

# 行政院國家科學委員會補助專題研究計畫成果報告

※※※※※※※※※※※※※※※※※※※※※※

※

※

※ 膝關節病變外側關節腔振動訊號的數學模式 ※

※

※

※

※

※※※※※※※※※※※※※※※※※※※※※

計畫類別：個別型計畫 整合型計畫

計畫編號：NSC 89-2314-B-002-479

執行期間： 89 年 8 月 1 日至 90 年 7 月 31 日

計畫主持人：江清泉

共同主持人：李枝宏

本成果報告包括以下應繳交之附件：

- 赴國外出差或研習心得報告一份
- 赴大陸地區出差或研習心得報告一份
- 出席國際學術會議心得報告及發表之論文各一份
- 國際合作研究計畫國外研究報告書一份

執行單位：國立台灣大學

中華民國 90 年 10 月 23 日

# 行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告

計畫編號：NSC 89-2314-B-002-479

執行期限：89年8月1日至90年7月31日

主持人：江清泉 教授 醫學院骨科

共同主持人：李枝宏教授 電機資訊學院

計畫參與人員：蔡佩勳 電機資訊學院

## 一、中文摘要

在骨科的臨牀上，發現當VAM振動訊號發生病變時，在運動時膝關節會產生異常的聲音，即膝關節在擺動下所產生的振動訊號 vibration arthrometry (VAM)，藉由分析此一振動訊號來診斷膝關節的病變。而本研究即是針對外側半月板VAM振動訊號來分析。

首先，利用 autoregressive(AR)模型來分析所擷取到的振動信號，並進行可適性區段，將信號切割成數個區段，構成本研究最主要的信號處理方法，我們以主極點功率比、均方根值及內部群組距離來作為評估膝關節病變的參數。

以膝關節活動量測儀，量測膝關節產生的信號，再經由信號分析，作為評估膝關節狀況的方法，與現有的各種診斷工具，如X-ray影像、電腦斷層掃描、核磁共振、關節鏡等等相比較，具有非侵襲性且經濟的優點，本項技術的持續發展，將可成為醫生診斷時另一種重要的工具。

**關鍵詞：**膝關節、外側半月板、VAM振動訊號、autoregressive(AR)模型

## Abstract

A phenomenon can be found which abnormal joint sound arises from knee joint disorders during knee motion in the clinical diagnosis. The knee joint could produce vibration signals during normal flexion-extension motion, and the vibration arthrometry (VAM) could diagnose the disorders of the knee joint by analyzing these vibration signals. In this study we will analyze VAM vibration signal of the patients of the lateral meniscus.

First, the main methods in the thesis

include both autoregressive modeling, utilizing it to model the vibration signals, and adaptive segmentation, dividing the vibration signals into segments. The power spectral ratio of dominant poles, root mean square, and intraclass distance are the feature parameters which appraise the state of the knee joint. We ex-tract the spectral power ratio of dominant poles and root mean square in the research of artificial knee joint in vivo, whereas the spectral power ratio of dominant poles and intraclass distance are used in the research of degenerative osteoarthritis.

The main methods in the thesis include both autoregressive modeling, utilizing it to model the vibration signals, and adaptive segmentation, dividing the vibration signals into segments. The power spectral ratio of dominant poles, root mean square, and intraclass distance are the feature parameters which appraise the state of the knee joint. We extract the spectral power ratio of dominant poles and root mean square in the research of artificial knee joint in vivo, whereas the spectral power ratio of dominant poles and intraclass distance are used in the research of degenerative osteoarthritis.

