

به نام خداوند مہر آفرین





پردیس علوم و فناوری های نوین
دانشکده بیوفناوری

پایان نامه کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی-بیوالکتریک

استخراج فرمان های حرکتی پروتز دست از

سیگنال الکترومایوگرام سطحی عضلات پروکسیمال

نگارش: آفرین ناظمی

استاد راهنما: جناب آقای دکتر علی مالکی

زمستان ۱۳۹۲

استخراج فرمان های حرکتی پروتزدست از سینکال

الکترومایوگرام سطحی عضلات پروکسیمال

تقدیم به

پدر و مادر مهربانم

از استاد کرامی جناب آقای دکتر علی مالکی به خاطر راهنمایی‌های کراتقدرشان، کمال تشکر و قدردانی را دارم،
همچنین از افراد خانواده ام که همواره پشتیبان بزرگی برایم بوده‌اند و در تمام مسیرهای تسلی خاطر و آرامشم
کشته‌اند بسیار سپاسگزارم.

چکیده

یکی از روش‌های استخراج فرمان‌های حرکتی برای کنترل پروتزه‌های فعال دست، استفاده از سیگنال‌های بیولوژیکی است. سیگنال الکترومایوگرام سطحی (sEMG) یکی از این سیگنال‌ها است که اغلب برای کنترل پروتز دست به کار می‌رود. در این روش فرمان‌های حرکتی با استفاده از الگوریتم‌های مبتنی بر تشخیص الگو از سیگنال‌های مایوالکتریک ثبت شده از عضله استخراج گردیده و از آن‌ها برای کنترل پروتز استفاده می‌شود. الگوریتم‌های تشخیص الگو شامل دریافت و گردآوری داده، پیش‌پردازش، استخراج ویژگی و در نهایت طبقه‌بندی است.

داده‌های مورد استفاده در این پایان‌نامه از پایگاه دادگان NINAPRO گرفته شده است. این پایگاه داده شامل داده‌های کینماتیک و sEMG فرد سالم برای ۵۲ حرکت انگشت، پنجه و میچ دست است که با استفاده از ۱۰ الکتروود ثبت شده است. ابتدا سیگنال گرفته شده از پایگاه داده، فیلتر شد. پس از آن با استفاده از دو شیوه‌ی پنجره‌گذاری، قسمت اصلی سیگنال جدا شد. هشت ویژگی زمانی مختلف (MAV, RMS, JAV, WL, E, ER1, ER2, CC) از سیگنال جدا شده استخراج گردید. در ادامه عملکرد طبقه‌بندی‌کننده‌های LDA، LS-SVM و MLP با ویژگی‌های تکی، دوتایی و چندتایی، با هر دو شیوه‌ی پنجره‌گذاری مورد بررسی و مقایسه قرار گرفت. بهترین میانگین دقت طبقه‌بندی در این طبقه‌بندی‌کننده‌ها به ترتیب مقادیر ۸۴/۲۳، ۸۵/۱۹ و ۹۶/۳۴ درصد به دست آمد. همچنین به منظور افزایش دقت، سلسله‌مراتبی کردن روند طبقه‌بندی پیشنهاد گردید. ساختارهای سلسله‌مراتبی به صورت دو سطحی و سه سطحی، و بر اساس طبقه‌بندی‌کننده‌های LDA و LS-SVM ارزیابی شد. عملکرد طبقه‌بندی‌کننده‌های سلسله‌مراتبی با استفاده از طبقه‌بندی‌کننده‌های یکسان و غیریکسان در تمام سطوح و همچنین ویژگی‌های تکی، دوتایی و چندتایی مورد بررسی قرار گرفت. در ساختار طبقه‌بندی‌کننده‌ی سلسله‌مراتبی دو سطحی، بهترین میانگین دقت طبقه‌بندی ۸۹/۱۳ درصد و در ساختار سه سطحی، ۹۰/۵۱ درصد محاسبه شد. در نهایت عملکرد طبقه‌بندی‌کننده‌های مسطح و سلسله‌مراتبی مورد مقایسه قرار گرفت.

کلمات کلیدی

سیگنال الکترومایوگرام سطحی (sEMG)، کنترل پروتز دست، استخراج فرمان‌های حرکتی، استخراج ویژگی، پردازش سیگنال، طبقه‌بندی سیگنال.

