

磁感應式生乳品質檢測晶片

Magnetic Induced MEMS Biochip for Quality Inspection of Raw Milk

李瑋晨、鄒慶福

Wei-Chen Li, Ching-Fu Tsou

生乳中的體細胞數 (Somatic cell count, SCC) 目前在國際上被視為生乳等級評量的重要標準之一，其含量的多寡會直接影響生乳的價格、品質風味以及保存期限。因此，如何精確的檢測出生乳的體細胞數含量，對於酪農、生乳加工廠及消費者之間均具有相當重要的參考價值。有鑒於此，本研究提出一種磁感應式的生乳品質檢測晶片，其元件係利用微機電系統 (MEMS) 技術於矽基板上製作出兩個微型的共平面線圈，因此當施加一個特定頻率的交流訊號於激勵線圈時，由於待測物 (生乳) 感應的渦電流效應，便會造成感應線圈的輸出相位差產生變化，藉由上述的方式，便可直接量測生乳的體細胞數並達到及時檢測的功能。在本研究中，共平面雙線圈的磁感應特性及其感測效能，已分別利用模擬軟體 COMSOL 以及實驗的方式進行定性與定量的評估；此外，針對相同的生乳檢測樣本，也透過商用的體細胞數檢測儀進行量測，以作為檢測結果的對照數據。根據初步的實驗結果顯示，生乳的體細胞數含量越多，產生的相位差越大，兩者之間大約呈對數的變化關係；當施加 9 MHz 的激勵頻率在 25 環的線圈結構時，其量測靈敏度可達 $3^\circ/\log$ (SCC)。相較於現有的體細胞數檢測技術，本研究開發的雙線圈磁感應檢測晶片能夠有效的減少尺寸與降低成本，並能達到即時檢測之目的，使其具有較佳的生乳品質檢測效率。

In determining the degree of mastitic infection in raw milk, the somatic cell count (SCC) is the most widely accepted criterion that is used to quantify milk quality. A higher SCC can significantly reduce milk yield and increase treatment costs, so milk testing and quality control are essential if the milk processing industry is to protect raw milk from the risk of contamination by bacteria and other substances. For this, this article presents a novel inspection method that uses dual-coil inductance to evaluate the quality of raw milk. The device principally contains a silicon-based chip with two co-planar coils, which is fabricated using a simple microelectroplating process. When the coils are entirely immersed in raw milk and a specific alternating electrical signal is applied to one of the coils, the other coil induces a phase-shifted electrical signal because of the effect of eddy currents. Using the phase variation between both coils, the quality of the raw milk, in terms of the SCC (kcells/mL), can be evaluated. In this study, the characteristics of the magnetic inductance for a specified coil design and its sensing performance are simulated and evaluated using COMSOL software and by experiment. The experimental results show that higher SSCs cause larger phase shifts. This shift increases as the excitation frequency is increased. For a typical fabrication result, using a sensing coil with 25 loops, the measurement sensitivity in terms of SCC is $3^\circ/\log$ (SCC) at an excitation frequency of 9 MHz. The proposed dual-coil chip reduces size and cost and has a rapid response, which allows efficient quality inspection of raw milk.

一、前言

近幾年，台灣民眾喝咖啡的風氣快速提升，同時也間接的提升了鮮乳的需求量，然而生乳品質的良莠會影響後續鮮乳的風味及其保存期限，因此生乳的物性檢測及其品質控管，在榨乳後至加工過程中便扮演著非常重要的角色，同時也必須確保生乳在製造過程中沒被細菌或其他物質污染。此外，為了應付日漸提升的市場需求量，必須依賴高產量的乳牛以及高品質的牛乳，以提升整個乳製業的經濟效益，然而受到某些特定疾病感染的影響，容易導致乳牛的單位產量快速降低或是牛乳品質變差^(1, 2)。例如，當牛隻的乳腺組織受傷或被細菌感染發炎時，即所謂乳房炎 (Mastitis)，大量的白血球會聚集在牛乳中，並開始吞噬及消滅細菌，如圖 1 所示，導致生乳中的體細胞數 (Somatic cell count, SCC) 增加，造成產出的牛乳品質變差，嚴重者甚

至急遽的降低產量，同時也可能會增加用藥的成本、牛奶的浪費以及牛隻必須淘汰等問題。因此，若能及早得知牛隻是否感染乳房炎或是發炎的程度，將有助於酪農提早進行防範措施⁽³⁾。

一般評估乳房炎感染程度，係以體細胞數作為判斷基準，目前亦為國際上評比生乳品質的重要指標之一，其含量的多寡均會影響生乳的評級、價格以及保存期限等等。以台灣環境而言，健康的乳牛在正常情況下所生產的牛乳，其體細胞數大約維持在 20 萬 cells/mL 以下。而台灣農委會也從民國 89 年起，將生乳的計價方式改以體細胞數與生菌數作為參考依據，並將品質由優到劣依序分類為 A、B、C、D 四個等級。其中，A 級的乳體細胞數為小於 30 萬 cells/mL；B 級為乳體細胞數介於 30 萬 cells/mL 到 50 萬 cells/mL 之間；C 級為乳體細胞數介於 50 萬 cells/mL 到 80 萬 cells/mL 之間；D 級為乳體細胞數介於 80 萬 cells/mL 到 100 萬 cells/