**Keywords:** knee joint、lateral meniscus、  
VAM vibration signal、  
autoregressive(AR) modeling

## 二、緣由與目的

(vibration arthrometry；VAM)關節振動測量術是一種非侵襲性且簡單方便低成本的膝關節病變診斷工具。它是利用膝關

節接觸面活動時相互摩擦所產生的振動訊號，來評估關節的狀況。所以對軟骨，半月板等病變，有良好的診斷能力。本研究的假說，即是磨損的人工膝關節在膝關節活動時會產生特殊的振動訊號。因此，我們認為 VAM 可以用來評估人工關節的磨損情形。

在膝關節中，除了關節軟骨外，尚有一種作為禱墊用的軟骨，稱為半月板。半月板共分內、外兩塊，為白色纖維軟骨之不完全圓盤，位於脛骨骨踝的頂端。這些強韌的纖維軟骨板的邊緣，是和關節囊連在一起，當膝蓋完全伸直時，半月板變成扁平狀；當膝蓋彎曲時，半月板便向後滑動。這種半月板扮演著一種衝擊吸收、穩定和壓力偵測的作用，可防止骨骼向外脫位，不過很容易受傷，而且內側半月版比外側半月版更容易受傷。

此外，當膝關節作旋轉動作時，半月板又可充當緩衝墊。然而若動作不斷重複出現，且過分激烈時，可能導致半月板的損傷。半月板的破裂或移位，可說是某些特殊職業或體育活動的專屬傷害。礦工最容易受到這類傷害。因他們經常蹲著工作，膝蓋長時期彎曲；此外，搬運煤炭時，又必須用鏟子來挖取煤炭，這項工作使膝關節必須做一些規律性的旋轉動作，因而導致半月板的傷害。而足球、曲棍球、網球、羽毛球，回力球及滑雪等運動，必須運用一些激烈的膝關節旋轉動作；因此在從事這些運動項目的成員身上也經常發生半月板的傷害。

而本研究即是針對外側半月板 VAM 振動訊號來分析，以期能區分出正常人和外側半月板破損的患者。人體的膝關節於正常的伸直—彎曲擺動之下會有振動訊號的產生，而此一振動訊號則可能會反映出關節內部組織的情況。由於膝關節的病變可能會對關節內部組織造成某種程度的影響，因此可以想見的是，從病患的關節所量測到的振動訊號其特性將會和正常人有不同。

此外，由於不同的膝關節病變對於膝關節內部的組織可能造成不同影響，因此量測到的膝關節振動訊號的特性應該也會不一樣。

(vibration arthrometry, VAM) 關節振動量測術基本上即是利用此一原理，藉由量測膝關節所產生的振動訊號，再經由感測器將振動轉變成電訊號，並應用訊號處理的技術在所量測到的振動訊號上，以找出足以區分出膝關節病變的特徵參數。

根據文獻上的記載， $67^\circ/\text{sec}$  此一速度最適合人體的膝關節作持續性的伸直—彎曲擺動，因此我們規定快速擺動的速度為  $67^\circ/\text{sec}$ 。而對於所量測到的訊號，我們將會運用頻譜估測的技術建立其數學模型，從頻域(frequency domain)嘗試找出足以區分出正常者、外側半月板損傷患者的特徵參數。由於 autoregressive(AR) 模型具有高解析度(resolution)以及低運算複雜度(computational complexity)的優點[2]，因此在本研究我們採用此一數學模型。

## 材料與方法

### 一、儀器設備

本實驗所使用之關節振動量測儀，主要是一套用來記錄膝關節振動訊號的訊號截取系統(data acquisition system)，包含加速規(accelerometer)、電子量角器(electric goniometer)、放大器(amplifier)、類比數位轉換器(A/D converter)、個人電腦(personal computer)等。茲將此系統之各部份規格說明如下：

1. 加速規：這是本系統的感測元件(sensor)，負責將振動訊號轉換成電訊號後傳送給放大器。加速規可用來測量物體的加速度，因為一般表面振動的位移量很小，不容易測量，所以大多以量測物體表面的加速度來代表物體的振動情形。加速規的型式眾多，本實驗所選用的為壓電式加速規，其具有頻寬最寬、形狀扁平、體積小巧等特性，故適合固定在膝關節表面。壓電式加速規(piezoelectric accelerometer)是透過一壓電晶體，將振動訊號轉換成電訊號，壓電晶體在受到一軸向力時會產生形變，造成晶體兩端的電壓差。本實驗所選擇的 PCB 352A22，其規格為大小  $3.3 \times 6.35 \times 9.14\text{mm}$ ，重量 0.48 公克， $\pm 3\text{dB}$

