بسم الله الرحمن الرحيم

دانشگاه صنعتی نوشیروانی

بابل

پایان‌نامه

برای دریافت درجه کارشناسی ارشد

در رشته مهندسی مکانیک- طراحی کاربردی

عنوان

تحلیل اجزای محدود تنش-کرنش استخوان ران انسان

استاد راهنما: دکتر محمد حسن حجتی

استادان مشاور: دکتر علی معظمی گودرزی

دکتر سید محمود ربیعی

نگارش: سید امیر لطیف عقیلی

بهمن ماه ۱۳۹۰

تقدیم به

پدر و مادر مهربانم

که همواره با صبر و محبت بی دریغ خود مرا یاری نمودند.

با سپاس فراوان از

استاد ارجمندم جناب آقای دکتر حجتی

که با راهنمایی‌های خود مرا در انجام این پروژه یاری رساندند.

و با تشکر از استادان بزرگوار

جناب آقای دکتر معظمی گودرزی

جناب آقای دکتر ربیعی

که مشاوره پایان‌نامه را عهده‌دار شدند.

چکیده:

یکی از شکستگی‌های شایع در اسکلت بدن، شکستگی استخوان ران می‌باشد که به انواع گوناگون تقسیم می‌شود. یکی از دلایل مهم شکستگی، طول زیاد آن به عنوان بلندترین استخوان بدن انسان می‌باشد که البته از آنجا که استخوان ران پا، یکی از اصلی‌ترین اعضا در تحمل نیروی وزن بدن است بنابراین سلامت آن برای ادامه زندگی انسان از اهمیتی بالایی برخوردار است. یکی از شکستگی‌هایی که در این استخوان رخ می‌دهد مربوط به شکستگی‌های ایجاد شده توسط وارد آمدن ضربه‌های شدید به علت پرتشدگی، حوادث رانندگی و موارد مشابه دیگر به استخوان ران، می‌باشد که اگرچه در جوانان بیشتر به چشم می‌خورد ولی از نظر پزشکی به گروه خاصی بستگی ندارد. مورد دیگری که می‌توان به آن اشاره کرد، شکست در ناحیه گردن ران می‌باشد که اغلب در افراد مسن اتفاق می‌افتد که دلیل آن نیز کاهش شدید تراکم استخوان، بعد از سنین میان‌سالی است. در دنیای امروز با توجه به افزایش میانگین طول عمر و کم‌تحرکی در سنین مختلف که از افزایش امکانات رفاهی سرچشمه می‌گیرد، که هر دو از دلایل کاهش تراکم استخوان می‌باشند، این پدیده با سرعت چشمگیری رو به افزایش است. برای هر یک از این نوع شکستگی‌ها درمان خاصی پیشنهاد می‌شود که اغلب توسط روش‌های تجربی بدست آمده است زیرا که پیچیدگی هندسی و خواص انیزوتروپیک این استخوان، تحقیقات را در این زمینه با مشکلات زیادی مواجه کرده است. قابل‌قبول‌ترین روش موجود درتحلیل قطعات بیومکانیکی، تحلیل به روش اجزای محدود است. هدف این تحقیق ارائه یک مدل شبیه‌سازی شده از استخوان ران انسان به روش تحلیل اجزای محدود می‌باشد. این تحلیل توسط نرم‌افزار انسیس ۱۰ انجام پذیرفته است. در این پژوهش، ابتدا به چگونگی ساخت یک مدل هندسی از استخوان ران انسان به روش مدل‌سازی مهندسی معکوس پرداخته شده است و در ادامه با تحقیق در مورد خواص ماده استخوان و ساده‌سازی‌های موجود در آن به شبیه‌سازی یک مدل نیمه‌کامل استخوان ران و تحلیل استاتیکی آن تحت سه نوع بارگذاری مختلف اعم از بارگذاری متمرکز، گسترده به صورت کامل و بخشی‌گسترده پرداخته شده است و با استفاده از نتایج بدست آمده تئوری و آزمایشگاهی در مطالعات گذشته، صحت این شبیه‌سازی و ساده‌سازی‌های انجام گرفته، اثبات گردید. در قسمت بعد، شبیه‌سازی استخوان کامل ران پای انسان در هنگام راه رفتن ساده در حالت ایستاده بر روی یک پا انجام شد و به تحلیل رفتار مکانیکی آن تحت سه نوع بارگذاری، پرداخته شد و بعد از بدست آمدن نتایج و مقایسه آنها با کارهای پیشین و مراجع جدید موجود به ارائه و تصحیح چگونگی توزیع تنش، کرنش و جابجایی در نواحی مختلف آن، از جمله نواحی بحرانی در پدیده شکست بیومکانیکی پرداخته شده است. در انتها، نتایج حاصل از تحلیل روشن ساخت که دو ناحیه گردن و میانه محور ران دارای تنش حداکثر می‌باشند و مقایسه آنها با مقادیر بدست آمده از کارهای پیشین تطابق خوبی را از خود نشان داد.

