肉活化時間、頻率及不對稱性。Colne 等人 [11] 則為了瞭解患者在前交叉韌帶損傷後的平衡策略，利用非侵入式 EMG 觀察受試者的肌肉活動，並使用測力板所量測到的地面反作用力計算重心垂直加速度、壓力中心座標。

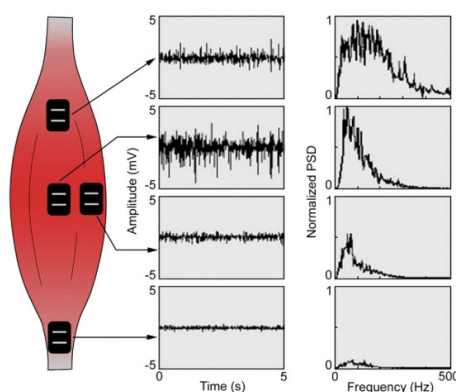


圖 2.7: 肌電圖量測位置示意圖 [20]：圖中肌腹位置所量測到的肌電訊號最準確，其他位置都會受到干擾而造成訊號大小及頻率的扭曲

然而，肌電圖受外在因素影響，可能導致誤差存在，並且缺乏標準化，使得不同研究難以比較。因此，近期許多學者探索利用電腦模擬方法探討肌肉力的問題，將在後續章節進行討論。

2.2 力學模擬與估測

受限於測力板對於環境的限制以及 IMU 的便利性，許多研究利用 IMU 來取代測力板進行地面反作用力的量測與計算，並且希望找到可以利用少顆 IMU 就可以進行精準量測的方法。而關於肌肉力的部分現今還沒有技術可以直接量測運動中的每條肌肉，因此常常利用電腦模擬的方法計算每條肌肉力。因此本節主要探討的是關於地面反作用力以及肌肉力估計的幾個方法。

2.2.1 地面反作用力的預測

當前許多學者致力於僅利用運動學資訊來推估地面反作用力。雖然有些研究使用光學捕捉系統，近年來也有不少研究採用 IMU 進行測量 [13] [16] [17]。論文中，地面反作用力的部分主要是透過每個肢段所測得的垂直加速度乘以各肢段的質量所得，公式如 2.1 式所示。

$$GRF_v = \sum_{i=1}^n m_i * (\ddot{x}_{v,i} - g) \quad (2.1)$$

公式中的 GRF_v 代表垂直地面反作用力， m_i 為第 i 個肢段的質量， g 表示重力加速度， $\ddot{x}_{v,i}$ 則表示第 i 個肢段質量中心的垂直加速度。

在實際實驗中，每次實驗都要在每個肢段穿戴 IMU 相對不切實際且不方便。因此許多研究試圖探討利用少數 IMU 計算地面反作用力的方法。Bocian 等人 [14] 進行了一項實驗，受測者在跑步機上進行行走測試，將 IMU 放置於第五腰椎、肚臍、胸骨和第七頸椎以監測加速度。透過 $F(t) = m_p g + m_p a_M(t)$ 的計算方式，評估受測者的受力情況，結果顯示利用第七頸椎的 IMU 量測加速度計算出來的地面反作用力與測力板所得數據相符，這也形成了後來廣泛使用的常數係數法 (Constant Coefficient Method, CCM)，如 2.2 式所示。

$$GRF_v(t) = m_{total} * (g + \ddot{x}_{v,C7}(t)) \quad (2.2)$$

然而，Shahabpoor 等人 [15] 指出利用 C7 算出的地面反作用力會大於實際測量值，因此提出引入時變函數 $\gamma(t)$ 以校正計算結果，如 2.3 式所示。

$$GRF_v(t) = m_{total} * (g + \gamma(t) * \ddot{x}_{v,C7}(t)) \quad (2.3)$$

在步態實驗中，單腳支撐時的地面反作用力可以直接利用上面的公式進行計算，但雙腳同時在地面支撐時，會導致兩隻腳個別的地面反作用力充滿不確定，因此有學者就提出平滑過渡假設 [16] [17] (smooth transition assumption, STA)。此假設主要由半經驗方法決定，基於根據地面反作用力的簡單函數以及以下兩點觀察提出：

- 在步態中，雙腳同時支撐的階段，後腳的地面反作用力跟力矩會平穩地減少至零。

- 同時支撐的持續時
- 上述文獻皆找到地

2.2.2 肌肉力估測

The flowchart is divided into three main horizontal sections. The top section, 'Experimental measurement' (yellow background), contains three boxes: 'Kinematic', 'Kinetic', and 'EMG'. The middle section, 'Computational modelling' (orange background), contains four boxes: 'Rigid body skeletal model', 'Anatomical muscle model', 'Muscle-tendon material model', and 'Optimization'. The bottom section, 'Output parameters' (green background), contains three boxes: 'Joint angle', 'Joint net moment', and 'Muscle kinetics'. Arrows show the flow of information: 'Kinematic' points to 'Joint angle'. 'Kinetic' points to 'Joint net moment'. 'EMG' points to 'Muscle kinetics'. 'Rigid body skeletal model' points to 'Joint net moment'. 'Anatomical muscle model' points to 'Muscle kinetics'. 'Muscle-tendon material model' points to 'Muscle kinetics'. 'Optimization' points to 'Muscle kinetics'. 'Joint net moment' points to 'Joint force, moment'. 'Muscle kinetics' points to 'Joint force, moment'. A large blue arrow at the bottom points from right to left, labeled 'Inverse dynamics'. A large red arrow at the bottom points from left to right, labeled 'Forward dynamics'.

```

graph TD
    subgraph Experimental_measurement [Experimental measurement]
        K[Kinematic]
        Ki[Kinetic]
        EMG[EMG]
    end
    subgraph Computational_modelling [Computational modelling]
        RBSM[Rigid body skeletal model]
        AMM[Anatomical muscle model]
        MTMM[Muscle-tendon material model]
        O[Optimization]
    end
    subgraph Output_parameters [Output parameters]
        JA[Joint angle]
        JNM[Joint net moment]
        MK[Muscle kinetics]
        JFM[Joint force, moment]
    end

    K --> JA
    Ki --> JNM
    EMG --> MK
    RBSM --> JNM
    AMM --> MK
    MTMM --> MK
    O --> MK
    JNM --> JFM
    MK --> JFM
  
```

Experimental measurement

Kinematic Kinetic EMG

Computational modelling

Rigid body skeletal model Anatomical muscle model Muscle-tendon material model Optimization

Joint angle Joint net moment Muscle kinetics Joint force, moment

Output parameters

Inverse dynamics

Forward dynamics

正向動力學

11

力學模擬會運用最佳化演算法以達到所需動力學的最佳肌肉控制，通常需定義多項邊界條件與限制條件，常被應用於動態彈道的運動。Pandy 等人 [24] 利用深蹲跳動作中的動態方程式、起跳時的力為 0 以及將肌肉活化設為 0 或 1 作為限制，並且以最大跳躍高度作為性能標準，解決最佳控制問題。van Soest 等人 [25] 則是限制每條肌肉活化都只能從 0 切換到 1 一次，並且必須保持最大活化直到起跳，將問題簡化為尋找可以達到最大跳躍高度的每條肌肉活化的切換時間。

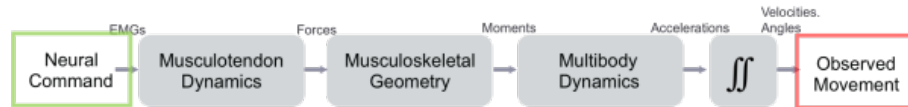


圖 2.9: OpenSim 正向動力學流程示意圖 [23]

正向動力學的建模結果常常會跟光學動作捕捉系統、測力板或是 EMG 的數據進行比較，觀察模擬結果是否可以代表實際情況 [26]。

逆向動力學

靜態逆向動力學最佳化主要是利用光學量測系統和力感測器收集肢段的力與力矩資料，透過最小化肌肉控制，以最佳化方式分配主動肌和拮抗肌的淨關節力矩。相對於正向動力學模擬，其計算速度較快。Reilly 等人 [27] 就曾利用逆向動力學方法和簡化的單一肌肉模型，量化彎曲膝蓋時股四頭肌的力量。

在本研究後面計算肌肉力時是採用逆向動力學結合靜態最佳化的方法，透過第三章得出的運動學以及肢段力矩進行計算，估算所需肌肉的肌肉力。

2.3 人體肌肉骨骼模型

在進行電腦模擬時，通常需要先建模以描述及計算我們所需的資訊。本節將會回顧一些文獻現有創建的肌肉骨骼模型，包括簡化模型以及利用商業軟體創建的較真實複雜的模型，以及模型的選用。

2.3.1 數學簡化模型

在建立肌肉骨骼模型時，許多人會利用簡化模型來模擬人體骨骼肌肉，僅研究對於實驗動作貢獻較大的肌肉，如此便可以簡化數學計算。Pandy 等人 [24] 建立了第一個平面深蹲跳的動力學模型，該模型包含了下肢跟八條主要肌肉，用以

模擬最佳控制問題，研究中限制其運動的動態方程式、起跳時機以及肌肉活化水平，並以最大跳躍高度作為性能標準。[28] 則利用純模擬的方式找到各肌肉最佳活化輸入，以最大化水平跳躍的距離跟垂直跳躍的高度，並且比較兩者間的運動學、時間距離、肌肉活化、力以及作功。該研究中的模型由九個剛體以及 32 條下肢希爾式肌肉肌腱所組成，九個剛體主要包含了雙腳各四個肢段(腳趾、腳掌、小腿、大腿)，並且將上半身視為一個剛體，肌肉的部分則主要將有相同生物力學功能的肌肉組成肌群進行表示，以簡化模型複雜度，並且只有當肌肉或肌肉群大於 500 牛頓才會顯示在模型上。[29] 則建立了一個下肢由三連桿的鉸鏈系統以及十一條主要肌肉組成的模型，如圖 2.10 所示，利用標準化後的肌肉力作為目標函數，觀察步態時各肌肉的狀態。該研究只考慮矢狀面 (sagittal plane) 上的運動及力 [30]，並將肌肉力量限制為非負，且模型需處於動態平衡。

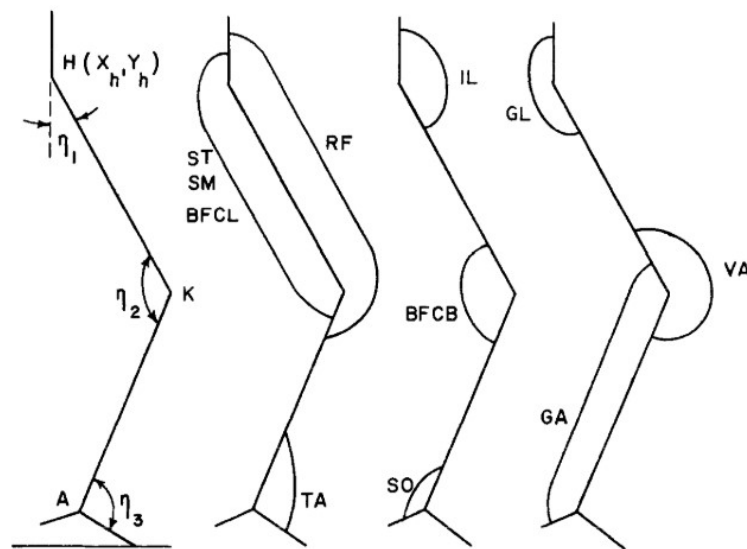


圖 2.10: 人體肌肉骨骼簡化模型 [29]: 為四桿三接頭十一條肌肉的平面簡化模型，其中四根桿件代表腳掌、小腿、大腿以及軀幹；三個接頭在圖中分別為 A：踝關節 (Ankle)、K：膝關節 (Knee)、H：髋關節 (Hip)， η_3 、 η_2 、 η_1 分別代表三個關節角；十一條肌肉分別為 RF：股直肌 (rectus femoris)、ST：半腱肌 (semitendinosus)、SM：半膜肌 (semimembranosus)、BFCL：股二頭肌長頭 (biceps femoris caput longum)、TA：脛前肌 (tibialis anterior)、IL：髂肌 (iliacus)、BFCB：股二頭肌短頭 (biceps femoris caput breve)、SO：比目魚肌 (soleus)、GL：臀大肌 (glutei)、VA：股肌 (vasti)、GA：腓腸肌 (gastrocnemius)

2.3.2 商用模型

相較於上述將人體骨骼肌肉模型簡化成桿件及線條，有些研究則是直接利用商業軟體，像是 OpenSim [31]、Anybody [32] 進行建模，建出來的模型相對貼近

真實情況，但在計算上也會相對複雜，通常會結合軟體中的工具箱進行計算，常用的工具箱包含模型縮放、逆運動學、逆動力學、靜態最佳化、計算肌肉控制、正向動力學模擬，以及跟 IMU 相關的 OpenSense。OpenSim Moco 也是 OpenSim 中其中一個工具箱，可以不需要地面反作用力即可模擬人體模型動作，主要是利用最佳化方法達成目標。透過對模型動作進行邊界限制，像是關節最大及最小的角度、速度，並且限制動作開始跟結束時的角度及速度，再使用工具箱完成中間的動作，並且計算出肌肉活化。該工具箱雖然方便，但不需要力學資訊所計算出來的肌肉活化可信度有待商榷。Vahidreza 等人 [12] 為了觀察經股截肢者行走模式，利用 OpenSim 建立一個骨骼肌肉模型，量化單腳經股截肢者健全的腳以及殘肢的剩餘肌肉在走路時對身體質心加速度的貢獻。作者創建了一個利用 76 個希爾式肌肉肌腱模型驅動的骨骼肌肉模型，將假肢中膝蓋以下的肌肉骨骼結構從模型中移除，並假設殘肢的足底接觸模型與健全肢體的足底接觸模型相同，利用關節運動學跟地面反作用力藉由逆動力學計算關節扭矩，並且使用靜態最佳化計算肌肉力。Rajagopal 等人 [33] 則建立了一個主要用於 OpenSim 中的全身模型，如圖 2.11 所示，上半身由扭矩驅動，下半身則是利用 80 個希爾式肌肉肌腱單元進行驅動，其中假設肌肉是沒有質量的，用一條線來表示肌肉，並利用多條線來表示大面積的肌肉；肌腱參數則主要是來自於 21 個屍體解剖量測以及對 24 個年輕健康受測者的磁振造影影像。建立該模型的目標主要是希望有一個計算快且保真度高的下肢肌肉驅動的模型，並且希望可以應用於健康年輕的人身上，目前該模型也被廣泛用於下肢運動模擬中。

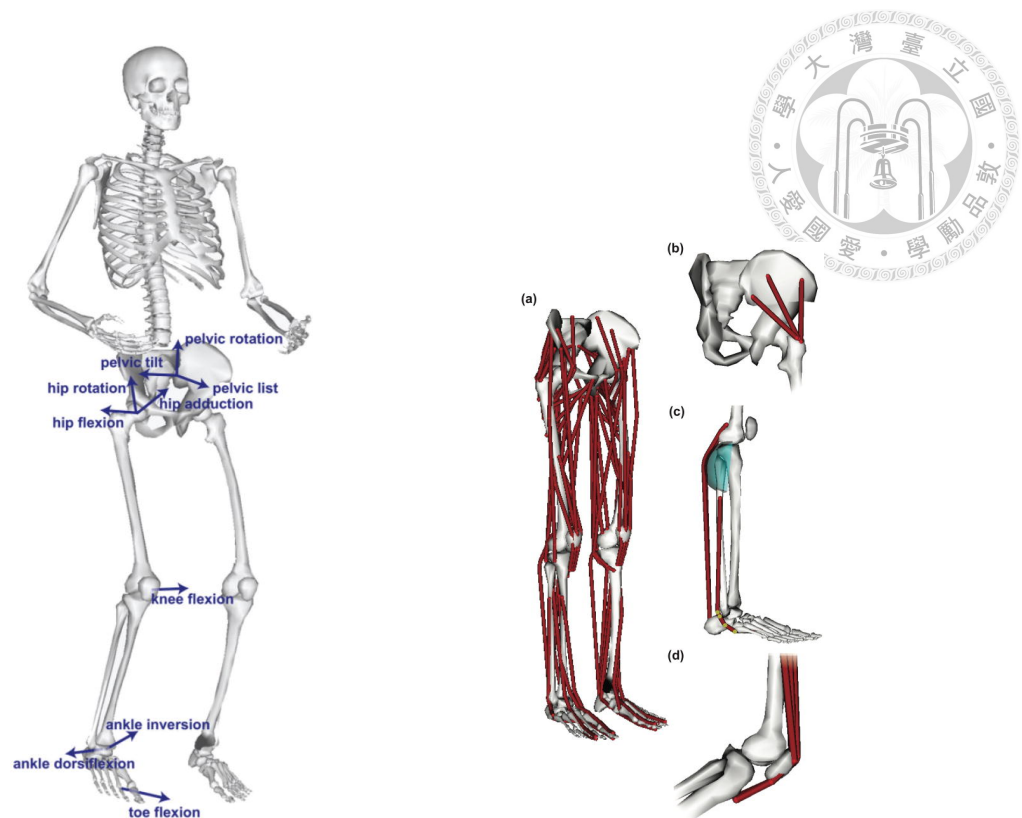


圖 2.11: Rajagopal 建立之 OpenSim 人體模型 [33]

雖然利用商業軟體進行建模的好處是可以直接利用商業軟體中的工具箱完成需要的計算，但商業軟體的缺點為計算過程可能為黑盒子，使用者不一定知道該結果是如何計算得到的，有些計算中的參數也沒辦法進行修改，因此有些人還是會放棄較精緻複雜的肌肉骨骼模型，選擇自行建立簡化模型進行計算。

2.4 小結

經由本章節的回顧，發現以下問題：

- VICON 及測力板雖然結果準確，常被視為運動狀態量測之黃金標準，但受實驗環境影響，可能無法量測到真實運動情況。
- 肌肉力無法直接量測，因此需要利用模擬結合最佳化方式進行估算。
- 其他論文利用 IMU 量測地面反作用力量值，但沒有看到論文利用 IMU 量測地面反作用力之位置。
- 商用軟體中的人體肌肉骨骼模型雖然較符合真實情況，但不可控之因素太多。

綜合以上，本研究將採用 IMU 進行量測，以滿足更多實驗環境；建立一個簡化骨骼模型，計算速度較快且可以掌握的資訊較多；並且除了利用 IMU 找到地面反作用力之大小外，還要找到其位置。本研究所提出之方法所計算出的運動狀態可用於將來計算肌肉力上。





研究方法

本研究的研究方法主要分成三大部份，第一部分是收集並分析利用慣性量測單元所量測到的實驗數據，計算所需之運動學資訊，與地面反作用力大小；第二部分則是利用最佳控制與感測器融合的策略，首先建立人體肢段的動態系統，其輸入為各肢段的力矩，輸出為符合運動學約束之運動狀態，接著以最佳化方法求得最佳的系統輸入，在考慮地面反作用力位置合理性的情況下，使得系統輸出可以和多個感測器量測到的結果相似。第三部分則是將最佳化方法進行驗證，確認方法之正確性。

圖 3.1 為本研究主要概念的流程圖，藍色區塊為動態系統，灰色區塊則為各項欲追蹤之目標狀態及其來源。首先輸入各肢段全部時刻的力矩 (最佳化變數) 至系統中，計算出每項系統狀態與追蹤狀態間的誤差，將誤差相加後，利用最佳化找到誤差最小時之力矩。系統的建立及最佳化之細節將於本章節進行詳細介紹。

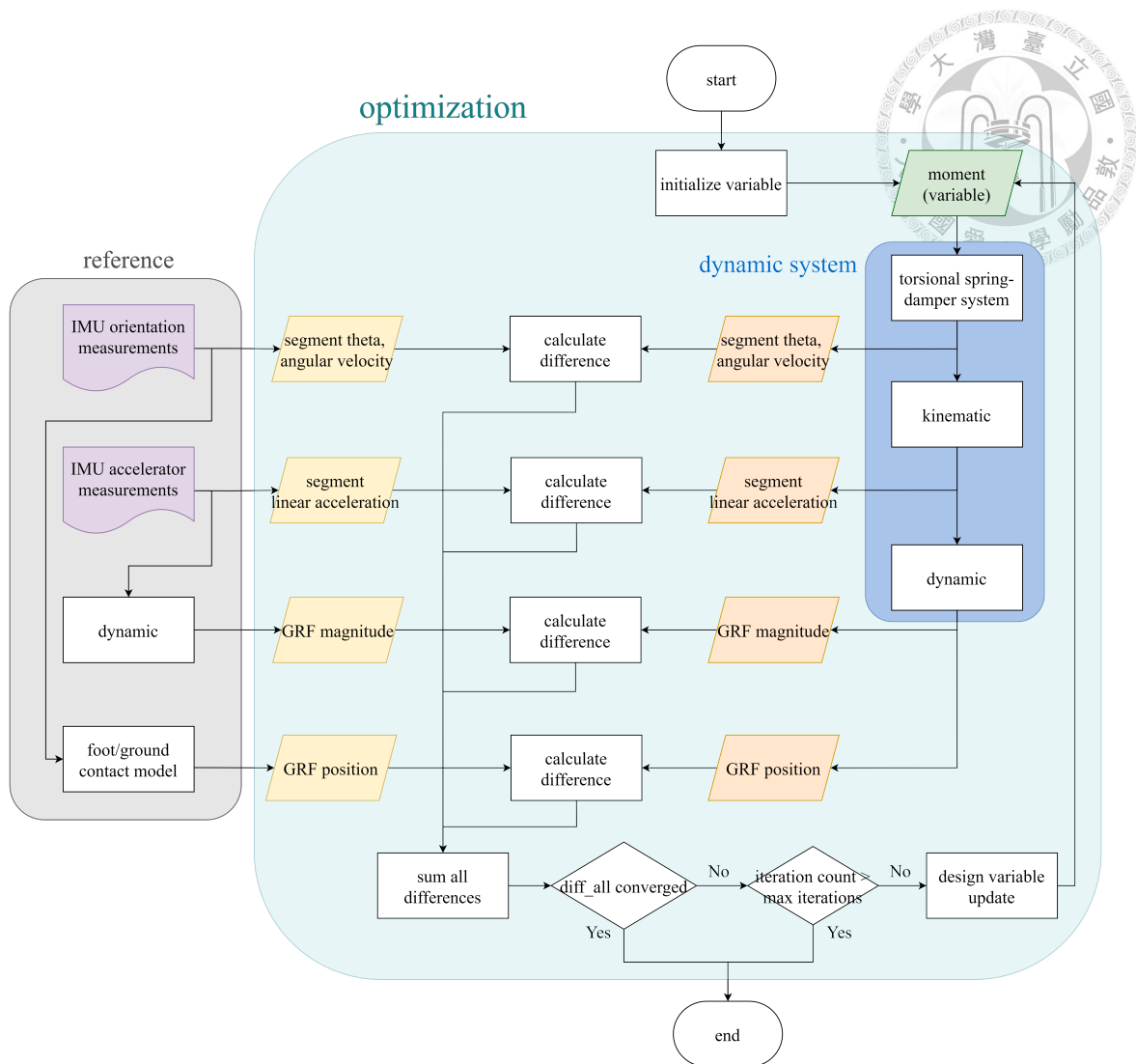


圖 3.1: 本研究之流程圖

3.1 實驗及慣性量測單元數據分析

首先是利用 IMU 進行實驗的量測，並且進行分析以得到所需數據。

平面簡化模型

本研究首先建立一個平面簡化模型以進行後續模擬。假設簡化模型左右腳的各參數及出力狀況都相同，因此僅分析單腳(右腳)以代表雙腳，接著將人體骨骼簡化為四根桿件及三個接頭組成，桿件分別為右腳腳掌、小腿、大腿以及上半身(HAT, Head-Arm-Trunk)，接頭則代表踝關節、膝關節及髖關節，並將簡化模型的腳尖設為原點，從右視圖進行分析；x 軸以圖中的右方為正，y 軸以向上為正，角度計算以正 x 軸為零度，逆時針為正，簡化完的模型如圖 3.2 所示。

