

Research Paper

Design and Manufacture of Mechanical Knee-Hip Strengthening Device (M K-H SD) and Replace it Instead of a Chair Quadriceps

N. Maroofi Analojeh¹, M. Marvi Esfahani², S. H. Mirtalaie³

1. Master of Science in Rehabilitation Engineering, Department of Mechanical Engineering, Najafabad Branch, Islamic Azad University, Najafabad, Iran
2. Assistant Professor of Sport Biomechanics, Sport Medicine Research Center, Najafabad Branch, Islamic Azad University, Najafabad, Iran (Corresponding Author)
3. Assistant Professor of Mechanical Engineering, Department of Mechanical Engineering, Najafabad Branch, Islamic Azad University, Najafabad, Iran

Received Date: 2021/07/29

Accepted Date: 2021/10/21

Abstract

The aim of this study was to design and manufacture a Mechanical Knee-Hip Strengthening Device (MK-HSD). The device was designed using CATIA software. Then, a laboratory sample was made according to the designed sizes. Special features of the device included adjusting the knee range of motion from 20° of extension to 120° of flexion to reduce the stress on the patellofemoral joint, adjusting the hip range of motion from 30° of flexion and 20° extension in proportion to the angles in a normal walking cycle, increasing the force of isotonic contractions by changing the number and stiffness of the springs, maximum voluntary isometric contraction at the end of 20° of extension and 120° of flexion. The MK-HSD is recommended to use instead of a quadriceps chair because it is affordable and more efficient (knee and hip joints) as well as can control the knee painless range of motion.

Keywords: Design and Manufacture, Mechanical Knee-Hip Strengthening Device, Chair Quadriceps

-
1. Email: nargesss.maroofi@gmail.com
 2. Email: mahnazmarvi3@gmail.com
 3. Email: h_mirtalaie@yahoo.com

Introduction

People with knee pain for soft rehabilitation are looking for innovative options for managing knee pain. Tissue injuries such as arthritis reduce the range of motion and joint stiffness. Restoration of joint range of motion, strength and pain relief to increase limb function as well as the early return of the patient to functional independence along with reduction of rehabilitation costs have led to the development of affordable mechanical devices (1). The use of mechanical rehabilitation equipment instead of sports programs with variety in movements as well as the need for an expert trainer and electrical equipment in physiotherapy can facilitate the process of performing complex and repetitive exercises and improve the quality of rehabilitation programs (2). Therefore, the aim of the study was to design and manufacture a Mechanical Knee-Hip Strengthening Device (MK-HSD) that reduces the stress on the patellofemoral joint by controlling the knee range of motion.

Materials and Methods

This device was designed in accordance with the advantages and disadvantages of existing rehabilitation devices to strengthen the knee and thigh joints. At first, the initial plan was designed using CATIA software. The main body of the device was made of a chassis with aluminum cans with dimensions of 30×50 cm and 2 fixed and movable handles, with rectangular and octagonal cans of aluminum with dimensions of 25×40 cm, connected by argon welding. In addition, the length of the chassis was obtained from several people with different heights between 155 and 180 cm, depending on the amount of flexion and extension movement of the knee in the sitting position and the thigh in the standing position, and the length of 84 cm was chosen for the chassis of the device. The movable handles moved on the fixed handles from above by screws, washers, retaining bushings and bearings.

Teflon pieces were used to connect the ends of the movable handles and eight hooks on the front and back of each piece. Eight hooks were screwed on the width of the main body of the machine in front of the hooks attached to each Teflon piece. Then, a cross-shaped piece of 25×40 cm aluminum cans was placed on each Teflon piece in order to place the foot support insole and to connect the end of the movable handle. The insoles were made of a 5-mm aluminum sheet. Neoprene insoles and straps were placed inside the aluminum insoles for comfortable placement and fixation of the foot. Handles and wheels were placed for easy transport. Springs with wire diameters of 1.1, 0.9 and 0.8 mm, rings with a diameter of 11, 10, 8 mm and a length of 30 cm were used to increase strength.

Results

The MK-HSD is a new device in the field of muscle rehabilitation that works on the knee and thigh joints. This device allows flexion and extension movements of the knee and thigh to be performed forcefully. The ability of this device is that the exercise program is run for both legs simultaneously. In the training program, both right and left legs can perform flexion and extension movements simultaneously or each leg separately. The amount of frictional force generated by the movement of the Teflon piece inside the steel bars in flexion and extension movements is about 15N (1.5 kg). In the present study, using springs with three different stiffness coefficients, the amount of force in flexion and extension movements could be increased up to about 60N (60 kg). By making springs with higher stiffness coefficients, the amount of force could be enhanced according to the individual's ability. Weak resistive forces are used in the design of mechanical devices because they facilitate a joint range of motion and improve strength to a small extent. Weak forces are used in various stages of knee rehabilitation (conditions such as severe pain or after joint surgery) (3). In the MK-HSD device, springs with low resistance were used for patients with severe pain.

In this device, the angle of the knee joint at the beginning of the movement is 90°. The range of motion of the knee joint in the extension movement is 70° (20° extension, knee angle at 160°) and in the flexion movement is 30° (120° flexion, knee angle at 60°). In addition, in this device, the angle of hip extension is about 20°. In a normal walking cycle, at the opposite initial contact stage, the maximum angle of extension of the hip joint is about 20° (4). In the design of this device in the present study, the angle of the hip extension was considered about 20°. In this device, the flexion angle of the knee joint was >120°. At this angle, there is the highest level of contact and the least contact tension between the tibial and femoral condyles. In a normal walking cycle, at the heel contact stage, the maximum angle of flexion of the hip is about 30° (22). In the design of this device, the angle of flexion of the hip was considered about 30°.

Conclusion

Special features of this device included the ability to use both feet simultaneously, adjusting the range of motion of the knee from 20° of extension to 120° of flexion, increasing the force of isotonic contractions by changing the number and stiffness of springs, creating voluntary isometric contraction at the end of 20° of extension and 120° of flexion. The features like easy portability, affordable device, greater efficiency (strengthening of the knee and hip joint) and control of the knee joint in the range of motion distinguish this device from other ones. Increasing muscle strength in isotonic and isometric contractions with a controlled range of motion may improve knee and thigh function. Therefore, it is recommended to evaluate the function of this device in patients with osteoarthritis of the knee and thigh.

Keywords: Design and Manufacture, Mechanical Knee-Hip Strengthening Device, Chair Quadriceps

References

1. Zhang L, Liu G, Han B, Wang Z, Yan Y, Ma J, et al. Knee joint biomechanics in physiological conditions and how pathologies can affect it: a systematic review. *Applied bionics and biomechanics*. 2020 Apr;202:1-22.
2. Koller-Hodac A, Leonardo D, Walpen S, Felder D, editors. Knee orthopaedic device how robotic technology can improve outcome in knee rehabilitation. in *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*.2011 Jun:1-6.
3. Hall JR. US Patent 20140207030A1 Jul 2014.
4. Whittle MW. *Gait analysis: an introduction*: Butterworth-Heinemann; 2014.

طراحی و ساخت دستگاه مکانیکی تقویت‌کننده زانو-ران (M K-H SD) و جایگزینی آن به جای صندلی کوآدری سپس

نرگس معروفی اناالوجه^۱، مهناز مروی اصفهانی^۲، سید حسن میرطلایی^۳

۱. کارشناس ارشد مهندسی توان‌بخشی، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده فنی و مهندسی، واحد نجف‌آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف‌آباد، ایران
۲. استادیار بیومکانیک ورزشی، مرکز تحقیقات طب ورزشی، واحد نجف‌آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف‌آباد، ایران (نویسنده مسئول)
۳. استادیار مهندسی مکانیک، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده فنی و مهندسی، واحد نجف‌آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف‌آباد، ایران

تاریخ ارسال ۱۴۰۰/۰۵/۰۷

تاریخ پذیرش ۱۴۰۰/۰۷/۲۹

چکیده

هدف از این مطالعه طراحی و ساخت دستگاه مکانیکی تقویت‌کننده زانو-ران (Mechanical Knee-Hip Strengthening Device) بود. ابتدا طرح اولیه M K-H SD در نرم‌افزار کتیا طراحی و سپس متناسب با اندازه‌های طراحی‌شده، نمونه‌ای آزمایشگاهی ساخته شد. ویژگی‌های خاص این دستگاه شامل تنظیم دامنه حرکتی مفصل زانو بین ۲۰ درجه اکستانسیون تا ۱۲۰ درجه فلکسیون به منظور کاهش میزان استرس بر مفصل پاتلوفمورال، تنظیم دامنه حرکتی مفصل ران بین ۳۰ درجه فلکسیون و ۲۰ درجه اکستانسیون متناسب با زوایای مفصل ران در یک سیکل راه رفتن نرمال، افزایش نیروی انقباضات ایزوتونیک با تغییر در تعداد و ضریب سختی فنرها، ایجاد انقباض ایزومتریک ارادی متناسب با توانایی فرد در انتهای ۲۰ درجه اکستانسیون و ۱۲۰ درجه فلکسیون است. دستگاه M K-H SD به علت مقرون‌به‌صرفه بودن، کارآمدی بیشتر (تقویت مفصل زانو و ران) و کنترل مفصل زانو در دامنه حرکتی بدون درد، به جای صندلی‌های کوآدری سپس در فیزیوتراپی‌ها توصیه می‌شود.

