



樹德科技大學資訊工程系碩士班
碩士論文

雲端運算輔助之居家保健與復健系統

研究生：李宗信 撰

指導教授：陳毓璋 博士

中華民國 一〇二 年 六 月

雲端運算輔助之居家保健與復健系統

A senior citizens home care and rehabilitation system with cloud
computing

研究生：李宗信

指導教授：陳毓璋 博士

樹德科技大學

資訊工程系(研究所)

碩士論文

A Thesis

Submitted to

Department of Computer Science and Information Engineering

Shu-Te University of Science & Technology

In Partial of the Master

in

Computer Science and Information Engineering

July 2013

中華民國一〇二年六月

樹德科技大學碩士班研究生

學位考試審定書

101 學年度第 2 學期

資訊工程系(研究所) 李宗信君所提之論文

題目：雲端運算輔助之居家保健與復健系統

A senior citizens home care and rehabilitation system with
cloud computing

經本學位考試委員會審議，認為符合碩(博)士資格標準。

召集人 王隆仁 委員 謝文彬

委員 王隆仁 委員 吳錦濤

委員 _____ 委員 _____

委員 _____ 委員 _____

指導教授 吳錦濤 系所主管 陳怡良

中華民國 102 年 8 月 15 日

雲端運算輔助之居家保健與復健系統

學生：李宗信

指導教授：陳毓璋 博士

樹德科技大學資訊工程系碩士班

摘要

車禍頻傳及慢性關節疾病日漸增加，導致醫院耗費在復健工作上的人力成本也日益增加，因此，本論文探究“居家醫療保健與復健系統”以降低醫院人力資源負擔與醫療資源浪費，本研究藉由 Kinect、腦波儀、心律分析儀，結合雲端運算服務之相關策略，定義出三大設備的基本功能，並透過雲端系統擷取訊號加以分析儲存，系統主要分別為傷患術後復健、老人保健復健等兩大部分，復健進行由 Kinect、腦波儀、心律分析儀同步偵測資料，如腦波情境的痛、緊繃、專注或放鬆，和心律儀的 ECG、HF、LF 等各項數據，以及可進行 HRV 的心律變異各項偵測分析如讀取 HR、TP 等資料，然而在復健進行中就會將資訊同步送進醫療雲端伺服器，使其運用方式亦不再侷限於定點的電腦終端。以雲端概念實現行動醫療服務，以便患者或主治醫生隨時掌控復健狀況，並在復健過程中達到輔助復健行為動作時利用腦波儀、心律儀等的訊號，判定進一步動作並記錄復健進行過程與結果。

結合以上三種設備，將利用 Kinect 模擬不同復健動作並與腦波、心律儀訊號透過網路與醫療雲端伺服器溝通，醫療雲端伺服器作判斷與執行不同指令，以達到使醫生可快速調閱復健資料，及傷患及老人居家復健的便利及安全性。相信藉由本論文的研究成果，可以減少台灣現今醫療資源短缺與護士荒加劇的問題，以及降低老人或病患對醫院的依賴度並減少醫療資源的浪費，並達成有效居家醫療保健與復健之功效。

關鍵詞：Kinect、EEG、ECG、醫療雲端伺服器。

A senior citizens home care and rehabilitation system with cloud computing

Student : Tsung-Hsin Lee

Advisors : Dr.Yu-Chang Chen

Department of Computer Science and Information Engineering

Shu-Te University

ABSTRACT

The increase in traffic accidents and chronic joint diseases, contributes to an ever rising demand and expenses for hospital rehabilitation personnel. Therefore, this paper will research into “Domestic healthcare and rehabilitation system” that aims to reduce the burden on hospital’s medical personnel and resources. This research will combine Kinect, EEG, and ECG with cloud computing service related strategies, defining the basic functionalities of the three main Machine, and the signals will be collected, analyzed, and stored via the cloud system. The system will be composed of two categories, post-injury rehabilitation and senior rehabilitation. The rehabilitation process will be monitored by Kinect, EEG, and ECG simultaneously. Data collected from the EEG such as pain, concentration, stress and relaxation, HF, LF and electrocardiogram from the ECG, as well as HR, TP, and analysis for HRV will be synchronized to the medical cloud servers during the rehabilitation process, so that its usage would not be confined to a single computer terminal. Using cloud computing concept to achieve mobile healthcare service, and provide the patient and the attending physician with easy access to rehabilitation status, and actions that aids the rehabilitation process will be recorded on the EEG and ECG and be used to determine the next step of rehabilitation as well as documented with the progress and result of the rehabilitation.

Combining the three Machine, employing the use of Kinect to simulate different rehabilitation actions and incorporated with the signals from EEG and ECG, and communicate with the medical cloud server via Internet for diagnostic and performing commands. This will allow doctors to quickly review rehabilitation information, and achieve improved safety and convenience of patient and senior domestic rehabilitation. It is believed that the research result of this paper can improve the situation of Taiwan's current medical personnel and resources shortage. and reduce patient's or senior citizen's dependency on hospitals, thus decrease the misuse of medical resources and achieve a more effective domestic healthcare and rehabilitation.

Keywords: Kinect, EEG, ECG, medical cloud server

誌謝

經過研究所這階段後，對於自己所從事的網路研究領域中，逐漸找出研究方向並完成這份碩士論文，實在應該要感謝許多幫助過我的人。

最先要感謝我的指導教授陳毓璋老師。在學業上老師細心的指導與鼓勵下，使得研究過程中磨練出思考問題與解決問題的能力。在課外上教導我們做人的態度，時時提醒著我們”飽熟的稻穗總是低垂的”。在論文方面，老師細心的指導使得論文能順利完成。同時也感謝口試委員謝文雄博士及王隆仁博士，在口試的時候給予許多寶貴的意見，讓本論文更加完善。

特別感謝同學政旭、定穎、柏甫、昶任、豐斌、誠祐、汶霖提供許多寶貴意見及幫助。更感謝在背後支持我的家人，陪伴著我通過研究所這階段。使得我在碩士生涯期間經歷過人生的一個轉折，讓我在心智上成長了許多，這些回憶已經深深烙印在我心裡。再次感謝幫助過我的人，畢業是人生另一個開始，學習是永無止境，希望在未來的路上能夠排除萬難。

李宗信 謹誌

2013 年 8 月

目錄

摘要	I
ABSTRACT	II
誌謝	IV
目錄	V
圖目錄	VII
表目錄	XII
一、緒論	1
1.1 研究動機與目的	1
1.2 研究方向	2
1.3 論文架構	3
二、相關研究及背景	4
2.1 Kinect	4
2.1.1 Kinect 之深度影像	7
2.1.2 Kinect 之 RGB 彩色攝影機	9
2.1.3 Kinect 之骨架追蹤系統	11
2.2 心律儀	13
2.3 HRV	15
2.4 腦波儀(腦立方)	16
2.5 醫療雲端伺服器	35
2.5.1 遠距醫療開道器	35
2.5.2 遠距醫療管理系統	35
三、研究方法	36
3.1 Kinect 內容	41
3.2 ECG(心電圖)	42
3.3 腦波儀	44
3.4 醫療雲端伺服器	45
四、模擬結果與分析	47
4.1 保健復健模擬動作過程與結果分析	48
4.1.1 保健復健模擬動作一”弓箭步”復健過程與結果分析	48
4.1.2 保健復健模擬動作二”坐姿抬腳”復健過程與結果分析	55

4.1.3 保健復健模擬動作三”坐姿踏步”復健過程與結果分析	62
4.1.4 保健復健模擬動作四”站力運動”復健過程與結果分析	69
4.1.5 保健復健模擬動作五”站姿前抬腳”復健過程與結果分析	76
4.1.6 保健復健模擬動作六”站姿腳後抬”復健過程與結果分析	83
4.1.7 保健復健模擬動作七”腳跟往前走路”復健過程與結果分析	90
4.1.8 保健復健模擬動作八”雙肩旋轉”復健過程與結果分析	97
4.2 術後復健模擬動作過程與結果分析	104
4.2.1 術後復健模擬動作一”屈膝運動”復健過程與結果分析	104
4.2.2 術後復健模擬動作二”負重運動”復健過程與結果分析	111
4.2.3 術後復健模擬動作三”被動屈曲與加阻力運動”復健過程與結果分 析	118
4.3 手部患者復健動作過程與結果分析	125
4.3.1 手部患者腦波實際偵測	126
4.3.2 手部患者心律實際偵測	128
五、 結論	129
六、 未來研究方向與建議	130
參考文獻	131

圖目錄

圖 1 所有系統戴在使用者身上之情形	2
圖 2 Kinect 攝像鏡頭.....	5
圖 3 Kinect 陣列式麥克風.....	5
圖 4 Kinect 馬達底座.....	6
圖 5 第一次散斑形成的空間影像	7
圖 6 人體進入測量空間後形成影像	8
圖 7 測量空間再次投射散斑形成影像	8
圖 8 KINECT 動作前拍攝截圖	9
圖 9 KINECT 動作後拍攝截圖	10
圖 10 人體關節擷取繪製圖	11
圖 11 人體關節動作繪製圖	12
圖 12 超出偵測範圍繪製圖	12
圖 13 心律監控感測設備	13
圖 14 RF 接收器	14
圖 15 HRV Monitor	15
圖 16 腦立方(腦波儀)	16
圖 17 腦波儀與測試圖	17
圖 18 腦電波擷取數據圖	18
圖 19 Attention(專注值)與 Meditation(冥想值)的腦波形圖	19
圖 20 無疼痛時之腦波數值變化	20
圖 21 疼痛瞬間之腦波數值變化	21
圖 22 疼痛回復時之腦波數值變化	21
圖 23 使用者 A 的疼痛反應	22
圖 24 使用者 B 的疼痛反應	22
圖 25 心律儀與實際使用情形	23
圖 26 心律分析統計圖	24
圖 27 退化性關節炎之復健動作 (a)患肢支撐全身重量	27
圖 28 退化性關節炎之復健動作 (b)正常情況	27
圖 29 疼痛時的腦波數值	28
圖 30 使用者頸肩酸痛的心律	28
圖 31 弓箭步復健動作 (a)正常情況	29

圖 32	弓箭步復健動作(b)弓箭步動作	30
圖 33	腦波專注值上升情況	31
圖 34	使用者頸肩酸痛的心律	31
圖 35	站姿時腳後抬 (a)後腳抬起	32
圖 36	站姿時腳後抬 (b)正常情況	33
圖 37	腦波專注值上升情況	34
圖 38	使用者頸肩酸痛的心律	34
圖 39	雲端計算輔助之居家保健與復健系統架構圖	36
圖 40	復健動作之流程時序圖	38
圖 41	復健系統流程圖	40
圖 42	Kinect 偵測出之簡易骨架	41
圖 43	使用者胸悶、頸肩酸痛的心律狀況	42
圖 44	使用者復健運動時的心律狀況	42
圖 45	使用者復健運動後心律正常跳動	43
圖 47	復健運動前的腦波 2D 圖	47
圖 48	復健運動前的腦波 3D 圖	47
圖 49	弓箭步復健預備動作	48
圖 50	弓箭步復健動作一	49
圖 51	弓箭步復健動作二	49
圖 52	弓箭步復健行為腦波 2D 圖	50
圖 53	弓箭步復健行為腦波 3D 圖	51
圖 54	弓箭步復健行為初始復健心律圖	52
圖 55	弓箭步復健行為完成復健心律圖	53
圖 56	弓箭步復健行為 HRV 之 3D 圖	54
圖 57	坐姿抬腳復健預備動作	55
圖 58	坐姿抬腳復健動作一	56
圖 59	坐姿抬腳復健動作二	56
圖 60	坐姿抬腳復健行為腦波 2D 圖	57
圖 61	坐姿抬腳復健行為腦波 3D 圖	58
圖 62	坐姿抬腳復健行為初始復健心律圖	59
圖 63	坐姿抬腳復健行為完成復健心律圖	60
圖 64	坐姿抬腳復健行為 HRV 之 3D 圖	61
圖 65	坐姿踏步復健預備動作	62
圖 66	坐姿踏步復健動作一	63

圖 67 坐姿踏步復健動作二	63
圖 68 坐姿踏步復健行為腦波 2D 圖	64
圖 69 坐姿踏步復健行為腦波 3D 圖	65
圖 70 坐姿踏步復健行為初始復健心律圖	66
圖 71 坐姿踏步復健行為完成復健心律圖	67
圖 72 坐姿踏步復健行為 HRV 之 3D 圖	68
圖 73 站立運動復健預備動作	69
圖 74 站立運動復健動作一	70
圖 75 站立運動復健動作二	70
圖 76 站立運動復健行為腦波 2D 圖	71
圖 77 站立運動復健行為腦波 3D 圖	72
圖 78 站立運動復健行為初始復健心律圖	73
圖 79 站立運動復健行為完成復健心律圖	74
圖 80 站立運動復健行為 HRV 之 3D 圖	75
圖 81 站姿前抬腳復健預備動作	76
圖 82 站姿前抬腳復健動作一	77
圖 83 站姿前抬腳復健動作二	77
圖 84 站姿前抬腳復健行為腦波 2D 圖	78
圖 85 站姿前抬腳復健行為腦波 3D 圖	79
圖 86 站姿前抬腳復健行為初始復健心律圖	80
圖 87 站姿前抬腳復健行為完成復健心律圖	81
圖 88 站姿前抬腳復健行為 HRV 之 3D 圖	82
圖 89 站姿腳後抬復健預備動作	83
圖 90 站姿腳後抬復健動作一	84
圖 91 站姿腳後抬復健動作二	84
圖 92 站姿腳後抬復健行為腦波 2D 圖	85
圖 93 站姿腳後抬復健行為腦波 3D 圖	86
圖 94 站姿腳後抬復健行為初始復健心律圖	87
圖 95 站姿腳後抬復健行為完成復健心律圖	88
圖 96 站姿腳後抬復健行為 HRV 之 3D 圖	89
圖 97 腳跟往前走路復健預備動作	90
圖 98 腳跟往前走路復健動作一	91
圖 99 腳跟往前走路復健動作二	91
圖 100 腳跟往前走路復健行為腦波 2D 圖	92

圖 101	腳跟往前走路復健行為腦波 3D 圖	93
圖 102	腳跟往前走路復健行為初始復健心律圖	94
圖 103	腳跟往前走路復健行為完成復健心律圖	95
圖 104	腳跟往前走路復健行為 HRV 之 3D 圖	96
圖 105	雙肩旋轉復健預備動作	97
圖 106	雙肩旋轉復健動作一	98
圖 107	雙肩旋轉復健動作二	98
圖 108	雙肩旋轉復健行為腦波 2D 圖	99
圖 109	雙肩旋轉復健行為腦波 3D 圖	100
圖 110	雙肩旋轉復健行為初始復健心律圖	101
圖 111	雙肩旋轉復健行為完成復健心律圖	102
圖 112	雙肩旋轉復健行為 HRV 之 3D 圖	103
圖 113	屈膝運動復健預備動作	104
圖 114	屈膝運動復健動作一	105
圖 115	屈膝運動復健動作二	105
圖 116	屈膝運動復健行為腦波 2D 圖	106
圖 117	屈膝運動復健行為腦波 3D 圖	107
圖 118	屈膝運動復健行為初始復健心律圖	108
圖 119	屈膝運動復健行為完成復健心律圖	109
圖 120	屈膝運動復健行為 HRV 之 3D 圖	110
圖 121	負重運動復健預備動作	111
圖 122	負重運動復健動作一	112
圖 123	負重運動復健動作二	112
圖 124	負重運動復健行為腦波 2D 圖	113
圖 125	負重運動復健行為腦波 3D 圖	114
圖 126	負重運動復健行為初始復健心律圖	115
圖 127	負重運動復健行為完成復健心律圖	116
圖 128	負重運動復健行為 HRV 之 3D 圖	117
圖 129	被動屈曲與加阻力運動復健預備動作	118
圖 130	被動屈曲與加阻力運動復健動作一	119
圖 131	被動屈曲與加阻力運動復健動作二	119
圖 132	被動屈曲與加阻力運動復健行為腦波 2D 圖	120
圖 133	被動屈曲與加阻力運動復健行為腦波 3D 圖	121
圖 134	被動屈曲與加阻力運動復健行為初始復健心律圖	122

圖 135 被動屈曲與加阻力運動復健行為完成復健心律圖	123
圖 136 被動屈曲與加阻力運動復健行為 HRV 之 3D 圖	124
圖 137 手部患者穿戴感測儀	125
圖 138 手部患者腦波專注實測圖	126
圖 139 手部患者腦波實測 2D 圖	127
圖 140 手部患者腦波實測 3D 圖	127
圖 141 手部患者心律實測圖	128
圖 142 醫院內部網路架構	130

表目錄

表 1 腦電波之分類	19
表 2 心律變化介紹	23
表 3 心律變動性頻域分析指標	24
表 4 流程時序圖之執行步驟	38
表 5 七大步驟之說明	40



一、緒論

1.1 研究動機與目的

近年來有許多的研究人員在腦波科學的進步下，成功地從人類大腦的皮質層擷取到腦電波(EEG)，並從腦波中的特殊訊號與生心理狀態的關係下研究出了許多理論，以及從原本厚重的心律監測儀器到現在的便宜又輕便的心律監測儀器的普及化下，始得有些病患或老人會隨身配帶著以達到針對個人心律及血壓的即時監測，目前在市面上所常見的心律監測儀器，如在運動中可見到透過藍芽連接的心律監測儀器，透過人體的電流回傳各項數值，如記錄生理參數原始波形，包含 ECG、心跳等的參數，展開多方位的應用，如遠端監控、遠距醫療、遠距健康照護[1]，體積輕巧且方便不受場所限制可自在活動，使用在醫院內與居家健康追蹤[2]，與生活中成本較低的 Kinect 所建成的復健遊戲結合，Kinect 是藉由透過連接電腦等設備，經由感測器回傳各項肢體動作，以往復健醫療是個相當漫長的過程，而復健過程中，總是重複練習一些動作，使得使用者漸漸的感到單調無趣，甚至想放棄[3]，因此，利用 Kinect 開發復健遊戲[45]，以遊戲的方式，讓復健更活潑更有趣，可以增加使用者復健的動力，讓使用者可以輕鬆地在家中完成復健或是運動等項目，達到即時看護，並可記錄數據供追蹤研究，本文最大的挑戰是如何整合各項不同的儀器來達到多方監測和分析[4]，進而達到全方位的照護，如使用者的復健或運動，以及老人常會有的心律血壓問題，或是透過腦波偵測病患的感覺和狀態等，使其達到減少各項資源的浪費。

然而本論文所需之器材也不大，如圖 1 所有系統戴在使用者身上之情形，圖上可發現，Kinect、ECG、EEG 全部帶在使用者身上也不會對使用者造成過多的負擔。



圖 1 所有系統戴在使用者身上之情形

1.2 研究方向

無線網路越來越普及，新制訂的網路標準 IEEE 802.15.6 Wireless Body Area networks(WBAN)[5][6][7]只有少數學者在研究，本論文則將原有研究成果向下延至 Kinect、腦波儀、心律儀，在多種異質無線網路的環境中，提出整合醫療雲端網路 (Medical-Cloud-Network)[8]、腦波意念(Brainwave Ideas)，讓使用者能在家中進行簡易之復健動作，節省不必之醫療與人力資源[9]。

台灣逐漸進入老年社會，四肢也會逐漸退化，各種關節疾病也像雨後春筍般逐漸增加，但台灣目前卻有嚴重之護士荒之問題，藉由以上方法，可以利用本系統之功能，能讓老人或病患可以靠自己完成簡單之復健動作，而且本系統所需之 Kinect、腦波儀、心律儀可以利用租賃之方式，將 Kinect、腦波儀、心律儀借給需要之老人或病患，也能使 Kinect、腦波儀、心律儀達到物盡其用之效果[10]。



為了達到醫療雲端網路及復建整合，在整合的過程中必須要考慮到下列的問題：

- 定義 Kinect、心律儀、腦波儀之基本功能。
- 將腦波情境(例如：痛、專注)心律儀情境(例如：胸悶、肌肉痠痛) Kinect 使用者骨架偵測與醫療雲端伺服器分工。
- 建立簡易復健動作、偵測各總情境與分析技術以及計算與控制。
- 利用腦部活動之生理訊號源模型分析復健動作功效。
- 基於 Kinect 平台之上，設計本論文所需之相關效能模擬模組。

經過以上的考量，本論文提出感測器整合機制，透過 A senior citizens home care and rehabilitation system with cloud computing 即可針對腦波、心律、復健等達到整合，並減少各項醫療資源浪費、降低人力成本、避免時間的浪費，並保有周全的醫療照護以及減少使用者往返醫院所需之不必要之資源。

1.3 論文架構

本篇論文的架構如下：

第一章：序論；主要為研究動機。描述目前常見的保健復健與術後復健的情況及現行復健中遇到的問題點。而在研究方向將描述使用何種方法來解決目前進行復健時所產生的浪費。

第二章：相關研究，主要詳細介紹使用的感測器與感測器執行相關的內容及方式。

第三章：主要描述本篇論文所提出的方法與架構，達到安全的進行居家保健與復健。

第四章：系統模擬結果與分析，主要針對本篇論文所提出的方法，透過三樣儀器做結合並進行復健動作。

第五章：結論。

第六章：未來研究方向與建議。



二、相關研究及背景

隨著人口老化及慢性病患已經增加許多，醫院的人力成本消耗日益增加，長年來所累積的資料量造成傳統醫療系統之資料儲存與擷取的困難。目前醫院普遍擁有不同的醫療資訊系統，除了使用者資料標準化的問題之外，系統缺乏彈性以及可擴充性也造成醫院發展的限制。雲端運算服務的特性可以幫助醫療院所克服日益加深的困境。然而，目前僅有少數的醫療院開始使用部分的醫療雲端運算服務。因此，本論文探究醫療院藉由 Kinect、腦波儀、心律分析儀與異質網路，結合雲端運算服務之障礙與克服障礙之相關策略，基於上述因素，本篇將提出雲端運算輔助之居家保健與復健系統並加入本篇論文所提出的復健感測整合，以下將針對居家保健與復健系統所使用到的 Kinect、腦波儀、心律分析儀三種感測器進行探討。

2.1 Kinect

此復健系統體感的部分主要是通過由微軟公司所開發出來的遊戲感測器”KINECT”來做人體感測，而 Kinect 原本是應用於 Xbox 360 和 Xbox One 主機的周邊設備，它讓玩家不需要手持或踩踏控制器，而是使用語音指令或手勢來操作 Xbox 360 和 Xbox One 的系統介面，它也能捕捉玩家全身上下的動作，用身體來進行遊戲，帶給玩家「免控制器的遊戲與娛樂體驗」，而 Kinect 感應器可以由圖 2 Kinect 攝像鏡頭機體上的三個鏡頭分別取得圖像資訊，圖像分別為”彩色影像”透過中間 RGB 的鏡頭，”3D 深度影像”透過左右兩顆鏡頭，這兩顆鏡頭分別為紅外線發射器和紅外線 CMOS 攝影機，以及此設備還擁有著圖 3 Kinect 陣列式麥克風，Kinect 也支援追焦功能，圖 4 Kinect 馬達底座會隨著焦點人物而進行微調整，轉動 Kinect 方向約為 28 度左右，因此設備所擷取的人體圖是經由人體關節所繪製出的，而此系統所復健的部位均為患者的關節[28]，因此採用此設備來做”雲端運算輔助之居家保健與復健系統”的探測器之一。



圖 2 Kinect 攝像鏡頭



圖 3 Kinect 陣列式麥克風



圖 4 Kinect 馬達底座

2.1.1 Kinect 之深度影像

Kinect 採用了 PrimeSense 的 Light Coding ，此技術理論是利用近紅外線的連續光針對測量空間進行編碼，經感應器讀取經過編碼的反射光線，再交由晶片運算進行解碼後，產生成一張具有深度的圖像，如圖 5 第一次散斑形成的空間影像。

Light Coding 技術的關鍵是雷射光所形成的散斑，當雷射光照射到粗糙物體、或是穿透毛玻璃後，會形成隨機的反射斑點，稱之為散斑，散斑具有高度隨機性，也會隨著距離而變換圖案，空間中任何兩處的散斑都會是不同的圖案，等於是將整個空間加上了標記，所以任何物體進入該空間、以及移動時，都可確切紀錄物體的位置，如圖 6 人體進入測量空間後形成影像，當雷射光再次投射形成則重新架構出圖 7 測量空間再次投射散斑形成影像。

Kinect 就是以紅外線發出人眼看不見的 class 1 雷射光，透過鏡頭前的擴散膜將紅外線均勻分佈投射到要測量的空間中，再透過紅外線攝影機記錄下空間中的每個散斑，擷取到原始資料後，再透過晶片計算成具有深度影像的圖像。

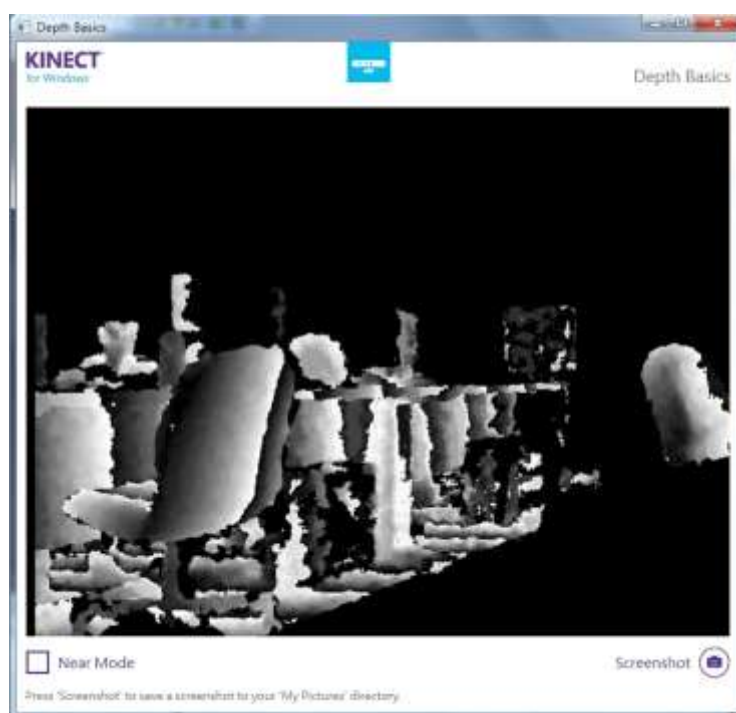


圖 5 第一次散斑形成的空間影像



圖 6 人體進入測量空間後形成影像



圖 7 測量空間再次投射散斑形成影像

2.1.2 Kinect 之 RGB 彩色攝影機

Kinect 中間的視訊鏡頭，基本上通常使用在圖 8 KINECT 動作前拍攝截圖的方式辨識玩家身分、以及辨識基本的臉部表情，及肢體開始動作後擷取圖 9 KINECT 動作後拍攝截圖，此外也能應用在擴增實境遊戲、以及視訊通話時；同時 Kinect 還搭配了自動追焦技術，底座馬達會隨著對焦物體移動跟著轉動，將鏡頭轉向適當位置。



圖 8 KINECT 動作前拍攝截圖



圖 9 KINECT 動作後拍攝截圖

2.1.3 Kinect 之骨架追蹤系統

微軟將所偵測到的 3D 深度圖像，轉換到骨架追蹤系統，該系統最多可同時偵測到 6 個人，在辨識個人動作的同時，軀幹、四肢以及手指等都是追蹤的範圍。為了使機器能夠理解使用者的動作行為，微軟也用上機器學習技術(machine learning) 建立龐大的圖像資料庫，產生能智慧辨識的能力，使其盡可能理解使用者的肢體動作所代表的各項涵義。

而透過骨架追蹤系統所形成的圖，如圖 10 人體關節擷取繪製圖中所示，各項節點所對應的就是人體上的關節，繪製出的圖，如圖 11 人體關節動作繪製圖所示跟對應的部位有相關，如手指等細部就須重新定義出偵測的相關資訊，如把手臂舉起時，影像中的手臂關節會跟著移動，並可藉由程式訂定出超出偵測範圍時的圖，如圖 12 超出偵測範圍繪製圖。

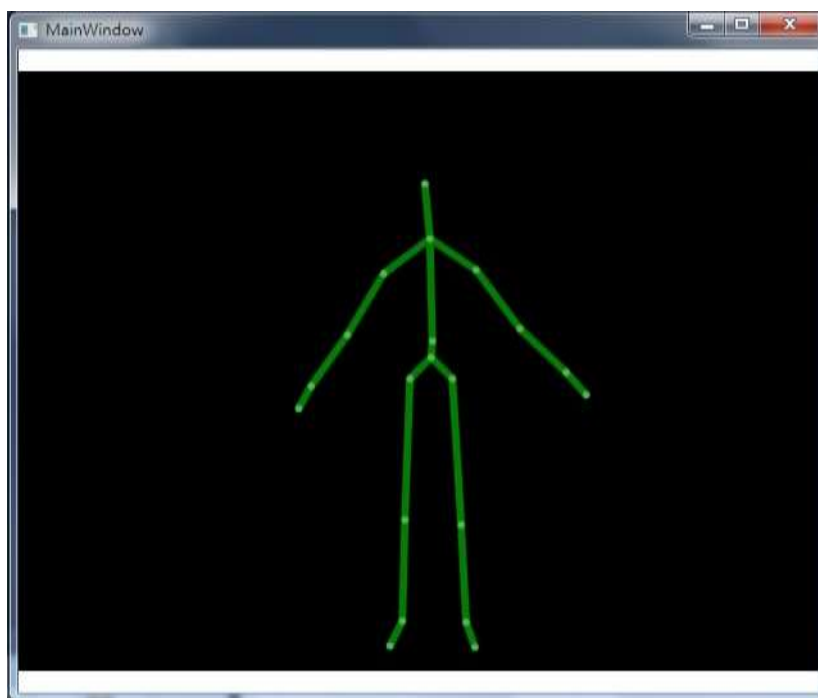


圖 10 人體關節擷取繪製圖

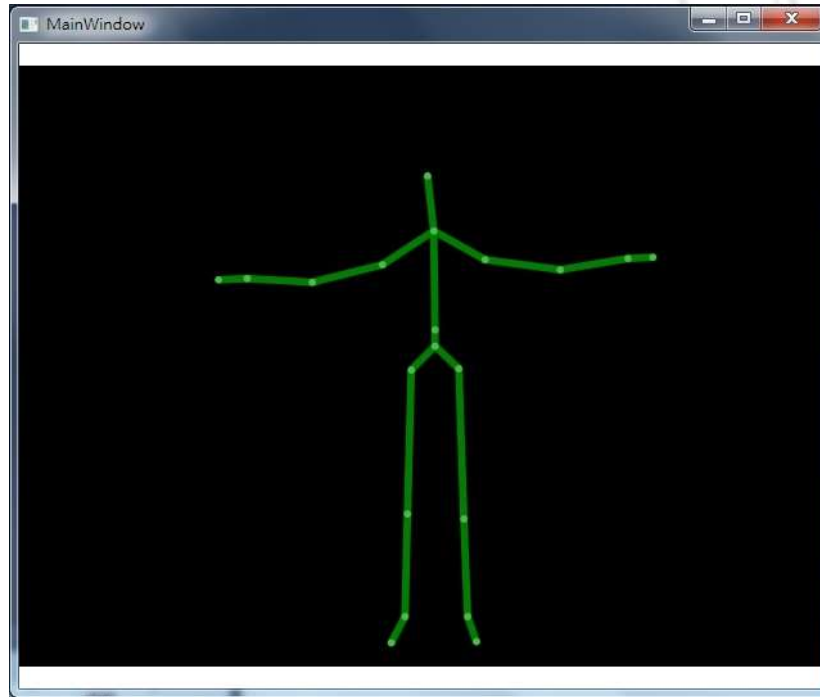


圖 11 人體關節動作繪製圖

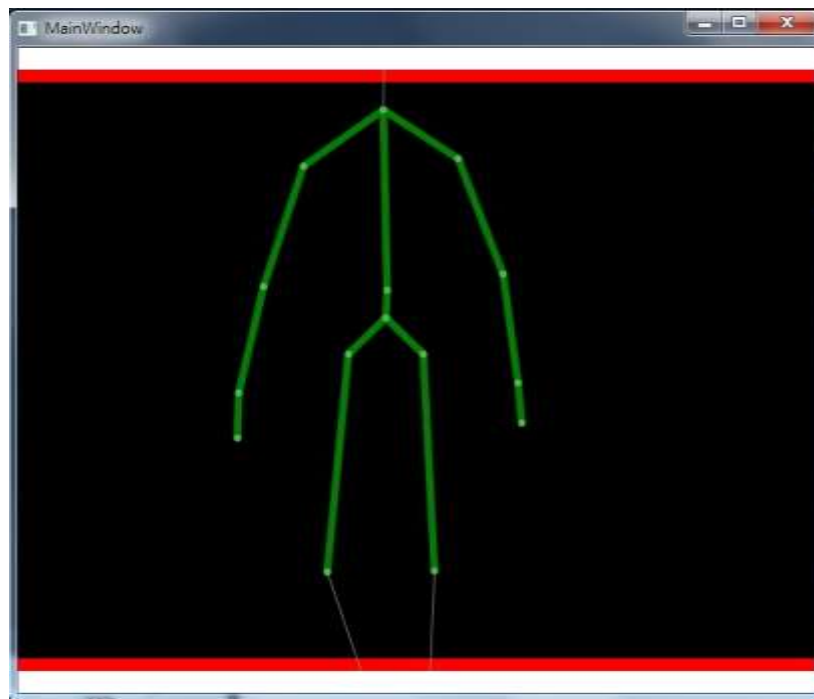


圖 12 超出偵測範圍繪製圖

2.2 心律儀

陽茵股份有限公司所開發的心律監測器，此設備為研究型工具，可將大量的心律參數資料做記錄儲存，並可搭配其他專業的軟體在電腦上進行更進一步的分析，圖 13 心律監控感測設備目前已可以應用於夜間睡眠記錄分析、運動研究、活動力記錄、肌肉收縮感測、眼動監測、心電圖監控、自律神經功能分析、病人健康照護研究記錄、健康遠距監控等。

此設備體積小易攜帶，無線操控可方便使用，此設備傳輸透過 RF(無線電頻率)傳輸，並使用圖 14 RF 接收器所示之 RF 接收器透過此接收器接收大量偵測資訊參數，RF 對應的頻率為無線電波。



圖 13 心律監控感測設備



圖 14 RF 接收器

2.3 HRV

陽茵股份有限公司所開發的 HRV Monitor，此設備為研究型工具，可將大量的心律參數資料做記錄儲存記憶卡中，並可透過無線傳送到電腦，圖 15HRV Monitor 可提供其他醫師與專業人員，在進行 ECG 記錄與 HRV 分析時具有即時顯示參數的功能，更可透過其他軟體進一步的解析與分析 HRV。

此設備體積小易攜帶，具有顯示螢幕，並可記錄長達 6 小時以上的數據紀錄到記憶卡中，以及提供強大的分析能力，單機版包含即時心電訊號、R_R、心跳與 SDNN、頻譜太極圖，並可使用軟體將數據做心電圖顯示與 HRV 長時間專業分析。



圖 15 HRV Monitor

2.4 腦波儀(腦立方)

神念科技所開發的 NeuroSky Mindwave MobileStarter (腦立方移動版) 如圖 16 腦立方(腦波儀)可以把檢測到的腦波進行數字化處理，從而增強遊戲，電腦和醫藥軟體的用戶界面，此技術可以準確的測量到大腦正處於放鬆還是專注狀態，可以訓練專注力，放鬆能力，腦立方移動版是世界第一個能在 iOS 和 Android 平臺上使用的腦波周邊設備，同時也可以在 PC 和 Mac 上使用。

腦波儀設備體積小易攜帶，無線操控可方便使用，此設備傳輸透過藍牙無線傳輸，並可測量原始腦電波，或是加工並輸出專注度、放鬆度、眨眼檢測及其他指數，以及腦電訊號質量分析。



圖 16 腦立方(腦波儀)

在本論文中，我們利用現有腦波儀器，如圖 17 腦波儀與測試圖建立依腦部活動之生理訊號源模型[11][12]，以及其估算與分析技術，以計算與控制意念，依腦波主要可分 α 、 β 、 θ 及 δ 波四大類[13]， α 波及 β 波是清醒時的腦波、 θ 波及 δ 波只出現在睡夢中，其中 θ 波通常出現在淺睡階段， δ 波只見於熟睡時刻。「只要昏昏沉沉、半睡半醒、全身放鬆時，腦波就會產生 α 波，也是最易放出的腦波， β 波是精神專注時出現」，他鎖定清醒時出現的 α 波及 β 波[14][15]，如圖 18 腦電波擷取數據圖所示。

「意念切換」的原理是，透過頻譜分析儀擷取腦波，經腦波儀無線傳輸到電腦，放大處理後，只取其中的 α 波，再經由繼電器啟動切換，被操控設備功能例如：音響音量必須與電腦網路連接[16]。

專注放鬆在腦波能量的影響統計結果，我們實驗利用兩種不同的實境，做統計檢定後發現，在身放鬆時 Meditation(冥想值)普遍偏高，Attention(專注值)普遍偏低，而在極為專注時 Meditation 值卻反而變低，Attention 卻反而變高[14]，如圖 19 專注時與冥想值對於 Attention 值與 Meditation 值的影響統計波形。

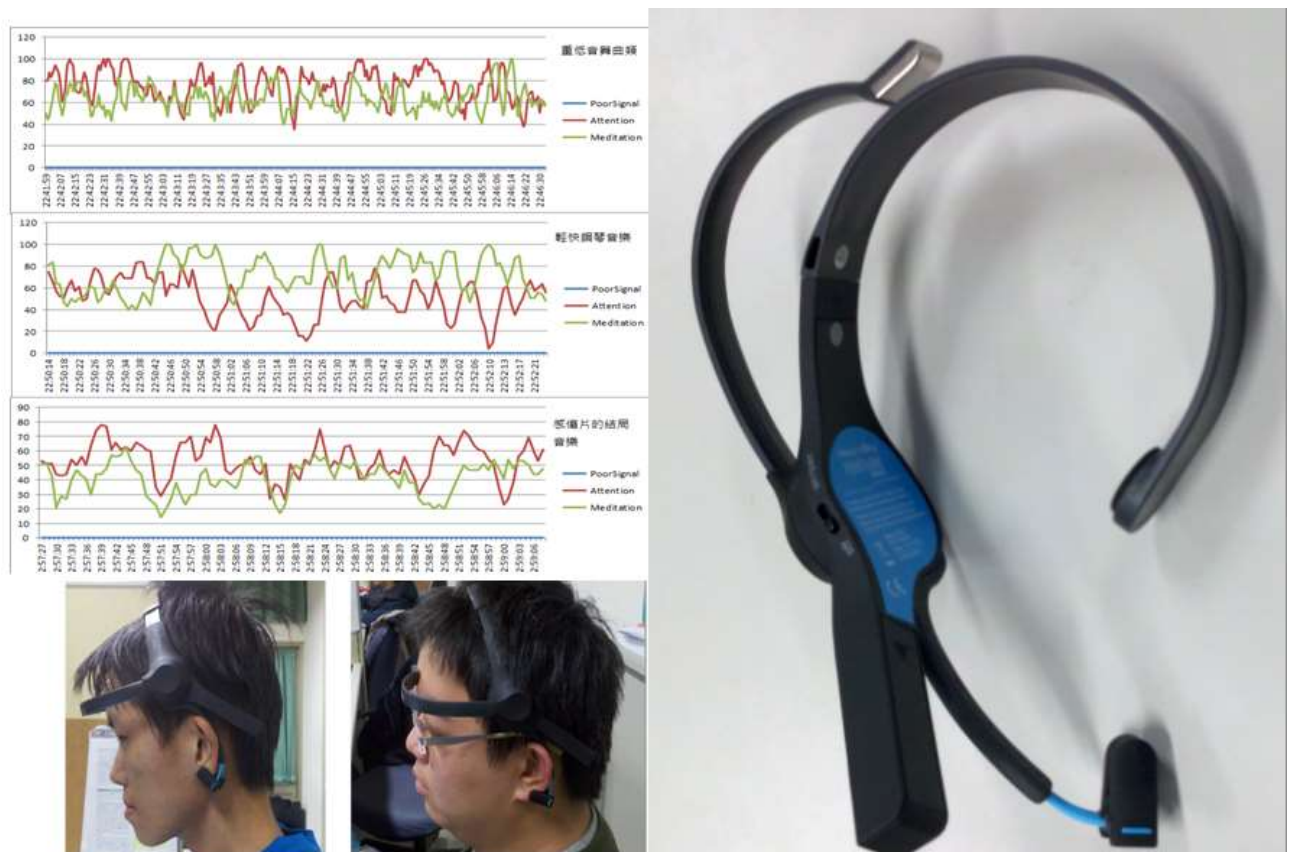


圖 17 腦波儀與測試圖

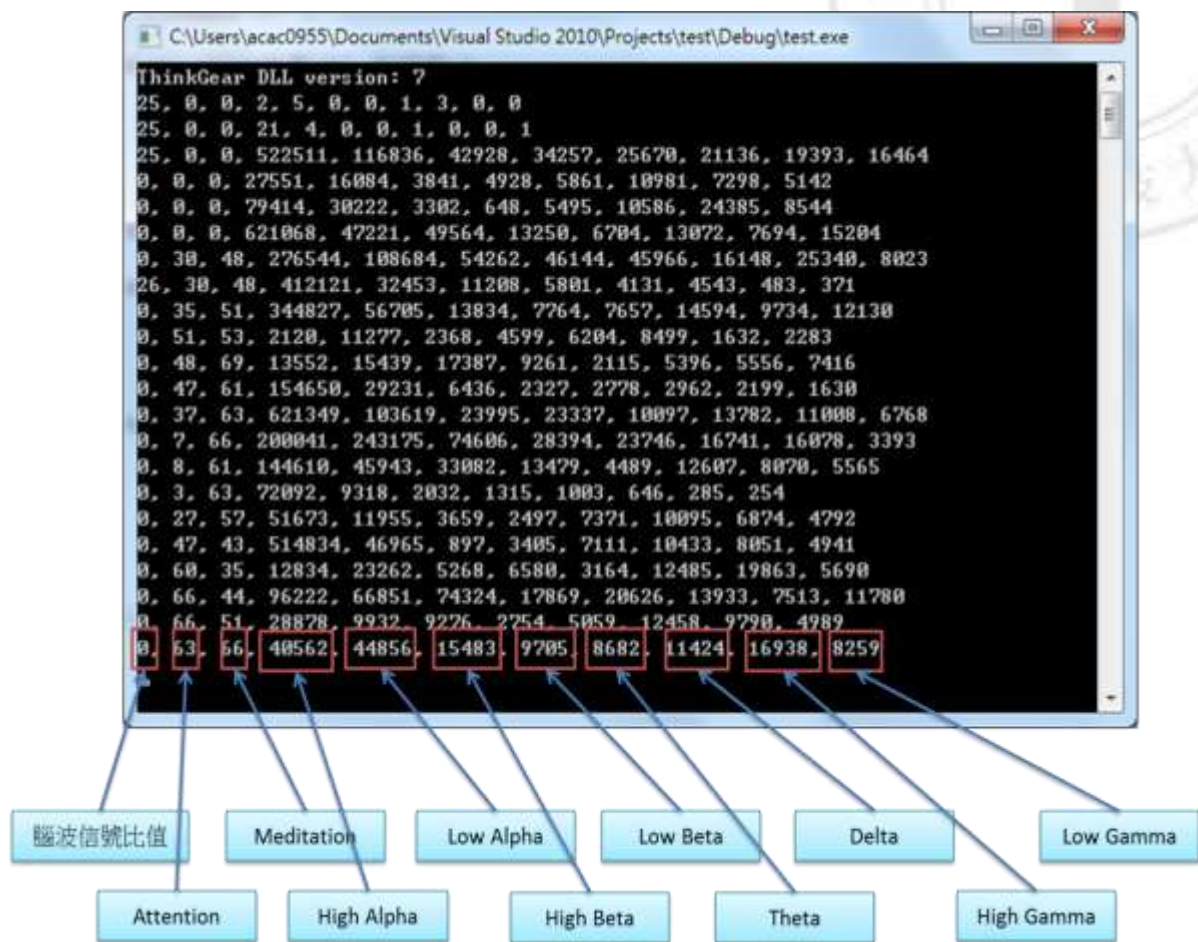


圖 18 腦電波擷取數據圖

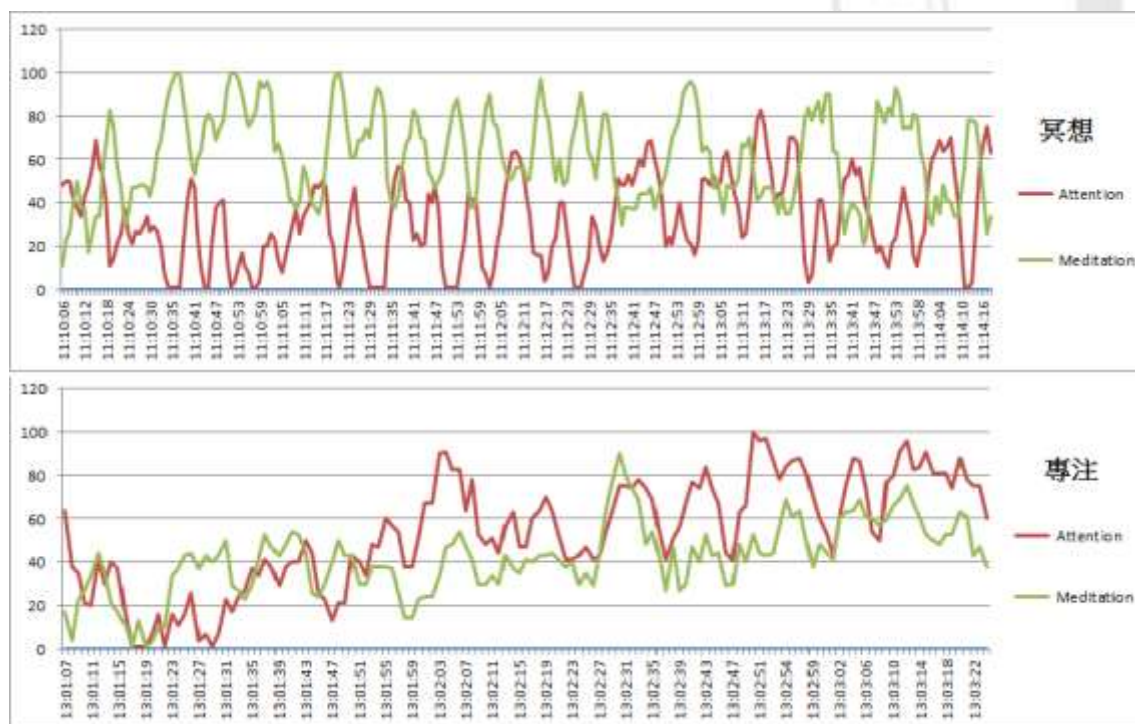


圖 19 Attention(專注值)與 Meditation(冥想值)的腦波形圖

腦電圖（Electroencephalograph）主要是先將腦波數位化、再傳輸至接收器，進而完成連線讓監控端分析出目前使用者的心智需求及動作需求狀態[17]。

表 1 腦電波之分類

波	頻率	心理狀態
High- β	30-35Hz	β 波為優勢腦波時，隨 β 波的增加，身體準備隨時因應外在環境作反應。適度的 β 波，對積極的注意力提升、認知行為的發展有關鍵性的助益。
Low- β	25-30Hz	
High- α	20-25Hz	α 為優勢腦波時，人的意識清醒、身體放鬆，意識與潛意識的橋樑，腦的活動活潑，是學習與思考的最佳腦波狀態。
Low- α	15-20Hz	
θ (Theta)	4-8Hz	在 θ 波為優勢腦波時，意識中斷也就是「入定態」。對於觸發深層記憶、強化長期記憶(ltp)等幫助極大，科學界稱之為「通往記憶與學習的閘門」。
δ (Delta)	0.4-4Hz	δ 波為優勢腦波時，進入深度熟睡，無意識狀態。睡眠品質好壞與 δ 波有非常直接關聯；根據科學研究， δ 波

