

# اندازه گیری زاویه pennation و طول فاسیکل ها به منظور تخمین میزان نیروی عضلات اسکلتی با استفاده از اولتراسونوگرافی Real-time

محبوبه رکابی زاده<sup>۱</sup>، اصغر رضا سلطانی<sup>۲</sup>، نیوشا نام آوریان<sup>۳</sup>

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیوتراپی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

۲- استاد گروه فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

۳- دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیوتراپی شعبه بین الملل دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

## چکیده

**مقدمه و هدف:** طول فاسیکل های عضله و زاویه pennation را می توان بصورت غیر تهاجمی با استفاده از روش هایی مثل اولتراسونوگرافی مطالعه نمود. هدف از این مطالعه معرفی طول فاسیکل و زاویه pennation به منظور تخمین قدرت عضلات اسکلتی با استفاده از اولتراسونوگرافی می باشد. **متدولوژی:** اطلاعات این مطالعه با مراجعه به Pubmed و رفرانس های معتبر از طریق اینترنت و نیز Full Text های موجود در کتابخانه بر روی ۱۵ مقاله و ۳۰ چکیده در دسترس جمع آوری شده اند. در جستجو کلمات کلیدی مانند: عضله، Fascicle (فاسیکل)، Pennation angle (زاویه Pennation)، نیرو و اولتراسونوگرافی استفاده شد.

**یافته ها:** اطلاعات دقیق در رابطه با زاویه pennation به منظور پیش بینی نیروی عضله دارای اهمیت است. یافته ها چنین پیشنهاد می کنند که تغییرات در زاویه pennation فیبرهای عضله رابطه مثبتی با طول فاسیکل های عضله حین انقباض دارد، در حالیکه ضخامت عضله (فاصله ی بین آپونوروزها) ممکن است ثابت بماند.

**نتیجه گیری:** اولتراسونوگرافی Real-time (همزمان) یک روش غیر تهاجمی است که تغییرات معماری عضله را هم در حالت استراحت و هم در حین انقباض استاتیک و دینامیک بررسی می کند. این روش یک وسیله اندازه گیری معتبر به منظور تخمین نیروی عضله از طریق اندازه گیری پارامترهای معماری عضله مثل زاویه pennation و طول فاسیکل می باشد.

**کلید واژه ها:** عضله، Fascicle، Pennation angle، نیرو، اولتراسونوگرافی

(ارسال مقاله ۱۳۹۲/۱/۲۴، پذیرش مقاله ۱۳۹۳/۴/۱)

**نویسنده مسئول:** خیابان دماوند، روبروی بیمارستان بوعلی دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

Email: a\_rezasoltani@sbmu.ac.ir

## مقدمه

معماری عضله بطور قابل توجهی بر رفتار عضله و نیرویی که به تاندون و استخوان منتقل می کند، اثر می گذارد (۳،۲،۱). یکی از پارامترهای مهم در معماری عضله زاویه pennation است. بیشتر عضلات بدن انسان، دارای زاویه ای در محل تماس فیبرهای عضله نسبت به نقاط اتصال به آپونوروز و تاندون خود هستند (۴). زاویه pennation، به عنوان الگوی قرارگیری فیبرهای عضله نسبت به محور تولید نیروی همان عضله معرفی می شود که یکی از فاکتورهای اصلی تعیین عملکرد عضله می باشد (۷،۶،۵). در گذشته زاویه pennation فیبرهای عضله را از طریق تشریح جسد انسان اندازه می گرفتند (۴،۲)، اما در این روش علاوه بر اینکه مقادیر زاویه بین فیبرها به علت فاکتورهایی مثل کوتاهی دست خوش تغییر می گردد، امکان مطالعه اثر انقباض عضلانی و وضعیت مفصل بر معماری عضله هم وجود ندارد (۲). امروزه روش های تصویری مانند اولتراسونوگرافی معرفی شده است که قادرند بصورت غیر تهاجمی، تصاویری از فاسیکل های عضله در هر دو حالت انقباض استاتیک و دینامیک تهیه کنند (۴،۲). اطلاعات دقیق در رابطه با زاویه pennation در دو گروه از مطالعات بیومکانیکی دارای اهمیت است، اول وقتی بخواهیم مقدار حرکت مفصل را با پیش بینی نیرویی که عضله در جهت فیبرهایش تولید می کند، محاسبه کنیم (۱۰،۹،۸). دوم و بالعکس، وقتی که بخواهیم نیروی تولید شده در جهت فیبرهای عضله را، محاسبه کنیم (۱۲،۱۱،۸). بعضی از مدل های تئوری برآورد کرده اند که تغییر در زاویه pennation فیبرهای عضله در نتیجه تغییرات طول فیبرهای عضله در طی انقباض ایزوتونیک می باشد، به این ترتیب که در این مدل ها ضخامت عضله (فاصله بین آپونوروزها) هنگامیکه فیبر عضله کوتاه یا بلند می شود، ثابت می ماند (۸،۱۳،۱۴،۱۵). اگرچه افرادی هم نشان داده اند که ضخامت عضله ممکن است حین

معماری عضله بطور قابل توجهی بر رفتار عضله و نیرویی که به تاندون و استخوان منتقل می کند، اثر می گذارد (۳،۲،۱). یکی از پارامترهای مهم در معماری عضله زاویه pennation است. بیشتر عضلات بدن انسان، دارای زاویه ای در محل تماس فیبرهای عضله نسبت به نقاط اتصال به آپونوروز و تاندون خود هستند (۴). زاویه pennation، به عنوان الگوی قرارگیری فیبرهای عضله نسبت به محور تولید نیروی همان عضله معرفی می شود که یکی از فاکتورهای اصلی تعیین عملکرد عضله می باشد (۷،۶،۵). در گذشته زاویه pennation فیبرهای عضله را از طریق تشریح جسد انسان اندازه می گرفتند (۴،۲)، اما در این روش علاوه بر اینکه مقادیر زاویه بین فیبرها به علت فاکتورهایی مثل کوتاهی دست خوش تغییر می گردد، امکان مطالعه اثر انقباض عضلانی و وضعیت مفصل بر معماری عضله هم وجود ندارد (۲). امروزه روش های تصویری مانند

