

OTDK-dolgozat

2025

**SZÉCHENYI ISTVÁN EGYETEM
GÉPÉSZMÉRNÖKI, INFORMATIKAI ÉS
VILLAMOSMÉRNÖKI KAR**

SZÍVVERÉS ÉRZÉKELÉSE A TEST REZGÉSEIBŐL

Belső konzulens:

Prof. Dr. Nagy Szilvia

Egyetemi tanár

Készítette:

Rózsa Patrik Gábor

X3WZU0

Villamosmérnöki MSc

Kézirat lezárásának dátuma: 2024.11.12.

Tartalomjegyzék

ABSTRACT	1
BEVEZETÉS	2
SZÍV ÉS ÉRRENDSZERI BETEGSÉGEK	2
KUTATÁSOM ÉS ANNAK SZEMPONTJAI	2
1. BCG, GCG ÉS MÉRÉSI LEHETŐSÉGI	4
1.1 BCG GCG ISMERTETÉSE	4
1.2 LÉTEZŐ BCG MEGVALÓSÍTÁSOK.....	5
1.2.1 BCG kutatása	5
1.2.2 Smart Cushion.....	6
1.2.3 Lég-matrac	7
1.3 LEHETSÉGES SZENZORTECHNOLÓGIÁK.....	9
1.3.1 PVDF	9
1.3.2 EMFi	9
1.3.3 MEMS.....	9
1.3.4 Pneumatikus és hidraulikus.....	10
1.3.5 Optikai.....	10
1.4 TECHNOLÓGIÁK KÉPESSÉGEINEK ÖSSZEVEETÉSE A CÉL ELÉRÉSÉHEZ LEGMEGFELELŐBB TECHNOLÓGIA KIVÁLASZTÁSÁNAK ÉRDEKÉBEN	11
2. GCG KUTATÁS FELVEZETÉSE, REKREÁCIÓJA, ÉRTÉKELÉSE	13
2.1 GCG KUTATÁS ISMERTETÉSE, TŐLE VÁRT EREDMÉNYEK BEMUTATÁSA.....	13
2.2 KUTATÁS REKREÁCIÓJA, EHHEZ HASZNÁLT ESZKÖZÖK	15
2.2.1 A méréshez használt eszközök.....	15
2.2.2 A mérés beállítása	16
2.3 REKREÁCIÓ MÉRÉSEI, EREDMÉNYEI ISMERTETÉSE	17
ÖSSZEFOGLALÁS	23
EREDMÉNYEK ALAPJÁN, A BENCHMARK ELJÁRÁS KIDOLGOZÁSA	23
EREDMÉNYEK ALAPJÁN KÖVETKEZŐ CÉLKITŰZÉSEK, LEHETSÉGES VÁLTOZTATÁSOK.....	23
IRODALOMJEGYZÉK	25
TÁBLÁZAT ÉS ÁBRAJEGYZÉK	26

ABSTRACT

A ballisztokardiográfia (BCG) egy olyan nem invazív mérési módszer, amely a szív és érrendszeri funkciók vizsgálatára alkalmas. A kutatásom következő szakaszában az ülőfelületen való alkalmazását és annak lehetőségeit szeretném kutatni. Jelen kutatás célja a BCG mérési lehetőségeinek feltérképezése, a különböző szenzortechnológiák elemzése és az optimális megoldások kiválasztása. A kutatás során különböző érzékelő technológiák, például pneumatikus szenzorok, nyomásmérő bélyegek, elektromechanikus film alapú szenzorok, MEMS giroszkópok és gyorsulásmérő vibrációs szenzorok lehetőségeit vetem össze, a jelfeldolgozási lehetőségek és a kapcsolódó feldolgozóegységek részletes elemzésével együtt.

A kutatás első lépéseként egy másik kutatás rekreációját hajtom végre, amely a kiválasztott szenzor megismerésére, validációjára és a jelenlegi dolgozat utáni kutatáshoz, egy hasznos baseline felállítására szolgál. Az így kapott eredményekből az elkövetkezendő kutatási lépések és annak lehetőségeit szeretném felmérni, valamint az elemzett adatok alapján olyan benchmark kidolgozására törekszek, amely a későbbi kutatások alapját képezheti, figyelembe véve a gazdasági-, energiahatékonysági- és teljesítmény szempontokat is.

A projekt célja, hogy egy olyan alapvető BCG jelalakot hozzunk létre, amely később validációs célokra használható, valamint, hogy leszűkítsem a szenzortechnológiák körét a további kutatások irányának meghatározása érdekében. A kutatás során vizsgálom a helyi és felhőalapú adattárolási lehetőségeket, az alkalmazások fejlesztési igényeit, valamint a tanulódatok gyűjtésének potenciálját.

BEVEZETÉS

SZÍV ÉS ÉRRENDSZERI BETEGSÉGEK

A szív- és érrendszeri betegségek - kiemelten a szívbetegségek és a magas vérnyomás - jelentős mértékben jelen vannak mind a teljes lakosság, mind pedig a munkaképes korú népesség körében. A rendelkezésre álló adatok szerint ezek a betegségek összességében nagyobb költségeket okoznak, mint bármely más betegség vagy sérülés. Ezen kívül a szívbetegség az egyik vezető halálozási okként van jelen, ami egyértelműen a legsúlyosabb „költséget”, az életveszteséget jelenti. Ez a tény egyaránt nyomatékosítja a megelőzés, a korai felismerés és a beavatkozás szükségességét.[1]

Az amerikai lakosság körében megfigyelhető az ülő életmód, különösen az ülve töltött órák számának folyamatos növekedése. Napjainkban a felnőttek napi 6–8 órát töltenek ülő helyzetben, a fiatalok pedig csaknem 7 órát, ez az idő pedig nagyrészt a technológiai eszközökhöz kapcsolódó munka és szabadidős tevékenységek során gyűlik össze. Ez a jelenség jelentős problémát vet fel, mivel az ülve töltött hosszú időszakok önálló kockázati tényezőt jelentenek a metabolikus zavarok, szív- és érrendszeri betegségek, valamint a halálozás kockázatának növekedésére.[1]

A kutatások alapján tehát nemcsak az ülő idő mennyiségének csökkentése lenne célszerű, hanem az ülés közbeni keringési és élettani folyamatokra gyakorolt hatások mélyebb vizsgálata is. Szükségessé válik, hogy megértsük és csökkenthessük az ülés okozta kockázatokat, és így hatékonyabban előzhessük meg az ezekhez társuló betegségeket.

KUTATÁSOM ÉS ANNAK SZEMPONTJAI

A kutatásom végső célja egy innovatív eszköz és a kapcsolódó technológiák kifejlesztése, amelyek lehetővé teszik az ülés közbeni szívdiagnosztikai méréseket. A projekt fókuszában az áll, hogy egy olyan rendszert hozzunk létre, amely képes a szívritmus valós idejű monitorozására ülő helyzetben, ezáltal segítve a potenciális elváltozások korai észlelését. Az eszköznek könnyen elérhetőnek kell lennie, valamint olyan formában kell megvalósítani, hogy a vizsgált személy számára semmilyen kellemetlenséget ne okozzon.

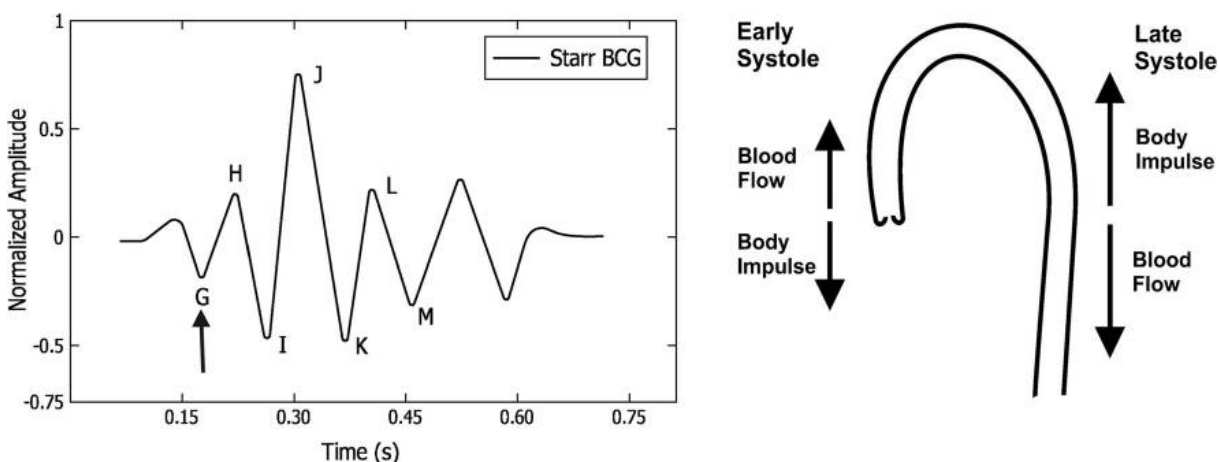
Az eszköz a testhelyzetből eredő változások figyelembevételével gyűjtené a méréseket, és a jelek feldolgozása során kiemelten kezelné a szívverés érzékelését. A rendszer által gyűjtött adatokat egy algoritmus elemezné, amely lehetőséget biztosítana a zavaró tényezők kiszűrésére és a diagnosztikai információk pontosságának növelésére. Az adatgyűjtés során kiemelten fontos, hogy a különböző, ülő helyzetből eredő variabilitásokat figyelembe vegyünk, így garantálva a mérési adatok megbízhatóságát.

