

適用於植入性醫療應用的超低功耗 RF 收發器

目錄

前言	2
植入性醫療通訊技術簡介	3
設計植入性醫療專用收發器	4
系統架構	5
超低功耗喚醒接收器	7
結論	8

前言

過去30年來，積體電路技術促進了日趨複雜且高度整合小型醫療設備的發展。同時，新醫療應用和治療技術的問世，也對無線連接到基地台的植入性醫療設備提出了全新要求。植入性醫療設備不僅包括諸如心律調節器、可植入心律轉變去纖顫器、神經刺激器和耳蝸管植入等刺激性設備，而且還包括藥物灌輸系統(drug infusion)、植入性診斷感應器和快速發展的植入性糖尿病監視器等測控裝置。超低功耗RFIC技術是新型植入性設備和治療方法的關鍵。

本文將介紹可進行無線通訊的植入性醫療設備進展，並討論在402~405MHz頻帶或433MHz ISM頻帶下，特別是用於醫療應用領域的超低功耗RFIC在設計中應考慮的性能因素與挑戰。ZL70100 MICS收發器在提供高數據速率的同時還能實現極低功耗。當該收發器以800kbps數據率執行時，其收發電流不到5mA。該電路具有獨特的超低功耗喚醒系統，可執行在2.45GHz頻帶下，平均睡眠/監控電流不到250nA。其系統整合度非常高，只需三個外部元件，包括一個晶振和兩個去耦電容器，以及一個匹配網路即可。

植入性醫療通訊技術簡介

傳統上，植入性醫療設備的通訊系統一直採用極短距離的磁耦合技術。這些近場系統要求編程器靠近醫療設備，且數據速率通常在50kbps以下。為解決距離上的侷限性，上世紀90年代中期，全球最大的植入性醫療設備製造商Medtronic請求美國聯邦通訊委員會(FCC)為植入性醫療設備劃分出特定的通訊頻帶。

1998年，ITU-R Recommendation SA1346建議設立402~405MHz的植入性醫療通訊服務(MICS)頻帶。隨後，FCC於1999年確立了該頻帶。該頻帶的確立使我們能夠進行更遠距離(通常為2公尺)通訊並實現高速無線鏈接。MICS頻帶不僅突破了老式感應系統的侷限性，還促進了新一代植入性醫療設備的發展，因而為患者能夠提供更好的醫療服務。隨著醫療保健費日益增多，人們開始在家中進行病人監護，這一趨勢的重要性就更加凸顯出來了。圖1顯示了該款新技術的一些優勢。

