

2018 年臺灣國際科學展覽會 優勝作品專輯

- 作品編號** 100007
- 參展科別** 工程學
- 作品名稱** 震盪效應—輕微腦震盪警示系統的研究與實現
- 得獎獎項** 大會獎：二等獎
加拿大科學展覽會 CWSF 正選代表
- 就讀學校** 國立臺灣師範大學附屬高級中學
- 指導教師** 李振豪
- 作者姓名** 陳韋晴
- 關鍵詞** 輕微腦震盪、頭部傷害指數、加速度感應器

作者簡介



大家好，我是就讀於北師大附中二年級的陳韋晴。我的興趣是畫畫和跳舞，所以我很喜歡將這兩個元素和科學研究結合，例如這次的科展就是有關跳舞的研究，而平時也很喜歡參加和繪畫有關的科學營隊，讓科技中也能充滿著藝術色彩。

我在國二時就曾經參加過科展，那時就對於科學研究充滿了興趣，也因此，在今年的高二生活中，我找到一個很有興趣的題目，於是又再度陷入了科學研究。希望我的研究能對舞蹈界帶來貢獻，希望大家都可以安全快樂的跳舞。

摘要

本研究主要針對造成輕微腦震盪 (Mild Traumatic Brian Injury, mTBI) 的現象及其物理量進行研究，以封閉式頭部工程旋轉加速度的撞擊模型 (Closed Head Impact Model of Engineered Rotational Acceleration, CHIMERA) 為基礎，結合目前常用於頭部碰撞量測的腦部受傷標準 (Head Injury Criterion, HIC)，實現一套由加速度感應器和微處理機組成的可穿戴式輕微腦震盪警示系統。本研究利用此警示系統進行舞蹈和刺激性遊樂設施的實測，探討生活中容易被忽視卻對腦部造成傷害之危險動作。而研究中更提出多重衝擊模擬器的實現方法，此模擬器改善 CHIMERA 僅單次撞擊工程問題，並結合特徵檢測 (Feature Clarification) 及互相關 (Cross-Correlation) 的定性分析，提供更多元且更符合真實情況的資料，以達到輕微腦震盪警示之功用。最後再根據實驗結果提出警訊，以降低在日常生活中輕微腦震盪發生率。

Abstract

The research focuses on the physical quantities that contribute to Mild Traumatic Brain Injury (mTBI). A wearable mTBI alarm system is introduced in this paper to estimate mTBI occurrence, which composes of acceleration sensors and a microcontroller. We developed this system based on Closed Head Impact Model of Engineered Rotational Acceleration (CHIMERA) and combined Head Injury Criterion (HIC) to diagnose the level of brain injury. Also, in this study, a multiple head impact simulator is developed. We improved the current CHIMERA system and designed an upgraded engineering model which is able to simulate continuous impact motion on the head. Combining with the qualitative analysis of applying Feature Clarification and Cross-Correlation, the simulator provides more diversified information to estimate the mTBI occurrence.

一、簡介

(一) 研究動機

電影「震盪效應」，內容講述一位來自奈及利亞的法醫病理學家，他意外發現美式足球選手在球場上不斷受到撞擊，對腦部造成嚴重傷害，產生許多後遺症，如幻聽、幻覺、情緒起伏不定、失憶、自殺傾向等，他將此症狀稱為「慢性創傷性腦病變」[1]。

生活中，有很多事情容易造成腦部傷害的發生。腦震盪的產生通常是因為頭部受到撞擊，或是腦部受到的震動、搖晃。就如同電影「震盪效應」中所提到的，橄欖球員受到不斷的大力撞擊，容易造成腦部傷害 [2]；在拳擊比賽中，常常有因雙方選手重複擊打互相頭部，導致昏迷的情形發生 [3]；車禍也是常見造成腦震盪的原因之一，高速行駛的車輛撞擊，造成車上乘客的腦部震盪 [4]。重度撞擊造成明顯的傷害，使人們得以察覺腦部的損傷，然而不只嚴重的腦震盪才會使腦部出現異常，日常生活中的許多大小事同時也會造成頭部傷害，可是其症狀不明顯，許多人都不以為意也未察覺。本研究欲提出一套警示系統，可提醒人們在進行不同活動時，是否對腦部造成傷害。

因研究者自身的舞蹈經驗，本研究十分好奇舞蹈是否會對腦部造成傷害，加上電影「震盪效應」中提到的「慢性創傷腦病變」[1]，此疾病對腦部造成嚴重的傷害，並產生許多後遺症。然而在電影中，主角是透過腦部解剖才發現此危險的疾病，此方法雖為最直接且最準確的測量方式，卻不能達到及時警示的效果。因此，本研究欲提出一套可穿戴式的輕微腦震盪警示系統，藉由加速度感應器蒐集

運動時腦部的加速度值，並利用物理衝量 [5] 轉換成腦部受傷標準 (HIC) [6] 的臨界值且以特徵分類及互相關的定性分析來定義腦部所受的震盪程度，進而探討各種舞蹈動作或日常休閒運動是否會對腦部造成傷害，同時欲改善目前研究只針對單次衝擊之現象，並更加注重連續衝擊的研究，使其符合檢測日常生活中具備潛在風險活動的模型。

(二) 研究目的

本研究欲設計一套可穿戴式的輕微腦震盪警示系統，為達到此研究目的，首先需藉由物理衝量、特徵分類和互相關等處理方式，來定義輕微腦震盪的臨界值和其風險曲線，並將其實現在可穿戴系統上。利用此系統，可針對不同類型的舞蹈動作及日常某特定的活動進行風險性分析，來達到輕微腦震盪警示之功用。以下三項為本研究欲達成之目標：

1. 定義輕微腦震盪警示的臨界值及並將其將實現在可穿戴式的輕微腦震盪警示系統上
2. 檢測及分析日常生活中具風險性之動作
3. 提出模擬腦部多重衝擊模型的實現方法

(三) 文獻探討

本研究文獻探討主要分為三個部分進行討論，第一部分是關於腦部傷害相關症狀及其後遺症之研究；第二部分為腦部傷害相關物理量及其臨界值之研究；第

三部分為加速度感應器相關應用的研究。

1. 腦部傷害相關症狀及其後遺症之研究

本部分文獻共有七篇 (表 1) ，主要包括腦震盪之定義，包括臨床的現象，及可能引起之後遺症或併發症。文獻中除了探討一般腦部傷害外，也特別針對輕微腦震盪的重要性和其診斷的困難度做了一些討論。

表 1 腦部傷害相關症狀及其後遺症之研究

文獻名稱	作者	摘要
Definition of mild traumatic brain injury [7]	ACRM	輕微腦震盪的定義。
Incidence, Risk factor and prevention of mild traumatic brain injury : results of the who collaborating centre task force on mild traumatic brain injury [8]	J. David Cassidy et al.	蒐集與腦部傷害相關之研究，統計造成腦震盪之發生原因及類型。
Mild Traumatic Brain Injury Following Cervical Acceleration / Deceleration Injury [9]		此文獻定義揮鞭式頸部創傷症候群 (Whiplash Syndrome / Cervical Acceleration Deceleration injury, CAD)，證明即使在無碰撞的情況下，亦有可能造成腦部傷害。
Headache After Sports-Related Concussion [10]	Deborah E. Tepper	說明運動會對腦部造成影響，提高後遺症之風險，並闡述事先預防為避免腦部傷害之最佳方式。
Post-traumatic stress disorder vs traumatic brain injury [11]	Richard Bryant	此研究認為頭部傷害(Traumatic Brain Injury, TBI)為腦部受傷事件，而創傷後壓力症(Post-traumatic stress disorder，PTSD)和腦震盪症候群 (Post-concussion syndrome, PCS)為發生之症狀。文獻中也提出言語辱罵造成的心理傷害，是會提

		高患者 PTSD 的機率。
Long-term consequences of mild traumatic brain injury [12]	Roberto J. Rona	取樣戰爭中腦部受損的軍人持續追蹤，發現極有可能演變成創傷性壓力症候群 (Post-traumatic stress disorder, PTSD)。
Long-term effects of mild traumatic brain injury on cognitive performance [13]	Philip J. A. Dean and Annette Sterr	進行多項關於集中力、記憶力之實驗，以證明腦震盪症候群 (Post-concussion syndrome, PCS) 對腦部的影響。

腦震盪是頭部受傷所產生的症狀之一，現今關於腦震盪的研究大多為探討其定義和後遺症，或是預防方式但並無及時警示方法。由於腦震盪為一種臨床症狀，沒有明確的標準定義，診斷方式只能由醫師判斷。美國康復大會為方便醫師診斷，簡單定義輕微腦震盪。輕微腦震盪主要發生在以下三種情況下，第一種情況為腦部受到撞擊，第二種情況為頭部撞擊物體，第三種情況為在頭部無直接撞擊下突然的加減速[7]。而揮鞭式頸部創傷症候群 (Whiplash Syndrome / Cervical Acceleration Deceleration injury, CAD)，其症狀的發生就是由於突然的加速或減速所造成的頸部傷害。常見的例子，如刺激的遊樂設施（雲霄飛車、大怒神）、車禍、衝撞式運動傷害（美式足球）等[9]，無論頭部有無撞擊，突然加速或減速確實會造成腦部傷害。然而這些文獻主要提供醫學在臨床上的判定，無法提供準確數值建立其標準及利用這些設定清楚的臨界值。

另外，輕微腦震盪 (mTBI) 常不被人們所重視，也被認為並不會產生後遺症，常常不會特別到醫院檢查，事實上輕微腦震盪已被證實會對腦部造成長時間的影響，如參考文獻中[7]中提到了三種後遺症：其一為生理上的病痛，

如頭痛、頭暈、噁心、嘔吐、乏力等，為較容易被發現之症狀；而第二種病徵為意識障礙，其發生短且輕微，通常只會在腦部受到傷害後，持續約 5 至 15 分鐘；第三種現象是輕微腦震盪也會造成生活習慣上的改變，是由思維和環境共同作用引起的變化。患者的睡眠狀況、思維模式和行為模式都發生了潛在的變化，這裡所指的異常並非全指不好的改變，只要出現不同於平時的現象，皆有腦震盪的風險。其實因腦震盪為臨床症狀，難以取得準確的標準，且後遺症皆不明顯，很難發現，也容易被忽視，進而造成病情惡化。

在探討輕微腦震盪和創傷後壓力症候群之關係的文獻[11][12]，其中提到有大量資料顯示輕微腦震盪也會提升創傷後壓力症候群之風險，並會造成嚴重的後遺症，其主要分成三類，第一種症狀如心驚的畫面歷歷在目、聲音或氣味揮之不去、反覆作惡夢、觸景傷情、睹物思人、情緒或行動反應強烈等；第二種症狀為逃避或麻木，對於過去避而不談，對於未來沒有期待，有時也因傷害太深選擇遺忘，或是出現不問世事、自我封閉、離群隱居等消極行為；第三種為神經極度敏感，例如難以入眠、暴躁易怒、心神不寧等問題。

本研究所蒐集的文獻[8][10]中也探討運動造成的腦部傷害。不止電影震盪效應中所提及的美式足球，其他例如足球、拳擊等，也都有許多腦部受傷的案例。因為足球員需要常常練習頂球的技巧，且頂球也會增加球員之間的碰撞機率；拳擊選手重複擊打頭部，常常造成頭昏、記憶衰退等症狀；美式足球聯賽中常常會出現許多撞擊，每次撞擊平均將承受20~30 G的衝擊力，相當於一輛時速 50 公里的車子撞上牆壁，如果球員被擊倒，他們可能瞬間承受了60~100 G的力量。

根據上述這些文獻，輕微腦震盪的臨床症狀不明顯易被忽略，其影響的

確是長時間作用且會造成心理方面的問題，這些文獻提出了不可輕忽輕微腦震盪所造成的人體傷害和它可能的症狀或後遺症，但並未對如何偵測是否已造成輕微腦震盪提出解決辦法，本研究擬將對此部分提出解決方案。

2. 與腦部傷害相關物理量及其臨界值的研究

有別於第一部份的文獻主要針對腦部傷害(包含輕微腦震盪)所進行相關醫學的研究，並無造成輕微腦震盪相對物理量的分析，因此本部分蒐集的文獻是目前對於腦部碰撞及其產生的物理量和臨界值的研究近況，如表 2：

表 2 腦部傷害相關物理量及其臨界值的研究

文獻名稱	作者	摘要
Head injury criterion [6]		腦部傷害指數之公式及定義。
Head Injury Criterion and the ATB [14]	Brian G McHenry	利用人偶模擬頭部傷害，定義出頭部傷害指數之標準。
Defining the biomechanical and biological threshold of murine mild traumatic brain injury using CHIMERA (Closed Head Impact Model of Engineered Rotational Acceleration) [15]	Namjoshi DR et al.	利用封閉式頭部工程旋轉加速度的撞擊模型 (Closed Head Impact Model of Engineered Rotational Acceleration, CHIMERA)，作用於老鼠頭部，建立輕微腦震盪之標準，並以頭部傷害指數 (Head injury criterion, HIC) 之方式呈現。
CHIMERA (Closed Head Injury Model of Engineered Rotational Acceleration) Is a Novel and Clinically Relevant Traumatic Brain Injury Model in Rodents [16]	Dhananjay R Namjoshi et al.	將 CHIMERA 作用於實驗鼠頭部，以測量其對腦部傷害之程度。

其中兩篇文獻定義了腦部傷害指數 (Head Injury Criterion, HIC) 的量測計算方法[6]，及腦部傷害指數[14]，提出了物理量的計算和腦部傷害的臨界

值。雖然相較於第一部分的文獻其只專注於醫學臨床的判定，但已提出了腦部傷害的計算值，只是主要針對中度到重度甚至造成死亡的腦部傷害標準，用於汽車碰撞或墜落時的腦部傷害的判定，與本研究設定的目的有些差異；兩篇文獻報告[15][16]是以封閉式頭部工程旋轉加速度的撞擊模型 (Closed Head Impact Model of Engineered Rotational Acceleration, CHIMERA) 為基礎的研究，以 CHIMERA 作用在實驗鼠上，對輕微腦震盪進行腦部傷害標準 HIC 的計算並設定其臨界值，但 CHIMERA 是以單次衝擊為基礎，其量測環境是採用高速攝影機並結合複雜的機械結構結合醫學判定，來達成輕微腦震盪臨界值的定義，此結構並不容易實現在可穿戴的系統上。本研究主要參考兩篇文獻[15][16]為基礎得到輕微腦震盪臨界值，並改採加速度感應器，將量測到的讀值轉換成新的量測單位 (Punch)，作為輕微腦震盪的警示標準。

3. 加速度感應器之相關研究

本部分的文獻是關於加速度感應器應用在醫學相關領域的研究，由於本研究使用加速度感應器作為實現可穿戴式系統，蒐集這些相關資料是必須的，這些文獻提供重要的參考，如表 3。

表 3 加速度感應器之相關研究

文獻名稱	作者	出處及時間	摘要
Wearable Sensors for Reliable Fall Detection [17]	J. Chen, K. Kwong, D. Chang, J. Luk, and R. Bajcsy	27nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society	利用加速感應器，偵測目標在跌倒時，瞬間的加速以及移動方向的改變，做為判斷跌倒的依據。
睡眠姿勢之分析系統 [18]	Ke Nong Huang, Bo Ying Wu	CTimes	利用三軸加速感應器分析睡眠姿

		勢。
Accelerometer-based on-body sensor localization for health and medical monitoring applications [19]	Alireza Vahdatpour, Navid Amini, Wenyao Xu and Majid Sarrafzadeh	利用加速度感應器測量患者，以協助醫療和健康上的監測。
High-Precision Calibration of a Three-Axis Accelerometer [20]	Mark Pedley	為加速度感應器提升精度之應用。

