

اثر محل صندلی بر دامنه‌ی حرکتی مفصل‌ها و سرعت انقباض عضله‌های پا در دوچرخه‌ی ثابت: مطالعه‌ی پارامتریک

الهام حضرتی¹، محمودرضا آذغانی^{2*}

1- دانش آموخته کارشناسی ارشد، مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند، سهند، تبریز

2- دانشیار، مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند، سهند، تبریز

* صندوق پستی 51335-1996، azghani@sut.ac.ir

چکیده

پدال زدن به عنوان یکی از روش‌های درمانی پرکاربرد در بازتوانی شناخته شده است؛ که تحت تأثیر عامل‌های مختلفی قرار می‌گیرد. هدف در این مطالعه، بررسی اثر تغییر موقعیت و ارتفاع صندلی (به ترتیب، فاصله‌ی افقی و عمودی صندلی تا پدال) در محدوده‌ی محل‌های ممکنه‌ی پدال زدن (محدوده‌ی ارتفاع صندلی: 80-49٪ طول پا) بر دامنه‌ی حرکتی مفصل‌ها و سرعت انقباض عضله‌های اندام تحتانی است. بدین منظور، از مدل اسکلتی-عضلانی ارایه شده در نرم‌افزار اتنی‌یادی استفاده شد. شرایط پدال زدن در دوچرخه‌ی ثابت در مدل فراهم شد (طول بازوی پدال و نرخ پدال زدن به ترتیب، 17.5 cm و 80 rpm). نتایج نشان داد که محدوده‌ی حرکتی مفصل‌های مچ پا، زانو و ران به ترتیب 11.08-37.54 (انحراف معیار: 0.03-1.86)، 69.61-80.58 (انحراف معیار: 4.02-9.76) و 42.89-46.13 (انحراف معیار: 0.07-2.89) است. اثر تغییر ارتفاع صندلی بر محدوده‌ی حرکتی مفصل مچ پا، زانو و ران و اثر تغییر موقعیت صندلی بر محدوده‌ی حرکتی مفصل زانو، ران، مچ پا است. با افزایش ارتفاع صندلی، محدوده‌ی حرکتی مفصل‌های مچ پا و زانو به طور قابل توجهی افزایش یافتند. همبستگی مثبت بین تغییر زاویه‌ی مفصل‌های مچ پا-زانو، مچ پا-ران و زانو-ران هماهنگی و همکاری مفصل‌ها در طول سیکل پدال زدن را نشان داد. سرعت انقباض عضله‌های اندام تحتانی تحت تأثیر تغییر محل صندلی قرار می‌گیرند. به ویژه عضله‌های گروه مچ پا، زانو و دومفصلی با تغییر محل صندلی در محل‌های ممکنه، در بازه‌ی بزرگی تغییر می‌کنند.

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل
دریافت: 16 دی 1396
پذیرش: 04 اسفند 1396
ارائه در سایت: 10 خرداد 1397

کلید واژگان:

شبیه‌سازی

پدال زدن

محل صندلی

دامنه‌ی حرکتی مفصل‌ها

سرعت انقباض عضله‌ها

Saddle place effect on the leg joints range of motion and muscles contraction velocity in ergometer: parametric study

Elham Hazrati, Mahmood Reza Azghani*

Department of Biomechanics, Sahand University of Technology, Sahand, Tabriz, Iran

* P.O.B. 51335-1996 Tabriz, Iran, azghani@sut.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 06 January 2018
Accepted 23 February 2018
Available Online 31 May 2018

Keywords:

Simulation
Pedaling
Saddle Place
Joints Range of Motion
Muscles Contraction Velocity

ABSTRACT

Pedaling is recognized as one of the most widely used therapies in rehabilitation. Which is influenced by various factors. Studying the effect of saddle position and saddle height (horizontal and vertical distance of saddle from pedal, respectively) changes in the pedaling feasible places range (saddle height range: 49-80% of leg length) on the leg joints range of motion and muscles contraction velocity are the purposes of this study. The pedaling conditions with ergometer are obtained in the model (crank arm length and pedaling rate are 17.5 cm and 80 rpm, respectively). Results indicate that ankle, knee and hip joints range of motion are 11.08-37.54 (SD: 0.03-1.86), 69.61-80.58 (SD: 4.02-9.76) and 42.89-46.13 (SD: 0.07-2.89), respectively. The effect of saddle height changes on ankle>knee>hip and the effect of saddle position changes on knee>hip>ankle range of motion. By increasing the saddle height, ankle and knee joints range of motion increase significantly. The positive correlation between ankle-knee, ankle-hip and knee-hip joints, show the coordination and the cooperation of joints during cycling. The saddle place changes affect the contraction velocity of lower limb muscles. In particular, by changing the saddle place in the feasible places, the contraction velocity of ankle, knee and biarticular muscle groups change in a wide range.

مفصلی [3] یا آسیب‌های پاتلا فمورال¹ [5,4]، با هدف افزایش محدوده‌ی حرکتی مفصل‌ها و قدرت عضله‌ها تجویز می‌شود [6]. علاوه بر اینکه، این فعالیت فیزیکی کمک می‌کند تا بازتوانی سریع‌تر صورت گیرد، در کنترل تنش‌های اندام تحتانی کمک کننده است [6]. پدال زدن به عنوان یک تمرین

1- مقدمه

پدال زدن یک شکل بسیار عمده از تمرین‌ها در ورزش و بازتوانی است [1]؛ که به عنوان یکی از روش‌های درمانی مورد قبول در بازتوانی بیماران سکته‌ای و آسیب نخاعی [2]، بعد از جراحی ران، زانو و مچ پا [1]، بیماران با آرتروز

¹ Patellofemoral

2- روش کار

در این مطالعه، مدل اسکلتی-عضلانی سه بعدی از سیستم حرکتی انسان ارایه شده در نرم‌افزار انی‌بادی⁴ استفاده شد. این مدل براساس داده‌های آنتروپومتری 50% میانی مردان اروپایی (جرم، قد و طول پای بدن به ترتیب 75 kg، 176 cm و 100 cm) است. مفصل‌های ران، زانو و مچ پا در این مدل به ترتیب دارای 3، 1 و 2 درجه آزادی هستند (مفصل ران: خم/باز شدن، دور/نزدیک شدن و چرخش داخلی/خارجی به ترتیب در صفحه‌ی xy ، yz و xz مفصل زانو: خم/باز شدن در صفحه‌ی xy و مفصل مچ پا: خم/باز شدن و دور/نزدیک شدن به ترتیب در صفحه‌ی xy و yz). در اندام تحتانی مدل، 42 جفت عضله براساس مدل سه‌جزئی هیل شبیه‌سازی شده‌است (عضله‌های پهن مثل سرینی کوچک⁵، سرینی میانی⁶، سرینی بزرگ⁷ و نزدیک کننده‌ی بزرگ⁸ هر کدام 3 تار مدل شده‌اند).

قابل ذکر است که حرکت خم/باز شدن مفصل‌ها نسبت به حرکت‌های دور/نزدیک شدن و چرخش داخلی/خارجی در طول پدال زدن غالب است. بدین ترتیب، در مطالعه‌ی حاضر زاویه‌ی خم/باز شدن مفصل‌های ران (زاویه‌ی بین راستای عضوهای لگن و ران)، زانو (زاویه‌ی بین راستای عضوهای ران و ساق) و مچ پا (زاویه‌ی بین راستای عضوهای ساق و پا) در نظر گرفته شدند (شکل 1).

نرم‌افزار انی‌بادی به منظور محاسبه‌ی نیروهای داخلی (نیروی عضله‌ها و مفصل‌ها) در تعادل با بارهای خارجی، از روش بهینه‌سازی (کمینه نمودن تابع هدف چندجمله‌ای از درجه‌ی 3) بهره می‌گیرد؛ به بیان دیگر این نرم‌افزار از روش دینامیک معکوس استفاده می‌کند [23,22]. به دلیل مطالعه‌ی سینماتیک مفصل‌های اندام تحتانی در مطالعه‌ی حاضر، فقط از تحلیل سینماتیکی این نرم‌افزار استفاده شد.

حرکت پا و گشتاور میل‌لنگ به عنوان ورودی‌های مستقل از مسئله‌ی بهینه‌سازی پدال زدن هستند. حرکت پا در سیکل پدال زدن (زاویه پدال) از طریق سری فوریه به صورت روابط (1) تعریف شده‌است [24]:

$$\varphi = \sum_{i=1}^3 [A_i \cos(\omega_i t) + B_i \sin(\omega_i t)] \quad (1-الف)$$

$$\omega_i = (i-1)2\pi f \quad (1-ب)$$

$$A = [A_1, A_2, A_3], B = [B_1, B_2, B_3] \quad (1-پ)$$

در رابطه‌ی 1-الف، φ زاویه‌ی پدال (زاویه‌ی پا روی پدال) است. A_i و B_i ضرایب فوریه هستند. f و ω_i به ترتیب، فرکانس طبیعی و فرکانس زاویه‌ای هستند (ω_i ، سرعت زاویه‌ای شفت میل‌لنگ به عبارت دیگر، نرخ پدال زدن است) (رابطه‌ی 1-ب). حرکت پا در طول پدال زدن توسط A و B (رابطه‌ی 1-پ)، کنترل می‌شوند.

