

# 最敏感的感測元件 SQUID 及其前瞻性應用

楊鴻昌

臺大物理系教授

E-mail : [hcyang@phys.ntu.edu.tw](mailto:hcyang@phys.ntu.edu.tw)

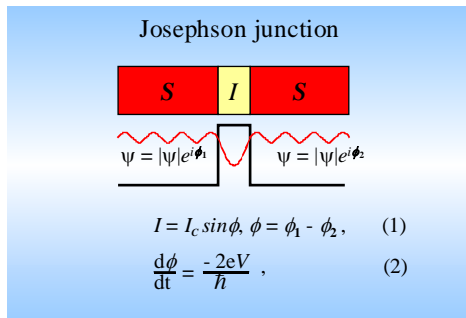
## 1. 前言:

超導量子干涉元件 (Superconducting Quantum Interference Device, 簡稱 SQUID) 是目前所知最敏感的磁通偵測器, 其獨特的磁通與電壓的週期特性, 使得 SQUID 已被使用在精密測量, 成為微弱物理量如磁場、磁場梯度、電流、電壓、電阻、電感及磁化率等測量上最靈敏的感測元件。在生物醫學應用上 SQUID 更可組成心磁波及腦磁波掃描儀, 可立即顯示生物的心磁或腦磁圖像, 以做為醫學在心臟功能[1]或腦功能[2]臨床輔助診斷工具。在材料的非破壞性檢測等方面, SQUID 已被研發來檢測橋樑鋼骨結構[3]、飛機起輪框等缺陷[4]; 甚至最近已有人利用高溫超導 SQUID 做地震[5]或考古[6]等的研究。另外, SQUID 可製成的磁通顯微鏡[7, 8]從事基礎研究, 及其在生物科技的抗體檢測等[9]的研究上也有很廣的前景。由以上看來, SQUID 是一種非常有前瞻性之精密超導電子元件。

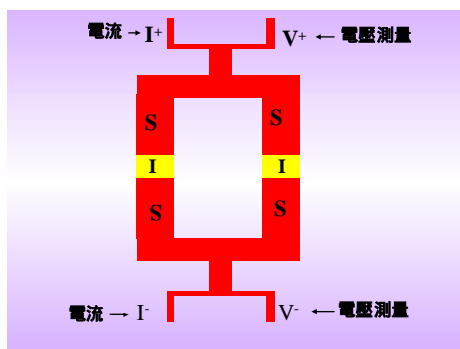
## 2. 認識 SQUID

SQUID 是由兩個約瑟芬元件 (Josephson junctions) 以並聯方式組成, 它是由英文 Superconducting Quantum Interference Device 字首組成的簡寫字。圖一所示為約瑟芬元件之示意圖, 而約瑟芬元件是由兩邊是超導體(S)中間夾著絕緣

層(I)所組成的超導元件[10], 當兩個約瑟芬元件 (Josephson junctions) 以並聯方式組成如圖二所示的幾何形狀的元件, 此元件俗稱超導量子干涉元件或稱之為 SQUID [11]。當絕緣層的厚度薄到幾埃厚度的時候, 則超導電子對(Cooper pair)可由一邊的超導體穿隧到另一邊之超導體。宏觀上超導體中的電子對可用波函數,  $\Psi = |\Psi|e^{i\phi}$  來描述, 此處 $|\Psi|$ 為波函數的振幅,  $i = \sqrt{-1}$ ,  $\phi$ 為兩超導體間的相位差, 即 $\phi = \phi_1 - \phi_2$ 。此圖中的 Josephson 公式,  $I = I_c \sin\phi$ , 是描述流經元件的電流  $I$  與兩超導體間的相位角 $\phi$ 之間的關係, 此處  $I_c$  為臨界電流。當流經約瑟芬元件的電流大於  $I_c$  時, 元件會出現電壓,  $V$ , 此時相位差 $\phi$ 與電壓  $V$  之間會滿足另一 Josephson 公式, 即  $d\phi/dt = -4\pi eV/h$ , 此處  $e$  為電子的電量,  $h$  為 Planck 常數。這種超導電子對的穿隧行為是由英國科學家 Brian Josephson 所預測的, 他經由量子力學方程式推導出直流及交流約瑟芬效應, 由於他在穿隧物理的傑出貢獻, 因此分享了 1973 年的諾貝爾物理學獎。



圖一. 超導體(S)/絕緣層(I)/超導體(S), 組成 SIS 幾何形狀的約瑟芬元件。

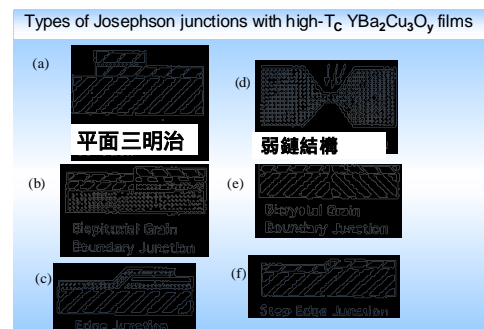


圖二 兩個約瑟芬元件並聯組成 SQUID。

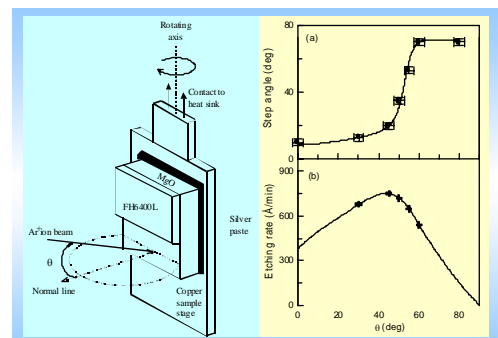
## 2.1 SQUID 元件之製作:

現在以  $\text{YBa}_2\text{Cu}_3\text{O}_y$  (YBCO) 高溫超導體為例子來說明如何研製 YBCO SQUID。基本上, 高溫超導 SQUID 是由各種不同幾何形狀約瑟芬元件所發展出來的, 如圖三所示的平面三明治、雙磊晶、階梯(step)、弱連結、雙晶體及階梯邊緣(step-edge)等各種形式。高溫超導 SQUID 較有前瞻性應用則是以雙晶體、階梯及階梯邊緣(step-edge)等元件。我們現在則以階梯邊界面為例子來說明其製程。研製階梯式 YBCO SQUID 先要把基座以半導體的曝光、顯影及蝕刻等技術做出階梯, 圖四所示為實驗室所發展出來的階梯式基座的製程及蝕刻結果[12]。MgO 基座是藉由銀膠與銅塊接觸達到水冷卻的效果、MgO 上面

