

УНИВЕРЗИТЕТ У БЕОГРАДУ
ЕЛЕКТРОТЕХНИЧКИ ФАКУЛТЕТ

РАЗВОЈ СОФТВЕРА ЗА КОНТРОЛУ ПОЛОЖАЈА
WIIМОТЕ-А У ЦИЉУ МОТИВИСАНОГ ВЕЖБАЊА
ПОКРЕТА РУКЕ

– МАСТЕР РАД –

ПРЕДМЕТ: Моделирање Биофизичких Система

Ментор:
Проф. Др Дејан Поповић

Студент:
Момчило Продановић 3068/11

Београд, јул 2012. год.

Захвалница

Овај рад је настао као резултат рада на пројекту у оквиру предмета Моделирање биофизичких система који сам слушао у току школске 2011/2012 године на мастер студијама Електротехничког факултета, Универзитета у Београду код проф. Дејана Поповића.

Рад има 33 стране, 29 слика и 1 табелу. Листа референци укључује 39 наслова.

Пројекат је рађен у Лабораторији за Биомедицинско инжењерство и технологије Електротехничког факултета, Универзитета у Београду.

Основну идеју за овај пројекат, као и неопходно вођење, обезбедио је проф. Дејан Поповић, док ми је у реализацији помогао колега Милош Костић, на чему им се захваљујем.

На крају бих се захвалио својој породици и девојци Анки на љубави, подршци и разумевању.

Момчило Продановић

Садржај

Списак коришћених скраћеница	4
Списак слика	5
Списак табела.....	6
Увод	7
1. Мотивација за рад.....	8
2. Методе.....	11
2.1. RehaAssist for Wii.....	11
2.2. Улазни део система	12
2.2.1. Пантограф.....	12
2.2.2. Коришћени сензори	15
2.3. Тестирање хардвера.....	16
2.3.1. Тестирање могућности мотора на <i>RehaAssist for Wii</i> уређају.....	16
3. Софтвер за контролу положаја WiiMote контролера	20
3.1. Управљање Wiimote-а помоћу миша у игри стоног тениса	20
3.1.1. Серва.....	21
3.2. Управљање Wiimote-а помоћу пантографа у игри стоног тениса	24
3.2.1. Део програма за контролу и управљање мотором	24
3.2.2. Део програма за аквизицију	25
4. Дискусија резултата развијеног програма	27
5. Закључак.....	29
Литература	31

Списак коришћених скраћеница

Скраћеница	Пуни назив	Објашњење
A/D	Analog-to-digital converter	Аналогно - дигитални конвертор
DC	Direct Current	Једносмерна струја
EEG	Electroencephalography	Електроенцефалографија
EMG	Electromyography	Електромиографија
IR	Infrared	Инфрацрвена светлост
MIT	Massachusetts Institute of Technology	Универзитет у Cambridge, Massachusetts, USA
OS	Operating system	Оперативни систем
SP1	Service Pack 1	Надоградња за оперативни систем
USB	Universal Serial Bus	Универзална Серијска Магистрала

Списак слика

Редни број	Назив	Страна
Слика 1.1.	Концепт нове методе за тренирање моторних способности пацијената са сензорно-моторним оштећењима	8.
Слика 1.2.	Неки од познатих роботских система за вежбање покрета: MIT Manus, MIT InMotion Arm Robot, Braccio di Ferro, Armeo Spring	9.
Слика 2.1.	<i>RehaAssist for Wii</i> , уређај који покрете снимљене призвољним интерфејсом трансформише у покрете Wii контролера	11.
Слика 2.2.	Шематски приказ коришћеног хардвера у <i>RehaAssist for Wii</i> уређају	12.
Слика 2.3.	Пантограф	12.
Слика 2.4.	Динамика пантографа	13.
Слика 2.5.	Померање, брзина и убрзање за покушаје са пантографом и покушаје без пантографа	14.
Слика 2.6	Слика потенциометра - гониометра	15.
Слика 2.7.	Слика жироскопа	15.
Слика 2.8.	Осе акцелерометра унутар WiiMote контролера	15.
Слика 2.9.	Сензор угла који ради на принципу Халовог ефекта	16.
Слика 2.10.	Позиција Халових сензора на пантографу	16.
Слика 2.11.	Изглед програма за синхрону аквизицију података са WiiMote контролера и сензора	17.
Слика 2.12.	Блок дијаграм програма за аквизицију	18.
Слика 2.13.	Упоредни приказ сигнала са жироскопа и гониометра у току играња игре куглање за бацање кугле руком са контролером који је заротиран за одређени угао и фиксиран и бацање кугле коришћењем мотора на постољу, у случају када су оборени сви чуњеви	19.
Слика 2.14.	Упоредни приказ сигнала са гониометра у току играња игре стоног тениса за играње руком и коришћењем мотора на постољу	19.
Слика 3.1.	Контрола мотора <i>RehaAssist for Wii</i> уређаја помоћу рачунарског миша	20.
Слика 3.2.	Изглед Front Panel-а потпрограма <i>Input REHA ASSIST</i> за упис података на процесор <i>RehaAssist for Wii</i> уређаја	21.
Слика 3.3.	Изглед кода потпрограма <i>Input REHA ASSIST</i> за упис података на процесор <i>RehaAssist for Wii</i> уређаја	21.
Слика 3.4.	Код који региструје да је притиснут тастер за почетак сервере	22.
Слика 3.5.	Део кода који је задужен за серверу	22.
Слика 3.6.	Изглед Front Panel-а програма за играње стоног тениса помоћу миша	23.
Слика 3.7.	Изглед кода програма за играње стоног тениса помоћу миша	23.
Слика 3.8.	Изглед Front Panel-а програма за играње стоног тениса помоћу пантографа	24.
Слика 3.9.	Изглед кода програма за играње стоног тениса помоћу пантографа. Црвено је означен део кода за аквизицију, зелено је део кода за контролу и управљање мотором	25.
Слика 3.10.	Део кода који прикупљене сигнале са Халових претварача претвара у X и Y координате врха пантографа	25.
Слика 3.11.	Изглед Front Panel-а потпрограма <i>PozicijaSaEnkoderom.vi</i>	26.
Слика 3.12.	Изглед кода потпрограма <i>PozicijaSaEnkoderom.vi</i>	26.
Слика 3.13.	Изглед кода потпрограма <i>AngleToPosition.vi</i>	26.

Списак табела

Редни број	Назив	Страна
Табела 1.	Брзине које се саопштавају мотору у току појединачних сегмената серве	22.

Увод

У овом раду је описан развој и примена софтвера за контролу положаја WiiMote контролера постављеног на роботизовано постоље за потребе мотивисаног вежбања покрета руке. Основа претпоставка је да ће уз играње Nintendo Wii игара пацијенти после можданог удара имати већи мотив да вежбају потребне покрете и тако допринесу променама кортикалне ексцитабилности, а тиме и бржег опоравка. Помоћу развијеног система пацијент ради вежбе које му терапеут зада, а успешност његовог вежбања се директно осликава на резултат играња игара на Wii конзоли. Захваљујући тако успостављеној повратној спрези, пацијент је више мотивисан да вежбе ради што прецизније и правилније, вишеструко понављање у току вежби више није досадно а и уводи се такмичарски дух и жеља за постизањем што бољих резултата. То све олакшава и рад терапеутима и доводи до успостављања пријатније атмосфере у салама за вежбање.

Овај рад је подељен у пет области.

У првом поглављу је објашњена мотивација за креирање оваквог система, његова примена и значај.

Друго поглавље – Методе, приказује коришћену опрему, програм направљен за тестирање опреме као и поједине тестове који су спроведени.

У трећем поглављу је представљен програм за контролу положаја WiiMote контролера.

Дискусија резултата развијеног програма је у четвртном поглављу, док су у последњем, петом поглављу, закључци изведени током рада и предлози за даље побољшање система.

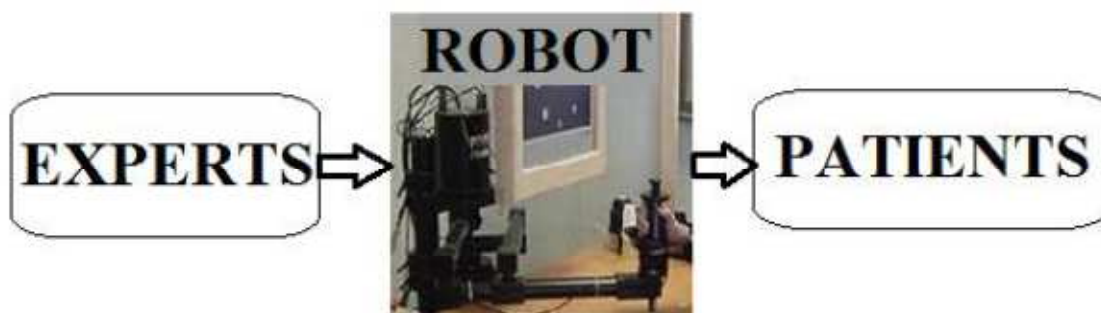
На крају рада је дат и списак коришћене литературе.

1. Мотивација за рад

Правовремена рехабилитација пацијената након можданог удара је веома значајна. Пацијенту се током рехабилитације враћају функције које је изгубио или се пацијент учи да обавља задатке и одређене битне функције на други начин.

Процес рехабилитације је дуг. Потребно је пуно стрпљења, воље и залагања како би се неоштећени део мозга научио да управља обављањем функција које су изгубљене након можданог удара. Тренутна истраживања у рехабилитацији пацијената након можданог удара дају предност интензивним вежбама уз асистенцију терапеута [1-4]. Понављање одређених вежби доприноси модификацији ексцитабилности кортикалних структура, што вероватно доводи до кортикалних промена које омогућавају *carry over* ефекат [5-10]. Покрети који се тренирају су често једноставни, али се морају поновити више пута, што вежбање чини досадним, како за пацијента, тако и за терапеута који га надгледа.