頻寬範圍 1~16kHz，靈敏度 10mv/g。

2. 電子量角器：其主要元件為一圓形線性可變電阻，利用支架固定於膝關節外側轉軸處，當膝關節彎曲時會帶動可變電阻之懸鉤隨之轉動，如此隨著角度的改變，將使可變電阻產生相對應之電阻值，若在電阻兩端加上一定電壓源，則可獲得與角度變化成正比的電壓值。本實驗所採用之可變電阻其規格為 20k Ohm( $\Omega$ )，線性度為 1%，電壓與角度之關係為 25mv/degree。

3. 放大器：其功能是將從加速規傳送過來的訊號加以放大，以利訊號的檢視與紀錄。此系統所使用的放大器有兩大部份，一是前級放大器，採用 PCB 482A16，主要目的是為了配合同廠牌之加速規(PCB 352A22)。此前級放大器包含四個通道(channel)，工作寬頻( $\pm 5\%$ )為 0.22Hz~100kHz，最大輸出為  $\pm 10v$ ，訊號對雜訊比(SNR)大於 72dB，輸出阻抗小於  $50\Omega$ 。我們所使用的後級放大器為 Gould TA240，此機為一四通道記錄器，除了訊號放大外，亦可提供 high pass、low pass、band pass 等濾波功能，而且配置有一熱感式記錄器，可即時(real-time)將訊號列印出。在本實驗中，我們透過放大器將加速規傳來的訊號放大 250 倍，並作 30Hz~50kHz 的 bandpas filter( $\pm 3dB$ )，而後將訊號傳送至類比數位轉換器。

4. 類比數位轉換器：其功能是將類比的電訊號轉換成數位型式，以方便電腦儲存與處理。本實驗所採用的 A/D converter 為 Bakker BE490，適用於 IBM PC (XT/AT) 上，它為一具有 8 通道的 A/D card，最大取樣速率(sample rate)為 1MHz，解析度(resolution)為 12bits，附有 256kB 的記憶體，具有取樣並暫存(sample and hold)的功能，且對每個通道所取樣的時間是同步(synchronous)的。在本實驗中我們只使用 A/D converter 其中 4 個通道，每個通道的取樣速率為 50kHz，並將擷取之訊號直接存入硬碟。

5. 個人電腦：其功能是儲存所擷取的訊號，並對訊號作分析處理，本系統所使用的個人電腦是 IBM 相容的 486-33 機型。

在本研究所使用的儀器除上述的關節振動量測儀外，另需有一組控制受測者膝關節擺動速度的儀器，我們是利用等速肌力測試儀(Biodex isokinetic dynamometer; Biodex, New York, USA)來控制受測者膝關節活動的速度。

## 二、膝關節振動量測：

量測膝關節彎曲-伸直-彎曲全程之訊號。我們使用三個加速規(PCB 352A22)，一個置於髕骨表面、另兩個置於脛骨內、外側的骨隆突(bony protuberance)上，以橡皮帶圈覆的方式固定加速規，電子量角器固定於膝關節外側。在等速肌力測試儀的指引下，令病人以每秒 67° 度的角速度，作膝關節彎曲伸直的運動。在本計畫中我們收集了 19 例半月板破裂的患者膝關節訊號：男性 14 例，女性 5 例，平均年齡 27.6 歲；我們也收集了 21 例膝關節正常的自願者之關節振動訊號作為研究的對照組：包括了 7 例男性，14 例女性，平均年齡為 35.2 歲。茲將實驗步驟分述如下：

