

Реализација алгоритма за управљање инвалидским колицима покретима главе

Александар Пајкановић, Бранко Докић, Жељко Ивановић, Младен Кнежић

Електротехнички факултет
Бања Лука, Република Српска
aleksandar.pajkanovic@etfbl.net

Садржај—Квадриплегичари нису у стању да користе стандардна електрична инвалидска колица због немогућности руковања уобичајеним командним интерфејсом - цојстиком. У овом раду реализован је алгоритам који овим особама омогућава управљање инвалидским колицима на основу покрета главе. За препознавање покрета главе кориштен је акцелерометар. У циљу верификације реализованог алгоритма, извршени су експерименти са више испитаника, а добијени резултати приказани и дискутовани.

Кључне ријечи—Управљање; препознавање покрета; акцелерометар; електрична колица; квадриплегичари.

I. УВОД

Обољелим и старијим особама највећи проблем представља смањена или непостојећа могућност кретања. Наиме, болести као што су мождани удар, артритис, повишен крвни притисак, дегенеративне болести костију или зглобова, случајеви парализе или урођених мана; несреће развоја и старост, доводе до смањења моторичке функционалности људи, а тиме узрокују и отежано обављање свакодневних активности. У те активности убрајају се исхрана, употреба тоалета, те кретање у простору. При тако отежаним условима живота, особама је потребна помоћ. У зависности од степена оштећености моторичких функција, могуће им је обезбиједити самосталност до одређеног степена кориштењем или модификацијом већ постојећих медицинских помагала [1].

Када је ријеч о омогућавању самосталног кретања, постоје два основна типа медицинских помагала: уређаји за помоћ при ходању и инвалидска колица. Оба типа уређаја одавно садрже електронске системе како би омогућили и олакшали кретање пацијентима како у отвореном, тако и у затвореном простору, као што су куће или болнице. Електронски системи, као што су сензори, актуатори, модули за комуникацију или јединице за обраду сигнала, у медицинским помагалима служе да препознају жељену активност пацијента, те да му помогну у томе, у складу са командама које задаје. Два поменути типа помагала при кретању разликују се према намјени. Уређаји за помоћ при ходању морају да обезбиједу подршку тијелу пацијента, што их чини знатно сложенијим. Такође, посљедица погрешног разумијевања жељене акције пацијента може довести до исхода са веома озбиљним

посљедицама – пад и, евентуално, повреда.

Функционисање инвалидских колица, као средства за помоћ при кретању обољелих, се базира на навигацији, која се дефинише као сигурно достизање задатог одређеног пута, прелажењем дефинисане путање. Инвалидска колица су, у односу на уређаје за помоћ при ходању, општије помагало, једноставније за реализацију и кориштење, те су много чешће у употреби [1]. Међутим, стандардним електричним инвалидским колицима самостално могу управљати само пацијенти који немају проблема са горњим екстремитетима (параплегичари). Пацијенти који нису у стању да контролишу ни један екстремитет (квадриплегичари) не могу да управљају стандардним колицима, јер је руком потребно задавати команде којима се покрећу, односно заустављају електрични мотори [2].

У случају када корисник није у стању да користи стандардни интерфејс, употребљавају се другачији приступи. У оквиру предузетих истраживања развијено је неколико различитих рјешења: *SENARIO* [3], *VAHM* [4], *Rolland* [5], *SIAMO* [6], *Wheelesley* [7], као и платформа са више тачкова [8]. Код свих ових пројеката заједнички електронски системи су сензори, јединице за обраду сигнала, те софтвер који обрађује команде корисника и преводи их у акције уређаја. За задавање команди могу се користити и екрани осјетљиви на додир [9-10] или гласовне команде [11]. Поред наведених начина, управљање колицима је, у зависности од конкретног проблема са којим се пацијент суочава, могуће покретима очију или електромиографским сензорима. Такви су системи *Telethesis* [12] и *EagleEyes* [13].

У овом раду је развијен интерфејс дигиталног система који кориснику омогућава да покретима главе управља инвалидским колицима. На тај начин је особама са изузетно тешким случајевима парализе, какви су квадриплегичари, пружена могућност да се, до одређеног степена, самостално крећу.