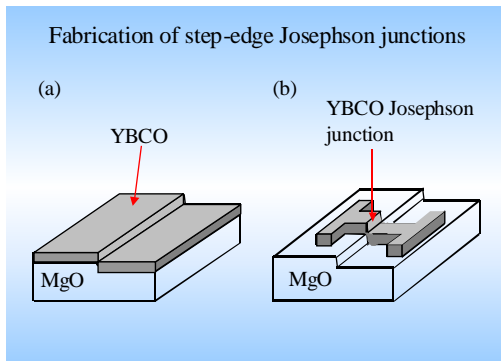
的 FH6400 為光阻, 基座的法線與入射  $\text{Ar}^+$  離子方向之夾角,  $\theta$ , 可改變, 以改變蝕刻速率及階梯角度。右上圖四(b)是製程完成後經原子力顯微鏡檢測其階梯座角度與  $\text{Ar}^+$  離子束入設角之關係, 由圖我們可以看出當入射角大於  $65^\circ$  時, 階梯的角度可達  $70^\circ$ ; 圖四(c)則是製作 MgO 階梯, 其蝕刻速率與  $\theta$  角之關係。圖五所示為約瑟芬元件之製程, 製程方法是在為 MgO 階梯式基座上鍍上 YBCO 薄膜[13]; 鍍完 YBCO 薄膜然後再以曝光、顯影及蝕刻等技術做出階梯邊緣約瑟芬元件。圖六為完成製程後 SQUID 元件之幾何形狀, 階梯基座高度約  $0.2 \mu\text{m}$ , 薄膜厚度約  $0.2 \mu\text{m}$ , 元件寬度約為  $5 \mu\text{m}$ , SQUID 洞的面積約為  $30 \times 60 \mu\text{m}^2$  等尺寸。



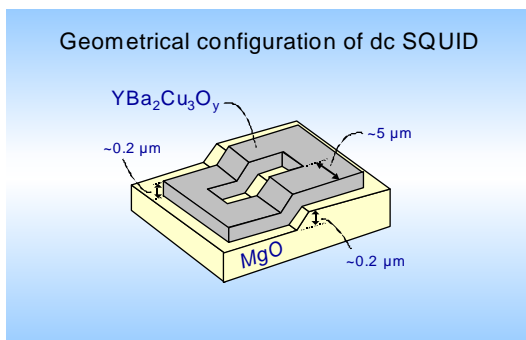
圖三 (a) 平面三明治, (b) 雙磊晶, (c) 階梯, (d) 弱鏈結構, (e) 雙晶體, 及 (f) 階梯式等約瑟芬元件。



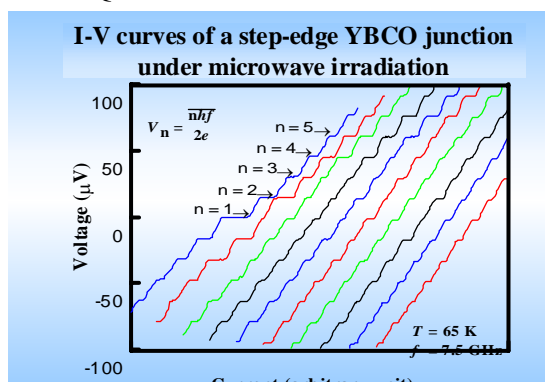
圖四 (a) 可改變  $\text{Ar}^+$  離子入射角度  $\theta$  的旋轉銅樣品架，(b) 階梯式基座角度與入射角之關係，(c) 階梯蝕刻速率與 $\theta$ 角之關係。



圖五.(a)在  $\text{MgO}$  階梯式基座上鍍上 YBCO 薄膜；(b) 將 YBCO 薄膜以曝光、顯影及蝕刻等技術做出約瑟芬元件。

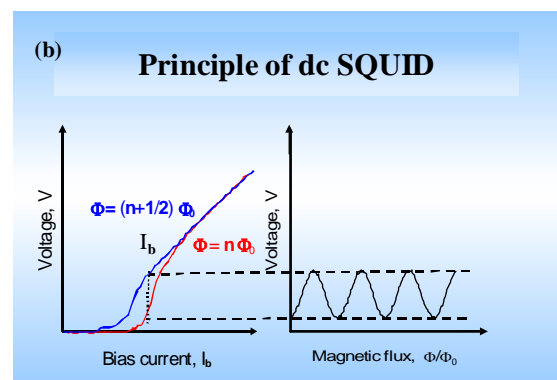
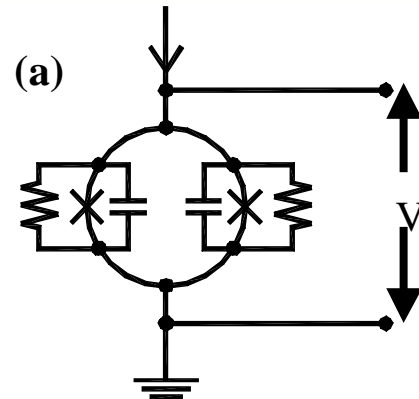


圖六. 以曝光、顯影及蝕刻等技術做出階梯式 SQUID 元件。



圖七 外加頻率為  $f = 7.5 \text{ GHz}$  電磁波於約瑟

芬元件，其電流電壓曲線將出現量子化的常電壓階梯，常電壓值  $V = nhf/2e$ ，此處  $n = 1, 2, 3 \dots$  等整數。



圖八 (a) 由電容、電阻、及約瑟芬電流， $I_c \sin \phi$  (以符號  $\times$  表示) 成的 SQUID 等效電路，外加偏壓電流為  $I_b$ ，出現其上的電壓為  $V$ ；(b) 在外加偏壓電流  $I_b$ ，SQUID 之  $I-V$  及  $V-\Phi$  曲線受外加磁通， $\Phi$ ，調變的行為，此處  $\Phi_0$  為磁通量子，其值為  $\Phi_0 = 2.07 \times 10^{-7} \text{ Gauss.cm}^2$ 。

## 2.2 SQUID 元件的基本特性:

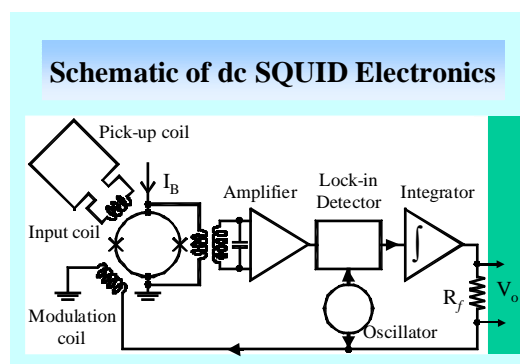
當流經約瑟芬元件的電流大於  $I_c$  時，元件會出現電壓  $V$ ，此時  $V$  與相位差  $\phi$  之間會滿足

