Archive of SID

مقایسه تأثیر زاویه‌های مختلف مفصل زانو در دو زنجیرهٔ حرکتی باز و بسته بر نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل(VMO) به پهن خارجی(VL)در حین انقباض ایزومتری

*دکتراسماعیل ابراهیمی‌تکامجانی[I]
راتا حافظی[II]

چکیده

روشهای درمانی بسیاری جهت توانبخشی درد مفصل کشککی ـ رانی وجود دارد ولی یافته‌های اندکی برای تعیین مؤثرترین این روش‌ها در دسترس است. افزایش نسبت فعالیت دو عضلهٔ پهن داخلی به پهن خارجی می‌تواند در درمان بیماران مبتلا به درد زانو با اختلال در عملکرد حرکات طبیعی کشکک مفید باشد. هدف از این تحقیق بررسی فعالیت الکترومیوگرافی این دو عضله در ۷ زاویهٔ مختلف مفصل زانو در حین انجام انقباض ایزومتری در دو زنجیرهٔ حرکتی باز و بسته بود.

زانوی غالب ٤٤ خانم سالم مورد بررسی قرار گرفت. الکترودهای سطحی دستگاه میوفیدبک، میزان فعالیت این دو عضله در زاویه‌های صفر تا ۹۰ درجه (بافواصل ۱۵درجه) در هر دو زنجیرهٔ حرکتی ثبت گردید. نتایج با استفاده از t-test و آنالیز واریانس یکطرفه بین متغیرها (ANOVA)مورد قضاوت آماری قرار گرفتند.

آنالیز آماری نشان داد که تفاوت قابل ملاحظه‌ای مابین ورزشها در سه زاویهٔ صفر،۱۵، ۳۰ درجه در دو زنجیرهٔ باز و بسته ،مابین تمامی زاویه‌ها به استثنای صفر و ۱۵ و ۳۰ و ۰،۱۵ و ۰،۳۰ و ۱۵،٤۵ و ۳۰،٦۰،۷۵ و ۹۰ و ۷۵ درجه در زنجیرهٔ حرکتی بسته وبین زاویه‌های۱۵، ٦۰و۳۰، ٦۰و٤۵، ٦۰و۹۰، ٦۰ در زنجیرهٔ حرکتی باز وجود دارد($P < ۰/۰۰۱$). در نتیجه : ۱- زاویهٔ ٦۰ در زنجیرهٔ باز و ۱۵° در زنجیرهٔ بسته به عنوان مؤثرترین زاویه‌ها (افزایش نسبت فعالیت عضلهٔ پهن داخلی به پهن خارجی) ، ۲- زاویهٔ ۱۵° در زنجیرهٔ باز و ۹۰° در زنجیرهٔ بسته به عنوان ناکارآترین وضعیت مفصل زانو، ۳- قوس حرکتی صفر تا ٤۵ درجه زنجیرهٔ حرکتی باز و صفر تا ۳۰ درجه در زنجیرهٔ حرکتی بسته به عنوان مؤثرترین و کارآترین قوس حرکتی در نظر گرفته شد. از این رو ، بر اساس تحقیق حاضر و نکات بیومکانیک و نوروفیزیولوژیکال توصیه می‌شود که در فاز ابتدایی یا در جلسه‌های اولیهٔ درمان، اختلال‌های عملکرد در مفصل کشککی ـ رانی ورزشهای درمانی در زنجیرهٔ حرکتی بسته انجام گردد.

کلیدواژه ها: ۱- زنجیره حرکتی بسته ۲- زنجیره حرکتی باز ۳- الکترومیوگرافی

مقدمه

یکی از شایعترین بیماریهای زانو، اختلال در مکانیسم اکستانسوری زانو است که در ۲۵٪ جمعیت فعال در گروه سنی ۱۵ تا ۳۵ سالگی به خصوص دربین خانمها، دیده می‌شود(۱،۲). درد مفصل کشککی ـ رانی شکایت اصلی این افراد می‌باشد. با وجود شیوع زیاد این ضایعه، در علت شناسی و درمان این بیماری اختلاف نظر وجود دارد(۱،۳). هر چند که علت دقیق این بیماری مشخص نیست، این مساله پذیرفته شده که این بیماری معمولاً ناشی از قرار

