

Pázmány Péter Katolikus Egyetem Információs Technológiai és
Bionikai Kar



**Nagy sebességű, párhuzamos feldolgozási módszerek
vizsgálata EEG jeleken, a nagy sebességű dinamikák
és mintázatok valósidejű feldolgozásával.**

Külső konzulens: Kalmárné Vas Szilvia

Konzulens: Tihanyi Attila

Készítette: Molnár Dániel

Molekuláris Bionika

Mérnöki Hallgató

2014. december 29.

Tartalomjegyzék

1	Célkitűzés.....	5
1.1	Objective	6
2	Bevezetés	7
2.1	Mérési körülmények [8]	10
3	A megfigyelő rendszer felépítése.....	15
3.1	Szenzor rendszer.....	16
4	Fizikai kialakítás	18
4.1	Analóg frontend [26,27]	19
4.2	Hőmérő [30, 31]	22
4.3	Vérnyomásmérő [32, 33].....	23
4.4	Kilenc szabadsági fokú inercia mérő egység [34, 35, 36, 37]	25
4.5	SD kártya [38, 39, 40, 41, 42, 43, 44, 45, 46, 47, 48]	27
4.6	USB [49, 50].....	28
4.7	Telemetry, vezeték nélkül adattovábbítás [51].....	29
4.8	Mikrokontroller [28, 29].....	30
4.9	Teszteléshez alkalmazott felépítés	32
5	FPGA [52, 53, 54, 55, 56, 57, 58, 59, 60, 61, 62]	34
5.1	FPGA és GPU [11, 63].....	36
6	Szoftverek, algoritmusok	41
6.1	Analóg Frontend.....	42
6.2	Hőmérő.....	43
6.3	Vérnyomásmérő	44
6.4	Kilenc szabadsági fokú inercia mérő egység.....	45
6.5	Feldolgozó rendszer	47
6.6	Kamerás mozgásdetektáló rendszer	49
7	Eredmények	52
8	További tervek, lehetőségek.....	55
9	Köszönetnyilvánítás	56
10	Felhasznált irodalom:	57

Ábrajegyzék

1. ábra Patkány műtét közben.....	10
2. ábra Szenzor rendszer.....	13
3. ábra Rendszer felépítése.....	15
4. ábra Vitális paramétereket mérő rendszer.....	16
5. ábra ADC Funkcionális Blokk Diagram.....	19
6. ábra Hőmérő Funkcionális Blokk Diagram.....	22
7. ábra Invazív vérnyomásmérés patkányon.....	23
8. ábra Differenciális nyomásmérő fizikai felépítése.....	23
9. ábra MPU-9150 rendszer diagram.....	25
10. ábra SD kártya architektúrája.....	27
11. ábra USB felépítése.....	28
12. ábra Vezeték nélküli modul blokk diagramja.....	29
13. ábra Mikrokontroller Magas Szintű Blokk Diagram.....	30
14. ábra Hardware Design Blokk Diagram.....	32
15. ábra Prototípus próbapanelen.....	33
16. ábra Első generáció.....	33
17. ábra Xilinx Zynq architektúra.....	34
18. ábra Feldolgozó rendszer.....	35
19. ábra Algoritmus végrehajtása GPU-n és FPGA-n.....	36
20. ábra Feltételes végrehajtás GPU-n és FPGA-n.....	37
21. ábra Ciklus végrehajtásának kibontása.....	38
22. ábra Ciklus kibontás.....	39
23. ábra Memória és külső periféria hozzáférés GPU-n és FPGA-n.....	39
24. ábra Műveletvégzési teljesítmény / fogyasztás.....	40
25. ábra Analóg Frontend kísérleti mérési összeállítás eredményei.....	42
26. ábra A hőmérséklet kísérleti mérési összeállításának eredményei.....	43
27. ábra Nyomásmérő kísérleti mérési összeállításának eredményei.....	44
28. ábra Kilenc dimenziós inercia mérő rendszer kísérleti mérési összeállításnak eredményei.....	45
29. ábra Feldolgozás folyamatábrája.....	47
30. ábra Képfeldolgozó rendszer.....	49
31. ábra Mozdásdetektáló algoritmus.....	50
32. ábra Futásidő (fent), és az algoritmus kimenete, a mozgás intenzitása (balra).....	51
33. ábra Kísérleti patkány a mérőrendszerre csatlakoztatva.....	53

Szüleimnek

Istenen kívül más úgy sosem szeretett,
mint ahogy szüleim szeretnek engemet.
Istenen kívül más annyit nem szenvedett,
mint ők, hogy felneveljenek, mint gyermeket.

Annyi gondoskodás, annyi figyelmes érintés,
annyi tanács, s mikor rossz voltam intés,
talán csak a Napban van, mely minden pillanatban
az ember arcát melengeti ott fönt a magasban.

Olyan áldozatot, mit értem hoztak s hoznak,
tán meg se érdelek - értem oly sokat dolgoznak.
S éjt nappallá téve miattam fáradoznak,
Ők valódi hősök - mégis rólam áradoznak.

Nem lesz talán se elég időm, se elég szép szavam,
hogy minden kedvességük egy versbe leírjam,
De szívből mondom hálám tiszta s végtelen,
mint a csillagos ég, s míg egy csillag is ég,
az is marad nekem.

/Bernát Erzsébet/

1 Célkitűzés

Gyógyszerkutatásokban használt patkány modellen végzett kísérletekben a különböző releváns információkat hordozó vitális paraméterek (agyi és izomi elektromos aktivitás, agy és testhőmérséklet, vérnyomás, mozgási aktivitás változás) automatikus mérésére és feldolgozására alkalmas rendszer készítése.

Az általam készített rendszer egy mérő és egy feldolgozó részegységből tevődik össze. A mérő rendszer feladata a különféle mértékegységekben értelmezett releváns élettani jelek minimális artefakttal történő mérése, majd ezen mért vitális jelek eljuttatása a feldolgozó rendszerhez. A feldolgozó rendszer az adatok fogadása után a mért eredményeken, nagy pontossággal különféle matematikai illetve biológiai jelfeldolgozó algoritmusokat futtatva egységes, következetes és összehasonlítható eredményeket szolgáltat.

A mérés összehasonlítás, a mért értéket egy kitüntetett ponttal, a mértékegységgel hasonlítjuk össze. Ennek a fajta megközelítésnek különösen fontos szerepe van az élettani folyamatok mérésében, mivel például az agyi elektromos aktivitás keletkezése olyan nagyszámú paramétertől függ, amelyek funkciója és működése mindmáig felderítetlen a tudomány számára. Ezért, hogy a mért értékek értelmezhetőek legyenek fontos, hogy azok egy kísérleten belül és a kísérletek között is összehasonlíthatóak, kiértékelhetőek legyenek.

Ezért fontos, hogy a rendszer minden mért adatsoron azonos elő-feldolgozó algoritmusokat futtasson, ezáltal garantálva, hogy két mért eredmény között nem jelentkezik fals eltérés (például nagyságrendi, időbeli eltolás) a feldolgozó algoritmus hibájából.

Előfordulhat, hogy egy hatóanyag vagy egy hatóanyag kombináció például epilepsziát válthat ki. Ezt jó lenne elkerülni, ezért ezt a hatóanyagot tesztelni kell a lehetséges mellékhatásokat illetően. Ilyenkor a patkányba a vizsgált hatóanyag beadását követően a mért paraméterek közül azokat vizsgáljuk, amelyek az epilepsziás görcstevékenység kimutatására alkalmasak, nevezetesen az agyfelszíni elektromos tevékenység, és az izomtevékenység együttes vizsgálatával adhatók meg.

1.1 Objective

Creating an automatic measurement and processing system for investigating the effect of drugs based on rat models, which is capable of measuring and processing of different relevant vital signs, like brain and muscle electrical activity, brain and body temperature, blood pressure and changes in motor activity, etc.

The system I have made consists of a measuring and a processing part. The measuring system is responsible for the measurement of relevant physiological signals measured in various units with minimal artefact, and to deliver these measured vital signs for the processing system. The processing system after receiving the data, applying various high precision mathematical and biological signal processing algorithms, provides unified, consistent and comparable results.

The measurement is a comparison, the measured values are compared to a preferred point, the unit of measurement. This kind of approach is especially important in the measurement of physiological processes, for example the formation of electrical activity in the brain depends on a variety of parameters, the functions and operations of which are still unexplored by the science. Thus, for the interpretation of the measured values, it is important to be comparable and evaluable in and between the experiments.

Therefore, it is essential to run the same processing algorithms on the system for all the measured data sets, thus avoiding false difference between two measured results (eg, magnitude, timing offset) as a result of the fault of the processing algorithm.

For example, in some cases a drug or a drug combination can cause epilepsy. It would be useful to avoid this effect, therefore the substance should be tested for the possible side effects. In such cases after injecting the studied drug into the rat, we examine those measured parameters which are suitable for the detection of epileptic seizure activity, namely the combined monitoring of electrical activity from the brain surface and from the muscle.

2 Bevezetés

Az emberi szervezet élettani folyamatainak felderítése hangsúlyos szerepet kap az orvoslásban. Ennek érdekében különféle (in vivo és in vitro) módszerekkel az agy, illetve a test különböző funkcionális egységeinek a szerepét térképezem fel. Bizonyos vizsgálati módszerek azok veszélyessége miatt, emberen nem hajthatók végre, így az élettani funkciókat állatkísérletek elvégzésével próbálják vizsgálni és modellezni. Majd ezeket a kísérleti eredményeket adaptálni az emberi szervezetre.

A különféle hatóanyagoknak a szervezet szabályozási folyamataira gyakorolt összetett hatását fontos vizsgálni, hiszen ezáltal felderíthetők a gyógyszerek lehetséges mellék-, és esetleges káros hatásai is. Ehhez a kor tudományos színvonalának megfelelő, több különböző vitális paraméter feldolgozását ötvöző módszer alkalmazását valósítottam meg.

A szervezet szabályozási folyamatainak középpontjában az agy áll. A mai orvoslásban használt hatóanyagok egy része (a vér-agy gáton átjutók) befolyásolhatják az agy működését, módosíthatják az agyi elektromos folyamatokat: az ingerület keletkezését és az ingerület terjedését. A jelenleg nem teljesen feltérképezett, összetett agyi folyamatok befolyásolása közben nem kívánt hatások is előfordulhatnak. Ezért az én célom is a hatóanyagoknak az agyra kifejtett hatását vizsgálni.

Az agykutatásban mindmáig fontos szerepet töltenek be az agyfelszínről elvezetett agyi elektromos tevékenység (ECoG, electrocorticográfiás) jeleinek zavarmentes vizsgálata. A gyógyszereknek az elektrokortikográfiás (farmako-ECoG) vizsgálata során hatóanyagok és egyéb vegyületek az alvásszerkezetre¹ illetve a napi biológiai órára (cirkadián ritmusra) gyakorolt hatásait vizsgáljuk. Ezen belül a hatóanyag alvás közbeni gyakorolt hatását kutató (poliszomnográfias neuropszichofarmakológiai) kísérletekben különféle hatóanyagoknak és neuropeptideknek² az agyra, valamint a szervezetre gyakorolt különféle élettani hatásait vizsgálják patkány modelleken. Ezekben a kísérletekben meg kell határozni, hogy mikor alszik a patkány és mikor van ébren, amely egy komplex, több élettani jel bonyolult matematikai feldolgozását igénylő feladat, mivel akár mikro ébredések is megjelenhetnek, azaz olyan rövid ideig tartó ébredések, amelyek csak a testhelyzet változtatás befejezéséig tartanak, utána rögtön alvási állapot következik. A vizsgálatok jelentős részében a depresszió patomechanizmusában³

¹ Alvási stádiumok, azokban eltöltött időtartamok és állapotátmenetek.

² Fehérjeszerű molekulák, amelyek az idegsejtek közötti kommunikációban játszanak fontos szerepet.

³ Fizikai vagy mentális változásában.

részt vevő neuropeptidek valamint egyes antidepresszánsok⁴ alvásmintázatra és alvásintenzitásra gyakorolt hatásait vizsgáljuk.

A kutatások hatékonyságának növeléséhez egy automatizált kiértékelő és feldolgozó rendszert készítettem, amely minimális emberi interakcióval is képes elvégezni a rá szabott különféle feladatokat. Ez alatt azt értem, hogy a rendszer gombnyomásra indítható illetve állítható le. A mérést, az adatok feldolgozását mindenféle további emberi beavatkozás nélkül el tudja végezni. Lehetőség szerint a rendszer méreteiben és súlyában adaptálható egerekre is, így kiaknázva a knock out génmódosított⁵ egerek kutatásban nyújtotta lehetőségeit.

Az ilyen jellegű multidiszciplináris illetve interdiszciplináris kutatási területek mind műszaki, elektronikai, informatikai, matematikai, jelfeldolgozási mind pedig neurobiológiai, kémiai és elektrofiziológiai ismereteket megkövetelnek, emiatt több mint ideálisak bionika mérnöki hallgatók képességeinek hasznosítására.

A dokumentum a kutatás főbb lépéseit tárgyalja részletesebben:

- Előkészületek:
 - Probléma körüljárása
 - Poliszomnográfias neuropszichofarmakológiai módszerek
 - Releváns információkat hordozó vitális paraméterek kiválasztása
 - Rendszer tervezése
 - Mérés
 - Adatkezelés
 - Feldolgozás
- Érzékelő megtervezése
 - Főbb szempontok
 - Eszközök megválasztása
 - Áramkör tervezése
 - Nyomtatott áramkör tervezése
- Érzékelő megépítése
 - Mérésvezérlő szoftver készítése
 - Tesztelés
 - Hiba illetve zajforrások felderítése és javítása
- Algoritmus kidolgozás

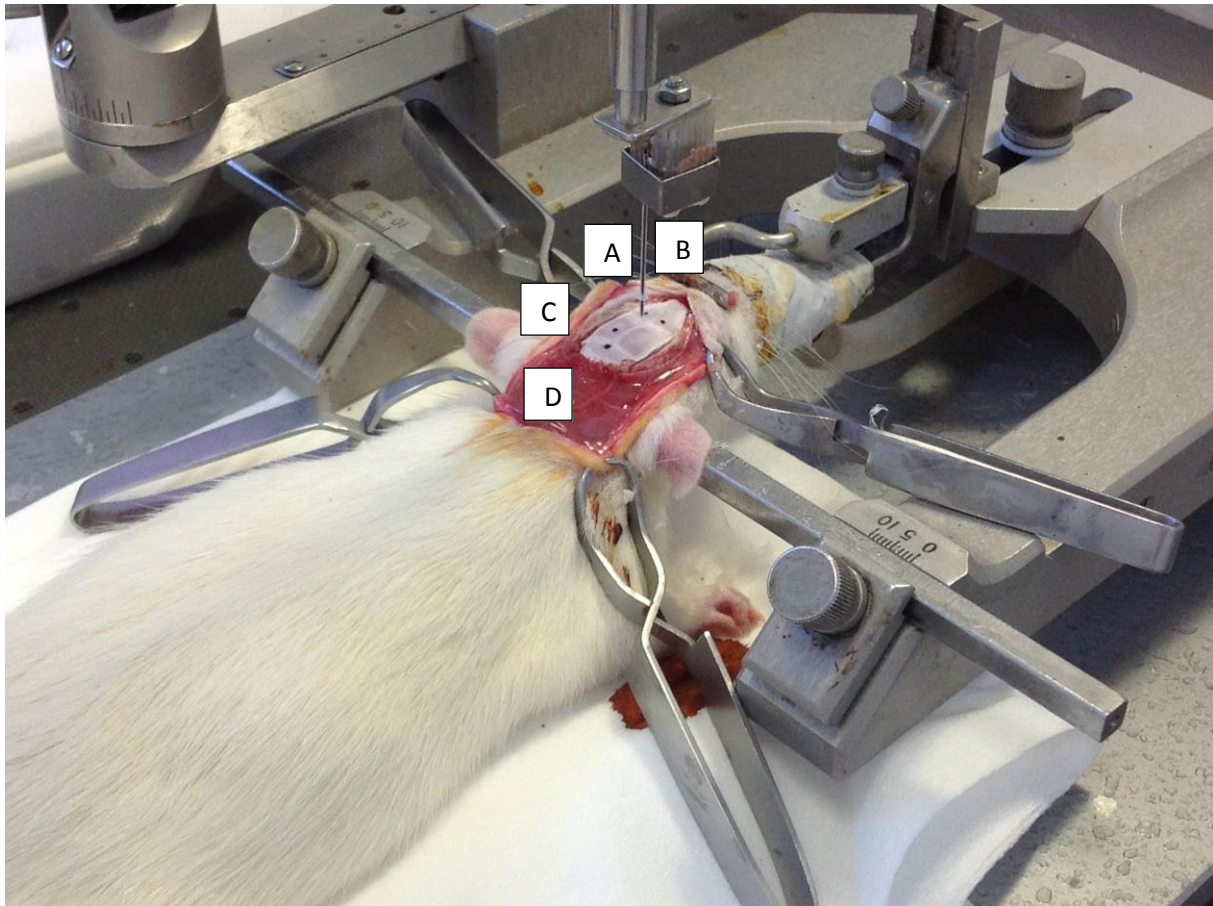
⁴ Depresszió kezelésére használt hatóanyagok.

⁵ Bizonyos gének expressziója (kifejeződése) célzottan gátolt.

- Grafikus megjelenítést és perifériakezelést támogató keretrendszer készítése
- Elemi szűrő algoritmusok (FFT, Wavelet, Kálmán, FIR, stb.) implementálás FPGA-n⁶ hardverben.
- Összetettebb, korrelációfelismerő algoritmusok implementálása
 - Amplitúdó analízis
 - Periódus analízis
 - Autó- és kereszt korreláció
 - Hjorth meredekség leírás [24]
 - Fázisszög analízis
 - Autó regresszió
 - Ismétlődő minta analízis
 - Jel átlagolás
 - Kovariancia
 - Forrás lokalizáció [25]
 - Frekvencia analízis
 - Kereszt- spektrum
 - Koherencia
 - Kauzalitás vizsgálat
 - Inverz szűrő
 - Kálmán szűrő
 - Komplex burkoló görbe
 - Minta illesztés
- Műtét
 - A patkányok műtése során alkalmazható praktikák idő és a költséghatékonyság figyelembevételével
- Mérés
- Kiértékelés
- Meglévő új ismeretek fényében finomítás az algoritmusokon, optimalizálás
- Egzakt eredmények elérése

⁶ Field-programmable Gate Array.

2.1 Mérési körülmények [8]



1. ábra Patkány műtét közben

A halothan anesztéziában altatott patkányt, a kemény agyhártyáját érintő csavarelektrodákkal látnak el, a bregmától 2mm-rel anterior irányba, a középvonal két oldalán, attól 2-2mm távolságban (jobb illetve bal frontális elektrodák) (A,B), a lambdától 2mm-re anterior irányba és a középvonaltól 2mm-rel balra (bal parietális) (C), a lamda pontjára (occipitális elektróda az erősítő közös pontjának visszavezetése céljából) (D).

A kísérletre kiválasztott megfelelő élettani paraméterekkel rendelkező patkányok beműtése és mérése a Semmelweis Egyetem Gyógyszerhatástani Intézetében történik, ahol betekintést nyertem a műteti technika kivitelezésébe. A műtétet halothán gáz segítségével altatásban végzik (halothan anesztézia). A koponyát sztereotaxisban⁷ stabilan rögzítik. A fej tetején a bőrt felvágják, a csonthártyát eltávolítják. A kifejllett patkányoknak már nem nő tovább a csontozata, illetve a Paxinos atlasz⁸ adatai is ezen állatokra vonatkoznak. A kiválasztott patkányt a kemény agyhártyát érintő csavarelektrodákkal látnak el.

A speciális elektrokortikográfiás (ECoG, agyfelszín érintő) csavarelektrodák számára furatokat alakítanak ki az 1. ábrán látható elrendezésben:

⁷ Az állat koponyájához stabilan rögzített műszer, amellyel minimális invazív műtétek hajthatók végre. Előnye, hogy pontos térbeli pozicionálást tesz lehetővé.

⁸ Számos a patkány agy struktúrájáról készült felvétel sztereotaxiás koordinátákkal megjelölve.

- A bregmától 2mm-rel anterior irányba, a középvonal két oldalán, attól 2-2mm távolságban (jobb illetve bal frontális elektródák) (A, B),
- A lambdától 2mm-re anterior irányba és a középvonaltól 2mm-rel balra (bal parietális) (C),
- A lamda pontjára (occipitális elektróda az erősítő közös pontjának visszavezetése céljából) (D).

Az izomtónus detektálása céljából két a nyaki izomba bevarrt ezüst elektróda segítségével izomi elektromos (elektromyográfiás, EMG) jeleket vezetnek el.

Ezek az elektródák egy a patkány fején fogorvosi cementbe ágyazott csatlakozóhoz az úgynevezett koronához kapcsolódnak, innen egy forgóérintkezőn keresztül kerülnek elvezetésre az analóg erősítőkbe, ezáltal biztosítva az állatok szabad mozgását.

A használt elvezetés típusok: ECoG és EMG. Az ECoG jeleket bipoláris elvezetésben egy csatornán mértem (A-C), illetve egy tartalék csatornát is beműtöttek (B-C). EMG jeleket egy bipoláris csatornán mértem. Ezen túlmenően vizsgálni kell az állat mozgási intenzitását (motilitást), ezzel lehet vizsgálni a patkány alvás-ébrenlét, valamint aktív és passzív ébrenlétének ciklusait, azok hosszát és egymáshoz viszonyított arányát.