A célom az, hogy az eszköz segítségével a felhasználók folyamatosan nyomon követhessék szívük állapotát, ezzel megelőzve a szív- és érrendszeri betegségek kialakulását. Az elképzelés szerint a rendszer integrálható lenne a napi rutinba, lehetőséget biztosítva a felhasználóknak a szív egészségének aktív nyomon követésére úgy, hogy az eszköz a működéshez a lehető legkevesebb beavatkozást igényelje, ezáltal hozzájárulva a hosszú távú egészségmegőrzéshez és a proaktív orvosi beavatkozásokhoz.

1. BCG, GCG ÉS MÉRÉSI LEHETŐSÉGI

1.1 BCG GCG ISMERTETÉSE

A ballisztokardiográfia (továbbiakban BCG) egy nem invazív módszer, amely a vér kiáramlása által kiváltott testmozgás mérésén alapul. Ez egy a szív- és érrendszerhez kapcsolódó mechanikai mozgások detektálásán alapuló módszerek közül, mint például a fonokardiográfia, apikokardiográfia, szeizmokardiográfia és kinetokardiográfia. A BCG-t eredetileg a 19. Század végén fedezték fel és a 20. század második felének elején intenzíven kutatták a jelenséget, azonban ezt követően háttérbe szorult. A mérési technikák szabványosításának hiányából adódóan, a rendelkezésre álló különböző módszerek kissé eltérő eredményeket hoztak. A szív- és hemodinamikai események által kiváltott mechanikai mozgásokat különböző helyekről és különböző típusú érzékelőkkel (helyzet, sebesség és gyorsulás) rögzítették, ami zavaróan sok technikát és jelet eredményezett, amelyek néha kapcsolódnak egymáshoz, néha nem. A BCG-t úgy definiálják, mint a teljes test reakcióját, amely a vér szívből történő kiáramlása eredményeként jön létre. Ennek következtében több erő összegződését képviseli, amelyek a szívben és az artériákban áramló vér, valamint maga a szív mozgása révén keletkeznek. Természeténél fogva háromdimenziós jel, bár a legtöbb mérési technika a hosszirányú, fej-láb komponensre koncentrál.



Ábra 1. A BCG jel létrejötte

Forrás: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC6522616/>

A BCG hullámforma pontos fiziológiai eredetének ismeretének és a mérési eredmények értelmezésére vonatkozó világos iránymutatásoknak a hiánya, amely miatt az orvosi közösség fenntartásokkal kezelte. Elsősorban a klinikai diagnosztikai célokra, például myocardialis infarktus, koszorúér-betegség összpontosítottak, amelyek jellemzően magas szintű specifitást és megbízhatóságot igényeltek, amit a BCG nem ért el. Végezetül a keresett problémák megoldásaként megjelenő ultrahang és ECG technikák átvették BCG és hasonló technikák szerepét a nem invazív szív- és hemodinamikai diagnosztikában.[2]

A BCG-hez nagyon hasonló jeleket szolgáltató új technikát találtak fel 2015-ben. A Girokardiográfiát (GCG) a két technika egy közös ernyő alá vehető Mechanokardiográfia (MCG) névvel, de ebbe a kategóriába sorolható még a Szeizmokardiográfia (SCG) is. Az SCG nem releváns a jelenlegi kutatásomban, amennyiben későbbi eredmények alapján, olyan szenzor használata is felmerül, ami ezt a jelenséget képes kihasználni, akkor a technika használatának érdekességét - a meglévő benchmarkok és egyéb validáló módszerek segítségével, amelyeket a kutatás jelenlegi és későbbi fázisaiban állítok fel - elemezni tudom. A GCG ezzel szemben igencsak érdekes a kutatásom szempontjából, ugyanis meglehetően pontos, kis energiaigényű és olcsó MEMS-ek lehetővé teszik a GCG jelenség mérését. A GCG a szívverés okozta szögelfordulásokból alkotott jel, a MEMS-ek segítségével a BCG és GCG jelek akár egyszerre is érzékelhetőek, mivel ezek a szenzorok általában egy chipbe építve tartalmaznak gyorsulás, elfordulás, sokszor mágneses tér és más egyéb mérőegységeket is.

1.2 LÉTEZŐ BCG MEGVALÓSÍTÁSOK

1.2.1 BCG kutatása

Az elmúlt évtizedben a BCG nagy érdeklődésnek örvend a technológiai forradalomnak köszönhetően, amely magában foglalja mind a hardver-, mind a szoftver- és szolgáltatástechnológiát. A BCG szenzorokat beépíthetjük a környezetbe anélkül, hogy orvosi személyzet jelenlétére lenne szükség. Eddig tárgyaltuk a BCG meghatározását és hivatalos korlátait. Hivatalos korlátokat főként a használt rendszer összetettsége, valamint a kapott jelek és azok deformációinak félreértelmezése okozta. A BCG területe újraéledt a számos technológiai előrelépés eredményeképpen, például a legújabb mikroprocesszorok fejlődésének köszönhetően. Összességében a BCG rendkívül hasznos lehet számos alkalmazásban, például a szívfunkció és a

teljesítmény monitorozásában, továbbá a munkahelyi stressz vagy a hosszú idejű ülés okozta szív és érrendszeri akadályok nyomon követésében. A BCG egyik legkiemelkedőbb jellemzője a könnyű hozzáférhetőség, amely lehetővé teszi a rendszer telepítését a felhasználók otthonában vagy munkahelyükre anélkül, hogy az befolyásolná a felhasználók magánéletét vagy napi tevékenységeit. [2]

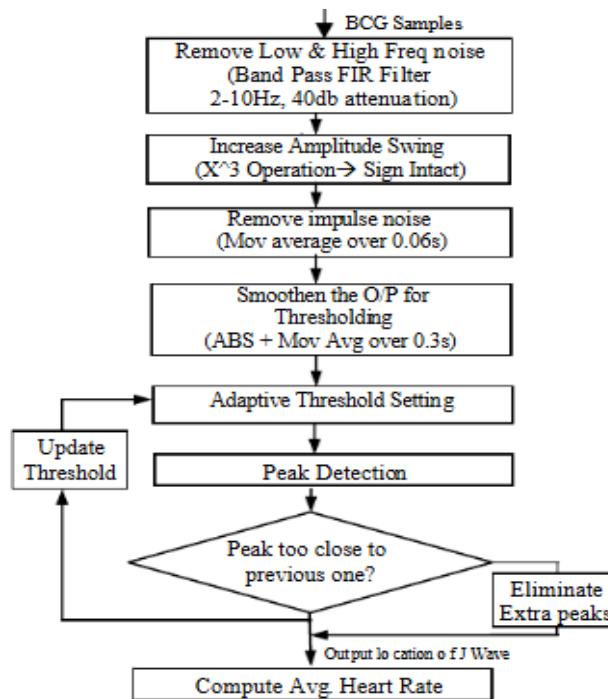
Az ilyen és hasonló megoldásoknak létezik piaci vonzata is, különböző szenzortechnológiákat felhasználva kutatják a BCG-ben rejlő lehetőségek kutatását. A kutatásomnak ezen meglévő alapokra kell támaszkodnia, ezért kiindulásképpen fontos a megismerésük, mind megvalósítási, mind piaci igény szempontjából.