		是開發人類直覺雷達系統。
Low-Gamma	25-50Hz	雖然人類是典型的神經振盪的格局。伽瑪波活動相關的主觀意識是一個非常困難的問題，在目前不能肯定回答。
High-Gamma	50-100Hz	

在本論文中，我們利用倒傳遞神經網路作為訓練與分類方法，首先將 α 、 β 、 θ 及 δ 作為倒傳遞神經網路之輸入層訓練樣本如表 1 為腦電波之分類[14]，並經過三層結構之倒傳遞網路以取得專注力(Attention)及冥想力(Meditation)，神經網路之結構。

接下來將分析當使用者感覺到疼痛時使用者腦波數值變化，當使用者 A 在正常情況時，腦波數值比較沒什麼特別的變化，如圖 20 無疼痛時之腦波數值變化。痛覺產生時八個值會同時升高如圖 21 疼痛瞬間之腦波數值變化，圖上可發現疼痛瞬間所有腦波數值會明顯升高(紅色圈圈部分)，然而在痛覺舒緩後，腦波數值會回復正常狀態，如圖 22 疼痛回復時之腦波數值變化，此圖可以發現與疼痛前一樣無特別之變化[27][27]。接下來我們已 3D 圖來做詳細說明，從 3D 圖可顯示出使用者在復健動作，所產生的痛覺反應，圖 23 使用者 A 的疼痛反應、圖 24 使用者 B 的疼痛反應，X 軸為 Theta、Y 軸為 Low Alpha、Z 軸為 Low Beta，由以上二圖可知，3D 圖部分有一個特異的尖點，如圖 23 使用者 A 的疼痛反應、圖 24 使用者 B 的疼痛反應。

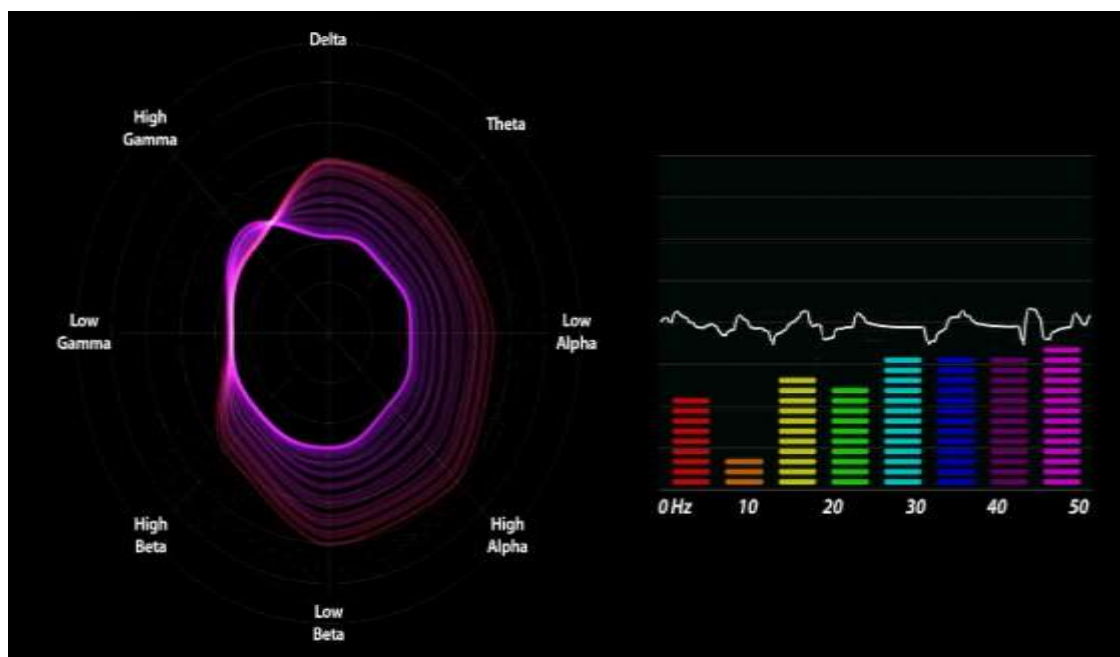


圖 20 無疼痛時之腦波數值變化

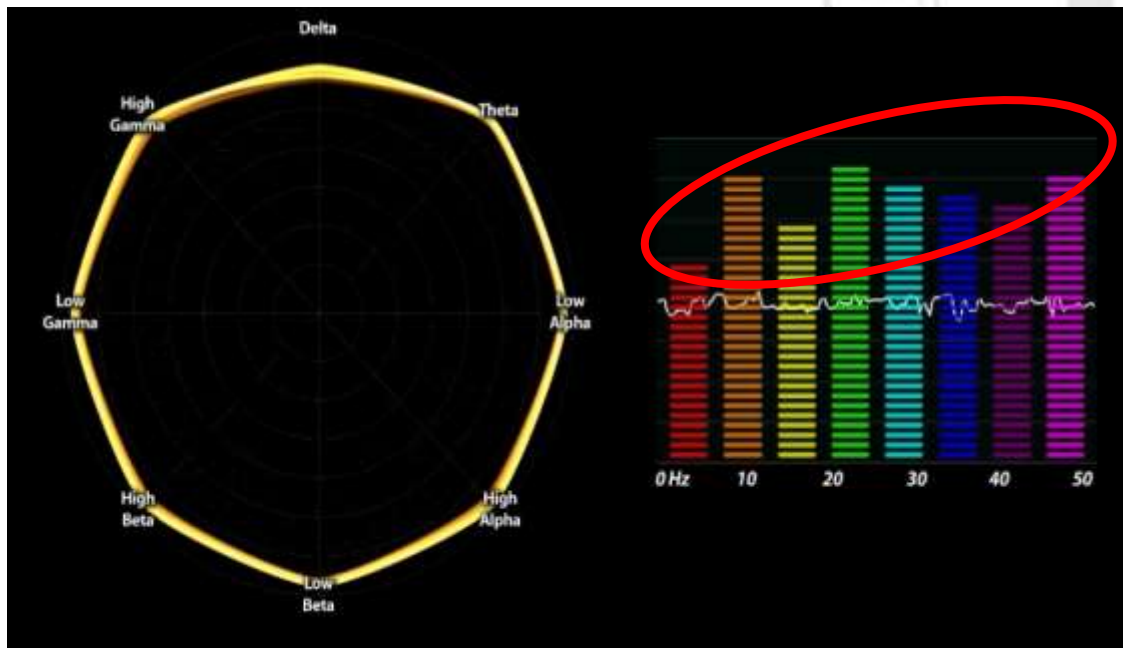


圖 21 疼痛瞬間之腦波數值變化

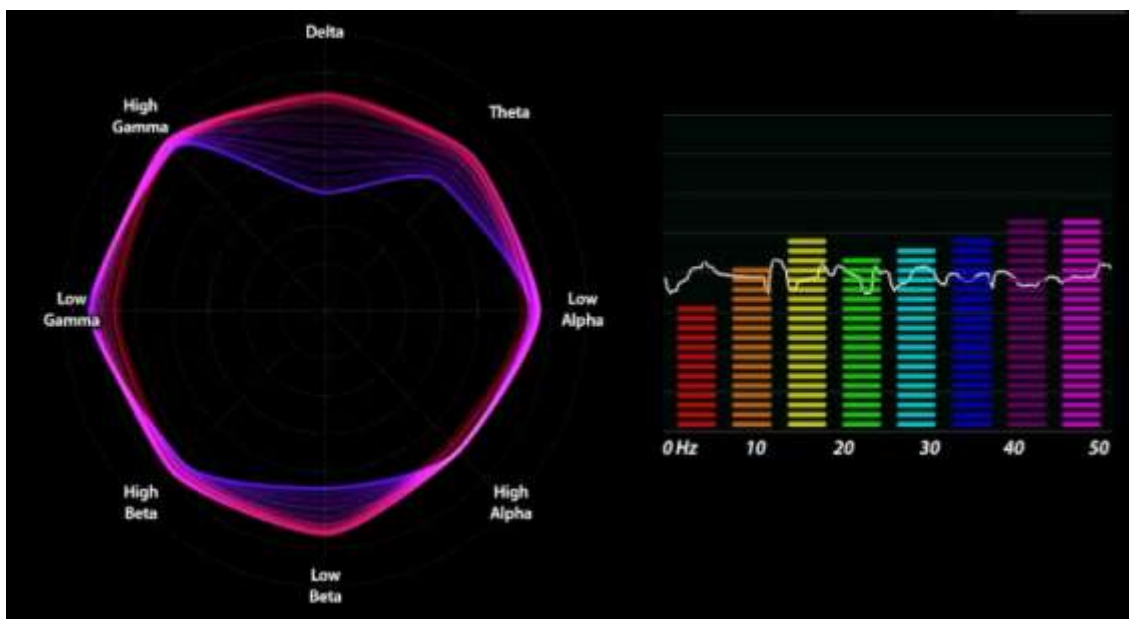


圖 22 疼痛回復時之腦波數值變化

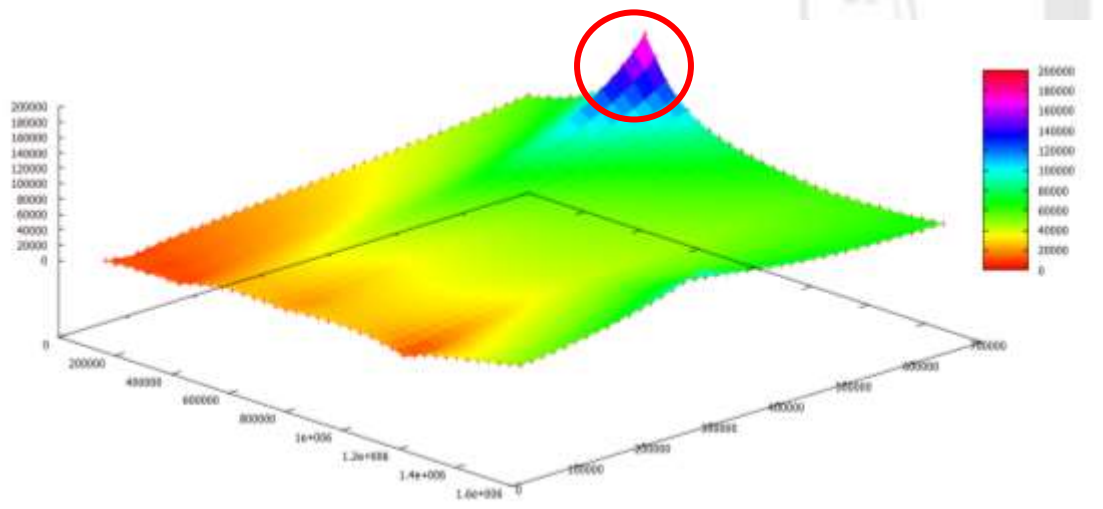


圖 23 使用者 A 的疼痛反應

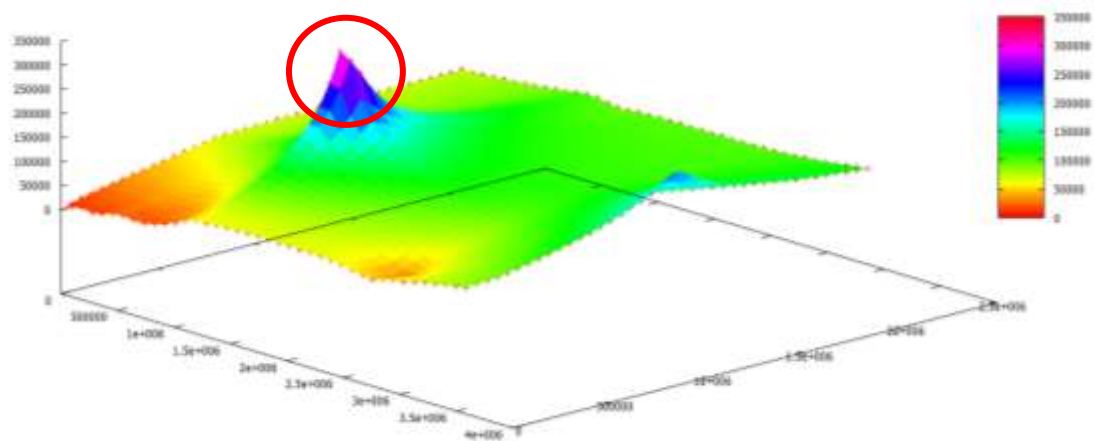


圖 24 使用者 B 的疼痛反應

在本論文中，我們利用現有心律儀器，如圖 25 心律儀與實際使用情形建立依腦部活動之生理訊號源模型，以及其估算與分析技術。



圖 25 心律儀與實際使用情形

一般人的心跳並非以一個固定的速度在跳動，激烈運動時，心跳可增至二至三倍；若仔細測量便發現每次心跳與心跳的間隔均有幾十毫秒以內的微小差異，即使在休息的狀態下，也會有相當程度的差異，此種差異稱之為心律變動性[18]。目前已經研究出心律變化之痛覺以及專注值以及復健系統之簡介，以下圖 26 心律分析統計圖及表 2 心律變化做介紹(X 軸為 TIME，Y 軸為訊號強度)：

表 2 心律變化介紹

1.	即時心律(Instantaneous Heart Rate, IHR)
2.	總功率(Total Power, TP)
3.	高頻功率(High Frequency Power, HF)
4.	低頻功率(Low Frequency Power, LF)
5.	極低頻功率(Very Low Frequency Power, VLF)
6.	超極低頻功率(Ultra Low Frequency Power, ULF)
7.	常規化低頻功率比(Normalized LF, Nlf)
8.	常規化高頻功率比(Normalized HF, Nhf)

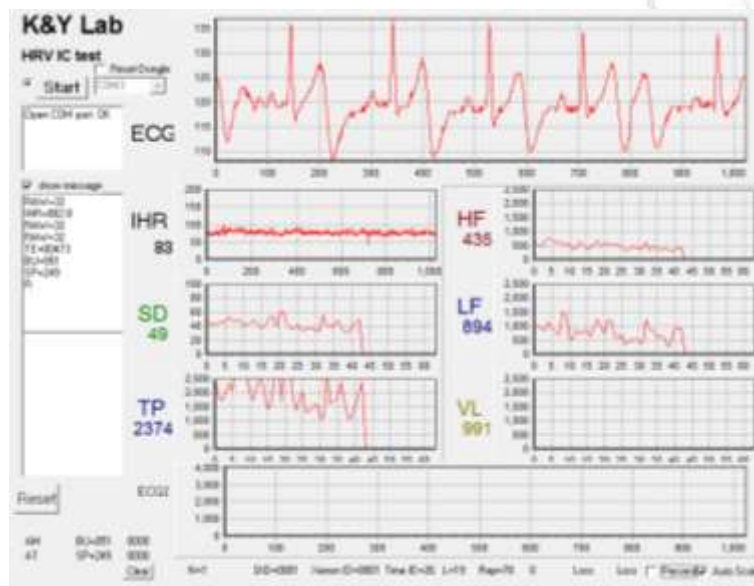


圖 26 心律分析統計圖

接下來以表格形式來做簡單介紹，如表 3 心律變動性頻域分析指標[19]。

表 3 心律變動性頻域分析指標

指標	單位	說明
TP	ms^2	截取之頻率為 $<0.4\text{Hz}$ ，指正常心跳期間的變異數。
HF	ms^2	截取之頻率為 $0.15\text{-}0.4\text{Hz}$ ，指高頻範圍的正常心跳期間的變異數。
LF	ms^2	截取之頻率為 $0.04\text{-}0.15\text{Hz}$ ，指低頻範圍的正常心跳間期的變異數。
VLF	ms^2	截取頻率為 $0.003\text{-}0.04\text{Hz}$ ，指極低頻範圍的正常心跳間期的變異數。
ULF	ms^2	截取頻率為 $<0.003\text{Hz}$ ，指超極低頻範圍的正常心跳間期的變異數。
nLF	None	指低頻功率/(總功率-極低頻功率)*100，代表交感神經活性的指標。
nHF	None	指高頻功率/(總功率-極低頻功率)*100，代表副交感神經活性的指標。

LF/HF	None	反應交感/副交感神經平衡的指標或代表交感神經調控的指標。
-------	------	------------------------------

隨著醫療科技的進步，人類的壽命不斷延長，人口老化已成為未來人類面臨的最大挑戰之一。根據台灣內政部統計處（2007）之老年人口資料顯示在 2006 年底時，65 歲以上老年人口已占總人口的一成，經建會更推估到 2026 年，老年人口將占總人口的兩成，正式邁入超高齡社會，老人照護問題很快就會成為龐大的社會議題，然而有關於關節之疾病之預防[30]與治療部分，本論文提出幾個範例，並說明如何與 Kinect 結合並偵測期動作並加以處理。以下提出兩種不同方向之情況，為傷患疾病治療以及老人疾病預防醫學[31]。



傷患疾病治療

透過 Kinect 的紅外線鏡頭可以追蹤到各關節的節點，進而形成骨架系統，而常見的關節疾病如退化性關節炎等，又稱骨關節病、退行性關節炎、增生行關節炎，是老年人常見的骨科疾病之一，在術前術後復健時，可以透過 Kinect 進而訂定出一套有效既安全的復健動作[20]，而此疾病常發生於下肢關節如髖關節、膝關節，據統計來說五十歲老年人的發生率為 20~30%，七十歲以上則高達 70%，其盛行率在 70 至 74 歲之間為其發生的高峰期，此疾病的病發率從 70 歲以後約將以每年 1%的比例逐年增加，此疾病的病因是由於這些關節在長期承重下，軟骨結構上出現缺損，使得軟骨部分變薄，表面變得粗糙，而軟骨下的硬骨形成骨刺，而造成關節腔狹窄、磨損，而造成關節疼痛僵硬等現象，而情況嚴重者必須接受人工關節置換手術[43]，因此可以藉由 Kinect 的輔助做適合預防的復健運動[21]，適當的復健運動可以增加關節滑液的進出，並加強關節周圍肌肉、肌腱和韌帶的結構，而幫助關節承受部分重量[33]，使之達到預防退化性關節炎等疾病[22][41]，也可藉由 Kinect 的規劃訂定出一套適合術後的復健運動[34][35][36]，術後的復健運動可使使用者習慣並記得一些必要的注意事項[46]，如裝置人工髖關節的病患[40][42]，身體不適合前傾，以免關節屈曲小於 90 度，造成不必要的意外發生，雖然經過人工關節的置換可以改善病患的疼痛僵硬現象，但是關於術後的關節鬆弛，脫臼等併發症及後遺症等仍未完全解決，如肌力減退、靜脈血栓炎等[32]，為了避免脫臼以及延長使用年限，手術前及手術後的復健運動是絕對不可少的，而術後的六至十二周更是關鍵期，提早開始復健運動能避免手術的後遺症，而且經由 Kinect 所偵測到的關節點做復健，可避免關節活動角度過大過小等問題[37]，使用 Kinect 輔助並配合適當的復健運動更能減少人工關節的磨損，降低關節術後再度受傷的機率[44]。接下來介紹簡單之退化性關節炎治療之復健動作：



圖 27 退化性關節炎之復健動作 (a)患肢支撐全身重量

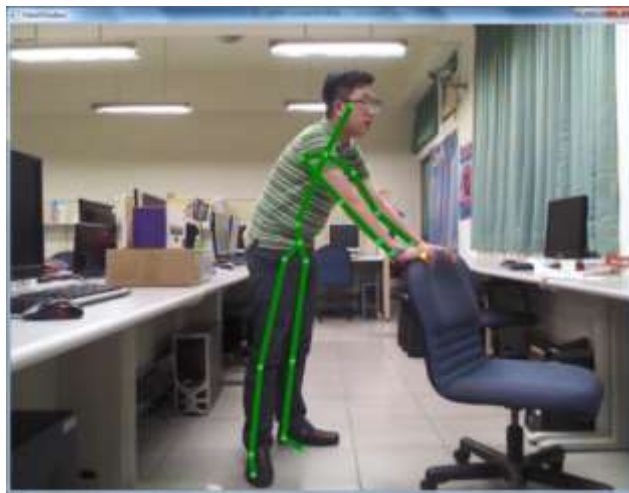


圖 28 退化性關節炎之復健動作 (b)正常情況

因為退化性關節炎常常會有某一軀幹無法支撐身體重量，因此設定此復健動作為圖 12.退化性關節炎之復健動作，復健動作首先必須下床站立，雙手扶床欄，健腿抬高，用患肢支撐全身重量，持續 5 秒如圖 27 退化性關節炎之復健動作(a)患肢支撐全身重量，在此時因為患肢承受全身重量，圖 28 退化性關節炎之復健動作(b)正常情況，在這 5 秒內勢必會產生明顯之痛覺反應如圖 29 疼痛時的腦波數值(紅色圈部分)這時腦波儀就可以即時偵測痛覺反應，並加以計算持續時間以及產生痛覺幾次並加以記錄，然而心律儀也會在這 5 秒內擷取使用者之心跳速率，使用

者換腳重複上述動作時心律儀也能再次即時偵測肩頸痠痛反應(藍色圈圈部分)如圖 30 使用頸肩痠痛的心律，並加以計算持續時間以及產生痛覺幾次並加以記錄，在復建完成後，就可以將資料整合後傳至醫療雲端伺服器作備份或判斷其進一步動作[7]。

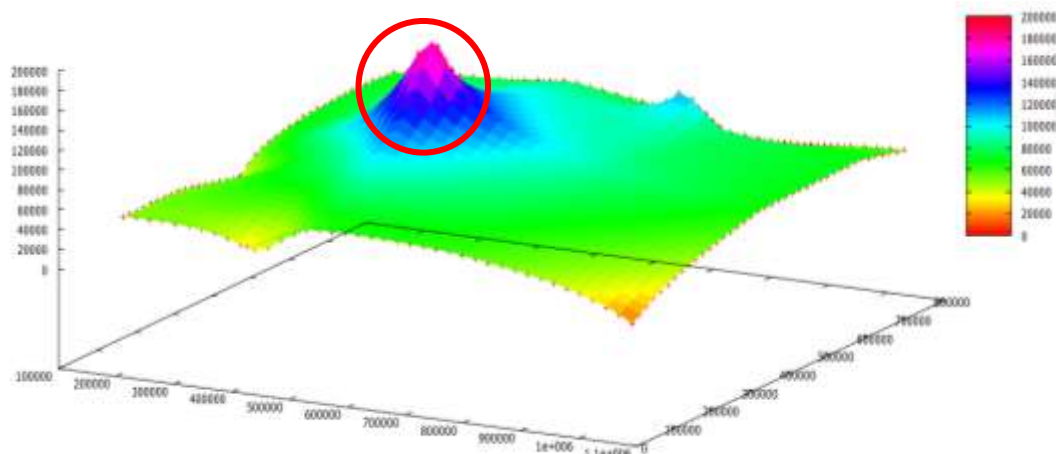


圖 29 疼痛時的腦波數值

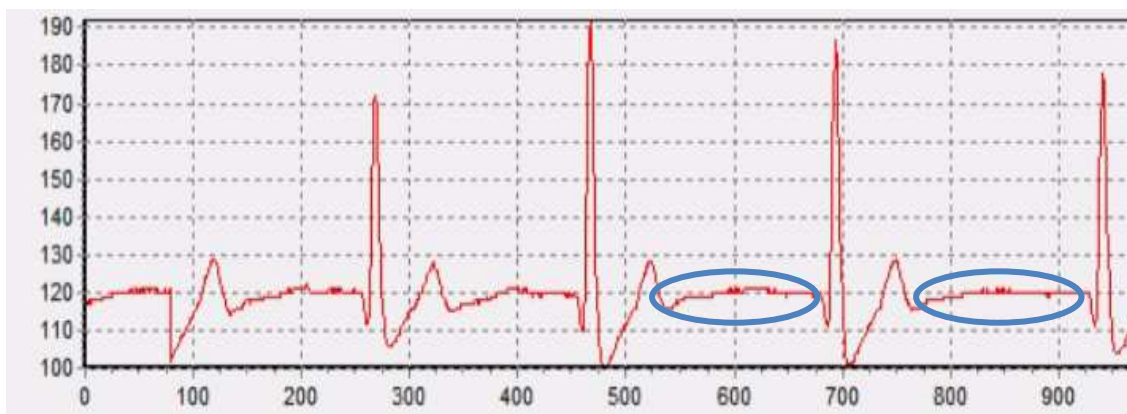


圖 30 使用者頸肩痠痛的心律

疾病預防醫學

肢體柔軟度訓練：

適當的柔軟度，廣泛是指身體或肢體的彎曲、伸展、扭轉等動作所擁有的柔軟度，指任何可以屈、轉、彎、扭，等動作皆能輕鬆自如的運轉，一般而言，人隨著年齡的增長，柔軟度會逐漸變硬變差，如果沒有特定的訓練運動，則柔軟度會有明顯的，因此柔軟度也可做為人體老化程度的一個指標，柔軟度良好是指肌肉關節不會因用力而受到傷害，也是指各關節能達到伸展的最大範圍，柔軟度良好可以使我們運動更加有效率，並達到動作不遲緩等現象[39]，亦能避免運動時產生的傷害，但在生活中我們卻很少會有訓練柔軟度的時候，所以藉由 Kinect 可以訂定出一套於平時訓練柔軟度的方法[22]，如老人家平時關節僵硬不好行走，或是腰背痠痛等，可藉由 Kinect 復健動作中的“肢體柔軟度訓練”達到改善的效果，使老人可以有基本的行走能力，有研究顯示，下背痛的發生與柔軟度不佳有相當密切的關係，因此擁有良好的肢體柔軟度，不僅能避免運動傷害的發生，亦可使日常生活中免於下背痠痛或行走不便的困擾。以下提出簡易動作，並加以說明。

弓箭步：

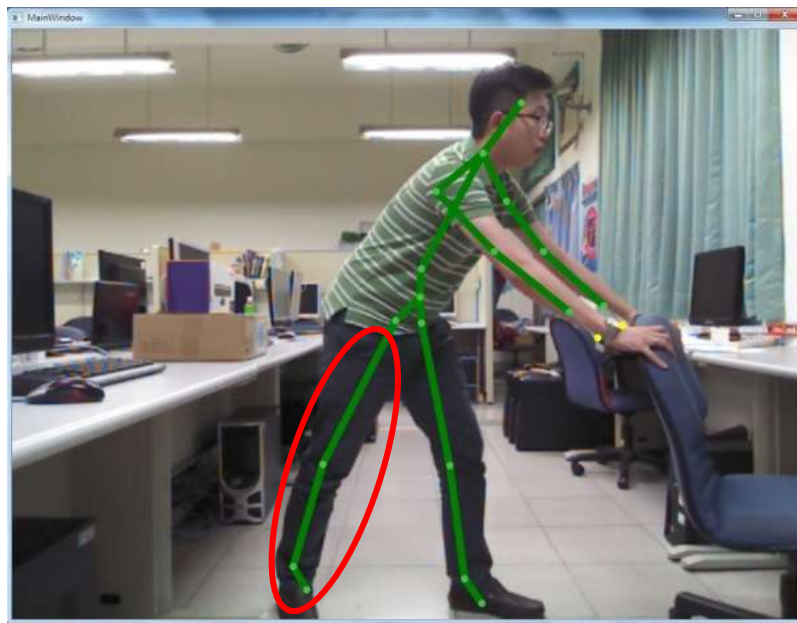


圖 31 弓箭步復健動作 (a)正常情況



圖 32 弓箭步復健動作(b)弓箭步動作

受測者手扶椅或牆如圖 31 弓箭步復健動作(a)正常情況，一腳前一腳後，雙腳腳跟不離地，後腳拉直到紅色圈圈部分有緊繃感如圖 32 弓箭步復健動作(b)弓箭步動作 Kinect 偵測到這種的感覺就會開始記錄所需資訊並與腦波儀與心律儀同步偵測，實測發現，當處在緊繃狀態時，如圖 33 腦波專注值上升情況，腦波的專注值有很高的機率上升(紅色圈圈部分)，心律儀會偵測到痠痛的感覺，圖 34 使用者頸肩酸痛的心律，動作靜止 10 秒後，前後腳互換，重複 5 次。

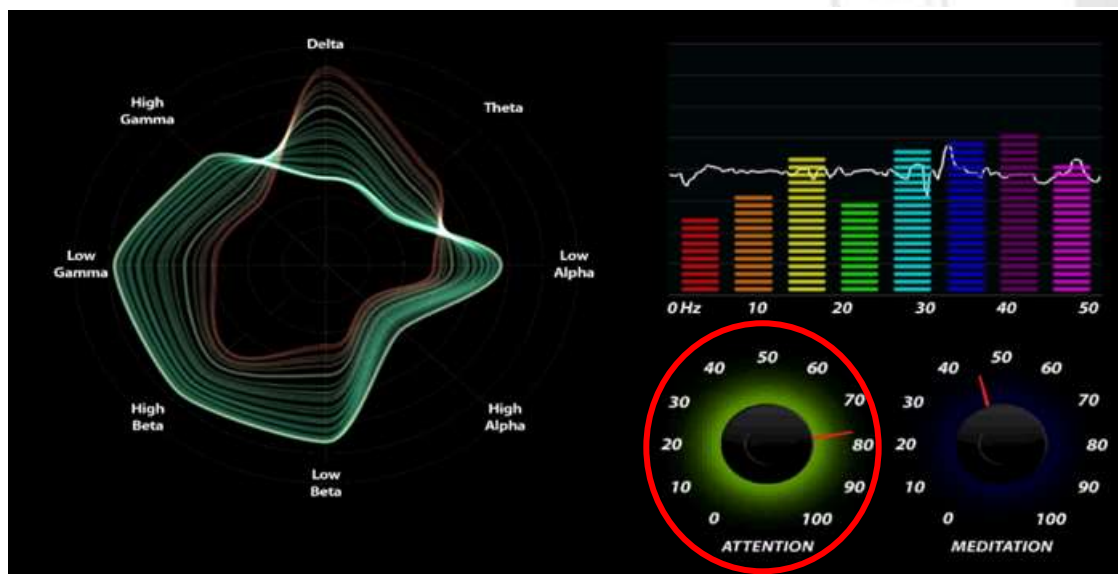


圖 33 腦波專注值上升情況

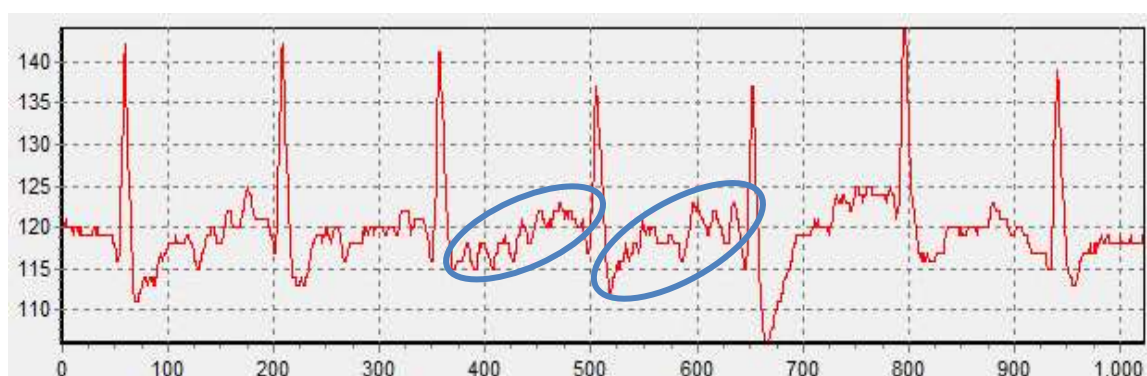


圖 34 使用者頸肩酸痛的心律

肌力訓練：

保持良好的肌力對促進健康、預防傷害與提高工作效率有很大的幫助，一般而言肌力會隨著年齡增長而逐年下降，一般人通常在 20—30 歲時肌力會達到高峰，30 歲以後便逐漸降低，每年約減少約 1%，當肌力衰退時，肌肉本身往往無法勝任日常活動及緊張的工作負荷[38]，此時就需要有良好的肌力訓練運動或是肌力復健，透過 Kinect 可以訂定出一套於平時訓練肌力的方法，透過 Kinect 的肌力訓練，能增進肌力，此外，也可避免平時訓練不當常產生的肌肉拉傷問題，因當老年人開始使用 Kinect 做肌力訓練時，同時會啟動腦波儀和心律儀，隨時偵測生理

狀況，預防訓練過度造成意外發生，而肌力訓練不僅能減少平時動作的負荷，也可以改善老年人的平衡感，避免發生摔倒或其他的意外事件，肌力訓練不僅能提升身體的基礎體能、使關節的穩定性增加[23][24]，也可以增進神經傳導的效率[25]，使身體機能得以有效地發揮，通常人體的肌肉骨骼系統受傷時，或是年老肌力衰退時，除了透過藥物或手術等治療手段外，復健的過程也是相當重要的，然而肌力訓練即是復健過程中的一個要項，但復健過程中往往容易出現操之過急等現象，而造成額外不必要的傷害，所以藉由腦波儀和心律儀偵測是否適合繼續復健，亦或是應該停止復健動作，進而達到照護老年人的效果以下提出簡易動作，並加以說明[26]。

站姿腳向後抬

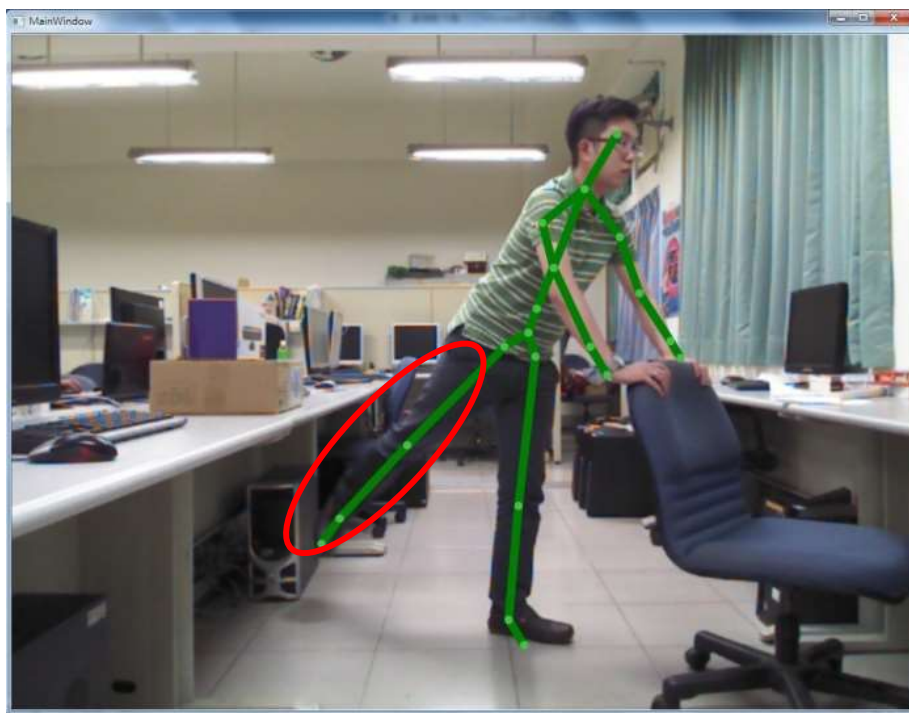


圖 35 站姿時腳後抬 (a)後腳抬起



圖 36 站姿時腳後抬 (b)正常情況

手扶椅背，將腳往後抬起，直到有緊繃的感覺(紅色圈圈部分)如圖 35 站姿時腳後抬(a)後腳抬起，同時 Kinect 偵測到這種的感覺就會開始記錄所需資訊並與腦波儀與心律儀同步偵測，直到圖 36 站姿腳時後抬(b)正常情況結束，實測發現，當處在緊繃狀態時，如圖 37 腦波專注值上升情況，腦波的專注值有很高的機率上升(紅色圈圈部分)，心律儀會偵測到痠痛的感覺，圖 38 使用頸肩酸痛的心律，此動作維持 10 秒，完成之後換腳重複 10 次。

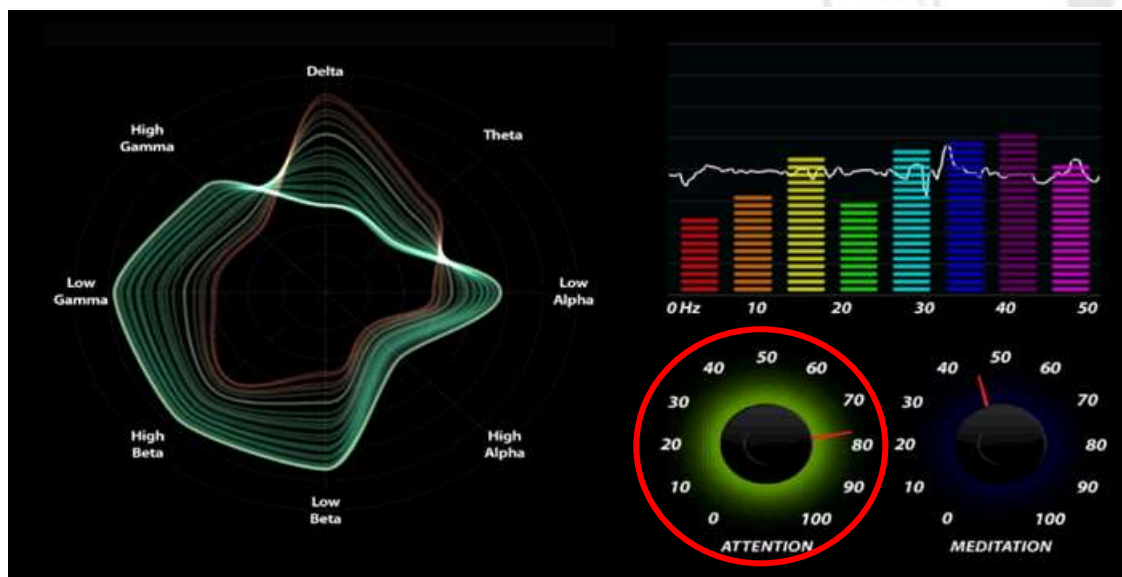


圖 37 腦波專注值上升情況

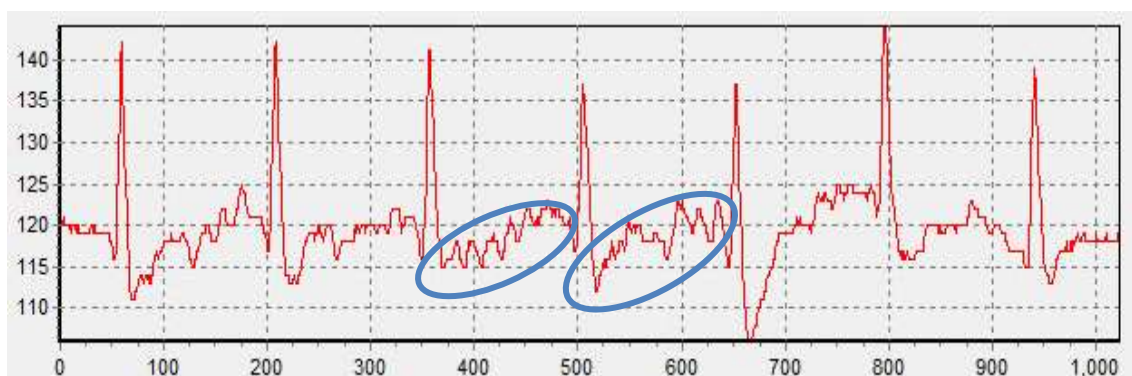


圖 38 使用者頸肩酸痛的心律



2.5 醫療雲端伺服器

基於網際網路的運算，透過瀏覽器等軟體或者其他 Web 服務，軟體和數據都儲存在雲端伺服器上，提供使用者有互動式之健康管理模式，進行資料庫分析使用者概況，能利用簡訊或 E-mail 提醒使用者家屬或照顧者，提供使用統計與分析結果查詢(例如：復健運動次數、復健時間範圍)。

2.5.1 遠距醫療開道器

透過無線傳輸、藍芽傳輸、Wi-Fi、GPRS 等，將量測結果上傳到雲端伺服器，透過系統轉化成數據資料。這使醫生及家屬可以透過系統監測使用者的狀態，使其更有效率且容易輕鬆的掌握病患的情況，並提供更多更有效的護理。

2.5.2 遠距醫療管理系統

遠距醫療管理是一種分散式運算 (Distributed Computing) 的新運用[8]，透過網路上各機構伺服器所組成的醫療資訊系統進行龐大的運算處理後，再將處理結果回傳使用者，以協助個人化健康管理，以及提供醫療照護專業人員快速反應、提供支援決策、減少醫療疏失等優點。

遠距醫療管理系統主要功能為協助使用者輕鬆做好個人的健康照護，利用居家復健行動裝置自動登錄生理量測及體檢、健檢參數[12]，即可獲得分析結果，有效協助個人做好復健管理，提供血壓、心跳、血糖、及心電圖等遠距生理量測、異常值提醒、健康管理、疾病風險評估分析與早期預警、遠距視訊、衛教與關懷、轉借醫療等服務[01]。

三、研究方法

居家保健與復健的系統架構中，本篇論文整合Kinect、腦波儀、心律分析儀與異質網路。圖39雲端計算輔助之居家保健與復健系統架構圖為本文中所提出之雲端計算輔助之居家保健與復健系統(譯作：A senior citizens home care and rehabilitation system with cloud computing)架構，並於架構中加入各家公司所生產出的感測器整合機制，其執行流程時序如圖40復健系統流程圖所示。由於目前大多數的醫院都有物理治療與術後復健，所以患者往往通常都會前往醫院做復健，但由於手術後的不適以及老人的行動不便等，又因醫療資源的缺乏，以及時間的浪費等，使得患者做復健的意願大打折扣，當患者在復健時，亦需要護士或是復健師等在旁看護，這也造成大量的人力成本，因此為了改善並改進上述之問題，讓患者不管所在何處只要有這套設備和系統，藉由雲端計算輔助之居家保健與復健系統有效看護管理患者的復健過程，並達到患者於復健過程中減少各項醫療資源浪費、降低人力成本、避免時間的浪費，並保有周全的醫療照護以及能減少使用者往返醫院所需之不必要之資源。

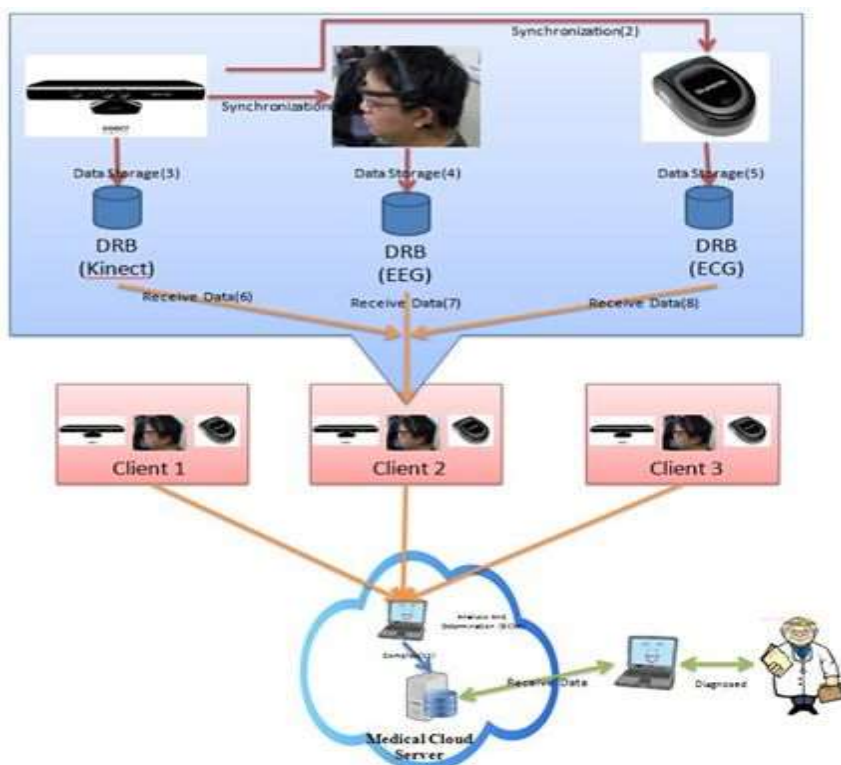


圖 39 雲端計算輔助之居家保健與復健系統架構圖



因為 Kinect、ECG、EEG 偵測復健動作時會有必須同步處理的時間，所以講流程圖轉換成流程時序圖在做詳細的說明，如圖 40 復健動作之流程時序圖。

本系統分成四大核心部分，分別是 Kinerct、腦波儀(EEG)、心律儀(ECG)以及醫療雲端伺服器(Medical Cloud Server)[8]。然而塗上有三種不同顏色之箭頭，紅色為復健進行中，橘色為復健品質分析中，藍色為復健結果判定中。

