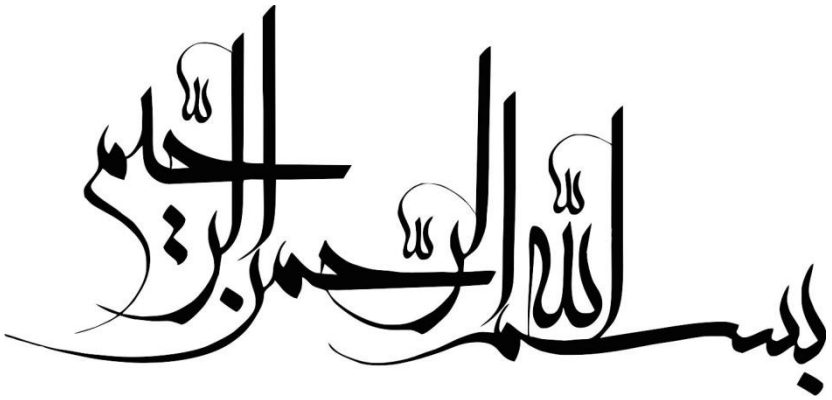

بسم الله الرحمن الرحيم

دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر

گروه مهندسی کنترل

پایان‌نامه

برای دریافت درجه کارشناسی ارشد در رشته مهندسی برق - کنترل

عنوان

کنترل نیرو برای سوندهای پزشکی در اعمال جراحی قلب با استفاده از فیدبک تصویر

اساتید راهنما

دکتر سهراب خان‌محمدی

دکتر سحرانه قائمی

استاد مشاور

دکتر فرخ جنابی شریفی

پژوهشگر

امین ضیائی

خرداد ۱۳۹۱

تقدیم به

خانواده عزیزم

و همسر مهربانم

تشکر و قدردانی:

در پایان این مقطع از زندگی تحصیلی بر خود وظیفه می‌دانم که از استاد بزرگوارم، دکتر سهراب خان‌محمدی، به پاس زحمات بی‌دریغ و راهنمایی‌های راهگشایشان قدردانی نمایم. همین طور از استاد ارجمندم دکتر فرخ جنابی شریفی که با وجود عدم امکان ملاقات حضوری، هدایتگر و مهمترین راهنمای من در مسیر این تحقیق بوده‌اند، سپاس‌گزاری می‌نمایم. بی شک نظرات و قدم‌های علمی دوستان عزیزم، شهیر حسن‌زاده و سعید مهدی‌زاده بخشمند در این پایان نامه نقش بسزایی داشته است. در اینجا از تمامی تلاشهای ایشان قدردانی نموده و برایشان آرزوی بهروزی و موفقیت روزافزون دارم.

نام خانوادگی دانشجو: ضیائی **نام:** امین

عنوان پایان‌نامه: کنترل نیرو برای سوند های پزشکی در اعمال جراحی قلب با استفاده از فیدبک تصویر

استاد راهنما: دکتر سهراب خان‌محمدی – دکتر سحرانه قائمی

استاد مشاور: دکتر فرخ جنابی شریفی

مقطع تحصیلی: کارشناسی ارشد **رشته:** مهندسی برق **گرایش:** کنترل **دانشگاه:** تبریز

دانشکده: مهندسی برق و کامپیوتر **تاریخ فارغ التحصیلی:** خرداد ۹۱ **تعداد صفحه:** ۹۹

کلید واژه ها: مدلسازی دینامیکی ربات‌ها، کنترل مبتنی بر مدل، کنترلر دینامیک معکوس و لیاپانوف، کنترل موقعیت و نیرو

چکیده:

اولین قدم در کنترل سیستم‌های مکانیکی مدل‌سازی مناسب این سیستم‌ها می باشد. یک مدل مناسب از دیدگاه کنترلی مدلی است که علاوه بر دقت کافی در توصیف سیستم، ویژگی‌های لازم برای قابل اعمال بودن روش‌های کنترلی را داشته باشد. مدلسازی سوندهای پزشکی (کاتتر[1]) به جهت ساختار انعطاف‌پذیرشان در چهارچوب سیستم‌های صلب امکان‌پذیر نیست. در واقع کاتترها جزو کلاس خاصی از سیستم‌های رباتیکی تحت عنوان ربات‌های انعطاف‌پذیر[2] طبقه‌بندی می‌شوند. در کنار مشکلات موجود برای پارامتریزه کردن هندسی حرکت این نوع ربات‌ها که برای مدل‌سازی سینماتیکی لازم می‌باشد، مدل‌سازی دینامیکی سیستم‌های انعطاف‌پذیر نیز به معادلات انتگرالی نامنتهاهی البعد و یا معادلات دیفرانسیلی با مشتقات جزئی منجر می‌شود. این نوع معادلات عموما جواب بسته ای[3] ندارند و برای حل به متدهای عددی نیاز دارند که این امر با اهداف کنترلی سازگار نمی‌باشد. علاوه بر مشکلات مدل‌سازی، هر سه محرک موجود در سیستم کاتتر دارای خصلت هیسترزیس[4] و اصطکاک می‌باشند. این دو ویژگی ذاتی به شدت باعث ایجاد خطا در عملکرد کنترلی می‌شوند. در این پایان‌نامه سعی شده است تا اهداف کنترلی مورد نظر برای کاتتر، با استفاده از متدهای تحلیلی و قدرتمند کنترل غیرخطی ربات‌ها حل گردند.