انقباض تغییر کند (۱۸،۱۷،۱۶،۸). بنابراین اعتبار نتایج حاصل از فرض ثابت بودن ضخامت عضله هنوز در شک و تردید است (۸). عده‌ای دیگر از محققین گزارش کرده‌اند که معماری عضله حین انقباضات حتی در انقباضات ایزومتریک هم تغییر می‌کند (۲۰،۱۹،۱۸،۱۶،۷،۲،۱). در یک عضله با سطح مقطع عرضی و حجم مشخص با افزایش زاویه pennation، فیبرهای بیشتری به طور موازی در کنار یکدیگر قرار می‌گیرند و در نتیجه ظرفیت تولید نیروی عضله افزایش می‌یابد (۲۴،۲۳،۲۲،۲۱،۸۶). در این رابطه عده‌ای دیگر از محققین اظهار کرده‌اند که حداکثر نیروی تولید شده در یک عضله pennate بیشتر از حداکثر نیروی تولید شده در یک عضله با فیبرهای موازی با همان حجم و سطح مقطع عرضی است (۲۱،۸). در یک مطالعه اولتراسونوگرافی که بر روی عضله سمی اسپینالیس کاپیتیس گردن انجام شده است، مشخص شد که ضخامت عضله در طی انقباض از صفر تا ۱۰۰٪ حداکثر انقباض ایزومتریک نیروی اکستانسوری گردن تغییر می‌یابد و همبستگی خوبی بین میزان نیرو و ضخامت عضله حین انقباض عضله وجود دارد (۱۹،۱۸). این در حالی است که چنین همبستگی در عضله مولتی فیدوس گردنی فقط تا ۵۰٪ حداکثر نیرو وجود می‌آید و بعد از افزایش این مقدار نیرو ابعاد عضله تغییر نمی‌کند (۲۰).

بطور کلی عضلات بدن انسان در دامنه‌ای از فیبرهای تقریباً موازی با زاویه صفر مثل عضله خیاطه تا فیبرهای با بیشترین زاویه pennation مانند سر کوتاه عضله دو سر رانی با زاویه حدود ۲۳ درجه، قرار دارند (۷). در مطالعات قبلی نشان داده شده است، با افزایش زاویه pennation تنها تا ۴۵ درجه هر دو نیرو یعنی نیروی تولید شده در جهت فیبرهای عضله و نیز مولفه نیروی منتقل شده به تاندون افزایش می‌یابد (۲۱،۸).

هدف از این مطالعه مروری معرفی طول فاسیکل و زاویه pennation به منظور تخمین قدرت عضلات اسکلتی با استفاده از اولتراسونوگرافی می‌باشد. در این رابطه ابتدا لازم است که در مورد نحوه ارزیابی زاویه pennation به کمک اولتراسوند اطلاعات کلی ارائه گردد.

اولتراسونوگرافی Real-time و ارزیابی عملکرد عضله - اولتراسونوگرافی Real-time یک روش غیر تهاجمی است که قادر است تغییرات معماری عضله زنده را هم در حالت استراحت و هم در حین انقباض استاتیک و دینامیک تعیین کند (۲۸،۲۷،۲۶،۲۵،۸). اولتراسونوگرافی امکان ثبت زاویه pennation فیبرها را در طول‌های خاص عضله، زوایای مشخص مفصل و در سطوح خاص نیروی انقباض می‌دهد

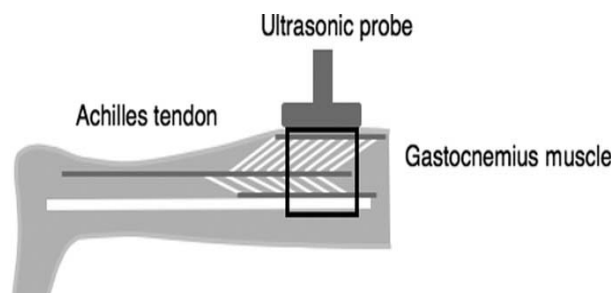
دستگاه اولتراسوند سه بعدی (3D) - سیستم اولتراسوند سه بعدی، تصاویر چندگانه اولتراسونوگرافی B-Mode را همراه با مختصات سه بعدی هر تصویر به منظور ساختن شکل سه بعدی یک شیء به کار می‌گیرد و برای ساختن شکل سه بعدی از نرم افزار مخصوصی استفاده می‌کند (۳۴،۳۳،۷). این روش امکان اندازه‌گیری سه بعدی معماری عضله را در هر دو حالت استراحت و حین انقباضات فراهم می‌نماید (۷).

Frey et al. (2003) با استفاده از اولتراسونوگرافی سه بعدی موفق به مشاهده مدل سه بعدی عضلات اسکلتی شدند و اظهار کردند که معماری و شکل عضلات در این تصاویر قابل رؤیت هستند. اگرچه آنها تنها طول و ضخامت عضله گاستروکنمیوس را در حالت استراحت اندازه گرفتند (۳۳،۷). پس از آن Hiber et al. (2003) برای اولین بار زاویه pennation فاسیکل‌های عضله تیبیالیس قدامی را حین انقباض با استفاده از اولتراسونوگرافی سه بعدی اندازه‌گیری کردند. آنها تفاوت قابل توجهی در مقادیر اندازه‌گیری شده انقباض عضله با ضریب تفاوت ۳۰-۴۰٪ گزارش نمودند (۳۴،۷). بنابراین اگرچه روش اولتراسونوگرافی سه بعدی برای تعیین تغییرات در معماری عضله حین انقباض روش مفیدی است اما هنوز به بعضی از جنبه‌های

بعدی کنار یکدیگر قرار گرفته اند (۳۵،۷،۳۶،۳۷،۳۸). در این رابطه agur et al. (2003) نشان دادند که بیشتر فیبرهای عضله سولئوس جسد انسان دارای انحنا بوده و بصورت مایل در کنار یکدیگر قرار گرفته اند (۳۵،۷). بعلاوه، Muramatsu et al. (2002) گزارش کردند که فاسیکل‌های انحناداری درون عضله گاستروکنمیوس انسان وجود دارد که با سطح انقباضات و طول فاسیکل‌ها تغییر می‌کنند (۳۷،۷). بنابراین برای تکمیل اطلاعات موجود اولتراسونوگرافی سه بعدی می‌تواند روش مناسبی باشد.