Kinect 系統內有兩個部分，第一個部分為復健動作偵測(Rehabilitation motion detection(以下簡稱 RMD))，RMD 主要是偵測使用者的復健動作所持續之次數。第二部分為偵測結果暫存區(Detection result buffer(以下簡稱 DRB))，此部分將會在復健動作完成之後，將完成之資訊暫時儲存在此區準備轉發。

EEG 腦波儀系統內有兩個部分，第一個部分為復健品質偵測(Rehabilitation quality detection(以下簡稱 RQD))RQD 主要是偵測每次 RMD 記錄次數時，腦波儀是否同時有達到適當的專注值或痛覺訊號，此動作的原因在於防止使用者執行復健動作時使用偷吃步的方式欺騙系統有達到復健之效果，以往常之經驗，使用者復健時往往伴隨著痛覺，沒有痛覺的復健通常是不夠完善的。第二部分為偵測結果暫存區(Detection result buffer(以下簡稱 DRB)) 此部分將會在復健動作完成之後，將腦波儀記錄之資訊暫時儲存在此區準備轉發。

ECG 心律儀系統內有兩部分，第一個部分為復健品質偵測(Rehabilitation quality detection(以下簡稱 RQD))RQD 主要功能與 EEG 部分之 RQD 相同，是偵測每次 RMD 記錄次數時，心律儀是否同時有達到適當心跳速度，此動作的原因也是在於防止使用者執行復健動作時使用偷吃步的方式欺騙系統有達到復健之效果，以往常之經驗，使用者復健時感覺就在做有氧運動，沒有達到一定之心跳速度通常是不夠的。第二部分為偵測結果暫存區(Detection result buffer(以下簡稱 DRB)) 此部分將會在復健動作完成之後，將心律儀記錄之資訊暫時儲存在此區準備轉發。

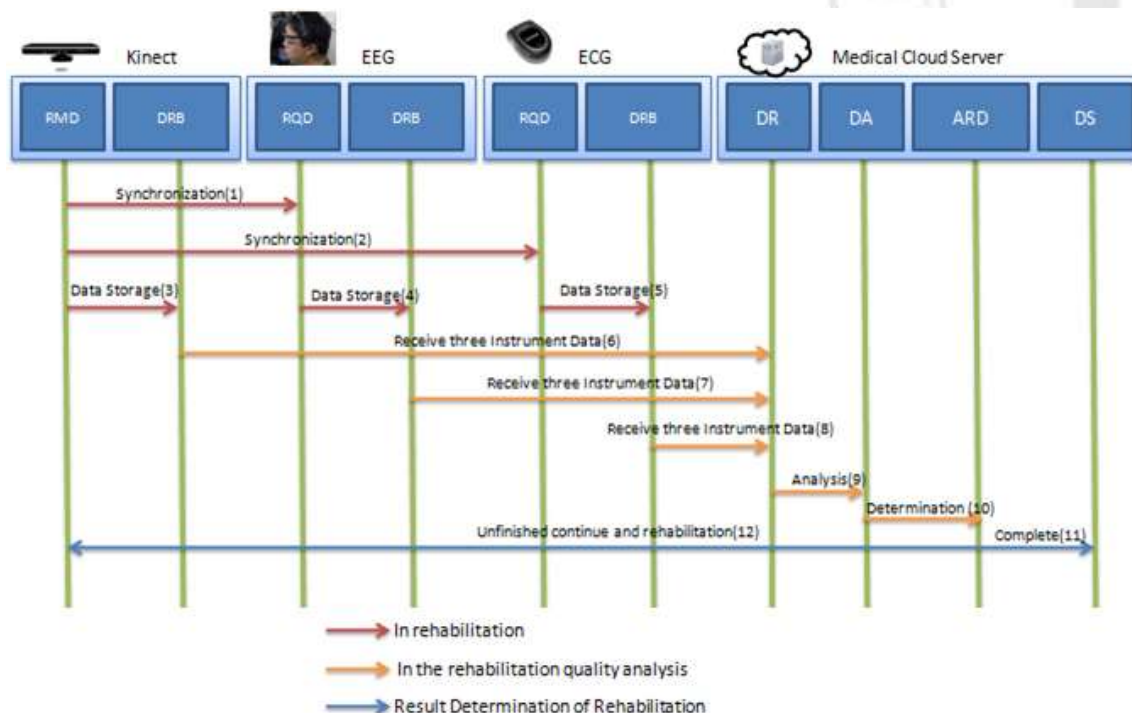


圖 40 復健動作之流程時序圖

最後是醫療雲端伺服器(Medical Cloud Server(以下簡稱 MCS))[8]，此系統有大部分，第一部分為資料接收(Data Receive(以下簡稱 DR))，此部分將會接收上述三個系統內之完成資訊，再轉發之第二部份，接下來第二部分為資料分析(Data Analysis(以下簡稱 DA))，此部分就會作資料分析，分析完成之結果將會轉發至第三部分，第三部分為分析結果判定(Analysis results determination(以下簡稱 ARD))，此部分會作結果判定，判定系統下一步改往哪個方向執行。最後是資料儲存區(Data storage(以下簡稱 DS))，此部分是作 ARD 判定已完成之後，將各系統之分析結果作資料備份的動作，以便主治醫師來偵查使用者之復健成果。

以下開始作系統之流程時序圖之執行步驟：

表 4 流程時序圖之執行步驟

Step1:	當 Kinect 復健開始時，EEG 與 ECG 會與 Kinect 同步偵測復健時，該系統所需之資訊(1)(2)，以上動作為同步執行。
Step2:	當 Kinect、EEG 與 ECG 完成偵測時會將分析完成之資料存放置自己的 DRB 內儲存(3)(4)(5)，以上動作為同步執行。
Step 1、Step 2 為紅色箭頭部分，其動作為復健進行中。	

Step3:	Kinect、EEG 與 ECG 將自己 DRB 之結果傳送至 MCS 的 DR(6)(7)(8)。
Step4:	DR 將整合完成資料傳送至 DA 作分析(9)。
Step5:	DA 將判定結果傳送至 ARD 判定結果(10)。
Step 3、Step 4、Step 5 為橘色箭頭，其動作為復健品質分析中。	
Step6:	ARD 判定結果完成，將會往以下路徑執行，YES 往 DS 傳送(11)，NO 往 Kinect 之 RMD 傳送讓使用者重新復健(10)。
Step 6 為藍色箭頭，其動作為復健結果判定中。	

參考本論文所提出的架構，我們可以繪製本論文中 Kinect、EEG、ECG、醫療雲端伺服器的轉換關係圖並使用 Estinet7.0 網路效能模擬平台開發研究方法中所提及之相關效能模擬模組，藉此驗證本論文所提方法之正確性與可行性。

詳細定義與深入討論本論文所提之研究方法後，透過模擬驗證正確性，同時將各項資料分析整理。

接著，依上述的研究步驟為前提，我們將依本論文，並完成以下各項研究：

1. Kinect、EEG、ECG 擷取資料之方法並做分析及判定。
2. 醫療雲端伺服器各項目之劃定。
3. 與臨床實驗者做實際操作，了解其中之缺失，並加以解決。

本系統之運作方式如圖 41 復健系統流程圖做簡易之說明：

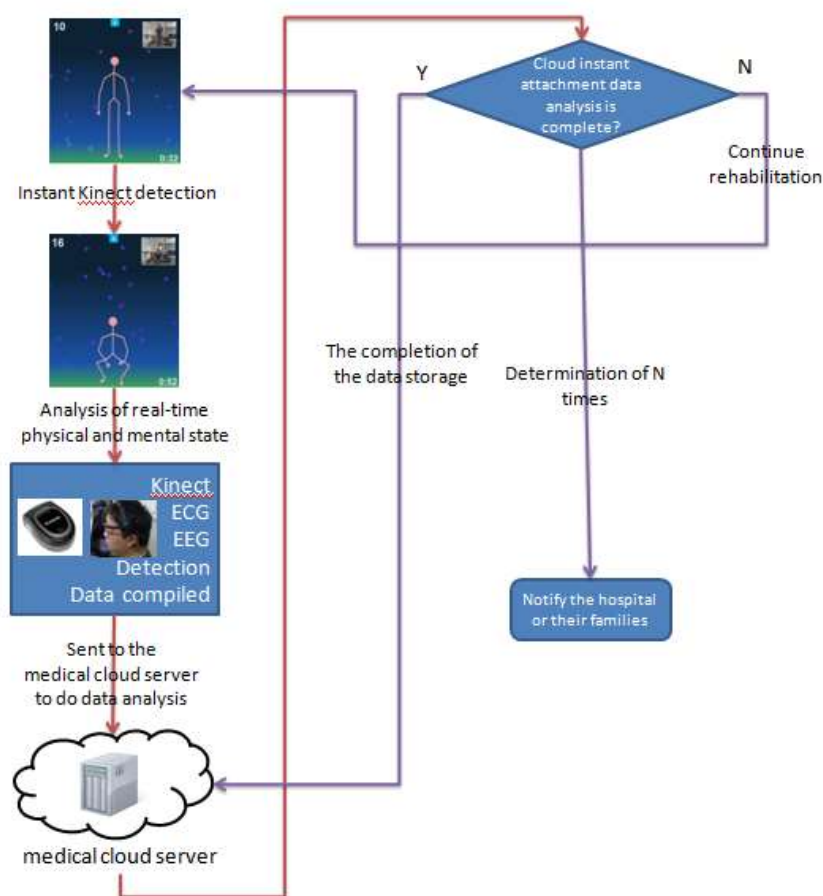


圖 41 復健系統流程圖

系統流程主要分成七大大步驟，以下是每一步驟之說明：

表 5 七大大步驟之說明

Step1：	Kinect 偵測復健者復健動作。
Step2：	腦波與心律分析儀與 Kinect 作即時心理狀態分析(結合痛覺與心跳速度達到一定標準以判定是否達到復健效果)。
Step3：	將即時心理狀態分析結果傳送至醫療雲端伺服器作資料分析。
Step4：	醫療雲端伺服器由心理狀態分析結果判斷復建是否完成(yes:往 Step5,no：往 Step6,Step6 重複次數大於 n:往 Step7)。
Step5：	將完成資訊送至醫療雲端伺服器儲存。
Step6：	繼續重複復健動作。
Step7：	通知醫院或家屬做進一步處理。

3.1 Kinect 內容

在本論文中，我們利用 Kinect 作為本復健系統之核心，設計來幫助使用者達到復健，目前 Kinect 已經可以將身體動作轉換成簡單之骨架，如圖 42 Kinect 偵測出之簡易骨架，藉由骨架的移動方式，系統可以偵測使用者之復健動作已經執行幾次，心律儀及腦波儀就可以同時偵測系統是否取的相對應之訊號結果(由腦波發出各項腦波數值變化分析出之痛覺、心律儀偵測之心跳速度是否達到標準等等)在與醫療雲端伺服器的整合，在處在異質網路之情況下，也能達成復健過程之品質、效果的要求，並傳送至醫療雲端伺服器儲存，一來可以方便主治醫師等等之人員對使用者作良好之監控與建議，二來可以對無法達到該有目標之使用者做進一步處理，最後還能減少使用者往返醫院所需之不必要之資源，因而減少各項醫療資源浪費、降低人力成本、避免時間的浪費，並保有周全的醫療照護。

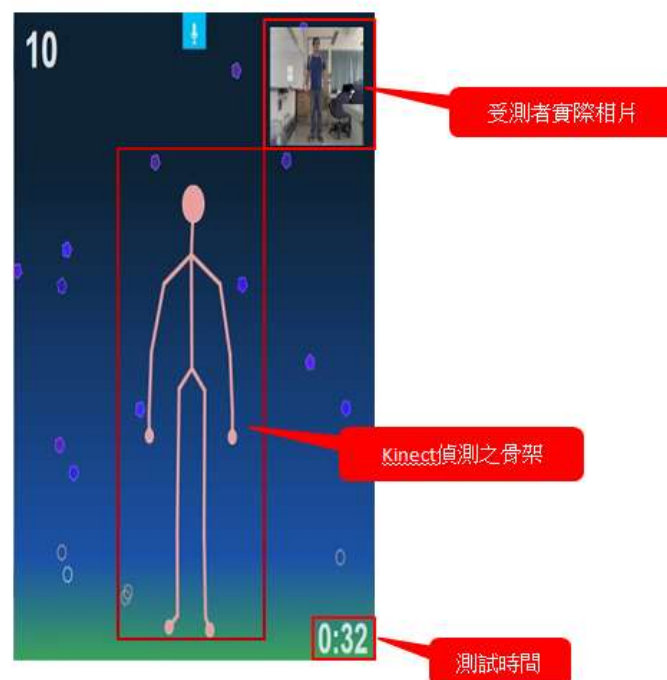


圖 42 Kinect 偵測出之簡易骨架

3.2 ECG(心電圖)

本論文以用現有之心律儀偵測儀器，在有症狀時立即量測，獲得傳統方式難以發現之異常，讓醫師能更確切診斷與進行治療。以下為使用者胸悶、頸肩痠痛感作為實例，使用者偶而有胸悶、頸肩痠痛症狀，以 ECG Patch 取得之 ECG 訊號分析，當使用者感到肩頸痠痛時波形會產生些許抖動情況如圖 43 使用者胸悶、頸肩痠痛的心律狀況，由圖中可知，圈起來的振幅區塊表示使用者已經感到胸悶且頸肩痠痛。

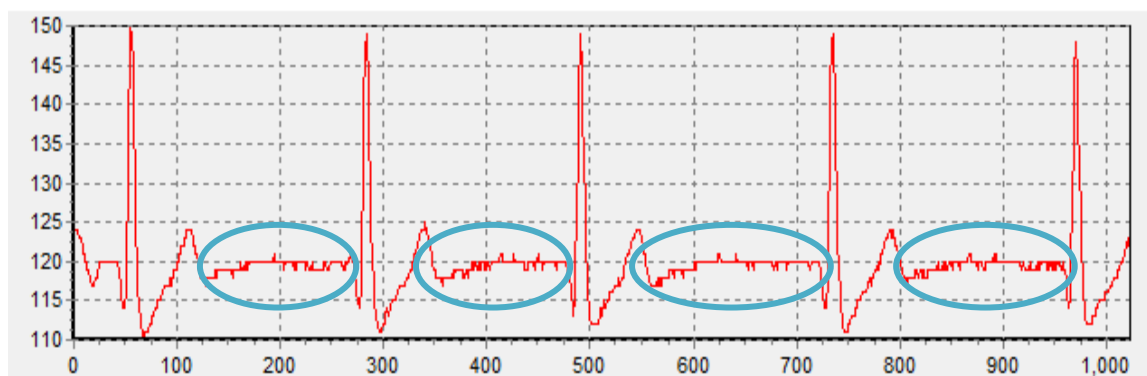


圖 43 使用者胸悶、頸肩痠痛的心律狀況

接下來介紹使用者在實行復健運動時所產生的心律變化，如圖 44 使用者復健運動時的心律狀況，可以發現在 X 軸 500~1000 部分一個大脈衝之後波型會產生極為不穩定的情況，如圈起來之部分，這部分就代表使用者正在執行復健動作。

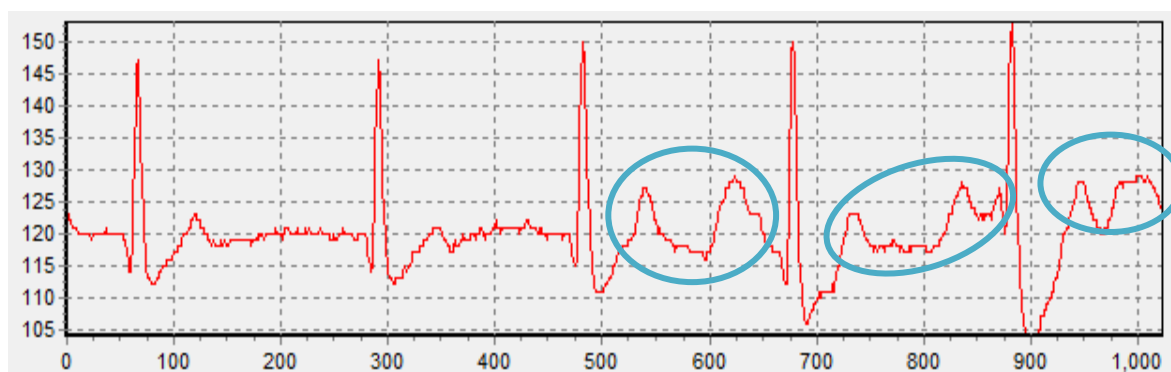


圖 44 使用者復健運動時的心律狀況

最後討論正常情況下之心律變化，如圖 45 使用者復健運動後心律正常跳動，圖中可以發現每個周期之波型沒有特別的變化這代表使用者心律處在正常之情況。

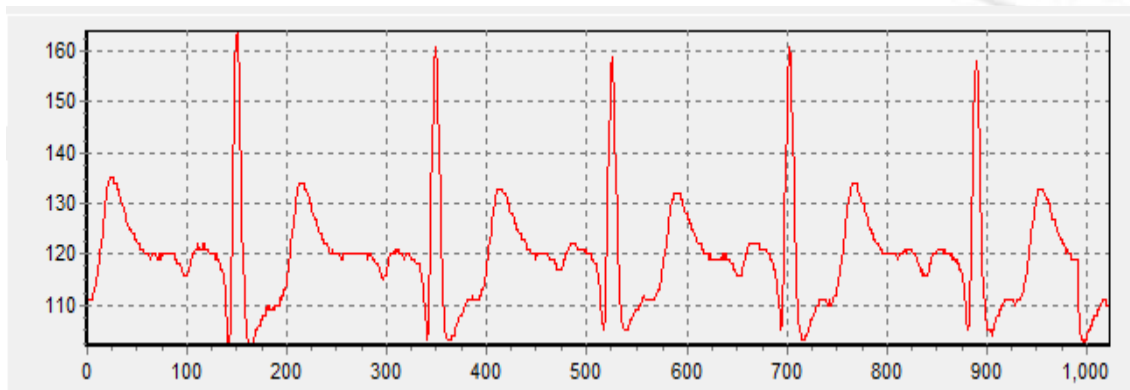
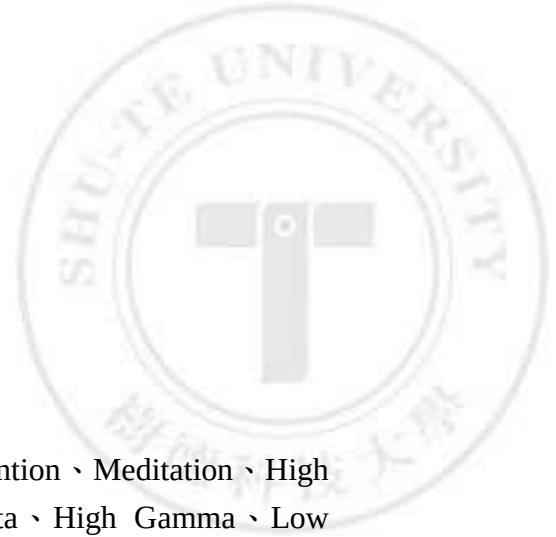


圖 45 使用者復健運動後心律正常跳動



3.3 腦波儀

目前可偵測到的腦波有十種訊號，這十種訊號有 Attention、Meditation、High Alpha、Low Alpha、High Beta、Low Beta、Theta、Delta、High Gamma、Low Gamma[14]，這些運算方式將會得到不同的運算結果，本論文將把這些結果轉換成相對應的能力訊息。

在本論文中，我們將建立依腦部活動之生理訊號源模型，以及其估算與分析技術，以計算與控制意念，依腦波主要可分 α 、 β 、 θ 及 δ 波四大類[9]， α 波及 β 波是清醒時的腦波、 θ 波及 δ 波只出現在睡夢中，其中 θ 波通常出現在淺睡階段， δ 波只見於熟睡時刻。「只要昏昏沈沈、半睡半醒、全身放鬆，腦部就會發出 α 波，也是最易放出的腦波， β 波是精神專注時出現」，他鎖定清醒時出現的 α 波及 β 波。

「意念切換」的原理是，透過頻譜分析儀擷取腦波，經腦波儀無線傳輸到電腦，放大處理後，只取其中的 α 波，再經由繼電器啟動切換，被操控的音響音量必須與電腦網路連接。

專注放鬆在腦波能量的影響統計結果，我們實驗利用兩種不同的實境，做統計檢定後發現，在身放鬆時 Meditation(放鬆值)普遍偏高，Attention(專注值)普遍偏低，而在極為專注時 Meditation 值卻反而變低，Attention 卻反而變高，如專注時與放鬆值對於 Attention 值與 Meditation 值的影響統計及波形。



3.4 醫療雲端伺服器

在本論文中，我們利用醫療雲端伺服器作為本復健系統跟使用者以及醫師的轉換交接點，設計來幫助使用者達到回傳復健數據，並提供醫師於遠端的調閱查詢等，目前與醫療雲端伺服器的整合中，為了避免數據的大量傳輸造成網路壅塞，所以此醫療雲端伺服器的相關部分設計為由伺服器提取使用者的復健數據，並建立每個使用者的相關個人目錄，及提供使用者有互動式之健康管理模式，進行資料庫分析使用者概況以及由客戶端回傳資料，並能利用簡訊或 E-mail 提醒使用者家屬或照顧者，提供使用統計與分析結果查詢。

建立此設計由醫療雲端伺服器的提取復健數據資料，以及由使用者個人使用回傳的方式送回復健數據資料的優點為：

1. 使用者可著重於復健，並不需擔心每次的復健數據是否有送給伺服器。
2. 可供醫師快速調閱出，復健失敗或是不正常的記錄。
3. 可降低醫療雲端伺服器運算與連線的負荷。
4. 減少網路的佔用量，使其網路封包不至於壅塞造成網路阻塞。
5. 透過醫療雲端伺服器的個人目錄提取復健相關數據資料，可避免伺服器混淆多方使用者的資料
6. 使伺服器於有網路時可做提取復健數據資料，並達到無網路時亦可照常使用本系統進行復健。

透過上述所提各項優點，如處在異質網路或網路狀況不好之情況下，也能達成復健過程之品質與效果的要求，並定時透過醫療雲端伺服器做提取並儲存動作，使其可以方便主治醫師與使用者作良好之復健環境並兼具達到監控與建議，亦可以對無法達到該有目標之使用者給予時間去適應系統，最後還能減少使用者往返醫院所需之不必要之資源，因而減少各項醫療資源浪費、降低人力成本、避免時間的浪費，並保有周全的醫療照護。

隨著雲端的應用和即時診斷的需求，遠距診察也漸普及，從一開始醫師會到府看診並設法讓病患舒服，現在大都是病患到醫院經由開立處方來治病，而未來面對老年化社會，會出現許多不克前往醫院的病患需要進行居家監視和遠距醫療。

從事先預防來看，老年人可以透過網路將個人病況回傳到醫院，如利用 Kinect 上的視訊鏡頭，或是腦波儀及心律儀等無線儀器接收數據資料後，緊接著再透過網路將所接收到的數據回傳到雲端上或是傳送到醫院診所等。

在居家復健時，病患往往已經行動不便，此時監護人員只需要跟 Kinect 連線，即可透過鏡頭擷取影像，亦可讀取病患復健時所擷取的腦波及心律等圖像數據，並透過網路傳輸把彙整的資料傳到中心做紀錄，透過此系統可擁有快速的醫療數據收集功能，並可協助醫護人員迅速且準確地替病人進行評斷，以及傳輸資料給監護人員協助病患等，並回傳紀錄可供之後調閱查詢。

綜合以上所述，本論文之研究構想乃期望能藉由本論文所提之人體網路與 EEG、ECG、Kinect、連接之架構，實現無線人體區域網路(IEEE 802.15.6)醫療雲端伺服器之連接。為達此目標，我們則透過醫療與 Kinect 的相互配合，藉此保證使用者復健品質，並有效運用醫療雲端伺服器服務中的各種資源，並實際運作與測試，以驗證本論文所提方法的正確性與可行性。因此，本論文預期完成工作項目及成果如下：

- (1) 訓練參與本論文執行人員，瞭解 EEG、ECG、Kinect、醫療雲端伺服器、相關理論和技術。
- (2) 在實作過程中，完成藉由 EEG、ECG、Kinect、醫療雲端伺服器連接與結合。

本論文完成工作項目及進行項目如下：

- (1) 參與本論文執行人員，瞭解 EEG、ECG、Kinect、醫療雲端伺服器、相關理論和技術，如何判斷 EEG 數值，以及 ECG 的各項參數的代表意思，及透過 KINECT 幫助輔助復健行為，理解醫療雲端伺服器執行和作用行為。
- (2) 在實作過程中，完成藉由 EEG、ECG、Kinect 三種設備所作的復健，及把復健結果與參數和醫療雲端伺服器連接與結合。

綜合以上所述，本論文之研究構想乃期望能藉由本論文所提之方法改善現有的醫療資源浪費、降低人力成本、避免時間的浪費，並保有周全的醫療照護。

四、模擬結果與分析

本論文將透過使用 Kinect 來擷取記錄復健運動中的各項動作資訊，以及使用腦波儀和心律儀監測人體各項生理方面的參數資訊，並整合這三種設備。本章節將分為十一個部份進行探討，每個部分為保健復健運動和術後復健運動的復健過程與結果分析，並呈現出復健過程中所記錄下的各項動作，腦波 2D 圖和腦波 3D 圖，以及心律等各項參數，如圖 47 復健運動前的腦波 2D 圖中所表示的 Delta 最高值和圖 48 復健運動前的腦波 3D 圖中所表示的 Low Beta 最高值。

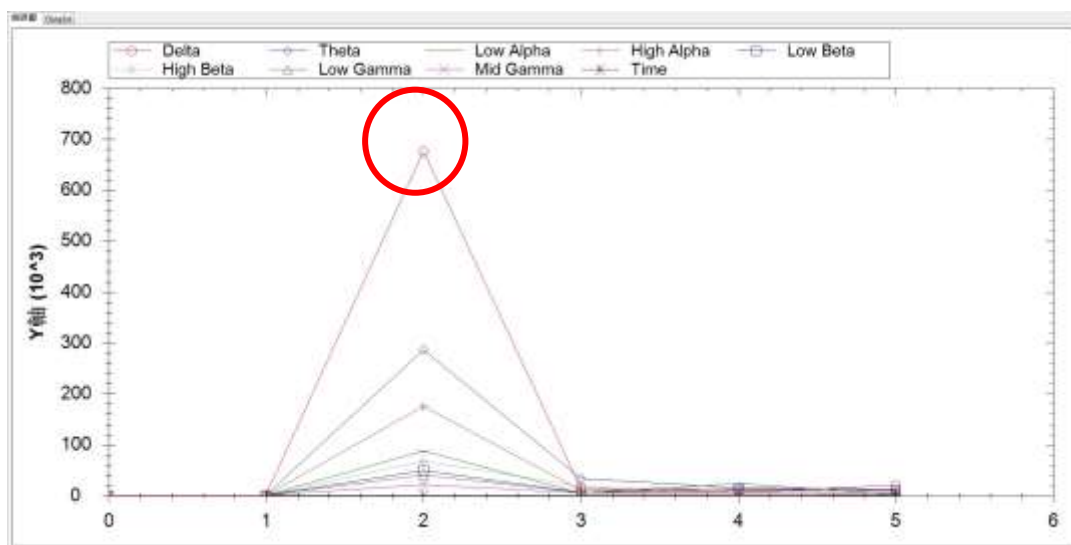


圖 46 復健運動前的腦波 2D 圖

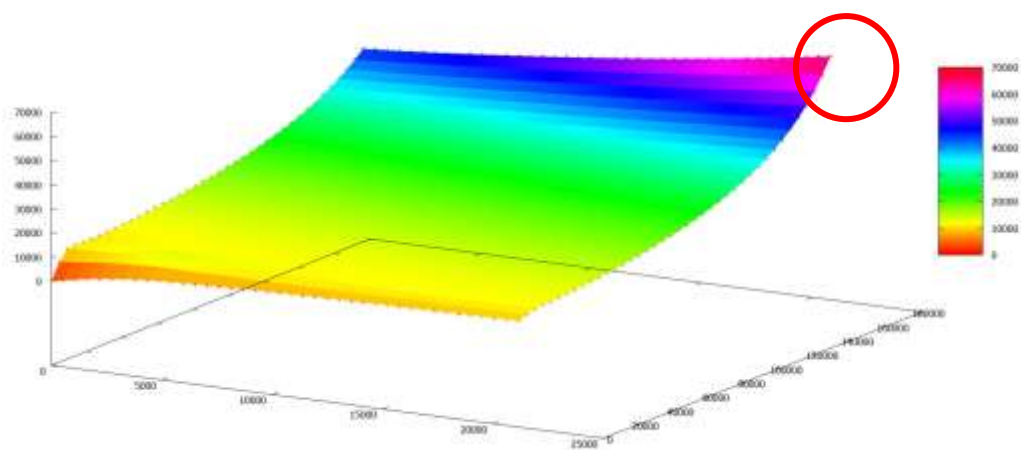


圖 47 復健運動前的腦波 3D 圖

4.1 保健復健模擬動作過程與結果分析

4.1.1 保健復健模擬動作一”弓箭步”復健過程與結果分析

隨著年齡的增長，視力、聽力、平衡感以及肌力都會逐漸衰退，並且容易造成跌倒，在保健復健模擬動作一中，主要針對膝關節以及肢體柔軟度作訓練，在圖 49 弓箭步復健預備動作中，即可透過電腦觀看自己本身的腦波和心律等狀況，這時使用者只需要確認動作前是否有不適或已經可以執行復健動作，以下將對應各種偵測圖逐一說明。

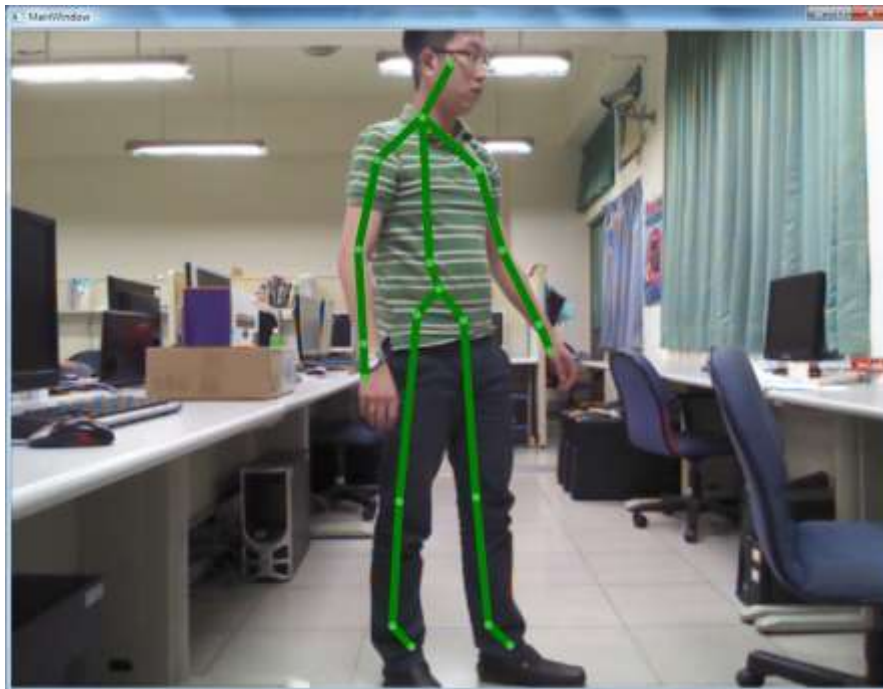


圖 48 弓箭步復健預備動作

根據圖 50 弓箭步復健動作一及圖 51 弓箭步復健動作二所做的保健復健動作紀錄，如圖中所示可以得知整個復健運動的過程中，動作是否有錯誤，或是其中動作不到位等，以及可透過其中拍攝的照片評估環境是否適合作此復健動作。



圖 49 弓箭步復健動作一



圖 50 弓箭步復健動作二

如圖 52 弓箭步復健行為腦波 2D 圖中的 Delta 為復建過程中的最高值，此數值為腦波所無意識發射出的 δ 波，因為在此復健動作中需要靠腿部肌肉施力去撐起身體的重量，但復健者感覺到痠痛的同時，還是需要繼續進行復健直到動作完成，所以可透過此數據來得知復健者是否有如實進行復健動作，如調整為讓肌肉比較舒緩的動作時，Delta 的數值就會降低，反之如果持續堅持著復健數值會維持在一定的高度。

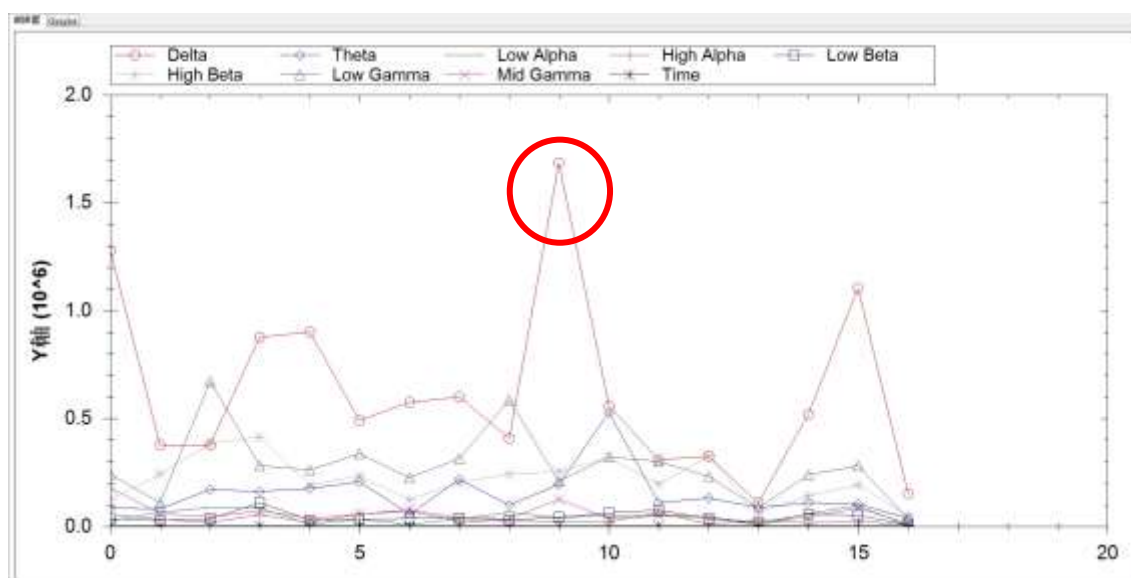


圖 51 弓箭步復健行為腦波 2D 圖

圖 53 弓箭步復健行為腦波 3D 圖中可以看到此復健行為的 3D 圖與最高值，藉由程式選擇特定波值條件如 Time、Low Alpha、Low Gamma，即可得知目前三種數據最高值的數據為多少，如目前圖中 Low Gamma 值 400000 為最高、Low Alpha 值則為 70000。

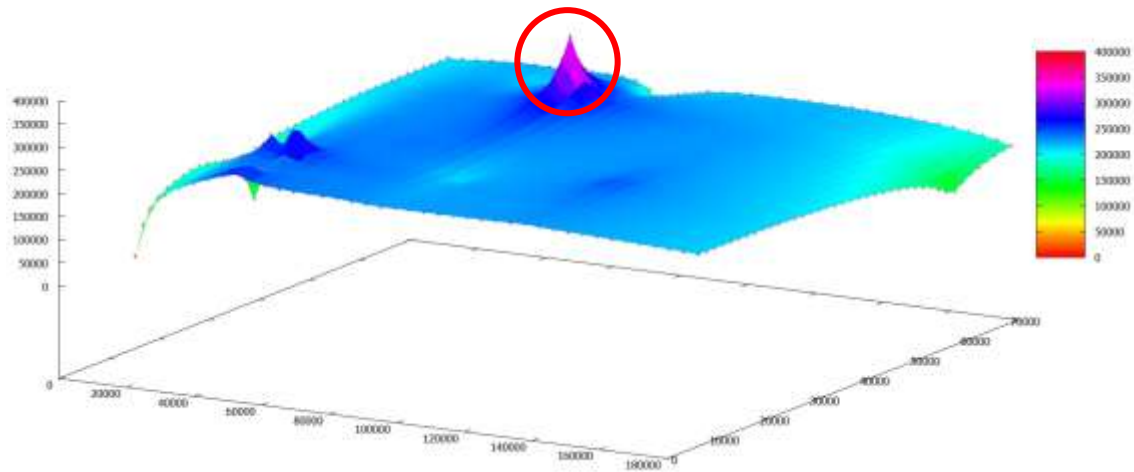


圖 52 弓箭步復健行為腦波 3D 圖

圖 54 弓箭步復健行為初始復健心律圖中可以看到一開始準備復健時的心律現象，可透過 ECG 觀察到即時的心律是否有過大起伏，如心跳加速等都會提高波值，並且藉由 IHR 可得知從開始監測心律到停止時的現象，以及可由 LF 的波形判斷是否有進行復健動作，如果有大動作時此訊號數值會降低，如果 LF 一直保持在高數值，此復健動作便要觀察是否無進行復健，復健過後的資訊將由圖 55 弓箭步復健行為完成復健心律圖做說明。

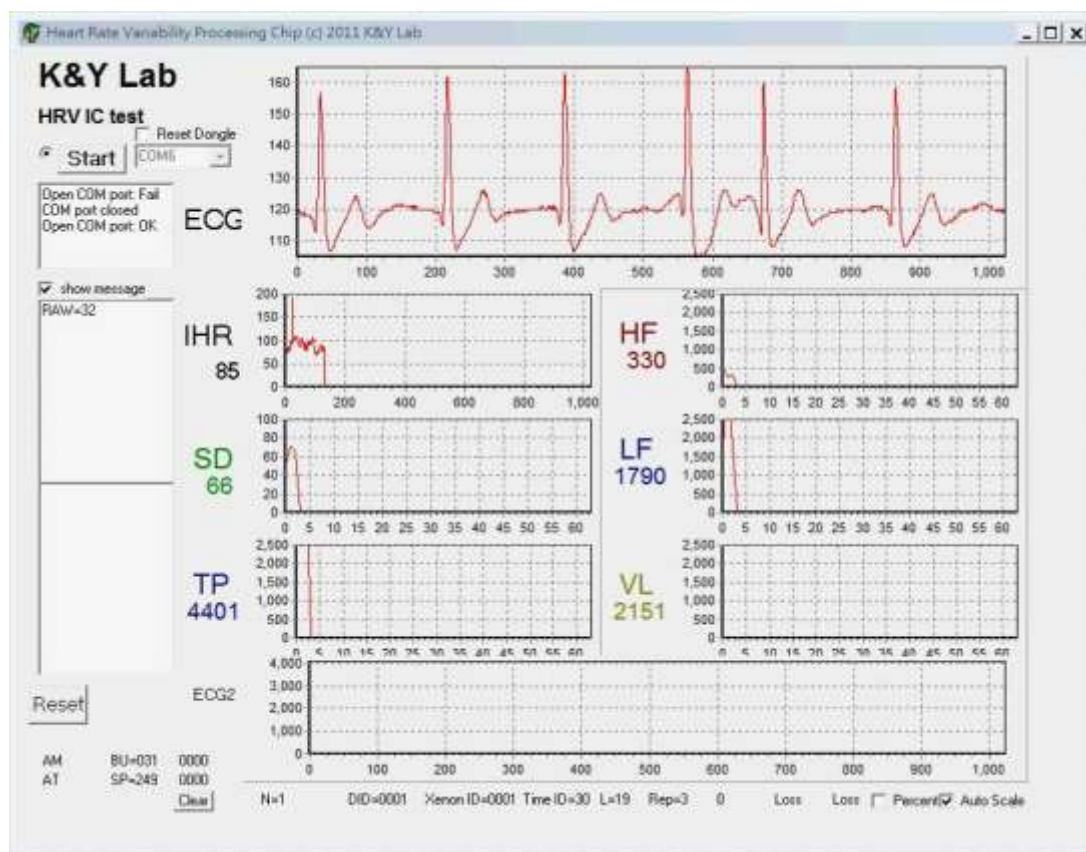


圖 53 弓箭步復健行為初始復健心律圖

圖 55 弓箭步復健行為完成復健心律圖為復健結束時所取得的心律圖，可由圖中得知在復健時 ECG 的心電圖，此波形是利用非侵入性的方式量測心臟各主要部分電位變化的即時監測，此波型的最高值從圖 54 弓箭步復健行為初始復健心律圖中的 160 上升到圖 55 弓箭步復健行為完成復健心律圖的 170，藉由此資訊知道在復健時的心律變化，因此如果 ECG 都保持在正常範圍值內，即可觀察 IHR 是否有過於劇烈的起伏，如兩圖中 IHR 數值平均維持在 50 以上接近 100 之間，IHR 此數值為固有心率指在没有自主神經作用下表現出的自身心律的频率，當兩項數值皆為正常值時，可透過圖中的 HF/LF 數值判斷交感神經是否有太大的起伏，亦或是只有 ECG 提高，當 HF 數值攀升數值過快時，亦或是 LF 副交感神經數值起伏波度變大變多時，應當開始注意 HF 副交感神經數值或是即時停止復健，因 HF 副交感神經代表人體警示表示要休息、保存體力、促進消化、睡眠啟動等資訊，一旦交感神經開始失衡，如果是交感神經過強，就會出現焦慮緊繃、心跳很快、血壓升高；如果是副交感神經太強，就容易覺得疲憊懶散、精神不濟、體力下降，因此可透過此數值來判斷及警示復健是否需要休息亦或是終止。

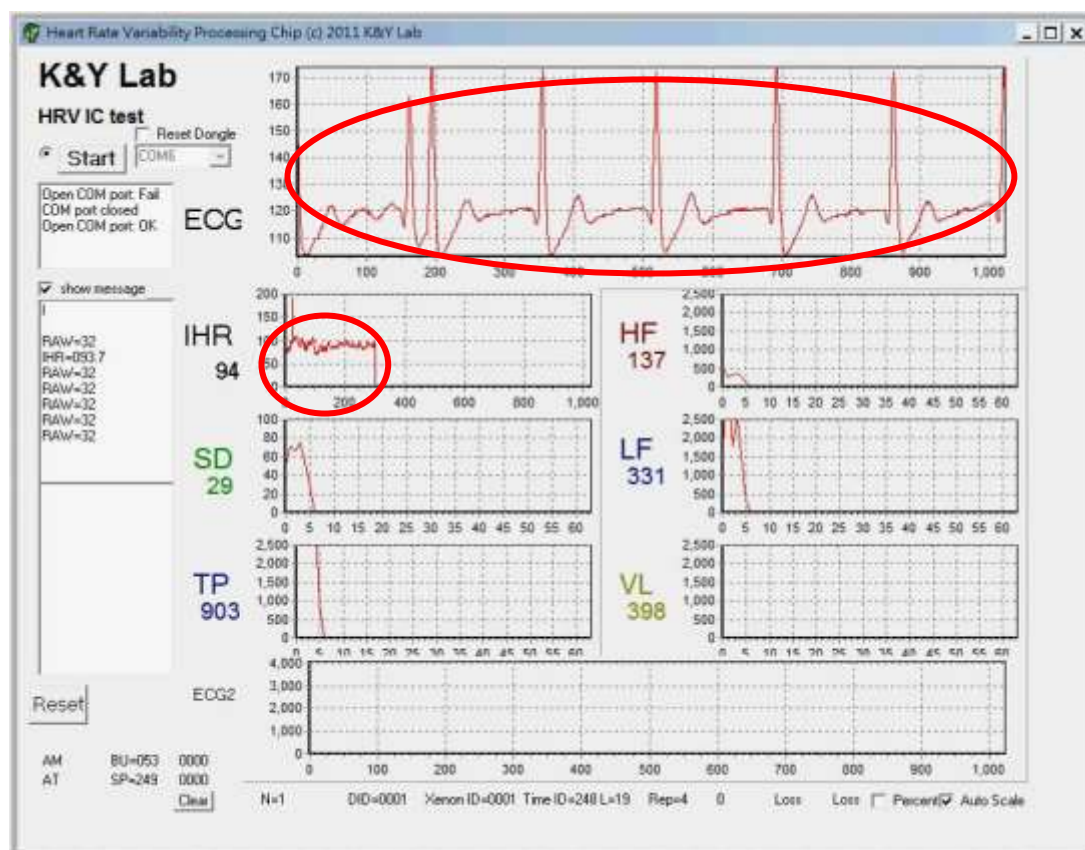


圖 54 弓箭步復健行為完成復健心律圖

圖 56 弓箭步復健行為 HRV 之 3D 圖中可以看到此復健行為的 3D 圖與最高值，藉由程式選擇特定波值條件如 Time、HR、TP，即可得知目前三種數據的相關數據變化為何，如目前圖中 HR(每分鐘心跳次數比)值最低為 500 最高到 640、TP(全部正常心跳期間之變異數總和)值最高為 22，因復健過程中逐漸產生痠痛感使數值逐漸攀升，由圖可快速辨別出使用者復建完成後心律變化，亦可更改為其他特定相關條件判別其他生理變化。

