



Pelvic gait pattern for natural velocity prior to and following the arthroplasty of the genicular joint

Stereotyp ruchu miednicy w trakcie chodu z naturalną prędkością u chorych przed i po zabiegu artroplastyki stawu kolanowego

© J ORTHOP TRAUMA SURG REL RES 1 (13) 2009

Original article/Artykuł oryginalny

K. OGRODZKA¹, T. NIEDŹWIEDZKI^{1,2}

¹ Akademia Wychowania Fizycznego, Kraków

² Klinika Ortopedii i Traumatologii Narządu Ruchu, Collegium Medicum UJ, Kraków

Address for correspondence/Adres do korespondencji:

Katarzyna Ogrodzka

Al. Jana Pawła II 84/904, 31-579 Kraków, Poland

tel. 600443384; e-mail: katarzynaogrodzka@wp.pl

Statistic/Statystyka

Word count/Liczba słów 1627/1254

Tables/Tabele 0

Figures/Ryciny 3

References/Piśmiennictwo 17

Received: 10.05.2008

Accepted: 10.09.2009

Published: 01.02.2009

Summary

Introduction: The objective of the study was to track the impact of endoprosthesis-plasty of the genicular joint upon the pelvic gait pattern in three dimensions at a natural velocity.

Material and methods: 27 persons ranging from 60 to 74 years of age who had undergone arthroplasty of the genicular joint as a result of degenerative lesion were incorporated into the study. The first study session occurred prior to the surgery and the second took place 6 months afterwards, when the patient regained unaided mobility.

Results: The outcome of locomotion analysis were presented against a comparative group of 30 healthy persons within the age range of 50 - 70 years.

The subject of the evaluation featured angular variations with regard to pelvis position in the three motor planes.

Conclusions: The analysis of results indicates that the largest deviation from norm was present in the sagittal plane.

Key words: locomotion, degenerative lesions of the genicular joint, three-dimensional motion analysis

Streszczenie

Wstęp: Celem badań było przedstawienie wpływu zbiegu endoprotezoplastyki stawu kolanowego na trójpłaszczyznową pracę miednicy w trakcie chodu z naturalną prędkością.

Material i metody: Badania zostały przeprowadzone u 27 osób w przedziale wieku od 60 do 74 roku życia, u których w wyniku zmian zwyrodnieniowych przeprowadzona została artroplastyka stawu kolanowego.

Pierwsza sesja badawcza odbyła się przed zabiegiem, natomiast druga 6 miesięcy po operacji, gdy pacjent mógł samodzielnie się poruszać.

Wyniki: Wyniki badań lokomocji zostały przedstawione na tle grupy porównawczej 30 zdrowych osób w przedziale wieku 50–70 lat.

Oceniane były zmiany kątowe w zakresie ustawienia miednicy w trzech płaszczyznach ruchu.

Wnioski: Analiza wyników wskazuje, że największe odchylenia od normy biomechanicznej zaznaczyły się w płaszczyźnie strzałkowej.

Słowa kluczowe: lokomocja, zmiany zwyrodnieniowe stawu kolanowego, trójwymiarowa analiza ruchu

INTRODUCTION

Degenerative disease of genicular joints is defined as a chronic, non-inflammatory condition with multifactor etiology [1,2,3]. According to the literature available the most common cause of secondary degenerative lesions of the knee is an abnormal loading on the joint surface during gait [4] resulting from earlier bow-legs or valgus of the knees, joint instability or their injuries [5,6,7,3,8]. Other factors to contribute to the development of degenerative lesions of genicular joints may include lesions in neighboring joints as well as obesity [9].

Furthermore, the ongoing progression of the disease induces changes in the gait pattern of patients. With time the impairment of the locomotive function proceeds and subsequently gives rise to numerous compensation mechanisms in the biokinetic chain constituted by the hip belt and the joints of lower extremities. Unfortunately, the literature on the subject-matter [10,11,12,13] only so much as hints at the scope of the lesions triggered by degenerative disease of genicular joints.

It is for these reasons that the study aimed at establishing the pelvic gait pattern in three planes prior to and following the surgery of arthroplasty of the genicular joint. What was subject to evaluation were the spatial position of pelvis and the range of motion in particular planes in consecutive gait stages.

