

- [20] Hassan C. M., Ward J. H., Peppas N. A.: Modeling of crystal dissolution of poly(vinyl alcohol) gels produced by freezing/thawing processes. *Polymer* 41 (2000) 6729 - 29
- [21] Mincheva R., Manolova N., Sabov R., Kjurkchiev G., Rashkov I. Hydrogels from chitosan crosslinked with poly(ethylene glycol) diacid as bone regeneration materials. *e-Polymers* 058 (2004)
- [22] Krakovský, Ilavský M., Posil H., Pletli J. Structure of pluronics - based networks. Department of Macromolecular Physics, Faculty of Mathematics and Physics, Charles University, V Holešovičkách 2, 180 00 Praha 8, Czech Republic
- [23] Sato T., Chen G., Ushida T., Ishii T., Ochiai N., Tateishi T., Tanaka J.: Evaluation of PLLA - collagen hybrid sponge as scaffold for cartilage tissue engineering. *Materials Science and Engineering* 24 (2004) 365 - 372
- [24] Yoo H. S., Lee E. A., Yoon J. J., Park T. G. Hyaluronic acid modified biodegradable scaffolds for cartilage tissue engineering *Biomaterials* 26 (2005) 1925 - 33.
- [25] Mercier N. R., Costantino H. R., Tracy M. A., Bonassar L. J. Poly(lactide - co - glycolide) microspheres as a moldable scaffold for cartilage tissue engineering *Biomaterials* 26 (2005) 1945 - 52.

- [26] Słonecki J. *Prace Naukowe Politechniki Szczecińskiej* 479 (1992) 9 - 15
- [27] Pietkiewicz D. Synteza i właściwości ciekłokrystalicznych elastomerów eterowo- estrowych, Praca Doktorska, Szczecin 1999
- [28] Roślaniec Z., Pękala S. *Prace Naukowe Politechniki Szczecińskiej* 443 (1991) 17, 51
- [29] Roślaniec Z. *Prace Naukowe Politechniki Szczecińskiej* 503 (1993) 39-47
- [30] El Fray M., Słonecki J., Broza G. Melt-crystallized segmented aromatic-aliphatic copoly-(ester-ester)s based on poly(butylene-terephthale) and a dimerized fatty acid *Polimery* 42 (1) (1997) 35-39
- [31] Szymczak A. Synteza i właściwości jonomerowych elastomerów eterowo- estrowych; Praca Doktorska, Szczecin 1999
- [32] Prowans P., El Fray M., Słonecki J. Biocompatibility studies of new multiblock poly(ester - ester)s composed of poly(butylene terephthalate) and dimerized fatty acid. *Biomaterials* 23 (2002) 2973-2978

OCENA PARAMETRÓW KINEMATYCZNYCH CHODU I EFEKTÓW FIZJOTERAPII PACJENTA PO REKONSTRUKCJI ZERWANEGO ŚCIĘGNA ACHILLESA NIĆMI WĘGLOWYMI NA PODSTAWIE TRÓJWYMIAROWEJ ANALIZY RUCHU

W. CHWAŁA*, T. RUCHLEWICZ*, E. STASZKÓW**,
R. WALASZEK***, S. BŁĄŻEWICZ****

*ZAKŁAD BIOMECHANIKI

AWF, KRAKÓW

**SZPITAL IM. G. NARUTOWICZA, KRAKÓW

***ZAKŁAD ODNOWY BIOLOGICZNEJ

AWF, KRAKÓW

****AGH, WYDZIAŁ INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ I CERAMIKI

KRAKÓW

E-MAIL: BLAZEW@UCI.AGH.EDU.PL

Streszczenie

Mimo stosowania wielu materiałów pochodzenia naturalnego i syntetycznego w rekonstrukcji ścięgna, żaden ze sposobów leczenia nie prowadzi do pełnego odtworzenia jego funkcji. Celem badania była ocena wybranych parametrów lokomocyjnych i efektów fizjoterapeutycznych pacjenta po rekonstrukcji uszkodzonego ścięgna Achillesa za pomocą nici węglowych. Pacjent po rekonstrukcji zerwanego ścięgna Achillesa nićmi węglowymi. Przeprowadzono analizę trójwymiarową stosując system Vicon 250. Badania zostały wykonane bezpośrednio po usunięciu opatrunku gipsowego i w okresie po intensywnej fizjoterapii. Analizowano zmiany kątowe głównych stawów kończyn dolnych. Parametry normalizowano względem pojedynczego cyklu krokowego i odnoszono do fizjologicznych parametrów fizjologicznego chodu osób zdrowych. Obserwowano znaczącą dysfunkcję układu kostno-mięśniowego w okresie bezpośrednio po usunięciu opatrunku i wyraźną poprawę lokomocji po in-

