

行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告

糖尿病病人下肢循環改善系統之研究

計畫編號：NSC 90-2314-B-002-356-

執行期限：90 年 8 月 1 日至 91 年 7 月 31 日

主持人：張璞曾 臺灣大學

一、中文摘要

本研究利用一機械式壓縮氣囊、壓阻式微型壓力計、和脈搏量測的血液循環改善量測系統，分析並建立血管管壁波速量測參數。以不同的機械壓縮氣囊模式，進行血管壓縮前後之脈波波速的分析比較研究。

此系統中為能應用於改善血液循環，先利用光感測器量取腳趾之血壓波形，作為計算心跳周期之依據。並進行機械式壓縮前後之脈波波速的比較分析研究。並將實驗分成，以固定週期加壓 3 S 秒鐘鬆壓 7S 秒鐘(S 為心跳周期, 以此週期進行 10 分鐘, 20 分鐘等之比較)壓縮後，測量受測者小腿經壓縮後在下游血管腳背動脈之脈波波速分析比壓縮前呈下降趨勢之百分比，且可依據受測者心跳周期的變化，比較不同壓縮週期壓縮前後之差異。

關鍵詞：心跳周期、機械式壓縮、脈波波速

Abstract

Diabetic patients are often suffering from the arteriosclerosis or vessel occlusion as well as stiffening in their peripheral arteries. We use air pump first to estimate the ability about improving the blood circulation. The system include pressure sensor with translation circuit to measure the blood pressure. Then we calculate the PWV from the popliteal artery blood wave and dorsalis pedis artery the toes. Before pumping leg the PWV more than the after pumping. Therefore, under the right time and the right pressure, the flow in the blood vessel can be driven forward to overcome the resistance encountered downstream. Since the blood pressure and

the flow rate is monitored for the feedback control system, the function of the mechanical pump can be verified and optimized with reasonable safety for long term application. In this study, the optimum control parameters for the mechanical stimulation will be identified in the clinical application for diabetes mellitus.

二、實驗方法及分析方法

(a) 實驗設備介紹：

進行實驗時，在機械式壓縮前，受測試者以平躺的方式進行測量，以減少重力對血流的影響。利用壓力計、以及光感測器分別量取血壓波及心跳訊號，以數位類比轉換卡 (A/D card) 擷取，連接至 586 個人電腦儲存資料，並進行波速分析。主要測量點部位：後膝動脈 (popliteal artery)、腳部的腳背動脈 (dorsalis pedis artery)。所使用到的儀器，簡述如下：

1. 光感測器：夾式光感測器，其構造是發射及接收光感測器附在夾子上，可以夾腳趾，如此可以量出心臟跳動時所發出的電訊號。
2. 壓力計：KYOWA PS-2KB 微型薄板壓力計。
3. 訊號的擷取與處理：這個部份主要是利用 NI 類比數位轉換卡，透過電腦程式將訊號顯示在 586 電腦上，並以 12bit 的解析度和每個頻道 1kHz 的取樣頻率，進行訊號的擷取及儲存。

(b) 實驗項目與對象：

本實驗主要是先建立藉由外部機械壓縮正常人之肌肉組織及間接壓縮血管之運作模式。從實驗中，以壓縮下肢，比較受測者之後膝動脈、腳背動脈之血壓波及腳

趾心跳信號，以進行壓縮前後波速之比較分析。

正常人：6 名，年齡約在 21~23 歲，身高在 172 ± 5 公分，體重適中體能良好而且沒有重大疾病。量取到後膝動脈到腳背動脈及腳背動脈到腳指各測量點之間的距離與血壓值為：(MEAN $\pm$ SD)

肱動脈到手指： 45 ± 1.05 cm

腳背動脈到腳指： 11 ± 0.7 cm

收縮壓： 140 ± 12 mmHg

舒張壓： 100 ± 9 mmHg

(c) 實驗步驟：

受測者進行測試：

- ①. 機械壓縮(pumping)前：首先讓受測者在水平的床上，平躺約五分鐘使受測者達到休息穩定的狀態，並量取受測者的身高，先量取後膝動脈與腳背動脈，腳背動脈與腳趾(利用光感應器)之血壓波，經 A/D 卡記錄在 PC 上。並分析受測者的心跳週期，經計算其心跳週期為 S。
- ②. 機械壓縮(pumping)中：以 80mmHg 週期性加壓，加壓至 80mmHg 維持 3S 秒接著洩壓至 0mmHg 為 7S 秒，再重複此過程，經歷 15 分鐘。
- ③. 機械壓縮(pumping)後：測量夾具在機械壓縮時不取下，當壓縮完立即量取後膝動脈與腳背動脈，腳背動脈與腳趾(利用光感應器)之血壓波，經 A/D 卡記錄在 PC 上。血壓波在壓縮完每隔五分鐘量測一次至機械壓縮(pumping)後 30 分鐘結束。