Munkám kezdeténél a szükséges paraméterekre kialakított mérő rendszer állt a neuropszichofarmakológiai kísérleteket végző kutatók rendelkezésére. A jelek analóg elvezetése és egy 15+ éves rendszeren történő feldolgozása is sok hibalehetőséget rejtett magában, mint ahogy tette is azt az időnkénti újabb meghibásodásaival, a nehézkes és költséges javíttatásával. Emellett ennek és a többi kereskedelmi forgalomban kapható eszköznek is hibája, hogy nem fedi le a mérni kívánt élettani paraméterek spektrumát. Ebben az előző mérőrendszerben az állat mozgási aktivitásak (motilitásának) detektálására a forgócsatlakozóig vezető kábelszakaszon egy mágnes került felhelyezésre, amely a köré helyezett tekercsben gerjesztett jeleket a patkány mozgásának hatására. A módszernek az volt a hátránya, hogy a tekercs önindukciója révén az elvezetett néhány 100 μ V-os jeleket több nagyságrenddel meghaladó zajt generált.

Ennél a régi rendszernél a kísérletek során a mért jelek a patkányból az erősítő tornyokba kerültek, onnan a számítógép digitalizáló kártyájára. Mivel az erősítőt méretei és súlya miatt nem lehetett a patkány közelében elhelyezni, ezért ezen a hosszú, kis jelű, analóg elvezetési szakaszon a jel forgóérintkezőn és sok korrodált csatlakozón ment keresztül, amely mind-mind zavarjeleket adott a mért jelhez. Ez után következett a kiértékelés, amely főként vizuálisan, kézzel történt, mivel az automatizált algoritmusok nem voltak képesek szeparálni a jelet a ráakódott zajtól. Így a PhD hallgatók az ECoG értékelést csak fáradtságos munkával, kézzel

tudták elvégezni, amelynek során ECoG, EMG és videó jeleket csak lassan és aprólékosan tudtak feldolgozni. A kiértékelés során az alábbi vigilanciastádiumokat⁹ különítjük el: passzív és aktív (mozgással kísért) ébrenlét, felszínes és mély lassú hullámú alvás, valamint a gyors szemmozgással kísért (rapid eye movement, REM) alvás. Az előző mérőrendszerben előforduló súlyos hibák égető szükségét éreztették egy átgondoltabb integrált rendszer létrehozásának, amelyet én terveztem meg, ennek tulajdonságait később részletesen ismertetem. Az általam megvalósított rendszerben minimalizáltam a csatlakozók és a hozzávezetések számát oly módon, hogy a patkányketrecen belül elhelyezett nyák közvetlenül egy forgó csapágly alatt helyezkedik el, amelyet közvetlenül a ketrecben a forgóérintkező helyett helyeztem el így a mérő rendszer együtt mozog az állattal, nem akadályozza a mozgásában, és mégis sikerült csökkentenem a zavarforrások számát.

Kialakítottam az ECoG és az EMG elvezetések fogadására és feldolgozására alkalmas áramkört.

A patkány mozgási aktivitásának mérésére egy 9 dimenziós inercia mérő rendszer került alkalmazásra, így lehetőséget teremtve nagy pontossággal, automatikusan és a többi jel zavarása nélkül feldolgozni a patkány mozgását és viselkedésmintázatát. Viselkedésmintázat tanulmányozásából lényeges következtetések vonhatók le a gyógyszernek a depresszió patomechanizmusára kiváltott hatásáról.

A teljes mérés adathalmazát időbélyeggel ellátva elmentem a további offline adatfeldolgozás céljából.

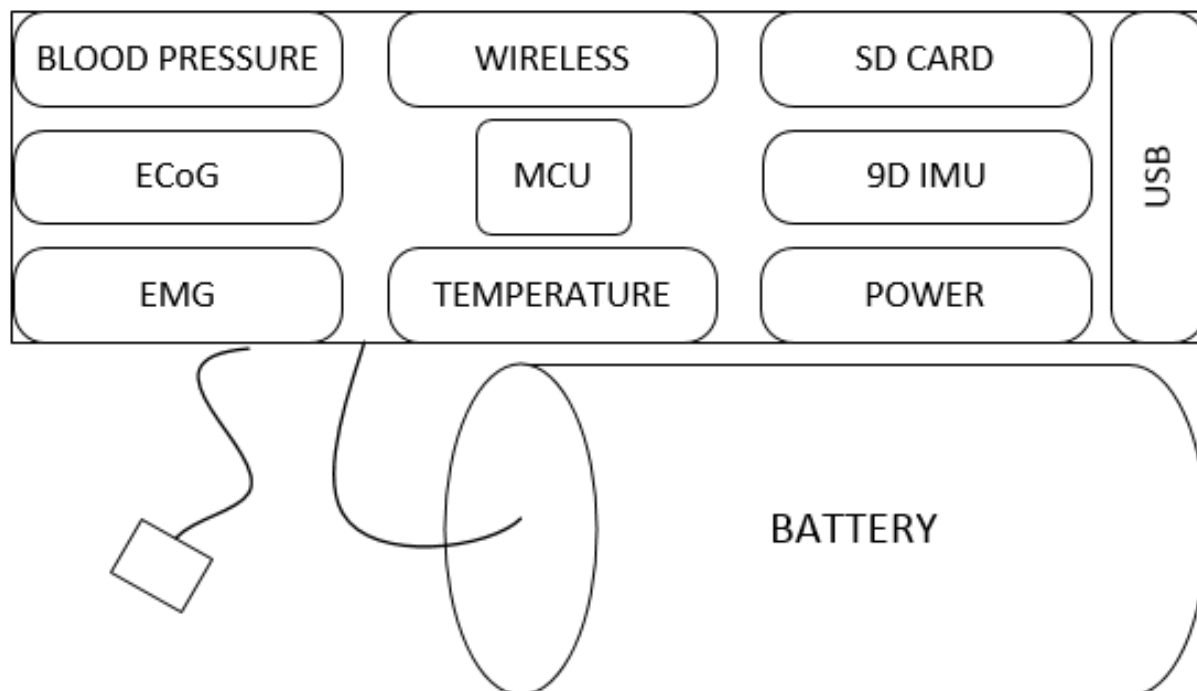
Fontos, hogy az automatizált algoritmus eredményeit ellenőrizni lehessen. Ez manuálisan történik, és ehhez elhelyeztem egy kamerát, hogy vizuális információ is rendelkezésre álljon az ellenőrzéshez. Egy videofelvételek rögzítésére alkalmas résszel egészítettem ki a rendszert. Az utólagos ellenőrzés úgy valósítható meg, hogy minden képkockához az időbélyeggel ellátott adatsort hozzárendelem és így utólag az események pontosan visszajátszhatók, korrigálhatók, illetve ellenőrizhetők a mérés eredményei. A videofelvételek megléte lehetőséget teremt arra, hogy az automatizált algoritmusok eredményei pontosíthatók legyenek és megteremti a lehetőséget annak, hogy újfajta jelenségek is megfigyelhetők legyenek. A videojelek feldolgozására FPGA-t használtam, amellyel a mozgás megjelenése és eltűnése, a patkány ébredése és alvása különíthető el, ezekre az időintervallumokra bontja fel az algoritmus a mérés kiértékelését.

⁹ Bizonyos intenzitású, véletlenszerűen megjelenő környezeti ingerekre való figyelem szintje.

Kiegészítettem a rendszert egy intra artériás vérnyomásmérő résszel, amely további releváns információkat szolgáltat a gyógyszer komplex hatásának megismeréséhez. Például a vérnyomást köztudottan befolyásoló gyógyszerek esetében fontos információt nyújthat a gyógyszer hatástartamának nyomon követése érdekében.

Kialakítottam egy hőmérséklet mérést, amelynek segítségével, figyelemmel tudjuk kísérni az állat agyi és hasüregi hőmérsékletét. Ezekkel egyrészt a korona körüli seb gyógyulásának állapotát tudjuk figyelemmel kísérni. Az állat hőmérsékletének gyulladásos folyamat következtében fellépő megnövekedése igen fontos információ az alváskutatásban, hiszen a gyulladás megnöveli az alvás lassú hullám (non-REM) fázisát, ezáltal az ilyen állattal történő kísérletezés téves következtetésekhez vezethet. Ezért hőemelkedés esetén az állatból rögzített jeleket az általam megvalósított rendszer megjelöli és kizárja a feldolgozásból. Másrészt a hatóanyagnak hőmérséklet változást előidéző hatása is lehet, amelyet a hasüregben tudok mérni. Érdekes információt jelent az agyi és a hasüregi hőmérséklet nyomon követése, hiszen egyes gyógyszerek annak ellenére is megnövelhetik az agyi hőmérsékletet, hogy a hasüregben mért (mag-) hőmérsékletet nem befolyásolják.

Az új rendszer telepről működik, és a mért adatokat vezeték nélkül továbbítja, ezáltal minimalizálja a környezetből vezetékeken keresztül összeszedhető zavarjelek nagyságát.



2. ábra Szenzor rendszer

A szenzor rendszer egy akkumulátorról működő eszköz, amellyel ECoG és EMG jeleket, intra-artériás vérnyomást, test-, agy- és környezeti hőmérsékletet, illetve a patkány elmozdulását rögzítem egy SD kártyán, emellett vezeték nélkül továbbítom a feldolgozó FPGA felé. A vezérlését mikrokontrollerrel végzem, amely számítógéppel USB porton keresztül háttértár üzemmódban is biztosítja a mért adatok elérhetőségét.

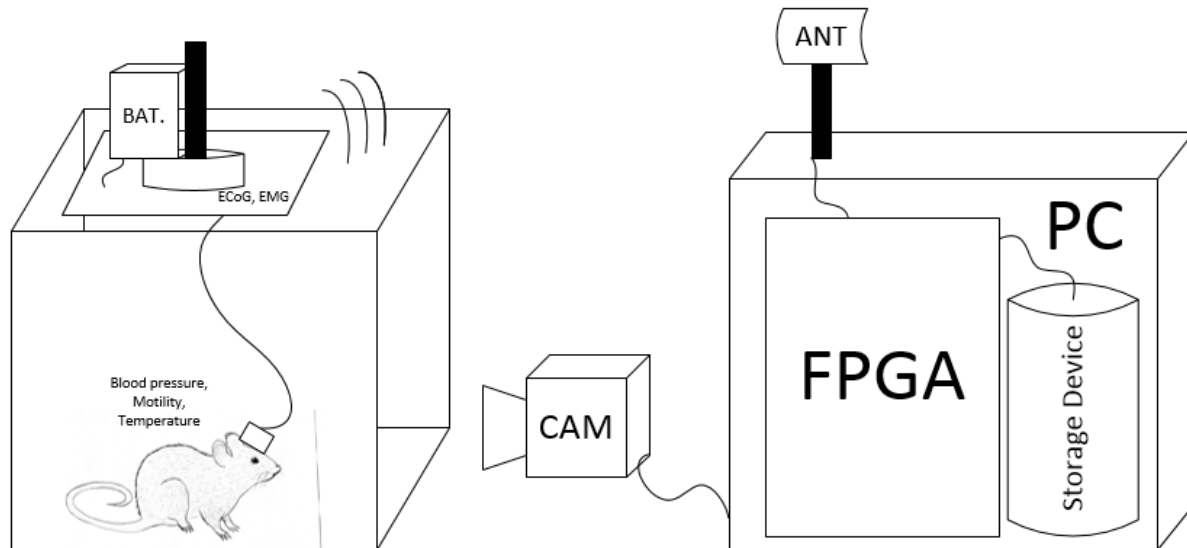
A 2. ábrán látható a szenzor rendszer blokk diagramja a rendszer fontos összetevőivel együtt. A rendszer egy nyákon foglal helyet. Az inercia mérő rendszer illetve a vérnyomásmérő az állat fején elhelyezett koronában foglalnak helyet, a hőmérők pedig az állat testébe beműtve találhatók. A mikrokontroller (MCU) vezérli a szenzorokat, a vezeték nélküli adatátvitelt illetve az SD kártyás háttértárat. A rendszer a telepről kapja az energiaellátását, illetve USB portról, amelyen keresztül tölthető is. Az SD kártyán a mérés eredményeit tárolom, így a vezeték nélküli adatátvitel helyessége is leellenőrizhető, illetve egy konfigurációs fájl is található rajta, amely a rendszer helyes kezdeti beállításaiért felelős. USB porton keresztül az SD kártya háttértár üzemmódban funkcionál, ez az eszköz fejlesztés közben az ellenőrzés, a hibakeresés és hibajavítás feladatait hivatott megkönnyíteni. A vezeték nélküli adatátvitel fogadó oldalán a feldolgozó rendszer található az FPGA-val.

Az általam elkészített rendszerben a különböző vitális paraméterek rögzítéséhez több különböző szenzort integráltam egy komplex mérőrendszerre. A mérő rendszer saját kezű elkészítését nem tudtuk megkerülni, hiszen a jelenlegi state-of-the-art megoldások az egyes szenzorokat külön-külön tartalmazzák, amelyek mérete, súlya és elvezetése nagyban megnehezítené a mérések lebonyolítását, illetve az adatok feldolgozását. Ezzel szemben a saját kezűleg tervezett rendszerem áthidalja ezeket a hiányosságokat, hiszen a komplex mérések kivitelezésére egybe integrálva tartalmazza a poliszomnográfias neuropszichofarmakológiai kísérletek nagy pontosságú elvégzéséhez szükséges összes szenzort.

Ez az eszköz egy új időszak kezdetét jelenti a kutatásban, ahol nem a gyártók által kínált készen kapható termékek határozzák meg a biológia inspirálta kísérletek kivitelezését, hanem a tudomány által felvetett kérdések megválaszolásához szükséges információk kinyerésére képes eszközt készítenek a kísérletek számára.

3 A megfigyelő rendszer felépítése

A kísérletek elvégzése után fontos, hogy a mérés és annak körülményei később ellenőrizhetők legyenek.



3. ábra Rendszer felépítése

A rendszer egy a patkánnyal forgó mérő részből illetve egy FPGA alapú feldolgozó részből tevődik össze. A mérő rendszer a mért vitális paramétereket vezeték nélkül továbbítja az FPGA felé amelyen feldolgozom, mentem és megjelenítem ezeket a jeleket, a kamerából származó felvételekkel együtt.

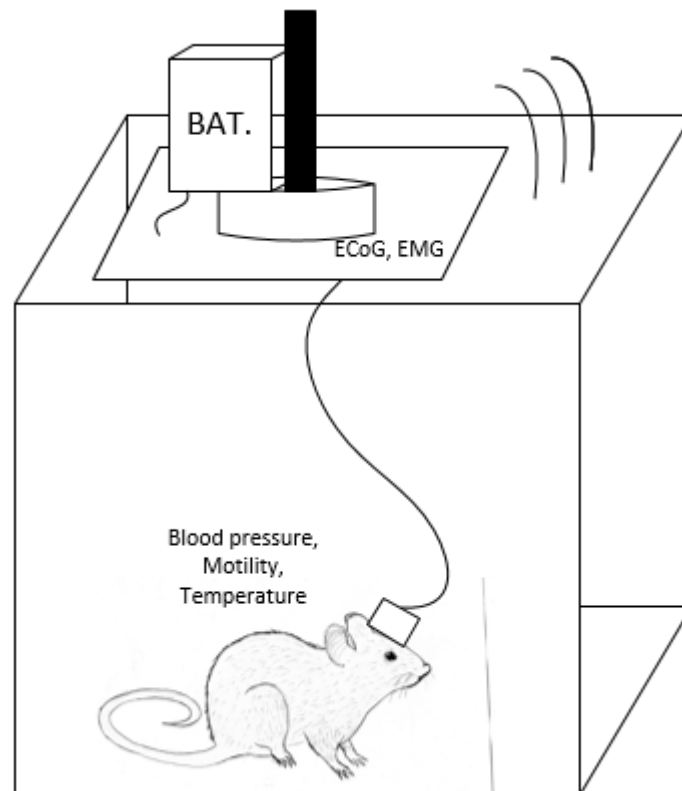
A patkányokat a kísérletek alatt kamerával is megfigyeljük a 3. ábrán látható fizikai kialakításban, hogy a későbbiekben, ha egy újabb kutatási eredmény megjelenése miatt újra elő kell venni, és az új eredmény felhasználásával újra fel kell dolgozni a kísérlet során mért adatokat, akkor a kétes szituációk elkerülése végett hasznos, ha a videofelvételek is rendelkezésre állnak. A felvételeket az időbélyeggel ellátott mérési eredményekkel szinkron mentjük, így az utólag megjelent új kutatási algoritmusok segítségével később ismételtén kiértékelhetők. A kamera rendszernek ezenfelül egy további szerepe is van, a mozgás intenzitását is tudom vele mérni.

A sötétben történő méréseket is el lehet végezni a rendszerrel, mert a manapság használt kamerák infravörös fényre érzékenyek, és könnyen be tudom világítani a ketrecet, anélkül, hogy ez az állatot zavarná.

A patkányok vitális paramétereinek méréseért az adatgyűjtő rendszer a felelős, amelynek blokk diagramja a 2. ábrán látható. Ennek a rendszernek a fizikai elrendezése a 3. ábrán látható módon kerül kialakításra. A mérő rendszer a patkány felett a ketrecben egy csapágy segítségével kerül felfogatásra, így nem akadályozza az állatot a mozgásában. A rendszer szabad mozgását biztosítja, hogy telepről üzemel, illetve a mért adatokat vezeték nélkül továbbítja a feldolgozó rendszer felé.

3.1 Szenzor rendszer

Az ideális rendszer kis fizikai méretekkel rendelkezik, könnyen kezelhető, elemről üzemel, (így nem szükséges a költséges forgócsatlakozó), költséghatékony, és emellett a patkányról elvezetett jeleket digitalizálja (minimalizálva az analóg elvezetési utat) és vezeték nélkül továbbítja a különféle adatokat a feldolgozó rendszer felé, továbbá a vitális paraméterek széles spektrumának mérésére alkalmas. Ilyen komplex mérések elvégzésére alkalmas integrált eszközt kereskedelmi forgalomban nem lehet kapni, ezért egy saját rendszer megvalósításába kezdtem, amely elképzeléseinket és elvárásainkat egyaránt kielégíti. [1, 2, 3, 4]



4. ábra Vitális paramétereket mérő rendszer

A mérő rendszer feladata a patkányból származó vitális paraméterek nagy felbontású mérése és továbbítása a feldolgozó rendszer felé. Az eszköz a patkány felette egy csapágyas felfüggesztésben kerül elhelyezésre, így az állattal együtt mozog, nem akadályozza annak szabad mozgását. Ugyanakkor a rendszer mellőzi a vezetékeket, hiszen vezeték nélküli adatkommunikációt használ és akkumulátorról működik, így módon elkerülve, hogy forgás közben felcsavarodhassanak a vezetékek.

Az eszköz megtervezése a különféle poliszomnográfias neuropszichofarmakológiai kísérletek során begyűjtésre kerülő releváns információt hordozó vitális paraméterek feltérképezésével kezdődött. Feltérképeztem az irodalmi háttér [5, 6, 7, 8, 18, 19, 20], és sajnos a megjelent publikációk kevés műszaki információt tartalmaztak. [9, 10, 15, 17]

Az irodalmi háttér feltérképezése után kialakítottam az eszközzel szemben támasztott elvárásokat. A kialakításra került rendszer tervezésénél figyelembe kellett venni a következő műszaki feltételeket:

- Kis fizikai mérettel rendelkezik és könnyű a felfogatás miatt.
- Könnyen kezelhető, így nem igényel műszakilag képzett kezelőszemélyzetet.
- Akkumulátorról üzemel esetleg wireless charging technológiás, ezáltal mellőzve a tápvezetékeket és az ezek elvezetéséhez szükséges költséges forgóérintkezőket.
- Energiatakarékos, azaz a telep egy töltésével néhány napnyi időtartamú mérések kivitelezését is lehetővé teszi.
- Nagy felbontású analóg-digitális konverterrel rendelkezik ECoG és EMG jelek pontos több csatornás méréséhez, emellett a csatornaszám bővíthető legyen. Eddig patkányonként egy csatornán mértek ECoG és egy csatornán EMG jeleket, az új rendszerrel minimum 8, de ennek többszöröse is elérhetőek lesznek a csatornaszámot illetően.
- Több ponton alkalmazható testhőmérséklet méréssel kell kialakítani a rendszert, ezáltal releváns információkat szolgáltat az állat testhőmérsékletéről és annak változásairól valamint az elektródák beműtése során keletkező seb gyógyulásának folyamatáról is.
- Vérnyomást intra-artériásan kell mérni, ezáltal monitorozza a szív és a vérkeringés állapotváltozását.
- Vezeték nélküli adatátvitelt kell biztosítani, ezáltal mellőzve a mért adatok vezetékeken történő elvezetését és a költséges forgóérintkezőket.
- 9 szabadsági fokú inercia mérő rendszer (MEMS¹⁰) segítségével követi az állat mozgását, ezáltal nyomon követhető a patkány viselkedési mintázata, amely újabb releváns információkkal szolgál a hatóanyagoknak az állat szervezetére gyakorolt hatásait illetően.
- A mért adatokat közvetlenül nagyméretű adathordozóra például SD kártyára mentem, így biztosítva az adatátvitel ellenőrizhetőségét.
- USB porton keresztül háttértárként funkcionál, az akkumulátora ezen keresztül feltölthető.
- Méreteivel és súlyával lehetőséget biztosít, hogy a rendszert a későbbiekben egerekre is adaptálható legyen.
- Az eszköz egy korszerű és nagy tudású mikrokontroller alapú vezérléssel rendelkezik.

