非侵入式植物葉組織電阻抗多點量測裝置與運算機制之研究-以

蝴蝶蘭與巴西鐵樹為例

張文信、邱瑞湧、林啟民、陳澤民^{*}

摘要本論文嘗試建置非侵入式生物阻抗多點量測裝置與量測運算機制,以做為探測植物生理電學特性之有效工具。 相關文獻與研究指出,在健康存活之生物體中,細胞膜是由傳導蛋白質分子與分子間夾層之非傳導脂質材料所組成, 細胞膜架構之效應與一般電容器之構造類似,而細胞膜隔離細胞內與細胞外流體的流動,具有選擇性滲透的柵欄作用。 依據歐姆定律指出,所有物質對電流動都具有阻力,因此可將生物結構特性等效成電阻與電容之串並聯模型,並藉由 相位角與阻抗大小之關係,研判生物體內部細胞之完整性,並進一步預測生物體生長之生理狀況。本研究應用初期誤 差控制試驗頻率100Hz~1kHz,將量測誤差控制在5%以下之結果,將150Hz之交流訊號加諸於植物葉片上,經由 6個銀-氯化銀電極貼片,將葉片上四個量測點之訊號傳送至運算電路,配合由Lab View 軟體所建置之圖控介面,將 各測點之阻抗與相位角測值經由所建置之運算機制,同步建立待測體組織對應頻率之阻抗特徵代表值與等效電路模型。 由於本研究使用非破壞性量測方法,不同於傳統侵入式之生化檢測方式,不會因損傷植物體葉面而造成突發或局部性 的生理改變,足以提供更真實與即時(Real Time)之植物體生理檢測工具;最後蝴蝶蘭株與巴西鐵樹線上實測之結果, 驗證了本研究所建置生物體組織電阻抗量測系統之可行性。

關鍵字:生物阻抗、植物體組織、非侵入式檢測、RC等效電路、即時監測

A Study on Non-invasive Multipoint Bio-impedance Measurement Device and Computation Mechanism for Leaf Tissue- A Case Study of Phalaenopsis and Dracaena Fragrans

Wen-Hsin Chang, Jui-Yung Chiu, Chi-Min Lin and Tse-Min Chen*

ABSTRACT In this paper, a non-invasive multipoint bioimpedance(MBI) measurement device and computation mechanism is studied and constructed to survey the physiological electricity of a botanical tissue. Relevant researches point out that for a healthy organism tissue, the cell membrane is composed of non-conducting lipid and some conducted molecules of the protein. The structure of the cell membrane is similar to that of a general capacitor, and the function of a cell membrane is to isolate the intracellular and extracellular liquid and to control the cell' s interior by controlling the membrane permeability. All these properties exhibit the capacitive characteristic of botanical tissue. Since Ohm's law depicts that all materials have obstruction to the electrical current, the biological electrical characteristics of a botanical tissue can also be imitated to be an equivalent model with the resistance and capacitor connected in series or parallel. The relation between the phase angle and impedance measured is used to study and decide the integrality of the cell and the trend of the physiological status of a growing organism prospectively. In this research an error control experiment is executed first. A operating frequency spectrum of 100Hz—1kHz is suggested for the constructed MBI measurement device based on the results of the error-control experiment with which the measurement error

國立中興大學生物產業機電工程學系。Dept. of Bio-industrial Mechatronics Engineering, National Chung Hsing University, Taichung 40227, Taiwan.

^{*}通訊作者。Corresponding author, email: tmchen@nchu.edu.tw

will be under 5% relative to theoretic value. For the stability, the frequency of 150Hz is chosen for the blade of test samples. With the designed interface of LabView, the responses of 6 non-invasive reference electrodes are taken into process. Then the MBI device and computation mechanism give a characteristic value of bio-impedance and the RC equivalence for the measured tissue simultaneously. The performance of the non-destructive measurement device and computation mechanism constructed in this research, different from those of traditional invasive biochemical methods, will not result in permanent damages and the emergent or the local physiological changes on measured tissues. Furthermore, this system implements a real time physical measurement tool for botanical physiology. The final results of practical measurement on Phalaenopsis and Dracaena fragrans valid this system.

