

1. رشد استخوان از طریق 2 مکانیزم رخ میدهد :

1 Intra Membranous Cellular

از غشاء خارجی غضروف، استخوان سازی شروع میشود. به این صورت که این بافت غضروفی، سلولهای مزانشیمی موجود در آن به هم نزدیک میشوند، فشرده میشوند و شکل های خوشه ای را به وجود می آورند. این سلولهای مزانشیمال، سلولهایی هستند که می توانند به سلولهای استئوبلاست تمایز پیدا کنند. استئوبلاستها شروع به ترشح موادی که اصطلاحاً پایه گذار استئوئیدها هستند، می کنند. در این محل ها مواد معدنی مانند Ca و P رسوب می کنند و به این ترتیب پوسته ی خارجی تشکیل میشود که سفت و سخت است که به آن استئوسیت می گویند. این سیر تولید ادامه می یابد که در آن بافت غضروفی به بافت سفت و سخت استخوانی تبدیل شود. قشر داخلی اسفنجی است و تراکم کمی دارد و قشر خارجی متراکم و محکم است مانند استخوانهای کوتاه.

2 Endochondrial Ossification

این مکانیزم در استخوانهای بلند دیده میشود. بدین صورت که از قسمت مرکزی و داخلی تر غضروف هیالین استخوان سازس شروع می شود. در ناحیه ی مرکزی مواد معدنی وجود دارد که سیستم غذارسانی را بر عهده دارد. در غضروف هیالین این مواد معدنی رسوب می کند. این رسوبات راه ورود غذا را به بافت غضروفی محدود می کند و غذارسانی به بافت غضروفی دچار نقص میشود. بنابراین کندروسیت ها یا سلولهای سازنده ی غضروف، غذایی دریافت نمی کنند و از بین می روند. غضروف در آن قسمت تحلیل میرود. بافت غضروفی مرده ابتدا تجزیه میشود و محصولات جانبی انرژی لازم را برای تمایز سلولهای مزانشیمال آن ناحیه به استئوبلاست تامین می کند. به این ترتیب بافت استخوانی از مرکز غضروف هیالین تشکیل میشود و باعث میشود که ناحیه ی داخلی توخالی تر باشد و هرچه به خارج بافت میرویم بافت متراکم تری داریم و شفت استخوان بلند به این ترتیب تشکیل میشود. رشد استخوان توام با رگ زایی است. هرچه از قشر خارجی به داخلی که می آییم، شدت رگ زایی بیشتر است و تخلخل های موجود در بافت استخوانی بیشتر است.

2. مهمترین علامت آن درد شدید است که با فشار به محل شکستگی و یا حرکت دادن اندام تحتانی بیشتر میشود. ناتوانی در حرکت دادن اندام تحتانی، تغییر شکل اندام تحتانی بصورت کوتاه شدن و چرخش به بیرون و تورم ران از دیگر علائم شکستگی استخوان ران است. بعد از شکسته شدن استخوان به علت انقباض عضلات قوی که در اطراف آن وجود دارد، لبه های شکستگی از هم دور میشوند و اندام شکسته شده کوتاه تر میشود. لبه های تیز شکستگی موجب آسیب زدن به رگهای خونی شده و موجب خونریزی میشود و سبب کبودی میگردد.

3. بازگذاری طوری انجام میشود که پیچش حول محور رخ میدهد. گشتاور در داخل ساختار ایجاد میشود. حداکثر تنش برشی در سطوح موازی و عمود بر محور خنثی وارد میشود. نوع شکستگی که در پیچشی رخ میدهد شکست مارپیچی است. این شکست به علت تنش برشی آغاز میشود. با ایجاد ترک موازی محور خنثی از استخوان و سپس ترک به علت تنش کششی در امتداد خط مورب با محور استخوان انتشار می یابد.

4. در مکانیک شکست 3 مد وجود دارد : Mode I : مد باز شدن که ترک بازشدگی دارد.

Mode II : مد برشی که به صورت برشی ترک اشاعه پیدا میکند .