I) دانشیار فیزیوتراپی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی ـ درمانی ایران، دانشکده علوم توانبخشی ، میدان محسنی، تهران (*مولف مسؤول)
II) کارشناس ارشد فیزیوتراپی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی ـ درمانی ایران، دانشکده علوم توانبخشی ، میدان محسنی، تهران

www.SID.ir

Archive of SID

گرفتن کشکک در راستای غیر طبیعی است (٤). این حالت خود می‌تواند به واسطه حالتهای غیر طبیعی در ساختمان رتیناکولارها، ساختمان آناتومی غیر طبیعی، عملکرد اشتباه مکانیسم اکستانسوری عضله چهار سر رانی و یا به‌هم خوردن تعادل عضلات به وجود می‌آید. کنترل عصبی ـ عضلانی نیز در عملکرد صحیح مفصل کشککی ـ رانی و عدم ایجاد درد مذکور نقش موثری دارد. عدم تعادل بین ثبات دهنده‌های فعال و اصلی کشکک به عنوان یکی از عوامل ایجاد وضعیت نادرست راستای کشکک و در نهایت ، ایجاد این درد بیان گردیده است، زیرا سر داخلی عضله چهارسر رانی یعنی عضله پهن داخلی مایل متعاقب درد، بی‌حرکتی ، جراحت و ... به سرعت دچار ضعف و تحلیل می‌گردد، در حالی که سر خارجی عضله چهار سررانی یعنی عضله پهن خارجی دارای سطح مقطع بزرگتر و میزان بیشتری از فیبرهای دارای آستانه بالا می‌باشد(۳). از این رو، در مقایسه با سرداخلی خیلی دیرتر دچار ضعف و تحلیل می‌گردد که همین امر موجب خارج کشیده شدن کشکک ودر نتیجه اختلال در روند اکستانسوری زانو می‌گردد(۱،۳). درمان این بیماری اغلب به صورت غیر جراحی صورت می‌گیرد که با توجه به مطالب مذکور هدف برنامه‌های توانبخشی و ورزشهای درمانی در به دست آوردن راستای طبیعی در کشکک و مفصل کشککی ـ رانی می‌باشد(٤،٥). بنابراین اکثر تمرینها باید به طور اختصاصی بر روی تقویت عضلهٔ پهن داخلی و مهار عضلهٔ پهن خارجی تأکید داشته باشند. علی رغم کاربرد بالینی بسیار زیاد تمرین درمانی در این بیماران، هنوز اطلاع دقیقی از تأثیر زاویه‌های مختلف مفصل زانو و زنجیره‌های حرکتی در عملکرد بهتر و مطلوبتر عضلات در دسترس نیست. به همین منظور این تحقیق جهت بررسی فعالیت الکترومیوگرافی دو عضله پهن داخلی و خارجی در ۷ زاویه مختلف مفصل زانو در حین انقباض ایزومتریک در دو زنجیره حرکتی باز و بسته صورت پذیرفت.

روش بررسی

در این مطالعه ٤٤ خانم سالم غیر ورزشکار در محدودهٔ سنی ۲۰ تا ۳۰ سال شرکت داشتند. افراد بر اساس پرسش‌نامه و معاینه‌های بالینی انتخاب شدند. تمامی جلسات آزمایش در شرایط محیطی یکسان از نظر دما (۲۸ درجه سانتی گراد) صورت پذیرفت. به منظور ایجاد تسهیل عضلانی و عدم هر نوع ناراحتی طی انقباضها و کاهش شدت و مدت آزردگی (Soreness) عضلانی، از افراد خواسته شد، ۳ انقباض زیر حداکثر به صورت ایزومتریک در زاویه‌های تعریف شده و با فواصل ۱ دقیقه استراحت بین هر انقباض انجام دهند. در این تحقیق، الکترودهای سطحی یکبار مصرف به ابعاد ۲×۲ به کار رفت. یکی از الکترودها نزدیک به واحد حرکتی عضله و الکترود دیگر به فاصله حداقل ۲ سانتی متر پایین‌تر نسبت به الکترود اول قرار گرفت(شکل ۱). موتور پوینت عضلات با استفاده از روشهای الکتروفیزیولوژیکی استاندارد و جداول موتور پوینت تعیین شدند(۸ ، ۷، ٦). قبل از اتصال الکترودها، محل تماس آنها بر روی اندام تحتانی غالب، کاملاً با الکل تمیز شده و پس از مالیدن ژل الکترولیت به میزان کافی، آنها را در محل مناسب با چسب متصل نموده و جهت جلوگیری از حرکات در الکترودها طی حرکت فرد ، محل اتصال آنها با نوار (Velcro) محکم گردید الکترود زمینی بر روی استخوانی‌ترین بخش درشت نی قرار گرفت.

