

中國醫藥大學中西醫結合研究所碩士論文

編號：GIMM-96-9209

指導教授：陳汶吉 教授

共同指導教授：陳方周 助理教授

論文題目

懷孕期間橈動脈波共振頻譜之分析

Analysis of harmonic components change in radial  
pulse spectra during pregnancy

研究生：梁信杰

中華民國九十七年一月二十一日

中國醫藥大學碩士班研究生  
論文指導教授推薦書

中西醫結合研究所，\_\_\_\_\_君所提之論文  
\_\_\_\_\_ (題目)，  
係由本人指導撰述，同意提付審查。

指導教授\_\_\_\_\_ (簽章)

中華民國\_\_\_\_\_年\_\_\_\_\_月\_\_\_\_\_日

# 中國醫藥大學碩士班研究生 論文口試委員審定書

中西醫結合研究所，\_\_\_\_\_君所提之論文  
\_\_\_\_\_ (題目)，

經本委員會審議，認為符合碩士資格標準。

論文口試委員會 委員 \_\_\_\_\_ (簽章)

所長 \_\_\_\_\_

中華民國 \_\_\_\_\_ 年 \_\_\_\_\_ 月

## 目錄

第一章 前言.....	1
第二章 文獻探討.....	3
第一節 脈診沿革.....	3
第二節 器官共振學說.....	6
第三節 懷孕期間母體循環系統之生理適應.....	12
第四節 動脈波在現代臨床醫學之應用.....	14
第三章 材料與方法.....	17
第一節 實驗對象.....	17
第二節 實驗儀器.....	17
第三節 實驗設計與執行步驟.....	18
第四節 統計分析方法.....	19
第四章 結果.....	21
第五章 討論.....	32
第六章 結論.....	35
參考文獻.....	36
英文摘要.....	40
辭謝.....	41

## 圖目錄

圖一、王唯工循環系統之物理模型示意圖.....	7
圖二、動脈導管(arterial catheter line)示意圖.....	14
圖三、PSD-2000 的操作介面示意圖.....	18
圖四、某受試者所量測到的右手中取之原始橈動脈波.....	20
圖五、某受試者之脈波，經傅利葉分析所之頻譜之頻域圖.....	20
圖六，某受試者各個共振諧波測量值，懷孕期間至產前曲線圖.....	24
圖七，某受試者各共振諧波相對百分比值，懷孕期間至產前曲線圖...	25



## 表 目 錄

表一、受試者基本資料.....	22
表二、受試者追蹤之週數與相對懷孕時期.....	23
表三、範例，某受試者之所有脈波頻譜測試之原始測量值.....	24
表四、範例，某受試者之所有脈波頻譜之各諧波百分比(%)數值.....	25
表五、左手各諧波測量值，非等距時間序列預測模式統計表.....	26
表六、右手各諧波測量值，非等距時間序列預測模式統計表.....	26
表七、左手各諧波測量值百分比，非等距時間序列預測模式統計表...28	28
表八、右手各諧波測量值百分比，非等距時間序列預測模式統計表...28	28
表九、左手生產前與產後譜測量值T-test檢定表.....	29
表十、右手產前與產後頻譜測量值T-test檢定表.....	30
表十一、左手自然產與剖腹產前後Paired-T檢定表.....	30
表十一、右手自然產與剖腹產前後Paired-T檢定表.....	31



## 中文摘要

### 懷孕期間脈波共振頻譜之分析

研究生:梁信杰

指導老師:陳汶吉教授/陳方周助理教授

中國醫藥大學中西醫結合研究所

王維工的團隊研發了模擬人體循環系統的物理模型。利用此模型，進一步研究得知藉由橈動脈頻譜分析可以反映出人體內在器官的狀況，因而發展出”器官共振學說”的理論。後來許多延展的研究，證實脈搏頻譜分析與器官共振理論可以用來支持基礎傳統中醫理論。

成功的懷孕，母體生理必須有重大的生理調適。本研究是首次長期而完整地觀察懷孕第一產程到產後的橈動脈波頻譜分析。吾等利用PDS-2000型脈波量測系統，擷取孕婦左右之橈動脈波，利用傅立葉轉換得到相應之頻譜。再分析隨懷孕初期到生產後各共振諧波的能量分布狀況。於2006年9月到2007年11月期間，在中國醫藥大學婦產科門診，共完整追蹤18位孕婦。以各共振諧波測量值分析時，發現在懷孕期間C0(心)、C1(肝)、C2(腎)、C3(心)等四個脈搏諧波，到生產之前，左右雙側皆呈有意義的線性增加，且增加量心>肝>腎>脾。如以各諧波百分比率來分析，則可見C1(肝)於左、右兩側橈動脈皆有意義的增加，C0(心)百分比變化則不具顯著意義；而雙側之C4(肺)、C5(胃)、C6(膽)、C7(膀胱)、C9(三焦)，以及左手C10(小腸)等諧波之百分比率則會有意義地下降。其他則不因初產婦或經產婦、嬰兒性別、嬰兒體重、母體妊娠體重改變量或生產方式不同而有統計上之差異。

本實驗結果得知懷孕期間人體內在的改變，確實會客觀地反映於橈動脈波之各共振頻譜。如更進一步研究，建立完整之脈波資料庫，歸納其中客觀趨勢，將有助於電腦診斷妊娠脈象。

**關鍵字：**脈診，器官共振，頻譜分析，懷孕



## 第一章 前言

脈診是中醫診斷的特色，它具有完整的理論系統，幾千以來，在中醫臨床診病中佔有十分重要的作用。但以往中醫一直依靠手指觸覺來偵測患者血管搏動時所提供的資訊。脈理學說雖然也隨時代演進，不斷地蓬勃發展與彼此匯流。而切脈時對某一脈象的認識，仍是以醫師指下的體會結合該醫師對脈象概念的領悟來加以鑒別。但是，所謂“脈理精微，其體難辨，弦緊浮芤，展轉相類，在心易了，指下難明”<sup>(1)</sup>。在脈象的判斷，儘管前人傾囊相授，某種程度上仍是受限於形而上的描述。它缺乏客觀指標作為判定的標準，因此脈診的客觀化，對於中醫學要邁向現代化，是一個必需解決的問題。

脈診的客觀化與現代化研究，需要依靠電子工程和資訊技術的支援，它的重要關鍵在於“從定性分析走向定量分析”。自1950年代以來，結合現代科學技術的進展，海峽兩岸，乃至日、韓對於脈象的基礎理論、臨床應用和實驗研究等方面都有大量的投入，並且已獲得一定的進展。其中，脈診儀的研發是脈診客觀化的重要一環。台海兩岸近年已各自研發了多種脈象分析儀器。但因各自採用的儀器結構與性能不同，擷取方法各異，測量的參數不一，故獲得的各種脈象波形，無法統一標準。因此，影響了脈波儀的臨床推廣應用<sup>(2)</sup>。實際上，這些儀器的功能，都尚未能滿足臨床醫師的使用要求。也因為如此，這方面仍有開闊空間，值得吾等深入近一步研究。

脈波頻譜分析是指脈象信號從時域經過傅立葉變換到頻域，得到相應的頻譜圖。頻域分析法是工程力學中常來處理波動資訊的方法，它可把脈搏波分解成為一系列的共振諧波，而各諧波之頻率為基本頻率之整數倍；利用基頻與倍頻的不同來分析脈象。90年代以來，台灣大學王唯工教授與中國醫藥大學的研究人員，從物理理論入手，發展一個新的



脈波研究模式：「以脈搏諧波頻譜分析建構器官共振理論，進而進行中醫臟象學說與經絡理論的相關研究」。利用它，得以讓古老的中醫經絡氣血學說得到近代物理理論的支持。<sup>(3)</sup>

心臟血管系統又稱為循環系統，包括：心臟、血管、和血液。心臟的搏動，可產生收縮壓與舒張壓，這種壓力能夠透過血管的輸送讓血液進入各種組織；主要功能為運輸營養物質、氧氣、內分泌激素、以及排除代謝產物和二氧化碳。心臟的輸出量(cardiac output)等於心跳數率(heart rate)與心搏量(stroke volume)兩者的乘積，它可以代表人體心血管系統對刺激的因應能力。當人的身體健康時，心臟血管系統得以適應各種需要，有效率地分配血流以維持器官組織的功能。而如何精密調控，以達生理平衡？到目前為止的科技，尚無法充份瞭解。從王唯工教授等人的研究，了解到人體循環系統除了傳統流體力學之外，身體中還具有微妙的物理現象—調頻共振，來調控以血液的分布。

懷孕期間，為因應胎兒的生長，母體在生理及心理都要產生相當大的變化；其中，心血管系統的調適不論質與量都相當顯著，因而影響寸口脈象的表現。回顧文獻，到目前為止並無研究長期而完整地紀錄懷孕初期到產後的橈動脈波頻譜變化。本研究是首次長期觀察婦女之橈動脈波在懷孕期間到生產之後頻譜變化的趨勢與差異。希望能為懷孕的脈象變化提供一客觀的判斷數據；並為中醫電腦輔助診脈的可行性作一實證參考。

## 第二章 文獻探討

### 第一節 脈診沿革

曾經在《內經》中出現最早的十二經脈遍身診脈法，十分繁複；之後沿革成“三部九候”。其中上、中、下三部分別為頸動脈、橈動脈和足背動脈，每部各有“天、地、人”三候，利用比較各部動脈的差異，來測知體內的變化用以診斷病情。因臨床實用性，在人迎、氣口診脈法的基礎上進一步簡化而成“獨取寸口法”<sup>(4)</sup>。《難經》以《內經》為本將寸口部位，分成寸、關、尺三部，每部各分浮、中、沉三候，各自有歸屬之臟器，儼然成為現今脈法的濫觴。漢代張仲景在《傷寒雜病論》中，具體指出六經疾病不同的脈象變化，並把診脈作為推斷病因、病位，診斷疾病與評估預後的重要依據。西晉《脈經》，是中國現存最早的一部的脈學專書，作者王叔和，選錄歷代名家之言與中醫典籍論述脈學的內容，諸如扁鵲、仲景、華佗及《內經》、《難經》、《傷寒論》等。系統性地闡析脈理、脈法，結合實際臨床，倡導“獨取寸口”和“分候臟腑”的理論，確立了脈診的規範，讓後學者有圭臬可循。<sup>(5)、(6)</sup>

《難經》闡示“獨取寸口”的機理，指明寸口乃脈之要會，肺手太陰司呼吸，經脈的運行，隨呼吸而行於全身。寸口是手太陰經動脈搏動之處，所以在寸口部位切脈，可以測候五臟六腑之氣血的興衰。獨取寸口，就是依據是以上理論。而肺朝百脈，“五臟六腑之氣味，皆出於胃而變見於氣口”，所謂氣口即寸口也！故診察寸口脈，可知臟腑經脈氣血的病變及胃氣的盛衰<sup>(7)</sup>。經過歷代醫家的臨床體驗，認為化繁為簡、方便易行，且十分具有診斷價值，遂一直沿用至今，前述其他各種診脈方法，遂逐漸被淘汰，現今已少使用。

