

東海大學電機工程學研究所

碩士學位論文

以微循環生理參數評估下肢運動效果與健康促進之研究

The Research of Microcirculation by Physiological Parameters to Assess the Effect of the Lower Extremity Exercise and Health Promotion

指導教授：鐘玉芳 博士  
鮑建國 博士

研究生：林華健 撰

中華民國 104 年 6 月

東海大學電機工程學系碩士學位  
考試委員審定書

電機工程學系研究所 林華健 君所提之論文

以微循環生理參數評估下肢運動效果與健康促進之研究

經本考試委員會審查，符合碩士資格標準。

學位考試委員會 召集人：高榮堯 (簽章)

委員：鐘玉琴

謝淑玲

鮑建國

鄭湘原

中華民國 104 年 06 月 27 日

## 致謝

首先要感謝東海電機系我的指導教授鐘玉芳老師及東海資管系陳澤雄老師兩年來的教導，讓我不僅在專業領域上持續學習新技能外，對於語文能力的提升幫助不少，也使我在這塊領域上得到許多寶貴的經驗與實質的建議。由於研究涉略跨領域的生物醫學工程，在此感謝曾經帶領我大學四年專題與碩士兩年的弘光醫工系鮑建國老師，除了學習到臨床應用分析的專業能力之外，更能從老師身上體驗到做任何事情的原則及謹慎的態度，因此不管是在研究領域上或者是面對所有的問題都能迎刃而解。感謝口試委員臺大資訊室尚榮基主任、中原電子系鄭湘原老師、嶺東資訊系謝淑玲老師及弘光醫工系鮑建國老師，給予論文上實質的指教與建議，使本論文能更趨於完整性。

感謝東海電機系的坤昊學長、富勝學長、俞秀學姊、翰昱學長、盛聰學長，給予我莫大的鼓勵且帶領我學習各項新事物；也感謝同學先昱、鳴峯、崑峻、俊毅、又禎、柏翰在我完成論文的過程中協助我並提供許多不同的看法及意見，感謝弘光的嘉晏、泰坤學弟妹與專題生們共同分擔所有的臨床實驗及支援我研究上所需的資料與人力，在研究所這兩年的階段，其中為重要的是學習到如何調整心態去面對問題且訓練如何解決問題的能力，也學會在群體生活中與他人經由團隊合作完成階段性的事物，雖然學習是一個無止境的過程，但至少在這個階段能得到身邊不同的人給我多方面的資訊與專業技能的提升，好讓我應付往後的挑戰，在此感謝幫助過我完成這份論文的人事物。最後要感謝我的家人給我良好的環境有機會去體驗研究所的生活，讓我無後顧之憂地專心在完成我的碩士學位，且給予我許多的鼓勵使我更有動力且具備能力去迎接下個階段的到來。

林華健謹誌

中華民國 104 年 6 月

## 摘要

研究指出規律運動不僅可以改善肌肉骨骼系統之關節活動度與柔軟度，帶來身體上的敏捷性，並提升心肺功能，增加全身的氧供給量，亦能改善新陳代謝率。對於年長者而言，運動效能可增進負擔日常生活的肢體的工作能力。目前用來評估運動能力的健康指標主要為全身性的生理監測，相對的，本研究欲使用非侵入式雷射都卜勒血流計搭配近紅外光譜儀量測局部組織含氧量和體表血流量，以局部循環生理的資訊作為運動效能的判斷依據。

本研究藉由踝關節拉伸運動實驗與銀髮族下肢輕運動實驗兩個臨床試驗進行評估。在踝關節運動對小腿微循環血流量實驗中，觀察 10 名 22 至 23 歲的男大學生在主動式踝關節運動前後的血流量與肌肉含氧飽和度的變化，藉此分析運動的成效。以訊號分析程式計算獲得的生理參數值包含平均血流訊號(MMBF)、脈動血流訊號(PMBF)及血流脈動比率(PP)與組織氧飽和指數(TSI)，說明拉伸運動的影響。結果發現，相較於主動式踝關節運動前(M0)，在運動後(M2)使用高功率與低功率測得之 MMBF 皆有顯著下降，而 TSI 參數則為顯著上升(P=0.003)。在輕運動對銀髮族下肢功能評估實驗中，招募 17 名年齡平均值在 78.3 歲健康的老年人，9 名運動組參與為期 6 週搭配芙瑞公司的輕運動器材進行的下肢阻力運動的訓練計劃，其餘 8 名為控制組。在第 0 週與第 7 週分別量測股四頭肌部位的肌肉氧飽和度(SmO<sub>2</sub>)經過 15 分鐘運動負荷的變化。結果顯示在第 0 週時，運動組與對照組在經過 15 分鐘運動負荷後 SmO<sub>2</sub> 無顯著差異，經過 6 週運動計畫後，運動組在 15 分鐘運動負荷下 SmO<sub>2</sub> 仍無明顯改變，但對於對照組而言，15 分鐘運動負荷造成 SmO<sub>2</sub> 顯著的下降(P=0.02)。6 週的運動課程前(第 0 週)與後(第 7 週)的環境溫度分別為 25.8 °C 和 19.9 °C，有

顯著性的下降。

經由本研究得知，透過在輕運動前後生理參數相對的變化量，可證實低強度下肢運動的介入對於不同年齡層的下肢微循環有促進的成效，組織含氧飽和度和體表血流量兩項微循環生理參數可當作下肢部位氧氣供給及血液滯留嚴重程度的早期評估指標。

**關鍵字：**雷射都卜勒血流計、肌肉含氧飽和度、拉伸運動、身體活動、健康促進



## Abstract

Research indicates that regular exercise can not only improve the range of motion and flexibility of the musculoskeletal system, bring physical agility, improve heart and lung functions, and increase the oxygen supply to the body, but can also improve the metabolism rate. For the elderly, exercise can enhance the effectiveness to burden daily physical abilities. Currently used health indicators for evaluating exercise capacity are mainly for physiological monitoring systems. In contrast, this study intends to use a non-invasive laser Doppler flowmetry with near-infrared spectroscopy for measuring local tissue oxygen and body-surface blood flow and judging the effectiveness of exercise with the local loop physiological information.

The evaluation in this study is preceded through two clinical experiments of ankle stretching exercise and seniors' lower extremity light exercise. In the experiment of ankle exercise to the calf microcirculation blood flow, the blood flow before and after the active ankle exercise and the changes of muscle oxygen-saturation of 10 male college students, aged 22-23, are observed, thereby to analyze the effectiveness of the exercise. The impact of stretching exercise are explained with the physiological parameters calculated by signal analysis programs including mean flow signal (MMBF), pulsating blood flow signal (PMBF), blood flow pulsation ratio (PP) and tissue oxygen saturation index (TSI). The results show that MMBF of active ankle motion measured with high power and low power drops significantly after exercise (M2), compared to it before exercise (M0), while the TSI

parameters significantly increases ( $P=0.003$ ). For the evaluation experiments in the light exercise for seniors' lower extremity functions, 17 healthy elders with the average age of 78.3 are recruited, including 9 of them in the exercise group involving in a six-week training program of lower extremity intensity-resistance exercise with the light exercise facilities of Floriey Industry International Co., Ltd. and the remaining 8 in the control group. The changes of quadriceps muscles oxygen saturation ( $SmO_2$ ) after 15 minutes of exercise load are measured at Week 0 and Week 7. The results show that both groups do not reveal significant difference in  $SmO_2$  at week 0, however, the 15 minutes of exercise cause significant decrease of  $SmO_2$  ( $P=0.02$ ) for the control group after the 6 week program, but not for the exercise group. The ambient temperature before (week 0) and after (Week 7) the six week exercise classes appears significant decrease from  $25.8\text{ }^{\circ}\text{C}$  to  $19.9\text{ }^{\circ}\text{C}$ .

Through this study, the relative changes of physiology parameters before and after the light exercise prove that low-intensity low extremity exercise intervention could promote the lower limb microcirculation at different ages. The microcirculation physiological parameters of tissue oxygen saturation and body-surface blood flow can be regarded as the early evaluation indicators of oxygen supply and blood retention for lower limbs.

**Keywords:** Laser Doppler Flowmetry, Muscle Oxygen Saturation, Stretching Exercise, Physical Activity, Health Promotion

# 目錄

致謝.....	II
摘要.....	III
Abstract.....	V
目錄.....	VII
圖目錄.....	X
表目錄.....	XIII
第一章 緒論.....	1
1.1 前言.....	1
1.2 研究動機與目的.....	3
1.3 文獻回顧.....	4
1.4 論文架構.....	5
第二章 儀器原理及設備.....	6
2.1 微循環介紹.....	6
2.2 雷射都卜勒血流量測方法及原理.....	8
2.2.1. Laser Doppler 血流計.....	14
2.3 近紅外光譜分析儀量測方法及原理.....	17
2.3.1 PORTAMON NIRS 監測儀.....	21



2.3.2	MOXY 肌氧監測儀 .....	23
2.4	訊號擷取系統.....	26
2.5	Matlab 程式軟體介紹 .....	28
第三章 臨床應用實例踝關節運動與微循環 .....		30
3.1	實驗設計.....	30
3.1.1	實驗對象.....	30
3.2	訊號分析系統.....	32
3.2.1	操作介面.....	32
3.2.2	分析方法.....	34
3.2.3	分析程式.....	36
3.3	結果.....	40
3.4	討論.....	42
第四章 臨床應用實例輕運動與微循環 .....		44
4.1	實驗設計.....	44
4.1.1	實驗對象.....	46
4.1.2	實驗流程.....	46
4.2	分析方法.....	48
4.2.1	統計分析.....	48
4.2.2	基本生理參數比較.....	49

4.3	結果.....	50
4.4	討論.....	52
第五章	結論與未來工作 .....	54
5.1	結論.....	54
5.2	未來工作.....	54
	參考文獻.....	55



## 圖目錄

圖 1.1: 運動人口比例年度比較 .....	1
圖 1.2: 7333 規律運動人口比例年度比較 .....	1
圖 1.3: 性別與年齡之規律運動人口分佈圖 .....	2
圖 2.1: 人體組織微循環系統構造 .....	7
圖 2.2: 微循環血管括約肌調控 .....	8
圖 2.3: 雷射都卜勒運作原理 .....	9
圖 2.4: 雷射都卜勒效應 .....	10
圖 2.5: 雷射光頻譜 .....	10
圖 2.6: 雷射光頻譜波動強度 .....	11
圖 2.7: 血流變化頻譜 .....	13
圖 2.8: 都卜勒頻率偏移現象 .....	13
圖 2.9: 都卜勒頻率偏移波形 .....	14
圖 2.10: 儀器前景照 (低功率、高功率) .....	15
圖 2.11: 高功率光學儀器前後視示意圖 .....	15
圖 2.12: 低功率光學儀器前後視示意圖 .....	16
圖 2.13: 光學探頭實體與運作原理示意圖 .....	17
圖 2.14: 入射光線和透射光線在散射介質移動示意圖 .....	19
圖 2.15: O <sub>2</sub> Hb 和 HHb 吸光度曲線圖 .....	20

圖 2.16: PortaMon 儀器與內部探頭 .....	21
圖 2.17: TSI 量測示意圖 .....	22
圖 2.18: 血紅蛋白與肌紅蛋白解離曲線 .....	24
圖 2.19: MOXY 儀器前後視示意圖 .....	25
圖 2.20: 類比輸出訊號規格設定 .....	26
圖 2.21: 數位類比轉換流程圖 .....	27
圖 2.22: NIDAQcard USB-6221 轉換器 .....	28
圖 3.1: 背曲與蹠曲，儀器擺放位置示意圖 .....	31
圖 3.2: 實驗設計流程圖與拉伸運動 .....	32
圖 3.3: 訊號擷取系統流程圖 .....	33
圖 3.4: 生理訊號擷取介面 .....	33
圖 3.5: 訊號分析系統流程圖 .....	34
圖 3.6: (a)血流訊號圖(b)R 波分割點.....	35
圖 3.7: (c)血流波形重疊圖(d)血流波形平均圖 .....	35
圖 3.8: 程式碼-連接 NIDAQ .....	36
圖 3.9: 程式碼-訊號參數輸入設定、GUI 介面 .....	37
圖 3.10: 切波後圖形 LDF(藍)、ECG(紅).....	38
圖 3.11: 程式碼-儲存原始檔案.....	38
圖 3.12: 程式碼-LDF 三段平均值訊號.....	39

圖 3.13: 程式碼-高低通濾波器 .....	39
圖 3.14: 程式碼-捕捉心跳頻率與尋找 R 波、切波 .....	39
圖 3.15: 程式碼-心跳頻率篩選 .....	40
圖 3.16: 程式碼-儲存濾波檔案 .....	40
圖 3.17: 主動式運動前後心跳參數與 TSI 組織氧飽和指數 .....	41
圖 3.18: 主動式運動前後高低功率平均血流參數 .....	42
圖 3.19: 主動式運動前後高低功率脈動血流參數 .....	42
圖 3.20: 主動式運動前後高低功率血流脈動比率 .....	43
圖 4.1: 計畫實施程序流程圖 .....	44
圖 4.2: 下肢輕運動機台 .....	45
圖 4.3: 實驗設計流程圖 .....	47
圖 4.4: 大腿肌量測部位 .....	48
圖 4.5: 六週社群輕運動前後溫度變化 .....	50
圖 4.6: 六週社群輕運動前後 Quadriceps 肌力變化 .....	50
圖 4.7: 六週社群輕運動前後運動組與對照組 SmO <sub>2</sub> .....	51
圖 4.8: 六週社群輕運動前後兩組 SmO <sub>2</sub> 相差值 .....	51

## 表目錄

表 3.1: 受測者基本資料 .....	30
表 4.1: 運動組與對照組基本資料比較 .....	49
表 4.2: 運動組與對照組心肺功能生理值比較 .....	49



# 第一章 緒論

## 1.1 前言

教育部體育署調查 95 年至 103 年運動城市量化結果報告中，平時有做運動的人口比例從 76.9% 上升至 82.4%，但其中符合 7333 規律運動(意指每週至少運動 3 次、每次 30 分鐘、心跳達到 130)的運動人口比例為 33.0%，相較於 7330(每週運動 3 次、每次 30 分鐘)、7230(每週運動 2 次、每次 30 分鐘)、7100(每周運動 1 次)為最低人口比率，不過符合 7333 規律運動人口比例與往年相比有增加的趨勢。

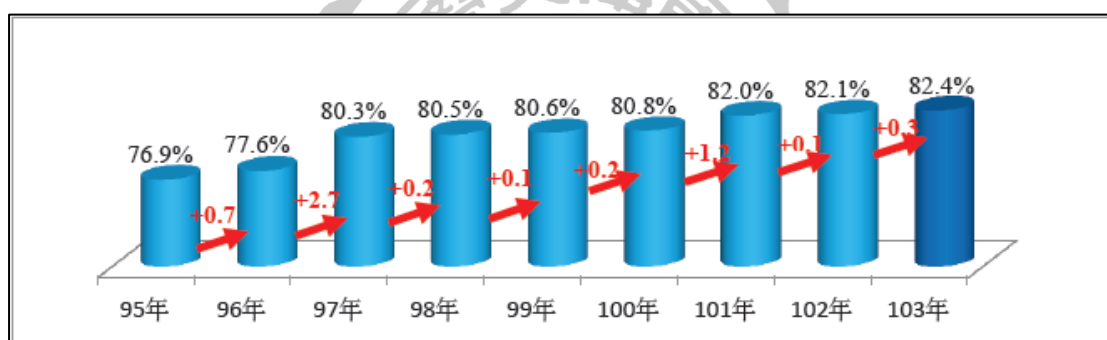


圖 1.1: 運動人口比例年度比較(教育部體育署，2014)

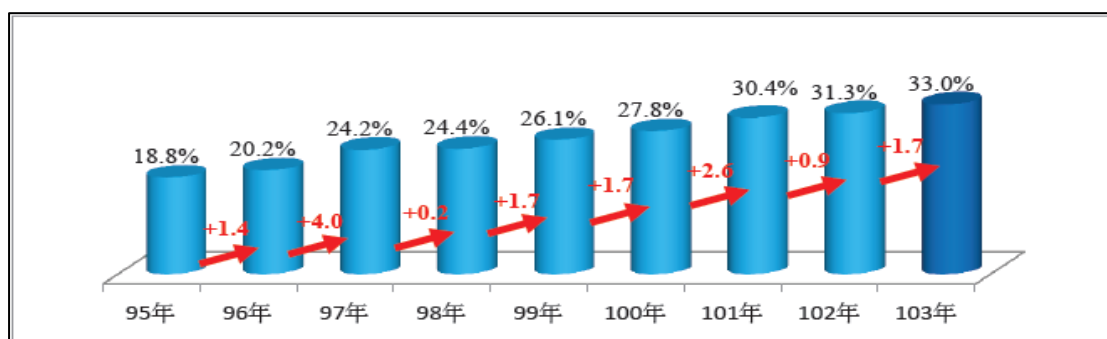


圖 1.2: 7333 規律運動人口比例年度比較(教育部體育署，2014)

根據性別與年齡分析規律運動人口比例調查，年齡層以60歲及以上的規律運動比例較高，13-17歲年齡組其次，而35-49歲的規律運動人口比例較低[1]。

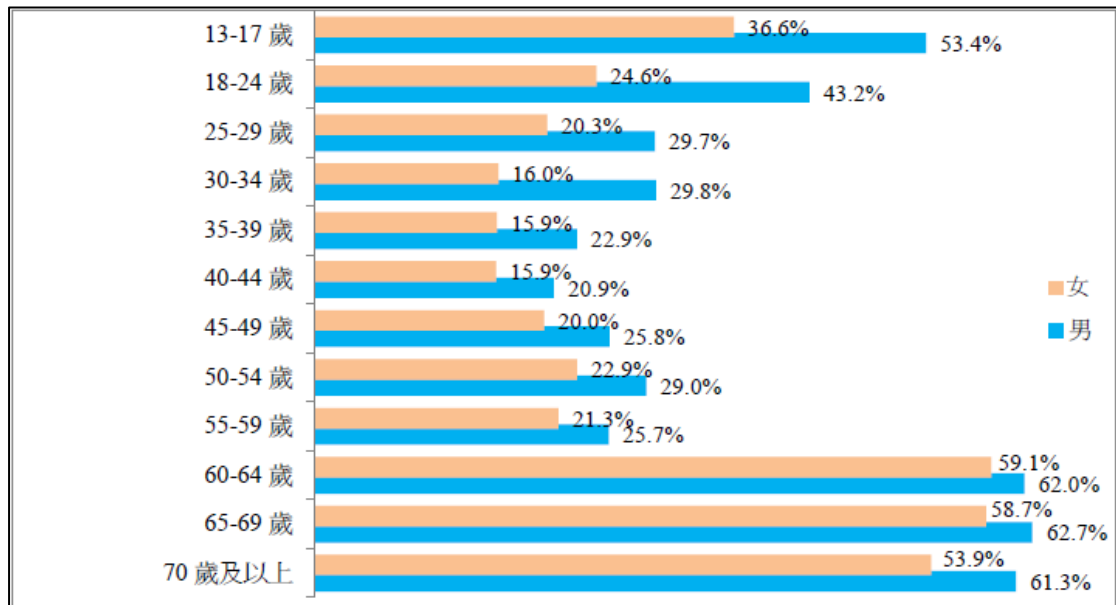


圖 1.3: 性別與年齡之規律運動人口分佈圖(教育部體育署，2014)

