

اهرم‌ها در پروتزهای دندانی متحرک

• دکتر عباس منزوی

•• دکتر رامین مشرف

چکیده

دندانها و لیگامانهای پیوندتال وقتی در مقابل نیروهای عمودی و در جهت محور طولی دندان قرار می‌گیرند، در مقایسه با نیروهای افقی مقاومت بهتری از خود نشان می‌دهند. لذا بایستی در طراحی پروتزهای دندانی و برقراری روابط بین دندانها دقت نمود که از وارد شدن نیروهای افقی به دندانها جلوگیری بعمل آید. هر پروتز پارسیل حول سه محور افقی، عمودی و طولی چرخش پیدا می‌کند که با درک اهرم‌ها و طراحی صحیح فریم ورک فلزی می‌توان این چرخش‌ها را به حداقل رسانید.

مقدمه

در برابر هر واحد نیروی عمودی اعمال شده بر دندان، تعداد الیاف پیوندتال درگیر ۱۷ برابر هر واحد نیروی افقی وارد بر همان دندان می‌باشد.^[۱] با این حال همین نیروهای غیرعمودی نیز اگر نزدیکتر به محور چرخش دندان وارد شوند، اثر تخریبی کمتری خواهند داشت.^[۲] هنگامی که دندانی در معرض نیروهای غیرعمودی قرار می‌گیرد، یک سیستم اهرمی به وجود می‌آید. معمولاً محور چرخشی (Fulcrum) اهرم دندانی در نیمه راه بخشی از ریشه است که سایپورت استخوانی دارد. بنابراین هرچه سایپورت استخوانی دندانی کمتر باشد، محور چرخش آن به Apex دندان نزدیکتر است.

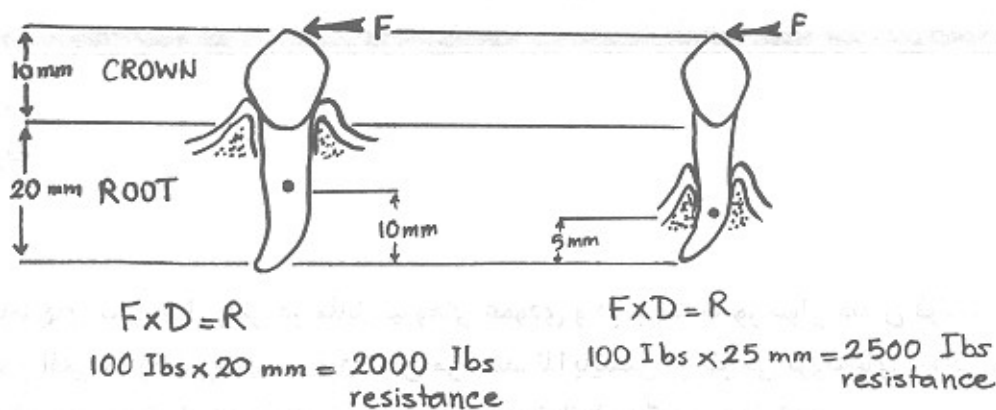
هنگامی که یک نیروی طرفی بر دندانی وارد می‌شود PDL آن دندان در برخی نواحی تحت کشش (Tension) و در برخی نواحی در معرض فشار (Compression) قرار می‌گیرد. این نواحی در بالا و پایین محور چرخش به صورت ضربدری قرار دارند. (شکل ۲)

دانستن نحوه توزیع نیروها بر روی نسوج نرم و دندانهای پایه در پروتزهای متحرک از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. اهرم‌ها به سه نوع تقسیم می‌گردند که در پروتزهای متحرک پارسیل، نوع I و II آن کاربرد بیشتری دارد برای هر درمان موفق در پروتز، تجسم فضائی نحوه اعمال نیروها و در صورت نیاز پرهیز از ایجاد نیروهای مخرب ضروری است. پروتز پارسیل حول سه محور افقی، عمودی و طولی چرخش پیدا می‌کند که باید با طراحی صحیح میزان آن را کاهش داد.