واژگان کلیدی: طراحی و ساخت، دستگاه M K-H SD، صندلی کوآدری سپس

1. Email: nargess.marooft@gmail.com
2. Email: mahnazmarvi3@gmail.com
3. Email: h_mirtalaie@yahoo.com

مقدمه

افراد مبتلا به درد زانو برای بازتوانی نرم به دنبال گزینه‌هایی نوآورانه‌اند تا درد زانو را مدیریت کنند. در آسیب‌های بافتی از قبیل انواع آرتريت‌ها که باعث کاهش دامنه حرکتی و سفتی مفصل می‌شود؛ بازگرداندن دامنه حرکتی مفصل، قدرت و تعدیل درد به منظور افزایش عملکرد اندام و بازگشت زودهنگام بیمار به استقلال عملکردی و کاهش هزینه‌های توان‌بخشی باعث گسترش تولید دستگاه‌های مکانیکی مقرون به صرفه شده است. از آنجاکه سالانه تعداد افراد سالمند و چاق در سراسر جهان در حال افزایش است، به پژوهش‌هایی در مورد اختلالات حرکتی انسان، توجه بیشتری می‌شود (۱). استئوآرتريت^۱ یکی از شایع‌ترین بیماری‌های مفصلی است و مفاصل زانو و ران جزء آسیب‌پذیرترین مفاصل در اندام تحتانی محسوب می‌شوند، به طوری که ۳۰ درصد افراد بالای ۴۵ سال شواهدی رادیوگرافی مبنی بر بیماری استئوآرتريت زانو و ران دارند و این علائم در زنان (۱۸/۷ درصد) بیشتر از مردان (۱۳/۵ درصد) مشاهده می‌شود (۳). برای کنترل و پیشگیری از این بیماری روش‌های درمانی متنوعی توصیه شده است. در گذشته، ورزش به‌مثابه استراتژی ثانویه برای پیشگیری از درد و ناتوانی توصیه می‌شد، اما اخیراً اقدامات توان‌بخشی از قبیل ورزش درمانی، فیزیوتراپی و استفاده از تجهیزات توان‌بخشی به روش‌هایی کارآمد در پیشگیری و کنترل این بیماری تبدیل شده است (۴).

درک جامع از بیومکانیک^۲ مفصل زانو در شرایط فیزیولوژیکی و پاتولوژیکی در طراحی و ساخت وسایل کمکی، تجهیزات توان‌بخشی و بهینه‌سازی تمرینات بازتوانی حرکتی حائز اهمیت است (۱)؛ زیرا تمرین با برخی از تجهیزات توان‌بخشی باعث تشدید درد در مفاصل درگیر می‌شود؛ برای مثال یکی از مشکلاتی که بیماران مبتلا به استئوآرتريت زانو حین و بعد از تمرین با صندلی کوآدری‌سپس^۳ دارند شکایت از درد زانوست. این به دلیل میزان استرسی است که بر مفصل پاتلوفمورال^۴ حین تمرین وارد می‌شود. مطالعات نشان داده‌اند که بین سندروم درد پاتلوفمورال و استئوآرتريت زانو ارتباط قوی وجود دارد. شایع‌ترین علائم استئوآرتريت با فعالیت‌هایی ایجاد می‌شود که مفصل پاتلوفمورال را درگیر می‌کند (۵). در حین تمرین با صندلی کوآدری‌سپس، هنگامی که زانو به اکستانسیون^۵ کامل نزدیک می‌شود بازوی گشتاوری نیروی مقاوم افزایش می‌یابد و در نتیجه، عضله چهارسر رانی برای غلبه بر این نیرو باید نیروی گشتاوری بیشتری تولید کند که به افزایش استرس وارد بر مفصل پاتلوفمورال و

-
1. Osteoarthritis
 2. Biomechanics
 3. Quadriiceps Chair
 4. Patellofemoral
 5. Extension

درد زانو منجر می‌شود (۶). به همین منظور ایرادات این تجهیزات توان‌بخشی باید بررسی شود و دستگاه‌های توان‌بخشی جدید جایگزین آن‌ها شوند.

همان‌طور که مطالعات نشان داده‌اند، توان‌بخشی زانو گامی اساسی برای بازیابی عملکرد طبیعی این مفصل در فعالیت‌های روزمره است. توان‌بخشی جسمی می‌تواند چندین هفته یا حتی چند ماه طول بکشد تا دامنه حرکتی و انعطاف‌پذیری مفصل بار دیگر به دست آید. به همین منظور انواع دستگاه‌های توان‌بخشی به‌صورت الکتریکی و مکانیکی برای بهبود قدرت عضلانی و دامنه حرکتی مفصل زانو طراحی و ساخته شده است. استفاده از این دستگاه‌ها مزایای زیادی برای بیمار به همراه دارد؛ زیرا بیماران می‌توانند طبق برنامه‌ای توان‌بخشی، که متناسب با توانایی‌شان در نظر گرفته می‌شود، حرکات را به‌طور منظم و مداوم اجرا کنند تا دوره بازتوانی حرکتی کامل شود (۷). در آغاز سال ۱۹۷۵ تا سال‌های اخیر، دستگاه الکتریکی ^۱ CPM (حرکات منفعل مداوم) به‌منظور درمان فوری بعد از عمل‌های جراحی زانو طراحی و ساخت شد (۸). همچنین در سال ۱۹۹۹ ساکاکا^۲ و همکاران، دستگاه الکتریکی TEM^۳ را برای کاهش انقباضات عضلانی در اندام تحتانی طراحی کردند (۹). از میان دستگاه‌های پیشرفته نیز می‌توان به روبات ورزش‌درمانی^۴ RM اشاره کرد که به‌صورت غیرفعال و فعال دامنه حرکتی و قدرت عضلانی مفاصل ران و زانوی بیماران مبتلا به اختلال در اندام تحتانی مانند آسیب‌های نخاعی را بهبود می‌بخشد (۱۰). ریکو^۵ و کاستاندا^۶ (۲۰۱۶) نوعی دستگاه توان‌بخشی زانو طراحی کردند و ساختند که مبتنی بر دو درجه آزادی، یک کنترل‌کننده با تابلوهای کنترل حرکت PLC-SERVO و یک رابط کاربری گرافیکی (فرمان‌دهنده به دستگاه) به‌منظور اجرای چهار تمرین غیرفعال در مفصل زانو بود (۱۱). همچنین در سال ۲۰۱۹، چاوشیان و همکاران به‌منظور اجرای تمرینات توان‌بخشی زانو از نوع حرکات ایزوکینتیک پرداختند به طراحی و ساخت دستگاه توان‌بخشی ایزوکینتیک پا با عملگر سرونیوماتیکی^۷ پرداختند. نتایج آزمایشگاهی نشان داد استفاده از عملگر سرونیوماتیکی برای تأمین حرکات ایزوکینتیک در توان‌بخشی پا مناسب است (۱۲). از دیگر وسایل رایج در توان‌بخشی مفصل زانو دستگاه JUPITER با سیستمی نرم‌افزاری است که بیمار را از مراحل پیشرفت دامنه حرکتی و قدرت عضلانی در حرکات فلکسیون و اکستنسیون زانو آگاه می‌کند (۱۳). صندلی کوآدری‌سپس با قابلیت تغییر وزنه‌ها و محل قرارگیری پا باعث تقویت عضلات

-
1. Continuous Passive Motion
 2. Sakaki
 3. Therapeutic Exercise Machine
 4. Robot Manipulator
 5. Rico
 6. Castaneda
 7. Pneumatic