روشهای کنترلی ارائه شده در این پایان‌نامه بر مبنای مدل انحنای ثابت می‌باشند. این روش مدل‌سازی، از پارامتر انحنا برای توصیف یکجای مجموعه نقاط واقع بر قسمت منحنی الشکل انتهایی استفاده می‌کند. در این متد فرض بر این است که تمامی نقاط واقع بر این بخش بر روی یک قوس یکسان واقع هستند که البته انحنای این قوس در طول زمان تغییر می‌نماید. از این روی این مدل، مدل انحنای ثابت[5] نامیده می‌شود. بررسی انجام شده در این پایان‌نامه نشان می‌دهد که مدل انحنای ثابت ویژگی‌های عمومی مدل‌های لاگرانژین[6] را داراست. این ویژگی‌ها باعث می‌شوند بتوان کنترلرهایی را برای یک سیستم غیرخطی طراحی نمود که دارای خواص پایدارسازی سراسری[7] هستند. به عبارت دیگر ناحیه جذب کنترلرهای مذکور کل فضای حالت می‌باشد. استفاده از مدل انحنای ثابت امکان طراحی کنترل‌کننده‌های غیرخطی و یا سایر کنترلرهای رایج اعم از کنترلرهای تطبیقی و مقاوم را فراهم می‌آورد. توانایی بالقوه این استراتژی‌های کنترلی در جبران خطاهای مدلسازی، نامعینی‌ها و اغتشاشات محیطی می‌تواند به صورت موثری در زمینه کنترل کاتتر و سایر رباتهای انعطاف‌پذیر به کار گرفته

[1] Catheter
[2] Flexible robots - Continuum manipulators
[3] Closed-form solution
[4] Hysteresis
[5] Constant curvature model
[6] Lagrangian
[7] Global stabilizability

ادامه چکیده

شود. بر این مبنا استفاده از روشهای قدرتمند کنترلی می‌تواند خطاهای ناشی از اعمال فرض انحنای ثابت را بهبود بخشیده و امکان تعمیم تکنیک‌های گوناگون رباتیکی به کنترل کاتتر را فراهم می‌آورد.

ازآنجاییکه که مدل انحنای ثابت بر مبنای فرمول‌بندی لاگرانژ بدست می‌آید لذا ویژگی‌های عمومی مدل‌های لاگرانژین[1] را داراست. در تحقیق پیش روی برای تامین هدف تعقیب مسیر در فضای مفصلی[2]، کنترل کننده دینامیک معکوس و کنترل کننده مبتنی بر روش لیاپانوف[3] طراحی گردیده‌اند. کنترل‌کننده مبتنی بر روش لیاپانوف یک کنترلر دو وجهی متعلق به خانواده کنترل کننده‌های پسیو می‌باشد، درحالیکه کنترلر دینامیک معکوس بر مبنای خطی‌سازی فیدبک بنا شده است. برای جبران‌سازی اثر اصطکاک از روش‌های کنترل مقاوم استفاده گردیده است. با توجه به اهمیت کنترل سیستم‌ها در فضای کاری، کنترل کاتتر در فضای کاری و آنالیز تکینگی ژاکوبین نیز مورد بررسی قرار گرفته‌اند. مهم‌ترین مزیت این روش بر سایر روش‌های جبران‌سازی اصطکاک، عدم نیاز به مدل‌های بسیار پیچیده‌ای است که برای مدل‌سازی اصطکاک پیشنهاد شده‌اند. کنترلرهای عمل انتگرالی[4] برای حذف اغتشاشات ثابت بسیار مؤثر هستند، هر چند با توجه به ماهیت متغیر با زمان اصطکاک قابل اعمال به کاتتر نیستند. کنترل‌کننده لیپانوف با جمله ناپیوسته از خانواده کنترل‌کننده‌های مد لغزشی[5] است که به خوبی اثر اصطکاک را در کاتتر حذف می‌نماید. برای جلوگیری از مشکلات ناشی از پدیده چترینگ[6]، کنترل‌کننده اشباعی متناظر نیز طراحی گردیده است. جبران‌سازی هیسترزیس نیز از طریق اصلاح مسیر مرجع کنترلر بر مبنای حلقه هیسترزیس صورت می‌گیرد. کنترل نیروی مجری نهایی[7] کاتتر بوسیله روش کنترل موقعیت حلقه داخلی[8] صورت می‌گیرد. در مقایسه با سایر روش‌های پیچیده کنترل نیرو، این روش می تواند به خوبی مساله کنترل نیروی کاتتر را حل نماید. علت این امر این است که مشکلات ذاتی سیستم (اصطکاک و هیسترزیس) در حلقه کنترل موقعیت جبران می‌شوند و حلقه کنترل خارجی نیرو به سادگی مساله تنظیم نیرو را حل می‌کند. حال آنکه سایر روشهای کنترل نیرو توانایی تنظیم نیرو در سیستم‌های دارای اصطکاک و هیسترزیس را ندارند. لازم به ذکر است که فیدبک مورد نیاز برای اندازه‌گیری مقدار لحظه‌ای انحنا و طول موثر کاتتر در داخل قلب از طریق پردازش تصویر ارسالی از دستگاه‌های اسکن بدن بیمار تامین می‌شود و بدین ترتیب حلقه کنترلی سیستم کاتتر بسته می‌شود. در نهایت بوسیله شبیه‌سازی، کارایی کنترلرهای پیشنهادی بر روی کاتتر مورد بحث و بررسی قرار می‌گیرد.