Keywords: Bio-impedance, Botanical tissue, Non-invasive measurement, RC equivalence, Real time measurement

一、前言

精緻化農業與生物科技之應用將是國家競爭力與進 步的表徵,也是現階段農業因應各式衝擊與挑戰的解決 方案。如何提高相關生產之質與量,滿足變化萬千的潮流 需求,將是最近之未來與永續經營所需的努力方向。台灣 農業未來發展的趨勢必然朝向結合生物相關科技之精緻 化生產模式與體系,為有效提昇生產品質與存活率,並預 防病蟲害等,以生長監控完成生產規劃與早期預警之栽 培模式將成為必要之技術導向,因此建立體組織無損傷 監控並提高量測之即時性與準確度,應是當前之關鍵技 術。本研究即在嘗試建立多點式植物體組織電阻抗非破 壞感測裝置與運算機制,冀求藉由植物體電學特性之標 定與監測,達成品系控管以及非破壞、即時與準確之監控 目標。

建立一理想之生物感測系統,首先要由了解生物體內 部構造與儀器特性,並配合理論分析著手。理論分析之首 要是確認生物體組織與其電學等效模型之對應關係,並 進行規劃與配置以模擬生物體內部細胞組織構造。依模 擬分析結果再做進一步改良與校正,以達到所規劃之檢 測準確度。

(一)生物組織等效模型

歐姆定律說明所有物質對電流動皆有阻力,故可以電 壓或電流之方式求得電阻大小。

 $R = \frac{E}{I} \tag{1}$

其中:

R 代表電阻(Ohms) E 代表供給電壓(Volts) I 代表電流(Amperes) 生物體組織之電學特性無論動植物皆取決於細胞之 結構與組成[3]。當加入電極後,電流推擠細胞內外液體 中之離子而流向另一電極,由於細胞內外之液體導電性 不同,所以可將其液體導電性與細胞組織視為電阻效應, 而細胞膜與細胞內外液離子形成電位差則視為電容效應, 因此生物體組織可等效成電阻(R)與電容(C)串並聯之阻 抗模式[4]。電阻、電容之串並聯模式與阻抗之關係為:

RC串聯模式

$$Z^2 = X_c^2 + R^2$$
 (2)

*RC*並聯模式

$$\frac{1}{Z^2} = \frac{1}{R^2} + \frac{1}{X_c^2} \tag{3}$$

其中:

Z代表阻抗(Ohms) R代表電阻(Ohms) X_c代表電抗(Ohms)

而生物組織整體電阻值與其長度和面積關係如下:

$$R = \rho \frac{L}{A}$$
(4)
$$V = \rho \frac{L^2}{R}$$
(5)

其中:

ρ 代表電阻係數(Ohm-cm)

L代表導體長度(cm)

A 代表導體截面積(cm²)

V代表導體體積(cm³)

常用之生物體組織電阻與電容串並聯等效模型如圖

- 250 -

1[3] [4][5][6]。在生物體組織中健康存活之細胞膜,係由 雙層傳導蛋白質分子與其夾層間之非傳導脂質組成,架 構與功能類似於一般之電容器構造。細胞膜能隔離細胞 內與細胞外流體之流動,並具有選擇性可滲透之柵欄作 用[4]。而電容阻抗公式如下:

> X_c代表電抗(Ohms) Frequency 代表輸入頻率(Hertz) Capacitance 代表電容値(Farads)

 π = 3.14159

此功能隔離細胞內和外流體滲透壓力並調節離子集 中梯度·形成細胞膜內外電位差之膜電位。理論上·電抗 可由細胞膜體積或細胞內之體積·或者細胞群之間隙間 接測量而得[4]。

相位角(Phase Angle)是串聯或並聯電路中,測量電 阻值與電抗值之三角函數關係。從零至九十度排列。零度 代表電路中只有電阻效應,而九十度表示只有電容效應 圖 2[4]。低相位角(角度)代表低電抗,生理意義為細胞膜 包覆之細胞生命現象衰竭程度,或細胞膜選擇性滲透功 能之崩潰程度。高相位角(角度)則代表高電抗,生理意義 為擁有大量完整之細胞膜,或細胞膜選擇性滲透功能健 全,因此相位角關係圖可應用於生命跡象之快速判斷。



