Archive of SID

پژوهش در جراحی

مدل‌های کامپیوتری

ترجمه و تلخیص: دکتر سیدعباس میـرمالک* و گـروه متـرجمین**

مقــدمه

چرا مدل‌های کامپیوتری در تحقیقات جراحی مورد استفاده قرار می‌گیرند؟

نخستین پیشرفت‌های جراحی به وسیله محققان بالینی موقع‌شناس در اتاق عمل یا کنار بالین بیماران فراچنگ آمده است. در این نخستین دوره تحقیق جراحی، هالستد (Halested)، بیمارستان را به عنوان آزمایشگاه جراح توصیف کرده است.

اما محدودیت‌های عملی و اخلاقی در استفاده از «آزمایشگاه» بالین بیمار و استفاده از انسان به عنوان موضوع مورد آزمایش، به استفاده از مدل‌های حیوانی برای پیشرفت تکنیک‌های جراحی و تعریف پاسخ‌های فیزیولوژیک و آزمون مداخلات درمانی جدید، در نخستین سال‌های قرن بیستم منجر شد.

همان‌گونه که محدودیت‌های تحقیق در کنار بالین بیماران، محققان جراحی را به جستجوی مدل‌های حیوانی به عنوان جایگزین هدایت کرد، محدودیت‌های مربوط به استفاده از مدل‌های حیوانی، نیز جراحان را به جستجوی مسیری دیگر برای پیشرفت هنر و دانش‌شان هدایت کرده است. برخی معایب قابل توجه در استفاده از مدل‌های حیوانی، شامل تفاوت‌های آناتومیکی و فیزیولوژیکی حیوانات با انسان‌ها، هزینه بالای خرید و مراقبت از حیوانات و تعارض با فعالیت‌های مربوط به دفاع از حقوق حیوانات می‌باشد.

مدل‌های کامپیوتری، نسل جدیدی از مزایا را به محققین جراحی ارزانی می‌دارد که تنها می‌توان از طریق مدل‌های حیوانی به آن دست یافت، مدل‌های کامپیوتری موقعیت‌هایی را که محققین جراحی تنها در رویای مـدل‌های حیوانی می‌دیدند، عرضه می‌کند. مدل‌های کامپیوتری امکان مطالعه عملکرد یک سیستم مجزای دقیق را با برداشتن سیستم‌های غیرضروری فراهم می‌آورد. افزون بر این مدل‌های کامپیوتری به سیستم مجزا امکان تطبیق با محیط جدید و ارزیابی چگونگی عملکرد آن سیستم تحت شرایط جدید را ایجاد می‌کند. سیستم مجزا یا سیستم ترکیبی می‌تواند بارها و بارها بدون ایجاد خستگی و تغییر، مورد آزمایش قرار گیرد و یا در صورت تمایل، تأثیر خستگی و تغییرات بر روی آن بررسی شود. تکامل سریع کامپیوتر و صنایع نرم افزاری، مدل‌های کامپیوتری را به یک ابزار علمی مهیج با قابلیت‌های نامحدود برای بررسی‌های جراحی تبدیل کرده است.

منشاء مدل‌های کامپیوتری

مدل‌های کامپیوتری برای حل طیفی از مشکلات در صنعت مانند علوم هوا و فضاء طراحی بادبان کشتی، طراحی چتر نجات و همچنین در لوله‌کشی و انتقال مایعات بکار گرفته شده‌اند. ویژگی مشترک این عرصه‌های متفاوت صنعتی، نیاز به ارزیابی عمل متقابل سیستم‌های پیچیده دینامیک است. مدل‌های کامپیوتری برای ارزیابی و حل مشکلات در این سیستم‌ها و طراحی محصولات جدید مورد استفاده قرار گرفته است. چشمگیرترین موارد استفاده از مدل‌های کامپیوتری در صنایع هوا ـ فضا نشان داده شده است.

---

* استادیار گروه جراحی عمومی، دانشگاه علوم پزشکی آزاد اسلامی، واحد تهران

** دکتر لیلا پـرورش، دکتر شقایق تهرانی، دکتر پوریا حسینی، دکتر پانته‌آ رضائیان، دکتر مـریم سعیدیان، دکتر مـروا طهماسبی‌راد، دکتر علی غلامـرضانژاد، دکتر مهدی کلانتری، دکتر الهام کنی، دکتر امیرتیمور مرعشی، دکتر امید میـرمطلبی، دکترعلی ناظمیان

تاریخ وصول: ۱۳۹۴/۱۲/۰۱

نویسندهٔ پاسخگـو: دکتر سیدعباس میـرمالک

تلفن: ۸۸۷۸۷۵۶۱

Email: SAM@Mirmalek.net

www.SID.ir

Archive of SID

بوئینگ ۷۷۷ که اخیراً ساخته شده و در پرواز تجاری مورد استفاده قرار گرفته است، تنها به وسیله کامپیوتر طراحی و آزمایش شده است و هیچ نمونه اولیه واقعی در تونل‌های بادی مورد آزمایش قرار نگرفته است بلکه تمام آزمون‌های قبل از ساخت شامل آزمایش پرواز قبل از تولید، به روش شبیه‌سازی انجام گرفته است.

هرچند تجـزیه و تحلیـل و مدل‌سازی کامپیوتری در ابتدا گسترهٔ پزشکی را در بر نمی‌گرفت، با این وجود این پدیده از صنایع هوا ـ فضا و دیگر رشته‌های صنعتی به عرصه پزشکی نیز گسترش یافت. تصویربرداری پزشکی یکی از زمینه‌هایی است که استفاده از کامپیوتر نقش مهمی در پیشرفت آن داشته است، مثلاً سیستم توموگرافی کامپیوتری سی تی اسکن، ام‌آرآی و اکوکاردیوگرافی همگی بر پایه دستکاری کامپیوتری داده‌ها ساخته شده‌اند.

کاربرد مدل‌های کامپیوتری در جراحی

مدل‌سازی از طریق شبیه‌سازی و دستیابی به کلید پرسش‌ها و پاسخ‌های آن در پیشرفت آموزش جراحی بکار گرفته می‌شود. در تحقیقات اولیه، مدل‌ها می‌توانند برای اثبات فرضیه و یا برای تعیین این که آیا آزمایش‌های اضافی سازوکار سیستم تحت مطالعه را توضیح خواهند داد یا خیر؟ مورد استفاده قرار گیرند. در کاربردهای بالینی نیز، مدل‌ها برای ارائه تشخیص بیماری‌ها و کمک به آزمون مداخلات جراحی یا پزشکی که اخیراً پیشنهاد شده‌اند، یا برای ارزیابی پروتزها یا رژیم‌های دارویی بکار می‌روند.

انواع مدل‌ها

انواع متعـددی از مدل‌های کامپیوتری وجود دارند، از جمله مدل‌های آناتومیک، نمایش‌های ریاضی و مدل‌هایی با اجزاء و عناصر معین. نحـوهٔ انتخاب نوع مـدل برای استفاده به زمان، امکانات مالی، تخصص و نرم‌افزار، همچنین به دقت و دستاورد مورد نظر بستگی دارد.

مدل‌های آناتومیکی

مدل‌های آناتویکی کامپیوتری، بنیادی‌ترین و جذاب‌ترین مدل‌های کامپیوتری هستند که برای کاربرهای آموزشی مناسبند و به گرافیکی اشیاء به صورت سه بعدی می‌پردازند. ابتدا اطلاعات سه بعدی که سطح یا حجم شیئء را ارائه می‌کنند، در کامپیـوتر ذخیره می‌شوند، یک نمای دو بعدی روی صفحه به نمایش درمی‌آید، سپس گرافیک کامپیـوتری امکان سایه زدن آن را فراهم می‌کند و روش‌های دیگـری مـوجب سه بعدی شدن شیئء، چرخش یا تکه تکه شدن آن می‌شوند درست مانند این که این شیئء از نظر فیـزیکی واقعی است. مدل‌های مغز، اعضای قفسه سینه، دست، زانو، کلیه و جنین انسان هم ساخته شده‌اند. گروه‌های بسیاری متعهد به توسعه مدل‌های ترکیبی که کلیه مناطق آناتومیـک بدن انسان را ارائه می‌کنند، شده‌اند. این نوع از مدل‌های آناتومیکی به شکلی گستـرده در زمینه مـربوط به واقعیـت مـورد استفاده قرار گرفته و در حال حاضر برای آموزش و سپس تحقیق جراحی بکار گرفته می‌شوند.

نمایش ریاضی

مدل‌های ریاضی کامپیوتری شناخته شده‌ترین نوع از سه نوع مدل کامپیوتری برای اغلب محققان جراحی است. مدل‌سازی ریاضی برای هر دو منظور، تحقیقات پایه‌ای و کاربردهای بالینی مناسبند. یک مدل ریاضی سیستم فیزیولـوژیک را به صورت مجموعه‌ای از معادلات توصیف می‌کند. معادلات معمولاً دارای تنوع زیادی هستند و برای توصیف مکانیک و دینامیک سیستم‌ها ساخته شده‌اند. پیچیدگی این مجموعه معادلات، استفاده از کامپیوترها و نرم افزارهای آنالیـز عددی را گریزناپذیر می‌سازد. علاوه بر مدل‌سازی، عملکرد فیزیولوژیک سیستم‌ها، نمایش ریاضی برای مطالعات جمعیت از قبیل، ارزیابی متغیر درآمدها، پیش‌بینی خطر جراحی و اخیراً برای ارزیابی مقرون به صرفه بودن، هم مورد استفاده قرار می‌گیرند.

www.SID.ir

Archive of SID

مدل‌های دارای اجزاء معین

پیچیده‌ترین اما موزون‌ترین نوع مدل‌های کامپیوتری، مدل‌های دارای اجزاء معین هستند. این نوع مدل‌ها ترکیبی از مدل‌سازی آناتومیکی و ریاضی را در سطح پیشرفته‌ای ارائه می‌کنند و مجموعه بسیار بزرگی از معادلات متمایز و پیچیده را نیز در بر می‌گیرند. این روش برای اولین بار در صنعت هوا و فضا و نیز اخیراً در مسائل جراحی به کار گرفته شده است. مدل‌سازی با اجزاء معین می‌تواند در آموزش، تحقیق و کاربردهای بالینی بکار برده شود و مثال بسیار مناسبی برای توصیف راه‌هایی است که مدل‌سازی کامپیـوتری می‌تواند در تحقیقات جراحی مورد استفاده قرار گیرد.