王叔和除將脈診中“寸口”的地位底定之外，亦將脈象歸納為浮、芤、洪、滑、數、促、弦、緊、沉、伏、革、實、微、澀、細、軟、弱、

虛、散、緩、遲、結、代、動等24種。對各脈象之定義加以闡述，並對其所主之病都有明確描繪，更類舉相似之脈。自此脈學理論更具系統性，學習更有依據標準。然而脈診發展不無因此而停滯，反而讓後代醫家得以此為準則，繼續傳承累進脈診經驗。到了明朝，大醫家李時珍以科學態度，博覽古今群書、校正謬誤，並通過長期臨證體驗，編著《瀕湖脈學》，全面彙整明朝以前的脈學成就，將常見病脈綜合成二十七種<sup>(8)</sup>。對前人的學說，加以總結整理，每論一脈，必清楚描述各種脈象基本形態，引用推理分析方法，反復比較相似脈象，使初學者易於接受與理解。他“以脈為綱，憑脈論病，推斷證候”。《瀕湖脈學》以歌訣形式記述，易懂易記，有助初學者入門，於是取代了先前流行的《脈訣》而成為脈學基本教材<sup>(8)</sup>。清朝的《四診訣微》、《醫宗金鑒》等醫書，其脈診部份皆以《瀕湖脈學》為藍本；直到現今，中醫藥院校的脈學資料仍多取材於此書。時至清朝，中醫臨床醫學有很大的發展，其中脈學在脈診原理、脈診方法、脈象與脈理皆有創新。清代醫家對診脈指法的研究更具心得，非常講究運指的方法，應用“舉”、“按”指法，指出要用最靈敏的“指目”來按脈中之脊。清朝周學海在《脈簡補義》中指出：“蓋求以脈理者，須將位、數、形、勢講得真切，便於百脈無所不賅，不必立二十八脈之名可也。”他從科學的眼光，標示脈象的立體動態特徵，以及脈搏所含的頻率、節律、張力及部位等四個重要因數，做為分析各種脈象個綱領。<sup>(9)</sup>

民國以來，中醫學本身受到龐大的西醫學衝擊影響，整體有了質變。中醫學習模式亦產生很重大改變，諸如中醫師證照化，並將將中醫師培養列入正規學院教育；以往師執家傳方式急速式微、萎縮。新一代中醫師同時接受學院中、西醫訓練，診斷工具比起以往傳統中醫掌握之“望、聞、問、切”還要更多。但中醫診病之本源，仍受各方重視。

其中脈診列於中醫診斷學之中，學生首先仍需熟記脈義、脈理；到臨證時，再由資深中醫師引導體會指下感覺。此種學習仍似師徒相傳，學生的個別體悟仍有許多差異。而脈診研究方面，近20年有許多現代電子與資訊科技介入，與中醫師一起研究脈波，對於脈診基礎理論有很大影響。1980年代，台灣汪叔游教授開始從事脈波圖形判讀的研究，建立波形判斷標準，並開發設計出一脈波儀，但它主要是提供脈波研究，於臨床使用上仍有瓶頸。1990年代，王唯工教授帶領的團隊，利用壓力轉換器取得脈波並加以分析，發現不同頻率共振波的強度與該臟腑的狀態相呼應。最後提出”器官共振”理論。目前此理論已多方面應用於中醫學說的基礎研究<sup>(10)</sup>。目前台灣已有市售脈診儀，但是應用於研究較多，用它收集分析各種臨床病況，以及基本脈波之收集；其功能尚未能發展到滿足臨床需要。未來中醫師，依靠電腦脈波儀診脈作為臨床診病參考，在目前電腦進步引領之下，是可以指日期待的。



## 第二節 器官共振學說

王唯工教授以物理學者的眼光觀察到人體各器官血液灌流，就傳統流體力學理論並無法合理解釋，於是嘗試用新的理論去解釋現有現象。1983年，王教授提出“共振理論”，認為脈波是血液流經各臟腑的壓力波，它與心臟呈共振狀態。<sup>(3)</sup>此理論認為當循環系統與器官處於共振狀態時，血液可以最小阻力輸送到各器官。經由頻譜分析發現每一臟腑能量對應到一傅立葉諧波之振幅。這樣的理論，被用來說明中醫診脈與經絡的可能機轉，以及中醫所指”氣”的功能。所以，王唯工教授等，經過實驗，研發脈搏偵測之壓力轉換器，製造諧波頻譜分析儀。利用傅立葉轉換方程式來分析壓力轉換器所取得的脈波，發現不同頻率共振波的強度各與不同臟腑的灌流有一定關連。”器官共振”理論，發現不同頻率共振波的強度，各與不同臟腑的健康狀況有相關連。此理論亦被提出來描述中醫臟象理論。<sup>(3), (11)</sup>

其中將脈波轉換成各個共振方程式，必須透過所謂傅立葉分析。傅立葉是法國數學家及物理學家。他發現任何週期函數都可以用正弦函數和餘弦函數構成的無窮級數來表示。亦即用方程式可寫成 $\text{Cos}\left(\frac{2n\pi}{T}\right)t$ 及 $\text{Sin}\left(\frac{2n\pi}{T}\right)t$ 合成的形式！。最後方程式為：

$$F(t) = \frac{a_0}{2} + S \left[ a_n \times \text{Cos}\left(\frac{2n\pi}{T}\right)t + b_n \times \text{Sin}\left(\frac{2n\pi}{T}\right) \right]$$

王教授以此將動脈波寫成以下方程式：

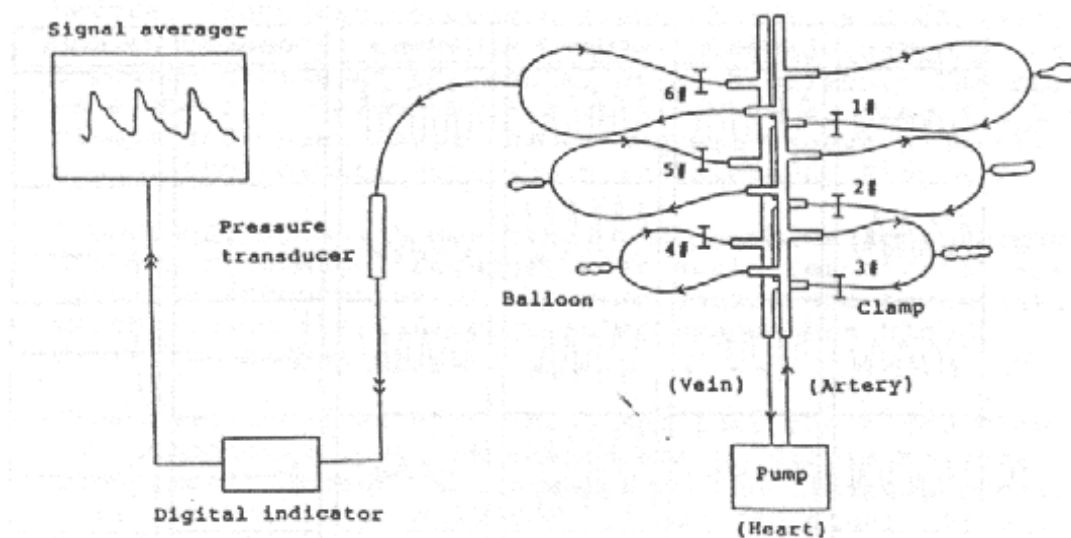
$$F(t) = C_0 + C_1 \times \text{Cos}\left(\frac{\pi}{T} - \phi_1\right) + C_2 \times \text{Cos}\left(\frac{2\pi}{T} - \phi_2\right) + C_3 \times \text{Cos}\left(\frac{3\pi}{T} - \phi_3\right) + C_4 \times \text{Cos}\left(\frac{4\pi}{T} - \phi_4\right) + \dots$$

所謂傅立葉轉換是指當儀器測量所得的數位訊號為時間-振幅的數據時，可以使用傅立葉轉換將此一訊號轉換為頻率-振幅。從而進行此一訊號的頻率特性的分析，反之若有頻率-振幅的數據，我們可使用逆傅

立葉轉換，將此一訊號數據轉換為時間-振幅的數據。

以下簡介王教授，共振學說之基礎模型：

如下圖一，分成幾個部份來分析：Pump 是總輸出來源，迴路中液體循環是由此控制，是為模擬心臟功能。自 Pump 輸出端所接的水管是模擬動脈端，其中有 5 個分支，各分支其間有一氣球，可讓血流進入，代表動脈分出之各臟器。各動脈分支上設有一開關閥(1#、2#、3#、4#、5#)可供循環系統內液體進出的調控。其中第 6 分之有一壓力轉換器，可將壓力波轉成數據化，作為後續分析。接著由模擬靜脈迴循系統將液體送回 Pump。以分支上之氣球模擬五臟，建立模擬血流迴路系統。實驗發現，不同氣球的開關閥開放或關閉，都對應出特有的波型。而此波型的改變可在回路中其他獨立的水管測得。此模型將氣球相當比擬為器官，水管則相當於動脈系統。得知，管路上的器官彼此有協同共振的關係 (coupled oscillation)。藉此，嘗試解釋中醫把脈的可能機轉<sup>(12)</sup>。



圖一，循環系統物理模型 (Wang W.K. 1987)。



由以上機械流體模型得知器官灌流彼此有緊密關係，牽一髮而動全身。送出的流體，受迴路各單元自身的狀況與相連之管路所影響。更進一步王教授利用動脈物理模型，模擬動脈結紮，亦監測到壓力波的頻譜改變。推論大動脈與器官具有協同共振(Coupled Oscillation)效應。接著應用在老鼠動物模型試驗中，模擬肝、脾、腎動脈結紮對壓力波之影響，亦觀察到相同一致的結果，證實各器官與心臟之共振關係。<sup>(13)(14)</sup>至此研究平臺已臻確立，之後就有許多延伸性之研究。

王教授團隊，以”共振理論”為基礎，設計血管壓力波轉換器，發展出脈波儀以取得脈波，再利用傅利葉分析所得脈象之各共振頻譜。並參酌實驗結果，比對難經中醫脈象之描述，難經第四難：「……浮而大散者心也，浮而短濇者肺也。腎肝俱沉，何以別之？然：牢而長者肝也。按之濡，舉指來實者腎也。脾者中州，故其脈在中，是陰陽之法也。……」，將橈動脈波分解成1到10個諧振波。<sup>(15)</sup>比較各諧波波型與動脈原波型，得到與古人描述相似之波形，分別對應到五臟六腑，歸納結論出以心臟為基礎的十個諧波指標，分別是：

C0 — 心	C6 — 膽
C1 — 肝	C7 — 膀胱
C2 — 腎	C8 — 大腸
C3 — 脾	C9 — 三焦
C4 — 肺	C10 — 小腸
C5 — 胃	C11 — 能量太小

按王教授之研究，描繪出整個循環系統與相接連之器官有著相互依聯的關係。這種關係是以流體力學與器官彼此協同共振的原理運作。特定臟器，有如一個過濾器，要能與心臟呼應，在合適的共振頻率下，血

流阻力得以明顯變低，因而獲得較有效率的組織血液灌流，該器官狀況因此可能較佳！此共振頻率則可由傅利葉分析橈動脈波得知。用此一理論可以解釋中醫所言之”氣”的概念。<sup>(16)</sup>而脈波可視為循環系統與心臟共振關係的總和表現。反之，分析脈波之頻譜，應可反映深層五臟六的盛衰。

建構在此技術與理論平臺之下，後續有許多進一步的基礎或臨床研究發表，以下列舉數個例子。

中國醫藥學院，張修誠等，1993年發表”以脈搏諧波頻譜分析探討中醫臟象學與器官共振立論之相關性研究”，其中有數個實驗結果得知：針刺足三里穴，會造成體內能量之重新分佈，會增加胃(C5)、膽(C6)、大腸(C8)、三焦(C9)之能量。而針刺陷谷穴與足三里結果類似。推知針刺同一經絡之不同穴位，可能得到相似之效應。針刺穴道的確有影響經絡脈波頻譜之功能，而經絡亦與心臟跳動之諧振波有密切關係。而肝機能異常與脈波頻譜異常有關；肝臟器的實質變化會造成脈搏諧波的變化，故可利用它來測之臟腑之虛實。肝陰不足的病人頻譜變化可見，肝之諧振波(C0)明顯增加。此與老鼠肝血管結紮，以及肝病患者之脈搏頻譜諧波之表現相似。整個實驗結果顯示器官與相關動脈之共振關係，可以用來解釋中醫臟象學說及中醫生理學說。<sup>(17)</sup>