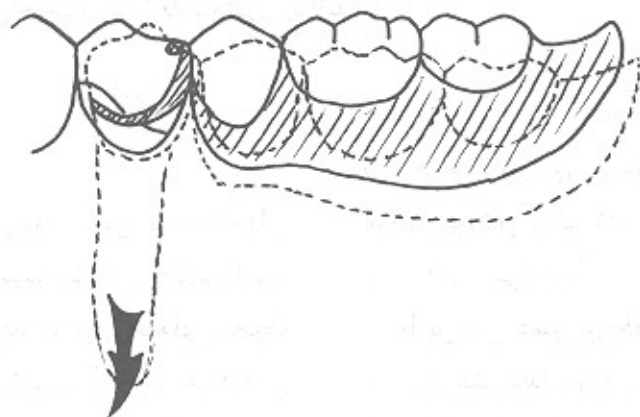
اهرم‌های دندانی Individual tooth levers

Box و Syngé نشان دادند که دندانها و لیگامانهای پیوندتال آنها وقتی در برابر نیروهای عمودی که در جهت محور طولی آنها وارد می‌شود، قرار می‌گیرند، بهتر از خود مقاومت نشان می‌دهند تا موقعی که در برابر نیروهای افقی قرار می‌گیرند، این امر به دلیل آن است که تعداد الیاف پیوندتال بیشتری در برابر نیروهای عمودی نسبت به نیروهای غیرعمودی فعالیت دارند (شکل ۱). مشخص شده که

• استادیار و مدیر گروه پروتزهای متحرک فک و صورت دانشگاه علوم پزشکی تهران
•• استادیار گروه پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان



شکل (۱)



شکل (۲)

در این شرایط نیروی مقاوم لازم برای مقاومت استخوان آلولی نگهدارنده دندان در مقابل نیروی طرفی اعمال شده، ۲۰٪ افزایش می‌یابد در حالی که نیمی از ساپورت استخوانی دندان از بین رفته است و تنها نیمی از استخوان برای مقابله با این نیروی افزایش یافته وجود دارد. لذا ممکن است نیروی وارده به آسانی از حد تحمل پریودنسیم دندان بیشتر شده و دندان بیشتر دچار مشکل شود.^[۱] بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که:

۱ - بایستی تلاش نمود تا حتی الامکان نیروهای جانبی وارد بر دندانها (مثلاً در اثر تماس‌های زودرس سمت متعادل‌کننده) به حداقل رسانیده شوند و علاوه بر این دندانهایی را در معرض تحمل نیروهای جانبی اکلوزال قرار داد که از ساپورت استخوانی لازم برخوردار باشند

اگر این کشش و فشار به صورت دائم و یا با تناوب زیاد صورت گیرد، می‌تواند منجر به تخریب استخوان و تحلیل آن بشود، اما اگر در محدوده فیزیولوژیک آن باقی بماند، مخرب نخواهد بود. نسبت تاج به ریشه (Crown/Root Ratio) طبیعی، یک به دو است. بنابر این اگر طول تاج دندانی ۱۰^{mm} باشد، ریشه‌ای به طول تقریبی ۲۰^{mm} خواهد داشت. چنانچه استخوان اطراف این ریشه سالم باشد، این دندان باید بتواند در مقابل نیروهای وارده، مقاومت خوبی داشته باشد.

در شکل زیر دندانی طبیعی با دندانی مقایسه شده است که دچار بیماری پریودنتال شده و نیمی از استخوان اطراف آن دچار تحلیل گردیده است. در این شکل فرض شده که میزان تحلیل استخوان ۱۰^{mm} می‌باشد.

ساده را در دهان انجام دهد. این دو ماشین عبارتند: اهرم‌ها و سطح شیبدار. البته پروتز پارسیل ممکن است به صورت گوه (Wedge) هم عمل کند (که در شرایط طبیعی نمی‌باشد). در موارد انتهایی آزاد، پروتز پارسیل در معرض چرخش در سه پلان فضایی می‌باشد لذا طراحی پروتز پارسیل بایستی به نحوی باشد که بدون افزودن اجزاء غیرضروری از حرکت آن در هر سه پلان حتی الامکان پرهیز گردد.^[۱۴] هر پروتز پارسیل حول سه محور افقی، عمودی و طولی

چرخش می‌کند که به شرح آنها خواهیم پرداخت:

محور افقی (Horizontal Axis) سهولت

هنگامی که نیروهای عمودی بر روی سطح اکلوزال دندانهای پروتز پارسیل وارد می‌شود، پروتزهای پارسیل انتهایی آزاد حول یک محور عرضی افقی فرضی که از دو Occlusal Rest انتهایی می‌گذرد، می‌چرخند.^[۱]