Josephson 公式， $d\phi/dt = -4\pi eV/h$ 。我們由 Josephson 公式(1)及(2)，可以看出流經界面 Josephson 電流會以頻率  $f = 4\pi eV/h$  在界面兩端來回振盪，並輻射出電磁波。實驗上我們可用電磁感測元件由偵測電磁波輻射來證明此電流振盪行為；我們亦可加頻率為  $f$  電磁波於約瑟芬元件，由電流電壓曲線將出現量子化的常電壓階梯來驗證 [14]，常電壓值  $V = nhf/2e$ ，此處  $n = 1, 2, 3 \dots$  等整數。圖七所示為外加頻率為  $f = 7.5$  GHz 電磁波於溫度為 65 K 的 YBCO 階梯邊緣約瑟芬元件，其電流電壓曲線將出現量子化的常電壓階梯。約瑟芬元件的常電壓值非常精準，已被用來作為電壓標準之基準[15]。

圖八(a)為由電容、電阻、及  $I = I_c \sin\phi$ ，(以符號  $\times$  表示) 形成的 SQUID 等效電路，當外加於 SQUID 的偏壓電流， $I_b$ ，大於其臨界電流時，SQUID 會出現電壓  $V$ 。SQUID 元件之臨界電流會受外加磁通的影響而調變其臨界電流 圖八(b) 為 SQUID 在外加磁通為  $n\Phi_0$  及  $(n+1/2)\Phi_0$  之  $I-V$  曲線，而 SQUID 之  $V-\Phi$  曲線受外加磁通成週期性的變化，此處  $\Phi_0$  為磁通量子，其值為  $\Phi_0 = 2.07 \times 10^{-7} \text{ Gauss.cm}^2$ ，此 SQUID 週期性之  $V-\Phi$  曲線是 SQUID 是提供微小物理量測量的基礎[16]。

圖九是 SQUID 用於磁場測量基本電子電路的示意圖。磁場捕捉線圈(pick-up coil)及輸入線圈(input coil)組成一超導體迴路。磁場測量時此迴路感應出電流，此電流流經捕捉線圈及輸入線圈並耦合磁通於 SQUID。線路中的震盪器(oscillator)提供調變線圈磁通使 SQUID 在偏壓電流， $I_b$ ，下產生  $V-\Phi$  曲線。在做微小磁場物理量測量時，我們是將 SQUID 的工作點選在  $V-\Phi$  曲

線斜率最陡峻點。當 SQUID 測量磁場時，工作點會受外來磁場的影響而偏離原位置，而 SQUID 電壓訊號經鎖相放大(lock-in amplifier)回饋磁通於 SQUID，使 SQUID 保持在原工作點。而回饋電流在電阻， $R_f$ ，上產生電壓降，其值正比於待測量磁場，我們藉由已知磁場與  $R_f$  的壓降來測量未知之微弱磁場。



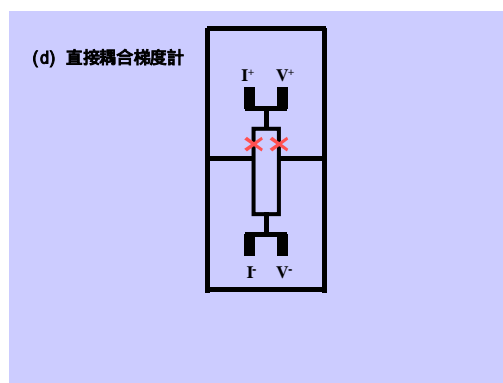
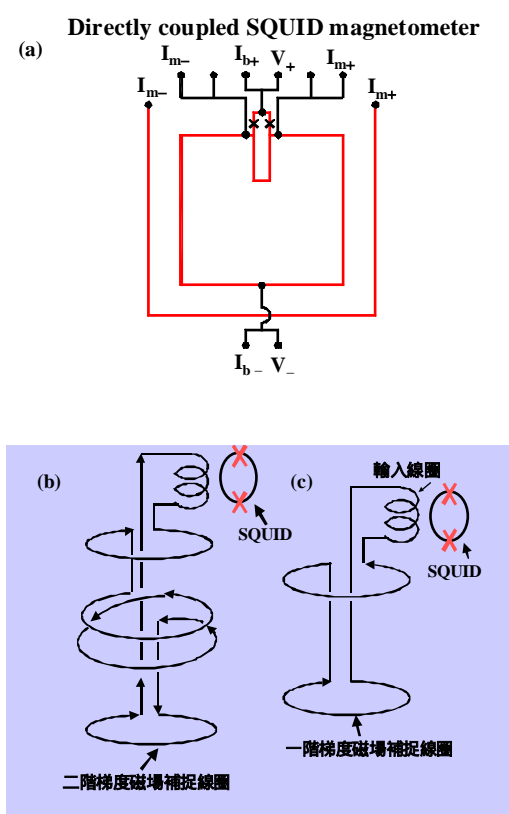
圖九 SQUID 用來做為磁場測量的電子電路 [16]。

### 3. SQUID 磁量計及梯度計

由於 SQUID 的有效面積小，為增加 SQUID 磁場的敏感度則各種不同 SQUID 磁量計的發展。現在我們以 YBCO 高溫超導體為例子來說明高溫超導磁量計是如何來的設計的[16]。圖十(a)所示是 YBCO 高溫超導直接 SQUID 耦合磁量計示意圖，SQUID 上有一超導磁場捕捉線圈，此線圈與 SQUID 迴路相連。這樣設計的直接耦合 SQUID 磁量計其磁場敏感度可以被提昇，主要理由是因為加磁場於磁量計，SQUID 除感受磁通外，耦合線圈感應的磁通亦會注入 SQUID，因此其磁場敏感度可大大地被提昇。目前研製在  $10 \times 10 \text{ mm}^2$  基座上製作直接耦合高溫超導

SQUID 磁量計其 1 kHz 的磁場敏感度可低於  $10 \text{ fT/Hz}^{1/2}$  [16]，而低頻則有  $1/f$  的雜訊行為。

SQUID 梯度計是以梯度線圈耦合於 SQUID，圖十(b) 是一階或兩階梯度計線圈 [16]，耦合於低溫 SQUID 而形成一階或兩階梯度計，圖十(c)則是平面式 SQUID 梯度計[17] 的示意圖。因為梯度線圈在均勻磁場下會感應出相抵消的反向磁通耦合於 SQUID，因此梯度計對均勻磁場不會有反應，但梯度磁場耦合於 SQUID 的磁通不會抵消，它可用來檢測磁場梯度。在無屏蔽的環境下，它較磁量計有較低的磁場雜訊，因此已被應用在無屏蔽環境下心磁波的測量 [17, 18]。