روش‌داری اجزای معین

سنتی

برای حل مشکلات فیزیکی یا فیزیولوژیکی پیچیده، در روش اجزاء معین، مشکلی پیچیده به مشکلات ساده بسیاری تقسیم شده و هر مشکل ساده به وسیله رابطه قابل حل ریاضی تعریف می‌شود. سرانجام راه حل‌های مشکلات کوچک برای دستیابی به پاسخی که به چگونگی عملکرد آن ساختار پیچیده نزدیک می‌شود، با هم ترکیب می‌شوند. در روش اجزاء معین این بدان معنا است که یک ساختار به زمینه‌ها یا حجم‌های (عناصر) کوچکی که قابل تطبیق با هندسه طبیعی هستند، تقسیم می‌شود. این عناصر و اجزاء در نقاط مشترکی (گره‌ها) با هم ارتباط پیدا می‌کنند و نتیجه آن بازسازی کلی ساختار از اجزاء کوچک تعریف شده با اصول می‌باشد. از آنجا که کلیه ساختارهای زیست‌شناختی تحت تأثیر محیطی ناپایدار هستند، قوانین حاکم بر این محیط باید در مدل‌ها شناخته شوند. قوانین فیزیکی تعیین-کننده نیرو و حرکت، بسته به ظرفیت کاربردی یا حرکت فیزیکی تخصیص می‌یابند. تغییر ماهیت ناشی از ظرفیت بکار گرفته شده و استرس در هر گره می‌تواند با جدول یا به شکل گرافیکی محاسبه شده، به نمایش درآید. این روند امکان تجزیه و تحلیل ساختاری بزرگ یا بغرنج که در معرض فشارهای پیچیده و نوسانات محیطی هستند را فراهم می‌نماید. بسیاری از متغیرهای متفاوت بسته به اثرات موضعی یا کلی که بر روی ساختار دارند، می‌توانند به طور جداگانه یا در ترکیب با هم مورد ارزیابی قرار گیرند.

تجزیه و تحلیل اجزاء معین ابتدا در حل مسائل مهندسی به کار گرفته شد. مسائل جراحی که برای این روش تجزیه و تحلیل مناسب می‌باشند. دربرگیرنده اجزاء و عناصر مهندسی مانند مکانیک جامدات، دینامیک سیالات، انتقال حرارت، الکترومغناطیسی، تغییر وضعیت اتم‌ها در فضا و فعل و انفعالات سطحی هستند. از آنجا که تحقیقات جراحی تاریخچه‌ای کامل و طولانی در کنار مهندسی کاربردی دارد، این دو عرصه در کنار هم نمو یافته‌اند و مدل‌سازی اجزاء معین برای حل بسیاری از مسائل مهندسی در جراحی بکار برده شده است. در زمینه مکانیک جامدات موضوعات متنوع جراحی مورد ارزیابی قرار گرفته است، مانند جایگزینی پروتز هیپ، سنگ‌شکنی و جایگزینی دریچهٔ مصنوعی قلب، در دینامیک سیالات روند اجزاء معین که در ابتدا برای بررسی لوله‌ها به کار برده می‌شد. برای ارزیابی جریان خون در شرایین و اطراف دریچه‌های قلب مورد استفاده قرار می‌گیرد. مسائل مربوط به انتقال گرما در آسیب‌های ناشی از سوختگی، قطع عضو از طریق امواج رادیویی و لیزر بررسی می‌شود. تجزیه و تحلیل الکترومغناطیسی اخیراً در بهینه‌سازی و بررسی پروتکل دفیبریلاسیون و آسیب‌های ناشی از امواج کوتاه و نیز درمان آنها، مورد استفاده قرار گرفته است. تغییراتی اتمی و تداخلات سطحی برای تجزیه و تحلیل عملکرد پروتئین‌ها بکار گرفته شده‌اند.

ساخت مدل‌های دارای اجزاء معین در هر یک از این زمینه‌ها فرایندی مرحله‌ای را دنبال می‌کند. ابتدا اجزاء سیستم‌ها تعریف شده، هندسه مدل تثبیت می‌شود، خصوصیات آن تعیین می‌گردد و عوامل مفروض ساده‌سازی تعیین می‌شود. آن گاه انواع اجزاء متناسب در طرح هندسی بکار برده می‌شوند. حد و مرزها و شرایط اولیه برقرار شده، فشارها و جا به جایی‌ها تعیین و راه حل‌ها انتخاب می‌گردند. پس از حل مسئله، متغیرهای خروجی مورد نظر، شناسایی شده و نتایج مورد ارزیابی قرار می‌گیرند. در نهایت مدل، اثبات شده و محدودیت‌های آن مورد شناسایی قرار می‌گیرند.

این روند با استفاده از یک مثال در جراحی قلب نشان داده می‌شود. در طول ۱۵-۱۰ سال گذشته، جراحان قلب در سراسر جهان، ترمیم دریچه میترال را به عنوان درمان جایگزین برای تعویض دریچه میترال پذیرفته بودند. دستکاری طناب‌های وتری بخش اساسی ترمیم دریچه میترال است. بسیاری از روش‌های ترمیمی، مانند کوتاه کردن طناب وتری، انتقال، برش دادن و سوراخ کردن که مبادرت به تغییر بافت اصلی می‌کنند، توصیف شده‌اند. یکی از محدودیت‌های ترمیم دریچهٔ میترال زمانی پیش می‌آید که بافت طنابی به اندازهٔ

www.SID.ir

Archive of SID

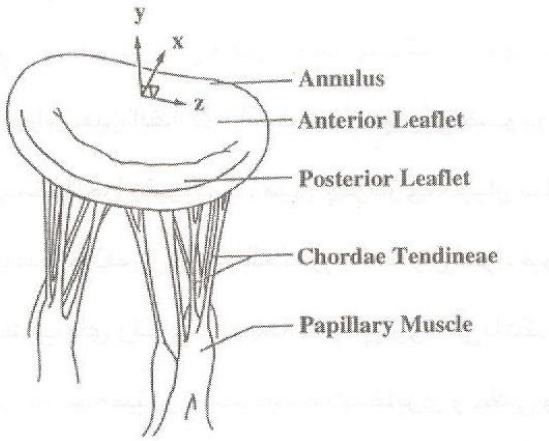
کافی برای ترمیم در دسترس نباشد. در اینگونه موارد جایگزینی طناب‌های پاره شده یا کشیده شده توسط بسیاری از جراحان به وسیله بخیه‌هایی از جنس پلی تترافلورواتیلین (ePTFE) انجام می‌شود. چگونگی استفاده از این روش در مدل‌های حیوانی و موارد بالینی توصیف شده است. این شیوه جراحی مشکل پیچیده بالینی را ایجاد می‌کند که به خصوص ارزیابی آزمایشی آن را دشوار می‌سازد. در حال حاضر این روش برای آزمایش بر روی مدل‌های حیوانی مناسب نمی‌باشد. تعیین این که آیا جایگزینی طناب‌ها با بخیه‌های ePTFE (پلی تترافلورواتیلین) روشی مناسب و دارای دوام است یا خیر؟ مثال خوبی برای نشان دادن کاربرد تجزیه و تحلیل اجزاء معین در یک مشکل جراحی است.

روند

تعریف اجزاء سیستم

برای شروع مدل اجزاء معین ابتدا لازم است اجزاء فیزیکی ضروری را برای مدل انتخاب کرد، به عنوان مثال اجزاء فیزیکی آزمون چتر بازی، بسیار ساده بوده و شامل چتر و طناب‌ها می‌شوند. برخلاف آن در مطالعه دریچه میترال اجزاء فیزیکی پیچیده‌ترند و شامل حلقه، لت‌ها، طناب‌های وتری و عضلات پاپیلری می‌باشند (تصویر ۱). همچنین محیط فیزیکی دریچهٔ میترال مانند عضلات دهلیزی و بطنی و نیز خون درون حفرات را نیز می‌تواند شامل شود. دربرداشتن تمام این اجزاء تجزیه و تحلیل بسیار پیچیده‌ای را می‌طلبد. یکی از اولین تصمیم‌هایی که باید گرفته شود تعیین میزان پیچیدگی لازم و مناسب برای پاسخ به سوالات مطرح شده است. همان‌گونه که پیچیدگی مدل افزایش می‌یابد، میزان پیچیدگی کامپیوتر و زمان محاسبه هم افزوده می‌گردد. در مورد مسئله دریچه میترال، سیستمی ساده انتخاب شده که بتواند زمان محاسبه را کاهش دهد و برای پاسخ به سئوالات مطرح شده هم مناسب باشد این سیستم ساده شده، اجزاء فیزیکی اولیه را که شامل حلقه، لت‌ها، طناب‌های وتری و عضلات پاپیلری می‌باشد، برای توصیف هندسی در برمی‌گیرد.

ساختار دریچه میترال: اجزاء اولیه این دریچه عبارتند از: حلقه (Annulus)، لت‌های قدامی و خلفی، طناب‌های وتری و عضلات انگشت‌دانه‌ای (Papillary) سیستم تطبیق داده شده با مدل FEM در شکل مزبور در ارتباط با دریچه‌ها نشان داده شده است. صفحهٔ X-Z در سطح حلقه قرار داد به طوری که طرف مثبت محور X به طرف قدام حلقه سیر می‌کند. طرف مثبت محور Y هم به طرف دهلیز است.