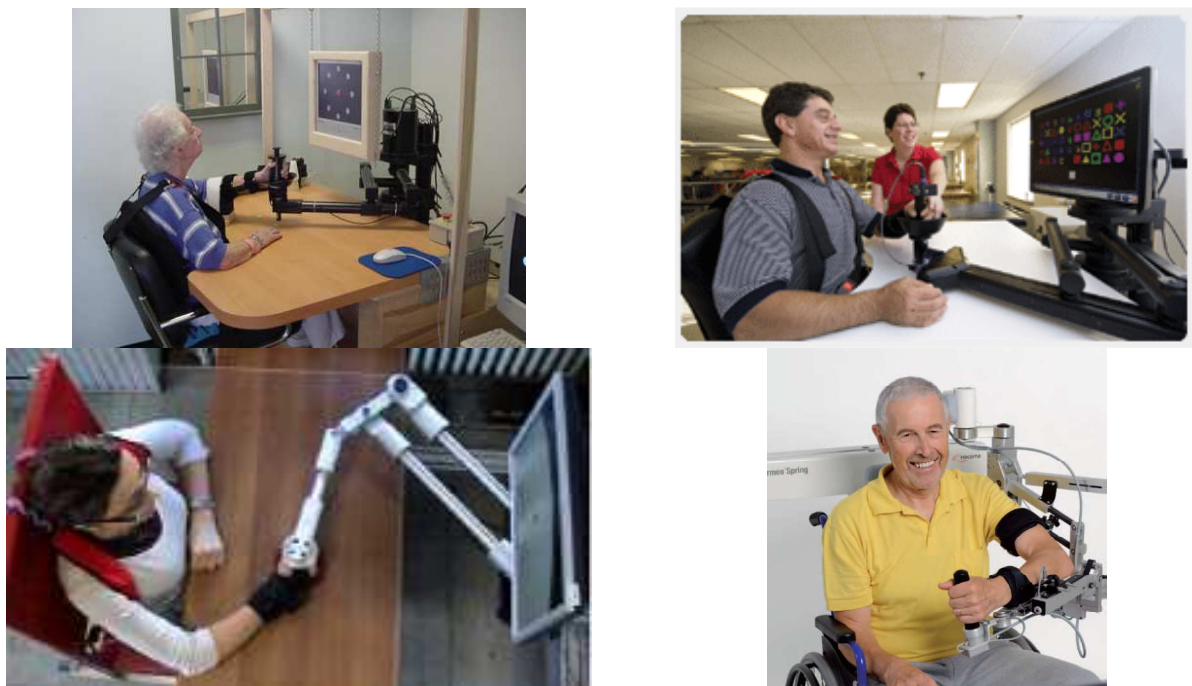
Уместо терапеута, који помаже пацијентима у току вежбања, велику пажњу данас привлаче хаптички роботи као вид помоћи пацијентима [11]. Методе контроле тих робота још увек нису на задовољавајуће високом нивоу, највише због тога што опонашање биолошке контроле није довољно добро дефинисано. Могући метод који би можда довео до контроле робота налик биолошкој је да се у „фази тренирања“ прикупи знање анализом ефективних покрета (покрета изведених од стране експерата) помоћу сензора у простору и да се ти подаци искористе за моделовање жељене контроле [12]. На слици 1.1 је приказан принцип „обуке“ робота и који ће вероватно бити главни циљ рехабилитације будућности.



Слика 1.1 - Концепт нове методе за тренирање моторних способности пацијената са сензорно-моторним оштећењима

У току развија роботских хаптичких метода рехабилитације, уочено је да уколико се пружи неки вид мотивационе повратне спреге, ефекти терапије се знатно повећавају. Најбољи вид мотивације приликом вежбања је увођење визуелне повратне спреге (виртуелна реалност, Nintendo Wii игре, итд.).

Неки од најпознатијих роботских система за вежбање покрета *MIT Manus* [13,14], *InMotion Arm Robot* [15], *Braccio di Ferro* [16] и *Armeo Spring* [17] су приказани на слици 1.2. Они омогућавају да пацијент, ако нема покрете, добија помоћ, а након успостављања могућности да пацијент сам покреће руку ови системи омогућавају вежбање без хаптичке асистенције. Роботе је могуће обучити експертским покретима за управљање руком. Ови хаптички роботи су једноставни системи дизајнирани за планарне покрете, који сувише агресивно прате задате путање од стране експерата. Такође, примењена виртуелна реалност која представља повратну спрегу пацијенту није посебно интересантна и такмичарски изазовна.



Слика 1.2. - Неки од познатих роботских система за вежбање покрета. Горе: MIT Manus (лево), MIT InMotion Arm Robot (десно); доле: Braccio di Ferro (лево), Armeo Spring (десно)

У последњих пар година, са појавом „паметних“ конзола за игру, отвориле су се могућности за подизање нивоа квалитета виртуелне реалности у системима за рехабилитацију. Изласком Nintendo Wii конзоле са квалитетном бежичном управљачком палицом WiiMote, која поседује сензоре за просторну оријентацију, развијене су интересантне апликације [18], [19] које се користе у терапијске сврхе и које не само да мотивишу пацијенте, него и унапређују и убрзавају њихов опоравак.

Играњем „игрица“ на Nintendo Wii конзоли пацијенти кроз виртуелну реалност и такмичарски дух добијају жељу и мотив да што више вежбају. Такмичење са другим пацијентима подиже адреналин и тада се чак и неке болне и јако тешке вежбе могу урадити, само ако ће то допринети победи у игрици [20]. Различите студије су показале пораст броја опорављених пацијената уколико им се у терапију укључи вежбање са посебним роботом [21, 22] или само са Nintendo Wii конзолом уз коришћење стандардног WiiMote контролера [23], [24], [25].

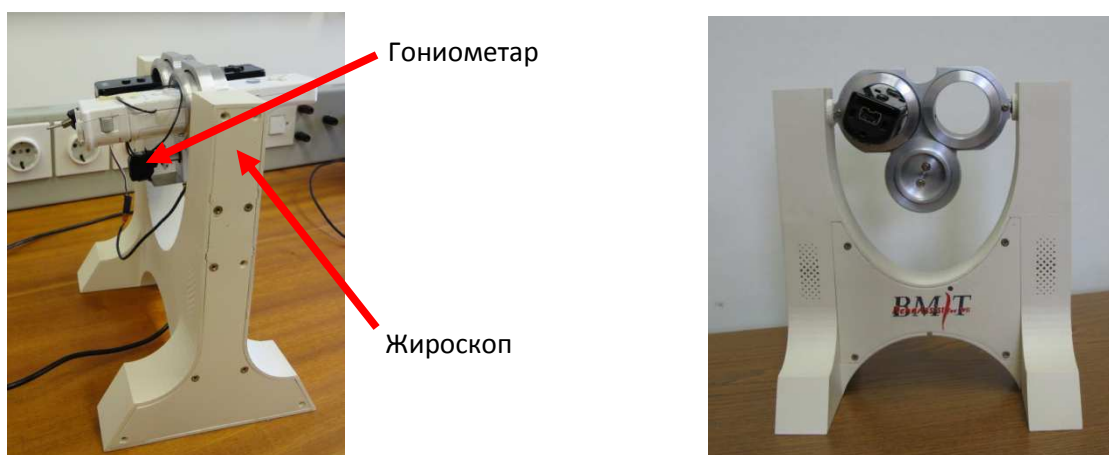
Претходна искуства са хаптичким роботима, велика популарност и доступност Nintendo Wii конзоле, као и велики број атрактивних игара, су допринели развоју новог уређаја *RehaAssist for Wii* [26], описаног у наредном поглављу. Овај уређај омогућава играње Nintendo Wii игара и пацијентима који нису у стању да користе стандардни WiiMote контролер. Команде за извођење покрета *RehaAssist for Wii* прима преко различитих улазних система прилагођених могућностима пацијента и потребне терапије, као што су миш, пантограф, EEG сигнали и слично. Тиме се значајно проширује списак потенцијалних пацијената који могу да користе Nintendo Wii конзолу у рехабилитацији.

Да би се *RehaAssist for Wii* уређај користио у рехабилитацији, потребно је развити специфичан софтвер који ће га повезати са поменутиим улазним системима тако да се покрети које изводи пацијент претварају у жељене команде, у зависности од врсте терапије и изабране Nintendo Wii компетитивне игре (стони тенис, куглање, сурфовање на таласима, фризби).

2. Методе

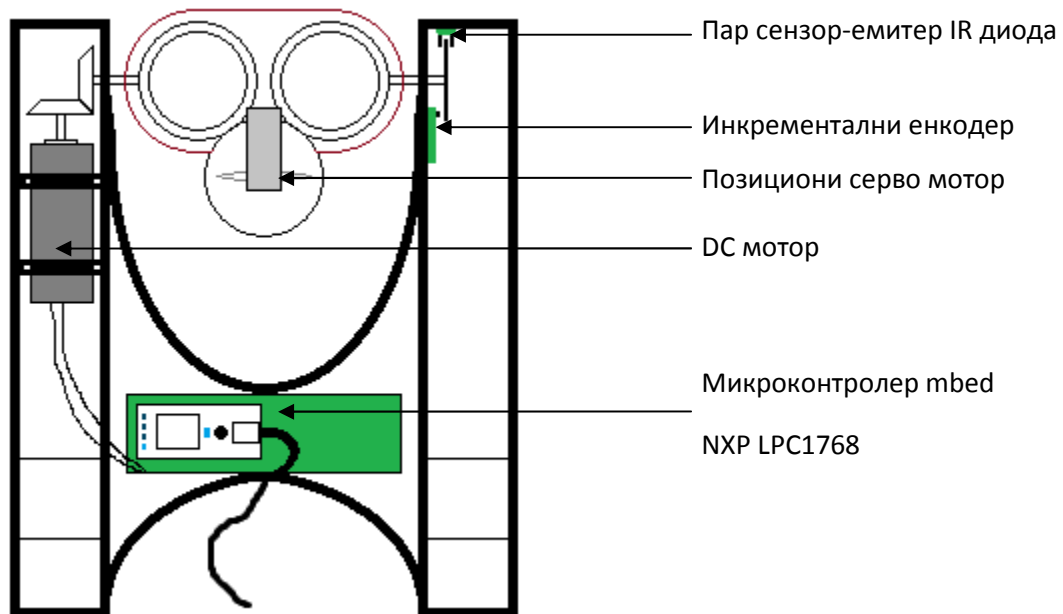
2.1. RehaAssist for Wii

Главни излазни део система чини посебно направљено моторизовано постоље за WiiMote контролере, које омогућава играње Nintendo Wii игара путем произвољног интерфејса. На њему се налазе лежишта за два WiiMote контролера, као и места где се монтирају сензори потребни за снимање података приликом играња игрица, слика 2.1.



Слика 2.1. *RehaAssist for Wii*, уређај који покрете снимљене произвољним интерфејсом трансформише у покрете Wii контролера

Хардверска шема уређаја је дата на слици 2.2. Овај уређај може да ротира Wii контролер око две осе. Око уздужне осе га ротира позициони серво мотор, док га око попречне осе ротира DC мотор. Контрола ова два мотора, као и читање енкодера постављених на главној осовини, реализована је помоћу микроконтролера *mbed NXP LPC1768*. За опсервацију положаја главне осовине уређаја постављени су инкрементални енкодер и два пара сензор-емитер IR диода [26].



Слика 2.2 – Шематски приказ коришћеног хардвера у *RehaAssist for Wii* уређају [26]

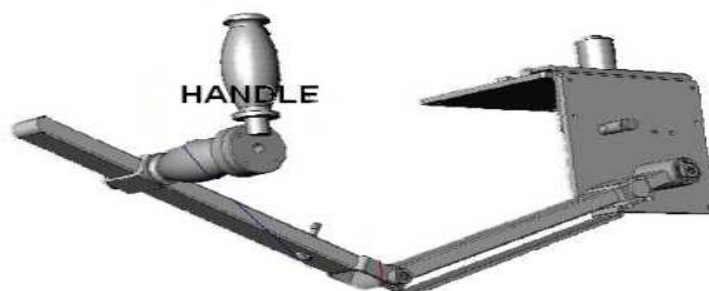
2.2. Улазни део система

Као улазни део система се могу користити различити интерфејси, као што су на пример: компјутерски миш, дигитална табла за цртање *CalComp Drawing Board III* [27], сензорни систем постављен на зглобове пантографа, *EEG* сигнали, *EMG* сигнали или неки други.

У овом раду се као улаз користе компјутерски миш или сензорни систем постављен на зглобове пантографа, као и издвојени тастери А и В са *WiiMote* контролера.