王教授等本身於1992至2000年發表系列文章，以血液波共振理論發展之脈診分析方法來研究中醫之藥物歸經原理。其中”以脈診分析原理研究六味地黃丸之作用”之研究中利用動物實驗，將各藥物之水溶粗萃物注入老鼠腹部後，測量老鼠尾動脈脈波頻譜。發現六味地黃丸藥效極為緩和，會減少C5，C6，C7(收陽氣)與C0(降心火)，但增加肝(C1)、腎(C2)、脾(C3)之頻譜能量。它增加低頻相關經絡及肝(C1)、腎(C2)、脾(C3)等器官之血流量，而降低高頻相關經絡及肺(C4)、胃(C5)、膽

(C6)、膀胱(C7)之血流量。方中主成份會增加通往腎 (C2)及脾(C3)之血流量。人體實驗口服六味地黃丸在觀察的期間，只見氣於 C3、C6、C9 等諧波增加但並未見其補腎功能，往腎(C2)之血流量反而明顯降低。<sup>(18)</sup>

另外，王教授之系列研究“以脈診研究中醫藥之歸經原理”，利用動物實驗，測試杜仲、何首烏、牛膝、菟絲子、巴戟天及狗脊等六味藥物之水溶液粗萃物注入老鼠腹部後，老鼠尾動脈脈波頻譜的改變。發現此六味藥物一致顯著增益腎(C2)、脾(C3)，降心火(C0)，且減少往胃(C5)之血流量。何首烏、菟絲子顯著增加肝(C1)之血流量，而杜仲亦平均少量增加肝 (C1)之血流量。在人體測試中：杜仲、何首烏、牛膝、菟絲子等四味藥物，在兩天小劑量人體口服的實驗中，藥物對橈動脈之脈波頻譜的影響隨不同時間或有增減，杜仲及何首烏的藥效在腎、肺(C2、C4)呈現顯著的增加，但明顯降低胃(C5)、膽(C6)、膀胱(C7)之血流量，牛膝的藥效在較大劑量三天的測量時，其藥效型態與上述杜仲、何首烏相似，菟絲子之藥性和緩，在每次服藥後 4~6 小時才現出類似藥效型態，且 12 小時後此藥效型態即消滅。<sup>(19)</sup>

吳慈榮等人於 2000 年發表之"不同肺功能下脈波諧波頻譜之研究"，此研究主要是以王唯工之脈波實驗及已建立的理論為基礎，來探討脈波的第四諧波(C4)的變化是否能反映出肺功能障礙的嚴重程度。此研究篩選慢性阻塞性肺部疾病患者，依肺功能異常程度分成組，每位患者再利用脈搏諧波頻譜分析儀，測量患者橈動脈壓力波所得的脈搏壓力波形，分析其脈搏波頻譜。研究結果顯示，不同肺功能狀態的研究對象，發現肝的諧波(C1)和肺的諧波(C4)與肺功能異常變化有顯著相關性，顯示脈波儀在肺功能的偵測上具有預測能力；且在不同肺功能狀態下，肺功能越低下則肺諧波(C4)有漸減的傾向，而肝的諧波(C1)則有漸增的趨勢。<sup>(20)</sup>

沈建忠等，於 1998 年，利用王唯工教授設計之脈診儀，測量 15 歲以下的兒童的脈波，對象共分成三組：正在發作期的氣喘、健康兒童與在緩解期的氣喘病童。觀察這三組兒童的脈搏諧波頻譜的差異。結果正在發作期的氣喘病人與健康兒童，左手脈心臟頻譜諧波(C0)及右手肺臟諧波振幅(C4)，在統計上有明顯的差異。由健康兒童與正在緩解期的氣喘病童，檢定結果顯示，在右手脈心臟頻譜諧波(C0)、第二諧波振幅(C2)、第三諧波振幅(C3)、第四諧波振幅(C4)、第七諧波振幅(C7)。以及左脈頻譜第二諧波振幅(C2)、第三諧波振幅(C3)、第四諧波振幅(C4)與第七諧波振幅(C7)，在統計上有明顯的差異。代表手部脈波的頻譜分析法，可以用於協助篩選兒童是否有發作過氣喘的病史，以期能及早發覺，進行預防性的治療。<sup>(21)</sup>





### 第三節 懷孕期間母體循環系統之生理適應

母體於懷孕之後，全身各系統生理上有大量之改變以利接受胎兒成長，因本實驗需要我們將重點放在討論心血管循環系統與血液動力學之變化。

妊娠心血管的改變最主要生理目的，是為胎兒提供良好的氧氣與養份。這方面早在懷孕前 5 週就會開始，絕大多數孕婦都有能力適應這些改變。妊娠期間母體血液容量從妊娠第 6 週即開始增加，在第 32-34 週達最高。此後血容量增加速度變慢，並持續到妊娠足月。總血液容積在妊娠期間平均增加 30-45%，約增加 1 至 1.5 公升。血液容量的增加，是由於血漿及紅細胞的量兩者均增加；而血漿約增加 40-50%，但紅血球僅約增加 18-30%，以至形成孕婦血液稀釋，故會出現妊娠期生理性貧血。而心臟本身因為橫膈膜與胸廓改變，其位置會往外移。為應映整體血液容積增加，懷孕前半期心肌細胞會肥厚，左心房心室體積與容積都會分別增加；其中左心房在懷孕期間會增加對心室填充能力，而懷孕後期心臟之後負荷(afterload)亦會持續增加。值得注意的是心臟總輸出明顯增加。心臟輸出量(cardiac output)等於單次心搏量(stroke volume)與心跳次數(heart rate)的乘積，而妊娠不論心跳或心搏量皆會增加。Robson, 等人研究指出心輸出量在第五週就會增加約 10%，在第 12 週就會增加到 30%，而約第 30 週前後會達最高峰，約可比未懷孕時高出 50%。<sup>(22)</sup>而懷孕後三分一期時否會持續增加則研究結果不一。最近的研究指出，懷孕後三分一期的心輸出量與胎兒之身高與體重呈正相關變化。<sup>(23)</sup>

增加的心臟輸出，最主要會分佈於支援”子宮、胎盤與乳房”的血流。母體對胎盤的灌流是由子宮動脈及卵巢動脈所提供，其中子宮血量會隨著懷孕週數的增加而顯著上升。懷孕期間，子宮的血流逐漸大量增加，於懷孕末期平均約為 450~650 ml/min，這是由非懷孕期心輸出量

的 1%提高至 17%左右。而子宮收縮，會導致子宮供應血量的減少，減少的量大約與收縮的強度成比例，而且強直性的收縮會造成子宮血流量的下降。在懷孕之前子宮血流是平均分配在各肌肉層。妊娠第一期的末期，子宮內膜血流總量的 50%。在足月時，到胎盤的血流則佔了將近 90%。

(24)

人的血壓值(blood pressure)等於心臟輸出量(cardiac output)與周邊血管阻力(peripheral resistance)的乘積。懷孕時母體，因周邊血管阻力在初期會開始下降，到懷孕中期降到最低，然後再部分上揚。導致懷孕母體的動脈血壓在懷孕初期會下降，然後在末期反而些微升高。至於血管阻力下降的主要因素目前認為與黃體激素與一氧化氮的分泌有關。對於靜脈的影響方面，妊娠時期由於骨盆腔注入下腔靜脈血流量增多，加上增大的子宮壓迫下腔靜脈，會導致血液回流受阻，致使下肢靜脈壓明顯增高。懷孕期靜脈擴張可出現下肢靜脈曲張；血管壁滲透性亦會增加，於是出現下肢水腫。

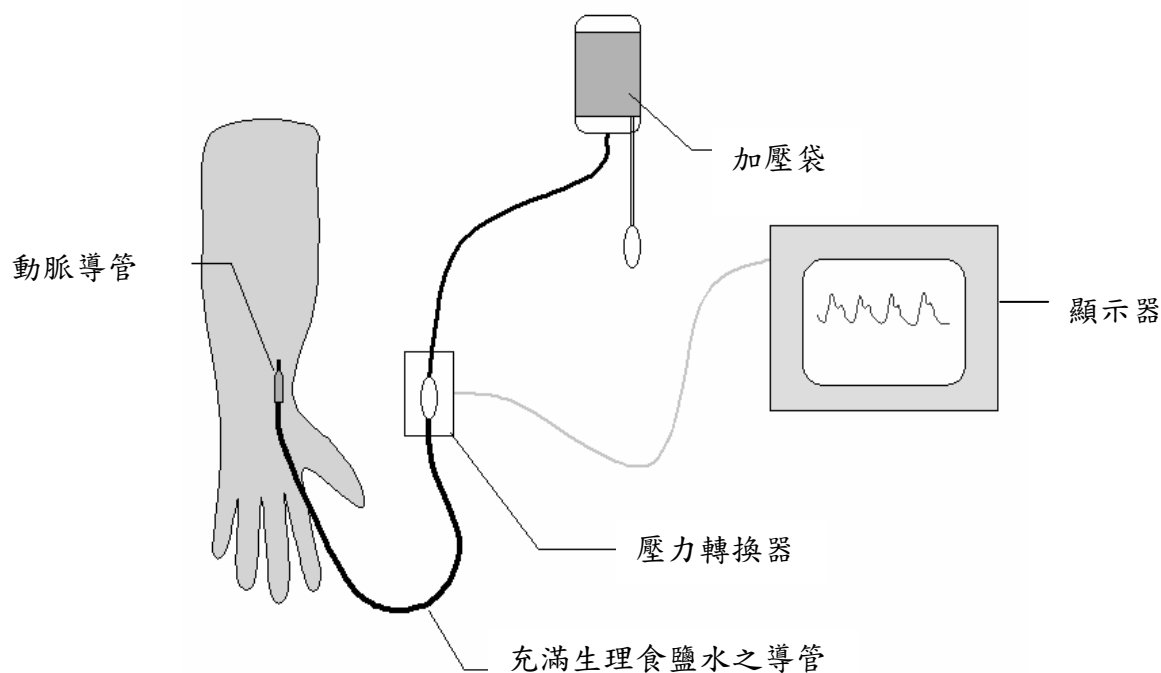
到了生產時，心輸出量會急速上升，產程第一期更會比平均妊娠的平均心輸出還高出 50%。提高的因素包含：心搏容積增加、心跳加速與靜脈血液回流增多。而平均動脈壓亦會升高，除了是心輸出量增加，子宮之收縮亦是一個重要增壓的原因。剛分娩完後 30 分鐘內，心輸出量更會向上推進約 20%。這項變化會維持約至產後一小時，然後逐漸回復至產前標準。(25)



#### 第四節 動脈波在現代臨床醫學之應用

動脈搏動除了在中醫診斷學中佔有不可或缺的地位之外。在西方醫學一樣十分重要，諸如身體檢查(physical examination)時，會利用它來測量血壓、觀察心臟跳動節律性以及檢查各肢端動脈搏動以評估血管灌流狀況。現代西方醫學科技亦開發它應用於急重症病人身上，如在加護病房中，病人經常需要對循環系統進行持續監測，以瞭解其心血管功能狀態。置放動脈導管(arterial catheter line)，適用於加護病房之血壓連續監測。醫護人員可選擇適當的血管，一般最常選擇的就是橈動脈(radial artery)或足背動脈(dorsal pedal artery)扎針，用以連續監控血壓之變化或方便頻繁的分析動脈血。它的作法是在摸到橈動脈搏處，成人選擇以20或20號之穿刺針，以30°到45°度角穿刺橈動脈，待回血順暢之後將導管定位，便可接上壓力轉接器與監控器(如下圖二)。<sup>(26)</sup>

