



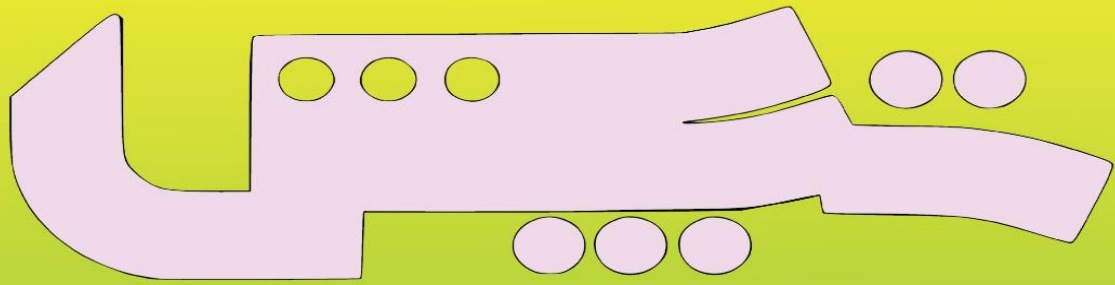
دانشگاه صنعتی امیر کبیر
پلی تکنیک ایران



دانشکده مهندسی پزشکی



دانشگاه صنعتی امیر کبیر
اداره انجمن های علمی دانشجویی



سال ۲۵

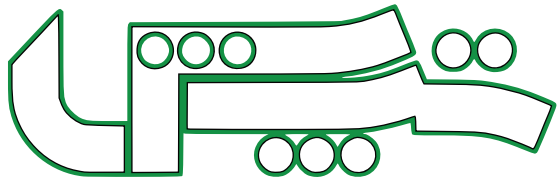
بهار ۱۴۰۰

شماره ۳۵



شناسنامه پیش





اولین مجله‌ی مهندسی پزشکی ایران توسط دانشجویان مهندسی پزشکی دانشگاه صنعتی امیرکبیر در سال ۱۳۷۸ برای نخستین بار با نام «تپش» منتشر شد. افتخار این را داشتیم که عضو کوچکی از این خانواده‌ی بزرگ باشیم که تمام ضربان‌های خود را از آغاز تاکنون مدیون حضور دانشجویانی است که قلم‌های خود را به رشته‌ی تحریر در آوردند و فراتر از آنچه از ایشان انتظار می‌رفت، قدم برداشتند.

زمان نگارش این متن تصمیم گرفتیم داستان‌مان را برایتان نقل کنیم که کم‌شباهت به یک مسیر کوهنوردی نیست. نگارش مطالب به صورت گروهی، اصلی‌ترین مسیری بود که سعی کردیم تپش را در آن جهت هدایت کنیم. بدون شک دلیل آن را این طور می‌توان بیان کرد که در عصر حاضر همکاری در قالب گروه، به عنوان اصلی جدایی‌ناپذیر از تمامی فعالیت‌ها به حساب می‌آید. علاوه بر آن کوهنوردان باتجربه خوب می‌دانند قله‌های موفقیت چشم انتظار کسانی هستند که قبل از صعود برای خود همسفرانی انتخاب می‌کنند.

در قدم دوم موضوعات هر بخش با بررسی مباحث روز جهان همراه با تنوعی که بیشتر علائق را پوشش دهند، تعیین شد.

با همیاری و پیشنهاد همسفران با تجربه‌تری که در این مسیر همراهی‌مان کردند، مطالب به شکل قاعده‌مندتری اصلاح شدند و در آخر با نام تپش ۳۵ منتشر شدند.

در نهایت چشم‌انداز قله‌های آینده‌ی نشریه را پرداختن به پژوهش‌هایی می‌توان دید که تمام مهندسان پزشکی در کنار یکدیگر به عنوان یک واحد به فعالیت می‌پردازند و تپش مرزهای بین هر سه گرایش را کم‌رنگ‌تر از آنچه هر زمان بوده است، به نمایش می‌گذارد.

این مسیر کوهنوردی هرروزه در تمام مراحل زندگی خودش را به ما نشان داده و تنها به یک نشریه محدود نمی‌شود. همانطور که در ابتدا به آن اشاره کردم، ایستادن بالای قله را مدیون آن‌هایی بودیم که همراه‌مان بودند و گذشتگانی که پیش از ما راه را نشان دادند، مادران و پدرانی که مسیر را ساختند، و ماهایی که هرکدام به نوبه‌ی خود چراغی روشن می‌کنیم برای فرزندانمان تا در انتها این ایران عزیز باشد که بلندقامت‌تر از همیشه ایستاده است. ایرانی که فرزندانش پس از هزاران سال همچنان دریغ دارند که ویران شود.

در ۳۵ امین «تپش» صدای جوانانی را می‌شنوید که با قدم‌های کوچک شروع کردند اما رویاهای بزرگی داشتند.

روژینا علامه‌نژاد

سردبیر





- ۱ بایومکانیک سلولی
- ۵ عضلات مصنوعی
- ۸ بایومکانیک و واقعیت مجازی
- ۱۲ قلب روی تراشه
- ۱۹ اصلاح سطح با روش پوشش افشانه پلازما در ایمپلنت‌های تیتانیومی فمور
- ۲۳ درمان سرطان با نانوذرات لیپوزومی با اساس اسفنگومیلین
- ۲۷ مروری بر سیستم‌های تشخیص و پیش‌بینی‌های صرعی
- ۳۱ کلیات و فیزیک تصویربرداری تشدید مغناطیسی
- ۳۶ کاربرد محاسبات نرم در فناوری دارویی
- ۳۸ اخبار کوتاه
- ۴۱ تازه‌ترین نمونه‌های تجاری مهندسی پزشکی
- ۴۳ گفت‌وگو با دکتر صادق‌نژاد درمورد حوزه‌ی بایومکانیک و بایورباتیک
- ۴۶ جدیدترین نوآوری‌های تشخیص و مقابله با کرونا
- ۵۰ دوره‌های آنلاین در زمینه مهندسی پزشکی
- ۵۲ گفت‌وگو با مهندس معصومه آقاملایی دانشجوی دکتری در گرایش بایوالکتریک

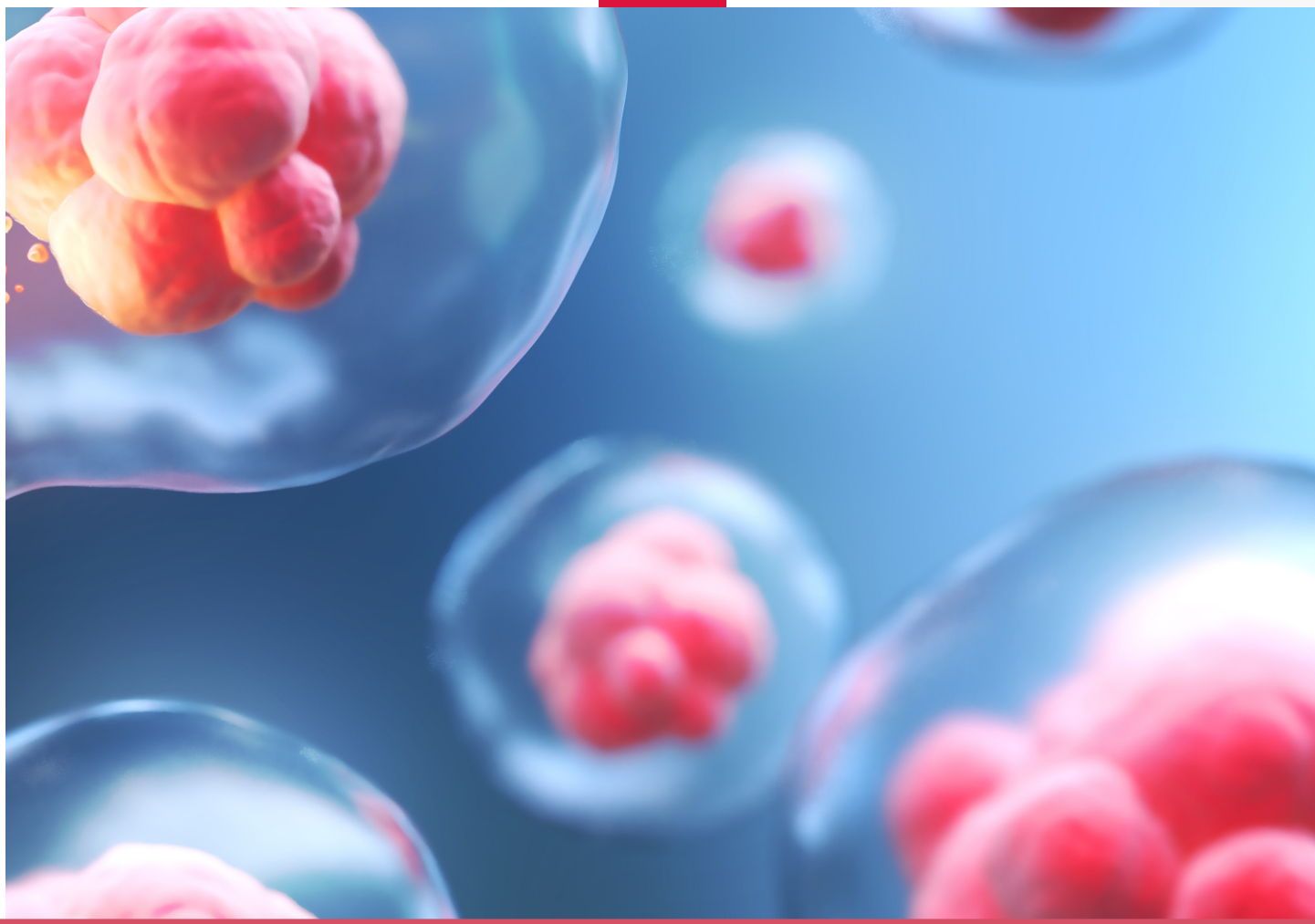
باب بايومكانيك

بايومكانيك سلولى

طرز كار ماهيچه ساختگى

واقعيت مجازى و بايومكانيك



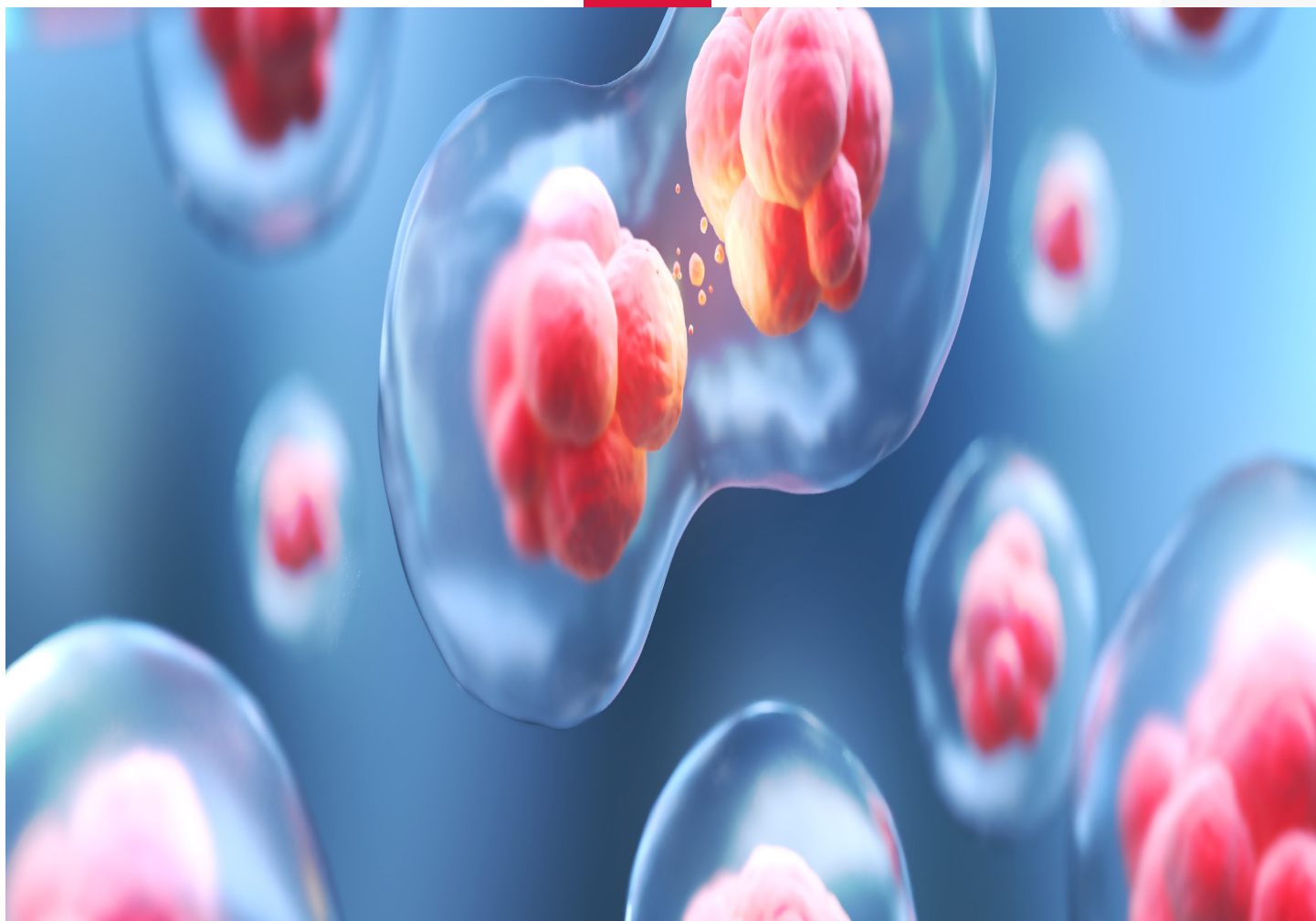


معرفی بایومکانیک سلولی

سلول‌ها در بدن، در معرض نیروهای مکانیکی مختلفی قرار دارند. نوع و بزرگی این نیروها در شرایط مختلف فیزیولوژیک و پاتولوژیک متفاوت است و پاسخ‌های بسیار متنوعی در سلول‌ها ایجاد می‌کند. این پاسخ‌ها توانایی تغییر عملکرد سلول را دارند. نگاه در مقیاس سلولی، بررسی اثر نیروهای مکانیکی بر شکل‌دهی سلول‌ها و پاسخ سلول‌های بدن به نیروهای مکانیکی جهت شناخت عملکرد سلول‌ها و بافت‌ها در شرایط سالم و بیمار، مبحث بیومکانیک سلولی را به یک منبع مطالعاتی بسیار مهم در مهندسی بافت تبدیل کرده است. نیروهای مکانیکی، فشارها و تنش‌ها نقشی حیاتی در بسیاری از جنبه‌های مهم رفتاری سلول مانند چسبندگی سلول، حرکت و انتقال سیگنال‌ها دارند. در سطح بافت، ویژگی‌های بیومکانیکی بافت‌های زنده و موجود به زیرساختارهایشان که سبب شکل‌دادن و اصلاح ساختار سلول می‌شود بستگی دارد. برای مثال نیروهای چسبندگی بین لایه‌های سلولی، سبب رشد بافت می‌شود [۱]. بیومکانیک سلولی به مطالعه‌ی ساختار و عملکرد سیستم‌های سلولی با کمک مکانیک و فناوری‌های مربوط اشاره دارد [۲].

بایومکانیک سلولی

نویسندگان:
نشاط حجتی
مهدیه ایران‌شاهی



از ابعاد ریزساختار است. رویکردهای پیوسته برای توصیف نحوه‌ی توزیع سوبیه‌ها و تنش‌ها در سلول به‌طور گسترده مورد استفاده قرار گرفته‌اند. نقطه‌ضعف یک مدل پیوستار در توانایی آن در مقابله با اجزای گسسته، مانند اسکلت‌های اسمی، تفسیر رفتارهای مکانیکی و فعل و انفعالات با اجزای گسسته و سهم آن‌ها در خصوصیات مکانیکی سلول نهفته است. برخلاف رویکردهای پیوسته، رویکردهای گسسته اسکلت سلولی را به عنوان مؤلفه‌ی اصلی ساختاری در نظر می‌گیرند و به‌ویژه برای بررسی مکانیک اسکلت در سلول‌های چسبنده توسعه یافته‌اند.

اهمیت درک رفتار مکانیکی سلول‌ها

سلول‌ها واحد ساختاری و عملکردی همه‌ی موجودات زنده هستند. سلول‌ها به‌طور مداوم در طیف گسترده‌ای از منابع تحت بارهای مکانیکی قرار می‌گیرند. شناخته شده است که عملکردهای سلولی طبیعی، از جمله تحرک و تمایز شامل خصوصیات مکانیکی است. درک این رفتارهای سلولی و مکانیسم‌های اساسی آن‌ها می‌تواند با کاوش در خواص مکانیکی سلول‌ها و اجزای درون سلولی که چنین خصوصیات مکانیکی را به‌وجود می‌آورند، پیشرفت کند [۵].

بیومکانیک سلولی در حال اندازه‌گیری و توصیف خصوصیات مکانیکی و چسبندگی سلول‌ها و غشاها است. این مطالعات شامل غشای چربی، گلبول‌های قرمز، سلول‌های اندوتلیال^۱ و نوتروفیل‌ها^۲ می‌شود. توصیف و اندازه‌گیری خصوصیات و رفتار سلول‌ها در دو حالت منفعل و فعال، چالش بزرگی را برای محققان ایجاد می‌کند [۳].

زمینه‌ی بیومکانیک، مربوط به حرکت، تغییرشکل و نیروهای موثر در سیستم‌های بیولوژیکی است. با پیشرفت انفجاری در زیست‌شناسی مولکولی، مهندسی ژنومی، تصویربرداری زیستی و فناوری نانو، دانش و اطلاعاتی در مورد مکان‌یابی ژن‌ها، پروتئین‌ها، سلول‌ها، بافت‌ها و اندام‌ها به‌طور فزاینده‌ای تولید می‌شود. چنین اطلاعاتی ابزارهای جدید تشخیصی، رویکردهای درمانی جدید و دانش جدیدی درباره‌ی خود، و تعاملات ما با محیط‌زیست به‌همراه خواهد داشت. آشکار می‌شود که بیومکانیک متمرکز بر مولکول‌ها، سلول‌ها و همچنین بافت‌ها و اندام‌ها جنبه‌ی مهمی از علوم زیست‌پزشکی مدرن است [۴].

رویکردهای محاسباتی می‌تواند مطالعات تجربی مکانیک سلول را تکمیل کند. رویکردهای محاسباتی در حال حاضر توسعه یافته‌اند و به روش‌های پیوسته و گسسته طبقه‌بندی می‌شوند. رویکردهای گسسته فرض می‌کنند که کوچک‌ترین مقیاس طولی موردنظر بزرگ‌تر

^۱ Endothelial cells

^۲ Neutrophil

مولفه‌های سلول و ویژگی‌های آن‌ها

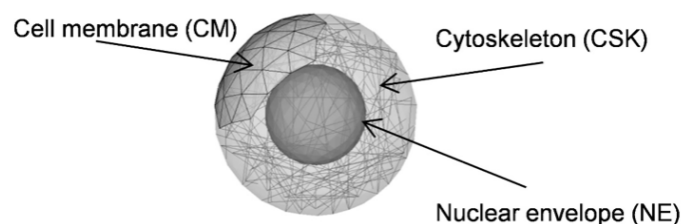
خواص مکانیکی هسته که اصلی‌ترین جزء سلول است، می‌تواند برای ارائه‌ی کلی ویژگی‌های سلول مهم باشد. غشای پلاسمای سلول برای انتقال مکانیکی و متابولیسم سلولی، حیاتی است. این خصوصیات مکانیکی، به‌وسیله‌ی تکنیک‌های آزمایشگاهی قابل‌محاسبه هستند. از ویژگی‌های برجسته‌ی بیوغشایی^۲ سلول، مایع‌بودن، الاستیسیته‌ی خمش و حفظ سطح موضعی آن را می‌توان برشمرد. نیروها از سطح سلول انتقال می‌یابند و اعمال‌شان روی هسته می‌تواند سبب تغییر ویژگی کلی سلول شود. در این زمینه، گیلک و همکاران (۲۰۰۰) ویژگی‌های ویسکو الاستیک خطی هسته‌های سلول‌های غضروفی را بررسی کرده‌اند [۶]. کایلی و همکاران (۲۰۰۲) از یک مدل غیرخطی مواد الاستیک برای تخمین مدول هسته سلول اندوتلیال یانگ استفاده کردند [۷]. این مطالعات در مجموع، ویژگی‌های مولفه‌های سلول و خواص مکانیکی آن را به‌روش‌های مختلف بررسی کرد؛ با این حال، به‌دلیل گستردگی انواع سلول، هنوز نیاز به مطالعات بیشتر وجود دارد.

مفهوم اساسی مدل سلول مکانیکی

خصوصیات مکانیکی سلول در نتیجه‌ی ترکیب ساختاری اجزای زیرسلول مانند غشای سلول، پاکت هسته‌ای و اسکلت سلولی است. برای درک روند اساسی چگونگی کمک این اجزای زیرسلول به سلول به‌عنوان یک کل، ایجاد یک مدل سلول که رفتار پیوسته را به‌عنوان یک کل نشان دهد، ضروری است. اگرچه یکی از روش‌های بیان ماهیت پیوسته سلول استفاده از مدل پیوستار است، این مورد با در نظر گرفتن عناصر مجزا، مانند اسکلت سلولی، که ممکن است منفعلاً هم‌زمان با تغییر شکل سلول باشد، مشکلاتی دارد. بنابراین ما یک سلول را به‌عنوان مجموعه‌ای از عناصر گسسته، از جمله غشای سلولیدر، در تلاش برای بیان رفتار پیوسته‌ی سلول به‌عنوان یک کل، به‌تصویر می‌کشیم. با استفاده از بیومکانیک محاسباتی همراه با اندازه‌گیری‌های آزمایشی، می‌توان یک بستر جدید ایجاد کرد که به ارائه‌ی یک تصویر کامل‌تر از بازسازی سلول کمک کند، نه اینکه مجموعه‌ی اطلاعات صرفاً به فناوری اندازه‌گیری وابسته باشد.

بررسی اجمالی توسعه مدل سلول مکانیکی

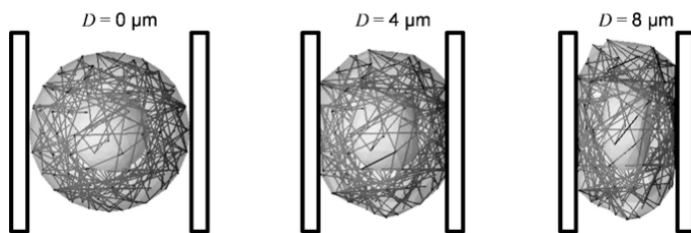
ما یک مدل سلول ایجاد کرده‌ایم که «سلول مکانیکی» نامیده می‌شود و توانایی شبیه‌سازی رفتار مکانیکی سلول را دارد. همان‌طور که در شکل ۱ نشان داده شده است، این مدل از غشای سلولی، پاکت هسته‌ای و اسکلت‌های سلولی تشکیل شده است. مدل به‌شکلی تغییر می‌کند که مجموع انرژی‌های مختلف الاستیک تولیدشده در طی تغییر شکل سلول به‌سمت حداقل همگرا می‌شود. (شکل ۱)



شکل ۱: شمایی از مدل سلول مکانیکی [۱۲]

تست‌های فشاری مدل سلول مکانیکی

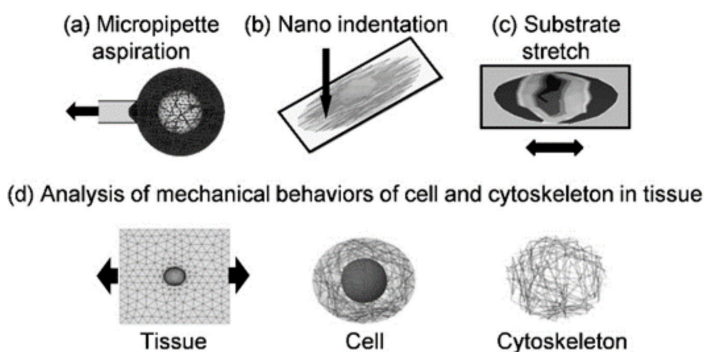
علاوه بر آزمایش‌های کششی و فشاری، مدل سلول مکانیکی قادر به بیان رفتار سلول در آزمایش‌های مکانیکی برای بررسی خواص مکانیکی محلی سلول، از جمله آسپیراسیون، میکروپیپیت و میکروسکوپ نیروی اتمی است که در شکل نشان داده شده است. همچنین، مدل می‌تواند رفتار سلول چسبنده را روی یک لایه شبیه‌سازی کند. چنین شبیه‌سازی‌ای ممکن است در درک وضعیت مکانیکی سلول در طی کشت تحت بارهای مکانیکی، مانند کشش حلقوی بستر مفید باشد. کاربردهای بیشتر مدل سلول مکانیکی در شکل نشان داده شده است که مدل سلول مکانیکی در یک بافت قرار گرفته بود (شکل ۳) [۱۲].



شکل ۲: تست فشاری مدل سلول مکانیکی [۱۲]

سایر کاربردهای مدل سلول مکانیکی

علاوه بر آزمایش‌های کششی و فشاری، مدل سلول مکانیکی قادر به بیان رفتار سلول در آزمایش‌های مکانیکی برای بررسی خواص مکانیکی محلی سلول، از جمله آسپیراسیون، میکروپیپیت و میکروسکوپ نیروی اتمی است که در شکل نشان داده شده است. همچنین، مدل می‌تواند رفتار سلول چسبنده را روی یک لایه شبیه‌سازی کند. چنین شبیه‌سازی‌ای ممکن است در درک وضعیت مکانیکی سلول در طی کشت تحت بارهای مکانیکی، مانند کشش حلقوی بستر مفید باشد. کاربردهای بیشتر مدل سلول مکانیکی در شکل نشان داده شده است که مدل سلول مکانیکی در یک بافت قرار داشت (شکل ۳) [۱۲].



شکل ۳: کاربردهای مدل سلول مکانیکی [۱۲]

۸-۱- بایومکانیک سلول‌های تاندون

تاندون‌ها، بافت‌های همبند^۴ در بدن هستند که هنگام ورزش آسیب می‌بینند. مکانیسم میکروسکوپی که زیربنای عملکرد تاندون را مشخص می‌کند، هنوز کاملاً روشن نیست. استفاده از روش‌های نسبتاً جدید برای ارزیابی عملکرد مکانیکی تاندون در سطح نانو تا میکرو به منظور ارائه‌ی بینشی تازه در بررسی خواص تاندون، مورد توجه پژوهشگران قرار گرفته است. تاندون، بافت سفید رنگی است که در جایگاه ارتباط عضلات و استخوان‌ها وجود دارد. عملکرد تاندون به‌عنوان رابط، بیشتر مانند یک طناب رفتار کرده به طوری که نیروی عضله را به استخوان انتقال داده و سبب حرکت مفصل می‌شود. عضلات و استخوان‌ها به‌جای اتصال مستقیم، به‌وسیله‌ی تاندون به هم وصل می‌شوند؛ زیرا حتی برای حجم‌های کوچکتر عضلات هم نیاز به حرکت استخوان‌ها وجود دارد. به علاوه، عضله نسبتاً نرم است و چنانچه در تماس با استخوان سفت قرار گیرد، احتمال آسیب‌دیدگی وجود دارد. در مقابل، تاندون از سفتی متوسط برخوردار بوده و این ویژگی سبب می‌شود که در محل استخوانی مقاومت بیشتری داشته باشد [۸]. قبل از تحقیق اسونسون و همکاران (۲۰۱۰) با عنوان رفتار ویسکوالاستیک فیبرهای کلاژن انسان، به‌طور مستقیم هیچ مطالعه‌ای تنش فیبر تاندون‌های انسان را اندازه‌گیری نکرده بود. در این تحقیق، از میکروسکوپ نیروی اتمی^۵ برای آزمایش تنش فیبر تاندون کشکک^۶ دو انسان استفاده شد. فیبرها از فاسیکول‌های^۷ سالم انسانی گرفته شد. در حالت خشک، یک فیبر ایزوله شده با استفاده از چسب اپوکسی روی لایه‌ای قرار گرفت و انتهای فیبر نیز با چسب به کانتیلور AFM متصل بود تا آزمایش تنش انجام گیرد. پاسخ‌های الاستیک به‌وسیله‌ی یک آزمایش تنش-آسایش^۸ مرحله‌به‌مرحله تعیین شد. در حالی که پاسخ ویسکوز (چسبندگی)، وابستگی خطی را در کرنش نشان می‌دهد، پاسخ تنش-کرنش الاستیکی با مرتبه‌ی دوم پلی‌نومیال مطابقت دارد. شیب پاسخ ویسکوز، میزان کرنش دو فیبر تاندون پاتلارا ۰/۲۴۲ و ۰/۱۶۸ نشان داد. در نتیجه، این تحقیق شواهد مستقیمی از رفتار ویسکوالاستیک در سطح فیبر را که پیش‌تر اندازه‌گیری نشده بود، به‌دست آورد. اسونسون (۲۰۱۲) اندازه‌گیری مکانیکی روی تاندون را انجام داد و در مطالعه‌ی وی، تست مکانیکی شامل تحت فشار قرار دادن مواد و اینکه آن ماده در پاسخ به آن بار چه اندازه تغییر می‌کند، بررسی شد. ارتباط نیرو و تغییر شکل، ویژگی‌های مکانیکی شی را تبیین می‌کند. نیرو می‌تواند در هر جهتی ظاهر شود؛ اما این پژوهشگر برای مدل یکپارچه‌سازی، از تاندون‌ها و فیبرهای کلاژنی با ساختار استوانه‌ای که مسیر فشار نرمال در طول بافت قرار دارد، استفاده کرد. عملکرد تاندون عمدتاً مکانیکی

است. تاندون از لحاظ ترکیب کاملاً کلاژنی بوده و فیبرها از لحاظ ساختاری تقریباً موازی هستند، بافت نسبتاً ساده‌ای دارند، با این حال، میزان سفتی تاندون‌ها متفاوت است و با مدول الاستیسیته (مدول یانگ) قابل محاسبه است. مدول الاستیسیته برابر با نسبت تنش بر کرنش ایجاد شده است که به‌واسطه‌ی تنش وارد بر جسم در ناحیه الاستیک روی می‌دهد. به هر حال، ویژگی‌های مکانیکی و مکانیسم آن، اطلاعات گوناگون پیرامون ویژگی‌های مکانیکی تاندون ارائه می‌دهد [۹].

بیومکانیک سلول‌های عضلانی

ساختار عضله‌ی مخطط از پلیمرهای اکتین و میوزین شامل فیلامنت‌های ضخیم و نازکی تشکیل شده است. نقش این فیلامنت‌ها در انقباض عضله است، اما تغییراتی که در ویژگی‌های مکانیکی فیلامنت‌ها در عملکرد عضله می‌گذارد، کاملاً مشخص نیست. مطالعه‌ی میلر و همکاران (۲۰۱۰) به مرور ویژگی‌های فیلامنت‌ها و شیوه‌هایی که ویژگی‌های مکانیکی فیلامنت‌ها بر عملکرد عضله تأثیر دارد، پرداخته است [۱۰].

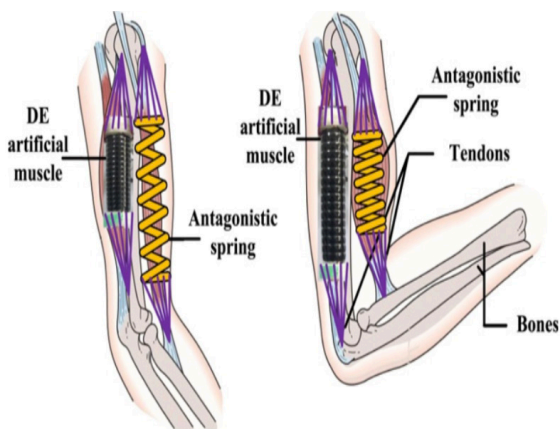
ساختار و ترکیبات مولکولی فیلامنت‌های ضخیم متنوع است. فیلامنت‌های ضخیم شامل هسته‌ی جامد یا توخالی و ایزوفوم میوزین منفرد یا چندگانه است. در واقع، تفاوت ترکیبات مولکولی، ساختار و رفتارهای مکانیکی سلول را تعیین می‌کند. با این حال، اطلاعات اندکی پیرامون تأثیر این تفاوت‌ها بر خواص انقباضی عضله در دسترس است. شواهد علمی آشکار می‌کند که طول فیلامنت‌های ضخیم تحت نیروهای فیزیولوژیکی و خواص انقباضی دچار تغییر می‌شود. علاوه بر این، پتانسیل پروتئین‌های فیلامنت‌های ضخیم، تأثیر برجسته‌ای در رفتار حرکتی می‌گذارد، بدین معنی که تغییرات عملکردی انقباض عضله ممکن است از مسیر تغییرات پروتئین‌های غیرمیوزین که تا حد زیاد اندازه و دامنه‌ی سازگاری عضله را افزایش می‌دهد، انجام شود [۱۱].

- ۴ Connective tissue
- ۵ AFM: atomic force microscope
- ۶ patellar tendon
- ۷ Muscle fascicle
- ۸ Stress-relaxation test



عضلات مصنوعی

نویسندگان:
مدینا چالاک
زهرا ربیعی فرد



شکل ۲: شمایی از عضله مصنوعی در بدن ۱ [۷]

تقسیم‌بندی عضلات مصنوعی

عضلات مصنوعی را می‌توان بر اساس مکانیسم تحریک‌شان به سه گروه عمده تقسیم کرد [۸]:

۱. تحریک الکتریکی
۲. تحریک پنوماتیک
۳. تحریک گرمایی

مقایسه عضلات مصنوعی با عضلات طبیعی

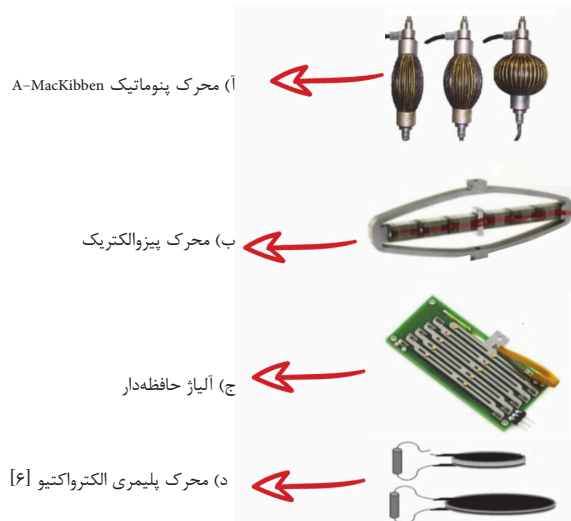
برای این مقایسه تئوری کلی‌ای وجود ندارد؛ اما «مؤلفه‌های قدرت» برای مقایسه‌ی کارایی عضلات مصنوعی تعریف شده‌اند. این معیارها شامل تنش، کرنش، نرخ کرنش، عمر چرخه و مدول یانگ هستند. قوی‌ترین فیبرهای عضله‌ی مصنوعی صد برابر فیبرهای طبیعی قدرت دارند. محققان سرعت، چگالی انرژی، قدرت و کارایی عضلات مصنوعی را اندازه می‌گیرند، اما هیچکدام از عضلات مصنوعی در همه‌ی مؤلفه‌ها بهترین عملکرد را ندارند و بسته به نیاز در زمینه‌های مختلف استفاده می‌شوند [۸].

کاربردهای عضلات مصنوعی

فناوری‌های عضلانی مصنوعی کاربردهای بالقوه‌ی گسترده‌ای در ماشین‌های بیومتیمیک، از جمله ربات‌ها، محرک‌های صنعتی و

معرفی عضلات مصنوعی

عضله‌ی مصنوعی نوعی محرک است که به‌طور کلی با عضله‌ی اسکلتی تعریف می‌شود. مانند عضله‌ی طبیعی، هر عضله‌ی مصنوعی با قابلیت انقباض در پاسخ به یک محرک شیمیایی یا فیزیکی مشخص می‌شود. پاسخ به تحریک در عضلات مصنوعی به سه صورت انقباض، انبساط و چرخش حول یک محور است. برای تولید حرکات بیشتر اجزا واحد عضلات مصنوعی با یکدیگر ترکیب می‌شوند. انقباض در عضله‌ی اسکلتی اساساً به‌عنوان انقباض مستقیم درک می‌شود؛ اما اصطلاح انقباض که به عضله‌ی مصنوعی اطلاق می‌شود به‌معنای وسیع‌تری کاربرد دارد: این معنا می‌تواند انقباض مستقیم رشته‌های نازک در فلزهای حافظه‌دار مانند رشته‌های نیتینول و همچنین خم‌شدن رشته‌ها، مانند برخی از پلیمرهای الکترونیکی - یونی یا حتی گسترش صفحات نازک مانند الاستومرهای دی‌الکتریک. به‌طور کلی هر ماده یا دستگاهی که می‌تواند در پاسخ به محرک تغییرشکل بدهد، می‌تواند به‌عنوان «عضله‌ی مصنوعی» شناخته شود [۵، ۱].



(آ) محرک پنوماتیک MacKibben-A

(ب) محرک پیزوالکتریک

(ج) آلیاژ حافظه‌دار

(د) محرک پلیمری الکترواکتیو [۶]

نحوه‌ی ساخت عضلات مصنوعی در این تیم به شرح زیر است: ابتدا محققان فیبر دو ماده به طول دو سانتی‌متر و قطر $40 \mu\text{m}$ میکرون را از ماده‌ای به نام پلی‌وینیل‌الکل (PVA) بالاتر از دمای برنامه‌ریزی خود گرم کردند (بالاتر از این دما، ماده به‌طور طبیعی شکل‌گیری مشخصی دارد؛ کمتر از آن دما، ماده می‌تواند شکل دیگری به خود بگیرد. اگر درجه‌ی حرارت در حدود این آستانه متغیر باشد، ماده بین دو شکل متناوب است). پس از چرخاندن فیبر برای ذخیره‌ی انرژی، آن را خنک کردند تا یخ بزند. طبق گفته‌ی محققان، وقتی یک بار دیگر فیبر بالاتر از دمای برنامه‌ریزی شده‌ی خود گرم شد، به‌سرعت از حالت اولیه‌اش خارج شد. دلیل انتخاب فیبر PVA توسط این تیم ذخیره‌ی مقدار قابل‌توجهی انرژی در این الیاف است. عضلات ساخته‌شده توسط این گروه می‌تواند چرخش و پیچش ایجاد کند [۱۰].