1.2.2 Smart Cushion

Az egyik kutatás, ami a témám alapjául szolgálhat a Smart Cushion („Okos Párna”) elnevezésű termékhez készült. A BCG méréshez egy mikrohajlításos száloptikai technológiát választottak. A szenzor egy fokozatos multi modusú száloptikai részt tartalmaz, amelyet egy pár mikrohajlító között szorítanak be. Amint a két mikrohajlító közötti elmozdulás változik, úgy a szorított multimódusú szál fényintenzitása is változik a vizsgált személy légzése és szívverése által okozott testrezgésekkel, vagyis a mikrohajlításos szál fényintenzitása modulálódik a testrezgésekkel. Ezt a modulált jelet egy optikai vevőegység érzékelője érzékeli BCG jelként. [3]

A szenzor képes érzékelni az emberi test BCG jeleit, azonban a nehézség a jelek feldolgozásában rejlik. A kutatásról írt cikk kétharmada a jel feldolgozásáról szól, ez a rész az, ami hasznos kiindulási alapot nyújt az elkövetkezendő kutatásomban és segít megérteni és meghatározni azokat a paramétereket, amik alapján a kutatásom következő lépéseit megtervezem. [3]

A jelek előkészítése már az USB kommunikáció megvalósításánál kezdődik azáltal, hogy az eszközbe beépített adó-vevő berendezésben egy 1,6 Hz-es felül áteresztő szűrést alkalmaztak a légzés okozta rezgés kiszűrésére a jelből, valamint 50 Hz-es mintavételezési sebességet választottak a szenzorhoz, ami maga a BCG a 2-10 Hz-es tartományban található. A BCG jelek feldolgozásához egy sajátos módszert találtak ki a számítási összetettség és a vele járó energia felhasználási szempontok figyelembevételével, mivel a termékük egy hordozható, akkumulátorral ellátott dizájn. A kutatásban egy hat lépéses algoritmussal álltak elő. Ennek a lépései a következők:[3]



Ábra 2. A Smart Cushion jelfeldolgozási algoritmus

Forrás: <https://www.researchgate.net/publication/261486868>

A megoldásukat különböző teszteknek vetették alá és a kutatásuk tartalmazza ezen tesztek eredményeit is. Ezen ismeretek fontosak az én elemzésem alapjainak létrehozásához is, mivel a szempontjaink részben megegyeznek egymással.[3]

1.2.3 Lég-matrac

Egy másik termékhez készült kutatás, amely jelfeldolgozási módszere és a termék fejlesztésének szempontjai hasznosnak bizonyulhatnak a kutatásom további lépéseinek meghatározásához egy lég-matrac technika, amely a COVID-19 első hulláma alatt került kifejlesztésre. A matracot szívverés monitorozásra fejlesztették ki, ami a fekvő betegek, vagy egészséges alvó emberek szívproblémáinak felderítésére szolgál. A matrac fejlesztésének szempontjai egyrészt a pandémia okozta gyors beteg állomány megnövekedéséből adódó kiegészítő orvosi eszközök előállítása olcsón, elérhető alapanyagokból, másrészt egyszerű, akár távoli elérési használata.

A matrac légnyomás mérésével méri a rajta fekvő személy BCG jeleit. Ehhez egy a matracba épített légzsákokat és arra kötött érzékeny légnyomásmérőt alkalmaznak. Az adatokat 24 bites nagy felbontású AD, konverterrel veszik fel. Az általuk használt mintavételezési frekvenciát nem

osztották meg a dokumentumban, de a csatolt grafikonok alapján hasonló, talán egy kicsit magasabb frekvenciát alkalmazhattak, mint a korábban taglalt okos párnában. [4] (1.2.2 fejezet)

A feldolgozási módszerük részekben eltér a fentebb említett megoldástól. A cikkben egy részletesebb, matematikaibb módon írják le a jelek előkészítését az információk szűréséhez. Az előzetes szűrést hasonlóan egy sávszűréssel kezdik, ahol a BCG jelek szűréséhez a 0,5–4 Hz-es tartományt választották és ettől külön egy másik 0,7–2 Hz-es sávban a BCG szívverés jeleit választották külön. Ez a sáv külön érdekes lehet a kutatásom számára, ugyanis a szív jeleinek elemzése előtt a szívverés érzékelése az elsődleges szempontom a további kutatási lépések meghatározásában. A levegő matrac kutatásához külön sávokban elemezték a légzés, szívverés és szívdobbanás jeleit, valamint a fekvő ember elfordulási irányát ultrahangos szenzorok segítségével ellenőrzik és a feldolgozást ezen információ alapján hangolják. A szívverés érzékeléséhez a hozzá tartozó sávon jelcsúcs kiemelési módszert alkalmaznak. A kutatás felhívja a figyelmet, hogy a túl sok iteráció könnyen túlerősítheti a jelet, így ezt számításba kell venni. A felerősített jelben lokális maximumokat keresnek, majd a potenciálisan hibásan érzékelt csúcsokat kiszűrik. A szűrésre egy olyan módszert választottak, amely egy adott intervallumon átlagolja a csúcspontokat és a $\pm 30\%$ -kal eltérő csúcsokat kiszűri a halmazból. Az így kapott értékeket összevetették egy ECG referencia jellel, ami átlagosan 5,6% hibahatárral volt képes a szívritmus érzékelésére.[4]

Ezen kutatásokat alapul véve a saját szenzor és a jelek feldolgozásához szükséges technikák kiválasztási szempontjait tudom finomítani, valamint az eljárások elemzésével referenciákat tudok majd felállítani a saját módszerem kifejlesztéséhez. Fontos megjegyezni, hogy a bemutatott és a többi, itt nem említett kutatásban észrevehető a dolgozat elején bemutatott probléma, a mérési módszerek szabványosítása, ami a 20. századi kutatások eredményességét tartotta vissza és később a technika elhagyására vezetett. A kutatásokban sokszor kevés vagy semmi szó nem esik a mért jelek méretéről, és a validációhoz is megfigyelhetően kevés emberen végzik el a méréseket, valamint a kevés mérést nagyon hasonló alanyokon végzik. Például csak fiatal felnőtt férfiakon vagy csak csecsemőkön, ezért választottam a két kisebb-nagyobb szinten piacra is futtatott kutatást útmutatás céljából.

1.3 LEHETSÉGES SZENZORTECHNOLÓGIÁK

1.3.1 PVDF

A piezoelektromos polivinilidén-fluorid (PVDF) alapú szenzorok olyan érzékelők, amelyek a mechanikai nyomásra reagálnak elektromos feszültség generálásával, így képesek érzékelni például rezgéseket vagy nyomásváltozásokat. Ezeket a PVDF szenzorokat egy olyan rugalmas polimer rétegből készítik, amely mechanikai terhelésre töltést termel, és ennek hatására jelkimenet generálható. Az előnyük a könnyű gyárthatóság, a strapabírás és a megbízható piezoelektromos válasz, ami lehetőséget biztosít különböző alkalmazásokhoz, akár a finomabb mozgásérzékeléshez is. A PVDF szenzorokat alkalmazzák rezgés és gyorsulásmérésre, például gépek állapotfigyeléséhez, nyomásérzékelésre orvosi és ipari alkalmazásokban, valamint alkalmas hanghullámok mérésére is. [5]

1.3.2 EMFi

Az EMFi alapú szenzorok ezzel szemben más elven működnek. Az EMFi anyag egy speciális elektromechanikus fólia, amelyben mikroszkopikus gázbuborékok találhatók. A buborékok nyomás hatására összenyomódnak, ezáltal feszültségváltozást eredményeznek, amit érzékelő jelek formájában ki lehet olvasni. Az EMFi fóliák emiatt jól reagálnak a rezgésekre és a gyors nyomásváltozásokra, így alkalmasak például olyan rendszerekhez, ahol finomabb mozgásokat vagy változó nyomást kell érzékelni. [5]

1.3.3 MEMS

A MEMS (Micro-Electro-Mechanical Systems) szenzorok olyan apró, nagy érzékenységgű érzékelők, amelyek mikro-elektromechanikai struktúrákból épülnek fel. Ezek az érzékelők a kis méretük és alacsony energiaigényük miatt rendkívül elterjedtek a modern elektronikában, például az okostelefonok, autók, orvosi eszközök és ipari berendezések esetében. A MEMS technológia egyik lényegi újítása, hogy olyan mechanikai elemeket, mint a rugók, karok vagy fogaskerekek és elektronikai alkotó elemeket egyetlen szilícium chipbe integrál, így helytakarékos, mégis megbízható és precíz mérési lehetőséget biztosít. Az érzékelők miniatűr alkatrészei képesek a legkisebb mozgásokat, gyorsulást vagy pozícióváltozásokat is rögzíteni, amiktől ezek a szenzorok különösen hasznosak számos alkalmazási területen. Alkalmazzák okostelefonokban, autóiparban

biztonsági és navigációs rendszerekben, rezgésérzékelésre és pozícionálásra, egészségügyi eszközök kiegészítő érzékelőjeként, EKG-kban és pulzusmérőkben. [5]

1.3.4 Pneumatikus és hidraulikus

A pneumatikus és hidraulikus szenzorok alapvetően hasonló elven működnek: mindkettőt mechanikai nyomás, áramlás vagy mozgás érzékelésére használják, de eltérő közvetítő közeget alkalmaznak. A pneumatikus szenzorok sűrített levegőt használnak a jelek továbbítására, míg a hidraulikus szenzorok általában folyadékkal, például olajjal vagy vízzel működnek. Mindkét típusnak megvannak a maga előnyei. A pneumatikus szenzorok általában gyorsabbak és kevésbé szennyezőek, míg a hidraulikus szenzorok nagyobb nyomást és erőt képesek közvetíteni. Az, hogy melyik megoldás az ideális, sokszor az adott alkalmazás igényeitől függ, például a nagyobb erő kifejtést igénylő rendszerek inkább hidraulikus megoldásokat használnak, míg a gyors és rugalmas működésűek gyakran pneumatikus alapú szenzorokat. [5]