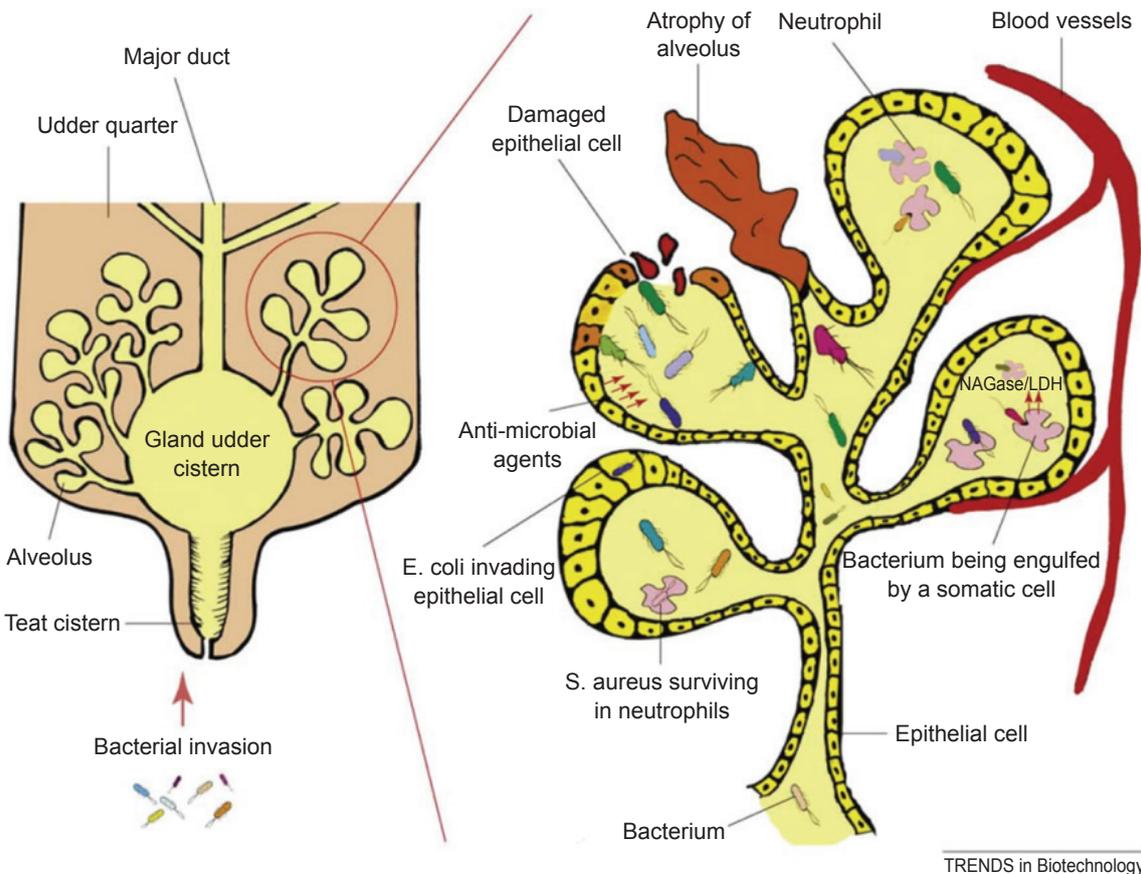


圖 1. 微生物造成乳牛的乳房發炎之示意圖⁽³⁾。

mL 之間。較高的體細胞數通常伴隨著較低的產量，同時乳品加工時可能耗費較多的成本，因此生乳的試驗及品質的控管，對於酪農及乳品加工廠是非常重要的程序^(4,5)。

為了確保優質的生乳來源並獲得較高品質的乳製品，一般體細胞數的檢測方式，在酪農端大都採用簡易的加州乳房炎試驗 (California mastitis test, CMT)，而在加工廠端則利用大型的體細胞數檢測儀 (Fossomatic somatic cell count, FSCC) 進行樣品的檢測⁽³⁾。其中，CMT 的檢測原理主要是利用包含 3% 的界面活性劑 (鈉鹽或鉀鹽) 以及 0.01% 的指示劑 (BCP 或 BTB) 製作出混和液，利用該試劑溶解白血球後，使細胞核釋出 DNA 之後產生的顏色變化進行判斷，雖然該檢測方式可以直接利用肉眼的觀察判定結果，然而人為的主觀因素可能導致判定等級的差異，且無法得知正確的體細胞數含量；至於 FSCC，目前大都採用丹麥 FOSS 公司所開發的體細胞數測定儀，如圖 2 所示，其檢測方式係利用螢光染色劑將體細胞之細胞核進行染色，之後再透過特定波長的光源照射在染色後的細胞核，以激發出螢光的圖案，最後再經由光感測器計算出體細胞的數量，其優點為樣品只需透過預熱的過程，即可上機進行自動化的快速檢測，重現性亦

高，唯其設備價格仍然過高，同時體積過於龐大，使用的場域容易受限。

除了上述商用的標準檢測方式之外，也有部分研究採用近紅外線光譜⁽⁶⁾ 與螢光激發⁽⁷⁾ 等光學特徵，或是利用樣品的電性本質，如電容⁽⁸⁾ 及電導⁽⁹⁾ 的變化，來進行體細胞數的量測，唯上述的檢測方式大多必須針對待測樣品進行複雜的前處理，設備較為昂貴且檢測成本過高，又或者無法有效的達成及時檢測的功能。然而，經由這些研究結果顯示出，牛乳通常具有一定的帶電特性，且其介電值會隨著體細胞數的多寡而產生變化。因此基於這項關聯，本研究提出一種可應用於生乳體細胞數檢測的磁感應式晶片，其關鍵技術係利用微機電系統技術將兩個獨立的平面線圈直接製作在一矽基板上，透過互感過程中，因生乳待測樣品造成兩線圈之間的相位差變化量，藉以推測出體細胞數的含量。在本研究中，共平面雙線圈的磁感應特性已透過商用的 COMSOL 模擬軟體進行分析與探討，並透過實驗的量測結果進行感測性能的驗證，後續只要透過模組化的整合開發，將可以有效的降低檢測設備成本、縮減樣品檢驗的步驟與時間，同時滿足線上即時檢測的功能，相關的檢測機制亦可應用在其他生化樣品的物性檢測。



圖 2. FOSS 公司生產的體細胞數檢測儀 (圖示來源：Fossomatic™ FC)。

二、設計與分析

本研究提出的磁感應式生乳檢測晶片，其感測機制類似於斷層掃描儀的磁感應成像原理 (magnetic induction tomography, MIT)⁽¹⁰⁾，整體架構包含兩組獨立的線圈，即激勵線圈 (excitation coil) 與感測線圈 (sensing coil)，如圖 3(a) 所示。當施加一角頻率 ω 之交流訊號於激勵線圈時，其周圍便會產生一主交流磁場 B (primary magnetic field)，此時該磁場會誘發周圍介質中的離子移動而感應

出渦電流 (eddy currents)，並產生一擾動磁場 ΔB (secondary magnetic field)，該磁場的變化便會造成感應線圈的相位輸出訊號產生飄移，如圖 3(b) 所示之相位差 ϕ (phase shift)，且根據磁感應原理，其變化量會隨著介質的導電性不同而有所差異。因此，若將生乳樣品 (specimen) 填充於兩個線圈之間，並在特定的頻率下操作，便可藉由樣品中的離子濃度隨體細胞數增加的特性，直接影響相位差的改變量，進而推測出其對應的體細胞數⁽¹¹⁾。

