

東海大學應用數學系研究所  
碩士論文

指導教授：黃皇男

心電訊號之小波浮水印技術

**A Wavelet-Based Digital Watermarking Technique  
for ECG Signals**

研究生：郭元傑

中華民國一零二年七月廿三日

東海大學

應用數學系

碩士學位口試委員審定書

本系碩士班 郭元傑 君

所提論文 A Wavelet-based Digital Watermarking  
Technique for ECG signals  
(心電訊號之小波浮水印技術)

合於碩士班資格水準，業經本委員會評審通過，特此證明。

口試委員：

李如柏

杜淑儀

陳碩聰

指導教授：

黃皇男

所長：

曹景雲

中華民國 一〇二 年 七 月 二十三 日

## 致謝

光陰似箭，兩年的碩士生涯匆匆就過去了。在這兩年間有太多太多需要感謝的人。首先要感謝我的指導教授黃皇男老師長期對我的耐心教導，同時也提出許多問題讓我思考，讓我的研究過程中獲益良多，最後才能寫出屬於自己的研究論文。黃老師除了教導我知識，更教了我許多做人處事的道理，學生一輩子會謹記在心。

接下來要感謝口試委員葉芳柏老師、杜淑儀老師以及陳碩聰老師。感謝他們細心的審查論文內容，並且提出了許多寶貴且重要的建議，讓本論文變的更加完善。也特別感謝陳碩聰老師多次舟車勞頓的來東海大學耐心地指導我。

我還要感謝系上、陳文豪老師、何肇寶老師、李天佑老師、楊智烜老師、王道明老師、曹景懿老師、謝維華老師、胡馨云老師以及陳淑珍老師。老師們的關心以及教導都使我獲益匪淺。在這邊也要特別的感謝天財、陳碩聰學長不厭其煩的與我討論以及解答我的許多疑惑。最後感謝我的同儕：謹榕、書齊、聖鴻、振昌、光輝、世華、政易、志朋、妍青、忠義以及昀甫，平時的關心以及消遣讓我有一段開心的碩士生涯。

在此非常誠摯的感謝求學路上所有相關的人事物，讓我得以有所成長。謝謝大家。

# 目錄

目錄.....	I
圖目錄.....	III
表目錄.....	IV
摘要.....	V
Abstract.....	VI
<b>第一章 緒論</b> .....	<b>1</b>
1.1 前言與研究動機.....	1
1.2 論文架構.....	2
<b>第二章 預備知識</b> .....	<b>3</b>
2.1 心電圖原理.....	3
2.2 數位醫療浮水印簡介.....	6
2.3 浮水印分類.....	7
2.4 浮水印嵌入方式.....	8
2.5 浮水印特性.....	8
2.6 小波轉換.....	9
2.6.1 離散小波轉換.....	10
2.7 MIT-BIH 心律不整資料庫簡介.....	11

<b>第三章 數位浮水印改進演算法</b> .....	13
3.1 He 等學者量化小波的浮水印演算法及其缺點.....	14
3.2 修正後量化小波的浮水印嵌入演算法.....	14
3.3 修正後量化小波的浮水印提取演算法.....	18
3.4 量化小波的浮水印演算法比較實驗.....	19
<b>第四章 ECG 浮水印演算法抵抗攻擊實驗</b> .....	23
4.1 實驗介紹.....	23
4.2 ECG 浮水印各類演算法討論.....	23
4.3 量化三種轉換係數的浮水印演算法比較實驗.....	24
4.4 訊號攻擊相關介紹與實驗.....	27
4.4.1 高斯白噪音.....	27
4.4.2 低通濾波器.....	27
4.4.3 重新取樣.....	29
<b>第五章 結論</b> .....	37

## 圖目錄

圖 2.1	心臟示意圖[13(Figure 9)].....	5
圖 2.2	心電圖[13 (Figure28.5)].....	5
圖 2.3	浮水印分類圖.....	7
圖 3.1	浮水印嵌入示意圖.....	13
圖 3.2	浮水印提取示意圖.....	13
圖 3.3	修正後的嵌入流程圖.....	15
圖 3.4	小波分解示意圖.....	16
圖 3.5	前三個與後三個係數不嵌入浮水印示意圖.....	17
圖 3.6	修正後的提取流程圖.....	19
圖 3.7	Q 與 SNR 關係圖.....	20
圖 4.1	數據 104 長度 N=10 與截止頻率 F=0.5 時 Bode 圖....	28
圖 4.2	(a)(b)分別為數據 104 經濾波器前之時域和頻域圖.	28
圖 4.3	(c)(d)分別為數據 104 經濾波器後之時域和頻域圖.	29
圖 A.1	記錄編號 205 五分至五分十秒心電圖.....	12

## 表目錄

表 3.1 修正前後量化小波的浮水印比較實驗結果.....	21
表 3.1 修正前後量化小波的浮水印比較實驗結果(續).....	22
表 4.1 三種轉換使用量化的浮水印演算法比較實驗.....	25
表 4.1 三種轉換使用量化的浮水印演算法比較實驗(續) ...	26
表 4.2 心電訊號經過噪音之 BER 比較.....	31
表 4.2 心電訊號經過噪音之 BER 比較(續).....	32
表 4.3 心電訊號經過低通濾波器之 BER 比較(N=10) .....	33
表 4.3 心電訊號經過低通濾波器之 BER 比較(N=10)(續).....	34
表 4.4 心電訊號經過重新取樣之 BER 比較(N=10) .....	35
表 4.4 心電訊號經過重新取樣之 BER 比較(N=10)(續) .....	36

# 摘要

現今社會，老年化現象趨於普遍，遠距離醫療照護的相關應用越顯重要，透過無線網路傳輸，在監控病人心臟病理情況的同時，我們透過浮水印的嵌入把病人相關資料，如 ID 訊息、所在地點，透過心電訊號 ECG 同時傳回資料庫，在收取檔案時，藉由提取浮水印技術，讀取病人 ID 訊息，做雙重身分確認，減少檔案存放錯誤。

本論文改善現有量化離散小波的演算法，應用於 ECG 心電訊號浮水印的嵌入與提取，改善後的演算法的確能夠降低浮水印嵌入後 ECG 心電訊號所產生的誤差。另外，在相同 SNR 與相同嵌入演算法的條件下，實驗結果顯示三種轉換域對原始 ECG 心電訊號所造成的誤差皆很小。

對於抵抗惡意攻擊的能力方面，探討不同演算法經由白噪聲、低頻濾波器、重新取樣等三種攻擊的實驗結果顯示本論文所提出的改善演算法略優於其他方法。



## Abstract

In nowadays society, we pay much attention to a variety of copyright protection issues and the emphasis on personal information. Digital watermarking technology is the most widely used encryption technology in the field of multi-media and medical information. In this thesis, we redesign a wavelet-based digital watermark to Electrocardiogram (ECG) signals to achieve the purpose of protection of patient rights. Certain hidden data for personnel identification are embedded into specified low-frequency coefficients of its wavelet transform according to different quantization sizes using the quantization approach.

In addition, since the proposed watermark scheme is not reversible, we evaluate the impact of watermarking to the PQRST complexes of the ECG signal in which we conclude that the impact is small and the watermarked data can meet the requirement of physiological diagnostics. In order to measure the robustness of our scheme, three attacks including noise, resampling, and low-pass filter are adopted to test the watermarked ECG data. The experimental result verifies that the proposed scheme is slightly robust than DCT- and FFT-implemented quantization watermarking techniques after testing with ECG signals from the MIT-BIH arrhythmia database.

# 第一章 緒論

## 1.1 前言及研究動機

由於科技的進步與網際網路的高速發展，透過網際網路的科技應用，數位資訊的取得與傳播更是輕而易舉。但由於數位資訊完美複製以及快速傳播的特性，在未經合法擁有者許可下，數位資訊往往被非法者盜用或轉而牟利，尤其牽涉到人身安全醫療資訊的部分。

近年來，因應社會老年化現象，使得遠距離醫療照護的相關應用蓬勃發展，透過無線網路傳播，隨時監控病人身體情況與病理紀錄建檔，使用越來越頻繁，有鑑於此，本篇文章將探討針對 ECG 心電訊號，設計或改進目前運用在音訊處理的浮水印嵌入之方法，使在面對不同的訊號攻擊時，有夠強大的抵抗性。

Anand與Niranjan在1998年提出關於將病人資訊以浮水印型式嵌入在醫療影像上的方法[1]；Engin等學者於2005年提出了可逆式ECG心電訊號浮水印技術，以抵抗白噪聲的攻擊，但需要原始ECG訊號才能取出嵌入之浮水印[2]；Zheng與Qian在2008年提出可逆式ECG心電訊號的數位隱藏技術[3]；He等學者則在2012建立基於小波變換的量化數位浮水印技術[4]。目前，ECG心電訊號數位浮水印技術保護的研究仍處於起步階段，其餘有相關的研究不多見，而前述的這些技術都利用基於小波變換的數位浮水印加密技術。有關ECG心電訊號的其他研

究方向包含，Ibaida等學者構建了低複雜度高容量的浮水印技術，嵌入病人訊息，以便確保能ECG心電訊號在經過無線網路傳輸後，能正確無誤的認證 [5]；Nambakhsh等學者提出了利用EZW的演算法將病人的ECG心電訊號當成浮水印嵌入到醫療用的CT和MRI圖[6]。

本論文將改進 He 等學者[4]所提出的演算法，透過選取適當的小波係數嵌入位置，以嵌入浮水印，提高其效能更佳；並探討量化強度對浮水印嵌入效果的影響。我們將利用 MIT-BIH 心律不整資料庫[7,8]來檢驗所提出的演算法，並將所得到的實驗結果與文獻[2,4]、DCT、DFT 演算法相互比較。

## 1.2 論文架構

本論文內容共分為五個章節，在第二章我們將介紹心電圖基本原理及本論文所需要的預備知識。第三章則是對於量化離散小波的浮水印演算法[4]與改進後之演算法相互比較，並利用 MIT-BIH 心律不整資料庫[7]測試嵌入浮水印前後，對 PQRST 區間長度的影響。第四章呈現兩個部分的實驗結果。第一部份針對在相同的量化嵌入方法下，比較本論文所提出演算法與參考文獻[9]、文獻[10]所設計的 DCT、FFT 量化演算法，在浮水印嵌入前後的 PR、QRS、QT、ST 等區間長度變化，以及對 ECG 心電訊號高度的變化。第二部份則分別利用三種訊號攻擊測試本論文、Engin[2]、DCT、FFT 演算法的抵抗能力。

