

Zmiany położenia chwilowego środka obrotu przegubu ortozy* kolana w trakcie kroczenia – pomiar przemieszczenia in vivo dla dwóch wariantów badań

The Effect of Migration of Instantaneous Centre of Knee Orthosis Rotation During Gait – in Vivo Displacement Measurements in Two Experimental Variants

Artur J. Bogucki

Wydział Mechaniczny, Katedra Inżynierii Materiałowej i Biomedycznej, Politechnika Białostocka, Polska
Faculty of Mechanical Engineering, Department of Materials Science and Biomedical Engineering, Białystok University of Technology, Poland

STRESZCZENIE

Wstęp. Staw kolanowy jest przegubem dwukłykciowym i dwupiętrowym o sześciu stopniach swobody. Umieszczenie funkcjonalnej osi ruchu zginania i prostowania jest nadal przedmiotem badań i opracowań. W fazie przenoszenia kończyny, kłykcie kości udowych nie mają bezpośredniego kontaktu z powierzchnią stawową piszczeli, a w miarę obciążania szerokość szpary stawowej maleje. Geometria ruchów w kolanie determinowana jest kształtem powierzchni stawowych.

Materiał i metody. Przeanalizowano cyfrowy zapis chodu zdrowego ochotnika. W pierwszym wariacie badanie realizowano dla ortozy stawu kolanowego kontrolującej zgięcie i wyprost przegubem jednoosiowym. W drugim wariacie badanie realizowano dla ortozy z przegubem dwuosiowym. Statystycznej analizie poddano matematycznie obliczone wartości przemieszczenia P i dla każdego wariantu badania wykonano wykresy rozrzutu uśrednione wielomianem 4 stopnia z przedziałem ufności równym 0,95 ze względu na występowanie szumów.

Wyniki. Dla wariantu nr 1 średnie przemieszczenie wynosi 15,1 mm, ilość próbek 43, odchylenie standardowe 8,761, przedział ufności 2,2. Maksymalna wartość przemieszczenia wyniosła 30,9 mm, a minimalna 0,7 mm. Dla wariantu nr 2 średnie przemieszczenie wynosi 13,4 mm, ilość próbek 44, odchylenie standardowe 7,275, przedział ufności 1,8. Maksymalna wartość przemieszczenia wyniosła 30,2 mm, a minimalna 3,4 mm. Porównanie średnich kroczących dla obu wariantów badania wykazało, że w drugiej części fazy obciążania właściwego (Mid Stance), aż do środkowej części fazy przenoszenia właściwego (Mid Swing) trendy przemieszczeń dla obu rodzajów ortez są zgodne.

Wnioski. 1. Zastosowana metoda pozwala określić zgodność osi stawu kolanowego i przegubu ortez udowo-podudziowych. 2. Badane ortozy jedno- i dwuosiowe migrują podczas cyklu chodu w zakresie przekraczającym 3 cm. 3. W czasie obciążania kończyny, orteza dwuosiowa ustawiona jest poprawniej. 4. Wyniki badań mogą być pomocne przy projektowaniu nowych przegubów kolanowych.

Słowa kluczowe: kinematyka kolana, oś zginania-prostowania, staw kolanowy, orteza, stabilizator

SUMMARY

Background. The knee joint is a bicondylar hinge two-level joint with six degrees of freedom. The location of the functional axis of flexion-extension motion is still a subject of research and discussions. During the swing phase, the femoral condyles do not have direct contact with the tibial articular surfaces and the intra-articular space narrows with increasing weight bearing. The geometry of knee movements is determined by the shape of articular surfaces.

Material and methods. A digital recording of the gait of a healthy volunteer was analysed. In the first experimental variant, the subject was wearing a knee orthosis controlling flexion and extension with a hinge-type single-axis joint. In the second variant, the examination involved a hinge-type double-axis orthosis. Statistical analysis involved mathematically calculated values of displacement P. Scatter graphs with a fourth-order polynomial trend line with a confidence interval of 0.95 due to noise were prepared for each experimental variant.

Results. In Variant 1, the average displacement was 15.1 mm, the number of tests was 43, standard deviation was 8.761, and the confidence interval was 2.2. The maximum value of displacement was 30.9 mm and the minimum value was 0.7 mm. In Variant 2, the average displacement was 13.4 mm, the number of tests was 44, standard deviation was 7.275, and the confidence interval was 1.8. The maximum value of displacement was 30.2 mm and the minimum value was 3.4 mm. An analysis of moving averages for both experimental variants revealed that displacement trends for both types of orthosis were compatible from the mid-stance to the mid-swing phase.

Conclusions. 1. The method employed in the experiment allows for determining the alignment between the axis of the knee joint and that of shin and thigh orthoses. 2. Migration of the single and double-axis orthoses during the gait cycle exceeded 3 cm. 3. During weight bearing, the double-axis orthosis was positioned more correctly. 4. The study results may be helpful in designing new hinge-type knee joints.

