Desenvolupament d'un algorisme de monitorització de constants vitals amb tecnologia RADAR

Víctor Fuertes Centeno

Juny 2023

Resum– Aquest projecte consta del desenvolupament d'un algorisme capaç d'extreure i calcular paràmetres vitals d'un usuari (respiracions i pulsacions per minut) de manera precisa amb una tecnologia no invasiva, el RADAR. L'aplicació d'ús és l'àmbit auto-motiu (el projecte es fa amb la col·laboració de l'empresa IDNEO TECHNOLOGIES, puntera en aquest mercat). Concretament, l'objectiu és monitoritzar les constants vitals del conductor d'un cotxe, a partir del senyal d'un radar Doppler col·locat dins del seient. Amb aquesta informació es poden prevenir situacions en les que l'usuari no es troba en condicions òptimes per conduir, com per exemple, la somnolència. Es parteix d'un radar amb un microcontrolador; s'extrauran dades realitzant assajos, es desenvoluparà l'algorisme i es validarà el seu funcionament comparant els resultats amb sistemes de mesura de referència.

Paraules clau– Tecnologia RADAR, radar Doppler, constants vitals, biometria, algorismes, automoció.

Abstract– This project consists of the development of an algorithm capable of extracting vital sign data (breathings and heartbeats per minute) of a given user in an accurate way, using a non-contact technology, i.e. RADAR. The use case will be the automotive field (the project is done in collaboration with IDNEO TECHNOLOGIES, a cutting edge company on biometrics in automotion market). Specifically, the aim is to monitor the vital signs of the driver, using a Doppler radar placed inside of the seat. Vital signs data is highly useful for detecting and preventing situations where the driver is under sub-obtimal or even dangerous conditions such as drowsiness. We will work with a built-in RADAR and microcontroller specifically designed for this application; we will collect radar data, develop an algorithm to extract vital signs and validate its accuracy by comparing it with conventional vital signs extraction systems.

Keywords- RADAR technology, Doppler radar, vital signs, biometrics, automotive.

1 INTRODUCCIÓ - CONTEXT DEL TREBALL

Ús de la tecnologia *RADAR* (Radio Detection And Ranging, d'ara en endavant, "radar") tradicionalment ha estat enfocat en àmbits militars, de navegació o de seguretat. Es va desenvolupar en els seus inicis com a instrument militar durant la segona guerra mundial, però té un alt potencial per utilitzar-se en molts àmbits diversos. És per això que en els darrers anys s'estan explorant aplicacions en altres àrees, com la meteorologia, astronomia, o en àmbits biomèdics. [1] [2] Una aplicació que està adquirint molta importància recentment és l'ús de radar en sistemes de detecció humana, mercès a la progressiva miniaturització dels dispositius. En aquest marc, ja existeixen sistemes senzills que incorporen aquesta tecnologia, com obertures de porta automàtiques, però s'estan desenvolupant d'altres més sofisticats, com ara, la monitorització de paràmetres vitals d'un subjecte, on ja existeixen nombrosos estudis. En aquesta aplicació es troba l'objecte d'estudi d'aquest treball. Concretament, s'aplicarà en l'àmbit de l'automoció.

L'ús d'una tecnologia no invasiva (que no requereix contacte directe amb la persona) presenta múltiples avantatges davant els mètodes convencionals de mesura.

Un dels problemes i reptes tecnològics de la indústria de l'automòbil, al que cada cop es dediquen més recursos, és la seguretat viària. Per tal de reduir el nombre d'accidents,

[•] E-mail de contacte: victor.fuertesc@autonoma.cat

[•] Menció realitzada: Enginyeria Electrònica de Telecomunicacions

[•] Treball tutoritzat per: Jordi Carrabina Bordoll (departament de Microelectrònica i Sistemes Electrònics)

[•] Curs 2022/23

s'estan incorporant cada cop més sistemes de seguretat als cotxes. En aquest marc, hi ha múltiples aplicacions per a la tecnologia radar: des de la detecció de cotxes, motocicletes o vianants propers al cotxe, fins a la monitorització de constants vitals del conductor.

Està estudiat que molts dels accidents es produeixen quan el conductor es troba en un estat de fatiga cognitiva o de somnolència. [3] Aquests estats fisiològics es poden detectar observant les pulsacions i/o el ritme respiratori. Per tant, és d'alt interès incorporar aquest tipus de sistemes als vehicles. En aquest àmbit hi ha majoritàriament dues solucions: detecció per càmeres, [4] i detecció amb tecnologia radar [5].

La detecció mitjançant radar es basa en l'efecte de modulació que provoquen els moviments periòdics del pit i del cor a un senyal emès cap al pit del pacient, degut a l'efecte *Doppler*. Aquesta modulació conté informació del ritme respiratori i de les pulsacions.

Els radars específics per a aquesta aplicació no necessiten emetre gaire potència, ja que es tracta d'una distància curta. Típicament no superen els 12 dBm, que és menys que la potència mitja emesa per un *smartphone*. Per tant, són segurs.[6]

En aquest projecte es desenvoluparà un algorisme que permeti mesurar constants vitals a partir d'un senyal de radar instal·lat en el seient del conductor d'un vehicle.

2 OBJECTIUS DEL TREBALL

L'objectiu d'aquest treball és dissenyar i validar un algorisme que extregui les dues constants vitals principals (respiracions i batecs per minut) a partir d'un senyal de radar, amb un bon nivell de fiabilitat.

El disseny del sistema sencer per a la detecció (hardware, antenes, microcontrolador) es troba fora de l'abast d'aquest projecte. Es partirà d'un hardware dissenyat específicament per a aquesta aplicació. Per tant, el treball estarà orientat, per una banda a la descripció del hardware i els fonaments teòrics, i sobretot, al desenvolupament de l'algorisme.

Per a desenvolupar-lo, caldrà obtenir un conjunt de dades. Per tant, es duran a terme assajos de mesura, en els que es demanarà als subjectes seure en una posició estàtica al seient del conductor i respirar a una freqüència específica. Es duran a terme a l'empresa (idNEO), al seu laboratori, utilitzant el cotxe de proves.



Fig. 1: Esquema del sistema

Per al disseny software es farà servir el llenguatge de programació *Python*, ja que és un llenguatge adequat per al processament de dades i el tractament de senyal.

Concretament, l'algorisme ha de calcular i proporcionar un *output* en "temps real", ¹ en unitats de pulsacions i respiracions per minut (*Beats per minute* i *Breathings per minute*, d'ara en endavant "BPM") és a dir, cada 4 segons, en els que s'analitzaran els darrers 30 segons de senyal.

Per a validar el sistema, s'avaluarà la precisió de l'algorisme comparant els seus resultats amb una referència; dades extretes mitjançant sistemes convencionals de monitorització de paràmetres vitals, una banda pectoral amb sensat inductiu mesura respiracions, i tres elèctrodes que s'adhereixen a la pell per mesurar el ritme cardíac.