其中文獻[17]是以科學的方式探討跌倒狀態之研究，由於許多行動不便者或老人們容易跌倒，為了要讓家人們隨時監測他們是否處於危險中，而設計出此系統，其利用加速度感應器做為判斷是否跌倒的依據；而文獻[18]則是探討睡眠姿勢對個人的影響，藉由三軸加速感應器分析睡眠姿勢，做為測量睡眠之品質依據；另一文獻[19]則是利用加速度感應器測量人體之姿態，以協助醫療和健康上之監測。以上研究皆是測量身體之姿式或瞬間變化，並沒有做關於腦部傷害之研究，因此，本研究認為在結合腦部傷害及加速感應器這方面，較缺乏研究，希望透過本研究可以讓大家更深入了解加速度感應器應用於輕微腦震盪的可行性；另外，還有一文獻[20]為加速度感應器提升精度的應用，亦可作為本研究應用加速度感應器時的參考。

二、研究方法與過程

(一) 背景探討

為了建立本研究提出之可穿戴式輕微腦震盪警示系統時所使用的軟硬體技術、資料運算的方法及資料處理原理等，在背景探討主要分為三部分，如下圖 1：

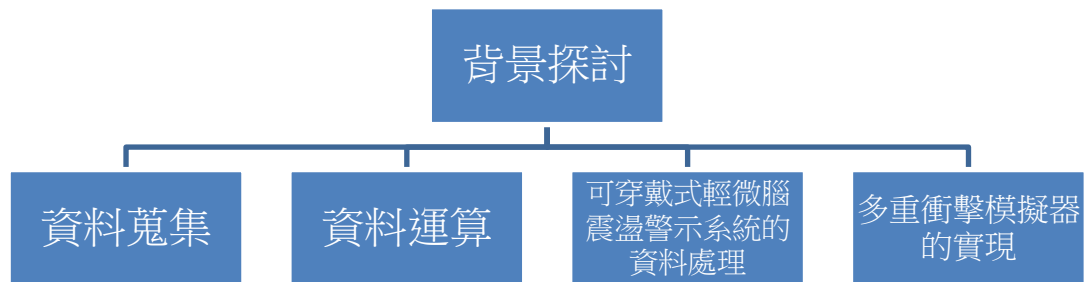


圖 1 背景探討內容架構圖

1. 資料蒐集

本研究首先針對此警示系統之硬體設備及其原理進行探討，再討論關於資料蒐集之軟體程式的實現。

(1) 微機電原理及加速度感應器背景探討

此部分為探討微機電加速度感應器，微機電系統 (MEMS) 是將微電子技術與機械工程融合到一起的一種工業技術，它的操作範圍在微米範圍內。微機電系統由尺寸為 1 至 100 微米 (0.001 至 0.1 毫米) 的部件

組成，而且微機電裝置的尺寸通常在 20 微米到一毫米之間。它們內部通常包含一個微處理器和若干取得外界資訊的微型傳感器 [21]。

加速度感應器是一種包括孔、空腔、彈簧和通道等以微型製造加工的機電裝置。其採用多層晶圓製程，以物體重心相對於固定電極的位移來測量加速力，其輸出為類比訊號，亦有感應器將類比數位轉換器 (ADC) 整合，可將測量值轉換為數位電子訊號，以便直接進行數位處理。其常見的測量方法為電容檢測，加速度與物體運動產生的電容變化有關。這種檢測技術的優點是精準度高、穩定度高、功耗低、結構簡單，以及不容易受雜訊及溫度波動的影響 [22]。

加速度感應器包含單個可移動物體其中一側表面，物體沿著彈簧方向放置，介於兩個固定的矽基板或電極之間。物體相對於固定電極的運動很明顯地會使電容產生變化。求電容變化量的差值之後，可以得到物體重心的位移及其方向 [22]。

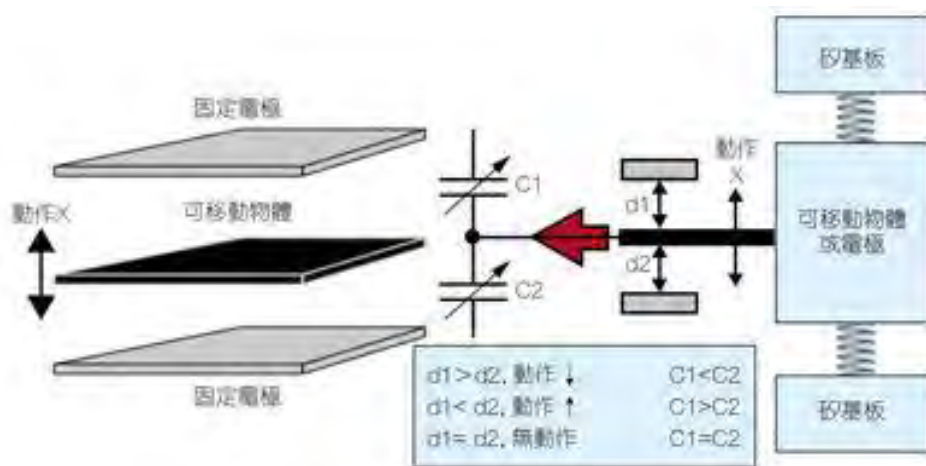


圖 2 加速度感應器之示意圖 [22]

本研究挑選兩個不同形式的加速度感應器 ADXL326 和 MPU9250

其方塊圖如下：

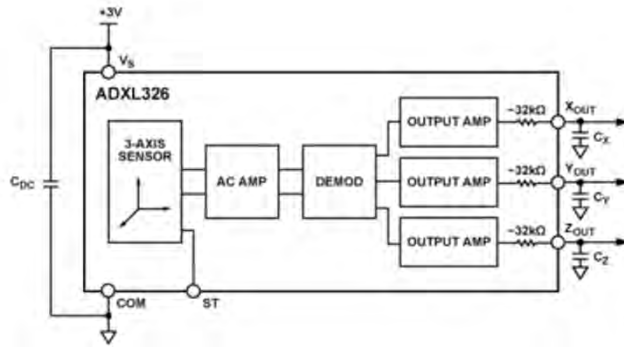


圖 3 ADXL326 方塊圖[52]

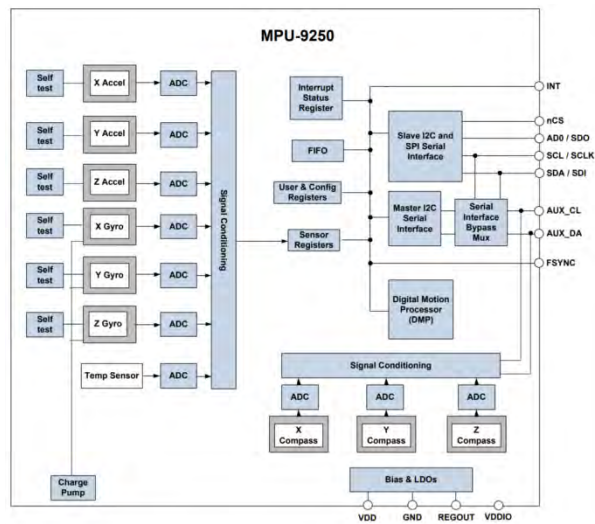


圖 4 MPU9250 方塊圖[54]

ADXL326 為類比訊號輸出，而 MPU9250 為內建類比數位轉換器 ADC，可將加速度感應器的輸出轉換成數位訊號輸出到外部供後續應用，使用上較為便利，但受限於內部 ADC 和介面速度的影響，無法達到高速應用的需求，下表 4 為此兩種加速度感應器的比較。

表 4 兩種加速度感應器之比較表[54]

	ADXL326	MPU9250
輸出訊號型式	Analog	Digital
最大 G 力	> 19G	16G
輸出更新率 (Hz)	> 3000Hz	200Hz
一致性取樣	YES	NO

本研究所需的加速度感應器，須具備高 G 力，高輸出更新率和一致性取樣，以符合腦部傷害標準 HIC 的計算，故本研究將採用 ADXL326 作為實現可穿戴式輕微腦震盪警示系統之用，下圖為 ADXL326 於靜止不動時輸出速率為 3000Hz，實際測試之結果。

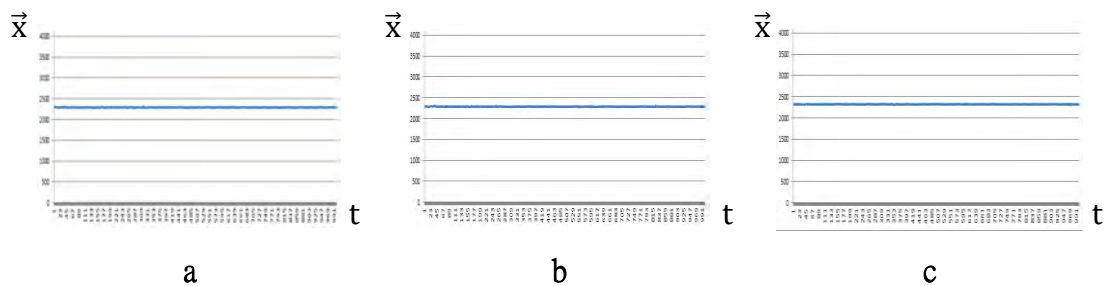


圖 5 加速度感應器實測

其中縱軸之值約每 80 單位為 1G 加速度，因此當物體禁止時，Z 軸之值約大於 X 軸和 Y 軸 80 單位，這是因為 Z 軸存在 1G 的重力。

ADXL326 加速度感應器為 3 軸加速度感應器，可將此加速度感應器讀值視為一向量 I ，其 \vec{x} , \vec{y} , \vec{z} 為互相垂直的方向，其相對的分量大小分別為 a, b, c ，如公式 1。本研究計算腦部傷害標準指標時，是以純量作為計算標準，因此，加速度向量轉需換成純量，如公式 2：

$$I = a\vec{x} + b\vec{y} + c\vec{z} \dots (1)$$

$$I = \sqrt{a^2 + b^2 + c^2} \dots (2)$$

(2) 取樣頻率 (Sampling Frequency)

如前一章節所描述，加速度感應器為一種微機電之應用，其輸出是類比訊號(Analog Signal)。因此，需要將此類比訊號轉換成數位訊號。通常類比數位轉換器(A/D Converter)會被使用，將加速度感應器輸出的類比訊號轉換成數位訊號。其中，取樣頻率為類比數位轉換器的重要參數之一，取樣頻率 (f_s) 的定義為，每秒從類比訊號中提取轉換成離散或數位訊號的個數，其單位用赫茲 (Hz) 來表示。若 $x(t)$ 表示時間連續之類比訊號，其取樣訊號即轉換後之離散或數位訊號可表示成下列公式 3 (其中 $n \in \text{正整數}$)：

$$x[n] = x(nT) \dots (3)$$

符號 $T = \frac{1}{f_s}$ 常用來表示二次取樣之間的時間間隔，稱為取樣周期或是取樣區間。其中取樣週期決定訊號的解析度，如下圖 6、圖 7 所示：

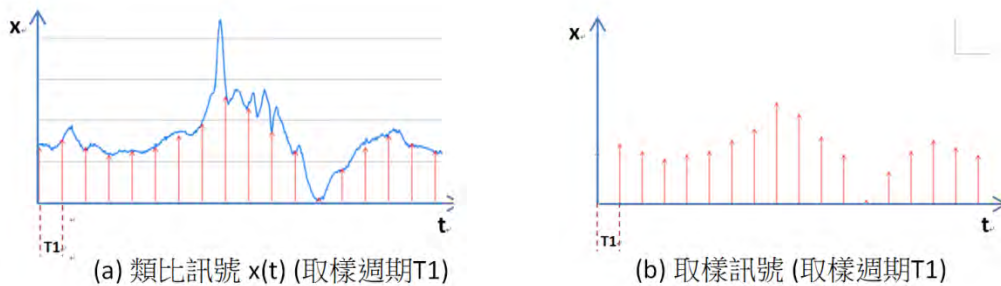


圖 6 類比訊號 $x(t)$ 在取樣週期 T_1 的取樣結果

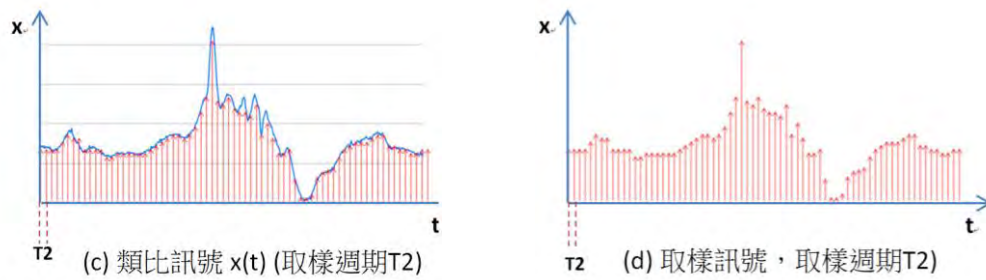


圖 7 類比訊號 $x(t)$ 在取樣週期 T_2 的取樣結果

根據圖 6 和圖 7 在不同的取樣週期 ($T_2 < T_1$) 之下，圖 7 的取樣結果更接近原始的類比訊號 $x(t)$ 。本研究是以加速度感應器的輸出為基礎進行物理量的運算，其運算過程為時間域 (Time Domain) 的運算，因此取樣結果的解析度將影響運算的準確度[23][24]。

(3) 微處理機 (Microprocessor Control Unit, MCU)

本研究期望之實驗結果為實現可穿戴的裝置來偵測日常生活中潛在發生腦部傷害的動作。在實現穿戴應用時，微處理機扮演很重要的角色，微處理機像一部電腦且具備小型，省電及高度周邊整合的特性，這符合穿戴應用的需求，目前市面上較普遍的微處理機開發系統主要有 Arduino 系列和 STM32F407 Discovery 系列，在此對這兩種微處理機開發系統做介紹：

a. Arduino 介紹

主要可區分為三大類，分別是 Arduino 硬體、Arduino 軟體及 Arduino 擴充原件[25][26]。



圖 8 Arduino 硬體 (UNO)[25]

Arduino 主要硬體資源如表 5 所示：

表 5 Arduino 主要硬體資源介紹[25]

硬體資源	介紹
數位 I/O 接腳	14 支數位 I/O 接腳，可以當作 input 使用，也可以當作 output 使用。
類比輸入接腳	Arduino Uno 有 6 支類比輸入腳，標記為 A0 到 A5，每支腳都可提供 10 位元的解析（即 1024 種不同的數值），其類比數位轉換器(ADC)僅有一組，A0 到 A5 是以多工方式連接至類比數位轉換器。
CPU	8 Bits , 16MHz
記憶體	Flash 32KByte, RAM 2KByte

Arduino 的軟體開發環境是開放源碼 (Open Source)，可以在 Arduino 官網免費下載。其所用的程式語言語法類似於 C/C++，並針對其硬體資源如數位 I/O、類比數位轉換器等，均提供程式碼腳本 (Sketch) 供使用者直接應用來控制這些資源，省卻大量開發時間。

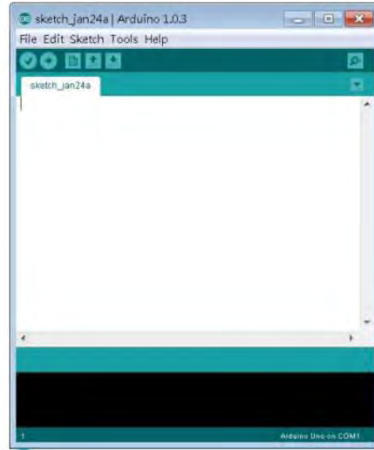


圖 9 Arduino 軟體開發環境[25]