規律的運動為提升運動能力的基本條件，對人體呼吸功能、神經系統、血液動力、激素與代謝方面會產生有益的變化。適當的身體活動可以幫助控制血脂異常、糖尿病、降低血壓和肥胖的症狀，在執行相同程度的活動時，運動的訓練會降低心肌耗氧量的需求；同時證明心臟動脈血壓收縮率(心肌耗氧量的指標)的下降，而這項變化將有利於患者冠狀動脈疾病的改善。隨著年齡的改變，對於耐力的進步、關節的靈活度與肌肉力量的全面性運動是極為重要的[2]。長期處於靜態模式或久坐不動將是導致冠狀動脈與週邊血管疾病的危險因素，普遍認為生活習慣結合中等強度的身體活動可延遲動脈粥樣硬化與冠狀動脈心臟疾病的發生[3]。



老化導致下肢肌肉退化，影響長者運動意願，使下肢運動功能惡化，因此提高跌倒發生的機率[4]。在許多研究上顯示，慢性疾病的產生主要是因為不運動的靜態生活，所以規律的運動對長者來說是相當重要的[5]。老年人的肌力會隨著年齡的增長而逐漸衰退，主要的因素包括肌肉組織的退化、體適能的衰退。老年人的肌力訓練必須重視訓練“強度”與“頻率”的配合，許多實驗證實，老人的肌力經過適度的訓練仍有很明顯的進步[6]。

尤其是在老年人中，慣性身體活動有利於生理和心理的健康；根據世界衛生組織對維持與促進健康的建議，65 歲以上的成年人應在一週內累積至少 150 分鐘中等強度的身體活動[7]。不僅在預防心血管疾病、高血壓、骨質疏鬆症與糖尿病的發生率扮演著關鍵因素，且可改善體質與增強日常活動的能力[8]。身體活動已被定義為由骨骼肌所導致能量消耗的任何身體動作[9]，功能的適應性為具有執行正常的日常活動的生理能力，安全、獨立且無須過度的疲勞。

## 1.2 研究動機與目的

身體活動計畫的有效性通常由改善生理功能的變數進行評估，目前主要以心肺功能的全身性生理監測的技術來評估體適能。但是此技術不能解釋局部性的生理狀態，肌肉骨骼功能的表現是肢體運動功能常用的臨床指標。在復健治療和運動醫學上，評估運動效果是建立在肌肉力量和肌肉組織氧飽和度兩個典型的變數[10]。本研究將再結合局部組織的血流量，評估微循環供給與需求是否平衡，作為局部肢體運動功能的判斷依據。研究中將針對低強度運動對於老年人身體活動的影響與主動式踝關節拉伸運動後的效果，並進行干預性的研究。

研究結果將提供運動醫學上定義身體活動的類型、強度、頻率及活動持續時間的參考，以發揮最大的效益，並要求盡量減少身體活動所產生的危害，同時依據科學的角度建立起運動醫學的預防與治療機制，且獲得最佳治療效果和開發新的治療途徑[11]。假使能提早消除或延遲疾病和功能受限的發生率，對於大眾健康效益的影響是可觀的，由於這部分殘疾人口必須住院治療，將消耗大量的醫療資源[12]。

### 1.3 文獻回顧

#### 雷射都卜勒血流計

Stern 在 1975 年發表人體週邊微循環的血流速量測技術，發現當雷射入射光源與組織內移動的紅血球會產生反射與散射現象，進而得知都卜勒效應光頻率偏移的理論[13]。在 1977 至 1980 年，Watkins 與 Holloway 利用血液灌流的光學儀器測量皮膚組織微循環的血流量；Nilsson 隨後也運用在臨床實驗的量測且尋找出組織血流的相關性[14][15]。影響光源入射深度的因素為光源的波長及光源與光檢測器的距離，最後從不同深度得到的反射光代表不同的生理意義[16]。Öberg 與 Baab 在 1989 年，透過雷射都卜勒流速計系統測得牙齦中微循環的流速[17]。Obeid 學者由 *in vitro* 和 *in vivo* 的實驗結果得知，雷射都卜勒流速計輸出結果與流速、濃度具有一致性[18]。

#### 近紅外光譜文獻

Stoke 發現血紅蛋白(hemoglobin) 這種染色物質是血液中的氧氣載體[19]。Brinkman 與 Zijlstra 最早提出血氧飽和度分析儀的測量方法，是根據氧和血紅蛋白(Oxyhemoglobin, O<sub>2</sub>Hb)與脫氧血紅蛋白(Deoxyhemoglobin, HHb)在血液中對光譜的吸收特性發展出類似分光光度的技術[20]。在七十年代 Aoyagi 第一個發現在動脈血容量的改變

可取決於動脈血的變化來獲得信號。藉由這項知識可量測血液中動脈的血氧飽和度[21]。這項技術被稱作為脈搏血氧飽和度分析並已發展成一個可靠且廣泛的使用方[22]。

## 1.4 論文架構

本研究論文透過臨床應用實例來評估運動的效果，並以雷射都卜勒血流計搭配心電圖訊號測得微循環中的血流量參數，量測的系統是藉由 Matlab 軟體所撰寫的訊號擷取系統，配合數位類比轉換器 NIDAQ 將擷取到的生理訊號傳輸至使用者介面，再以統計分析的方式判別每個參數所呈現的趨勢；接著使用兩種波長不同的近紅外光譜監測儀測得人體局部肌肉組織含氧飽和度；分析輕運動前後對於微循環生理參數所帶來的變化效果，進一步得知局部健康狀況且維持或改善基本的運動能力。

本論文架構區分為五個章節：

第一章緒論：敘述執行規律運動及身體活動的好處，並探討運動對銀髮族之重要性，依據文獻回顧找出研究動機，本研究目的欲發展出以組織含氧量與血流量參數作為評估的指標。

第二章儀器設備及原理：介紹各使用儀器的基本理論、應用層面、實際量測方法與規格說明。

第三章臨床應用實例 1：踝關節自主拉伸運動實驗對微循環生理訊號的影響。

第四章臨床應用實例 2：社區銀髮族輕運動實驗對微循環生理參數的影響。

第五章結論及未來工作：研究未來改善的方向。

## 第二章 儀器原理及設備

### 2.1 微循環介紹

微循環系統必須與全身各個器官及組織緊密連結，是一種提供高效率內部長途運輸系統，可將資源物質送至細胞附近藉由擴散作用達到養分供給與代謝廢物的分子交換。該系統是由數個結構複雜的微循環所集結而成，其中微循環的形成是血液流動經由動脈的末梢端，再流到微血管，最後血液匯合流入靜脈的起始端，這種透過流經微血管裡細動脈和細靜脈之間的血液循環現象，稱為微循環 [23]。

典型的微循環由微動脈、微血管前微動脈(Precapillary Arteriole)、微靜脈、微靜脈吻合(Arteriovenous Anastomosis)、中間微動脈(Meta-Arteriole)、真微血管(True Capillary)、直捷通路(Thoroughfare Channel)所組成，這些血管口徑最粗的管壁都在100 $\mu\text{m}$ 以下。微循環血流運輸系統主要包含三條途徑：(1)迂迴通路：血流自微動脈往後微動脈、毛細血管前括約肌、真微血管網，最終匯流到微靜脈，此場所主要為血流與組織細胞進而交換物質的媒介。平穩狀態時，在臟器中真微血管網大約只有20%處於開放狀態，而組織細胞內pH值與代謝物質堆積程度將影響真微血管的交替開放時機；(2)直捷通路：血流會經微動脈往後微動脈、通血毛細血管抵達微靜脈，此管路流速較快加上管壁較厚常處於開放狀態，故缺少物質交換功能，尚可促進血液迅速回流則有利透過微循環快速送往心臟；(3)動靜脈吻合：血液從微動脈經由動靜脈吻合抵達微靜脈通路，其管壁厚，具有完整的平滑肌層，通常為關閉狀態，且是調節局部組織血流量的重要結構[24]。

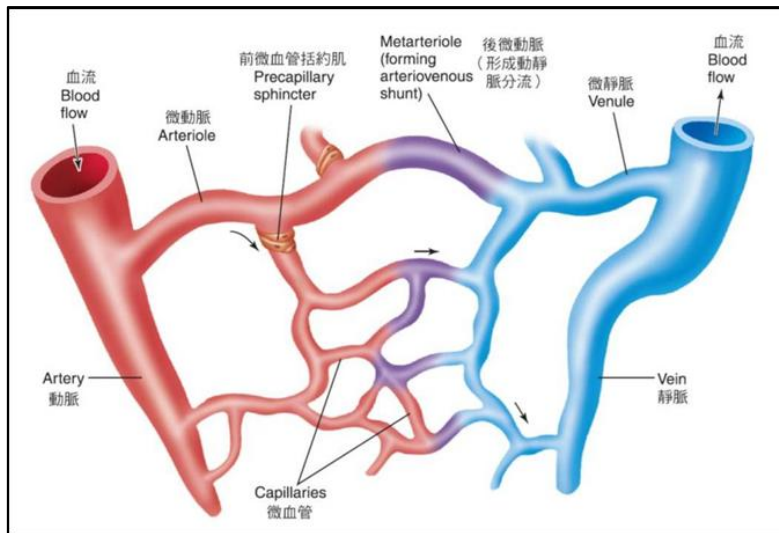


圖 2.1:人體組織微循環系統構造

以上敘述中，微循環中血液流量多寡是由平滑肌的收縮作用所控管，擁有調控此機制的主要血管壁包括毛細血管前括約肌、微動脈、微靜脈和後微動脈，並可有效控管血液進出的流動量。因其位於微血管入口，故稱為微血管前括約肌(Precapillary Sphincter)，功能為調節不同器官中微循環血液的分布，而身體微循環僅有 5~10% 血液流過。微血管中直通微血管與中間微血管處於分支的狀態，分為兩種機制如圖 2.2：(1) 直通微血管的管徑略粗且管壁較厚，在組織處於靜息狀態即括約肌收縮時，微循環的血流大部分由微動脈經中間微動脈和直捷通路快速進入微靜脈，物質交換功能無法在此執行，但假設有大量血液湧入時，可避免血液流入微血管網中；(2) 中間微動脈分支形成相互吻合的微血管網稱為真微血管，而組織處在功能狀態活躍時，前括約肌則會開通閘門，此時大多數血液會流入真微血管網中，組織與血液之間會進行物質交換程序，末端的血液匯流到微靜脈處可調節局部的神經與體液[25]。

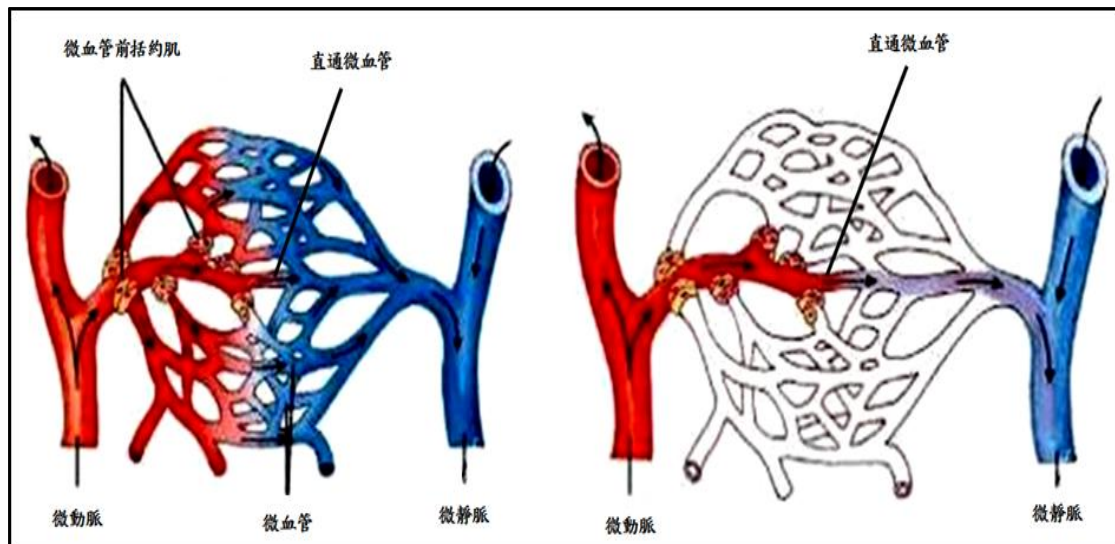


圖 2.2:微循環血管括約肌調控

依據人體的微血管運作機制中，微動脈會隨著局部器官或組織的需求做應變調整，像組織內因氧氣吸收及營養物質的交換，或者各種代謝產劇增時，將刺激微血管前括約肌後呈現放鬆的狀態，使得大量的血液流入微血管中，攜來足夠的養分且代謝廢物分子；等候回歸平穩時，微動脈自動收縮只開放血液流經直通微血管以降低血流量。因此微循環能提供下游的組織實際血流量，整體的體循環生理訊息則可藉由心臟血管系統來得知上游血液供輸的情形[26]。

## 2.2 雷射都卜勒血流量測方法及原理

雷射都卜勒是一種非侵入性的血流監測儀並能測量微循環內血流量的變化之標準技術，這項技術的強項在於觀察流量的變化值，無論是隨著時間的推移或流過皮膚表面積及其他外露的組織皆有差異。其運作原理如圖 2.3(1)藉由光纖內的導線將雷射光傳輸到人體皮膚表面(2)進而穿透人體的組織入射到移動速率不平均的紅血球中(3)光纖傳回散射及反射後的雷射光進入光感測器做偵測。



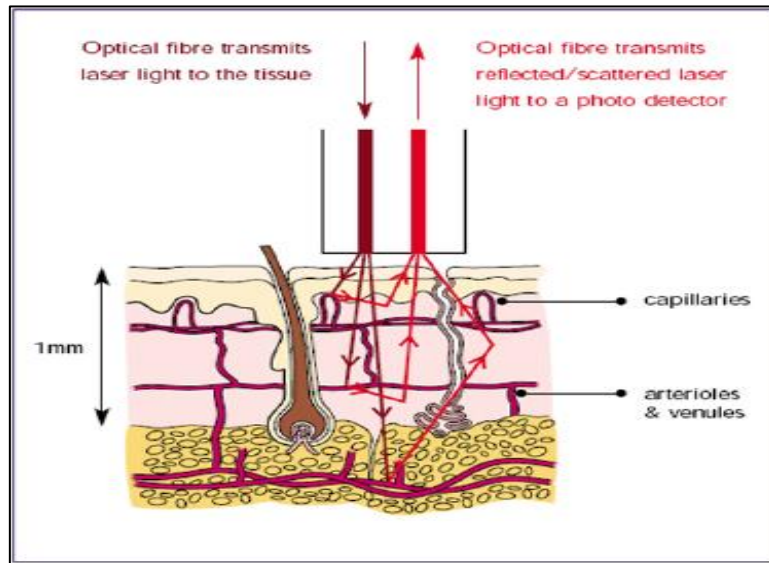


圖 2.3:雷射都卜勒運作原理(Oberg, 1990)

雷射都卜勒技術是測量微循環中極小血管的血流量，例如低速度流量與在皮膚表面附近微血管的營養性血流量有相關聯；且底層動脈和小靜脈的血流量皆參與溫度的調節。取樣組織的厚度通常是1mm，毛細血管直徑為10 microns，而光譜速率通常測量為0.01~10mm/s。

該技術取決於都卜勒原理藉由來自低功率的單色穩定雷射光如圖(a)，例如一個氦氖的氣體雷射光或單模式雷射二極體，入射光透過移動的紅血球細胞在組織散射，結果所導致圖(b)的頻率將被拓寬，唯獨單色穩定雷射光具有散射的功能。從靜態組織中被散射的頻率光連同入射雷射光一起被探頭的光感測器所接收，並將所得的光電流處理後以提供一個血流量。

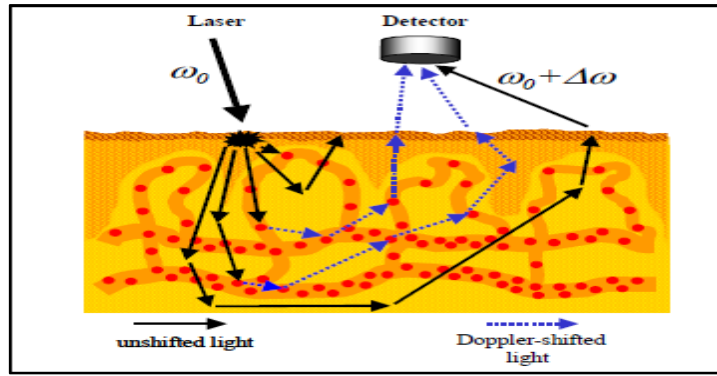


圖 2.4:雷射都卜勒效應(A. Serov , 2002)

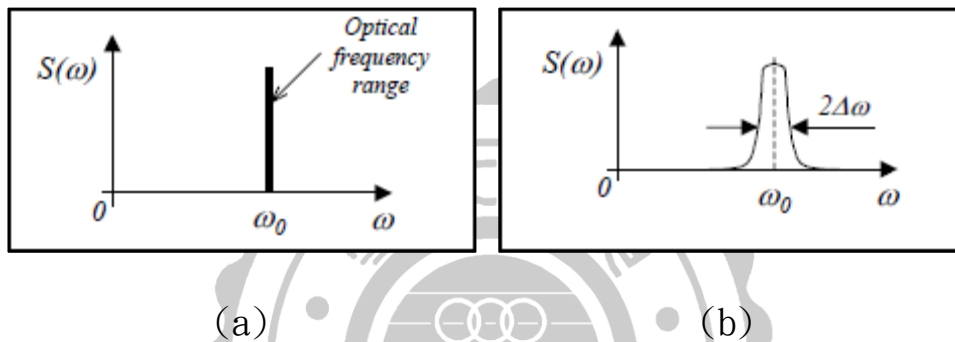
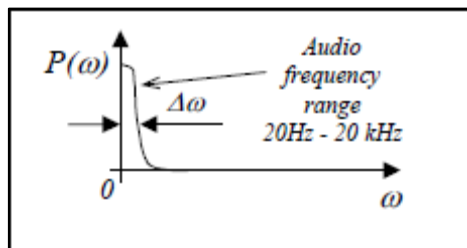


圖 2.5:雷射光頻譜(a)單色穩定雷射光(b)組織散射頻寬(Watkins , 1990)

由於在組織內雷射光對濃度較低的紅血球細胞散射效果較明顯，因此都卜勒的平均頻移與紅血球細胞的平均速率呈線性關係。而都卜勒的頻移範圍大約落在 20Hz~20KHz 之間如圖(c)[27]。