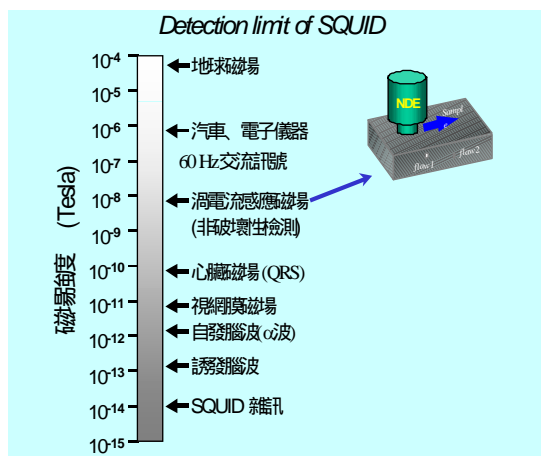


圖十 (a) 直接 SQUID 耦合磁量計示意圖。  $I_{b+}$ ,  $I_{b-}$  為偏壓電流,  $I_{m+}$ ,  $I_{m-}$  為調變電流,  $V^+$ ,  $V^-$  為電壓; (b) 兩階梯度計線圈與輸入線圈組成一超導迴路, 耦合磁通於 SQUID; (c) 一階梯度線圈與輸入線圈組成一超導迴路, 耦合磁通於 SQUID; (d) 平面 YBCO SQUID 梯度計的示意圖。

#### 4. SQUID 磁場敏感度

圖十一為 SQUID 的雜訊與各種磁場訊號大小的比較; 磁場訊號包括來自地球磁場、汽車引擎、實驗室的電子儀器、渦電流、心臟跳動、腦神經活動、視網膜等磁場等。而 SQUID 的雜訊值均較上述磁場微小，因此 SQUID 已被廣泛地被用作各總微弱物理量的測量。





圖十一 SQUID 的雜訊與各種訊號的比較

## 5. SQUID 應用

結合 SQUID 磁量計、梯度計、電子電路、軟硬體設施及低溫等設備，我們可組成微弱磁場等測量系統，如腦磁波[19]、心磁波[20]、缺陷檢測[21]、磁通顯微鏡[22]、資源探勘[23]等。在微弱生物磁場的測量，由於磁場訊號頗為微弱，再加上環境雜訊的干擾均較生物磁場為大，因此微弱生物磁場的應用測量系統，都配置有電磁屏蔽屋來降低環境磁場雜訊的干擾。SQUID 在生物磁場方面的回顧與最新發展，亦有相關論文資料可做為參考[24]。

### 5-1 腦磁波測量

由於人腦磁波的訊號相當微弱腦波，數量級約  $10^{-12} \sim 10^{-13}$  fT，因此需在電磁屏蔽屋進行腦磁波測量，以隔絕外界電磁干擾。圖十二是用來做為人腦磁波研究的電磁屏蔽屋，此屏蔽屋是由高導磁率的與高導電率的材料構建而成，此屏蔽屋附有磁場補償設備，能更有效地降低外面磁場雜訊的干擾，屏蔽效果在 0.1 Hz 為 40dB，1 Hz 為 60 dB，10 Hz 為 80 dB。

高導磁率的磁性材料主要用來降低頻磁場的干擾，由於磁性材料本身具導電性，因此它亦有降低高頻電磁波干擾的功效；而高導電率的金屬材料，如銅或鋁，用來降低高頻電磁波干擾之效果更佳。圖十三是加拿大 CTF 系統公司腦磁波系統中 SQUID 感測器架構[25]。低溫 SQUID 腦磁波系統應用於研究人腦閱讀短字、長字、有意義字與無意義字之腦磁波反映之區別是腦在生理學應用中之一例子。在國內亦有榮總醫院謝仁俊醫師的研究團隊，正利用多通道低溫 SQUID 磁量計及梯度計進行人腦探索計畫等研究[26]。



圖十二 電磁屏蔽屋。

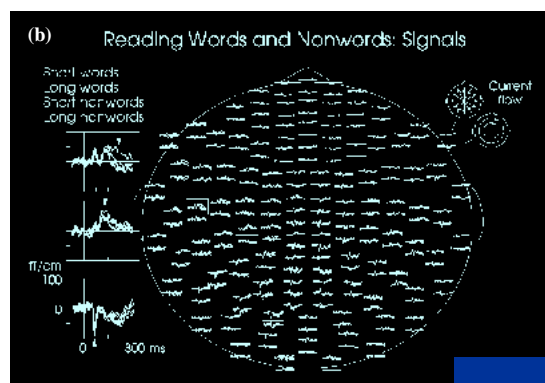
### 5.2 心磁波測量

人腦磁波的訊號微弱需在電磁屏蔽屋中進行測量，但心磁訊號則較腦磁波訊號高出兩個數量級，為降低心磁系統的價格人們試圖研發可在無電磁屏蔽或弱電磁屏蔽作環境下做心磁測量的系統[27-28]。圖十四是我們發展出來可在無屏蔽環境下做心磁測量的電子式 SQUID 梯度計系統[29]，此系統是由三個 SQUIDs 以離軸方式組成，每個 SQUID 間之垂直距離約為 6 cm，靠近待測生物體為 SQUID 感測元件，較遠的 SQUIDs 為參考元件。

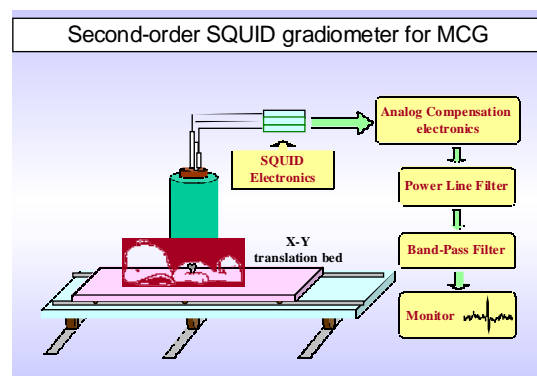
SQUIDs 由電子電路控制在  $V-\Phi$  曲線的工作點，SQUID 的環境雜訊經由參考 SQUID、類比補償電路、電源濾波及低通濾波器降低至低於待測之心磁訊號，因此 SQUID 系統可在無屏蔽環境下做心磁波的測量。圖十五所示為無屏蔽環境下此梯度計系統所做的二維心磁波的測量結果（~80 次平均值，測量時以心電訊號做參考），兩測量點間的距離為 2 公分，總共測量 77 點。

另外，為了研究磁屏蔽效果對 SQUID 磁量計心磁系統訊雜比的影響，我們將 SQUID 置於簡易屏蔽桶中不同的位置來模擬不同的屏蔽效果，並測量不同屏蔽效果下動物，如老鼠的心磁波訊號 [30]，以了解其屏蔽效果對其的訊雜比的影響。圖十六為在中等屏蔽環境 (50 dB at 1Hz) 之 SQUID 磁量計系統所測得老鼠的心磁波訊號，系統的訊雜比值約為 10，在弱屏蔽下則訊雜比會降低。