[1] Lagrangian
[2] Joint space tracking
[3] Lyapunov based controller
[4] Integral action controllers
[5] Sliding mode controller
[6] Chattering effect
[7] End effector
[8] Inner position loop force control

فهرست مطالب

عنوان صفحه

مقدمه ۱

فصل اول: بررسی منابع (پایه های نظری و پیشینه پژوهش) ۳

۱-۱ آشنایی با کاتترهای قابل هدایت ۴

۱-۱-۱ ساختمان فیزیکی کاتتر ۵

۱-۱-۲ کاربرد کاتتر در پزشکی و مشکلات موجود ۸

۱-۱-۳ تعریف اهداف کنترلی مورد انتظار ۹

۱-۲ بررسی و طبقه‌بندی رباتهای انعطاف‌پذیر ۱۰

۱-۲-۱ تعریف و ویژگی‌های ساختاری ۱۱

۱-۲-۲ دو ساختار متفاوت برای رباتهای انعطاف پذیر ۱۲

۱-۲-۲-۱ رباتهای دارای اسکلت مرکزی ۱۲

۱-۲-۲-۲ ربات تیوبهای متحدالمرکز ۱۳

۱-۲-۳ معیارهای طبقه‌بندی ۱۴

۱-۳ چالش‌های مدلسازی و کنترل رباتهای انعطاف‌پذیر ۱۶

۱-۳-۱ مدلسازی سینماتیکی رباتهای انعطاف‌پذیر ۱۷

۱-۳-۱-۱ نگاشت مستقل ۲۰

۱-۳-۱-۲ نگاشت مختص هر ربات ۲۱

۱-۳-۱-۳ مدلسازی سینماتیکی کاتتر ۲۴

۱-۳-۲ مدلسازی دینامیکی رباتهای انعطاف‌پذیر ۲۶

۱-۳-۳ کنترل رباتهای انعطاف‌پذیر ۲۸
۱-۳-۳-۱ کنترل‌کننده‌های مبتنی بر مدل ۲۸
۱-۳-۳-۲ کنترلرهای خطی ارائه شده برای کاتتر ۲۹
۱-۳-۱-۱ سایر روشهای کنترلی ۳۱
جمع‌بندی فصل اول ۳۳

فصل دوم: مواد و روش ها ۳۴
۲-۱ مدلسازی دینامیکی ربات‌ها ۳۵
۲-۱-۱ فرمول‌بندی لاگرانژ ۳۶
۲-۱-۲ تئوری الاستیکا ۳۷
۲-۲ آشنایی با مفاهیم و ابزارهای کنترل ربات‌ها ۴۱
۲-۲-۱ مروری بر سیستم‌های غیر خطی ۴۲
۲-۲-۲ روش‌های کنترل سیستم‌های رباتیکی ۴۵
۲-۲-۲-۱ کنترل سینماتیکی ربات‌ها ۴۵
۲-۲-۲-۲ کنترل دینامیکی ربات‌ها ۴۶
۲-۲-۳ آشنایی با رباتهای آندراکچویتد ۴۶
۲-۳ مدلسازی دینامیکی کاتتر ۴۹
۲-۳-۱ مدلسازی دینامیکی با استفاده از تئوری الاستیکا ۵۰
۲-۳-۲ مداسازی دینامیکی با استفاده از گسسته‌سازی ۵۲
۲-۳-۲ مداسازی دینامیکی با استفاده از فرض انحنای ثابت ۵۴
۲-۴ کنترل موقعیت و نیروی کاتتر ۵۸
۲-۴-۱ کنترل کاتتر به عنوان یک سیستم آندراکچویتد ۵۸
۲-۴-۲ کنترل موقعیت در فضای مفصلی ۵۹

۲-۴-۲-۱ کنترل‌کننده دینامیک وارون ۵۹
۲-۴-۲-۱ کنترل‌کننده مبتنی بر روش لیاپانوف ۶۰
۲-۴-۳ کنترل موقعیت در فضای کاری ۶۰
۲-۴-۳-۱ استخراج ژاکوبین برای مدل انحنای ثابت ۶۴
۲-۴-۳-۲ کنترل‌کننده لیاپانوف در فضای کاری ۶۵
۲-۴-۴ جبرانسازی اثر اصطکاک و هیسترزیس ۶۷
۲-۴-۵ کنترل نیروی کاتتر ۷۰

فصل سوم: نتایج و بحث ۷۳
۳-۱ طراحی و شبیه‌سازی کنترلرهای موقعیت و نیرو برای کاتتر ۷۴
۳-۱-۱ کنترل موقعیت در فضای مفصلی ۷۶
۳-۱-۱-۱ کنترل کننده دینامیک وارون ۷۶
۳-۱-۱-۱ کنترل کننده مبتنی بر روش لیاپانوف ۷۷
۳-۱-۲ کنترل موقعیت در فضای کاری ۷۸
۳-۱-۳ کنترل مقاوم در فضای مفصلی ۸۲
۳-۱-۴ کنترل نیروی کاتتر ۸۶
۳-۲ جمع‌بندی و پیشنهادات ۹۱
۳-۲-۱ جمع‌بندی ۹۲
۳-۲-۲ ارزیابی دستاوردها و روشهای پیشنهادی ۹۳
۳-۲-۳ پیشنهادات ۹۴

پیوست ۹۶

منابع و مراجع ۹۷

فهرست شکل ها

شماره شکل صفحه

شکل ۱-۱ ساختار مکانیکی کاتتر ۵

شکل ۱-۲ (الف)کاتتر در حالت راست (ب) کاتتر در حالت انحنا یافته ۶

شکل ۱-۳ (الف) مکانیزم خم شدن کاتتر (ب) سطح مقطع ۷

شکل ۱-۴ رفتار هیسترزیس در اثر جابه‌جایی تاندونها در فضای خالی داخل غلاف کاتتر ۷

شکل ۱-۵ سیگنالهای الکتریکی داخل قلب و موقعیت های گوناگون کاتتر برای دسترسی به بافتهای قلبی ۸

شکل ۱-۶ بازوی تانسور نمونهای از رباتهای هایپرریداندنت ۱۱

شکل ۱-۷ نمونه‌ای از رباتهای با اسکلت مرکزی ۱۲

شکل ۱-۸ مکانیزم ایجاد انحنا در ربات C-tube ۱۳

شکل ۱-۹ پارامترهای لازم برای توصیف هندسی ساختار ربات: انحنا (κ)، طول محنی (ℓ) و زاویه‌ی صفحه‌ای (Φ) ۱۹