(c)

圖 2.6:雷射光頻譜波動強度(Watkins , 1990)



雷射都卜勒血流儀運作原理為測量入射光源與紅血球相對運動所產生的光訊號，藉由都卜勒效應(Doppler Effect)的原理觀察物體與光源的變化情形。而為奧地利物理學家都卜勒(J. C. Doppler)在 1842 年發現都卜勒效應的現象是指光波源與接收端彼此之間產生相對運動時，其相對速度會引發接收端頻率波動的改變；因而造成頻率上的偏移。當接收端向光波源距離縮短時，則接收端接收到的頻率  $f_r$  會增加。由公式(2-2-1)表示，假設  $f_o$  為入射光雷射頻率、 $v$  為物體移動的速度、 $c$  為光速。

$$f_r = f_o \frac{c + v}{c}$$

公式(2-2-1)

假如物體移動方向與光源訊號傳遞方向間的夾角為  $\theta$  (Doppler angle)，公式(2-2-1)的  $v$  可藉由  $v \cos \theta$  來取代  $v$  的分量，如公式(2-2-2)所示。

$$f_r = f_o \frac{c + v \cos \theta}{c}$$

公式(2-2-2)

上述兩種移動方式都會造成接收訊號頻率上的改變。在生醫光學的應用上，光檢測器會接收到在光束範圍內血球或是組織的逆散射訊號，將上述的兩個結果結合如式(2-2-3)，可得接收訊號的頻率。

$$f_r = f_o \frac{c + v \cos \theta}{c} \times \frac{c}{c + v \cos \theta} = f_o \frac{c + v \cos \theta}{c - v \cos \theta}$$

公式(2-2-3)

將式(2-2-3)整理可得都卜勒頻移(Doppler Shift)， $f_s = f_r - f_o$ 如式(2-2-4)所示。

$$f_s = f_r - f_o = f_o \frac{c + v \cos \theta}{c - v \cos \theta} - f_o$$

公式(2-2-4)

依據都卜勒定義之散射原理，血液中流速的快慢會間接影響頻寬及改變頻譜強度的程度；可推論出當光的頻率變大時，單位時間所灌流過的血液流速相對會變快，因此不同強弱的功率頻譜在光訊號中可藉由加權分析演算方式計算出平均頻率值進而得到流量方程式：

$k_1$ 、 $k_2$ ：是用於衡量原始輸出到預先確定的校準點常數。 $\omega$ ：角速度( $\omega = 2\pi\Delta f$ )都卜勒頻移的單位。 $\Delta f$ ：都卜勒頻移頻測量的頻率(單位：Hz)。 $P(\omega)$ ：光的功率頻譜密度。 $I$ ：光強度，用於標準化的信號以幫助散射光強度總值變化的影響。 $n$ ：指數。 $noise$ ：外界的干擾成分(散布粒子)。所得到的光電流經過模擬和數位訊號處理產生出 Flux 及 Conc 參數值[28]。

公式(2-2-5)

$$\begin{aligned} flux &= k_1 \int_{\omega_1}^{\omega_2} \omega \times \frac{p(\omega)}{I^n} \times d\omega - noise \\ &= k_2 \times \text{Average Speed of Blood cells} \times \text{Number Concentration of Blood cells} \end{aligned}$$

雷射都卜勒血流計是一個提供局部組織內血流即時量測的公認方法。當雷射光反射移動中的物體(例如紅血球)離開後，會經歷都普勒頻移，而頻移量是取決於移動物體的速度；針對不同的流速，將造成不同的頻寬訊號以及測量的頻譜訊號強度，較高速的血液導致更多的都卜勒頻移，由上述理論可得知皮膚血流速高低與都卜勒訊號頻寬

成正比。

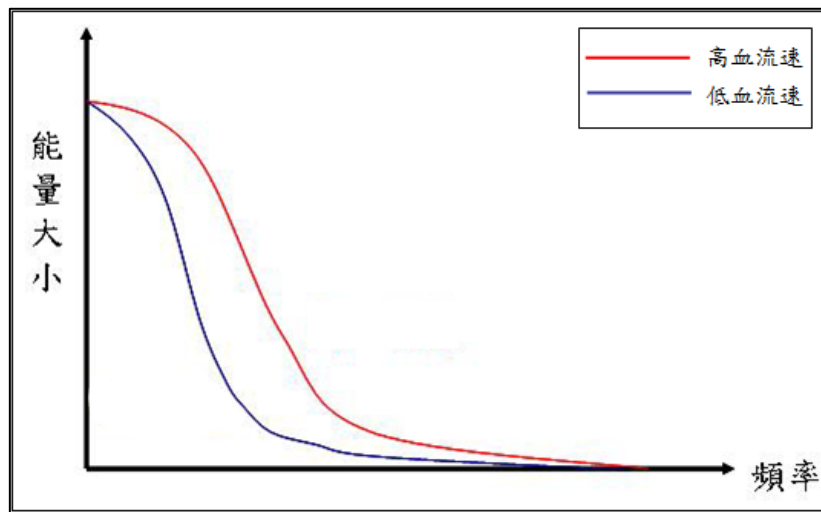


圖 2.7: 血流變化頻譜

如圖 2.8 用來照射皮膚組織的雷射光藉由靜態組織和移動的血液細胞被散射，再透過探頭收集被散射回來的光成分與包含未經任何頻移的光分量。

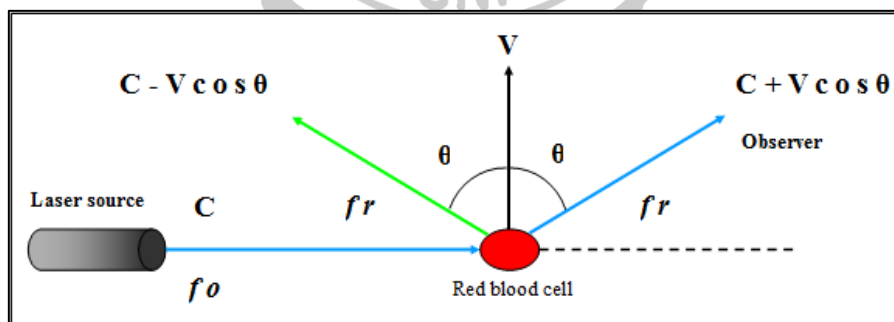


圖 2.8: 都卜勒頻率偏移現象

假設當兩個頻率大小不同的波: 移動中血液的都卜勒頻移光與靜態組織經反射和散射的非頻移光，進行波疊加所得到的波形總和，等於兩個波原始頻率的差，而這兩個光分量的頻率差（都普勒頻移量）

一般稱為光學拍頻。如圖 2.9，兩頻段不同的光波 W1 與 W2 進行混合時，因頻率的落差產生互相干涉的現象，因而得到疊加後光學拍頻的波形圖[29]。

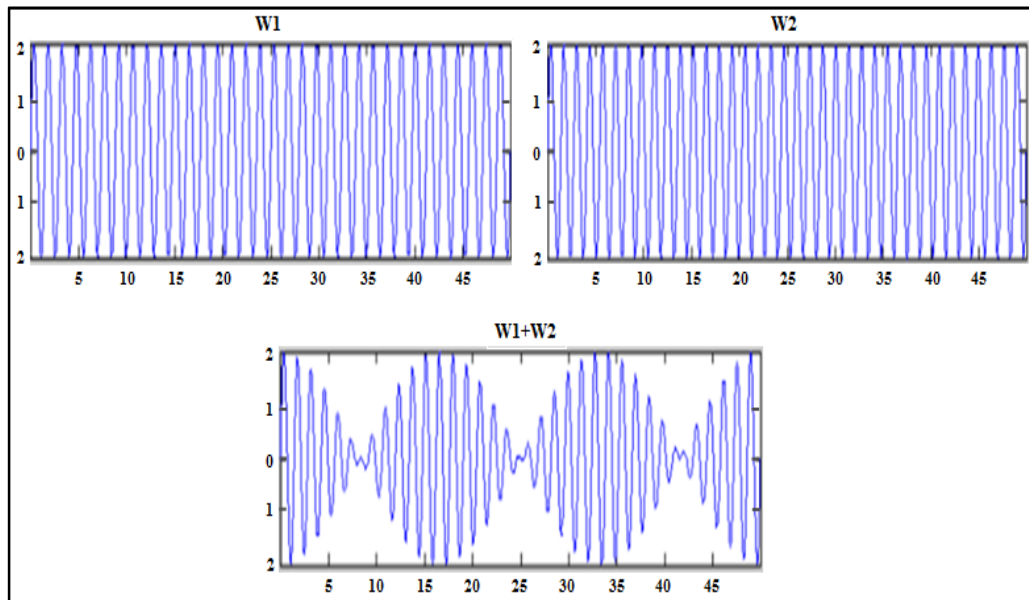


圖 2.9: 都卜勒頻率偏移波形

### 2.2.1. Laser Doppler 血流計

本研究是採用醫療等級的光學監測儀作為臨床試驗應用，使用的產品(MoorVMS-LDF1-HP、MoorVMS-LDF2，Moor Instruments，UK)是由 Moor Instruments 公司所研發的雷射都卜勒血流計(Laser Doppler Flowmetry，LDF)，是一種非侵入式探測技術，可在移動紅血球中量測組織內微細血管的灌流量(Erythrocyte perfusion)，雷射光將光源直接投射在待測部位時，光束在組織中會因不規則的反射產生散射原理，散射後所有的光源會藉由數據機接收端做存取，將光訊號轉換為量化的數位訊號。該產品符合國家認證雷射標準 3R 等級的輻射量(Class 3R per IEC 60825-1:2007:LDF1)、(Class 1 per 21 CFR 1040.10

and 1040.11:LDF2)，高功率半導體雷射光最大輸出功率為 20mW，低功率最大輸出功率則為 2.5mW 之雷射作為光源，雷射光波長的深度皆為  $785\pm 10\text{nm}$ ，可歸類於低能量的光學探測儀器，但眼球應避免直接與雷射光接觸以免造成損害，這項儀器可經由皮膚表層將雷射光束送進待測部位，因此藉由非侵入式的方式將探頭擺放平穩即可，但應注意外界環境的光線會干擾受測者的數值。



圖 2.10: 儀器前景照 (低功率、高功率)

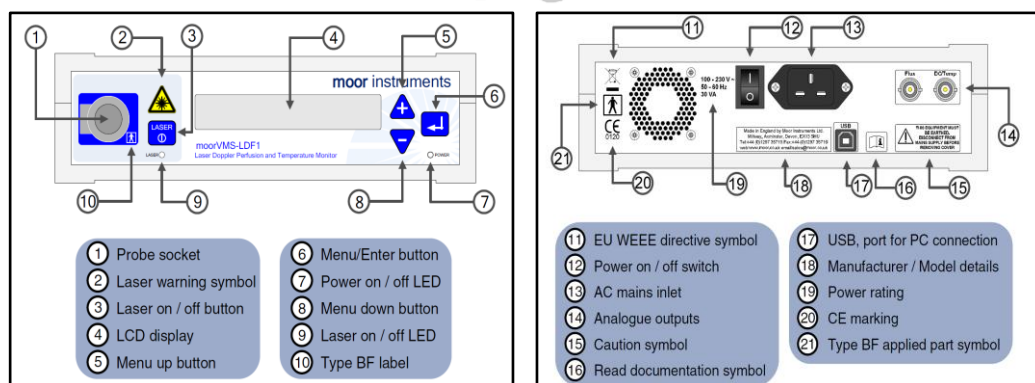


圖 2.11: 高功率光學儀器前後視示意圖(Moor Instruments, 2009)

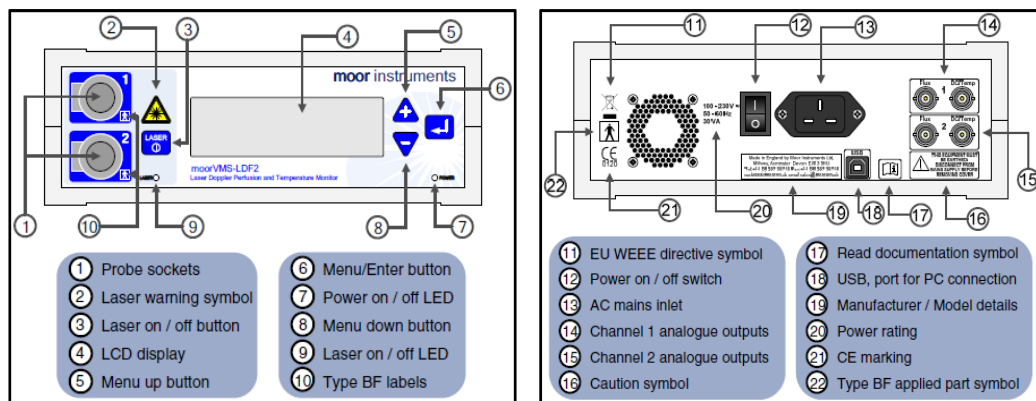


圖 2.12: 低功率光學儀器前後視示意圖(Moor Instruments, 2009)

MoorVMS-LDF 儀器提供三種連續測量的參數值(1) Flux 組織血流量:紅血球平均流速與組織中移動的紅血球體積數目的乘積有關(2) Conc 血液移動量:濃度與組織中移動的紅血球體積數目有關(3)DC 光強度:表示反射雷射光的強度。LDF 儀器測量的標準化灌流量單位可透過在聚苯乙烯的液體中由顆粒標準移動性的布朗運動量測到的 Flux 值來實現,其中 Flux 與 DC 兩者參數皆經由都卜勒原理計算後得到的數值結果,取樣頻率為每秒擷取 40 次(40Hz)。

針對血流在毛細血管中的性質,加上不同結構的微小血管與皮膚顏色的影響;一般普遍認為不適用絕對流量單位來表示組織流量,例如: x/ml、 x/mg 或 x/min。因此則採用 perfusion units (PU)作為 Flux 組織血流量的單位;而 arbitrary units (AU)作為 Conc 與 DC 的光強度反射單位[30]。



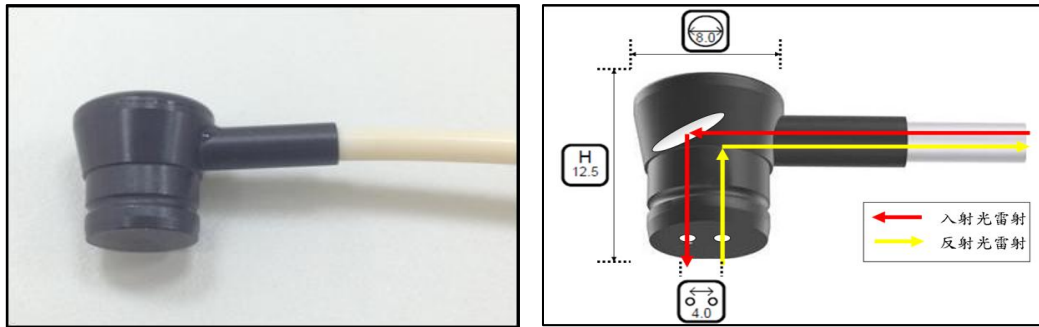


圖 2.13: 光學探頭實體與運作原理示意圖

本研究使用高功率探頭 (VP1-V2-HP)、低功率探頭 (VP1T&VP1bT)，總長為兩公尺的光纖石英玻璃所製成，探頭內可提供具有用於儲存校正係數的嵌入式記憶晶片，而光源從儀器發射於探頭頂端的反光鏡；經由反射光通過易彎曲的玻璃光纖傳輸高功率 5~12mW，低功率為 0.5~1.2mW 之雷射光到組織表面上，藉由兩條光纖將被散射在組織或移動紅血球上的光收集並傳送回儀器本體，最後分析光強弱的各種變化[30]。

### 2.3 近紅外光譜分析儀量測方法及原理

生理學家Frans Jobsis在1977年建立起近紅外光譜分光光度測定技術(Near infrared spectroscopy, NIRS)，科學文章報告指出，生物組織在近紅外光區域(700~1300nm)波段具有較良好的穿透度，可測出組織內的氧氣供應與氧氣消耗的生理數值。因此對原處監測可以透過器官來傳送充足的光分子，在該區域中的血紅蛋白可區分出的主要成分有氧合血紅蛋白 (Oxyhemoglobin, O<sub>2</sub>Hb) 與脫氧血紅蛋白 (Deoxyhemoglobin, HHb)，血紅蛋白特性將取決於氧氣的吸收[31]。

但 Jöbsis 等人主要關注在被給予氧化還原狀態下的細胞色素 a<sub>3</sub>(Cyt.OX.)，其在粒線體呼吸道電子傳送鏈末端的酶，這種酶催化

了細胞內大約 90% 的氧氣消耗量，顯示出由於缺乏氧氣將導致 Cyt.Ox. 的完全還原作用，該還原可藉由測量 Cyt.Ox. 在近紅外區段 (770~880nm) 的吸收帶變化進行監測[32]。因此從近紅外光譜中獲得的信息可深入了解在細胞層內氧氣的可用性，結合從血紅蛋白信號獲得的資訊，得知可同時監測微循環氧氣的供應與組織細胞內氧氣的消耗量。

NIRS 的技術依據朗伯-比爾定律[33]，Lambert-Beer law 由下列公式可得知：

$$OD_{\lambda} = \text{Log} \left( \frac{I_0}{I} \right) = \epsilon_{\lambda} \cdot c \cdot L$$

公式(2-3-1)

其中  $OD_{\lambda}$  是被稱為光學介質密度：介質對光的衰減強度（無因次係數不需要單位的量）， $I_0$  為入射光輻射、 $I$  是發射光輻射， $\epsilon_{\lambda}$  是發色團的消光係數 ( $\text{mM}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ )、 $c$  為溶解物的濃度 ( $\text{mM}$ )， $L$  是光進入和光射出點之間的距離 ( $\text{cm}$ )， $\lambda$  波長 ( $\text{nm}$ )。

朗伯-比爾定律是專門使用在透明且無散射的介質當中。當此定律被應用到散射介質中例如生物組織，則必須包含一個無單位量路徑長度的校正係數  $B$ ；這項係數被稱為差分光路徑因子 (DPF)，說明了光路徑的長度的增加是因組織中的散射。修改後的 Lambert-Beer law 由以下公式表示：

$$OD_{\lambda} = \epsilon_{\lambda} \cdot c \cdot L \cdot B + OD_{R, \lambda}$$

公式(2-3-2)

其中  $OD_{R, \lambda}$  表示由於氧氣在組織中的散射會造成獨立光衰減，



假設  $OD_{R, \lambda}$  是量測中的常數，因此可將光學密度變化轉換成濃度的改變。

$$\Delta c = \frac{\Delta OD_{\lambda}}{\epsilon_{\lambda} * L * B}$$

公式(2-3-3)