A la secció 3 es detalla l'arquitectura del sistema i el principi teòric de funcionament, la secció 4 descriu l'extracció i l'estructura de les dades, la secció 5 el desenvolupament de l'algorisme. Per últim, a la secció 6 s'avaluaran els resultats.

3 ARQUITECTURA DEL SISTEMA

3.1 Descripció d'alt nivell

Per obtenir les dades del radar es disposa d'un "Evaluation kit" fabricat per una empresa externa, que conté el sistema de radar.

Per obtenir les dades de referència, es disposa de tres elèctrodes que s'adhereixen a la pell per mesurar el ritme cardíac, i una banda pectoral amb sensat inductiu que mesura la freqüència respiratòria.

Tant el senyal de radar com els sensors de referència es connecten a una placa de sincronització, i aquesta es connecta a un PC a través d'un port *USB*. Un cop connectat, es realitzen els assajos: l'usuari seu al seient del conductor i es graven les dades.

Un cop les dades del radar i de la referència estàn al PC, s'executa l'algorisme desenvolupat, que calcula les constants vitals en cada període i ho compara amb la referència.

3.2 Descripció del hardware utilitzat

3.2.1 Arquitectura General

El hardware consta dels següents elements:

- Mòdul RADAR BGT24ATR12 [7]: Un transceptor radar de 24 GHz, fabricat per Infineon Technologies, que compta amb un canal de transmissió Tx dos de recepció Rx, tots integrats en el mateix chip. L'arquitectura de recepció és la d'un receptor homodí (freqüència intermitja nul.la).[8], i la de-modulació és en quadratura.
- Microcontrolador SAK-TC357TH-64F300S [9]: Aquest microcontrolador amb triple nucli s'encarrega de llegir i processar les dades del radar i digitalitzarles. Està dissenyat específicament per a aquesta aplicació, i compta amb dues unitats de processat de senyal (DSP's).

¹L'algorisme s'executarà a un ordinador, amb dades cardio-pulmonars prèviament mesurades. Per tant, no serà en temps real, però les dades s'analitzaran per finestres de temps, com si s'estiguessin obtenint a temps real.



Fig. 2: Diagrama de blocs del sistema a alt nivell

- Placa de sincronització de dades: serveix per a sincronitzar temporalment les dades del radar amb les dades de les referències.
- Software de bolcat de dades: Es disposa d'un software que es comunica amb el microcontrolador; llegeix, emmagatzema i envia les dades mesurades pel radar i digitalitzades al convertidor A/D del microcontrolador al PC, en un fitxer de text.

3.2.2 Diagrama de blocs del mòdul radar utilitzat

Com s'ha comentat a la subsecció 3.2.1, el radar utilitzat té 2 canals de recepció i un de transmissió. Al diagrama de blocs (3) (extret del *datasheet*) observem l'oscil.lador local a la part esquerra. A la seva sortida, (després d'un *buffer*), es divideix el senyal; una fracció va cap a l'antena de transmissió, a la part superior, i l'altra va cap als mescladors. Tots dos senyals s'amplifiquen mitjançant *Power Amplifiers, PA*).

A la part dreta s'observa el canal de transmissió Tx i els dos canals de recepció, RF_1 i RF_2 .

A la part inferior s'observen amplificadors de baix soroll (*Low Noise Amplifyers, LNA*), mescladors i filtres: l'arquitectura comuna del receptor homodí. També s'observen els de-moduladors en quadratura; hi ha dos mescladors, amb el senyal de l'oscil.lador desfasat 0° i 90°. Per tant, hi ha dos senyals en banda base, I(t) i Q(t) per a cada canal (RF_1 i RF_2)

3.3 Principi de funcionament

3.3.1 Funcionament general de la tecnologia RADAR i tipus

Un sistema radar és un sistema elèctric dissenyat per a detectar la distància i/o la velocitat d'un o més objectes, anomenats objectius, que, gràcies a la seva conductivitat elèctrica, reflecteixen ones electromagnètiques. Un transmissor emet ones de radio (ones EM típicament entre 2 i 100 GHz) en la direcció de l'objectiu. Aleshores, mitjançant un receptor s'observa les reflexions per obtenir informació sobre la posició, distància i/o moviment.



Fig. 3: Diagrama de blocs del mòdul radar BGT24ATR12

L'exemple més bàsic, corresponent a les primeres aplicacions d'aquesta tecnologia, és un radar que mesura distància entre el transmissor i l'objectiu. En aquest cas, s'envia un pols electromagnètic, i a partir del temps que es triga en rebre la reflexió, es pot calcular la distància d, mitjançant la velocitat de propagació de la llum:

$$d = \frac{c \cdot t_r}{2} \tag{1}$$

On c és la velocitat de la llum en m/s i t_r és el temps que triga el pols en retornar al transmissor, en s.

No obstant, per obtenir informació sobre el moviment i la velocitat, de l'objectiu, molts radars més complexos es basen en l'efecte Doppler.[10]

Aquest fenomen descriu com un observador percep un canvi aparent en freqüència, en una ona provinent d'una font en moviment. La freqüència observada serà major o menor que la de l'ona emesa per la font, en funció de si aquesta s'apropa o s'allunya de l'observador. Aquest efecte es produeix quan hi ha un moviment relatiu; el mateix ocorre si és l'observador qui es mou i la font està estàtica, o si ambdós estan en moviment però amb diferents velocitats.

Això és degut a que, si observador i font es separen, cada front d'ona ha de recórrer més distància. Per tant, a l'observador arriben els fronts cada cop més espaiats en el temps. En altres paraules, a una freqüència menor.

L'exemple més comú d'aquest fenomen és el cas de la sirena de l'ambulància: mentre aquesta s'apropa i s'allunya, un observador estàtic percep un to (una freqüència) que va canviant.

Els sistemes que es basen en aquest efecte (radars *Doppler*) mesuren el moviment de l'objectiu observant aquesta variació freqüencial.

Per a aplicacions biomèdiques, s'utilitzen radars d'ona contínua. A diferència d'altres sistemes, que envien senyal durant un interval de temps i després "escolten" per observar el retorn, els radars d'ona contínua emeten constantment pel transmissor. El receptor capta el senyal reflectit i és capaç de mesurar la diferència de fase en cada moment. Es divideixen en dos tipus: radars d'ona contínua (*Continuous Wave, CW*) o radars d'ona contínua amb modula-

ció de freqüència (Frequency Modulated Continuous Wave, FMCW).

El radar *CW* envia un to a una única freqüència constant, mentre que el *FMCW* envia un senyal que augmenta linealment la seva freqüència. Això permet obtenir més informació sobre l'objectiu, com la distància, i permet, obtenir informació de múltiples objectius. En aquest àmbit, hi ha projectes que utilitzen un radar *FMCW* per a monitoritzar les constants vitals de més d'un subjecte de manera simultània [11]. No obstant, aquest tipus de radar té una arquitectura més complexa i requereix un processat més exhaustiu.