نحوه ارزیابی زاویه pennation و طول فاسیکل‌های عضله به کمک دستگاه اولتراسوند- فرد در وضعیت مناسب قرار می‌گیرد و سپس مبدل دستگاه بر روی پوست عضله هدف قرار داده می‌شود. انعکاس امواج اولتراسوند از درون عضله، تصویر فاسیکل‌ها را ایجاد می‌کند (شکل ۱) (۱). یکی از فاسیکل‌ها در تصویر با حرکت مبدل بر سطح پوست به دقت دنبال می‌شود و تصویر اولتراسوند، تمام فاسیکل را از ابتدا تا انتها نشان می‌دهد. از این تصاویر، طول فاسیکل‌ها بصورت دیجیتال اندازه‌گیری می‌شود (۲). زاویه pennation هم به عنوان زاویه بین انعکاس حاصل از آپونوروز و انعکاس حاصل از فاسیکل‌های عضله در محل اتصال به آپونوروز، تشکیل می‌شود (۲۲). در این حالت ضخامت هم به عنوان فاصله بین آپونوروز سطحی یا عمقی و آپونوروز مرکزی، محاسبه می‌شود (۲۲).

آن پاسخ داده نشده است (۷). در مطالعه دیگری Kurihara et al. (2005) به بررسی اعتبار و سودمندی روش اولتراسونوگرافی سه بعدی در اندازه‌گیری معماری سه بعدی عضله پرداختند. آنها در ابتدا ابعاد یک شیء با شکل و اندازه مشخص را با استفاده از اولتراسونوگرافی سه بعدی اندازه گرفتند و برای تأیید اعتبار اندازه‌گیری‌ها، میزان خطا و ضریب تفاوت را برآورد کردند. سپس طول فاسیکل‌های سر داخلی عضله گاستروکنمیوس را در حالت استراحت و حین انقباض با شدت‌های مختلف با استفاده از اولتراسونوگرافی سه بعدی و دوبعدی اندازه گرفتند و مقادیر بدست آمده را با هم مقایسه کردند. نتایج مطالعه آنها نشان داد که، مقادیر طول‌های اندازه‌گیری شده با اولتراسونوگرافی سه بعدی بلندتر از اولتراسوند دوبعدی هستند. در مقایسه با روش دوبعدی، این روش توانایی تحلیل معماری سه بعدی عضلات بدن انسان را دارد. خطاهای عمودی و افقی در اندازه‌گیری‌های سه بعدی به ترتیب ۱/۶-۱/۲٪ و ۱-۳/۰٪ بودند. آنها همچنین دقت و قابلیت تکرار روش اولتراسونوگرافی سه بعدی را برای اندازه‌گیری طول هدف در فضای سه بعدی تأیید کردند (۷). در مقایسه با اولتراسونوگرافی دو بعدی و یا MRI برای مشاهده عضلات بصورت غیرتهاجمی در حالت استراحت و هم حین انقباض این روش‌ها به علت اینکه بر اساس تکنیک تصویربرداری مسطح یا دو بعدی عمل می‌کنند، نامساعد جلوه می‌نمایند (۷)، چرا که درون یک عضله، فیبرها در یک فضای سه



شکل ۱- نحوه تصویربرداری اولتراسوند از عضله گاستروکنمیوس

## بحث

در طی انقباضات مختلف می‌باشد. برای مقایسه میزان انقباضات عضلانی از انواع ایزومتریک و ایزوتونیک آن و در زوایای مختلف و با سرعت‌های مختلف از اولتراسونوگرافی می‌توان استفاده نمود. در بین مطالعاتی که ارتباط بین نیرو و زاویه pennation فاسیکل‌ها را مورد بررسی قرار داده‌اند، Maganaris و همکاران در سال ۱۹۹۸ به بررسی تغییرات زاویه pennation عضله تیبیالیس قدامی با استفاده از اولتراسونوگرافی

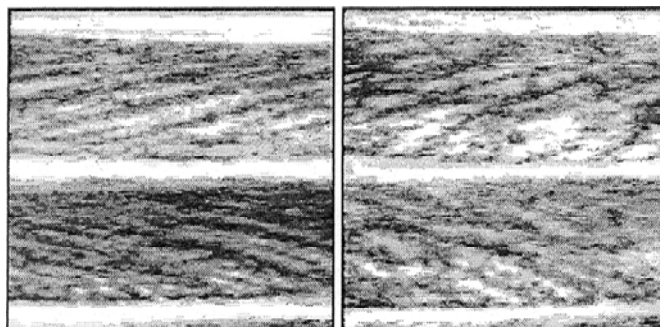
بطور کلی ارزیابی زاویه pennation و طول فاسیکل‌های فیبرهای عضلانی به کمک اولتراسونوگرافی B-mode و Real-time چه از نوع دو بعدی و چه نوع سه بعدی آن، روش‌های بسیار مفیدی برای به تصویر کشیدن و ارزیابی عملکرد عضلات و بویژه در لایه‌های عمقی می‌باشند. روش‌های اولتراسونوگرافی در ارزیابی زاویه pennation و طول فاسیکل‌ها، از متدهای کاربردی برای برآورد میزان نیروی تک‌تک عضلات