Mode III : مد پارگی

مد باز شدن حالت بحرانی پیدا میکند و سرعت اشاعه ترک بیشتر است. استخوان ها به خاطر ساختاری که دارند ماهیتا به سرامیک بودن متمایلند. کامپوزیتی از سرامیک و پلیمرند که میزان سرامیکی آنها بیشتر است به همین دلیل است که مد I مهمتر است. اینکه استخوان و ترک ایجاد شده چه مقاومتی از خود نشان میدهند مهم است. اگر ارتجاعیت زیاد باشد نمیگذارد نوک ترک ادامه پیدا کند . اگر ترد باشد ترک راحتتر اشاعه مییابد. مانند سرامیک ها و ظروف چینی و سفالی چون میزان مقاومتش کمتر است.

5. تشکیل بافت گرانوله در مرحله اول شکستگی reactive phase ایجاد میشود. در زمان 48 – 72 ساعت بعد از شکستگی، فیبروبلاستها و سلولهای پیشرویی که در محل اجرا دارند ، یک بافت سلولی را به وجود می آورند که بسیار نرم و همبند است و دو تکه ی شکستگی را به هم وصل می کنند تا لبه ی شکستگی به هم نزدیک شوند . در صورتیکه عنصر حرکتی نداشته باشد این مکانیزم به طور طبیعی انجام میگیرد در غیر اینصورت همواره آسیب را داریم . برای زنده ماندن سلولها رگ زایی باید اتفاق بیوفتد که بافت گرانوله را در اینجا داریم (بافت گرانوله بافت نرمی است که در آن لکه های خونی را داریم) و لخته ی خون ایجاد شده حذف شده و بافت گرانوله جایگزین آن میشود. این مرحله یک هفته طول میکشد.

6. میزان بارگذاری بر روی فرایند استخوان سازی تاثیر گذار است . هرچه میزان بارگذاری افزایش یابد ، میزان استخوان سازی نیز افزایش می یابد و هرچه بارگذاری کاهش یابد استخوان سازی کاهش می یابد چون اگر به بافتی نیرویی وارد نشود آن بافت رفته رفته تحلیل رفته و تنبل میشود.

7. اعمال نیرو در حالت Free روی استخوان طبق قانون Wolff باعث تحریک استخوان سازی و کاهش زمان ترمیم میشود.

8. طرح های اصلی مورد استفاده برای E.F.D ها شامل 2 طرح کلی: Ring fixatores و Pin fixatores (یکی به دلخواه)

Ring fixatores: ساختار حلقوی دارند و قاب ایجاد شده حلقوی شکل است. نیازی نیست که حلقه کامل باشد بلکه میتواند گاهی اوقات به صورت ناقص نیز به کار رود اما طرح حلقه وجود دارد. پین ها از طریق حلقه ها میتوانند به استخوان اتصال یابند و باعث تثبیت شکستگی شوند و 2 تکه ی شکست شده را کنار هم نگه میدارد.

Pin fixatores: این طرح شامل 2 طرح است: ① simple : میتواند به راد (که قاب E.D را ساخته است) متصل باشد. راد میتواند در 2 طرف و یا یک طرف باشد بستگی به میزان شکستگی پزشک میتواند از پین های بیشتر یا کمتری استفاده کند. پین ها به صورت مستقیم وصل میشوند و جنسشان فلز است.

② clamp : میتواند به گیره متصل شود . راد به یک گیره وصل میشود و از گیره 2 تا 3 تا پین خارج شده و به استخوان وصل میشود.

9. چون جزو E.F.D ها هستند پس نسبت به سایر فیکساتورها دارای مزایا و معایب خاصی هستند.

مزایای کلی: نیاز به عمل جراحی خاصی نیست ، نسبت به حالت‌های جراحی باز عفونت کمتر است و کنترل بیشتری در مقابل بحث‌های گچ گرفتن در عمل fixation را داریم.

معایب کلی: حرکت با آن زیاد راحت نیست و یک سری ممانعت‌های حرکتی وجود دارد مخصوصاً زمانی‌که به نواحی مفصلی رسیده باشد.

پین‌ها و وایرها هردو از جنس فلزات زیست سازگار هستند.