II. ПРЕГЛЕД ДОСАДАШЊИХ ИСТРАЖИВАЊА

У оквиру пројекта *SENARIO* [3] развијен је интелигентни навигациони систем за инвалидска колица. Код ових роботских колица могуће је користити два

Овај рад је објављен у оквиру пројекта са младим истраживачем „Примјена безичних комуникационих технологија у медицинским помагалима“ који финансира Министарство науке и технологије Владе Републике Српске, по Уговору о суфинансирању пројекта са младим истраживачем, број: 19/6-020/964-91/10 од 21.12.2010. године.

режима рада: аутоматски и полуаутоматски режим контролisaња колица. Када колица раде у аутоматском режиму, контролни систем прихвата команде корисника. По пријему команде, колица дефинишу позицију у којој се тренутно налазе, те позицију у коју треба да стигну по извршењу команде. Затим се генерише путања којом се колица крећу док не изврше задату команду. Током кретања, колица избјегавају препреке кориштењем ултразвучних и инфрацрвених сензора. У полуаутоматском режиму рада, корисничка команда може да прекине извршење акције која се јавља као последица аутоматског режима рада. Тако је кориснику омогућено да непосредно наводи колица жељеном путањом.

VAHM [4] пројекат представља аутономна инвалидска колица за помоћ обојелима који због свог стања нису у могућности да користе стандардна колица. Софтверска архитектура ових роботских колица је издијељена у три нивоа: физички, локални и глобални. Интерфејс човјек-машина који служи за интерпретацију задатих команди имплементиран је као комуникациони контролер. На локалном нивоу, у оквиру контролера перцепције, имплементирани су могућности детекције зидова и препрека, те слободног простора. Глобални ниво садржи могућности праћење путање, зида или објекта, контролу покрета, избјегавање препрека и планирање путање, а реализован је помоћу навигационог контролера.

Резултат пројекта под називом *Bremen Autonomous Wheelchair* су роботска колица *Rolland* [5]. Ова колица су развијана тако да користе могућности уређаја за помоћ при вожњи и планирању путања. Карактеришу их могућности веома финог подешавања брзине кретања, скретања на отвореном простору, као и у угловима, избјегавање препрека, те самосталан пролазак кроз врата.

Електронски систем за навођење инвалидских колица је развијен и у току пројекта *SIAMO* [6]. У овом случају, основне особине предложеног система су: иновативни интерфејс човјек-машина; ултразвучни, инфрацрвени и видео сензори; напредни начини управљања и навигације за сигурно навођење колица. Потребно је истаћи веома квалитетно праћење израза лица, присутно у овом систему за потребе задавања команди.

Wheesly [7] роботска колица су дизајнирана као помоћ при кретању опште намјене. Као таква, нуде више режима рада, који се међусобно разликују према могућностима корисника. Наиме, колица је могуће контролисати дојстиком, било свим покретима, било само једним; појединачним прекидачима чијом комбинацијом се задаје жељена команда; или, у најтежем случају, удисањем и издисањем ваздуха кроз цјевчицу, гдје је омогућена детекција више нивоа брзине протока ваздуха. Ова роботска колица нуде могућност аутоматског превазилажења препрека као што су узбрдице и низбрдице, те пролазак кроз врата, а опремљена су и ултразвучним и инфрацрвеним сензорима.

Поред уобичајеног приступа дизајну колица са електричним напајањем, који се принципијелно састоји од моторизовања два од четири точка присутна код мануелних инвалидских колица, могуће је користити и платформе са више точкова. Једна таква колица су развијена и приказана у [8]. Показано је да се оваква роботска колица врло лако крећу кроз уске затворене просторе, чак и путањама које не прате праву линију. Осим наведеног, ова колица карактеришу сензори за детекцију препрека на основу којих се врши навигација кориштењем контролног система заснованог на расплитујој логици (енгл. *fuzzy logic*).