فهرست مطالب

فصل اول: پیش‌گفتار	۱
۱-۱- مقدمه	۲
۲-۱- روش‌های مورد استفاده در HCI	۲
۱-۲-۱- روش‌های بدون استفاده از سیگنال‌های بیولوژیکی	۲
۲-۲-۱- HCI مبتنی بر سیگنال‌های بیولوژیکی	۳
۱-۲-۲-۱- روش مبتنی بر سیگنال EOG	۳
۲-۲-۲-۱- روش مبتنی بر سیگنال EEG و روش PNI	۴
۳-۲-۲-۱- روش مبتنی بر TMR	۶
۴-۲-۲-۱- روش مبتنی بر سیگنال EMG	۷
۳-۱- اهمیت روش HCI مبتنی بر EMG	۸
۴-۱- انواع مختلف قطع عضو دست	۹
۵-۱- پروتزهای دست	۱۰
۶-۱- مرور پژوهش‌های انجام شده	۱۲
۷-۱- طرح مساله	۱۵
۸-۱- ساختار پایان‌نامه	۱۶

فصل دوم: مفاهیم کنترل پروتزدست با استفاده از الکترومایوگرام سطحی

۱۷
۱۸ ۱-۲- مقدمه
۱۹ ۲-۲- روش های استخراج فرمان های حرکتی
۱۹ ۱-۲-۲- الگوریتم های بدون تشخیص الگو
۲۱ ۲-۲-۲- الگوریتم های مبتنی بر تشخیص الگو
۲۱ ۳-۲- مراحل دریافت و پردازش سیگنال sEMG برای کنترل پروتز
۲۳ ۱-۳-۲- استخراج ویژگی
۲۳ ۱-۱-۳-۲- ویژگی های حوزه ی زمان (TD)
۲۴ ۲-۱-۳-۲- ویژگی های حوزه ی فرکانس (FD)
۲۴ ۳-۱-۳-۲- ویژگی های حوزه ی زمان-فرکانس (TFR)
۲۵ ۲-۳-۲- تشخیص الگو- طبقه بندی کننده
۲۵ ۱-۲-۳-۲- تحلیل تفکیک کننده ی خطی (LDA)
۲۷ ۲-۲-۳-۲- طبقه بندی کننده ی ماشین بردار پشتیبان حداقل مربعات (LS-SVM)
۳۱ ۳-۲-۳-۲- پرسپترون چندلایه (MLP)
۳۱ ۴-۲-۳-۲- ارزیابی عملکرد طبقه بندی کننده
۳۱ ۴-۲- جمع بندی فصل

فصل سوم: پایگاه داده و پیش پردازش

۳۳ ۱-۳- مقدمه
۳۳ ۲-۳- پایگاه داده
۳۳ ۱-۲-۳- گرفتن داده: EMG سطحی
۳۵ ۲-۲-۳- پروتکل تجربی
۳۹ ۳-۳- پیش پردازش
۳۹ ۱-۳-۳- فیلتر کردن سیگنال
۴۱ ۲-۳-۳- پنجره گذاری سیگنال
۴۲ ۴-۳- استخراج ویژگی
۴۳ ۵-۳- جمع بندی فصل

فصل چهارم: طبقه‌بندی حرکت‌های دست با استفاده از طبقه‌بندی کننده‌های سطح ۴۴

۴-۱- مقدمه ۴۵

۴-۲- طبقه‌بندی کننده‌ی LDA ۴۵

۴-۳- طبقه‌بندی کننده‌ی LS-SVM ۴۷

۴-۴- طبقه‌بندی کننده‌ی MLP ۵۰

۴-۵- مقایسه‌ی عملکرد طبقه‌بندی کننده‌های مسطح ۵۳

۴-۶- جمع‌بندی فصل ۵۵

فصل پنجم: طبقه‌بندی حرکت‌های دست با استفاده از طبقه‌بندی کننده‌های سلسله‌مراتبی ۵۶