مزایای پین‌ها: دارای تنوع طرح هستند (صاف و رزوه‌ای)، در حالت صاف کارگذاری و بیرون آوردن آنها راحت‌تر است. در حالت رزوه‌ای عمل گیراندازی بهبود بخشیده شده است.

معایب پین‌ها: در حالت صاف احتمال لیز خوردن و لق خوردن در آنها وجود دارد ، در حالت رزوه‌ای بیرون آوردن ممکن است همراه با جراحی و عفونت بوده و سخت‌تر است.

مزایای وایرها: نسبت به پین‌ها قطر کمتری دارند پس آسیب دیدگی که میتواند به بافت وارد کند کمتر است ، قابلیت گره زدن دارند که میزان عفونت در این حالت کمتر است.

معایب: گران‌تر بوده و به دلیل کمتر بودن سطح تماس با بافت استحکام کمتری دارند.

10. این طرح جزو مدل پلاک‌های DCP صفحات استخوانی است . یک طرفش تخت و طرف دیگرش که به سمت استخوان است برش دار است که میزان سطح تماسش با بافت استخوان کم میشود. فشار کمتری به استخوان وارد میکند که سبب کم شدن میزان ضعیف شدن استخوان در هنگام پروسه‌ی درمان باشد. هرچقدر سطح تماس کمتر باشد استحکام افزایش می‌یابد.

11. وقتی به عروق خونی آسیب رسد ، مواد غذایی به آنها نمیرسد و سبب از بین رفتن آنها میشود. بنابراین اطراف فلز یک لایه‌ی فیبروزی از کلاژن ایجاد میشود. انگار که ایمپلنت را کپسوله میکند و از بقیه‌ی بافت آنرا جدا میکند.

هرچقدر ماده زیست سازگارتر باشد ، ضخامت این لایه‌ی فیبروز کلاژنی کم‌تر است. اگر ضخامت لایه زیاد باشد سبب شل شدن ایمپلنت میشود.

12. برای کاهش مدول الاستیسیته‌ی Ti از ناخالصی‌ها استفاده میکنیم. V یا Nb را اضافه میکنیم و آرایش اتمی تیتانیوم را آنقدری تغییر می‌کند که تبدیل به ساختار BCC در محیط بدن میشود.

V را به خاطر Al که برای افزایش استحکام و پایدارکننده‌ی ساختار فازی α افزوده شده بود اما موجب افزایش مدول شد اضافه میکنیم تا مدول را کم کنیم. که برخلاف Al پایدارکننده‌ی ساختار فازی بتا است که سبب ایجاد ساختار دوفازی $\alpha+\beta$ میشود که ساختار لایه‌لایه‌ای دارد و استحکامش نسبت به Ti خالص بیشتر است و مدول کمتری دارد. خالص بیشتر است و مدول کمتری دارد و مقاومت به سایش بالاتری دارد. اما V یک فلز سمی است که به جای آن از Nb که یک فلز بسیار زیست سازگار است و خطرات وانادیوم را ندارد اما خواص مکانیکی آلیاژ اول را ندارد و ضعیف‌تر است. برای کاهش میزان درصد Al که اثرات

مخرب روی سلولهای عصبی دارد که میتواند منجر به آلزایمر شود از روی یا آهن استفاده میکنند که مدول الاستیسیته ی آن 65 Gpa و بسیار نزدیک به مدول استخوان است اما استحکام خستگی آن نسبت به سایر آلیاژهای Ti پایین تر است.

13. برای ساخت سر پروتز هیپ از آلیاژ Co-Cr-Mo استفاده میکنند که چون در تبادل با حفرات استابولار است که دائماً در حال حرکت است، به جهت مقاومت به سایش بالایی که دارد از آن آلیاژ استفاده میکنند. همچنین خواص خستگی خوبی دارد و چون وزن بالایی داشته و دانسیته ی حدود 9gr/cm^3 دارد در کاربردهای مفصلی بیشتر استفاده میشود.

14. اتوگرافت: از خود انسان گرفته شده و به خودش پیوند زده میشود و چون همگون تر با ساختار بدن است بدن مقاومت کمتری با آن نشان میدهد. نیاز به استریل کردن دارد اما مشکلی ایجاد نمیکند. اما با دسترسی محدود به اندازه ها و نوع مورد نیاز استخوان، مشکلات محل برداشت و زمان عمل طولانی و به وجود آمدن تعداد جراحی بیشتر مواجه هستیم.