2.2.1. Пантограф

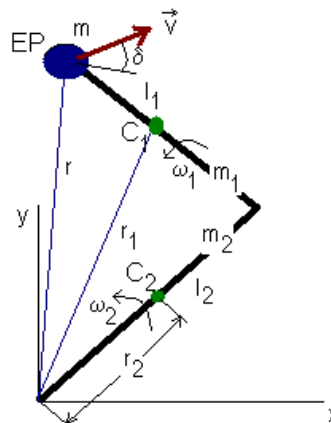
Како би се симулирала наметнута ограничења планарних робота, као један од могућих улазних интерфејса у овом раду се користи пантограф приказан на слици 2.3. То је механичка справа са два цилиндрична зглоба која нема трење и има малу инерцију. Детаљнији опис пантографа је дат у [28].



Слика 2.3 - Пантограф

Помоћу овакве справе могуће је да се уведу додатне силе отпора у циљу тренирања моторних покрета пацијената. У овом раду нису коришћене додатне силе, па пантограф не би требало да има утицај на нормалне покрете руке.

Како би се утврдило да ли пантограф уводи пертурбације у покрете руке и како би се елиминисали комплексни механички прорачуни, вршени су експерименти покрета са и без пантографа, описаних у [29]. У експериментима је коришћен *black-box* модел са три кључна параметра: померање, брзина и убрзање ручице чиме се добро описује механика пантографа. Модел је коришћен за оба типа експеримената. Механички ефекат пантографа са два крута тела се може анализирати користећи закон оджања импулса. Скица система у хоризонталној равни је дата на слици 2.4.



Слика 2.4 - Динамика пантографа

На слици 2.4 су I_1 и I_2 моменти инерције центара масе две полуге пантографа. C_1 и C_2 су центри маса, EP је крајња тачка пантографа (ручица); m , m_1 и m_2 су масе делова респективно; ω_1 и ω_2 су апсолутне угаоне брзине полуга пантографа; r , r_1 и r_2 су растојања центара маса у односу на референтну тачку.

Једначина која описује механику пантографа у хоризонталној равни се може добити из једначине за обртни момент:

$$M = \frac{dL_z}{dt}$$

где је L_z момент импулса система у односу на z осу:

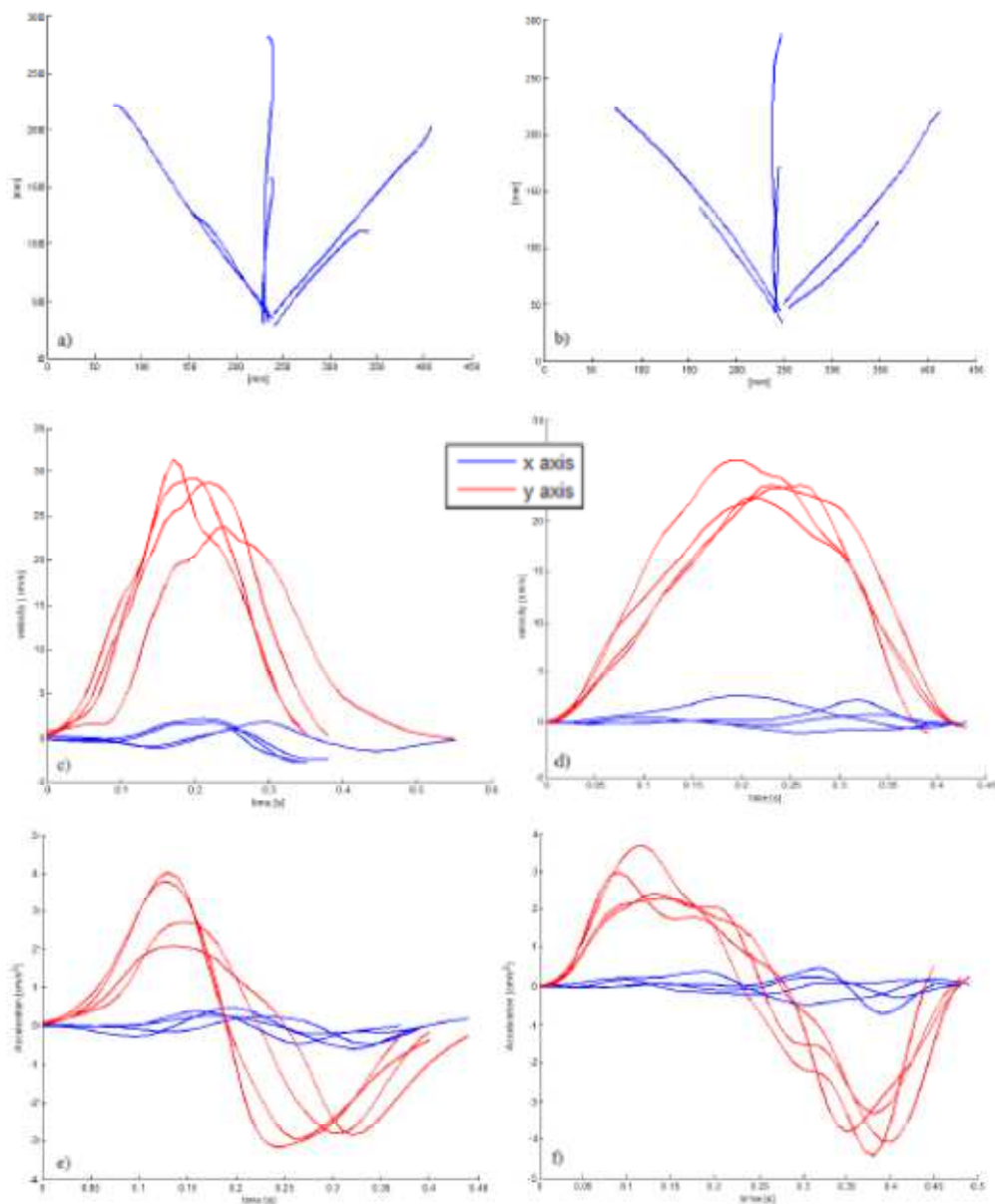
$$L_z = mrv \cos \delta + I_1 \omega_1 + m_1 r_1^2 \omega_1 + I_2 \omega_2 + m_2 r_2^2 \omega_2.$$

Дакле, обртни момент који треба рука да генерише је

$$M = F_T r = \frac{d(mrv \cos \delta + I_1 \omega_1 + m_1 r_1^2 \omega_1 + I_2 \omega_2 + m_2 r_2^2 \omega_2)}{dt}.$$

F_T је тангенцијална сила која је потребна како би се компензовала инерција.

У раду [29] је показано да, када се погледају трајекторије, брзине и убрзања крајње тачке у току извођења експеримента у којима је испитаник требало да помери руку од једне до друге тачке по правој линији, са и без пантографа, да се разлике могу приметити једино код графика убрзања, слика 2.5. Убрзања у покушајима извођеним без пантографа имају додатну компоненту високе фреквенције суперпонирану на сигнал убрзања какав се очекује да буде за овакав тип покрета. То настаје због трења између дигиталне табле за цртање *CalComp Drawing Board III* и миша који се користе у покушајима без пантографа.



Слика 2.5 - Померање, брзина и убрзање за покушаје са пантографом (графици са леве стране) и покушаје без пантографа (графици са десне стране)

Још један феномен је уочен у покушајима померања руке испитаника по правој линији. Без пантографа су пребачаји преко задате тачке и касније корекције додатним ситним покретима доста мање него када се користи пантограф. Разлог за то је добро познати принцип контроле по коме се помоћу трења врши лакша контрола актуатора, а могуће је и да додатне тактилне сензорне информације помажу испитанику да процени позицију своје руке током покрета [29, 30].

2.2.2. Коришћени сензори

Како би се снимиле карактеристике покрета приликом играња игара на Wii конзоли коришћена су 3 сензора:

1. сензор угла ротације Wii контролера у XZ равни
2. сензор угаоне брзине - жироскоп у YZ равни
3. акцелерометар унутар Wii контролера

Као сензор угла ротације се користи *Vishay Spectrol Precision Multiturn Potentiometer Model 534* [31], слика 2.6.



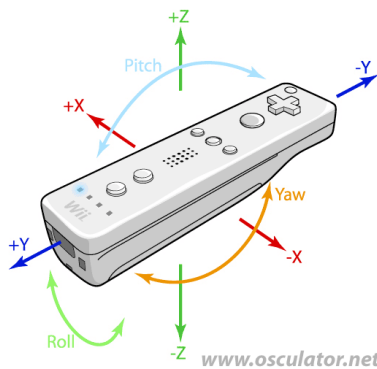
Слика 2.6. - Слика потенциометра - гониометра



Слика 2.7. - Слика жироскопа

Сензор угаоне брзине је *GWS PG-03* [32], једно-осни пиезо жироскоп, слика 2.7. Овај жироскоп се углавном користи приликом конструкције хеликоптера на даљинско управљање и различитих робота као сензор брзине ротације око једне осе. Сензор је брз и прецизан.

Осе акцелерометра унутар WiiMote контролера су приказане на слици:



Слика 2.8. Осе акцелерометра унутар WiiMote контролера

Коришћен је и пар сензора угла *Vishay Spectrol Single Turn Bushing Mount Hall Effect* [33], слика 2.9. Ови сензори су монтирани на зглобове пантографа, како би се помоћу њих могле добити релативне X и Y координате ручице пантографа, слика 2.10. Координате се одређују на основу једначина:

$$X = C \cdot \cos \varphi_1 + C \cdot \cos \varphi_2$$

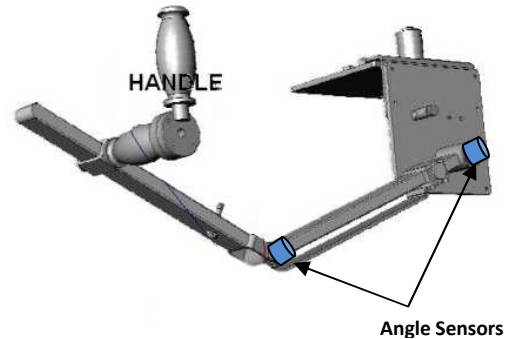
$$Y = C \cdot \sin \varphi_1 + C \cdot \sin \varphi_2$$

где је $C = 420$, а φ_1 и φ_2 углови који се добијају конверзијом напона добијеног са сензора у угао.

Добијене координате се даље користе за одређивање брзине окретања мотора на *RehaAssist for Wii* уређају.



Слика 2.9. - Сензор угла који ради на принципу Халовог ефекта



Слика 2.10. - Позиција Халових сензора на пантографу

Сви сензори, заједно са издвојеним тастерима *A* и *B* са *WiiMote* контролера су повезани на *A/D* картицу *NI6008* са 12-битним конвертором [34]. Картица је преко *USB* порта повезана са рачунаром, са инсталираним *Windows 7 SP1 OS* и програмским пакетима *Matlab* и *NI LabView*.

Један *WiiMote* контролер се повезује преко *Bluetooth* конекције са рачунаром, док се други повезује са *Wii* конзолом.

2.3. Тестирање хардвера

Пре израде система који ће омогућити пацијентима после можданог удара да мотивисано вежбају покрете играњем игара, било је потребно тестирати хардвер који се користи.

