



Budapesti Műszaki – és Gazdaságtudományi Egyetem

Villamosmérnöki Kar
Egészségügyi mérnök szak

Elektródokkal kiegészített szemmozgást követő szemüveg fejlesztése

Készítette:

Virághalmy Zsófia

Belső konzulens: **Dr. Szlávecz Ákos** (BME IIT)

Külső konzulens: **Dr. Márton Gergely** (MTA TTK)

2017. 10. 27.

Összefoglaló

Tudományos munkám keretein belül egy szemmozgást követő szemüveg fejlesztésén dolgoztam, erősen mozgáskorlátozott emberek önállóságának növelésének céljából.

A már létező szemmozgást követő berendezések két csoportra oszthatóak. Az első osztályban találhatóak a monitorra szerelhető konstrukciók, amelyek alkalmasak a képernyőn való szemmozgás detektálására és követésére, míg a második osztályban a viselhető, szemüveg jellegű konstrukciók, amelyekkel általános környezetben is detektálhatjuk a tekintet irányát. A mozgáskorlátozott emberek életminőségét főként a második osztályban található termékek tudnák növelni, azonban ezek igen drágák, a rászoruló célközönség számára többnyire elérhetetlenek. Az általam fejlesztett eszköz innovációs értéke egyrészt a piacon lévő eszközöknél nagyságrendekkel olcsóbb előállítási költségben, másrészt többféle mérési módszer - kamera alapú szemmozgás követés és elektromiogram alapú arcimimika felismerés - kombinációjában rejlik.

A szemmozgás követése az OpenCV fejlesztői környezet könyvtárait felhasználó képfeldolgozó algoritmusokkal valósul meg, amelyhez az információt a szemet infravörös tartományban figyelő optikai rendszer, valamint egy további, a környezetet figyelő kamera biztosítja. Ezt egészítettem ki elektromiogrammal, vagyis az arcizmok aktivitását érzékelő elektródokkal, amelyekkel a szemfókusz kurzor jellegű funkciója a pislogásnál nagyobb információtartalommal bíró vezérlőjelekkel egészíthető ki. A multimodális hardver szemüvegformát követő, a különböző modulokat integráltan tartalmazó struktúráját az Autodesk Inventor tervezőprogrammal terveztem meg, a terveket sztereolitográfias 3D nyomtatóval nyomtattam ki.

A kifejlesztett eszköz segítségével egy tetraplégiában szenvedő páciens képes lehet akár egy robotkar, akár más elektronikai berendezés irányítására. A konstrukció jelenleg vezetékes összeköttetést igényel egy lappal, a további terveim között szerepel vezeték nélküli prototípus létrehozása.

Abstract

During my scientific activities I worked on an eyetracking device to increase the independency of severely disabled people.

The existing eyetracking solutions can be divided into two categories. The first category contains screen-based solutions which are capable of detecting and tracking the eye movement on a two-dimensional display. The devices in the second category are wearable, eyeglasses-like ones, which can determine the direction of visual focus in a common environment. The quality of life for disabled people can be improved mostly with the products of the second class but these are very expensive, therefore not affordable to the targeted people in need. The device developed by me has a much cheaper construction cost than the commercially available solutions, furthermore, its innovation value is elevated by its diverse measurement methods – camera-based eyetracking extended by electromyography-based facial muscular activity detection.

Input images are provided from an optical system which detects and tracks the eye movement, working in the infrared range. Besides, another high resolution camera module provides an image on what the user of the glasses sees. These pieces of information are processed with an image processing algorithm using OpenCV libraries. I integrated this system with electromyography - electrodes which can detect the activities of the mimic muscles – which can complete the control signal of the cursor-like function of the eye-focus with more increased information content than simple blinking. The shape of the multimodal hardware resembles sunglasses. The structure, into which different modules have been integrated, was designed with the Autodesk Inventor design tool. The plans were printed with a stereolithographic 3D printer.

A person who is suffering from tetraplegia can control a robotic arm or other electronic equipment with the herein presented device. The current construction requires wired connection to the laptop, the development of a wireless prototype is in my long term plans.

Tartalomjegyzék

Összefoglaló	2
Abstract	3
Tartalomjegyzék.....	4
1. Bevezetés és célkitűzés	6
1.1. Ember-gép interfészek (HMI)	8
1.2. Agy-gép interfészek (BCI)	8
1.3. EEG támogatott rendszerek	10
1.4. Fejmozgással irányított rendszerek	11
1.5. EOG támogatott rendszerek.....	11
1.6. Szemmozgáskövetés	12
1.7. Piaci szemmozgáskövetők bemutatása	12
1.8. Létező konstrukciók	14
2. Anyagok és módszerek	15
2.1. Szemmozgást követő hardver készítése	15
2.1.1. Keret	15
2.1.2. Környezeti kamera	18
2.1.3. Szemkamerák	20
2.1.4. Elektródok	21
2.2. Szemmozgást követő szoftver fejlesztése.....	24
2.3. Szimultán elektrofiziológias és szemmozgást követő mérés bemutatása.....	25
3. Eredmények	27
3.1. Első típusú mérés.....	27
3.2. Második típusú mérés	29
4. Következtetések	31
5. Felhasználási területek	32
6. Tovább lépési lehetőségek	33

7. Összefoglalás	34
8. Köszönetnyilvánítás	35
9. Ábrajegyzék	36
10. Táblázatjegyzék.....	37
11. Források.....	38

1. Bevezetés és célkitűzés

Az egészséges emberek számára az élet megannyi lehetőséget hordoz magában. A Mount Everest megmászásától kezdve a különböző sportokon, autóvezetésen, játékokon és művészeteken át egy egyszerű pohár megfogásáig rengeteg dologra képesek vagyunk, pusztán azon egyszerű oknál fogva, hogy izmaink, ízületeink és az ingerületet hordozó idegpályáink rendeltetészerűen működnek. Azonban embertársaink jelentős része –egy 2013-as tanulmány szerint az amerikaiak 1,7%-a, azaz 5,4 millió ember, szenved valamilyen mozgáskorlátozottságtól [1], ami azt jelenti, hogy a mozgásért felelős szervek valamelyike születéskor, vagy sérülést követően elvesztette funkcionalitását, így számukra a világban fellelhető lehetőségek száma drasztikusan lecsökken.

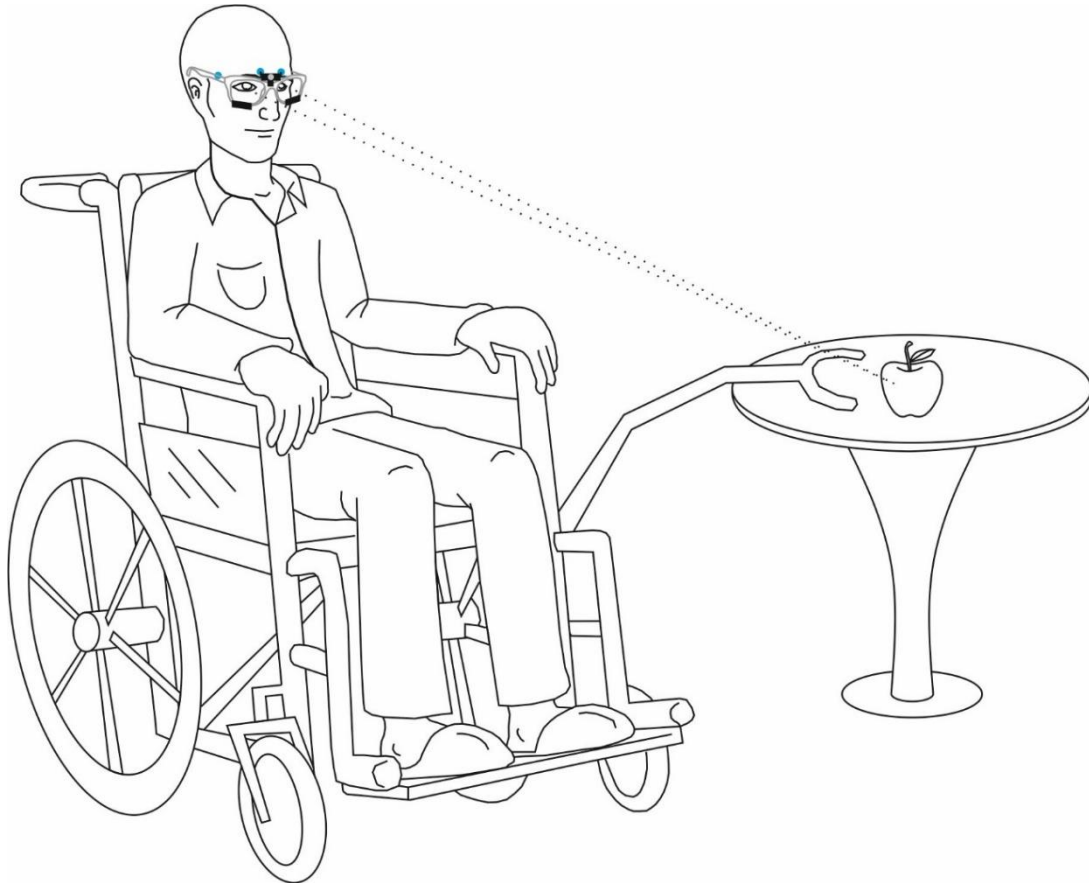
Ugyanígy az egészséges emberek számára természetes, hogy több csatornán is képesek kommunikálni egymással – szóban, írásban, számítógépen, telefonon, akár applikációk segítségével, gesztusaikkal. Ezen a téren is a sérült emberek lehetőségei igen korlátozottak, tekintve, hogy sokszor beszédképességüket is elveszítik a mozgáskéességük mellett. Amilyen természetességgel fordulunk oda társunkhoz egy szóra, vagy kapcsoljuk be számítógépünket, vesszük fel telefonunkat, olyan nagy nehézséget jelent ez számukra.

Ugyanez a tanulmány kimutatta azt is, hogy a valamilyen mozgáskorlátozottsággal élők 75%-a igen szerény körülmények között él, ezek a háztartások 50000 USD éves jövedelemnél kevesebből gazdálkodnak.

Ezeket az adatokat látva indokolttá válik egy olyan kiegészítő eszköz fejlesztése, ami önállóságuk növelésével segíti a mozgáskorlátozottak életét, de árban elérhető a rászorulóknak számára is.

A célom az volt, hogy egy olyan eszközt készítsek, amely képes a fókusz meghatározására, a fókuszpontot felhasználva vezérlőjelként és pointerként egyaránt, és egyben számos követelménynek - olcsó, könnyen le és fel vehető, gyorsan tanulható, az utcán is viselhető, felhasználóbarát – eleget tegyen. Ezen felül a szem mozgásának kurzor funkciója mellett további vezérlő jeleket biztosítson elektródok segítségével. Ezzel szeretném elérni, hogy a nyaktól lefelé teljesen lebénult, tolószékre kényszerült emberek életét megkönnyítse, bizonyos fokú önállóságot biztosítson számukra, ezzel méltóságukat visszaállítva.

A 1. ábra a rendszer sematikus képét, vázlatos működési elvét mutatja, ahogy a szemmozgást követő szemüveg a mozgató robotkart pozicionálja.