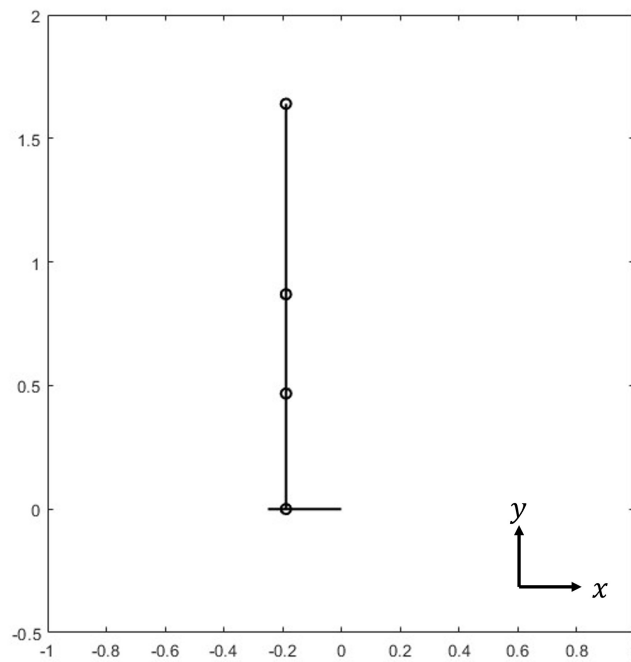


圖 3.2: 人體平面簡化模型

研究所需要的人體幾何參數，如各肢段長度、質量、質心離肢段近端的位置以及相對於質心的慣性矩如表 3.1 所示 [34]。

表 3.1: 人體幾何參數：表中肢段長度的數值為相對於人體總身高的比例，肢段質量的數值為相對於人體總質量的比例，質心位置的數值為質心離肢段近端的距離相對於肢段長度的比例

肢段	肢段長度	肢段質量	質心位置	慣性矩
手掌	-	0.006	-	-
前臂	-	0.016	-	-
上臂	-	0.028	-	-
腳掌	0.152	0.0145	0.5	0.0112
小腿	0.285	0.0465	0.433	0.051
大腿	0.245	0.1	0.433	0.0926
頭及脖子	-	0.081	-	-
骨盆	-	0.142	-	-
軀幹	-	0.355	-	-
上半身 (HAT)	0.47	0.678	0.626	5.4505

3.1.1 實驗設備及方法

本實驗所使用的 IMU 型號為 Xsens MTw Awinda 系統 [35]，取樣頻率為 40Hz，穿戴於受試者身上的 4 個部位，分別是右腳的腳掌、小腿、大腿以及骨盆，如圖 3.3 所示。並且假設貼於肢段上之 IMU 所量測到的直線加速度，可以直接代表該肢段之直線加速度，因此不受限於 IMU 於肢段上之位置，直接利用 IMU 量測值代表該肢段的加速度資訊。實驗動作為反向跳 (countermovement jump, CMJ)，受測者以自行選定的速度進行蹲下並跳躍，盡可能蹲於九十度，並要求受測者須手叉腰，使實驗結果不受手部擺盪的影響。分析時主要分析至起跳前一刻，本論文是利用地面反作用力小於 0 的前一刻作為起跳時間。圖 3.4 為反向跳過程之示意圖，由左至右分別為站立、蹲下及起跳當下 (腳離地之前一刻)。



圖 3.3: 受測者正面及背面 Xsens 的穿戴及擺放位置

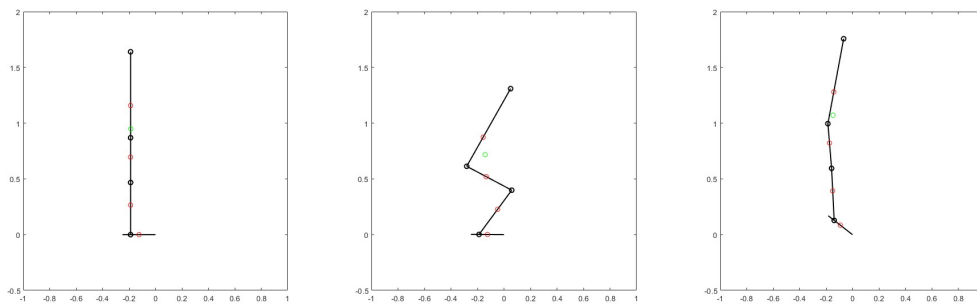


圖 3.4: 反向跳之示意圖

3.1.2 慣性量測單元數據分析

本論文從慣性量測單元直接得到的實驗數據為直線加速度以及旋轉矩陣。直線加速度直接被用於之後建立動態系統的比較以及地面反作用力的計算中，並且利用兩肢段旋轉矩陣間的關係找到關節角度，進而計算肢段角度、角速度及角加速度。

肢段角度

在計算肢段角度前，首先將 IMU 對第一幀站立時的姿態進行校正，找到每顆 IMU 相對於骨頭的旋轉矩陣。接著計算兩肢段間的關節角度，主要是利用放置於兩個肢段的慣性量測單元間的旋轉矩陣計算的。

首先，式 3.1 到式 3.3 分別是繞著 x 、 y 、 z 軸旋轉的旋轉矩陣，其中 x 軸指向人體正前方， y 軸指向正上方， z 軸指向正右方，式中 α 、 β 、 γ 則分別是繞著 x 、

y、z 軸旋轉的關節角度：

$$R_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) \\ 0 & \sin(\alpha) & \cos(\alpha) \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

$$R_y = \begin{bmatrix} \cos(\beta) & 0 & \sin(\beta) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\beta) & 0 & \cos(\beta) \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

$$R_z = \begin{bmatrix} \cos(\gamma) & -\sin(\gamma) & 0 \\ \sin(\gamma) & \cos(\gamma) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

對於大多數關節，ISB (International Society of Biomechanics, 國際生物力學學會) 建議旋轉矩陣的旋轉順序使用 zxy [36]，得到的旋轉矩陣如式 3.4 式所示。本研究的實驗動作為蹲跳，所在的平面主要以矢狀面 (sagittal plane) 為主，對於其他的平面影響不大 [30]，因此所要觀察的角度主要為 γ 角。

$$\begin{aligned} R_{zxy} &= R_z R_x R_y \\ &= \begin{bmatrix} \cos(\gamma) & -\sin(\gamma) & 0 \\ \sin(\gamma) & \cos(\gamma) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) \\ 0 & \sin(\alpha) & \cos(\alpha) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos(\beta) & 0 & \sin(\beta) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\beta) & 0 & \cos(\beta) \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} \cos\gamma\cos\beta - \sin\gamma\sin\alpha\sin\beta & -\cos\alpha\sin\gamma & \cos\gamma\sin\beta + \cos\beta\sin\gamma\sin\alpha \\ \cos\beta\sin\gamma + \cos\gamma\sin\alpha\sin\beta & \cos\gamma\cos\alpha & \sin\gamma\sin\beta - \cos\gamma\cos\beta\sin\alpha \\ -\cos\alpha\sin\beta & \sin\alpha & \cos\alpha\cos\beta \end{bmatrix} \quad (3.4) \end{aligned}$$

最後所得到的旋轉矩陣即為兩肢段間的旋轉矩陣，便可以透過該式子回推兩肢段間的角度，接著利用兩肢段間的關節角度推算各肢段角度，角度的單位為弧度。





3.2 地面反作用力計算方法驗證

接著本章節將利用 IMU 進行地面反作用力的估算，並且以測力板作為黃金標準進行驗證，接下來將依序介紹實驗進行方式及計算程序。

3.2.1 受測者資料蒐集

在驗證實驗中共有兩名受測者，被要求連續蹲站三次，並執行三次。受測者在執行動作時，同時進行了 IMU 及測力板數據的量測，以供後續進行比較和驗證，但在本章節僅拿一筆資料進行驗證結果分析。

將 IMU 穿戴於受試者身上的 17 個部位，包括頭部、肩膀、上臂、前臂、手掌、軀幹、骨盆、大腿、小腿和腳掌，但實際沒有用到肩膀的 IMU，整個軀幹是直接利用軀幹的 IMU 進行計算。測力板的部分，受試者被要求雙腳各踩上 Kistler 9286A 型號 [37](Kistler Instrument AG, Winterthur, Switzerland) 的兩塊測力板，取樣頻率為 960Hz。

下圖為 Xsens 的穿戴及擺放位置，以及兩腳分別踩在測力板上的情況。

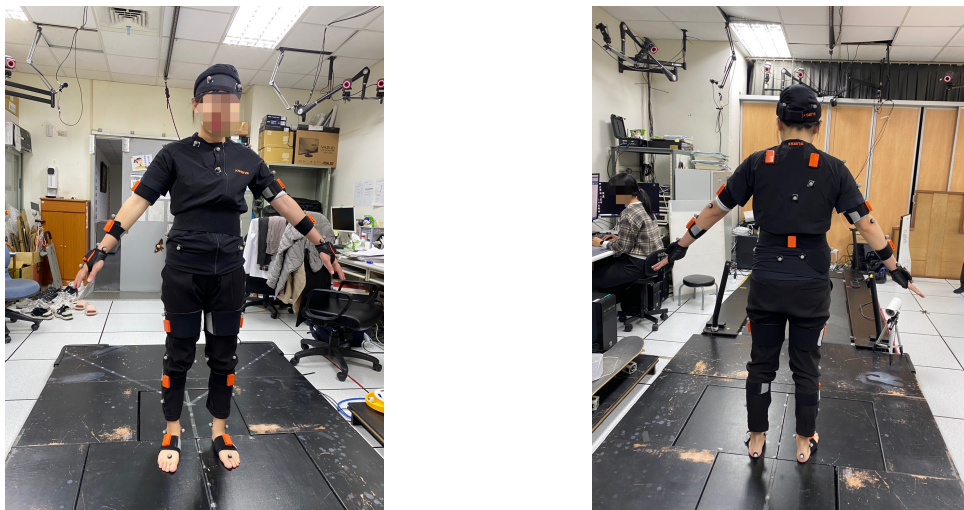


圖 3.5: 受測者正面及背面 Xsens 的穿戴及擺放位置

3.2.2 地面反作用力計算

經由文獻探討可知，大多數地面反作用力的計算是基於每個肢段的垂直加速度乘以其質量，因此本論文也採用這種方法進行計算。

準確度分析

首先將從 IMU 得到的加速度資料乘以肢段質量計算地面反作用力，並將其與實際量測的地面反作用力進行對比。圖 3.6 為研究的動作站與蹲的兩種姿勢，此動作的總時長為三秒。

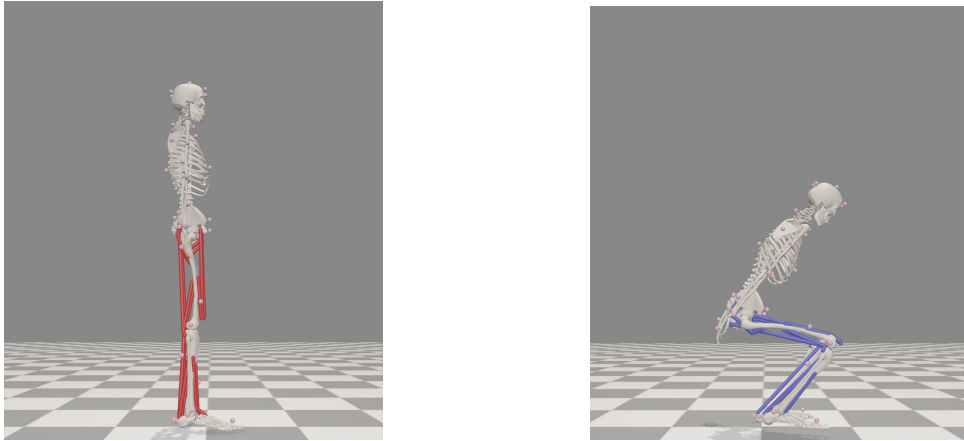


圖 3.6: 深蹲示意圖

將估算出的地面反作用力與實際使用測力板所測得的資料進行對比，初始結果顯示於圖 3.7 中。圖中的橫軸代表時間，單位為秒；縱軸表示力，單位為牛頓；實線和虛線分別代表計算值和測量值的地面反作用力。

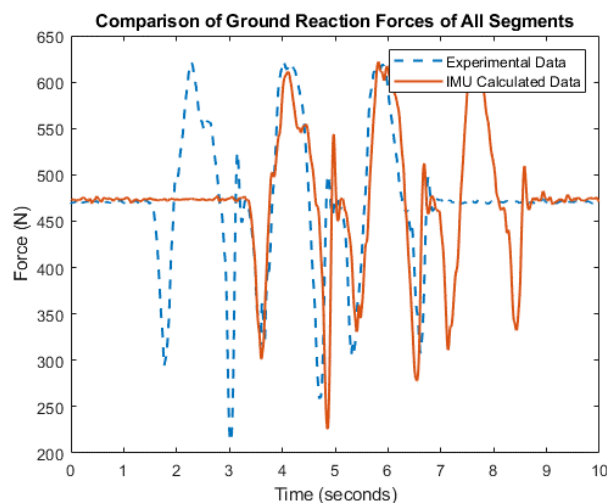


圖 3.7: 利用 IMU 量測結果計算的數值跟實際量測值間之軌跡圖

在量測 IMU 跟測力板時的開始量測時間不同，因此需先將 IMU 數據跟測力板數據進行訊號對齊，再進行比較。對齊的方式是將 IMU 的數據進行平移，找到跟測力板數據之間誤差平方和最小時，視為對齊。圖 3.8 為對齊後的結果，其中的

橫軸代表時間，單位為幀數；縱軸表示力，單位為牛頓；橘色實線和虛線分別代表計算值和測量值的地面反作用力；黑色實線則代表兩者誤差。可以看出兩者差異不大，誤差平均僅為 2.8951 牛頓，其中最大誤差值為 32.18 牛頓，最小誤差值為-16.11 牛頓，接下來也會對誤差進行更詳細的分析。誤差平均是先計算出每一刻中兩者之誤差，接著將每一刻之誤差進行絕對值再相加，並除以幀數而得。

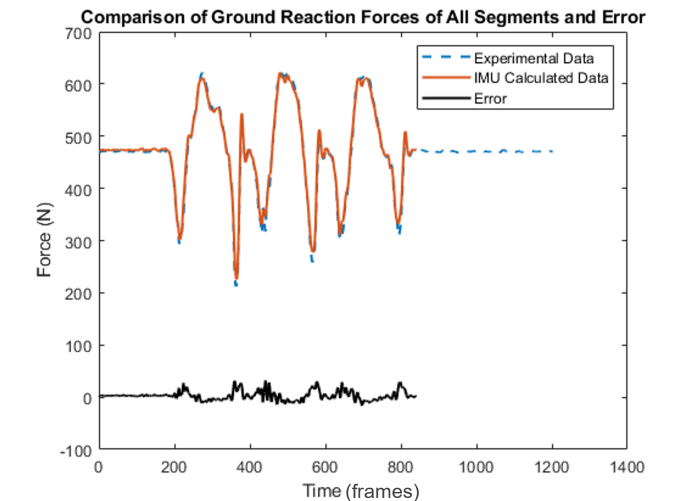


圖 3.8: 利用 IMU 量測結果計算的數值跟實際量測值間之軌跡經對齊圖

兩者之間的誤差百分比

圖 3.9圖示了誤差與實際測量值之間的比例，其中的橫軸代表時間，單位為幀數；縱軸表示與實際量測值的比例，單位為百分比，其平均值為 0.9416%。

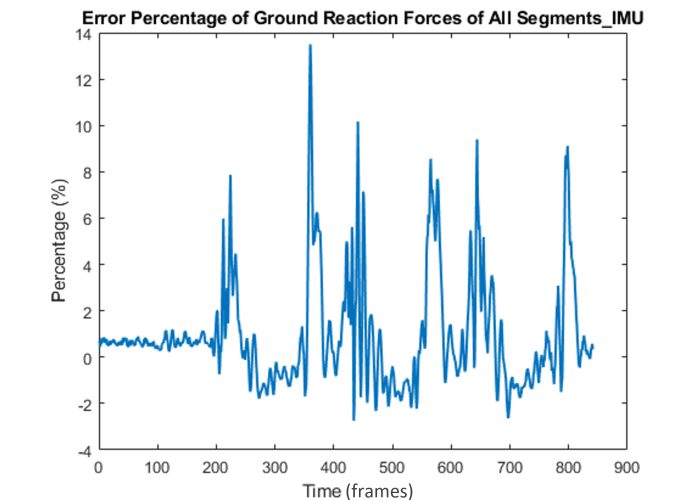


圖 3.9: 利用 IMU 量測結果計算的數值跟實際量測值間之誤差百分比圖

圖 3.10則是 IMU 跟利用測力板量測到的地面反作用力之間的誤差比例的直方圖，可以看出主要都集中在正負 2% 內。

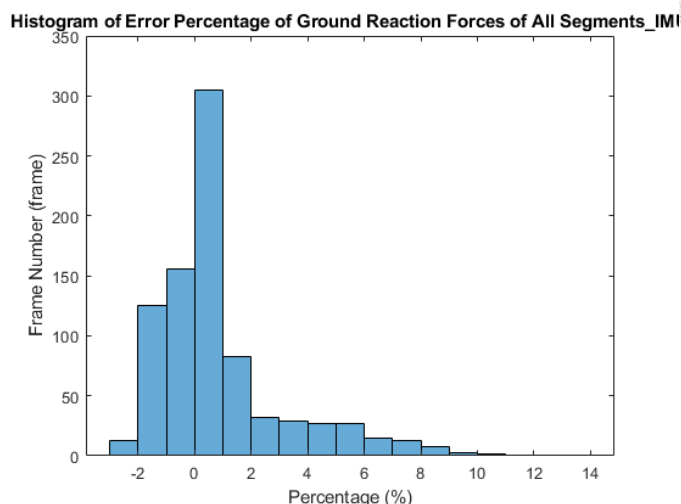


圖 3.10: 利用 IMU 量測結果計算的數值跟實際量測值間之誤差直方圖

研究結果顯示，從 IMU 取得的加速度資料計算地面反作用力的平均誤差僅為 2.8951 牛頓 (0.9416%)，主要也都集中在正負 2% 中，證實了利用肢段加速度計算肢段力方法的可行性。

3.3 運動狀態估測

這章節主要為本研究提出的核心方法，利用最佳控制理論的概念，找到控制輸入，將得到的模型狀態跟標準答案進行比較，使系統中的肢段角度及角速度、肢段直線加速度以及地面反作用力大小及位置盡可能與其相同。

3.3.1 動態系統

本節重點為建立一個動態系統，將扭矩作為輸入，即可得到人體在作反向跳過程中的狀態，其中包含肢段角度、角速度、肢段質心加速度、地面反作用力之大小及位置。由於為動態系統，因此在運動過程中每一刻都有相關聯，而非獨立進行計算。

彈簧阻尼系統

本研究首先每個肢段 i 皆建立一個彈簧阻尼系統，如式 3.5 所示，並將其表示成式 3.6，以滿足最佳控制所需要的形式，其中狀態為角度及角速度，並以肢段力

矩當作控制輸入，找到每一刻中可以使系統中的角度、角速度以及加速度跟 IMU 量測到的數據盡可能相同的肢段力矩。



$$I_i \ddot{\theta}_i + c_i \dot{\theta}_i + K_i \theta_i = \tau_i \quad (3.5)$$

$$\dot{\mathbf{x}}_i(t) = A_i \mathbf{x}_i(t) + B_i u_i(t) \quad (3.6)$$

在式 3.6 中，肢段 i 的狀態輸出 $\mathbf{x}$ 、控制輸入 u 、係數 A 及 B 可以由式 3.7 進行表示。

$$\mathbf{x}_i(t) = \begin{bmatrix} \theta_i(t) \\ \omega_i(t) \end{bmatrix} \quad u_i(t) = \tau_i(t) \quad A_i = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ \frac{-K_i}{I_i} & \frac{-c_i}{I_i} \end{bmatrix} \quad B_i = \begin{bmatrix} 0 \\ \frac{1}{I_i} \end{bmatrix} \quad (3.7)$$

τ_i ：肢段 i 對於質心的力矩

K_i ：扭轉彈簧係數，本研究假設系統中沒有彈簧，因此皆設為 0

c_i ：扭轉阻尼係數，本研究假設系統中沒有阻尼，因此皆設為 0

I_i ：肢段 i 對於質心的慣性矩，如表 3.1 所示

接著利用式 3.6 計算出來的每一刻的狀態變化 $\dot{\mathbf{x}}$ ，來找到下一時刻的狀態，使每一時刻都有相關聯，而非獨立計算，詳細如式 3.8 所示。

$$\mathbf{x}_i(t + \Delta t) = \mathbf{x}_i(t) + \dot{\mathbf{x}}_i(t) \Delta t \quad (3.8)$$

運動學：肢段質心加速度

肢段加速度則是先利用扭轉彈簧阻尼系統所找到的角度及角速度推算出角加速度，再運用運動學的概念進行計算得出。如式 3.9 所示，計算 B 肢段的質心加速度時，須利用 A 肢段的質心加速度及 B 肢段相對於 A 肢段的角速度及角加速度進行計算。

$$\mathbf{a}_B = \mathbf{a}_A + \begin{bmatrix} -\omega_B^2 & -\alpha_B \\ \alpha_B & -\omega_B^2 \end{bmatrix} \mathbf{P}_{B/A} \quad (3.9)$$



$\mathbf{a}_A$ ：肢段 A 之質心加速度

$\mathbf{a}_B$ ：肢段 B 之質心加速度

ω_B ：肢段 B 之角速度

α_B ：肢段 B 之角加速度

$\mathbf{P}_{B/A}$ 肢段 B 的質心相對於肢段 A 的質心之位置向量

動力學：地面反作用力

本研究的目標為了使地面反作用力的位置更接近真實位置，將計算出來的地面反作用力位置，也就是壓力中心 (center of pressure, COP) 位置跟模型進行比較，使兩者盡可能相近。在本論文建立的動態系統中，COP 位置是利用全身相對於腳尖的扭矩及地面反作用力進行計算，如式3.10所示。其中，地面反作用力是將所有肢段的質量與質心加速度分別相乘後相加計算， τ_{total} 則是將所有肢段造成的力矩相加，如式 3.11所示，式中為每一刻的扭矩計算方式。在本研究中只有使用四顆 IMU 貼於四個肢段上，因此這一小節的地面反作用力及力矩皆是只利用四個肢段的質心加速度進行計算，並會在後面章節跟利用全身穿戴 IMU 所量測計算得到的數據進行比較。

$$COP = \frac{\tau_{total}}{GRF_v} \quad (3.10)$$

$$\tau_{total} = \sum_i (\mathbf{r}_i \times m_i \mathbf{a}_i + I_i \alpha_i) \quad (3.11)$$

COP ：地面反作用力相對於腳尖的 x 方向位置

τ_{total} ：各肢段相對於腳尖之力矩總和，利用式 3.11 進行計算

GRF_v ：垂直方向之地面反作用力

i ：肢段數量，為 1 到 4

m_i ：肢段 i 的質量

$\mathbf{a}_i$ ：肢段 i 的質心加速度

$\mathbf{r}_i$ ：肢段 i 的質心相對於腳尖的位置向量

地面反作用力模型則是由論文中得來的 [38]，是利用測力板量測到的地面反作用力位置與腳掌-地面夾角之關係圖，如下圖所示，圖中兩條深淺灰色線分別

代表步態以及蹲跳時的量測結果，黑色實線則是利用兩者結合人體簡化模型擬合出來的地面反作用力模型曲線。圖中 X 軸 (θ_4) 為腳掌-地面之夾角，Y 軸 (x_D) 為 COP 的位置；X 軸上四個狀態由左而右分別為步態中的腳跟著地 (heel strike, HS)、腳跟離地 (heel off, HO)、蹠骨離地 (metatarsal off) 以及腳趾離地 (toe off)，Y 軸上的 x_A 、 x_B 、 x_C 、 x_D 則分別代表腳跟、蹠骨前、拇指頂端以及地面反作用力作用的壓力中心的位置，如圖3.12所示。

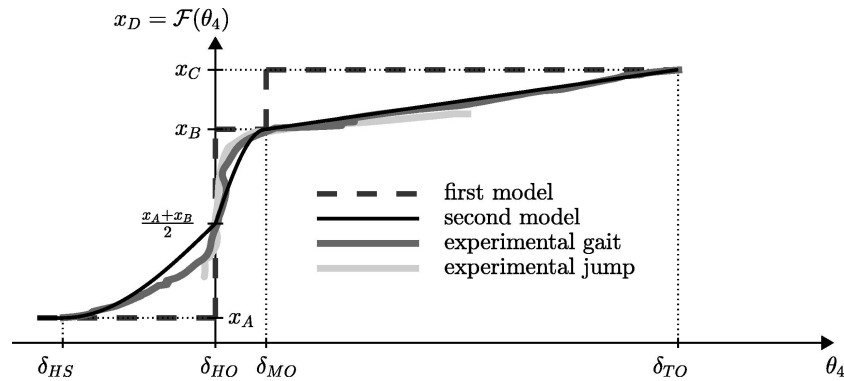


圖 3.11: 地面反作用力模型 [38]