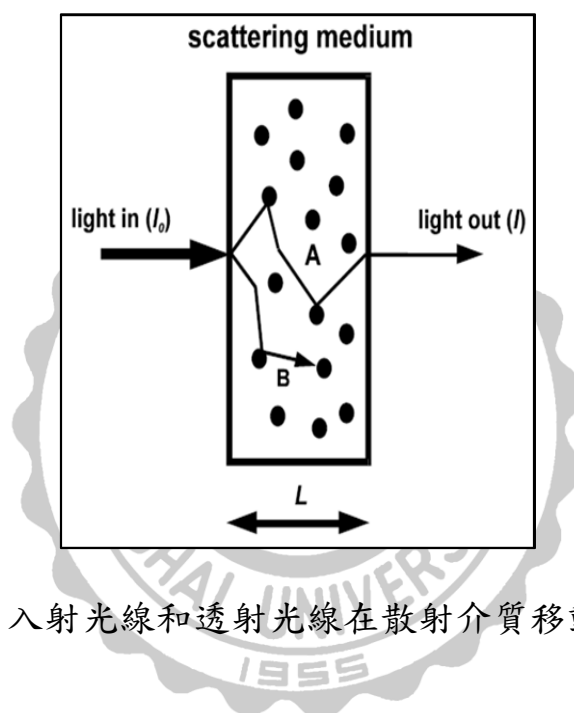


圖 2.14: 入射光線和透射光線在散射介質移動示意圖

黑色原點符號為溶解物，光線 A 被散射後，因此移動的距離相當於路徑長度的校正係數乘以物理路徑長度 L；經散射後光射線 B 完全被吸收。這個方程對於一種溶解物的介質是有效的，在更多溶解物的情況下，至少需要測量與溶解物出現數量一樣多的波長，因而得到一組線性方程式，這項解法引導著大多數 NIRS 系統中所使用的演算法[34]。

在生物組織中至少存在三個依賴氧合的溶解物：O<sub>2</sub>Hb, HHb 及 Cyt.Ox。組織中 O<sub>2</sub>Hb 和 HHb 的總和是用於量測總血容量 (THB)。若

肌肉組織進行研究將會存在兩個溶解物：氧合肌紅蛋白與脫氧肌紅蛋白(O<sub>2</sub>Mb 與 HMb)。肌肉含氧量中的肌紅蛋白(Myoglobin, Mb)包括氧合肌紅蛋白(Oxymyoglobin, O<sub>2</sub>Mb)與脫氧肌紅蛋白(Deoxymyoglobin, HMb)，O<sub>2</sub>Mb 和 HMb 兩者的氧合程度可共同決定肌氧飽和濃度，而 NIRS 主要量測肌氧的部位為毛細血管及動靜脈血管的含氧量，進一步了解局部小血管整體肌氧的變化。

溶解物的光譜消光係數，吸收光譜在微小的差異中可能會影響到數據的定量分析。以不同的光譜可區分在肌肉組織中的血紅蛋白與肌紅蛋白，然而這是在不可見光譜的情況下，在可見光譜的波段中血紅蛋白和肌紅蛋白的分子可透過在不同波長的光學量測推斷出攜帶氧氣的百分比，研究發現血紅蛋白和肌紅蛋白的吸收光譜為重疊的區段，因此在任何的波長中光吸收的差異可間接認為是血紅蛋白吸光度的改變[35]。圖 2.15 顯示了血紅蛋白吸光度的差異；與肌紅蛋白的吸光度極為相似。

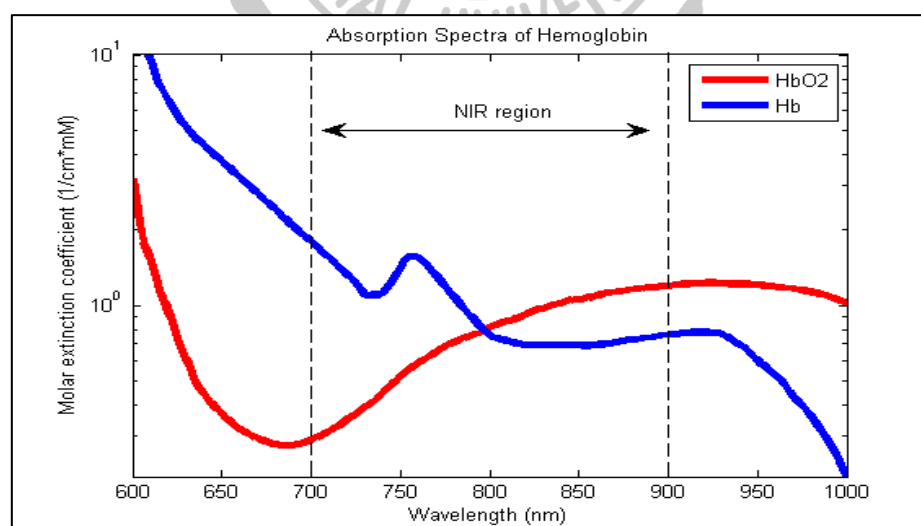


圖 2.15: O<sub>2</sub>Hb 和 HHb 吸光度曲線圖

### 2.3.1 PORTAMON NIRS 監測儀

本儀器使用 artinis 醫療系統公司所開發的型號 PortaMon 無線便攜式連續波的近紅外光譜儀，此裝置專為測量肌肉組織氧飽和指數 (TSI)，該光電二極體波長的額定標準 760 與 850nm，取樣平率 1Hz 至 10Hz，近紅外光譜量測深度為 20 至 40mm，光源接收器是一種高靈敏度的 PIN 二極體，內建三個 LED 發射器(Tx) 與單一光源接收器的距離分別是 30，35，40mm，每個 LED 光極發射器皆有兩個波長的輸出距離為 5mm，將 PortaMon 探頭放置皮膚上，應注意接收器與 LED 完全緊密連接到皮膚，且使用深色布在探測器周圍覆蓋待測組織 6 至 10cm 以避免光線的干擾，光透過皮膚傳送並散射回來，最後由接收器(Rx)所接收，儀器大小為 83 x 52 x 20mm[36]。



圖2.16: PortaMon儀器與內部探頭(Artinis Medical Systems，2013)

組織氧飽和指數(Tissue saturation index, TSI)是近紅外光譜測量血紅蛋白中含氧和脫氧的相對濃度的變化。根據修改朗伯-比爾 (MLB) 定理[37]，可得到含氧和脫氧血紅蛋白的濃度變化值。絕對

濃度可以透過不同的方法來獲得：空間分辨光譜(spatial resolved spectroscopy, SRS)，在 SRS 中發射器反射光的強度被測量作為從發射器距離的函數，此函數形態與組織內的血紅蛋白絕對濃度 $[\mu\text{M}]$ 的吸收係數 $(\mu_a)$ 有互相關聯，因而可計算出組織氧飽和指數 $[\%]$ 。

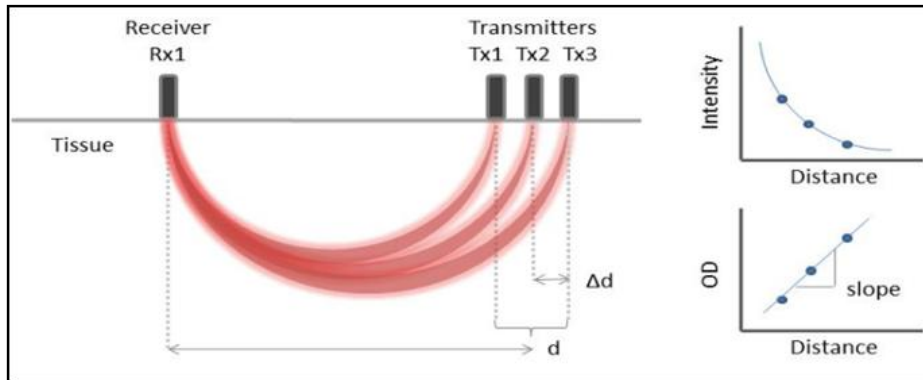


圖 2.17: TSI 量測示意圖

光子在一個高散射的介質中傳遞，例如組織可透過光子的擴散理論得到近似值。光源的函數是由接收器檢測到的光強度：檢測器的距離與組織的吸收和散射係數；可經由至少兩個發射端來確認測得的光衰減與光源檢測距離的斜率 $(\delta\text{OD}/\delta d)$ ，因此從斜率中可計算出吸收係數，這項理論的兩個主要假設是該測量是在同性質的組織中進行，且該組織的波長相關散射係數需在測量過程中是恆定不變的。在組織中最顯著的吸收劑確定為氧合血紅蛋白、脫氧血紅蛋白與水的吸收係數，水液在組織中的含量被假設是常數[38]。

$$\mu_a(\lambda) - \epsilon_{\text{H}_2\text{O}}(\lambda)C_{\text{H}_2\text{O}} = \epsilon_{\text{O}_2\text{Hb}}(\lambda)C_{\text{O}_2\text{Hb}} + \epsilon_{\text{HHb}}(\lambda)C_{\text{HHb}}$$

公式(2-3-4)

其中 $C_{\text{H}_2\text{O}}$ 、 $C_{\text{O}_2\text{Hb}}$ 及 $C_{\text{HHb}}$ 是水的絕對濃度，分別為氧合血紅蛋白和脫氧血紅蛋白。 $\epsilon_{\text{H}_2\text{O}}(\lambda)$ 、 $\epsilon_{\text{O}_2\text{Hb}}(\lambda)$ 及 $\epsilon_{\text{HHb}}(\lambda)$ 是水的消光係數與不同類

型的血紅蛋白波長。使用兩種不同波長能夠區分出血紅蛋白氧合和脫氧的形式，而組織氧飽和度(STO<sub>2</sub>)是 O<sub>2</sub>Hb 的濃度，且與血紅蛋白的總量[(O<sub>2</sub>Hb)/(HHb+O<sub>2</sub>Hb)]有關，可推論組織飽和指數是組織氧飽和度(STO<sub>2</sub>)百分比的估計值，由此定義出：

$$TSI[\%] = \frac{C_{O_2Hb}}{C_{tHb}} \times 100\% = \frac{C_{O_2Hb}}{C_{O_2Hb} + C_{HHb}} \times 100\%$$

公式(2-3-5)

在 TSI 的計算中是需要組織的散射係數，散射係數  $\mu_s$  的衰減與光子被分散行進前的距離有關，在組織中  $\mu_s$  被發現與採用波長成線性比例。散射係數被定義為  $\mu_s = k(1-h\lambda)$ ，TSI 參數可從從消光係數定義出吸收係數( $\mu_a$ )，散射係數 ( $\mu_s$ ) 通常由常數 h 和 k 來推估[39]。

參照於組織生理學，c 可表示 [O<sub>2</sub>Hb] 和 [HHb] 的濃度。d 在光探頭底座中的發射器與檢測器之間的平均距離， $\delta d$  兩個發射器之間的距離。k 和 h 這些常數確定為  $\mu_s = k(1-h\lambda)$  的散射係數。H<sub>2</sub>O 水在組織的假設的百分比。TSI 值通常在正常情況下的肌肉組織中為 60~80%，當計算到 TSI 百分比為負值或大於 100% 時，則不適用於此計算模式。

### 2.3.2 MOXY 肌氧監測儀

MOXY 主要測量在肌肉毛細血管中的血紅蛋白與肌紅蛋白氧飽和度，血紅蛋白是紅血球細胞的分子，該分子則在血液中輸送大部分的氧氣，當血紅蛋白與氧結合時會通過肺部並釋放出氧氣，且經由所需氧的毛細血管組織；肌紅蛋白是在肌肉細胞中的分子，也能結合和釋放氧並將氧氣儲存於肌肉中，這些分子改變對光的吸收度是取決於與

氧氣結合的多寡所決定。因此 NIRS 信號中血紅蛋白與肌紅蛋白的相對貢獻取決於血紅蛋白存在的總量。

氧氣傳輸的最後階段中，氧從血紅蛋白釋放後擴散通過間隙流體最後進入需使用氧的細胞，而血紅蛋白與肌紅蛋白釋放氧氣的多寡由溶解在周圍的氧氣程度有關。圖 2.18 為兩者氧飽和度的解離曲線。血紅蛋白的解離曲線是不固定的，溫度與 pH 值的因素會影響曲線的左移或右移，可得知 MOXY 是量測血紅蛋白與肌紅蛋白氧氣的結合率並非溶解後的氧氣[40]。

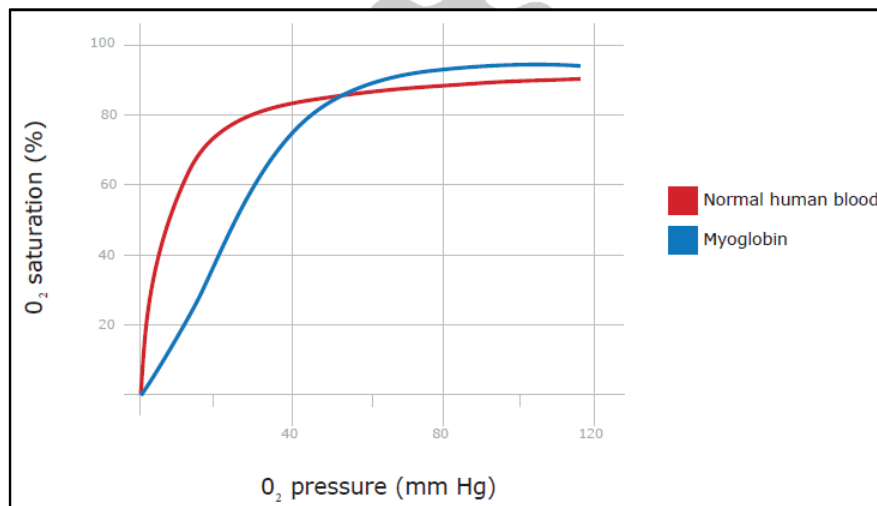


圖 2.18: 血紅蛋白與肌紅蛋白解離曲線

血氧飽和度指的是血紅蛋白和肌紅蛋白所攜帶氧氣的百分比，氧飽和度變化可以從 0% 到 100%。其中 SmO2、SpO2、SaO2、ScvO2 等所敘的 S 是指飽和度，小寫字母是指測量位置或測量類型。

$$\left( \frac{\text{Oxygenated hemoglobin} + \text{myoglobin}}{\text{total amount of hemoglobin} + \text{myoglobin}} \right) \times 100\% = \text{Oxygen Saturation}$$

公式(2-3-6)

MOXY Sensor 利用光波約從 630 nm~850 nm 的近紅外光技術，進行肌肉血氧飽和度 (SmO<sub>2</sub>) 的連續監測，這項設備由發光二極體與光探測器共同創造，其中包含電池電源、微處理器及儲存數據的芯片，由感測器產生的近紅外光從發射器通過皮膚表面行進到肌肉中，紅外光被散射後分別回到為 12.5mm 與 25mm 的接收端。本產品符合理事會指令的安全應用(IEC60950-1)，近紅外光譜所測量深度為 12mm，取樣頻率為每秒擷取 0.5 次或 2 次(0.5Hz、2Hz)，儀器大小為 8.2 x 24 x 17.2mm，具有無線傳輸功能可儲存 5 小時數據容量[41]。



圖 2.19:MOXY 儀器前後視示意圖(muscle oxygen monitor, 2014)



## 2.4 訊號擷取系統

本研究中主要探討感測器測量到的人體生理訊號，透過以下圖表可定義出此類比訊號的範圍高低，每個端點輸出最大範圍為0至5伏特，每個Flux單位以電壓值所顯示，接收端儀器提供電壓與Flux單位或DC單位的轉換種類選擇，而實驗採用5.0V=500PU轉換方式，當所測量數值為500PU時系統則換算成5V，每個Flux單位(1.0PU)將等同輸出5cV。

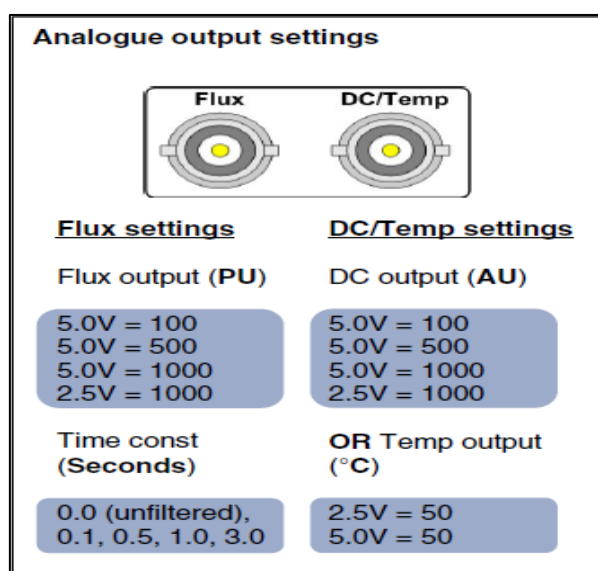


圖 2.20:類比輸出訊號規格設定(Moor Instruments, 2009)

ADC 類比/數位轉換過程可以用下圖表示，訊號轉換的過程主要有兩項，首先要對欲轉換的訊號數值進行取樣(Sampling)動作，可得到離散訊號(Discrete)，經由訊號保存(Holding)動作後，然後再將擷取到的訊號數值加以量化(Quantization)，最後轉換成數位訊號。其中取樣目的在於將原始的類比訊號數值完整的一一擷取，因此取樣率(Sampling rate)越高對訊號的失真程度越低，亦指獲得的解析度(Resolution)越高；量化過程的目則是能夠透過取樣所獲得的數值以0



與1 重新組合進行編碼，同樣的量化的位元數與則解析度呈現正比的趨勢。

微電腦內部系統的訊號運作模式為數位式訊號，通常區分為邏輯「0」或「1」兩者，邏輯 0代表低電位準位且在微電腦的系統中顯示為 0 伏特，邏輯 1 代表高電位準位而在微電腦的系統中顯示為 5 伏特。量化過程中，ADC數位類比的最高取樣頻率會限制所擷取到的時間解析程度，假使在輸入訊號端不間斷的提升執行效率，對於實際上真正連續時間的獲得仍舊無法順利達成，ADC在離散訊號輸出的階層數量多寡將限制振幅解析度的品質。