Habitualment, els radars estan formats per tres components:

- Un oscil·lador local (LO), que genera el senyal a transmetre.
- Dues antenes (una per emissió i l'altra per recepció).
- Un receptor, encarregat de rebre i reconvertir a banda base el senyal, per extreure la informació. Està usualment format per amplificadors, un mesclador i un filtre pas-baix.

En aquest projecte s'utilitza un radar CW de 24 GHz (banda Ka), que conté un de-modulador en quadratura (I/Q). L'arquitectura general, és la següent:



Fig. 4: Arquitectura del radar d'ona contínua amb demodulador I/Q

3.3.2 Principi de funcionament del Radar Doppler

Els radars *Doppler* es basen en el principi homònim per obtenir informació sobre la velocitat radial de l'objectiu. El seu principi d'operació és el següent: des d'un transmissor estàtic s'emet una ona a una freqüència constant determinada. Quan aquesta incideix en un objectiu en moviment, la reflexió que retorna al transceptor es percebrà a una freqüència major o menor a la ona original. Per tant, es comparen i es mesura la diferència de freqüències per obtenir la velocitat de l'objectiu.

Aquest canvi aparent en freqüència es pot descriure com una variació lineal en la fase: si cada front d'ona ha de recórrer més distància, la diferència de fase entre l'ona emesa i l'ona rebuda serà cada cop major.

L'ona reflectida tindrà una freqüència diferent si l'objectiu es mou a una velocitat constant, ja que l'increment (o disminució) de fase serà lineal. No obstant, si l'objectiu descriu un moviment periòdic (harmònic, per exemple) però la seva velocitat neta és zero, el senyal reflectit experimentarà una variació de fase linealment proporcional a aquest moviment. [14].

Gràcies a aquest darrer fenomen, el radar *CW* de l'aplicació d'aquest estudi detecta el moviment del pit, que conté informació sobre les constants vitals.

3.3.3 Desenvolupament formal

El senyal que es transmet T(t) es pot modelar com un cosinus a la freqüència portadora f_c (24 GHz, en aquest cas particular) amb una fase inicial ϕ_0 , i un terme de soroll de fase de l'oscil.lador, $\Phi(t)$.²

$$T(t) = A_t \cdot \cos(2\pi f_c t + \phi_0 + \Phi(t)) \tag{2}$$

Si assumim que el subjecte es troba a una distància fixa R_0 i el moviment que descriu el seu pit (l'objectiu) ve donat per x(t), la distància que entre el subjecte i el transceptor estarà determinada per:

$$r(t) = R_0 + x(t) \tag{3}$$



Fig. 5: Esquema de la detecció de constants vitals a partir de radar

Es vol observar la variació de la fase que experimenta l'ona que es transmet, es reflecteix i retorna al transmissor. La fase és la fracció del cicle que s'ha recorregut en un punt determinat, i la diferència de fase entre dos punts (en aquest cas, l'antena emissora i l'antena receptora) es pot expressar de la següent manera, on r(t) és la distància amb l'objectiu, λ és la llongitud d'ona i el factor 2 és degut a l'anada i la tonada:

$$\Delta\phi(t) = \frac{2\cdot r(t)}{\lambda} \cdot 2\pi \tag{4}$$

Substituint (3) en (4):

$$\Delta\phi(t) = \frac{4\pi \cdot Ro}{\lambda} + \frac{4\pi \cdot x(t)}{\lambda} \tag{5}$$

 R_0 i λ les assumim constants. Per tant, observem que la variació de fase en el temps, $\Delta \phi(t)$ és linealment proporcional al moviment de l'objectiu, x(t), és a dir, la fase es modula a partir del moviment.

El senyal transmès es reflecteix a l'objectiu (el pit de l'usuari) i una fracció de la reflexió tornarà al transceptor.

²Cal afegir que les amplituds no són excessivament rellevants per l'objecte d'estudi; la informació del moviment es troba en la fase i en la forma d'ona; quantificar l'atenuació en amplitud que patirà el senyal no és necessari, i per tant no es tindrà en compte. A la pràctica, tant el senyal transmès com el rebut s'amplifiquen, de manera que les amplituds són suficients per poder detectar i processar la informació.

Aquesta reflexió, R(t), es pot descriure de la següent manera:

$$R(t) = A_r \cdot \cos(2\pi f_c(t-t_d) + \Delta \phi(t-t_d) + \Phi(t-t_d))$$
(6)

On t_d és el temps que triga l'ona en anar i tornar del transceptor a l'objectiu:

$$t_d = \frac{2 \cdot R_0}{c} \tag{7}$$

En altres paraules, R(t) s'aproxima a una rèplica de T(t)amb un retràs temporal t_d (degut a la distància R_0) i una modulació en fase, que apareix en el terme $\Delta \phi(t)$, provocada per x(t). Aleshores, si s'observa la variació de fase en el temps, s'obtindrà el moviment de l'objectiu i per tant es podrà extreure la informació de constants vitals.

No obstant, degut a les no idealitats dels components, R(t) tindrà soroll; per exemple, el soroll de fase de l'oscil.lador Φ

3.3.4 De-modulació

Per recuperar la informació de la modulació en fase, es duu a terme una de-modulació. Aquest procés, de manera simplificada, consisteix en aplicar la identitat matemàtica (8) multiplicant el senyal reflectit amb el senyal transmès..

$$\cos\alpha \cdot \cos\beta = \frac{1}{2}[\cos(\alpha + \beta) + \cos(\alpha - \beta)]$$
 (8)

El senyal reflectit R(t) es mesclarà amb el transmès T(t)al mesclador. Com a resultat d'aquest producte, s'obtindrà una component freqüencial a la suma de freqüències $(2f_c)$ i una altra en banda base $(f_c$ s'anul·la), on s'observa la modulació de fase.

$$\begin{split} T(t)*R(t) &= A_t \cdot \cos(2\pi f_c t) * A_r \cdot \cos(2\pi f_c t + \Delta \phi(t)) \\ &= \frac{A_t A_r}{2} \left[\cos\left(2\pi f_c t + 2\pi f_c t + \Delta \phi(t)\right) \\ &+ \cos(\underline{2\pi f_c t - 2\pi f_c t} + \Delta \phi(t) \right] \\ & 0 \end{split}$$

El primer cosinus correspon a la freqüència doble, mentre que el segon correspon a la diferència de freqüències, i conté la diferència de fase. Després del mesclador, s'aplica un filtre pas-baix per eliminar el component superior de freqüència i aïllar el senyal de banda base. Aleshores, el senyal a la sortida del filtre queda:

$$S(t) = LPF[T(t) * R(t)] \approx A_s \cdot \cos(\Delta\phi(t))$$
(9)

Substituint (4):

$$S(t) = A_s \cdot \cos(\frac{4\pi \cdot R_0}{\lambda} + \frac{4\pi \cdot x(t)}{\lambda}) \tag{10}$$

Com la variació de $\Delta \phi(t)$ és proporcional al moviment del pit, S(t) també ho serà, i per tant conté la informació.