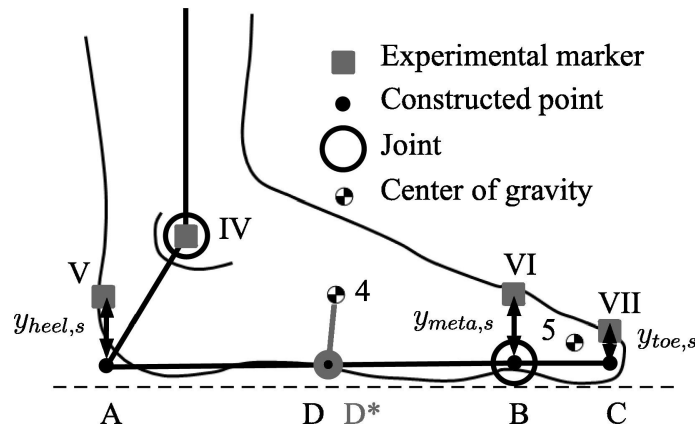


圖 3.12: 壓力中心位置 [38]

將量測到的角度輸入至該地面反作用力模型，結合最佳化即可使 COP 位置更接近真實，並在考慮地面反作用力位置的情況下計算動態系統的狀態。

3.3.2 最佳化

目的為找到肢段力矩輸入 u ，使得系統中的狀態在考慮地面反作用力位置的狀況下，盡可能滿足 IMU 中不同感測器所量測到的資訊。由於最佳化中之系統為動態，每一刻都會相互影響，因此亦可稱之為動態最佳化。

最佳化問題

本研究之最佳化問題如式 3.12 所示。

$$\min_u J = \sum_{i,k} \{u_{i,k}^T R u_{i,k} + (\mathbf{y}_{i,k} - \tilde{\mathbf{y}}_{i,k})^T Q (\mathbf{y}_{i,k} - \tilde{\mathbf{y}}_{i,k})\} \quad (3.12)$$

$$\text{subject to } 0 < |POS_{grf_k}| < l_{\text{foot}}$$

在目標函式中，可以分為控制項及追蹤項。控制項由控制輸入 $u_{i,k}$ 及比重 R 組成；追蹤項則由輸出 $\mathbf{y}$ 、 $\tilde{\mathbf{y}}$ 及比重 Q 組成，如式 3.13 所示。追蹤項之目的為使動態系統輸出 $\mathbf{y}$ (包含角度、角速度、加速度、地面反作用力位置) 與欲追蹤之目標 $\tilde{\mathbf{y}}$ 盡可能相同。

$$\mathbf{y}_{i,k} = \begin{bmatrix} \mathbf{x}_{i,k} \\ \mathbf{a}_{i,k} \\ POS_{grf_k} \end{bmatrix} \quad \tilde{\mathbf{y}}_{i,k} = \begin{bmatrix} \mathbf{x}_{\text{measured},i,k} \\ \mathbf{a}_{\text{measured},i,k} \\ POS_{grf_{\text{model}},k} \end{bmatrix} \quad R = w_u \quad Q = \text{diag}(W_x, W_a, w_{pos}) \quad (3.13)$$

在追蹤項之比重 Q 中的 W_x 及 W_a 則可以利用式 3.14 來表示。

$$W_x = \begin{bmatrix} w_\theta & 0 \\ 0 & w_\omega \end{bmatrix} \quad W_a = w_a I_2 \quad (3.14)$$

- i 、 k ：分別為肢段數量及時刻，其中在此研究中有 4 個肢段 ($i = 1, 2, 3, 4$) 及 51 個時刻 ($i = 1, 2, 3, \dots, 51$)
- u ：肢段力矩，為此最佳化函式的變數
- $\mathbf{x}$ ：肢段角度及角速度，利用彈簧阻尼系統 (式 3.6) 計算得到
- $\mathbf{x}_{\text{measured}}$ ：肢段角度及角速度，為 IMU 輸出朝向加上計算而得
- $\mathbf{a}$ ：肢段質心加速度，利用角度及角速度，藉由運動學 (式 3.9) 所計算得到
- $\mathbf{a}_{\text{measured}}$ ：肢段質心加速度，利用 IMU 加速規直接量測得到
- POS_{grf} ：地面反作用力位置，利用 3.10 計算得到
- $POS_{grf_{\text{model}}}$ ：地面反作用力位置，從地面反作用力模型 (圖 3.11) 得到
- l_{foot} ：腳掌長度，如表 3.1 所示
- w_θ 、 w_ω 、 w_a 、 w_u 、 w_{pos} ：分別是肢段角度的比重、肢段角速度的比重、肢段質心加速度的比重、力矩的比重以及地面反作用力位置的比重，可以依照



需求進行調整

- I ：單位矩陣

在最佳化的目標函式中，以肢段力矩作為變數，使得系統狀態中的肢段角度及角速度跟 IMU 輸出之朝向相近，肢段質心加速度跟 IMU 加速規直接量測數據相近，地面反作用力位置跟實際位置相近，並且本研究採取最佳控制的策略，因此肢段力矩在最小化的情況下達到該運動狀態。而在垂直跳躍的過程中，地面反作用力的位置並不會超出腳外，因此將最佳式的限制式設為將地面反作用力的位置限制在腳的長度內。

最佳化演算法

本研究之演算法是利用 MATLAB 所提供之 `fmincon` 的預設函式 'interior-point' 進行計算，除了將 `MaxFunctionEvaluations` 改為 $1e6$ 外，其他皆保留函式原本預設值。在最佳化中，若找到誤差最小值，並且迭代次數在設定之最大迭代次數內，則完成迭代結束最佳化；若還未找到誤差最小值但迭代次數已大於設定之最大迭代次數，則最佳化失敗；若還未找到誤差最小值，且迭代次數在設定之最大迭代次數內，則更新變數，再進行一次迭代。下面為本研究之虛擬碼 (pseudocode)，其中包含最佳化之輸入、輸出以及流程，透過該虛擬碼之流程找到最佳之肢段力矩輸入。

Algorithm 1: Pseudocode for optimization with Interior Point Method and Constraints

input : $f(u)$, objective function;
 u_0 , initial guess of segment moment;
 $\mathbf{x}_{\text{measured}}$, reference segment angle and angular velocity;
 $\mathbf{a}_{\text{measured}}$, reference segment acceleration;
 $POS_{grf_{\text{model}}}$, reference GRF position;
 l_{foot} , length of foot;
 ϵ , tolerance for convergence;
 $iter_{\text{max}}$, maximum number of iterations;
 $fvalnum_{\text{max}}$, maximum number of function evaluations

output: u^* , optimized segment moment;
 $f(u^*)$, objective function value at solution;
 $iter$, number of iterations performed;
 $fvalnum$, number of function evaluations performed

```

1  $u \leftarrow u_0$ 
2  $f_{prev} \leftarrow f(u) + 2\epsilon$ 
3  $iter \leftarrow 0$ 
4  $fvalnum \leftarrow 1$ 
5 while  $|f(u) - f_{prev}| > \epsilon$  and  $iter < iter_{\text{max}}$  and  $fvalnum < fvalnum_{\text{max}}$  do
6    $f_{prev} \leftarrow f(u)$ 
7   substitute  $u$  into  $\dot{\mathbf{x}}(t) = \mathbf{A}\mathbf{x}(t) + \mathbf{B}u(t)$ 
8   use  $\mathbf{x}$  to calculate the center of mass acceleration  $\mathbf{a}$  of each segment
9   use  $\mathbf{a}$  to calculate the position of ground reaction force  $POS_{grf}$ 
10  if  $|POS_{grf}| \leq l_{\text{foot}}$  then
11     $penalty \leftarrow 0$ 
12  else
13     $penalty \leftarrow M \cdot (|POS_{grf}| - l_{\text{foot}})^2$  // where  $M$  is a large constant
14  end
15   $f(u) \leftarrow (\mathbf{x} - \mathbf{x}_{\text{measured}})^2 + (\mathbf{a} - \mathbf{a}_{\text{measured}})^2 + u^2 + (POS_{grf} - POS_{grf_{\text{model}}})^2 + penalty$ 
16  update  $u$ 
17   $fvalnum \leftarrow fvalnum + fvalnum_{\text{iter}}$ 
18   $iter \leftarrow iter + 1$ 
19 end
20 return  $[u^*, f(u^*)]$ 

```

3.4 最佳化方法驗證

本節主要是在驗證本研究所使用的最佳化演算法的正確性，其中包含如何驗證以及驗證出的結果。

3.4.1 驗證方式

本研究的驗證方法為首先給簡化模型一已知肢段力矩，並利用運動學方法計算出肢段角加速度，進而計算出肢段角度、角速度以及肢段質心加速度，將其作為 IMU 量測輸入，經由最佳化後找到變數，也就是肢段力矩，最後將最佳化變數的肢段力矩與原本已知力矩進行比較，看此方法是否可行，流程圖如3.13所示。

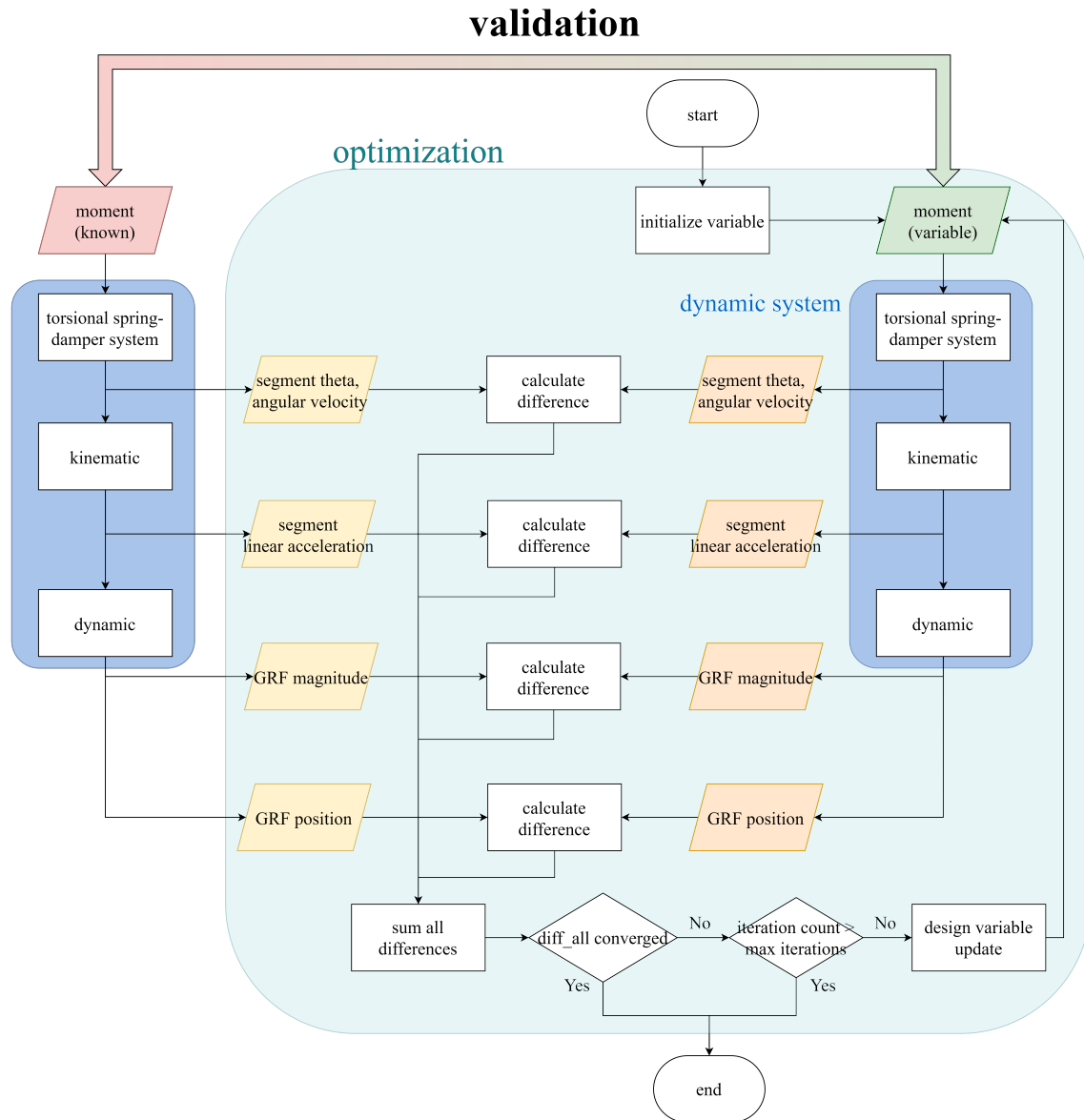


圖 3.13: 驗證方法之流程圖

在驗證方法中肢段角度的比重 w_θ 、角速度的比重 w_ω 、肢段質心加速度的比重 w_a 、力矩的比重 w_u 以及地面反作用力位置的比重 w_{pos} 如式 3.15 所示。因為後續運動學是利用角度進行計算，並且希望地面反作用力位置跟真實相近，因此將

w_{θ} 及 w_{pos} 設為最大；又希望最佳化找到的力矩以及原本已知力矩相同，因此將 w_u 設為 0，不改變其計算出來的大小。



$$w_{\theta} = 1e3 \quad w_{\omega} = 1e-3 \quad w_a = 1e-1 \quad w_u = 0 \quad w_{pos} = 1e3 \quad (3.15)$$

3.4.2 驗證結果

驗證結果如圖3.14所示，四張圖中從左而右從上到下分別為腳掌、小腿、大腿、軀幹的力矩；橫軸為時間，單位為幀數，縱軸為力矩大小，單位為牛頓米；藍色線為已知的肢段力矩輸入，橘色線為利用最佳化找到的力矩變數。從圖中可以看出四個肢段中，利用最佳化找到的力矩都跟原本已知力矩(答案)相差甚小。

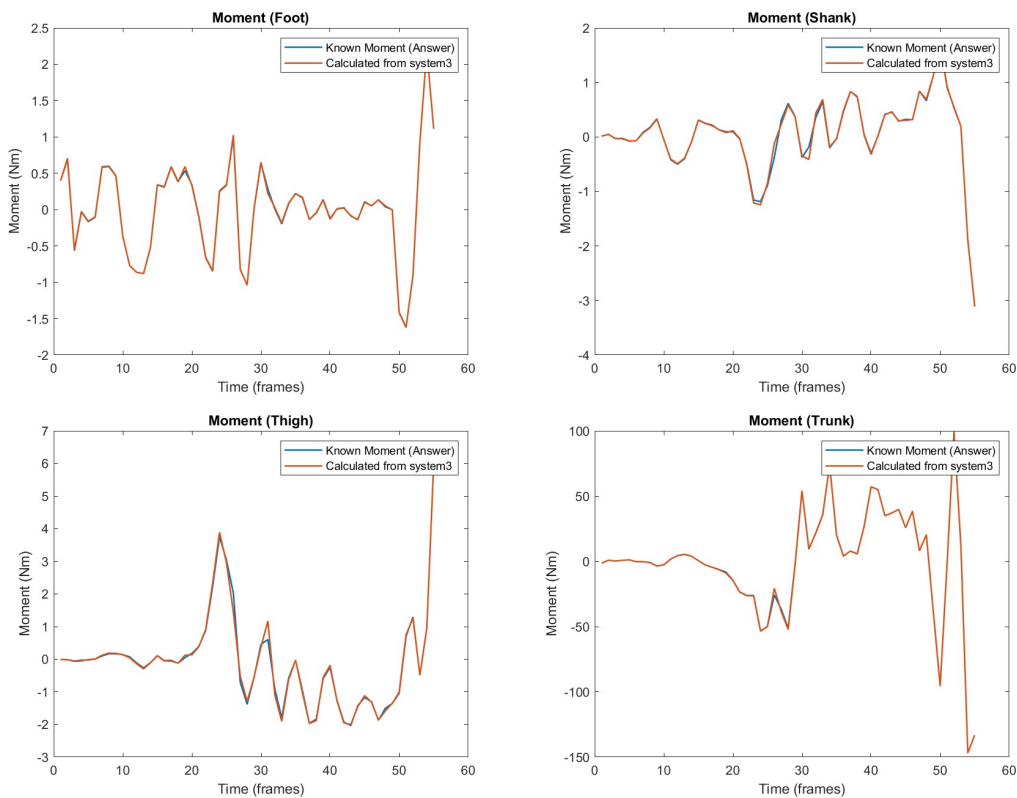


圖 3.14: 力矩驗證結果

在圖3.15中可以看出最佳化目標函數的值原本相差很大，但漸漸在下降，最終下降至最佳化容忍值內。最佳化目標函式內除了力矩外包含了肢段角度及角速度、肢段質心加速度、地面反作用力位置跟輸入之間的差值，從圖中可以得知最後差值很小，表示利用此方法所計算出來的值跟輸入都很相近。

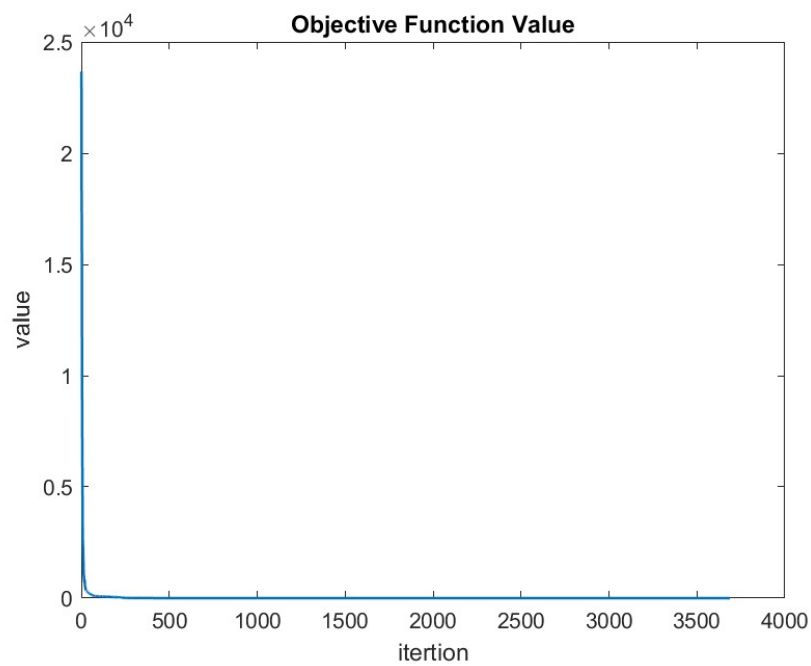


圖 3.15: 迭代過程中目標函式的值

圖3.15中因為一開始數據太高，導致第 230 幀後數值大小難以分辨，圖3.16為 230 幀後的數據，可以看出明顯有在變小，並在最後趨於 1.8393。

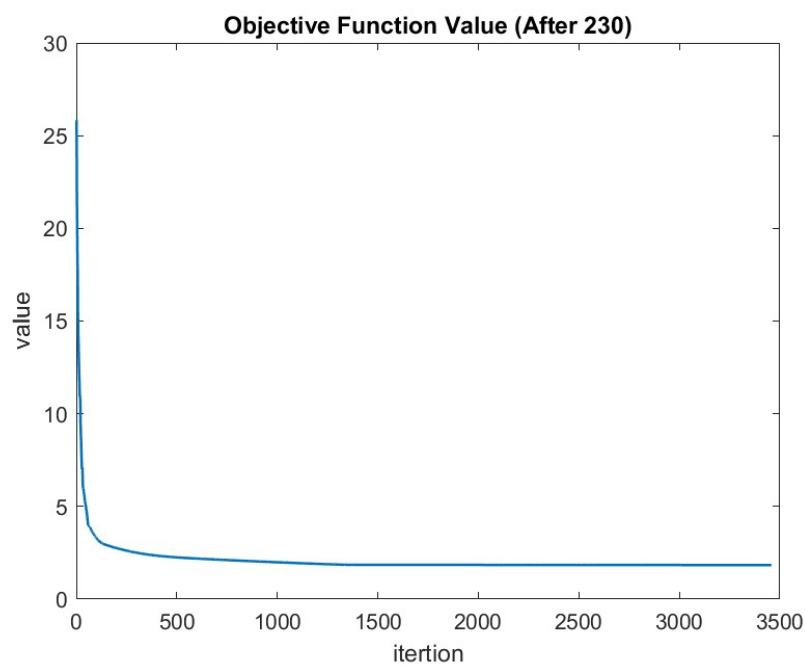


圖 3.16: 迭代過程中目標函式於 230 幀後的值

3.5 小結

本研究提出動態最佳化的概念，其中包含感測器融合及考慮地面反作用力，以找到更接近真實的運動學數據，並將最佳化方法進行驗證，此方法所計算出的系統狀態結果會在下一章節作說明。該動態最佳化結果之後可以用於分析各種用於該簡化平面模型情況，像是分析肌肉力或是各種動力學的計算。



實驗結果分析

本章會將三個方法得出之運動學以及地面反作用力結果進行比較，表4.1為三種方法之介紹。

表 4.1: 欲比較之方法介紹

方法一	僅以量測朝向為分析輸入 (with only orientation)
方法二	以量測朝向與加速度做為分析輸入 (with orientation and acc)
本研究提出之方法	利用最佳化找到最佳的肢段力矩，進行計算運動學及地面反作用力資訊 (proposed optimization method)

4.1 欲比較之其他方法介紹

相較於本研究提出的方法 (圖 3.1)：利用最佳控制的策略結合地面反作用力模型進行最佳化，找到最佳的肢段力矩，進而進行接下來的計算找到肢段角度、角速度、肢段質心加速度、地面反作用力的大小及位置；方法一是直接利用 IMU 的輸出朝向計算得到角度，由肢段角度出發，利用運動學推算質心加速度，再進行後續計算，如圖4.1所示。