Key words: knee kinematics, flexion-extension axis, knee joint, orthosis, brace

* W polskiej terminologii branżowej pojęcie orteza / ortozy (mające umocowanie w gr. orthós – „właściwy, poprawny, prosty, wyprostowany, skorygowany” + thesis – „postawienie, umieszczenie, rozmieszczenie, złożenie, kompozycja”), podobnie jak w jęz. np. niemieckim czy francuskim „orthèse / orthesen”, wyewoluowało ze słowa proteza (z gr. pro – „przed” + thesis – „postawienie”). W Polsce od 1917 r. istniały Wytwórnice Protez, a wszelkie wytwarzane przez nie konstrukcje noszone na ciele pacjenta (w tym gorsety, aparaty itp.) nazywano protezami. Uważa się, że termin „orthesis” (stosowany zamiennie z częściej używanym „orthosis”) w jęz. angielskim zaistniał formalnie w 1960 r., gdy został przyswojony przez fachowców z USA i stopniowo wypierał wcześniejsze określenia takie jak np.: brace, splint. W polskim nazewnictwie synonimem terminu „orteza” jest „ortoza” (przyj. red.).

WSTĘP

Ortotyczne leczenie stawu kolanowego, który jest najczęściej i najciężej uszkodzonym połączeniem kostnym, zawsze ma na celu limitowanie jego ruchomości lub oddziaływanie na funkcjonalną oś mechaniczną. Dlatego zgodność osi stawu kolanowego i przegubu ortezy udowo-podudziowych jest istotna dla wyniku leczenia i komfortu użytkownika [1-13].

Staw kolanowy, w analizach inżynierskich, rozpatrywany jest jako przegub dwukłykciowy i dwupiętrowy o sześciu stopniach swobody. Fizjologiczny ruch bierny zarówno posuwisty, jak i obrotowy można (choćby w śladowym zakresie) stwierdzić we wszystkich trzech osiach anatomicznych [7,13].

Translacyjnym określa się ruch posuwisty przemieszczenia kości piszczelowej względem udowej: a) w osi kończyny – rozciąganie i nacisk, b) w wymiarze przednio-tylnym, c) w wymiarze boczno-przyśrodkowym.

Najistotniejszy życiowo stopień swobody to ruch obrotowy podudzia przemieszczającego się wraz z łątkami po obwodzie asymetrycznych kłykci kości udowej o zmiennym promieniu krzywizny – zginanie i prostowanie. Dokładne umiejscowienie funkcjonalnej osi tego ruchu jest nadal przedmiotem badań i opracowań [1]. Przy pełnej sprawności sąsiednich stawów, chodząc zginamy kolano do 70°, biegając do 120°. Maksymalne zgięcie czynne ograniczone jest do 130°, ale kłękając zginamy biernie do 160°. W taksie kroczenia w fazie pełnego obciążania kolano ustawione jest w zgięciu 20°, a stojąc przeprost do 20° uznawany jest za fizjologiczny. Zginanie w zakresie do 20° jest ruchem toczenia, a następnie, w konsekwencji oddziaływania więzadeł krzyżowych, przechodzi płynnie w ruch ślizgania.

Kolejny stopień swobody dotyczy ruchu obrotowego podudzia zachodzącego w dolnym piętrze kolana, a jego oś przechodzi przez środek stawu skokowego i pokrywa się z osią geometryczną kości piszczelowej znajdującą się w obrębie kłykcia przyśrodkowego kości piszczelowej. Zakres tego ruchu jest większy w zgięciu kolana i biernie może wynosić 35° do wewnątrz oraz 50° na zewnątrz. Graniczny ruch zgięcia odbywa się jednocześnie z ruchem obrotowym goleni do wewnątrz o ok. 5°, a pełen wyprost kolana z ruchem obrotowym goleni na zewnątrz o 10°. Ryglowanie kolana w wyproście przez łątki jest efektem łańcucha zjawisk nazywanych „dokręcaniem śruby” (screw home movement), którego mechanizm wynika głównie z asymetrii budowy kłykci kości udowej, fizjologicznej niezborności powierzchni stawowych i buforującej roli łąkotec.

BACKGROUND

Orthotic treatment of the knee joint, which is the most often and most severely damaged bony articulation, is always aimed at limiting its mobility or influencing the functional mechanical axis. Consequently, alignment between the axis of the knee joint and that of a shin and thigh orthosis is important for the treatment outcome and comfort of use [1-13].

Engineering analyses see the knee joint as a bicondylar two-level joint with six degrees of freedom. At least some physiological passive motion, including plane motion and rotation, can be demonstrated in all three anatomical axes [7,13].

The plane motion of tibial displacement with respect to the femur a) in the limb axis (stretching and pressure), b) along the anteroposterior axis, c) and along the lateromedial axis is called translational movement.

Functionally, the most important degree of freedom is rotation of the shin moving with the menisci on the perimeter of the asymmetric femoral condyles with a variable curvature radius (flexion and extension). The precise location of the movement axis is still a subject of research and discussions [1]. When the function of the neighbouring joints is not impaired, the knee is flexed to 70° when walking and to 120° when running. Maximum active flexion is limited to 130°, but the knee is passively flexed to 160° when kneeling. In mid-stance, the knee is flexed to 20°, while a hyperextension of up to 20° is deemed to be physiological when standing. Flexion to 20° is a rolling motion, which then smoothly turns into gliding as a result of cruciate ligament action.

The next degree of freedom concerns shin rotation in the lower part of the joint. Its axis leads through the centre of the ankle joint and aligns with the geometric tibial axis located within the medial condyle of the tibia. The range of this motion is larger in flexion and can reach 35° internally and 50° externally (passive movement). Threshold flexion takes place simultaneously with internal shin rotation of approx. 5° and full flexion of the knee is achieved with external shin rotation of 10°. Locking the knee in extension by the menisci results from a sequence of phenomena called „screw-home movement”, whose mechanism depends mainly on the asymmetry of the femoral condyles, physiological incongruence of the articular surfaces, and the buffer role of the menisci.