چهارسر رانی و همسترینگ می‌شود، ولی از معایب استفاده از این صندلی‌ها می‌توان به کنترل نشدن دامنه حرکتی مفصل زانو حین تمرین اشاره کرد. هنگام تمرین با این وسیله، بازوی گشتاوری نیروی مقاوم در اکستانسیون کامل زانو افزایش می‌یابد و عضله چهارسر رانی برای غلبه بر این نیرو باید نیروی گشتاوری بیشتری تولید کند که باعث درد پاتلوفمورال می‌شود. همچنین قفل‌شدگی‌های مداوم در اکستانسیون کامل زانو باعث افزایش نیروهای برشی و فشاری و در نتیجه، باعث پیشرفت ساییدگی در مفصل زانوی بیماران مبتلا به استئوآرتریت می‌شود (۶). همچنین می‌توان به دستگاه‌های KneeGlide و FitGlide اشاره کرد که برای توان‌بخشی قدرت عضلات مفاصل ران و زانو با قابلیت افزایش دامنه حرکتی این مفاصل استفاده می‌شود (۱۴). در این دستگاه‌ها به‌منظور بهبود قدرت از وزنه‌های یک یا دو کیلویی بسته‌شده به مچ پا استفاده می‌کنند که با افزایش جرم این وزنه‌ها امکان آسیب به مچ پا زیاد است. در سال ۲۰۱۹ شرکت meden-inmed با تولید دستگاه توان‌بخشی زانو با نام Avior، فعالیت مستقلی را برای فرد امکان‌پذیر کرد. در این دستگاه مکانیکی، حرکات فلکسیون-اکستانسیون زانو به همراه اینورشن، اورشن، دورسی و پلنٹار فلکشن مچ پا به‌صورت قدرتی به‌وسیله بیمار اجرا می‌شود (۱۵). پژوهش‌های مختلفی در مورد به‌کارگیری دستگاه‌های توان‌بخشی مطالعه کرده‌اند. در این راستا پژوهشگران نشان دادند استفاده از دستگاه CPM با تحریک الکتریکی اثرات یکسانی بر قدرت عضلانی، شدت درد و تعادل بیماران مبتلا به استئوآرتریت در مقایسه با تمرینات ایزومتریک بعد از ۳ هفته (پنج جلسه در هفته) داشته است (۱۶). در پژوهش دیگری نشان داده شد که استفاده از دستگاه ارتوتیک باعث بهبود شدت درد و دامنه حرکتی بیماران مبتلا به استئوآرتریت می‌شود (۱۷). همچنین پژوهشگران نشان دادند استفاده طولانی‌مدت از دستگاه CPM در بیماران استئوآرتریت بعد از تعویض کامل زانو باعث بهبود دامنه حرکتی و شدت درد بیماران می‌شود (۱۸).

طبق مطالعات انجام‌شده، تمرینات فیزیوتراپی برای کمک به بیماران مبتلا به استئوآرتریت پیشنهاد می‌شود، ولی زمان‌بر بودن تمرینات، نیاز به یک فیزیوتراپیست برای هر بیمار و از سویی افزایش هزینه‌های درمان و کمبود مراکز درمانی با نیروی متخصص از مشکلات عمده در حیطه توان‌بخشی محسوب می‌شود. مانند بسیاری از فرایندهای صنعتی و پژوهشی، طراحی و ساخت تجهیزات توان‌بخشی کارآمد می‌تواند باعث کاهش هزینه‌ها، فعالیت مستقل بیمار، کاهش نیاز به نیروی متخصص درمانی شود و نیازی به حضور مداوم بیماران در مراکز توان‌بخشی نیست. در حال حاضر، از دستگاه‌های مکانیکی که توسط بیمار و بدون کمک کارکنان پزشکی استفاده شود و اندازه و سادگی‌شان طوری باشد که بتوان آن‌ها را در مکان‌های مختلف به کار گرفت، استقبال زیادی می‌شود. استفاده از تجهیزات توان‌بخشی مکانیکی به‌جای برنامه‌های ورزشی با تنوع حرکتی زیاد که به به‌مری متخصص نیاز دارد و همچنین تجهیزات الکتریکی در فیزیوتراپی‌ها می‌توانند فرایند انجام تمرینات

پیچیده و تکرارشونده را تسهیل کنند و کیفیت برنامه‌های توان‌بخشی را بهبود بخشند؛ در نتیجه سرعت بهبود بیماری افزایش می‌یابد و مراکز درمانی، با تجمع کمتر افراد می‌توانند به بیمارانی که وضعیت وخیم‌تری دارند خدماتی با کیفیت‌تر ارائه دهند. با توجه به اینکه انجام دقیق و باکیفیت تمرینات توان‌بخشی، به‌ویژه کنترل دامنه حرکتی مفصل نقشی مؤثر در روند بهبود بیماری دارد، متخصصان به طراحی و ساخت تجهیزات توان‌بخشی گوناگون پرداخته‌اند. به همین منظور در این مطالعه، به طراحی و ساخت یک نمونه آزمایشگاهی از دستگاه مکانیکی تقویت‌کننده زانو-ران (M K-H SD) برای اجرای تمرینات ایزومتریک و ایزومتریک در دامنه حرکتی کنترل‌شده پرداخته شده است.

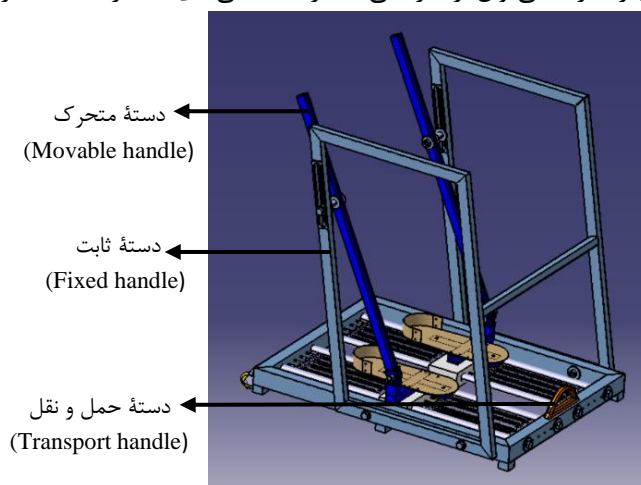
مواد و روش‌ها

در این پژوهش، یک نمونه از دستگاه M K-H SD طراحی و ساخته شد. ابتدا مطالعات از طریق جستجوی اینترنتی مقالات در نشریات و وبسایت‌های معتبر مانند google scholar، pumped، sciencedirect، arandoc و google patent در مورد مبتلایان به درد استئوآرتریت زانو و ران، عوامل مستعدکننده، روش‌های درمانی و انواع تجهیزات توان‌بخشی مفاصل زانو و ران طی سال‌های ۱۹۷۵ تا ۲۰۲۱ جمع‌آوری، بررسی و نقاط ضعف و قوت هر یک از آن‌ها ارزیابی شد. از نقاط قوت دستگاه‌ها می‌توان به بهبود دامنه حرکتی و قدرت عضلانی و از معایب آن می‌توان به کنترل نشدن زاویه زانو در انتهای اکستانسیون و فلکسیون اشاره کرد. در این بخش، ابتدا روند طراحی و ساخت نمونه آزمایشگاهی دستگاه مکانیکی تقویت‌کننده زانو-ران ارائه می‌شود. سپس، نمودارهای مربوط به ضریب سختی فنرها نشان داده می‌شود.

طراحی و ساخت دستگاه مکانیکی تقویت‌کننده زانو-ران

این دستگاه با توجه به بررسی مزایا و معایب وسیله‌های توان‌بخشی موجود برای تقویت مفصل زانو-ران، با استفاده از نرم‌افزار atia، طراحی شد (شکل شماره ۱). همان‌طور که در شکل شماره ۲ مشاهده می‌شود، بدنه اصلی دستگاه از یک شاسی با قوطی‌های آلومینیومی به ابعاد ۵۰×۳۰ سانتی‌متر و دو دسته ثابت و متحرک، به ترتیب با قوطی‌های مستطیلی و هشت‌ضلعی از جنس آلومینیوم به ابعاد ۴۰×۲۵ سانتی‌متر ساخته شد که با جوش آرگون متصل شده‌اند. هدف از ساخت دسته‌های متحرک هشت‌ضلعی، بهره‌گیری بیمار از دست‌ها برای کنترل دامنه حرکتی زانو تا آستانه درد در مرحله حاد بیماری بود. همچنین طول شاسی با توجه به میزان حرکت فلکسیون و اکستانسیون مفصل زانو در حالت نشسته و مفصل ران در حالت ایستاده از چند فرد با قدهای مختلف بین ۱۵۵ تا ۱۸۰ سانتی‌متر به دست آمد و بیشترین طول که ۸۴ سانتی‌متر بود برای دستگاه انتخاب شد. هنگام استفاده از دستگاه برای هر فرد، صندلی در داخل دستگاه و در محلی قرار می‌گیرد که زاویه زانوی فرد در حالت شروع