1. 記錄受測者基本資料。
2. 受測者坐於 Biodex 的座椅上，此時雙腳懸空膝關節自然彎曲至 90 度。
3. 將加速規和量角器固定妥當。
4. 設定等速肌力測試儀旋轉臂的角度，由膝關節完全伸直到膝關節彎曲 90 度。
5. 設定 Biodex 旋轉臂的移動速度為 67°/sec。
6. 打開關節振動量測儀，並確定訊號線接妥，儀器設定符合前節所述。
7. 告知受測者，請其小腿前緣緊貼著旋轉臂的護墊，做等速的伸直彎曲運動。
8. 啟動旋轉臂，在受測者完成數次膝關節彎曲-伸直-彎曲的動作、熟悉膝關節的運動速度後，才啟動電腦以取樣速率之 50kHz 來記錄一個膝關節運

動週期的訊號。

### 三、訊號分析與處理

應用訊號處理中的可適性區段(adaptive segmentation)與 AR modeling 技術可將屬性為隨機訊號 (Random signal) 的膝關節振動訊號經由模型化後而產生特徵參數 (Feature parameters)。在學理上此特徵參數即可以數學公式來代表膝關節振動訊號所需之特徵數據 (Feature data)。根據最近幾年來的相關研究資料顯示，此特徵參數的特性與如何產生膝關節振動訊號的生理組織有密切之關聯。因此如何利用特徵參數的特性及其所含之訊息 (Information) 來分析膝關節振動訊號，並以此作為研判膝關節組織是否正常進而成為臨床上診斷有病變的膝關節之一項重要依據。在研究工作項目上，我們擬利用經由 AR 模型化技術所得到之膝關節特徵參數，先計算訊號的功率頻譜密度 (Power spectral density, PSD) 以及在不同頻譜範圍內的訊號主極點功率比 (Spectral power ratio of dominant poles) 等重要特性資料，吾人可以分析與分類正常及有病變的膝關節振動訊號的特性，這些特性將可提供作為研判膝關節生理組織狀況之應用。

#### (1) 可適性區段(Adaptive Segmentation)

我們所量測到的膝關節振動訊號其本質為非穩態(nonstationary)的隨機程序(random process)，因為現有的頻譜估測方法皆是針對穩態(stationary)的訊號，所以在應用這些方法前有必要先將原始的訊號以可適性區段的方法切割成許多區段，其中每一段皆可視為 stationary。