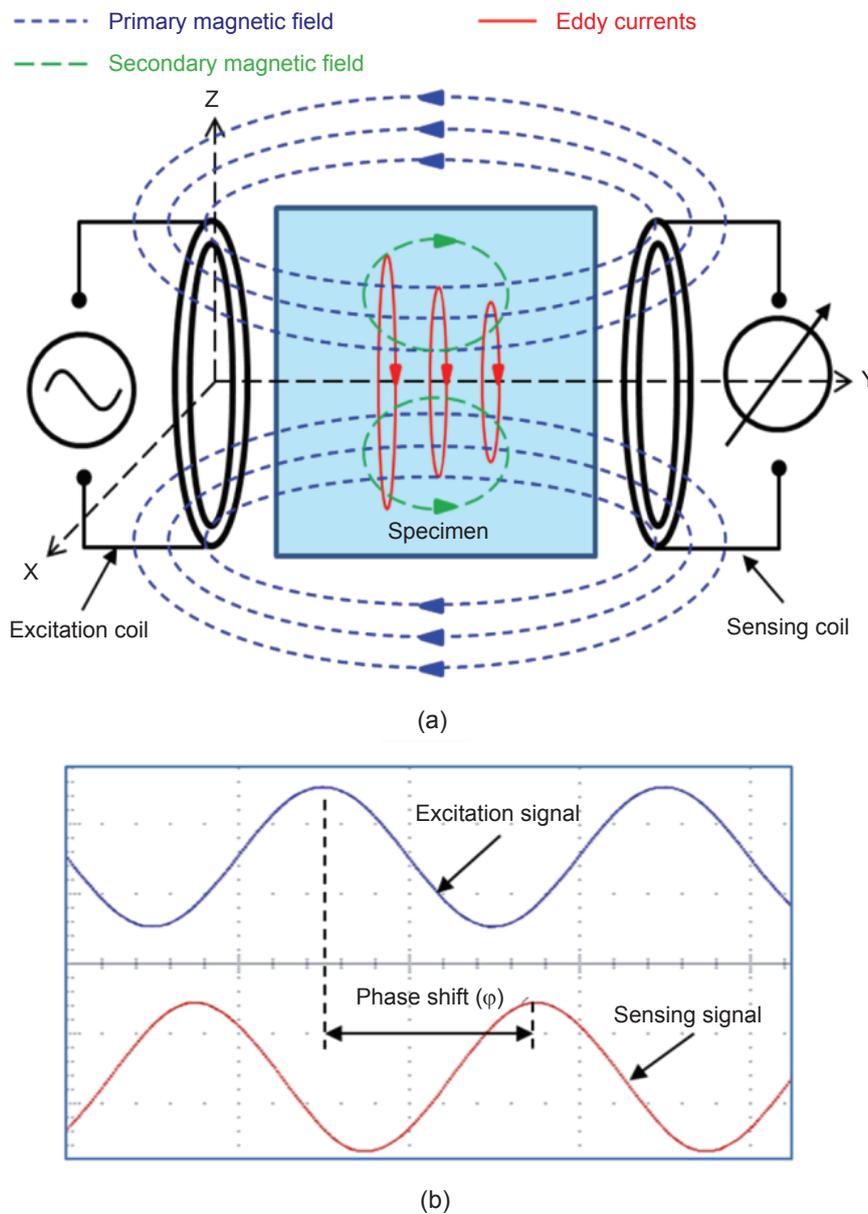


圖 3. (a) 雙線圈結構之互感機制示意圖，(b) 激勵線圈與感測線圈的相位差示意圖。

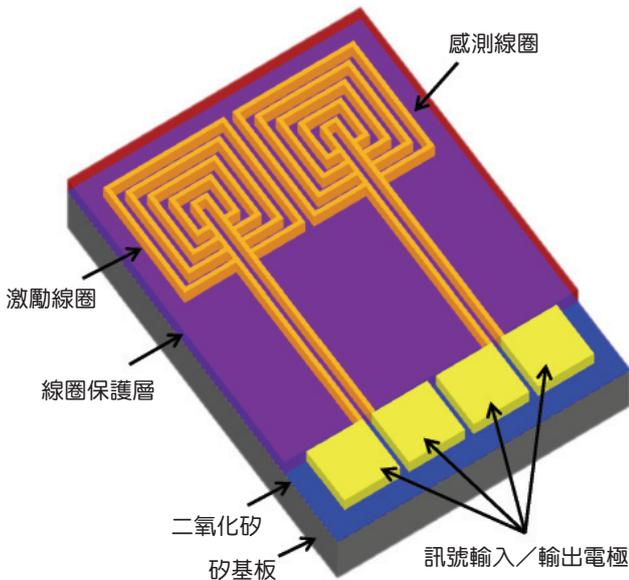


圖 4. 磁感應式生乳品質檢測晶片示意圖。

根據上述的量測機制以及為了實現高效能的感測元件，本研究利用可積體化的微機電製程技術，將激勵線圈、感測線圈以及訊號源的輸入與輸出電極整合於一矽基板上，如圖 4 所示之設計架構，最後再利用一層保護層將兩金屬線圈覆蓋，便可達到電性隔離與機械保護的目的。其中，將兩組線圈採用共平面的佈局方式，可降低製程的複雜度，同時在電性設計上較具彈性，尤其將徑向的各個環形結構以並聯的方式組成單一線圈，可以有效的降低整體的等效電阻值，因此有助於提高感測效能⁽¹²⁾。

為了初步的瞭解元件的感測模式，本研究依據圖 4 的設計架構，建立了 3D 的有限元素模型，如圖 5 所示，之後再以商用的模擬軟體 COMSOL 進行磁感應特性的分析與探討。其中，在圖 5 的元件尺寸設計方面，激勵線圈與感測線圈均定義為 25 環，並且以同心圓的並聯方式串在一起，每一環之長、寬及間隔皆為 $10\ \mu\text{m}$ ，兩組線圈最外環的間距亦設定為 $10\ \mu\text{m}$ ；至於線圈材料則假設為電鍍鎳 (Ni)，而待測物則分別選定空氣、去離子水 (DI water) 與重量百分比濃度為 20% 之鹽水，以進行定性的分析與比較，其中各材料的設定參數如表 1 所示。圖 6 所示即為施加直流 0.2 安培於激勵線圈時，兩獨立線圈的磁力線分布情形以及感測線圈的磁通密度大小之模擬結果。由所有模擬結果的左圖

表 1. 模擬分析過程所設定的材料參數。

材料	Electrical conductivity (S/m)	Relative permittivity
鎳	13.8E6	1
空氣	1.004	1.00585
去離子水	5.50E-06	78.5
20% 食鹽水	30	20

可以看出，位於激勵線圈右側的磁力線密度皆會大於左側，其原因在於感測線圈使用的結構是具有磁性的鎳金屬，因此可以有效的聚集磁力線並產生較高的磁通密度，若比較三種待測物的磁力線分布情形，並無產生明顯的差異。此外，由感測線圈的磁通量之模擬結果亦可看出，其感應的最大值皆落於最外環並緊鄰於激勵線圈的中央部位，其值約為 $0.36\ \text{mT}$ 。至於各個感測線圈的磁通密度則會隨著與激勵線圈的距離增加而快速減少，如圖 7 所示為在不同的介質情況下磁通量密度隨感測距離的變化情形，其值明顯的由 $0.36\ \text{mT}$ 快速的遞減至 $0.05\ \text{mT}$ 。由該結果也可以看出，在相同的感測線圈位置，鹽水會產生較高的磁通密度，顯示待測物的導電性會影響感應的磁場強度，進而造成磁通密度產生變化。

由於線圈環數會影響整體的等效電阻及電感值，因此本研究也針對環數分別為 15、20 及 25 的線圈進行磁感應的模擬，其結果如圖 8 所示，其中介質均假設為空氣，施加於激勵線圈的直流電源均

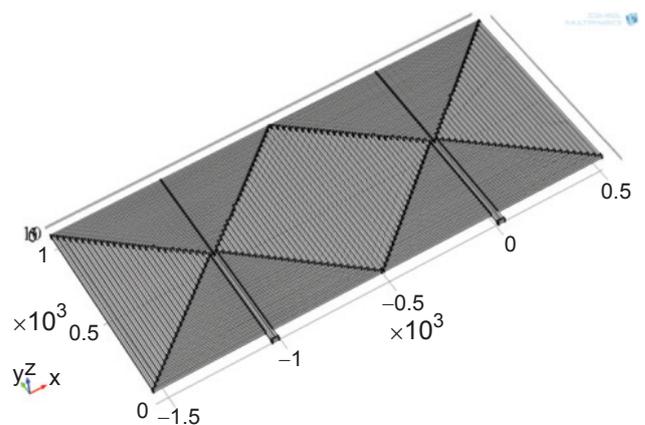


圖 5. 雙線圈結構之 3D 有限元素分析模型。

為 0.2 A。該結果顯示出，在三種不同的環數條件下，相同位置產生的磁通密度並無明顯的差異，其最大磁通密度分別介於 0.46 至 0.43 mT 之間，因此增加線圈的環數並無法有效的提高單位的互感效能。此外，從互感的模擬結果也顯示出，共平面雙線圈的感應電流方向，大都與激勵線圈的方向相反，如圖 9 所示為具有 20 環之線圈的模擬結果，