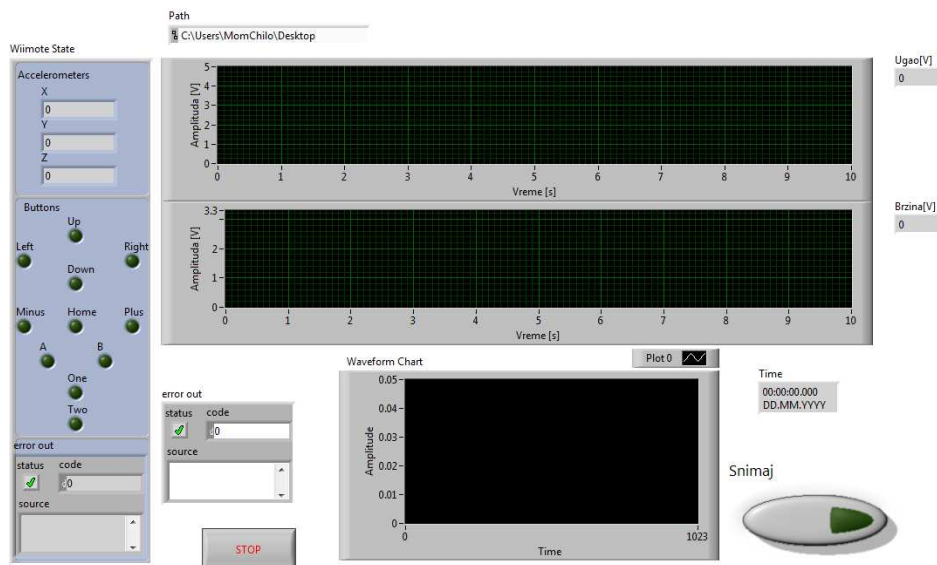
У семестралном раду [35] је описан поступак калибрације сензора угла и сензора убрзања. Такође је у том раду урађена и провера брзине реаговања сензора како би се утврдило да ли је сензор реаговао на промену (угла или брзине) правовремено.

2.3.1. Тестирање могућности мотора на *RehaAssist for Wii* уређају

Након тога, било је потребно да се испита да ли мотори на *RehaAssist for Wii* уређају могу да генеришу довољно убрзање како би се играле игре попут стоног тениса, куглања или сурфовања на таласима. У ту сврху је развијен програм за синхрону аквизицију података, како са *WiiMote* контролера где се подаци прикупљају преко *Bluetooth* везе, тако и са сензора (гониометар и жирокоп) везаних на систем за аквизицију [35].

2.3.1.1. Програм за синхрону аквизицију података са WiiMote контролера и сензора

Програм је направљен у програмском пакету *LabView*. Потпрограми за добијање података са WiiMote контролера су преузети са [36]. Изглед програма се може видети на слици 2.11.



Слика 2.11. Изглед програма за синхрону аквизицију података са WiiMote контролера и сензора

Са леве стране се приказују подаци који се добијају са WiiMote контролера. Значајни подаци су они који се добијају са акцелерометра, док остали светлосни елементи само обавештавају да ли је притиснут неки тастер или није. Такође постоје и прозори у које се уписује опис грешке у колико до ње дође. Грешка може настати уколико WiiMote није повезан са рачунаром или ако се из неког разлога не могу преузети подаци са њега.

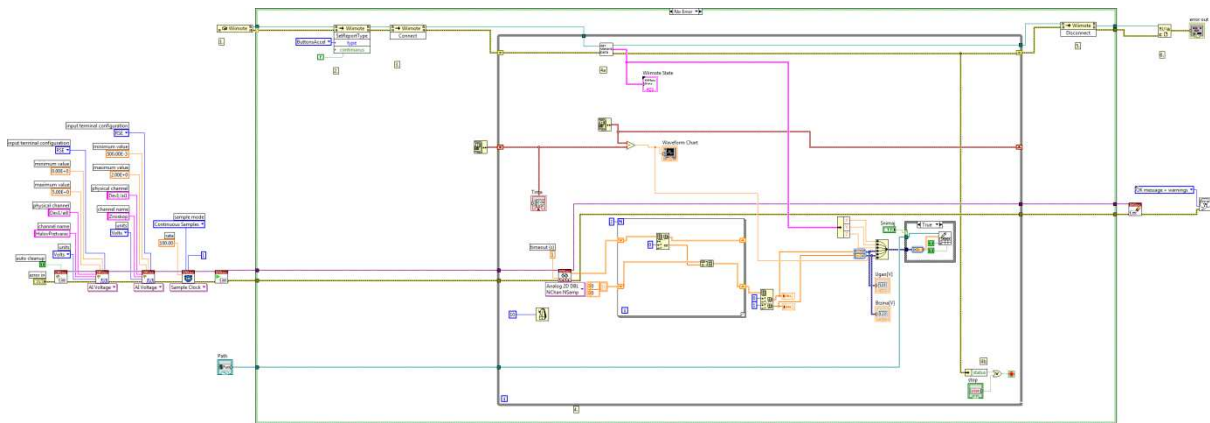
На два графика који се простиру скоро целом дужином програма се исцртавају подаци добијени са гониометра (горњи график) и са жirosкопа (доњи график). Такође се са стране сваког од графика налази поље у коме се исписује тренутна вредност сензора.

У поље *Path* које се налази изнад графика се уписује путања фајла у који желимо да снимимо податке.

График у дну програма представља график грешке синхронизације, односно одступања од фреквенције одабирања која је задата.

Притиском на дугме *Snimaj* започиње се упис вредности у фајл, док се притиском на дугме *STOP* прекида извршење програма.

Блок дијаграм програма је приказан на слици 2.12.



Слика 2.12. Блок дијаграм програма за аквизицију

На левој страни дијаграма су дефинисани параметри аквизиције са два сензора: физички портови на *A/D* картици на које су прикључени сензори, максимални и минимални улазни напони, фреквенција одабирања и начин аквизиције (континуалан). У горњем делу блок дијаграма се види и код за иницијализацију самог *WiiMote*. Ако нема грешака приликом повезивања *WiiMote* контролера са рачунаром *WiiMote* је успешно иницијализован и улази се у *While* петљу. У петљу се доводе подаци прикупљени са сензора и узимају се подаци са *WiiMote* контролера помоћу блока *GetWiiMoteData* у горњем делу петље. Подаци добијени са сензора се пакују у низове података и заједно са подацима са *WiiMote* контролера се уписују у фајл, ако је дугме за упис у фајл активирано. Такође се подаци исцртавају на претходно објашњеним графицима.

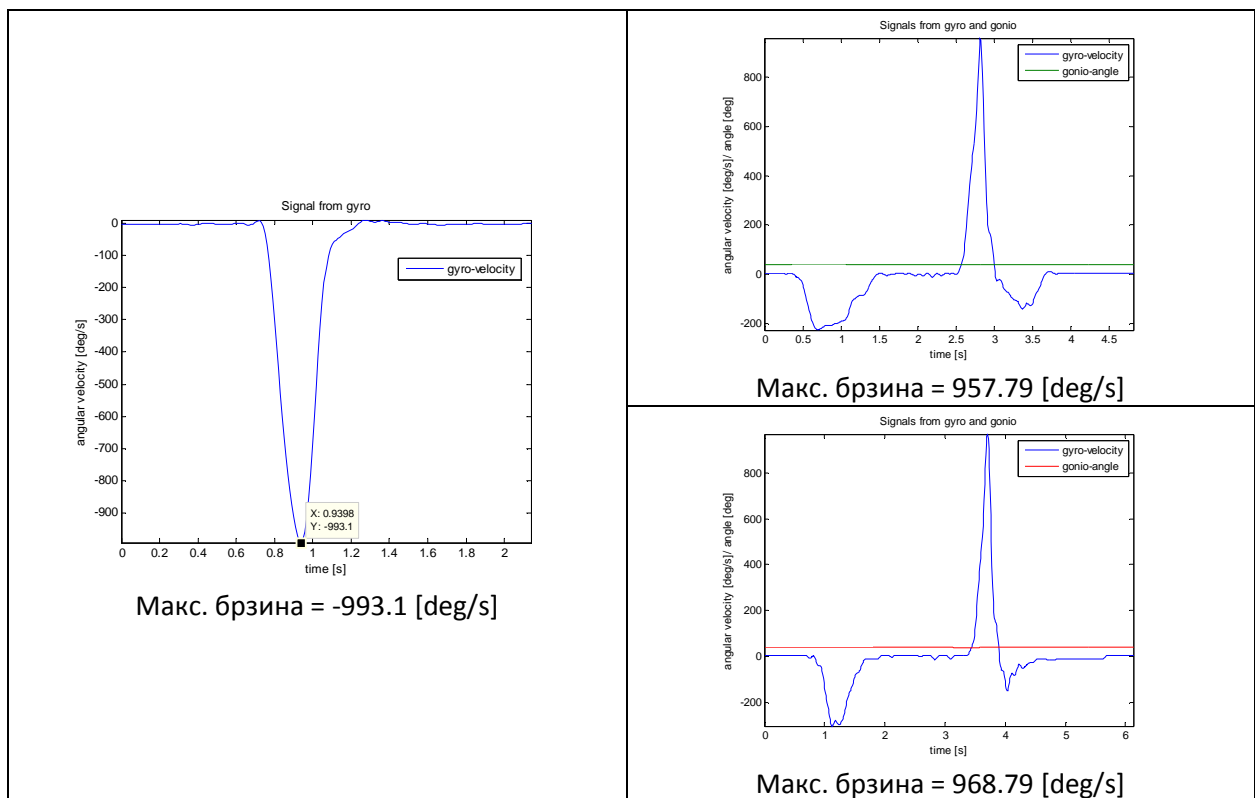
Синхронизација аквизиције је обезбеђена унутрашњим *Clock*-ом у самој *While* петљи. *Clock* је подешен тако да се петља извршава сваких 10 милисекунди, односно, фреквенција одабирања је 100Hz. Симултано се врши и провера синхронизације преко разлике временских тренутака протеклих између два извршења петље. Разлика се исцртава на графику како би корисник знао да ли се подаци прикупљају довољно синхронизовано или су одступања велика.

