

TDK-dolgozat

Morvai Barna

Skrapits Róbert Ágoston

Széchenyi István Egyetem

Gépészmérnöki, Informatikai és Villamosmérnöki Kar

Informatika Tanszék

Radarszenzorral érzékelt légzési jelek feldolgozása

Szerzők:

Morvai Barna, 2. évfolyam

Skrapits Róbert Ágoston, 4. évfolyam

Konzulensek:

dr. Kovács Katalin, egyetemi docens

Fördős Gergely, tudományos munkatárs BME

Győr, 2022.04.11.

Tartalomjegyzék

1.	Absztrakt	1
2.	Radartechnológia.....	2
2.1	Elektromágneses sugárzás	2
2.2	Doppler-effektus	3
2.3	Radarok működésének alapjai	4
2.3.1	Működési frekvencia	4
2.3.2	Radar eszköz felépítése, részei	5
2.4	A jelből kinyerhető információk a céltárgyról	6
2.4.1	Távolság	6
2.4.2	Sebesség	7
2.4.3	Haladás iránya	7
2.4.4	Méret	7
2.5	Radarok típusai	7
2.5.1	<i>Pulse</i> radar	7
2.5.2	CW radar	8
2.5.3	FMCW radar	8
2.5.4	UWB radar	8
3.	A kutatás során használt radar	10
3.1	A szenzor beállítási paraméterei	10
3.2	A szenzor működése	11
3.2.1	Légzés és mozgás detektálása	11
3.2.2	A légzés kiszámításához használt paraméterek	11
3.2.3	A szenzor észlelés ideje	13
3.2.4	A szenzor észlelési hatótávolsága	13
3.3	Firmware algoritmusok	13
3.4	A szenzor használata	14

4.	Jelfeldolgozó algoritmus	16
4.1	<i>FFT – Fast Fourier Tarnsformation</i>	16
5.	Élettani jelek.....	17
5.1	Vérnyomás.....	17
5.2	Testhőmérséklet.....	17
5.3	Szívritmus	17
5.4	Légzésszám.....	17
6.	Gyakorlati mérések	19
6.1	XeThru Explorer.....	19
6.1.1	Tapasztalatok.....	20
6.2	Mérés Python programozási nyelvet használva.....	21
6.2.1	Tapasztalatok.....	24
6.3	Mérések eredményei táblázatos formában megjelenítve.....	30
6.3.1	Mérésben résztvevő személyek	30
6.3.2	XeThru Explorer által mért adatok.....	31
6.3.3	Python mérések 1 személyen	32
6.3.4	Python mérések 2 személyre irányítva.....	33
7.	Konklúzió	34
8.	Továbbfejlesztési lehetőségek.....	35
9.	Irodalomjegyzék.....	36
10.	Ábrajegyzék	38

1. Absztrakt

Az élettani jelek mérése, mint a légzés vagy az EKG, és az élettani jelekben megfigyelhető információk feldolgozása, értékelése, az előállt eredményekből az élő szervezet működésének megismerése régóta a kutatások fókuszában van. A fiziológiás jelek mérésére számos eszköz áll rendelkezésre, amelyek közül még nagy számban képviseltetik magukat az olyan eszközök, amelyeket a páciens testfelületén kell elhelyezni. Az igény olyan eszközök, megoldások irányába, hogy akár több méteres távolságból is képesek legyünk mérni a páciens fiziológiás jeleit, ezzel is növelve a páciens kényelemérzetét, egyre nagyobb, nem csupán az orvostudományban, hanem az élet más területein is pl. az okosotthon rendszerekben is. Az eszközök sorában az ún. UWB (Ultra Wide Band) radarok már képesek a testfelszín közvetlen érintkezése nélkül a jelek mérésére. Ezek az eszközök képesek érzékelni a mellkas mozgását, ezáltal meghatározni és kiszűrni az abnormális légzésre utaló jeleket. A vírushelyzet kialakulásának következtében az ilyen mérések életbevágóan fontossá váltak, hiszen nem igénylik feltétlen jelenlétét egy másik beavatkozó személynek. Emellett idősök életjeleinek monitorozása is egyszerűbbé válik ezáltal, mivel nincs szükség a nővér vagy ápoló közvetlen jelenlétére sem. Az eszköz segítségével fizikai kapcsolat nélküli, folyamatos megfigyelést lehet végezni. Főleg belső terekben, valamint olyan esetekben lehet ez hasznos, amikor a páciens zavarná a tevékenységében egy, a testfelületen elhelyezett fizikai mérőeszköz.

A kutatómunka során célunk feltárni, milyen műszaki megoldások léteznek élettani jelek megfigyelésére, továbbá megvizsgálni az eszközök nyújtotta előnyöket és hátrányokat. A munka során kiemelten egy szűkebb területre, a radartechnológiára fókuszálunk, annak működésére, korlátaira, lehetőségeire. Ezen belül is nagy hangsúlyt fektetünk a radarból kinyerhető jeleknek a minél primitívebb formában történő lekérdezésére, hogy a zavaró tényezők, mint például a páciens mozgása ne befolyásolja az eszköz működését, ezáltal adaptívabbá téve a radart a szenzitívebb esetekben.

2. Radartechnológia

A Radartechnológia alfejezetekben használt irodalom forrása [9] sorszámmal hivatkozott.

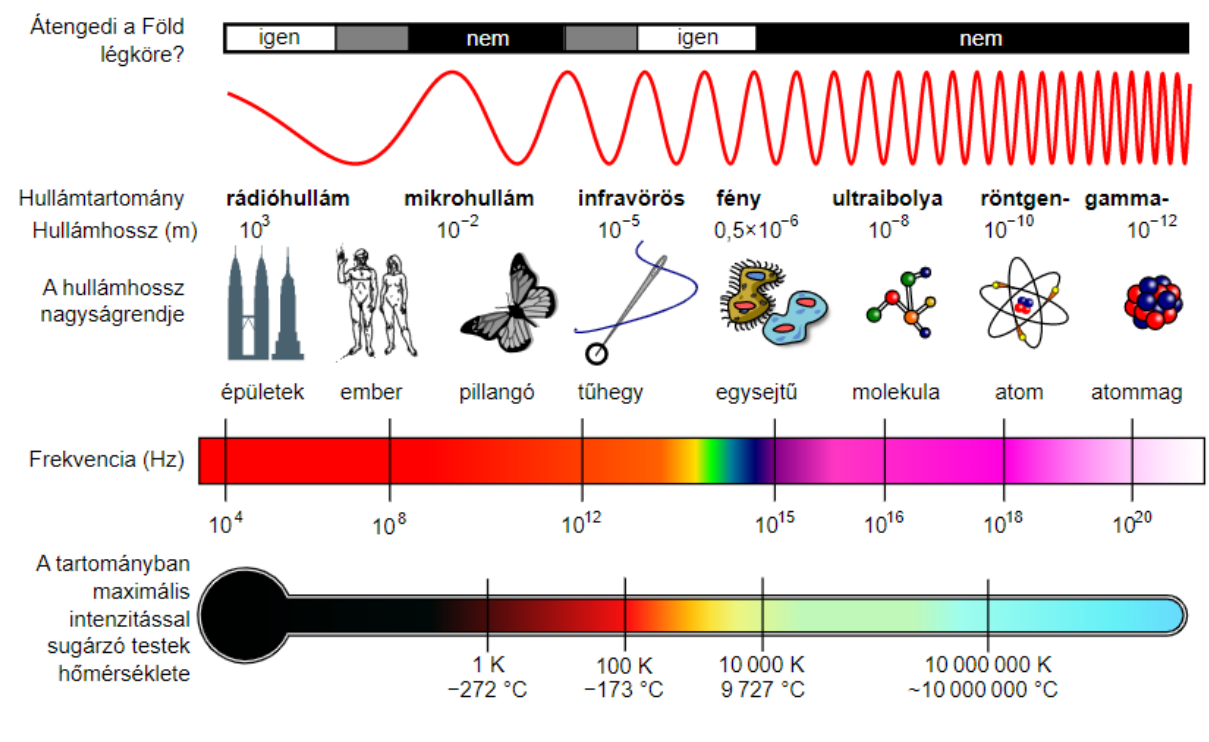
A fejezet célja a radartechnológia és technológiához kötődő alapismeretek rövid áttekintése, mint az elektromágneses sugárzás vagy a Doppler effektus.

2.1 Elektromágneses sugárzás

Az Elektromágneses sugárzás alfejezetben felhasznált irodalom forrása [14] sorszámmal hivatkozott.

Életünk során különböző elektromágneses hullámok vesznek minket körül. A legtermészetesebb a fény, de ott vannak a környezetünkben levő elektromos berendezések, amelyek szintén elektromágneses hullámokat sugároznak ki magukból. Az elektromos berendezések egyik halmaza az elektromágneses hullámok kibocsátásával kommunikációs kapcsolatot hoz létre, más készülékek pedig az őket működtető elektromos áram által bocsátanak ki ilyen jeleket. Az elektromágneses hullámokat különböző szempontok szerint vizsgálhatjuk. Ilyen jellemzők a hullámhossz és a frekvencia. Az elektromágneses hullámokat ezen jellemzők szerint csoportosíthatjuk, és az így kapott eloszlást nevezzük elektromágneses

spektrumnak. Ebben találhatóak meg a fent említett fényen kívül a rádióhullámok, mikrohullámok, infravörös-, ultraibolya-, röntgen-, és gammasugárzások.



2.1. ábra: Elektromágneses spektrum [14]

Az elektromágneses hullámok terjedési sebessége megegyezik a fényével (c), valamint jellemzi őket még frekvenciájuk (f), és hullámhosszuk (λ).

$$c = f \cdot \lambda$$

Ez azt jelenti, hogy kisebb hullámhosszú hullámok frekvenciája nagyobb, ezáltal energiájuk is több, mint a nagyobb hullámhosszú hullámoknak. A radartechnológiában a milliméter-deciméter tartományba tartozó hullámhosszú hullámokat használják, ezek a mikrohullámok. A mikrohullámok előnye, hogy nagy energiájuk révén szinte zavarmentesen lehet velük információt továbbítani.

2.2 Doppler-effektus

A radarok működésénél egy nagyon fontos fizikai jelenség figyelhető meg, ez az úgynevezett Doppler-effektus vagy Doppler-hatás. Ennek lényege, hogy egy megfigyelő a hozzá képest mozgó hullámforrás által kibocsájtott hullámok frekvenciáját és hullámhosszát az eredetitől eltérőnek érzékeli. Ezzel a módszerrel könnyen meghatározható például mozgó tárgyak sebessége, vagy távolsága is. Számunkra a kibocsájtott és a visszavert hullám frekvenciájának

különbsége lesz érdekes. Ha a radar által kijelölt célszemélyhez képest a hullámforrás közelít, nő a frekvencia, azonban ha távolodik, akkor lecsökken. Ezen jelenség alapján detektálható a mozgás. Ezt leíró matematikai képlet a következő:

$$f_D = \frac{\mu_r}{c} \cdot f_0$$

ahol f_0 az alaphfrekvencia, μ_r a sebesség vektor, c a fénysebesség, f_D pedig az eltolódott frekvencia. Amennyiben f_D pozitív ($f_D > 0$), a célpontunk a radar felé mozdult, ha f_D negatív ($f_D < 0$), úgy a tárgy távolodott.

2.3 Radarok működésének alapjai

A RADAR szó valójában egy mozaikszó, ami a Radio Detection And Ranging elnevezésből származik, jelentése rádiós jelek észlelése és mérése. A kutatók hamar felismerték a technológiában rejlő lehetőségeket, aminek eredményeként a 20. század első felében fel is épült az első radar hálózat Nagy-Britanniában.

Egy radar tulajdonképpen egy olyan rendszerként értelmezhető, amelyik képes objektumok detektálására. Maga a radar elektromágneses hullámokat bocsájt ki, amely hullámok a tárgyról visszaverődnek és ezeket a tárgyról visszaverődő jeleket érzékeli a radar. Az elektromágneses hullámok elektromosan vezetőképes felülettel való találkozáskor verődnek vissza. Az elektromágneses hullámok fénysebességgel közlekednek, ezért az általuk kibocsájtott hullám és a visszaverődés következtében keletkező, visszaérkező hullám között eltelt idő segítségével számolható ki a távolság. Ezek a hullámok legtöbbször egyenes vonalban haladnak, tehát a radar által megfigyelni kívánt objektum, vagy személy könnyedén megcélozható a hullámok segítségével.

2.3.1 Működési frekvencia

Az eszközök működési frekvenciája néhány MHz-től a spektrum ultraibolya sávjáig terjedhet. A legtöbb radar mikrohullámok kibocsájtásával és feldolgozásával működik, azonban előfordul néhány ettől eltérő eset. A radarokat betűkkel jelölik, attól függően, hogy milyen frekvenciasávot használnak. Ezeket a jelöléseket hivatalosan is elfogadta az Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), nemzetközi szabványosítással foglalkozó szervezet. A betűk eredete a második világháborúig nyúlik vissza, mára pedig már teljesen elfogadottá vált, valamint kiegészült még további tartományokkal is. Ezen jelöléseket és a hozzájuk tartozó frekvenciatartományt a 3.1 táblázat mutatja.