MATERIAL AND METHOD

Locomotion examination was performed in 27 persons (20 females and 7 males) ranging from 60 to 74 years of age.

RTG examinations conducted in the Clinic as part of the pre-operative diagnostics revealed no degenerative lesions of the femoral joints.

Prior to the surgery each patient was subject to the measurement of the scope of mobility by means of goniometry and the contracture of genicular joints. The maximum joint flexion reached an average of $86,1^\circ (\pm 8,4)$ with regard to the healthy extremity and $94,7^\circ (\pm 12,2)$ in the afflicted one. Each person evinced joint contracture with the mean values for the healthy extremity estimated at $-14,9^\circ (\pm 6,03)$, and in the afflicted one $15,4^\circ (\pm 6,8)$.

The first locomotion examination was carried out prior to the surgery of endoprosthesis-plasty while the second within 6 months of the surgery with the patients having recovered the ability to move on their own without orthopedic aids.

The comparative group comprised 30 healthy persons within the age range of 50-70 years and manifesting the so-called biomechanical norm. The comparative group results are part of the project run by Mr. Wiesław Chwałę MD PhD with a view to establishing the locomotion norm for healthy persons in various age ranges.

The examinations were performed in the Laboratory for Biokinetics of the Faculty of Anthropomotrics of the Physical Education Academy in Cracow.

The study project received the approval of the Bioethical Committee with the Regional Medical Chamber in Cracow.

WSTĘP

Choroba zwyrodnieniowa stawów kolanowych definiowana jest jako przewlekła, niezapalna choroba o etiologii wieloczynnikowej [1,2,3]. Literatura podaje, że najczęstszą przyczyną wtórnych zmian zwyrodnieniowych kolan jest zmiana obciążenia powierzchni stawowych w trakcie chodu [4], co spowodowane jest wcześniejszą szpotawością lub koślawością kolan, niestabilnością, czy urazami stawu [5,6,7,3,8]. Na rozwój zmian zwyrodnieniowych w stawach kolanowych mogą również oddziaływać zmiany w sąsiednich stawach oraz otyłość [9].

Postępujący charakter choroby powoduje także zmiany w sposobie poruszania się pacjentów. Z czasem dochodzi do upośledzenia funkcji lokomocji, a konsekwencji do rozwoju licznych mechanizmów kompensacyjnych w łańcuchu biokinematycznym, jakim jest obręcz biodrowa i stawy kończyn dolnych. Niestety literatura tematu [10,11,12,13] tylko przyczynkowo podaje zakres tych zmian, spowodowanych chorobą zwyrodnieniową stawów kolanowych.

Dlatego też celem badań było określenie stereotypu ruchu miednicy w trzech płaszczyznach przed i po zabiegu artroplastyki stawu kolanowego. Ocenie poddano przestrzenne ustawienie miednicy i zakres jej ruchu w poszczególnych płaszczyznach w kolejnych fazach chodu.

MATERIAŁ I METODA

Badania lokomocji przeprowadzono u 27 osób (20 kobiet i 7 mężczyzn), przedziale wieku od 60 do 74 roku życia.

W badaniach RTG, wykonywanych w ramach diagnostyki przedoperacyjnej w Klinice, nie stwierdzono zmian zwyrodnieniowych w stawach biodrowych.

Każdy pacjent przed zabiegiem miał zmierzony goniometrycznie zakres ruchu i przykurcz w stawach kolanowych. Maksymalne zgięcie stawu wyniosło średnio $86,1^\circ (\pm 8,4)$ w kończynie zdrowej i $94,7^\circ (\pm 12,2)$ w chorej, u każdej osoby widoczny był przykurcz stawów, średnia wartość w kończynie zdrowej – $14,9^\circ (\pm 6,03)$, a w kończynie chorej $15,4^\circ (\pm 6,8)$.

Pierwsze badanie lokomocji przeprowadzone było przed zabiegiem endoprotezoplastyki, drugie natomiast 6 miesięcy po operacji, gdy pacjenci poruszali się samodzielnie bez użycia pomocy ortopedycznych.