#### (2) AR Modeling

在 AR 模型中我們假設一個訊號  $x(n)$  的現在值為其過去值與某個輸入訊號  $u(n)$  的線性組合，其表示式如下：

$$x(n) = -\sum_{k=1}^p a_p(k)x(n-k) + u(n)$$

其中  $a_p(k)$  為 AR 模型的係數或預測的係數(prediction coefficients)， $p$  為階數

(order)。在通常的情況下，我們皆假設  $u(n)$  為白色雜訊(white noise)。

在本研究中我們係使用 least square linear prediction estimation method 來計算 AR 係數，其方法說明如下：

在 forward linear prediction 中我們假設一個訊號的現在值可以由其過去值加以預測：

$$\hat{x}(n) = -\sum_{k=1}^p a_p(k)x(n-k)$$

其中  $p$  為 linear prediction 的階數，在此我們選擇與 AR 模型的階數相同。則預測誤差(prediction error)為

$$e(n) = x(n) - \hat{x}(n) = x(n) + \sum_{k=1}^p a_p(k)x(n-k)$$

least square linear prediction estimation method 根據以下的要求計算 AR 模型的係數  $a_p(k)$ ：

$$\text{minimum } E_p = E|e(n)|^2$$

其中  $E_p$  為預測誤差的均方值 (mean-square error of prediction)。

得到 AR 係數後則原來訊號的功率頻譜密度可根據下式加以估測：

$$P(f) = \frac{1}{\left| 1 + \sum_{k=1}^p a_p(k)e^{-j2\pi fk} \right|^2}$$

應用上述方法我們可求得每一個區段的 AR 係數與功率頻譜密度。

#### (3) 主極點功率比 (spectral power ratio of dominant poles)

當我們決定了那些區段需要被分析後，接下來我們計算主極點的功率比及其對應的頻率。主極點表示功率頻譜中最大的峰值，因此其有分析的價值，一個區段主極點的功率為

$$\Lambda_k = P_k(f_d) = \text{Max}\{P_k(f)\}, \\ k = 1, \dots, n$$

其中  $n$  為區段的總數。

則界於  $f_1$  與  $f_2$  之間的主極點功率比之定義為

$$R_{f_1 < f_a < f_2} = \frac{\sum_{k \in G} \Lambda_k}{\sum_{k=1}^n \Lambda_k},$$

其中  $G$  表示在  $n$  個區段中，主極點頻率  $f_a$  介於  $f_1$  與  $f_2$  之間的區段的集合。

#### (4) 群組內部距離 (intraclass distance)

除了主極點功率比外我們還可以計算 AR 係數的內部群組距離 (intraclass distance)，內部群組距離係表示一個非穩態隨機訊號，經由可適性區段後，所得到之全部區域性穩態區段，彼此之間 AR 模型係數的緊密程度。令  $\{a_{(j)}(1), a_{(j)}(2), \dots, a_{(j)}(p)\}$  為第  $j$  個區段的 AR 模型係數，則所有區段的 AR 模型係數的平均值可為：

$$\bar{a}(k) = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n a_{(j)}(k),$$

其中  $k = 1, 2, \dots, p$ ； $n$  為區段的總數。

內部群組距離的定義如下：

$$D = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n \sqrt{\sum_{k=1}^p (a_{(j)}(k) - \bar{a}(k))^2}$$

#### (5) 單方變異數分析 (one-way ANOVA)

最後，我們使用單方變異數分析來作為區分正常者與外側半月板損傷的一項方法。單方變異數分析是一項統計學上常用的技術，它可以用來檢定多組樣本所分別代表之母群體的平均值彼此之間的是否有差異存在。假設我們有  $k$  組樣本  $\{x_1(1), x_1(2), \dots, x_1(n_1)\}, \{x_2(1), x_2(2), \dots, x_2(n_2)\}, \dots, \{x_k(1), x_k(2), \dots, x_k(n_k)\}$ ，則第  $i$  組樣本的平均值 (mean) 為

$$W_i = \frac{\sum_{j=1}^{n_i} (x_i(j) - \bar{x}_i)^2}{N-k}$$

而全部樣本的平均值可表示

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^k n_i \bar{x}_i}{N}$$

其中  $N = \sum_{i=1}^k n_i$  為樣本總數。

組內變異數的定義為

$$W = \frac{\sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^{n_i} (x_i(j) - \bar{x}_i)^2}{N - k}$$

其自由度 (degree of freedom) 為  $N - k$ 。

組間變異數的定義為

$$B = \frac{\sum_{i=1}^k n_i (\bar{x}_i - \bar{x})^2}{k - 1}$$

而其自由度為  $k - 1$ 。計算  $F = B/W$  並且查閱  $F$  分配 ( $F$ -distribution) 的機率表，若  $F$  所對應的機率值小於某一個由使用者所自行選定的  $p$  值，則表示各群組彼此之間有差異。在一般的情況下，只要  $F$  所對應的機率值小於 0.05，我們即可宣稱各群組之間有差異。

### 三、結果與討論

根據之前的研究我們將得到一些特徵參數，不同的病變會對應到不同的特徵參數。而本研究即是嘗試將訊號處理的方法應用在 (VAM) 膝關節振動訊號上。最後發現用來區分關節正常者與外側半月板破裂者的特徵參數，以主極點功率比這個特徵參數為最佳。

