

以適應性消噪濾波器從母親心電圖分離並分析胎兒心電圖

陳麒合

亞洲大學

Chan.Alvise@gmail.com

李正宇

亞洲大學

leecheng2005@yahoo.com

摘要

心電圖是一種紀錄心臟所產生的生物電流技術，臨床醫師可以藉由心電圖對心臟狀況進行評估，並做進一步診斷；其中胎兒心電圖訊號是觀察胎兒健康情形的一種指標，也是大部分懷孕婦女及醫師最關心的事情；然而，胎兒的心電圖不易經由非侵入式的測量取得，為此就必須透過有效的方法來獲得胎兒心電訊號。本研究目的是希望藉由消除孕婦的腹部訊號干擾和漂移後，再將其利用自適應消噪濾波器的方法[1]從母體訊號中，截取出胎兒心電訊號，並進行醫學上的分析處理。本研究中，我們還運用此分離演算法，以 MATLAB 設計了一個胎兒心電圖抽取及重要心電參數計算的整合分析環境 Fetal ECG Analysis Environment (FEAE)。

關鍵詞：心電圖、胎兒心電圖、自適應濾波、帶通濾波器、FIR、濾波器、最小均方。

Abstract

Electrocardiography (ECG) is one of the best ways to measure and diagnose abnormal rhythms of the heart. Its noninvasive nature is especially beneficial for diagnosis of fetal heart defects in advance of delivery. In this study, we propose a method to cancel signal noise and drifting and further to extract fetal ECG effectively by an adaptive filter from maternal abdomen and thorax ECGs. In addition, an integrated analysis software, Fetal ECG Analysis

Environment (FEAE), for fetal ECG signal extraction and evaluation using the proposed method is designed and implemented in MATLAB GUIDE for future study.

Keyword : ECG, Fetal ECG, Adaptive filter 、Band pass filter 、FIR filter 、Least mean square.

1. 前言

心電圖(Electrocardiography, ECG)紀錄是通過電極感知到生物電流而進行採樣所獲得的數據；如圖 1-1 中顯示了典型的單週期心電圖波形。

其中 QRS 複合波代表心室的跳動，正確的測量 R 波間期可代表心跳速率，這在臨床應用是相當重要的。R 波在心電圖波形上是屬於振幅及斜率較大的波形，因此根據此特性並藉由訊號處理的幫助，即可正確地定出 R 波的發生時間，然後做相關之應用或診斷。

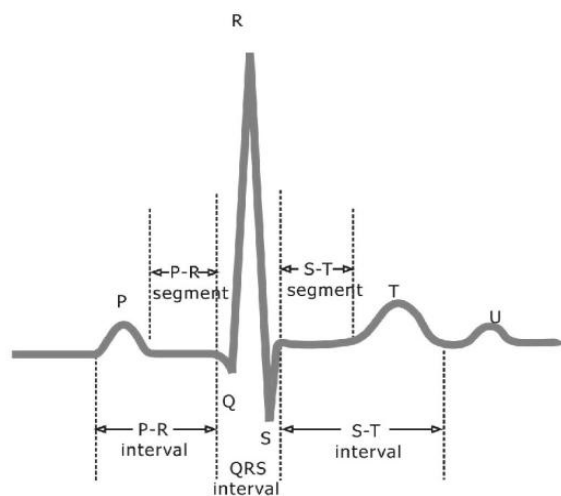


圖 1-1 典型的單週期心電圖

另一方面，心電圖也常用於心律變動的分析上，在心電圖上 R 波通常都是較為顯著的波形而且也容易被偵測到，其 R 間距代表心臟速率，所以最常以 R-R 間距來代表心跳間期，故心律變動性也會以這間距為依據進行計算分析；心律變動性在專科醫師的診斷上，是極具參考價值的[3]。

一般來說，在紀錄心電訊號時可能會有內部雜訊或外在人為因素所干擾，圖 1-2 的生物模型顯示出影響心電訊號的內在影響因素；這些外來因素可能會夾帶在我們所感興趣的頻段內，並且與心電訊號有著相似的特性，導致難以判讀。因此，要從這些帶有干擾的心電訊號中提取有用的訊息就必須對原始的心電訊號做預前處理。為了降低分離胎兒 ECG 過程時會誤判的可能，預前處理的部分我們使用帶通濾波器的方式，利用其訊號間頻率的差異性，初步削弱其他不必要干擾或漂移，並保留母親和胎兒心電訊號的成份。