انقباض به شکل ایزومتریک در دو زنجیره حرکتی باز و بسته و در هفت زاویه مختلف صفر ،۱۵،۳۰،٤٥،٦۰،۷٥،۹۰ درجه فلکسیون زانو صورت گرفت. زنجیره‌ها و زاویه‌ها به طور تصادفی انتخاب گردیدند. جهت انجام انقباض در زنجیرهٔ حرکتی باز از هر فرد خواسته شد که در وضعیت نیمه خوابیده (Semilying) قرار گیرد به گونه‌ای که زاویهٔ بین تنه و استخوان ران ٤٥ باشد. در این حالت اندام تحتانی فرد از٥سانتی‌متر بالاتر از مفصل زانو از تخت آویزان بود. سپس وزنه‌ای به اندازه ۱۰ درصد وزن بدن فرد، به پای غالب او وصل گردید. در این حالت از فرد خواسته شد تا زانوی خود را به اندازه زاویه‌ای که به طور تصادفی انتخاب گردیده (یکی از هفت زاویهٔ تعریف شده) و توسط گونیومتری که محور آن برروی برآمدگی خارجی

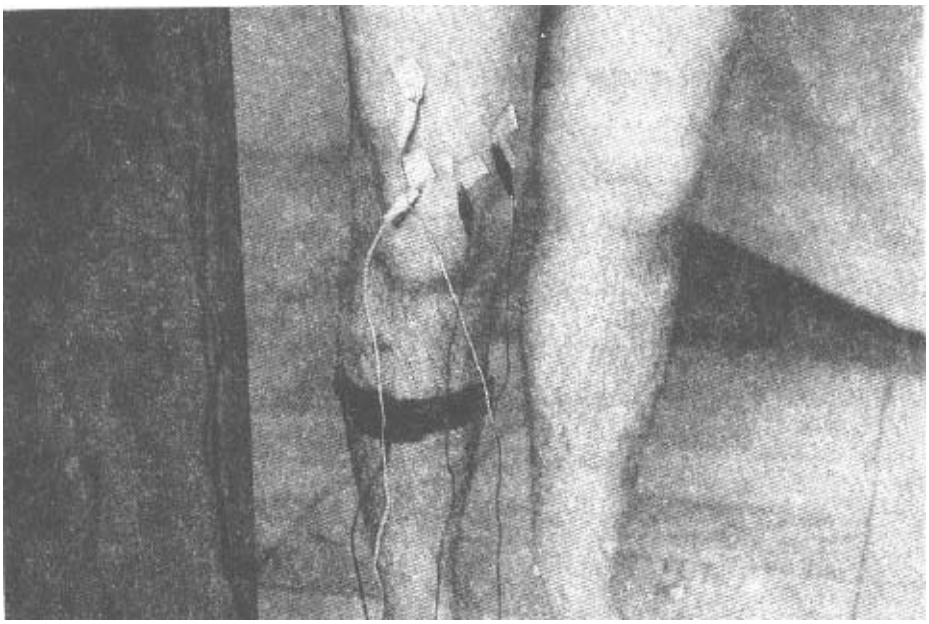
www.SID.ir

Archive of SID

استخوان ران با نوار (Velcro) وصل گردیده و ۲ بازوی آن به ترتیب در راستای قسمت خارجی تنه استخوان ران و نازک نی قرار داشت، ثابت گردید. در این حالت نباید زاویه مفصل ران و مچ پا تغییری کند. مدت زمان کل حرکت و انقباض ۱۰ ثانیه بود که ٤ ثانیه اول مربوط به رسیدن به زاویه مورد نظر و ٦ ثانیه مربوط به قرار گرفتن در زاویه مورد نظر بود. پس از مدت ۱ دقیقه استراحت که بین زاویه‌های مختلف در نظر گرفته شد، زاویه بعدی تعیین گردید. پس از ۱۰ دقیقه استراحت فرد در زنجیره حرکتی بعدی قرار گرفت.

در زنجیره حرکتی بسته از فرد خواسته شد، در حالی که اندام تحتانی خود را به اندازه عرض شانه باز نموده بایستد به گونه‌ای که بر روی هر دو اندام تحتانی به یک میزان وزن بیاندازد. در این حالت چرخش خارجی (turn-out) طبیعی پا وجود داشت (با راه رفتن فرد بر روی صفحه کاغذی تعیین گردید) و از چرخشهای داخلی و خارجی پا، جلوگیری به عمل آمد و در تمامی مراحل آزمایش این وضعیت حفظ گردید. سپس، از فرد درخواست شد در حالی که ستون فقرات کمری در وضعیت نیمه خمیده بود و دستها در جلوی بدن به صورت کشیده قرار داشت، در زاویه مورد نظر (تصادفی) انتخابی قرار بگیرد.