تصویر ۱ ـ ساختمان دریچه میترال

طرح هندسی مدل

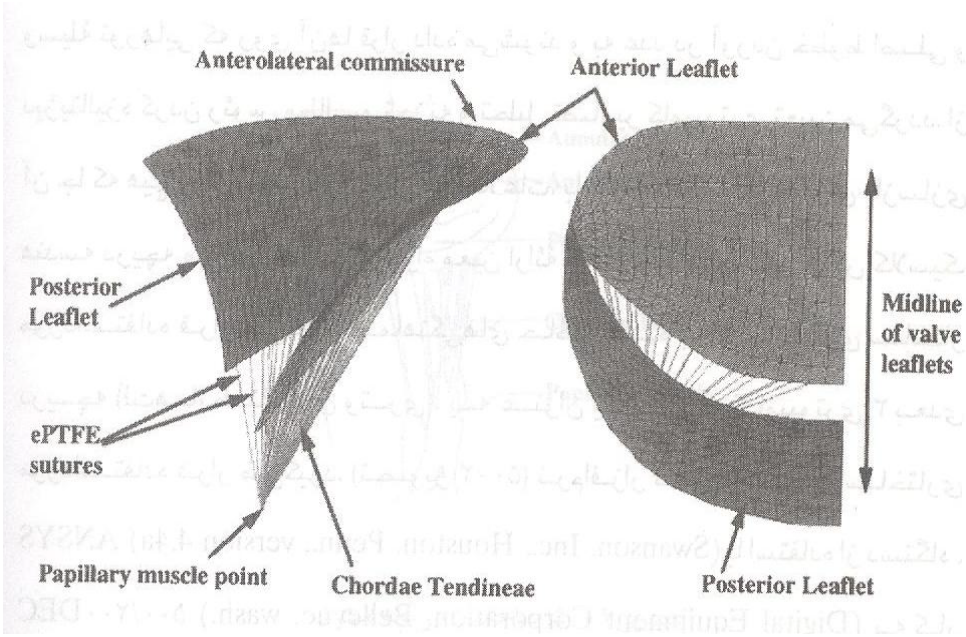
هندسه برای مدل‌های اجزاء معین از راه‌های مختلف تعریف می‌شود. مدل انتقال مایعات ممکن است تنها به قطر و طول کانال نیاز داشته باشد، اما در مدل جایگزینی هیپ، اطلاعات پیچیده‌تری شامل طول، قطر، زوایا و ضخامت و میزان مخروطی بودن مورد نیاز

www.SID.ir

Archive of SID

است. چگونگی دستیابی به این اطلاعات برای هر مدل، متناسب با پیچیدگی هندسه آن تغییر می‌کند. هندسهٔ مدل‌های پیچیده‌تر زیست‌شناختی، خیلی مشکل‌تر است اما می‌تواند به طرق مختلف با استفاده از نمونه‌های فیزیکی آن تعیین شود.

به طور کلاسیک نمونه‌های فیزیکی با روش‌های یخ زدن، گچ‌گیری با رزین‌های پلاستیکی یا بی‌حرکت کردن به سایر روش‌ها و نیز به قطعات کوچک در آوردن، ثابت نگهداشته می‌شوند. سپس هماهنگی ابعاد برای مقاطع آناتومیکی با دقت بسیار و به وسیله تورهایی که روی آنها قرار داده می‌شوند و به عدد در آوردن خطوط اصلی و دیژیتالیزه کردن رئوس مطالب و تجزیه و تحلیل تصاویر کامپیوتری تعیین می‌گردد. از آنجا که هیچ روش کاربردی بالینی که اطلاعات، با شرح کامل جزئیات برای بازسازی هندسه دریچه میترال را در مدل اجزاء معین ارائه کند، وجود ندارد. این روش کلاسیک مورد استفاه قرار می‌گیرد. هماهنگی‌های حاصل شده برای بازسازی ساختار دریچه (لت‌ها، طناب‌های وتری)، به عنوان یک برنامه کامپیوتری ۳ بعدی مورد استفاد قرار می‌گیرند (تصویر ۲). نرم افزار تجزیه و تحلیل ساختاری ANSYS (Swanson, Inc., Houston, Penn., Version 4.4a) با استفاده از دستگاه، DEC ۵۰۰/۲۰۰ (Digital Equipment Corporation, Bellevue, Wash.) به کار گرفته شد.



تصویر ۲ ـ اجزاء اصلی سازنده سیستم دریچه میترال شامل کارگذاری جایگزین بخیه ePTFE به علت وجود تقارن، تنها نیمه قدامی ـ طرفی دریچه نشان داده شده است. تصویر a نمای مایلی را نشان می‌دهد که در آن ناحیه اتصالی لت‌ها در بالای تصویر واقع شده و لت دریچه نیز به سمت وسط سیر می‌کنند. این لت اغنای مختصری را در نیمه تحتانی تصویر نشان می‌دهد. تصویر b نمایی از دهلیز به سمت بطن را نشان می‌دهد که آن ناحیه اتصالی لت‌ها در قسمت چپ بوده و لت دریچه نیز در سمت راست به طرف خط وسط سیر می‌کند. هر کدام از مثلث‌ها یکی از لت‌ها را نشان می‌دهد و طناب‌های وتری نیز به صورت خط‌هایی که از لت‌ها به سمت عضلات انگشت دانه‌ای کشیده شده‌اند، نشان داده شده‌اند.

در برآورد کارآیی بخیه‌های ePTFE برای طناب‌های وتری خلفی پاره شده و جایگزینی بخیه ePTFE، سه مدل میترال با هندسهٔ متفاوت مورد نیاز است. این سه مدل، وضعیت نرمال، پارگی طناب‌ها و جایگزینی ePTFE نامیده می‌شوند. مدل نرمال، ساختمان‌های آناتومیکی بدون عیب و نقص تعریف شده است. در مدل همراه با طناب‌های پاره، با برداشتن چهار طناب مارژینال و چهار طناب بازال از قسمت مرکزی Leaflet فوقانی شبیه‌سازی انجام شده است. مدل دیگر هم با جایگزنی طناب‌های پاره به وسیله دو بخیه دو ـ صفر از جنس ePTFE شبیه‌سازی می‌شود.

www.SID.ir

Archive of SID

این رویکرد کلاسیک با نمونه فیزیکی قطعه قطعه شده، خسته‌کننده و وقت‌گیر می‌باشد و نیز باعث تخریب بافت می‌شود. در آینده نزدیک، مدل‌های تصویری بالینی جایگزین این رویکرد کلاسیک خواهند شد. فناوری به زودی این امکان را فراهم خواهد کرد که تکنیک‌های تصویرهای CT, MR, TEE برای پدید آوردن هماهنگی آناتومیکی هندسی سه بعدی مورد استفاده قرار گیرند. MR, CT, TEE و سایر روش‌های تصویربرداری مزایای زیادی دارند. این روش‌ها که به طور عادی در امور بالینی مورد استفاده قرار می‌گیرند. تخریب‌کننده نبوده و می‌توانند برای سیستم‌های زنده مورد استفاده واقع شوند. این نوع تصاویر ممکن است در آینده نزدیک مستقیماً برای مدل‌سازی اجزاء معین به کار برده شوند.

ویژگی‌های مواد

پس از این که هندسه یک ساختار ایجاد شد، ویژگی‌های فیزیکی مواد ساختاری می‌تواند تعیین شود. خصوصیات فیزیکی هر ماده‌ای مانند فولاد، پلاستیک و پارچه به عنوان اعدادی که پاسخ این موارد را در مقابل بار و تغییر شکل با ارقام توصیف می‌کند. در مدل‌سازی مکانیکی، خصوصیات مواد، لازم برای تجزیه و تحلیل اجزاء معین، شامل مقدار Young، نسبت Pisson و چگالی می‌باشند.

مقدار Young، اندازهٔ نیروی لازم برای تولید افزایش معین طول یک نمونه است (تصویر ۳). به خصوص در هنگام کشیدن نمودار تنش (نیرو / منطقه قطع عرضی)، در مقابل کرنش (تغییر در میزان طول اصلی) برای مشخص نمودن منحنی شاخص کاربرد دارد (تصویر ۴). شیب این منحنی همان مقدار Young است. نسبت Poisson میزان انقباض یک ماده در یک جهت، در صورت وجود نیروی کششی در یک جهت عمودی می‌باشد. چگالی میزان تودهٔ واحد حجم ماده است و در موارد درگیری با نیروهای دینامیکی و حرکتی دارای اهمیت می‌باشد.

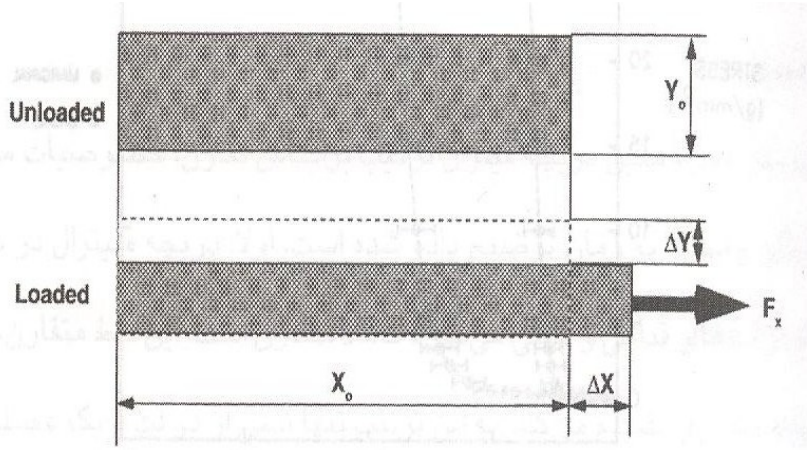
در دیگر موارد استفاده مانند تجزیه و تحلیل مایعات، پارامترهایی چون چگالی و چسبندگی (ویسکوزیتی) مایعات، مورد توجه هستند. در موارد استفاده الکترومغناطیسی قابلیت هدایت و قابلیت مقاومت حائز اهمیتند. پارامترهایی مانند مقدار Young، نسبت Poission ویسکوزیته به وسیله روش‌های بسیاری قابل اندازه‌گیری می‌باشند و برای ساختار مدل‌های اجزاء معین الزامی هستند.