Grupę porównawczą stanowiło 30 osób zdrowych w przedziale wieku 50-70 lat tzw. norma biomechaniczna. Wyniki grupy porównawczej są częścią projektu badawczego prowadzonego przez dr Wiesława Chwałę, mającego na celu stworzenie normy lokomocji osób zdrowych w różnych przedziałach wiekowych.

Badania lokomocji zostały przeprowadzone w Pracowni Biokinetyki Katedry Antropomotoryki Akademii Wychowania Fizycznego w Krakowie.

Projekt badawczy uzyskał zgodę Komisji Bioetycznej przy Okręgowej Izbie Lekarskiej w Krakowie.

Praca naukowa finansowana ze środków na naukę w latach 2008-2009 jako projekt badawczy.

The study was financed from the scientific funds over the period of 2008-2009 as a research project.

The gait was analyzed by means of a three-dimensional motion analysis computer system Vicon 250, composed of 5 cameras with a set of luminescent diodes and data station. The cameras operate within the infrared light range and the speed of image recording depends on the setting and camera type. The frequency of camera function amounts to 120 frames per second. Once recorded, the 2-D image from each of the cameras is transferred to the data station and applied to form a 3-D mapping of the markers in combination with images from remaining cameras. The data station is constituted by a specialized computer that accumulates and processes the information recorded by the cameras. 25 mm diameter plastic balls covered with reflective material serve as markers. The system determines their 3-D localization as points and records its changes within space. The so-called passive markers are attached directly onto the patient's skin surface. Their configuration reflects the outline of the biomechanical model. The passive markers are positioned at the joint axes, at an appropriate distance from the joint center as well as at specific sites in the head, chest and pelvis area. Thus it is feasible to represent in spatial terms the above-mentioned body segments as well as to measure particular parameter values such as pelvis dimensions and breast width.

The locomotion analysis of patients tapped on the terminology elaborated at Rancho Los Amigos Medical Center [14] based on the concept of one full gait cycle equivalence with 100%. The terminology employed differentiates between the following gait stages: initial contact – the contact between the heel and the ground – 0%, loading response – extremity loading – 0-10%, midstance – the middle stage of single foot support – 10-30%, terminal stance – the final support stage – 30-50%, pre-swing – lifting the foot from the ground – 50-60%, initial swing – hallux off the ground – swing of the rear part – 60-70%, midswing – leg over foot transfer – 70-85%, terminal swing – swing with the front part – 85-100%.

RESULTS

The figures 1 – 3 show pelvic tilt variations ranges in three planes of motion (sagittal, frontal and transverse) in patients prior to and following arthroplasty of the genicular joint.

Degenerative lesions of the genicular joint led to the increase in pelvic anteversion throughout the entire gait cycle. Such a position was found to be maintained also following the surgery of the endoprosthesis-plasty of the knee.

The curves of pre- and postoperative pelvic tilt are symmetrical and overlap with the upper limit value of the biomechanical standard. The difference between the results obtained in patients and the outcome acquired for the average value in the comparative group amounted to approximately 17° (Fig. 1).

Chód został zbadany przy zastosowaniu komputerowego systemu do trójwymiarowej analizy ruchu Vicon 250, który tworzy 5 kamer z zespołem diod luminescencyjnych oraz stacją danych. Kamery pracują w paśmie podczerwieni, a szybkość zapisu obrazu zależy od ustawienia i rodzaju kamery. Częstotliwość pracy kamery wynosi 120 klatek na sekundę. Zarejestrowany, dwuwymiarowy obraz z jednej z kamer przesyłany jest następnie do stacji danych, gdzie w połączeniu z obrazem z pozostałych kamer tworzy trójwymiarowe odwzorowanie markerów. Stację danych stanowi wyspecjalizowany komputer, który gromadzi i przetwarza dane zarejestrowane przez kamery. Markerami są plastikowe kulki o średnicy 25 mm, pokryte materiałem odbłaskowym. System określa trójwymiarowe położenie markerów w postaci punktów i rejestruje ich zmiany w przestrzeni. Bezpośrednio na skórę pacjenta przykleja się tzw. bierne markery. Ich układ odzwierciedla schemat biomechanicznego modelu. Naklejane są w osiach stawów, w odpowiedniej odległości od środka stawów oraz w charakterystycznych punktach na głowie, klatce piersiowej i miednicy. Dzięki temu możliwe jest przestrzenne przedstawienie tych segmentów ciała, jak również pomiar poszczególnych parametrów – wymiary miednicy, rozpiętość klatki piersiowej.