El problema principal amb aquest tipus d'arquitectura de recepció, si només es disposa d'un mesclador, és que es

creen punts 'cecs' on el moviment de l'objectiu no es capta correctament; la variació de fase és molt petita. Aquest fenòmen, anomenat *Null-Point*, es dona quan l'ona de l'oscil.lador i l'ona reflectida estan en fase, o en contrafase (180°).

Donat que la distància R_0 (entre 50cm i 1m) és significativament major al moviment del pit x(t) (de l'ordre d'1 o 2 cm), el que determinarà la fase serà del terme de distància fixa (el primer terme en (5)), i experimentarà petites variacions al voltant d'aquest angle, degudes a x(t).

Ara bé, quan la distància R_0 és un múltiple enter de $\lambda/4$, el desfasament és de 0° o 180°. Aleshores, en S(t), les petites variacions al voltant de 0° o de 180° fan que el cosinus varii molt poc; pràcticament res, per definició de la funció cosinus. Per tant, es considera un punt nul, ja que la modulació deguda al moviment no es distingeix del soroll.

En canvi, si l'angle oscil.la, per exemple, entre 87 i 92°, la variació del cosinus (en valor absolut) és molt major, per tant la diferència de fase es capta sense problemes en S(t). Aquest és un punt òptim.[12][13].

La solució a aquest problema és aplicar un de-modulador en quadratura. En aquesta arquitectura, hi ha dos canals desfasats 90°; per tant, si hi ha un dels dos que es troba en el punt nul, l'altre es trobarà en el punt òptim.

3.3.5 Funcionament del demodulador I/Q

La modulació en quadratura, o modulació I/Q és una tècnica àmpliament utilitzada en comunicacions. Es basa en el següent principi: sumant dos senyals sinusoïdals de mateixa freqüència, desfasats un quart de cicle (90° o $\frac{\pi}{2}$), es pot obtenir un senyal portador amb la fase arbitrària que es desitgi, modificant únicament l'amplitud dels dos senyals inicials (anomenats I i Q. Per tant, es pot realitzar qualsevol tipus de modulació (amplitud, fase, amplitud i fase...) modificant únicament amplituds.

Aquesta operació és anàloga a una descomposició en el pla complex: al estar desfasats 90°, I correspon a la part real i Q a la part imaginària. D'aquesta manera es pot entendre i visualitzar amb anàlisis fasorial: modificant les amplituds d'I i Q es pot obtenir qualsevol fase, com es veu a la següent figura



Fig. 6: Diagrama Fasorial del pla complex I/Q (Q està desfasat 90° respecte a I)

En quant a la de-modulació, des-composar un senyal portador en components en fase i quadratura permet passar del senyal portador als senyals en banda base i reconstruir la informació prèvia a la modulació.

No obstant, el de-modulador I/Q no s'utilitza únicament en casos on el senyal hagi estat modulat amb el mateix mètode. En el nostre cas, el moviment del pit és el que provoca la modulació en fase ($\Delta \phi(t)$); amb la de-modulació reconstruïm aquesta variació de fase a partir del senyal rebut.

Es basa en des-composar el senyal de banda base en dues components I(t) i Q(t), mitjançant dos mescladors. En la primera, anomenada en fase o *Ïn-Phase*", *Ï*" es mescla el senyal rebut R(t) directament amb el de l'oscil-lador T(t). En la segona es mescla R(t) amb el senyal de l'oscil-lador desplaçat 90°, i s'anomena "Q"(de l'anglès *quadrature*, ja que quan dos senyals estàn desfasats 90° es diu que es troben en quadratura):

$$I(t) = R(t) * T(t) = A_I \cdot \cos(\frac{4\pi \cdot R_0}{\lambda} + \frac{4\pi \cdot x(t)}{\lambda})$$
(11)

$$Q(t) = R(t) * T(t - \frac{\pi}{2}) = A_Q \cdot \sin(\frac{4\pi \cdot R_0}{\lambda} + \frac{4\pi \cdot x(t)}{\lambda})$$
(12)

D'aquesta manera, si el senyal rebut es troba en el punt nul amb un dels dos canals, l'altre canal estarà en un punt òptim, i se'n podrà extreure informació.

El kit de radar del que es disposa fa una distinció entre senyal de respiració i senyal de pulsacions. No se sap exactament com es fa aquesta separació, però es creu que es fa filtrant per freqüències: les components del senyal per sota de 0.5 Hz (aproximadament) corresponen a respiració, i els que es troben per sobre, corresponen a pulsacions (al voltant d'1Hz, habitualment).

$$x(t) = x_r(t) + x_h(t).$$
 (13)

On $x_r(t)$ és el senyal de respiració i $x_h(t)$ el de pulsacions. Per tant, a les dades que es recullen al microcontrolador i es passen al PC hi ha senyals de respiració i senyals de pulsacions, per separat.

4 EXTRACCIÓ I VISUALITZACIÓ DE DADES

4.1 Realització d'assajos

Per desenvolupar l'algorisme cal partir d'un *dataset*, en aquest cas, d'assajos on s'hagi gravat el senyal del radar mentre el subjecte està assegut al seient del cotxe. Tanmateix, cal monitoritzar les constants vitals amb mètodes convencionals per tenir una referència. Per tant, als assajos es mesuraran també les pulsacions amb elèctrodes, i la respiració amb una banda de pit amb sensat inductiu (cal posar referències).

Inicialment, s'ha utilitzat un conjunt de dades que es va extreure a l'institut de biomecànica de València (IBV): allà disposen d'un simulador d'un cotxe amb un radar col·locat dins del seient, i es van fer diverses proves d'una duració d'una hora, amb diferents condicions.

L'inconvenient d'aquest conjunt de dades és que no es disposa d'una referència per a la respiració que sigui fiable. Als assajos no es va a dur a terme cap patró de respiració controlada. Es va gravar amb una banda pectoral inductiva el senyal de respiració, però no es disposa d'un valor numèric de respiracions per minut (BPM) en cada moment, és a dir, no es coneix la freqüència respiratòria exacta del subjecte.

Això és un inconvenient ja que, si es vol obtenir un sistema que mesuri a temps real el ritme respiratori, cal tenir una referència numèrica. Si bé és cert que es té una forma d'ona clara, on visualment es pot comptar fàcilment les respiracions de cada moment, cal un algorisme per determinar les respiracions per minut en cada període per comparar el resultat que s'obté a partir del radar.



Fig. 7: Banda pectoral inductiva que mesura la respiració, "Plux"



Fig. 8: Fotografia d'un dels assajos realitzats a idNEO

Precisament un dels objectius d'aquest estudi és de trobar un algorisme que, a partir d'una forma d'ona, obtingui un valor de BPM de manera fiable. Per tant, si volem avaluar la seva precisió, necessitem una comparació amb una referència (en termes de BPM) que no hagi estat obtinguda amb el mateix algorisme.