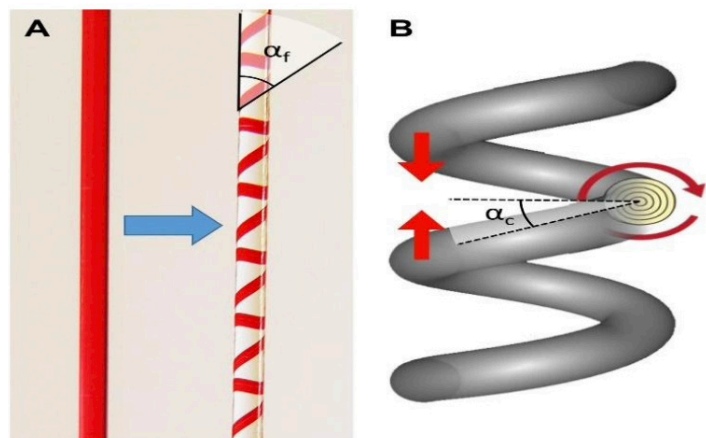
تیم دیگر تحقیقاتی در دانشگاه MIT تحقیقات خود را برای تولید عضلاتی که بتواند انقباض‌های بیشتری ایجاد کنند به‌صورت دیگری انجام دادند [۳]: عضله‌ی مصنوعی جدید این تیم شامل یک پلی‌اتیلن با چگالی بالا (HDPE) است، همان پلاستیکی که برای ساخت بطری‌های بازیافتی استفاده می‌شود. این ماده دارای ماده‌ی دیگری است، نوعی پلیمر کششی که به‌عنوان الاستومر شناخته می‌شود. همان‌طور که بلوک‌های کوچک این مواد از طریق یک نازل باریک گرم و کشیده می‌شوند، به‌هم پیوند خورده و به‌صورت الیاف بلند و نازک کشیده می‌شوند. هنگامی که کشش در فیبر آزاد می‌شود، الاستومر به‌اندازه‌ی اصلی خود کاهش می‌یابد. این تغییر به‌نوبه‌ی خود باعث می‌شود که فیبر به‌شکل فبری شبیه سیم تلفن قدیمی شود. با گرم یا سرد شدن فیبر، HDPE حدود پنج برابر سریع‌تر از الاستومری که به آن متصل شده منبسط و منقبض می‌شود که به‌ترتیب باعث کوتاه یا بلند شدن طول کلی فیبر سیم‌پیچ می‌شود. هنگامی که این تیم در طی چهار ثانیه یکی از الیاف خود را 14°C درجه سانتیگراد گرم کردند، عضله‌ی مصنوعی در طول کلی 50% درصد کوتاه شد [۱۱].

در آزمایش‌های دیگر، تیم آزمایش الیاف را گرم و خنک کرد تا وزنه‌های سبک را بلند کند یا یک بازوی کوچک رباتیک را خم کند. به‌گفته‌ی این تیم، اگرچه در این آزمایش‌ها وزنی در حد چند گرم برداشته شده است، می‌توان از دسته‌های عظیم چنین الیافی برای بلندکردن یا کشیدن وزن‌های بیشتر استفاده کرد. الیاف با قطر بزرگ‌تر می‌توانند در رباتیک یا اندام مصنوعی استفاده شوند [۱۱]. گروهی دیگر عضلات مصنوعی را به‌روشی کاملاً متفاوت تولید کردند [۱۲]. در این روش از یک غلاف نازک برای قسمت فعال عضله شده است. استفاده از چنین غلافی مزایای متعددی دارد، به‌مهندسان اجازه می‌دهد تا از مواد ارزان‌تری برای هسته‌ی فیبر استفاده کنند. دلایل دیگری نیز برای ایجاد عضلات غلاف محور وجود دارد. خارج از الیاف جایی است که محرک‌های محیطی، مانند رطوبت یا وجود برخی مواد خاص که باعث حرکت آن می‌شوند، با سرعت بیشتری احساس می‌شوند. عضلات ساخته‌شده از این روش می‌تواند به رطوبت و یا نشست مواد شیمیایی پاسخ دهد [۱۲].

اسکلت‌های بیرونی مجهز دارند. عضلات مصنوعی مبتنی بر EAP ترکیبی از وزن سبک، نیاز کم به انرژی، انعطاف‌پذیری و چابکی را برای حرکت و دستکاری ارائه می‌دهند. دستگاه‌های EAP آینده در هوافضا، صنعت خودرو، پزشکی، رباتیک، مکانیسم بیان، سرگرمی، انیمیشن، اسباب بازی‌ها، لباس، رابط‌های لمسی و غیرلمسی، کنترل صدا، مبدل‌ها، مولدهای برق و ساختارهای هوشمند کاربرد دارند [۸].

حضور عضلات مصنوعی در موتورهای الکترومغناطیسی و ربات‌ها مجموعه‌ای چشمگیر از دستگاه‌های رباتیک و پروتز را فعال کرده است. متأسفانه، این محرک‌ها سنگین هستند و نمی‌توانند انقباض‌های زیادی را در عضلات ایجاد کنند. این امر منجر به ساختن ربات‌هایی شده است که می‌توانند از نظر تولید نیروی خام بر موجودات طبیعی غلبه کنند؛ اما در دستیابی به حرکت ریز و تحریک نرم موردنیاز برای کارهای پیچیده مانند ایجاد حرکات صورت و یا گرفتن توپ مشکل دارند [۹].

انواع مختلفی از «عضلات مصنوعی» ایجاد شده‌اند تا سعی کنند این شکاف را برطرف کنند. به‌همین دلیل گروه‌های تحقیقاتی زیادی سعی بر تمرکز بر این موضوع داشته‌اند که یکی از این گروه‌ها از محققان MIT شکل گرفت. این افراد روی عضلات مبتنی بر حرارت آزمایش‌های گوناگونی انجام داده‌اند. همه‌ی آن‌ها از الیاف پیچ‌خورده‌ی ریز برای ذخیره و آزادسازی انرژی استفاده می‌کنند. این الیاف را می‌توان در همه چیز، از ربات‌های مینیاتور گرفته تا درجه‌های دستگاه‌های پزشکی استفاده کرد. این الیاف که اغلب شامل پلیمرهای سبک مانند نایلون یا پلی‌اتیلن با چگالی بالا هستند، بر اساس وزن‌شان می‌توانند قدرت بیشتری نسبت به عضلات انسان داشته باشند. یکی از محققان بیان می‌کند که با انقباض بعضی از این الیاف، می‌توانند بیش از 1000% برابر جرم خود را بلند کنند. مهندسان به‌وسیله‌ی این الیاف می‌توانند انرژی زیادی را در فضای کوچک ذخیره کنند. در عضلات مصنوعی جدید از الیافی استفاده می‌شود که در هر بار استفاده، نیازی به سیم‌پیچ ندارند. در عوض، از یک پلیمر «حافظه‌دار» ساخته شده‌اند که با تغییر درجه‌ی حرارت مواد، پیچ‌وتاب می‌خورند [۱۰].

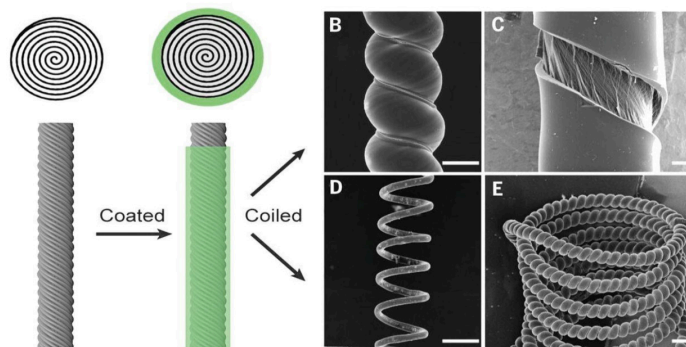


شکل ۳: شمایی از نحوه‌ی پیچش در الیاف با الیاف حافظه‌دار [۱۰]

از تحریک الکتریکی داشته باشد. این تکنولوژی مزایای محرک‌های الاستومر دی‌الکتریک و محرک سیال نرم را باهم دارد و نواقص آن‌ها را نیز برطرف کرده است.

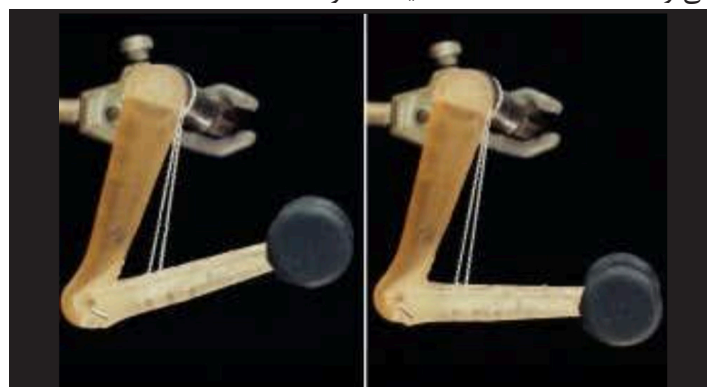
اصول بنیادی

یک محرک HAZEL از یک پوسته‌ی تغییرشکل‌پذیر تشکیل شده است؛ این پوسته با یک جفت الکتروود مخالف هم پوشانده شده و با یک دی‌الکتریک پر شده است. هنگامی که ولتاژ به الکتروودها وارد می‌شود، تنش ماکسول روی پوسته و دی‌الکتریک اثر می‌گذارد، در نتیجه توزیع محلی دی‌الکتریک به وجود می‌آید که باعث تغییرشکل هیدرولیکی نرم می‌شود. این اصول کاری باعث می‌شود که محرک‌های HAZEL بتوانند از قانون پاسکال استفاده کنند. تغییر اندازه الکتروود بسته به اندازه‌ی پوسته ضربه و نیروی خروجی را تغییر می‌دهد. یک الکتروود بزرگ منجر به کشش تحریک بزرگ‌تر اما با خروجی نیروی کمتر و الکتروود کوچک‌تر منجر به کشش کمتر و خروجی نیروی بیشتر می‌شود. استفاده از دی‌الکتریک مایع نیز روند خودترمیم‌شوندگی را در اثر تجزیه‌ی دی‌الکتریک بهبود می‌بخشد. محرک‌های HAZEL توانایی درک تغییرشکل را دارند، ساختار محرک HAZEL یک خازن تغییرشکل‌پذیر است؛ هنگامی که محرک در اثر نیرو یا ولتاژ تغییرشکل می‌دهد، اندازه و فاصله‌ی الکتروودها تغییر می‌کند، با اندازه‌گیری این تغییر خازنی وضعیتی از تغییرشکل محرک به دست می‌آید (شکل ۱). محرک‌های HAZEL از نیروهای الکترواستاتیک برای تولید محلی فشار هیدرولیکی در ساختارهای نرم که پر از دی‌الکتریک مایع هستند استفاده می‌کنند. علاوه بر این، بسیاری از طرح‌های محرک HAZEL نیازی به دی‌الکتریک و الکتروود قابل کشش ندارند؛ اما می‌توان آن‌ها را از موادی ساخت که فقط به جای کشش انعطاف‌پذیر هستند [۱۴].



شکل ۴: عضلات مبتنی بر غلاف‌های نازک پلیمری [۱۲]

ویژگی مشترک همه‌ی این تحقیقات ایجاد کردن عضلات مصنوعی‌ای است که می‌توانند ۱۰۰۰ برابر وزن خودشان را بالا ببرند. این الیاف جدید در اندام مصنوعی، ربات‌ها، اسکلت‌های بیرونی و حتی در لباس قابل‌استفاده هستند؛ و اصل مشترک آن‌ها برای ایجاد عضله‌ی مصنوعی این است که ماده‌ی پیچ‌خورده می‌تواند مانند عضله کشیده شود. [۱۰].



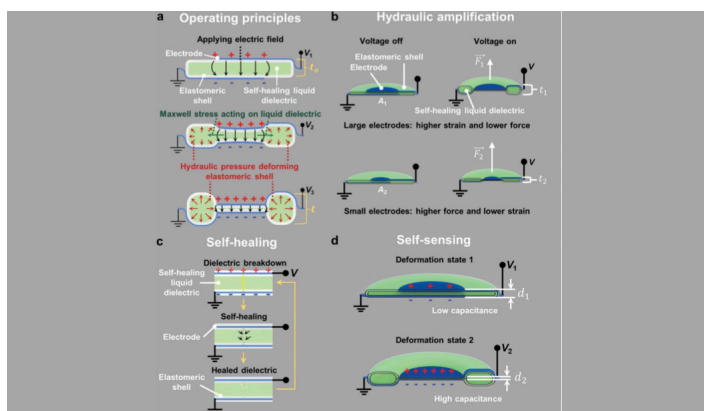
شکل ۵: نمونه‌ای از الیاف و عضلاتی که ۱۰۰۰ برابر وزن خود را بالا می‌برند [۱۳]

HAZEL، آینده‌ی عضلات مصنوعی

معرفی

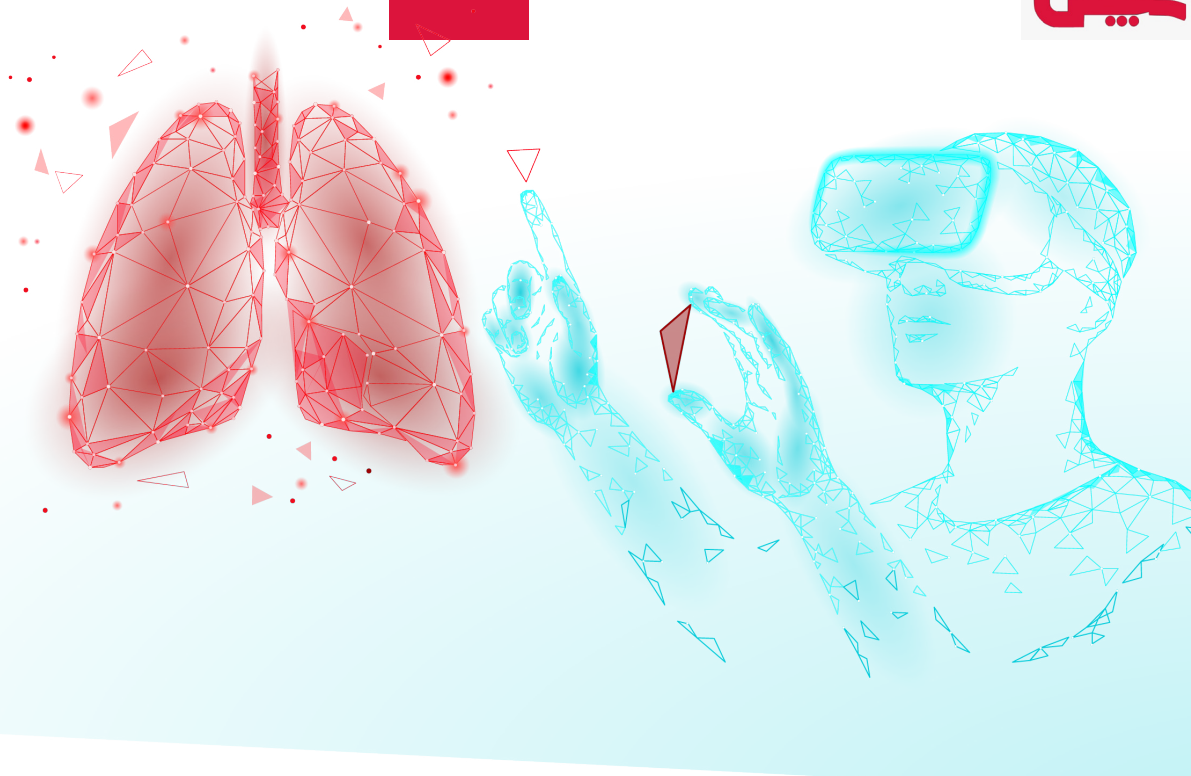
ربات‌های سنتی از اجزای سفت‌وسختی تشکیل شده‌اند و درجه‌ی آزادی محدودی دارند؛ درحالی که گیاهان و جانداران از انبوهی از ساختارهای نرم برای عملکرد مؤثر در شرایط مختلف استفاده می‌کنند. برای ایجاد تطابق بین مکانیک دنیای مهندسی و بیولوژیکی، استفاده از رباتیک نرم در حال افزایش است. محرک سیال نرم و محرک الاستومر دی‌الکتریک دو جزء اصلی رباتیک نرم هستند. محرک‌های نرم عملکرد خم‌شدن و پیچاندن را اجرا می‌کنند، اما نیازمند وسایل متعددی هستند؛ محرک دی‌الکتریک عملکرد مشابه ماهیچه دارند اما به دلیل حساسیت بالا، در صورت شکست دی‌الکتریک، منجر به خرابی بزرگی می‌شود.

عضلات مصنوعی الکترواستاتیک خودترمیم‌شونده‌ی هیدرولیکی (HAZEL)، تکنولوژی جدیدی است که الکترواستاتیک و نیروی هیدرولیک را به هم پیوند می‌دهد تا از این طریق به عملکرد مشابه ماهیچه دست یابد؛ به طوری که تغییرشکل ایجادشده را حس کرده و توانایی بهبود خود را در برابر آسیب‌های ناشی



شکل ۳: اصول ساده عملکرد محرک‌های HAZEL [۹]

در صورت تمایل توصیه می‌شود برای دیدن طرز کار عضلات HAZEL و حرکت آن‌ها، فیلمی که آدرس آن در منابع آمده مشاهده کنید.



بایومکانیک و واقعیت مجازی

نویسندگان: مریم رحمانی، سینا تابعی

سکته‌ی مغزی خواهیم پرداخت.

سیستم‌های واقعیت مجازی و کاربرد آن در فرآیند بهبود راه رفتن پس از سکته‌ی مغزی

مقدمه و هدف

به‌طور میانگین، دو سوم از افرادی که سکته‌ی مغزی را پشت سر گذاشته‌اند، توانایی راه رفتن به‌طور مستقل را از دست می‌دهند. کاهش توانایی در حرکت را می‌توان به‌صورت‌های مختلف مثل تأخیر در آغاز فرآیندهای حرکتی، عدم توانایی انجام کامل حرکات، و به‌طور خاص افزایش زمان فاز ایستایی^۲ در فرآیند راه رفتن (گیت)^۳ مشاهده کرد. محققان با بررسی بیومکانیکی گیت این افراد متوجه شدند که در تمامی مفاصل متأثر از سکته‌ی مغزی، میزان نیروی تولیدشده جهت انجام گیت تا حد زیادی کاهش می‌یابد [۴].

به‌منظور بررسی اینکه سیستم‌های واقعیت مجازی تا چه حد می‌توانند در بازگرداندن توانایی این افراد مؤثر باشند، میرلمن و همکاران [۲] مطالعات فراوانی را در این خصوص انجام داده‌اند.

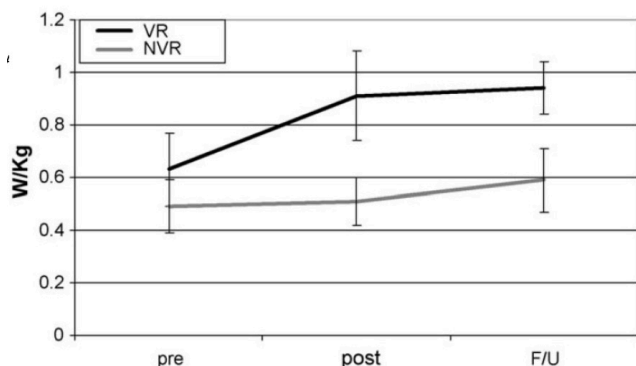
با ظهور سیستم‌های واقعیت مجازی^۱ و تعمیم کاربردهای آن در علوم و صنایع مختلف، امروزه ناظر رشد چشمگیر این حوزه از فناوری در سرتاسر جهان هستیم. سیستم‌های واقعیت مجازی با تکیه بر شبیه‌سازی یک محیط مجازی، این امکان را به ما می‌دهد تا با قراردادن فرد در محیطی که حضور وی در آن محیط به‌طور واقعی عملاً امکان‌پذیر نیست، بتوانیم رفتار او را ارزیابی و در مواردی بهبود و ارتقا دهیم. مهندسی پزشکی و نیز علوم مرتبط با پزشکی نیز از این قاعده مستثنا نبوده و اکنون شاهد ایجاد بسترهای مناسبی برای درمان بیماران به‌وسیله‌ی سیستم‌های واقعیت مجازی هستیم. از جمله کاربردهای این سیستم‌ها در حوزه‌ی جراحی می‌توان از شبیه‌سازهای جراحی به‌منظور ایجاد راه‌های جراحی جدید متناسب با ابزار و آموزش دستیاران جراحی نام برد. در حوزه‌های درمانی نیز می‌توان به درمان پارکینسون و انواع اختلالات حرکتی، درمان اثرات ناشی از سکته‌ی مغزی، توانبخشی اندام فوقانی و تحتانی اشاره کرد. علاوه بر همه‌ی این‌ها، استفاده از سیستم‌های واقعیت مجازی در مهندسی ورزش نیز اهمیت بالایی به‌خود اختصاص داده است؛ چراکه از این طریق می‌توان ضعف‌های حرکتی ورزشکاران را ارزیابی نمود و با تنظیم تمرینات مرتبط، به بهبود توانایی حرکتی آن‌ها پرداخت. در ادامه، نگاهی دقیق‌تر به کاربرد سیستم‌های واقعیت مجازی در مهندسی ورزش و درمان اختلالات ناشی از

^۱ Virtual Reality

^۲ Stance phase

^۳ Gait

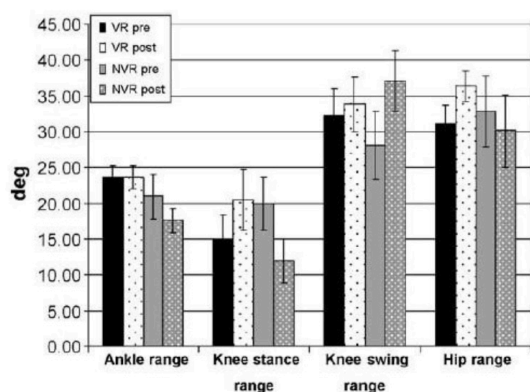
پارامتر دیگری که در مطالعات میرلمن بررسی شد، توان ایجادشده توسط مچ پا در آغاز فاز سوئینگ^۹ راه رفتن است. از آنجا که این نیرو یکی از پارامترهای اصلی در شتاب‌گیری در حین راه رفتن به‌شمار می‌رود، می‌توان انتظار داشت که گروه VR توان بیشتری را نسبت به گروه NVR در مچ پا ایجاد کند؛ چراکه گروه VR افزایش سرعت راه رفتن بیشتری را نسبت به گروه NVR از خود نشان می‌داد. همان‌طور که در شکل ۲ نیز مشخص است توان ویژه در گروه VR افزایش قابل‌قبولی (۴۴٪) را نشان می‌دهد در حالی که گروه NVR تنها ۴٪ افزایش را نشان می‌دهد.



شکل ۲. نمودار مقایسه توان ویژه راه رفتن در قبل دوره درمان، حین دوره درمان و پس از دوره درمان در

گروه‌های واقعیت مجازی و غیر واقعیت مجازی [۲]

پس از جمع‌آوری داده‌های مرتبط با سرعت و توان ویژه، دامنه‌ی حرکتی مفاصل اندام تحتانی مورد بررسی قرار گرفت (شکل ۳). در این بررسی نیز باز هم می‌بینیم که میزان افزایش دامنه‌ی حرکتی مفاصل در گروه VR بیشتر از گروه NVR بوده است. در مفصل زانو و در فاز ایستایی^{۱۰}، گروه VR به‌میزان ۳۶٪ افزایش دامنه‌ی حرکتی را از خود نشان می‌دادند؛ در حالی که گروه NVR نه‌تنها رشدی را نشان نداده بلکه شاهد افت دامنه حرکتی را با وجود درمان بودیم.



شکل ۳. مقایسه‌ی تغییرات دامنه‌ی حرکتی در سه مفصل مچ، زانو و لگن در دو گروه واقعیت مجازی و غیر

واقعیت مجازی، قبل و بعد فرآیندهای درمان [۲]

در یکی از این مطالعات که هدف آن بررسی بیومکانیک گیت بیماران در دوره‌ی درمانی بود، ۱۸ نفر، متشکل از ۱۵ مرد و ۳ زن با میانگین سنی ۶۲ سال شرکت کردند. افراد انتخاب‌شده‌ی سکنه‌ی مغزی عوارض مشابه را پشت سر گذاشته بودند و از نظر جسمانی نیز تقریباً در شرایط یکسانی قرار داشتند. این ۱۸ نفر سپس به دو گروه ۹ نفره تقسیم شدند که هر گروه دوره‌ی درمان یک‌ماهه را سپری کرده‌اند.

لازم به ذکر است که دوره‌ی درمان این افراد با استفاده از سیستم توان‌بخشی ۶ درجه آزادی روتگرز^۴ مشتمل بر سیستم فیدبک نیرویی^۵ صورت گرفت.

تفاوت موجود در بین این دو گروه تقسیم‌بندی‌شده این بود که یک گروه به‌کمک سیستم واقعیت مجازی و با بهره‌گیری از بازی‌های رایان‌های متعامل با دستگاه روتگرز تمرین داده شد (گروه واقعیت مجازی^۶) و گروه دیگر صرفاً با استفاده از دستگاه روتگرز و ارائه‌ی تمرینات فردی مرتبط با آن دوره‌ی درمانی خود را تکمیل کردند (گروه بدون واقعیت مجازی^۷). دامنه‌ی تمرینات هر دو گروه به‌صورت یکسان برنامه‌ریزی و اجرا شد؛ اما نتایج حاصل برای گروه واقعیت مجازی (VR) به‌مراتب بهتر از گروه بدون استفاده از واقعیت مجازی (NVR) بود.



شکل ۱. شمایی از دستگاه توان‌بخشی ۶ درجه آزادی روتگرز [۱]

نتایج و بحث

اولین پارامتری که در حین دوره‌ی درمان و پس از آن^۸ بررسی شد سرعت راه رفتن افراد بود. در گروه VR سرعت به میزان چشمگیر و به‌مقدار ۲۴٪ رشد پیدا کرد در حالی که در گروه NVR تنها به‌میزان ۲٪ شاهد این رشد بودیم. همچنین اندازه‌گیری‌های پس از دوره‌ی درمان نیز حاکی از آن بود که تغییرات به‌وجودآمده پایدار بوده و با پایان یافتن دوره‌ی درمان، سرعت راه رفتن این افراد کاهش پیدا نکرده است.

^۴ Rutgers Ankle Rehabilitation System (RARS)

^۵ Force feedback

^۶ Virtual Reality group (VR group)

^۷ Non-Virtual Reality group (NVR group)

^۸ Follow-up (F/U)

^۹ Swing phase

^{۱۰} Stance phase

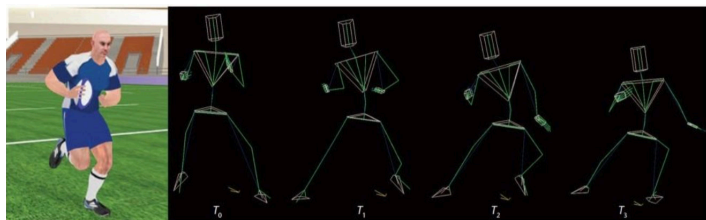
پس از ضبط حرکات در موقعیت‌های واقعی، شخصیت‌های مجازی با استفاده از موتور انیمیشن MKM^{۱۰} متحرک ساخته می‌شوند. MKM برای برنامه‌های تعاملی مناسب است زیرا سازگاری حرکت صدها شخصیت را در زمان واقعی امکان‌پذیر می‌کند. در این آزمایش، توانایی بازیکنان راگبی متخصص و تازه‌کار در تشخیص حرکات فریبنده در زمان نزدیک شدن بازیکن مهاجم، آزمایش شد.



شکل ۴. دستگاه مورد استفاده برای مطالعه موردی راگبی: (a) HMD محیط راگبی مجازی، ترکیبی از این فناوری‌های سخت‌افزاری و نرم‌افزاری امکان غوطه‌وری کامل از بازیکنان را در زمین راگبی مجازی فراهم می‌کند [۳].

روش‌ها

شرکت‌کنندگان تشخیص‌های ادراکی ساده‌ای انجام دادند و نیازی به حرکت زیاد ندارند؛ بنابراین، از Cybermind Visette Pro HMD استفاده شد که شامل دو صفحه‌ی نمایش ۱۲۸۰ × ۱۰۲۴ پیکسل با یک میدان دید ۴۵ درجه است. این نمایشگر تعاملی است؛ زیرا از سیستم Vicon motioncapture برای ضبط موقعیت و جهت سر با استفاده از پنج نشانگر قرار گرفته در بالای HMD استفاده شده است. این اطلاعات به‌صورت لحظه‌ای از نظر پخش‌کننده در زمین واقعی مجازی به‌روز می‌شوند [۳].



شکل ۵. استفاده از انسداد زمانی در مطالعه‌ی موردی راگبی: (a) بازیکن راگبی مجازی (b) تصاویری از این بازیکن در زمان‌های مختلف. انسداد زمانی به تعیین زمان ظهور اطلاعات اصلی در مورد حرکت حریف کمک می‌کند [۳].

برای بررسی توانایی بازیکن راگبی در تشخیص حرکات فریبنده، از انسداد زمانی استفاده شد. نمایشگرها در آخرین مرحله (T_0) که قبل از تغییر جهت رخ داده است قطع می‌شوند. قطع دیگر ۱۰۰ میلی‌ثانیه (T_1)، ۲۰۰ میلی‌ثانیه (T_2) و ۳۰۰ میلی‌ثانیه (T_3) پس از T_0 بود.

از یافته‌های مطالعات انجام‌شده در این خصوص می‌توان دریافت که استفاده از سیستم‌های واقعیت‌مجازی نقش بسیار پررنگی در بهبود کنترل و نیز هماهنگی سیستم عصبی-اسکلتی-عضلانی دارد. همان‌طور که در این قسمت هم اشاره شد، می‌توان با استفاده از سیستم‌های واقعیت‌مجازی مورد استفاده در توان‌بخشی، گام بلندی در راستای کاهش اثرات ناشی از سکته مغزی، پارکینسون، بیماری‌های اختلالات حرکتی و بسیاری از بیماری‌های ناشناخته برداشت.

استفاده از واقعیت‌مجازی برای تحلیل عملکرد ورزشی

دانشمندان سیستم‌ها و روش‌های زیادی را برای ارزیابی مهم‌ترین پارامترهای عملکرد ورزشی - به‌ویژه در زمینه‌های بیومکانیک، فیزیولوژی^{۱۱} و علوم اعصاب رفتاری^{۱۲} ایجاد کرده‌اند. تجزیه و تحلیل‌های فیزیولوژیکی، مصرف انرژی در حرکات انسان و چگونگی سازگاری سوخت‌وساز^{۱۳} با آموزش را توصیف می‌کنند. علوم اعصاب رفتاری به ما این امکان را می‌دهد تا انتخاب‌های استراتژیک بازیکنان را در طول رقابت را از قبیل اقدامات حریف یا حرکت بهینه برای رهگیری توپ پیش‌بینی کنیم.

به‌علاوه، از VR برای مطالعه‌ی حلقه‌ی درک عمل در ورزشکاران، چگونگی تأثیر ادراک بر انتخاب‌هایی که انجام می‌شود و چگونگی تأثیر این انتخاب‌ها بر ادراک بعدی استفاده می‌شود. با درخواست از بازیکنان برای پیش‌بینی اتفاق‌هایی که در سناریوهای خاص می‌افتد، تشخیص داده می‌شود که کدام اطلاعات ادراکی مهم است. به‌عنوان مثال، توپ با به‌انتهای رسیدن مسیرش به کجا می‌رود. سپس مؤلفه‌های عمل را برای تکمیل حلقه معرفی می‌کنیم. برای انجام چنین آزمایشاتی، چارچوبی طراحی می‌شود که از فناوری بازی‌های ویدئویی، از جمله یک موتور انیمیشن پیچیده استفاده می‌کند.

بیدائو و همکاران در مطالعه‌ی موردی خود در خصوص راگبی، از حرکت هشت بازیکن راگبی در سطح ملی استفاده کردند [۳]. برای هر جلسه ضبط، به‌طور هم‌زمان دو بازیکن مختلف، یک مهاجم و یک مدافع ضبط شد. مهاجم توپ را حمل می‌کند و با انجام حرکتی فریبنده سعی در وارد کردن ضربه به مدافع دارد. در طرف مقابل، مدافع سعی می‌کند مانع عبور مهاجم شود (هر بازیکن به‌طور متناوب نقشش به عنوان مهاجم و مدافع تغییر می‌کند). ثبت اقدامات هر دو بازیکن امکان تجزیه و تحلیل عمیق بیومکانیکی گذشته را در مورد آنچه مهاجم برای ضربه زدن به مدافع انجام می‌دهد، فراهم می‌کند. از طرف دیگر، برای عمل ادراک راگبی، سوژه فقط سعی می‌کند حرکات گمراه‌کننده‌ی حریف مجازی خود را شناسایی کند؛ بنابراین، از یک نمایشگر مستقر در سر (HMD^{۱۴}) استفاده شد.

^{۱۰} Mangleable Kinematic Motions

^{۱۱} Behavioral neuroscience

^{۱۲} Metabolism

^{۱۳} Head-Mounted Display

^{۱۱} Physiology

^{۱۲} Behavioral neuroscience

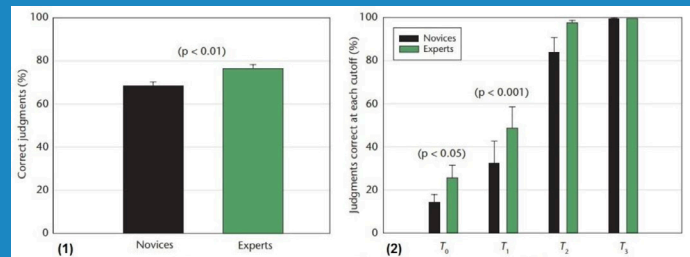
^{۱۳} Metabolism

^{۱۴} Head-Mounted Display

برای هر حرکت و هر قطع، بازیکنان راگی متخص و تازه کار باید جهت نهایی بازیکن مجازی را تعیین کنند. برای این کار، آن‌ها یکی از دو دکمه‌ی کنترل‌کننده‌ی بازی Microsoft SideWinder را فشار دادند (دکمه‌ی سمت چپ برای بازیکنی که به سمت چپ می‌رود، دکمه‌ی سمت راست برای بازیکنی که به سمت راست می‌رود). پاسخ‌های آن‌ها در مورد جهت بازیکن به‌همراه زمانی که آن‌ها برای انجام این پاسخ‌ها صرف کردند، ضبط شد. از این اطلاعات برای ارزیابی تفاوت بین بازیکنان راگی متخص و تازه کار و توانایی آن‌ها در جمع‌آوری اطلاعات ادراکی پیشرفته درمورد اینکه بازیکن قصد دارد کدام مسیر را اجرا کند، استفاده شد.

تحلیل داده‌ها

در پژوهش بیدائو، تعداد کل پاسخ‌های صحیح برای بازیکنان با تجربه راگی ($1.82 \pm 76.4\%$) به‌طور قابل‌توجهی بیشتر از بازیکنان کم‌تجربه ($1.88 \pm 68.3\%$) بود. علاوه براین، نتایج در این پژوهش نشان‌دهنده‌ی بالاتر بودن سرعت نهایی حرکت بازیکنان حرفه‌ای در مقایسه با بازیکنان کم‌تجربه بود [۳].



شکل ۶. تشخیص‌های صحیح برای مطالعه‌ی موردی راگی: (۱) جهت نهایی دودین بازیکن مهاجم (۲) در هر زمان قطع، اکثر متخصان جهت نهایی حرکت بازیکنان راگی را سریع‌تر از تازه‌کارها تعریف می‌کنند [۳].

[برای دیدن منابع کلیک کنید.](#)

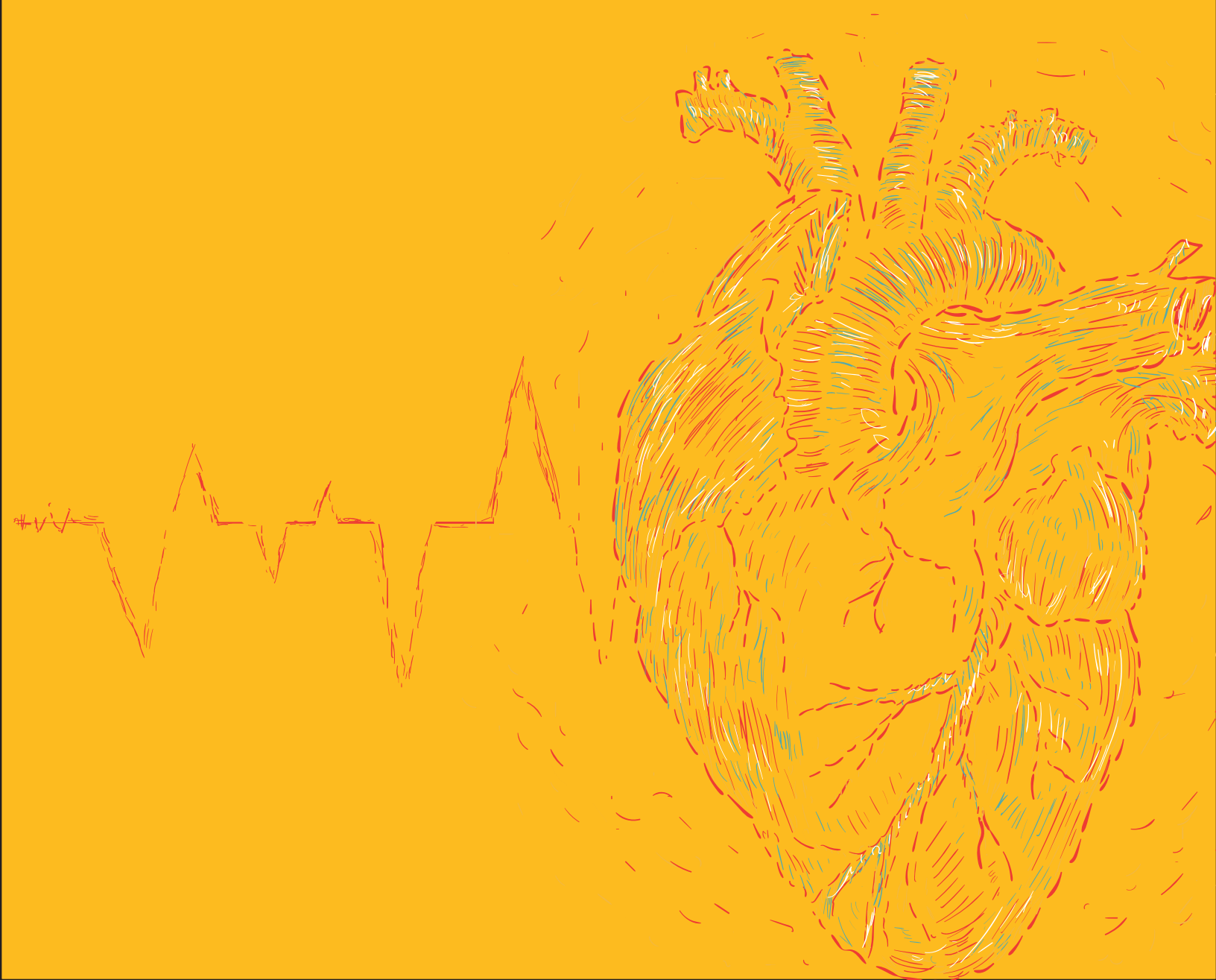


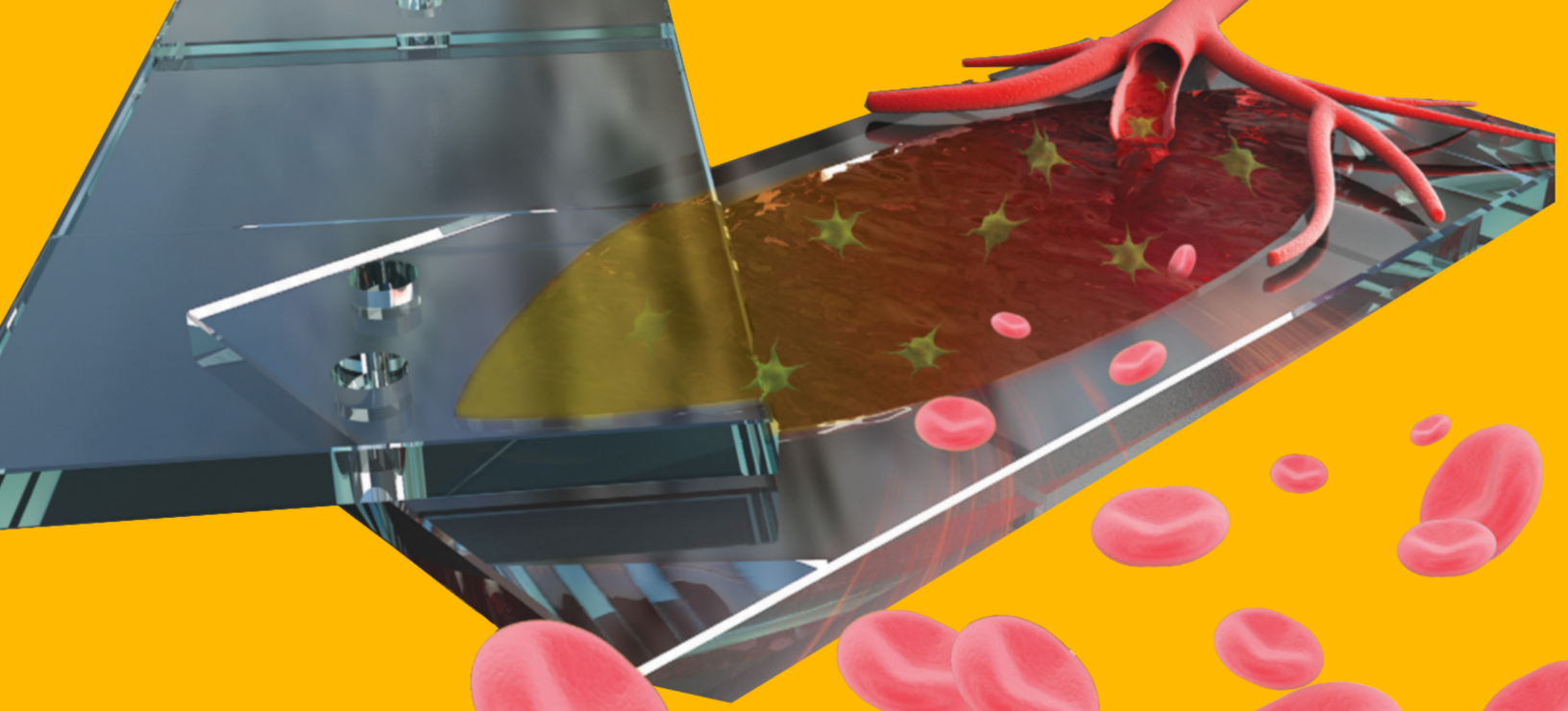
باب بایومتریا

قلب روی تراشه

اصلاح سطح با روش پوشش افشانه پلاسما
در ایمپلنت‌های تیتانیومی فمور

درمان سرطان با استفاده از نانوذرات لیپوزومی





قلب روی تراشه

نویسنده: هما برنا، علی‌رضا غفرانی

ساختار و عملکرد قلب انسان

قلبی متصل می‌کنند. ECM صرفاً یک ساختار پشتیبانی منفعل نیست، بلکه منبع مهمی از خصوصیات ساختاری، مکانیکی و شیمیایی است [۲].

