



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA

Escola Tècnica Superior d'Enginyeria de Telecomunicacions de Barcelona
(ETSETB)

Entrega Final

TakeDPulse

Autors: Pau Monterosa i Arnau Torret

Assignatura: PEF 1

Data: 12 de Gener, 2026

1 Descripció del projecte

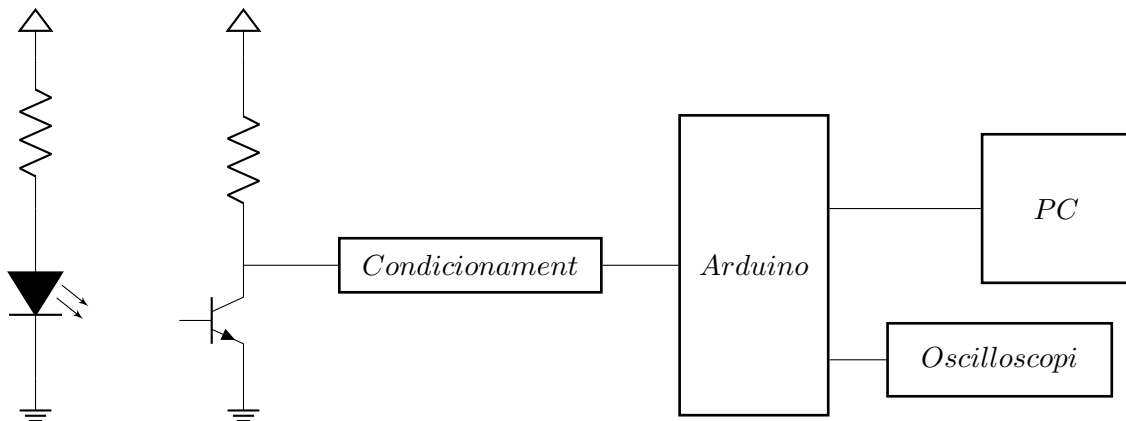
En aquesta secció s'ha de descriure el projecte a nivell general. L'objectiu és explicar el projecte a nivell qualitatiu de manera que es pugui tenir una idea qualitativa dels objectius que es volen aconseguir. També ha de contenir una descripció qualitativa del procediment que permet al sistema aconseguir els objectius.

Durant l'entrega anterior vam plantejar dos projectes, el motor iònic i el pulsioxímetre. No obstant això, després de debatre-ho amb el professor vam arribar a la conclusió que aquests projectes podrien ser massa difícils de dur a terme. Per aquesta raó hem decidit fer un pulsòmetre (que al final del dia està bastant relacionat amb el pulsioxímetre).

El nou objectiu d'aquest projecte és crear un pulsòmetre. Els pulsòmetres es basen en el fet que la densitat de la sang en les venes no és constant a causa dels batecs del cor, i en conseqüència la seva transmitància i reflectància varia seguint el ritme cardíac. Aleshores, utilitzant un díode LED i un fototransistor, hauríem de ser capaços d'enregistrar un senyal elèctric que podrem processar.

No obstant això, abans de processar aquest senyal, primer l'haurem d'amplificar i filtrar. Un cop tinguem un senyal de qualitat, l'enviarem al microcontrolador Arduino que, mitjançant un software programat per nosaltres mateixos, ens permetrà aproximar la freqüència cardíaca. A més, podrem visualitzar aquest senyal en un oscil·loscopi.

Per tant, el diagrama de blocs del circuit quedaria com el següent:



2 Especificacions

1. Rang de freqüència cardíaca mesurable

- **Especificació:** El sistema ha de detectar freqüències cardíques dins el rang 30–200 BPM (batecs per minut), que correspon al límit fisiològic habitual.
- **Mètode de verificació:** Comprovarem que el sistema realitzi les mesures dins del rang esperat. En alguns casos, poden aparèixer valors fora del rang degut al soroll del senyal o interferències. Per evitar resultats erronis, el sistema descarta automàticament els intervals entre pulsacions que generen valors fora del rang i calcula la freqüència cardíaca com la mitjana de 2–8 intervals vàlids consecutius. D'aquesta manera, es garanteix que el valor final sigui fiable i fisiològicament coherent.

2. Temps de resposta

- **Especificació:** El sistema ha de detectar i realitzar la primera medició de BPM en un màxim de 15 segons després de col·locar el teixit a la zona d'estudi.
- **Verificació:** Usarem un clock per comptabilitzar el temps que triga el procés en donar una resposta.

3. Error de mesura

- **Especificació:** El dispositiu ha de mesurar la freqüència cardíaca amb un error inferior a $\pm 3\%$ del valor real, en tot el rang operatiu de 40 a 200 BPM.