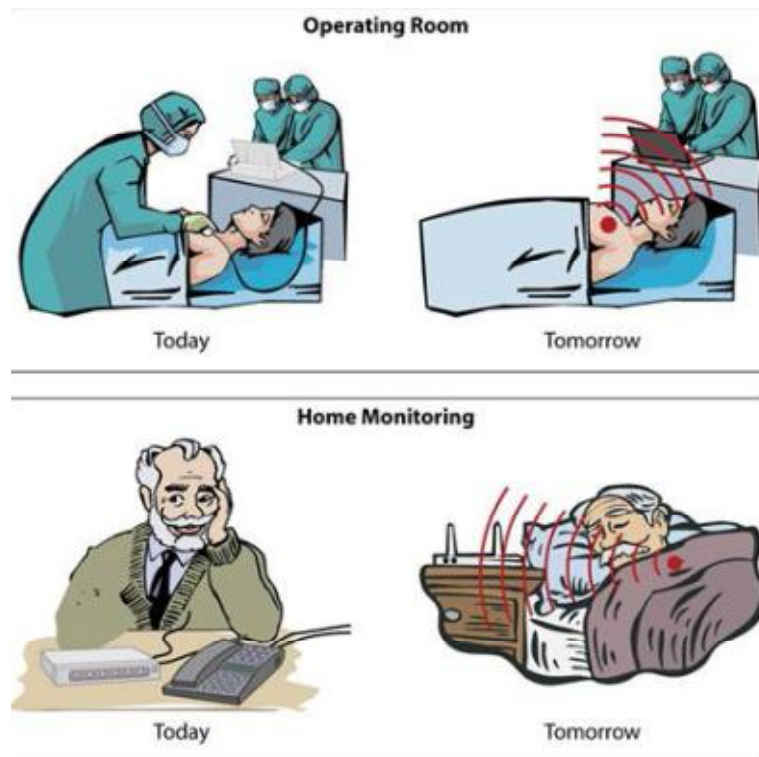


圖1：MICS頻帶技術的優勢示例

402~405MHz頻帶非常適合有關技術需求，這是由人體訊號的傳播特點、頻帶體驗者的適應性(氣象氣球等輔助氣象設備)以及頻帶的國際可用性等因素決定的。請注意，頻率越高，受身體衰減的影響就越大，不過由於天線增益提高，可在一定程度上補償這方面的損失。為更好地使用MICS頻帶，植入性醫療設備需要配置超低功耗的高性能收發器，本文也將對此進行探討。

設計植入性醫療專用收發器

植入性醫療設備專用收發器設計應滿足以下基本要求：

1. 在以400MHz通訊時要求低功耗。由於植入的電池電量有限且植入電池的阻抗相對較高，因而限制了電源可提供的峰值電流。在通訊期間，大多數可植入性設備的電流應限制在6mA以下。
2. 在睡眠與週期性‘監控’或搜尋喚醒訊號時要求低功耗。
3. 盡可能減少外部元件數量和設備體積，這也非常重要。心律調節器的RF模組不應超過3x5x10mm，這樣才能滿足一般心律調節器的體積要求。此外，植入式元件非常昂貴，提高整合度可以降低成本。整合度的提高也有助於改善整個系統的可靠性。
4. 必須實現合理的數據速率。心律調節器應用目前要求數據速率高於20kbps，預計今後數據速率還會繼續提高。
5. 實現較高的系統與數據傳輸可靠性。
6. 具備良好選擇性與抗干擾性，特別是能夠避免歐洲TETRA無線電的干擾。
7. 通訊距離通常應大於2公尺，因為MICS頻帶適用於改善超短距離感應鏈接問題。更遠的通訊距離意味著我們需要良好的靈敏度，因為小型天線與人體損耗會影響鏈路預算與可允許的覆蓋範圍。天線損耗、匹配損耗、衰減損耗以及人體損耗等都會不同程度地造成高達40~45dB的訊號損失。

本文介紹的收發器能夠滿足上述所有要求，以下將討論一些具體的權衡折衷與元件性能：

醫療設備通常可歸為兩種類型，一種是採用非充電型內建電池的設備(如心律調節器)，另一種是採用耦合感應電源的設備，如耳蝸植入應用。前者使得系統執行時工作週期較大，因而節省電力。收發器大多數時間處於關閉狀態，因此斷態電流(off-state current)與定期查找通訊設備所需的電流必須極低($<1-2 \mu A$)。在這兩種情況下，都要求收發工作能夠實現低功耗($<6mA$)。

此處所述收發器的工作電壓介於2.1~3.5V之間，其峰值RX/TX電流消耗不到5mA。該電流不僅包含基本的RF收發器電流，而且還包含媒體接取控制器(MAC)電流。MAC可確保用戶接收到具備高度完整性的數據，並能自動執行大部份所需的鏈路維護工作。此外，MAC協議還可提供低功耗計時器，以在發送數據封包後可將植入設備中的接收機關閉一段時間，具體時間長短由編程決定。如果植入設備暫時沒有資訊可發的話，那麼這樣就有助於節約電源。

最低整體功耗的單位為Joules/bit，為了實現最低整體功耗，我們建議可植入收發器採用滿足應用接收機靈敏度要求的盡可能高的數據速率。要求低數據速率(甚至低至kHz範圍內)執行的系統不僅應進行數據緩衝，而且還應以盡可能高的數據速率執行，此外，還應利用功率狀態的工作週期來降低平均電流消耗。短促數據發送法有助於節約電源，並減少干擾時間窗口(time window)。此外，如果系統電池的阻抗較高，那麼電源去耦的要求就更寬鬆，這是因為電容器間的突發電荷更短促。該收發器使用戶能在各種接收器靈敏度基礎上選擇廣泛的數據速率(200-400-800kbps)。為提高靈活性，系統採用2FSK或4FSK調變(200或400kSymbols/s，頻率偏差各有不同)。下表為系統允許的調變模式及其相應的數據速率和收發器靈敏度等。我們可進行外部數位濾波，這樣能降低數據速率並提高接收器的靈敏度。該收發器具有可完全使用無線電的MAC旁路模式。在這種配置情況下，用戶可開發定製協議和數據速率。