در مدل دریچه میترال به دست آوردن خصوصیات مواد برای لت‌های دریچه‌های و بافت طناب‌های وتری لازم است. این بافت‌ها، ساختمان‌های پیچیده‌ای هستند که از اجزاء متعددی مانند کلاژن، الاستین و گلیکوز آمینوگلیکان‌ها تشکیل شده‌اند. برای این مدل خصوصیات مواد لت‌ها و طناب‌های وتری، به طور کامل مشخص شدند. مقدار Young برای لت‌ها و طناب‌های وتری با محاسبه شیب منحنی تنش ـ کرنش لت‌ها و طناب‌ها به دست آمد.

بافت دریچهٔ میترال مانند بیشتر بافت‌های زیست‌شناختی، به علت محتوای زیاد آب غیرقابل فشرده شدن می‌باشد. این خصوصیت به وسیله نسبت Poisson ۰/۵ که نشان‌دهنده حجم باقی مانده است، بدون توجه به فشار وارده نشان داده می‌شود. اکثر برنامه‌های اجزاء معین مقدار ۰/۵ را برای این پارامترها، به علت نیازهای محاسبه‌ای نمی‌پذیرند بنابراین، این عدد باید به رقم ۰/۴۵ انتخاب گردد. چگالی بافت بیشتر به علت میزان آب آن است (۱/۰۴ g/cm3) و می‌تواند به طور مستقیم به مدل نسبت داده شود. همچنین چگالی خون هم باید در نظر گرفته شود، از آنجا که چگالی خون به طور واضح در مدل وجود ندارد می‌تواند به وسیله تصور تسهیل شده‌ای که برای تعیین دانسیته بافتی به کار گرفته شده محاسبه می‌گردد.

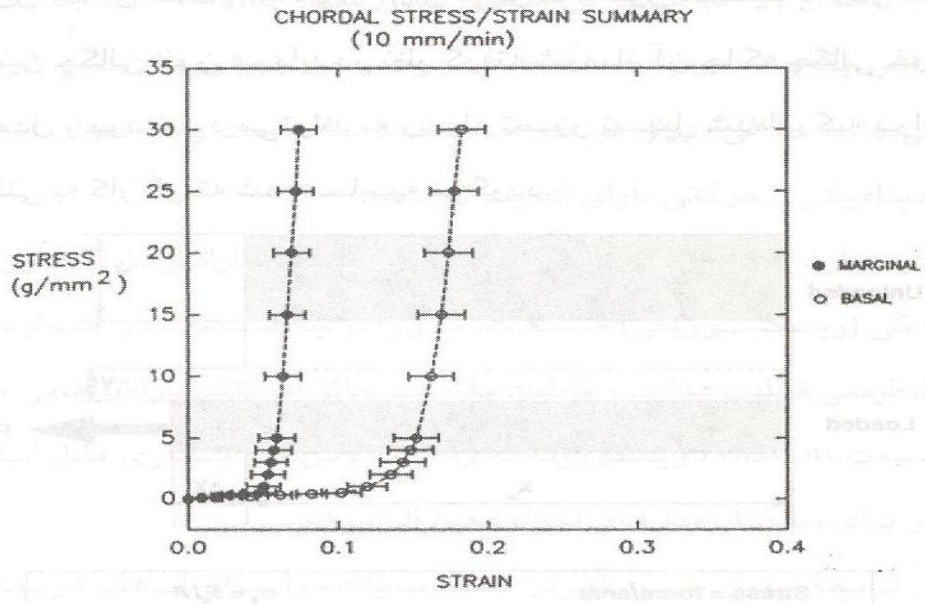
www.SID.ir

Archive of SID



Stress = force/area	$\sigma_x = F_x/A$
Strain = change in length/original length	$\epsilon_x = \Delta X/X_o$ $\epsilon_y = \Delta Y/Y_o$
Young's modulus = stress/strain	$E = \sigma_x/\epsilon_x$
Poisson's ratio = lateral strain/axial strain	$v = \lvert\epsilon_y/\epsilon_x\rvert$

تصویر ۳ـ ارائه گرافیکی یک پرتو تحت نیروی کششی FA که نمایانگر سطح مقطع برتر است. تعاریف ریاضی از فشار، کشش، مقدار Young و نسبت Poission ارائه شده‌اند.



تصویر ۴ـ منحنی نشانگر نیرو ـ کشش برای بافت بیولوژیک، در کل در فشارهای پائین مقاومت اندکی در مقابل طویل شدن وجود دارد. در فشارهای بالاتر، رشته‌ای کلاژنی در بافت‌ها منحنی دو قسمتی تیپک (فشارهای قبل از انتقال – Pretoansillion و پس از انتقال Posttransition) منجر می‌شود.

www.SID.ir

Archive of SID

ترکیب ساده شده

برای حل مشکلاتی شامل هندسه پیچیده، خصوصیات غیرخطی مواد و بارگـذاری وابسته به زمان در یک دوره موجه زمانی، مدل‌سازی کامپیوتری نیاز به ساخت ترکیبی ساده شده دارد.

اولاً: هندسه پیچیده ممکن است با شناسـایی طرح‌هایی برای تقـارن ساختار، با فـرض این که پیامدهای کاملاً همانندی در طرف مقـابل طرح به دست می‌آیند، در آن سمت شبیه‌سازی گردند. ثانیاً: اگر خصوصیـات مـواد غیرخطی باشد، نشان دادن میزان عملکرد منحنـی تنش ـ کـرنش برای مدل، دارای اهمیـت است. ثالثـاً اگر انباشتگی وابسته به زمان وجود دارد، میزان انباشتگی و چگالی مواد باید در برگرفته شوند. این ترکیبات اگر به طور صحیح ساخته شوند، ممکـن است به میزان قابل توجهی زمان محاسبه را کاهش دهند.

برای مدل اجزاء معین دریچه میترال ترکیب براساس تقارن، خصوصیات مواد بافتی و انباشتگی وابسته به زمان توضیح داده شده است. اولاً: دریچه میترال در دو طرف خطی که از لت‌های قدامی و خلفی می‌گذرد، کاملاً متقارن است. این خط متقارن، هر لت را به دو نیمه مساوی تقسیم می‌کند. به این ترتیب تنها نیمی از دو لت و یک عضله پاپیلری مورد تجزیه و تحلیل قرار می‌گیرند. ثانیاً: منحنی تنش ـ کرنش و خصوصیات نهایی مواد برای لت‌ها و بافت‌های طنابی غیـرخطی‌اند. براساس اطلاعات فیزیـولوژیک این گونه فرض می‌شود که عملکرد بافت بر نیمه دوم منحنی (یا قسمت بعد از انتقال) در طول سیستول قرار دارد. بنابراین مقدار **Young** برای مدل شیب بخش بعد از انتقال منحنی است. ثالثاً: میزان فشار در دریچه میترال وابسته به زمان است و به همین علت سرعت اعمال فشار و چگالی دریچه میترال باید مورد توجه قرار گیرند. اینگونه فرض شد که سرعت اعمال فشار در سه برابر کاهش می‌یابد، چون اگر سرعت واقعی مورد استفاده قرار می‌گرفت تعداد اجزاء لازم برای حل معادله ریاضی خیلی زیاد می‌شد. از آنجا که حرکت لت‌ها در نتیجه فشار نیروی وارد بر آنها ایجاد می‌شود، چگالی بافتی مورد توجه قرار گـرفت. چگالی خون به روشنی جزئی از تراکـم بافتی می‌باشد. بنابراین چگالی مؤثر لت‌ها و طناب‌های وتری ۱/۰۴ g/cm3 تعیین شد که ۱۰ برابر بافت حقیقی است. با افزایش چگالی، برای مقاومت در برابر حرکات دینامیکی، لت‌ها الزاماً افزایش اینرسی لازم را پیدا می‌کنند. این تکنینک در مدل‌های دریچه آئورتی مورد استفاده قرار گرفته است.

ارائه ابتدایی

بعد از این که مدل هندسه و ترکیب مناسب تعریف شدند، انواع عناصری که باید برای ارائه ساختار مورد استفاده قرار گیرند، انتخاب می‌شوند.

هندسه سیستم به مجموعه اجزاء معین تقسیم شده است. برای عناصر خطی، اجزاء، میله‌ای یا جدولی هستند و برای سطح‌ها یا ساختارهای غشائی، اجزاء معمولاً مثلثی یا چهارگوش می‌باشند. برای عناصر جامد، اجزاء هرمی یا مکعبی مورد استفاده قرار می‌گیرند. انتخاب نوع جزء و شکل آن بستگی به مناسب‌ترین جزء، برای ارائه در آن قسمت مدل دارد. قطعات دریچهٔ میترال با انواع مختلف اجزاء نمایش داده شدند. لت‌های قدامی و خلفی به وسیله اجزاء مثلثی شکل با پوستهٔ نازک و طناب‌های مارژینال و بازال و بخیه‌های **ePTFE** به وسیله اجزاء دو گره‌ای ویژه تحمل فشار نشان داده شدند. عضله پاپیلاری تنها با یک گره (بدون هیچ‌گونه ویژگی فیزیکی یا خواص مادی) نشان داده شد. سرانجام موانع فیزیکی در سطح اتصال لت‌های قدامی و خلفی با دو گره و عناصر رابط سه بعدی به نمایش در آمدند.