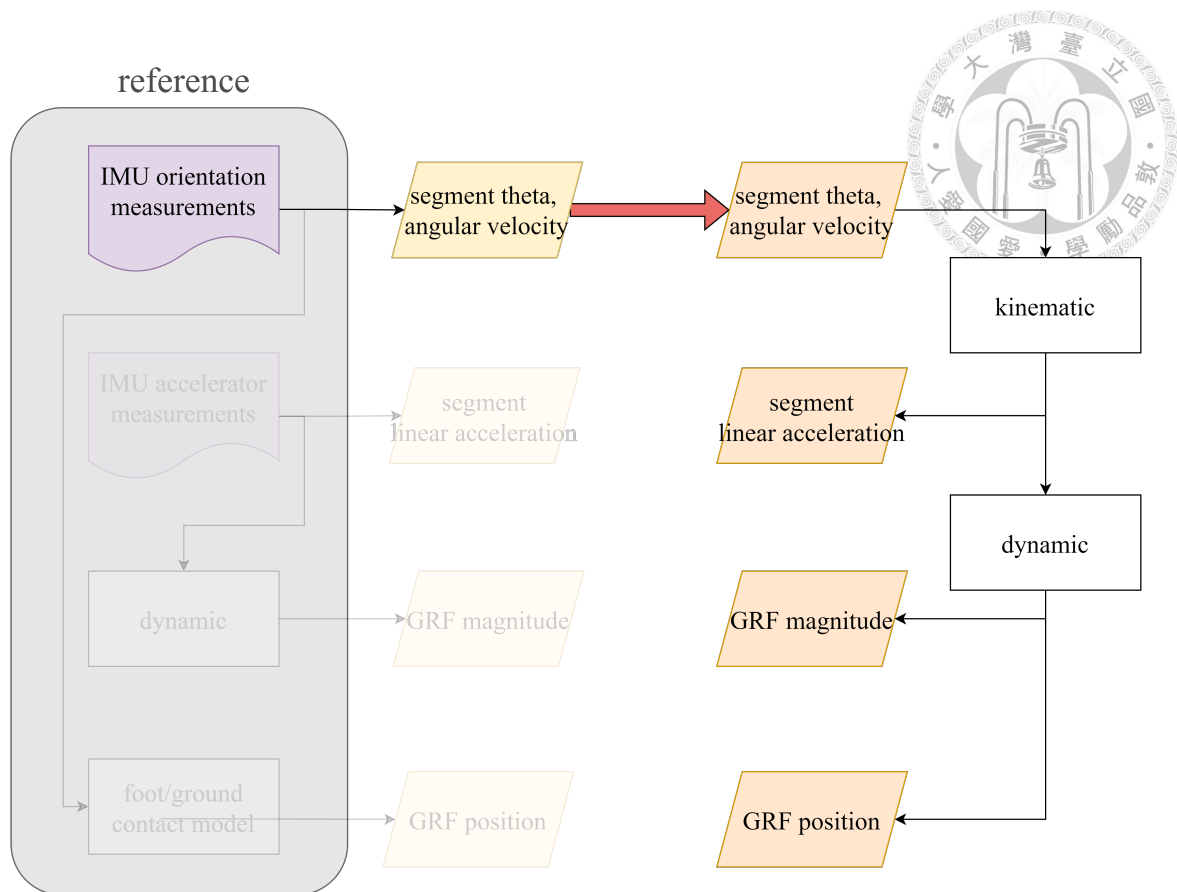


圖 4.1: 方法一之流程圖

方法二則是直接利用 IMU 的輸出朝向得到肢段角度，直接利用加速規得到肢段質心加速度，再進行後續計算，如圖4.2所示。

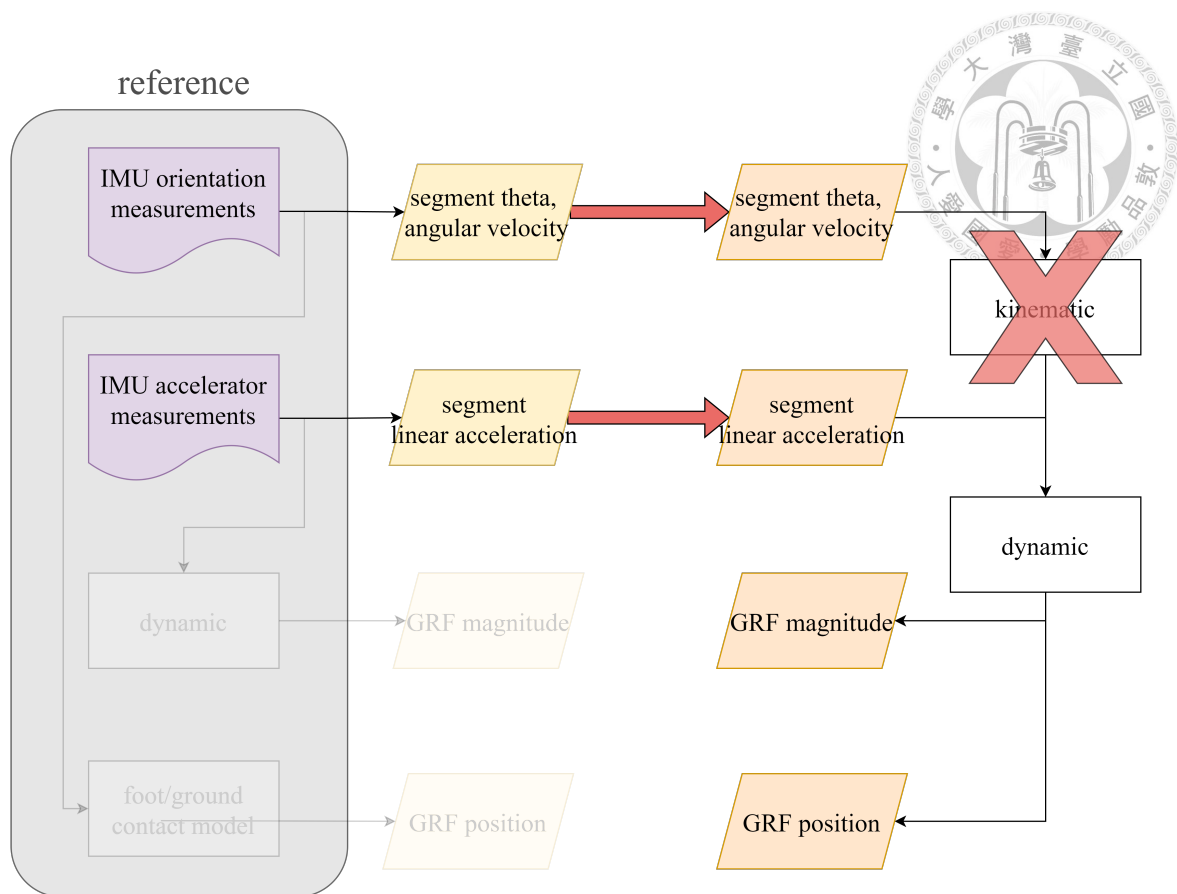


圖 4.2: 方法二之流程圖

圖4.3則是本研究提出之方法之流程圖：

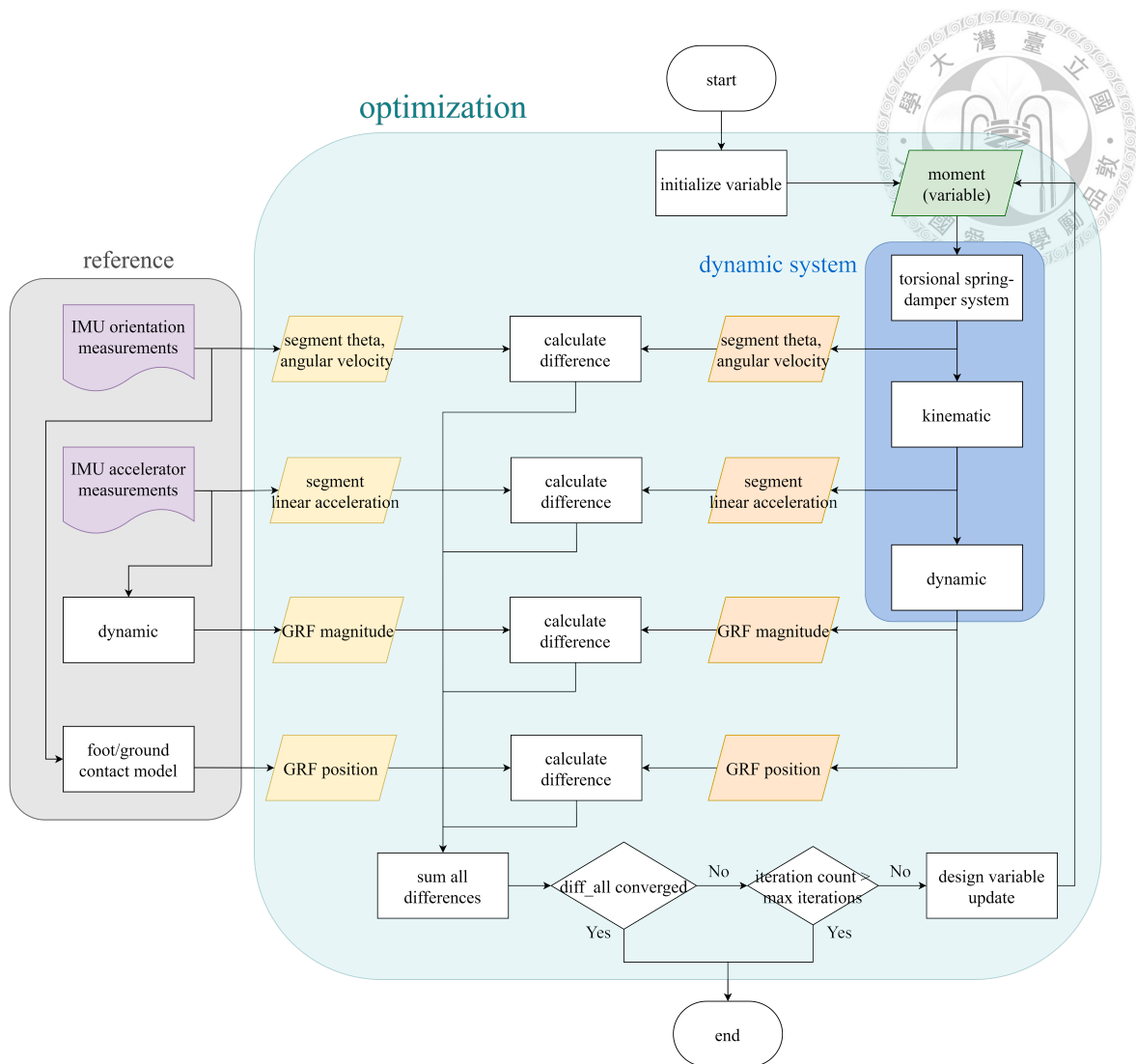
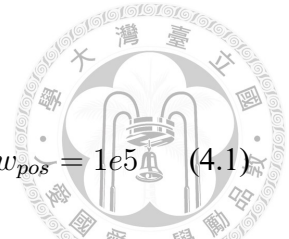


圖 4.3: 本研究之流程圖

後續章節會將本研究提出之方法跟另外兩個方法所造成的運動學與地面反作用力進行比較，以了解本研究提出的方法的可行性及優勢，並在後續進行驗證。

4.2 系統結果比較

本研究提出的方法的肢段力矩主要是利用式 3.12 進行計算，在本章節中，肢段角度的比重 w_θ 、角速度的比重 w_ω 、肢段質心加速度的比重 w_a 、力矩的比重 w_u 以及地面反作用力位置的比重 w_{pos} 如式 4.1 所示。後續計算大多是基於肢段角度進行，並且本研究認為地面反作用力位置對於蹲跳行為的分析至關重要，因此將角度及地面反作用力位置的比重設最重，比重都可以依需求自行調整。



$$w_{\theta} = 1e5 \quad w_{\omega} = 1e-1 \quad w_a = 1e2 \quad w_u = 1e-3 \quad w_{pos} = 1e5 \quad (4.1)$$

接下來會比較三個方法所計算出的結果，並進行討論。相較於其他論文，本研究所建立的系統考慮了地面反作用力的位置，因此在結果時會先討論地面反作用力，再討論找到的系統輸入：肢段扭矩，最後再進行運動學的討論。

本研究所分析的蹲跳過程為第 20 幀開始蹲，第 40 幀時蹲到最低，並且開始跳，第 51 幀時為起跳前一刻。

4.2.1 動力學：地面反作用力及肢段力矩

地面反作用力位置

圖4.4中為地面反作用力位置圖，橫軸為時間，單位為幀數，縱軸為地面反作用力作用的位置，單位為公尺。從圖中可以得知，利用其他兩個方法所計算出的地面反作用力位置都會在蹲跳期間超出腳的大小，較不合理。而利用本研究提出之方法所估算的地面反作用力位置則都有在腳的範圍內，並在起跳時刻時的位置在腳尖的部分，較接近真實情況。

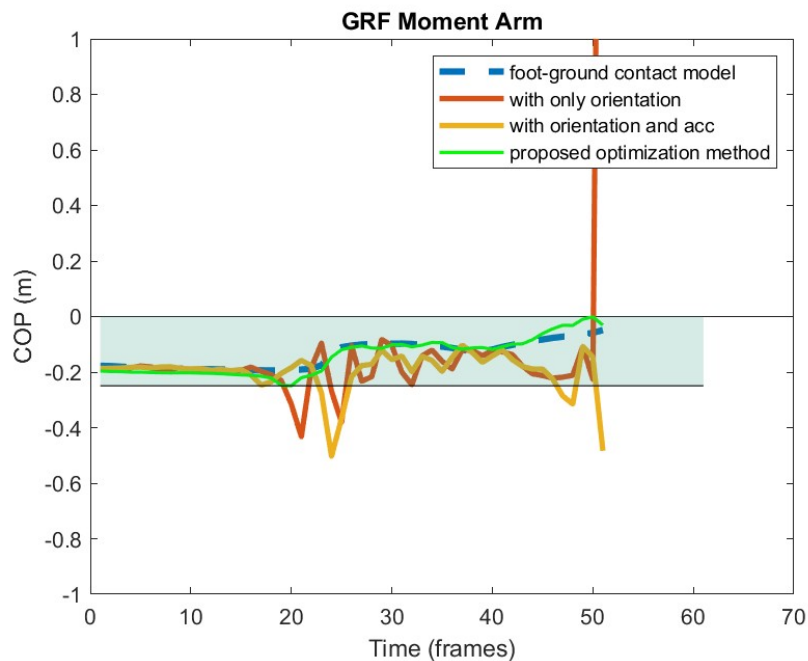


圖 4.4: 地面反作用力之位置

地面反作用力大小

圖4.5為地面反作用力量值，橫軸為時間，單位為幀數，縱軸為地面反作用力的大小，單位為牛頓。經由 3.2 節的地面反作用力計算方法驗證，可以將 15 顆 IMU 量測計算得到的地面反作用力視為測力板量測到的真實地面反作用力。從圖4.5中可以看的出來方法一因為是利用角度進行直線加速度的推算，會導致計算出的地面反作用力誤差較大；方法二及本研究提出之方法所計算出來的地面反作用力則跟 15 顆 IMU 量測計算的數值較相近。

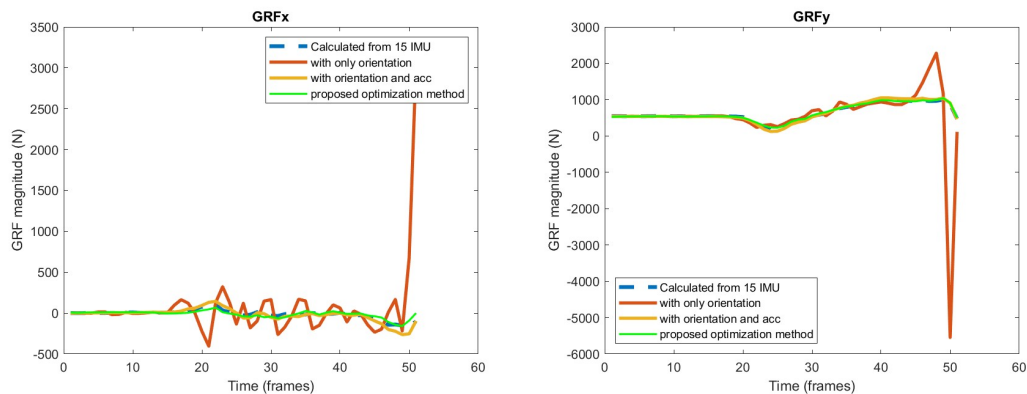


圖 4.5: 地面反作用力之大小

肢段力矩

接著圖4.6為四個肢段的肢段力矩，橫軸為時間，單位為幀數，縱軸為力矩，單位為牛頓-米。從圖4.6中可以發現，本研究所提出的方法所計算出來的肢段力矩與方法一及方法二相比是類似的，並沒有相差太多，但方法一及方法二的肢段力矩是由 IMU 輸出朝向所計算得到的角度微分所得，因此從圖中可以看到其波動較大，而本研究提出之方法因採取了最佳控制的策略，使得在系統輸出之運動狀態與量測結果保持相近的情況下，以最小化的肢段力矩作為輸入，因此所估測的力矩較為平滑，不受微分誤差影響。

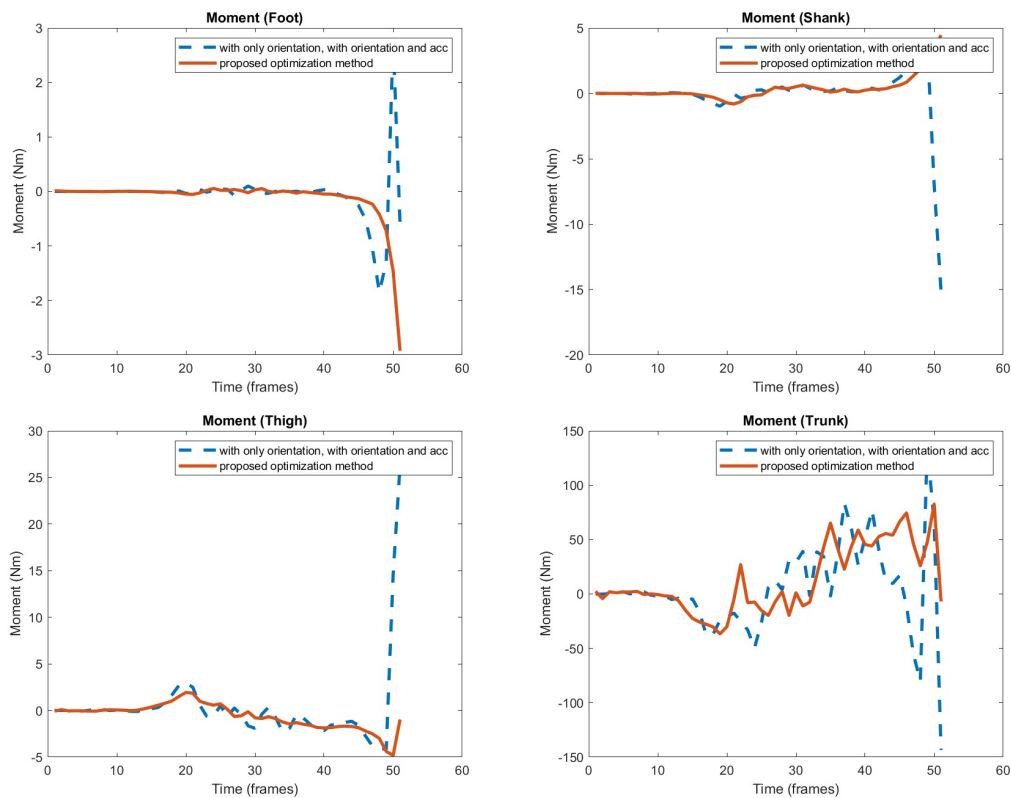


圖 4.6: 肢段力矩

4.2.2 運動學：肢段質心加速度、肢段角度及角速度

接下來的章節將探討本研究所提出的方法得出的運動學結果與另外兩個方法之比較。

肢段質心加速度

圖4.7為四個肢段中兩個方向的肢段質心加速度，橫軸為時間，單位為幀數，縱軸為加速度量值，單位為公尺/秒平方。從圖可以得知，本研究提出之方法所估計的直線加速度與利用 IMU 加速規(方法二)直接得到的數據相似，但方法一是利用角度進行直線加速度的推算，將導致誤差較大。

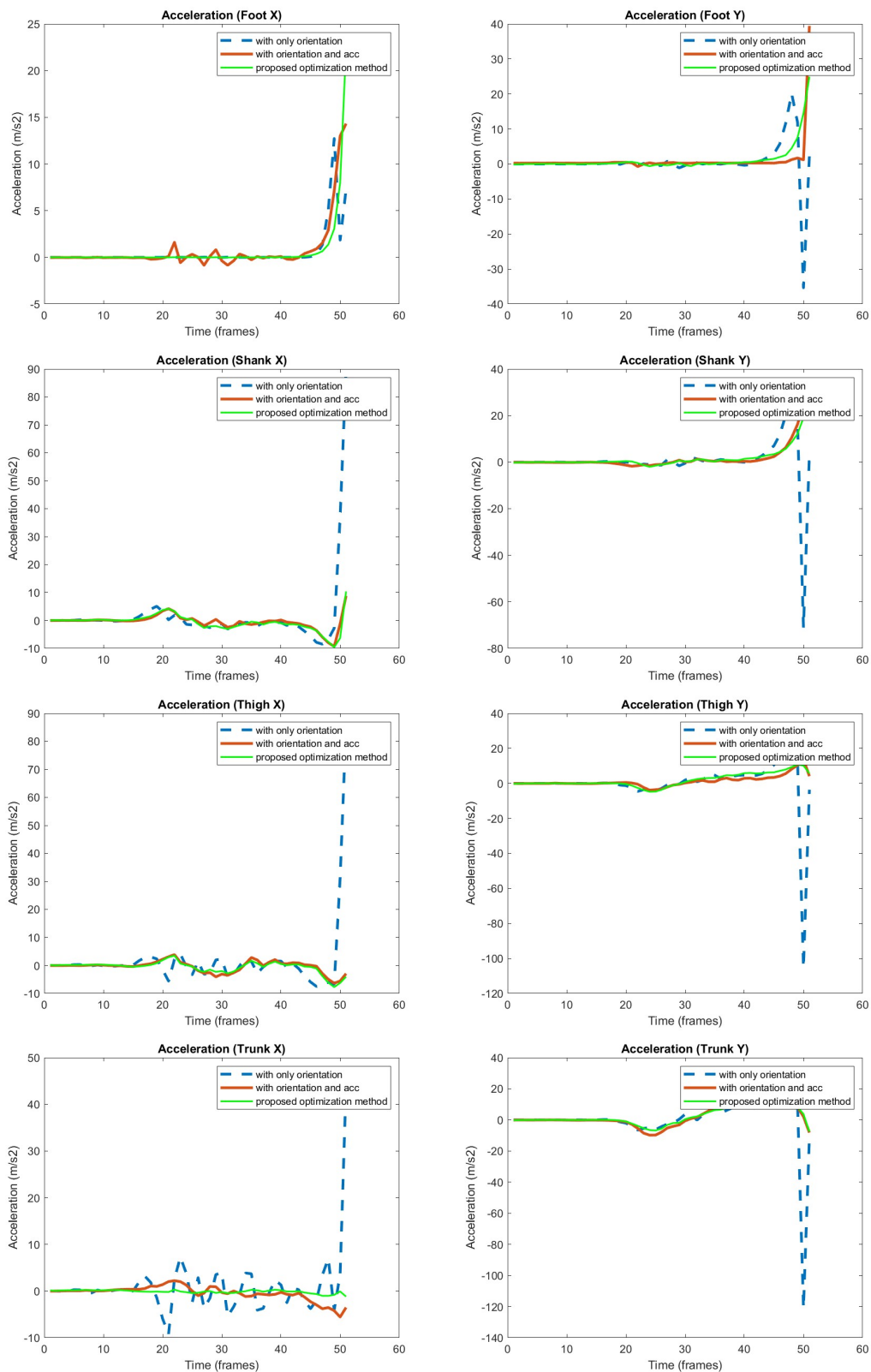


圖 4.7: 肢段質心加速度

肢段角度及角速度

圖4.8及4.9分別為腳掌-地面以及三個關節的角度、角速度，橫軸皆為時間，單位為幀數，縱軸則分別為角度及角速度量值，單位分別為弧度及弧度/秒。從圖中可以得知，本研究提出之方法估測的角度、角速度跟方法一及方法二利用IMU朝向計算得到的角度及角速度相似。

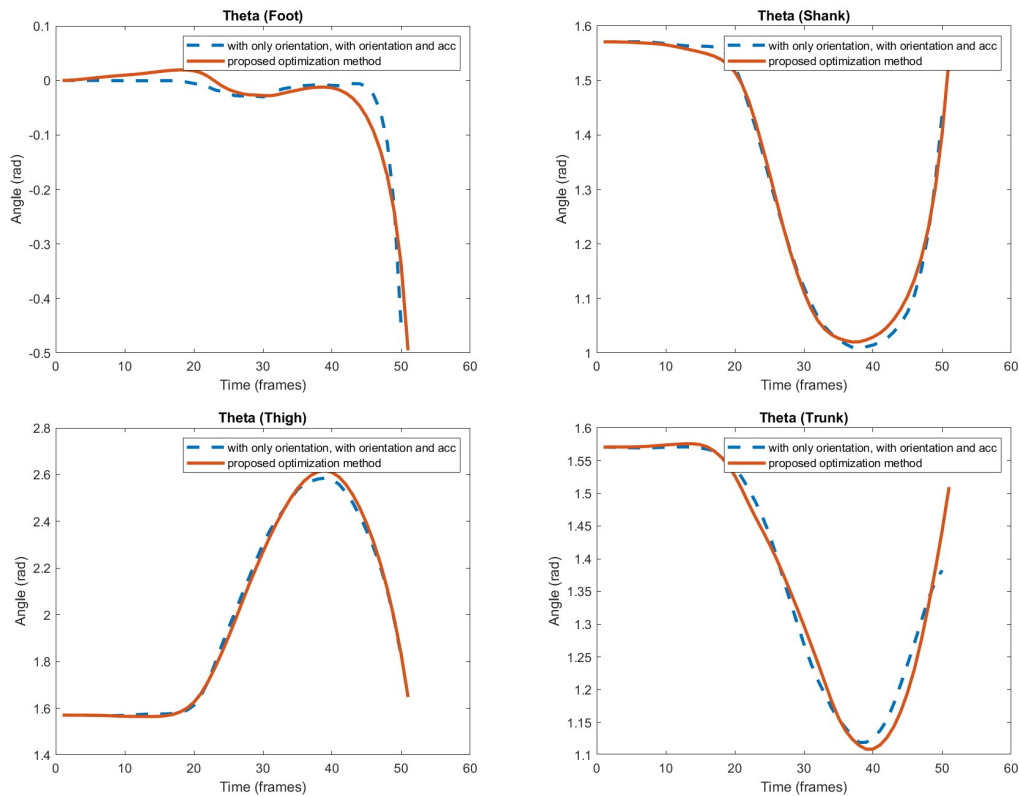


圖 4.8: 肢段角度

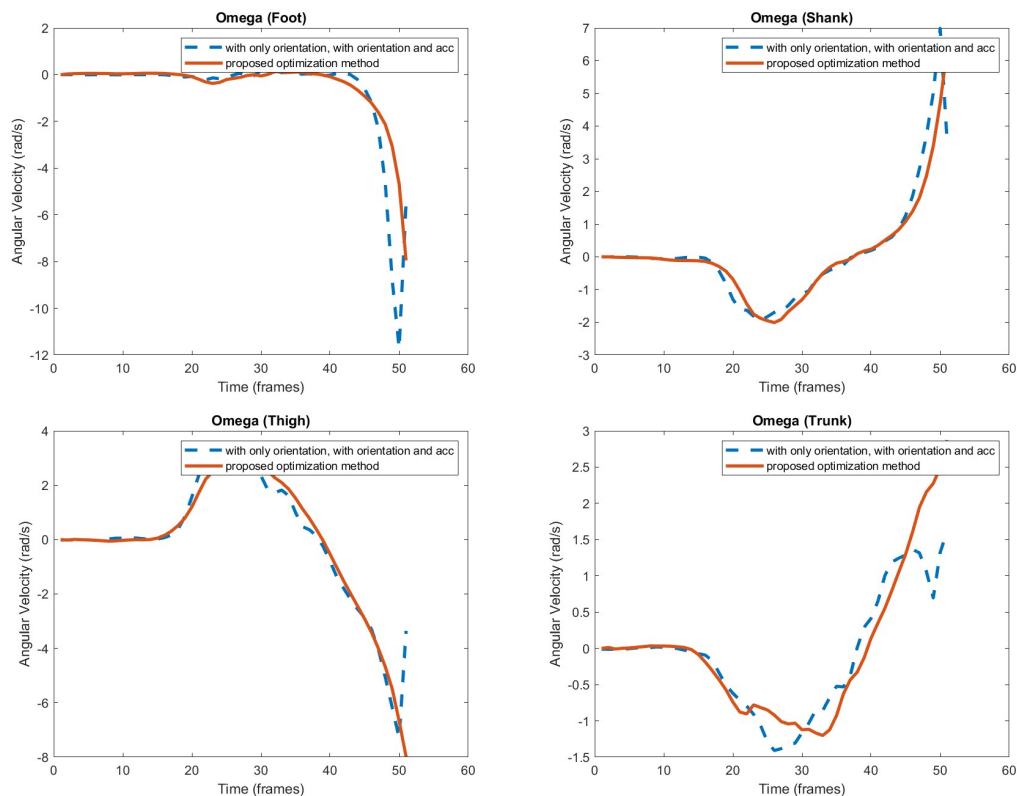


圖 4.9: 肢段角速度

4.3 比重調整之結果比較

本節將調整比重，觀察若是較看重某幾項時，結果將會如何變化。本研究最佳化問題如式 3.12 所示，藉由分別調整加速度、肢段力矩以及地面反作用力項之比重進行結果之比較，其他保持與前一章相同。

