



國立中山大學機械與機電工程學系

碩士論文

下肢障礙者步行輔具機構設計之研究

A Study on the Design of Auxiliary Walking Mechanisms for  
Lower Limb Disablement

研究生：陳昱廷 撰

指導教授：蔡穎堅 教授

中華民國九十五年七月

# 國立中山大學研究生學位論文審定書

本校機械與機電工程學系碩士班

研究生陳昱廷（學號：M933020035）所提論文

下肢障礙者步行輔具機構設計之研究

A Study on the Design of Auxiliary Walking Mechanisms for Lower Limb Disablement

經本委員會審查並舉行口試，符合碩士學位論文標準。

學位考試委員簽章：

蔡穎堅

錢志圓

蔣得民

何應勤

指導教授(可免)

蔡穎堅

系主任/所長(可免)

印海成

## 謝誌

在中山大學兩年的學生生活一眨眼就過了，在這優美的校園裡也留下許多令人一輩子難以忘懷的回憶。

短短兩年研究生活中，感謝恩師 蔡穎堅教授這些日子以來的諄諄教誨，在研究學習方面細心、耐心的教導，在待人處世方面更是使學生獲益匪淺，時常不忘提醒學生們，該如何面對競爭激烈的社會，學生定當謹記在心。

感謝中山大學機械與機電工程學系 錢志回教授、何應勤教授與蔡得民教授，感謝三位教授對本文的匡正以及研究上提供寶貴的建議，使本論文更趨完整。

感謝國科會提供此步行輔具的研究計畫，並感謝中山大學機電所 錢志回教授的指導與擔任本計畫的受訪者，提供照片及影像之拍攝，並參與本計畫當中模擬數據比較對照的實驗者。

感謝研究室謝忠明老師、林猷源老師、少濠學長、偉宜學長、昇平學長、庭偉學長、與威帆學長在研究過程中予以的協助與對學弟的照顧與鼓勵；感謝研究室同學育達，在研究生活中相互砥礪；感謝研究室學弟建樑、斯晨、與國威在論文撰寫時所給予的協助。

最後感謝我最敬愛的父親與母親長久以來的支持，讓我求學路途中一路順暢，也感謝我的姊姊和弟弟的鼓勵；還有所有關心我的好友們，感謝你們這些日子的陪伴、關心以及鼓勵，讓我順利的完成論文。謹將本文獻給所有關心我的人們。

昱廷

2006 年于高雄西子灣

機構設計研究室

# 目錄

謝誌 .....	I
目錄 .....	II
圖目錄 .....	III
表目錄 .....	V
摘要 .....	VI
Abstract .....	VII
第一章 緒論.....	1
1.1 研究背景.....	1
1.2 文獻回顧.....	5
1.3 論文架構.....	15
第二章 步行輔具的介紹 .....	17
2.1 步行輔具之介紹.....	17
2.2 步行輔具之運動機構.....	21
2.3 步態理論 .....	24
第三章 步行輔具機構設計與動作設計 .....	29
3.1 研究方法與步驟.....	29
3.2 儲能機構之設計 .....	34
3.3 新型機構之設計 .....	46
第四章 新型步行輔具之模擬與操作分析 .....	57
4.1 模擬測試設定 .....	57
4.2 上樓梯之比較 .....	63
4.3 平地行走之比較 .....	69

第五章 結論與建議 .....	75
-----------------	----

參考文獻.....	78
-----------	----

## 圖目錄

圖 1.1 練習平地行走圖[ <a href="http://tinyurl.com/lpr2q">http://tinyurl.com/lpr2q</a> ] .....	4
圖 1.2 練習上樓梯[ <a href="http://tinyurl.com/lpr2q">http://tinyurl.com/lpr2q</a> ] .....	4
圖 1.3 研究初期針對對象.....	4
圖 1.4 輔具外觀示意圖[高天賜, 1995].....	6
圖 1.5 單一關節構造剖示圖[高天賜, 1995].....	6
圖 1.6 關節彎折時之外觀示意圖[高天賜, 1995].....	7
圖 1.7 膝關節結構構造示意圖[葉坤達, 2003].....	7
圖 1.8 實施動作之示意圖[葉坤達, 2003].....	8
圖 1.9 改良腿部肢架支撐結構示意圖[Hogg, 2004].....	8
圖 1.10 腿部肢架支撐結構之分解圖[Hogg, 2004].....	9
圖 1.11 肢架示意圖[Hatton, 2003] .....	9
圖 1.12 膝部關節構造圖[Hatton, 2003].....	10
圖 1.13 肢架構造圖[Greene, 2003] .....	11
圖 1.14 機構行走過程圖[Greene, 2003] .....	11
圖 1.15 膝蓋彎曲與腳踝反彎曲角度圖[Greene, 2003] .....	11
圖 1.16 能量消耗及步態效率比較圖[Shurr, 1990] .....	12
圖 1.17 氣冷式義肢[黃國峯, 2002].....	13
圖 2.1 小兒麻痺、脊髓損傷或經醫師認定需配支架者.....	21
圖 2.2 長腿肢架.....	22
圖 2.3 一般習用輔具肢架.....	23
圖 2.4 膝關節部分彎曲示意圖.....	23
圖 2.5 完整的步態週期[Shurr, 1990] .....	26
圖 3.1 一般性的設計程序.....	30
圖 3.2 習用輔具機構示意圖(a) [高天賜, 1995] (b) [重新義肢輔具中心].....	31
圖 3.3 習用輔具機構示意圖(a) [高天賜, 1995] (b) [重新義肢輔具中心].....	32
圖 3.4 習用輔具機構示意圖[重新義肢輔具中心].....	33

圖 3.5	傳力角及其極限值.....	36
圖 3.6	曲柄滑塊示意圖.....	36
圖 3.7	曲柄滑塊機構.....	37
圖 3.8	偏置型曲柄滑塊機構.....	38
圖 3.9	滑桿向上壓縮彈簧.....	40
圖 3.10	下肢肢架旋轉角度與彈簧壓縮量的關係圖.....	42
圖 3.11	下肢肢架旋轉角度與手部拉力的關係圖.....	42
圖 3.12	滑輪配置圖.....	43
圖 3.13	下肢肢架旋轉角度與透過滑輪組後手部拉力的關係圖.....	43
圖 3.14	儲能機構部分的作動圖(Visual Nastran) .....	44
圖 3.15	儲能機構排列方式圖.....	44
圖 3.16	儲能機構組合圖.....	45
圖 3.17	設計黑箱.....	47
圖 3.18	輔具肢架外觀的尺寸圖.....	49
圖 3.19	剪力分析圖.....	50
圖 3.20	壓縮彈簧示意圖.....	51
圖 3.21	儲能機構的尺寸圖.....	52
圖 3.22	新型步行輔具機構模型建構圖.....	53
圖 3.23	(a) 使用步驟一 (b) 使用步驟二 (c) 使用步驟三 .....	54
圖 3.24	穿戴新型肢架的站立圖.....	55
圖 3.25	穿戴新型肢架腿部彎曲示意圖.....	56
圖 4.1	身體各肢段示意圖[鄭秀媛, 1994].....	61
圖 4.2	階梯規範.....	62
圖 4.3	受訪者上樓梯的過程(拍攝者：陳昱廷).....	64
圖 4.4	受訪者上樓梯大腿側抬角度(拍攝者：陳昱廷).....	65
圖 4.5	穿戴新型肢架輔具上樓梯模擬圖(Visual Nastran) .....	66
圖 4.6	萎縮端大腿抬升角度曲線圖.....	66
圖 4.7	輔具雛形上樓梯運動模擬圖(Visual Nastran) .....	67
圖 4.8	受訪者平地行走過程(拍攝者：陳昱廷).....	70
圖 4.9	受訪者平地行走大腿側抬角度(拍攝者：陳昱廷).....	71
圖 4.10	穿戴新型肢架輔具平地行走模擬圖(Visual Nastran) .....	72
圖 4.11	萎縮端大腿抬升角度曲線圖.....	72
圖 4.12	輔具雛形平地行走運動模擬圖(Visual Nastran) .....	73

## 表目錄

表 1.1	身心障礙者人數統計[94 年底內政部統計處].....	2
表 1.2	身心障礙等級結構按障礙類別[94 年底內政部統計處].....	2
表 2.1	ISO 頒布之身心障礙者輔具分類標準 [內政部多功能輔具資源推廣中心].....	17
表 2.2	行動輔具說明[ <a href="http://www.eduassistech.org/">http://www.eduassistech.org/</a> ].....	19
表 2.3	為日常生活中膝關節彎曲角度[于振東，2003].....	28
表 3.1	彈簧規格品型錄 [京志企業有限公司, <a href="http://www.jcsp.idv.tw/index.htm">http://www.jcsp.idv.tw/index.htm</a> ] .....	51
表 4.1	人體各肢段說明[鄭秀媛, 1994].....	60
表 4.2	身體各肢段質量參數[鄭秀媛, 1994].....	61
表 4.3	平地行走跨距及跨步速度.....	71

## 摘 要

肢架輔具的使用對肢體行動不便的生活上是相當重要。本研究擬針對下肢障礙者所使用的腿部步行輔具進行探討及改良，並設計一新型步行輔具來改善其行走的步態。

本文的研究目標主要為設計一新型步行輔具，首先針對國內外現有下肢殘障步行輔具商品及專利作搜尋、整理、分類及比較。對於傳統腿部肢架進行探討，分析有無改進空間。並訪問下肢障礙者，整合他們所需之要求。再利用機構合成及分析原理，設計出便於平地行走及上下樓梯之下肢障礙的步行輔具。再透過電腦繪圖軟體建構實體模型、及部分零組件，最後匯入有限元素分析軟體做動態模擬測試，並將模擬所得之結果與受訪者所實驗之數據做比較。



# **Abstract**

Orthoses and auxiliaries are important to the people with lower limb disabled in their daily lives. The purpose of this study is to survey and discuss the existing walking auxiliary mechanism for the lower limb disabled people, and to design a new walking auxiliary mechanism to improve their walking gesture.

In order to develop a new auxiliary mechanism for the people with lower limb disabled, commercial orthoses and patents are collected, analyzed, classified, and compared to each others. Several interviews with a lower limb disablement are arranged and understand what they need. After integrating all the collected information as the design input, theories of mechanism structure synthesis, dimension synthesis, mechanism analysis are utilized to develop a mechanism design of auxiliary for lower limb disabled people to walk, to go up and down the stair. The Pro-Engineering, a CAD software, is used for solid modeling and the Visual Nastran, a CAE software, is applied for motion simulation. The results of computer simulations of walking and climbing up stairs are compared to that of video taken from the interviewed people.

# 第一章 緒論

## 1.1 研究背景

肢架輔具的使用對肢體行動不便人士的日常活動上功能的提升作用佔很重要的地位。適當的使用肢架輔具可以協助肢體行動不便人士在日常生活、休閒運動或是在工作...等能力發揮到最大的程度，而肢架輔具種類包括甚多，並且目前也正在持續快速研發增加中。而肢架輔具的功能與使用方式以及適用時機也非一般人員可以瞭解的。若是輔具的資源獲得不易或是推廣度不高的話，將會導致行動不便人士喪失應有的生活功能、學習與工作機會。

身心障礙者福利事業的發展也是國家社會文明進步的一項指標，政府單位釐訂對弱勢團體政策之用心度也可顯現國家民主與福利發展之成熟度，利用先進的醫學與科技的資源，來改善行動不便人士與身心障礙者之就醫、就學、與工作機會為目的。

根據內政部統計處所統計94年底身心障礙者人數，領有身心障礙手冊者達93萬8千人，較93年底增加3萬人或增3.2%；領有手冊之身心障礙人口占總人口比率4.1%，呈逐年上升趨勢，十年來已提升2.3個百分點。按性別分：男性54萬6,068人占58.22%，女性39萬1,875人占41.78%；身心障礙人口比率男性為4.72%，高於女性之3.50%。

身心障礙人口以肢體障礙者占41.4%最多，聽覺機能障礙者占10.6%次之，重要器官失去功能者占9.6%再次之。若與93年底比較，以肢體障礙者增加7,815人最多，重要器官失去功能者增加4,462人次之，慢性精神病患者增加3,864人再次之，下表1.1為94年底所統計的身心障礙人數，表1.2為身心障礙等級結構按障礙類別。

表1.1 身心障礙者人數統計（單位：人）

年底別	總計	視覺障礙者	聽覺機能障礙者	聲音機能或語言機能障礙者	肢體障礙者	智能障礙者	多重障礙者	重要器官失去功能者	慢性精神病患者	其他障礙者	身心障礙人口比率(%)
民國88年底	648,852	35,752	69,034	9,015	280,632	68,044	66,112	53,059	48,464	18,740	2.94
民國89年底	711,064	38,747	76,592	9,467	306,169	71,012	71,569	60,974	54,350	22,184	3.19
民國90年底	754,084	41,190	81,952	9,728	323,542	73,609	74,467	64,979	60,453	24,164	3.37
民國91年底	831,266	44,889	89,129	10,582	354,903	76,976	81,667	75,323	68,763	29,034	3.69
民國92年底	861,030	45,672	91,820	10,751	365,394	78,498	82,138	79,466	75,832	31,459	3.81
民國93年底	908,719	47,524	96,792	11,315	380,762	81,593	86,193	85,400	83,175	35,965	4.01
民國94年底	937,943	49,677	99,535	11,633	388,577	84,294	88,637	89,862	87,039	38,689	4.12
較上年底比較增減(%)	3.22	4.53	2.83	2.81	2.05	3.31	2.84	5.22	4.65	7.57	0.11 (1)
資料來源：直轄市、縣(市)政府。											
說明：其他障礙包括平衡機能障礙、顏面傷殘者、植物人、失智症者、自閉症者、頑性(難治性)癲癇症者、罕見疾病及其他。											
附註：(1)係較上年底增減百分點。											

（資料來源：94年底內政部統計處）

表1.2 身心障礙等級結構按障礙類別

障礙等級	94 年底										單位：%
	總計	視覺障礙者	聽覺機能障礙者	聲音機能或語言機能障礙者	肢體障礙者	智能障礙者	多重障礙者	重要器官失去功能者	慢性精神病患者	其他障礙者	
總計	100.00	5.30	10.61	1.24	41.43	8.99	9.45	9.58	9.28	4.12	
極重度	100.00	-	-	-	4.15	9.86	33.19	44.87	1.63	6.30	
重度	100.00	11.56	9.62	1.91	28.79	9.45	18.59	4.88	9.80	5.41	
中度	100.00	4.10	9.19	0.81	47.80	9.30	6.36	4.09	15.36	2.99	
輕度	100.00	4.81	16.02	1.72	53.77	8.14	-	6.43	5.23	3.89	

資料來源：各直轄市、縣(市)政府。

說明：1. 陰影格係指該障礙類別依據行政院衛生署所訂「身心障礙等級」無歸屬之障礙等級。

2. 其他障礙包括平衡機能障礙、顏面傷殘者、植物人、失智症者、自閉症者、頑性(難治性)癲癇症者、罕見疾病及其他。

（資料來源：94年底內政部統計處）

本文研究將針對於下肢障礙之行動不方便人士所穿戴之步行肢架輔具作為設計改良的部份，對於傳統習用步行輔具做設計及改良，在本研究當中亦有一位受訪者，此受訪者為一小兒麻痺患者，其行動不便處為受訪者之左下肢，自其左大腿至左小腿及腳掌皆為萎縮端，並且在站立或行走過程當中有肌力不足或是肢體麻痺之虞，因此受訪者自年幼即穿戴小兒麻痺用之步行輔具。

小兒麻痺症，學名是「急性脊髓灰白質症」(Poliomyelitis)，小兒麻痺症之發生為世界性，並有季節性。在溫帶地區，常發生在夏季及早秋，在熱帶國家則好發於雨季；小兒麻痺症乃是由小兒麻痺病毒 (Poliovirus) 感染引起，小兒麻痺病毒由口進入腸道繁殖，由糞便排出感染他人。少數小兒麻痺病毒可侵入血液中，或侵入中樞神經運動細胞，小兒麻痺病毒進入脊髓後，無論是摧毀或損傷到傳遞從腦部至肌肉活動信息的前角細胞運動神經元，當這些神經元損傷或死亡時，它們的功能喪失了，所以已經受這些神經細胞控制的肌肉纖維不再活動，絕大部分幼兒感染小兒麻痺病毒之後，產生不明顯或無症狀的感染，小部分產生輕微症狀如發燒、倦怠、噁心或無菌性腦膜炎 (Aseptic meningitis)，但無任何麻痺症狀，大約 0.3 ~ 1 % 感染到小兒麻痺病毒的人會出現麻痺症狀，造成脊髓運動神經細胞的破壞，產生肌肉無力或麻痺現象而導致「小兒麻痺足」；而其麻痺部位通常是不對稱，視中樞神經運動細胞破壞部分而定，圖1.1及圖1.2為小兒麻痺病童練習走路之情形。



圖1.1 練習平地行走圖



圖1.2 練習上樓梯圖

(資料來源：<http://tinyurl.com/lpr2q>)

下肢障礙者在穿戴現有的傳統腿部肢架輔具將導致行走時的不自然步態，此一不自然步態為走一步、甩一步之往復步態，再與下肢障礙受訪者訪談後也得知如此的行走步態也有其缺點及風險性，並分析其困難處及需求可做為設計新行步行輔具之參考；而初步鎖定對象為如圖1.3所示之單一下肢萎縮患者，現有傳統的腿部肢架穿戴於部分肢體行動不方便人士在行走時常會造成他們不自然的行走擺動姿勢。

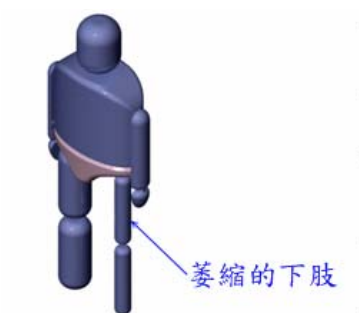


圖1.3 研究初期針對對象(左腳萎縮)

## 1.2 文獻回顧

關於肢架輔具的相關文獻及專利研究如下，首先是國內方面對於下肢輔具的研究，1995年高天賜提出『下肢輔助架的關節構造之改良』[高天賜, 1995]；此專利研究是有關於一種下肢輔助架的關節構造之改良，尤指一種殘障者使用於行走時束縛著下肢的輔助肢架，能由其關節構造確實操作肢架的直立，彎曲動作之改良機構者，其結構圖如圖1.4所示。此專利研究所具之優點為（1）將操控肢架關節卡扣或脫離的柄桿以彎折的連桿組鄰靠於肢架上阻擋，不考慮碰撞時發生提起該卡扣的狀態，不若習用者碰撞即有被提離開卡扣狀態，而非意願的自動彎折現象發生，以確保肢架使用的安全性，不會發生非意願的彎折。（2）將肢架關節內彎處淨空，使肢架彎曲時，不會有物件被擱置於該空間，不若習用者只要彎折即有物件被膝蓋內彎處夾置壓迫肌肉或神經之感，使免除不適的非必要的受壓感。（3）將操控肢架的元件近設於臀部，於操作時僅需以平常之姿勢伸出手臂即能鉤拉作動，不同於習用者必須彎腰伸長手臂費力的拉提操控元件，且易造成身體之重心不穩之情事發生。其結構分解圖及作動示意圖如圖1.5及圖1.6所示。