圖二 動脈導管(arterial catheter line)示意圖。



最近在重症患者的血行動力學的監控，更發展出利用動脈脈搏波形分析法(Pulse contour analysis)，推算心輸出量。以往臨床醫師要獲得心輸出量以及血管數據，需要插入 Swan-Ganz 導管。但此技術相當侵入性，需將導管深入肺動脈，它的併發症較多，有時並不易置放入適當位置。甚至有大型多中心、前瞻性隨機對照研究顯示，Swan-Ganz 導管監測對病人死亡率並無改善；其與中心靜脈導管(central venous pressure catheter)監測相比較，並無勝出。故如果能設計出一個較不侵入性、準確性夠以及易於裝置的儀器，對臨床相當有幫助。脈搏波形分析法是源於脈壓(pulse pressure)波形之變化。而脈壓是等於收縮血壓減去舒張血壓的值，它與心臟的搏出量呈正比，但與血管之順應性(compliance)成反比。故脈壓波形變化可用來預測心搏出量與血管順應性的改變<sup>(27)</sup>。經過複雜運算公式與校正因子，可算出心輸出量<sup>(28)</sup>。目前相當流行的 PiCCO 監測法(pulse-induced contour cardiac output)，即是實際應用的例子。結合經肺溫度稀釋法和動脈脈搏波之分析技術。醫護人員需要插兩條導管到病人身上，一條是中央靜脈導管，放在上腔靜脈。另一條是動脈導管(arterial line)，建議插在病人的腹股動脈上。使用這兩條導管，週邊可持續監測心臟輸出，可以提供大量心臟表現的資訊。不過，此方式類似 Swan-Ganz 導管，需要利用稀釋法(delusional method)獲得單次心搏量，之後再以此做比較基準，再演算出其他之心臟搏出量。當每一次脈搏波形都加以分析，就可獲取同步資料，得到動態性連續監控<sup>(29)</sup>。它除了提供大部分 Swan-Ganz 導管可獲的的資訊外，同時可計算胸內血容量(ITBV: intrathoracic blood volume)和血管外肺水(EVLW: extravascular lung water)，ITBV 已被許多學者證明是一項可重複、敏感、且更能準確反映心臟前負荷(preload)的指標；而 EVLW 則是提供肺部間質組織水分的蓄積狀況。

以此為原理，更進一步，有人開發僅利用橈動脈脈搏波，不需要中心靜脈導管與稀釋法，僅置入橈動脈導管，就能獲得心血管功能的參數。施行更簡單，侵入性更小。它主要是利用脈壓(pulse pressure)與病人之年齡、性別、身高與體重，經運算得到心臟表現數值。目前此款連續性心臟輸出量監測儀器，已有市售產品可應用於加護病房或是手術期間之監控。<sup>(30)·(31)</sup>



## 第三章 材料與方法

### 第一節 實驗對象

自2006年9月初到2007年11月其間，本實驗收集於中國醫藥大學附設醫院婦產科門診追蹤的妊娠個案，病人年齡限制在20歲至40歲之育齡期女性，初產婦或經產婦，多胞胎或單胞胎皆可延攬進入本研究。本研究希望患者自妊娠第一期就進入觀察，如已到中後期懷孕時則不選入本研究。其它排除條件為：過去有重大病史或內科問題者不予列入本研究。列舉如：本身具有心臟疾病者，諸如：心律不整、冠心病、瓣膜性心臟病或心肌病變等；甲狀腺亢進；須服藥之高血壓症；糖尿病等。懷孕過程中如果有重大併發症者，如：妊娠高血壓、妊娠糖尿病、子癇前症、子癇症、先兆性流產者；以及任何會影響血液動力學之狀況發生時(包含受藥物之介入影響)，將排除於本研究。此排除條件由婦產科及內科主治醫師依病史以及理學評估，必要者安排進一步實驗室檢查。另外，如果病人來診時間無法固定，導致記錄時間中斷過久者，亦會將其資料排除不用

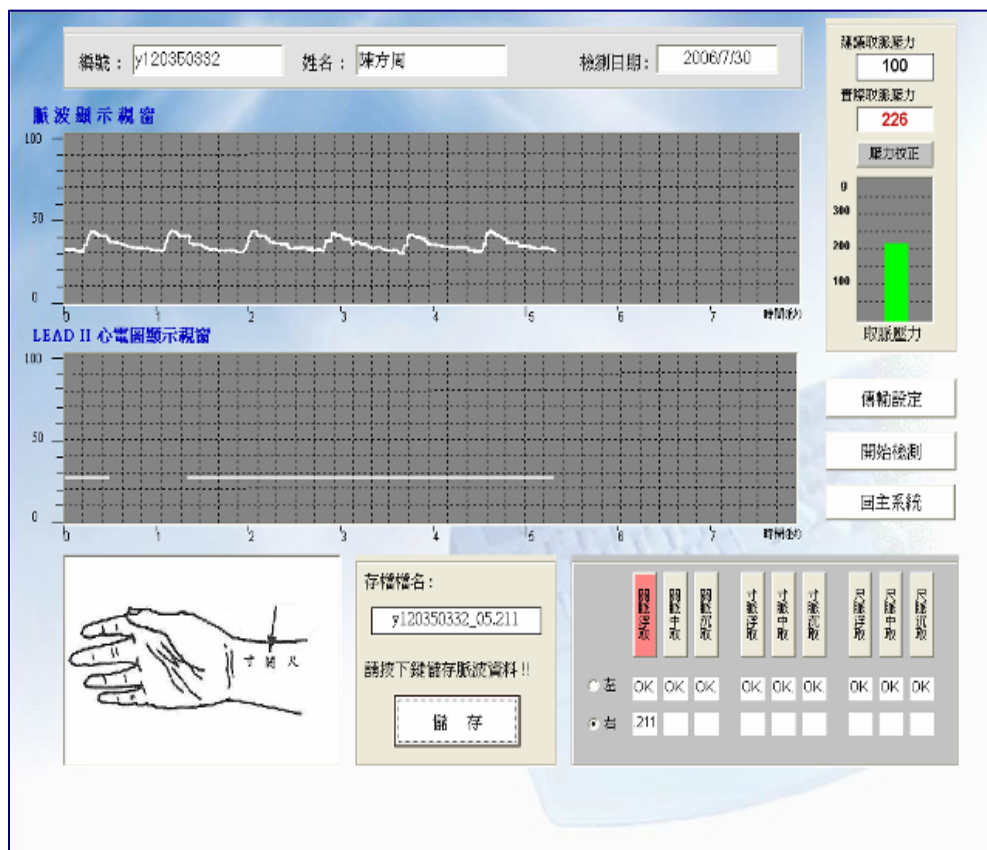
本實驗經本校人體試驗委員會審核通過(Institutional Review Board, approval number: CMU96-234)，有意願參予之孕婦皆經詳細解說告知後，簽署同意書。並了解其可依自由意志隨時終止參加本研究。

### 第二節 實驗儀器

我們採用的脈波儀，為科隆科技公司所開發的PDS-2000型脈波量測系統(Pulse diagnosis system 2000, PDS-2000)。儀器本身採MS Windows 98/XP 為操作界面，取樣頻率(sampling rate)為100Hz。建議施壓在300mmHg以內，依寸、關、尺，浮、中、沉之脈位而定，儀器內部會依病人之身高體重作校正，給予建議壓力。每脈位每一次記錄時間以30秒



為宜。本系統可將讀取的脈象顯示於操作面板上，但其儲存方式則為數位模式，吾等就是要將擷取到的數位化數據，做進一步傅立葉分析。下圖三，即是PSD-2000的操作介面示意圖：

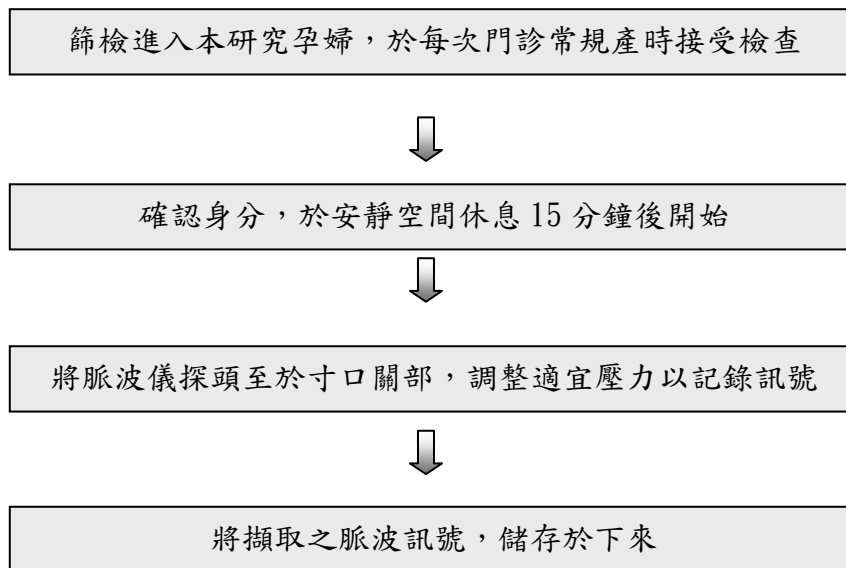


圖三、PSD-2000的操作介面示意圖。

### 第三節 實驗設計與執行步驟

受試者自延攬入本實驗起，隨每一次常規妊娠產檢門診時，即利用脈波儀記錄一次脈波。目前健康保險常規產前檢查，在妊娠 28 週內，每隔四週檢查一次；妊娠 29 週至 36 週，每隔兩週檢查一次；妊娠 37 週至 40 週，每隔一週檢查一次，整個孕期約 15 次檢查。依各個孕婦來診不同，總紀錄次數容許有些差異。直到產後，亦會再紀錄一次，以利分析比較。

## 檢查流程與步驟



依據「內經」、「難經」理論，掌後高骨(橈骨莖突)，作為定位關部之依據。研究選定左右手雙側寸口脈關部中取，做為固定監測之脈位，探頭壓力施壓約為 20 至 30mmHg。受試者於每次來診時，皆會測量其血壓、心跳與體重並加以記錄。受試者在固定地點，固定室溫(23°C)與相近的時間(晚上 6:30~9:30)接受測試。產後測試僅作一次，安排在胎兒出生後 3 天到一個月之內施行。

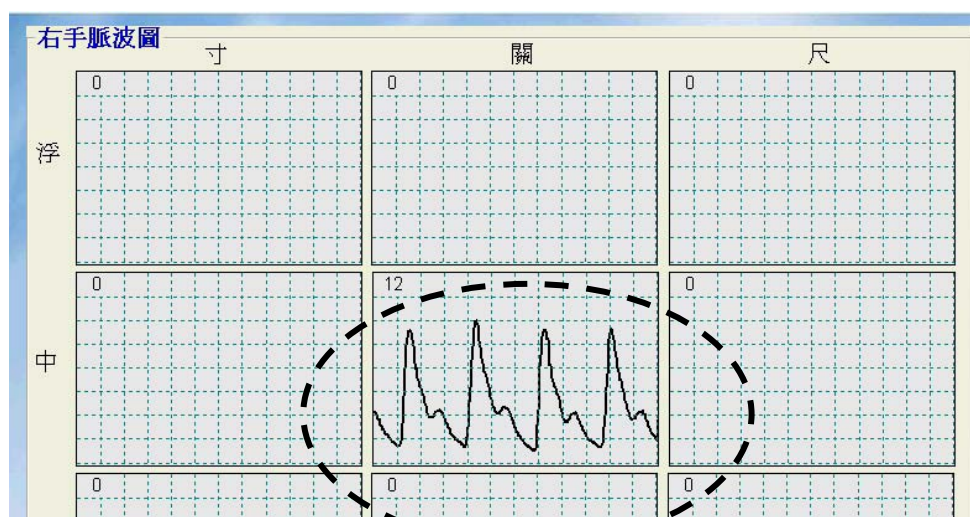
### 第四節 統計分析方法

PSD-2000 脈波儀，可將波型以圖形顯示(如圖三)，數位訊號形式儲存成 1000 筆資料，將此資料搭配” Matlab 6.5.1” (MATrix LABORatory, Version 6.5.1)之專業數學軟體，採用 FFT(Fast Fourier Transform)的 DSP (Digital Signal Processing)技術，可以迅速將脈波轉為頻譜圖形表示。所得圖形是以心臟為基波各個諧振波。本研究將原來採的橈動脈波，分解成 C0~C15 共 16 個諧波，再結合以 UltraEdit-32 軟體所編寫的程式，去積分主要諧振波圖形的面積，以它代表相應器官之能