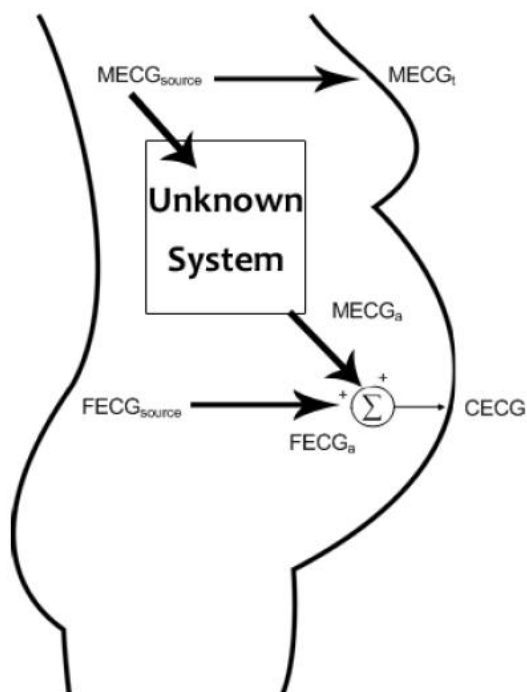


圖 1-2 生物模型的心電訊號

經由前處理過程將需要範圍內的訊號成分保留之後，便可以開始進行胎兒心電訊號提取。而提取的方法也有很多種，如主成分分析

法(principle components factoring)[2]、獨立成份分析法(independent components analysis)[5]、特徵值分解法(singular value decomposition)[4]…等，都是用於分離或提取的方法之一。

本篇是利用 LMS(Least Mean Square)自適應消噪濾波(adaptive noise cancellation filter)的方法來提取胎兒心電訊號，相較於上述提及的方法計算量少，可降低程式運算量，故此容易建置和實現，其品質也可以達到提取與分離上的需求。

2. 方法

心電訊號資訊來源是從 Physio Bank 網站內的 Non Invasive Fetal Electrocardiogram Database 中所提供的懷孕母體訊號數據，其內容包含數筆母體胸部心電訊號和母體腹部心電訊號兩部分。

在提取胎兒訊號之前，其訊號本身必須先經過前處理過程才能使用；原因在於紀錄心電訊號時，會由於各種雜訊的關係，如母體呼吸的雜訊、電子儀器的熱噪音、工頻干擾的影響，使胎兒心電常常不清晰或難以識別，因此必須採用適當的濾波器濾除心電訊號中存在的各種干擾，準確檢測出心電訊號，是心電處理中最重要的工作之一。

2.1 前處理過程

醫學訊號測量時的雜訊可分為內在和外在兩種。內在雜訊為人體本身所產生，例如心電圖測量中，常會有肌電訊號和呼吸所引起的干擾；外在雜訊則為測量儀器或測量環境所產生，例如電源雜訊或電磁波干擾。

因此，為了去除雜訊使合理的心電訊號為我們所用，首要前提就是必須知道需求頻段，也就是降低外在干擾後的母體與胎兒心電成分。

在去除雜訊的方法上，若已知所要測量的訊號如與雜訊頻率範圍不相同，通常會選用濾波器來加以濾除雜訊；利用低通濾波器濾除高

頻雜訊、高通濾波器濾除低頻雜訊，若要同時濾除高低頻的雜訊，則可以使用帶通濾波器將頻段內訊號留下，消除頻段外的訊號。

本篇使用高通與低通濾波器所組成的帶通濾波器，來處理不必要的過程干擾。其中高通濾波器主要的工作是減少基線的漂移，如圖 2-1 所示，顯示距離中心線的漂移程度。通常源自於孕婦呼吸時所產生的干擾所影響，頻段範圍在 $0.15\text{Hz} \sim 0.3\text{Hz}$ ，透過此方法可以有效加以抑制漂移的程度；再配合低通濾波器用來削弱訊號內的高頻成分。正常人心跳訊號頻率大會在 $0.05\text{Hz} \sim 100\text{Hz}$ 頻段範圍內，幅度胎兒到成年人為 $10\mu\text{V} \sim 5\text{mV}$ ，因此只要低於或高於此頻段皆為干擾訊號，可以優先考慮濾除，通過上述帶通濾波器過濾後的頻段便可以順利取得胎兒與孕婦 ECG 的有效範圍。