顯示整體感抗的影響程度，相較於阻抗而言會大一些，進而造成感應電流的相位會落後於激勵線圈的輸入電壓。因此，當晶片浸入在不同導電離子的生乳待測樣本時，整體的感抗將產生改變，進而導致激勵線圈與感應線圈之間的相位差產生變化，透過該方式便可以有效的推測出生乳的體細胞數含量。

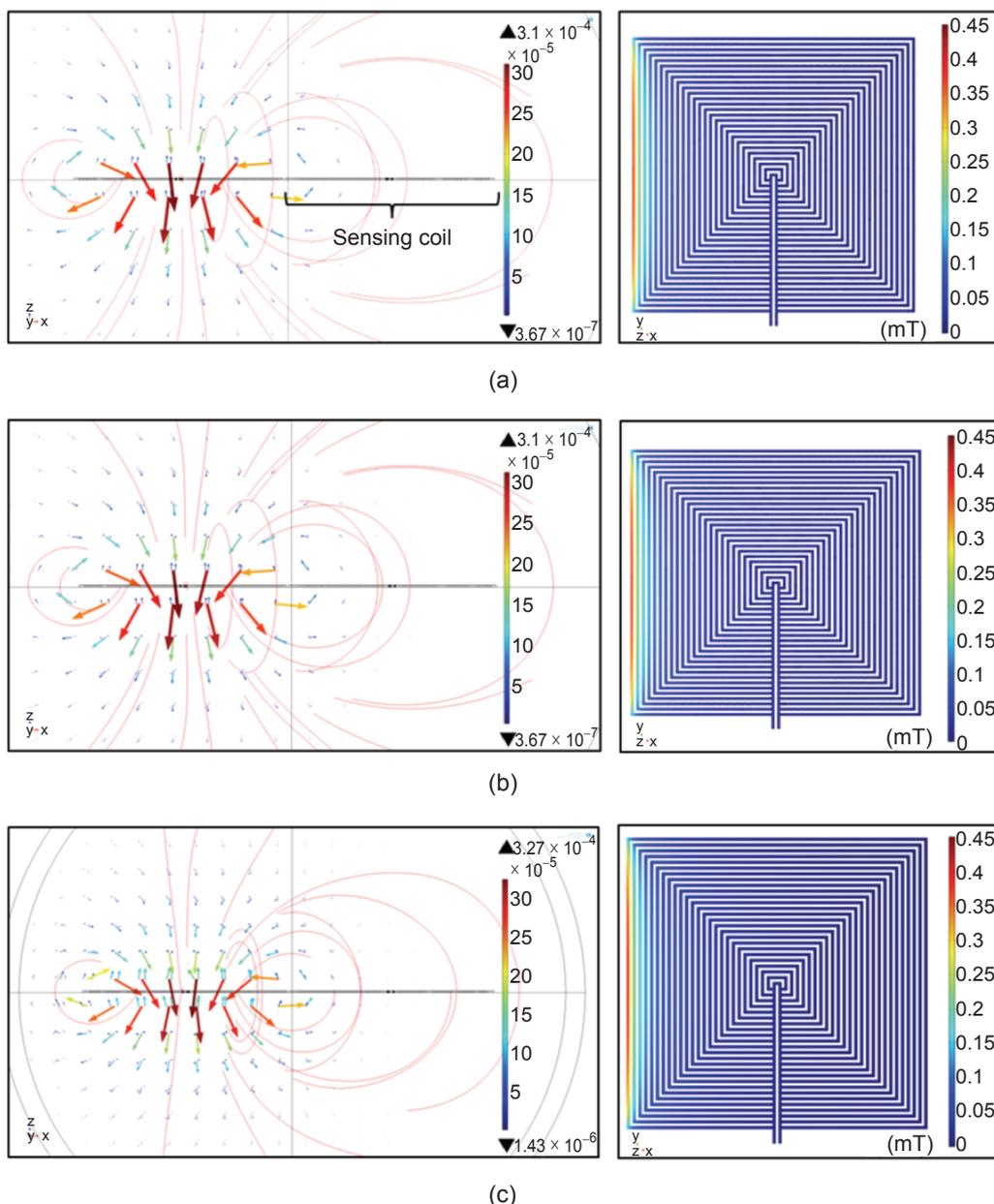


圖 6. 在不同的介質環境下，磁力線及磁通密度之模擬結果：(a) 空氣，(b) 去離子水，(c) wt 20% 鹽水。

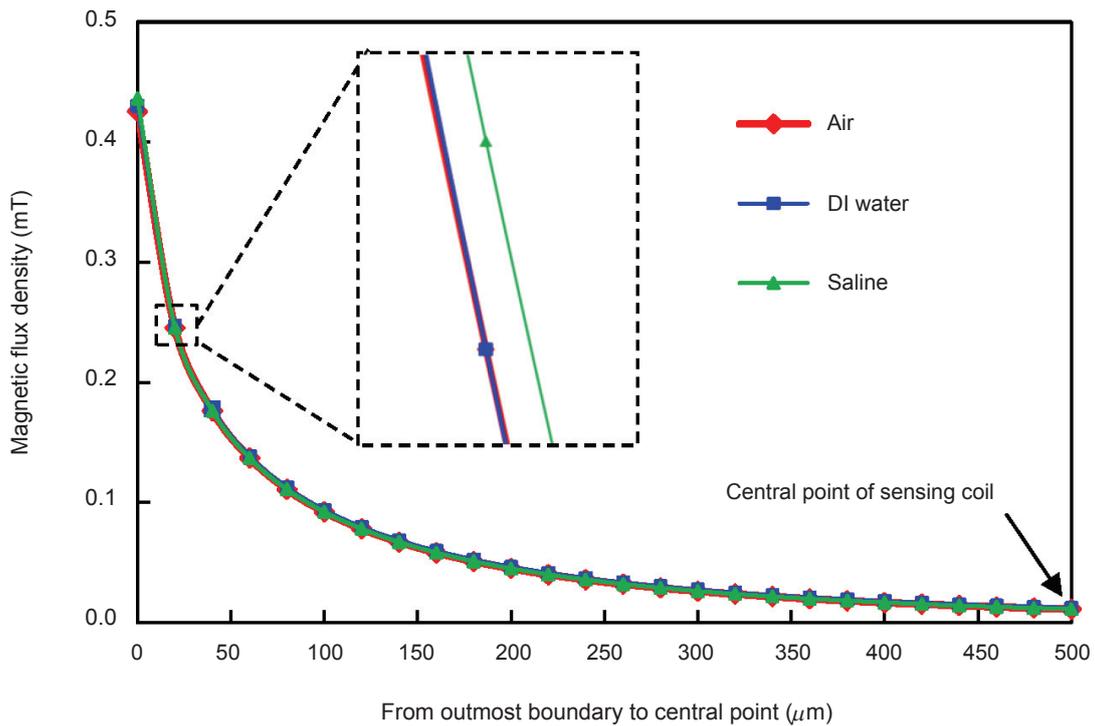


圖 7. 磁通密度隨線圈距離的變化情形。

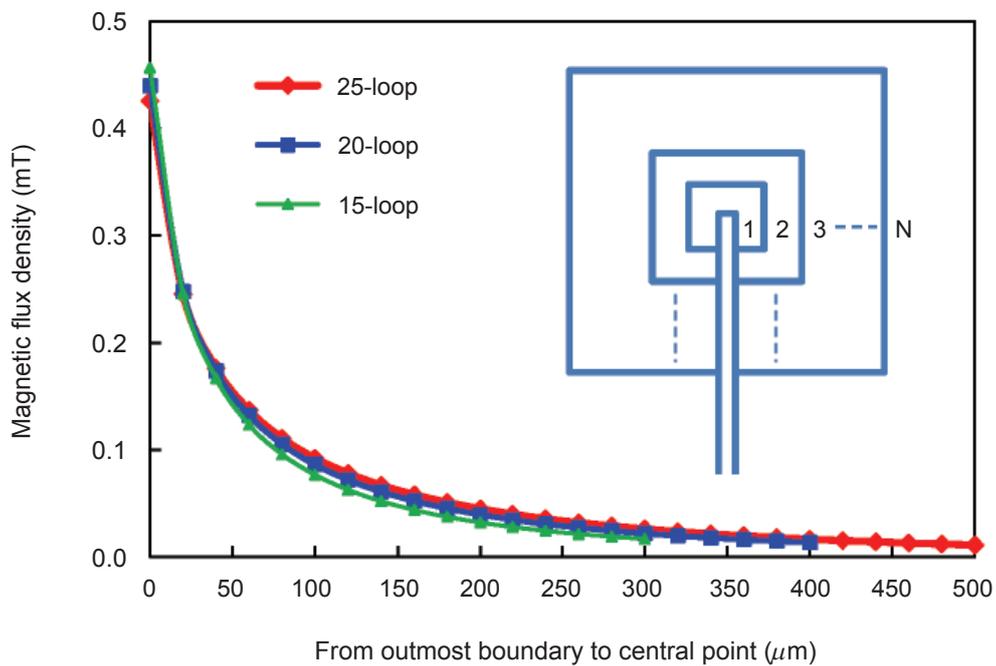


圖 8. 具有不同環數之線圈的磁通密度模擬結果。

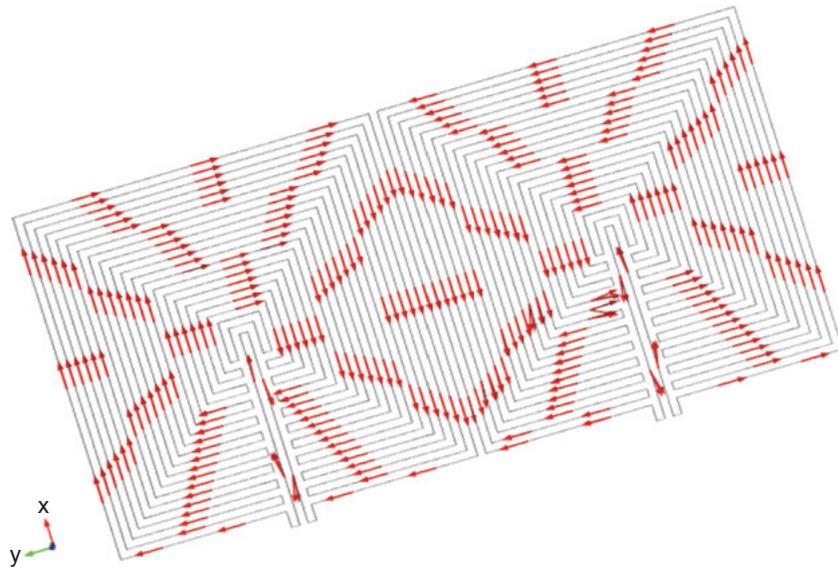


圖 9. 感應電流方向的典型模擬結果。

三、元件製作

根據前述的設計概念，本研究提出一種製程步驟較為簡單的雙線圈製作方式，透過微影、蒸鍍、蝕刻以及電鑄等製程，僅需兩道光罩即可製作出整個微結構，詳細的製程步驟如圖 10 所示。首先以矽晶片為基板，並以熱氧化方式成長一層二氧化矽當作絕緣層，如圖 10(a) 所示；接著利用蒸鍍的方式，沉積一層鈦與鎳當作助黏層以及電鑄之種子層，如圖 10(b)；之後利用微影製程定義出金屬線圈及電性的輸入輸出區域，並透過微電鑄製程將鎳金屬沉積在基板上，以同時完成激勵線圈以及感測線圈的結構，如圖 10(c) 及 (d) 所示；再以濕蝕刻方式將部分的種子層去除，以完成電性的隔絕，如圖 10(e) 所示；最後再利用光阻塗佈以及第二道光罩的定義，將光阻保護層覆蓋在整個線圈，如圖 10(f) 所示，便可完成整個檢測晶片的製作。其中，利用 SiO_2 或 Si_3N_4 薄膜也可以當作該元件的保護層，唯其製程較為複雜且側壁覆蓋率較差；此外，要減少基板的寄生效應對整個電性的影響，可以選用玻璃基板取代矽晶片，唯該方式不易與電路進行積體化的整合。