الگوی گشتاور میل‌لنگ (M) به صورت تابع سینوسی (رابطه‌ی 2) تعریف شده‌است [24]:

$$M = M_{\text{Offset}} + (M_{\text{Offset}} - M_{\text{TDC}})\sin(4\pi ft + \alpha_M) \quad (2)$$

گشتاور متوسط (M_{Offset}) به عنوان داده‌ی ورودی است. گشتاور در نقطه‌ی مرگ بالا (M_{TDC}) و زاویه‌ی فاز (α_M) به عنوان متغیرهای مستقل در طول بهینه‌سازی تعیین می‌شوند. فرکانس زاویه‌ای تابع گشتاور، 2 برابر فرکانس دورانی پدال است (به دلیل شامل شدن دو پا).

زنجیره‌ی بسته بسیار عملی‌تر و ایمن‌تر از تمرین زنجیره‌ی باز است [7]. بیومکانیک پدال زدن می‌تواند تحت تأثیر عامل‌های زیادی مانند ارتفاع صندلی، طول بازوی میل‌لنگ، وضعیت پا روی پدال، نرخ پدال زدن و توان قرار گیرد. تغییر این عامل‌ها می‌تواند بر نتایج درمانی اثرگذار باشد [8]. ارتفاع صندلی، یکی از ویژگی‌های مهم در تنظیم مناسب ساختار دوچرخه گزارش شده‌است. که، سینماتیک (از جمله، زوایای مفصلی و طول عضله‌ها) و سینتیک اندام تحتانی (نیروی عضله‌ها و مفصل‌ها) تحت تأثیر قرار می‌گیرد [9].

مطالعات پیشین، تغییر طول عضله‌ها [10,11] و حساسیت مفصل‌های زانو و ران را نسبت به تغییر ارتفاع صندلی [12-14] و فلکشن¹ بیشتر زانو با کاهش فاصله‌ی افقی صندلی تا پدال [15] (در محدوده‌ی تغییر کم محل صندلی) را گزارش داده‌اند. مطالعه‌ی پرایس و دان (1996) در 3 ارتفاع صندلی (96%، 100% و 104% طول تروکانتریک پا) نشان داده‌است که تغییر ارتفاع صندلی اثر قابل توجهی بر الگوهای سینماتیکی دارد. حداکثر زاویه‌ی مچ پا، حداقل و حداکثر زاویه‌ی زانو و حداقل زاویه‌ی ران تحت تأثیر ارتفاع صندلی قرار می‌گیرند [16]. فرر-رکا و همکارانش (2012) [13] برخلاف بررسی‌های نردن-اسنایدر [14] و بینی و همکارانش [17]، اظهار داشتند که تغییر ارتفاع صندلی اثری بر سینماتیک مفصل مچ پا ندارد. نردن-اسنایدر (1977) با مطالعه بر روی 10 فرد، سازگاری عمده در مفصل زانو و پلانترفلکشن² مچ پا با افزایش ارتفاع صندلی گزارش داده‌است [14]. مطالعه بر روی دوچرخه-سواران و ورزشکاران در 3 ارتفاع صندلی نشان داده‌است که تغییر بیشتر از 5% و 7% ارتفاع ترجیحی به ترتیب در دوچرخه‌سواران و ورزشکاران سبب تغییر زاویه‌ی مفصل‌های ران و زانو می‌شود؛ که ارتفاع صندلی بیشتر منجر به زاویه‌ی زانو کمتر و محدوده‌ی حرکتی زانو و زاویه‌ی متوسط ران بیشتر می‌شود [9].

به منظور افزایش محدوده‌ی حرکتی و اکستنشن³ بیشتر مفصل‌های اندام تحتانی، می‌توان ارتفاع صندلی را تغییر داد [18]. پژوهش‌های انجام یافته، اثر تغییر محل صندلی تا پدال را در محدوده‌ی کوچک بر مفصل‌های اندام تحتانی بررسی نموده‌اند. آگاهی از روند تغییر محدوده‌ی حرکتی مفصل‌های پا و الگوی سینماتیکی آن‌ها نسبت به تغییر محل صندلی تا پدال در محدوده‌ی بزرگ می‌تواند در تنظیم مناسب فاصله‌ی صندلی تا پدال کمک کننده باشد. بدین منظور، می‌توان از روش شبیه‌سازی بهره گرفت؛ چراکه روش شبیه‌سازی امکان انجام آزمایشات تکراری با تغییر هر یک از عامل‌های اثرگذار در پدال زدن با ثابت نگه داشتن سایر شرایط و هزینه‌ی کمتر فراهم می‌کند [19]. به علاوه، مدل‌سازی دینامیکی می‌تواند در جهت ساخت و کنترل دستگاه‌های توانبخشی اندام‌های حرکتی بدن (از جمله پا برای بهبود توانایی راه رفتن بیماران) و بررسی کیفیت ساختارهای پیشنهاد شده به منظور کنترل دستگاه‌های توانبخشی در فضای شبیه‌سازی شده کمک کند [20].

از این‌رو، در این مطالعه از مدل سه بعدی پدال زدن استفاده می‌شود. سپس، مطالعه‌ی پارامتریک با تغییر دادن فاصله‌ی افقی و عمودی صندلی تا پدال در محدوده‌ی محل‌های ممکنه‌ی پدال زدن [21] انجام می‌شود. اثر آن‌ها بر محدوده‌ی حرکت و الگوی سینماتیکی مفصل‌های مچ پا، زانو و ران و سرعت انقباض عضله‌ها مورد ارزیابی قرار می‌گیرد.

⁴ Anybody technology A/S, Aalborg, Denmark, version 5.3.1.3556

⁵ Gluteus Minimus

⁶ Gluteus Medius

⁷ Gluteus Maximus

⁸ Adductor Magnus

¹ Flexion

² Plantarflexion

³ Extension

1-2- مرحله‌ی پیش-تحلیل

به منظور فراهم نمودن حرکت پدال زدن، مدل از ناحیه‌ی لگن ثابت شد (به طوریکه، کمر در وضعیت قائم است). پاها بر روی پدال‌ها متصل شدند، که امکان جابه‌جایی پاها بر روی پدال‌ها در 3 راستا وجود ندارد. طول بازوی پدال و نرخ پدال زدن به ترتیب، 17.5 cm و 80 rpm در نظر گرفته شدند. از محدوده‌ی محل‌های ممکنه‌ی پدال زدن، 182 محل پدال زدن [21] برای مطالعه لحاظ شد. ارتفاع (فاصله‌ی عمودی صندلی تا پدال) و موقعیت (فاصله‌ی افقی صندلی تا پدال) صندلی مربوط به هر محل پدال زدن به صورت جدول 1 است؛ که شماتیک محل‌های ممکنه‌ی پدال زدن در شکل 1 نشان داده شده‌است.

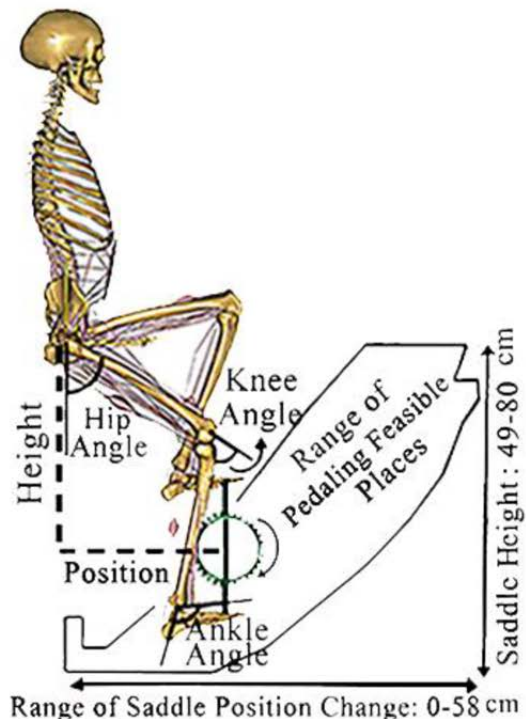


Fig. 1 Schematic of the pedaling feasible places range

شکل 1 محدوده‌ی محل‌های ممکنه‌ی پدال زدن به صورت شماتیک

جدول 1 مشخصات محل‌های پدال زدن مورد مطالعه از محدوده‌ی محل‌های ممکنه‌ی پدال زدن [21]