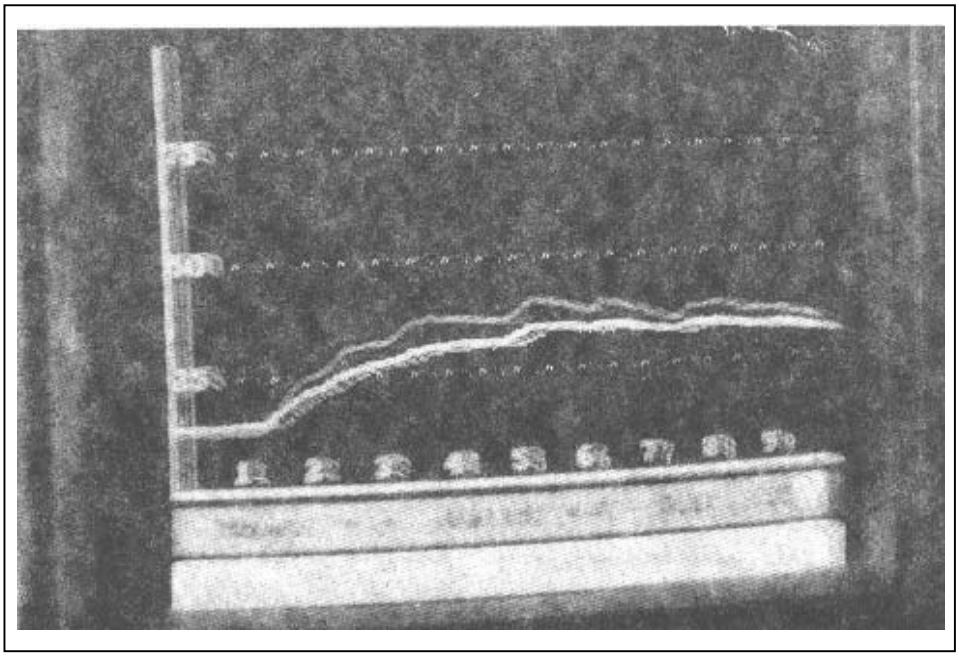
دستگاه بیوفیدبک استفاده شده در این تحقیق ۲ کاناله، دارای درجه حساسیت (gain) ۵ میکروولت تا ۲۰۰۰ میکروولت واینتگریشن (Integration) ۱، ۲ و ۳ بود. میزان درجه حساسیت برای هر فرد، بسته به میزان نیروی عضلات فرد، جداگانه تعیین گردید ولی این میزان برای هر دو کانال یکسان بود و اینتگریشن دستگاه بر روی ۳ قرار گرفت. دستگاه بیوفیدبک به یک برنامه نرم افزاری بر روی رایانه مرتبط بود. بدین ترتیب زمانی که فرد شروع به رفتن به زاویه مورد نظر و بدنبال آن قرار گرفتن در زاویه مورد نظر می کرد، بر روی صفحه کامپیوتر دو موج که یکی مربوط به عضلهٔ پهن داخلی مایل و دیگری مربوط به عضلهٔ پهن خارجی بود، شکل می گرفت که با توجه به میزان درجه حساسیت دستگاه بر حسب میکروولت سطح زیر منحنی محاسبه می گردید(شکل ۲).



شکل ۱- نحوهٔ اتصال الکترودها

www.SID.ir

Archive of SID



شکل ۲–نمونه‌ای از ثبت امواج بر روی کامپیوتر

یافته ها

در خصوص نتایج حاصل از این مطالعه موارد زیر قابل بررسی است.

مقایسه زاویه‌های متناظر از دو زنجیره حرکتی متفاوت ـ ۱) در زاویه‌های ابتدایی دامنه حرکتی مفصل زانو (۳۰ – ۰ درجهٔ فلکسیون) نسبت فعالیت VMO/VL به صورت مشخص در زنجیره حرکتی بسته بالاتر می باشد. ۲) در زاویهٔ ٦۰ درجهٔ فلکسیون زانو این اختلاف معنی دار به نفع زنجیرهٔ حرکتی باز به وجود آمده است. ۳) در زاویه‌های ۷۵،٤۵و ۹۰ درجه فلکسیون زانو اختلاف معنی‌داری در ثبت میزان فعالیت VMO/VL دیده نشد. به عبارت دیگر، در این زوایا وضعیت خاصی را نمی‌توان تعریف نمود که در آن وضعیت فعالیت VMO در مقایسه با VL از اختلاف قابل توجه و یا اختلاف معناداری برخوردار باشد.