بطن علاوه بر میوسیت‌های قلبی، تعداد زیادی سلول نیز دارد که در محیط سلولی اطراف میوسیت پدید آمده‌اند. به‌طور مثال یکی از این سلول‌ها، فیبروبلاست‌های قلبی تکثیر یافته‌اند که پروتئین‌های ECM را در طول رشد، سلامتی و بیماری در قلب تولید می‌کنند. به‌علاوه بطن شامل یک شبکه‌ی مویرگی متراکم است که از عروق پوشیده شده با سلول‌های اندوتلیال تشکیل شده است. سلول‌های اندوتلیال با خون ارتباط برقرار می‌کنند و فاکتورهای سیگنالینگ، مانند اکسید نیتریک را که اثرات مستقیمی بر روی میوسیت‌های قلبی دارند، آزاد می‌کنند. بطن همچنین شامل سلول‌های عضلانی صاف، سلول‌های عصبی و سلول‌های ایمنی است که هر یک از آن‌ها می‌توانند بر عملکرد میوسیت‌های قلبی تأثیر بگذارند؛ بنابراین، اگرچه میوسیت‌های قلبی سلول‌های ضروری برای برون‌ده قلبی هستند، عملکرد آن‌ها می‌تواند توسط دیگر سلول‌های موجود در بطن تعدیل شود [۳].

عملکرد اصلی قلب، پمپاژ خون است. قلب به‌دلیل انقباض همزمان و ضربان‌دار بافت عضلانی تراز شده و تحریک‌پذیر، به این عملکرد منحصر به فرد دست یافته است. به‌عنوان یک پمپ ضربان‌دار و الکترومکانیکی از چهار محفظه تشکیل شده است که شامل: دو دهلیز و دو بطن می‌شود. دیواره‌ی بطن‌ها از لایه‌هایی از بافت عضلانی تشکیل شده است که به‌طور همزمان برای پمپاژ خون بی‌اکسیژن شده به داخل ریه (بطن راست) یا خون اکسیژن‌دار به آنورت (بطن چپ) منقبض می‌شود. هر لایه از بافت عضلانی بطنی، معروف به میوکاردا، توسط سلول‌های عضلانی انقباضی و مخططی معروف به میوسیت قلبی پوشیده شده است. هر میوسیت قلبی شکلی استوانه‌ای کشیده دارد و با میوسیت‌های همسایه، همسو است.

ماتریس خارج سلولی^۱ (ECM) قلب، شبکه‌ای از پروتئین‌ها است که پشتیبانی مکانیکی و داربستی مناسب را برای سلول‌های موجود در بافت قلب فراهم می‌کند. در بطن، ECM عمدتاً از فیبریل‌های کلاژن نوع I هست که به‌موازات میوسیت‌های قلب قرار دارند و فیبرونکتین و گلیکوپروتئین‌های لامینین نیز حضور دارند که سایر اجزای ECM مانند کلاژن را به میوسیت‌های

کاربرد «قلب بر روی تراشه»

در شماره‌ی ۳۴ تپش آشنایی با دستگاه‌های میکروفلوئیدیک^۲ و کاربردهای آن انجام شد. ارگان روی تراشه‌ها زیر مجموعه‌ی این دستگاه‌ها هستند. یکی از زیرمجموعه‌های بسیار کاربردی و حیاتی این مجموعه، قلب روی تراشه است، زیرا بیماری‌های قلبی-عروقی مهم‌ترین علت مرگ‌ومیر در جهان هستند و از هر چهار مرگ یک مورد را به خود اختصاص می‌دهد. عوامل زیادی در این امر نقش دارند، که به چند مورد از آن‌ها در ادامه اشاره می‌کنیم [۵]:

۱. قلب توانایی محدودی در ترمیم خود پس از آسیب دارد؛ زیرا میوسیت‌های قلبی از نظر تمایز انتهایی متفاوت هستند و تا حد قابل توجهی تکثیر نمی‌یابند؛ بنابراین، بعد از یک آسیب مانند انفارکتوس میوکارد^۳، بافت عضلانی نکروتیک با بافت اسکار غیرقابل انقباض جایگزین می‌شود که برون‌ده قلب را به خطر می‌اندازد.
۲. میوسیت‌های قلبی از نو ساخته نمی‌شوند؛ بنابراین به دست آوردن و کشت میوسیت‌های قلبی انسان برای مطالعه زیست‌شناسی آن‌ها بسیار چالش‌برانگیز است. در نتیجه، محققان مجبور شده‌اند برای تحقیقات قلبی اساساً به مدل‌های حیوانی اعتماد کنند که لزوماً پیش‌بینی‌کننده‌ی مدل‌های انسانی نیستند.
۳. چندین جهش ژنتیکی می‌تواند منجر به کاردیومیوپاتی^۴ شود. با این حال، ارتباط بین ژنوتیپ و فنوتیپ در میوسیت‌های قلبی انسان به‌روشنی درک نشده است و کاردیومیوپاتی‌های ژنتیکی انسان اغلب به‌طور دقیق در مدل‌های حیوانی جمع نمی‌شوند.

۴. بسیاری از بیماری‌های قلبی با بازسازی ECM در ارتباط هستند. به‌عنوان مثال، پس از انفارکتوس، بافت اسکار تشکیل شده، سفت و محکم است و بار مکانیکی میوسیت‌های زنده مانده را افزایش می‌دهد. با این حال، درک چگونگی کمک ECM به پیشرفت بیماری قلبی دشوار است؛ زیرا مدل‌های داخل بدن بیش از حد ناهمگن هستند. علاوه بر این، از نظر تاریخی تولید ECM قلب در شرایط آزمایشگاهی چالش‌برانگیز بوده است؛ بنابراین، نقش ECM در پاتوژنز قلب به‌خوبی درک نشده است [۵].

پارامترهای طراحی تراشه‌ی قلب

برای یک تراشه‌ی قلب، تلاش‌های اولیه بر مهندسی میوکارد بطن متمرکز شده است. به این جهت که بطن‌ها محفظه اصلی پمپاژ خون به قلب و محل اکثر آسیب‌ها هستند. برای تقلید از میوکارد بطنی در شرایط برون‌تنی^۵، استفاده از یک میوسیت قلبی به تنهایی، با ابعاد کوچک و فاقد برهم‌کنش‌های سلول-سلول که برای ساختار و عملکرد بطن ضروری است، توصیه می‌شود.

^۲ microfluidic devices
^۳ myocardial infarction
^۴ cardiomyopathies
^۵ In vitro

استفاده از یک پمپ بطنی سه‌بعدی بسیار پیچیده خواهد بود تا بتواند استحکام کافی داشته باشد و با فناوری‌های فعلی مهندسی ساخته شود؛ بنابراین، بیشتر سیستم‌عامل‌های قلب روی تراشه تا امروز از قطعات میوکارد بطنی در ابعاد کوچک تشکیل شده‌اند که برای دستیابی به پارامترهای ایده‌آل زیر طراحی شده‌اند:

- منبع سلول: میوسیت‌های قلبی مربوط به انسان
- بیومتریال‌ها و داربست‌ها: سیستم‌عامل‌هایی که جنبه‌های ساختاری، مکانیکی و بیوشیمیایی ECM قلب را تقلید می‌کنند.
- معیارها: بازخوانی قابل دسترسی از عملکرد الکتریکی و انقباضی [۶].

منبع سلول برای قلب در تراشه

در این بخش، مزایا و معایب منابع سلولی موجود برای سیستم‌عامل‌های قلب بر روی تراشه^۶ به‌صورت خلاصه شرح داده شده است [۵].

منبع سلولی	مزایا	معایب
میوسیت‌های قلب بزرگسالان اولیه انسان	مربوط به انسان است سلول‌های بالغ هستند	دستیابی به آن بسیار دشوار است نمی‌توان در کشت آن‌ها را تکثیر کرد.
میوسیت‌های قلب جنین اولیه انسان	مربوط به انسان است دستیابی به آن نسبتاً دشوار است	بالغ نیست نگرانی‌های اخلاقی
میوسیت‌های قلبی اولیه موش صحرایی تازه متولد شده	دستیابی به آن آسان است	مربوط به انسان نیست بالغ نیست
میوسیت‌های قلبی مشتق از hESC	مربوط به انسان است hESC را می‌توان در کشت تکثیر کرد.	بالغ نیست نگرانی‌های اخلاقی
میوسیت‌های قلبی مشتق از hiPSC	مربوط به انسان است hiPSC را می‌توان در کشت تکثیر کرد. می‌تواند مختص به خود بیمار باشد.	بالغ نیست

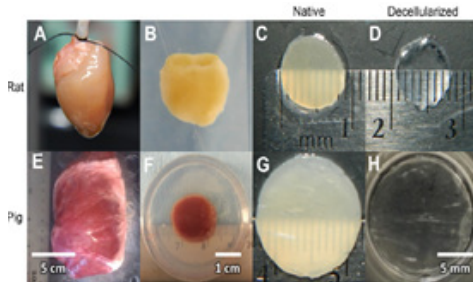
بیومتریال برای قلب در تراشه

در حالت ایده‌آل، بیومتریال‌هایی که به‌عنوان داربست برای سازه‌های تراشه‌ی قلب انتخاب می‌شوند، باید از خواص مکانیکی و بیوشیمیایی ECM تقلید کنند. بیومتریال‌های طبیعی و مصنوعی که دارای قابلیت بالقوه‌ای برای قلب در تراشه هستند، در زیر شرح داده شده است.

۱. بیومتریال‌های طبیعی

از آنجا که جزء اصلی ECM بطن متشکل از کلاژن تایپ I است، یک استراتژی ثابت برای کشت میوسیت‌های قلبی این است که آن‌ها روی ظروف پتری دیش یا شیشه‌های پوشانده شده با پروتئین کلاژن نوع I کشت داده شوند. از آنجایی که فیبرونکتین نیز یکی از مواد مهم در طی رشد سلول‌های قلبی در قلب وجود، از آن نیز برای پوشاندن ظروف و سایر سطوح جهت تسهیل چسبندگی میوسیت قلبی استفاده می‌شود. سایر پروتئین‌های ECM مانند فیبرین، کلاژن و ژلاتین می‌توانند ترکیب شده و به‌صورت هیدروژل‌های سه‌بعدی متصل می‌شوند و برای کشت میوسیت‌های قلبی مورد استفاده قرار

^۶ heart on chip



شکل ۳. تهیه EHS از موش صحرایی و خوک [۱].

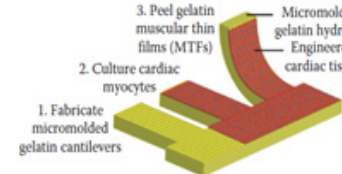
روش دیگر برای استفاده از ECM سلول‌زدایی شده به‌عنوان داربست، برش قلب قبل از سلول‌زدایی است. بخش‌های جدا شده از بافت قلب را می‌توان به‌طور مستقیم به‌عنوان داربست برای کشت میوسیت‌های قلبی موش صحرایی نوزادی در بافت‌های مهندسی شده استفاده کرد (شکل ۳)؛ بنابراین، بافت قلب سلول‌زدایی شده به‌عنوان یک داربست کاملاً طبیعی و بیومیمتیک برای سیستم‌عامل‌های قلب روی تراشه کاربرد دارد [۱].

۲. بیومتریال‌های سنتزی

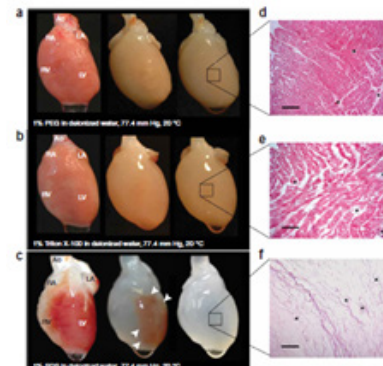
یکی از رایج‌ترین پلیمرهای مصنوعی که برای سیستم‌عامل‌های ارگان روی تراشه و دستگاه‌های میکروسیال استفاده می‌شود، پلی‌دی‌متیل‌سیلوکسان^۷ (PDMS) است. PDMS یک الاستومر مصنوعی و مبتنی بر سیلیکون و مورد تأیید FDA است. PDMS اکسیدشده به پروتئین‌های ECM مانند فیبرونکتین متصل می‌شود تا قابلیت اتصال سلول‌ها به سطح را فراهم کند. PDMS اکسیدشده همچنین به ساختارهای میکروسیالی چند جزئی، مفید و به‌عنوان یک بستر کشت سلولی برای قلب روی تراشه، دارای کیفیت مطلوبی است. این ماده، بی‌اثر، غیرسمی و شفاف است؛ بنابراین، نظارت بر سلول‌های در حال رشد در سطوح PDMS با استفاده از میکروسکوپ استاندارد، آسان است. از آنجا که PDMS جامد با مخلوط کردن دو جزء مایع ساخته می‌شود، می‌تواند به‌راحتی روی سطوح پوشانده شود و یا در محفظه‌ها و کانال‌های میکروسیال قالب‌گیری شود. با این حال، یکی از مشکلات این است که سطح آب‌گریز و در برابر چسبندگی سلول مقاوم است. حتی با پوشش فیبرونکتین بر روی PDMS، سلول‌ها اغلب بعد از کشت برای مدت طولانی لایه لایه می‌شوند؛ بنابراین، گرچه PDMS از مزایای بسیاری برای سیستم‌های قلب بر تراشه برخوردار است، سطح مناسبی برای کشت سلول‌ها فراهم نمی‌کند (شکل ۴) [۸].

یکی از مزایای هیدروژل‌های ساخته شده از پروتئین‌های ECM این است که سلول‌ها می‌توانند مستقیماً در ژل تعبیه شوند یا بر روی ژل رشد کنند؛ بنابراین، پروتئین‌های ECM که به‌طور طبیعی به میوسیت‌های قلبی چسبنده هستند، به‌عنوان بسترها و پوشش‌های سطحی سیستم‌عامل‌های قلب بر روی تراشه به‌طور گسترده‌ای استفاده می‌شوند. به‌عنوان مثال در (شکل ۱) از پروتئین ژلاتین به همین منظور استفاده شده است [۵].

بافت قلبی سلول‌زدایی شده یکی دیگر از بیومتریال‌های طبیعی است که قابل استفاده در این روش هست. در سال ۲۰۰۸، دوریس تیلور و همکارانش روشی را برای سلول‌زدایی از قلب کامل موش‌ها با پرفیوژن کردن عروق با یک ماده‌ی پاک‌کننده و بجای گذاشتن ECM قلب سالم را گزارش کردند [۷]. برای جنبه‌ی کاربردی تراشه‌ی قلب، ECM قلب سلول‌زدایی شده، به‌شکل هیدروژل در آمده و به‌عنوان داربست برای کشت میوسیت‌های قلبی مشتق از سلول‌های بنیادی استفاده می‌شود. این داربست‌ها با ترکیب پروتئین‌های ECM در قلب سالم مطابقت دارند و بنابراین از نظر خواص بیوشیمیایی بسیار بیومیمتیک هستند (شکل ۲). روش دیگر برای استفاده از ECM سلول‌زدایی شده به‌عنوان داربست، برش قلب قبل از سلول‌زدایی است. بخش‌های جدا شده از بافت قلب را می‌توان به‌طور مستقیم به‌عنوان داربست برای کشت میوسیت‌های قلبی موش صحرایی نوزادی در بافت‌های مهندسی شده استفاده کرد (شکل ۳)؛ بنابراین، بافت قلب سلول‌زدایی شده به‌عنوان یک داربست کاملاً طبیعی و بیومیمتیک برای سیستم‌عامل‌های قلب روی تراشه کاربرد دارد [۱].

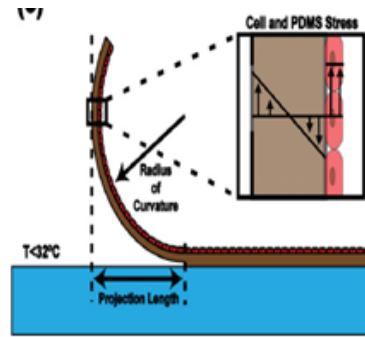


شکل ۱. سازه‌های نازک عضلانی ژلاتینی (MTF) قلب بر روی تراشه [۳].



شکل ۲. سلول‌زدایی پرفیوژن قلب کامل موش [۵]

گذاشته می‌شود. سپس کل سازه در معرض نور ماورا بنفش قرار می‌گیرد که فقط مناطق بدون ماسک را هدف قرار دهد. سپس ویفر در محلول سازنده غوطه‌ور می‌شود تا مناطقی که در معرض نور نبودند حل شوند و خارج شوند. ویفر سیلیکونی بدست آمده از مراحل قبل شکلی که از قبل طراحی کرده بودیم، به دست می‌آورد. محققان برای تراز کردن میوسیت‌های قلبی به بافت‌های ناهمسانگرد محل تلاقی، از چاپ میکروتماس برای انتقال ۱۵ میکرومتر خط فیبرونکتین به عرض ۲ میکرومتر بر روی سطح‌های پوشیده شده با PDMS استفاده کرده‌اند.

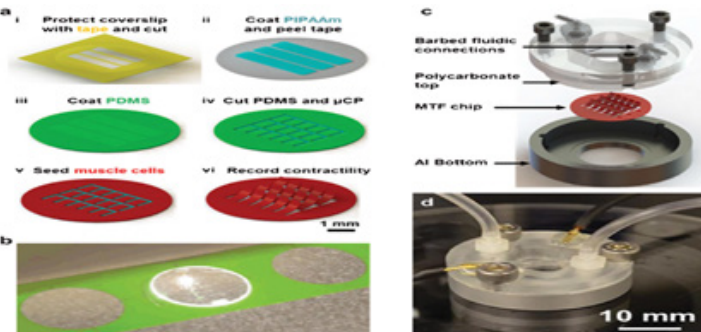


شکل ۴. سطح نامناسب PDMS برای کشت سلول [۲]



شکل ۵. چاپ میکرو تماس (Microcontact printing) [۱۵]

در ادامه میوسیت‌های بطنی نوزاد موش صحرایی و همچنین میوسیت‌های قلبی مشتق شده از سلول‌های بنیادی موش و انسان، بافت‌هایی با سارکومرهای تراز شده روی این سطح را تشکیل می‌دهند. الگوهای تمبرهای PDMS همچنین می‌توانند به عنوان الگوهایی برای میکرومولدینگ سطوح هیدروژل‌ها مانند ژلاتین یا آلژینات قبل از کاشت سلول استفاده شوند. میوسیت‌های قلبی که روی سطوح میکرومولد شده کشت می‌شوند، بافت‌های هم‌ردیف و هم‌سویی را تشکیل می‌دهند و بنابراین میکروکالبر گیری روش دیگری است که برای مهندسی بافت‌های قلبی همسو در دو بعد استفاده می‌شود. این فرآیند و نحوه‌ی اتصال تراشه به بیوراکتور مخصوص آن مطابق (شکل ۶) انجام شده است [۱۱].



شکل ۶. قلب روی تراشه. (a) شماتیک فرآیند. (b) تصویری از حکاکی لیزرهای MTF در تراشه با قطر ۱۸ میلی‌متر. (c, d) دسته‌ای از تراشه‌های متعدد می‌توانند توسط فرآیند طراحی به کمک رایانه ساخته شوند [۵].

۲. مهندسی بافت قلبی در سه بعد (بسته‌ها و پیچ‌ها)
به علت ساختار چندلایه‌ی بطن، ساختارهای قلب سه‌بعدی نیز به عنوان سیستم‌های قلب بر روی تراشه در دست توسعه هستند. یک روش برای تولید بافت‌های قلبی مینیاتور، همسو و سه‌بعدی، میوسیت‌های قلبی در یک مخلوط هیدروژل ماتریکس خارج سلولی، قبل از آن که فرآیند ژل شدن برایش اتفاق بیفتد، تعبیه می‌شوند. سپس این مخلوط به میکروسول PDMS تزریق می‌شود که شامل دو

تکنیک‌های مهندسی بافت قلب بر روی تراشه

ماده‌ی بیولوژیکی مصنوعی دیگر، هیدروژل پلی‌آکریل آمید^۸ است. یکی از مزایای هیدروژل‌های پلی‌آکریل آمیدی این است که مدول الاستیک آن‌ها در محدوده‌ی بافت‌های بیولوژیکی، از مغز و عضله تا استخوان، قابل تنظیم است بنابراین، برای اهداف قلبی روی تراشه، می‌توان ژل‌های پلی‌آکریل آمید را به منظور تقلید از کشش میوکاردا سالم که تقریباً ۱۰ - ۱۵ کیلوپاسکال است، ساخت [۸].

هیدروژل‌های پلی‌آکریل آمید به پروتئین‌ها چسبندگی ندارند؛ بنابراین، برای کشت سلول‌ها روی هیدروژل‌های پلی‌آکریل آمید، سطح آن‌ها باید اصلاح شود تا چسبندگی پروتئین‌های ECM تسهیل شود و حتی کاربر می‌تواند انتخاب کند که کدام پروتئین‌های ECM یا ترکیبی از پروتئین‌ها را به ژل پلی‌آکریل آمید وصل کند؛ بنابراین، ژل‌های پلی‌آکریل آمید به علت کنترل مستقیم کاربر بر خصوصیات بیوشیمیایی و مکانیکی شان، بیومتریال‌های متنوعی هستند [۱۰].

تکنیک‌های مهندسی بافت قلب بر روی تراشه

برای ساخت داربست‌هایی با مشخصات ساختاری موردنظر، مهندسان بافت از تکنیک‌هایی مانند فوتولیتوگرافی استفاده کرده‌اند. در این بخش، ما روش‌هایی را برای تنظیم معماری بافت قلب در دو بعد و سه بعد برای سیستم‌عامل‌های قلب بر روی یک تراشه توصیف می‌کنیم:

۱. مهندسی بافت‌های قلبی در دو بعد

در پرینت میکروتماس^۹ و میکرومولدینگ^{۱۰} برای ایجاد مطابقت ساختار و عملکرد میوکاردا طبیعی و سالم، میوسیت‌های قلبی در سازه‌های قلب بر روی تراشه باید به شکل بافت‌های ناهمسانگرد در محل تلاقی قرار بگیرند.

یک تکنیک برای تراز کردن میوسیت‌های قلبی در شرایط برون‌تنی، چاپ میکروتماس است (شکل ۵). برای این فرآیند، کاربر ابتدا الگویی را برای رشد سلول با استفاده از نرم‌افزار به کمک رایانه طراحی و الگوی آن را بر روی ماسک نوری منتقل می‌کند. سپس در یک اتاق تمیز، فتوماسک روی ویفر سیلیکونی (قطر معمولاً ۴ اینچ)

^۸ Polyacrylamide

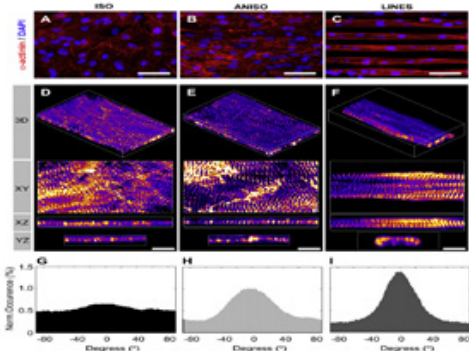
^۹ Microcontact

^{۱۰} Micromolding

انقباض

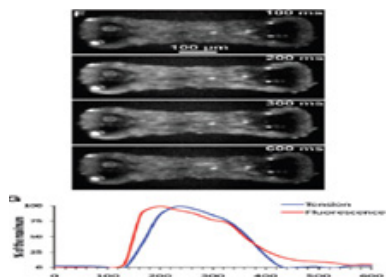
دو روشی که اکثراً برای تعیین کمیت انقباض استفاده می‌شوند، فیلم‌های نازک ماهیچه‌ای دوبعدی و سنجش کشش سه‌بعدی بافت هستند.

۱. فیلم‌های نازک ماهیچه‌ای دوبعدی: یک تکنیک برای اندازه‌گیری تنش‌های انقباضی تولید شده توسط بافت‌های قلبی دوبعدی براساس فناوری فیلم نازک ماهیچه‌ای^۱ MTF است. ساختارهایی دولایه هستند که از یک لایه بافت قلب مهندسی شده تشکیل شده‌اند و به یک لایه پلیمری حمایتی و در عین حال انعطاف‌پذیر چسبیده‌اند. به علت انعطاف‌پذیری لایه پلیمری، این فیلم به همراه انقباضات حرکت می‌کنند و انقباضات ثبت می‌شوند (شکل ۱۱).



شکل ۱۱. سازه‌های نازک عضلانی ژلاتینی (MTF) قلب بر روی تراشه. با انقباض بافت از دیاستول [A] تا اوج سیستول [B] MTFها از لغزش بستر خم شدند. میله‌های قرمز نشان‌دهنده x-projection فیلم است. (d) از برآورد x فیلم برای محاسبه تنش‌های تولید شده توسط بافت استفاده شد [۳].

۲. سنجش کشش سه‌بعدی بافت: همان‌طور که قبلاً توضیح داده شد، یک روش برای تولید بافت‌های قلبی سه‌بعدی این است که به میوسیت‌های قلب تعبیه‌شده در یک هیدروژل ماتریکس خارج سلولی اجازه داده شود خود را در یک بستر عضلانی معلق بین دو ستون PDMS جمع کند. از آنجا که PDMS الاستومری است، اگر ستون‌ها با هندسه‌ی مناسب ساخته شوند، بافت می‌تواند با انقباض سلول، ستون‌ها را به سمت یکدیگر خم کند. این حرکت را می‌توان از بالا با دوربین ثبت کرد. بر اساس ابعاد و خصوصیات مادی ستون‌ها، می‌توان میزان نیروی تولید شده توسط بافت را محاسبه کرد (شکل ۱۲) [۱۴].

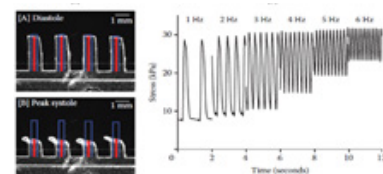


شکل ۱۲. سنجش کشش سه‌بعدی بافت [۸].

از سیگنال‌های MEA می‌توان برای محاسبه‌ی فرکانس ضربان، مدت زمان پتانسیل عمل و سرعت انتشار از میوسیت‌های قلبی کشت شده روی MEA و همچنین تغییرات در این پارامترها در پاسخ به داروهای مختلف استفاده کرد [۱۴]. یکی از مزایای سیستم‌های MEA این است که به سلول‌ها نفوذ نمی‌کنند.

سیستم‌های MEA همچنین می‌توانند در دستگاه‌های انکوباتور قرار گیرند تا بتوان سیگنال‌ها را از سلول‌ها و بافت‌هایی که در مدت زمان طولانی در حال کشت‌اند ثبت کرد. با این حال، یک نقطه ضعف MEA این است که وضوح مکانی نسبتاً کمی^{۱۲} دارند و بنابراین فقط می‌توان از آن‌ها برای اندازه‌گیری سطح بافت استفاده کرد. به علاوه، از آنجا که میوسیت‌های قلبی باید با الکترودها در تماس باشند، کاربر محدود به کشت سلول‌ها در یک لایه دوبعدی روی بستر MEA شیشه‌ای است؛ بنابراین، کاربر نمی‌تواند بستر را سفارشی کند یا در سازه‌های سه‌بعدی ضبط کند. سرانجام، از آنجا که MEA پتانسیل‌های میدان خارج سلولی را ثبت می‌کند، نمی‌توان از آن‌ها برای تعیین خصوصیات داخل سلولی مانند مورفولوژی پتانسیل عمل استفاده کرد.

۲. رنگ‌های حساس به ولتاژ و کلسیم: روش دیگر برای اندازه‌گیری خصوصیات الکتروفیزیولوژیکی بافت‌های قلب مهندسی شده، انکوباسیون سلول‌ها با یک رنگ فلئوروسنت است که به ولتاژ غشا یا غلظت کلسیم داخل سلول حساس است. با هر تحریک، سیگنال فلئوروسانس رنگ افزایش می‌یابد، که می‌تواند با میکروسکوپ فلئوروسنت و یک دوربین حساس و پرسرعت [۱] یا یک بسته فیبر نوری تشخیص داده و ضبط شود (شکل ۱۰) [۹].



شکل ۱۰. کمی‌سازی ساختار سارکومر در بافت قلب مهندسی شده مبتنی بر رنگ آمیزی سارکومریک a-actinin از دیسک‌های z [۵].

یکی از مزیت‌های تشخیص سیگنال‌ها با میکروسکوپ فلئوروسنت و دوربین پرسرعت این است که می‌توان سیگنال‌ها را از روی بافت‌های دوبعدی و سه‌بعدی ضبط کرد که روی هر نوع سطحی کشت می‌شوند، به شرطی که میکروسکوپ بتواند متمرکز شود و سیگنال‌هایی از بافت به دست آورد. علاوه بر این، با استفاده از اهداف توان بالاتر، کاربر می‌تواند سیگنال‌ها را در سلول‌های جداگانه ضبط کند تا ویژگی‌هایی مانند کانال‌های کلسیم داخل سلول^{۱۳} را اندازه‌گیری کند. با این حال، یک عیب این تکنیک این است که اکثر رنگ‌ها در غلظت‌های خاص و در مدت زمان تماس طولانی آن‌ها برای سلول‌ها سمی هستند. در نتیجه،

^{۱۲} low spatial resolution

^{۱۳} intracellular calcium transients

مقیاس کوچک با پاسخ‌های انسانی مطابقت دارد یا خیر. چالش مرتبط دیگر درک چگونگی پارامترهایی مانند مقیاس غلظت دارو از سیستم‌عامل‌های ارگان روی تراشه تا بدن انسان است.

۵. اتصال قلب بر روی تراشه با سایر سیستم‌های ارگان روی تراشه. برای تقلید از کل بدن انسان، چندین سیستم ارگان روی تراشه باید با هم مرتبط شوند. این چالش‌های بیولوژیکی جدیدی را شناسایی می‌کند، مانند شناسایی یافتن یک بستری که اجزای رسانه که انواع مختلف سلول را پشتیبانی می‌کند. سیستم‌های اتصال ارگان روی تراشه نیز به شبکه‌های مهندسی کانال‌های سیال، پمپ‌ها و یا دریچه‌هایی نیاز دارد که از عروق انسان تقلید می‌کنند.

۶. تهیه امکانات لازم مانند اتاق clean room و دستگاه‌های تهویه‌ی آن هزینه‌بر هستند.

به‌طور خلاصه، قلب روی تراشه و اعضای بدن روی تراشه‌ها به‌طور کلی هنوز با چالش‌های زیادی روبرو هستند. با این وجود، این سیستم‌عامل‌ها به‌سرعت در حال پیشرفت هستند؛ زیرا محققان همچنان پیشرفت‌های زیست‌شناسی را با تکنیک‌های پیشرفته مهندسی ادغام می‌کنند. از آنجا که این سیستم‌عامل‌ها احتمالاً بیشتر از سیستم‌های مدل فعلی، به ویژه برای قلب، مربوط به انسان خواهند بود، این پتانسیل را دارند که انقلابی در تحقیقات زیست پزشکی و غربالگری دارو ایجاد کنند و تأثیر قابل توجهی بر سلامت انسان داشته باشند.

این فناوری برای اندازه‌گیری نیروها از سازه‌های بافت سه‌بعدی میوسیت قلبی مشتق از hESC و hiPSC نیز استفاده شده است؛ بنابراین، بسته‌های بافتی قلبی سه‌بعدی میکروبی ساخته شده بین دو ستون PDMS به‌عنوان سیستم‌عامل‌های عملکردی قلب روی تراشه با قابلیت بازخوانی استرس انقباضی نیز کاربرد دارند.

حفظ چالش‌ها و مسیرهای آینده

در حالی که پیشرفت هیجان‌انگیزی در زمینه‌ی توسعه‌ی یک پلتفرم مربوط به انسان، بیوشیمی، عملکردی، قلب روی تراشه حاصل شده است، چالش‌های متعددی باقی مانده که در ادامه به چند مورد از آن‌ها اشاره شده است.

۱. به‌دست‌آوردن میوسیت‌های قلبی انسان بالغ. اگرچه اکنون محققان می‌توانند میوسیت‌های قلبی را از سلول‌های بنیادی انسان متمایز کنند، یک محدودیت عمده‌ی این است که این سلول‌ها از نظر ژنتیکی و عملکردی در مرحله رشد نسبتاً اولیه قرار دارند؛ بنابراین، میوسیت‌های قلبی مشتق از سلول‌های بنیادی انسانی معادل میوسیت‌های قلبی بالغ انسان نیستند. یکی از چالش‌های مداوم برای این زمینه، شناسایی روش‌هایی است که نه تنها سلول‌های بنیادی انسان را به میوسیت‌های قلبی متمایز می‌کند، بلکه بلوغ میوسیت‌های قلبی مشتق شده از سلول‌های بنیادی انسانی را نیز تقویت می‌کند.

۲. سیستم‌عامل‌های تراشه و ادغام با سایر سلول‌های موجود در قلب. همان‌طور که قبلاً توضیح داده شد، میوسیت‌های قلبی تنها سلول‌های موجود در بطن نیستند، اگرچه آن‌ها به‌طور معمول تنها نوع سلولی موجود در بیشتر سیستم‌عامل‌های قلب بر روی تراشه هستند که تاکنون توسعه یافته‌اند؛ بنابراین، ادغام سایر جمعیت‌های سلولی، مانند فیبروبلاست‌های قلبی و سایر ساختارهای بافتی، مانند رگ‌های خونی، جهت‌های رویکردهای مهم آینده هستند که می‌توانند ارتباط فیزیولوژیکی این سیستم‌های مدل را بهبود بخشند.

۳. توسعه سازه‌های سه‌بعدی با معماری بافت کنترل شده. اگرچه مسلماً بافت‌های قلبی سه‌بعدی از نظر فیزیولوژیکی از بافت‌های قلبی دوبعدی بیشتر مربوط هستند عملکرد مطلوب‌تری دارند، برای مهندسان، بافت‌های دارای معماری کنترل شده به‌صورت سه‌بعدی در مقایسه با دوبعدی چالش‌برانگیزتر است. چاپ سه‌بعدی ساختارهای بیولوژیکی یک فناوری نوظهور است که می‌تواند مهندسی دقیق‌تری از بافت‌های سه‌بعدی را امکان‌پذیر کند، اما چاپ سلول‌های زنده همچنان یک چالش مهم است.

۴. تأیید اعتبار و مقیاس‌گذاری پاسخ‌های قلب بر روی تراشه. یک چالش جهانی برای همه‌ی سیستم‌عامل‌های ارگان روی تراشه تأیید اعتبار داده‌های تولیدشده است که آیا این سیستم‌عامل‌های

اصلاح سطح با روش پوشش افشانه پلاσμα در ایمپلنت‌های تیتانیومی فمور

نویسندگان: مجتبی نوروزی، نسیم محسنی

مشاور علمی: دکتر علیرضا نوری

ایمپلنت ارتوپدی مفصل ران یکی از موفق‌ترین روش‌های آرتروپلاستی با بقای بیش از ۲۰-۳۰ سال است. ایمپلنت‌های فمور که موجب کاهش میزان نارسایی در بدن و ارائه‌ی طول عمر طولانی به بیماران جوان شود، همواره یکی از اصلی‌ترین نیازهای انسان در دنیای بیومتریال‌ها بوده است. می‌توان عواملی را که موفقیت ایمپلنت ران را تعیین می‌کنند، به سه دسته‌ی اصلی تقسیم کرد: (۱) عوامل بیومکانیکی، (۲) عوامل بیولوژیکی و (۳) عوامل بیومتریالی. در کنار این موارد، طراحی ایمپلنت و روش جراحی می‌تواند در موفقیت یا عدم موفقیت ایمپلنت بعد از جراحی نقش داشته باشد [۱]. ایمپلنت‌های جایگزین استخوان ران به‌طور عمده فلزی هستند، نمونه‌های اولیه آن‌ها از فولاد ضدزنگ بودند ولی امروزه جای خود را به تیتانیوم و آلیاژهای آن و همچنین آلیاژهای پایه‌ی کبالت داده‌اند. در حال حاضر، آلیاژهای تیتانیوم گزینیه‌ی اصلی برای تجهیزات ارتوپدی مانند مفاصل ران، پیچ‌های استخوانی، مفاصل زانو، مفاصل شانه و آرنج و صفحات و داربست‌های استخوانی است. تیتانیوم به‌دلیل مقاومت بالا در برابر خوردگی بر خلاف آهن، به فلزی پرکاربرد در جراحی ارتوپدی تبدیل شده است. علاوه بر این، مستحکم است و مدول یانگ نزدیک به بافت استخوان دارد؛ از این رو، یک ماده‌ی عالی برای عرصه‌ی ارتوپدی است. تیتانیوم زیست سازگارتر از فولاد ضدزنگ یا آلیاژهای کبالت-کروم است، مقاومت به خستگی بالاتری نسبت به بسیاری از فلزات دارد

و همچنین با روش‌های تصویربرداری MRI^۱ و CT^۲ منطبق است. تمام موارد فوق تیتانیوم را تبدیل به یکی از معدود مواد شناخته‌شده‌ای می‌کند که به‌طور طبیعی با الزامات کاشت در بدن انسان سازگاری خوبی دارد [۲].