Table 1 The characteristics of the studied pedaling places from the pedaling feasible places range [21]

گروه	ارتفاع صندلی (cm)	محدوده‌ی تغییر موقعیت صندلی (cm)	میزان تغییر موقعیت صندلی (cm)
1	49	43-56	13
2	51	40-55	15
3	53	38-58	20
4	55	35-56	21
5	57	33-56	23
6	59	30-54	24
7	61	28-52	24
8	63	26-50	24
9	65	24-48	24
10	67	22-45	23
11	69	20-42	22
12	71	18-39	21
13	73	15-36	21
14	75	0, 11-31	20
15	77	0, 7-27	20
16	79	0, 2-21	19

2-2- مرحله‌ی تحلیل

به منظور تحلیل سینماتیک معکوس، کدی در نرم‌افزار متلب¹ با قابلیت تغییر و مدیریت هم‌زمان متغیرها (ارتفاع صندلی و موقعیت صندلی) نوشته شد. با اجرای این برنامه در انی‌بادی کنسول²، خروجی‌های حاصل از تحلیل شامل زاویه‌ی خم/باز شدن (شکل 1) مفصل‌های ران، زانو و مچ پا و طول 42 عضله-ی پای راست در 51 گام زمانی یک سیکل پدال زدن (0.75 s) به صورت جداگانه در فایل مربوطه ذخیره شدند.

3-2- مرحله‌ی پس-تحلیل

جهت بررسی داده‌های حاصل از تحلیل، کدی در نرم‌افزار متلب نوشته شد. با استفاده از این برنامه، حداقل و حداکثر زاویه‌ی مفصل‌ها (در طول یک سیکل پدال زدن) در هر محل پدال زدن استخراج شد. میانگین و انحراف معیار حداقل و حداکثر زاویه‌ی مفصل‌ها در محل‌های پدال زدن مربوط به هر گروه (جدول 1) محاسبه شد. بدین ترتیب، نمودارهای آن‌ها در کل محدوده‌ی محل‌های ممکنه‌ی پدال زدن (16 گروه) رسم شد. در محدوده‌ی محل‌های ممکنه‌ی پدال زدن، 3 مسیر بهینه از نظر حداقل نیروهای عکس‌العملی مفصل‌های زانو، ران و مچ پا وجود دارد [25,21]. 3 محل پدال زدن به طور تقریب از ابتدا، میانه و انتهای هر مسیر به صورت تصادفی انتخاب شد و الگوی سینماتیکی مفصل‌های مچ پا، زانو و ران در آن محل‌ها رسم شد. به منظور بررسی همبستگی بین زاویه‌ی مفصل‌های مچ پا، زانو و ران در طول یک سیکل پدال زدن، ضریب همبستگی پیرسون مچ پا-زانو، مچ پا-ران و زانو-ران در 9 محل انتخاب شده از مسیرهای بهینه محاسبه شد.

از میان 42 عضله، 12 عضله انتخاب شدند. این عضله‌ها در 4 گروه عضله-ی مچ پا (تغلی³ و درشت‌ننی⁴ قدامی)، زانو (پهن خارجی⁵، پهن داخلی⁶، پهن میانی⁷ و دوسرانی⁸ سر کوتاه)، ران (سرینی بزرگ (متوسط 3 تار مدل شده)) و دومفصلی (دوقلو⁹، راست رانی¹⁰، نیم‌وتری¹¹، نیم‌غشایی¹² و دوسرانی سر بلند) دسته‌بندی شدند [26]. داده‌های 48 گام زمانی برای عضله‌ها در نظر گرفته شد. سپس 48 داده‌ی حاصل از یک سیکل پدال زدن به 8 قسمت (فاز) تقسیم شدند (به منظور تقسیم‌بندی راحت‌تر داده‌های یک سیکل پدال زدن به 8 قسمت، داده‌های 48 گام زمانی یک سیکل پدال زدن در نظر گرفته شد). از رابطه‌ی (3)، برای محاسبه‌ی سرعت انقباض عضله‌ها در 8 فاز از سیکل پدال زدن (V_{ph}) در محل‌های پدال زدن استفاده شد Δt ، ΔL و Ph به ترتیب تغییر طول عضله در هر فاز، تغییر زمانی در هر فاز ($\Delta t=0.075$ s) و شماره فاز هستند. سپس، حداکثر مقدار سرعت انقباض (حداکثر کشش انقباضی) عضله‌ها در هر یک استخراج شدند.

$$V_{ph} = \frac{\Delta L_{ph}}{\Delta t}, Ph = 1, 2, \dots, 8 \quad (3)$$

روند تغییر حداکثر سرعت انقباض عضله‌ها در محدوده‌ی محل‌های پدال زدن و در 9 محل از مسیرهای بهینه مورد مطالعه قرار گرفت.

¹ Matlab
² AnyBody console
³ Soleus
⁴ Tibialis Anterior
⁵ Vastus Lateralis
⁶ Vastus Medialis
⁷ Vastus Intermedius
⁸ Biceps Femoris
⁹ Gastrocnemius
¹⁰ Rectus Femoris
¹¹ Semitendinosus
¹² Semimembranosus

3- نتایج و بحث

3-1- دامنه‌ی حرکتی مفصل‌ها

روند تغییر زاویه‌ی (deg) مفصل‌های مچ پا، زانو و ران در طول یک سیکل پدال زدن (0.75 s) برای نمونه در یک محل پدال زدن (ارتفاع و موقعیت صندلی به ترتیب 65 cm و 42 cm)، در شکل 2-a نشان داده شده است (روند تغییر زاویه‌ی مفصل‌ها در همگی محل‌های پدال زدن مشابه است و تفاوت آن‌ها در مقدار حداکثر و حداقل زاویه است. به این دلیل نمودار تغییر زاویه‌ی مفصل‌ها در یک محل نشان داده شده است؛ که مشابه با روند تغییر زاویه‌ی مفصل‌ها در مطالعه‌ی تجربی نردن-اسنایدر (1977) نشان داده شده در شکل 2-b (در سه محل پدال زدن با ارتفاع صندلی 95%، 100% و 105% طول تروکانتریک پا) است. با توجه به نمودارهای شکل 2-a می‌توان گفت، روند تغییر زاویه‌ی مفصل‌ها مشابه هستند.

محدوده‌ی تغییر زاویه‌ی مفصل‌های مچ پا، زانو و ران (قرارداد زاویه‌ها در شکل 1 مشخص شده است) در محدوده‌ی محل‌های ممکنه‌ی پدال زدن به صورت شکل 3 است. در هر یک از مفصل‌ها، میانگین و انحراف معیار حداکثر و حداقل زاویه‌ی مفصلی در 16 گروه از محدوده‌ی محل‌های ممکنه مشخص شده است. هر گروه مربوط به یک ارتفاع است (جدول 1) که میانگین حداکثر و حداقل زاویه‌ی مفصلی در موقعیت‌های صندلی مربوط به هر ارتفاع در آن گروه را نشان می‌دهد. انحراف معیار در هر یک، نشان دهنده‌ی اثر تغییر موقعیت صندلی در هر ارتفاع صندلی است.

در محدوده‌ی محل‌های ممکنه، حداکثر و حداقل زاویه‌ی مفصل‌های مچ پا، زانو و ران به ترتیب، 125.31-130.14 (انحراف معیار: 2.26-5.14) و 92.60-118.00 (انحراف معیار: 1.83-6.75)، 113.75-131.43 (انحراف معیار: 0.99-6.06) و 61.24-111.48 (انحراف معیار: 6.36-15.32)، 33.18-61.63 و 18.27-65.79 (انحراف معیار: 0.59-2.42) هستند. می‌توان گفت، اثر تغییر ارتفاع و موقعیت صندلی بر حداقل زاویه‌ی مفصل‌های مچ پا و زانو بیشتر از حداکثر زاویه‌ی آن‌ها است. برخلاف تغییر موقعیت صندلی، تغییر ارتفاع صندلی بر حداکثر و حداقل زاویه‌ی مفصل ران اثر گذار است.