Això es tradueix en els límits de:

- ± 1.2 BPM a l'extrem inferior de mesura (40 BPM).
- ± 7.2 BPM a l'extrem superior de mesura (200 BPM).

Verificació: Compararem les mesures amb un medidor de pols comercial homologat per comprovar que tots els errors estan dins dels límits establerts.

3 Calibratge

Pel que fa al calibratge del prototip desenvolupat, no ha estat possible dur a terme un calibratge d'aquest tipus, ja que el sistema no mesura directament una magnitud calibrable, sinó que detecta variacions relatives del senyal òptic associades al pols sanguini. Aquestes variacions depenen fortament de factors externs i fisiològics, com la posició del sensor, la pressió exercida sobre el dit o les característiques del teixit de cada usuari fet que impedeix establir una relació universal entre la sortida del circuit i la freqüència cardíaca real.

Tot i aquesta limitació, s'ha considerat important avaluar la fiabilitat del sistema mitjançant una estimació del marge d'error de les mesures obtingudes. Per aquest motiu, s'han realitzat diverses mesures de freqüència cardíaca amb el prototip i s'han comparat amb les lectures proporcionades per un pulsòmetre comercial de referència, del qual es coneix un funcionament correcte i validat. Aquesta comparació permet analitzar la desviació entre ambdós sistemes i obtenir una estimació de l'error associat al prototip.

Les mesures s'han efectuat en condicions similars per ambdós dispositius i després d'un temps suficient d'estabilització del senyal, amb l'objectiu de reduir l'efecte de transitoris i soroll. A partir dels valors obtinguts, s'ha calculat l'error absolut i relatiu de la freqüència cardíaca mesurada pel prototip respecte al dispositiu de referència, assignant així un marge d'error representatiu del funcionament real del sistema.

A la taula 1 es presenten els resultats de la comparació entre ambdós dispositius, per diferents mostres, així com l'error obtingut en cada mesura, que permeten valorar la precisió del prototip dins del context experimental d'aquest treball. Aquestes mesures s'han realitzat en freqüències baixes que és quan funciona adequadament el nostre prototip. Hem pogut comprovar, en canvi, que realitzant les mesures sobre freqüències més altes el nostre dispositiu falla notablement, amb unes mesures inconsistentes. Tot i que les freqüències cardíacques elevades analitzades es trobaven dins del rang teòric de funcionament del sistema, es van observar dificultats significatives en la detecció del senyal en aquestes condicions. Aquest comportament no s'atribueix a un error en el càlcul de les freqüències de tall del condicionament analògic, sinó a diverses limitacions pràctiques del sistema.

En primer lloc, a freqüències cardíacques més altes la component pulsàtil del senyal òptic tendeix a presentar una amplitud menor, ja que el temps entre batecs disminueix i la variació de volum sanguini detectada pel sensor és més reduïda. Això fa que el senyal esdevingui més sensible al soroll electrònic i als artefactes produïts pel moviment del dit.

A més, el sistema de filtratge i amplificació ha estat optimitzat per maximitzar la robustesa del senyal en condicions de repòs o activitat moderada. Quan la freqüència augmenta, petites imprecisions en la detecció dels pics del senyal, així com limitacions en el temps d'adquisició necessari per obtenir una estimació estable de la freqüència, poden provocar errors més grans en el càlcul final.

Finalment, la resposta dinàmica del conjunt sensor-teixit-condicionament analògic no és ideal, i pot introduir distorsions addicionals a freqüències elevades. Aquests factors expliquen que, tot i operar dins del rang de freqüències previst, el dispositiu mostri una fiabilitat menor en la mesura de freqüències cardíacques altes.

Usuari	Prototip (BPM)	Referència (BPM)	Error relatiu
Usuari 1	78	80	0.025
	69	77	0.104
	64	66	0.030
	60	62	0.032
	64	62	0.032
	61	68	0.103
	67	65	0.031
	65	65	0.000
Usuari 2	64	62	0.032
	62	65	0.046
	62	63	0.016
	64	63	0.016
	65	65	0.000
	66	65	0.015
	71	71	0.000
	69	70	0.014
	62	62	0.000
Usuari 3	61	62	0.016
	55	54	0.019
	54	55	0.018
	56	57	0.018
	58	63	0.079
	61	61	0.000
	60	59	0.017
	52	52	0.000
	58	60	0.033
Error relatiu mitjà			2.68%

Taula 1: Comparació entre la freqüència cardíaca mesurada pel prototip i un pulsòmetre comercial de referència

4 Descripció del Hardware

Sabem que el nostre circuit ha d'actuar:

1. Polaritzar el LED.
2. Polaritzar el fototransistor per obtenir una variació de tensió mesurable.
3. Filtrar i amplificar la component AC associada al pols, així com eliminar la component DC i el soroll.
4. Adaptar el rang al que treballa l'ADC de l'Arduino (0–5 V).