## 第二章 預備知識

在本章中，我們將介紹本論文所用到的相關預備知識

### 2.1 心電圖原理

ECG 心電訊號是記錄心臟組織電壓變化的一個圖形，心臟的肌肉是人體肌肉中，唯一具有自發性跳動及節律性收縮的肌肉。心臟傳導系統發出電波，刺激整個肌肉纖維而產生收縮。電波的產生及傳導，皆會產生微弱的電流分佈全身，若將心電圖記錄器的電極連接到身上不同的部位，就可描出心電圖曲線，這些曲線變化即是心臟細胞去極化與再極化所產生的波形[11]。

以下我們將以心臟活動循環為基礎(參考圖 2.1)來解釋心電圖(參考圖 2.2)，並且依照參考文獻[12]，以條列式說明重要的事件：

**P Wave:** 由 SA-node 脈衝引起的心房肌肉細胞收縮，其收縮是一種緩慢的擠壓過程代表的是心房收縮結果，通常不多於 0.12 秒高於 0.25 mV。所以 P 波是一個慢的波形。

[持續時間:約 80ms；振幅:0.1~0.2mV]

**PR Interval:** 心房去極化開始至心室去極化開始。PR 間期的計算，自 P 波的起始至 Q 波的起始，其波寬一般介於 0.12 秒至 0.2 秒。

[持續時間:約 160~180ms]

**PR Segment:**代表 AV-node 促進心房收縮完成以及在心室收縮前運送血液進入心室的區段。也表示心房去極化結束至心室再極化開始。[持續時間:約 80ms; 振幅:等電位區段]。

**QRS Wave:** 代表整個心室同步收縮，形成一個尖且高的波。QRS 複合波的計算，自 Q 波的起始自 S 波的結束，主要代表著心室的去極化，其範圍通常介於 其範圍通常介於 0.08 秒-0.12 秒表心。[持續時間:約 80~100ms<120ms； 振幅: 1mV]。

**ST Segment:** 代表心室肌肉細胞的穩定水平。ST 段是指從 QRS 綜合波群終點到 T 波開始之間的線段。心室去極化結束至心室再極化開始。[持續時間:約 100~120ms； 振幅: 等電位區段]。

**ST Interval:** 心室去極化結束至心室再極化結束。

**T Wave:** 心室的放鬆期;不易尋找到。表示心室再極化，T 波位於 S-T 段之後，從基線開始緩慢上升，較快下降，通常和 QRS 綜合波群主波方向一致。[持續時間 :120~160ms; 振幅:0.1~0.3mV]。

**QT Interval:**從 Q 波開始至 T 波結束。正常為 400ms 受心跳速率影響。

**RR Interval:**計算心跳次數最正確的方式。

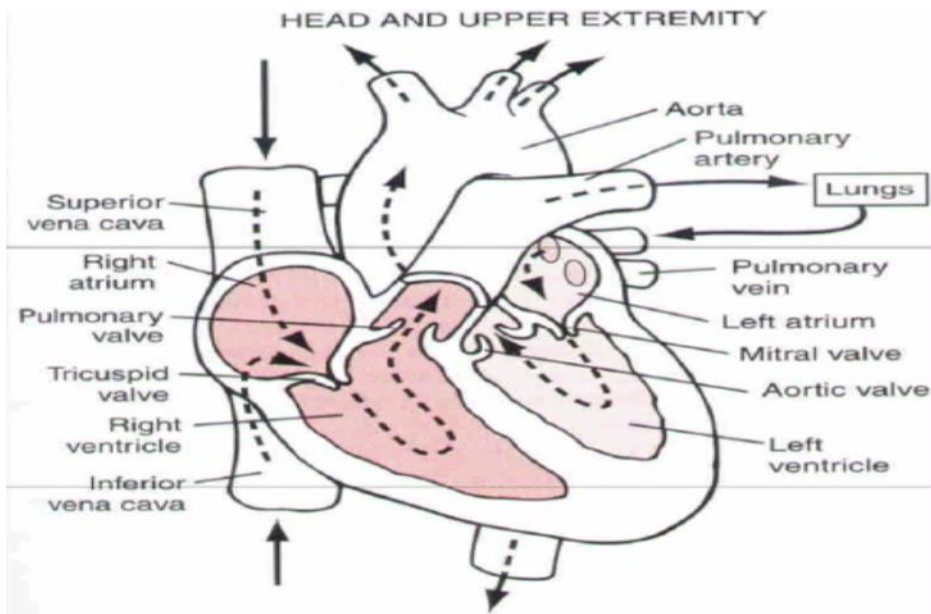


圖 2.1 心臟示意圖[13(Figure 9)]

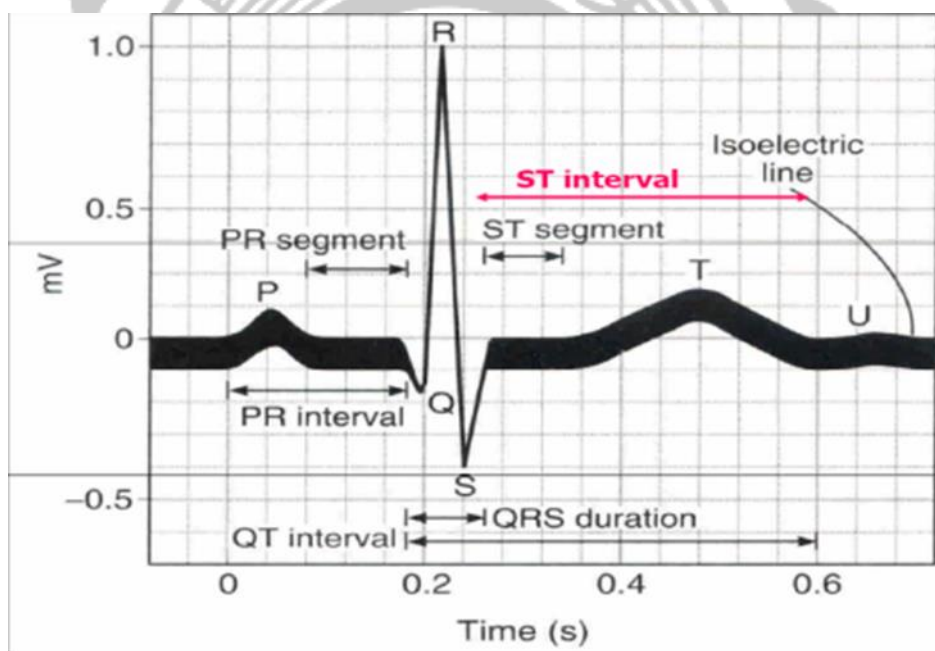


圖 2.2 心電圖[13 (Figure28.5)]

第三章分別比較本論文、文獻[4]演算法相對於原始 ECG 心電訊號的區間長度 PR, QRS, ST, QT 之相對誤差，以了解本論文所提出的浮水印演算法對 PQRST complexes 的影響效應。

## 2.2 數位醫療浮水印簡介

如今的社會，我們非常重視版權保護的各種問題，其中特別強調關於個人醫療資訊安全的部分。在保護個人資訊方面，數位浮水印技術是最被廣泛使用的。數位浮水印技術是指一些識別訊息(數位浮水印)直接嵌入到原始資訊裡(包括多媒體，文檔，軟件等)，它不會影響原始資訊的使用情況，並且難以透過普通的感知系統，如視覺或聽覺系統去感知到資訊改變的多寡。原始資訊中隱藏的訊息可以幫助我們確認其擁有權，以確定在傳輸過程中是否資訊毀損而間接影響醫療診斷。

生物醫學訊號中的 ECG 心電訊號，其反映了我們心臟電氣活動的過程，對於心臟方面的疾病診斷是非常重要的參考指標，透過此訊息可以有效的減少或避免心臟方面的疾病。藉由訊號處理技術我們可以分析和識別各種心臟疾病，如心律失常，心肌損害等，因此，經過無線網路傳輸 ECG 心電訊號的完整性是數位醫療浮水印技術中，很重要的研究方向之一。

現今社會，老年化現象趨於普遍，遠距離醫療照護的相關應用越顯重要，透過無線網路傳輸，在監控病人心臟病理情況的同時，我們透過浮水印的嵌入把病人相關資料，如 ID 訊息、所在地點，透過心電訊號 ECG 同時傳回資料庫，在收取檔案時，藉由提取浮水印技術，

讀取病人 ID 訊息，做雙重身分確認，減少檔案存放錯誤。

## 2.3 浮水印分類

現今的數位浮水印技術應用相當多，針對不同的需求，數位浮水印所需要具備的功能也不盡相同，數位浮水印的應用可以約略的分為兩大類：可見式浮水印（Visible watermarking）和不可見式浮水印（Invisible watermarking）。不可見式浮水印又可細分為強健性(robust)或易碎性(fragile)兩種，圖2.3為浮水印分類圖。

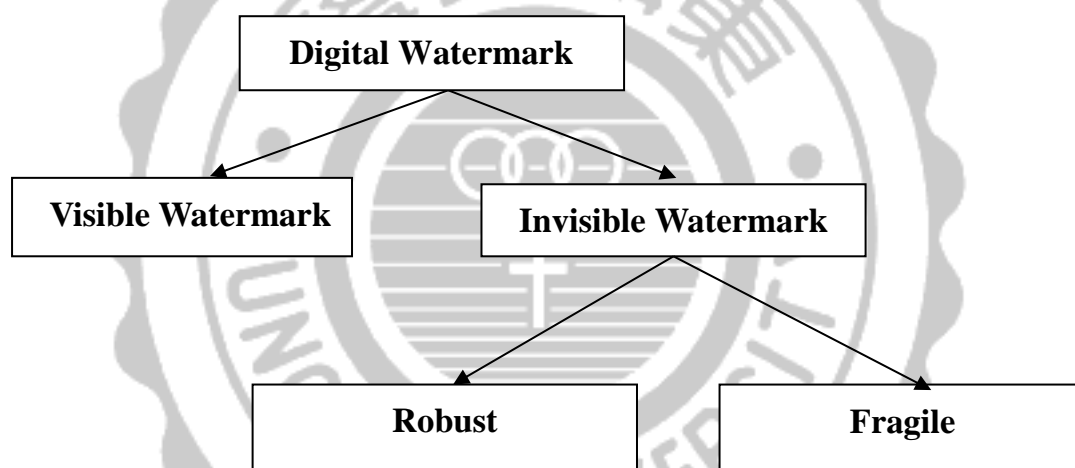


圖2.3 浮水印分類圖

可見式浮水印主要是保護非經授權的資訊不被不合法的使用，由於其特性，可以保護資訊不被立即盜用，但此方法破解門檻低，所以並不可靠。因此，近年來的相關研究大多轉向發展不可見式的浮水印技術。