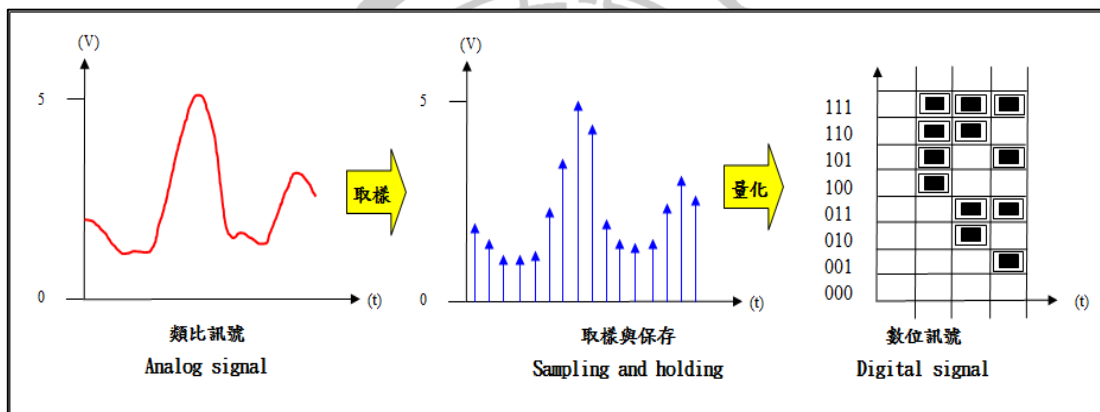


圖 2.21: 數位類比轉換流程圖

實驗設備 NIDAQ card USB-6221 數位類比轉換器是由美國商業儀器公司(National Instruments)所研發出用於 USB 的 M 系列多功能的 DAQ 系統，其中選定型號 USB-6221 作為主要的研究設備。可適用於筆記型電腦或其他攜帶式計算平台，而透過 NI M 系列的 USB 設備可提供高效能的數據擷取，M 系列設備的外部電源至少有 16 個類比輸入，24 個數位 I/O 接線，數位觸發，以及兩個計數器與定時器。

NI USB-6221 DAQcard 採用 16bit 通道數，取樣速率 250kS/s，高

取樣速率的好處在於可保持較佳的精準度，此產品是專為可攜式或空間受限的應用所設計的，隨插即用的安裝功能可縮短設定時間，而螺絲端點可降低成本並輕鬆連接訊號；藉由搭配上 Matlab 軟體來控制 DAQ card 做時間與頻率的取樣，並同時設定各通道所要擷取的訊號參數，分別為 CH1(ECG 訊號)、CH2(Flux 血流訊號)以及 CH3(DC 反光值訊號)，數位類比輸出與輸入設置如下：

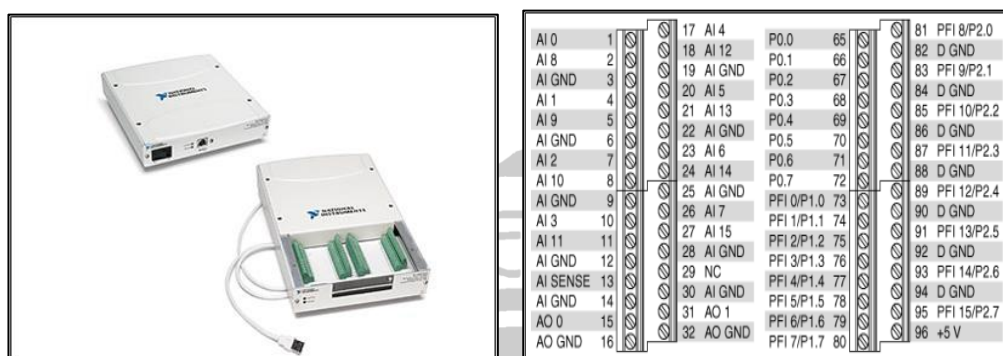


圖 2.22: NIDAQcard USB-6221 轉換器(National Instruments , 2008)

## 2.5 Matlab 程式軟體介紹

MATLAB 在西元 1984 年由 Math Works 公司所推出的數學軟體，是一種數值計算環境和編程語言工具，原先開發的目標是提供完整的矩陣運算指令，將資料數值運算當成是矩陣來計算處理，最主要的用途就是作矩陣式的數學運算。儼然已成為各種數位訊號處理、動態系統模擬、科學目視、科學計算等領域的標準程式語言。

Matlab 具有與電腦交談的功能，也有編輯製作和執行程式的能力，屬於高階矩陣操作語言，本身的數學資料庫已建立預先設定的基本函數，可運用在數值的運算與分析、自動控制、影像處理、訊號處理等領域中，針對於不同應用所開發出的應用程式稱為工具箱

(Toolboxes)，能夠提供使用者快速的搜尋到符合與自身研究領域所需的工具模組。而直譯型語言的特性在於相容性比起其他編譯型語言來的高，在所有的平台上無需修改或重新編輯程式碼內容，便可快速轉換使用。

Matlab 執行內部會將接收到的資料數值自動儲存成矩陣的模式，以供在操作上彙整的便利性與效率性，使用者也可透過簡單的程式編寫繪製出各種不同型態的圖形，例如：二維及三維圖型、物件的立體化、影像處理和動畫等。而在 GUI 人機介面的環境中可藉由規劃 GUI 元件、元件擺設位置、元件屬性等各項功能列表來控制每個輸出端的功能與應用。程式大小不設限可自由運用，搭配上流程指令、資料結構、函數值、及程式撰寫等諸多功能，並將預寫好的數個子程式集成功能性完整的主程式，程式的發開與內部控制流程皆奠定在 C 語言的基礎邏輯上，因此程式庫可與 C 語言或 Fortran 互相流通與接軌。

### 第三章 臨床應用實例踝關節運動與微循環

#### 踝關節運動對小腿微循環血流量的影響

##### 3.1 實驗設計

本實驗以雷射都卜勒血流計搭配近紅外光譜儀 NIRS 來測量主動式踝關節運動前後小腿腹皮膚表面微循環的變化，藉由觀察主動式運動前後所得到的平均血流量與肌肉中組織氧飽和度分析下肢健康值狀況，最後從微循環的觀點定量評估物理治療中的主動式踝關節運動的背曲(Dorsi flexion)和蹠曲(Plantar flexion)運動的效果。

##### 3.1.1 實驗對象

本次實驗招募 22 至 23 歲的 10 名男大學生共 20 條腿做為評估之對象，其中將排除過去一年內發生意外傷害或運動傷害所造成膝關節發炎與踝關節扭傷的症狀，或者包含任何下肢的神經問題疾病與骨骼肌肉病史的案例，最終的數據共收錄 9 名受測者左右 18 條腿來呈現分析的結果，觀察拉伸運動前後的生理參數變化。

表 3.1: 受測者基本資料

	男性受試者(N=9)
身高±標準差(cm)	169.3±6.8
體重±標準差(kg)	60.4±7.6
BMI±標準差(kg/m <sup>2</sup> )	21.0±1.5
收縮壓(mm/Hg)	122.1±7.0
舒張壓(mm/Hg)	70.9±6.3
脈搏心跳(time/min)	83.2±9.2

### 3.1.2 實驗流程

實驗地點位於學校寬廣的實驗室內，環境溫度控制在室溫(攝氏 $25 \pm 1$ 度)，濕度控制於 $70 \pm 10\%$ ，實驗室內將排除任何與實驗內容無關的人事物，維持受測品質且避免外在的因素影響實驗進行，在量測的整個過程中要求受試者必須保持平穩的情緒與穩定的身體姿態。整體實驗採用平躺的姿勢並在腳底放置固定的椅子，使得待測部位小腿肌能夠處於騰空的狀態，以利儀器黏貼。量測探頭貼於受測者所測量的左右腳小腿腹腓腸肌的最大圍與緊臨以下 1cm 的位置，量測其微循環血流，同時量測受測者第二導程之心電圖訊號；NIRS 放置於高功率探頭上方 2cm 處。



圖 3.1: 背曲與蹠曲，儀器擺放位置示意圖

實驗設計中，完整的實驗數據包含三個部分，首先量測受試者原始狀態的生理參數 M0 前測，分別測試近紅外光譜 NIRS 為 100 秒，高低功率 LDF 為 600 秒；隨後進行 M1 腓腸肌主動式踝關節運動的背曲(Dorsi flexion)和蹠曲(Plantar flexion)兩項動作，Step1 背曲:10 秒、Step2 放鬆:10 秒、Step3 蹠曲:10 秒、Step4 放鬆:10 秒；一次完整拉伸運動共 40 秒，重複 15 組，拉伸時間為 10 分鐘。拉伸運動後再收

集運動完之生理參數 M2 後測，近紅外光譜 NIRS 為 100 秒，高低功率 LDF 為 600 秒。

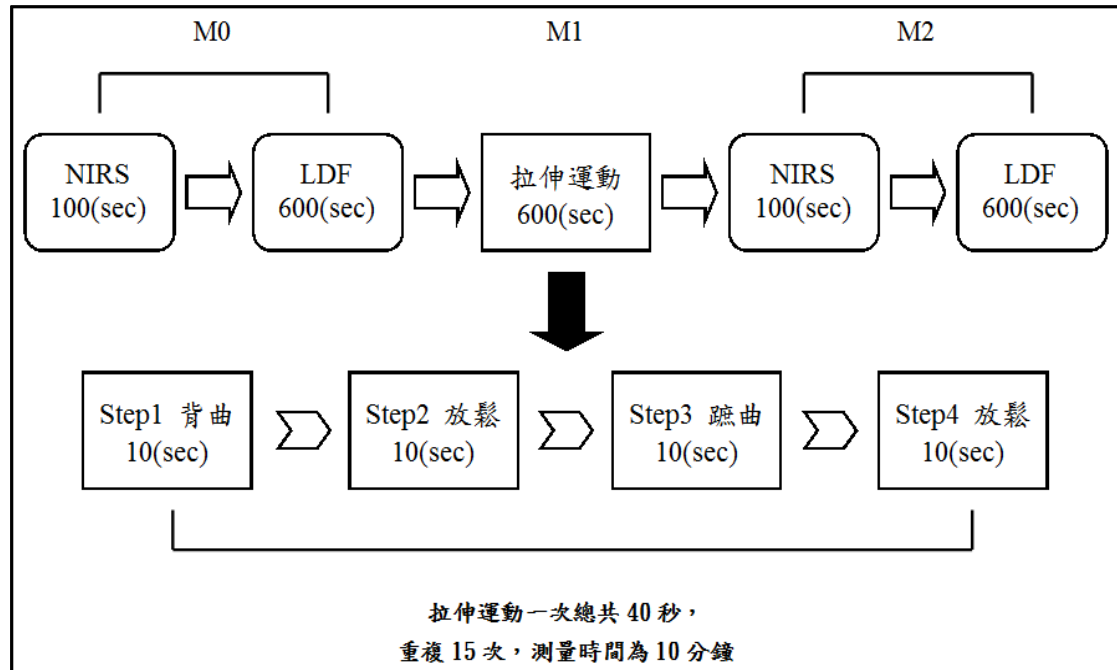


圖 3.2: 實驗設計流程圖與拉伸運動

## 3.2 訊號分析系統

### 3.2.1 操作介面

介面執行流程為(1)首先將數位類比訊號擷取器透過 USB 傳輸線建立連接裝置(2)可藉由介面程式使頻段設定、取樣時間、取樣頻率、訊號類型、取樣通道數作參數變更設定(3)開始執行 NIDAQ 動作(4)命令 DIDAQ 儲存原始數據且將握把值(Handle)帶入下個階段副程式中，並將通道 1~3 分別定義為心電圖、High power LDF1、Low power LDF2 (5) 本實驗的取樣頻率為 1024Hz，取樣時間為 10 分鐘(6)最後分析程式將計算完的資料儲存成兩種檔案類別，分別為.mat 檔與.rec 檔以供統計分析使用。

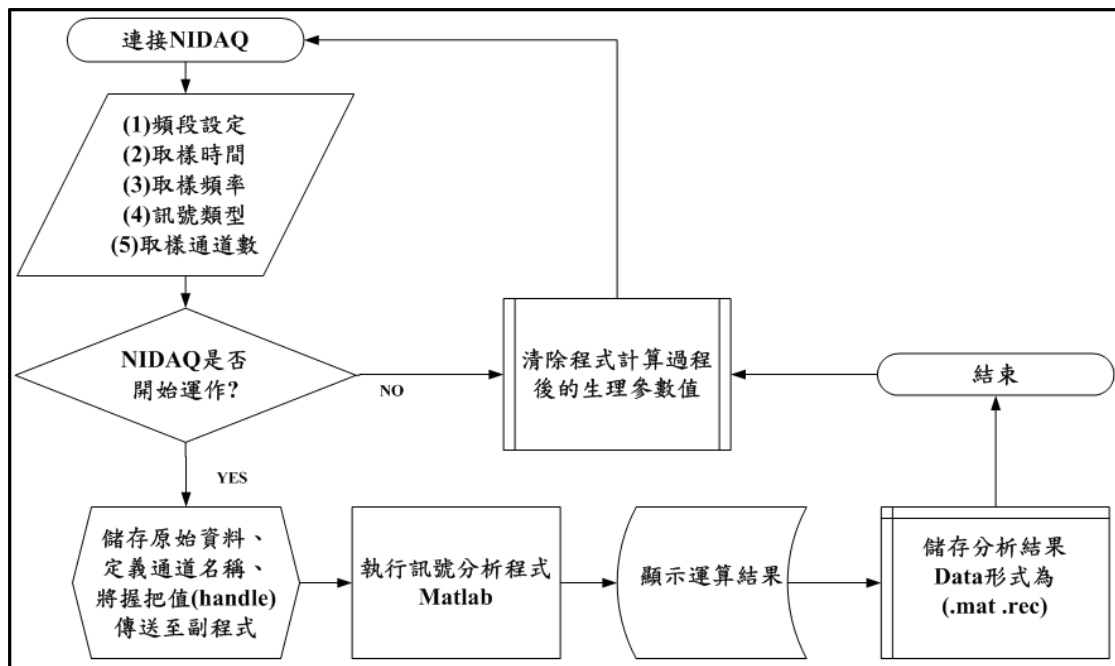


圖 3.3: 訊號擷取系統流程圖

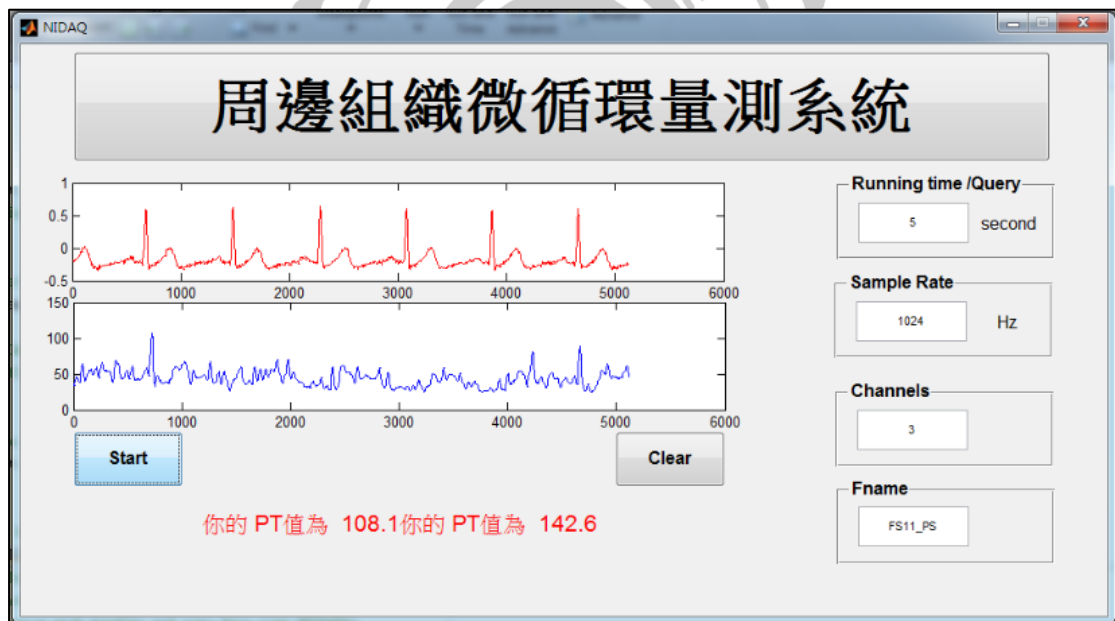


圖 3.4: 生理訊號擷取介面

### 3.2.2 分析方法

本實驗同時擷取受試者之 LDF 血流量訊號參數與 ECG 訊號透過 NIDAQ card USB-6221 數位類比轉換器將數位訊號傳送至使用者介面並儲存，再由 Matlab 執行軟體做訊號的濾波將雜訊分別從高通 0.1Hz 衰減到 -40dB，低通 55Hz 降至 -40dB。接著計算每分鐘的心跳次數且同步尋找是否有無心電圖 R 波的訊號位置，假設擷取到 R 波後將訊號做分段並重新取樣，取樣後以一分鐘心跳時間做為血流訊號分段的依據，最後把所有依照心跳週期分析法的血流參數重疊後座平均演算，Mean microcirculatory blood flow (MMBF) 代表平均血流訊號、Pulsatile microcirculatory blood flow (PMBF) 代表脈動血流訊號以及 Pulsatile Percentage (PP) 代表血流脈動訊號比率。

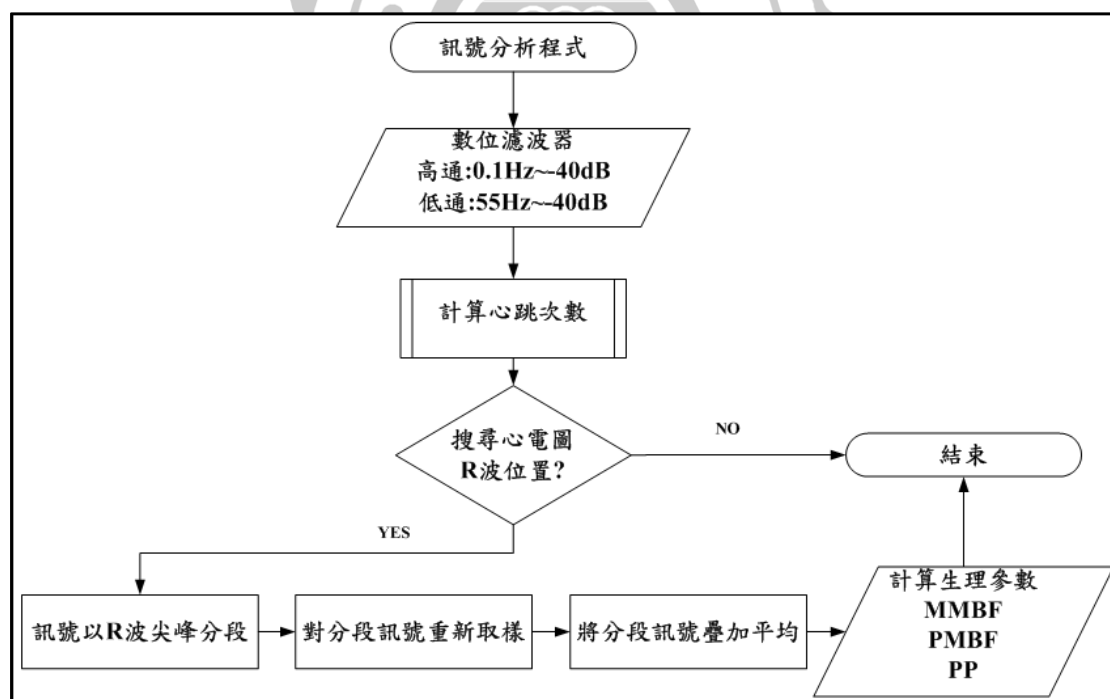
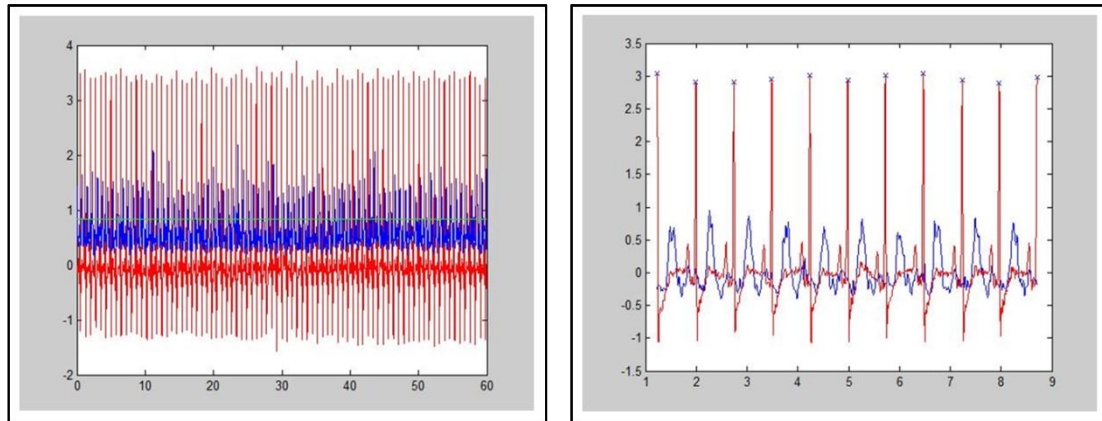