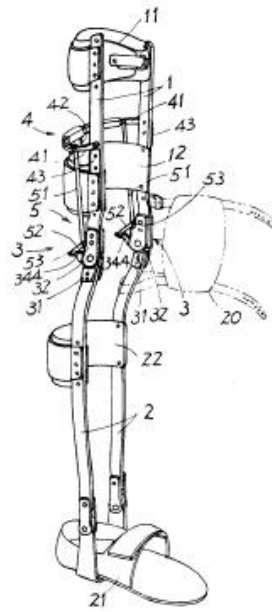


圖1.4 輔具外觀示意圖[高天賜, 1995]

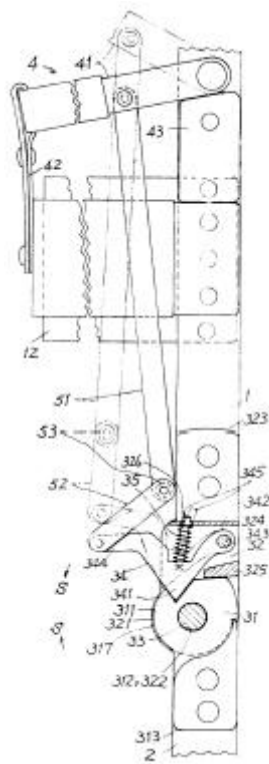


圖1.5 單一關節構造剖示圖[高天賜, 1995]

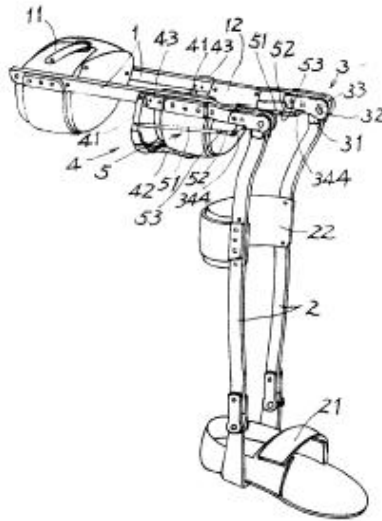


圖1.6 關節彎折時之外觀示意圖[高天賜, 1995]

2003年葉坤達與王志弘提出『膝關節輔具之關節結構』[葉坤達, 2003]；專利的內容為提供一種透過四軸桿之設置，使得股骨定位片與脛骨定位片成弧線運動，猶如正常人體膝關節之活動，圖1.7、圖1.8為此專利創作之膝關節結構構造示意圖與實施動作之示意圖。

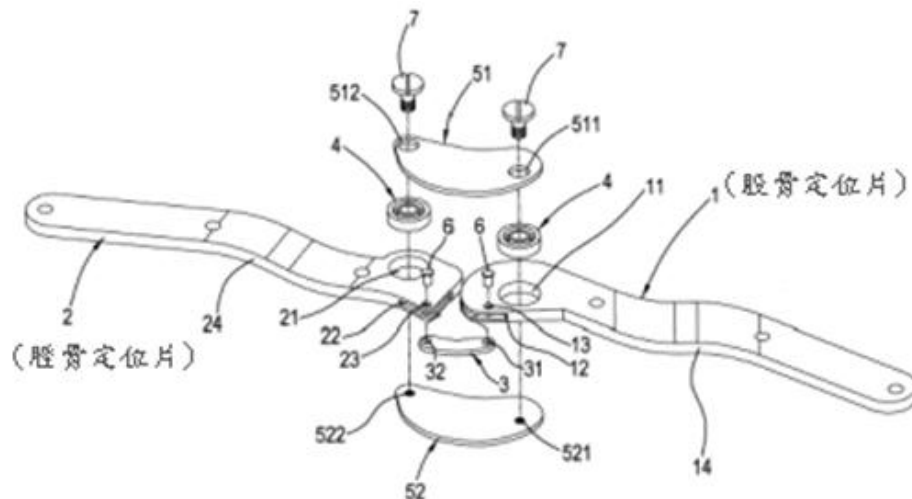


圖1.7 膝關節結構構造示意圖[葉坤達, 2003]



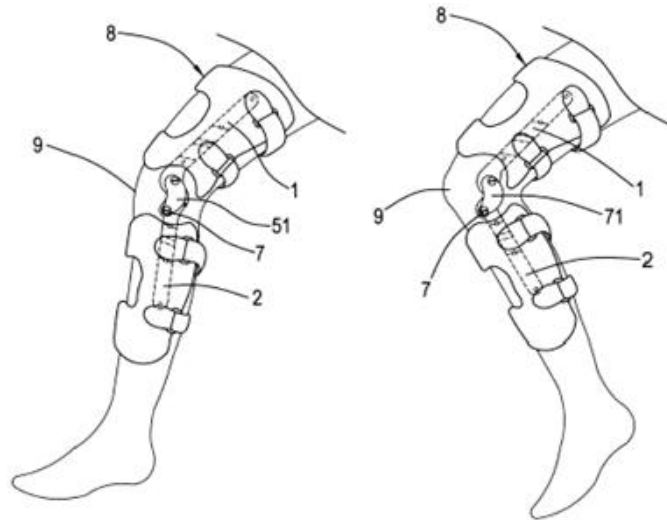


圖1.8 實施動作之示意圖[葉坤達, 2003]

關於國外輔具專利發明，2004年Hogg提出『Leg Brace Support Structure』 [Hogg, 2004]，此專利當中主要為改進的縱向支撐結構與被用與腿部肢架結合，其主要結構如圖1.9所示，而專利中腿部肢架支撐結構之分解圖如圖1.10所示。

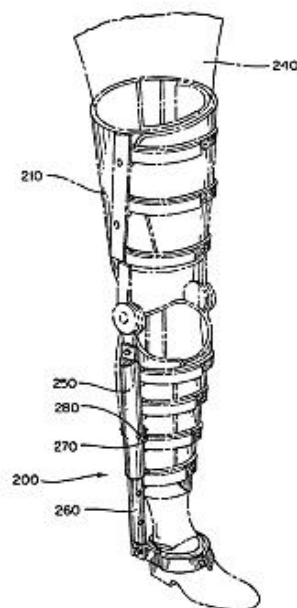


圖1.9 改良腿部肢架支撐結構示意圖[Hogg, 2004]

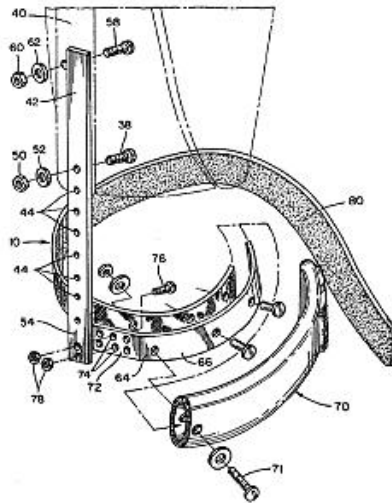


圖1.10 腿部肢架支撐結構之分解圖[Hogg, 2004]

2003年Hatton提出『Articulating Knee Supports』[Hatton, 2003]專利，當中主要為改進有關節相連接的膝部肢架，避免妨礙膝關節鎖住股骨與脛骨連接的效果，其設計之肢架示意圖如圖1.11所示，而改良的結構如圖1.12所示。

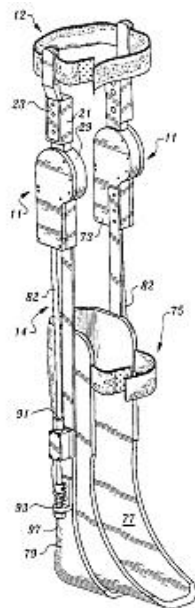


圖1.11 肢架示意圖[Hatton, 2003]

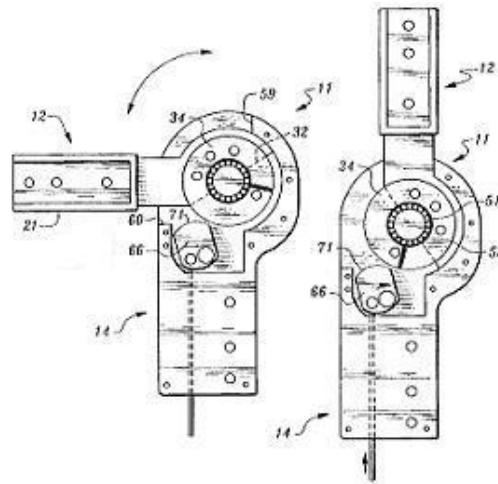


圖1.12 膝部關節構造圖[Hatton, 2003]

2003年Greene提出下身麻痺者步行時膝蓋與腳踝合成動作的研究[Greene, 2003]，下身麻痺者似機械式的步行過程的限制是高能量的消耗，而上肢的負載擺動階段時膝蓋的收縮是一個可以嘗試去降低上述能量之消耗，此研究呈現出這個機構成功地其功結合膝蓋彎曲及腳踝彎曲對下身麻痺者行走時使用膝蓋與腳踝混合結合運用機構的效果，結果證實膝蓋與腳踝混合結合運用機構在擺動階段可造成機構補償的下降比只使用膝蓋彎曲機構較為良好。圖1.13及1.14所示為Greene所設計之輔具機構結構圖及行走之模擬圖，圖1.15所示為穿戴輔具機構後腳步擺動階段膝蓋彎曲與腳踝反彎曲角度圖。

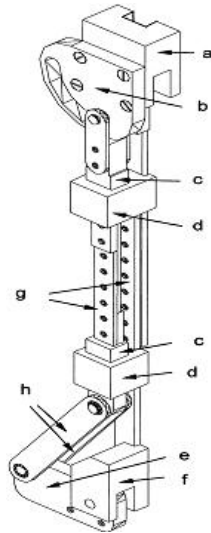


圖1.13 肢架構造圖[Greene, 2003]

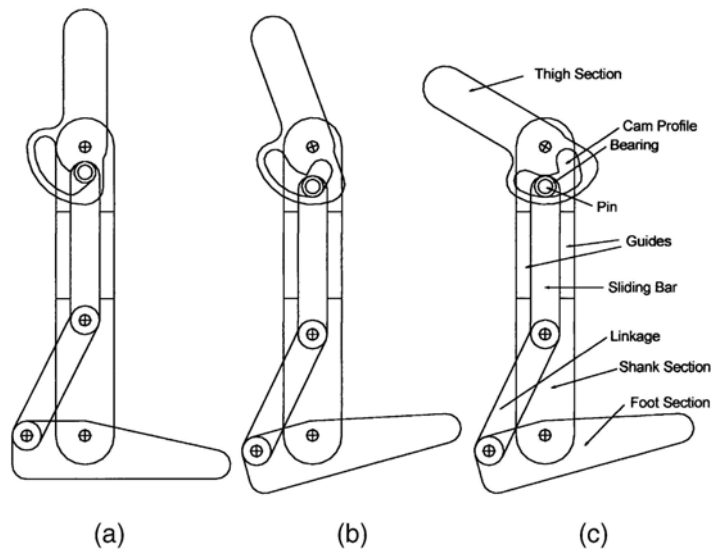


圖1.14 機構行走過程圖[Greene, 2003]

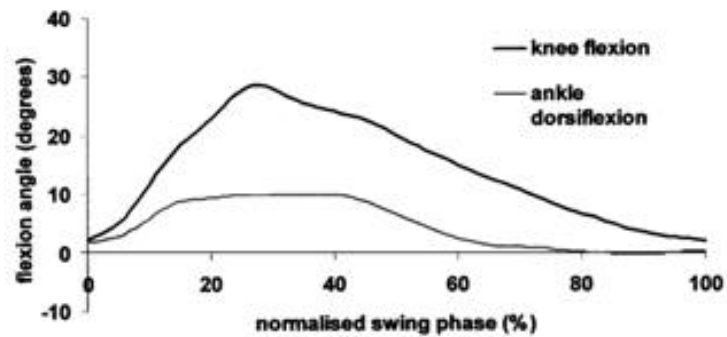


圖1.15 膝蓋彎曲與腳踝反彎曲角度圖[Greene, 2003]

圖1.16所示為1990年Shurr實驗所得[Shurr, 1990]，正常人能量消耗及步態效率與截肢者、全癱者、截癱者、與輪椅使用者的比較，圖中實心方塊代表的是正常人舒適的行走速度。2002年黃國峯依Shurr所提出之圖表，隨後提出『膝下截肢患者穿戴新型義肢在平地、斜坡和階梯之步態和能量消耗』[黃國峯, 2002]，此研究所研發的新型膝下義肢承筒，許多評估義足在行走時的研究是主觀的，在膝下截肢病患步態的定量研究已經用在動態分析系統(Motion Analysis System)對義足做動態評估，及穿著各種不同的義足來評估能量消耗情形，此研究的目的是由膝下截肢病患(Below Knee Amputees)，分別穿戴不同的義足，使用動態分析系統測量行走平地、斜坡和階梯時的步態，以及新陳代謝測量儀(Metabolic Measurement Cart)測量能量消耗(Energy Consumption)情形，圖1.17所示為黃國峯所設計之氣冷型義肢完成圖。

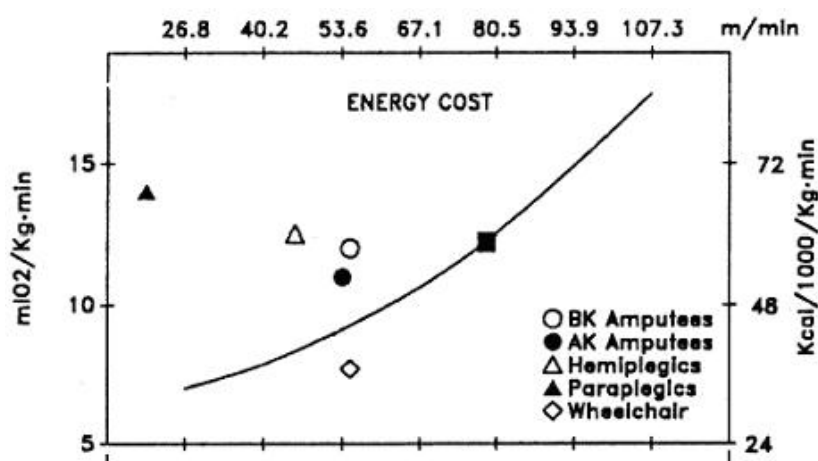


圖1.16 能量消耗及步態效率比較圖[Shurr, 1990]

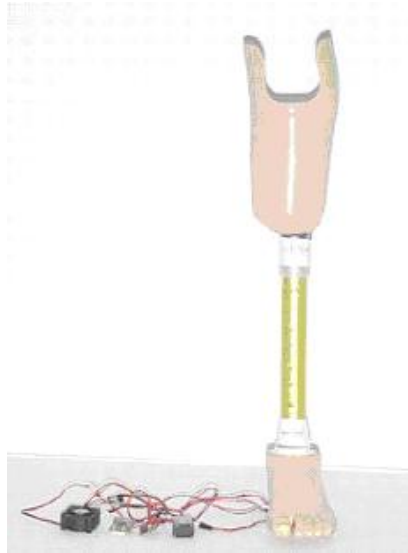


圖1.17 氣冷式義肢[黃國峯, 2002]

有關於腿部肢架機構的國內外研究還有蠻多的，例如黃明朝提出『可調式膝關節支架』[黃明朝, 1996]；此專利研究是有關於提供一種可調式膝關節支架，它可以視不同使用者之不同需求而針對兩支架構件之間的最大曲度、最小彎曲度及彎曲範圍做最適切之調整。德國華格納等人提出『剎止膝關節』[華格納, 1995]；此專利研究是有關於利用本發明之擺動相對於關節軸設置的方式，在前腳受負荷時產生的剎止力矩比起腳趾負荷為小。如此，在腳趾負荷時得到一最大剎止力矩，而在前腳受負荷時，剎止作用在解除，如此對步伐階段作對應的彎曲引導。Campbell等人提出『Knee Joint and Method』[Campbell, 2000]，此專利主要利用很多扭力彈簧組裝於膝關節機構處，並且使穿戴者運作時更像一般人的膝蓋。Barney提出『Leg Support Apparatus』[Barney, 1998]，此專利主要為與具體化一致的一個安全的構造由周圍包覆可調整的構件所銑住在穿戴者的腿部，而此專利發明也提供在做運動時對於腳踝和膝蓋軟骨的保護，而不限制穿戴者的腿部的運動角度。Wycoki提出『Orthopedic Brace for Legs』[Wycoki, 1997]，此專利主要為發明一種可提供幫助患者行走的肢架，也提

供穿戴者單一或多樣的膝部活動。Conrad等人提出了足部輔具對於風濕關節炎造成的腳痛與腫大的關係與影響之研究[Conrad, 1996]。Nester等人提出足部輔具在一般行走過程當中運動學與動力學的關係[Nester, 2003]。Stacoff等人提出一個醫療輔具的運動學研究[Stacoff, 2000]。Tagawa等人提出一種新的模型於受損膝關節處可提供行走時的輔助[Tagawa, 2000]。Stackhouse等人的研究在比較穿戴傳統肢架時前腳與後腳敲擊至地面的型態[Stackhouse, 2004]。Piazza等人在1996年與2004年提出研究肌肉對於膝蓋彎曲在行走過程中步態擺動的影響、利用函數的方法實驗及評估計算髖關節中心位置去降低臀部移動的範圍[Piazza, 1996, 2004]。Santos等人研究膝蓋運動與髖關節旋轉動作對踝關節肢架的影響[Santos, 2004]。McGrory作了膝蓋伸張機構的分解研究[McGrory, 2003]。Chow研究在膝蓋伸張階段膝關節處的力[Chow, 1999]。English與Russel研究檢測義肢的驅動利用彈簧與制動器模擬人體下肢肌肉的軀性[English, 1999]。

其實國內外有關於腿部肢架的相關研究或是發明專利也是相當廣泛，而這些研究也提供後來的相關研究者做研究時的參考，而這些研究者也都是為了同一個目的要讓行動不方便的朋友們，在生活上更加便利，亦可使這個社會更加平等更加快樂。