واژه‌های کلیدی:

استخوان ران انسان، تحلیل اجزای محدود، بیومکانیک، مهندسی معکوس.

فهرست مطالب

فصل اول: کلیات

۱-۱- مقدمه ۲

۱-۲- بیومکانیک ۳

۱-۲-۱- روش بررسی مسائل بیومکانیکی ۵

۱-۳- تاریخچه ۶

۱-۴- ضرورت انجام پژوهش ۸

۱-۵- اهداف پژوهش ۹

۱-۶- ساختار پایان‌نامه ۱۰

فصل دوم: بافت‌شناسی و مکانیک استخوان

۲-۱- مقدمه ۱۳

۲-۲- ترکیبات استخوان ۱۴

۲-۳- استخوان به عنوان یک ماده کامپوزیت دارای سلسله مراتب ۱۵

۲-۴- خواص مکانیکی استخوان قشری ۲۱

۲-۵- خواص مکانیکی استخوان میله‌ای ۳۳

۲-۶- مشخصات مکانیکی ماده بافت میله‌ای ۴۱

۲-۷- نتیجه‌گیری ۴۳

فصل سوم: روش‌های مدل‌سازی هندسی قطعات بیومکانیکی

۳-۱- مقدمه ۴۵

۳-۲- مهندسی بافت به کمک کامپیوتر ۴۵

۳-۲-۱- روش مدل‌سازی Bio CAD بر پایه عکس‌برداری ۴۷
۳-۲-۱-۱- استفاده از عکس‌برداری های غیر مخرب ۴۷
۳-۲-۱-۱-۱- رادیوگرافی ۴۸
۳-۲-۱-۱-۲- سی‌تی‌اسکن ۴۸
۳-۲-۱-۱-۳- سی تی اسکن مولتی اسلایس ۴۹
۳-۲-۱-۱-۴- ام ار آی ۵۰
۳-۲-۲- پردازش عکس‌ها و بازسازی سه بعدی ۵۱
۳-۲-۳- ساخت مدل بر اساس طراحی به کمک رایانه ۵۱
۳-۳- مدل‌سازی به روش MedCAD ۵۲
۳-۳-۱- مدل‌سازی مدکد با استفاده از نرم‌افزار محاسباتی ۵۲
۳-۳-۲- مدل‌سازی مدکد با استفاده از الگوریتم Marching cube ۵۴
۳-۳-۲-۱- نحوه عملکرد الگوریتم Marching cube ۵۵
۳-۳-۲-۲- اصول پایه ۵۵
۳-۴- مدل‌سازی به روش مهندسی معکوس ۵۸
۳-۴-۱- اسکنرهای لیزی ۵۹
۳-۴-۲- کاربرد اسکن های لیزری در مدل‌سازی مهندسی معکوس ۵۹
۳-۵- مدل‌سازی به روش RP ۶۱
۳-۵-۱- فرمت STL ۶۱
۳-۵-۲- مدل‌سازی STL ۶۱
۳-۶- مدل‌سازی به روش دگردیسی ۶۳
۳-۶-۱- مدل‌سازی به روش غلاف‌بندی اتوماتیک (AW) ۶۳
۳-۶-۱-۱- عوامل موثر بر روی انتخاب غلاف در الگوریتم AW ۶۴

۳-۶-۲- مدل‌سازی به روش نشانه گذاری دستی (ML) ۶۵
۳-۶-۳- مقایسه مدل‌سازی توسط الگوریتم‌های AW و ML ۶۵
۳-۷- نتیجه‌گیری ۶۶