1.3.5 Optikai

Az optikai mikrohajlításos szenzorok olyan fejlett érzékelők, amelyek az optikai technológiát és a mikrohajlítást ötvözik a környezeti vagy mechanikai változások pontos mérésére. Működésük alapja általában hajlított optikai szálak vagy egyéb optikai elemek, amelyek képesek érzékelni a különböző környezeti változásokat, például a nyomás, feszültség vagy mozgás hatására bekövetkező elmozdulásokat. Ahogy a szenzorra ható erők módosítják az optikai szálak alakját, a fény viselkedése is megváltozik bennük, és ezek a változások átalakíthatók mérhető jelekké. Ez a megközelítés nagy érzékenységet biztosít, így az optikai mikrohajlításos szenzorokat gyakran használják precíziós mérésekhez és olyan alkalmazásokban, ahol megbízhatóan kell nyomon követni finom környezeti változásokat.[5]

1.4 TECHNOLÓGIÁK KÉPESSÉGEINEK ÖSSZEVETÉSE A CÉL ELÉRÉSÉHEZ LEGMEGFELELŐBB TECHNOLÓGIA KIVÁLASZTÁSÁNAK ÉRDEKÉBEN

Táblázat 1. Szenzortípusok összehasonlítása

Szenzor Típus	Előnyök	Hátrányok	Energiaigény	Méret	Ár
Pneumatikus Szenzorok	- Gyors reakcióidő - Biztonságos, nem gyúlékony - Környezetbarát közeg (levegő) - Alacsony karbantartási igény	- Korlátozott erőátvitel - Nyomásingadozás okozta pontatlanság - Zajos lehet	Közepes (sűrített levegő igény)	Közepes, változó	Alacsony–közepes
Hidraulikus Szenzorok	- Nagy erő és stabilitás - Magas pontosság a kompresszibilitás hiánya miatt - Hosszú élettartam és tartósság ipari környezetben	- Lassabb reakcióidő - Karbantartást igényel (szivárgásveszély) - Környezeti ártalmak	Magas (folyadék áramoltatás)	Nagyobb méret, erős szerkezet szükséges	Közepes–magas
Optikai Mikrohajlításos Szenzorok	- Magas érzékenység kis mechanikai változásokhoz - Elektromágneses zavarokkal szembeni immunitás - Kis méret és súly, rugalmasság	- Magas költségek - Bonyolultabb telepítés és kalibrálás - Hőmérsékleti ingadozásokra érzékeny	Alacsony (csak fényforrás igény)	Nagyon kis méret, vékony	Magas
MEMS Szenzorok	- Kompakt méret és alacsony energiafogyasztás - Gyors válaszdő - Sokféle mérési lehetőség (pl. gyorsulás, nyomás)	- Korlátozott tartósság extrém körülmények között - Időnként kalibrálni kell - Korlátozott érzékenység egyes alkalmazásokhoz	Nagyon alacsony	Nagyon kicsi, mikroméretű	Alacsony–közepes
EMFI Szenzorok	- Nagy érzékenység finom mozgásokhoz és nyomásváltozásokhoz - Alkalmas érintés, vibráció és rezgés érzékelésére - Rugalmas, formázható	- Korlátozott hőmérséklet- és nyomástartomány - Nedvességre és időbeli elöregedésre érzékeny	Alacsony	Közepes, rugalmas	Közepes–magas
PVDF Szenzorok	- Nagy érzékenység mechanikai nyomásra és hőmérsékletre - Rugalmas, vékony és könnyű kialakítás - Piezoelektromos tulajdonsága miatt önálló jelképzésre képes	- Hőmérséklet-érzékeny, korlátozott működési tartomány - Kalibrációs igény - Drágább a többi piezoelektromos anyagnál	Alacsony–nagyon alacsony (saját jel generálása)	Nagyon kicsi, vékony, rugalmas	Közepes–magas

Forrás: Kutatás alapján saját szerkesztés

Szemponatok részletezve:

Energiaigény: A szenzorok különböző energiaellátási igényekkel rendelkeznek, az adott technológia működésétől függően. Az optikai és PVDF szenzorok jellemzően alacsony energiafelhasználásúak, mivel minimális elektromos áramot igényelnek, vagy akár önállóan generálnak jelet. Ezzel szemben a pneumatikus és hidraulikus szenzorok közepes vagy magasabb energiaigényűek, mivel ezekhez a működéshez a levegő vagy folyadék folyamatos mozgatása szükséges, ami több energiát igényel.

Méret: Az alkalmazási területtől és a helyigénytől függően különböző méretigények merülhetnek fel. A MEMS, PVDF és optikai mikrohajlításos szenzorok nagyon kisméretűek, ami lehetővé teszi, hogy szűk vagy kényes helyekre is telepíthetők legyenek. A pneumatikus és hidraulikus szenzorok viszont általában nagyobbak és nehezebbek, mivel bonyolultabb mechanikai alkatrészeket tartalmaznak.

Ár: A szenzorok árai jelentős eltéréseket mutathatnak. A MEMS és pneumatikus szenzorok általában az alacsonyabb árkategóriába tartoznak, mivel ezek gyártása és technológiája költséghatékonyabb. Ezzel szemben az optikai mikrohajlításos, EMFi és PVDF szenzorok a bonyolultabb technológia és magasabb érzékenység miatt gyakran drágábbak, így ezek az árskála magasabb végén helyezkednek el.

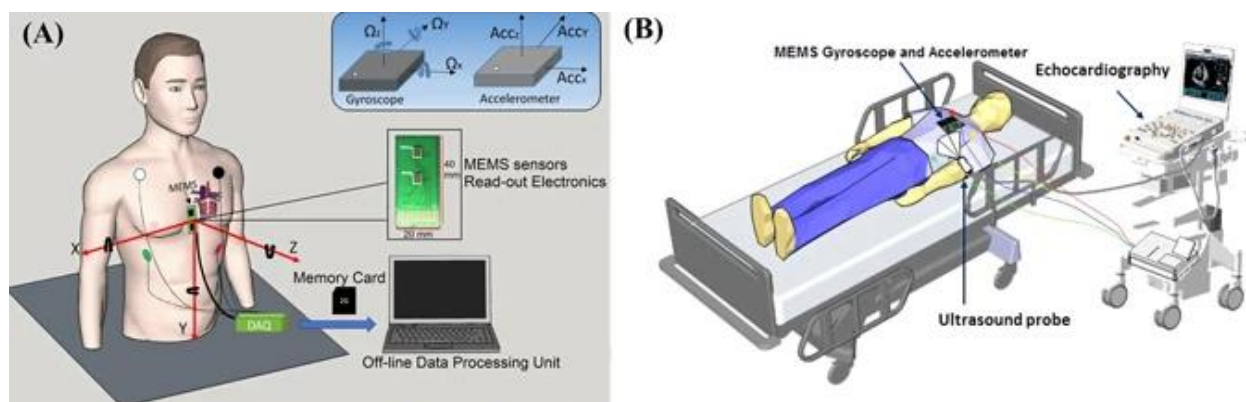
A rendelkezésre álló ismeretek alapján a kutatásom szempontjaival legjobb összhangban a MEMS-ek vannak. Kis méretűből és elterjedt alkalmazásukból adódóan nagyon vonzó választásnak tűnik ezt a technológiát választani a következő lépésekben. A dolgozatom további részében ezt a szenzortechnológiát fogom tovább vinni a kitűzött célok elérésének érdekében, végül a mérések eredményének elemzésével arra számítok, hogy erősebben is meg tudom alapozni a szenzortechnológia megfelelőségét.

2. GCG KUTATÁS FELVEZETÉSE, REKREÁCIÓJA, ÉRTÉKELÉSE

2.1 GCG KUTATÁS ISMERTETÉSE, TŐLE VÁRT EREDMÉNYEK BEMUTATÁSA

A kutatásom első fázisaként olyan alapokat szeretnék meghatározni, amelyek segítségével le tudom csökkenteni a fejlesztéssel és mérésekkel töltött időt a minimumra, ezen cél megvalósítása érdekében már létező termékekhez vagy eljárásokhoz végzett kutatások eredményeit használok. A hatékony továbbhaladás érdekében választottam egy kutatást, a benne használt szenzortechnika elérhetősége miatt. A kutatás megismétlésével egy előre definiált út mentén tudom megismerni a szenzor működtetésének lépéseit, valamint a szenzor által szolgáltatott jelek feldolgozásának módját. Az eredmények összehasonlításával meg tudok győződni a mérés eredményességéről, ennek segítségével pedig létre tudom hozni a benchmark eljárás kidolgozásához elengedhetetlen baseline feltételeket. Ezen feltételek felállításával rangsorolni tudom a számos lehetséges szenzortechnológiát. A szenzor jeleinek formája technológiától függetlenül egy mintavételezett analógból digitálissá alakított vagy azonnal digitálisan felvett jel. A szív jeleinek feldolgozásához elsősorban a szívrítmus érzékelése a szempont, amelyre alapvetően az összes előterjesztett módszer alkalmas, a kutatásom eredeti célkitűzéséhez szintén ez a fő érzékelendő jel.