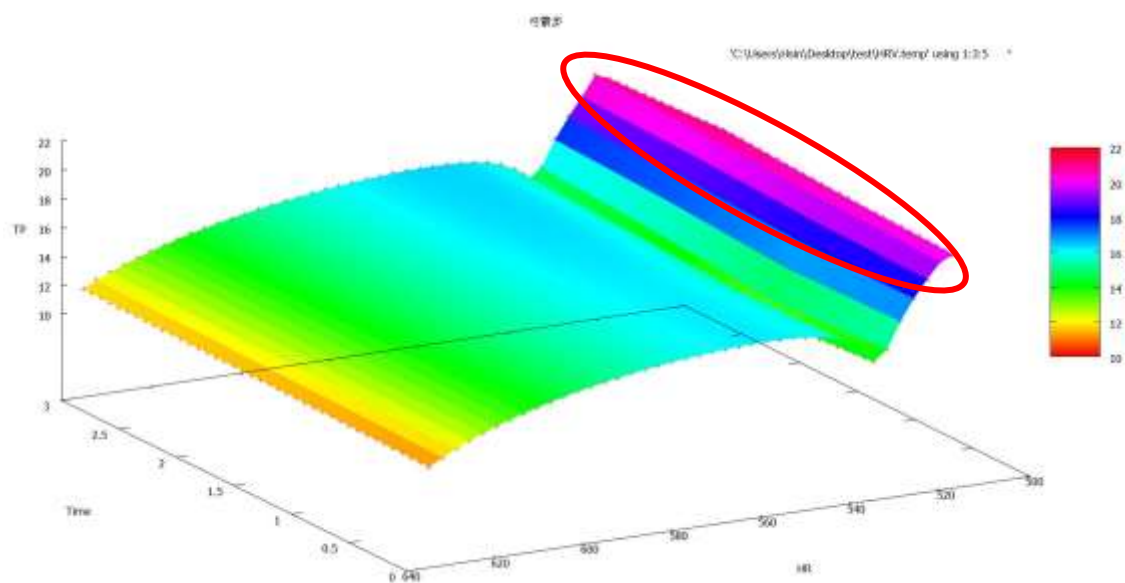


圖 55 弓箭步復健行為 HRV 之 3D 圖

4.1.2 保健復健模擬動作二”坐姿抬腳”復健過程與結果分析

隨著年齡的增長，視力、聽力、平衡感以及肌力都會逐漸衰退，並且容易造成跌倒，在保健復健模擬動作二中，主要針對膝關節以及肌力作訓練，在圖 57 坐姿抬腳復健預備動作中，即可透過電腦觀看自己本身的腦波和心律等狀況，這時使用者只需要確認動作前是否有不適或已經可以執行復健動作，以下將對應各種偵測圖逐一說明。



圖 56 坐姿抬腳復健預備動作

根據圖 58 坐姿抬腳復健動作一及圖 59 坐姿抬腳復健動作二所做的保健復健動作紀錄，可以得知整個復健運動的過程中，動作是否有錯誤，或是其中動作不到位等，以及可透過其中拍攝的照片評估環境是否適合作此復健動作，如圖 58 坐姿抬腳復健動作一及圖 59 坐姿抬腳復健動作二中，雙手緊抓兩邊的桌子，此時相對的變相成由桌子為支撐點，藉由手的力道去抬腳，這些其他動作及外在因素皆會做記錄。

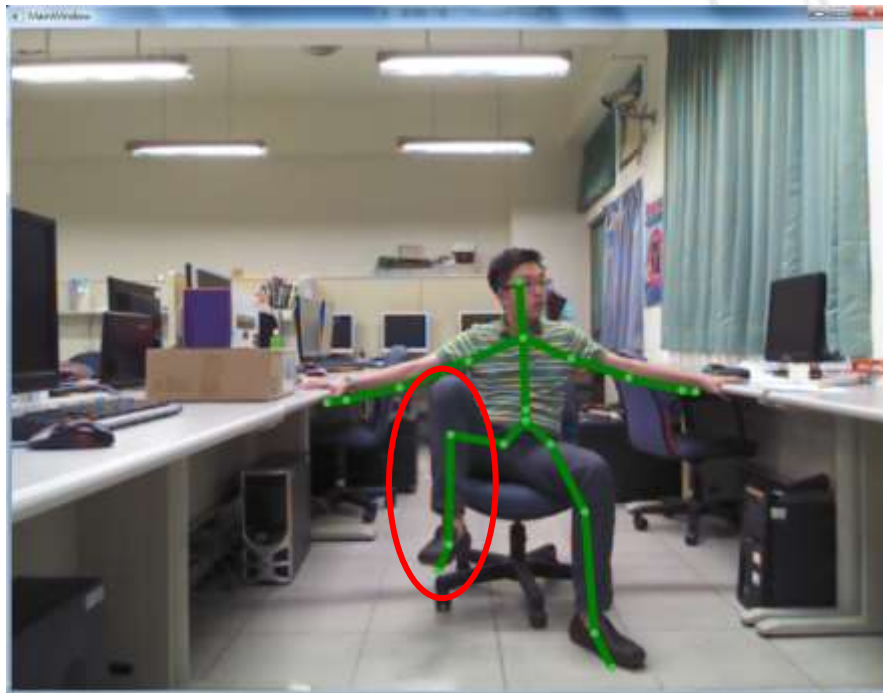


圖 57 坐姿抬腳復健動作一

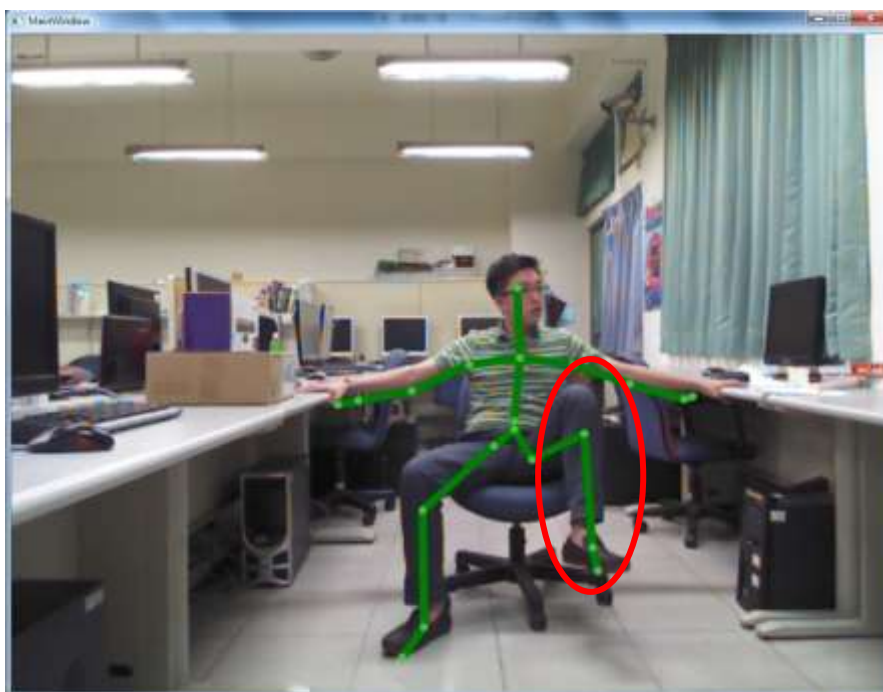


圖 58 坐姿抬腳復健動作二

圖 60 坐姿抬腳復健行為腦波 2D 圖中的 Delta 為復建過程中最高值，此數值為腦波所無意識發射出的 δ 波，因為在此復健動作中需要靠腿部及腰部的肌肉施力去撐起腳部的重量，但復健者感覺到痠痛的同時，還是需要繼續進行復健直到動作完成，所以可透過此數據來得知復健者是否有如實進行復健動作，如調整為讓肌肉比較舒緩的動作時，Delta 的數值就會降低，反之如果持續堅持著復健數值會維持在一定的高度，如果因重複動作一直處於痠痛中，就要考慮參考第二數值了。

而數據中的 Theta 為復建過程中的 θ 波，此腦波也稱為「入定態」，因為要重複性的輪流抬起雙腳，因此會處在於持續慣性的動作中，因此也可透過此腦波數值來判斷是否有按照復健動作中的動作復健，如果此時數值的波幅變大，就應該考慮是否減少復健次數，因有可能患者的肌力或骨骼並無法負擔。

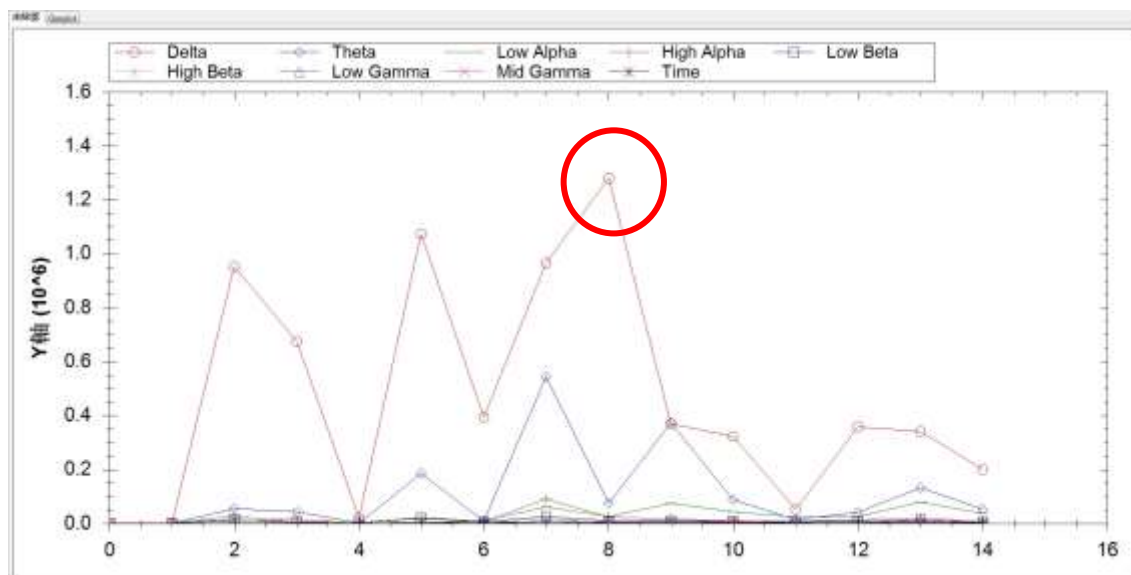


圖 59 坐姿抬腳復健行為腦波 2D 圖

圖 61 坐姿抬腳復健行為腦波 3D 圖中可以看到此復健行為的 3D 圖與最高值，藉由程式選擇特定波值條件如 Time、Low Alpha、Low Gamma，即可得知目前三種數據最高值的數據為多少，如圖中 Low Gamma 值 18000 為最高、Low Alpha 值則為 100000。

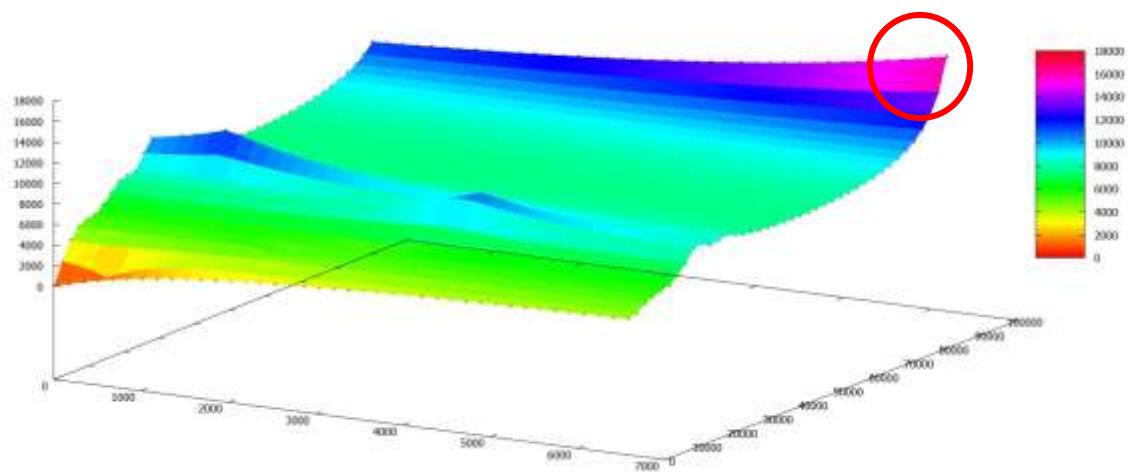


圖 60 坐姿抬腳復健行為腦波 3D 圖

圖 62 坐姿抬腳復健行為初始復健心律圖中可以看到一開始準備復健時的心律現象，可透過 ECG 觀察到即時的心律是否有過大起伏，如心跳加速等都會提高波值，並且藉由 IHR 可得知從開始監測心律到停止時的現象，以及可由 LF 的波形判斷是否有進行復健動作，如果有大動作時此訊號數值會降低，如果 LF 一直保持在高數值，此復健動作便要觀察是否無進行復健，復健過後的資訊將由圖 63 坐姿抬腳復健行為完成復健心律圖做說明。

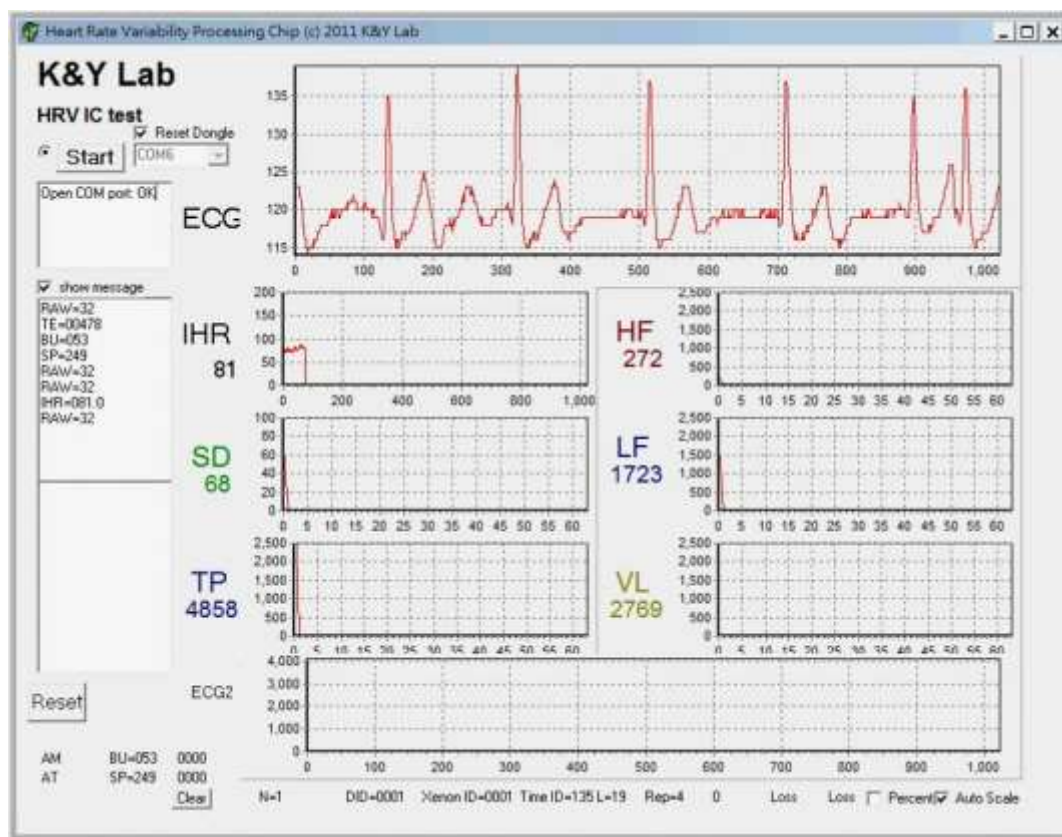


圖 61 坐姿抬腳復健行為初始復健心律圖

圖 63 坐姿抬腳復健行為完成復健心律圖為復健結束時所取得的心律圖，可由圖中得知在復健時 ECG 的心電圖，此波形是利用非侵入性的方式量測心臟各主要部分電位變化的即時監測，此波型的最高值從圖 62 坐姿抬腳復健行為初始復健心律圖的 135 上升到圖 63 坐姿抬腳復健行為完成復健心律圖的 140，藉由此資訊知道在復健時的心律變化，因此如圖中 ECG 都保持在正常範圍值內，即可觀察 IHR 是否有過於劇烈的起伏，如圖中 IHR 數值平均維持在 50 逐漸上升到 100 之間，IHR 此數值為固有心率指在沒有自主神經作用下表現出的自身心律的頻率，當此數值為逐漸上升時，可透過圖中的 HF/LF 數值判斷交感神經是否有太大的起伏，亦或是只有 ECG 提高，當 HF 數值攀升數值過快時，亦或是 LF 副交感神經數值起伏波度變大變多時，應當開始注意 HF 副交感神經數值或是即時停止復健，因 HF 副交感神經代表人體警示表示要休息、保存體力、促進消化、睡眠啟動等資訊，一旦交感神經開始失衡，如果是交感神經過強，就會出現焦慮緊繃、心跳很快、血壓升高；如果是副交感神經太強，就容易覺得疲憊懶散、精神不濟、體力下降，因此可透過此數值來判斷及警示復健是否需要休息亦或是終止。

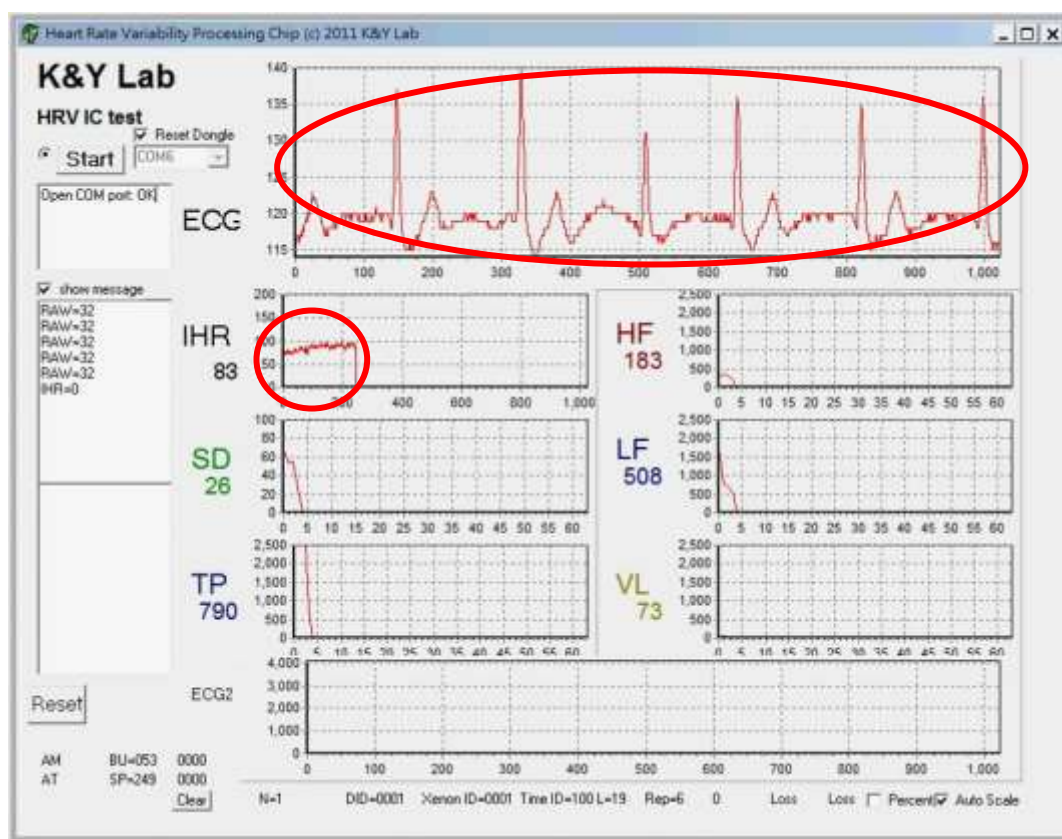


圖 62 坐姿抬腳復健行為完成復健心律圖

圖 64 坐姿抬腳復健行為 HRV 之 3D 圖中可以看到此復健行為的 3D 圖與最高值，藉由程式選擇特定波值條件如 Time、HR、TP，即可得知目前三種數據的相關數據變化為何，如目前圖中 HR(每分鐘心跳次數比)值最低為 556 最高到 570、TP(全部正常心跳期間之變異數總和)值最高為 11，在復健過程中復健牽動到的部位比較少，但長時間後開始會有局部的痠痛感及不適，由圖可快速辨別出使用者復建完成後心律變化，亦可更改為其他特定相關條件判別其他生理變化。

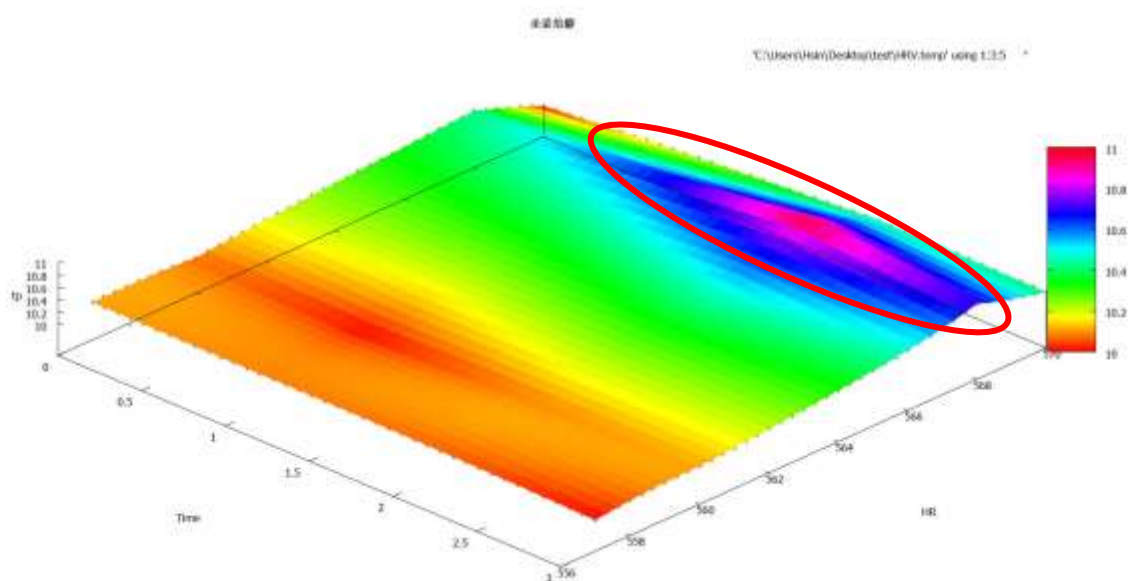


圖 63 坐姿抬腳復健行為 HRV 之 3D 圖

4.1.3 保健復健模擬動作三”坐姿踏步”復健過程與結果分析

隨著年齡的增長，視力、聽力、平衡感以及肌力都會逐漸衰退，並且容易造成跌倒，在保健復健模擬動作三中，主要針對膝關節以及肌力作訓練，在圖 65 坐姿踏步復健預備動作中，即可透過電腦觀看自己本身的腦波和心律等狀況，這時使用者只需要確認動作前是否有不適或已經可以執行復健動作，以下將對應各種偵測圖逐一說明。



圖 64 坐姿踏步復健預備動作

根據圖 66 坐姿踏步復健動作一及圖 67 坐姿踏步復健動作二所做的保健復健動作紀錄，可以得知整個復健運動的過程中，動作是否有錯誤，或是其中動作不到位等，以及可透過其中拍攝的照片評估環境是否適合作此復健動作，如圖中即可看到腳踝的部分，踏步時應會有力量撐起，而不是像坐姿抬腳腳踝以下呈現放鬆的姿態。

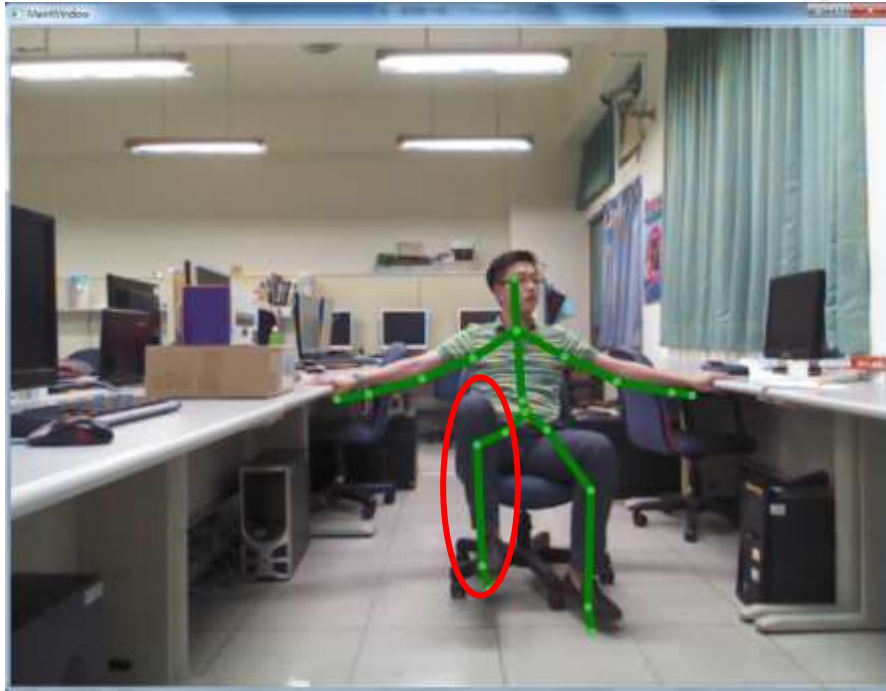


圖 65 坐姿踏步復健動作一

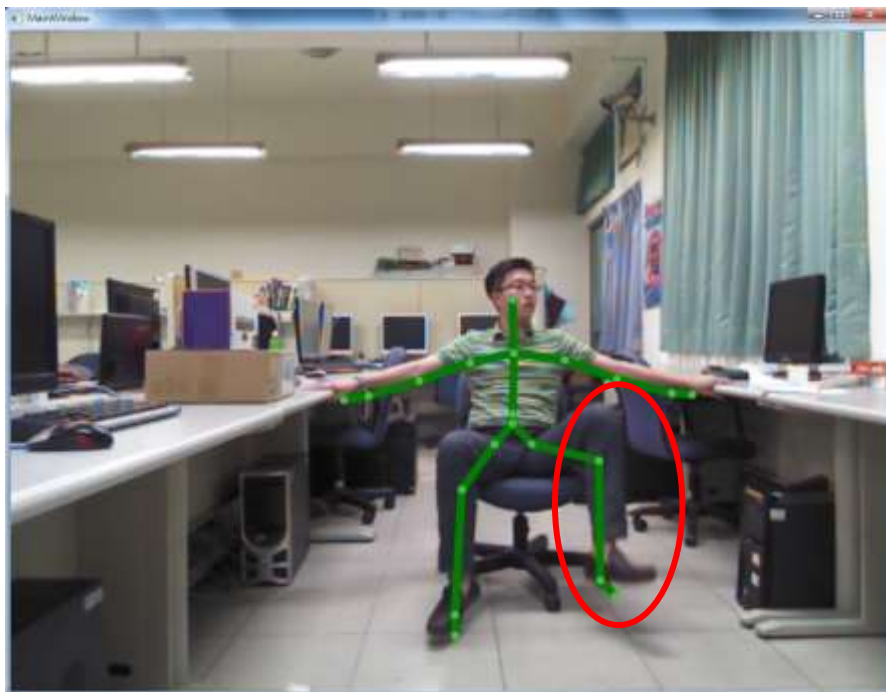


圖 66 坐姿踏步復健動作二

圖 68 坐姿踏步復健行為腦波 2D 圖中的 Delta 為復建過程中最高值，此數值為腦波所無意識發射出的 δ 波，因為在此復健動作中需要靠腿部及腰部的肌肉施力去撐起腳部的重量，但復健者感覺到痠痛的同時，還是需要繼續進行復健直到動作完成，並且每次都需照實踏步，所以可透過此數據來得知復健者是否有如實進行復健動作，如調整為讓肌肉比較舒緩的動作時，Delta 的數值就會降低甚至比其他腦波數值還低，反之如果持續堅持著復健數值會維持在一定的高度，因重複性的踏步使得有時會有痛覺的腦波出現，有時卻無明顯腦波時，此時應考慮是否參考多項腦波的數值。

而數據中的 Theta 為復建過程中的 θ 波，此腦波也稱為「入定態」，因為要重複性的輪流抬起雙腳並踏步，因此會處在於持續慣性的動作中，因此也可透過此腦波數值來判斷是否有按照復健動作中的動作復健，但此復健動作波行數值並不明顯，因為需要每次確實的踏步，因此會時常注意是否動作失誤了，但可透過此數值得知是否有於復健中，進入慣性的復健動作。

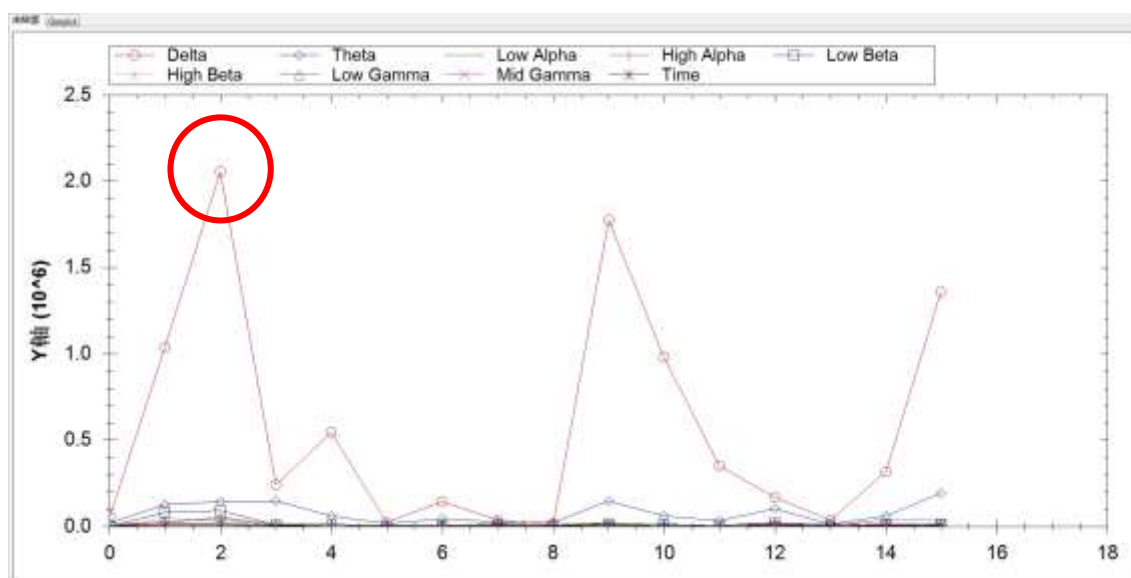


圖 67 坐姿踏步復健行為腦波 2D 圖

圖 69 坐姿踏步復健行為腦波 3D 圖中可以看到此復健行為的 3D 圖與最高值，藉由程式選擇特定波值條件如 Time、Low Alpha、Low Gamma，即可得知目前三種數據最高值的數據為多少，如目前圖中 Low Gamma 值 40000 為最高、Low Alpha 值則為 55000。

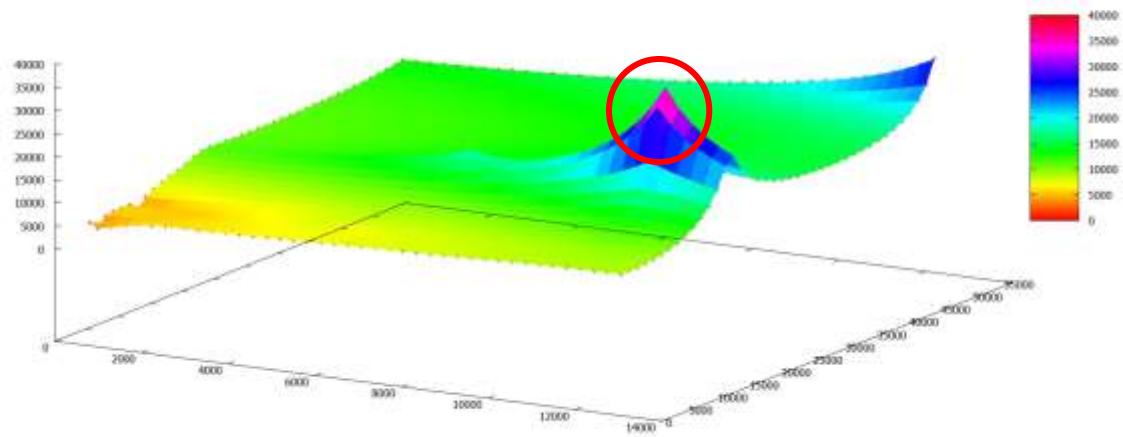


圖 68 坐姿踏步復健行為腦波 3D 圖

圖 70 坐姿踏步復健行為初始復健心律圖中可以看到一開始準備復健時的心律現象，可透過 ECG 觀察到即時的心律是否有過大起伏，如心跳加速等都會提高波值，並且藉由 IHR 可得知從開始監測心律到停止時的現象，以及可由 LF 的波形判斷是否有進行復健動作，如果有大動作時此訊號數值會降低，如果 LF 一直保持高數值，此復健動作便要觀察是否無進行復健，復健過後的資訊將由圖 71 坐姿踏步復健行為完成復健心律圖做說明。

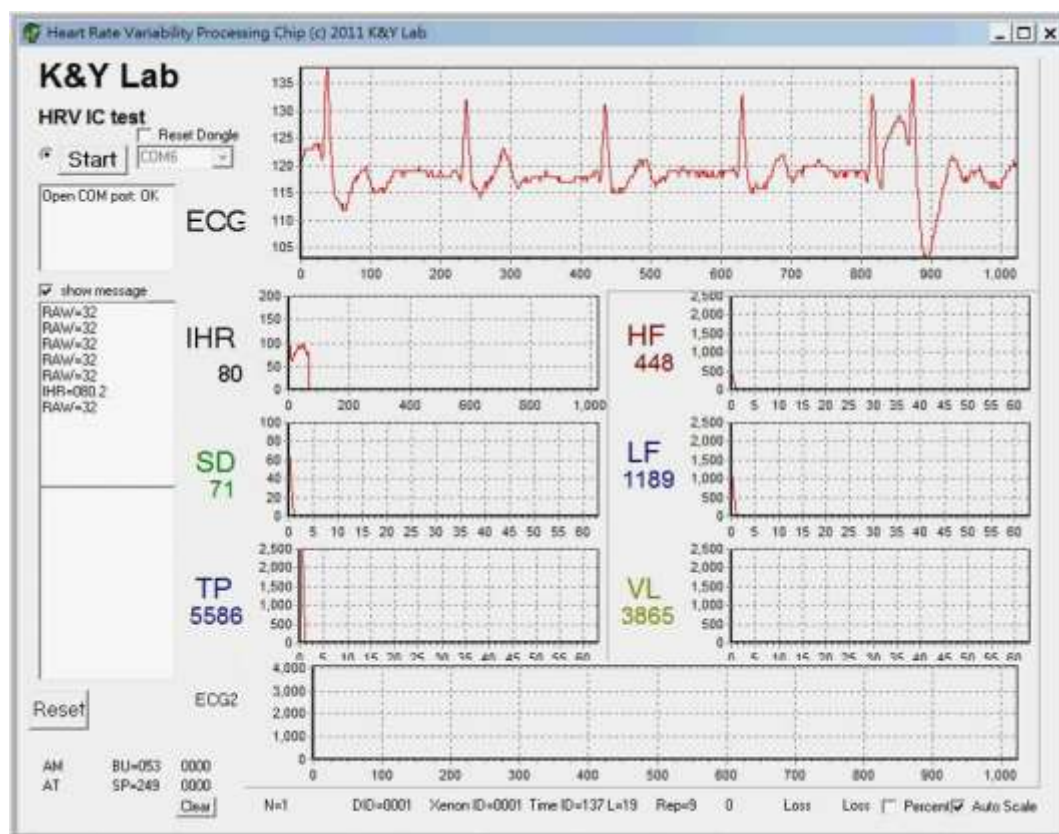


圖 69 坐姿踏步復健行為初始復健心律圖

圖 71 坐姿踏步復健行為完成復健心律圖為復健結束時所取得的心律圖，可由圖中得知在復健時 ECG 的心電圖，此波形是利用非侵入性的方式量測心臟各主要部分電位變化的即時監測，此波型的最高值從圖 70 坐姿踏步復健行為初始復健心律圖中的 135 遽降到圖 71 坐姿踏步復健行為完成復健心律圖的 130，以及數值起伏明顯過大，藉由此資訊知道在復健時的心律有急遽的變化，因此如果 ECG 並無在正常範圍值內，即可觀察 IHR 是否有過於劇烈的起伏，如圖中 IHR 數值平均維持在 50 之上接近 100 之間，IHR 此數值為固有心率指在没有自主神經作用下表現出的自身心律的頻率，當兩項數值皆為正常值時，可透過圖中的 HF/LF 數值判斷交感神經是否有太大的起伏，亦或是只有 ECG 提高，當 HF 數值攀升數值過快時，亦或是 LF 副交感神經數值起伏波度變大變多時，應當開始注意 HF 副交感神經數值或是即時停止復健，因 HF 副交感神經代表人體警示表示要休息、保存體力、促進消化、睡眠啟動等資訊，一旦交感神經開始失衡，如果是交感神經過強，就會出現焦慮緊繃、心跳很快、血壓升高，因此可透過此數值來判斷及警示復健是否需要休息亦或是終止。

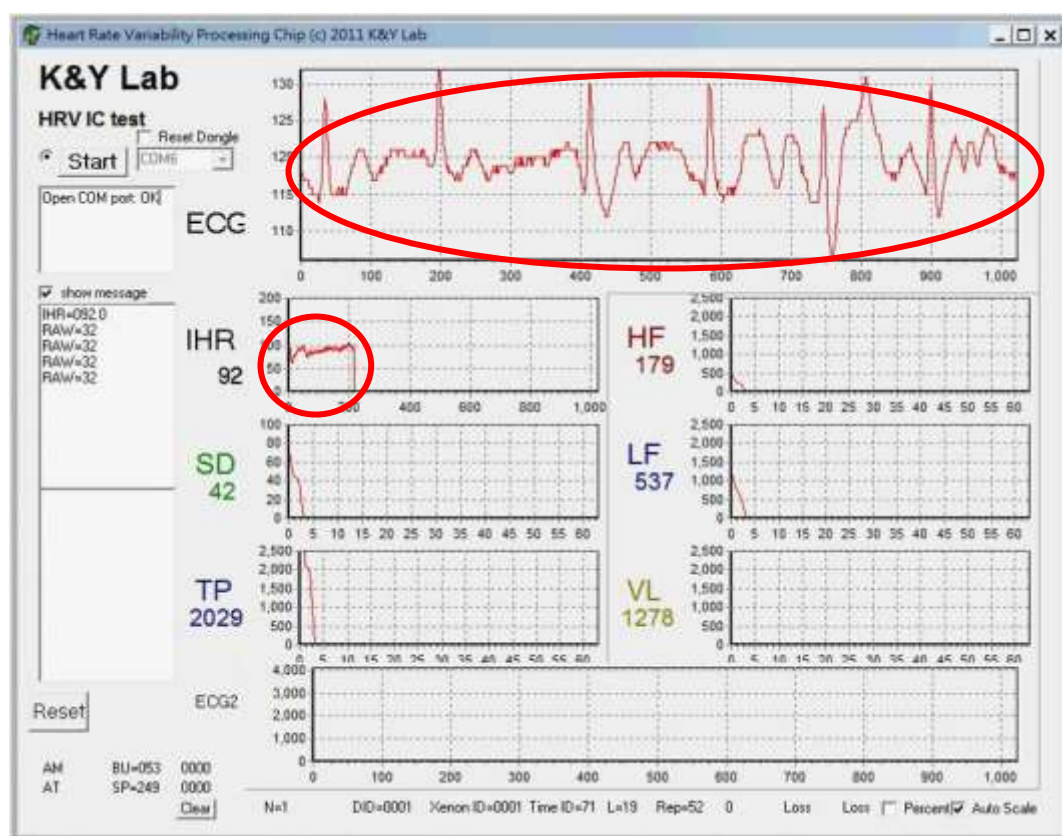


圖 70 坐姿踏步復健行為完成復健心律圖

圖 72 坐姿踏步復健行為 HRV 之 3D 圖中可以看到此復健行為的 3D 圖與最高值，藉由程式選擇特定波值條件如 Time、HR、TP，即可得知目前三種數據的相關數據變化為何，如目前圖中 HR(每分鐘心跳次數比)值最低為 575 最高到 615、TP(全部正常心跳期間之變異數總和)值最高為 16，復健過程中每次的動作都需要彎曲膝蓋，長時間動作後會造成痠痛感及關節疼痛，由圖可快速辨別出使用者復建完成後心律變化，亦可更改為其他特定相關條件判別其他生理變化。

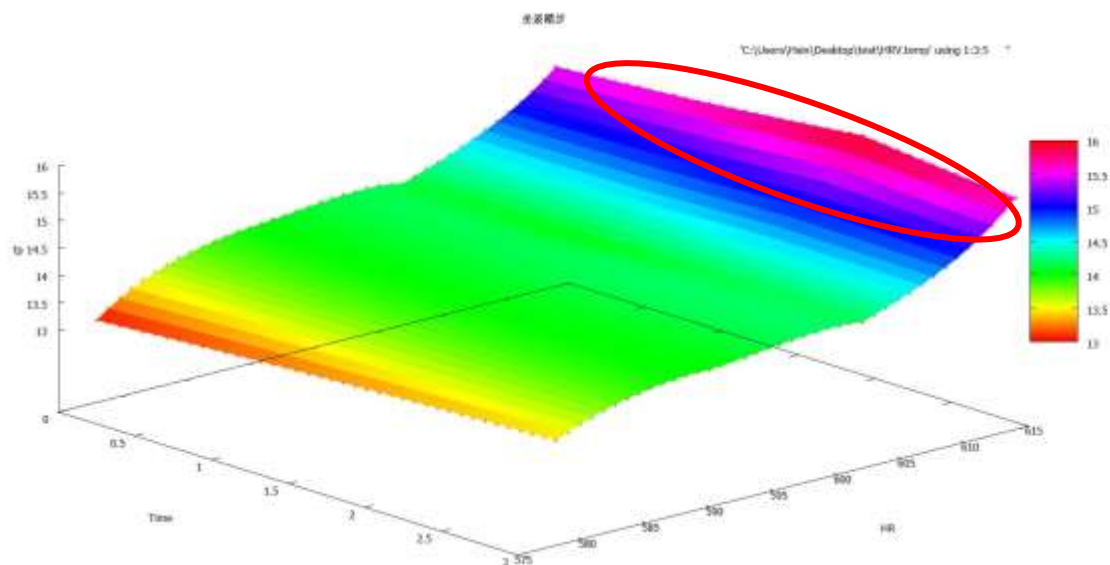


圖 71 坐姿踏步復健行為 HRV 之 3D 圖

4.1.4 保健復健模擬動作四”站力運動”復健過程與結果分析

隨著年齡的增長，視力、聽力、平衡感以及肌力都會逐漸衰退，並且容易造成跌倒，在保健復健模擬動作四中，主要針對髖關節、膝關節以及肌力作訓練，在圖 73 站立運動復健預備動作中，即可透過電腦觀看自己本身的腦波和心律等狀況，這時使用者只需要確認動作前是否有不適或已經可以執行復健動作，以下將對應各種偵測圖逐一說明。



圖 72 站立運動復健預備動作

根據圖 74 站立運動復健動作一及圖 75 站立運動復健動作二所做的保健復健動作紀錄，可以得知整個復健運動的過程中，動作是否有錯誤，或是其中動作不到位等，以及可透過其中拍攝的照片評估環境是否適合作此復健動作，如是否如圖 75 站立運動復健動作二中並未完全站起就坐下，因有復健部分動作所以其他參數數值還是會偵測到，但此動作並未確實，因此可透過記錄來評斷及變更復健。



圖 73 站立運動復健動作一



圖 74 站立運動復健動作二

圖 76 站立運動復健行為腦波 2D 圖中的 Delta 為復建過程中最高值，此數值為腦波所無意識發射出的 δ 波，因為在此復健動作中需要靠腿部肌肉施力去撐起身體的重量，但復健者感覺到痠痛的同時，還是需要繼續進行復健直到動作完成，所以可透過此數據來得知復健者是否有如實進行復健動作，如調整為讓肌肉比較舒緩的動作時，Delta 的數值就會降低，反之如果持續著數值會維持在一定的高度，但因起立坐下時間扯到的部位多，所以有可能出現如圖中，二次提高波形，因此可藉由此動作其他跟著提高的做參考。

而數據中的 Theta 為復建過程中的 θ 波，此腦波也稱為「入定態」，因為要重複性的起立坐下，因此會處在於持續慣性的動作中，因此也可透過此腦波數值來判斷是否有按照復健動作中的動作復健，但也因為持續痠痛，所以無長時間的腦波數值，因此需要跟其他腦波數值做對照。

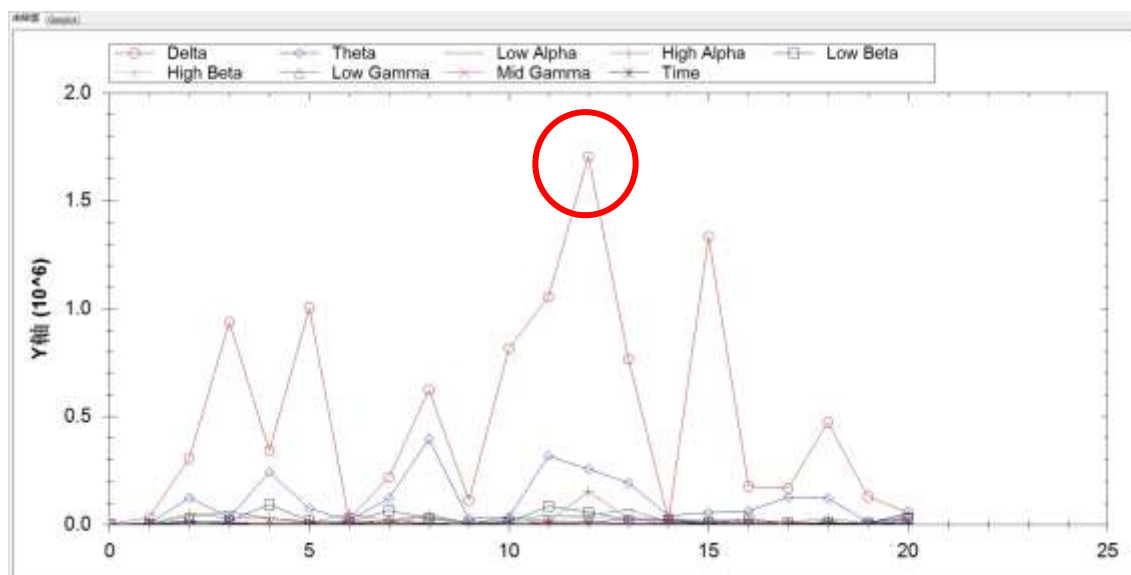


圖 75 站立運動復健行為腦波 2D 圖

圖 77 站立運動復健行為腦波 3D 圖中可以看到此復健行為的 3D 圖與最高值，藉由程式選擇特定波值條件如 Time、Low Alpha、Low Gamma，即可得知目前三種數據最高值的數據為多少，如目前圖中 Low Gamma 值 35000 為最高、Low Alpha 值則為 14000。