Sáv megjelölés	Frekvenciatartomány
HF	3 MHz-30 MHz
VHF	3 MHz-30 MHz
UHF	300 MHz-1000 MHz
L	1000 MHz-2000 MHz
S	2000 MHz-4000 MHz
C	4000 MHz-8000 MHz
X	8000 MHz-12.000 MHz
K _u	12.0 GHz-18 GHz
K	18 GHz-27 GHz
K _a	27 GHz-40 GHz
V	40 GHz-75 GHz
W	75 GHz-110 GHz
mm	110 GHz-300 GHz

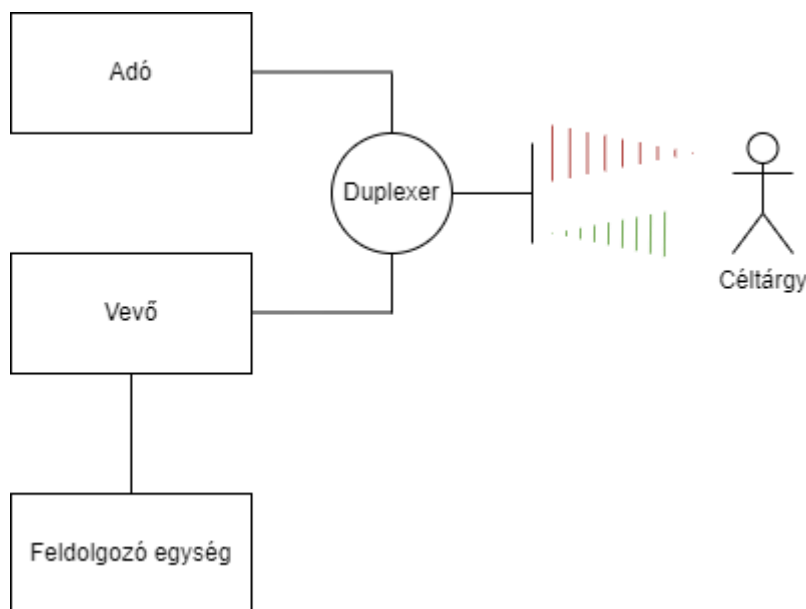
2.1. táblázat: Frekvencia sávok IEEE [9]

Civil környezetben főleg az *X Band-el* (8-12 GHz) jelölt radareszközöket használják. Olyan esetekben érdemes alkalmazni ezeket az eszközöket, amikor számít az eszköz mérete a hordozhatóság szempontjából, és nem szükséges nagy távolságú méréseket végezni. Jelen esetünkben az általunk használt eszköz is egy ilyen *X Band-el* rendelkező radar, és dimenzióiban nem nagyobb, mint egy bankkártya. Emellett természetesen előfordulnak nagyobb méretű eszközök is, amik meghaladják a 30 méteres átmérőt is. Ilyen radar található például az MIT Haystack Observatóriumban. A nagy sávszélessége ezeknek a radaroknak lehetővé teszi, hogy az eszköz apró impulzusokat generáljon, valamint a radar által végig pásztázható szűk terület, nagyon magas felbontású képet eredményez, viszonylag kis antennák használatával is.

2.3.2 Radar eszköz felépítése, részei

Egy egyszerű radar felépítését könnyen lehet szemléltetni egy blokkdiagrammal. Legtöbbször kicsi impulzusok sorozatát bocsátja ki az eszköz egy adóval (Tx) – ami általában egy erősítőtől, vagy egy oszcillátorból áll az antennáján keresztül. Miután a célponthoz ért az impulzus, egy része szanaszét szóródik, de egy része visszaverődik a radar irányába. Ezt az antenna fogadja, majd átadja a vevőnek (Rx), és villamos jelekké alakítja a rendszer, melyből információkat lehet kinyerni. Az antenna feladata, hogy az előállított jelet a környezetbe juttassa. Több radar esetben is előfordul, hogy ugyanaz az antenna küldi, és fogadja is a jelet.

Ebben az esetben szükség van egy duplexer használatára. Ez az eszköz különíti el egymástól az adó és a vevő funkcionálását. A radar az ütközések elkerülése végett megakadályozza a folyamatok egyidejű működését. Ez annyit tesz, hogy az adó és vevő funkciót gyorsan, felváltva cserélgeti, attól függően melyik funkció érvényesül jobban, elkerülve az egyidejű futást.



2.2. ábra: Radar egyszerű blokkdiagram

2.4 A jelből kinyerhető információk a céltárgyról

Ahhoz, hogy egy visszatérő nyers jelből különböző információkat tudjunk kinyerni, szűréseket kell elvégezni az adatokon. Radartól és felhasználástól függően változhatnak a kinyerhető információk. A következő alfejezetekben a legsűrűbben előforduló paraméterek vannak felsorolva.

2.4.1 Távolság

A távolság az egyik legfontosabb és legegyszerűbben meghatározható tulajdonság, melyet egy oszcilloszkóppal könnyedén megmérhetünk. Az elektromágneses hullámok terjedési sebességének ismeretében, amely a fény sebességével (c) egyezik meg, ezt felhasználva, a kiküldött jel és a visszaérkező jel között eltelt idő segítségével meghatározható a távolság. Minél rövidebb egy küldött impulzus, annál pontosabban a meghatározható érték. Ezután el kell végezni egy úgy nevezett impulzus tömörítést, mely segít növelni a felbontást. A távolság kiszámolásához az alábbi formula van felhasználva, melyben R a távolság, c a hullám terjedési sebessége ($3 \cdot 10^8$ m/s), t pedig a jel küldésétől, beérkezéséig eltelt idő.

$$R = \frac{c \cdot t}{2}$$

2.4.2 Sebesség

Amennyiben a céltárgyunk halad, lehetőségünk van sebességének meghatározására. Ehhez felhasználjuk a hullámok egy tulajdonságát, a t , idő paramétert. Azonban ennek a jelenségnek az alkalmazása nem biztos, hogy elég precíz értéket ad. Ehelyett sokszor érdemesebb olyan megoldásokat alkalmazni, melynek lényege, hogy folyamatosan, nagyon gyorsan mérünk távolságot. Ezzel a módszerrel rövidebb idő alatt jobb értékeket kaphatunk. A Doppler-jelenség miatt bekövetkező frekvencia eltolódás időt emészt fel, ezért minél hosszabb ideig végzünk mérést, annál használhatóbb lesz ez a fajta megoldás.

2.4.3 Haladás iránya

A céltárgy iránya meghatározható az alapján, hogy a visszatérő jel milyen szögben érkezik az antennához. Ehhez egy, a mozgó objektum haladásának a követésére alkalmas antennára van szükség.

2.4.4 Méret

Méretet abban az esetben vagyunk képesek mérni, amennyiben olyan eszközzel rendelkezünk, ami magas felbontásban képes jeleket küldeni és fogadni. Az eszköz felbontásától függ az is, hogy milyen méretű objektumokat tudunk megfigyelni. Nagy felbontású eszközöknél akár egy adott személy pulzusa által generált kis mozgások is detektálhatók.

2.5 Radarok típusai

2.5.1 *Pulse* radar

A *Pulse* radar alfejezetben használt irodalmak forrásai a [4], [10] sorsszámmal hivatkoztak.

A *Pulse* radar az egyik leggyakrabban alkalmazott radar. A radar működésének lényege, hogy folyamatosan egy sorozatot küld ki kis hullámhosszúságú ($0.1-1 \mu s$) jelekből, majd várakozik a jelek visszaérkezésére. Egy-egy kiküldött impulzus között viszonylag hosszú idő telik el (1 ms), ez idő alatt a kiküldött jel visszaérkezését várja az eszköz. Ennél a fajta radarnál nagyon fontos az időzítés. A rendszer minden elemét precízen kell időzíteni a megfelelő működés érdekében. Ezeket a radarokat főként nagyobb távolságok esetén alkalmazzák. A radar fő alkalmazása a katonai területen a legelterjedtebb, főként a levegőben lévő repülőket pontos helyzetének és alakjának a meghatározására használják. Éppen ezért a katonai területen kívül

egyéb alkalmazásai közé tartozik a légiforgalom irányítás, időjárás megfigyelés (különösképpen a csapadékradar).

2.5.2 CW radar

A CW radar alfejezetben használt irodalmak forrásai a [1], [16] sorszámmal hivatkoztak.

Continuous - Wave radar folyamatosan magas frekvenciájú jeleket bocsajt ki az adó antenna segítségével, így a visszaérkező hullámokat a rendszer minden időpillanatban ki tudja értékelni. Egy közönséges radarral ellentétben, ahol az adó és a vevő funkcionalitását ugyanaz az antenna végzi, a CW radarok esetében ezt két külön antenna fogja működtetni. Legismertebb felhasználása a rendőrök által is használt közúti sebességmérő műszer, a köznyelvben elterjedt összefoglaló nevén traffipax, amely a járművek sebességét hivatott lemérni, közúti szabálysértés megelőzése céljából.

2.5.3 FMCW radar

Az FMCW radar alfejezetben használt irodalom forrása [3] sorszámmal hivatkozott.

Frequency-Modulated Continuous Wave radar a CW radaroknak egy fajtája. Egy FMCW radar menet közben változtatja a kibocsátott hullámok frekvenciáját vagy fázisát, ezzel a módszerrel a CW radarokkal ellentétben sokkal pontosabb távolságot képes mérni. A kiküldött és a beérkező jelek közötti frekvencia- vagy fáziseltéréseket figyeli és használja fel a számítások során. Ezt a radart rendkívül nagy hatótávolságban használják, értelmezhetjük úgy is, hogy maximális távolságban használják, ahol már a Doppler effektus is elhanyagolható. Ilyenek radarok például a tengerészetben használt navigációs radarok, ahol a radar segítségével megállapítható a hajók pontos helyzete.

2.5.4 UWB radar

Az UWB radar alfejezetben használt irodalom forrása [12] sorszámmal hivatkozott.

Ultra Wideband Radar-ok sokkal szélesebb frekvenciatartományt használnak működésük során, mint az egyéb közönséges radarok. A kibocsátott impulzusok nagyon kis ciklusidővel rendelkeznek, nanoszekundumos nagyságrenddel. Kis távolságon belül, igen precízen lehet velük méréseket végezni, ezért is alkalmazzák előszeretettel emberi tevékenységek monitorozására. Főként az életjelek figyelésére alkalmazzák ezeket a radarokat, és az így kinyert adatok segítségével megállapíthatóvá válik például egy adott személy légzését leíró mintázata, vagy a percenkénti szívverése.

3. A kutatás során használt radar

A kutatás során használt radar fejezetben használt irodalom forrása [7] sorszámmal hivatkozott.

A kutatásunk során használt radar, a XeThru X4M200 típusú légzésfigyelő radar. A radar olyan tulajdonságokkal rendelkezik, melyek segítségével megtudjuk figyelni, illetve észlelni a szenzor működési zónájában jelen lévő személyek életjeleit, légzésszámát, légzését leíró mintázatát.

A szenzorral képesek vagyunk kisebb nagyobb mozgások monitorozására, mint például a kéz felemelése vagy esetleg a személy ülő helyzetből álló helyzetbe történő változása, illetve a nyugalomban lévő személy légzése. A szenzor képes érzékelni a személy jelenlétét egészen 5 méterig bezárólag és meg tudja határozni a személy és a szenzor közötti távolságot, centiméter pontossággal.

A XeThru technológiájának köszönhetően a szenzor képes „átlátni” a vékonyabb anyagokon, mint például egy takaró, így lehetőség van, hogy akár egy ágyban fekvő személy légzését is megfigyeljük.

3.1 A szenzor beállítási paraméterei

A szenzor megfelelő működéséhez lehetőségünk van többféle paraméter megadására:

- Észlelési zóna: Az észlelési zóna paraméternél megadhatjuk a maximális és a minimális észlelési távolságot.
- Szenzor érzékenysége: Minél magasabb az érzékenység, annál pontosabb értékeket kapunk a kisebb tárgyak mozgásánál. Minél alacsonyabb ez az érték, annál ellenállóbb az olyan beérkező jelekkel szemben, amelyek külső zaj, vagy egyéb zavaró tényezők hatására keletkezhetnek.
- LED: A ledet segítségével kapunk képet a szenzor aktuális állapotáról, hogy az inicializál, mozgást érzékel, légzést érzékel, nem történik mozgás, vagy éppenséggel mozgás követés státuszban van.
- Frekvencia tartomány: Választhatunk alacsony és magas frekvencia tartomány között. Az alacsony frekvencia tartományban a radar 6.0-8.5 GHz, míg a magas tartományban 7.25-10.20 GHz sávban fog működni.