¹⁰ Microelectromechanical systems

4 Fizikai kialakítás

Az eszköznek ki kell váltani a költséges forgócsatlakozókat, illetve minimális analóg kisjelű jelelvezetési utakra kell törekednie, ezért lehetőleg mellőznie kell a vezetékeket. Így egy kis fogyasztású, telepről üzemelő kialakítás mellett döntöttem, amely a mért adatokat vezeték nélkül továbbítja.

Emellett az állat számára biztosítania kell a szabad mozgásteret, vagyis a patkánnyal együtt kell mozognia. Sajnos az állat hátán nem helyezhető el, mert:

- Méretei és súlya korlátozná az állatot a mozgásában
- Az állat kárt tehet az eszközben
- Egerekre nem lenne adaptálható a megoldás

Ezért egy csapágyas felfüggesztés kerül kialakításra, amely tehermentesíti, és nem korlátozza az állatot a mozgásában. Stabilabb, pontosabb és nagyságrendekkel megbízhatóbb mérési eredményeket szolgáltat, mint az előző rendszer, mivel mellőzi a hosszú analóg kisjelű jelelvezetési utakat, a tekercs által a rendszerhez hozzáadott zajt, illetve a forgóérintkezőt.

Szerencsére a laborpatkány nem képes átrágni az acélt, de így is fontos szempont, hogy az eszközt meg kell védeni a rágcsáló kártékony tevékenységeivel szemben. Ezért hangsúlyosan kis súlyú, oldalirányba könnyen mozgatható masszív, erős burkolással kell bevonni a szenzor különböző alkatrészeit.

Egy 9DoF IMU¹¹ kerül felhelyezésre az állat koponyájára, egy intra artériás vérnyomásmérő eszközzel kiegészítve, amely hasznos adatokat szolgáltat a beadott farmakon¹² illetve neuropeptid cardiovascularis¹³ rendszerre gyakorolt hatásáról. E paraméter mérésével könnyen meghatározható az az időintervallum is, amely a beadás következményeként fellépő stressz miatt valótlán adatokat szolgáltatna a hatás szempontjából, ezért ezt az időintervallumot az általam létrehozott rendszer megjelöli és kihagyja az értékelésből. Monitorozom még a patkány agyi illetve hasüregi hőmérsékletét, a külső hőmérséklettel együtt, így lehetőség nyílik figyelemmel kísérni, hogy a koronát övező seb hogyan gyógyul, nincs-e begyulladva, ugyanakkor a beadott farmakon illetve neuropeptid általános élettani hatással van-e a szervezetre, okoz-e hőmérsékletemelkedést.

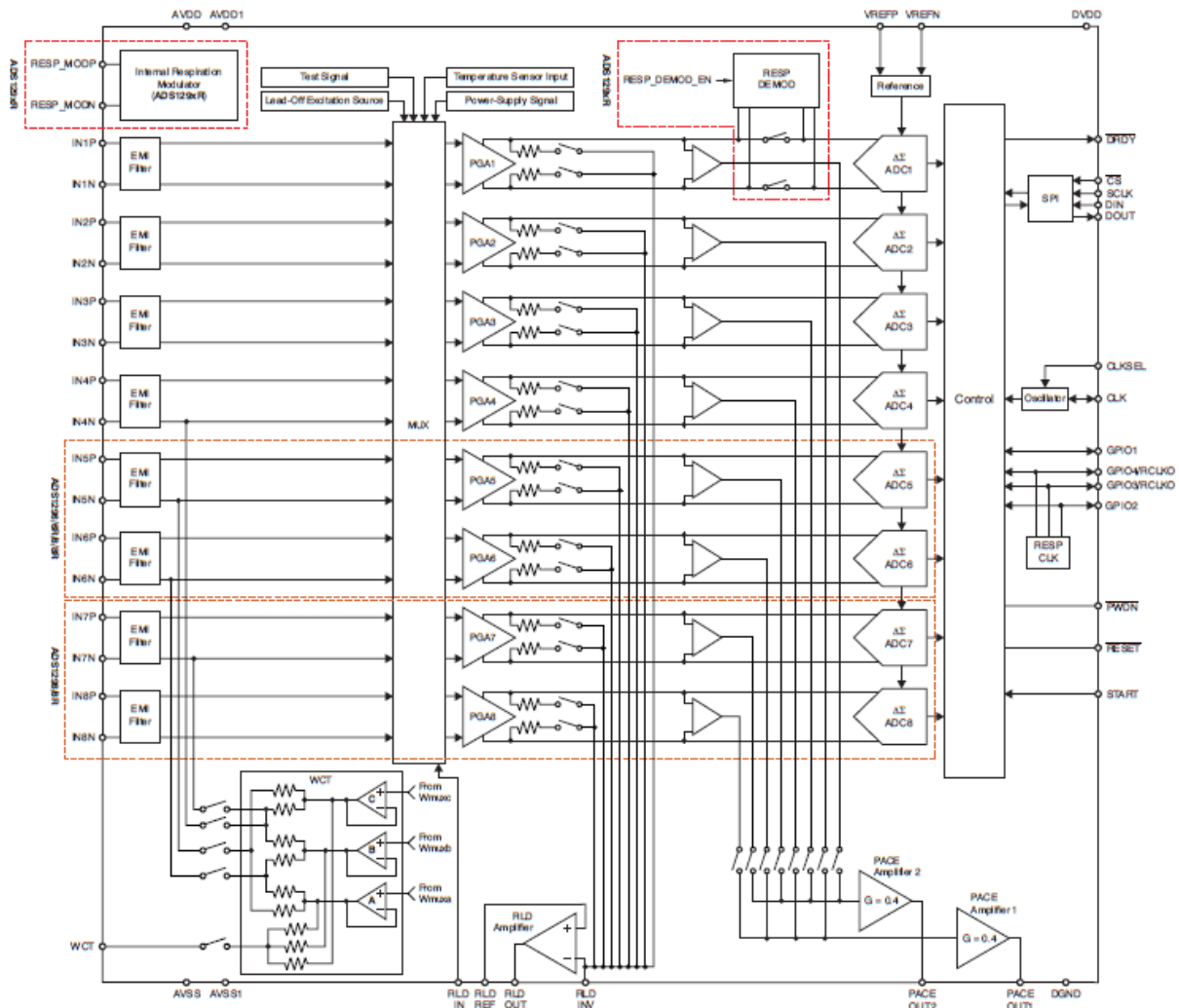
¹¹ 9 Degrees of Freedom Inertial Measurement Unit, 9 szabadsági fokú inercia mérő egység

¹² Azon vegyületek, amelyek befolyásolják az élő rendszer működését

¹³ Vérkeringés szervrendszere

4.1 Analóg frontend [26,27]

A szenzor rendszer egyik fő alkotóeleme, amely a különféle agyi és izomi forrásokból származó elektromos, kisfeszültség szintek digitalizálásáért, kvantálásáért felelős. Az általam választott eszköz a TI ads1298 típusjelzésű frontend, amely többféle elektrofiziológiás jelet is képes mérni.



5. ábra ADC Funkcionális Blokk Diagram

Az analóg-digitális konverter feladata, hogy az állatból származó alacsony amplitúdójú biopotenciálokat (ECoG, EMG) több csatornás bipoláris kialakításban nagy felbontással mérje a kísérletek pontos kiértékelés végett.

A sok csatornás elektrofiziológiás elvezetés lehetővé teszi a különféle biopotenciálok mérését:

- Elektroneurogram, vagyis neuronok elektromos aktivitásának mérése a CNS-ben¹⁴ vagy a PNS-ben¹⁵.
- Elektroretinogram, azaz a retina elektromos tevékenységének mérése.

¹⁴ Central nervous system, központi idegrendszer

¹⁵ Peripheral nervous system, perifériás idegrendszer

- Elektroencefalogram, a skalpon (hajás fejbőrön) mért elektromos, főként agyi tevékenységek mérése.
- Elektrokortikogram, az agyfelszínen vagy agyhártyán mért elektromos tevékenység.
- Lokális mezőpotenciál, az extracelluláris¹⁶ térben mért, több idegsejt együttes idegi feszültség aktivitása.
- Elektromyogram, vagyis az izomból illetve izom-axon terminálisból származó elektromos aktivitás mérése.
- Elektrokardiogram, azaz a szívből származó, annak és a cardiovascularis rendszer tevékenységével szorosan összefüggő aktivitás mérése.
- Elektrookulogram, a szemet mozgó izmok elektromos tevékenységéből adódó aktivitás mérése.

Mindezeket több csatornás mérési elvezetésben, uni- és bipoláris mérésekben egyaránt képes mérni a kiválasztott nagy pontosságú analóg-digitális konverter.

A fent tárgyalt biopotenciálokból származó jelek közül ECoG és EMG jeleket mérünk, ugyanakkor az eszköz tervezésekor szem előtt tartottam a könnyű bővíthetőség lehetőségét, ha a későbbiekben egyéb biopotenciálok mérését is megkívánnák a kísérletek.

A frontendnek nagy a Common Mode Rejection Ratio-ja (CMRR) (közös módusú elnyomási tényezője), amelyet az (1) egyenlet ír le. Ahol az AVDD a pozitív táp, az AVSS a negatív táp, a Gain az amplitúdó erősítési tényezője (eredő β), V_{MAX_DIFF} a bipoláris mérésben a két elektróda közötti feszültségkülönbség, míg unipoláris mérésben az egyik elektróda az AGND-re van kötve (amely az analóg földet jelenti) és a másik elektróda a mérni kívánt ponton helyezkedik el. Itt fontos, hogy melyik elektróda hol helyezkedik el, hiszen felcserélésük esetén a mérni kívánt jel -1-szerese is megjelenhet a kimeneten.

A CMRR közérthetőbben, az elvezetés során, a pozitív és a negatív elvezetésre a környezetből egyaránt ráakadó különféle zavarjelek (50/60 Hz-es, egyenáram, stb) eltávolítását fejezi ki, az erősítő bemeneti fokozatában található differenciálerősítőjének egy tulajdonsága.

$$AVDD - 0.2 - \frac{\text{Gain } V_{MAX_DIFF}}{2} > CM > AVSS + 0.2 + \frac{\text{Gain } V_{MAX_DIFF}}{2} \quad (1)$$

A front end bemenetének szükségszerűen nagy az impedanciája, hiszen a rendszer valójából a bemenetén lévő feszültséget méri, amely össze van kötve a mérni kívánt pontokkal, így saját magát is beleméri. Ezért fontos, hogy minél nagyobb legyen a bemeneti impedanciája ezáltal csökkentve a mérési hiba nagyságát.

¹⁶ Sejtek közötti tér.

Nagy pontosságú delta-sigma analóg-digitális konverterek használata mellett döntöttem, hiszen ilyen, időben lassan változó jelek pontos feldolgozásához kiválóan alkalmasak. Alacsony tápfeszültség mellett is stabilan és megbízhatóan üzemelnek, mivel ez nagyban befolyásolja a kvantálás pontosságát.

A mért jeleken egy PGA (programmable gain amplifier) végez erősítést, ezt követi a digitalizálás folyamata, amely az előerősített jeleken 24bit pontossággal megy végbe a tápfeszültség intervallumában. A SNR (jel/zaj viszony), vagyis, hogy a 24 bitből hány bitnyi zaj illetve hány bitnyi hasznos adat keletkezik, a (2) egyenlet írja le. Ahol az IN után a P és az N sorrendhelyese a pozitív és a negatív elektródákon mért potenciálkülönbségre utal. A VREF a külső referenciafeszültség, amelyet az áramkör az összes bejövő elektrofiziológias forrásból származó jelek kiátlagolásával állít elő és közös pont (right leg drive) gyanánt vezeti vissza a patkány testére. A GAIN az erősítés mértékére utal. Az egyenletből adódik, hogy nem köthetünk nagyobb jelet a bemenetre, mint amekkora a VREF (amely szoros kapcsolatban van a tápfeszültséggel) és a GAIN hányadosa, illetve hogy a teljes felbontás egyenletesen oszlik el a pozitív illetve negatív feszültség értékekre.

$$\text{Max(INP} - \text{INN)} < \frac{V_{\text{REF}}}{\text{Gain}}; \text{ Full - Scale Range} = \frac{\pm V_{\text{REF}}}{\text{Gain}} = \frac{2V_{\text{REF}}}{\text{Gain}} \quad (2)$$

Esetünkben $\pm 1,65\text{V}$ tápfeszültséggel, 24bit felbontással és 12szeres előerősítéssel:

$$2^{24} = 16777216 \text{ szint}$$

$$2 * 1,65\text{V} = 3,3\text{V}$$

$$\frac{3,3\text{V}}{12} = 275\text{mV}$$

$$\frac{275\text{mV}}{2} = 137,5\text{mV}$$

$\pm 137,5\text{mV}$ a feldolgozó rendszer bemeneti intervalluma;

Pontossága:

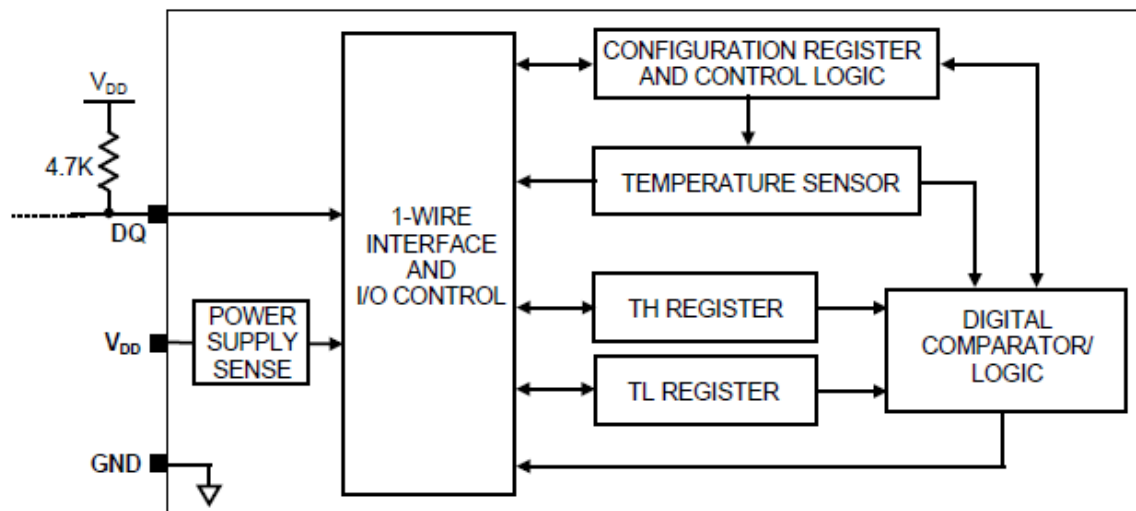
$$\frac{275\text{mV}}{2^{24}} = 16,4\text{nV}$$

Az áramkör tényleges pontossága a zajhatárig növelhető.

Ezenkívül lehetőséget biztosít, hogy a későbbiekben több csatornás, agyfelszíni és mélyagyi mérések is kivitelezhetőek legyenek. Amely újabb lehetőségeket tárna fel a kutatásban és tovább növelné az így született kutatási eredmények relevanciáját.

Kimenetén a front-end digitális SPI (SPI2) [28§15] buszon keresztül tartja a kapcsolatot a mikrokontrollerrel, illetve egy megszakítás lábon jelzi, ha a konverzió befejeződött és új adat érhető el.

4.2 Hőmérő [30, 31]



6. ábra Hőmérő Funkcionális Blokk Diagram

A hőmérő feladata az állat test (mag-) és agyhőmérsékletének mérése a környezeti hőmérséklettel együtt, ezáltal a hatóanyag által okozott hő változást is nyomon tudom követni.

A hőmérséklet segítségével tudjuk ellenőrizni, hogy okozott-e gyulladást az ECoG implantátum (korona), illetve, hogy a vizsgálandó farmakon illetve neuropeptid váltott-e ki hőemelkedést. Ezen kívül az emésztésre gyakorolt hatását is ellenőrizni tudjuk, hiszen a hasüregben közvetlen közelségben helyezkedik el az emésztőrendszer. Ha a vizsgált hatóanyag például májtevékenységet indukál, akkor az enzimbontás során meg fog emelkedni a hasüregben a hőmérséklet. Fontos tudni, hogy ha gyulladás lép fel a szervezetben, az állat belázasodik, amit csak úgy tudunk megállapítani, ha a külső hőmérséklethez és a kísérletben részt vevő többi állat hőmérsékletéhez viszonyítjuk a kérdéses patkány hőmérsékletét. Abban az esetben, amikor gyulladás állapítható meg, az állat mért értékeit meg kell jelölni és ki kell zárni a kiértékelésből, hiszen gyulladás hatására a szervezet olyan fehérjéket termel, amelyek befolyásolhatják a vizsgált farmakon illetve neuropeptid alvásmintázatra gyakorolt hatását.

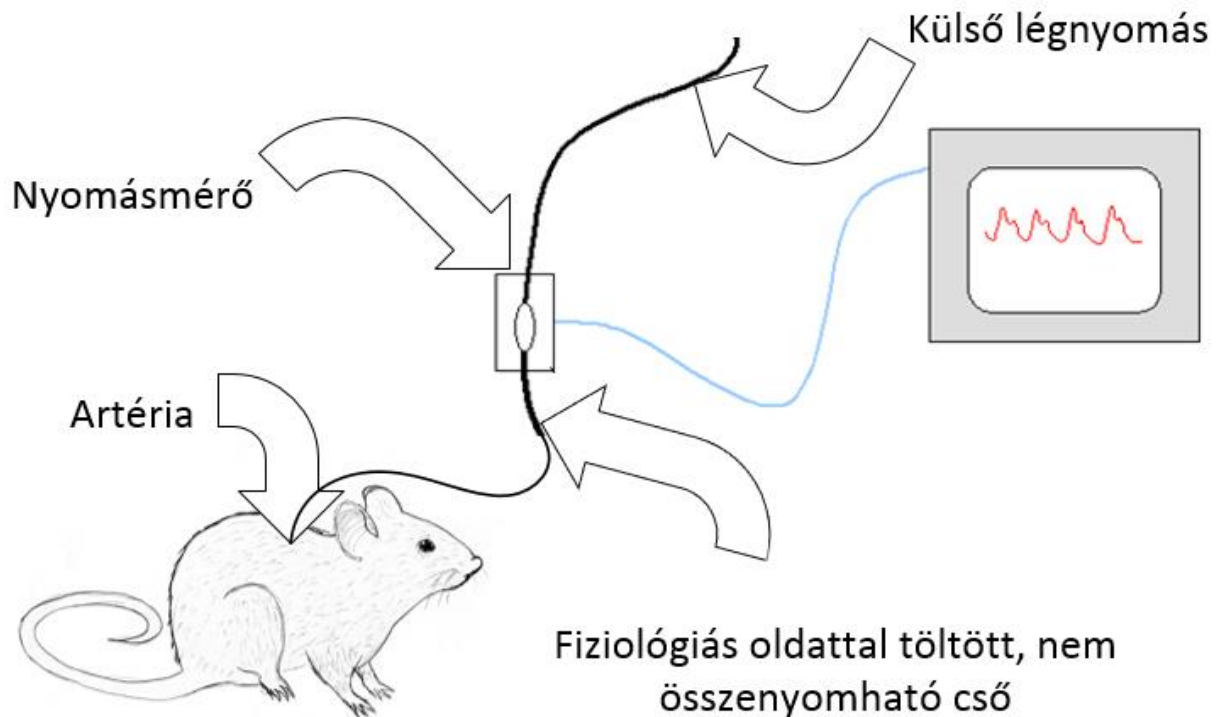
A Maxim (Dallas) DS1821 típusjelzésű hőmérő eszközt választottam, a három alkalmazott hőmérő egyenként One-Wire (PD2, PD3, PD6) buszon keresztül tartja az adatkapcsolatot a mikrokontrollerrel.

A (3) egyenlet a Digitális hőmérséklet értékének képzését írja le. Vagyis, hogy a hőmérő szenzor regisztereiben és memóriájában tárolt mérési értékekből hogyan lehet tized fok pontossággal hőmérsékleti értékeket képezni.

$$\text{TEMP} = \text{TEMP}_{\text{READ}} - 0.5 + \frac{\text{COUNT_PER_C} - \text{COUNT_REMAIN}}{\text{COUNT_PER_C}} \quad (3)$$

4.3 Vérnyomásmérő [32, 33]

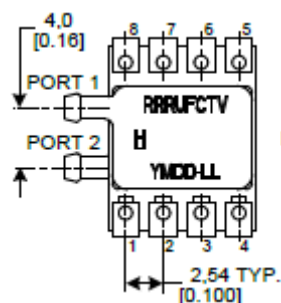
Túlságosan is hozzászoktunk ahhoz, hogy embereket csak meg kell kérni, hogy maradjanak nyugton, rájuk kell tenni a mandzsettát és máris tudunk vérnyomást mérni.



7. ábra Invazív vérnyomásmérés patkányon

A hatóanyag cardiovascularis rendszerre gyakorolt hatásának vizsgálata céljából a patkány vérnyomását egy intra-artériás vérnyomásmérő segítségével rögzítem.

Egy patkánynál korántsem ilyen egyszerű a helyzet. Állandóan mozog, és ha mandzsettát kapna, addig nem nyugodna, amíg le nem szedné, tehát folyamatos vérnyomásmérés csak invazív, intra-artériás megoldással lehetséges. Az általam megvalósított vérnyomásmérés során a patkány artériájába tűt vezetünk, amit egy membrán választ el a nyomásmérő szenzorhoz vezető fiziológiás oldattal töltött, nem összenyomható csőtől.



8. ábra Differenciális nyomásmérő fizikai felépítése

A differenciális nyomásmérővel a patkány vérnyomását a külső légköri nyomáshoz képest mérem, ezáltal kiküszöbölöm a mérésből az egyéb környezeti tényezőket.

