

## 前瞻性

預防乃遠勝於治療，預防的其中關鍵之一為如何及時即刻感測取得個人健康生理資訊，以預防可能性的生理病變及早改善與治療，以搶得先機避免悲劇。人體組織異常的檢測(如癌細胞檢測)是一個極重要的研究領域。雖然在過去幾年中已取得了許多的進展，但對某些類型的癌症，如肺癌(Lung Cancer)，目前的方法診斷與檢查仍有許多缺陷。根據美國國家癌症研究所(National Cancer Institute, NCI)指出，在全球世界各地，癌症相關死亡種類之中，肺癌在所有癌症中，是罹患數量最多的癌症種類，也就是頭號殺手!然而其一般預防檢測是有相當差異與誤判的盲點。整體上而言，罹患肺癌於後五年之總生存率才平均約為 16%[1]。因此如何及早發現，才是耽誤之急。目前常見檢測方法和診斷為影像學檢查，如電腦斷層掃描(CT)掃描、X 射線和核磁共振成像(MRI)等。一般癌症檢測，經常是費工耗時，相當的不便，使得一般民眾接受定期檢查意願不高。此外，當初步檢測到異常時，會進行更深入的額外的測試，如探針穿刺(Needle)活體檢驗、肺部切片(Biopsies)檢查等，以非常侵入性和冒著額外人體手術風險的方式進行檢驗，且仍有可能發生誤判斷[2]。因此如何快速方便且準確的篩選檢驗，乃人們所關切的。

低侵入式生醫感測裝置介紹上，低侵入式技術已在近年逐漸受到重視，包括最少侵入裝置(Minimally invasive devices)、醫學影像(Medical imaging)輔助醫療程序、微型化裝置(Microminiaturized devices)、雷射診斷與治療(Laser diagnosis and therapy)、機器人手術裝置(Robotic surgical devices)、非侵入式感測器輔助(Non-implanted sensory aids)、低侵入式心血管及神經外科導管、內視鏡等。低侵入式裝置的定義是醫師在不動刀或是微創手術原則下，藉由影像診斷設備或生理訊號感測裝置對患者進行診療或生理訊號監控，如 CT、X 光機、超音波的輔助，以引導鋼絲將導管循血管或神經送達發病部位進行診療。低侵入式裝置的特性是侵入範圍和深度不大，如表皮、口腔、眼結膜等處，可以使風險降低、術後恢復快，且可輕易設置在人身體當中，以避開皮膚的阻擋，但又隨時可輕易取出，如假牙與隱形眼鏡等日常用品，如此當我們利用這些裝置來進行生理信號量測，就可以將把受測者的不適感降到最低。電磁波應用於低侵入式生醫感測領域將是未來無線技術應用研究的主流之一。目前已知各種人體組織呈現相當明確的頻率介電係數(Effective Dielectric Constant)特性[3]-[4]，被證明可使用高頻微波方法執行非侵入性(Non-invasive)感測，是一個重要研究的領域。

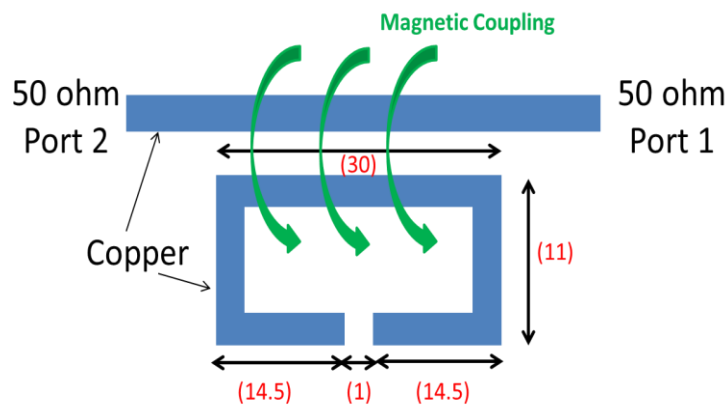
而在生理資訊的即時擷取的條件下，可嘗試使用無線射頻識別技術(RFID)、能量回收(Energy Harvesting)等概念相結合之感測系統，為我們實現接收資訊的接收架構。隨著近年來 RFID 大量地研討與產業界導入的嘗試中被提出，開展了感測系統的另一個跨時代革命。RFID 非接觸式的數據擷取的應用範圍極廣，整合了 RFID 與 Sensor 原本的發展方向與應用面，目前主要運用在軍事用途、環境監測、健康運用、家庭整合協助與其他各類型的需求，可說 RFID Sensor 的無限延伸應用，使生活更加便利與優質；在健康照護產業發展與醫療產業的需求趨勢下，目前我們所開發之 RFID Sensor 著重於醫療即時檢測性，並整合開發適用於醫療管理與生理監測系統之 RFID Sensor。本感測系統兼顧提供醫療服務便利性、低風險性、使用者的舒適性與快速性等。將高頻微波優點結合超材料低侵入式感測結構，搭配 RFID Sensor 全程即時快速監測之概念，使得此快速篩選將會產生一個非常具有成本效益的癌檢測方法。