محدوده‌ی حرکتی (اختلاف زاویه‌ی حداکثر و حداقل) مفصل‌های مچ پا، زانو و ران در محدوده‌ی محل‌های ممکنه به ترتیب، 11.08-37.54 (انحراف معیار: 0.03-1.86)، 69.61-80.58 (انحراف معیار: 4.02-9.76) و 42.89-46.13 (انحراف معیار: 0.07-2.89) هستند. با افزایش ارتفاع صندلی، محدوده‌ی حرکتی مفصل‌های مچ پا و زانو افزایش می‌یابد؛ که، موافق با پژوهش‌های بینی و همکارانش (2014) [9]، اریکسون و همکارانش (1988) [18] و نردن-اسنایدر (1977) [14] است. به علاوه، نردن-اسنایدر (1977) [14] عدم تغییر محدوده‌ی حرکتی ران علی‌رغم تغییر زاویه‌ی ران در نقطه‌ی مرگ با تغییر ارتفاع صندلی (95%، 100% و 105% طول تروکانتریک پا) را گزارش داده است. مطالعه‌ی پرایس و دان (1997) [16] نیز کاهش حداکثر و حداقل زاویه‌ی زانو و حداقل زاویه‌ی ران با افزایش ارتفاع صندلی را نشان داده است. به طور موافق، در مطالعه‌ی حاضر نیز به دلیل تأثیر تغییر ارتفاع صندلی بر هر دو زاویه‌ی حداکثر و حداقل به بیان دیگر خم و باز شدن مفصل ران، محدوده‌ی حرکتی آن با تغییر ارتفاع صندلی تغییر قابل توجهی نمی‌کند. کاهش حداکثر و حداقل زاویه‌ی مفصل ران با افزایش ارتفاع، نشان دهنده‌ی افزایش میزان باز شدن مفصل ران با افزایش ارتفاع صندلی است.

می‌توان گفت، با تغییر ارتفاع صندلی به منظور سازگاری با شرایط محل پدال، میزان باز شدن مفصل‌های ران و زانو افزایش می‌یابد. در طول پدال

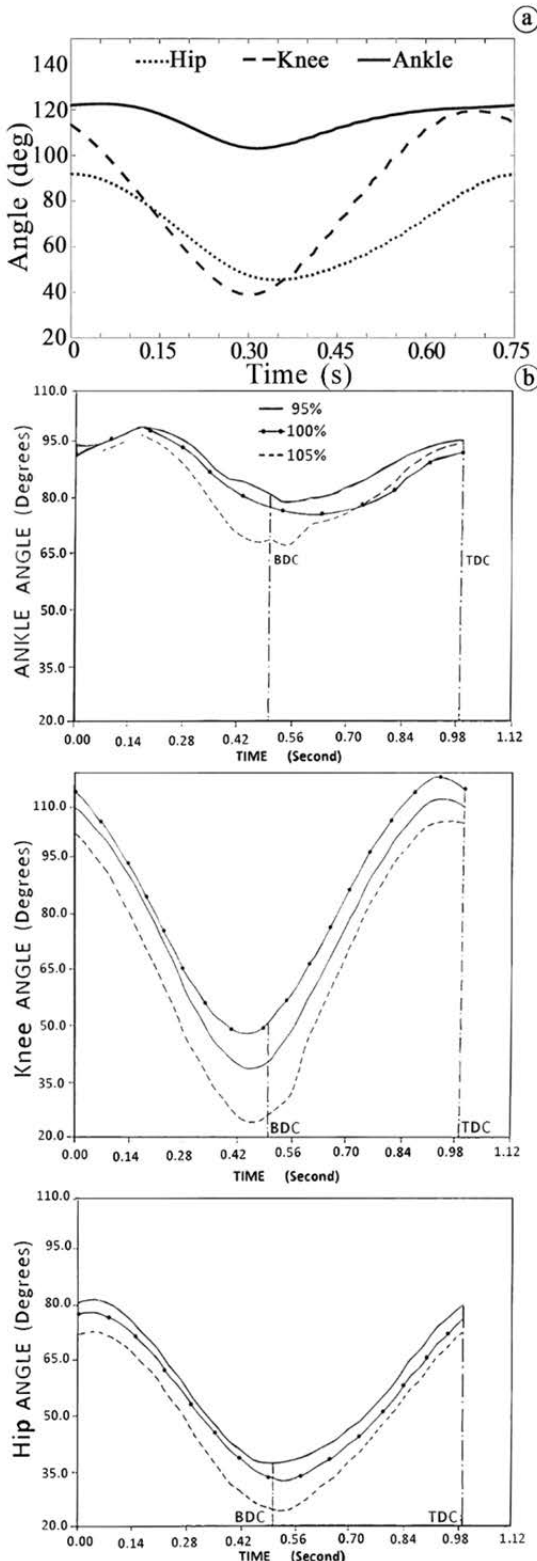


Fig. 2 Variation trend of ankle, knee and hip joints angle during a pedaling cycle: (a) by simulation in current study, for example in a pedaling place and (b) by experimental method of Nordeen-Snyder study in 3 pedaling places [14]

شکل 2 روند تغییر زاویه‌ی مفصل‌های مچ پا، زانو و ران در طول یک سیکل پدال زدن: (الف) به عنوان نمونه در یک محل پدال زدن مطالعه‌ی حاضر به روش شبیه‌سازی و (ب) مطالعه‌ی نردن-اسنایدر در سه محل پدال زدن به روش تجربی [14]

با توجه به نمودارهای قطبی زوایای مفصلی، می‌توان گفت در مسیرهای زانو، ران و مچ پا، متوسط محدوده‌ی حرکتی مفصل مچ پا به ترتیب 21.60 ± 14.13 ، 21.08 ± 9.16 و 28.54 ± 9.64 درجه، مفصل زانو به ترتیب 69.80 ± 7.36 ، 81.57 ± 5.64 و 84.03 ± 13.09 درجه و مفصل ران به ترتیب 42.66 ± 1.75 ، 46.85 ± 0.42 و 46.62 ± 7.23 درجه هستند. به علاوه، حداکثر زاویه‌ی مچ پا و زانو در مسیر زانو و زاویه‌ی ران در مسیر ران بیشترین مقدار هستند؛ ولی، حداقل زاویه‌ی مچ پا، زانو و ران در مسیر مچ پا کمترین مقدار هستند. به این دلیل بیشترین محدوده‌ی حرکتی هر 3 مفصل در مسیر مچ پا حاصل شده‌است.

نمودارهای قطبی زوایای مفصلی مچ پا، زانو و ران در طول یک سیکل پدال زدن در هر یک از 9 محل پدال زدن نشان می‌دهند که تغییر زاویه‌ی مفصل‌ها در ارتباط با همدیگر هستند. قابل ذکر است که با انجام تمرین‌های زنجیره‌ی سینتیک بسته، مفصل‌های ران، زانو و مچ پا به طور همزمان به کار گرفته می‌شوند؛ که تمرین‌های زنجیره‌ی بسته با بهبود هماهنگی عضله‌ها و عملکرد فیزیکی، عملکرد کلی را بهبود می‌بخشند [27-29]. می‌توان گفت ایجاد هماهنگی بین عضله‌ها ناشی از وجود هماهنگی بین مفصل‌ها است. به منظور بررسی هماهنگی بین مفصل‌ها، ضریب پیرسون تغییر زاویه‌ی مچ پا-زانو، مچ پا-ران، و زانو-ران در 9 محل پدال زدن از مسیرهای بهینه (مسیر زانو، مسیر ران و مسیر مچ پا) در شکل 5 جمع‌آوری شده‌اند. نمودارهای میله‌ای نشان دهنده‌ی همبستگی، حاکی از آن است که در هر محل پدال زدن تغییر زاویه‌ی مچ پا-زانو، مچ پا-ران و زانو-ران همبستگی مثبت دارند. این همبستگی مثبت بین زاویه‌ی مفصل‌ها در طول سیکل پدال زدن نشان می‌دهد که زاویه‌ی مفصل‌ها هماهنگ با هم تغییر می‌کنند؛ به بیان دیگر، همکاری مفصل‌ها را نشان می‌دهد.

بزرگی محدوده‌ی حرکتی استفاده شده در مفصل‌های ران، زانو و مچ پا در طول تمرین با دوچرخه‌ی ثابت به طور تقریب برابر با میزان فلکشن در راه رفتن نرمال و بالا رفتن از پله است. با تنظیم مناسب محل صندلی می‌توان محدوده‌ی حرکتی کنترل شده را فراهم نمود [18]. روند تغییر محدوده‌ی حرکتی مفصل‌های اندام تحتانی با تغییر محل صندلی در محدوده‌ی بزرگی از محل‌های پدال زدن و در مسیرهای بهینه از این محدوده، می‌تواند در فراهم نمودن شرایط پدال زدن در بیماران با نیازهای مختلف کمک کننده باشد؛ که در پژوهش‌های پیشین نیز تمرین‌های زنجیره‌ی بسته برای بازتوانی و انجام تمرین‌های ورزشی مناسب گزارش شده‌است [28,29].

3-3- سرعت انقباض عضله‌ها

تغییرات سرعت انقباض عضله‌های 4 گروه مفصلی مچ پا، زانو، ران و دومفصلی پای راست در محدوده‌ی محل‌های ممکنه‌ی پدال زدن در شکل 6 نشان داده شده‌است. مطابق با گروه‌ها در جدول 1، برای هر عضله 16 نمودار قابل مشاهده است که، تغییرات سرعت انقباض عضله‌ها در یک ارتفاع صندلی با افزایش موقعیت صندلی مربوط به آن ارتفاع را نشان می‌دهد. در محدوده‌ی محل‌های ممکنه، بازه تغییرات سرعت انقباض عضله‌های 4 گروه مفصلی مچ پا، زانو، ران و دومفصلی به ترتیب $4-16 \text{ cms}^{-1}$ ، $13-30 \text{ cms}^{-1}$ ، $9-15 \text{ cms}^{-1}$ و $3-25 \text{ cms}^{-1}$ است (شکل 6).