آلوگرافت: از یک انسان به انسان دیگر پیوند زده میشود. بنابراین از اجساد استفاده میشود و دیگر محدودیتی برای دسترسی به نمونه را نداریم. مشکلات محل برداشت و زمان عمل طولانی را نداریم. عمل استریلیزاسیون باید انجام گیرد. دما و رطوبت محیط نگهداری باید کم باشد. احتمال rejection نسبت به اتوگرافت هست.

زنوگرافت: از یک گونه به گونه ی دیگر پیوند زده میشود (از حیواناتی مثل گوساله، خوک و گوسفند) همخوانی آن ها کمتر است اما کمبود و محدودیت ها مطرح نیست. شباهت بیشتری با بافت گیرنده نسبت به مواد مصنوعی سنتز شده دارد. نیاز به استریل دارد.

15. دانسیته ظاهری: نسبت جرم به حجم توده ی استخوانی است. (برای استخوان متراکم این مقدار 1.85gr/cm^3 است)

دانسیته ی واقعی: نسبت جرم به حجم بافت استخوانی واقعی (این مقدار برای هردو استخوان متراکم و اسفنجی یکسان و 2gr/cm^3 است.

$$\rho_{\text{app}} = f_{\text{tiss}} - v_f$$

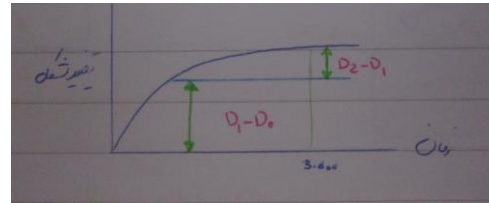
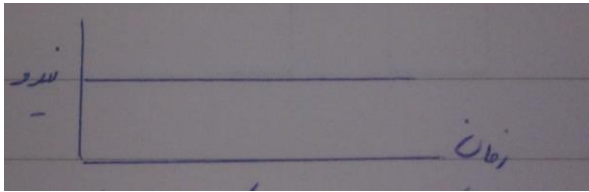
رابطه بین دانسیته ظاهری و واقعی

16. در افراد جوان حدنهایی کرنش به بالای 5% نیز میرسد چون ماتریکس استخوان حضورش پررنگ تر است اما در افراد مسن این مقدار به زیر 15% نیز میتواند تغییر کند زیرا با گذشت زمان زمینه ی آلی ماتریکس تحلیل رفته و تحلیل رفتن سبب ترد شدن ساختار میشود.

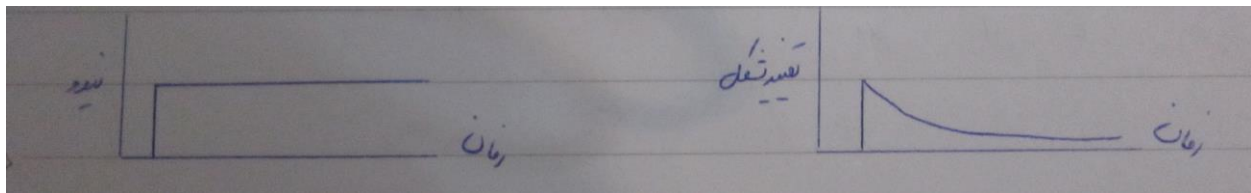
17. جایی که تخلخل بیشتر است استحکام کمتر است و شکست در این نواحی صورت میگیرد. برای مثال هرچقدر از دیافیز به سمت اپی فیز می رویم، میزان تخلخل ها بیشتر میشود و استحکام کم می شود. شکل تخلخل ها نیز در میزان استحکام موثر است. در حالتیکه تخلخل ها شکل صفحه ای دارند، نسبت به حالتیکه به شکل راد هستند خواص مکانیکی بیشتر است.