不可見式浮水印因不易被人類感官所察覺，保密性高，只有在所有權有爭議時才還原浮水印，作為辨識的舉證。強健性浮水印的應用主



要是為了使浮水印不易受到有意或無意的攻擊與破壞，因此浮水印必須有較強的抵抗力，以確保浮水印的取出，易碎性浮水印則相反，對於抵抗攻擊的能力非常脆弱，資訊一經變動，浮水印及破碎，主要是證明資訊的完整性。

## 2.4 浮水印嵌入方式

依據浮水印嵌入方式不同，可分為時間域(Time Domain)或頻率域(Frequency Domain)兩種。以時間域來說，通常直接更改原始訊息值來達成加入浮水印的目的，優點在於複雜度低而且運算快速的優點，但不易有效抵禦各類型的破壞。頻率域是先將時間域的訊息轉換至頻率域，如快速傅立葉轉換(Fast Fourier Transformation, FFT)、離散餘弦轉換(Discrete Cosine Transformation, DCT)、離散小波轉換(Discrete Wavelet Transformation, DWT)，改變頻率數值來加入浮水印，完成後再轉回時間域。面對訊號處理的各種問題有較好的表現，因此近來的相關研究大多針對頻率域來發展。

## 2.5 浮水印特性

數位浮水印最重要的要求，在於加入浮水印後的資訊必須相對於原始資訊無明顯改；根據數位浮水印各類應用，大致整理出以下幾種特性：

1. **透明度(Transparency):**即為上面所提到，加入浮水印後的資訊前後的改變需無顯著差異要，盡量不被察覺。如此才能維持原來資料的完整，以保持它的訊息安全性。
2. **強健性(Robustness):**浮水印必須要能抵抗各類攻擊。例如一般醫療檔案常會為了傳輸使用失真壓縮技術來減小資料量，無意間對浮水印亦造成影響。
3. **確定性(Unambiguity):**在驗證的過程中，取出之浮水印必須能保有一定的完整性、正確性。
4. 不可模擬模擬不清，才能準確判斷所有權歸屬。
5. **嵌入資料量(Maximum capacity):**對原始資料只產生些微的失真度為前提下，若能嵌入越多的浮水印資料量，則越能提高其強健性或正確度。

## 2.6 小波轉換

近年來小波轉換(Wavelet Transform)已被廣泛的使用在數位訊號處理(Digital Signal Processing)。所謂小波，是指一個定義為有限長度且平均值為零的波形。藉伸展或壓縮之後，逐段平移，展開的訊號。小波轉換的基底是由一個原形函數的縮張(scaling)與平移(translating)所形成的，這些基底函數具有短持續時間且高頻率，以及長持續時間且低頻率的特性，因此相當適合表達高頻的突發暫態

性(transient)或是長時間緩慢變化的信號，小波轉換提供了一個很有彈性的時域與頻域的解析度。

## 2.6.1 離散小波轉換

離散小波轉換是連續小波轉換的離散化過程特別針對刻度參數及平移參數。設

$$\psi_{m,n}(t) = |a|^{-1/2} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right)$$

其中 $\psi$ 為小波函數， $a$ 為刻度參數， $b$ 為平移參數。這些係數是從函數 $f(t)$ 與離散的參數 $a, b$ 做內積取得的，取得離散的參數 $a, b$ 普遍的方法為假設：

$$a = a_0^{-m}, \quad b = nb_0 a_0^{-m}$$

其中 $m, n$ 為整數，可以得到小波集合：

$$\psi_{m,n}(t) = a_0^{\frac{m}{2}} \psi(a_0^m t - nb_0), \quad m, n \in \mathbb{Z}$$

$\{\psi_{m,n}(t)\}$ 被稱為仿射小波(affine wavelets)，取得小波係數為：

$$w_{m,n} = \langle f(t), \psi_{m,n}(t) \rangle = a_0^{\frac{m}{2}} \int f(t) \psi(a_0^m(t) - nb_0) dt,$$

而函數 $f(t)$ 可以從小波係數重建回來，

$$f(t) = \sum_m \sum_n w_{m,n} \psi_{m,n}(t)$$

以上是對刻度參數與平移參數進行離散化的變換，為了使小波轉換具有可變性的時間和頻率解析度，我們就需要改變 $a$ 與 $b$ 的大小，一般最常使用的是二進制離散小波轉換，及若 $a_0 = 2, b_0 = 1$

$$\psi_{m,n}(t) = 2^{\frac{m}{2}}\psi(2^m t - n).$$

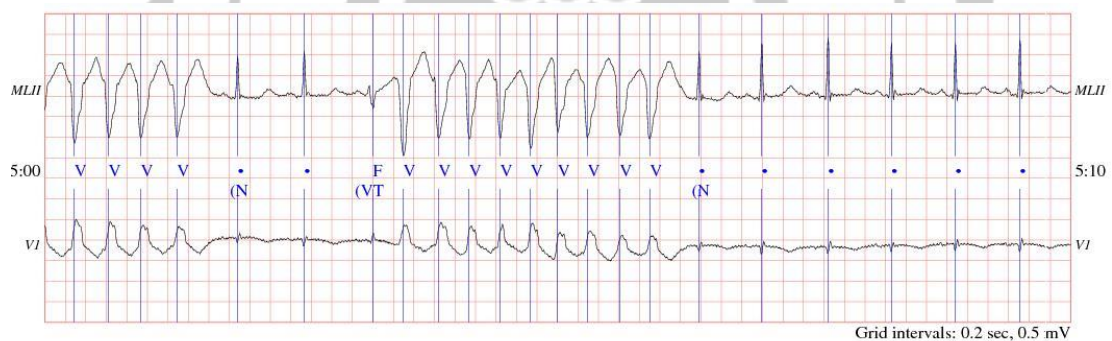
## 2.7 MIT-BIH 心律不整資料庫簡介

從1980年以來，關於心律不整偵測方面的問題陸陸續續的被提出，其偵測結果強健性大部份均依賴於MIT(Massachusetts Institute of Technology，麻省理工學院)-BIH(Beth Israel Hospital，現為Beth Israel Deaconess Medical Center)心律不整資料庫[7,8]。資料庫中現存48筆資料，每筆資料均有兩組不同導極(大部分為MII及V1，依照對象不同而有MII配上V2、V4或V5)的心電圖訊號，取樣頻率為360HZ，每筆時間長度為30分鐘。

參考MIT-BIH資料庫的網站、Moody與Mark學者[7,8]與吳旭昱碩士論文[14]的說明，我們擷取記錄編號205中數據資料五分至五分十秒的心電圖來做說明。如圖A.1所示，其中上圖為導極MII所測得的結果，而下圖為V1導極所測得的結果，而圖片中央所標示的符號即為醫生所下註解，其中“A”、“F”、“V”以及“•”為心搏註解的縮寫。而“(VT”及“(N”為該段心搏的節律(rhythm)，例如“(VT”表示該段心電圖訊號呈現心室頻脈(ventricular tachycardia)，而“(N”表示該段心電圖訊號呈現正常竇性心律(normal sinus rhythm)。

關於心搏的符號註解，我們將以條列式來說明如下：

1. 正常心搏(“N”或“•”)。
2. 左分支束阻斷(“L”)。
3. 右分支束阻斷(“R”)。
4. 心房期外收縮(“A”)。
5. 變形心房期外收縮(“a”)。
6. 心室期外收縮(“V”)。
7. 心室融合心搏(“F”)。
8. 房室交界跳脫心搏(“j”)。
9. 心室跳脫心搏(“E”)。
10. Paced Beat(“/”)。
11. Fusion of paced and normal beat(“f”)。



圖A.1 記錄編號205-五分至五分十秒心電圖

### 第三章 數位浮水印之改進演算法

本章針對文獻[4]所提出的演算法進行改善，將提出更完善的嵌入方法，使嵌入浮水印後的 ECG 心電訊號與 ECG 原始心電訊號，誤差更小且更能抵抗各種訊號攻擊[15,16]。最後，我們將利用 MIT-BIH 資料庫[7,8]中的 ECG 心電訊號，分別比較本論文改進後的演算法與文獻[4]對於浮水印嵌入前後的 PR、QRS、QT、ST 等區間長度變化，以及對 ECG 心電訊號高度的變化，以確定嵌入浮水印對 ECG 心電訊號的影響以及改進演算法的效益。圖 3.1 與 3.2 簡要呈現 ECG 心電訊號利用小波轉換之浮水嵌入與取出過程：

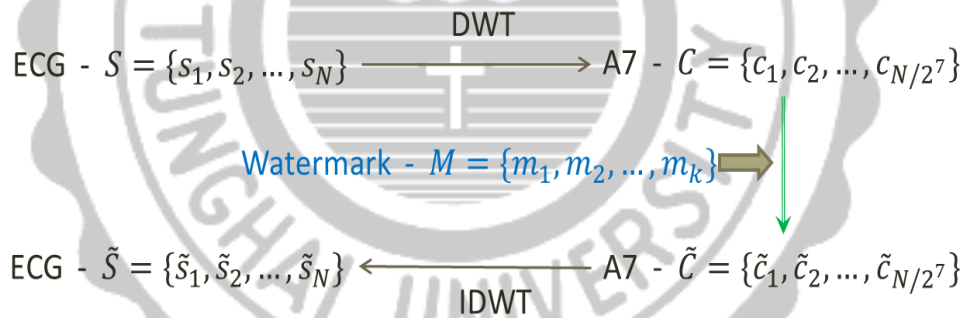


圖 3.1 浮水印嵌入示意圖

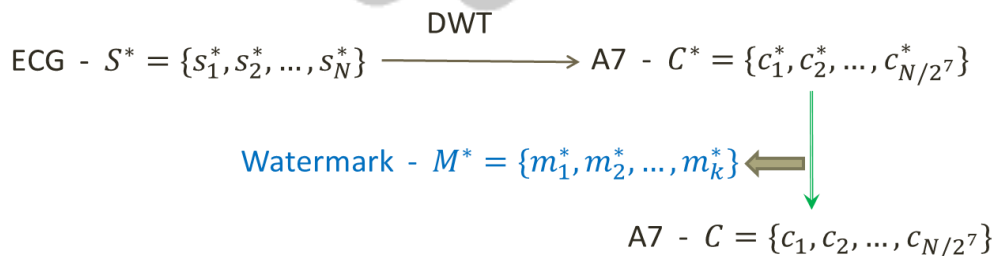


圖 3.2 浮水印提取示意圖

### 3.1 He 等學者量化小波的浮水印演算法及其缺點

文獻[4]利用量化離散小波係數的浮水印演算法將 ECG 心電訊號從時間域轉換到頻率域，考慮到浮水印嵌入到高頻時，易被破壞，所以選取其低頻裡面能量最低的次頻，作為浮水印之嵌入次頻，並使用量化小波係數的判斷式作為嵌入與提取浮水印之演算法。此方法主要有三個缺點，摘要如下。