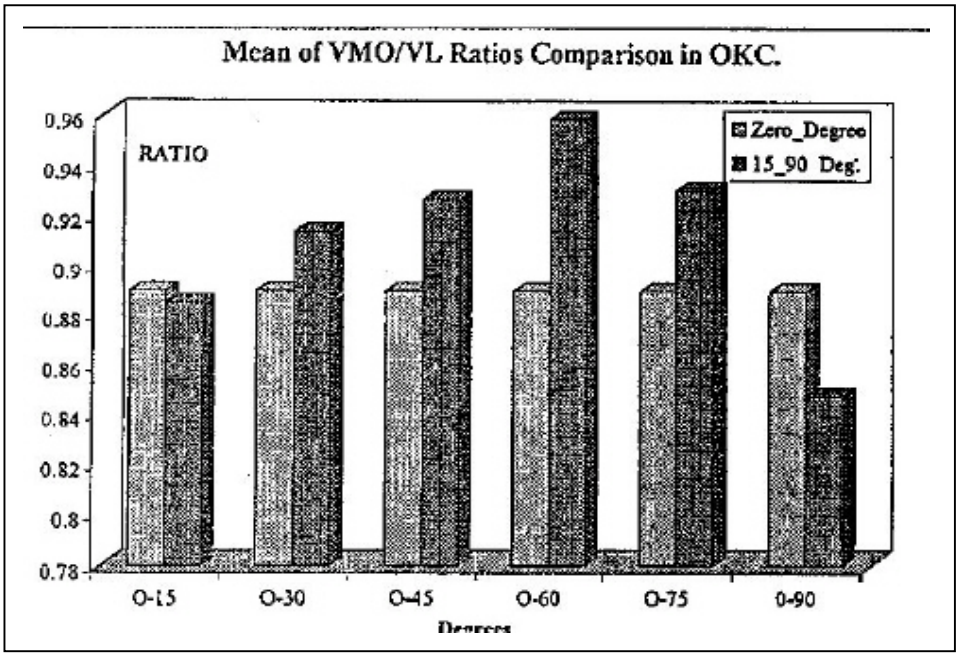
مقایسه زاویه‌های مختلف از یک زنجیره حرکتی:

زنجیره حرکتی باز ـ ۱) نسبت فعالیت VMO/VL درزاویهٔ صفر درجه در مقایسه با کلیهٔ زاویه‌های دیگر از اختلاف معنی‌داری برخوردار نبود. ۲) نسبت فعالیت VMO/VL در زاویهٔ ۱۵ درجهٔ فلکسیون زانو به استثنای زاویه‌های صفر و ۹۰ درجهٔ فلکسیون زانو از اختلاف معنادار به نفع زاویه مقابل خود برخوردار بود. ۳) در بررسی وضعیت‌های باقی مانده، نکته قابل ذکر و با اهمیت این است که وضعیت ٦۰ درجهٔ فلکسیون زانو در مقایسه با تمامی وضعیت‌های دیگر مناسب‌ترین وضعیتی می‌باشد که در آن نسبت فعالیت عضلانی به نفع عضله VMO جابجا گردیده است(نمودار ۱).

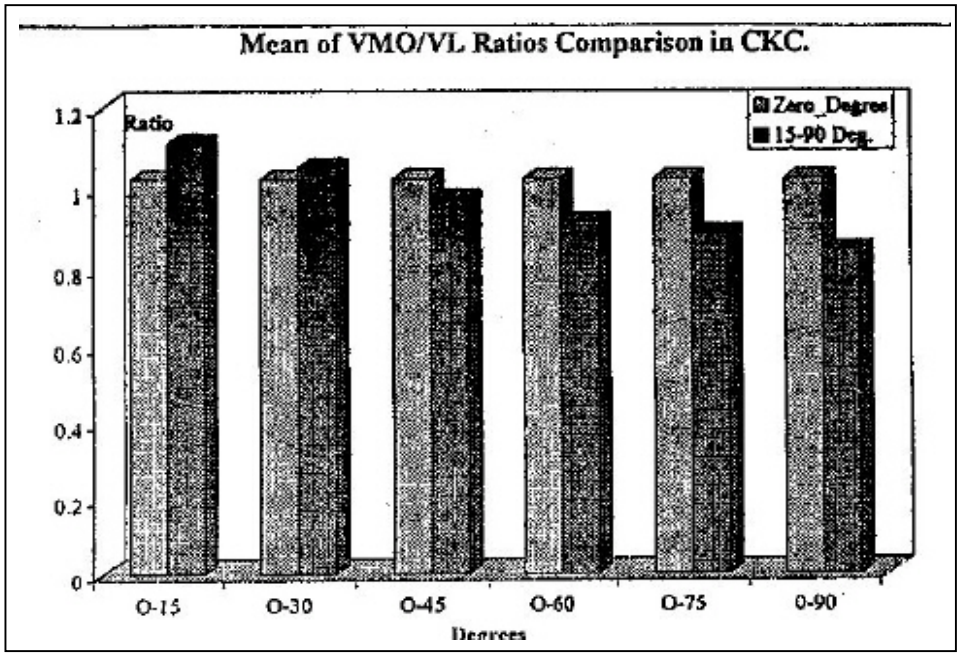
٤) با توجه به نتایج به دست آمده، زاویه‌های حرکتی مفصل زانو در دامنه میانی (۷۵ – ٤۵ درجه فلکسیون زانو) را به طور عملی می‌توان به عنوان مؤثرترین دامنهٔ حرکتی جهت انجام تمرین درمانی و با هدف جابجا کردن نسبت فعالیت عضلانی VMO/VLبه نفع عضله VMO در نظرگرفت.

