

Så bygger du en pulsoximeter



Du har säkert redan sett den i otaliga wearables-demos. Så här kan du bygga din egen.



Av Zhang Feng, Microchip

Zhang Feng är senior applikationsingenjör på Microchip Technology inom området medicinska produkter. Han har en BSEE från Pekings tekniska universitet och en MSEE från Illinois tekniska institut. Han bor i Phoenix, Arizona, och har jobbat på Microchip sedan år 2005. Zhang Feng har utvecklat flera medicintekniska referenskonstruktioner och demonstratorer, såsom blodtrycksmätare, pulsoximetrar och Bluetooth LE-stegräknare.

Så här kan du i utvärderings- och utvecklingssyfte bygga en pulsoximeter av analoga kretsar och digitala signalstyrkretsar.

En pulsoximeter är en noninvasiv medicinsk utrustning som mäter syremättnaden i blodet och pulsfrekvensen hos en patient.

En sådan utrustning kan skapas med hjälp av analoga kretsar och digitala signalstyrkretsar.

Historiskt sett har oximetrar funnits sedan 1935 då den tyska läkaren Karl Matthes utvecklade den första syremättnadsmätaren baserad på två våglängder och för bruk på örat. I början av 1940-talet uppfann den amerikanska fysiologen Glenn Allan Millikan den första portabla pulsoximern. Dagens utrustningar kan mäta den perifera syresättningen (SpO₂) i en människas blod med hjälp av hur rött ljus på mellan 600 och 750 nm och infrarött ljus på mellan 850 och 1 000 nm absorberas av syresatt hemoglobin (HbO₂) respektive icke-syresatt hemoglobin (Hb).

En mycket noggrann pulsoximeter kan implementeras med analoga kretsar och

digitala signalstyrkretsar, som exempelvis Microchips dsPIC-familj. Figur 1 visar hur en sådan fungerar.

FUNKTION. Pulsoximern blinkar rött alternativt infrarött ljus genom ett finger till en fotodiod. HbO₂ absorberar mer infrarött ljus och låter mer rött ljus passera genom fingret. Hb absorberar å andra sidan mer rött ljus och låter mer infrarött ljus passera. Fotodioden tar emot det icke-absorberade ljuset från vardera LED. Signalen inverteras med hjälp av en inverterad operationsförstärkare och resultatet, som visas i figur 2, representerar det ljus som har absorberats av fingret.

Pulsamplituden (V_{pp}) för de röda och infraröda signalerna mäts och omvandlas till V_{rms} för att ge en kvot som ges av

$$\text{Kvot} = (\text{RED_AC_V}_{rms} / \text{RED_DC}) / (\text{IR_AC_V}_{rms} / \text{IR_DC})$$

SpO₂ kan bestämmas med hjälp av kvotens värde och en uppslagstabell gjord med hjälp av empiriska formler. Pulsefrek-

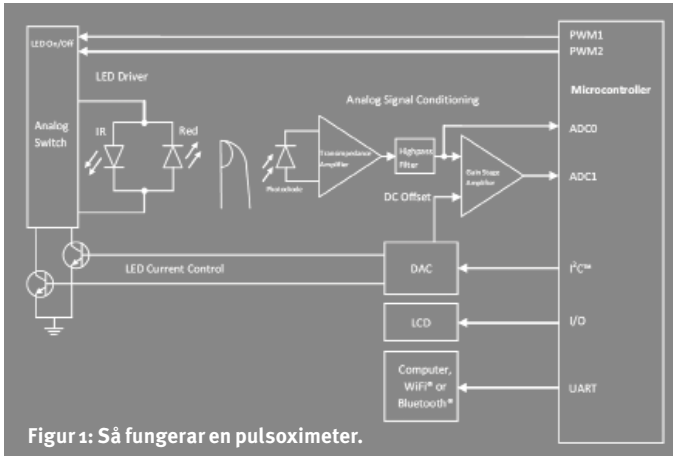
vensen beräknas utifrån AD-omvandlarens provantal och samplingsfrekvens.

Uppslagstabellerna är en viktig del i systemet. Tabellerna är specifika för varje pulsoximeterkonstruktion och baseras vanligtvis på kalibreringskurvor som inhämtats från många mätningar utförda på en frisk människa vid olika SpO₂-nivåer.