Real-time پرداختند. آنها از عضله تیبیالیس قدامی پای راست در دو حالت استراحت و حداکثر انقباض ایزومتریک و در چهار وضعیت میج پا شامل ۱۵ درجه دورسی فلکشن، صفر درجه، ۱۵ و ۳۰ درجه پلانتر فلکشن تصویر برداری کردند. آنها ملاحظه نمودند که، با افزایش زاویه میج پا از ۱۵ درجه دورسی فلکشن به ۳۰ درجه پلانتر فلکشن در هر دو حالت استراحت و انقباض، زاویه pennation بطور معناداری کاهش و طول فاسیکل‌ها افزایش یافت و ضخامت هم ثابت ماند. در مقایسه حالت استراحت و انقباض در هر زاویه میج پا، زاویه pennation افزایش و طول فاسیکل‌ها بطور معناداری کاهش یافت و ضخامت هم ثابت ماند (شکل ۲) (۲۲). بعد از آن در سال ۲۰۰۳ مطالعه دیگری بر روی عضله تیبیالیس قدامی توسط Reeves و همکاران انجام شد و به بررسی رفتار فاسیکل‌های این عضله حین انقباض‌های دینامیک با استفاده از اولتراسونوگرافی پرداختند. آنها با استفاده از دستگاه دینامومتر، حداکثر گشتاور ایزومتریک دورسی فلکشن را در ۶ زاویه میج پا شامل ۱۰ و ۲۰ درجه دورسی فلکشن، صفر درجه، ۱۰، ۲۰ و ۳۰ درجه پلانتر فلکشن اندازه گرفتند. همچنین با استفاده از دستگاه دینامومتر ایزوکینتیک، حداکثر نیروی کانستریک و اکستریک دورسی فلکشن را در سرعت‌های زاویه‌ای مختلف اندازه گرفتند. سپس در تمام حالات فوق با استفاده از دستگاه اولتراسونوگرافی ضخیم‌ترین بخش عضله را مشخص کرده و ویژگی‌های معماری عضله را اندازه گرفتند. آنها گزارش نمودند که، در انقباض ایزومتریک، میانگین طول فاسیکل‌ها در تمام زاویه‌های میج پا حین حداکثر انقباض ایزومتریک بطور معناداری کوچکتر از حالت استراحت بود. میانگین زاویه pennation در تمام زاویه‌های میج پا حین حداکثر انقباض ایزومتریک بطور معناداری بزرگتر از حالت استراحت بود. با تغییر زاویه میج پا و انتقال از حالت استراحت به حداکثر انقباض ایزومتریک، تغییر معناداری در ضخامت عضله ایجاد نشد. علاوه آنها مشاهده نمودند که در انقباض اکستریک، طول فاسیکل‌ها در زاویه ثابت میج پا، مستقل از سرعت زاویه‌ای بوده و بنابراین تفاوت معناداری با انقباض ایزومتریک نداشت. زاویه pennation حین انقباض اکستریک در تمام سرعت‌های زاویه‌ای به طور معناداری کوچکتر از انقباض ایزومتریک بود و نیز زاویه pennation به طور معناداری با سرعت‌های زاویه‌ای تغییر نکرد. میانگین ضخامت عضله در تمام سرعت‌های زاویه‌ای در انقباض اکستریک بطور معناداری بزرگتر از ضخامت آن در انقباض کانستریک در زوایای مشابه میج پا بود. البته ضخامت با تغییر سرعت‌های زاویه‌ای تفاوت معناداری پیدا کرد. در انقباض

کانستریک، طول فاسیکل‌ها در زوایای مشابه میج پا بطور معناداری حین انقباض کانستریک با سرعت‌های زاویه‌ای ۳/۴۶ و ۴/۳۶ Rad/s بطور معناداری بزرگتر از انقباض ایزومتریک بود. زاویه pennation حین انقباض کانستریک با سرعت‌های زاویه‌ای ۱/۷۵، ۲/۶۲، ۳/۴۹، ۴/۳۶ Rad/s بطور معناداری کوچکتر از زاویه pennation حین انقباض ایزومتریک در زاویه ثابت میج پا بود. در زاویه ثابت میج پا، طول فاسیکل‌های این عضله حین انقباض کانستریک با افزایش سرعت زاویه‌ای افزایش و زاویه pennation کاهش یافت (۳۹). در همان سال مطالعه دیگری توسط Hodges و همکاران انجام شد که در آن به مقایسه دو روش اولتراسونوگرافی در اندازه‌گیری پارامترهای معماری و روش EMG در اندازه‌گیری فعالیت عضلات ساق (تیبیالیس قدامی)، عضلات بازو (براکیالیس و بایسپس) و عضلات دیواره شکم (مایل داخلی و خارجی و عرضی شکم) حین انقباضات ایزومتریک با شدت‌های مختلف پرداختند. آنها مشاهده کردند که، در تیبیالیس قدامی با افزایش نیروی انقباض ایزومتریک در ضخامت و زاویه pennation افزایش و در طول فاسیکل‌ها کاهش غیر خطی ایجاد شد. آنها اظهار کردند که بطور کلی در انقباضات کمتر از ۲۰٪، حداکثر تغییرات هر یک از پارامترهای اندازه‌گیری شده اولتراسوند و EMG برجسته‌تر و در انقباضات بیشتر از ۵۰٪ حداکثر تغییرات جزئی‌تر می‌شوند. عضلات بایسپس و براکیالیس هم با افزایش نیروی انقباضات ایزومتریک مشابه عضله تیبیالیس قدامی عمل کردند. در عضلات شکمی با افزایش نیروی انقباضات ایزومتریک، در ضخامت عضله عرضی شکم و مایل داخلی، افزایش و در طول عضله عرضی شکم کاهش غیر خطی ایجاد شد، که این تغییرات با افزایش سطح انقباض تا سطح کمتر از ۲۰٪ حداکثر نیرو اتفاق افتادند. حساسیت عضلات اندام نسبت به عضلات شکمی به تغییرات در EMG بیشتر بود. بنابراین در انقباضات با نیروی کم (۲۰-۳۰٪ حداکثر نیرو)، تغییرات کوچک در فعالیت عضله موجب تغییرات بزرگ در معماری عضله شد. در انقباض‌های قوی‌تر، تغییرات معماری عضله به نسبت کمتر شد (۳۰). بنابراین زاویه pennation حین انقباض عضله به علت حرکت فیبرها تغییر می‌کند و با افزایش نیروی انقباض، این زاویه هم افزایش پیدا می‌کند (۶). بطوریکه تفاوتی تا حدود ۱۲۰-۱۷۰٪ بین زاویه pennation در دو حالت استراحت و حداکثر نیروی انقباض گزارش شده است (۲۵، ۲۲، ۱۱، ۶). همچنین با افزایش نیروی انقباض و در نتیجه افزایش زاویه pennation، طول فاسیکل‌ها کاهش می‌یابد (۲۱، ۸، ۲۲، ۲۳، ۲۴). بعد از آن در سال ۲۰۰۵ Pasquet و همکاران به بررسی اثر تغییرات طول