18. وقتی بهمهره ها برای مثال یک نیروی ثابتی وارد میکنیم و این نیرو را برای یک مدت زمان قابل توجهی ثابت نگه میداریم، کرنش افزایش می یابد. مهره ها از هم فاصله می گیرند. اگر ماده ی ما الاستیک بود، تغییر کرنش ثابت میماند اما در مواد ویسکوالاستیک که خواص مکانیکی آنها تابع زمان است این اتفاق رخ نمیدهد. نیروی وارده به این ماده بیولوژیکی ویسکوالاستیک

ثابت است. اما در مبحث تغییر شکل در لحظه اول که نیرو وارد میشود ، یک تغییر شمل ناگهانی قابل توجهی خواهیم داشت اما در ادامه میزان تغییر شکل نسبت به حالت اولیه با سرعت کمی اتفاق می افتد و یک میزان ثابتی میشود. این پدیده را خزش می نامیم.



اگر همان مجموعه ی 2 مهره را داشته باشیم و به آنها نیرو وارد کنیم ، تغییر شکل ایجاد شده را حفظ کنیم، برای این کار با گذشت زمان نیاز به نیروی کمی داریم که به آن واهلش تنش می گوئیم. (اگر مجموعه ای تحت تاثیر نیرو دچار تغییر شکلی شود ، با گذشت زمان برای حفظ این تغییر شکل نیاز به یک نیروی کمی می باشد. این پدیده را واهلش تنش یا استراحت تنش می گویند.



19. انواع سیمان استخوانی :

پایه پلیمری شامل: PMMA (پلی متیل متاکریلات) و PPF (پلی پروپیلن فمورات)

پایه سرامیکی شامل : کلسیم فسفاتی و گلاس آنیومری

سیمان استخوانی پایه پلیمری PMMA : دارای 2 جزء اصلی است. جزء جامد که به صورت پودر است و شامل پلیمر PMMA است. جزء مایع که شامل مونومر مایع MMA است.

این دو جزء را در یک طرفی با هم مخلوط می کنند (پودر جاند را ریخته و مونومر مایع را به آن اضافه کرده و با قاشقک های خاصی آن را هم میزنند). سپس ارتوپد با سرنگ های خاصی در کانال ایجاد شده در استخوانی که میخواهیم پروتز را قرار دهیم میریزد و پروتز را در موقعیتی که باید قرار گیرد قرار میدهد. اضافات سیمان را میگیرد در غیر اینصورت به مرور زمان سبب سایش و درد میشود و سپس به آن کمی فرصت داده میشود تا عمل Fixation صورت گیرد. برای جلوگیری از واکنش مونومرهای باقی مانده و پلیمریزه نشده با مولکولهای بیولوژیکی بدن ، به پودر یک آغازگر اضافه میکنیم که مهمترین آنها دی بنزوئید پروکسید است که انرژی لازم را برای شکسته شدن باند دوگانه ایجاد میکند و با مونومر کناری وارد واکنش میشود و پلیمریزاسیون قبل از ورود به بدن کامل میشود که سرعت پلیمریزاسیون را میتواند زیاد کند.

20. اگر cup سرامیکی و Head فلزی باشد ، به دلیل ترد بودن سرامیک ، سبب خراشیدگی سطحی میشود و حرکت را مختل می کند.

21. 1 کمک کردن به حرکت و جابجایی فرد

2 جلوگیری و کاهش کوتاهی عضلانی

3 افزایش حس عمقی

4 افزایش تعادل و ثبات فرد

5 حفظ وضعیت عملکردی اندام

22. اختلاط مکانیکی در حالت تحت خلا بهت راست چون مخلوط کیفیت بهتری دارد چون دیگر حباب هوایی در سیمان حبس نمیشود و تخلخل هارا افزایش دهد که این ایده آل ترین حالت است. حالت مکانیکی از دستی بهتر است چون مخلوط همگن تری داریم.

23. نقرص : در مفصل انگشتان ، افرادی که اوره ی بالایی دارند. اسید اوریک در مایع سینوویال تجمع پیدا میکند و باعث تورم و بدشکلی هایی در نواحی مفصلی میشود و حرکت و شکل را تحت تاثیر قرار میدهد.

روماتوئید : بدشکلی هایی در نواحی دست و پا داریم که در نواحی مفصلی است. غضروف های بین استخوانها از بین میرود و استخوانها از جای خود جدا شده و میلغزانند.