## 創新性

人體組織的介電係數是於人體器官或大範圍表皮組織是均勻性分布；然而，特別是當某一疾病存在時，在病變發生的組織區域中，其介電係數相對於鄰近的正常組織是不同的。由此相對性不正常誤差，使得我們得已檢測出異常組織的差異，與相對位置。希望將微波感測技術特色，使得感測端具有更高的使用自由度，不受限感測空間、待測物幾何形狀限制，且同時兼具微波非侵入式偵測特色。因為感測原理為電磁波，可結合天線與無線收發端，未來甚

至是可將此感測原理發展成遠端無線偵測或系統積體化，達到隨時即刻且大規模快速的癌細胞篩選檢測，及早發現，搶救黃金的及早治療時間。

已知平面 SRR 檢測電路陣列內，它是可以跟踪每個單獨的頻率諧振峰值(Frequency Resonance)[5]，和從它的共振頻率偏移(Frequency Shift)變化來對組織的介電特性做數值分析與判定。在過去的文獻中，SRR 感測器陣列能夠提取放置於敏感區域(及開口位置)的任何待測物的介電性能，是已被提出說明和探討的。一般設計上，會使待測物置放於 SRR 開口上，其等效介電係數會近似一相對應電容值，使得整體 SRR 會產生對應的共振頻率，以此判定待測物相對介電係數。選擇環形諧振環的原因，是訊號源的激發電磁場可輕易強烈耦合至環形振盪環，使其有較佳的效能反應，擁有高靈敏度。其電路架構如圖一所示，當磁場耦合到 SRR 時，一個外部源使強制位移電流通過環形封閉環，其間隙相當於一個分佈電容，可模型(Model)成一變化電容值。整體上可分成兩部份探討：饋入微帶線與金屬環形共振環，接著合併研究分析，考慮彎折情況。整體 SRR 的等效電路的諧振器和其電器的尺寸是可非常小的，它們可以被開發、經設計成非常小的元件，這是非常重要的諧振器微波器件特性，特別是適用於超薄微型醫療裝置的應用上。

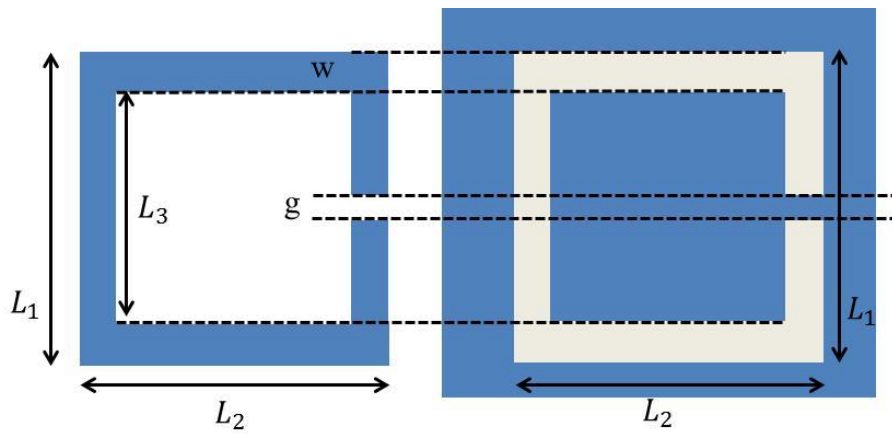


圖一、CSRR 尺寸架構圖與耦合示意圖(unit : mm)