A 8. ábrán látható a differenciális nyomásmérő fizikai kialakítása. Két bemenettel rendelkezik (port 1 és port 2), amelyek ugyanannak a nyomásmérő piezoelektromos kristálynak a két oldalára vezetnek. Ezáltal a 7. ábrán látható módon a differenciális nyomásmérésnél a relatív vérnyomás a definíciója szerint a patkány artériájában mért nyomás és a külső (abszolút) légnyomás különbsége, ennek a kiszámítását a (4) egyenlet írja le.

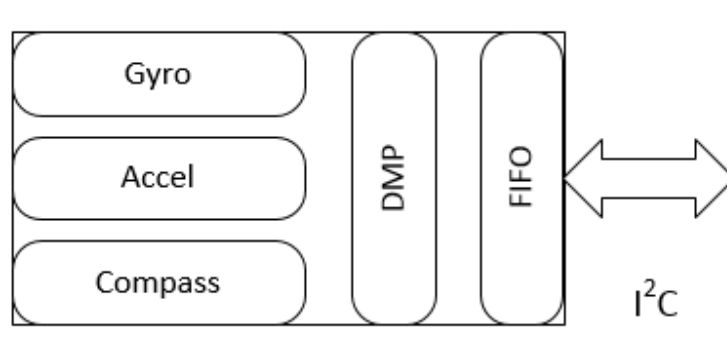
$$\text{Vérnyomás} = \text{mért_érték} - \text{légköri_nyomás (760 mm Hg)} \quad (4)$$

A nyomásmérő szenzor fizikai kialakítása révén ezt az átalakítást mechanikailag elvégzi, így egyből a mérés eredményeként relatív értékek állnak rendelkezésre.

A vérnyomás releváns információkat hordoz a szív és a szervezet kondicionáltságáról, amelyek közvetlen kapcsolatban állnak az őket szabályozó fehérjék expresszáldásának mértékével.

A Honeywell HSCDRRN400MD2A3 típusjelű nyomásmérő szenzorára esett a választásom, mert kis méretekkel rendelkezik, könnyű, ugyanakkor a mérni kívánt nyomástartományt nagy pontossággal lefedi. Ez az eszköz elhelyezhető az állat fején. Digitális I2C (I2C3) [28§16] kimenettel rendelkezik. A kis illetve gyors nyomásváltozásokat is nagy pontossággal képes követni.

4.4 Kilenc szabadsági fokú inercia mérő egység [34, 35, 36, 37]



9. ábra MPU-9150 rendszer diagram

A patkány mozgási aktivitásának változását egy az állat fején elhelyezett inercia mérő eszköz segítségével követek nyomon, így pontos képet kapok a mozgási tevékenységről a nap egyes szakaszaiban, a cirkadián ritmussal összhangban.

Az elnevezés egy 3 x 3 dimenziós eszközt takar, amely Giroszkóp, Gyorsulásmérő és Mágneses iránytű segítségével méri az állat elmozdulását, mozgásának pályáját. A 3 tengelyes giroszkóp 16 bites analóg-digitális konverterrel rendelkezik, programozható ± 250 , ± 500 , ± 1000 és ± 2000 fok/másodperc térbeli felbontású mérésekre képes, illetve 3,9 minta/másodperctől 8000 minta/másodperc mintavételezési sebességre képes. A 3 tengelyes gyorsulásmérő szintén 16 bites analóg-digitális konverterrel rendelkezik és programozható $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$, vagy $\pm 16g$ felbontásra képes. A 3 tengelyes mágneses iránytű 13 bites analóg-digitális konverterrel rendelkezik és $\pm 1200 \mu T$ felbontásra képes.

Az általam választott eszközben, az InvenSense MPU-9150-ben a három szenzor SiP¹⁷ módon van kialakítva. Digitális I2C (I2C3) [28§16] kimenettel rendelkezik, ezen keresztül tartja a kapcsolatot a mikrokontrollerrel.

A hosszú ideig tartó mérések során a pontos mérési eredmények e 3 mérőeszközből származnak, különféle sztochasztikus modellek illesztése és Kálmán szűrő alkalmazása után.

A szenzor a patkány tevékenységének nagy felbontású feltérképezéséért felelős. A kamerás rendszer a mozgását illetően egyfajta információkat szolgáltat, de az IMU ettől különböző viselkedésmintázatok megfigyelésében segít. A két rendszer kiegészíti egymást, így pontosabb mérési eredmények születhetnek, amelyekből nagyobb valószínűséggel tud a feldolgozó algoritmus következtetni a patkány valós tevékenységére.

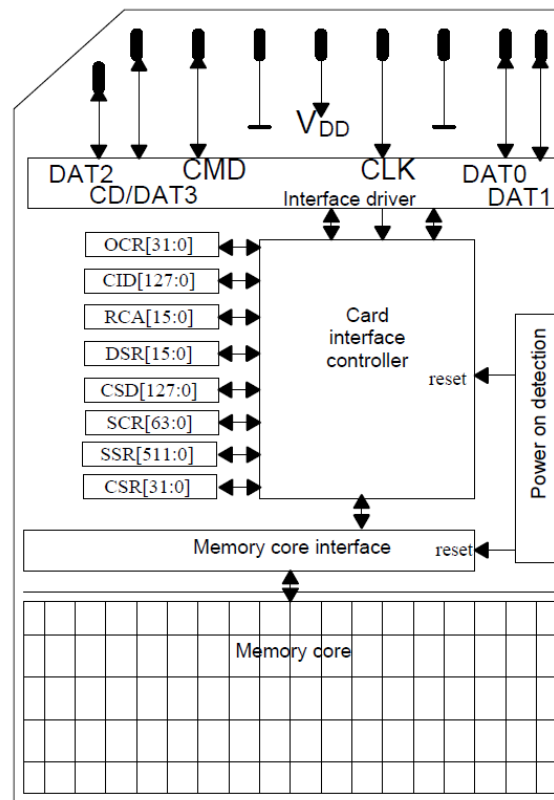
Ezzel a szenzorral már megkülönböztethető, ha a patkány a ketrec közepénél vagy szélénél ágaskodik. Míg az első esetben egy nyitott, kíváncsiskodó, egészséges, felfedezni vágyó patkányt mutat, úgy a második esetben csak tisztálkodik. Ha a ketrec fal felőli, szélénél

¹⁷ System in Package, rendszer egy tokban.

kuporog, akkor egy szorongó, visszahúzódó, félénk és depressziós állat viselkedési mintázatát láthatjuk. Míg ha a ketrec itató felőli sarkában ágaskodik, akkor valószínűleg csak iszik.

Ezáltal hasznos információkat tudunk kinyerni a vizsgált neuropeptid depresszió patomechanizmusában játszott szerepéről, továbbá az állat viselkedésmintázatára kifejtett hatásáról.

4.5 SD kártya [38, 39, 40, 41, 42, 43, 44, 45, 46, 47, 48]



10. ábra SD kártya architektúrája

Az eszköz tesztelése közben hasznos, ha későbbi feldolgozás és kiértékelés céljából az adatok elérhetők, ezért egy kisméretű, de nagy kapacitású adathordozóra mentem a mért jeleket. Emellett egy konfigurációs fájlal biztosítom, hogy a mérő rendszer a kísérletek kezdetekor a megfelelő mérési beállításokkal rendelkezzen.

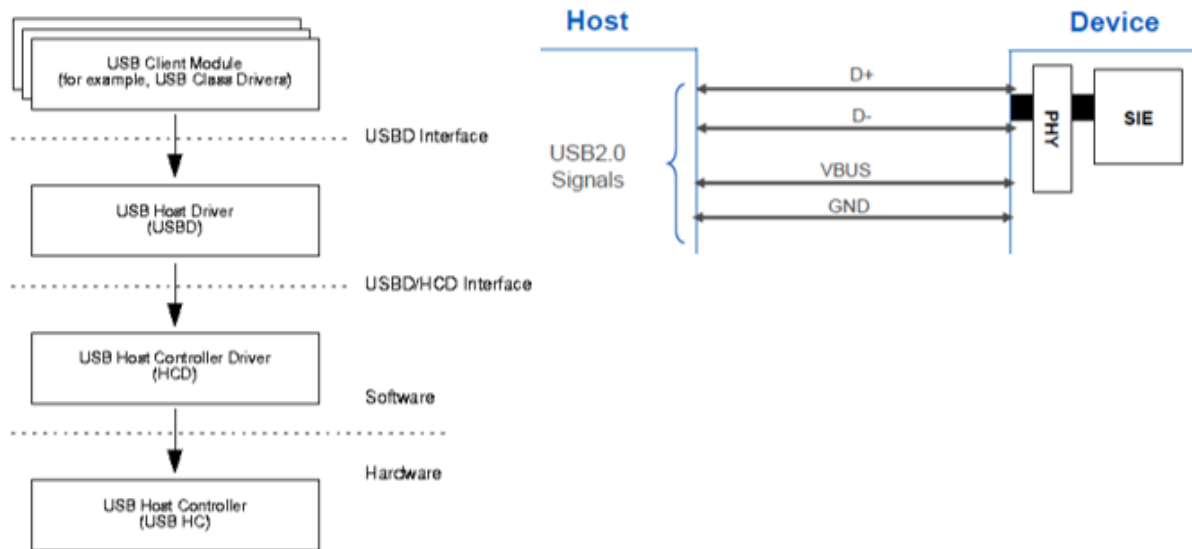
A mért adatokat egy elterjedt, kisméretű, de nagy kapacitású, gyors adathordozóra, SD kártyára menti az eszköz, hogy a hibakeresés során a vezeték nélkül küldött adatok valóságát le tudjuk ellenőrizni.

A mikrokontroller által szenzorokból kiolvasott adatokat tartalmazza, illetve ezen kívül tartalmaz még egy konfigurációs fájlt, amely alapján a bekapcsolást követően a mikrokontroller be tudja állítani a különféle mérések összeállításainak megfelelően az egyes szenzorok regiszterértékeit a különféle mérési paramétereknek megfelelően.

Támogatott formátumok az SD Card Association besorolásának megfelelően: SDSC, SDHC, SDXC, CLASS1-től CLASS10-ig, UHS I illetve UHS II.

SPI (SPI0) [28§15] buszon keresztül folyik az adatkapcsolat a mikrokontroller és az SD kártya között.

4.6 USB [49, 50]



11. ábra USB felépítése

Az eszköz tesztelése és hitelesítése során a mért és mentett adatokat USB porton keresztül teszem elérhetővé számítógép számára. Emellett USB porton keresztül tölthető az eszköz nagy kapacitású akkumulátora, vagyis egy elterjedt, mindenhol megtalálható töltővel rendelkezik és nem igényel egyedi töltőállomást.

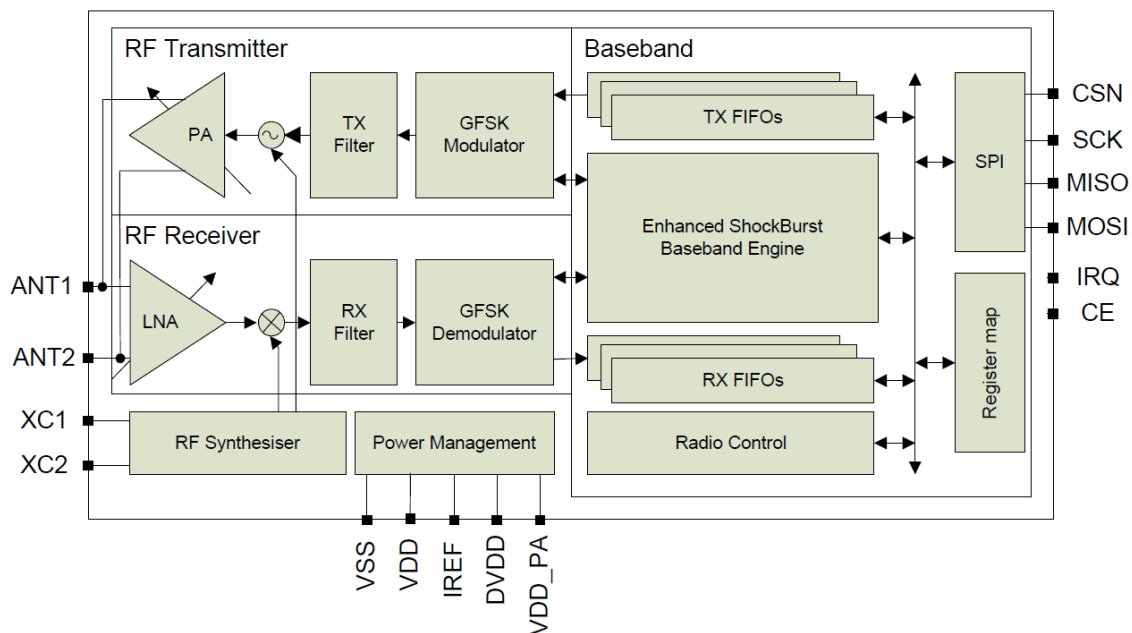
A könnyű kezelhetőség végett az eszköz akkumulátora USB porton keresztül tölthető, illetve a Universal Serial Bus leírásának megfelelően Mass Storage Device üzemmódra képes, ami jelölve is van a descriptor táblájában, azaz az SD kártyán tárolt adatok háttértárként hozzáférhetők egy PCről USB porton keresztül.

Számítógéppel, FPGA-val össze lehet kötni OTG¹⁸ porton keresztül, mely az eszköz újraprogramozásáért, az SD kártyán tárolt adatok átmásolásáért felelős, illetve a konfigurációs fájl felmásolásáért is. Fontos, hogy az eszköz fejlesztése és hibakeresés közben nagy segítséget nyújt, többek között a mért adatok leellenőrzésére, a vezeték nélkül továbbított adatok helyességének ellenőrzésére, stb.

Az USB port a mikrokontroller dedikált PB0, PB1, PD4, PD5 lábain foglal helyet.

¹⁸ On-The-Go, Host és kliens üzemmódokra egyaránt képes.

4.7 Telemetry, vezeték nélkül adattovábbítás [51]



12. ábra Vezeték nélküli modul blokk diagramja

Az állatból mért vitális paramétereket vezetékek használatát mellőző rádiófrekvenciás módon juttatom el a feldolgozó rendszer felé, így biztosítom, hogy a mérő rendszer csapágyas felfüggesztésével az állat szabadon mozoghasson. (Internet of Things, Internet of Rats?)

A vezeték nélküli továbbítás teszi lehetővé, hogy a költséges forgóérintkező nélkül is működni tudjon a rendszer, ezáltal ugyanis kiváltható a vezetékes adatelvezetés.

A vevő oldalon van az FPGA, amely a fogadott adatokat fogja feldolgozni.

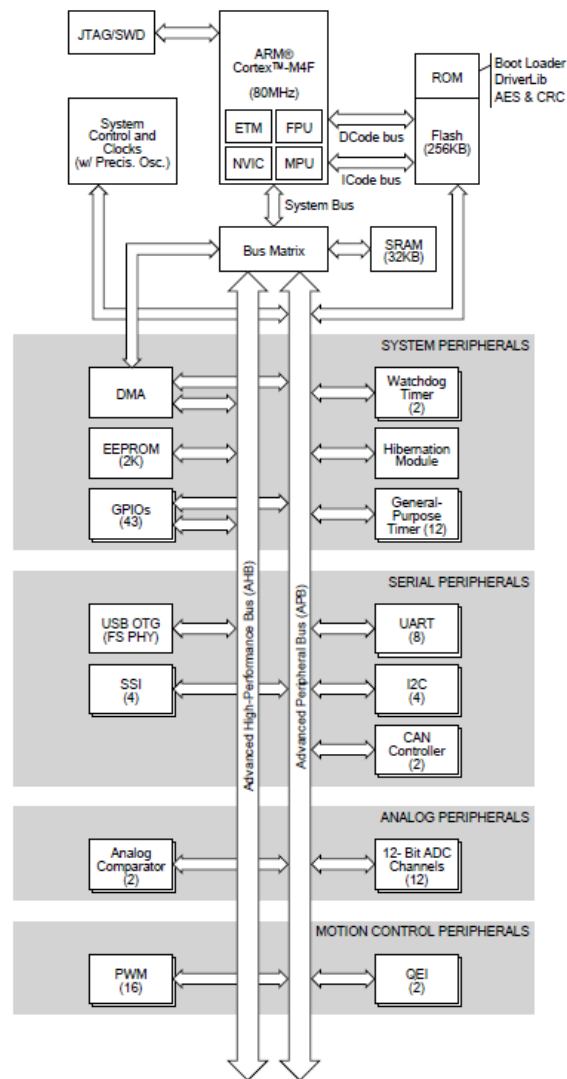
A Nordicsemi nRF24L01+ vezeték nélküli adó-vevő rendszer mellett döntöttem, mivel 2,4GHz-től 2,525GHz-ig üzemel, ez átfedésben van ISM (Industrial, Scientific and Medical) szabvánnyal. 1 illetve 2 MHz-es nem átlapolódó 1 és 2 Mbps átviteli sebességekre képes. SRD (short range device). Minimális számú külső alkatrészt igényel. Az antennát a nyákon is ki lehet alakítani. Széles körben elterjedt, jól támogatott, és jól felépített kommunikációs protokollt használ.

Elegendő hatótávval rendelkezik. Átviteli frekvenciája nem perturbálja a mért jeleket, illetve nem okoz káros, és nem kívánatos élettani hatásokat.

A vezeték nélküli chip digitális oldalán SPI (SPI1) [28§15] buszon keresztül tartja az adatkapcsolatot a mikrovezérlővel, illetve a vevő egy megszakítás lábon jelzi, ha vevő üzemmódban új adat érkezett.

Az adó-vevő tulajdonságának köszönhetően a feldolgozó egységtől későbbiekben lehetőség nyílik utasítások fogadására is, így akár mérés közben az adatok feldolgozása során visszacsatolásként módosíthatóak a mérés felbontására vonatkozó paraméter beállítások.

4.8 Mikrokontroller [28, 29]



13. ábra Mikrokontroller Magas Szintű Blokk Diagram

A mikrokontroller feladata az egyes szenzorok vezérlése, kezdeti beállítása, az adatok kinyerése, mentése, elő-feldolgozása és továbbítása a feldolgozó rendszer számára.

A mikrokontroller feladata az egyes szenzorok vezérlése, az általuk mért adatok lekérdezése, azok elő-feldolgozása, stb.

Fontos szempontok, amelyeknek meg kell felelnie:

- Kis fogyasztású eszköz, hiszen a szenzor akkumulátorról üzemel. Emellett ő felelős az összes mért érték begyűjtéséért, a szenzorok vezérléséért, ő végzi a legtöbb feladatot, így elengedhetetlen szempont az alacsony fogyasztás.
- Ugyanakkor nagy teljesítményű mikrokontroller szükséges az adatok gyors és pontos elő-feldolgozásához, amelyekhez Floating Point Unit-tal és Single Instruction Multiple Data segédprocesszorokkal rendelkezik.

- Sok GPIO lábbal és sok támogatott szabvánnyal rendelkezik, hogy minél többfel periféria kiszolgálására képes legyen.
- Ugyanakkor kis SMD tokozással rendelkezzen helytakarékosági és könnyebb felületszerelési szempontok végett.
- Könnyen használható, jól támogatott rendszer.
- A kommunikációs protokollok nagy hányadát támogatja, a multifunkcionális felhasználási lehetőségek miatt.
- Portábilis, azaz a rá elkészített programot relatív kis módosításokkal más hasonló architektúrájú mikrokontrollerre is könnyen lehet adaptálni. Ezáltal lehetőséget biztosítva a bővítéseknek.

Ezek miatt is választottam a TI TM4C123GH6PM típusú mikrokontrollert, amely egy Neumann architektúrájú 32 bites adat és utasításkészlettel rendelkező mikrokontrollert. A gyorsaság és a kis fogyasztás érdekében egy redukált utasításkészlettel is rendelkezik, amely a leggyakoribb utasítások 8 bites elérését teszi lehetővé (Thumb2). Emellett fel van szerelve egy Floating Point Unittel, illetve egy Single Instruction Multiple Data segédprocesszorral, így lehetőséget teremtve az adatokon elő-feldolgozás keretében történő matematikai és biológiai jelfeldolgozó, zavarssűrítő algoritmusok futtatására, a méltán népszerű CMSIS könyvtár használatával. Támogatja a hibernáció lehetőségét. Rendelkezik számlálókkal (16/32/64 bit). Széleskörű támogatottsággal rendelkezik. Széles spektrumú energiagazdálkodási lehetőségeket biztosít. DMA-n keresztül tehermentesíthető a vezérlő egysége.

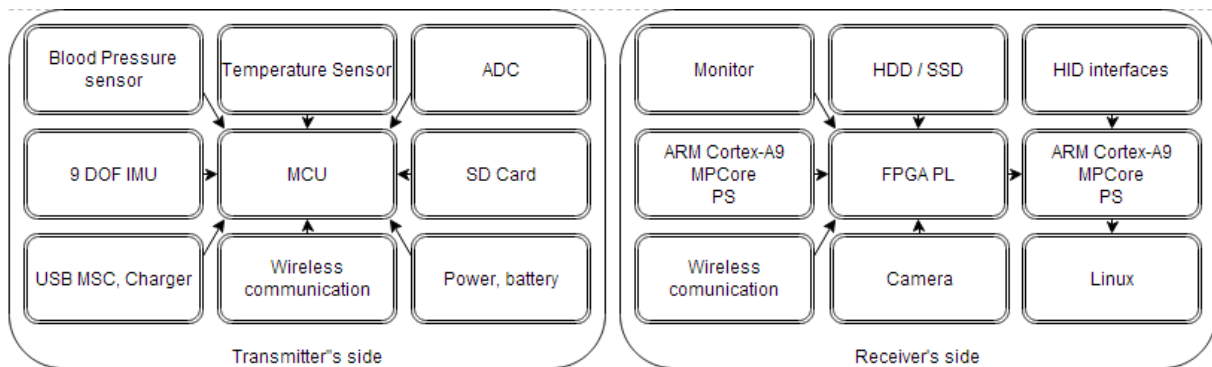
A mikrokontroller több SPI (Serial Peripheral Interface Bus, 4 vezetékes) [28§15] és I2C (Inter-Integrated Circuit, 2 vezetékes) [28§16] buszon kommunikál a perifériákkal, emellett számos GPIO lábat használtam fel a megszakítások kezeléséhez, a One Wire kommunikációs protokoll megvalósításához, és az egyéb rendszerfunkciók implementálásához.