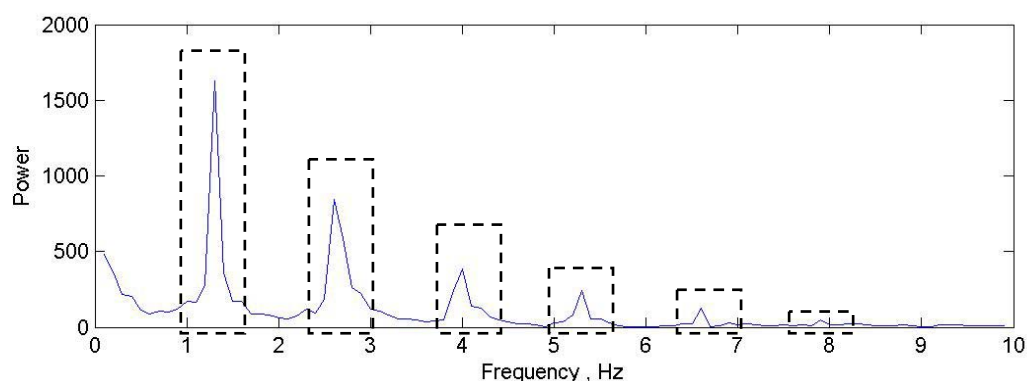


量分佈狀況。(如下圖五)

再將每個受試者，每一次測得的橈動波共振諧波加以分析比較。因為資料是重複測量所得，另外考慮重複測量的時間間距不固定，所以進行重複測量資料的分析，使用的模式是非等距時間序列預測(Unequal interval time-varying prediction model)，並採用冪次法則(power law)，預測有器官共振頻譜在妊娠期間有無改變一般重複測量所採用的自迴歸(Autoregressive)模式就不適用於本研究。而所有統計的分析是以 SAS 9.1 版軟體進行檢定。



圖四, 為其中一位患者所量測到的右手中取之原始橈動脈波波型。



圖五, 為圖四之受試者, 其脈波經傅利葉分析所得之頻譜之頻域圖。虛線框內之高起波峰處, 即為與心臟頻率共振之處, 而將波型曲線下面積積分, 作為能量在各共振點之分布。

## 第四章 結果

研究期間共計50位孕婦簽署同意書進入本研究，排除追蹤期間不完整紀錄與失聯者26位，到結算為止共有18位妊娠孕婦完成本研究，另有6位尚未生產。所有受試者之基本資料於下表一，受試者平均年齡為29.2歲(standard deviation, SD=  $\pm 3.6$ )，其中初產婦(第一胎)有6位，經產婦12位(第二胎10位，第3胎2位)。懷男嬰者10位，女嬰者8位。因胎位不正，採剖腹生產(CS, Caesarean section)者有4位，其餘均採自然生產(NSD, Normal Spontaneous Delivery)。胎兒平均體重3066.7公克(SD=  $\pm 388.2$ )。母體自妊娠第一期到產前平均體重改變量為121.6%(SD=  $\pm 28.9$ )。懷孕期間除編號4受試者(No. 04)，被診斷有妊娠高血壓與妊娠高血糖外(無藥物介入)，其餘孕婦皆無特殊重大病症。


目前婦產科醫師習慣將懷孕分成三期，妊娠第一期指未滿17週；妊娠第二期是指17-29週；妊娠第三期則是指29週以上。此18位受試者，除編號第一位(No. 01)是於妊娠第二期初進入本研究外，其餘皆是於妊娠第一期即進入本研究。個別受試者來診時間間隔不同，次數各異，總測量次數從8次到15次，資料整理於下表二。

我們將所有檢測結果，經頻譜分析並加以積分後來統計分析。先將資料以各諧波原測量值相對於時間變化來看趨勢呈現(如圖六)，再以各諧波百分呈現(如圖七)。圖例是以編號10受試者為例(No. 10)，中文數字一到十一是代表依序受檢次數，最後一次為產後；代號Cn，代表第n個諧波，C0為心臟相應之諧波，視為基波；其它則是依據王唯工教授之器官共理論，分別代表相同之器官。平均C0~C4，相當於所謂五臟(心、肝、腎、脾、肺)，已佔總能量八成以上，在第5諧波之後能量比明顯偏低，佔總能量不到兩成。

編號	年齡 (歲)	身高 (公分)	第幾胎次	母體初期體重 (公斤)	母體產前體重 (公斤)	體重變化 (%)	產後體重 (公斤)	嬰兒性別 (男/女)	胎兒體重 (公克)	生產週數	生產方式
No.01	31	174	2	91.0	103.0	113.2	97.0	F	2658	38 <sup>+</sup>	NSD
No.02	25	168	1	50.0	72.4	144.8	67.0	M	2794	38 <sup>+</sup>	NSD
No.03	29	156	2	57.0	70.2	123.2	68.0	F	3092	40 <sup>+</sup>	NSD
No.04*	26	158	2	52.0	59.8	115.0	57.0	M	2650	36 <sup>+</sup>	C/S
No.05	30	167	2	68.0	88.4	130.0	84.0	M	4034	40 <sup>+</sup>	NSD
No.06	29	157	2	51.0	63.6	124.7	60.0	M	3276	39 <sup>+</sup>	NSD
No.07	33	162	2	53.0	66.2	124.9	60.5	F	2820	37 <sup>+</sup>	C/S
No.08	28	168	1	70.0	85.0	121.4	79.5	M	3350	38 <sup>+</sup>	NSD
No.09	29	155	2	56.0	68.0	121.4	62.0	M	3450	38 <sup>+</sup>	NSD
No.10	24	155	1	74.0	86.0	116.2	77.2	M	3098	38 <sup>+</sup>	NSD
No.11	34	169	2	70.0	77.2	110.3	72.0	M	3622	39 <sup>+</sup>	NSD
No.12	30	159	3	52.0	62.0	119.2	57.4	M	3100	39 <sup>+</sup>	NSD
No.13	25	160	1	53.0	65.0	122.6	62.0	F	2532	39 <sup>+</sup>	NSD
No.14	23	156	2	50.6	63.4	125.3	59.5	F	3090	37 <sup>+</sup>	NSD
No.15	34	170	2	60.0	70.8	118.0	65.0	F	3250	40 <sup>+</sup>	NSD
No.16	28	160	1	67.0	77.2	115.2	71.0	F	2725	37 <sup>+</sup>	C/S
No.17	31	162	1	51.0	65.6	128.6	61.0	F	2730	39 <sup>+</sup>	NSD
No.18	36	157	3	61.8	71.0	114.9	64.5	M	2930	37 <sup>+</sup>	C/S

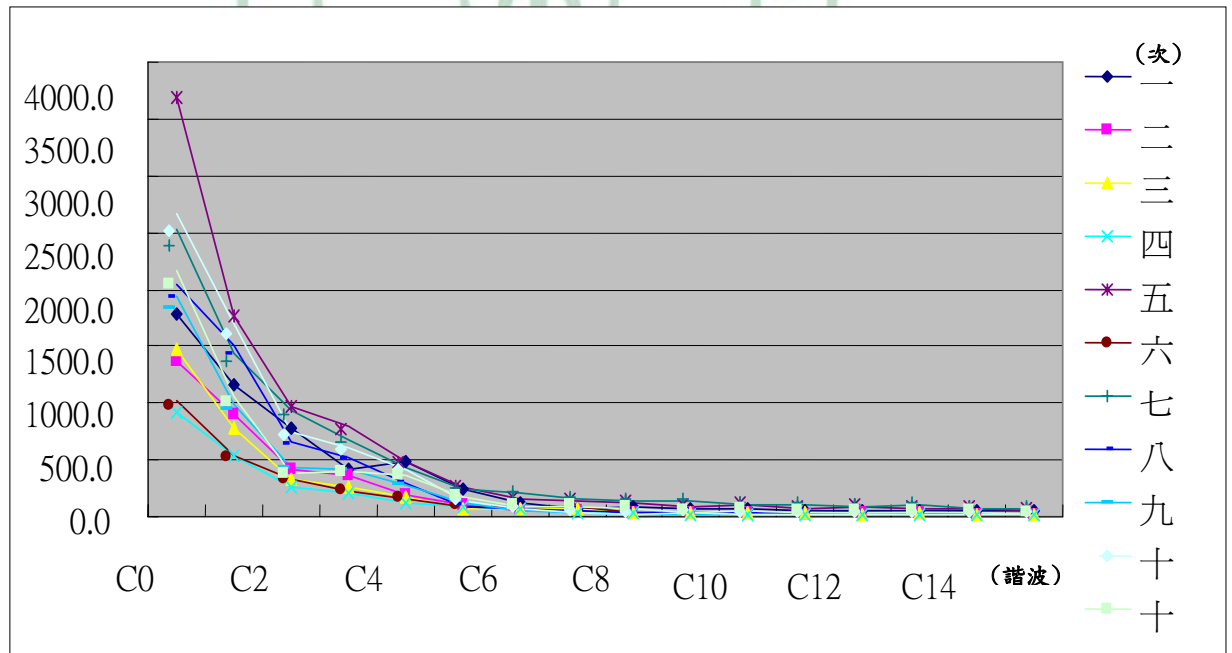
表一，受試者基本資料。備註：No. 4\*，診斷妊娠高血壓與高血糖。體重變化： $(\text{母體初期體重} - \text{母體產前體重}) \div \text{母體產前體重} \times 100\%$ 。胎兒性別：F-female, 女；M-male, 男。生產方式：C/S-Caesarean section, 剖腹產；NSD- Normal spontaneous delivery, 自然產。

週數/次數	一	二	三	四	五	六	七	八	九	十	十一	十二	十三	十四	十五
No.01	17+	21+	25+	29+	31+	32+	34+	35+	37+	產後					
No.02	12+	16+	20+	26+	30+	32+	34+	35+	36+	37+	38+	產後			
No.03	8+	12+	16+	21+	25+	31+	33+	35+	36+	37+	38+	39+	產後		
No.04	9+	12+	16+	20+	22+	27+	29+	31+	33+	34+	產後				
No.05	8+	12+	16+	20+	28+	30+	32+	34+	36+	37+	38+	39+	產後		
No.06	9+	13+	17+	21+	24+	26+	28+	30+	32+	34+	36+	37+	38+	39+	產後
No.07	8+	12+	16+	18+	20+	22+	24+	28+	30+	32+	34+	36+	37+	產後	
No.08	13+	17+	21+	28+	30+	32+	34+	36+	產後						
No.09	16+	19+	23+	25+	27+	29+	33+	36+	37+	產後					
No.10	14+	18+	22+	26+	30+	32+	34+	35+	36+	37+	38+	產後			
No.11	7+	11+	15+	17+	24+	28+	30+	32+	34+	36+	產後				
No.12	9+	12+	16+	20+	23+	27+	31+	33+	35+	36+	產後				
No.13	11+	13+	15+	17+	19+	25+	27+	29+	31+	36+	產後				
No.14	8+	10+	14+	18+	25+	27+	34+	36+	產後						
No.15	8+	12+	16+	24+	28+	30+	34+	36+	37+	38+	39+	產後			
No.16	10+	14+	18+	22+	26+	30+	34+	36+	37+	產後					
No.17	11+	13+	15+	19+	23+	27+	32+	34+	36+	37+	38+	產後			
No.18	13+	17+	24+	29+	33+	36+	37+	產後							