系統架構

整體系統架構如圖2所示：

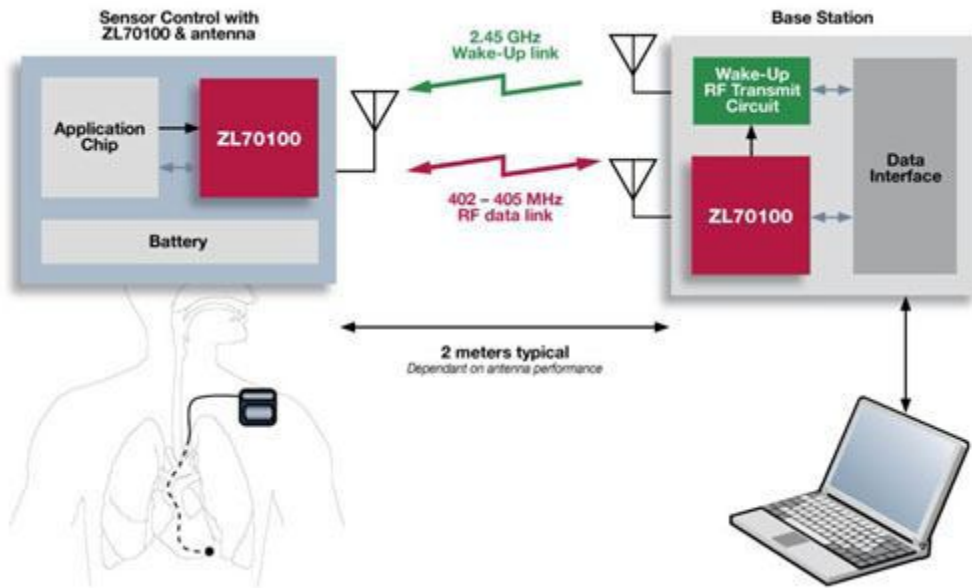


圖2：整體系統架構，植入性醫療設備和外部基地台均採用ZL70100 MICS收發器

植入性醫療設備和外部基地台均採用Zarlink ZL70100。基地台包括可傳輸2.45GHz喚醒訊號的其他電路。我們隨後將介紹為什麼採用這種喚醒方法。一旦透過2.45GHz喚醒訊號將系統啟動，就需要用402-405MHz MICS頻帶收發器進行數據交換。如圖3所示，ZL70100 MICS晶片包括三大子系統：400MHz收發器、2.45GHz喚醒接收機和MAC。

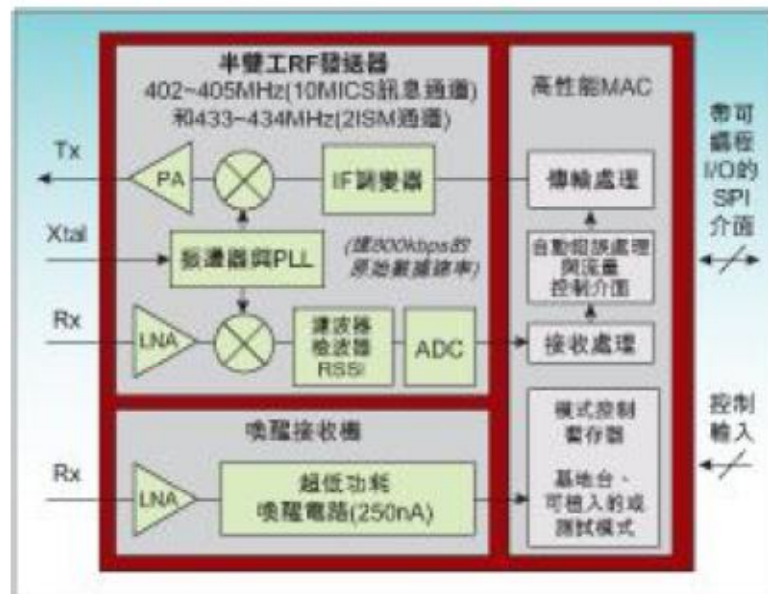


圖3：ZL70100 MICS收發器結構圖，包括400MHz收發器、2.45GHz喚醒接收器及MAC三大子系統

隨後章節將分別介紹各子系統的作用及其基礎架構。該晶片可作為植入性醫療設備或基地台編程器的收發器，具體根據輸入接腳的狀態而定。收發器採用具備像頻率干擾抑制混頻器的低中頻(IF)超外差架構。低IF能夠最小化濾波器和調變器的功耗，而且不會造成高數據速率、零IF架構常見的閃爍噪音和DC偏差問題。FSK調變方案可減少TX放大器的線性要求，因而降低功耗並簡化限制接收器。