حرکت در زاویه ۹۰ درجه قرار داشته باشد. دسته‌های متحرک، توسط پیچ، واشر، بوشن نگه‌دارنده و بلبرینگ از بالا روی دسته‌های ثابت حرکت می‌کنند. چهار میله از جنس استیل به قطر دو سانتی‌متر برای نگهداری و حرکت دو قطعه مکعبی شکل از جنس تفلون در کف بدنه اصلی دستگاه با استفاده از پیچ و واشر ثابت شد. قطعات تفلونی به منظور اتصال انتهای دسته‌های متحرک، قرار گرفتن کفی‌های نگه‌دارنده پا و همچنین اتصال هشت قلاب در دو سمت جلو و عقب هر قطعه استفاده شدند. همچنین هشت قلاب در مقابل قلاب‌های متصل به هر قطعه تفلونی روی عرض بدنه اصلی دستگاه پیچ شد. مجموعاً ۳۲ قلاب برای اتصال فنرها در دستگاه جاسازی شد (شکل شماره ۳). سپس به منظور قرارگیری کفی نگه‌دارنده پا و همچنین اتصال انتهای دسته‌ی متحرک روی هر قطعه تفلونی یک قطعه صلیبی شکل از جنس قوطی‌های آلومینیومی به ابعاد 40×25 سانتی‌متر تعبیه شد (شکل شماره ۴). کفی‌های نگه‌دارنده پا از جنس ورق آلومینیومی پنج میلی‌متری بود که برای کنترل پا در اجرای حرکات فلکسیون و اکستنسین مفصل زانو و ران استفاده شد. برای قرارگیری راحت و ثابت شدن پا، کفی‌هایی با جنس نئوپرون و بندهایی با قابلیت تغییر اندازه پا درون کفی‌های آلومینیومی قرار داده شد (شکل شماره ۵). همچنین برای حمل و نقل آسان، دسته و چرخ‌هایی قرار داده شد. در این مطالعه، به منظور افزایش قدرت از فنرهایی با قطر مفتول $1/1$ ، $1/9$ و $1/8$ میلی‌متر، قطر حلقه‌های ۱۱، ۱۰، ۸ میلی‌متر و طول ۳۰ سانتی‌متر از جنس آلیاژ فولاد ساخت ایران استفاده شد که ضریب سختی آن‌ها به ترتیب ۵۱، ۲۹، ۸ نیوتن بر متر و مطابق با دستگاه توان‌بخشی زانو با المنت اندازه‌گیری^۱ (۱۹) بود. برای افزایش بیش‌تر قدرت می‌توان از فنرهایی با ضریب سختی‌های بیشتر استفاده کرد.

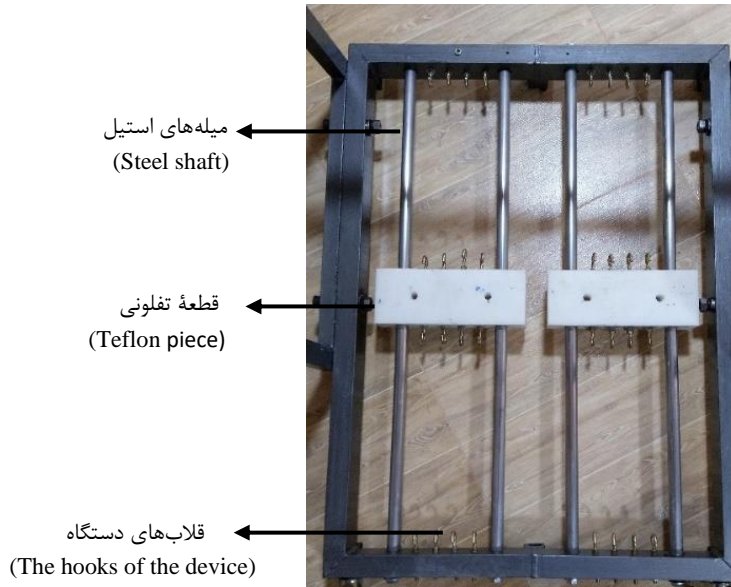


شکل ۱- شکل طراحی شده از دستگاه در نرم افزار کتیا

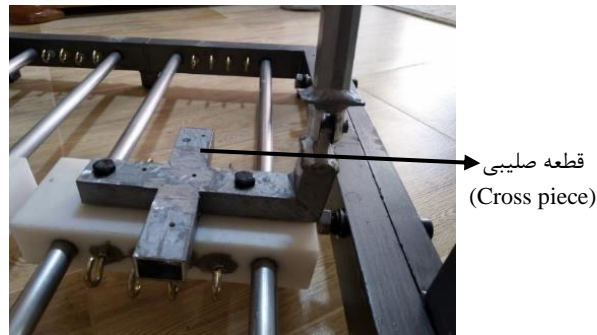
1. Knee Rehabilitation Device with Measurement Element



شکل ۲- شکل نهایی دستگاه



شکل ۳- کف بدنه اصلی



شکل ۴- قطعه صلیبی

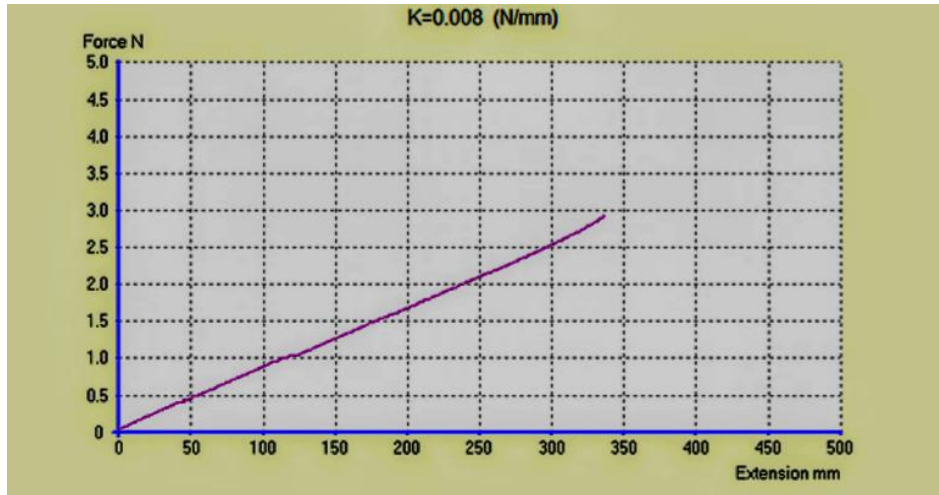


شکل ۵- کفی‌های نگه‌دارنده پا

ضریب سختی فنرها

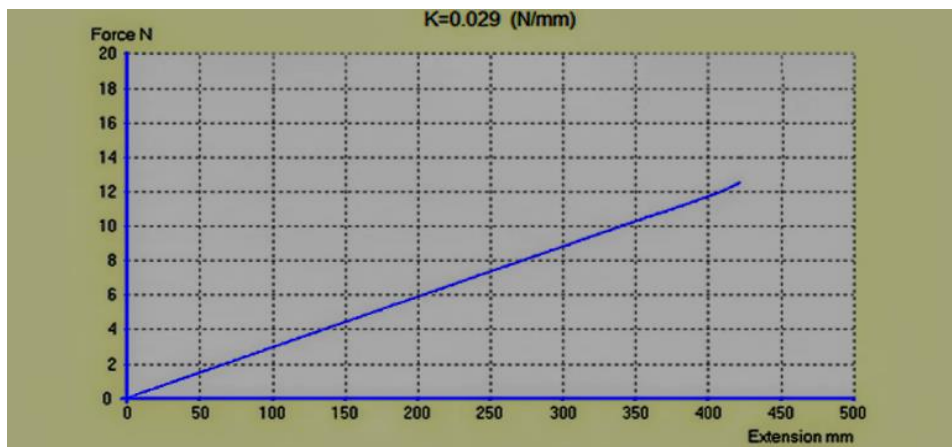
ابتدا ضریب سختی فنرها با استفاده از دستگاه Hounsfield، مدل H25KS، ساخت انگلیس اندازه‌گیری شد. روش کار به این صورت بود که ابتدا فنر که از نوع کششی بود، بین دو فک حلقه‌ای شکل دستگاه فوق متصل می‌شد و تحت نیروی کششی قرار می‌گرفت تا جایی که از حداکثر نیروی تحمل‌کننده فنر خارج نشود. با توجه به شیب خط حاصل از نیروی اعمال‌شده و تغییرات طول فنر، ضریب سختی فنرها محاسبه شد. مطابق با مطالعات انجام‌شده، در دستگاه‌های مکانیکی در مراحل ابتدایی توان‌بخشی به دلیل درد حاد از نیروهای مقاوم ضعیف استفاده می‌شود. به همین منظور کمترین نیرو حدود یک نیوتن در نظر گرفته شد و مطابق با فرمول $F=K(\Delta X)$ میزان ضریب سختی فنر ۵/۵ نیوتن بر متر به دست آمد. سپس، فنری با ضخامت ۰/۸ میلی‌متر فولاد و قطر ۸ میلی‌متر و طول ۳۰ سانتی‌متر از آلیاژ فولاد ساخته شد. ضریب سختی آن با دستگاه Hounsfield حدود ۸ نیوتن بر متر به دست آمد و با توجه به این ضریب سختی دو نمونه فنر دیگر با ضریب سختی‌های ۲۹ و ۵۱ نیوتن بر متر ساخته شد. منحنی نیرو-تغییر طول سه فنر به کار گرفته‌شده در این پژوهش در زیر ارائه شده

است (شکل شماره ۶-۸). همان‌طور که در منحنی‌های زیر نشان داده شده رفتار فنر به‌صورت خطی است، بدین صورت که با تغییر نیروی اعمال‌شده به فنر، افزایش طول فنر به‌صورت خطی است.



