دانشگاه صنعتی امیرکبیر

(پلی تکنیک تهران)

دانشکده مهندسی پزشکی

پایان‌نامه کارشناسی ارشد

رشته مهندسی پزشکی- گرایش بیوالکتریک

کنترل حرکت‌های انسان با استفاده از روش‌های مدل‌مبنا و کنترل امپدانس

نگارش

علی فلکی

استاد راهنما

دکتر فرزاد توحیدخواه

استاد مشاور

دکتر محمد دارینی

مهر ۱۳۸۶

بسمه تعالی

شماره:

تاریخ :

معاونت پژوهشی
فرم پروژه تحصیلات تکمیلی ۷

فرم اطلاعات پایان نامه
کارشناسی ارشد و دکترا

۱-مشخصات دانشجو

نام و نام خانوادگی: علی فلکی دانشجوی آزاد ■ بورسیه ☐ معادل ☐

شماره دانشجویی : ۸۳۱۳۳۱۵۷ دانشکده : مهندسی پزشکی رشته تحصیلی : بیوالکتریک

نام و نام خانوادگی استاد راهنما : دکتر فرزاد توحیدخواه

عنوان به فارسی : کنترل حرکت‌های انسان با استفاده از روش‌های مدل‌مبنا و کنترل امپدانس

عنوان به انگلیسی : Control of Human Movements Using Impedance Control and Internal Models

نوع پروژه: کاربردی ☐ بینیادی ■ توسعه ای ☐ نظری ☐

تاریخ شروع : ۸۴/۱۱/۲۵ **تاریخ خاتمه : ۸۶/۷/۱۰** **تعداد واحد : ۶**

سازمان تأمین کننده اعتبار :

واژه های کلید به فارسی : کنترل امپدانس، کنترل مدل پیش‌بین، کنترل سرپرستی، یادگیری حرکتی، کنترل فازی

واژه های کلیدی به انگلیسی : Impedance Control, Model Predictive Control, Supervisory Control, Learning, Fuzzy Control

نظرها و پیشنهادها به منظور بهبود فعالیت های پژوهشی دانشگاه :

استاد راهنما :

امکانات مورد نیاز پروژه‌های تحصیلات تکمیلی بسیار ناچیز است. انشاء الله با تلاش دانشگاه و مراکز ذیربط این محدودیت‌ها در آینده کاهش یابد.

دانشجو :

امضاء استاد راهنما : **تاریخ :**

نسخه ۱ : معاونت پژوهشی

نسخه ۲ : کتابخانه و به انضام دو جلد پایان نامه به منظور تسویه حساب با کتابخانه و مرکز اسناد و مدارک علمی

تقدیم به پدر و مادر عزیزم که همواره پشتیبان، مشوق و یاریگر من بوده‌اند و به همسر گرامیم که عشق و امید در زندگانیم است.

تشکر و قدردانی

سپاس بیکران مخصوص خداوندی است که یکی از پیچیده‌ترین و کاملترین سیستم‌های حرکتی را به بنده‌اش عطا نمود و سپاس او را که به بنده‌اش قدرت تفکر و تعقل برای درک عملکرد چنین سیستمی عنایت کرد و عقل او را متحیر از عظمت و شگفتی نمود.

در اینجا لازم می‌دانم تا از زحمات و راهنمایی‌های ارزنده استاد گرانقدر **جناب آقای دکتر توحیدخواه** تشکر نمایم. از ایشان کمال تشکر را جهت سرپرستی و هدایت این پروژه و نیز راهنمایی و مساعدت فراوان ایشان در تمامی طول تحصیل را دارم. از استاد مشاور پروژه جناب آقای دکتر دارینی نیز در اینجا تقدیر و تشکر می‌نمایم.

همچنین از استاد گرانقدر آقای دکتر مرادی نیز به جهت آموزش‌ها و راهنمایی‌های ارزشمند ایشان تشکر می نمایم.

لازم است از خانواده و مخصوصاً همسرم که سختی‌های دوران تحصیل مرا تحمل نمودند نیز تشکر نمایم. در انتها از کلیه عزیزان، دوستان و کارکنان دانشکده مهندسی پزشکی دانشگاه صنعتی امیرکبیر تشکر و قدردانی می‌نمایم. امیدوارم همواره موفق و پیروز باشند.