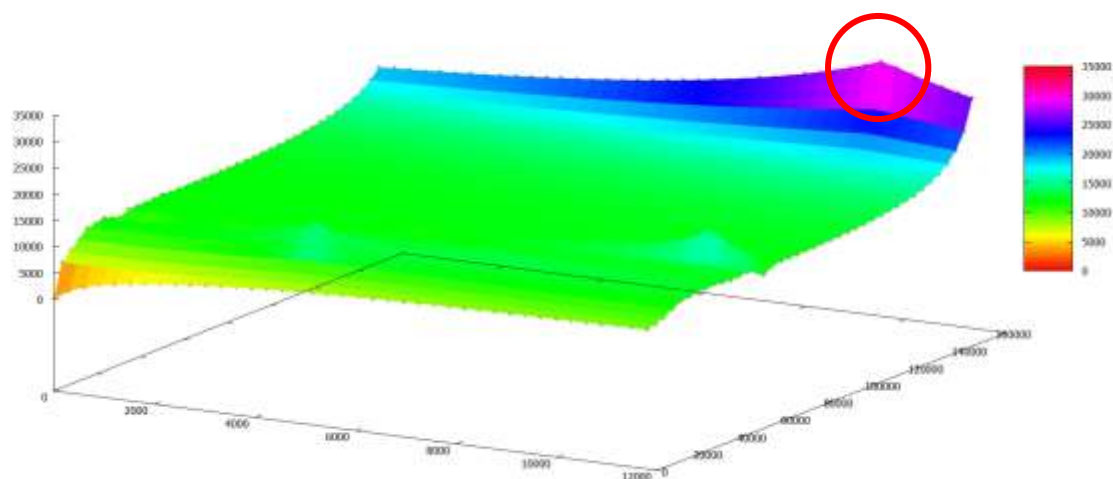


圖 76 站立運動復健行為腦波 3D 圖

圖 78 站立運動復健行為初始復健心律圖中可以看到一開始準備復健時的心律現象，可透過 ECG 觀察到即時的心律是否有過大起伏，如心跳加速等都會提高波值，並且藉由 IHR 可得知從開始監測心律到停止時的現象，以及可由 LF 的波形判斷是否有進行復健動作，如果有大動作時此訊號數值會降低，如果 LF 一直保持在高數值，此復健動作便要觀察是否無進行復健，復健過後的資訊將由圖 79 站立運動復健行為完成復健心律圖做說明。

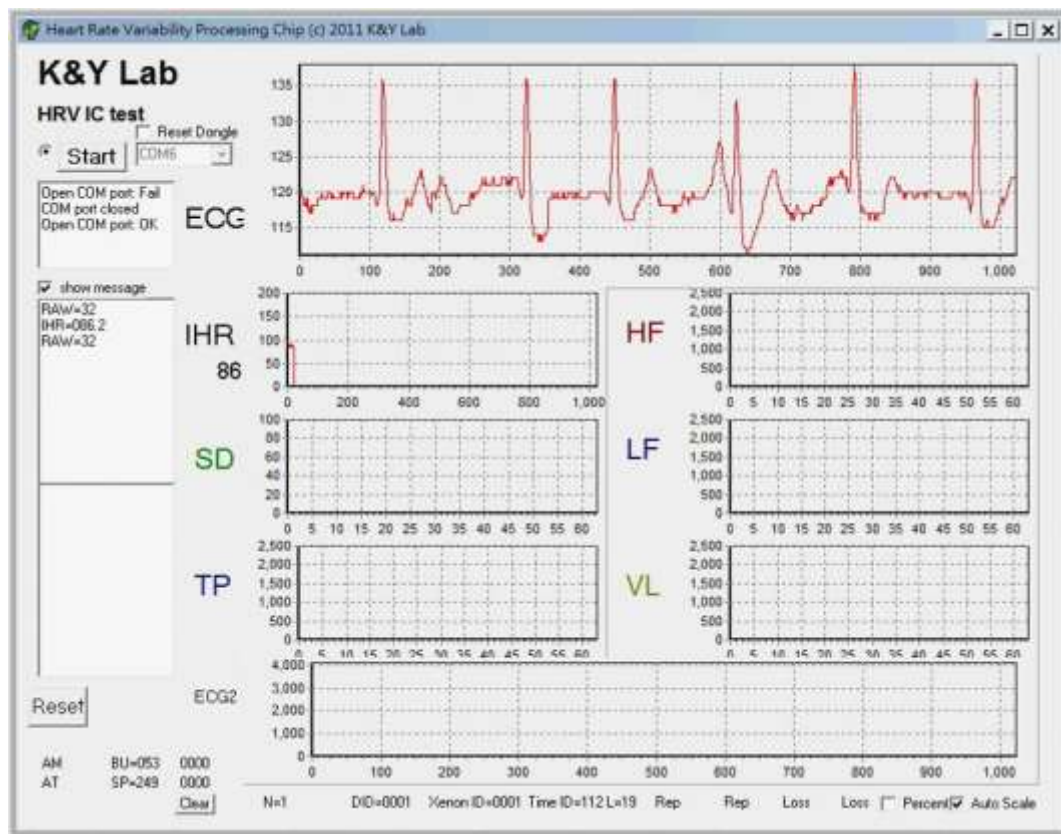


圖 77 站立運動復健行為初始復健心律圖

圖 79 站立運動復健行為完成復健心律圖為復健結束時所取得的心律圖，可由圖中得知在復健時 ECG 的心電圖，此波形是利用非侵入性的方式量測心臟各主要部分電位變化的即時監測，此波型的最高值從圖 78 立運動復健行為初始復健心律圖中的 135 一直維持此高度無變化，藉由此資訊知道在復健時的心律平穩無變化，因此如果 ECG 都保持在正常範圍值內，即可觀察 IHR 是否有其於的起伏變化，如圖 78 站立運動復健行為完成復健心律圖中數值平均維持在 100 上下，IHR 此數值為固有心率指在沒有自主神經作用下表現出的自身心律的頻率，當 IHR 數值起伏變多時，可透過圖中的 HF/LF 數值判斷交感神經是否有太大的起伏，亦或是只有 ECG 提高，當 HF 數值攀升數值過快時，亦或是 LF 副交感神經數值起伏波度變大變多時，應當開始注意 HF 副交感神經數值或是即時停止復健，因 HF 副交感神經代表人體警示表示要休息、保存體力、促進消化、睡眠啟動等資訊，一旦交感神經開始失衡，如果是交感神經過強，就會出現焦慮緊繃、心跳很快、血壓升高；如果是副交感神經太強，就容易覺得疲憊懶散、精神不濟、體力下降，因此可透過此數值來判斷及警示復健是否需要休息亦或是終止。

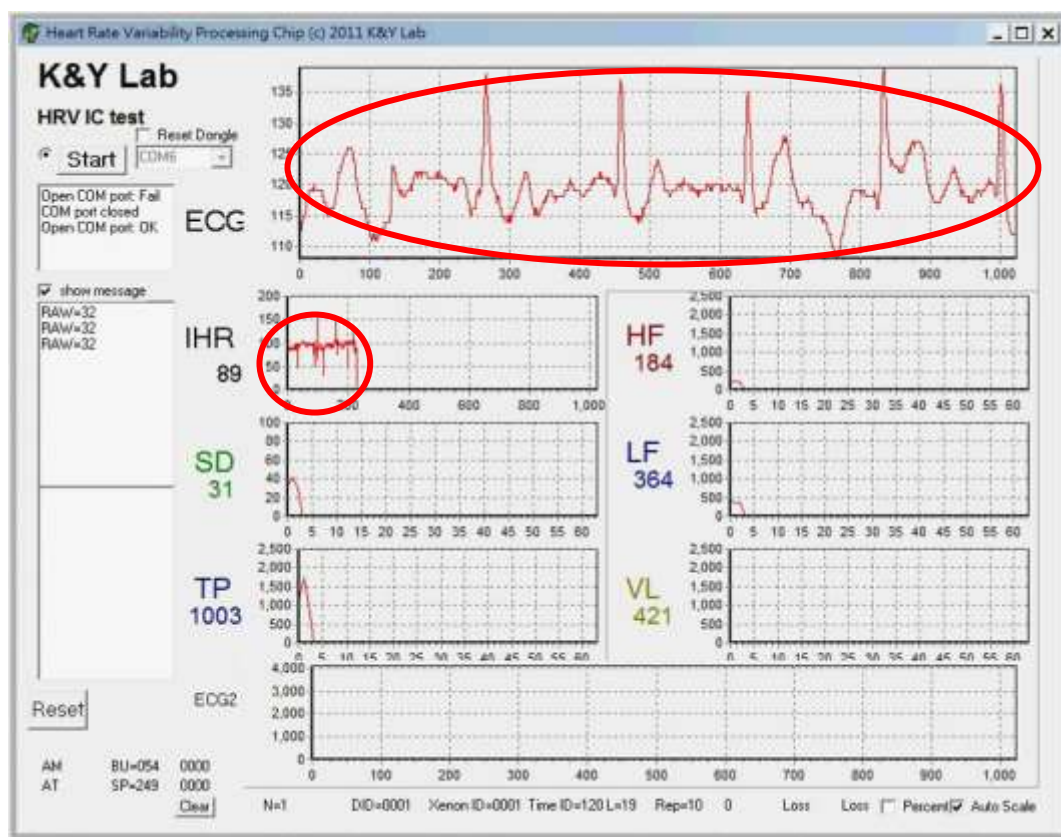


圖 78 站立運動復健行為完成復健心律圖

圖 80 站立運動復健行為 HRV 之 3D 圖中可以看到此復健行為的 3D 圖與最高值，藉由程式選擇特定波值條件如 Time、HR、TP，即可得知目前三種數據的相關數據變化為何，如目前圖中 HR(每分鐘心跳次數比)值最低為 500 最高到 620、TP(全部正常心跳期間之變異數總和)值最高為 160，此復健動作會牽動到腰部和腿部以及膝蓋等地方，因此復健時產生的疲勞痠痛等現象會比較緩慢，由圖中可快速辨別出使用者復建完成後心律變化，亦可更改為其他特定相關條件判別其他生理變化。

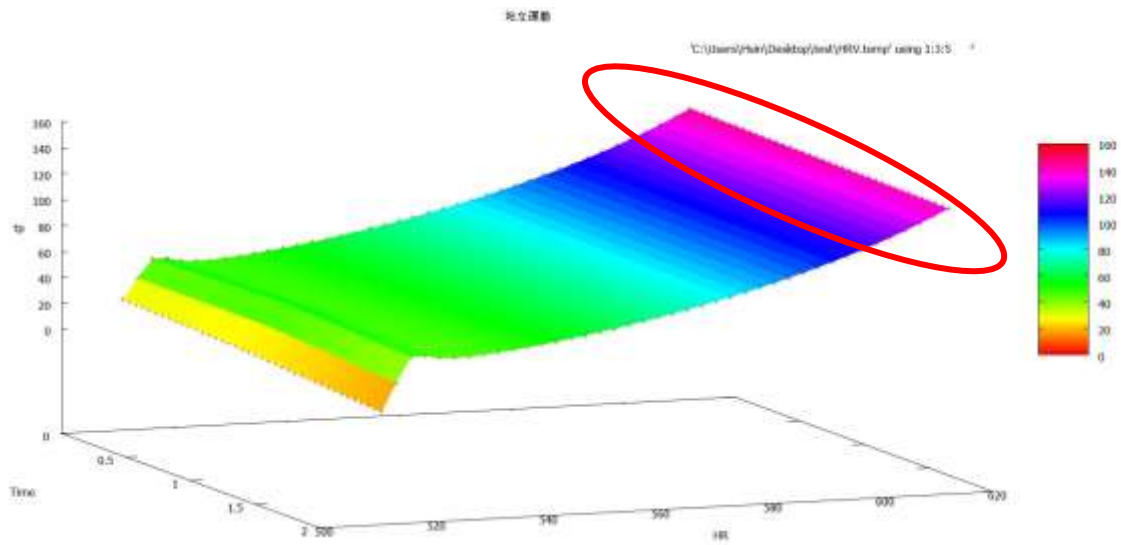


圖 79 站立運動復健行為 HRV 之 3D 圖

4.1.5 保健復健模擬動作五”站姿前抬腳”復健過程與結果分析

隨著年齡的增長，視力、聽力、平衡感以及肌力都會逐漸衰退，並且容易造成跌倒，在保健復健模擬動作五中，主要針對髖關節、膝關節以及肌力作訓練，在圖 81 站姿前抬腳復健預備動作時，即可透過電腦觀看自己本身的腦波和心律等狀況，這時使用者只需要確認動作前是否有不適或已經可以執行復健動作，以下將對應各種偵測圖逐一說明。



圖 80 站姿前抬腳復健預備動作

根據圖 82 站姿前抬腳復健動作一及圖 83 站姿前抬腳復健動作二所做的保健復健動作紀錄，可以得知整個復健運動的過程中，動作是否有錯誤，或是其中動作不到位等，以及可透過其中拍攝的照片評估環境是否適合作此復健動作，如圖 82 站姿前抬腳復健動作一及圖 82 站姿前抬腳復健動作二所示即可看到，復健時所依靠的輔助的工具是椅子，如果椅子在復健時滑開了，就有可能造成不必要的意外，但復建中腦波和心律數值應正常復健，所以並無其他異相發生，因此可透過記錄跟患者建議更換復健環境或是工具等。

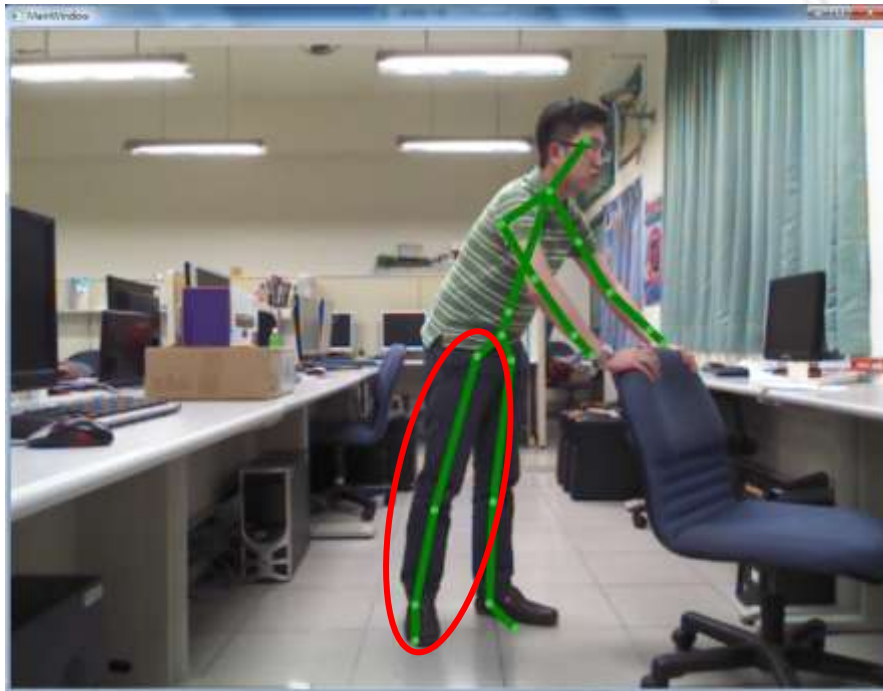


圖 81 站姿前抬腳復健動作一

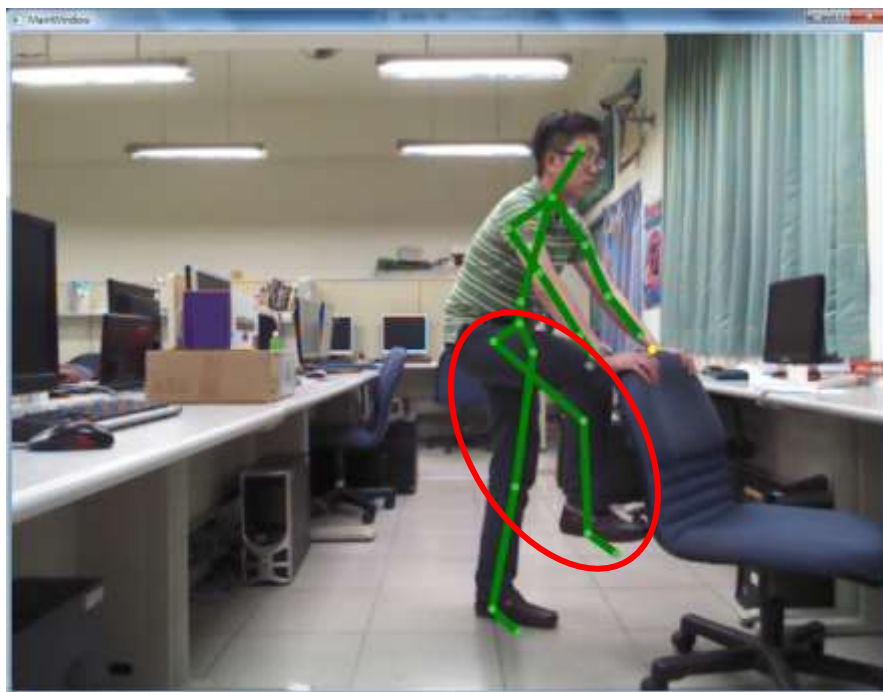


圖 82 站姿前抬腳復健動作二

圖 84 站姿前抬腳復健行為腦波 2D 圖中的 Delta 為復建過程中最高值，此數值為腦波所無意識發射出的 δ 波，因為在此復健動作中需要靠腿部肌肉施力去撐起腳部的重量，但復健者感覺到痠痛的同時，還是需要繼續進行復健直到動作完成，所以可透過此數據來得知復健者是否有如實進行復健動作，如調整為讓肌肉比較舒緩的動作時，Delta 的數值就會降低，反之如果持續著數值會維持在一定的高度。

而數據中的 Theta 為復建過程中的 θ 波，此腦波也稱為「入定態」，因為要重複性的輪流抬起雙腳，因此會處於持續慣性的動作中，因此也可透過此腦波數值來判斷是否有按照復健動作中的動作復健，如果此時為了固定椅子使其不會滑動，就有可能如圖中所示腦波會處於高數值的狀態。

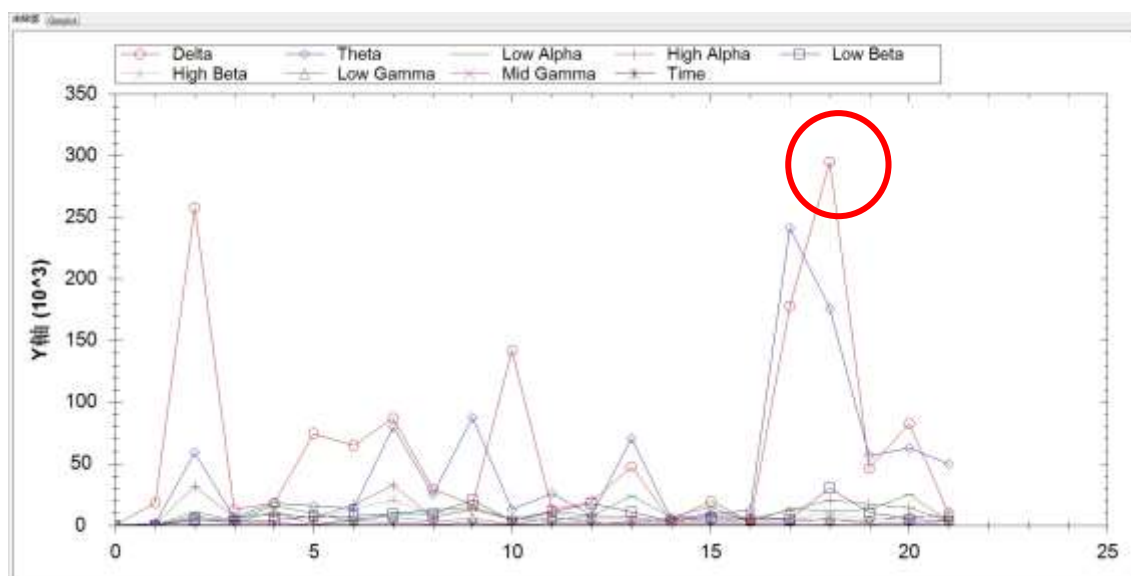


圖 83 站姿前抬腳復健行為腦波 2D 圖

圖 85 站姿前抬腳復健行為腦波 3D 圖中可以看到此復健行為的 3D 圖與最高值，藉由程式選擇特定波值條件如 Time、Low Alpha、Low Gamma，即可得知目前三種數據最高值的數據為多少，如目前圖中 Low Gamma 值 20000 為最高、Low Alpha 值則為 35000。

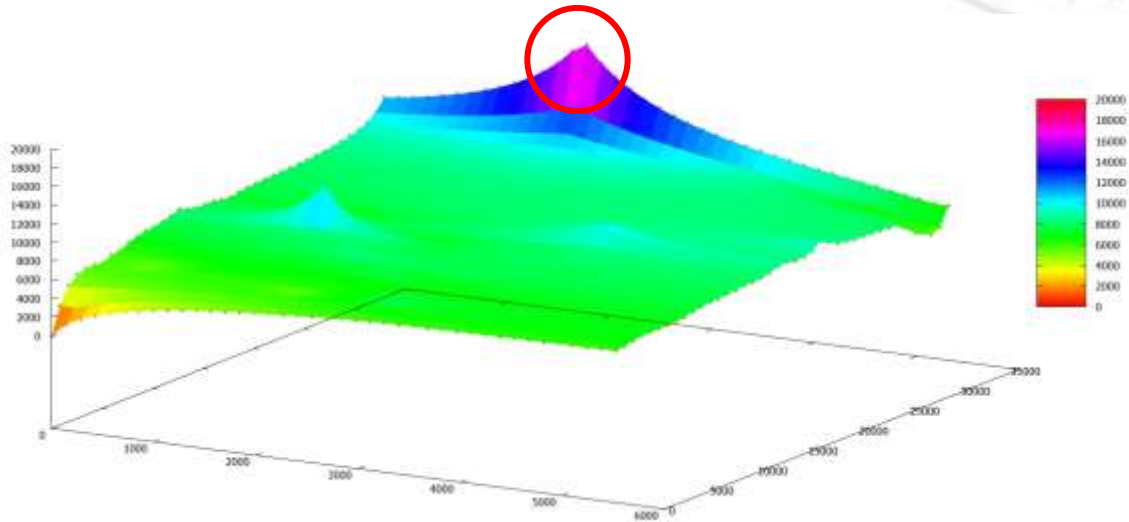


圖 84 站姿前抬腳復健行為腦波 3D 圖

圖 86 站姿前抬腳復健行為初始復健心律圖中可以看到一開始準備復健時的心律現象，可透過 ECG 觀察到即時的心律是否有過大起伏，如心跳加速等都會提高波值，並且藉由 IHR 可得知從開始監測心律到停止時的現象，以及可由 LF 的波形判斷是否有進行復健動作，如果有大動作時此訊號數值會降低，如果 LF 一直保持高數值，此復健動作便要觀察是否無進行復健，復健過後的資訊將由圖 87 站姿前抬腳復健行為完成復健心律圖做說明。

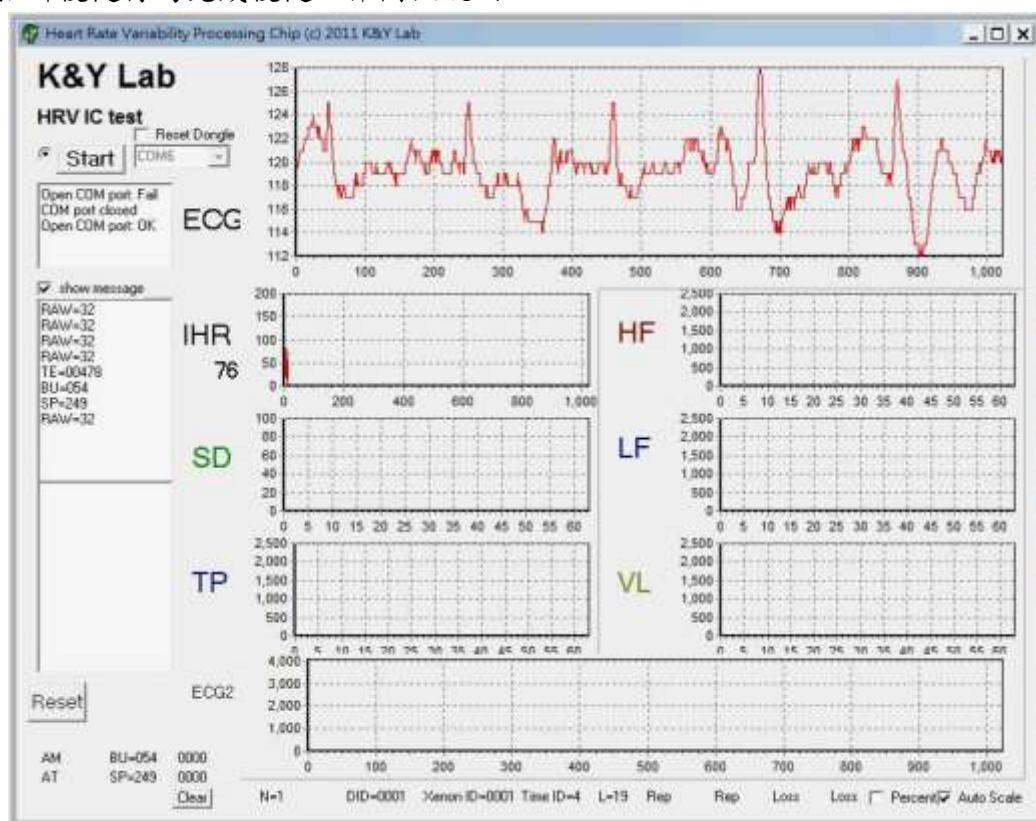


圖 85 站姿前抬腳復健行為初始復健心律圖

圖 87 站姿前抬腳復健行為完成復健心律圖為復健結束時所取得的心律圖，可由圖中得知在復健時 ECG 的心電圖，此波形是利用非侵入性的方式量測心臟各主要部分電位變化的即時監測，此波型的最高值從圖 86 站姿前抬腳復健行為初始復健心律圖中的 128 上升到圖 87 站姿前抬腳復健行為完成復健心律圖的 150，藉由此資訊知道在復健時的心律有產生不規則變化，因此如果 ECG 無保持在正常範圍值內，即可觀察 IHR 是否有過於劇烈的起伏，如圖中 IHR 數值平均維持在 50 之上到接近 100 之間，IHR 此數值為固有心率指在沒有自主神經作用下表現出的自身心律的頻率，當兩項數值皆為正常值時，可透過圖中的 HF/LF 數值判斷交感神經是否有太大的起伏，亦或是只有 ECG 提高，當 HF 數值攀升數值過快時，亦或是 LF 副交感神經數值起伏波度變大變多時，應當開始注意 HF 副交感神經數值或是即時停止復健，因 HF 副交感神經代表人體警示表示要休息、保存體力、促進消化、睡眠啟動等資訊，一旦交感神經開始失衡，如果是交感神經過強，就會出現焦慮緊繃、心跳很快、血壓升高；如果是副交感神經太強，就容易覺得疲憊懶散、精神不濟、體力下降，因此可透過此數值來判斷及警示復健是否需要休息亦或是終止。

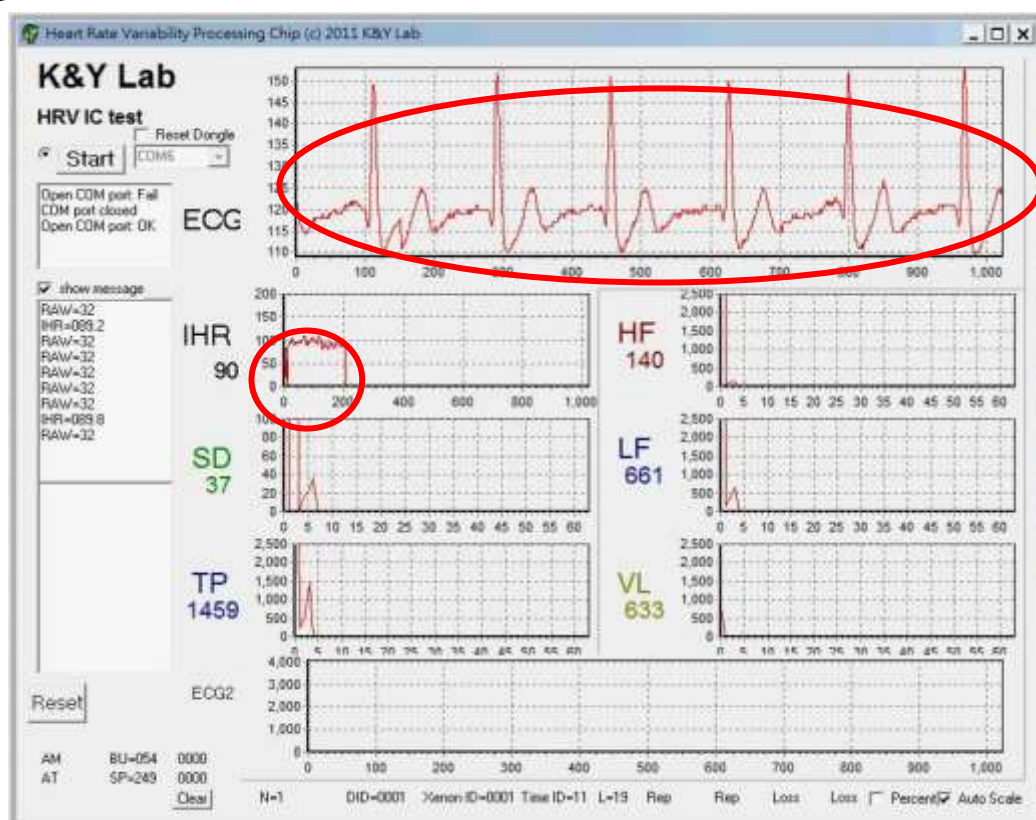


圖 86 站姿前抬腳復健行為完成復健心律圖

圖 88 站姿前抬腳復健行為 HRV 之 3D 圖中可以看到此復健行為的 3D 圖與最高值，藉由程式選擇特定波值條件如 Time、HR、TP，即可得知目前三種數據的相關數據變化為何，如目前圖中 HR(每分鐘心跳次數比)值最低為 570 最高到 650、TP(全部正常心跳期間之變異數總和)值最高為 15，復健過程中抬起患肢時全身重量會累積到健肢，因此剛進行復健尚未抓到平衡點時會有動作不順及關節不適的現象，由圖可快速辨別出使用者復建完成後心律變化，亦可更改為其他特定相關條件判別其他生理變化。

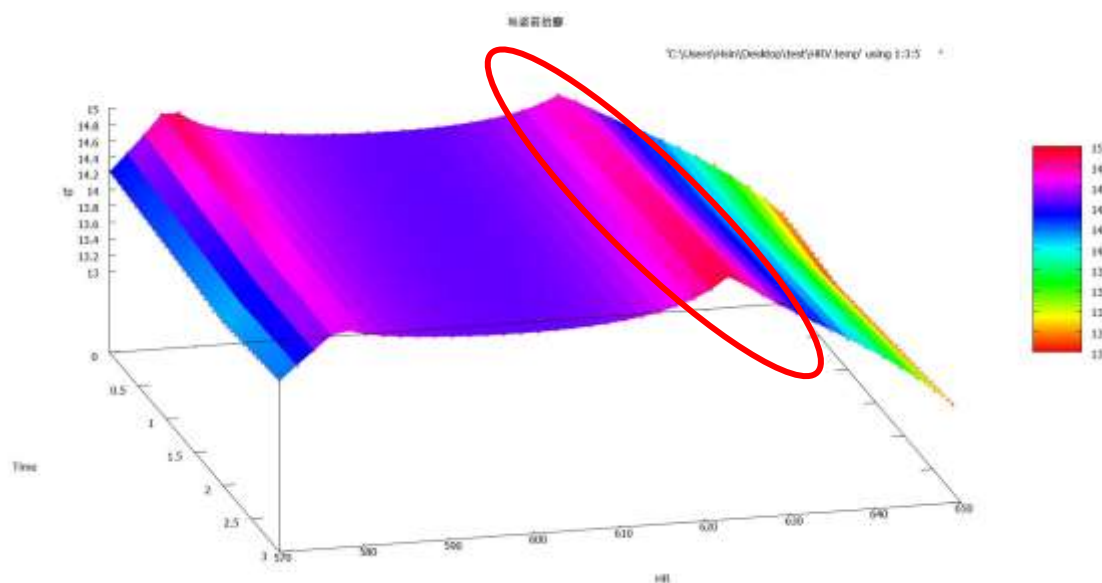


圖 87 站姿前抬腳復健行為 HRV 之 3D 圖

4.1.6 保健復健模擬動作六”站姿腳後抬”復健過程與結果分析

隨著年齡的增長，視力、聽力、平衡感以及肌力都會逐漸衰退，並且容易造成跌倒，在保健復健模擬動作六中，主要針對**髖關節**、**膝關節**以及**肌力**作訓練，在圖 89 站姿腳後抬復健預備動作時，即可透過電腦觀看自己本身的腦波和心律等狀況，這時使用者只需要確認動作前是否有不適或已經可以執行復健動作，以下將對應各種偵測圖逐一說明。

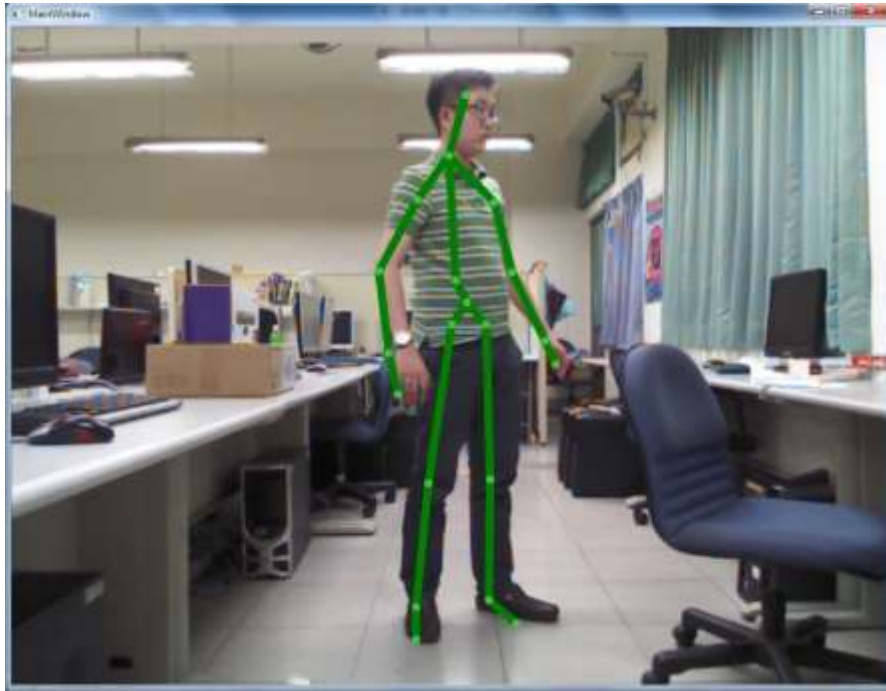


圖 88 站姿腳後抬復健預備動作

根據圖 90 站姿腳後抬復健動作一及圖 91 站姿腳後抬復健動作二所做的保健復健動作紀錄，可以得知整個復健運動的過程中，動作是否有錯誤，或是其中動作不到位等，以及可透過其中拍攝的照片評估環境是否適合作此復健動作。

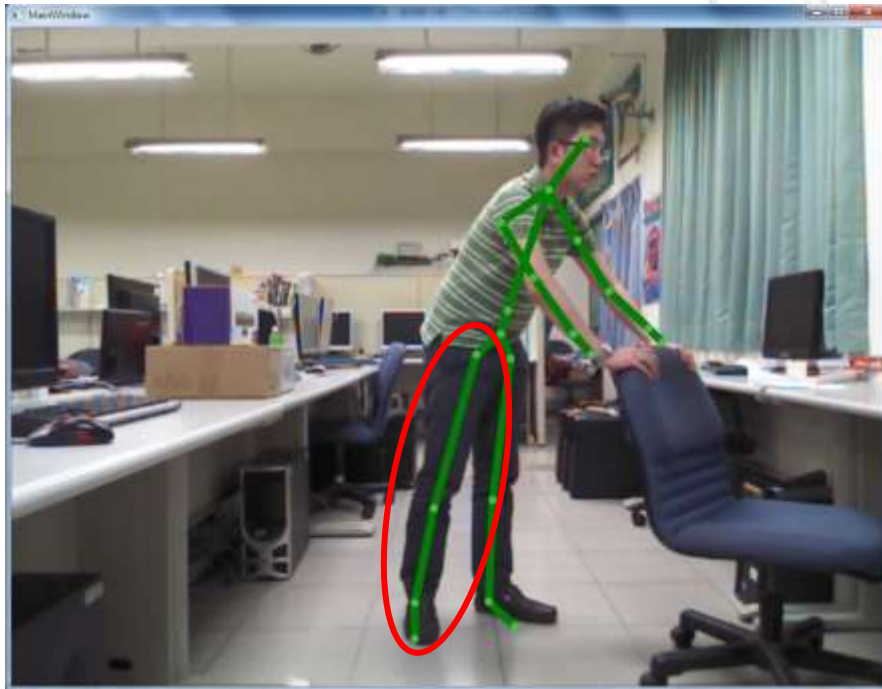


圖 89 站姿腳後抬復健動作一



圖 90 站姿腳後抬復健動作二

圖 92 站姿腳後抬復健行為腦波 2D 圖中的 Delta 為復建過程中，腦波所無意識發射出的 δ 波，因為在此復健動作中需要靠腿部肌肉施力去撐起腳部的重量，但復健者感覺到痠痛的同時，還是需要繼續進行復健直到動作完成，所以可透過此數據來得知復健者是否有如實進行復健動作，如調整為讓肌肉比較舒緩的動作時，Delta 的數值就會降低，反之如果持續著數值會維持在一定的高度，如對照圖中最後的波形即可知道結束時動作太大造成疼痛。

而數據中的 Theta 為復建過程中的 θ 波，此腦波也稱為「入定態」，因為要重複性的輪流抬起雙腳，因此會處在於持續慣性的動作中，因此也可透過此腦波數值來判斷是否有按照復健動作中的動作復健。

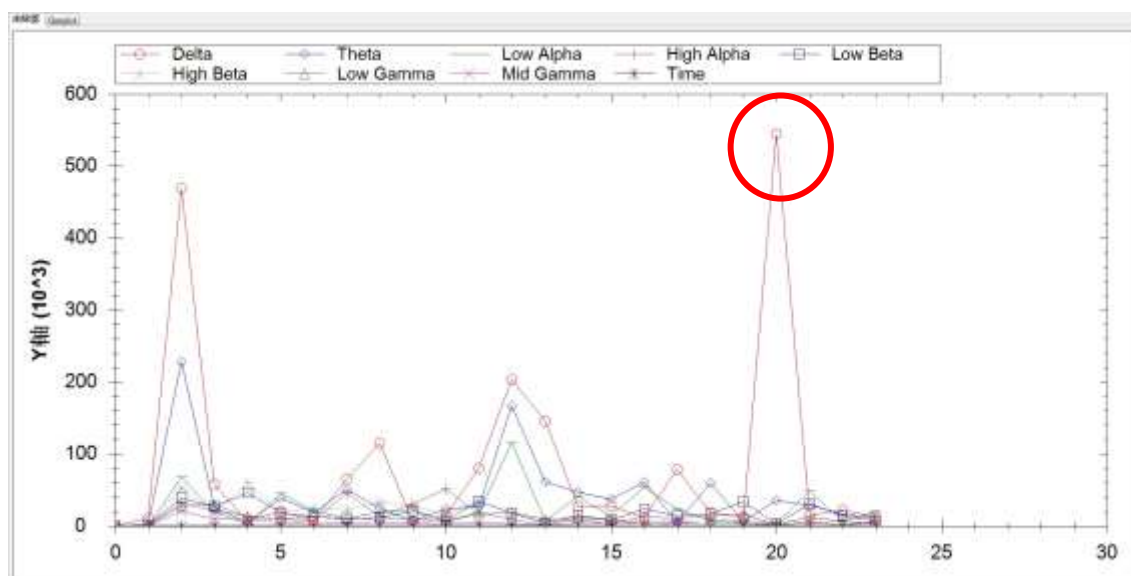


圖 91 站姿腳後抬復健行為腦波 2D 圖

圖 93 站姿腳後抬復健行為腦波 3D 圖中可以看到此復健行為的 3D 圖與最高值，藉由程式選擇特定波值條件如 Time、Low Alpha、Low Gamma，即可得知目前三種數據最高值的數據為多少，如目前圖中 Low Gamma 值 50000 為最高、Low Alpha 值則為 60000。

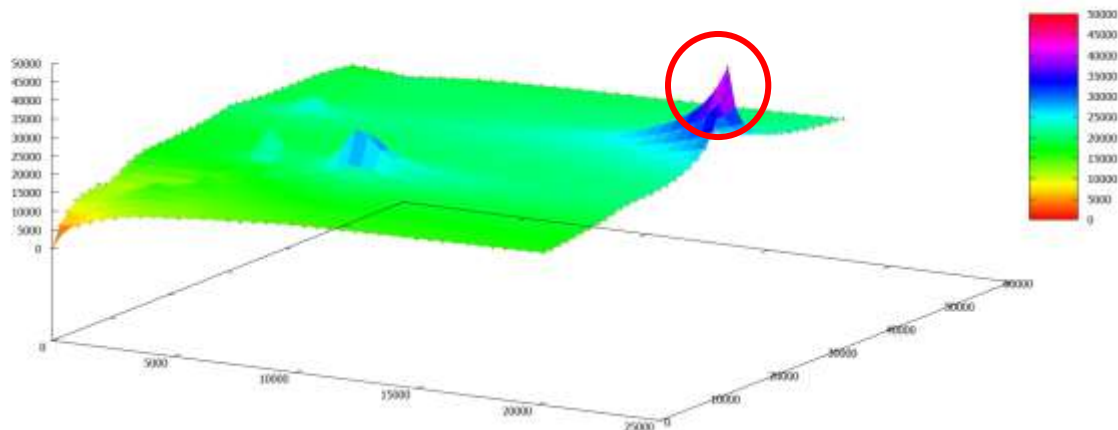


圖 92 站姿腳後抬復健行為腦波 3D 圖

圖 94 站姿腳後抬復健行為初始復健心律圖中可以看到一開始準備復健時的心律現象，可透過 ECG 觀察到即時的心律是否有過大起伏，如心跳加速等都會提高波值，並且藉由 IHR 可得知從開始監測心律到停止時的現象，以及可由 LF 的波形判斷是否有進行復健動作，如果有大動作時此訊號數值會降低，如果 LF 一直保持高數值，此復健動作便要觀察是否無進行復健，復健過後的資訊將由圖 95 站姿腳後抬復健行為完成復健心律圖做說明。

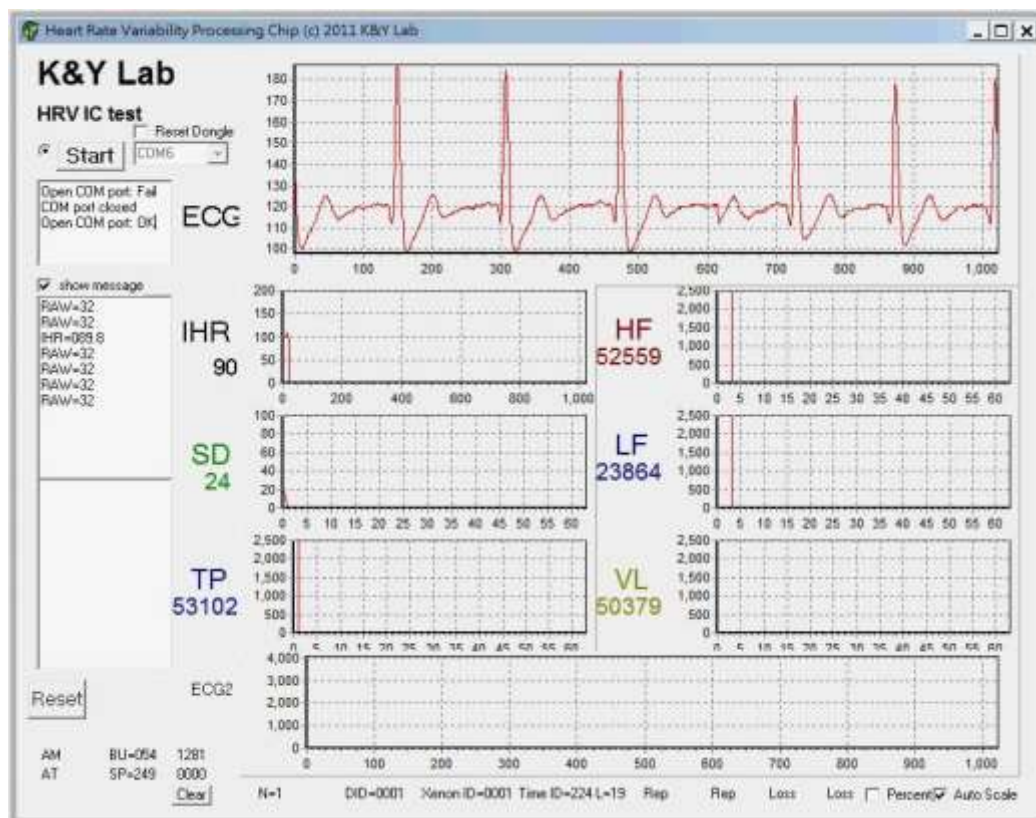


圖 93 站姿腳後抬復健行為初始復健心律圖

圖 95 站姿腳後抬復健行為完成復健心律圖為復健結束時所取得的心律圖，可由圖中得知在復健時 ECG 的心電圖，此波形是利用非侵入性的方式量測心臟各主要部分電位變化的即時監測，此波型的最高值從圖 94 站姿腳後抬復健行為初始復健心律圖中的 180 遽降到圖 95 站姿腳後抬復健行為完成復健心律圖的 140，藉此資訊知道在復健時的心律變化，因此如果 ECG 都保持在正常範圍值內，即可觀察 IHR 是否有過於劇烈的起伏，如圖中數值平均維持在 100 上下，IHR 此數值為固有心率指在沒有自主神經作用下表現出的自身心律的頻率，當兩項數值皆為正常值時，可透過圖中的 HF/LF 數值判斷交感神經是否有太大的起伏，亦或是只有 ECG 提高，當 HF 數值攀升數值過快時，亦或是 LF 副交感神經數值起伏波度變大變多時，應當開始注意 HF 副交感神經數值或是即時停止復健，因 HF 副交感神經代表人體警示表示要休息、保存體力、促進消化、睡眠啟動等資訊，一旦交感神經開始失衡，如果是交感神經過強，就會出現焦慮緊繃、心跳很快、血壓升高；如果是副交感神經太強，就容易覺得疲憊懶散、精神不濟、體力下降，因此可透過此數值來判斷及警示復健是否需要休息亦或是終止。