تخلیه موتور یونیت‌ها به ازاء هر واحد افزایش گشتاور کاهش یافت، که این کاهش در طول کوتاهتر عضله آشکارتر بود. حین انقباض ارادی ایزومتریک کمتر از ماکزیمم، به کارگیری موتور یونیت‌ها و سرعت تخلیه در فاسیکل‌های کوتاه در مقایسه با فاسیکل‌های بلند بیشتر بود (۴۰). همچنین Chauhan و همکاران در سال ۲۰۱۳ به بررسی معادله رگرسیونی که بتوان به کمک آن ضخامت عضله و زاویه pennation را در شدت‌های مختلف EMG حین انقباضات ایزومتریک تخمین زد، پرداختند. آنها بطور همزمان از دستگاه اولتراسونوگرافی، EMG و دینامومتر برای اندازه‌گیری زاویه pennation، ضخامت و فعالیت عضلات رکتوس فموریس و واستوس خارجی حین انقباضات ایزومتریک درجه بندی شده راست کردن زانو، استفاده کردند. در این مطالعه ۵۵ فوتبالیست مرد شرکت داشتند. آنها ارتباط معناداری بین مقادیر پیش بینی شده اولتراسوند و اندازه‌های EMG برای ضخامت عضله رکتوس فموریس مشاهده کردند. در حالیکه ارتباط معناداری بین مقادیر پیش بینی شده زاویه pennation و میزان فعالیت EMG عضله واستوس خارجی مشاهده نکردند. آنها چنین اظهار کردند که معادله رگرسیون برای ضخامت عضله به مراتب دقیق‌تر بوده و می‌توان به منظور تعیین چگونگی تغییرات شدت انقباض استفاده شود. همچنین می‌توان از آن در مدل‌های عضلانی اسکلتی به منظور تخمین نیروی عضله استفاده کرد (۴۱).

فاسیکل‌ها بر به کارگیری موتور یونیت‌ها و سرعت تخلیه در عضله تیبیالیس قدامی حین انقباضات ایزومتریک با شدت‌های مختلف و در دو زاویه ۱۰ درجه دورسی فلکشن و ۱۰ درجه پلاننار فلکشن پرداختند. آنها با استفاده از دستگاه Computer-controlled Ergometer که مجهز به Foot plate هم بود، گشتاور تولید شده در عضله تیبیالیس قدامی را حین انقباض ایزومتریک اندازه گرفتند. همچنین با استفاده از EMG سطحی و سوزنی فعالیت این عضله را ثبت کردند. برای این منظور یک الکتروود سوزنی به قسمت میانی عضله وارد کردند و دو الکتروود سطحی هم با فاصله ۲-۳ سانتی‌متری از هر طرف الکتروود سوزنی بر روی پوست قرار دادند. تغییرات معماری عضله را هم در هر دو زاویه و در سطوح مختلف انقباضی در یک جلسه جداگانه با استفاده از اولتراسونوگرافی بررسی کردند. آنها مشاهده کردند که، حداکثر گشتاور در طول بلندتر عضله بطور معناداری افزایش یافت و فعالیت EMG عضله با افزایش طول آن، بطور معناداری کاهش یافت. در هر دو حالت استراحت و انقباض حداکثر، میانگین زاویه pennation بطور معناداری در طول بلند عضله نسبت به طول کوتاه آن، کوچکتر بود و میانگین طول فاسیکل‌ها در طول بلند عضله، بطور معناداری بزرگتر بود. میانگین طول فاسیکل‌ها حین انقباض حداکثر در طول بلند و کوتاه عضله، در مقایسه با حالت استراحت، کاهش یافت و زاویه pennation افزایش یافت. همچنین آستانه به کارگیری موتور یونیت‌ها در طول کوتاهتر عضله کاهش یافت و سرعت



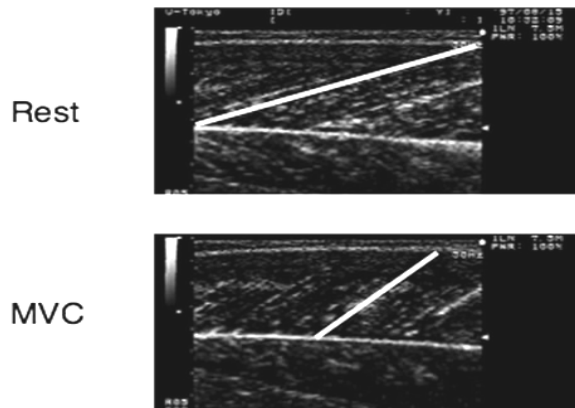
شکل ۲- تصویر اولتراسونوگرافی عضله تیبیالیس قدامی در دو حالت استراحت (تصویر سمت چپ) و انقباض ایزومتریک حداکثر (تصویر سمت راست).

گاستروکنمیوس داخلی و خارجی و سولئوس در حالت استراحت و در حداکثر انقباض ایزومتریک و در ۴ زاویه میچ پا شامل ۱۵ درجه دورسی فلکشن، صفر درجه، ۱۵ و ۳۰ درجه پلاننار فلکشن تصویر برداری کردند. آنها در هر سه عضله مشاهده کردند که، با افزایش زاویه میچ پا از ۱۵ درجه دورسی فلکشن به ۳۰ درجه

در مطالعه دیگری که در سال ۱۹۹۸ توسط Maganaris و همکاران بر روی عضله سه سر ساق انجام شد، به بررسی تغییرات زاویه pennation و طول فاسیکل‌های این عضله در زوایای مختلف میچ پا و در دو حالت استراحت و حین انقباضات ایزومتریک پرداختند. آنها از هر سه سر عضله یعنی

فعالیت خاص EMG با استفاده از دستگاه اولتراسونوگرافی و EMG پرداختند. آنها با استفاده از دستگاه اولتراسونوگرافی و EMG، عضلات گاستر داخلی و تیبیالیس قدامی را حین انقباض ایزومتریک بالارونده بررسی کردند. آنها نتیجه گرفتند که در هر دو گروه عضله، در سطح مشابهی از فعالیت EMG، حین انقباضات آنتاگونیست طول فیبر بلندتر و زاویه pennation کوچکتر می‌شود. آنها در بحث اظهار داشتند که هر دو گروه عضلات در سطح مشخصی از فعالیت EMG، در انقباضات آنتاگونیست خروجی مکانیکال بیشتری دارند، که اهمیت این موضوع در تست فانکشن عضلات می‌باشد. آنها همچنین نشان دادند که تخمین نیروی آنتاگونیست با استفاده از شیوه رایج ارتباط EMG و net torque کمتر از مقدار واقعی می‌باشد (۴۲).