Per tant, descriurem aquests processos:

1) Polarització del LED

Per a il·luminar el teixit i permetre la detecció del pols, utilitzarem un **LED verd** ja que el rang de longitud d'ona que emet (630–532 nm) és el que major penetració té en teixit biològic i més absorbeix l'hemoglobina. Amb una alimentació de $V_{CC} = 5\text{ V}$, i segons el full de dades[2], les característiques típiques són:

- Tensió directa: $V_F = 1.8\text{ V}$.
- Corrent màxim recomanat: $I_{LED} \approx 30\text{ mA}$.

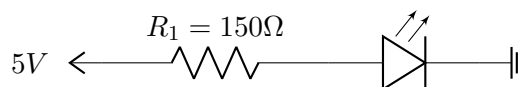
Per garantir una operació segura i estable del LED, seleccionem una resistència limitadora de corrent:

$$R_{LED} = \frac{V_{CC} - V_F}{I_{LED}} = \frac{5\text{ V} - 1.8\text{ V}}{0.03\text{ A}} \approx 100\ \Omega.$$

$$R_{LED} = 100\ \Omega$$

Aquesta resistència permet operar el LED en el seu punt òptim sense superar el corrent màxim. En el nostre cas, per no saturar el fototransistor, hem decidit seleccionar una resistència:

$R_{LED} = 150\ \Omega$



2) Conversió llum–tensió: fototransistor

Per convertir les variacions de llum transmesa o reflectida en una senyal elèctrica, utilitzem un **fototransistor** com a sensor. Això permet convertir la intensitat de llum en un fotocorrent proporcional, que després transformem en tensió.

Segons el full de dades del fototransistor¹[3], la corrent màxima esperada en condicions d'il·luminació intensa, és a dir, irradiància elevada sobre el fototransistor, en condicions ideals i a la longitud d'ona de màxima sensibilitat. No obstant això, cal tenir en compte que en el nostre muntatge aquestes condicions no es compleixen, ja que la llum és reflectida pels teixits i el LED verd no coincideix amb el pic espectral del silici.:

$$I_{\max} \approx 0.5 \text{ mA}.$$

Per convertir aquest corrent en tensió, inserim una resistència de càrrega al col·lector:

$$R_L = 10 \text{ k}\Omega,$$

la qual genera una variació de tensió:

$$\Delta V \approx I_{\max} \cdot R_L = 0.5 \text{ mA} \cdot 10 \text{ k}\Omega = 5 \text{ V}.$$

Tot i que en condicions reals el corrent és molt menor (de l'ordre de μA), una resistència de 10 k Ω representa un bon compromís entre:

- **Sensibilitat:** a major resistència, major variació de tensió.
- **Velocitat de resposta:** una resistència massa alta incrementa la constant de temps del circuit. Tot i això, en aquest cas aquest efecte no és necessàriament dominant, ja que la velocitat de resposta està principalment limitada per les característiques pròpies del fototransistor i les capacitats paràsites associades, i no tant pel valor de la resistència de càrrega.
- **Soroll:** resistències altes generen més soroll interferent.

$$R_L = 10 \text{ k}\Omega$$

3) Filtratge *High-pass* per eliminar DC

La sortida del fototransistor conté una component de contínua (DC) elevada i variacions lentes no desitjades (moviments en el teixit estudiat). Per això, implementem un filtre passa-alt RC que elimina aquestes components i només deixa passar les oscil·lacions degudes al pols.

Com a límit inferior, considerem una freqüència cardíaca mínima de:

$$f_{\min} = \frac{30 \text{ BPM}}{60 \text{ s}} = 0.5 \text{ Hz.} \quad \implies \quad f_c = 0.5 \text{ Hz}$$

¹**Nota:** el fototransistor que usem presenta una sensibilitat menor per al LED verd, ja que el silici té de manera intrínseca una major resposta espectral a longituds d'ona properes a l'infraroig (pic típic al voltant de 850 nm). Aquesta limitació és pròpia del material i fa difícil trobar fototransistors de silici amb alta sensibilitat al verd.