- *Noise map*, „zajtérkép”: A zajtérkép segítségével előre meghatározhatjuk a környezetét a megfigyelni kívánt személynek, ezáltal pontosabb értékeket mérhetünk. 2 opció közül választhatunk:
 - *Stored Noise map*, eltárolt zajtérkép.
 - *Default Noise map*, alapértelmezett zajtérkép.

3.2 A szenzor működése

3.2.1 Légzés és mozgás detektálása

A szenzorral képesek vagyunk a jelenlét észlelésére az észlelési zónán belül a mozgások feldolgozásával. Amint a szenzor mozgást érzékel, megpróbál légzési mintákat keresni a mozgásban. Ez csakis akkor lehetséges, ha az adott személy nyugalmi állapotban van és a légzésen kívül nem végez más mozgást. A szenzor által mérhető és feldolgozható állapotok a következők:

- Nincs mozgás: A szenzor nem érzékel mozgást.
- Mozgás: A szenzor észlel jelenlétet, de nem tudja légzésként azonosítani.
- Mozgás figyelés: Jelenlét és lehetséges légzés észlelése.
- Légzés: Érvényes légzés észlelése.
- Inicializálás: A szenzor inicializál, miután a paraméterek beállításra kerültek.
- Hiba: A szenzor hibát észlel.

3.2.2 A légzés kiszámításához használt paraméterek

Az inicializálás és a hiba állapotokon kívül a fenti esetekben a következő adatok kerülnek megfigyelésre.

- *Movement Slow*: Mozgások az elmúlt 20 másodpercben.
- *Movement Fast*: Mozgások az elmúlt 1 másodpercben.
- *Normalized Movement Slow*: Normalizált mozgása az előző lassú periódusnak.
- *Normalized Movement Fast*: Normalizált mozgása az előző gyors periódusnak.

A mozgási metrikák (*MovementSlow*, *MovementFast*) a mozgás mértékét mutatják meg, relatív számként megadva 0-tól 100-ig, 5.14 cm-es intervallumokban a beállított észlelési zónában, valamint az egész észlelési zónában. A 0 azt jelenti, hogy egyetlen Doppler cella sincs az észlelési küszöb felett (nincs mozgás), míg a 100 azt jelenti, hogy az összes cella a küszöb felett van.

A *Normalized Movement Slow* és a *Normalized Movement Fast* is a mozgás mértékét mutatja meg, de a távolsághoz van igazítva, így a különböző távolságra lévő, megegyező méretű mozgásoknál is ugyanazokat az értékeket kapjuk. Az így kapott logaritmikus értékek -20-tól (egyáltalán nincs mozgás) egészen 30-ig (kifejezetten nagy mozgás) terjedhetnek. Ennek a két értéknek a segítségével a szenzor meg tudja állapítani a mozgás átlagos intenzitását, és csak olyan esetekben fog légzési mintát keresni az adott objektumon, ami nyugalmi állapotban van.

Ha légzés, mozgás, vagy mozgás figyelése állapotot mér a szenzor az alábbi adatok mérésére van lehetőség:

- A legközelebbi célszemély távolsága: A legközelebbi objektum távolsága a szenzortól, méterben megadva.
- A legközelebbi célszemély RCS-e: Megadja, hogy a legközelebbi objektum mennyire észlelhető a radar szemszögéből.
- Jel minősége: Egy relatív szám 1-től 10-ig, ahol 10 a legjobb minőséget jelenti.

A légzés állapothoz további 5 adat kerül mérésre.

- Az RPM-je a legközelebbi légzést végző célszemélynek: Percenkénti légzésszám.
- A légzést végző személy távolsága: A célszemély távolsága méterben megadva.
- A légzést leíró mintája a legközelebbi légzést végző személynek: A szenzorra merőlegesen észlelt légzési mozgás mm-ben megadva.
- *Normalized Movement Interval Slow*: A normalizált mozgása az előző lassú periódusnak a célszemély körüli 1 méteres zónában.
- *Normalized Movement Interval Fast*: A normalizált mozgása az előző gyors periódusnak a célszemély körüli 1 méteres zónában.

Normalized Movement Interval Slow és a *Normalized Movement Interval Fast* segítségével képesek vagyunk meghatározni egy alvó, vagy egy nyugalomban lévő személy mozgását anélkül, hogy meghatároznánk a pontos helyzetét az észlelési zónában.

A legközelebbi objektum és a legközelebbi légzést végző objektum nem minden esetben egyezik meg. A két eset között a szenzor képes különbséget tenni. Ha például a célszemély a mellkasa elé helyezi a kezét, és mozgást végez vele, a legközelebbi objektumként a szenzor a kezét fogja érzékelni, míg a legközelebbi légzést végző objektum a célszemély mellkasa lesz.

3.2.3 A szenzor észlelés ideje

Az észlelési idő a következő:

- A nincs mozgás mozgásba történő átváltási idő: 3.5 - 9 másodperc.
- A mozgás státuszból a nincs mozgás státuszba való átváltási idő: megközelítőleg 5 másodperc
- A mozgás státuszból a légzés státuszba való váltás: megközelítőleg 5 másodperc

3.2.4 A szenzor észlelési hatótávolsága

Az észlelési hatótávolság megadja, hogy a megfigyelni kívánt objektum milyen távolságból és szögből észlelhető a szenzor szemszögéből. Az észlelési hatótávolság több paramétertől is függ, úgy, mint a megfigyelni kívánt objektum mérete, a mozgás típusa, és a személy és a szenzor által bezárt szögnek az iránya.

(Észlelési zóna és az észlelési hatótávolság nem összekeverendő. Az észlelési zónában meg van határozva, hogy milyen távolságban mérjen a szenzor, az észlelési hatótávolság pedig azt mondja meg, hogy ebben a zónában mit lehet észlelni.)

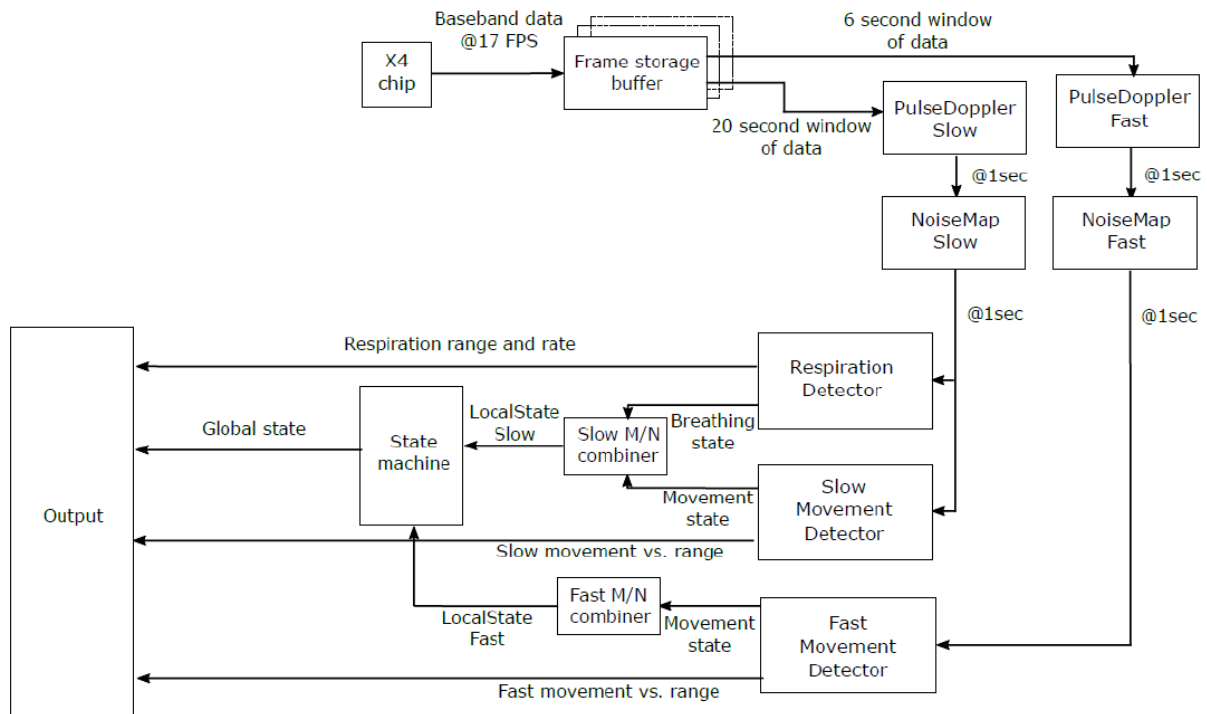
3.3 Firmware algoritmusok

Minden algoritmust az X4M200-as radar futtat. Az X4 UWB radar SoC úgy van beállítva, hogy 17 alapsávi adatkeretet biztosítson másodpercenként. A radar ezeket az adatokat egy buffer-ben tárolja, emellett kettő *Range-Doppler* mátrixot futtat párhuzamosan. A *Slow Range-Doppler* mátrix az elmúlt 20 másodperc adatait, míg a *Fast Range-Doppler* pedig az elmúlt egy másodperc adatait használja.

Mindkét *Range-Doppler* saját zajtérképpel rendelkezik, mellyel meghatározza, hogy a mért adatok (távolság, frekvencia), az adott küszöbérték felett vannak-e.

A *Fast Range-Doppler* mátrix, az ő gyors észlelési detektorjával gyorsan észleli a jelenlét változást, tipikusan akkor használatos, amikor a személy az Észlelési Zónába lép, vagy elhagyja azt. Két állapota van, úgy, mint mozgás, és nincs mozgás.

A Slow Range-Doppler mátrix, a lassú észlelési detektorjával a mozdulatlan állapotban lévő objektumokra összpontosít. Tipikusan, amikor a felhasználó már az észlelési zónában van, és a légzésen kívül más mozgást nem végez. Három állapota van, légzés, mozgás és nincs mozgás.



3.2. ábra: Jelfeldolgozást leíró blokkdiagram [7]

3.4 A szenzor használata

A XeThru X4M200-as típusú radarnak számos olyan tulajdonsága van, amelyet a használatakor figyelembe kell venni. A szenzort távol kell tartani külső, környezeti hatásoktól, mint például a nedvesség. A firmware algoritmusok többsége úgy lett megírva a szenzorhoz, hogy „feltételezik”, hogy a szenzor nyugalmi helyzetben van, ezért a radar elhelyezésénél a következő szempontokat kell szem előtt tartani:

- A szenzornak a megfigyelni kívánt személyre, objektumra kell mutatnia.
- Ügyelni kell a közvetett visszaverődésekre. Egy 1 méterrel távolabbi tárgy is adhat plusz visszaverődést a padlón, a mennyezeten vagy a falakon keresztül.
- Kerüljük el a fémtárgyakat, különösen a megfigyelési, észlelési zónában.
- A szenzort statikus, nem mozgó platformra kell helyezni, úgy, mint asztal, fal vagy mennyezet.

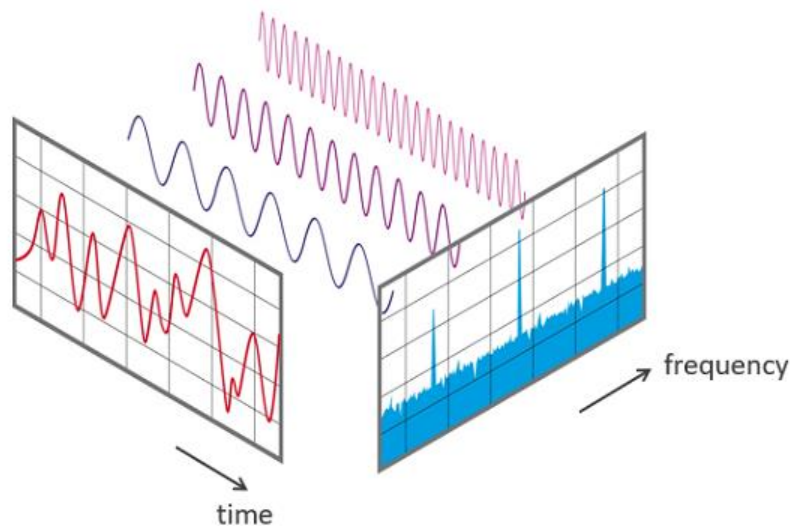
A szenzor firmware algoritmusai rendkívül érzékenyek a különféle rezgésekre. Ha rezgések érik a szenzort, akár feljegyezhet mozgási állapotot egy üres észlelési zónában.

4. Jelfeldolgozó algoritmus

4.1 FFT – Fast Fourier Tarnsformation

Az *FFT – Fast Fourier Tarnsformation* fejezetben használt irodalmak forrásai a [2], [11], [15] sorszámmal hivatkozottak.

A *Fourier* transzformációt egy francia matematikus, Jean Baptiste Joseph Fourier fejlesztette ki. A radarból kibocsátott jelek mintavételezése egy bizonyos idősíkon belül történik és szét van bontva frekvencia komponensekre. Ezek a komponensek olyan egyedi szinuszos rezgések különböző frekvenciákon, melyeknek saját fázisa és amplitúdója van. A következő ábra azt illusztrálja, hogyan van szétbontva egy jel a komponenseire.