۵-۱- مقدمه ۵۷

۵-۲- طبقه‌بندی کننده‌ی سلسله‌مراتبی دو سطحی ۵۷

۵-۲-۱- ساختار اول-مبتنی بر عملکرد ۵۸

۵-۲-۲- ساختار دوم-مبتنی بر نتایج ۵۸

۵-۳- ساختار سلسله‌مراتبی سه سطحی ۵۹

۵-۴- مقایسه‌ی عملکرد طبقه‌بندی کننده‌های سلسله‌مراتبی پیشنهادی ۶۴

۵-۴- جمع‌بندی فصل ۶۹

فصل ششم: جمع‌بندی و ارائه‌ی پیشنهادها ۷۰

۶-۱- جمع‌بندی فصل‌های پایان‌نامه ۷۱

۶-۲- پیشنهادها ۷۳

پیوست ۱: ماژول‌های سیستم کنترل پروتز مبتنی بر سیگنال الکترومایوگرام سطحی ۷۴

مراجع ۸۱

جدول سرنام ہا

سرنام	نام
ANN	Artificial Neural Network
AR	AutoRegressive
BCI	Brain Computer Interface
CC	Concordance Correlation
CMRR	Common Mode Rejection Ratio
DAQ	Data Acquisition
DOF	Degree Of Freedom
E	Energy
EEG	ElectroEncephaloGram
EMG	ElectroMyoGram
EOG	ElectroOculoGram
ER	Energy Ratio
FD	Frequency Domain
GMM	Gaussian Mixture Model
HCI	Human Computer Interface
HRT	Hormone Replacement Therapy
IAV	Integrated Absolute Value
KNN	K-Nearest Neighbor
LDA	Linear Discriminant Analysis
MAV	Mean Absolut Value
MAVSLP	Mean Absolut Value SLoP
MLP	Multi Layer Perception
MNF	MeaN Frequency
MSE	Mean Square Error
MUAP	Motor Unit Action Potential
ME	MyoElectric
NINAPRO	Non-Invasive Adaptive Prosthetics
PCA	Principal Component Analysis
PNI	Peripheral Nerve Interface
RBF	Radial Basis Function
RMS	Root Mean Square
SEMG	Surface ElectroMyoGram
SENIAM	Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles
SSC	Slope Sign Changes
STFT	Short Time-Frequency Transform
SVM	Support Vector Machine
TD	Time Domain
TFR	Time-Frequency Representation

سرنام	نام
TMR	Targeted Muscles Reinnervation
TSCD	Time-SCale Domain
VAR	VARiance
WAMP	Willison AMPlitude
WL	Waveform Length
WMA	World Medical Association
WT	Wavelet Transform
WPT	Wavelet Packet Transform
ZC	Zero Crossing

فصل اول

پیش گفتار

۱-۱- مقدمه

با پیشرفت علم و فناوری، انسان‌ها تمایل بیشتری برای بهبود کیفیت زندگی پیدا کرده‌اند. برای بهسازی زندگی افراد ناتوان و مُسن، سیستم‌های انسان در حلقه^۱، استفاده می‌شود. به دلیل این که سیستم اطلاعاتی بدن انسان متفاوت از ماشین است، رابط انسان-کامپیوتر^۲ (HCI) به عنوان یک راهکار تکنولوژی برای این سیستم مورد توجه قرار گرفت. تاکنون تلاش‌های بسیاری در زمینه‌ی گسترش و بهبود HCI با کمک صوت، بینایی، وضعیت بدن و... انجام گرفته است. در سال‌های اخیر، استفاده از سیگنال‌های بیوالکتریک مانند^۳ EMG،^۴ EOG و^۵ EEG در HCI، افزایش پیدا کرده است. برای پیاده‌سازی HCI، نیاز است که سیگنال ثبت شده، پیش‌پردازش و طبقه‌بندی شود که طبقه‌بندی، مشکل‌ترین بخش چنین سیستمی است [۱].

۱-۲- روش‌های مورد استفاده در HCI

روش‌های مورد استفاده در HCI به دو روش کلی بدون استفاده از سیگنال‌های بیولوژیکی و با استفاده از سیگنال‌های بیولوژیکی تقسیم می‌شود که در ادامه به طور مختصر به معرفی آن‌ها می‌پردازیم.

۱-۲-۱- روش‌های بدون استفاده از سیگنال‌های بیولوژیکی

برای پیاده‌سازی HCI بدون استفاده از سیگنال‌های بیولوژیکی، تلاش‌های بسیاری انجام شده است. از آن جمله می‌توان برای نمونه به دستگاه سر-ماوس اشاره کرد که حرکت‌های سر را به حرکت‌های مکان‌نما در صفحه نمایش تبدیل می‌کند. نمونه‌ی دیگر، رابط دنبال‌کننده‌ی نگاه خیره‌ی چشم^۶ است. این روش بر اساس این حقیقت است که نور بازگشتی، یک نقطه‌ی روشن بر روی شبکه‌ی ایجاد می‌کند که مکان آن می‌تواند با تغییر جهت نگاه خیره، تغییر کند. شماتیکی از این روش در شکل ۱-۱ آورده شده است [۱].

¹ Human-in-the-loop

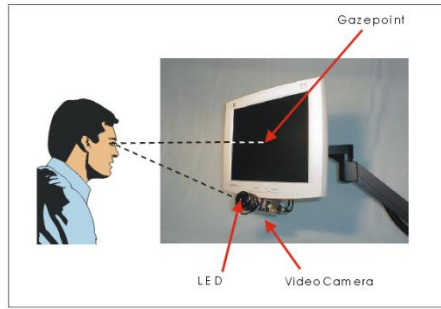
² Human Computer Interface

³ ElectroMyoGram

⁴ Electro-OculoGram

⁵ ElectroEncephaloGram

⁶ Eye-Gaze



شکل ۱-۱: شماتیکی از روش رابط دنبال کننده‌ی نگاه خیره‌ی چشم (برگرفته از [۲]).