سایینوویال: بین مفاصل سایینوویال مایعی به همین نام جریان دارد که ضریب اصطکاک بین 2 استخوان را کم کرده که استخوانها ساییده نشوند. در برخی امراض این مایع غلیظ شده و سبب کریستالی شدن آن میشود و سبب ساییده شدن استخوانها میگردد. در کل آرتروز ، آرتريت ، رماتیسم، استونکروز شدید و شکستگی پاتولوژیک

24. در شکستگی ناشی از خستگی در ابتدا یک ترک میکروسکوپی به وجود می آید سپس این ترک میکروسکوپی شده و با گذر زمان سبب شکستگی میشود. وجود استئونها در استخوان کورتیکال ممکن است منجر به کاهش مدول گردد ، اما در واقع استئون ها به جلوگیری از انتشار ترک و در نتیجه آن به افزایش چقرمگی و مقاومت به خستگی کورتیکال کمک میکنند. استئون ها شبیه الیافند. بافت ترک دار استخوان شبیه ماتریس ماده مرکب است و خطوط سیمانی همانند یک سطح مشترک عمل میکند. استئون ها در دافعه ی معینی از سزعت مانع از رشد ترک ها خواهند بود.

25. هورمونها ، نحوه ی تغذیه ، محل زندگی و فعالیت های فیزیکی

26. 1 فرایند جانندازی حفظ شود

2 کاهش درد بیمار

3 کنترل قطعات و لبه های خرد شده

27. جزو Pin fixator ها جزو طرح های External Fixation Device هاست که به جای راد از طرح مفصلی (چند تکه) است که این چند تکه به هم مفصل شده اند که به این مفصل ها چند پین متصل است. طرح مفصلی موجب میشود که قاب در نواحی مختلف با توجه به نوع شکستگی زاویه دار میشود که کنترل کردن تثبیت شکستگی راحتتر اتفاق می افتد.

28. Mo : سبب افزایش استحکام میشود.

Ni : نظم ساختار BCC را برهم میزنند. و مقاومت بالایی در بدن دارد و مقاومت به خوردگی را افزایش میدهد.

Cr : سبب زیست سازگاری و افزایش مقاومت به خوردگی می شود.

29. ایمپلنت اگر از ماده ای باشد که مدول بالایی نسبت به مدول استخوان داشته باشد و به bone plate تحت بارگذاری ها به آن تنش وارد شود ، این بارها را میگیرد و جذب خودش میکند و نمیگذارد به بافت زیرین برسد که طبق قانون wolff هم استخوان توانایی و استحکام و سلول سازی اش تحت بار است و آن قسمتهایی که تحت بار است را نیز ضعیف و گوک شده و استخوان زیرین تحلیل میرود و خطر شکست وجود دارد که سبب پدیده ی سپر تنش می شود.

برای جلوگیری از سپر تنشی سراغ موادی میرویم که مدول پایین تر و نزدیک به بافت میزبان داشته باشد.

30. خاصیت حافظه داری . وقتی گیره ای از این جنس داخل بدن قرار میگیرد به دلیل افزایش دمای بدن ، سبب زیاد شدن دمای آن میشود و شکل اولیه اش را بازیابی میکند و پایه ها خم میشوند و لبه ها به هم نزدیک میشوند و Gap از بین میرود و جوش خوردگی سریعتر اتفاق می افتد.

31. این خاصیت ترکیبی از دو خاصیت ویسکوز و الاستیک است. این مواد گروهی از موادی که رابطه ی تنش و کرنش آنها به زمان بستگی دارد. در اینگونه مواد سفتی مانند مدول الاستیسیته ، استحکام وابسته به سرعت بارگذاری است. استحکام کششی و مدول الاستیسیته با افزایش سرعت بارگذاری افزایش پیدا میکند.

مواد الاستیک اگر تحت نیرو قرار بگیرند به محض حذف بارگذاری (تنش وارد شده زیر حد تسلیم است) به حالت اولیه ی خود برمیگردند و زمان بر نیست اما مواد ویسکوز موادی هستند که اگر تحت بارگذاری قرار گیرند با رفع نیرو با گذشت زمان قابل ملاحظه ای به شکل اولیه اش برمیگردند و در برابر باربرداری مقاومت میکنند.