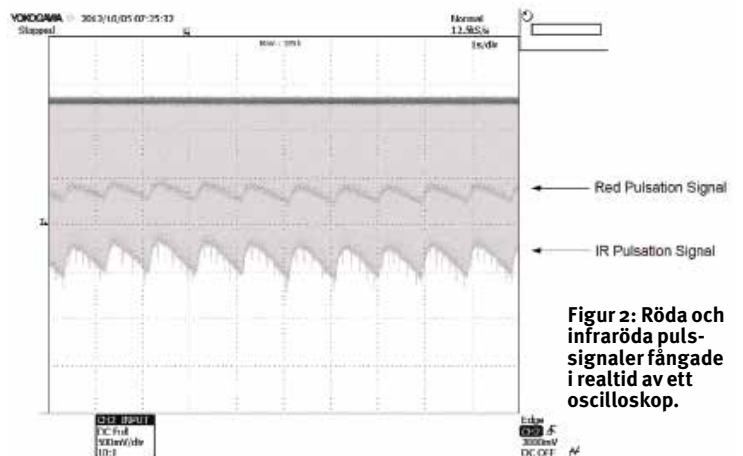
KRETSAR. Den SpO₂-prob som används i exemplet är en hyllfärdig Nellcor-kompatibel fingerklämma, som integrerar en röd LED, en infraröd LED och en fotodiod. LEDerna styrs av LED-drivkretsen.

Det röda och infraröda ljus som passerar genom fingret detekteras av signalbehandlingskretsen och matas sedan till en 12-bitars AD-omvandlarmodul i styrkretsen, där procentsatsen SpO₂ kan beräknas.

En dubbel analog switch som drivs av två PWM-signaler från styrkretsarna slår på och av röda alternativt infraröda LEDer. För att få rätt antal AD-omvandlarprov och ha tillräcklig tid att behandla datan innan nästa LED slås på switchas LEDerna på och av enligt timing-diagrammet som visas i figur 3.



Figur 1: Så fungerar en pulsoximeter.



Figur 2: Röda och infraröda puls-sig-naler fångade i realtid av ett oscilloskop.

LEDernas ström och ljusstyrka styrs av en 12-bitars digital-till-analog omvandlare som drivs av styrkretsen.

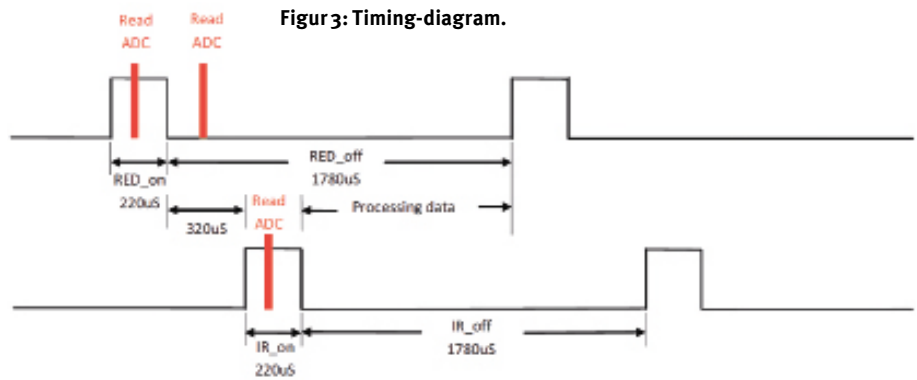
Signalbehandlingskretsen har två steg – en transimpedansförstärkare och en vanlig förstärkare. Ett högpasfilter placeras mellan de två stegen.

Transimpedansförstärkaren omvandlar den ström på några få mikroampere som genereras av fotodioden till några få mikrovolt.

SIGNALEN SOM MOTTAS från första stegets förstärkare passerar genom högpasfiltret, som är utformat att minska störande bakgrundsljus. Från filtret skickas signalen till det andra stegets förstärkare som har en förstärkning på 22 och en DC-offset på 220 mV. Värdet för förstärkning och DC-offset ställs in så att förstärkarens utgående signalnivå hålls inom styrkretsens AD-omvandlingsområde.

Utgången från den analoga signalbehandlingskretsen är kopplad till AD-omvandlarmodulen hos de digitala dsPIC-signalstyrkretsarna. Ett AD-omvandlarprov tas under varje period som en LED är på och ett prov tas under varje period som en LED är av.

Figur 3: Timing-diagram.



Genom att dra nytta av den kraftfulla digitala signalbehandlingsmotor som är integrerad i de digitala signalstyrkretsarna, kan ett digitalt FIR-bandpassfilter implementeras för att filtrera data från AD-omvandlingen. Det filtrerade datat används för att beräkna pulsamplituden. Digital filterkod kan genereras med hjälp av Microchips konstruktionsverktyg för digitala filter.

FIR-bandpassfiltret har en samplingsfrekvens på 500 Hz, passbandfrekvenser på 1 och 5 Hz, stoppbandfrekvenser på 0,05

och 25 Hz, Kaiser FIR-fönster, passbandripping på 0,1 dB, stoppbandripping på 50 dB och filterlängden 513.

DATA FÖR SPO₂ och pulsfrekvensen kan skickas till en dator via en UART-port med den seriella analysatorn PICKIT.

Pulssignalen kan plottas med hjälp av en tillämpning som exempelvis Microchips generiska grafiska användargränssnitt för seriell data. Datat kan också skickas till en Wifi- eller Bluetooth-modul via UART-porten. ■