این محور، حرکت چرخشی در پلان سهمی (Sagittal) را کنترل می‌کند (یعنی حرکات دنچر به طرف بافت و دور از بافت). این حرکت حول محور افقی بیشتر از حرکت حول سایر محورها اتفاق می‌افتد ولی الزاماً مخرب‌ترین آنها نمی‌باشد. در این حالت جهت نیروهای وارده به دندانهای پایه همیشه به طرف مزیو ایکال یا دیستواییکال می‌باشد و مولفه بزرگتر در جهت ایکال می‌باشد.^[۱۵] (شکل ۲)

محور عمودی (Vertical Axis)

این نوع نیروها سبب می‌شوند که پروتز پارسیل کلاس I کندی حول یک محور عمودی فرضی بچرخد. حرکت پروتز پارسیل در این حالت در پلان افقی اتفاق می‌افتد. این نیروها توسط سختی اتصال دهنده اصلی خنثی می‌شوند.^[۱۵]

محور طولی (Longitudinal Axis) در این حالت، پروتز پارسیل انتهایی آزاد حول یک محور طولی فرضی می‌چرخد که از قدام به خلف از هر ریح بی‌دندان

(مثلاً کائین)، در ضمن بایستی در مواردی که دندان‌های نمی‌تواند در معرض نیروهای جانبی قرار گیرد (مثلاً کائین)، نیروهای وارده بر روی تعداد بیشتری از دندانها پخش گردد (Group Function). پروتزهای دندان‌های بایستی به نحوی ساخته شوند که حتی الامکان از وارد کردن نیروهای مخرب و جانبی بر دندانهای پایه پرهیز شود. نظر به اهمیت این موضوع در این مجال به بحث پیرامون اهرم‌ها در پروتزهای متحرک پارسیل خواهیم پرداخت:

اهرم‌ها در پروتزهای پارسیل

پروتز پارسیل متحرک را نباید به عنوان یک فلز غیرزنده و یا یک جسم پلاستیکی غیرفعال در حفره دهان تلقی کرد. در واقع هر پروتز پارسیل را باید به عنوان جزئی از سیستم جوده در نظر گرفت که فانکشن دندانهای از دست رفته را ابقاء می‌کند. به همین دلیل طراحی پروتزهای پارسیل متحرک بایستی به نحوی باشد که از وارد آمدن نیروهای غیرفیزیولوژیک بر نسوج دندان‌ها و ریح آلتولی پرهیز شود. هدف از پروتز پارسیل نباید تنها جایگزین کردن بافتهای از دست رفته باشد بلکه حفظ بافتهای باقیمانده از اهمیت شایانی برخوردار است.^[۱]

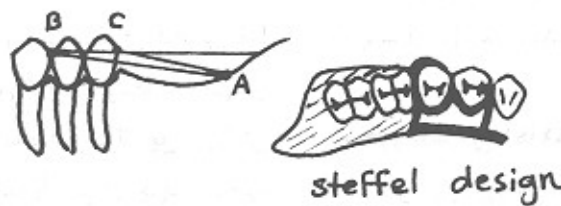
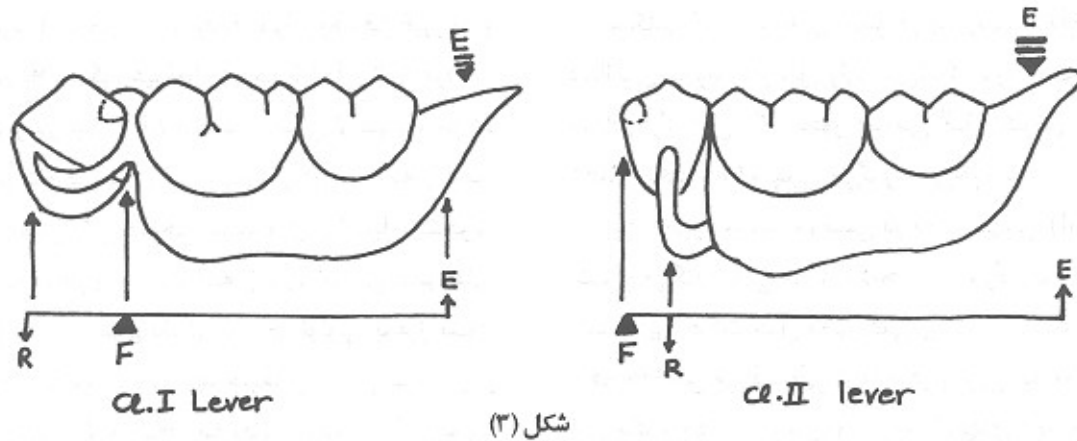
در میان انواع پروتزهای پارسیل، پروتزهای کلاس III بهتر هستند زیرا همانند پروتزهای ثابت توسط دندانهای طبیعی ساپورت می‌شوند و نیازی به ساپورت از ریح بی‌دندان ندارند. علاوه بر این، معمولاً نیروها را نیز در جهت محور طولی دندانها وارد می‌کنند. در پروتزهای پارسیل کلاس I، II و IV چون ساپورت از مجموعه بافتهای نرم و سخت می‌باشد، استرسهای بیشتری به دندانها و نیز خود پروتز وارد می‌آید. برای کنترل این نیروها بایستی با پوشاندن هرچه بیشتر نسج نرم، استفاده صحیح از نگهدارنده‌های مستقیم و قراردادن اجزاء در بهترین محل، این نیروها را کنترل کرد.^[۱۵] هر پروتز پارسیل متحرک می‌تواند عمل ۲ نوع ماشین