除了 Arduino 本身提供的硬體資源外，Arduino 也提供多樣的擴充原件包含各種感應器模組，如加速度感應器，溫度感應器等硬體，並提供相對應的開放程式碼來加速這些擴充原件的應用。

b. STM32F407 Discovery 介紹

STM32F407 Discovery 跟 Arduino 類似為微處理機開發系統，一樣可分成硬體、軟體及擴充原件[27]，但其資源相對 Arduino 豐富且更多元。



圖 10 STM32F407 Discovery 硬體[27]

STM32F407 Discovery 主要硬體資源如表 6 所示：

表 6 STM32F407 Discovery 主要硬體資源介紹[27]

硬體資源	介紹
數位 I/O 接腳	80 支數位 I/O 接腳，可以當作 input 使用，也可以當作 output 使用。
類比輸入接腳	STM32F407 Discovery 提供 3 組獨立的類比數位轉換器 (ADC) 可同時提供 3 組類比訊號轉換成數位訊號，每一組類比數位轉換器可多工到 16 個通道和具備 12 位元的解析 (即 4096 種不同的數值)。
CPU	32 Bits, 168MHz
記憶體	Flash 2MByte, RAM 192KByte

STM32F407 Discovery 的軟體開發環境亦是開放源碼 (Open Source)，它所用的程式語言語法也是以 C/C++ 為基礎，並針對其硬體資源如數位 I/O，類比數位轉換器等資源均提供程式碼函式庫 (Libs)，供使用者直接應用來控制這些資源，省卻大量開發時間。

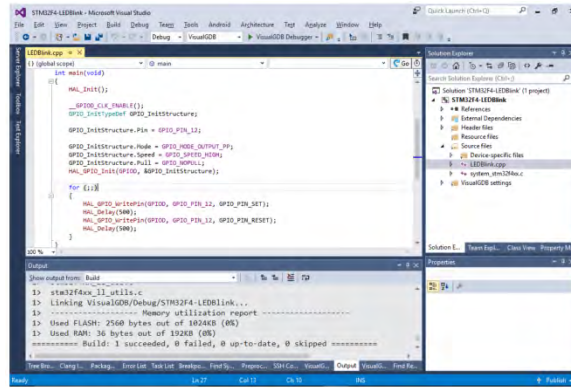


圖 11 STM32F4 Discovery 軟體開發環境

跟 Arduino 相同，STM32F407 Discovery 亦有大量擴充元件硬體及軟體的支援，可輕鬆連接感應器來取得其資料並運算，這些擴充元件均有開程式碼的支持。

本研究需要微處理機來實現穿戴式腦部傷害偵測器，由於加速度感應器為 3 軸的資料提供，需要能快速且同時擷取並儲存感應器資料，根據下表 7 Arduino 和 STM32F407 Discovery 的比較，很明顯 STM32F407 Discovery 將更適合本研究所需。

表 7 Arduino Uno 和 STM32F407 Discovery 之比較表

	Arduino UNO	STM32F407 Discovery
CPU 速度	16MHz	168MHz
CPU 位元	8	32
類比數位轉換器個數	1	3
類比數位轉換位元	10	12
記憶體	Flash 32KByte, RAM 2KByte	Flash 2MByte, RAM 192KByte

(4) 開放程式碼

開放程式碼為一種資源分享的概念。在互聯網普及的現代，使用者可透過互聯網獲得相關的程式碼來進行研究或產品開發，到研究終了再將其修改過的軟體分享到開放程式碼的網站，透過資源分享的概念，使用者無需花時間學習及撰寫基礎的軟體，而可將精力用於演算法則研究及實現上，開放程式碼的使用對研究有很大的助益[28]。本研究的實作部分主要以開放程式碼基礎，開始進行修改及測試以符合本研究的需求，其中，使用下列開放程式碼：

a. Library 06 - AD Converter on STM32F407

本程式碼提供 STM32F407 Discovery 中 3 個類比數位轉換器的同時資料擷取，本研究以此同時擷取加速度感應器 3 軸 (X,Y,Z) 的資料[29]。

b. Library 02 - STM32F407 Discovery GPIO

本程式碼提供 STM32F4 Discovery 中數位 I/O 的控制，本研究以此控制警示燈號及輸入開關訊號[30]。

c. Library 04 - USART for STM32F407

本程式碼提供 STM32F4 Discovery 中通用非同步接收傳送埠 (UART) 的控制，其中 UART 為常見的介面通常用於兩個不同系統間的資料傳遞，本研究以此將微處理機擷取到的資料，透過 UART 傳回電腦端作後續研究和保存使用[31]。

d. Library 21 - Read SD card with FatFs on STM32F407

本程式碼提供 STM32F4 Discovery 中資料儲存卡的控制，通常微處理機均無提供大量的記憶體來儲存擷取到的資料，如需要大量資料的儲存時，額外的資料儲存卡將被需要連接到微處理機，本研究以此將微處理機擷取到的大量資料，暫存於資料儲存卡作後續研究和保存使用[32]。

e. OpenCV Machine Learning - SVM (Support Vector Machine)

本程式碼提供支援向量機的分類訓練，可依據提供已知類別的資料，計算出最佳之加權值，以提供未知類別的資料輸入時的分類使用，支援向量機為機器學習中常見的方法，本研究將運用此程式碼對運動產生之訊號進行訓練與分類[33][34][35][36]。

2. 資料運算

為了提供更多元的資料分析，本研究以物理量分析、特徵檢測、互相關數位訊號處理之方式將蒐集之資料進行運算，來達到輕微腦震盪的警示作用。

(1) 物理量分析

本研究欲紀錄運動時頭部所受到的作用力，然而若使用力的公式計算，無法表現物體運動時的量值。動量可以明顯表示物體的變化量，其物理意義為物體運動狀態改變的難易程度，較符合本研究之需求。下為動量之公式[37]：

$$P = mv \dots (4)$$

動量為物體質量與運動速度之積，其單位為 $\text{kg} \cdot \text{m/s}$ (秒分之公斤公尺)，亦等同於 $\text{N} \cdot \text{s}$ (牛頓秒)。

而動量和衝量之差異在於，衝量為物體受到外力後，改變的動量。簡單來說為 $I = \Delta P = P - P_0$ ，即為動量之變化量，因此，其單位也是 $\text{N} \cdot \text{s}$ (牛頓秒)。其公式如下[5]：

$$I = \int F \Delta t \dots (5)$$

其中 I 是衝量，F 是作用的力，t 是時間。公式為作用力乘以作用時間，物理意義為外界對物體運動狀態改變所給予的作用。對一物體施與衝力，將造成其動量之變化。下列公式為衝量其他表示方式[5]：

$$I = ma \cdot \Delta t \cdots (6)$$

$$I = m \cdot \Delta v \cdots (7)$$

$$I = m (v - v_0) \cdots (8)$$

$$I = mv - mv_0 \cdots (9)$$

$$I = P - P_0 \cdots (10)$$

而作用力及衝量之關係如下，可知作用力為動量變化量和時間變化量之商[5]：

$$F = \frac{I}{\Delta t} \cdots (11)$$

$$F = \frac{\Delta p}{\Delta t} \cdots (12)$$

$$F = \frac{m \cdot \Delta v}{\Delta t} \cdots (13)$$

根據公式 5 衝量為所受到的力對時間的積分，即某個時段內所受到的力的總和，再由公式 13 瞬間所受到的力為質量和瞬間速度變化的乘積，因此衝量可被應用於碰撞程度的估算，通常碰撞時瞬間的速度變化相當大，但影響的時間區間很短，表示速度的變化會從極大值降低至靜止的狀況，表示頭部將承受此力造成的衝量，因此，應用於頭部傷害指數評估的方式(公式 14)[6]，也是基於此物理量所建立的評估方式。

$$HIC = \left\{ \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a \cdot \Delta t \right]^{2.5} (t_2 - t_1) \right\} \cdots (14)$$

頭部傷害指數之公式，其為一檢測是否造成腦部傷害之測量標準。其中 a 為腦部合成加速度即瞬間速度的變化，以單位重力 G 之倍數表示；而 t_1 和 t_2 為碰撞過程的時間區間，其單位為秒 (s)。其概念類似物理衝量之意義，為一段時間內腦部所承受的力，而根據文獻[15]中所訂定之標準，其時間範圍若小於 15 毫秒，其值最劇烈，HIC 值愈大表示碰撞的影響愈大，HIC 值將是本研究用來評估是否造成輕微腦震盪的物理量參考值。

(2) 特徵檢測

特徵檢測主要是計算機視覺和圖像處理中的一個概念。由於視覺圖像的資料量通常很大，不利於需要及時處理的應用，因此可透過特徵檢測的方式，把圖像上的點分為不同的子集，這些子集往往屬於孤立的點、連續的曲線或者連續的區域，再進行分類辨識出所需要的類別是否存在這巨量的資料中。在本研究中除了利用加速度感應器所量測到 X Y Z 三軸的加速度值向量，計算出相對的物理量外，另外，可利用特徵檢測的方式，來檢測是否受檢者存在具有造成腦部傷害的運動特徵。

在使用特徵檢測時，首先要定義特徵向量，使用特徵向量的目的是因為原始資料量過於龐大，不易直接用原始資料進行比對，因此，先定義所擔心的危險因子之特徵，特徵向量的定義[38]：

$$F = [f_1, f_2, f_3 \dots f_n] \dots (15)$$

其中， $F =$ 特徵向量，而 $f_1, f_2, f_3 \dots f_n$ 為不同的特徵值，例如：

f_1 為在時間區間 T_1 內，加速度絕對值大於 2G 的個數， f_2 為在時間區間 T_1 內，加速度最大值和最小值差大於 4G 的個數，利用特徵值的定義來使特徵向量可充分代表原始資料的目的，接下來即可利用特徵檢測來辨識此運動的特徵向量是否屬於具有危險的類別。本研究主要是檢測腦部傷害的可能性，因此，特徵分類可直接分成兩類，具備危險性的類別，和不具備危險性的類別。根據特徵向量和類別的定義，本研究以支援向量機 (Support Vector Machine, SVM) 作為特徵檢測的基礎。

支持向量機 (SVM) 是一種有監督學習的算法，它可以用來處理分類和回歸的問題。然而實際應用中，SVM 主要用來處理分類問題。在這個算法中，首先我們將所有點畫在一個 n 維空間中 (其中 n 代表特徵個數)。然後我們通過尋找較好區分兩類樣本的超平面來對數據進行分類處理 (如下圖 12 所示) 支持向量是觀測值的坐標，支持向量機是隔離兩個類別的最佳邊界 (超平面：已紅線表示)[33][34][35][36]。

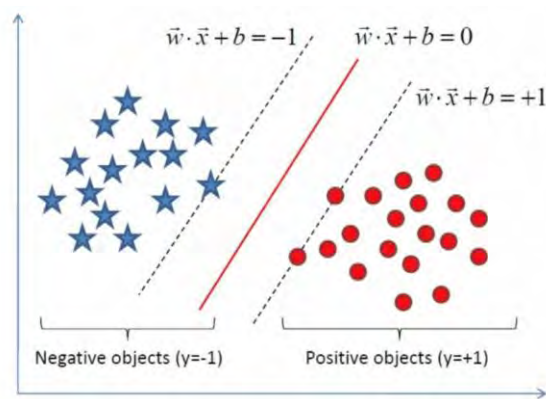


圖 12 對數據進行分類處理(以超平面間隔兩類)[36]

設樣本屬於兩類，用該樣本訓練 SVM 得到最大間隔。在超平面上的樣本點也稱為支援向量。

$$(x_1, y_1), \dots, (x_n, y_2) \dots (16)$$

其中， y_i 為 1 或是 -1，則表明了 \vec{x}_i 所屬的類。 \vec{x}_i 中每一個都是 p 維實向量。將 $y_i = 1$ 的點集 \vec{x}_i 與 $y_i = -1$ 的點及分開的為「最大間隔超平面」，而使得超平面與最近點 \vec{x}_i 之間的距離最大化。

$$\vec{w} \cdot \vec{x} - b = 0 \dots (17)$$

$$\vec{w} \cdot \vec{x} - b = 1 \dots (18)$$

$$\vec{w} \cdot \vec{x} - b = -1 \dots (19)$$

公式(15)決定最大間隔超平面，此超平面是由靠近的幾個 \vec{x}_i 決定的。而這些 \vec{x}_i 稱支援向量，因此亦可說是由 \vec{w} 和 b 則決定了分類，當一未知向量 \vec{x}_k 帶入公式 17 的左式可得一數值，可依據此數值大於 0 或小於 0 來判定此向量所屬的類別，公式 18 和公式 19 可合併成公式 20，作為特徵檢測的判斷方程式[38]。

$$\vec{x} \mapsto \text{sgn}(\vec{w} \cdot \vec{x} - b) \dots (20)$$

本研究的特徵檢測主要是分成具備危險的和不具備危險兩類，為了應用於處理機的實現，須具備運算量小的特質，因此線性二元化的支援向量機(分類機)，可成為本研究除了物理量的定量量測外，提供運動模型在定性上的量測與辨識。下表 8 為本研究定義的特徵向量：

表 8 特徵向量定義

Features	Definition
0	X軸的加速度值 ≥ 2.0 的個數
1	X軸的加速度值 < -2.0 的個數
2	Y軸的加速度值 ≥ 2.0 的個數
3	Y軸的加速度值 < -2.0 的個數
4	Z軸的加速度值 ≥ 2.0 的個數
5	Z軸的加速度值 < -2.0 的個數
6	X軸Max加速度值 - X軸Min加速度值
7	Y軸Max加速度值 - Y軸Min加速度值
8	Z軸Max加速度值 - Z軸Min加速度值

(3) 互相關數位訊號處理

互相關通常是用來表示兩個信號之間相似性的一個度量，通常通過與已知信號比較用於尋找未知信號的特性，跟特徵檢測法不同是，互相關是直接將未知訊號和已知訊號進行運算已得到這兩個訊號的相關程度，在使用前無需進行特徵抽取和分類訓練。在本研究中利用可能會發生危險的訊號作為已知訊號，在利用擷取到的未知是否危險的運動訊號進行互相關的運算產生互相關的危險曲線，可結合物理量的運算和特徵向量分類來提供更具多元性的判斷危險等級。互相關公式 21 如下[39]:

$$R_{xy}(j) = \sum_{i=0}^{n-1} x_i \cdot y_{i+j}, \quad -(n-1) \leq j \leq M \dots (21)$$

$$x = \{x_1, x_2, \dots, x_{n-1}\}, \quad y = \{y_1, y_2, \dots, y_{m-1}\} \dots (22)$$

其中， y 為某一區間的已知危險訊號， x 為擷取到但未知是否危險的訊號，公式 $R_{xy}(j)$ 為 x 和 y 的互相關程度，根據此公式可得到未知危險的訊號。

3. 可穿戴式輕微腦震盪警示系統的資料處理

此章節有別於前面章節之資料運算，其主要針對定義可穿戴式輕微腦震盪警示系統輸入和輸出資料之探討。此章節包括定義輕微腦震盪警示的臨界值並定義一量測的新單位——Punch 以界定警示標準，也包含系統自我學習模式和危險曲線之討論，探討資料輸出之樣式。

(1) 定義輕微腦震盪警示的臨界值

為了更容易的表達蒐集之數據，本研究欲根據文獻[15]所得到之實驗結果訂定輕微腦震盪之警示標準，其中提到當腦部傷害指數 (HIC) 高於 51，則腦部將有受傷之風險。下圖 13 為文獻[15]中腦震盪之標準。