علاوه بر موارد اشاره شده که مربوط به ویژگی‌های ذاتی بیومتریال است، عوامل کنترل‌کننده‌ی دیگری هم وجود دارند که مربوط به کاشت ایمپلنت و وقایع پس از آن و ارتباط بیومتریال با بافت است. وقایع ابتدایی پس از کاشت ایمپلنت شامل ایجاد فعل‌وانفعالات بین محیط بیولوژیکی و سطح بیومتریال، آغاز واکنش‌های بیولوژیکی و در آخر پاسخ خاص بدن نسبت به آن‌ها است. سطح مواد نقش بسیار مهمی در واکنش محیط بیولوژیکی با ایمپلنت مصنوعی دارد و ابتدایی‌ترین محلی است که سلول با بیومتریال در تماس قرار می‌گیرد [۳]. به‌دلیل اهمیت فوق‌العاده‌ی سطح در

^۱ Magnetic Resonance Imaging

^۲ Computerized Tomography



سطح مورد نیاز برای کاربردهای مختلف بالینی می‌شود. با استفاده از فناوری‌های مختلف اصلاح سطح می‌توان فعالیت زیستی، زیست‌سازگاری، خون‌سازگاری، مقاومت در برابر سایش و خوردگی تیتانیوم و آلیاژهای آن را بهبود بخشید [۳].

روش‌های اصلاح سطح

برای بهبود فعالیت‌های زیستی، زیست‌سازگاری، خون‌سازگاری، مقاومت در برابر سایش و خوردگی تیتانیوم و آلیاژهای آن فناوری‌های مختلف اصلاح سطح وجود دارد. این روش‌ها با توجه به سازوکار تشکیل لایه اصلاح شده روی سطح ماده، به روش‌های مکانیکی، شیمیایی و فیزیکی طبقه‌بندی می‌شوند.

روش‌های مکانیکی

- ماشین کاری
- پرداخت^۷
- ساب پاشی^۸

روش‌های شیمیایی

- اصلاح شیمیایی (اسیدی، بازی، هیدروژن پراکسایدی)
- اکسیداسیون آندی
- سل-ژل
- رسوب بخار شیمیایی^۹
- روش‌های بیوشیمیایی

روش‌های فیزیکی

- اسپری حرارتی^{۱۰}
- رسوب بخار فیزیکی^{۱۱}
- کاشت یون



روش پوشش اسپری پلاسما

پاشش (اسپری کردن) پلاسما یکی از فرآیندهای پاشش حرارتی است، فلز با کمک یک منبع حرارتی با انرژی بالا ذوب می‌شود و ذرات ریز ایجاد شده را با سرعت روی یک سطح (بستر) آماده می‌پاشد. هنگام برخورد، این ذرات مذاب (قطرات) پس از انتقال گرما به بستر زیرین، خنک شده و فوراً منجمد می‌شوند و با تجمع شان، یک پوشش لایه‌ای را تشکیل می‌دهند. فرآیندهای پاشش حرارتی سال‌ها است که برای رسوب دادن لایه‌های پوششی برای اهداف مختلف مانند مقاومت در برابر سایش، مانع حرارتی، زیست‌سازگاری و زیست‌فعالی استفاده

^۷ Polishing

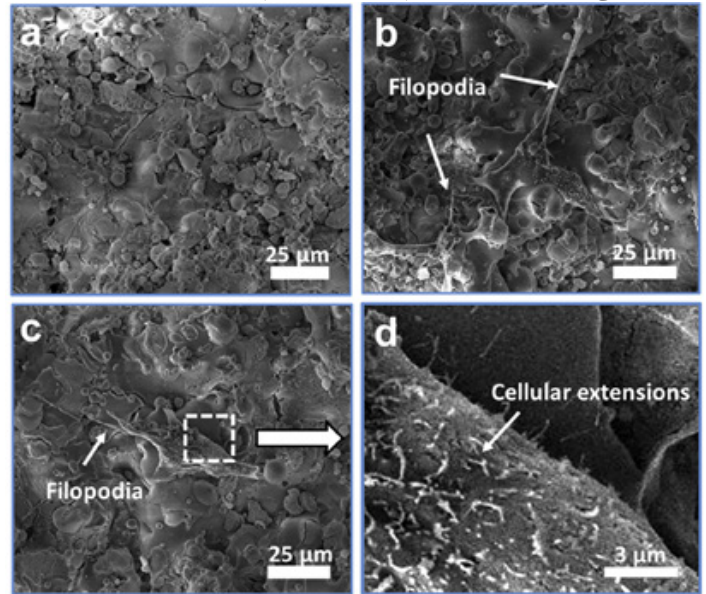
^۸ Abrasive Blasting

^۹ Chemical Vapor Deposition (CVD)

^{۱۰} Thermal spray

^{۱۱} Physical Vapor Deposition (PVD)

زیست‌سازگاری بیومتریال، همواره از مواد مختلفی برای بهبود خواص آن و ایجاد پوشش سطحی استفاده می‌شود. در یکی از پژوهش‌های جدید از پودر (Mg, Sr)-HA که یک پودر سنتز شده از ترکیبات تتراهیدرات نترات کلسیم^۲، هگزا هیدرات نترات منیزیم^۴ و هیدروژن فسفات دی‌آمونوم^۵ است، در مقیاس نانو برای پوشش ایمپلنت‌های تیتانیومی استفاده کردند که نتایج بدست آمده گویای این موضوع بود که این پوشش باعث بهبود خواص بیولوژیکی، افزایش چسبندگی و تکثیر سلول‌ها می‌شود (شکل ۱) [۴]. این خصوصیات به دلیل ویژگی زیست‌فعالی هیدروکسی آپاتیت و عملکرد بهتر سلول‌های استخوانی در معرض منیزیم و استرانسیوم است.



شکل ۱. میکروگراف‌های SEM، (a) سطح بدون سلول (b-d) مورفولوژی سلول

پس از کشت روی پوشش (Mg, Sr)-HA برای ۵ روز [۴].

در ایمپلنت‌های ساخته شده از تیتانیوم، مراحل تولید معمولاً منجر به تولید لایه سطحی اکسید شده می‌شود که یک سطح دارای تنش و تغییر شکل پلاستیک، غیر یکنواخت است. این لایه از رهاش یون فلزی به سمت بافت‌های اطراف جلوگیری می‌کند. بدین ترتیب به یکپارچه شدن استخوان با ایمپلنت کمک می‌کند؛ همچنین موجب غیرفعال شدن^۶ سطح می‌شود که به معنای مقاوم شدن فلزات در مقابل خوردگی و زنگ‌زدگی است و باعث می‌شود ماده کمتر در معرض خوردگی قرار بگیرد. غیرفعال شدن شامل ایجاد یک لایه بیرونی از ماده‌ی محافظ است که در اثر واکنش شیمیایی با ماده‌ی پایه یا از اکسیداسیون خودبه‌خود در هوا، به‌عنوان ریزپوششی ایجاد می‌شود. به‌عنوان روش دیگر، استفاده از یک پوشش سبک از ماده‌ی محافظ مانند اکسید فلز، برای ایجاد پوسته‌ای در برابر زنگ‌زدگی است. تکنیک‌های مناسب اصلاح سطح نه تنها خصوصیات توده‌ی تیتانیوم مانند مدول نسبتاً کم، مقاومت خستگی مناسب، شکل‌پذیری و ماشین کاری را حفظ می‌کند، بلکه باعث بهبود خصوصیات خاص

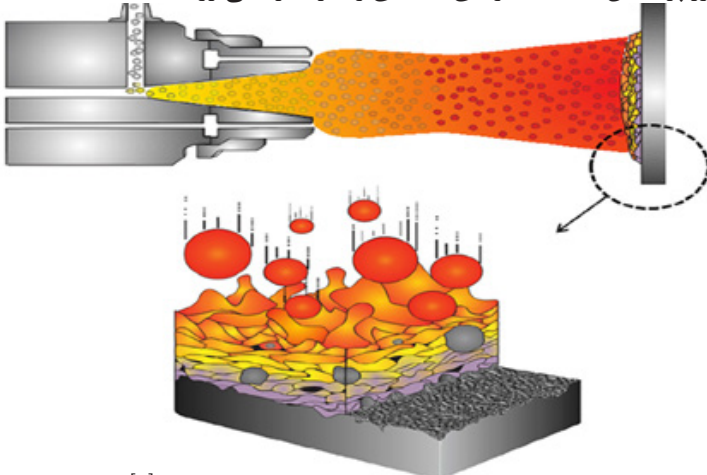
^۲ Calcium nitrate tetrahydrate (Ca(NO₃)₂·4H₂O)

^۴ magnesium nitrate hexahydrate (Mg(NO₃)₂·6H₂O)

^۵ diammonium hydrogen phosphate ((NH₄)₂(HPO₄))

^۶ Passivation

یکنواخت و پوشش‌های مرغوب است. پودرهایی که به پلاسما تزریق می‌شوند نیز باید دارای خواص حرارتی خوبی باشند که باز هم به مورفولوژی (شکل ترجیحی: کرووی) و اندازه‌ی آن‌ها مرتبط است. پوشش اسپری شده با پلاسما با تجمع لایه‌های پی‌درپی قطرات ذرات که بر اثر برخورد به سطح پهن می‌شوند به‌وجود می‌آید، از این رو پوشش‌ها ساختارهای لایه‌ای را به‌وجود می‌آورند.



شکل ۲. نمودار شماتیک روش پاشش پلاسما برای تشکیل پوشش‌ها [۵]

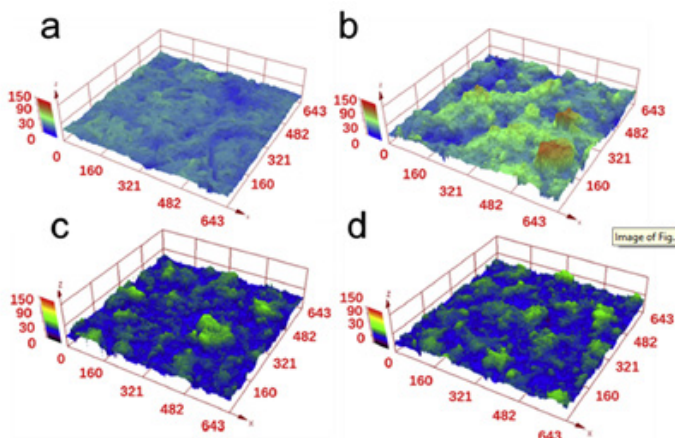
باتوجه به تعداد زیاد پارامترهای دخیل در فرآیند پاشش پلاسما و روابط پیچیده‌ای که در میان این پارامترها وجود دارد، کنترل دقیق و بهینه‌سازی فرآیند عموماً فرآیندی طولانی و پرهزینه است. مزایای اصلی استفاده از پاشش پلاسما تشکیل پوشش‌هایی با چسبندگی بالا بین پوشش و بستر و نتایج قابل تکرار است. علاوه بر این، پاشش پلاسما یک فرآیند صنعتی است، که تولید انبوه را امکان پذیر می‌کند. با این حال، به دلیل ماهیت فرآیند پاشش پلاسما، اشکالاتی نیز وجود دارد: (الف) تجزیه‌ی بیوسرامیک در دمای پاشش پلاسما (ب) تنش‌های باقیمانده حرارتی زیاد در پوشش (ج) در صورت عدم بهینه‌سازی پارامترهای پاشش، وجود نقص مانند ذرات ذوب نشده، حفره‌ها و ترک‌ها. ضخامت پوشش‌های اسپری شده با پلاسما به‌طور معمول از ۵۰ تا ۲۰۰ میکرومتر متغیر است [۶،۷].

می‌شود. روش‌های اصلی پاشش حرارتی شامل پاشش شعله^{۱۲}، اسپری پلاسما^{۱۳}، پاشش سوخت با اکسیژن و سرعت بالا^{۱۴}، پاشش پلاسما خلأ^{۱۵}، فلزکاری قوس^{۱۶} و پاشش تفنگ انفجار است. در میان آن‌ها، پاشش شعله، پاشش پلاسما اغلب برای ساخت پوشش‌های بیوسرامیک زیست‌فعال بر لایه‌های فلزی و پوشش فلزات زیست‌فعال قرار می‌گیرد. برای پاشش پلاسما، ایجاد و استفاده از پلاسما به‌عنوان منبع دمای بالا در مشعل پلاسما («تفنگ پلاسما») ضروری است. مشعل پلاسما از یک کاتد تورشی^{۱۷} مخروطی شکل (تنگستن) و یک آند استوانه‌ای (مس) تشکیل شده است. گازها (برای تشکیل پلاسما) از طریق فضای حلقوی بین دو الکترود جریان می‌یابند و یک قوس تخلیه با فرکانس بالا ایجاد می‌شود. جریان گازی که بین دو الکترود برقرار است، قوس را کش می‌دهد به‌طوری که در مسیر خود از یک الکترود به الکترود دیگر، قوس از نازل مشعل به‌صورت شعله پلاسما خارج می‌شود. گازهایی مانند آرگون، هلیوم، هیدروژن و نیتروژن عمدتاً به‌عنوان گازهای قوسی (گازهای سازنده پلاسما) استفاده می‌شوند. درجه‌ی حرارت در شعله پلاسما به‌طور معمول ۱۰۰۰۰-۱۵۰۰۰ درجه‌ی سانتی‌گراد است. در اصل، تقریباً هر فلز یا سرامیک از جمله فلزات نسوز یا اکسیدها را می‌توان ذوب و رسوب داد تا با پاشش پلاسما پوشش ایجاد شود. هنگام پاشش پلاسما، مواد اولیه (به‌صورت پودر یا سیم) به شعله پلاسما وارد می‌شوند تا ذوب شوند.



مواد ذوب‌شده پس از گرم شدن و یافتن سرعت کافی توسط جت پلاسما به سطح هدف (بستر فلزی) می‌رسند. هنگامی که قطرات به هدف برخورد می‌کنند، پهن می‌شوند و بر روی سطح بستر پخش می‌شوند و از طریق برخورد پی‌درپی روی یکدیگر یک پوشش ایجاد می‌کنند (شکل ۲). سرعت و دمای ذرات پودر یا قطرات با نوع گاز پلاسما ارتباط مستقیم دارد. قطر اکثر پودرهایی که برای پاشش پلاسما استفاده می‌شود دارای اندازه‌ی ذرات ۱۰-۹۰ میکرومتر است. میزان ثابت تغذیه پودر شرط اصلی دستیابی به ضخامت پوشش

- ۱۲ Flame spraying
- ۱۳ Plasma spraying
- ۱۴ High velocity oxygen fuel (HVOF) spraying
- ۱۵ Vacuum plasma spraying
- ۱۶ Arc metallization
- ۱۷ Thoriated cathode

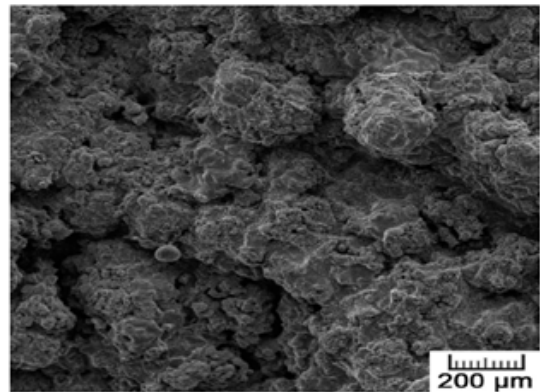
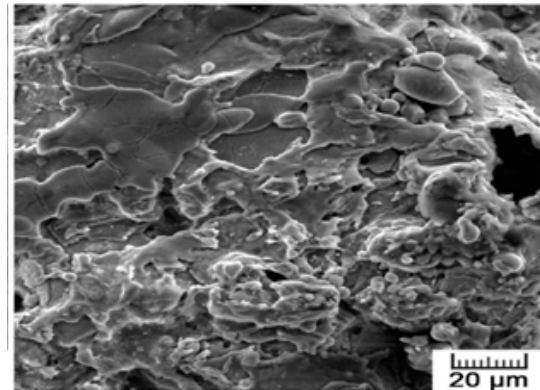


شکل ۳. (a) مورفولوژی سطح نمونه Ti6Al4V پوشش (Mg, Sr)-HA به‌صورت آشفته، (b) پوشش آبل شده (Mg, Sr)-HA در دمای ۵۰۰ درجه سانتی‌گراد، (c) در دمای ۶۰۰ درجه سانتی‌گراد، (d) برای ۴ ساعت. واحدهای محور مختصات میکرومتر است [۴].

مکانیکی به وسیله‌ی تخلخل‌های ناحیه‌ی ابتدایی صورت می‌گیرد؛ اما پایه‌ای تقریباً ۳۰ درصد کوتاه‌تر از استخوان فمور دارد تا جراحی آسان‌تر و غیرتهاجمی‌تر باشد و پایداری^{۲۱} بیشتری داشته باشد. انتهای قسمت تحتانی، به شکل گلوله صیقل داده شده که باعث کاهش تنش‌های ناحیه‌ی انتهایی می‌شود. مطالعات نشان می‌دهند که در بیمارانی که استخوان پروکسیمال خوبی دارند، ساقه‌های کوتاه می‌توانند بار فیزیولوژیکی بیشتری تحمل کنند بدون اینکه ثبات اولیه‌ی خود را از دست بدهند.

- مدل FX: یک بستر کروم کبالت با سطح Interlok است که به دلیل زبری، پیوستگی خوبی ایجاد می‌کند، رشد استخوان روی آن به خوبی صورت می‌گیرد و امکان استفاده از سیمان یا فشار را دارد. همچنین هندسه‌ی متناسبی برای پرکردن پهنه‌ی استخوان جهت افزایش پایداری چرخشی طراحی شده است، قسمت انتهایی از جنس PMMA به خوبی آن را در سیمان ثابت می‌کند. قسمت قدامی پولیش کاری و جلادار شده باعث کاهش درگیری سر ایمپلنت با آن می‌شود و دامنه‌ی حرکتی^{۲۲} را افزایش می‌دهد.
- مدل PF^{۲۳}: یک آلیاژ تیتانیومی با انتهای Interlok و شیارهای متافیزی قدامی / خلفی است که به صورت بدون سیمان در درمان شکستگی یا آرتروپلاستی مفصل ران استفاده می‌شود و تنها با فشار، فیکس می‌شود و قسمت قدامی آن پولیش کاری انجام شده است [۹].

پوشش با اسپری پلاسما باعث ایجاد زبری و تخلخل روی سطح می‌شود از این جهت به این روش پوشش اسپری پلاسما متخلخل^{۱۸} (PPS) نیز گفته می‌شود. این تخلخل و زبری باعث تثبیت مکانیکی و بیولوژیکی ایمپلنت ران می‌شود که در نهایت سبب می‌شود استخوان پیوند خوبی با ایمپلنت ایجاد کند (شکل ۴).



شکل ۴. سطح تیتانیوم افشانه شده با پلاسما [۷]

محصول تجاری Echo Femoral Hip System

ایمپلنت فمور اکو^{۱۹}، محصول شرکت زیمر است که بارگذاری متافیزی مدرن و تثبیت مناسبی را داخل استخوان فمور ارائه می‌دهد. چهار مدل پایه‌ی^{۲۰} موجود برای این ایمپلنت با طراحی‌های مختلف و سایزهای متنوع مناسب انواع آناتومی است و با فیکس‌شوندگی‌های گوناگون، نیاز بیمار را برطرف می‌کنند و قابلیت تنظیم و شخصی‌سازی نیز دارند.

- مدل بای‌متریک (Bi-metric): ناحیه‌ی فوقانی این محصول با روش پوشش‌دهی PPS متخلخل شده و تثبیت مکانیکی مناسبی را ایجاد می‌کند؛ همچنین تثبیت بیولوژیکی خوبی در بلندمدت به همراه دارد. بستر تیتانیومی امکان انتقال تنش و جلوگیری از تمرکز تنش در نواحی بیرونی را فراهم می‌کند.

- مدل بای‌متریک میکروپلاستی (Bi-metric Microplasty): مانند مدل قبلی پوشش‌دهی PPS در ناحیه‌ی فوقانی دارد و تثبیت

^{۱۸} Porous plasma spray

^{۱۹} Echo Femoral Hip System

^{۲۰} stem

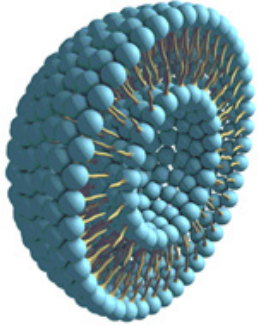
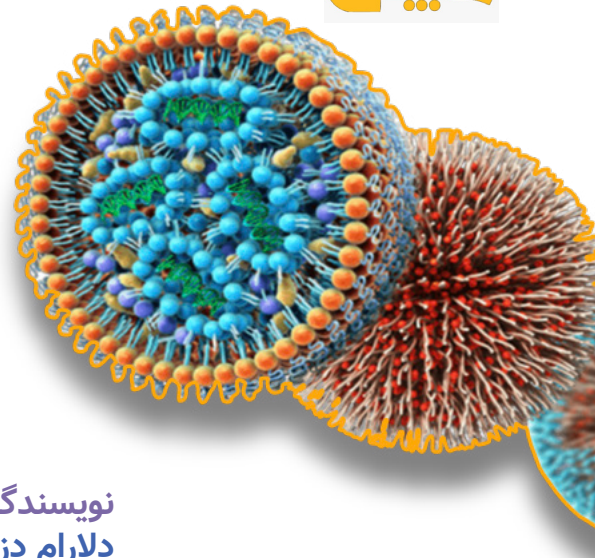
^{۲۱} stability

^{۲۲} ROM

^{۲۳} Press-Fit



درمان سرطان با نانوذرات لیپوزومی با اساس اسفنگومیلین



نویسندگان:

دلارام دزفولیان، روژینا علامه‌نژاد، ریحانه‌زها ترابی

نانوذرات لیپوزومی

سیستم‌های دارورسانی در مقیاس نانو با استفاده از لیپوزوم‌ها و نانوذرات، از فناوری‌های نوظهور برای رهایش کنترل‌شده و هدفمند داروهای شیمی‌درمانی در درمان سرطان‌ها محسوب می‌شوند. لیپوزوم یک کیسه‌ی کوچک (وزیکول) است که مواد تشکیل‌دهنده آن مشابه مواد سازنده‌ی غشای سلولی است به‌طوری‌که غشای این حامل‌ها معمولاً از فسفولیپیدها ساخته می‌شود. این مؤلفه‌های فسفولیپیدی خاصیت آبدوستی و آب‌گریزی را هم‌زمان در قسمت‌های مختلف لیپوزوم ایجاد می‌کنند. لیپوزوم‌ها را می‌توان با دارو بارگذاری کرد و برای انتقال داروهای سرطان و سایر بیماری‌ها از آن‌ها استفاده کرد.

لیپوزوم‌ها به‌عنوان نوعی نانوذره، از نظر بالینی پایدار هستند و به‌صورت تجاری برای تحویل داروهای سیتوتوکسیک، داروهای ضدقارچ و واکسن استفاده می‌شوند. استفاده از آن‌ها سبب بهبود کینتیک رهایش دارو، کنترل رهایش دارو، پایداری دارو در محیط بیولوژیک و کاهش سمیت سیستمی دارو می‌شود.

همان‌طور که قبلاً اشاره شد، وزیکول‌های فسفولیپیدی یا لیپوزوم‌ها، ذرات کلونیدی دارای غشای دو یا چند لایه فسفولیپیدی هستند که به‌دلیل نقش پررنگ آن‌ها در سامانه‌های دارورسانی نوین، هم‌اکنون در طیف گسترده‌ای از اندازه‌ها، ترکیبات فسفولیپیدی و ویژگی‌های سطحی توسعه پیدا کرده‌اند و روش‌های بسیار متنوعی برای تهیه لیپوزوم‌ها طراحی شده است. دو روش تهیه‌ی رایج آن‌ها بر پایه‌ی بارگذاری دارو است که می‌توان آن را به‌صورت بارگذاری فعال و غیرفعال تقسیم بندی کرد.

با توجه به اهداف مختلف کاربرد آن، می‌توان سطح لیپوزوم‌ها را با مولکول‌ها و پلیمرهای مختلف اصلاح و یک ویژگی خاص برای‌شان ایجاد نمود. از مزایای آن می‌توان زیست‌سازگاری و قابلیت حمل

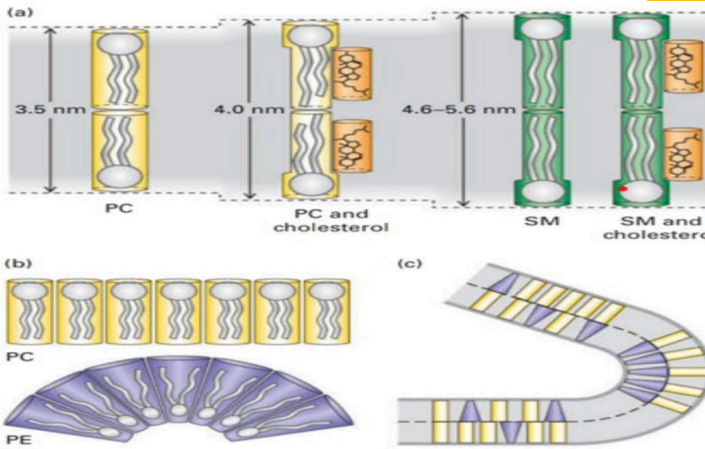
امروزه سرطان به‌عنوان یکی از عوامل اصلی مرگ‌ومیر در دنیا شناخته شده است. تا سال ۲۰۲۰ هر ساله حدود ۱۵ میلیون مورد جدید ابتلا به این بیماری تشخیص داده شده است. رسیدن عوامل دارویی به‌صورت مؤثر به محل هدف از مشکلات اولیه‌ی درمان سرطان به‌حساب می‌آید. رساندن مؤثر دارو به بافت هدف در گرو استفاده از پدیده‌ی EPR^۱ است که به‌دلیل وجود تفاوت میان شبکه‌ی مویرگی بافت سالم و سرطانی این اثر ایجاد می‌شود [۱]. بافت‌های نتوپلاستیک به‌طور معمول در شبکه‌ی رگی خود، نشتی^۲ دارند و سیستم لنفی آن‌ها محدود است، این شرایط به نفوذپذیری نانوذرات برای عبور از دیواره‌ی اندوتلیال رگی کمک کرده و سبب افزایش تجمع ذرات دارویی در محل تومور می‌شود. علاوه بر موارد فوق، بحث غلظت دارو در جریان خون مطرح است که باید در حدی باشد که برای حداقل ۶ ساعت زمان مناسب را برای تجمع دارو در بافت هدف فراهم کند. یکی از چالش‌های این روش، عدم امکان رهایش طولانی مدت دارو به‌دلیل اپسونیزه‌شدن^۳ نانوذرات توسط سیستم رتیکولواندوتلیال^۴ (RES) است. برای حل این مشکل ایجاد یک سطح «نامرئی» روی نانوذرات پیشنهاد می‌شود که می‌تواند از جذب اپسونین‌ها و شناسایی توسط سلول‌های فاگوسیت‌جلوگیری کند. توجه به پارامترهایی مانند توزیع اندازه‌ی ذرات، شارژ سطحی، و شیمی نانوذرات نیز می‌تواند در حل این مشکل کمک کننده باشد [۲].

^۱ Enhanced permeation and retention effect

^۲ Leaky

^۳ Opsonization

^۴ Reticuloendothelial system



شکل ۱. ترکیب لیپید در قسمت اکروپلاسمی و کاتوزلویک متفاوت است. از شاخصه‌های غشاهای زیستی، عدم تقارن در ترکیب چربی در دو لایه لیپیدی است. اگرچه اکثر فسفولیپیدها در هر دو طرف غشا وجود دارند، بعضی از آن‌ها معمولاً در یکی از سمت‌ها بیشتر از دیگری حضور دارند. (A) یک غشای دو لایه اسفنگومیلین خالص (SM) ضخیم‌تر از یک غشای فسفولیپیدی مانند فسفاتیدیل کولین (PC) است. کلسترول بر روی لایه‌های دوتایی فسفولیپیدی سبب افزایش ضخامت می‌شود، اما بر ضخامت غشای دو لایه SM تأثیر نمی‌گذارد. (B) فسفولیپیدهایی مانند PC دارای یک شکل استوانه‌ای و متشکل از تک لایه‌های مسطح هستند، در حالی که دسته‌ای که سرهای کوچک‌تر دارند، مانند فسفاتیدیل اتانولامین (PE)، شکلی مخروطی دارند. (C) یک غشای دو لایه غنی شده از PC در سمت اکروپلاسمی و با PE در سیتوزول، مانند بسیاری از غشاهای پلاسم، دارای یک انحنا طبیعی است.

علاوه بر این ویژگی که SMها به لیپوزوم می‌دهند و خصوصیتی که به صورت عام در انواع آن‌ها وجود دارد و در ابتدای متن شرح داده شده است؛ می‌توان آن‌ها را در ابعاد نانو سنتز کرده و نانولیپوزوم‌ها را تولید کرد. به‌طور کلی نانولیپوزوم‌ها به‌شکلی طراحی شده‌اند که بتوانند به صورت غیرفعال^{۱۰} در سلول‌های تومور با کمک پدیده‌ی EPR تجمع کنند. در تزریق سیستمی نانولیپوزوم‌های دارویی کپسوله کردن جزء دارویی از دارو محافظت می‌کند اما لیپوزوم‌ها به دلیل پاک‌سازی سریع توسط سیستم ایمنی، نیمه‌عمر کوتاهی دارند. استفاده از اسفنگومیلین در بخش لیپیدی لیپوزوم سبب افزایش ماندگاری آن در گردش خون سیستمی می‌شود و اضافه کردن ترکیبات دیگری به SM می‌تواند موجب افزایش نیمه‌عمر و کاهش توزیع سریع و گسترده‌ی لیپوزوم در کبد و طحال شود. زمانی که این نانولیپوزوم‌ها حاوی زنجیره‌های کوتاهی از اسفنگولیپید باشند، در نزدیکی غشای سلول این زنجیره‌های کوتاه اسفنگولیپید به سرعت از لیپوزوم به غشای پلاسم منتقل می‌شوند و اشکال با ابعاد میکرومتر به شکل مرتب شده قرار می‌گیرند. این بسته‌ی لیپیدی به صورت موضعی در سیالیت غشا و چربی دوستی آن تفاوت ایجاد می‌کند و انتشار داروهای ضدسرطان را در طول غشا افزایش می‌دهد (شکل ۲).

داروهای هیدروفیل و لیپوفیل به صورت هم‌زمان را نام برد که آن‌ها را به یکی از مطلوب‌ترین حامل‌ها در سیستم‌های کنترل رهایش دارو تبدیل کرده است. امروزه از بسیاری از لیپوزوم‌ها به صورت بالینی برای بارگذاری و رهایش داروهای ضد سرطان استفاده می‌شوند و امید می‌رود که از این نانوذرات توانمند بتوان برای درمان انواع بیماری‌ها استفاده کرد [۳].

بخش زیادی از ویژگی‌های منحصر به فرد لیپوزوم‌ها وابسته به ساختارشان است. آن‌ها مانند کیسه‌هایی که از لیپید دولایه تشکیل شده‌اند، به صورت مصنوعی تولید می‌شوند و ساختار متشکل از مولکول‌های دوگانه دوست (آمی فیل) دارند که یک سر آب دوست و یک سر آب گریز دارند. بیشتر لیپوزوم‌های سنتز شده از مولکول‌های آمفی فیل لیپیدی به نام فسفولیپید تشکیل شده‌اند. ساختار فسفولیپیدها متشکل از یک گروه الکلی به عنوان اسکلت فسفولیپیدی (گلیسرول یا اسفنگوزین)، دو مولکول اسید چرب، گروه فسفات، و گروه‌های متصل به فسفات است. فسفولیپیدها خواصیت آمفی فیلیک یا دوگانه دوستی دارند. انتهای یک سر آن‌ها گروه فسفات (آب دوست) و انتهای سر دیگرشان دارای اسید چرب است (به علت وجود ساختار هیدروکربنی آب گریز است) به همین دلیل هم‌زمان، ویژگی آب دوستی و آب گریزی را از خود نشان می‌دهند [۴]. در اکثر مواقع به غشای فسفولیپیدی، کلسترول نیز اضافه می‌شود تا سیالیت غشا را کنترل کنند و به پایدارسازی لیپوزوم‌های سنتزی کمک کند.

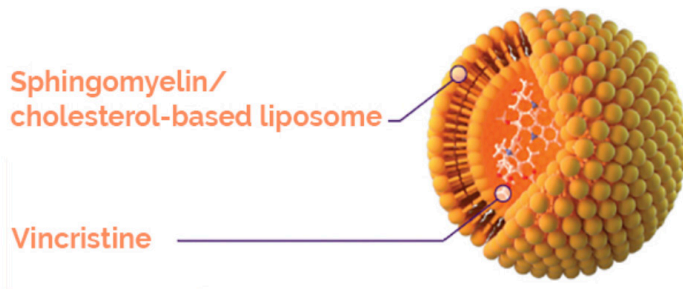
نانولیپوزوم‌های با اساس اسفنگولیپید

اسفنگولیپید در سال ۱۸۷۰ در نمونه‌های گرفته شده از مغز یافت شد، که به عنوان جزء ساختاری در غشاهای پلاسم عمل می‌کند. ساختار آن‌ها از زنجیر اصلی^۵ اسفنگودی^۶ با گروه فسفوریل‌اسیون، رزیدو اسید چرب، گروه فسفاتیدیل کولین، گلوکز، یا رزیدو اولیگوساکارید تشکیل شده است. سر امید اسفنگولیپیدی با یک رزیدو اسید چرب ساده است؛ در صورتی که با یک گروه فسفوکولین^۷ اصلاح شود تبدیل به اسفنگومیلین^۸ (SM) خواهد شد [۶]. طی تحقیقی، لیپوزوم‌های با اساس SM و کلسترول و لیپوزوم‌های^۹ DSPC و کلسترول با یکدیگر مقایسه شدند. لیپوزوم‌های بر پایه‌ی SM و کلسترول افزایش پایداری و خواص بیولوژیک را به شکل چشم‌گیری نسبت به لیپوزوم‌های DSPC و کلسترول نشان دادند. این افزایش پایداری باعث شد که در تزریق داخل وریدی وین کریستین کپسوله شده در SM به میزان ۲۵٪ در مقایسه با DSPC بعد از ۷۲ ساعت در جریان خون باقی بماند که حدود ۷ برابر بیشتر است [۱۴]. این افزایش زمان ماندگاری دارو در جریان خون، تجمع آن را در محل تومور افزایش می‌دهد. علت این پدیده به تفاوت ساختار اسفنگولیپید با دیگر لیپیدها برمی‌گردد که در شکل زیر این تفاوت ساختاری بهتر نشان داده شده است.

^۵ Backbone
^۶ Sphingoid
^۷ phosphocholine
^۸ Sphingomyelin
^۹ distearoylphosphatidylcholine

انواع سرطان که در یک سال شروع می‌شود) به‌صورت بالینی استفاده می‌شود.

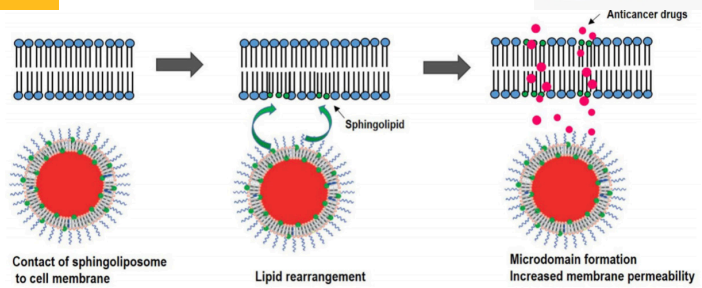
وین کریستین (VCR) به‌دلیل مکانیسم عملکردی کاملاً مشخص، فعالیت ضدسرطانی و توانایی ترکیب با سایر عوامل درمانی، پایه‌ای اصلی در درمان سرطان‌های بدخیم خون و تومورهای جامد است [۹]. وین کریستین سولفات با نام تجاری Marqibo، نخستین بار در سال ۲۰۱۲ با تأیید سازمان غذا و داروی آمریکا برای درمان افراد مبتلا به لوسمی لنفوبلاستیک حاد استفاده شد. این دارو از گیاه گل‌مینا^{۱۱} به‌دست می‌آید و در یک لیپوزوم اسفنگومیلین / کلسترول کپسوله می‌شود. اجزای لیپیدی موجود در لیپوزوم این دارو شامل اسفنگومیلین و کلسترول با نسبت مولی ۶۰:۴۰ بوده و قطر تقریبی هر لیپوزوم حدود ۱۰۰ نانومتر تشخیص داده شده است. بیش از ۹۵ درصد اجزای موجود این دارو در لیپوزوم کپسوله شده‌اند.



شکل ۳. نمای شماتیک یک لیپوزوم سولفات vincristine [۱۰]

Marqibo به‌طور مؤثر زمان ماندگاری دارو را افزایش، سمیت ناشی از دارو را کاهش و تجمع دارو را در محل تومور افزایش می‌دهد. اگرچه استفاده از آن‌ها به دلیل حذف سریع توسط RES محدود شده است، روش‌های گوناگونی برای برطرف کردن این مشکل مانند اصلاح سطح با استفاده از پلی اتیلن گلیکول (PEG) و کاندوگه کردن غشا با اجزای هیدروفوب مختلف می‌تواند در برطرف کردن این مشکل مؤثر باشد. علاوه بر PEG، کیتوسان نیز به‌عنوان یک پلی ساکارید تخریب پذیر زیست سازگار، غیرسمی و ارزان، می‌تواند به‌صورت مؤثری عمل کند. گزارش شده است ترکیب PEG و کیتوسان محلول در آب به‌طور مؤثر، شناسایی توسط ماکروفاژها و افزایش نیمه‌عمر لیپوزوم را به‌همراه داشته است [۱۱]. رویکرد دیگری که برای افزایش نیمه‌عمر پیشنهاد می‌شود، استفاده از کلسترول و زنجیره‌ی بلند و خنثی فسفولیپیدی است. درمورد لیپوزوم‌هایی با پایه‌ی اسپینگومیلین (SM) و کلسترول (۵۵:۴۵، نسبت مولی) حاوی وینکریستین، افزایش ماندگاری در خون را مشاهده شده است که علت آن را می‌توان به مقاومت زیاد لیپوپروتئین‌های پلاسما نسبت داد [۱۲]. محصول تجاری وینکریستین سولفات تزریقی (Marqibo, VSLI®) حاوی ترکیب SM/cholesterol است که وینکریستین سولفات^{۱۲} (VS) را به‌منظور غلبه

^{۱۱} Catharanthus roseus
^{۱۲} Vincristine sulfate



شکل ۲. افزایش نفوذپذیری سلول و دریافت درون سلولی دارو از طریق بازآرایی غشای لیپیدی و تشکیل میکروجه‌ها [۶].