1. ábra A szemmozgás követő által mozgatott robotkar sematikus ábrája
(saját szerkesztésű kép)

A következő fejezetekben erre a problémára mutatom be a már létező megoldásokat, valamint az általam fejlesztett működő rendszert.

1.1. Ember-gép interfészek (HMI)

Minden olyan csatornát, amely kapcsolatot teremt ember és gép között, ember-gép interfésznek nevezünk (HMI – Human-Machine Interface). Az iparban általában azt a kezelőpanelt értjük ez alatt, amely lehetővé teszi a gép működtetője számára, hogy utasításokkal lássa el a gépet, annak mozgását irányítsa vele. [2] Ez gyakran csak a gép által megkövetelt programot tartalmazza, ahol egy előre megírt szoftver nyújtja a választható paramétereket a gép lehetőségeit figyelembe véve. Ezek az interfészek többfélék lehetnek, például érintőkijelzők, nyomógombok, mobil applikációk vagy egy egész billentyűzettel ellátott számítógép. Rendszerint az interfész nem csak irányításra alkalmas, hanem állapotfigyelésre, karbantartásra, és több gép szinkronizálására is. Sok helyen - gyártósorokon vagy parkolást segítő rendszerekben, de akár bankautomatákon is - találunk ilyeneket.

Azonban az általunk használt vonatkozásban minden olyan csatornát ide értünk, amely az embertől, emberről kapott információkat használja fel egy gép működtetésére. Ez lehet akár szintén egy kezelőpanel, egy érintőkijelző, de lehet egy agyi jelekkel irányított robotkar, egy tapintást érzékelő ujjpanel, egy izommozgással irányított elektornikus eszköz vagy akár egy szemmozgást követő szemüveg is.

1.2. Agy-gép interfészek (BCI)

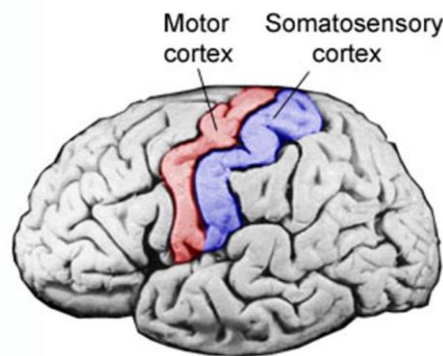
Az ember-gép interfészek egy csoportja az agy-gép interfészek (BCI – Brain-Computer Interface), amelyeket az orvostudományban egyre gyakrabban használnak számítógépek, kerekesszékek vagy akár idegprotézisek vezérléséhez mozgáskorlátozott betegek számára. Ehhez az agy elektromos, mágneses vagy hemodinamikus jeleit használják fel. A jövőben várható módon ez a fajta vezérlés megjelenik a közhasználatban is - applikációk, multimédiás kommunikáció, virtuális valóság épülhet erre a technológiára, de akár szórakozás, pihenés céljából is elérhetővé válnak majd.

Az agy - gép interfészek három nagy részből állnak:

- az agyból érkező idegi jelek megmérésének módjaival
- ezekből a jelekből az agy állapotának vagy szándékának dekódolása algoritmusok és módszerek segítségével
- módszertan és algoritmusok a dekódolt agyműködés szándékos viselkedésének vagy cselekvésének meghatározására. [3]

Az agy által kibocsátott elektromos jelek detektálására és feldolgozására különböző módszerek léteznek. Az egyik leggyakoribb az electroencephalographia (EEG). Ez lehet invazív, vagy non-invazív eljárás. Non-invazív eljárás során a fejbőrre rögzítik az elektródokat, és úgy mérik az agyi aktivitást, míg invazív eljárás során az elektródokat közvetlenül az agyba helyezik el - ezt csak kivételesen indokolt esetben teszik meg.

Az agyi aktivitás szándékolt mozgás esetén jól mérhető a mu - ritmussal, vagy mu - hullámmal. A mu-hullámok az agy felületén, a fejtetőn átívelve, az egyik fültől a másik fülig húzó sávban érzékelhetőek. (2. ábra)



2. ábra A Mu-hullám helye az agy felületén

(forrás –<http://player.slideplayer.com/26/8569361/data/images/img4.jpg>, 2017.10.27.)

A mu- hullámok nyugalmi állapotban folyamatosan jelen vannak az agyban, egészen addig, amíg nem kivitelezünk valamilyen szándékos mozgást. Ekkor elnyomódnak a hullámok a szenzomotoros kéreg azon részén, amely a megfelelő mozgásért felelős. Ezeknek a hullámoknak a jelenlétét vagy a hiányát mérhetjük elektródokkal, és használhatjuk fel vezérlésre. A mu-hullámok nem csak a mozgás létrejöttkor tűnnek el, hanem már akkor is, ha csak gondolunk a végrehajtani kívánt mozgásra. Emiatt tökéletesen alkalmasak robotizált protézisek vezérlésére is. [4]

1.3. EEG támogatott rendszerek

Sajnos az in vivo elektródokkal dolgozó agy-gép interfészek nagy hátránya, hogy az information transfer rate (ITR) nagyon gyenge, ami azt jelenti, hogy sokkal nagyobb a zaj, mint a fogni kívánt jel. Emiatt a mai forgalomban kapható agy-gép interfészek – mint az Emotiv [5] is – inkább műtermékekkel irányíthatóak (mimikai izmok, szemmozgás, fejbőr mozgása), mint valódi EEG-vel mérhető agyi tevékenységgel.

Ahhoz, hogy az agy-gép interfészt megfelelően használni tudjuk, jelenleg a legcélravezetőbb megoldás, ha különböző támogató rendszerekkel integráljuk, mint például az Emotiv beépített 3D gyorsulásmérője, ami segít a fej helyzetének meghatározásában. A következőkben ezek közül a támogató lehetőségek közül mutatok be néhányat, amelyet már felhasználtak kutatási célokra.

A legfontosabb megemlíteni a P300 módszert, ami egy valamilyen erős ingerre érkező válasz, ERP (event related potential), ami az ingeradás után 300-600 ms-mal később jelentkezik. Ez egy nagy amplitúdójú jel, aminek az érzékelése viszonylag egyszerű feladat, így könnyen lehet hozzá vezérlő jelet társítani. Azonban ez csak külső ingerlés hatására jelenik meg, tehát a páciens saját maga nem tudja gerjeszteni, emiatt mozgásirányításra nehezen lehet felhasználni. Egy tanulmányban betűzési feladatra használták [6], ahol a páciens képernyőn lévő betűket olvasott.

Az SSVEP (Steady-State Visual Evoked Potential) olyan hullámokat, agyi jeleket generál, amelyek speciális frekvenciákra adott természetes válaszok. Amikor a retinát egy 3,5 – 75 Hz-es tartományon stimuláljuk, akkor az agy a stimulussal, vagy annak egész számú többszörösével megegyező frekvenciájú jelet generál. [7] Ezt a módszert már különböző számítógépes játékok fejlesztése közben is alkalmazták 2016-ban. [8] Egy másik tanulmány az ITR növelése érdekében alkalmazta az SSVEP módszert [9], 2014-ben pedig már egy olyan hibrid agy-gép interfész is készült, ami egyszerre alkalmazza a P300 és az SSVEP metódust is. [10]

Egy másik módszer lehet, hogy a szokásos elektród elrendezést kiegészítik fülre illesztett elektródokkal. Ezek egy műanyag fül alakú öntött formában helyezkednek el, ezáltal teljesen illeszkedve a fül belső felszínére. Ennek oka, hogy a fülön könnyebben mérhetőek az elektromos potenciálok. A következő két tanulmányban egyszer SSVEP-vel [11], és egyszer P300-al [12] együtt alkalmazták ezt a módszert.

1.4. Fejmozgással irányított rendszerek

Könnyebb azonban, ha az agy-gép interfészt valamilyen vizuális inputtal együtt alkalmazzuk. Ez leginkább számítógépes alkalmazásban, és főleg egészséges pácienseket célozva jelenik meg [13]. Legtöbbször a visszajelzés kerül vizuálisan a felhasználóhoz, amire a legalkalmasabb valamilyen kiterjesztett valóság (augmented reality) [14], vagy képernyőn való visszajelzés, mint például a kurzor mozgatása. [15]

Vizuális inputot alkalmazhatunk vezérlőjelként is, ekkor különböző fejmozgások, szemmozgások vagy bármilyen gesztus felhasználható kontrol jelnek. Egy tanulmányban a fejmozgást detektálásával irányítható számítógépes aktivitásokat tettek lehetővé mozgássérült emberek számára, a számítógép webkameráját használó interfésszel a felhasználó képes volt az interneten böngészni, képeket nézegetni vagy szöveges dokumentumokat olvasni. [16]

Ugyanezen az elven egy másik kutatócsoport mobilalkalmazást fejlesztett iOS operációs rendszerre, ahol a felhasználó fejének mozgatásával képes a telefon kommunikációs csatornáit használni a mobiltelefon kamerájának segítségével. [17] Ugyanígy a telefon kameráját használta fel vizuális bemenetként az a társaság, akik ezzel a telefon billentyűzetét fejlesztették tovább. [18]

Egy új kutatómunka eredménye az a tolószék, amelyet fejmozgással lehet irányítani, míg a rászerezelt robotkarral a páciens különböző mozgásokat hajthat végre egy kezelőpanelről kiválasztva a mozgás fajtáját. Mindehhez ultrahangszenzorokat implementáltak a tárgy detekció érdekében. [19]

1.5. EOG támogatott rendszerek

A szem mozgása közben a szem elülső illetve hátsó része között potenciál különbség alakul ki, amelyet a két halántékra, vagy a szem fölé és alá elhelyezett elektródokkal mérhetünk. A módszert elektrookulográfiának (EOG), az így kapott jelsorozatot pedig elektrookulogramnak nevezzük. [20]

Ezt a módszert könnyedén alkalmazhatjuk különböző vezérlőjelek generálására bármilyen ember-gép interfészben [21], mert nagyon tiszta, jól elkülöníthető jeleket biztosít. Legyen szó billentyűzet kontrollálásáról [22], vagy egy robotkar irányításáról [23], az elektrookulográfia mindig jó támogatottságot biztosít. Emiatt sokszor alkalmazzák tolószék részleges – start/stop – [24], vagy teljes irányítására [25] is.

Szintén alkalmazható mozgássérültek számára széles körű mozgás támogatás céljából, amely könnyen alakítható a felhasználó igényeihez [26], vagy akár kommunikáció segítés céljából is. [27] [28]

Az EOG támogatás legtöbbször pislogás detekcióval történik [29], ezeknek a megkülönböztetésével és osztályozásával sok tanulmány foglalkozik. [30] [31]

1.6. Szemmozgáskövetés

Szemmozgáskövetést előszeretettel alkalmaznak különböző agy-gép interfészek támogatására. A szem mozgásával könnyedén képes a páciens a folytonos akaratlagos mozgásra, különösebb koncentrációs erőfeszítés nélkül. [32]

Azonban mégis három jól elkülöníthető területen használják leggyakrabban, az egyik a marketing kutatás, amikor a felhasználó szemmozgásának elemzésével jut az eladó vagy a szolgáltató információhoz arról, hogy az általa forgalmazott termék, vagy boltberendezés, weboldal elrendezés mennyire figyelemfelkeltő, vagy éppenséggel zavaró. [33] [34] [35]

A második felhasználási terület az orvosi diagnosztika. A szemünk követésével nem csak különböző szembetegségeket, hanem pszichológiai, vagy traumatológiai eseteket is felismerhetünk [36], vagy akár az öregedési fázisokról is tájékozódhatunk. [37]

A harmadik – és egyben leginkább fejlődő – terület a különböző mobilapplikációk és számítógépes játékok világa [38]. Itt általában a szemmozgás követése és analizálása által kontrollálhatunk különböző bemenő jeleket. [39]

1.7. Piaci szemmozgáskövetők bemutatása

Mielőtt belekezdtem volna az általam kigondolt szemmozgás követő megvalósításába, kutatást végeztem, hogy jelenleg a piacon milyen konstrukciók léteznek, ezek milyen tulajdonságokkal rendelkeznek és mennyibe kerülnek. Ezeket a következőkben ismertetem.