因此我們使用主極點功率比來當成偵測病變的參數，針對不同的病變，使用不同頻帶的主極點功率比來區分。最後我們找出區分關節正常者與外側半月板破裂者的最佳頻帶在 955HZ~1095HZ 之間，因為在 955HZ~1095HZ 這個頻帶的主極點功率比最具有統計上的意義（亦即具有最大的  $F$  值），而且在 955HZ~1095HZ 這個頻帶，外側半月板破裂者的主極點功率比會大於正常者的主極點功率比。

所以利用 955HZ~1095HZ 這個頻帶的主極點功率比來判別關節正常者與外側半月板破裂者的差異性，具有最佳的區分判

斷能力。

#### 四、計畫成果自評

在本研究中，我們嘗試將訊號處理的方法應用在膝關節振動訊號上，以找出能夠區分正常者與外側半月板破裂者的特徵參數。利用 AR 模型分析膝關節外側振動訊號，分類並建立其特徵參數，以判別與正常關節之差異性。

執行計劃期間我們一共收集了 19 例半月板破裂的患者膝關節訊號：男性 14 例，女性 5 例，平均年齡為 27.6 歲；此外，我們也收集了 21 例經由臨床醫師判定其膝關節為正常之自願者的關節振動訊號以作為研究的對照組；包括了 7 例男性，14 例女性，平均年齡為 35.2 歲。本研究利用所收集到的訊號，分析找出區分關節正常者與外側半月板破裂者的特徵參數（主極點功率比），其最佳頻帶是在 955HZ~1095HZ 之間，而且在 955HZ~1095HZ 這個頻帶，外側半月板破裂者的主極點功率比會大於正常者的主極點功率比。但是如能再增加更多病例，訊號的分佈將會更趨近於常態分配，亦即是更加趨近於真實值，所分析出來的結論將會更為準確。

我們希望能夠收集各種膝關節病變的振動訊號，並分析以建立專家系統，將所建立的專家診斷系統普遍地應用在臨床診斷上，提供醫師們一具非侵襲性而準確的診斷工具，並將其納入全民健保給付的參考標準中，俾能在解除病患痛苦的同時避免醫療資源的浪費，以增進社會廣大民眾的福祉。

本研究計劃之執行還有另一層重要的意義，即結合了臨床醫師以及訊號處理專家從事醫學工程領域方面之研究，藉由雙方面分別貢獻自己的專長以及兩者之間緊密的互動，以達到事半功倍的效果。展望未來，我們期待相關的研究能夠繼續進行，將膝關節振動訊號的分析技術普遍地應用在其餘常見的膝關節病變上，並且持續地收集病例以充實現有的資料庫，完成建立具有自動診斷能力的專家系統為最終目標。

#### 五、參考文獻

1. Bellanger MG: Adaptive digital filters and signal analysis. Marcel Dekker, Inc., 1987.
2. Beverland DE, McCoy GF, Kernohan WG, Mollan RAW: What is patellofemoral crepitus? J Bone Joint Surg 68B:496, 1986.
3. Chu ML, Gradišar IA, Railey MR: Detection of knee joint diseases using acoustical pattern recognition technique. J Biomech 9:111-4, 1976.
4. Chu ML, Gradišar IA, Zavodney LD: Possible clinical application of a noninvasive monitoring technique of cartilage damage in pathological knee joints. J Clin Eng 3:19-27, 1978.
5. Giordano AA and Hsu FM: Least square estimation with applications to digital signal processing, 1985.
6. Haykin S: Adaptive filter theory, Prentice-Hall, 1996.
7. Jiang CC, Liu YJ, et al: Physiological patellofemoral crepitus in knee joint disorders. Bulletin Hosp for Joint Diseases 53:7-11, 1994.
8. Jiang CC, Liu YJ, et al: Vibration arthrometry of the knee with torn meniscus: A preliminary report. J Formos Med Assoc 93:622-5, 1994.
9. Jiang CC, Liu YJ, et al: Vibration arthrometry for the diagnosis of meniscal tear of the knee. J Orthop Surg ROC 12:1-5, 1995.
10. 江清泉、劉益瑞等：膝關節病變的髌骨振動。 J of Applied Biomech. 9:78-83, 1994.
11. Kay SM: Modern spectral estimation: Theory and applications, 1988.
12. Kernohan WG, Beverland DE, McCoy