圖3中的400MHz發送器子系統為半雙工RF發送器，由IF調變器、混頻器以及功率放大器組成。IF調變器能夠將1(2FSK)或2位元(2FSK)非同步數位輸入數據串流轉化為中頻；升頻轉換混頻器(up-converting mixer)則能夠將IF轉化為RF頻率。請注意，本機振盪器頻率在發送和接收模式下是相同的，這有助於盡可能減少接收和發送數據封包之間的停滯時間。

TX功率放大器的輸出功率在暫存器內是可編程的，範圍在-4.5dBm到-17dBm之間，每個變動幅度小於3dB。所有RF輸入上與電容器組相匹配的內部天線可對匹配網路進行微調，以便為特定功率設置提供最大輸出功率和最佳接收器噪音指數。天線調節是採用耦合於ADC的峰值檢測器和狀態機進行校準控制的自動校準過程。

400MHz的接收器子系統放大MICS頻帶訊號，並將載體頻率降頻轉換為IF。LNA增益可編程，範圍在9~35dB之間。我們建議植入性醫療設備收發器採用較高的增益設置，而選用外部LNA的基地台收發器則可採用較低的增益設置。LNA及混頻器偏置電流的可編程特性可進一步提高靈活性，根據需要最佳化線性功能(IIP3)、功耗和噪音指數。

我們用多相位IF濾波器來排除影像頻率和相鄰通道的干擾，並限制噪音訊寬。與多相位濾波器相鄰的是限制器和接收訊號強度指示器(RSSI)區塊。RSSI的測量結果由5位元ADC轉換而成的，並可透過業界標準的SPI介面讀取，這對執行MICS無干擾通道估測程式非常有用。請注意，外部設備應先通過MICS標準中定義的無干擾通道估測程式來確定適當可用的通道。

我們為提高醫療應用的可靠性定製了專門的協議。該協議由MAC處理，包括以下主要特性：

1. 採用里德-所羅門(Reed-Solomon)前向糾錯碼(FEC)和循環冗餘校驗碼(CRC)來進行錯誤檢測與糾正。
2. 故障情況下數據能夠自動再傳輸，並實現了流程控制以避免緩衝區溢出；
3. 能發送MICS緊急命令和高優先級消息；
4. 鏈路看門狗管理功能，確保五秒鐘內不能成功通訊就關閉鏈路；
5. 提供鏈路品質診斷和自動校準控制功能。

通訊協定的豐富特性使用戶應用不必再為眾多鏈路維護工作而發愁。簡單來說，通訊鏈路就是透過SPI介面即可存取的收發緩衝區。需要用戶注意的緩衝條件用中斷標出，這樣使用戶能夠最好地維護數據串流。

超低功耗喚醒接收器

由於必須節省電池電量，所以大多數植入性應用都不常使用MICS RF鏈路。在極低功耗應用中，收發器在大多數時間內處於睡眠狀態，即極低的電流狀態。除了發送緊急命令外，使用MICS頻帶的系統必須先等基地台啟動通訊，經無干擾通道估測(CCA)後再開始通訊。植入性收發器定期監控啟動通訊的基地台。這種‘監控’作業頻率應足夠高，以確保合理的啟動延遲，由於這種作業定期進行，因此只消耗極低電流，同時，還要提高對噪音源的抗干擾能力，避免啟動出現故障。

调制模式	数据速率(kbps)	寄存器灵敏度
4FSK	800	小于90
2FSK— <u>高</u> 速率	400	小于35
2FSK— <u>高</u> 偏差	200	小于20
请注意：寄存器输入端的有效阻抗较高(约1,600Ω)		