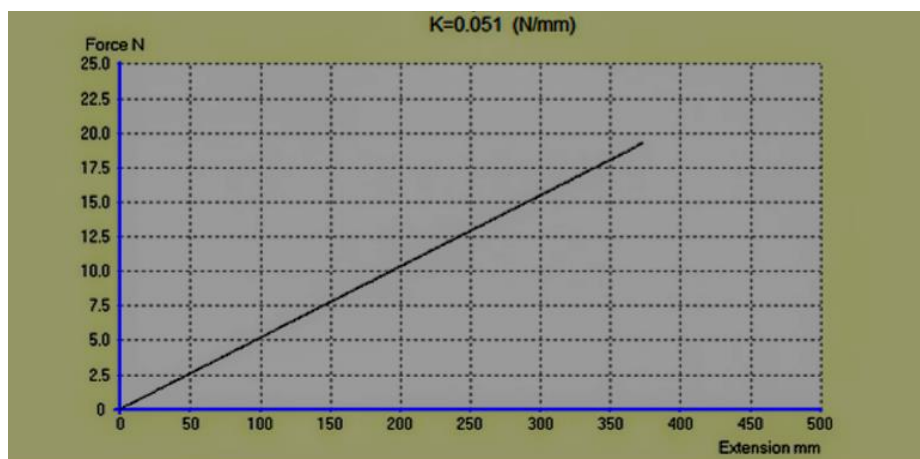
شکل ۶- منحنی نیرو-طول، فنر شماره ۱ با ضریب سختی $K=0.008$ (N/mm)

همان‌طور که در شکل شماره ۶ مشاهده می‌شود، بیشترین نیروی اعمال‌شده به فنر شماره ۱ حدود سه نیوتن و تغییرات طول فنر در دستگاه Hounsfield حدود ۳۵ سانتی‌متر بود که در این محدوده کشش، رفتار فنر به‌صورت خطی است. بیشترین میزان کشش فنرها در دستگاه M K-H SD در حرکت فلکسیون ۲۵ سانتی‌متر و در حرکت اکستانسیون ۱۸ سانتی‌متر است که در محدوده ۳۵ سانتی‌متر توانایی کشش فنر قرار دارد و رفتار فنر شماره ۱ در این دستگاه به‌صورت خطی است. فنر شماره ۱ با ضریب سختی هشت نیوتن بر متر و تغییر طول ۲۵ سانتی‌متر در حرکت فلکسیون دستگاه طراحی شده حدود دو نیوتن (۲۰۰ گرم) و با طول ۱۸ سانتی‌متر در حرکت اکستانسیون نیرویی برابر با ۱/۴۴ نیوتن (۱۴۰ گرم) تولید می‌کند (جدول شماره ۱). در مراحل ابتدایی توان‌بخشی، هدف بهبود دامنه حرکتی مفصل در دامنه‌ای بدون درد است. در دستگاه‌های مکانیکی، به‌منظور تسهیل عملکرد مفصل در دامنه حرکتی بدون درد استفاده از نیروهای مقاومتی ضعیف توصیه می‌شود (۱۹).



شکل ۷- منحنی نیرو-طول، فنر شماره ۲ با ضریب سختی $K=0.029 \text{ (N/mm)}$

در شکل شماره ۷، بیشترین نیروی اعمال شده به فنر شماره ۲ حدود ۱۲ نیوتن و حداکثر تغییر طول فنر تحت این نیرو، حدود ۴۲ سانتی متر است که در این محدوده کشش، رفتار فنر به صورت خطی است. فنر شماره ۲ با ضریب سختی ۲۹ نیوتن بر متر و تغییر طول ۲۵ سانتی متر در حرکت فلکسیون دستگاه طراحی شده نیرویی حدود $7/25$ نیوتن و با طول ۱۸ سانتی متر در حرکت اکستانسیون نیرویی برابر با $5/22$ نیوتن تولید می کند (جدول شماره ۱). میزان کشش فنر شماره ۲ در دستگاه K-H SD برابر با M در حرکات فلکسیون و اکستانسیون در محدوده ۴۲ سانتی متر است؛ در نتیجه رفتار فنر شماره ۲ نیز در این دستگاه به صورت خطی است.

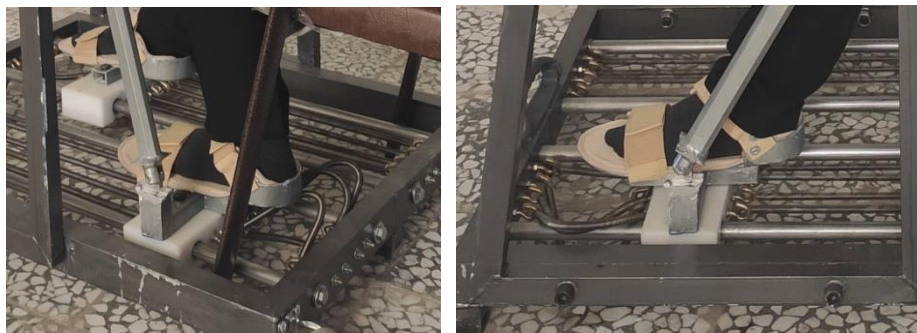


شکل ۸ - منحنی نیرو - طول، فنر شماره ۳ با ضریب سختی $k=0.051 \text{ (N/mm)}$

مطابق با شکل ۸ حداکثر نیروی اعمال شده به فنر شماره ۳ حدود ۲۰ نیوتن و حداکثر تغییر طول فنر حدود ۳۸ سانتی‌متر است که در این محدوده کشش، رفتار فنر به صورت خطی است. فنر شماره ۳ با ضریب سختی ۵۱ نیوتن بر متر و تغییر طول ۲۵ سانتی‌متر در حرکت فلکسیون دستگاه طراحی شده نیرویی حدود ۱۲/۷۵ نیوتن و با طول ۱۸ سانتی‌متر در حرکت اکستانسیون نیرویی برابر با ۹/۱۸ نیوتن تولید می‌نماید (جدول شماره ۱). میزان کشش فنر شماره ۳ در دستگاه M K-H SD در حرکات فلکسیون و اکستانسیون در محدوده ۳۸ سانتی‌متر است که رفتار این فنر نیز در این دستگاه به صورت خطی است.

روش کار با دستگاه

به منظور تمرین دادن مفصل زانو، ابتدا یک صندلی طوری در داخل دستگاه قرار داده می‌شود که هنگام نشستن فرد زانوها در زاویه ۹۰ درجه قرار گرفته باشند (شکل شماره ۱۱). برای انجام تمرینات مفصل ران، ابتدا فرد در وضعیت نشسته، پاهایش را درون کفی‌های نگه‌دارنده قرار می‌دهد. سپس، با کمک دسته‌های ثابت در وضعیت ایستاده قرار می‌گیرد، صندلی را از دستگاه خارج می‌کند و حرکات فلکسیون و اکستانسیون ران را اجرا می‌کند (شکل شماره ۱۲). مقدار مقاومت صفحه تفلونی درون میله‌های استیل طوری در نظر گرفته شد که هنگام قرار دادن پا درون کفش‌ها مقداری اصطکاک وجود داشته باشد تا مانع سر خوردن کفی و بی‌تعادل شدن فرد شود (توضیح میزان اصطکاک در بخش یافته‌ها). با توجه به اینکه حرکات فلکسیون و اکستانسیون متعاقب یکدیگر انجام می‌شد و از فنرهای کششی در ابتدا و انتهای کورس استفاده شده بود و نیز به دلیل اینکه فنرها درون میله‌ای قرار نداشتند؛ در حرکات معکوس فنرها به سمت بالا و پایین خمیده می‌شدند و مقاومتی ایجاد نمی‌شد (شکل شماره ۹).



شکل ۹- خمیده شدن فنرها در انتهای کورس حرکات‌های فلکسیون و اکستانسیون

یافته‌ها

حداکثر نیرو از طریق جای‌گذاری در فرمول فنرهای موازی ($F=K(\Delta X)$)، با توجه به بیشترین جابه‌جایی هر فنر محاسبه شد. مطابق با اصل اضافه‌بار، تعداد فنرها (i) از یک تا چهار فنر و همچنین با افزایش ضریب سختی فنرها مقدار نیرو ($F=iK(\Delta X)$) افزایش یافت. سپس برای به دست آوردن حداکثر نیروی اصطکاک حاصل از حرکت قطعهٔ تفلونی درون میله‌های استیل در حرکت‌های رو به جلو و عقب دستگاه از دینامومتر کشش-فشار ساخت شرکت دانش سالار ایرانیان با دقت ۲۰ گرم نیرو استفاده شد. نحوهٔ اجرا بدین صورت بود که ابتدا همهٔ فنرها از دستگاه خارج شدند. سپس، حسگر دینامومتر روی قطعهٔ تفلونی فشار داده شد و میزان نیروی اصطکاک در شروع حرکت به دست آمد. این آزمون پنج بار برای حرکت رو به جلو و پنج بار برای حرکت رو به عقب تکرار شد. سپس میانگین اعداد محاسبه شد. میزان نیروی اصطکاک حاصل از شروع حرکت قطعهٔ تفلونی درون میله‌های استیل در حرکت فلکسیون ($1/45\text{kg}$) ($14/21\text{N}$) و حرکت اکستنسیون ($1/56\text{kg}$) ($15/28\text{N}$) بود. (جدول شمارهٔ ۱).