4.1. ábra: A jel a frekvencia és az idő síkján [15]

Az idő tengelyen láthatunk egy radarból kinyert jelet, a frekvencia tengelyen pedig láthatjuk annak összetevőit. Az idő tengelyen látható jel a másik három jelnek az összege.

A *Fourier* transzformációnak kettő fajtája is van, *Fast Fourier* illetve *Discrete Fourier* transzformáció. A kettő között mindössze annyi a különbség, hogy a *Fast Fourier*, ahogy a nevében is benne van, hamarabb elvégzi a számításokat és kisebb a számításigénye.

Jelen kutatási munka szempontjából ez azért fontos, mert a szenzorból kinyert jel a radar detektálási zónájában lévő minden objektumot, személyt, illetve mozgást tartalmazza. A *Fourier* transzformáció segítségével ennek a jelnek a komponenseire bontása után képesek lehetünk a zavaró tényezők, zajok kiszűrésére, mint például a radar útjában lévő olyan tárgyak, amelyek képesek visszaverni az elektromágneses hullámokat, vagy a vizsgált személy

mozgása, így elkülönítve azokat a légzést tartalmazó jel frekvenciájától. Ezt egy küszöbérték beállításával szeretnénk megvalósítani, hogy az alacsony magnitúdójú objektumokat, amelyeket a *Fourier* transzformáció segítségével határozunk meg, megsűrjünk, és az így megsűrjt jelet pedig egy inverz *Fourier* transzformációval vissza tudjuk alakítani tiszta jellé, ezáltal egy zajmentes képet kapva az adott személy légzéséről.

5. Élettani jelek

Az Élettani jelek fejezetben használt irodalom forrása [8] sorszámmal hivatkozott.

Az emberi test fizikai állapotának a leírására szolgálnak az élettani jelek. A főbb élettani jelek a hőmérséklet, a vérnyomás, a pulzus vagy a légzés. Ezeknek a jeleknek a normálistól való eltérése jelenti, hogy egy adott személynek valamilyen egészségügyi problémája lehet.

5.1 Vérnyomás

A vérnyomás a keringési rendszerben a vérnek az erek falára kifejtett hatása. A vérnyomás mérésénél kétféle értéket figyelhetünk, a szisztolés, és diasztolés nyomást. A magasabb érték, az úgy nevezett szisztolés nyomás, amit a szív összehúzódása idéz elő. Az alacsonyabb érték a diasztolés nyomás, ami a szív ernyedtt állapotában mérhető. Az életkor nagy befolyást játszik a vérnyomás értékeinél. 6-9 éves korban a normális vérnyomás 100/65 Hgmm, míg ez az érték felnőtt korra 110/65 – 140/90 Hgmm.

5.2 Testhőmérséklet

Az optimális hőmérséklet minden élő szervezetnél más. Az emberi test hőmérséklete normális körülmények mellett 36.5 és 37.5 közötti intervallumban mozog. Természetesen számos tényező közre játszhat a hőmérséklet változásában, mint például a napszak, ha az illető fizikai tevékenységet végez, betegségek vagy az adott személy életkora.

5.3 Szívritmus

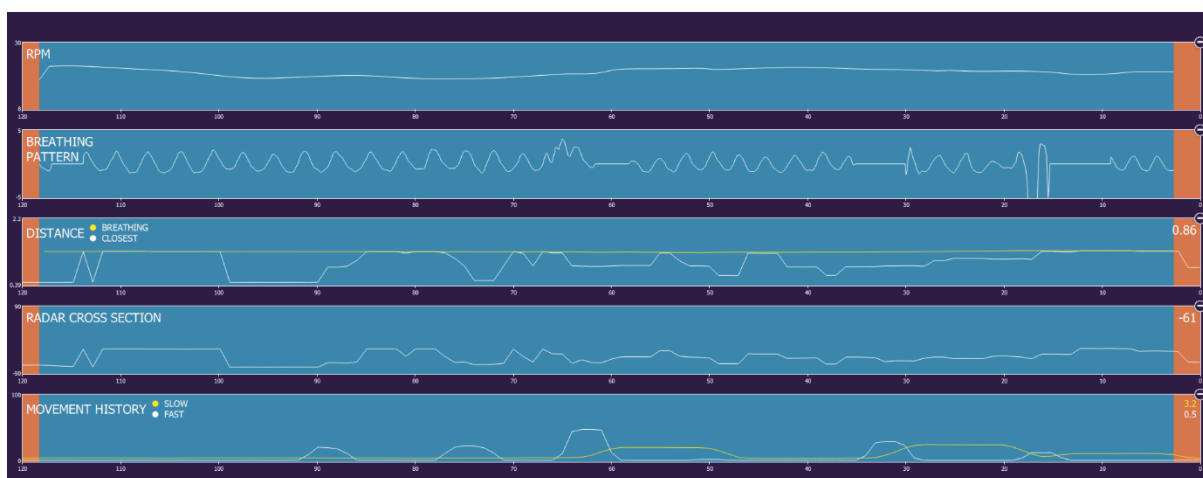
A pulzus megadja egy adott személynek percenkénti szívverését. Ez az érték nyugalmi állapotban átlagosan 70/perc, de a napi gyakorlatban normálisnak számít az 50-60/perc és a 110-120/perc közötti érték. Számos tényező, mint például: láz, tüdőbetegségek, szívizom betegségek, speciális ritmuszavarok, gyógyszerek befolyásolják a szívritmust.

5.4 Légzésszám

A légzésszám megadja, hogy egy személy percenként hány lélegzetvételt tesz. Ez a szám egy átlagos embernél 12-20 között van. Ez a szám növekedhet, ha valaki például valamilyen fizikai

tevékenységet végez, illetve csökkenhet, ha például alkohol behatása alatt van. Jelen kutatás szempontjából ezt az életjelet fogjuk használni és vizsgálni.

A XeThru X4M200-as radar segítségével képesek vagyunk egy adott személynek a légzését figyelni. A légzés mellett még jelenlétet is képesek vagyunk detektálni, így megállapítható, hogy a helyiségben, ahova fel van szerelve a radar hányan, és milyen távolságra helyezkednek el a szenzortól. A radar, bár képes több személyt is detektálni, légzését csak egy embernek tudja figyelni. A radarhoz a közelebb álló személynek meg tudja állapítani a percenkénti légzés számát, illetve, hogy a célszemély mikor és milyen intenzitással lélegzik.



5.1. ábra: A XeThru Explorer által kirajzolt adatok

Az ábrán megfigyelhető a mért személy percenkénti légzésszáma (*RPM*), a légzését leíró mintázata (*breathing pattern*), távolsága (*distance*), a radar keresztmetszete (*radar cross section*), valamint a mozgás üteme az időben (*movement history*).

A légzést leíró mintázatban megfigyelhető a személy légzése. Egy szinuszos görbéhez hasonló mintával jeleníti meg a légzést. Amikor a hullám fent van, akkor belégzés, amikor lent van kilégzés történik. A grafikon közepén megfigyelhető egy szinuszostól eltérő jel. Ebben a pillanatban a célszemély megmozgatta a vállát, és a szenzor egy kis időre abbahagyta a légzés figyelését. Miután ismét nyugalmi helyzetbe került a személy, a radar folytatta a mérést. A következő vízszintes vonalnál is hasonló mozgás történt, és hasonlóan az előző mozgáshoz, egy pillanatra megállt a radar számára a személy légzésének a figyelése. Ezek a mozgások az ábra [5.1. ábra] legalsó grafikonján is szépen látszódnak. A mérés végén valami zaj érte a radart, amelynek következtében végleg befejezte a figyelést. A kék szín jelöli azt az időintervallumot, amikor a radar légzést észlel.

Maga a radar úgy működik, hogy elektromágneses hullámokat bocsát ki magából. Az így kibocsátott hullámok visszaverődnek, és az így visszaverődött hullámok segítségével operál a radar. Ezáltal tud személyeket, objektumokat mérni, és tudja meghatározni a pontos helyüket a térben. Fontos megjegyezni, hogy csak azok a tárgyak láthatóak a radar számára, amelyekről vissza tud verődni az elektromágneses hullám. Például egy fa asztalt nem tud érzékelni. A légzést is ezen módszer szerint számolja ki a szenzor. Megfigyeli, hogy a célszemélynek a mellkasa milyen értékben mozdul el az alaphelyzettől, amikor levegőt vesz, illetve amikor kifújja azt. Ezt a pulzálást követi, és ennek a pulzálásnak a hatására a mellkas és a szenzor közötti távolság nő, vagy csökken. Az így kapott adatokból pedig ki lehet számolni a célszemély légzését.

Természetesen a légzés figyelésére számos más alternatíva is létezik. Ilyen például az elektrokardiográfia, EKG. Az EKG a szív állapotát figyeli, és a szívvel kapcsolatos problémák szűrhetők ki vele. Ma már lehet kapni okosórákat is, amelyek képesek az EKG elvégzésére. Ez egy sokkal kényelmesebb módja lenne személyek vizsgálatára, mint a kutatásban szereplő radar. A radar előnyei közé sorolható, hogy 5 méteres távolságban tudja vizsgálni az életjeleit a szenzor előtt elhelyezkedő célszemélynek. Az okosórát minden, a helyiségben tartózkodó személynek viselnie kell, viszont ezek az eszközök nagyon drágák, és használni sem biztos, hogy mindenki tudja. A radar egyik nagy hátránya, hogy egyszerre csak egy személyt tud mérni, és azt is csak akkor, ha a személy nyugodt helyzetben helyezkedik el a radar előtt, és a légzésen kívül semmilyen más egyéb mozgást nem végezhet. Ellenben az okosórával, aminek egy használati feltétele van, hogy a személy karján legyen.

6. Gyakorlati mérések

6.1 XeThru Explorer

A XeThru Explorer fejezetben használt irodalom forrása [6] sorszámmal hivatkozott.

A méréseink során alkalmazott radar, a XeThru X4M200-as típushoz első körben a radar forgalmazói által készített szoftvert alkalmaztuk, amely elérhető a forgalmazó, Novelda GitHub oldalán. A telepítés viszonylag egyszerű volt. Egy .zip kiterjesztésű fájl tartalmazta a radarhoz készített szoftver telepítőjét, amely .msi formátumban volt megadva. A telepítés után tudtuk használni a szoftvert, amelynek a neve XeThru Explorer. Az alkalmazás indításakor egy eszköz kiválasztó ablak fogad minket, ahol megjelennek a számítógépünkre csatlakoztatott XeThru eszközök. Itt kiválaszthatjuk az általunk használni kívánt radart, és egy következő ablakban

pedig beállíthatjuk a paramétereit, úgy, mint a detektálási zónát, a frekvencia tartományt, a szenzor érzékenységét, a mérés során használandó zajszűrési térképet, illetve az elmentéshez szükséges adatokat.

A teszteket a szoftver által előállított alapértelmezett profilban kezdtük meg, és ehhez mérten, ha változtattunk a radar paraméterein, megfigyeltük, és leszűrtük belőle a következtetéseinket. A tesztelések során megpróbáltuk a XeThru Explorer által beállítható paraméterek közül a lehető legtöbb variációt elvégezni, hogy így a lehető legreálisabb értékeket kapjuk vissza.

6.1.1 Tapasztalatok

Az elvégzett 23 mérésben számos variációt próbáltunk ki. Először megpróbáltuk a szenzor észlelési zónáját változtatni, a legkisebbtől a legnagyobbig. Ezután a radar által választható két frekvencia tartományt próbáltuk ki, de egyik esetben sem tapasztaltunk lényegi változást. A radar érzékenységének, valamint a radar által beállítható 2 zajtérkép variálása sem eredményezett kimagasló változást. A tapasztalataink azt mutatták, hogy a szenzor paramétereinek állítása csak minimálisan befolyásolja a radar működését, így egyik paraméter változtatása sem vezetett a másiknál optimálisabb eredményre.

A szenzor paramétereinek mellett a mérési körülményeket kezdtük el figyelni, és próbáltunk minél különbözőbb eseteket letesztelni. A mérések során több különböző testi adottságokkal rendelkező alanyokon is teszteltük a szenzor működését. Arra a következtetésre jutottunk, hogy ha az illető egészséges, tehát például nincsen semmilyen szívritmus zavara, vagy tüdő problémája, az alany testi felépítése nem befolyásolja a szenzor működését.