- GF, Hamilton A, Watson P, Mollan RAB: Vibration arthrometry. A preview. Acta Orthop Scandinavica 1:70-9,1990.
- 13.Liu YR, Jiang CC, Fu SE, et al: Vibration arthrography of the knee joint disorders. Biomed Eng-Appl Basis Comm 5:53-60,1993.
- 14.McCoy GF, McCrea JD, Beverland DE, Kernohan WG, Mollan RAB: Vibration arthrography as a diagnostic aid in diseases of the knee. J Bone Joint Surg [Br] 69:288-293, 1987.
- 15.McCrea JD, McCoy GF, Kernohan WG, McClelland CJ, Mollan R: Moderne tendenzen in der phonoarthrographie. Z Orthop 123:13-17,1985.
- 16.McCrea JD, McCoy GF, Kernohan WG, McClelland CJ, Mollan R: Vibrationarthrographie in der diagnostik von kniegelenkskrankheiten. Z Orthop 123:18-22,1985.
- 17.Mollan RAB, McCullagh, GC: A critical appraisal of auscultation of human joints. Clinical Orthopaedics and Related Research. 170:231-237,1982.
- 18.Mollan RAB, Kernohan GW, Watters PH: Artefact encountered by the vibration detection system. J Biomechanics 16:193-199,1983.
- 19.Moussavi ZMK, Rangayyan RM, et al: Screening of vibroarthrographic signals via adaptive segmentation and linear prediction modeling. IEEE Transactions on Biomed. Engineering 43:15-23,1996.
- 20.Neely LA, Kernohan WG, Barr DA, Mee CHB, Mollan RAB: Optical measurements of physiological patellar crepitus. Clin Phys Physiol Meas 12:219-226,1991.
- 21.Oehl R, Bohnenberger J, Heinkelmann W: Zur Technik der phonoarthrographie. Med Welt 25:1984-9,1974.
- 22.Oppenheim AV, Schafer RW: Discrete-time signal processing. Prentice-Hall, Englewood Cliffs, New Jersey, 1989.
- 23.Rangayyan F, et al: Analysis of knee joint sound signals for noninvasive diagnosis of cartilage pathology. IEEE EMB Magazine 65-68,1990.
- 24.Shen Y, Rangayyan RM, et al: Localization of knee joint cartilage pathology by multichannel vibroarthrography. Med. Eng. Phys 17:583-594, 1995.
- 25.Strobel M, Stedtfeld HW: Diagnostic evaluation of the knee. Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, 1990.
- 26.Tavathia S, Rangayyan RM, Frank CB, Bell GD, Ladly KO, Zhang YT: Analysisof knee vibration signals using linear prediction. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 39:959-969,1992.
- 27.Therrien CW : Discrete random signals and statistical signal processing, Prentice-Hall,1992.
- 28.Zhang YT, Ladly KO, Rangayyan RM, Frank CB, Bell GD, Liu ZQ: Muscle contraction interference in acceleration vibrathrography, proc. The 12<sup>th</sup> IEEE Eng. Med. Bio. Soc. Cong., pp2150-2151, Pennsylvania, USA, Nov.,1990.