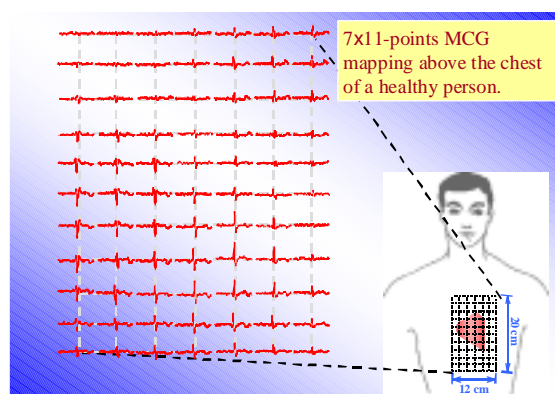
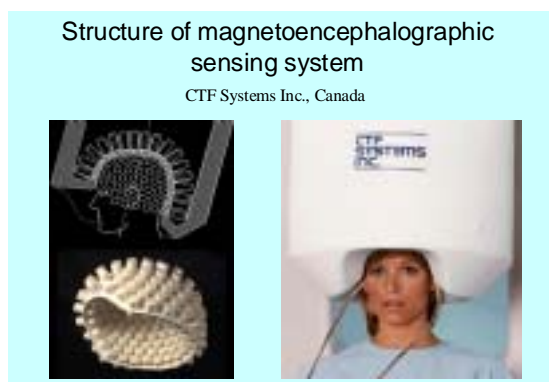
SQUID 亦常被用來觀察及研究胎兒心磁波 [31]、動物心磁波 [32]、心臟疾病心磁波 [33] 等來提供額外的偵察訊息。



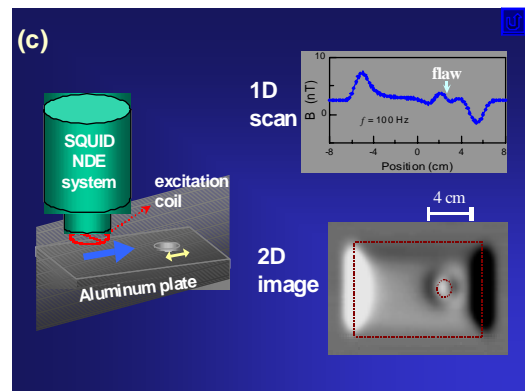
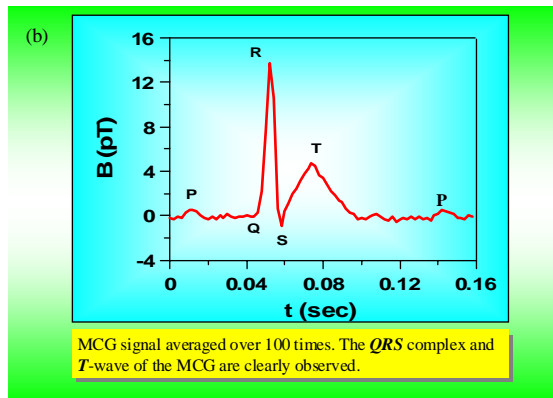
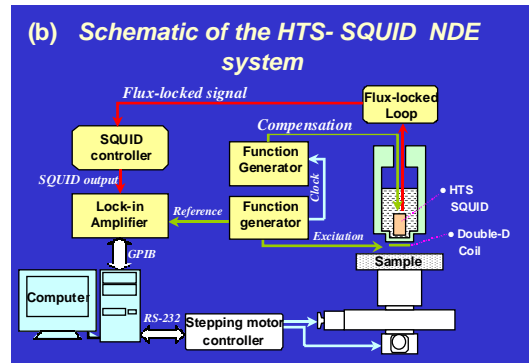
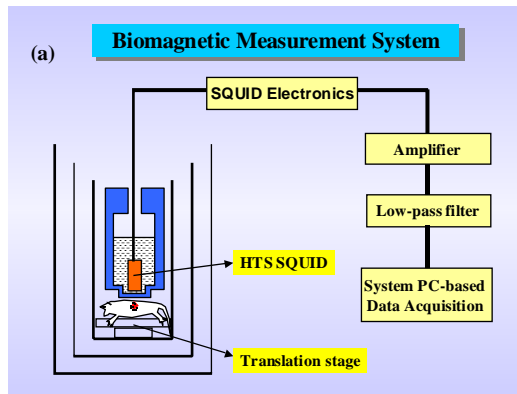
圖十三 (a) 加拿大 CTF 系統公司腦磁波系統中 SQUID 感測器之架構 [25];  
(b) 人腦閱讀短字、長字、有意義字與無意義字之腦磁波反映之區別。



圖十四 無屏蔽環境下可做心磁測量的電子式 SQUID 梯度計系統。



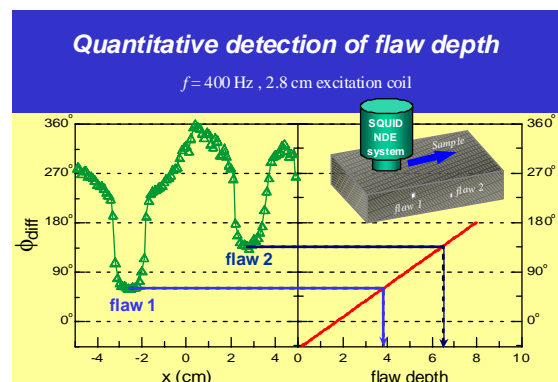
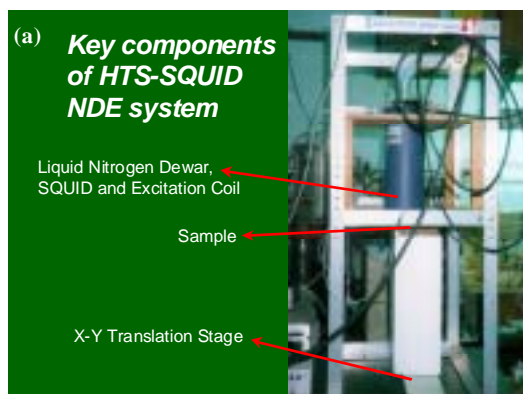
圖十五 無屏蔽環境下測出的二維心磁波圖。



