

Behöver din *wearable* ha

Ibland lönar det sig att **INTE** belysa ett problem...

Mätning av hjärtfrekvens (HR) och blodets syremättnad (SpO₂) går snabbt från att vara en "önskad" till en "förväntad" funktion på listan över vad som är tillgängligt i nya bärbara hälso- och fitness-prylar (så kallade wearables). Som en konsekvens har dock avläsningarnas kvalitet blivit sämre till följd av att vissa sensortillverkare i brådskan att tillgodose marknads efterfrågan på sådana funktioner framfört tvivelaktiga påståenden rörande noggrannheten hos deras produkter. Även om avläsningarnas noggrannhet inte är avgörande i produkter för vardagsbruk, måste mätningarnas kvalitet och integritet vara obestridlig i utrustning som används kliniskt. En viktig utmaning för konstruktörer är hur man kan göra hjärtfrekvens- och syremättnadsmätare av hög kvalitet utan att belasta utrustningens batteri för mycket. Artikeln förklarar varför det konventionella tillvägagångssättet för optisk avläsning slösar energi och presenterar sedan en sensorkrets som utnyttjar en ny arkitektur som avsevärt minskar effektförbrukningen samtidigt som mätningarna är av klinisk kvalitet.

Fotopletysmografi (PPG)

Hjärtfrekvens och syremättnad mäts med en optisk teknik som kallas fotopletysmografi, PPG (bild 1). En PPG-signal erhålls genom att huden belyses med hjälp av en lysdiod (LED) varefter intensitetsförändringen mäts för det ljus som reflekteras från blodkärl under hudytan (bild 2) med hjälp av en fotodiod (PD) som genererar en ström som är proportionell mot mängden mottaget ljus.

Strömsignalen konditioneras av en analog "front-end" (AFE) innan den omvandlas av en AD-omvandlare (ADC) för bearbetning med en optisk algoritm som körs av systemets styrkrets. I princip är ett enda lys-/fotodiod-par tillräckligt för en PPG-mätning och denna arkitektur är vanlig i utrustning som används i kliniska miljöer (bild 3).

Sådan utrustning fungerar dock under förhållanden som skiljer sig mycket från de som förekommer till vardags. För det första är patienten relativt orörlig och mätningen utförs med hjälp av en sensor som är ordentligt fastsatt på ett finger. Ljusförhållandena är relativt konstanta, vilket underlättar ljusdetekteringen för fotodioden och effektför-



Av Andrew Burt, Analog Devices

Andrew Burt, Digital Healthcare, Analog Devices fokuserar på affärsutveckling för företagets hälsovårdsprodukter som inkluderar sensorer, AFE:er, optiska moduler och algoritmer. Han studerade elektroteknik och elektronik vid Oxford Brookes University.



Bild 1. Mätning av hjärtfrekvens och syremättnad i ett armband.

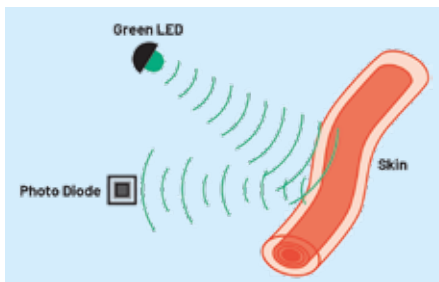


Bild 2. PPG-mätning med hjälp av en lysdiod och en fotodiod.



Bild 3. Mätning av syremättnad och hjärtfrekvens (fingerpulsoximeter) i klinisk miljö.

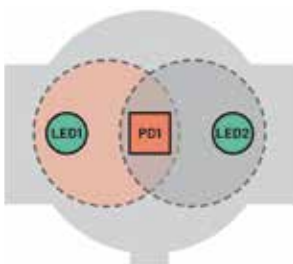


Bild 4. Användning av två lysdioder för att uppnå bättre hudbelysning.

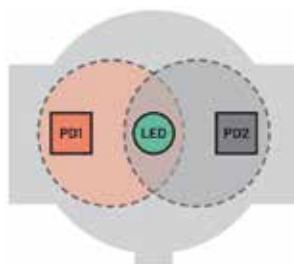


Bild 5. Användning av en lysdiod och två fotodioder för bättre ljusdetektion.

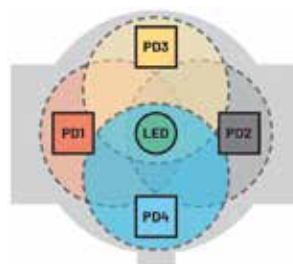


Bild 6. PPG med en lysdiod och fyra fotodioder.

brukningen är inte ett problem eftersom utrustningen vanligtvis är nätansluten.