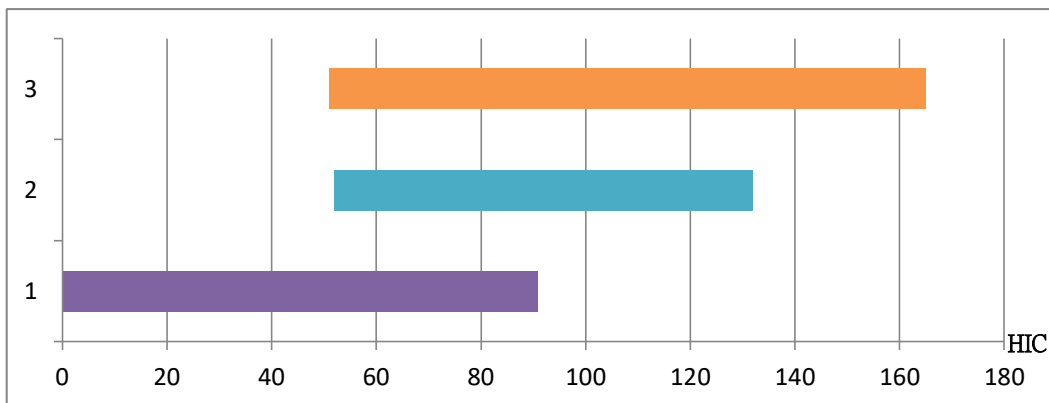


圖 13 腦部傷害指數之標準

上表為文獻[15]之實驗統計，其紫色數值表示當 HIC 為 0~94 時，此時實驗鼠的腦部不會受到傷害；藍色數值表示當 HIC 為 52~132 時，此時開始有實驗鼠的腦部受到傷害；橘色數值表示當 HIC 為 51~165 時，大多數實驗鼠的腦部已受到明顯之傷害，因此，本研究定義 HIC = 51 為腦部傷害之標準。

為了使大家更容易理解腦部當前所承受的力，本研究欲將腦部承受一棒之力設為一新單位——Punch。當 HIC 為 51 時，此時腦部受到之傷害為 1 Punch，本研究以這一棒之力 (1 Punch) 來定義會造成輕微腦震盪的臨界值，未來亦可利用學習的方式重新定義一個 Punch 的 HIC 臨界值來達到警示的作用。

(2) 學習模式

本研究主要完成一種智慧型穿戴裝置的實現，利用此智慧型穿戴裝置來對可能的腦部傷害進行警示，本裝置需具備學習的能力，可知道何種動作可能造成危險，在本研究中主要包括兩種學習方式如下：

a. 定量學習

定量學習主要是針對可能造成運動傷害的危險動作進行分析，可收集多個潛在的危險動作計算其 HIC 或 Punch 值，其計算公式為公式 14。計算得到個別的數值後，可將其作平均形成危險的臨界值，微處理機可將未知動作做相同的運算，與此臨界值作比較來判定其危險程度，此方法對於穿戴式小型微處理機相當適用。

b. 定性學習

定性學習主要是利用收集具備危險的特徵向量和不具備危險的特徵向量這兩類資料進行分類學習，跟定量方式不同的是，他不

是直接使用物理量的計算，而是利用定義的特徵向量來表示原始的資料，本研究將使用支援向量機 (SVM) 來進行學習，支援向量機的學習主要是求得超平面函數的參數值，及公式 17 中的 W 和 b 的值，在未來更多的危險的特徵向量被發現後，可繼續利用支援向量機 (SVM) 來進行再學習，已得到新的超平面函數的參數值，本研究利用開放程式碼 OpenCV 的支援向量機 (SVM) 程式庫在 PC 端進行訓練，再將其超平面函數的參數值提供給微處理機作即時分類的判斷。

(3) 危險曲線

本研究根據加速度感應器偵測的資料為原始資料進行運算，其運算方式主要為：

- a. 物理量計算 (HIC 或 Punch)
- b. 特徵檢測
- c. 互相關運算

這些運算均以潛在危險訊號為基礎，配合指定的運算區間進行運算，如下圖 14 所示，本研究根據文獻 15 建議設定運算區間為 15 ms，如加速度感應器取樣頻率為 3000 Hz，即每 330us 擷取一次加速度的資料，運算區間將為 45 點，每 45 點將會計算出物理量、特徵分類和相關程度的數值，然後向後偏移 1 點，繼續用 45 點的運算區間獲得另一個數值，並依此類推可得新的物理量、特徵分類和相關程度的曲線，本

研究將此曲線定義為運動之危險曲線，可提供警示及後續分析改善之用。

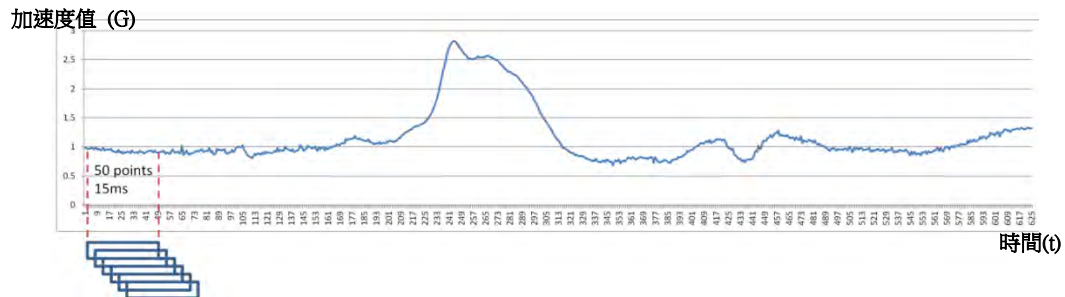


圖 14 危險曲線取樣示意圖

4. 多重衝擊模擬器的實現

由於醫學研究所使用 CHIMERA 採用氣壓推動撞擊器，當一次撞擊後原本的氣壓會消耗變小，如需連續撞擊時，須等到氣壓回復至原本大小才可進行下一次衝擊，不然會存在撞擊力不足的問題。因此，本研究改善此缺點，利用電磁力來推動撞擊器。因為是使用電流產生磁力來推動，所以並無回復的問題可連續撞擊，電磁力的大小可由公式 23 得知。透過控制時間區間的大小即可改變電磁力的大小。

$$F \times S = P \times t \cdots (23)$$

(二) 問題與討論

下表 9 為本研究實驗中可能遇到的問題及提出之解決方案，並且說明為何提出此解決方案，關於方案的詳細內容將在下一節說明。

表9 實驗中遇到的問題及提出之解決方案

定義問題	提出解決方案	為何用此方案
加速度感應器的偏移誤差可能造成最終結果的不準確	<ol style="list-style-type: none"> 1. 需校正加速度感應器在不施與任何力的情況下的偏移值。 2. 需進行多次測量得到之平均值為其標準值。 	可將加速度感應器的誤差，視為線性關係為偏移誤差和增益誤差組成，在不施加外力的狀況下，利用地心引力1G和橫向0G可輕鬆量到其偏移誤差和增益誤差。多次量測取平均值可得更穩定的誤差補償值(實驗一)。
資料蒐集速度過慢可能造成碰撞瞬間的資料的失真	使用類比輸出的加速度感應器，再利用外部的類比數位轉換器提供高速的資料蒐集。	由於內建類比數位轉換器的加速度感應器其輸出資料的速度為5ms(參考MPU9250)，此速度無法對瞬間碰撞進行資料蒐集(實驗二)。
加速度感應器讀值轉換成的物理量，不易轉換成易於瞭解的警示訊號	根據腦部傷害指數為參考值，定義新的單位 Punch，1 Punch 相當被可能造成輕微腦震盪的物理量擊中頭部。	1 Punch 相當一棒擊中頭部造成輕微腦震盪的物理量參考值，本研究實現之可穿戴式輕微腦震盪警示系統可以 Punch 為基礎輸出日常活動的危險曲線，可更易於了解此活動的風險曲線(實驗三)。
氣壓式的 CHIMERA 無法模擬快速連續的衝擊	使用電磁力取代氣壓式的衝擊方式來達到快速連續的目的	使用電磁力驅動打擊裝置，無須像氣壓式需要等待一定的時間恢復足夠氣壓來執行下一次衝擊。
如何精確控制電磁力來產生不同的衝擊力道	利用控制精確的通電時間區間，來產生不同的電磁力	控制時間區間會比控制電流的大小容易被實現

(三) 進行實作與實驗

本研究將設計可穿戴式輕微腦震盪之警示系統和多重衝擊模擬器，並解決上述之問題及進行實驗。

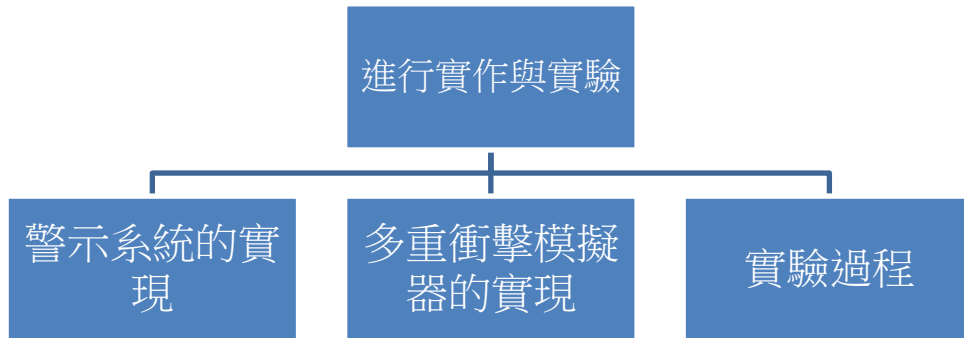


圖 15 實作程序圖

第一部份將設計此警示系統之軟硬體設備，提出一個可以測量之系統，以利於之後實驗之資料蒐集。

第二部份將設計多重衝擊模擬器來改善 CHIMERA 無法產生快速連續衝擊力的問題。

第三部份之實驗設計主要為解決資料處理上的問題，改善後並實際測量日常生活中的活動是否為危險動作，以達到警示之效果。

經上述之實作，可驗證此警示系統之可行性，並提升準確性，再利用其測量日常生活運動，提供警示之效用。

1. 警示系統的實現

本研究首先須設計出一套可穿戴式輕微腦震盪警示系統，其需具備可以蒐集資料且有足夠記憶體記憶龐大的資料。

(1) 硬體設備

下圖 16 為本研究設計之警示系統的硬體設備示意圖。其中包含一微處理器，負責控制整個硬體設備；其板上三色 LED 則負責提示系統是否準備開始資料蒐集；外接之紅色 LED 燈為危險警示燈，可以提醒受試者目前之動作是否會對腦部造成傷害，且其同時也為系統開啟警示燈；三軸加速度感應器測量腦部運動時所造成之加速度值，並暫時存至於微處理器板上；外接開關為控制程式開始蒐機資料之按鍵；由於開啟按鈕進行資料蒐集後，需要大量記憶體存放蒐集之資料，因此本研究需外接一記憶卡，以延長實驗時間。

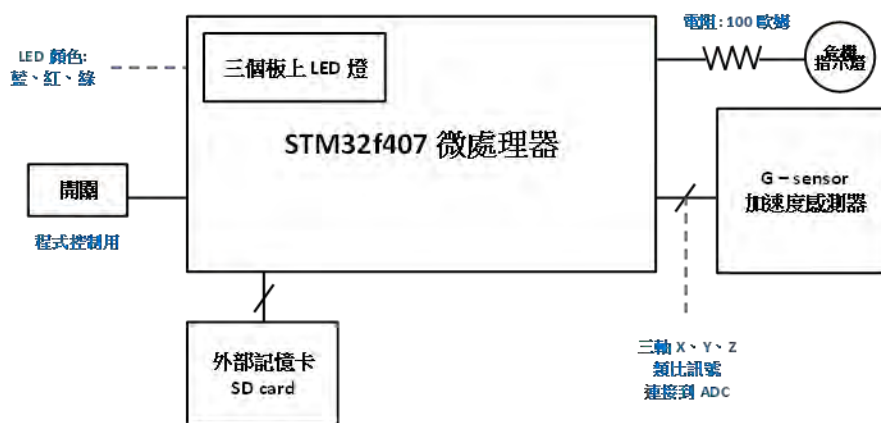


圖 16 警示系統之硬體設備示意圖

下圖 17 為警示系統之硬體實作：



a. 加速度感應器模組



b. 控制器及電源模組

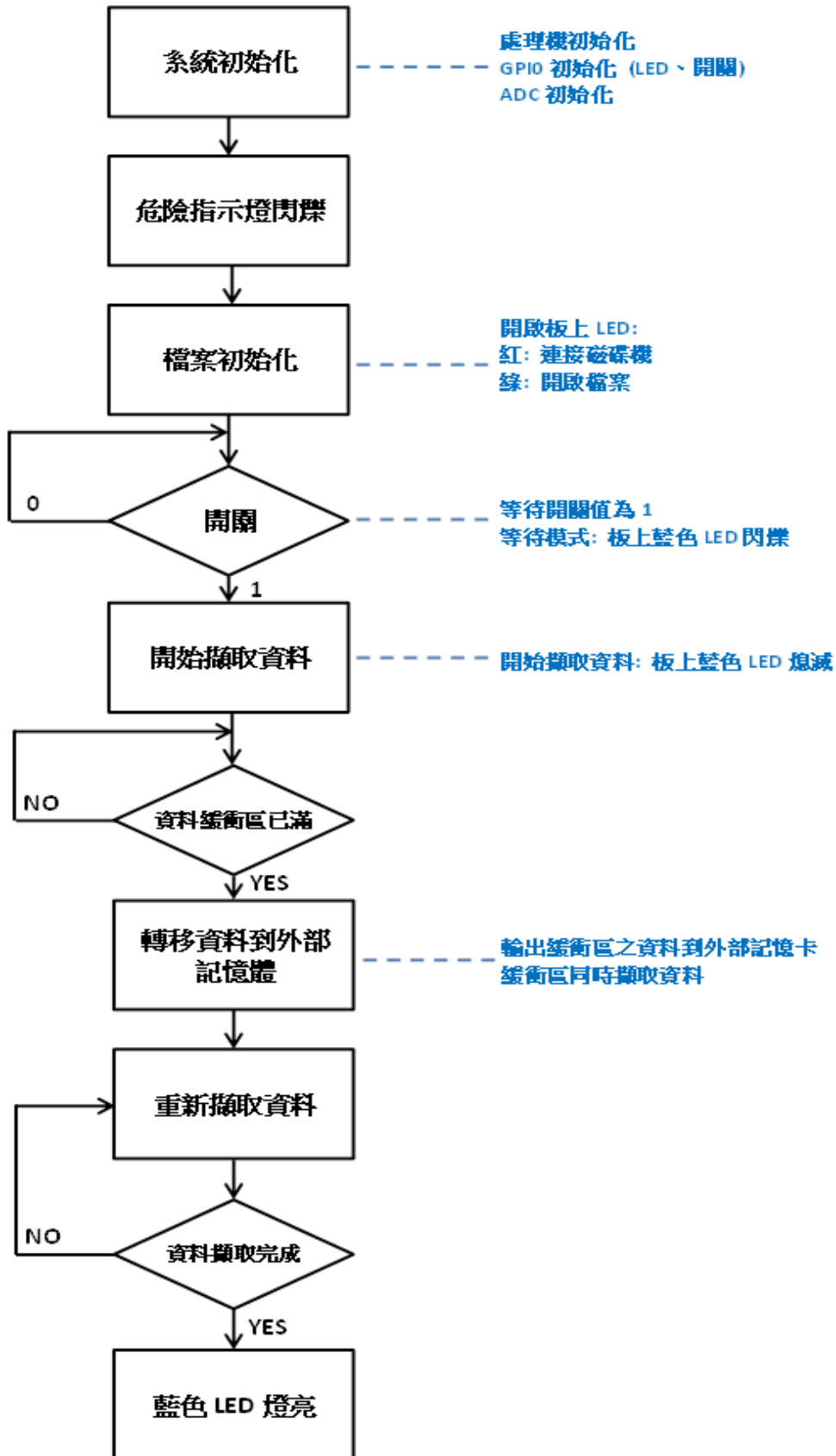


c. 可穿戴之輕微腦震盪
警示系統完成圖

圖 17 輕微腦震盪警示系統硬體實作

(2) 軟體系統

下圖為本研究之警示系統軟體程式流程圖：



2. 多重衝擊模擬器的實現

本研究針對醫學研究使用 CHIMERA 無法執行多重連續衝擊之問題，設計出一套可模擬腦部多重衝擊的模擬器。

(1) 硬體設備

下圖 18 為本研究設計之多重衝擊模擬器的硬體設備示意圖。其中包含電磁衝擊器、開關電晶體和微處理器，當輸入欲模擬的連續衝擊資料，微處理器可依照此資料控制開關的導通時間和區間來產生不同的衝擊力道以模擬多重衝擊的模式。