شکل ۱-۱۰ سینماتیک رباتهای انعطاف پذیر با اعمال فرض انحنای ثابت ۱۹

شکل ۱-۱۱ ساختار منحنی بر صفحه‌ی x-z وقتی $\varphi = 0$ می‌باشد ۲۰

شکل ۱-۱۲ ریز المان در طول کاتتر برای انجام محاسبات استاتیکی ۲۳

شکل ۱-۱۲ پارامترهای موثر در پدیده‌ی هیسترزیس ۲۴

شکل ۱-۱۳ مدل کاتتر بیان شده در قالب رباتهای با مفاصل صلب و پارامترهای D-H متناظر ۲۵

شکل ۱-۱۴ (الف) توصیف هندسی منحنی اسکلت مرکزی (ب) ریزالمان برای مدلسازی دینامیکی ۲۶

شکل ۱-۱۵ مدل گسسته‌سازی شده‌ی یک ربات انعطاف‌پذیر ۲۷

شکل ۱-۱۶ مدل صلب برای برخورد کاتتر با بافتهای قلبی ۳۰

شکل ۲-۱ یک میله در موقعیت قائم و پارامترهای توصیف کننده انحنا ۳۸

شکل ۲-۲ المان واحد طول الاستیکا ۳۹

شکل ۲-۳ المان های حدی نیروهای داخلی تیر و المان حدی واحد طول ۳۹

شکل ۲-۴ دو دسته عمده از رباتهای آندراکچویتد ۴۷
شکل ۲-۵ مدل الاستیکای بخش دیستال کاتتر..... ۵۰
شکل ۲-۶ مدل گسسته از یک رابط انعطاف‌پذیر..... ۵۲
شکل ۲-۷ بخشی کوچک از کاتتر و مدل گسسته معادل با آن..... ۵۲
شکل ۲-۸ مدل گسسته مرتبه دو برای بخش انتهایی کاتتر..... ۵۳
شکل ۲-۹ ساختار هندسی کاتتر با فرض انحنای ثابت..... ۵۵
شکل ۲-۱۰ ساختار انحنای ثابت برای محاسبات سینماتیک مستقیم و آنالیز استاتیکی..... ۶۴
شکل ۲-۱۱ بلوک دیاگرام کنترلر نیروی پیشنهادی..... ۷۲
شکل ۳-۱ ساختار حلقه بسته کنترلی در محیط SIMULINK..... ۷۵
شکل ۳-۲ تعقیب مسیرمتغیرهای مفصلی توسط کنترلر دینامیک معکوس..... ۷۶
شکل ۳-۳ تعقیب مسیرمتغیرهای مفصلی توسط کنترلر لیاپانوف..... ۷۷
شکل ۳-۴(الف) سیگنالهای کنترلی کنترلر لیاپانوف (ب) همگرایی سیستم به خمینه S_0..... ۷۷
شکل ۳-۵ مقایسه خطای تعقیب مسیر کنترلر دینامیک وارون و لیاپانوف ۷۸
شکل ۳-۶ (الف) خطای تعقیب مسیر در فضای کاری (ب) همگرایی سیستم به خمینه S_0..... ۷۹
شکل ۳-۷ (الف) سیگنالهای کنترلی (ب) روند تغییر متغیر انحنا با زمان..... ۷۹
شکل ۳-۸ حالتهای سیستم در فضای مفصلی..... ۸۰
شکل ۳-۹ روند تغییر پارامتر σ با زمان..... ۸۰
شکل ۳-۱۰ (الف) تعقیب مسیر در فضای کاری (ب) سیگنال کنترلی کنترلر لیاپانوف در فضای کاری ۸۱
شکل ۳-۱۱ عملکرد تعقیب مسیر کنترلر دینامیک وارون با عمل انتگرالی..... ۸۲
شکل ۳-۱۲ عملکرد تعقیب مسیر کنترلر دینامیک وارون با عمل انتگرالی با بهره بالا..... ۸۳
شکل ۳-۱۳ سیگنال کنترلی دینامیک وارون با عمل انتگرالی(الف) با بهره بالا (ب) با بهره پایین..... ۸۳
شکل ۳-۱۴ عملکرد تعقیب مسیر کنترلر لیاپانوف با رویتگر نامعینی..... ۸۴
شکل ۳-۱۵ پدیده چترینگ در سیگنال کنترلی کنترلر لیاپانوف گسسته..... ۸۵
شکل ۳-۱۶ (الف) خطای تعقیب مسیر در فضای کاری (ب) همگرایی سیستم به خمینه S_0..... ۸۵
شکل ۳-۱۷ عملکرد تعقیب مسیر کنترلر اشباعی..... ۸۶

شکل ۳-۱۸ سیگنال کنترلی کنترلر اشباعی..... ۸۶
شکل ۳-۱۹ نیروی اعمالی توسط نوک کاتتر..... ۸۷
شکل ۳-۲۰ تاثیر حلقه فیدبک نیرو بر بهبود پاسخ کنترلر موازی پیشنهاد شده..... ۸۸
شکل ۳-۲۱(الف) فرآیند تصحیح مسیر مرجع کنترلر حلقه داخلی (ب) سیگنال تصحیح افزوده شده بوسیله کنترلر نیرو..... ۸۸
شکل ۳-۲۲ سیگنال تولیدی کنترلر نیرو..... ۸۹
شکل ۳-۲۳ نیروی اعمالی توسط کنترلر دو مرحله‌ای نیرو..... ۸۹
شکل ۳-۲۴ سیگنال کنترلی کنترلر دو مرحله‌ای نیرو..... ۹۰