圖 1、生物體組織等效電元件模型 [3][4][5][6]

Fig. 1 Equivalent circuit models for botanical tissue [3][4][5][6]





- 252 -

在量測方法上 Liedtke 等採用四電極法,以一固定 電流源為輸入,輸出則以交流電壓計顯示數值(圖 3),其 優點在於將輸入與輸出的迴路分開,避免訊號相互干擾 [4]。

(二)生物組織電阻抗檢測方法

目前生物電阻抗檢測方法計有二電極法、四電極法、 切片法與多電極法等數種常用方法(圖 4)[7]。二電極法之 優點為電路簡單·然因輸出入訊號共用電極易相互干擾; 四電極法具有輸入訊號與輸出訊號各自獨立之優點·免 除二電極法相互干擾之缺點·但將因電極間距而增加電 極阻抗效應;切片法雖能進行較準確之測量·但缺點是採 破壞性量測·將破壞生物生理結構。多電極法(圖 5)不僅 可以量測到電極本身阻抗大小·且電極數目越多·電極之 阻抗將越小·甚至可以予以忽略[5]。







(三)阻抗與相位角關係式

由等效電路模型分析可知 · 阻抗分為實部 *R* 與虛部 *X_c* · 則其關係式為[8][9]:

$Z = R + jX_c$	(7)
$ Z = \frac{V}{I}$	(8)
$R = Z \cos\theta$	(9)
$X_c = Z \sin \theta$	(10)

其中:

Z代表阻抗(Ohms)

- ✔代表電壓(Volts)
- / 代表電流(Amperes)

|Z|和 θ 為阻抗 Z 之振幅與相位角。

相位角運算中使用振盪器產生正弦波電壓·其表示式 如下[1]:

 $V_1 = \sqrt{2}V_0 \sin w t \tag{11}$

其中:

w 代表角頻率(rads/s)

待測材料樣品阻抗可表示為:

 $Z = R + jX_c$

通過電壓電流變換器輸出電流為:

 $I = \sqrt{2}AV_0 \sin w t = \sqrt{2}I_0 \sin w t \quad (13)$ 其中:

(12)

A 為常數 *I₀為正弦波電流有效值* 該電流流過待測材料樣品時,在待測樣品兩端產生之 電壓如下式:

$$V_s = IZ = \sqrt{2}I_0|Z|\sin(wt - \theta)$$
(14)

(四)量測系統架構

在現有發展與試驗之電阻抗測量系統中,Tsunami 等之量測電路由電壓控制振盪器(Voltage Controlled Oscillator)、電壓控制電流源(Voltage controlled Current Source)、高通濾波器(Highpass Filter)、儀表放 大器(Instrumentation Amplifier)、均方根電路(RMS Circuits)與相位角偵測器(Phase Detector)等部份組成 [6]。經由電壓控制振盪器產生一個 AC 訊號,去驅動電 壓控制電流源,而電流源輸出端連接一個高通濾波器,便 可去除由電路 DC 工作電壓所引起之電壓偏移。當交流電 流流經待測體將產生一個待測訊號,經過儀表放大器將 其微弱訊號放大,送入均方根電路與相位角偵測器,即可 得待測體有效值電壓、電流與相位角。其實驗工作頻率在 100Hz 到 100kHz,阻抗範圍在 100Ω 到 1MQ,而準確 度為 5%。實驗顯示,在進行電阻抗量測時,當輸入頻率 增加,則阻抗會逐漸降低(圖 6)[6][7]。另外在 Tsunami 等之量測試驗中,對植物葉面 30 個不同測點進行侵入式 之穿透量測時,雖然輸入訊號皆相同,然每一點之阻抗值 與相位角都有顯著差異,由此可知,生物組織內部構造十 分複雜,並非為一個均質體[6]。



圖 6、阻抗與頻率關係圖[5] Fig. 6 Relationship between impedances and frequencies [5]