چکیده: در سالیان اخیر با پیشرفت ابزارهای آزمایشگاهی و آزمایشات انجام گرفته، شواهد تجربی کنترل امپدانس و کنترل مدل‌مبنا که بعنوان یکی از تئوری‌های اساسی در علم کنترل حرکات شناخته می‌شود، در حال ارائه هستند. در رساله حاضر تلاش در جهت رسیدن به شناختی جامع از سیستم کنترل حرکات و نحوه یادگیری موجود در این سیستم است. با توجه به کنترل امپدانس و نقش آن در حفظ موقعیت و انجام حرکت، نقش یادگیری در تنظیم امپدانس مفاصل با توجه ویژه به نقش همفعالیتی عضلات در تنظیم امپدانس مورد بررسی واقع شد. با توجه به یادگیری یک حرکت مهارتی در انسان و انجام سریع و دقیق این حرکت، نیاز به یک کنترل جلوسو و بر مبنای مدلی از دینامیک حرکت و محیط احساس گردید. برمبنای نتایج تجربی و شواهد موجود، در ابتدای یادگیری که مدل در دسترس سیستم کنترل حرکات از دینامیک حرکت دقیق نمی‌باشد، سیستم کنترل با بالا بردن سطح همفعالیتی عضلات و در نتیجه ازدیاد امپدانس توانایی مقابله سیستم را با اغتشاشات خارجی و یا انحرافات سیستم در اثر فرمان حرکتی نامناسب افزایش می‌دهد ولی این افزایش امپدانس در ازای هزینه متابولیکی بالای همفعالیتی حاصل می‌شود. بمرور زمان که مدل درونی سیستم از دینامیک محیط اطراف کامل می‌شود، امپدانس مفصل کاهش یافته و کار کنترل حرکات توسط کنترل مدل‌مبنا انجام می‌شود. به منظور هماهنگی این کنترل کننده‌ها، یک کنترل کننده سرپرستی[1] با استفاده از سیستم فازی یادگیرنده طراحی و پیاده سازی شده است. این کنترل کننده وظیفه تشخیص عملکرد کنترل کننده‌های امپدانسی و پیش‌بین را دارد تا بر این اساس نسبت به تنظیم بهینه امپدانس حرکت و نقش هر یک از کنترل کننده ها در انجام حرکت اقدام نماید. نتایج بدست آمده از شبیه‌سازی‌های انجام شده، نشان دهنده نیاز به امپدانس مناسب هر حرکت علاوه بر داشتن مدل درونی از حرکت می‌باشد. همچنین نشان داده شده است که یادگیری در میدان نیروی ناپایدارساز بطور قابل ملاحظه‌ای توسط کنترل کننده امپدانسی صورت می‌گیرد و یادگیری چنین دینامیکی در قسمت مدل‌مبنا دشوار و عملاً غیر ممکن می‌باشد. این نتایج بیان کننده توانایی بالای سیستم پیشنهادی برای یادگیری اغتشاشات اعمالی در اجرای حرکت و بهینه ساختن تعامل بین کنترل کننده امپدانسی و کنترل کننده مدل‌مبنا می‌باشد.

کلمات کلیدی: کنترل امپدانس، کنترل مدل پیش‌بین، یادگیری حرکتی، کنترل سرپرستی، کنترل فازی، سفتی

Keywords: Supervisory Control, Impedance Control, Model Predictive Control, Motor Learning, Stiffness, Modeling, Fuzzy Control

[1] Supervisor controller

فهرست عناوین

عنوان	صفحه
فصل اول: پیشگفتار	۲
۱-۱: مقدمه	۳
۱-۲: کنترل حرکت بیولوژیکی	۴
۱-۲-۱: قشر حرکتی	۷
۱-۲-۲: مخچه	۸
۱-۲-۳: طناب نخاعی	۱۰
۱-۳: سیستم کنترل حرکت و نظریه‌های موجود	۱۰
۱-۳-۱: طراحی مسیر مطلوب حرکتی	۱۱
۱-۳-۲: روش‌های کنترل حرکات	۱۲
۱-۴: اهداف پروژه	۱۶
فصل دوم: آشنایی با کنترل امپدانس و کنترل مدل پیش‌بین	۱۸
۲-۱: کنترل امپدانس	۲۰
۲-۲: روش‌های تجربی اندازه‌گیری امپدانس	۲۲
۲-۳: شواهد تجربی کنترل امپدانس	۲۴
۲-۳-۱: بررسی امپدانس در حالت استاتیک	۲۴
۲-۳-۲: بررسی امپدانس در حین حرکات تک مفصلی	۲۷
۲-۳-۳: بررسی امپدانس در حین حرکات چند مفصلی	۲۸
۲-۴: مشخصات کنترل امپدانس	۳۰
۲-۴-۱: تعمیم یادگیری حرکتی و پایایی آن	۳۱
۲-۵: مدلسازی کنترل حرکت	۳۳
۲-۵-۱: نظریه‌های مدل مبنا	۳۴
۲-۵-۲: کنترل مدل پیش‌بین	۳۸
۲-۵-۳: کنترل فازی	۴۰
فصل سوم: مدل پیشنهادی سیستم کنترل حرکات رسنده دست	۴۳
۳-۱: ساختار مدل	۴۴

۳-۲: مبنای بیولوژیکی مدل پیشنهادی ۵۱
۳-۳: مدل دینامیکی حرکت دست در فضای دو بعدی ۵۶
۳-۴: طراحی کنترل کننده سرپرستی ۵۹
فصل چهارم: بررسی مدل طراحی شده و نتایج شبیه سازی آن ۶۵
۴-۱: شبیه‌سازی‌های رایانه‌ای ۶۶
۴-۲: آزمایش اول، یادگیری در میدان نیرو با اثر متقابل پایدار ۷۲
۴-۳: آزمایش دوم، پدیده پس‌تاثیر و پایایی یادگیری سفتی ۷۹
۴-۴: آزمایش سوم، بررسی اثر متقابل کنترل کننده‌های امپدانسی و پیش‌بین ۸۲
۴-۵: آزمایش چهارم، یادگیری در میدان نیرو با اثر متقابل ناپایدارساز ۸۵
فصل پنجم: جمع بندی و پیشنهادات ۹۱
۷-۱: خلاصه نتایج حاصله در رساله ۹۲
۷-۲: پیشنهادات ۹۴
مراجع ۹۶
ضمیمه ۱۰۶