Az alanyok mellett megpróbáltuk a szenzor és az alany közötti távolságot a radar dokumentációjában szereplő küszöbértékeken belül variálni. Kezdetben a radarhoz minél közelebb ültettük le az alanyt, ami egy 0,5 méter és 1,5 méter közötti intervallumot jelöl. Megpróbáltunk továbbá egy középértéket is vizsgálni, valamint a radar által a lehető legtávolabbi ponton is végeztünk méréseket, körülbelül 4 és 4,5 méter környékén. Azt tapasztaltuk, hogy a távolsággal arányosan, minél közelebb helyezkedett el az alany a szenzorhoz, annál jobb minőségű jeleket kaptunk. Ezt arra vezettük vissza, hogy a visszaverődő hullám minél több utat tesz meg, annál jobban veszít az energiájából. Ami érdekesség megfigyelhető volt, hogy amikor az alany a radartól a legtávolabbi helyezkedett el, akkor tudtuk elvégezni a legstabilabb tesztet a szenzor szempontjából, ami annyit jelent, hogy ezeknél a méréseknél tudta a leghosszabb ideig figyelni az alany légzését anélkül, hogy ez megszakadt volna bármilyen külső hatásra. Ami negatívumként tekinthető ezeknél a teszteknel, hogy bár az

RPM-et, a percenkénti szívverést tökéletesen mérte a szenzor, és a mért célszemély légzésének a szaporítása, illetve a légzés lassításával is tökéletes értékeket adott vissza a radar, a légzési mintázatát az alanyak, valószínűsíthetőleg a távolsága miatt, nem volt képes kirajzolni.

A szoftver lehetőséget ad a mérések felvételére és visszajátszására, valamint .csv fájlokban elmenti az eredményeket számszerűsítve is, időpillanatokra lebontva. A kiértékelésnél ezeket az adatokat vetettük össze egymással. Sajnos időgrafikont nem képes nekünk rajzolni ezáltal egyben nem lehet látni az eredményeket, csupán visszajátszani. Beállíthatjuk, hogy generáljon nekünk binary fájlokat .dat kiterjesztéssel, melyekben a felvevő un. hexdump módszerrel kódolja az értékeket. Ezeket az állományokat csak a visszajátszásnál, és csak az Explorer képes értelmezni és visszafejteni, vagyis nem használhatók elemzéshez.

6.2 Mérés Python programozási nyelvet használva

A Mérés Python programozási nyelvet használva fejezetben használt irodalmak forrásai a [5], [13] sorszámmal hivatkoztak.

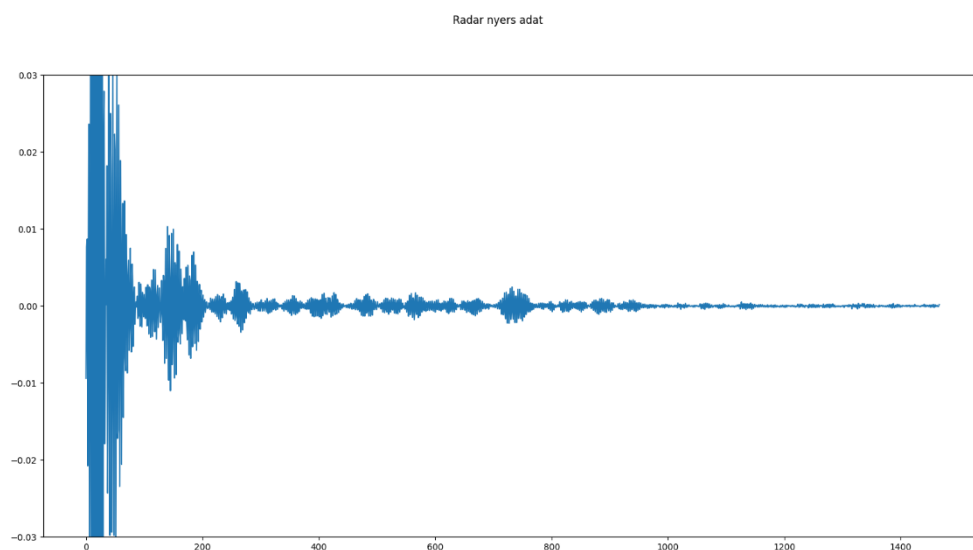
A XeThru Explorer segítségével mért mérések után elkezdtek felépíteni a saját programunkat, annak érdekében, hogy jobban látható, és pontosabb eredményeket kapjunk. A XeThru Explorer-en kívül lehetőség van még C++, Matlab, valamint Python segítségével scripteket írni, amikkel mérések végezhetők. Ehhez segítséget nyújt a Novelda által biztosított API, illetve a hozzá tartozó dokumentáció. A három lehetőség közül mi a Python-t preferáltuk, hiszen széles körben használt adatok elemzésére, rengeteg kiegészítő könyvtárral, amiket igénybe vehetünk.

A *Module Connector* könyvtár valósítja meg a kapcsolatot az eszköz valamint a számítógép között, mely a *Module Communication Protocol* hardverközeli protokollt használja. Ahhoz, hogy megfelelően működésre tudjuk bízni az eszközt a Python 3.5-ös vagy 3.6-os verzióját kellett használni. Munkánk során a használt Python könyvtárak:

- *pymoduleconnector*: biztosítja a különböző függvényeket a radar eléréséhez.
- *numpy*: matematikai számítások elvégzéséhez.
- *scipy*: jelfeldolgozáshoz használható metódusokat tartalmaz.
- *matplotlib*: grafikonok rajzolására alkalmas, mellyel vizuálisan megjeleníthetjük a mért jeleket.

Ezek mindegyike telepíthető a Python által biztosított csomagkezelő rendszerrel, mely az online fellelhető könyvtárakhoz biztosít elérést.

A Novelda biztosít a fejlesztők számára néhány példa script-et, melyeket lefuttatva hasonló grafikonokat kapunk, mint az Explorer-ben, vannak azonban olyanok is, melyek a nyers jelek megjelenítésére alkalmasak. Az ábra [6.1. ábra] az egyik Python algoritmus használatával mért mérésből származik. Az x tengelyen a szenzor által mért távolság az y tengelyen pedig a visszaérkező jel amplitúdója figyelhető meg. Ebben a mérésben az alany 180 cm-re helyezkedett el a radartól, ami szépen kiolvasható az amplitúdó segítségével. Az amplitúdó nagysága jelzi, hogy egy adott távolságon található olyan objektum, amely képes visszaverni a radar által kibocsátott elektromágneses hullámokat. Megfigyeléseinkből azt a következtetést vontuk le, hogy az eszköz nem csak a közvetlen előtte lévő objektumokat képes érzékelni, hanem az objektum mögött található többi tárgyat is. Az ábrán [6.1. ábra] megfigyelhető egy hatalmas amplitúdóval rendelkező érték, 0-40 centiméteres tartományban. Ennek oka az eszközre csatlakoztatott adatkábel, ami az eszköz tápellátását is biztosítja. Ennek kiszűrése kulcsfontosságú ahhoz, hogy megfelelő értékeket kapjunk, mivel az adatkábel által kibocsátott elektromágneses sugárzás túl nagy zajt generál.



6.1. ábra: Nyers adat jelenlét észlelésére

Az ábrán [6.1. ábra] látható jel valós időben mutatja a távolság, és amplitúdó változásokat. Számunkra a legcélravezetőbb az lenne, ha az egész mérést látnánk az idő skáláján. Így a megfelelő helyen figyelve kiszámolható a légzésszám, mivel az amplitúdó értékének csökkenése, és növekedése jelzi a kifűjt, és a belélegzett levegőt. A probléma az, hogy ezt, a grafikont figyelve, és az impulzus változást számolva lehetne csak megvalósítani. Erről az ábráról [6.1. ábra] azonban a gép nem tudja leolvasni se a légzési mintázatot, se a légzésszámot. Ahhoz, hogy meg tudjuk ezt mondani, ki kell menteni a nyers adatokat egy külső fájlba. Ezek

lesznek a radar által fogadott jeleknek az adatai, melyeket IQ adatoknak is nevezünk. Ezek lényegében a visszaverődött jel impulzus, és impulzus kvadratúrájáról adnak információt, ami arról ad tanúbizonyságot, hogy a feldolgozni kívánt jel meghatározható egy komplex számként. Ahhoz, hogy ezekből a komplex számokból megállapíthassuk az amplitúdót, átalakításokat kell alkalmazni. Ehhez fogjuk a radarból kinyert, fájlba mentett adatokat, tehát komplex számokat és megállapítjuk az abszolút értéküket. A fájlunkba így már megkapjuk a szabad szemmel is kiolvasható amplitúdó változásokat, melyeket már a megfelelő függvényekkel meg tudunk jeleníteni.

A mérések során a legtöbb esetben már a nyers adatokon is látszódott az alany légzését leíró mintázata, és az ebből kikövetkeztethető légzésszáma. Ez főként az olyan esetekben volt igaz, ahol az alany nyugalmi helyzetben volt, és a légzésen kívül más mozgást nem végzett. A cél, hogy a jelünkből csak a légzés váltakozása legyen kiolvasható olyan esetekben is, ahol az alany a légzésen kívül más tevékenységet is végezhet. Ehhez először a nyers adatokon elvégeztünk egy sávszűrést, ami a megadott tartományon kívüli frekvencia értékeket eltávolította az adathalmazból. Ezután a szűrt jelre elvégeztünk egy *FFT – Fast Fourier Transformation* algoritmust. Ennek a módszernek a segítségével meg lehet állapítani, hogy a mérés milyen frekvenciájú, és intenzitású komponensekből tevődik össze. A számunkra fontos komponens, az alany légzési frekvenciája. Tapasztalatunk azt mutatta, hogy a nyugalmi légzés frekvenciája a 0.25-0.35 Hz tartományba esik, de minden esetben, amikor precíz mérést sikerült végezni ez az érték szinte pontosan 0.3 Hz volt. Ezek az értékek csak normális légzés esetén figyelhetők meg. Egyéb esetekben, mint például egy lassabb légzés kisebb (~0.1 Hz, 5-10 RPM mellett), egy gyorsabb légzés pedig nagyobb (~0.6 Hz, 30-40 RPM mellett) frekvenciát eredményezett. Ezért gyakorlati szempontból a sávszűrőt ezen előforduló értékek közé állítottuk be. Az *FFT* grafikonon legtöbbször egyértelműen megállapítható volt amplitúdó alapján, hogy melyik Hz értéknél volt a legtisztább a jel, azaz melyik érték az adott személy légzési frekvenciája. A légzési frekvencia megállapítását követően alkalmazunk egy nagyon egyszerű szűrőt, mellyel az adott amplitúdó kiugrásnál, tehát a légzés értékeinél kisebb értékeket kitöröljük a megjeleníteni kívánt adatokból. A küszöbértéket minden méréshez manuálisan állítottuk be. Ez annyit tesz, hogy miután megállapítottuk a légzési frekvenciáját az alanynak, ahhoz a ponthoz tartozó értékre lett beállítva a küszöbérték, ami értelemszerűen mérésenként változó. Ezt követően egy inverz *Fourier Transzformációval* visszaállítható az így megszürt komponens, és egy tiszta szinuszos jelet kapunk végeredményül. Az eredményen az olvasható le az idő függvényében, hogy az illető hányszor vett levegőt, amit a visszakapott jel hullámhosszából

állapítottunk meg. Igyekeztünk mindig úgy beállítani a küszöbértéket, hogy csak a légzés komponensét kapjuk vissza, vagyis a megfelelő amplitúdóval, és a megfelelő frekvencián. Ami problémát okozott, az az, hogy az amplitúdó a jel/zaj arányában képes változni. Ha sok a zaj a tiszta hullám energiája csökken, ezáltal nagyon zajos méréseknél nehéz megállapítani, hogy az adott személynek a légzési frekvenciája melyik értéket veszi fel. Ilyenkor a sávszűrő minél pontosabb alkalmazása lényeges, hogy kivehető legyen a grafikonon a megfelelő komponenshez tartozó amplitúdó.