表二，各色塊代表之懷孕時期。 -懷孕第一期 -懷孕第二期 -懷孕第三期 -產後

	一	二	三	四	五	六	七	八	九	十	十一
<b>C0</b>	1788.2	1375.4	1464.1	915.5	3680.1	1017.7	2528.1	2043.2	1935.5	2668.1	2170.1
<b>C1</b>	1163.1	893.0	778.6	544.4	1767.3	538.5	1436.8	1498.8	995.2	1704.3	1048.5
<b>C2</b>	783.1	421.6	323.1	257.2	975.4	327.0	935.7	662.4	440.3	738.8	388.0
<b>C3</b>	421.7	362.2	264.5	208.1	798.6	216.8	679.6	526.6	410.9	612.7	405.3
<b>C4</b>	481.5	191.7	170.1	126.0	478.9	148.7	435.0	296.2	269.8	417.0	369.7
<b>C5</b>	236.5	100.1	74.4	83.1	262.8	87.3	246.5	84.9	112.9	143.0	167.4
<b>C6</b>	129.1	47.0	75.0	76.4	153.6	82.9	203.2	76.2	53.7	68.7	83.2
<b>C7</b>	75.7	54.1	61.8	35.3	144.9	88.3	155.8	53.4	28.4	38.9	81.6
<b>C8</b>	91.6	34.1	37.5	30.8	124.8	34.9	145.0	32.7	24.4	20.4	63.5
<b>C9</b>	69.6	32.6	35.1	22.0	86.7	38.6	134.8	36.5	22.3	29.0	36.5
<b>C10</b>	62.4	31.5	32.3	24.8	99.0	38.8	103.5	31.9	18.9	22.3	45.7
<b>C11</b>	47.1	23.1	36.0	17.3	71.0	27.8	106.5	31.9	16.7	19.4	36.5
<b>C12</b>	51.1	27.8	25.9	17.2	79.2	34.6	91.3	25.5	18.3	18.0	28.1
<b>C13</b>	49.3	26.5	26.5	12.0	69.5	30.0	98.0	24.1	13.6	16.3	33.5
<b>C14</b>	44.5	23.6	24.5	14.0	61.7	18.8	74.4	21.2	11.1	19.8	26.7
<b>C15</b>	45.1	22.7	18.7	10.7	46.6	20.4	77.2	23.9	11.2	16.8	21.4

表三，以No. 10受試者為範例，所有脈波頻譜測試之原始測量值。

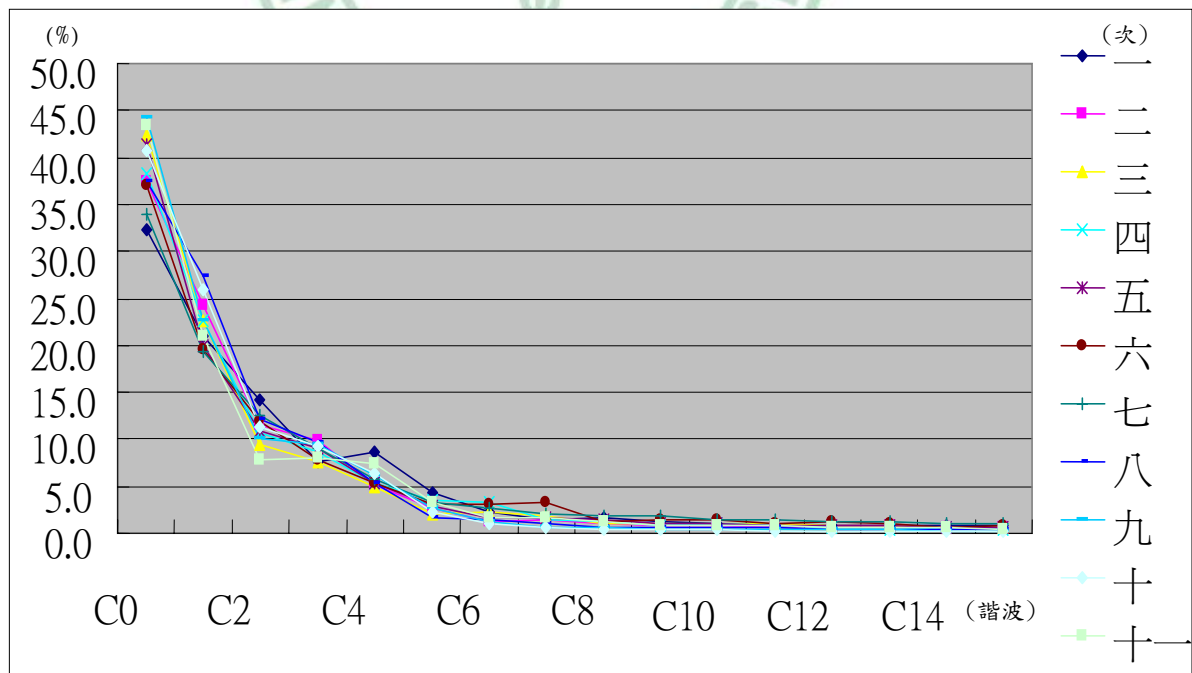


圖六，以No.10受試者為例，其共接受十一次測量，各數值為原始測量值，C0~C15分別為其共振諧波。隨懷孕時間進展曲線圖並無明顯變化，此現象在其他受試者亦然。



%	一	二	三	四	五	六	七	八	九	十	十一
<b>C0</b>	32.3	37.5	42.5	38.2	41.3	37.0	33.9	37.4	44.2	40.7	43.4
<b>C1</b>	21.0	24.4	22.6	22.7	19.9	19.6	19.3	27.4	22.7	26.0	20.9
<b>C2</b>	14.1	11.5	9.4	10.7	11.0	11.9	12.6	12.1	10.0	11.3	7.8
<b>C3</b>	7.6	9.9	7.7	8.7	9.0	7.9	9.1	9.6	9.4	9.3	8.1
<b>C4</b>	8.7	5.2	4.9	5.3	5.4	5.4	5.8	5.4	6.2	6.4	7.4
<b>C5</b>	4.3	2.7	2.2	3.5	3.0	3.2	3.3	1.6	2.6	2.2	3.3
<b>C6</b>	2.3	1.3	2.2	3.2	1.7	3.0	2.7	1.4	1.2	1.0	1.7
<b>C7</b>	1.4	1.5	1.8	1.5	1.6	3.2	2.1	1.0	0.6	0.6	1.6
<b>C8</b>	1.7	0.9	1.1	1.3	1.4	1.3	1.9	0.6	0.6	0.3	1.3
<b>C9</b>	1.3	0.9	1.0	0.9	1.0	1.4	1.8	0.7	0.5	0.4	0.7
<b>C10</b>	1.1	0.9	0.9	1.0	1.1	1.4	1.4	0.6	0.4	0.3	0.9
<b>C11</b>	0.9	0.6	1.0	0.7	0.8	1.0	1.4	0.6	0.4	0.3	0.7
<b>C12</b>	0.9	0.8	0.8	0.7	0.9	1.3	1.2	0.5	0.4	0.3	0.6
<b>C13</b>	0.9	0.7	0.8	0.5	0.8	1.1	1.3	0.4	0.3	0.2	0.7
<b>C14</b>	0.8	0.6	0.7	0.6	0.7	0.7	1.0	0.4	0.3	0.3	0.5
<b>C15</b>	0.8	0.6	0.5	0.4	0.5	0.7	1.0	0.4	0.3	0.3	0.4

表四，No.10受試者為例，到產後共十一次檢測，所有脈波之各諧波百分比(%)數值：分母為C0~C15原始測量值總和，分子為各諧波測量值，兩者相除再乘100%。



圖七，以No.10受試者為例，數值為各共振諧波的相對百分比(%)。隨懷孕時間進展到生產後，趨勢上並無發現明顯變化，此現象再其他受試者亦然。



但合併使用非等距時間序列預測模式(Unequal interval time-varying prediction model)，及冪次法則(power law)兩種分析方法則有不同的發現。以時間當變數時，原始測量數值，到孕婦生產之前可觀察到雙手的C0、C1、C2、C3、C4的諧波，會隨時間增加而增強，如表五與表六，因較後面之諧波之數值十分小，故在此分析，我們捨棄C11以後之諧波，僅看C0~C10:

左手	Estimate	S.E.	P value
C0(心)	59.4	6.5	<0.00001
C1(肝)	45.3	4.0	<0.00001
C2(肺)	20.9	2.5	<0.00001
C3(腎)	12.0	1.3	<0.00001
C4(脾)	5.5	1.2	<0.00001
C5(肺)	1.8	1.0	0.0651
C6(膽)	0.7	0.5	0.1633
C7(膀胱)	0.5	0.4	0.2004
C8(大腸)	0.3	0.4	0.4769
C9(三焦)	0.4	0.3	0.1287
C10(小腸)	0.4	0.2	0.0596

表五, 代表左手各諧波, Cn代表第n諧波以及相映之臟腑,  $\alpha=0.001$ 時達顯著意義, S.E.: standard error。

右手	Estimate	S.E.	P value
C0(心)	44.8	5.8	<0.00001
C1(肝)	34.2	4.3	<0.00001
C2(肺)	14.7	2.7	<0.00001
C3(腎)	8.7	1.8	<0.00001
C4(脾)	3.6	1.4	0.0100
C5(肺)	1.1	0.8	0.1958
C6(膽)	-0.2	0.8	0.8181
C7(膀胱)	0.3	0.4	0.5004
C8(大腸)	0.2	0.3	0.4896
C9(三焦)	0.2	0.2	0.4157
C10(小腸)	0.4	0.2	0.1181

表六, 代表右手各諧波, Cn代表第n諧波,  $\alpha=0.001$ 時達顯著意義。

以左手為例，其關係可寫成，一線性關係方程式：

$$C_n = \beta_n \times T(\text{weeks}) + \beta_0 \quad (\text{其中 } \beta \text{ 為截距, Intercept})$$

左手C0諧波為例  $C_0 = 59.4 \times T(\text{週數}) + \beta_0 \quad (\beta_0 = 1047.1)$

第一週  $C_0 = 59.4 \times 1 + 1047.1 = 1106.5$

第二週  $C_0 = 59.4 \times 2 + 1047.1 = 1165.9$

第三週  $C_0 = 59.4 \times 3 + 1047.1 = 1225.3$

.....以此類推。其中 $\beta_0$ 可由統計所得，無附於

本文中。

右手得到相同結果，到生產之前，C0~C4都有意義的隨時間而增加(表六)，並且有線性關係。考慮多重比較之後，某些改變就會未達到顯著。為避免假陽性，本研究定義， $P < 0.001$ 是有意義的，而 $P < 0.05$ 可能有意義，但不顯著。