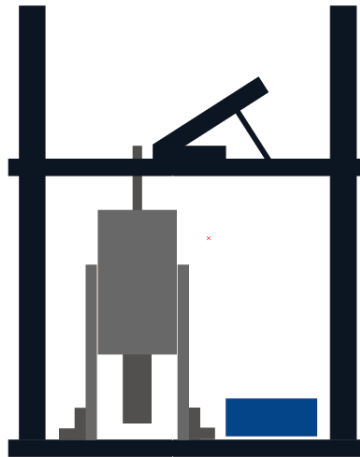
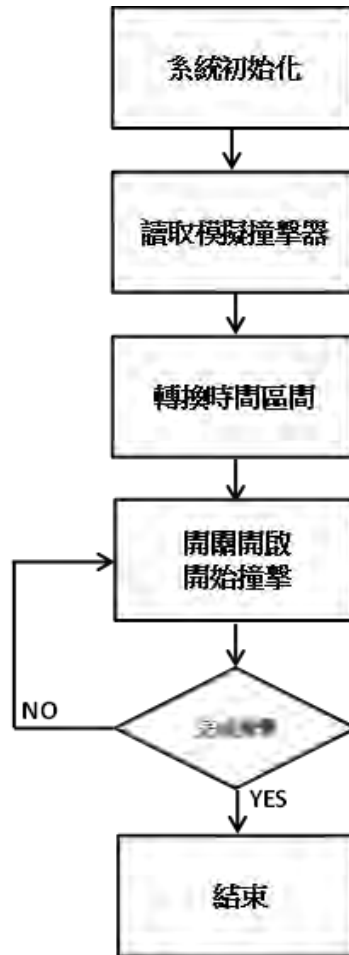


圖 18 多重衝擊模擬器的硬體設備

(2) 軟體系統

下為本研究之多重衝擊模擬器軟體程式流程圖。



3. 實驗過程

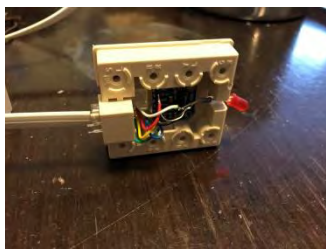
本研究根據上述討論之問題設計了以下實驗，其中包括矯正加速度感應器之誤差實驗、資料蒐集速度之比較實驗、蒐集的數值之單位轉換實驗，最後將可行之可穿戴式輕微腦震盪警示系統實驗於量測舞蹈動作、遊樂設施和

其他日常生活之運動的實驗。

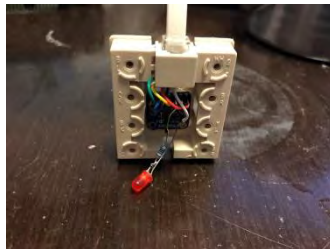
實驗一：加速度感應器誤差校正

由於本研究所使用之感應器帶有誤差，而此誤差嚴重影響到後面測量之數值，因此本研究決定先校正此感應器誤差。

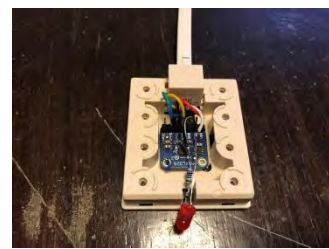
下圖 19 為此校正誤差之實驗圖，首先將感應器平放置桌面上，以測量其標準值。由於 Z 軸此時受到一地心引力，因此此時 Z 軸之值因高於 X 和 Y 軸 1G。藉由計算 Z 軸與其他兩軸值之差校正 1G 的量值，且轉換感應器之方向，使三軸輪流垂直於桌面。此感應器預設之三軸標準值為 2048，而預設一重力單位值為 128，然校正後之值與其預設值相形甚遠。



a. X 軸方向垂直地面



b. Y 軸方向垂直地面



c. Z 軸方向垂直地面

圖 19 校正誤差實驗圖

本實驗取 X、Y、Z 軸 15000 筆資料，平均後將其定義為標準值。為了使實驗結果更加精確，本研究將系統之電源移除重複實驗。下表 10 和表 11 為重複實驗三次後之資料統計，為感應器誤差校正前後之三軸靜態無重力偏移值、1G 重力加速度之偏移值和 1G 重力的標準值(皆

四捨五入)：

表 10 加速度感應器 1 之校正表

SENSOR1	X軸偏移值 (0 G)		Y軸偏移值 (0 G)		Z軸偏移值 (0 G)		X軸偏移值 (1 G)		Y軸偏移值 (1 G)		Z軸偏移值 (1 G)		X軸 G 值	Y軸 G 值	Z軸 G 值
	平均值	標準差	平均值	標準差	平均值	標準差	平均值	標準差	平均值	標準差	平均值	標準差			
理想標準值	2048	N/A	2048	N/A	2048	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	128	128	128
第一次量測	2286	16	2282	14	2288	11	2207	15	2195	15	2350	10	79	87	61
第二次量測	2287	16	2286	14	2297	10	2207	16	2195	14	2361	10	80	91	64
第三次量測	2287	15	2286	14	2298	11	2206	12	2196	14	2363	11	81	90	65
三次平均值	2287		2285		2294		2207		2195		2358		80	89	63

表 11 加速度感應器 2 之校正表

SENSOR2	X軸偏移值 (0 G)		Y軸偏移值 (0 G)		Z軸偏移值 (0 G)		X軸偏移值 (1 G)		Y軸偏移值 (1 G)		Z軸偏移值 (1 G)		X軸 G 值	Y軸 G 值	Z軸 G 值
	平均值	標準差	平均值	標準差	平均值	標準差	平均值	標準差	平均值	標準差	平均值	標準差			
理想標準值	2048	N/A	2048	N/A	2048	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	128	128	128
第一次量測	2281	43	2311	8	2335	7	2395	8	2260	53	2416	8	113	50	80
第二次量測	2315	8	2313	9	2332	8	2397	8	2395	9	2418	8	81	82	86
第三次量測	2316	7	2314	9	2332	8	2395	9	2396	9	2418	9	80	82	86
三次平均值	2304		2312		2333		2396		2350		2417		91	71	84

本實驗所得到的三軸在 0 G 偏移值和 1 G 的標準值，將會被應用於實驗調整誤差之用。

實驗二：資料蒐集速度比較

由於文獻 15 中提到，計算腦部傷害指數時，其規定取樣之時間區間建議為 15 毫秒，為了使資料更加精確，本實驗設計比較不同資料蒐集速度，並選擇適合的蒐集速度，以確保資料蒐集期間，產生足夠且不失真的資料。

本實驗選定兩個不同型式的加速度感應器——ADXL326 和 MPU9250 作資料蒐集的實驗，ADXL326 為類比輸出須配合外部的 ADC

轉換器，每秒可蒐集 3000 筆資料以上，速度快但使用上較麻煩；而 MPU9250 (I2C)因本身內含 ADC 轉換器，使用容易但資料蒐集速度較慢，每秒只可輸出 200 筆資料。

本實驗依據文獻 15 之時間區間的建議，以蒐集 15 毫秒時間區間為基礎進行實驗，來評估這兩種加速度感應器那一個較適合本實驗所需；其作法是將兩種感應器放置於同一物體上，施以相同的力，量測其數值，並比較蒐集資料的差異。圖 20 為實驗示意圖：



圖 20 實驗二實驗示意圖

將兩感應器黏在加裝彈簧設備，施予同一力。其中，藍色矩形為 ADXL326 感應器之示意圖，橘色矩形為 MPU9250 (I2C) 感應器之示意圖。

圖 21 及圖 22 為同樣時間內，兩感應器實際實作之數據：

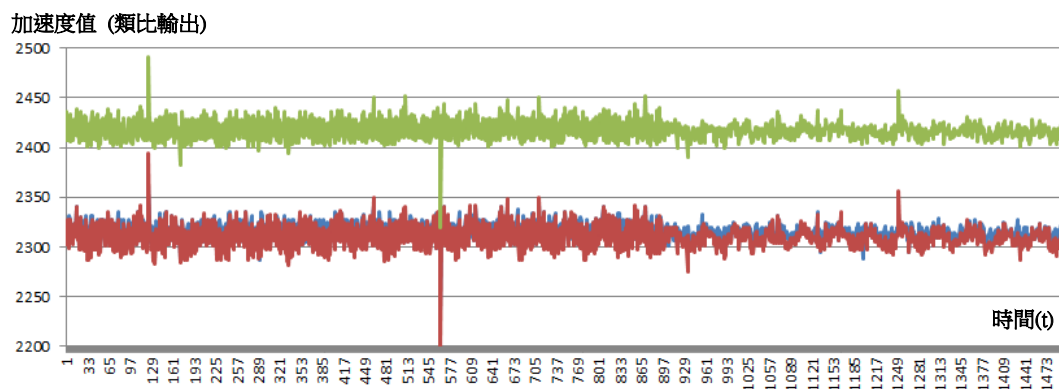


圖 21 ADXL326 感應器資料蒐集

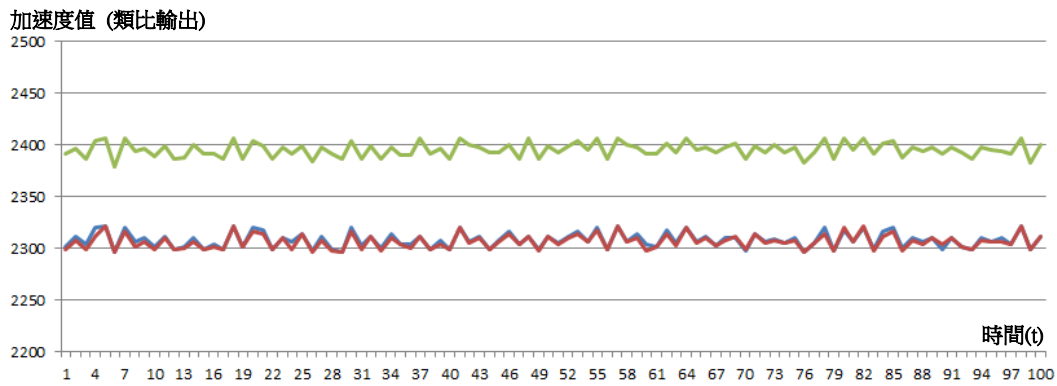


圖 22 MPU9250 感應器資料蒐集

整個實驗共蒐集 0.5 秒長之資料，比較時以建議的 15 毫秒為區間進行比較，由圖 21 及圖 22 可知，ADXL326 比 MPU9250 精準許多，可清楚知道加速度量值之走向，且不會錯過一些突然變化之值。圖 20 為 ADXL326 感應器 0.5 秒內，蒐集 1500 筆的資料圖；而同樣時間內，圖 21 MPU9250 感應器僅蒐集 100 筆資料。

由上圖之實驗結果可以發現，MPU9250 感應器由於資料量太少，期會錯過一些較劇烈的值，進而影響到數據分析。因此，本研究認為 ADXL326 感應器蒐集之資料才足夠，以避免錯過一些短暫而劇烈的變化。

實驗三：腦部傷害指數 HIC 量測實驗

利用本研究實現之輕微腦震盪警示系統蒐集資料，並將資料進行處理，此時根據頭部傷害指數之公式，將蒐集之加速度計算出 HIC 值並轉換成 Punch，由於多數人認同若頭部受到棒子重擊，是相當危險的舉動，對腦部可能造成傷害。本研究利用人們認同對腦部會造成傷害之動

作，測量其加速度值並利用頭部傷害指數之公式轉換成新的單位——Punch，下圖 23 為本實驗所使用之器材及設定：



圖 23 實驗三的實驗裝置

本實驗利用棒球棍敲打圖 23 的實驗裝置，並測量其 Punch 值，來檢測不同重擊的力道造成 Punch 值的差異，下圖 24 到圖 26 為三次實驗之數據（縱軸為加速度，橫軸為時間）：