۱-۲-۲-۱ - HCI مبتنی بر سیگنال‌های بیولوژیکی

برای برقراری رابط انسان-کامپیوتر می‌توان از سیگنال‌های بیولوژیکی استفاده کرد. این روش‌ها شامل روش‌های مبتنی بر سیگنال‌های EEG، EOG، TMR^v و EMG است که در ادامه به توصیف مختصر این روش‌ها می‌پردازیم.

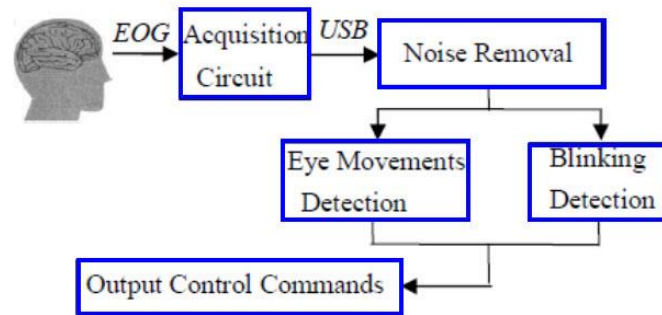
۱-۲-۲-۱-۱ - روش مبتنی بر سیگنال EOG

EOG یکی از سیگنال‌های بیولوژیکی است که برای ارتباط بین انسان و کامپیوتر مناسب است. حرکت‌های چشم می‌تواند به عنوان ورودی دستگاه‌های حسی-کمکی مورد استفاده قرارگیرد و کاربرد عملی بسیاری در HCI دارد. نمودار بلوکی مولفه‌های اصلی سیستم HCI مبتنی بر EOG در شکل ۲-۱ آورده شده است. موقعیت چشم می‌تواند به صورت نوری، ماشینی و الکتریکی اندازه‌گیری شود. برخی از این شیوه‌های اندازه‌گیری از EOG دقیق‌ترند، اما در عوض گران‌تر بوده و باعث آزار کاربر می‌شوند. روش الکتریکی اندازه‌گیری موقعیت چشم است. این روش غیرتهاجمی، ارزان و آسان است. مطالعه‌ای که بر روی گروهی از افراد ناتوان جسمی انجام شده است، نشان می‌دهد که بیشتر آن‌ها توانایی کنترل حرکت‌های چشم خود را دارند که این می‌تواند برای ایجاد سیستم‌های HCI و کمک به برقراری ارتباط با دیگران و یا کنترل ابزارهای خاص مورد توجه قرار گیرد [۱].

در HCI مبتنی بر EOG چند منبع اصلی خطا وجود دارد که بر دقت سیستم تاثیر می‌گذارد. مشکلاتی به سر و رابط حرکت عضله، رانش^۸ سیگنال و تداخل کانال مربوط می‌شود. همچنین با وجود این که کاربر، بی حرکت می‌نشیند، همیشه حرکت‌های کوچک اجتناب‌ناپذیری در سر وجود دارد. عوامل دیگری که ممکن است بر عملکرد HCI اثر بگذارد شامل جابه‌جایی زاویه‌ای بین سر و تنه، نقص‌های فیزیولوژیکی و ... است [۱].

⁷ Targeted Muscle Reinnervation

⁸ Drift



شکل ۱-۲: نمودار بلوکی مولفه‌های اصلی سیستم HCI مبتنی بر EOG (برگرفته از [۱]).

۱-۲-۲-۲-۲-۲-۲-۲-۱ روش مبتنی بر سیگنال EEG و روش PNI

رابط مغز-کامپیوتر^۹ (BCI) یکی از مهمترین کاربردهای فناوری برای افراد فلجی است که از چندین نقص عصبی-عضلانی رنج می‌برند و می‌تواند برای آن‌ها ارتباطات، کنترل و یا وسایل توانبخشی فراهم کند تا به طریقی، توانایی از دست رفته‌ی خود را جبران کنند. این فناوری به مغز اجازه می‌دهد، به طور مستقیم یک کامپیوتر را کنترل کند بدون این‌که به گذرگاه‌های عصبی-عضلانی معمول وابسته باشد. BCI با استفاده از سیگنال EEG عمل می‌کند. سیگنالی که از پتانسیل‌های پس‌سیناپسی نشأت می‌گیرد، در قشر مغز جمع می‌شود و از مجموعه به پوست سر منتقل می‌شود و توسط الکترودها ثبت می‌شود. این سیگنال، پردازش می‌شود تا استخراج ویژگی و طبقه‌بندی انجام شود و فرمان‌های کنترلی مناسب تولید گردد (شکل ۱-۳) [۱].