روند تغییرات نمودارهای سرعت انقباض عضله‌های 4 گروه مفصلی (مچ پا (نعلی و درشت‌نشی قدامی)، زانو (پهن خارجی، پهن داخلی، پهن میانی و دوسرانی سر کوتاه)، ران (سرینی بزرگ (متوسط 3 تار مدل شده)) و دومفصلی (دوقلو، راست رانی، نیم‌وتری، نیم‌غشایی و دوسرانی سر بلند)) در

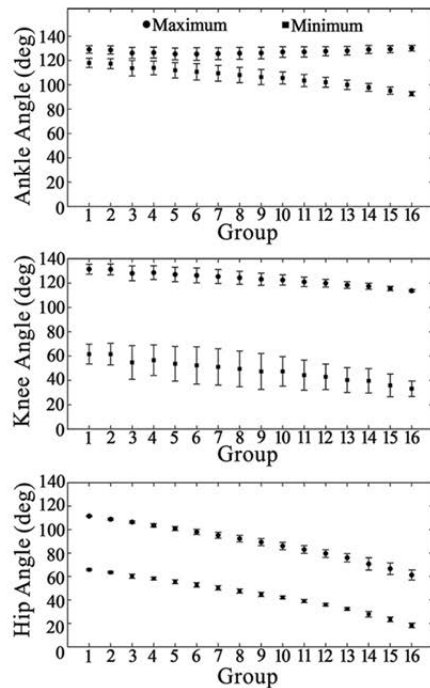


Fig. 3 The range of ankle, knee and hip joints angle in the pedaling feasible places range (the groups are in accordance with Table 1)

شکل 3 محدوده‌ی زاویه‌ی مفصل‌های مچ پا، زانو و ران در محدوده‌ی محل‌های ممکنه‌ی پدال زدن (گروه‌ها مطابق با جدول 1 است)

زدن جهت رسیدن پا به پایین‌ترین وضعیت پدال بایستی پا کشیده شود که، منجر به افزایش پلانترفلکشن مچ پا می‌شود (یعنی کاهش حداقل زاویه‌ی مچ پا). در حالیکه با تغییر فاصله‌ی افقی صندلی نسبت به پدال، سازگاری عمده در مفصل زانو صورت می‌گیرد؛ به عنوان مثال با افزایش فاصله‌ی افقی صندلی تا پدال، میزان باز شدن زانو افزایش می‌یابد (یعنی کاهش حداقل و حداکثر زاویه‌ی زانو) ولی زاویه‌ی مفصل ران تغییر قابل توجهی نخواهد داشت. در طول پدال زدن نیز به منظور رسیدن پا به دورترین وضعیت پدال، کشیدگی پا (پلانترفلکشن مچ پا) افزایش می‌یابد.

با توجه به بازه‌ی تغییر محدوده‌ی حرکتی و انحراف معیار مفصل‌ها در محل‌های ممکنه می‌توان گفت، اثر تغییر ارتفاع صندلی بر محدوده‌ی حرکتی مفصل مچ پا < زانو < ران است و اثر تغییر موقعیت صندلی بر محدوده‌ی حرکتی مفصل زانو < ران < مچ پا است. بینی و همکارانش (2013) [15] با مطالعه‌ی نیروی زانو در دو حالت از فاصله‌ی افقی صندلی تا پدال نسبت به فاصله‌ی افقی ترجیحی، اثر تغییر فاصله‌ی افقی بر زاویه‌ی فلکشن زانو را گزارش داده‌اند. به طور موافق، اثر تغییر فاصله‌ی افقی بر زاویه‌ی زانو در مطالعه‌ی حاضر دیده شد.

متوسط محدوده‌ی حرکتی مفصل‌های مچ پا، زانو و ران در محدوده‌ی محل‌های ممکنه به ترتیب، 20.65 ± 8.54 ، 75.12 ± 3.16 و 44.45 ± 1.03 درجه است؛ یعنی در حرکت پدال زدن محدوده‌ی حرکتی مفصل زانو < ران < مچ پا است.

2-2- الگوی سینماتیکی مفصل‌ها

در شکل 4، الگوی سینماتیکی مفصل‌های مچ پا، زانو و ران (در طول یک سیکل پدال زدن) در مسیرهای بهینه یعنی مسیر زانو (محل‌های 1، 2 و 3)، مسیر ران (محل‌های 4، 5 و 6) و مسیر مچ پا (محل‌های 7، 8 و 9) نشان داده شده‌است.

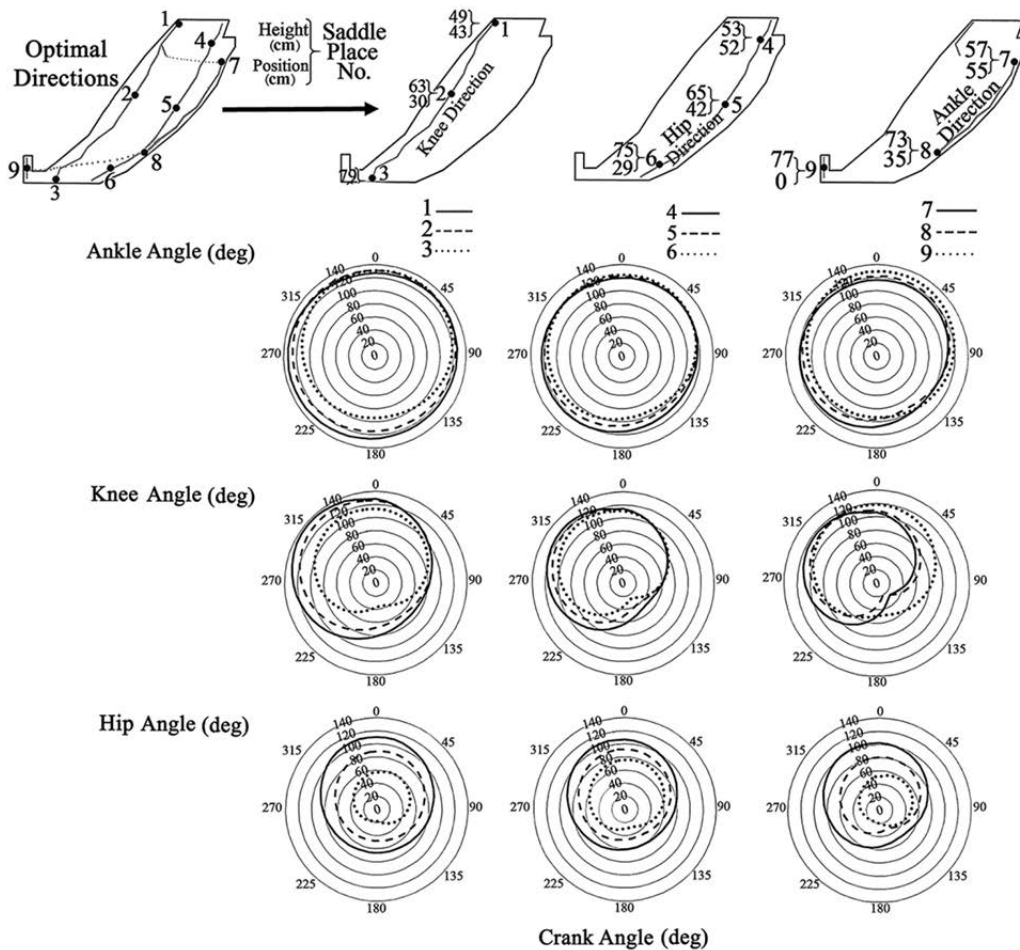


Fig. 4 Polar plots of ankle, knee and hip joints kinematics pattern during a pedaling cycle (crank angle: 0-360 deg) in the optimal directions: knee (1,2 and 3), hip (4, 5 and 6) and ankle (7, 8 and 9) directions

شکل 4 نمودارهای قطبی الگوی سینماتیکی مفاصل‌های مچ پا، زانو و ران در طول یک سیکل پدال زدن (زاویه‌ی میل‌لنگ: 0-360 deg) در مسیرهای بهینه: مسیرهای زانو (1، 2 و 3)، ران (4، 5 و 6) و مچ پا (7، 8 و 9)

تداخلی تغییر موقعیت در آن ارتفاع باشد.