The sixth degree of freedom is a consequence of rotation in adduction and abduction of the knee, or rather trace physiological medial or lateral opening of the intra-articular space.

Szósty stopień swobody jest konsekwencją ruchów obrotowych przywodzenia i odwodzenia w stawie kolanowym, a raczej śladowego fizjologicznego otwierania szpary stawowej po stronie przyśrodkowej albo bocznej.

W trakcie kroczenia w fazie przenoszenia kończyny, kłykiec kości udowych mają kontakt jedynie z brzegami łąkotek i w miarę obciążania, szerokość szpary stawowej maleje, a powierzchnia kontaktu zwiększa się. Bezpośredni kontakt kłykci kości udowych i powierzchni stawowej piszczeli stwierdza się dopiero przy obciążeniu połową masy ciała [13].

Geometria ruchów w kolanie determinowana jest kształtem powierzchni stawowych. Kłykiec przyśrodkowej kości piszczelowej jest dwuwklęsły, a boczny jest wklęsły w płaszczyźnie czołowej i wypukły w strzałkowej. Łąkotki, pełniąc funkcję adapterów, przemieszczają się w wymiarze przednio-tylnym do 20 mm, a bardziej ruchoma jest boczna. Ponadto, wraz z narastaniem zgięcia w stawie kolanowym, łąkotki skracają się i poszerzają [11].

Celem pracy jest sprawdzenie *in vivo* położenia chwilowego środka obrotu przegubu ortez udowo-podudziowych produkowanych seryjnie w trakcie kroczenia.

MATERIAŁ I METODY

Analizie poddano cyfrowy zapis chodu zdrowego ochotnika w ortezie udowo-podudziowej z ruchem wolnym w stawie kolanowym, u którego zebrano negatywne wywiady w zakresie występowania w przeszłości lub obecnie zdarzeń lub dolegliwości dotyczących układu kostno-stawowego, mięśniowego lub nerwowego oraz badaniem wykluczono zaburzenia w budowie lub funkcji narządu ruchu.

W pierwszym wariantcie badanie realizowano dla chodu z naturalną prędkością po płaskiej powierzchni, w prostym kierunku, z dopasowaną indywidualnie ortezą stawu kolanowego kontrolującą zgięcie i wyprost przegubem jednoosiowym. W drugim wariantcie badanie realizowano dla chodu z naturalną prędkością po płaskiej powierzchni, w prostym kierunku, z dopasowaną indywidualnie ortezą stawu kolanowego kontrolującą zgięcie i wyprost przegubem dwuosiowym, w której elementy udowe i podudziowe połączono pośrednim elementem kolanowym. Dane, w postaci obrazów cyfrowych, rejestrowano przy częstotliwości 600 fps.

Dla każdego badanego wariantu, z całości zapisu wyselekcjonowano próbki zawierające pełen cykl chodu.

Celem wykonania obliczeń matematycznych, na dolnej części ortozy oraz na kostce bocznej stawu

In the swing phase of the gait cycle, the femoral condyles only have contact with the edges of the menisci. With increasing weight bearing, the intra-articular space narrows and the contact surface increases. Direct contact of femoral condyles and tibial articular surface occurs only with loading equal to half of the body weight [13].

The geometry of knee movements is determined by the shape of articular surfaces. The medial tibial condyle is biconcave while the lateral condyle is concave in the frontal plane and convex in the sagittal plane. Serving as adapters, the menisci undergo anteroposterior displacement of up to 20 mm, with the lateral meniscus being more mobile of the two. Moreover, the menisci become shortened and widened with increasing flexion at the knee joint [11].

The aim of this study was to test *in vivo* the displacement of the instantaneous centre of rotation of commercially available shin and thigh orthoses during gait.

MATERIAL AND METHODS

A digital recording of the gait of a healthy volunteer wearing a shin and thigh orthosis allowing for unrestrained knee motion was analysed. The volunteer had no past or present history of osseointer-articular, muscular or nervous conditions or events and an examination had ruled out anatomical and functional abnormalities of the musculoskeletal system.

In the first experimental variant, the examination involved walking at natural speed in a straight direction on an even surface, with the subject wearing an individually adjusted single-axis knee orthosis controlling flexion and extension. The second variant involved walking at natural speed in a straight direction on an even surface, with the subject wearing an individually adjusted double-axis knee orthosis controlling flexion and extension. The thigh and shin elements of the orthosis used in this variant were connected with an intermediate knee element. Data in the form of digital images was recorded with a frequency of 600 FPS.

Samples encompassing a complete gait cycle were selected from the whole recording for each experimental variant.

In order to conduct mathematical calculations, the lower part of the orthosis and the lateral malleolus of the ankle were marked with fluorescent var-

skokowego naniesiono marker oznaczony lakierem fluorescencyjnym, dzięki któremu w świetle UV będą one bardziej eksponowane. Analizie metodą fotogrametrii poddano co dziesiąty zarejestrowany obraz. W przypadku nieodpowiedniej jakości danego obrazu, poddano go filtracji w celu poprawy kontrastu oraz jasności dla określenia współrzędnych markerów w układzie kartezjańskim:

A (x_a ; y_a) – orteza;

B (x_b ; y_b) – kostka boczna.