Combinat amb la resistència seleccionada anteriorment ($R_2 = 10\text{ k}\Omega$), calculem el condensador necessari:

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_2 C_1} \iff C_1 = \frac{1}{2\pi R_2 f_c}.$$

$$C_1 = \frac{1}{2\pi \cdot 10^4 \Omega \cdot 0.5 \text{ Hz}} \approx 31.8 \mu\text{F}.$$

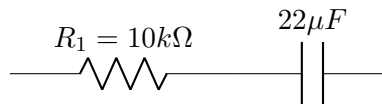
Com que aquest valor no sol estar disponible en el mercat, escollim el valor comercial més pròxim:

$$\boxed{C_1 = 22 \mu\text{F}}$$

Amb el valor comercial escollit $C_1 = 22 \mu\text{F}$, la freqüència de tall efectiva del filtre passa-alt passa a ser

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_2 C_1} \approx 0.72 \text{ Hz}.$$

Aquest valor permet reduir de manera eficient la component de contínua i les variacions lentes del senyal, tot mantenint una transmissió adequada del rang de freqüències associat al pols cardíac, aproximadament entre 0.7 i 4 Hz, sense introduir una distorsió significativa en el senyal d'interès.



4) Amplificador *Low-pass*

L'amplificador ha de complir dues funcions principals: augmentar el nivell del senyal (de mil·livolts a volts) i eliminar soroll d'alta freqüència amb un filtre passa-baix.

Per ampliar la tensió de sortida de mV a V , és a dir, dos ordres de magnitud, seleccionarem un guany de l'amplificador de -100.

Si escollim la configuració inversora, simplement serà adaptar els paràmetres:

$$R_{\text{in}} = 10\text{ k}\Omega, \quad R_f = 1\text{ M}\Omega \quad \Rightarrow \quad G = -\frac{R_f}{R_{\text{in}}} \approx -100.$$

Per implementar un passa-baix, afegim un condensador C_2 en paral·lel amb R_f i definim la seva freqüència de tall:

$$f_{c,\text{LP}} = \frac{1}{2\pi R_f C_2}.$$

Amb un límit de freqüència cardíaca màxim de $f_{c,\text{max}} = \frac{240\text{ bpm}}{60\text{ s}} = 4\text{ Hz}$, seleccionem:

$$\boxed{f_{c,\text{LP}} = 4 \text{ Hz}}$$

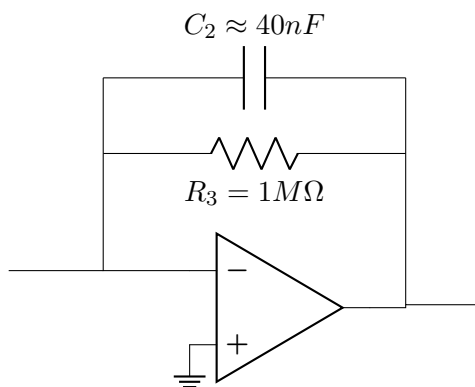
A partir d'aquest valor, la capacitat C_2 queda definida per:

$$C_2 = \frac{1}{2\pi \cdot R_f \cdot f_{c,LP}} \approx 40 \text{ nF}.$$

I seleccionant el valor comercial més proper:

$$C_2 = 47 \text{ nF}$$

A partir d'aquí, es pot seleccionar el valor més pròxim en funció dels components disponibles.



6. Offset a 2.5 V

Com que tant l'amplificador com l'Arduino operen entre 0 i 5 V, necessitem centrar la senyal amplificada a un punt intermedi per poder gestionar oscil·lacions tant positives com negatives. Això ho aconseguim introduint un offset al sistema:

$$V_{\text{ref}} = \frac{R_5}{R_4 + R_5} \cdot V_{CC}.$$

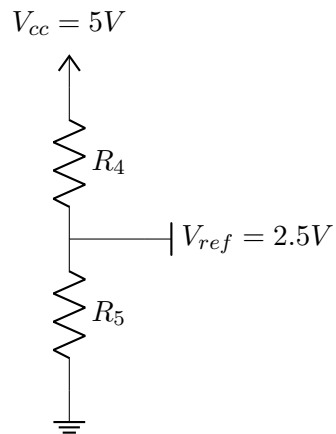
amb $V_{CC} = 5V$.

Si seleccionem dues resistències iguals:

$$R_4 = R_5 = 1\text{ k}\Omega \Rightarrow V_{\text{ref}} = 2.5\text{ V}.$$

$R_4 = R_5 = 1\text{ k}\Omega$

Aquesta referència s'aplica a l'entrada no inversora de l'amplificador per centrar la senyal amplificada.