فصل چهارم: شبیه‌سازی اجزای محدود

۴-۱- مقدمه ۶۸
۴-۲- معرفی نرم‌افزار شبیه‌سازی ۶۸
۴-۳- مراحل شبیه‌سازی مدل ۶۹
۴-۳-۱- مدل‌سازی هندسی ۷۰
۴-۳-۲- خصوصیات مکانیکی ۷۲
۴-۳-۳- تعیین نوع تحلیل ۷۵
۴-۳-۴- شرایط مرزی و بارگذاری ۷۵
۴-۳-۵- المان بندی ۷۶
۴-۳-۶- تحلیل فرآیند ۷۷
۴-۳-۷- مشاهده نتایج شبیه‌سازی ۸۸

فصل پنجم: ارائه نتایج و بحث و بررسی آنها

۵-۱- مقدمه ۸۰
۵-۲- ارائه نتایج بدست آمده و بررسی مدل نیمه‌کامل استخوان ران ۸۰
۵-۲-۱- توزیع تنش ۸۱
۵-۲-۲- توزیع کرنش ۸۲
۵-۲-۳- توزیع جابجایی ۸۶

۵-۲-۴- مقایسه نتایج بدست آمده با پژوهش‌های پیشین ۸۹
۵-۳- ارائه نتایج بدست آمده و بررسی مدل کامل استخوان ران ۹۳
۵-۳-۱- توزیع تنش ۹۵
۵-۳-۲- توزیع کرنش ۹۸
۵-۳-۳- توزیع جابجایی ۱۰۲
۵-۳-۴- مقایسه نتایج بدست آمده با پژوهش‌های پیشین ۱۰۴
۵-۴- نتیجه‌گیری ۱۰۷

فصل ششم: نتیجه‌گیری و پیشنهادات

۶-۱- نتیجه‌گیری ۱۱۱
۶-۲- پیشنهادات ۱۱۳

پیوست ۱۱۶
مرجع ۱۲۰

فهرست شکل‌ها

شکل (۲-۱) چهار تراز ساختار میکروسکوپی استخوان از فیبریل‌های کلاژنی مینرالیزه شده تا استخوان قشری و لایه‌ای ۱۶

شکل (۲-۲) تصویر برش خورده ای از یک استخوان بلند که انواع استخوان‌های لایه‌ای و قشری و انواع مختلف کانال‌ها را نشان می‌دهد ۱۷

شکل (۲-۳) مدل سه‌بعدی استخوان میله‌ای ۲۰

شکل (۲-۴) نمونه‌ای از رفتار تنش-کرنش استخوان قشری انسان ۲۳

شکل(۲-۵) واکنش خزش استخوان قشری برای سه نوع تنش متفاوت ۲۴

شکل (۲-۶) وابستگی تنش کششی نهایی استخوان قشری انسان به کسر حجمی ۲۵

شکل (۲-۷) مدول یانگ نسبت به میزان کلسیم ۲۵

شکل (۲-۸) کاهش خواص مکانیکی استخوان قشری انسان با افزایش سن ۲۶

شکل (۲-۹) حساسیت نرخ کرنش استخوان قشری برای بارگذاری کششی طولی ۲۷

شکل (۲-۱۰) مقایسه بارگذاری و باربرداری کششی استخوان قشری انسان توسط منحنی‌های تنش-کرنش.... ۲۹

شکل (۲-۱۱) خزش و خستگی استخوان قشری انسان نسبت به زمان شکست ۳۰

شکل (۲-۱۲) وابستگی تنش نهایی نسبت به سن برای استخوان‌های مهره ستون فقرات و ران پای انسان ۳۴

شکل (۲-۱۳) وابستگی تنش تسلیم به چگالی ظاهری استخوان میله‌ای درشت‌نی گاو هم در جهت طولی و هم در جهت عرضی نسبت به جهت اصلی در(الف) فشار، (ب) کشش و (ج) برش ۳۵

شکل (۲-۱۴) کرنش تسلیم میانگین برای هر بخش از کالبد در حالت فشاری و کششی ۳۷

شکل (۲-۱۵) رفتار فشاری استخوان میله‌ای مهره ستون فقرات انسان در بارگذاری-باربرداری و بارگذاری مجدد ۳۸