مقدمه

امروزه عمل‌های جراحی با حداقل آسیب[1]، کاربردهای بسیار گسترده‌ای یافته‌اند و در بیشتر موارد به جای روش‌های جراحی باز[2] مورد استفاده قرار می‌گیرند. در این نوع از اعمال جراحی، از یک ابزار لاپاروسکوپی[3] برای رسیدن به اندام هدف استفاده می‌شود. این وسیله در داخل مجراهای طبیعی بدن قرار می‌گیرد و عموما یک سیستم کنترل از راه دورجراح را در فرآیند کنترل وسیله یاری می‌کند. از مهم‌ترین دلایل گرایش پزشکان به این نوع جراحی‌ها به جای متدهای معمول جراحی باز[4]، می‌توان به قابلیت دسترسی به قسمت‌های داخلی بدن با کمترین جراحت، خطرکمتر برای بیمار در حین جراحی، عدم نیاز به بیهوشی عمومی بیمار در اکثر مواقع، عوارض کمتر پس از عمل و زمان پایین‌تر برای ترمیم جراحات اشاره کرد. در کنار این مزایا، مدل‌سازی و کنترل ابزار پزشکی در داخل بدن به علت ماهیت انعطاف‌پذیر آن و نیروهای متعددی که توسط اندام‌های داخلی اعمال می‌شوند دشوار است.

از روش‌های جراحی با حداقل آسیب می‌توان به استفاده از کاتترها در داخل قلب اشاره کرد. ساختار انعطاف-پذیر و ظریف کاتتر این امکان را فراهم می‌آورد تا بتوان بدون شکافتن قفسه سینه، از طریق رگ‌های منتهی به قلب به داخل آن دسترسی پیدا کرد. با توجه به مشکلات موجود برای جراحی باز قلب، از این نوع کاتترها در کاربردهای مختلفی از قبیل نمونه‌برداری از سیگنال‌های الکتریکی قلبی[5]، تشخیص و درمان[6] تپش نامنظم قلب[7]، تشخیص و در صورت امکان درمان گرفتگی عروق[8] استفاده می‌شود. در کنار تمامی مزایای استفاده از کاتتر، هدایت این وسیله در داخل قلب برای یک متخصص[9]، کاری دشوار و وقت‌گیر است. در عین حال به علت نیاز مستمر به تصویربرداری اشعه ایکس از بیمار برای تشخیص موقعیت کاتتر در داخل بدن، جراح در معرض اشعه‌های خطرناک قرار دارد. از این رو طراحی یک سیستم هدایت اتوماتیک و کنترل موقعیت- نیرو برای کاتتر در داخل قلب می‌تواند به صورت موثری فرآیند جراحی را تسهیل کرده و زمان آن را کاهش دهد. همچنین امکان جراحی از راه دور برای جلوگیری از قرار گرفتن پزشکان در معرض تشعشع نیز فراهم می‌گردد.

هدف از این پایان‌نامه، ارائه یک متد منسجم و سیستماتیک برای مدل‌سازی و کنترل اتوماتیک کاتتر است. کاتتر همانند تمامی سیستم‌های رباتیکی، سیستمی غیر خطی و چند ورودی- چند خروجی می‌باشد. خواص ویژه ماتریس‌های جرم و کوریولیس در مدل دینامیکی ربات‌های عادی، بستر لازم را برای ارائه روش‌های کنترلی سیستماتیک فراهم می‌کند. حال آنکه کنترل سیستم‌هایی غیر خطی و چند ورودی – چند خروجی، در حالت کلی دشوار و فاقد یک متد عمومی است. در این پایان‌نامه سعی شده است تا اهداف کنترلی مورد نظر برای کاتتر، با

[1] Minimally Invasive Surgery (MIS)
[2] Open surgery
[3] Laparoscopic device
[4] Open surgery
[5] Electrocardiography (EKG)
[6] Atrial fibrillation ablation
[7] Arrhythmia
[8] Coronary catheterization and angioplasty
[9] Interventionist

استفاده از متدهای تحلیلی و قدرتمند کنترل غیرخطی ربات‌ها حل گردند. برای این منظور داشتن یک مدل دینامیکی مناسب بسیار ضروری می‌باشد. یک مدل مناسب از دیدگاه کنترلی مدلی است که علاوه بر دقت کافی در توصیف سیستم، ویژگی‌های لازم برای قابل اعمال بودن روش‌های کنترلی را داشته باشد. تحقیق پیش روی با بررسی روش‌های متعدد و متنوع مدلسازی، مدل مناسبی را انتخاب نموده و با استفاده از تکنیک‌های کنترل غیرخطی اهداف کنترلی تعریف شده را برآورده می‌سازد.