www.SID.ir

Archive of SID



نمودار ۱- مقایسه میانگین نسبت فعالیت عضلانی VMO/VL در زنجیرهٔ حرکتی باز



نمودار۲- مقایسه میانگین نسبت فعالیت عضلانی VMO/VL در زنجیرهٔ حرکتی بسته

www.SID.ir

Archive of SID

زنجیره حرکتی بسته ـ ۱) نکته جالب توجه و حایز اهمیت در بررسی نتایج این است که در مقایسه تمامی وضعیتها در نسبت فعالیت عضلانی VMO/VL اختلاف معنی‌داری وجود دارد و در تمامی حالت‌ها زاویه پایین‌تر (زاویهٔ نزدیکتر به سمت اکستانسیون) دارای نسبت بالاتری به نفع عضله VMO می‌باشد. ۲) در تمامی وضعیت‌ها نسبت فعالیت عضلانی VMO/VL با یک آهنگ خاص به نفع عضله VMO جابه جا گردیده است. بدین ترتیب که هر چه از سمت دامنه‌های بالای فلکسیون زانو به سمت اکستانسیون پیش می‌رود به تدریج به میزان این نسبت افزوده می‌شود. ۳) با توجه به نتایج به دست آمده، زوایای حرکتی مفصل زانو در دامنه‌های ابتدایی (۳۰-۰ درجهٔ ابتدایی حرکت) را می‌توان به عنوان مناسب‌ترین قوس حرکتی در این زنجیره حرکتی تعریف نمود(نمودار ۲).

بحث

با توجه به این که در زاویه‌های ابتدایی حرکت فلکسیون زانو از یک سو ثبات مفصل زانو و به طور مشخص ثبات در مفصل کشککی ـ رانی از نوع ثبات دینامیکی می‌باشد و از سوی دیگر، با توجه به این که زاویه‌های عملکردی مفصل زانو صفر،۱۵و۳۰ درجه می‌باشند (Functional position)، زیرا اغلب قریب به اتفاق فعالیتهای حرکتی روزمره در مفصل زانو در این زاویه‌ها اتفاق می‌افتد و همچنین مفصل زانو به عنوان یک مفصل عمل کننده در زنجیره حرکتی بسته اغلب فعالیت‌های خود را انجام می‌دهد. بنابراین، انتظار می‌رود که در زنجیره حرکتی بسته و در زاویه‌های مذکور این نسبت (VMO/VL) در زنجیره حرکتی بسته در مقایسه با زنجیره حرکتی باز بالاتر باشد. از سوی دیگر، در زاویه ۶۰ درجه فلکسیون زانو این نسبت به نفع عضله پهن داخلی درزنجیره حرکتی باز جابجا شده است که با در نظر گرفتن بهترین زاویهPennate در عضلات پهن داخلی و خارجی انتظار می‌رود که در این زاویه بهترین فعالیت وجود داشته باشد و نتایج حاصل از این طرح پژوهش نیز مؤید چنین مسئله‌ای می‌باشد(۹).