首先，在選取浮水印嵌入次頻方面，直接選取低頻裡能量最低的次頻，並不能保證這樣選擇，對於浮水印能有最大的保護。其次，我們發現對 ECG 原始心電訊號使用小波轉換後，小於量化強度的小波係數經過量化運算後，明顯地影響信噪比 SNR (Signal Noise Ratio) 的好壞。最後，小波係數嵌入浮水印後，經小波逆變換，再經小波變換，發現小波係數前後有數位誤差。

### 3.2 修正後量化小波的浮水印嵌入演算法

對於修正量化離散小波的浮水印演算法嵌入的部分，我們分成三個步驟，圖 3.3 為修正後的嵌入流程圖。

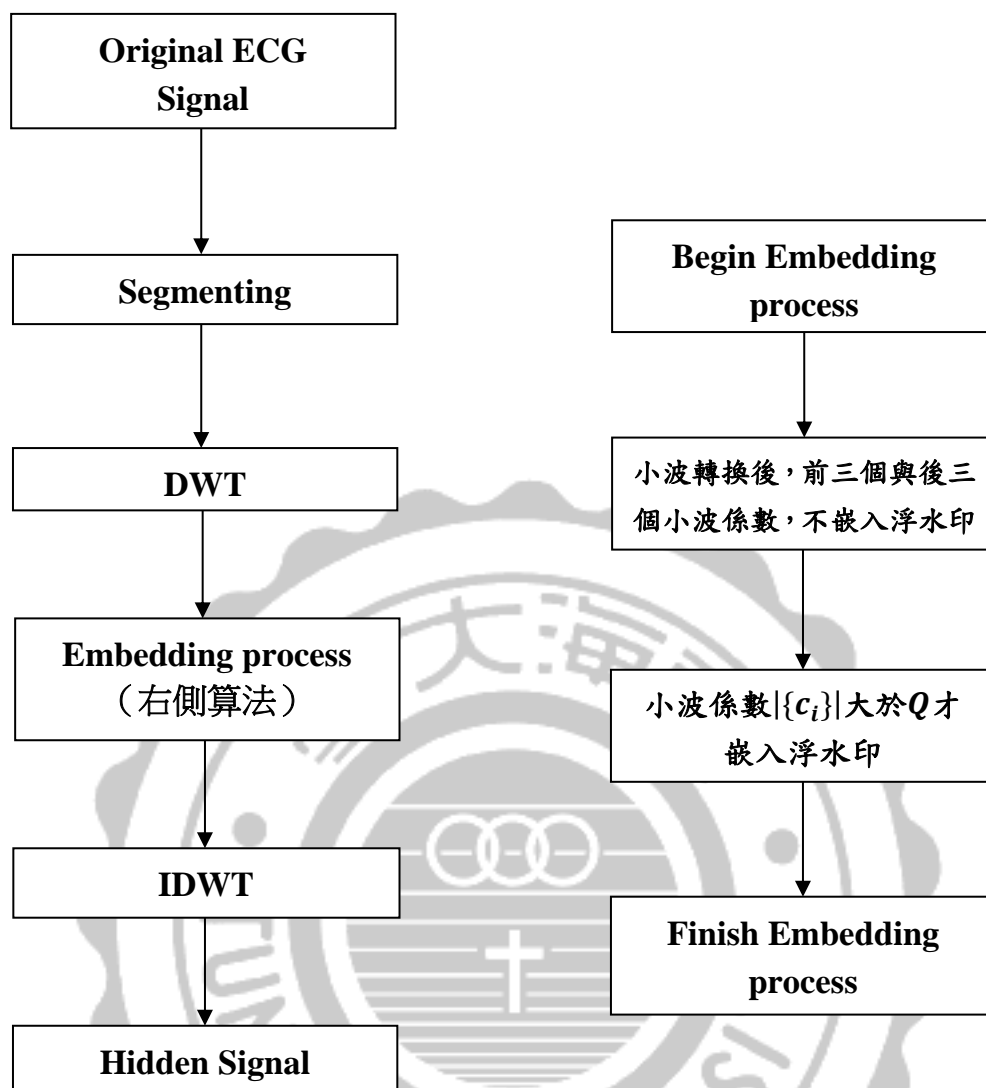


圖 3.3 修正後的嵌入流程圖

### 步驟一 ECG 心電訊號預處理:

讀取 ECG 心電訊號後，我們把訊號解析度大小提升到 $2^{16}$ ，使小波轉換與嵌入浮水印更加準確，以減少相對誤差。

### 步驟二 選取嵌入次頻:

令  $S = \{s_1, s_2, \dots, s_N\}$  表示 ECG 心電訊號  $S$ ，切成  $N$  段。我們對每一段做七階的 DWT，如圖 3.4。為了減少浮水印嵌入與提取之誤差，基



於訊號處理的想法，我們希望把浮水印嵌入在能量最大的階層，使浮水印較不易受到破壞。每層次頻的能量 $\bar{P}$ 計算方法如下：

$$\bar{P} = \frac{1}{N_i} \sum_{n=1}^{N_i} d_n^2 \quad (1)$$

其中 $i$ 表示第幾個次頻， $N_i$ 表示第 $i$ 個次頻的元素個數。

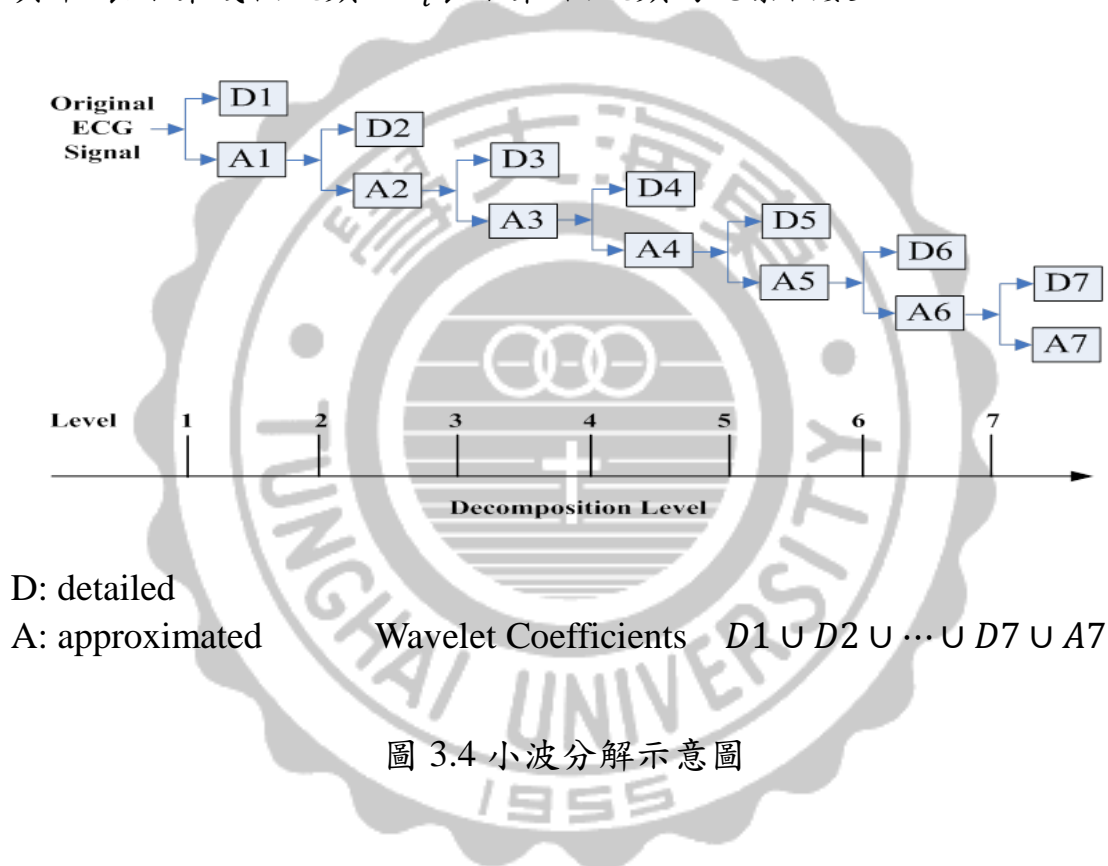


圖 3.4 小波分解示意圖

### 步驟三 浮水印嵌入過程:

由於小波係數嵌入浮水印後，經小波逆變換，再經小波變換，小波係數前後有數位誤差，為減少小波變換所造成的誤差，而間接影響嵌入浮水印的 ECG 心電訊號與 ECG 原始心電訊號之誤差，我們固定 $\{c_i\}$ 前三個與後三個係數不嵌入浮水印，繼續使用原始係數。圖 3.5 為前