6.2. ábra: Mérések elvégzésének körülménye

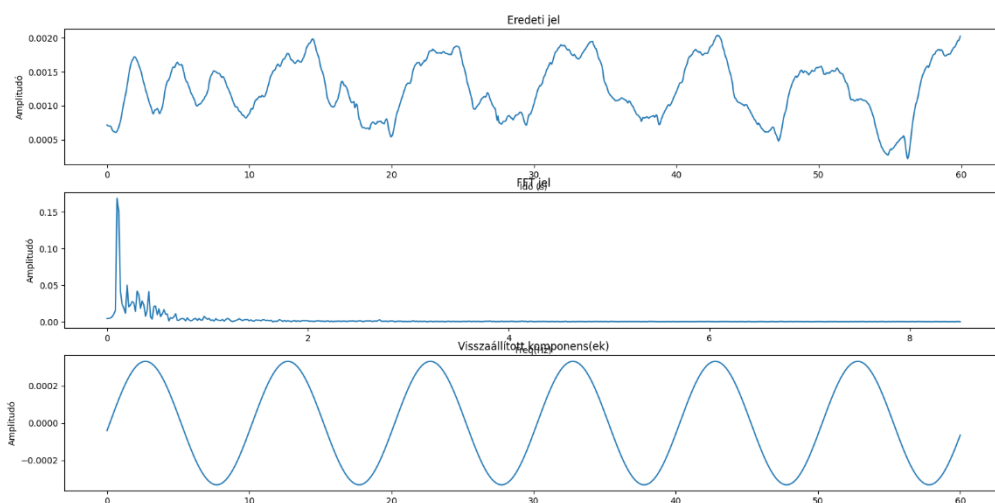
6.2.1 Tapasztalatok

A XeThru Explorer-hez hasonlóan, a Pythonban írt kóddal is számos mérést végeztünk. Számunkra meglepően valós értékeket kaptunk vissza az olyan esetekben is, ahol a XeThru Explorer nem bizonyult elég hatásosnak. Az adatoknak a minél nyersebb használata, és az ezekre az adatokra történő megfelelő algoritmusok, és szűrők használatával kedvező eredményeket kaptunk. A következő alfejezetekben azokról az esetekről látható pár példa, ahol a Xethru Explorer-rel nem sikerült eredményeket elérni. Ilyen esetek például egy normális légzést végző személy miközben mozgásokat végez, a normálisnál lassabban, vagy éppen szaporábban lélegző személy, illetve páros mérés, ahol a szenzor egyidőben 2 személyre volt ráirányítva, és egyidőben monitorozta a két személy légzését. Emellett megpróbáltunk szándékosan zajos tesztek is elvégezni, ahol az alany a szenzor előtt ül, de közvetlen mögötte egy másik személy telefonozik. Valamint a célszemély helyzetét is változtattuk a szenzorhoz képest, és egészen addig valós értékeket kaptunk vissza, amíg a szenzor síkja, és a célszemély mellkasának a síkjával merőleges volt, azaz a célszemély 90 fokkal elfordulva helyezkedett el a szenzorhoz képest. Az ennél nagyobb mértékű elfordulásoknál már nem volt képes légzést

felismerni a szenzor. Minden felsorolt esetben csak a Python kód segítségével voltunk képesek valós értékeket produkálni.

6.2.1.1 Lassú légzés

Ezen az ábrán [6.3. ábra] egy olyan mérés látható, ahol az alany szándékosan lassú ütemben lélegzett. Mivel az alany semmilyen mozgást nem végzett, ezért tiszta légzési jelet kaptunk, ami még a nyers jelből is leolvasható, amely az ábra [6.3. ábra] legfelső grafikonja. A második grafikonon, az *FFT* grafikonján is nagyon tökéletesen kivehető egy csúcs, ami az alany légzésének az amplitúdója, ami jelen esetben 0.1 Hz-nél helyezkedett el. (Ez az átlagosnál, ~0.3 Hz-nél, egy jóval alacsonyabb, mivel az alany a normálisnál lassabban vette a levegőt.) Az *FFT* jelből a megfelelő szűrők alkalmazásával kaptuk meg a legalsó grafikonon látható jelet, amelyből ténylegesen kiolvasható az adott személy légzési üteme. Ha összevetjük ezt a felső grafikonnal, hasonló értékeket kapunk, mivel törekedtünk a minél zajmentesebb mérési környezetre. Az alany légzés száma ebben a tesztben 6-7 volt, ami 6-7 *RPM*-nek felel meg.

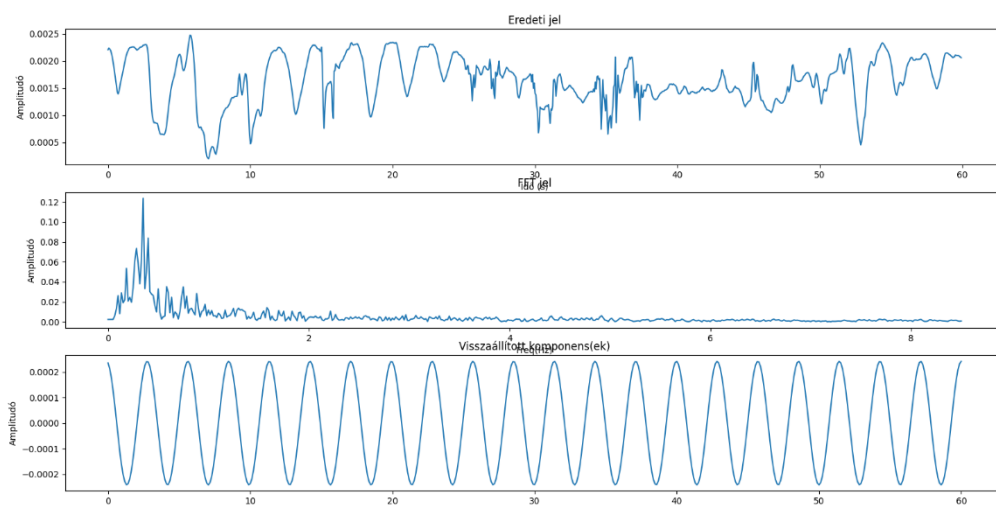


6.3. ábra: Lassú légzés

6.2.1.2 Normál légzés

Ennél a mérésnél a célszemély normális ütemben lélegzett, de már apróbb mozgásokat is végzett ülő helyzetében. Ilyen mozgások voltak például a kar felemelése, a fej és váll mozgatása. Eredményként az előző lassú légzéses mérésnél már egy jóval zajosabb jelet kapunk. Helyenként az ábra [6.4. ábra] felső, nyers jelből alkotott grafikonján is leolvasható az alany légzése, de az alany mozgásai miatt, és az ezekből keletkezett zajok hatására a teljes mérésre ezt már nem mondhatjuk el. A második grafikonon, az *FFT* grafikonján az előző lassú

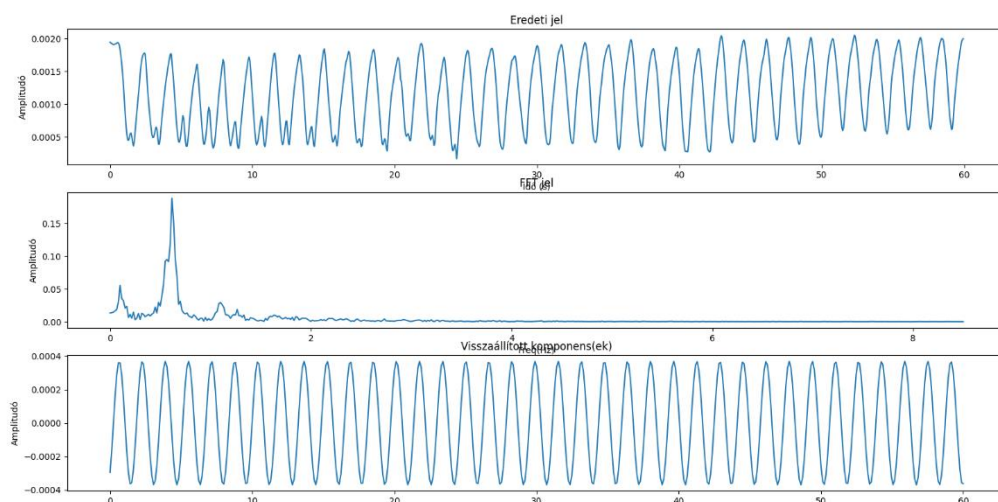
méréshez képest sokkal több komponens figyelhető meg, de itt is kivehető egy legnagyobb csúcs, amely az alany légzési frekvenciájánál helyezkedik el. Az alany normális légzésének a frekvenciája, az általunk mért mérések alapján átlagosan 0.3 Hz. Ebben a példában a zajok ellenére ez tökéletesen kivehető, ami a második grafikon legmagasabb csúcsa. Ha a 0.3 Hz-en lévő csúcs amplitúdó értékénél kisebb komponenseket kiszűrjük, azaz a küszöbértéket 0.1-re állítjuk, tökéletesen visszakapjuk az alany légzésének a mintázatát, ami az ábra [6.4. ábra] harmadik grafikonján le is olvasható. Ha pedig összeszámoljuk a hullámokat, megkapjuk az alany légzés számát. Jelen esetben ez 22 volt, ami 22-es *RPM*-nek felel meg.



6.4. ábra: Normál légzés

6.2.1.3 Szapora légzés

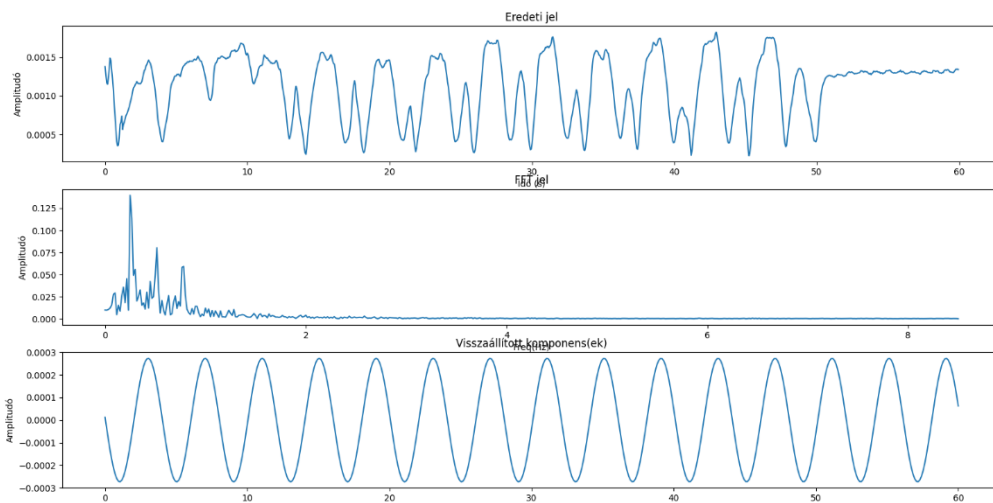
A szapora légzésnél, a lassú légzéshez hasonlóan megpróbáltuk egy minél zajmentesebb környezetet produkálni. Ezért látható az ábra [6.5. ábra] első grafikonján egy szinte teljesen tiszta zajmentes jel. Mivel a nyers jel tiszta, ezért az *FFT* segítségével kirajzolt grafikonon is tökéletesen kivehető az alany légzési frekvenciája. Ez a jel a második grafikon legmagasabb csúcsa, ami 0.6 Hz-nél helyezkedik el. (Ez az átlagosnál, ~0.3 Hz-nél, jóval magasabb, mivel az alany a normálisnál szaporábban vette a levegőt). Az ezen a Hz-en lévő amplitúdóra szűrve pedig megkapható a zajmentes grafikon, ahol szintén leolvasható a légzési mintázat, és a hullámok számával az alany légzésszáma is. Az alany légzésszáma ebben az esetben 37 volt, ami 37-es *RPM*-nek felel meg.



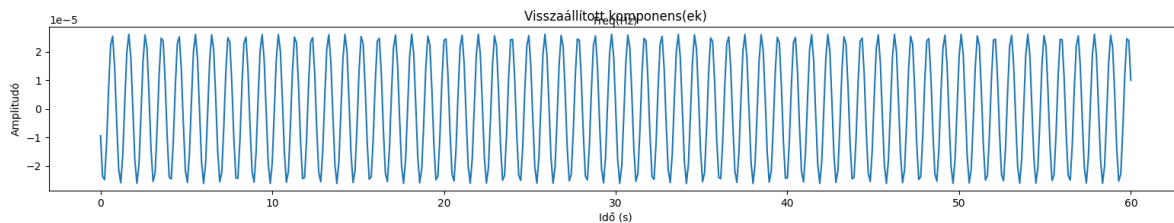
6.5. ábra: Szapora légzés

6.2.1.4 Látható pulzus

A következő bemutatott mérésnél az alany a mérés végéig normális ütemben vette a levegőt, majd az utolsó 10 másodpercben visszatartotta a levegőjét. Arra voltunk kíváncsiak, milyen mértékben változik a jel, a levegőt visszatartott időintervallumban. Megfigyelhető az ábrán [6.6. ábra], hogy az 50. másodpercig a korábban már bemutatott ábrákon [6.3. ábra, 6.4. ábra, 6.5. ábra] lévő, hasonló jel figyelhető meg. Ez a jel a mérés további szakaszában, az 50. másodperc után kisimul, éppen amikor az alany visszatartotta a lélegzetét. Ezen az egyenesebb szakaszon is megfigyelhetőbb apróbb rezgések. Feltételezésünk szerint, mivel az alany nem mozgott, és levegőt sem vett, a szív verésének az apróbb impulzusai láthatók. 10 másodperc alatt 12 rezgés figyelhető meg, amit átszámolva 72-es pulzus számot kapunk. Ellenőrzésképpen rászűrtünk a szívverés frekvenciájára, ami az 1 és 1,5 Hz között mérhető. Az ábrán [6.7. ábra] az ennek a frekvenciának az amplitúdójára szűrt eredmény látható, ami megközelítőleg visszaadja az általunk is számolt pulzus számot. A pulzusszámot a hullámok számával kaptuk meg.