2.3.1.2. Провера програма за аквизицију

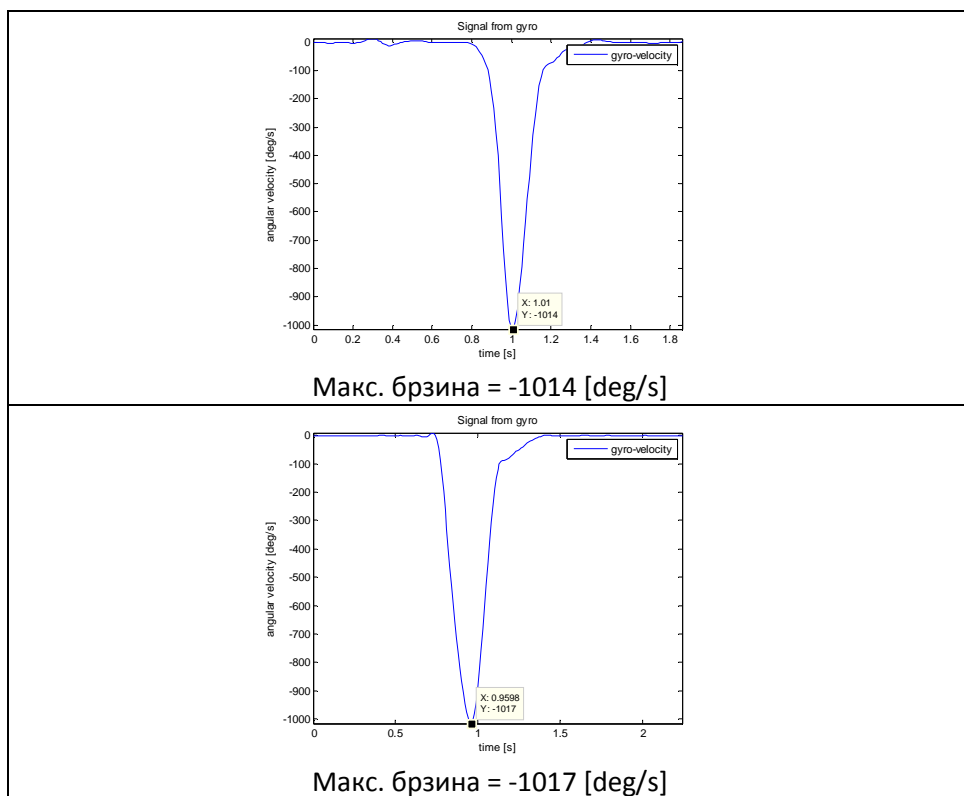
У циљу провере програма за аквизицију извршена су снимања синусоиде на различитим фреквенцијама како би се видело до које фреквенције програм може довољно добро да врши аквизицију. Наравно, претпоставка је да се могу снимити фреквенције и до 50Hz, али се показало да се најбоља аквизиција добија до неких 25Hz, што је и више него довољно за потребе овог рада.

2.3.1.3. Резултати тестирања мотора на *RehaAssist for Wii* уређају

На сликама 2.13. и 2.14. се може видети да је за играње игре куглања и стоног тениса угаона брзина мотора на постољу довољна како би се остварили добри резултати. У другом раду [37] је, након испитивања брзине мотора у циљу играња игре фризби, закључено да је брзина мотора недовољна како би се остварио максимални учинак, али је поновљивост резултата била добра.



Слика 2.13. Упоредни приказ сигнала са жироскопа и гониометра у току играња игре куглање за бацање кугле руком са контролером који је заротиран за одређени угао и фиксиран (лево) и бацање кугле коришћењем мотора на постољу (десно) када су оборени сви чуњеви



Слика 2.14. Упоредни приказ сигнала са гониометра у току играња игре стоног тениса за играње руком (горњи график) и коришћењем мотора на постољу (доњи график)

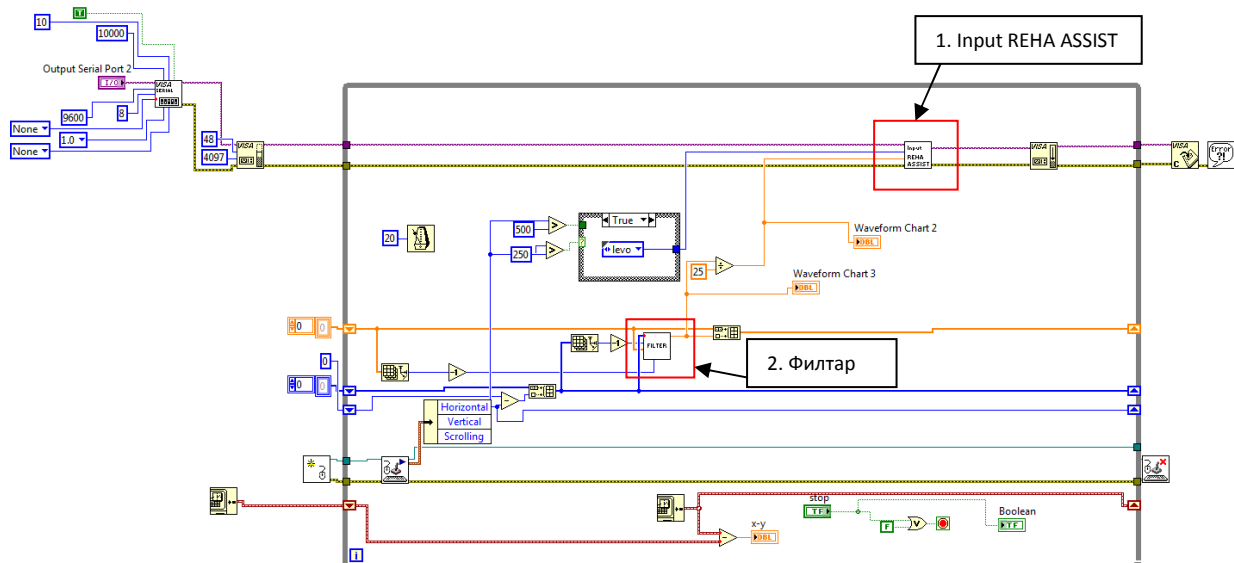
3. Софтвер за контролу положаја WiiMote контролера

У овом поглављу ће бити детаљно описан развијени програм за контролу положаја WiiMote контролера како би било могуће играти Nintendo Wii игре и тиме утицати на повећање мотивације приликом вежбања одговарајућих покрета руком.

Као што је већ поменуто у претходном поглављу, пре почетка развоја овог програма урађена је анализа података добијених током играња игара и закључено је да је могуће играти стони тенис и куглање померањем WiiMote контролера помоћу мотора који су уграђени у *RehaAssist for Wii* уређај.

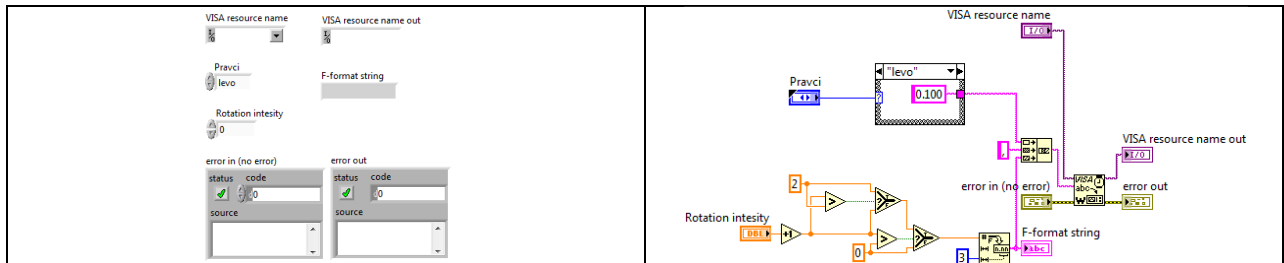
3.1. Управљање Wiimote-а помоћу миша у игри стоног тениса

За додатну проверу закључка добијеног анализом сигнала, направљен је нови програм у *LabView*-у који контролише моторе на *RehaAssist for Wii* уређају помоћу компјутерског миша (слика 3.1).



Слика 3.1 - Контрола мотора *RehaAssist for Wii* уређаја помоћу рачунарског миша

У зависности од брзине померања и позиције миша, на процесор *RehaAssist for Wii* уређаја се уписују одговарајући подаци контроле мотора. Потпрограма који се користи за упис података на процесор *Input REHA ASSIST* и потпрограма *Филтар*, који се користи за филтрирање података добијених са миша су развијени у пројектном задатку Милош Костића [26], слике 3.2 и 3.3.



Слика 3.2. - Изглед Front Panel-а потпрограма *Input REHA ASSIST* за упис података на процесор *RehaAssist for Wii* уређаја

Слика 3.3. - Изглед кода потпрограма *Input REHA ASSIST* за упис података на процесор *RehaAssist for Wii* уређаја

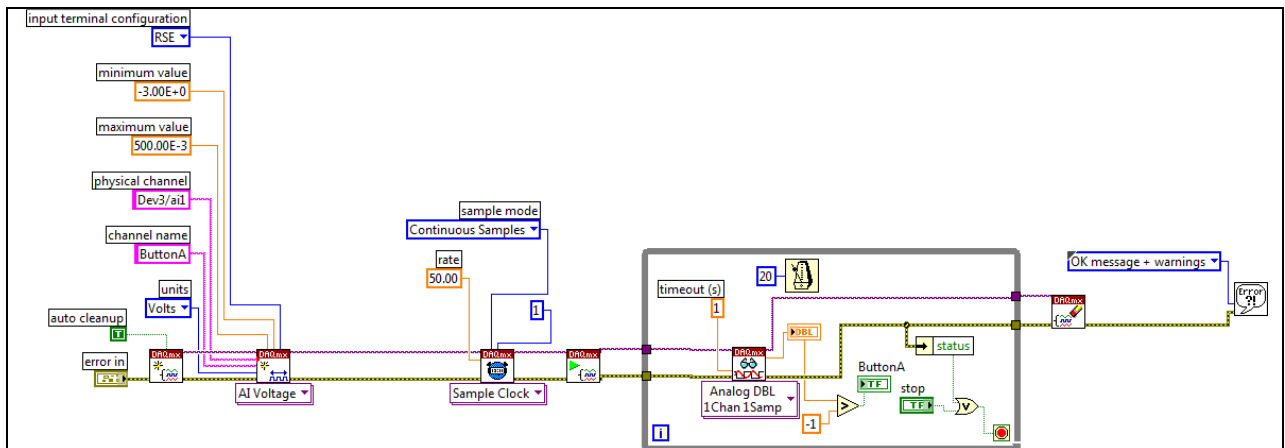
Прва верзија развијеног програма за контролу мотора *RehaAssist for Wii* уређаја у почетку није давала довољно добре резултате током играња стоног тениса у моду *Return Challenge*. Након опсежних тестирања и подешавања параметара који дефинишу упис података потребних за одређивање брзине мотора на процесор *RehaAssist for Wii* уређаја, помоћу овог програма је било могуће играти поменути мод стоног тениса доста дуго, односно док играч сам не начини грешку.

Стони тенис у нормалном моду још увек није могао да се игра због немогућности да се уради почетна серва помоћу миша. Изгледало је као да мотор на *RehaAssist for Wii* уређају не може да оствари довољну угаону брзину потребну за серву, те је било потребно додатно анализирати податке добијене током играња игре, са посебним освртом на део сигнала у току серве. Упоређивањем сигнала добијених сервирањем руком и покушајима сервирања помоћу рачунарског миша, приказаним на слици 2.14., дошло се до закључка да мотор може остварити довољну угаону брзину, али да је проблем у тајмингу - тачно време када треба започети серву у односу на тренутак избацивања лоптице из руке.

Тајминг приликом сервирања руком је био скоро увек одличан, док је код сервирања мишем било просто немогуће погодити тачан тренутак почетка замаха због утицаја различитог процесорског времена аквизиције сигнала са миша, самог извршења програма, времена слања контролних података до *RehaAssist for Wii* уређаја и времена потребног да се покрене мотор. Играч који би сервирао мишем би морао да узме у обзир сва кашњења система како би могао правовремено да започне серву. То није ни мало лако, те је развијена посебна процедура само за серву.

3.1.1. Серва

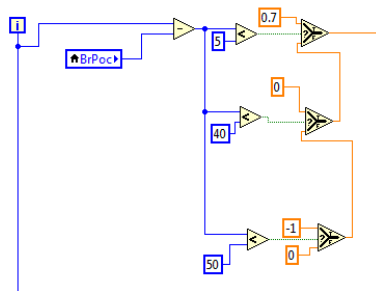
Када би играч пожелео да сервира, притиском на издвојени тастер А започела би се процедура серве. Притиском на тастер А играч који сервира баца у вис лоптицу, али се такође и преко *A/D* картице шаље сигнал на рачунар да је лоптица избачена. *LabView* код који региструје да је притиснут тастер за почетак серве је приказан на слици 3.4.