互補式開口環形共振環(Complementary Split Ring Resonator, CSRR)為一般熟悉之SRR微波共振體結構互補映射至Ground，其原型(Prototype)平面(Flat)激發CSRR陣列(Array)感測基板之特性已被提出驗證。已知互補式的平面金屬結構是透過原架構中金屬與孔隙之間映射互換，孔隙為獲得取代原來的結構中的金屬部分，而金屬則換成孔隙[13]。由於其對稱性，假設其金屬板的厚度是零，以及電導率為無窮大（完美電導體），則孔隙的行為如完美磁導體。在這種情況下，原來的SRR結構和它的互補架構是有效雙重性(Dual)，及電場與磁場將互換。

$$F' = (E', H') = (-\sqrt{\mu/\epsilon} * H, \sqrt{\epsilon/\mu} * E)$$

於本計畫中的兩種類型諧振器中，電容的電流路徑有直接依賴於介質的介電常數，而電流路徑的電感具有直接依賴於介質的導磁性。由於激發互補式諧振環的電場極化方向，是互補式諧振環的平面法線向量方向，所以互補式諧振環對感測待測物介質的介電常更是靈敏。類似地，諧振環則是對的待測介質的導磁性有較佳的反應。在諧振環中，電場方向與強度將被限制之在環形痕跡中。因此，它是難以用電場對樣品材料做相互作用的。但另一方面，磁場分佈則可以很容易地影響的樣品材料。以一個CSRR的情況下，磁場和電場的行為是互換。因此對介電特性而言，CSRR預計將表現為一個更好的感測器。本計畫是以互補式開口環形共振環(CSRR)為主要實現架構。而分析設計上，可將目前SRR的成熟分析理論，透過雙重性，套用至CSRR。於此，將可簡化設計流程，並加快設計。



圖二、CSRR 與 SRR 映射架構示意圖(藍色部分為金屬)

### 共振腔微擾理論與應用

已知，於共振腔的形狀上或置入一介電質物體或金屬塊，此放入於共振腔內的物體或腔體的改變會使得共振腔的共振頻率有所移動，稱微擾(perturbs)，於此可反推得此物體的介電常數或形變量。於諧振頻率時，共振體結構中的存儲電場能量和磁場能量是必須彼此相等的。當材料與所存儲的磁和/或電場能量做相互作用或也就是當此材料對場分佈做擾動，諧振頻率將有所變化。而諧振頻率的變化和樣品材料特性的彼此相關可由下述式[30]：

$$\frac{\Delta f_r}{f_r} = \frac{\int_v (\Delta \epsilon \mathbf{E}_1 \cdot \mathbf{E}_0 + \Delta \mu \mathbf{H}_1 \cdot \mathbf{H}_0) dv}{\int_v (\epsilon_0 |E_0|^2 + \mu_0 |H_0|^2) dv}$$

利用開口環諧振器作為感測器件已被多方提出用應用[1]-[4]。首先[1]之多通道薄尖端感測器，於同時檢測上，特殊設計SRR 2-D感測陣列器可以同時檢測出多個樣品存在於平面上時。使用微帶線耦合每一組不同尺寸之開口環諧振器（諧振環），因開口端有尖端設計，塑造每個開口感測區的強烈約束電場，使其每個SRR擁有獨特的高Q值諧振於此開口區域。而[2]提出一種更佳優化的二維感測器陣列[3]成一多重的兩維結構。利用此2-D陣列帶來了額外的優勢，可加更加同時偵測樣品數量，並同時數值量化，求出其相對應之介電係數。此外，本篇還說明了，使用多個環，也就是使用多個SRR內環數量，可提升感測靈敏度[4]。

接著，互補式開口環型諧振器的感測上，微型尺寸的準靜態CSRR諧振器使用，可作為一個電磁近場感測探頭已被證明。同樣是在微帶線能量耦合饋入下，因CSRR雙重性相對於SRR，共振時其電場主要分布在孔隙之中，並且是蝕刻在一傳輸微帶線的另一端接地面上，所以待測物只需直接擺放於Ground平面上即可。而非SRR中，還須考量如何擺放。CSRR感測器只需要簡單的樣品備製，測試樣品材料是只需要直接連接微帶線平面下面的CSRR，很容易量測測試。