4.3.1 調整力矩項之比重

在本研究中採取了最佳控制的策略，希望控制輸入起伏不要太大，將控制輸入放於目標函式中，調整比重使其平滑化。本章節首先調整力矩項的比重，將其乘上 $1e4$ ，並將其他比重保持跟前一章相同，將結果跟前一章以及追蹤目標進行比較。

肢段力矩

首先圖 4.10 為四個肢段的肢段力矩，橫軸為時間，單位為幀數，縱軸為力矩，單位為牛頓-米。從圖中可以看得出來，當力矩項加大時，如圖中黃色線所示，結

果普遍都會較平滑，跟追蹤目標差較多；而當力矩項較小時，結果會跟追蹤目標較近。其中，各肢段之追蹤目標是由 IMU 朝向計算得到之角度資訊二次微分得到角加速度，再乘上慣性矩而得。比重可以依研究需求進行調整，看是需要使控制輸入較平滑，亦或是跟目標較相近。

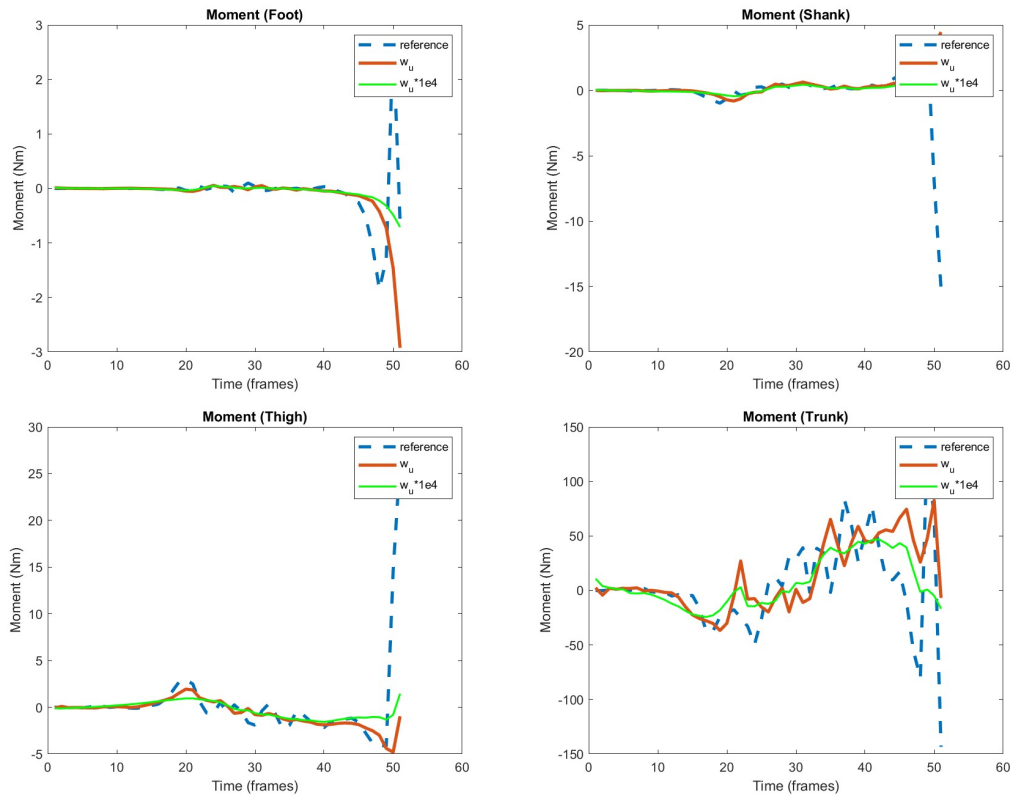


圖 4.10: 調整力矩項比重後之肢段力矩

地面反作用力位置

圖4.11中為地面反作用力位置圖，橫軸為時間，單位為幀數，縱軸為地面反作用力作用的位置，單位為公尺。從圖中可以得知，兩個情況下的地面反作用力位置皆有在範圍內，並且皆跟追蹤目標相近。其中，地面反作用力位置之追蹤目標為將角度輸入地面反作用力模型中而得。

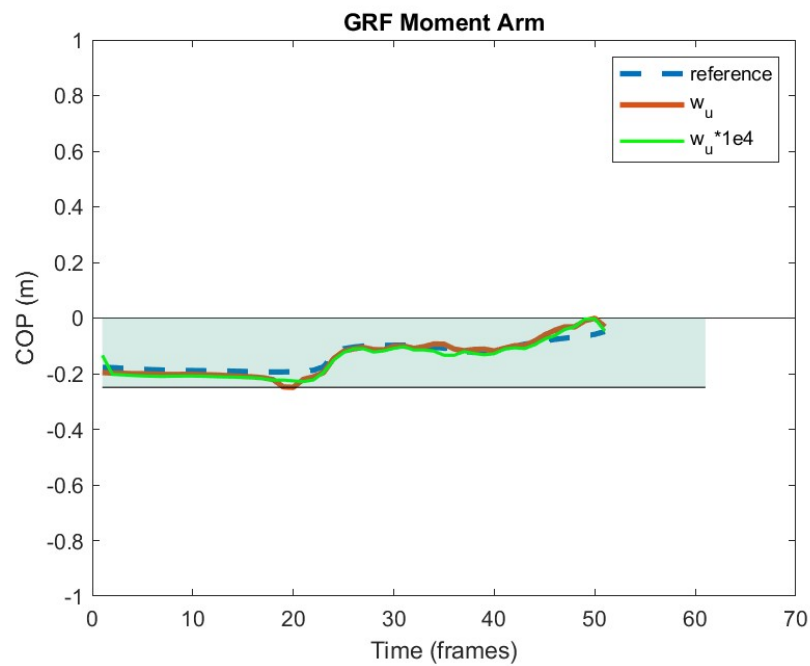
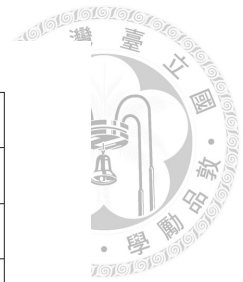


圖 4.11: 調整力矩項比重後之地面反作用力之位置

而其餘的結果如圖4.12至圖4.15所示，因為力矩項加大後，表示其他項的比重降低，會導致計算出來的結果跟目標相差較多。

地面反作用力大小

圖4.12為地面反作用力量值，橫軸為時間，單位為幀數，縱軸為地面反作用力的大小，單位為牛頓。地面反作用力之追蹤目標為利用 15 顆 IMU 量測數值計算得到。

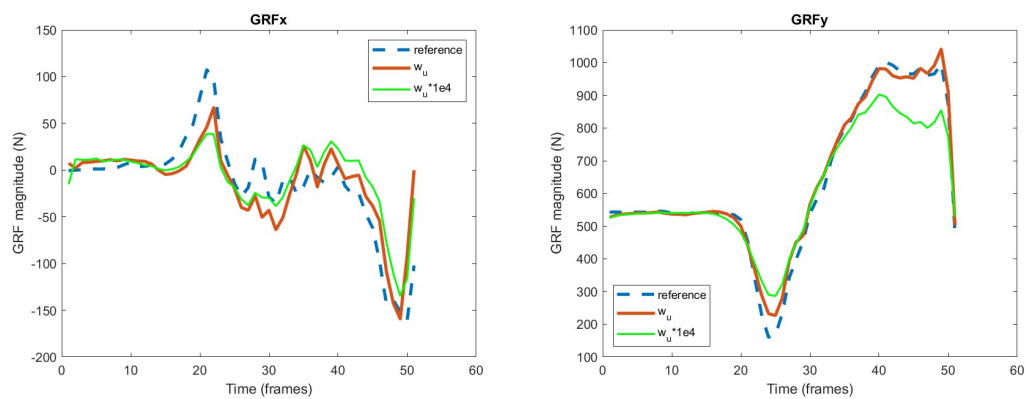


圖 4.12: 調整力矩項比重後之地面反作用力之大小

肢段質心加速度

圖4.13為四個肢段中兩個方向的肢段質心加速度，橫軸為時間，單位為幀數，縱軸為加速度量值，單位為公尺/秒平方。肢段質心加速度之追蹤目標直接由IMU中的加速規量測而得。



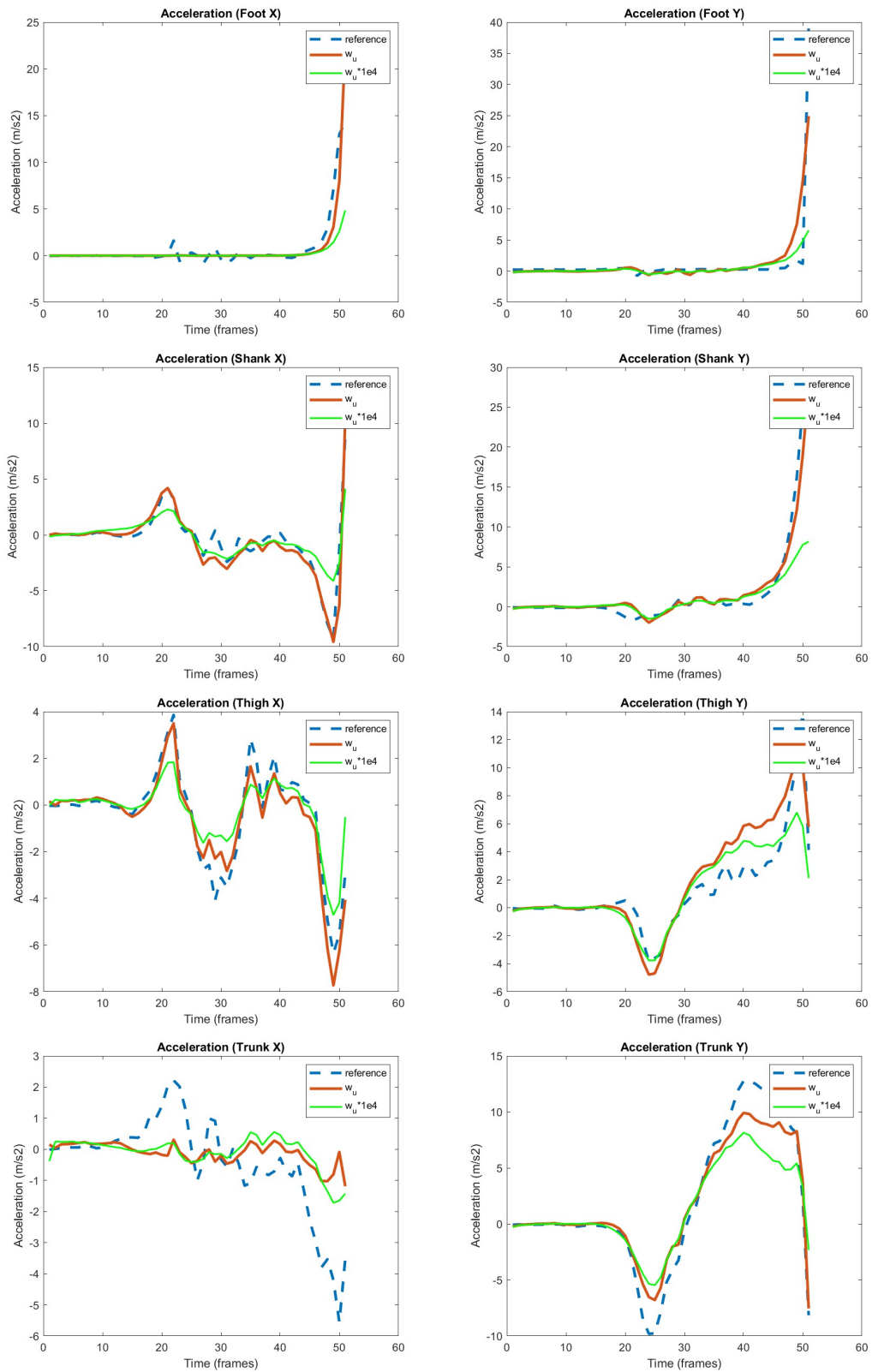


圖 4.13: 調整力矩項比重後之肢段質心加速度

肢段角度及角速度

圖4.14及4.15分別為腳掌-地面以及三個關節的角度、角速度，橫軸皆為時間，單位為幀數，縱軸則分別為角度及角速度量值，單位分別為弧度及弧度/秒。肢段角度及角速度之追蹤目標為利用 IMU 輸出朝向計算而得。

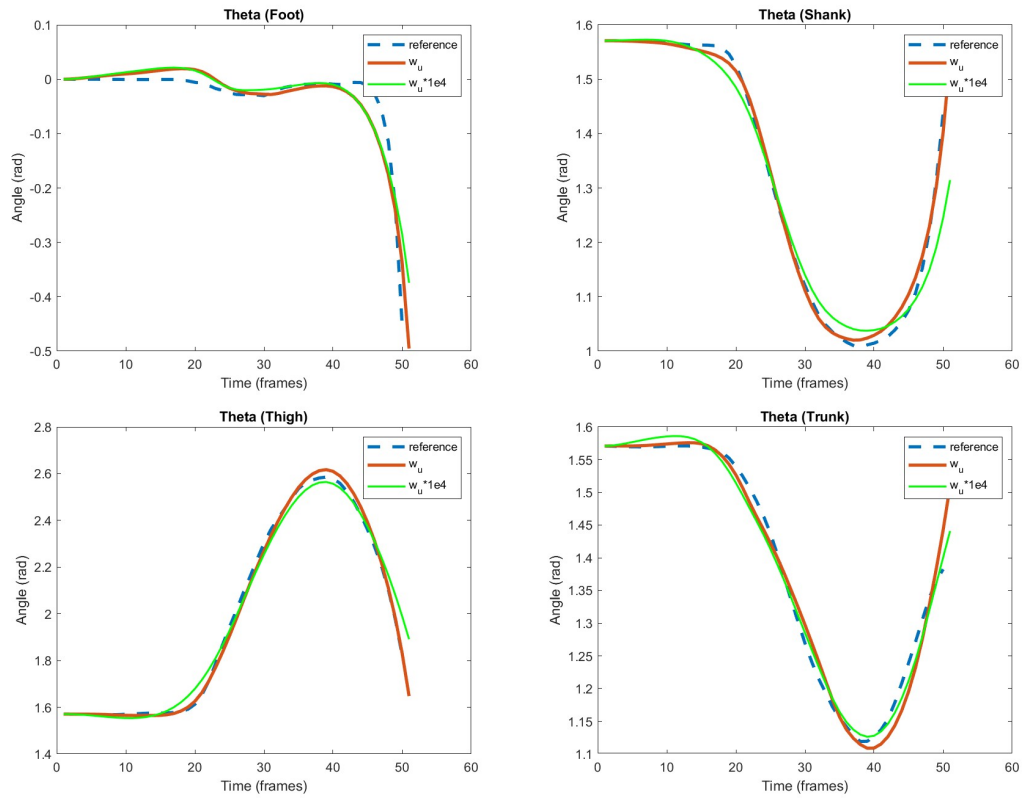


圖 4.14: 調整力矩項比重後之肢段角度

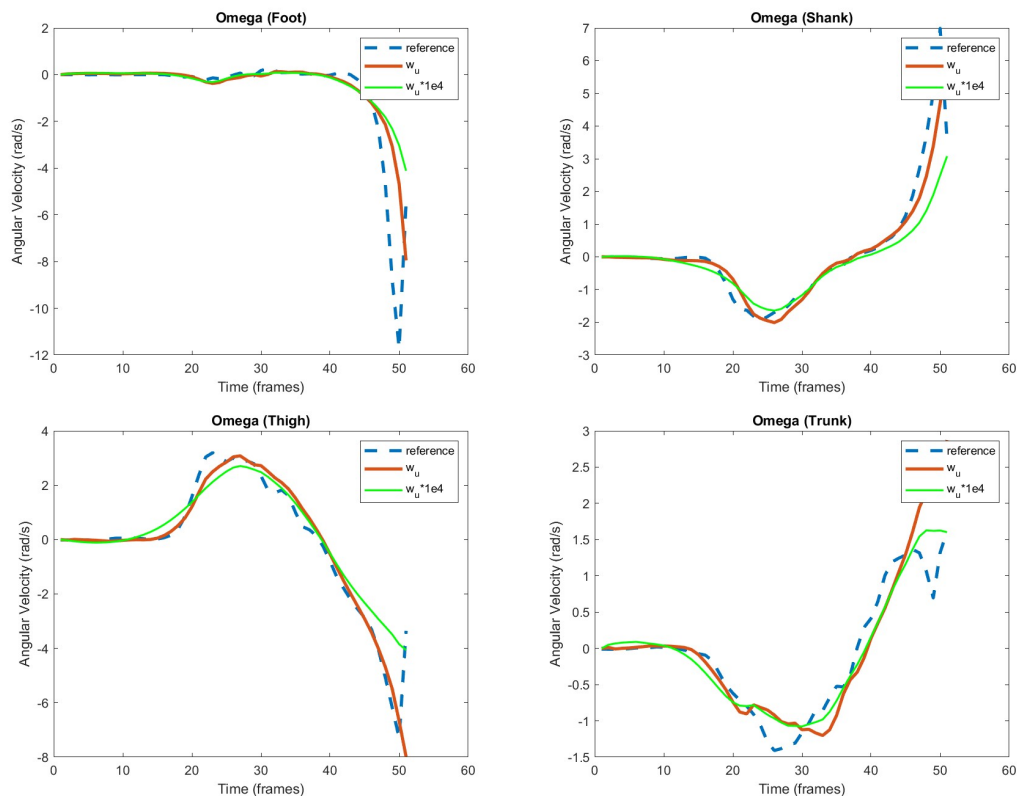


圖 4.15: 調整力矩項比重後之肢段角速度

4.3.2 調整地面反作用力位置項之比重

地面反作用力位置為本研究中之重點，因此接著調整地面反作用力位置項的比重。本節將其他比重保持跟前一章相同，將地面反作用力項之比重調整，乘上 $1e-4$ ，探討在對地面反作用力模型考慮程度較低的情況下，系統結果的變化，並且跟前一章結果以及追蹤目標進行比較。其中，追蹤目標為將角度輸入地面反作用力模型中而得。

地面反作用力位置

圖4.16為地面反作用力位置圖，橫軸為時間，單位為幀數，縱軸為地面反作用力作用的位置，單位為公尺。從圖中可以得知，當將地面反作用力位置的比重降低時，因為較少考慮地面反作用力模型之影響，因此位置都很隨意，較不符合真實情況。

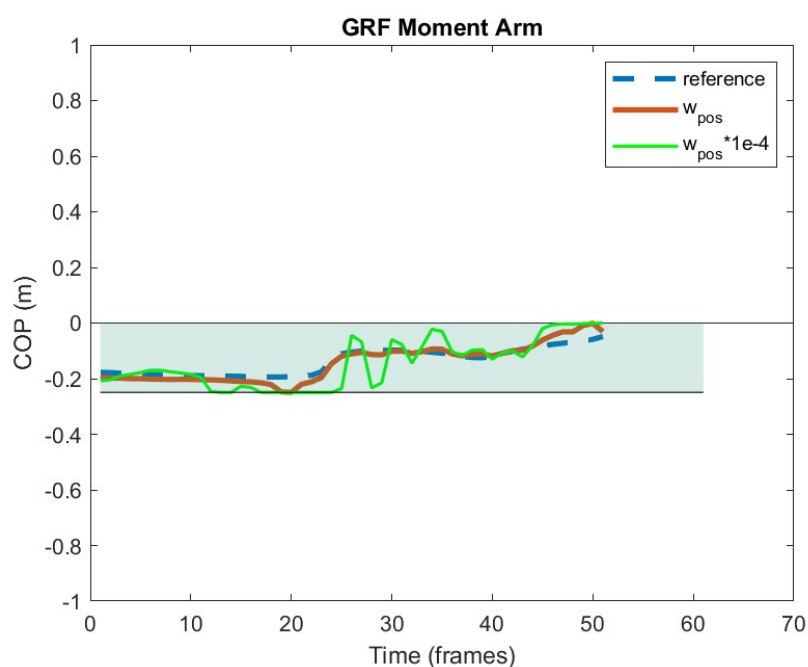


圖 4.16: 調整地面反作用力位置項比重後之地面反作用力之位置

其餘的結果如圖4.17至圖4.21所示，可以看的出來，當地面反作用力位置項的比重變小後，代表其他項的比重增加，導致計算出來的結果跟目標更相近，尤其從橫向地面反作用力 (GRFx)、軀幹力矩 (Moment(Trunk)) 及橫向直線加速度 (Acceleration(Trunk)) 可以很明顯地看的出來。

地面反作用力大小

圖4.17為地面反作用力量值，橫軸為時間，單位為幀數，縱軸為地面反作用力的大小，單位為牛頓。地面反作用力大小之目標為利用 15 顆 IMU 加速規量測數值計算而得。

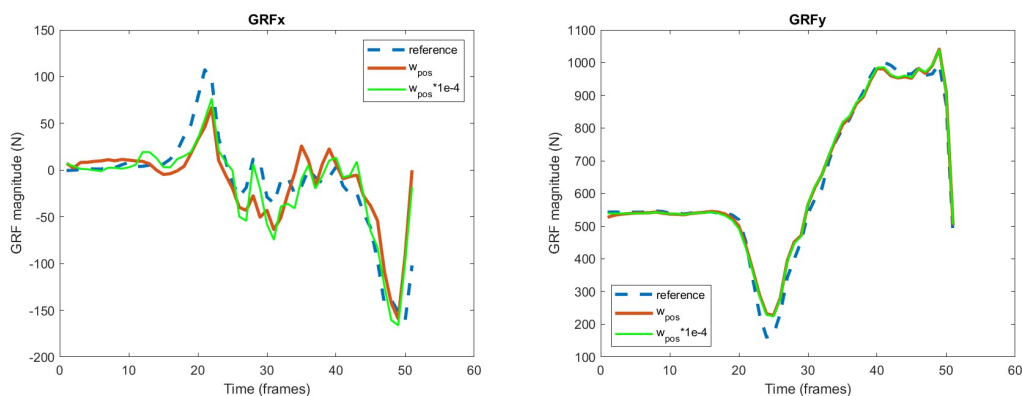


圖 4.17: 調整地面反作用力位置項比重後之地面反作用力之大小

肢段力矩

接著圖4.18為四個肢段的肢段力矩，橫軸為時間，單位為幀數，縱軸為力矩，單位為牛頓-米。肢段力矩之追蹤目標為利用 IMU 輸出朝向計算之角度資訊二次微分得到角加速度，將其乘上慣性矩而得。