根據上述的製程規劃，實際製作完成的感測元件如圖 11 與 12 所示。其中，由圖 11 所示之切割後的四吋晶圓可以看出，由於共平面線圈的製程

較為簡單，因此良率可高達 95% 以上，而切割後的元件尺寸長寬分別為 13 mm 及 3 mm。另外，由圖 12 所示之單一感測晶片的局部放大圖也可以看出，除了電性的輸入及輸出電極區域，線圈部位已完整的被光阻覆蓋，因此能有效的提供機械保護以及達成電性隔絕的功能；此外，由掃描式電子顯微鏡 (scanning electron microscope, SEM) 的影像圖也顯示出，該製程結果與原始的尺寸設計並無太大的差異，且結構上亦無明顯的缺陷。經由各式的量測結果也顯示出，該激勵線圈與感測線圈的平面尺寸與模擬建模的尺寸均相同，每一環的線圈寬度及其間距均為 $10\ \mu\text{m}$ 左右；至於線圈的電鑄厚度則大約為 $10.7\ \mu\text{m}$ 左右，約略大於預期設計的 $10\ \mu\text{m}$ ；在電性量測方面，對於 25 環的單一線圈結構而言，其等效電阻及電感值分別為 $3.07\ \Omega$ 及 $0.07\ \mu\text{H}$ 。

四、實驗與量測

在實驗量測之前，本研究將檢測晶片整合於印刷電路板 (printed circuit board, PCB) 上，並利用打線完成電性連接，以方便後續實驗的進行。此外，為了降低環境之干擾，所有試驗皆在室溫 $25\ ^\circ\text{C}$ 、相對濕度 70% 之無塵室內進行。圖 13 所示即為實際的量測架構，其中檢測晶片的線圈部位係直接垂直浸沒於待測物之中，訊號產生器則是用以輸出特