جدول ۱- محاسبهٔ حداکثر نیروهای حاصل از بیشترین جابه‌جایی فنرها و اصطکاک تولید شده از حرکت

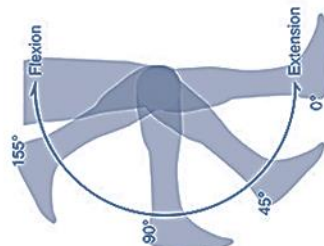
قطعه تفلونی

ضریب سختی فنرها یا فلکسیون یا اکستنسیون (N/m)	تعداد فنرها (i)	طول اولیه فنر (m)	طول ثانویه فنر در حرکت (m)	طول ثانویه فنر در حرکت (m)	نیروی فنر در حرکت (N)	نیروی فنر در حرکت (kg)	حداکثر نیروی فلکسیون وارد شده به پا (اصطکاک+فنر)	حداکثر نیروی فلکسیون وارد شده به پا (اصطکاک+فنر)	حداکثر نیروی اکستنسیون (اصطکاک+فنر)
۸	۱	۰/۳۰	۰/۵۵	۰/۴۸	۲ N	(۰/۲ kg)	۱۶/۷۲ N	۱۶/۲۱ N	۱/۴۴ N
۲۹	۱	۰/۳۰	۰/۵۵	۰/۴۸	۷/۲۵ N	(۰/۷۳ kg)	۲۰/۵ N	۲۱/۴۶ N	۵/۲۲ N
۵۱	۱	۰/۳۰	۰/۵۵	۰/۴۸	۱۲/۷۵ N	(۱/۳۰ kg)	۲۴/۴۶ N	۲۶/۹۶ N	۹/۱۸ N
۲۹	۲	۰/۳۰	۰/۵۵	۰/۴۸	۱۴/۵ N	(۱/۴۷ kg)	۲۵/۷۲ N	۲۸/۷۱ N	۱۰/۴۴ N
۲۹	۳	۰/۳۰	۰/۵۵	۰/۴۸	۲۱/۷۵ N	(۲/۲۱ kg)	۳۰/۹۴ N	۳۵/۹۶ N	۱۵/۶۶ N
۵۱	۲	۰/۳۰	۰/۵۵	۰/۴۸	۲۵/۵ N	(۲/۶۰ kg)	۳۳/۶۴ N	۳۹/۷۱ N	۱۸/۳۶ N
۵۱	۳	۰/۳۰	۰/۵۵	۰/۴۸	۲۸/۲۵ N	(۳/۹۰ kg)	۴۲/۸۲ N	۵۲/۴۶ N	۲۷/۵۴ N
۵۱	۴	۰/۳۰	۰/۵۵	۰/۴۸	۵۱ N	(۵/۲ kg)	۵۲ N	۶۵/۲۱ N	۳۶/۷۲ N

بحث و نتیجه گیری

دستگاه M K-H SD وسیله‌ای جدید در حیطه توان‌بخشی عضلات عمل‌کننده در مفاصل زانو و ران محسوب می‌شود که امکان حرکات فلکسیون و اکستانسیون زانو و ران را به صورت قدرتی فراهم می‌کند. تمام قطعات بدنه دستگاه از آلومینیوم است؛ به همین دلیل در عین سبک بودن، تعادل فرد را هنگام انجام برنامه تمرینی حفظ می‌کند. قابلیت این دستگاه به گونه‌ای است که برنامه تمرینی برای هر دو پا به طور هم‌زمان اجرا می‌شود. در این برنامه تمرینی هر دو پای راست و چپ می‌توانند هم‌زمان یا به صورت یکی در میان، حرکات فلکسیون و اکستانسیون را اجرا کنند. میزان نیروی اصطکاک تولیدشده در اثر حرکت قطعه تفلونی درون میله‌های استیل در حرکات فلکسیون و اکستانسیون حدود $1/5 \text{kg}$ (15N) است. در این مطالعه، به دلیل استفاده از فنرها با سه ضریب سختی متفاوت (حداقل نیرو $1/44$ نیوتن و حداکثر نیرو $2/75$ نیوتن)، میزان نیرو در حرکات فلکسیون و اکستانسیون تا حدود 60N (6kg) قابل افزایش است که می‌توان با ساخت فنرهایی با ضریب سختی‌های بیشتر، میزان نیرو را متناسب با توانایی فرد افزایش داد. استفاده از نیروی مقاوم ضعیف در دستگاه‌های مکانیکی به منظور تسهیل دامنه حرکتی مفصل و در کنار آن بهبود قدرت به میزان اندک است. از نیروهای ضعیف در مراحل مختلف توان‌بخشی زانو (وضعیت‌هایی مانند درد شدید یا بعد از جراحی‌های مفصل) استفاده می‌شود (۱۹). به همین منظور استفاده از فنرهایی با میزان مقاومت کم برای بیمارانی به کار گرفته می‌شود که درد شدید دارند.

دامنه حرکتی طبیعی مفصل زانو از صفر درجه اکستانسیون تا 155° درجه فلکسیون است (شکل شماره ۱۰). در این دستگاه، زاویه مفصل زانو در شروع حرکت 90° درجه است. دامنه حرکتی مفصل زانو در حرکت اکستانسیون 70° درجه (20° درجه اکستانسیون، زاویه زانو در 160° درجه) و در حرکت فلکسیون 30° درجه (120° درجه فلکسیون، زاویه زانو در 60° درجه) است (شکل شماره ۱۱).



شکل ۱۰- نحوه تعریف زاوایای فلکسیون و اکستانسیون مفصل زانو

در دستگاه M K-H SD طراحی شده در این مطالعه، زاویه اکستانسیون زانو از ۹۰ درجه فلکسیون تا ۲۰ درجه اکستانسیون اجرا می‌شود. در زنجیره حرکتی باز، عضلات چهارسر رانی در زاویه ۹۰ درجه و سپس ۶۰ درجه بیشترین مقدار نیروی گشتاوری را تولید می‌کنند و در زاویه ۳۰ درجه کمترین نیروی گشتاوری را دارند (۲۰)، به طوری که زاویه ۱۵ درجه فلکسیون زانو، ضعیف‌ترین و ناکارآمدترین وضعیت عملکرد عضله چهارسر رانی، به‌ویژه عضله پهن داخلی است و مناسب‌ترین زاویه برای تقویت عضله پهن داخلی، زاویه ۶۰ درجه فلکسیون زانو است. مؤثرترین دامنه حرکتی برای انجام تمرین درمانی در عضله پهن داخلی، دامنه میانی ۴۵-۷۵ درجه فلکسیون زانوست (۲۱)، در حالی که عضلات همسترینگ در زاویه ۳۰ درجه و سپس در زاویه ۶۰ درجه حداکثر نیروی گشتاوری و در زاویه ۹۰ درجه کمترین نیروی گشتاوری را تولید می‌کنند. این تغییرات نیرو به دلیل سازوکار طول و تنش است. مطالعات نشان داده‌اند بین طول عضله و قدرت همبستگی مثبتی وجود دارد و عضله زمانی بیشترین قدرت را دارد که هم‌پوشانی فیلامان‌های اکتین و میوزین در بهترین حالت و بهترین وضعیت کششی خود قرار داشته باشند، در غیر این صورت از نیروی عضله کاسته می‌شود (۲۰). همچنین زاویه اکستانسیون مفصل ران در دستگاه M K-H SD، حدود ۲۰ درجه است؛ زیرا در یک سیکل راه رفتن نرمال در مرحله تماس اولیه پای مخالف با زمین، حداکثر زاویه اکستانسیون مفصل ران حدود ۲۰ درجه است که در طراحی این دستگاه زاویه اکستانسیون مفصل ران حدود ۲۰ درجه در نظر گرفته شد (شکل شماره ۱۲) (۲۲).