W analizie lokomocji pacjentów wykorzystana została nomenklatura opracowana w Rancho Los Amigos Medical Center [14], która zakłada, że jeden cykl chodu stanowi 100%. Wyróżnia ona następujące fazy chodu: initial contact – kontakt pięty z podłożem – 0%, loading response – obciążenie kończyny – 0-10%, midstance – środkowa część fazy pojedynczego podparcia – 10-30%, terminal stance – końcowa faza podporu – 30-50%, preswing – odbicie – 50-60%, initial swing – oderwanie palucha – wymach tyłem – 60-70%, midswing – przeniesienie kończyny – 70-85%, terminal swing – wymach przodem – 85-100%.

WYNIKI

Na rycinach 1–3 przedstawione zostały wartości zakresów zmian kątowych miednicy w trzech płaszczyznach ruchu (strzałkowej, czołowej i poprzecznej) u pacjentów przed i po artroplastyce stawu kolanowego.

Zmiany zwyrodnieniowe stawu kolanowego spowodowały zwiększenie przodopochylenia miednicy w przebiegu całego cyklu chodu. Takie ustawienie utrzymało się także po zabiegu endoprotezoplastyki kolana.

Krzywe zmian kątowych miednicy przed i po zabiegu są symetryczne i pokrywają się z górną granicą normy biomechanicznej. Różnica między wynikami pacjentów, a średnią grupy porównawczej wynosi ok. 17° (Ryc. 1).

W płaszczyźnie czołowej nieznaczne różnice pomiędzy normą biomechaniczną, a wynikami badanej grupy zaznaczyły się w fazie terminal stance – głównie w drugim badaniu. Po zabiegu endoprotezoplastyki stawu kolanowego miednica lekko obniża się (1°), przekraczając wartości prawidłowe, w fazie terminal stance. W pozostałych fazach chodu amplitudy ruchu mieściły się w zakresie normy biomechanicznej (Ryc. 2).

As regards the frontal plane slight variations between the biomechanical norm and the results obtained in the group examined emerged at the stage of terminal stance – predominantly upon the second examination. Following the surgery of endoprosthesis-plasty of the genicular joint the pelvis shows a minor tendency to drop (1°), thereby exceeding normal values at the stage of terminal stance. In the remainder of stages the motion amplitudes were within the biomechanical norm (Fig. 2).

Zmiany zwyrodnieniowe stawów kolanowych spowodowały także nieznacznie zwiększoną rotację miednicy. Pojawiło się także przesunięcie w czasie cyklu chodu o ok. 7% - głównie w fazie stance. W fazie terminal stance miednica zrotowana jest do wewnątrz – ok. 1° ponad normę biomechaniczną. W pozostałych fazach chodu rotacja ta mieści się w granicach normy.

Po zabiegu zakres rotacji miednicy mieścił się w granicach prawidłowych (Ryc. 3).

Fig. 1. Pelvic tilt variations in the sagittal plane

I examination – I examination, pelvic position prior to the endoprosthesis-plasty of the genicular joint; **II examination**– II examination, pelvic position following the endoprosthesis-plasty of the genicular joint; **Ant** – pelvic anteversion; **Post** – pelvic back tilt; **Angle (degrees)** – angular variation pertinent to joints (expressed in degrees); **Normalised (per cent)** – standardized full gait cycle duration (expressed in percentages); **Norm** – angular variation found in normal gait pattern demonstrated by the comparative group (average as well as 2 SD)

Ryc. 1. Zmiany kątowe miednicy w płaszczyźnie strzałkowej.