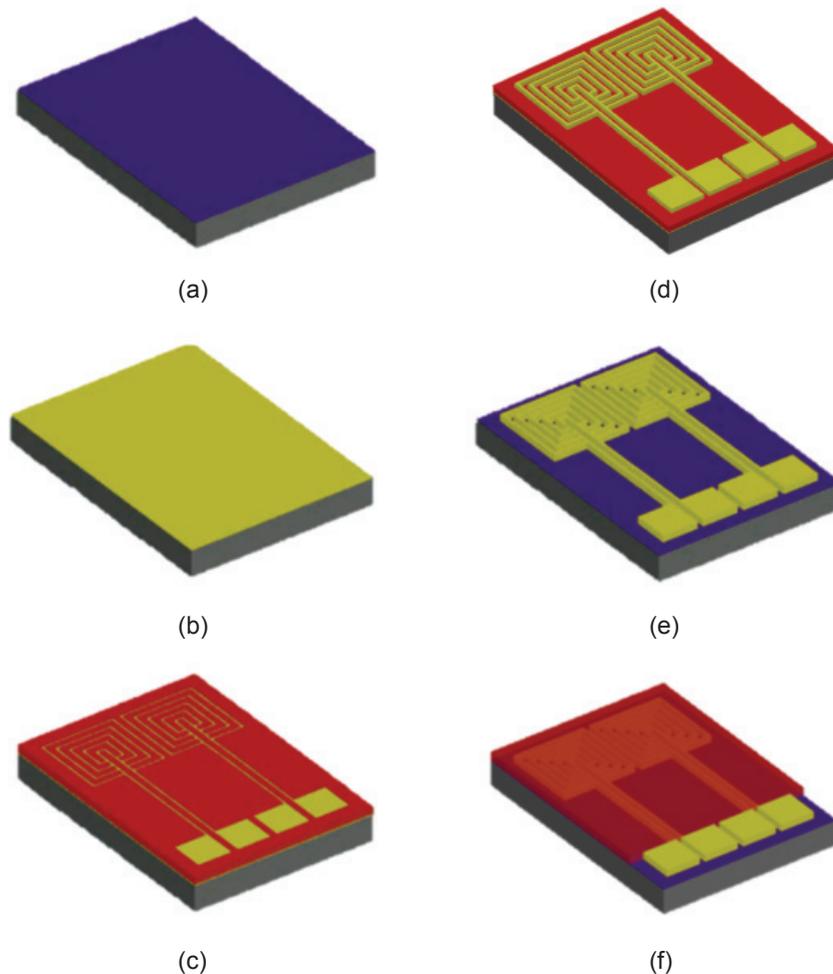


圖 10. 本研究提出之檢測晶片製程圖：(a) 沉積熱氧化層，(b) 沉積 Ti/Ni，(c) 定義金屬區域，(d) 電鑄 Ni，(e) 蝕刻種子層，(f) 製作光阻保護層。

定的電性訊號給予激勵線圈與示波器，至於感測線圈的輸出訊號則是直接串接至示波器的另一頻道，藉此獲得激勵線圈與感測線圈之間的相位差。根據上述的方式，在介質為空氣的條件下，典型的相位差之量測結果如圖 14 所示，其中輸入的交流電壓源為 $10 V_{p-p}$ 的 sine 波，操作頻率為 9 MHz。由該圖可以明顯的看出，兩組訊號之間產生了約 128 度的相位差，顯示在互感的過程中，於特定的介質環境下，線圈的阻抗大小會造成特定的相位變化。同時，經由量測並計算後可以得到該元件功耗約為 3.98 mW。

然而，為了得到較佳的操作性能，本研究先針對該晶片在不同的驅動頻率下進行互感的測試，其結果如圖 15 所示。該結果顯示出，在驅動頻率約

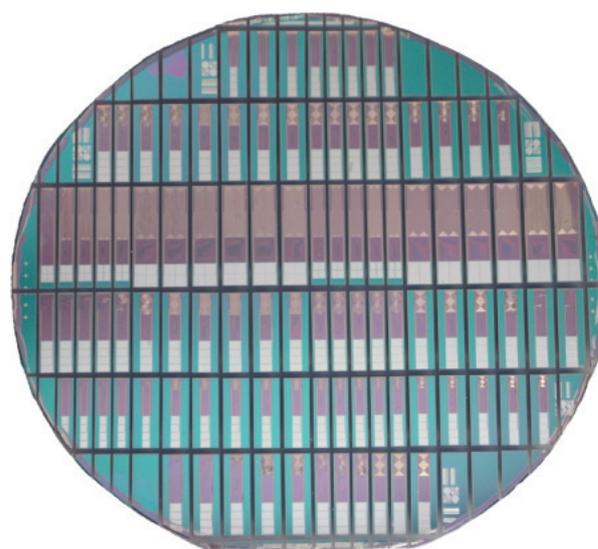


圖 11. 經切割後之 4 吋晶圓的製程結果。

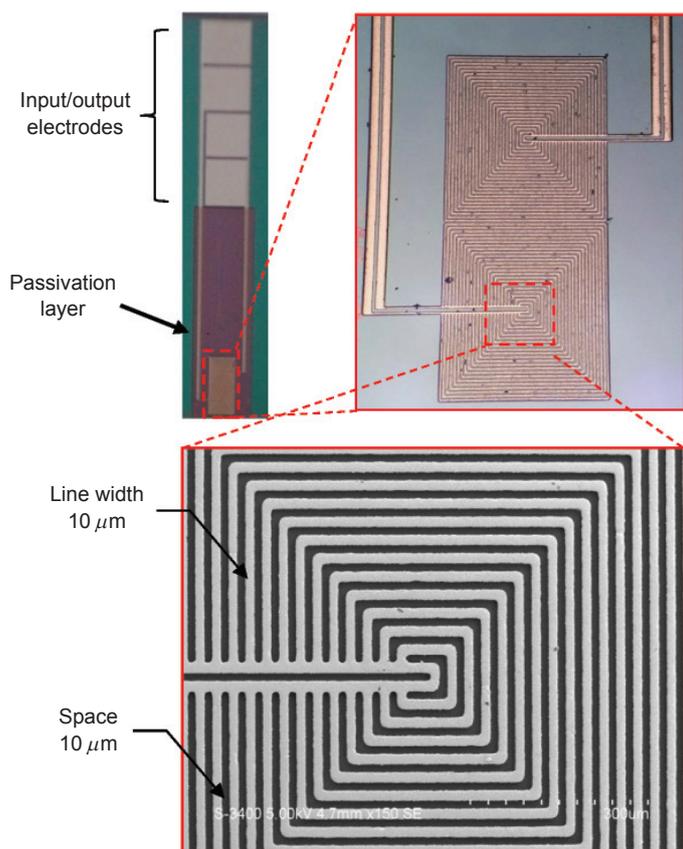


圖 12. 以光學顯微鏡及掃描式電子顯微鏡拍攝之晶片實體圖。

為 9 MHz 的情況下，可以得到最大的感應電流，其值約為 28.7 mA，因此在後續的量測過程中，都會以 9 MHz 當作激勵線圈的操作頻率。另一方面，為了瞭解激勵線圈在操作時受到自熱效應的影響程度，本研究也利用紅外線熱像儀量測線圈在操作過程中產生的溫度大小，典型的結果分別如圖 16(a) 與 (b) 所示之溫度分布圖及線圈溫度隨時間的變化關係圖，其中施加在激勵線圈的電流為 0.2 A。由圖 16(b) 可以看出，在操作時間為 10 分鐘的情況下，線圈上升的最大溫度僅 0.2 °C 左右，且無太大的飄移量產生，其關鍵在於矽基板具有很好的導熱效能，因此即使在相對較大的電流情況下操作，自熱效應的影響幾乎是可以忽略的。