### 1.3 研究目標與論文結構

本文研究主要為開發一種新型下肢障礙者穿戴的步行輔具，而此一新型步行輔具不侵犯現有的步行輔具，並且穿戴新型步行輔具行走時，在行走的過程的中得到更為自然的步態以及安全性。

下肢障礙者在行走時經常需要輔具來幫助行走，傳統的步行輔具多以卡固塊來固定上、下兩肢架，因此在行走過程中會產生走一步甩一步的不自然步態，並且亦會在上、下樓梯時造成站立不平穩的風險，而發生跌倒之情事。

新型步行輔具的設計步驟可以先由資料搜尋開始，首先就國內外的相關論文研究、專利發明、及現有產品做整理，分析其優缺點，探討有無改良空間，可為設計新型步行輔具的構想，亦可以市面現有產品模型為範本，考慮其作動情形，及量測其重量作為往後新型步行輔具所外加機構重量配置的參考。

而新型步行輔具的設計目標及其所需求的主要功能，為透過一個外加機構來改善其行走過程當中的不自然步態姿勢，並降低行走或是上、下樓梯不平穩的風險；在本研究當中，亦有一位下肢障礙的受訪者，透過經由訪問下肢障礙的受訪者，可以得知受訪者穿戴習用肢架之不方便處，做為改善的依據及整合下肢障礙者的需求極困難處後，則新型步行輔具的設計也可為其帶來更大的舒適性與便利。

本論文共分五章，第一章為緒論，介紹肢架輔具的研究背景與列表統計台灣地區身心障礙者人數，及簡述小兒麻痺的病史，還有對於國內外步行輔具專利及相關研究的搜集，最後也對本論的章節結構作說明；第二章為對於現有肢架輔具作介紹並有輔具影像圖及使用方



式，也分析步行輔具的運動機構，進而探討步態理論，其中包含人體的行走步態及步態週期，還有在步態行走過程中下肢的功能；第三章首先將現有步行輔具作運動分析，再設計新型步行輔具機構，新型步行輔具當中加入了一儲能機構，使用者在行走的步態過程中利用手部拉桿拉動鋼索帶動曲柄滑塊機構，使得下肢作彎曲的動作，再以彈簧所儲存的能量使腿部打直，並利用電腦輔助繪圖軟體建構實體模型；第四章為新型步行輔具匯入有限元素分析軟體之動態分析模組進行新型步行輔具機構的動態模擬，並將模擬的結果與受訪者穿戴習用肢架所做的實驗對照討論；第五章為本論文的結論與建議，提出本研究的成果及貢獻與對後續研究工作之建議。

## 第二章 肢架輔具的介紹

### 2.1 肢架輔具之介紹

國際標準組織（ISO）（International Standardization Organization）在1992年頒布身心障礙者輔具分類標準，如下表2.1所示。該標準於1998年修訂後為ISO：9999：1998標準，ISO9999：1998標準中輔具共分為十大類，依次為：治療與訓練輔具類、矯具與義肢類、個人治療與保護輔具類、個人移動輔具類、居家輔具類、居家與地基之家具與改裝類、溝通、資訊與信號輔具類、處理產品與貨物輔具類、環境改善及設備、工具與機器類、休閒輔具類等。

表2.1 ISO頒布之身心障礙者輔具分類標準

分 類	說 明
Orthoses	矯具
Spinal orthotic systems	脊柱矯具系統
Upper limb orthotic systems (body-worn)	上肢矯具系統（穿在身上的）
Upper limb orthotic (non-body-worn)	上肢矯具系統（不穿在身上的）
Lower limb orthotic systems	下肢矯具系統
Function electrical stimulators and hybrid orthotic systems	功能性電刺激器與混合矯具系統
Limb prostheses	義肢
Upper limb prosthetic systems	上肢義肢系統
Cosmetic and nonfunctional upper limb Prostheses	美觀與非功能性上肢義肢
Lower limb prosthetic systems	下肢義肢系統
Cosmetic and nonfunctional lower limb Prostheses	美觀與非功能性下肢義肢
Prostheses other than limb prostheses	義肢以外的彌補物（如假髮、義眼、義鼻、義耳等）
Orthopaedic footwear	矯正鞋






（資料來源：內政部多功能輔具資源推廣中心）

至於肢架輔具適用對象會因為不同的失能病人需要使用不同的肢架輔具來達到增進功能的目的，常需使用肢架輔具的病人可能有下列幾類：

- 一、半側癱瘓者(Hemiplegia)：以中風、腦傷、及因腦性麻痺而造成身體半側肢體活動控制不良者為主。
- 二、下半身癱瘓者(Paraplegia)：以胸髓神經以下受損的病人、造成軀幹及下肢無法活動者。或因腦性麻痺而造成身體下半身肢體活動控制不良者為主。
- 三、四肢癱瘓者(Quadriplegia)：指頸髓神經受損的病人、導致軀幹上肢及下肢無法活動者或因腦性麻痺而造成身體上、下肢體活動控制不良者為主。
- 四、截肢者(Amputee)：指上肢或下肢被截除者。
- 五、肢體、關節活動受限者(Limb ROM Limitation)：指因疾病而導致肢體關節不能正常活動而受到限制者。
- 六、肌力不足者(Muscle Weakness)：指因疾病而產生肌力過弱而出現日常生活功能異常者。
- 七、中樞神經退化者(CNS Degeneration Disease)：這類病人可能會是失智症、帕金森氏症、多發性硬化症(MS)、肌萎縮症及側索硬化症(ALS)等。

接著將對於行動不方便人士日常生活當中所使用的行動輔具作介紹，包括行動輔具的影像、名稱及使用方式的說明，行動輔具影像說明如下表2.2：

表2.2 行動輔具說明

輔具影像	輔具名稱	使用方法
	拐杖 (Stick)	木材或鋁合金等不同材質，有可調長度設計，握把方便抓握，底部有緩衝及止滑墊，有些有可折疊設計，方便不用時收藏。
	腋下拐 (Auxiliary Crutch)	木材或鋁合金等不同材質，有可調長度設計，握把方便抓握可調高低，底部有緩衝止滑墊，一般多見骨科個案使用。
	四角拐(Quadrucane)	鋁合金或不銹鋼等材質，有可調長度設計，底面積大小，提供不同穩定度支撐，中風個案較常使用。
	前臂拐(Forearm Crutch)	鋁合金或不銹鋼等材質，有可調長度設計，部分為量身訂製，小兒麻痺或腦性麻痺個案較常使用。
	助行器(Walker)	鋁合金或不銹鋼等材質，有可調長度及可折疊設計，適合步行支撐。

	輪式助行器	有輪子方便移動，並附有坐墊可邊走邊休息，適於行動不良、體力不佳者。
	一般輪椅(Wheelchair)	鋁合金或不銹鋼骨架，可折疊，扶手與腳踏板固定，短期代替移行，或輕微行動不便者使用。
	特製輪椅	鋁合金或不銹鋼骨架，可折疊，扶手可掀，腳踏板可拆，方便轉位，有些有輪軸可調整設計。
	可傾躺式特製輪椅	鋁合金或不銹鋼骨架，有後傾躺功能，可折疊，扶手可掀，腳踏板可拆，方便轉位。
	電動代步車(Scooter)	可替代長距離步行，適合心肺功能不佳、肌力耐力不足個案使用。
	一般電動輪椅(Power Wheelchair)	肢體障礙者重要行動工具，分為室內、戶外不同設計及適用功能，通常需考慮使用者坐姿擺位，以及操作介面個別不同需求。
	可傾躺式電動輪椅(Power Wheelchair)	較一般電動輪椅增加後傾躺功能，分為椅背後躺及整座椅後傾躺，可利用後傾躺使臀部減壓，是重度障礙者獨立活動重要工具。

(資料來源：教育部大專校院肢障學生學習輔具資源網  
<http://www.eduassistech.org/>)

## 2.2 肢架輔具之運動機構

市售常見之相關輔助如圖2.1及圖2.2所示。本研究將針對小兒麻痺症患者所使用的腿部肢架進行探討，其亦可推廣至包括脊髓損傷患者或是腦傷患者如脊柱裂、腦性麻痺、肌肉萎縮症者，近年來，小兒麻痺患者人數雖然隨著疫苗開始廣泛使用，也是逐年下降。但在現今社會當中，你我身邊也是無不常出現下肢行動不方便的朋友們，而這些行動不方便的朋友們不管是小兒麻痺症或是脊髓損傷患者，他們的行動不方便也是你所關心的問題，重要的是能夠幫助這些朋友也是我們所樂見的，基於這些因素本研究即要對於此目的進行研究。



圖2.1 小兒麻痺、脊髓損傷或經醫師認定需配支架者



圖2.2 長腿肢架

而一般傳統習用的輔具肢架如圖2.3及圖2.4，圖中在肢架膝關節部分的兩側皆有一個滑動的卡固塊，其使用的作動方式又可分為站立時與膝關節彎曲動作時，則將卡固塊往下滑用以卡住上、下兩肢架，此時整體肢架即為打直狀態，也將不會有彎曲的相互運動，使得大腿與小腿無法彎折，也因如此而導致行動不方便人士穿戴習用的傳統輔具時在行走的過程會有走一步、甩一步的行走步態。

而當穿戴一般習用輔具肢架者要產生膝關節彎曲動作或是要坐下時，則要以手將膝關節左右兩邊的卡固塊向上作滑動至放開上、下肢架，使得上肢架與下肢架能夠有相互運動而做彎曲轉動，以達成膝關節彎曲或是坐下的動作，但也因為卡固塊放開，所以此時肢架的支撐力會消失，萎縮端部分若是腿部肌力不足或是麻痺將可能會有產生跌倒的風險，尤其當其四周及旁邊沒有扶手或是空曠地區更是危險，因此須在安全的環境與狀態下才會放開卡固塊。



本研究的目的是針對此不自然的行走擺動步態作探討及修正，並設計一新型步行輔具機構以改善其行走過程中的步態方式，使之行走步態更為自然並降低穿戴時可能會發生的風險，讓下肢障礙者穿戴新型步行輔具後行走方式更為舒適及安全。



圖2.3 一般習用輔具肢架



圖2.4 膝關節部分彎曲示意圖



## 2.3 步態理論

行走的步態是動物或是人類利用腿部行進時所表現的一種跨步特性，行走的過程當中包含各個腿部運動的跨步先後順序、各個腿部的著地時間、膝關節彎曲腳步...等。在日常生活上行走的步態也會隨著步行者的需要而衍生出其他不同的步態形式，例如在平地行走、小跑步、快步跑、或是上下樓梯...等，因此探討行走的步態理論即為新型步行輔具機構的設計參考。

### 人體步態

人類步行的目的最主要就是要由一個位置移動到另一個位置，且人類為兩足的動物，且並非天生就會運用兩足來運動，必須經由學習才會站立，進而完成行走的動作。

一般來說，幼兒在8~18個月大時將開始學習獨立行走；而到3~7歲時才逐漸發展為成熟的步態，而成熟的步態則具有以下幾種特質：

- (一) 兩足張開寬度小於骨盆寬度。
- (二) 跨步長度會隨著年齡增加達到平衡；但步伐頻率則相對降低。
- (三) 以單腳支撐的時間增加。
- (四) 以腳跟而非全足同時著地。
- (五) 上肢與下肢作交互擺動。

## 步態週期

步行是一種週期性的運動[Shurr, 1990]，從一隻腳的腳跟著地(Heel Strike)到同一隻腳下一次腳跟著地時，稱為一個步態週期，如圖2.5 所示。

完整的步態週期是指：由單腳足跟著地開始，到下一次足跟著地之間的過程，共分為站立期(Stance Phase)及擺盪期(Swing Phase)。站立期佔整個步態週期的百分之六十，由開始於足跟接觸地面至結束於腳趾離開地面；擺盪期則是指：始於腳趾離開地面至終止於足跟再次接觸地面，此階段佔步態週期的百分之四十。站立期及擺盪期又可細分為不同階段，如以下分述介紹：

站立期：

- (一) 起始期(Initial Contact)：足跟接觸地面之瞬間，又稱足跟著地階段(Heel Strike)。
- (二) 承重反應期>Loading Response)：腳底接觸地面後將體重傳導至下肢，並接受地面之反衝擊力，約佔步態週期的10%；另一腳則將作出跨步動作。
- (三) 站立中期(Mid-stance)：以腳底板為支點，指小腿向前移動，身體重心往前移，身體重量至足跟離地。這一段過程，佔步態週期的10~30%。此階段也是屬於單足站立期的前半部，此時承重肢最重要的工作是在身體前進的過程中，支持身體的重量並維持平衡。
- (四) 站立末期(Terminal Stance)：步態週期之30~50%，介於足跟離地開始，重心前移至前足，與對側足跟接觸地面之間。

- (五) 擺盪前期 (Pre-swing)：在步態週期50~60%，從對側足跟接觸地面開始，結束於同側足尖離地。

擺盪期：

- (一) 初期：步態週期60~73%，自足尖離地到移至對側腳旁。
- (二) 中期：從腳移至對側足旁開始到脛骨垂直地面結束，在步態週期中佔73~87%。
- (三) 末期：從小腿垂直地面開始至足跟接觸地面為止，佔整個步態週期的87~100%。

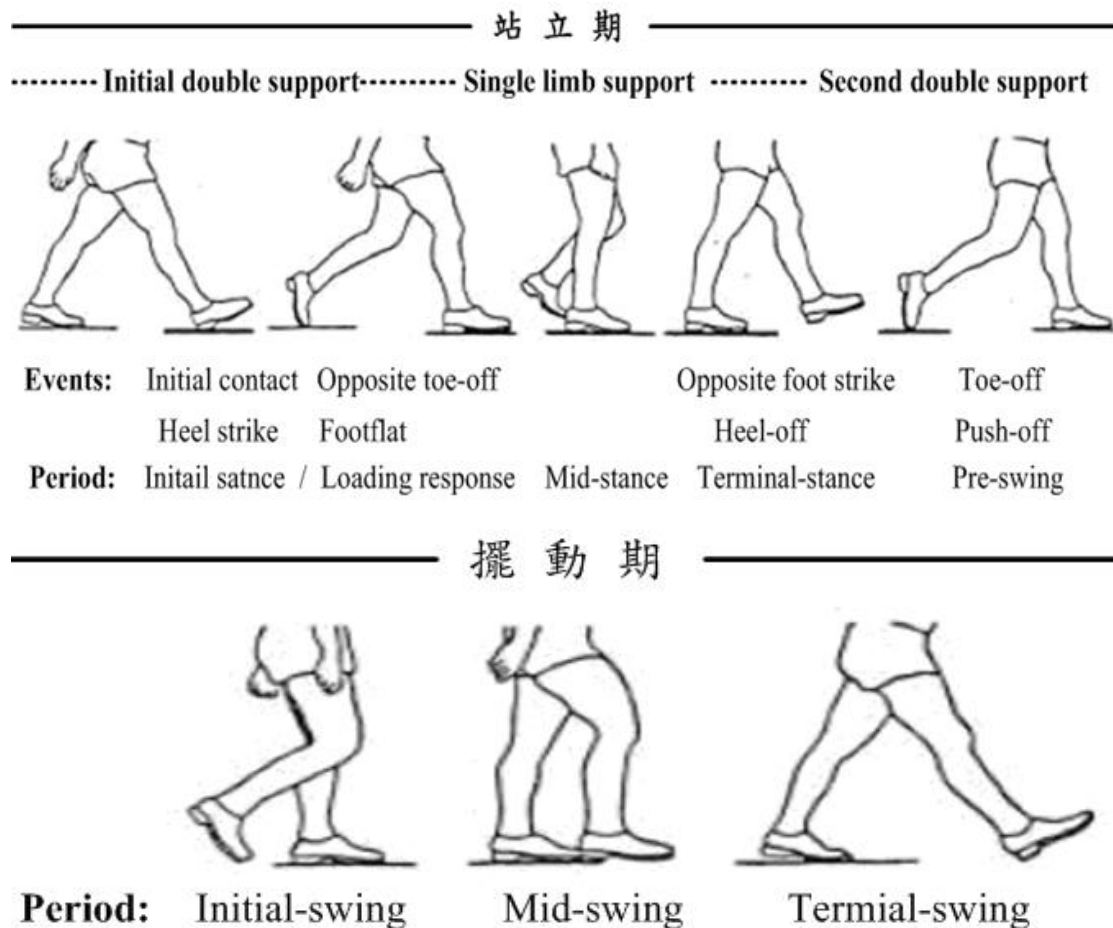


圖2.5 完整的步態週期[Shurr, 1990]

## 下肢的功能

一個正常的步態過程裡，人體的下肢需要提供其必要的功能才能完成，以下便即行走步態過程裡，下肢膝關節所能提供的三種主要步態功能的介紹：

- （一）衝擊力的吸收：腳踝與地面接觸時吸收衝擊力，正常的膝關節可以容許在膝屈曲15度的情況下，吸收地面對肢體的衝擊力。
- （二）支持：膝關節在著地期的一個重要功能就是支持身體的重量。地面的反作用力線與膝關節中心軸線之相對關係將是維持膝關節穩定的關鍵，若此線落在膝關節中心軸線的後方，膝伸直肌群會主動的調控膝關節受體重作用而有屈曲的傾向。
- （三）肢體長度縮短：在正常步態中，膝關節所提供最顯著的功能，就是在擺動期使膝部屈曲60度到65度以縮短髁關節到腳尖之間的距離，可避免足部與地面的干涉，如圖2.5下方的擺動期。

在行走的步態過程或是休閒運動當中，膝關節的彎曲活動角度大小範圍在下肢運動上扮演著關鍵的角色，下表2.3為日常生活當中膝關節在作各種動作時彎曲的活動角度。

**表2.3 日常生活中膝關節彎曲角度[于振東，2003]**

動 作	活 動 角 度 (°)
平 地 行 走	0 ~ 67
上 樓 梯	0 ~ 83
下 樓 梯	0 ~ 90
坐 下	0 ~ 93
綁 鞋 帶	0 ~ 106
撿 拾 物 品	0 ~ 117

## 第三章 肢架輔具機構設計與動作設計

### 3.1 研究方法與步驟

設計的主要目的是為要解決人類生活上的需求，而設計的程序則是依照人類的所需去尋找解決的方法中間的邏輯及步驟，由所要的需求去分析問題的敘述，從各種設計構想中挑選適合的功能設計，再去評價優選最佳設計，進而細部設計各部件的形狀、結構與尺寸，最後即可完成符合設計目標的設計圖，以供生產製造用，圖3.1為一般性的設計程序。