ASSESSMENT OF KINEMATICS PARAMETERS OF LOCOMOTION AND PHYSIOTHERAPIC EFFECTS IN SUBJECT AFTER RECONSTRUCTION OF RUPTURED ACHILLES TENDON WITH CARBON SUTURES BASED ON THREE DIMENSIONAL-MOTION ANALYSIS

W. CHWAŁA*, T. RUCHLEWICZ*, E. STASZKÓW**,
R. WALASZEK***, S. BŁĄŻEWICZ****

*BIOMECHANICS DEPARTMENT, ACADEMY OF PHYSICAL EDUCATION, CRACOW, POLAND

**G. NARUTOWICZ MUNICIPAL HOSPITAL, CRACOW, POLAND

***DEPARTMENT OF BIOLOGICAL RENOVATION, ACADEMY OF

PHYSICAL EDUCATION, CRACOW, POLAND

****AGH-UST, FACULTY OF MATERIALS SCIENCE AND CERAMICS

CRACOW, POLAND

E-MAIL: BLAZEW@UCI.AGH.EDU.PL

Abstract

Despite the variety of natural and synthetic materials used in tendon reconstruction, no treatment restores its functions to normal conditions. The purpose of this study was to assess selected locomotion parameters and physiotherapy effects of patient following reconstruction of injured Achilles tendon with carbon prosthesis. A patient after reconstruction of ruptured Achilles tendon with the use of carbon - based surgical sutures. The three-dimensional analysis was carried out in a patient using Vicon 250 system. Examinations were performed directly after removing a plaster dressing and later after a period of intensive physiotherapy. Angular changes of main lower limbs joints were analyzed. All this was normalised per gait cycle and showed at the background of physiological gait parameters in healthy people. Significant dysfunction of musculoskeletal system was observed in a

tensywnej terapii. Po intensywnej rehabilitacji kinematyczne parametry pracy stawu skokowego i kolanego były porównywalne z normą biomechaniczną. Odpowiednia procedura chirurgiczna i intensywny program leczenia poprzez terapię ruchową prowadzące do szybkiego przewrócenia funkcji kończyn i uniknięcie pogłębienia się patologicznego charakteru chodu powinny być podstawą w leczeniu zerwanego ścięgna Achillesa.

Słowa kluczowe: Ścięgno Achillesa, trójwymiarowa analiza ruchowa, nić węglowa, fizjoterapia [Inżynieria Biomateriałów, 54-55,(2006),35-42]

Wprowadzenie

Mimo, że ścięgno Achillesa należy do najsilniejszych ścięgien w organizmie człowieka, przypadki jego zerwania są stosunkowo częste. Ulega zerwaniu przy rozciąganiu w zakresie obciążeń od 2000N do 3500N. Całkowicie zerwane ścięgno Achillesa wymaga zszycia przy użyciu materiałów syntetycznych lub naturalnych. Zerwane ścięgno definiuje się jako uraz, który trwa od kilku dni do tygodni i dla odtworzenia jego naturalnych funkcji jego końce nie można bezpośrednio ponownie złączyć w jedną całość złączyć bez użycia przeszczepów (allograft, autograft) lub materiałów syntetycznych (siatka Marlex, Kolagen, Węgiel, Polilaktyd, Dakron, Nylon it.p.) [1, 2].

Wykorzystanie przeszczepów naturalnych wiąże się z szeregiem ograniczeń, do których należy nadmierna rozciągliwość, niewystarczające cechy wytrzymałościowe, osłabienie zdolności ruchowych w innym stawie [3, 4]. Protezy syntetyczne wytwarzane z resorbowalnych i nieresorbowanych materiałów są także często stosowane do odtworzenia funkcji chorego lub zerwanego ścięgna. Mimo bogactwa materiałów pochodzenia naturalnego i syntetycznego w rekonstrukcji ścięgna, żaden sposób nie prowadzi do odtworzenia pierwotnych funkcji tzn. do stanu, w którym nowopowstała tkanka zachowuje się jak pierwotna [3, 4, 5, 7]. Nowsze sposoby w naprawie lub zastępowaniu uszkodzonego ścięgna związane są z użyciem materiału protezytycznego jako podłoża, które aktywnie reaguje z żywym otoczeniem w odbudowie wysoko-anizotropowej tkanki kolagenowej. Metody takie wykorzystują zarówno materiały biologiczne jak i syntetyczne, które mogą działać jako stałe lub tymczasowe (bioresorbowalne) podłoża. Inżynieria tkanowa w odniesieniu do zastępowania lub naprawy ścięgna wykorzystuje różnorodne matryce podłożowe zasiedlone odpowiednimi komórkami w celu ułatwienia procesów regeneracyjnych [8, 9].