圖 3.5: 訊號分析系統流程圖

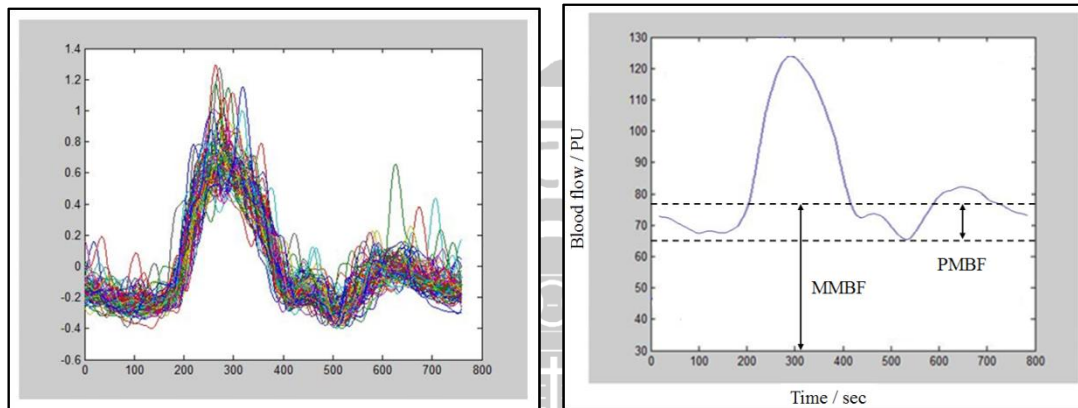




(a)

(b)

圖 3.6:(a)血流訊號圖(藍)血流值(紅)心電訊號(b)R 波分割點



(c)

(d)

圖 3.7:(c)血流波形重疊圖(d)血流波形平均圖

近紅外光 NIRS 量測之肌肉組織含氧量則是運用 Oxysoft 軟體來收集、儲存、查看及分析 PortaMon 所開發的 Artinis 醫療系統，可計算耗氧量、血流量、組織氧飽和指數、靜脈氧飽和度和動脈飽和度。透過統計分析軟體- Statistics 為 Microsoft Excel，對於主動式踝關節運動前後的兩項生理訊號參數 LDF 與 TSI 資料做分析與統計，統計結果後的資料量則使用兩獨立樣本檢定 t-test，當  $p < 0.05$  時，為顯著差異(\*)，當  $p < 0.01$  時，為有很顯著差異(\*\*)，當  $p < 0.001$  時，為極度顯著差異(\*\*\*)。

### 3.2.3 分析程式

本實驗所使用的軟體為 MathWorks 公司所開發的 MATLAB R2012b 版本來進程式碼的編制。程式碼編制流程為以下幾個步驟:(1)啟動 NIDAQ 連接端(2)訊號輸入設定(3)繪製 LDF 訊號圖形與篩選波段(4)儲存原始檔案(5)記錄前中後三段平均值(6)高低通濾波(7)抓心跳頻率及找尋 R 波位置做切波(8)心跳篩選與 LDF 訊號平均(9)儲存濾波後檔案。

#### (1) 啟動 NIDAQ 連接端

建立一個新的主程式 NIDAQ 單通道訊號傳輸模式，當呼叫 NIDAQ\_OpeningFcn 時屬性值將被施加到 GUI 介面，所有的輸入皆通過 varargin 傳遞給 NIDAQ\_OpeningFcn。

```
5 function varargout = NIDAQ(varargin)
6 -     gui_Singleton = 1;
7 -     gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
8 -                     'gui_Singleton',   gui_Singleton, ...
9 -                     'gui_OpeningFcn', @NIDAQ_OpeningFcn, ...
10 -                    'gui_OutputFcn',  @NIDAQ_OutputFcn, ...
11 -                    'gui_LayoutFcn',  [], ...
12 -                    'gui_Callback',    []);
```

圖 3.8:程式碼-連接 NIDAQ

#### (2) 訊號輸入設定

定義 DAQ 輸入訊號為 Dev1，ch\_num 等同於 LDF 個數，設定受測者編號 fname、設定連續時間 duration 與取樣頻率 sample rate 參數。

```

89 - ai=analoginput('nidaq','Dev1');
90 - ch=get(handles.edit3,'String');
91 - ch_num=str2num(ch)-1;

```

```

98 - fname = get(handles.edit4,'String');
99 - dur = get(handles.edit1,'String');
100 - duration = str2num(dur);
101 - sr = get(handles.edit2,'String');
102 - sample_rate = str2num(sr);

```

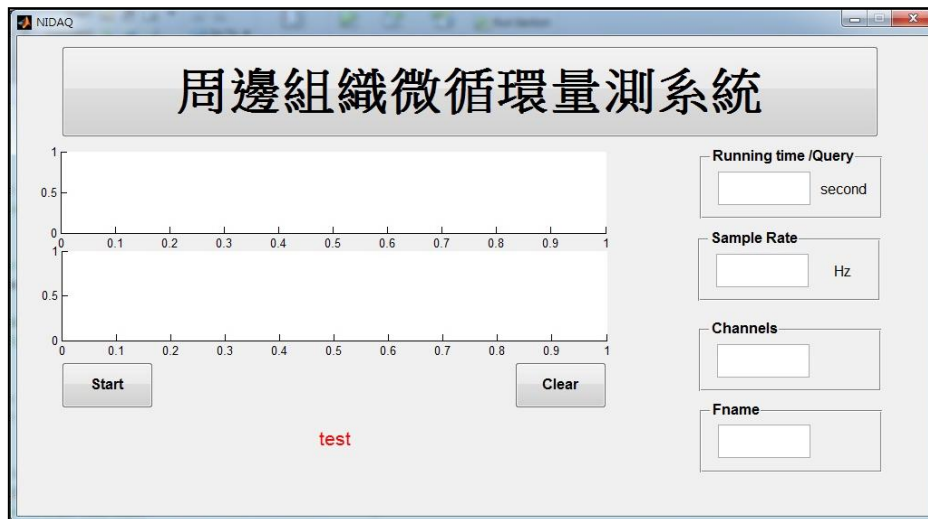
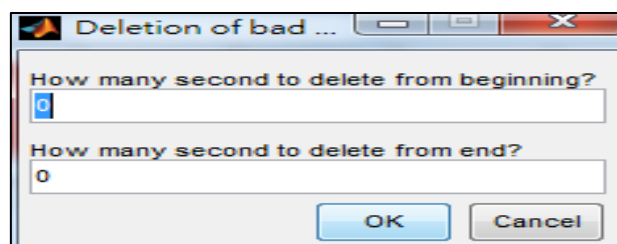


圖 3.9:程式碼-訊號參數輸入設定、GUI 介面

### (3) 繪製 LDF 訊號圖形與篩選波段

擷取完生理訊號後，該程式會繪製出受測者之 ECG 心電訊號(紅)與 LDF 血流訊號(藍)，篩選波段主要是將心電圖中不正常、飄移過大的波刪除頭尾訊號。篩選後欲直行下一段量測時必須清除先前所擷取之訊號。



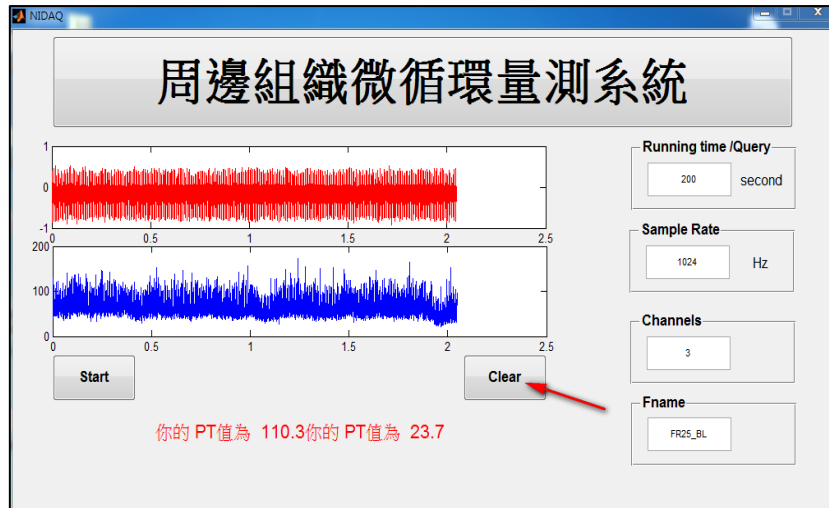


圖 3.10:切波後圖形 LDF(藍)、ECG(紅)

#### (4) 儲存原始檔案

此原始.mat 檔會將心電圖訊號(ECG)、血流訊號(LDF)、通道數(ch\_num)及取樣頻率(sample rate)存成 xxx\_rawData.mat。

```
150 - MatDataFileName=sprintf('%s_rawData.mat', fname);
151 - save(MatDataFileName, 'ECG', 'LDF', 'ch_num', 'sample_rate');
```

圖 3.11:程式碼-儲存原始檔案

#### (5) 記錄前中後三段平均值

在切心跳波時週期最小比例 LBRRWP 為 0.7；週期最大比例 UBRRWP 為 1.3，可容許之最大心跳頻率為 1.2。LDF 血流訊號將分為前中後三段平均值:front 1/3 average、middle 1/3 average、last 1/3 average 搭配完整心電訊號。

```
25 - total_point=length(ECG);
26 - partialLength=floor(total_point/3);
```

圖 3.12:程式碼-LDF 三段平均值訊號

(6) 高低通濾波

低通濾波器將訊號由 50Hz 至 -6dB，55Hz 至 -40dB，高通濾波器將訊號由 1Hz 至 -6dB，0.1Hz 至 -40dB。

41 -	wp=50/(sample_rate/2);	51 -	wp=1/(sample_rate/2);
42 -	ws=55/(sample_rate/2);	52 -	ws=0.1/(sample_rate/2);
43 -	[N, Wn]=cheblord(wp,ws, -6, -40);	53 -	[N, Wn]=cheblord(wp,ws, -6, -40);

圖 3.13:程式碼-高低通濾波器

(7) 抓心跳頻率及找尋 R 波位置做切波

尋找可能的心跳頻率，並找出其上與下限，接著把心電圖波峰位置挑出來且記錄波峰的 x 軸座標，f1, fh 為第一個波峰與距離多遠區間內找下一個，RR 波為每分鐘心跳除以取樣頻率。

```
1 function out=findRRpeak(ECG, f1, fh)
2 [m tmp]=max(ECG(1:1024*1.5));
3 out(1)=tmp;
4 peakValue(1)=m;
```

圖 3.14:程式碼-捕捉心跳頻率與尋找 R 波、切波

(8) 心跳篩選與 LDF 訊號平均

收集到的心跳頻率波形在 $\pm 6\%$ 以內，high\_point 為容許心跳週期最長點數，low\_point 為容許心跳週期最短點數，count 為記錄挑出波數。最後 LDF 平均波形是透過心跳篩選的資料結果。

```
94 - pa=0.06;  
95 - high_point=ceil(RR_med*(1+pa));  
96 - low_point=floor(RR_med*(1-pa));
```

圖 3.15:程式碼-心跳頻率篩選

### (9) 儲存濾波後檔案

此檔案經過 LDF\_SignalAnalyzer(sample\_rate, ch\_num, ECG, LDF)副程式分析後，將生理訊號存成 xxx\_filteredData.mat 與 .rec 兩種檔案。

```
159 - MatDataFileName=sprintf('%s_filteredData.mat', fname);  
160 - save(MatDataFileName, 'AnalyzeResult');  
161 - guidata(hObject, handles);  
162 - savefname=[fname '.rec'];
```

圖 3.16:程式碼-儲存濾波檔案

## 3.3 結果

實驗前後觀察的生理參數包含(MMBF、PMBF 與 PP)三項血流參數，使用高功率雷射都卜勒量測 M0 與 M2 兩個階段的平均血流參數 MMBF(平均值 $\pm$ 標準誤)分別為  $34.8 \pm 18.1$  perfusion units (PU)、 $28.3 \pm 13.7$  PU。脈動血流參數 PMBF 為  $5.9 \pm 4.1$  PU、 $5.4 \pm 2.7$  PU。血流脈動訊號比率 PP 為  $0.18 \pm 0.06$ 、 $0.17 \pm 0.04$ 。使用低功率雷射都卜勒的



MMBF 為  $8.7 \pm 4.0$  PU、 $6.4 \pm 2.9$  PU。PMBF 為  $1.3 \pm 0.8$  PU、 $1.0 \pm 0.6$  PU。血流脈動訊號比率 PP 為  $0.18 \pm 0.13$ 、 $0.17 \pm 0.11$ 。在平均主動式踝關節運動前後(M0、M2)使用高功率與低功率測得之 MMBF 皆有顯著下降，而高功率測得之 PMBF 與 PP 皆無顯著差異，但低功率測得之 PMBF 有顯著下降，PP 值則無明顯差異，心跳率方面，M0 與 M2 前後則有顯著性下降，數值為  $1.2 \pm 0.14$  (Hz)、 $1.1 \pm 0.18$  (Hz)。在組織氧飽和指數 TSI 方面，M0 與 M2 分別為  $69.8 \pm 4.6$  %、 $72.5 \pm 4.3$  %，TSI 值在統計上有顯著上升的變化。

