

Streszczenie i słowa kluczowe

Wstęp

Orteza jest to rodzaj zaopatrzenia ortopedycznego zakładanego na ciało, które ma wspierać pacjenta częściowo przejmując funkcję uszkodzonego fragmentu aparatu ruchu. Stosuje się je u osób z problemami ortopedycznymi jak i neurologicznymi. Orteza typu wysoki Walker stosowana jest u pacjentów po operacjach w obrębie mięśni, kości i więzadeł okolicy stawu skokowego np. rekonstrukcji więzadeł bocznych tego stawu, rekonstrukcji ścięgna Achillesa i u pacjentów poddawanych leczeniu owrzodzeń powstałych w wyniku cukrzycy. Główną funkcją ortezy Walker jest ochrona i odciążenie chorej tkanki, wprowadzenie ciszy mechanicznej poprzez ograniczenie zakresu ruchu i umożliwienie chodu przez zmniejszenie dolegliwości bólowych. Ortezy tego typu stosuje się jako substytut opatrunku gipsowego, lub jako przedłużenie terapii po jego zdjęciu. W porównaniu do opatrunku gipsowego orteza jest lżejsza – co przekłada się na mniejszy wpływ na biomechanikę chodu, można ją zdjąć na czas rehabilitacji, pozwala na swobodną kontrolę gojenia się tkanek i utrzymanie odpowiedniej higieny. Czas funkcjonowania pacjenta w ortezie jest zależny od typu urazu, postępów w gojeniu się tkanek i wieku pacjenta, ale może wynosić od kilku do kilkunastu tygodni.

Cele pracy

Celem poznawczym pracy było określenie wpływu różnych ustawień ortezy typu Walker na parametry kinematyczne i kinetyczne chodu.

Celem praktycznym pracy było zastosowanie wybranych wyników badań w praktyce klinicznej poprzez uświadamianie profesjonalistów i pacjentów o występowaniu możliwych kompensacji w stawach sąsiednich i zmianach wzorca chodu.

Hipotezy badawcze

1. Chód 0 But wpływa normalizująco na parametry kinematyczne i kinetyczne chodu w odniesieniu do Chodu 0.
2. Chód 15ZG (jako najmniej popularny – w pewnych aspektach porównywalny do chodu osób z mózgowym porażeniem dziecięcym) wywołuje największe zmiany parametrów kinematycznych i kinetycznych chodu w odniesieniu do chodu swobodnego.
3. Chód 15 (podobny do chodu w butach narciarskich) wywołuje największe zmiany parametrów kinematycznych w stawie kolanowym.

Pytania badawcze

1. Jak różne ustawienia ortezy typu Walker wpływają na parametry kinematyczne chodu?
2. Jak różne ustawienia ortezy typu Walker wpływają na parametry kinetyczne chodu?
3. Które z ustawień ortezy wywołuje największe zmiany i w których parametrach w odniesieniu do chodu swobodnego?

Material i metody

Badania były prowadzone w okresie od października do grudnia 2019 roku w Centralnym Laboratorium Badawczym AWF Warszawa. Przebadano 23 zdrowe osoby o średniej masie ciała 65.48 ± 9.55 kg, wieku 20.88 ± 1.27 lat, wysokości ciała 173.91 ± 7.24 cm. W badaniach wykorzystano aparaturę do analizy ruchu Vicon Mx, która składa się z 9 kamer z detektorami podczerwieni (100Hz). Kamery zamontowane są na stałe w laboratorium a obszar ich detekcji obejmuje 10m ścieżkę, w której na stałe zamontowane są trzy platformy firmy Kistler z czujnikami piezoelektrycznymi (1000Hz). Do obróbki danych pozyskanych z platform i kamer wykorzystano oprogramowanie Vicon Nexus 2.10.0. Na skórze osoby badanej umieszczano 15 biernych markerów zgodnie ze standardem Lower body Plug-In-Gait (SACR). Do badań użyto ortezę typu wysoki Walker, która była zawsze zakładana na prawą kończynę dolną. Rejestrowane były po trzy przejścia dla każdego ustawienia. Chód swobodny - chód bez ortezy; Chód 0 - orteza zablokowana w 0° (staw skokowy ustawiony w pozycji pośredniej), przeciwna stopa bosa, Chód 0 But - orteza zablokowana w 0° , but na przeciwnej stopie; Chód 15 - orteza zablokowana w 15° wyprostu, przeciwna stopa bosa; Chód 15ZG - orteza zablokowana w 15° zgięcia, przeciwna stopa bosa. Dokonano analizy parametrów kinetycznych i kinematycznych chodu przy pomocy trzech metod: Dynamic Time Warping, Statistical Parametring Mapping oraz parametryzacji.