Az szemmozgás követők alapvetően két nagy osztályba lehet sorolni. Az egyik osztály, ami monitorra vagy laptopra illeszhető vékony sáv formátumú, képernyő bázisú (screen-based) megoldásokat tartalmaz. Ezek alkalmasak arra, hogy nagy pontossággal megállapítsák, hogy az adott monitoron hová néz a felhasználó. Általában nagy betekintési szöggel rendelkeznek, és viszonylag szabad fejmozgást engedélyeznek.

A másik osztályba a szemüveg formátumú szemmozgás követők tartoznak. Ezek szemüvegkeretre épített kamerákat jelentenek, és vezetékes vagy vezeték nélküli információ továbbítást tesznek lehetővé a vevő számítógéppel kialakítástól függően. A szemüvegen elhelyezkedik egy környezeti kamera, ami a környező képet veszi, valamint egy vagy kettő szem kamera, ami a szem mozgását rögzíti. Ezután egy szoftver a két képet egybe illeszti, és megmutatja, hogy a környező képen hol helyezkedik el a fókusz.

Tekintve, hogy a munkámmal elsősorban tolószékbe kényszerült, erősen mozgáskorlátozott egyéneknek szeretnék segíteni, így számomra egyértelműen a második osztályba tartozó szemmozgás követők voltak relevánsak. Az 1. táblázat az követelményeknek megfelelő eszközöket mutatja be.

Név	Ár
Tobii Pro Glasses 2	13 000 EUR
SensoMotoric Instruments Eye Tracking Glasses	10 000 – 25 000 EUR
Pupil	2 340 EUR
ASL Eye Tracking Glasses	13 000 EUR

1. táblázat Piaci szemmozgáskövetők és áraik

A piaci szemmozgás követők a 3. ábrán láthatóak.



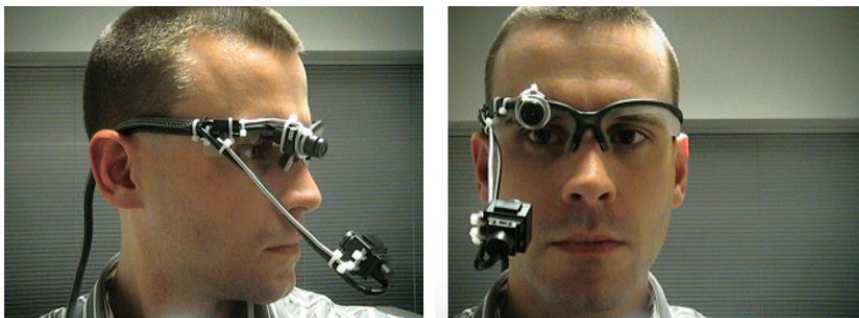
3. ábra Piaci szemmozgás követők (a) Tobii, (b) SMI, (c) Pupil, (d) ASL

Az összes találat közül négy felelt meg minden általam támasztott feltételnek, a Tobii Pro Glasses 2 [40], a SensoMotoric Instruments által bemutatott SMI Eye Tracking Glasses [41], a Pupil Labs által készített Pupil [42] és az ASL Eye Tracking Glasses [43].

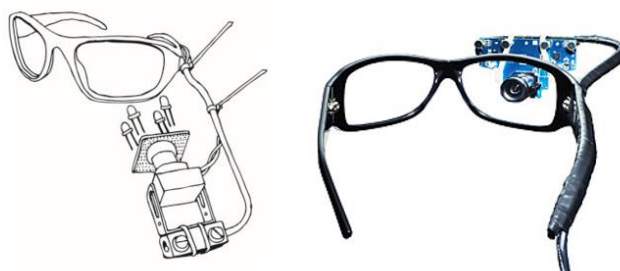
Mind a négy hordozható, szemüveg alakú szemmozgás követő, ami lehetővé teszi a valós idejű fókusz rögzítését és mutatót a környezetben. Mindezt nagy pontossággal és robusztussággal képes megvalósítani. A mintavételi frekvencia 30 - 100 Hz lehet, beépített kalibrációs rendszerrel és validációval. $0,5^\circ$ pontossággal képesek meghatározni a fókuszt, a követési sáv vízszintesen 80° , függőlegesen 60° . A beépített kamera általában HD minőségű, felbontása 1280x960. Mind a négy képes az automatikus parallaxis kompenzációra. Működésüknek alapja a cornea visszaverődés és a pupilla követés. Az egyetlen hátrányuk, hogy nagyon drágák, amint azt a táblázatban feltüntetett árak is mutatják.

1.8. Létező konstrukciók

A piackutatás során nem csak kész termékekkel, hanem konstrukciókkal is találkoztam. Ezek számottevően olcsóbbak voltak, mint forgalomban lévő társaik, azonban emiatt a minőségük is hagyott némi kívánnivalót maga után. Az egyik konstrukció az openEyes [44] [45] szemmozgás követője volt, amit körülbelül 530 dollárból (hosszvetőlegesen 140 ezer forint) lehet elkészíteni, míg a másik a The EyeWriter [46], aminek a költsége 150 dollár (körülbelül 40 ezer forint). A két konstrukciót a 4. és az 5. ábra mutatja be.



4. ábra Az openEyes kész konstrukciója



5. ábra A The EyeWriter konstrukciója

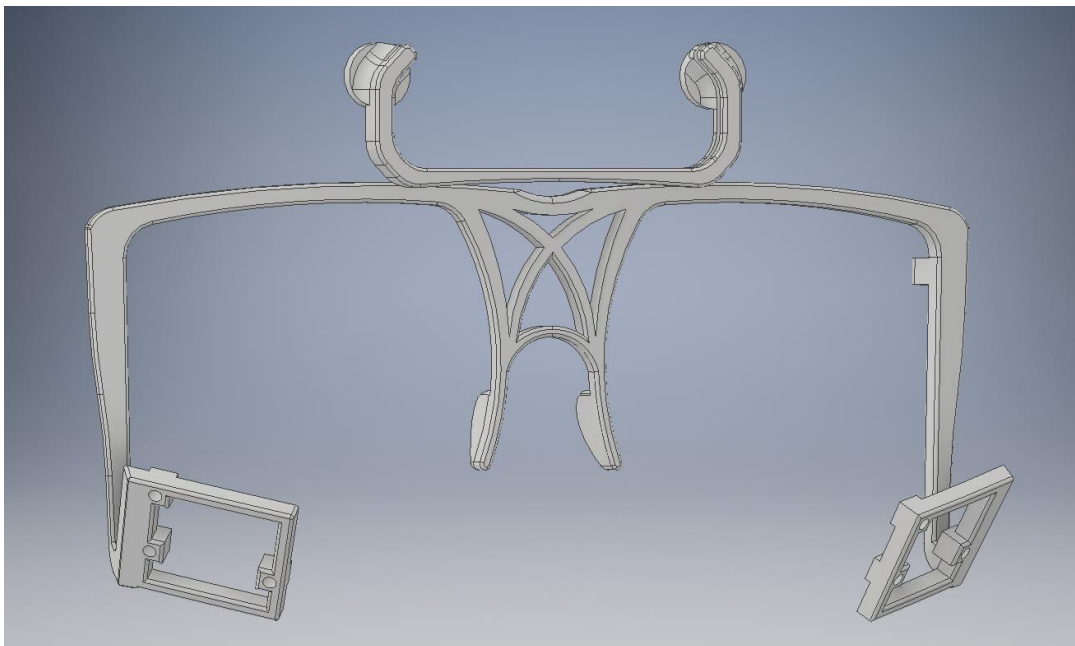
2. Anyagok és módszerek

2.1. Szemmozgást követő hardver készítése

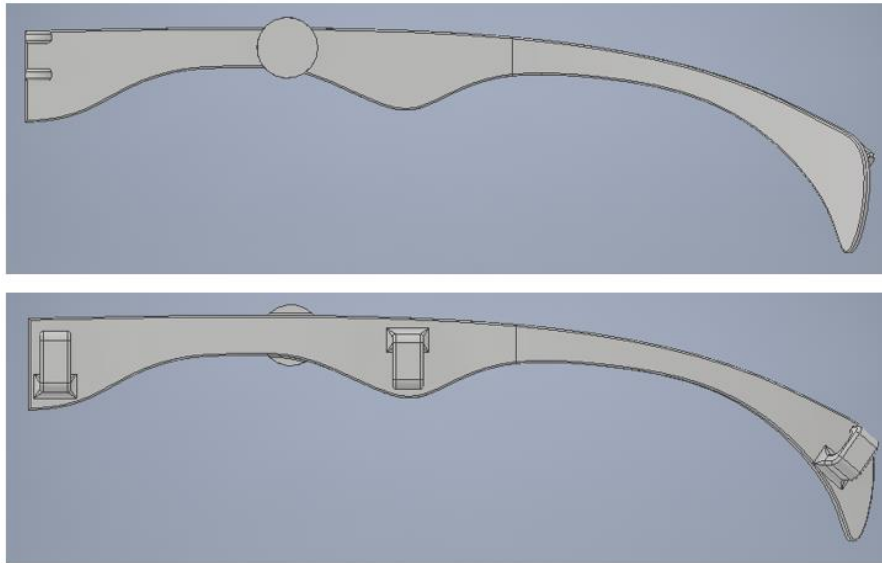
A szükséges eszközök kiválasztásakor elsődleges szempont volt, hogy olyan eszközöket válasszak, amelyek kereskedelmi forgalomban kaphatóak a reprodukálhatóság és sorozatgyárthatóság biztosítása érdekében. Ebben a fejezetben prototípus alap-alkotóelemeit mutatom be. Ezek közé tartozik egy merev, összecusukható keret, egy környezeti kamera, egy vagy két szemkamera, elektródok, valamint az elektródokat a kerethez kapcsoló flexibilis távtartók.

2.1.1. Keret

A rendelkezésemre álló 3D nyomtatási technológia lehetővé tette a saját magam által tervezett keret nyomtatását. Ennek a keretnek a tervezése Autodesk Inventor szoftverrel történt. A keret több tervezési / nyomtatási iterációs folyamat eredményeképp jött létre, a kész tervet a 6. és 7. ábrák mutatják.



6. ábra A szemüvegkeret terve



7. ábra A szemüveg szárak terve

A tervezésnél figyelembe kellett vennem a különböző alkatrészek méretét és geometriáját, hogy azokat az elkészült keretre rögzíteni lehessen.