I exam – I badanie, ustawienie miednicy przed zabiegiem endoprotezoplastyki stawu kolanowego; **II exam** – II badanie, ustawienie miednicy po zabiegu endoprotezoplastyki stawu kolanowego; **Ant** – przodopochylenie miednicy; **Post** – tyłopochylenie miednicy; **Angle (degrees)** – wartości kątowe w stawach (wyrażone w stopniach); **Normalised (percent)** – znormalizowany czas trwania pełnego cyklu chodu (wyrażony w wartościach procentowych); **Norm** – zmiany kątowe obserwowane podczas normalnego chodu, reprezentowanego przez grupę porównawczą (średnia oraz 2 SD)

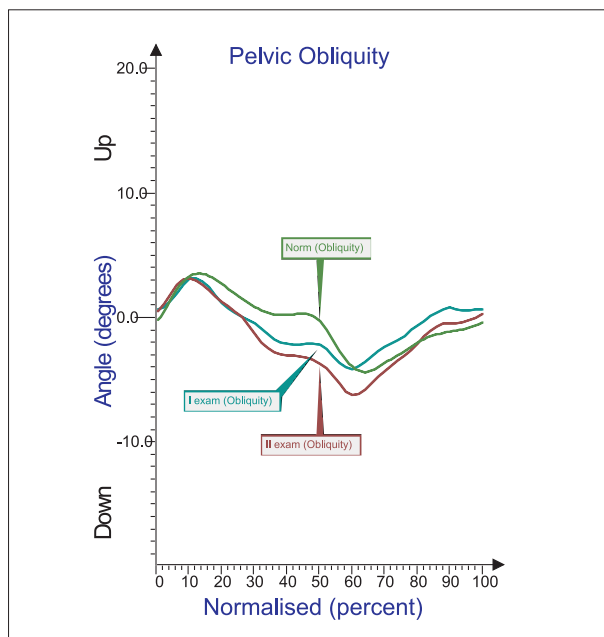
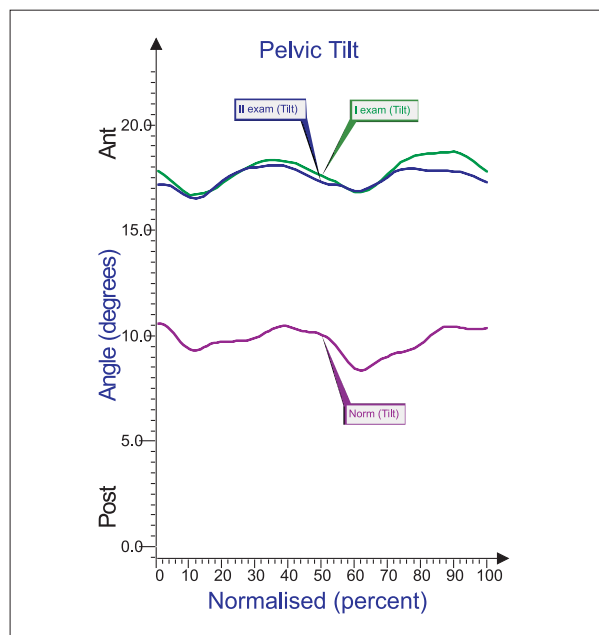


Fig. 2. Pelvic tilt variations in the frontal plane. **Up** – the extent to which pelvis is lifted in the frontal plane, **Down** – the extent to which pelvis drops in the frontal plane

Ryc. 2. Zmiany kątowe miednicy w płaszczyźnie czołowej. **Up** – uniesienie miednicy w płaszczyźnie czołowej; **Down** – obniżenie miednicy w płaszczyźnie czołowej