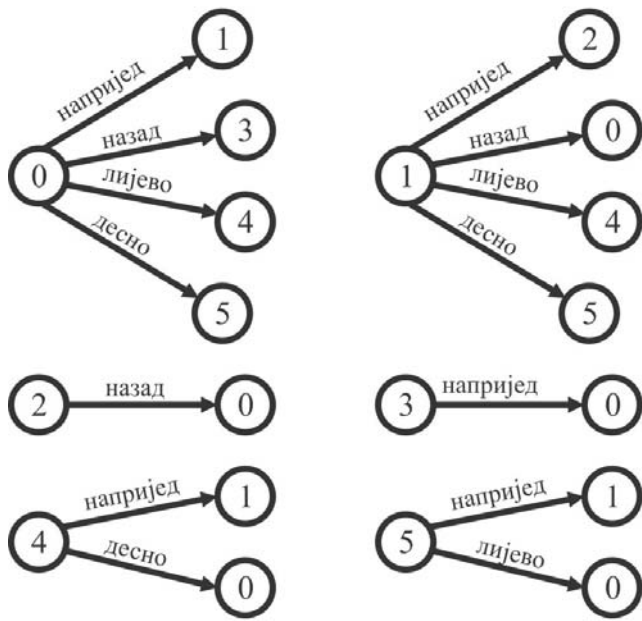
III. АЛГОРИТАМ ЗА УПРАВЉАЊЕ

Овај рад представља наставак истраживања започетог у [14]. У том раду представљен је приједлог алгоритма за управљање инвалидским електричним колицима на основу покрета главе. Замишљено је да се пацијенту на главу причврсти управљачка јединица која се састоји од акцелерометра, микроконтролера и модула за бежичну комуникацију. Акцелерометар прати покрете главе, у микроконтролер је уграђен алгоритам који препознаје покрете пацијента, преводи их у одговарајуће команде, а затим их бежичним путем просљеђује контролној јединици електромотора инвалидских колица.

Тај систем омогућава кориснику да задаје четири различите команде: „напријед“, „назад“, „лијево“ и „десно“. Значења команди су промјенљива у зависности од тренутног стања колица [14]. Наиме, колица се могу налазити у шест различитих стања: мировање, кретање напријед првом и другом брзином, назад, улијево и удесно. Уколико се колица налазе у стању мировања, у стање кретања напријед ће прећи ако корисник зада команду „напријед“. Да би зауставио колица, корисник задаје команду „назад“. Међутим, уколико се колица налазе у стању кретања назад, заустављају се задавањем команде „напријед“. Аналогно за кретање у лијево и у десну страну: да би започео кретање улијево корисник задаје команду „лијево“, а да би се зауставио команду „удесно“ и обрнуто (Сл. 1).

Препознавање покрета главе се врши на основу праћења напонских нивоа акцелерометра. Наиме, пацијент нагибом главе у било којем од смјерова узрокује промјену вриједности на излазу акцелерометра. У зависности од смјера нагиба главе, мијењају се одговарајући излази (x или y оса) на одговарајући начин (позитивна или негативна промјена). Алгоритам на основу тих информација нагиб главе удесно препознаје као команду „десно“, нагиб главе улијево као команду „лијево“, нагиб главе назад као команду „назад“ и нагиб главе напријед као команду „напријед“. Наравно, не препознаје се сваки нагиб главе као команда. Помоћу системских промјенљивих алгоритам се прилагођава сваком појединачном кориснику. На тај начин је обезбјеђено да се прави разлика између слободних покрета главом (као

што је поглед у страну, на примјер) и покрета чија је сврха задавање команде колицима [14].



ЛЕГЕНДА:

- 0 - Мировање;
- 1 - Кретање напријед првом брзином;
- 2 - Кретање напријед другом брзином;
- 3 - Кретање назад;
- 4 - Кретање улијево;
- 5 - Кретање удесно;

Слика 1. Дијаграм дозвољених стања колица и начин преласка из једног у друго стање [14].

Поред наведених покрета, алгоритам је у стању да препозна и ванредне ситуације: неконтролисани покрети главе услед напада, падање главе услед несвијести, те спадање сензора са главе. У случају да се препозна било која од тих ситуација, колица се заустављају и онемогућавају даље задавање команди [14].

IV. РЕАЛИЗАЦИЈА ПОБОЉШАНОГ АЛГОРИТМА

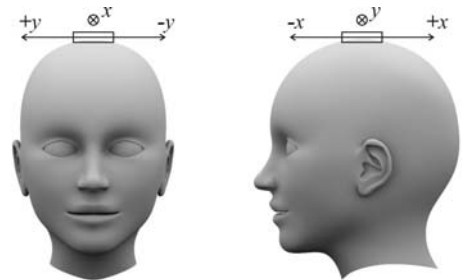
Током времена уочени су недостаци алгоритма развијеног у [14]. У овом одјелку наведене су његове измјене, којима је реализован побољшани алгоритам. За хардверску реализацију кориштене су компоненте: акцелерометар ADXL330 и развојно окружење EasyAVR6 са микроконтролером ATmega16.