A konstrukció alapja egy szokványos szemüvegkeret formát követ:



8. ábra A kinyomtatott keret

A nyomtatást egy Formlabs (Formlabs, Inc., USA) által gyártott Form 2 típusú sztereolitográfias 3D nyomtatóval végeztem. Az szemüvegkeret CLEAR típusú gyantából készült.

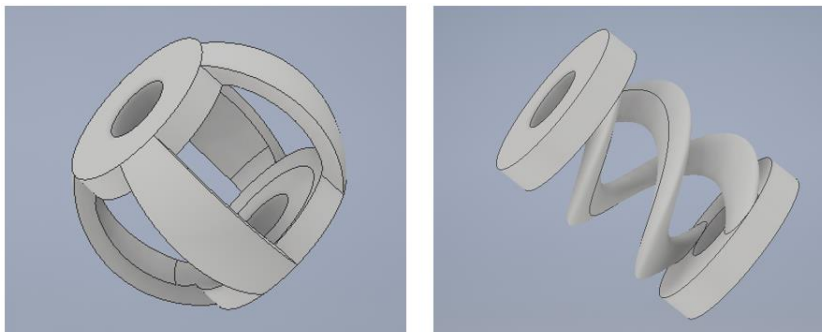
A nyomtatási elrendezést a 9. ábra mutatja.



9. ábra A nyomtatási elrendezés

Mivel az elektród tartók feladata elsősorban az elektródok felületének a fejhez való folytonos illesztése volt, így ezeket nem a merev CLEAR gyantából, hanem a rugalmas FLEXIBLE gyantából külön nyomtattam ki. Az anyag tulajdonságai és a tervezett geometria együttesen lehetővé tették, hogy az elektródok mechanikusan le legyenek választva a keretről és az érzékelők felülete mindig megfelelően rásimuljon az alanyok arcára.

Az elektródokat tartó elemek tervét a 10. ábra mutatja.



10. ábra A halánték (balra) és a homlok (jobbra) elektródokat tartó rugalmas elemek terve

A nyomtatás anyagköltsége kedvező volt, mivel a teljes konstrukció összterfogata igen kicsi, így a felhasznált gyantamennyiség is ezzel arányos.

A gyanták 1 literes kiszerezésre vonatkoztatott árát, a felhasznált mennyiséget és így a teljes anyagköltséget a 2. táblázat mutatja.

Név	Ár [HUF/liter]	Felhasznált mennyiség [ml]	Teljes ár [HUF]
CLEAR	53 152	41,86	2 225
FLEXIBLE	70 475	11,13	785

2. táblázat Felhasznált gyanták adatai

2.1.2. Környezeti kamera

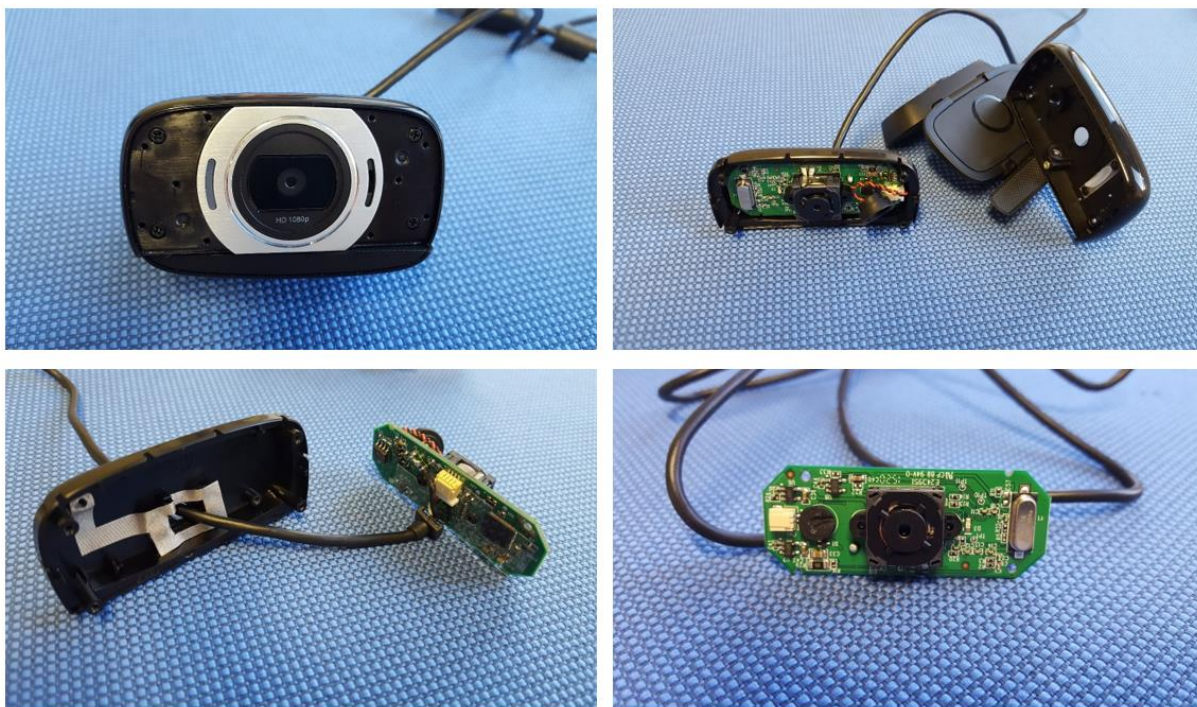
A környezeti kamera kiválasztásánál fontos szempont volt a jó felbontás és az automatikus fókusz, így egy full HD felbontású Logitech C615 webkamerát választottam. Ennek piaci ára 31999 HUF.



11. ábra Logitech C615 webkamera

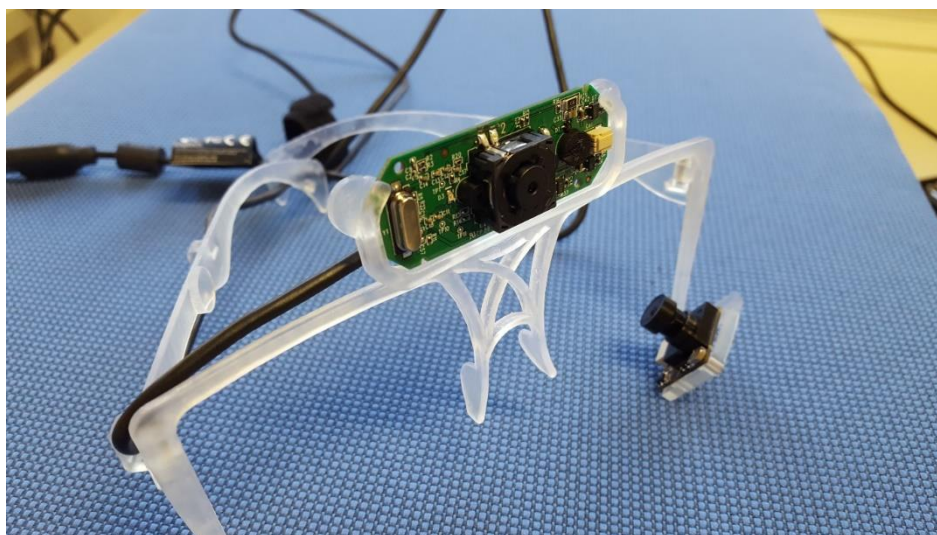
Ahhoz, hogy a különböző alkatrészeket fel tudjam használni, beépítésük előtt különböző változtatásokat eszközöltem rajtuk.

A környezeti kamerának használt Logitech webkamerából csak a kamera modulra volt szükségem, így kibontottam a műanyag borításból. A bontás különböző fázisait a 12. ábrán lévő képek mutatják.



12. ábra A környezeti kamera előkészítése

A környezeti kamera modulja beépítve a konstrukció tetején foglal helyet:



13. ábra A környezeti kamera pozíciója

2.1.3. Szemkamerák

A szemkamerák kiválasztásánál fontos szempont volt a méret, tekintve, hogy a látótérben helyezkednek el, tehát nem takarhatnak ki túl nagy teret használat közben. Részben ezért, sokkal ellátott kamera helyett csupán kameramodul alkalmazása vált célszerűvé. A megfelelő méreten kívül a minimális fókusztávolság kiemelten fontos. Több cég termékei közül a Leopard Inc. kameramoduljait találtam a legmegfelelőbbnek, ezek közül a 3. táblázatban szereplő eszközök jöhettek szóba. A LI-OV9712-USB-M8 kamera modul minden követelménynek megfelelt és árban is jó helyen szerepelt, így ezt használtam szemkamerának.

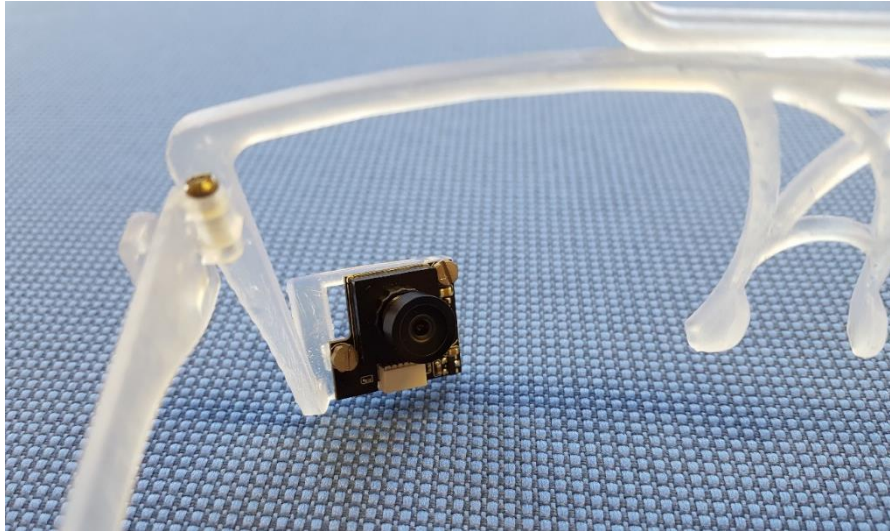
ID	Méret [mm]	Max fps	Min fókusztáv	Ár
LI-OV9712-USB-M8	22x19,5	30	5 mm	89 USD
LI-OV5640-USB-72	40x30	30	5 mm	89 USD
LI-OV5640-USB-AF	40x30	30	10 cm	89 USD
LI-OV7725-USB-72	40x30	30	5 mm	79 USD
LI-USB30-OV7251	26x26	100	60 cm	299 USD
LI-OV580-STEREO	40x26; 26x18	100		599 USD

3. táblázat A megfelelő szemkamera modulok adatai



14. ábra LI-OV9712-USB-M8 kamera modul

A szemkamerák kereten lévő platformjának kialakításakor figyelembe kellett venni, hogy a szoftver által bekért kameraképen a szem megfelelő távolságban és szögben helyezkedjen el. A szemkamerák pozícióját a 15. ábra mutatja.