علاوه بر کاهش نیروی گشتاوری عضله چهارسر رانی در ۳۰ درجه انتهایی حرکت اکستانسیون، سازوکار قفل‌شوندگی زانو یا Screw-home نیز اتفاق می‌افتد. در طول ۲۰ درجه انتهایی اکستانسیون زانو در زنجیره حرکتی باز، سر خوردن قدامی تیبیا روی کندیل داخلی آن رخ می‌دهد که این لغزش به دلیل ابعاد بزرگ‌تر کندیل داخلی در مقایسه با کندیل خارجی است. این سر خوردن قدامی تیبیا بر جانب داخلی زانو باعث چرخش خارجی تیبیا در درجات انتهایی حرکت اکستانسیون زانو می‌شود و در نتیجه، سازوکار قفل‌شوندگی رخ می‌دهد که یکی از عناصر اصلی ثبات زانو برای کاهش مقدار انرژی عضلانی لازم برای حفظ موقعیت ایستاده است. در حین اجرای تمرین در اکستانسیون کامل زانو، قفل‌شوندگی‌های مکرری اتفاق می‌افتد که نیروهای برشی و فشاری در سطح استخوان ایجاد می‌کند که به مرور با انجام تمرینات مکرر به پیشرفت ساییدگی در مفصل زانوی بیماران مبتلا به استئوآرتریت منجر می‌شود (۲۳). این زوایا به این دلیل انتخاب شد که عضله چهارسر رانی در زاویه ۳۰ درجه کمترین نیروی گشتاوری (۲۴)، عضله پهن داخلی در زاویه ۱۵ درجه فلکسیون در ناکارآمدترین وضعیت قرار دارد (۲۱) و در طول ۲۰ درجه انتهایی اکستانسیون زانو سازوکار

1. Opposite Initial Contact

قفل‌شوندگی زانو رخ می‌دهد که در حرکات تکراری باعث ساییدگی مفصل می‌شود. به همین منظور در این دستگاه، زاویه ۲۰ درجه اکستانسیون برای مفصل زانو انتخاب شد.

دستگاه AVIOR، دستگاهی تقریباً مشابه دستگاه M K-H SD است که در این مطالعه طراحی شده است. در دستگاه AVIOR تمرین روی یک پا انجام می‌شود. هنگام اکستانسیون زانو، مچ پا در وضعیت دورسی فلکشن قرار می‌گیرد و زانو در صفر درجه اکستانسیون قفل می‌شود. همان‌طور که توضیح داده شد، در زاویه ۳۰ درجه اکستانسیون، عضلات چهارسر رانی کمترین نیروی گشتاوری را تولید می‌کنند، به طوری که ۱۵ درجه آخر ناکارآمدترین وضعیت برای عضله پهن داخلی است. وقتی نیروی گشتاوری عضله کاهش پیدا می‌کند، میزان فشار بر اجزای غیرفعال مانند استخوان، غضروف، رباط‌ها و غیره بیشتر می‌شود؛ در نتیجه افراد مبتلا به استئوآرتریت و دردهای کشکی-رانی هنگام تمرین در اکستانسیون کامل زانو، بعد از چند جلسه تمرین از درد مفصل زانو شکایت دارند (۲۵).

علاوه بر دستگاه AVIOR، صندلی کوآدری‌سپس نیز به منظور تقویت عضلات چهارسر رانی و همسترینگ استفاده می‌شود. هنگام تمرین با این وسیله، بازوی گشتاوری نیروی مقاوم در اکستانسیون کامل زانو افزایش می‌یابد و عضله چهارسر رانی باید نیروی گشتاوری بیشتری تولید کند تا بر این نیرو غلبه کند. از طرفی، نیروی گشتاوری عضله چهارسر رانی در ۳۰ درجه انتهایی اکستانسیون، به علت قرارگیری تاندون عضله در امتداد استخوان و کاهش زاویه بین محل اتصال تاندون و استخوان، کاهش پیدا می‌کند و میزان فشار بر اجزای غیرفعال افزایش می‌یابد که این فشار برای افراد مبتلا به اختلالات زانو مضر است. به همین منظور توصیه می‌شود هنگام اجرای این تمرینات از ۳۶ درجه آخر اکستانسیون زانو پرهیز شود (۲۶)، ولی به دلیل ناآگاهی از این نکته بیشتر تمرینات با صندلی کوآدری‌سپس در دامنه کامل اکستانسیون زانو انجام می‌شود و بیماران مبتلا به استئوآرتریت زانو بعد از تمرین با این وسیله از درد شدید زانو شکایت دارند. به همین دلیل، در افراد مبتلا به دردهای زانو از قبیل بیماری استئوآرتریت زانو تقویت مؤثر عضله چهارسر رانی باید در دامنه بدون درد انجام شود.

از مزایای دستگاه M K-H SD در مقایسه با دستگاه‌های توان‌بخشی دیگر می‌توان به زاویه ۹۰ تا ۲۰ درجه اکستانسیون اشاره کرد. در دستگاه‌های توان‌بخشی زانو مانند AVIOR و صندلی کوآدری‌سپس اکستانسیون کامل زانو رخ می‌دهد و به بیماران توصیه می‌شود ۲۰ درجه آخر اکستانسیون را به علت سازوکار قفل‌شوندگی و کاهش نیروی عضلانی در مفصل زانو اجرا نکنند.

زاویه فلکسیون دستگاه M K-H SD برای مفصل زانو تا ۱۲۰ درجه اجرا می‌شود؛ زیرا در این زاویه، بیشترین سطح تماس و کمترین تنش تماسی بین کندیل‌های تیبیا و فمورال وجود دارد. مطالعه‌ای در مورد تنش‌های تماسی مفصل تیبیوفمورال در مفاصل مصنوعی کامل زانو نشان داد تنش‌های تماسی وارد بر سطح تیبیال در زوایای مختلف فلکسیون زانو به دلیل تغییر در سطح تماس متفاوت

است، به طوری که در زاویه ۰ تا ۹۰ درجه فلکسیون، سطح تماس ۱۷۳ میلی‌متر مربع و تنش تماسی تا ۲۱/۶ مگاپاسکال؛ زاویه ۱۲۰ درجه فلکسیون، سطح تماس ۲۴۷ میلی‌متر مربع و تنش تماسی ۱۷/۳ مگاپاسکال و در زاویه ۱۴۰ درجه سطح تماس ۷۲ میلی‌متر مربع و تنش تماسی ۶۸/۴ مگاپاسکال است که در زاویه ۱۴۰ درجه به علت سطح تماس کمتر بین لبه‌های کندیل‌های تیبیا و فمورال بیش‌ترین تنش تماسی به وجود می‌آید (۲۷). در نتیجه انجام حرکات تکراری در زوایای بیش‌تر از ۱۲۰ درجه باعث پیشرفت عوارض استئوآرتروز می‌شود. به همین منظور زاویه فلکسیون در این دستگاه تا ۱۲۰ درجه قابل اجراست. مزیت دیگر دستگاه M K-H SD، در مقایسه با دستگاه‌های توان‌بخشی دیگر به زاویه ۱۲۰ درجه فلکسیون مربوط است؛ زیرا به بیماران توصیه می‌شود ۳۰ درجه آخر فلکسیون را به علت افزایش تنش‌های تماسی مفصل تیبیوفمورال اجرا نکنند. همچنین می‌توان به تقویت مفصل ران اشاره کرد که در دستگاه‌های فوق این مزیت وجود ندارد.

علاوه بر این، در شروع فلکسیون زانو عضله پوپلیتئوس با آغاز چرخش داخلی تیبیا روی فمور، زانو را از قفل‌شدگی خارج می‌کند، سپس استخوان فمور در ابتدای فلکسیون زانو به عقب می‌غلتد و در انتهای آن به جلو سر می‌خورد. غلتیدن رو به عقب استخوان فمور پدیده‌ای است که حین فلکسیون استخوان فمور رخ می‌دهد و از گیر افتادن استخوان‌های فمور و تیبیا جلوگیری می‌کند. این حرکات خطی باعث تولید نیروهای برشی بر سطح استخوان می‌شود (۲۸). در دستگاه AVIOR و سندلی کوآدری‌سپس مفصل زانو حین اکستانسیون در وضعیت قفل‌شدگی کامل قرار می‌گیرد. این قفل‌شدگی‌های مداوم نیروهای برشی و فشاری زیادی را در حین حرکات فلکسیون و اکستانسیون زانو ایجاد می‌کند که باعث پیشرفت ساییدگی مفصل زانو در بیماران مبتلا به استئوآرتروز می‌شود. به همین منظور، دامنه حرکتی مفصل زانو در دستگاه M K-H SD، برای کاهش نیروهای وارد بر مفصل، بین ۲۰ درجه اکستانسیون تا ۱۲۰ درجه فلکسیون طراحی شد. همچنین زاویه فلکسیون مفصل ران در دستگاه M K-H SD حدود ۳۰ درجه است؛ زیرا در یک سیکل راه رفتن نرمال در مرحله تماس پاشنه با زمین^۱، حداکثر زاویه فلکسیون مفصل ران حدود ۳۰ درجه است که در طراحی این دستگاه زاویه فلکسیون مفصل ران حدود ۳۰ درجه در نظر گرفته شد (شکل شماره ۱۲) (۲۲).