عضله‌ی درشت‌نهی قدامی با افزایش موقعیت صندلی در هر ارتفاع روند افزایشی دارد و مقادیر آن در ارتفاع بیشتر، افزایش می‌یابد. می‌توان گفت با افزایش ارتفاع و یا موقعیت صندلی، میزان پلانترفلکشن مچ پا جهت رسیدن پا به پایین‌ترین وضعیت پدال، افزایش می‌یابد. افزایش پلانترفلکشن مچ پا منجر به افزایش کشش عضله‌ی درشت‌نهی قدامی می‌شود. سرعت انقباض عضله‌های گروه زانو روند افزایشی با افزایش موقعیت در هر ارتفاع و در ارتفاع‌های بیشتر، دارند؛ که روند تغییر سرعت انقباض 3 عضله‌ی پهن (جزء گروه عضله‌ی چهارسرانی) مشابه است. درواقع، با افزایش ارتفاع و موقعیت صندلی، باز شدن بیشتر زانو سبب افزایش طول عضله‌های گروه زانو شده‌است. به طور تقریب می‌توان گفت در ارتفاع بیشتر صندلی به دلیل افزایش میزان باز شدن مفصل ران، کشش عضله‌ی سیرینی بزرگ (متوسط) افزایش می‌یابد. ولی به دلیل تأثیر کم افزایش موقعیت صندلی بر باز شدن مفصل ران، طول این عضله کاهش می‌یابد.

سرعت انقباض عضله‌ی دومفصلی زانو-ران راست رانی (جزء گروه عضله-ی چهارسرانی) روند افزایشی با افزایش موقعیت در هر ارتفاع دارد. با افزایش موقعیت صندلی ابتدا جهت سازگاری با شرایط پدال، میزان باز شدن زانو

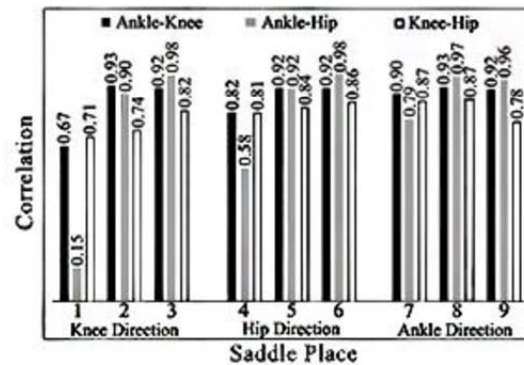


Fig. 5 Correlation of ankle-knee, ankle-hip and knee-hip joints angles in 9 pedaling places from optimal directions (knee, hip and ankle directions)

شکل 5 همبستگی زوایای مفصلی مچ پا-زانو، مچ پا-ران و زانو-ران در 9 محل پدال زدن از مسیرهای بهینه (مسیر زانو، مسیر ران و مسیر مچ پا)

شکل 6 نشان می‌دهد که، سرعت انقباض عضله‌ی نعلی از گروه عضله‌ی مچ پا و عضله‌ی سیرینی بزرگ از گروه عضله‌ی ران رفتار متفاوت (درهم) را در محدوده‌ی محل‌های ممکنه دارد. وجود چنین رفتار متفاوت شاید به دلیل اثر

می‌توان گفت اثر افزایش ارتفاع صندلی بر افزایش میزان باز شدن مفصل‌های ران و زانو و طبیعت دومفصلی بودن عضله‌ی راست رانی، منجر به عدم تأثیر افزایش ارتفاع بر میزان کشش این عضله می‌شود؛ به بیان دیگر، افزایش باز شدن مفصل‌های ران و زانو به ترتیب سبب افزایش و کاهش کشش این عضله می‌شوند. بدین ترتیب افزایش ارتفاع صندلی بر کشش این عضله بی‌تأثیر است. به طور تقریب، سرعت انقباض عضله‌های همیسترینگ¹ (دوسرانی سر بلند، نیم‌وتری و نیم‌غشایی) با افزایش موقعیت در هر ارتفاع کاهش می‌یابد. برخلاف عضله‌ی راست رانی، عضله‌های همیسترینگ به عنوان بازکننده‌ی ران و خم کننده‌ی زانو هستند؛ از این رو با افزایش موقعیت صندلی و افزایش میزان خم شدن مفصل‌های زانو و ران در طول فاز بالارفتن پدال، می‌توان کاهش کشش این عضله‌ها را با افزایش موقعیت صندلی انتظار داشت. به علاوه، با افزایش میزان باز شدن ران و زانو هنگام افزایش ارتفاع صندلی به ترتیب کاهش و افزایش طول عضله‌های همیسترینگ صورت می‌گیرد. بدین ترتیب در مورد این عضله‌ها نیز همانند عضله‌ی راست رانی، تغییر ارتفاع صندلی اثری بر کشش عضله‌ها ندارد.

روند تغییر سرعت انقباض عضله‌ی دوقلو (دومفصلی مچ پا-زانو) در محدوده‌ی محل‌های ممکنه کمی متفاوت است؛ با این حال به طور تقریب با افزایش موقعیت صندلی، می‌توان گفت کشیدگی این عضله بیشتر می‌شود. در فاز پایین رفتن پدال، مچ پا در وضعیت دورسی فلکشن² قرار دارد که همراه شدن آن با کشیدگی بیشتر زانو می‌تواند منجر به کشیدگی بیشتر این عضله هنگام پایین رفتن پدال شود. به طور کلی موافق با مطالعه‌ی سندرسون و آموروسو (2009) [30]، می‌توان گفت شاید به دلیل طبیعت دومفصلی عضله‌ی دوقلو، اثر تغییر محل صندلی بر سرعت انقباض این عضله کمتر است (زیرا تغییر زاویه‌ی دو مفصل مچ پا و زانو بر آن اثر می‌گذارد)؛ به عنوان مثال، کاهش ارتفاع صندلی سبب دورسی فلکشن بیشتر مچ پا و در نتیجه افزایش طول عضله‌ی دوقلو می‌شود اما همزمان میزان خم شدن زانو افزایش یافته که همین امر منجر به کاهش طول عضله‌ی دوقلو می‌شود. بدین ترتیب، تغییر محل صندلی (موقعیت و ارتفاع) تأثیر کمتری بر تغییر طول این عضله دارد.

برخلاف مطالعات پیشین [10,30]، در مطالعه‌ی حاضر اثر تغییر فاصله‌ی افقی و عمودی صندلی تا پدال (موقعیت و ارتفاع) در محدوده‌ی وسیعی از موقعیت و ارتفاع صندلی (182 محل پدال زدن) به صورت جداگانه بر روی حداکثر کشش عضله‌ها بررسی شدند. مشابه با مطالعات پیشین در شکل 7، بدون تفکیک اثر جداگانه‌ی ارتفاع و موقعیت صندلی بر سرعت انقباض عضله‌ها، روند تغییر حداکثر کشیدگی عضله‌ها نشان داده شده‌است. سندرسون و آموروسو (2009) با ثبت سیگنال الکترومیوگرافی از عضله‌های دوقلو و نعلی هنگام پدال زدن در 3 ارتفاع صندلی (92%، 102% و 107% طول تروکانتریک پا)، افزایش سرعت کشیدگی عضله‌ی نعلی با افزایش ارتفاع را گزارش دادند [30]. مطالعه‌ی آن‌ها افزایش طول عضله‌ی دوقلو در ارتفاع کم را نشان داده بود اما اظهار داشتند که اثر قابل توجهی ندارد. به طور تقریب نمودارهای میله‌ای عضله‌های نعلی و دوقلو در شکل 7 نیز نتیجه‌ی موافق با مطالعه‌ی سندرسون و آموروسو (2009) را نشان می‌دهند. راگ و گریگور (1978) با بررسی طول عضله‌های پهن، نعلی، همیسترینگ و دوقلو در 4 ارتفاع صندلی (100%، 105%، 110% و 115% طول از محل انشعاب دو پا)، کاهش طول مطلق عضله‌های پهن و نعلی و افزایش طول مطلق عضله‌های همیسترینگ و دوقلو را با افزایش ارتفاع صندلی به روش تجربی گزارش داده‌اند [10]. اختلاف