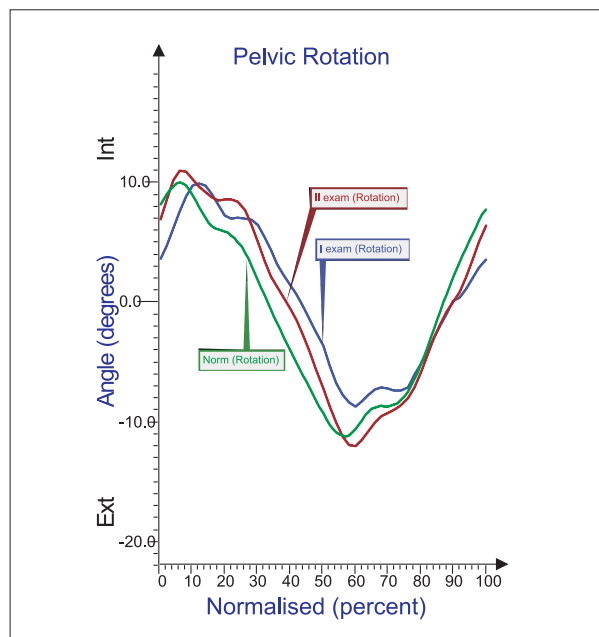


Fig. 3. Pelvic tilt variability in the transverse plane. **Ext** – external rotation, **Int** – internal rotation

Ryc. 3. Zmiany kątowe miednicy w płaszczyźnie poprzecznej. **Ext** – rotacja zewnętrzna; **Int** – rotacja wewnętrzna

Degenerative lesions of the genicular joints gave rise to a slightly increased pelvic rotation and there was also a shift in the gait cycle of approximately 7% - predominantly in the stage of stance. In the stage of terminal stance the pelvis rotates internally – approx. 1° beyond biomechanical norm. In the remaining gait stages the rotation remains within the norm.

After the surgery the pelvic rotation scope was within standard. (Fig. 3).

DISCUSSION

According to Newton's first law of dynamics, the standard function of the set of lower extremity segments along with the hip belt should ensure movement economy to the effect that the body mass center moves along a trajectory which approximates a straight line. The human motor system contains six interdependent movements that enable the accomplishment of such a movement economy. These feature the indicators of gait, also known as determinants of gait [15,16].

Any change applying to the above-mentioned indicators such as disturbances of normal pelvic gait pattern gives rise to balance loss in the entire biomechanism thus contributing to the augmentation in the energetic cost of gait. The condition forces the patient to develop compensation mechanism in other chains of the biomechanism that optimize the method of motion. However, the mechanisms serving for compensation purposes, when persistent, lead to further loading and disorders of the motor system.

The study aimed at defining pelvic position variations during gait at natural speed in patients prior to and following the endoprosthesis-plasty of the knee and hereby to capture the effect of the disease and the surgery on the hip belt function. These findings provided grounds for the determination of motor system dysfunction range which is due to long-term modification of normal locomotion pattern. Since degenerative disease is a progressing condition the surgery will fail to cause instant changes in the pelvis position. It should be thus underlined that examinations within 6 months of the surgery afford the detection of a general tendency of changes but the period involved is too short for the unequivocal description of pelvic gait pattern in the group of patient subjected to the analysis.

The results acquired indicate that both prior to and following the surgery the pelvis manifests norm-exceeding anteversion. One of the reasons behind the condition is the perseverance of flexion contracture of genicular joints in patients prior to and following the surgery. It leads to extension reduction of femoral joints as well as the increase in pelvic anteversion. As regards frontal plane the pelvis slightly drops towards the end of the support stage. It is probably the effect of gluteal muscles weakening (gluteal medial) that are subject to excessive stretching because of the contracture of femoral joints. The rotation of the pelvis was within the norm.

DYSKUSJA

Zgodnie z pierwszą zasadą dynamiki Newtona, zachowanie prawidłowego układu segmentów kończyny dolnej wraz z obręczą biodrową powinno zapewnić ekonomikę ruchu co oznacza, że środek ciężkości ciała pokonuje drogę jak najbardziej zbliżoną do linii prostej. W obrębie narządu ruchu człowieka znaleziono 6 współruchów, zależnych od siebie, które umożliwiają nam osiągnięcie tego stanu. Są to wyznaczniki chodu, znane również jako determinanty [15,16].

Jakiegokolwiek zmiany w obrębie tych wyznaczników, a więc zaburzenie prawidłowego wzorca ruchu miednicy, powoduje zaburzenie równowagi w całym biomechanizmie, a tym samym zwiększa się koszt energetyczny chodu. Taki układ zmusza pacjenta do wytworzenia mechanizmów kompensacyjnych w innych ogniwach biomechanizmu, które pozwalają mu zoptymalizować sposób poruszania się. Jednak tego typu mechanizmy, utrzymujące się przez dłuższy okres czasu, powodują w konsekwencji kolejne przeciążenie i schorzenie narządu ruchu.