Az általam választott kutatás a GCG bemutatásáról és a szívmechanika orvosi értékeléséről szól. A GCG méréséhez különböző MEMS-ek 3 giroszkóp tengelyét használták.

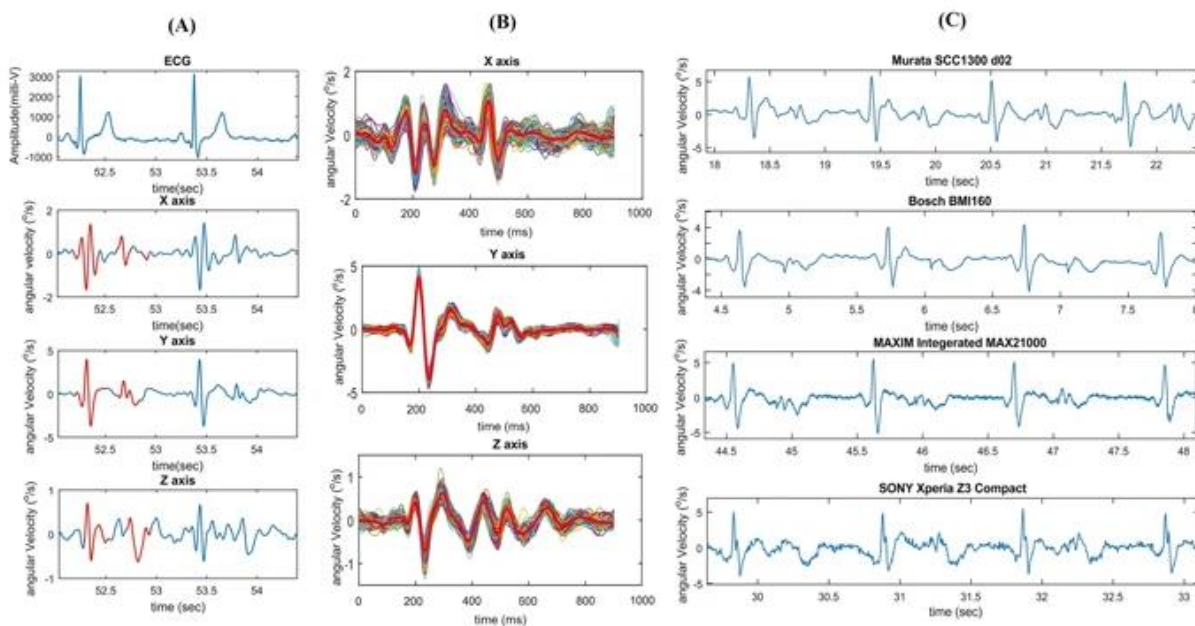


Ábra 3. A GCG méréshez készített egyértelműsítő ábra

Forrás: <https://www.nature.com/articles/s41598-017-07248-y>

A fenti ábrán látható a mérés összeállítása. A mellkas közepére helyezett szenzor jeleit egy kiolvasó elektronika memória kártyára menti, majd ezt a mérés után egy számítógépen dolgozzák fel. A mérések validációjához egy ECG berendezést használtak, amely megbízható alapként szolgál a méréshez, valamint a méréseiket 3 független megfigyelő ellenőrizte, ezek között egy kardiológus.[6]

A méréseket több különböző eszközzel hajtották végre, MMA8451Q, MAX21000, Murata SCC1300d02, Bosch BMI 160, és egy SONY Xperia Z3- készülékkel, ami tartalmaz egy IMU-t (Inertial Measurement Unit). A mérés során az eszközök kétoldalas ragasztóval a páciensek mellkasára lettek felragasztva. A szenzorok beállításai az alábbiak: gyorsulás mérőkben $\pm 2g$ giroszkópokban ± 250 dps, a kimenetei sávszélesség 400 Hz. Az ECG folyamatosan gyűjtötte az adatokat a mérések során 800 Hz mintavételezési frekvenciával. A giroszkóp és gyorsulásmérő által nyert jelekre egy negyedik rendű Butterworth IIR szűrőt alkalmaztak, amelynek átviteli sávjai 1–20 Hz, illetve 4–45 Hz voltak, lehetővé téve a fehér zaj és a jel eltolódásának eltávolítását. A Murata szenzor mintavételezési frekvenciáját 2000 Hz-re állították, míg a másik két szenzor mintavételezési frekvenciája 200 Hz volt. [6]



Ábra 4. A GCG mérések eredménye

Forrás: <https://www.nature.com/articles/s41598-017-07248-y>

A kutatási eredményeik az ábrán láthatók. (4. ábra) A tipikus háromdimenziós GCG hullámformák az x, y és z forgástengelyekről. Háromtengelyes GCG jelek és referencia EKG (A). Háromtengelyes átlagolt GCG jelek (B). Különböző szenzorokkal mért GCG y-tengely hullámformák (C). A kutatás ezen a ponton túl orvosi szempontból tárgyalja a kapott eredményeket, ezek is hasznosak lehetnek a kutatásom későbbi lépéseiben azonban a jelenlegi témában nem szükséges az ismertetésük. [6]

A méréseiket 9 egészséges önkéntesen a helsinki nyilatkozattal összhangban hajtották végre ellenőrzött kutatási környezetben. Az etikusan elvégzett mérések eredményét alapnak fogom venni az eredményeim igazolására.

2.2 KUTATÁS REKREÁCIÓJA, EHHEZ HASZNÁLT ESZKÖZÖK

2.2.1 A méréshez használt eszközök

A BNO080 egy összetett, több érzékelőt integráló mozgásérzékelő csomag, melyet a Bosch Sensortec gyárt, és a Hillcrest Labs által kifejlesztett SH-2 szoftver vezérel. Az eszköz háromféle szenzort tartalmaz: egy 12 bites, $\pm 8g$ tartományú háromtengelyű gyorsulásmérőt, egy 16 bites, ± 2000 fok/s tartományú háromtengelyű giroszkópot, valamint egy geomágneses érzékelőt, amelyeket egy 32 bites ARM® Cortex™-M0+ mikrokontroller működtet, az Atmel gyártási technológiájával. Az SH-2 szoftveren alapuló MotionEngine™ jelfeldolgozó szoftver feldolgozza a nyers mozgásadatokat, és precíz, alkalmazásra kész mozgásinformációvá alakítja őket, amit gesztus- és mozgásvezérlésű rendszerekben használnak.[7]

Az SH-2 további „always-on” funkciókat is biztosít, amelyek lehetővé teszik az állandó érzékelést különféle célokra, például lépésszámlálásra, stabilitásérzékelésre és gesztusfelismerésre. A BNO080 szenzorcsomag bővíthető további környezetérzékelőkkel is, amelyeket másodlagos I2C interfészen keresztül kapcsolhatunk a rendszerhez. Kommunikációs lehetőségei, az SPI, I2C és UART interfészek révén széleskörű kompatibilitást biztosítanak különféle rendszerek számára, továbbá kiterjedt alkalmazási lehetőségeket kínálnak. [7]

A Wemos D1 R32 (ESP WROOM-32) egy kifejezetten IoT-hoz és beágyazott rendszerekhez tervezett fejlesztőpanel, melynek központjában az ESP-32 mikrokontroller található. Az eszköz alapját az ESP-32 képezi, mely 2×240 MHz-en működik, így magas szintű számítási kapacitást

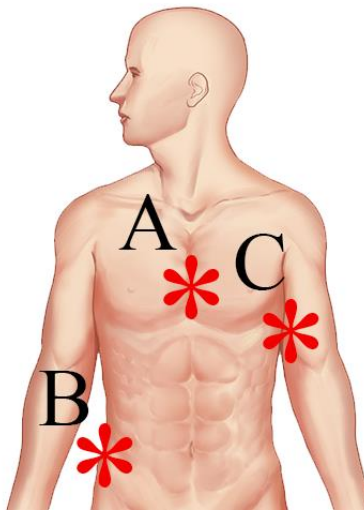
biztosít. A panel beépített WiFi és Bluetooth támogatással rendelkezik, amely kiválóan alkalmas vezeték nélküli kapcsolatok kialakítására különféle alkalmazásokban. A szoftveres oldalát tekintve a Wemos D1 R32 az Arduino IDE segítségével programozható, amely elterjedt és jól dokumentált támogatást biztosít az ESP32-alapú fejlesztésekhez, megkönnyítve ezzel az eszközökhöz való csatlakozást és a gyors fejlesztési folyamatot.[8]