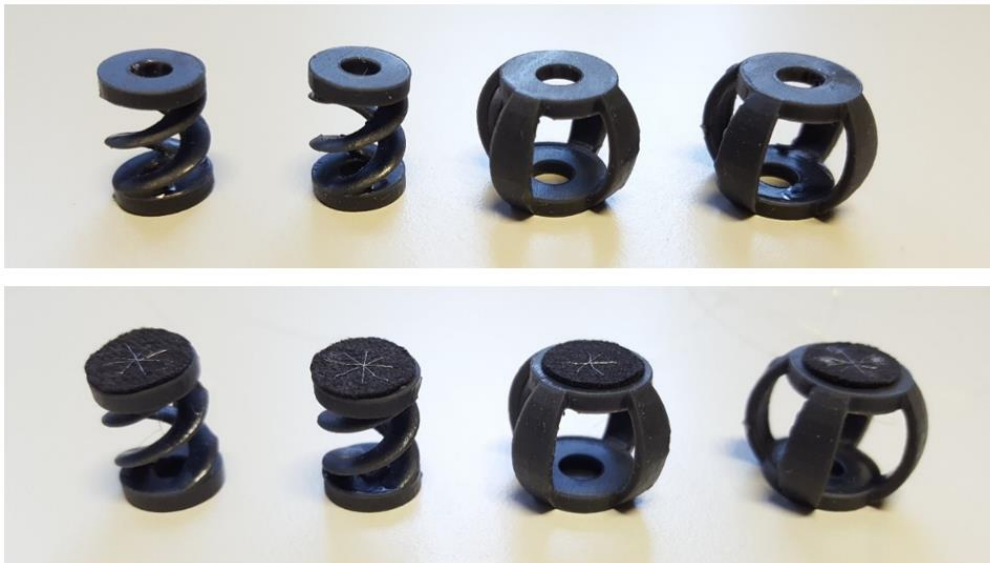
15. ábra A szemkamerák pozíciója

2.1.4. Elektródok

A bőrön történő mérést lehetővé tevő elektródokat két típusba sorolhatjuk: a nedves elektródok használatához valamilyen vezető gél, paszta vagy cement szükséges, míg a száraz elektródok mindenfajta nedvesítés nélkül is működőképesek. A nedves elektródoknál a gél segítségével az elektród impedanciáját nagymértékben lecsökkenthetjük, így sokkal erősebb és tisztább jelet nyerhetünk, azonban ezek az anyagok nehezen lemoshatók, mindennapi használatnál nagyon körülményesek. A száraz elektródok is jobban vezetnek „nedves” állapotban, de ehhez általában elég a páciens bőre által természetesen termelt izzadság, amelynek összetétele – só és víz – megegyezik az elektrofiziológiás oldatokéval, így vezetőképessége is kiváló.

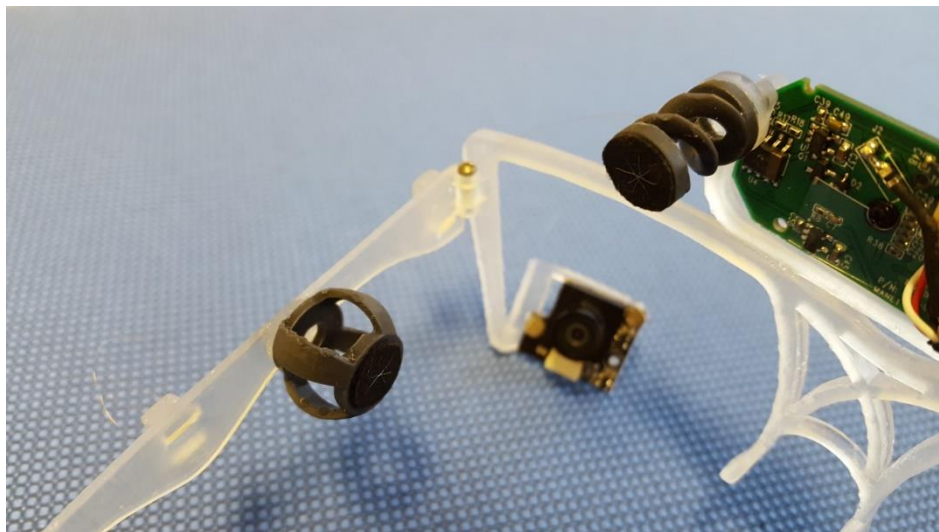
Ezek alapján a száraz elektród használata mellett döntöttem, és egy vezető posztót használtam, amelyet az Inventables, Inc. (Chicago, USA) cégtől rendeltem. Ebből 1 cm átmérőjű köröket vágtam, amelyekbe belevarrtam egy 40 mikron átmérőjű iridium-platina mikrovezetékot, amely a jeltovábbító szerepet töltötte be, majd pillanatragasztóval az elektródtartókra illesztettem.

Az elektródtartókat a keretre ragasztottam, a számukra előre kijelölt helyekre. A kinyomtatott elektród tartókat, és kész elektródokat a 16. ábra mutatja.



16. ábra Kinyomtatott elektród tartók (fent) és a kész elektródok (lent)

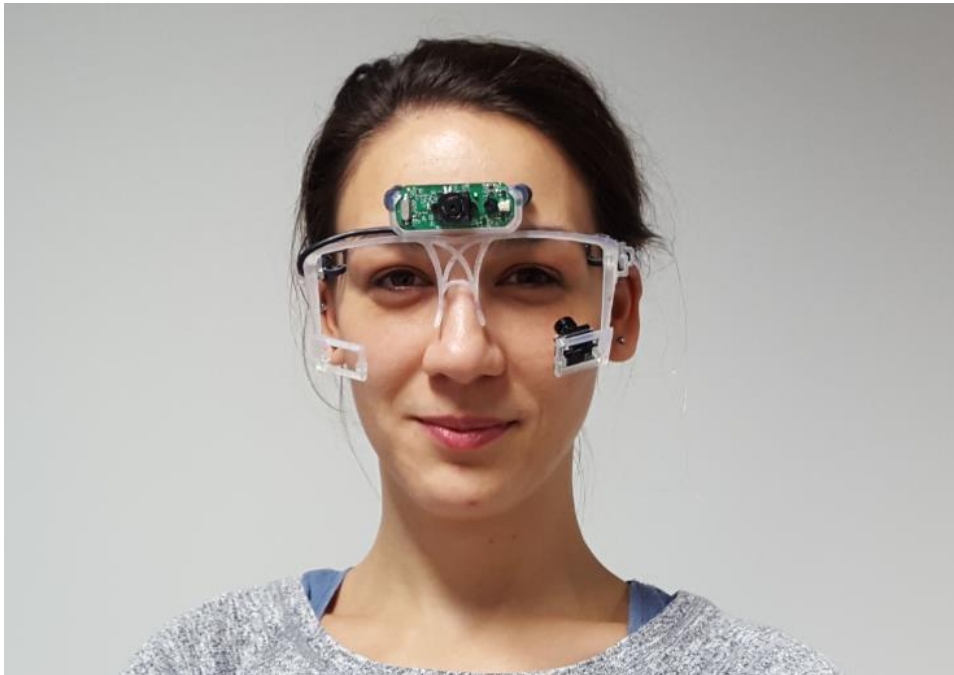
Az keretre szerelt kész elektródokat a 17. ábra mutatja.



17. ábra Elektródok a kereten

Mivel a konstrukció egyelőre csak vezetékes formában létezik, így fontos szempont volt a kamera alkatrészeknél, hogy a számítógéppel USB kábelen keresztül összeköthető legyen. Ez mindkét fajta kameránál megvalósult.

A teljes konstrukciót a 18. ábra mutatja.



18. ábra A teljes konstrukció viselés közben

Az összes felhasznált alkatrész nevét, darabszámát és árát a 4. táblázatban foglaltam össze.

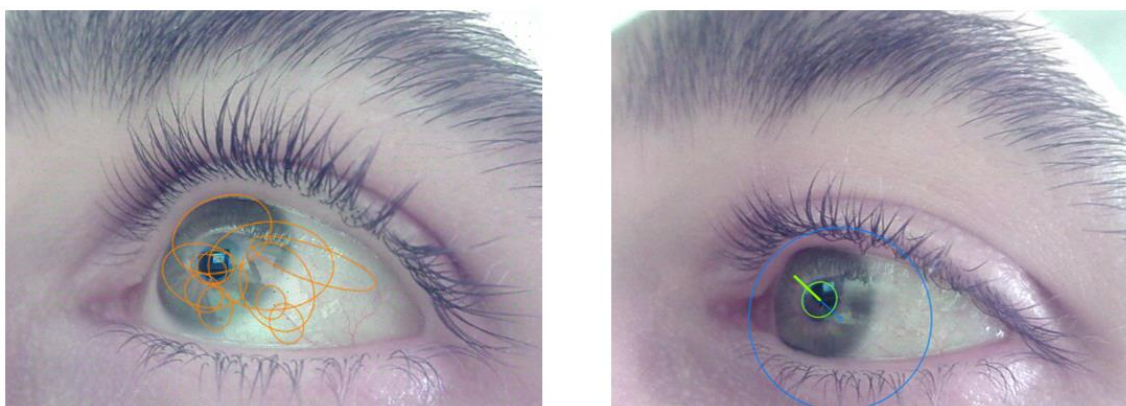
Név	Mennyiség	Ár	
Keret	1 db	2 225	HUF
Elektródok	4 db	785	HUF
Logitech C615	1 db	31 999	HUF
LI-OV9712-USB-M8	2 db	47 000	HUF
Vezető posztó	6 cm ²	35	HUF
Összesen		82 045	HUF

4. táblázat Felhasznált anyagok és alkatrészek

2.2.Szemmozgást követő szoftver fejlesztése

Az eszköz által használt szoftver alapja a github.com honlapon is megtalálható 3D Eye Tracker [47], amely sokféle kamerakonfigurációval kompatibilis. A szoftver c++ nyelven íródott, openCV és Boost könyvtárak alkalmazásával, amelyekből előbbit kifejezetten gépi látásra illetve képfeldolgozásra fejlesztettek ki, míg utóbbi széles felhasználói köre között szintén találhatóak ilyen irányultságú optimalizációs könyvtárak.

A szoftver egy rövid – 8-10 másodperces – kalibrációs idő alatt megkeresi a pupillát, a szem mozgataása közben pedig meghatározza a különböző sarokpontokat. Ezek alapján állapítja meg a pupilla koordinátáit a szemkamera által felvett képen. A kalibrációs idő alatt látható, valamint a futás során generált képet a 18. ábra mutatja.



19. ábra A kalibrációs idő alatt (bal) és a futás alatt (jobb) vett képek

A program körülbelül 5 fps sebességgel veszi fel az adatokat. Ez a céloknak megfelelt, a jövőben különböző optimalizációs lehetőségek kihasználásával tovább gyorsítható.

Mivel a szoftver letölthető verziója nem rögzíti a mért adatokat, emiatt módosítottam a kódot úgy, hogy az adatokat egy txt fájlba tárolja, valamint a hozzájuk tartozó időértékeket ezredmásodperces pontossággal rögzítse. Ez a feldolgozásnál esszenciális jelentőséggel bír, tekintve, hogy egyrészt a kamera beolvasási ideje minden képkockánál különbözik, valamint a képfeldolgozó algoritmus nem meghatározott időközönként indít új ciklust, hanem a lehető leggyorsabb működés érdekében egy-egy képkocka feldolgozását követően azonnal.