Bärbara enheter, så kallade wearables, fästs däremot vanligtvis på handleden, vilket innebär att nivån av hudkontakt varierar beroende på personliga preferenser (bandets åtdragning) och bärarens rörelser. Ljusförhållandena kan variera avsevärt beroende på plats och tid på dygnet och eftersom de är batteridrivna är det viktigt att sensorns strömförbrukning är så låg som möjligt. Denna utmaning ökar med bredden av hudtoner hos olika bärare. Mörkare hud har ett

lägre perfusionsindex än ljusare hud, vilket innebär att den kräver mer belysning (vilket gör att sensorn drar mer ström) för att mätningar ska kunna utföras. Härnäst behandlas fördelarna hos de olika analoga "front-end"-arkitekturer som kan användas för att göra PPG-mätningar.

PPG-"front-end" med enkel ADC-kanal

Det intuitiva sättet att åstadkomma högre grad av hudbelysning är att öka lysdiodens ström eller att använda två lysdioder (bild 4) eftersom detta kan lysa upp ett större områ-

PPG av klinisk kvalitet?

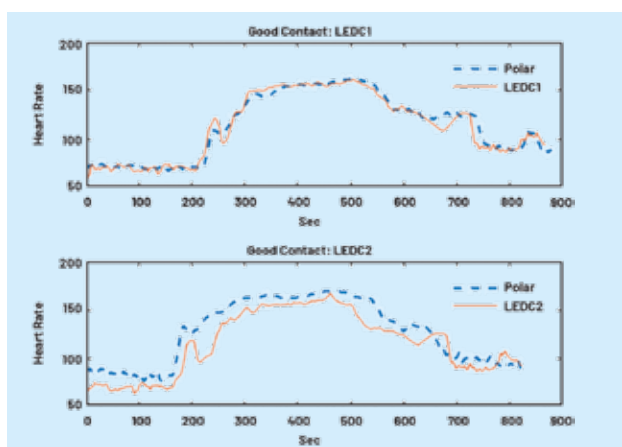


Bild 7. Hjärtfrekvens-/pulsavläsning med två par oberoende lysdioder.

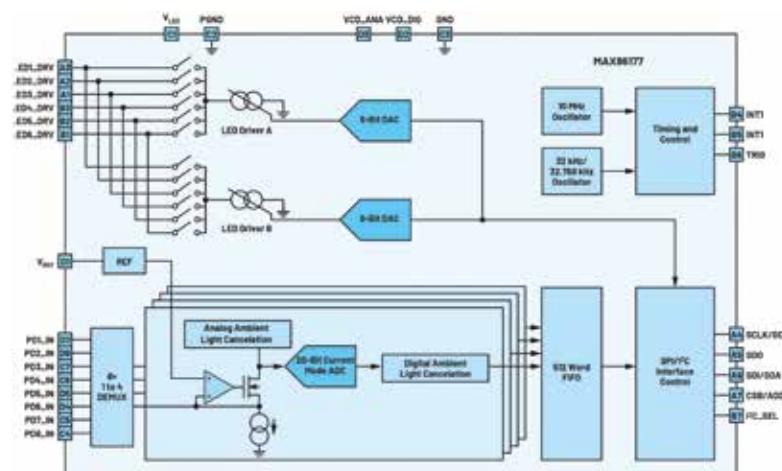


Bild 8. Kopplingschema för fyrkanalig optisk MAX86177-'front-end'.

de av huden. Men det är ett energikrävande tillvägagångssätt eftersom lysdiodens ström står för minst 50% av effektförbrukningen i ett PPG-system som, beroende på perfusionsindex för bärarens hud, i genomsnitt kan ligga på upp till 1 mW. Sammanlagt är detta tillvägagångssätt ineffektivt och negativt för batteritiden.

PPG-'front-end' med dubbla ADC-kanaler

Ett bättre sätt att öka hudens belysning är att använda en enda lysdiod med två fotodioder som kan detektera en större mängd reflekterat ljus (bild 5).

Fördelen här är att en 20 mA standard-lysdiod kan minskas till 10 mA för att uppnå samma nivå av total fotodiod-ström jämfört med om en enda fotodiod används. Under svåra driftsförhållanden (hud med låg perfusion och/eller när bäraren rör sig) då systemalgoritmen bestämmer att det krävs en högre lysdiod-ström kan en proportionell ökning av systemets känslighet uppnås. Att till exempel använda samma lysdiod-ström som i det tidigare arrangemanget ger en hundraprocentig ökning av fotodiod-strömmen, vilket ger högre total känslighet, om än på bekostnad av ökad strömförbrukning.