(五)即時量測之穩定性

在進行阻抗即時量測時,訊號之擷取易受雜訊干擾, 雜訊可分為外部之靜電及電磁波與內部之整體電路效應 [8]。由於電路效應難以克服避免,因此降低外界干擾、減 少人為影響因素並選定有效之量測頻域為關鍵之所在。 (六)低頻阻抗量測

在應用低頻系統進行阻抗量測試驗中, Ramos 等運 用個人電腦,並使用數據擷取(Data Acquisition, DAQ) 卡作為訊號擷取介面以及兩個數位通道與四個適合 sin 波參數,來量測已知阻抗之振幅、相位角、抵補電壓和頻 率等[10]。其阻抗電阻量測範圍在 100 Ω 到 1k Ω , 且輸 出頻率在1kHz以下,方可維持在5%誤差範圍。在量測 技術方面,以正弦波產生器來提供所需之振幅與頻率,並 使用兩個數位通道各別記錄通過測量物之振幅、抵補電 壓與頻率,最後利用此數據便可計算出相位角。當頻率增 加時,其工作元件如操作放大器、類比多工器、相位角檢 波器或調幅器會產生取樣落差,導致不準確之結果產生, 系統誤差來源為不精準之參考阻抗、不精準之數位通道 輸入阻抗、數位通道不理想之轉移特性(在高頻時為主要 誤差來源)、當 DAQ 卡同時進行訊號擷取與通道切換時 所形成之誤差,以及由接地、保護外殼與線路所形成之寄 生電阻效應所致[10]。

由於相關研究與文獻多採用單一電阻和電容並聯模 型來等效生物組織之特性[4]。故本研究擬以此種等效模 型進行系統校正與生物組織之模擬量測,並比對各相關 研究與文獻所得之數據與阻抗頻率特性,以驗證本研究 所建構量測方法之正確與有效性。

二、材料與方法

(一)實驗設備

本研究所使用之試驗與量測設備如下:

1. 自行開發之量測系統原型

本系統由下列各元件及裝置組配而成:

(1)個人電腦: Pentium(R)-4 CPU 3.2GHz、512MB RAM 以上之內部配備。

(2)訊號轉接盒

採用 National Instruments 公司出產,型號為 CB50 之 轉接盒,具有 32 個端點,能做為輸出/入之用。

(3)資料擷取卡

採用 National Instruments 公司出產,型號為 6024E 之 DAQ 卡,做為訊號截取之用。

(4)訊號產生器::GW INSTEK 公司出產,型號為 GFG-8216A。

(5)16MHz 訊號產生器: National Instruments 公司出產,型號為 5401。

(6) 自行設計之電流源(Voltage controlled Current Source)與通道切換電路(圖7)。



圖 7、量測系統原型-多工器控制開關電路與量測電路配置 Fig. 7 Prototype of the impedance measurement system

2.圖控式操控介面:應用 LabView 設計完成(圖 8)。 (三)試驗料料 1.精密電阻:198.1Ω、0.9954 kΩ、100.29kΩ、151.03kΩ、 199.73kΩ · 248.1kΩ · 301.07kΩ · 347.32kΩ · 399.93kΩ · 453.98kΩ 、 500.87kΩ 、 551kΩ 、 608.8kΩ 、 648.5kΩ 、 702kΩ \ 755.6kΩ \ 811kΩ \ 849.1kΩ \ 907.2kΩ \ 962.6kΩ \ 1.0046MΩ · 2.2066MΩ · 2. 電容:4.76nF、10.02nF、1.046µF。 3.蝴蝶蘭: 品種一號:品名 Phal.Brother Sara Gold "F623"。 品種二號:品名 Phal. Amadinal "Taida" BM / JGP '96 (77Point) • 品種三號:品名 Dtps. Queen Beer "Mantefon" (Red Sky 滿天紅)。 4.巴西鐵樹:英文學名 Dracaena fragrans,又名香花虎 斑木、花虎斑木、香龍血樹,屬於龍蛇蘭科。 5.電極貼片:採用美國 RJL Systems 公司生產,面積規 格為 2cm×1.5cm 長方形銀氯化銀(Ag-AgCl)電極貼片, 導電膠採用低氯式乾黏膠。採平行排列共六點,相距各