另外，如果以各脈搏共振諧波能量的百分比分布來分析時間對懷孕初期到產前的變化影響(相同地，因C11之後所佔比例太低，只討論C0~C10)。我們發現妊娠雙側關脈變化有高度相似：首先，C1在各諧波所佔的百分比(%)會有意義的增加( $P < 0.001$ )，而C4、C5、C6、C7、C9、C10在百分的佔有率相對有意義的減少( $P < 0.001$ )；兩側關脈的C2、C3諧波隨懷孕並無在百分比的占有率上有明顯改變。而左手C0無顯著改變，右手C0則可能有意義( $P < 0.05$ )；左手C10有意義改變( $P < 0.001$ )，右手C10改變較不明顯( $P < 0.05$ )。(如表七、表八)

左手(%)	Estimate	S.E.	P value
C0(心)	0.0006	0.0003	0.0762
C1(肝)	0.0012	0.0002	<0.00001
C2(肺)	0.0003	0.0002	0.0632
C3(腎)	0.0001	0.0001	0.5212
C4(脾)	-0.0004	0.0001	0.0001
C5(肺)	-0.0004	0.0001	0.0001
C6(膽)	-0.0003	0.0001	<0.00001
C7(膀胱)	-0.0002	0.0000	<0.00001
C8(大腸)	-0.0001	0.0000	<0.00001
C9(三焦)	-0.0001	0.0000	<0.00001
C10(小腸)	-0.0001	0.0000	<0.00001

表七，以百分比(%)表示之左脈諧波，Cn代表第n諧波以及相映之臟腑， $\alpha=0.001$ 時達顯著意義，S.E.: standard error。

右手(%)	Estimate	S.E.	P value
C0(心)	0.0009	0.0003	0.0058
C1(肝)	0.0012	0.0003	0.0001
C2(肺)	-0.0002	0.0002	0.1204
C3(腎)	0.0000	0.0001	0.9473
C4(脾)	-0.0005	0.0001	0.0001
C5(肺)	-0.0004	0.0001	0.0008
C6(膽)	-0.0003	0.0001	0.0001
C7(膀胱)	-0.0002	0.0000	0.0002
C8(大腸)	-0.0001	0.0000	<.00001
C9(三焦)	-0.0001	0.0000	0.0001
C10(小腸)	-0.0001	0.0000	0.0345

表八，以百分比(%)表示之右脈諧波，Cn代表第n諧波以及相映之臟腑， $\alpha=0.001$ 時達顯著意義。

依相同方式統計，進一步比較以下幾個問題：首先，以初產婦(第一胎)與經產婦(第二胎以上)比較，到產前各脈搏共振諧波有無差異？第二，以母體至產前體重變化量比較，分為120%以上或120%以下以下兩組，各脈搏共振諧波有無差異？第三，懷男嬰或懷女嬰，妊娠期間各脈搏共振諧波有無差異？第四，如以嬰兒體重大小比較，分3000公克以上與3000公克以下，妊娠期間各脈搏共振諧波有無差異？結果皆無顯差異！(P值未達<0.001)

而比較生產之前與之後頻譜變化，發現生產後，左手各諧波測量值均會減少；但利用 T test 檢定，僅左手之第一諧波(C1)之差異具有統計意義(P<0.05)，結果如下表九所示。而右手部分，在 C2、C4、C5 三個諧波測量值有下降；而其他諧波則有增加，但 T test 檢定亦無顯著意義，結果如下表十所示。

左手	Mean	P value
C0(心)	-166.00	0.2321
C1(肝)	-254.44	0.0389
C2(肺)	-166.84	0.0845
C3(腎)	-71.59	0.1354
C4(脾)	-34.33	0.4842
C5(肺)	-37.70	0.2482
C6(膽)	-25.65	0.2690
C7(膀胱)	-10.38	0.3788
C8(大腸)	-6.18	0.5299
C9(三焦)	-10.16	0.2491
C10(小腸)	-8.54	0.2099

表九，左手生產前與產後譜測量值之T-test檢定，

Cn代表第n諧波， $\alpha=0.05$ 時達顯著意義。

右手	Mean	P value
C0(心)	195.00	0.4351
C1(肝)	90.79	0.6083
C2(肺)	-80.07	0.5585
C3(腎)	44.26	0.4627
C4(脾)	-44.17	0.4426
C5(肺)	-46.80	0.2497
C6(膽)	3.80	0.8804
C7(膀胱)	7.48	0.6187
C8(大腸)	4.01	0.7131
C9(三焦)	4.21	0.6304
C10(小腸)	3.29	0.6744

表十，右手產前與產後頻譜測量值之T-test檢定，

，Cn代表第n諧波， $\alpha=0.05$ 時達顯著意義。

如果以自然生產(NSD)與剖腹生產(CS)兩種生產方式做比較，看生產前與產後的脈波頻譜變化，利用Paired-T test檢定，各諧波在生產前與產後，左右兩手皆並不因為生產方式不同而有顯著差異(P值未達 $<0.05$ )，如下表十一與表十二：

左手	Mean	P value
C0(心)	611.79	0.0545
C1(肝)	19.33	0.9462
C2(肺)	-132.33	0.5618
C3(腎)	-47.73	0.6773
C4(脾)	-41.16	0.7331
C5(肺)	-66.99	0.3931
C6(膽)	-25.06	0.4222
C7(膀胱)	-8.20	0.7764
C8(大腸)	3.98	0.8697
C9(三焦)	-12.05	0.5719
C10(小腸)	-7.39	0.6532

表十一，左手自然產與剖腹產前後，頻譜測量值之

Paired-T檢定，Cn代表第n諧波， $\alpha=0.05$ 達統計意義。



右手	Mean	P value
C0(心)	-59.85	0.9224
C1(肝)	70.34	0.8723
C2(肺)	116.86	0.7289
C3(腎)	81.32	0.5817
C4(脾)	14.27	0.9196
C5(肺)	-23.05	0.8155
C6(膽)	42.75	0.4920
C7(膀胱)	29.24	0.4264
C8(大腸)	11.29	0.6753
C9(三焦)	14.54	0.4987
C10(小腸)	4.90	0.8001

表十二，右手自然產與剖腹產前後，頻譜測量值之 Paired-T檢定，Cn代表第n諧波， $\alpha=0.05$ 達統計意義。



## 第五章 討論

正常生理狀態休息時，成人的心臟輸出總量每分鐘約有5公升，其中心臟本身占3~5%，肝臟與脾臟約占30%，腎臟約占25%，肺臟約占3.5%，大腦則占15%，約佔總心輸出的85%。懷孕本身會造成心輸出量增加，尤其是妊娠前兩期，而子宮血流分佈會明顯增加；但妊娠第三期心輸出量則不一定，或增加或減少或不變<sup>(38)</sup>。本研究首次自懷孕初期到產後長期紀錄孕婦之橈動脈波，分析得知如以脈波頻譜分布之百分比率來看，雖然可以分解成C0~C15等十六諧波，但頻譜能量還是主要分布於C0~C10前十一個諧波，以王維工之理論，各自相應於人體之五臟與六腑，平均總計佔有95%以上。而C0~C4更佔有高達其中85~90%，是相當於人體之心、肝、腎、脾、肺五臟，在妊娠過程其分布並沒有明顯改變。讓我們知道即使懷孕，人體能量的大部分比率仍在五臟。

以實際測量值之統計來看，懷孕期間C0、C1、C2、C3等四個脈搏諧波，相應於心、肝、腎、脾，到生產之前，左右雙側皆呈有意義的線性增加，且增加量：心>肝>腎>脾。這代表妊娠期間器官共振效應，可能較集中於心、肝、腎、脾等臟器。如以各諧波百分比(%)來分析，C1(相應於肝)於左、右皆有意義增加；而雙側之C4(肺)、C5(胃)、C6(膽)、C7(膀胱)、C9(三焦)，以及左手C10(小腸)等諧波在懷孕期間，佔有之百分比率則會有意義地下降。可能因為心臟百分比率無增加，而肝的共振能量百分比增加，可能會排擠到其它肺、胃、膽、膀胱與三焦。左右脈搏諧波：C0(心)、C2(腎)、C3(脾)以及右手C10(小腸)在百分比的占有率上改變並不顯著。令人意外的，C0(心)的改變未達顯著意義。其它就：「是否為初產婦」、「懷男嬰或女嬰」、「母體之體重變化量」、「胎兒體重大小」與「自然產與剖腹產」等問題來統計比較，皆無意義。在個別患者的差異上，個案No. 4被診斷為妊娠高血壓與高血糖，但是未見

到特殊脈搏頻譜之異常。

王唯工教授提出的器官共振理論，讓中醫基礎理論得到物理原理的闡釋。其團隊在一連串有系統的動物與人體試驗之後得知，器官灌流的變化，是可以表現在橈動脈波頻譜的改變；相對的，共振頻譜是可以反應局部器官的血管阻力。<sup>(32)</sup> 各個器官之間是彼此高度相互依存的系統，經過適度調節，器官彼此共振，於合適頻率可將血管阻力降至最低，特定器官可以得到好的灌流。用以解釋中醫「氣」的概念、臟象學說、經絡學說以及藥物「歸經」之理論。<sup>(3)·(11)·(17)·(19)(33)</sup> 在極度的病理狀態下，機體將會透過各個臟腑的代償反應，企圖重新建立一個新的生理平衡以維持生命<sup>(34)</sup>。在模擬老鼠休克狀態的實驗中，發現脈搏諧波頻譜變化、可能透過 C1(肝)、C2(腎)或 C3(脾)等個藏象來進行調節。<sup>(35)(36)(37)</sup>

懷孕過程母體為了應映生理負擔的需要，各個系統不斷地做巨觀與微觀的改變，西方醫學藉由現代科技之協助已得到佐證。古人在未有先進科技幫助，端憑細微觀察，企圖描述孕婦妊娠期間生理特殊改變的規律，其中對妊娠脈象有相當的經驗與見解。其中，王叔和《脈經》曰：“婦人手少陰脈動甚者妊子也，少陰心脈也，心主血脈又腎名胞門子戶，尺中腎脈也，尺之脈按之不絕，法妊娠也。”<sup>(1)</sup>即目前中醫師所謂“尺脈搏擊動數，謂妊娠”之說。我們以王唯工教授理論基礎為平台，利用脈診儀，讀取婦女懷孕過程前後的橈動脈脈象，經過頻譜分析，觀察其變化。

本研究的限制，首先是脈診儀，目前仍須操作者將脈診探頭對準橈動脈，僅能單點操作，真正中醫師取脈需三指同時「舉、按、尋」，並含寸、關、尺三部，以及各取浮、中、沉，左右兩手需共計18點，故目前PDS-2000脈診儀，擷取脈象仍與臨床不同。再者，脈診儀探頭之靈敏度仍是待克服之處，單點取脈，探頭的截面並不容易完全垂直接觸橈動脈波峰，故獲得

到之波型可能因此差異很大。因受試者的年紀、胖瘦、高矮，以及手腕局部軟組織狀態不一，擷取之脈象訊號，必有一定程度差異。而且本研究脈波儀取樣頻率(sampling rate)為100Hz，目前並不清楚提高取樣頻率，有無對後續頻譜分析有幫助。另外，本研究將脈搏訊號經傅利葉分析轉成頻域圖形時，第五諧波(C5)之後迅速變小，諧波波峰不突出，以致於在計算(積分)第六諧波之後的值，誤差明顯會變大。而本研究是分析懷孕過程，個案追蹤時間平均達數七個月以上，易於失聯；且跨越四季，相對可能會增加脈象變異因素。這僅是一個小型的研究，總共僅有18位個案完成追蹤，樣本數不大，某些趨勢變化可能不易看出，需要日後更進一步研究。