Celem badań było określenie zmian w ustawieniu miednicy w trakcie chodu z naturalną prędkością u pacjentów przed i po endoprotezoplastyce kolana, a tym samym wychwycenie wpływu choroby i zabiegu na pracę obręczy biodrowej. Dzięki tym badaniom możliwe stało się określenie zakresu dysfunkcji narządu ruchu, spowodowanych długotrwałą zmianą prawidłowego wzorca lokomocji. Ponieważ choroba zwyrodnieniowa jest schorzeniem postępującym przeprowadzony zabieg nie spowoduje nagłych zmian w ustawieniu miednicy. Dlatego też przeprowadzenie tego typu badań 6 miesięcy po zabiegu pozwala na wychwycenie kierunku zmian, ale jest to jeszcze zbyt krótki okres, aby jednoznacznie określić pracę miednicy w trakcie chodu w tej grupie pacjentów.

Uzyskane wyniki wskazują, że zarówno przed jak i po zabiegu miednica ustawiona jest w ponadnormatywnym przodopochyleniu. Wynika to między innymi z faktu, że u pacjentów przed i po zabiegu utrzymywał się przykurcz zgięciowy stawów kolanowych, co w konsekwencji prowadzi do ograniczenia wyprostów w stawach biodrowych i zwiększenia przodopochylenia miednicy. Natomiast w płaszczyźnie czołowej miednica nieznacznie opada pod koniec fazy podporu. Prawdopodobnie jest to wynik osłabienia mięśni pośladkowych (pośladkowych średnich), które w wyniku przykurczu stawów biodrowych uległy nadmiernemu rozciągnięciu. Ruch rotacji miednicy mieścił się w granicach prawidłowych.

Autorzy nielicznych doniesień, opisując pracę miednicy w trakcie chodu [17], stwierdzają, że w wyniku ograniczenia ruchu w stawach kolanowych, spowodowanych chorobą zwyrodnieniową, dochodzi do kompensacyjnego zwiększenia zakresów ruchu miednicy w trzech płaszczyznach. Niestety w badaniach tych nie przedstawiono przebiegu ruchu miednicy w poszczególnych fazach chodu, co było podstawą niniejszej pracy.

The authors of scarce findings pertinent to the pelvic function during gait [17], notice the increase of compensation motion range in three planes on account of mobility reduction within the genicular joints due to degenerative disease. The studies mentioned failed to demonstrate the course of pelvic gait pattern in particular gait stages that has become the main concern of the present study.

With regard to the research conducted herein it may be propounded without doubt that the degenerative disease of genicular joints significantly interferes with normal pelvic gait pattern. Because the locomotion analysis was performed within 6 months of the surgery of endoprosthesis-plasty of the knee, no prominent changes in the pelvis spatial position was found. Nevertheless, such analyses prove helpful for the sake of evaluation and rehabilitation of patients after surgical treatment and offer the means to review the protocol recommended prior to and following surgery.

CONCLUSIONS

1. Degenerative disease of genicular joints significantly disturbs the pelvic gait pattern
2. The pelvic anteversion increased considerably while the motions in the frontal and transverse planes were within biomechanical norm.
3. Following the surgery of arthroplasty of the genicular joint the values of the parameters mentioned showed little improvement.

Na podstawie przeprowadzonych badań można więc jednoznacznie stwierdzić, że choroba zwyrodnieniowa stawów kolanowych w istotny sposób wpływa i zmienia wzorzec ruchu miednicy w trakcie chodu. Ponieważ bananie lokomocji odbyło się 6 miesięcy po zabiegu endoprotezoplastyki kolana, dlatego też nie stwierdzono wyraźnych zmian w przestrzennym ustawieniu miednicy. Jednak mimo to, tego typu badania dają możliwość oceny i monitorowania procesu leczenia i usprawniania pacjentów po zabiegach chirurgicznych oraz pozwalają na weryfikację kanonu postępowania przed i pooperacyjnego.