Wykorzystując współrzędne punktów dokonano obliczenia szukanej wartości Z, która jest chwilową odległością pomiędzy markerem na dolnej części ortezy a markerem na kostce bocznej stawu skokowego, stosując poniższy rachunek wektorowy:

$$Z = \sqrt{(xb - xa)^2 + (yb - ya)^2}$$

Dla każdej ortezy wyznaczono wartość optymalną, kiedy oś ortezy i stawu kolanowego są zgodne. W tym celu, po indywidualnym i maksymalnie szczelnym dopasowaniu ortezy oraz wykonaniu trzech ruchów biernych maksymalnego zgięcia i wyprost, staw kolanowy pozostawiano w zgięciu 90° celem akwizycji wartości optymalnej. Następnie, uzyskane wyniki długości Z odniesiono do wartości optymalnej. W ten sposób otrzymano wartości przemieszczenia P.

Statystycznej analizie poddano matematycznie obliczone wartości przemieszczenia P i dla każdego wariantu badania wykonano wykresy rozrzutu uśrednione wielomianem 4 stopnia, z przedziałem ufności równym 0,95 ze względu na występowanie szumów.

Porównanie wykresów średnich kroczących dla pomiarów różnych wariantów badania uzyskano w zależności od wyznaczonych charakterystycznych faz dla cyklu chodu.

WYNIKI

Na przestrzeni całego cyklu chodu różnica między maksymalnym a minimalnym przemieszczeniem położenia środka obrotu przegubu ortezy wynosi 30,2 mm dla wariantu nr 1 i ma miejsce w początkowej fazie przenoszenia po oderwaniu palców od podłoża, a następnie zmniejsza się do momentu, gdy stopa znajduje się najwyżej, osiągając minimalną wartość przemieszczenia 0,7 mm od położenia optymalnego. Dla wariantu nr 1 średnie przemieszczenie wynosi 15,1 mm, ilość próbek 43, odchylenie standardowe 8,761, przedział ufności 2,2.

W chwili zetknięcia pięty z podłożem orteza jednoosiowa jest już przemieszczona o ponad 1,5 cm i następuje dalsze jej gwałtowne zsuwanie o 10 mm (Ryc. 1). Następnie zaczyna wracać w kierunku po-

nish so that they would be better visible under UV light. Photogrammetry was used to analyse every tenth image recorded. If the quality of a given image was not satisfactory, it was filtered in order to improve contrast and brightness to determine the Cartesian coordinates of the markers.

A (x_a ; y_a) – orthosis;

B (x_b ; y_b) – lateral malleolus.

Coordinates of the points were used to calculate the unknown Z value, which corresponds to the instantaneous distance between the marker on the lower part of the orthosis and the one on the lateral malleolus of the ankle. The following vector calculus was used:

$$Z = \sqrt{(xb - xa)^2 + (yb - ya)^2}$$

An optimal value for each orthosis was determined when the knee joint and orthosis axes coincided. In order to achieve this, after fitting the orthosis individually and as tightly as possible and performing three passive movements of maximum flexion and extension, the knee was left in flexion of 90° to obtain the optimal value. The length Z values were then compared with the optimal value and thus the values of displacement P were obtained.

The mathematically calculated values of displacement P were subjected to a mathematical analysis. Scatter graphs with a fourth-order polynomial trend line with a confidence interval of 0.95 due to noise were prepared for each experimental variant.

A comparison of moving averages for measurements in the two experimental variants was conducted depending on the characteristic phases determined for the gait cycle.

RESULTS

For the entire gait cycle, the difference between the maximum and minimum displacement of the centre of knee orthosis rotation reached 30.2 mm in Variant 1 in early swing after the toes were lifted from the ground, and then decreased until the foot was at its highest position, reaching a minimum value of 0.7 mm of displacement from the optimal position. Average displacement in Variant 1 was 15.1 mm, the number of tests was 43, standard deviation was 8.761, and the confidence interval was 2.2.

When the heel touched the ground, the single-axis orthosis was already displaced by more than 1.5 cm and it rapidly slid further down by 10 mm (Fig. 1). Then it began to move back towards the optimal position, reaching 11.1 mm of displacement when

łożenia optymalnego, osiągając 11,1 mm przemieszczenia w momencie przyłożenia całej stopy do podłoża. W kolejnych fazach cyklu chodu przemieszczenie zwiększa się osiągając wartość maksymalną 30,9 mm we wstępnej fazie przenoszenia kończyny.