1. táblázat Mikrokontroller szenzor perifériák összefoglaló táblázat

Periféria	Busz	Port
Analóg-digitális konverter	SPI	SPI2
Hőmérők	One-Wire	PD2, PD3, PD6
Vérnyomásmérő	I2C	I2C3
9 Szabadsági Fokú Inercia Mérő	I2C	I2C3
SD kártya	SPI	SPI0
USB	USB	PB0, PB1, PD4, PD5
Vezeték nélküli adó-vevő	SPI	SPI1

4.9 Teszteléshez alkalmazott felépítés

A 14. ábra bal oldalán a szenzort, azaz a teljes rendszer adó oldalát szemlélteti. Itt a mikrokontroller gyűjti össze a különböző szenzorok (vérnyomásmérő, hőmérők, analóg-digitális konverter, 9 szabadság fokú inercia mérő rendszer) által mért értékeket, és ezeket továbbítja a vezeték nélküli adó segítségével az ábra jobb oldalán található fogadó oldal felé. Ennek a középpontjában a ZYNQ FPGA áll, amely 2 ARM Cortex A9 MPCore-t tartalmaz, így telepíthető rá ARM alapú linux operációs rendszer, illetve képes kezelni megjelenítésre alkalmas eszközt, valamint háttértárat, Human Interface Device-okat, illetve a kamerából közvetlenül fogadja az adatokat. Az egyik mag az FPGA-t segíti, míg a másik mag a felhasználói rendszer és felület futtatásáért felelős. A vázolt rendszer egy Asymmetric Multi Processing rövid leírása. Az algoritmus gyorsítók hardverben az FPGA-ban kerültek implementálásra.

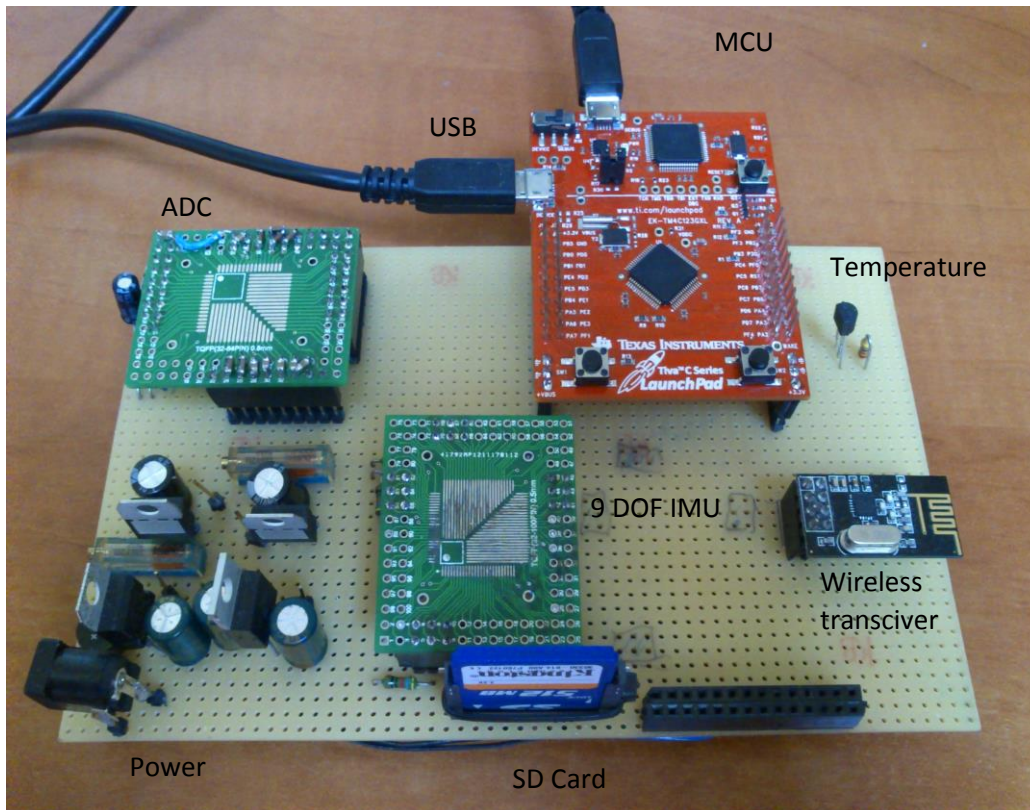


14. ábra Hardware Design Blokk Diagram

A mérő és a feldolgozó rendszer együtt különféle forrásokból származó, a vizsgált hatóanyag által befolyásolt vitális paraméterek mérését és feldolgozását végzi, ezáltal egy egységes és összehasonlítható képet adok minden egyes tesztelt vegyület hatásáról. A mérő rendszerrel mérem, és vezeték nélkül továbbítom a patkány élettani jeleit a feldolgozó rendszer felé, amellyel a hatóanyag komplex hatását vizsgálom. Az ábra a rendszer egyes összetevőinek blokk diagramját szemlélteti.

Az elvárások lefektetése és az egyes elemek kiválasztása után a következő lépés az áramkör első verziójának megépítése próbapanelen.

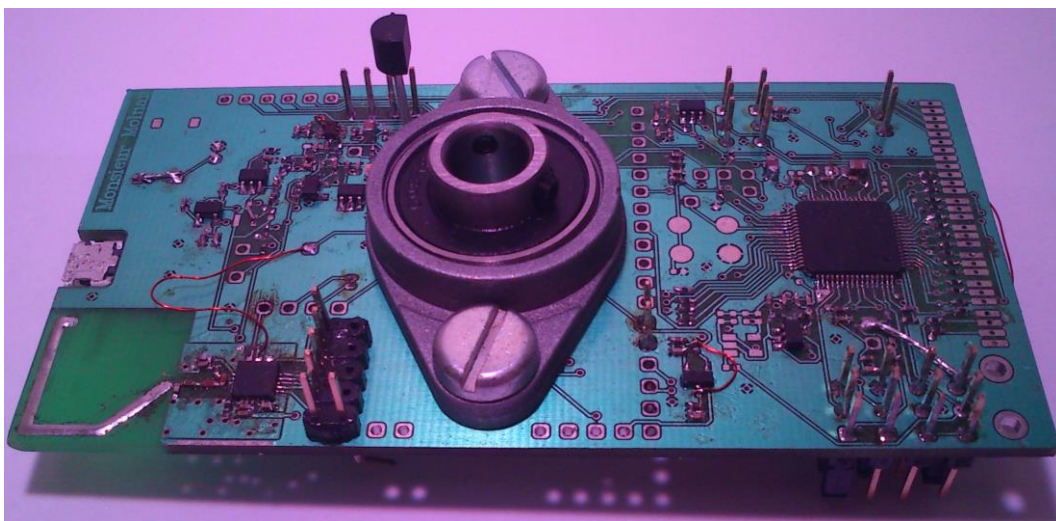
Ezzel a verzióval sikerült demonstrálnom az eszköz működését, annak létjogosultságát. Ez után nyugodtan foghattam bele a nyák tervezésébe, tudván azt, hogy már nem kell félnem nem várt meglepetésektől.



15. ábra Prototípus próbapanelen

Az mérő rendszer legelső kialakításakor még nem törekedtem a lehető legkisebb zajjal történő mérésre, inkább a megfelelő szenzorok megválasztására, és a vezérlő szoftver zavartalan, stabil és megbízható működésére.

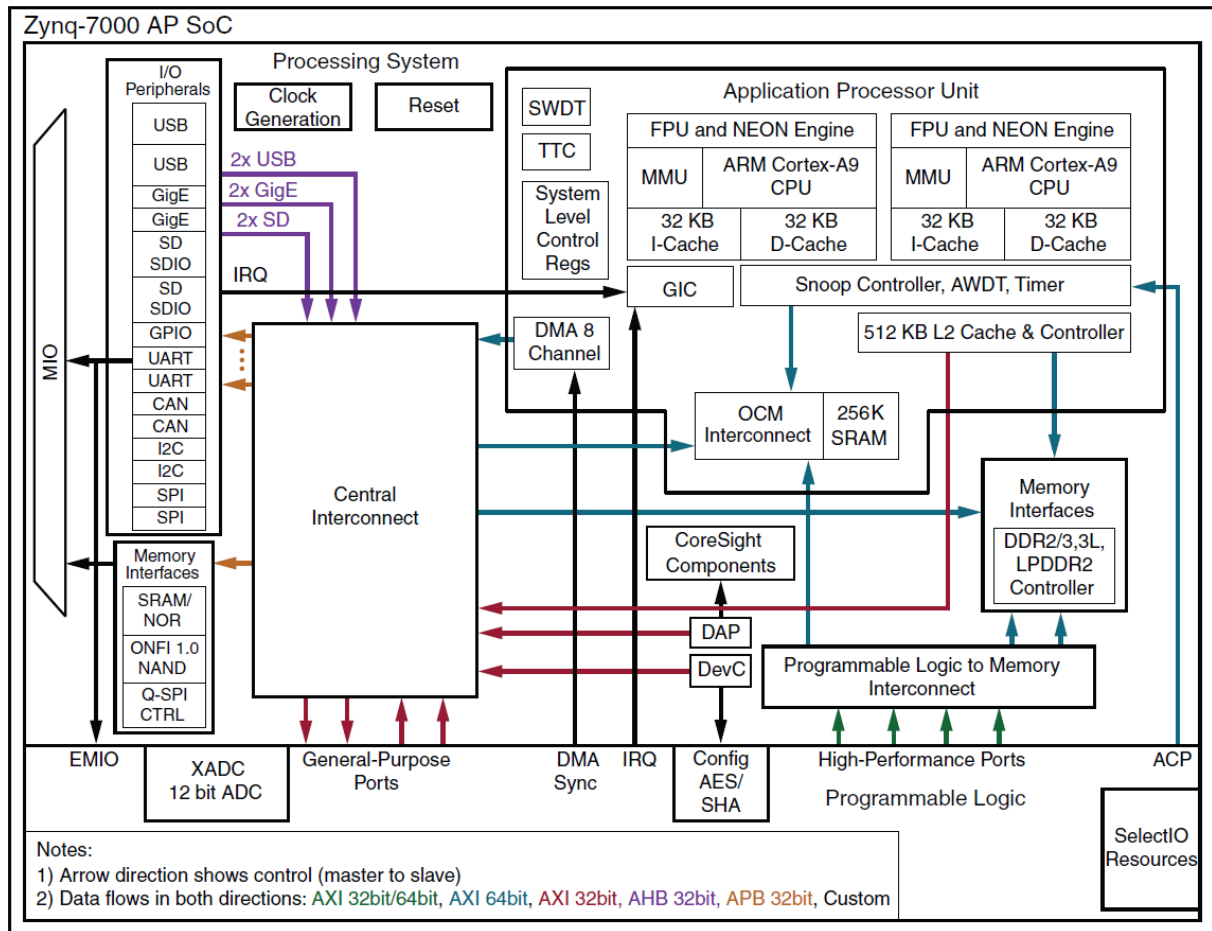
A 15. ábrán látható prototípus sikeres megépítése után megvalósítottam a végleges verzió első generációját, amely a 16. ábrán látható. El tudtam végezni a rendszer finomhangolását, hiszen ezzel már zavarmentes mérések is végrehajthatók.



16. ábra Első generáció

A következő generációs, teljes egészében saját tervezésű rendszer kialakításakor a minimális zajjal történő mérésekre, a kompakt kialakításra, és a helyes kalibrációra fektettem a hangsúlyt. Az eszköz tetején helyezkedik el a csapágy, amely az eszköz és az állat szabad mozgását biztosítja.

5 FPGA [52, 53, 54, 55, 56, 57, 58, 59, 60, 61, 62]

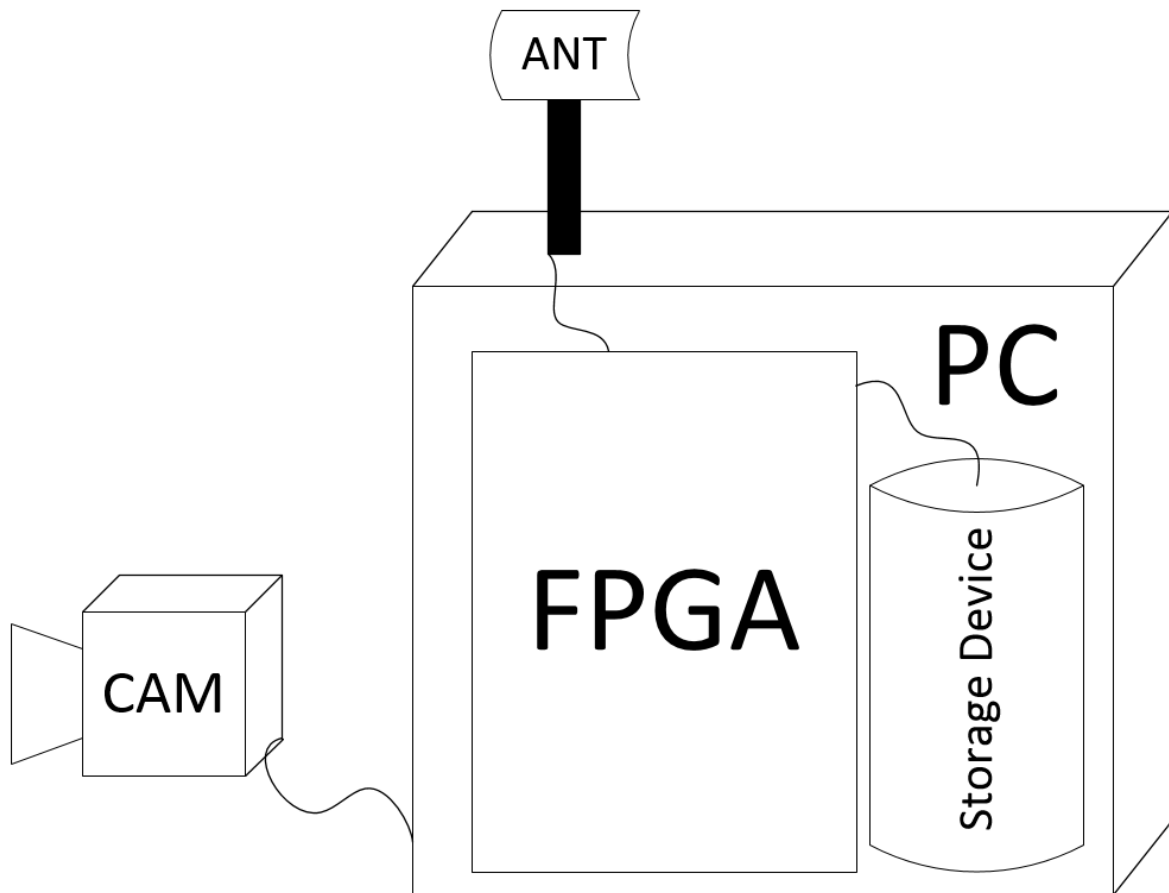


17. ábra Xilinx Zynq architektúra

A 7-es szériás Xilinx Zynq Embedded SoC FPGA lehetővé teszi, hogy a programozható logika párhuzamosításban nyújtotta előnyeit és egy ARM alapú linux operációs rendszerrel rendelkező számítógép előnyeit kombinálni tudjam.

A 17. ábrán látható az általam kiválasztott SoC¹⁹ FPGA architektúrájának felépítése. Egy kétmagos ARM® Cortex™-A9 MPCore™ alapú feldolgozó rendszer (Processing System, PS) [52§3] és egy Xilinx programozható logika (Programmable Logic, PL) [52§21] van kialakítva egyazon félvezető lapkán. A PS és a PL külön energiaellátással rendelkezik, így lehetséges a dinamikus szoftveres vezérlés, a PL futás közbeni teljes vagy részleges újrakonfigurálása. A PS-hez tartozó főbb funkcionális építőkövek az APU, a memória (On Chip Memory, OCM), az I/O perifériák és az Interconnect, amely összeköti a PS-t és a PL-t.

¹⁹ System on Chip.



18. ábra Feldolgozó rendszer

A számítógép és a programozható logika előnyeit kombináló feldolgozó rendszer segítségével vezeték nélkül fogadom a mért vitális paramétereket, dolgozom fel, mentem és jelenítem meg azokat real-time módon.

Az általam megvalósított rendszer fizikai kialakítása a 18. ábrán látható. Szoftveres kialakításban egy AMP-t²⁰ valósítottam meg, vagyis a PS-ben található két ARM mag két különböző kódot futtat. Az egyik magon (core 0) egy nyílt forrású Linux fut, amely a grafikus megjelenítésért, és a kezelőszervek futtatásáért felelős. A másik mag (core 1) az FPGA segítségével, vezérléséért és kezdetleges inicializálásáért felelős. A vezeték nélkül fogadott adatokon a következő fejezetekben tárgyalt algoritmusok PL-ben történő futtatása után az eredmények a SCU-n²¹ keresztül jutnak el a 0-as magra, illetve a nyers adatokkal együtt az eredmények egy külső háttértárra is mentésre kerülnek, így biztosítom, hogy az egyszer már elvégzett műveletek eredményei később is rendelkezésre állnak, illetve ha később az FPGA új algoritmussal történő konfigurálása esetén a nyers adatokat offline ki kell értékelni, akkor azok rendelkezésre álljanak.

²⁰ Asymmetric Multi Processing

²¹ Snoop Control Unit: az L1, L2 és a külső memóriában tárolt változók értékének szinkronban tartását felelős modul

5.1 FPGA és GPU [11, 63]

A feldolgozó algoritmusok tesztelése során világossá vált, hogy egy PC nem képes online feldolgozni a különböző szenzoros forrásból származó adatokat. Esélyesként említhetjük a GPU-kat²² és az FPGA-kat, a kiváló párhuzamosíthatóságuknak köszönhetően.

Ezek közül az FPGA-t választottam, mert a GPU-kkal szemben számos előnnyel rendelkezik, amelyek közül néhány lényeges különbséget a következőkben részletezek.

SIMD Parallelism (GPU)	1 A	1 B	1 C	1 D	1 E	4 A	4 B	4 C	4 D	4 E
	2 A	2 B	2 C	2 D	2 E	5 A	5 B	5 C	5 D	5 E
	3 A	3 B	3 C	3 D	3 E	6 A	6 B	6 C	6 D	6 E
Clock Cycle	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Pipeline Parallelism (FPGA)	1 A	2 A	3 A	4 A	5 A	6 A				
		1 B	2 B	3 B	4 B	5 B	6 B			
			1 C	2 C	3 C	4 C	5 C	6 C		
				1 D	2 D	3 D	4 D	5 D	6 D	
					1 E	2 E	3 E	4 E	5 E	6 E

19. ábra Algoritmus végrehajtása GPU-n és FPGA-n

A GPU egy SIMD eszköz, vagyis egy adathalmazon ugyan azt az utasítást hajtja végre, ezzel ellenben az FPGA az adathalmaz különböző elemein egyszerre különböző utasításokat képes végrehajtani.

Kulcsfontosságú eltérés a GPU-k és az FPGA-k között, hogy a feldolgozás vezérlése hogyan kezeli a párhuzamosítást. A GPU-k Single-Instruction, Multiple-Data (SIMD) eszközök, ahol a feldolgozó egységek csoportjai azonos utasításokat hajtanak végre a saját független munkadarabjaikon. Ezzel szemben az FPGA-k kihasználják a pipeline párhuzamosítás előnyeit. Az utasítások különböző műveletei a különböző munkadarabokon egyszerre hajtódnak végre. A 19. ábra egy egyszerű példán keresztül mutatja be az eltéréseket a két módszer között, ahol 6 munkadarabon (1-6) 1-1 utasítás hajtódik végre, amelyek 5-5 műveletből állnak (A-E). Itt a SIMD megközelítés 3 munkadarabot képes egyszerre kezelni. Ebben a példában mindkét

²² Graphics Processing Unit

párhuzamosítási módszer azonos idő alatt fejezi be a feladatát, de az áteresztőképességük némileg eltérő. Ha további munkadarabokat kellene feldolgozni, akkor a SIMD párhuzamosítási megközelítés továbbra is 3 munkadarabot dolgozna fel 5 órajel ciklus alatt, ezzel szemben a pipeline megközelítés átlagosan egy munkadarab feldolgozását fejezné be minden egyes újabb órajel ciklussal.

Ezeknek a különbségeknek a forrása a hardveres felépítések eltéréséből fakad. A GPU-kban sok egyszerű és azonos felépítésű végrehajtó mag van, amelyek mind képesek kezelni a saját munkadarabjukat. Ezzel szemben az FPGA-kban az utasítások műveleteinek megfelelő áramkörök jönnek létre.