پلانتار فلکشن و در هر دو حالت استراحت و انقباض، زاویه pennation بطور معناداری افزایش و طول فاسیکل‌ها کاهش یافت (شکل ۳). با افزایش زاویه میج پا، ضخامت در عضلات گاستروکنمیوس خارجی و سولئوس حین انقباض در مقایسه با حالت استراحت بطور معناداری افزایش پیدا کرد. این در حالی بود که ضخامت در عضله گاستروکنمیوس داخلی بدون تغییر باقی ماند و بطور کلی در هر زاویه‌ای از میج پا، در مقایسه حداکثر انقباض با حالت استراحت، زاویه pennation در هر سه عضله بزرگتر و طول فاسیکل‌ها در هر سه عضله کوچکتر بود (۸). همچنین در سال ۲۰۱۱ Simoneau و همکاران به مقایسه معماری عضلات پلانتار فلکسور و دورسی فلکسور حین انقباضات ایزومتریک آگونیست و آنتاگونیست در یک سطح



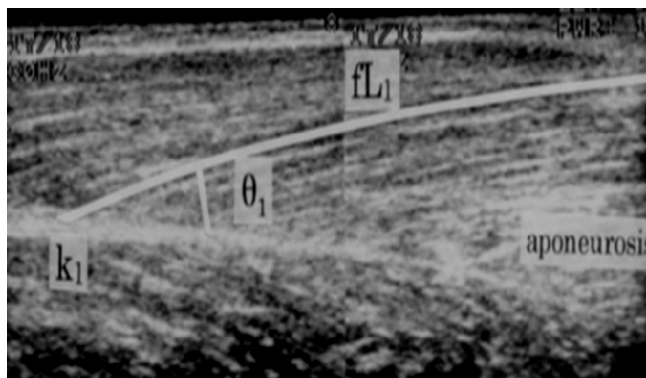
شکل ۳- تصویر اولتراسونوگرافی عضله گاستروکنمیوس. تصویر بالا در حالت استراحت و تصویر پایین در حالت حداکثر انقباض ایزومتریک تهیه شده است

حداکثر در چندین زاویه، طول فاسیکل‌ها کاهش یافت و میزان این کاهش در زوایای کمتر یعنی نزدیک به راست شدگی کامل بیشتر بود و حین راست شدن زانو، زاویه pennation افزایش یافت. در زاویه‌های مشابه، زاویه pennation حین انقباض بزرگتر از حالت استراحت بود. ارتباط بین زاویه pennation، طول فاسیکل‌ها و زاویه مفصل زانو در دو حالت استراحت و انقباض متفاوت بود. به این ترتیب که، وقتی زانو بیشتر از ۹۰ درجه خم می‌شد، طول فاسیکل‌ها در حالت انقباض به مقدار جزئی ولی معناداری کوتاهتر از حالت استراحت می‌شد، ولی در زاویه pennation تفاوت آشکاری ایجاد نشد. وقتی زاویه زانو بین ۴۰ تا ۹۰ درجه بود، طول فاسیکل‌ها در حالت انقباض کوتاهتر و همچنین زاویه pennation هم تا حدی کوچکتر از حالت استراحت شد. وقتی که زانو با زاویه کمتر از ۴۰ درجه صاف می‌شد، طول فاسیکل‌ها حین فعالیت کوتاهتر شد و افزایش

در سال ۱۹۹۷ توسط Fukunaga و همکاران، مطالعه‌ای بر روی عضله واستوس خارجی انجام شد که به بررسی ارتباط بین زاویه pennation و طول فاسیکل‌ها و زاویه مفصل زانو برای این عضله در دو حالت استراحت و ۱۰٪ حداکثر انقباض ایزومتریک با استفاده از دستگاه اولتراسونوگرافی Real-time پرداختند (شکل ۴). آنها عضله واستوس خارجی را در قسمت وسط ران در دو حالت استراحت و ۱۰٪ حداکثر انقباض ایزومتریک و در زوایای مختلف زانو از حالت راست شدگی کامل به سمت ۱۱۰ درجه خم شدگی و بالعکس به فاصله هر ۱۰ درجه، تصویربرداری کردند. آنها برای تعیین مقدار گشتاور ایجاد شده از دستگاه دینامومتر الکتریکی استفاده نمودند. نتایج مطالعه آنها نشان داد که بدون انقباض (در حالت استراحت) با کاهش زاویه مفصل زانو از ۱۱۰ درجه به صفر درجه، طول فاسیکل‌ها کاهش می‌یافت و با انقباض ارادی استاتیک با گشتاور ۱۰٪

pennation بر ویژگی‌های عملکردی عضله مثل حداکثر نیرو به اندازه پارامترهای داخلی مثل ترکیب انواع فیبرها اثر داشت (۲).

معداری هم در زاویه pennation ایجاد می‌شد. بنابراین پارامترهای معماری عضله مثل طول فاسیکل‌ها و زاویه



شکل ۴- تصویر اولتراسونوگرافی عضله واستوس خارجی FL: طول فاسیکل،  $\theta$ : زاویه Pennation، زاویه بین انعکاس حاصل از فاسیکل‌ها و آپونوروز عمقی و K: محل اتصال فاسیکل به آپونوروز

همراه بود. آنها در بحث اظهار داشتند که زمان Failure ارتباط قوی تری با سرعت افزایش در آمپلی تود sEMG نسبت به نوع سوزنی دارد و به همین دلیل پیشنهاد کردند که اندازه‌گیری سطحی روش مناسبتری برای بررسی تغییر در فعالیت عضله حین یک انقباض خسته شونده می‌باشند (۴۳).