三個與後三個係數不嵌入浮水印示意圖。

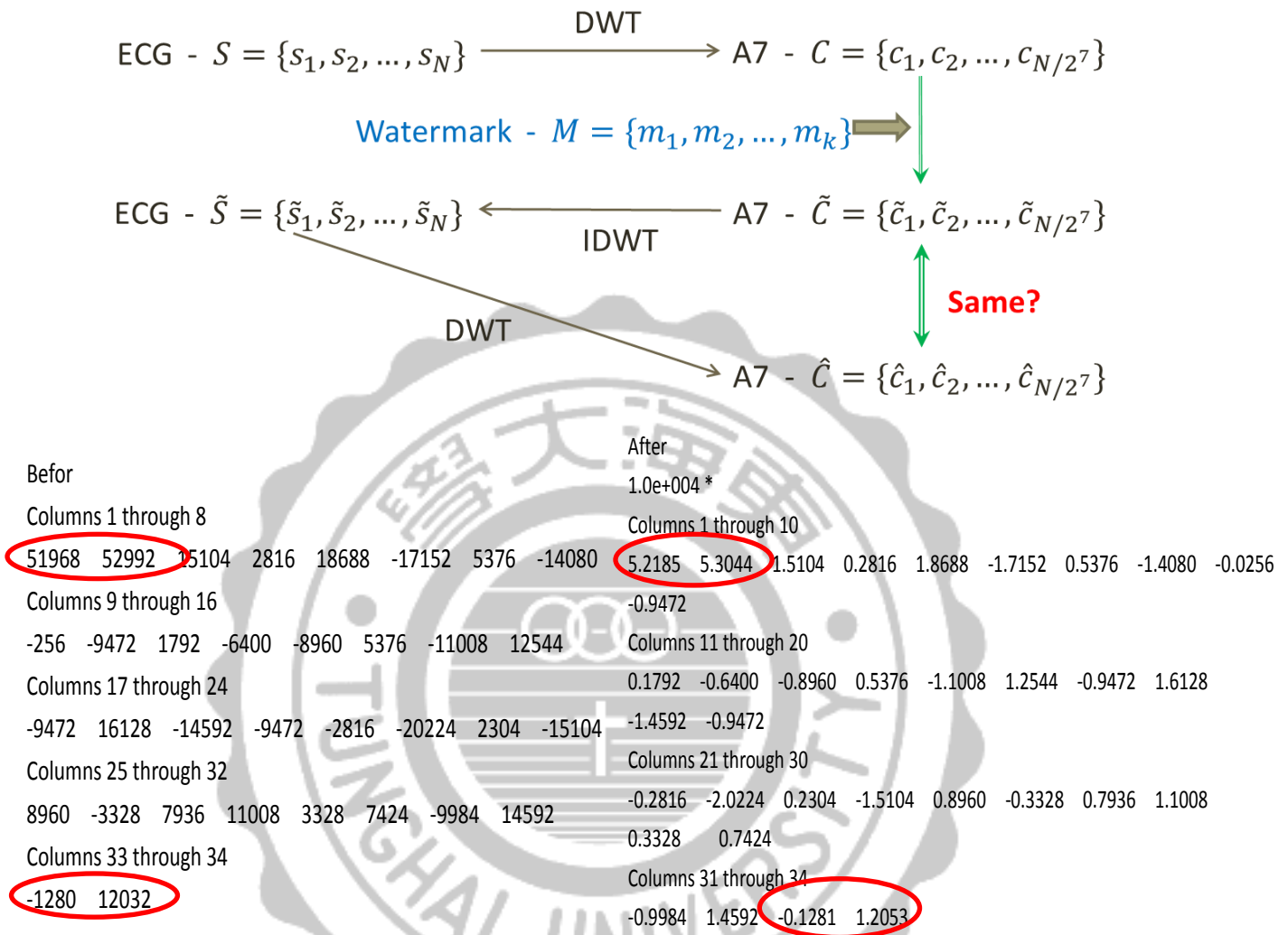


圖 3.5 前三個與後三個係數不嵌入浮水印示意圖

本論文嵌入浮水印的判斷式是使用量化離散小波浮水印演算法 [17,18]:

$$\tilde{c}_i = \begin{cases} \lfloor c_i/Q \rfloor \cdot Q + 3Q/4, & \text{if } m_i = 1 \\ \lfloor c_i/Q \rfloor \cdot Q + Q/4, & \text{if } m_i = 0 \end{cases} \quad (2)$$

其中  $\{c_i\}$  表示嵌入次頻所有的係數， $\{\tilde{c}_i\}$  表示嵌入浮水印後嵌入次頻的係數， $Q$  表示嵌入浮水印強度， $m_i$  表示浮水印為 1 或 0。為了使訊號

的 SNR，不會因為少數的數值，而影響其準確性，使用(2)式作為嵌入浮水印之判斷式時，在前三個與後三個不嵌入浮水印的情況下， $|c_i|$ 大於 $Q$ ，我們才嵌入浮水印。接著透過逆離散小波轉換 IDWT，重建嵌入浮水印後的 ECG 心電訊號如下：

$$\tilde{S} = \{\tilde{s}_1, \tilde{s}_2, \dots, \tilde{s}_N\} \quad (3)$$

最後，為了量測浮水印嵌入對原始 ECG 心電訊號的影響，我們使用信噪比與 RMSE 來做為嵌入方法好壞的標準如下：

$$SNR = -10 \log \frac{\sum_{i=1}^N (\tilde{s}_i - s_i)^2}{\sum_{i=1}^N s_i^2} \quad (4)$$

$$rRMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum \left( \frac{\tilde{s}_i - s_i}{s_i} \right)^2} \quad (5)$$

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum (\tilde{s}_i - s_i)^2} \quad (6)$$

其中  $s_i$  為 ECG 原始心電訊號； $\tilde{s}_i$  為嵌入浮水印的 ECG 心電訊號。

### 3.3 修正後量化小波的浮水印提取演算法

如圖 3.6，本論文浮水印提取演算法如下：我們執行相同於嵌入過程的離散小波轉換，並搜尋出嵌入浮水印的係數；接著採用量化離散小波係數的提取演算法[4] 取出浮水印。

$$m_i^* = \begin{cases} 1, & \text{if } c_i^* - \lfloor c_i^*/Q \rfloor \cdot Q \geq Q/2 \\ 0, & \text{if } c_i^* - \lfloor c_i^*/Q \rfloor \cdot Q < Q/2 \end{cases} \quad (7)$$

其中  $m_i^*$  表示提取的浮水印， $c_i^*$  表示嵌入浮水印的小波係數， $Q$  表示嵌入強度。

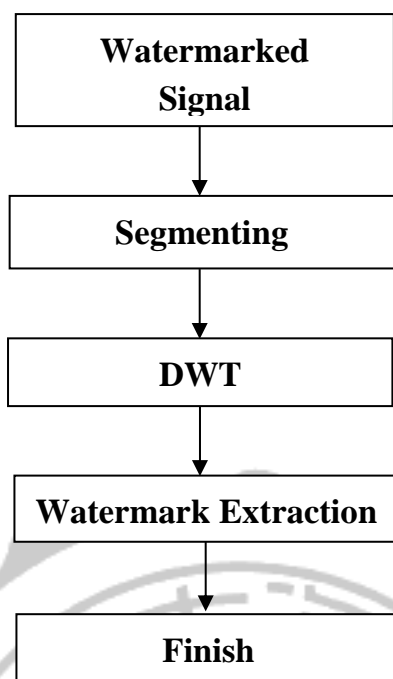


圖 3.6 修正後的提取流程圖

### 3.4 量化小波的浮水印演算法比較實驗

我們採用 MIT-BIH 心律不整資料庫[7]中的紀錄編號 100、101、102、103、104、105、106、107、109、112 等 10 筆數據，採每筆 10 秒比較 ECG 心電訊號加入浮水印對 PQRST Complexes 之影響，結果如表 3.1 所示。表中 PQRST 之平均相對誤差說明如下：

假設  $\tilde{P} = \{\tilde{p}_1, \tilde{p}_2, \dots, \tilde{p}_k\}$  為  $P = \{p_1, p_2, \dots, p_k\}$  加入浮水印後之位置，則相對誤差為

$$rRMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^k \left( \frac{\tilde{p}_i - p_i}{p_i} \right)^2}$$

嵌入強度分別有：2048、4096、8192。

表 3.1 之標示說明如下：

W1: 代表參考文獻[4]所提出量化離散小波的浮水印演算法。

W2: 本論文所提出的修正後量化離散小波係數之浮水印演算法。

PR、QRS、ST、QT: 原始 ECG 心電訊號與利用 W1、W2 演算法的 ECG 心電訊號之區間長度誤差。

從表 3.1 觀察出本論文所提出修正方法對於原始 ECG 心電訊號 PR, QRS, ST, QT 等區間長度的影響不僅小於文獻[4]而且幾乎不變。更進一步, 由圖 3.7 我們發現 Q 與 SNR 之間的關係如下: 當 Q 增加時 SNR 呈現線性減小的趨勢。