1. Heel Contact (Loading Response)



شکل ۱۱- ثابت بودن بازوی گشتاوری در زوایای مختلف زانو در تمرین با دستگاه M K-H SD؛ زاویه ۶۰ درجه زانو برابر با ۱۲۰ درجه فلکسیون و زاویه ۱۶۰ درجه زانو برابر با ۲۰ درجه اکستنسیون



شکل ۱۲- زوایای مفصل ران؛ در یک سیکل راه رفتن نرمال زاویه مفصل ران در حرکت فلکسیون حدود ۳۰ درجه و در حرکت اکستنسینون حدود ۲۰ درجه است.

پیام مقاله

ویژگی‌های خاص این دستگاه که آن را از نمونه‌های دیگر مجزا می‌کند شامل قابلیت استفاده هم‌زمان هر دو پا (اجرای حرکات فلکسیون و اکستنسینون هم‌زمان در مفصل زانوی هر دو پا و به صورت یکی

در میان در مفاصل زانو و ران)، تنظیم دامنه حرکتی زانو بین ۲۰ درجه اکستانسیون تا ۱۲۰ درجه فلکسیون، افزایش نیروی انقباضات ایزوتونیک با تغییر در تعداد و ضریب سختی فنرها، ایجاد انقباض ایزومتریک ارادی متناسب با توانایی فرد در انتهای ۲۰ درجه اکستانسیون و ۱۲۰ درجه فلکسیون، قابلیت حمل و نقل آسان، مقرون به صرفه بودن در مقایسه با نمونه‌های خارجی، کارآمدی بیشتر (تقویت مفصل زانو و ران) و کنترل مفصل زانو در دامنه حرکتی بدون درد است. افزایش قدرت عضلانی در انقباضات ایزوتونیک و ایزومتریک با دامنه حرکتی کنترل شده، ممکن است باعث بهبود عملکرد زانو و ران شود. به همین منظور پیشنهاد می‌شود عملکرد این دستگاه در بیماران مبتلا به استئوآرتریت زانو و ران بررسی شود.

تشکر و قدردانی

از تمامی مسئولان محترم دانشگاه آزاد اسلامی واحد نجف آباد که ما را در انجام این پژوهش یاری کردند تقدیر و تشکر می‌کنیم.

منابع

1. Zhang L, Liu G, Hang B, Wang Z, Yan Y, Ma J, et al. Knee joint biomechanics in physiological conditions and how pathologies can affect it: a systematic review. *Applied bionics and biomechanics*. 2020 Apr; 2020:1-22.
2. Chhabra A, Elliott CC, Miller MD. Normal anatomy and biomechanics of the knee. *Sports medicine and arthroscopy review*. 2001;9(3):166-77.
3. Flandry F, Hommel G. Normal anatomy and biomechanics of the knee. *Sports medicine and arthroscopy review*. 2011 Jun; 19(2):82-92.
4. Bennell K, Hinman R. Exercise as a treatment for osteoarthritis. *Current opinion in rheumatology*. 2005 Sep; 17(5):634-40.
5. Keyhanfar A, Hosseini S, Nemati N. Comparison of the effect of two methods of muscular exercise therapy on pain relief, functional abilities and static balance in patients with chronic patellofemoral pain. *Journal of health and care*. 2017 Sep; 19(2):117-28.
6. Blomqvist O. US Patent 4502681A Mar 1985.
7. Koller-Hodac A, Leonardo D, Walpen S, Felder D. Knee orthopaedic device how robotic technology can improve outcome in knee rehabilitation. in *IEEE international conference on rehabilitation robotics*. 2011 Jun:1-6
8. Brosseau L, Milne S, Wells G, Tugwell P, Robinson V, Casimiro L, Pelland L, Noel MJ, Davis J, Drouin H. Efficacy of continuous passive motion following total knee arthroplasty: a metaanalysis. *The journal of rheumatology*. 2004 Nov; 31(11): 2251-64.

9. Sakaki T, Okada S, Okajima Y, Tanaka N, Kimura A, Uchida SH, et al. TEM: Therapeutic exercise machine for hip and knee joints of spastic patients. in Proceeding of sixth international conference on rehabilitation robotics. 1999; 14(7):597-606.
10. Akdoğan E, Adli MA. The design and control of a therapeutic exercise robot for lower limb rehabilitation. *Physiotherobot. Mechatronics*. 2011 Apr; 21(3):509-22.
11. Chaparro-Rico B, Castillo-Castañeda E, Design of a 2DOF parallel mechanism to assist therapies for knee rehabilitation. *Ingeniería e Investigación*. 2016 Jan; 36(1):98-104.
12. Chavoshian SM, Taghizadeh M, Karouti A. Design, control and experimental test of pneumatic leg rehabilitation device for isokinetic exercise. *Journal of mechanical engineering*. 2019; 48(4(85)):87-95.(In persian).
13. <http://acinternational-east.pl/en/jupiter-2/>.
14. <https://rehabpub.com/conditions/fitness/fit-glide-by-bob-brad-offers-low-impact-low-extremity-rehab/>.
15. <https://meden.com.pl/offer/limb-dysfunction-therapy/173-knee-and-ankle-rehabilitation-device-avior.html>.
16. Tok F, Aydemir K, Peker F, Safaz I, Taşkınatan MA, Özgül A. The effects of electrical stimulation combined with continuous passive motion versus isometric exercise on symptoms, functional capacity, quality of life and balance in knee osteoarthritis: randomized clinical trial. *Rheumatology international*. 2011;31(2):177-81.
17. Tarnita D, Catana M, Dumitru N, Tarnita D. Design and simulation of an orthotic device for patients with osteoarthritis. *New Trends in Medical and Service Robots*. Springer; 2016:61-77.
18. Lenssen AF, Crijns YH, Waltjé EM, Roos GM, van Steyn MJ, Geesink RJ, et al. Effectiveness of prolonged use of continuous passive motion (CPM) as an adjunct to physiotherapy following total knee arthroplasty: design of a randomised controlled trial [ISRCTN85759656]. *BMC musculoskeletal disorders*. 2006;7(1):1-5.
19. Hall JR. US Patent 20140207030A1 Jul 2014.
20. Shojaei M, Daneshjoo A, Rahnema N. Effects of harmoknee injury prevention training program on knee [isometric strength of young professional male soccer players. *Journal of research in rehabilitation sciences*, 2011 Dec; 7(4):446-54. (In persian).
21. Ebrahimi Takamejani E, Hafezi R. Vastus medialis obliques (vmo) vastus lateralis (vl) activity ration ration for selected degrees of range of motion in open vs. closed kinetic chain (okc, ckc) during isometric contraction. *Razi Journal of medical sciences*. 2000 Sep; 7(20):73-79. (In persian).
22. Whittle MW. *Gait analysis: an introduction*: Butterworth-Heinemann; 2014.
23. Jeon JW, Hong J. Comparison of screw-home mechanism in the unloaded living knee subjected to active and passive movements. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*. 2021 Jan; (preprint):1-7, doi:10.3233/BMR-200110.
24. Huberti H, Hayes W, Stone J, Shybut G. Force ratios in the quadriceps tendon and ligamentum patellae. *Journal of Orthopaedic Research*. 1984;2(1):49-54.

25. Wellsandt E, Kallman T, Golightly Y, Podsiadlo D, Dudley A, Vas S, Michaud K, Tao M, Sajja B, Manzer M. Knee joint unloading and daily physical activity associate with cartilage T2 relaxation times 1 month after ACL injury. Journal of orthopaedic research. 2021Mar; (preprint):doi: 10.1002/jor.25034.
26. Heinert BL, Collins T, Tehan C, Ragan R, Kernozek TW. Effect of hamstring-to-quadriceps ratio on knee forces in females during landing. International Journal of sports medicine. 2021 Mar; 42(03):264-269.
27. Farahmand, F. and M. Tahmasbi, Contact stresses of the tibio-femoral joint in total knee prostheses. 2003 Summer; 6(2):81-86. (In persian).
28. Lin KM, James EW, Aitchison AH, Schlichte LM, Wang G, Green DW. Increased tibiofemoral rotation on MRI with increasing clinical severity of patellar instability. Knee Surgery, Sports traumatology, arthroscopy, 2021 Jan; (preprint):1-8, doi: 10.1007/s00167-020-06382-x.

ارجاع دهی

معروفی انالوجه نرگس، مروی اصفهانی مهناز، میرطلایی سیدحسن. طراحی و ساخت دستگاه مکانیکی تقویت‌کننده زانو-ران (K-H SD M) و جایگزینی آن به جای صندلی کوآدری سپس. مطالعات طب ورزشی. بهار و تابستان ۱۴۰۰؛ ۱۳(۲۹)، ۸۲-۱۵۷. شناسه دیجیتال: 10.22089/SMJ.2021.10849.1516

Maroofi Analojeh N, Marvi Esfahani M, Mirtalaie S. H. Design and Manufacture of Mechanical Knee-Hip Strengthening Device (M K-H SD) and Replace it Instead of a Chair Quadriceps. Sport Medicine Studies. Spring & Summer 2021; 13 (29): 157-82. (Persian). Doi: 10.22089/SMJ.2021.10849.1516