A Wemos D1 R32 különféle analóg és digitális bemeneti csatlakozási lehetőségekkel bír, így többféle érzékelő és egyéb kiegészítő integrálható hozzá, melyekkel összetett IoT-rendszerek hozhatók létre. A panel tervezése lehetővé teszi a kapcsolódó eszközök adataival való közvetlen munkát, és a vezeték nélküli kapcsolatok egyszerű kialakítását ezáltal megbízható, hatékony platformot nyújt az IoT megoldások fejlesztéséhez.[8]

2.2.2 A mérés beállítása

A szenzort egy neki tervezett 3D nyomtatott dobozba helyeztem, ami segítségével rögzítettem a mérési pontokhoz. A szenzor a mikrovezérlővel I2C kommunikációt alkalmazva közli a mérési eredményeket. A beállításai a korábban részletezett kutatásokból tanult módon történt meg. A gyors I2C kommunikáció 400kb/s sebességgel történt, ez a szenzor maximális beállítása. A mintavételezési frekvencia 200 Hz, az előző kutatások alapján ez a frekvencia megfelelő a mérés elvégzéséhez. A későbbiekben viszont ellenőrizni szeretném erősebb szenzorokkal is nagyobb felbontásban, hogy megtaláljam a lehető legmegfelelőbb mintavételezési frekvenciát, a teljesítmény figyelembevételével. A mérések során a 100 Hz és 50 Hz-es mintavételezési frekvenciát is kipróbáltam, de ezek rossz eredményt mutattak, ezért szeretném magasabb frekvenciákon is ellenőrizni, azonban ez a szenzor nem képes ennél nagyobb mintavételezési frekvenciára.

A mérés megismétlését először is a kutatásban meghatározott módon a mellkas közepén kezdtem. A mérést két az eredetitől eltérő helyen is megismételtem. A plusz mérések sokkal nehezebb helyen mérik ugyan azt a mennyiséget, ezektől a mérésektől jelfeldolgozási szempontból várom az eredményeket. Meg szeretném ismerni a jelek méretét és a zajosabb nehezebben észlelhető jelalakokat.



Ábra 5. A GCG mérések elhelyezése

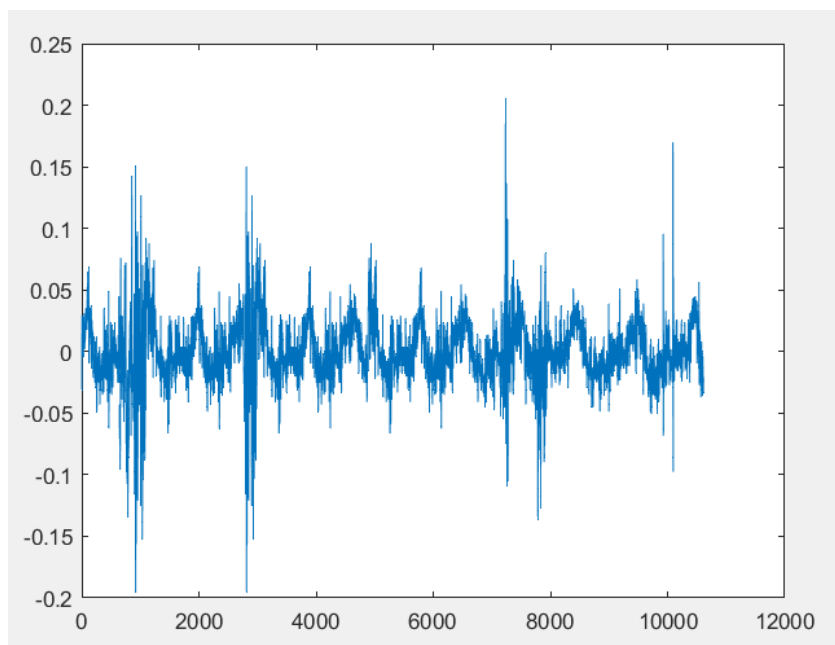
Forrás: Saját szerkesztés

A fentebb szereplő ábrán három mérési pontot jelöltem meg, amelyek eltérő érzékenységet mutatnak a GCG jelek tekintetében. Az A jelölés a kutatásban fő mérési pontként használt hely, amely optimális a jelek érzékeléséhez. Ezzel szemben a B pont, amely a medencecsont mellett található, a GCG jelek detektálása szempontjából kevésbé ideális hely, mivel itt a jelek sokkal gyengébben jelennek meg. A harmadik mérési hely, a C pont, a felkaron helyezkedik el, ez a pont abból az okból érdekes, hogy itt nem a szívverés közvetlen rezgései érzékelhetők, hanem az ütőerek mozgásából adódó közvetett jelei.

2.3 REKREÁCIÓ MÉRÉSEI, EREDMÉNYEI ISMERTETÉSE

A kutatás rekreációjának mérési eredményeit Matlab segítségével vizualizáltam, ezek az eredmények a megvalósítás sikerességét hivatottak bizonyítani. A mérés során a jelalak és a szemmel látható periodikus jelek ellenőrzése mellett a grafikonról leolvasott értékek alapján a szívverés frekvenciáját számoltam, hogy megbizonyosodjak a mérés sikerességéről.

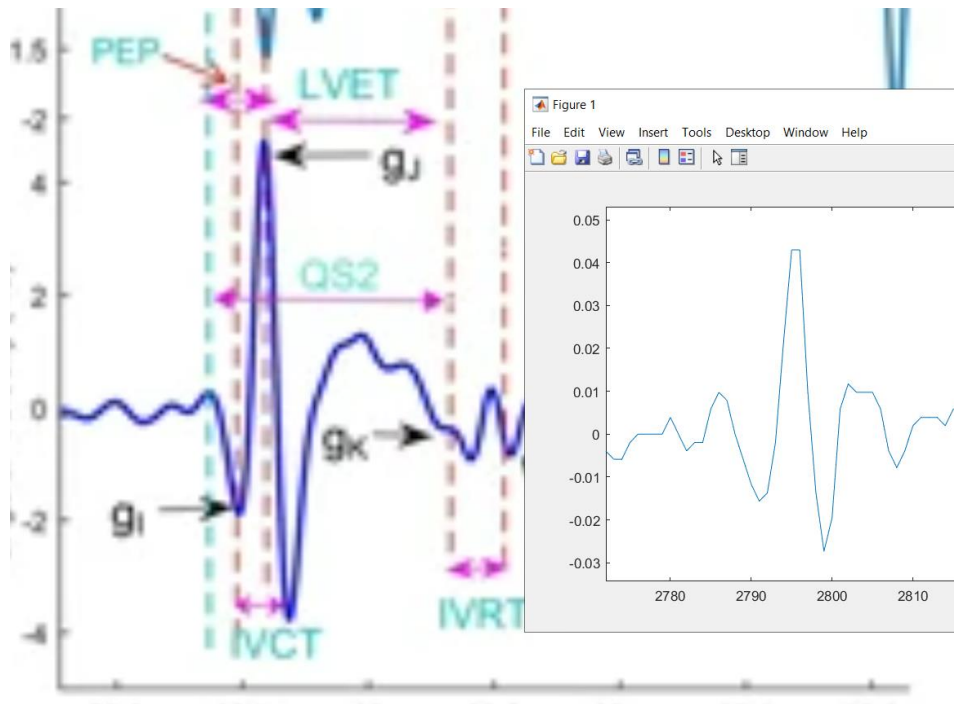
Az első mérés a mellkason történt, itt szeretném bemutatni azokat a tényezőket, amelyek az áttekintésekben meg voltak említve azonban vizuálisan nem voltak bemutatva, az ilyen nyers jelformák alapján az elkövetkezendő jelfeldolgozási lépések meghatározását szeretném finomítani.