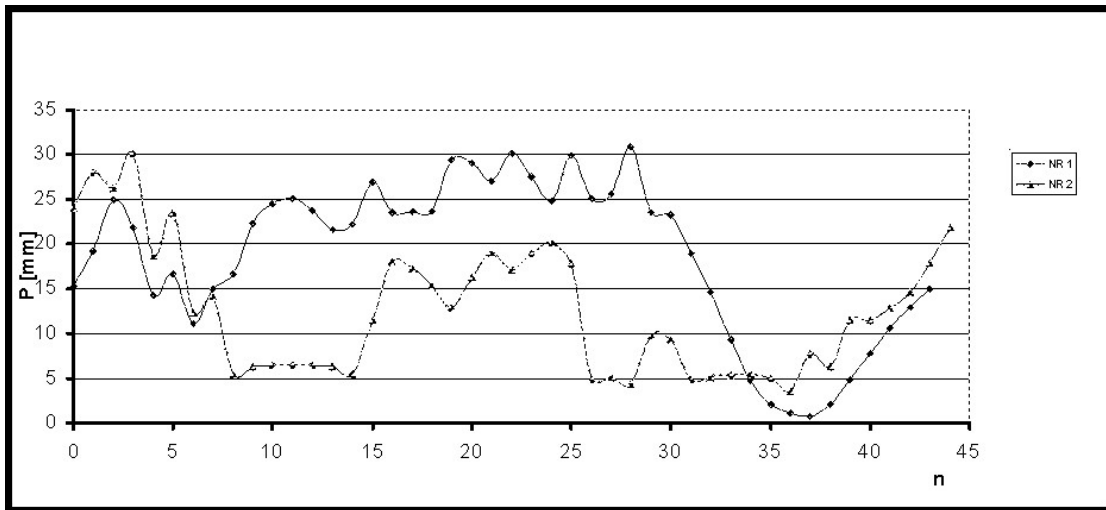
Dla wariantu nr 2 średnie przemieszczenie wynosi 13,4 mm, ilość próbek 44, odchylenie standardowe 7,275, przedział ufności 1,8.

W chwili zetknięcia pięty z podłożem orteza dwuosiowa jest przemieszczona o ponad 2,4 cm i oscyłu-

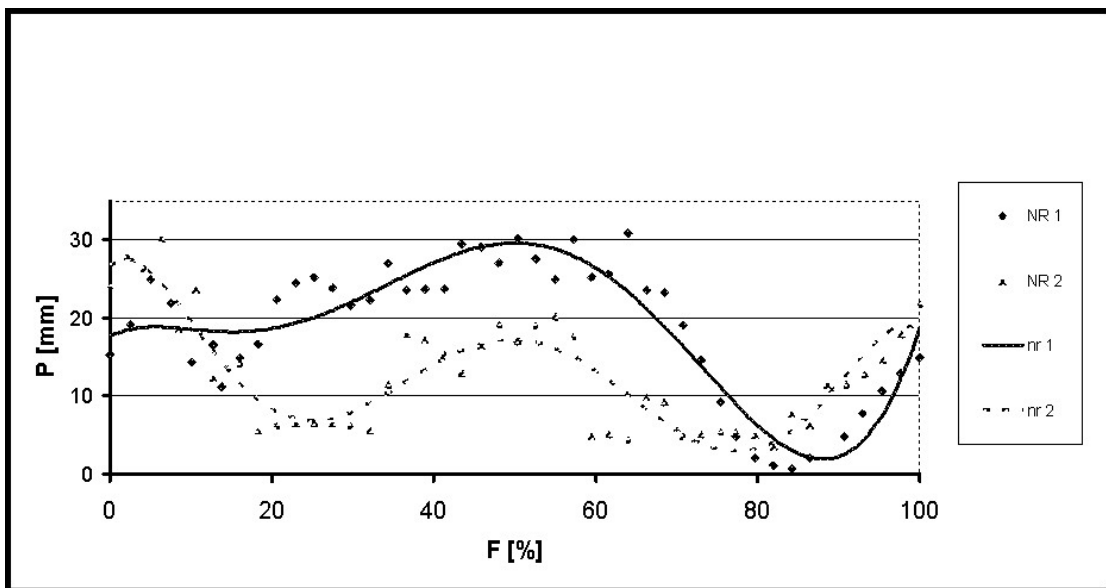
the entire foot was placed on the ground. In the following phases of the gait cycle, the displacement increased to reach a maximum value of 30.9 mm in early swing.

For Variant 2, the average displacement was 13.4 mm, the number of tests was 44, standard deviation was 7.275, and the confidence interval was 1.8.

When the heel touched the ground, the double-axis orthosis was displaced by more than 2.4 cm and stabilised at the maximum value of displacement of



Ryc. 1. Wykresy rozrzutu wartości przemieszczenia P dla poszczególnych próbek n obu wariantów badania (Nr 1 i Nr 2)
 Fig. 1. Scatter graphs of the value of displacement P for each test n of both experimental variants (No. 1 and 2)



Ryc. 2. Porównanie wykresów średnich kroczących (nr 1 i nr 2) dla pomiarów wariantów badania Nr 1 i Nr 2 w zależności od fazy cyklu chodu F
 Fig. 2. Comparison of graphs of moving averages (No. 1 and 2) for the measurements of experimental variants 1 and 2, depending on the gait cycle phase

je, osiągając wartość maksymalną przemieszczenia 30,2 mm, następnie zaczyna wracać w kierunku położenia optymalnego, osiągając 5,5 mm przemieszczenia w momencie przyłożenia całej stopy do podłoża (Ryc. 1). W kolejnych fazach cyklu chodu przemieszczenie zwiększa się osiągając wartość 20,1 mm tuż przed oderwaniem palców od podłoża, a we wstępnej fazie przenoszenia kończyny bardzo gwałtownie zmniejsza się do momentu, gdy stopa znajduje się najwyżej, osiągając minimalną wartość przemieszczenia 3,4 mm od położenia optymalnego.

Porównanie wykresów rozrzutu wartości przemieszczenia P uśrednionego wielomianem 4 stopnia z przedziałem ufności równym 0,95, ujawniło różnice i podobieństwa w trendach obu ortez (Ryc. 2).