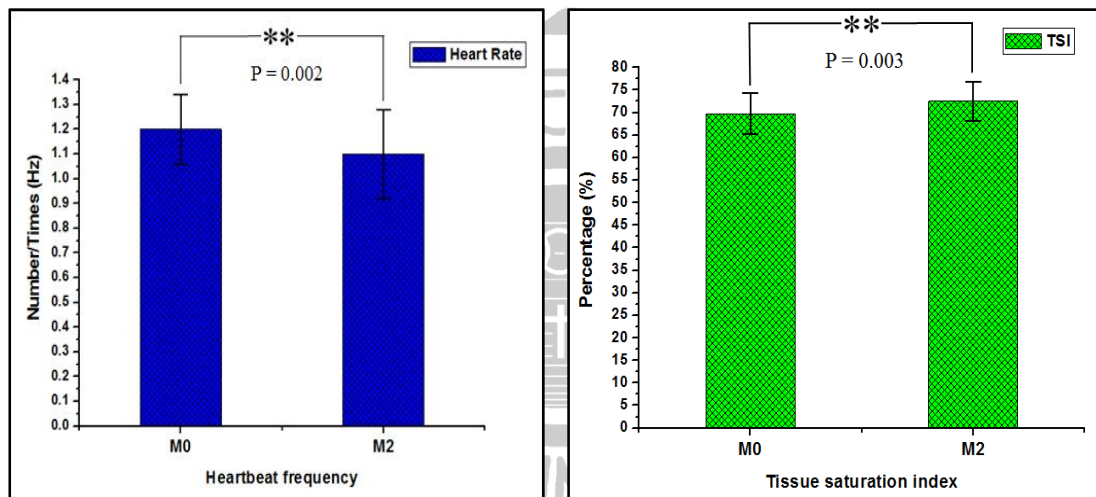


圖 3.17: 主動式運動前後心跳參數與 TSI 組織氧飽和指數

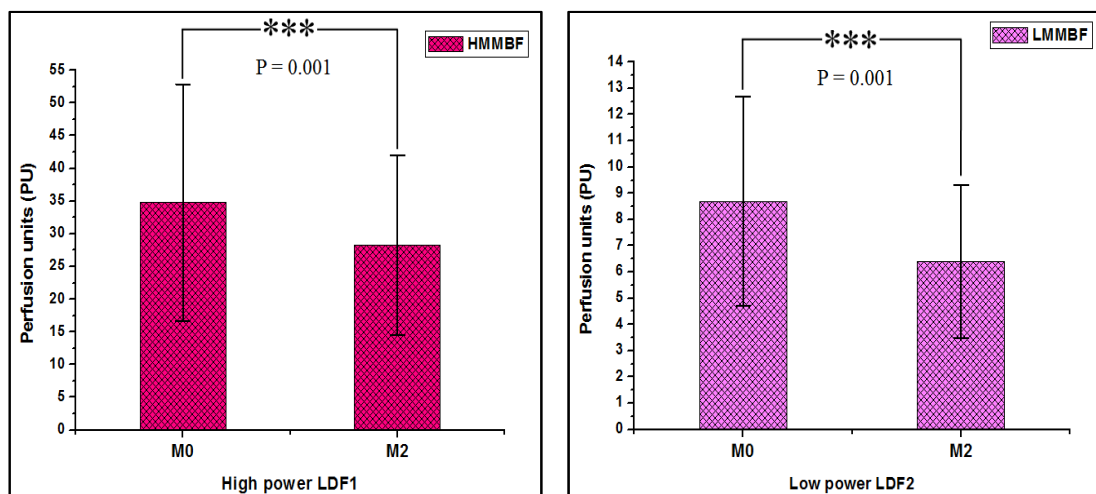


圖 3.18: 主動式運動前後高低功率平均血流參數

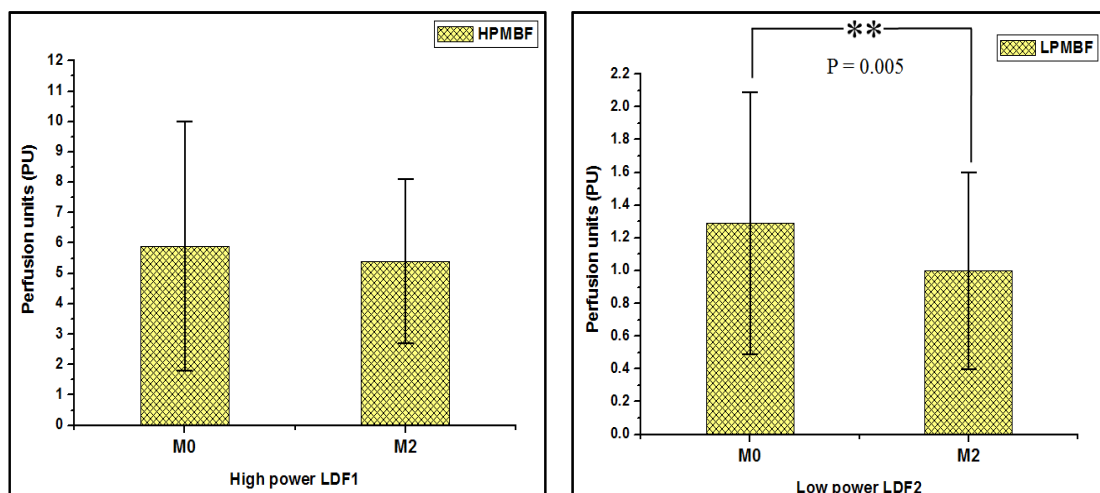


圖 3.19: 主動式運動前後高低功率脈動血流參數

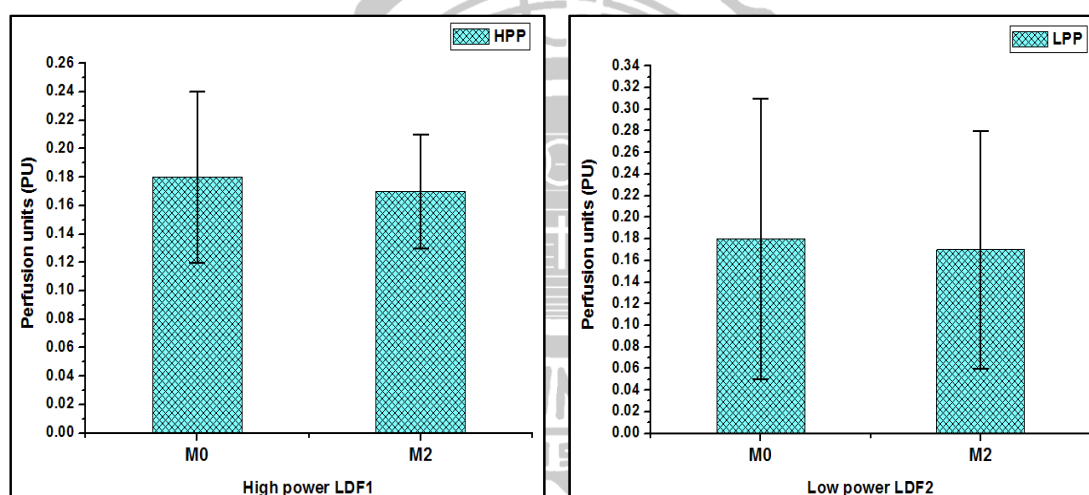


圖 3.20: 主動式運動前後高低功率血流脈動比率

### 3.4 討論

主動式踝關節拉伸運動實驗於秋末進入冬天之際執行，由於當執行完背曲(Dorsi flexion)與蹠曲(Plantar flexion)兩項拉伸運動試驗全程大於 30 分鐘，拉伸後的體表微循環血流顯著性的下降，可能與試驗全程受測者安靜平躺有關，因為較淺層組織的微循環血流在秋冬隨著



安靜平躺下降較顯著，即使經過拉伸運動後無法回復到最初始的狀態；另一方面，配合近日正在夏季進行的微循環拉伸運動實驗中可發現，體表微循環血流量在拉伸運動後有提升的趨勢。

組織氧飽和指數(TSI)執行完拉伸運動後雖僅略微上升，但統計學觀點上已達到顯著上升，可能是近紅外光譜儀測量的肌肉組織範圍較深約 40mm，不易受到安靜平躺的影響，除了能夠維持著肌肉初始的含氧狀態，更能因為拉伸運動提升含氧量；若進一步從含氧血紅蛋白 O<sub>2</sub>Hb 與去氧血紅蛋白 HHb 兩個參數作分析，拉伸運動前後 O<sub>2</sub>Hb 皆大幅度的上升而 HHb 略微下降，由以上的趨勢推論出主動式踝關節拉伸運動包含兩個主要的效應，含氧血紅蛋白的上升表示微循環的供應增加，動脈中所攜帶的氧氣可透過全身微血管的運輸來供給局部肌肉組織的需求；去氧血紅蛋白的下降可顯示靜脈的回流，因而避免局部微循環的瘀滯造成肌肉功能的下降。

## 第四章 臨床應用實例輕運動與微循環

### 社群輕運動對社區銀髮族健康照護之成效評估

#### 4.1 實驗設計

本計畫實施全程分為四個階段，分述如下：

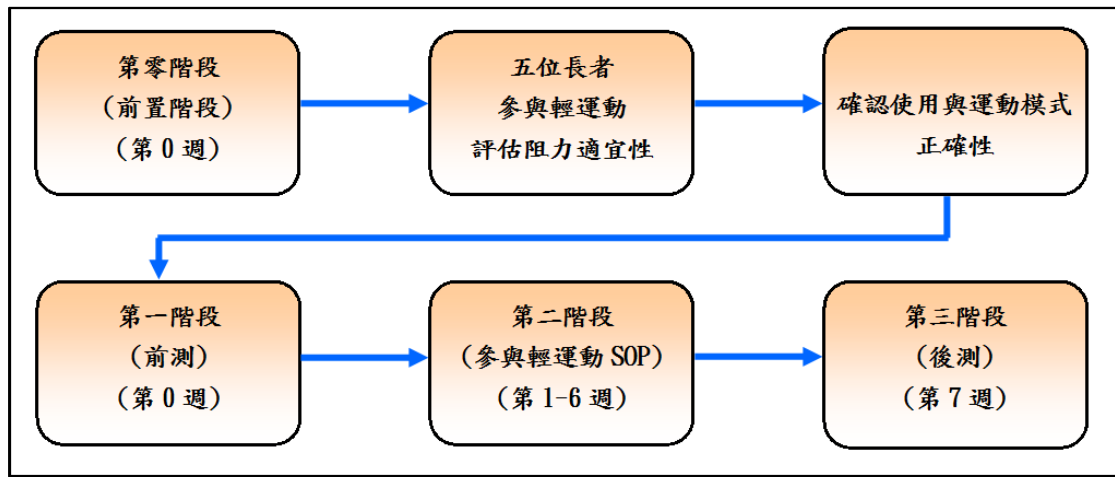


圖 4.1: 計畫實施程序流程圖

##### a. 前置階段：

由運動復健專業人員檢視三款輕運動康健器材之功能性與安全性，並將芙瑞公司所提供訓練部位為下肢的運動器材編號(a)至(c)如圖 4.2，且熟悉輕運動機台使用說明(含圖示與文字解說)，包括使用方法與訓練部位，運動復健專業人員針對每台機台特性，設計各個機台適用的助力與次數。



圖 4.2: 下肢輕運動機台(a)蹬腿機(b)抬腿機(c)內收外展機

b. 第一階段(第 0 週)：

訓練之輕運動指導種子人員為每一位長者量測(上肢、下肢)肌力，隨後進行運動示範與指導，調整各個機台各人化的身長規格。同時依照機台使用之肌群所量測得的肌力大小，換算成機台油壓缸對應刻度，訂定並調整各個機台各人化的使用阻力大小後。機台阻力設定約為 1 RM (one repetition maximum) 的 50%，隨後對每種機台進行一對一教學。

生理參數前測(第 0 週與第 7 週量測的生理參數包括)：(1) 尖端呼氣流量測速計(peak expiratory flow rate meter, PEFR meter)(2)運用近紅外光譜儀(Moxy monitor, Minnesota, USA)測量位於下肢的內側股四頭肌(quadriceps)的肌肉含氧飽和度，儀器係於皮膚表面測量局部氧氣供應的情形。

c. 第二階段(第 1 週至第 6 週)：

依照建立的輕運動流程，進行為期六週的輕運動，期間由輕運動指導種子人員陪伴運動，並適時提供運動指導。

d. 第三階段(第 7 週)：後測，同前測程序再次量測生理參數。

#### 4.1.1 實驗對象

本研究中共招募 26 位年齡介於 70 至 80 歲的銀髮族族群作為評估之對象，而依照輕運動機台本身的設計方式可針對上肢特定的肌肉群做肌力的訓練；其中分為運動組與對照組兩組受測人員，運動組會參與六週輕運動計畫，對照組則否，運動組為 14 人、對照組為 12 人。基於前測詢問的結果以及受測人員的健康狀況與運動習慣為原則，受試者將排除過去一年內發生意外傷害或運動傷害所造成膝關節發炎與踝關節扭傷的症狀，或者包含任何下肢的神經問題疾病與骨骼肌肉病史，以及前後測肌氧值呈現負成長，且肌力值異常低於平均值的狀態下經判斷皆不符合受測的資格，最後參與計畫人數為運動組 9 人、對照組 8 人。

#### 4.1.2 實驗流程

實驗的環境設置以不影響受測者的情緒為主，並降低周遭的音量且為了保持受測者的隱私性，選擇了屏風來阻擋外界的干擾，或者提供空間較小的區域，使受測者能夠安穩的完成量測，接著請受測者坐在躺椅上詢問並記錄前天的生活狀況以及作息時間，當中包含是否在量測前 1 小時使用餐點、以及前天睡眠時間是否充足、昨日的運動種類與運動量為何、有無飲用含有咖啡因的液體或刺激性高的食物、並追蹤最近幾個月服用過何種藥物或病史。

整體實驗步驟分為三個主要階段如圖 4.3，第一步驟為前測 (BaseLine:BL) 基礎值，藉由尖端呼氣流量測速計測量呼吸量，一共收集 3 次數據並取其中最大值為主；量測肌氧值是將肌氧監測儀 (Muscle Oxygen Monitoring: Moxy) 橫向貼於受測者所測量的慣用腳

之靠近膝關節內側股四頭肌的位置，量測時間為 100 秒。在第二步驟(阻力運動)開始前，首先量測受測者的血壓值與心跳，隨後在每個機台操作一個單位(10 下，所有人採用個人強度)，途中休息 2 分鐘，並在第二次休息時量測血壓值與心跳；阻力運動結束後再連續量測兩次血壓，時間約為 2 分鐘。進入第三步驟運動完後測(Pose-Exercise:PE)，各重複量測肌氧值 100 秒後結束實驗。將以上敘述的 3 個階段在前測與後測各進行一次測量，代表一位受測者完整的數據收集。

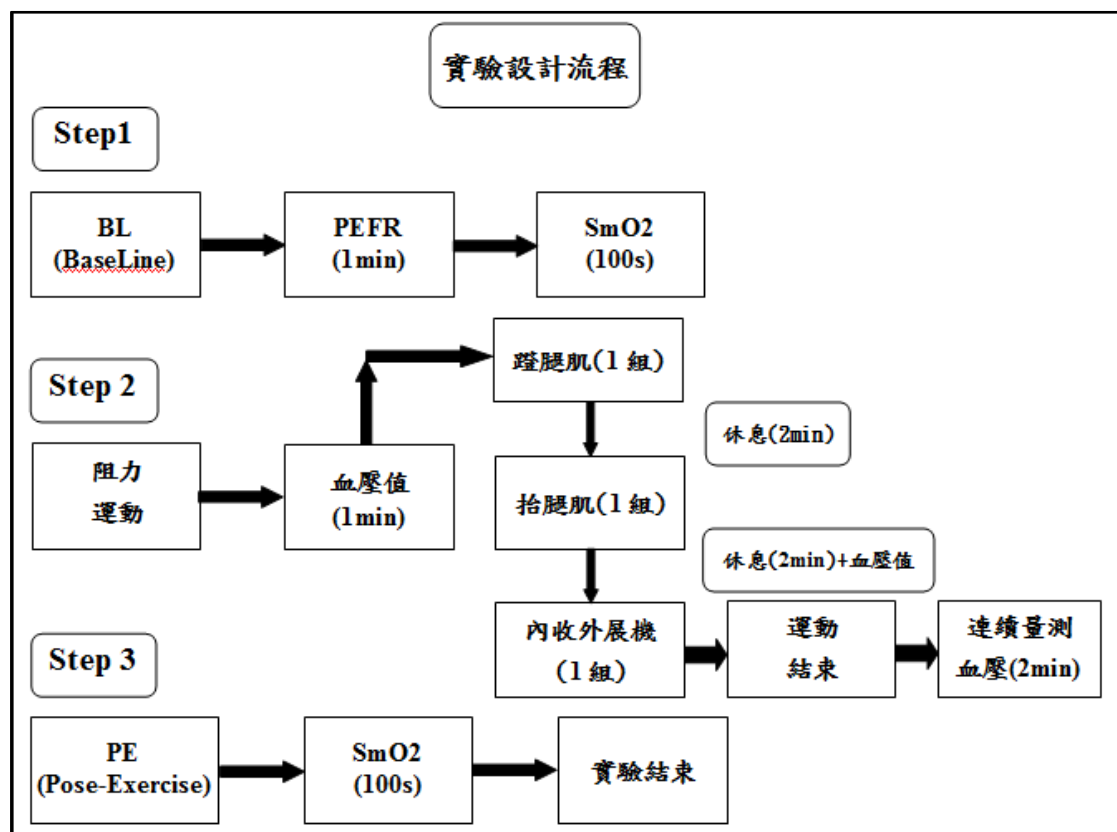


圖 4.3: 實驗設計流程圖

受測者量測部位：

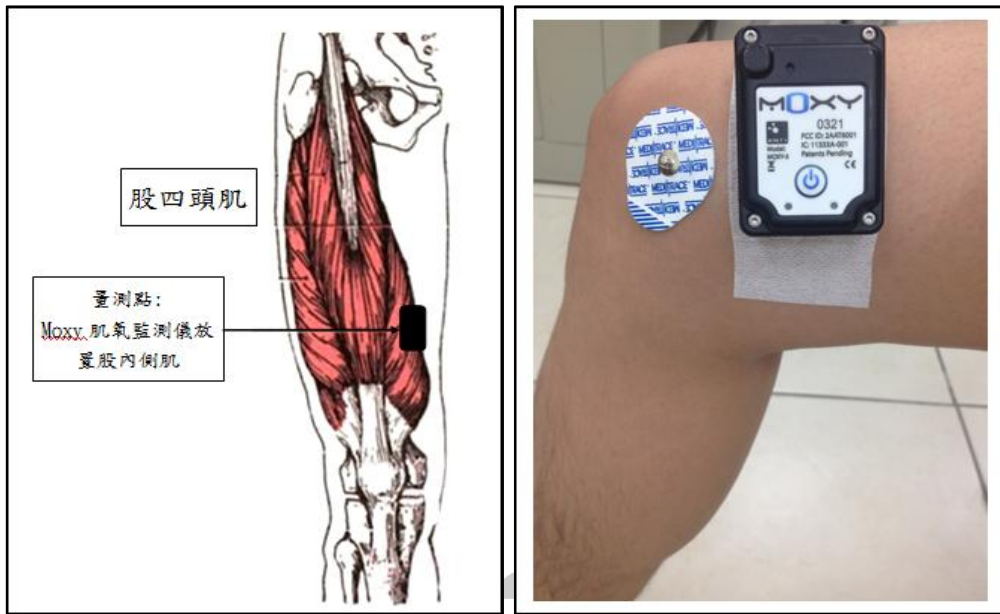


圖 4.4: 大腿肌(a)量測部位示意圖(b)量測部位實例圖

## 4.2 分析方法

### 4.2.1 統計分析

本次實驗為了得知銀髮族在六週輕運動後生理參數的變化趨勢及生理上的意義，選擇使用的統計分析軟體-Statistics 為 Microsoft Excel，針對兩個社區內運動組與對照組(兩母群體樣本)在 0 週至 7 週期間的生理訊號資料做分析與比較，統計結果後的資料量則使用兩獨立樣本 t 檢定，當母群體之變異數為未知時，藉由 t-test 判定統計量是否落在拒絕區域( $p \leq \alpha$ )，當  $p < 0.05$  時，為顯著差異(\*)，當  $p < 0.01$  時，為有很顯著差異(\*\*)，當  $p < 0.001$  時，為極度顯著差異(\*\*\*)。

#### 4.2.2 基本生理參數比較

表 4.1:運動組與對照組基本資料比較

	受測者人數(N=17)		P 值
	運動組(N=9)	對照組(N=8)	
身高±標準差(cm)	155.4±8.3	158.9±8.2	0.425
體重±標準差(kg)	56.7±8.3	58.0±7.6	0.736
BMI±標準差(kg/m <sup>2</sup> )	23.4±2.0	23.0±2.2	0.681
年齡±標準差(age)	79.8±7.3	76.8±7.6	0.418

表 4.2:運動組與對照組心肺功能生理值比較

	受測者人數(N=17)		P 值
	運動組(N=9)	對照組(N=8)	
收縮壓±標準差(mm/Hg)	128.4±20.4	125.1±21.5	0.641
舒張壓±標準差(mm/Hg)	67.1±16.6	68.3±14.6	0.825
心跳±標準差(times/min)	72.2±13.1	74.6±11.6	0.565
呼氣量±標準差(L/s)	262.8±116.4	211.9±89.6	0.326

此計畫實施前並無訂定受測者基本生理數值的標準，運動組與對照組經過統計分析後，在身高體重及體脂肪方面皆無顯著的性差異，年齡上平均差值都落在 2 至 3 歲以內；在相似的基本身體條件下對於實驗結果的穩定性會更加準確並符合臨床實驗的研究標準(表 4.1)。