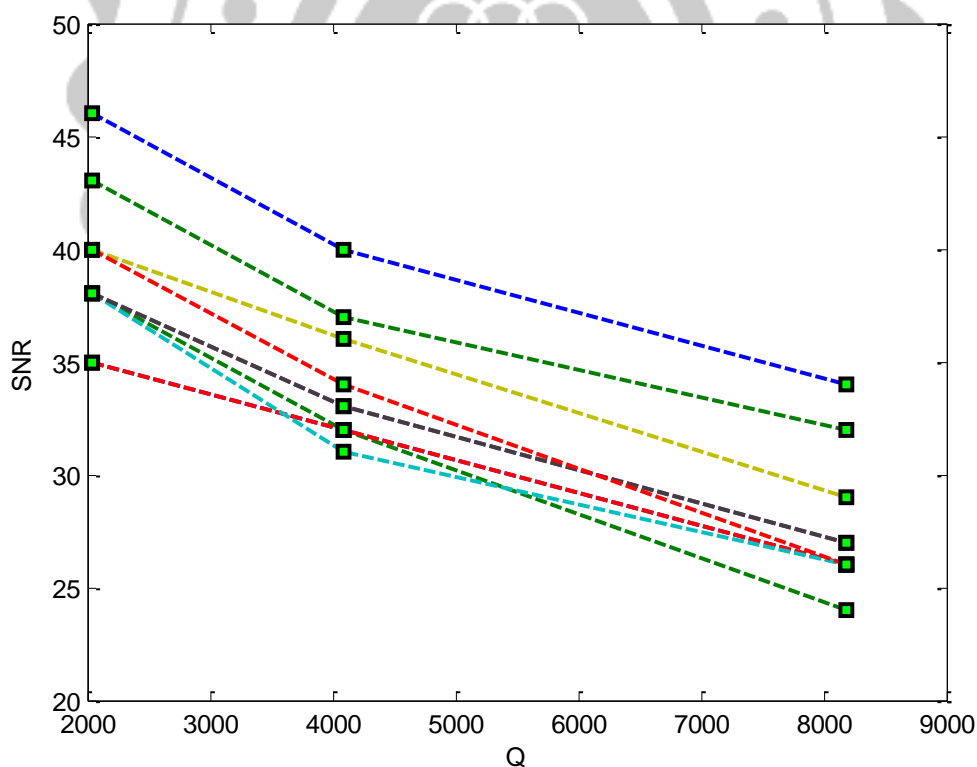


圖 3.7 Q 與 SNR 關係圖;各種顏色表示不同 data

表 3.1 修正前後量化小波的浮水印比較實驗結果

編號	嵌入強度 Q	演算法	區間長度平均相對誤差 (rRMSE)				SNR	振幅 RMSE	振幅 rRMSE
			rPR	rQRS	rST	rQT			
100	2048	W1	0	0	0	0	34.9866	75.6763	0.4780
		W2	0	0	0	0	35.5641	73.3931	0.5055
	4096	W1	0	0	0	0	30.8060	126.2875	0.9734
		W2	0	0	0	0	32.3495	106.,2635	0.8181
	8192	W1	0.0046	0	0.0015	0.0014	23.2756	292.4724	2.1789
		W2	0	0	0	0	26.9884	196.9882	1.2996
101	2048	W1	0	0	0.1510	0.0120	35.4048	66.2110	0.4861
		W2	0	0	0.1510	0.0120	38.4179	47.2844	0.3228
	4096	W1	0	0	0	0	28.7596	142.304	0.9187
		W2	0	0	0	0	32.4174	94.35076	0.7686
	8192	W1	0	0	0	0	22.6958	285.5512	1.9098
		W2	0	0	0	0	24.4586	235.8753	1.4608
102	2048	W1	0.1244	0	0	0	35.4436	79.9954	0.5613
		W2	0.1244	0	0	0	38.3019	60.6520	0.3996
	4096	W1	0.3415	0	0	0	31.2341	135.444	0.9860
		W2	0.3329	0	0	0	31.9169	126.502	0.5775
	8192	W1	0.6392	0	0	0	24.2358	301.556	2.0424
		W2	0.5430	0	0	0	26.4815	236.5192	1.2919
103	2048	W1	0	0	0	0	38.0705	58.5930	0.7949
		W2	0	0	0	0	38.7436	56.4054	0.4674
	4096	W1	0	0	0	0	30.1835	150.6876	1.6113
		W2	0	0	0	0	33.5756	102.2641	1.0662
	8192	W1	0	0	0.0028	0	24.1685	297.9935	2.6764
		W2	0.0043	0	0	0	27.2216	212.5352	1.3422
104	2048	W1	0.2444	0	0	0	37.0621	65.8191	1.0658
		W2	0.0042	0	0	0	38.2799	61.1596	1.1760
	4096	W1	0.1300	0	0.0052	0.0040	30.8211	136.5093	2.0724
		W2	0.1258	0	0.0052	0.0040	31.4226	134.689	2.3642
	8192	W1	0.2369	0.0777	0.1202	0.0833	24.8312	281.7938	3.0913
		W2	0.0467	0.0777	0.1202	0.0833	26.8440	228.1729	5.8576

表 3.1 修正前後量化小波的浮水印比較實驗結果(續)

編號	水印強度 Q	演算法	區間平均長度相對誤差 (rRMSE)				SNR	振幅 RMSE	振幅 rRMSE
			rPR	rQRS	rST	rQT			
105	2048	W1	0	0	0	0	39.3421	67.1194	0.2924
		W2	0	0	0	0	40.9398	57.2664	0.2245
	4096	W1	0	0	0	0	33.9430	128.0294	0.5636
		W2	0	0	0	0	36.8013	92.22064	0.3729
	8192	W1	0.0049	0	0.0066	0.0048	26.7288	290.5924	1.2960
		W2	0	0	0	0	29.4254	215.5928	0.9529
106	2048	W1	0	0	0	0	37.7137	72.6105	0.2149
		W2	0	0	0	0	38.1156	70.3748	0.1909
	4096	W1	0	0	0	0	32.5856	125.7021	0.3645
		W2	0	0	0	0	33.0923	125.4823	0.3901
	8192	W1	0	0	0.0028	0.0023	26.2130	274.5846	0.7910
		W2	0	0	0	0	27.9805	226.0324	0.7897
107	2048	W1	0	0	0	0	46.0921	62.9736	0.5699
		W2	0	0	0	0	46.5007	72.3915	0.4037
	4096	W1	0	0	0	0	41.0440	120.3831	1.2656
		W2	0.1703	0	0	0	40.7859	133.3512	0.4908
	8192	W1	0.1703	0.0053	0.0222	0	34.9537	253.4216	2.3667
		W2	0.1703	0.0053	0.0222	0	34.4396	276.8947	1.2002
109	2048	W1	0	0	0	0	41.8902	72.1606	0.2235
		W2	0	0	0	0	43.3963	64.1706	0.2034
	4096	W1	0	0	0	0	35.3147	152.3843	0.5344
		W2	0	0	0	0	37.1371	131.9166	0.3402
	8192	W1	0.0032	0	0.1323	0.0711	29.8062	280.4755	0.8850
		W2	0	0	0	0	32.2194	232.3733	0.4563
112	2048	W1	0	0	0	0	38.8045	70.5568	0.1932
		W2	0	0	0	0	40.0004	64.1211	0.2312
	4096	W1	0	0	0	0	32.9923	142.6878	0.4196
		W2	0	0	0	0	34.8392	116.1622	0.3996
	8192	W1	0	0	0	0	26.4540	297.9289	0.9734
		W2	0	0	0	0	26.8832	258.7404	0.7857

## 第四章 ECG 浮水印演算法抗攻擊實驗

### 4.1 實驗介紹

本實驗分成兩個部分，第一部份針對在相同的量化嵌入方法下，本論文所提出演算法與參考文獻[9]、文獻[10]所設計的 DCT、FFT 量化演算法，在浮水印嵌入前後的 PR、QRS、QT、ST 等區間長度變化，以及對 ECG 心電訊號高度的變化。第二部份，我們對四種演算法：DCT、Engin 法[2]、FFT 與本論文分別加入三種不同的破壞，利用 BER 做為強健性能的評判標準。BER 定義如下：

$$\text{BER}(\text{Bit error rate}) = \frac{\text{Number of error bits}}{\text{Number of total bits}} \times 100\%$$

### 4.2 ECG 浮水印各類演算法討論

在眾多浮水印演算法文獻中，每個轉換領域和方法各不相同，多以在時間域(Time Domain)或頻率域(Frequency Domain)下分析，以下將介紹幾種常見的浮水印類型：

#### 1. 小波轉換在頻率域上的演算法[2]:

此方法（稱 Engin 法）是把 ECG 心電圖訊號，使用小波轉換把訊號從時間域轉換到頻率域，嵌入次頻時，去比較每個次頻的能量大小，取能量最大的，作為嵌入浮水印之次頻，浮水印的嵌入方法在於使用類似加入高斯白噪音的手法嵌入浮水印，且同時比較選取小波群(db2)或(biro5.5)對浮水印的影響，在提取浮水印方面，需要使用原始 ECG



心電訊號，而後加入噪音以互相比較，在不同的小波群下，BER 的大小。

## 2. 參考文獻[9]所設計的量化 DCT 低頻係數演算法:

本論文參考文獻[9]，對 ECG 心電圖訊號使用離散餘弦轉換把訊號從時間域轉換到頻率域，選擇低頻作為浮水印嵌入位置，設定浮水印嵌入個數與本論文一致，浮水印的嵌入方式使用量化的判斷式；嵌入浮水印後，對訊號做 IDCT，重建出加入浮水印後的 ECG 心電訊號。另外在提取浮水印方面，使用量化的逆判斷式來做提取判斷。

## 3. 參考文獻[10]所設計的量化 FFT 低頻係數演算法:

本論文參考文獻[10]，對 ECG 心電圖訊號使用 FFT，把訊號從時間域轉換到頻率域，選擇低頻作為浮水印嵌入位置，設定浮水印嵌入個數與本論文一致，浮水印的嵌入方式使用量化的判斷式；嵌入浮水印後，對訊號做 IFFT，重建出加入浮水印後的 ECG 心電訊號。另外，在提取浮水印方面，使用量化的逆判斷式來做提取判斷。

### 4.3 量化三種轉換係數的浮水印演算法比較實驗

我們採用 MIT-BIH 心律不整資料庫[7]中的記錄編號 100、101、102、103、104、105、106、107、108、109 等十筆數據來檢測比較。表 4.1 為三種轉換使用量化的浮水印演算法比較實驗結果。為了比較三種轉換經過量化演算法後的效果，我們以 SNR 為比較基準。實驗結果發

現 SNR 一樣時，利用 DCT、FFT 以及本論文演算法所得到的 PR、QRS、ST、QT 區間長度與原始 ECG 心電訊號誤差皆很小。但 FFT 在 RMSE 與 rRMSE 的效果上，明顯比較差。

表 4.1 三種轉換使用量化的浮水印演算法比較實驗

編號	演算法	區間長度相對誤差(rRMSE)				區間長度絕對誤差(RMSE)				rRMSE	RMSE
		rPR	rQRS	rST	rQT	PR	QRS	ST	QT		
100	DWT	0	0	0	0	0	0	0.028	0	0.054	14.907
	FFT	0	0	0	0	0	0	0	0	0.153	24.848
	DCT	0	0	0	0	0	0	0	0	0.060	15.805
101	DWT	0	0	0	0	0	0.002	0.002	0	0.132	18.197
	FFT	0	0	0	0	0	0	0	0	0.207	28.887
	DCT	0	0	0	0	0	0	0	0	0.167	19.389
102	DWT	0	0	0	0	0.035	0	0	0	0.080	14.583
	FFT	0	0	0	0	0	0	0	0	0.126	24.181
	DCT	0	0	0	0	0	0	0	0	0.085	15.362
103	DWT	0	0	0	0	0.002	0.002	0	0	0.153	22.847
	FFT	0	0	0	0	0	0	0	0	0.438	36.416
	DCT	0	0	0	0	0	0	0	0	0.233	31.356
104	DWT	0	0	0	0	0.051	0	0	0	0.450	21.987
	FFT	0.007	0	0	0	0.697	0.019	0.019	0	0.562	33.911
	DCT	0	0	0	0	0	0	0	0	0.348	23.244

表 4.1 三種轉換使用量化的浮水印演算法比較實驗(續)