32. بیوراکتورها محیط های مصنوعی هستند که به وسیله ی آن میتوان شرایط طبیعی بدن را در آن شبیه سازی کنیم و سپس آن را در داخل بدن قرار میدهم. بایوراکتور کاری میکند سلول داخل ساختار داربست برود و مواد غذایی به سلول برسد . مواد زائد دفع شود بنابراین بایوراکتور بایستی تحریک مکانیکی انجام دهد در بایوراکتور هدف فعال کردن سلول (تشکیل ECM) است

زیرا محیط مشابه بدن است. برای ترمیم ضایعات، به منظور طراحی یک جایگزین استخوانی داربست تخلخل داری شبیه بافت استخوانی تهیه می‌شود و وجود بایوراکتورها سبب نفوذ سلولها، رشد بافت به درون ساختار و تنظیم کردن سرعت جذب می‌شود.

انواع بیوراکتورها: همزن دار، دی‌واره‌ی چرخان، جریان تزریقی

33. در مفصل زانو یک جزء در تیبیا و یک قسمت هم باتوجه به طرح استخوان فمور که Condylar 2 است در femoral component قرار می‌گیرد. از پلیمر به شکل دیسکی شکل (استوانه‌ای با ارتفاع پایین در قیاس قطرش) در حد فاصل قسمت بالا و پایین پروتز قرار می‌گیرد که از جنس پلی اتیلن است. از سیمان استخوانی پایه پلیمری (پلی متیل متاکریلات) جهت fixation استفاده می‌شود زیرا به استحکام بالایی نیاز داریم. پایین ترین بخش استخوان ران و بالاترین بخش استخوان ساق و قسمت پشتی استخوان کشک خارج شده و به جای آنها مفصل مصنوعی که قسمتهایی از آن فلز (آلیاژهای تیتانیوم، زیرکونیوم، تانتالوم) در قسمت تیبیا چون دارای زیست سازگاری بالایی است) و کبات کروم) و قسمتی دیگر نوعی پلاستیک بسیار مقاوم (پلی اتیلن) که بین این دو فلز قرار داده می‌شود. در بعضی موارد سطح پشتی استخوان کشک هم برش داده شده و یک قطعه‌ی پلاستیکی از خانواده پلی اتیلن به آن ناحیه چسبانده می‌شود.

34. طرح یک پارچه femoral component (stem, neck, head) به هم یوسته و یک تکه هستند (از ریخته‌گری استفاده می‌کنند)

طرح چند پارچه ضرورتی برای یک تکه بودن نیست ولی می‌تواند neck و Head را از هم جدا کرد و از طریق حالت رزوه‌ای که بین آنها ایجاد می‌شود به هم پیچ می‌شوند.

ساییدگی در بحث Head و cup که اتفاق می‌افتد، در چند پارچه نیازی به تعویض کل پروتز نیست. بلکه تنها قسمت آسیب دیده را تعویض می‌کنند. اما احتمال خوردگی در قسمت‌ها وجود دارد. تعداد عمل‌های جراحی زیاد است.

در چند پارچه شیاری که بین اجزا وجود دارد، محل مستعدی برای خوردگی شیاری است و در آن مکان، امکان عفونت هست. در یک پارچه اگر قسمتی از پروتز ساییده و یا خورده شود، مجبور به تعویض کل پروتز هستیم.

در چند پارچه می‌توان هر جزء را از مواد خاصی تهیه کنیم که سپر تنشی کمی و مقاومت به سایش بالایی داشته باشد.

35. پدیده‌ی سایش در نواحی متحرک نظیر مفصل ران، شانه، زانو بیشتر رخ می‌دهد. برای جلوگیری از تشدید سایش باید ضریب اصطکاک بین دو سطح را با استفاده از سیمان استخوانی کاهش دهیم. دو سطح را از فلز انتخاب نمی‌کنند چون پیل الکترولیتی ایجاد می‌کند که یکی خورده می‌شود و رها می‌شود. میزان سایش کم باشد، واکنش‌های بافتی را که در نتیجه‌ی ذرات ناشی از سایش را به حداقل برسانیم، سطوح در معرض سایش تا حد امکان نسبت به حضور ذره‌ی سوم (ذره‌کننده شده از سیمان استخوانی) مقاومت بالایی داشته باشد و آزادی حرکتی خوبی بین دو سطح داشته باشد.