圖十六 (a) 可工作於中等屏蔽環境之 SQUID 磁量計心磁測量系統; (b) 在中等屏蔽環境下 SQUID 磁量計測得老鼠的心磁訊號。

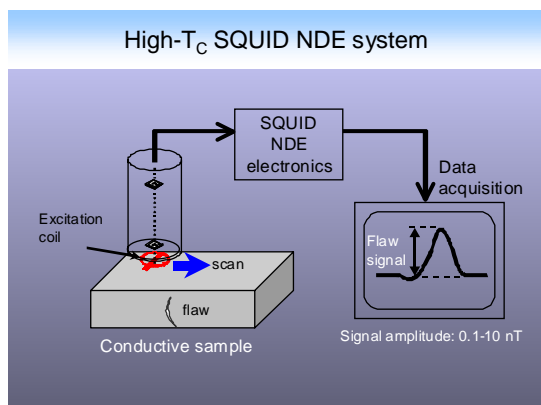
圖十七 (a) SQUID 非破壞性檢測系統圖。

SQUID ; (b) NDE 系統之示意圖; (c) SQUID 檢測帶有空洞的鋁片，一維及二維掃描的檢測結果。



圖十八 SQUID NDE 系統以微分相位檢測缺陷的深度。





圖十九 電子式 SQUID 梯度計 NDE 系統。

### 5.3 缺陷檢測

SQUID 在檢測缺陷深度、裂縫寬度等非破壞性檢測 (Nondestructive Evaluation, NDE) 較傳統的電磁波檢測有其獨特的優勢。除無屏蔽 MCG 系統之研究外，我們研發高溫超導 SQUID NDE 系統進行金屬等材料的非破壞性檢測 [34-37]。圖十七(a)為我們建立的高溫超導 SQUID 非破壞性檢測系統；圖十七(b)為 NDE 系統的示意圖，SQUID 感測器置於液氮杜瓦瓶，SQUID 下方置有雙 D 線圈與樣品，樣品藉由二維的 X-Y 掃描平移，做非破壞性檢測實驗時，我們需先調整好 SQUID 及雙 D 線圈的相對位置，使得 SQUID 偵測由雙 D 線圈產生的磁場訊號為最小。雙 D 線圈經由函數產生器在缺陷處激發出渦電流磁場，由 SQUID 及鎖相放大器檢測其渦電流磁場，樣品由 X-Y 掃描平台移動，做缺陷檢測；圖十七(c)則為此系統做一維及二維檢測的缺陷磁場影像，樣品為有空洞的鋁片，空洞大小約四公分；圖十八為 SQUID NDE 系統以微分相位做缺陷深度的檢測，微分相位檢測法有降低或消去背景影響的獨特優點[37]。

圖十九為磁量計組成之電子式 SQUID 梯

度計 NDE 系統。此系統由兩個磁量計、SQUID 電子電路、相減電路及鎖相放大器等組成[37]。

NDE 系統由電腦讀取數量級約在 0.1 ~ 10 nT 的缺陷磁場，在無屏蔽環境下，此 SQUID 梯度 NDE 系統有較高的磁場敏感度，可用做缺陷深度的檢測。缺陷檢測亦可使用平面梯計 NDE 系統，此時激發線圈為圓形線圈。以平面梯度計作 NDE 檢測，在缺陷深度的檢測與電子式 SQUID 梯度計有相同的結果[37]，但其經濟效益較佳。此外，SQUID NDE 亦有找尋金屬等雜物做環保 [38]的應用價值。

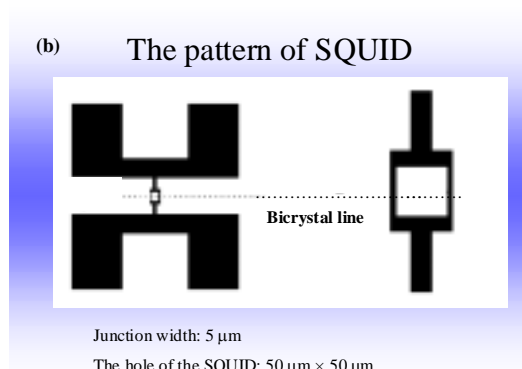
### 5.4 磁通顯微鏡

SQUID 另一種前瞻性的應用則是研製成磁通顯微鏡，它的特點是高磁場靈敏度，已被做為創新的基礎物理[39, 40]及應用[41, 42]等研究。圖二十為我們研發可應用於檢測電子電路的磁通顯微鏡[29]的系統圖及它所使用的雙晶體 YBCO SQUID 的幾何圖案；SQUID 洞的大小約為  $50 \times 50 \mu\text{m}^2$ ，約瑟芬元件之寬度為  $5 \mu\text{m}$ ，SQUID 用液態氮冷卻，它是用來掃描室溫樣品。圖二十一之左測是以此顯微鏡檢測的線路，而右測是 SQUID 顯微鏡掃描此線路所得的二維圖形，微條間的寬度及間距均為 1 mm，而樣品與 SQUID 間之距離為 1.5 mm。圖二十二為 SQUID 磁通顯微鏡掃描經磁化後的  $\text{La}_{0.7}\text{Sr}_{0.3}\text{MnO}_y$  (LSMO)薄膜所得到之圖形，LSMO 薄膜為巨磁阻材料，樣品在室溫具鐵磁性，居禮溫度約在 370 K 左右。SQUID 顯微鏡的鑑別率主要決定於 SQUID 與樣品間之距離，當然 SQUID 的有效面積及其雜訊亦會影響其鑑別率，我們約可以 SQUID 與樣品間的間之距離來近似其鑑別率。

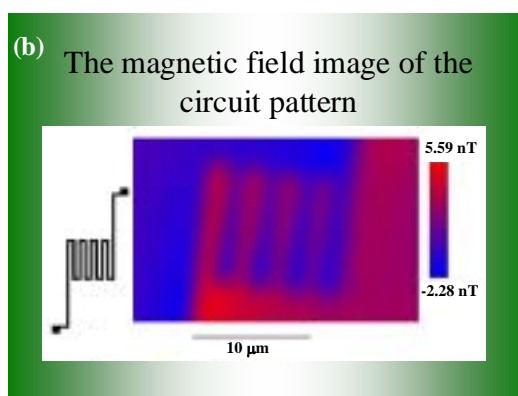
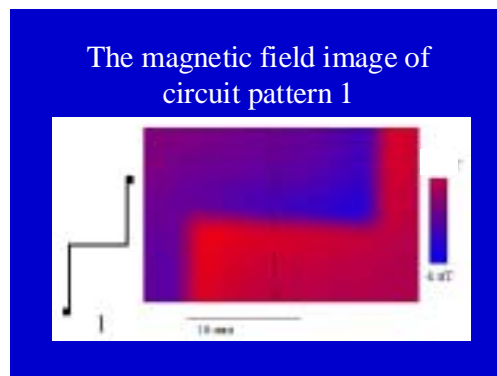
因此減少 SQUID 與樣品間之距離，降低 SQUID 的雜訊與有效面積，或以磁針聚集磁通均能有效地提升其鑑別率[43-44]。