編號	演算法	區間長度相對誤差(rRMSE)				區間長度絕對誤差(RMSE)				rRMSE	RMSE
		rPR	rQRS	rQT	rST	PR	QRS	QT	ST		
105	DWT	0	0	0	0	0	0	0	0	0.076	21.130
	FFT	0	0	0	0	0	0	0	0	0.1185	33.462
	DCT	0	0	0	0	0	0	0	0	0.077	21.170
106	DWT	0	0	0	0	0	0	0.003	0.003	0.024	15.671
	FFT	0	0	0	0	0	0	0	0	0.062	25.422
	DCT	0	0	0	0	0	0	0	0	0.042	16.2
107	DWT	0	0	0	0	0	0	0	0	0.087	17.488
	FFT	0	0	0	0.001	0	0	0.019	0.019	0.204	25.519
	DCT	0	0	0	0	0	0	0	0	0.124	18.146
108	DWT	0	0	0	0	0	0	0	0	0.010	16.678
	FFT	0	0	0	0	0	0	0	0	0.020	27.348
	DCT	0	0	0	0	0	0	0	0	0.015	17.622
109	DWT	0	0	0	0	0	0	0	0	0.067	24.874
	FFT	0.005	0	0	0	0.604	0	0	0	0.114	41.447
	DCT	0	0	0	0	0	0	0	0	0.070	25.924

## 4.3 訊號攻擊相關介紹與實驗

為了比較不同的浮水印演算法，我們在實驗部分加入 Engin 法[2]，一同比較。一般來說，相關文獻所採用攻擊有以下幾種：

### 4.3.1 高斯白噪音

$\tilde{S} = \{\tilde{s}_1, \tilde{s}_2, \dots, \tilde{s}_N\}$  為嵌入水印後的 ECG 心電訊號，令

$$\hat{S} = \tilde{S} + \alpha w, \quad w \sim N(0,1)$$

$\hat{S}$ : 經過高斯白噪音破壞的 ECG 心電訊號。

$\alpha$ : 噪音強度。

$w$ : 高斯白噪音。

本實驗首先把高斯白噪音加入到嵌入浮水印的 ECG 心電訊號，再利用 BER 量測四種演算法對抗噪音的抵抗能力，實驗結果如表 4.2 所示，本論文與 DCT 所提出的演算法明顯優於 FFT 與 Engin 法[2]。

### 4.3.2 低通濾波器

低通濾波器(Low-pass filter)容許低頻信號通過，但減弱頻率高於截止頻率的信號通過。對於不同濾波器而言，每個頻率的信號的減弱程度不同。當使用在音頻應用時，它有時被稱為高頻剪切濾波器，或高音消除濾波器。低通濾波器的實現我們採用 matlab 內建的 Butterworth

為主，當取長度  $N=10$  與截止頻率  $F=0.5$  時，其 Bode 圖如圖 4.1 所示，

從圖中可知對應的截斷頻率為 90Hz。

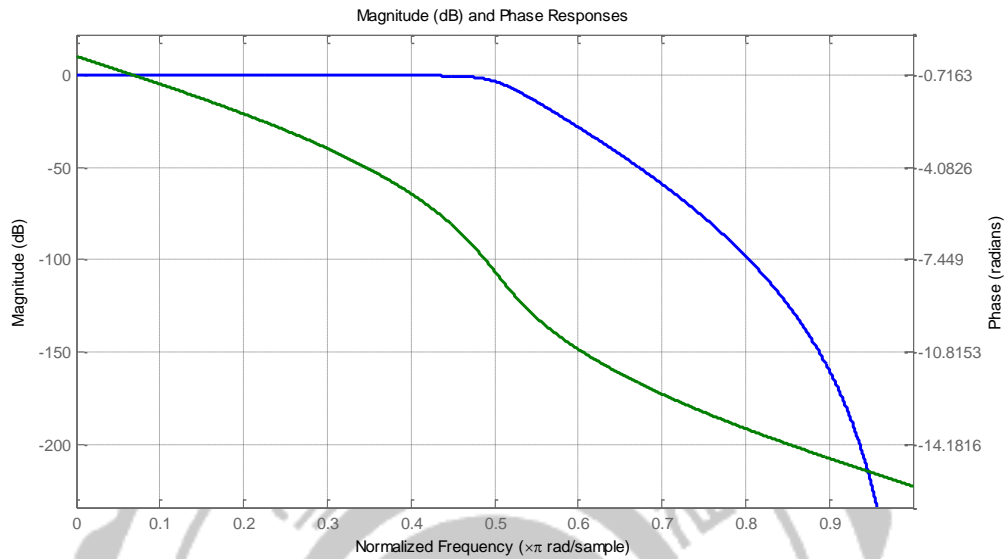
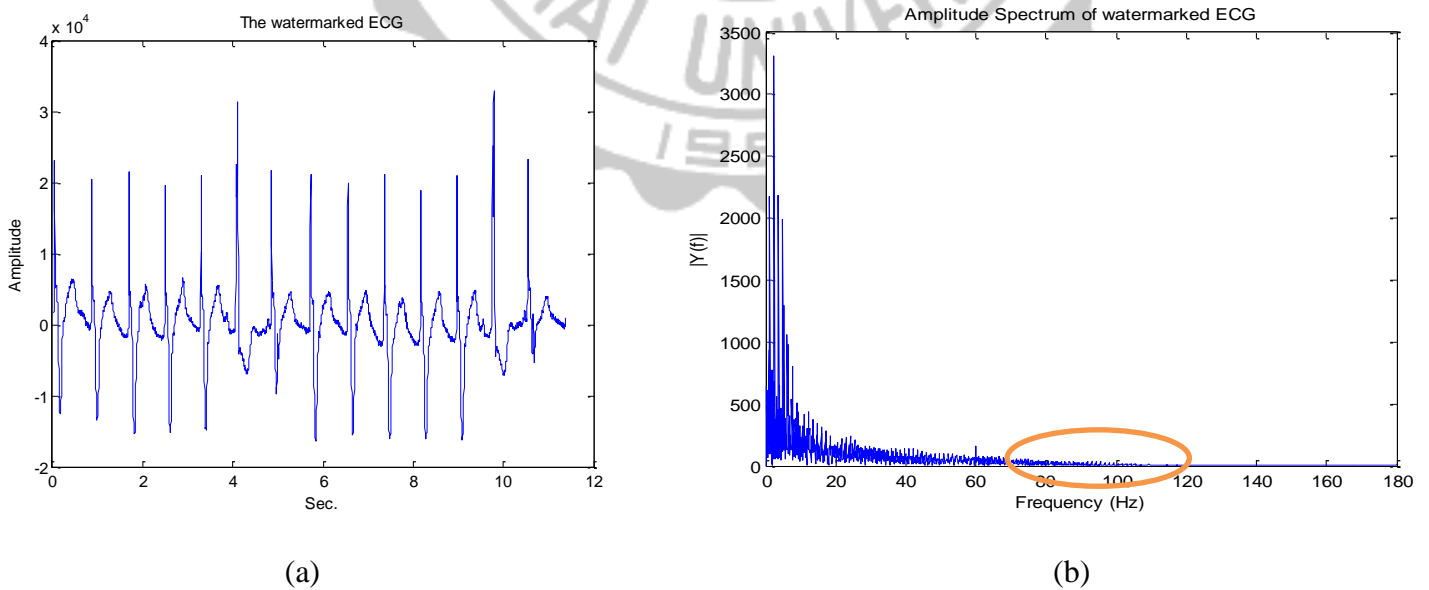
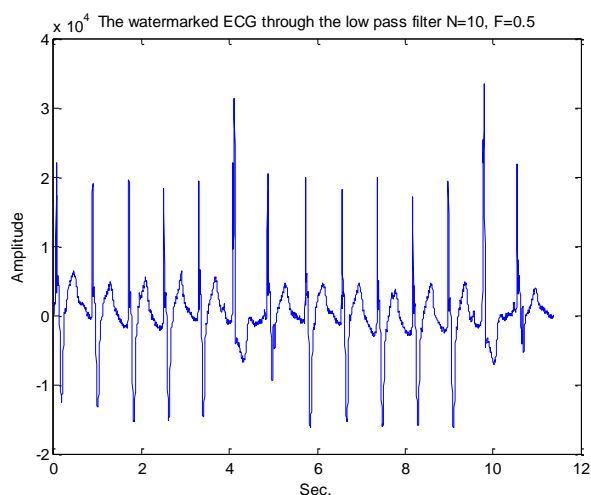


圖 4.1 當長度  $N=10$  與  $F=0.5$  時 Butterworth 濾波器之 Bode 圖

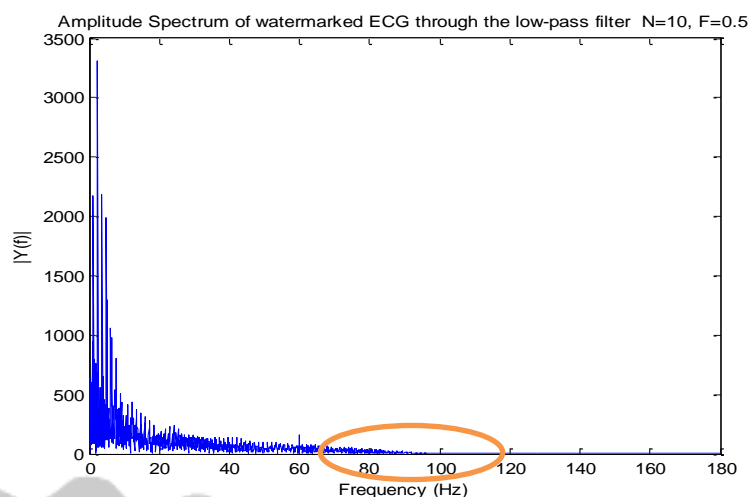
而以數據 104 為例，經過此濾波器前後的時域和頻域的變化如圖 4.2

所示。





(c)



(d)

圖 4.2 (a)(b)分別為數據 104 經濾波器前之時域和頻域圖形；而  
(c)(d)分別為數據 104 經濾波器後之時域和頻域圖形。

我們把濾波器長度為( $N=10$ )，截止頻率為( $F=0.777$ 、 $0.556$ 、 $0.5$ )的低通濾波器加入到嵌入浮水印的 ECG 心電圖訊號，用 BER 作為標準來比較四種演算法對抗低通濾波器的抵抗能力。表 4.3 為訊號經過低通濾波器後不同演算法之數據。從數據上來看，Engin 法[2]對低通濾波器抵抗能力，優於其他方法。

### 4.3.3 重新取樣

測試步驟是先將嵌入浮水印後的 ECG 心電圖訊號分別先經過 down sampling 到 180 Hz、90 Hz、45 Hz 後，再分別 up sampling 到 360 Hz。接著再次利用 BER 量測四種演算法對抗重新取樣的抵抗能力，實驗