Ábra 6. Nyers mellkasi jelek

Forrás: *Saját mérési eredmény*

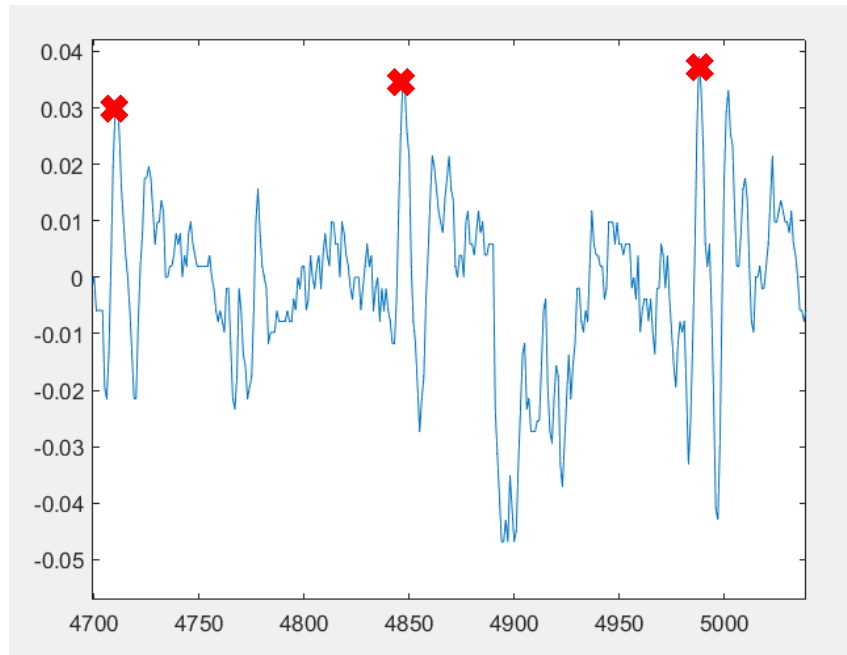
A képen jól kivehetően látszik a kis frekvenciás hullámokon a légzés frekvenciája. Leolvasva ezek a hullámok ~1000 mintavételi pontonként követik egymást, ez percenkénti 12 légzést jelent, ami beleesik az átlagosnak tartott percenkénti 12–20 légzési ciklus sávba. A korábban említett jelfeldolgozási módszerek, ezt a frekvenciát sávszűréssel eltávolították a jelből, vagy más diagnosztika érdekében ezt a frekvenciát is külön szűrték és elemezték. [9]



Ábra 7. Szívdobbanás jelalak összehasonlítás

Forrás: A [6] forrás 3. Ábrája és saját mérési eredmény

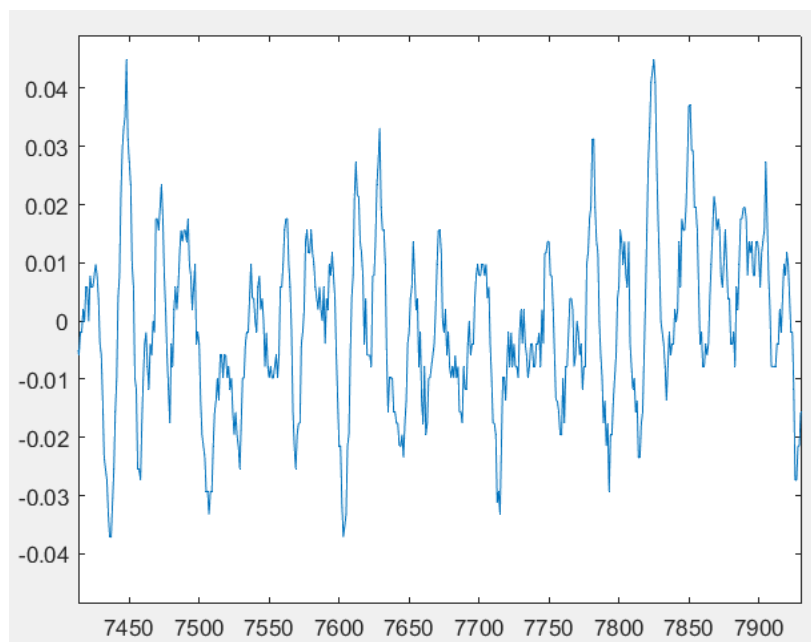
Fent látható a kutatási eredményekkel összehasonlított szívdobbanás eredmény. A képen látható, hogy a jelölt értékek megtalálhatóak a jelen, így kijelenthető, hogy a mérés sikeresen végződött a szenzor képességei, beállításai és az adatok feldolgozása megfelelően működött, így ez az eljárás jelentheti a stabil baseline kialakításának alapját.



Ábra 8. GCG jel “A” ponti mérési eredménye

Forrás: Saját mérési eredmény

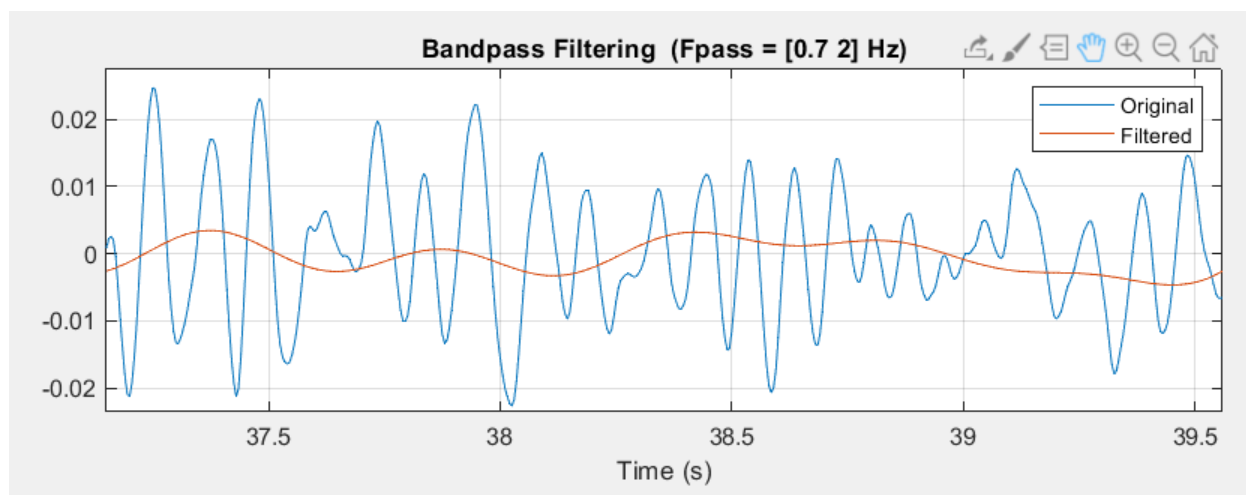
Ezen a képen a mellkasi BCG jel felnagyított részlete látható, három szívdobbanás csúcs kilengését piros X-el jelöltem. Az értékek leolvasását követően számolható a percenkénti szívverés, ez a képen látható adatok alapján 85bpm, ez az érték az átlagos tartományon belül van és a mérés alanya korábbi vizsgálatait is hasonló értékeket mutattak.



Ábra 9. GCG jel “B” ponti mérési eredménye

Forrás: Saját mérési eredmény

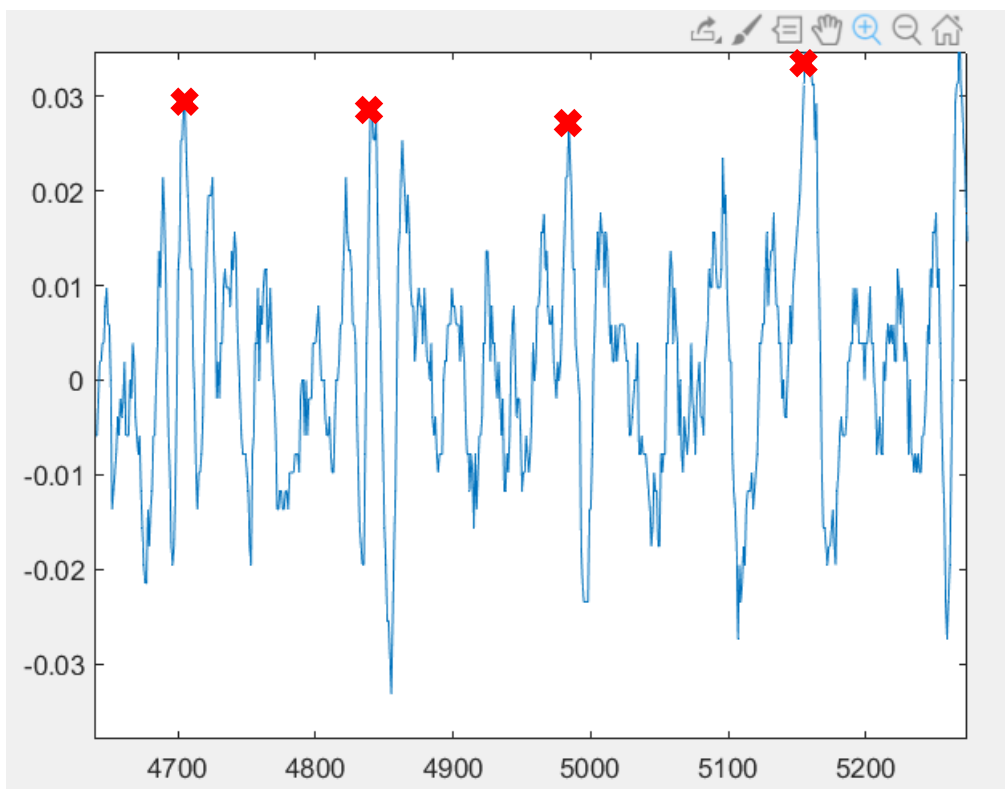
A képen a korábban bemutatott B mérési ponton készült eredmények láthatók. (9. ábra) Látható hogy bár van kivehető periodikus GCG jel, a nyers adatok ilyen formában feldolgozhatatlanok, a korábbi kutatások beállításai és információi alapján, ha az ajánlott módszereket alkalmazom a nyers adatokon a következő jelalakot kapom:



Ábra 10. GCG jel feldolgozott “B” ponti mérési eredménye

Forrás: Saját mérési eredmény

A 10. ábrán kézzel látható a 4.fokú Butterworth 0,7–20 Hz-es sávszűrt jel, valamint, narancssárgán pedig a szívverés 0,7–2 Hz-es sávszűrt értéke látható. Ez a szűrt jel sem megfelelő feldolgozásra, így a jelfeldolgozás automatizálására olyan eljárást kell alkotni, ami szívtől messzebbi pontokon is képes kiválasztani a szívverés jeleit.