表1：數據速率與接收器靈敏度

参数	规格
技术	0.18μm RF CMOS
供电电压	2.1~3.5V
射频(RF)	402~405MHz (10通道)、432~434(2通道)
最大原始数据速率	800kbps
当速率为200kbps时，灵敏度为400MHz	小于20μV _{rms}
电流(TX/RX)	小于5.5mA
电流(睡眠+监听)	小于250nA
估计距离	大于2米
最终误码率(BER)、块数据(假定原始无线电的BER为10 ⁻³)	误码率小于1.5×10 ⁻¹⁰

表2：性能測量小結

就極低功耗接收器而言，我們建議採用OOK調變方案，因為這樣接收器中無需配置本機振盪器和合成器。在合理功耗下，我們為啟動程式設立特定的頻帶，這樣不僅能進一步簡化程式，而且還能節約用電。2.45GHz的短距離裝置(SRD)頻帶能夠滿足上述要求，在100mW EIRP情況下(這是美國的數值，日本等其他少數國家則為10mW)，訊號可高達36dB，超過MICS頻帶最大值25 μW的要求。

喚醒系統採用工作在2.45GHz的SRD頻帶中低功耗RF接收器來讀取OOK傳輸的數據，其主要功能是檢測並解碼基地台發送的特定數據封包，然後將資訊接通到晶片其他部份。數據封包包括收發器設置資訊。晶片還能直接透過接腳控制啟動，這適用於基地台啟動、植入性設備發送緊急指令或植入性設備採用其他喚醒系統的情況。舉例來說，可用現有的RSSI測量工具來感應Base 400 MHz通訊，以作為備用的喚醒系統。

為了降低喚醒子系統的平均電流消耗，可為接腳提供應用產生的閃控脈衝(strobe pulse)來控制喚醒系統，也可採用25kHz低功耗(<400nA)內建振盪器內部產生的閃控脈衝控制喚醒系統。在此過程中，接收器打開並監控有效的喚醒訊號。用戶根據應用所需的喚醒延遲和平均電流消耗來選擇監控時間間隔(Twu_period)，在採用外部閃控脈衝情況下，平均電流消耗的運算公式為：

$$I_{DD(\text{平均值})} = 100\text{nA} + 715 \times 240 \times 10^{-12} / T_{\text{wu_period}}$$

其中715 μA為2.45GHz RX在監控時消耗的最大電流。

運算示例(如圖4所示)中,獲得250nA(外部閃控)或650nA(內部閃控)的電流,其中包括預留的100nA的漏電流。

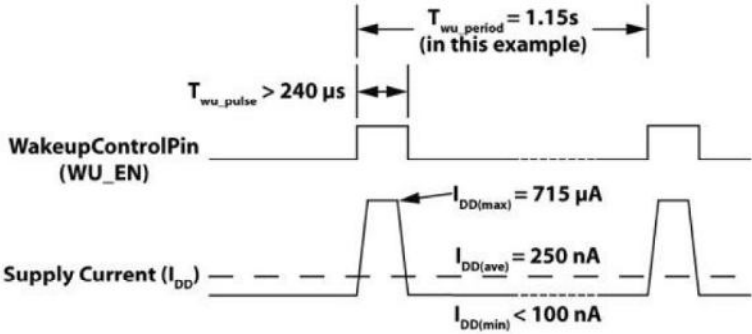


圖4：低功耗喚醒系統的電流消耗示例

在本例運算中,假設閃控時間間隔為1.15秒。實際測量出的室溫漏電流低於10nA,也就是說,100nA的預留數位在設計中已經是非常保守的了。這裡介紹的低功耗喚醒方法可作為其他通訊應用的獨立喚醒系統。不妨以電池供電的802.11 WLAN系統為例來說明這個問題,802.11 WLAN系統在應用過程中要求電池使用壽命極長,這是因為更換電池非常困難,或者電池成本非常昂貴。這時,可用2.45GHz的喚醒系統來使睡眠/監控電流最小化,而且只有在需要進行通訊時才讓功耗較大的802.11協議工作。

結論

本文介紹了針對植入性醫療應用的超低功耗高性能RF收發器ZL70100。該收發器整合度非常高,包括完整的MAC,為用戶應用提供了更好的有效BER。以下我們總結了重要的RF性能參數。特別值得一提的是,極低功耗的2.45GHz監控電路可應用於各種限制用電電量的低工作週期應用,未來醫療設備的通訊系統必將得到大幅改善。

作者: Peter D. Bradley
系統工程設計經理
超低功耗通訊部
peter.bradley@zarlink.com
Zarlink 半導體公司