1cm •

(四)實驗方法

1.儀器校正試驗

(1)電源供應器穩定電壓校正

本研究所建置之量測電路需由外部提供兩個穩定之正負 15V 電壓·做為驅動電路之電源·為使電路穩定且正常動 作,電源供應器必須十分穩定。

(2)訊號產生器波形頻率校正。

2.電路與介面之建置與試驗

(1)電流源電路輸出試驗

進行電流源電路設計與輸出試驗,確認在固定頻率時電 流輸出是否維持在額定值±0.15%以內。

(2)多工器控制開關電路切換試驗

多工器控制開關電路切換試驗,需在其共同端接上信號 產生器,並輸入一個正弦波訊號,直接利用電腦控制與觀 測多工器進行切換動作後,檢視程式介面上所顯示之波 形是否完整。

3.量測介面與運算機制試驗

(1)量測顯示試驗

本研究量測所得之波形與數據皆可經由電腦螢幕輸出, 由於本研究採四相對點量測,故可在螢幕畫面看到四個 量測點經 DAQ 卡所擷取到之四個波形圖,以及量測運算 後四個量測點之相位角與阻抗值,介面右上方則將顯示 代表此量測區域之特徵相位角與特徵阻抗值(圖 8)。



圖 8、等效模型測試之 LabView 操控介面結果顯示

Fig. 8 LabView interface with the measurement results of equivalent circuit model of tissue

- 256 -

(2)量測運算機制準確度與誤差控制試驗

為確認本系統之準確性,選用不同之電阻與電容元件並 聯成生物等效模型,經過電腦程式計算出模型之理論阻 抗值與相位角,並以不同工作頻率進行實際量測試驗,最 後比較實際測量值與理論計算值之誤差。

4.量測區域運算

由於本研究擬以一個區塊量測值代表待測植物體組織之 電生理現象,故須建立穩定目準確之運算機制,將量測位 置之影響降到最低。本研究以蝴蝶蘭葉面組織進行實際 量測,建立以葉脈為基準之量測點對稱排列方式,作為測 點之區域配置標準,而量測區域運算法公式如下:

> $\theta_{\rm T} = \frac{1}{4} [(\theta_1 + \theta_2) + (\theta_3 + \theta_4)]$ (15) $Z_{\rm T} = Z_T = \frac{1}{4} [(Z_1 + Z_2) + (Z_3 + Z_4)]$ (16)

其中:

 $\theta_1 \sim \theta_4$ 代表各量測點相位角值(degree)

 $Z_1 \sim Z_4$ 代表各量測點阻抗值(Ohms)

 θ_T 代表此區域相位角值(degree)

 Z_T 代表此區域阻抗值(Ohms)

量測點位置以葉脈為基準點,分為左右兩區塊,取其 平均值。量測的實施採多點式電極法進行,最後經由電腦 進行運算而輸出量測波形與數據。在本研究中,輸入為已 知交流電流訊號,輸出電壓則由電腦計算取得,而相位角 須先取得參考電阻與量測點上之電壓,經由乘法器和低 通濾波器,最後以反三角函數運算求得,利用此三項數值 即可求得實際阻抗大小。而相位角之計算公式如下[2]:

 $V_{o} \cos(wt)V_{m} \cos(wt + \theta) = \frac{V_{o}V_{m}}{2} [\cos(2wt + \theta) + \cos\theta] (17)$ $\ddagger \Phi :$

V_o cos(wt) 代表參考訊號

 $V_m \cos(wt + \theta)$ 代表待測訊號

由式(17)·將參考訊號與待測訊號相乘後·可將訊號 分解為交流與直流兩部份·透過濾波器去除交流部份·即 可針對直流訊號運用反三角函數求得相位角大小。

5.實物量測驗證

選用 CAM 類植物三種品系三等級之蝴蝶蘭各三株,共27 株樣本以及 C3 類植物巴西鐵樹一株,進行實物量測驗證,並計算其等效電元件組合值。

三、結果與討論

本研究擬以多點式生物阻抗感測元件,並建置其量測 運算機制,以作為探測植物生理電學特性之有效工具,未 來經由植物生長生理曲線之匹配過程,進而預測植物生 長,用以有效調控植物生長環境與生理週期。由於相關研 究與文獻多採用單一電阻和電容並聯模型來等效生物組 織之特性[3]。故本研究亦以此種等效模型進行系統校正 與生物組織之模擬量測,並比對各相關研究與文獻所得 之數據與阻抗頻率特性,以驗證本研究所建構量測方法 之正確與有效性。本研究之特色在於以非侵入式電極接 觸法來進行量測,避免造成生物組織之損傷或變異,以進 行真實且即時之可重複性精確量測。