حدود و شرایط شروع اولیه

زمانی که اجزاء تعریف شدند، هندسه آنها مشخص گردید و خصوصیات مواد آنها تعیین شد و به آنها ربط داده شد، می‌توان در مورد محیط اطراف مدل تصمیم‌گیری کرد. حدود و شرایط اولیه هر دو، به عوامل محیطی مانند فشار، محل قرارگیری فیزیکی و دما مربوط می‌شوند. تفاوت در آن است که شرایط تعیین‌کننده حدود بازگشت می‌مانند اما شرایط اولیه دقیقاً قبل از هرگونه انباشتگی مدل تخصیص می‌یابد. برای دریچه میترال شرایط تعیین‌کننده حدود بسیاری لازم است تا شرایط فشار فیزیکی طبیعی را شبیه‌سازی نماید. برای مثال در محل اتصالات لت‌ها به دیواره یک حالت لولائی تعبیه شده که به لت‌ها اجازه حرکت و چرخش می‌دهد. در مثالی دیگر طناب‌های وتری به طور آزاد به محل اتصال لت‌ها و عضلات پاپیلری لولا شده‌اند. بسیاری از شرایط دیگر تعیین‌کننده حدود نیز

www.SID.ir

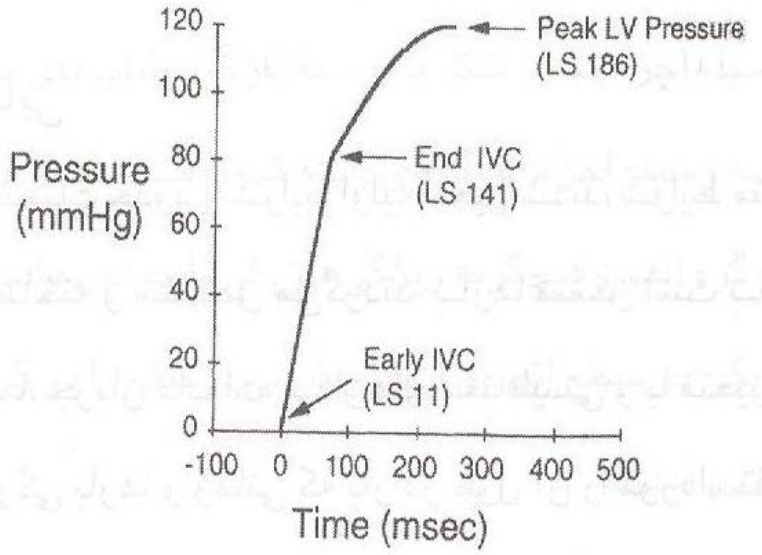
Archive of SID

وجود داشتند تا بتوان به طور کامل تمام شرایط محیطی را شبیه‌سازی کرد. تنها یک شرط اولیه برای این مدل لازم بود و آن فشار استاتیک پایین (۰/۰۰۱ mN/mm2) بود. این مسئله برای مشخص کردن شبکه اصلی اجزاء معین محدود پیش از بارگذاری فیزیولوژیک بسیار لازم بود.

انباشتگی و جابجایی

زمانی که مشخصات حدود و شرایط اولیه، معین شدند، شرایط متغیر محیطی مانند بار و جابجایی، شناخته و مشخص می‌گردند. بارها ممکن است با عنوان فشارها، نیروها، گرادیان دما، جریان مایعات، میدان‌های مغناطیسی و یا متغیرهای دیگر معرفی شوند. شدت و بزرگی بارها و زمانی که بار در طول آن را مورد استفاده قـرار می‌گیرد. باید دقیقاً مشخـص شوند. جابجایی‌ها باید با تعبیه گره‌هایی برای حرکت از نقطه‌ای به نقطه دیگر و یا چرخش حول یک محور خاص مشخص گردند.

در مدل دریچه میترال، بارهای فشارها جهت شبیه‌سازی انقباض ایزوولومیک و فاز خروج سریع بطنی در سیکل قلبی به کار رفته‌اند (تصویر ۵). انقباض‌های ایزوولومیک به وسیله یک تناسب خطی فشار که از صفر تا ۸۰ میلی‌متر جیوه در مدت ۷۰ ثانیه افزایش می‌یابد، شبیه‌سازی گردیده‌اند. در هر صورت فاز خـروج سریع بطنی به وسیله یک نمـودار سینوسی از زمان ۷۱ تا ۲۵۰ میلی‌متـر ثانیه مشخص شده همان طور که قبلاً هم ذکر شد، انتظار می‌رود که میزان انباشتگی طی سه مرحله متفاوت کاهش پیدا کند. سپس شـرایط جابجایی، جهت شبیه‌سازی انقباض عضلات پاپیلـری و آنولار مشخص شدند. گـره‌های پشتی آنولار جهت جابجـایی در سطح صفـحه آنولار در جهتی که نسبت به منحنی، محلی متنـاسب داشته باشد، تعبیه شدند تا کاهـش طول آنولار خلفی در کل ۸٪ باشد. عضله پاپیلـری هم برای کوتاهی حـدود ۱۶/۴٪ از طول اولیـه ۱۰ میلی‌متر در طول اینترنال سیستولیک تعیین شد.



تصویر ۵ـ رابطه فشار ـ زمان که در ساخت اجزاء اصلی مدل مکانیکی دریچه میترال مورد استفاده واقع می‌شود.

راه حل

در این مرحله، همه عوامل شناخته شده، شامل هندسه، خواص مواد، حدود و شرایط اولیه و بارها و جابجایی‌ها، در نظر گرفته شده‌اند. حال معـادلاتی که به توضیح سیستم فیزلوژیک می‌پردازند، می‌توانند عوامل ناشناخته‌ای مانند جابجایـی‌ها، تنش‌ها و

www.SID.ir

Archive of SID

کرنش‌های نهایی را تحلیل نمایند. راه حل‌های مناسب بسته به انواع اجزاء در مدل و مخصوصاً براساس زمان انباشتگی تغییر می‌یابند. اغلب، انباشتگی باید به قدم‌های کوچک‌تری شکسته شده و تا زمان دستیابی به راه حلی دقیق و با ثبات مکرراً تکرار شود.

برای مدل دریچه میترال، عوامل مختلفی نوع راه حل لازم را تحمیل می‌نمایند. اولاً، انواع مختلف اجزاء در مدل، رفتاری غیرخطی دارند. برای مثال، طناب‌های وتری در برابر فشار مقاومت نمی‌نمایند، اما در برابر کشیدگی به وسیله یک نیروی کششی مقاوم هستند. ثانیاً انباشتگی فشار وابسته به زمان می‌باشد، راه حل باید طبیعت‌گذاری فشار را در نظر گرفته و در صورتی که مدل در هر قدم در وضعیت متوازنی قرار داشته باشد، مسئله را در هر قدن از انباشتگی حل نماید. در نتیجه، یک تحلیل متوازن‌گذاری غیرخطی مورد نیاز می‌باشد.

متغیرهای نتیجه

به علت پیچیدگی سیستم‌های مدل‌سازی شده، متغیرهای متعددی مورد توجه بوده و پیچیدگی ریاضی مورد نیاز می‌باشد، میزان اطلاعاتی که توسط راه حل اجزاء معین ایجاد می‌شود می‌تواند بسیار زیاد باشد. زمانی که در حال طراحی مدل‌های اجزاء معین هستیم و آن را مورد استفاده قرار می‌دهیم لازم است، متغیرهای خروجی را که بیشترین ارتباط را با مسئله در دست اقدام دارند، انتخاب کنیم. این متغیرها شامل حرکت اجزاء سیستم، تنش یا کرنش در برخی اجزاء سیستم، الگوهای حرکت مایعات یا فشارهای ایجاد شده می‌باشد. در مجموع، نقاط زمانی حساس جهت تجزیه و تحلیل باید با دقت انتخاب شوند تا از تجمع زیاد اطلاعات یا افزایش بار حافظه جلوگیری کنیم.

جابجایی، تنش و کرنش برای جاگیری مجدد لت‌ها، طناب‌های وتری و بخیه‌ها در هر مدل دریچه میترال مورد کدگذاری مجدد قرار گرفتند. از ۱۸۶ نقطه زمانی که جهت تجزیه و تحلیل انتخاب شده بودند تنها سه نقطه حساس شناسایی شدند. این سه نقطه شامل، ابتدای انقباض ایزوولومیک، پایان انقباض ایزوولومیک و اوج انباشتگی می‌شد. علاوه بر آن، زمان تا بسته شدن لت‌ها به همراه درجه تناسب لت‌ها با یکدیگر مورد بررسی قرار گرفت.

ارزیابی نتایج

نتایج ممکن است به صورت، اطلاعات خام عددی، نمودارهای X-ray و نمایش‌های سه بعدی بررسی شوند. از آن جا که بسیاری از مدل موارد پیچیده‌ای هستند، لذا بهترین روش جهت بررسی نتایج همان نمایش سه بعدی است که هندسه تغییر شکل یافته در آن به منظور دیده شدن از همه جهات، می‌تواند به چرخش درآید. استفاده از کدهای رنگ‌آمیزی شده برای تنش یا کرنش در مدل، تفسیر قسمت عمده‌ای از اطلاعات عددی را تا حد زیادی ساده می‌کند. هنگامی که روش بررسی نتایج، انتخاب شد بررسی این که آیا نتایج از لحاظ واقعیت فیزیکی مستدل هستند یا اطلاعات بدست آمده از سایر منابع کسب شده‌اند، دارای اهمیت بسیار بالایی است.