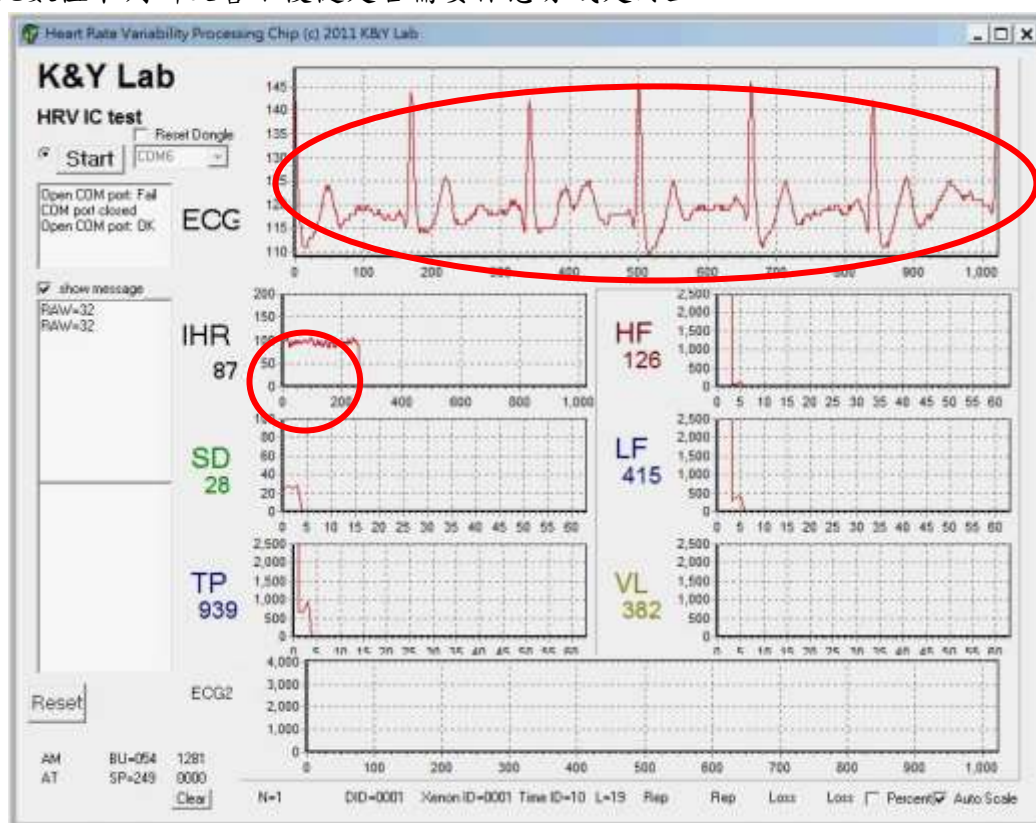


圖 94 站姿腳後抬復健行為完成復健心律圖

圖 96 站姿腳後抬復健行為 HRV 之 3D 圖中可以看到此復健行為的 3D 圖與最高值，藉由程式選擇特定波值條件如 Time、HR、TP，即可得知目前三種數據的相關數據變化為何，如目前圖中 HR(每分鐘心跳次數比)值最低為 550 最高到 630、TP(全部正常心跳期間之變異數總和)值最高為 13，此復健動作剛開始進行時會扯動前大腿肌肉，因跟平時大腿肌肉的作用反方向，所以會產生有拉扯肌肉的緊繃感及關節的不適，由圖可快速辨別出使用者復建完成後心律變化，亦可更改為其他特定相關條件判別其他生理變化。

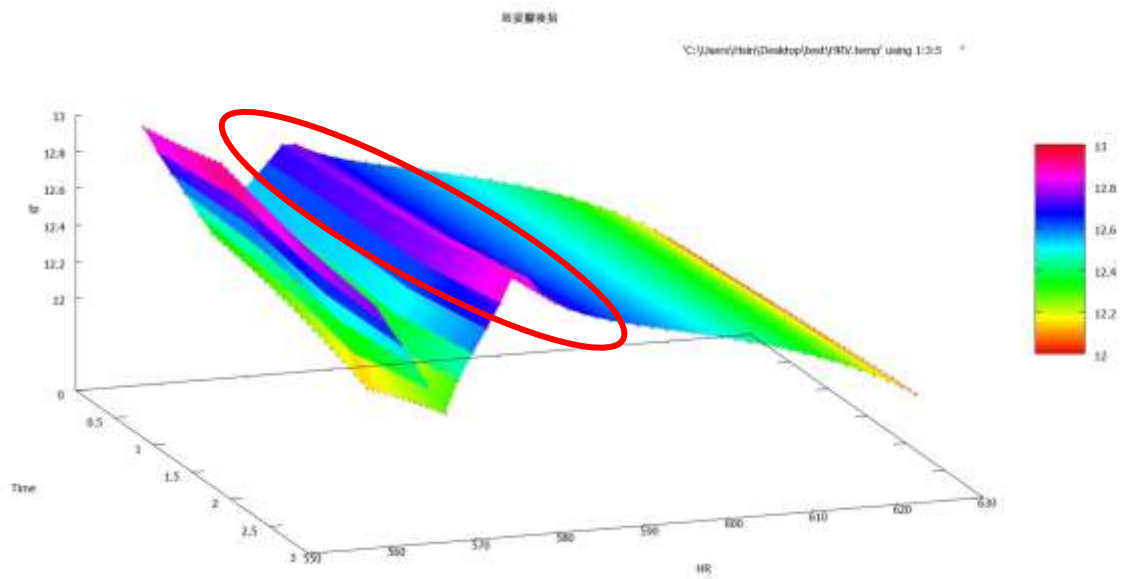


圖 95 站姿腳後抬復健行為 HRV 之 3D 圖

4.1.7 保健復健模擬動作七”腳跟往前走路”復健過程與結果分析

隨著年齡的增長，視力、聽力、平衡感以及肌力都會逐漸衰退，並且容易造成跌倒，在保健復健模擬動作七中，主要針對**髖關節**以及**平衡**作訓練，在圖 97 腳跟往前走路復健預備動作時，即可透過電腦觀看自己本身的腦波和心律等狀況，這時使用者只需要確認動作前是否有不適或已經可以執行復健動作，以下將對應各種偵測圖逐一說明。

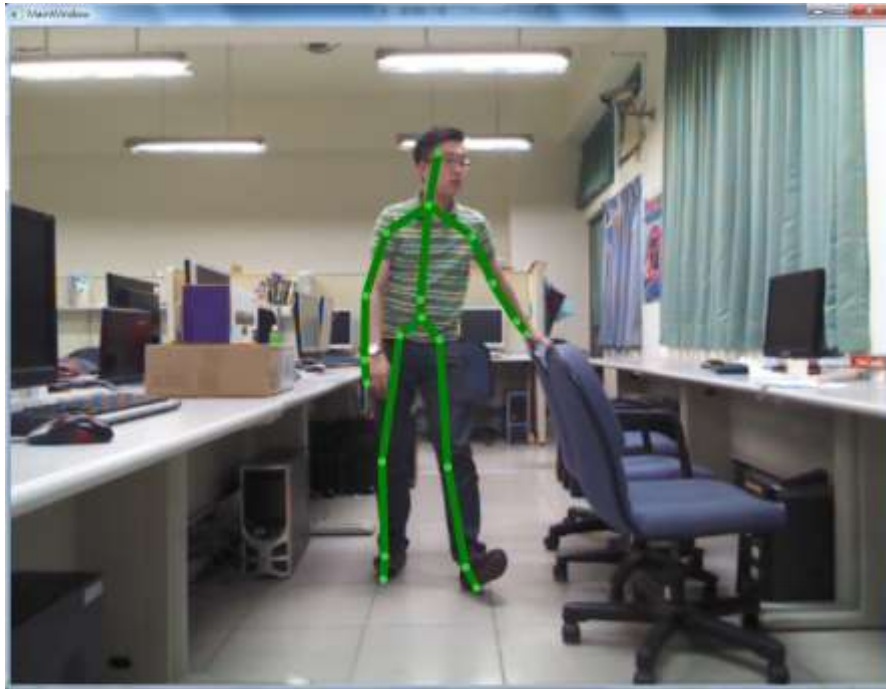


圖 96 腳跟往前走路復健預備動作

根據圖 98 腳跟往前走路復健動作一及圖 99 腳跟往前走路復健動作二所做的保健復健動作紀錄，可以得知整個復健運動的過程中，動作是否有錯誤，或是其中動作不到位等，以及可透過其中拍攝的照片評估環境是否適合作此復健動作，如圖 98 腳跟往前走路復健動作一及圖 99 腳跟往前走路復健動作二中周遭並無多餘雜物，因此並無因雜物絆倒可能，但輔助工具為椅子，就有可能因椅子滑開而導致重心不穩造成跌倒的意外。

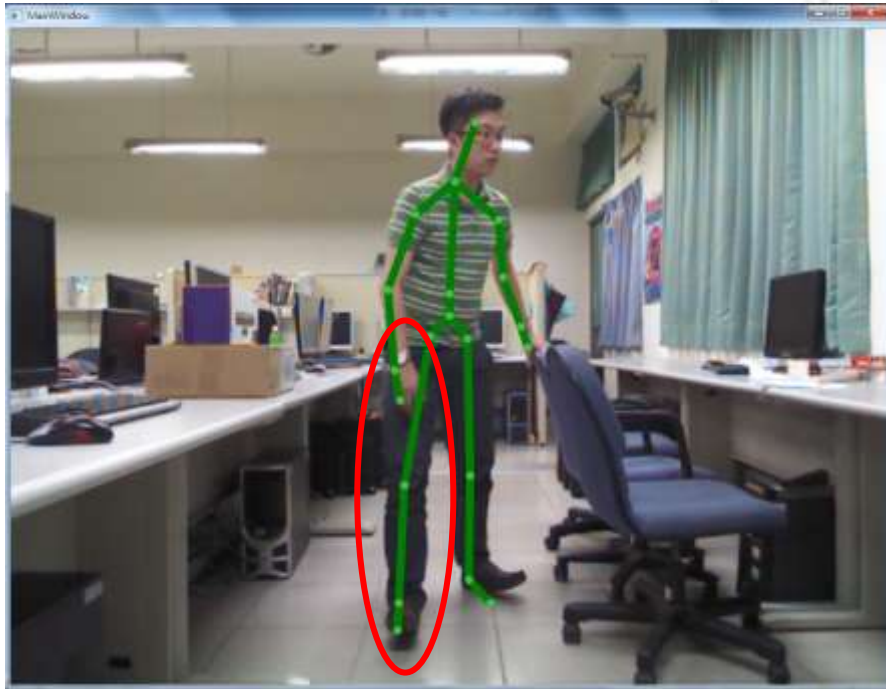


圖 97 腳跟往前走路復健動作一

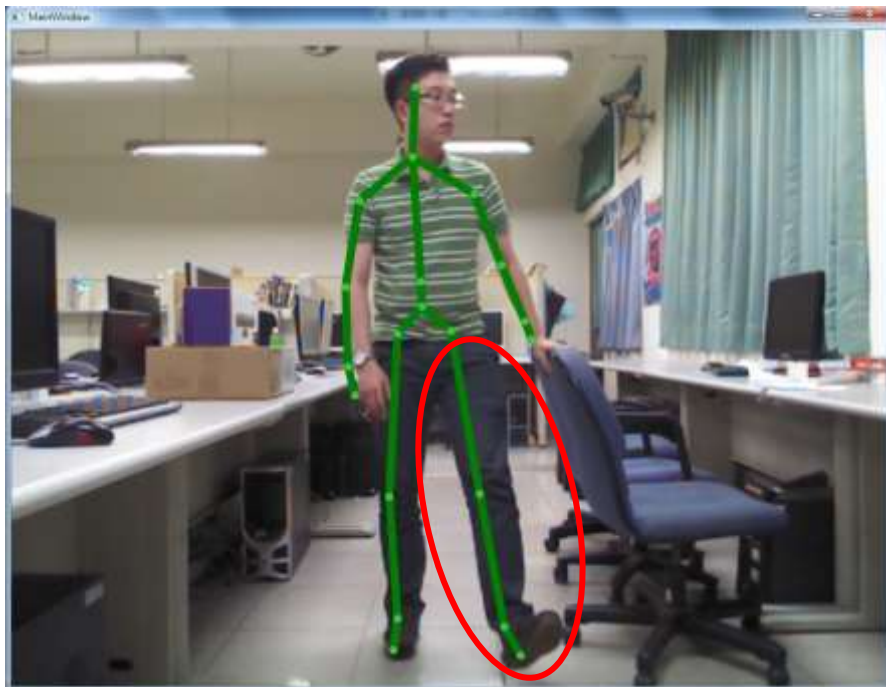


圖 98 腳跟往前走路復健動作二

圖 100 腳跟往前走路復健行為腦波 2D 圖中的 Delta 為復建過程中最高值，此數值為腦波所無意識發射出的 δ 波，因為在此復健動作中需要靠腿部肌肉施力去撐起身體的重量並抬起左右腳，但復健者感覺到痠痛的同時，還是需要繼續進行復健直到動作完成，所以可透過此數據來得知復健者是否有如實進行復健動作，如調整為讓肌肉比較舒緩的動作時，Delta 的數值就會降低，反之如果持續著數值會維持在一定的高度，但因為支撐身體重心的卻只有腳跟而不是整個腳掌，因此會造成額外的酸痛感，所以此時即可藉由三種設備的數值來查詢。

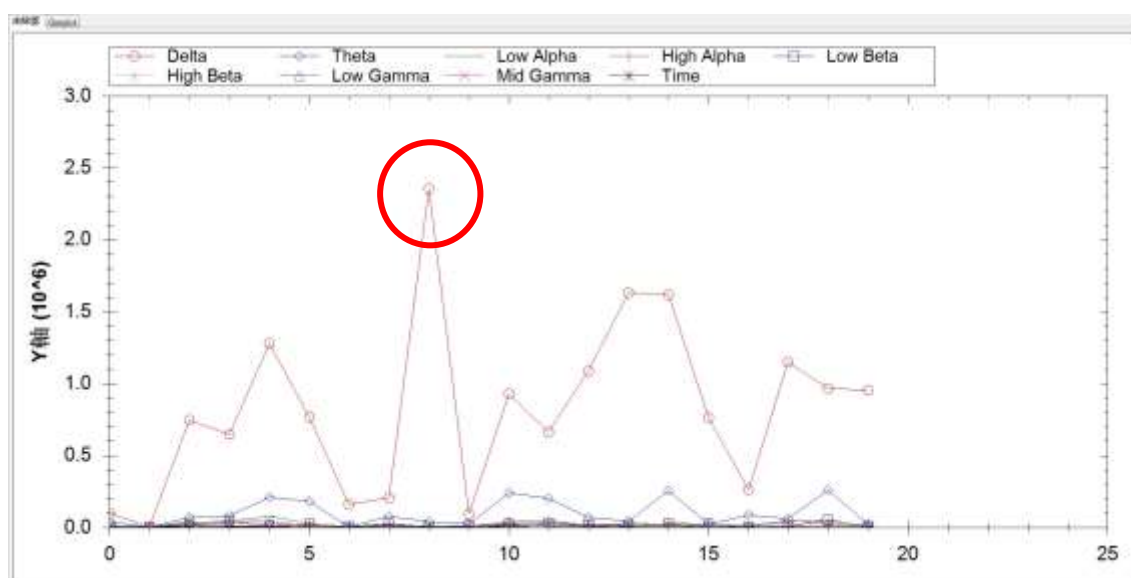


圖 99 腳跟往前走路復健行為腦波 2D 圖

圖 101 腳跟往前走路復健行為腦波 3D 圖中可以看到此復健行為的 3D 圖與最高值，藉由程式選擇特定波值條件如 Time、Low Alpha、Low Gamma，即可得知目前三種數據最高值的數據為多少，如目前圖中 Low Gamma 值 45000 為最高值、Low Alpha 值則為 50000。

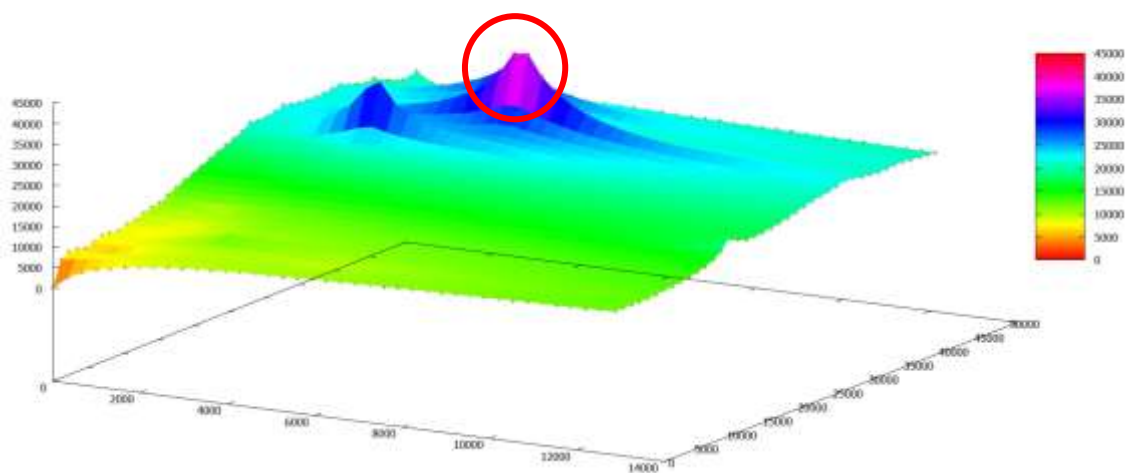


圖 100 腳跟往前走路復健行為腦波 3D 圖

圖 102 腳跟往前走路復健行為初始復健心律圖中可以看到一開始準備復健時的心律現象，可透過 ECG 觀察到即時的心律是否有過大起伏，如心跳加速等都會提高波值，並且藉由 IHR 可得知從開始監測心律到停止時的現象，以及可由 LF 的波形判斷是否有進行復健動作，如果有大動作時此訊號數值會降低，如果 LF 一直保持在高數值，此復健動作便要觀察是否無進行復健，復健過後的資訊將由圖 103 腳跟往前走路復健行為完成復健心律圖做說明。

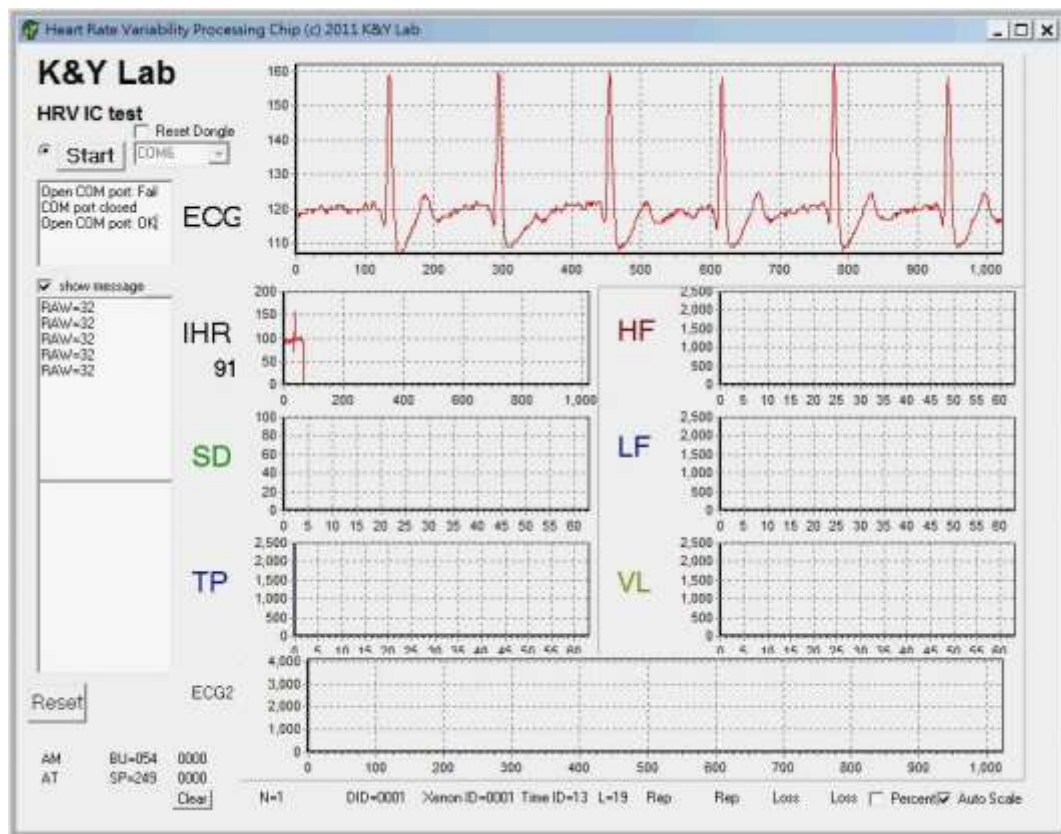


圖 101 腳跟往前走路復健行為初始復健心律圖

圖 103 腳跟往前走路復健行為完成復健心律圖為復健結束時所取得的心律圖，可由圖中得知在復健時 ECG 的心電圖，此波形是利用非侵入性的方式量測心臟各主要部分電位變化的即時監測，此波型的最高值從圖 102 腳跟往前走路復健行為初始復健心律圖中的 160 上升到圖 103 腳跟往前走路復健行為完成復健心律圖的 170，藉由此資訊知道在復健時的心律變化並無規則，因此如果 ECG 不在正常範圍值內，即可觀察 IHR 是否有過於劇烈的起伏，如圖中 IHR 數值並無維持明顯數據，IHR 此數值為固有心率指在沒有自主神經作用下表現出的自身心律的頻率，當其中數值表示為不正常值時，可透過圖中的 HF/LF 數值判斷交感神經是否有太大的起伏，亦或是只有 ECG 提高，當 HF 數值攀升數值過快時，亦或是 LF 副交感神經數值起伏波度變大變多時，應當開始注意 HF 副交感神經數值或是即時停止復健，因 HF 副交感神經代表人體警示表示要休息、保存體力、促進消化、睡眠啟動等資訊，一旦交感神經開始失衡，如果是交感神經過強，就會出現焦慮緊繃、心跳很快、血壓升高，因此可透過此數值來判斷及警示復健是否需要休息亦或是終止，如出現圖中現象時應停止復健並檢查身體狀況。

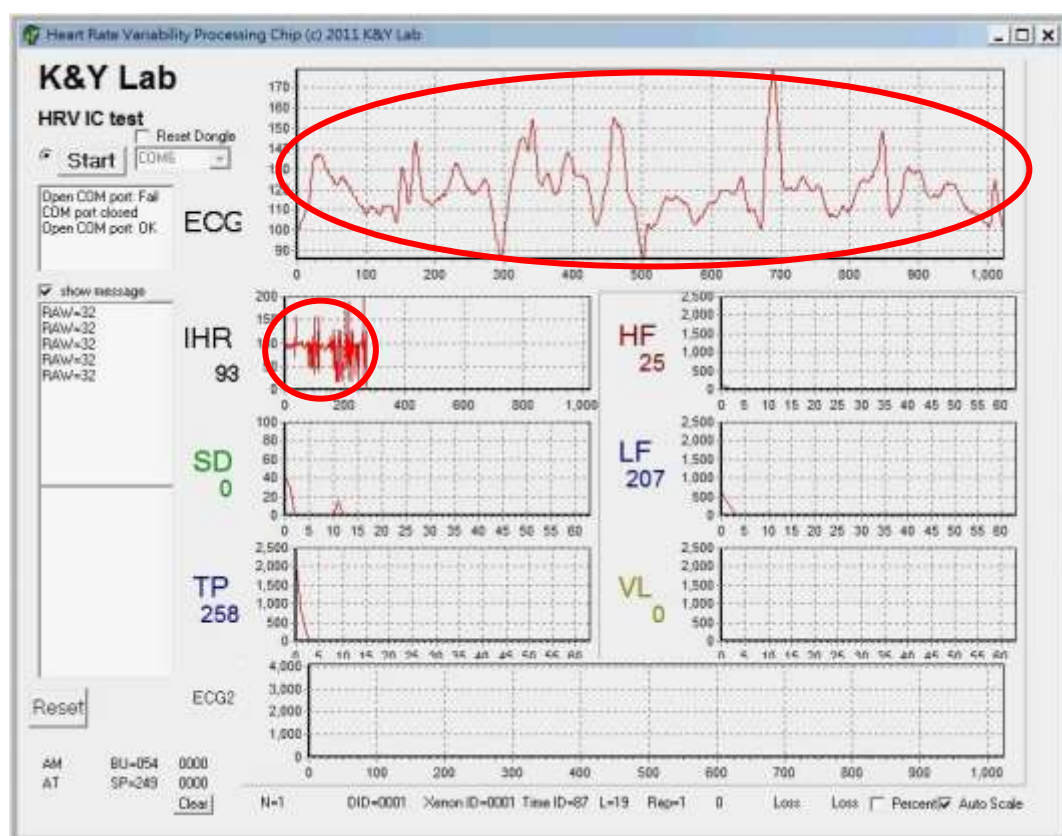


圖 102 腳跟往前走路復健行為完成復健心律圖

圖 104 腳跟往前走路復健行為 HRV 之 3D 圖中可以看到此復健行為的 3D 圖與最高值，藉由程式選擇特定波值條件如 Time、HR、TP，即可得知目前三種數據的相關數據變化為何，如目前圖中 HR(每分鐘心跳次數比)值最低為 520 最高到 720、TP(全部正常心跳期間之變異數總和)值最高為 16，此復健動作需要全程用腳跟走路，因此剛進行復健時會有腳步不協調，以及復健過程中腳跟逐漸產生酸麻感和疼痛感，由圖可快速辨別出使用者復建完成後心律變化，亦可更改為其他特定相關條件判別其他生理變化。

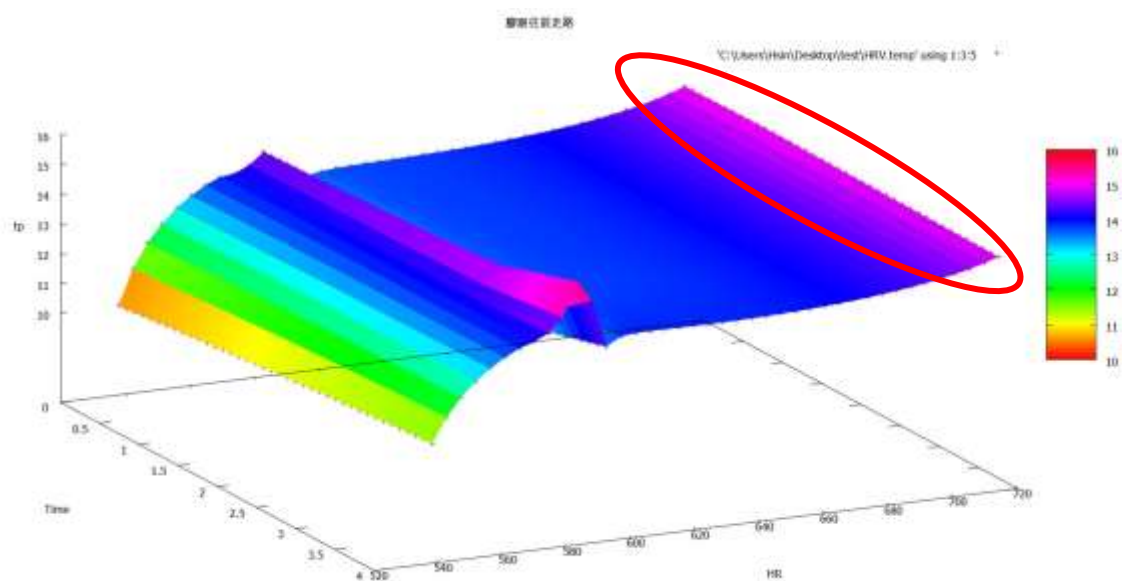


圖 103 腳跟往前走路復健行為 HRV 之 3D 圖

4.1.8 保健復健模擬動作八”雙肩旋轉”復健過程與結果分析

隨著年齡的增長，視力、聽力、平衡感以及肌力都會逐漸衰退，並且容易造成跌倒，在保健復健模擬動作八中，主要針對肩關節以及肢體柔軟度作訓練，在圖 105 雙肩旋轉復健預備動作時，即可透過電腦觀看自己本身的腦波和心律等狀況，這時使用者只需要確認動作前是否有不適或已經可以執行復健動作，以下將對應各種偵測圖逐一說明。

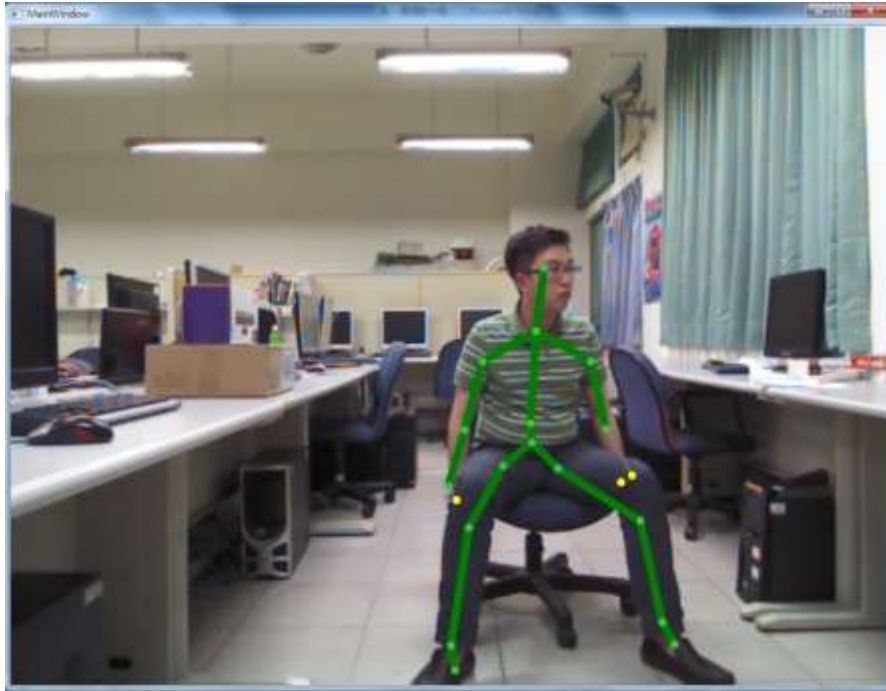


圖 104 雙肩旋轉復健預備動作

根據圖 106 雙肩旋轉復健動作一及圖 107 雙肩旋轉復健動作二所做的保健復健動作紀錄，可以得知整個復健運動的過程中，動作是否有錯誤，或是其中動作不到位等，以及可透過其中拍攝的照片評估環境是否適合作此復健動作。



圖 105 雙肩旋轉復健動作一

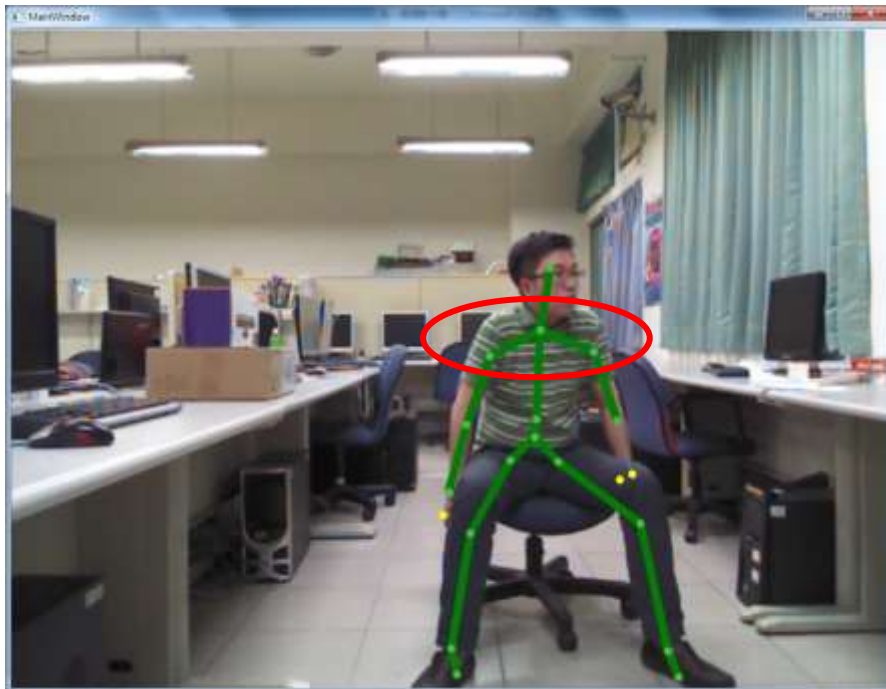


圖 106 雙肩旋轉復健動作二

圖 108 雙肩旋轉復健行為腦波 2D 圖中的 Delta 為復建過程中最高值，此數值為腦波所無意識發射出的 δ 波，因為在此復健動作中需要靠肩膀肌肉施力去旋轉並撐起手臂的重量，但復健者感覺到痠痛的同時，還是需要繼續進行復健直到動作完成，所以可透過此數據來得知復健者是否有如實進行復健動作，但因肩膀動作時牽扯到身體的部位更加的居多，因此會造成更多部位的酸痛感出現，此時如調整為讓肌肉比較舒緩的動作時，Delta 的數值就會降低，反之如果持續著數值會維持在一定的高度，因此動作痠痛感腦波數值過於明顯，所以即需要藉由另外兩種設備觀察復健情形。

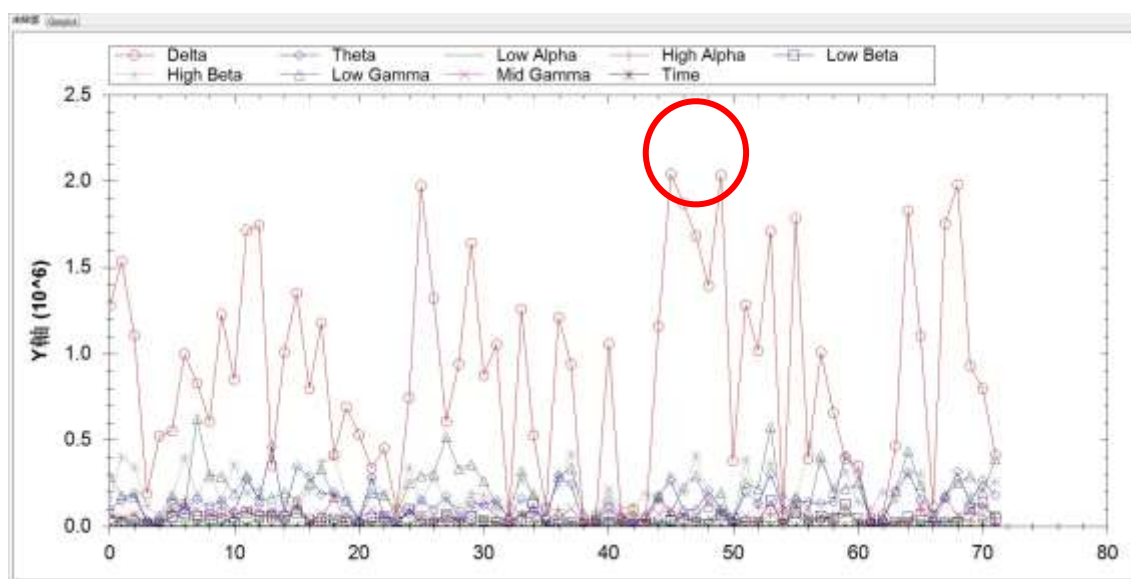


圖 107 雙肩旋轉復健行為腦波 2D 圖

圖 109 雙肩旋轉復健行為腦波 3D 圖中可以看到此復健行為的 3D 圖與最高值，藉由程式選擇特定波值條件如 Time、Low Alpha、Low Gamma，即可得知目前三種數據最高值的數據為多少，如目前圖中 Low Gamma 值 400000 為最高值、Low Alpha 值則為 180000。

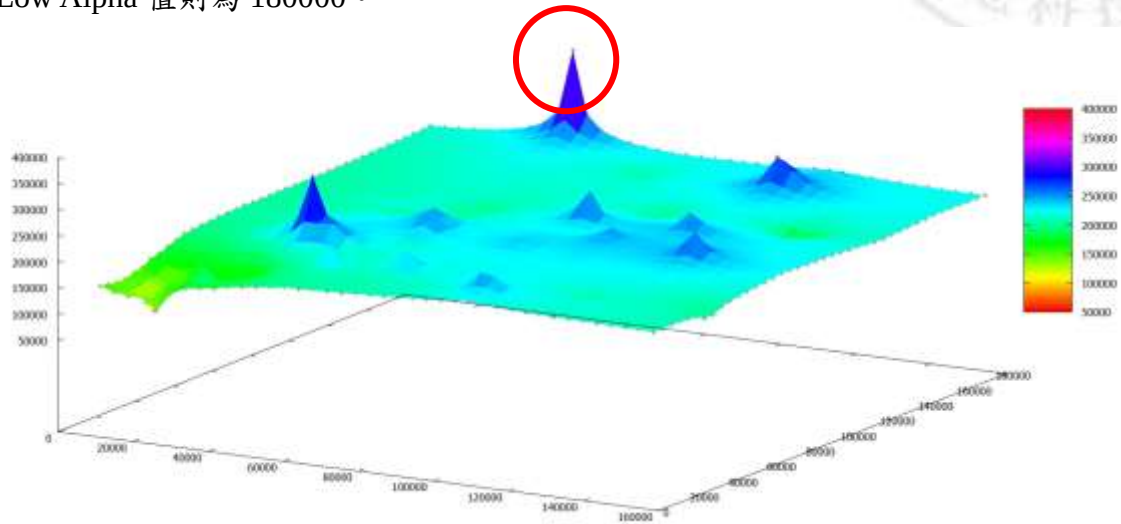


圖 108 雙肩旋轉復健行為腦波 3D 圖

圖 110 雙肩旋轉復健行為初始復健心律圖中可以看到一開始準備復健時的心律現象，可透過 ECG 觀察到即時的心律是否有過大起伏，如心跳加速等都會提高波值，並且藉由 IHR 可得知從開始監測心律到停止時的現象，以及可由 LF 的波形判斷是否有進行復健動作，如果有大動作時此訊號數值會降低，如果 LF 一直保持高數值，此復健動作便要觀察是否無進行復健，復健過後的資訊將由圖 111 雙肩旋轉復健行為完成復健心律圖做說明。

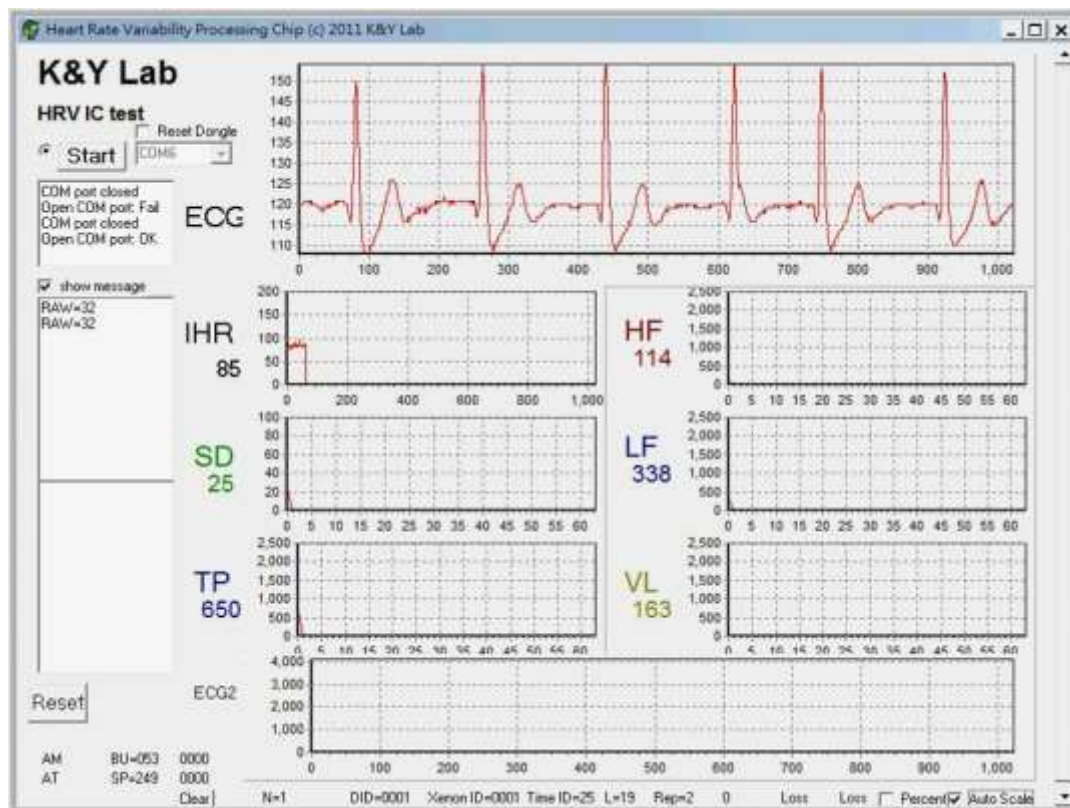


圖 109 雙肩旋轉復健行為初始復健心律圖

圖 111 雙肩旋轉復健行為完成復健心律圖為復健結束時所取得的心律圖，可由圖中得知在復健時 ECG 的心電圖，此波形是利用非侵入性的方式量測心臟各主要部分電位變化的即時監測，此波型的最高值維持從圖 110 雙肩旋轉復健行為初始復健心律圖中的 150 並無變化，藉由此資訊知道在復健時的心律變化，因此如果 ECG 都保持在正常範圍值內，即可觀察 IHR 是否有過於劇烈的起伏，如圖 111 雙肩旋轉復健行為完成復健心律圖中 IHR 數值平均維持在 50 到 100 之間，IHR 此數值為固有心率指在沒有自主神經作用下表現出的自身心律的頻率，當兩項數值皆為正常值時，可透過圖中的 HF/LF 數值判斷交感神經是否有太大的起伏，亦或是只有 ECG 提高，當 HF 數值攀升數值過快時，亦或是 LF 副交感神經數值起伏波度變大變多時，應當開始注意 HF 副交感神經數值或是即時停止復健，因 HF 副交感神經代表人體警示表示要休息、保存體力、促進消化、睡眠啟動等資訊，一旦交感神經開始失衡，如果是交感神經過強，就會出現焦慮緊繃、心跳很快、血壓升高；如果是副交感神經太強，就容易覺得疲憊懶散、精神不濟、體力下降，因此可透過此數值來判斷及警示復健是否需要休息亦或是終止。

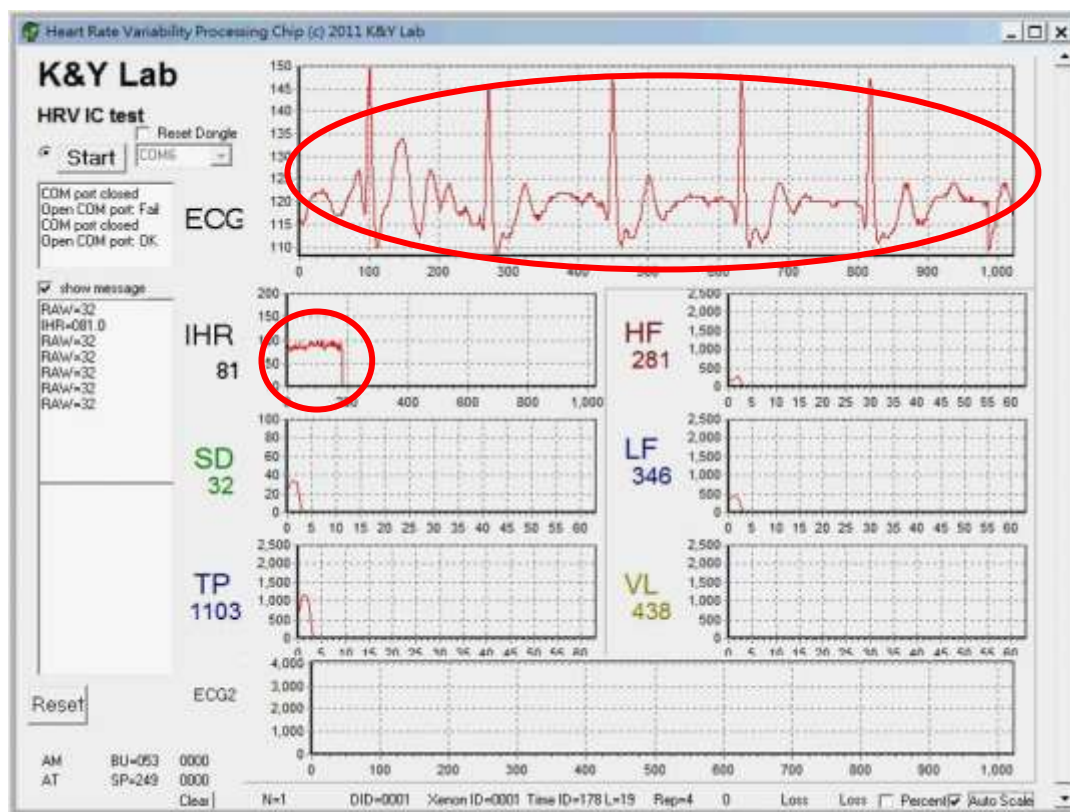


圖 110 雙肩旋轉復健行為完成復健心律圖

圖 112 雙肩旋轉復健行為 HRV 之 3D 圖中可以看到此復健行為的 3D 圖與最高值，藉由程式選擇特定波值條件如 Time、HR、TP，即可得知目前三種數據的相關數據變化為何，如目前圖中 HR(每分鐘心跳次數比)值最低為 600 最高到 950、TP(全部正常心跳期間之變異數總和)值最高為 300，因此復健動作會屬於平時就會動作的部分，所以會由剛進行的不適感逐漸到適應，但長時間復健後肩膀關節會產生痠痛感，由圖可快速辨別出使用者復建完成後心律變化，亦可更改為其他特定相關條件判別其他生理變化。