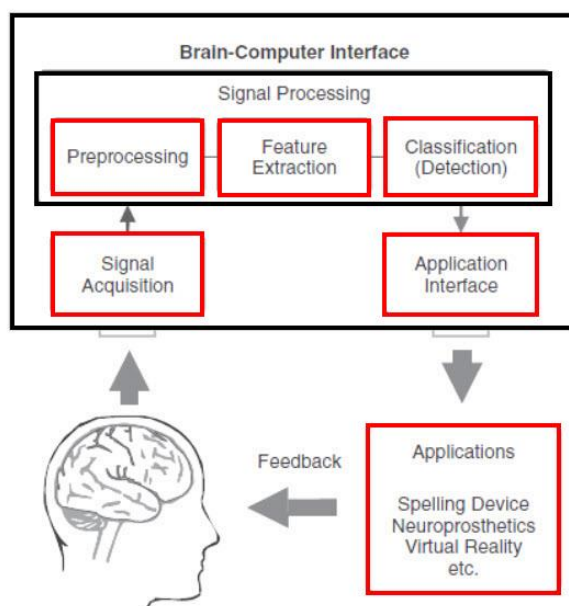
EEG روش مناسبی است چون غیرتهاجمی، از نظر تکنیکی آسان، به طور گسترده در دسترس و به نسبت ارزان است. از طرف دیگر چون سیگنال به نویز ضعیف و محدوده‌ی فرکانسی محدودی دارد نیاز به پردازش سیگنال و شناسایی الگوی پیچیده دارد. با روش‌های فیلتر کردن می‌توان سیگنال به نویز را افزایش داد. اما متأسفانه زمان آموزش طولانی (چند ماه) که برای هر کاربر نیاز است، تا به درجه‌ی بالایی از کنترل (دقت بیش از ۸۰ درصد) برسد، مانعی برای استفاده از این روش به منظور کاربردهای عملی مانند کنترل پروتزها و استفاده‌ی روزانه از کامپیوتر است [۱].

همان‌طور که گفته شد برای بیمارانی که دچار قطع عضو سطح بالا هستند (به بخش ۱-۴ مراجعه شود)، پروتزهای عصبی و کنترل آن‌ها مطرح می‌شود که علاوه بر BCI، روش‌های کنترلی رابط عصب محیطی^{۱۰} (PNI) و بازعصب‌دهی عضله‌ی هدف^{۱۱} (TMR) نیز مورد توجه هستند (شکل ۱-۴). TMR در بخش ۱-۲-۲-۳ معرفی می‌شود.

^۹ Brain Computer Interface

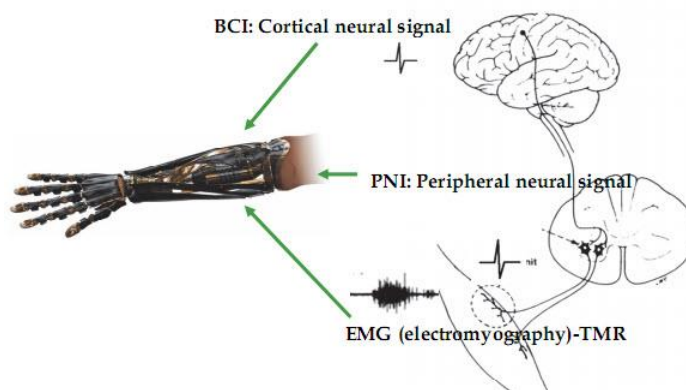
^{۱۰} Peripheral Nerve Interface

^{۱۱} Targeted Muscle Reinnervation



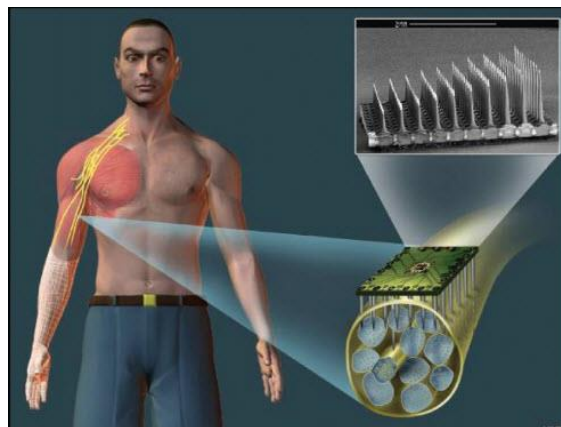
شکل ۱-۳: مولفه‌های ساختاری یک سیستم BCI (برگرفته از [۱]).