### 環形共振環設計

在本計畫中，是使用微帶線諧振器的技術來實現檢測電路，當樣品材料放置在感測區域時，能夠提取其介電性能。感測區域和激發的電磁場響應考慮選擇結構的主要因素。一般而言，一個環形震盪器的幾何形狀是被設計產生一循環電流路徑，由路徑上的等效電感和電容決定共振頻率。由於其相對非常小的電氣尺寸，特別適用於感測應用上。

方圓型圓環，多個分割環形諧振器，螺旋諧振器，和迷宮式諧振器被設計用來產生由於循環電流路徑上的電容和電感。電流路徑上的電容，直接依賴關聯於基板的介電常數，電流路徑的電感則是與基板材質的磁導率有關。由準靜態等效電路模型，推導出不同類型的諧振器的分析和設計。通常使用兩種類型的諧振電路器：分割環形諧振器（SRRs）和互補開口環諧振器（CSRRs）於微波檢測技術應用上。

### 環形共振環等效電路

首先，SRR的尺寸大小，需遠小於自由空間時的共振波長。在一般的情況下，尺寸大約為其十分之一。採用的是準靜態(Quasistatic)分析方法。假設，當外部磁場(External Magnetic field)  $B = B_z^{ext} \exp(i\omega t) \hat{z}$  被施加於SRR粒子時，將產生電動勢  $\varepsilon \cong -i\omega\pi r_0^2 B$  於環型線路中，且誘導創建一個電流沿著環行線路中。而在環形金屬之中的間隙，則為一個分佈式電容。對電荷守恆來說：

$$\frac{dI}{d\phi} \cong -i\omega r_0(\lambda_i + \lambda_o) = 0$$

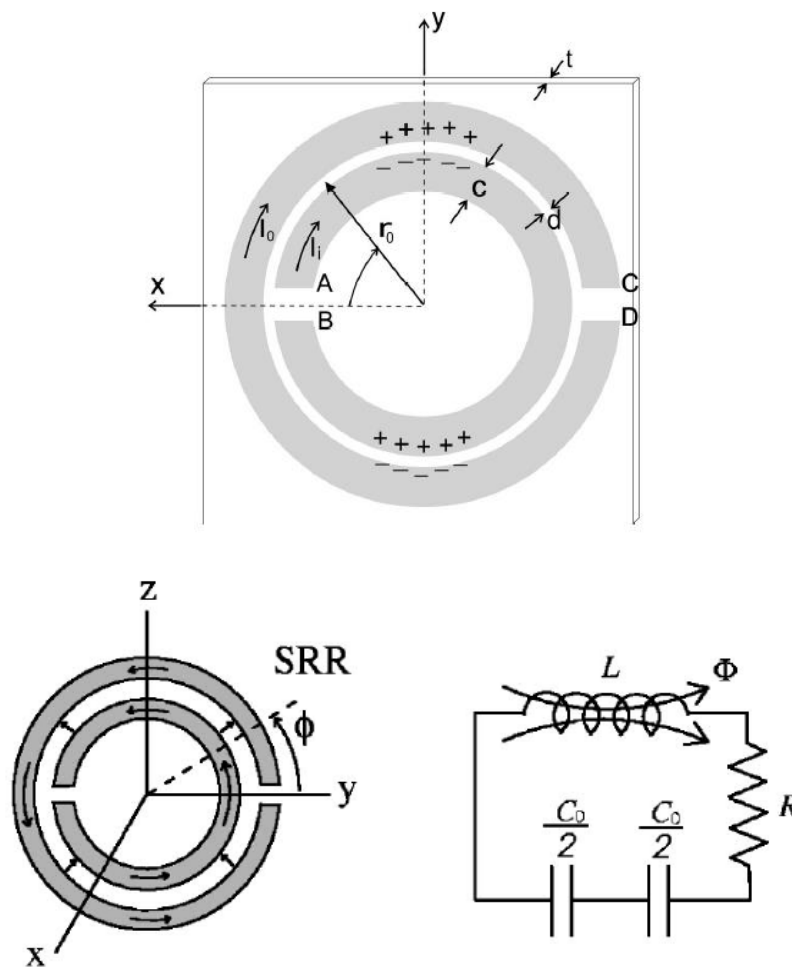
$I$ 是雙環上的總電流，而 $\lambda_i$ 與 $\lambda_o$ 則為單位長度電荷量，分別於內外環上。上式也說明，雙環上的總電流 $I$ 是獨立於 $\phi$ 。然而，內環 $I_i$ 與外環 $I_o$ 和 $\phi$ 關係是符合下述式：