首先設計的需求即為下肢障礙者步行所穿戴的輔具肢架，另一方面在設計上的問題限制為下肢的肌力不足或麻痺，因此必須穿戴肢架固定以利行走，透過專利的搜尋可以整理出近年來國內外對於下肢障礙者輔具肢架的研究，並將其分析及整合出優缺點以及可以改進的部份，再由機械設計與機構學的觀點加入我們所需要的設計需求，並且透過訪談小兒麻痺受訪者得知其所需求的及其困難處，經過整合考慮以上各點後，加上一儲能機構以儲能的設計構想來輔助行走，進一步的細部設計零件的形狀與尺寸，最終完成設計圖。此一新型步行輔具改變穿戴原本習用傳統肢架所造成的不自然的行走步態，可使下肢障礙者在穿戴新型步行輔具時行走的步態過程更加輕鬆及方便，亦可改善更安全的步態。

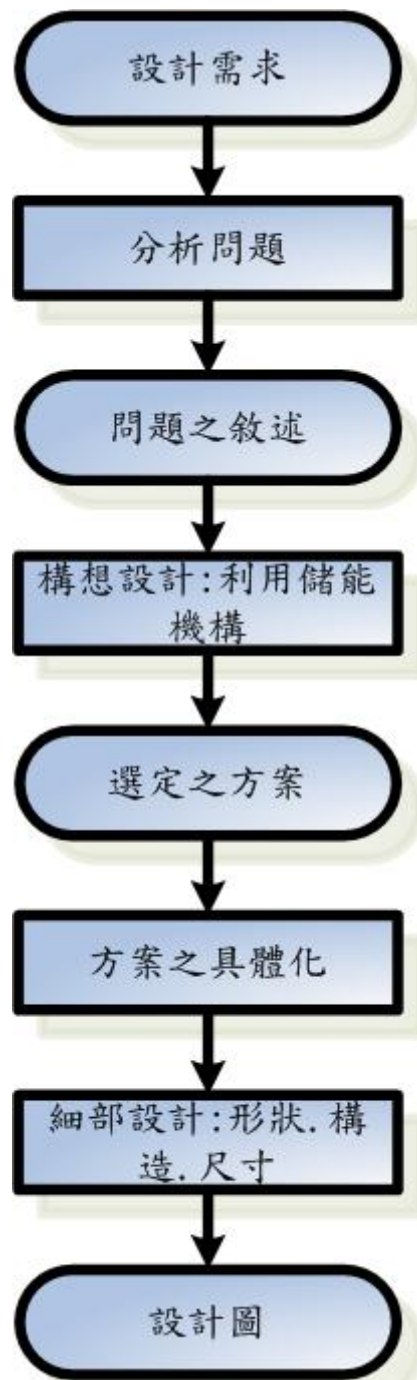
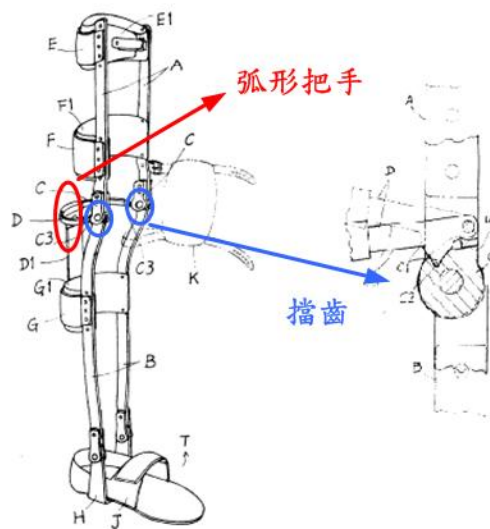


圖3.1 一般性的設計程序

## 現有肢架輔具的運動分析

以下為幾種市面上現有一般習用之下肢障礙行走輔具的運動情形分析，如圖3.2 (a) 所示其主要運動的機構為膝關節部份有一擋齒的柄桿配置於膝蓋內側，當需要膝關節彎曲動作時，須以手拉弧形把手以放開擋齒使之彎曲，因其配置的位置較接近膝關節，所以當以手拉把手時恐會有重心不穩之情事發生。



(a) [高天賜, 1995]

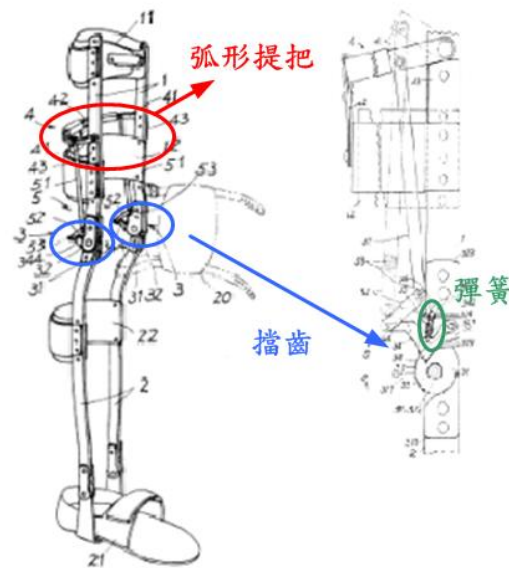


(b) [重新義肢輔具中心]

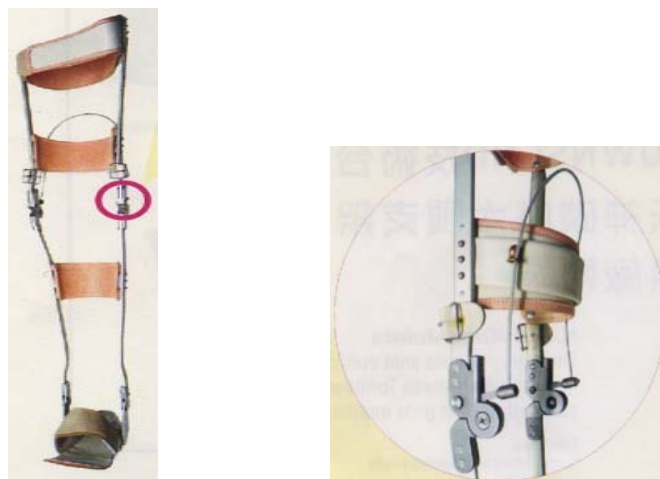
圖3.2 習用輔具機構示意圖



在文獻[高天賜, 1995]中也針對上述之點作改良，如圖3.3 (a) 將弧形提把改置於臀部下方，使得一般站立時的姿勢也能輕易的伸出手臂拉提弧形把手，以達彎曲的動作，若要再次站立固定，僅需將上、下肢架打直，利用配置彈簧的回復力即可將擋齒卡回固定位置，此時肢架將呈站立姿勢。



(a) [高天賜, 1995]



(b) [重新義肢輔具中心]

圖3.3 習用輔具機構示意圖

常見一般的下肢障礙者所穿戴的步行輔具如圖3.4，是以萎縮端膝關節內側及外側兩邊各一塊卡固塊來固定上、下肢架，其運動之情形為站立時下滑卡住，使肢架間不能彎曲，而若肢架間需要彎曲時，則以手將卡固塊向上滑來放開上、下肢架，使之彎曲作動。



圖3.4 習用輔具機構示意圖 [重新義肢輔具中心]

## 3.2 儲能機構設計

新型步行輔具較傳統習用肢架輔具不同處為加入了儲能機構，利用儲能機構來改善穿戴習用肢架時所造成的不自然步態。

對於儲能機構的設計可由機構方面著手，利用機構學理而不外加能量，例如使用扭轉彈簧、或是壓縮彈簧...等去儲存能量，再運用手控機構去掌控釋放能量時機，以達成萎縮端下肢的行走，以如此儲能即行走的往復方式達到所要的行走步態行程。

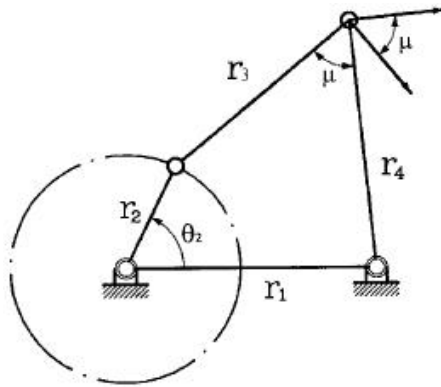
儲能機構設計的構想為利用下肢障礙者行走時手部的擺動順勢拉動鋼索彎曲腿部，並且去使壓縮彈簧壓縮儲存的能量，接著當腿部需要打直時，手部放開鋼索經由能量的釋放，此時上、下兩肢架即會完成打直的要求；此種利用手拉動鋼索彎曲下肢腿部並儲存能量可以在一個步驟內完成兩種動作，再利用放開鋼索達成能量釋放與打直腿部的動作，加入此一儲能機構有利於改善其上樓梯時利用髖關節甩動大腿時的側抬傾角，或是當遇到如需跨越障礙物時也可使其方便彎曲萎縮端的腿部，穿戴新型步行輔具可以使行動不便者行走過程得到改善，此一行走方式可使其步態更為自然，也可改善其行走時跌倒的風險，透過訓練也可將行走步態更為輕鬆省力並成為習慣。

## 傳力機構

儲能機構當中的傳力機構為一曲柄滑塊機構，曲柄滑塊機構為四連桿機構一種也是曲柄搖桿的特例，具有單滑塊在機構當中，對一個曲柄搖桿機構而言，由參考文獻[Waldron,2001]，傳力角(Transmission Angle) ( $\mu$ ) 即連接桿與輸出桿之夾角，其大小隨著機構的運動而改變，當傳力角為 $90^\circ$ 時，傳力效果最好；而當傳力角為 $0^\circ$ 或 $180^\circ$ 時即為死點位置，機械效益會為零，力量無法傳遞。圖3.5為曲柄搖桿機構傳力角及其極值位置，利用三角函數的第二餘弦定理可得：

$$\mu = \cos^{-1} \left[ \frac{-r_1^2 - r_2^2 + r_3^2 + r_4^2 + 2r_1r_2 \cos \theta_2}{2r_3r_4} \right] \quad (3-1)$$

將式(3-1)中對輸入角 $\theta_2$  微分可得知，一個曲柄搖桿機構或雙曲柄機構之傳力角在輸入桿為 $0^\circ$ 時最小，如圖3.5 (b)；在輸入桿的位置為 $180^\circ$ 時為最大，如圖3.5 (c)。



(a)

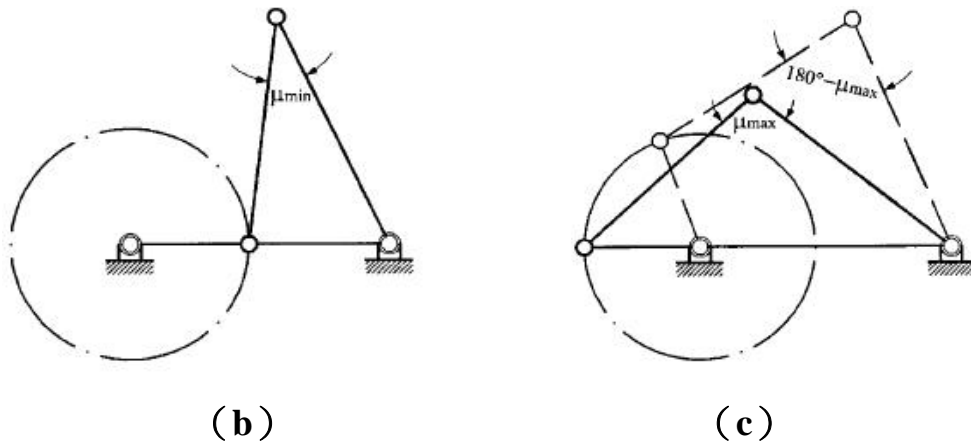


圖3.5 傳力角及其極限值

如圖3.6所示為儲能機構當中的曲柄滑塊機構，利用手部的拉動鋼索上的拉桿帶動桿件互相作動，以達到下肢架的彎曲，此時因滑塊的滑動也順便壓縮了壓縮彈簧，利用壓縮彈簧的壓縮而儲存能量，此刻若手部放開鋼索，上、下兩肢架也會因為彈簧能量的釋放而滑塊向下滑動打直腿部。

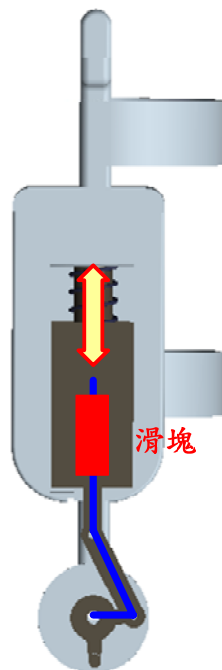


圖3.6 曲柄滑塊示意圖

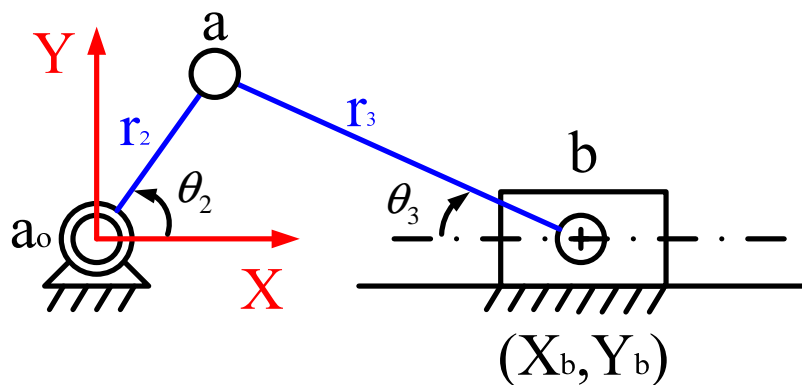


圖3.7 曲柄滑塊機構

以三角幾何法 (Trigonometry) 來進行機構的位置分析，滑塊的位置參數  $(X_b, Y_b)$  與  $r_2$ 、 $r_3$ 、輸入桿  $\theta_2$  的關係可由三角幾何法得知滑塊的位置，及動軸樞b的位置  $(X_b, Y_b)$

$$\begin{cases} X_b = r_2 \cos \theta_2 + r_3 \cos \theta_3 \\ Y_b = 0 \end{cases} \quad (3-2)$$

由圖3.7的三角幾何關係可得

$$\sin \theta_3 = \frac{r_2}{r_3} \sin \theta_2 \quad (3-3)$$

再由三角函數公式

$$\cos \theta_3 = \sqrt{1 - \sin^2 \theta_3} \quad (3-4)$$

最後將式 (3-3) 和 (3-4) 代入式 (3-2) 中，即可直接求得滑塊的相關位置

$$\begin{cases} X_b = r_2 \cos \theta_2 + r_3 \sqrt{1 - \frac{r_2^2}{r_3^2} \sin^2 \theta_2} \\ Y_b = 0 \end{cases} \quad (3-5)$$

在曲柄滑塊機構中，若以滑塊P為輸入桿  $r_1$ ，利用三角函數關係，即可得到輸出桿OQ之角度  $\theta_2$  的轉動角度。

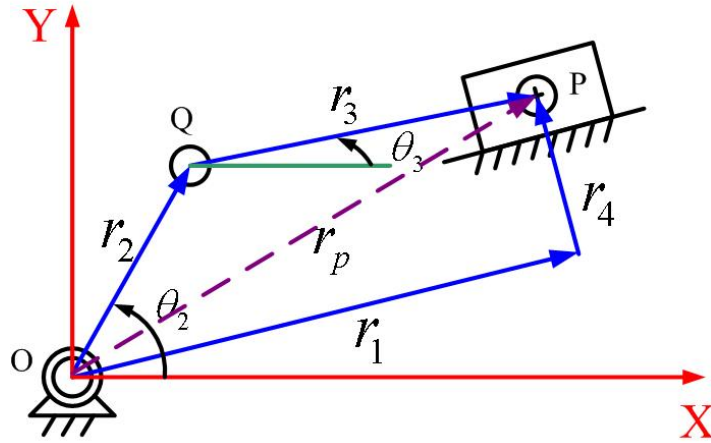


圖3.8 偏置型曲柄滑塊機構

輸入桿：  $r_1$

輸出角：  $\theta_2$

假設

$$A \cos \theta_2 + B \sin \theta_2 + C = 0 \quad (3-6)$$

其中

$$A = -2r_1 r_2 \cos \theta_1 - 2r_2 r_4 \cos \theta_4 \quad (3-7)$$

$$B = -2r_1 r_2 \sin \theta_1 - 2r_2 r_4 \sin \theta_4 \quad (3-8)$$

$$C = r_1^2 + r_2^2 + r_4^2 - r_3^2 + 2r_1 r_4 (\cos \theta_1 \cos \theta_4 + \sin \theta_1 \sin \theta_4) \quad (3-9)$$

將式 (3-7)、式 (3-8) 和式 (3-9) 帶回式 (3-6) 可得：

$$(C - A)t^2 + 2Bt + (A + B) = 0 \quad (3-10)$$

再應用半角公式

$$t = \tan\left(\frac{\theta_2}{2}\right) \quad (3-11)$$

式 (3-10) 由公式解可得

$$t = \frac{-2B + \sigma\sqrt{4B^2 - 4(C-A)(C+A)}}{2(C-A)} = \frac{-B + \sigma\sqrt{B^2 - C^2 + A^2}}{C-A} \quad (3-12)$$

由式 (3-11) 、式 (3-12) 相等可解得

$$\theta_2 = 2 \tan^{-1} t \quad (3-13)$$

$$\theta_2 = 2 \tan^{-1} \left[ \frac{-B + \sigma\sqrt{B^2 - C^2 + A^2}}{C-A} \right] \quad (3-14)$$

$$\theta_3 = \tan^{-1} \left[ \frac{r_1 \sin \theta_1 + r_4 \sin \theta_4 - r_2 \sin \theta_2}{r_1 \cos \theta_1 + r_4 \cos \theta_4 - r_2 \cos \theta_2} \right] \quad (3-15)$$

亦可求得Q、P的位移方程式：

$$r_Q = r_2 = r_2 (\cos \theta_2 i + \sin \theta_2 j) \quad (3-16)$$

$$r_P = r_2 + r_3 = r_2 (\cos \theta_2 i + \sin \theta_2 j) + r_3 (\cos \theta_3 i + \sin \theta_3 j) \quad (3-17)$$

若再將位移方程式對時間作一次微分，即可得Q、P的速度方程式：

$$\begin{bmatrix} -r_2 \sin \theta_2 & -r_3 \sin \theta_3 \\ r_2 \cos \theta_2 & r_3 \cos \theta_3 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \dot{r}_1 \cos \theta_1 \\ \dot{r}_1 \sin \theta_1 \end{Bmatrix} \quad (3-18)$$

$$\dot{r}_Q = r_2 \dot{\theta}_2 (-\sin \theta_2 i + \cos \theta_2 j) \quad (3-19)$$

$$\dot{r}_P = (-r_2 \dot{\theta}_2 \sin \theta_2 - r_3 \dot{\theta}_3 \sin \theta_3) i + (r_2 \dot{\theta}_2 \cos \theta_2 + r_3 \dot{\theta}_3 \cos \theta_3) j \quad (3-20)$$