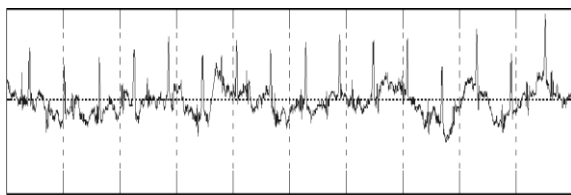


圖 2-1 基底漂移

2.2 自適應消噪濾波器原理

所謂的自適應濾波器，是利用前一時刻所獲得的濾波器參數結果，用以調節目前時刻的濾波器參數，隨時間變化的統計特性，實現最優濾波。

而 LMS 自適應消噪濾波器是自適應濾波器原理內的其中一種應用方法，其基本原理是將被雜訊影響的訊號與參考的訊號來源做抵消運算，從而消除帶雜訊號中的雜質，因此抵消系統的參考訊號一定要與待消除的雜訊具有一定的相關性，而要與檢測或提取的訊號不相關，它是根據一組給定的權數對時間序列的觀察進行平均加權計算的一種預測值，然後根據預測誤差調整權數以減少誤差值，這樣反覆進行直到找出一組最佳解權數，使誤差降到最低限度，再利用最佳權數進行加權預測的方式

計算。

本篇是利用基於此方法的觀念下，應用於母體內對胎兒的心電的提取。為此，圖 2-2 顯示自適應消噪濾波器的基本流程：

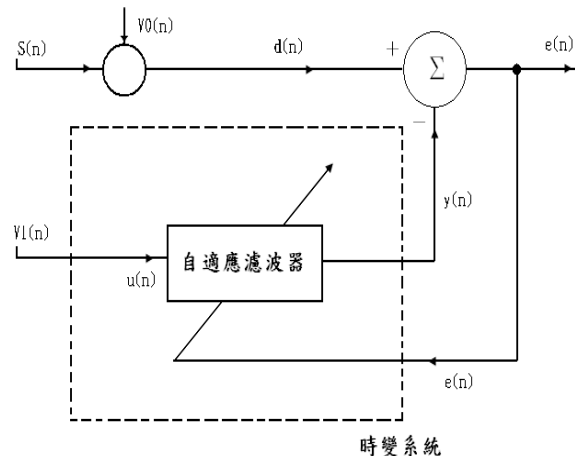


圖 2-2 自適應消噪濾波器結構

如圖 2-2，兩通道間收到的干擾 $V_0(n)$ 、 $V_1(n)$ 均來自相同的雜訊源均為婦女胸部心電，所以兩者之間存在具有相關性，但 $V_0(n)$ 、 $V_1(n)$ 卻與有用訊號 $S(n)$ 是互不相關的，此為胎兒心電，因此使其通過濾波器調整輸出後，在最小誤差下為輸出相似於主通道 $V_0(n)$ 的仿雜訊訊號 $y(n)$ ，它是 $V_0(n)$ 的最佳預測值；通過相減器與 $V_0(n)$ 對消掉，輸出取自誤差訊號 $e(n)$ ，表示為式 1：

$$e(n) = S(n) + V_0(n) - y(n) \quad (1)$$

濾波器的目的是最佳化訊號與帶雜訊號間的差異，而濾波器的係數是根據這最佳化的值做調整的。其中參考訊號是孕婦胸部的訊號 $V_1(n)$ ，帶雜訊號則是孕婦腹部訊號 $d(n)$ 作為基本訊號輸入，而胎兒心電訊號便是兩者之間的差異；此外，權係數更新方法是基於如下算式 2 做更動：

$$y(n) = \sum_{i=0}^{M-1} \omega_i \times u(n-i)$$

$$e(n) = d(n) - y(n)$$

$$\omega_i(n+1) = \omega_i(n) + \mu u(n-1)e(n) \quad (2)$$

式 2 中， $y(n)$ 是 n 時刻的預測的結果、 $d(n)$ 是基本輸入，即孕婦腹部心電、 $u(n)$ 為參考輸入，即孕婦胸部心電、 $e(n)$ 即為兩者間的誤差訊號、 $\omega_i(n)$ 為對 n 時刻權數調整計算，之後不斷重複其過程直到結束。