1) Очитавање и филтрирање вриједности акцелерометра. Промјене напонских нивоа на излазима акцелерометра које настају као резултат покрета главе чија сврха није задавање команди доводе до погрешне интерпретације команди. Те промјене напонских нивоа су нагле, па их је, у одређеној мјери, могуће отклонити нископропусним филтром. Филтар је софтверски реализован на улазу система и врши уобличавање

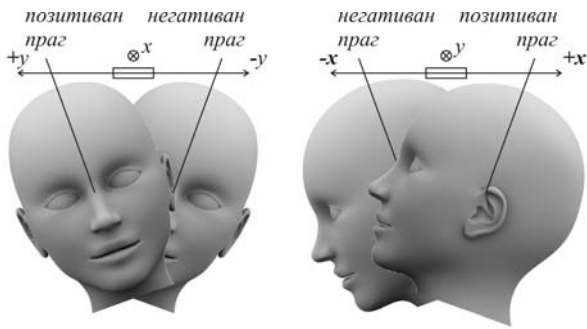
излазних сигнала акцелерометра филтрирањем ВФ сметњи.

2) Елиминисање гравитационе компоненте. Када се налази у гравитационом пољу (осим ако је у слободном паду), акцелерометар показује убрзање у износу 1g по оној оси чији се правац поклапа са правцем силница гравитационог поља. Да би се добила права слика о стању у којем се акцелерометар налази, потребно је отклонити гравитациону компоненту из његовог излазног сигнала. То се врши на сљедећи начин. Прво се, приликом покретања система, измјери вриједност гравитационе компоненте, а затим се при сваком мјерењу напона акцелерометра, послје филтрирања, она одузима од измјерене вриједности. Мјерење гравитационе компоненте се врши по покретању система, па је потребно да пацијент неколико тренутака (док му систем не сигнализује да је процес завршен) задржи главу у положају који сматра почетним за сваки покрет. Другим ријечима, гравитација се елиминише у односу на положај у којем пацијент проводи највише времена.

3) Подешавање прагова. Како се ради о систему намијењеном тешко обољелим особама са вишеструко смањеним моторичким способностима, неопходно је да он буде прилагодљив сваком понаокоб у највећој могућој мјери. Зато је омогућено подешавање прагова на основу којих систем препознаје команде. Прагови се постављају тако што пацијент, послје одговарајуће сигнализације система, покреће главу у позитивном смјеру x осе, а затим у позитивном смјеру у осе. Осе и њихови смјерови су дефинисани положајем акцелерометра у односу на почетни положај главе. На Сл. 2 се види да је акцелерометар постављен тако да промјена сигнала акцелерометра по x оси одговара покретима главе напријед-назад, а промјена сигнала акцелерометра по у оси одговара покретима лијево-десно. При томе, позитивни смјерови оса су назад, односно десно. На Сл. 3, илустрован је примјер подешавања прагова. Подешавање прагова је могуће и у току рада, без искључивања или рестартовања система.



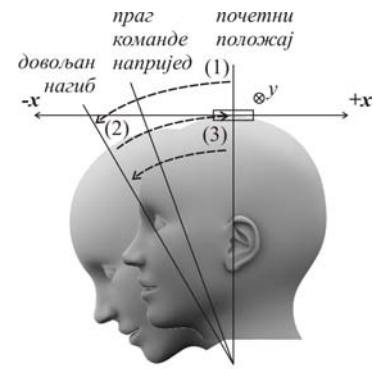
Слика 2. Положај акцелерометра у односу на главу, дефинисање просторних оса и њихових смјерова.



Слика 3. Примјер постављања прагова.

4) *Задавање команди.* Начин задавања команди је знатно измијењен у односу на претходни рад. Кориштени приступ посматрања релативних разлика напонских нивоа на излазима акцелерометра је напуштен. Кроз рад на развоју алгоритма, његовој реализацији и извршене експерименте показало се да помоћу тог приступа није могуће довољно тачно препознавати покрете корисника. Због тога су уведени прагови на основу којих се препознаје нагиб у одговарајућем смјеру. Као што је већ речено, прагови су подесиви, па је на тај начин омогућено прилагођавање система сваком кориснику. Такође, измијењен је и покрет којим се задаје команда. Наиме, свака команда се састоји из три узастопна покрета. Да би се задала једна од четири могуће команде [14], потребно је: (1) нагнути главу у мјери потребној да се пређе дефинисани праг; (2) вратити главу у првобитни положај; и (3) поновити радњу под (1). Да би се могла задати сљедећа команда потребно је извршити и четврти покрет у низу, иако он није дио команде. Наиме, неопходно је главу вратити у првобитни положај. Примјер задавања команде „напријед” илустрован је на Сл. 4. Аналогно се задају и остале команде.