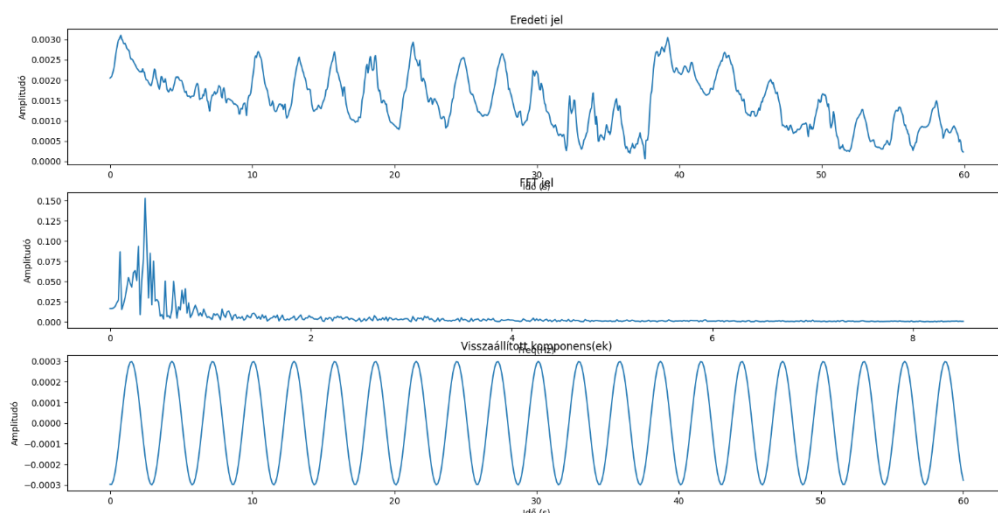
6.6. ábra: Látható pulzus



6.7. ábra: Mért pulzus komponense

6.2.1.5 Irodai környezet

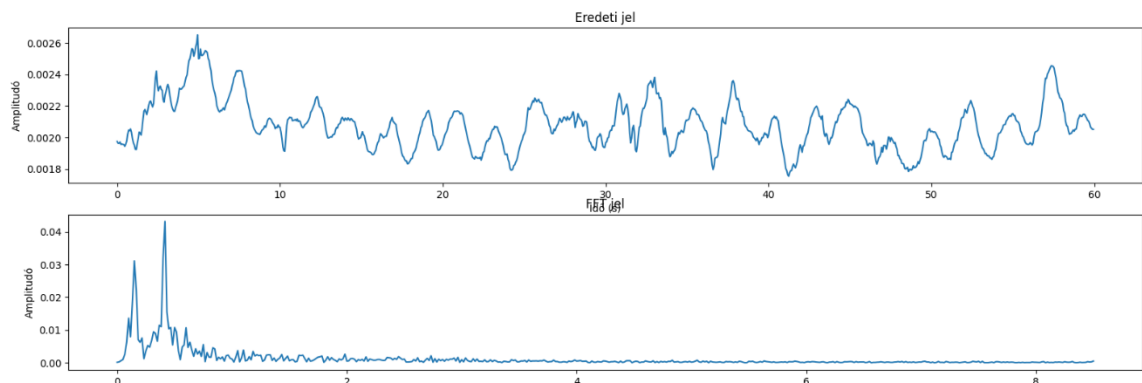
A radart megpróbáltuk minél több helyen, illetve helyzetben alkalmazni. A következő tesztben megpróbáltunk egy irodai környezetet megvalósítani, ahol az alany a laptopja mögött ül, és közben gépel. A szenzor kicsit féloldalasan helyezkedett el az alany mellkasához képest, ezáltal a radar észlelési zónájában benne volt a laptop is. A gépelés keltette zajok, és a laptop által generált zaj bár észlelhető volt, a fent említett procedúra alapján, megállapítható volt a személy légzési frekvenciája, és a megfelelő szűrést alkalmazva tökéletesen visszakaptuk az alany légzés számát. Az eredmény az alábbi ábrán [\[6.8. ábra\]](#) látható.



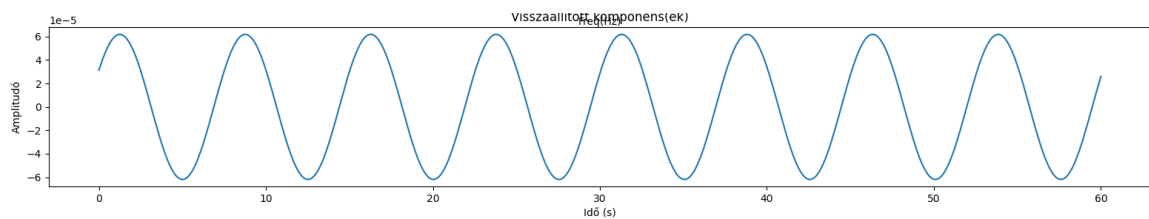
6.8. ábra: Irodai környezetben mért eredmény

6.2.1.6 Páros mérés

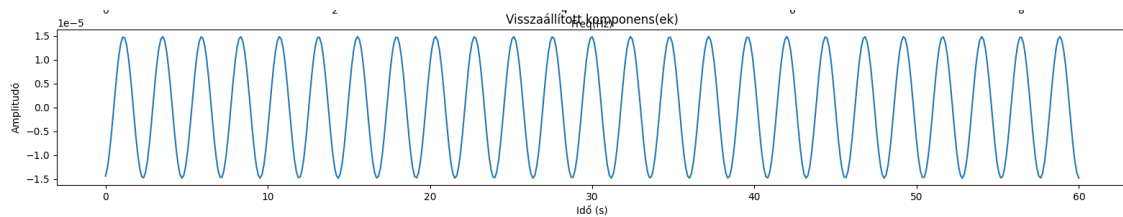
Egy érdekesebb teszt volt, ahol egymás mellé ültettünk két személyt körülbelül 1 méter távolságra a szenzortól. Arra voltunk kíváncsiak, hogy képesek vagyunk-e a szenzor, és a Python kód segítségével egyszerre két személynek a légzését monitorozni egy időben. Hogy könnyen meg tudjuk különböztetni a két személy légzési frekvenciáját az egyik személy gyorsan vett levegőt, a másik pedig lassan. Számos variációt próbáltunk ki a légzésszámokat tekintve. Eredményt akkor értünk el, amikor az egyik személy *RPM*-je ~ 30 volt, a másik személyé pedig ~ 9 . Ebben az esetben már elég szép közelítő értéket kaptunk. A szapora légzést végző személy, és a lassú légzést végző személy légzési frekvenciája is viszonylag valós értékeket adott vissza, és az ezekre az értékekre futtatott szűrések is visszaadták az alanyok légzésszámát, ± 1 *RPM* értékkel. Ezek az eredmények az alábbi ábrákon láthatók [6.9. ábra, 6.10. ábra, 6.11. ábra]. A következő esetekben azt vizsgáltuk, hogy mindkét személy a saját, tehát normális légzési ütemében vette a levegőt. Az eredmények összességében itt is valósak voltak, vagyis a személyek légzési frekvenciájának a megállapítása, és a megfelelő szűrés alkalmazásával meghatározható volt a két személy légzése. Ami negatívumként említhető meg, hogy azt viszont nem tudtuk megállapítani, hogy melyik személyhez melyik *RPM* tartozik.



6.9. ábra: Páros mérés nyers jel és FFT



6.10. ábra: Páros mérés, lassú levegővétel komponense



6.11. ábra: Páros mérés, szapora levegővétel komponense

6.3 Mérések eredményei táblázatos formában megjelenítve

6.3.1 Mérésben résztvevő személyek

A mérések során, több személyen is végeztünk tesztek. A személyeknek az adatai az alábbi táblázatban láthatók. Arra voltunk kíváncsiak, hogy a szenzor működését befolyásolja-e egy adott személy testi felépítése.

ID	Nem	Kor	Magasság (cm)	Testsúly (kg)
1	Férfi	22	175	60
2	Férfi	22	181	95
3	Férfi	22	191	84
4	Férfi	21	194	74
5	Férfi	22	181	78
6	Férfi	21	195	85

6.1. táblázat: Mért személyek adatai

6.3.2 XeThru Explorer által mért adatok

A 2-3 percig tartó méréseknek csak nagyon töredékében jelzett a szenzor légzést. Ez a táblázat azokat az adatokat foglalja össze a mérések időpontja szerint.

Személy ID	Észlelési zóna (cm)	Érzékenység	Frekvencia tartomány (GHz)	Zaj térkép	Mellkas kitérése (mm)	Távolság a szenzortól (cm)	RPM	Állapot	Eredmény
1	40- 500	5	7.29	Stored map	± 1.5	87	10	Nyugalmi helyzet	Sok zaj
1	40 - 300	5	7.29	Stored map	± 5	80	10	Nyugalmi helyzet	Valótlan adatok
1	40 - 179	5	7.29	Stored map	± 4	86	11	Nyugalmi helyzet	Valós eredmény
1	40 - 179	5	7.29	Stored map	± 2	100	11	Nyugalmi helyzet	Hibás mérés
1	40 - 179	5	7.29	Stored map	± 10	86	8-9	Nyugalmi helyzet	Elveszíti a minta követését
1	40 - 179	5	7.29	Default map	± 3	86	9	Nyugalmi helyzet	Jó mérés
1	40 - 179	5	7.29	-	+5, -3	86	9-10	Nyugalmi helyzet, apró mozgás	Jobb értékek, mozgást nem kezeli jól
1	40 - 179	5	8.748	Default map	± 1.5	100	10-11	Nyugalmi helyzet	Hasonló adatok
1	40 - 179	5	8.748	Stored Map	± 1.5	100	12-13	Nyugalmi helyzet, nagyobb mozgás	Bármilyen mozgásra megáll a mérés
1	40 - 179	0	8.748	Stored Map	± 1.5-2	100	12-13	Nyugalmi helyzet	Mozgást jól kezel
2	40 - 299	0	7.29	Stored Map	-	100	-	Nyugalmi helyzet	Valótlan adatok
2	40 - 299	2	7.29	-	-	100	-	Nyugalmi helyzet	Valótlan adatok
3	40 - 299	2	7.29	Default Map	± 1.5	100	18	Nyugalmi helyzet	Szaporább légzésnél megállt
3	40 - 299	2	7.29	-	-	100	-	Nyugalmi helyzet	Nincs értelmes adat
3	40 - 299	2	7.29	-	± 1.5	100	18	Nyugalmi helyzet	Valós eredmény
2	40 - 299	2	7.29	-	± 3	100	18	Nyugalmi helyzet	Valós eredmény
2	40 - 299	9	7.29	-	± 1.5-2	100	18	Nyugalmi helyzet	Pontosabb mérés
3	40 - 299	9	7.29	-	± 3	100	17	Nyugalmi helyzet	Megfelelő mérés
3	40 - 299	5	7.29	-	-	100	-	Nyugalmi helyzet	Közvetlene zajok zavarták a jelet
3	40 - 299	5	7.29	-	± 3	100	20	Nyugalmi helyzet	Kis mozgásokra megállt, de folytatta a mérést
2	40 - 299	5	7.29	-	± 3	100	14	Nyugalmi helyzet	Szokatlan görbét rajzolt
2	40 - 500	9	8.748	-	± 3	400	15	Nyugalmi helyzet	Pontos RPM, nincs görbe, de nem szakadt meg
2	40 - 500	9	8.748	-	± 1.5-2	250	15	Nyugalmi helyzet	Jel minősége jobb volt

6.3.3 Python mérések 1 személyen

Az összes mérés alapértelmezett beállításokon történt. Minden mérést 60 másodpercig mértünk.

A mérések a listában időrendben helyezkednek el.