Wiele różnorodnych materiałów i technik wykorzystano w chirurgii ścięgna, a dotychczasowe wyniki publikowanych badań wskazują na różny stopień sukcesu [10, 11, 12]. Włókna węglowe w formie protez zostały po raz pierwszy zastosowane w roku 1977 do rekonstrukcji ścięgna u zwierząt eksperymentalnych [13, 14]. Doświadczenia te wykazały, że włókna węglowe w formie wstążek działały jako podłoża, w obrębie których narastała gęsta włóknista tkanka, mająca zbliżoną charakterystykę do ścięgna w pełni rozwiniętego. Od tej pory wielu pacjentów poddano operacjom rekonstrukcji i zastąpienia więzadeł przyśrodkowych, pobocznych, kruczo-obojęzycznych i obojęzycznych za pomocą protez wykonanych z włókien węglowych w formie plecionek [15, 16].

W Katedrze Biomateriałów Akademii Górniczo-Hutniczej w Krakowie opracowano włókna węglowe dla medycyny w formie nici i protez, które zostały wprowadzone w ograniczonej skali do praktyki klinicznej począwszy w 1982 roku. Po raz pierwszy wykorzystano je do rekonstrukcji ścięgien Achillesa i więzadeł [17].

period directly after removing a plaster dressing and more better locomotion after an intensive physiotherapy period. After intensive rehabilitation, kinematic parameters of work of the ankle and knee joints came close to the biomechanical norm. A surgical procedure and intensive motion therapy treatment programme leading to a quick restoration of functions of the operated extremity and avoidance of strengthening the pathological gait pattern should be implemented in the therapy of a ruptured Achilles tendon.

Key words: Achilles tendon, three-dimensional motion analysis, carbon suture, physiotherapy [Engineering of Biomaterials, 54-55,(2006),35-42]

Introduction

Achilles tendon belongs to the strongest tendons in human body, however the cases its rupture are relatively frequent. Its tensile force to rupture is in the range from 2000 N to 3500N. A completely ruptured Achilles tendon requires surgical repair with the use synthetic or natural substances. The tendon rupture is defined as an injury which existed from days to weeks, and its viable ends do not lend themselves to be primary reconstructed. In such cases, tendon augmentation with biologic grafts (autografts, allografts), or synthetic grafts (Marlex mesh, Collagen, Carbon, Polylactic acid, Dacron, Nylon, etc.) is often required to provide adequate tendon functions [1, 2].

There are several limitations with the use of biological graft including possible expendability, insufficient mechanical strength functions, weakening of motion across another joint [3,4]. Synthetic prostheses prepared from resorbable and non-resorbable materials are also used to restore the functions of the diseased or ruptured tendon. However, despite the variety of natural and synthetic materials used in tendon reconstruction, no treatment restores its functions to normal conditions, i.e., to the state that the newly formed tissue is indistinguishable from the original tissue [3, 5, 6, 7]. Newer approaches in repair or replace of injured tendon are connected with the use of prosthetic material as a kind of scaffold which actively reacts with living tissue in regrowth of highly anisotropic collagenous tissue. These methods utilize both biological and synthetic materials which may act as permanent as temporary (bioresorbable) scaffolds. Tissue engineering applied to tendon repair or replace allows for developing a scaffold matrices seeded with appropriate cells to facilitate regeneration processes [8, 9].

Different materials and operative procedures have been applied in tendon surgery, and numerous reports in the literature demonstrate varying degrees of success [10, 11, 12]. The first use of carbon prostheses in replacement of tendons in experimental animals has been reported in 1977 [13, 14]. These experiments revealed that carbon fibers in the form of ribbons were capable to be a kind of scaffolds within of which dense fibrous tissue was produced which achieved the characteristics of a fully developed tendon. Many patients have been subjected to implantation of carbon fibers prostheses in the form of braids at reconstructions and replacements the medial, lateral collateral ligaments, and acromioclavicular and clavicular joints [15, 16].