در PNI (شکل ۱-۵) برای گرفتن سیگنال‌های عصبی که در حرکت بازو نقش دارند، باید حسگرهای عصبی به طور مستقیم به عصب‌ها متصل شوند. در PNI هم مانند روش EEG، از این سیگنال‌ها به عنوان سیگنال‌های کنترلی پروتزهای عصبی مصنوعی استفاده می‌شود. اگرچه این روش کنترلی باعث بهبود کنترل می‌شود اما مشکلاتی به همراه دارد (مانند حساسیت مکانیکی بافت‌های عصبی). به علاوه، سیگنال‌های عصبی خیلی کوچک هستند و ثبت آن‌ها مشکل است و به راحتی توسط نویز محیط، تداخل‌های مختلف و... خراب می‌شوند. چالش اصلی در رابط عصبی این است که ممکن است تنها تعداد کمی فاسیکل‌های عصبی حرکتی نمونه‌برداری شود (نسبت به همه‌ی فاسیکل‌های یک دسته عصب) که این موضوع باعث می‌شود تا نتواند مقصود اصلی واحد حرکتی را به درستی نشان دهد. از طرفی زمانی که واحدهای عصبی در عضله نباشند، ضعیف می‌شوند و علاوه بر آن مشکلات بیشتری در



شکل ۱-۴: سه روش رابط عصب-ماشین، برای کنترل پروتزهای عصبی (برگرفته از [۳]).

انتقال سیگنال به خارج از بدن به وجود می‌آید. بنابراین نیاز به سیم‌های زیرپوستی^{۱۲} دائمی^{۱۳} یا سیستم‌های سیستم‌های انتقال‌دهنده-فرستنده‌ی پیچیده است. در نهایت، دوام سخت‌افزار کاشته شده مساله‌ای مهم است. با وجود تلاش‌های بسیار، به دلیل محدودیت‌هایی که BCI و PNI دارند، هنوز سیستمی که قابل استفاده به عنوان پروتز عصبی چندمنظوره^{۱۴} باشد، به دست نیامده است. سیستم‌های کنترل پروتز باید عملکرد طولانی مدت داشته باشند. فناوری TMR که در ادامه معرفی می‌شود، می‌تواند بسیاری از مشکلات BCI و PNI را رفع کند و همچنین نیازی به کاشتن سخت‌افزار در بدن هم ندارد [۳].



شکل ۱-۵: در روش PNI الکترودها به طور مستقیم به اعصاب باقی‌مانده‌ی معلول قطع عضو متصل می‌شوند و سیگنال‌های الکتریکی عصب برای کنترل عضو مصنوعی استفاده می‌شوند (برگرفته از [۴]).

۱-۲-۲-۳- روش مبتنی بر TMR

برای حل مشکل کنترل پروتزهای افرادی که قطع عضو بالای بازو دارند (به بخش ۱-۴ مراجعه شود)، روش بازعصب‌دهی عضله‌ی هدف (TMR) مورد توجه قرار گرفته است که توانایی کنترل عملکرد پروتزهای چندمنظوره‌ی مایوالکتریک^{۱۵} (ME) را دارد. TMR در حقیقت یک روش جراحی است که از عصب‌های باقی‌مانده‌ی عضو قطع شده استفاده می‌کند و آن‌ها را به گروه عضلانی بعدی که از نظر بیومکانیکی فعال نیستند انتقال می‌دهد. شکل ۱-۶ به صورت شماتیک روش TMR را در یک فرد با قطع^{۱۶} شانه‌ای نشان می‌دهد [۳].

¹² Percutaneous

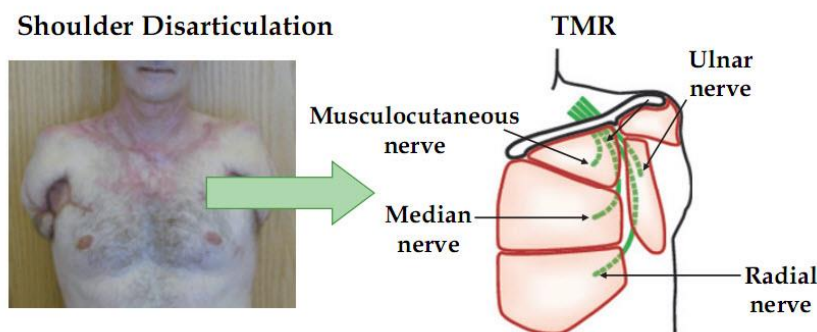
¹³ Chronic

¹⁴ Multifunctional

¹⁵ MyoElectric

¹⁶ Disarticulations

به دلیل مزایایی مانند قابلیت کاربرد در سوژه‌های با سطح معلولیت بالا، کنترل طبیعی‌تر پروتزهای دست و امکان ایجاد بازخورد حسی^{۱۷}، TMR روشی نوید دهنده برای تست راهبردهای کنترلی مبتنی بر EMG و کنترل پروتزهای با چند درجه آزادی در زندگی واقعی است [۵].



شکل ۱-۶: شماتیک روش TMR (برگرفته از [۳]).