(d) 實驗資料分析與處理：

實驗資料利用 NI A/D 卡作資料擷取並由 PC 記錄，取樣速率為 1kHz，每一筆記錄 3000 點下約 3 個週期，對肱動脈與手指量取其血壓波，利用 foot to foot 計算兩個血壓波之間的時間差。由於實驗資料包括機械壓縮前、機械壓縮中與機械壓縮後。對於壓縮前、後利用 MATLAB 作波速變化分

析，另外並記錄即時的心跳週期與 PWV 分析，作為血管之機械加壓變化之參考。

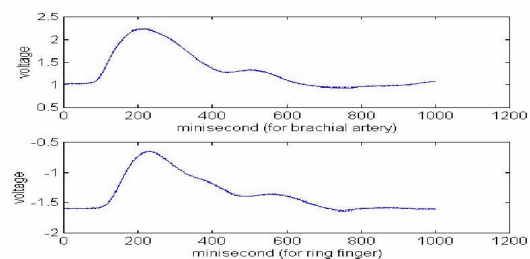
波速的計算：在計算波速方面以已有不少的方法被運用到【OKADA, 1988】【COATS, 1989】【MILNOR, 1989】，在我們的研究中，利用兩種方式來作波速的計算：

- a. 計算 foot-to-foot 波速：找出心跳週期和各測量點之間所量到的血壓波形上升的起始點之間的時間差。
- b. 計算各諧頻的相位速度：基本上是利用各諧頻的相位延遲 (phase delay) 來反推波的傳播時間，配合基頻以及測量點間位置的長度，求出波速。

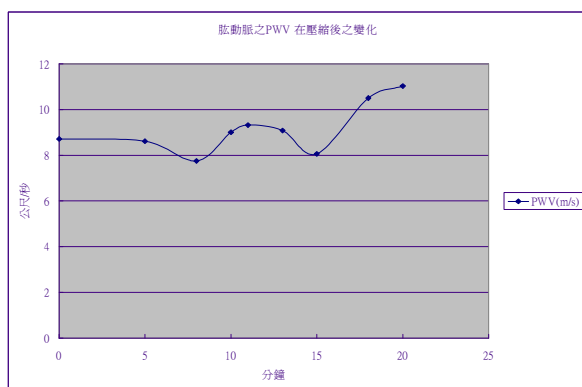
三、結果與討論

由於本研究採週期性間歇式之機械壓縮下肢肌肉以評估下游血管之血循環變化，主要利用體外非侵入式量測方式量測下游血管之血壓波以計算脈波波速，以及心跳週期作為機械壓縮之變化。機械壓縮透過肌肉組織對血管作間歇擠壓，進而對血管流速造成影響。

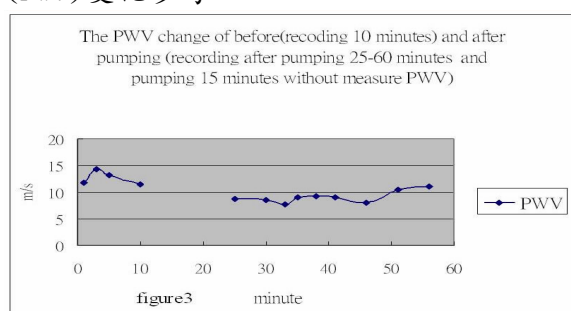
圖一：
為動脈血壓波的典型波形



圖二：
為壓縮手臂前之血管脈波速度變化之參考



圖三：
為動脈在壓縮前後每 3 分鐘之脈波波速 (PWV) 變化參考



Foot-to-Foot 波速：

從文獻上【MILNOR, 1989】所顯示的趨勢為血管的彈性係數與所受的張力成正比，當血管在老年人比年青人高的平均壓力之下承受由收縮壓和舒張壓造成反覆應力，使得血管容易硬化。因此波速也相對的增加。ANLIKER 和 HISTAND【1968】等人由實驗證實了動脈壓與波速是成正比的關係。