شکل(۳-۱) استخوان ران جداسازی‌شده ۵۳

شکل(۳-۲) کانتور بدست آمده از استخوان جداسازی‌شده ران ۵۳
شکل (۳-۳) شکل نقطه‌ای بدست آمده از کانتورها ۵۴
شکل(۳-۴) مراحل ساخت یک دایره توسط الگوریتم marching cube..... ۵۵
شکل(۳-۵) پانزده حالت امکان‌پذیر سلول‌های مکبی به هنگام برش توسط سطح مورد نظر در روش marching cube در حالت سه بعدی ۵۶
شکل(۳-۶) نمونه اصلی ۵۷
شکل (۳-۷) مدل‌های ساخته شده توسط الگوریتم marching cube با تعداد تقسیمات متفاوت ۵۷
شکل(۳-۸) مدل شبیه‌سازی شده استخوان ران انسان توسط روش مهندسی معکوس ۶۰
شکل(۳-۹) مدل شبیه‌سازی شده نامناسب استخوان ران انسان توسط روش STL ۶۲
شکل(۳-۱۰) سطح کمکی، سطح تشکیل شده توسط AW و سطح هدف ۶۳
شکل(۳-۱۱) سطح هدف در قلاف قرار گرفته است و گره‌های سطح کمکی به دنبال مکانی برای کمینه کردن انرژی می‌باشند ۶۴
شکل(۴-۱) مدل سه‌بعدی استخوان کامل ران پای انسان در نرم‌افزار انسیس ۷۱
شکل (۴-۲) مدل سه‌بعدی قسمتی از ران پای انسان در نرم‌افزار انسیس ۷۱
شکل(۴-۳) مدل‌های مورد استفاده برای بررسی هندسه استخوان زیرقشری ۷۳
شکل(۴-۴) شرایط مرزی در روی مدل نیمه‌کامل استخوان ران انسان ۷۶
شکل (۴-۵) شبکه‌بندی استخوان ران کامل ۷۷
شکل(۵-۱) توزیع تنش فون-میزز در مدل نیمه کامل تحت بارگذاری متمرکز ۸۱
شکل (۵-۲) توزیع تنش فون-میزز در مدل نیمه کامل تحت بارگذاری گسترده کامل ۸۱
شکل (۵-۳) توزیع تنش فون-میزز در مدل نیمه کامل تحت بارگذاری بخشی گسترده ۸۲
شکل (۵-۴) توزیع کرنش در راستای محور Z در مدل نیمه کامل تحت بارگذاری متمرکز ۸۳
شکل (۵-۵) توزیع کرنش در راستای محور X در مدل نیمه کامل تحت بارگذاری متمرکز ۸۳

شکل (۵-۶) توزیع کرنش در راستای محور Z در مدل نیمه کامل تحت بارگذاری گسترده کامل ۸۴
شکل (۵-۷) توزیع کرنش در راستای محور X در مدل نیمه کامل تحت بارگذاری گسترده کامل ۸۴
شکل (۵-۸) توزیع کرنش در راستای محور Z در مدل نیمه کامل تحت بارگذاری بخشی گسترده ۸۵
شکل (۵-۹) توزیع کرنش در راستای محور X در مدل نیمه کامل تحت بارگذاری بخشی گسترده ۸۵
شکل (۵-۱۰) نمایی از تغییر شکل استخوان ران نیمه کامل تحت بارگذاری بخشی گسترده ۸۷
شکل (۵-۱۱) چگونگی جابجایی در راستای محور Z مدل نیمه کامل تحت بارگذاری متمرکز ۸۷
شکل (۵-۱۲) چگونگی جابجایی در راستای محور Z مدل نیمه کامل تحت بارگذاری گسترده کامل ۸۸
شکل (۵-۱۳) چگونگی جابجایی در راستای محور Z مدل نیمه کامل تحت بارگذاری بخشی‌گسترده ۸۸
شکل (۵-۱۴) استخوان نیمه‌کامل ران پای انسان در هنگام آزمایش ۹۰
شکل(۵-۱۵) نواحی مورد بررسی در آزمایش کرنش و جابجایی در راستای محور Z ۹۱
شکل (۵-۱۶) توزیع تنش فون-میزز در مدل کامل تحت بارگذاری متمرکز ۹۵
شکل (۵-۱۷) توزیع تنش فون-میزز در مدل کامل تحت بارگذاری گسترده کامل ۹۶
شکل (۵-۱۸) توزیع تنش فون-میزز در مدل کامل تحت بارگذاری بخشی گسترده ۹۶
شکل (۵-۱۹) توزیع کرنش در راستای محور Z در مدل کامل تحت بارگذاری متمرکز ۹۸
شکل (۵-۲۰) توزیع کرنش در راستای محور X در مدل کامل تحت بارگذاری متمرکز ۹۹
شکل (۵-۲۱) توزیع کرنش در راستای محور Z در مدل کامل تحت بارگذاری گسترده کامل ۹۹
شکل (۵-۲۲) توزیع کرنش در راستای محور X در مدل کامل تحت بارگذاری گسترده کامل ۱۰۰
شکل (۵-۲۳) توزیع کرنش در راستای محور Z در مدل کامل تحت بارگذاری بخشی گسترده ۱۰۰
شکل (۵-۲۴) توزیع کرنش در راستای محور X در مدل کامل تحت بارگذاری بخشی گسترده ۱۰۱