سایورت‌کننده پروتز افزایش می‌یابد. این امر به دلیل افزایش سطح اکلوزالی است که تحت نیروهای اکلوزال قرار می‌گیرد. بنابراین با افزایش بازوی محرک، مزیت مکانیکی اهرم نوع I موجود در موارد انتهایی آزاد افزایش یافته و نیروی مخرب بیشتری بر دندانها و نسوج وارد می‌شود. لذا Steffel و دیگران پیشنهاد نمودند که برای تغییر اهرم از نوع I به نوع II، رست دیستال به طرف مزیال برده شود. (شکل ۳)

با انتقال رست اکلوزال به طرف مزیال (نقطه c به b) و در برگیری دندانها در میان Occlusal Rest و قاعده پروتز (base) توسط Continuous Clasp، ۶ مزیت زیر حاصل می‌شود (Steffel Design) (شکل ۴).

می‌گذرد. حرکت پروتز پارسیل در این شرایط در پلان فرونتال اتفاق می‌افتد.^[۱] این محور از رست اکلوزال آخرین دندان پایه گذشته و در طول قوس یک طرف کشیده می‌شود. در هر پروتز کلاس I کندی، ۲ عدد از این محورها وجود دارد. در واقع این محورها، محل چرخش پروتز پارسیل در موقع Rocking یا حرکت Side to Side هستند.^[۵] این نیروهای چرخشی نیز توسط سختی اتصال دهنده اصلی و احياناً سطوح پروگزیمال Rest های نیمه دقیق داخل تاجی کنترل می‌شوند.^[۱]

با توجه به مطالب فوق می‌توان چنین دریافت که هرچه طول بازوی محرک افزایش می‌یابد (یا تعداد دندانهای باقیمانده بیمار کاهش می‌یابد)، بار وارد بر ساختمانهای

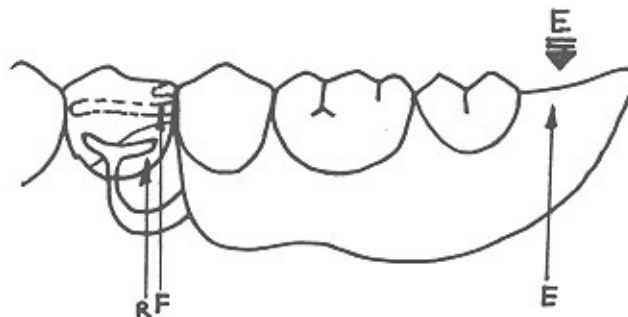


- ۱ - دندان وارد نمی‌شود.
- ۲ - کلاسپ ممتد (Continous)، ثبات (Stability) بیشتری به پروتز پارسیل می‌دهد.
- ۳ - رست اکلوزو مزیالی نیاز به نگهدارنده غیرمستقیم را به حداقل می‌رساند.

- ۱ - بازوی محرک وسعت بیشتری پیدا می‌کند و سبب می‌شود که نیرو در وسعت بیشتری روی ریح بی‌دندان پخش شود.
- ۲ - دندان پایه به طرف دیستال کشیده نمی‌شود.
- ۳ - هنگامی که پروتز به طرف بافت حرکت می‌کند، کلاسپ هم به طرف نسج رفته و دندان راره‌های کند و لذا نیرویی به

روش المانهای محدود، با اعمال نیروی ۳۰ پوند به ناحیه مولر دوم بیس پروتز انتهایی آزاد و مقایسه تنشهای حاصل از رست مزیاال و دیستال در سطح ریشه دندان پایه مولر اول مشاهده شد که نحوه توزیع تنش در این دو مشابه بوده و فقط با رست مزیاال میزان توزیع تنش یکنواخت تر و مقدار آن (در تنشهای کششی و فشاری هر دو) کمتر از رست دیستال بوده است.