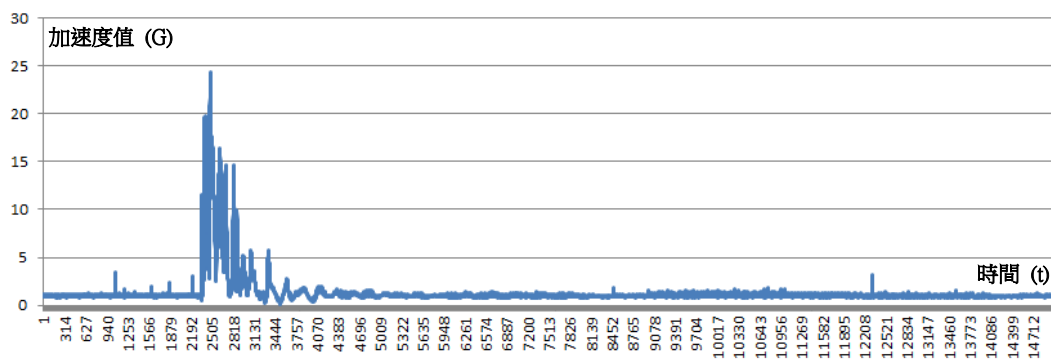


圖 24 第一次棒擊實驗之加速度圖

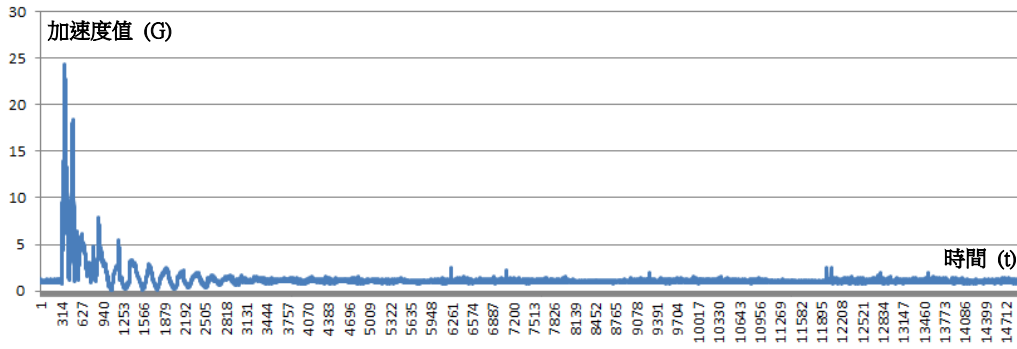


圖 25 第二次棒擊實驗之加速度圖

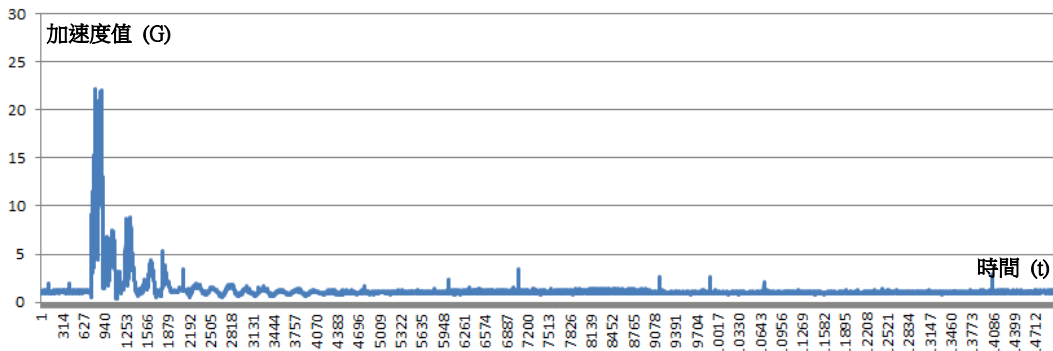


圖 26 第三次棒擊實驗之加速度圖

資料經過計算處理後，得出其 HIC 值和 Punch 數之圖表。

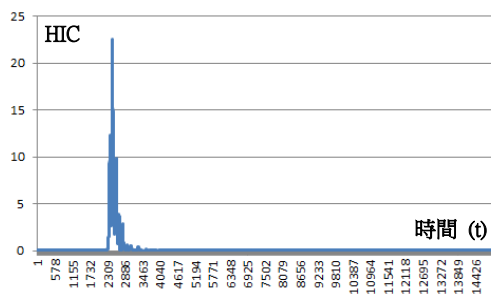


圖 27 第一次棒擊實驗之 HIC 圖

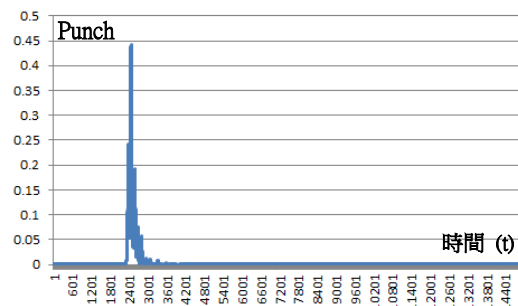


圖 28 第一次棒擊實驗之 Punch 圖

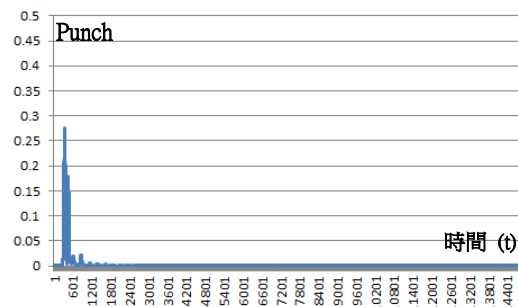
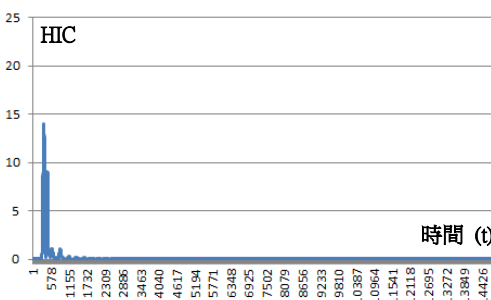


圖 29 第二次棒擊實驗之 HIC 圖

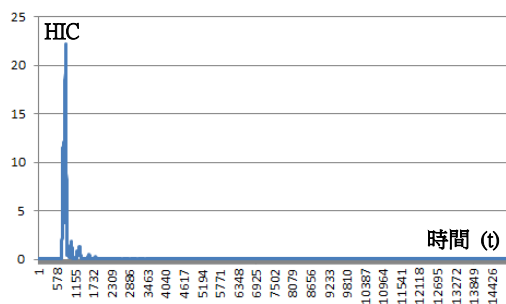


圖 30 第二次棒擊實驗之 Punch 圖

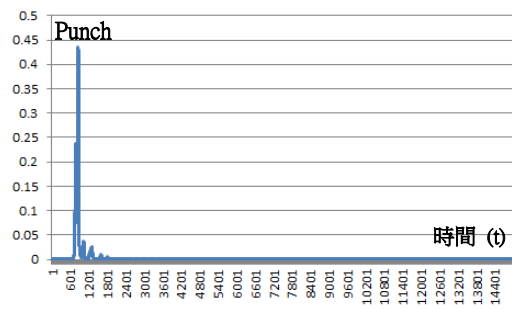


圖 31 第三次棒擊實驗之 HIC 圖

圖 32 第三次棒擊實驗之 Punch 圖

根據上面實驗結果可以發現三次棒擊之最大加速度均約為 20~25G；其 HIC 之值仍和標準值 51 相去甚遠，一棒之力和 1Punch 之數值差異大。而根據上圖可以發現雖第二次棒擊之最大加速度達到 25G，然其為一瞬間之力，持續之時間較短，因此，其 HIC 和 Punch 之值皆小於第一次及第三次棒擊。雖其呈現出實驗結果都未達致 HIC 之標準，然實驗時，用此力敲擊設備已造成設備解體，因此，本實驗主要是提供另一種選項，可使用一棒之力 Punch 來定義不同的腦部傷害指數 HIC 的臨界值。

實驗四：日常活動之輕微腦震盪風險檢測實驗

本實驗使用可穿戴式輕微腦震盪警示系統針對以下 3 種日常生活中常見的活動進行輕微腦震盪的風險檢測，(1)舞蹈動作檢測，(2)遊樂園遊戲設施檢測，(3)其他日常生活活動檢測。

檢測方式是將圖 17 穿戴式輕微腦震盪警示系統讓受測者穿戴，受測者平常有從事這些動作或活動的經驗，在其進行日常活動時加裝感應器進行量測。為了容易展示實驗結果，每種動作或活動會由蒐集的原始資料中擷取數值最大的 3 段資料進行分析，分別為 segment1、segment2

和 segment3。

第一部分為舞蹈動作檢測，本部分實驗針對頭部轉動比較劇烈的街舞和民族舞的動作進行檢測，結果如表 12 所示。

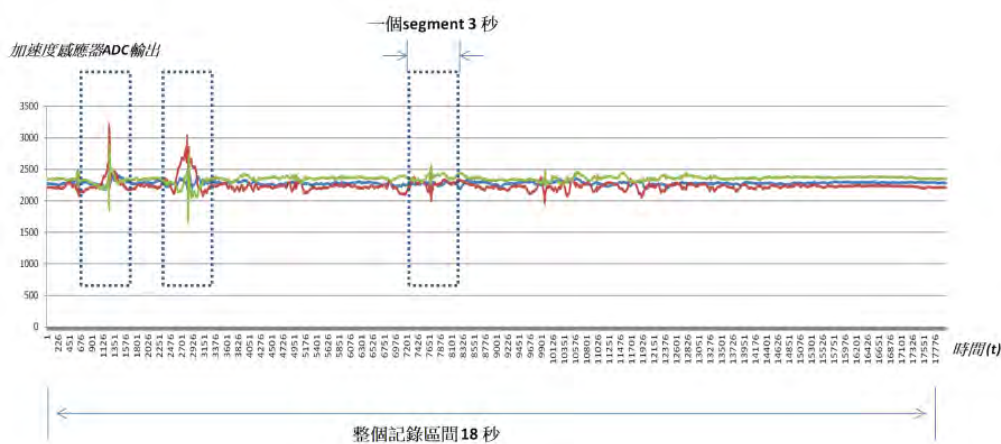


圖 33 舞蹈動作之蒐集資料段的時間區間 (3 秒)

表 12 不同舞蹈動作檢測結果

舞蹈動作	Segment1			Segment2			Segment3		
	瞬間最大G力	HIC	Punch	瞬間最大G力	HIC	Punch	瞬間最大G力	HIC	Punch
街舞 - Jazz	14.22	3.27	0.06	11.13	2.87	0.06	5.53	0.42	0.01
街舞 - JazzMix	10.13	3.05	0.06	8.70	3.19	0.06	7.82	2.34	0.05
街舞 - HipHop	8.49	2.66	0.05	5.80	1.03	0.02	7.39	1.95	0.04
街舞 - 8字甩	29.79	38.58	0.76	16.61	6.44	0.13	14.96	2.98	0.06
街舞 - 頭卡拍	11.60	3.81	0.07	9.03	1.67	0.03	6.80	2.98	0.06
街舞 - FreeStyle	20.63	11.98	0.23	12.99	4.08	0.08	12.80	3.68	0.07
民族舞 - 小翻	11.79	6.89	0.14	11.81	7.06	0.14	10.00	4.65	0.09
民族舞 - 平轉	16.51	8.35	0.16	16.41	10.18	0.20	10.97	4.31	0.08
民族舞 - 半轉接翻	5.83	1.20	0.02	5.43	1.00	0.02	4.37	0.57	0.01
民族舞 - 原地小翻	7.35	1.77	0.03	6.46	1.40	0.03	5.81	1.08	0.02
民族舞 - 側翻	7.11	1.81	0.04	4.37	0.56	0.01	3.05	0.22	0.00
民族舞 - 點翻	4.04	0.48	0.01	3.77	0.34	0.01	3.88	0.43	0.01
民族舞 - 擲子	5.36	0.93	0.02	4.87	0.75	0.01	3.11	0.24	0.00

第二部分為遊樂園遊戲設施檢測，本部分實驗針對設施瞬間移動比較劇烈的遊樂園設施進行檢測，結果如表 13 所示：

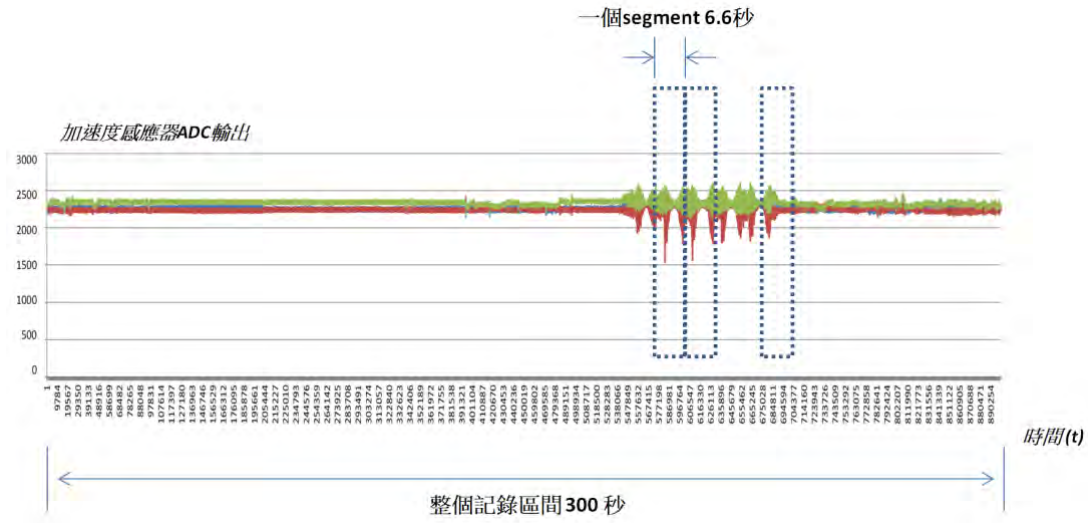


圖 34 遊樂園遊戲設施之蒐集資料段的時間區間 (6.6 秒)

表 13 不同遊樂園遊戲設施檢測結果

遊樂場設施	Segment1			Segment2			Segment3		
	瞬間最大G力	HIC	Punch	瞬間最大G力	HIC	Punch	瞬間最大G力	HIC	Punch
笑傲飛鷹	11.16	3.34	0.07	11.02	3.18	0.06	7.76	1.63	0.03
老油井	11.43	1.98	0.04	11.62	1.18	0.02	11.56	2.26	0.04
大怒神	5.02	0.63	0.01	1.65	0.04	0.00	1.66	0.03	0.00
大海嘯	3.79	0.08	0.00	3.59	0.25	0.00	3.97	0.05	0.00
海盜船	3.20	0.22	0.00	3.36	0.10	0.00	2.61	0.13	0.00
雲霄飛車	4.62	0.53	0.01	3.79	0.36	0.01	3.61	0.08	0.00

第三部分為其他日常生活活動檢測，本部分實驗針對日常生活中頭部活動比較劇烈的動作進行檢測，結果如表 14 所示：

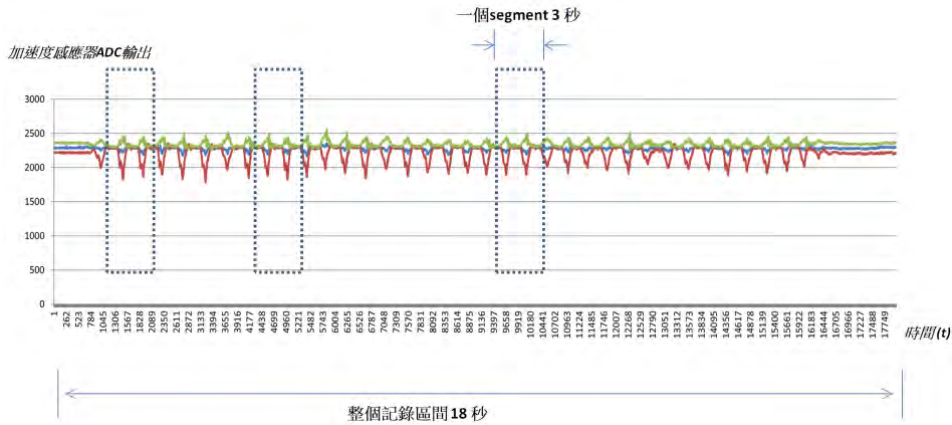


圖 35 日常生活動作之蒐集資料段的時間區間 (3 秒)

表 14 不同日常生活活動檢測結果

舞蹈動作	Segment1			Segment2			Segment3		
	瞬間最大G力	HIC	Punch	瞬間最大G力	HIC	Punch	瞬間最大G力	HIC	Punch
體操活動	7.56	2.06	0.04	7.01	1.78	0.03	6.19	1.30	0.03
跳繩	8.44	2.88	0.06	7.80	2.37	0.05	7.91	2.32	0.05
嬰兒上下晃動	5.55	0.85	0.02	5.58	0.24	0.00	5.35	0.44	0.01

實驗五：風險曲線的產生

本實驗主要根據蒐集的原始資料來產生風險曲線，曲線將依 2 種方式產生，(1)以特徵檢測的方式，(2)以互相關運算，來產生有別於直接物理量計算的風險判別。

在特徵檢測的實驗部分，原始資料以遊樂場蒐集大海嘯設施的資料為測試資料，首先，先擷取 6 個動作相對比較激烈的資料當作已知危險動作的資料如圖 36，再根據表 15 定義的特徵向量抽取出相對的特徵向量如下表 15，這 6 個特徵向量是代表危險的屬性。