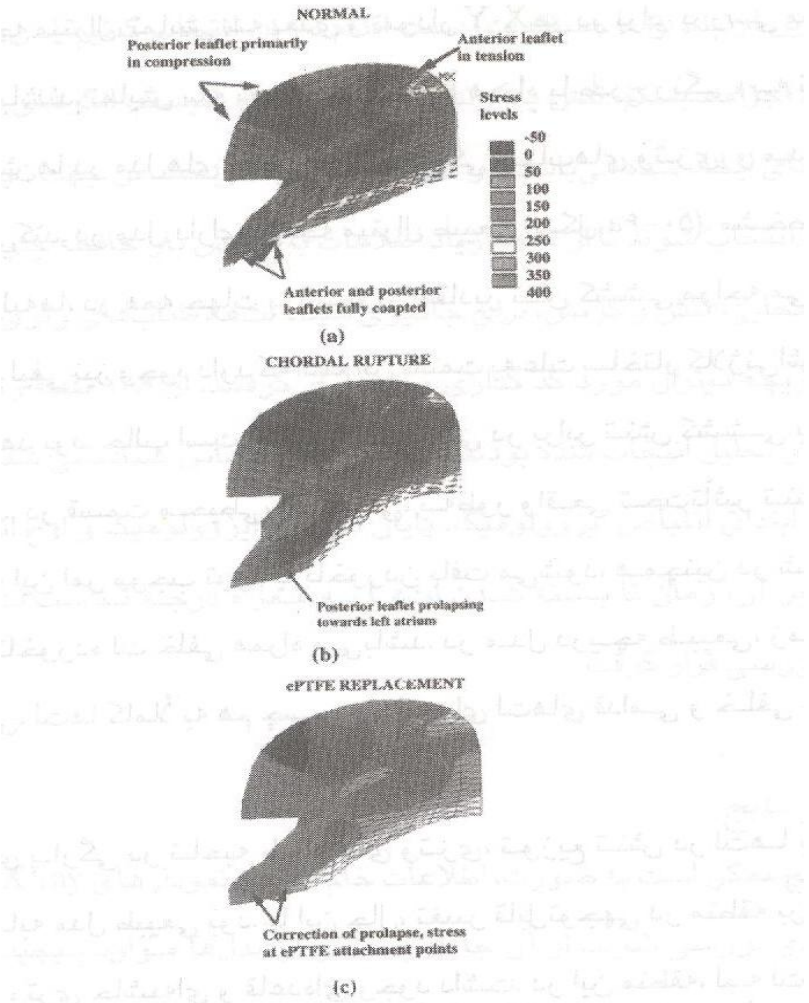
در مورد دریچه میترال، نمایش سه بعدی و نمودار X-Y هر دو برای بررسی مناسب آن مورد نیاز می‌باشند. نمایش سه بعدی، مخصوصاً همراه با طرح رنگی، به تغییر اختلاف توزیع تنش‌ها در مدل‌های طبیعی، دارای پارگی طناب‌های وتری و مدل‌های ePTFE کمک می‌کند. در مدل دارای دریچه میترال طبیعی (تصویر ۶a). مشخص شد که لت قدامی در لبه‌ها، در همه جهات با بیشترین مقادیر تنش کششی مواجه می‌باشد. این تنش در مثلث لیفی نیز وجود دارد که البته این قسمت به علت ساختار کلاژنی‌اش قادر به تحمل آن خواهد بود. جالب است بدانیم که لت خلفی در برابر تنش کششی بسیار کمتری قرار دارد. در قسمت محیطی، لت خلفی به طور واقعی تحت تأثیر تنش‌های فشاری بوده که این امر موجب تورم یا تا خوردن بافت می‌شود، همچنین در شرایط طبیعی با شکل تا خورده لت خلفی همراه می‌باشد. در مدل دریچه طبیعی، زمان در حداکثر انباشتگی، لت‌ها کاملاً به هم چسبیده و لبه‌های لت‌های قدامی و خلفی صاف بودند.

در مدل دارای پارگی در ناحیه طناب‌های وتری، توزیع تنش در لت‌ها به طور تعجب‌آوری مشابه مدل طبیعی بود. با این حال، تغییر قابل توجهی در منطقه برداشته شدن طناب‌های وتری حاشیه‌ای و قاعده‌ای وجود داشت. در این منطقه، لبه لت خلفی محدود نبوده و به سمت دهلیز دچار پایین افتادگی شده بود (تصویر ۶b). در نتیجه، تمرکز تنش، در نقاط اتصال دیگر طناب‌های وتری هم‌جوار قرار می‌گرفت.

www.SID.ir

Archive of SID

در مدل جایگزینی طناب‌های وتری با ePTFE، پایین افتادگی مدل دچار پارگی، اصلاح شده (تصویر ۶c) و الگوی تنش لت، به شکلی مشابه مدل طبیعی در آمده بود. با این حال، در منطقه اتصال بخیه به لت، تمرکز تنش مخصوصاً در نزدیک‌ترین بخیه به خط وسط که هیچ طناب وتری هم‌جوار آن نمی‌باشد، وجود داشت.



تصویر ۶ـ طرح بالاترین حد ممکن از فشار بر روی مدل‌های دریچه میترال در حداکثر انباشتگی آنها (نمایش دریچه به طور مایل، نشان‌دهنده تغییرات دریچه‌ها نسبت به حلقه دریچه‌هاست). کلیدهای رنگی به میزان فشار، شماره‌های منفی به فشار متراکم‌کننده و شماره‌های مثبت به فشار کشنده دلالت دارند. (a) مدل نرمال، (b) مدلی که دچار پارگی طناب‌های وتری شده و بنابراین پرودوپس خلفی را نشان می‌دهد و (c) مدل دارای جایگزین ePTFE که نشانگر تصحیح پرولاپس است.

برای تحلیل تنش طناب وتری، نمودار X-Y مناسب به نظر می‌رسید. در مدل نرمال، مشاهده شد که تنش در طناب وتری قدامی نسبت به طناب خلفی بیشتر بوده (تصاویر ۷a و ۸a)، با تنش بیشتری در لت قدامی همراه است. علاوه بر آن، حداکثر تنش در محل قرارگیری طناب وتری «متورم» قرار داشت. طناب وتری متورم، نسبت به دیگر طناب‌های وتری ضخیم‌تر بود و برای تحمل تنش‌های بیشتر، مناسب‌تر می‌باشد.

www.SID.ir

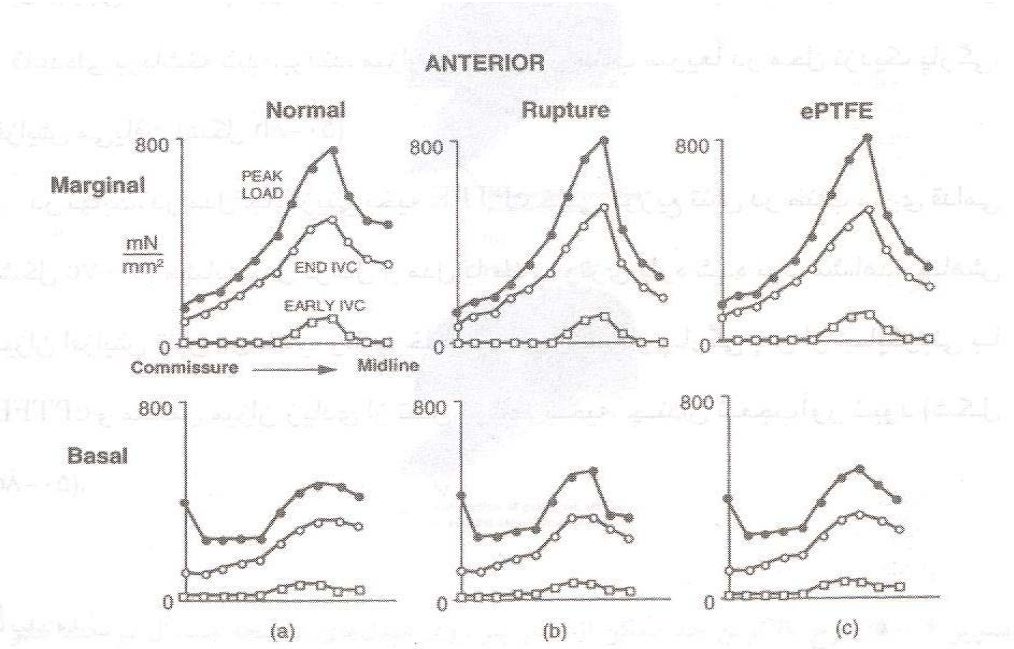
Archive of SID

در مدل با پارگی طناب وتری خلفی، توزیع تنش در طناب قدامی (تصویر **7b**) تغییر قابل توجهی نداشت. با این حال، در طناب وتری خلفی، آنجا که چهار طناب اولیه محیطی و قاعده‌ای برداشته شده بودند، میزان استرس در طناب سریعاً در محل نزدیک پارگی، افزایش می‌یافت (تصویر **8b**).

در نهایت، در مدل جایگزینی بخیه **ePTFE** خلفی، توزیع تنش در طناب وتری قدامی (تصویر **7c**) مشابه مدل نرمال و مدل با طناب پاره شده بود. مشاهده کاهش میزان افزایش تنش در طناب وتری خلفی در مدل دچار پارگی پس از جایگزینی با **ePTFE** و محتمل میزان زیادی از تنش توسط بخیه، چندان تعجب‌آور نبود (تصویر **8c**).

تأیید مدل

مدل‌های دارای اجزاء معین نیز مانند همه مدل‌های تجربی باید مورد تأیید قرار گیرند. متأسفانه اکثر مواقع، اندازه‌گیری متغیرهای نتایج در سیستم‌های زیست‌شناختی به طور مستقیم امکان‌پذیر نبوده، اعتبار بخشیدن به آنها به طور مستقیم، مشکل می‌باشد. به همین دلایل است که برخی مدل‌ها ایجاد شده‌اند. با این وجود کوشش برای تأیید نتایج، مری ضروری است. در مورد مدل‌های اجزاء معین، تأیید می‌تواند با تجزیه و تحلیل‌های دیگری در مورد اطلاعات سیستم‌های زیست‌شناختی یا مقایسه با راه حل‌های بسته **(Closed Form)** انجام شود. این راه حل‌ها، معادلات ریاضی هستند که می‌توانند مستقیماً برای هندسه‌های شناخته شده ساده‌تر و انباشتگی بدون شباهت‌های عددی مورد استفاده روش‌های اجزاء معین، حل شوند.