در سال ۲۰۰۸ Rudroff و همکاران در مطالعه‌ای بر روی عضلات خم کننده آرنج به مقایسه تغییرات یافته‌های Intramuscular Surface EMG با یافته‌های معماری حاصل از اولتراسوند این عضله در طول یک انقباض ایزومتریک ساب ماکزیمال پرداختند. آنها با استفاده از دستگاه EMG و به کمک الکترودهای سطحی و سوزنی، فعالیت عضلات بایسپس، براکیالیس و براکیورادیالیس را در طول انقباض خسته شونده (با 20% MVC) بررسی کردند. همچنین با استفاده از دستگاه سونوگرافی تغییرات معماری این عضلات را هم بررسی کردند. آنها نتیجه گرفتند که سرعت افزایش آمپلی تود sEMG برای سر بلند و کوتاه عضله بایسپس و براکیورادیالیس بیشتر از مقدار آن در مقایسه با ثبت با استفاده از سوزن در عمق‌های مختلف می‌باشد. همچنین افزایش در ضخامت براکیالیس و زاویه pennation آن با افزایش در آمپلی تود EMG سوزنی همراه نبود در حالیکه افزایش در ضخامت براکیورادیالیس با افزایش آمپلی تود یک یا دو تا از سیگنال‌های EMG سوزنی

### نتیجه گیری

به نظر می‌رسد که در برخی از عضلات اسکلتی افزایش ضخامت عضله به تنهایی نمی‌تواند متغیر خوبی برای برآورد میزان نیروی عضله باشد، بویژه در مواردی که مقادیر نیرو بیشتر از ۵۰٪ ظرفیت حداکثر تولید نیروی عضله افزایش می‌یابد. در این موارد ممکن است تغییری در ضخامت عضله رخ ندهد، در حالی که مقادیر نیرو رو به افزایش است در اینصورت اندازه‌گیری زوایای pennation و طول فاسیکل‌های عضله می‌تواند تخمین خوبی از مقدار انقباض عضله در این موارد باشد.

## REFERENCES

1. Kawakami Y, Fukunaga T. From exercise and sport sciences reviews new insights into in vivo human skeletal muscle function. American College of Sports Medicine 2006; 34(1):16-21.
2. Fukunaga T, Ichinose Y, Ito M, Kawakami Y and Fukashiro S. Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo. J Appl Physiol 1997; 82(1): 354-35.
3. Jacobson MD, Raab R, Fazeli BM, Abrams RA, Botte MJ, and Lieber RL. Architectural design of the human intrinsic hand muscles. J. Hand Surg 1992; 17A: 804-809.
4. Aagaard P, Andersen JL, Dyhre-Poulsen P, Leffers AM, Wagner A, Magnusson P, Halkjaer-Kristensen J, Simonsen E. A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture. Journal of Physiology 2001; 534(2):613-623.

5. Lieber RL, Friden J. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *J Muscle & Nerve* 2000; 11: 1647–1666.
6. Rana M, Hamarneh GH, Wakeling J. Automated tracking of muscle fascicle orientation in B-mode ultrasound image. *Journal of Biomechanics* 2009; 42: 2068–2073.
7. Kurihara T, Oda T, Chino K, Kanehisa H, Fukunaga T, Kawakami U. Use of three-dimensional ultrasonography for the analysis of the fascicle length of human gastrocnemius muscle during contractions. *International Journal of Sport and Health Science* 2005; 3: 226-234.
8. Maganaris CN, Baltzopoulos V and Sargeant AJ. In vivo measurements of the triceps surae complex architecture in man: implications for muscle function. *Journal of Physiology* 1998; 512.2: 603-614.
9. Woittiez RD, Rozental RH, Huijing PA. The functional significance of architecture of the human triceps surae muscle. In *Biomechanics IX-A*, ed. Winter, D. A., Norman, R. W., Wells, R. P., Hayes, K. C. & Patla, A. E., 1983 pp. 21–26. Human Kinetics Publishers, Inc., Champaign, IL, USA.
10. Zajac EF. Muscle and tendon: Properties, models, scaling and application to biomechanics and motor control. *Critical Reviews in Biomedical Engineering* 1989; 17: 359-411.
11. Narici MV, Landoni L, Minetti AE. Assessment of human knee extensor muscles stress from in vivo physiological cross-sectional area and strength measurements. *European Journal of Applied Physiology* 1992; 65: 438-444.
12. Kawakami Y, Nakazawa K, Fujimoto T, Nozaki D, Miyashita M, Fukunaga T. Specific tension of elbow flexor and extensor muscles based on magnetic resonance imaging. *European Journal of Applied Physiology* 1994; 68: 139-147.
13. Huijing PA, Woittiez RD. The effect of architecture on skeletal muscle performance: A simple planimetric model. *Netherlands Journal of Zoology* 1984; 34: 21-32.
14. Woittiez RD, Huijing PA, Boom HBK, Rozental RH. A three-dimensional muscle model: a quantified relation between form and function of skeletal muscle. *Journal of Morphology* 1984; 182: 95-113.
15. Spoor CW, Van Leeuwen JL, Van der Meulen WJTM, Huston A. Active force length relationship of human lowerleg muscles estimated from morphological data: a comparison of geometric muscle models. *European Journal of Morphology* 1991; 29: 137-160.
16. Zuurbier CJ, Huijing PA. Changes in geometry of actively shortening unipennate rat gastrocnemius muscle. *Journal of Morphology* 1993; 218: 167-180.
17. Ichinose Y, Kawakami Y, Fukunaga, T. (1995). In vivo measurement of fascicle arrangement in human vastus lateralis muscle using ultrasound. In *XVth Congress of the International Society of Biomechanics*, ed. Hakkinen, K., Keskinen, K. L., Komi, P. V. & Mero, A., pp. 412—413.
18. Rezasoltani A, Ylinen J, Vihko V. Isometric cervical extension force and dimensions of the semispinalis capitis muscle. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 2002; 39: 423-428.
19. Rezasoltani A, Amiri A, Jafarigol A. The reliability of a new designed neck muscle force measurement device. *J Physical Therapy Science* 2003; 15: 7-12.
20. Lee JP, Wang CL, Shau YW, Wang SF. Measurement of cervical multifidus contraction pattern with ultrasound imaging. *J Electromyogr\_Kinesiol.* 2009; 19(3): 391-397.
21. Alexander RMCN, Vernon A. The dimensions of knee and ankle muscles and the forces they exert. *J Hum Mov Stud* 1975; 1: 115-12.
22. Maganaris CN, Baltzopoulos V. Predictability of in vivo changes in pennation angle of human tibialis anterior muscle from rest to maximum isometric dorsi flexion. *Eur J Appl Physiol* 1999; 79: 294 -297.
23. Gans C. Fiber architecture and muscle function. In: Teijung RT (ed) *Exercise and sport sciences reviews*, Franklin Institute Press, Philadelphia; pp: 160-207.
24. Muhl ZF. Active length-tension relation and the effect of muscle pennation on fibre lengthening. *Journal of Morphology* 1982; 173: 285-292.
25. Herbert RT, Gandevia SC. Changes in pennation with joint angle and muscle torque: in vivo measurements in human brachialis muscle. *Journal of Physiology* 1995; 482: 523-532.
26. Narici MV, Binzoni T, Hiltbrand E, Fasel J, Terrier F, Cerretelli P. In vivo human gastrocnemius architecture with changing joint angle at rest and during graded isometric contraction. *Journal of Physiology* 1996; 496: 287-297.
27. Rutherford OM, Jones DA. Measurement of fibre pennation using ultrasound in the human quadriceps in vivo. *European Journal of Applied Physiology* 1992; 65: 433-437.
28. Kawakami Y, Abe T, Fukunaga T. Muscle-fibre pennation angles are greater in hypertrophied than in normal muscles. *Journal of Applied Physiology* 1993; 74: 2740-2744.
29. Critchley D. Instructing pelvic floor contraction facilitates transversus abdominis thickness increase during low-abdominal hollowing. *Physiother Res Int* 2002; 7: 65–75.
30. Hodges PW, Pengel LH, Herbert RD, Gandevia SC. Measurement of muscle contraction with ultrasound imaging. *Muscle Nerve* 2003; 27: 682–692.
31. Rezasoltani A, Kallinen M, Malkia E, Vihko V. Neck semispinalis capitis muscles size in sitting and prone positions measured by real time ultrasonography. *Journal of Clinical Rehabilitation* 1998; 12: 36-44.
32. Kristjansson E. Reliability of ultrasonography for the cervical multifidus muscle in asymptomatic and symptomatic subjects. *Man Ther* 2004 ; 9(2): 83-88.
33. Fry NR, Childs CR, Eve LC, Gough M, Robinson RO, Shortland AP. Accurate measurement of muscle belly length in the motion analysis laboratory: potential for the assessment of contracture. *Gait and Posture* 2003; 17: 119-124.