فهرست شکلها

عنوان	صفحه
شکل۱-۱: ساختار سلسله مراتبی سیستم کنترل حرکات آدمی	۶
شکل۱-۲: تقسیم‌بندی عملکردهای قشر حسی و حرکتی	۸
شکل۱-۳: ایده اولیه فرضیه نقطه تعادل	۱۳
شکل ۲-۱: بیضی‌های سفتی دست در میدان خنثی و در ۵ نقطه مختلف از فضای کاری سوژه	۲۵
شکل۲-۲: تغییرات سفتی دست در طول حرکات دومفصلی شانه و آرنج در صفحه افق و در میدان خنثی	۲۹
شکل ۲-۳: نتایج تجربی یادگیری سفتی در میدان نیروی ناپایدارساز در جهت X برای ۵ سوژه متفاوت	۲۹
شکل۲-۴: شماتیک ساختار کنترل امپدانس پیش‌بین	۳۶
شکل۲-۵: مدل ارائه شده برای حرکات رسنده دست در صفحه افق توسط بردت و همکاران در سال ۲۰۰۶	۳۸
شکل ۲-۶: نمایش گرافیکی ایده کنترل مدل پیش‌بین	۳۹
شکل ۲-۷: شمای کلی یک سیستم فازی	۴۰
شکل۳-۱: مدلی جلوسو از سیستم کنترل حرکات	۴۵
شکل۳- ۲: کنترل مدل پیش‌بین به عنوان مدل سیستم کنترل کننده عصبی- عضلانی	۴۶
شکل ۳-۳: کنترل جلوسوی مدل مبنای MPC بهمراه کنترل امپدانس فیدبکی	۴۸
شکل۳-۴: مدل کامل سطوح مختلف کنترل در سیستم عصبی- عضلانی	۵۰
شکل۳-۵: نتایج تجربی مسیرهای حرکتی دست در میدان خنثی و میدان نیرو	۵۲
شکل ۳-۶: بیضی‌های سفتی بدست آمده برای شش سوژه تحت آزمایش در ۳ میدان نیروی متفاوت	۵۳
شکل۳-۷ پروفایل گشتاور اعمالی مفاصل در طول تطابق	۵۴
شکل۳-۸: : نمایش میانگین مسیر حرکتی دست و EMG پنج تکرار متوالی در میدان نیرو	۵۵
شکل۳-۹: مسیرهای حرکتی دست در میدان با اثر متقابل پایدار و میدان ناپایدارساز	۵۶
شکل۳-۱۰: شماتیک موقعیت فضایی بازو و ساعد در حرکات رسنده	۵۷

شکل ۳-۱۱: نمایش ورودی‌ها و خروجی‌های سیستم کنترل فازی ۶۰
شکل ۳-۱۲: نمایش گرافیکی سیستم کنترل کننده سرپرستی فازی ۶۱
شکل ۴-۱: پاسخ پله به اندازه ۵cm در دو جهت X- و Y- ۶۹
شکل ۴-۲: جهت اعمال میدان نیروی اعمالی توسط روبات در هرکدام از هشت جهت آزمایشی ۷۰
شکل ۴-۳: نتایج شبیه‌سازی بدست آمده از مدل سیستم در حالتی که امپدانس دست در مقادیر نامی جدول ۳-۱ قرار داده شده است و مدلی از اغتشاشات اعمالی توسط روبات موجود نیست ۷۳
شکل ۴-۴: نتایج شبیه‌سازی زمانی که ماتریس‌های سفتی و ویسکوزیته در مقادیر نامی قرار دارند و مدل اغتشاش در اختیار واحد کنترل کننده مدل‌مبنا قرار دارد ۷۴
شکل ۴-۵: نتیجه تغییرات ویسکوزیته از حالت نامی تا یادگیری کامل ۷۵
شکل ۴-۶: مسیرهای حرکتی دست تحت سطوح مختلف یادگیری حرکتی ۷۶
شکل ۴-۷: تغییرات بیضی سفتی از حالت بدون یادگیری تا یادگیری کامل ۷۷
شکل ۴-۸: مسیرهای حرکتی دست در میدان نیرو برای سطوح مختلف یادگیری در زمانی که کنترل کننده امپدانس تنها در جهت Y+ مورد آموزش قرار گرفته است ۷۸
شکل۴-۹: تغییرات بیضی سفتی برای حالتی که آموزش تنها در جهت ۳ صورت گرفته است ۷۹
شکل ۴-۱۰: پاسخ سیستم در اثر پدیده پس‌تاثیر ۸۱
شکل۴-۱۱: نحوه تغییرات بیضی سفتی در طول دوره یادگیری جدید ۸۲
شکل۴-۱۲: بررسی نحوه تغییرات سیگنال کنترلی پیش‌بین ۸۳
شکل۴-۱۳: نحوه کاهش خطای خروجی سیستم در اثر آموزش ۸۴
شکل۴-۱۴: تغییرات بهره سیگنال کنترلی پیش‌بین در اثر دقت مدل میدان نیرو ۸۵
شکل۴-۱۵: تاثیر میدان نیروی ناپایدارساز بر روی حرکت دست در صفحه افق ۸۷
شکل۴-۱۶: توانایی انجام حرکت در میدان نیروی ناپایدارساز بر اساس کنترل کننده امپدانسی ۸۸
شکل۴-۱۷: بیضی سفتی یادگرفته شده برای میدان نیروی ناپایدارساز ۸۹