在本研究所建置之量測系統中,除電壓控制電流源 (Voltage controlled Current Source)與通道切換電路 (Channel change circuit)等電路架構之外,其餘重要機 能硬體皆由訊號產生器、DAQ 卡以及電腦程式所取代, 並以 LabView 圖控式電腦程式語言進行流程控管與硬體 控制,大幅減少電路效應所產生之誤差,準確性與精密度 將更為提高。由於 DAQ 卡不適用擷取電流值,故本研究 在進行量測前,須先以電錶量測電流源所提供之電流值, 以修正程式中之電流值,量測目標則為一組阻抗值與相 位角值來等效待測生物組織之電生理特徵值。而在實際 運用時,系統則可透過網路之架設直接由主控電腦進行 遠端監測。未來可再針對不同物種與品系建立特有之生 物組織電生理檢量線,用以快速量測生物組織之生理特 徵。

基於靜電與電磁波其穿透能力不佳之特性·本研究採 用具金屬外殼之訊號轉接盒,以阻絕儀器間相互之干擾 與外界靜電效應所產生之影響。結果顯示具金屬外殼之 訊號轉接盒可以明顯改善並降低其干擾程度,所顯示之 波形也較完整,不會產生受雜訊干擾之鋸齒狀波形。雖然 整體電路效應難以克服,但仍可藉由加寬電路元件間距, 降低因電路元件間過度密集所產生之電容效應。

量測試驗結果顯示,當輸入頻率越高,其誤差會越顯 著,頻率與誤差之相關係數高達 0.999 以上,究其原因係 由於接受端取樣頻率不足所造成,依據奈氏定理取樣頻 率最少須為輸入頻率之兩倍,當取樣頻率小於兩倍之輸 入頻率時,則會造成量測誤差。

在初步試驗時即發現,植物體阻抗並非定值狀態,而 是呈現間歇性變化,與植物體本身生命現象相關,而此現 象與使用一般電容器作為模擬量測元件類似,主要原因 係由於一般電容器之充放電不夠穩定,與植物生理之間 歇性變化十分神似,在試驗過程中,雖然控制輸入訊號皆 相同,然而每一測點之阻抗值與相位角皆不相同,由此可 知,生物組織內部構造十分複雜,並非為一個均質體。經 由多次量測試驗結果發現,使用標準電容與電阻進行等 效模型模擬量測時,雖然工作頻率在 300Hz 時有較準確 之量測結果,但若使用一般電容與電阻之等效模型假作 為模擬植物體阻抗進行量測時,則以 150Hz 工作頻率最 為穩定。

總結前述試驗結果·本研究所建立之非侵入式生物阻抗多點量測裝置與運算機制,建議使用150Hz頻率為工作頻率,可控管系統量測誤差維持在5%以內。為使量測系統能更有效運作,系統採用可由使用者依據需求自訂電流值大小之電流源設計,並建立操作範圍規範,以免造成波形失真現象,影響量測準確性。經多次試驗確認,選用電流在工作容許限制值內(1.78µA~22.3µA)時(即無失真狀態之電流值),電流大小不會影響準確性,只影響阻抗值,故使用者必須依據植物體大小,選定合適之電流值。