其中 μ 值的選取極為重要，用來調整加權參數的修正速度，過小則收斂緩慢、太大容易發散，所以在選取上會有一定限制條件，其條件選取範圍為 $0 < \mu < 2/MS_{\max}$ ， M 是濾波器的長度、 $MS_{\max}$ 是 $u(n)$ 的功率密度最大值，因此該 μ 值會座落於兩者範圍間，再配合設計需求做適當的 μ 值選取。

3. 結果

本研究用 MATLAB R2007a 視窗程式設計軟體 GUIDE 及我們利用上述的方法開發出一個整合的胎兒心電圖分離及分析環境(Fetal ECG Analysis Environment, FEAE)，完成的軟體系統外觀如圖 3-1 所示：

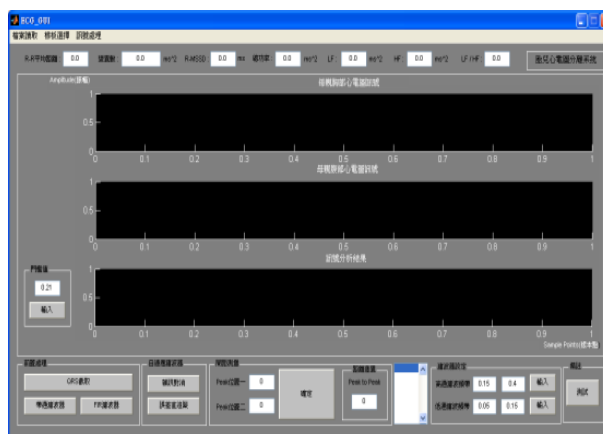


圖 3-1 系統設計圖示

我們首先載入兩組資料為其 10 秒鐘的 ECG 訊號，分別是孕婦胸前 ECG 及孕婦腹部 ECG；圖 3-3(a)是胸前訊號、圖 3-4 是腹部訊號；而在其腹部 ECG 的訊號通常會因為外在

呼吸因素產生基線漂移，這部分的頻率通常介於 0.15~0.3Hz 之間，因此在處理基線漂移時，為了減少基線的偏移程度，我們利用高通濾波器的方法進行處理，最後在透過低通濾波的方式削弱訊號中不必要的高頻成分，便可以避免頻率混淆，如圖 3-5：