Specially prepared carbon fibers for medicine were elaborated in the form of surgical sutures and prostheses the Department of Biomaterials (Cracow, Poland) and have been introduced into clinical practice in 1982 in reconstructions of Achilles tendons and ligaments [17].

This paper presents the results of analysis of kinematics parameters of locomotion and physiotherapeutic effects following reconstruction of injured Achilles tendon with carbon sutures.

Praca niniejsza przedstawia wyniki badań dotyczące parametrów kinematycznych chodu i efektów fizjoterapii pacjenta po rekonstrukcji zerwanego ścięgna Achillesa nicią węglowymi na podstawie trójwymiarowej analizy ruchu 3D.

Material i metoda

Badania przeprowadzono u pacjenta operowanego dwukrotnie w wyniku zerwania ścięgna Achillesa. Przyczyną pierwszego zerwania ścięgna dolnej prawej kończyny było uderzenie w metalową zaporę parkingową, natomiast kolejne nastąpiło w wyniku upadku spowodowanego osłabieniem. Zerwane ścięgno zostało zszyte za pomocą włókien węglowych przygotowanych w formie nici. Dwa rozdzielone końce zerwanego ścięgna zostały złączone za pomocą 12 równoległych wszytych fragmentów nici węglowej wzdłuż osi ścięgna. Taka technika operacyjna zastosowana u 37 pacjentów. Charakterystyka mechaniczna zastosowanych nici węglowych podana jest w TABELI 1.

Badanie wykonano dwukrotnie. Pierwszy eksperyment przeprowadzono po 6 tygodniach od operacji, a następny po zakończeniu 10-tygodniowego cyklu rehabilitacyjnego. Pierwszy miał na celu stwierdzenie aktualnego stanu funkcjonalnego kończyny operowanej i nieoperowanej i poszukanie wyraźnych różnic pomiędzy wartościami parametrów biomechanicznych - charakteryzujących obie kończyny - a średnimi wartościami tych parametrów, zarejestrowanymi w grupie osób zdrowych w podobnym wieku. Założono bowiem, że można się spodziewać w ruchu kończyny zdrowej wystąpienia zjawiska kompensacji dysfunkcji kończyny operowanej. Dokonano także oceny wpływu pracy wspomnianego układu biomechanicznego na funkcjonowanie pozostałych części łańcuchów biokinematycznych kończyn dolnych (staw kolanowy).

Osoba badana szła z naturalną prędkością (pierwsze badanie 1,16 m/s, drugie badanie 1,39 m/s). Wyniki badań uzyskano za pomocą systemu do trójwymiarowej analizy ruchu 3D "Vicon 250" [18]. Do analizy wykorzystano średnie wartości parametrów z kilku cykli chodu z ustabilizowaną prędkością [19]. Wyniki pacjenta przedstawiono na tle normy biomechanicznej chodu, zarejestrowanej w grupie 50 zdrowych osób (średnia wieku $x=30$ lat), bez schorzeń neurologicznych i urazów ortopedycznych. Normę przedstawiono w postaci średnich wartości parametrów i wstęgi podwójnego odchylenia standardowego (double standard deviation), charakteryzującej zmienność wyników w tej grupie.

Po uwzględnieniu indywidualnych parametrów antropometrycznych badanej osoby obliczono parametry kinematyczne ruchu w stawach skokowym i kolanowym [20].

Pierwszy etap usprawniania rozpoczęto bezpośrednio po operacji i unieruchomieniu kończyny w gipsie udowym na 4 tygodnie, przy ustawieniu stopy pod kątem 0° wg SFTR [21] i zgiętym stawie kolanowym pod kątem $15^\circ-30^\circ$. Celem terapii było zapobieganie zanikom masy mięśniowej i osłabieniu siły mięśnia czworogłowego uda oraz mięśnia pośladkowego większego.

Wyniki

Wyniki pacjenta przedstawiono na tle przebiegów wartości średnich i wstęgi rozproszenia wyników w grupie osób zdrowych. Jeśli wykresy indywidualnych przebiegów zmian kątowych znajdują się poza obszarem wstęgi $\pm 2s$, to świadczy o patologii ruchu [22].

Na RYS. 1 i 2 zamieszczono zmiany kątowe w stawach skokowych obu kończyn w płaszczyźnie strzałkowej, uzyskane w pierwszym i drugim badaniu.