Degut a aquest inconvenient, es va realitzar una altre conjunt d'assajos a idNEO. Aquests altres van ser més curts (6 tests de durades de 6 minuts) però les condicions de moviment eren més estrictes. Per tant, el senyal es veu més clar. A causa d'un imprevist (finalment no es disposava dels elèctrodes) no es van poder gravar dades de referència de pulsacions, i per tant només s'ha estudiat amb profunditat la part de respiracions.

En aquests assajos es va seguir un patró senzill de respiracions controlades. D'aquesta manera sabem la freqüència exacta que s'ha d'obtenir a partir del radar. Això permet avaluar l'algorisme; es pot observar si segueix correctament els canvis en el ritme respiratori.

4.2 Estructura i forma de les dades

El software extern del que es parteix té una interfície gràfica en la que es pot observar en temps real els senyals de respiració i pulsacions, un cop connectat el hardware. En aquesta interfície, hi ha un botó per començar i parar de gravar dades.

Les dades es mostregen a una freqüència $f_s = 1$ KHz, i s'emmagatzemen en un arxiu de tipus ".txt".

En aquest, trobem un total de 13 columnes. D'aquestes, les que ens interessen son 8; 4 per a respiració i 4 per a pulsacions; 2 per a cada canal de recepció del radar, i cada canal es des-composa en fase i quadratura. Aquestes dades seran l'*input* de l'algorisme.

Depenent d'alguns factors com la distància del pit al radar, o el soroll de fase de l'oscil.lador, la informació a vegades es troba únicament en una de les dues components; hi ha casos en que un dels dos senyals és pràcticament nul. Aleshores, l'algorisme haurà de triar en cada moment quin dels canals és l'òptim.

4.3 Visualització de dades

Un cop es tenen les dades al PC, en els fitxers de text, per importar les dades a l'entorn es farà servir la llibreria de *Python Pandas*. Aquesta és molt útil per a treballar eficientment amb grans quantitats de dades. Concretament s'utilitzarà la funció *pandas.readcsv()*.

Per el desenvolupament del projecte, cal veure de manera explícita les dades per tal de poder interpretar-les, entendreles i processar-les. En altres paraules, cal traduir els *arrays* de números del fitxer de text a una gràfica on es puguin observar els senyals.

Per a fer gràfiques, s'utilitza la llibreria *Matplotlib*. Aquesta conté diverses funcions amb moltes comandes per poder fer *plots* de molts tipus, permetent determinats paràmetres per adaptar-se a les necessitats de les diferents situacions. Principalment, s'utilitza la funció *matplotlib.pyplot()*.

Durant el desenvolupament ha estat necessari fer diverses funcions per a visualitzar diferents senyals, amb diferents paràmetres, però no les hem deixades totes al codi final. Per al funcionament de l'algorisme en sí no és necessària cap gràfica; aquest funciona únicament llegint les dades en format text i retorna valors numèrics de constants vitals. No obstant, s'ha deixat al codi una cel.la que dibuixa els senyals de radar i de referència, com (14) i una altra que mostra els resultats, com (17).

Per a fer les gràfiques en les que es compara els senyals de radar amb les de referència, es duu a terme una normalització d'amplitud, centrant-les en zero i ajustant-les per poder veure-les al mateix nivell. Això s'implementa amb una funció definida per l'usuari. Un exemple: com s'ha explicat a la secció 3.3.4, la informació del moviment del pit o del cor es troba a I(t) i de Q(t) gràcies a la de-modulació. Això es pot observar *plotejant* aquests senyals al costat de la banda pectoral *plux*, a la figura 9:



Fig. 9: Senyals I(t) i Q(t) de respiració, dels canals 1 i 2 (colors), enfront a la forma d'ona de referència de la banda pectoral inductiva (negre)

5 DESENVOLUPAMENT DE L'ALGORISME

El codi de l'algorisme es programarà en alt nivell. En un futur, si es volgués implementar en una placa, per obtenir les constants vitals en temps real, caldria traduir-lo a baix nivell.

En aquest project, s'ha programat en *Python 3.10.* Concretament, a l'entorn de programació *Jupyter Lab.* L'*input* de l'algorisme són els fitxers de dades amb les senyals gravades pel radar i els sistemes de referència i l'*output* serà un valor de BPM cada quatre segons.

Es compta amb 10 senyals d'entrada: les vuit corresponents a respiració i pulsacions, amb dos canals de recepció amb la subseqüent divisió en fase i quadratura, i els dos senyals dels sistemes de mesura de referència, la banda respiratòria i els electrodes. Les anomenarem, respectivament, $BR1_i, BR1_q, BR2_i, BR2_q, HR1_i, HR1_q, HR2_i, HR2_q,$ Plux, ECG.

L'algorisme processa aquestes dades segons descriu el diagrama de flux. (10)

5.1 Pre-processat de les dades i del senyal

En aquesta secció es prepara i es tradueixen les dades "en brut" mesurades del radar fins a aconseguir una forma d'ona on pràcticament només s'observi el moviment de la respiració de l'usuari o del seu cor; tots els altres components del senyal indesitjats es filtren en aquesta etapa.

5.1.1 Submostratge

El primer que es duu a terme és una operació de submostratge: reduir el nombre de mostres que contenen els senyals. Aquest pas és indispensable per alleugerir la computació.

No és factible calcular l'autocorrelació d'un senyal de 30 segons a una freqüència de mostreig d'1KHz, (són 30.000 mostres). Per això, s'aplica un submostratge (en anglès *downsampling*) amb un factor de 32. És a dir, de cada 32 mostres ens quedem amb una. D'aquesta manera el senyal no queda distorsionat, com es veu a (11), i ocupa una capacitat en memòria raonable, fent viable fer els càlculs a temps real.

5.1.2 Filtrat del senyal

En aquesta part s'elimina (o es redueix, al menys) tant el soroll de l'oscil.lador, com els artefactes o pertorbacions que apareixen en el senyal quan hi ha moviment en la proximitat



Fig. 10: Diagrama de flux de l'algorisme



Fig. 11: Submostratge del senyal respiratori, en un interval de 15 segons. En negre, el senyal original, i en vermell, submostrejat per un factor de 32. S'observa s' hauria d'aplicar un factor de 256 per a trobar discrepàncies rellevants, per tant, hi ha molt marge.

del radar. També s'eliminen els *offsets* DC que s'introdueixen degut a les imperfeccions del hardware dels canals I i Q.

Aquest filtre és addicional als filtres pas-baix que hi ha al receptor, i s'implementa per software. Es fa servir un filtre pas-banda digital, definit a la llibreria *Scipy.signal*

Per observar els senyals previ i posterior al filtre, s'ha fet un gràfic on s'observa l'abans i el després en la part superior i inferior, respectivament.