۱-۲-۲-۴- روش مبتنی بر سیگنال EMG

الکترومایوگرافی تکنیکی تجربی جهت ثبت و تحلیل سیگنال‌های الکتریکی عضله است. سیگنال‌های الکتریکی عضله به علت تغییرات یونی در غشاء تار عضلانی تشکیل می‌شوند. الکترومایوگرافی در حقیقت مطالعه‌ی عملکرد عضله از طریق بررسی سیگنال‌های الکتریکی ناشی از عضله است [۶].

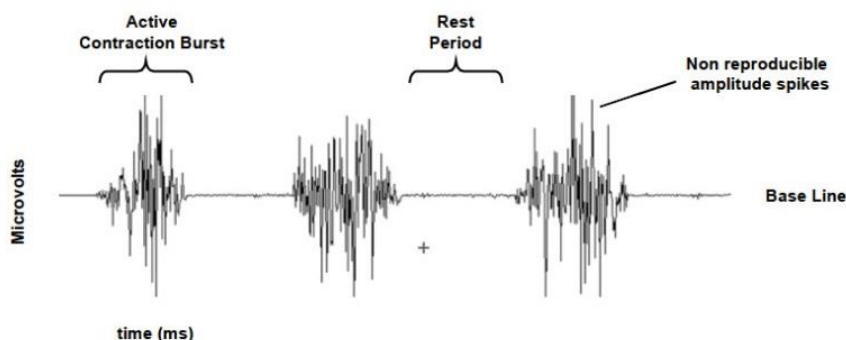
در شکل ۱-۷، سیگنال sEMG خام^{۱۸} برای سه انقباض استاتیک عضله‌ی بایسپس^{۱۹} نشان داده شده است. [۶] باید توجه داشت که سیگنال EMG مانند سایر سیگنال‌های بیولوژیکی، سیگنالی وابسته به فرد است. سیگنال‌های EMG به سن، گسترش عضله، واحدهای حرکتی، لایه‌ی چربی پوست و نوع حرکت بستگی دارند. وضعیت ظاهری حرکت دو نفر ممکن است مشابه باشد اما ویژگی‌های سیگنال EMG تفاوت داشته باشند [۱].

زمانی که عضله در حالت استراحت است، خط مرجع EMG تقریباً بدون نویز دیده می‌شود. خط مرجع EMG خام به عوامل بسیاری بستگی دارد، از جمله کیفیت تقویت‌کننده‌ی سیگنال، نویز محیط و شرایط آشکارسازی. با فرض عملکرد مناسب تقویت‌کننده و آماده‌سازی قابل قبول پوست، متوسط نویز خط مرجع نمی‌تواند بیش از ۳-۵ میکروولت باشد. بررسی کیفیت خط مرجع EMG یک ملاک خیلی مهم برای هر اندازه‌گیری EMG است. باید دقت شود که تداخل نویز یا مشکلات دستگاه آشکارسازی، به عنوان افزایش فعالیت یا افزایش انقباض عضله تعبیر نشود. EMG می‌تواند بیشینه دامنه‌ی بین ± 5

¹⁷ Sensory feedback

¹⁸ Raw

¹⁹ Biceps Brachii



شکل ۱-۷: سیگنال EMG خام برای سه انقباض استاتیک از عضله بایسپس (برگرفته از

[۶].)

میلی ولت (در ورزشکاران) داشته باشد. معمولاً محدوده‌ی فرکانسی آن بین ۶ تا ۵۰۰ هرتز است. بیشترین توان، تقریباً بین فرکانس ۲۰ و ۱۵۰ هرتز است [۶].

در بین سیگنال‌های بیوالکتریک، EMG روش جدیدی برای HCI محسوب می‌شود. فعالیت الکتریکی که توسط حرکت بازوی انسان ایجاد می‌شود، می‌تواند به فرمان‌های کنترلی کامپیوتر تبدیل گردد. همچنین EMG می‌تواند به راحتی به وسیله‌ی الکترودهای سطحی از روی پوست فرد دریافت گردد [۱].

۱-۳- اهمیت روش HCI مبتنی بر EMG

سیستم‌های مبتنی بر EOG در کنار مزیت‌هایی که برایشان ذکر شد، یادگیری پیچیده‌ای نیاز دارند و روش‌های کالیبراسیون آن‌ها محدودیت‌های اساسی داشته و نیاز به توسعه‌ی بیشتری دارند. از طرف دیگر، سیستم‌های BCI نیز دارای محدودیت‌هایی است که از آن جمله می‌توان به پتانسیل بالای آن برای آلودگی توسط EMG اشاره کرد. سیگنال‌های EEG در سلول‌های عصبی مغز تولید می‌شوند و در مجموعه عضلات آن منتشر می‌شوند تا به الکترودهای سطحی برسند. چون سیگنال‌های EEG دارای دامنه‌ی کوچکی هستند (۳۰۰-۵ میکروولت)، تقویت کننده‌های EEG برای بهره‌ی بالا طراحی می‌شوند؛ بنابراین هرگونه فعالیت عضله‌های سر و گردن می‌تواند آلودگی بزرگی را از جنس سیگنال EMG ایجاد کند. از دیدگاه کاربردی این عامل باعث عدم راحتی کاربر می‌شود. این در حالی است که سیگنال EMG سطحی نسبت به سیگنال‌های عصبی می‌تواند راحت‌تر و ایمن‌تر ثبت شود. به علاوه این روش غیرتهاجمی، سیگنال به نوبت مناسبی ایجاد می‌کند. بنابراین با تکنولوژی حال حاضر، HCI مبتنی بر EMG کاربردی‌تر است [۱].