W pierwszym badaniu zaobserwowano wyraźne wydłu-

Material and methods

The research was carried out in a subject operated on twice due to the ruptures of the Achilles tendon. The first rupture was caused by the subject's hitting his right lower extremity on a metal car park barrier, and the other one resulted from the subject's feeling faint and fall. The ruptured Achilles tendon was reconstructed by means of carbon fibers in the form of suture. Two separated ends of ruptured tendon have been joined together by means of 12 parallel sewed segments of carbon sutures along the tendon axis. Such a technique was applied to 37 patients. The mechanical characteristic of carbon sutures used in this surgery is given in the TABLE 1.

The research was performed twice; the first gait test was done 6 weeks after the operation, and the other one after a 10-week cycle of rehabilitative improvement. The first record aimed at determining the present state of functioning of the operated and non-operated extremities. It was assumed that the healthy extremity would compensate the defects of motion in the operated one. The other examination targeted at the assessment of the functional state of lower extremities after rehabilitation.

The subject walked at a normal walking speed (examination one - 1.16 m/s, examination two - 1.39 m/s). The results of the above examinations were obtained by means of "Vicon 250", a system of three-dimensional analysis of motion [18]. The average values of parameters from the gait cycles with stable speed were implemented in the analysis [19]. The subject's results were shown against the background of biomechanical norm of gait, registered in the group of 50 healthy people (the average age $x = 30$ years) with no neurological chronic illnesses or orthopaedic injuries.

Having considered individual anthropometric parameters of the subject, there were calculated values of kinetic variables of motion in the ankle and knee joints [20].

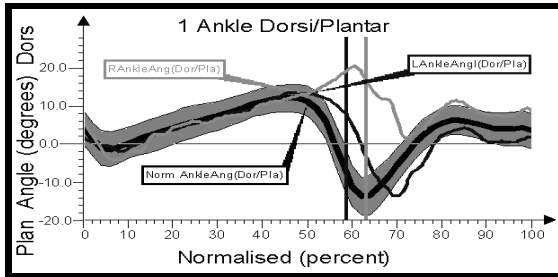
The subject's rehabilitation commenced immediately after the second tenosuture and immobilization of his lower extremity in a long plaster cast for 4 weeks in which the foot was positioned at 0° according to SFTR [21], while the knee joint was flexed at $15^\circ-30^\circ$. The therapy aimed at preventing muscular atrophy and debilitating the strength of the quadriceps muscle of thigh and the greatest gluteal muscle, quick assuming of erect position by the subject and eliminating contractures of soft elements, and later on increasing the weight and strength of the triceps muscle of calf.

Results

The results of examinations were presented against the background of the course of average values and the dispersion band of the results in the group of healthy people. If the curves of individual courses of angular changes are outside the area of the band $\pm 2s$, it proves the pathology of motion [22].

FIGURES 1 and 2 show angular changes in the ankle joints of both extremities in the sagittal plane from examination one and two respectively.

In examination one, there was observed distinct lengthening of amortization of the operated extremity with a simultaneous lack of plantar flexion in toe off. The range of angular changes in the sagittal plane was smaller by approximately 11° than the average value in the control group. The compensation work of the non-operated extremity resulted in lengthening its stance phase (delay of toe off) by approximately 10% (FIG.1). The subject clearly shortened the swing phase (single support phase) because of poor



RYS. 1. Zmiany kątowe w stawie skokowym w płaszczyźnie strzałkowej w badaniu przed usprawnianiem na tle wyników grupy kontrolnej.
FIG. 1. Angular changes in ankle joints within the range of dorsi-plantar flexion in the sagittal plane, in first of research.

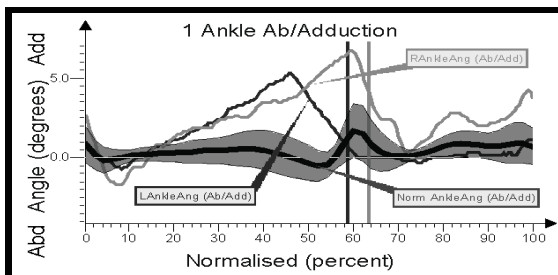
żenie fazy amortyzacji kończyny operowanej z jednoczesnym brakiem zgięcia podszwowej stopy w fazie odbicia. Zakres zmian kątowych w płaszczyźnie strzałkowej był mniejszy o ok. 11° od średniej wartości w grupie kontrolnej. Efektem kompensacyjnej pracy kończyny nieoperowanej było wydłużenie jej fazy podporu (opóźnienie fazy odbicia) o ok. 10% (RYS. 1). Pacjent wyraźnie skracał fazę wymachu (faza jednopodporowa) ze względu na słabą stabilizację stawu skokowego po zdjęciu opatrunku gipsowego.