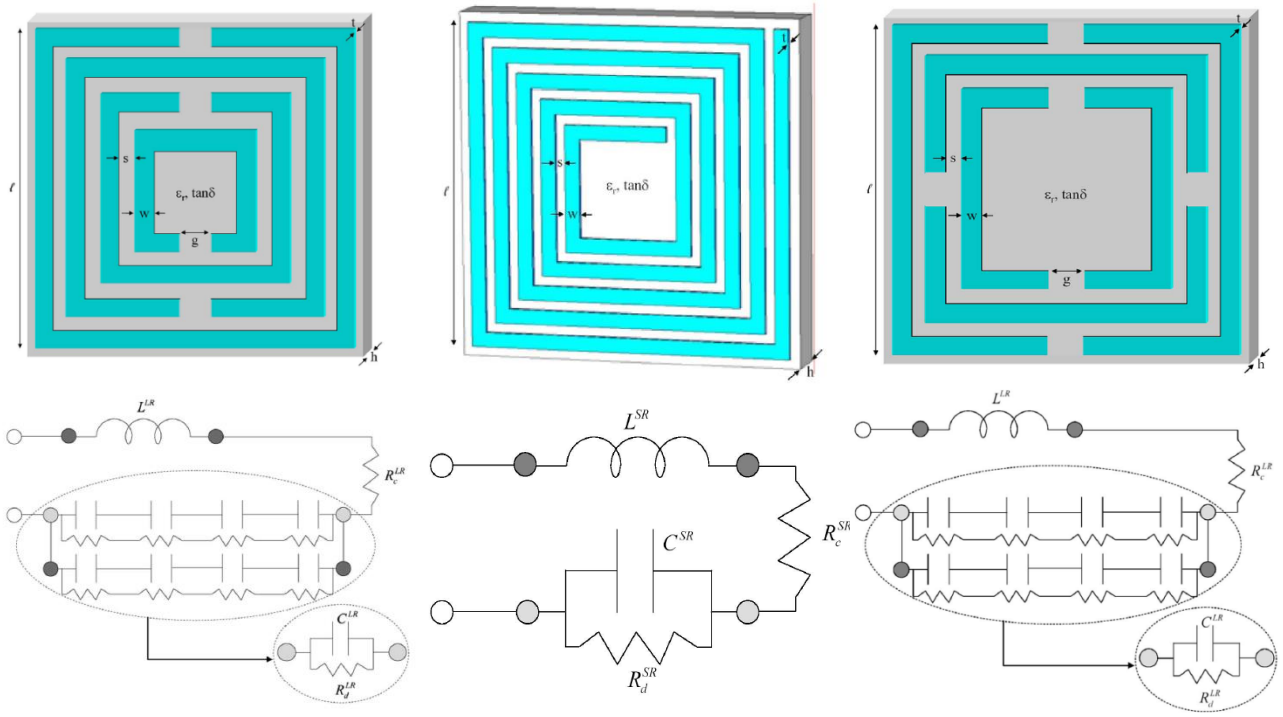
$$\frac{dI_{i,o}}{d\phi} \cong -i\omega r_0 \lambda_{i,o} = -i\omega r_0 C(V_i - V_o)$$

其中 $C$ 是環隙間的單位長度電容值，而 $V_{i,o}$ 是沿內圈和外圈之準靜態電壓。此準靜態電壓可分別標記為A, B, C和D點之中。可以使用法拉第電磁感應定律，建立下式關係：

$$V_A = V_D = -V_B = -V_C \cong i \frac{\omega}{2} (LI + \pi r_0^2 B_z^{ext})$$

分析式還顯示出該SRR具有共振頻率在 $\omega_o^2 = 2/(\pi r_0 CL)$ ， $L$ 是SRR總電感。





$$C^{MSRR} = \frac{N-1}{2} [2\ell - (2N-1)(w+s)] C_0$$

$$L^{MSRR} = \frac{\mu_0 \ell_{avg}}{2} 4.86 \left[ \ln \left( \frac{0.98}{\rho} \right) + 1.84\rho \right]$$

$$C^{SR} = \frac{\ell}{4(w+s)} \frac{N^2}{N^2+1} \times \left[ \ell(N-1) - \frac{N^2-1}{2}(w+s) \right] C_0$$