圖 3-2 為孕婦胸口 ECG 的 QRS 波形特徵截取流程：

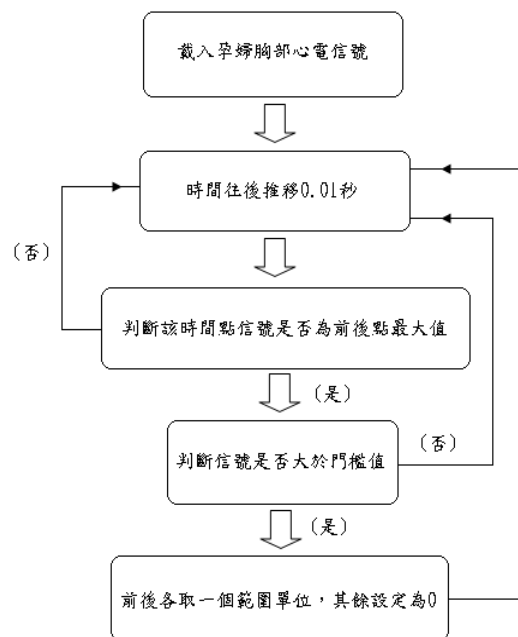


圖 3-2 基本 QRS 特徵截取流程

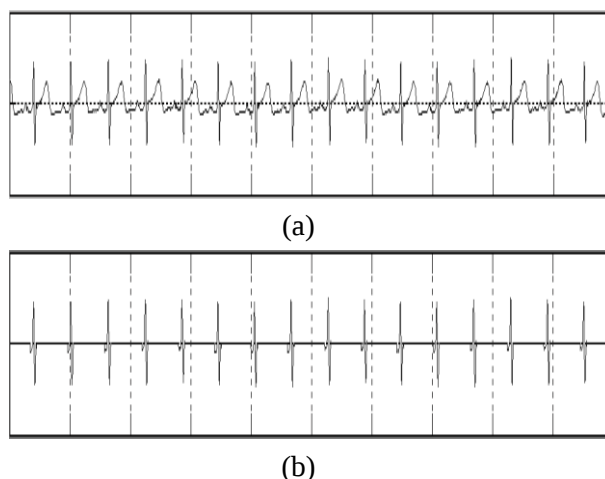


圖 3-3 (a)孕婦胸部 ECG 訊號(b)為 QRS 特徵波形處理

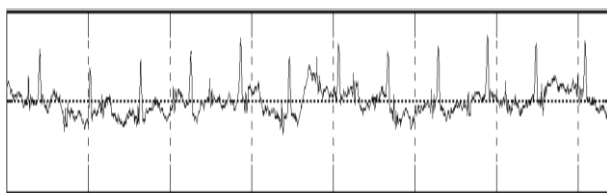


圖 3-4 孕婦腹部 ECG 訊號

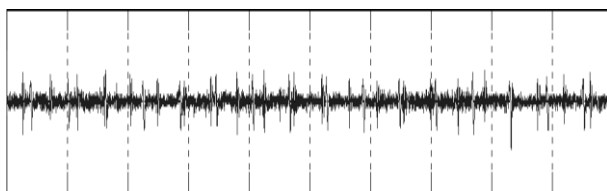


圖 3-5 處理基線漂移與高頻干擾

透過使用高、低通濾波器的組合方式將基線漂移和干擾初步濾除；之後再利用 FIR (Finite Impulse Response) 低通濾波器，截止頻率為 $0.2/500\text{Hz}$ ，將其削弱，顯示其胎兒與孕婦明顯的 peak 特徵訊號，圖 3-6。

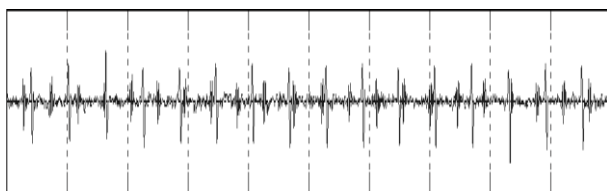
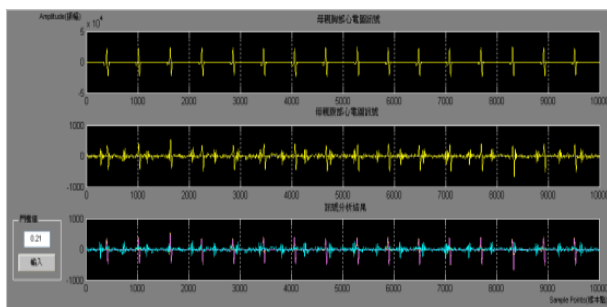


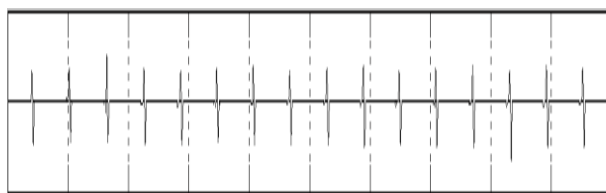
圖 3-6 孕婦與胎兒 ECG 特徵

藉由預處理將漂移和干擾處理完畢之後的訊號就可以拿來做為適應性濾波器中的基本輸入，與參考訊號孕婦胸部 ECG 進行一連串抵消的動作，如圖 3-7(a)所示：

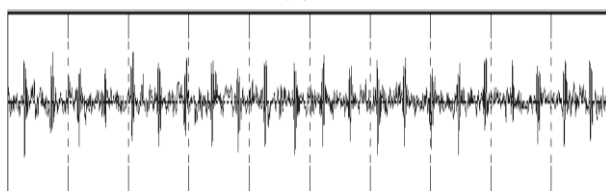
經過適應性消噪之後，其胸部參考訊號的部分會與腹部基本訊號相關的部分互相抵消，因此之間的誤差便得以取出。圖 3-7 中(b)為預測的仿孕婦胸部心電、(c)為經過抵消後的誤差，即胎兒心電。



(a)



(b)



(c)