Po intensywnej rehabilitacji wykonano drugie badanie, w którym stwierdzono już tylko nieznaczne wydłużenie fazy amortyzacji kończyny operowanej. Pojawiło się wyraźne zgięcie podszwowe stopy kończyny operowanej w fazie odbicia (ok. 16°), co świadczy o powrocie podstawowej funkcji mięśnia triceps surae. Pozostała nieznacznie wydłużona faza podporu obu kończyn o ok. 4% w stosunku do normy biomechanicznej (RYS. 2).

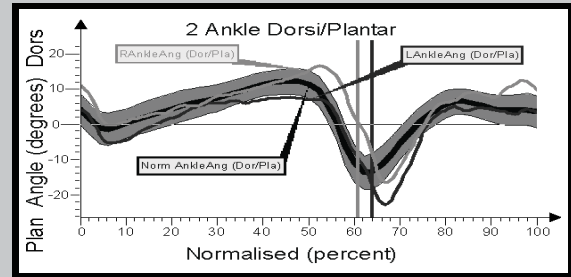
W płaszczyźnie czołowej w pierwszym badaniu zwrócono uwagę na przywiedzeniowe ustawienie stopy kończyny operowanej w chwili postawienia pięty na podłożu oraz ponadnormatywne wartości zmian kątowych w kierunku przywiedzenia stóp w fazie podporu (znacznie wyraźniejsze w kończynie operowanej).

W drugim badaniu utrzymywało się przywiedzeniowe ustawienie stopy kończyny operowanej w momencie postawienia pięty na podłożu, jednak zmniejszyło się ono z 6° do 2,5°. Porównując RYSUNKI 3 i 4, zauważono zbliżenie do normy krzywej zmian kątowych w kończynie operowanej, z bardzo wyraźnie zarysowanym ponadnormatywnym drugim szczytem przywiedzeniowym, który wystąpił w fazie przenoszenia kończyny.

Kompensacyjny charakter pracy kończyny nieoperowa-



RYS. 3. Zmiany kątowe w stawie skokowym w płaszczyźnie czołowej w badaniu przed usprawnianiem na tle wyników grupy kontrolnej: Add - przywiedzenie, Ab - odwiedzenie.
FIG. 3. Angular changes in ankle joints within the range of adduction-abduction in the frontal plane, in first of research.



RYS. 2. Zmiany kątowe w stawie skokowym w płaszczyźnie strzałkowej w badaniu po usprawnianiu na tle wyników grupy kontrolnej.
FIG. 2. Angular changes in ankle joints within the range of dorsi plantar flexion in the sagittal plane, in second of research.

stabilization of the ankle joint after the removal of plaster dressing.

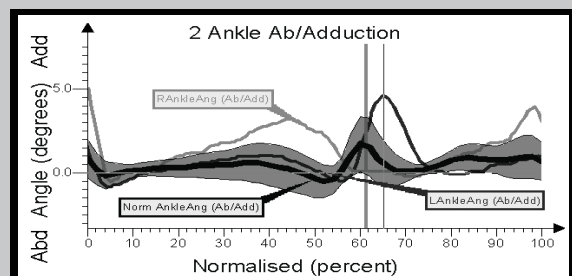
The other examination, carried out after intensive rehabilitation, revealed only insignificant lengthening of the amortization phase of the operated extremity. Distinct plantar flexion of the operated extremity appeared in toe off (about 16°) which proved the recovery of the basic function of the triceps surae. The stance phase of both extremities remained slightly longer by approximately 4% in relation to the biomechanical norm (FIG. 2).

In examination one, in the frontal plane, there was noticed the adduction position of the foot of the operated extremity in heel strike and the values of angular changes towards adduction of feet in the stance phase were higher than normal (considerably distinct in the operated extremity).

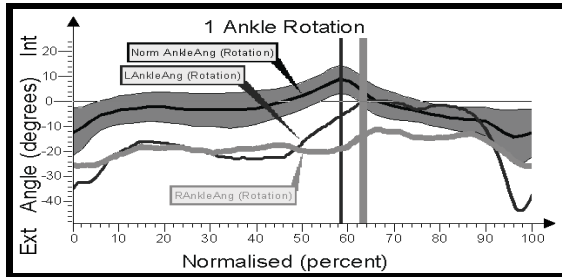
In examination two, the adduction position of the foot of the operated extremity in heel strike maintained, however, it decreased from 6° to 2.5°. While comparing FIGURES 3 and 4, it was noticed that the curve of angular changes in the operated extremity came near the norm, with a very distinct, higher than normal second full adduction apex which occurred in the swing phase.