若再將速度方程式對時間作一次微分，即可得Q、P的加速度方程式：

$$\begin{bmatrix} -r_2 \sin \theta_2 & -r_3 \sin \theta_3 \\ r_2 \cos \theta_2 & r_3 \cos \theta_3 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \ddot{\theta}_2 \\ \ddot{\theta}_3 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} r_2 \ddot{\theta}_2 \cos \theta_2 + r_3 \dot{\theta}_3^2 \cos \theta_3 + \ddot{r}_1 \cos \theta_1 \\ r_2 \dot{\theta}_2 \sin \theta_2 + r_3 \dot{\theta}_3^2 \sin \theta_3 + \ddot{r}_1 \sin \theta_1 \end{Bmatrix} \quad (3-21)$$

$$\ddot{r}_Q = (-r_2 \ddot{\theta}_2 \sin \theta_2 - r_2 \dot{\theta}_2^2 \cos \theta_2) i + (r_2 \ddot{\theta}_2 \cos \theta_2 - r_2 \dot{\theta}_2^2 \sin \theta_2) j \quad (3-22)$$

$$\begin{aligned} \ddot{r}_P = & (-r_2 \ddot{\theta}_2 \sin \theta_2 + r_2 \dot{\theta}_2^2 \cos \theta_2 + r_3 \ddot{\theta}_3 \sin \theta_3 + r_3 \dot{\theta}_3^2 \cos \theta_3) i \\ & + (r_2 \ddot{\theta}_2 \cos \theta_2 - r_2 \dot{\theta}_2^2 \sin \theta_2 + r_3 \ddot{\theta}_3 \cos \theta_3 - r_3 \dot{\theta}_3^2 \sin \theta_3) j \end{aligned} \quad (3-23)$$



傳力機構當中的曲柄滑塊機構可以隨著鋼索的拉動去帶動下肢架的彎曲，而下肢肢架的彎曲角度會隨著拉動鋼索的過程中滑塊壓縮壓縮彈簧的壓縮量不同而改變，因為曲柄滑塊機構中的滑塊作動時會帶動其他桿件也做相互運動，圖3.9為滑桿向上壓縮彈簧與帶動下肢旋轉示意圖。

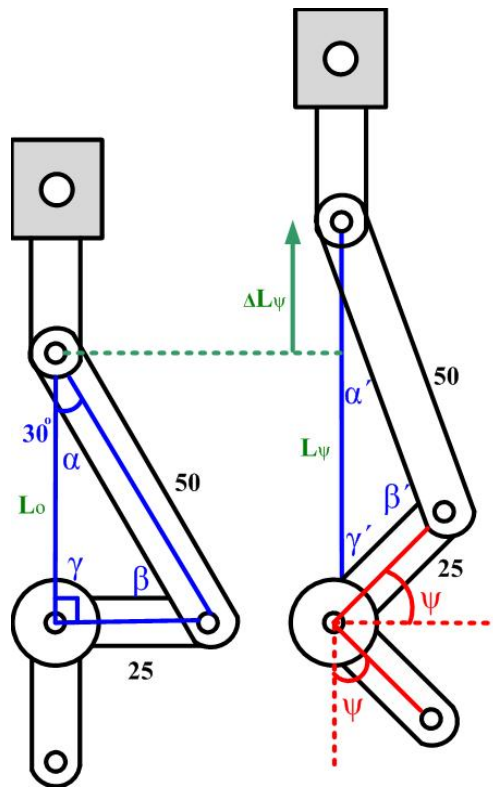


圖3.9 滑桿向上壓縮彈簧

若  $\alpha$  預設為  $30^\circ$ 、 $\beta$  預設為  $60^\circ$  為設計角度，則可得到  $L_o$  為

$$L_o = 25 \times \sqrt{3} = 43.30(mm) \quad (3-24)$$

若是在運動過程當中，下肢肢架的彎曲角度  $\Psi = 45^\circ$  時，可以透過三角函數正弦定律得到  $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$  及  $L_{\Psi=45^\circ}$ 、 $\Delta L_{\Psi=45^\circ}$

$$\gamma' = 90^\circ - 45^\circ = 45^\circ \quad (3-25)$$

$$\frac{50}{\sin 45^\circ} = \frac{25}{\sin \alpha'} , \alpha' = 20.70^\circ \quad (3-26)$$

$$\beta' = 180^\circ - 45^\circ - 20.70^\circ = 114.30^\circ \quad (3-27)$$

$$\frac{50}{\sin 45^\circ} = \frac{L_{\psi=45^\circ}}{\sin 114.30^\circ} , L_{\psi=45^\circ} = 64.45(mm) \quad (3-28)$$

因此滑桿向上的壓縮彈簧量為

$$L_{\psi=45^\circ} - L_o = 64.45 - 43.30 = 21.15(mm) \quad (3-29)$$

而若是需要下肢肢架彎曲角度到 $\Psi=75^\circ$ 來完成坐下的動作，同上面計算可由三角函數正弦定律求得 $\alpha'$ 、 $\beta'$ 、 $\gamma'$ 及 $L_{\psi=75^\circ}$ 、 $\Delta L_{\psi=75^\circ}$

$$\gamma' = 90^\circ - 75^\circ = 15^\circ \quad (3-30)$$

$$\frac{50}{\sin 15^\circ} = \frac{25}{\sin \alpha'} , \alpha' = 7.44^\circ \quad (3-31)$$

$$\beta' = 180^\circ - 15^\circ - 7.44^\circ = 157.56^\circ \quad (3-32)$$

$$\frac{50}{\sin 15^\circ} = \frac{L_{\psi=75^\circ}}{\sin 157.56^\circ} , L_{\psi=75^\circ} = 73.73(mm) \quad (3-33)$$

因此滑桿向上的壓縮彈簧量為

$$L_{\psi=75^\circ} - L_o = 73.73 - 43.30 = 30.43(mm) \quad (3-34)$$

圖3.10為下肢肢架旋轉角度與彈簧壓縮量的關係圖，圖3.11為彈簧壓縮量帶動下肢肢架旋轉角度轉換為手部拉力的關係圖。

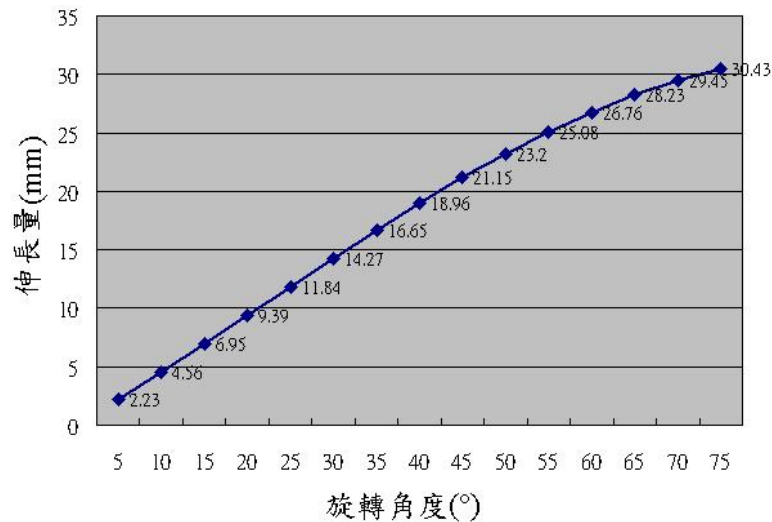


圖3.10 下肢肢架旋轉角度與彈簧壓縮量的關係圖

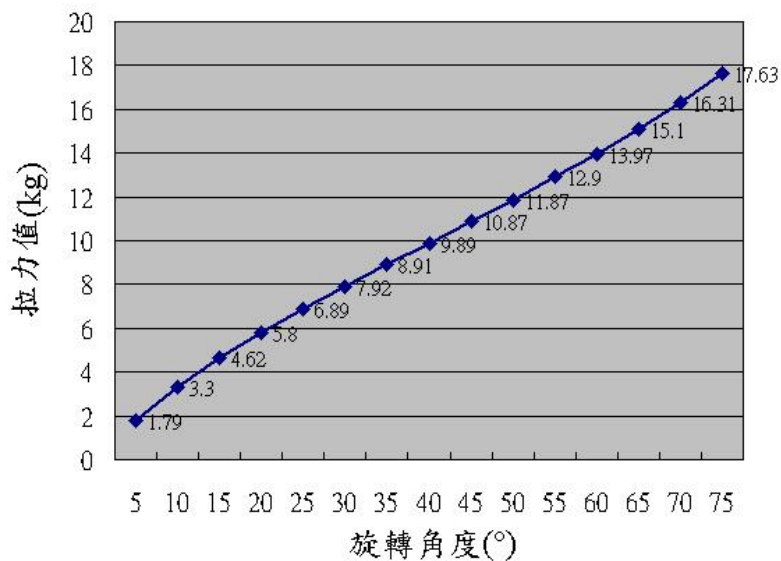


圖3.11 下肢肢架旋轉角度與手部拉力的關係圖

儲能機構透過手部拉動鋼索來壓縮彈簧即帶動下肢彎曲所需克服的力量為彈簧的彈力及下肢腿部的重量，手部的拉力經過上述所得，其手部需要拉動一個不算小的力量，因此在儲能機構的部份利用配置一組定滑輪及動滑輪的滑輪組，來減輕其手部拉動鋼索時的力量

大小，此滑輪組的配置圖如下圖3.12所示，如此的配置方式可以手部所需的拉力減輕為將原本所需拉動力量的1/4，圖3.13為透過滑輪組後手部的拉力，減輕為原本1/4的力量亦可減輕使用者的負擔。

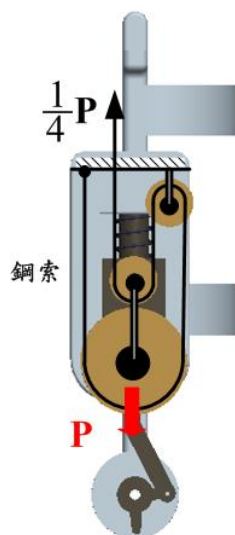


圖3.12 滑輪配置圖

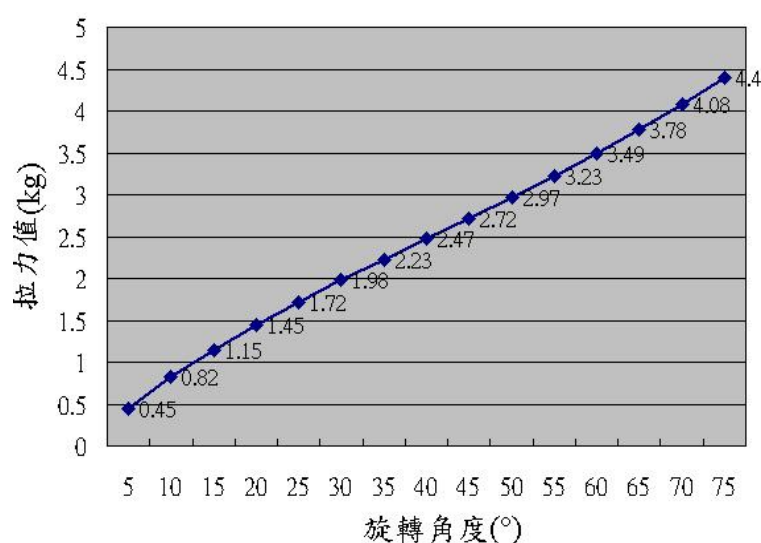


圖3.13 下肢肢架旋轉角度與透過滑輪組後手部拉力的關係圖

儲能機構的作動步驟，首先由手部拉動鋼索帶動曲柄滑塊機構向上滑動而使下肢肢架產生彎曲的動作，使得在行走過程中上、下肢架的相互彎曲作動可以方便穿戴者在行走時的步態或是跨越障礙物，亦

可改善穿戴習用肢架所造成的不自然步態，下圖3.14為儲能機構部分的作動圖。

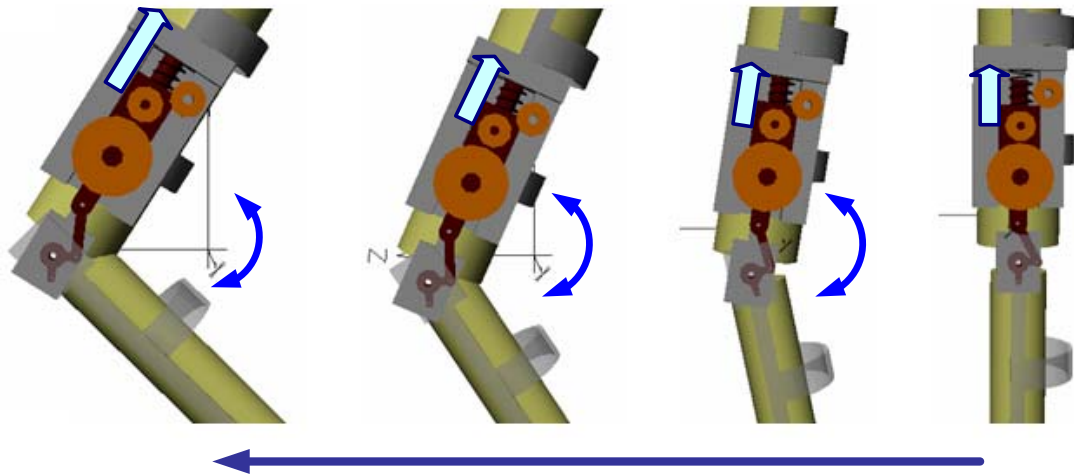


圖3.14 儲能機構部分的作動圖(Visual Nastran)

### 機構排列方式

為了使步行輔具機構運動時桿件之間不互相產生干涉，所以桿件的排列順序如圖3.15所示，先確定排除其之間互相干涉的可能，再將其進行機構各零件的組裝，完成其整體機構，使之達成動作的可能性。

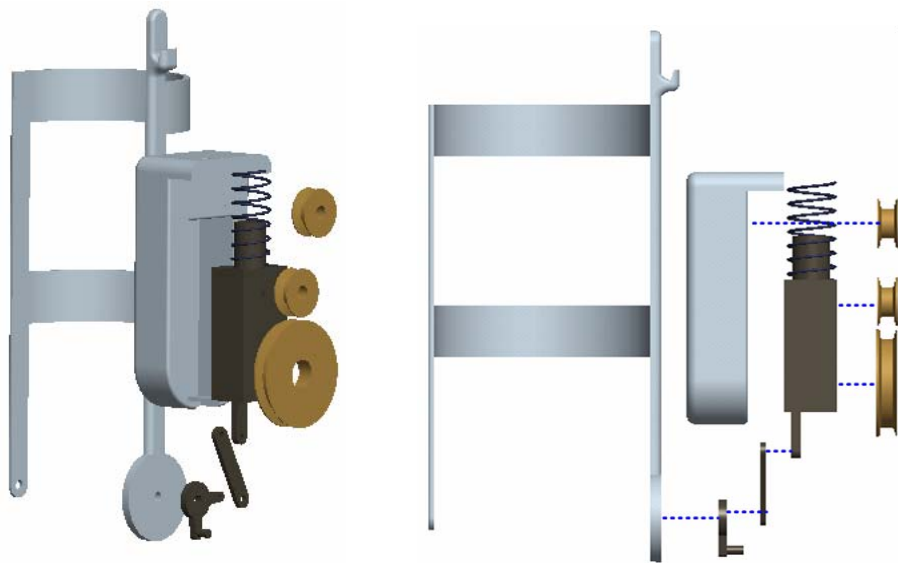


圖3.15 儲能機構排列方式圖

## 建構模型

將所設計的各零件，利用工程輔助設計軟體Pro/Engineer建構儲能機構的模型，並將各零件以組立的方式依其排列方式組合完成，儲能機構組合圖如下圖3.16。

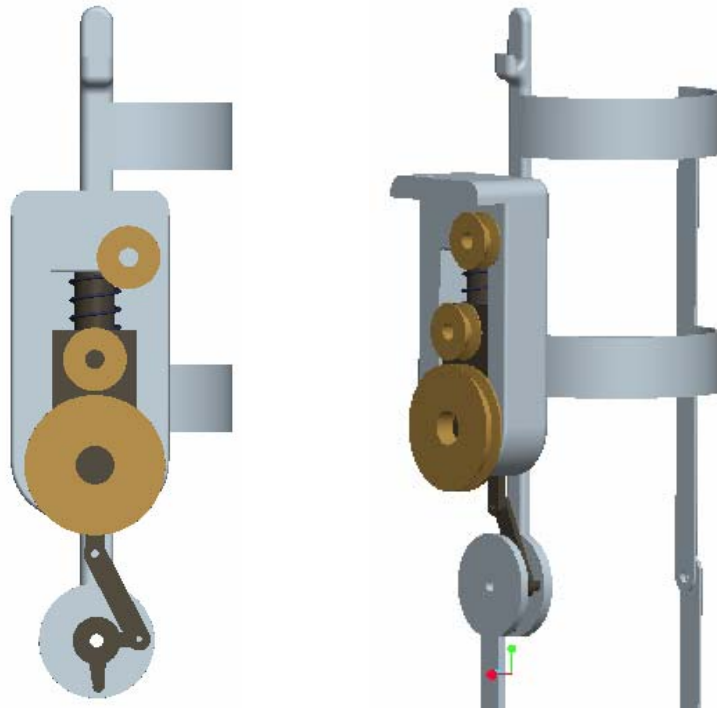


圖3.16 儲能機構組合圖

### 3.3 新型機構之設計

整體肢架的設計必須由機械設計的角度去分析，首先將設計需求及目標確定，再將設計的構想以電腦繪圖軟體建構實體模型，接下來是材料的選取，一般市面上習用的輔具肢架所使用的材料多為鋁合金或是不銹鋼，利用不銹鋼的良好的加工性、耐久性、耐蝕性佳的特徵，材料選定為不銹鋼。

尺寸設計和強度或變形的分析，需考慮肢架所能承受的負荷即行走過程當中所可能產生的衝擊，還有各個轉動插銷在承受壓力時是否會產生破壞，在安全的考量上肢架不可發生變形，考慮強度分析也能夠了解所使用肢架鋼材的厚度尺寸設計，又依個人身高及腿部長度的不同會有不同的肢架長度尺寸設計，以上都考慮過後再來討論舒適性及美觀外型的設計。