2.3.Szimultán elektrofiziológias és szemmozgást követő mérés bemutatása

Az elektrofiziológiai méréshez egy Intan RHD2000 erősítőt (Intan Technologies, Los Angeles, USA) és annak szoftveres felhasználói felületét használtam az elektródokhoz, valamint a 3D Eye Tracker szoftverét a szemmozgáskövetéshez.

A mérés előtt minden elektród ellenállását megmértem az Intan rendszer beépített impedancia mérőjével. Bár alapvetően az elektródhoz nem szükséges nedvesítés, a mérés során a természetes izzadást imitálendő fiziológias sóoldattal nedvesítettem, ami után a vezető posztó impedanciája jelentősen lecsökkent (ld. 6. táblázat). A két homlok- és a két halántékelektrodon túl egy referenciaelektrodot alkalmaztam, ezt a bal szemüvegszár végén, a fül mögött helyeztem el. Az Intan rendszer ehhez a referenciához képest történő feszültség különbségeket rögzítette, mikrovolt (μV) nagyságrendben. Az Intan erősítő 32 csatornát képes egyszerre felvenni, de nekem ebből csak négyre volt szükségem. A bekötést az 5. táblázat mutatja:

A-002	A-008	A-016	A-022
Jobb homlok	Jobb halánték	Bal homlok	Bal halánték

5. táblázat Elektród csatorna bekötések

A 3D Eye Trackerből érkező két koordináta és az Intan által szolgáltatott négy elektród jel kiértékelése nem valós időben („offline”) történt. Az elektródok adatainak beolvasásához és elemzéséhez egy MATLAB rutint alkalmaztam, ahonnan megfelelő transzformációk (skálázás, csökkentett, 20 Hz frekvenciájú újramintavételezés) alkalmazása után exportáltam egy excel fájlba. Ugyanebbe az excel fájlba importáltam a pupil detektor által felvett koordináta adatokat is.

Mind a 3D Eye Tracker, mind az Intan tartalmaz időadatokat, azonban míg az Intan egy számlálót indít a felvétel kezdetekor, addig a 3D Eye Tracker számláló helyett a rendszeridőt rögzíti, tehát feladataim között volt, hogy egy közös időskálát készítsek a két adatsorhoz. Ezt a VLOOKUP excel függvénnyel tettem meg, amely az Intan által generált lineárisan növekedő számskálának az adataihoz úgy rendelte hozzá a 3D Eye Tracker által generált nem lineáris adatokat, hogy mindig a hozzá legközelebb álló adatot illesztette be a lineáris skálába. Így lehetővé vált a két adatsor szinkronizációja, egy diagramon történő ábrázolása. Az optikai és

elektrofiziológiai jelek szinkronizációjához egy olyan áramkört használtam, mely egy LED segítségével rövid fényimpulzust juttatott a kamerába és egy kis (10 mV) impulzust a referenciaelektrod melletti bőrfelületre.

Két különböző típusú mérést végeztem öt alanyon - egy nő, négy férfi, 25-33 évesek. A 6. táblázatban az alanyok statisztikai adatain kívül feltüntettem az eszközre adott ergonómiai visszajelzésüket, az átlagos impedancia értékeket és a kalibrációhoz szükséges időértékeket.

Alany	Kor [év]	Nem	Ergonomiai mutató [1-5]	Átlagos elektród impedancia [kOhm]	Kalibrációs idő [s]
1	25	nő	3	25,12	11
2	27	férfi	3	25,23	8
3	25	férfi	4	20,41	9
4	26	férfi	2	17,18	10
5	31	férfi	4	23,59	9
Átlag	26,8	-	3,2	22,31	9,4

6. táblázat Az alanyok statisztikai adatai

A táblázatból látszik, hogy az ergonómia még további fejlesztésre szorul, azonban az elektródok impedancia értékeit sikerült átlagosan 22 kOhm nagyságrendre lecsökkenteni. A kalibrációs idő körülbelül 10 másodpercig tartott

Az első típusú mérés kilenc feladatrészből állt, mindegyik rész öt másodpercig tartott. A feladatrészekben a szem különböző pozíciókat vett fel a következő sorrendben; középállás, fent, középállás, lent, középállás, jobb oldal, középállás, bal oldal, majd megint középállás.

A második típus hét részből állt. A feladat három olyan mimikai feladat végrehajtása volt, amelyek során a szem nem mozog. Az egyes feladatok a következő sorrendben követték egymást; hunyorgás, állkapocs összeszorítás, szemöldökráncolás. Az egyes feladatrészeket itt is öt másodperces középállások választották el egymástól.

3. Eredmények

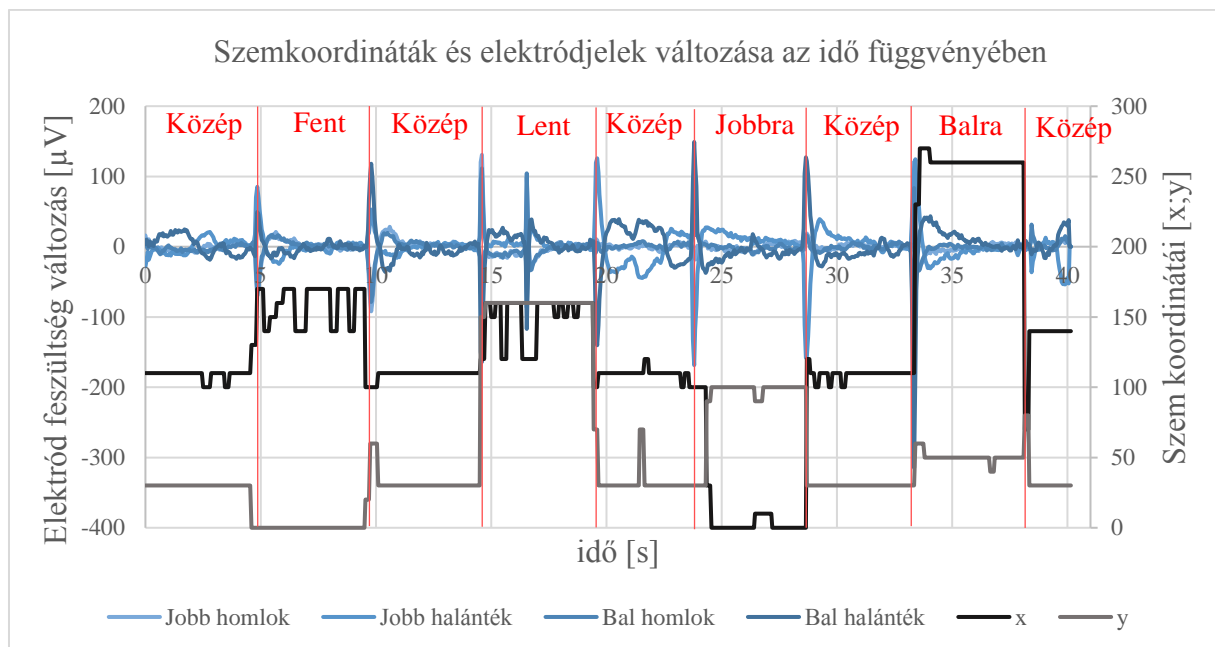
A méréseknek két célja volt, az egyik, hogy bebizonyítsák, hogy az eszköz képes a szem mozgásának követésére, és hogy ez a mozgás összhangban van az elektródokon mért jelváltozással, valamint annak igazolása, hogy képesek vagyunk olyan mimikai vezérlést alkalmazni, ami a szemmozgást nem befolyásolja, azonban az elektródokon mégis jelet generál, tehát a szemmozgástól független vezérlőjeleket nyerhetünk.

A következő alfejezetekben a mérések eredményeit mutatom be.

3.1. Első típusú mérés

Az első típusú mérés célja a szemmozgás és az elektródokon mért jel közötti korreláció meghatározása volt. Ez egyfajta validáció a második típusú méréshez, ahol pont a két jel között bizonyos tényezők hatására fellépő függetlenség bemutatása volt a cél.

A 19. ábrán egy teljes mérés látható, amely 45 másodpercig tartott, és 9 ciklust foglalt magában.



20. ábra Szemkoordináták és elektródjelek változása az idő függvényében az első típusú mérés esetén

Az ábrán látható a két homlok és a két halánték elektród jele, valamint a szem x, y koordinátái. Jól elkülöníthető a kilenc szakasz, a középállások miatt pedig egyértelműen megmondható, mikor melyik pozícióban volt a szem.

A mérés kiértékelése során megállapítható, hogy az elektródok jele és a szem mozgása között egyértelmű kapcsolat van, amit a 7. táblázatban foglaltam össze, az egyes alanyokra levetítve:

Alany	Szem koordináta	Jobb homlok	Jobb halánték	Bal homlok	Bal halánték
1	dx/dt	0,32	0,79	0,31	0,64
	dy/dt	0,65	0,70	0,61	0,81
2	dx/dt	0,28	0,76	0,24	0,69
	dy/dt	0,48	0,76	0,45	0,70
3	dx/dt	0,46	0,80	0,42	0,50
	dy/dt	0,44	0,71	0,69	0,36
4	dx/dt	0,04	0,84	0,04	0,76
	dy/dt	0,41	0,69	0,39	0,60
5	dx/dt	0,04	0,75	0,27	0,62
	dy/dt	0,29	0,48	0,59	0,49

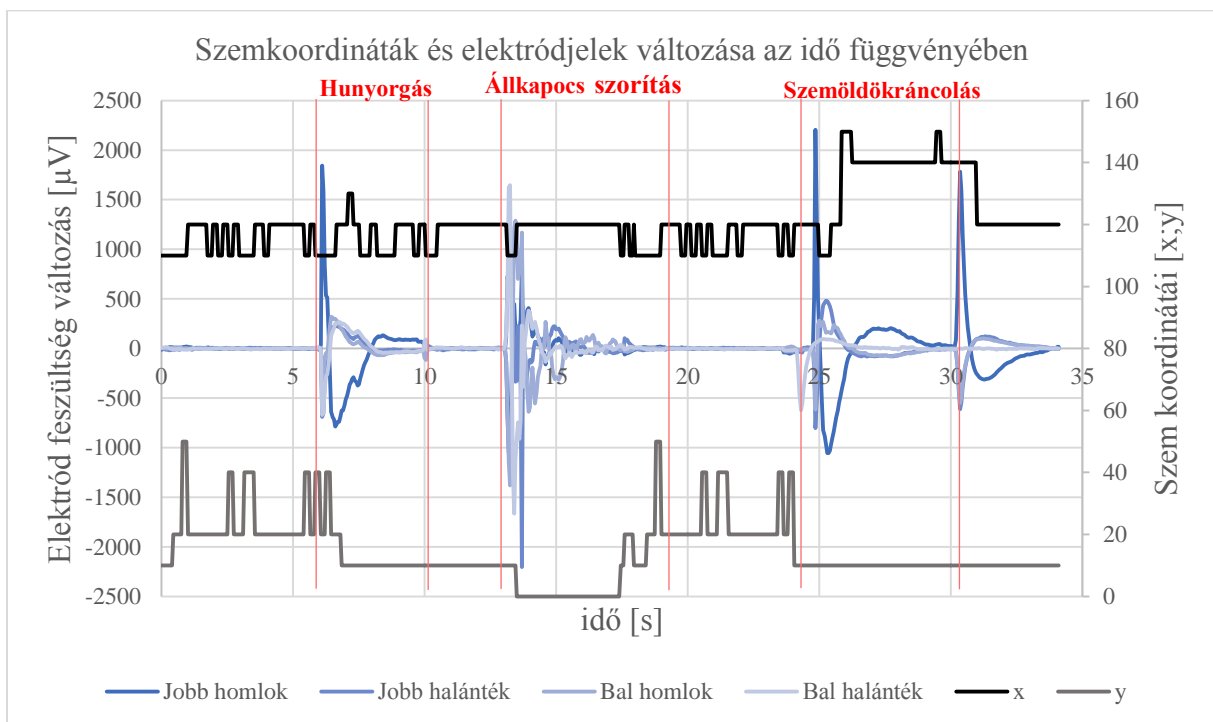
7. táblázat Elektródjelek és szemmozgás koordináták időbeli változása közötti korrelációs együtthatók az első típusú mérés esetén

A korrelációt a jelváltozások között kerestem, így a felhasznált adatok az elektródjelek esetében az átlagértéktől vett különbség, míg a szemkoordináták esetében az előző koordinátától való különbség. Mivel a szemkoordináták jellegükben különböznek az elektródok jeleitől, így egy átlag szűrőt is alkalmaztam a kiértékeléskor.