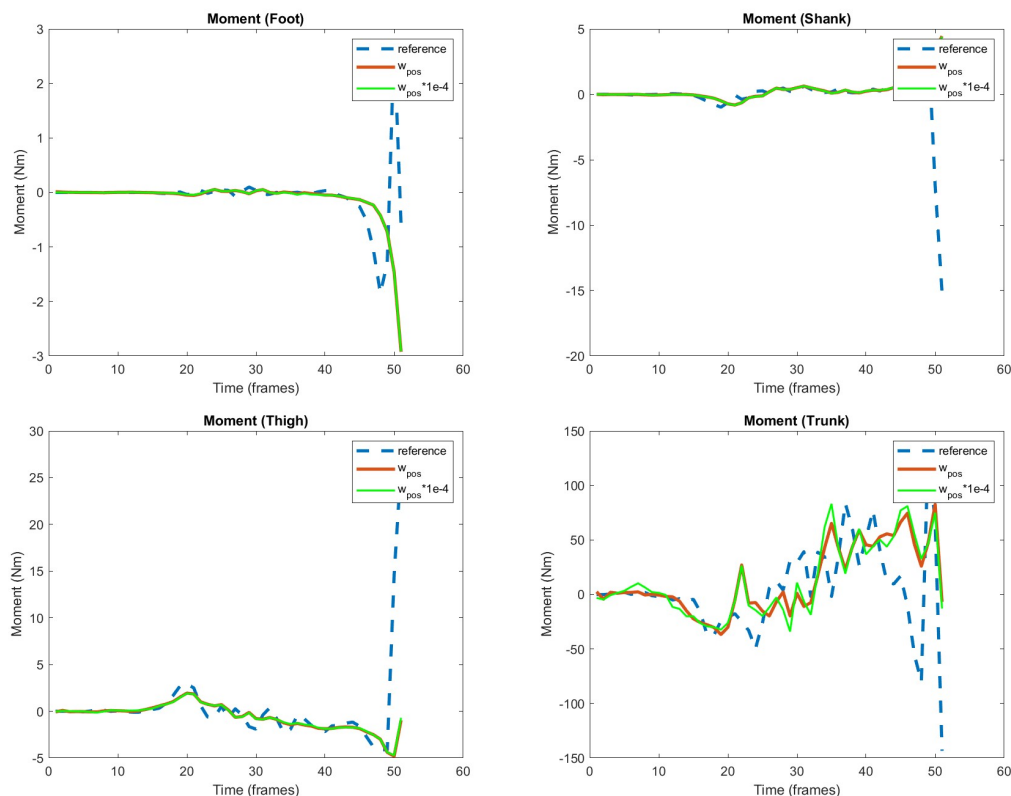


圖 4.18: 調整地面反作用力位置項比重後之肢段力矩

肢段質心加速度

圖4.19為四個肢段中兩個方向的肢段質心加速度，橫軸為時間，單位為幀數，縱軸為加速度量值，單位為公尺/秒平方。肢段質心加速度之追蹤目標直接從 IMU 中的加速規量測值取得。

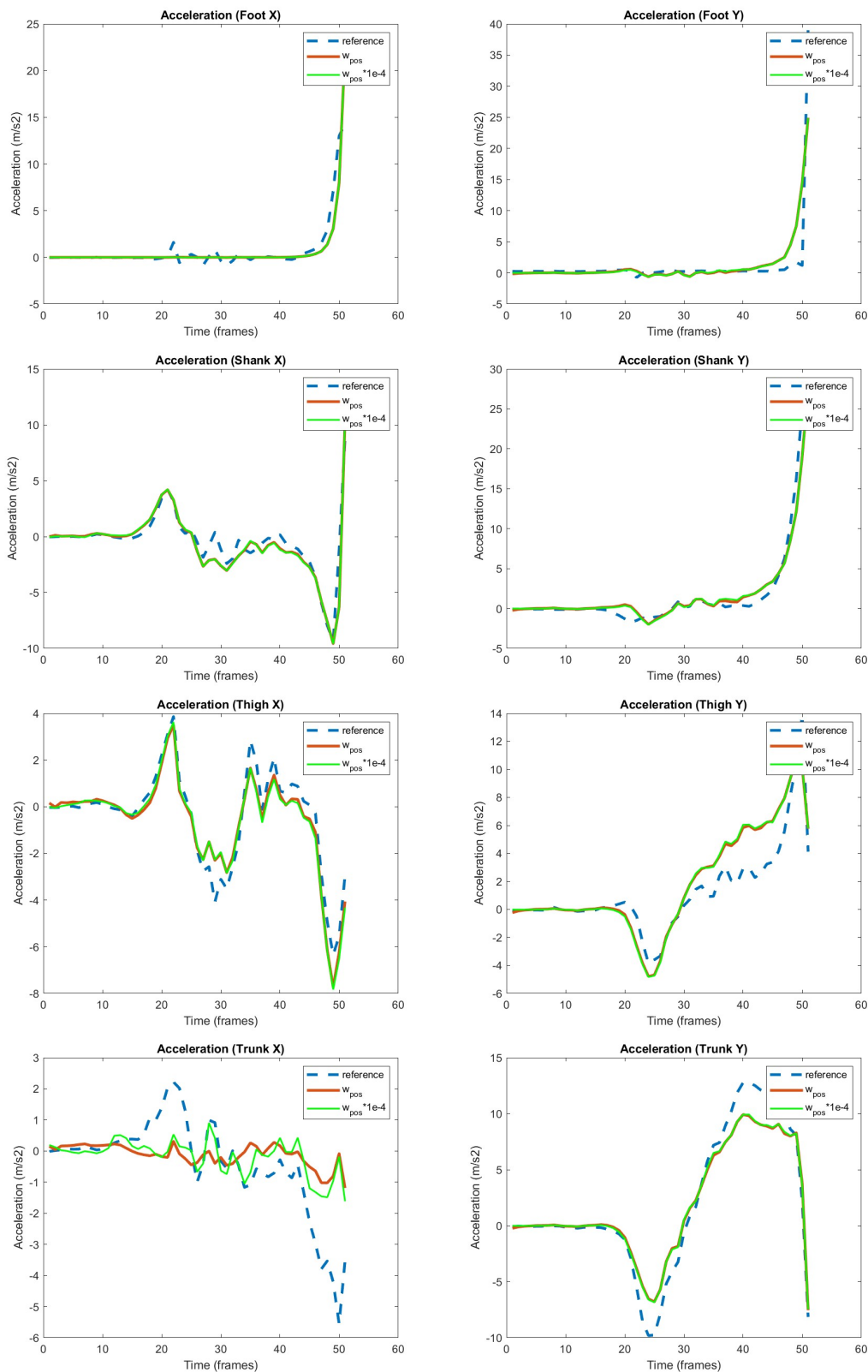


圖 4.19: 調整地面反作用力位置項比重後之肢段質心加速度

肢段角度及角速度

圖4.20及4.21分別為腳掌-地面以及三個關節的角度、角速度，橫軸皆為時間，單位為幀數，縱軸則分別為角度及角速度量值，單位分別為弧度及弧度/秒。肢段角度及角速度之追蹤目標由 IMU 輸出朝向數據計算而得。

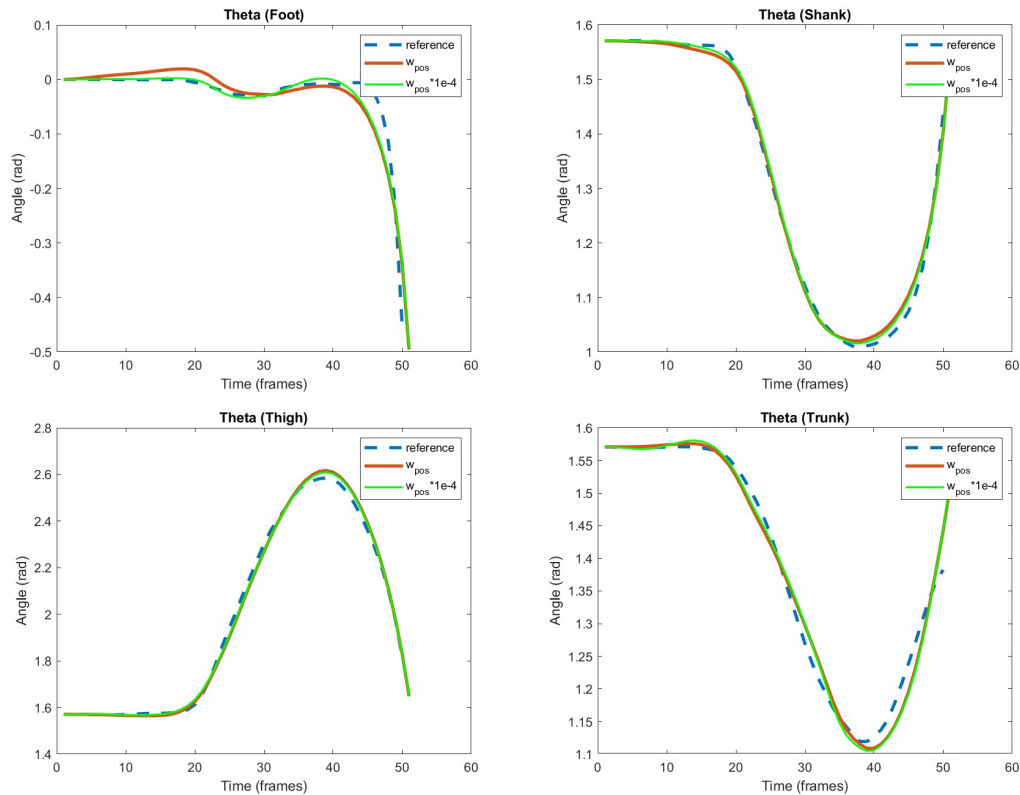


圖 4.20: 調整地面反作用力位置項比重後之肢段角度

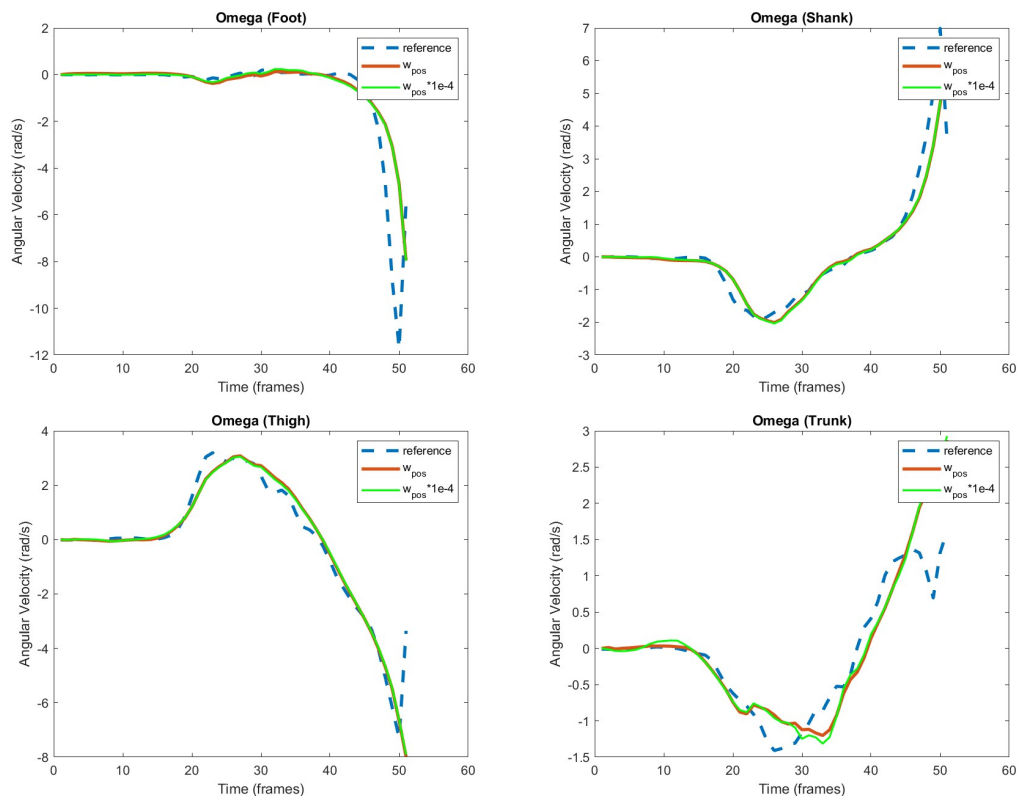


圖 4.21: 調整地面反作用力位置項比重後之肢段角速度

4.3.3 調整加速規項之比重

若將加速規之比重調小，肢段之質心加速度便為直接利用 IMU 輸出朝向計算得到之角度進行計算，減少感測器融合的效果。在本章節最後調整加速規項之比重，將其乘以 $1e-4$ ，將其餘比重保持如前一章之設定，觀察並比較其與上一章、追蹤目標之結果。

肢段質心加速度

圖4.22為四個肢段中兩個方向的肢段質心加速度，橫軸為時間，單位為幀數，縱軸為加速度量值，單位為公尺/秒平方。肢段質心加速度之追蹤目標為直接由 IMU 加速規中取得。從圖中可以看到當把加速規項之比重調小，計算得到之肢段質心加速度起伏較大，較不符合真實情況；跟加速規直接量測得到的值差距也較大，沒有達到感測器融合之較果。

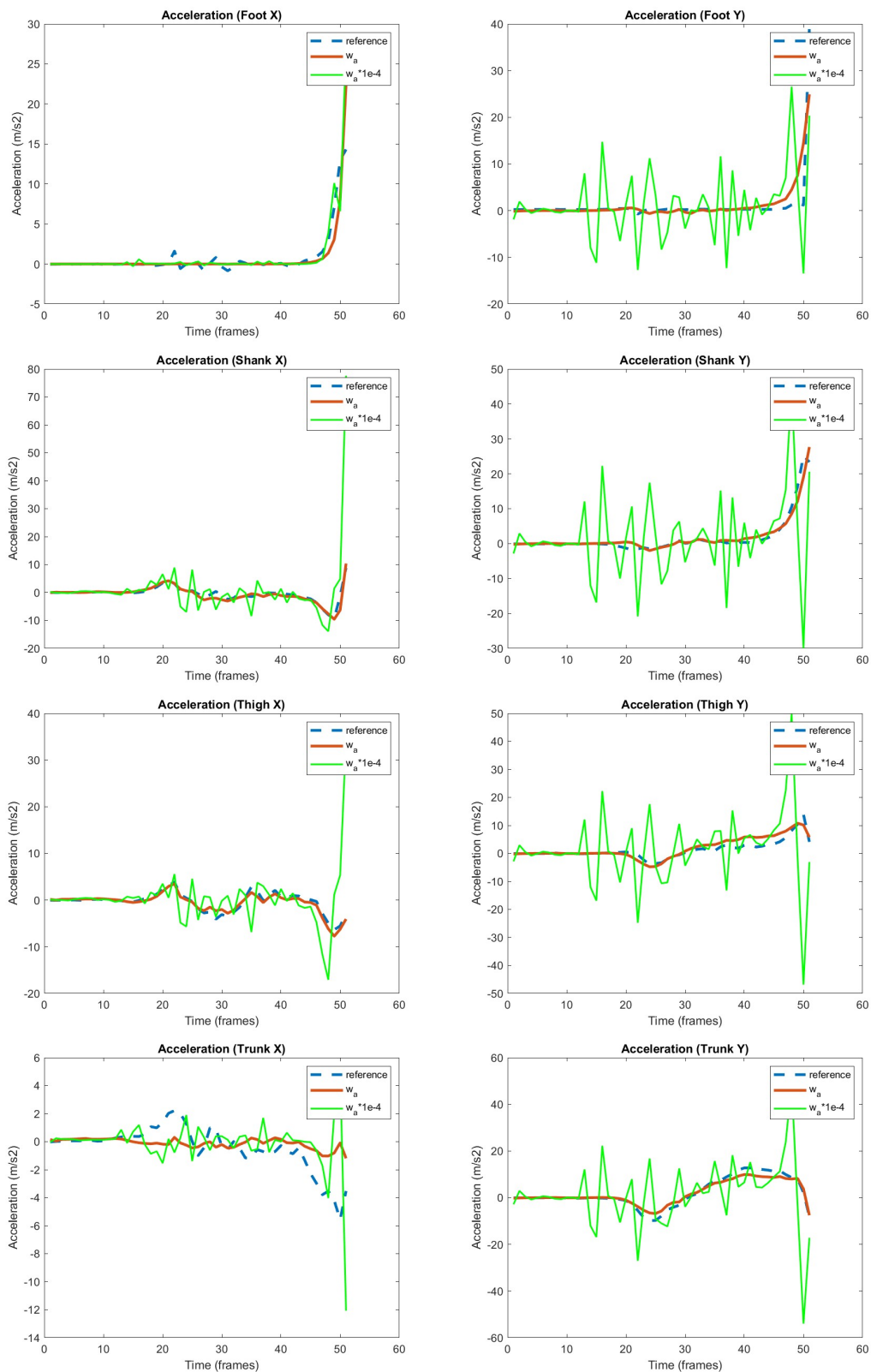


圖 4.22: 調整加速規項比重後之肢段質心加速度

肢段角度及角速度

圖4.23及4.24分別為腳掌-地面以及三個關節的角度、角速度，橫軸皆為時間，單位為幀數，縱軸則分別為角度及角速度量值，單位分別為弧度及弧度/秒。肢段角度及角速度之追蹤目標為由 IMU 朝向結果計算而得。從兩張圖可以看的出來，當加速度項之比重調小時，相對而言其他項之比重變大，因此跟追蹤目標較為相似。

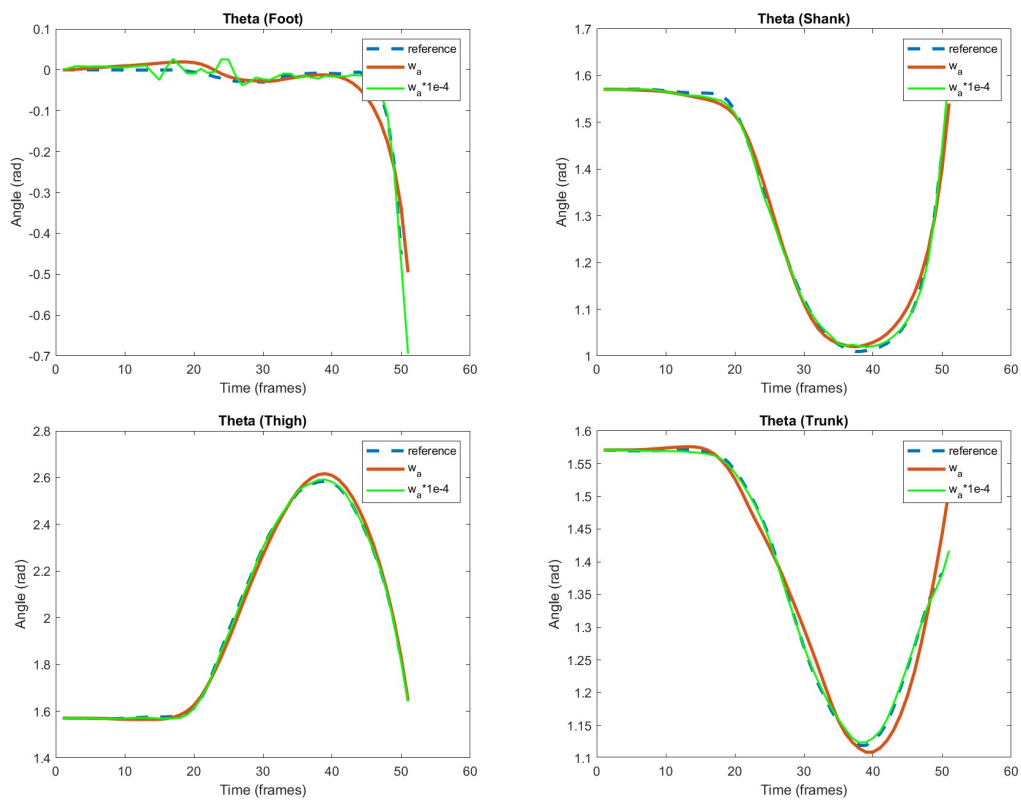


圖 4.23: 調整加速規項比重後之肢段角度

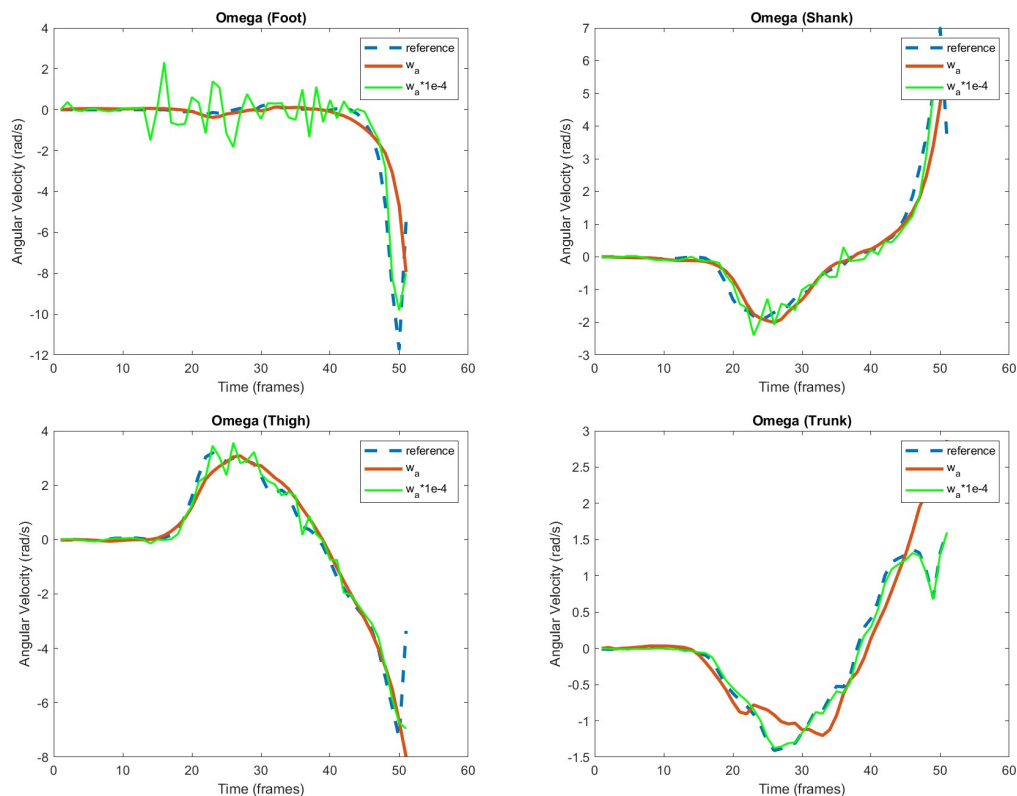


圖 4.24: 調整加速規項比重後之肢段角速度

而圖4.25至圖4.26都有利用加速度資訊進行計算，因此算出來的值之起伏皆較大，較不接近真實情況。

地面反作用力位置

圖4.25中為地面反作用力位置圖，橫軸為時間，單位為幀數，縱軸為地面反作用力作用的位置，單位為公尺。從圖中可以得知，兩個情況下的地面反作用力位置皆有在範圍內，是合理的。其中，地面反作用力位置之追蹤目標為將角度輸入地面反作用力模型而得。

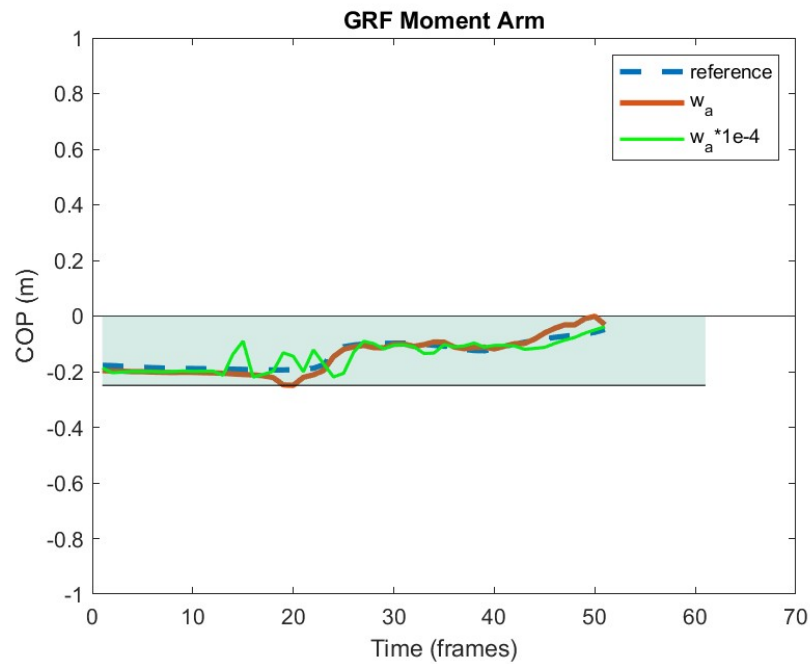


圖 4.25: 調整加速規項比重後之地面反作用力之位置

地面反作用力大小

圖4.26為地面反作用力量值，橫軸為時間，單位為幀數，縱軸為地面反作用力的大小，單位為牛頓。地面反作用力大小之追蹤目標為利用 15 顆 IMU 量測之加速度資訊計算而得。