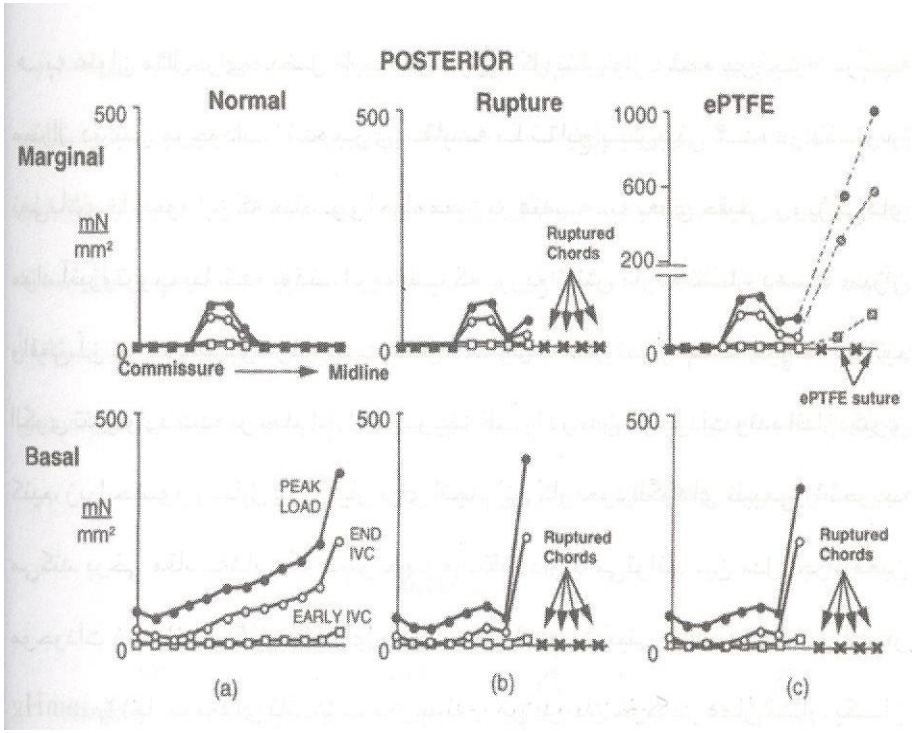
تصویر ۷ـ سطوح فشار بر روی طناب وتری لت قدامی میترال در سه فاصله زمانی: ابتدای مرحله بارگیری، انتهای مرحله انقباض ایزوولمیک و در اوج انباشتگی، هر کدام از طناب‌های وتری در امتداد محور X نمایش داده شده و محل آنها به یکدیگر در خط وسط واقع شده است. (a) مدل نرمال، (b) مدل دچار پارگی طناب وتری و (c) مدل دارای جایگزینی با ePTFE.

به عنوان مثال برای معضل تأیید مدل، توزیع کل تنش وارد شده بر اجزاء دریچهٔ میترال در بدن موجودات زنده برای مقایسه با نتایج پیش‌بینی شده در دسترس نمی‌باشد. با وجود این که عناصر و اجزاء معین بر هندسه سه بعدی حقیقی و ویژگی‌های مواد آنیزوتروپ بنا شده بودند، این مطلب که توزیع تنش وارده نشان‌دهنده میزان واقعی آن در بدن موجود زنده است، قطعیت ندارد. به نظر نمی‌رسید که هیچگاه بتوانیم الگوی تنش وارد شده بر تمام اجزاء در دریچه قلب را در بدن موجودات زنده اندازه‌گیری کنیم، زیرا

www.SID.ir

Archive of SID

حضور وسایل مورد نیاز برای انجام این کار خود الگوهای طبیعی را تحریف می‌کند. برخی مقایسه‌هایی که کمتر جهت مستقیم دارند، می‌توانند بین مـدل اجزاء معیـن موجودت زنده انجام گیرند. برای مثال: تغییرات پیش‌بینی شده در لت، در فشار mmHg ۱۲۰ با نمونه‌های ثابت شده به وسیله رزین در بدن خوک در همان فشار، یکسان می‌باشند. الگوی تنش محاسبه شده برای لت‌ها نیز با فیبرهای کلاژنی که در نمونه‌های واقعی مشاهده گردیده، یکسان بودند. میزان تنش و کرنش پیش‌بینی شده، دریچه تاکنون به هیچ وجه از میزان نیروی لازم برای آسیب بافتی لت‌ها و طناب‌های وتری تجاوز نکرده است. سرانجام فشار وارده بر طناب وتری با فشار وارده بر نمونه زنده آن هماهنگ بود. برای تأیید ریاضی اجزاء انسانی (لت‌ها و بافت‌های طنابی)، مدل‌سازی جداگانه‌ای با هندسه ساده و انباشتگی، صورت گرفت و نتایج پیش‌بینی شده دقیقاً مطابق با میزان محاسبه شده از راه حل بسته بوده است.



تصویر ۸ـ سطوح فشار بر روی طناب وتری لت خلفی دریچه میترال در سه زمان (ابتدای مرحله بارگیری، مرحله انقباض ایزوولمیک و اوج بارگیری‌ها: (a) مدل نرمال، (b) مدل دچار پارگی طناب وتری و (c) مدل دارای جایگزینی ePTFE

محدودیت‌ها

از آنجا که همه مدل‌های اجزاء معین سیستم‌های زیست‌شناختی، به تصوری ساده شده نیاز دارند، لذا محدودیت‌هایی به وجود می‌آیند. اطلاع از این محدودیت‌ها و توجیه تصورهایی که در ساختن این مدل‌ها ایجاد می‌شوند، امری ضروری است.

البته تصورهای بسیاری در مدل دریچه میترال به محدودیت‌ها منجر می‌شوند، تصورهای فوق می‌توانند با توجه به پاسخ‌هایی که مدل برای سئوالات مطرح می‌کند، توجیه شوند. به عنوان مثال فرض بر این است که دریچه حول خطی که از مرکز آن می‌گذرد متقارن بوده و تنها نیمی از آن مورد تجزیه و تحیل قرار گیرد. محدودیت این تصور، این است که شرایط پاتولوژیک نامتقارن، با این مدل خاص نمی‌توانند تجزیه و تحلیل شوند، گرچه این مدل برای تجزیه و تحلیل تکنیک‌های ترمیمی در موارد نامتقارن مورد بحث طراحی نشده است. به عنوان یک مثال دیگر، این مدل تنها اجزاء مادی بعد از انتقال را شامل می‌شود. این انتخاب، تجزیه و تحلیل مرحلهٔ سیستولیک انباشتگی را محدود می‌کند. گرچه دوره بعد از انتقال زمانی است که بیشترین فشار بر دریچه وارد می‌شود، که زمانی بحرانی برای تکنیک‌های ترمیمی است.

www.SID.ir

Archive of SID

منابع مورد نیاز

در حال حاضر، مدل‌سازی کامپیوتری ابزارهایی بسیار ارزشمند در درسترس برای تحقیقات جراحی می‌باشد. کاربرد مناسب آنها نیازمند انتخاب نوع مدل و ساختار آن است. انتخاب‌ها و تصورات بسیاری برای کسب بیشترین مزایا، در یک چهارچوب مستدل از نظر زمانی باید ایجاد شوند. منابع لازم برای مدل‌سازی کامپیوتری در انواع مختلف تقریباً برای تمام تحقیقات جراحی در دسترس هستند.

انتخاب نوع مدل، بستگی به کاربرد، زمان در دسترس بودن، هزینه، تخصص، نرم‌افزار و دقت مورد نیاز دارد. در میان این موضوعات به خصوص از جنبه‌های زمان، هزینه و تخصص عدم تناسب غیراجتنابی وجود دارد. اکثر محققان جراحی، در زمینه پزشکی و نه در زمینه مهندسی یا برنامه‌ریزی کامپیوتری تخصص دارند. این غیرمنطقی به نظر می‌رسد که فردی بخواهد تمام اصول و تخصص‌های پزشکی، مهندسی و ریاضی مورد نیاز در ایجاد مدل‌های پیچیدهٔ کامپیوتری دارد را فرا بگیرد. در خارج از شرکت‌های مشاوره‌ای دارای تخصص در مدل‌سازی، این سرویس بسیار پرهزینه است، بنابراین وجود همکاری، بسیار ضروری است. در اکثر مراکز آکادمیک پزشکی، ایجاد اتحاد شغلی در میان جراحان، مهندسان و متخصصین کامپیوتر، برای کنار آمدن با مشکلات جراحی که با مدل‌های کامپیوتری سروکار دارند، امکان‌پذیر است. به علاوه، بدست آوردن اطلاعاتی از نظام‌هایی چون فیزیولوژی، آناتومی، بیوشیمی و بیوفیزیک، ساختن ابزارها، اندازه‌گیری و ریاضیات کاربردی، اکثراً ارزش زیادی دارند.

پس از این که همکاری مناسب شکل گرفت، نرم افزار مناسب و دقت مورد نظر در مدل می‌تواند مورد توجه قرار گیرد. به عنوان مثال برخی از بسته‌های نرم‌افزاری اجزاء معین تجاری در دسترس که برای کاربردهای صنعتی طرح‌ریزی شده، می‌توانند به راحتی برای تجزیه و تحلیل‌های فیزیولوژیک مورد استفاده قرار گیرند و برخی نمی‌توانند.