Wyniki

Dla prawej kończyny dolnej istotnie większą szerokość korku odnotowano dla Chodu 15ZG w odniesieniu do chodu swobodnego i w tym przypadku wartości wzrosły o 31%. Dla tego samego parametru, dla lewej kończyny dolnej Chód 0 But miał normalizujący wpływ względem Chodu 0. W przypadku przebiegu kątów w lewym stawie skokowym w płaszczyźnie strzałkowej oraz częściowo w przebiegu mocy w obu stawach skokowych Chód 0 But miał również normalizujący wpływ.

W fazie Loading Response, istotnie wyższe wartości zgięcia w prawym stawie kolanowym były notowane dla chodu Chodu15. Wartości te były prawie o 87% wyższe niż te osiągnane w chodzie swobodnym.

W fazie Mid Stance wpływ ustawień ortezy był bardziej widoczny. Istotne zmiany w odniesieniu do chodu swobodnego zanotowano dla Chodu 15, gdzie wartości szpotowości uległy zwiększeniu o 70%.

W całej fazie podporu istotnie statystycznie niższe rotacje wewnętrzne są dla chodu swobodnego w odniesieniu do Chodu 15 i 15ZG. Podobną zależność odnotowano dla fazy przeniesienia, ale istotność statystyczna była tylko między wartościami osiąganymi w chodzie swobodnym i Chodzie 15. Dla prawego stawu kolanowego, dla wszystkich chodów zaobserwowano istotnie nasiloną rotację zewnętrzną.

Wnioski

Orteza wywołuje asymetrię chodu wpływając na zmiany kątów, momentów sił mięśniowych i mocy w stawach kończyny dolnej w ortezie jak i bez ortezy. Powoduje sztuczne zaburzenie długości kończyn w połączeniu z unieruchomieniem stawu skokowego w Chodzie 0. Nasilenie momentu zginającego staw kolanowy kończyny w ortezie w raz z nasileniem zgięcia tego stawu może mieć istotny wpływ na zwiększenie ryzyka wystąpienia zmian zwyrodnieniowych w tej okolicy. Noszenie ortezy typu Walker spełnia swoją funkcję, gdzie oprócz unieruchomienia stawu skokowego powoduje spadek mocy odpowiadającej aktywności zginaczy stopy.

W Chodzie 0 But doszło do częściowego wyrównania sztucznego zaburzenia kończyn, co wywołało jego częściową normalizację i zbliżenie niektórych parametrów do wartości referencyjnej jaką był chód swobodny. Doszło do wyrównania szerokości kroku, normalizacji zakresu ruchu stopy lewej w płaszczyźnie strzałkowej. Możliwe jest, że zastosowana wysokość buta, który był niższy o 0.4 cm od ortezy, nie była wystarczająca do osiągnięcia oczekiwanej normalizacji chodu, lub że większość zmian w większym stopniu wywoływana jest przez unieruchomienie stawu skokowego.

Chód 15 najbardziej ze wszystkich chodów w ortezie zmienia kinematykę stawu kolanowego po stronie ortezy. Wymuszają większe zgięcie stawu kolanowego i biodrowego kończyny w ortezie w porównaniu do pozostałych chodów w ortezie, nasila również szpotawość stawu kolanowego kończyny w ortezie i zwiększa istotnie moment siły rotującej biodro wewnętrznie.

Chód 15ZG w znacznym stopniu zaburza symetrię chodu. Jako jedyny wywołuje wzrost szerokości kroku dla kończyny w orciezie. Największe zmiany są obserwowane w stawie kolanowym i biodrowym kończyny w orciezie w płaszczyźnie czołowej jak i poprzecznej. Występuje tu szczególne nasilenie koślawości stawu kolanowego w orciezie w połączeniu z jego rotacją zewnętrzną. Chód ten zdaje się wywoływać największe zmiany względem chodu swobodnego spośród wszystkich chodów w orciezie.

Słowa kluczowe: chód, biomechanika, kinematyka, kinetyka, orcieza

Abstract and keywords

Influence of different Walker orthosis settings on gait kinematic and kinetic parameters

Background

The high Walker orthosis is prescribed to patients who undergone surgeries on muscles, bones and ligaments in the ankle area, the example of reasons for using orthosis are reconstruction of the lateral ligaments of this joint, reconstruction of the Achilles tendon and in patients undergoing treatment of diabetic ulcers. The main function of the Walker orthosis is to protect and relieve the diseased tissue, limit the range of motion and enable walking by reducing pain. This type of orthosis is used as a substitute for a cast or as the continuation of the therapy after its removal. Compared to a cast, the orthosis is lighter - which translates into a lower impact on the biomechanics of the gait, it can be removed for the duration of rehabilitation, allows to control tissue healing and maintain proper hygiene. The time of the patient's functioning in an orthosis depends on the type of injury, progress in tissue healing and the patient's age, but it can last from several to over a dozen weeks.

Aims of the study

The cognitive aim of the study was to determine the influence of various settings of the Walker orthosis on the kinematic and kinetic parameters of gait.