شکل (۵-۲۵) چگونگی تغییر شکل استخوان کامل ران انسان تحت بارگذاری بخشی‌گسترده ۱۰۲
شکل (۵-۲۶) چگونگی جابجایی در راستای محور Z مدل استخوان کامل تحت بارگذاری متمرکز ۱۰۳
شکل (۵-۲۷) چگونگی جابجایی در راستای محور Z مدل استخوان کامل تحت بارگذاری گسترده کامل ۱۰۳
شکل (۵-۲۸) چگونگی جابجایی در راستای محور Z مدل استخوان کامل تحت بارگذاری بخشی‌گسترده ۱۰۴
شکل (۵-۲۹) نمودار مقایسه تنش‌های ون-میزز در این تحقیق و روش وو با استحکام استخوان ۱۰۶

فهرست جداول

جدول (۲-۱) خواص ارتجاعی انیزوتروپیک استخوان قشری ران انسان ۲۲

جدول(۲-۲) تنش نهایی انیزوتروپیک و نامتقارن استخوان قشری ران پای انسان ۲۲

جدول (۲-۳) مقادیر چقرمگی شکست در هر مکان تشریحی برای استخوان قشری انسان ۳۲

جدول (۲-۴) رگرسیون‌های قانون توانی بین مدول E (MPa) و چگالی ظاهری ρ (gr/cm^3) برای استخوان میله‌ای انسان ۳۶

جدول(۲-۵) رگرسیون‌های قانون توانی بین تنش نهایی σ (MPa) و چگالی ظاهری ρ (gr/cm3) برای بارگذاری فشاری بر روی استخوان میله ای انسان ۳۶

جدول (۲-۶) مدول‌های بافت میله‌ای با استفاده از روش‌های آزمایشگاهی و رایانه‌ای ۴۲

جدول (۴-۱) مشخصات مکانیکی استخوان قشری و میله‌ای ۷۴

جدول (۵-۱) مقایسه مقادیر کرنش بدست آمده در بارگذاری‌های متفاوت با روش‌های تئوری و آزمایشگاهی پیشین ۹۰

جدول (۵-۲) مقایسه مقادیر جابجایی بدست آمده در بارگذاری‌های متفاوت با روش‌های تئوری و آزمایشگاهی پیشین ۹۰

جدول (۵-۳) مقایسه مقادیر تنش ون-میزز بدست آمده در بارگذاری‌های متفاوت با روش تئوری پیشین ۱۰۲

لیست نمادها و اختصارات

تخلخل	P
تنش(MPa)	σ
ثانیه	S
چقرمگی شکست در طول ترک (N/m)	G_c
چگالی(Kg/m^3)	ρ
فاکتور تنش بحرانی ($MNm^{-3/2}$)	K_c
کرنش	ε
کسرحجمی	V_f
کیلوپاسکال	KPa
کیلوگرم	Kg
گیگاپاسکال	GPa
مگاپاسکال	MPa
میکرومتر	μm
میلی متر	mm