Személy ID	Távolság (cm)	Légzési frekvencia (Hz)	Amplitúdó	Állapot	Megjegyzés	Eredmény
1	100	0.31	0.029	Nyugalmi helyzet	-	Valós eredmény
1	100	0.11	0.1	Nyugalmi	Laptop az alany kezében	Zajos eredmény
1	100	0.1	0.1	Nyugalmi helyzet	-	Valós eredmény
1	100	0.2	0.013	Nyugalmi helyzet	Egy kis időre visszatartott levegő	Enyhén zajos eredmény
1	100	nem megállapítható	nem megállapítható	Nyugalmi helyzet	-	Nem egyértelmű eredmény
1	100	0.135	0.04	Nyugalmi helyzet	Újraindított eszköz	Újra valós eredmény
1	100	0.13	0.047	Nyugalmi helyzet	Szenzor mellett zajforrás (laptop)	Viszonylag valós értékek
3	100	0.3	0.024	Nyugalmi helyzet	Szaporább légzés	Valós eredmény
3	100	0.15	0.019	Nyugalmi helyzet	Egy kis ideig vissza tartott lélegzet	Szinte tökéletes eredmény
3	200	0.3	0.17	Nyugalmi helyzet	-	Valós eredmény
3	60	0.31	0.34	Nyugalmi helyzet	-	Eddigi legjobb érték
3	60	0.3	0.12	Nyugalmi helyzet	A mérés felétől visszatartott lélegzet	Szinte tökéletes érték
3	60	0.25	0.14	Nyugalmi helyzet	A mérés felétől visszatartott lélegzet	Az előzőnél még szebb értékek
3	60	nem megállapítható	nem megállapítható	Nyugalmi helyzet	Egész idő alatt visszatartott lélegzet	Zajos értékek
3	60	0.38	0.07	Nyugalmi helyzet	-	Valós eredmény
3	60	0.17	0.014	Nyugalmi helyzet	Az alany 45 fokkal elfordulva	Kicsit zajos, de valós eredmény
3	60	0.38	0.013	Nyugalmi helyzet	Az alany 90 fokkal elfordulva	Az előzőnél zajosabb értékek, alig kivehető
3	60	0.36	0.049	Nyugalmi helyzet	-	Szinte tökéletes érték
3	60	nem megállapítható	nem megállapítható	Nyugalmi helyzet	Az alany háttal	Értelmezhetetlen
3	60	0.11	0.026	Nyugalmi helyzet	-	Enyhén zajos, de valós eredmény
3	60	0.1	0.17	Nyugalmi helyzet	Lassú légzés	Valós eredmény
3	60	0.33	0.06	Nyugalmi helyzet	-	Valós eredmény
3	60	0.35	0.125	Apró mozgások	-	A mozgás kiszűrhető volt, valós eredmény

3	60	0.61	0.19	Nyugalmi helyzet	Szopora légzés	Valós eredmény
3	60	0.32	0.024	Nyugalmi helyzet	Az alany telefonozott	A telefon zaja kiszűrhető volt
3	60	0.4	0.075	Folyamatos mozgás, ülő helyzet	-	A mozgás kiszűrhető volt, valós eredmény
6	60	0.315	0.045	Nyugalmi helyzet	-	Valós eredmény
3	60	0.35	0.15	Irodai környezet	Laptopon gépelés	Valós eredmény
4	60	0.1	0.064	Nyugalmi helyzet	Az alany mögött egy másik személy	Zajos értékek
4	60	0.15	0.015	Nyugalmi helyzet	Maga előtt összekulcsolt kéz	Zajos értékek
5	110	0.28	0.021	Nyugalmi helyzet	-	Valós értékek
5	110	0.27	0.056	Nyugalmi helyzet	Az alany mögött egy másik személy	Valós értékek

6.3. táblázat: Python mérések 1 személyen

6.3.4 Python mérések 2 személyre irányítva

A referencia a mérések pontosságának meghatározásához a célszemély saját lélegzetvételének fejben történő számolása volt. A frekvencia értékének meghatározásához egyes esetekben szükséges volt egy manuálisan kiválasztott küszöbértéket beállítani, hogy megkapjuk a megfelelő frekvenciákat.

Személy ID	Távolság a szenzortól (m)	Amplitúdó	Légzési frekvencia (Hz)	Valós RPM	Mért RPM	Állapot	Eredmény
4, 5	1	0.05; 0.005	0.08; 0.46	N/A	5; 28	Lassabb, és szaporább légzés	Meghatározható közelítőleg az RPM
4, 5	1	0.04; 0.004	0.11; 0.4	5; 24	7; 24	Lassabb, és szaporább légzés	Meghatározható az RPM a szaporánál
4, 5	1	0.017; 0.0026	0.13; 0.46	3; 27	9; 30	Lassabb, és szaporább légzés	Viszonylag nagy az eltérés a valós RPM-től
3, 5	1	0.018; 0.0075	0.15; 0.41	9; 27	8; 26	Lassabb, és szaporább légzés	Meghatározható közelítőleg az RPM
3, 5	1	0.02; 0.02	0.17; 0.17	18; 18	17; 17	Normális légzés	Meghatározható közelítőleg az RPM
3, 5	1	0.0225; 0.023	0.25; 0.28	15; 19	15; 18	Normális légzés	Pontos RPM
3, 5	1	0.026; 0.026	0.25; 0.25	15; 16	15; 15	Normális légzés	Hasonló volt a légzés üteme
3, 5	1	0.016; 0.014	0.25; 0.28	15; 16	16; 17	Normális légzés	Hasonló volt a légzés üteme

6.4. táblázat: Python mérések 2 személyen

7. Konklúzió

A kutatás során arra a következtetésre jutottunk, hogy radar által mért jelek vizuális megjelenítésére szolgáló szoftver, a Novelda által létrehozott XeThru Explorer szoftvert egyszerű telepíteni és használni, viszont a paramétereinek a beállítása és azok variálása nem eredményezett számunkra kedvező adatokat. Csakis akkor tudta lemérni az adott személy légzési adatait, amikor az nyugalmi helyzetben volt és semmilyen más külső hatás nem érte. A tapasztalataink azt mutatták, hogy ilyenkor is gyakran rosszul mért és nem mindig adta vissza a kívánt értékeket, illetve, ha az adott személy a mérés alatt egy kicsit megváltoztatta légzésének intenzitását, a radar már nem ismerte fel a légzési mintázatot és abbahagyta a légzés figyelését.

Ellenben az általunk létrehozott Python kód segítségével el tudtuk érni azt, hogy kinyerjük a radar adatait, feldolgozzuk azokat, és egy amplitúdó fázis grafikonnal ábrázoljuk. Az így kapott nyers jelek, amikor az alany nyugalmi állapotban volt, már önmagában is visszaadták annak légzési mintázatait és légzésszámát. A Python segítségével kirajzolt grafikonokon sokkal szebben és egyértelműbben látszottak a számunkra releváns adatok, mint a célszemély légzésének a mintázata. Pozitívumként szól még a Python kód mellett, hogy a légzés intenzitásának a megváltoztatása, mint például egy mérés ideje alatt a légzés lassítása, a légzés szaporábban vétele vagy éppenséggel a levegő visszatartása is tökéletesen kivehető a kirajzolt grafikonokból és könnyedén értelmezhető. A legnagyobb pozitívum a vizsgálat során az olyan eseteknek a feldolgozása, ahol az adott személy nem feltétlenül van nyugalmi helyzetben. A nyers jel szűrésével, majd az azon alkalmazott FFT algoritmus segítségével megállapítható a célszemély légzésének frekvenciája, és ezen a frekvencia értéken lévő jelnek a visszaállítása visszaadja nekünk az alany légzés számát, egy olyan irodai környezetben is például, ahol a célszemély a laptopja előtt ül és gépel. Az algoritmus segítségével akár nagyobb mozgásokat is képesek vagyunk kiszűrni, mint például a kezek, a fej vagy a törzs mozgása. Ezt a XeThru Explorer használatával nem tudtuk elérni. Továbbá képesek voltunk két személyt is egy időben megfigyelni, amíg azok nyugalmi állapotban voltak.

8. Továbbfejlesztési lehetőségek

Elsődleges célunk, hogy a radart minél szélesebb körben lehessen alkalmazni különböző területeken, ahol a légzés és mozgás megfigyelése van a vizsgálat fókuszában. Ehhez szükséges a jelenlegi algoritmus jobb kidolgozása, és automatizálása, hogy használható legyen pl. irodában, vezetés közben, lakásban, vagy akár szaunában személyek monitorozására. A jelenlegi rendszer nem automatizált, közvetlen emberi beavatkozást és felügyeletet kíván a mérések elvégzéséhez, aki állítgatja az értékeket a megfigyelések alapján a kódban, utána pedig a grafikonokról leolvassa az eredményeket. Ezt tovább gondolva szeretnénk megvalósítani, hogy az elvégzett szűrések eredményei valós időben is láthatóak legyenek. Habár a hivatalos dokumentáció szerint a radar nem képes pulzust mérni a célszemélyen, nekünk sikerült megközelítő értékeket leolvasni. Szeretnénk ellenőrizni, valamint tovább fejleszteni ezt a lehetőséget is.

A radar különböző mérési lehetőségeinek összehangolásával (távolság, radiális sebesség, Doppler eltolódás) egy sokkal rugalmasabb rendszert is el szeretnénk készíteni a későbbiekben. Figyelembe véve a mozgás irányát, ezáltal a még jobban megnövekedő Doppler eltolódást, akár mozgásban lévő személyek is mérhetőek lehetővé válnak. A végcél egy olyan szoftver megvalósítása, amelyik amennyiben valamilyen rendellenes tevékenységet érzékel azonnal jelzést ad le, riasztást indít el. Ezzel olyan helyek is megfigyelhetőek, melyek kívülről nem láthatók be, vagy olyan területek, ahol kamerák, illetve nagyobb berendezések nem helyezhetők el, vagy nincs lehetőség felszerelni az emberekre különböző mérőeszközöket. Fontos számunkra az, hogy minél pontosabban lehessen az értékeket megkapni, ehhez minél többféle algoritmust szeretnénk tesztelni és kiértékelni melyik alkalmazható a vizsgálat tárgya szempontjából optimálisan.

9. Irodalomjegyzék

- [1] Christian Wolff. Radar Basics – Continuous Wave Radar,
<https://www.radartutorial.eu/02.basics/Continuous%20Wave%20Radar.en.html>.
(megtekintés ideje: 2022. 03.15)
- [2] Christian Wolff. Radar Basics - Fast Fourier Transformation.
<https://www.radartutorial.eu/10.processing/sp15.en.html> (megtekintés ideje: 2022. 03.15)
- [3] Christian Wolff. Radar Basics – Frequency-Modulated Continuous-Wave Radar (FMCW Radar),
<https://www.radartutorial.eu/02.basics/Frequency%20Modulated%20Continuous%20Wave%20Radar.en.html>. (megtekintés ideje: 2022. 03.16)
- [4] Christian Wolff. Radar Basics – Pulse Radar,
<https://www.radartutorial.eu/02.basics/Pulse%20Radar.en.html#this>. (megtekintés ideje: 2022. 03.16)
- [5] Jae-Hyun Park, Jong-Ryul Yang, Ju-Yeon Kim, Se-Young Jang. Peak Detection Algorithm for Vital Sign Detection Using Doppler Radar Sensors. 2019, április 1.
- [6] Novelda AS. XeThru Explorer. 2020. <https://github.com/novelda/XeThru-Explorer>.
(megtekintés ideje: 2022. 03.05)
- [7] Novelda AS. X4M200 Datasheet – Respiration Sensor. 2018, október.
https://github.com/novelda/Legacy-Dokumentation/blob/master/Datasheets/X4M200_respiration_sensor_rev_e_preliminary.pdf. (megtekintés ideje: 2022. 03.05)
- [8] Plaček Dan. Indoor Detection of People Based on Vital Sign Sensing. 2020, július 31.
- [9] Skolnik, Merrill I. An Introduction to Radar – Chapter I. 1962.
- [10] Skolnik, Merrill I.. "radar". Encyclopedia Britannica. 2022, január 6.
<https://www.britannica.com/technology/radar>. (megtekintés ideje: 2022. 03.23)
- [11] Steve Brunton. The Fast Fourier Transform (FFT). 2020, március 31.
<https://www.youtube.com/watch?v=E8HeD-MUrjY>. (megtekintés ideje: 2022. 03.25)
- [12] Yuan He, Xiaojun Jing, Xinyu Li. A Survey of Deep Learning-Based Human Activity Recognition in Radar. 2019, április.
- [13] X Peng Shao. Respiratory Monitoring. 2020, július 20.
<https://github.com/XPengZhao/Respiratory-monitoring>
- [14] Ismeretlen szerző. Röntgendiagnosztika, komputertomográfia - Az elektromágneses spektrum, http://eta.bibl.u-szeged.hu/2173/2/az_elektromagneses_spektrum.html.
(megtekintés ideje: 2022. 03.08)
- [15] Ismeretlen szerző. Fast Fourier Transformation FFT - Basics, <https://www.nti-audio.com/en/support/know-how/fast-fourier-transform-fft>. (megtekintés ideje: 2022. 03.25)
- [16] Ismeretlen szerző. Radar Systems - CW Radar.
https://www.tutorialspoint.com/radar_systems/radar_systems_cw_radar.htm. (megtekintés ideje: 2022. 03.16)

10. Ábrajegyzék

2.1. ábra: Elektromágneses spektrum [14]	3
2.2. ábra: Radar egyszerű blokkdiagram	6
3.2. ábra: Jelfeldolgozást leíró blokkdiagram [7]	14
4.1. ábra: A jel a frekvencia és az idő síkján [15]	16
5.1. ábra: A XeThru Explorer által kirajzolt adatok	18
6.1. ábra: Nyers adat jelenlét észlelésére	22
6.2. ábra: Mérések elvégzésének körülménye	24
6.3. ábra: Lassú légzés	25
6.4. ábra: Normál légzés	26
6.5. ábra: Szapora légzés	27
6.6. ábra: Látható pulzus	28
6.7. ábra: Mért pulzus komponense	28
6.8. ábra: Irodai környezetben mért eredmény	29
6.9. ábra: Páros mérés nyers jel és FFT	30
6.10. ábra: Páros mérés, lassú levegővétel komponense	30
6.11. ábra: Páros mérés, szapora levegővétel komponense	30