نقش سرامید در ایجاد مرگ سلولی

پیش از بررسی نقش سرامید باید نگاه کلی به فرآیند مرگ سلولی داشته باشیم. هدف در درمان سرطان‌ها، مرگ سلول‌های سرطانی به‌صورت کامل است. به‌طور کلی مرگ سلولی از طریق دو مسیر مشخص رخ می‌دهد: نکروز و آپوپتوز؛ که به نوع سلول و آسیب ایجادشده بستگی دارد. نکروز فرآیندی است که طی آن سلول‌ها به‌دلیل از کار افتادن یکپارچگی غشا، پلاسما و اندامک می‌میرند و معمولاً این فرآیند با پاسخ التهابی همراه است. از طرف دیگر، آپوپتوز از طریق فعال‌سازی مسیرهای خاص متابولیکی در یک فرآیند منظم پیش می‌رود و معمولاً با پاسخ التهابی همراه نیست. آپوپتوز یک نوع مرگ سلولی توسط عوامل سیتوتوکسیک است و می‌تواند از طریق فرآیندهای گیرنده و غیرگیرنده آغاز شود، که هر دو در نهایت منجر به فعال‌شدن کاسپازهای مؤثر و پروتئازهای مسئول از بین‌برنده‌ی سلول می‌شوند. اخیراً پیشرفت قابل‌ملاحظه‌ای در درک ما از نقش سرامید در القای مرگ سلول‌های آپوپتوتیک حاصل شده است. سرامید یک پیام‌رسان درون سلولی است که توسط سلول‌های سرطانی در پاسخ به عوامل خارجی مانند اشعه و شیمی‌درمانی از طریق هیدرولیز اسفنگومیلین توسط اسفنگومیلیناز فعال (SMase) تولید می‌شود و منجر به فرآیند آپوپتوز می‌شود. مدلاسیون آپوپتوز ناشی از اسفنگولیپید به‌عنوان ابزاری برای افزایش حساسیت تومورها به عوامل مختلف درمانی پیشنهاد شده است. به‌دلیل نقش مهم اسفنگولیپید در آپوپتوز سلولی، دست‌کاری میزان سرامید داخل سلولی باید منجر به کاهش یا افزایش مقاومت دارویی شود. این کار می‌تواند با استفاده مستقیم از اسفنگولیپیدها ایجاد شود و یا با مهار / فعال‌سازی آنزیم‌هایی که سرامید تولید یا استفاده می‌کنند، حاصل شود [۷،۸].

وین کریستین سولفات Marqibo®: لیپوزوم‌های با اساس اسفنگومیلین

وین کریستین در ترکیب با سایر داروهای شیمی‌درمانی برای درمان انواع خاصی از سرطان خون (سرطان گلبول‌های سفید خون) از جمله لوسمی حاد میلوئیدی (AML، ANLL) و لوسمی حاد لنفوبلاستیک (ALL)، لنفوم هوچکین (بیماری هوچکین) و غیر لنفوم هوچکین

باتوجه به نتایج می‌توان گفت استفاده از PEG با وزن مولکولی دو کیلو دالتون کانجوگه شده به DSPE به‌طور مؤثر ماندگاری و جذب VS را افزایش می‌دهد. در مقایسه با سایر انواع لیپوزوم‌ها، پاکسازی^{۱۵} بهتر و مقادیر AUC^{۱۶} بیشتری را دارد که می‌تواند به‌عنوان یک گزینه‌ی نویدبخش برای رهایش VS باشد [۱۳].

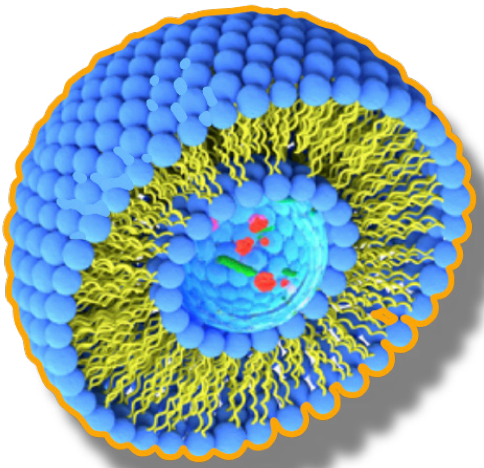
جمع‌بندی

اگرچه مطالعه اسفنگولیپیدهای فعال زیستی مراحل ابتدایی خود را طی می‌کند، دانش نوین به ما اجازه می‌دهد تا از نحوه‌ی طراحی داروها برای استفاده از مسیرهای سیگنالینگ اسفنگولیپید استفاده کنیم. اکنون مشخص شده است که تعدیل منطقی متابولیسم اسفنگولیپید می‌تواند منجر به بهبود اثر در مدل‌های زئونگرافت تومور انسانی شود. یک نکته‌ی مهم که هنوز به‌طور واضح ارزیابی نشده است، این است که آیا متابولیسم تغییر یافته اسفنگولیپید در رشد سرطان و مقاومت در برابر درمان در شرایط بالینی نقش دارد یا خیر. افزایش و کاهش سطح اسفنگولیپید بین تومور و بافت‌های طبیعی مشاهده شده است. به نظر می‌رسد این اختلافات تابعی از نوع تومور و محل رشد آن است و حتی در یک نوع تومور معین سازگار نیست. با این حال، هیچ‌یک از این مطالعات تأثیر در مسیرهای سیگنالینگ اسفنگولیپید را بررسی نکرده است. اسفنگولیپیدها به‌دلیل خواص بیوفیزیکی خود توانایی کمتری در حرکت آزادانه از یک فضای داخل سلولی به دیگر سلول‌ها را می‌باشند. بنابراین گمان می‌رود، مولکول‌هایی مانند سرامید، اثر بیولوژیکی خود را (در صورت وجود) فقط در سلولی که در آن تولید شده‌اند، دارند.

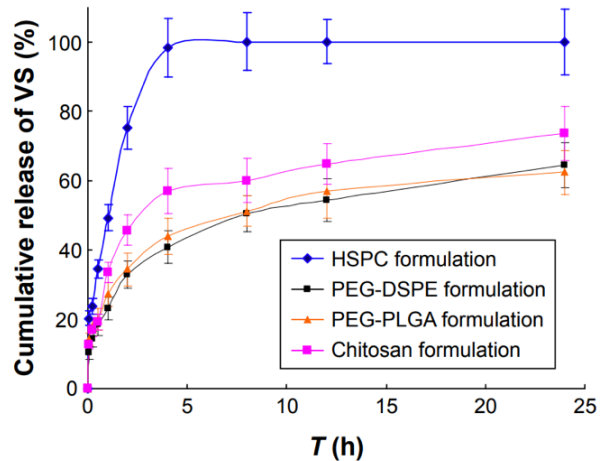
برای دیدن منابع کلیک کنید.

^{۱۵} clearance

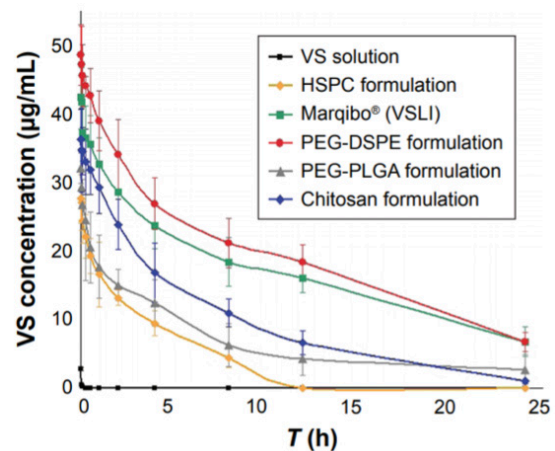
^{۱۶} Area under the curve



بر محدودیت‌های فارماکوکینتیک و دوز دارو در خود کپسوله کرده است. برای برقراری سهولت بیشتر در پروتکل تزریق VS و ایجاد اثر مناسب آن در مصارف کلینیک، VS به‌وسیله‌ی متریال‌های با چرخه‌ی طولانی‌تر اصلاح شد که شامل ^{۱۳}PEG-PLGA، ^{۱۴}PEG-DSPE و کیتوسان با وزن مولکولی کم هستند.



شکل ۴. پروفایل رهایش آزمایشگاهی لیپوزوم‌های VS تهیه‌شده در پلاسما (n=۳) [۱۳].



شکل ۵. پروفایل پاک‌سازی خون پس از تزریق داخل وریدی ۱/۲ mg/kg سوسپانسیون لیپوزوم به موش‌ها [۱۳].

^{۱۳} poly(ethylene glycol)-di(stearyl)phosphatidylethanolamine

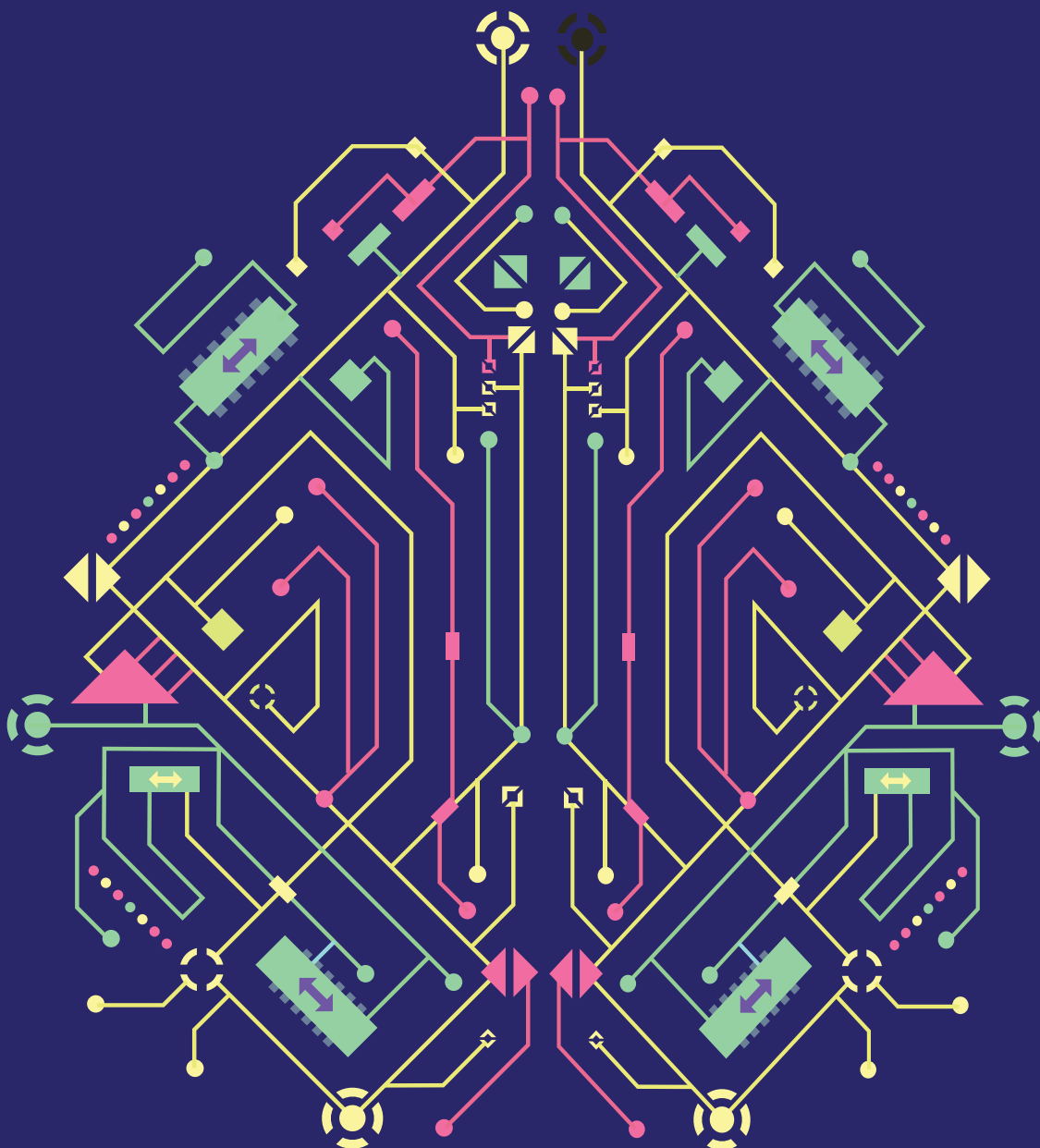
^{۱۴} poly(ethylene glycol)-poly-lactide-co-glycolide

باب بایو الکتریک

مروری بر سیستم‌های تشخیص و پیش‌بینی تشنج‌های صرعی

کلیات فیزیک و تصویربرداری تشدید مغناطیسی

کاربرد محاسبات نرم در فناوری دارویی



مروری بر سیستم

های تشخیص و پیش‌بینی تشنج‌های صرعی

نویسنده:

امیرحسین قناد

تشنج‌های عمومی در نتیجه‌ی فعالیت عصبی غیرطبیعی نورون‌های دو نیمکره‌ی مغز، ظاهر می‌شوند. این تشنج‌ها ممکن است باعث ازدست‌رفتن هوشیاری، سقوط یا انقباضات شدید عضله شوند. تشنج غایب^۱ باعث می‌شود که فرد به فضا خیره شده و یا به سرعت پلک بزند، درحالی‌که تشنج‌های تونیک - کلونیک^۲ باعث حرکت عضلانی مکرر و ازدست‌رفتن هوشیاری می‌شوند. البته همه‌ی تشنج‌ها را نمی‌توان به‌صورت کانونی یا عمومی تعریف کرد. در برخی افراد، تشنج به‌صورت کانونی آغاز شده و سپس به کل مغز گسترش می‌یابد. افرادی نیز ممکن است هر دو نوع تشنج را داشته باشند اما الگوی مشخصی ندارند [۴].

در حدود ۷۰ درصد افراد مبتلا به صرع، تشنج‌ها با درمان‌های دارویی و جراحی قابل کنترل هستند [۴]. با این حال، حدود ۳۰ درصد همچنان تشنج دارند، زیرا درمان‌های موجود به‌طور کامل تشنج آن‌ها را کنترل نمی‌کند و به‌اصطلاح به این موارد «صرع مقاوم به درمان» یا «مقاوم به دارو می‌گویند» [۵].

اهمیت تشخیص و پیش‌بینی تشنج‌های صرعی

برای درمان مؤثر بیماران مبتلا به صرع، باید تشنج‌ها را به‌طور دقیق شناسایی کنیم. علاوه بر تشخیص، باید به‌طور دقیق تعیین کنیم که آیا پس از تجویز درمان، تشنج‌ها متوقف شده‌اند یا خیر. روشی که در حال حاضر برای ارزیابی اثربخشی درمان استفاده می‌شود، به این صورت است: از بیماران، خانواده‌های آن‌ها یا شاهدان می‌پرسیم که آیا بیماران دچار تشنج هستند یا خیر و برای تصمیم‌گیری پزشکی، به این اطلاعات اعتماد می‌کنیم. اگر به ما گفته شود که تشنج هنوز اتفاق می‌افتد، ممکن است دوز دارو را افزایش دهیم، داروی جدیدی اضافه کنیم یا حتی درمان‌های غیردارویی را توصیه کنیم (به‌عنوان مثال تحریک عصبی، جراحی مغز، رژیم‌های غذایی). اگر به ما گفته شود که تشنج متوقف شده است، اقدامات درمانی را کاهش می‌دهیم [۶].

در چندین مطالعه، بیماران تقریباً فقط نیمی از تشنج‌های خود را گزارش می‌دهند و حتی تشنج‌های هنگام خواب کمتر گزارش

تشنج‌ها ممکن است به دلایل مختلفی رخ دهند، اما شایع‌ترین علت آن، بیماری صرع است. به گزارش سازمان جهانی بهداشت، صرع یکی از شایع‌ترین بیماری‌های عصبی است که حدود ۵۰ میلیون نفر در سنین مختلف در سراسر جهان به آن مبتلا هستند. خطر مرگ زودرس در افراد مبتلا به صرع تا سه برابر بیشتر از عموم مردم است [۱]. در ایران به‌ازای هر ۱۰۰۰ نفر، ۱۷ نفر مبتلا به صرع هستند که این موضوع بیانگر آن است که تعداد مبتلایان در ایران ۲ تا ۳ برابر آمار جهانی است [۲].

صرع چیست و تشنج‌های صرعی چگونه رخ می‌دهند؟

تشنج صرعی به این صورت تعریف می‌شود: «یک رخداد گذرا از علائم ناشی از فعالیت عصبی بیش از حد یا همزمان غیرطبیعی در مغز». صرع زمانی وجود دارد که فرد دچار تشنج صرعی می‌شود و مغز وی «گرایش پاتولوژیک^۱ و پایدار به تشنج‌های مکرر را نشان می‌دهد» [۳]. در طی یک تشنج، بسیاری از سلول‌های عصبی به‌طور همزمان فعال می‌شوند و این به‌معنای ایجاد پتانسیل عمل در نورون‌ها و ارسال سیگنال به نورون‌های دیگر با نرخ ۵۰۰ بار در ثانیه و بسیار سریع‌تر از حالت طبیعی است. این افزایش بیش از حد فعالیت الکتریکی باعث ایجاد حرکات، احساسات، حواس و رفتارهای غیرارادی شده و حتی ممکن است باعث ازدست‌رفتن هوشیاری بشود [۴].

تشنج‌ها به دو دسته‌ی عمده تقسیم می‌شوند: تشنج کانونی^۲ و تشنج عمومی^۳. در تشنج کانونی فقط یک ناحیه از مغز تحت تأثیر قرار می‌گیرد. حدود ۶۰ درصد افراد مبتلا به صرع، دچار تشنج کانونی می‌شوند. در برخی از تشنج‌های کانونی، فرد هوشیار باقی می‌ماند اما ممکن است احساس شادی، عصبانیت، غم یا حالت تهوع ناگهانی و غیرقابل توضیح داشته باشد. همچنین ممکن است چیزهایی را بشنود یا ببیند یا به‌طور کلی احساس کند که واقعی نیستند، همچنین ممکن است فقط در یک قسمت از بدن مثل دست حرکات غیرارادی داشته باشد [۴].

۱. Pathologic

۲. Focal seizures

۳. Generalized seizures

۴. Absence

۵. Tonic-Clonic seizures

این سیستم‌ها همانند اغلب سیستم‌های پردازش سیگنال شامل چند بخش اصلی هستند (شکل ۱):

• اخذ داده^۶

گرفتن دقیق سیگنال‌های فیزیولوژیک مربوط به تشنج، گامی اساسی برای طراحی سیستم‌های قوی تشخیص و پیش‌بینی است. رایج‌ترین روش برای تشخیص و پیش‌بینی تشنج، نظارت بر سیگنال‌های مغزی مانند الکتروانسفالوگرام (EEG) است [۹].

علاوه بر روش‌های سنتی مبتنی بر EEG، تشنج‌های صرعی را می‌توان از طریق حرکت چشم، ضربان قلب، فشارخون، اکسیژن‌رسانی شریانی (SpO_2)، تنفس، تعریق و غیره نیز تشخیص داد. این فعالیت‌ها را می‌توان از سیگنال‌های فیزیولوژیک، از جمله الکتروکولوگرافی (EOG^7)، الکتروکاردیوگرافی (ECG)، الکترومایوگرافی (EMG)، فعالیت الکترودرمال (EDA)^۸ و حرکت اخذ کرد [۹].

روش‌های سنتی اخذ سیگنال EEG به دو دسته کلی تقسیم‌بندی می‌شوند: (۱) EEG پوست سر^۹ که غیرتهاجمی است و در اغلب کاربردها مشاهده می‌شود. (۲) EEG داخل جمجمه‌ای^{۱۰} که برای قرارگیری الکترودها، لازم است استخوان جمجمه شکافته شود. از این به بعد، منظورمان از EEG، روی پوست سر و منظور از iEEG، داخل جمجمه‌ای است. گرفتن iEEG ملزومات خاص خودش را داراست؛ وقتی جمجمه را می‌شکافیم و از سطح و داخل مغز سیگنال می‌گیریم، دامنه و بازه فرکانسی سیگنال اخذ شده به مراتب از EEG بیشتر است و این شرایط باید در پردازش و سخت‌افزار لحاظ شوند.

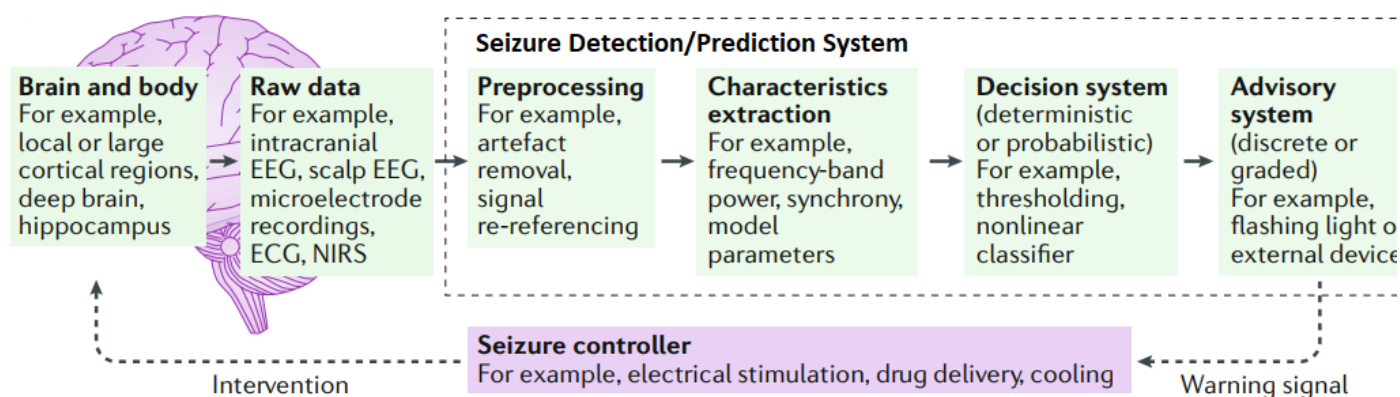
می‌شوند [۷]. ترکیبی از تشخیص نامشخص و تشخیص بیش از حد می‌تواند منجر به عوارض و محدودیت‌های غیرضروری شود. بیماری که تصور می‌شود تشنج را به خوبی کنترل کرده است درحالی که تشنج‌های گزارش‌نشده ادامه دارند، ممکن است در معرض خطر جراحت و مرگ باشد. همین بیمار ممکن است مجاز به رانندگی با یک خودرو بوده که این امر هم برای بیمار و هم برای مردم خطر ایجاد می‌کند. همچنین عوارض جانبی مصرف این داروها را باید در نظر گرفت.

پس با توجه به توصیفات فوق، نیاز به سیستمی داریم که با بیشترین صحت ممکن، انواع تشنج‌ها را تشخیص دهد. سیستم‌های تشخیص تشنج قادر به شناسایی تشنج‌های مداوم هستند و اطلاعات دقیق تشنج را که برای مدیریت صرع مفید است، در اختیار پزشکان قرار می‌دهند. سیستم‌های حلقه‌بسته‌ی ساخته‌شده نیز می‌توانند با اعلام اخطار به خانواده بیمار یا پزشک، آن‌ها را آگاه کرده، در نتیجه عوارض و خطرهای حول تشنج را کاهش داده یا حتی به‌وسیله‌ی روش‌های درمانی مانند تحریک مغزی از گسترش تشنج جلوگیری شود.

همچنین کیفیت زندگی بیمار به دلیل اضطراب مرتبط با ماهیت غیرقابل‌پیش‌بینی تشنج و عواقب ناشی از آن، به میزان قابل‌توجهی کاهش می‌یابد. این انگیزه‌ای شد تا محققان به فکر ایجاد سیستم‌های پیش‌بینی تشنج باشند. با هشدارهای احتمالی درباره وقوع تشنج، بیماران می‌توانند اقدامات احتیاطی را خودشان انجام دهند و از هرگونه آسیب احتمالی جلوگیری کنند [۸].

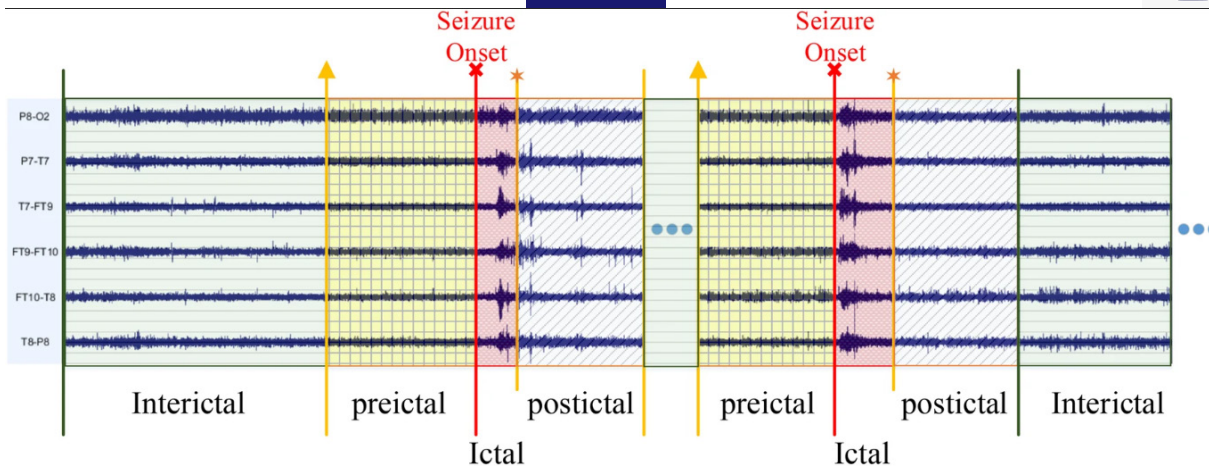
اجزای سیستم‌های تشخیص و پیش‌بینی تشنج صرعی

هدف از سیستم تشخیص تشنج، شناسایی تشنج در اسرع وقت پس از شروع آن است؛ ولی در سیستم پیش‌بینی تشنج، احتمال وقوع تشنجی در آینده‌ای نزدیک، قبل از وقوع آن به فرد اعلام می‌شود.



شکل ۱، نمای کلی از یک سیستم تشخیص / پیش‌بینی تشنج [۵].

۶. Data acquisition
۷. Electrooculography
۸. Electrodermal
۹. Scalp EEG
۱۰. Intracranial EEG



شکل ۲، سیگنال EEG در فازهای مختلف [۱۰]

حوزه زمان: تحلیل حوزه زمان برای سیگنال‌های ایستا^{۱۷} کاربرد دارد، اما سیگنال‌های زیستی غیر ایستا هستند. یک روش برای کمی‌سازی یک سری زمانی غیر ایستا، در نظر گرفتن آن به عنوان تعداد زیادی از قسمت‌های ایستا است. از ویژگی‌های حوزه زمان می‌توان به پارامترهای آماری مانند میانگین، انحراف معیار، میانه، حداکثر، حداقل، چولگی^{۱۸} و کشیدگی^{۱۹} اشاره نمود. علاوه بر این‌ها، در مطالعات موجود از آنتروپی، نمای لیاپانوف و پارامترهای Hjorth برای استخراج ویژگی‌ها از سیگنال‌های EEG استفاده شده است [۹، ۱۱]. به طور خلاصه، روش‌های استخراج ویژگی EEG مبتنی بر حوزه زمانی از نظر محاسباتی ساده و نامزدهای خوبی برای تشخیص بلادرنگ^{۲۰} تشنج‌های صرعی هستند. با این حال، به تغییرات بیمار و بین بیمارها بسیار حساس‌اند. انتخاب آن‌ها فقط مختص یک بیمار است و برای بیمار بعدی، الگوریتم‌ها مجدداً باید بررسی شوند [۸].

حوزه‌ی فرکانس: نمایش فرکانسی EEG اطلاعات مفیدی درباره‌ی الگوهای سیگنال فراهم می‌کند. ویژگی‌های EEG استخراج‌شده در حوزه‌ی فرکانس به‌طور کلی نسبت به ویژگی‌های محاسبه‌شده در حوزه‌ی زمان، حاوی اطلاعات بیشتر و مقاوم‌تر^{۲۱} هستند. همچنین روش‌های مبتنی بر این حوزه، گزینه‌های مناسبی برای داده‌های EEG طولانی‌مدت با تعداد زیاد نمونه هستند [۸]. از معروف‌ترین روش‌ها برای حوزه‌ی فرکانس می‌توان به تبدیل فوریه‌ی سریع (FFT) اشاره کرد. حوزه زمان - فرکانس: چنین روش‌هایی می‌توانند به‌طور همزمان ویژگی‌های حوزه زمان و فرکانس را استخراج کرده و عملکرد قابل اطمینان‌تری از خود نشان بدهند. از ابزارهایی که برای تجزیه و تحلیل زمان - فرکانس استفاده می‌شوند، می‌توان به موارد پیش رو اشاره نمود: توزیع زمان - فرکانس (TFD)^{۲۲}، تبدیل فوریه زمان کوتاه (STFT)^{۲۳} و تبدیل موجک (WT). این

۱۷. Stationary
 ۱۸. Skewness
 ۱۹. Kurtosis
 ۲۰. Real-time
 ۲۱. Robust
 ۲۲. Time-frequency distribution
 ۲۳. Short-Time Fourier transform

در شکل ۲ به فازهای مختلف تشنج در سیگنال EEG اشاره شده است. مرحله ictal دوره وقوع صرع است که به صورت علائم تشنج ظهور می‌کند. فازهای بلافاصله قبل و بعد از این مرحله، مراحل preictal و postictal هستند. از یک نظر preictal آغاز مرحله ictal است؛ این فاز شامل روند شکل‌گیری حمله تشنج است. مرحله interictal نیز دوره‌ای بین تشنج‌ها است [۱۰].

محققان در بحث تشخیص، به دنبال تمایز ictal از بقیه فازها هستند و در پیش‌بینی، بین فاز preictal و interictal طبقه‌بندی صورت می‌گیرد و اگر preictal تشخیص داده شد، یعنی در آینده‌ای نزدیک تشنج رخ خواهد داد.

• پیش‌پردازش^{۱۱}

این مرحله برای آماده‌سازی سیگنال برای مراحل بعدی در نظر گرفته شده است. سیگنالی که از فرد گرفته می‌شود، آغشته به نویز و آرتیفکت‌های^{۱۲} مختلف است. برای اینکه بتوانیم پردازشی با بالاترین صحت داشته باشیم، باید ابتدا عوامل مزاحم و نامطلوب را حذف کنیم. از عمده آرتیفکت‌ها و نویزهای سیگنال EEG می‌توان به این موارد اشاره نمود: حرکات چشم، پلک‌زدن، فعالیت قلبی و فعالیت‌های عضلانی. روش‌های متنوعی برای حذف این عوامل وجود دارند، از جمله استفاده از فیلترهای میان‌گذر یا پایین‌گذر، تبدیل ویولت^{۱۳}، تجزیه حالت تجربی^{۱۴} و غیره [۱۱].

• استخراج ویژگی^{۱۵}

هر فاز تشنج در سیگنال EEG دارای ویژگی‌های منحصر به فردی است که آن را از بقیه فازها متمایز می‌کند. در این مرحله ویژگی‌های مطلوب استخراج خواهند شد. ویژگی‌ها را می‌توان به دو روش استخراج کرد: استخراج ویژگی‌های به اصطلاح دست‌ساز^{۱۶} و دیگری استخراج خودکار ویژگی‌ها با استفاده از روش‌های یادگیری عمیق [۱۲]. یک سیگنال می‌تواند ویژگی‌های مختلفی داشته باشد، به‌طور کلی روش‌های استخراج ویژگی بر اساس این حوزه‌ها طبقه‌بندی می‌شوند: زمان، فرکانس و زمان - فرکانس.

۱۱. Preprocessing
 ۱۲. Artifact
 ۱۳. Wavelet transform
 ۱۴. Empirical mode decomposition
 ۱۵. Feature extraction
 ۱۶. Hand-crafted

حالت منفی برای عدم وقوع تشنج مثلاً برای فاز interictal یا حالت نرمال است. برای سیستم پیش‌بینی نیز حالت مثبت می‌تواند پیش‌بینی وقوع تشنج (فاز preictal) و حالت منفی فاز interictal یا حالت نرمال باشد. با تعاریف فوق، فرمول حساسیت و اختصاصیت به‌صورت زیر بیان می‌شود:

$$\text{Sensitivity} = \frac{TP}{TP + FN}$$

$$\text{Specificity} = \frac{TN}{TN + FP}$$

به بیان دیگر حساسیت، توانایی سیستم در تشخیص / پیش‌بینی صحیح تشنج صرعی را مشخص کرده و اختصاصیت، توانایی سیستم در شناسایی صحیح حالتی است که فرد دچار تشنج نشده یا پیش‌بینی می‌شود که دچار تشنج نخواهد شد.

برای دیدن منابع کلیک کنید.

ابزارها برای استخراج ویژگی از سیگنال‌هایی که ماهیت غیر ایستا دارند، مانند سیگنال‌های EEG، بسیار مفید هستند [۸،۹].

ایده اصلی TFD ابداع یک توزیع مشترک از زمان و فرکانس است که چگالی انرژی یا شدت سیگنال را به طور همزمان در زمان و فرکانس توصیف می‌کند. STFT اطلاعات مربوط به مؤلفه‌های طیفی را در هر بازه زمانی مشخص، نه در یک لحظه خاص، ارائه می‌دهد. در اینجا مشکل تفکیک‌پذیری^{۲۴} ایجاد می‌شود و تبدیل موجک به کمک می‌آید؛ موجک در مقایسه با STFT تفکیک‌پذیری بهتری را ارائه می‌دهد. WT می‌تواند جزئیات بسیار دقیق، تغییرات ناگهانی و شباهت‌ها را در سیگنال‌های EEG ثبت کند [۹]. WT سیگنال را به زیر باندهای تقریبی و جزئی تجزیه می‌کند و سپس ویژگی‌ها از این زیر باندها استخراج می‌شوند.

• طبقه‌بندی^{۲۵}

هنگامی که ویژگی‌ها از EEG استخراج شدند، مرحله بعدی انجام طبقه‌بندی، بین فازهای تشنج است. محققان از هر دو روش‌های یادگیری ماشین و یادگیری عمیق برای طبقه‌بندی سیگنال‌های EEG استفاده کرده‌اند. روش‌های طبقه‌بندی یادگیری ماشین مانند k-nearest neighbor، Support vector machine، مدل مخلوط گاوسی^{۲۶} (GMM)، درخت تصمیم^{۲۷} و جنگل تصادفی^{۲۸} و طبقه‌بندی‌کننده‌های یادگیری عمیق نیز مثل شبکه عصبی کانولوشنال (CNN)^{۲۹} و شبکه عصبی بازگشتی^{۳۰} [۱۲].

ارزیابی عملکرد الگوریتم‌های تشخیص و پیش‌بینی

در مطالعات این حوزه، عملکرد سیستم و به‌خصوص الگوریتم‌ها، اغلب با پارامترهای حساسیت^{۳۱} و اختصاصیت^{۳۲} مورد ارزیابی قرار می‌گیرند. این پارامترها فقط مختص سیستم‌های تشخیص و پیش‌بینی تشنج صرعی نبوده و در بسیاری دیگر از سیستم‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرند. قبل از تعریف دو پارامتر مذکور، به تعاریف زیر توجه کنید:

مثبت واقعی (True Positive): فرد دچار تشنج شده است و سیستم نیز به‌درستی وقوع تشنج را تشخیص می‌دهد. منفی واقعی (True Negative): فرد دچار تشنج نشده و پاسخ سیستم هم منفی است (تشنج تشخیص نمی‌دهد). مثبت کاذب (False Positive): تشنج رخ نداده است ولی سیستم به‌اشتباه تشنج تشخیص می‌دهد. منفی کاذب (False Negative): تشنج رخ داده ولی سیستم تشنج را تشخیص نمی‌دهد.

برای سیستم تشخیص، حالت مثبت زمان وقوع تشنج یا فاز ictal و

۲۴. Resolution

۲۵. Classification

۲۶. Gaussian mixture model

۲۷. Decision tree

۲۸. Random forest

۲۹. Convolutional neural networks

۳۰. Recurrent neural network

۳۱. Sensitivity

۳۲. Specificity

کلیات و فیزیک تصویربرداری تشدید مغناطیسی

نویسندگان: محمدرضا اسلامی - شیدا فتحی - هستی میرشمس

در روش‌های تصویربرداری با اشعه‌ی ایکس مانند رادیولوژی ساده و سی‌تی‌اسکن، بدن تحت تابش مقدار معینی از اشعه‌ی یونیزه‌کننده قرار می‌گیرد که اگر مقدار این تابش از حد مشخصی بیشتر باشد، می‌تواند موجب مشکلاتی در کارکرد سلول‌ها شود. در واقع، MRI از این واقعیت فیزیکی استفاده می‌کند که پروتون‌های موجود در هسته‌ی اتم‌ها حول محور خود با سرعت بسیار زیادی می‌چرخند و در نتیجه‌ی آن یک میدان مغناطیسی کوچک در اطراف خود تشکیل می‌دهند [۷].

هسته‌ی اتم‌ها از پروتون‌ها و نوترون‌ها تشکیل شده که پروتون‌ها دارای بار مثبت خالص هستند. هسته‌ی اتم‌های خاصی مانند هیدروژن یا فسفر، ویژگی شناخته‌شده‌ای به نام «چرخش» دارند که وابسته به تعداد پروتون‌های این عناصر است؛ این اتفاق در اتم‌هایی با تعداد پروتون فرد دیده می‌شود و می‌تواند به مثابه‌ی هسته‌ی اتمی که به دور محور خود می‌چرخد، تصور شود. در واقع هسته به معنای واقعی نمی‌چرخد اما به دلیل اجزای تشکیل‌دهنده‌اش، باعث ایجاد یک میدان مغناطیسی دوقطبی نسبی با قطب‌های شمال و جنوب می‌شود. دوقطبی مغناطیسی، مشابه یک آهنربای میله‌ای است که با قطب‌های مغناطیسی در امتداد محور چرخش خود قرار می‌گیرند [۶]. در روند تصویربرداری MRI بیمار در یک میدان مغناطیسی یکنواخت بسیار قوی قرار می‌گیرد.

تصویربرداری تشدید مغناطیسی روشی برای تصویربرداری از بدن است که نتایج آن در تشخیص بسیاری از بیماری‌ها مانند وجود تومور، خونریزی مغزی، ناهنجاری، عفونت، بیماری التهابی و سایر بیماری‌ها استفاده می‌شود [۱].

پل لاوتربر در دهه‌ی ۱۹۸۰ میلادی موفق به ایجاد اولین تصاویر دو الی سه‌بعدی MRI شده و در سال ۱۹۷۴ اولین تصاویر را از مقاطع بدن یک موش زنده منتشر کرد. از سخت‌افزارهای موجود در دستگاه MRI می‌توان به آهن‌ربا، سیم‌پیچ‌های رادیو فرکانس (RF)، فرستنده و گیرنده RF، دستگاه بایوپسی سازگار با تصویربرداری MRI اشاره کرد [۱۰].

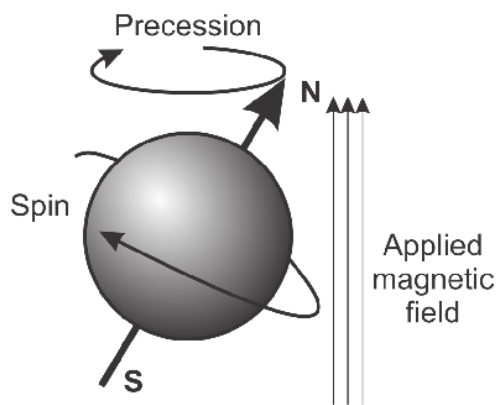
مقطع‌نگاری رایانه‌ای با اشعه‌ی ایکس (سی‌تی‌اسکن)، تصویربرداری با تشدید مغناطیسی و انتشار پوزیترون توموگرافی (PET) می‌توانند اطلاعات آناتومیکی سه‌بعدی دقیقی را ارائه دهند [۲].



با قطع میدان مغناطیسی متغیر، هسته‌ها به حالت اولیه‌ی خود و در جهت میدان یکنواخت برمی‌گردند. در این هنگام است که از ماده امواج الکترومغناطیسی با بسامد رادیویی تابش می‌شود که سیم‌پیچ‌ها این امواج را دریافت می‌کنند. این سیم‌پیچ‌ها، امواج دریافتی را به جریان الکتریکی تبدیل می‌کنند. سپس این جریان‌ها به‌عنوان سیگنال‌های الکتریکی حاصل از تصویربرداری، و به جهت مکان‌یابی و بازسازی تصویر به واحد پردازنده ارائه می‌شوند. در ادامه، این جریان‌ها تقویت شده و به‌عنوان سیگنال‌های MRI به رایانه داده می‌شوند و در آنجا عملیات بازسازی تصویر صورت می‌گیرد [۵].