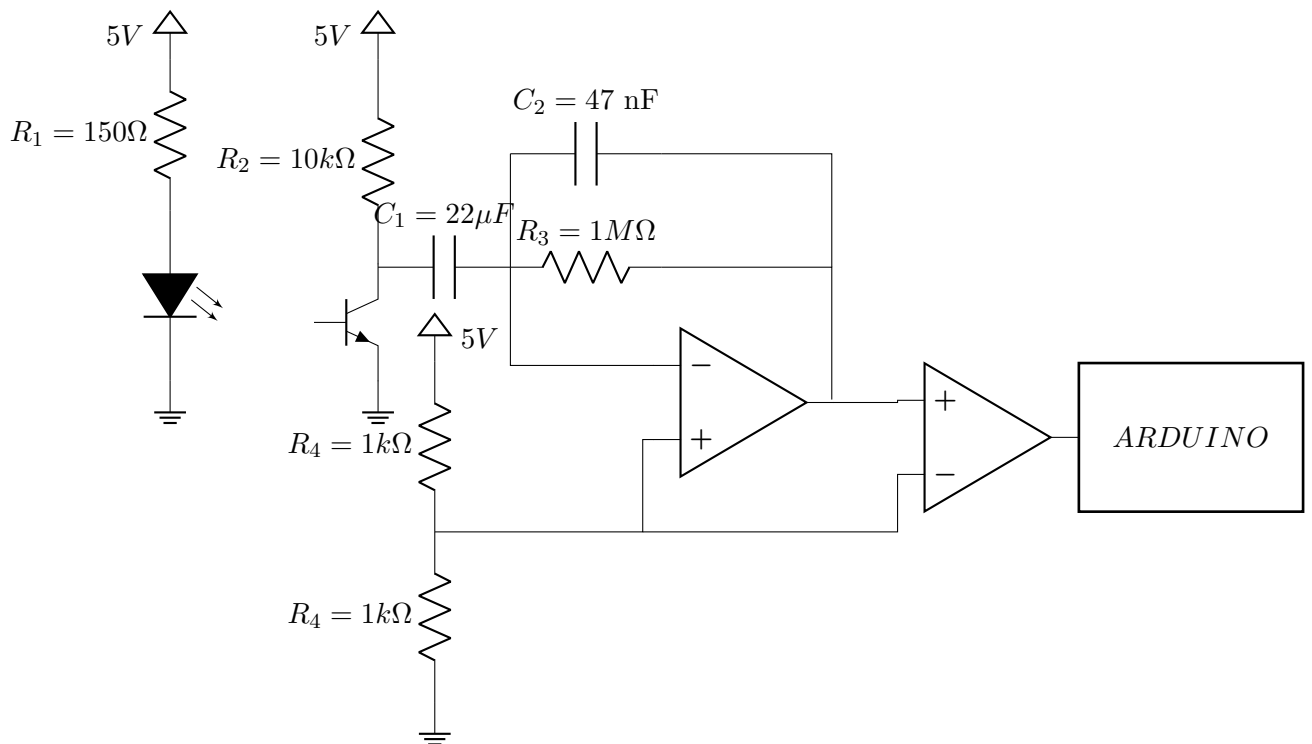


7. Buffer cap a l'Arduino

Per assegurar que la fase final no es vegi afectada per la impedància d'entrada de l'ADC de l'Arduino, afegim una segona etapa en configuració del comparador, que:

- Manté el senyal polaritzat a 2.5 V.
- Aïlla l'etapa analògica de l'ADC.
- Redueix la distorsió durant l'adquisició.

Aquesta etapa final garanteix una lectura estable i fidel del senyal cardíac. Per tant, l'esquema del circuit final resultant és el següent:



5 Descripció del Software

En aquesta secció descrivim el disseny lògic del codi per al funcionament del pulsòmetre:

1. Adquisició del senyal.

El sistema detecta el batec identificant els flancs de pujada (canvis de voltatge de LOW a HIGH) enviats pel sensor.

2. Càlcul i validació del període.

Es mesura el temps transcorregut entre dos batecs consecutius. Per minimitzar errors i garantir l'estabilitat de la lectura, s'apliquen dos processos:

- **Filtratge de rang:** Es descarten valors il·lògics verificant que el període correspongui a una freqüència cardíaca viable (entre 40 i 200 BPM).
- **Mitjana per lots:** En comptes de calcular la freqüència batec a batec, s'emmagatzemen 5 lectures vàlides i se'n fa la mitjana aritmètica. Cal destacar que el sistema treballa per paquets discrets (sense memòria entre lots): un cop calculada la mitjana, es reinicia el comptador. Això permet que el sistema respongui ràpidament a canvis dràstics de ritme, a diferència de les mitjanes mòbils utilitzades en dispositius comercials.

3. Càlcul de la freqüència cardíaca.

Es converteix el període promig (en segons) a pulsacions per minut mitjançant la fórmula següent:

$$\text{BPM} = \frac{60}{\text{Període mitjà (s)}}$$

4. Visualització de dades.

Finalment, el resultat s'envia al monitor sèrie i el sistema reinicia el cicle d'adquisició de dades.