ساختار کلی پایان‌نامه به شرح زیر می‌باشد. در فصل اول آشنایی مختصری با ساختار مکانیکی کاتتر و اهداف کنترلی مورد انتظار صورت می‌گیرد. آشنایی با سیستم‌های مشابه با کاتتر در قالب رباتهای انعطاف‌پذیر و مطالعات صورت گرفته بر روی آنها سایر مباحث فصل اول را تشکیل می‌دهند. در فصل دوم با روشهای مدلسازی و مفاهیم مکانیکی متناظر با آنها آشنا می‌شویم. در قدم بعد با مروری بر مفاهیم کنترل غیرخطی ابزارهای ریاضی استفاده شده در این تحقیق به صورت اجمالی مورد بررسی قرار می‌گیرند. در بخش سوم از فصل دوم سه رویکرد گوناگون برای مدل‌سازی دینامیکی کاتتر مورد بررسی و مقایسه قرار گرفته‌اند. نهایتا در بخش آخر از فصل دوم، روش‌های کنترلی پیشنهادی بر مبنای مدل انحنای ثابت ارائه شده و خواص پایدارسازی آنها اثبات گردیده است. کنترل فضای مفصلی، کنترل فضای کاری، جبران سازی اثر هیسترزیس و اصطکاک و کنترل نیروی کاتتر بر مبنای روشهای کنترل غیرخطی اصلی‌ترین مباحث مرود بحث در این فصل می‌باشند. فصل سوم با ارئه شبیه‌سازی‌هایی از عملکرد کنترلرهای طراحی شده آغاز می‌گردد. سعی شده است تا پارامترهای شبیه‌سازی و اهداف کنترلی تا حد امکان نزدیک به شرایط واقعی باشند. روند طراحی کنترلر های پیشنهادی و شبیه سازی رفتار حلقه بسته حاکی از موفقیت اهداف این پایان‌نامه برای فراهم کردن یک چارچوب مدون برای کنترل سیستماتیک کاتتر دارد. بالاخره فصل سوم با جمع‌بندی و ارزیابی دستاوردهای تحقیق و ارائه پیشنهاداتی برای ادامه مطالعات پایان می‌پذیرد.

فصل اول

بررسی منابع

(پایه های نظری و پیشینه پژوهش)

۱-۱ آشنایی با کاتترهای قابل هدایت

۱-۲ بررسی و طبقه بندی رباتهای انعطاف پذیر

۱-۳ چالش های مدلسازی و کنترل رباتهای انعطاف پذیر

فصل اول

بخش اول

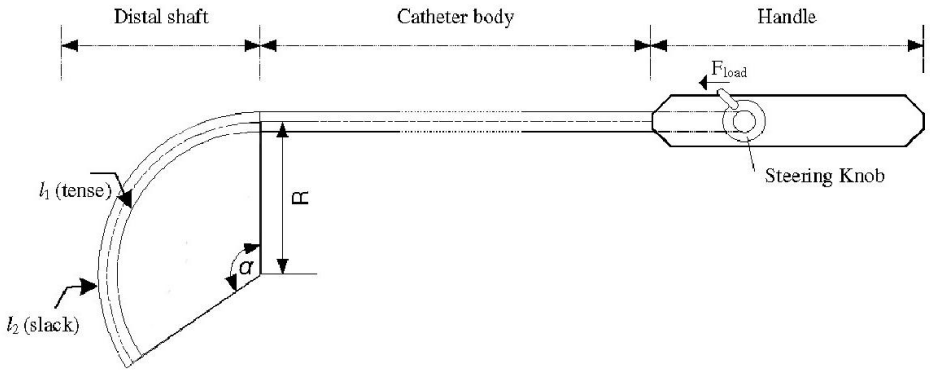
آشنایی با کاتترهای قابل هدایت

۱-۱ آشنایی با کاتترهای قابل هدایت

در این بخش به طور اجمالی به معرفی کاتتر پرداخته می‌شود. آشنایی با ساختار مکانیکی، خصوصیات ذاتی کاتتر و اهداف مورد انتظار از کنترل اتوماتیک کاتتر تبیین می‌گردند. به عنوان یک مثال، کاربرد کاتتر در درمان بیماری تپش نامنظم قلب مورد بررسی قرار می‌گیرد و هدف کنترلی مورد انتظار در این عمل جراحی تعریف می‌گردد.

۱-۱-۱ ساختمان فیزیکی کاتتر

کاتتر های قابل هدایت[1] معمولا برای کاربرد های داخل قلب مورد استفاده قرار می گیرند. ساختار فیزیکی کاتتر به فرم یک تیوب با طول زیاد (به صورت نامی ۸۰ سانتی متر) و با سطح مقطع ناچیز است. لزوم کوچک بودن سطح مقطع بدین دلیل است که کاتتر بتواند با اشغال کمترین فضا در داخل رگهای عبوری به داخل قلب برسد. کاتترها در حالت کلی به دو نوع اکتیو و پسیو[2] تقسیم بندی می‌شوند[۱]. کاتترهای پسیو دارای شکل از پیش تعیین شده‌اند به گونه‌ای که جراح نمی‌تواند شکل آن را حین عمل تغییر دهد. درحالیکه پیکربندی کاتترهای اکتیو بوسیله ساختار تعبیه شده در داخل آن قابل تغییر است. کاتترهای مورد بحث در این پایان نامه از نوع کاتتر های اکتیو هستند و از سه بخش عمده تشکیل یافته اند: دستی[3] کاتتر که بیرون بدن بیمار قرار می‌گیرد و شاسی‌های هدایت[4] بر روی آن قرار دارند، بدنه کاتتر و قسمت انعطاف‌پذیر انتهایی[5] که بوسیله نیروی اعمالی بر روی شاسی هدایت خم شده و یک فرم منحنی الشکل به خود می‌گیرد. بدنه کاتتر در فاصله ی بین محل ورود دستگاه به سیستم گردش خون تا قلب قرار می‌گیرد و بخش دیستال برای رسیدن به بافت هدف در داخل قلب هدایت می‌شود. بنابراین کاتتر می تواند ۳ نوع حرکت در داخل بدن بیمار داشته باشد: حرکت در راستای محور به سمت داخل یا خارج از بدن، پیچش حول محور و خم شدن بخش دیستال. شکل ۱-۱ ساختار مکانیکی کاتتر را نشان می‌دهد.