為了具體瞭解不同導電性的待測物對於相位差的影響並達到定量的評估，本研究先選用具有不同濃度的食鹽水當作測試樣本，主要在於鹽粒溶於去離子水中會解離出鈉離子 (Na^+) 及氯離子 (Cl^-)，因

此可以直接用來改變液體的導電性。圖 17 所示即為食鹽水濃度在百分比分別為 0% 至 20% 的量測結果，其中輸入的交流電壓源均固定為 10 V_{p-p} 的 *sine* 波。該實驗結果顯示出，相位差的大小會隨著鹽水濃度的增加而增加，且成對數的變化關係，這也表示水中含有較高濃度的 Na^+ 與 Cl^- 離子時，其導電度也會跟著提高，造成感抗的影響相對增加，因此相位差落後的角度便會減少。

同樣根據上述的實驗方法，將檢測晶片沉浸在不同樣品的生乳中，便可透過相位差的變化推測出體細胞數的含量。其中，本實驗所採取之生乳樣本均來自於同一牧場中的 65 頭牛隻，生乳在測試前並未做任何的殺菌或去脂等前處理程序，且自從榨乳後即以 4 °C 進行冷藏，當準備檢測時再將樣品取出，待其溫度達到室溫時，再於極短時間內於定溫 (約 26 °C) 的條件下完成整個量測，其單一待測物所需量測時間僅有數秒，略快於商用體細胞儀所需時間。另一方面，為了真正得知各個生乳樣品本身實際的體細胞數含量，相同的測試樣品在同一時間也直接的分送至行政院農委會畜產試驗所的新竹

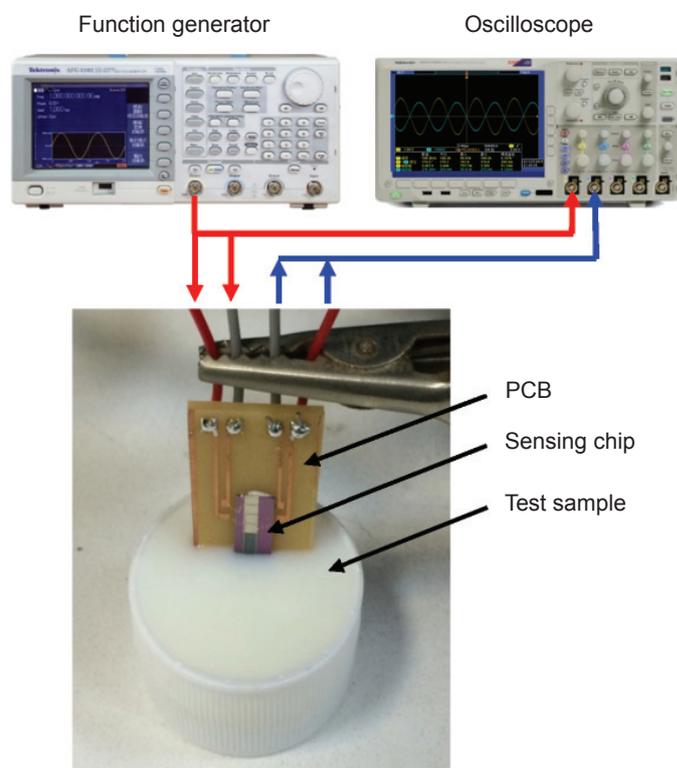


圖 13. 互感特性的基本量測架構圖。

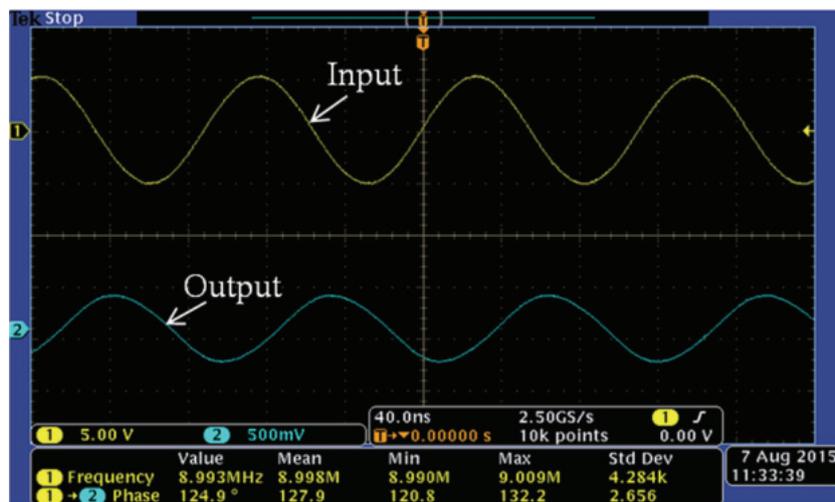


圖 14. 在空氣中的相位差量測結果。

分所，並利用該單位的商用體細胞數檢測儀進行精密的量化檢驗，以作為量測數據的對照組。

圖 18 所示即為利用感測晶片量測之相位差對應於體細胞數檢測儀之檢驗結果的關係圖，由該圖可以明顯的看出相位差會隨 $\log(\text{SCC})$ 的增加而增加，且大致呈線性的關係變化 (R^2 約為 0.87)，在體細胞數含量為 2 至 500 kcells/mL 的樣本中，相位差的變化會由 65° 變化至 86° ，即超過 20° 以上的相位差變化量，若與先前的鹽水樣本相比較，兩者的量測結果具有同樣的變化趨勢，顯示生乳的導電度與體細胞數之間存在著強烈的正向關係。此外，由圖 18 也可以看出當體細胞數較少時，相位差的偏差量範圍越大；當體細胞數偏高時，相位差

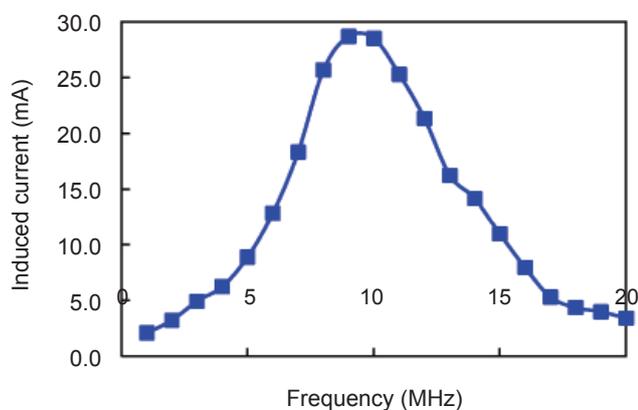
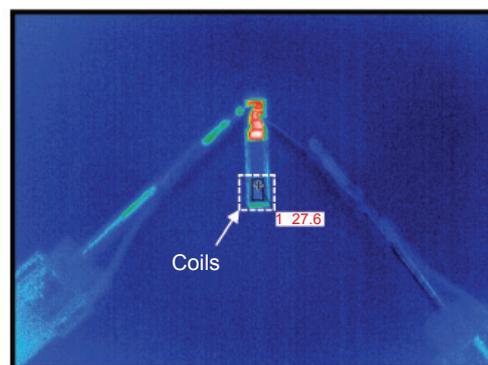
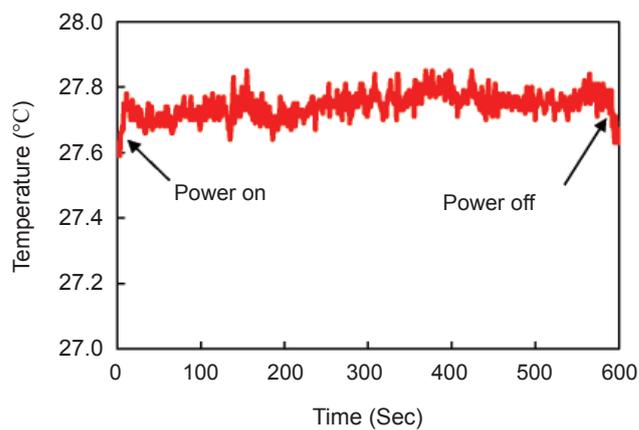