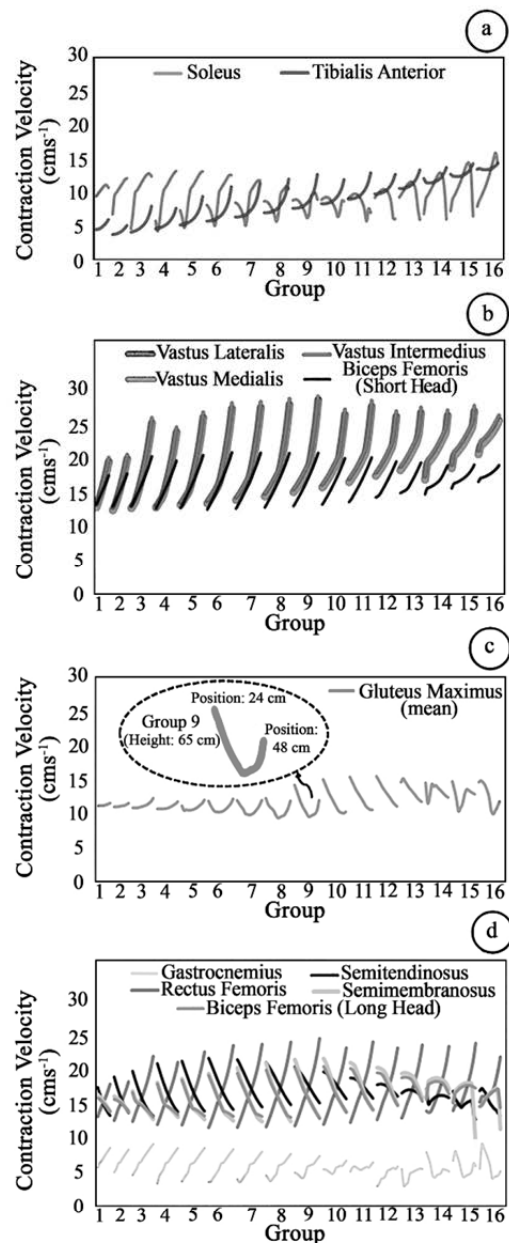


Fig. 6 Contraction velocity of (a) ankle, (b) knee, (c) hip and (d) biarticular muscle groups in the pedaling feasible places. 16 graphs are visible for each of the muscles, that each graph represents the variations of muscle contraction velocity with saddle position enhancement related to a saddle height (according to groups in table 1)

شکل 6 سرعت انقباض گروه‌های عضله‌ی مچ پا (الف)، زانو (ب)، ران (ج) و دومفصلی (د) در محدوده‌ی محل‌های ممکنه‌ی پدال زدن. 16 نمودار برای هر عضله قابل مشاهده است که، هر نمودار تغییرات سرعت انقباض عضله با افزایش موقعیت صندلی مربوط به هر ارتفاع را نشان می‌دهد (مطابق با گروه‌ها در جدول 1)

افزایش می‌یابد. درحالی‌که در زاویه مفصل ران تغییر قابل توجهی حاصل نمی‌شود. در طول پدال زدن، رفته رفته از میزان باز شدن زانو کاسته می‌شود. طوریکه در فاز بالا رفتن پدال، کاهش بیشتری در میزان باز شدن زانو صورت می‌گیرد و همزمان میزان خم شدن مفصل ران افزایش می‌یابد. همین امر سبب افزایش طول عضله‌ی راست رانی با افزایش موقعیت صندلی می‌شود.

¹ Hamstring
² Dorsiflexion

دیده باشد، نباید پدال زدن در محل‌های صندلی که منجر به کشش بیشتر عضله می‌شود، صورت گیرد؛ به عنوان مثال اگر عضله‌ی درشت نئی قدامی آسیب دیده باشد، پدال زدن در ارتفاع بیشتر منجر به آسیب بیشتر این عضله می‌شود؛ که، تنظیم محل صندلی در ارتفاع کمتر برای این عضله مناسب است. نمودارهای میله‌ای نشان داده شده در 9 محل از مسیرهای بهینه (از نظر حداقل نیروهای مفصلی) در شکل 7 می‌تواند در تنظیم محل صندلی با در نظر گرفتن عضله‌ی مورد نظر کمک کننده باشد. به طور تقریبی، متوسط سرعت انقباض عضله‌ی نعلی در مسیر مچ پا، عضله‌های درشت‌نئی قدامی، گروه زانو و دومفصلی دوقلو و راست رانی در مسیر زانو، عضله‌ی سرینی بزرگ (متوسط) در مسیر ران، و عضله‌ی همیسترنگ در مسیرهای ران و مچ پا کمترین مقدار است. قابل ذکر است که، سرعت انقباض عضله‌ی دوقلو در 3 مسیر بهینه تفاوت چندانی ندارد (شکل 7).

4- نتیجه‌گیری

تغییر ارتفاع صندلی در محدوده‌ی محل‌های ممکنه‌ی پدال زدن می‌تواند سبب تغییر سینماتیک اندام تحتانی شود. تنظیم مناسب ساختار دوچرخه می‌تواند در بهبود محدوده‌ی حرکتی مفصل‌ها کمک کننده باشد. محدوده‌ی حرکتی مفصل‌های مچ پا و زانو بیشتر از مفصل ران تحت تأثیر محل صندلی قرار می‌گیرد. محدوده‌ی حرکتی مچ پا و زانو، افزایش قابل توجهی نسبت به افزایش ارتفاع صندلی نشان می‌دهد، که بیشترین محدوده‌ی حرکتی مچ پا، زانو و ران در محل‌های بهینه با حداقل نیروی مفصل مچ پا از محدوده‌ی محل‌های ممکنه حاصل می‌شود. در هر محل پدال زدن، تغییر زاویه‌ی مفصل‌ها در طول سیکل پدال زدن هماهنگ با هم صورت می‌گیرد. به علاوه، تغییر زاویه‌ی مفصل‌ها منجر به تغییر سینماتیک عضله‌ها می‌شود. بازه‌ی تغییر سرعت انقباض عضله‌های گروه مچ پا، زانو و دومفصلی بزرگتر از گروه عضله‌ی ران است؛ از این رو، استفاده از دوچرخه‌ی ثابت با قابلیت تنظیم محل صندلی و فراهم نمودن شرایط مناسب برای هر فرد می‌تواند در بازتوانی سریع‌تر بیماران مفید باشد.

5- فهرست علائم

ΔL	تغییر طول عضله (cm)
Δt	تغییر زمان (s)
f	فرکانس طبیعی (rpm)
M	گشتاور میل لنگ (Nm)
M_{Offset}	گشتاور متوسط (Nm)
M_{TDC}	گشتاور نقطه‌ی مرگ بالا (Nm)
V	سرعت انقباض عضله ($cm \cdot s^{-1}$)

علائم یونانی

α_M	زاویه‌ی فاز (deg)
φ	زاویه‌ی پدال (deg)
ω	فرکانس زاویه‌ای (rpm)

زیرنویس‌ها

Ph	شماره‌ی فاز
------	-------------

6- مراجع

[1] M. O. Ericson, J. Ekholm, O. Svensson, R. Nisell, The forces of ankle joint structures during ergometer cycling, *Foot & Ankle*, Vol. 6, No. 3, pp. 135-142, 1985.
 [2] N. A. Hamzaid, R. M. Smith, G. M. Davis, Isokinetic cycling and elliptical

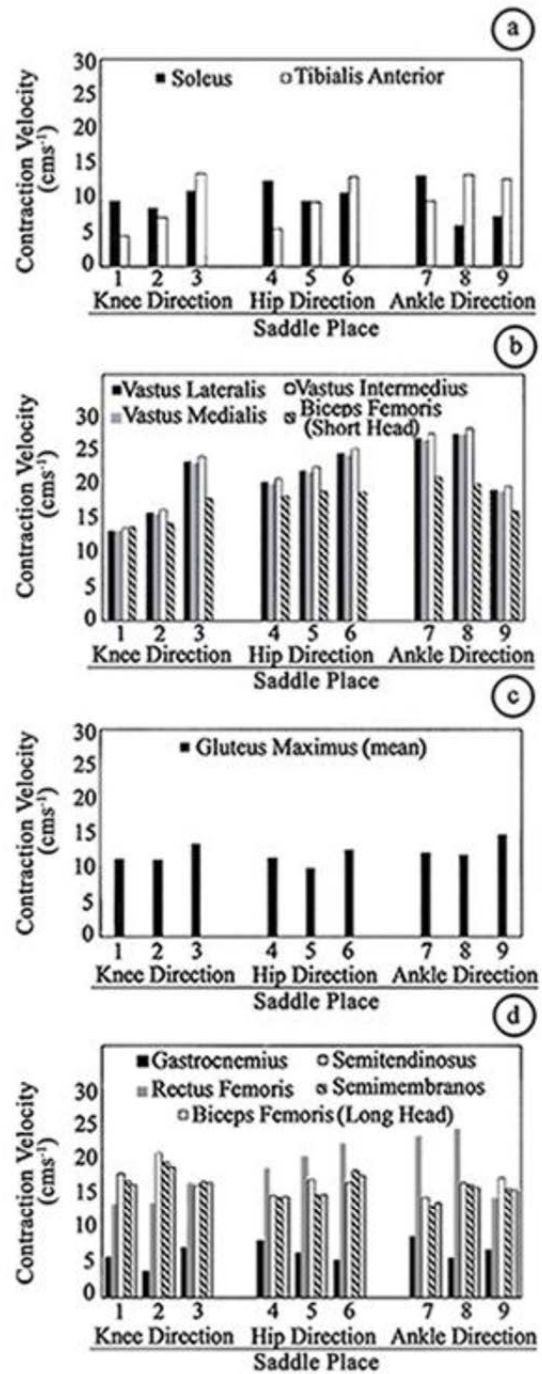


Fig. 7 Contraction velocity of (a) ankle, (b) knee, (c) hip and (d) biarticular muscle groups in 9 places of optimal directions (knee, hip and ankle directions)

شکل 7 سرعت انقباض گروه‌های عضله‌ی مچ پا (الف)، زانو (ب)، ران (ج) و دومفصلی (د) در 9 محل از مسیرهای بهینه (مسیرهای زانو، ران و مچ پا)

نتایج مطالعه‌ی حاضر در مورد عضله‌های نام برده با مطالعه‌ی راگ و گریگور (1987) شاید به این دلیل باشد که در مطالعه‌ی حاضر، فقط میزان کشیدگی عضله‌ها بررسی شده‌است.