5) *Свјетлосна сигнализација.* У сврху олакшавања кориштења, бржег привикавања и схватања начина рада система, реализована је индикација помоћу LED-а. Наиме, путем свјетлосних сигнала систем обавјештава корисника о току команде на сљедећи начин. Да би корисник започео команду, већ је речено да је потребно да пређе одговарајући праг. Приликом покрета којим корисник настоји да пређе праг (означеног са (1) на Сл. 4), јавља се први свјетлосни сигнал који корисника обавјештава да је постигао довољан нагиб, те да може започети други у низу покрета потребних за задавање команде. Када пређе праг по други пут, у супротном смјеру, током повратног покрета (означеног са (2) на Сл. 4), јавља се други свјетлосни сигнал који му сигнализује да може прећи на сљедећи покрет, означен са (3) на Сл. 4. Током трећег преласка прага нема свјетлосне сигнализације, зато што је тада команда већ завршена и систем почиње да је извршава, што је довољан показатељ да је праг пређен.



Слика 4. Примјер задавања команде „напријед”.

6) *Начин скретања.* У овој реализацији алгоритма постоји међукорак између стања мировања и ротације у било којем од смјерова. Задавањем команде „лијево” или „десно” из стања мировања, систем прелази у режим рада за скретање улијево, односно удесно, али се ротација не врши. Када је систем у режиму рада за ротацију улијево, ротација ће почети када корисник пређе праг за задавање команде „лијево” и трајати све док корисник задржи главу у том положају. Ротација престаје када корисник врати главу преко истог прага. Аналогно важи и за режим рада за ротацију удесно. На тај начин кориснику је омогућена потпуна резолуција у избору смјера кретања у xu равни. Из режима рада за ротацију улијево, односно удесно, корисник прелази у стање мировања задавањем команде „удесно”, односно „улијево”.

7) *Ванредне ситуације.* Као и у претходној реализацији, систем препознаје сљедеће ванредне ситуације: неконтролисани покрети главе услед напада, падање главе услед несвијести, те спадање сензора са главе. У случају детекције било које од ових ситуација, систем преводи колица у стање мировања и блокира све даље команде. Разлика у односу на [14] се огледа у начину детекције ових ситуација. Наиме, реализовани алгоритам прави разлику између статичког и динамичког убрзања, при чему се, у овом случају, под статичким убрзањем подразумева константно убрзање (посљедица нагиба у гравитационом пољу) а под динамичким убрзањем убрзање промјенљиво у кратким временским роковима (посљедица брзих промјена положаја главе).

V. ЕКСПЕРИМЕНТ

За потребе овог рада извршен је експеримент којим су испитане могућности реализованог алгоритма за препознавање покрета главе. У овом одјелку експеримент је описан, а добијени резултати изложени.

Експеримент је извршен тако што су три испитаника (након краћег времена проведеног у прилагођавању система, те учењу начина његовог рада) систему задавали сваку од четири постојеће команде по десет пута. Дакле, за

потребе овог експеримента сваки испитаник је задао укупно четрдесет команди. Потом је вршио десет предефинисаних слободних покрета главом, као што су поглед улијево, читање текста испред себе или поглед ка небу - дакле, покрете чија сврха није задавање команде систему. Подједнако је важно препознати команде у покретима који су томе намијењени и не препознати у онима који нису.

Захваљујући прилагодљивости система сваком кориснику, те свјетлосној сигнализацији, сви испитаници су са стопостотним успјехом задавали свих четрдесет команди. У другом дијелу експеримента резултати су сљедећи: код два од три корисника систем је препознао нежељене команде - код једног једном, а код другог два пута.

VI. ЗАКЉУЧАК

У оквиру овог рада, описани и реализовани алгоритам је и тестиран. Извршени експеримент показао је изузетно добре резултате, јер су сви корисници, послје краћег учења и прилагођавања система, са стопостотним успјехом задавали жељене команде. Проблеми се јављају када корисник врши слободне покрете главом, чија сврха није задавање команди - тада се деси (три пута од тридесет слободних покрета) да систем препозна команду у неком од покрета, иако му то није била сврха.