شکل ض۱-۱: نمودار بلوکی مدل بازوی مورد استفاده در قسمت شبیه‌سازی ۱۰۷
شکل ض۱-۲: بلوک دیاگرام کلی سیستم کنترل حرکات ۱۰۸
شکل ض۱-۳: نمودار جریان برنامه جهت شبیه‌سازی حرکات رسنده ۱۰۹

فهرست جداول

عنوان صفحه

جدول۳-۱: مقادیر نوعی پارامترهای مدل دینامیک حرکت دست در صفحه افق ۵۹

فصل اول:

پیشگفتار

۱–۱: مقدمه

اگرچه در نگاه اول حرکات روزمره آدمی ساده بنظر می‌آیند ولی اصول عملکردی سیستم کنترل این حرکات تا حدود زیادی ناشناخته مانده است. دلیل این مدعا عدم وجود سیستمی مصنوعی است که عملکردی مشابه با عملکرد سیستم بیولوژیک داشته باشد. سیستم حرکتی انسان سیستمی با قابلیت‌ها، درجات آزادی و انعطاف‌پذیری فراوان است که امکان اجرای حرکات متنوع و پیچیده را به انسان می‌دهد. درجات آزادی بالای سیستم در اجرای حرکات گوناگون بگونه‌ای است که برنشتاین مساله اصلی برای پی بردن به نحوه کنترل حرکات آدمی را درک روش اتخاذ شده توسط این سیستم در کنترل درجات آزادی می‌داند. توانایی سیستم عصبی در تغییر خصوصیات مکانیکی سیستم عصبی–ماهیچه‌ای، تحت عنوان کنترل سفتی شناخته می‌شود (Hogan 1985) و از موضوعات مورد توجه در مقالات حاضر می‌باشد. سفتی می‌تواند تضمین کننده پایداری در وجود ارتباط با محیط اطراف باشد. در یک سیستم ناپایدار، تغییرات اندک در شرایط اولیه، وجود نویز در سیگنال کنترلی و یا اغتشاشات خارجی می‌تواند منجر به اعمال غیر قابل پیش‌بینی و غیر قابل تکرار گردد. در حالی‌که در یک سیستم پایدار دستورات حرکتی مشابه، در وجود اغتشاشات کوچک نیز منجر به حرکات مشابه خواهد گردید که به‌معنی پیش‌بینی حرکات است.

یکی دیگر از مهم‌ترین خصوصیات سیستم کنترل حرکت در انسان امر یادگیری حرکتی و کسب مهارت است. مهارت عبارتست از: قابلیت رسیدن به نتیجه دلخواه با بیشترین دقت و کمترین انرژی مصرفی یا کمترین زمان و انرژی مصرفی(Schmidt 1999). اجرای یک حرکت مهارتی در مراحل

مختلف دارای کیفیت‌های متفاوتی است و به‌مرور زمان و با تکرار به‌صورت ماهرانه تبدیل خواهد شد که در این حالت شاهد حرکاتی دقیق و سریع با کمترین انرژی مصرفی خواهیم بود. بنابراین تنها با استفاده از کنترل پس‌خوری که محدود به تاخیر ناشی از انتقال اطلاعات عصبی و محاسبات بیولوژیکی می‌باشد، نمی‌توان حرکات را به صورت دلخواه و با سرعت مناسب انجام داد و نیاز به نوعی کنترل جلوسو، پیش‌بینی و برنامه‌ریزی حرکتی احساس می‌شود. بنابراین مدل‌های کنترلی متفاوتی بر اساس مدل درونی ارائه شده است (Darainy et al. 2007 , Towhidkhah 1996 , Kawato et al. 1999, Burdet et al. 2006 , Ito et al. 2004). نظریه مدل درونی بیان می‌دارد که مغز نیاز دارد تا مدل دینامیک معکوس هدف را بدست آورد که بعد از آن کنترل حرکت می‌تواند به طریق کاملا جلوسو انجام گیرد. در تئوری، مدل جلوسوی دستگاه حرکتی، که در حلقه پس‌خور درونی جاسازی شده است می‌تواند تقریبی از مدل معکوس باشد (Kawato1999).

مشکل اصلی در شناخت سیستم کنترل حرکت انسان عدم دسترسی مستقیم به ورودی‌ها والگوهای اصلی این سیستم است. همچنین بعلت پیچیدگی ساختمان اجزا و نیز ارتباط این اجزا با هم، با تحریک مستقیم این قسمت‌ها نمی‌توان ارتباطات فعال بین اجزا آن را مورد بررسی قرار داد. مشکل دیگر در شناسایی و مدلسازی سیستم کنترل حرکت در انسان، وجود پس‌خورهای فراوان در این سیستم است که پیچیدگی آن را دو چندان می‌کند. همچنین این سیستم تعاملی پویا با محیط اطراف دارد که در نتیجه سیستم کنترل حرکات در هر لحظه با توجه به شرایط سیستم، محیط و هدف نهایی حرکت، مسیر حرکتی را روز کرده و پارامترهای سیستم را تغییر خواهد داد. با توجه به پیچیدگی بسیار زیاد سیستم کنترل حرکت، محققین علوم مختلف با استفاده از ساده‌سازی‌های خاص خود سعی در بررسی و شناخت این سیستم نموده‌اند. تلاش‌های روانشناسان رفتاری[1] و مهندسین پزشکی بیشتر معطوف به ارائه مدل‌های کمی و یا کیفی از سیستم کنترل حرکت با استفاده از آزمایش‌های تجربی که در شرایط خاص آزمایشگاهی صورت می‌گیرد، بوده است. پیشرفت‌های نظری در سیستم‌های کنترل مصنوعی نیز، مهندسین را در ارائه مدل‌های کاملتری از عملکرد سیستم کنترل حرکت یاری داده است.