A compensatory character of the non-operated extremity was maintained and it was manifested by a considerable adduction of the foot in toe off equalling about 7° (the average value in the control group equalled approximately 1.5°).

In examination one, in the transverse plane, the angular changes in the lower ankle joint showed characteristic shift of the range of motion in both feet towards a valgus position in the whole gait cycle by approximately 15° as compared to the average value in the control group. A distinct pronation of the non-operated foot in the final swing phase was also noticeable.



RYS. 4. Zmiany kątowe w stawie skokowym w płaszczyźnie czołowej w badaniu po usprawnianiu na tle wyników grupy kontrolnej.
FIG. 4. Angular changes in ankle joints within the range of adduction-abduction in the frontal plane, in second of research.



RYS. 5. Zmiany kątowe w stawie skokowym w płaszczyźnie poprzecznej w badaniu przed usprawnianiem na tle wyników grupy kontrolnej.
FIG. 5. Angular changes in ankle joints within the range of rotation in the transverse plane, in first of research.

nej został zachowany, co uwidoczniło się dużym przywiedzeniem stopy w fazie odbicia, które wyniosło ok. 7° (średnia w grupie kontrolnej ok. 1,5°).

W płaszczyźnie poprzecznej w stawie skokowym dolnym, w pierwszym badaniu zmiany kątowe charakteryzowały się przesunięciem zakresu w obu stopach w kierunku nawrócenia w całym cyklu chodu o ok. 15° w stosunku do średniej wartości w grupie kontrolnej oraz wyraźną pronacją stopy kończyny nieoperowanej w końcowej fazie przeniesienia (RYS.5).

W drugim badaniu nadal widoczna była ponadnormatywna pronacja stopy kończyny operowanej, głównie w fazie podporu oraz w końcowej fazie przeniesienia - maksymalny kąt rotacji wyniósł 43°. Kończyna nieoperowana wykazywała normalny charakter zmian kątowych w fazie kontaktu stopy z podłożem (RYS.6).

Widoczne były również obszary dysfunkcji w stawach kolanowych w płaszczyźnie strzałkowej. W pierwszym badaniu (RYS.7) stwierdzono zaburzony aktywny ruch prostowania stawu kolanowego w fazie odbicia, mniejsze i opóźnione zgięcie obu kolan w fazie przeniesienia oraz niewielkie przesunięcie zakresu zmian kątowych w kolanie kończyny nieoperowanej w kierunku wyprostowania w całym cyklu chodu.

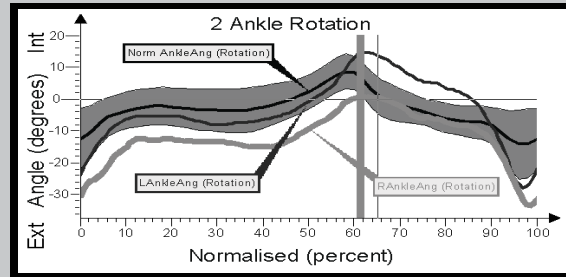
W ponownym badaniu po rehabilitacji zaobserwowano brak wyraźnych odchyśleń od normy w obrębie stawów kolanowych obu kończyn, tj. minimalną asymetrię w poszczególnych fazach cyklu chodu w obu kończynach (RYS.8).

Dyskusja

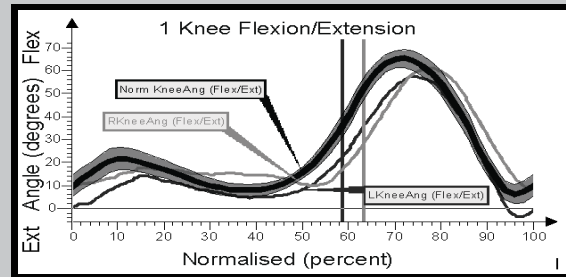
W pierwszym badaniu po operacji pacjenta zidentyfikowano wyraźne patologiczne wzorce chodu. Polegały one na ograniczeniu zgięcia podszwowego stopy w fazie odbicia o ok. 11° w stosunku do średniej wartości w grupie kontrolnej, znacznym wydłużeniu fazy amortyzacji kończyny operowanej, ponadnormatywnym przywiedzeniem i pronacyjnym ustawieniu stopy kończyny operowanej w całym cyklu chodu. Takie ustawienie stopy jest konsekwencją osłabienia mięśni odpowiadających za stabilizację stawu skokowego w czasie chodu we wszystkich płaszczyznach ruchu.