در زنجیره حرکتی باز ـ ۱) زاویهٔ ۴۵ درجهٔ فلکسیون زانو به عنوان یک زاویهٔ بینابینی (Intermediate) عمل می‌کند. در زاویه‌های بالای ۶۰ درجهٔ فلکسیون زانو به دلایلی از قبیل: عدم وضعیت عملکردی در زنجیرهٔ حرکتی بسته و همچنین وجود مسئلهٔ ارتباط طول و کشش(Tension) به خصوص در زنجیره حرکتی باز (در زاویه‌های بالا عضله در دامنهٔ خارجی (outer range) خود قرار می‌گیرد) از میزان فعالیت عضلانی کاسته خواهد شد(۱۰،۱۱). در این زاویه‌ها انتظار بر این است که اختلاف معنی‌داری در ثبت مذکور و بین دو زنجیره حرکتی دیده نشود که نتایج این پژوهش نیز مویدچنین مسئله‌ای است. ۲) زاویه ۱۵ درجه فلکسیون زانو ضعیف ترین و ناکارآترین وضعیتی است که در آن VMO وارد عمل می‌شود(The Most Insufficient Position). ۳) وضعیت ۶۰ درجهٔ فلکسیون زانو در مقایسه با تمامی وضعیت‌های دیگر مناسب‌ترین وضعیتی است که در آن نسبت فعالیت عضلانی به نفع عضله VMO جا به جا گردیده است. به عبارت دیگر، می‌توان گفت در این زنجیره حرکتی زاویه ۶۰ درجه فلکسیون زانو کارآترین وضعیت جهت وارد عمل کردن عضله VMO می‌باشد.(The Most Sufficient Position).

۴) با توجه به نتایج حاصل، زاویه‌های حرکتی مفصل زانو در دامنه میانی ۷۵ – ۴۵ درجه فلکسیون زانو را به طور عملی می‌توان به عنوان مؤثرترین دامنهٔ حرکتی جهت انجام تمرین درمانی و با هدف جا به جایی نسبت فعالیت عضلانی VMO/VL به نفع عضله VMO در نظر گرفت.

زنجیره حرکتی بسته ـ ۱)زاویه‌های بالای فلکسیون زانو به ویژه وضعیت ۹۰ درجهٔ فلکسیون را به طور عملی می‌توان به عنوان ناکارآترین وضیعت به علت عدم وارد عمل کردن VMOو جا به جا کردن نسبت VMO/VL در نظر گرفت(The Most Insufficient Position). ۲) زاویهٔ ۳۰ درجهٔ فلکسیون زانو بهترین زاویه در این زنجیره می‌باشد، زیرا در آن نسبت فعالیت عضلانی به نفع عضله VMO جا به جا شده است. به عبارتی دیگر، می‌توان گفت زاویهٔ ۳۰ درجهٔ فلکسیون زانو

www.SID.ir

Archive of SID

کارآترین وضعیت جهت وارد عمل کردن عضله VMO می‌باشد(The Most Sufficient Position).
۳)زاویه‌های حرکتی مفصل زانو در دامنه‌های ابتدایی (۳۰-۰درجهٔ ابتدایی حرکت) را می‌توان به عنوان مناسب‌ترین قوس حرکتی در این زنجیره حرکتی تعریف نمود و به صورت عملی می‌توان به عنوان مؤثرترین دامنه حرکتی جهت انجام تمرین درمانی با هدف جا به جا کردن نسبت فعالیت عضلانی VMO/VL به نفع VMO در نظر قرار داد(The Most Sufficient Arc of Movement) .

نتیجه گیری

با در نظر گرفتن این نکته که در اغلب ضایعات مجموعه زانو به خصوص ضایعات مفصل کشککی ـ رانی هدف عمده درمان ، بهبود حرکت طبیعی استخوان کشکک در طول دامنه حرکتی مفصل زانو می‌باشد و این هدف فقط با بهبود نسبت فعالیت عضلانی VMO/VL به نفع عضلهٔ پهن داخلی برقرار می‌شود بنابراین در تمرین درمانی باید به دنبال برنامه‌ای بود که نسبت مذکور را به نفع فعالیت عضلهٔ پهن داخلی جا به جا کند. به همین دلیل: ۱- نمی‌توان تنها از تمرینات در زنجیرهٔ حرکتی بسته به عنوان تمرینات مؤثر در درمان ضایعات مفصل کشککی ـ رانی نام برد، زیرا که تمرین‌ها در زنجیرهٔ حرکتی باز نیز در درجاتی از دامنهٔ حرکتی خود فعالیت مناسبی را بر روی عضلهٔ پهن داخلی ایجاد می‌نمایند. ۲- هر دو گروه تمرینات زنجیرهٔ حرکتی باز و بسته دارای نقاط ضعف و قوتی می‌باشند که بطور حتم در پی‌ریزی برنامهٔ تمرین درمانی به صورت عمده باید بر روی نقاط قوت هر یک از این تمرین‌ها اشاره نمود. ۳- با توجه به نقاط قوت هر یک از تمرینات در دو زنجیره(دامنه‌هایی از حرکت که در آن نسبت فعالیت VMO/VL به نفع VMO جا به جا می‌شود) می‌توان بر حسب شرایط بیمار مجموعه‌ای از تمرینات مختلف در دو زنجیرهٔ مختلف حرکتی را برای بیمار توصیه و تجویز کرد. ٤- برای هر یک از دو زنجیره، دامنه‌ای از حرکت تحت عنوان کارآمدترین دامنهٔ حرکتی و همچنین کارآمدترین قوس حرکتی تعریف شده و بر اساس تعریف کارآمدترین دامنهٔ حرکتی، دامنه استاتیکی(Static) از حرکت می‌باشد که در آن بهترین فعالیت عضلهٔ VMO را در مقابل VL داشته و در نتیجه نسبت فعالیت این دو عضله به نفع عضلهٔ VMO جا به جا گردیده و در تعریف کارآمدترین قوس حرکتی، قوسی از حرکت که در آن نسبت مذکور به نفع عضلهٔ VMO جا به جا شده، در نظر قرار گرفته است(نسبت بالای یک) . ٥- با توجه به نتایج بالا توصیه می‌شود جهت ارایه برنامه تمرین درمانی به بیمارانی که به نحوی مبتلا به سندرم PF می‌باشند:

۱ ـ در صورتی که به بیمار انقباض ایزومتریک آموزش داده می‌شود، از دامنه‌های کارآمد تعریف شده در دو زنجیره در ابتدا استفاده شود.

۲ ـ جهت آموزش تمرین درمانی در قوسی از حرکت در ابتدا در دو زنجیرهٔ حرکتی، قوسهای کارآمد تعریف شده در مورد قبل به کار رود و تمرین درمانی در قوسهای مذکور آموزش داده شود.

۳ ـ به منظور پیشرفت برنامهٔ تمرین درمانی توصیه می‌شود به تدریج از دامنه‌های کارآی تعریف شده در مورد قبل به سمت دامنه‌های ناکارآ حرکت کند.

٤ ـ با توجه به این که هر چه به سمت دامنه‌های بالاتر فلکسیون زانو پیش می‌رویم در تجزیهٔ بردارهای اعمال نیرو بر روی مفصل کشککی ـ رانی بر شدت نیروی فشارنده (Compressive component) اضافه می‌شود، توصیه می‌شود جهت آموزش تمرین درمانی در ابتدا از تمرین‌ها در زنجیرهٔ حرکتی بسته (با در نظر گرفتن موارد مطرح شده در نقطهٔ قبلی) استفاده شده و سپس به سمت تمرینات در زنجیرهٔ حرکتی باز پیش رفت.

منابع

1- Powers C.M. Landel R.Perry J. Timing and intensity of vastus muscle activity during functional activities in subjects with and without patellofemoral pain. Physical Therapy ; 1996, 76: 946 – 955.

2- McConnel J. The management of chondromalacia patella:A Long Term Solution. The Australian Journal of Physiothrapy . 1986, 32 : 215 -223.

www.SID.ir

Archive of SID

3- Witvrouw E., Sneyers C., Lysens R. Reflex response times of vastus medialis obliques and vastus lateralis in normal subjects and subjects with patellofemoral pain syndrome . JOSPT. 1996, 24:160 – 165.

4- Cerny K. Vastus medialis oblique/vastus lateralis muscle activity ratios for selected exercises in persons with and without patellofemoral pain syndrome . physical Therapy. 1995, 75:672 – 682

5- Hertling D, Kessler RM. Management of common musculoskeletal disorders . Lippincott, 1996, 315 – 378

6- Felder CR, Charles R, Mureen A, Leeson B. Patellofemoral pain syndrome . Electromygraphy Application in Physical Therapy . 1990, 1 – 4.

7- Basmajian JV. Electrode placement in electromyographic biofeedback,1986, 369 – 381.

8- Brask B., Lueke R.H., Soderberg G.L. Electromyographyic analysis of selected muscles during the lateral step – up exercise. Physical Therapy .1983, 324-328.

9- Fukunaga T. Muscle architecture and function in humans ISB keynote lecture . Journal of Biomechanics ,1997, 30:457-463.

10- Blanpied . P., Levnis J.A., Murphy E. The effect of different stretch velocities on average force of the shortenning phase in the stretch-shorten cycle. JOSPT. 1995, 21:345-353.

11- Prentice E.W. Closed kinetic chain exercises. Rehabilitation techniques in Sport Medicine. 1994,88-107.

www.SID.ir