W chwili zetknięcia pięty z podłożem obie ortozy są przemieszczone. W pierwszej części fazy obciążania orteza jednoosiowa jest mniej przemieszczona od położenia optymalnego i wykazuje mniejszą tendencję do migrowania, natomiast średnia krocząca dla ortozy dwuosiowej wykazała większy trend w kierunku położenia optymalnego. W drugiej części fazy obciążania właściwego (Mid Stance), aż do środkowej części fazy przenoszenia właściwego (Mid Swing) trendy przemieszczeń dla obu rodzajów ortez są niemal równoległe, ale orteza jednoosiowa pozostaje bardziej przemieszczona. Zarówno orteza jednoosiowa, jak i dwuosiowa osiągają minimalną wartość przemieszczenia od położenia optymalnego w fazie przenoszenia, gdy kończyna jest maksymalnie skrócona.

DYSKUSJA

Ortezy stawu kolanowego są powszechnie stosowane celem zmniejszenia sił kompresyjnych przenoszonych przez powierzchnię stawową przeciążoną ustawieniem koślawym lub szpotawym [8,14]. Poza ortezami odciążającymi (unloading knee orthosis), które składają się z zewnętrznych trzpieni (stem), przegubów (hinge) i pasków mocujących (strap), wyróżnia się ortozy statyczne (rest orthosis) stosowane celem unieruchomienia stawu oraz nakolanniki elastyczne (knee sleeves), które pełnią różne funkcje ochronne [2]. Niniejsza praca ograniczona jest do przebadania jedynie dwóch wariantów ortez odciążających kolano i uniemożliwia wyprowadzenie wniosków generalnych, a efekt odciążenia może wynikać z adaptacji faz kroczenia, zmniejszenia prędkości lub zwiększenia rotacji zewnętrznej stopy (out-toeing of the foot). W obu badanych wariantach zmiany położenia chwilowego środka obrotu przegubu ortozy kolana w trakcie kroczenia obserwowano jedynie po stronie bocznej, a kłykcie kości udowej nie są syme-

30.2 mm. Then it began to move back towards the optimal position, reaching 5.5 mm of displacement when the entire foot was placed on the ground (Fig. 1). In the following gait cycle phases, the displacement increased to reach 20.1 mm just before the toes were lifted off the ground and very rapidly decreased in early swing until the foot was at its highest position, reaching a minimum value of 3.4 mm of displacement from the optimal position.

A comparison of displacement P scatter graphs with a fourth-order polynomial trend line with a confidence interval of 0.95 revealed differences and similarities in the trends of both orthoses (Fig. 2).

When the heel touched the ground, both orthoses were displaced. In the first part of the stance phase, the single-axis orthosis exhibited less displacement from the optimal position and was less prone to migration, while the moving average for the double-axis orthosis revealed a stronger trend towards the optimal position. Starting in the mid-stance phase until the mid-swing, displacement trends for both types of orthosis were nearly parallel, but the single-axis orthosis continued to be displaced more. Both orthoses achieved minimum displacement from the optimal position during the swing phase, when the limb was maximally shortened.

DISCUSSION

Knee joint orthoses are commonly used to decrease compressive forces transmitted by the articular surface overloaded as a result of varus or valgus alignment [8,14]. Apart from unloading knee orthoses, which consist of external stems, hinges, and straps, there are also rest orthoses, serving to immobilise the joint, and knee sleeves, which have various protective functions [2]. This paper is limited to examining only two variants of unloading knee orthoses and does not allow for drawing general conclusions. The unloading effect may result from the adaptation of gait phases, decreased speed or increased out-toeing of the foot. In both experimental variants, changes of the instantaneous centre of knee orthosis rotation during gait were traced only on the lateral side and the femoral condyles are not symmetrical. Moreover, calculations of the unknown Z value concerned the instantaneous distance of the marker on the lower part of the orthosis and in the double-axis orthosis the thigh and shin elements were connected

tryczne. Ponadto, obliczenia szukanej wartości Z dotyczyły chwilowej odległości markera na dolnej części ortezy, a w przypadku ortezy dwuosiowych elementy udowe i podudziowe połączono pośrednim elementem kolanowym, a więc badania dla wariantu drugiego należy odnieść do osi dolnej. Jednakże, z uwagi na fakt, że badania przeprowadzono *in vivo* i bez komputerowej rekonstrukcji czy modeli matematycznych, to zgodność osi stawu kolanowego i przeguby ortezy udowo-podudziowych może być zastosowana do obiektywnej ilościowej oceny procesu leczenia ortotycznego w codziennej praktyce klinicznej.

Współczesne badania kinematyki stawu kolanowego, prowadzone na zwłokach i w oparciu o komputerową rekonstrukcję modeli matematycznych wykazały, że oś ruchu zginania-prostowania nie zmienia położenia chwilowego, jak sądzono wcześniej, lecz pozostaje zafiksowana w obszarze tylnych kłykci kości udowej [5-7,9]. Niektórzy uważają, że badania te i wnioski z nich płynące mogą służyć projektowaniu endoprotez, ale nie stanowią ewidentnej podstawy do wnioskowania o kinematyce stawu kolanowego, wykazując istnienie osi chirurgicznej i osi klinicznej, przebiegających przez nadkłykcie oraz trzeciej osi, funkcjonalnej, która wykazuje niewielką przednio-tylną ruchomość do ± 2 mm przy ruchu w zakresie od 0° do 90° [1].