圖 15. 感應電流在不同操作頻率下的量測結果。



(a)



(b)

圖 16. 線圈自熱產生的溫度量測結果：(a) 溫度分布圖，(b) 溫度隨時間的變化關係。

的偏差範圍則明顯縮小，顯示對於低體細胞數的生乳，其互感的訊號較不穩定，因此量測的誤差範圍較大。然而，根據圖 18 的適配結果，依然可以得到其量測靈敏度約為 $3^\circ/\log(\text{SCC})$ ；另外，經過計算得到該元件精確度約為 98.3%，因此，相較於一般的加州乳房炎試驗，利用本研究開發的生乳品質檢測晶片，不但可以有效的提高檢測的靈敏度與精確度，與大型的體細胞數檢測儀相較下，也同時也可以滿足微小化、製程簡單與即時檢測之功能。

五、結論

本研究成功的利用微機電製程技術製作出雙線圈磁感應式的生乳檢測晶片，並經由檢測樣品所造成的相位差變化，及時的檢測出生乳的體細胞數含量。在本研究中，共平面雙線圈的互感特性，已透過模擬軟體的分析進行互感效能的評估。實驗結果也驗證，在特定的頻率下操作，相位差與體細胞數的含量大致成對數的線性關係；在操作頻率為 9 MHz 的情況下進行量測，可以得到最大的感應輸出訊號。經由不同的生乳樣本之量測結果，可以得到感測元件的量測靈敏度為 $3^\circ/\log(\text{SCC})$ ，精確度約為 98.3%。由於本研究開發的磁感應式檢測晶片，能夠在 2-3 秒內完成生乳的體細胞數檢測，因此可適用於線上即時檢測模式，後續透過線圈的幾何優化設計，更有助於提高感測的靈敏度及其操作效能；除此之外，透過積體化的微製程方式，可以簡易的製作出微小化及高效能的單一檢測晶片，同時批量製造的優勢可以有效的降低成本，並易於與一般積體電路進行整合。後續只要透過模組化的構裝，降低各式環境雜訊的影響，將有助於提高感測的精確度以及重現性，並有機會滿足商品化的規格需求。

誌謝

本研究感謝行政院科技部相關計畫之經費補助，同時亦感謝國立交通大學奈米中心、國研院國家奈米元件實驗室、國研院儀器科技研究中心、逢甲大學共同貴重儀器中心以及農委會畜產試驗所新竹分所的協助，使得本研究得以順利進行。

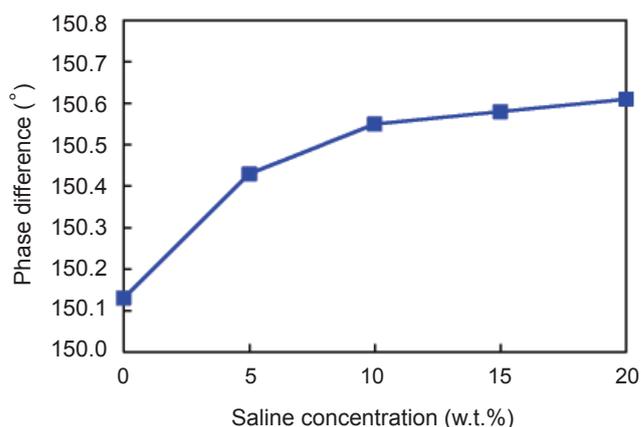


圖 17. 鹽水在不同濃度情況下的相位差變化關係圖。

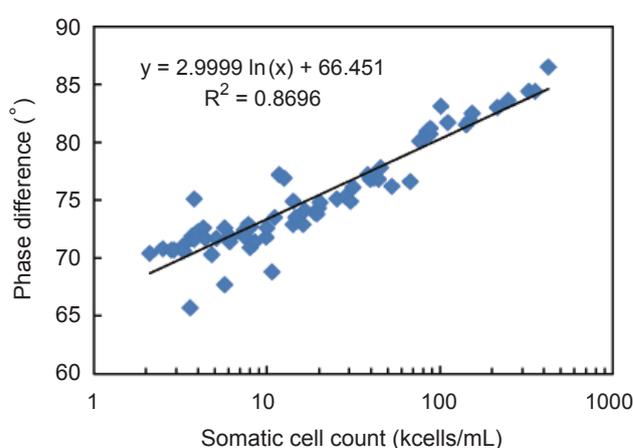


圖 18. 相位差隨不同體細胞數含量的變化結果。

參考文獻

1. National Mastitis Council, Current Concepts of Bovine Mastitis (4th Edn.), National Mastitis Council, (1996).
2. C. Yalcin, Turk. J. Vet. Anim. Sci., **24**, 465 (2000).
3. C. Viguier, S. Arora, N. Gilmartin, K. Welbeck, R. O' Kennedy, Trends in Biotechnology, **27** (8), 486 (2009).
4. R. J. Harmon, "Somatic cell counts: a primer," National Mastitis Council Annual Meeting Proceedings, 3-9 (2001).
5. 李素珍, 酪農天地, **60**, 43 (2004).
6. R. Tsenkova, S. Atanassova, S. Kawano, K. Toyoda, Journal of Animal Science, **79**, 2550 (2001).
7. F. J. Ferrero, M. A. Pérez, M. G. Vega, IEEE Trans. on Instr. and Meas., **51**, 320 (2002).
8. G. J. Grillo, M. A. Pérez, J. C. Anton, F. J. Ferrero, "Direct-Evaluation of the Fresh-Milk Somatic Cell Concentration (SCC) through Electrical Permittivity Measurements," IEEE Instr. and Meas. Tech. Conf., May, 153-157, 21-23 (2002).
9. F. J. Ferrero, M. Valledor, J. C. Campo, Measurement, **47**, 855 (2014).

10. H. Griffiths, *Meas. Sci. Technol.*, **12**, 1126 (2001).
11. W. Li, S. Liao and C. Tsou, *Sensors and Actuators A: Physical*, **241**, 96 (2016).
12. I. M. Khan, S. Khan, O. O. Khalifa, "Wireless Transfer of Power to Low Power Implanted Biomedical Devices: Coil Design Considerations," *Instrumentation and Measurement Technology Conference*, May 1-5, 13-16 (2012).



李瑋晨先生為逢甲大學自動控制工程學系碩士。

Wei-Chen Li received his M.S. in automatic control engineering from Feng Chia University.



鄒慶福先生為國立清華大學動力機械工程博士，現任逢甲大學自動控制工程學系教授。

Ching-Fu Tsou received his Ph.D. in power mechanical engineering from National Tsing Hua University. He is currently a professor in the Department of Automatic Control Engineering at Feng Chia University.