۱-۲: کنترل حرکت بیولوژیکی

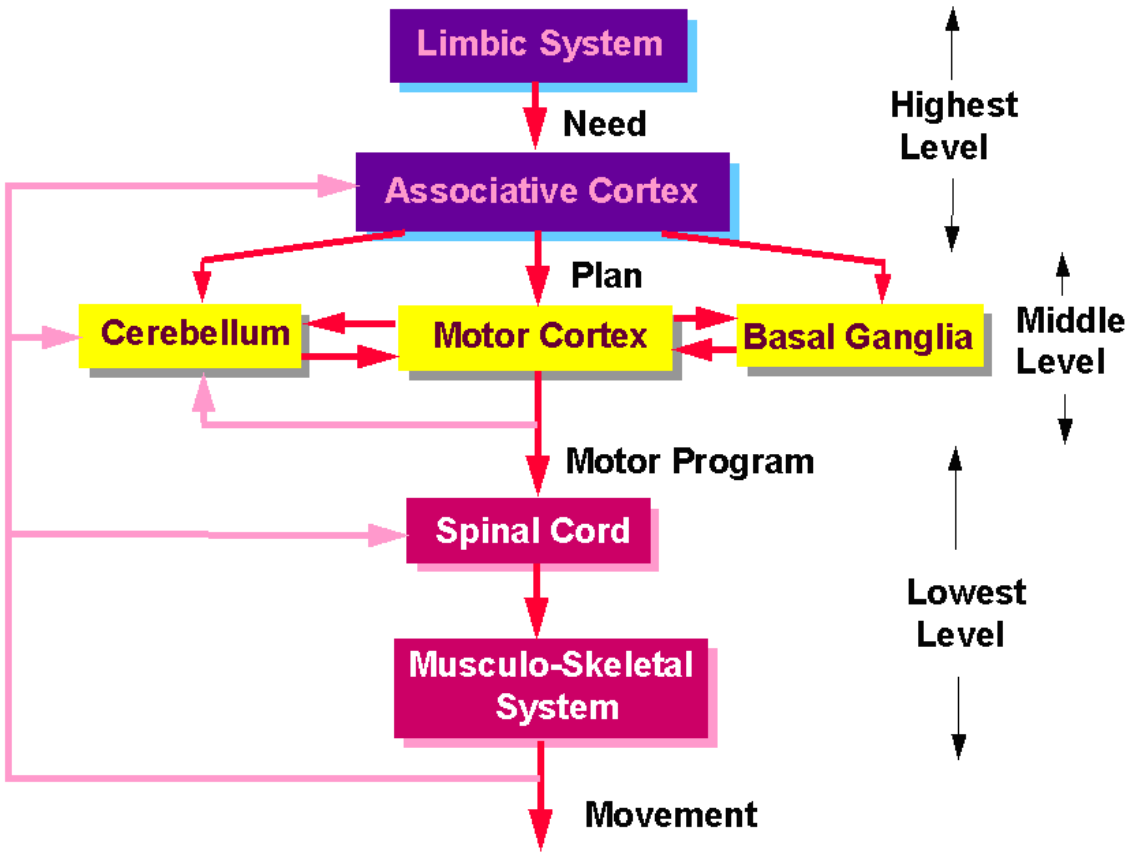
تا کنون تلاش‌های آزمایشگاهی فراوانی در جهت شناخت ساختارهای سیستم عصبی-عضلانی که مسئول طرح‌ریزی، کنترل و اجرای حرکات در آدمی هستند انجام شده است. شاید یکی از

[1] - Behavioral Neuropsychologist

کلی‌ترین ساختارهای ارائه شده در مورد سیستم عصبی- عضلانی، ساختار سلسله مراتبی باشد که در شکل ۱-۱ نشان داده شده است. در این ساختار سه سطح از دیدگاه کنترل حرکات در نظر گرفته شده است: سطح فوقانی، سطح میانی و سطح پایینی. نیازها و درخواست‌ها بوسیله سیستم لیمبیک[1] احساس شده و به قشر انجمنی[2] در بالاترین طبقه داده می‌شوند. بر مبنای تجارب قبلی و اطلاعات پس‌خوری رسیده از طبقات پایین و جهان خارجی، قشر انجمنی نقشه و استراتژی کلی حرکت را انتخاب می‌کند و برای اجرا در اختیار سطح پایین‌تر که همان کنترل کننده حرکات است، داده می‌شود. مهمترین قسمت در سطح دوم سیستم سلسله مراتبی فوق، قشر حرکتی است. آزمایش‌های اولیه بر روی این قسمت از مغز نشان داده‌اند که متناسب با تحریک قسمت‌های مختلف این بخش اندام‌های مختلفی از بدن انسان تحریک و به حرکت در می‌آید. همچنین نشان داده شده است که بخش‌هایی از بدن که احتیاج به کنترل دقیق دارند، همانند دست‌ها، لبها و انگشتان بخش بزرگ‌تری از قشر حرکتی را به خود اختصاص می‌دهند.