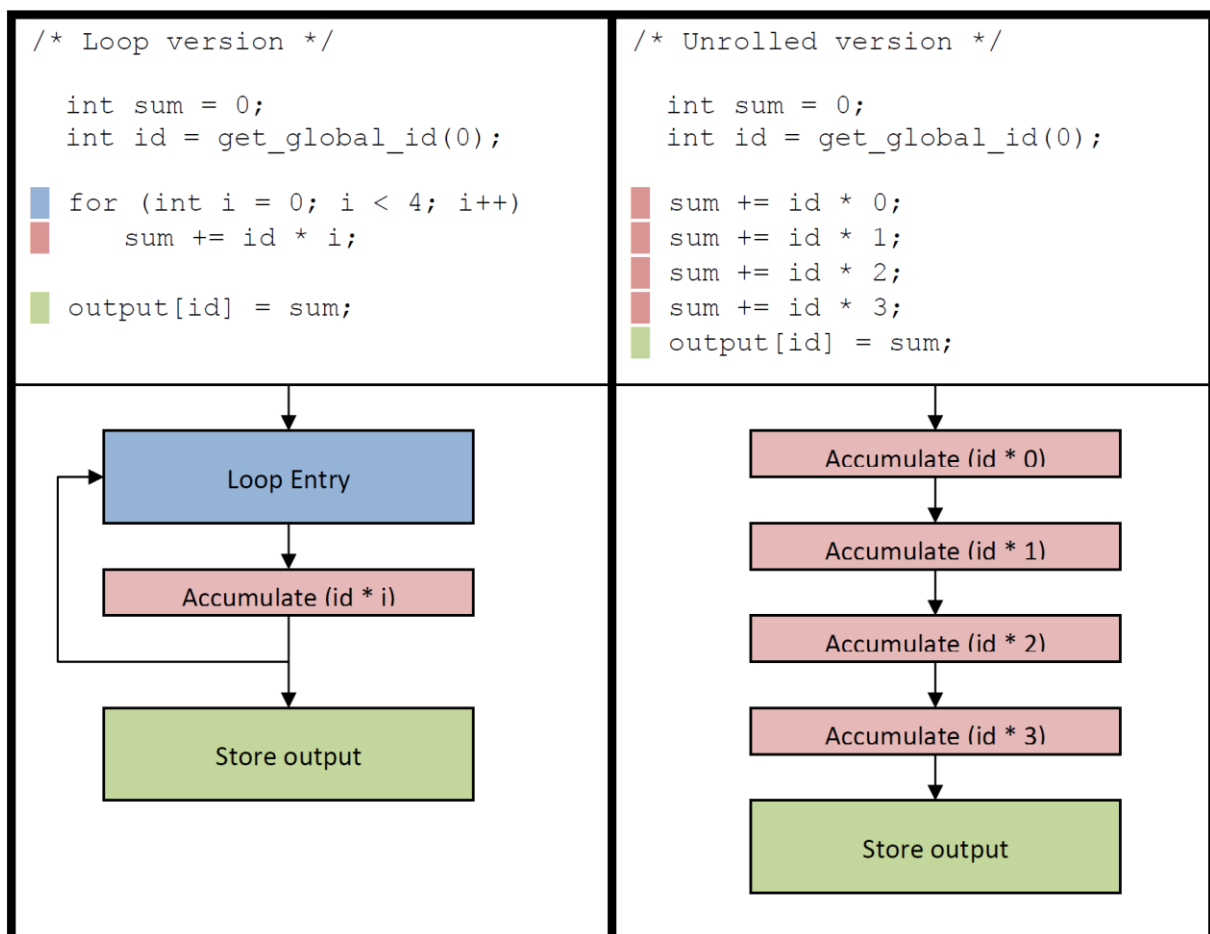
SIMD Parallelism (GPU)	1 A	1 B ₁	1 C ₁	1 D ₁	IDLE					
	2 A	IDLE			2 B ₂	2 C ₂	2 D ₂	IDLE		
	3 A	IDLE						3 B ₃	3 C ₃	3 D ₃
Clock Cycle	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Pipeline Parallelism (FPGA)	1 A	2 A	3 A							
		1 B _{1,2,3}	2 B _{1,2,3}	3 B _{1,2,3}						
			1 C _{1,2,3}	2 C _{1,2,3}	3 C _{1,2,3}					
				1 D _{1,2,3}	2 D _{1,2,3}	3 D _{1,2,3}				

20. ábra Feltételes végrehajtás GPU-n és FPGA-n

Egy feltételes végrehajtás során az utasítás-végrehajtás a feltételnek megfelelő módon kell, hogy végrehajtsódjon. A GPU-kon belül ilyenkor a megfelelő programrész betöltésére van szükség, ennek időtartama alatt a feldolgozás áll. Ezzel szemben az FPGA-n belül minden feltételnek megfelelő hardver architektúra hozható létre, így a feldolgozás felesleges várakozások nélkül, folyamatosan képes futni.

A különböző párhuzamosítási megközelítések egyik következménye a feltételes szálkezelés. Amikor a GPU-kban fordul elő egy elágazás, akkor szükséges, hogy minden munkadarabon az azonos SIMD egységen belül is helyesen hajtsódjanak végre a különböző végrehajtási szálak. Azonban mivel a SIMD egység minden időpillanatban, mint egy egész dolgozik egy utasításon, így minden különböző feltételes szál végrehajtása, amelyet a munkadarab tartalmaz, csak egymás után, sorjában lehetséges. Közben az egyes független munkadarabok feldolgozása engedélyezve vagy tiltva van, attól függően, hogy a feltétel kiértékelésének mi lett az

eredménye. Következésképp egy N különböző feltételekkel rendelkező elágazás végrehajtási ideje egyenlő lehet az N különböző szál végrehajtási idejének összegével (N maximum a SIMD nagyságával lehet egyenlő). Az elágazás kevésbé problematikus az FPGA-kban, hiszen minden végrehajtási szál már fordításkor megvalósul hardverben. Minden elágazási lehetőség végre lehet hajtani egyidejűleg vagy spekulatíván, így akár a szálak végrehajtása átfedésben lehet az elágazások feltételének a kiértékelésével. A 20. ábra egy egyszerű példán mutatja be, hogy a két eltérő párhuzamosítási módszer hogyan kezeli a feltételes elágazásokat. Mindhárom munkadarabon az első azonos művelet (A) végrehajtódik, de ezután a végrehajtása a következő 3 műveletnek az elágazás feltételétől függ (B, C, és D).



21. ábra Ciklus végrehajtásának kibontása

A feldolgozási idő és a rendelkezésre álló erőforrások között megkötött kompromisszumokkal tovább tudjuk optimalizálni az algoritmusok futását a hardver tulajdonságainak kihasználásával.

Az FPGA-kban implementált algoritmus feldolgozási sebessége tovább gyorsítható a fennmaradó szabad erőforrások felhasználásával, például a ciklusok kibontásával. A 21. ábrán látható példában minden feldolgozó egység 4 részeredményt számol, majd a végeredményt kiírja a kimenetre. A kibontatlan ciklusban egy összeadó van felhasználva és az áteresztő képesség 0,25 feldolgozott munkadarab órajelenként. Ezzel szemben a kibontott ciklusban 4

összeadó került felhasználásra, így minden egyes órajelre egy új eredmény kerül ki a kimenetre. Ezt a fajta optimalizálási módszer csak ismert nagyságú ciklusokban, illetve adatfüggő iteráció számmal rendelkező ciklusokban használható.

Summation code: <pre>sum = 0; FOR (x = 0; x < 4; x++) { sum += x; // loop-carried dependency output[x] = SUM; }</pre>								
GPU	Sum 0	Out 0	Sum 1	Out 1	Sum 2	Out 2	Sum 3	Out 3
Clock Cycle	1	2	3	4	5	6	7	8
FPGA	Sum 0	Sum 1	Sum 2	Sum 3				
		Out 0	Out 1	Out 2	Out 3			

22. ábra Ciklus kibontás

Már egy egyszerű ciklus kibontásából is látszik, hogy mekkora előnyökkel rendelkeznek az FPGA-k a GPU-khoz képest.

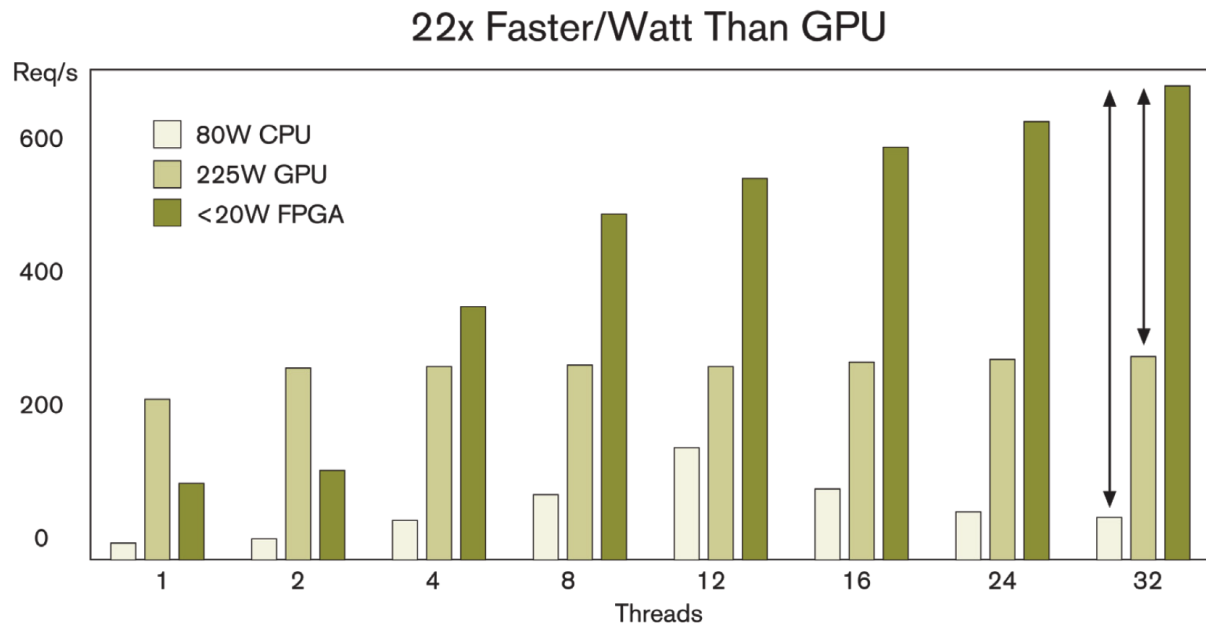
A 22. ábrán egy egyszerű ciklus látható, ahol minden második művelet az eredmény kiírása. A GPU-kban ez a kiírás külön idő és órajel igényes, ezzel szemben az FPGA-kban a kiíratás, ha kibontjuk a ciklust, párhuzamosan hajtható végre a következő elem kiszámolásával.

Host	Load GPU ₁	Launch ₁		Read GPU ₁	Load GPU ₂	Launch ₂		Read GPU ₂	Load GPU ₃	Launch ₃		Read GPU ₃
GPU			Kernel ₁				Kernel ₂				Kernel ₃	
I/O	Read ₁			Write ₁	Read ₂			Write ₂	Read ₃			Write ₃
Time	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Host	Setup I/O Channels		Launch									
FPGA				Kernel ₁	Kernel ₂	Kernel ₃						
I/O				Read / Write ₁	Read / Write ₂	Read / Write ₃						

23. ábra Memória és külső periféria hozzáférés GPU-n és FPGA-n

A memória írás/olvasás illetve egyéb periféria kezelés a GPU-nál a kiszolgáló processzorhoz kötött, amely más feladatok ellátása mellett (feldolgozási szálak vezérlése, stb) nem képes azonnal válaszolni, így a GPU-ban a feldolgozás várakozik a következő adatcsomagra. Az FPGA ezzel szemben pipeline módon képes az egyes adatcsomagok feldolgozására.

A 23. ábra az input-output folyamatokat ábrázolja, azaz adatolvasást és írást a memória és a perifériák irányába. Jól látható, hogy a GPU kötött egy processzor kiszolgálóhoz, amely előkészíti az adatokat a GPU számára, ez idő alatt a GPU nem képes adatokat feldolgozni, míg az FPGA az ilyen kiszolgáltatottsági viszonyokat mellőzi, hiszen direkt összeköttetésben áll mind a memóriával, mind a perifériákkal.



24. ábra Műveletvégzési teljesítmény / fogyasztás

Az FPGA-k a GPU-khoz viszonyítva azonos teljesítmény mellett átlagosan 22szer több művelet elvégzésére képesek, vagy megfordítva, azonos algoritmusok futtatását 22szer kevesebb fogyasztással képesek elvégezni.

Az FPGA-k eltérő hardveres felépítésük révén akár 25szer nagyobb műveletvégzési teljesítményre képesek azonos fogyasztás mellett, és 50-75szer kevesebb futási idő alatt képesek végrehajtani ugyan azt az algoritmust.

Ezen tények ismeretében úgy döntöttem, hogy kizárólag az FPGA képes mindazt nyújtani, amelyre nekem a kutatás kiértékelése során szükségem van.

6 Szoftverek, algoritmusok

A rendszer lelke az algoritmusokat és vezérlést megvalósító szoftverek, amelyek a mért jelek feldolgozását, megjelentését végzik. Ezek az algoritmusok biztosítják, hogy a mérések reprodukálhatók, azonos bemenetre mindig azonos kimeneti eredményeket adnak.

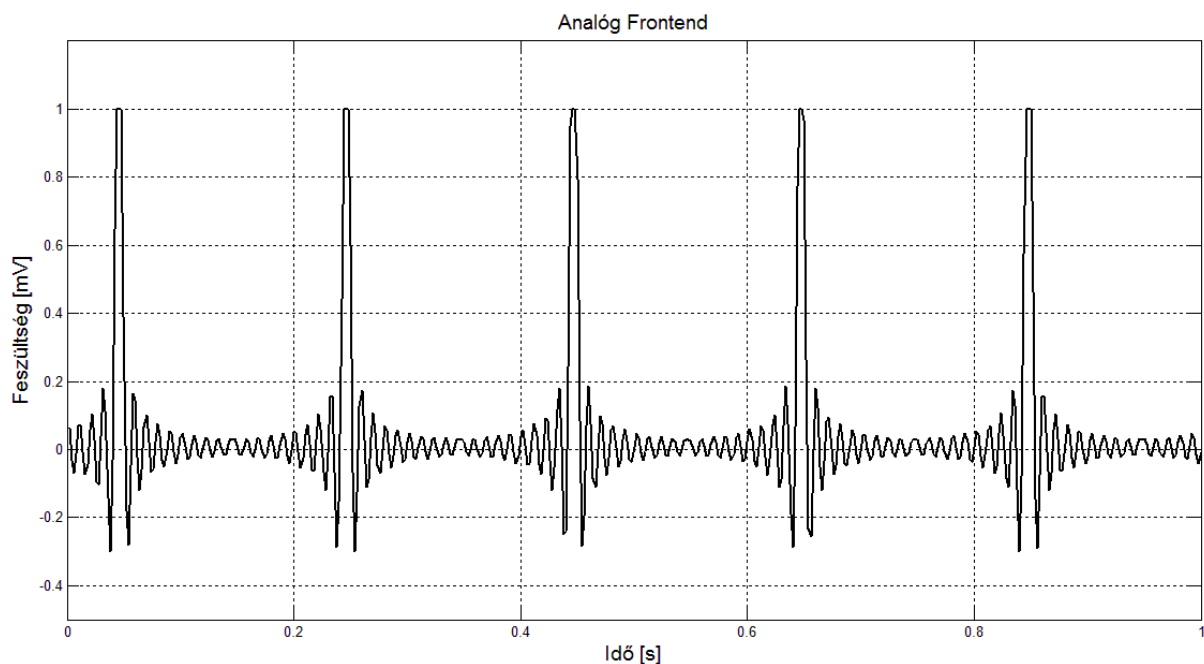
A mikrokontroller [25] vezérli a mérést. Utasítja a szenzorokat a mérés elvégzésére, begyűjti a mért adatokat. Ezeken az adatokon elő feldolgozás keretében zajszűrő algoritmusokat futtat a SIMD és a FPU segéd processzoraiban. Ezek mozgó átlag és alul áteresztő szűrők, amelyek például a kábel belengést, a külső forrásból származó vezetékekre ráakódott zavarjeleket, mechanikai erőket átalakító méréseknél a tehetetlenségből származó fals mérési értékeket csillapítják. Ezek után a kapott adatokat lementi az SD kártyára, illetve vezetékek nélkül továbbítja azokat a feldolgozó rendszer, az FPGA irányába.

A következő fejezetekben kísérleti mérési összeállításokon keresztül bemutatom, hogy az eszköz alkalmas a kijelölt mérési körülmények és vitális paraméterek mérésére.

6.1 Analóg Frontend

Az analóg frontend felelős az állatból mért agyi és elektromos izomi aktivitás mérésére. Ezek a jelek a néhány Hz-től a néhány 100 Hz-es frekvenciatartományba esnek, amplitúdójuk pedig a néhány 100 μV -os nagyságrendbe esik.

Az ECoG és EMG jelek pontos mérésének bemutatása céljából egy kísérleti mérési összeállítást hoztam létre, amelyhez sajnos nem állt rendelkezésemre beműtött patkány, ezért egy jelgenerátor $\sin(x)/x$ típusú alacsony frekvenciás (5Hz) kardio görbét kis amplitúdóval ($V=1\text{mV}$) állított elő, és ezeket a jeleket mértem az általam megvalósított áramkörrel.



25. ábra Analóg Frontend kísérleti mérési összeállítás eredményei

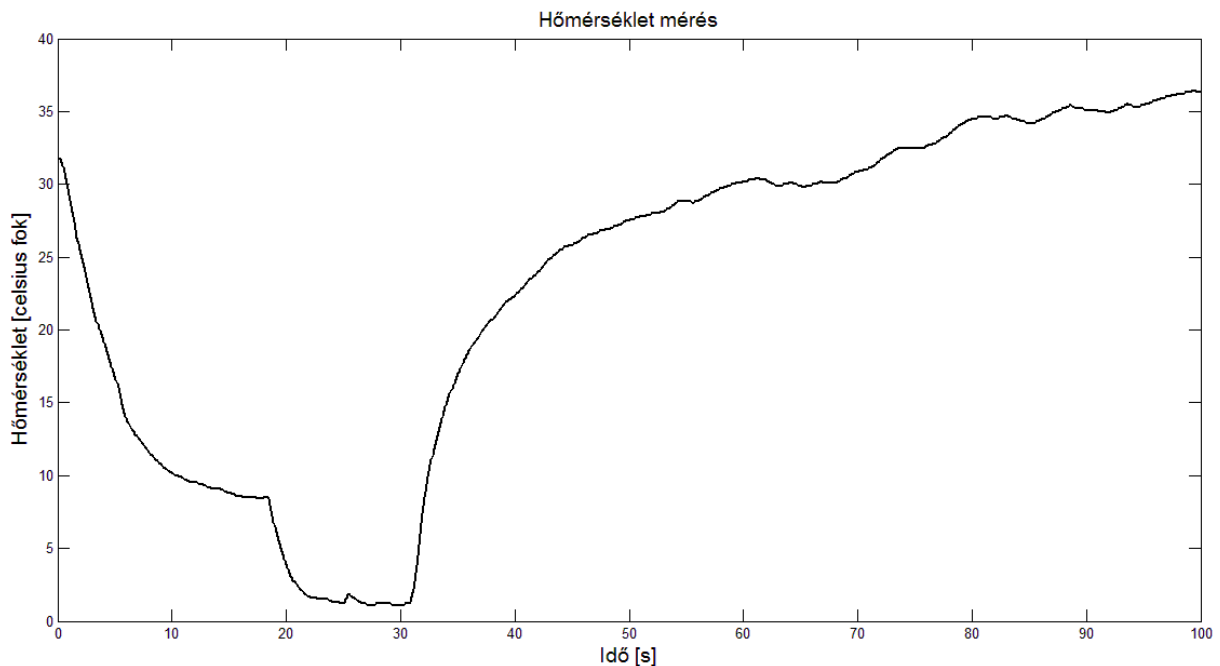
Az analóg frontend feladata az állatból mért kis amplitúdójú elektromos jelek (ECoG, EMG) nagy pontosságú, alakhű, zavarjelektől mentes rögzítése.

A mérési eredmények a 25. ábrán láthatók. Az eszköz megfelel a kis amplitúdójú, alacsony frekvenciás mérések elvégzésére, hiszen a generált jeleket alakhűen nagy pontossággal képes mérni.

6.2 Hőmérő

A hőmérő feladata az állat agyi és testüregi hőmérsékletének a mérése, és ezek viszonyítása a környezeti hőmérsékletéhez.

Az általam választott hőmérő szenzor, és a hőmérséklet méréseért felelős rendszer kipróbálására egy kísérleti mérési összeállítást hoztam létre, ahol a szobahőmérsékletű szenzort jégkockához nyomtam, majd pedig a számítógép hűtő ventillátorához tartottam.



26. ábra A hőmérséklet kísérleti mérési összeállításának eredményei

A hőmérő a vizsgált hatóanyag által kiváltott hőmérsékletváltozás nyomon követését végzi. A hőmérséklet az állat testének hő kapacitása miatt nem egy gyorsan változó fizikai mennyiség, így nem szükséges nagyon gyorsan beálló hőmérő szenzor, és magas mintavételezési frekvencia.

Az 26. ábrán látható, hogy a szenzor tizedfok pontossággal alkalmas az élő szervezetben előforduló hőmérsékleti tartomány mérésére.