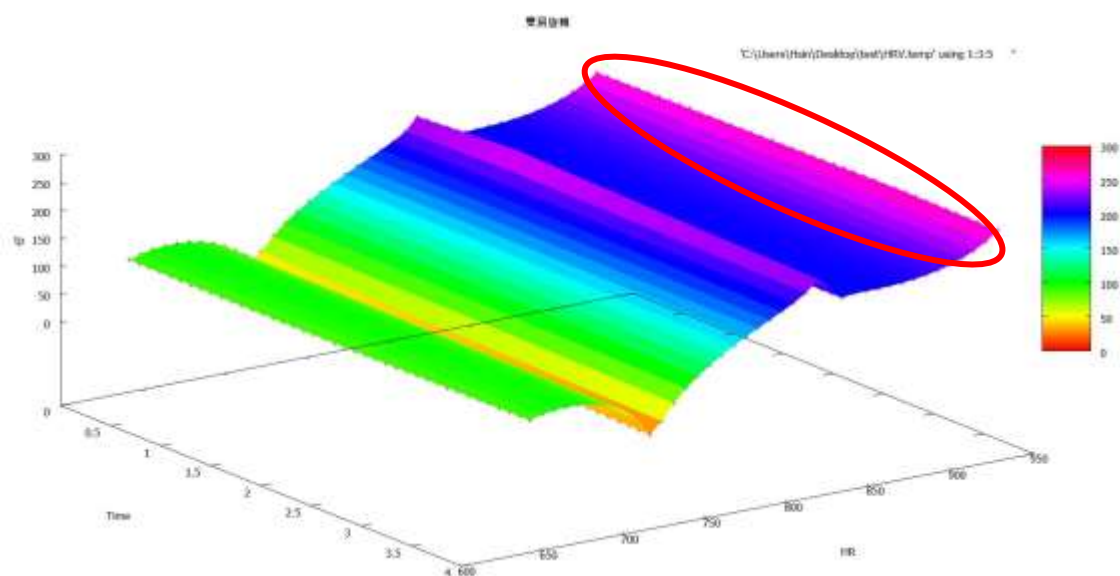


圖 111 雙肩旋轉復健行為 HRV 之 3D 圖

4.2 術後復健模擬動作過程與結果分析

4.2.1 術後復健模擬動作一”屈膝運動”復健過程與結果分析

因關節手術後，如果沒進行活動或復健，往往會使之肌肉張力不足或是骨骼生長完成但造成關節沾黏問題，此情形下不只無法走路，連站立都是問題，在術後復健模擬動作一中，主要針對關節、膝關節以及肌力作訓練，在圖 113 屈膝運動復健預備動作時，即可透過電腦觀看自己本身的腦波和心律等狀況，這時使用者只需要確認動作前是否有不適或已經可以執行復健動作，以下將對應各種偵測圖逐一說明。

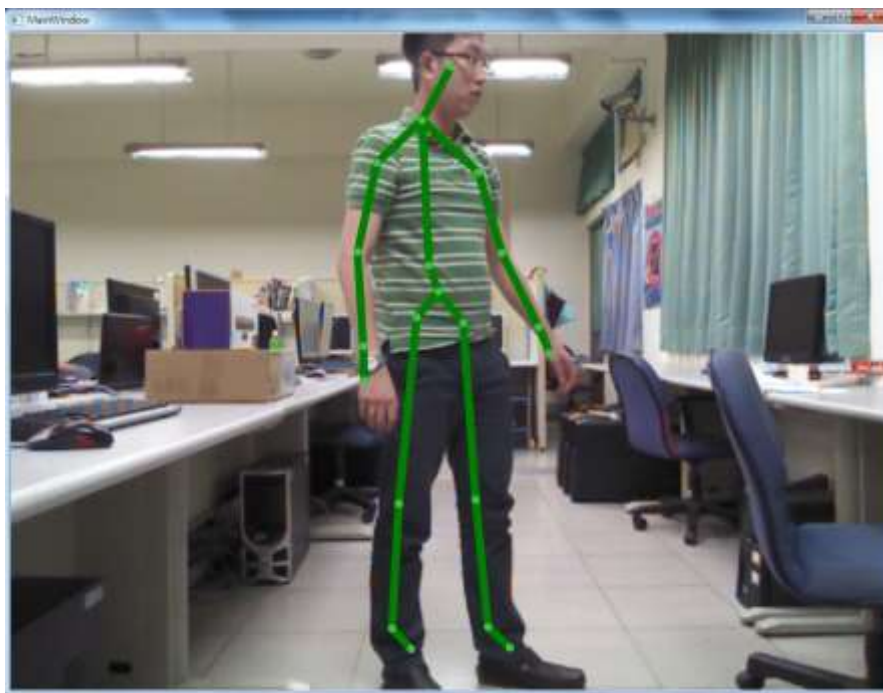


圖 112 屈膝運動復健預備動作

根據圖 114 屈膝運動復健動作一及圖 115 屈膝運動復健動作二中所做的術後復健動作紀錄，可以得知整個復健運動的過程中，動作是否有錯誤，關節角度過大過小等，或是其中動作不正確，即可透過其中拍攝的照片評估環境是否適合作此復健動作，或是動作需要修正。



圖 113 屈膝運動復健動作一



圖 114 屈膝運動復健動作二

圖 116 屈膝運動復健行為腦波 2D 圖中的 Delta 為復建過程中最高值，此數值為腦波所無意識發射出的 δ 波，因為在此復健動作中需要靠腿部肌肉施力去撐起身體的重量，但復健者又因為剛手術完，因此容易感覺到痠痛，但又不得不繼續進行復健直到動作完成，所以可透過此數據來得知復健者是否有如實進行復健動作，如調整為讓肌肉比較舒緩的動作時，Delta 的數值就會降低，反之如果持續著數值會維持在一定的高度，但是術後的復健會有手術完的疼痛感在，因此就需參考其他腦波數值。

而數據中的 Theta 為復建過程中的 θ 波，此腦波也稱為「入定態」，因為要持續的復健，所以會使患者處於在術後產生的持續痠痛中，因此患者容易藉由思考其他事情使其分散注意力，並且讓動作進入慣性的傳建中，此時可透過此腦波數值來判斷是否有按照復健動作中的動作復健，如果此時數值的波幅變大，就應該考慮是否減少復健次數，因有可能患者的肌力或關節並無法負擔。

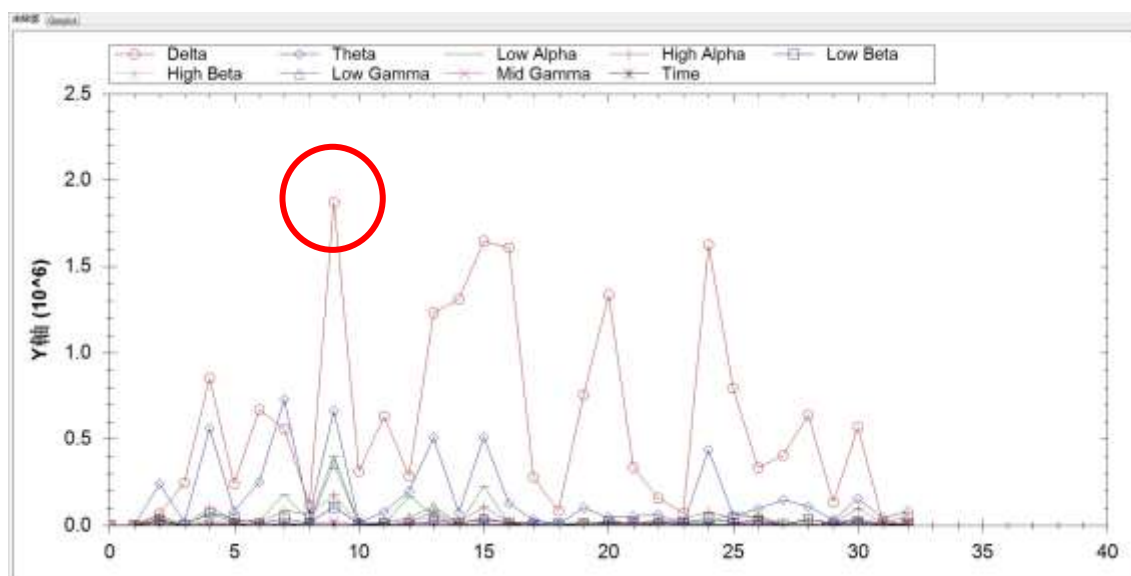


圖 115 屈膝運動復健行為腦波 2D 圖

圖 117 屈膝運動復健行為腦波 3D 圖中可以看到此復健行為的 3D 圖與最高值，藉由程式選擇特定波值條件如 Time、Low Alpha、Low Gamma，即可得知目前三種數據最高值的數據為多少，如目前圖中 Low Gamma 值 120000 為最高、Low Alpha 值則為 180000。

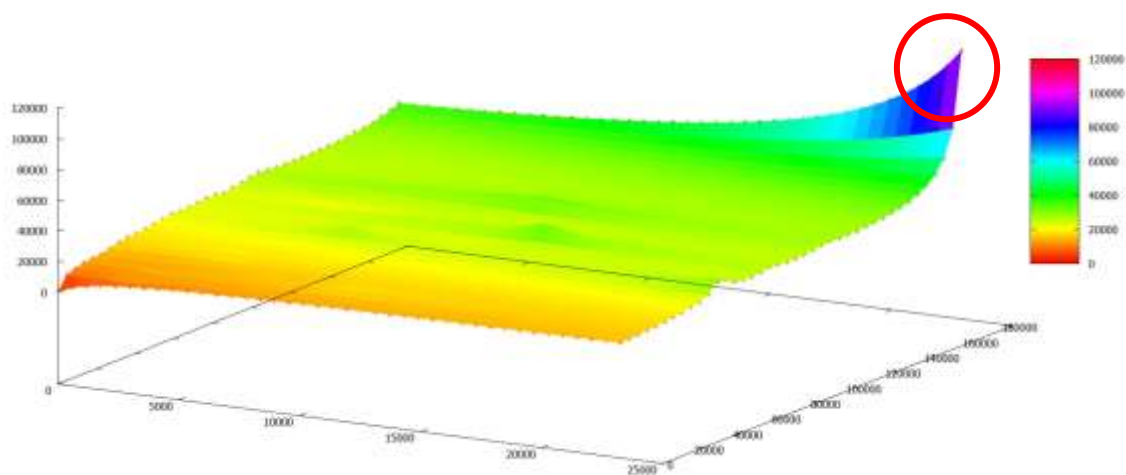


圖 116 屈膝運動復健行為腦波 3D 圖

圖 118 屈膝運動復健行為初始復健心律圖中可以看到一開始準備復健時的心律現象，可透過 ECG 觀察到即時的心律是否有過大起伏，如心跳加速等都會提高波值，並且藉由 IHR 可得知從開始監測心律到停止時的現象，以及可由 LF 的波形判斷是否有進行復健動作，如果有大動作時此訊號數值會降低，如果 LF 一直保持高數值，此復健動作便要觀察是否無進行復健，復健過後的資訊將由圖 119 屈膝運動復健行為完成復健心律圖做說明。

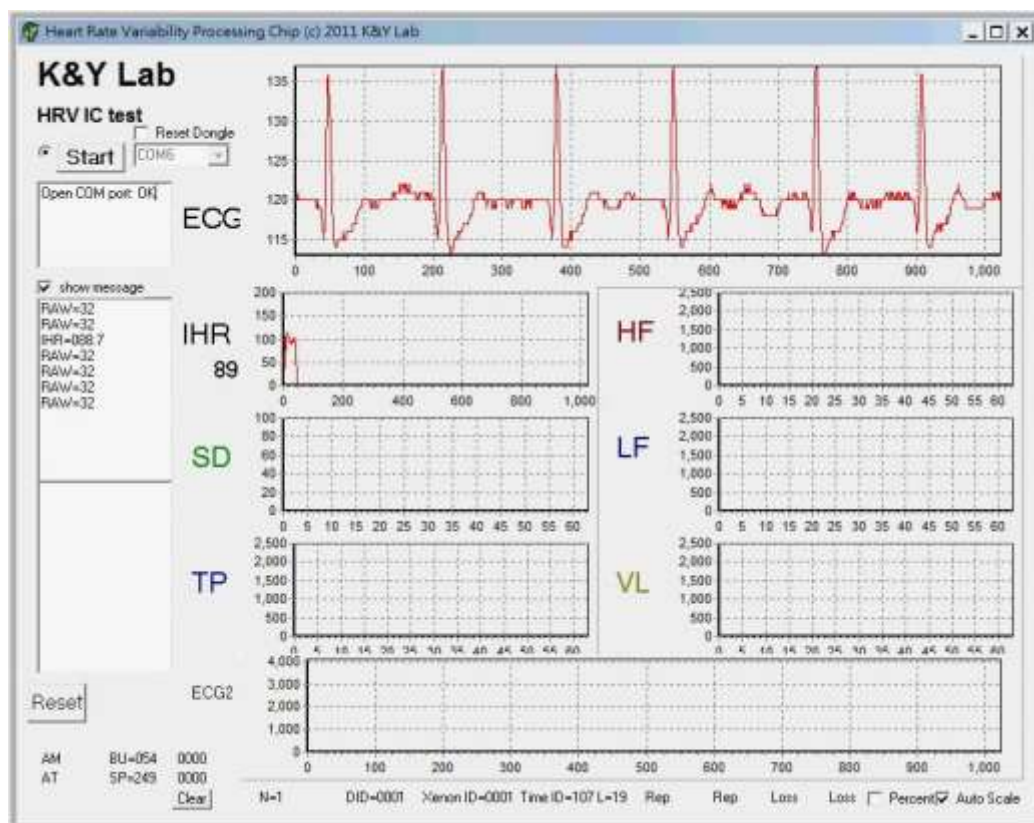


圖 117 屈膝運動復健行為初始復健心律圖

圖 119 屈膝運動復健行為完成復健心律圖為復健結束時所取得的心律圖，可由圖中得知在復健時 ECG 的心電圖，此波形是利用非侵入性的方式量測心臟各主要部分電位變化的即時監測，此波型的最高值從圖 118 屈膝運動復健行為初始復健心律圖中的 135 上升到圖 119 屈膝運動復健行為完成復健心律圖的 140，藉由此資訊知道在復健時的心律變化，因此如果 ECG 都保持在正常範圍值內，即可觀察 IHR 是否有過於劇烈的起伏，如圖 119 屈膝運動復健行為完成復健心律圖中 IHR 數值並無維持明顯數據，IHR 此數值為固有頻率指在沒有自主神經作用下表現出的自身心律的頻率，當 IHR 數值起伏太大時，可透過圖中的 HF/LF 數值判斷交感神經是否有太大的起伏，亦或是只有 ECG 提高，當 HF 數值攀升數值過快時，亦或是 LF 副交感神經數值起伏波度變大變多時，應當開始注意 HF 副交感神經數值或是即時停止復健，因 HF 副交感神經代表人體警示表示要休息、保存體力、促進消化、睡眠啟動等資訊，一旦交感神經開始失衡，如果是交感神經過強，就會出現焦慮緊繃、心跳很快、血壓升高，因此可透過此數值來判斷及警示復健是否需要休息亦或是終止。

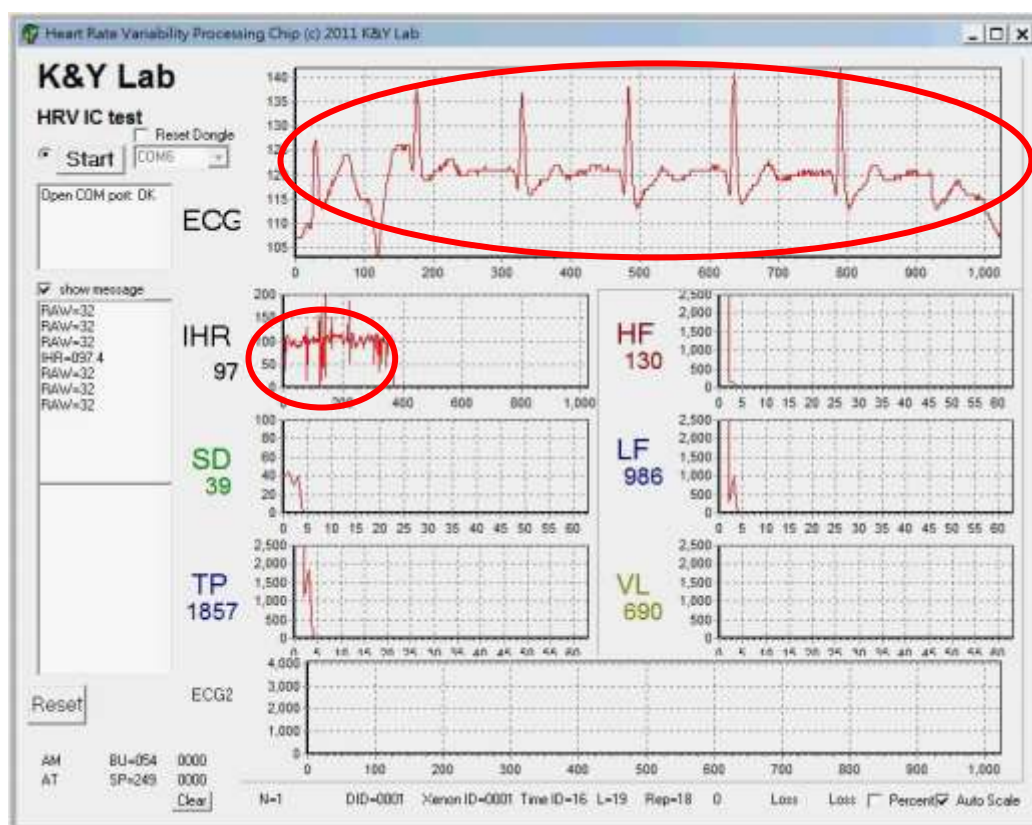


圖 118 屈膝運動復健行為完成復健心律圖

圖 120 屈膝運動復健行為 HRV 之 3D 圖中可以看到此復健行為的 3D 圖與最高值，藉由程式選擇特定波值條件如 Time、HR、TP，即可得知目前三種數據的相關數據變化為何，如目前圖中 HR(每分鐘心跳次數比)值最低為 565 最高到 600、TP(全部正常心跳期間之變異數總和)值最高為 22，此復健動作可避免在術後膝關節產生沾黏現象，但長時間動作後膝關節會造成疲勞，因此關節會開始出現酸麻和關節不順及疼痛等現象，由圖可快速辨別出使用者復建完成後心律變化，亦可更改為其他特定相關條件判別其他生理變化。

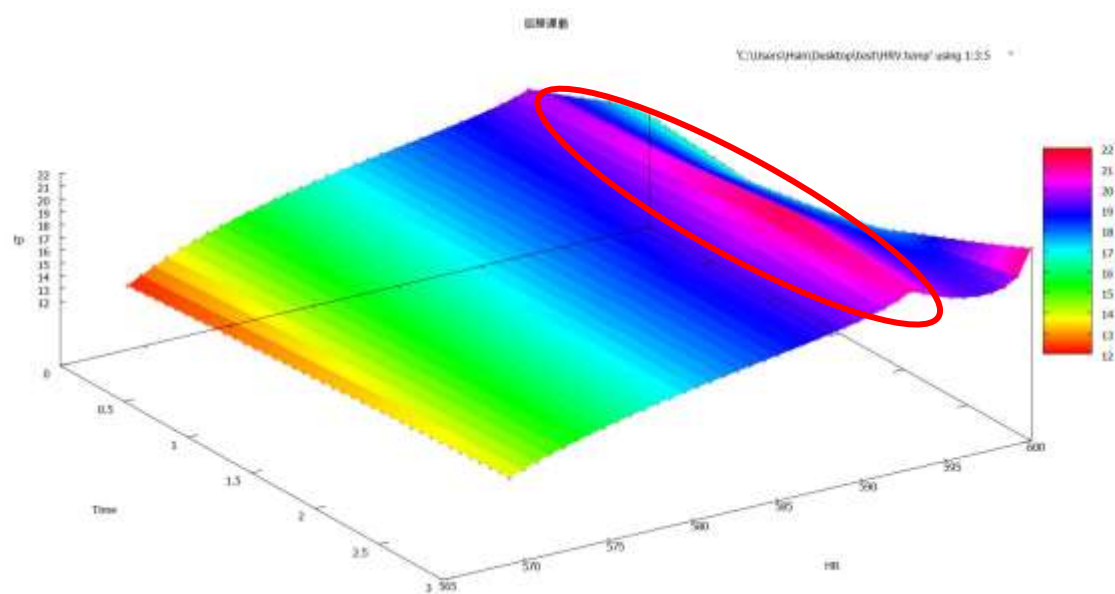


圖 119 屈膝運動復健行為 HRV 之 3D 圖

4.2.2 術後復健模擬動作二”負重運動”復健過程與結果分析

因關節手術後，如果沒進行活動或復健，往往會使之肌肉張力不足或是骨骼生長完成但造成關節沾黏問題，此情形下不只無法走路，連站立都是問題，在術後復健模擬動作二中，主要針對膝關節以及肌力作訓練，在圖 121 負重運動復健預備動作時，即可透過電腦觀看自己本身的腦波和心律等狀況，這時使用者只需要確認動作前是否有不適或已經可以執行復健動作，以下將對應各種偵測圖逐一說明。

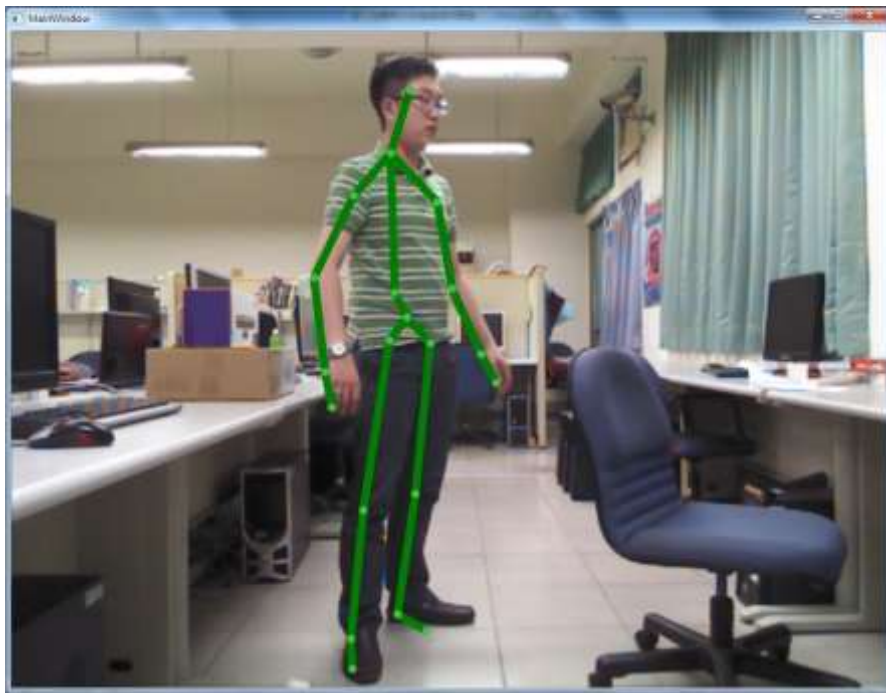


圖 120 負重運動復健預備動作

根據圖 122 負重運動復健動作一及圖 123 負重運動復健動作二中所做的術後復健動作紀錄，可以得知整個復健運動的過程中，動作是否有錯誤，或是其中動作不到位等，，如稍微彎曲膝蓋，但動作卻不完整，只是因感到痠痛就計算為一次，此時可透過其中拍攝的照片評估是否要到醫院復健，以及環境是否適合作此復健動作。

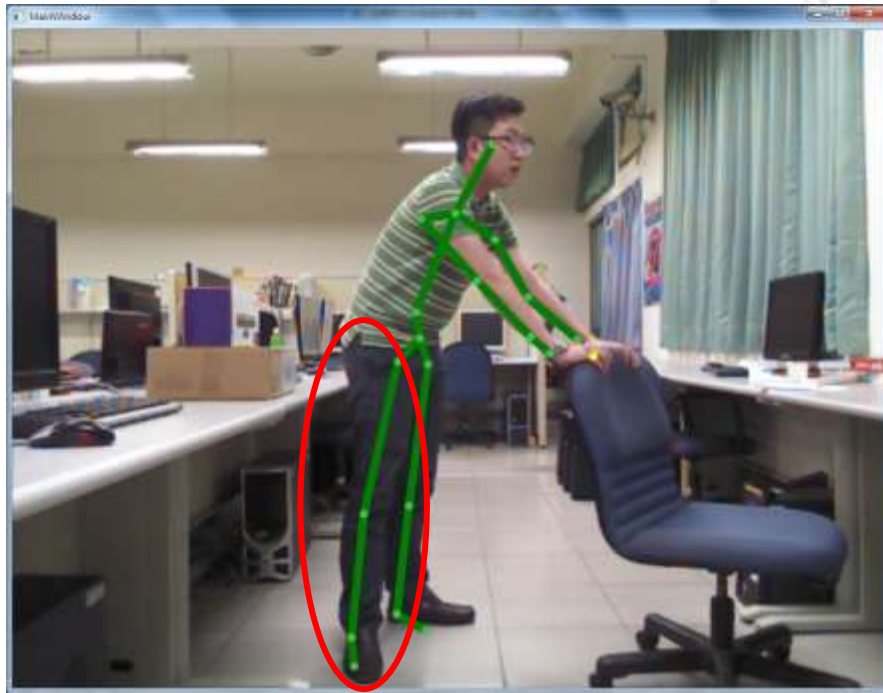


圖 121 負重運動復健動作一

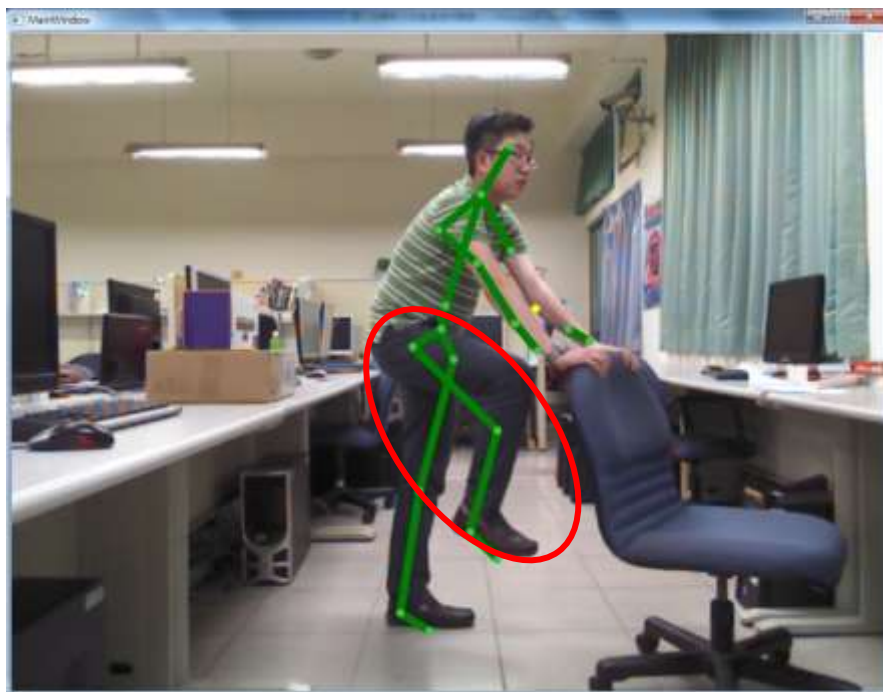


圖 122 負重運動復健動作二

圖 124 負重運動復健行為腦波 2D 圖中的 Delta 為復建過程中最高值，此數值為腦波所無意識發射出的 δ 波，因為在此復健動作中需要靠術後的腿部肌肉施力去彎曲術後的膝蓋，並支撐腳部的重量，但復健者感覺到痠痛的同時，還是需要繼續進行復健直到動作完成，所以可透過此數據來得知復健者是否有如實進行復健動作，如調整為讓肌肉比較舒緩的動作時，Delta 的數值就會降低，反之如果持續著數值會維持在一定的高度，但術後的疼痛可能造成多項數值的提升，因此藉由比對各項腦波數值時，也須對造各項儀器所收集到的數據。

而數據中的 Theta 為復建過程中的 θ 波，此腦波也稱為「入定態」，因為要重複性的抬起患部，因此會處在於持續慣性的動作中，因此也可透過此腦波數值來判斷是否有按照復健動作中的動作復健，但因疼痛會使之波形起伏，如果此時起伏的數值波幅太大，就應該考慮是否減少復健次數，因有可能患者的肌力或膝關節並無法負擔。

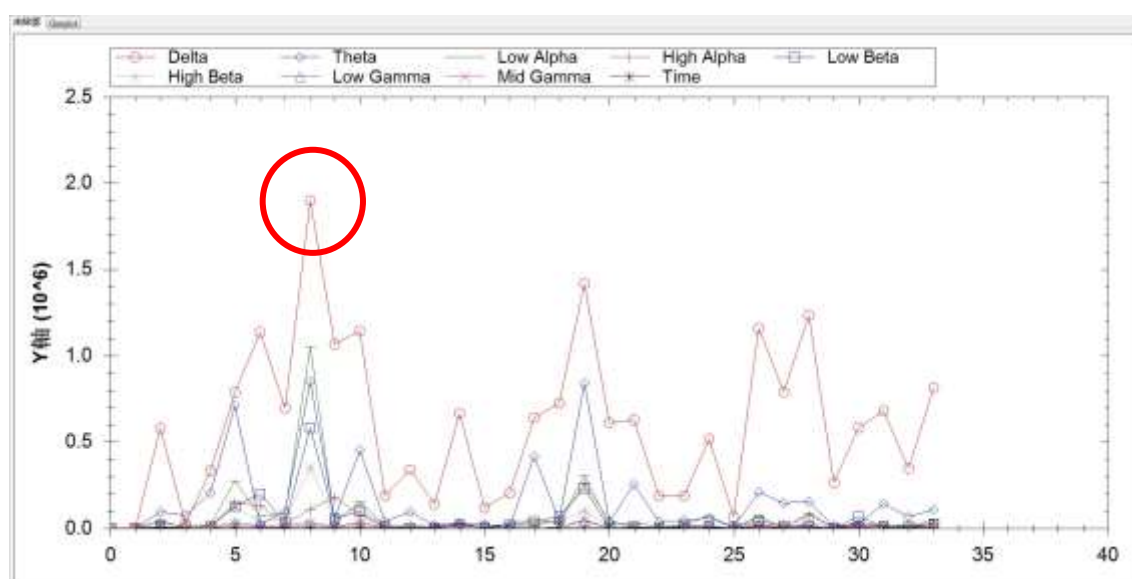


圖 123 負重運動復健行為腦波 2D 圖

圖 125 負重運動復健行為腦波 3D 圖中可以看到此復健行為的 3D 圖與最高值，藉由程式選擇特定波值條件如 Time、Low Alpha、Low Gamma，即可得知目前三種數據最高值的數據為多少，如目前圖中 Low Gamma 值 350000 為最高、Low Alpha 值則為 300000。

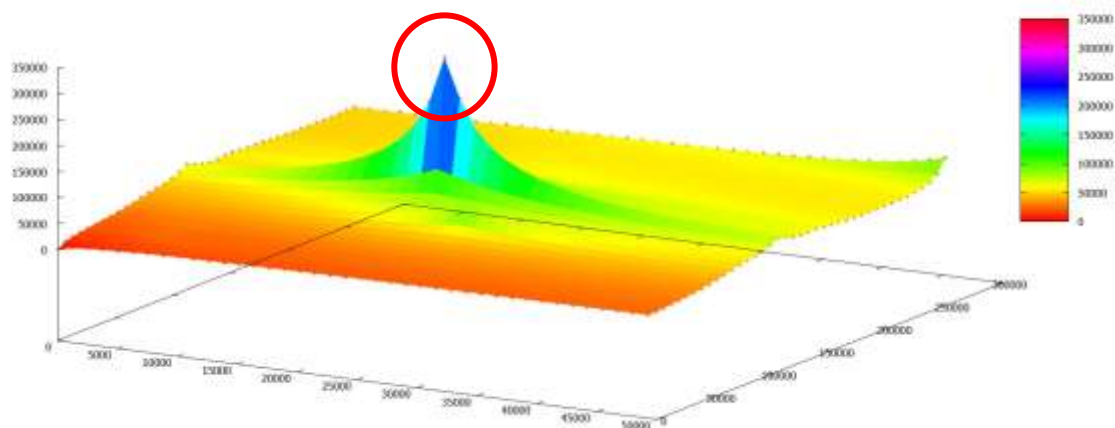


圖 124 負重運動復健行為腦波 3D 圖

圖 126 負重運動復健行為初始復健心律圖中可以看到一開始準備復健時的心律現象，可透過 ECG 觀察到即時的心律是否有過大起伏，如心跳加速等都會提高波值，並且藉由 IHR 可得知從開始監測心律到停止時的現象，以及可由 LF 的波形判斷是否有進行復健動作，如果有大動作時此訊號數值會降低，如果 LF 一直保持高數值，此復健動作便要觀察是否無進行復健，復健過後的資訊將由圖 127 負重運動復健行為完成復健心律圖做說明。

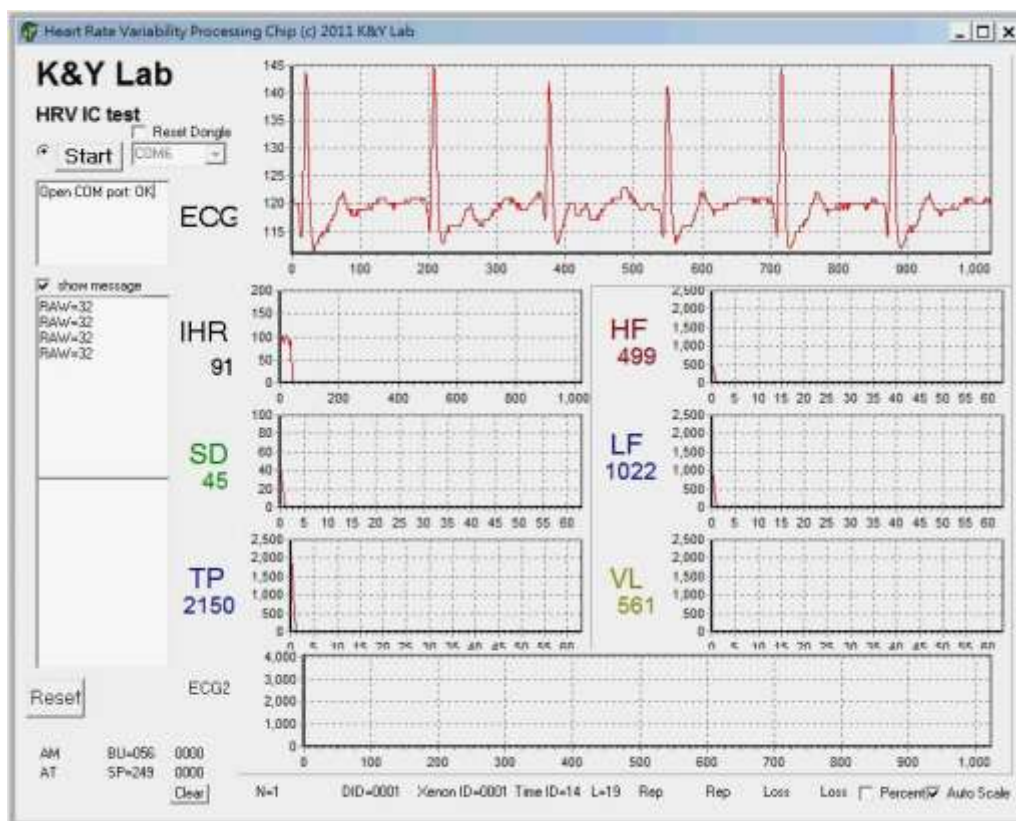


圖 125 負重運動復健行為初始復健心律圖

圖 127 負重運動復健行為完成復健心律圖為復健結束時所取得的心律圖，可由圖中得知在復健時 ECG 的心電圖，此波形是利用非侵入性的方式量測心臟各主要部分電位變化的即時監測，此波型的最高值從圖 126 負重運動復健行為初始復健心律圖中的 145 上升到圖 127 負重運動復健行為完成復健心律圖的 145 以上，藉由此資訊知道在復健時的心律變化，因此如果 ECG 都保持在正常範圍值內，即可觀察 IHR 是否有過於劇烈的起伏，如圖中 IHR 數值並無維持明顯數據，IHR 此數值為固有心率指在没有自主神經作用下表現出的自身心律的頻率，當 IHR 數值為不正常值時，可透過圖中的 HF/LF 數值判斷交感神經是否有太大的起伏，亦或是只有 ECG 提高，當 HF 數值攀升數值過快時，亦或是 LF 副交感神經數值起伏波度變大變多時，應當開始注意 HF 副交感神經數值或是即時停止復健，因 HF 副交感神經代表人體警示表示要休息、保存體力、促進消化、睡眠啟動等資訊，一旦交感神經開始失衡，如果是交感神經過強，就會出現焦慮緊繃、心跳很快、血壓升高；如果是副交感神經太強，就容易覺得疲憊懶散、精神不濟、體力下降，因此可透過此數值來判斷及警示復健是否需要休息亦或是終止。

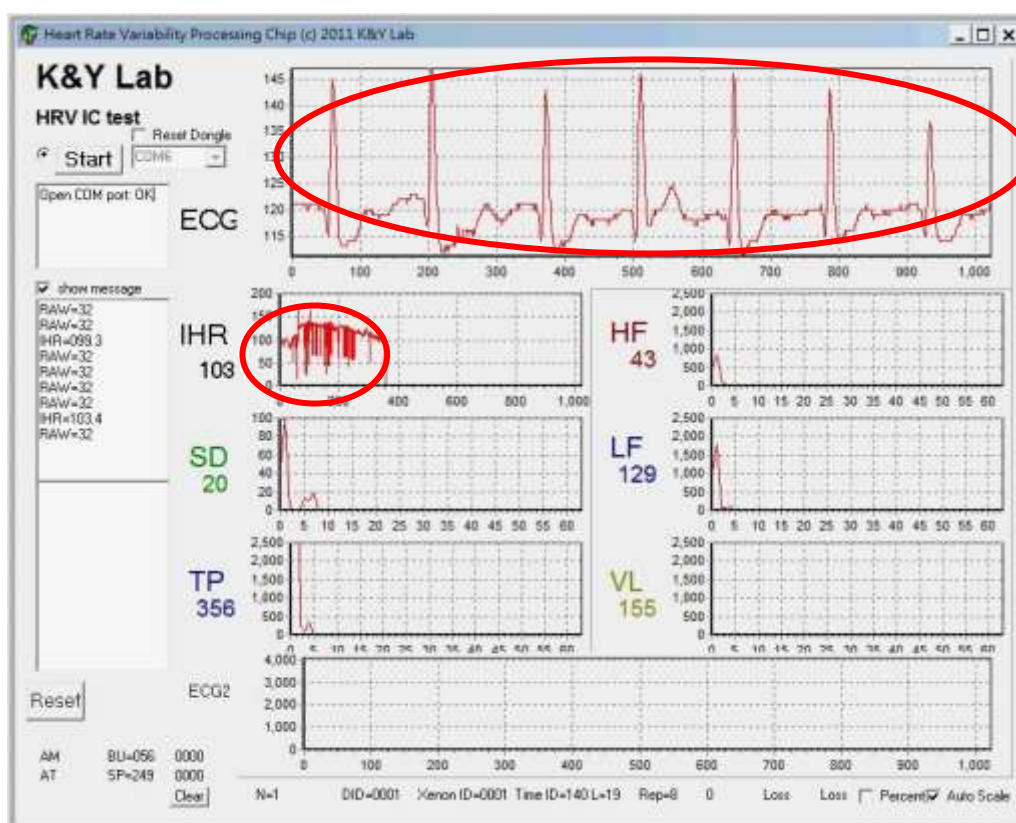


圖 126 負重運動復健行為完成復健心律圖

圖 128 負重運動復健行為 HRV 之 3D 圖中可以看到此復健行為的 3D 圖與最高值，藉由程式選擇特定波值條件如 Time、HR、TP，即可得知目前三種數據的相關數據變化為何，如目前圖中 HR(每分鐘心跳次數比)值最低為 585 最高到 635、TP(全部正常心跳期間之變異數總和)值最高為 22，此復健動作可避免術後髖關節的活動不適，因此在開始復健過程時會產生極大的不適及痠痛感，但進行復健後身體會逐漸適應，由圖可快速辨別出使用者復建完成後心律變化，亦可更改為其他特定相關條件判別其他生理變化。

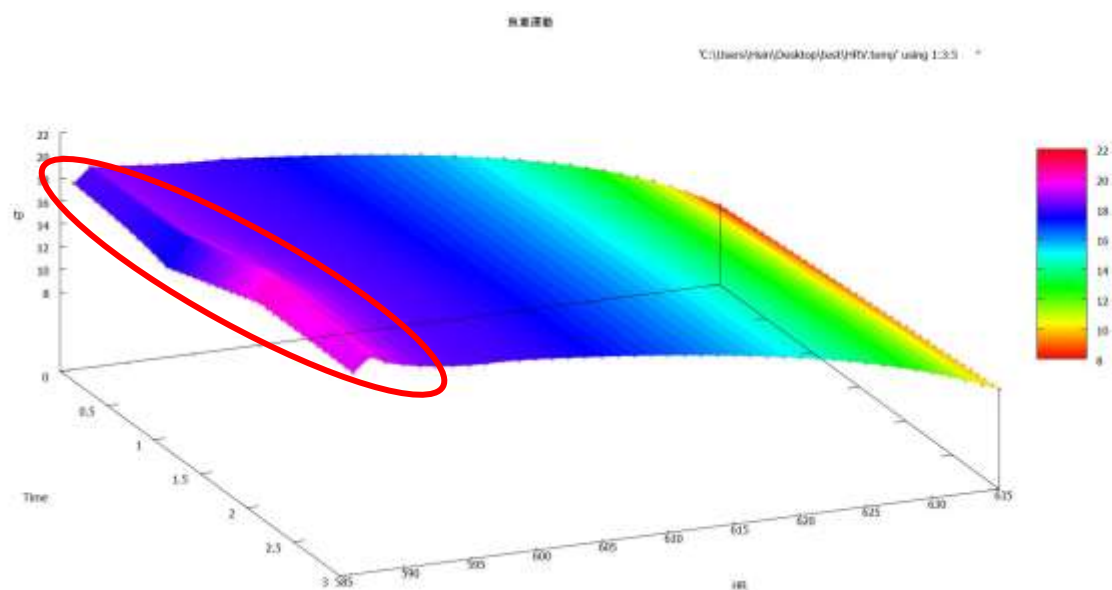


圖 127 負重運動復健行為 HRV 之 3D 圖

4.2.3 術後復健模擬動作三”被動屈曲與加阻力運動”復健過程與結果分析

因關節手術後，如果沒進行活動或復健，往往會使之肌肉張力不足或是骨骼生長完成但造成關節沾黏問題，此情形下不只無法走路，連站立都是問題，在術後復健模擬動作三中，主要針對**髖關節**以及**肌力**作訓練，在圖 129 被動屈曲與加阻力運動復健預備動作時，即可透過電腦觀看自己本身的腦波和心律等狀況，這時使用者只需要確認動作前是否有不適或已經可以執行復健動作，以下將對應各種偵測圖逐一說明。

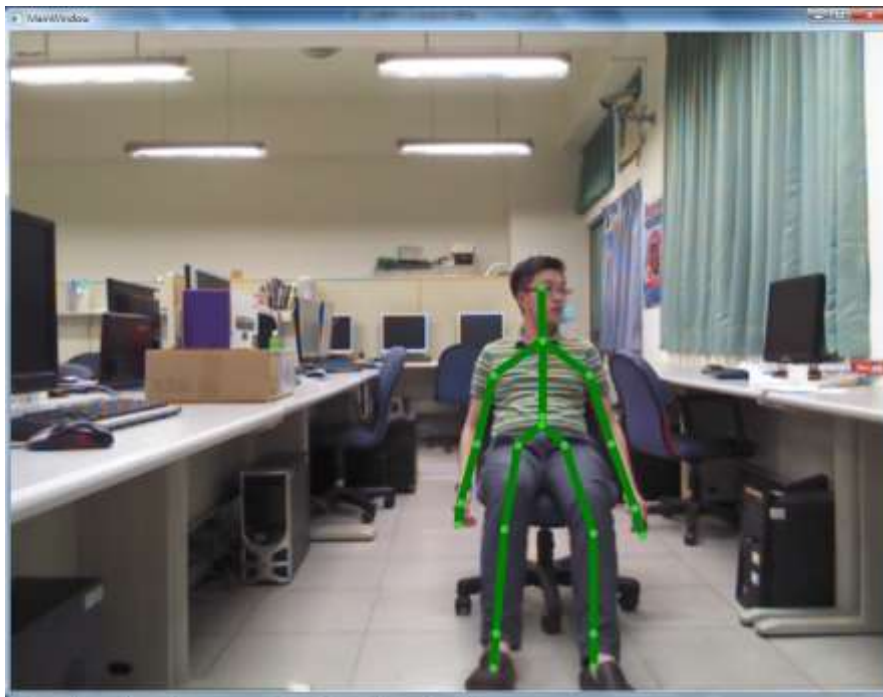


圖 128 被動屈曲與加阻力運動復健預備動作

根據圖 130 被動屈曲與加阻力運動復健動作一及圖 131 被動屈曲與加阻力運動復健動作二所做的術後復健動作紀錄，可以得知整個復健運動的過程中，動作是否有錯誤，或是其中動作不到位等，如復健中靠其他工具去抬起患部等，以及可透過其中拍攝的照片評估環境是否適合作此復健動作。