WNIOSKI

1. Choroba zwyrodnieniowa stawów kolanowych w istotny sposób wpływa i zmienia wzorzec ruchu miednicy w trakcie chodu.
2. Wyraźnie zwiększyło się przodopochylenie miednicy, ale ruchy w płaszczyznach czołowej i poprzecznej mieściły się w granicach normy biomechanicznej.
3. Po zabiegu artroplastyki stawu kolanowego wartości tych parametrów nie uległy znacznej poprawie.

References/Piśmiennictwo:

1. Lee J.A. Choroba zwyrodnieniowa stawów kolanowych u dorosłych; Przywrócenie sprawności i utrzymanie zdrowego stawu; Wytyczne Institute for Clinical Systems Integration, Minneapolis, Medycyna po Dyplomie, 2000; 9 (4): 115-128
2. Widuchowski J. 2001. Kolano, endoprotezoplastyka – całkowita wymiana stawu. Sport & Med. s.c., Katowice
3. Messier S.P., DeVita P., Cowan R.E., Seay J., Young H.C., Marsh A.P. Do older adults with knee osteoarthritis place greater loads on the knee during gait? A preliminary study. Arch Phys Med Rehabil, 2005; 86: 703-709
4. Andriacchi T.P., Lang P.L., Alexander E.J., Hurwitz D.E. Methods for evaluating the progression of osteoarthritis. J Rehabil Res Dev, 2000; 37(2): 163-170
5. Golec E, Czabański P, Golec J. Ocena wyników ruchowego usprawniania chorych z zaawansowanymi zmianami zwyrodnieniowymi stawów kolanowych. Fizjoterapia, 1999; 7(3): 20-23
6. Lee J.A. Choroba zwyrodnieniowa stawów kolanowych u dorosłych; Przywracanie czynności i zmniejszanie objawów chorobowych; Wytyczne Institute for Clinical Systems Integration, Minneapolis, Medycyna po Dyplomie, 1998; 7 (6): 105-113
7. Wolny T., Saulicz E., Moliccka D., Ryngier P. Terapia wtórnych skutków zmian zwyrodnieniowych stawu kolanowego – ocena skuteczności różnych sposobów postępowania. Medycyna Sportowa, 2002; 10: 40-43
8. Becker R., Berth A., Nehring M., Awiszus F. Neuromuscular quadriceps dysfunction prior to osteoarthritis of the knee, J Orthop Res, 2004; 22: 768-773
9. Deluzio K.J., Wyss U.P., Zee B., Costigan A., Sorbie C. Principal component models of knee kinematics and kinetics: Normal vs. pathological gait patterns. Hum Mov Sci, 1997; 16: 201-217
10. Ogrodzka K., Chwała W., Niedźwiedzki T. Three-dimensional pattern of the knee movement of subjects with gonarthrosis. Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja 2007; 9(6): 605-614
11. Ogrodzka K., Chwała W., Niedźwiedzki T. Trójwymiarowy schemat pracy miednicy w znormalizowanym cyklu chodu w grupie osób przed i po endoprotezoplastyce stawu kolanowego Chirurgia Narządu Ruchu i Ortopedia Polska 2007; 72(6): 397-403
12. Ogrodzka K., Niedźwiedzki T. Three-dimensional movement pattern of the knee joints of subjects after arthroplasty. J Orthop Trauma Surg Rel Res, 2008; 1(9): 19-24
13. Ogrodzka K., Niedźwiedzki T. The variability of kinematic parameters of the lower limb joints of subjects before and after total knee replacement. J Orthop Trauma Surg Rel Res 2008; 1(9): 25-30
14. Perry J. Gait analysis. Thorofare, SLACK, 1992
15. Dega W., Senger A. Ortopedia i rehabilitacja. Tom 1, Warszawa, 1996,
16. Saunders M., Inman V.T., Eberhard H.D. The major determinants in normal et pathological gait. J Bone et Joint Surg, 1953, 35-A, 543-558
17. Bejek Z., Paróczai R., Illyés Á., Kocsis L., Kiss R. Gait parameters of patients with osteoarthritis of the knee joint. Facta Universitatis: Physical Education and Sport, 2006; 4 (1): 9-16