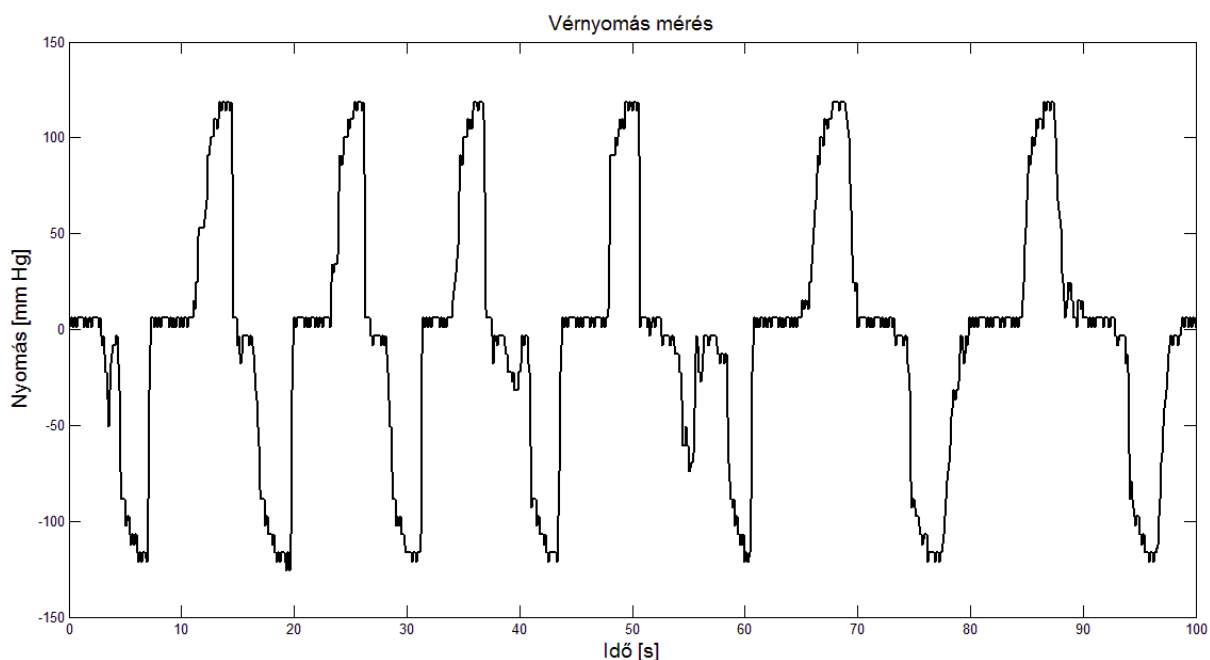
A szenzorból a mért hőmérsékleti érték kiolvasása 100 ms-os gyakorisággal történt. 1000 minta alapján a kísérletből megállapítottam, hogy a hőmérő beállási ideje 41,5s. Tekintve, hogy az állat hőmérsékletváltozása természetes körülmények között nem mehet végbe nagyon hirtelen, hiszen az állat testének a hő kapacitása ennek határt szab, így elég maximum percenkénti gyakorisággal mintavételezni. Ez idő alatt a szenzor pontosan be tud állni a mérni kívánt hőmérsékleti értékre.

6.3 Vérnyomásmérő

A vérnyomásmérő feladata a patkány intra-artériás vérnyomásának mérése, amely 120/90 is lehet 350-től 450-es pulzusszámmal.

Az általam választott vérnyomásmérő szenzor kipróbálására egy kísérleti mérési összeállítást hoztam létre, amelyben a nyomásmérő egyik kimenetére a forrasztóállomás cinszipantó pisztolyának hideg végét rányomva nyomáskülönbséget hoztam létre, míg a nyomásmérő másik kimenetére a légköri nyomás gyakorolt hatást. Majd ezt a másik kimeneten is megismételtem, és a mért nyomáseltérést rögzítettem.

A mérés hibája, hogy a pisztoly vége és a nyomásmérő csöve nem érintkezett tökéletesen, ezért kisebb zaj látható a mért jeleken.



27. ábra Nyomásmérő kísérleti mérési összeállításának eredményei

A hatóanyag cardiovascularis rendszerre gyakorolt hatását egy vérnyomásmérő segítségével követem nyomon. Egy patkány átlagos vérnyomása 120/90 mm Hg, és pulzusa 350 pulzus/perc értéket vesz fel.

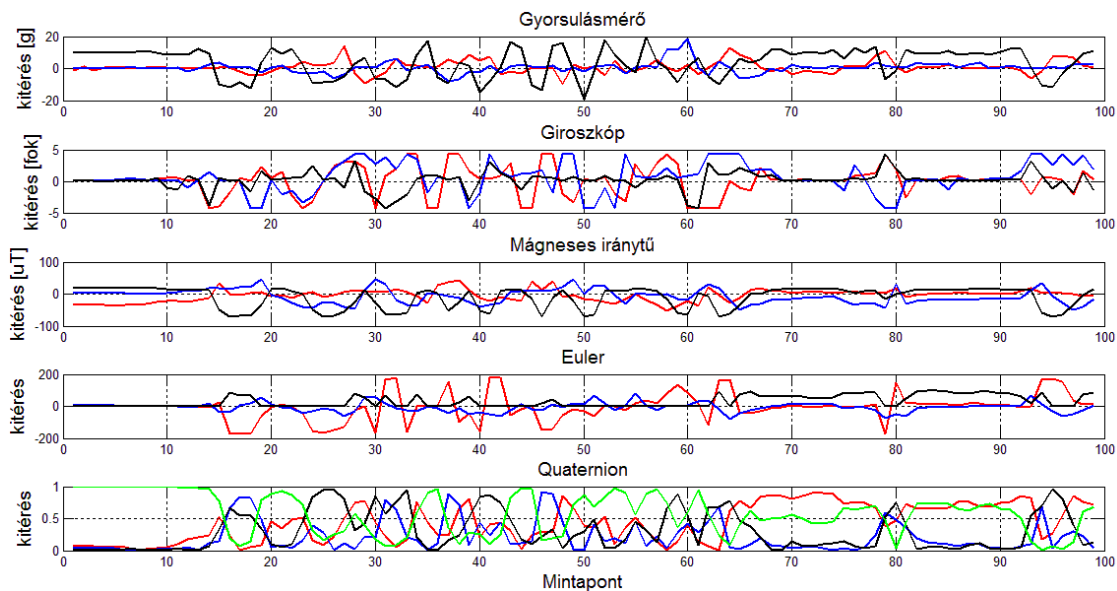
A 27. ábrán látható a kísérleti mérési összeállítás mért eredményei. Mivel egy patkány pulzusa 350 pulzus/perc körül mozog, de mi a mérőrendszert egerekre is adaptálhatóvá akarjuk tenni, amelyeknek a kis testük miatt a pulzusuk akár a 450 pulzus/perc értéket is elérheti, ezért az összeállításban 10Hz mintavételezési frekvenciával 1000 mintát mértem.

Mivel a szenzor a nyomáskülönbséget a 4.3. fejezetben részletezett módon méri, ezért az egyik kimeneten a nyomáscsökkenés a másikhöz képest negatív, míg fordítva pozitív nyomásváltozást eredményezett.

6.4 Kilenc szabadsági fokú inercia mérő egység

Az állat mozgásának és viselkedésvizsgálatának figyelemmel kísérését egy kilenc szabadsági fokú inercia mérő rendszer végzi. Ez az eszköz az állat fején kerül elhelyezésre, így ezekből az adatokból tudjuk az állat fejének irányultságát, illetve a mozgásának irányát és intenzitását.

Az általam választott eszköz alkalmasságának bemutatására egy kísérleti mérési összeállításban szabadon játszottam az eszközzel, és közbe elmentettem a mért adatokat.



28. ábra Kilenc dimenziós inercia mérő rendszer kísérleti mérési összeállításnak eredményei

A kilenc szabadsági fokú inercia mérő rendszer segítségével tudom rögzíteni a patkány mozgását, forgását, és párhuzamos síkkal történő elmozdulást a ketrecen belül.

Az eszköz gyorsulásmérővel, giroszkóppal és mágneses iránytűvel rendelkezik, ez a 28. ábrának a felső három diagramja.

A gyorsulásmérő egy MEMS eszköz, amelyben szilícium nyelvek szabadon mozognak Newton I. törvényének engedelmeskedve, és a mechanikai mozgást elektromos potenciállá alakítják át. Az ábrán az X-Y-Z irányú gyorsulások kék-piros-fekete vonalakkal vannak jelölve. Az ábrán az is látható, hogy nyugalmi helyzetben (érték készlet = [0,10]), amikor az X-Y sík merőleges a föld gravitációs középpontjába húzott egyenessel, akkor csak Z irányú gyorsulást, vagyis a gravitációt mérjük.

A Giroszkóp az eszköz szögelfordulását méri az X-Y-Z tengelyek körül, ezt ábrázolják kék-piros-fekete vonalak. MEMS kialakítású eszköz, amely a tehetetlenség által keltett mechanikai változásokat alakítja elektromos potenciálváltozásokká.

A mágneses iránytű a Föld mágneses északi sarka fel mutat, és az eszköz X-Y-Z tengelyeinek az északi sarok irányától mért eltérését mutatják kék-piros-fekete vonalakkal.

Ebből a három szenzorból megállapítható, hogy mozdult-e az eszköz? Ha igen, fordult is? Vagy csak önmagával párhuzamosan mozdult el?

Az adatokon egy kiegészítő szűrő algoritmus futtatok, és az irány-szög mátrixból (az eszköz pozíciója a kitüntetett referencia koordináta rendszerhez képest, vagyis a patkány előző időpillanatbeli állapotához képest) megkapom az eszköz Euler koordinátáját, illetve a Quaternion koordinátáit. Ezek az ábra alsó két diagramján láthatók.

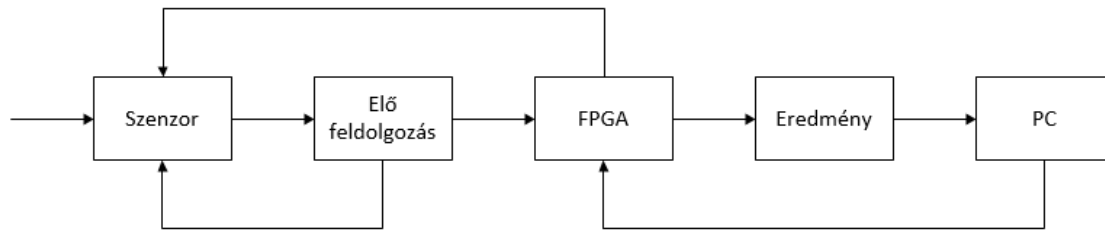
Az Euler koordináták megadják, hogy az eszköz az X-Y-Z (kék-piros-fekete) tengelyei körül hány fokos szögben fordult el egy kitüntetett külső referencia koordináta rendszerhez képest, azaz az oldalirányú kitérést, az emelkedést, és a gördülést.

A quaternion koordináták egy valós résszel (zöld) három képzetes (kék-piros-fekete) résszel rendelkező számok, amelyben a valós rész megadja az eltérés nagyságát, a képzetes részek pedig megadják a tengelyek körüli szögelfordulások nagyságát.

Az eszköz minden téren kielégíti elvárásaimat, hiszen nagy pontossággal és nagy mintavételezési sebességgel is képes mérni az állat mozgását, illetve a mért adatokból nagy pontossággal megállapítható az állat tényleges helyzete.

6.5 Feldolgozó rendszer

A feldolgozó rendszer egy embedded SoC FPGA, amely magába foglal egy kétmagos ARM alapú mikroprocesszort (PC-t) és egy FPGA-t.



29. ábra Feldolgozás folyamatábrája

A mért jeleken a mikrokontroller segítségével elő-feldolgozó algoritmusokat futtatok, amelyek eredményei alapján, szükség esetén módosítani tudom az egyes szenzorok mérési beállításait. Ezek után az adatokat vezeték nélkül továbbítom a feldolgozó rendszer felé, ahol az FPGA-val végzem a jelfeldolgozást. Ennek eredményei alapján is tudok visszajelzést küldeni a mérő rendszernek, ha a mérés beállításainak a módosítására van szükség. Az eredmények ezután az FPGA-val egy chipen kialakított PC-re kerülnek megjelenítés céljából, illetve a PC-vel tudom kiválasztani, hogy az FPGA milyen feldolgozó algoritmusokat futtasson a mért jeleken.

A PC adja a felhasználói felületet, vagyis megjeleníti a mérés feldolgozott eredményeit, illetve hozzáférést ad a mérés feldolgozó algoritmusok konfigurálásához. Ez egy nyílt forrású, Linux alapú rendszer. A feldolgozott adatokat az FPGA-tól kapja.

Az FPGA vezeték nélkül fogadja a mért és elő feldolgozott adatokat, majd ezeken különféle hardverben implementált algoritmusokat futtat, mint például: Amplitúdó analízis, Periódus analízis, Fázis analízis, Forrás lokalizáció, Frekvencia analízis, Kálmán szűrő, Komplex burkoló görbe, stb. Illetve az FPGA-ban implementáltam a kamerás mozgásdetektáló rendszert is.

Az implementált feldolgozó algoritmusok adják az elektrofiziológiás jelfeldolgozás alapjait. Ezeknek az algoritmusoknak az eredményeit más komplex feldolgozó algoritmusok használják bemenetül.

Ezek az algoritmusok cserélhetők és bővíthetők az aktuális kísérlet mérési és feldolgozási követelményeinek megfelelően. Továbbá megadják a lehetőséget annak, hogy a rendszer minden paramétere szabadon hozzáférhető és módosítható, így tetszőleges algoritmus implementálható.

Ilyen algoritmusok például a Kálmán szűrő, amellyel minimalizálom a hibát a kilenc szabadsági fokú inercia mérő eszköz által mért adatsor és a valós mozgás között.

A burkoló görbe és a fázis az ECoG jelek egyes frekvencia tartományainak egymásra gyakorolt szabályozását írják le, mivel a különböző frekvencia összetevők az agyban más-más helyeken keletkeznek, így a különböző agyi struktúrák közötti visszacsatolásokat tudjuk vele feltérképezni. Valamint ezeknek a forrásoknak a meghatározására alkalmas a forrás

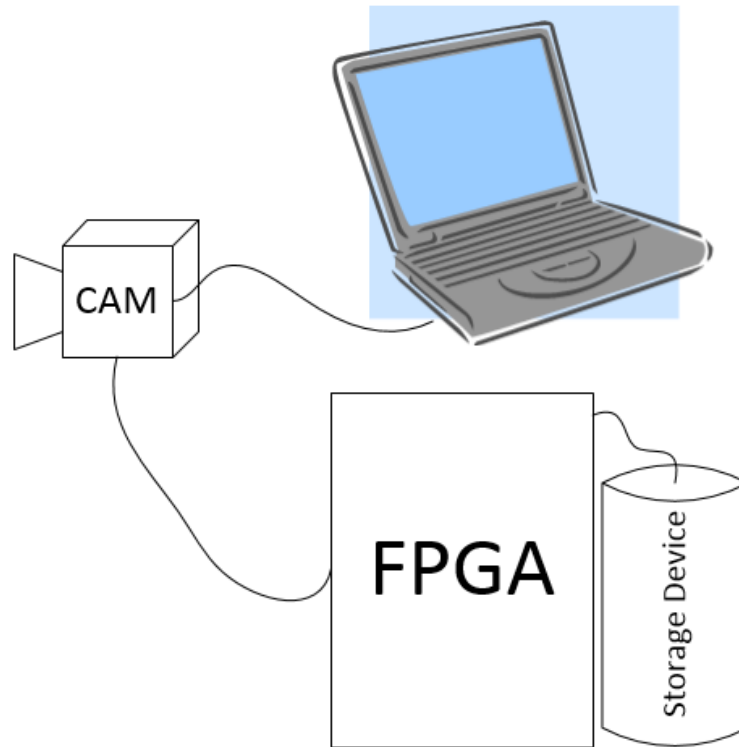
meghatározó algoritmus, amellyel az agyon belüli nagy amplitúdójú, domináns jelek keletkezésének helyei határozhatók meg. Ebből az adott régió ismeretével következtethetünk a beadott farmakon illetve neuropeptid kiváltott hatására. Például, hogy inhibitor vagy exhibitor, az agy melyik strukturális egységében hat, itt a szignál transzdukcióban melyik neuropeptid játszik szerepet, stb.

2. táblázat Különböző rögzített paraméterekből kinyerhető információk

Mozgás	Kamera	Kép alapú mozgás detektálás
	Inercia mérő	Ketrecen belüli elmozdulás és helyzet mérése és szűrése, Kálmán szűrővel
	ECoG	Mozgás aktivitásra jellemző ECoG struktúrák megjelenése, minta illesztés, FFT
	EMG	Izomi aktivitás megjelenése
Alvás és ébrenlét	ECoG	Alvási stádiumra jellemző ECoG struktúrák, FFT, Markov lánc
	EMG	Állapot átmenetek és adott állapotban elfogadott intenzitás, minta illesztés
	Mozgás	Testhelyzet változtatás, vagy intenzívebb mozgás
Gyógyulás	Hőmérő	Hőemelkedés
Fizikai állapot	ECOG	Hiányos vagy nem funkcionális agyi struktúrák esetén torz ECoG, FFT, Wavelet
	EMG	Izomrángás, Disztónia, Diszkinézia, Tremor, stb. FFT
	Hőmérséklet	Hőemelkedés, emészt szervek túlműködése
	Vérnyomás, pulzusszám	Aktivitás növekedés

6.6 Kamerás mozgásdetektáló rendszer

Képalapú feldolgozórendszert készítettem és az algoritmust Matlabban implementáltam, próbáltam ki, és az eredményt az általam létrehozott FPGA-s keretrendszerben valósítottam meg.



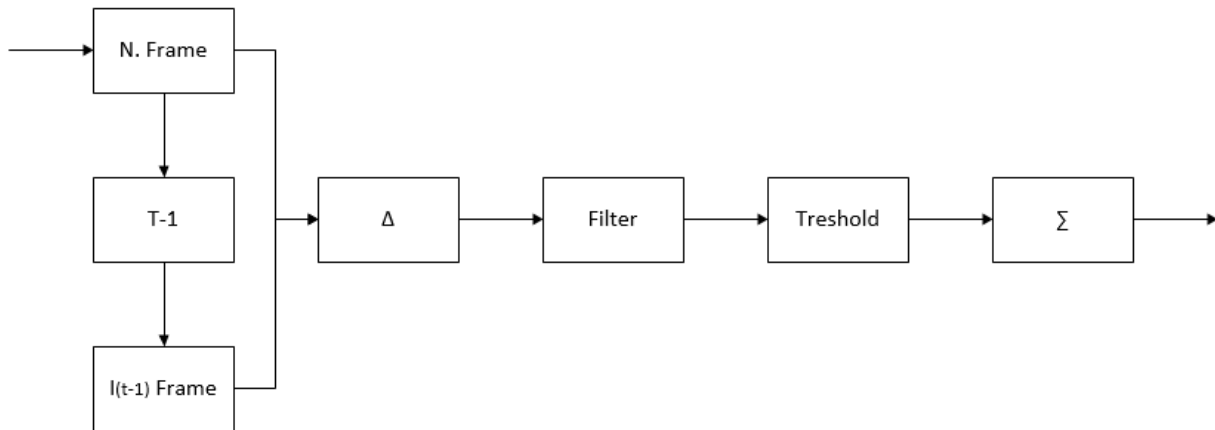
30. ábra Képfeldolgozó rendszer

A képfeldolgozó algoritmus készítése számítógép segítségével történt, a végleges tesztelt verziót azonban FPGA-ban implementáltam.

A 30. ábrán látható a videó feldolgozó rendszer kialakítása. A kamera a fejlesztés során egy PC-vel volt összekötve, az algoritmusokat a PC-n futtatva teszteltem. A kész algoritmusokat FPGA-n implementáltam, amely feldolgozza és menti a videó folyamat. A háttértárról visszaolvasva a rögzített adatokat és az FPGA-ra egy új feldolgozó algoritmus feltöltése után azok újból feldolgozhatók, ezáltal biztosítva a rendszernek a rugalmasságát.

A mozgásdetektáló algoritmus blokkdiagramja a 31. ábrán látható: a bemenetére a kamera kimenetéről érkező képeket kapja. Az egymás utáni képkockák differenciáját képezi, ezután különféle szűrési részalgoritmusok futtatása után integrálja az adatsort. Ezáltal eredményül az idő függvényében a patkány mozgása, mint pixelváltozások számát kapjuk. Ehhez először az egymás utáni képkockák kivonásával megszabadulok a konstans háttértől, majd kiszűröm a felvétel készítésekor keletkezett zajt. A kapott eredmény jól korrelál a patkány mozgásával, így meg tudom állapítani, hogy alszik-e vagy sem. Illetve azt is meg tudom állapítani, hogy olyan

mikro ébredésről van-e szó, amely alatt az állat csak testhelyzet változtatást végez, és egyből folytatja az alvást, mivel ez egy fontos tényező az alvásállapotok vizsgálatában.