Слика 3.4. - Код који региструје да је притиснут тастер за почетак серве

Како би серва била успешно изведена, пре притиска тастера А потребно је да контролер буде у неутралном положају, тако да играч у игрици држи рекет право испред себе. Након што програм региструје да је притиснут тастер А улази се у процедуру аутоматског сервирања, слика 3.5:

- мотор помера полако контролер мало у лево,
- сачека одређени временски период,
- максималном јачином мотор окрене контролер у десно.



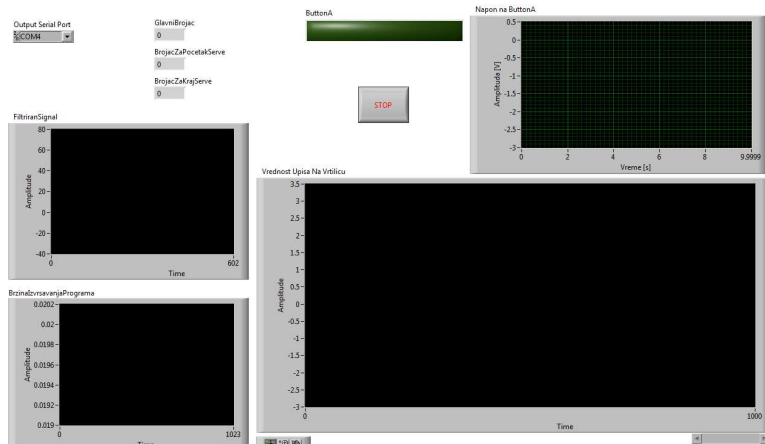
Слика 3.5. - Део кода који је задужен за серву

У табели 1 су дате вредности брзине електромотора које се прослеђују процесору при померању WiiMote контролера у току серве.

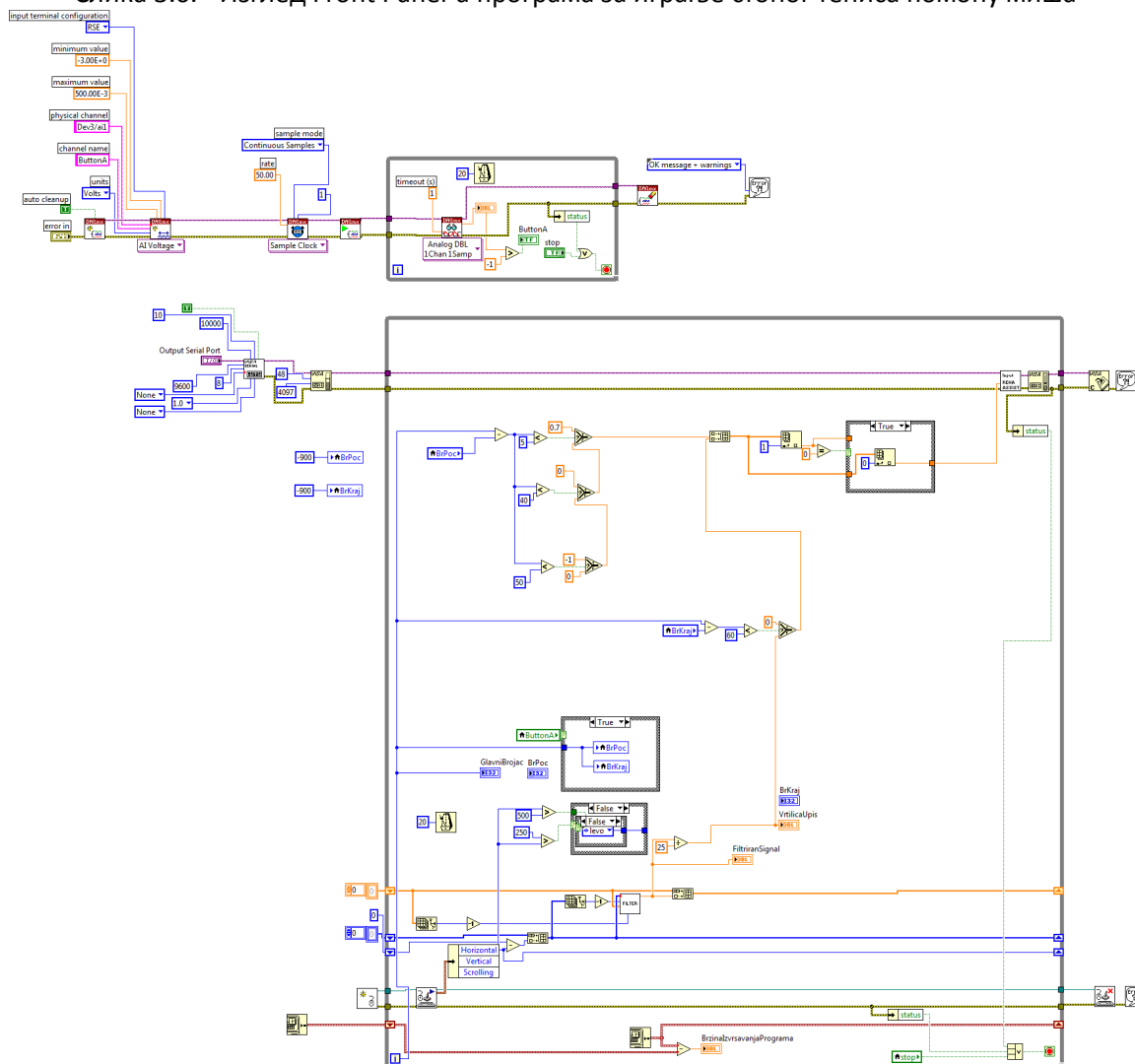
Табела 1 - Брзине које се саопштавају мотору у току појединачних сегмената серве

Положај	Брзина
Припрема за серву	0.7
Пауза	0
Серва	-1

Овим кодом је омогућена серва из бекхенда. Параметри за серву из форхенда се нису испитивали за сада. Можда ће се у некој будућој реализацији и форхенд укључити као избор приликом серве, али за сада је довољно то да може да се сервира, што значи да се може одиграти цела партија стоног тениса.



Слика 3.6. - Изглед Front Panel-а програма за играње стоног тениса помоћу миша

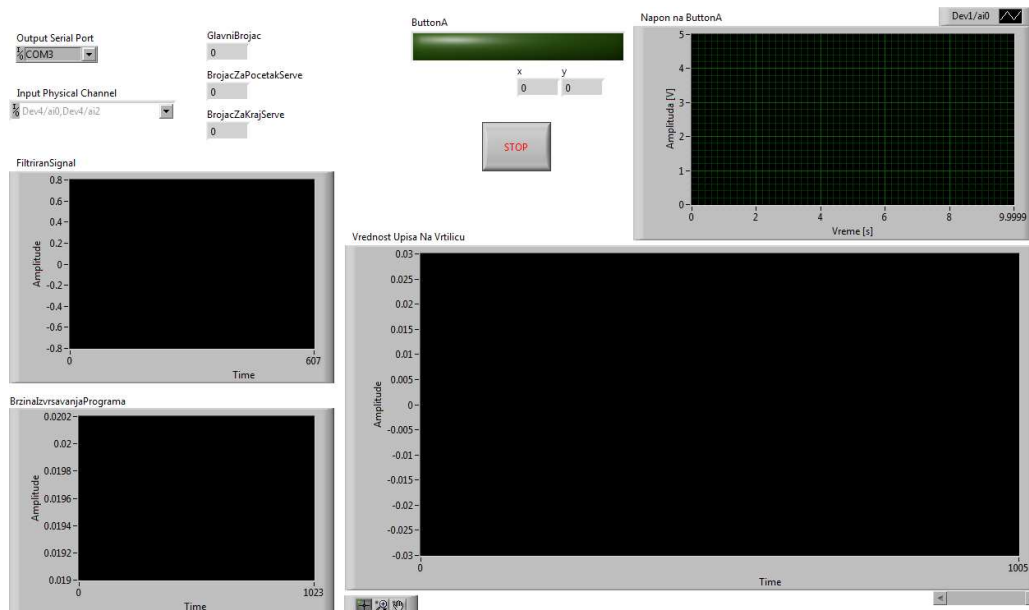


Слика 3.7. - Изглед кода програма за играње стоног тениса помоћу миша

Програм који контролише моторе *RehaAssist for Wii* уређаја помоћу миша и тастера *A* за серву је приказан на сликама 3.6. и 3.7. Програм је тестиран у мечевима против Nintendo Wii-а, као и против неколико испитаника и дао је одличне резултате - забележено је више победа него пораза.

3.2. Управљање Wiimote-а помоћу пантографа у игри стоног тениса

Када је постигнут задовољавајући ниво играња стоног тениса помоћу *RehaAssist for Wii* уређаја контролисаног рачунарским мишем, прешло се на следећи корак: замена миша пантографом, који се користи приликом терапијских вежби пацијената. На зглобове пантографа су постаљена два сензора угла - Халови претварачи који дају напон у зависности од угла окретања, описаних у претходном поглављу.



Слика 3.8. - Изглед Front Panel-а програма за играње стоног тениса помоћу пантографа

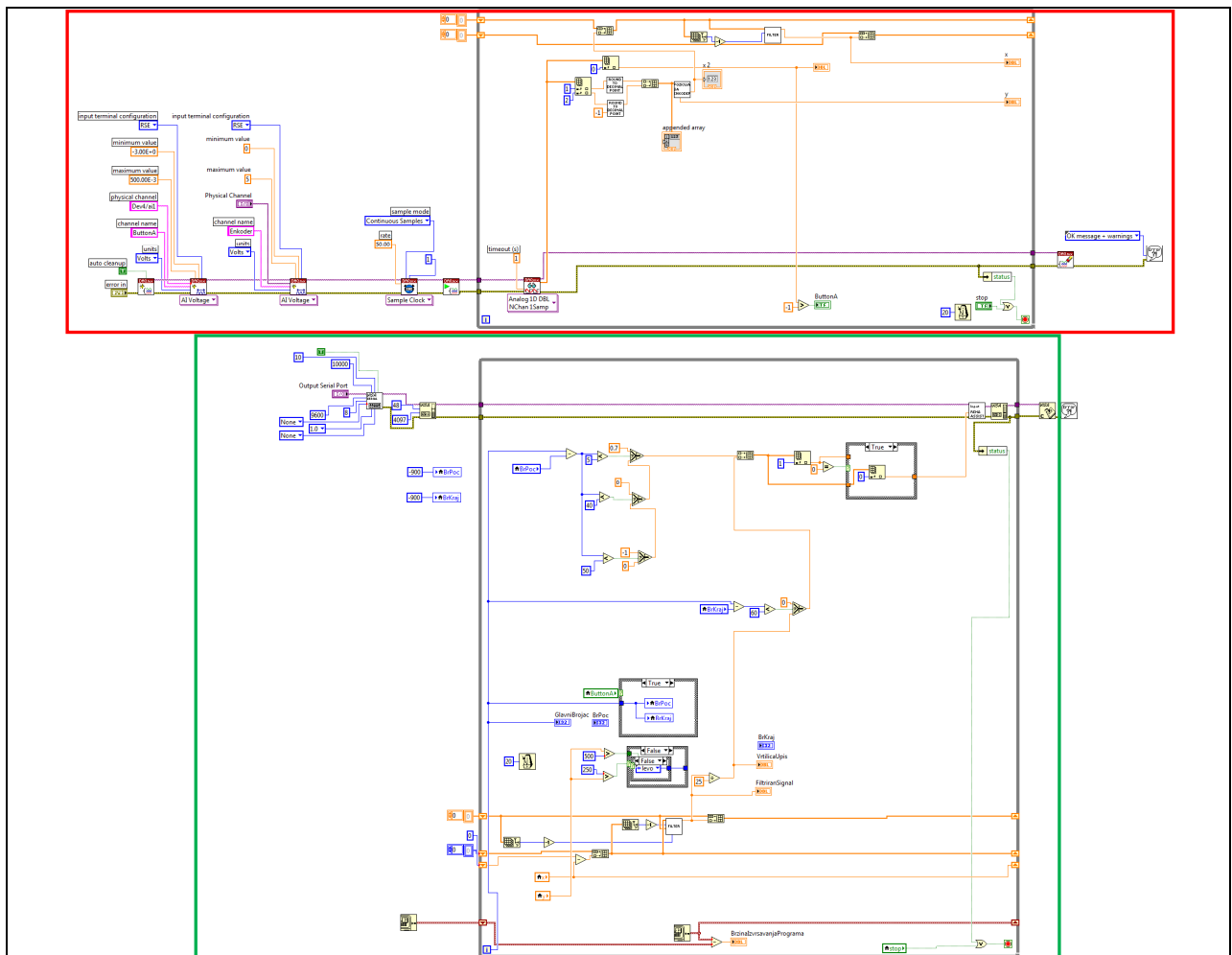
Програм се може поделити на две целине, слика 3.9:

- део за аквизицију
- део за контролу и управљање мотором

3.2.1. Део програма за контролу и управљање мотором

Приказ кода за контролу и управљање мотором се може видети на слици 3.9, означен зеленом бојом. У суштини, тај део је веома сличан коду за управљање помоћу компјутерског миша, слика 3.7. Једина разлика је у томе што се сада као параметри за процену брзине и угла мотора добијају као X и Y координате положаја врха пантографа.

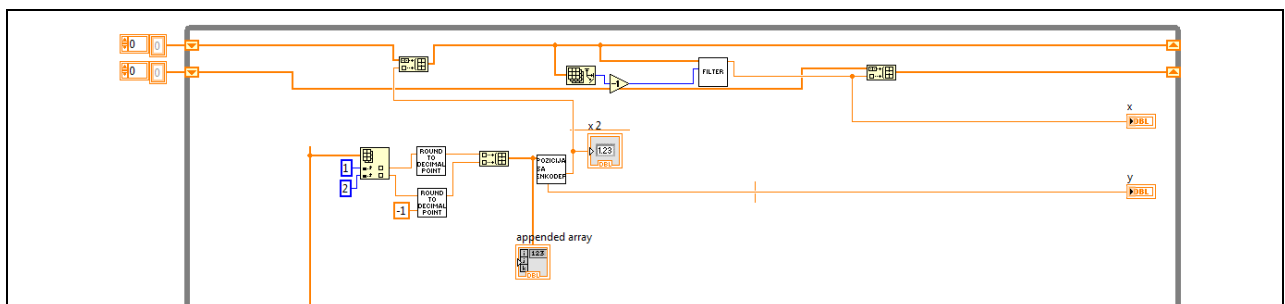
У програмима за играње помоћу пантографа, као и за играње помоћу миша постоји део који блокира сигнале који се шаљу ка потпрограму *Input REHA ASSIST* у тренутку када се извршава серва. То је било потребно увести како се WiiMote не би додатно померао у току извршења процедуре серве, те тиме покварио успешност серве, али и због тога да не дође до загушења уписа података на контролер *RehaAssist for Wii* уређаја што би изазвало неконтролисано понашање мотора.



Слика 3.9. - Изглед кода програма за играње стоног тениса помоћу пантографа. Црвено је означен део кода за аквизицију, зелено је део кода за контролу и управљање мотором

3.2.2. Део програма за аквизицију

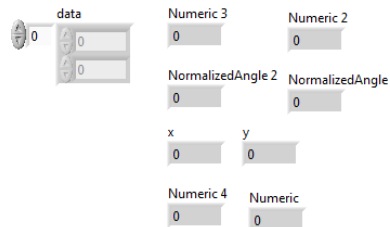
Приказ кода за аквизицију се може видети на слици 3.9, означен црвеном бојом. Као и код програма за управљање помоћу компјутерског миша постоји део који прикупља сигнале са тастера А. Други део кода представља аквизицију сигнала са два Халових претварача који су постављени на зглобове пантографа који дају напон у зависности од угла за који су окренути.



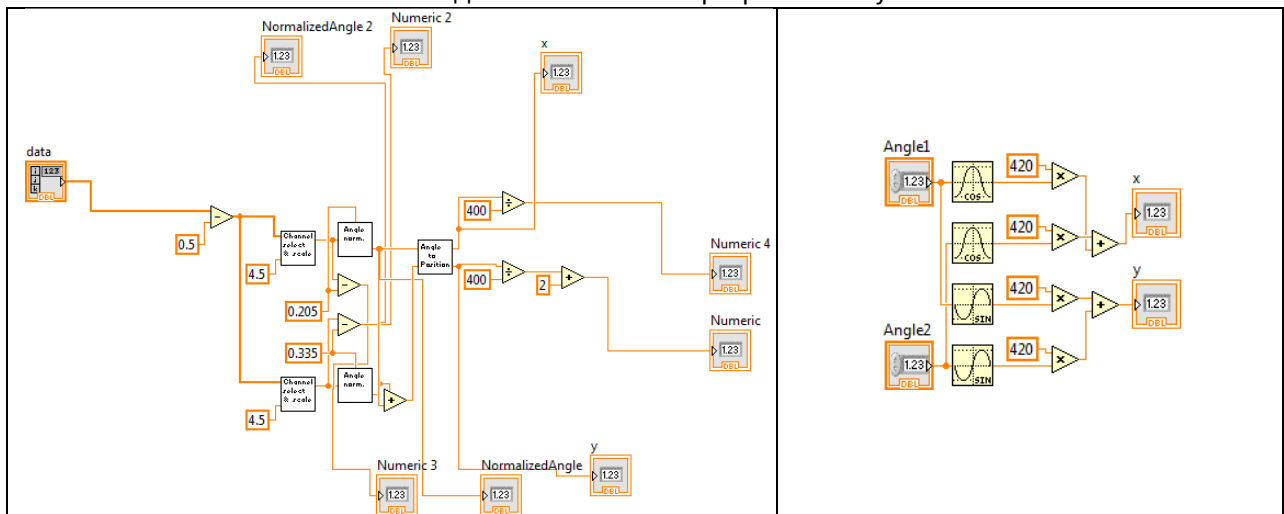
Слика 3.10. - Део кода који прикупљене сигнале са Халових претварача претвара у X и Y координате врха пантографа

Пре него што се подаци са сензора проследи потпрограму *PozicijaSaEnkoderavi*, потребно их је на неки начин филтрирати с обзиром да се јавља шум у сензорима који проузрокује нежељене

покрете WiiMote контролера. То је урађено једноставном методом заокруживања вредности на једну децималу, с обзиром да виша прецизност није потребна, слика 3.10. Након филтрирања сигнали се даље прослеђују потпрограму *PozicijaSaEnkodera.vi*, који даје X и Y координате врха пантографа у простору у коме може да се помера на основу трансформација које се врше у функцијом *AngleToPosition.vi* у оквиру поменутог потпрограма (слике 3.11. - 3.13.).



Слика 3.11. - Изглед Front Panel-а потпрограма *PozicijaSaEnkodera.vi*



Слика 3.12. - Изглед кода потпрограма *PozicijaSaEnkodera.vi*

Слика 3.13. - Изглед кода потпрограма *AngleToPosition.vi*

Добијене координате се, као што је већ поменуто даље прослеђују делу за управљање мотором исто као и координате добијене аквизицијом са рачунарског миша. Целокупан програм који реализује играње стоног тениса помоћу система са пантографом је приказан на слици 3.9.

4. Дискусија резултата развијеног програма

Развијени програм омогућава довољно добро играње стоног тениса помоћу компјутерског миша или система са пантографом. У почетку је мало теже навићи се на покрете пантографом како би се одиграо правовремени жељени потез, док је играње мишем интуитивније самим тим што се миш и рука корисника налазе на чврстој подлози па се помоћу силе трења могу донекле контролисати потези. Али, када се корисник извешти у коришћењу пантографа може се победити чак и човек који у руци држи WiiMote контролер.

Оба програма се за сада не могу користити „*Out-of-the-box*” јер је потребно да се ураде почетна подешавања параметара система. Ако се миш користи за управљање, тада је потребно у подешавањима оперативног система која се односе на миш смањити осетљивост миша. То је потребно подесити како би вредности брзине мотора биле одговарајуће, у супротном ће се WiiMote превише окренути у једну или другу страну и изгубити из видног поља сензора са Nintendo Wii-ја, што ће проузроковати да се играч у игри збунити и не зна који потез да одигра. Такође, мањом осетљивошћу миша се добија привидно већа површина за играње јер курсор миша прелази мања растојања на екрану.

У случају да се користи систем са пантографом за управљање, пре покретања програма је потребно дефинисати његову почетну позицију. То се може урадити тако што се систем постави у нулту позицију - када је пантограф скроз испружен по X оси, читају се или помоћу неког програма направљеног у *LabView*-у или *Measurement&Automation* програма *National Instruments*-а вредности са сензора и упишу се у потпрограм *PozicijaSaEnkoder*.vi.

У опису програма је напоменуто да се вредности са сензора приликом коришћења пантографа морају више пута филтрирати због шума који се јавља у току играња. Шум постоји из два разлога:

- сензори су се приликом склапања система оштетили па се у њима јавља шум иако не би требало,
- приликом ослањања на пантограф у току играња рука корисника не може никад савршено мирно да стоји већ има мала, једва приметна кретања и подрхтавања која проузрокују артефакте у систему.

Шум је донекле умањен коришћењем филтра у обради сигнала у току рада програма, али се може размотрити и додатно хардверско филтрирање високих фреквенција, које би дало још боље резултате, али би можда време одзива сензора постало дуже.

RehaAssist for Wii уређај може бити усправан или се може окренути на бок, у зависности од потребних покрета WiiMote контролера за различите игре. Та могућност је значајна јер дозвољава да се овим системом игра велики број игара. У току развоја систем је тестиран на неколико игара: стони тенис, куглање и сурфовање на таласима и у свима је дао задовољавајуће резултате.

5. Закључак

Програм који је направљен и приказан у овом раду је омогућио да се споје механички систем који пацијенти после можданог удара користе за вежбање покрета (пантограф или миш) и роботизовани систем за контролу WiiMote-а у циљу убрзања опоравка пацијената. Помоћу овог програма је могуће пресликати покрете које пацијенти изводе на пантографу или мишу у кретања WiiMote контролера помоћу кога се игра нека Nintendo Wii игра.