在儀器校正測試後·本研究選用單一電阻與電容並聯 模式作為生物體組織等效模型,進行量測系統與運算機 制準確度試驗,初步模擬測試結果如圖 8 所示,量測點 排列則見圖 9。以蝴蝶蘭葉片進行實際量測時,其量測介 面顯示如圖 10。整體結果顯示本量測系統在固定頻率下 量測誤差可控制在 5%以下,整體電路簡單、體積小,且 製作成本低廉,惟目前使用頻寬不大,限為 1kHz 以內。 為確認工作頻率,控制誤差範圍,本研究之誤差控制試驗, 分採固定頻率與變換頻率進行,電容與電阻在誤差容忍 範圍內可使用之數值範圍(表 1),已涵蓋相關研究與文獻 所建議之生物體電阻抗模擬所採用之電容與電阻值。由 模擬量測結果分析顯示,固定頻率時相位角誤差在 2.60 %以下,阻抗值誤差在 1.29%以下,其相位角誤差與阻 抗值誤差皆隨電阻值增加而下降,且當電容值越大,誤差 也有下降趨勢。而由變頻實驗數據分析顯示,當頻率由 100Hz逐漸提昇至 1000Hz,相位角最大誤差為 4.8259 %,阻抗值最大誤差為 1.0006%,符合所設定之 5%以 下誤差容忍範圍,而相位角誤差與阻抗值誤差亦皆隨電 阻值增加而下降,當電容值越大,誤差隨之下降,但當頻 率增加,誤差隨之增加,因此本研究所建置之量測系統系 建議採用之工作頻率範圍為 100Hz 至 1000Hz。

由於蘭花葉面會自然生成一層生物蠟質,以防止水份 過份散失,若葉面失去此保護層,將導致乾燥化病變現象。 本研究由於採用非破壞性量測方法,故進行各種破壞性 對比量測時,發現兩種方式間,無論在相位角或阻抗值, 皆有很大差異,主要原因在於採破壞性量測時,量測探針 將接觸到植物體組織內液,使阻抗值大幅下降,且破壞性 量測方式將減少葉面之電容效應,造成相位角變小;當採 取非破壞性量測時,葉蠟則會阻礙電流穿透,如同絕緣體, 故阻抗值極高,且整個葉面類似一個大型電容,所以會使 相位角增加。另外,植物葉面與葉背之阻抗與相位角皆不 相同,葉背所量測到之相位角與阻抗值較小。



圖 9、蝴蝶蘭葉片量測點排列圖 Fig. 9 Arrangement of the measurement electrodes on the leaf of Phalaenopsis



Fig. 10 The interface results of on-line impedance measurement for the leaf of Phalaenopsis

Table 1 Working frequencies analysis with 1.046 µF capacitor selected							
電容值 1.046µF							
頻率	電阻值Ω	相位角誤差	Z 值誤差	頻率	電阻值Ω	相位角誤差	Z值誤差
100Hz	198.10	2.3767%	2.0159%	1000Hz	995.40	6.4667%	3.6430%
150Hz	198.10	3.9300%	2.7100%	100Hz	2.2066M	1.3754%	0.1277%
1000Hz	198.10	9.3121%	5.5845%	150Hz	2.2066M	1.6003%	0.0080%
100Hz	995.40	2.8474%	0.0137%	1000Hz	2.2066M	5.4087%	3.9556%
150Hz	995.40	3.4608%	0.1646%				

表1、	電容值選為 1.046 µF	時之工作頻率範圍	冒分析表
Table 1 Working	frequencies analy	sis with 1 046 <i>u</i> Ec	anacitor selecte

本研究之實物線上量測對象為三種品系之蝴蝶蘭與 巴西鐵樹·其中蝴蝶蘭每個品系依尺寸分為 3.5 吋(大苗)、 2.5 吋(中苗)與 1.5 吋(小苗)各三株·除量取其相位角與阻 抗值之外·並據以建置樣本對應之等效電元件模型(表 2)。 分析量測所得之等效電阻與電容參數值·皆在本量測系 統誤差控制試驗所選用之電阻與電容使用範圍內,已足 可確保實物量測誤差皆在5%以內之量測目標。而觀察本 研究量測結果與等效阻抗模型,不同類植物之電阻抗特 徵值可能存在有極顯著之差異,應可為未來進一步探索、 釐清與應用之方向。

樣本 種類	品種一號	品種二號	品種三號	巴西鐵樹
大苗	C=5.5410nF	С=7.0433nF	C=4.8442nF	
中苗	C=7.2495nF R=53.407kΩ	С=6.4122nF	C=3.3653nF R=104.543kΩ	C=0.1072nF
小苗	С=6.4302nF R=78.495kΩ	C=7.7877nF R=58.417kΩ	C=2.6094nF R=98.350kΩ	I