新型步行輔具的設計目標可先以設計黑箱來探討，其所需求的主要功能為透過一個外加機構來改善其行走過程當中的不自然步態姿勢，而此設計黑箱裡所要外加的機構可為連桿組、或是外加彈簧...等各種方法，而加入彈簧的方式又可分為配置壓縮彈簧或是扭轉彈簧，在設計黑箱可有各式各樣的不同機構設計；新型步行輔具機構當中儲能機構的設計選取為壓縮彈簧，因為壓縮彈簧其直線運動與能量儲存及回復的特性皆符合設計的需求。

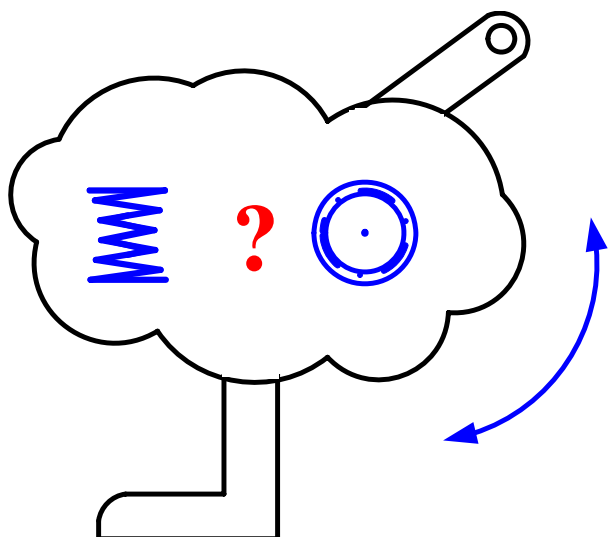


圖3.17 設計黑箱

## 材料選取

現今市面上習用的輔具肢架所使用的材料多為鋁合金或是不銹鋼或是鈦合金，由於輔具肢架所選用的材料需具備持久性及耐蝕性，因此材料的選取方面可以利用不銹鋼的良好的加工性、持久性、耐蝕性佳的特徵。

不銹鋼是以鐵為基本材質，添加合金元素冶煉而成的高合金鋼，其成份最主要的是鐵、碳和鉻，另外再添加其他合金元素，如鎳、鉬、銅、鈦、鈮等。鉻是第一主要的合金元素，鉻含量至少要11.5%才能稱為不銹鋼，在常溫大氣中才不會生銹，若需要更大或特殊的抗腐蝕性，則需要增加鉻含量（不銹鋼鉻含量的範圍在11.5~30%之間）或添加其他合金元素，如鎳、鉬、銅、鈦、鈮等，其中鎳是第二主要的合金元素。

鋼鐵表面容易生銹的原因是鋼中的Fe被空氣中的氧氣氧化，生成多孔質的氧化鐵銹層，其銹層有三，外表最薄的是 $\text{Fe}_2\text{O}_3$ ，其次是 $\text{Fe}_2\text{O}_4$ 最厚，最內層是最厚的FeO。但環境中的空氣與水氣仍能再穿透銹



層，繼續腐蝕。由於鉻比鐵更具活性，可在表面生成保護性氧化膜，以抑制氧化鐵的生成，不銹鋼因含有鉻，在表面形成附著性良好、緻密不透氣且連續透明的氧化鉻( $\text{Cr}_2\text{O}_3$ )薄膜，可阻止腐蝕性氣體或液體向內滲透，所以不會繼續腐蝕生銹。如果因為化學或機械方式（如刮傷、磨損、打凹等方式）使這層保護性薄膜破損，只要有氧氣存在，這層薄膜就可迅速再形成，因此可以防止腐蝕性氣體或液體向內滲透。不銹鋼的英文名詞（Stainless Steel），具有潔白鋼、不污鋼的含義；不銹鋼不是絕對不生銹的鋼，而是比較不易腐蝕的特殊鋼。

不銹鋼因具有耐蝕及美觀兩大優點，同時具備良好加工性、抗氧化性及低熱傳導等特性，可以適合各種用途、製成各種形狀，因此被廣泛的使用，其使用量雖僅占鋼鐵總使用量的3 %左右，但若考慮其價值則其份量將增加數倍，同時隨著生活品質的提昇及新鋼種的開發，其用途及用量勢必日漸增加。

在眾多不銹鋼鋼種當中挑選不銹鋼鋼種編號304，主要因其特性為耐蝕性、抗氧化性、加工性及焊接性佳、可沖壓、與耐強氧化性酸，一般多用於容器、餐具、金屬傢俱、建築裝璜、欄杆、窗框、醫療器具。

## 訪問下肢障礙者

經由與下肢障礙者的訪談，可以得知受訪者穿戴習用肢架提到的不方便之處與困難處，並整合其需求：

- 一、 上樓梯時因其不自然步態而必要使用扶手，若無扶手則風險也將提高，例如在空曠無扶手處若需跨越障礙物即為相當困難，或是搭乘手扶梯時只能向上不能向下，因為向下的手扶梯的向下速度會使其重心不穩而發生跌倒之情事。

- 二、 若是相較於傳統的步行輔具，新型輔具機構若要外加機構，則此機構重量不可過重，因為過大的配重對於萎縮端腿部或是全身會造成太大的負擔。
- 三、 外加機構也要使其站立方便，若有手控機構則須以站立時手部長度可拉伸為限。
- 四、 分析下肢障礙者行走過程當中所使用及所失去之動力來源，萎縮端的部分包括大腿與小腿，所以大腿部分的肌力不足以來抬升整隻腿部，因此行走過程當中動力的來源則為腰部或是髖關節部分的扭轉動作所帶動，而造成走一步甩一步的不自然行走步態，就此點可以朝其他動力來源做設計。

## 尺寸設計

新型步行輔具的零件設計部份，首先是整體的肢架尺寸，肢架外型則是繼續沿用受訪者現所使用的輔具肢架，上、下肢架長度皆如同受訪者腿部肢段的長度，圖3.18所示為輔具肢架外觀的尺寸圖。

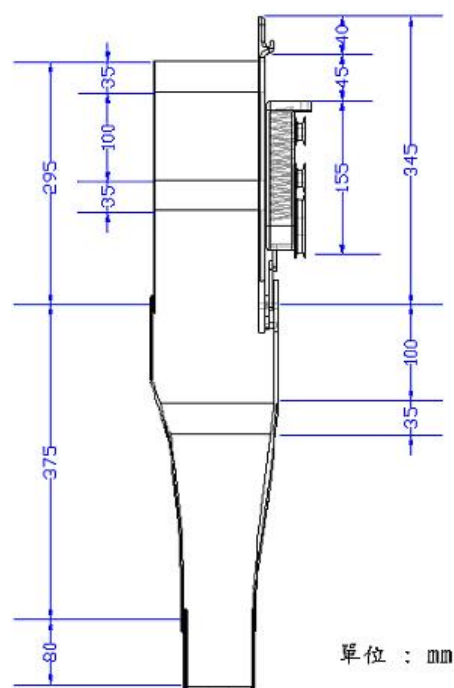


圖3.18 輔具肢架外觀的尺寸圖

再來是膝關節部份的插銷，可由平均剪應力( $\tau_{ave}$ )的公式得到受力過程中的剪應力：

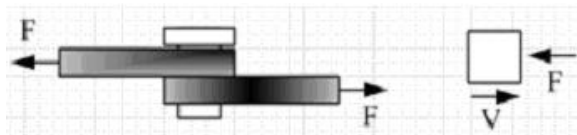


圖3.19 剪力分析圖

$$\tau_{ave} = \frac{V}{A} = \frac{F}{A} \quad (3-35)$$

此處V為剪力值，A為剪力作用的斷面積。

在可由平均承壓應力公式得到膝關節處插銷的承壓應力( $\sigma_b$ )

$$\sigma_b = \frac{F}{A_b} \quad (3-33)$$

此處F為力， $A_b$ 為插銷圓弧表面投影至平板厚度上的面積，可由插銷直徑(d)乘以平板厚度(t)而得：

$$A_b = d \times t \quad (3-37)$$

將(3-37)帶回(3-33)

$$\Rightarrow \sigma_b = \frac{F}{A_b} = \frac{F}{dt} \quad (3-38)$$

在儲能機構當中的壓縮彈簧選取，可以在規格品中挑選，且彈簧規格品的挑選必須符合幾點要求，首先是彈簧的尺寸不要過大，彈簧規格品的內徑(Di)、外徑(Do)及自由長度(L)皆須配合儲能機構整體外型的空間；再來是壓縮彈簧的彈簧係數(k)則需配合使用者使用時的拉力，因此彈簧規格的彈簧係數必須適中；最後是受力後彈簧的工作長度則需與曲柄滑塊機構手拉力作用所滑動的距離及帶動下肢彎曲的角度互相配合，使得使用者在活動時彈簧壓縮多少的工

作長度可使下肢彎曲多少度，以完成不同的動作需求。

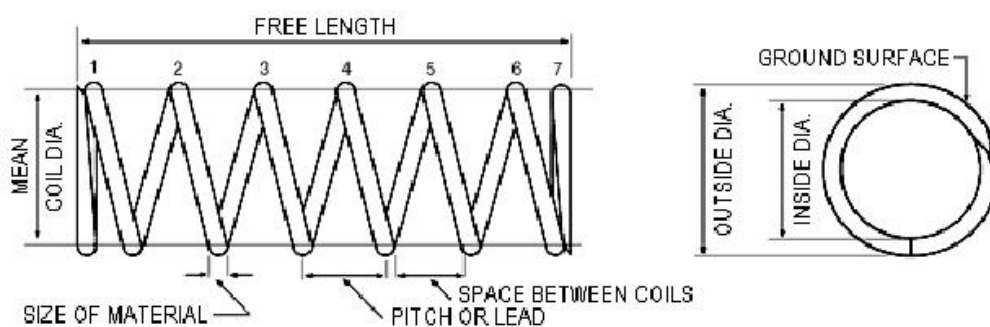


圖3.20 壓縮彈簧示意圖

表3.1 彈簧規格品型錄

編號	線徑 d (mm)	外徑 Do (mm)	內徑 Di (mm)	自由長 L (mm)	彈簧常數 k (kgf/mm)	最大負荷 P (kgf)	受力長度 L1 (mm)
102014	2.0	18	14	100	0.316	20.2	36.2
102015	2.0	18	14	145	0.214	20.2	50.7
102018	2.0	22	18	95	0.238	15.8	28.5
102019	2.0	22	18	135	0.162	15.8	37.4
102028	2.0	27	23	135	0.122	12.3	34.0

(京志企業有限公司, <http://www.jcsp.idv.tw/index.htm>)

圖3.20為壓縮彈簧的示意圖，表3.1所示為較接近以上要求的彈簧規格品，選取所要規格品為編號102028號，再由彈簧常數公式可以算得所要的彈簧常數、彈簧尺寸及圈數：

$$k = \frac{G \times d^4}{8 \times Dm^3 \times Nc} \text{ (kgf/mm)} \quad (3-39)$$

$$\Rightarrow 0.122 = \frac{8000 \times 2^4}{8 \times 25^3 \times Nc} \quad (3-40)$$

可以求得  $N_c = 8.39$  圈 總圈數為10.39圈

$G$  =線材之剛性模數：琴鋼線 $G= 8000 \text{ MPa}$

$d$  =線徑：2mm

$D_o$  =外徑：27mm

$D_i$  =內徑：23mm

$D_m$  =中心徑= $D_o-d$ ：25mm

$N_c$ =有效圈數= $N-2$ ：8.39

$N$  =總圈數：10.39

彈簧規格品編號102028號的壓縮彈簧自由長度為135mm，但因裝配彈簧時一定要預壓、使它有內壓力，否則彈簧壽命會減少，一般預壓為總長度 3~5 % 長即可，因此壓縮彈簧裝置在儲能機構後長度壓縮為128mm，下圖3.21 為儲能機構的尺寸圖。

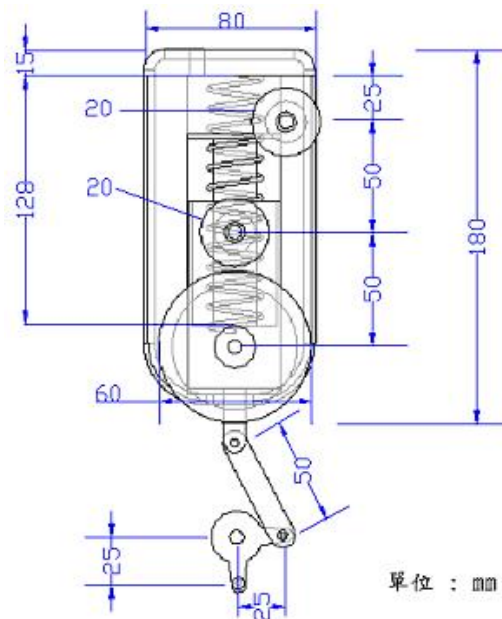


圖3.21 儲能機構的尺寸圖

## 建構整體雛形

接下來再利用電腦輔助設計3D繪圖軟體ProEngineer建構模型，也將儲能機構的部份加入其中，並依其排列順序將各零件組合，新型步行輔具的完整雛型即告完成，新型步行輔具機構模型建構圖如下圖3.22，在肢架上端處配置一個掛鉤，當穿戴者欲坐下時，可將鋼索上的弧形提把掛在掛鉤處，此時上、下肢架也將維持在彎曲的狀態以便坐下時的腿部彎曲。

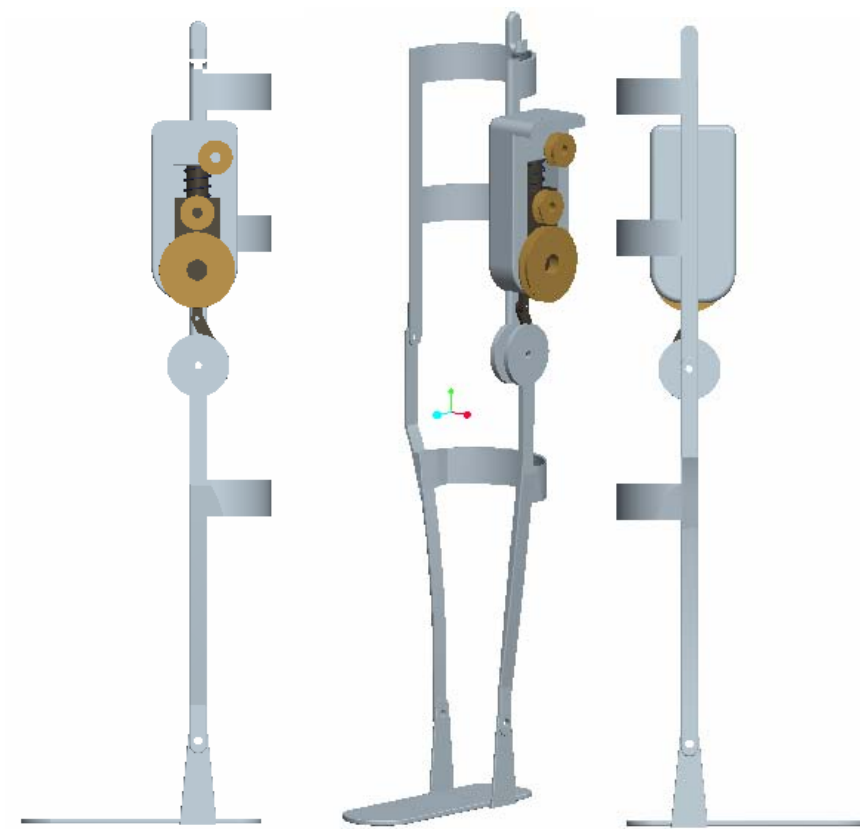


圖3.22 新型步行輔具機構模型建構圖

## 行走步態方式

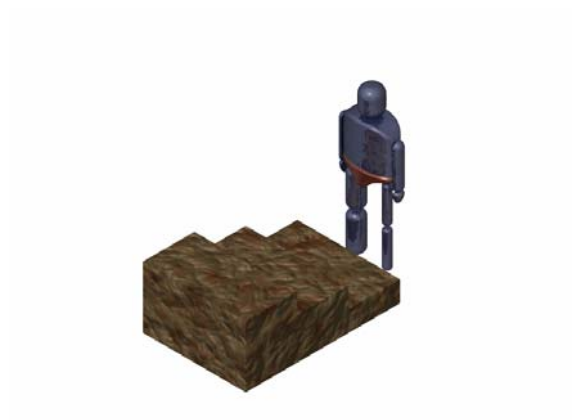


圖3.23 (a) 使用步驟一



圖3.23(b) 使用步驟二



圖3.23(c) 使用步驟三

此外，機器與生物的共存中，使用者通常都需要經過教育，方能與機器和諧的共處，例如裝設輔助肢架的使用者在上樓時，其動作可能需分為三個步驟，如圖3.23(a)到(c)所示，圖3.23(a)所示為先抬起正常一側的大腿，而此時全身的重量依靠輔具肢架支撐，圖3.23(c)所示為正常一側的大腿踏上台階之後，再將另一側穿戴輔具的萎縮端腿部帶上來，如此完成一個循環的動作，下圖3.24為穿戴新型肢架的站立圖，圖3.25為利用手部拉動鋼所帶動腿部彎曲的示意圖。