## 第六章 結論

懷孕時母體內部需作重大生理適應，以應映胎兒在的成長。本研究是依王唯工之「器官共振」學說，觀察懷孕期間橈動脈波之頻譜變化，如何反應此依生理巨變。我們以各共振諧波測量值分析時，發現在懷孕期間C0(心)、C1(肝)、C2(腎)、C3(脾)等四個脈搏諧波，到生產之前，左右雙側關脈皆呈有意義的線性增加。如以各諧波百分比率來分析，則可見C1(肝)於左、右兩側橈動脈皆有意義的增加，C0(心)百分比變化則無顯著意義；而雙側之C4(肺)、C5(胃)、C6(膽)、C7(膀胱)、C9(三焦)，以及左手C10(小腸)等諧波在懷孕期間，佔有之百分比率則會有意義地下降。其他不因初產婦或經產婦、嬰兒性別、嬰兒體重、母體妊娠到產前體重改變或生產方式而有統計上之差異。

本研究得知，以共振諧波頻譜分析時，可觀察到在懷孕期間的生理改變，會客觀的反映在橈動脈波上。如更進一步研究，累計大量完整脈搏諧波資料，將有助於發展電腦儀器診斷懷孕脈波。



## 參考文獻

1. 晉·王叔和:脈經, 五洲出版社, 台北 1987; pp. 1.
2. 孫秉毅、於春泉、王巍: 中醫脈診客觀化的研究進展。河北中醫藥學報 2003;18(13):44~45.
3. 王唯工·「氣的樂章」, 大塊文化出版社, 台北, 2002; pp. 74-184.
4. 吳彌漫: 《內經》診脈和刺灸方法沿革考證。廣州中醫藥大學學報 2007; 124(15): 424-426.
5. 蔣力生: 略論《脈經》的學術成就與版本系統。江西中醫藥 2007; 38(289): 79-80.
6. 關曉光、夏鉞: 從《內經》、《難經》、《傷寒論》和《脈經》看“獨取寸口”脈法的形成與發展。中醫藥學報 2005; 33(6): 67-68.
7. 賀金、宋廣傑、田翠時: 肺朝百脈析義。遼寧中醫藥大學學報2007; 9(50): 9-10.
8. 李叢: 李時珍《瀕湖脈學》的學術特色及影響。江西中醫藥 2007; 38(290): 79-80.
9. 張志楓、嚴世瑩: 清代“脈學”概述及研究進展。醫古文知識 2000; 1: 29-33.
10. 陳榕虎: 臺灣地區計算機輔助技術應用於中醫研究概況。中國中醫藥資訊雜誌 2002; 9(12): 78-79.
11. 張修誠、王唯工、陳榮洲、許昇峰、黃維三: 脈搏諧波頻譜分析—中醫脈診研究新方法。中國中西醫結合雜誌 1995;15(12):743-745.
12. Wang YY, Chang SL, Wu YE, Hsu TL, Wang WK. Resonance: The missing phenomenon in hemodynamics. Circ Res.1991;69(1): 246-249.
13. Young ST, Wang WK, Chang LS, Kuo TS. Specific frequency properties of renal and superior mesenteric arterial beds in

- rats. *Cardiovasc Res.* 1989;23(6):465-467.
14. Yu GL, Wang YL, Wang WK. 「Resonance in the kidney system of rats」. *Am J Physiol.* 1994;267(4):H1544-1548.
  15. 王唯工、徐則林、蔣宜：中醫現代化之研究。中國工程師學會第二十五屆年會專題研討論文集，1987 Dec；pp.103-111.
  16. 王唯工、王林玉英：由血流理論看中醫。中華醫學工程學刊 1991；11(1)：1-13.
  17. 張修誠：以脈搏諧波頻譜分析探討中醫臟象學說與器官共振理論之相關性研究。中國醫藥學院中醫研究所博士論文，台中 1993.
  18. 王唯工：以脈診分析原理研究六味地黃丸之作用。行政院衛生署中醫藥年報，1997；16(1)：147-169.
  19. 王唯工：以脈診研究中醫藥之歸經原理。行政院衛生署中醫藥年報 1998；16(1)：149-176.
  20. 吳慈榮、陳建仲、夏德椿、李燦銘、李克成、李清鏞、王唯工：不同肺功能下脈波諧波頻譜之研究。中國醫藥科學雜誌 2000；1(1):1-7.
  21. 沈建忠：脈診儀對氣喘病診斷及嚴重程度之研究。行政院衛生署中醫藥年報 1998；16(1)：803-808.
  22. Robson S, Hunter S, Boys RJ, Dunlop W. Serial study of factors influencing changes in cardiac output during human pregnancy. *Am J Physiol.* 1989;256:H1060-1065.
  23. Desai K, Moodley J, Naidoo D. Echocardiographic hemodynamics in normal pregnancy. *Obstet Gynecol* 2004; 104(1):20-29.
  24. Clapp J, Capeless E. Cardiovascular function before, during and after the first and subsequent pregnancies. *Am J Cardiol.*

- 1997;80:1469–1473.
25. Joey P Granger. Maternal and fetal adaptations during pregnancy and integrative physiology. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol* 2002;283(6):R1289–1292.
  26. Paul L. Marino: Hemodynamic monitoring. In: *The ICU book*, 3<sup>rd</sup> ed. Lippincott Williams & Wilkins, New York 2006;pp.151–161.
  27. Brumfield Anne M, Andrew Michael E. Digital pulse contour analysis: investigating age-dependent indices of arterial compliance. *Physiol Meas.* 2005;26:599–608.
  28. Schuerholz T, Meyer MC, Friedrich L, Przemec M, Sumpelmann R, Marx G. Reliability of continuous cardiac output determination by pulse-contour analysis in porcine septic shock. *Acta Anaesthesiol Scand* 2006;50(3):407–413.
  29. Godje O, Hoke K, Goetz AE, Felbinger TW, Reuter DA, Reichart B, Friedl R, Hannekum A, Pfeiffer UJ. Reliability of a new algorithm for continuous cardiac output determination by pulse-contour analysis during hemodynamic instability. *Crit Care Med* 2002;30(1):52–58.
  30. Opdam HI, Wan L, Bellomo R. A pilot assessment of the FloTrac cardiac output monitoring system. *Intensive Care Med* 2007;33(2):343–349.
  31. Manecke Jr, Jr GR, Auger WR. Cardiac output determination from the arterial pressure wave: Clinical testing of a novel algorithm that does not require calibration. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2007;21(1) : 3–7.

32. Hsu TL, Chao PT, Hsiu H, Wang WK, Li SP, Wang YY.  
「Organ-specific ligation-induced changes in harmonic components of the pulse spectrum and regional vasoconstrictor selectivity in Wistar rats」. *Exp Physiol* 2006;91(1):163-70.
33. Wang WK, Hsu TL, Bau JG, Wang-Lin YY. 「Evaluation of herbal formulas by pulse analysis method」. *Acta Pharmacologica Sinica*. 2003;24(2):145-51.
34. Kuo YC, Chiu TY, Jan MY, Bau JG, Li SP, Wang WK, Wang YY.  
「Losing harmonic stability of arterial pulse in terminally ill patients」. *Blood Pressure Monitoring* 2003, 9(5):255-8.
35. 蔡嘉一：以清醒大鼠急性失血模型之動脈壓分析探討中醫亡血證之藏象反應。中國醫藥學院中國醫學研究所論文，台中 2003。
36. 張鈺鑫：以多訊息脈波分析評估出血性休克大鼠之預後。中國醫藥大學中國醫學研究所博士班論文，台中 2006。
37. Kuo YC, Lo SH, Chao PT, Hsiu H, Li SP, Wang WK, Wang YY. 「Raising harmonic variation of arterial pulse in dying rats」. *Am J Chin Med*. 2005;33(1):73-85.
38. AC van Oppen, RH Stigter, HW Bruinse. Cardiac output in normal pregnancy: a critical review. *Obstet Gynecol* 1996;87(2):310-318.

## Abstract

Wang, W.K. and his group had built up a physical model to simulate circulatory system. Then he developed “Organs resonance” theory, which the frequency spectrum analysis of radial artery can be response to internal conditions. Serial studies demonstrate that the pulse frequency spectrum analysis and resonance theory can support traditional Chinese medicine (TCM ) for basic physiologic theory.

As we know, major alternations in maternal anatomy and physiology are required for a successful pregnancy. This study is the first time to read the women’s pulse spectra completely since first trimester to postpartum during their pregnancy. The pulse-reading system used in this study is PDS-2000 produced by Skylark Device & System Co. The measured pulse spectra were calculated through fast Fourier transform program to generate frequency spectra. Eighteen subjects were who are patient of the gynecology department of the Chinese Medicine University Hospital involved in this investigation. We measured the patients’ bilateral radial arteries pulse spectra in different stages of their pregnancy and within one month after delivery to compare the variation during the study period.

The statistics results of original data revealed the intensity of primary(C0, as heart system), 1<sup>st</sup>(C1, as liver system), 2<sup>nd</sup>(C2, as kidney system) and 3<sup>rd</sup>(C3, as spleen system) harmonics are increasing significantly before delivery. They also have linear relationship within the time. But the statistics results based on spectra percentage shown that bilateral 1<sup>st</sup>(C1) and left 10<sup>th</sup>(C10, as intestinal system) harmonics were increased significantly and 4<sup>th</sup>(C4, as lung system), 5<sup>th</sup>(C5, as stomach system), 6<sup>th</sup>(C6, as gallbladder system), 7<sup>th</sup>(C7, bladder system) and 9<sup>th</sup>(C9, san-jiao system) decreased significantly.

This study results indicated that pulse harmonic spectra analysis can reflect internal change objectively on harmonics variation during pregnancy. If we can conduct a further study for collecting more comprehensive pulse data, it would be helpful perform pulse diagnosis with computer.

**Keyword:** resonance, pulse, frequency spectrum, pregnancy



## 誌 謝 ！

到了最後一頁，子夜時分，窗外罩著夜露，野風扇動深秋的寒意，獨自面對這一頁空白！幾乎每一本論文的最後，總有這一頁，原本要省略的，因為不想寫得矯情。但夜闌人靜的空獨，輕輕撩動了心底的情素…！

生活是現實的，當初想要唸研究所的浪漫想法「唸書當作寵愛自己的方式」，就像少年逝去的狂狷，早已消失無蹤。在繁忙的臨床醫務以及競爭壓力下，對自己而言，唸研究所反倒成一種試煉。經過這樣的過程，它讓我了解到：身為醫療人員我雖有機會改變一部分人的生命，但在科學面前，人是卑微的。經過這樣的歷程，它讓我體認自己是有機會成為一個「科學的醫師」(scientific physician)，但是要成為一個「醫學科學家」(physician scientist)並不適合。人生有許多山頭要攀爬，這座山就在此停歇。卸下研究生的身分，學生生涯應該告一段落；而人生尚有許多事要去擔待……。

在此，最要謝謝陳方周老師：一個木訥的科學人以及富含人文素養的師長。謝謝他幫忙半途變更研究题目的自己，以及在研究過程中當自己遇到困難時，幾乎隨時都可得到解決。再來要感謝何銘醫師以及他的助理素琪小姐，他們無私的幫忙轉介病人，才能讓本研究得以完成。另外，要特別感謝本所所長，陳汶吉教授的豪情相助，自己才能順利畢業。而在有限時間內，能即時解決繁複的統計分析，則要向生統中心李郁芬老師致謝。其它，亦要感激無酬加入本研究的所有孕婦，他們接受數個月的追蹤與檢查，造成他們一定程度的不便。

如果研究所畢業有任何的榮譽，我將獻給我的父母。他們這一輩子屈就於一個無名的小村落，體現平凡中的偉大，無怨的承擔生命交給他們的責任，把我生得一身健全的身體，並把我教育成具備悲憫的情懷。最後要謝謝我妻子花花與一雙兒女，他們須容忍一位不是很盡責的先生與父親——但他們卻是我努力勤奮的最大動力。