با این وجود، علاوه بر تمام مزایای رست مزیاال، در برخی شرایط می توان از رستهای دیستالی همراه با اندرکاتهای دیستوباکال استفاده کرد. در این شرایط با وجود آنکه اهرم همچنان از نوع I است ولی اثرات مخرب آن به حداقل می رسد، زیرا بازوی مقاوم در زیر تکیه گاه یا بسیار نزدیک به آن قرار می گیرد و اگرچه براساس تحریف اهرمها بایستی نیروی بیشتری به دندانها وارد کند،^[۷] ولی از آنجا که وسعت و میدان حرکت آن به حداقل می رسد، نیروی بسیار جزئی به دندان وارد می کند. علاوه بر این با قراردادن رست دیستال، از تراکم غذا در فاصله میان صفحه راهنمای پروگزیمالی و دندان نیز جلوگیری به عمل می آید. (شکل ۵)



شکل (۵)

خلاصه

دندانها و لیگامانهای پریدنتال نیروهای عمودی را بهتر از نیروهای افقی تحمل می کنند. معمولاً محور چرخش در وسط بخشی از ریشه است که ساپورت استخوانی دارد. پروتزهای

Zach مزیت دیگری را نیز برای رست مزیاال بیان داشت که عبارت بود از نزدیکتر شدن محور چرخش به مرکز چرخش دندان پایه.

کراتوچویل، تامپسون و کاپوتو، هفت نوع طراحی مختلف را برای پروتزهای پارسیل انتهایی آزاد آزمودند و الگوهای توزیع تنش را در آنها با روش فتوالاستیک بررسی کردند و به نتایج زیر رسیدند:

- ۱- بهترین توزیع تنش موقعی صورت می گیرد که از رست مزیاال همراه با I-Bar باکالی یا سیم مفتولی همراه با بازوی ریختگی لینگوالی استفاده شود.
 - ۲- رستهای دیستالی، تاج دندان را به طرف دیستال و ریشه آنرا به طرف مزیاال می رانند و لذا نیروهای افقی بر روی استخوان اعمال می کنند.
 - ۳- رستهای قدامی مزیاالی نیروها را در جهت عمودی تری وارد می کنند.
 - ۴- رستهای دیستالی در صورتی که همراه با بازوی ریختگی حلقوی باشند، نیروهای افقی بیشتری بر روی بافتهای نگهدارنده اعمال می کنند.^[۱]
- در مطالعه دکتر گرامی پناه و همکاران^[۶] در بررسی به

برخی از مولفین معتقدند بهترین کلاسی که حداقل نیروی Torque را به دندانهای پایه وارد می کند، T. Clasp است که یک رست دیستو اکلوزال و یک بازوی سخت لینگوالی برای تقابل داشته باشد.^[۲]

REFERENCES

منابع لاتین:

1. Argerakis, George P., (1985): Functional Forces with Rem. Partial Den., Dental Clinics of N. America. 29 (1): 67-80.
2. Henderson, Davis, Mc Cracken's (1985): Rem. Partial Dentures, Mosby. Chapters. 7,8,9,15.
3. Huffman, Richard. W. (1973): Principles of Occlusion, H & R Press, London, Chap.1.
4. Mohi, Norman. [et al]. (1988): A text book of Occlusion, Quintessence books, USA, Chap 6.
5. Stewart, Kenneth L. (1992): Clinical Rem. Partial Prosth. Ishikoya Euro - Am. Publishing, Chap 4,8.

منابع فارسی:

۶. دکتر فریده، گرامی پناه. و همکاران (۱۳۷۵): مقایسه توزیع تنش در دورست مزیال و دیستال در دندان پایه مجاور پروتز پارسیل انتهای آزاد، مجله دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران، دوره ۹، شماره ۱-۲، ص ۵۵-۶۳.
۷. دکتر عباس، منزوی. دکتر رامین، مشرف. (۱۳۷۵): بررسی نقش اهرمها در اکلوزن، مجله دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران، دوره ۹، شماره ۱-۲، ص ۶۴-۷۱.