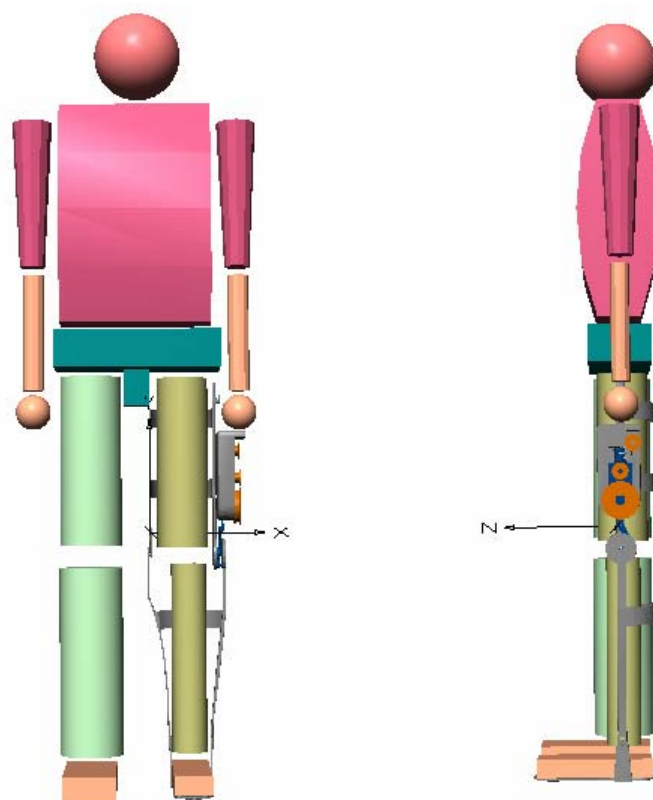


圖3.24 穿戴新型肢架的站立圖



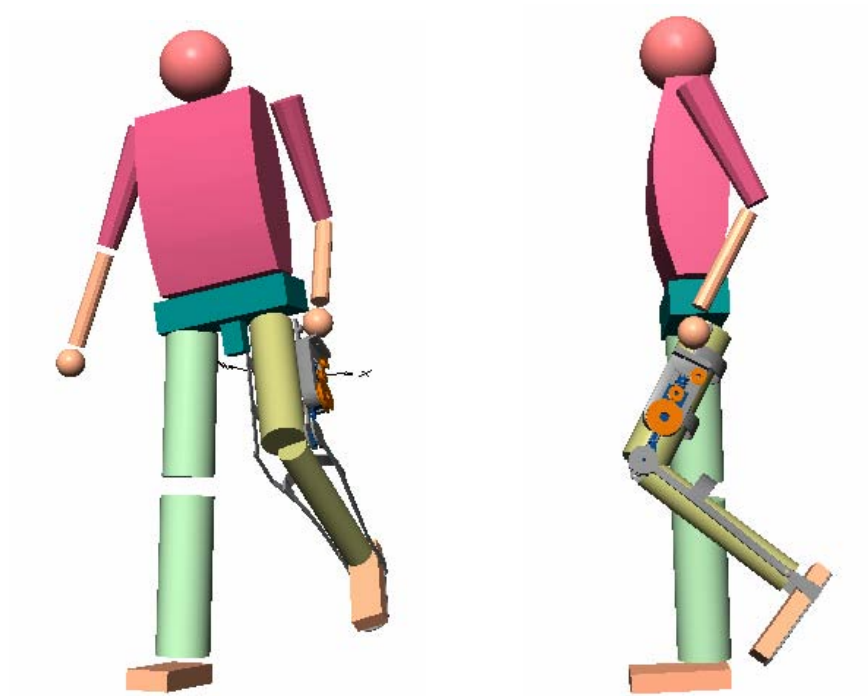


圖3.25 穿戴新型肢架腿部彎曲示意圖

## 第四章 新型肢架輔具之模擬與操作之比較

本研究當中有一位下肢障礙者協助作為模擬測試的對照組，此位受訪者為小兒麻痺患者，其下肢萎縮端部分為左大腿與以下肢段，而受訪者之右側下肢肢段功能性為正常，受訪者也做了上樓梯及平地行走的步態動作，可由受訪者的實驗配合中得到穿戴習用肢架在步態的過程中利用髖關節甩動萎縮端大腿時所需側抬的角度。

本章將3D繪圖軟體Pro/Engineer所建構之新型步行機構的實體，匯入有限元素分析軟體Visual Nastran之動態分析模組進行新型步行輔具機構的運動模擬，並將軟體模擬所得之結果與受訪者穿戴習用肢架所得之大腿側抬角度做比較與討論。

### 4.1 模擬測試設定

在進行機構模擬之前首先先對有限元素分析軟體Visual Nastran作介紹，並且設定模擬的前置參數，例如在模擬當中加入大、小腿及腳掌或身體其他部位，或是在上樓梯測試當中階梯級深、級高的設定...等，皆為模擬測試所預先設定的參數。

#### Visual Nastran 軟體介紹

MSC Visual Nastran Desktop 是 MSC 公司的設計工程師開發的包括有限元分析優化、機構運動學與動力學和可視為技術於一體的虛擬仿真系統，當中包含了五套 CAE 軟體： Visual Nastran 4D、visual Nastran DesktopFEA、Visual Nastran Motion、 Visual Nastran Studio、 Visual Nastran View，提供易學易用、功能強大的前後處理器。

### (1) MSC.Visual Nastran 4D：

Visual Nastran 4D整合先進的機構運動模擬技術和有限元素分析程式MSC.Nastran 於單一界面，設計工程師可以對所設計的組零件同步進行機構模擬及有限元素分析。並且提供了與 Autodesk MDT、Pro/Engineer、Unigraphics、Solid Edge 和 SolidWorks 等電腦輔助設計(CAD)軟體的直接連結。設計工程師可以以產品組件的全面性模擬分析取代過去只對部分零件分析而得到更精準的分析結果，更可以設定於運動模擬時以Nastran對零件同步進行應力應變分析。

### (2) MSC.Visual Nastran Desktop FEA：

Visual Nastran Desktop FEA以有限元素分析軟體MSC.Nastran為核心，配上簡單易學的界面，為設計工程師驗證設計品質的最佳工具，提供設計工程師在熟悉的CAD環境中快速驗證設計品質並進行設計最佳化的工具。工程師可以在CAD中對零件直接進行應力—應變、模態、熱傳及挫曲分析。除此之外，也可以利用分析的結果進行尺寸最佳化，以求得零件中各尺寸的最佳值。

### (3) MSC.Visual Nastran Motion：

Visual Nastran Motion為新產品研發過程中同步進行功能確認/溝通/行銷的最佳工具。當在CAD中完成設計案後，Visual Nastran Motion提供一個虛擬的測試環境以方便您精確地了解產品在真實世界的運作情形。可以設定組件間的組合狀況、驅動方式、碰撞偵測等以找出不合宜或不合理的設計並進行即時修正。設計工程師可以在繪圖階段利用本工具對新產品進行測試以確認設計符合客戶要求並取得相關參數，以減少後續修改的時間與成本。對於行銷或OEM的部門而言，Visual Nastran Motion 提供了與設計、研發、行銷、與溝通同步

進行的工具。如此一來，不但縮短了設計/開發的流程，也減少了研發成本。

#### (4) MSC.Visual Nastran Studio：

一套讓CAD圖檔加值成為虛擬原型產品，並同步進行研發、展示與行銷的最佳工具，以整合物理分析模擬結果為基礎的3D影像處理及虛擬原型製作的軟體。當產品處於設計階段時，整個設計團隊或上下游公司可以經由Visual Nastran Studio來進行溝通以減少往後設變的次數。行銷部門也可以利用Visual Nastran Studio強大的影像處理和動畫製作能力在產品設計階段先了解市場對於新產品的反應和接受程度。

#### (5) MSC.Visual Nastran View：

MSC.Visual Nastran View可以快速讀取幾乎任何格式的電腦輔助設計軟體之組合圖檔案，顯示照片級的影像顯示與材質貼附功能，多重攝影機與光源設定，設定可變的視角、顏色、燈光等，整合物理分析模擬結果的運動影像播放，可於動畫中設定組件分解。

## 身體重量分布理論

在匯入模擬軟體模擬之前，可以先文獻[何維華, 2002]中提到將人體區分成16個肢段，並加以詳述定義肢段的範圍，一共區分為：「頭頸」、「軀幹」、「上臂」、「前臂」、「手掌」、「大腿」、「小腿」和「腳掌」等人體的肢段。基本上人體各部位肢段劃分，是以各肢段關結處兩端為界，分離出各肢段部位，下表4.1為人體各肢段劃分及定義，圖4.1為身體各肢段的示意圖。

表4.1人體各肢段說明[鄭秀媛, 1994]

肢 段 名 稱	肢 段 定 義
頭 頸	頭頂至第七頸椎棘突
上 軀 幹	第七頸椎棘突至胸間連合點
中 軀 幹	胸間連合點至髂棘最高點
下 軀 幹	髂棘最高點至左右髂前上棘到會陰交點
上 臂	肩峰至橈骨頭
前 臂	橈骨頭至橈骨莖突
手 掌	橈骨莖突至中指尖
大 腿	左右髂前上棘到會陰交點至脛骨上點
小 腿	脛骨上點至內踝尖
腳 掌	內踝尖至足底

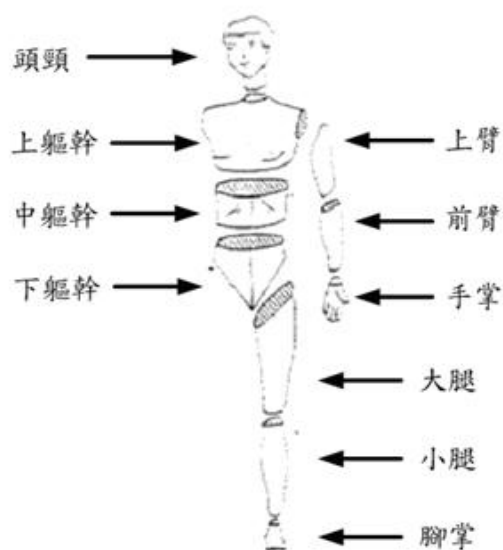


圖4.1 身體各肢段示意圖[鄭秀媛, 1994]

由文獻[鄭秀媛, 1994]中提到的人體各肢段質量參數計算出人體下肢的重量，各肢段質量參數是由各五十位的成年男性及女性以區分個肢段再將其質量參數做統計計算而得，而下肢肢段的質量參數站身體總質量的百分比，以男性為例各為大腿：14 %、小腿：4 %、腳掌：1.5 %，若以受訪者的體重77kg來看，受訪者下肢肢段的質量各為大腿10.78kg、小腿3.08kg、腳掌1.16kg，再取得下肢肢段質量後即可匯入模擬軟體並將其參數作改變。

表4.2 身體各肢段質量參數（單位：%）[鄭秀媛, 1994]

性別	樣本數 目(人)	頭頸	軀幹	上臂	前臂	手	大腿	小腿	腳掌	總和
男性	50	9.3	42.6	2.60	1.30	0.64	14.00	4.00	1.50	100.00
女性	50	8.55	42.00	2.69	1.18	0.49	14.28	4.54	1.38	100.00

## 階梯規範設定

在上樓梯的運動模擬中，階梯的高度及寬度，可以參考內政部所發布的住宅基本設施及設備規劃設計規範第四章共用服務空間提到樓梯及平臺寬度、梯級尺寸：

樓梯應有充足的採光及照明，並應設置緊急照明燈。樓梯淨寬度應大於九十公分，樓梯二側均應設置扶手且不得於平臺上設置梯階或使用旋轉梯。凡樓梯轉角平臺之向上梯級應退縮一階併入為平臺。但平臺寬度大於一·四公尺者免退縮。設計時，所有樓梯之級深級高應統一，樓梯出口並應標示樓層號碼，室內樓梯之級高及級深依下列公式計算：

$$65 \geq 2r + t \geq 55 \quad \text{且} \quad r \leq 18 \quad t \geq 26 \quad r/t = 7/11 \quad (4-1)$$

$$\text{且} \quad r \leq 18 \quad t \geq 26 \quad r/t = 7/11 \quad r: \text{級高} \quad t: \text{級深}$$

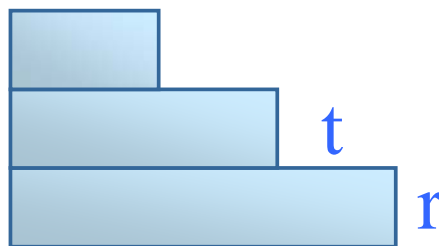


圖4.2 階梯規範

## 4.2 上樓梯之比較

### 受訪者穿戴習用肢架

下肢障礙者穿戴一般習用肢架上樓梯時的運動情形如下圖4.3，受訪者上樓梯的過程，（a）為雙腿站立時刻，準備踏出正常端右腳，（b）為往上踏出正常端右腿，（c）為正常端右腳已踏上一階梯，準備踏出萎縮端左腳，（d）為萎縮端左腳利用腰部動作往側邊甩動左腿，（e）為萎縮端甩動上階梯，利用腰部轉動收腿，（f）再次雙腿站立，繼續向上一階梯。步驟循環（a）～（f）。



（a）



（b）

圖4.3 受訪者上樓梯的過程（拍攝者：陳昱廷）





(c)



(d)



(e)



(f)

圖4.3 續受訪者上樓梯的過程（拍攝者：陳昱廷）

受訪者穿戴習用輔具肢架上樓梯的過程當中是利用關節甩動的力量帶動下肢萎縮端大腿向上抬升，而甩動下肢所造成的大腿側抬角度如下圖4.4所示，可以知道大腿側抬的角度為 $22.90^{\circ}$ 。



圖4.4 受訪者上樓梯大腿側抬角度  
(拍攝者：陳昱廷)

## 新型肢架模擬測試

下圖4.5為運動模擬軟體Visual Nastran所做穿戴新型肢架輔具所做上樓梯模擬圖，此圖是由後方來看，可以看到萎縮端左腿在穿戴新型輔具肢架上樓梯時，利用手部拉動鋼索帶動下肢彎曲，可以降低其跨上階梯時大腿側抬的角度，下圖4.6為穿戴新型肢架上樓梯過程中大腿側抬的角度曲線圖，其中曲線的最高點為側抬最大的角度 $16.70^{\circ}$ ，圖4.7為新型輔具肢架上樓梯運動模擬的分解圖。

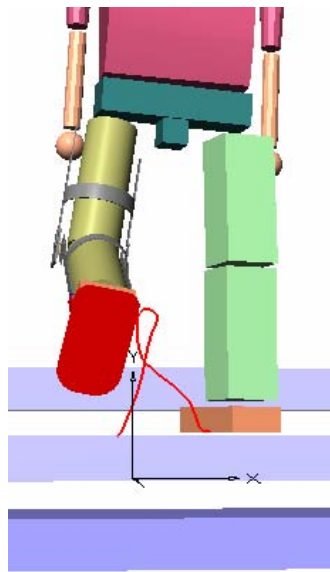


圖4.5 穿戴新型肢架輔具上樓梯模擬圖

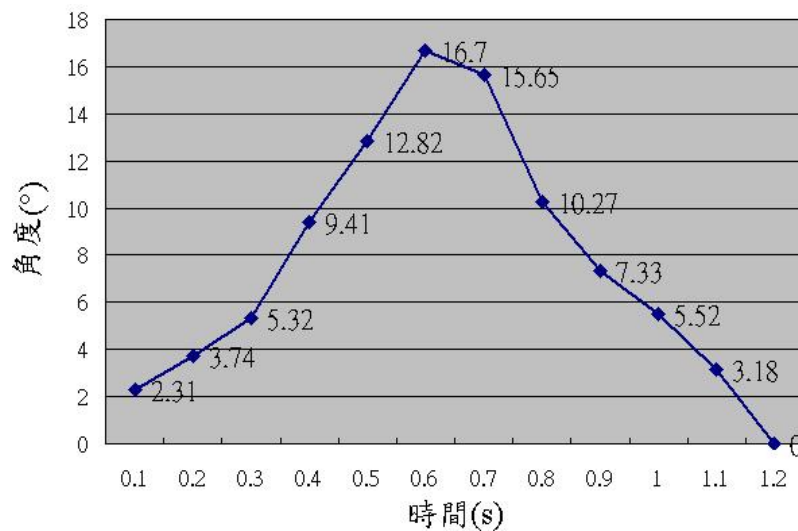


圖4.6 萎縮端大腿抬升角度曲線圖

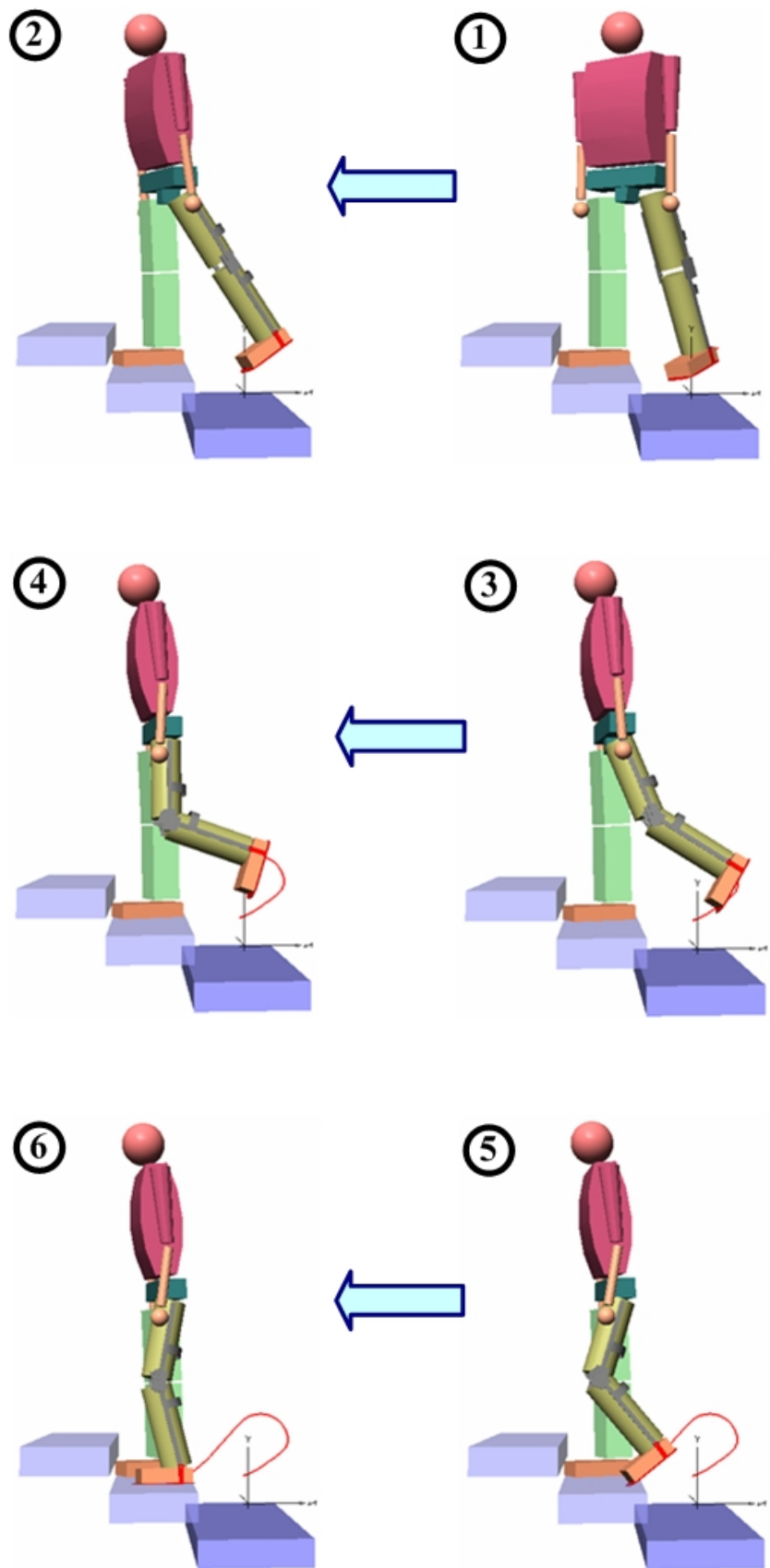


圖4.7 新型步行上樓梯運動模擬圖(Visual Nastran)