The practical aim of the study was to apply selected research results in clinical practice by making clinicians and patients aware of the occurrence of possible compensations in adjacent joints and changes in the gait pattern.

Research hypotheses

1. Gait 0 Shoe has a normalizing effect on the kinematic and kinetic parameters of gait in relation to Gait 0.
2. 15ZG Gait (as the least popular - in some respects comparable to the gait of people with cerebral palsy) causes the greatest changes in kinematic and kinetic parameters of gait in relation to free gait.
3. The Gait 15 (similar to the gait in ski boots) produces the greatest changes in kinematic parameters in the knee joint.

Research questions

1. How do different settings of the Walker orthosis affect the kinematic parameters of the gait?
2. How do different settings of the Walker orthosis affect the kinetic parameters of gait?
3. Which of the orthosis settings causes the greatest changes and in which parameters in relation to free walking?

Material and methods

The research was conducted from October to December 2019 at the Central Research Laboratory of the University of Physical Education in Warsaw. 23 healthy people with an average body weight of 65.48 ± 9.55 kg, age 20.88 ± 1.27 years, body height 173.91 ± 7.24 cm, were examined.

In this research, the Vicon Mx motion analysis system was used, which consists of 9 cameras with infrared detectors (100Hz). The cameras are permanently installed in the laboratory and the detection area covers a 10m path in which three Kistler platforms with piezoelectric sensors (1000Hz) are permanently installed. The Vicon Nexus 2.10.0 software was used to process the data obtained from the platforms and cameras. 15 passive markers were placed on the skin of the examined person in accordance with the Lower body Plug-In-Gait (SACR) standard. Three passes for each setting were recorded. Free gait - walking without an orthosis; Gait 0 - The brace is locked at 0° - the ankle is placed in an intermediate position, the opposite foot is bare, Gait 0 - The brace is locked at 0° - the ankle is placed in an intermediate position. Shoe on the opposite foot; Gait 15 - Brace locked at 15° extension; Gait 15ZG. The orthosis is locked at 15° flexion. A high Walker orthosis was used for the tests and it was always put on the right lower limb. The kinetic and kinematic parameters of gait were analyzed using three methods: Dynamic Time Warping, Statistical Parametric Mapping and parametrization.

Results

For the right lower limb, a significantly greater step width by 31% was recorded for Gait 15ZG in relation to free gait. In the same parameter for the left lower limb Gait 0 Shoe had a normalizing effect with respect to Gait 0. In the sagittal plane of the left ankle angles and partially in the power waveform in both ankles, Gait 0 Shoe also had a normalizing effect.

In the Loading Response phase, significantly higher values of flexion of the right knee joint were recorded for the Gait 15. These values were almost 87% higher than those achieved in free walking.

In the Mid Stance phase, the influence of the orthosis was more visible. Significant changes in relation to the free gait were noted for Gait 15, where the knee varus values increased by 70%.

Throughout the stance phase, statistically significantly lower internal rotations are for free gait in relation to Gait 15 and 15ZG. A similar relationship was found for the swing phase, but the statistical significance was only between the values obtained in free walk and Gait 15. For the right knee joint, significantly increased external rotation was observed for all gaits in the orthosis.

Conclusions

The orthosis induces gait asymmetry influencing the changes in the angles of the moments and powers in the joints of the lower limb with and without an orthosis. It causes leg length discrepancy in combination with immobilization of the ankle joint in Gait 0. The increase of knee flexion angle and of the peak knee flexion angle may significantly increase the risk of degenerative changes in this area. Wearing a Walker orthosis fulfills its function, where in addition to immobilizing the ankle joint, it causes a decrease in the power corresponding to the activity of the foot flexors.

In Gait 0, the leg length discrepancy was partially equalized, which resulted in its partial normalization and proximation of some parameters to the reference value, which was free walking. The width of the step was equalized and the range of motion of the left foot was normalized in the sagittal plane. It is possible that the shoe height used, which was 0.4 cm lower than the orthosis, was not sufficient to achieve the expected gait normalization, or that most of the changes are to a greater extent induced by immobilization of the ankle joint.

Gait 15 changes knee joint kinematics on the side of the orthosis in the greatest extent out of all gaits in the orthosis. This gait induces greater flexion of the knee and hip joints in the orthosis compared to other gaits in the orthosis, it also increases the varus angle of the knee joint in the orthosis and significantly increases the hip internal rotation moment.

Gait 15ZG significantly disturbs the symmetry of gait. It is the only one that causes an increase in the stride width for the limb in the orthosis. The greatest changes are observed in the knee and hip joints on the side of the orthosis in the frontal and transverse planes. There is a particular increase in valgus angle of the knee joint on the side of the orthosis in combination with its external rotation. This gait seems to induce the greatest changes comparing to the free gait out of any other gait in the orthosis.

Key words: gait, biomechanics, kinematics, kinetics, orthosis