Megfigyelhető, hogy minden alanynál a szem vízszintes mozgását jelző x koordináta és a halántékon elhelyezkedő elektródok közötti korreláció igen magas, tehát a köztük fennálló kapcsolat egyértelműen létezik. A homlokon elhelyezkedő elektródok minden irányú szemmozgással korrelálnak, de itt is inkább a halánték elektródok dominanciája figyelhető meg.

3.2. Második típusú mérés

A második típusú mérés célja annak a bizonyítása volt, hogy az elektród kiegészítéssel a szemmozgás kurzor funkciója mellé további, szemmozgástól független vezérlő jeleket kaphatunk. A 20. ábrán egy teljes mérést láthatunk, amely 7 ciklust foglal magába és 35 másodpercig tartott. Megfigyelhető, hogy a mimikai feladatok végrehajtása közben keletkezett elektródjelek egy nagyságrenddel nagyobbak, mint az egyszerű szemmozgatás közben mért jelek, tehát jól elkülöníthető impulzusokat tudtam generálni, ami tiszta vezérlőjelet eredményezett.



21. ábra Szemkoordináták és elektródjelek változása az idő függvényében a második típusú mérés esetén

Az ábrán látható, hogy a szemmozgás az elektródjelektől függetlenül történt, ezt támasztják alá a 8. táblázatban összefoglalt korrelációs együtthatók is. Ezek alapján megállapítható, hogy valóban nincs függés az elektródokon mért feszültségváltozás és a szem helyzete között az ilyen típusú mimikai feladatok végrehajtása közben.

Alany	Szem koordináta	Jobb homlok	Jobb halánték	Bal homlok	Bal halánték
1	dx/dt	0,02	0,01	0,01	0,02
	dy/dt	0,03	0,02	0,03	0,03
2	dx/dt	0,02	0,02	0,02	0,03
	dy/dt	0,02	0,00	0,00	0,02
3	dx/dt	0,01	0,02	0,01	0,00
	dy/dt	0,01	0,01	0,01	0,01
4	dx/dt	0,04	0,03	0,04	0,04
	dy/dt	0,03	0,03	0,03	0,03
5	dx/dt	0,02	0,00	0,02	0,00
	dy/dt	0,09	0,05	0,07	0,05

8. táblázat Elektrodjelek és szemmozgás koordináták időbeli változása közötti korrelációs együtthatók a második típusú mérés esetén

4. Következtetések

Összességében elmondható, hogy az elkészült eszköz alkalmas volt a szemmozgás detektálására és követésére, valamint az elektródokon létrejött feszültségek mérésére.

Az eszközzel felvett mérések bebizonyították, hogy a szemmozgás és az elektródokon mért jelek korrelálnak egymással, a szemmozgás változása az elektródokon jelváltozást generál, ahogy a mimikai mozgások is, azonban ezek szemmozgással nem járnak, tehát a szem kurzorfunkciója mellé további vezérlőjeleket biztosítanak.

Ez esszenciális jelentőségű a felhasználói célcsoport, a tetraplégiában szenvedő mozgássérült páciensek számára, mert így egy eszközzel számos vezérlő jelet képesek irányítani, ezzel különböző féle mozgásokat vagy eszközöket irányítva, legyen szó akár egy kerekeszékre szerelt robotkarról, ami a szájhoz emeli a vizes poharat, vagy az okosotthonban található termosztátról, világításról.

Megállapítható, hogy az eszköz előállítási költsége jóval a piaci ár alatt van, ellenben azok legtöbb funkcióját már ebben az állapotában is képes ellátni.

5. Felhasználási területek

Az általam tervezett konstrukciót elsősorban mozgáskorlátozott emberek önállóságának növelésére szánom. Ezzel az eszközzel képesek lesznek egy aktuátort (kerekeszékre szerelt robotkart) irányítani, amivel képesek lesznek tárgyak megfogására és mozgatására. Ugyanakkor mivel az eszköz az EOG vezérléssel és a szemmozgás követéssel képes kiváltani az egér és pár billentyű funkcióját, így bármilyen számítógépes program használatát lehetővé teszi a szövegszerkesztőtől az interneten át a játékokig.

Azonban felelőtlenség lenne figyelmen kívül hagyni az eszköz által kínált egyéb felhasználási területeket, mint például a szórakoztató elektronikát. Tekintve, hogy könnyebbé válik az irányítás, a célzás, és sok precíziós művelet, mivel a szemünk sokkal pontosabban képes behatárolni a célt, mint a kezünk, így jelentősen növelhető a játékélmény, de akár a mindennapi munkát is megkönnyíthetjük szemmozgás követő eszköz használatával.

Az eszköz szintén alkalmazható különböző kutatási területeken, úgy mint koncentráció, figyelemzavar, diszlexia, de akár a marketing kutatásban is – sok jelenlegi piaci konstrukció fő felhasználási területe ez.

Szintén a felhasználási területekhez tartozik a szemdiagnosztika is, mivel bőséges közvetlen információt kapunk a szemünk mozgásáról, ami sok szembetegségről árulkodó lehet. De rengeteg más betegség jellemző tünete is lehet a szem bizonyos mintákat követő mozgása, vagy éppen mozgásának megváltozása.

Olyan munkafolyamatok közben is felhasználható egy ilyen eszköz, ahol a dolgozó mindkét kezét lefoglalja egy feladat, de közben egy „harmadik” kéz segítségével, annak irányítása is szükségessé válik, például műtét közben, vagy gyártósorokon, ipari környezetben.

Ezeken a jellemző területeken kívül a szemmozgás követő eszközöket szinte bármilyen területen fel lehet használni. Tekintve, hogy bármilyen elektronikus berendezés irányítására alkalmas, valamint bármilyen precíziós mozgásra, mozgatásra megfelelő, így a felhasználási területeknek csak a képzelet szab gátat.

6. Továbblépési lehetőségek

Az elkészült szemmozgás követő szemüveg bár funkcióját betölti, de sok más téren fejlesztésre szorul. Terveim között van a vezeték nélküli szemüveg kifejlesztése egy bluetooth modul integrálásával, amely egy jóval kényelmesebb eszközt eredményez, amely így a használatot is megkönnyíti majd.

Az ergonómia és a design fejlesztése érdekében a jövőben a tartó keret is változni fog, az elektronikát – alkatrészeket, áramköröket, vezetékeket – a keret belsejében szeretném elhelyezni. Ez mind az esztétikát, mind a biztonságos használatot elősegíti majd, tekintve, hogy így a felhasználó véletlenül sem tudja majd sem magát, sem az eszközt megsérteni .

Ahhoz, hogy az egyes alkatrészeket a keret belsejében tudjam elhelyezni egy saját kamera modul fejlesztése is szükségessé válik, a megfelelően kis méretű lencserendszer és az illeszkedő geometriájú nyomtatott áramkör elérése érdekében.

A hardverfejlesztési feladatok között szerepel az elektródokhoz tartozó elektronikai feltételek vezeték nélküli megteremtése is, az elektródajelek feldolgozásához szükséges erősítő és szűrők megtervezése.

Később fontos szempont lehet a konstrukció szemüveges felhasználók számára való alkalmazhatósága is, az ehhez szükséges módosított keret tervezése és kivitelezése, a fókuszkorrigáció szoftveres megoldása szintén a továbblépési lehetőségek között van.

Szintén új irány a szoftver továbbfejlesztése is. A szemkamerák által biztosított fókuszpont környezetben való elhelyezése, a képfelvétel sebességének, pontosságának és érzékenységének növelése a jó termék elengedhetetlen kellékei. További hozzáadott értéket biztosíthat a fókuszpont kiterjesztett valóságban való ábrázolása a felhasználó számára, aki így még magabiztosabban tudja az eszközt irányításra használni.

Ugyanígy szoftverfejlesztési feladat az elektródok által generált vezérlőjelek integrálása, a különböző típusú mimikából eredő jelek felismerésére és megkülönböztetésére valamilyen gépi tanuló algoritmussal.

7. Összefoglalás

Tudományos munkám során megterveztem 3D tervező programmal egy szemmozgást követő szemüveget, majd a kész tervet 3D nyomtatóval kinyomtattam. Az elkészült keretet felhasználva megépítettem egy szemmozgást követő szemüveget, minden ehhez szükséges alkatrészt beszereztem, a kapcsolódó irodalmat feldolgoztam és megismertem a kereskedelemben kapható konstrukciókat.

Az átlagos szemmozgáskövető eszközökhöz képest technológiai újítást alkalmaztam az eszköz elektródokkal történt kiegészítésekor, amellyel olyan funkciókat is képes ellátni az általam épített konstrukció, amit a piacon kapható társai nem. Az egy-két bites vezérlő jelek mellett – úgy, mint pislogás, kacsintás – számos további vezérlőjel befogadására, és értelmezésére is alkalmas.

Az elkészült eszközzel méréseket végeztem, amelyek a kezdeti feltételezéseket, miszerint a szemmozgás és a mimikai mozgások között nem minden esetben áll fent közvetlen kapcsolat, feltétel nélkül alátámasztotta a hunyorgás, az állkapocs összeszorítás és a szemöldökráncolás esetében, ezzel három további kontrol bitet biztosítva a felhasználó számára.

Az általam épített eszköz alkalmas mozgássérült emberek számára vezérlő egységként funkcionálni, az ő életüket megkönnyíteni, tehát a kitűzött célt elértem.

8. Köszönetnyilvánítás

Köszönöm külső konzulensemnek, Dr. Márton Gergelynek az útmutatását, a segítségét, a közös ötleteket, és a teret, hogy mindazt, amit kitaláltunk meg tudjam valósítani. Az ő támogató jelenléte nélkül ez a munka nem jöhetett volna létre.

Köszönöm belső konzulensemnek, Dr. Szlávecz Ákosnak segítő hozzászólásait, amelyek mindig a lényegre ragadták meg, és ezáltal a kijelölt irányban tartották a munkát. Az ő meglátásai sokat segítettek a munka végleges formájának elnyerésében.