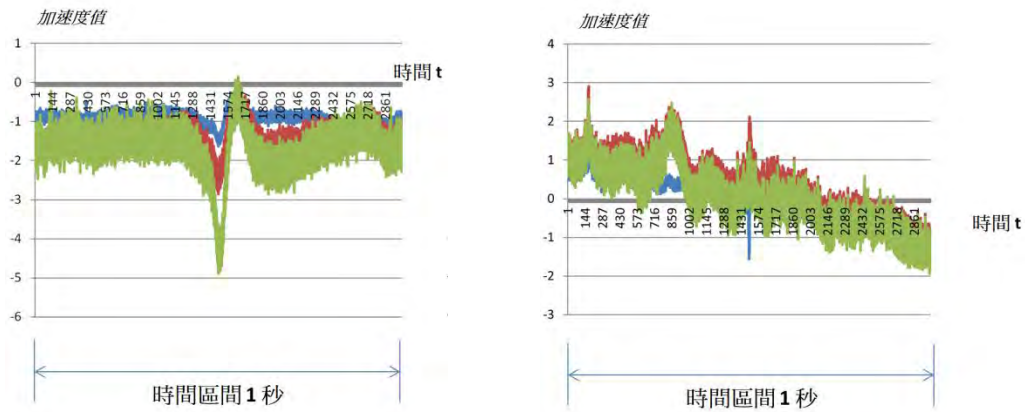


圖 36 擷取已知危險動作的加速度資料

表 15 代表危險的屬性的特徵向量

特徵向量	X > 2	X < -2	Y > 2	Y < -2	Z > 2	Z < -2	Xmax-Xmin	Ymax-Ymin	Zmax-Z-min
0	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	9.00	1.41	1.39	2.44
1	0.00	0.00	7.00	0.00	0.00	0.00	2.92	3.82	1.79
2	0.00	67.00	0.00	16.00	0.00	0.00	2.89	4.13	3.60
3	0.00	14.00	9.00	0.00	0.00	0.00	2.74	3.54	1.46
4	0.00	0.00	2.00	0.00	0.00	2.00	1.70	3.92	2.76
5	0.00	0.00	1.00	0.00	0.00	0.00	1.15	3.28	1.33

另外，從大海嘯的原始資料中，任意挑選 20 個不具危險的，對其進行相同的特徵向量抽取並標記成不具危險的屬性。然後，利用開放程式碼 OpenCV SVM 的程序庫進行支援向量機的訓練已得到超平面方程式公式 17 中的係數 $\vec{w} = [0 \ 0 \ -1.42064095e-001 \ 0. \ 0. \ -9.02448371e-002 \ -4.11369216e-010 \ -4.79908049e-001 \ -2.13411629e-001]$ ， $b = 1.2$ ，因此，利用超平面方程式對大海嘯的原始資料進行特徵檢測，即可得其風險曲線，如下圖 37。

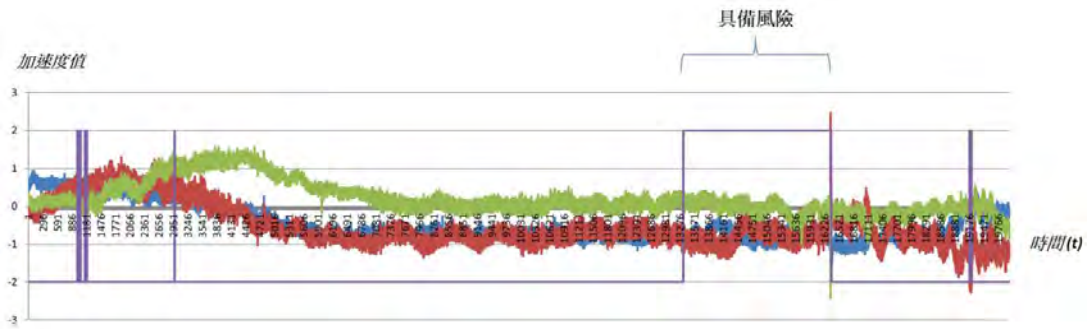


圖 37 以特徵檢測為基礎之風險曲線

在互相關運算的實驗部分，原始資料以遊樂場蒐集大怒神設施的資料為測試資料，雖然根據實驗四的結果，大怒神並不會超出造成輕微腦部傷害的臨界值，但急停時仍具備一定的風險，因此可將大怒神急停時的資料作為具備風險的已知資料，然後將原始資料和具備風險的已知資料進行互相關運算 (公式 21)，可得下圖 38 之風險曲線。

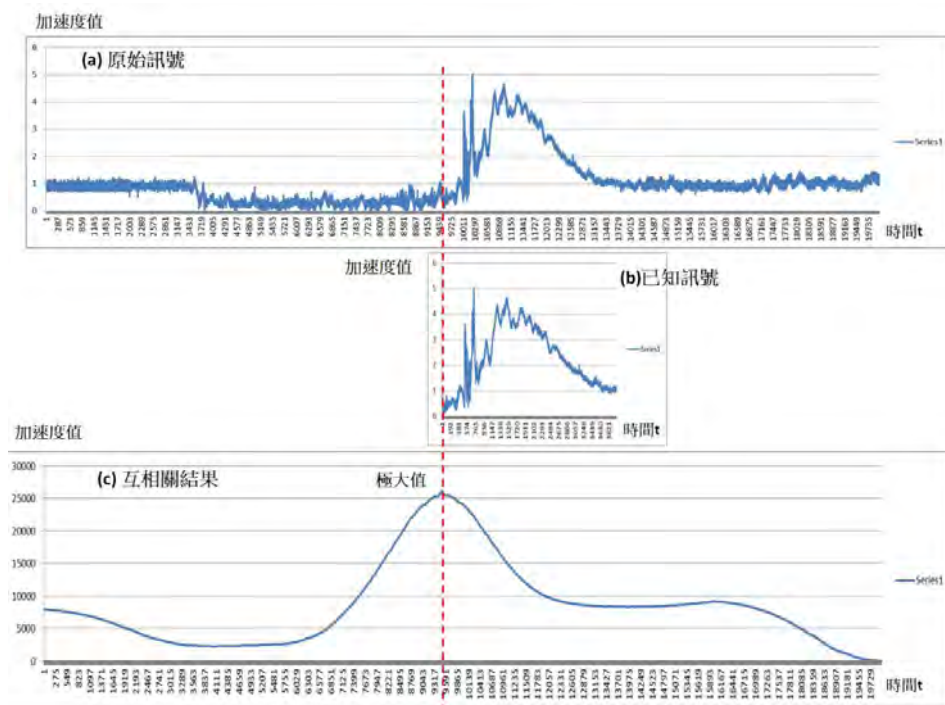


圖 38 以互相關為基礎之風險曲線

(a)為原始量測訊號 (b)為已知具備風險的訊號 (c)為其風險曲線

實驗六：多重衝擊模擬器撞擊力實驗

本實驗使用本研究所實現之多重衝擊模擬器進行撞擊力實驗，將感應器裝置於玩具老鼠的頭部，透過改變通電的時間區間來產生不同的撞擊力來撞擊玩具老鼠的頭部，並量測玩具老鼠的頭部所受到的衝擊力，表 為不同時間區間和其所產生撞擊力的結果，圖 39 為在相同的時間區間下的產生相同撞擊力的結果，依此實驗結果可驗證多重衝擊模擬器的性能。

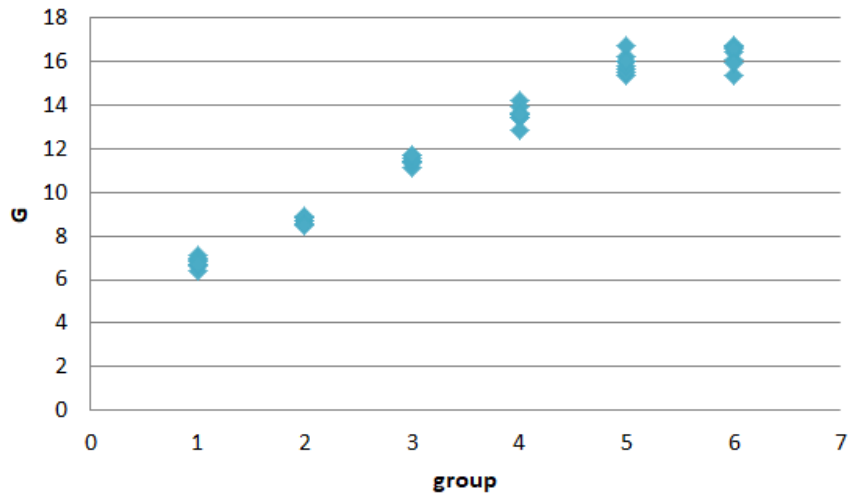


圖 39 相同的時間區間內產生撞擊力之結果

實驗七：模擬連續衝擊活動實驗

本實驗使用一已知舞蹈活動的多重衝擊力資料作為輸入，再利用本

研究所實現之多重衝擊模擬器，依據此資料對玩具老鼠的頭部進行相同多重衝擊力的模擬，圖 40 和圖 41 為原始輸入資料和多重衝擊模擬器輸出資料的比較結果。

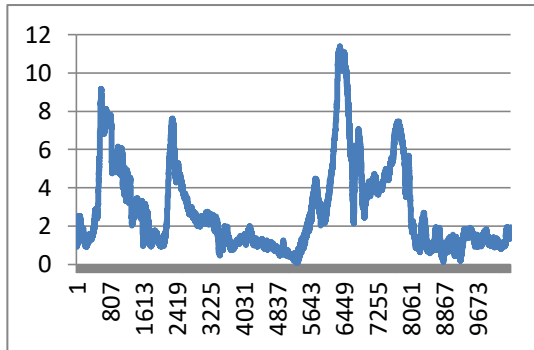


圖 40 原始輸入資料

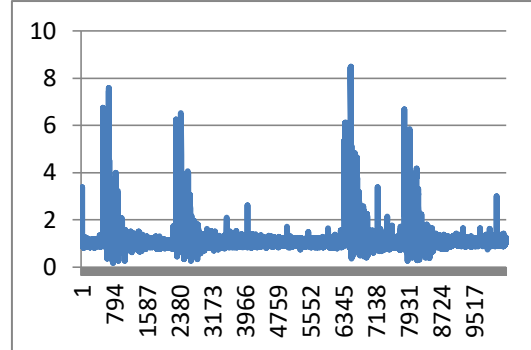


圖 41 多重衝擊模擬器輸出資料

三、研究結果與討論

(一) 加速度感應器誤差校正

根據實驗一之研究結果，表 10 加速度感應器 1 之校正表和表 11 加速度感應器 2 之校正表，其偏移值和原本的理想值差異很大，因此進行校正有其必要性，當電源移除再重開電源其偏移值並不會跟著改變且其標準差值也不會發散，因此無須每次使用前都要進行校正，此偏移值將影響到後面公式之計算，為了降低此警示系統資料處理之誤差，因此使用時須先校正。

(二) 資料蒐集速度比較

由實驗二之數據發現，若感應器之資料蒐集速度太慢，則容易錯過一些突然變化之值，且因為 HIC 之建議的取樣時間區間為 15 毫秒，若取樣速度太慢，則在此時間區間內的資料量太少無法分析，本實驗測試兩種不同形式的加速度感應器 ADXL326 和 MPU9250，根據圖 21 和圖 22 的結果分析，MPU9250 的輸出會因為速度過慢而造成一些瞬間變化比較劇烈的訊號無法被捕捉到。本研究主要是針對瞬間變化較大的動作進行研究，因此 MPU9250 這一類整合 ADC 轉換器的加速度感應器將不適用，即使它們有容易使用的優勢，本研究將使用類比輸出的加速度感應器 ADXL326，並利用外部的類比數位轉換器以提供高速的資料蒐集。

(三) 腦部傷害指數 HIC 量測實驗

根據實驗三之實驗結果可以發現，除了 G 力的大小外，撞擊時間區間也對 HIC 的影響甚大。由於一棒擊之時間短暫，其 HIC 之值皆未超過會造成輕微腦震盪的臨界值 51，本實驗提供一棒擊所造成的 HIC 值做為參考，可將日常生活中的一些活動造成的 HIC 值與一棒擊的 HIC 值做比較，並可將一棒擊的 HIC 值做為新的臨界值應用於本研究的輕微腦震盪警示系統，因此，在本研究中定義了新的單位 1 Punch 即一棒擊所造成的影響，1 Punch 可依據文獻研究定義默認值為 HIC 值 51，此數值經過實驗證明很有可能造成輕微腦震盪，或可經由學習方式，利用一棒擊來定義新的警示臨界值。

(四) 日常活動之輕微腦震盪風險檢測實驗

根據此實驗結果可以發現雖然所有測量之動作皆未達到 1 Punch (默認值為 HIC 51)，然卻發現一很有趣之現象。

表 12 之資料表示舞蹈動作之檢測結果，其舞蹈動作主要分成街舞和民族舞這兩大類，而由結果可發現許多街舞對腦部造成之影響明顯比民族舞嚴重。其中，八字甩這項動作之 HIC 更是高達 39 左右，相當 0.76 Punch，其值甚至高於實驗三之一棒擊的 HIC 值很多。由實驗結果可知其實許多舞蹈動作皆為具有風險的動作，只是從未被發現也不曾警覺而已。

表 13 為遊樂園遊戲設施檢測結果，從中可發現很多大家認為的刺激性遊樂設施之 HIC 之值皆不大，如笑傲飛鷹，雖然此遊樂設施令人感到害怕，然事實

上其只等於 0.07 Punch，而其他遊樂設施之值當然更小，和表 14 的韻律體操、跳繩之 Punch 約相同。由實驗發現其實這些遊樂設施都十分安全，其對腦部造成的影響甚至小於舞蹈動作。

表 14 為其他日常生活活動檢測之資料，目前僅蒐集了跳繩、韻律體操和嬰兒上下晃動之三種資料，由實驗結果可知其值皆不大，均未達到 0.1 Punch，因此，本實驗證明這些活動對腦部不會造成過大的影響。但嬰兒的腦部發展尚未完整，本研究中所使用之臨界值是以成人為基準設定，即使嬰兒上下晃動的測量值很小，仍不可對其做劇烈晃動。

由實驗發現，許多舞蹈動作比激烈性遊樂設施更具有風險性，其中又以街舞之八字甩對頭部造成之傷害最大，因此，本研究認為需要對這些危險動作提出警示。

(五) 風險曲線的產生實驗

根據此實驗結果，發現特徵檢測和互相關可提供與物理量檢測不同的視野，來看是否造成輕微腦震盪的風險，圖 36 為想要檢測的具有風險的活動，此活動的 HIC 值不大無法從物理量的臨界值來判定，因此將想要檢測的具有風險的活動，透過支援向量機的學習和檢測可得其風險曲線，在整個活動的時間區間中找出與要檢測具有風險的活動之特徵類似的動作，圖 37 為特徵檢測的風險曲線，以此風險曲線可得知在某個時間區間中，出現了類似已知風險的動作。

互相關的風險曲線無須事先學習，只要有已知要檢測的動作訊號即可如圖 38，可利用互相關運算找出風險曲線，曲線中的最大值為與要檢測的動作最類似

即是最具風險的地方，在應用時可設定互相關聯臨界值，將臨界值以上的動作均標示成具有風險的動作。

(六) 多重衝擊模擬器撞擊力實驗

根據此實驗結果，使用電磁力的多重衝擊模擬器確實可以在短時間進行重複撞擊，不同於氣壓式 CHIMERA 需要重新加壓才可使用，且衝擊力道可以透過通電的時間區間來控制，由圖 39 的結果發現，改變時間區間對衝擊力道的改變為接近線性關係，表示控制時間區間即可控制輸出的衝擊力道，另外，圖 39 的結果呈現本多重衝擊模擬器在相同的時間區間下可輸出穩定的衝擊力道。

(七) 模擬連續衝擊活動實驗

前述實驗可證明本研究所實現之多重衝擊模擬器可穩定輸出所需衝擊力道，只要利用此多重衝擊模擬器輸出時和通電時間區間的線性關係，即可模擬具有連續衝擊的活動，由圖 41 顯示的結果，本多重衝擊模擬器可模擬玩具老鼠的頭部，正承受相同於舞蹈活動的連續衝擊。