در سطح دوم از سلسله مراتب سیستم کنترل حرکات دو بخش مهم دیگر نیز قرار دارد که عبارتند از: مخچه و عقده‌های پیازی[3]. مخچه اگرچه بطور مستقیم در کنترل حرکت دخالت ندارد ولی مسئولیت تنظیم و هماهنگی[4] زمانی ماهیچه‌های درگیر در حرکت را انجام می‌دهد. همچنین اعتقاد بر این است که مخچه با استفاده از اطلاعات دریافتی از پس‌خورها و کپی سیگنال‌های وابران، مدلی از سیستم عصبی- عضلانی ایجاد می‌نماید که از آن می‌تواند برای پیش‌بینی‌های کوتاه مدت استفاده نماید. عقده‌های پیازی نیز در هماهنگی حرکات نقش بسیار مهمی بازی می‌کنند. بر خلاف سایر قسمت‌های سیستم کنترل حرکتی، عقده‌های پیازی ورودی و یا خروجی مستقیمی بر روی طناب نخاعی ندارند. کارکرد نامناسب و بیمارگونه عقده‌های پیازی منجر به بیماری‌های متنوعی در سیستم کنترل حرکات می‌شود که معروفترین آنها پارکینسون و هانتینگتون است.

[1] limbic system
[2] - Associative Cortex
[3] - Basal Ganglia
[4] - Coordination



شکل ۱-۱: ساختار سلسله مراتبی سیستم کنترل حرکات آدمی (Towhidkhah 1996 ,Fig.1-2).

در پایین‌ترین سطح سلسله مراتب فوق نیز طناب نخاعی و سیستم اسکلتی- عضلانی قرار دارد. فرمان‌های حسی صادر شده توسط دوک‌های عضلانی بدون واسطه و بطور مستقیم در نخاع بر روی اعصاب حرکتی اثر کرده و تشکیل حلقه‌ای رفلکسی می‌دهند که مهمترین تظاهر آن رفلکس کششی ماهیچه است. همچنین در ایجاد حرکات ریتمیک همانند راه رفتن و جویدن، مراکزی در طناب نخاعی نقش تولید کننده این حرکات را بازی می‌کنند. سیستم اسکلتی- عضلانی نیز در این حلقه نقش عملگر را بازی می‌کند که مسئولیت اجرای حرکات را به عهده دارد. لازم به ذکر است که اگرچه نقش غالب ماهیچه‌ها همان نقش عملگری آنها است ولی این اندامها در فرایند کنترل نیز دخالت دارند. خواص مکانیکی و فیزیکی ماهیچه‌ها و نقش آنها در کنترل حرکات تا آنجا مهم است که تعدادی از مهمترین نظریه‌ها در حوزه کنترل حرکات، خواص الاستیک ماهیچه‌ها را یکی از مهمترین اجزای

سیستم کنترل در نظر گرفته‌اند (Feldman A. 1986). همچنین بردت[1] و همکاران نیز ذکر کرده‌اند که حتی یک تاخیر زمانی عمده نیز بر روی پایداری حرکات اثر نمی‌گذارد زیرا، نیروی پس‌خور رفلکس کششی در مقایسه با الاستیسیته ماهیچه‌ها کوچک می‌باشد (Burdet et al. 2006). در تحقیق حاضر دو سطح میانی و پایینی سیستم کنترل حرکات مد نظر قرار گرفته و همواره فرض شده است که طرح و مسیرمطلوب حرکتی در دسترس واحد اجرا کننده قرار دارد. در ادامه توضیح کاملتری از هر کدام از زیربخشهای فوق ارائه خواهد شد.