36. جزو ارتز هاست. وسیله ای است که باعث بهبود عملکرد حرکتی و حمایت از اندام آسیب دیده و کمک به عضلات ضعیف و فلج و اصلاح وضع ظاهری مدد جو می گردد. و وی را قادر میسازد که از قسمتهای ضایعه دیده بدن فرد بهترین استفاده را ببرند.

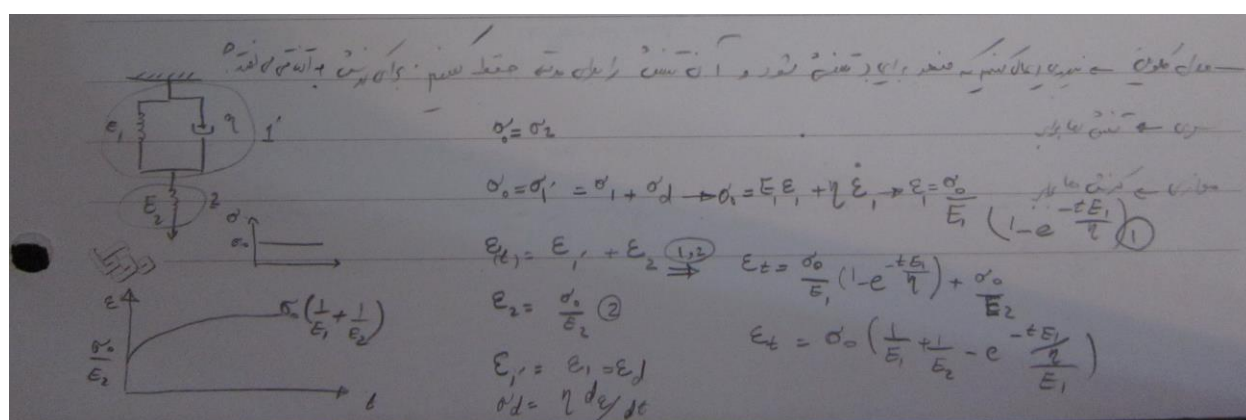
موارد استفاده: 1 جلویی از ایجاد بدشکلی در زانو و مچ پا

2 تقویت عضلات ضعیف ران و ساق پا در افرادی که در اثر شلی عضلات قادر به ایستادن و تحمل وزن نیستند.

3 جلویی از ایجاد درد در مفصل زانو در مواقعی که نیاز به بی حرکتی است.

4 ایجاد کشش برای تصحیح بد شکلی های زانو و مچ پا

37. این سه جزئی است. لطفا با توجه به این نمونه برای دو جزئی خودتان حل کنید.



38. با افزایش سن انواع و اقسام دردها در بدن تظاهر پیدا میکند و برخی از آنها آنقدر جدی می شوند که چاره ای جز جراحی پیشرفته، دریافت عنصر اهدایی یا تعویض عضو و استفاده از عنصر مصنوعی باقی نمی ماند. ورم مفصل (آدرتریت) و آسیب های فیزیکی عامل صدمه به مفصل هستند. ورم مفصلی علت اولیه ناتوانایی حرکتی در سنین بالای 55 سال است. این موضوع در مورد مفاصل که به عنوان لولاهای بدن عمل می کنند آنقدر شایع است که به گفته رئیس انجمن جراحان ارتوپدی ایران 5٪ زنان و بالای 55 سال به دلیل ضعف زانو کاندیدای تعویض مفصل هستند. تعویض مفصل به طور گسترده به درمان پذیرفته شده برای بسیاری از بیماری های مخرب از جمله آرتروز، آرتريت، رماتيسم، استونکروز بسیار شدید و شکستگی پاتولوژیک تبدیل شده است. در تعویض مفاصل 2 تا از رایج ترین و موفقیت آمیزترین جایگذاری ها مربوط به مفصل هیپ و زانو می باشد.