بعضی از بسته‌های نرم‌افزاری به طور مستقیم برای تجزیه و تحلیل‌های مکانیکی تناسب یافته‌اند در حالی که بقیه برای جریان مایعات طرح‌ریزی شده‌اند. برخی از آنها با مشکلات غیرخطی، بهتر از بقیه کنار می‌آیند. تطابق‌پذیری در میان برخی بسته‌های نرم‌افزاری برای تجزیه و تحلیل ترکیبی، محدود و اختصاصی است. این موضوعات در هنگام انتخاب نرم‌افزار باید در نظر گرفته شود، در برخی موارد ممکن است نوشتن کد ویژه برای مشکلی خاص که نمی‌تواند از طریق نرم‌افزارهای تجاری در دسترس حل شود، ضروری باشد. با توجه به نیازهای محاسباتی ویژه، اکثر بسته‌های تجارتی در دسترس، در عمل بهتر مورد استفاده قرار می‌گیرند. رایانه‌های شخصی ممکن است مورد استفاده قرار گیرند، اما در موارد تداخلی و راه حل‌ها ممکن است منجر به صرف زمانی طولانی (روزها) گردد، البته این در حالی است که انجام همان کار در مراکز مطالعاتی (ساعت‌ها) و در مقابل ابر کامپیوترها (ساعت یا دقایق) زمانی کمتر صرف خواهد شد.

کاربردهای آینده

توانایی مدل اجزاء معین در ایجاد سیستم‌های پیچیده به شکل الکترونیکی و ارائه مقادیر زیاد اطلاعات، آن را به یک ابزار هیجان‌انگیز و قدرتمند برای تحقیقات آینده تبدیل کرده است. توان بالقوه‌ای برای افزایش قابل توجه پیچیدگی و عرصه‌های بسیاری برای کاربردهای ممکن وجود دارد.

به عنوان مثال برای افزایش مهارت‌ها، ممکن است مدل‌های دریچه قب و ترمیم‌های جراحی به ابزارهایی برای طراحی مداخلات بالینی تبدیل شوند. تجزیه و تحلیل آزمون‌های بالینی غیرتهاجمی، مرتباً در حال افزایشند و به زودی قادر خواهیم بود هندسه دریچه قلب یک بیمار را به دقت تعریف کنیم. همچنان که نرم‌افزارهای اجزاء معین رو به پیشرفتند و زمان محاسباتی کاهش می‌یابد، زمان لازم برای حل یک تجزیه و تحلیل پیچیده به چند دقیقه کاهش می‌یابد. برای متخصصین قلب، توانایی گرفتن تصاویر اکوی سه بعدی و تفسیر دقیق تصاویر در هماهنگی با مدل‌های اجزاء معین، به صورت یک رؤیا در آمده است. جراحان، در آینده قادر خواهند بود که جراحی‌های ترمیمی وابسته به برنامه ویدیویی با تکنولوژی بالا را شبیه‌سازی نمایند. مدل، همه متغیرها را از جمله روند یک بیماری ویژه در بافت، تحولات جراحی و مواد پروتزها را که برای اجرا برنامه‌ریزی شده‌اند را لحاظ خواهد نمود. مدل همچنین تعیین می‌کند که آیا ترمیم، مشکلات فیزیولوژیک را اصلاح می‌کند و آیا توزیع جدید تنش برای دریچه ترمیمی مناسب است یا خیر؟ در بهترین ارزیابی‌ها، مدل‌های کامپیوتری می‌توانند در این مورد که آیا در موارد ویژه‌ای جایگزینی مفیدتر از ترمیم است و آیا در مواردی که خطراتی مانند جراحی مجدد و یا اختلال انعقادی وجود دارد، به تأخیر انداختن مداخلات جراحی مفیدتر است یا خیر؟ برای جراح

www.SID.ir

Archive of SID

نظرات و پیشنهادات مشورتی را ارائه کنند. یکی دیگر از کاربردهای آینده مدل‌سازی با اجزاء معین در زمینه شبیه‌سازی جراحی برای آموزش و کارآموزی می‌باشد. امروزه مدل‌های آناتومیک برای کارآموزی مداخلات ویژه جراحی مانند جراحی توراکوسکوپی ویدیوئی، وجود ندارند. همگام با پیشرفت تکنولوژی واقعیت مجازی و تلفیق آن با روش اجزاء معین، توانایی ارزیابی دقیق اعمال جراحی، به میزان قابل توجهی افزایش خواهد یافت. توانایی روند تصمیم‌گیری در جراحی که از لحاظ تاریخی ابتدا به وسیله روش آزمون و خطا هدایت شده است عمده‌ترین استفاده از این ابزار را تشکیل خواهد داد.

با بررسی مرزهای کنش متقابل بین سلولی و درون سلولی توسط زیست‌شناسان سلولی تقاضای رو به افزایشی برای وسایل تجزیه و تحلیل اتفاقاتی که در محیطی کوچک و بی‌اندازه ظریف به سرعت رخ می‌دهند، وجود خواهد داشت. مدل‌سازی کامپیوتری به ویژه مدل‌سازی با اجزاء معین، وسیله‌ای بهینه را برای تجزیه و تحلیل این نوع سیستم‌ها ارائه می‌کنند. از آنجا که سلول و نقش‌های بی‌شمار آن هنوز کاملاً مشخص نشده است، محققین مایلند کنش متقابل بیوشیمیایی، تنظیم دما، تغییرات اتم‌ها، جریان دینامیک‌ها و خیلی عرصه‌های دیگر را مورد بررسی قرار دهند. پیچیدگی این موضوعات بدون انتخاب دقیق و مدل‌های کامپیـوتری هماهنگ، می‌توانند دچار آشفتگی گردند.

استفاده از مدل‌های کامپیوتری به عنوان ابزارهای ویژه برای برنامه‌ریزی مداخلات جراحی و یا برای روشن کردن رفتار میکروسیستم‌های غیرقابل مشاهده، ممکن است شبیه به قلمرو به نظر برسد. در هر حال واقعیت انفجار فن‌آوری به همراه رشد شگفت‌انگیز علم کامپیوتر، نشانگر این است که آن چه که امروز علمی ـ تخیلی است فردا طبابت بالینی خواهد بود. تجزیه و تحلیل DNA به کمک کامپیوتر منجر به روشن شدن مشخصات و ثبت سریع توالی‌ها خواهد شد. تخمین زده می‌شود که ژنوم کامل انسان تا پایان قرن، گزارش داده شود. با اطلاعات فوق، روند بیماری‌های بیشتر و بیشتری به عنوان موتاسیون‌های ژنی، اختلالات ارثی و یا خود به خودی تعریف خواهند شد. توانایی دستکاری و یا بازگرداندن این اختلالات به طور قطع، بیشتر از مدل‌های حیوانی یا انسانی، برای رسیدن به نتایج موقتی، محاسباتی و اخلاقی، نیازمند مدل‌های کامپیوتری خواهد بود.

شواهد گویای آنند که مدل‌سازی کامپیوتری، آینده تحقیقات جراحی را تشکیل می‌دهند. برای تمام جراحان محقق در حال و آینده، بسیار ضروری است که با تکنیک‌ها، فن‌آوری و کاربردهای آنها آشنا شوند. امروزه تعداد کمی از پروژه‌های تحقیقاتی جراحی هستند که نمی‌توانند از افزودن شکلی از مدل‌سازی کامپیوتری بهره‌ای ببرند. یک جستجوی ساده در مقالات مدلاین از سال ۱۹۹۰، با استفاده از کلمه کلیدی «اجزاء معین» ۶۷۵ مقاله را در دسترس قرار داد. با ورود به هزاره جدید، دانشمندان علم جراحی به ندرت ممکن است از هنر و دانش مدل‌سازی کامپیوتری بی‌نیاز باشند. با افزایش آگاهی بیماران و حساسیت آنان نسبت به تحقیقات بالینی و افزایش هزینه‌های مربوط به نگهداری حیوانات و حامیان حقوق حیوانات و با پیچیدگی رو به افزایش سئوالات جراحی، پیشرفت طبیعی منجر به اتحاد پژوهش‌های جراحی و مدل‌سازی کامپیوتری خواهد شد.

اگر هالستد (Halstead) قرار بود در آستانه قرن بیستم و یکم به طبابت بپردازد. جمله معروف خود را اینگونه تغییر می‌داد: «دیسک سخت‌افزاری کامپیوتر شما، آزمایشگاه شما است».

تفسیر

دکتر کونزلمن و کوچرانن فناوری تحلیل اجزاء معین به کار رفته شده در بررسی عملکرد دریچه قلبی به عنوان راهی برای تحلیل کامپیـوتری یک مسئله آزمایشی برگزیدند. این روند می‌تواند در عملکرد سلول‌ها، توازن بین تولید و از بین رفتن محصولات خاص ژنی، یا فـرایند پس زدن اعضای پیـوندی نیز استفاده شود. نیازهای خاص برای تحلیـل اجزای خاص، جایگزینی شرایط را مقـدور می‌سازد. در بعضی مثال‌ها، مدل پیچیده‌تر و در بعضی دیگر ساده‌تر خواهد شد. برای مثال، برای مدل نمودن هندسه یک سلول ممکن است تقریباً آسان به نظر آید و به صورت مدلی «مکعبی» محسوب شده، یا در صورتی که بخواهیم گنجایش را برای غشاءهای سلولی با چین و شکن‌های متعدد جهت بررسی عملکرد قسمت قرار گرفته در برابر محیط بیرونی، مشخص نماییم، کار پیچیده‌ای باشد. محدودیت‌های توصیف شده توسط نویسنده مربوط به ساختار آناتومیک می‌باشد، در حالی که حدود شرایط اولیه مثلاً واکنش‌های آنزیمی یا استفاده از اکسیژن قابل محاسبه می‌باشد. رویکرد آنها محدود به مطالعه خصوصیات فیزیکی سیستم نمی‌باشد، اما باید به عنوان رهیافتی که می‌تواند به طور گسترده‌ای در زیست‌شناسی و وقایع مکانیکی استفاده شود، درک گردد.

www.SID.ir