Wyniki badań analizowane w tej pracy są zgodne z wcześniejszymi obserwacjami, że momenty sił oddziaływania ortezą na staw kolanowy są nieliniowe i zmieniają się w zależności od fazy kroczenia [10, 12]. Obserwowane w tym badaniu przemieszczenia ortezy mogą mieć kilka przyczyn. Jedną z nich jest ukształtowanie kończyny dolnej. Udo ma stożkowy kształt w kierunku dolnym i nie ma odpowiedniego punktu podparcia ortezy, które zapobiegłoby jej zsunięciu. W przeszłości ortezy kolanowe budowane były w oparciu o umocowanie do obuwia, które niwelowały to zjawisko [4]. Kolejnym czynnikiem jest siła ciężkości oraz niedostateczne tarcie pomiędzy kończyną a ortezą. Podczas chodu na orteż działa siła ciężkości, która będzie ją ściągać w dół. Przeciwwstawieniem tej siły jest tarcie między powierzchnią kończyny a opaskami mocującymi, dzięki którym orteza ma szansę pozostać w prawidłowym położeniu, jednak może się to okazać niewystarczające. Taka hipoteza wydaje się jednak mieć małe znaczenie w przypadku badanych ortezy, ponieważ opaski w nich zastosowane są już przemyślane przez wytwórcę wyrobu medycznego. Najważniejsze znaczenie wydaje się mieć niezgodność osi ortezy z chwilowym środkiem obrotu stawu kolanowego, szczególnie w przypadku ortezy jednoosiowych. Przeguby dwuosiowe lepiej odwzorowują ruch w stawie, jed-

with an intermediate knee element. The examination for Variant 2 should thus be referred to the lower axis. However, due to the fact that the study was conducted *in vivo* and did not involve subsequent computer reconstruction or mathematical models, the alignment between the axes of the knee and the shin and thigh orthosis hinge can be used for objective quantitative assessment of orthotic treatment in daily clinical practice.

Contemporary cadaveric studies of knee kinematics and computer reconstructions of mathematical models have revealed that the flexion-extension axis does not change its instantaneous position, as previously believed, but remains fixed in the region of the posterior femoral condyles [5-7,9]. Some believe that these studies and their conclusions may be useful in designing endoprostheses, but that they do not constitute a clear basis for drawing conclusions concerning knee kinematics, indicating the presence of a surgical axis and a clinical axis, both passing through the epicondyles, and of a third – functional – axis, which displays slight anteroposterior mobility of up to ± 2 mm during movement within a range between 0° and 90° [1].

The results analysed in this paper are consistent with earlier findings showing that the torques of the orthosis acting on the knee joint are nonlinear and change with the gait phase [10,12]. The displacement of orthoses observed in this study may have several causes. One such cause is the anatomy of the lower limb. The thigh is cone-shaped and tapers downwards, having no appropriate point of support for the orthosis which would prevent it from sliding. In the past, knee orthoses were designed with straps fastened to shoes, which eliminated the problem [4]. Of importance is also the force of gravity and insufficient friction between the limb and the orthosis. During gait, the orthosis is pulled down by gravity. This force is countered by friction between the surface of the limb and the straps, thanks to which the orthosis can remain in the correct position; however, this counterforce may turn out to be insufficient. This hypothesis seems to be of little significance with regard to the orthoses used in our experiment as their straps were knowingly designed by the manufacturers. It seems that the most important issue is the lack of alignment between the orthosis axis and the instantaneous centre of knee rotation, especially in the case of single-axis orthoses. Double-axis orthoses better reproduce joint movement, but deviation may still occur. This suggests the need for designing new hinge-type orthotic joints.

nak również w tym przypadku występują odchylenia. Wskazuje to na potrzebę opracowania nowych rodzajów przegubów ortotycznych.

PODSUMOWANIE

Zastosowana metoda pozwala określić zgodność osi stawu kolanowego i przegubu ortez udowo-podudziowych, może być zastosowana także do badania innych parametrów umożliwiających obiektywną ilościową ocenę wyniku leczenia ortotycznego lub protezy. Celem ulepszenia metody należy zastosować urządzenie rejestrujące o parametrach eliminujących konieczność dodatkowego oświetlenia badanego obiektu lampą UV.

Wykazano, że badane ortozy jedno- i dwuosiove migrują podczas cyklu chodu w zakresie przekraczającym 3 cm. Szczególnie widoczne jest to w czasie prostowania kolana. W początkowej fazie cyklu chodu, przy kontakcie pięty z podłożem, widoczne jest już przemieszczenie i zmienia się w okresie fazy podparcia powodując, że w czasie obciążania kończyny, orteza dwuosiova ustawiona jest poprawniej. W obu wariantach orteza kolana osiąga minimalną wartość przemieszczenia od położenia optymalnego w fazie przenoszenia, gdy kończyna jest maksymalnie zgięta w stawach biodrowym, kolanowym i skokowym. Wskazywać to może na niekompatybilność rozwiązań przegubowych z budową stawu kolanowego. Nie odwzorowują ruchu w stawie lub jest to słabe odwzorowanie. Istnieje kilka czynników wpływających na zaistnienie takiego stwierdzenia. Może to być zależne od metody pomiaru, jak również od konstrukcji samej ortozy. Wyniki badań mogą być pomocne przy projektowaniu nowych przegubów kolanowych.