四、結論與未來展望

(一) 結論

本研究提出了一套可穿戴式輕微腦震盪之警示系統，根據實驗證明其可行性且具備警示之功能。以下為歸納出之結論：

1. 加速度感應器本身具有誤差，且其會影響之後的計算，須先進行校正後才可運用。
2. 根據文獻之建議，計算頭部傷害指數時，其取樣時間區間為 15 毫秒，在此短暫的時間區間，資料蒐集速度影響資料是否失真，因此，類比式的加速度感應器 ADXL326 結合外部 ADC 轉換器，可提供高速資料蒐集。
3. 可藉由新單位 Punch 自訂新的危險警示的臨界值，由自行敲擊的一棒擊來定義 1 Punch 的警示臨界值，提供更具彈性的應用。
4. 人體舞蹈實驗中，發現街舞其對腦部造成影響之風險最大，如八字甩，其他民族舞之動作，對腦部之傷害較小。
5. 使用電磁力的腦部多重衝擊模擬器，可產生連續穩定的衝擊力，未來可提供跨領域合作使用。
6. 遊樂設施對腦部之影響並不大，這符合現況，相信遊樂設施業者應有做相關腦部影響的研究。

(二) 未來展望

本研究提出可穿戴式輕微腦震盪警示系統，在未來腦震盪之界定上，將會提供一種新的判斷依據，具有極大的貢獻，其具備著簡單操作之優點，且其系統也有警示民眾和事先預防之功能。本研究未來可朝向下列幾個方向繼續努力：

1. 建立大型資料庫供醫學使用：由於本研究目前之實驗數據蒐集僅侷限於舞蹈和遊樂設施，未來希望可以蒐集更廣泛之資料，並建立大型資料庫以供醫學上之研究，同時也可列出測得之危險動作，以提供警示之效果。
2. 將警示系統與手機無線連結：為了使測試時所蒐集之資料更及時被監視，本研究未來欲將此系統資料可以無線的方式用於電子用品上，以提供即時警示之功用，讓受試者實驗同時可以觀測數據。
3. 使警示系統可以自我學習：為了使警示系統之標準更加精準，未來希望可加強系統自我學習的能力。
4. 本研究目前僅使用加速度感應器，未來可結合其他慣性感應器如陀螺儀等且可安裝多個感應器於頭部的帽子上，提供更精確的計算與分析。
5. 提供腦部多重衝擊模擬器進行跨領域合作，以期了解多重衝擊對腦部傷害相對於單次衝擊的差異。

五、參考文獻

- [1] Wikipedia. (n.d.). 震盪效應. Retrieved June, 2017, from <https://zh.m.wikipedia.org/zh-tw/%E9%9C%87%E7%9B%AA%E6%95%88%E6%87%89>
- [2] Chen, Q. W. (2017, January 23). 改變美式足球的腦內震盪. *科學月刊*, 566(21), 86. Retrieved from <http://www.scimonth.com.tw/>
- [3] Guokr. (n.d.). 拳擊手的頭，真悲催！. Retrieved from <http://www.guokr.com/article/164144/>
- [4] Fan, B. L. (n.d.). 腦震盪的症狀和治療方法. Retrieved from <http://www.jiankanghou.com/jibing/33123.html>
- [5] Wikipedia. (n.d.). 衝量. Retrieved July 25, 2017, from <https://zh.wikipedia.org/wiki/%E5%86%B2%E9%87%8F>
- [6] Wikipedia. (n.d.). Head injury criterion. Retrieved July 25, 2017, from https://en.wikipedia.org/wiki/Head_injury_criterion
- [7] Mild Traumatic Brain Injury Committee of the Head Injury Interdisciplinary Special Interest Group of the American Congress of Rehabilitation Medicine. (n.d.). *Definition of mild traumatic brain injury*. Retrieved from http://acrm.org/wp-content/uploads/pdf/tbidef_english_10-10.pdf
- [8] J. David Cassidy, Linda J. Carroll, Paul M. Peloso, Joergen Borg, Hans von Holst,

Lena Holm, Jess Kraus, Victor G. Coronado (2004). INCIDENCE, RISK FACTORS AND PREVENTION OF MILD TRAUMATIC BRAIN INJURY: RESULTS OF THE WHO COLLABORATING CENTRE TASK FORCE ON MILD TRAUMATIC BRAIN INJURY. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 36(43), 28-60. Retrieved from <https://www.medicaljournals.se/jrm/content>

- [9] Spine Research Institute of San Diego. (n.d.). *MILD TRAUMATIC BRAIN INJURY FOLLOWING CERVICAL ACCELERATION/DECELERATION INJURY*. Retrieved from <http://www.srisd.com/MTBI%20whiplashUpdate.htm>
- [10] Tepper, D. E. (n.d.). *Headache After Sports-Related Concussion*. Retrieved from <http://www.headachejournal.org/SpringboardWebApp/userfiles/headache/file/Headache%20After%20Sports%20Related%20Concussion%20Traditional%20Chinese.pdf>
- [11] Bryant, R. (2011). Post-traumatic stress disorder vs traumatic brain injury. *Dialogues in Clinical Neuroscience*, 13(3), 251–262.
- [12] Rona, R. J. (2012). Long-term consequences of mild traumatic brain injury. *The British Journal of Psychiatry*, 2012(201), 172–174.
- [13] Dean, P. J. A., & Sterr, A. (2013). Long-term effects of mild traumatic brain injury on cognitive performance. *Frontiers in Human Neuroscience*, 7, 30. <http://doi.org/10.3389/fnhum.2013.00030>
- [14] McHenry, B. G. (n.d.). *Head Injury Criterion and the ATB*. Retrieved from <http://www.mchenrysoftware.com/HIC%20and%20the%20ATB.pdf>

- [15] Namjoshi DR, Cheng WH, Bashir A, Wilkinson A, Stukas S, Martens KM, Whyte T, Abebe ZA, McInnes KA, Cripton PA, Wellington CL. (2017). Defining the biomechanical and biological threshold of murine mild traumatic brain injury using CHIMERA (Closed Head Impact Model of Engineered Rotational Acceleration). *Experimental Neurology*, 292, 80-91. Retrieved from <https://www.elsevier.com/>
- [16] Dhananjay R Namjoshi, Wai Hang Cheng , Kurt McInnes , Kristina M Martens , Peter A Cripton , Cheryl L Wellington. (n.d.). CHIMERA (Closed Head Injury Model of Engineered Rotational Acceleration) Is a Novel and Clinically Relevant Traumatic Brain Injury Model in Rodents. Retrieved from http://ibrc.osu.edu/wp-content/uploads/2015/05/Cheng_Manuscript_2016.pdf
- [17] Jay Chen, Karric Kwong, Dennis Chang, Jerry Luk, Ruzena Bajcsy (2005, September). *Wearable Sensors for Reliable Fall Detection*. Retrieved from <http://www.ece.tufts.edu/ee/194HHW/papers/01617246.pdf>
- [18] Ke Nong Huang, Bo Ying Wu (n.d.). 睡眠姿勢之分析系統. Retrieved from <https://www.ctimes.com.tw/DispArt/tw/%E6%A8%A1%E7%B5%84/%E7%9B%9B%E7%BE%A4/%E4%BA%BA%E6%A9%9F%E4%BB%8B%E9%9D%A2/%E7%9D%A1%E7%9C%A0%E9%86%AB%E5%AD%B8/MCU/1612271433Q1.shtml>
- [19] Alireza Vahdatpour, Navid Amini, Wenyao Xu and Majid Sarrafzadeh (n.d.). *Accelerometer-based on-body sensor localization for health and medical monitoring applications*. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3279922/>

- [20] Pedley, M. (n.d.). *High-Precision Calibration of a Three-Axis Accelerometer*. Retrieved from http://cache.freescale.com/files/sensors/doc/app_note/AN4399.pdf
- [21] Wikipedia. (n.d.). 微機電系統. Retrieved June, 2017, from <https://zh.wikipedia.org/wiki/%E5%BE%AE%E6%9C%BA%E7%94%B5%E7%B3%BB%E7%BB%9F>
- [22] Dadafshar, M. (2014, July 4). *加速度計和陀螺儀感測器：原理、檢測與應用*. Retrieved from http://archive.eettaiwan.com/www.eettaiwan.com/ART_8800701519_480502_TA_e52a9104.HTM
- [23] Wikipedia. (n.d.). 取樣率. Retrieved September 23, 2017, from <https://zh.wikipedia.org/wiki/%E9%87%87%E6%A0%B7%E7%8E%87>
- [24] Wikipedia. (n.d.). 取樣定理. Retrieved September 23, 2017, from <https://zh.wikipedia.org/wiki/%E9%87%87%E6%A0%B7%E5%AE%9A%E7%90%86>
- [25] Shi, Z. H. (n.d.). *Arduino 基本介紹*. Retrieved from http://newsletter.ascc.sinica.edu.tw/news/read_news.php?nid=2782
- [26] McDonald, T. (n.d.). *Monitoring the Physical World with Nagios and Arduino*. Retrieved from <https://www.slideshare.net/nagiosinc/nagios-conference-2014-trevor-mcdonald-monitoring-the-physical-world-with-nagios-and-arduino>

- [27] SYSPROGS. (n.d.). *STM32F4-Discovery tutorial with Visual Studio*. Retrieved from <http://www.st.com/en/evaluation-tools/stm32f4discovery.html>
- [28] Wikipedia. (n.d.). 開放原始碼. Retrieved September 24, 2017, from <https://zh.wikipedia.org/wiki/%E5%BC%80%E6%94%BE%E6%BA%90%E4%BB%A3%E7%A0%81>
- [29] R, T. (n.d.). *Library 06- AD Converter on STM32F4*. Retrieved from <https://stm32f4-discovery.net/2014/04/library-06-ad-converter-on-stm32f4xx/>
- [30] R, T. (n.d.). *Library 02- STM32F429 Discovery GPIO tutorial with onboard leds and button*. Retrieved from <https://stm32f4-discovery.net/2014/04/stm32f429-discovery-gpio-tutorial-with-onboard-leds-and-button/>
- [31] R, T. (n.d.). *Library 04- USART for STM32F4*. Retrieved from <https://stm32f4-discovery.net/2014/04/library-04-connect-stm32f429-discovery-to-computer-with-uart/>
- [32] R, T. (n.d.). *Library 21- Read SD card with FatFs on STM32F4*. Retrieved from <https://stm32f4-discovery.net/2014/07/library-21-read-sd-card-fatfs-stm32f4xx-devices/>
- [33] Wikipedia. (n.d.). 支援向量機. Retrieved September 22, 2017, from <https://zh.wikipedia.org/wiki/%E6%94%AF%E6%8C%81%E5%90%91%E9%87%8F%E6%9C%BA>

- [34] Read01. (n.d.). *支持向量機實例講解*. Retrieved from <https://read01.com/zh-tw/AJgNzM.html#.WemhJGhL93g>
- [35] Xiao, Y. W. (n.d.). *支持向量機器*. Retrieved from <https://cg2010studio.com/2012/05/20/%E6%94%AF%E6%8C%81%E5%90%91%E9%87%8F%E6%A9%9F%E5%99%A8-support-vector-machine/>
- [36] Clyyuanzi (n.d.). *支持向量機 SVM*. Retrieved from <https://clyyuanzi.gitbooks.io/julymlnotes/content/svm.html>
- [37] Wikipedia. (n.d.). *動量*. Retrieved July 25, 2017, from <https://zh.wikipedia.org/wiki/%E5%8A%A8%E9%87%8F>
- [38] Wikipedia (n.d.). *特徵檢測*. Retrieved September 23, 2017, from <https://zh.wikipedia.org/wiki/%E7%89%B9%E5%BE%81%E6%A3%80%E6%B5%8B>
- [39] Wikipedia. (n.d.). *互相關*. Retrieved September 22, 2017, from <https://zh.wikipedia.org/wiki/%E4%BA%92%E7%9B%B8%E5%85%B3>
- [40] CDC foundation. (n.d.). *Resource Center*. Retrieved from https://www.cdc.gov/concussion/headsup/clinicians/resource_center/complications_of_concussion.html
- [41] The Management of Concussion-mild Traumatic Brain Injury Working Group. (n.d.). *VA/DoD CLINICAL PRACTICE GUIDELINE FOR THE MANAGEMENT OF CONCUSSION-MILD TRAUMATIC BRAIN INJURY*. Retrieved from

<https://www.healthquality.va.gov/guidelines/Rehab/mtbi/mTBI/CPGFull/CPG50821816.pdf>

[42] Guo, L. J. (2012, June). 我撞到頭殼了，是否有腦震盪？. *高醫醫訊月刊*, 32(1), 12. Retrieved from <http://www.kmuh.org.tw/www/kmcj/data/10106/index.html>

[43] Read01. (2016, January). 輕微腦震盪症狀. Retrieved from <https://read01.com/x8Qe3M.html#.WdmKzXp-WfA>

[44] Lee. (2016, June). 腦震盪後遺症. Retrieved from <https://kknews.cc/zh-tw/health/z636pg.html>

[45] Stone, P. (2016, August 25). *Even "Mild" Childhood TBI Can Have Long-Term Effects*. Retrieved from <http://www.traumaticbraininjury.net/even-mild-childhood-tbi-can-have-long-term-effects/>

[46] Linda J Carroll, J. David Cassidy, Lena Holm, Jess Kraus, Victor G. Coronado (2004). Methodological issues and research recommendations for mild traumatic brain injury: the who collaborating centre task force on mild traumatic brain injury. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 36(43), 113-125. Retrieved from <https://www.medicaljournals.se/jrm/content>

[47] 新營醫院精神科. (2013, December 25). 器質性精神疾病護理指導. Retrieved from http://www.syh.mohw.gov.tw/?aid=509&pid=50&page_name=detail&iid=405

- [48] 行政院交通部. (2016). *國道公路警察局 105 年轄線發生 A1 類交通事故肇事因素、車種、時段分析統計表*. Retrieved from http://www.hpb.gov.tw/ezfiles/0/1000/img/45/105_A1.pdf
- [49] Wikipedia. (n.d.). 腦震盪症候群. Retrieved June, 2017, from <https://zh.m.wikipedia.org/zh-tw/%E8%85%A6%E9%9C%87%E7%9B%AA%E7%97%87%E5%80%99%E7%BE%A4>
- [50] Zhang, X. B. (n.d.). *Whiplash Injury*. Retrieved from <http://www.chiropractic.com.tw/web/detail?ID=7>
- [51] Zhong, Q. D. (n.d.). *微機電系統之介紹*. Retrieved from <http://www.taifer.com.tw/taifer/tf/044003/45.htm>
- [52] ANALOG DEVICES. (n.d.). *ADXL326*. Retrieved from <http://www.analog.com/en/products/mems/accelerometers/adxl326.html#product-overview>
- [53] OpenCV. (n.d.). *Introduction to Support Vector Machines*. Retrieved from https://docs.opencv.org/2.4/doc/tutorials/ml/introduction_to_svm/introduction_to_svm.html
- [54] InvenSense. (n.d.). *MPU-9250 Product Specification Revision 1.1*. Retrieved from <https://www.invensense.com/wp-content/uploads/2015/02/PS-MPU-9250A-01-v1.1.pdf>

【評語】 100007

該作品以建立輕微腦震盪警示系統的開發，依其震盪物理量進行研究進而建立之頭部傷害指數，以提供生活中之劇烈活動可能帶來的傷害指標。此作品具有其可行性評估，未來建議可以搜集相關意外傷害資料以建立傷害指標之量化，亦更可結合運動產業並提供檢測和風險性分析，進而提供其風險性評估。此外亦可結合在劇烈活動的環境下其頸椎傷害之評估討論。