فیزیک تصویربرداری

اتم هیدروژن از یک پروتون و یک الکترون تشکیل شده است. پروتون‌های آن، هم اسپین می‌کنند و هم به‌دور یک محور عمودی فرضی می‌چرخند (شکل ۲). می‌دانیم که پروتون‌ها جرم و بار مثبت دارند و با چرخش این بارها میدان مغناطیسی به وجود می‌آید.



شکل ۲. چرخش پروتون به دور خود و محور فرضی عمودی

در حالت طبیعی، پروتون‌های اتم‌های مختلف می‌چرخند که این چرخش می‌تواند در هر جهتی باشد، اما اگر اتم‌ها در مجاورت یک میدان مغناطیسی خارجی قرار بگیرند، بردارهای مغناطیسی پروتون‌ها در راستای میدان مغناطیسی خارجی جهت‌گیری می‌کنند که برآیند این بردارهای مغناطیسی را بردار M می‌نامیم.

بردار M با فرکانس خاصی شروع به چرخش به‌دور محور عمودی فرضی می‌کند. به این فرکانس مشخص که در اثر میدان مغناطیسی به وجود آمده است، فرکانس لارمور^۴ می‌گویند. این فرکانس وابسته به میدان مغناطیسی خارجی است و با قوی‌تر شدن میدان مغناطیسی افزایش می‌یابد.

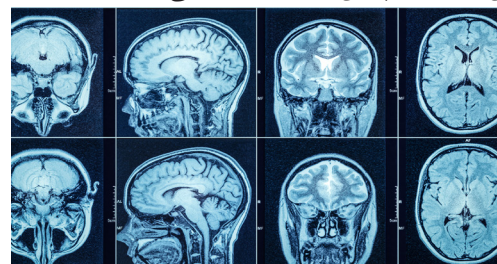
$$\omega = \gamma B,$$

در رابطه‌ی بالا ω سرعت زاویه‌ای بوده و در نتیجه متناسب با فرکانس چرخش است، γ متناسب با نوع ماده و هسته‌ی آن و B برابر با میدان مغناطیسی قوی و یکنواخت می‌باشد.

این میدان محور چرخش پروتون‌های هسته‌ی اتم‌های هیدروژن را در تمام بافت‌های بدن در امتداد خطوط میدان مغناطیسی MRI قرار می‌دهد. سپس امواج رادیویی خاصی به‌صورت پالس به‌سوی بدن بیمار تابانده شده و باعث تغییر اندکی در محور چرخش پروتون‌ها می‌شود. با اتمام پالس رادیویی، محور چرخش پروتون مجدداً در امتداد خطوط میدان مغناطیسی برمی‌گردد و موجب ایجاد یک موج رادیویی جدید می‌شود. سپس این امواج رادیویی ثانویه که از تک‌تک پروتون‌های هیدروژن‌ها ساطع می‌شوند، توسط گیرنده‌های دستگاه MRI دریافت شده و به کامپیوتر ارسال می‌گردند. در کامپیوتر امواج دریافت شده به‌سرعت تحلیل شده و سپس تصاویری بر اساس این تحلیل‌ها ساخته می‌شود. هرچه شدت موج ثانویه‌ی دریافتی در قسمتی از بدن بیشتر باشد، بیانگر تراکم زیاد اتم هیدروژن در آنجا است؛ در واقع اتم‌های هیدروژن در مولکول‌های آب قرار دارند، پس هر قسمتی از بدن که موج رادیویی ثانویه‌ی بیشتری ارسال کرده، مولکول‌های آب بیشتری داشته است؛ در نتیجه می‌توان بیان کرد که MRI نشان‌دهنده‌ی نقاطی از بدن است که مولکول‌های آب بیشتری در آنجا وجود دارد. میزان مولکول‌های آب در بافت‌های بدن متفاوت است و با بیمارشدن فرد، این میزان تغییر می‌کند. پس می‌توان با استفاده از اطلاعات دریافتی، تصویر بسیار دقیقی از تغییر کل بافت‌های گوناگون بدن ایجاد کرد [۷]. MRI این توانایی را دارد که از مقاطع بدن تصویر تهیه کند [۳].

در MRI تصاویر بافت‌های نرم مانند غضروف، تاندون، لیگامان، عصب و رگ‌ها بسیار واضح و دقیق دیده می‌شود و این روش تصویربرداری به‌خصوص برای تشخیص بیماری‌های این بافت‌ها مفید است. به‌دلیل استفاده‌ی MRI از یک میدان مغناطیسی بسیار پر قدرت، در صورتی که اشیای فلزی در این میدان مغناطیسی قرار بگیرند، این اشیاء حرکت کرده و روی نتیجه‌ی تصویر نیز اثر خواهند داشت و روی بدن انسان نیز آثار مخربی به‌وجود می‌آورند. حرکت این اشیاء می‌تواند موجب آسیب به بیمار شود. پس در اتاق MRI نباید هیچ جسم فلزی موجود باشد [۷]. با MRI می‌توان در جهات فوقانی-تحتانی^۱، چپ‌راستی^۲ و پس‌روپیش^۳ و حتی در جهات اُریب و مایل تصویربرداری کرد. همان‌طور که در بالا گفته شد، یک سیستم MRI از سه میدان مغناطیسی استفاده می‌کند:

- میدان خارجی قوی و ثابت
- میدان ضعیف گرادیانی متغیر
- میدان حاصل از پالس الکترومغناطیسی



شکل ۱. نمونه‌ی تصویر MRI از مقاطع مغز در دو جهت متفاوت [۸]

۱. Axial
۲. Sagittal
۳. Coronal

۴. Precess
۵. Larmor

زمان T₂: زمان T₂ مشخص می‌کند که سیگنال MR پس از تحریک با چه سرعتی محو می‌شود. کنتراست T₂ یک تصویر MR توسط اپراتور نیز قابل کنترل است. به تصاویری که کنتراست آن‌ها عمدتاً توسط T₂ تعیین می‌شود، تصاویر بر پایه T₂ گفته می‌شود.

تراکم پروتون و زمان T₁ و T₂ از ویژگی‌های ذاتی بافت‌های بیولوژیکی است و ممکن است از یک بافت به بافت دیگر بسیار متفاوت باشد. بسته به اینکه کدامیک از این پارامترها در یک توالی MR مورد تأکید باشد، تصاویر حاصل برای نشان دادن تمایز آن‌ها متفاوت است. این زمینه را برای تفکیک دقیق بافت‌های نرم و پتانسیل تشخیص بیماری در تصویربرداری MR فراهم می‌کند: تفاوت بین بافت‌های مختلف از نظر این سه پارامتر، قابلیت تشخیص زیادی به MRI می‌دهد، بافت‌هایی که در اسکن توموگرافی کامپیوتری (CT) عملاً نامشخص‌اند، بدون بهره‌گیری از ماده‌ی حاجب با MRI تفکیک‌پذیر هستند.

برای تولید تصویر MR، یک بخش از بدن باید تحریک و سیگنال حاصل ثبت شود. زمان تکرار (TR) فاصله‌ی بین دو تحریک پی‌درپی در یک برش از بافت است. زمان تکرار (TR) طول دوره‌ی آرامش بین دو پالس تحریک است و بنابراین برای کنتراست T₁ بسیار مهم است. وقتی TR طولانی است، اسپین‌های تحریک‌شده‌ی بیشتری در صفحه Z می‌چرخند و به رشد مجدد مغناطش طولی کمک می‌کنند. هرچه مغناطش طولی بیشتر با پالس RF بعدی تحریک شود، سیگنال MR قابل ثبت نیز بزرگ‌تر است. اگر زمان تکرار کوتاه (کمتر از ۶۰۰ میلی‌ثانیه) انتخاب شود، کنتراست تصویر به شدت تحت تأثیر T₁ قرار می‌گیرد. در این شرایط، بافت‌های دارای T₁ کوتاه به سرعت وارد مرحله‌ی آسایش شده و پس از پالس RF بعدی سیگنال بزرگی می‌دهند و پیکسل‌های یا شدت روشنایی زیاد بر روی تصویر ایجاد می‌شوند.

از طرف دیگر، بافت‌هایی با T₁ طولانی بین دو پالس RF زمان آرامش کمی دارند و از این رو هنگام استفاده از پالس تحریک بعدی، مغناطش طولی کمتری در دسترس است؛ بنابراین این بافت‌ها نسبت به بافت‌های دارای T₁ کوتاه سیگنال کمتری ساطع می‌کنند و در تصویر، تیره به نظر می‌رسند. تصویری که با TR کوتاه به دست آمده تصویر بر پایه‌ی T₁ است، زیرا شامل اطلاعات بیشتری از T₁ است. اگر زمان تکرار نسبتاً طولانی (به‌طور معمول بیش از ۱۵۰۰ میلی‌ثانیه) انتخاب شود، تمام بافت‌ها از جمله بافت‌هایی که T₁ طولانی دارند، زمان کافی برای بازگشت به تعادل را داشته و از این رو همه‌ی آن‌ها سیگنال‌های مشابه می‌دهند. در نتیجه وزن T₁ در ایجاد تصویر کم است و تأثیر آن بر کنتراست تصویر قابل ملاحظه نیست؛ بنابراین با انتخاب زمان تکرار می‌توان وزن T₁ را در ایجاد تصویر تغییر داد.

بنابراین هرچه زمان TR کوتاه‌تر باشد، تصویر ما بیشتر تحت تأثیر T₁ قرار می‌گیرد، در حالی که با افزایش TR تأثیر پارامتر T₁ بر ایجاد تصویر کاهش می‌یابد. رابطه‌ی بین TR و T₁ در تصویر پایین به‌نمایش گذاشته شده است.

حال اگر فرض کنیم برآیند بردارهای مغناطیسی پروتون‌ها در راستای Z باشد و با استفاده از امواج رادیویی، یک میدان در راستای محور X ایجاد کنیم که فرکانس این امواج با فرکانس لازمور پروتون‌ها برابر باشد، در بردار M، تشدید رخ داده و این بردار تشدید یافته روی محور Y قرار می‌گیرد.

اگر این امواج رادیویی^۶ را قطع کنیم، بردار M به محل اولیه خود برمی‌گردد. به مدت زمانی که طول می‌کشد تا بردار M به محل اولیه خود در راستای محور Z برگردد، زمان آسایش^۷ می‌گویند.

زمان آسایش

می‌دانیم بردار تشدید یافته‌ی بردار M در راستای محور Y قرار گرفته است. حال اگر امواج رادیویی را قطع کنیم، بردار در راستای محور عرضی Y، شروع به صفر شدن می‌کند. از طرف دیگر بردار در راستای محور طولی Z که موازی با میدان خارجی است، افزایش می‌یابد تا به مقدار اولیه‌ی خود برسد. باید در نظر داشت افزایش بردار طولی، متناسب با کاهش بردار عرضی نیست و بردار عرضی با سرعت بیشتری از بین می‌رود؛ اما بردار طولی با تأخیر شروع به افزایش می‌کند؛ در نتیجه زمان آسایش به دو دسته‌ی زیر تقسیم می‌شود:

۱) زمان آسایش ۱ (T₁): مدت زمانی است که ۶۳٪ بردار مغناطیسی در راستای محور طولی تشکیل می‌شود.

۲) زمان آسایش ۲ (T₂): مدت زمانی است که ۳۷٪ بردار مغناطیسی در راستای محور عرضی باقی می‌ماند [۱۱، ۱۲].

چه چیزی کنتراست تصویر MR را تعیین می‌کند و چگونه می‌توانیم بر آن تأثیر بگذاریم؟

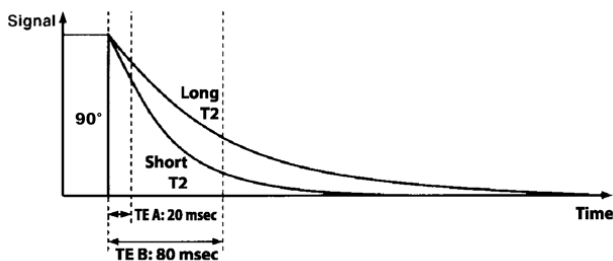
با توضیح مفاهیم تحریک و آسایش، اکنون می‌توانیم به این سؤال پاسخ دهیم. سه ویژگی ذاتی یک بافت بیولوژیکی شدت پیکسل‌ها یا روشنایی تصویر MR را تحت تأثیر قرار می‌دهند و می‌توانند به کنتراست تصویر کمک کنند:

چگالی پروتون: چگالی پروتون یعنی تعداد اسپین‌های تحریک‌پذیر در واحد حجم. این چگالی، حداکثر سیگنالی را که می‌توان از یک بافت معین به دست آورد، تعیین می‌کند. با به حداقل رساندن دو پارامتر دیگر T₁ و T₂ می‌توان بر چگالی پروتون تأکید کرد و نقش آن را بررسی نمود. چنین تصاویری را تصاویر دارای چگالی پروتون می‌نامند.

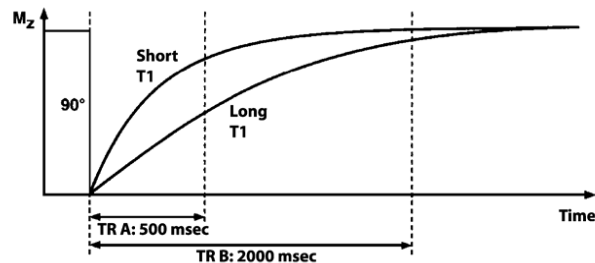
زمان T₁: زمان T₁ یک بافت زمانی است که طول می‌کشد تا اسپین تحریک شده به حالت استراحت خود بازگردد و برای تحریک بعدی در دسترس باشد. T₁ بسته به نوع ماده و فرکانس میدانی دریافت شده، روی شدت سیگنال تصاویر تأثیر می‌گذارد و می‌تواند مقادیر متفاوتی اختیار کند. تصاویری که کنتراست آن‌ها عمدتاً توسط T₁ ایجاد می‌شوند، تصاویر برپایی T₁ نام دارند.

۶. Radio frequency

۷. Relaxation



شکل ۴. رابطه‌ی بین زمان TE و T₂. هنگامی که TE بسیار کوتاه است (A) عملاً هیچ تفاوتی از نظر سیگنال بین دو بافت با زمان‌های مختلف T₂ وجود ندارد، درحالی که اختلافات واضح با طولانی شدن TE آشکار می‌شود (B): یک بافت با T₂ کوتاه به سرعت سیگنال را از دست می‌دهد و در تصویر ایجاد شده تصویر بافت تاریک می‌شود، درحالی که با زمان T₂ طولانی مدت سیگنال قوی‌تری تولید و تصویری روشن‌تر را ایجاد می‌کند [۱۴].



شکل ۳. رابطه بین کنتراست TR و T₁ وقتی TR کوتاه است. (A): بافت با T₁ کوتاه بیشتر مغناطش طولی خود را در طول فاصله TR به دست می‌آورد و از این رو یک سیگنال MR بزرگی پس از پالس تحریک تولید می‌کند درحالی که یک بافت با T₁ طولانی فقط یک سیگنال تولید می‌کند. وقتی TR طولانی است. (B): اختلاف سیگنال از بین می‌رود زیرا زمان کافی برای رشد مجدد مغناطش طولی در هر دو بافت وجود دارد [۱۴].

در جدول ۱، رابطه‌ی بین کنتراست تصویر و پارامترهای TE و TR به صورت اجمالی آورده شده است.

جدول ۱. کنتراست تصویر به عنوان تابعی از TE و TR

	TR	TE
T ₁ پایه	کوتاه	کوتاه
T ₂ پایه	بلند	بلند
تصاویر بر پایه چگالی پروتون	بلند	کوتاه

در بخش زمان تکرار، بیان شد که زمان کمی برای رشد مجدد مغناطیس طولی وجود دارد. هرچه TR کوتاه‌تر باشد، مغناطش طولی که بازیابی می‌شود و برای تحریک بعدی در دسترس قرار می‌گیرد کوچک‌تر خواهد بود. در نتیجه سیگنال MR نیز کاهش می‌یابد. وقتی یک سری پالس تحریک اعمال می‌شود، سیگنال MR پس از هر بار تکرار پالس ضعیف و ضعیف‌تر می‌شود. این فرآیند به اشباع معروف است.

بازسازی تصویر نقش مهمی در استفاده‌ی کاربردی از تصویربرداری تشدید مغناطیسی دارد. داده‌های خام MRI به شکل تصویر به دست نمی‌آیند و نقش فرایند بازسازی تصویر این است که داده‌های خام به دست آمده را به تصویری تبدیل کند که پزشک بتواند آن را تفسیر و تحلیل کند. این فرآیند شامل چندین مرحله پردازش سیگنال است که هر یک بر کیفیت تصویر تأثیر می‌گذارد [۱۴].

بازسازی تصویر

تولید تصاویر MR یک فرایند دومرحله‌ای است. ابتدا، جسم مورد تصویربرداری با استفاده از میدان مغناطیسی قوی، پالس‌های فرکانس رادیویی (RF) و گرادیان مغناطیسی کدگذاری می‌شود تا داده‌هایی را که در آرایه‌ای به نام فضای k (تبدیل فوریه مکانی که می‌تواند دوبعدی یا سه‌بعدی باشد) مرتب شده‌اند، تولید کند. دوم، داده‌های فضای K برای تولید یک تصویر از طریق بازسازی آن رمزگشایی می‌شوند. اگرچه تصویر نهایی تصویری از اطلاعات آناتومیک و یا عملکردی یکی از اندام‌های بدن است، مرحله‌ی میانی

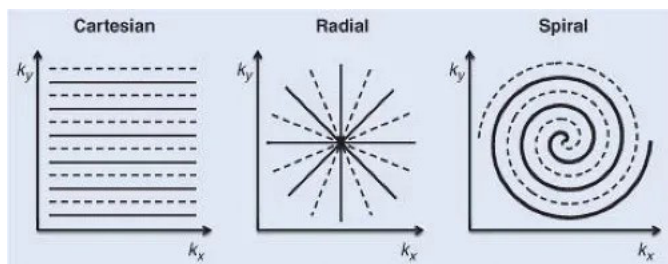
در MRI اکو عبارت است از انتشار انرژی به شکل سیگنال تشدید الکترومغناطیسی در جهت خلاف سیگنال تحریک اولیه و قبل از اتمام آن. در این مرحله اسپین‌ها دوباره تغییر فاز می‌دهند. زمان اکو (TE) فاصله‌ی زمانی بین استفاده از پالس تحریک و جمع‌آوری سیگنال MR است.

زمان اکو تأثیر T₂ بر کنتراست تصویر را تعیین می‌کند. T₂ در محدوده‌ی چندصد میلی‌ثانیه است و بنابراین بسیار کوتاه‌تر از T₁ است. اگر از زمان اکوی کوتاه استفاده شود (کمتر از ۳۰ میلی‌ثانیه)، تفاوت کمی در سیگنال بین بافت‌ها دیده می‌شود زیرا زمان آسایش T₂ تازه شروع شده و در این زمان افت سیگنال کمی برای ثبت و اندازه‌گیری وجود داشته است و تأثیر زمان T₂ بر ایجاد تصویر ناچیز است.

اگر مدت زمان اکوی طولانی‌تری (بیش از ۶۰ میلی‌ثانیه) استفاده شود، بافت‌ها با شدت سیگنال مختلف بر روی تصویر MR حاصل به تصویر کشیده می‌شوند؛ بافت‌هایی با T₂ کوتاه که بیشتر سیگنال خود را از دست داده است، روی تصویر، تاریک به نظر می‌رسد، درحالی که بافت‌های دارای T₂ طولانی سیگنال قوی‌تری تولید می‌کنند و بنابراین در تصاویر، روشن به نظر می‌رسند. به همین دلیل است که به عنوان مثال، مایع مغزی نخاعی (CSF) که T₂ نسبتاً طولانی دارد (مانند آب)، در تصاویر بر پایه‌ی T₂ در مقایسه با بافت مغز روشن‌تر است. با انتخاب زمان اکو (TE)، اپراتور می‌تواند درجه‌ی توزین T₂ تصویر MR حاصل را کنترل کند. رابطه بین TE و T₂ در تصویر شماره‌ی دو به خوبی نمایش داده شده است.

داده‌های فضای k به یک فضای آناتومیکی است. همان‌طور که بحث شد، فضای k یک ماتریس است. محورهای x و y این ماتریس Kx و Ky نامیده می‌شوند و در صورت استفاده از رمزگذاری سه‌بعدی kz برای محور z به کار می‌رود. Kx و Ky متناسب با قدرت شیب جمع‌ی در امتداد جهت x و y هستند. بیشتر اسکن‌های بالینی با پر کردن فضای K به صورت خطی انجام می‌شود که اسکن دکارتی نامیده می‌شود. طبق قرارداد، جهت هر خط را جهت رمزگذاری فرکانس می‌نامند که معمولاً به صورت Kx نشان می‌دهند. این خطوط در امتداد جهت رمزگذاری فاز انباشته شده که معمولاً به صورت Ky و Kz نشان داده می‌شوند.

حصول داده‌های MR منجر به پر کردن فضای داده‌ای شده که به عنوان فضای k شناخته می‌شود. قبل از ایجاد تصویر از طریق تبدیل معکوس فوریه، می‌توان این فضای داده را به چند طریق پر کرد. در شکل ۵، سه روش پر کردن فضای k نشان داده شده است [۱۳].



شکل ۵. هر خط (مستقیم یا منحنی) بازخوانی جداگانه‌ای را نشان می‌دهد. بازخوانی‌ها برای تفکیک درست در خطوط کامل و بریده‌بریده نشان داده می‌شوند. اسکن دکارتی (تصویر سمت چپ) امروزه متداول‌ترین روش بالینی است و داده‌ها به صورت خطوط مستقیم از طریق فضای K به دست می‌آیند. خطوط شعاعی (تصویر میانی) و الگوهای مارپیچی (تصویر سمت راست) دو روش دیگر برای پر کردن فضای k هستند که برای دستیابی به داده‌ها در تصویربرداری MR غیر دکارتی مورد استفاده قرار می‌گیرند.

یعنی داده‌های موجود در فضای K ، شباهتی به تصویر یک اندام یا توصیف عملکرد آن ندارند. رابطه‌ی بین این فضا و تصویر نهایی روابط ریاضی شکل می‌دهند.

در دیدگاه افراد درباره‌ی چگونگی تولید یک تصویر، غالباً این‌گونه تصور می‌شود که امواج نور یا صوت با جسمی روبه‌رو می‌شوند و از طریق امواج منعکس یا منتقل شده یک تصویر تولید می‌شود. این فرآیند شامل تقریباً همه‌ی تصویربرداری‌ها می‌شود، از نحوه‌ی کار چشم انسان گرفته تا اختراعات مختلف فناوری، از جمله عکس‌برداری، تصویربرداری اشعه‌ی ایکس معمولی، CT، سونوگرافی و میکروسکوپ نوری یا الکترونی. در تمام این تصویربرداری‌ها کوچک‌ترین ساختارهای قابل تشخیص بزرگ‌تر از طول موج نور یا موج صوتی ساطع شده هستند.

MRI از این حیث با تمام روش‌های تصویربرداری متفاوت است. ساختارهای آناتومیکی که در MRI از آن‌ها تصویربرداری می‌شود (معمولاً با اندازه‌ی ۱ میلی‌متر یا کمتر) کوچک‌تر از طول موج تابش RF است که طول آن ده‌ها سانتی‌متر است. MRI از تشدید مغناطیسی هسته‌ای (NMR) پدید آمد که به طور گسترده‌ای در شیمی و بیوشیمی برای شناسایی ترکیبات و ساختار استفاده می‌شود. NMR به یک میدان مغناطیسی متکی است که تا حد ممکن یکنواخت است. در چنین حالتی، تمام پروتون‌های یک ترکیب شیمیایی (به عنوان مثال، تمام پروتون‌های موجود در آب) فرکانس تشدید یکسانی دارند؛ بنابراین پروتون‌های قسمت‌های مختلف آناتومیک بدن را نمی‌توان برای تشکیل یک تصویر تشخیص داد. برای رمزگذاری در فضای مکانی یک تصویر MR، راه حل در ناهمگن ساختن میدان مغناطیسی، با تحمیل شیب میدان مغناطیسی (ایجاد گرادیان مغناطیسی) است. به عبارت دیگر، میدان مغناطیسی در یک طرف نسبت به طرف دیگر قوی‌تر می‌شود که به نوبه خود فرکانس تشدید را متناسب با آن تغییر می‌دهد. این فرآیند از فرکانس تشدید برای رمزگذاری موقعیت مکانی در جهت شیب استفاده می‌کند. با اصلاح جهت شیب میدان مغناطیسی، می‌توان موقعیت سه‌بعدی (3D) منابع سیگنال را استنباط کرد. این ایده که تصویربرداری MRI را امکان‌پذیر کرده است، به عنوان رمزگذاری فضایی شناخته می‌شود. ایده‌ای که باعث به ارمغان آمدن جایزه نوبل پزشکی برای صاحبان آن شد.

همان‌طور که گفته شد فضای K یک ماتریس است (یک جدول یا آرایه‌ای از اعداد) که سیگنال‌های شناسایی شده را از طریق اسکن MRI جمع‌آوری می‌کند. هر نقطه داده در فضای K یک جمع وزنی از سیگنال‌های مکان‌های مختلف جسم با فازهای از پیش تعریف شده است. داده‌ها باید رمزگشایی شوند تا سیگنال‌ها از هر مکان برای تولید تصویر متمایز شوند. فاز سیگنال‌ها با توجه به الگوهای از پیش تعیین شده، با موقعیت در فضای K متفاوت است. بسته به فازهای سیگنال‌ها، جمع‌بندی منجر به تداخل سازنده یا مخرب می‌شود. جمع‌بندی معادل یک فرآیند ریاضی به نام تبدیل فوریه است؛ پس از به دست آوردن داده‌های فضای K ، معکوس تبدیل فوریه برای تولید تصویر، به داده‌های فضای K اعمال می‌شود. این کار، بازگشت

کاربرد محاسبات نرم در فناوری دارویی

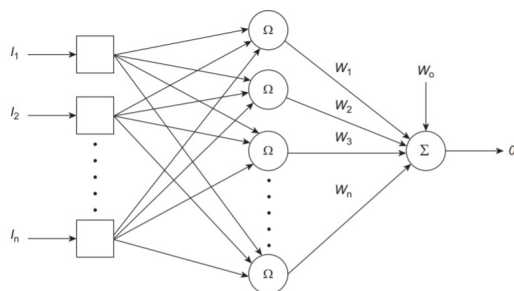
اشکان شهبازی

فرمولاسیون محصول با استفاده از شبکه عملکرد شعاعی (RBF)^۲

در ادامه، به تعریفی ابتدایی از شبکه عملکرد شعاعی (RBF) می‌پردازیم؛ سپس کاربرد آن را در بهینه‌سازی فرمولاسیون محصولات دارویی بررسی می‌کنیم.

شبکه عملکرد شعاعی

شبکه‌ی RBF از یک لایه‌ی ورودی، یک لایه‌ی پنهان و یک لایه‌ی خروجی تشکیل شده است. شکل ۱ گراف و شکل کلی آن را نشان می‌دهد:



شکل ۱. گراف شبکه RBF

گره‌های لایه‌ی پنهان به‌عنوان شبکه‌ی پایه‌ی شعاعی (RBF) معرفی می‌شوند که توسط مراکز دسته‌ها، اندازه‌گیری فاصله و تابع تبدیل توصیف می‌شوند.

در RBFها، قبل از اینکه بخواهیم به مشکل طبقه‌بندی بپردازیم، تابع انتقال غیرخطی را به بردار ویژگی اعمال می‌کنیم. این کار باعث افزایش بعد بردار ویژگی می‌شود. وقتی ابعاد بردار ویژگی را افزایش می‌دهیم، تفکیک‌پذیری خطی بردار ویژگی افزایش می‌یابد.

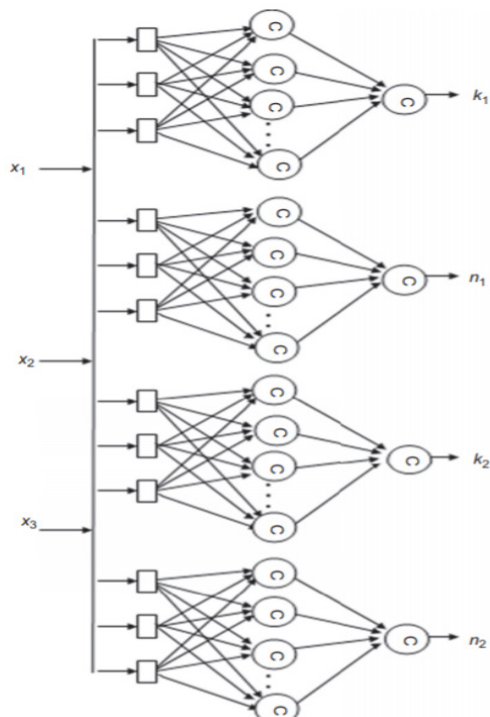
سیستم‌های هوش محاسباتی، نقش اساسی در حل مشکلات پیچیده‌ی دنیای واقعی در صنعت دارند. سیستم‌های هوش محاسباتی از یک یا چند تکنیک هوش محاسباتی مانند شبکه‌های عصبی، منطق فازی، الگوریتم‌های تکاملی، رویکردهای چندعاملی و سیستم‌های مبتنی بر قاعده استفاده می‌کنند. همچنین ممکن است لازم باشد یک سیستم با ترکیبی از این تکنیک‌ها برای حل یک مشکل به‌کار گرفته شود.

داروها مؤلفه‌های مهمی در هزینه‌های مراقبت از سلامت محسوب می‌شوند. مطالعات طراحی، مدل‌سازی و بهینه‌سازی می‌توانند از نظر بهبود بهره‌وری و کیفیت محصول و همچنین کاهش مصرف انرژی و آلودگی محیط‌زیست، منجر به مزایای چشمگیری در فرایندهای دارویی شوند. هوش مصنوعی با درک بهتر روابط بین فرمول‌های مختلف و پارامترهای فرآیند، به‌طور روزافزون در فناوری دارویی استفاده می‌شود.

شبکه‌های عصبی و منطق فازی به‌سرعت در حال رشد، فناوری‌هایی هستند که می‌توانند در فرمولاسیون و فرآوری محصولات دارویی استفاده شوند. الگوریتم‌های تکاملی به‌طور مؤثر در ترکیب با شبکه‌های عصبی مصنوعی (ANN)^۱ برای پیش‌بینی و بهینه‌سازی شرایط فرمول‌سازی استفاده می‌شوند. مطالعات مختلفی در زمینه استفاده از هوش مصنوعی، آشوب و پُرَشکن و تکنیک‌های تکاملی برای طراحی، مدل‌سازی و بهینه‌سازی فرایندهای مختلف دارویی گزارش شده است. اهمیت این مقاله با کاربردهای واقعی الگوریتم‌های مختلف هوش مصنوعی و تکنیک‌های بهینه‌سازی تکاملی برای فرایندهای دارویی برجسته شده است.

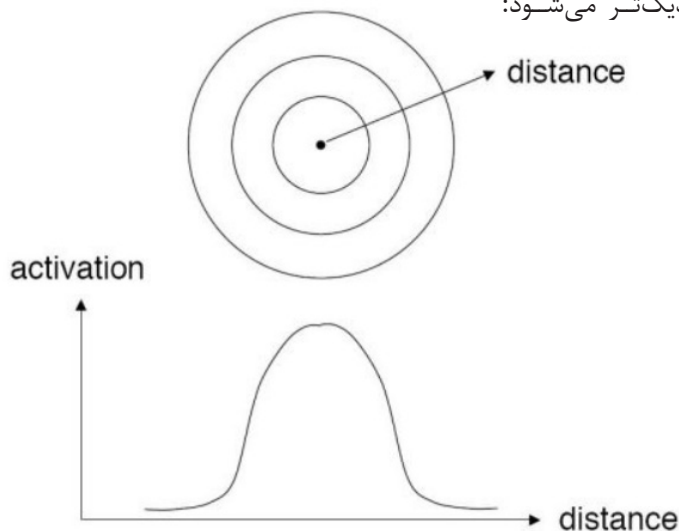
اعمال شبکه RBF به فرمولاسیون تراپیدیل^۴

تراپیدیل، $C_{10}H_{16}N_4$ ، ماده‌ای حیاتی است که داروسازها از آن برای تولید و سنتز داروهای شیمیایی استفاده می‌کنند. شبکه‌ی RBF به پارامترهای دخیل در این سنتزها اعمال می‌شود و خروجی آن، نرخ ثابت و مرتبه‌ی آزادسازی برای تعیین pH داروها است. هدف از اعمال شبکه‌ی RBF به این فرمولاسیون، بالا بردن دقت و پایین آوردن خطای تخمین است. برای این منظور، باید pH خروجی و مرتبه‌ی آزادسازی در لایه‌ی آخر و به‌عنوان خروجی و مقادیر کاتالیزگرهای موجود در فرآیندهای دارویی را در لایه‌ی اول و به‌عنوان ورودی در نظر گرفت. مدل‌های RBF برای فرمولاسیون تراپیدیل با استفاده از چهار شبکه‌ی جداگانه پیکربندی می‌شود که در شکل ۴ نشان داده شده است. MCC^۵ به‌عنوان x_1 ، HPMC^۶ به‌عنوان x_p و فشار فشرده‌سازی x_p ، ورودی‌های هریک از این شبکه‌ها را تشکیل می‌دهند. MCC و HPMC مواد غیرفعال هستند که به‌عنوان کاتالیزگر یا واسطه برای یک دارو یا ماده‌ی فعال دیگر عمل می‌کنند. خروجی‌های این شبکه، n و k ، به‌ترتیب مرتبه‌ی آزادسازی و نرخ ثابتی هستند که معیارهای اصلی برای تعیین pH داروها در فرمولاسیون تراپیدیل محسوب می‌شوند. در نهایت با مقایسه‌ی نتایج به‌دست‌آمده از pH فرآیندهای دارویی در شبکه‌ی RBF با مقادیر واقعی، دقت ۹۸/۲ درصد روی مجموعه‌ی داده‌ی موجود گزارش می‌شود. این دقت با استفاده از روش اعتبارسنجی ۱۰ لایه به‌دست آمده است. در هر مرحله، ۳۲ گروه از داده‌های موجود هر لایه از ورودی را تشکیل داده‌اند [۲۰۱].



شکل ۴. تصویر نهایی گراف طراحی شده برای تنظیم pH فرمولاسیون تراپیدیل

طبق قضیه‌ی کاور^۳، یک مسئله‌ی تفکیک‌پذیر غیرخطی (مسئله طبقه‌بندی الگو) در فضای ابعاد بالا نسبت به فضای ابعاد کم، قابلیت تفکیک بیشتری دارد. ابتدا یک گیرنده‌ی تحت‌عنوان t تعریف می‌کنیم؛ این گیرنده‌ها همان مراکز دسته هستند. سپس باید یک نگاشت برای معیار فاصله در نظر بگیریم. توابع گاوسی معمولاً برای عملکرد نگاشت مقابله‌ای استفاده می‌شوند؛ بنابراین فاصله‌ی شعاعی $r = \|x-t\|$ را تعریف می‌کنیم. طبق شکل ۲، هرچه فاصله از مرکز دسته بیشتر باشد، نگاشت دامنه‌ی فعالسازی کمتری را دارد و هرچه به مرکز دسته نزدیک‌تر می‌شویم، نگاشت به دامنه‌ی بیشینه نزدیک‌تر می‌شود:

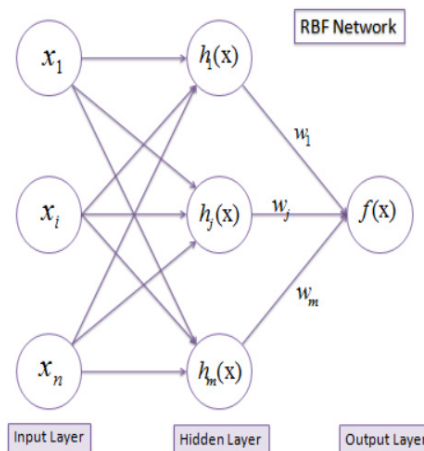


شکل ۲. تابع فعالسازی برای معیار فاصله

فرمول تابع گاوسی که این نگاشت را انجام می‌دهد، به‌صورت زیر است:

$$\varphi(r) = \exp\left(-\frac{r^2}{2\delta^2}\right)$$

که در آن، δ نشان‌دهنده‌ی انحراف معیار تابع گاوسی و همواره بزرگ‌تر از صفر است. در نهایت، شبکه RBF به‌صورت شکل ۳ حاصل می‌شود:



شکل ۳. گراف نهایی شبکه RBF

که در آن h_j با $h_j(x)$ و $\varphi(x-t_j)$ برابر و t_j ها مراکز دسته هستند. اوزان شبکه نیز با استفاده از الگوریتم پس‌ابازگشتی به‌دست می‌آید.

۴. Trapidil Formulation

۵. Microcrystalline cellulose (MCC)

۶. Hydroxypropyl methylcellulose (HPMC)

باب دانش و رخداد

اخبار کوتاه

تازه‌ترین نمونه‌های تجاری مهندسی پزشکی
گفت‌وگو با دکتر صادق‌نژاد درمورد حوزه‌ی بیومکانیک و بایورباتیک
جدیدترین نوآوری‌های تشخیص و مقابله با کرونا
دوره‌های آنلاین در زمینه مهندسی پزشکی

گفت‌وگو با مهندس معصومه آقاملایی دانشجوی دکتری در گرایش بایوالکتریک



اخبار کوتاه

نویسنده: رومینا درویش

سلول‌های سرطانی متمایز را به سرعت به سلول‌های بنیادی سرطانی تبدیل کند. از این هیدروژل می‌توان برای کمک به توسعه‌ی روش‌های درمانی جدید سرطان و داروهای شخصی‌سازی‌شده سلول‌های بنیادی سرطان، بهره برد.

تحریک الکتریکی می‌تواند به تسریع بهبود زخم کمک کند

یک مطالعه‌ی جدید نشان می‌دهد که تحریک الکتریکی مداوم، باعث افزایش نفوذپذیری در رگ‌های خونی می‌شود و بینش جدیدی در مورد رشد رگ‌های خونی ایجاد می‌کند و ممکن است به رگ‌های خونی کمک کند تا سلول‌های سفید خون و اکسیژن را به زخم‌ها منتقل کنند و باعث تسریع روند بهبود شود. تحریک الکتریکی یک ولتاژ ثابت را با یک جریان الکتریکی در حضور جریان سیال فراهم می‌کند. یافته‌ها نشان می‌دهد که تحریک باعث افزایش نفوذپذیری رگ خونی می‌شود؛ ویژگی مهمی که می‌تواند به مواد ترمیم‌کننده‌ی زخم در خون کمک کند تا به‌طور مؤثرتری به محل آسیب برسند.

چگونه سرعت عمل ترمیم عضلات را افزایش دهیم؟ (کشف عوامل مؤثر در تحریک برای رشد سریع)

محققان دانشگاه کالیفرنیا برای اولین بار با مطالعه‌ی چگونگی ساخت ماهیچه‌ها توسط سلول‌های بنیادی پرتوان مختلف کشف کردند که چگونه می‌توان مکانیسم‌های اپی‌ژنتیکی را (مطالعه‌ی عوامل خارجی یا محیطی است که باعث روشن یا خاموش شدن ژن‌ها می‌شود و بر چگونگی خوانده شدن ژن‌ها اثر می‌گذارد) برای تسریع رشد سلول‌های عضلانی در مراحل مختلف تمایز سلول‌های بنیادی تحریک کرد. آن‌ها دریافتند که تحریک چندین مکانیسم اپی‌ژنتیکی در نقاط مختلف باعث تسریع رشد عضلات در سلول‌های بنیادی پرتوان می‌شود. این موارد شامل مهار ژنی به نام ZIC3 در آغاز تمایز و به دنبال آن افزودن پروتئین‌هایی به نام کوفاکتورهای رونویسی بتا-کاتنین در روند رشد است.