La versió final del codi implementat és la següent:

```
1 // Configuraci
2 const int pin_Sensor = 2;
3 const int num_readings = 5;
4
5 // Variables
6 unsigned long lastBeatTime = 0;
7 unsigned long periods[num_readings];
8 int periodIndex = 0;
9 bool bufferFull = false;
10 unsigned long rawPeriod = 0;
11
12 // Períodes min i max (límits per a 40 BPM - 200 BPM)
13 unsigned long maxPeriodAllowed = 1500000;
14 unsigned long minPeriodAllowed = 300000;
15
16 int lastState = LOW;
17
18 void setup() {
19     Serial.begin(9600);
20     pinMode(pin_Sensor, INPUT);
21
22     // Inicialitzaci array
23     for (int i = 0; i < num_readings; i++) {
```

```

24     periods[i] = 0;
25 }
26 }
27
28 void loop() {
29     // Actualitzar valors principals per veure si cal fer c lculs
30     int currentState = digitalRead(pin_Sensor);
31     unsigned long now = micros();
32
33     // Mirar si ha canviat l'estat del lector. En cas afirmatiu
34     if (lastState == LOW && currentState == HIGH) {
35         // C lcul del periode
36         rawPeriod = now - lastBeatTime;
37
38         // Revisar que el periode no sigui massa gran
39         if (now - lastBeatTime > maxPeriodAllowed) {
40             lastBeatTime = now;
41         }
42         else if (rawPeriod >= minPeriodAllowed) {
43             // Guardar dades per la proxima iteraci
44             lastBeatTime = now;
45
46             // Guardar per ode per fer la mitja
47             periods[periodIndex] = rawPeriod;
48             periodIndex++;
49
50             // Mirem si ja podem fer la nova mitjana
51             if (periodIndex >= num_readings) {
52                 periodIndex = 0;
53                 bufferFull = true;
54             }
55
56             // Nom s calculem BPM si el buffer est ple (Fem mitjana)
57             if (bufferFull) {
58                 // Fem la Mitjana
59                 unsigned long sum = 0;
60                 for (int i = 0; i < num_readings; i++) {
61                     sum += periods[i];
62                 }
63                 float avgPeriod = sum / (float)num_readings;
64
65                 // C lcul BPM
66                 float BPM = 60.0 / (avgPeriod / 1000000.0);
67
68                 // Printagem
69                 Serial.print("BPM:");
70                 Serial.println(BPM);
71                 bufferFull = false;
72             }
73             else {
74                 Serial.print("Gatheringdata...");
75                 Serial.print(periodIndex);
76                 Serial.print("/");
77                 Serial.println(num_readings);
78             }
79         }
80     }
81     lastState = currentState;

```

6 Recursos i Bill of Materials

7.1 Bill of Materials (BOM)

Components del prototip (placa de pràctiques)

Sensor

- LED verd 532 nm
- Fototransistor WL-TTRW THT

Electrònica

- Resistències: 150 Ω , 10 $k\Omega$, 1 $k\Omega$ (x2), 1 $M\Omega$
- Condensadors: 40 nF , 22 μF
- Amplificadors operacionals (x2)
- Arduino UNO
- Protoboard i cablejat

Alimentació

- Cable USB (5 V)

Display / Sortida

- Monitor del PC per visualitzar els resultats

Mecànica

- Suport físic per al teixit de mesura (intentarem realitzar les mesures sobre el dit i, per això caldrà crear un suport, preferiblement de colors foscos (proposem generar el xassís amb impressió 3D))

7.2 Altres recursos

Instruments necessaris per a la construcció i validació

- Multímetre digital — verificació de tensions i connexions
- Oscil·loscopi — visualització del senyal analògic i comprovació del comparador
- Ordinador o portàtil — programació i monitorització

Components aportats pels estudiants

- Cablejat addicional
- Placa *protoboard*
- Suport mecànic (generat amb impressió 3D)

Eines de desenvolupament

- Arduino

Recursos addicionals per calibratge (no necessaris pel funcionament)

- Pulsòmetre comercial per verificar senyal i precisió
- Documentació tècnica (*datasheets*) i fulls de dades

Xassís 3D per reducció de llum ambient:

Es va dissenyar i fabricar un xassís mitjançant modelatge 3D amb l'objectiu de reduir el soroll introduït per la llum ambiental. El disseny actua com una caixa fosca que aïlla el LED i el fototransistor de fonts de llum externes, millorant així la relació senyal/soroll i la fiabilitat de la mesura. Els plànols del xassís 3D es troben recollits a l'Annex A.

7 Revisió de la Planificació Temporal

En aquest apartat analitzem el compliment de les fites establertes inicialment en el pla de treball.