کشش عضله‌ها هنگام انقباض (انقباض اکسنتریک¹) منجر به درد، ضعف [31]، آسیب و کاهش عملکرد عضلانی [32] می‌شود. پس، اگر عضله‌ای آسیب

¹ Eccentric

- [19] Y.-H. Shin, J.-S. Choi, D.-W. Kang, J.-W. Seo, J.-H. Lee, J.-Y. Kim, D.-H. Kim, S.-T. Yang, G.-R. Tack, A study on human musculoskeletal model for cycle fitting: comparison with EMG, *World Academy of Science, Engineering and Technology, International Journal of Medical, Health, Biomedical, Bioengineering and Pharmaceutical Engineering*, Vol. 9, No. 2, pp. 92–96, 2015.
- [20] M. Fathi, F. Najafi, Dynamic Modeling of the Human Lower Limb Interacting with a Pneumatic Actuator and its Parameters Identification for Rehabilitation, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 13, No. 13, pp. 200–213, 2014. (in Persian فارسی)
- [21] M. R. Azghani, E. Hazrati, The Effect of Pedaling Rate and Resistance against Pedaling in Feasible Pedaling Places on Leg Muscles and Joints Behaviors in Ergometer: A Parametric Study, *Iranian Journal of Biomedical Engineering*, Vol. 11, No. 1, pp. 11–20, 2017. (in Persian فارسی)
- [22] M. Damsgaard, J. Rasmussen, S. T. Christensen, E. Surma, M. De Zee, Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System, *Simulation Modelling Practice and Theory*, Vol. 14, No. 8, pp. 1100–1111, 2006.
- [23] M. Mirakhorlo, M. R. Azghani, S. Kahrizi, Validation of a musculoskeletal model of lifting and its application for biomechanical evaluation of lifting techniques, *Journal of Research in Health Sciences*, Vol. 14, No. 1, pp. 23–28, 2013.
- [24] S. D. Farahani, W. Bertucci, M. S. Andersen, M. De Zee, J. Rasmussen, Prediction of crank torque and pedal angle profiles during pedaling movements by biomechanical optimization, *Structural and Multidisciplinary Optimization*, Vol. 51, No. 1, pp. 251–266, 2015.
- [25] E. Hazrati, M. R. Azghani, The effect of saddle height and saddle position changes from pedal on muscles and joints behaviors in ergometer: A parametric study, *Submitted to Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 2017.
- [26] C. Cael, *Functional anatomy: musculoskeletal anatomy, kinesiology, and palpation for manual therapists*, pp. 337–409, New York: Lippincott Williams and Wilkins, 2011.
- [27] R. A. Palmitier, K.-N. An, S. G. Scott, E. Y. Chao, Kinetic chain exercise in knee rehabilitation, *Sports Medicine*, Vol. 11, No. 6, pp. 402–413, 1991.
- [28] J. R. Blackburn, M. C. Morrissey, The relationship between open and closed kinetic chain strength of the lower limb and jumping performance, *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, Vol. 27, No. 6, pp. 430–435, 1998.
- [29] J. Augustsson, A. Esko, R. Thomeé, U. Svantesson, Weight training of the thigh muscles using closed versus open kinetic chain exercises: a comparison of performance enhancement, *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, Vol. 27, No. 1, pp. 3–8, 1998.
- [30] D. J. Sanderson, A. T. Amoroso, The influence of seat height on the mechanical function of the triceps surae muscles during steady-rate cycling, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 19, No. 6, pp. e465–e471, 2009.
- [31] M. Bodor, Quadriceps protects the anterior cruciate ligament, *Journal of Orthopaedic Research*, Vol. 19, No. 4, pp. 629–633, 2001.
- [32] D. G. Allen, G. D. Lamb, H. Westerblad, Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms, *Physiological Reviews*, Vol. 88, No. 1, pp. 287–332, 2008.
- stepping: A kinematic and muscle activation analysis, *Clin Res Foot Ankle*, Vol. 1, No. 3, pp. 117, 2013.
- [3] R. Nordemar, U. Berg, B. Ekblom, L. Edström, Changes in muscle fibre size and physical performance in patients with rheumatoid arthritis after 7 months' physical training, *Scandinavian Journal of Rheumatology*, Vol. 5, No. 4, pp. 233–238, 1976.
- [4] J. Steadman, Nonoperative measures for patellofemoral problems, *The American Journal of Sports Medicine*, Vol. 7, No. 6, pp. 374–375, 1979.
- [5] D. E. Campbell, W. Glenn, Rehabilitation of knee flexor and knee extensor muscle strength in patients with meniscectomies, ligamentous repairs, and chondromalacia, *Physical Therapy*, Vol. 62, No. 1, pp. 10–15, 1982.
- [6] C. A. Wozniak Timmer, Cycling biomechanics: a literature review, *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, Vol. 14, No. 3, pp. 106–113, 1991.
- [7] J. E. Kovalski, R. J. Heitman, D. P. S. Andrew, L. R. Gurchiek, A. W. Pearsall IV, Relationship between closed-linear-kinetic-and open-kinetic-chain isokinetic strength and lower extremity functional performance, *Journal of Sport Rehabilitation*, Vol. 10, No. 3, pp. 196–204, 2001.
- [8] T. E. Johnston, Biomechanical considerations for cycling interventions in rehabilitation, *Physical Therapy*, Vol. 87, No. 9, pp. 1243–1252, 2007.
- [9] R. R. Bini, P. A. Hume, A. E. Kilding, Saddle height effects on pedal forces, joint mechanical work and kinematics of cyclists and triathletes, *European Journal of Sport Science*, Vol. 14, No. 1, pp. 44–52, 2014.
- [10] S. Rugg, R. Gregor, The effect of seat height on muscle lengths, velocities and moment arm lengths during cycling, *Journal of Biomechanics*, Vol. 20, No. 9, pp. 899, 1987.
- [11] J.-S. Choi, D.-W. Kang, J.-W. Seo, J.-H. Bae, G.-R. Tack, Effects of Increased Saddle Height on Length and Activity Pattern of Vastus Lateralis and Biceps Femoris Muscle, *Korean Journal of Sport Biomechanics*, Vol. 22, No. 4, pp. 413–419, 2012.
- [12] R. R. Bini, A. C. Tamborindeguy, C. B. Mota, Effects of saddle height, pedaling cadence, and workload on joint kinetics and kinematics during cycling, *Journal of Sport Rehabilitation*, Vol. 19, No. 3, pp. 301–314, 2010.
- [13] V. Ferrer-Roca, A. Roig, P. Galilea, J. García-López, Influence of saddle height on lower limb kinematics in well-trained cyclists: static vs. dynamic evaluation in bike fitting, *The Journal of Strength & Conditioning Research*, Vol. 26, No. 11, pp. 3025–3029, 2012.
- [14] K. S. Nordeen-Snyder, The effect of bicycle seat height variation upon oxygen consumption and lower limb kinematics, *Medicine and Science in Sports*, Vol. 9, No. 2, pp. 113–117, 1977.
- [15] R. R. Bini, P. A. Hume, F. J. Lanferdini, M. A. Vaz, Effects of moving forward or backward on the saddle on knee joint forces during cycling, *Physical Therapy in Sport*, Vol. 14, No. 1, pp. 23–27, 2013.
- [16] D. Price, B. Donne, Effect of variation in seat tube angle at different seat heights on submaximal cycling performance in man, *Journal of Sports Sciences*, Vol. 15, No. 4, pp. 395–402, 1997.
- [17] M. R. Bini, P. A. Hume, J. L. Croft, Effects of bicycle saddle height on knee injury risk and cycling performance, *Sports Medicine*, Vol. 41, No. 6, pp. 463–476, 2011.
- [18] M. O. Ericson, R. Nisell, G. Németh, Joint motions of the lower limb during ergometer cycling, *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, Vol. 9, No. 8, pp. 273–278, 1988.