Es pot veure com el filtre suavitza els senyal, facilitant la detecció de períodes, i també elimina (o redueix) les pertor-



Fig. 12: Senyals respiratoris previs al filtrat (superior) i posteriors (inferior)

bacions que es poden trobar

5.1.3 Trobar el senyal amb més informació

L'algorisme ha de decidir en quin dels 4 canals es pot trobar la informació més clara (amb menys soroll, amb la màxima amplitud i sense pertorbacions). Degut a la fase de cada canal i en funció de la distància, certs canals captaran millor els moviments. El senyal que més relació tingui amb el moviment del pit tindrà més amplitud. Per tant, la seva desviació estàndard serà major.

Per tant, al codi, es selecciona a cada finestra temporal el canal òptim, amb un criteri de desviació estàndar. El canal òptim tindrà la desviació més alta. Per tant, es calcula mitjançant la funció *Numpy.std()* i es selecciona el canal que tingui més.

5.2 Càlcul i obtenció de les constants vitals

La segona part de l'algorisme té com a objectiu determinar quina és la distància entre respiracions i calcular, a partir d'aquesta dada, el valor de respiracions i pulsacions per minut. Coneixent la distància mitja entre respiracions en un període de temps, es pot extrapolar per calcular el valor de BPM.

Simultàniament, s'aplica un mètode de finestra lliscant; s'analitzen finestres de 30 segons, i el temps entre finestra i finestra és de 4 segons (un solapament de 26s). Per tant, hi haurà un *output* de BPM cada 4s.

Després d'observar diversos mètodes, s'ha arribat a la conclusió que la manera més eficient i fiable de trobar la distància entre pics és calcular l'autocorrelació dels senyals. Aquest procediment és comú en la literatura [14]

Inicialment s'ha provat a aplicar la funció anomenada *find peaks()* de la llibreria *SciPy* directament a la forma d'ona. El problema és que degut a les "imperfeccions" del senyal, cal indicar un paràmetre per decidir quins pics eren vàlids i quins no. Es pot indicar que es busquin pics amb una distància temporal mínima. Aquests paràmetre de distància, però, no funciona correctament per a tots els casos (en situacions de BPM alts, o baixos, no aconsegueix una bona selecció) i per tant no és generalitzable.

Una altra opció és aplicar un filtre pas-banda estret per obtenir una forma d'ona clara on els pics es detectin sense problema, sense haver de marcar una distància mínima. L'inconvenient és que d'aquesta manera es condiciona molt el senyal obtingut. En funció de les freqüències de tall del filtre que s'apliqui, l'ona resultant tindrà una freqüència determinada. Per tant, es perd la informació.

No obstant, calculant l'autocorrelació s'ha trobat que es pot trobar la distància entre pics que corresponguin a respiracions de manera més fiable en casos tant d'altes pulsacions/respiracions com baixes.

5.2.1 Autocorrelació

L'autocorrelació d'un senyal $R_{xx}(\tau)$ és la correlació d'un senyal amb sí mateix desfasat, en funció del desfasament temporal τ . És àmpliament utilitzada per a detecció de patrons periòdics en funcions complexes. [15].

$$R_{xx}(\tau) = E[X(t) \cdot X^*(t-\tau)] \tag{14}$$

Al calcular la correlació entre un senyal i ell mateix desfasat, no només amb un desfasament concret, sinó de manera contínua, com una funció del desfasament τ , els patrons o les tendències periòdiques s'amplifiquen, mentre que el soroll i les variacions aleatòries s'atenuen. En aquest cas, les tendències són les respiracions; els pics fonamentals en el senyal.

Això és degut a que, quan τ és igual a zero, (la correlació d'un senyal amb sí mateix) o a un múltiple enter del període de les tendències, els dos senyals són pràcticament iguals i la correlació és molt alta. En canvi, quan τ augmenta, els patrons periòdics (els pics de respiracions) deixen de coincidir i solapar-se, per tant, la correlació baixa significativament fins que el desfasament torna a ser múltiple del període dels pics.

Aleshores, aquesta operació és molt útil si el que es vol és trobar la distància entre pics. S'implementa amb la funció *correlate()* de la llibreria *Numpy*, passant com a paràmetre el mateix senyal duplicat.



Fig. 13: Autocorrelació d'un senyal

Aquest mètode per a detectar la distància entre respiracions té l'avantatge que no requereix un filtrat del senyal tant estret; s'observa en la figura (13) que els pics periòdics i s'amplifiquen i es veuen de manera més clara, front als pics aleatoris de soroll, que queden esmorteïts en l'autocorrelació. Per tant, no s'introdueix una incertesa degut a un filtrat molt selectiu.

El càlcul de l'autocorrelació és una operació que requereix una alta quantitat de computació, i és el motiu principal pel qual s'ha hagut de dur a terme una operació de submostratge.

Per últim, per trobar la freqüència respiratòria, un cop obtinguda l'autocorrelació, es proposen dos mètodes: la distància de pics en el domini temporal, i una transformada ràpida de Fourier, *Fast Fourier Transform, FFT*

5.2.2 Detecció de pics

Es busquen els pics en l'autocorrelació mitjançant la funció *find peaks*. Per a descartar pertorbacions i pics més petits que sorgeixen de manera aleatòria, o que no pertanyen a respiracions, s'aplica un paràmetre de prominència relativa.

La prominència és la distància vertical que té cada pic respecte als seus veins. Es busquen primer els pics i s'en calcula la seva prominència, amb la mateixa funció. Aleshores, es descarten els pics que tinguin una prominència menor a una desena part de la prominència del pic principal. El pic principal serà el corresponent a la correlació amb desfasament nul: la correlació del senyal amb ell mateix. D'aquesta manera, si apareixen pics de soroll en l'autocorrelació, es descarten.

Un cop s'han seleccionat els pics de respiracions, es calcula la distància entre aquests, gràcies al seu index temporal. Es fa una mitja, i s'extrapola per obtenir el valor de respiracions en un minut.

5.2.3 Transformada Ràpida de Fourier

L'altre mètode proposat, un altre procediment comú, és fer un anàlisi en el domini freqüencial. Es duu a terme una transformada ràpida de Fourier de l'autocorrelació per trobar la freqüència respiratòria.

Això també es fa amb una funció de *SciPy*, *signal.fft*. En el domini de freqüències, s'eliminen els components per sota de 0.1 Hz i per sobre de 0.5 Hz, per eliminar possibles harmònics de soroll. A continuació, es busca quina freqüència té una component més alta. Aquesta serà la del ritme respiratori.

A partir de la freqüència, es calcula el valor de BPM.

6 VALIDACIÓ DE RESULTATS

6.1 Senyals de radar

El primer que s'ha fet és analitzar el senyal del radar enfront la forma d'ona de la banda inductiva respiratòria (la referència) per assegurar que el senyal és prou clar i segueix el moviment del pit. Normalitzant amplituds i dibuixant-les amb un petit *offset* en DC per claredat, s'observa que els senyals de radar segueixen de manera acurada la forma d'ona de la referència.