Ábra 11. GCG jel "C" ponti mérési eredménye

Forrás: Saját mérési eredmény

A 8. ábrán a C felkari elhelyezkedésű mérési eredmény látható, itt jól kivehető a GCG jel, ahol a mért percenkénti szívverés 85bpm. A mérés ezen a helyen is jó eredményt mutat, ugyanis az ütőerek hasonló amplitúdójú kilengéseket okoznak a végtagokban, mint a szív a mellkason, bár sokkal több zaj is látható a nyers eredményeken.

ÖSSZEFOGLALÁS

EREDMÉNYEK ALAPJÁN, A BENCHMARK ELJÁRÁS KIDOLGOZÁSA

A mérési eredmények alapos elemzése lehetőséget adott arra, hogy mélyebb megértést nyerjek a szenzorok határaitól, és ennek segítségével olyan adatokat gyűjtsek, amelyek alapját képezik egy új jelfeldolgozási folyamat kidolgozásának. Ez a folyamat képes lesz kiszűrni a zajokat, és lehetővé teszi a mérések végrehajtását a test olyan pontjain, ahol a BCG, GCG vagy SCG jelek már csak minimális amplitúdóval észlelhetők.

Az általam elemzett három különböző helyről származó mérési eredmények, valamint a vonatkozó kutatások alapján kidolgozható egy benchmark eljárás, amely segít a megfelelő szenzorok kiválasztásában a céloom elérése érdekében. Az eddigi eredmények összehasonlítása más kutatási eredményekkel azt mutatja, hogy a jelenlegi megközelítésem hitelesnek bizonyult, ezért a validáció érdekében más szenzorokkal is újra próbálhatom az eljárást.

Az eredmények elemzése alapján egy újabb, pontosabb és gyorsabb szenzor tesztelése szükséges, amely korszerű technológiákat integrál. Ezzel nemcsak a teljesítményigény csökkentésére, hanem az érzékelési pontosság növelésére is lehetőség nyílik. E lépések révén a jövőbeli kutatásaim célja egy olyan eszköz kifejlesztése és az ahhoz tartozó technológiák kutatása, amely lehetővé teszi az ülés közbeni szívdiagnosztikát, így előre jelezve az esetleges elváltozásokat.

EREDMÉNYEK ALAPJÁN KÖVETKEZŐ CÉLKITŰZÉSEK, LEHETSÉGES VÁLTOZTATÁSOK

A kutatásom következő lépése, a már gyűjtött adatok felhasználása. A méréseim során a várakozásoknak megfelelően olyan eredmények jöttek létre, amelyeket három különböző komplexitású csoportba tudok sorolni. Ezen eredmények fontosak a jelfeldolgozási eljárásom finomításában, lehetővé téve, hogy ezeket integráljam a benchmark eljárásomba. Ez a folyamat nemcsak hogy megkönnyíti a lehetséges szenzortechnológia váltást, hanem hozzájárul a jelek feldolgozásának hatékonyságához is. Amennyiben a következő lépések eredménye nem lesz képes

a jelek megfelelő gyűjtésére, az elkövetkezendő mérések és a jelfeldolgozási algoritmus alapján el fogom tudni dönteni a szenzor megfelelőségét.

Az eddig megszerzett tapasztalatok alapján a következő lépés a jelfeldolgozási módszer részletes kidolgozása. Ezt követően a méréseket más típusú szenzorokkal is meg fogom ismételni, hogy szélesebb körű adatokat gyűjtsek. Amint egy jól működő feldolgozó algoritmus a rendelkezésemre áll, lehetőségem nyílik az eddigi eredmények vagy az ellenkezőjének bizonyítására. Ezen keresztül szeretném megvizsgálni, hogy az MCG jelek észlelhetők-e olyan testtájakon, ahol a méréseim alapján például a B esetben láthatólag nem elemezhetők az MCG jelei.

Így a következő célkitűzésem az említett algoritmus kidolgozása és az adatok gyűjtése más szenzorokkal. Ezen lépések révén várhatóan egy lényegesen pontosabb és megbízhatóbb megközelítést tudok kifejleszteni, amely hozzájárulhat a szívdiagnosztikai eszközök hatékonyságának növeléséhez.

IRODALOMJEGYZÉK

[1] Elizabeth J. Pekas, Michael F. Allen, and Song-Young Park: Prolonged sitting and peripheral vascular function: potential mechanisms and methodological considerations Letöltés helye: <https://www.fisiologiadelejercicio.com/wp-content/uploads/2023/03/Prolonged-sitting-and-peripheral-vascular-function.pdf> (2024.10.22.)

[2] Laurent Giovangrandi,Omer T Inan,Richard M Wiard,Mozziyar Etemadi,Gregory TA Kovacs: Ballistocardiography – A Method Worth Revisiting, letöltés helye: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC4274997/> (2024.10.20.)

[3] Deepu John, Zhihao Chen, Ju Teng Teo, Soon Huat Ng: Smart Cushion for Real-Time Heart Rate Monitoring Letöltés helye: <https://www.researchgate.net/publication/261486868> (2024.10.22.)

[4]Chun-Liang Lin,*,Zhen-Tai Sun,Yang-Yi Chen Air-mattress system for ballistocardiogram-based heart rate and breathing rate estimation, letöltés helye: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC9849971/> (2024.10.23.)

[5] Ibrahim Sadek,Jit Biswas,Bessam Abdulrazak: Ballistocardiogram signal processing: a review, letöltés helye: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC6522616/> (2024.10.15.)

[6] Mojtaba Jafari Tadi,Eero Lehtonen,Antti Saraste,Jarno Tuominen,Juho Koskinen,Mika Teräs,Juhani Airaksinen,Mikko Pänkäälä &Tero Koivisto: Gyrocardiography: A New Non-invasive Monitoring Method for the Assessment of Cardiac Mechanics and the Estimation of Hemodynamic Variables, letöltés helye: <https://www.nature.com/articles/s41598-017-07248-y>, (2024.10.19.)

[7] Hillcrestlabs BNO080 Data Sheet, letöltés helye: https://cdn.sparkfun.com/assets/1/3/4/5/9/BNO080_Datasheet_v1.3.pdf (2024.10.26.)

[8] Termékleírás,Wemos D1 R32 (esp wroom-32) WiFi&BT, letöltés helye: <https://www.arduinoelektronika.hu/esp8266/15-wemos-d1-r32-base-esp-wroom-32-wifibt.html>, (2024.10.26.)

[9] Dr. Tárnok Ildikó: Bajt jelez a magasabb légzésszám?, letöltés helye: Bajt jelez a magasabb légzésszám? - WEBBeteg (2024.10.14.)

TÁBLÁZAT ÉS ÁBRAJEGYZÉK

TÁBLÁZATJEGYZÉK:

1. **Táblázat:** **11. oldal**
Szenzortípusok összehasonlítása
Forrás: Kutatás alapján saját szerkesztés

ÁBRAJEGYZÉK:

1. **ÁBRA:** **4. oldal**
A BCG jel létrejötte
Forrás:
2. **ÁBRA:** **7. oldal**
A Smart Cushion jelfeldolgozási algoritmus
Forrás:
3. **ÁBRA:** **11. oldal**
A GCG méréshez készített egyértelműsítő ábra
Forrás:
4. **ÁBRA:** **14. oldal**
A GCG mérések eredménye
Forrás:
5. **ÁBRA:** **17. oldal**
A GCG mérések elhelyezése
Forrás: Saját szerkesztés
6. **ÁBRA:** **18. oldal**
Nyers mellkasi jelek
Forrás: Saját mérési eredmény
7. **ÁBRA:** **19. oldal**

Szívdobbanás jelalak összehasonlítás

Forrás: A [6] forrás 3. Ábrája és saját mérési eredmény

8. **ÁBRA:** **20. oldal**

“A” ponti mérési eredménye

Forrás: Saját mérési eredmény

9. **ÁBRA:** **21. oldal**

GCG jel mérési eredménye

Forrás: Saját mérési eredmény

10. **ÁBRA:** **21. oldal**

GCG jel feldolgozott “B” ponti mérési eredménye

Forrás: Saját mérési eredmény

11. **ÁBRA:** **22. oldal**

GCG jel “C” ponti mérési eredménye

Forrás: Saját mérési eredmény