PPG-'front-end' med fyra ADC-kanaler

Att använda fyra fotodioder (vilket kräver en fyrkanalig AD-omvandlare) för att detektera reflekterat ljus sparar ännu mer energi (bild 6) eftersom lysdioden kan drivas med mycket mindre ström (tabell 1).

Tabell 1 sammanfattar den relativa effektförbrukningen för vardera av de tidigare nämnda arkitekturerna, vid normal matningsspänning på 1,6 V.

Denna arkitektur ger avläsning av högre kvalitet eftersom blodkärl och ben är asymmetriskt fördelade i handleden och fyra fotodioder hjälper till att lindra effekter av rörelse

Antal fotodioder ADC-kanaler	Antal lysdioder	LED ström (mA)	LED effekt (mW)	AFE effekt (mW)	Total effekt (mW)
1	1	20	320	30	350
2	1	10	160	40	200
4	1	5	80	60	140

Tabell 1. Jämförelse av den typiska effektförbrukningen för 1-, 2- och 4-kanaliga arkitekturer.

och hur hårt bäraren fäster armbandet. Fyra fotodiod-mottagare ökar också sannolikheten för detektion av ljus som reflekteras från belysta blodkärl. Kurvorna i bild 7 visar hjärtfrekvens uppmätt med fyra fotodioder (konfigurerade som två oberoende par: LEDC1 och LEDC2) i förhållande till en referensmätning (polär). Den bärbara enheten måste säkerställa att god kontakt med huden upprätthålls medan mätningen utförs. Bäraren är till en början i vila, efter 5 minuter (300 sekunder) började hen att träna vilket gör att pulsen (hjärtfrekvensen) stiger. Det är tydligt att signalerna på LEDC1 och LEDC2 avviker på olika sätt från referensmätningen och fördelen med att använda två par av lysdioder för att fånga upp och kombinera alla dessa avvikelser är uppenbar.

Praktisk lösning med fyrkanalig ADC

MAX86177 (bild 8) är ett fyrkanaligt optiskt datainsamlingsystem med ultralåg effekt och kanaler för både sändning och mottagning som är idealiska för användning i bärbar utrustning och wearables av klinisk kvalitet (såväl som för allmänt bruk). På sändarsidan har den två strömstarka 8-bitars programmerbara LED-drivkretsar som stöder upp till sex lysdioder. På mottagsidan har den fyra 'front-end'-enheter med lågbrusig laddningsintegrering som vardera inkluderar oberoende 20-bitars AD-omvandlare som kan multiplexera insignaler från åtta fotodioder (konfigurerade som fyra oberoende par). Den uppnår ett dynamiskt område på 118 dB och ger utsläckning av omgivningsljuset

(ALC, ambient light cancellation) på upp till 90 dB vid 120 Hz. Den matas med 1,8 V och ytterligare en matningsspänning till LED-drivkretsarna på 3,1 V till 5,5 V. Kretsen ger fullt autonomt stöd för både I2C- och SPI-kompatibla gränssnitt. MAX86177 kommer i en WLP (wafer-level package) med 28 (7x4) lödkulor och måtten 2,83x1,89 mm, som fungerar över temperaturområdet -40°C till +85°C. Labb-testade provexemplar har uppvisat ett standardavvikelsefel för mätning av hypoxi (blodsyrebrist) på 3,12%, vilket är väl inom den gräns på 3,5% som satts av den amerikanska läkemedelsmyndigheten FDA för utrustning av klinisk kvalitet.

Slutsats

Ett stort problem som konstruktörer av så kallade wearables av klinisk kvalitet ställs inför är hur man kan göra optiska PPG-mätningar av hjärtfrekvens och syremättnad utan att väsentligt minska utrustningens batteritid. Den presenterade lösningen visar att en fyrkanalig ADC-arkitektur som kan ge en effektb sparing på upp till 60% jämfört med den grundläggande arkitektur som använder en lysdiod och en fotodiod. MAX86177:s fyrkanaliga arkitektur i en kapsel med liten formfaktor är idealisk för användning i finger-, handleds- och öronfästade wearables för hjärtfrekvens- och syremättnadsmätning av klinisk kvalitet. Den kan också användas för att mäta kroppshydration, syremättnad i muskler och vävnader (SmO₂ och StO₂) och maximal syreförbrukning (VO₂ Max). ■