Tasca	Descripció	D. Planif.	D. Real	Comentari
Prototipatge	Disseny i muntatge del hardware i programació del software base.	30-11-2025	03-12-2025	No es va poder complir el termini a causa de limitacions logístiques: el temps dedicat al muntatge i la comprovació amb l'oscil·loscopi no va permetre finalitzar l'edició del codi en les sessions previstes.
Validació	Ajust de paràmetres mitjançant comparació amb un pulsòmetre comercial.	14-12-2025	10-12-2025	Tot i que inicialment es preveia un calibratge, es va determinar que per la naturalesa dels errors del projecte era més adequat només realitzar una validació del procés comparant els resultats amb un pulsòmetre comercial.
Demostració	Validació del funcionament davant del professorat.	19-12-2025	19-12-2025	A causa de problemes logístics es va fer la demostració l'últim moment. No obstant això, tot va funcionar correctament.
Datasheet	Redacció del full de característiques i disseny d'experiments addicionals.	01-01-2026	31-12-2026	Datasheet completat. Es van descartar els experiments extrems, ja que requerien de moviment (correr, saltar...) i això impossibilitava un correcte funcionament del sistema.
Entrega	Redacció de la memòria i preparació de la presentació final.	12-01-2026	08-01-2026	Finalització de la documentació tècnica.

Taula 2: Comparativa entre la planificació inicial i l'execució real del projecte.

8 Descripció del Desenvolupament

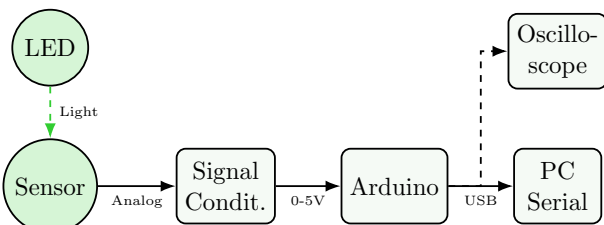
Malgrat portar tota la planificació en la data establerta, vam trobar-nos durant el desenvolupament amb diversos problemes de caire tècnic que vam haver de solucionar:

1. **Saturació del fototransistor:** A la primera elecció per la resistència d'entrada del LED vam seleccionar el valor de $R = 100\Omega$, això va suposar que la intensitat llumínica del LED fos massa elevada i en molts casos saturés, per tant, vam haver d'ajustar la resistència al valor ja esmentat de 150Ω .
2. **Capacitor de $10\mu F$:** Inicialment vam optar per usar, en el filtre passa-alt, un capacitor de $10\mu F$ (que augmentava la freqüència de tall del filtre) però va resultar en un senyal de massa baixa amplitud i, per tant, més dificultat de detecció. Per tant, vam haver de refer els càlculs d'acord amb aquest nou capacitor proposat de $22\mu F$.
3. **Moviment del dit durant la mesura:** Durant l'adquisició del senyal es va observar que petits moviments involuntaris del dit generaven variacions significatives en l'amplitud i el nivell de continuïtat del senyal. Aquests moviments introduïen artefactes que, en alguns casos, podien confondre's amb el senyal cardíac real, dificultant una mesura estable.
4. **Variabilitat entre diferents usuaris:** En realitzar mesures amb diferents persones, es va detectar que el sistema no responia de manera consistent en tots els casos. Diferències en la mida del dit, el gruix del teixit i la pressió exercida sobre el sensor provocaven una reducció de la qualitat del senyal en alguns usuaris, fet que limitava la robustesa del sistema sense una calibració individual.
5. **Mesures amb freqüències cardíques elevades dins del rang de treball:** Tot i que les freqüències cardíques elevades analitzades es trobaven dins del rang teòric de funcionament del sistema, es van observar dificultats importants en la detecció del senyal. Aquest comportament s'atribueix al fet que, a freqüències més altes, l'amplitud de la component pulsàtil disminueix i el senyal esdevé més sensible al soroll, als moviments del dit i a les limitacions dinàmiques del condicionament analògic. Com a resultat, el sistema mostrava una resposta menys estable i una detecció menys fiable en aquestes condicions.
6. **Problemes en el disseny i fabricació del xassís 3D:** Durant la creació del xassís mitjançant disseny CAD i impressió 3D, es van presentar diverses dificultats. La majoria relacionades amb les condicions de la resina i, per tant, vam haver d'adaptar els paràmetres d'impressió (temps d'exposició, supports d'impressió, amplada de capes...) d'acord al nostre prototip.
7. **Temps d'adquisició del senyal:** Es va observar que el sistema requeria un temps d'adquisició inicial relativament llarg per obtenir una estimació estable de la freqüència cardíaca, degut principalment a les constants de temps introduïdes pels elements electrònics del circuit i a la necessitat d'observar diversos cicles complets del senyal. No obstant això, un cop estabilitzat, el dispositiu proporciona una actualització del valor de la freqüència cardíaca més ràpida que la d'alguns dispositius comercials. Aquesta diferència es deu al fet que molts pulsòmetres comercials incorporen estratègies de suavitzat i actualització lenta del valor mostrat, amb l'objectiu de reduir fluctuacions visibles i evitar que l'usuari tingui la percepció d'un funcionament erràtic. Aquest criteri, de caràcter principalment comercial, no s'implementa en el nostre dispositiu, fet que justifica una resposta més ràpida però també una major variabilitat instantània del valor mostrat.