یکی از اصلی‌ترین مشکلات در تحلیل سیگنال EMG، مربوط به مشخصه‌های نویزی آن است. در مقایسه با بیوسیگنال‌های دیگر، EMG شامل انواع پیچیده‌ای از نویز است که برای نمونه می‌توان به

نویز ذاتی تجهیزات، تشعشع الکترومغناطیس، آرتیفکت حرکتی و همشنوایی^{۲۰} بافت‌های دیگر اشاره نمود. به دلیل این‌که همه‌ی عضلات ساعد نزدیک به هم هستند، فعالیت مایوالکتریکی که از یک عضله به دست می‌آید، شامل فعالیت عضلات مجاور هم می‌شود که این اثر همشنوایی نامیده می‌شود. مشکل همشنوایی، زمانی که فعالیت عضله نسبتاً ضعیف است، بیشتر اهمیت می‌یابد. استخراج اطلاعات مفید از این سیگنال به دلیل سیگنال به نویز پایین، مشکل است [۱].

اخیراً کنترل مایوالکتریک در کاربردهای توانبخشی و رابط انسان-کامپیوتر بسیار مورد توجه قرار گرفته است. در سیستم‌های کنترلی مایوالکتریک، حرکت‌های دست اغلب برای کنترل تجهیزات جانبی مورد استفاده قرار می‌گیرد. حرکت‌های دست توسط الکترومایوگرافی سطحی، به وسیله‌ی الکترودهایی که فعالیت سیستم عضلانی را اندازه می‌گیرند، ثبت می‌شود. تشخیص دقیق هدف کاربر، بر اساس سیگنال سطحی ثبت شده، کلید حل مسئله برای کنترل مایوالکتریک است. از اوایل سال ۱۹۷۰ میلادی، محققان با ثبت فعالیت عضلات بالایی بازو بر روی طبقه‌بندی حرکت‌های دست، مانند فلکشن و اکستنشن انگشتان و میچ، مطالعه کرده‌اند. اگرچه نرخ تشخیص در مطالعات اخیر به بالای ۹۰ درصد رسیده است، اما هنوز مشکلات بسیاری وجود دارد که باید برای کاربردهای عملی کنترل مایوالکتریک برطرف شود [۱].

۱-۴- انواع مختلف قطع عضو دست

کارایی و عملکرد روش تشخیص الگو در کنترل پروتزهای مایوالکتریک چندمنظوره به این موضوع وابسته است که آیا کاربر عضله‌ی باقی‌مانده‌ی کافی به عنوان منبعی برای سیگنال‌های کنترلی مایوالکتریک دارد یا خیر. این شرایط برای افرادی که دارای قطع عضو زیر آرنج هستند (شکل ۱-۸-۱a)، برقرار است. ساعد باقی‌مانده‌ی آن‌ها شامل عضلات باقی‌مانده‌ی حرکت میچ و بعضی حرکت‌های دست می‌شود. به دلیل این‌که مفصل آرنج سالم است، نیازی به ترمیم حرکت‌هایی که با آرنج انجام می‌شود، نیست. در مطالعاتی که برای این دسته از قطع عضو گردیده است، برای شش کلاس اصلی حرکت میچ و دست (شکل ۱-۹)، دقت بالایی به دست آمده است. بنابراین پیاده‌سازی کلینیکی سیستم کنترل تشخیص الگوی حرکت برای این دسته از مددجویان مناسب به نظر می‌رسد. اگرچه این موضوع به ندرت برای افرادی که قطع عضو بالای آرنج یا قطع شانه‌ای دارند، صادق است. در معلولیت ترانس هیومرال^{۲۱} تنها عضلات بایسپس و تراپیسپس^{۲۲} باقی مانده است (شکل ۱-۸-۱b) که سیگنال مایوالکتریک لازم برای کنترل عملکرد آرنج را فراهم می‌کند اما عضله‌های موثر در کنترل عملکرد دست یا میچ باقی نمانده است. برای

²⁰ Cross-talk

²¹ Transhumeral

²² Triceps