$$L^{SR} = \frac{\mu_0 \ell_{avg}^{SR}}{2\pi} \left[ \ln \left( \frac{\ell_{avg}^{SR}}{2w} \right) + \frac{1}{2} \right]$$

$$C^{LR} = \frac{C_0}{16} \left\{ (N-1) \left[ 4(\ell-g) - \frac{N}{2}(s+2w) \right] \right\} + 2N\epsilon_0\epsilon_r^{sub}(\epsilon_r, h, w, s) \frac{2w + \sqrt{2}g}{\pi} \operatorname{arccosh} \left[ \frac{2w+g}{g} \right]$$

$$L^{LR} = \frac{\mu_0 \ell_{avg}^{LR}}{2} \frac{1}{4} \left[ \ln \left( \frac{\ell_{avg}^{LR}}{w} \right) - 2 \right]$$

## Reference:

- [1] <http://www.cancer.gov/>.
- [2] M. Puentes, C. Weiß, M. Schüßler, and R. Jakoby, "Sensor Array Based on Split Ring Resonators for Analysis of Organic Tissues," in *Proc. IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest*, Baltimore, MD, USA, June 2011.
- [3] P. Gascoyne, J. Noshari, F. Becker, and R. Pethig, "Use of dielectrophoretic collection spectra for characterizing differences between normal and cancerous cells," *IEEE Trans. Ind. Appl.*, vol. 30, no. 4, pp. 829–834, Apr. 1994.
- [4] H. P. Schwan, "Electrical properties of tissues and cell suspensions: Mechanisms and models," in *Proc. 16th Ann. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, Baltimore, MD, Nov. 1994, pp. A70–A71.
- [5] M. Puentes, M. Maasch, M. Schüßler, and R. Jakoby, "Frequency Multiplexed 2-Dimensional Sensor Array Based on Split-Ring Resonators for Organic Tissue Analysis," *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. 60, no. 6, June 2012.
- [6] J.-S. Hong and M.J. Lancaster, "Coupling of Microstrip Square Open-Loop Resonators for Cross-Coupled Planar Microwave Filters," *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. 44, no. 11, pp. 2099–2109, Nov. 1996.
- [7] R. E. Munson, "Conformal microstrip antennas and microstrip phased array," *IEEE Trans. Antennas Propagat.*, vol. AP-22, pp. 74–78, Jan. 1974.
- [8] I. Wolff and N. Knoppik, "Rectangular and circular microstrip disk capacitors and resonators," *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. MTT-22, pp. 857–864, 1974.
- [9] S. M. Ali, T. M. Habashy, J.-F. Kiank, and J. A. Konk, "Resonance in Cylindrical-Rectangular and Wrap around Microstrip Structures," *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. 37, no. 11, Nov. 1989.

- [10] K.-L. Wong, *Design of Nonplanar Microstrip Antennas and Transmission Lines*, John Wiley & Sons, Inc., 1999
- [11] P. Troughton, "Measurement technique in microstrip," *Electron. Lett.*, vol. 5, no. 2, pp. 25–26, Jan. 1969.
- [12] I. Wolff and N. Knoppik, "Microstrip resonator and dispersion measurements on microstrip lines," *Electron. Lett.*, vol. 7, no. 26, pp. 779–781, Dec. 1971.
- [13] W. Hofer and A. Chattopadhyay, "Evaluation of the equivalent circuit parameters of microstrip discontinuities through perturbation of a resonant ring," *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. MTT-23, pp. 1067–1071, Dec. 1975.
- [14] V. Zhurbenko, T. Jensen, V. Krozer, and P. Meincke, "Analytical Model for Double Split Ring Resonators with Arbitrary Ring Width," *Microwave and Optical Technology Lett.*, Vol. 50, No. 2, Feb. 2008
- [15] L.-H. Hsieh and K. Chang, "Equivalent Lumped Elements G, L, C, and Unloaded Q's of Closed- and Open-Loop Ring Resonators," *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. 50, no. 2, Feb. 2008.
- [16] N. H. L. Koster, R. H. Jansen, "The Equivalent Circuit of the Asymmetrical Series Gap in Microstrip and Suspended Substrate Lines," *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. 30, no. 8, Aug. 1982.