Köszönöm az MTA TTK technikusának, Székely Ádámnak mind a szoftveres, mind a hardveres feladatokban nyújtott segítségét, valamint a kísérleti személy szerepében tanúsított végtelen türelmét.

Köszönöm a Magyar Tudományos Akadémia, Természettudományi Központ, Kísérleti és Pszichológiai Intézet támogatását a nyomtatás, az anyagfelhasználás és az eszközbeszerzés közben felmerült anyagi kérdésekben.

9. Ábrajegyzék

1. ábra A szemmozgás követő által mozgatott robotkar sematikus ábrája.....	7
2. ábra A Mu-hullám helye az agy felületén	9
3. ábra Piaci szemmozgás követők (a) Tobii, (b) SMI, (c) Pupil, (d) ASL.....	13
4. ábra Az openEyes kész konstrukciója.....	14
5. ábra A The EyeWriter konstrukciója.....	14
6. ábra A szemüvegkeret terve	15
7. ábra A szemüveg száruk terve	16
8. ábra A kinyomtatott keret.....	16
9. ábra A nyomtatási elrendezés.....	17
10. ábra A halánték (balra) és a homlok (jobbra) elektródokat tartó rugalmas elemek terve ..	17
11. ábra Logitech C615 webkamera.....	18
12. ábra A környezeti kamera előkészítése	19
13. ábra A környezeti kamera pozíciója.....	19
14. ábra LI-OV9712-USB-M8 kamera modul	20
15. ábra A szemkamerák pozíciója	21
16. ábra Kinyomtatott elektród tartók (fent) és a kész elektródok (lent)	22
17. ábra Elektródok a kereten.....	22
18. ábra A teljes konstrukció viselés közben	23
19. ábra A kalibrációs idő alatt (bal) és a futás alatt (jobb) vett képek	24
20. ábra Szemkoordináták és elektródjelek változása az idő	27
21. ábra Szemkoordináták és elektródjelek változása az idő	29

10. Táblázatjegyzék

1. táblázat Piaci szemmozgáskövetők és áraik.....	13
2. táblázat Felhasznált gyanták adatai	18
3. táblázat A megfelelő szemkamera modulok adatai.....	20
4. táblázat Felhasznált anyagok és alkatrészek	23
5. táblázat Elektród csatorna bekötések	25
6. táblázat Az alanyok statisztikai adatai	26
7. táblázat Elektródjelek és szemmozgás koordináták közötti.....	28
8. táblázat Elektródjelek és szemmozgás koordináták közötti.....	30

11. Források

- [1] Brian S. Armour et al., „Prevalence and Causes of Paralysis - United States, 2013,” *Research and Practice*, 2016.
- [2] P. G.Santos, E. Garcia, J. Estremera, Springer, „Quadrupedal Locomotion: An Introduction to the Control of Four-legged Robots,” *London*, pp. ISBN 978-1-84628-306-2, 2006.
- [3] Cichocki et al., „Noninvasive BCIs: Multiway Signal-Processing Array Decompositions,” 2008.
- [4] Wolpaw et al., „Brain–computer interfaces for communication and control,” 2002.
- [5] Emotiv, „Emotiv,” [Online]. Available: <https://www.emotiv.com/epoc/>.
- [6] M. De Vos, M. Kroesen, R. Emkes, S. Debener, „P300 speller BCI with a mobile EEG system: comparison to a traditional amplifier,” *Journal of Neural Engineering*, 2014.
- [7] J. Ding, G. Sperling, R. Srinivasan, „Attentional modulation of SSVEP power depends on the network tagged by the flicker frequency,” *Cereb Cortex*, 2006.
- [8] I. Martišius, R. Damaševičius, „A Prototype SSVEP Based Real Time BCI Gaming System,” *Computational Intelligence and Neuroscience*, 2016.
- [9] I. Volosyak, D. Valbuena, T. Lüth, A. Gräser, „Towards an SSVEP Based BCI With High ITR,” *Universität Bremen*, 2011.
- [10] M. Wanga, I. Dalyb, B. Z. Allisonc, J. Jina, Y. Zhanga, L. Chena, X. Wanga, „A new hybrid BCI paradigm based on P300 and SSVEP,” *Clinical Neuroscience*, 2014.
- [11] Y. Wang, M. Nakanishi, S. L. Kappel, P. Kidmose, D. P. Mandic, Y. Wang, C. Cheng, T. Jung, „Developing an Online Steady-State Visual Evoked Potential-Based Brain-Computer Interface System Using EarEEG,” *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.*, 2015.
- [12] F. Farooq, D. Looney, D. P. Mandic, P. Kidmose, „EarEEG based visual P300 Brain-Computer Interface,” *Neural Engineering (NER)*, 2015.

- [13] A. Nijholt, J. B.F. van Erp , D. Heylen, „BrainGain: BCI for HCI and Games,” *Aberdeen*, 2008.
- [14] Zheng Yang Chin, Kai Keng Ang, Chuanchu Wang, Cuntai Guan, „Online performance evaluation of motor imagery BCI with augmented-reality virtual hand feedback,” *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2010.
- [15] Eun Yi Kim, Sin Kuk Kang, Keechul Jung, Hang Joon Kim, „Eye mouse: mouse implementation using eye tracking,” *Consumer Electronics*, 2005.
- [16] Paweł Strumiłło, Tomasz Pajor, „A vision-based head movement tracking system for human-computer interfacing,” *IEEE*, pp. ISBN: 978-8-3620-6514-1, 2015.
- [17] Tolle H., Arai K., „iHelp HEMOCS Application for Helping Disabled People Communicate by Head Movement Control,” *Information Technology - New Generations. Advances in Intelligent Systems and Computing*, %1. kötetvol 558., 2018.
- [18] Herman Tolle, Ismiarta Aknuranda, Mahardeka Tri Ananta, Komang Candra Brata, Hanifah Muslimah Az-Zahra, „Design of keyboard input control for mobile application using Head Movement Control (HEMOCS),” *IEEE*, 2016.
- [19] Fred Achic, Jhon Montero, Christian Penaloza, Francisco Cuellar, „Hybrid BCI system to operate an electric wheelchair and a robotic arm for navigation and manipulation tasks,” *IEEE*, pp. ISBN: 978-1-5090-4079-7, 2016.
- [20] Brown, M., Marmor, M. and Vaegan, „Standard for Clinical Electro-oculography (EOG),” *Documenta Ophthalmologica*, p. 113:3(205—212), 2006.
- [21] Wu J.F., Ang A.M.S., Tsui K.M., Wu H.C., Hung Y.S., Hu Y., J.N.F.Mak, Chan S.C., Zhang Z.G. , „Efficient implementation and design of a new single-channel electrooculography-based human-machine interface system,” *IEEE*, 2015.
- [22] A.B. Usakli, S. Gurkan, „Design of a novel efficient human–computer interface: an electrooculogram based virtual keyboard,” *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, pp. 2099-2108, 2010.

- [23] Ma J., Zhang Y., A. Cichocki, F. Matsuno, „A novel EOG/EEG hybrid human–machine interface adopting eye movements and ERPs: application to robot control,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, pp. 876-888, 2015.
- [24] Yuanqing Li, Shenghong He, Qiyun Huang, Zhenghui Gu, Zhu Liang Yu, „A EOG-based switch and its application for “start/stop” control of a wheelchair,” *Elsevier Neurocomputing*, 2017.
- [25] Gökçen ÇETİNEL, „Move Your Wheelchair with Your Eyes,” *International Journal of Applied Mathematics Electronics and Computers*, pp. ISSN: 2147-8228, 2017.
- [26] R. Barea, L. Boquete, M. Mazo, E. Lopez, „System for assisted mobility using eye movements based on electrooculography,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, pp. 209-218, 2002.
- [27] A.B. Usakli, S. Gurkan, F. Aloise, G. Vecchiato, F. Babiloni, „A hybrid platform based on EOG and EEG signals to restore communication for patients afflicted with progressive motor neuron diseases,” *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2009.
- [28] K. Grauman, M. Betke, J. Gips, G.R. Bradski, „Communication via eye blinks: detection and duration analysis in real time,” *IEEE Conference Computer Vision Pattern Recognition*, pp. 1010-1017, 2001.
- [29] M. Nakanishi, Y. Mitsukura, Wang Y., Wang Y.-T., Jung T.-P., „Online voluntary eye blink detection method using electrooculogram,” *Proceedings of International Symposium on Nonlinear Theory and its Application*, pp. 114-117, 2012.
- [30] K. Kenichi, S. Kazuyoshi, „Evaluation of three types of blinks with the use of electrooculogram and electromyogram,” *Percept. Motor Skills*, pp. 1037-1052, 1999.
- [31] Wu S.L., Liao L.D., Lu S.W., Jiang W.L., Chen S.A., Lin C.T., „Controlling a human–computer interface system with a novel classification method that uses electrooculography signals,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 2013.
- [32] Dario D. Salvucci, Joseph H. Goldberg, „Identifying fixations and saccades in eye-tracking protocols,” *ACM New York, NY, USA* ©, 2004.

- [33] Bing Pan, Helene A. Hembrooke, Geri K. Gay, Laura A. Granka, Matthew K. Feusner, Jill K. Newman, „The determinants of web page viewing behavior: an eye-tracking study,” *ACM New York, NY, USA* ©, 2004.
- [34] Laura A. Granka, Thorsten Joachims, Geri Gay, „Eye-tracking analysis of user behavior in WWW search,” *ACM New York, NY, USA* ©, 2004.
- [35] Jesper Clement, „Visual influence on in-store buying decisions: an eye-track experiment on the visual influence of packaging design,” *Journal of Marketing Management*, 2007.
- [36] Philip S. Holzman, Leonard R. Proctor, Dominic W. Hughes, „Eye-Tracking Patterns in Schizophrenia,” *Science*, %1. kötet181, %1. szám4095, 1973.
- [37] Spooner JW, Sakala SM, Baloh RW., „Effect of Aging on Eye Tracking,” *Arch Neurol*, 1980.
- [38] Duchowski, A.T., „A breadth-first survey of eye-tracking applications,” *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers*, 2002.
- [39] Cornelissen, F.W., Peters, E.M. & Palmer, J., „The Eyelink Toolbox: Eye tracking with MATLAB and the Psychophysics Toolbox,” *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers*, 2002.
- [40] T. P. G. 2. [Online]. Available: <https://www.tobii.com/product-listing/tobii-pro-glasses-2/>.
- [41] S. E. T. Glasses. [Online]. Available: <https://www.smivision.com/eye-tracking/product/eye-tracking-glasses/>.
- [42] P. Labs. [Online]. Available: <https://pupil-labs.com/>.
- [43] A. E. T. Glasses. [Online]. Available: <https://imotions.com/portfolio-items/asl-glasses/>.
- [44] openEyes. [Online]. Available: <http://thirtysixthspan.com/openEyes/openEyes-visiblepectrumdesign.pdf>.

[45] openEyes. [Online]. Available:

http://thirtysixthspan.com/openEyes/openEyes_ConstructingaLow-CostMobileEyeTracker.pdf.

[46] T. EyeWriter. [Online]. Available: <http://fffff.at/eyewriter/The-EyeWriter.pdf>.

[47] 3. E. Tracker. [Online]. Available: <https://github.com/YutaItoh/3D-Eye-Tracker>.