## 習用肢架與新型肢架之比較

穿戴習用輔具肢架與新型輔具肢架運動模擬在做上樓梯的動作比較方面，首先是穿戴舊有習用的輔具肢架，當在上樓梯時透過髖關節甩動下肢大腿側抬上階梯的角度在受訪者的實驗下，得到大腿側抬的角度為 $22.90^{\circ}$ 。

在新型輔具肢架的運動模擬方面，新型輔具肢架在上樓梯的過程搭配手部拉動鋼索帶動曲柄滑塊機構而彎曲下肢，此一過程中左手順勢將萎縮端左腿帶上階梯，又因為下肢的彎曲，如此一來可將再上樓梯時髖關節甩動下肢時大腿側抬的角度降低至 $16.70^{\circ}$ ，透過側抬角度的降低也可將減低上樓梯時的不平衡風險。

### 4.3 平地行走之比較

#### 受訪者穿戴習用肢架

下肢障礙者穿戴一般習用肢架在平地行走的運動過程如下圖4.8，（a）為跨出正常端右腿往前走，（b）為正常端右腿著地，準備踏出萎縮端左腿，（c）為萎縮端左腳利用腰部的力量往側抬甩動左腿，（d）為萎縮端左腳著地，準備踏出正常端右腿，（e）為回到正常端右腿踏出，繼續下一個步伐。步驟循環（a）～（e）。



(a)



(b)



(c)



(d)

圖4.8 受訪者平地行走過程（拍攝者：陳昱廷）



(e)

圖4.8 續受訪者平地行走過程（拍攝者：陳昱廷）

圖4.9為受訪者亦為穿戴習用輔具肢架時所做平地行走萎縮端大腿側向抬升的角度，在平地行走的過程當中利用髖關節甩動大腿側抬的角度也相較上樓梯時所需側抬的角度小，可以知道大腿側抬的角度為 $19.65^{\circ}$ ，表4.3為受訪者穿戴習用輔具肢架時所做平地行走時所計算的跨步距離與跨步速度，由表4.3中可見左腳的跨步距離較右腳為大，其原因為當萎縮端左腳跨步時，站立支撐的是正常端右腳，因此左腳跨步距離會大於右腳跨步距離，至於跨步速度也會隨之而不同。





圖4.9 受訪者平地行走大腿側抬角度  
(拍攝者：陳昱廷)

表4.3 平地行走跨距及跨步速度

	跨步距離	跨步速度
左腳(萎縮端)	0.65m	0.67m/s
右腳(正常端)	0.45m	0.48m/s

### 新型肢架模擬測試

下圖4.10為運動模擬軟體Visual Nastran所做穿戴新型肢架輔具所做平地行走模擬圖，此圖是由後方來看，可以看到萎縮端左腿在穿戴新型輔具肢架在平地行走時，利用手部拉動鋼索帶動曲柄滑塊機構以致下肢彎曲，可以降低其在平地行走過程當中時大腿側抬的角度，下圖4.11為穿戴新型肢架平地行走時大腿側抬的角度曲線圖，其中曲線的最高點為側抬最大的角度 $13.40^{\circ}$ ，圖4.12為新型輔具肢架平地行走運動模擬的分解圖。



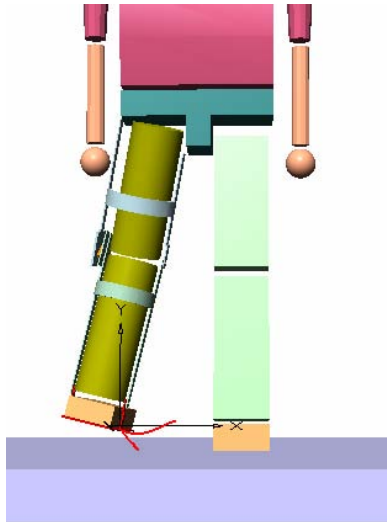


圖4.10 穿戴新型肢架輔具平地行走模擬圖

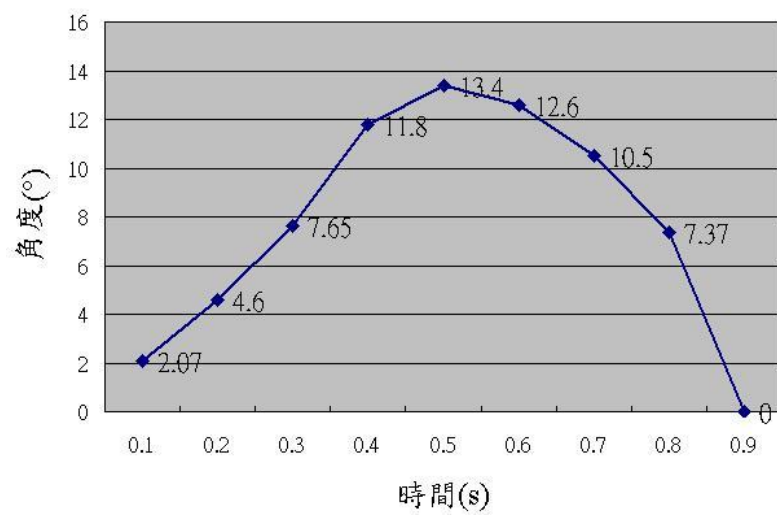


圖4.11 萎縮端大腿抬升角度曲線圖

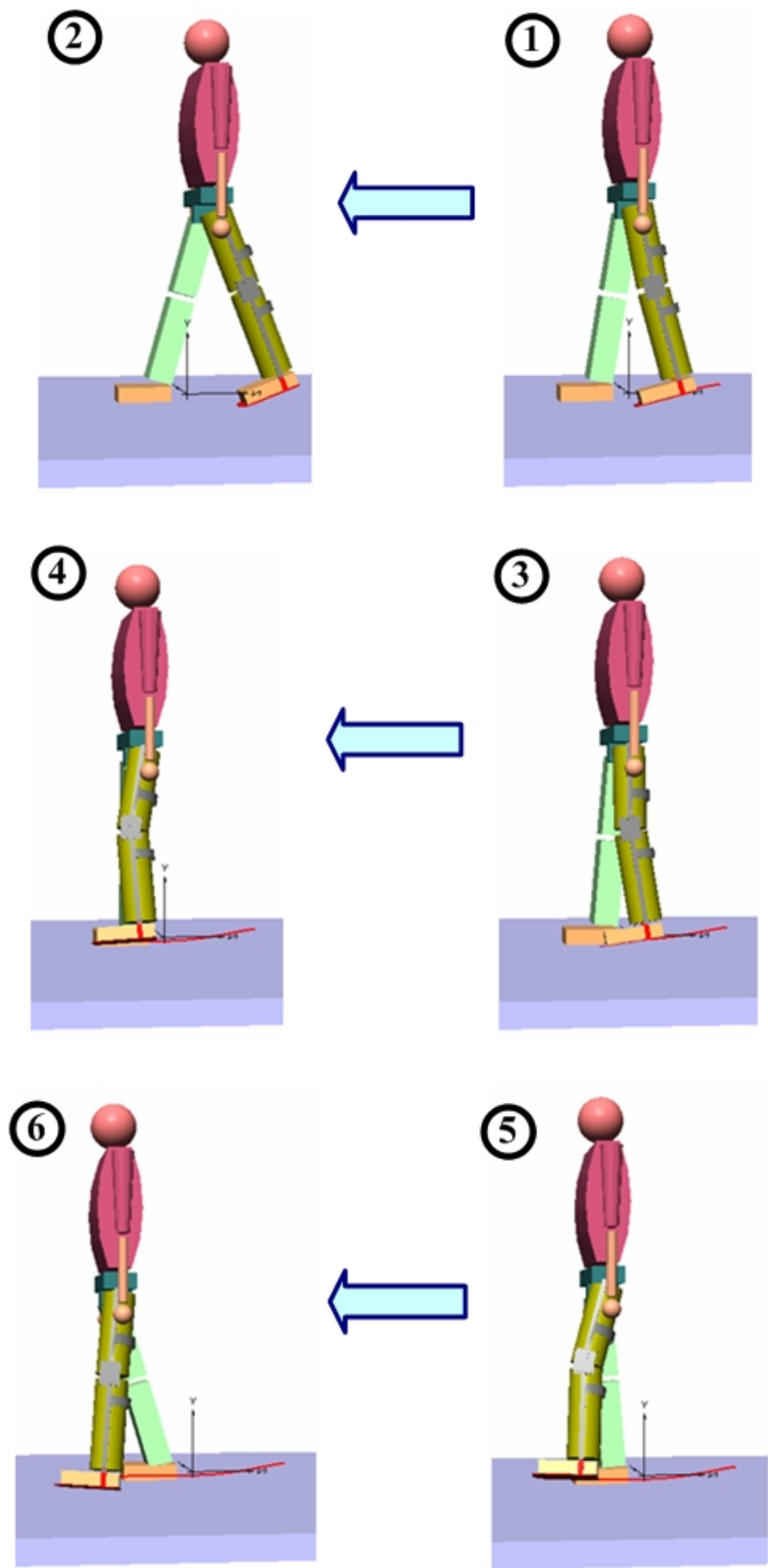


圖4.12 新型步行輔具平地行走運動模擬圖(Visual Nastran)

## 習用肢架與新型肢架之比較

穿戴習用輔具肢架與新型輔具肢架運動模擬在平地行走比較方面，在本研究受訪者穿戴舊有習用的輔具肢架在平地行走的實驗下，可以得到透過髖關節甩動下肢大腿側抬向前行走的角度為 $19.65^{\circ}$ 。

而在新型輔具肢架平地行走的運動模擬方面，新型輔具肢架在平地行走的過程手部拉動鋼索帶動曲柄滑塊機構而造成彎曲下肢，同樣的在過程中也可運用左手順勢將萎縮端左腿彎曲並向前方跨步，當放開鋼索時萎縮端左腿即可打直著地，此種步態的過程利用髖關節甩動下肢時大腿側抬的角度可降低至 $13.40^{\circ}$ ，透過側抬角度的亦可降低將減低平地行走時的不平衡風險。

## 第五章 結論與建議

本研究的目的為設計一新型步行輔具機構，此一新型步行輔具不可侵犯到現有肢架輔具的專利發明，首先探討人體行走時的步態理論與步態週期，並且透過文獻回顧及專利搜尋對於習用舊有的輔具肢架作研究與分析改良性，也針對穿戴習用肢架所造成的不自然步態作改善；此新型步行輔具藉由機構學理設計加入一儲能機構，利用行走時的步態過程手部動作順勢拉動儲能機構的鋼索，去帶動曲柄滑塊機構，使得下肢產生彎曲的動作。利用3D繪圖軟體Pro/Engineer，以及有限元素分析軟體Visual Nastran之動態分析模組進行新型步行輔具機構的運動模擬，由模擬的結果可知穿戴此一新型步行輔具有利於改善穿戴者的步態及降低行走過程中的風險。

### 研究成果

- 一、利用機構的學理設計出一新型步行輔具機構，此一新型步行輔具不侵犯肢架輔具的專利發明，且可以改善穿戴習用舊有肢架輔具所造成的不自然步態，改善穿戴時的步態亦可降低行走過程當中可能會發生的不平衡風險。
- 二、此一新型步行輔具的主要部份為加入了一儲能機構，儲能機構是由壓縮彈簧來負責儲能的工作，透過手部拉動鋼索，帶動曲柄滑塊機構而使得下肢肢架產生彎曲，以利行走時的步態，而為減低手部拉動鋼索之拉力，在儲能機構當中配置滑輪組作為省力裝置，使穿戴者使用方便。

- 三、穿戴新型步行輔具在行走的過程當中，利用行走時手部動作順勢拉動儲能機構的鋼索，透過機構桿件的相互運動，使得下肢產生彎曲的動作，也由於下肢的彎曲可以改善上樓梯及平地行走的過程中髖關節甩動萎縮端腿部大腿側抬的角度，側抬角度的降低也可使步態作改善。
- 四、使用3D繪圖軟體Pro/Engineer建構所設計的實體特徵，並且透過有限元素分析軟體Visual Nastran之動態分析模組分析模擬新型步行輔具機構的運動情形，可利用模擬之結果進行可行性分析及再次的改良，此一方法可以為開發新型機構設計及建構實體節省時間及金錢。
- 五、經過受訪者實驗與運動模擬所得知結果的比較，可知穿戴新型步行輔具改善了下肢障礙者步行及上樓梯時萎縮端大腿側抬的角度，降低側抬角度亦可降低行走過程當中不平衡的風險。

## 後續研究設計之建議

在機器與生物的共存條件中，使用者通常都需要經過教育，方能與機器和諧的共處，所以此一步態行走過程需透過訓練以成為習慣，需配合時間練習使之更為自然，下肢障礙者之不便情形因人而異，並且身材上也大有不同，在尺寸設計上面也須有一套尺寸調配關係式來搭配不同的狀況與使用者需求，在步態訓練方面，可透過使用手冊以便穿戴者使用及學習。

在新型步行輔具機構設計上的後續工作，可針對測試所得之結果進行分析、與更進一步探討、及改良，對於整體步行機構做最佳化設計以完成新型下肢障礙者步行輔具並進行步行輔具之組裝及安排實際測試，並建立可行之資料，也利於輔具肢架類型或相關領域的研究之參考。

## 參 考 文 獻

- Barney, G. M., 1998, "Leg Support Apparatus," US Patent No. 6024713.
- Campbell, J. H., Helenberger, D. M., and Zalinski, N. C., 2000, "Knee Joint and Method," US Patent No. 6471664.
- Chow, J. W., 1999, "Knee Joint Forces during Isokinetic Knee Extensions: A Case Study," *Journal of Clinical Biomechanics*, Vol. 14, pp. 329-338.
- Conrad, K. J., Budiman-Mak, E., Roach, K. E., and Hedeker D., 1996, "Impacta of Foot Orthoses on Pain and Disability in Rheumatoid Arthritics," *Journal of Clin Epidemiol*, Vol. 49, pp. 1-7.
- English, C. E. and Russel, D., 1999, "Mechanics and Stiffness Limitations of a Variable Stiffness Actuator for Use in Prosthetic Limbs," *Journal of Mechanism and Machine Theory*, Vol. 34, pp. 7-25.
- Greene, P. J. and Granat, M. H., 2003, "A Knee and Ankle Flexing Hybrid Orthosis for Paraplegic Ambulation," *Journal of Medical Engineering and Physics*, Vol. 25, pp. 539-545.
- Hatton, B. J., Hatton, D. L., and Wallace, Z. G., 2003, "Articulating Knee Supports," US Patent No. 6635024.
- Hogg, T. B., 2004, "Leg Brace Support Structure," US Patent No. 6764457.
- McGrory, J. E., 2003, "Disruption of the Extensor Mechanism of the Knee," *Journal of Emergency Medicine*, Vol. 24, pp. 163-168.
- MSC.Software Taiwan, 2006, <http://www.mscsoftware.com.tw/index.htm>
- Nester, C. J., Linden, M. L., and Bowker, P., 2003, "Effect of Foot Orthoses on the Kinematics and Kinetics of Normal Walking Gait," *Journal of Gait and Posture*, Vol. 17, pp. 180-187.
- Piazza, S. J. and Delp, S. L., 1996, "The Influence of Muscles on Knee Flexion during the Phase of Gait," *Journal of Biomechanics*, Vol. 29, pp. 723-733.

Piazza, S. J., Erdemir, A., Okita, N., and Cavanagh, P. R., 2004, "Assessment of the Functional Method of Hip Joint Center Location Subject to Reduced Range of Hip Motion," *Journal of Biomechanics*, Vol. 37, pp. 349-356.

Santos, M. J., McIntire, K., Foecking, J., and Liu, W., 2004, "The Effects of Ankle Bracing on Motion of the Knee and the Hip Joint during Trunk Rotation Tasks," *Journal of Clinical Biomechanics*, Vol. 19, pp. 964-971.

Shurr, D. G. and Cook, T. M., 1990, "Prosthetic and Orthotics," Appleton and Lange, New York.

Stackhouse, C. L., Davis, I. M., and Hamill, J., 2004, "Orthotic Intervention in Forefoot and Rearfoot Strike Running Patterns," *Journal of Clinical Biomechanics*, Vol. 19, pp. 64-70.

Stacoff, A., Reinschmidt, C., Nigg, B. M., Bogert, A. J., Lundberg, A., Doneth, J., and Stussi, E., 2000, "Effects of Foot Orthoses on Skeletal Motion during Running," *Journal of Clinical Biomechanics*, Vol. 15, pp. 54-64.

Tagawa, Y., Shiba, N., Matsuo, S. and Yamashita, T., 2000, "Analysis of Human Abnormal Walking using a Multi-body Model: Joint Models for Abnormal Walking and Walking Aids to Reduce Compensatory Action," *Journal of Biomechanics*, Vol. 33, pp. 1405-1414.

Waldron, K. J. and Kinzel, G. L., 2001, *Kinematics, Dynamics, And Design of Machinery*, Wiley, New York.

Wycoki, M., 1997, "Orthopedic Brace for Legs," US Patent No. 6010474.

小兒麻痺症, <http://tinyurl.com/lpr2q>

于振東, 2003, *高彎曲型全人工膝關節之動作分析*, 中國醫藥學院醫學研究所, 臺中。

內政部建築設計原則, <http://w3.cpami.gov.tw/law/law/lawe-2/rule1-13.html>

李明義, 林志峰, 張志謙, 湯佩芳, 2004, "動態腳壓回饋音頻刺激步行訓練系統", 中華民國專利 243200 號。



何維華, 2002, *台灣男性青年人與運動員之人體肢段參數研究*, 國立體育學院體育研究所, 桃園。

高天賜, 1995, “下肢輔助架的關節構造之改良”, 中華民國專利 245957 號。

許正和, 2002, *機構構造設計學*, 高立, 臺北。

教育部大專校院肢障學生學習輔具資源網, <http://www.eduassistech.org/>

黃明朝, 1996, “可調式膝關節支架”, 中華民國專利 274229 號。

黃國峯, 2003, *膝下截肢患者穿戴新型義肢在平地、斜坡和階梯之步態和能量消耗*, 國立成功大學醫學工程研究所, 臺南。

葉坤達, 王志弘, 2003, “膝關節輔具之關節結構”, 中華民國專利 252394 號。

華格納, 克魯肯貝格, 1995, “剎止膝關節”, 中華民國專利 259703 號。

簡瑞宏, 2002, *四連桿人工膝關節之機構設計與合成*, 國立臺灣大學機械工程學研究所, 臺北。

鄭秀媛, 1994, *用 CT 法進行中國人體慣性參數的研究*, 體育科學期刊, 第十四卷第四期, 50-58 頁。

顏鴻森, 1999, *機構學*, 東華, 臺北。