Product Overview

TakeDPulse is a biometric solution that uses 532 nm green light to measure pulse precisely in real-time. By measuring light absorption during the cardiac cycle, it provides heart-rate values with significantly better precision than infrared alternatives. Although the system requires 14 seconds to start, once activated, it is able to accurately and rapidly detect high heart-rate changes.

SYSTEM ARCHITECTURE



Key Features

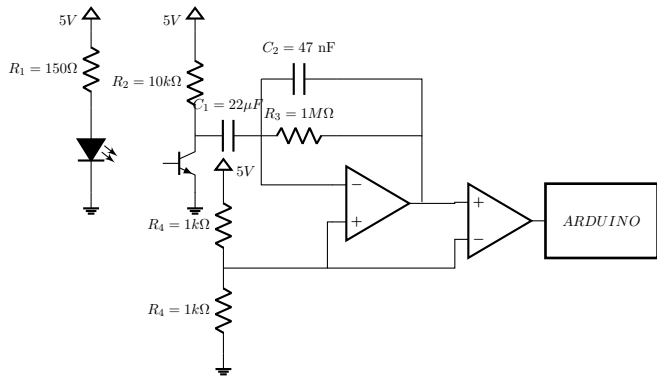
- ✓ **Optimized Spectrum:** 532 nm green LED for maximum hemoglobin absorption.
- ✓ **Active Filtering:** Hardware-based removal of DC offset and high-frequency noise.
- ✓ **Smart Processing:** Discrete 5-reading batch logic for more precise reading.
- ✓ **Rapid Response:** Detects rapid heart-rate shifts faster than competitors.

Technical Specifications

Performance Metrics

Measurable Range	40 – 200 BPM
Low BPM Error	< ±3%
Latency Time	15 s
Operating Voltage	5V DC
Wavelength	532 nm (Green)
ADC Offset	2.5V Reference

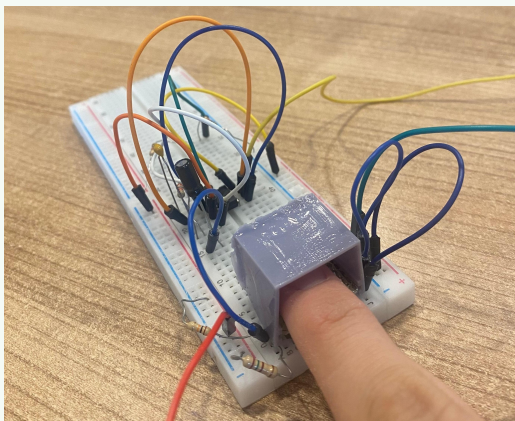
ACTIVE ANALOG FILTERING



Signal Conditioning Logic:

Noise presents a significant obstacle in biometric data analysis. For that reason, to ensure signal purity, TakeDPulse implements a band-pass filter utilizing a custom RC network. This ensures the sensor transmits only relevant data to the processor, specifically, frequencies between 0.73 Hz and 3.33 Hz (40–200BPM).

FINAL PRODUCT DESIGN



Ergonomics & Build

TakeDPulse is not only an efficient heart-rate monitoring solution but also ergonomic and consistent. It features a custom 3D-printed chassis designed to minimize ambient light interference. Moreover, housing the LED and phototransistor within a single structural unit improves ergonomics and guides correct finger placement, which is crucial for maintaining an error rate below 3%. Finally, the design supports immediate plug-and-play visualization via an oscilloscope or PC.

Referències

- [1] Quantitative absorption imaging of red blood cells to determine physical and mechanical properties- <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC7685304/>
Accessat el: 18 novembre 2025.
- [2] Multicomp Pro, *5mm Red LED 703-0100 – Technical Datasheet*, 2024.
Accessat el: 17 novembre 2025.
- [3] Würth Elektronik, *WL-TTRW Phototransistor 1540032NA3090 – Datasheet*, 2023.
Accessat el: 17 novembre 2025.

A Plànols del xassís 3D