表 2、 實際量測蝴蝶蘭與巴西鐵樹之 RC 等效模型組合

Table 2 RC equivalent pairs for the impedances of Phalaenopsis and Dracaena fragrans

四、結論與建議

本研究所建置之量測系統·在進行固定頻率(150Hz) 量測時·相位角誤差在 2.60%以下·而阻抗值誤差在 1.29 %以內;當頻率由 100Hz 逐漸提昇變換至 1000Hz 時· 相位角最大誤差為 4.82%·阻抗值最大誤差為 1.00%· 達成所設定誤差在 5%以下之量測目標。試驗結果顯示· 本研究所組建量測系統之量測誤差將隨輸入訊號頻率增 加而增加·而隨電容值與電阻值增加而減少·與相關研究 與文獻有相同之結論。目前本研究所建置之非侵入式生 物阻抗多點量測裝置與運算機制·建議之工作頻率範圍 為 100Hz 到 1kHz·並建議使用 150Hz 頻率為量測之標 準工作頻率·以控管量測誤差·將誤差維持在 5%以內。 本研究之感測裝置目前採用四點式量測·並選用葉脈為 量測基準點,所得各測點之平均值即訂為待測組織之電 阻抗特徵值並可以等效模型表示之,而實物量測則驗證 了本量測系統與運算機制之可行性與實用性。未來若能 擴增測點數目並針對特定植物建立植物體組織電阻抗之 檢量線,以做為量測校正之依據,則無論是檢測或監控都 將更加精準與快速。

五、謝誌

本研究感謝行政院國家科學委員會 NSC 計畫經費補助。另外,國立中興大學生物產業機電工程學系教授陳加 忠博士之蘭花試驗材料提供與諮詢以及陳隆翔、羅振國 與許震偉等同學之實驗協助,在此一併申謝。 - 260 -

六、參考文獻

- [1] 孫麗萍、任洪娥、王力。1995。植物阻抗的自動測定 裝置。電測與儀表(1995 Aug), 16-18。
- [2] 張文信。2006。非侵入式植物體組織電阻抗多點量測 裝置與運算機制之研究與建置。碩士論文。台中:國 立中興大學生物產業機電工程學系。
- [3] F. Hitoshi, T. Kyoko, Y. Itsuo, "Measurement of Impedance of Columnar Botanical Tissue Using the Multielectrode Method, "*Electronics and Communications in Japan*, *Part 3*, vol. 84, no. 2, pp. 1593-1601, 2001.
- [4] J. Liedtke. (1997 April 2). Principles of Bioelectrical Impedance Analysis. Available : http : // www. rjlsystems.com/docs/bia_info/principles/ principles.pdf.
- [5] K. Darowicki, P. Slepski, "Determination of electrode impedance by means of exponential chirp signal," *Electrochemistry Communications*, vol. 6, no. 9, pp. 898-902, 2004.
- [6] D. Tsunami, J. McNames, Y. Colbert, S. Pearson, and R. Hammerschlag, "Variable frequency bioimpedance instrumentation," *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, September 1-5*, 2004, p. 2386-2389, 2004.
- [7] G. Hsieh, S. Ford, J. V. O. Mason, L. R. Pederson, "Experimental limitations in impedance spectroscopy : Part I- simulation of reference electrode artifacts in three-point measurements," *Elsevier Science*(1996), pp. 191-201. 1996.
- [8] L. Angrisani , L. Ferrigno ." Reducing the uncertainty in real-time impedance measurements," *Measuremen* no. 30, pp. 307-315, 2001.
- [9] M. Min, R. Land, O. Martens, T Parve., A. Ronk, "A Sampling Multichannel Bioimpedance Analyzer for Tissue Monitoring," *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, September 1-5, 2004, pp. 902-905.
- [10] P. M. Ramos, M. Fonseca, and A. C. Serra, "Low

frequency impedance measurement using sinefitting," *Mesurement* no. 35, pp 89-96, 2004.

> 2020年07月07日 收稿 2020年09月20日 修正 2020年11月15日 接受