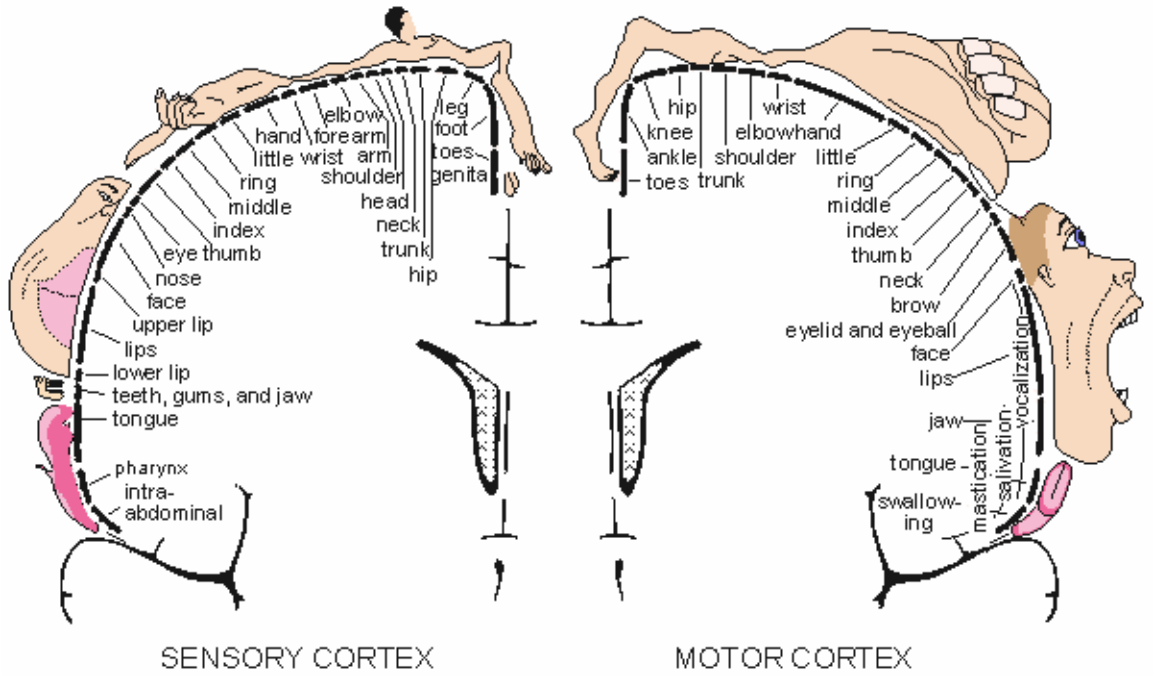
۱-۲-۱: قشر حرکتی

قشر حرکتی حداقل از سه ناحیه مشخص تشکیل شده است که عبارتند از: قشر حرکتی اصلی[2] (PMC)، پیش ناحیه حرکتی[3] (PM) و نواحی حرکتی تکمیلی[4] (SMA). آزمایش‌ها نشان داده‌اند که تحریک نواحی مختلف در قشر حرکتی اصلی، منجر به تولید حرکت در اندام‌های گوناگونی از انسان می‌شود. نگاشتی بین قسمت‌های مختلف این ناحیه و اندام‌های بدن در نظر گرفته شده است بدین گونه که تحریک قسمت میانی موجب حرکت در پاها خواهد شد و بترتیب که از این قسمت دور شده و به نواحی کناری نزدیک می‌شویم، نواحی جدید مربوط به تحریک دست‌ها، صورت و لبها خواهند بود. علاوه بر این اندام‌هایی که به کنترل دقیق احتیاج دارند مانند دست‌ها و انگشتان ناحیه وسیعتری را در این بخش از قشر مغز اشغال می‌کنند. خروجی‌های این ناحیه مستقیماً بر روی نرون‌های حرکتی α سیناپس می‌کنند ولی سیناپس‌های خروجی این ناحیه بر روی نرون‌های بینابینی نخاع[5] بسیار بیشتر از سیناپس‌های همین ناحیه بر روی نرون‌های حرکتی است (Shadmehr & Wise 2005).

نواحی PMC و SMA نیز تاثیرات مستقیمی بر روی حرکات ارادی دارند. تحقیقات نشان داده‌اند که این دو ناحیه نیز بطور مستقیم بر روی طناب نخاعی سیناپس می‌کنند. همچنین سیناپس مستقیم نرون‌های ناحیه SMA برروی نرون‌های حرکتی طناب نخاعی نیز اثبات شده است، علاوه بر این نقش این نواحی در حرکات چشم نیز نشان داده شده است.

---

[1] Burdet
[2] - Primary Motor Cortex
[3] - Premotor Cortex
[4] - Supplementary Motor Area
[5] - Spinal Interneurons



شکل ۱-۲: تقسیم‌بندی عملکردهای قشر حسی (سمت چپ) و قشر حرکتی (سمت راست) (Malmivuo and Plonsey 1995).

۱-۲-۲: مخچه

مخچه تنها ۱۰٪ از مغز را اشغال می‌کند ولی در حدود نیمی از نرون‌های این سیستم را داراست. مخچه بزرگ‌ترین قسمت سیستم حرکتی ساقه مغز است. مخچه از دو نیمکره تشکیل شده است و ناحیه میانی که این دو قسمت را به‌یکدیگر متصل می‌کند، ورمیس[1] نامیده می‌شود. قسمت میانی مخچه بیشتر در اعمال حفظ موقعیت دخالت می‌کند حال آنکه قسمت‌های کناری بیشتر در حرکات دخالت دارند (Shadmehr & Wise 2005). مخچه با تمامی نواحی حرکتی دستگاه عصبی در ارتباط است که عملکرد آن باعث نرمتر شدن حرکت می‌شود.

مسیرهای عمده ورودی مخچه عبارتند از :

۱- مسیرهای نخاعی – مخچه‌ای: کار انتقال اطلاعات حسگرهای مختلف (مانند مفاصل، عضلات و سایر قسمت‌ها) به مخچه را به‌عهده دارند.

[1] - Vermis

۲- مسیرهای مغز– پل دماغ – مخچه‌ای: اطلاعات مربوط به حرکت را از نواحی حرکتی در قشر مخ به مخچه می‌آورند.
۳- مسیرهای زیتونی– مخچه‌ای: سیگنال‌ها را از دستگاه‌های دهلیزی تعادل به مخچه می‌آورند.
۴- مسیرهای شبکه‌ای – مخچه‌ای: اطلاعات را از ساقه مغز به مخچه می‌آورند.

مخچه نتیجه پردازش خود را از دو مسیر به بیرون منتقل می‌کند . یکی به تشکیلات شبکه‌ای در ساقه مغز و دیگری از طریق تالاموس به نواحی قشر مخ و عقده‌های قاعده‌ای.