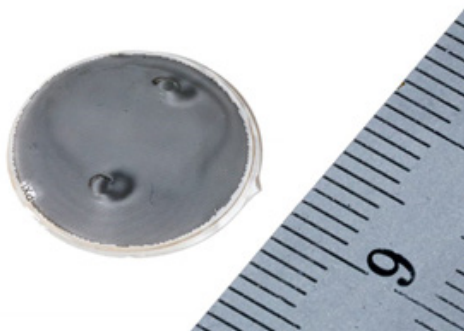
بخیه‌های جراحی نسل بعدی، با الهام از تاندون‌های انسانی می‌توانند داروها را تحویل دهند، از عفونت جلوگیری کرده و زخم‌ها را کنترل کنند

با الهام از غلاف داخلی تاندون، یک استراتژی همه‌کاره برای عملکرد دستگاه‌های مبتنی بر فیبر بخیه ارائه شده است. اصلاح مقاوم با چسبندگی شدید سطحی نشان داده شده است. سفتی سطح، اصطکاک و کشیدن بخیه هنگام واسطه با بافت می‌تواند به‌طور قابل توجهی کاهش یابد، بدون اینکه استحکام کششی به خطر بیفتد. عملکردهای متنوع بخیه برای پیشگیری از عفونت، نظارت بر زخم، تحویل دارو و تصویربرداری نزدیک به مادون قرمز ارائه شده است. این فناوری برای سایر دستگاه‌های مبتنی بر فیبر قابل استفاده است و پیش‌بینی می‌شود مناطق وسیع فناوری از مدیریت زخم گرفته تا منسوجات هوشمند را تحت تأثیر قرار دهد.

ریشه‌کن کردن سرطان: هیدروژل نوآور، سلول‌های سرطانی را به سرعت به سلول‌های بنیادی سرطان بازمی‌گرداند

بازگشت سرطان می‌تواند به دلیل سلول‌های بنیادی سرطانی در گردش خون مقاوم در برابر شیمی‌درمانی و رادیوتراپی ایجاد شود. سلول‌های بنیادی سرطان، هدف اصلی داروهای ضد سرطان است، اما شناسایی آن‌ها دشوار است؛ زیرا در بافت‌های سرطانی تعداد بسیار کمی وجود دارد. درک مکانیسم‌های مولکولی سلول‌های بنیادی سرطانی برای ایجاد درمان‌های بهتر سرطان بسیار مهم است. سلول‌های بنیادی سرطانی به یک محیط بسیار خاص نیاز دارند. یک تیم تحقیقاتی بررسی کرده‌اند که ژل دو شبکه‌ای آن‌ها می‌تواند شرایط مناسبی برای القای سلول‌های بنیادی سرطانی را دوباره ایجاد کند. این ژل از شبکه‌ای از دو ماده‌ی شیمیایی تشکیل شده است و حجم بالایی از آب را در خود گنجانده و به آن ویژگی‌های نرم و مرطوب شبیه بافت‌های بیولوژیکی می‌دهد. این ژل می‌تواند

تصویر را می‌بینند. این نسخه ساده، از نقاط نوری تشکیل شده است که هنگام تحریک سلول‌های شبکه‌ی ظاهر می‌شوند. با این حال، کاربران باید برای مجسم کردن اشکال و اشیا، بسیاری از نقاط نور را تفسیر کنند. مثل این است که وقتی به ستاره‌های آسمان شب نگاه می‌کنید، می‌توانید یاد بگیرید که صورت‌های فلکی خاصی را تشخیص دهید. بیماران نابینا با این سیستم هم چیزی مشابه این می‌بینند (شکل ۱).



شکل ۱. ایمپلنت شبکه‌ی

دستگاه پوشیدنی جدید بدن شما را به یک باتری بیولوژیکی تبدیل می‌کند

ژنراتورهای ترموالکتریک (TEG) به دلیل قابلیت تبدیل مستقیم گرما به انرژی الکتریکی، گزینه‌ای عالی برای تأمین انرژی وسایل الکترونیکی پوشیدنی و اینترنت اشیا هستند. در اینجا، با استفاده از ترکیبی از چیپ‌های حرارتی الکتریکی، پلی‌ایمین و سیم‌کشی برقی با فلز مایع روان در یک طراحی مکانیکی ماژول‌ها و مادربرد، یک TEG پوشیدنی با کارایی بالا با قابلیت کشش، ترمیم‌پذیری، بازیافت و تنظیم مجدد شکل، مانند لگو ساخته شده است. ولتاژ مدار باز در TEGهای انعطاف‌پذیر با رکورد بالا به دست می‌آید و در اختلاف دما ۹۵ کلوین به ۱ ولت بر سانتی‌متر مربع می‌رسد. علاوه بر این، این TEG با یک فیلم فراماده با طول موج انتخابی ادغام شده و منجر به بهبود عملکرد دستگاه تحت تابش خورشید می‌شود که برای برداشتن انرژی وسیله پوشیدنی در طول فعالیت‌های بیرونی بسیار مهم است. دستگاه به اندازه‌ی کافی کشش دارد و می‌توانید آن را مانند انگشتر، دستبند یا هر وسیله‌ی جانبی دیگری که پوست شما را لمس می‌کند، بپوشید. (شکل ۲)



شکل ۲. ژنراتورهای ترموالکتریک به صورت انگشتر

باکتری‌هایی که برنامه‌ریزی شده‌اند تا مولکول طراح را در داروها را ایجاد کنند

دانشمندان برای اولین بار با پیش‌بینی تهیه‌ی داروی بدون منبع حیوانی، باکتری آن را دوباره برنامه‌ریزی کرده و مولکول پلی‌ساکارید طراح را که در داروسازی و مواد مغذی مورد استفاده قرار می‌گیرد، تولید کرده‌اند. محققان E. coli را برای تولید کندرویتین سولفات اصلاح کرده‌اند؛ دارویی که بیشتر به‌عنوان یک مکمل غذایی برای درمان آرتروز شناخته می‌شود و در حال حاضر از نای‌گاو تهیه می‌شود. گلیکوزآمینوگلیکان سولفات (GAGs) یک گروه از مواد بیولوژیکی مهم است که در حال حاضر با استخراج از بافت‌های حیوانی تولید می‌شود. در این تحقیق، توسعه‌ی تک‌سلول میکروبی انجام شده که قادر به بیوسنتز کامل و یک‌مرحله‌ای سولفات کندرویتین (CS)، نوعی GAG، است. E. coli مهندسی شده‌ی هر سه جز مورد نیاز برای تولید CS، کندرویتین، اهداکننده‌ی سولفات و سولفوترانسفراز را تولید می‌کند.

درمان جدید نوآوران‌هی mRNA نویدبخش توقف ویروس‌های آنفلوانزا و کووید-۱۹ است

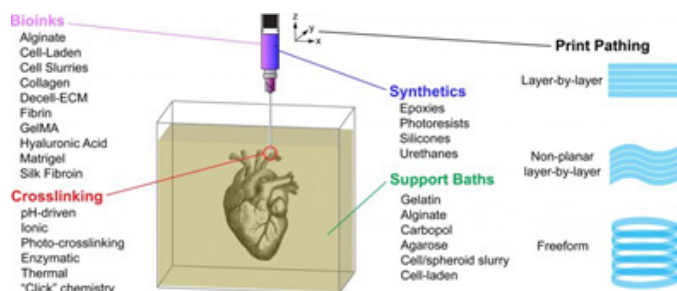
این درمان مبتنی بر نوعی CRISPR است که به‌طور معمول به محققان اجازه می‌دهد تا بخش‌های خاصی از کد ژنتیکی را هدف قرار داده و ویرایش کنند تا مولکول‌های RNA را هدف قرار دهند. در این مورد، این تیم، از فناوری mRNA برای کدگذاری پروتئینی به نام Cas13a استفاده کرده است که بخشی از کد ژنتیکی RNA را که ویروس‌ها برای تکثیر در سلول‌های ریه استفاده می‌کنند، از بین می‌برد. در این مطالعه، از RNA پیام‌رسان Cas13a (mRNA) رمزگذاری شده برای کاهش ویروس آنفلوانزای A و عفونت شدید تنفسی حاد کرونا ویروس (SARS-CoV-2) به ترتیب در موش و همستر استفاده شد. mRNA Cas13a با استفاده از نبولایزر به دستگاه تنفسی تحویل داده شد؛ در موش‌ها، Cas13a هنگام تحویل پس از عفونت، RNA آنفلوانزا را در بافت ریه به‌طور مؤثر تخریب می‌کند، در حالی که در همسترها، تحویل Cas13a باعث کاهش تکرار SARS-CoV-2 و کاهش علائم می‌شود. در نهایت، هدف قرار دادن ویروس‌های بیماری‌زا با واسطه Cas13a می‌تواند عفونت‌های تنفسی را کاهش دهد.

ایمپلنت‌های شبکه‌ی مجهز به ۱۰۵۰۰ الکترون برای ایجاد دید مصنوعی به نابینایان

محققان دانشکده مهندسی EPFL در حال ساخت ایمپلنت شبکه‌ی هستند که با عینک‌های هوشمند مجهز به دوربین و میکروکمپیوتر کار می‌کند. این سیستم به‌گونه‌ای طراحی شده است که به افراد نابینا با استفاده از الکترودها برای تحریک سلول‌های شبکه‌ی آن‌ها نوعی دید مصنوعی می‌دهد. دوربین تعبیه شده در عینک‌های هوشمند، تصاویری را در حوزه‌ی بینایی کاربر ضبط می‌کند و داده‌ها را به میکرو رایانه‌هایی که در یکی از قطعات عینک قرار دارد، می‌فرستد. میکرو رایانه، داده‌ها را به سیگنال‌های نوری تبدیل می‌کند که به الکترودهای ایمپلنت شبکه‌ی منتقل می‌شوند. سپس الکترودها شبکه‌ی را تحریک می‌کنند؛ به‌گونه‌ای که کاربر نسخه‌ی ساده و سیاه‌وسفید

بسترهای نرم‌افزاری چاپ سه‌بعدی FRESH: ساخت پیشرفته بافت، راه را برای چاپ زیستی بافت و اندام باز می‌کند

تکنیک‌های تولید افزودنی، مانند چاپ زیستی سه‌بعدی، امکان ساخت مواد بیولوژیکی با کنترل فضایی بی‌سابقه را دارند. با این حال، چاپ مواد بیولوژیکی نرم در هوا اغلب منجر به عدم اطمینان و خطا می‌شود. ^۱ FRESH یک روش چاپی جاسازی شده است که با اکستروژن کردن جوهر زیستی در یک حمام و پشتیبانی از تنش که جوهرهای زیستی را تا زمان پخت در جای خود نگه می‌دارد، این مشکل را حل می‌کند، در حالی که هنوز هم امکان حرکت سوزن اکستروژن را دارد. حمام پشتیبانی FRESH همچنین محیطی را در طی مراحل چاپ فراهم می‌کند که قابلیت زنده‌مانی سلول را حفظ می‌کند. FRESH توانایی کار با طیف وسیعی از جوهرهای زیستی را از هر روش چاپ سه‌بعدی فراهم می‌کند. سرانجام، با گرم کردن جوهر تا ۳۷ درجه‌ی سانتیگراد از یک چاپ غیرمخرب استفاده می‌کند تا حمام پشتیبانی را به آرامی در دمای بدن ذوب کند (شکل ۳).



شکل ۳: چاپ زیستی FRESH

بیومکانیک پا

یک مطالعه‌ی جدید اهمیت قوس عرضی را در تنظیم سفتی پای انسان برجسته می‌کند. قوس عرضی که در وسط پا در سر استخوان‌های متاتارسال (استخوان‌های کف پای) از خارج به داخل قرار دارد، مسئول بیش از ۴۰ درصد سفتی پای انسان است. ۶۰ درصد باقیمانده از ترکیب عضلات، رباط‌ها، نیام کف پای و قوس طولی ناشی می‌شود که از پاشنه پا به سر پا منتهی می‌شود. بیشتر تحقیقات در مورد هندسه‌ی کف پا و سفتی پا بر روی قوس طولی متمرکز شده است؛ اما این مطالعه نشان می‌دهد که قوس عرضی نیز نقشی اساسی در بیومکانیک پای انسان دارد. نویسندگان از تجزیه و تحلیل فسیل‌های انسان تباران نتیجه گرفتند که سفتی پا، با کمک قوس عرضی، به حرکت انسان کمک می‌کند. نویسندگان ذکر کرده‌اند: «پای سفت انسان فشار محکم را هنگام راه رفتن یا دویدن امکان‌پذیر می‌کند و برای تکامل دوپایان بسیار مهم بوده است» (شکل ۴).



شکل ۴: پا با فشار بیش از دو برابر وزن بدن، شکل خود را به دلیل سفتی حفظ می‌کند. نقاط سفید، قوس طولی را ردیابی می‌کنند و فقط با هر قدم کمی جابجا می‌شوند و خم شدن جزئی پا را منعکس می‌کنند.



تازه‌ترین نمونه‌های تجاری مهندسی پزشکی

نویسندگان: فرناز زائرثابت و فاطمه هاشمی

در UC سن‌دیگو و نویسندگی مربوطه در مطالعه حاضر ساخته شده است. هر قسمت صفحه‌نمایش روی پیراهن چاپ می‌شود و به‌روشی قرار می‌گیرد که میزان انرژی جمع‌شده را بهینه می‌کند. سلول‌های سوخت‌زیستی که از عرق انرژی می‌گیرند در داخل پیراهن در قفسه‌ی سینه قرار دارند. دستگاه‌هایی که انرژی را از حرکت به الکتریسیته تبدیل می‌کنند، به‌نام ژنراتورهای تریبوالکتریک، در خارج پیراهن در بازوها و طرفین تنه نزدیک کمر قرار دارند. آن‌ها هنگام حرکت یا دوییدن انرژی را از حرکت تاب بازوها به سمت تنه تهیه می‌کنند. ابرخازن‌های خارج از پیراهن روی سینه به‌طور موقت انرژی هر دو دستگاه را ذخیره می‌کنند و سپس آن را تخلیه می‌کنند تا انرژی لوازم الکترونیکی کوچک را تأمین کنند.

برداشت انرژی از هر دو منبع جنبش و عرق، میکروگرید پوشیدنی را قادر می‌سازد تا انرژی دستگاه‌ها را به‌سرعت و به‌طور مداوم تأمین کند. ژنراتورهای تریبوالکتریک به‌محض اینکه کاربر شروع به حرکت می‌کند، قبل از تعریق عرق، فوراً برق را تأمین می‌کنند. پس از تعریق کاربر، سلول‌های سوخت‌زیستی شروع به تأمین نیرو می‌کنند و پس از توقف حرکت کاربر، این کار را ادامه می‌دهند.

سلول‌های سوخت‌زیستی مجهز به آنزیم‌هایی هستند که باعث جابه‌جایی الکترون‌ها بین مولکول‌های لاکتات و اکسیژن در عرق انسان می‌شوند تا برق تولید کنند. تیم وانگ اولین بار این پوشیدنی‌های برداشت عرق را در مقاله‌ای که در سال ۲۰۱۳ منتشر شد، گزارش کرد. آن‌ها با همکاری همکاران خود در مرکز سنسورهای پوشیدنی UC سن‌دیگو بعداً این فناوری را به‌منظور کشش و قدرت کافی برای استفاده از وسایل الکترونیکی کوچک به‌روز کردند.

ژنراتورهای تریبوالکتریک از ماده‌ای با بار منفی ساخته می‌شوند، روی بازوها قرار می‌گیرند و از ماده‌ای با بار مثبت، در طرفین تنه قرار می‌گیرند. همان‌طور که هنگام راه‌رفتن یا دوییدن بازوها به سمت تنه می‌چرخند، مواد با بار مخالف به هم ساییده می‌شوند و برق تولید می‌کنند. هر پوشیدنی نوع متفاوتی از قدرت را تأمین می‌کند. سلول‌های سوخت‌زیستی ولتاژ پایین مداوم را ارائه می‌دهند، در حالی که ژنراتورهای تریبوالکتریک پالس‌های ولتاژ بالا را ایجاد می‌کنند. برای اینکه سیستم دستگاه‌ها را تأمین کند، این ولتاژهای مختلف باید ترکیب شده و در یک ولتاژ پایدار تنظیم شوند. در اینجا است که ابرخازن‌ها وارد می‌شوند. آن‌ها به‌عنوان مخزنی عمل می‌کنند که انرژی را به‌طور موقت از هر دو منبع ذخیره می‌کند و می‌تواند آن را در صورت لزوم تخلیه کند.

همه‌ی قطعات با اتصالات نقره‌ای انعطاف‌پذیر متصل می‌شوند که روی پیراهن نیز چاپ شده و با پوشش ضد آب عایق‌بندی شده‌اند. عملکرد هر قسمت تحت تأثیر خم‌شدن، جمع‌شدن و مچاله‌شدن

«میکروگرید پوشیدنی» برای تأمین انرژی پایدار گجت‌های کوچک

مهندسان نانو در دانشگاه کالیفرنیا^۱ UC سن‌دیگو یک «میکروگرید^۲ پوشیدنی» ساخته‌اند که انرژی بدن انسان را برای تأمین انرژی در مقیاس الکترونیک کوچک جمع‌آوری و ذخیره می‌کند. این میکروگرید از سه قسمت اصلی تشکیل شده است: سلول‌های سوخت - زیستی با استفاده از عرق، دستگاه‌های تبدیل حرکت به نیرو به‌نام ژنراتورهای تریبوالکتریک^۳ و ابرخازن‌های ذخیره‌کننده‌ی انرژی. همه‌ی قطعات انعطاف‌پذیر و قابل شستشو هستند و می‌توانند روی لباس در صفحه چاپ شوند.



شکل ۱. تصویری از نمونه ساخته شده

این فناوری که در مقاله‌ای در ۹ مارس در Nature Communications منتشر شده است و از گروه میکروگریدها الهام گرفته است. لویین، دکترای مهندسی نانو در دانشجوی دانشکده مهندسی UC سن‌دیگو جیکوبز، گفت: «ما در حال استفاده از مفهوم میکروگرید برای ایجاد سیستم‌های پوشیدنی هستیم که به‌طور پایدار، مطمئن و مستقل کار می‌کنند، درست مانند یک میکروگرید شهری که انواع منابع محلی و تجدیدپذیر انرژی مانند باد و خورشید را با هم ادغام می‌کند، یک میکروگرید پوشیدنی دستگاه‌هایی را که به‌صورت محلی انرژی را از قسمت‌های مختلف بدن مانند عرق و حرکت برداشت می‌کند، در حالی که ذخیره انرژی دارد و آن را در نهایت ادغام می‌کند.»

میکروگرید پوشیدنی از قطعات الکترونیکی انعطاف‌پذیر مختلفی ساخته شده است که توسط تیم نانوبیوالکترونیک استاد مهندسی نانو UC سن‌دیگو، جوزف وانگ، مدیر مرکز سنسورهای پوشیدنی

^۱ University of California

^۲ Micro grid

^۳ triboelectric

دوربین دستی اشعه گاما، شکار سرطان در زیر پوست

دانشمندان در انگلیس با ارائه‌ی تصاویر سه‌بعدی از رشد سرطانی در زیر پوست، دستگاه تصویربرداری دستی پیشرفته‌ای را تولید کرده‌اند که می‌تواند ابزاری قدرتمند در هنگام مقابله با سرطان باشد. این فناوری از ترکیبی از تصویربرداری گاما و نوری برای اندازه‌گیری عمق مواد رادیواکتیو استفاده می‌کند. این تیم امیدوار است که این دستگاه قابل حمل بتواند شکاف‌های موجود در بهداشت و درمان را که در آنجا دستگاه‌های بزرگ‌تر تصویربرداری همیشه در دسترس نیستند، برطرف کند.



شکل ۳. یک محقق در دانشگاه Loughborough دوربین گاما ترکیبی را نشان می‌دهد

دوربین اشعه‌ی گاما قابل حمل، کار محققان دانشگاه Loughborough است که چندین سال است روی این مشکل کار می‌کنند. این موارد شامل تزریق مقادیر کمی از ذرات رادیاب رادیواکتیو به بیمار است که سپس توسط سلول‌های سرطانی جذب شده و در اسکن‌های بعدی نشان داده می‌شود و تصاویری تشکیل می‌دهد که اندازه و شکل رشد سرطانی را نشان می‌دهد.

حدود پنج سال پیش، تعدادی از محققان درگیر یک دستگاه دستی به‌اندازه‌ی یک سشوار بودند که می‌توانست این تصاویر را از طریق اشعه‌ی گاما، البته فقط در دو بعد، بسازد. آن‌ها اکنون با ترکیب تصویربرداری اشعه‌ی گاما با تصویربرداری نوری استریوسکوپی، توانسته‌اند تصاویر سه‌بعدی بسازند.

دکتر سارا باگبی نویسنده‌ی اصلی این مقاله می‌گوید: ما نشان دادیم که امکان انجام تصویربرداری گامای استریوسکوپی دستی وجود دارد که اطلاعات سه‌بعدی و نه دوبعدی را فراهم می‌کند. با ترکیب تصویربرداری گاما و نوری، این اطلاعات سه‌بعدی به کاربر خواهد گفت که منبع رادیواکتیو در کجا و چقدر در داخل ماده خاصی قرار دارد. این موارد در جراحی رادیوگرافی کاربرد دارد، جایی که جراح به دنبال منبع رادیواکتیو در بدن است، به عنوان مثال در حین درمان و تشخیص سرطان و همچنین ممکن است در صنعت هسته‌ای مورد استفاده قرار گیرد.

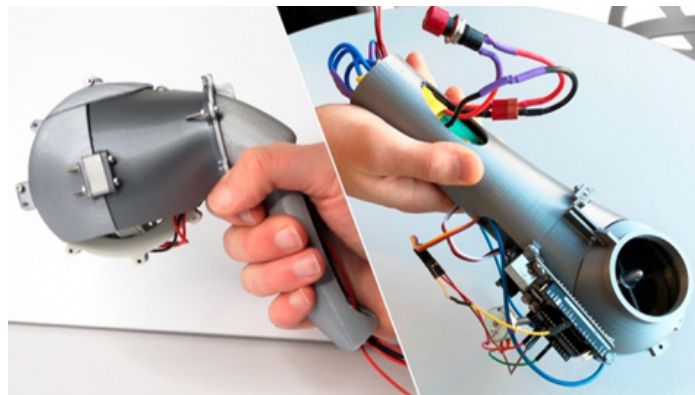
مکرر یا شستشو در آب قرار نمی‌گیرد (به شرطی که از مواد شوینده استفاده نشود). همچنین بین گفت: نوآوری اصلی این کار خود دستگاه‌های پوشیدنی نیستند، بلکه ادغام سیستماتیک و کارآمد همه امکانات استفاده شده در آن‌ها است. ما فقط A و B را با هم جمع نمی‌کنیم و آن را یک سیستم نمی‌نامیم. بلکه ما قسمت‌هایی را انتخاب کردیم که همه دارای فاکتورهای سازگار باشند (همه چیز در اینجا قابل چاپ، انعطاف‌پذیر و قابل کشش است). او همچنین گفت قابلیت‌های مکمل (در این مورد، حرکت دقیق) به خوبی در کنار هم قرار گرفته‌اند.

طراحی «سگ راهنمای رباتیک» برای نابینایان

آنتونی کامو، مهندس طراحی صنعتی دانشگاه Loughborough، برای حمایت از افرادی که دارای ضعف بینایی هستند و قادر به داشتن سگ‌های راهنما نیستند، یک «سگ راهنمای رباتیک» دستی به نام «Theia» طراحی کرد. او با الهام گرفتن از کنسول‌های بازی واقعیت مجازی و وسایل نقلیه‌ی خودکار و باتوجه به بحث هزینه، کوچک بودن مسکن و آلرژی بعضی افراد به سگ، این پروژه را به واقعیت تبدیل کرد. طراحی وی اساساً عملکردهای یک سگ راهنما را به دستگاه رباتیک دستی هدایت می‌کند. این ربات از ژيروسکوپ حرکتی کنترل ویژه‌ای که در سیستم‌های کنترل نگرش فضاپیماها وجود دارد برای حرکت دادن دست کاربران و هدایت آن‌ها به مقصد موردنظر استفاده می‌کند، همچنین داده‌های آنالین در زمان واقعی مانند آب‌وهوا یا تراکم ترافیک را پردازش می‌کند تا به طور دقیق‌تری به کاربر کمک کند و کاربران را در محیط‌های بیرونی و فضاهای داخلی بزرگ راهنمایی کند.

Theia با استفاده از صوت فعال می‌شود و می‌تواند با استفاده از داده‌های لحظه‌ای و حسگرهای پردازنده، مسیرهای سریع و مطمئنی را برای مقصد داده شده ارائه دهد. با استفاده از داده‌ها، دسته Theia به کاربر کمک می‌کند تا مانند کشیده شدن افسار سگ راهنما هدایت شود. کامو همچنین اظهار داشت که این ربات قادر خواهد بود به افراد دارای نقص بینایی برای عبور از آسانسورها، پله‌ها و مغازه‌ها کمک کند.

کامو اظهار داشت: هدف اصلی هرگز جایگزینی سگ‌های راهنما نبود، بلکه در عوض، ارائه‌ی یک وسیله‌ی جایگزین برای دادن گزینه‌های بیشتر به افراد دارای اختلال بینایی است. هدف این است که یک راه حل مقرون به‌صرفه‌تر (با حدود ده درصد هزینه‌ی یک سگ راهنما) برای این افراد باشد. هدف نهایی این است که کاربران بتوانند بدون نگرانی و دردسر تجسم محیط، مسیرهای ایمن و کارآمد را با همان سرعت یا حتی سریع‌تر از مردم عادی طی کنند.



شکل ۲. سگ راهنمای رباتیک

گفت‌وگو با دکتر سروش صادق‌نژاد درمورد حوزه‌ی بایومکانیک و بایورباتیک



نویسنده: مهسا خدابخش مجد

سروش صادق‌نژاد استادیار دانشکده‌ی مهندسی پزشکی دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی‌تکنیک تهران) از سال ۱۳۹۹، فارغ‌التحصیل دوره‌های کارشناسی و کارشناسی ارشد در رشته مکانیک از دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی‌تکنیک تهران) دکتر در رشته مهندسی رباتیک پزشکی از دانشگاه صنعتی شریف در سال ۱۳۹۶؛ ایشان در دوره‌ی دکتر بر توسعه‌ی ربات جراحی مجازی تمرینی سینوس کار کرده‌اند.

۱. دلیل انتخاب رشته‌ی تحصیلی شما چیست و چه چیزی باعث شد وارد حوزه رباتیک و پزشکی شوید؟
با سلام و آرزوی سلامتی برای شما و همه‌ی مخاطبین نشریه، در حقیقت علاقه‌ی شخصی بنده به حوزه‌ی رباتیک و هوش مصنوعی از دوران دبیرستان شکل گرفت، از همان ابتدای تحصیلم علاقه‌ی ویژه‌ای به مسائل حوزه‌ی مهندسی مکانیک داشتم و سعی کردم که در زمان انتخاب رشته‌ی تحصیلی بعد از شرکت در کنکور سراسری این رشته را در دانشگاه صنعتی امیرکبیر دنبال کنم. در دوران دانشجویی سعی کردم در فعالیت‌های دانشجویی رباتیک شرکت کنم که در این راستا با توجه به امکانات و زیرساخت‌هایی که دانشگاه در آن زمان برای ما فراهم کرده بود، توانستیم موفقیت‌های زیادی را کسب کنیم. این موفقیت‌ها باعث شد تا ما زیرساخت‌های خوبی را برای فعالیت‌های حوزه‌ی رباتیک و هوش مصنوعی فراهم کنیم تا علاوه بر ارائه‌ی خدمات خوب برای دانشجویان، از نظر توسعه‌ی فعالیت‌های رباتیکی دانشگاه نیز گامی برداشته باشیم. در دوران دکترای بنده، به دلیل پیشرفت‌های زیاد حوزه رباتیک در صنعت پزشکی و نوید آینده شغلی و مسیر پژوهشی مشخص آن، با مشورت با اساتید راهنمای خود در دانشگاه محل تحصیل مقطع دکتر، دانشگاه صنعتی شریف، سعی کردم در فعالیت‌های این مقطع این حوزه را در نظر بگیرم.

۲. شما در چه زمینه‌ای فعالیت می‌کنید؟ چه کارهایی در این زمینه قبلاً انجام شده و در حال انجام است؟

در حال حاضر زمینه‌های تحقیقاتی و پژوهشی بنده در زمینه‌های رباتیک پزشکی و توان‌بخشی، سیستم‌های هوشمند و خودکار در زمینه‌های ربات‌های سیار و خودروهای خودران هست که در واقع بستر اصلی و زیرساخت تمامی آن‌ها به‌نحوی مشابه، اما حوزه‌های کاربردی آن‌ها متفاوت است.

۳. پروژه‌هایی که در آن‌ها شرکت داشته‌اید در چه موضوعاتی بوده‌اند و آیا آن‌ها به‌صورت تیمی با افراد از رشته‌های دیگر انجام شده‌اند؟ آیا مشکلات اضافی به علت این همکاری بین دانشکده‌ای یا دانشگاهی برای شما ایجاد شد؟

خب، همان‌طور که همه می‌دانند، رباتیک یک حوزه‌ی بین‌رشته‌ای هست که برای موفقیت در آن قطعاً فعالیت‌های تیمی کمک شایانی خواهد کرد. رشته‌های برق، مکانیک و کامپیوتر شاید از اصلی‌ترین رشته‌هایی باشند که در کنار رشته‌های تخصصی برحسب موضوع باید در تعامل با هم باشند که بشود انتظار داشت یک پروژه یا یک محصول به سرانجام برسد. با توجه به تجربه‌ای که بنده در دوران دانشجویی داشتم و تقریباً در آن زمان این فضا را دیده بودم، فکر می‌کنم همان فضا باعث شد تا در ادامه‌ی مسیر شغلی خود، خیلی راحت‌تر با این فضا ارتباط برقرار کنم و در حال حاضر هم با دانشکده‌های مختلف، اساتید مختلف دانشکده‌های دانشگاه خودمان، دانشگاه‌های دیگر کشور و حتی دانشگاه‌های خارجی و بخش خصوصی فعالیت‌های مشترک زیادی را انجام بدهیم و یا در دست انجام داشته باشیم. در حال حاضر، در آزمایشگاه ما پروژه‌های تحقیقاتی زیادی در حوزه‌ی ربات‌های انسان‌نما با دانشگاه‌های کشور تایوان، کانادا و آلمان از دیرباز داشته‌ایم و داریم، در حوزه‌ی خودروهای خودران فعالیت جدیدی را با اساتید دانشکده مهندسی برق و مکانیک آغاز کرده‌ایم. در بخش صنعت هم با برخی از شرکت‌های مشهور بخش خصوصی، فعالیت‌های خوبی را آغاز کرده‌ایم که ان‌شاءالله به سرانجام برسد.

۴. چه تعداد از پروژه‌هایی که انجام داده‌اید، به تولید محصول نهایی رسیده‌اند؟ آیا در آن‌ها دید محصول محوری بوده است؟

در خصوص پروژه‌هایی که به محصول نهایی ختم شده‌اند، معمولاً دو دیدگاه وجود دارد. دیدگاه اول این هست که از همان ابتدا دیدگاه تولید محصول را داشته باشید و بر اساس آن برنامه‌ریزی فعالیت‌های مربوطه را انجام بدهید. در دیدگاه دیگر، ابتدا با دیدگاه پژوهشی و تحقیقاتی فعالیت‌ها را انجام می‌دهید و سرانجام پس از دریافت نتایج اولیه متوجه می‌شوید که آن تحقیقات هم از نظر بازار و هم از نظر ایده‌ی اولیه، نوآوری لازم را دارد و می‌تواند برای مشتری جذابیت

دیدگاه کاربردی با دنیا بسیار فاصله داریم. این به این معنا نیست که توانمندی وجود ندارد، بلکه این امر بیشتر به دلیل نبود دیدگاه درست در کشور برای به کارگیری سامانه‌های هوشمند رباتیکی در بخش صنعتی است. این دیدگاه به دلایل بسیاری مانند هزینه‌های بالا، نیروی ارزان قیمت در کشور و سنتی بودن خیلی از فرآیندهای صنعتی کشور که از مهم‌ترین دلایل این موضوع هستند، وجود دارد.

۸. با ورودتان به دانشکده‌ی ما چه اهدافی را مورد نظر داشتید و دوست دارید به آن‌ها برسید؟

خیلی خوشحال هستم که وارد دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، گروه بیومکانیک شده‌ام. فکر می‌کنم این دانشکده به دلایل جذابیت حوزه‌ی سلامت و درمان، تحقیقات شاخص دنیا در این بخش و بودن تنها دانشکده‌ی مجزای مهندسی پزشکی در کشور و حتی منطقه، ظرفیت بسیار بالایی دارد و هدف بنده این بوده است که بتوانم در حوزه‌ی درمان و سلامت، با کمک سایر همکاران دانشکده، زمینه‌ی رباتیک و هوش مصنوعی را به صورت کاربردی دنبال کنم.

۹. با توجه به بین‌رشته‌ای بودن رباتیک، همکاری‌های داخل دانشکده‌ای در بین اعضای هیئت‌علمی چگونه است؟

جو داخل دانشکده مهندسی پزشکی از منظر اداری و علمی همیشه زبان‌زد دانشکده‌های دانشگاه بوده است. در زمان کوتاهی که بنده به گروه بیومکانیک ملحق شده‌ام، همکاران زیادی به بنده لطف داشته‌اند و در مسیر فعالیت‌های علمی و پژوهشی، راهنمایی و کمک‌های زیادی به من کرده‌اند که جا دارد از تمامی آن بزرگواران کمال تشکر را داشته باشم.

۱۰. وضعیت دانشکده را در حوزه‌ی بیورباتیک چگونه می‌بینید؟ آیا می‌توان امید داشت که در این حوزه محصولات اثربخشی ارائه شود؟

فعالیت‌های بسیاری در حوزه‌ی بیورباتیک از دیرباز در دانشکده مهندسی پزشکی دانشگاه صنعتی امیرکبیر انجام شده و می‌شود. نظر من این است که با توجه به توسعه‌ی این حوزه در دنیا، جای فعالیت‌های بیشتر هم وجود دارد. با توجه به رویکرد حاضر توسعه تکنولوژی، امکان بالایی برای توسعه‌ی محصولات و ایجاد بستر برای اثربخشی آن‌ها در کشور وجود دارد.

۱۱. از نظر شما امروزه مهمترین مباحث روز در زمینه‌ی بیومکانیک چیست؟

به نظر حوزه‌ی بیومکانیک با توجه به جامعیتی که در خود می‌بیند، واقعاً گسترده است. از مباحث مربوط به حوزه‌های جامد تا فضای سیالات و مسائل مربوط به مکانیک در حوزه‌ی بیو! بنابراین نمی‌شود گفت که الان چه حوزه‌ای خیلی ترند است. تمامی موضوعات در لبه‌ی علم و دانش در حال حرکت هستند و به اندازه‌ی یکدیگر ارزشمند. البته ممکن است برخی از حوزه‌ها به دلیل نوع تخصص‌هایی که

داشته باشد. دیدگاه ما در حوزه‌ی پروژه خودروهایی خودران همین موضوع بوده است که به عنوان یکی از محصولات جدید با کاربری خاص ان شاء الله دارای خروجی خواهد بود.

۵. از زمانی که وارد حوزه‌ی رباتیک شدید، چه افق دیدی را دنبال می‌کردید و تا چه حد تصورات شما با واقعیت‌ها تطابق داشت؟

زمانی که وارد حوزه رباتیک شدم، بیشتر در نظر داشتم که بتوانم رباتیک، اتوماسیون و هوش مصنوعی را در اختیار جامعه و کاربردهای روزمره زندگی بگنجانم. البته مشخص است که تا رسیدن به این هدف فاصله‌ی زیادی داریم و فکر می‌کنم در آینده دستاوردهای خیلی خوبی را مشاهده کنیم.

۶. به چه امکاناتی برای طراحی ربات جراحی مجازی سینوس نیاز داشتید و آیا دانشگاه این امکانات را در اختیار شما قرار داد و همکاری‌های لازم با شما انجام شد؟

برای انجام این تحقیق نیازمند زیرساخت‌های سخت‌افزاری، نمونه‌های مختلف آزمایشگاهی، آزمایشگاه و تیم مشاوره‌ی پزشکی بودیم که با هماهنگی و همکاری‌هایی که اساتید راهنمای بنده و همچنین دانشکده مهندسی مکانیک داشتند، این پژوهش به سرانجام موفق‌تری رسید.



۷. سرعت توسعه‌ی رباتیک در ایران در مقایسه با جهان تا چه حد همخوانی دارد؟

سرعت توسعه رباتیک ایران را در دو جنبه می‌شود مطالعه کرد، بعد پژوهشی و تحقیقاتی و بعد صنعتی. از بُعد اول، تقریباً همگام با قطار تحقیقات دنیا در حال پیشرفت هستیم. اما در بُعد صنعتی و

اساتید داشته و دارند، در دانشکده‌ی ما خیلی شاخص نباشند اما درکل اگر بخواهم اشاره کنم، موضوعات حوزه‌ی بیو، نه‌تنها در حوزه‌ی مکانیک، بلکه سایر زیرشاخه‌های بافت، مواد و الکترونیک هم جذابیت‌های بسیاری دارد.

۱۲. جای چه مسائلی را در بیومکانیک خالی احساس می‌کنید؟

من فکر می‌کنم شاید مناسب باشد که در دانشکده در حوزه‌های مربوط به جراحی و توان‌بخشی، مخصوصاً با دیدگاه مکاترونیک، رباتیک و هوش مصنوعی، قدری بیشتر فعال باشیم. امید است با حضور همکاران با تجربه در این حوزه که در گذشته هم در این موضوعات فعالیت می‌کردند، و دانشجویان علاقه‌مند، این امر محقق شود.

۱۳. وضعیت بیومکانیک در صنعت و تجاری‌سازی چگونه است؟

خوشبختانه تا جایی که بنده اطلاع دارم، در حوزه‌های بیومکانیکی، اعم از ساخت تجهیزات و ادوات مختلف حوزه پزشکی در سلامت، درمان، بهداشت و توان‌بخشی در داخل کشور دستاوردهای شایان‌ذکری وجود دارد که شاید نام‌بردن از تک‌تک آن‌ها به ساعت‌ها گزارش منجر شود.

۱۴. آینده‌ی بیومکانیک را چگونه می‌بینید؟

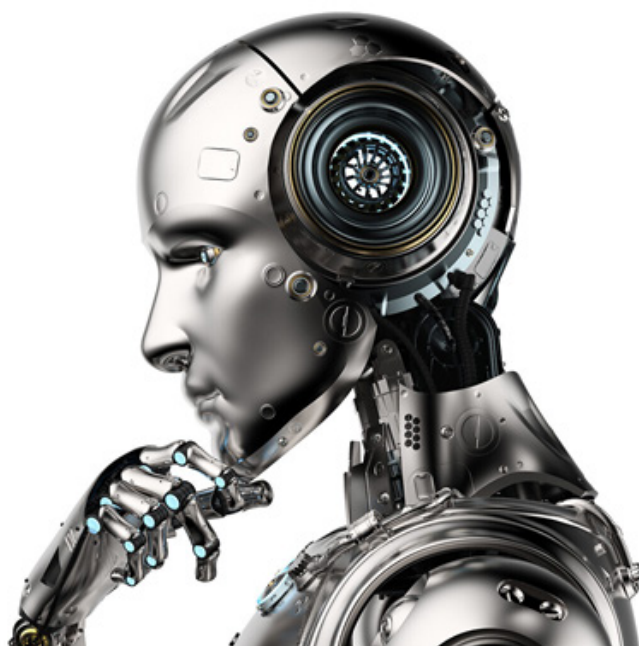
آینده‌ی بیومکانیک از نظر من در دست جامعه‌ی بیومکانیک کشور است. آینده ساختنی است نه چیزی که ساخته‌شده باشد و ما بخواهیم در آن فعالیت کنیم.