WNIOSKI

1. Zastosowana metoda pozwala określić zgodność osi stawu kolanowego i przegubu ortez udowo-podudziowych.
2. Badane ortozy jedno- i dwuosiove migrują podczas cyklu chodu w zakresie przekraczającym 3 cm.
3. W czasie obciążania kończyny, orteza dwuosiova ustawiona jest poprawniej.
4. Wyniki badań mogą być pomocne przy projektowaniu nowych przegubów kolanowych.

PIŚMIENNICTWO / REFERENCES:

1. Asano T, Akagi M, Nakamura T. The Functional Flexion-Extension Axis of the Knee Corresponds to the Surgical Epicondylar Axis - In Vivo Analysis Using a Biplanar Image-Matching Technique. *Journal of Arthroplasty* 2005; 8(20): 1060.
2. Beaudreuil J, Bendaya S, Faucher M, et al. Clinical practice guidelines for rest orthosis, knee sleeves, and unloading knee braces in knee osteoarthritis. *Joint Bone Spine* 2009; 76: 629.
3. Bogucki A, Kuś WM, Górecki A. Stabilizatory stawu kolanowego nowej generacji. *Kolano*. Tom 3. Olszanica 1993.

SUMMARY

The method employed in the experiment allows for determining the alignment between the axis of the knee joint and that of shin and thigh orthoses. It may also be used for studying other parameters utilised in objective quantitative assessment of orthotic and prosthetic treatment outcomes. To improve the method, it is necessary to use a recording device with parameters eliminating the need for additional lighting of the object with a UV lamp.

The migration of the single and double-axis orthoses used in the study during a gait cycle exceeded 3 cm. It was especially visible during knee extension. Displacement was already visible in the early phase of the gait cycle when the heel touched the ground, and changed during the support phase, resulting in the double-axis orthosis being positioned more correctly when the limb was bearing weight. In both variants the knee orthosis achieved minimum displacement from the optimal position during the swing phase, when the limb was flexed as much as possible at the hip, knee, and ankle. This may indicate that hinge orthoses are incompatible with knee joint anatomy as they do not imitate the joint movement or do so poorly. There are several factors suggesting this conclusion. It may depend on the measurement method as well as the design of the orthosis itself. The study results may be helpful in designing new hinge-type knee joints.

CONCLUSIONS

1. The method employed in the experiment allows for determining the alignment between the axis of the knee joint and that of shin and thigh orthoses.
2. Migration of the single and double-axis orthoses during the gait cycle exceeded 3 cm.
3. During weight bearing, the double-axis orthosis was positioned more correctly.
4. The study results may be helpful in designing new hinge-type knee joints.

4. Bogucki A. Ortezy kończyny dolnej. Ortop Traumatol Rehabil 2002; 1: 88-94.
5. Churchill DL, Incavo SJ, Johnson CC, et al. The transepicondylar axis approximates the optimal flexion axis of the knee. Clin Orthop 1998; 356.
6. Dennis DA, Mahfouz MR, Komistek RD, Hoff W. In vivo determination of normal and anterior cruciate ligament-deficient knee kinematics. Journal of Biomechanics 2005; 38: 241-53.
7. Freeman MAR, Pinskerova V. The movement of the normal tibio-femoral joint. Journal of Biomechanics 2005; 38: 197-208.
8. Hagner W. Stabilizatory stawu kolanowego – badania nad efektywnością ich stosowania po leczeniu rekonstrukcyjnym przedniego więzadła krzyżowego. Ortop Traumatol Rehabil 2006; 6(6): 699-703.
9. Koo S, Andriacchi TP. The knee joint center of rotation is predominantly on the lateral side during normal walking. J Biomech 2008; 41(6): 1269-73.
10. Kutzner I, Kuether S, Heinlein B, et al. The effect of valgus braces on medial compartment load of the knee joint. Journal of Biomechanics 2011; 44: 1354.
11. McMahon PJ, Kaplan LD. Sports Medicine. In: Skinner HB, editor. Current diagnosis & treatment in orthopedics. 4th ed. McGraw-Hill Medical; 2006.
12. Moyer RF, Birmingham TB, Dombroski CE, et al. Combined Effects of a Valgus Knee Brace and Lateral Wedge Foot Orthotic on the External Knee Adduction Moment in Patients With Varus Gonarthrosis. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 2013; 94: 103.
13. Winter DA. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. New Jersey: Wiley; 2009.
14. Yoon SW, Lee JW, Cho WS, Kim AN, Lee KH. Analysis of Balance Ability Dependent on the Angle of the Knee Joint in Females in Their 20s. J Phys Ther Sci 2013; 25(8): 997-1000.

Praca naukowa sfinansowana ze środków pracy statutowej Katedry Inżynierii Materiałowej i Biomedycznej (Wydział Mechaniczny, Politechnika Białostocka, S/WM/1/09).

This study was financed from the Statutory Research Fund of the Department of Materials and Biomedical Engineering (Faculty of Mechanical Engineering, Białystok University of Technology), No. S/WM/1/09.

Liczba słów/Word count: 5469

Tabele/Tables: 0

Ryciny/Figures: 2

Piśmiennictwo/References: 14

Adres do korespondencji / Address for correspondence

Artur J. Bogucki

*Rynia; ul. Główna 47A, 05-127 Białobrzegi, Poland
tel. +48 602 78 44 42, e-mail: Bogucki.MD@wp.pl*

*Otrzymano / Received 20.12.2013 r.
Zaakceptowano / Accepted 20.01.2014 r.*