34. Hiblar T, Bolson EL, Hubka M, Sheehan FH, Kushmerick MJ. Three dimensional ultrasound analysis of fascicle orientation in human tibialis anterior muscle enables analysis of macroscopic torque at the cellular level. *Advances in Experimental Medicine and Biology* 2003; 538: 635-644.
35. Agur AM, Ng-Thow-Hing V, Ball KA, Fiume E, Mckee NH. Documentation and three-dimensional modeling of human soleus muscle architecture. *Clinical Anatomy* 2003; 16: 285-293.
36. Lam EW, Hannam AG, Christiansen EL. Estimation of tendon-plane orientation within human masseter muscle from reconstructed magnetic resonance images. *Archives of Oral Biology* 1991; 36: 845-853.
37. Muramatsu CN, Muraoka T, Kawakami Y, Shibayama A, Fukunaga T. In vivo determination of fascicle curvature in contracting human skeletal muscles. *Journal of Applied Physiology* 2002; 92: 129-134.
38. Savelberg HH, Willems PJ, Baan GC, Huijing PA. Deformation and three-dimensional displacement of fibers in isometrically contracting rat plantaris muscles. *Journal of Morphology* 2001; 250: 88-89.
39. Reeves ND, Narici MV. Behavior of human fascicle during shortening and lengthening contractions in vivo. *J Appl Physiol* 2003; 95: 1090-1096.
40. Pasquet B, Carpentier A, Duchateau J. Change in muscle fascicle length influences the recruitment and discharge rate of motor units during isometric contractions. *J Neurophysiol* 2005; 94: 3126-3133.
41. Chauhan B, Hamzeh MA, Cuesta-Varga A. Prediction of muscular architecture of the rectus femoris and vastus lateralis from EMG during isometric contractions in soccer players. *Springerplus* 2013; 2: 548.
42. Simoneu E, Longo S, Seynnes O, Narici M. Human muscle fascicle behavior in agonist and antagonist isometric contractions. *Muscle & Nerve* 2012; 45: 92-99.
43. Rudroff T, Staudenmann D, Enoka R. Electromyographic measures of muscle activation and changes in muscle architecture of human elbow flexors during fatiguing contractions. *J Appl Physiol* 2008; 104: 1720-1726.

## Review Article

# Fascicle length and pennation angle measurements to estimate the strength of skeletal muscles by real-time ultrasonography

Rekabizadeh M<sup>1</sup>, Rezasoltani A<sup>2</sup>, Namavarian N<sup>3</sup>

1- MSc Student of Physiotherapy, School of Rehabilitation, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran

2- Full Professor, School of Rehabilitation, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran.

3- MSc Student of Physiotherapy, International Branch Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran

## Abstract

**Background and Aim:** Muscle fascicle length and pennation angle can be non-invasively studied by applying methods like ultrasonography. The aim of this study was to introduce fascicle length and fascicle angle for the estimation of the strength of skeletal muscle by using ultrasonography.

**Materials and Methods:** The data of this study have been driven from pubmed and authoritative references available on the internet and in libraries. In all fifteen full text articles and 30 abstracts have been collected and reviewed. Keywords such as: muscle, fascicle, pennation angle, force and ultrasonography were searched to fulfill the purpose of this study.

**Results:** Detailed information about the angles of pennation and fascicles length are important to predict muscle force. It has been suggested that changes in muscle pennation angles are positively correlated to the length of fascicle in a muscle contraction. While muscle thickness may in some case be remained constant in this relation.

**Conclusion:** Real-time ultrasonography is a noninvasive procedure to monitor the architecture of the living muscle at rest and during static and dynamic sets. It is a valuable measurement tool to estimate muscle force by measuring the muscle architecture parameters such as angle of pennation and fascicle length.

**Keywords:** Muscle, Fascicle, Pennation angle, Force, Ultrasonography

\* **Corresponding Author:** Asghar Rezasoltani, Rehabilitation Faculty, Shahid Beheshti University of Medical Sciences.

**Email:** a\_rezasoltani@sbmu.ac.ir

*This research was supported by Shahid Beheshti University of Medical Sciences*