۱۵. پیشنهاد شما برای افراد علاقه‌مند به حوزه‌ی بیومکانیک و رباتیک چیست؟

پیشنهاد من به دوستانی که حوزه‌ی بیومکانیک و رباتیک را برای آینده‌ی تحصیلی، پژوهشی و شغلی خود انتخاب می‌کنند، در وهله‌ی اول کسب دانش عمیق مطالب در دوران تحصیلی خود است که هر مقطع تحصیلی در واقع تکمیل‌کننده‌ی تکه‌های پازل علمی آنان خواهد بود. در زمان کسب علم تنها و تنها به کسب مهارت‌های لازم در حوزه‌ی تحقیقاتی خودشان بپردازند و سعی کنند تا با تکنولوژی‌ها و ابزارهایی که می‌تواند باعث موفقیت بیشتر آن‌ها در حوزه‌ی تخصصی خود شود، بپردازند. ارتباطات خودشان را توسعه دهند و سعی کنند بسیاری از تجربه‌های خودشان را در دوران دانشجویی کسب کنند، زیرا فضای صنعت فضای کافی برای تجربه تخصصی و امکان خطا را برای آن‌ها به‌راحتی فراهم نمی‌کند. همچنین صبور بوده و از شکست در مسیر فعالیت‌های خود واهمه‌ای نداشته باشند. هیچ کاری وجود ندارد که نشدنی باشد.

موفق و سلامت باشید ان‌شاءالله

با تشکر از آقای دکتر صادق‌نژاد که در تهیه‌ی این گزارش ما را یاری کردند.



جدیدترین نوآوری‌های تشخیص و مقابله با کرونا

نویسنده: سها ضیایی

آسان‌تر می‌کند.

مزیت دیگر این دستگاه، قابلیت استفاده از قسمت فوقانی آن برای ضدعفونی کردن سایر موارد مانند کلیدها، کیبورد کامپیوتر، تلفن همراه و دستکش است که غالباً با عوامل بیماری‌زا در تماس هستند. چون محصول شامل یک اتصال مغناطیسی است، می‌توان از آن برای ضدعفونی کردن داخل خودرو و یا قراردادن آن در کمد لباس‌ها به‌منظور ضدعفونی کردن استفاده کرد.



شکل ۱. نمونه‌ای از جعبه‌ی ضدعفونی کننده‌ی ماسک UVCcleans

اولین جعبه‌ی ضدعفونی کننده‌ی ماسک در جهان

در دوران شیوع بیماری کووید-۱۹، ماسک‌ها جزئی جدایی‌ناپذیر از زندگی روزمره‌مان شده‌اند و به‌عنوان ابزاری مناسب برای محافظت در برابر ویروس کرونا و باکتری‌ها و میکروب‌ها شناخته می‌شوند. از آنجایی که ماسک‌ها نیز می‌توانند عوامل بیماری‌زا را روی سطح خود حمل کنند، ضدعفونی کردن ماسک‌های چندبارمصرف و تعویض منظم ماسک‌های یک‌بارمصرف و دور انداختن ایمن آن‌ها بسیار مهم است.

نام اولین جعبه‌ی ضدعفونی کننده‌ی ماسک در جهان است. با فشردن یک دکمه روی آن جعبه شروع به کار می‌کند، به این صورت که ماسک را با استفاده از نور فرابنفش ۱۸۵ نانومتری و از بین بردن دی‌ان‌ای عوامل بیماری‌زا ضدعفونی کرده و در نهایت از انتشار عوامل بیماری‌زا جلوگیری می‌کند. این نور توانایی از بین بردن ۹۹.۹ درصد ویروس‌ها و باکتری‌ها را دارد.

مزیت‌ها:

- این جعبه کوچک است و به راحتی درون کیف یا جیب جا می‌شود. همچنین می‌توان گفت که به شکل یک پاوربانک قابل حمل است که این استفاده از آن را در هر زمان و هر مکان

گردنبندی یادآوری می‌کند صورت‌تان را لمس نکنید

خودداری از لمس کردن صورت در طول شبانه‌روز کار آسانی نیست.



- قابل حمل و سبک بودن
- بدون تولید بو پروسهی ضد عفونی کردن را انجام می دهد.
- بی خطر بودن

یک فیلتر پراش نور نازک، نور را از فلاش موبایل به نور فرابنفش با طول موج کوتاه تبدیل می کند و این در حالی است که این محصول سایر پرتوهای نور را در طیف الکترومغناطیسی منعکس می کند. به گفتهی سازمان بهداشت جهانی اشعهی فرابنفش می تواند باعث صدمه به پوست و چشم شود و منابع مرسوم نور فرابنفش با طول موج کوتاه سرطانی هستند؛ اما نور فوق فرابنفش با طول موج کوتاه با طول موج بین ۲۰۷ تا ۲۲۲ نانومتر بدون اینکه به پوست آسیب برساند، میکروبها را غیرفعال می کند. این دستگاه از نظر بالینی آزمایش شده و دارای گواهینامه ای است که برای انسان و علاوه بر آن برای حیوانات ایمن است و می تواند تا پنجاه مرتبه در روز برای ضد عفونی کردن دستها، ماسک صورت و سایر سطوح استفاده شود.

پروفسور David J. Brenner، مدیر مرکز تحقیقات رادیولوژی دانشگاه کلمبیا، در این باره می گوید: «نور فرابنفش با طول موج کوتاه، دامنه بسیار محدودی دارد و نمی تواند از لایهی سلول مرده خارجی پوست انسان یا لایهی اشکی در چشم عبور کند؛ بنابراین خطری برای سلامتی انسان ندارد.»

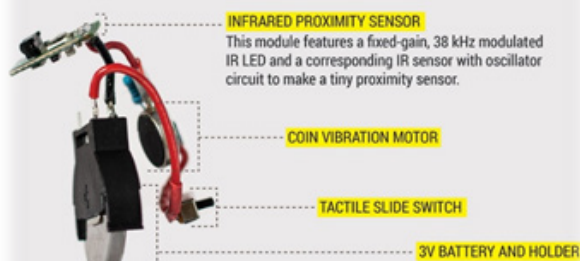


شکل ۴. نمونه ای از محصول ضد عفونی UVLEN

پوشش فناورانه برای مقابله با ویروس کرونا

یک استارتاپ کانادایی به نام VYZR نوعی پوشش فناورانه را به نام BioVYZR طراحی کرده است. در بالای این پوشش که شبیه به کلاه ایمنی است، یک لایه بزرگ قرار دارد که کاربر را از لمس صورت خود که موجب انتقال ویروس کرونا می شود منع می کند. همچنین این پوشش مجهز به یک فن است که هوا را از طریق چند فیلتر عبور می دهد و عوامل بیماری زا را از بین می برد. نحوه استفاده از آن به این صورت است که کاربر باید آن را با یک بند بزرگ به دور قفسه ی سینه خود متصل کرده و به طور طبیعی نفس بکشد. سپس فن یا هواکشی که در پشت سر قرار دارد، هوا را به داخل می کشد و از میان فیلترهای محافظ در برابر ویروس، عبور داده می شود تا در

از طرفی برای افرادی که ساعت های زیادی را در خارج از خانه، برای مثال در محل کار، می گذرانند رعایت کردن این مسئله سخت تر هم هست. از طرفی برای جلوگیری از ابتلا به ویروس کرونا لمس نکردن صورت حائز اهمیت است به نحوی که اگر فردی سطحی آلوده به ویروس کرونا را لمس کند و سپس دست خود را به چشم، بینی یا دهان خود بزند، مبتلا به این بیماری می شود. سه محقق ناسا در آزمایشگاه پیش رانش جت^۱، گردنبندی با چاپ سه بعدی طراحی کرده اند که پالس^۲ نام دارد. این گردنبند به کاربر یادآوری می کند که صورت خود را لمس نکند. همچنین یک حسگر مجاورت مادون قرمز با برد ۱۲ اینچ و یک موتور و بیرهی سکه ای دارد که هنگام حرکت دست به سمت صورت، فعال می شود. هر چقدر که دست کاربر به صورت او نزدیک تر شود، لرزش های گردنبند شدیدتر می شود. هدف از ساخت گردنبند پالس، به حداقل رساندن شیوع کووید-۱۹ است. این گردنبند به گونه ای طراحی شده است که مقرون به صرفه بوده و تولید آن آسان است. ناسا تأکید کرده است که پالس، جایگزین ماسک نیست، بلکه این گردنبند قرار است در کنار سایر اقدامات پیشگیری از ویروس کرونا استفاده شود.



شکل ۲ و ۳. اجزای تشکیل دهنده ی محصول و نمونه تجاری گردنبند پالس

ضد عفونی دست و سطوح با استفاده از موبایل

یک کمپانی در کره ی جنوبی محصولی با نام UVLEN را ساخته است که با اتصال به فلاش گوشی های هوشمند می تواند باکتری ها و ویروس ها (از جمله ویروس کرونا) را از بین ببرد. این ابزار از روش تابش ضدباکتری فرابنفش^۳ استفاده می کند و یک روش ضد عفونی است که از نوع خاصی از نور فرابنفش با طول موج کوتاه برای از بین بردن عوامل بیماری زا استفاده می کند. مزیتها:

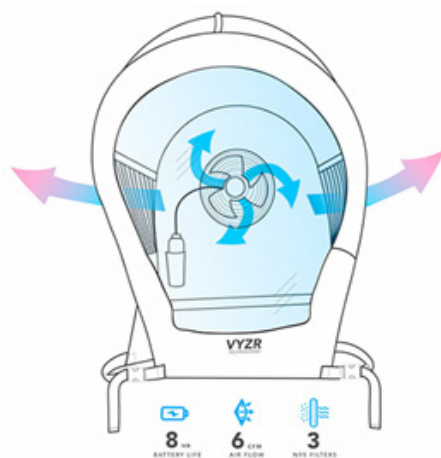
- پروسهی ضد عفونی کردن به کمک این محصول در مدت زمان کوتاهی (حدوداً ده ثانیه) انجام می شود.

^۱ Jet Propulsion Laboratory (JPL)

^۲ Pulse

^۳ Ultra Violet Germicidal Irradiation (UVGI)

نهایت از طریق طرفین پوشش به بیرون رانده شود.

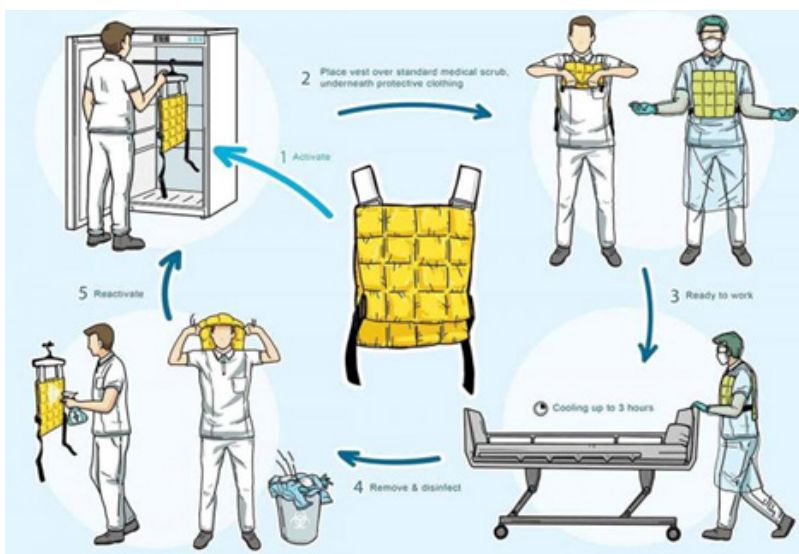


شکل ۵. نمایی شماتیک از طریقه کار دستگاه پوشش BioVYZR

طراحی جلیقه خنک کننده برای کادر درمان

تجهیزات حفاظت شخصی در ایمن نگه داشتن کارکنان بیمارستان و مراکز درمانی در طی دوران شیوع بیماری کووید-۱۹ نقش بسیار مهمی داشته‌اند؛ اما استفاده از این تجهیزات می‌توانند ناراحت کننده و دست‌وپاگیر باشند و در صورت پوشیدن برای مدت طولانی می‌توانند به مشکلات ناشی از گرما منجر شوند. بهبود آسایش کارمندان باعث بهبود حال آن‌ها شده و در عملکرد آن‌ها اثر می‌گذارد. با در نظر گرفتن این مسائل محققان تصمیم گرفتند با الهام از جلیقه‌ی خنک کننده‌ای که برای استفاده ورزشکاران در بازی‌های المپیک تابستانی توکیو طراحی شده بود، جلیقه‌ای را برای کادر درمان طراحی کنند.

Thijs Eijssvogels، محقق این پروژه می‌گوید: «جلیقه‌های خنک کننده‌ی ورزشکاران برای استفاده توسط کادر درمان مناسب نبوده زیرا آن‌ها برای خنک‌سازی ته‌اجمی بدن قبل یا بعد از انجام کارهای جسمی طراحی شده‌اند. طی این مطالعه قدرت خنک کننده‌ی جلیقه اصلاح شده و توسعه داده شده‌ی ما برای کادر درمان کمتر است، اما مدت زمان بیشتری کار می‌کند. جلیقه‌ها باید قبل از استفاده در یخچال نگهداری شوند. کارمندان جلیقه‌ها را روی لباس فرم خود و زیر تجهیزات حفاظت شخصی می‌پوشند. جلیقه‌ها از ۳۶ جیب شامل مواد تغییر فاز در یک پوسته پلی اورتان ترموپلاستیک تشکیل شده‌اند. در یک آزمایش این محصول روی پرستاران، آن‌ها هنگام پوشیدن جلیقه احساس راحتی بیشتر و ضربان قلب پایین‌تری داشتند. بدون جلیقه‌ی خنک کننده، تقریباً ۹۰ درصد پرستاران احساس ناراحتی و گرما می‌کنند اما با جلیقه‌ی خنک کننده فقط ۲۰-۳۰ درصد از کادر درمان احساس گرما می‌کنند.»



شکل ۶. طریقه استفاده از جلیقه‌ی خنک کننده‌ی کادر درمان [۱۵]

دستگاه پوشیدنی برای محدود کردن شیوع ویروس کرونا

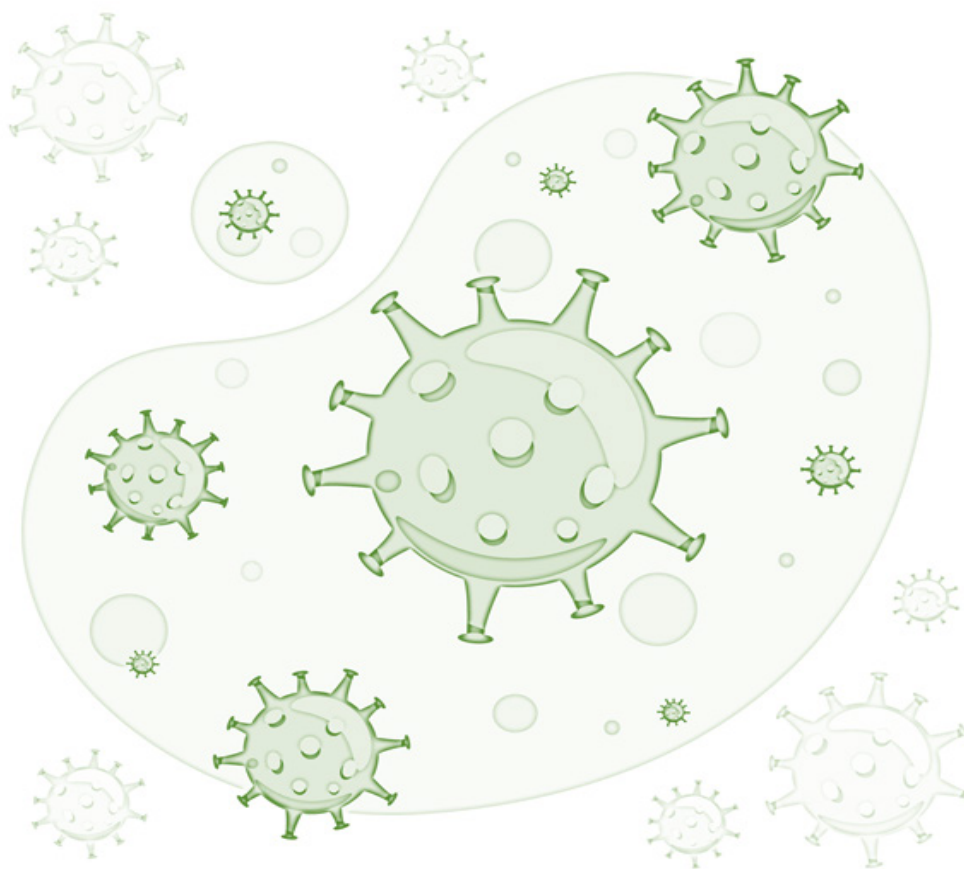
شرکت ایتالیایی آی کی مالتی مدیا (IK Multimedia) در دوران شیوع ویروس کرونا، فناوری جدیدی به نام Safe Spacer را ساخته و توسعه داده است. این محصول در حقیقت یک ابزار کوچک و مربع شکل است که با فناوری باند فوق وسیع طراحی شده است که طبق گفته‌ی شرکت، این فناوری ۱۰ برابر دقیق‌تر از بلوتوث است. باند فوق وسیع یا فرآپهن باند، یک فناوری رادیویی است که برای مخابرات بی سیم در سطوح پایین توان و در برد کوتاه استفاده می‌شود. یکی از چالش‌های جلوگیری از انتشار ویروس کرونا این است که افراد ناقل شناسایی شوند؛ چراکه این افراد می‌توانند پیش از آنکه دریابند به این بیماری مبتلا هستند، ویروس را به دیگران انتقال دهند. فناوری‌های حلقه‌های هوشمند «اورا (Oura)» نیز به همین منظور طراحی شده‌اند. محققان مؤسسه‌ی علوم اعصاب راکفلر و دانشگاه ویرجینیای غربی با کمک علی رضایی، پژوهشگر ایرانی، توانستند با کمک مدل‌های پیش‌بینی هوش مصنوعی و این حلقه‌های هوشمند، علائم بیماری کووید-۱۹ را پیش از ظاهر شدن آن‌ها پیش‌بینی کنند. محققان ادعا می‌کنند که پلتفرم دیجیتالی آن‌ها می‌تواند علائم مرتبط با بیماری کووید-۱۹ را تا سه روز زودتر با دقت بیش از ۹۰ درصد تشخیص دهد. سامسونگ همچنین با افزودن این فناوری به گلکسی‌واچ به کاربران می‌گوید در طول روز یا حتی در طی چند ساعت چند بار با افراد مختلف در ارتباط بوده‌اند. این برنامه همچنین به منظور یادآوری تقویت عادت‌های خوبی مانند شستن دست که به‌عنوان بخشی از توصیه‌های رسمی سازمان جهانی بهداشت برای جلوگیری از شیوع بیماری کرونا است، طراحی شده است.



شکل ۷. نمونه‌ی تجاری ساعت safe spacer

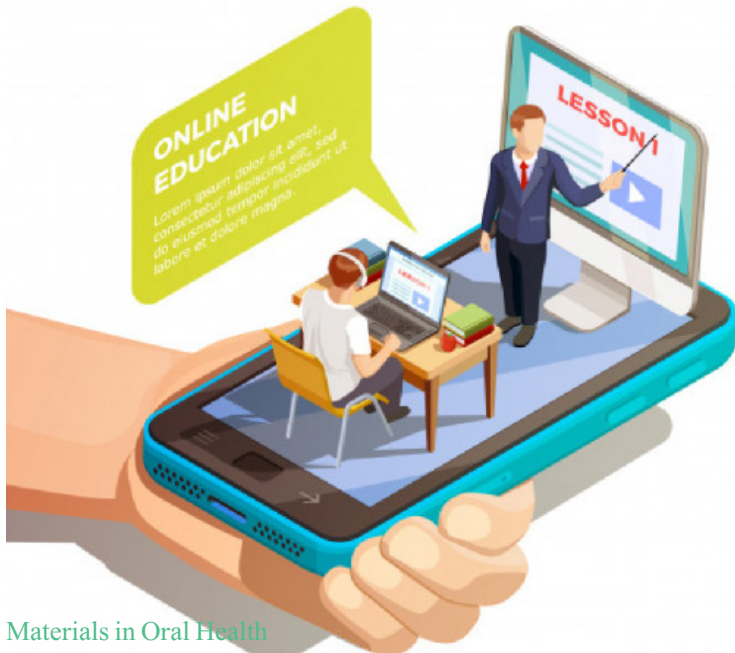
[برای دیدن منابع کلیک کنید](#)

۴ Ultra-Wideband (UWB)



دوره‌های آنلاین در زمینه مهندسی پزشکی

نویسنده: فاطمه حسینی



Materials in Oral Health

این دوره‌ی چهارهفته‌ای که توسط دانشگاه هنگ کنگ فراهم شده به بررسی بیومتریال‌هایی که در محیط دهان استفاده می‌شود، می‌پردازد. پس از گذراندن این دوره خواهید فهمید چگونه بیومتریال‌ها را با تقلید از بافت‌های زنده‌ی دهان و دندان می‌سازند، علاوه بر آن شما با نقش‌های اساسی دندانپزشکی دیجیتال در ارتباط خواهید بود و با فناوری CAD/CAM در ساخت تاج، چاپ سه‌بعدی و ارتودنسی دیجیتال آشنا خواهید شد و در انتهای دوره، خواص مکانیکی قابل توجه بیومتریال‌های دهان و دندان گفته می‌شود. [برای دیدن دوره کلیک کنید.](#)



Foundations of Healthcare Systems Engineering

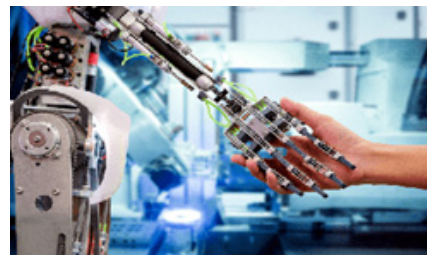
این دوره توسط دانشگاه جان‌هاپکینز، یکی از برترین دانشگاه‌ها در حوزه‌ی سلامت و مهندسی پزشکی، در سایت coursera ارائه می‌شود. محتوای آن درباره‌ی مهندسی و طراحی سیستم‌های مراقبت بهداشتی است و به بررسی کمبودها، نیازها و چالش‌ها در حیطه‌ی سیستم‌های مراقبت بهداشتی و ارائه‌ی راه‌حل‌های آن‌ها می‌پردازد. [برای دیدن دوره کلیک کنید.](#)



در چند سال اخیر و به‌خصوص پس از شیوع بیماری کرونا، دانشگاه‌های برتر دنیا شروع به تهیه‌ی دوره‌های آنلاین برای دانشجویان سراسر دنیا کردند. در این مطلب سعی شده تا دوره‌های مرتبط با رشته‌ی مهندسی پزشکی که در سایت‌های edx و coursera قرار دارند، معرفی شوند. تمام این دوره‌ها رایگان هستند و زبان تدریس آن‌ها انگلیسی است. البته اگر زبان انگلیسی را به‌خوبی بلد نیستید، نگران نباشید زیرا این دوره‌ها با در نظر گرفتن این موضوع برای دانشجویان سراسر دنیا تهیه شده‌اند و با سطح زبان متوسط نیز به‌خوبی می‌توانید از آن‌ها بهره ببرید.

So You Want to Be a Biomedical Engineer?

این دوره توسط سایت edx و دانشگاه کالیفرنیا-سن‌دیگو برای افرادی که تازه وارد رشته مهندسی پزشکی شده‌اند یا هنوز برنامه‌ی مشخصی برای آینده‌ی شغلی و تحصیلی خود متصور نیستند، تهیه شده است. در این دوره شما با دوازده حوزه از مهندسی پزشکی آشنا می‌شوید که هر کدام توسط برترین مهندسیین مربوط معرفی می‌شوند و شامل تمرین‌هایی است که به شما کمک می‌کند شبیه یک مهندس پزشک فکر کنید. [برای دیدن دوره کلیک کنید.](#)



Introduction to Biomedical Engineering

این دوره توسط دانشگاه پلی‌تکنیک سن‌پترزبورگ به‌همراهی کالج UCL لندن تهیه شده و در سایت coursera قرار دارد. همان‌طور که از نام دوره نیز پیداست، این دوره مقدمه‌ای بر مهندسی پزشکی نوین است و بیشتر مباحث بیوالکتریک‌ی مانند برنامه‌نویسی حرفه‌ای متلب، کنترل، رباتیک و... در آن تدریس می‌شود. [برای دیدن دوره کلیک کنید.](#)



Bioinformatics Specialization

اگر به حوزه‌ی بیوانفورماتیک علاقه‌مند هستید، دوره‌های آنلاین متنوع و فراوانی را می‌توانید پیدا کنید. یکی از این دوره‌ها که برای افراد مبتدی طراحی شده و با استقبال زیادی مواجه شده است این دوره است که پس از اتمام آن می‌توانید مسائل زیست‌شناسی مدرن را با رویکرد محاسباتی حل کنید و با نرم‌افزارهای این حوزه آشنا شوید. [برای دیدن دوره کلیک کنید.](#)



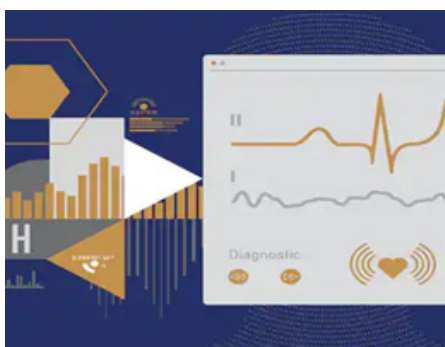
Neuroscience and Neuroimaging Specialization

این دوره که توسط دانشگاه جان‌هاپکینز ارائه می‌شود، در واقع مفاهیم چهار دوره‌ی متداول در علوم اعصاب را با هم ترکیب کرده است. تمرکز این دوره بیشتر روی تصویربرداری fMRI و تحلیل تصاویر به‌دست آمده، برنامه‌نویسی R، تحلیل آماری و نوروساینس است. [برای دیدن دوره کلیک کنید.](#)



The Development of Mobile Health Monitoring Systems

این دوره توسط دانشگاه دولتی سنت پترزبورگ ارائه شده است. با گذراندن این دوره، شما دانش نحوه‌ی استفاده از شاخه‌های علمی از جمله الکترونیک، ریاضیات، علوم داده و برنامه‌نویسی را با هم در یک پروژه‌ی واقعی به‌دست می‌آورید. [برای دیدن دوره کلیک کنید.](#)



Introductory Human Physiology

مقدمه‌ای بر فیزیولوژی بدن انسان نام دوره‌ای در سایت coursera است که تاکنون حدود ۳۵۰ هزار نفر شرکت‌کننده داشته است. این دوره توسط دانشگاه دوک در کارولینای شمالی ارائه می‌شود و در آن دانشجویان یاد می‌گیرند که مفاهیم اساسی حاکم بر عملکرد یکپارچه‌ی بدن (به‌عنوان یک ارگانیسم سالم) را در ۹ سیستم بدن بشناسند و به‌کار گیرند. [برای دیدن دوره کلیک کنید.](#)



Introduction to Biomedical Imaging

این دوره توسط دانشگاه کوئینزلند استرالیا در سایت edx ارائه می‌شود و درباره‌ی مقدمه‌ای در زمینه‌ی تصویربرداری پزشکی و روش‌های مدرن تصویربرداری است. این دوره اصول علمی پایه در هر روش را نیز پوشش می‌دهد. با مراجعه به لینک زیر می‌توانید اطلاعات بیشتری در خصوص مدرسان دوره، نظرات دانشجویان، سرفصل‌های دوره و... را کسب کنید. [برای دیدن دوره کلیک کنید.](#)



MRI Fundamentals

این دوره توسط یکی از مؤسسات علم و تکنولوژی کره ارائه شده است. به‌طور خاص، فراگیران می‌آموزند که پدیده‌ی تشدید مغناطیسی چیست، چگونه سیگنال‌های تشدید مغناطیسی تولید می‌شود، چگونه می‌توان با استفاده از MRI یک تصویر را فرموله کرد، و چگونه کنتراست بافت نرم می‌تواند با پارامترهای تصویربرداری تغییر کند. [برای دیدن دوره کلیک کنید.](#)



بچه‌های امیرکبیر کجا هستند؟ گفت‌وگو با مهندس معصومه آقاملایی دانشجوی دکتری در گرایش بیوالکتریک

نویسنده: ریحانه زهرا ترابی



معصومه آقاملایی ورودی سال ۹۲ رشته‌ی مهندسی پزشکی گرایش بیوالکتریک در مقطع کارشناسی فارغ‌التحصیل مقطع کارشناسی ارشد به‌طور مستقیم و در حال حاضر دانشجوی دکترای بیوالکتریک فعالیت در زمینه‌ی ثبت سیگنال‌های حیاتی از حیوانات و مدارات مجتمع و کاربردهای آن در پزشکی در آینده

ثبت آن‌ها و نحوه‌ی تحلیل و بازیابی داده‌ی ثبت‌شده آموختم که تا امروز این اطلاعات همواره کمک زیادی چه در کار و چه در تحصیل برای من بوده‌اند. ناگفته نماند که این پروژه به‌عنوان پروژه‌ی برتر نیز در مقطع کارشناسی در کنفرانس مهندسی پزشکی سال ۹۶ پذیرفته شد. در دوره‌ی ارشد پروژه من درباره‌ی بررسی اثر یک نویز بر عملکرد مبدل‌های موجود در سمک‌ها بود که شامل بخش‌های تئوری، مدل‌سازی، پیاده‌سازی در سیمولینک و شبیه‌سازی مدار بود. در این حین در یک پروژه نیز که برای طراحی یک مدار مجتمع برای ثبت سیگنال‌های عصبی بود به‌صورت موقت همکاری کردم که باعث شد علاقه‌ی من به‌سمت طراحی مدارات مجتمع برای کاربردهای پزشکی افزایش یابد. هم‌اکنون هم روی یک پروژه برای طراحی یک سیستم ثبت سیگنال‌های حیاتی از حیوانات فعالیت دارم. امید دارم که آینده تحصیلی خود را در زمینه مدارات مجتمع و کاربردهای آن در پزشکی ادامه دهم.

۳. به‌روزترین موضوعات بیوالکتریک از نظر شما چیست؟

گرایش بیوالکتریک بسیار گسترده است و بخش‌های بسیار زیادی را شامل می‌شود. یکی از بخش‌هایی که روزبه‌روز در حال افزایش و پیشرفت است استفاده از شبکه‌های عصبی و ماشین لرنینگ در تشخیص بیماری‌ها و تحلیل سیگنال‌ها و داده‌های مختلف از افراد است. به‌نظر می‌رسد که در چند سال آینده آنچه که ترند بیوالکتریک باشد این موضوع باشد. اما آنچه که برای من همیشه جذاب بوده است بستری برای پیاده‌سازی این الگوریتم‌ها و استفاده آن‌ها در دستگاه‌های پزشکی بوده است. به‌طور مثال چطور با ثبت سیگنال‌های مختلف از بدن و مانیتورینگ آن‌ها به‌صورت آنلاین به نحوه‌ی عملکرد بدن انسان برسیم و از آن‌ها برای هشدار به بیمار استفاده کنیم. امروزه پیشرفت‌های خوبی در این زمینه اتفاق افتاده است اما به‌نظر من هنوز مسیر بسیار زیادی برای طی کردن مانده است.

۴. به‌نظر شما در فضای تحقیقاتی و کاری دانشکده (به‌خصوص در بیوالکتریک)، چه کاستی‌هایی وجود دارد؟

باتوجه به چیزی که در این یکی دو سال در بازار کاری و اطراف خود مشاهده کرده‌ام، به‌نظر من تعداد کسانی که علم الکترونیک قوی داشته باشند در کشور ما رو به کاهش است یا حداقل تعداد زیادی از آن‌ها مهاجرت کرده‌اند و رفته‌اند. امروزه شرکت‌های تولیدی زیادی شروع به کار می‌کنند اما به‌دلیل نداشتن تیم قوی در بخش تحقیقات و توسعه به بن‌بست می‌رسند و منحل می‌شوند. به‌نظر من بهترین کار برای کشور این است که سعی کنیم دانشجویان را به این سمت سوق دهیم. داشتن تجربه و علم قوی الکترونیک حتی در فیلدهای دیگر بیوالکتریک هم می‌تواند کمک‌کننده باشد و در ادامه‌ی مسیر برای دانشجویان فرصت واردشدن به بازار کار را بدهد. از طرف دیگر فکر می‌کنم در دانشکده‌ی ما یک مشکل اساسی وجود دارد و آن هم ندادن فرصت به استاد‌های جوان و با انگیزه است. فکر می‌کنم اگر به آن‌ها که انگیزه و انرژی بیشتری دارند کمی فرصت بیشتری برای تدریس داده شود، و درس‌های به‌روزتری به چارت درسی اضافه شود کمک زیادی به دانشجویان و پیشرفت دانشکده شود.

۱. روند تحصیلی و کاری شما به چه صورت بوده است؟

من دانشجوی مهندسی پزشکی گرایش بیوالکتریک ورودی سال ۹۶ در دانشگاه امیرکبیر هستم. تقریباً علاقه من به مهندسی پزشکی از اواسط دوره‌ی راهنمایی شروع شد که با گذر زمان افزایش پیدا کرد و نهایتاً هم وارد همین رشته و گرایش شدم. همیشه دوست داشتم علم الکترونیک را وارد مهندسی پزشکی کنم. این شد که از همان پروژه کارشناسی به حوزه‌ی ساخت دستگاه‌ها و تجهیزات پزشکی وارد شدم. بعد از دوره‌ی کارشناسی بدون آزمون و به‌صورت مستقیم وارد گرایش بیوالکتریک در مقطع ارشد شدم و در دوران ارشد هم تلاش کردم تا بیشترین اطلاعات را در زمینه‌های مربوط به الکترونیک و ارتباط آن با بیوالکتریک را به‌دست بیاورم. پس از فارغ‌التحصیلی نیز در حوزه‌ی ساخت تجهیزات مربوط به سلامت فعالیت می‌کنم و با همکاری با استاد گران‌قدر خود آقای دکتر احمدی امیدوارم که بتوانیم در این حوزه کمک شایانی به جامعه کنیم.

۲. در چه زمینه‌هایی فعالیت داشته‌اید و به آن‌ها علاقه‌مند بودید؟

اولین پروژه‌ای که من روی آن کار کردم پروژه‌ی کارشناسی من بود که موضوع آن طراحی یک سیستم ۱۶ کاناله‌ی ثبت سیگنال الکتروانسفالوگرام بود. در این پروژه زیر نظر دکتر احمدی موارد زیادی درباره‌ی سیگنال‌های پزشکی، محدودیت‌ها و سختی‌های

۸. در فضای صنعت و تجاری سازی جایگاه یک دانشجو چگونه است؟

گاهی شرکت‌های تجاری از استخدام دانشجویان جلوگیری می‌کنند و پس از فارغ التحصیلی هم برای استخدام درخواست سابقه‌ی کاری دارند، خب دانشجویی که در حین تحصیل کار نکرده است پس از فارغ التحصیلی سابقه‌ی کاری از کجا بیاورد؟ به نظر من یکی از بزرگ‌ترین مشکلات این قضیه است و از طرفی باید از طرف دانشکده مدت‌زمان مشخصی به دانشجو برای کار اجازه داده شود. جایگاه یک دانشجو در صنعت با توجه به رزومه‌ی آن فرد تعیین می‌شود و خیلی از اوقات در داخل کشور رنک دانشگاه و معروف بودن آن تأثیر زیادی دارد که البته من شخصاً مخالف این موضوع هستم چراکه شاهد افراد با سواد زیادی بوده‌ام که در دانشگاه‌های کوچک تحصیل کرده‌اند.

۹. برای افراد علاقه‌مند چه توصیه‌هایی دارید؟

اولاً به دنبال علاقه‌ی خود بروید. یک جمله را چندین بار از استاد خود شنیدم، سعی کن همیشه کاری را انتخاب کنی که اگر ۲۴ ساعت هم در حال انجام آن بودی خسته نشوی و لذت ببری. به نظر من این نکته بسیار ارزشمند است که آدم مشغول به کاری باشد که به آن علاقه دارد چراکه علاقه، انگیزه می‌آورد و در طی زمان باعث موفقیت می‌شود. دومین نکته این است که سعی کنید از دوران دانشگاه استفاده کنید و موارد پایه‌ای را به خوبی یاد بگیرید. بسیاری از نکاتی را که در هنگام کار با آن‌ها روبه‌رو می‌شوید، هنگام تحصیل خوانده‌اید اما چون از اهمیت آن آگاه نبوده‌اید، به‌سادگی از کنار آن گذشته‌اید.

با تشکر از خانم مهندس آقاملایی که در تهیه‌ی این گزارش ما را یاری کردند.

۵. از زمانی که وارد حوزه‌ی ساخت شدید، چه اهدافی را دنبال می‌کردید و تا چه حد تصورات شما با واقعیت‌ها تطابق داشت؟

من همواره تصور کرده‌ام که در نهایت قرار است یک مهندس الکترونیک قوی در حوزه‌ی پزشکی باشم. تا به این لحظه تلاش کرده‌ام که به دنبال هدفی که برای خود گذاشته‌ام بروم و حال از خودم راضی هستم. البته کار تولید در ایران بسیار سخت است و حتی اگر علم کافی را داشته باشی، موانع زیادی بر سر راه وجود دارد که امیدوارم در آینده‌ی نزدیک این موانع رفع شوند. هدف من در آینده‌ی نزدیک ابتدا این است که در یک دانشگاه خوب بین‌المللی به یادگیری بیشتر در این زمینه بپردازم اما در نهایت تلاشم این است که وارد صنعت شوم و بتوانم از علمی که در دانشگاه یاد گرفته‌ام به‌صورت عملی برای بهتر کردن جامعه استفاده کنم.

۶. آینده بیوالکتریک را در چه چیزی می‌دانید؟

پیشرفت در سیستم‌های هوشمند پزشکی برای تشخیص بیماری‌ها، تحلیل داده‌های پزشکی با سرعت بالا، وارد شدن در بخش رباتیک و به احتمال زیاد استفاده از هوش مصنوعی (AI) در تمام این زمینه‌ها می‌تواند آینده‌ی بیوالکتریک باشد.

۷. نظر تان در مورد فضای دانشکده چیست؟

سال‌هایی که من در دانشکده بودم، شاید بزرگ‌ترین مشکل آن را عدم ارتباط بین گرایش‌های مختلف می‌دیدم. با اینکه همواره بر روی این نکته که ما دانشکده مهندسی پزشکی مختص خود را داریم، تأکید کرده‌ایم، اما من کمبود ارتباط بین بخش‌ها و گرایش‌های مختلف را شاهد بوده‌ام؛ در صورتی که جا برای برقراری ارتباط و تعریف کردن پروژه‌های گروهی بسیار زیاد است و همین‌طور بسیاری از پروژه‌هایی که در دانشکده تعریف می‌شوند، پس از اتمام کنار گذاشته می‌شوند و هیچ استفاده‌ای از نتیجه‌ی آن پروژه نمی‌شود، در حالی که باید پلی برای ارتباط و اتصال این پروژه‌ها با صنعت ساخته شود.



پذیرای انتقادات و پیشنهادهای شما عزیزان هستیم.

در صورت تمایل به همکاری، با ما در ارتباط باشید.

انجمن علمی دانشجویی دانشکده مهندسی پزشکی دانشگاه صنعتی امیرکبیر