فصل اول

کلیات

۱-۱- مقدمه

استخوان عنصر ساختمانی اصلی بدن است، از وظایف اصلی استخوان حفظ اندام‌های داخلی بدن و اجازه به حرکت اندام های مختلف را می‌توان نام برد. از خصوصیات عمده آن می‌توان منحصر به فرد بودن آن را از نظر دوباره‌سازی خودبخودی عنوان نمود بطوریکه استخوان می‌تواند شکل هندسی خود را در پاسخ به رفتارها و تقاضاهای مکانیکی تغییر دهد. چگالی استخوان در اثر افزایش سن و یا استفاده نامناسب از بدن (مانند استفاده از مواد مخدر)، کاهش می‌یابد و افزایش چگالی استخوان در اثر ورزش سنگین و همچنین مصرف داروهای بخصوص صورت می‌پذیرد [۱].

تغییر هندسی شکل استخوان در مواردی نظیر بهبود شکستگی، سن، ورزش و عمل‌های جراحی قابل رویت می‌باشد. این تغییرات در جهت حفظ یکپارچگی عملکرد سیستم استخوانی بدن علی رغم تغییر در محیط‌های مکانیکی می‌باشد. مثال‌هایی روشن از این مطلب، بهبود شکستگی و یا افزایش چگالی استخوان با تحرکات فیزیکی جسمی می‌باشند و از مواردی که به این روشنی نمی‌باشد، می‌توان به افزایش سطح مقطع استخوان با افزایش سن اشاره کرد که جبرانی در قبال کاهش چگالی استخوان به شمار می رود که البته این مورد کافی به نظر نمی‌رسد زیراکه در موارد بسیاری درصد شکست استخوان در بزرگسالان به مراتب بیشتر است، در واقع تطابق زیستی[۱] وجود دارد ولی جهت مقابله با شکست نقاطی همچون ران[۲]، ستون فقرات[۳] و استخوان زند فوقانی در مچ دست[۴] کافی نمی‌باشد و میزان این شکستگی ها در سال‌های اخیر به شدت افزایش یافته است.

هدف از این پژوهش در ابتدا چگونگی مدل‌سازی بیومکانیکی استخوان ران انسان و به دنبال آن تحلیل تنش و کرنش آن توسط روش اجزای محدود می باشد که بنابر آنچه گفته شد از انواع شکست‌های بیومکانیکی

1 - hemeo-stasis
2 - femur
3 - spine
4 - distal radius

است که به طور روزافزون در حال افزایش می‌باشد و تحقیق در این مورد می تواند به ارائه روش‌های تشخیصی و درمانی مفیدتری در این گونه شکستگی ها بیانجامد.

۱-۲- بیومکانیک

بیومکانیک در واقع کاربرد علم مکانیک در زیست‌شناسی است. در بیومکانیک هدف درک سیستم‌های زنده است. بیومکانیک موضوع علمی جدیدی است که ریشه تاریخی دارد و محدوده بسیار وسیعی را شامل می‌شود. بشر فهمیده است، زیست بدون درک و کاربرد مفاهیم بیومکانیکی قابل فهم و بررسی نخواهد بود. همانطور که جهت طراحی وساخت هواپیما نیازمند به درک مفاهیم ائرودینامیک هستیم. در مورد هواپیما، علم مکانیک ما را قادر به طراحی سازه و تعیین عملکرد آن می‌نماید. در مورد یک ارگانیزم، علم بیومکانیک کمک به درک عملکرد طبیعی آن، تخمین تغییرات در ارگانیزم و پیشنهاد روش‌های مصنوعی در مورد آن می‌نماید. بنابراین تشخیص، جراحی و پروتزها بطور نزدیکی با بیومکانیک مرتبط می‌باشند [۱].

بیومکانیک را می‌توان از طرفی به‌عنوان شاخه‌ای از مکانیک دانست،از طرف دیگر بیومکانیک یکی از شاخه‌های مهندسی پزشکی قلمداد می‌گردد. بطور کلی مهندسی پزشکی را می‌توان به سه زیرگروه بیومکانیک، بیومواد و الکتریک تقسیم نمود که البته این مرزبندی نباید کاملا جدا کننده باشد وسبب قطع ارتباط منطقی بین این سه گرایش نگردد.

همانطور که اشاره شد بیومکانیک با علوم بسیاری مرتبط است که از آن جمله می‌توان، آناتومی، فیزیولوژی را از یک طرف و فیزیک، مکانیک، مواد و ریاضیات را از طرف دیگر نام برد.