مخچه سیستم حرکتی را بوسیله یافتن تفاوت مابین اراده وعمل و تنظیم فعالیت مراکز حرکتی موثر در حرکت در حال اجرا، تحت تاثیر قرار می‌دهد. سه ویژگی خاص مخچه چنین توانایی را به آن می‌دهند. اولاً، مخچه اطلاعات بسیاری را راجع به هدف از حرکت، دستورهای ارسالی و پس‌خورهای مربوط به برنامه‌ریزی و اجرای حرکت دریافت می‌کند. اهمیت این ورودی‌ها تا آنجاست که ورودی‌های مخچه بیش از چهل برابر خروجی‌هایش است. ثانیاً، خروجی‌های مخچه غالباً نواحی پیش‌حرکتی و حرکتی قشر مغز را متاثر می‌نماید، سیستم‌هایی که در جای خود نرون‌های حرکتی و نرون‌های بینابینی را عصب‌دهی می‌کنند. ثالثاً، سیناپس‌های موجود در مدول‌های مخچه قابل تغییر و تنظیم هستند که یک ویژگی اساسی برای یادگیری و انطباق حرکتی است.

برداشتن مخچه باعث تغییر در آستانه حسی یا توان انقباضی عضلات نمی‌شود. بنابراین، مخچه برای المان‌های اولیه ادراک و حرکت مورد لزوم نیست. در مقابل، آسیب در مخچه باعث عدم صحت فضایی و هماهنگی زمانی در حرکات خواهد شد. علاوه بر این فقدان مخچه یادگیری حرکتی را به نحو چشمگیری مختل خواهد نمود.

با توجه به اطلاعات غنی دریافتی از پس‌خورهای حسی و کپی سیگنال‌های وابران که در اختیار مخچه قرار می‌گیرد اکثر محققین مخچه را محل تشکیل مدل درونی[1] سیستم حرکتی می‌دانند (Miall et al. 1993, Imamizu et al. 1997, Wolpert & Kawato 1998). در مدل‌های جدید نقش مخچه، مدلی جلوسو از سیستم حرکتی در نظر گرفته می‌شود که قادر به پیش‌بینی‌های کوتاه مدت است. این پیش‌بینی‌ها سیستم حرکتی را کمک می‌نمایند تا از نتیجه دستور حرکتی اعمالی قبل از رسیدن اطلاعات پس‌خوری که همراه با تاخیر هستند، مطلع شود. علاوه بر این اسمیت[2] بر مبنای

[1] - Internal Model
[2] - Smith

آزمایش‌های کلینیکی روی میمون‌ها و ثبت سیگنال‌های فعالیت سلول‌های پورکانژی[1] که مهمترین خروجی مخچه هستند، به این نتیجه رسیده است که مخچه نقش قابل ملاحظه‌ای در تنظیم فعالیت همزمان ماهیچه‌های آگونیست و آنتاگونیست دارد. بنابراین بنظر می‌رسد مخچه در تنظیم امپدانس مکانیکی مفاصل نیز موثر است (Smith 1996).

۱-۲-۳: طناب نخاعی

طناب نخاعی علاوه بر مسیر انتقال پیام‌های عصبی به سیستم عضلانی و همچنین انتقال اطلاعات حسی به مراکز بالایی سیستم کنترل حرکات نقش‌های دیگری نیز در کنترل حرکات به‌عهده دارد. یکی از مهمترین و اساسی‌ترین این نقشها اعمال رفلکسی هستند. حرکات رفلکسی، حرکاتی هستند که بدون دخالت اراده و بیشتر بر اساس تحریکات حسی انجام می‌شوند. یکی از انواع این حرکات رفلکسی که در ارتباط با عملکرد دوک عضلانی است، رفلکس کششی ماهیچه است. در این رفلکس کششی دوک عضلانی باعث دشارژ بالاتر توسط خروجی I_a شده و این خروجی در نخاع بطور مستقیم بر روی نرون‌های حرکتی α سیناپس نموده و باعث فعالیت ماهیچه می‌شود. هدف از این رفلکس برگرداندن ماهیچه به طول اولیه‌اش است. این رفلکس نقش ویژه‌ای را در تئوری نقطه تعادل بر عهده دارد (Feldman 1986). همچنین عقیده بر آن است که کنترل حرکات ریتمیک مانند راه رفتن و یا جویدن توسط مراکزی در نخاع که در اصطلاح تولید کننده الگوی مرکزی[2] (CPG) نامیده می‌شود، انجام می‌گیرد (Kandel *et al.*, 2000). Grillner(1985) یک شبکه CPG برای حرکت راه رفتن ارائه کرد. بنابراین نخاع علاوه بر نقش کانال انتقال پیام‌های عصبی، در مورد اعمالی که به نظارت کمتری نیاز دارند، می‌تواند به عنوان کنترل کننده نیز عمل نماید.

۱-۳: سیستم کنترل حرکت و نظریه های موجود

بر اساس مبانی تئوری سیستم‌های کنترل، ساختار سیستم کنترل حرکت انسان به دو بخش عمده تقسیم شده است: قسمت اول مسئولیت طراحی و ساخت مسیر مطلوب[3] یا شرایط مطلوب را به

[1] - Purkinje Cells
[2] - Central Pattern Generator
[3] - Desire Trajectory