結果如表 4.4 所示。從數據上來看，本章演算法與 DCT 對重新取樣的抵抗能力優於其他方法。



表 4.2 心電訊號經過噪音之 BER 比較

編號	噪音強度	本論文	Engin 法[2]	FFT	DCT
100	150	0	0	21.8750	0
	200	0	0	21.8750	0
	250	0	0	25	0
101	150	0	0	25	0
	200	0	0	25	0
	250	0	0	31.25	0
102	150	0	0	15.625	0
	200	0	3.125	15.625	0
	250	0	6.25	18.75	0
103	150	0	0	21.875	0
	200	0	3.125	21.875	0
	250	0	3.125	25	0
104	150	0	0	15.6250	0
	200	0	0	15.6250	0
	250	0	6.25	18.75	0



表 4.2 心電訊號經過噪音之 BER 比較(續)

編號	噪音強度	本論文	Engin 法[2]	FFT	DCT
105	150	0	0	18.75	0
	200	0	0	25	0
	250	0	0	31.25	0
106	150	0	0	25	0
	200	0	0	28.125	0
	250	0	0	34.375	0
107	150	0	0	31.25	0
	200	0	0	34.375	0
	250	0	6.25	37.5	0
108	150	0	0	25	0
	200	0	0	21.875	0
	250	0	0	28.125	0
109	150	0	0	25	0
	200	0	0	31.25	0
	250	0	0	34.375	0

表 4.3 心電訊號經過低通濾波器之 BER 比較(N=10)

編號	頻率(Hz)	本論文	Engin 法[2]	FFT	DCT
100	140	0	6.25	21.8750	6.25
	100	11.76	9.375	21.8750	12.5
	90	11.76	9.375	21.8750	18.75
101	140	0	6.25	28.1250	0
	100	10.53	12.5	28.1250	6.25
	90	15.79	12.5	28.1250	6.25
102	140	14.29	3.125	15.6250	0
	100	33.33	12.5	15.6250	12.5
	90	38.10	12.5	15.6250	25
103	140	10	6.25	21.8750	0
	100	20	15.625	21.8750	3.125
	90	20	21.875	21.8750	3.125
104	140	13.04	3.125	15.6250	6.25
	100	39.13	3.125	15.6250	15.625
	90	47.83	3.125	15.6250	18.75

表 4.3 心電訊號經過低通濾波器之 BER 比較(N=10)(續)

編號	頻率(Hz)	本論文	Engin 法[2]	FFT	DCT
105	140	0	0	25	3.125
	100	48	3.125	25	21.875
	90	60	3.125	25	40.625
106	140	9	6.25	28.1250	3.125
	100	31.82	9.375	28.1250	12.5
	90	31.82	9.375	28.1250	12.5
107	140	30.43	3.125	34.3750	21.875
	100	43.48	9.375	40.6250	46.875
	90	56.52	9.375	40.6250	59.375
108	140	37.5	6.25	21.8750	28.125
	100	41.67	6.25	21.8750	46.875
	90	54.17	9.375	21.8750	50
109	140	34.62	3.125	28.125	0
	100	42.31	6.25	31.25	9.375
	90	53.85	6.25	31.25	28.125

表 4.4 心電訊號經過重新取樣之 BER 比較

編號	取樣頻率	本論文	Engin 法[2]	FFT	DCT
100	1/2	0	0	21.8750	0
	1/4	0	0	21.8750	0
	1/8	0	3.125	21.8750	0
101	1/2	0	0	28.1250	0
	1/4	0	0	28.1250	0
	1/8	0	3.125	28.1250	0
102	1/2	0	0	15.6250	0
	1/4	0	0	15.6250	0
	1/8	0	0	15.6250	0
103	1/2	0	0	21.8750	0
	1/4	0	0	21.8750	0
	1/8	0	3.125	21.8750	0
104	1/2	0	0	15.6250	0
	1/4	0	0	15.6250	0
	1/8	0	3.125	15.6250	0

表 4.4 心電訊號經過重新取樣之 BER 比較(續)

編號	取樣頻率	本論文	Engin 法[2]	FFT	DCT
105	1/2	0	0	25	0
	1/4	0	0	25	0
	1/8	0	0	25	0
106	1/2	0	0	28.1250	0
	1/4	0	0	28.1250	0
	1/8	0	0	28.1250	0
107	1/2	0	0	28.1250	0
	1/4	0	0	28.1250	0
	1/8	0	3.125	28.1250	0
108	1/2	0	0	21.8750	0
	1/4	0	0	21.8750	0
	1/8	0	0	21.8750	0
109	1/2	0	0	31.25	0
	1/4	0	0	31.25	0
	1/8	0	0	31.25	0

## 第五章 結論

現今社會，老年化現象趨於普遍，遠距離醫療照護的相關應用越顯重要，透過無線網路傳輸，在監控病人心臟病理情況的同時，我們透過浮水印的嵌入把病人相關資料，如 ID 訊息、所在地點，透過以浮水印的方式嵌入 ECG 心電訊號，同時傳回資料庫。醫院系統於檔案收取時，藉由提取浮水印技術，讀取病人 ID 訊息，做雙重身分確認，進行訊號歸檔，降低檔案存放錯誤。

本論文改善現有量化離散小波的演算法，應用 ECG 心電訊號浮水印的嵌入與提取，從第三章的實驗結果顯示；加入浮水印對 ECG 心電訊號的 PQRST Complex 的區間長度，諸如 PR, QRS, ST, QT 等區間長度，影響很小；此外改進的演算法的確能夠降低浮水印嵌入後 ECG 心電訊號所產生的誤差。

第四章第一部份實驗結果顯示；SNR 一樣時，利用 DCT、FFT 以及本論文演算法所得到的 PR、QRS、ST、QT 區間長度與原始 ECG 心電訊號誤差皆很小。但 FFT 在 RMSE 與 rRMSE 的效果上，明顯比較差。第二部份實驗結果顯示；經由白噪聲、低頻濾波器、重新取樣等 3 種攻擊的實驗結果，同樣是量化嵌入方法下，本文提出方法與 DCT 對於噪音攻擊與重新取樣有較好的抵抗能力；但 Engin 法[2]對於低通濾波器的破壞有較好的抵抗能力。



## References

- [1] D. Anand and U. C. Niranjan, "Watermarking medical images with patient information," in *Proceeding: 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Hong Kong, China, 29 Oct.-1 Nov. 1998, Vol. 2, pp.703-706.
- [2] M. Engin, O. Çıdam, and E. Z. Engin, "Wavelet transformation based watermarking technique for human electrocardiogram (ECG)", *Journal of Medical Systems*, Vol. 29, No. 6, pp. 589-594, 2005.
- [3] K.-M. Zheng and X. Qian, "Reversible data hiding for electrocardiogram signal based on wavelet transforms," in *Proceedings: 2008 International Conference on Computational Intelligence and Security (CIS2008)*, Suzhou, China,, 13-17 Dec. 2008, pp. 295-299.
- [4] X. He, K.-K. Tseng, H.-N. Huang, S.-T. Chen, S.-Y. Tu, F. Zeng, and J.-S. Pan, "Wavelet-based Quantization Watermarking for ECG Signals," in *2012 International Conference on Computing, Measurement, Control and Sensor Network (CMCSN)*, Taiyuan, China, July 7-9, 2012, pp. 233-236.
- [5] A. Ibaida, I. Khalil, and R. van Schyndel, "A low complexity high capacity ECG signal watermark for wearable sensor-net health monitoring system, " in *Proceeding: Computing in Cardiology (CinC)*, Hangzhou, China, 18-21 Sept. 2011, pp. 393-396.
- [6] M. S. Nambakhsh, A. Ahmadian, M. Ghavami, R. S. Dilmaghani, and S. Karimi-Fard, "A novel blind watermarking of ECG signals on medical images using EZW algorithm," in *Proceedings: 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS'06)*, New York, USA, 30 Aug- 3 Sept. 2006, pp. 3274-3277.
- [7] MIT-BIH Arrhythmia Database Directory, Harvard University- Massachusetts Institute of Technology Division of Health Science and Technology, July, 1992. <http://www.physionet.org/>
- [8] G. B. Moody and R. G. Mark, "The impact of the MIT-BIH arrhythmia database," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, Vol. 20, No. 3, pp. 45-50, 2001.
- [9] De Li, Wenji Quan, and JongWeon Kim, "An Audio Watermarking Algorithm Using Group Quantization of DCT Coefficients," in *Future Generation Information Technology-4th International Conference FGIT*, Gangeug, Korea, Dec. 16-19, 2012, LNCS 1109, pp. 159-166.
- [10] P. Singh, and P. kaur Mann, "Fast Fourier Transformation Based Audio Watermarking using Random Sample," *International Journal of Advanced*



- Engineering Sciences and Technologies, Vol. 9, No. 1, pp. 66-68, 2011.
- [11] Malcolm ST 原著, 呂嘉陞 編譯, 2008/5, 心電圖學必備, 合記圖書出版社
- [12] R. M. Rangayyan, *Biomedical Signal Analysis: A Case-Study Approach*, IEEE Press: Wiley, New York, 2002.
- [13] 羅文利, “Cardiovascular System 投影片,” 輔英科技大學, 2008  
<http://www.iportal.tw/fy105/doc/5766>
- [14] 吳旭昱, 以雲規線函數為基礎的 QRS 波偵測, 東海大學碩士論文, 2010
- [15] M. Javadi, R. Ebrahimpour, A. Sajedin, S. Faridi, and S. Zakernejad, “Improving ECG Classification Accuracy Using an Ensemble of Neural Network Modules,” *PLoS ONE*, Vol. 6, No. 10, e24386, 2011.
- [16] D. Patra, M. K. Das, and S. Pradhan, “Integration of FCM, PCA and Neural Networks for Classification of ECG Arrhythmias,” *IAENG International Journal of Computer Science*, Vol. 36, No.3, IJCS\_36\_3\_05, 2010.
- [17] J. Huang, Y. Wang, and Y. Q. Shi, “A blind audio watermarking algorithm with self-synchronization,” in *Proceedings: 2002 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS 2002)*, Scottsdale, Arizona, May 26-29, 2002, Vol. 3, pp. 627–630.
- [18] S. Wu, J. Huang, D. Huang, and Y.Q. Shi, “Efficiently self-synchronized audio watermarking for assured audio data transmission,” *IEEE Transactions on Broadcasting*, Vol. 51, No. 1, pp. 69-76, 2005.