- 29.Zhang YT, Rnagayyan RM, Frank CB,  
Bell GD, Ladly KO, Liu ZQ:  
Classificaiton of knee sound signals by  
using neural network: Preliminary  
study., Proc. of the Lasted International  
Symposium of Expert System and  
Neural Network, pp61-62, Honolulu,  
Hawaii, Aug., 1990.
- 30.Zhang YT, Frank CB, Rangayyan RM,  
Bell GD: Mathematical modeling and  
spectrum analysis of the physiological  
patello-femoral pulse train produced by  
slow knee movement. IEEE  
Transactions on Biomedical  
Engineering 39:971-979,1992.
- 31.Moussavi Zahra MK,Rangayyan  
RM,Bell GD,Frank CB,Ladly  
KO,Zhang YT:Screen of  
Vibroarthrographic Signals via  
Adaptive Segmentation and Linear  
Prediction Modeling.IEEE  
Transactions on Biomedical  
Engineering 43:15-23,1996
32. Jiang CC, Lee JH, Yuan TT: Vibration  
Arthrometry in the Patients with Failed  
Total Knee Replacement. IEEE  
Transactions on Biomedical Engineering  
47(2), 2000.(January issue)
33. Lee JH, Jiang CC, Yuan TT: Vibration  
arthrometry in the Patients with Knee  
Joint Disorders. (Accepted for  
publication in the IEEE Trans. Biomed  
Eng.)

圖 1.正常者的 VAM 訊號之平均值

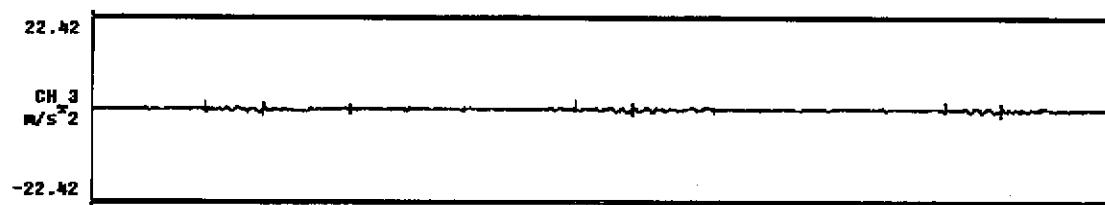
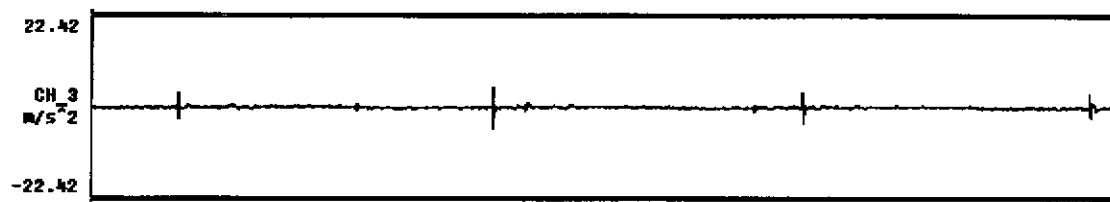


圖 2.外側半月板破裂患者的 VAM 訊號之平均值



正常者編號	$R_{955 < f_d < 1095}$ (%)
1	0.2727
2	0.1026
3	0.0064
4	0.1153
5	0.0025
6	0.0041
7	0.0095
8	0.0039
9	0.0047
10	0.0566
11	0.0268
12	0.0014
13	0.0022
14	0
15	0.0015
16	0.0384
17	0.0302
18	0.0071
19	0.0004
20	0.0182
21	0.0158
Mean	0.0343
Standard deviation	0.0620

Table 1 : 正常者其 VAM 訊號在頻帶 955~1095Hz 的主極點功率比

外側半月板破裂患者編號	$R_{955 < f_d < 1095}$ (%)
1	0.8777
2	0.9572
3	1.0471
4	0.0019
5	1.7063
6	0.0144
7	0.4805
8	0.0011
9	0.6586
10	0.0078
11	0.0015
12	0.5298
13	1.3710
14	0.1244
15	2.6716
16	1.5247
17	0.0607
18	0.6600
19	0.0755
Mean	0.6722
Standard deviation	0.7203
正常者與外側半月板患者之間的F值	15.5207

Table 2 :外側半月板破裂患者其 VAM 訊號在頻帶 955~1095Hz 的主極

點功率比