شکل ۱-۱ ساختار مکانیکی کاتتر [۲]

[1] Steerable catheter
[2] Active-passive
[3] Handle
[4] Steering knob
[5] Distal shaft

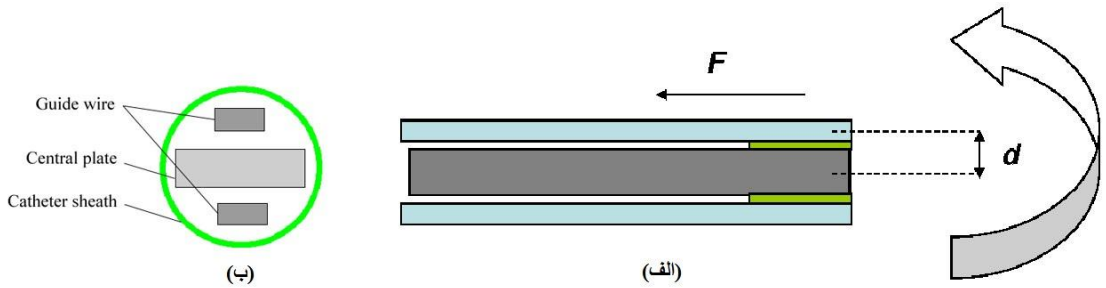
مکانیزم خم شدن بخش دیستال کاتتر بر مبنای انتقال نیروی اعمالی به شاسی هدایت بوسیله ی تاندون ها[1] می‌باشد. استفاده از نیروی انتقالی بوسیله تاندون ها[2] (سیم های انتقال دهنده کشش) یک روش مرسوم در طراحی محرک برای سیستم هایی است که دارای محدودیت‌های حجمی می‌باشند. از جمله این سیستم ها می‌توان به دست‌های رباتیکی و کاتتر ها اشاره نمود. نیروی اعمال شده به شستی بوسیله تاندون ها به نوک کاتتر انتقال می‌یابد و باعث ایجاد انحنا در این بخش انعطاف پذیر می‌شود. شکل ۱-۲ مکانیزم ایجاد انحنا در بخش دیستال را برای یک کاتتر شکافته شده نمایش می‌دهد.

شکل ۱-۲ (الف) کاتتر در حالت راست (ب) کاتتر در حالت انحنا یافته

برای تفهیم بهتر نحوه ایجاد انحنا در بخش دیستال بایستی ساختار داخلی کاتتر را مورد بررسی قرار دهیم. شاسی هدایت به صورت مستقیم به یک چرخ دنده متصل است که نیرو و چرخش اعمالی به شستی را به کشش[3] (تنش) در تاندون ها تبدیل می‌کند. این نیروی کشش بوسیله تاندون ها در طول بدنه کاتتر انتقال می‌یابد. سیم های انتقال‌دهنده کشش در بخش دیستال به دو صفحه از جنس استیل متصل می‌گردند. این دو ورقه استیل، به یک صفحه استیل مرکزی[4] که در بین آنها قرار دارد جوش داده شده‌اند. ورقه استیل مرکزی تا انتهای کاتتر ادامه یافته و به نوک آن متصل است. یک حلقه فلزی این سه صفحه را به گونه ای در بر گرفته است تا این صفحات همیشه موازی با هم قرار گیرند. کل این مجموعه در داخل یک پوشش انعطاف پذیر به نام غلاف کاتتر[5] قرار گرفته اند. این ساختار ۳ ورقه ای مقاومت بسیار زیادی در برابر ارتعاشات اعمال شده به ساختمان کاتتر دارد [۲].

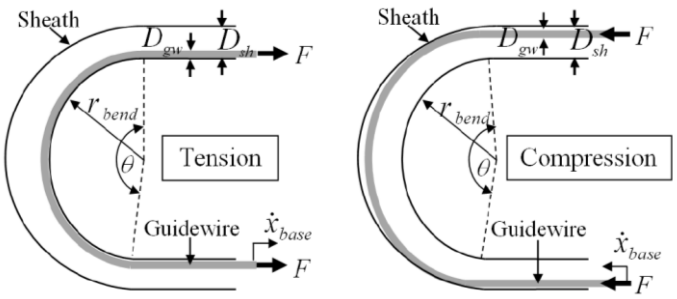
زمانی که شستی هدایت چرخانده می‌شود، یکی از تاندون ها تحت کشش قرار می‌گیرد و تاندون قرار گرفته در جهت مقابل کاملا رها و آزاد می‌باشد. در شکل ۱-۱ تاندون l_1 در حالت کشیده قرار دارد و در واقع عامل ایجاد انحنا می‌باشد، درحالیکه تاندون l_2 در حالت آزاد قرار داشته و نیرویی را انتقال نمی‌دهد. کشش انتقال یافته به نوک کاتتر باعث ایجاد گشتاور بخش انتهایی کاتتر می‌شود. شکل ۱-۳ سطح مقطع بخش دیستال و مکانیزم خم شدن کاتتر را نشان می دهد.

[1] Tendon / Pull wire
[2] Tendon driven actuation
[3] Tension
[4] Central plate
[5] Catheter sheath



شکل ۱- ۳ (الف) مکانیزم خم شدن کاتتر (ب) سطح مقطع [۲]