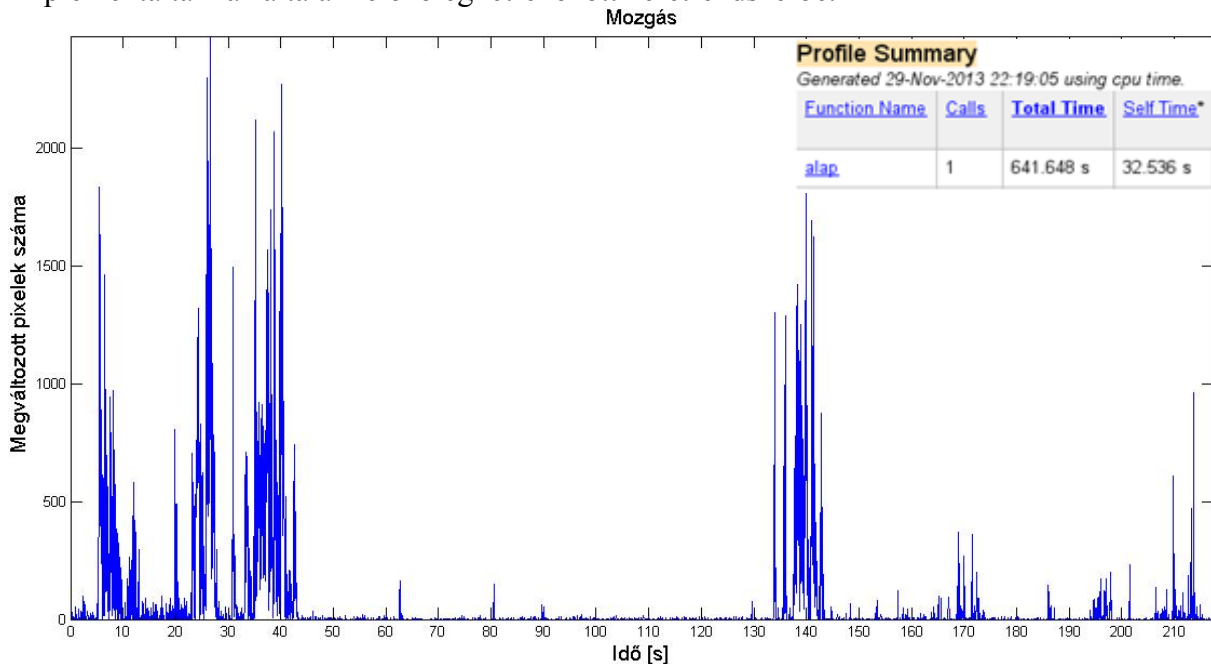
31. ábra Mozgásdetektáló algoritmus

A kép alapú mozgásdetektálás az egymás után rögzített képkockák megváltozott pixeleinek számán alapul. Így egyrészt megszabadulok a konstans háttértől, másrészt a patkány mozgását is el tudom különíteni a nem mozgástól. Ezáltal például mikro ébredéseket tudok detektálni.

Tesztfelvételek közelítőleg 4perc hosszúak (példában szereplő: 3perc 35 másodperc), 30FPS-sel rögzítve, 640x480 pixel, szürkeárnyaltos. Ezeken a patkány szerepel az üveg ketrecben, sok műtermék jelentkezhet, például tükröződések az üvegen, szomszéd ketrec sarka beelátszik, stb.

Futtató számítógép: asus k53ta, amd a6-3420m (liano) APU (35W TDP osztály, 4mag (true core), x64 bites architektúra, 2.4GHz), 8GB RAM. Az algoritmus Windows 7 alatt Matlabban futott.

A videó feldolgozási idejét és az algoritmus kimenetét a 32. ábra szemlélteti: 641,648s vagyis közel 10 perc 42 másodperc. 2,98-szor lassabb a valós idejű feldolgozásnál. Ezt az algoritmust implementáltam az általam előzőleg létrehozott keretrendszerbe.



32. ábra Futásidő (fent), és az algoritmus kimenete, a mozgás intenzitása (balra)

A számítógépes változat futásideje láthatóan kívánalmakat hagy maga után, átlagosan háromszor lassabban fut, mint ami a valós idejű feldolgozáshoz szükséges. A grafikonon 140 másodperc környékén jól látható egy mikro ébredés, amikor a patkány csak annyi időre ébred fel, amíg testhelyzetet változtat. Embereknél is előfordul ilyen, ám rendszeresen ezekre a felébredést és felkelést követően már nem emlékezünk.

Ez a megoldás több előnyt tud felmutatni a tekercses megoldáshoz képest, például: kevesebb generált zajjal működő rendszert tesz lehetővé, véd a kábel belengésétől ezáltal csökkentve a fals pozitív mozgások detektálásának lehetőségét.

Ezen információk együttese példanélküli bőséget jelent az egyszerre mért különféle vitális paraméterek terén és úgyszintén példanélküli szabadságot nyújt az efféle kutatásokban, mivel az elterjedt felfogás az, hogy a feladatot lokálisan és nem pedig globálisan közelítik meg. Vagyis az egyes mért paramétereket egymástól függetlenül vizsgálják, együttes változásukat nem követik nyomon. Így ezen újfajta megközelítésben vizsgálható lenne a patkányok viselkedésmintázatának és motoros aktivitásának a megváltozása a különféle hatóanyagok kapcsán, melynek segítségével pontosabban meg lehetne állapítani az emberekre gyakorolt hatásukat.

7 Eredmények

A Semmelweis Egyetem Gyógyszerhatástani Intézetével együttműködve poliszomnográfias neuropszichofarmakológiai kísérleteket végzünk. Különféle hatóanyagoknak valamint neuropeptideknek az agyra, valamint a szervezetre gyakorolt különféle élettani hatásait vizsgáljuk patkány modellen.

Az általam megvalósított rendszerrel a patkány különféle élettani paramétereit nagy pontossággal különbözö szenzorokkal automatikusan mérem, és ezeket az adatokat más-más algoritmusokkal valós időben dolgozom fel. Ezáltal oly módon figyelhetök meg és tanulmányozhatók a gyógyszerek hatásai, hogy a kísérletet végzö phd hallgatók kiértékeléssel eltöltött munkáját nagyban megkönnyítem. Így több és gyakrabban megjelenö publikációkat teszek elérhetővé, amelyekben a mérés és a kiértékelés hosszú intervallumokban nagy felbontással történik. Persze nem ez a legpontosabb rendszer, ami valaha készült, de az előző régi rendszer korszerű kiváltását tettem lehetővé. Ennek köszönhetően növelni lehet az egy kísérletben részt vevö patkányok számát, illetve akár több kísérletet lehet párhuzamosan is végezni, hiszen az általam alkotott rendszer tetszőlegesen bővíthető.

Ezen különféle vitális paraméterek együttese értékes információbőséget jelent a neuropszichofarmakológiai kutatások terén. Sajnos sokkal elterjedtebb az a megközelítés, hogy az egyes kísérleti paramétereket, és így a tudományos kérdéseket egymástól függetlenül, izoláltan közelítik meg a beszűkült lehetőségek folytan. Ezen újfajta megközelítésben azonban vizsgálható a patkányok viselkedésmintázatának és motoros aktivitásának a megváltozása a különféle hatóanyagok kapcsán, melynek segítségével pontosabban meg lehet állapítani az emberekre gyakorolt hatásukat. A kísérleti állatból egyszerre nyerhető sok párhuzamosan detektált vitális paraméter nem csupán a következtetések levonásában és eredményeink alátámasztásában nyújtana segítséget, hanem a kísérlet során újabb tudományos kérdéseket vethet fel.

Sikeresen teljesítettem az elvárásainkat, sőt azon túlmenően olyan feladatokra hoztam megoldást az általam készített rendszerrel, amely más hasonló kutatásokban is nagy hatékonysággal alkalmazható. A kutatás közelében töltött idő alatt sikerült elmélyítenem a tudásomat és a tapasztalataimat az orvos biológiai kutatásokban releváns élettani paramétereket illetően, illetve az efféle kutatásokban alkalmazott eszközökkel szemben állított elvárások tekintetében.

Az általam létrehozott rendszerrel lehetőséget teremtettem arra, hogy a rendszer használatával különféle kísérleteket tervezzenek, amelyekben eddig nem használt algoritmusokat

megvalósítva értékeljenek ki hatóanyagok által kifejtett hatásokat, ezáltal még pontosabban még több és még relevánsabb információkhoz jutunk, amelyekkel az emberiséget sújtó betegségek kezelésére szolgáló hatóanyagok által kifejtett mellékhatásokat lehet még jobban megismerni, így javítani a beteg emberek életének minőségét és életszínvonalát.



33. ábra Kísérleti patkány a mérőrendszerre csatlakoztatva

Az ábrán látható amint a mérő rendszer csapágyas kialakítása révén szabad mozgásteret enged a patkánynak. A kis távolság az állat és a rendszer között elegendő ahhoz, hogy az áramkört megóvjuk a sérülésektől, ugyanakkor nem elég nagy ahhoz, hogy számottevő zavarjelet tudjon a környezetből összeszedni a mérés során.

A 33. ábrán látható a patkány az általam fejlesztett mérő rendszerre csatlakoztatva az egyik próbamérés során.

Sikeresen felkutattam a poliszomnográfias neuropszichofarmakológiai vizsgálatokban alkalmazott mérések irodalmi hátterét. Ebből felismertem, majd meghatároztam a fontos szempontokat, amelyek egy szenzor megtervezése során szerepet játszanak, mint például fizikai kialakítás, pontosság, fogyasztás, sebesség, széles körű, multi modális, biomedical jelfeldolgozás és adatbányászat a széles spektrumot felölelő vitális paramétereket mérő szenzorok által mért adatokon.

Elkészítettem a képalapú mozgásdetektáló rendszer algoritmusát. Azt is bemutattam, hogy milyen előnyöket jelent ennek a használata a meglévő tekerces megoldáshoz képest. Nevezetesen kevesebb zajjal történő méréseket tesz lehetővé. Emellett a rendszert egy kilenc dimenziós inercia mérő egységgel is kiegészítettem, hogy még pontosabb képet kapjunk a patkány fizikai tevékenységét illetően. Mindkét forrásból származó jelekre elkészítettem a feldolgozó algoritmusokat.

Az előzetes mérések és irodalmi adatok alapján kidolgoztam és ezen túlmenően meg is valósítottam a rendszer alapjait, ennek a rendszernek ismertettem a főbb összetevőit. A mérő és feldolgozó egységet, és a hierarchikusan hozzájuk tartozó kisebb építőköveket.

Készítettem kísérleti megvalósításokat az egyes részfeladatok bemutatására, ezzel együtt kalibráltam a szenzorokat a kívánt és várható mérési tartományokra.

Elemeztem a megoldások paramétereit, azok kiváló felhasználhatóságról árulkodnak, és javaslatokat adnék a továbbfejlesztésre, ha lenne olyan szempont, amelynek nem felelne meg már eddig is több mint kielégítő szinten az általam készített rendszer.

Az általam elkészített rendszerben a különböző vitális paraméterek rögzítéséhez több különböző szenzort integráltam egy komplex mérőrendszerbe. A jelenlegi state-of-the-art megoldások az egyes szenzorokat külön-külön tartalmazzák, amelyek mérete, súlya és elvezetése nagyban megnehezítené a mérések lebonyolítását, illetve az adatok feldolgozását. Ezzel szemben a saját kezűleg tervezett rendszerem áthidalja ezeket a hiányosságokat, hiszen a komplex mérések kivitelezésére egybe integrálva tartalmazza a poliszomnográfias neuropszichofarmakológiai kísérletek nagy pontosságú elvégzéséhez szükséges összes szenzort.

Ez az eszköz egy új időszak kezdetét jelenti a kutatásban, ahol nem a gyártók által kínált készen kapható termékek határozzák meg a biológia inspirálta kísérletek kivitelezését, hanem a tudomány által felvetett kérdések megválaszolásához szükséges információk kinyerésére képes eszközt készítenek a kísérletek számára.

8 További tervek, lehetőségek

A rendszerben már megvalósítottam a mérésért és általános feldolgozásért felelős részeket, a továbbiakban a rendszerbe történő összetettebb algoritmusok implementálását tervezem, mint például:

Az alvási stádiumokra Markov láncok felírásával még pontosabban megállapítható, hogy az állat milyen fázisban van, illetve, hogy az állapotátmenetek átmeneti valószínűsége a gyógyszer hatására hogyan változott.

Autó- és kereszt korrelációval pontos összehasonlítást tudunk kapni arról, hogy például az ECoG és az EMG jelek, valamint az egyéb vitális paraméterek között milyen kapcsolat, egymásra hatás, vagyis szabályozás van.

Sok jel azonos ingerre adott válaszának kiátlagolásával meg tudjuk állapítani a gyógyszer hatását a változó környezeti behatások nélkül.

Agyi forrás lokalizációval meg lehet állapítani, hogy egy hatóanyag az agy melyik strukturális egységében okoz jelentős elektromos aktivitás változást.

Különböző mérőelektrodás összeállítások kipróbálása, mint például mélyagyi és agyfelszíni elektródák kombinálása eltérő agyi struktúrák mérésére.

Az elért eredmények szaklapokban történő publikálása és konferenciákon történő előadása.

9 Köszönetnyilvánítás

Először szüleimnek és tanárainknak, hogy lehetővé tették, hogy tanulhassak, ill. tanítottak. Köszönettel és hálával tartozom Kalmárné Vas Szilviának és Tihanyi Attilának, amiért türelmükkel és szaktudásukkal támogattak munkám során.

10 Felhasznált irodalom:

- [1] Leif Sörnmo, Pablo Laguna, Bioelectrical Signal Processing in cardiac and neurological applications, Elsevier, 2005
- [2] Alexander A. Borbély and Hans Ulrich Neuhaus, Sleep-Deprivation: Effects on Sleep and EEG in the Rat, Journal of Comparative Physiology, Springer – Verlag, 1979
- [3] BJØRN BJØRVATN, SNORRE FAGERLAND AND REIDUN URSIN, EEG Power Densities (0.5–20 Hz) in Different Sleep–Wake Stages in Rats, Elsevier, Physiology & Behavior, Vol. 63, No. 3, pp. 413–417, 1998
- [4] Saeid Sanei and J.A. Chambers, EEG SIGNAL PROCESSING, John Wiley and Sons, 2007
- [5] Claude Gottesmann, Detection of Seven Sleep-Waking Stages in the Rat, Neuroscience & Biobehavioral Reviews. Vol 16, pp 31-38 v Pergamon Press plc. 1992
- [6] Brooks A. Gross, Christine M. Walsh, Apurva A. Turakhia, Victoria Booth, George A. Mashour, Gina R. Poe, Open-source logic-based automated sleep scoring software using electrophysiological recordings in rats, Journal of Neuroscience Methods 184 (2009) 10–18
- [7] William O. Tatum, Aatif M. Husain, Selim R. Benbadis, Peter W. Kaplan, Handbook of EEG interpretation, Demos, 2008
- [8] Sandor Kantor, Rita Jakus, Brigitta Balogh, Anita Benko & Gyorgy Bagdy, Increased wakefulness, motor activity and decreased theta activity after blockade of the 5-HT_{2B} receptor by the subtype-selective antagonist SB 215505, British Journal of Pharmacology (2004)
- [9] Richard Stephenson, Aimee M. Caron, Daniel B. Cassel, Jennifer C. Kostela, Automated analysis of sleep–wake state in rats, Journal of Neuroscience Methods 184 (2009) 263–274
- [10] Mark R. Zielinski, Ludmila Gerashchenko, Svetlana A. Karpova, Dmitry Gerashchenko, A novel telemetric system to measure polysomnographic biopotentials in freely moving animals, Journal of Neuroscience Methods 216 (2013) 79–86
- [11] acceleware processing superpower, OpenCL on FPGAs for GPU Programmers, WP-201406-1.0
- [12] Jonathan Corbet, Alessandro Rubini, and Greg Kroah-Hartman, LINUX DEVICE DRIVERS, 3rd edition, O'REILLY, 2005
- [13] Maurice G. Bellanger, Adaptive Digital Filters and Signal Analysis, Marcel Dekker, 2001
- [14] Dietrich Schlichthärle, Digital Filters Basics and Design, 2nd edition, Springer, 2011

- [15] Rangaraj M. Rangayya, Biomedical Signal Analysis A Case-Stud Approach, IEEE Press, Wiley-Interscience, 2002
- [16] Ron Sass, Andrew G. Schmidt, Embedded Systems Design with Platform FPGAs Principles and Practices, Elsevier, 2010
- [17] Robson Scheffer-Teixeira, Hindiael Belchior, Fa'bio V. Caixeta, Bryan C. Souza, Sidarta Ribeiro and Adriano B. L. Tort, Theta Phase Modulates Multiple Layer-Specific Oscillations in the CA1 Region, 2011
- [18] Andreas Widmann, Erich Schröger, Burkhard Maessba, Digital filter design for electrophysiological data – a practical approach, Elsevier, Journal of Neuroscience Methods, 2014
- [19] Scheffzük C, Kukushka VI, Vyssotski AL, Draguhn A, Tort AB, Brankač J., Selective coupling between theta phase and neocortical fast gamma oscillations during REM-sleep in mice. PLoS One. 2011; 6(12):e28489. doi: 10.1371/journal.pone.0028489. Epub 2011 Dec 5.
- [20] Adriano B. L. Tort, Robert Komorowski, Howard Eichenbaum, and Nancy Kopell, Measuring Phase-Amplitude Coupling Between Neuronal Oscillations of Different Frequencies, J Neurophysiol. Aug 2010; 104(2): 1195–1210. Published online May 12, 2010. doi: 10.1152/jn.00106.2010
- [21] Scott Hauck, André DeHon. Reconfigurable Computing: The Theory and Practice of FPGA-Based Computation (Systems on Silicon). Morgan Kaufmann, Elsevier, 2008.
- [22] Maya B. Gokhale, Paul S. Graham. Reconfigurable Computing: Accelerating Computation with Field-Programmable Gate Arrays. Springer, 2005.
- [23] Louise H. Crockett, Ross A. Elliot, Martin A. Enderwitz, Robert W. Stewart, The Zynq Book, University of Strathclyde Glasgow, 2014
- [24] Mouzé-Amady M, Horwat F., Evaluation of Hjorth parameters in forearm surface EMG analysis during an occupational repetitive task, Electroencephalogr Clin Neurophysiol. 1996 Apr; 101(2):181-3.
- [25] Emory H, Wells C, Mizrahi N., Quantitative EEG and Current Source Density Analysis of Combined Antiepileptic Drugs and Dopaminergic Agents in Genetic Epilepsy: Two Case Studies, Clin EEG Neurosci. 2014 Oct 17. pii: 1550059414532253
- [26] ADS1298, Low-Power, 8-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements TI, 2012
- [27] EEG Front-End Performance Demonstration Kit, TI, 2012
- [28] Tiva™ TM4C123GH6PM Microcontroller Data Sheet, TI, 2013

- [29] Tiva™ C Series TM4C123G LaunchPad Evaluation Board User's Guide, TI, 2013
- [30] DS1821 Programmable Digital Thermostat and Thermometer, Maxim, 2012
- [31] DS1821 Programmable Digital Thermostat and Thermometer, Dallas
- [32] Technical Note, I2C Communications with Honeywell Digital Output Pressure Sensors, Honeywell, 2012
- [33] TrueStability Silicon Pressure Sensors: HSC Series-High Accuracy, Honeywell, 2011
- [34] BOOSTXL-SENSHUB Sensor Hub BoosterPack, User Manual, TI, 2013
- [35] MPU-9150 Register Map and Descriptions, InvenSense, 2013
- [36] MPU-9150 Product Specification, InvenSense, 2013
- [37] MPU-9150 9-Axis Evaluation Board, InvenSense, 2011
- [38] microSDHC Card series, Transcend
- [39] SanDisk SD Card, Product Manual, 2004
- [40] ATP Industrial Grade SD/SDHC Card Specification
- [41] JESD84-B41, MultiMediaCard (MMC) Electrical Standard, Standard Capacity, JEDEC STANDARD, 2007
- [42] JESD84-B41, MultiMediaCard (MMC) Electrical Standard, Standard Capacity, JEDEC STANDARD, 2007
- [43] The Multi Media Card, System Specification, MultiMediaCard Association, 2001
- [44] SD Specifications Part 1 Physical Layer Simplified Specification, SD Card Association, 2013
- [45] SD Specifications Part A1 Advanced Security SD Extension Simplified Specification SD Card Association, 2010
- [46] SD Specifications Part A2 SD Host Controller Simplified Specification, SD Card Association, 2011
- [47] SD Specifications Part E1 SDIO Simplified Specification, SD Card Association, 2011
- [48] SD Specifications Part E2 SDIO Card Bluetooth Type-A Simplified Specification, SD Card Association, 2006
- [49] Universal Serial Bus Mass Storage Class UFI Command Specification, 1998
- [50] Universal Serial Bus Mass Storage Class Bulk-Only Transport, 1999
- [51] nRF24L01 Single Chip 2.4GHz Transceiver Product Specification, Nordic, 2007
- [52] Zynq-7000 All Programmable SoC Technical Reference Manual, Xilinx, UG585 (v1.8.1) September 19, 2014
- [53] Vivado Design Suite User Guide High-Level Synthesis, UG902 (v2014.3), Xilinx, October 1, 2014

- [54] Vivado Design Suite User Guide Partial Reconfiguration, UG909 (v2014.3), Xilinx, October 1, 2014
- [55] Vivado Design Suite Tutorial Embedded Processor Hardware Design, UG940 (v2014.3), Xilinx, October 1, 2014
- [56] Vivado Design Suite Tutorial High-Level Synthesis, UG871 (v2014.3), Xilinx, October 1, 2014
- [57] Vivado Design Suite User Guide Getting Started, UG910 (v2014.3), Xilinx, October 13, 2014
- [58] Vivado Design Suite Creating and Packaging Custom IP, UG1118 (v2014.3), Xilinx, October 8, 2014
- [59] Vivado Design Suite User Guide Embedded Processor Hardware Design, UG898 (v2014.3), Xilinx, October 15, 2014
- [60] Vivado Design Suite Tutorial: Programming and Debugging, UG936 (v2014.3), Xilinx, October 15, 2014
- [61] Vivado Design Suite Tutorial Creating and Packaging Custom IP, UG1119 (v2014.3), Xilinx, October 15, 2014
- [62] Vivado Design Suite Tutorial Designing with IP, UG939 (v2014.3), Xilinx, October 28, 2014
- [63] SDAccel Backgrounder, Xilinx, ETH Zurich, 2014