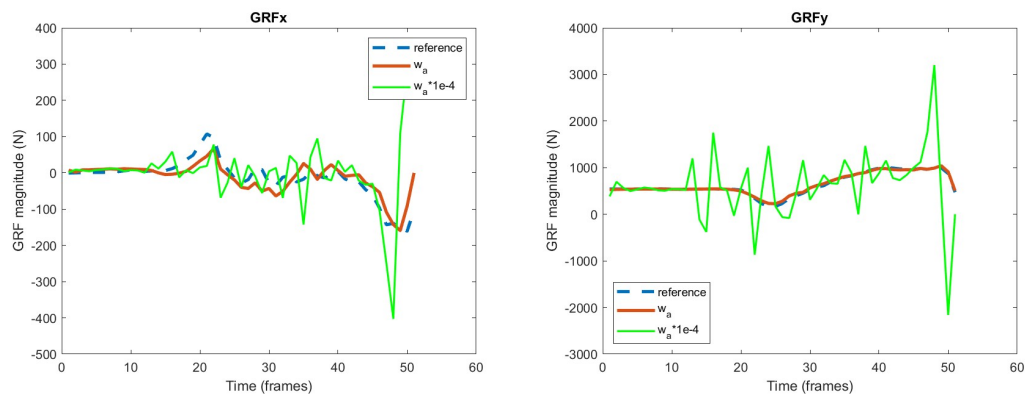


圖 4.26: 調整加速規項比重後之地面反作用力之大小

肢段力矩

接著圖4.27為四個肢段的肢段力矩，橫軸為時間，單位為幀數，縱軸為力矩，單位為牛頓-米。肢段力矩之追蹤目標為利用 IMU 輸出朝向進行計算而得。

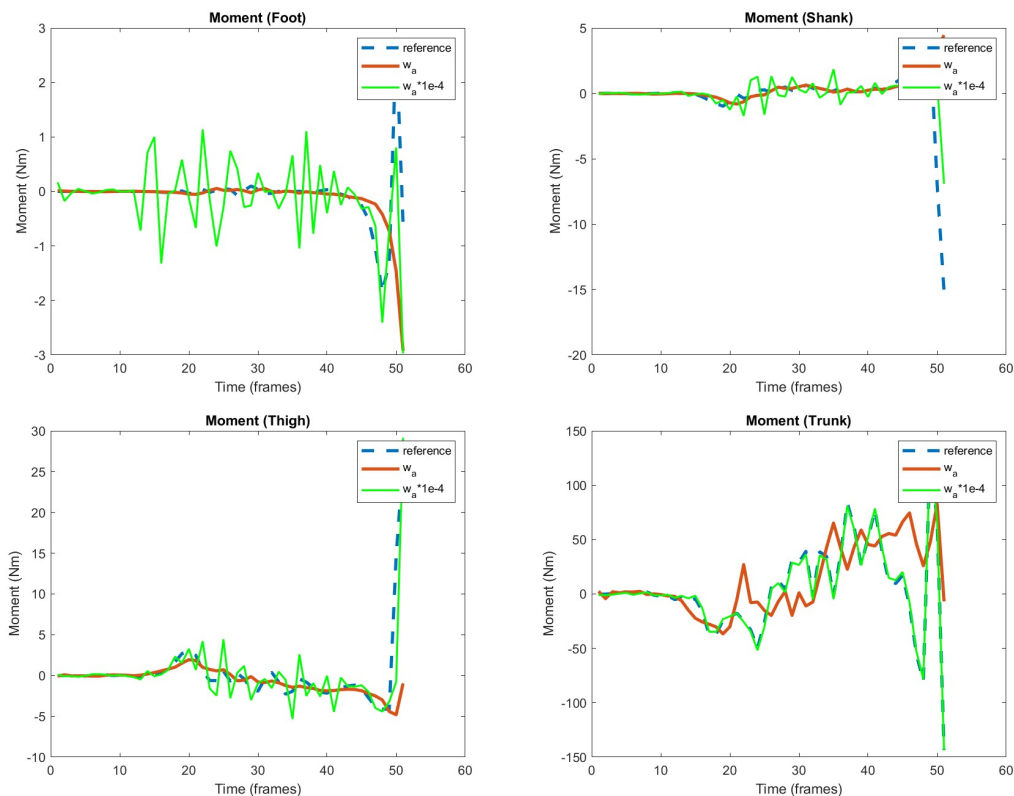


圖 4.27: 調整加速規項比重後之肢段力矩

4.4 小結

本研究中提出的方法 (proposed optimization method) 在考慮地面反作用力及平面簡化模型之運動學限制的狀況下，融合 IMU 中的朝向跟加速度資訊，再利用最佳控制的策略，估算出動態系統中的運動狀態。

由前面的結果可以發現本研究提出的方法所計算出的結果中：

1. 角度跟角速度與 IMU 輸出之朝向計算之結果相似
2. 質心加速度跟加速規量測到的相似
3. 估算出的力矩跟原本趨勢相近，但較為平滑，不會受到角度量測結果直接微分造成的誤差影響
4. 估算的地面反作用力量值與真實相似
5. 地面反作用力位置落在合理的位置內

表4.2整理了三個方法的優缺點，可以從表中看出本研究提出之方法整合了另外兩個方法的優點，並且解決兩者之缺點。



表 4.2: 三個方法之優缺點比較

方法	優點	缺點
方法一 (僅以量測朝向做為分析輸入)	滿足平面簡化模型之運動學限制	只利用一個感測器進行量測，加速度是利用角度計算得到，較不準確，並且沒有考慮到地面反作用力位置
方法二 (以量測朝向與加速度做為分析輸入)	兩種感測器分別量到的數據是準確的	兩個感測器資訊無法同時滿足平面簡化模型之運動學限制，並且沒有考慮到地面反作用力位置
本研究提出之方法	融合兩種感測器結果，滿足平面簡化模型之運動學限制，數據較為平滑，消除微分誤差，考慮地面反作用力位置合理性	

而藉由改變每項之比重的結果可以發現，目標函式中的每項都很重要，缺一不可。值得一提的是當力矩項的比重越大時，其曲線也越平滑。



結論與未來工作

本研究利用最佳控制和感測器融合策略，首先建立了一個人體肢段的動態系統，系統的輸入為各肢段之力矩，輸出則是符合運動學約束的運動狀態。接著透過最佳化方法求得最佳的系統輸入，在確保地面反作用力位置合理的前提下，使系統輸出與多個感測器測量結果相符合。接下來會先總結本論文每一章節內容，再討論本研究的研究成果與貢獻以及未來工作。

首先在本論文在第一章中講述了研究的背景以及動機，說明地面反作用力位置對於蹲跳行為分析的重要性，以及使用 IMU 量測的便利性。接著在第二章時回顧了相關方面的研究，看他人對於此方面是如何進行研究，並且看是否有其沒考量到之處。第三章為本研究提出的方法介紹，藉由此方法可以在考慮地面反作用力位置合理性的情況下，使系統輸出和多個感測器量測到的結果相似。第四章則為前一章提出方法的結果，從結果可以看出本研究建立的系統中的狀態除了地面反作用力都作用在合理範圍內以外，運動學數據跟兩個感測器直接量測到的相比非常相似，但又可以滿足平面簡化模型中的運動學約束。

5.1 研究成果與貢獻

在地面反作用力估測方面，其他利用 IMU 計算地面反作用力的論文，大多都在探討如何減少 IMU，以使計算出的地面反作用力資訊與測力板量測到的數值相近，或是將 IMU 貼於哪個肢段會使量測到的地面反作用力更加準確，並沒有看到在討論地面反作用力位置的研究。本研究僅利用四顆 IMU，即可推測出地面反作用力大小及位置的方法，過程中無需測力板，使得量測上更為容易，適用場景更加廣泛，並經過驗證證明此方法是可行的。

在人體運動狀態估測方面，若感測器獨立量測時，雖然各別量測到的數據都很準確，但無法利用同一系統進行表示，而且該數據並無考慮地面反作用力位置的合理性。而本研究推測人體運動狀態之過程中，除了考慮到地面反作用力位置，亦加入 IMU 中感測器的相互融合，使得推估之人體運動狀態，既能符合地面反作用力位置合理性，亦符合平面簡化模型之運動學約束。

在肢段力矩估測方面，若是直接將朝向計算得到之角度資訊進行微分，將嚴重受到微分誤差影響，本研究之方法應用最佳控制的策略，使得推估之肢段力矩得以在估測運動狀態與量測結果保持相近情況下，較為平滑，免去微分誤差造成的影響。

總結以上，以下為本研究之主要貢獻：

- 本研究僅利用四顆 IMU，即可推測出地面反作用力大小及位置，過程中無需測力板，使得量測上更為容易，適用場景更加廣泛，並經過驗證證明此方法是可行的。
- 本研究在推測人體運動狀態之過程中，除了考慮到地面反作用力位置，也加入 IMU 中感測器的相互融合，如此一來，此方法推估之運動狀態既能符合地面反作用力位置合理性，亦符合平面簡化模型之運動學約束。
- 應用最佳控制的策略，使得推估之肢段力矩較為平滑，不受到量測之微分誤差影響。

5.2 未來工作

5.2.1 模型與動作之複雜度

本研究將模型簡化為四桿三接頭，並且只有分析矢狀面的數據，在後續分析肌肉力時也只有分析十一條肌肉。將來可以增加不同平面，並且增加模型的複雜度，例如增加桿件或肌肉數，使計算結果更接近真實系統。本論文所研究的動作只有蹲跳，將來可以增加分析不同動作，也可以增加動作作用平面的維度，看本研究提出方法的可行性。

5.2.2 模型假設

在本研究建立之模型中，肢段長度是參考文獻 [34] 得到的，並沒有探討關於肢段長度對於結果之影響，在未來可以對這部分加以探討。而在本研究中，也假設了慣性量測單元所量測到之直線加速度，可以直接代表肢段之直線加速度，不受 IMU 穿戴於肢段上位置的影響，在將來也可以討論關於 IMU 位置對於結果之影響。

5.2.3 力矩結果之合理性

從第四章中力矩的圖都可以發現，利用 IMU 直接量測計算得到的結果在尾端都會突然升高。而因為本研究中沒有進行力矩量測，因此不確定此現象為真實發生亦或是量測誤差所造成之影響，將來可以利用直接量測值進行比較。

5.2.4 肌肉力的估測

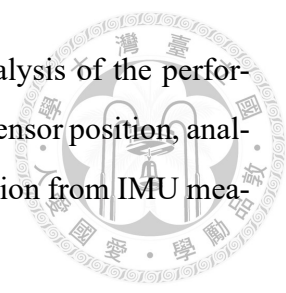
本研究後續有將第三章所計算出來的運動學及地面反作用力資訊，輸入靜態最佳化方法以進行肌肉力的計算，如此使每一幀的計算都跟上一幀有相關聯，而非獨立進行計算。肌肉骨骼模型主要是基於 [39] 的模型進行修改並計算，其中修改的部分包含增加一個肢段(軀幹)以及地面反作用力。所需的肌肉參數、四個肢段詳細的自由體圖以及最佳化函式放於附錄中，其中最佳化函式跟 [39] 相異之處為將力平衡及力矩平衡放於目標函式中。

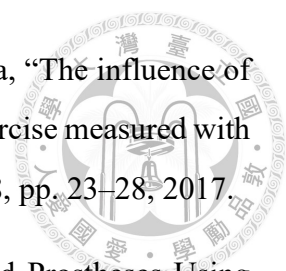
然而由於使用之肌肉骨骼模型自由度不足，無法同時滿足所有運動學約束，案例分析放於附錄中。因此未來工作可以改用自由度較多之肌肉骨骼模型，來進行後續肌肉力的推算。

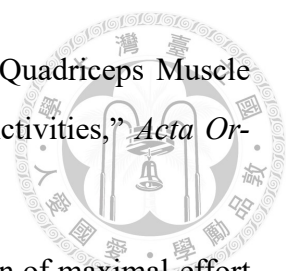


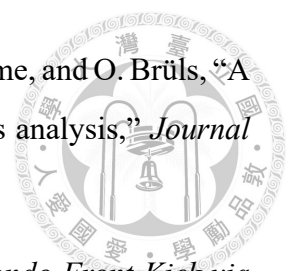
參考文獻

- [1] D.-S. Komaris, G. Tarfali, B. O' Flynn, and S. Tedesco, "Unsupervised IMU-based evaluation of at-home exercise programmes: a feasibility study," *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, vol. 14, no. 1, p. 28, 2022.
- [2] R. S. McGinnis, S. M. Cain, S. P. Davidson, R. V. Vitali, N. C. Perkins, and S. G. McLean, "Quantifying the effects of load carriage and fatigue under load on sacral kinematics during countermovement vertical jump with IMU-based method," *Sports Engineering*, vol. 19, pp. 21–34, 2016.
- [3] P. Miranda-Oliveira, M. Branco, and O. Fernandes, "Accuracy of Inertial Measurement Units When Applied to the Countermovement Jump of Track and Field Athletes," *Sensors*, vol. 22, no. 19, p. 7186, 2022.
- [4] Vicon, "Full body modeling with plug-in gait," 2024. Accessed: 2024-07-19.
- [5] Vicon, "Vicon hardware accessories," 2024. Accessed: 2024-07-19.
- [6] X. T. B.V., *MTw Awinda User Manual*, 2024. Accessed: 2024-07-13.
- [7] J. Zhao, "A Review of Wearable IMU (Inertial-Measurement-Unit)-based Pose Estimation and Drift Reduction Technologies," in *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 1087, p. 042003, IOP Publishing, 2018.
- [8] L. Pacher, N. Vignais, C. Chatellier, R. Vauzelle, and L. Fradet, "The contribution of multibody optimization when using inertial measurement units to compute lower-body kinematics," *Medical Engineering & Physics*, vol. 111, p. 103927, 2023.
- [9] Movella, "Xsens mtw awinda," 2024. Accessed: 2024-07-13.

- 
- [10] G. P. Panebianco, M. C. Bisi, R. Stagni, and S. Fantozzi, “Analysis of the performance of 17 algorithms from a systematic review: Influence of sensor position, analysed variable and computational approach in gait timing estimation from IMU measurements,” *Gait & posture*, vol. 66, pp. 76–82, 2018.
- [11] P. Colne and P. Thoumie, “Muscular compensation and lesion of the anterior cruciate ligament: Contribution of the soleus muscle during recovery from a forward fall,” *Clinical Biomechanics*, vol. 21, no. 8, pp. 849–859, 2006.
- [12] V. J. Harandi, D. C. Ackland, R. Haddara, L. E. C. Lizama, M. Graf, M. P. Galea, and P. V. S. Lee, “Gait compensatory mechanisms in unilateral transfemoral amputees,” *Medical engineering & physics*, vol. 77, pp. 95–106, 2020.
- [13] A. Ancillao, S. Tedesco, J. Barton, and B. O’ Flynn, “Indirect Measurement of Ground Reaction Forces and Moments by Means of Wearable Inertial Sensors: A Systematic Review,” *Sensors*, vol. 18, no. 8, p. 2564, 2018.
- [14] M. Bocian, J. Brownjohn, V. Racic, D. Hester, A. Quattrone, and R. Monnickendam, “A framework for experimental determination of localised vertical pedestrian forces on full-scale structures using wireless attitude and heading reference systems,” *Journal of Sound and Vibration*, vol. 376, pp. 217–243, 2016.
- [15] E. Shahabpoor and A. Pavic, “Estimation of vertical walking ground reaction force in real-life environments using single IMU sensor,” *Journal of biomechanics*, vol. 79, pp. 181–190, 2018.
- [16] L. Ren, R. K. Jones, and D. Howard, “Whole body inverse dynamics over a complete gait cycle based only on measured kinematics,” *Journal of biomechanics*, vol. 41, no. 12, pp. 2750–2759, 2008.
- [17] A. Karatsidis, G. Bellusci, H. M. Schepers, M. De Zee, M. S. Andersen, and P. H. Veltink, “Estimation of Ground Reaction Forces and Moments During Gait Using Only Inertial Motion Capture,” *Sensors*, vol. 17, no. 1, p. 75, 2016.
- [18] H. J. Hermens, B. Freriks, C. Disselhorst-Klug, and G. Rau, “Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures,” *Journal of electromyography and Kinesiology*, vol. 10, no. 5, pp. 361–374, 2000.

- 
- [19] H. Akuzawa, A. Imai, S. Iizuka, N. Matsunaga, and K. Kaneoka, “The influence of foot position on lower leg muscle activity during a heel raise exercise measured with fine-wire and surface EMG,” *Physical Therapy in Sport*, vol. 28, pp. 23–28, 2017.
- [20] S. Micera, J. Carpaneto, and S. Raspopovic, “Control of Hand Prostheses Using Peripheral Information,” *IEEE reviews in biomedical engineering*, vol. 3, pp. 48–68, 2010.
- [21] K. L. Newcomer, T. D. Jacobson, D. A. Gabriel, D. R. Larson, R. H. Brey, and K.-N. An, “Muscle Activation Patterns in Subjects With and Without Low Back Pain,” *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 83, no. 6, pp. 816–821, 2002.
- [22] F. Schellenberg, K. Oberhofer, W. R. Taylor, and S. Lorenzetti, “Review of Modelling Techniques for In Vivo Muscle Force Estimation in the Lower Extremities during Strength Training,” *Computational and mathematical methods in medicine*, vol. 2015, 2015.
- [23] “Overview of opensim workflows - opensim documentation - opensim.” <https://opensimconfluence.atlassian.net/wiki/spaces/OpenSim/pages/53084226/Overview+of+OpenSim+Workflows>. (Accessed on 05/23/2024).
- [24] M. G. Pandy, F. E. Zajac, E. Sim, and W. S. Levine, “AN OPTIMAL CONTROL MODEL FOR MAXIMUM-HEIGHT HUMAN JUMPING,” *Journal of biomechanics*, vol. 23, no. 12, pp. 1185–1198, 1990.
- [25] A. J. Van Soest, A. L. Schwab, M. F. Bobbert, and G. J. van Ingen Schenau, “THE INFLUENCE OF THE BIARTICULARITY OF THE GASTROCNEMIUS MUSCLE ON VERTICAL-JUMPING ACHIEVEMENT,” *Journal of biomechanics*, vol. 26, no. 1, pp. 1–8, 1993.
- [26] M. F. Bobbert, W. W. de Graaf, J. N. Jonk, and L. R. Casius, “Explanation of the bilateral deficit in human vertical squat jumping,” *Journal of applied physiology*, vol. 100, no. 2, pp. 493–499, 2006.

- 
- [27] D. T. Reilly and M. Martens, “Experimental Analysis of the Quadriceps Muscle Force and Patello-Femoral Joint Reaction Force for Various Activities,” *Acta Orthopaedica Scandinavica*, vol. 43, no. 2, pp. 126–137, 1972.
- [28] A. Nagano, T. Komura, and S. Fukashiro, “Optimal coordination of maximal-effort horizontal and vertical jump motions—a computer simulation study,” *Biomedical engineering online*, vol. 6, pp. 1–9, 2007.
- [29] A. Pedotti, V. Krishnan, and L. Stark, “Optimization of Muscle-Force Sequencing in Human Locomotion,” *Mathematical Biosciences*, vol. 38, no. 1-2, pp. 57–76, 1978.
- [30] B. Bresler and J. Frankel, “The Forces and Moments in the Leg During Level Walking,” *Transactions of the American Society of Mechanical Engineers*, vol. 72, no. 1, pp. 27–36, 1950.
- [31] S. L. Delp, F. C. Anderson, A. S. Arnold, P. Loan, A. Habib, C. T. John, E. Guendelman, and D. G. Thelen, “OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement,” *IEEE transactions on biomedical engineering*, vol. 54, no. 11, pp. 1940–1950, 2007.
- [32] “Anybody technology - anybody technology.” <https://www.anybodytech.com/>. (Accessed on 05/23/2024).
- [33] A. Rajagopal, C. L. Dembia, M. S. DeMers, D. D. Delp, J. L. Hicks, and S. L. Delp, “Full-Body Musculoskeletal Model for Muscle-Driven Simulation of Human Gait,” *IEEE transactions on biomedical engineering*, vol. 63, no. 10, pp. 2068–2079, 2016.
- [34] D. A. Winter, *BIOMECHANICS AND MOTOR CONTROL OF HUMAN MOVEMENT*. John Wiley & Sons, 2009.
- [35] X. T. B.V., “Mtw awinda,” 2024. Accessed: 2024-07-13.
- [36] A. C. Severin and J. Danielsen, “Rotation sequence and marker tracking method affects the humerothoracic kinematics of manual wheelchair propulsion,” *Journal of Biomechanics*, vol. 141, p. 111212, 2022.
- [37] K. Group, “Portable 3d force plates with aluminum top plate 9286b,” 2024. Accessed: 2024-07-13.

- 
- [38] R. Van Hulle, C. Schwartz, V. Denoël, J.-L. Croisier, B. Forthomme, and O. Brûls, “A foot/ground contact model for biomechanical inverse dynamics analysis,” *Journal of Biomechanics*, vol. 100, p. 109412, 2020.
- [39] S.-Y. Low, *A Method of Determining Muscle Forces in Taekwondo Front Kick via Optimization and Inverse Dynamics*. 2017.
- [40] F. De Groote, A. Van Campen, I. Jonkers, and J. De Schutter, “Sensitivity of dynamic simulations of gait and dynamometer experiments to hill muscle model parameters of knee flexors and extensors,” *Journal of biomechanics*, vol. 43, no. 10, pp. 1876–1883, 2010.
- [41] A. Zargham, M. Afschrift, J. De Schutter, I. Jonkers, and F. De Groote, “Inverse dynamic estimates of muscle recruitment and joint contact forces are more realistic when minimizing muscle activity rather than metabolic energy or contact forces,” *Gait & posture*, vol. 74, pp. 223–230, 2019.