圖 3-7 前處理後圖示(a)抵消系統示意圖(b)仿孕婦胸部 ECG 訊號(c)胎兒 ECG 訊號

圖 3-8 最底下部分是胎兒的頻率響應，可以正確紀錄出孕婦 ECG 內胎兒 R-peak 的實際位置。

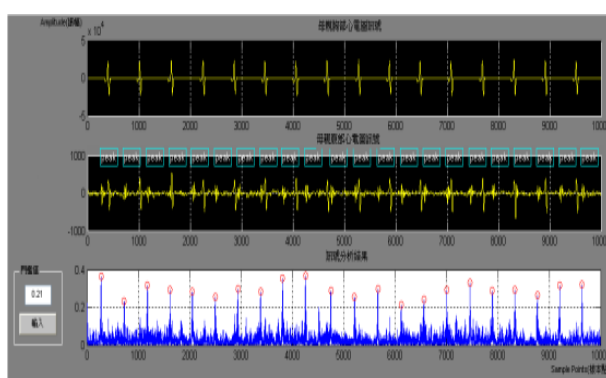


圖 3-8 胎兒心電 peak 位置對照圖

透過誤差值的追蹤，可以有效確實從孕婦 ECG 訊號內提取出胎兒 ECG 成分，如圖 3-9：

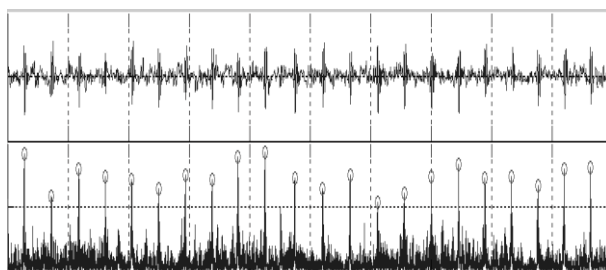


圖 3-9 胎兒心電提取

提取出胎兒資訊成分之後，就可以針對此 ECG 訊號做進一步的變異數分析，以便了解胎兒的健康情形。

在研究心律變動分析中，可以藉由求得 SDNN (standard deviation of all normal to

normal intervals index)、HF(high frequency power)、LF(low frequency power)…等計算中獲得分析資訊，了解該測試對象的心律變動性，甚至可以進一步的掌握測試對象的健康情況指標。

4. 討論

本研究重點著重於分離孕婦體內胎兒 ECG 成分，其過程利用帶通濾波器過濾頻段、配合 FIR 低通濾波器消除雜訊最後再利用 LMS 自適應消噪濾波器提取胎兒 ECG 訊號，並對其進行模擬實驗，方法面 LMS 是最被廣泛使用的濾波器演算法，運算過程只有加法和乘法，而且也不需要關聯函數(correlation function)做計算，更不需要龐大複雜的反矩陣運算也能獲得良好的結果分析；結果方面表明實行方法是可以有效的抑制母親 ECG 及其他干擾，以實現胎兒心電訊號的分離檢測，再將其結果用以分析胎兒心律變動，方便醫師了解胎兒的健康情況。

實現過程是利用 MATLAB 軟體來進行，因此在處理較為龐大的心電數據時，速度方面可能無法達到即時的效果，由於本篇目的在於研究如何提取胎兒心電訊號的方法，故僅使用為期 10 秒鐘的心電數據以減少計算量。

未來對於胎兒變異數分析過程，根據心律變動分析[3]內文提到，其分析比較基準建議是以 5 分鐘或 24 小時的心電數據資料作參考，對此 MATLAB 程式執行速度方面是很難達到這麼龐大的即時數據分析，所以未來若要進一步使本研究完整實用化，程式實現可藉由速度更快的 C/C++或工業開發平台來實現。

參考文獻

- [1] 赫金，“自適應濾波器原理”，電子工業出版社，pp.183-243，2003。
- [2] 廖信樵、林康平，“以特徵值分解法分離單通道之母體心電圖與胎兒心電圖”，*中原大學電機工程碩士論文*，2006。
- [3] 翁根本、何慈育、歐善福、林竹川、謝凱生，“心律變動分析”，*台灣醫界* Vol.52, No.6，2009。
- [4] Hotelling H., “Analysis of a complex of statistical variables into principal components”, *Journal of Educational Psychology*, 24, 417-441, 498-520, 1933.
- [5] Vigneron V A, “Fetal electrocardiogram extraction based on non-stationary ICA and wavelet denoising”, *IEEE Signal processing and Application*, 2003(2): 69-72.