## 6.結語

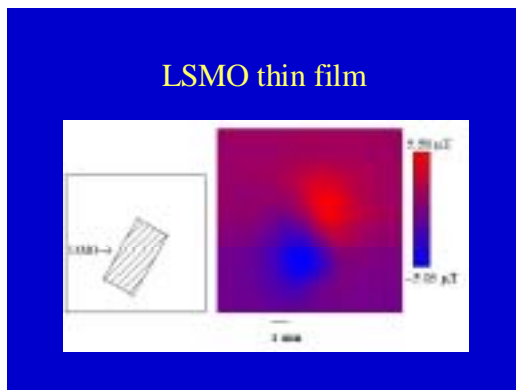
經不斷的研究，低溫 SQUID 技術目前已相當先進，它也被商業化並有各種不同的前瞻性應用，而高溫超導 SQUID 的基礎與應用研究亦有快速的發展。在國內的清華及交通等大學亦做 SQUID 研發及物理的研究，而臺灣大學及台灣師範大學的研究群則研發高敏感度的高溫超導 SQUID 磁量計與梯度計等元件，研究群已將 SQUID 發展到非破壞性檢測、心磁測量及 SQUID 磁通顯微鏡等的應用。目前研究群正在研究多通道 SQUID 物理特性，磁屏蔽及雜訊處理技術，期盼由了解多通道高溫超導 SQUID 系統的物理，最後將其應用於心磁測量及低磁場核磁造像術[45]等；同時研發高空間解析度室溫掃描 SQUID 顯微鏡，提高空間解析度，以應用於基礎物理與免疫檢測[46]生醫科技等基礎及應用研究。



圖二十 磁通顯微鏡之 (a) 系統外觀圖；  
(b) SQUID 之幾何形狀。



圖二十一 磁通顯微鏡掃描所得到之圖形  
(a) 簡單電路；(b) 蛇形狀電路。



圖二十二 SQUID 磁通顯微鏡掃描經磁化  $\text{La}_{0.7}\text{Sr}_{0.3}\text{MnO}_y$  (LSMO)薄膜所得之圖形。

#### References:

1. See, for instance, the references: Y. Nakaya and H. Mori, "Magnetocardiography," Clin. Phys. Physiol. Meas., vol. **13**, p.191-229, (1992); H. Koch, "SQUID magnetocardiography: status and perspectives," IEEE Trans. Appl. Supercond., vol. 11, p.49-59, Mar. (2001); Y. Ono, N. Kasai, A. Ishiyama, T. Miyashita, Y. Terada, "A basic study on algorithm for automatic Diagnosis by magnetocardiography," Physica C, vol. **368**, p.45-49, (2002).
2. See, for instance, the references: M. Härmäläinen, R. Hari, R. J. Ilmoniemi, J. Knuutila, and O. V. Lounasmaa, "Magnetoencephalography - theory, instrumentation, and applications to noninvasive studies of the working human brain," Rev. Mod. Phys., vol. **65**, pp. 413-497, Apr. 1993; J. Vrba, "Magnetoencephalography: the art of finding a needle in a haystack," Physica C, vol. **368**, p.1-9, 2002.
3. H.-J. Krause, W. Wolf, W. Glaas, E. Zimmermann, M. I. Faley, G. Sawade, R. Matteus, G. Neudert, U. Gampe, and J. Krieger, Physica A, **368**, p.91-95 (2002).
4. R. Hohmann, M. Maus, D. Lomparski, M. Grüneke, Y. Zhang, H.-J. Krause, H. Bousack, and A. I. Brazinski, IEEE Trans. Appl. Supercond., **9**, 3801 (1999).
5. N. Kasai, Y. Fujinawa, K. Nomura, A. Sato, H. Nakano, T. Doi, and Ishiyama, Supercond. Sci. Technol. **14**, 1135 (2001).
6. A. Chwala, R. Stolz, R. IJsselstein, V. Schultze, N. Ukhansky, Hans-Georg Meyer, and T. Schüler, Supercond. Sci. Technol. **14**, p.1111-1114 (2001).
7. C.C. Tsuei, J.R. Kirley, Rev. Mod. Phys., **72**, 969 (2000).
8. T.S. Lee, E. Danster, and J. Clarke, Rev. Sci. Instrum. **67**, 4208 (1996).
9. See for instance, H. Matz, D. Drung, S. Hartwig, H. Groß, R. Kötz, W. Müller, A. Vass, W. Weitschies, and L. Trahms, "A SQUID measurement system for immunoassays," Appl. Supercond., vol. **6**, pp. 577-583, 1998.
10. 物理會刊, 5 卷 4 期, P.189-193 (1984);
11. 物理會刊, 11 卷 5 期, p.454-457 (1989).
12. S.Y. Yang, Chun-Hui Chen, J.T. Jeng, H.E.

- Horng and **H.C. Yang**, Inst. Phys. Conf. Seri. **167**, 189 (1999); J.T. Jeng, Y.C. Liu, S.Y. Yang, H.E. Horng, J.R. Chiou, J.H. Chen, and H.C. Yang, Inst. Phys. Conf. Seri. **167**, 265 (1999).
13. L.M. Wang, H.W. Yu, **H.C. Yang**, and H.E. Horng, Physica C **256**, 57-63 (1996). (NSC84-2112-M002-026).
  14. See, for instance, H.C. Yang, J.H. Lu, L.C. Ku, H.M. Cho, and H.E. Horng, Chin. J. Phy. **33**, 279 (1995).
  15. See, for instance, John C. Gallop, and B.W. Petley, IEEE Trans. Instrum. Meas., IM-21, 310 (1972); D. Andreone, E. Arri, V. Lacquaniti, and G. Marullo, IEEE Trans. Instrum. Meas., **IM-32**, 272 (1983).
  16. See for instance, *Proceeding of the Nato Advanced Study Institute on SQUID sensors: Fundamentals, Fabrication, and Applications*; (Kluwer, Dordrecht, 1996), p.55.
  17. R. Weidl, S. Brabetz, F. Schmidl, F. Klemm, S. Wunderlich, and P. Seidel, "Heart Monitoring with high- $T_c$  d.c. SQUID gradiometers in an unshielded environment", Supercon. Sci. Technol. **10**, p.95-99 (1997).
  18. K.A. Kouznetsov, J. Borgmann, and J. Clarke, "High- $T_c$  Asymmetric gradiometer for biomagnetic application, Rev. Sci. Instrum. **71**, 2873 (2000).
  19. Vrba, "Magnetoencephalography: the art of finding a needle in a haystack", Physica C **368**, p.1-9 (2002).
  20. H.J.M. ter Brake, A.P. Rijpma, J.G. Stistra, J. Borgmann, H.J. Holland, H.J.G. Krooshoop, M.J. Peters, J. Flokstra, H.W.P. Quatero, H. Rogalla, Physica C **368**, p.10-17 (2002).
  21. H.-J. Krause, M.v. Kreutzbruck, Physica C **368**, 70-79 (2002).
  22. J.R. Kirley, Physica C **368**, p.55-65 (2002).
  23. J. B. Lee, D. L. Dart, R.J. Turner. M. A. Downey, A. Maddever, G. Panjkovic, C. P. Foley, K.E. Leslie, R. Binks, C. Lewis, and W. Murray, "Airborne, TEM survey with a SQUID magnetometer sensor", Geophys. **67**, P.468-477 (2002).
  24. V. Pizzella, S. D. Penna, C. D. Gratta, and G.L. Romani, Supercon. Sci. Technol. "SQUID system for biomagnetic imaging", **14**, R80-R114 (2001).
  25. CTF Systems Inc., A subsidiary of VSM MedTech Ltd., Suite 15, 1750 McLean Avenue, Port Coquitlam, B.C., V3C 1M9, Canada
  26. 教育部卓越計畫支持之人腦探索計畫 (2000 年四月一日起開始執行，為期四年)。
  27. Tavrin, Y. Zhang, Y. Mück, A.I. Braginski and C. Heiden, Appl. Phys. Lett., **62**, 1824, (1993); Y. Tavrin, Y. Zhang, W.