بیومکانیک خود علم بسیار وسیعی است و به زیرشاخه‌های بسیاری تقسیم می‌گردد. برای مثال می‌توان بررسی تجزیه و تحلیل حرکات و راه رفتن[1]، تجزیه و تحلیل و بهینه‌سازی حرکات ورزشی[2]، بیومکانیک

1- Gait Analysis
2-Sports Biomechanics

استخوان و بافت‌های دیگر[1]، اعضا و اندام‌های مصنوعی[2]، پروتزها[3]، بیومکانیک سیستم گردش خون[4]، و بسیاری مباحث دیگر عنوان کرد.

پیشرفت‌های جدید در مکانیک سبب شکل‌گیری بیومکانیک جدید شده است که با این پیشرفت‌ها این علم توانسته جای خود را در علوم مختلف باز کند. از زمینه‌های کاربرد بیومکانیک می‌توان به موارد زیر اشاره کرد:

۱- توزیع تنش و کرنش در مواد

۲- معادلات حالتی که خواص مکانیکی مواد را توصیف می‌نمایند

۳- مقاومت مواد، تسلیم، خزش، جریان پلاستیک، رشد ترک، شکست، خستگی مواد و خوردگی

۴- تئوری جابجایی و تغییرشکل، تئوری فلزات، سرامیک و مواد کامپوزیت

۵- جریان سیال : گاز، آب، خون و دیگر مایعات بافتی

یافتن موجود زنده‌ای که در ارتباط با برخی از این مسائل نباشد بسیار مشکل است از طرف دیگر لغت بیولوژی (زیست‌شناسی) اولین بار سال ۱۸۰۱ توسط لامارک[5] بکار گرفته شد و منظور آن در نظر گرفتن تمام موضوعاتی است که مربوط به موجودات زنده می‌باشد [۲].

3- Bone and Tissue Biomechanics
4- Artificial Organs/limbs
5- Prosthesis
6- Circulatory System Biomechanics
7- Lamark

۱-۲-۱- روش بررسی مسائل بیومکانیکی

بر اساس سنتی که در مهندسی و فیزیک متداول است مراحل بررسی در مسائل بیومکانیک را می‌توان به صورت زیر خلاصه کرد :

- مطالعه شکل ارگانیزم، آناتومی عضو، بافت‌شناسی و ساختار مواد جهت تعیین شکل هندسی جسم مورد بررسی
- تعیین خواص مکانیکی مواد یا بافت‌هایی که در مسئله وجود دارد. در بیومکانیک این مرحله، اغلب مرحله مشکلی می‌باشد به این علت که نمی‌توانیم بافت را برای آزمایش جدا نماییم، یا اندازه نمونه بافت بسیار کوچک است یا قادر به نگهداری بافت در شرایط زندگی طبیعی نمی‌باشیم. علاوه بر این، بافت‌های زیستی معمولا تحت تغییر شکل های بزرگ قرار می‌گیرند و روابط تنش-کرنش آنها غیرخطی و وابسته به تاریخچه بارگذاری می‌باشد
- با درنظر گرفتن قوانین اساسی فیزیک (اصل بقا جرم، بقا اندازه حرکت، بقا انرژی، معادلات ماکسوئل و . . .) و معادلات حالت مواد، معادلات انتگرالی یا دیفرانسیلی حاکم تعیین گردد
- درک و تشخیص محیطی که عضو در آن کار می‌کند به منظور تعیین شرایط مرزی
- حل مسائل شرایط مرزی (معادلات دیفرانسیل با شرط‌های مرزی و اولیه مناسب) به صورت تحلیلی یا عددی یا با انجام آزمایش‌ها
- انجام آزمایش‌های فیزیولوژیکی که حل مسائل شرایط مرزی فوق‌الذکر را مورد آزمایش قرار دهد
- نتایج آزمایش با جواب‌های بدست آمده از تئوری، مقایسه می‌گردد تا مشخص شود آیا فرضیه‌ای که در تئوری ارائه می‌گردد مورد تائید قرار می‌گیرد یا خیر و اگر جواب مثبت باشد مقادیر ضرایب نامعین در معادلات حالت تعین می‌گردد