Програм у развијеној верзији директно пресликава померање улазног интерфејса (пантограф или миш) у контролу мотора тако да се покрети за одређене игре изводе логично. На пример, за десноруке пацијенте, ако желимо бекхенд ударац у стоном тенису, пантограф треба померити са леве на десну страну, односно са десне на леву за форхенд ударац, или се код играња куглања померањем пантографа од тела баца кугла. За леворуке пацијенте треба само подесити на Nintendo Wii конзоли, након избора аватара, да је он леворук.

Директно пресликавање покрета се може користити у терапији пацијената. Међутим, циљ терапије је да се тачно одређен покрет, који често није логично повезан са покретом у изабраној игри, понавља већи број пута успешно. Како би се то извело потребно је у наредној верзији програма увести два побољшања: а) пресликавање покрета које задаје терапеут у покрете потребне у изабраној игри, и б) увођење варијације покрета у току играња у зависности од прецизности померања пантографа (или миша) по прописаној путањи.

Пресликавање и процена степена успешности изведеног покрета се могу извести помоћу *Probability Tubes* методе описане у [38]. Помоћу *Probability Tubes* методе (тубе) би се у овај систем увело да се било који покрет, који зада терапеут, може пресликати у потребну кретању контролера у зависности од тренутне игре. Такође, сваки неуспешан покушај извођења покрета би резултовао лошим играњем игре, што би додатно мотивисало пацијенте да правилно вежбају. У самој имплементацији би вероватно требало раздвојити формирање туба за успешност извођења прописаних терапијских покрета, које не зависе од врсте игре као ни контролера већ само од пацијента, интерфејса и потребне терапије, од туба за успешно играње изабране Wii игре. Тиме би се добило на модуларности система и већој употребљивости.

У коначном систему, који је заједнички циљ овог, као и неких других радова [38], [39], овај програм - *MainProgram* ће читавати тренутну позицију миша или врха пантографа и прослеђивати је другом програму - *PositionVSPTtoSuccessRate* који је представљен у [39]. Тај програм на основу снимљених података и креираних *Probability Tubes*-а за жељене покрете пацијента рачуна успешност спроведеног терапијског покрета. Израчуната успешност се затим користи да унесе

варијације претходно креираним тубама успешних покрета изабране Wii игре. На основу тога ће *MainProgram* послати контролеру *RehaAssist for Wii* команду како и колико да помери моторе. Тиме се обезбеђује повратна спрега: у случају да је пацијент извео довољно добар покрет игра ће бити успешна.

Како би се приближили поменутом циљу, потребно је да се уклоне неки недостаци програма и система описаног у овом раду, као и да се додају одређене функције програму:

- као што је већ споменуто, током играња помоћу пантографа долази до непотребног ситног померања контролера лево-десно услед шума са сензора, који се може умањити филтрирањем у току обраде сигнала. Потребно је наћи неко боље решење, јер примењено филтрирање у програму отклања и неке можда потребне делове сигнала за прецизније покретање контролера. Питање да ли да се уведе додатно хардверско филтрирање високих фреквенција или да се замене сензори остаје да се утврди.
- Потребно је увести повратну спрегу контроле мотора. То је могуће извести постављањем Халовог претварача на место где се обично ставља жироскоп када се снимају угаоне брзине окретања контролера. Оваква повратна спрега не би дозвољавала да се контролер окрене за више од 120° у лево, односно 120° у десно од средишњег положаја. То је битно с обзиром на то да, ако се контролер окрене више од 120° , губи се сензор Wii-ја из видног поља контролера, па Wii не може тачно да одреди положај контролера, односно не може да одреди тачно који се следећи потез игра.
- Тренутна верзија програма не задовољава принципе модуларности и *Data Flow* парадигме програмирања у *LabView* програмском окружењу. Програм се састоји из два дела, дела за аквизицију и дела за обраду података и контролу, али је потребно преправити програм у складу са *Master/Slave* дизајном, где ће се континуална аквизиција сигнала радити у *Master* делу, а обрада сигнала (поређење са *Probability Tubes*, филтрирање...) и контрола мотора ће бити у *Slave* делу и извршаваће се када јој се проследи подаци аквизиције. У *Slave* делу би требало направити и *StateMachine* чиме би се постигла висока модуларност програма јер би било могуће одабрати или додати различите игре и жељене сетове покрета.
- Треба анализирати играње одређеног броја игара и за сваку креирати потребан број туба успешних покрета у складу са логиком те игре. Свака од тих игара са својим тубама би представљала један случај у оквиру *StateMachine* у *Slave* делу главног програма
- Треба направити програм који ће на основу резултата програма *PositionVSPTtoSuccessRate* и туба изабране Wii игре контролисати померање мотора.
- Како је приликом сваког намештања система потребно дефинисати почетну позицију пантографа, згодно би било да се у програм убаци и процедура чијом би се активацијом аутоматски прибележили потребни параметри за даљи рад.
- На основу анализе брзина које мотор на *RehaAssist for Wii* уређају може да генерише треба размотрити и могућност замене мотора како би се укључиле додатне игре.

Литература

- [1] Kollen B, Kwakkel G, Lindeman E, "Functional recovery after stroke: a review of current developments in stroke rehabilitation research", *Reviews on recent clinical trials* 2006; **1**: 75-80.
- [2] Kwakkel G, Kollen B, Lindeman E, "Understanding the pattern of functional recovery after stroke: facts and theories", *Restorative neurology and neuroscience* 2004; **22**: 281-300.
- [3] Kwakkel G, "Intensity of practice after stroke: More is better", *power* 2009; **7**: 24.
- [4] Stefanovic A, Schwirtlich L, "Clinical evaluation of functional electrical therapy in acute hemiplegic subjects", *Journal of rehabilitation research and development* 2003; **40**: 443-454.
- [5] Winstein CJ, Wolf SL, "Task-oriented training to promote upper extremity recovery", *Stroke Recovery & Rehabilitation. New York: Demos Medical Publishing* 2009; 267-290.
- [6] Rensink M, Schuurmans M, Lindeman E, Hafsteinsdottir T, "Task-oriented training in rehabilitation after stroke: systematic review", *Journal of advanced nursing* 2009; **65**: 737-754.
- [7] Langhorne P, Bernhardt J, Kwakkel G, "Stroke rehabilitation", *The Lancet* 2011; **377**: 1693-1702.
- [8] Bayona NA, Bitensky J, Salter K, Teasell R, "The role of task-specific training in rehabilitation therapies", *Topics in Stroke Rehabilitation* 2005; **12**: 58.
- [9] Barsi GI, Popovic DB, Tarkka IM, Sinkjar T, Grey MJ, "Cortical excitability changes following grasping exercise augmented with electrical stimulation", *Experimental brain research* 2008; **191**: 57-66.
- [10] Dean CM, Shepherd RB, "Task-related training improves performance of seated reaching tasks after stroke: a randomized controlled trial", *Stroke* 1997; **28**: 722-728.
- [11] Robertson JVG, Roby-Brami A, "Augmented feedback, virtual reality and robotics for designing new rehabilitation methods", In: *Rethinking physical and rehabilitation medicine* Springer: Paris, 2010; 223-245.
- [12] Kostić MD, Popović DB, "Action representation of point to point movements: Classification with probability tube", TELFOR Conference, Belgrade, Serbia, 2011.
- [13] Hogan N, Krebs HI, Charnnarong J, "MIT-MANUS: a workstation for manual therapy and training. I", Proc. IEEE International Workshop on Robot and Human Communication, Tokyo, Japan, ISBN: 0-7803-0753-4, 1992.
- [14] Hogan N, Krebs HI, Charnnarong J, Srikrishna P, Sharon A, "MIT-MANUS: a workstation for manual therapy and training. II", Proc. SPIE 1833, 28 (1993), doi:10.1117/12.142124, 1993.
- [15] InMotion Arm Robot, Interactive Motion Technologies, Massachusetts, USA. <http://interactive-motion.com/>
- [16] Casadio M, Sanguineti V, Morasso PG, Arrichiello V, "Braccio di Ferro: A new haptic workstation for neuromotor rehabilitation", *Technology and Health Care* 14:123-142, 2006.
- [17] Armeo Spring, Hocoma AG, Switzerland. <http://www.hocoma.ch/en/products/armeo/>
- [18] Wii-Habilitation: <http://wiihabilitation.co.uk/main.shtml>
- [19] Using Wii for Vestibular Rehabilitation - Vestibular Disorders Association, Portland, US, 2009.
- [20] http://www.usatoday.com/tech/science/2008-02-08-wii-rehabilitation_N.htm
- [21] Kwakkel G, Kollen BJ, Krebs HI, "Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: a systematic review", *Neurorehabilitation and Neural Repair* 2008; **22**: 111-121.
- [22] Prange GB, Jannink MJA, Groothuis-Oudshoorn CGM, Hermens HJ, IJzerman MJ, "Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke", *Journal of rehabilitation research and development* 2006; **43**: 171.
- [23] Saposnik G et al, "Effectiveness of Virtual Reality Using Wii Gaming Technology in Stroke Rehabilitation: A Pilot Randomized Clinical Trial and Proof of Principle", American Stroke Association, May 27, 2010
- [24] <http://www.sciencedaily.com/releases/2010/02/100225164849.htm>
- [25] <http://www.webmd.com/stroke/news/20100225/wii-games-speed-stroke-rehab>

- [26] Kostić MD, "Razvoj uređaja za kinetičku transformaciju pokreta ruke, semestralni rad, predmet Primena mikrokontrolera", ETF, Beograd, jun 2011.
- [27] http://reviews.cnet.com/pointing-devices/calcomp-drawing-board-iii/1707-3147_7-30200061.html
- [28] Kostić MD, Popović DB, "Action Representation for Wii Bowling: Classification", Proc of the 10th Symp on Neural Network Applications in Electric Engineering, NEUREL 2010, Belgrade, Serbia, pp. 23-26, ISBN 3-900928-09-5, 2010
- [29] Kostić MD, "Action Representation of Arm Movements: Primitives Based Model", Master thesis, ETF, Beograd, 2010
- [30] Kostić MD, Popović DB, Popović MB, "Influence of planar manipulandum to the hand trajectory during point to point movement", IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011, doi: 10.1109/ICORR.2011.5975396
- [31] Vishay Spectrol Precision Multiturn Potentiometer Model 534 DataSheet
- [32] <http://www.robotshop.com/gws-pg03-piezo-gyro-2.html>
- [33] <http://octopart.com/351he0b4wa1s22-vishay-7767922>
- [34] http://www.tau.ac.il/~electro/pdf_files/computer/ni_6008_ADC_manual.pdf
- [35] Prodanović MD, "Modeliranje pokreta pri igranju Wii igrice koristeći WiiMote", semestralni rad, predmet Modeliranje biofizičkih sistema, ETF, Beograd, jan. 2012.
- [36] [https://decibel.ni.com/content/docs/DOC-1353 ----WiimoteLV](https://decibel.ni.com/content/docs/DOC-1353----WiimoteLV)
- [37] Jovandić M, "Wii Frisbee", semestralni rad, predmet Kliničko inženjerstvo, ETF, Beograd, jun 2012.
- [38] Kostić MD, Popović DB, Popović MB, "The Probability Tube: Arm point-to-point movement representation for control of rehabilitation robot assistants"
- [39] Radulović M, "Naslov rada", Master thesis, ETF, Beograd, maj 2012.