S'observa que el radar segueix el moviment sense problemes. Aquest assaig en concret el senyal de radar és molt net, lliure de soroll. Això és degut a que no va haver cap moviment en un radi de 2 metres (aproximadament). S'ha observat que el senyal de radar és sensible a moviments propers; en altres assajos va haver moviment al lleuger al voltant del cotxe. Això, degut a les reflexions, genera soroll i imperfeccions a la forma d'ona:

Aquestes pertorbacions afecten a l'algorisme i empitjoren el resultat. Lògicament en un escenari real no es donaran aquestes condicions ideals. A part, degut a la distància,



Fig. 14: Senyals de Referència (negre) i del RADAR (groc i blau), Test nº4



Fig. 15: Senyals de Referència (negre) i del RADAR (groc i blau) Test nº6

les fases de l'oscil.lador, o altres factors com la diferència fisiològica entre subjectes, l'amplitud en aquest assaig és menor.

Inicialment, quan es treballava amb el *dataset* d'IBV, es va obtenir una mijta d'error d'entre un 0.2 - 1.5 BPM aproximadament, observant cadascun dels 8 assajos d'una hora. No obstant, es va arribar a la conclusió de que aquest mètode no era fiable: s'estava comparant el resultat de l'algorisme aplicat al senyal radar únicament amb una referència obtinguda amb el mateix algorisme, que no seguia cap patró. Per tant no estava clar si el valor de BPM de referència era correcte.

Aleshores, vista aquesta situació, es van realitzar els assaigs amb un una respiració fixada, tenir clara la referència. També es va seguir un patró de respiracions senzill per veure si l'algorisme el podia seguir.

El *dataset* que es va extreure a *idNEO* consta de 6 assajos de 6 minuts cadascun, tots formats per dos períodes. Els tres primers van consistir en un període de respiració lliure, i a continuació respirar a una freqüència determinada.

Els assajos 4,5 i 6 van consistir en 2 minuts respirant amb una freqüència mitja (8.5 BPM),i, a continuació, un període amb freqüència baixa (7.5 BPM). Per diferenciar els dos períodes, hi ha una apnea (període de no respiració) entre mig.

Aquests assajos seràn els que farem servir per avaluar el rendiment de l'algorisme.

6.2 Avaluació qualitativa de l'algorisme

Per observar el funcionament de l'algorisme, grafiquem el resultat de BPM que proporciona l'algorisme, aplicat a I) senyal de radar i II) la forma d'ona de la banda pectoral (*Plux*), enfront el patró senzill de respiracions ³, dibuixat amb línia discontínua.



Fig. 16: Output de l'algorisme en respiracions per minut, Test nº4. En blau, el resultat de l'algorisme extern. En negre, el patró de respiració controlada

S'observa que efectivament l'algorisme detecta una freqüència respiratòria mitja constant en el primer període, i, en segon una freqüència més baixa. En blau s'observa el resultat que proporciona l'algorisme extern (el de l'empresa que proporciona el hardware), i es veu que està clarament errat: Es pot comprovar manualment, el nombre de respiracions que hi ha en un minut, en la figura (14) es respira entre 7 i 9 vegades, de cap manera 17, que és el que retorna l'algorisme extern.

Per tant, d'ara en endavant, per a les següents gràfiques de resultats, no mostrarem l'*output* d'aquest algorisme.



Fig. 17: Output de l'algorisme en respiracions per minut, Test n°5. En negre, el patró de respiració controlada seguit a l'assaig

Es pot observar que en aquests 3 assajos l'algorisme segueix correctament els canvis de ritme respiratori realitzats. S'observa que en els instants de temps propers a la meitat de l'assaig, el resultat oscil.la i es desvia significativament,

³Aquest patró s'assumeix constant i perfecte, com una línia recta. S'ha de tenir en compte dos factors. Un, el factor humà: tot i que es s'ha respirat seguint una marca visual que indicava quan s'ha d' inhalar i exhalar, és difícil seguir una freqüència exacta. L'altre factor: a la meitat de cada assaig, entre període i període, es van realitzar o 3 respiracions profundes (el qual correspondria amb una freqüència molt baixa) o una apnea (no-respiració). Aquestes transicions no apareixen reflectides en el patró a les gràfiques



Fig. 18: Output de l'algorisme en respiracions per minut, Test nº6. En negre, el patró de respiració controlada seguit a l'assaig

mostrant un increment desproporcionat, en alguns casos, i, que no es corresponen amb la respiració real.

Això és degut a que l'algorisme intenta analitzar 30s de respiracions, però es troba amb un interval on s'ha realitzat una apnea, i per tant, la forma d'ona és plana. Aquestes desviacions no són excessivament preocupants: en una situació real no es donaran, al no haver-hi períodes d'apnea.

6.3 Avaluació quantitativa de l'algorisme

Per avaluar quantitativament l'*output* de l'algorisme, s'ha implementat una funció al codi que avalua la diferència (l'error) comparant els resultats de l'algorisme aplicat al senyal de radar amb el resultat de l'algorisme aplicat al senyal de respiració de referència.

A cada valor, cada 4 segons, que es calcula a partir del senyal de radar, es troba la diferència respecte a

- El valor de BPM calculat de la forma d'ona de la referència (*plux*)
- El valor de BPM que s'ha seguit com a patró de respiracions, i finalment es fa una mitja d'aquest error.

$$\operatorname{error} = \frac{1}{N} \cdot \sum BPMradar - BPMref$$
(15)

On *BPM ref* és en el primer cas, l'algorisme aplicat al senyal de referència i en el segon, el patró de ritme respiratori.

A 1 es mostra una taula amb els valors d'error trobats per a cada assaig, amb cadascun dels mètodes.

S'observa que la comparació amb el patró respiratori obté un resultat més bo, ja que aquest és més estable i no té en compte els canvis sobtats del principi, del final i de la meitat (on es fa una apnea).

En quant a mètodes d'obtenció de la freqüència respiratòria, en els tres assajos de mitja s'obté un millor resultat (error menor) amb la distància entre pics. En canvi, el mètode de la FFT obté resultats més consistents; amb un error més estable.

7 SEGÜENTS PASSOS

El següent pas seria aplicar l'algorisme a diferents assajos per validar encara més el seu rendiment, especialment

Mean of Error in BPM		
Peak Detection		
Test n°	Radar - Plux	Radar - Pattern
TV4	0,28	0,375
TV5	1,241	0,885
TV6	1,558	0,285
FFT		
TV4	0,607	0,705
TV5	1,441	0,772
TV6	2,139	0,746

TAULA 1: Taula d'error en BPM entre els resultats de l'algorisme (aplicant els mètodes I) distància entre pics i II) transformada de Fourier) i la referència (per una banda, l'algorisme aplicat al senyal de la banda pectoral (Plux) i per d'altra, el patró de respiració).

en la part de respiracions. S'ha comprovat que els ritmes respiratoris mitjans es detecten correctament, però caldria comprovar-ho amb més assajos i provar diferents ritmes de respiració, més alts i més baixos, i durant períodes de temps més llargs.