ساختار مکانیکی فوق علاوه بر خاصیت انعطاف پذیری، دو ویژگی ذاتی دیگر نیز دارد که بایستی حین مدلسازی و کنترل به دقت مورد بررسی قرار گیرند: اصطکاک و رفتار هیسترزیس (پس زنی[1]). اصطکاک به طور عمده در اثر تماس عناصر داخلی کاتتر با همدیگر بوجود می‌آید. به عنوان مثال می‌توان به اصطکاک مابین تاندون و غلاف کاتتر، تاندون‌ها با همدیگر و تاندون‌ها با صفحه ی مرکزی اشاره کرد. همین طور تماس سطح خارجی کاتتر با بافتهای داخلی بدن نیز تولید اصطکاک می‌نماید. رفتار هیسترزیس در هر سه راستای حرکت کاتتر مشاهده می‌شود. منظور از رفتار هیسترزیس وابستگی مسیر طی شده توسط سیستم به مسیر طی شده در لحظات قبل است. به عنوان مثال اگر به سیستم ورودی مشخصی داده شود سیستم دچار تغییر مکان مشخصی می‌شود. حال آنکه اگر عکس همان ورودی بلا فاصله اعمال گردد، سیستم به موقعیت اولیه‌اش بر نمی گردد. رفتار هیسترزیس در جهت حرکت محوری و پیچش محوری به علت اثر کمانش[2]و انعطاف‌پذیری بافت‌های داخلی اتفاق می افتد. درحالیکه رفتار هیسترزیس موجود در فرآیند تولید انحنا در بخش دیستال به علت وجود فضای خالی ما بین تاندون‌ها و سطح داخلی غلاف ایجاد می گردد [۳]. علاوه بر این، تاندون های انتقال دهنده ی نیرو نمی توانند فشرده شوند و فقط می توانند نیروی کشش را از خود انتقال دهند. این امر باعث می‌گردد که حین ایجاد انحنا در یک جهت خاص، تاندون‌های جهت مقابل لق و شل[3] باقی بمانند. در نتیجه در حین تغییر جهت حرکت نیاز به میزان حرکت بیشتری است تا این لقی از بین رفته و تاندون‌ها بتوانند نیروی اعمال شده را انتقال دهند (شکل۱-۱). رفتار هیسترزیس در اثر جابه‌جایی تاندون‌ها در فضای داخلی غلاف کاتتر در شکل ۱-۴ نشان داده شده است.

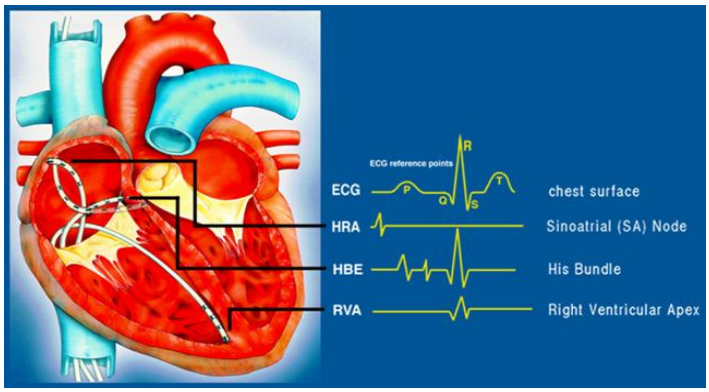


شکل ۱-۴ رفتار هیسترزیس در اثر جابه‌جایی تاندون‌ها در فضای خالی داخل غلاف کاتتر [۳]

[1] Backlash
[2] Buckling effect
[3] Slackness of tendons

۱-۱-۲ کاربرد کاتتر در پزشکی و مشکلات موجود

همان‌طور که پیش‌تر اشاره گردید کاتترها کاربردهای زیادی در پزشکی دارند که از آن جمله می‌توان به بررسی سیگنال‌های الکتریکی قلب اشاره نمود. برای این منظور بایستی کاتتر بتواند به قسمت‌های مختلف قلب دسترسی یابد تا از طریق تماس نوک کاتتر با بافت هدف سیگنالهای الکتریکی قلب را ضبط نماید. در واقع این عمل متناظر با هدایت یک سیستم رباتیکی می‌باشد. شکل ۱-۵ موقعیت‌های مختلف کاتتر برای دسترسی به نقاط مهم قلب و سیگنالهای متناظر را نشان می دهد. برای قرار دادن کاتتر در هر کدام از موقعیت‌های مطلوب جراح بایستی کاتتر را چندین بار به صورت صحیح و خطا و بر مبنای مهارت تجربی جابه‌جا نماید که این فرآیند بسیار زمانبر می‌باشد. حین هدایت کاتتر در داخل قلب، جراح از اطلاعات فراهم شده توسط سیستم اسکن استفاده می‌کند. فلذا بیمار و جراح برای یک مدت طولانی در معرض اشعه‌های خطرناک قرار دارند.



شکل ۱-۵ سیگنالهای الکتریکی داخل قلب و موقعیت های گوناگون کاتتر برای دسترسی به بافتهای قلبی [۴]

از کاربردهای دیگر کاتتر می‌توان به درمان اختلالات نرخ تپش قلب با استفاده از امواج رادیویی اشاره نمود. عدم شارش صحیح سیگنال‌های الکتریکی در مجاری عصبی قلب باعث ایجاد این عارضه می‌گردد. برای درمان بایستی مجاری نابه‌جای عصبی مسدود گردند. در این عمل سر کاتتر مجهز به یک مولد امواج رادیویی است که می‌تواند به شدت گرم شده و بافتی را که با آن در تماس است بسوزاند. در این راستا بایستی سر کاتتر برای یک مدت زمان مشخص با بافت در حال حرکت قلب در تماس بوده و نیروی مشخصی را بدان وارد آورد. برای کنترل نیروی اعمالی بر روی یک هدف متحرک، بایستی نوک کاتتر حداقل توانایی تعقیب حرکت هدف متحرک را داشته باشد. با در نظر گرفتن این امر که حرکت دیواره قلب بسیار سریع است، جراح بایستی توانایی آن را داشته باشد که کاتتر را به گونه‌ای حرکت دهد که نوک آن به صورت موثری با بافت‌های هدف در تماس بوده و بتواند نیروی متوسط مطلوبی را وارد نماید. با توجه به توانایی‌های محدود انسان، انجام کارهایی با چنین پهنای باند بالا دشوار می‌باشد. علاوه بر مشکل مذکور وجود رفتارهای هیسترزیس و اصطکاک که به طور دقیق قابل شناسایی و مدل سازی نیستند، به دشواری کار جراح می افزاید.