相位速度：它和前述的 Foot-to-Foot 波速最大的不同，在於 Foot-to-Foot 是表現出整個波形傳遞的速度，然而由於脈波是由不同頻率所組成，而血管的特性對於各個頻率的反應皆不相同，因此需要瞭解各諧頻的波速，才可以對脈波波速做完整的探討。

脈波波速：

血壓波和血流波傳遞的速度與血管黏彈特性，管徑與管壁的厚薄，血液的密度有很大的關係。若忽略黏彈特性，可利用計算圓管波速的 Moens-Korteweg eq. 來近似：

$$C_0 = \sqrt{\frac{Eh}{2rR_i}}$$

其中 E = 動脈血管壁的彈性模數
 h = 管壁厚厚度
 r = 血液密度
 R_i = 血管內徑

由上式可以得知波速與各參數的關係：血管變硬使彈性模數增加，以及血管變厚，都會使波速增加，管徑變大或是血液密度變大會使波速減少。

PWV 量測上，波速有兩種推算方法，第一種是在同一動脈血管，兩個已知距離的位置上記錄波形，並以波形開始上升時的最低點當參考點，計算傳波時間，這即所謂的 Foot-to-Foot velocity。利用這個方法可以計算出波整體的傳播速度（群速度，Group velocity）。第二種方法是利用這兩個位置所量得的波形進行 correlation 的分析【BENTHIN, M. et. al. 1991】，或是進行傅立葉分析，找出各諧頻的相位延遲，反推傳播時間。

實驗結果如圖一為動脈血管之典型血壓波。圖二結果為機械壓縮之前每隔 3 分鐘之動脈 PWV 變化情形。圖三：為動脈在壓縮肌肉前後每 3 分鐘之脈波波速 (PWV) 變化。此代表機械壓縮 (pumping) 後比機械壓縮前之波速 (PWV) 在動脈之 PWV 有下降之趨勢。這個現象可解釋為機械壓縮肌肉組織後，使自主神經放鬆且可能週邊阻抗反射的減少也會造成這個現象。在壓縮之壓力值須界定在舒張壓下，在實驗中對正常年青人之壓縮範圍為 50-80mmHg。由於此為固定週期之機械壓縮對動脈之影響，對於不同心跳週期之效能不同，由正常年青人之手臂進行機械壓縮觀察其 PWV 之變化與血流速之改變建立機械壓縮肌肉組織間接壓縮血管之機制，以應用在 DM 慢性病人及手術後之輔助血循環。

致謝

本研究工作承蒙國科會補助，台大醫院支

援設備，特此感謝。

四、參考文獻

- [1] Edmonds, M. E., Roberts, V. C. and Watkins, P. J. (1982), "Blood Flow in the Diabetic Neuropathic Foot", *Diabetologia*; pp. 9-15.
- [2] Cameron, T., Liinamaa TL., Loeb, G. E., Richmond, FJ. (1998), "Long-term biocompatibility of a miniature stimulator implanted in feline hind limb muscles", *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*; 45(8):pp. 1024-35.
- [3] Weinzweig, N., Chin, G., Mead, M., Gonzalez, M. (1998), "Spaghetti wrist": management and results, *Plastic & Reconstructive Surgery*; 102(1):pp. 96-102.
- [4] Meigal, A. Y. et. al. (1998), "Influence of cold shivering on fine motor control in the upper limb, *Acta Physiologica Scandinavica* . 163(1):pp. 41-7.
- [5] Rhoades, R. and Pflanzner, R. (1996), "Human Physiology", 3rd Ed. Saunders College Publishing. pp. 466-575.
- [6] Webster, J. G. (1998), *Medical Instrumentation Application and Design*, 3rd Ed., John Wiley & Sons, Inc. pp. 183-264.
- [7] Marchais, S. J. et. al. (1993), "Arterial Compliance and Blood Pressure", *Drug* 46 (Suppl. 2)
- [8] 薛正見(1996), 以非侵入式方法研究人體動脈各分支脈波特性, 碩士論文, 台灣大學應用力學研究所。
- [9] 陳朝旺(1996), 體循環之四分支傳輸線模型與非侵入式實驗研究, 博士論文, 台灣大學電機工程研究所醫工組