- Wolf and A.I. Braginski, *Supercon. Scien. and Technol.* **7**, 265, (1994); X.H. Zeng, H. Soltner, D. Selbig, M. Bode, M. Bick, F. Rüders, J. Schubert, W. Zander, Y. Zhang, H. Bousack, and A.I. Braginski, *Meas. Sci. Technol.* **9**, 1600, (1998); Y. Tavrín, M. Seigel, *Appl. Supercond.* **1**, 719 (1998).
28. M. Matsuda, T. Matsuura, K. Kato, H. Oyama, A. Hayashi, S. Hirano, S. Kuriki, *IEICE Electron. E85-C*, p.677-680 (2002).
29. **H.C. Yang**, Shu-Yu Wang, J.T. Jeng, Jau-Han Chen, Chiu-Hsien Wu, M.J. Chen, and J.C. Chen, H.E. Horng and Y.P. Chiu, "Research and Some Applications of High-T<sub>c</sub> SQUIDS", Accepted by *J. Low Temp. Phys.* (2002).
30. Herng-Er Horng, Jen-Tzong Jeng, Shou-Yen Hung, and **Hong-Chang Yang**, "Biomagnetic measurement with HTS SQUID Magnetometers", paper submitted to the 2002 ASC held at Texas, August 4-9 (2002).
31. H. J. M. ter Brake, A. P. Rijpma, J. G. Stinstra, J. Borgmann, H. J. Holland, H. J. G. Krooshoop, M. J. Peters, J. Flokstra, H. W. P. Quartero, H. Rogalla, "Fetal magnetocardiography: clinical relevance and feasibility," *Physica C*, vol. 368, pp. 10-17, 2002; John Mosher, E.R. Flynn, A. Quinn, A. Weir, U. Shahani, R.J.P. Bain, P. Maas, and, G.B. Donaldson, "Fetal Magnetocardiography: Methods for rapid data reduction", *Rev. Sci. Instrum.*, **68**, p.1587-1595, 1997.
32. F. Baudenbacher, N.T. Peters, P. Baudenbacher, J.P. Wikswo, *Physica C* **368**, p.24-31 (2002).
33. S. Achenbach, W. Moshage, "Magnetocardiography: Clinical investigations with a biomagnetic multichannel system, *Physiol. Meas.* **14**, A61-A68 (1993).
34. J.T. Jeng, S.Y. Yang, H.E. Horng, and H.C. Yang, *IEEE Trans Appl. Supercon.*, **11**, 1295-1298, (2001); J.T. Jeng, H.C. Yang, H.E. Horng, "Application of High-T<sub>c</sub> SQUID to Nondestructive Evaluation", *Sing. J. Phys.*, **18**, p.7-15 (2002)..
35. J. T. Jeng, H. E. Horng, H. C. Yang, and J. C. Chen, *Physica C*, **367**, 298-302 (2002); J.T. Jeng, H.E. Horng, and H.C. Yang, "Detection of small cracks using high-T<sub>c</sub> SQUIDS in an unshielded environments", *Supercond. Sci. Technol.* **15**, p.416-420 (2002).
36. J.T. Jeng and H.E. Horng, H. C. Yang, *Physica C* **368**, 105 (2002).
37. Jen-Tzong Jeng, Hsu-Yang Lee, Ji-Cheng Chen, Jau-Han Chen, Chiu-Hsien Wu, Hong-Chang Yang, and Herng-Er Horng, "Integrated Planar HTS SQUID Gradiometer for NDE Application". Paper



- presented the MOS 2002, helded at Hsin-Chu, Aug. 13-18 2002. To appear in J. Low Temp. [2003]
38. T. R. Clem, IEEE Trans. Appl. Supercond., vol. 5, p.2124-2128, June 1995.
  39. C.C. Tsuei, J.R. Kirley, C.C. Chi, L.S. Yu-Jahnes, A. Gupta, T. Shaw, J.Z. Sun, M.B. Ketchen, Phys. Rev. Lett., **73**, 593 (1994); J.R. Kirtley, M.B. Ketchen, K.G. Stawiasz, J.Z. Sun, W.B. Gallagher, S.H. Blanton and S.J. Wind, Appl. Phys. Lett., **66**, 1138 (1995);
  40. I. Iguchi, T. Yamaguchi, A. Sugimoto, Nature 412, 420 (2001).
  41. F. Gruhl, M. Mück, Mark von Kreutzbruck, and Jörg, Dechert, Rev. Sci. Oinstrum. **72**, 2090, (2001).
  42. E.F. Fleet, S. Chatrathorn, F.C. Wellstood, L.A. Knauss, S.M. Green, Rev. Sci. Instrum., 72, 3281 (2001); Magami-CiTM Scanning HTS SQUID Microscope, Neocera, Inc., Virginia Manor Road, Beltsville, MD 20705, US Patent No. 5491411.
  43. Y. Tavrín, M. Seigel, Proc. Eucas'797 Inst. Phys. Conf. Ser. No. **158**, 719 (1997); T. Nagaishi, K. Minamimura, H. Itozaki, IEEE Trans. Appl. Supercon. 11, 226 (2001).
  44. S. Tanaka, K. Matsuda, O. Yamazaki, M. Natsume, H. Ota, T. Mizoguchi, "Development of high-T<sub>c</sub> SQUIDMicroscope with a flux guide", Supercon. Sci. Technol., **15**, 146-149 (2002).
  45. 教育部卓越計畫子計畫:"多通道高溫超導 SQUID 磁共振射影"由民國 91 年 4 月 1 日起為期四年.
  46. K. Enpuku, M. Hotta, and A. Nakahodo, "High-T<sub>c</sub> SQUID system for biological immunoassays," Physica C, vol. **357-360**, pp. 1462-1465, 2001; K. Enpuku, T. Minotani, T. Gima, Y. Kuroki, Y. Itoh, M. Yamashita, Y. Katakura, and S. Kuhara, Jpn. J. Appl. Phys. **38**, L1102-L1105 (1999).