Appendix A

A.1 肢段自由體圖

圖 A.1、圖 A.2、圖 A.3及A.4分別是腳掌、小腿、大腿及軀幹四個肢段的自由體圖，可以從圖中看出各肢段的肌肉力以及關節接觸力。模型是修改 [39] 中的模型而得的，在本研究中比其多加了腳掌上的地面反作用力以及軀幹的自由體圖。

圖中 x 軸以向右為正， y 軸向上為正，角度逆時針為正，並且力矩以質心為支點； L_i 為肢段 i 的長度， l_i 為肢段 i 的質心至肢段近端 (proximal) 的距離， l_R 為肢段踝關節離腳跟的距離， Θ_i 為肢段 i 的角度； $e_{j,i}$ 為肌肉 j 在肢段 i 插入位置離肢段近端的距離， $\phi_{j,i}$ 為肌肉 j 在肢段 i 的插入角度； GRF_{pos} 為利用第三章計算出來的地面反作用力位置， $GRFx$ 及 $GRFy$ 則為第三章所計算得到的水平及垂直地面反作用力大小。

腳掌

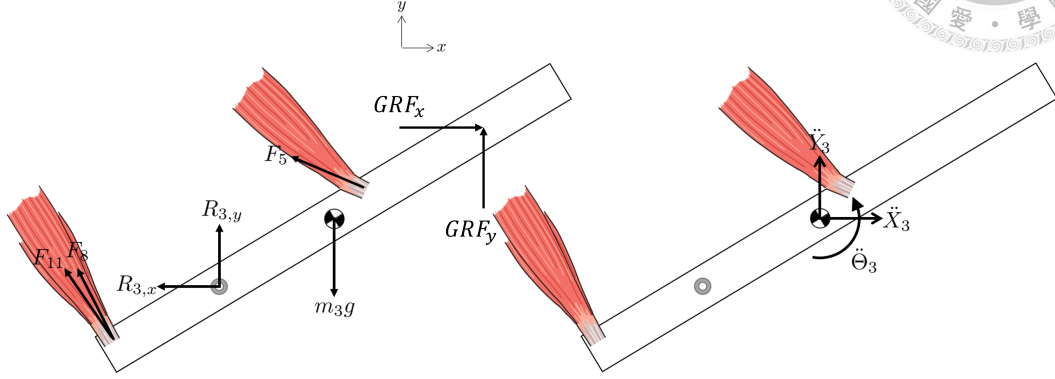


圖 A.1: 腳掌骨骼肌肉自由體圖：修改 [39] 之模型，將其增加地面反作用力

$$\begin{aligned}
 \sum F_x &= -R_{3,x} + F_{11} \cos(\Theta_3 + \phi_{11,3}) + F_8 \cos(\Theta_3 + \phi_{8,3}) \\
 &\quad + F_5 \cos(\Theta_3 + \pi - \phi_{5,3}) + GRF_x = m_3 \ddot{X}_3 \\
 \sum F_y &= R_{3,y} - m_3 g + F_{11} \sin(\Theta_3 + \phi_{11,3}) + F_8 \sin(\Theta_3 + \phi_{8,3}) \\
 &\quad + F_5 \sin(\Theta_3 + \pi - \phi_{5,3}) + GRF_y = m_3 \ddot{Y}_3 \\
 \sum M_z &= F_5 \sin \phi_{5,3} (e_{5,3} - l_R) - (F_8 \sin \phi_{8,3} + F_{11} \sin \phi_{11,3}) (l_3 - e_{8,3}) \\
 &\quad + (GRF_x \sin \Theta_3 + GRF_y \cos \Theta_3) (|L_3 - |GRF_{pos}| - l_3|) \\
 &\quad - (R_{3,x} \sin \Theta_3 + R_{3,y} \cos \Theta_3) (l_3 - l_R) x = I_3 \ddot{\Theta}_3
 \end{aligned} \tag{A.1}$$

小腿

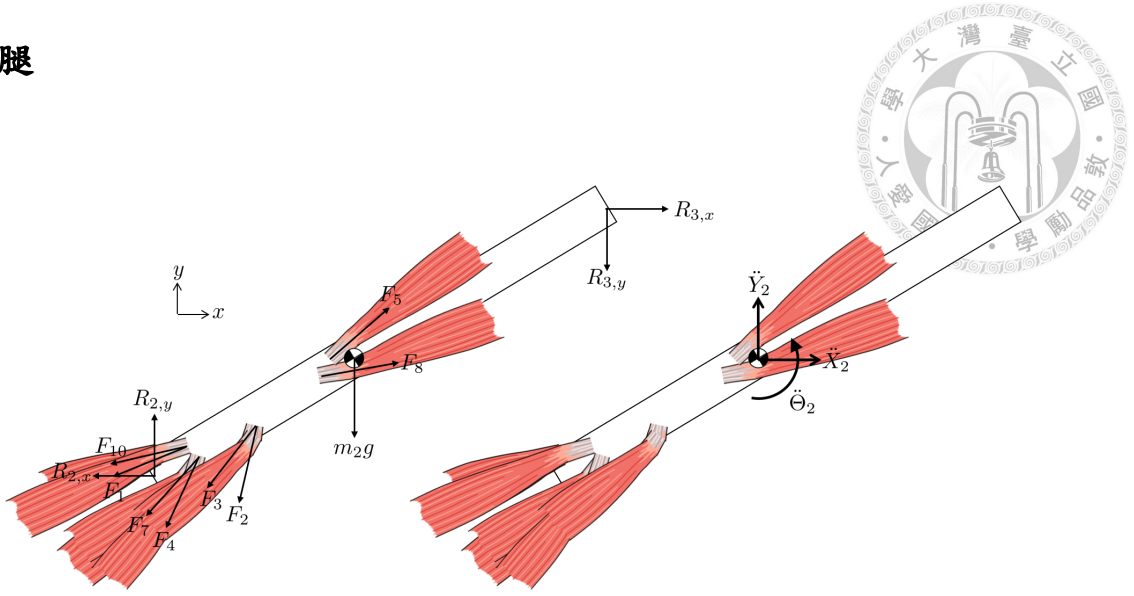


圖 A.2: 小腿骨骼肌肉自由體圖 [39]

$$\begin{aligned}\sum F_x = & R_{3,x} - R_{2,x} + F_7 \cos(\Theta_2 + \pi + \phi_{7,2}) + F_4 \cos(\Theta_2 + \pi + \phi_{4,2}) \\ & + (F_1 + F_{10}) \cos(\Theta_2 + \pi - \phi_{1,2}) + F_3 \cos(\Theta_2 + \pi + \phi_{3,2}) \\ & + F_2 \cos(\Theta_2 + \pi - \phi_{2,2}) + F_8 \cos(\Theta_2 + 2\pi - \phi_{8,2}) \\ & + F_5 \cos(\Theta_2 + \phi_{5,2}) = m_2 \ddot{X}_2\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\sum F_y = & -R_{3,y} + R_{2,y} - m_2 g + F_7 \sin(\Theta_2 + \pi + \phi_{7,2}) + F_4 \sin(\Theta_2 + \pi + \phi_{4,2}) \\ & + (F_1 + F_{10}) \sin(\Theta_2 + \pi - \phi_{1,2}) + F_3 \sin(\Theta_2 + \pi + \phi_{3,2}) \\ & + F_2 \sin(\Theta_2 + \pi - \phi_{2,2}) + F_8 \sin(\Theta_2 + 2\pi - \phi_{8,2}) \\ & + F_5 \sin(\Theta_2 + \phi_{5,2}) = m_2 \ddot{X}_2\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\sum M_z = & -(R_{3,x} \sin \Theta_2 + R_{3,y} \cos \Theta_2)(L_2 - l_2) - (R_{2,x} \sin \Theta_2 + R_{2,y} \cos \Theta_2) l_2 \\ & + (F_7 \sin \phi_{7,2} + F_4 \sin \phi_{4,2})(l_2 - e_{4,2}) + (F_1 + F_{10}) \sin \phi_{1,2}(l_2 - e_{1,2}) \\ & + F_3 \sin \phi_{3,2}(l_2 - e_{3,2}) + F_2 \sin \phi_{2,2}(l_2 - e_{2,2}) + F_8 \sin \phi_{8,2}(l_2 - e_{8,2}) \\ & + F_5 \sin \phi_{5,2}(l_2 - e_{5,2}) = I_{0,2} \ddot{\Theta}_2\end{aligned}\tag{A.2}$$

大腿

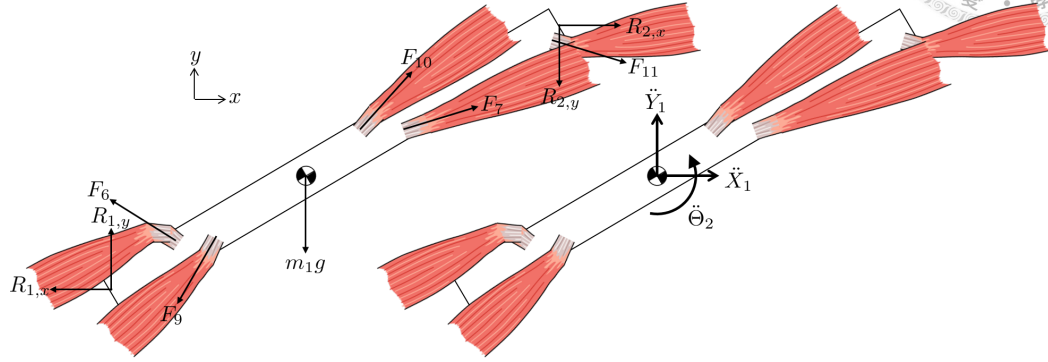


圖 A.3: 大腿骨骼肌肉自由體圖 [39]

$$\begin{aligned}
 \sum F_x &= -R_{1,x} + R_{2,x} + F_6 \cos(\Theta_1 + \pi - \phi_{1,1}) + F_9 \cos(\Theta_1 + \pi + \phi_{9,1}) \\
 &\quad + F_{10} \cos(\Theta_1 + \phi_{10,1}) + F_7 \cos(\Theta_1 + 2\pi - \phi_{7,1}) \\
 &\quad + F_{11} \cos(\Theta_1 + 2\pi - \phi_{11,1}) = m_1 \ddot{X}_1 \\
 \sum F_y &= R_{1,y} - R_{2,y} - m_1 g + F_6 \sin(\Theta_1 + \pi - \phi_{1,1}) + F_9 \sin(\Theta_1 + \pi + \phi_{9,1}) \\
 &\quad + F_{10} \sin(\Theta_1 + \phi_{10,1}) + F_7 \sin(\Theta_1 + 2\pi - \phi_{7,1}) \\
 &\quad + F_{11} \sin(\Theta_1 + 2\pi - \phi_{11,1}) = m_1 \ddot{Y}_1 \\
 \sum M_z &= -(F_{2,x} \sin \Theta_1 + R_{2,y} \cos \Theta_1)(L_1 - l_1) - (R_{1,x} \sin \Theta_1 + R_{1,y} \cos \Theta_1) l_1 \\
 &\quad + F_9 \sin \phi_{9,1} (l_1 - e_{9,1}) - F_6 \sin \phi_{6,1} (l_1 - e_{6,1}) \\
 &\quad + F_{10} \sin \phi_{10,1} (e_{10,1} - l_1) - F_7 \sin \phi_{7,1} (e_{7,1} - l_1) \\
 &\quad - F_{11} \sin \phi_{11,1} (e_{11,1} - l_1) = I_{0,1} \ddot{\Theta}_1
 \end{aligned} \tag{A.3}$$

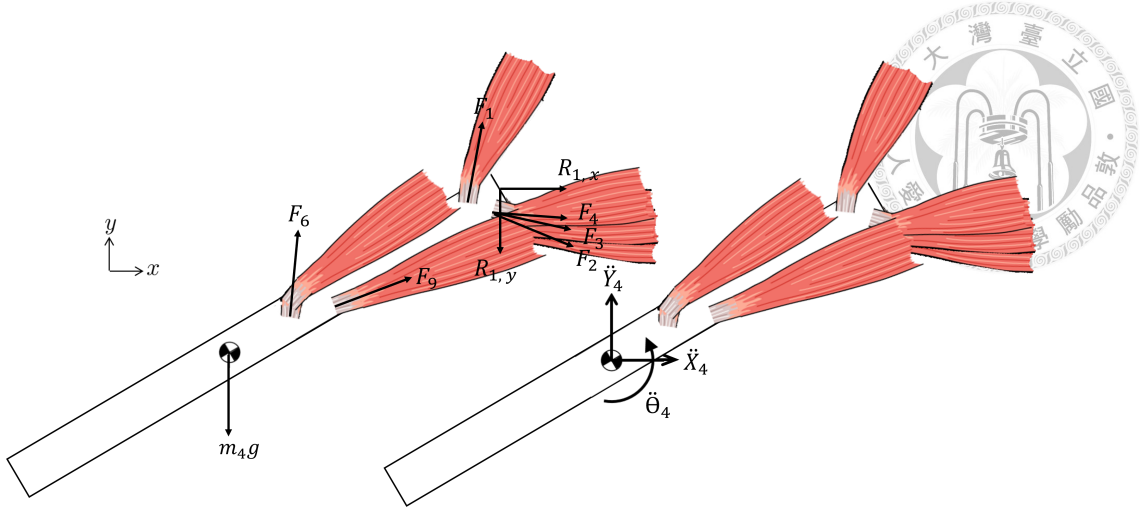


圖 A.4: 軀幹骨骼肌肉自由體圖：參考 [39] 而得

$$\begin{aligned}
 \sum F_x &= R_{1,x} + F_6 \cos(\Theta_4 + \pi + \phi_{6,4}) + F_1 \cos(\Theta_4 + \pi + \phi_{1,4}) \\
 &\quad - F_9 \cos(\Theta_4 + \pi - \phi_{9,4}) - F_2 \cos(\Theta_4 + \pi - \phi_{2,4}) - F_3 \cos(\Theta_4 + \pi - \phi_{3,4}) \\
 &\quad - F_4 \cos(\Theta_4 + \pi - \phi_{4,4}) = m_4 \ddot{X}_4 \\
 \sum F_y &= -R_{4,y} - m_4 g - F_6 \sin(\Theta_4 + \pi + \phi_{6,4}) - F_1 \sin(\Theta_4 + \pi + \phi_{1,4}) \\
 &\quad - F_9 \sin(\Theta_4 + \pi - \phi_{9,4}) - F_2 \sin(\Theta_4 + \pi - \phi_{2,4}) - F_3 \sin(\Theta_4 + \pi - \phi_{3,4}) \\
 &\quad - F_4 \sin(\Theta_4 + \pi - \phi_{4,4}) = m_4 \ddot{Y}_4 \\
 \sum M_z &= (R_{1,x} \sin \Theta_4 + R_{1,y} \cos \Theta_4) (L_4 - l_4) + (F_6 \sin \phi_{6,4}) (e_{6,4} - l_4) \\
 &\quad + (F_1 \sin \phi_{1,4}) (e_{1,4} - l_4) + (F_9 \sin \phi_{9,4}) (e_{9,4} - l_4) + (F_2 \sin \phi_{2,4}) (e_{2,4} - l_4) \\
 &\quad + (F_3 \sin \phi_{3,4}) (e_{3,4} - l_4) + (F_4 \sin \phi_{4,4}) (e_{4,4} - l_4) = I_{0,4} \ddot{\Theta}_4
 \end{aligned} \tag{A.4}$$

表 A.1: 力平衡及力矩平衡式中之未知數

Unknowns	Description
F_1	股直肌 (rectus femoris) 之肌肉力
F_2	半腱肌 (semitendinosus) 之肌肉力
F_3	半膜肌 (semimembranosus) 之肌肉力
F_4	股二頭肌長頭 (biceps femoris caput longum) 之肌肉力
F_5	脛前肌 (tibialis anterior) 之肌肉力
F_6	髂肌 (iliacus) 之肌肉力
F_7	股二頭肌短頭 (biceps femoris caput breve) 之肌肉力
F_8	比目魚肌 (soleus) 之肌肉力
F_9	臀大肌 (glutei) 之肌肉力
F_{10}	股肌 (vasti) 之肌肉力
F_{11}	腓腸肌 (gastrocnemius) 之肌肉力
$R_{1,x}$	水平方向髋關節接觸力
$R_{1,y}$	垂直方向髋關節接觸力
$R_{2,x}$	水平方向膝關節接觸力
$R_{2,y}$	垂直方向膝關節接觸力
$R_{3,x}$	水平方向踝關節接觸力
$R_{3,y}$	垂直方向踝關節接觸力



A.2 肌肉參數表

表 A.2: 肌肉參數，其中截面積單位為平方公分，角度單位為度

肌肉	j	截面積	起點			止點		
			肢段	位置	角度	肢段	位置	角度
RF	1	13.9	軀幹	0.95	5	小腿	0.156	10.8
ST	2	4.9	軀幹	1	5	小腿	0.223	36.6
SM	3	19.1	軀幹	1	5	小腿	0.112	33.5
CL	4	11.6	軀幹	1	5	小腿	0.130	16.5
TA	5	11.0	小腿	0.377	4.5	腳掌	0.585	49.4
IL	6	10.2	軀幹	0.867	45	大腿	0.152	64.9
CB	7	5.2	大腿	0.533	10.2	小腿	0.130	17.9
SO	8	58.8	小腿	0.356	9.3	腳掌	0.000	80.8
GL	9	30.4	軀幹	0.867	20	大腿	0.253	27.9
VA	10	77.5	大腿	0.494	16.1	小腿	0.156	10.8
GA	11	31.3	大腿	0.995	45.9	腳掌	0.000	87.1



A.3 最佳化問題

利用最佳化計算肌肉力，目的主要是想讓所有肌肉的應力總和最小 [40]，並且力平衡及力矩平衡無法完全滿足，因此將殘餘力及殘餘力矩放於目標函式中，盡可能使兩者等於 0，因此本研究的最佳化問題如式 A.5 所示。

$$\begin{aligned} \min_{f^M} \quad & \sum_{j=1}^{11} w_j \left(\frac{f_j^M}{A_j} \right)^P + w_f * F_{balance}^2 + w_m * M_{balance}^2 \\ \text{subject to} \quad & F_{balance} = 0 \\ & \sum_{j=1}^{11} w_j = 1 \\ & f_j^M \geq 0 \end{aligned} \quad (A.5)$$

在目標函式中，第一項是肌肉力的部分： f_j^M 為第 j 條肌肉的肌肉力，即為這個最佳化所要找的變數； w_j 是從第 j 條肌肉的權重，目前是將每條肌肉的權重都設為 $\frac{1}{11}$ ； A_j 為第 j 條肌肉的截面積 [29]； b 為次方項，設為 3 [41]。後面兩項分別是肢段力及力矩平衡： $F_{balance}$ 為殘餘力， $M_{balance}$ 則為殘餘力矩，兩者皆希望儘可能為 0； w_f 及 w_m 則分別為力平衡及力矩平衡的比重，可以依研究需求進行調整。限制式中，第一條為強制滿足力平衡，看研究需求決定需要放入的肢段之力平衡；並且比重加起來為 1 及肌肉力不可為負值。

A.4 力與力矩平衡及肌肉力結果

本案例分析將四個肢段之力平衡放於限制式中，將四個力矩平衡目標函式比重皆設為 1e1，力平衡及肌肉力比重設為 0，觀察模型是否可以達到力平衡並且力矩平衡，結果如圖 A.6 所示，發現即使在沒考慮肌肉最小化的狀況下，力矩已經無法平衡，即使有考慮殘餘力矩也差有點多。初步考慮是模型問題，可能是限制太多但自由度太少，又因加在腳掌跟軀幹的限制較多、不確定性也較高。

其中力平衡圖中的橫軸為時間，單位為幀數，縱軸為力的大小，單位為牛頓；力矩平衡圖中的橫軸為時間，單位為幀數，縱軸為力矩大小，單位為牛頓-米；肌肉力結果圖中的橫軸為時間，單位為幀數，縱軸為肌肉力大小，單位為牛頓。

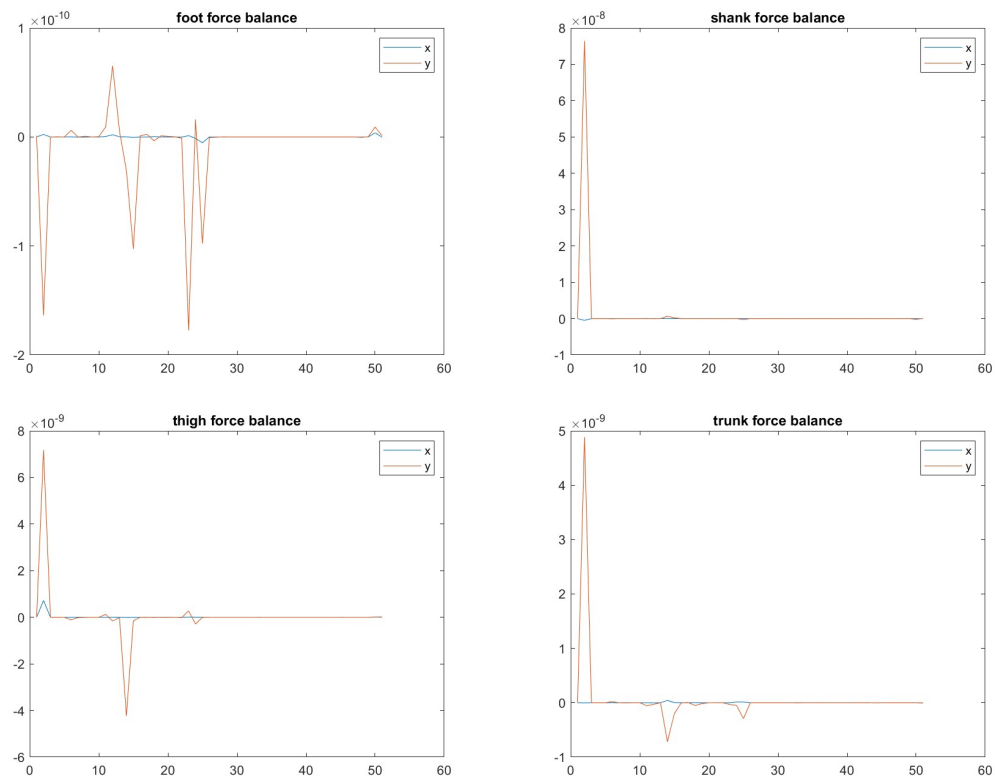


圖 A.5: 肢段力平衡

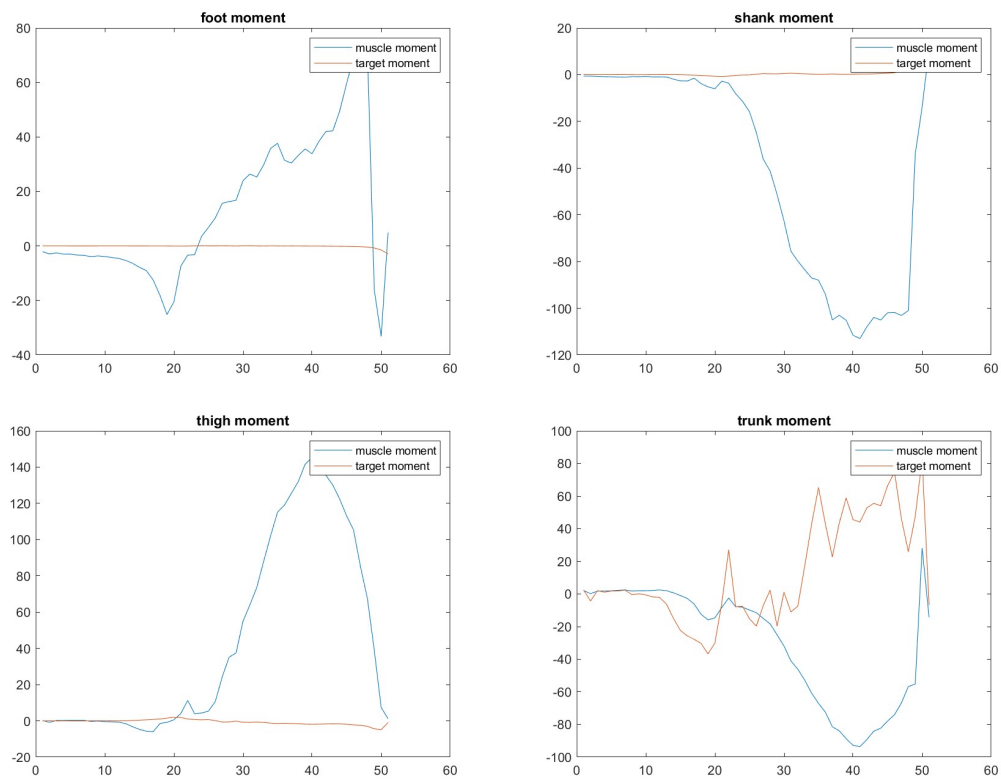


圖 A.6: 肢段力矩平衡

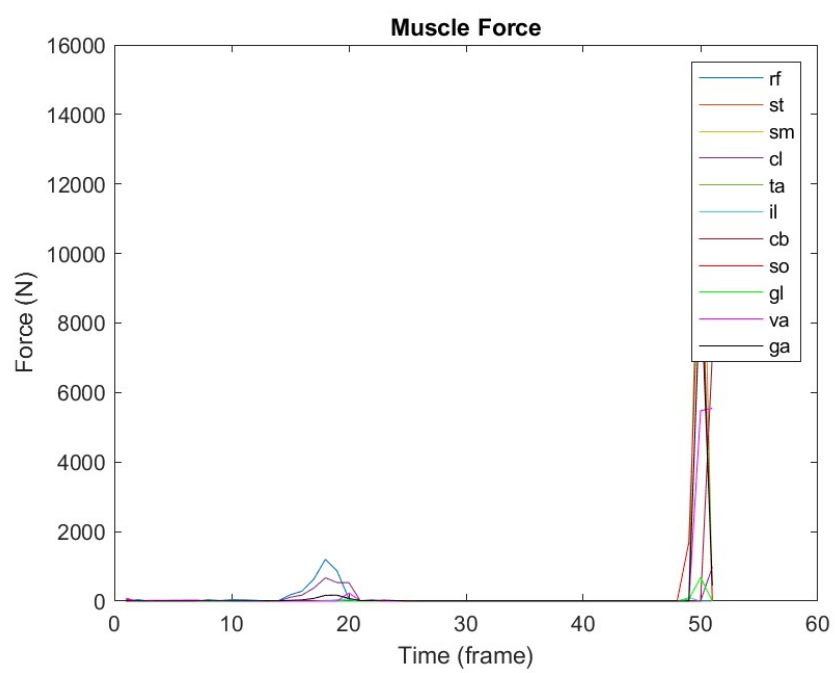


圖 A.7: 肌肉力結果