У будућем раду планирано је употпуњавање инерцијалног навигационог система - додавање жироскопа и магнетометра постојећем акцелерометру. Претпостављамо да би кориштење тих сензора могло довести до тачнијег препознавања команди пацијента. Такође, потребно је извршити експерименте у којима би се испитала примјенљивост овог алгоритма у реалној ситуацији: (1) у дигитални систем интегрисати контролу над моторима колица, те поновити експеримент из овог рада; (2) када се постигне довољна тачност препознавања покрета и у тим условима, извршити експеримент са правим пацијентима који пате од квадриплегије.

ЛИТЕРАТУРА

- [1] U. Cortés et al.: "Assistive Wheelchair Navigation: A Cognitive View", *Studies in Computational Intelligence (SCI)* 48, pp. 165–187, 2007;
- [2] J. Landi, "Update on tetraplegia"; *Journal of Hand Surgery*, Vol. 28, No. 3, 196-204, 2003;
- [3] Katevas, N.I. et al.: "The Autonomous Mobile Robot SENARIO: A sensor Aided Intelligent Navigation System for Powered Wheelchairs", *IEEE Robotics & Automation Magazine*, Vol. 4, 60-70, 1997;

- [4] G. Bourhis, O. Horn, O. Habert and A. Pruski, "An Autonomous Vehicle for People with Motor Disabilities", *IEEE Robotics & Automation Magazine*, Vol. 8, 20-28, 2001.
- [5] A. Lankenau, and T. Rofer, "A Versatile and Safe Mobility Assistant", *IEEE Robotics & Automation Magazine*, Vol. 8, 29-37, 2001.
- [6] M. Mazo, "An Integral System for Assisted Mobility", *IEEE Robotics & Automation Magazine*, Vol. 8, 46-56, 2001.
- [7] H.A. Yanco, "Wheesley: a robotic wheelchair system: indoor navigation and user nterface, assistive technology and artificial intelligence" *Applications in Robotics, User Interfaces and Natural Language Processing*, Berlin Heidelberg New York: Springer, pp. 256–268, 1998.
- [8] C.H. Kuo and H.W. Chen, "Human-Oriented Design of Autonomous Navigation Assisted Robotic Wheelchair for Indoor Environments", *Proceedings of IEEE International Conference on Mechatronics*, pp. 230-235, Budapest, Hungary, 2006.
- [9] J.M. Detriche and B. Lesigne, "Robotic system MASTER", *Proceedings of European Conference on the Advancement of Rehabilitation Technology*, Stockholm, Sweden, pp. 12–15, 1990.
- [10] J.L. Jaffe, "A case study: the ultrasonic head controlled wheelchair and interface", *Center: Technology Transfer News*, 1(2), 1990.
- [11] R.C. Simpson and S.P. Levine, "Voice control of a powered wheelchair", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 10(2): 122–125, 2002;
- [12] P. Pino, P. Amoud, and E. Brangier, "A more efficient man machine interface: fusion of the interacting Telethesis and smart wheelchair projects", *Proceedings of 2nd International Conference on Knowledge-Based Intelligent Electronic System*, pp 21–23, 1998;
- [13] H.A. Yanco, "Integrating robotic research: a survey of robotic wheelchair development", *AAAI Spring Symposium on Integrating Robotic Research*, Stanford, CA, 1998;
- [14] А. Пајкановић, Б. Докић, Ж. Ивановић, „Приједлог алгоритма за бежично управљање инвалидским електричним колицима на основу покрета главе“, *Зборник радова 55. Конференције за ЕТРАН*, Бања Врућица, 6-9. јуна, 2011. ЕЛ2.5-1-4; рад доступан на адреси: <http://pajkanovic.netne.net/2011/etran>;

ABSTRACT

Quadriplegics are not able to use standard electric wheelchair because they are not able to control the usual interface - joystick. In this paper, an algorithm which enables them to control the electric wheelchair by head movements is implemented. In order to recognize the head movements, an accelerometer is used. The results of the conducted experiment are shown and discussed.

Realization of the Algorithm for Controlling Electric Wheelchair by Head Movements

Aleksandar Pajkanović
Branko Dokić
Zeljko Ivanović
Mladen Knežić