Degut a la poca disponibilitat del hardware, de l'entorn de simulació (el cotxe) i altres factors, el nombre d'assajos que s'han dut a terme ha estat reduït, però ha estat el suficient per poder programar un software que calculi i segueixi de manera precisa la respiració de l'usuari.

No hi ha hagut temps per validar l'algorisme en la part de pulsacions; aquest seria un altre punt per a continuar la recerca posteriorment a aquest treball. L'algorisme en sí seria similar; la diferència està en que el senyal cardiovascular és més abrupte i a una freqüència més alta, per tant el filtratge ha de ser lleugerament diferent. A part, conté harmònics del senyal de respiracions.

8 CONCLUSIONS

En aquest estudi s'ha fet una breu introducció a tot l'àmbit de recerca que és la detecció de constants vitals a partir de RADAR. S'han descrit les bases d'aquesta tecnologia, els principis de funcionament i s'han descrit els sistemes més comuns de detecció, així com els algorismes associats. S'ha preparat un entorn de processat, visualització i tractament de senyal.

S'ha treballat amb un hardware que ha permès simular la situació real, realitzar assajos de mesura, extreure dades i desenvolupar un algorisme propi que les tracta i calcula els paràmetres vitals. S'ha obtingut un nivell de precisió acceptable; millor que el de l'algorisme extern.

A part d'aquesta part pràctica s'ha pogut fer un estudi teòric de com funciona a nivell físic tot el sistema, el qual s'ha vist molt afavorit pel fet de poder utilitzar en la pràctica un sistema radar.

No obstant, tot i estar breu, aquest treball ha permès estudiar la viabilitat i donar una vista general dels sistemes de monitorització de constants vitals, els quals ja són cada cop una realitat més propera. També s'han vist els reptes que aquesta ha de combatre; principalment el soroll degut a l'entorn i als moviments del conductor.

Aquest projecte ha estat molt enriquidor; m'ha permès treballar en un àmbit que engloba múltiples aspectes de

l'enginyeria de Telecomunicacions, m'ha fet repassar i acabar de fonamentar coneixements de diverses assignatures, així com una part pràctica que m'ha facilitat l'entrada en el món laboral en l'àmbit de l'enginyeria i la innovació.

AGRAÏMENTS

Al tutor d'empresa Joan Gemio, que m'ha continuat oferint el seu suport, tot i haver acabat l'estada a l'empresa, a la Noelia Rodriguez i a la Brenda Meza, companyes de projecte amb qui vaig realitzar els assajos, a Ferran Coll i a Rafel Palomo, companys d'equip durant les pràctiques a idNEO, a Mireia Folch.

REFERÈNCIES

- [1] Tosti, F., Pajewski, L. (2015). Applications of Radar Systems in Planetary Sciences: An Overview. In: Benedetto, A., Pajewski, L. (eds) Civil Engineering Applications of Ground Penetrating Radar. Springer Transactions in Civil and Environmental Engineering. Springer, Cham. https://doiorg.are.uab.cat/10.1007/978-3-319-04813-0-15
- [2] C. Li et al., "Overview of Recent Development on Wireless Sensing Circuits and Systems for Healthcare and Biomedical Applications," IEEE Journal on Emerging and Selected Topics in Circuits and Systems, vol. 8, no. 2, pp. 165-177, June 2018, doi: 10.1109/JETCAS.2018.2822684
- [3] Ma J, Gu J, Jia H, Yao Z, Chang R. The Relationship Between Drivers' Cognitive Fatigue and Speed Variability During Monotonous Daytime Driving. Front Psychol. 2018 Apr 4;9:459. doi: 10.3389/fpsyg.2018.00459. PMID: 29670563; PM-CID: PMC5893797.
- [4] Solaz, Jose Laparra Hernández, José Bande, Daniel Rodríguez, Noelia Veleff, Sergio Gerpe, José Medina, Enrique. (2016). Drowsiness Detection Based on the Analysis of Breathing Rate Obtained from Real-time Image Recognition. Transportation Research Procedia. 14. 3867-3876. 10.1016/j.trpro.2016.05.472.
- [5] Paterniani, Giacomo Sgreccia, Daria Davoli, Alessandro Guerzoni, Giorgio Di Viesti, Pasquale Valenti, Anna Vitolo, Marco Vitetta, Giorgio Giuseppe, Boriani. (2022). Radar-based Monitoring of Vital Signs: A Tutorial Overview. 10.36227/techrxiv.19212918.
- [6] Kebe, M.; Gadhafi, R.; Mohammad, B.; Sanduleanu, M.; Saleh, H.; Al-Qutayri, M. Human Vital Signs Detection Methods and Potential Using Radars: A Review. Sensors 2020, 20, 1454. https://doi.org/10.3390/s20051454
- [7] https://www.infineon.com/cms/en/product/sensor/ radar-sensors/radar-sensors-for-automotive/ 24ghz-radar/bgt24atr12/#

- [8] https://en.wikipedia.org/wiki/Direct-conversion_ receiver
- [9] https://www.infineon.com/cms/en/product/ microcontroller/32-bit-tricore-microcontroller/ 32-bit-tricore-aurix-tc3xx/ aurix-family-tc35xta-adas/sak-tc357th-64f300s-ab/
- [10] https://en.wikipedia.org/wiki/Doppler_effect
- [11] S. M. M. Islam, N. Motoyama, S. Pacheco and V. M. Lubecke, "Non-Contact Vital Signs Monitoring for Multiple Subjects Using a Millimeter Wave FMCW Automotive Radar,"2020 IEEE/MTT-S International Microwave Symposium (IMS), Los Angeles, CA, USA, 2020, pp. 783-786, doi: 10.1109/IMS30576.2020.9223838.
- [12] Tran, V.P.; Al-Jumaily, A.A.; Islam, S.M.S. Doppler Radar-Based Non-Contact Health Monitoring for Obstructive Sleep Apnea Diagnosis: A Comprehensive Review. Big Data Cogn. Comput. 2019, 3, 3. https://doi.org/10.3390/bdcc3010003
- [13] Lie, Donald Lie, D.Y.C. Ichapurapu, Ravi Jain, Suyash Lopez, Jerry Banister, R.E. Nguyen, Tam Griswold, J. (2011). A 2.4GHz Non-Contact Biosensor System for Continuous Monitoring of Vital-Signs. 10.5772/16362
- [14] R. Ichapurapu, S. Jain, M. U. Kakade, D. Y. C. Lie and R. E. Banister, "A 2.4GHz non-contact biosensor system for continuous vital-signs monitoring on a single PCB,"2009 IEEE 8th International Conference on ASIC, Changsha, China, 2009, pp. 925-928, doi: 10.1109/ASICON.2009.5351542
- [15] https://en.wikipedia.org/wiki/Autocorrelation