實施輕運動六週前心肺功能生理值對照(表 4.2)，在受測人員中的生理值方面血壓值(收縮壓/舒張壓)、心跳及呼氣量也無顯著的差異。

### 4.3 結果

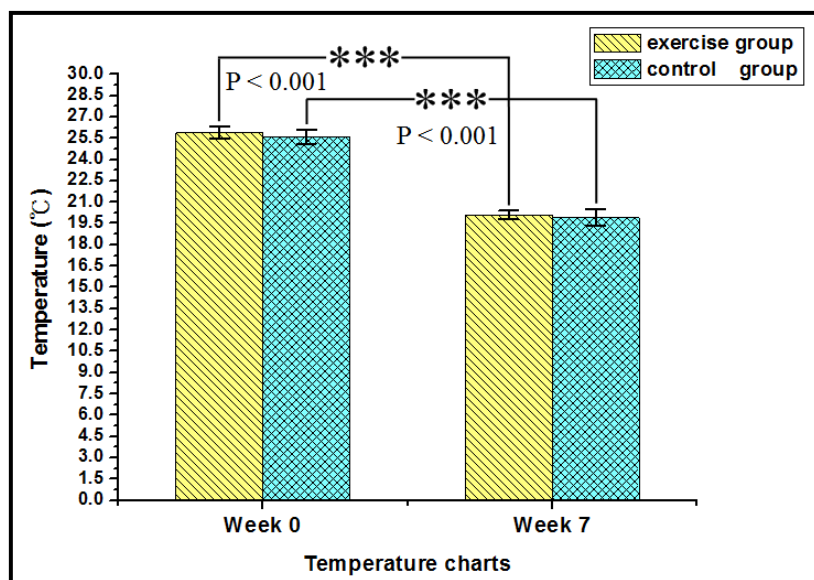


圖 4.5: 六週社群輕運動前(week 0)後(week 7)溫度變化

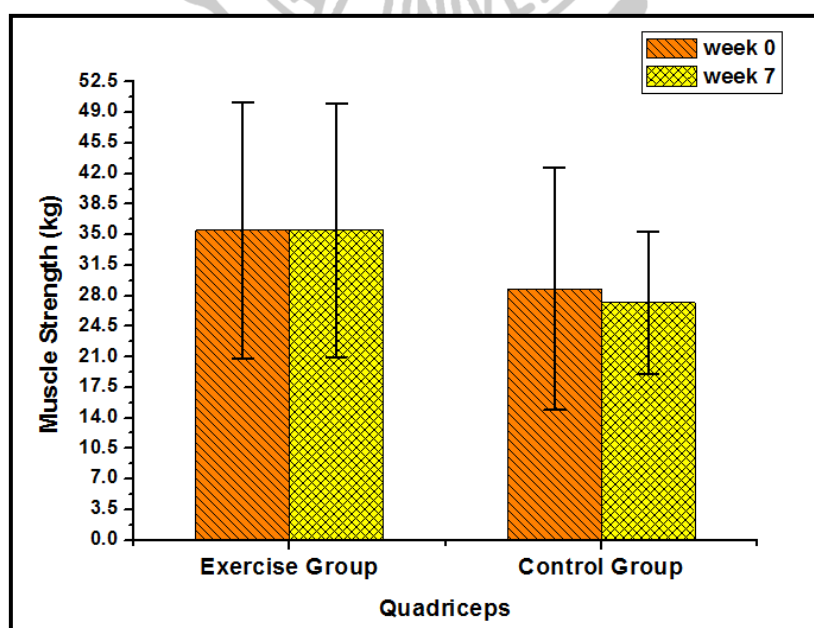


圖 4.6: 六週社群輕運動前(week 0)後(week 7)Quadriceps 肌力變化



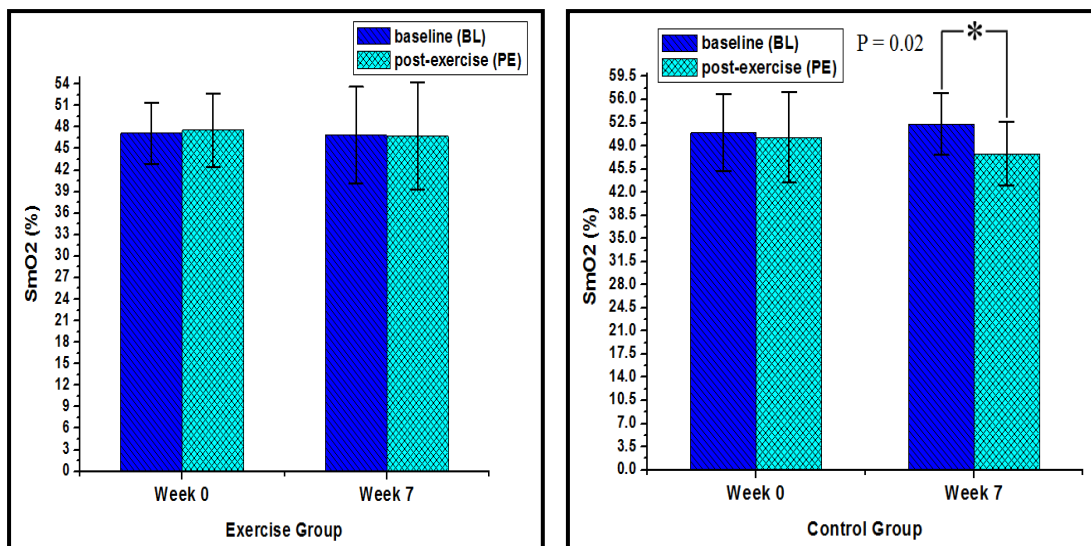


圖 4.7: 六週社群輕運動前(week 0)後(week 7)

運動組與對照組 SmO2

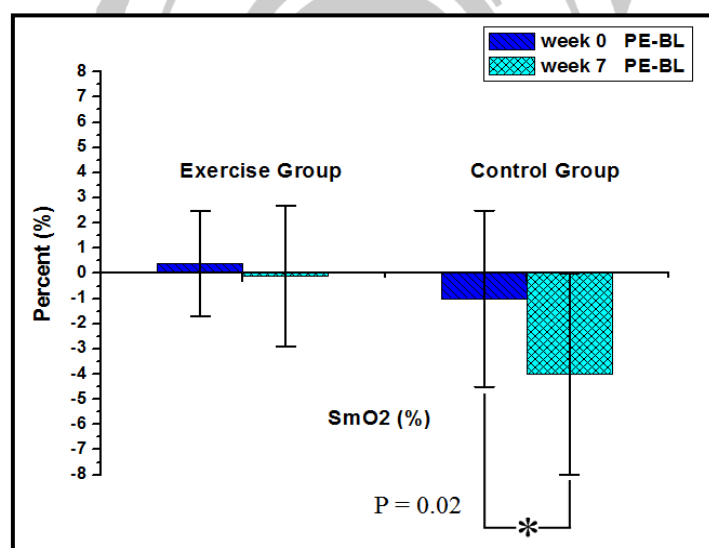


圖 4.8: 六週社群輕運動前(week 0)後(week 7)

兩組 PE-BL SmO2 相差值

如圖 4.5，6 週的運動課程前的前測(第 0 週)與 6 週後的後測(第 7 週)環境溫度分別為 25.8 °C 和 19.9 °C。經過為期 6 週每週三次參與

使用芙瑞輕運動器材的運動課程(一次約 15 分鐘)後：在第 7 週，運動組與對照組長輩之股四頭肌(Quadriceps)的肌力均無顯著進步或退步，如圖 4.6。股四頭肌肌氧飽和度(SmO<sub>2</sub>)部分：6 週運動課程前(第 0 週)，運動組與對照組長輩在完成一次輕運動器材的課程後 SmO<sub>2</sub> 並無明顯改變，如圖 4.7(左)，Baseline (BL)為在一次輕運動器材的課程前股四頭肌 SmO<sub>2</sub> 的飽和度，Post-exercise (PE)為完成一次輕運動器材的課程後股四頭肌 SmO<sub>2</sub> 的飽和度。經過為期 6 週的運動課程後(第 7 週)，運動組長輩在完成一次輕運動器材的課程後 SmO<sub>2</sub> 仍無明顯改變，但是對於對照組長輩而言，在完成一次輕運動器材的課程後 SmO<sub>2</sub> 有顯著下降(P=0.017)。即使兩組受測者的肌力值沒有因 6 週的運動課程而改善，但是根據肌氧值的變化(如圖 4.8)仍可看出運動組與對照組之間的差異。

#### 4.4 討論

肌肉含氧飽和度的量測反映了週邊微血管組織的氧氣供應與需求的平衡，假使周圍組織需求的氧氣比藉由微循環傳輸的灌注量還多時，就如同肌肉處於運動或鍛鍊的狀態下，血氧飽和度會隨之下降。然而，當組織停止耗氧或工作時，血氧飽和度將會回復到運動前的水平。因此如果微循環受到損害時，局部組織氧供給的能力將是不足，因而導致肌肉組織在運動後會處在低含氧飽和的水平。有先前的研究表明，強調應在季節溫度下降的不利環境條件下保持身體活動的重要性[42]。由於季節從秋末進入冬季身體周遭循環功能的自然衰退，肌肉含氧飽和度可因足夠的運動達到供需的平衡。對於社區居住行動不便的老年人，身體鍛鍊的療法在生理功能、移動性、身體活動及生活品質的有效性已被證實[43][44]。

在社群輕運動對社區銀髮族健康照護之成效評估的實驗中發現，

對照組受試者的  $SmO_2$  在冬季時參與 15 分鐘的課程呈現下降的趨勢，而當在秋季時， $SmO_2$  它將會較快速的回復到基準值。相反的，這種現象在運動組的參與者中並未發生。這可能是當進入冬季時假設身體活動量是不充分，季節效應將導致血液供應到周遭肌肉組織的下降。因此，即使受射者參加相同的訓練過程中，較低的供血量將導致周圍組織產生較低的氧飽和度，然而我們建議雖然在肌肉力量方面的改善是不顯著的，但通過六週的輕運動訓練計畫將對老年人的肌肉功能是有益的，也同時建議老年人應在不良的季節利用任何可用的室內設施來增加個人身體活動量。



## 第五章 結論與未來工作

### 5.1 結論

在踝關節運動對小腿微循環血流量的影響實驗中，在季節轉換溫度降低的過程中，結果顯示 22-23 歲 9 名無運動習慣的受測者在深層(2mm)和淺層(<1mm)的血流量在大於 30 分鐘的量測過程有明顯的降低趨勢，而組織氧飽和指數則因緩和拉伸運動略微提升，由此證明背曲(Dorsi flexion)與蹠曲(Plantar flexion)拉伸運動雖無法從血流量得知運動所帶來的效益，但從局部肌肉組織的血氧量變化可看出拉伸運動後 TSI 不僅回復到一般的水平，因運動引入更多的氧氣將灌注在運動的部位以致 TSI 有顯著的上升，間接證明微循環改善的效果。相似的，TSI 提供社群輕運動對社區銀髮族健康照護活動成效的評估指標。經由以上實驗得知，透過生理參數在輕運動前後相對的變化量，可證實低強度下肢運動的介入對於不同年齡層的下肢微循環有促進的成效，組織含氧飽和度和體表血流量兩項微循環生理參數適用於辨別局部肌肉組織微循環是否改善與供需平衡，並當作下肢部位氧氣供給及血液滯留嚴重程度的早期評估指標。此外，因擁有非侵入式和易於操作的優點下，肌肉含氧的變化可以適用在評估社區身體活動計畫的有效性。

### 5.2 未來工作

1. 希望藉由不同的季節效應來評估微循環生理訊號運用在肌肉組織的生理意義。
2. 針對不同深淺的組織觀察拉伸運動前後的效果及比較運動習慣為生理訊號所帶來的差異性。

## 參考文獻

- [1] 教育部體育署(2014)，〈103 運動城市調查 量化調查報告〉，來源：教育部體育署。
- [2] Fletcher, G. F., Blair, S. N., Blumenthal, J., Caspersen, C., Chaitman."A statement for health professionals by the Committee on Exercise and Cardiac Rehabilitation of the Council on Clinical Cardiology, American Heart Association."Published in Circulation, Volume 86, Issue 1, pp.340-344, 1992.
- [3] Bowles D. K. and Laughlin M. H."Mechanism of beneficial effects of physical activity on atherosclerosis and coronary heart disease"J Appl Physiol 111, pp.308–310, 2011.
- [4] 黃惠璣(2004)，〈銀髮族的運動〉，長期照護雜誌 8(3), pp.311-320。
- [5] 王香生(2009)，〈老年人的運動與體力〉，Exercise and Physical Activity for Older Adults" (MSSE 41(7), pp.1510-1530。
- [6] 詹美華(2005)，〈老年人肌力衰退之機轉與再強化之要訣〉，FJPT 2005;30(6), pp.285-292。
- [7] Haskell, W. L., I. M. Lee, et al."Physical Activity and Public Health." Medicine & Science in Sports & Exercise 39(8), pp.1423-1434, 2007.
- [8] Hamer, M., Venuraju, S.M., Urbanova, L., Lahiri, A., Steptoe, A., "Physical Activity, Sedentary Time, and Pericardial Fat in Healthy Older Adults." Obesity, 2012.
- [9] Caspersen, C.J., Powell, K.E., Christenson, G.M., "Physical activity, exercise, and physical fitness: definitions and distinctions for health-related research." Public Health Rep. 100, pp.126–131, 1985.
- [10] Ding H, Wang G, Lei W, Wang R, Huang L, Xia Q, Wu J

- "Non-invasive quantitative assessment of oxidative metabolism in quadriceps muscles by near infrared spectroscopy." *Br J Sports Med* ;35 , pp.441-444, 2001.
- [11] Siscovick D S, LaPorte R E, and Newman J M "The disease-specific benefits and risks of physical activity and exercise." *Public Health Rep. Mar-Apr*; 100(2), pp.180–188, 1985.
- [12] DiPietro, L., Physical Activity, Fitness, and Aging. In: Bouchard, C., Steven, B.N., Haskell, W.L. (Eds.), "Physical Activity and Health." *Human Kinetics, Champaign, IL*, pp. 271–285, 2007.
- [13] Stern, M.D., "In vivo evaluation of microcirculation by coherent light scattering", *Nature*, 254, pp.56-58, 1975.
- [14] Watkins, D. and Holloway, G.A., "An Instrument to Measure Cutaneous Blood Flow Using The Doppler Shift of Laser Light," *IEEE Trans. Biomed. Eng*, Vol. 25, pp. 28-33, 1978.
- [15] Nilsson, G.E., Tenland, T., and Oberg, P.A., "Evaluation of A Laser Doppler Flowmeter for Measurement of Tissue Blood Flow, " *IEEE Trans.Biomed. Eng*, Vol. 27, pp. 597-604, 1980.
- [16] Duteil, L., J. C. Bernen and W. Schalla, "A double wavelength laser Doppler system to investigate skin microcirculation, " *IEEE Trans.Biomed. Eng.*, 32, 439-447, 1985.
- [17] P. Ake Oberg, David A. Baab, "Gingival blood flow studies using laser Doppler flowmetry", *IEEE*, Vol. 5, P.1647-1649, 1989.
- [18] A. N. Obeid, "In vitro comparison of different signal processing algorithms used in laser Doppler flowmetry", *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 31, pp.43-52, 1993.
- [19] Stokes, GG, "On the reduction and oxygenation of the colouring

- matter of the blood." Proc Royal Soc XIII, pp. 355-364, 1864.
- [20] Brinkman R, Zijlstra WG, Koopmans RK. "A method for continuous observation of percentage oxygen saturation in patients." Acta Chir Neerl; 1, pp.333-344, 1950.
- [21] Aoyagi T, Kishi M, Yamaguchi K, Watanabe S. "Improvement of the earpiece oximeter. " In: Abstracts of the Japanese Society of Medical Electronics and Biological Engineering; pp.90-91, 1974.
- [22] Kelleher JF. "Pulse oximetry." J Clin Monit; 5, pp.37-62, 1989.
- [23] 林茂村(1998), 〈身體的功能〉, 人體生理學, Ch.1, pp2-21。
- [24] Tuma RF, Duran WN, Ley K. "Microcirculation." 2nd ed. Amsterdam ;Boston, Elsevier/Academic Press, 2008.
- [25] Braverman IM. "The cutaneous microcirculation." J Investig Dermatol Symp Proc. Dec;5(1), pp.3-9, 2000.
- [26] Yuh-Ying Lin, Wang., Chang, C.C., Chen, J.C., Hsiu, H. and Wang, W.K., "Pressure Wave Propagation in Arteries," Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE, pp.51-56, 1997.
- [27] Holloway G.A., Watkins D.W., "Laser Doppler measurement of cutaneous blood flow." J Invest Dermatol 69, pp.306-309, 1977.
- [28] Oberg, P.A., "Laser-Doppler Blood Flowmetry," Kluwer Academic Publishers, 1990.
- [29] Nilsson G.E., Tenland T., P.A. Oberg, "A new instrument for continuous measurement of tissue blood flow by light beating spectroscopy," IEEE Trans Biomed Eng 27, pp.12-19, 1980.
- [30] MoorInstruments., "MoorVMS-LDF\_User\_Manual\_V2.0." Millwey, Axminster, Devon, EX13 5HU, UK, 2009.
- [31] Jobsis FF. Noninvasive , "infrared monitoring of cerebral and

- myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters."198, p.1264-1267, 1977.
- [32] Chance B, Peisach G, P, Blumberg WE, eds.In: "The Biochemistry of Copper" (Aisen) Academic Press, New York, pp.293-301, 1966.
- [33] Beer A. "Versuch der Absorptions-Verhältnisse des Cordierites für rothes Licht zu bestimmen." Ann Physik Chem; 84, pp.37-52, 1851.
- [34] Delpy DT, Cope M, Zee P van der, Arridge S, Wray S, Wyatt J. "Estimation of optical pathlength through tissue from direct time of flight measurements." Phys Med Biol; 33, pp.1433-1442, 1988.
- [35] Zijlstra WG, Buursma A, Meeuwssen-van der Roest WP. "Absorption spectra of human fetal and adult oxyhemoglobin de-oxyhemoglobin, carboxyhemoglobin and methemoglobin." Clin Chem; 37, pp.1633-1638, 1991.
- [36] Artinis Medical Systems. "Manual PortaLite - Oxysoft v3x 1409" B.V. 2013.
- [37] Beer A. "Versuch der Absorptions-Verhältnisse des Cordierites für rothes Licht zu bestimmen." Ann Physik Chem; 84, pp.37-52, 1851.
- [38] Patterson MS, Chance B, Wilson BC. "Time resolved reflectance and transmittance for the non-invasive measurement of tissue optical properties." Applied optic; 28, pp.2331-2336, 1989.
- [39] Matcher S.J., Cope M., and Delpy D. T. "In vivo measurements of the wavelength dependence of tissue-scattering coefficients between 760 and 900 nm measured with time-resolved spectroscopy. Applied Optics," Vol. 36, Issue 1, pp.386-396, 1997.
- [40] Moxy Muscle Oxygen Monitor. "Moxy Ebook Introduction To Muscle Oxygen Monitoring With Moxy" Fortiori Design LLC, 2014.



- [41] Moxy Muscle Oxygen Monitor. "Moxy Owners Manual Online Version Rev6"Fortiori Design LLC, 2014.
- [42] Shephard RJ, Aoyagi Y, 2009. "Seasonal variations in physical activity and implications for human health.Eur J Appl Physiol." Oct;107(3), pp.251-71, 2009.
- [43] de Vries NM<sup>1</sup>, van Ravensberg CD, Hobbelen JS, Olde Rikkert MG, Staal JB, Nijhuis-van der Sanden MW . "Effects of physical exercise therapy on mobility, physical functioning, physical activity and quality of life in community-dwelling older adults with impaired mobility," physical disability and/or multi-morbidity: a meta-analysis.Ageing Res Rev. Jan;11(1), pp.136-49, 2012.
- [44] Vreugdenhil A, Cannell J, Davies A, Razay G . "A community-based exercise programme to improve functional ability in people with Alzheimer's disease:" a randomized controlled trial.Scand J Caring Sci. Mar;26(1), pp.12-9, 2012.