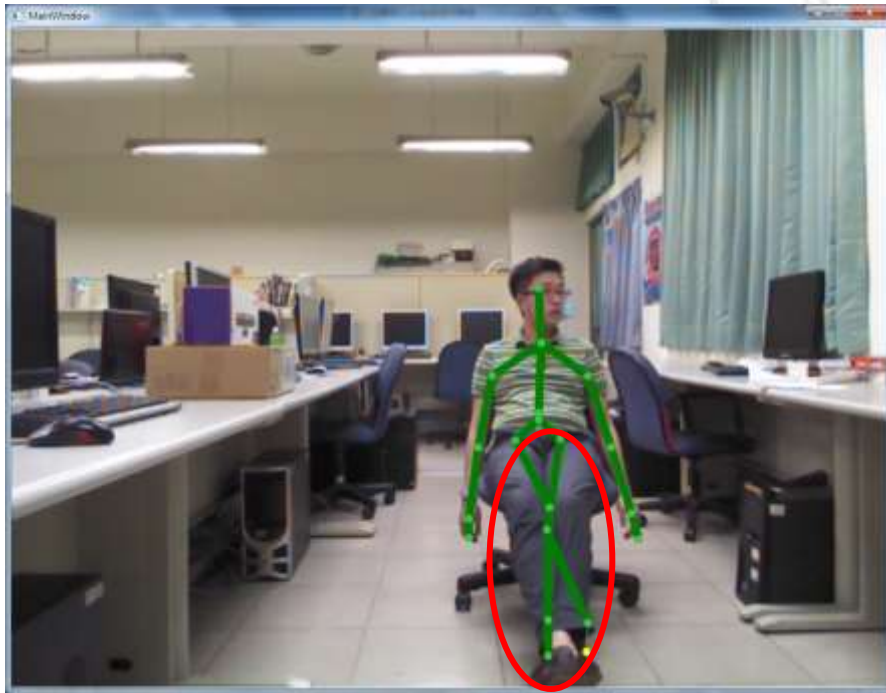


圖 129 被動屈曲與加阻力運動復健動作一

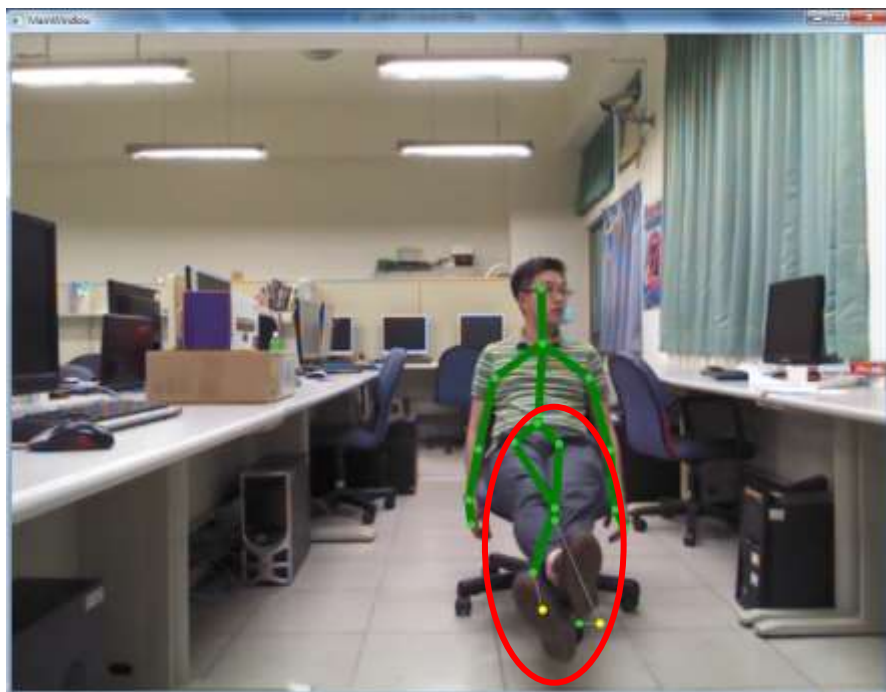


圖 130 被動屈曲與加阻力運動復健動作二

圖 132 被動屈曲與加阻力運動復健行為腦波 2D 圖中的 Delta 為復建過程中最高值，此數值為腦波所無意識發射出的 δ 波，因為在此復健動作中需要靠術後的腿部肌肉施力去撐起或是壓下另一隻腳的重量，但復健者感覺到痠痛的同時，還是需要繼續進行復健直到動作完成，所以可透過此數據來得知復健者是否有如實進行復健動作，如因施力疼痛時把要復健的腳疊放在另一隻腳上，Delta 的數值就會降低，反之如果持續著復健數值會維持在一定的高度。

而數據中的 Theta 為復建過程中的 θ 波，此腦波也稱為「入定態」，因為要重複性的輪流抬起或是壓下腳，因此會處在於持續慣性的動作中，因此也可透過此腦波數值來判斷是否有按照復健動作中的動作復健，但因為術後的痠痛，此腦波數值會有所起伏，如果此時數值的波幅太大，就應該考慮是否減少復健次數，因有可能患者的肌力或膝關節並無法負擔。

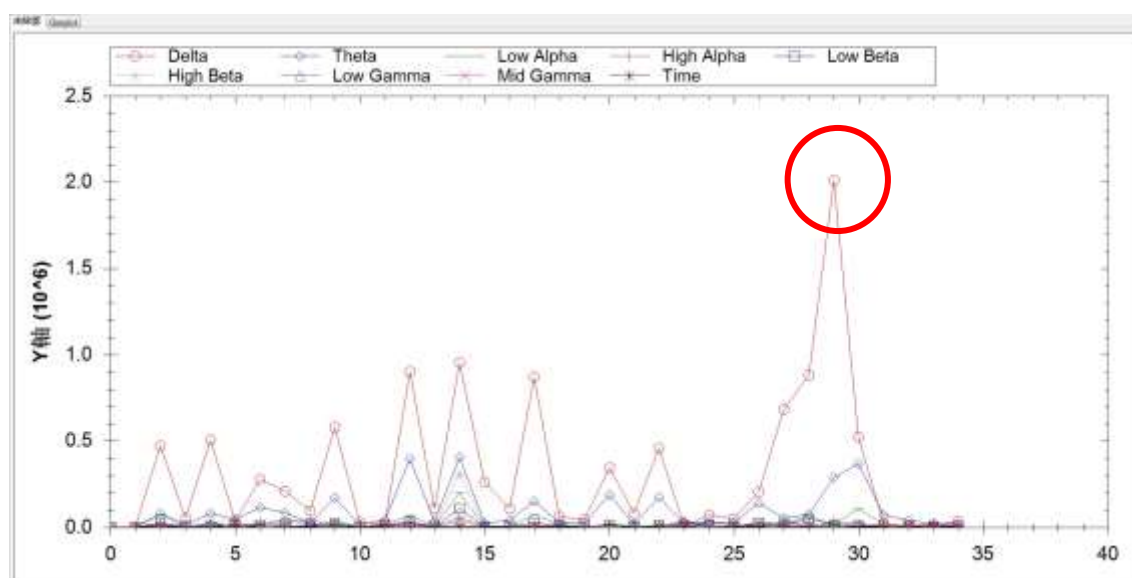


圖 131 被動屈曲與加阻力運動復健行為腦波 2D 圖

圖 133 被動屈曲與加阻力運動復健行為腦波 3D 圖中可以看到此復健行為的 3D 圖與最高值，藉由程式選擇特定波值條件如 Time、Low Alpha、Low Gamma，即可得知目前三種數據最高值的數據為多少，如目前圖中 Low Gamma 值 300000 為最高、Low Alpha 值則為 60000。

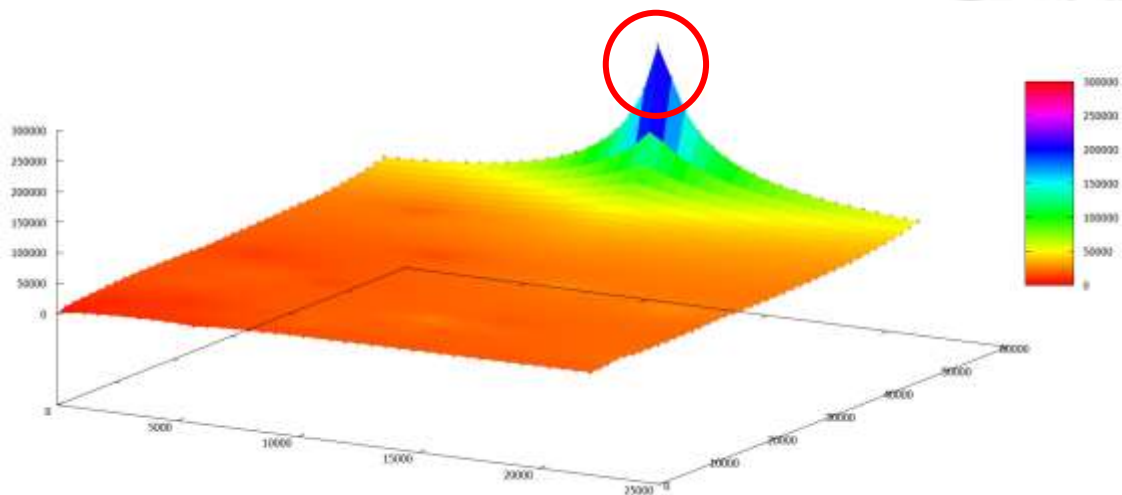


圖 132 被動屈曲與加阻力運動復健行為腦波 3D 圖

圖 134 被動屈曲與加阻力運動復健行為初始復健心律圖中可以看到一開始準備復健時的心律現象，可透過 ECG 觀察到即時的心律是否有過大起伏，如心跳加速等都會提高波值，並且藉由 IHR 可得知從開始監測心律到停止時的現象，以及可由 LF 的波形判斷是否有進行復健動作，如果有大動作時此訊號數值會降低，如果 LF 一直保持在高數值，此復健動作便要觀察是否無進行復健，復健過後的資訊將由圖 135 被動屈曲與加阻力運動復健行為完成復健心律圖做說明。

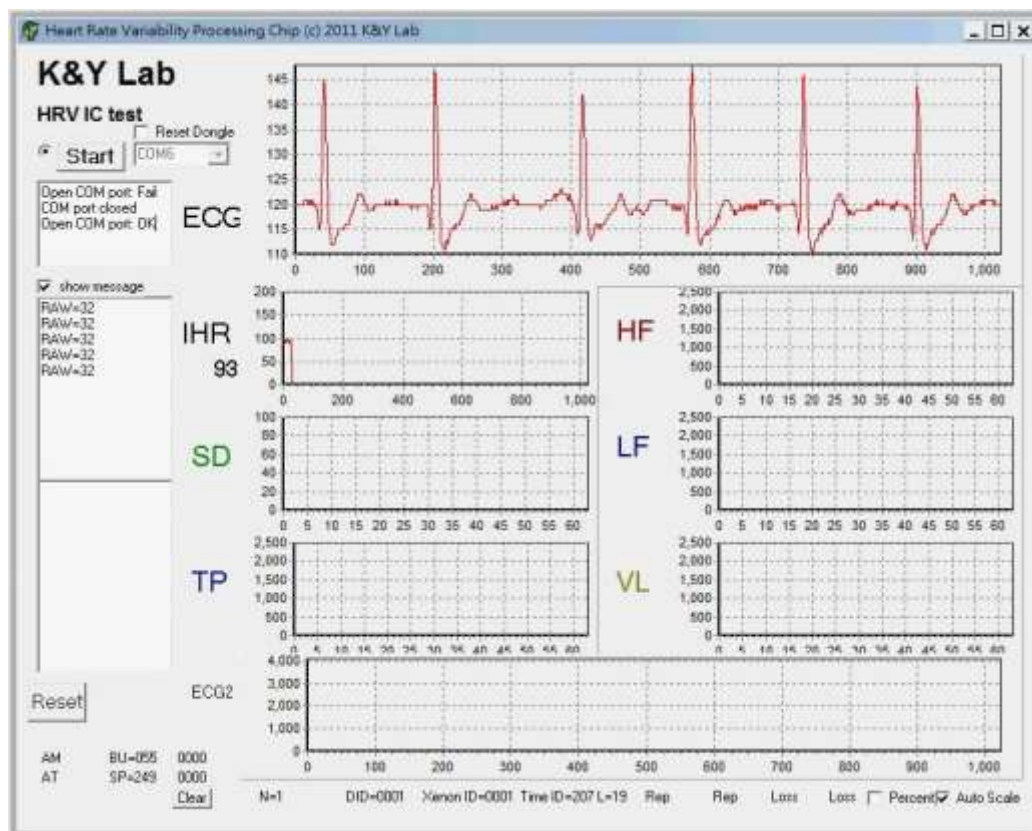


圖 133 被動屈曲與加阻力運動復健行為初始復健心律圖

圖 135 被動屈曲與加阻力運動復健行為完成復健心律圖為復健結束時所取得的心律圖，可由圖中得知在復健時 ECG 的心電圖，此波形是利用非侵入性的方式量測心臟各主要部分電位變化的即時監測，此波型的最高值從圖 134 被動屈曲與加阻力運動復健行為初始復健心律圖中的 145 維持不變時，藉由此資訊知道在復健時的心律變化，因此如果 ECG 都保持在正常範圍值內，即可觀察 IHR 是否有過於劇烈的起伏，如圖 135 被動屈曲與加阻力運動復健行為完成復健心律圖中 IHR 數值平均維持在 100 上下，IHR 此數值為固有心率指在没有自主神經作用下表現出的自身心律的頻率，當兩項數值皆為正常值時，可透過圖中的 HF/LF 數值判斷交感神經是否有太大的起伏，亦或是只有 ECG 提高，當 HF 數值攀升數值過快時，亦或是 LF 副交感神經數值起伏波度變大變多時，應當開始注意 HF 副交感神經數值或是即時停止復健，因 HF 副交感神經代表人體警示表示要休息、保存體力、促進消化、睡眠啟動等資訊，一旦交感神經開始失衡，如果是交感神經過強，就會出現焦慮緊繃、心跳很快、血壓升高，因此可透過此數值來判斷及警示復健是否需要休息亦或是終止。

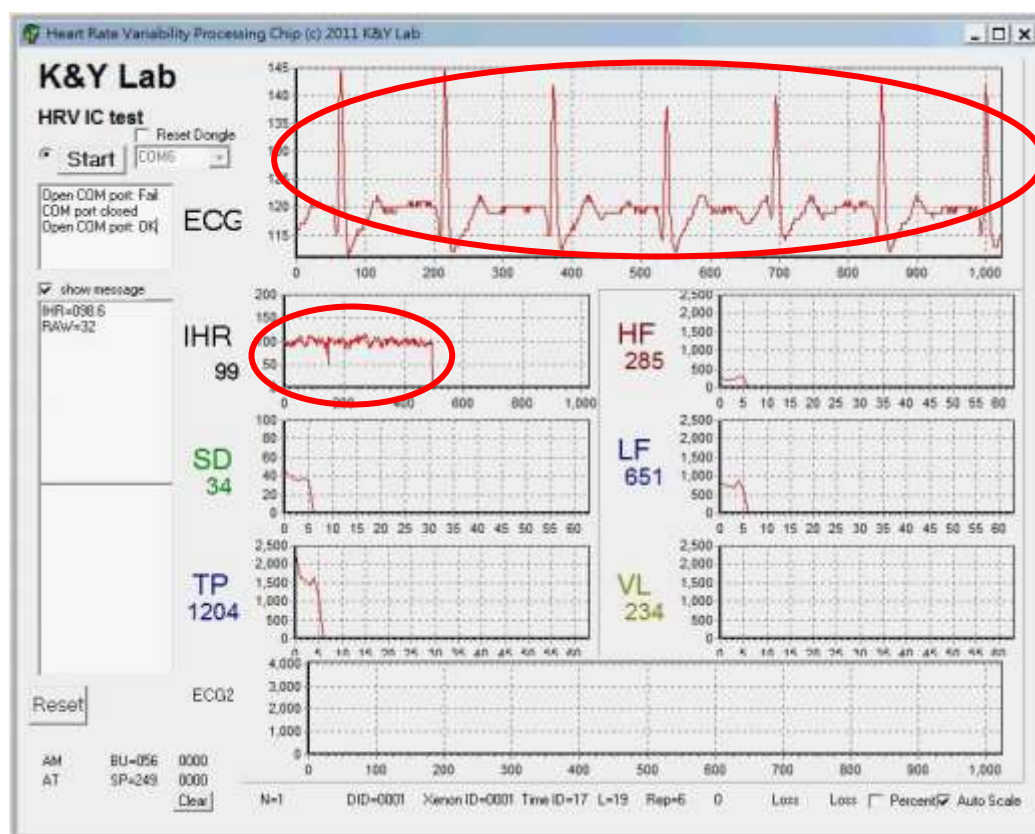


圖 134 被動屈曲與加阻力運動復健行為完成復健心律圖

圖 136 被動屈曲與加阻力運動復健行為 HRV 之 3D 圖中可以看到此復健行為的 3D 圖與最高值，藉由程式選擇特定波值條件如 Time、HR、TP，即可得知目前三種數據的相關數據變化為何，如目前圖中 HR(每分鐘心跳次數比)值最低為 645 最高到 690、TP(全部正常心跳期間之變異數總和)值最高為 31，此復健動作由患肢對健肢施加重量或是承受重量，因此會有不適及疼痛感的產生，但進行復健後不適感會降低，由圖可快速辨別出使用者復建完成後心律變化，亦可更改為其他特定相關條件判別其他生理變化。

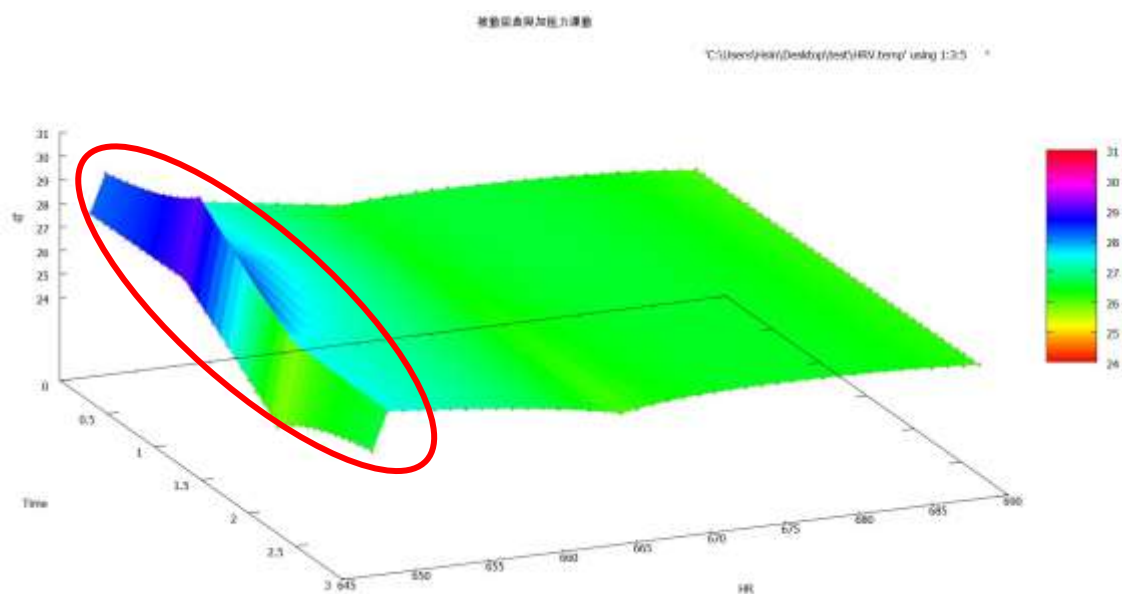


圖 135 被動屈曲與加阻力運動復健行為 HRV 之 3D 圖

4.3 手部患者復健動作過程與結果分析

如圖 137 手部患者穿戴感測儀所示，只穿戴了腦波儀和心律儀兩樣設備時，依然可做其他復健相關的動作，圖中此患者因手指部位遭機器壓傷，因此需在術後做扳直手指的動作，以防止手指部位肌肉萎縮，機骨骼生長不正常，穿戴完感測儀後，即可進行復健動作，由於此患者在術後有服用醫師所開之止痛藥物，但依然有緊繃感(動作時拉扯內部肌肉及表皮產生)，此復健偵測相關說明將由後續實驗動作，圖 138 手部患者腦波專注實測圖、圖 139 手部患者腦波實測 2D 圖、圖 140 手部患者腦波實測 3D 圖、圖 141 手部患者心律實測圖等做說明。



圖 136 手部患者穿戴感測儀

4.3.1 手部患者腦波專注偵測

如圖 138 手部患者腦波專注實測圖所示，當患者移動受傷部位時，腦波偵測將會有起伏，而為了減少緊繃感患者會放鬆專注力，使其感覺比較不明顯，因此專注度的偵測數值降低到 20，但是如果太過專心盯著數值，也會造成額外的專注力提升，所以可再藉由其他偵測項目及設備來判斷是否進行復健動作。



圖 137 手部患者腦波專注實測圖

如圖 139 手部患者腦波實測 2D 圖所示，圖中的 Delta 為復建過程中最高值，此數值為腦波所無意識發射出的 δ 波，因為在此復健動作中當患者伸直受傷的手指部位時，腦波偵測將會有起伏，而為了減少緊繃感患者會放鬆手指，使其緊繃感覺比較不明顯，但如圖中所示，在復健過程中，伸直手指造成的緊繃感將會有明顯的數值突波，因此也可藉由此數值來判斷辨別做了幾次復健動作。

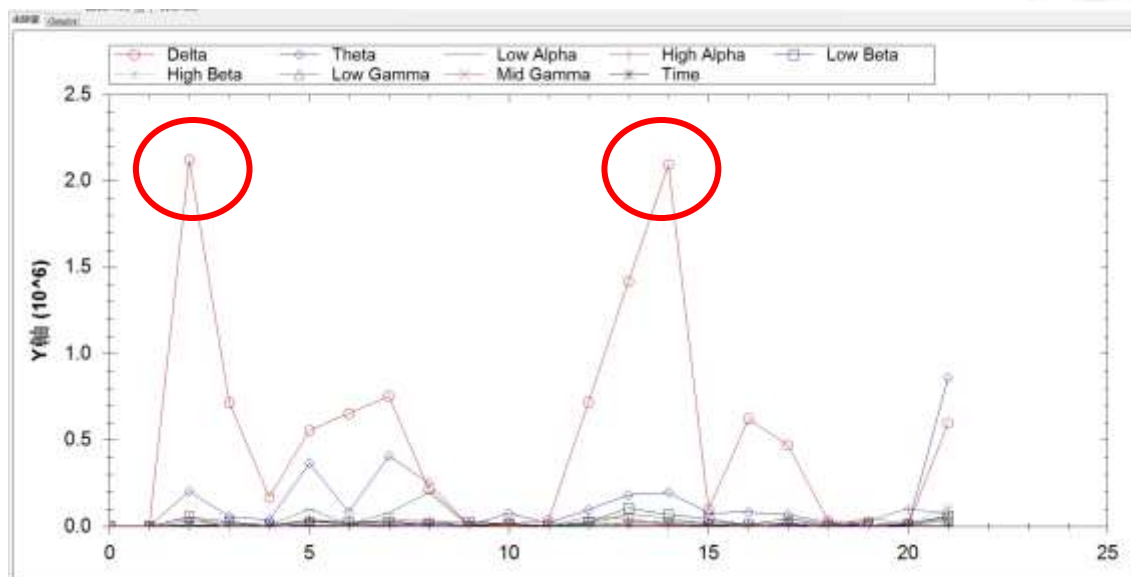


圖 138 手部患者腦波實測 2D 圖

如圖 140 手部患者腦波實測 3D 圖所示，明顯最高值有兩處，其他則在一定的數值起伏，因此可藉由此 3D 圖來判斷復健動作是否有持續，或是有其他突發狀況的發生，例如感測器中斷、復健動作不堪負荷而中斷等。

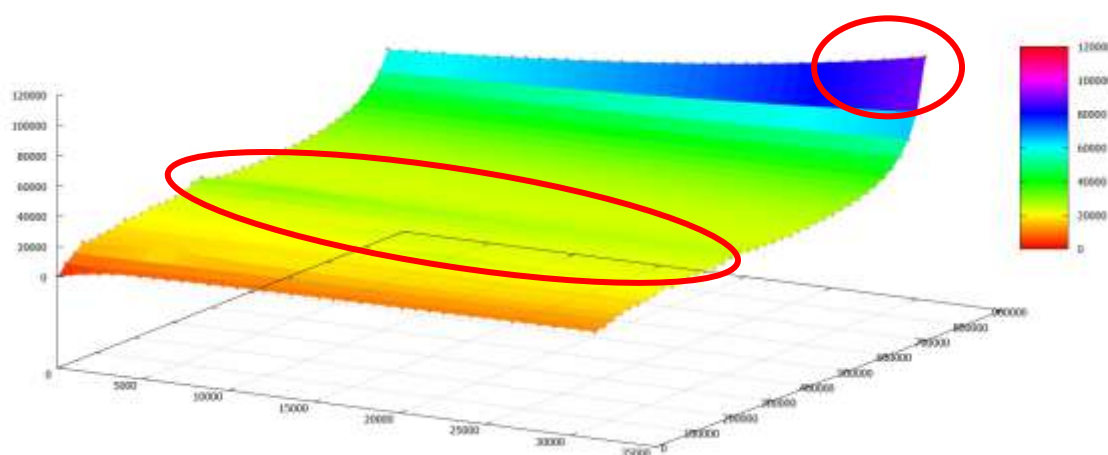


圖 139 手部患者腦波實測 3D 圖



4.3.2 手部患者心律實際偵測

如圖 141 手部患者心律實測圖所示，ECG 數值維持 100 至 150 上下起伏平穩，及 IHR 數值維持 50 至 10 上下起伏平穩時，表示傷患目前心率相當正常，因此可藉由 HF 與 LF 數值判斷當下傷患的交感神經警訊，當 HF 數值攀升數值過快時，亦或是 LF 副交感神經數值起伏波度變大變多時，應當開始注意 HF 副交感神經數值，如圖中所示因 HF 副交感神經攀升有下降及再次攀升，因此可藉由 LF 數值判斷是否有其他代表人體的警訊，如表示要休息、要放鬆手指患部等資訊，一旦交感神經開始失衡，如果是交感神經過強，就會出現焦慮緊繃、心跳很快、血壓升高，因此可透過此數值來判斷及警示復健是否需要休息亦或是終止。

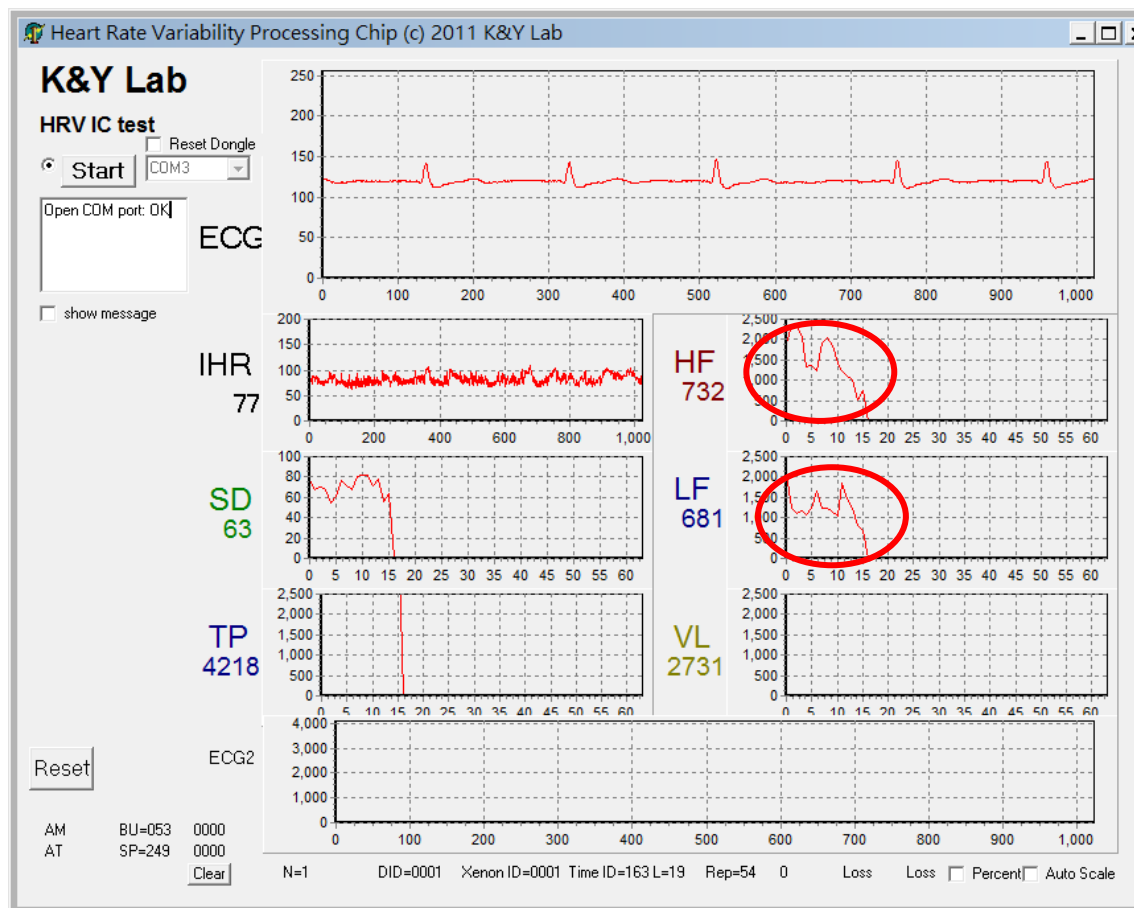


圖 140 手部患者心律實測圖



五、結論

由於目前針對居家看護的相關研究眾多，但並無提出一個有效整合各種不同監測設備的方法，且對於各種不同設備的整合，在進行資料傳輸時，其針對都是單一的狀況如:無線影音居家看護、心律監測器，因此整合各項監測器能使得醫療對於居家看護更加便利快速。

而本論文主要針對各種監測設備的數據資料做回傳並分析結果，藉由本篇論文所提之人體網路與 EEG、ECG、Kinect、連接之架構，實現無線人體區域網路(IEEE 802.15.6)醫療雲端伺服器之連接。為達此目標，我們則透過醫療與 Kinect 的相互配合，藉此保證使用者復健品質，並且藉由腦波儀和心律儀做記錄，記錄使用者生理和心理狀況，並有效運用醫療雲端伺服器服務中的各種資源，並實際運作與測試，以驗證本論文所提方法的正確性與可行性，綜合以上所述，本論文之研究方法可改善現有的醫療資源浪費、降低人力成本、避免時間的浪費，並保有周全的醫療照護。

六、未來研究方向與建議

各種無線網路的封包對應及服務品質保證 QoS 的定義皆有不同，因此，對於本論文之雲端運算及服務品質保證機制將是一大挑戰，目前可偵測到的腦波有十種訊號，這十種訊號有 Attention、Meditation、High Alpha、Low Alpha High Beta、Low Beta、Theta、Delta、High Gamma、Low Gamma[1]，這些運算方式將會得到不同的運算結果，將這些結果轉換成相對應的能力訊息，透過 IEEE802.15.6 所提出的標準，目前對於長距離網路連接之相容性不佳，對於短距離網路連接較佳的問題，因此對於本論文未來研究來說，將長距離與短距離網路之相容性匹配將是一大挑戰。

綜合以上所述，本論文之未來研究構想乃期望能藉由人體網路與行動裝置連接之架構，實現無線人體區域網路(IEEE 802.15.6)之異質網路腦波意念開道器:如圖 142 醫院內部網路架構。為達此目標，我們希望透過醫療與車載的相互配合，藉此保證使用者與雲端服務端的網路服務品質，並有效運用雲端服務中的各種資源，並實際運作與測試，以驗證本論文所提方法的正確性與可行性。因此，本論文未來研究預期完成工作項目及成果如下：

1. 訓練參與論文執行人員，瞭解各種異質無線網路、無線人體區域網路、腦波意念、網路服務品質保證相關理論和技術。
2. 實際在論文的雲端平台及用戶端設備中，實作本論文所提之方法
3. 在實作過程中，完成藉由腦波意念傳達訊息到無線人體區域網路連接與結合。
4. 將提的無接縫網路換手機制與無線人體區域網路相結合，持續保持使用者的網路連線能力及服務品質。

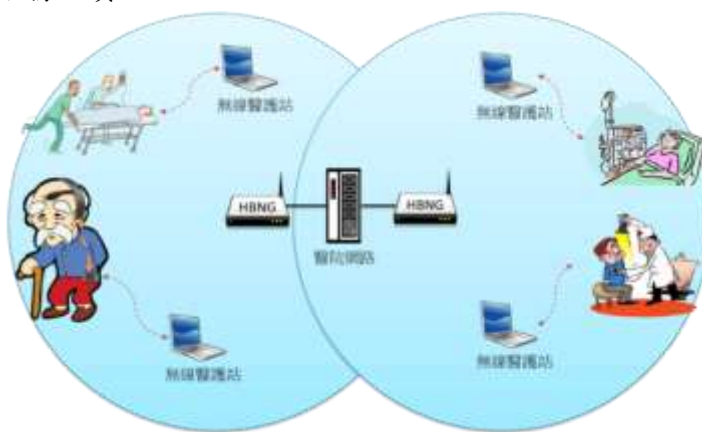


圖 141 醫院內部網路架構



參考文獻

- [1] 許智豪, 建構醫療影像電子化平台, 國立暨南國際大學, 資訊管理學系, 碩士論文, 2011 年 7 月
- [2] M.J. Rantz, M.Skubic, S.J. Miller,C.Galambos,G.Alexander, J.Keller, M.Popescu, Sensor Technology to Support Aging in Place, in: Journal of the American Medical Directors AssociationAvailable online 3 April 2013
- [3] Y.J.Chang, S.F.Chen, J.D.Huang, A Kinect-based system for physical rehabilitation: A pilot study for young adults with motor disabilities, in: Research in Developmental DisabilitiesVolume 32, Issue 6, November–December 2011, Pages 2566–2570
- [4] L.Chen, A survey of human motion analysis using depth imagery, in: Pattern Recognition Letters Available online 26 February 2013
- [5] IEEE Standard for Local and metropolitan area networks Part 15.6: Wireless Body Area Networks (Feb, 2012)
- [6] K.S. Kwak, S. Ullah, N. Ullah, An Overview of IEEE 802.15.6 Standard, International Symposium on Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies, (Nov, 2010), pp. 1-6
- [7] S.Y. Kim, J.A. Kwon, J.W. Lee, C.S. Park, Y.S. Kim, H.S. Hwang, Network Lifetime Improvement by Relaying Node Re-Selection in the IEEE 802.15.6 BAN, in: International Conference on Ubiquitous and Future Networks, (July, 2012), pp. 247-248
- [8] 鄭志帆, DICOM 醫療資訊應用 Partial DRM 於雲端科技環境, 國立交通大學, 資訊學院資訊學程, 碩士論文, 2011 年 12 月
- [9] B.J.Smith, A.L.Marshall,N.Huang, Screening for Physical Activity in Family Practice : Evaluation of Two Brief Assessment Tools, in: American Journal of Preventive MedicineVolume 29, Issue 4, November 2005, Pages 256–264
- [10] R.Cornejo,M.Tentori, J.Favela, Enriching in-person encounters through social media: A study on family connectedness for the elderly, in: International Journal of

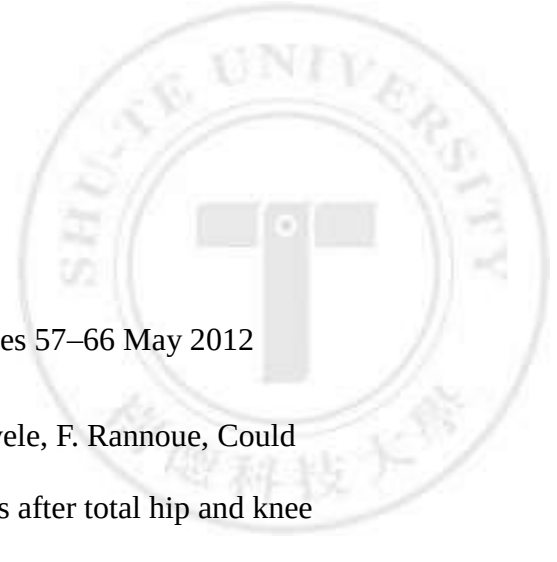


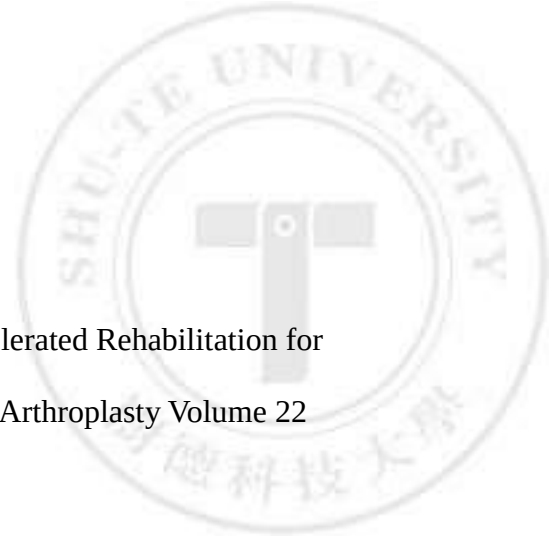
Human-Computer Studies Available online 25 April 2013

- [11] 劉育航, 基於多重生理訊號參數之即時無線瞌睡偵測系統, 國立交通大學, 生醫工程研究所, 碩士論文, 2010 年 7 月
- [12] 陳柏智, 生理訊號電路設計及其人機介面之應用, 國立中央大學, 生物醫學工程研究所, 碩士論文, 2010 年 6 月
- [13] 黃飛越, 以腦波評估性別在不同心智負荷之差異, 嘉南藥理科技大學, 產業安全衛生與防災研究所, 碩士論文, 2011 年 6 月
- [14] 黃上銘, 以腦波為基礎之無線醫療輔助系統, 國立勤益科技大學, 資訊工程系, 碩士論文, 2012 年 7 月
- [15] 林進富, 應用可攜式腦波機於睡眠呼吸阻斷與良導絡相關性之研究, 國立臺灣大學, 生物產業機電工程學研究所, 博士論文, 2008 年 6 月
- [16] 廖允在, 腦波即時監控系統開發-音樂對腦波影響之案例研究, 國立雲林科技大學, 電子與資訊工程研究所, 碩士論文, 2007 年 6 月
- [17] 湯雅雯, 腦波量測系統之研製與腦波信號之非線性分析, 國立成功大學, 電機工程學系碩博士班, 碩士論文, 2005 年 7 月
- [18] 李業明, 以不同的運動強度對於人體在安靜和運動時的血氧濃度和心臟自主神經功能的影響, 崑山科技大學, 電子工程研究所, 碩士論文, 2009 年 7 月
- [19] 何慈育, 歐善福, 心律變動性分析, 高雄榮民總醫院, 兒童醫學部, 學術論文, 2009 年 6 月
- [20] M.Harms, Advancing technology in rehabilitation, in: Special Issue on Advancing Technology including papers from WCPT Volume 98, Issue 3, September 2012, Pages 181–182
- [21] S. Summa, A. Basteris, E. Betti, V. Sanguineti, A feasibility study on using kinect™ for the rehabilitation in persons with Parkinson's disease, in: Gait&Posture Volume 37, Supplement 1, April 2013, Pages S15
- [22] Shane Lowe, Gearóidó Laighin, The age of the virtual trainer, in: Procedia Engineering Volume 34, 2012, Pages 242–247



- [23] 蔡詠琪, 成功老化：老年人之生活品質相關因子探討, 國立陽明大學, 物理治療學系暨研究所, 碩士論文, 2006 年 7 月
- [24] J.Kim,J.Son,N.Ko, B.C.Yoon,Unsupervised Virtual Reality-Based Exercise Program Improves Hip Muscle Strength and Balance Control in Older Adults: A Pilot Study, in: Archives of Physical Medicine and RehabilitationVolume 94, Issue 5, May 2013, Pages 937–943
- [25] O.Barzilay, A.Wolf, Adaptive rehabilitation games, in: Journal of Electromyography and KinesiologyVolume 23, Issue 1, February 2013, Pages 182–189
- [26] R.A. Clark, Y.H.Pua, K.Fortin, C.Ritchie, K.E. Webster, L.Denehy, A.L. Bryant, Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control, in: Gait &PostureVolume 36, Issue 3, July 2012, Pages 372–377
- [27] Tawfiq,J.Abouei, K.N.Plataniotis, Cyclic orthogonal codes in CDMA-based asynchronous Wireless Body Area Networks, in: Acoustics, Speech and Signal Processing, (March, 2012), pp. 1593-1596
- [28] R.A. Clark, Y.H.Pua, A.L. Bryant, M.A. Hunt, Validity of the Microsoft Kinect for providing lateral trunk lean feedback during gait retraining, in: Gait &PostureAvailable online 3 May 2013
- [29] N.M.R. Wonga, W.L. Cheunga, C.K. Ngb, K.K. Wongc, S.W. Laud, T. Hunga, A New Multi-disciplinary Rehabilitation Outcome Checklist for the Rehabilitation of Total Knee and Total Hip Replacement Patients, in: Journal of Orthopaedics, Trauma and Rehabilitation Volume 17 Issue 1 Pages 40–45 June 2013
- [30] K. Buttona, A.S. Iqbala, R.H. Letchforda, R.W.M. van Deursena, Clinical effectiveness of knee rehabilitation techniques and implications for a self-care treatment model, in: Physiotherapy Volume 98 Issue 4 Pages 287–299 December 2012
- [31] M.F. Joseph, Clinical evaluation and rehabilitation prescription for knee motion

- 
- loss, in: *Physical Therapy in Sport* Volume 13 Issue 2 Pages 57–66 May 2012
- [32] E. Coudeyrea, C. Jardinb, P. Givronc, P. Ribinikd, M. Revele, F. Rannoue, Could preoperative rehabilitation modify postoperative outcomes after total hip and knee arthroplasty? Elaboration of French clinical practice guidelines, in: *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique* Volume 50 Issue 3 Pages 189–197 April 2007
- [33] B. Unvera, V. Karatosunb, S. Bakirhana, Effects of obesity on inpatient rehabilitation outcomes following total knee arthroplasty, in: *Physiotherapy* Volume 94 Issue 3 Pages 198–203 September 2008
- [34] H. Zhoua, H. Hub, Human motion tracking for rehabilitation—A survey, in: *Biomedical Signal Processing and Control* Volume 3 Issue 1 Pages 1–18 January 2008
- [35] E.M. Roos, C.B. Juhl, Osteoarthritis 2012 year in review: rehabilitation and outcomes, in: *Osteoarthritis and Cartilage* Volume 20 Issue 12 Pages 1477–1483 December 2012
- [36] A.M. Davis, Osteoarthritis year 2011 in review: rehabilitation and outcomes, in: *Osteoarthritis and Cartilage* Volume 20 Issue 3 Pages 201–206 March 2012
- [37] K.S. McGiltona, N. Mahomedb, A.M. Davisb, J. Flanneryc, S. Calabrese, Outcomes for older adults in an inpatient rehabilitation facility following hip fracture (HF) surgery, in: *Archives of Gerontology and Geriatrics* Volume 49 Issue 1 Pages e23–e31 July–August 2009



- [38] A.S. Ranawat, C.S. Ranawat, Pain Management and Accelerated Rehabilitation for Total Hip and Total Knee Arthroplasty, in: The Journal of Arthroplasty Volume 22 Issue 7 Supplement Pages 12–15 October 2007
- [39] P.E. Roosa, N. Bartonc, R.W.M. van Deursena, Patellofemoral joint compression forces in backward and forward running, in: Journal of Biomechanics Volume 45 Issue 9 Pages 1656–1660 June 2012
- [40] V.E. Perez, Patellofemoral Rehabilitation, in: Operative Techniques in Orthopaedics Volume 17 Issue 4 Pages 257–264 Management of the Patellofemoral Joint October 2007
- [41] G. Stucki, P. Kroeling, Physical therapy and rehabilitation in the management of rheumatic disorders, in: Best Practice & Research Clinical Rheumatology Volume 14 Issue 4 Pages 751–771 December 2000
- [42] M.D. Ries, M. Quinn, Postoperative rehabilitation inprimary total hip arthroplasty, in: Operative Techniques in Orthopaedics Volume 5 Issue 4 Pages 356–360 Primary Total HIP Replacement October 1995
- [43] S. Stalzer, M. Wahoff, M. Scanlan, P. Draovitch, Rehabilitation After Hip Arthroscopy, in: Operative Techniques in Orthopaedics Volume 15 Issue 3 Pages 280–289 Hip Arthroscopy July 2005
- [44] K.R. Enseki, P. Draovitch, Rehabilitation for Hip Arthroscopy, in: Operative Techniques in Orthopaedics Volume 20 Issue 4 Pages 278–281 Hip Arthroscopy December 2010



- [45] 戴文凱, 許紘瑋, 下肢部位復健之遊戲系統, 國立東華大學, 資訊工程學系, 碩士論文, 2009 年 7 月
- [46] 陳五洲, 蕭秀萍, 居家復健運動處方系統先期規劃--以人工髖關節術後復健為例, 國立體育學院, 運動科學研究所, 碩士論文, 2005 年 6 月