W stawie kolanowym kończyny operowanej odnotowano ograniczenie zakresu ruchu prostowania w fazie odbicia oraz zgięcia w fazie wymachu.

Patologiczna chwiejność ruchów była również widoczna w pracy kończyny nieoperowanej, która wykonywała pracę kompensacyjną. Przejawiała się ona głównie wydłużeniem fazy podporu (ok. 10%) oraz wystąpieniem podobnych ruchów stopy w płaszczyźnie czołowej i poprzecznej jak w kończynie operowanej (ponadnormatywne przywie-



RYS. 6. Zmiany kątowe w stawie skokowym w płaszczyźnie poprzecznej w badaniu po usprawnianiu na tle wyników grupy kontrolnej.
FIG. 6. Angular changes in ankle joints within the range of rotation in the transverse plane, in second of research.

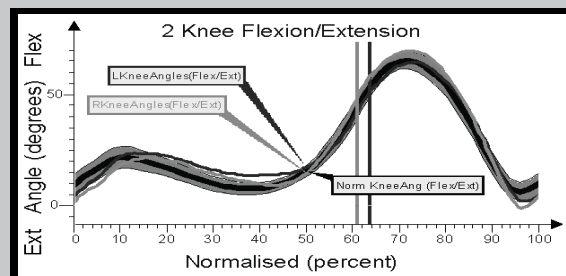


RYS. 7. Zmiany kątowe w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej w badaniu przed usprawnianiem na tle wyników grupy kontrolnej.
FIG. 7. Angular changes in knee joints within the range of flexion and extension in the sagittal plane, in first of research.

In examination two, there was still visible higher than normal pronation of the foot of the operated extremity, mainly in the stance and the final swing phases - the maximum angle of rotation equalled 43°. The non-operated extremity showed normal character of angular changes in heel strike.

There were also observed areas of dysfunction in the knee joints in the sagittal plane. Examination one (FIG. 7) saw a disturbed active extension of the knee joint in toe off, smaller and delayed flexion of both knees in the swing phase and a little shift of the range of angular changes in the knee of the non-operated extremity towards extension in the whole gait cycle.

In post-rehabilitative examination the lack of distinct deviations from the norm within the knee joints of both extremities, i.e. only a minimum asymmetry in individual phases of the gait cycle in both extremities was observed (FIG.8).



RYS. 8. Zmiany kątowe w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej w badaniu po usprawnianiu na tle wyników grupy kontrolnej.
FIG. 8. Angular changes in knee joints within the range of flexion and extension in the sagittal plane, in second of research.

dzenie i pronacja stopy). Ograniczony był też zakres ruchu stawu kolanowego w fazie przeniesienia.

Po okresie intensywnej fizjoterapii zaobserwowano zbliżenie wartości parametrów kinematycznych pracy stawów skokowego i kolanowego do normy biomechanicznej. Stwierdzono wyraźne zwiększenie zgięcia podszwowego stopy kończyny operowanej o ok. 16°, co świadczy o poprawieniu funkcji mięśni zginających podszwowo stopę, współpracujących ze ścięgnem Achillesa. Jest to szczególnie ważne w kontekście odciążenia w pracy mięśnia soleus przez przejmujące powoli swoje funkcje głowy mięśnia gastrocnemius.

Na korzyść zmienił się stosunek fazy podporu do fazy wymachu w całym cyklu chodu. Faza podporu uległa skróceniu, zaś faza wymachu wydłużeniu.

Wraz z powrotem do prawidłowej pracy stawów skokowego i kolanowego kończyny operowanej zmniejszyło się również kompensacyjne obciążenie kończyny nieoperowanej. Wartości parametrów kątowych powróciły w obszar wstęgi podwójnego odchylenia standardowego.

Przedstawione powyżej wyniki badań pozwalają na stwierdzenie, że pomimo 2-krotnego zerwania ścięgna Achillesa kończyny dolnej prawej u osobnika w wieku 37 lat z ponad - przeciętną - jak na ten wiek - masą ciała (105 kg) i tym samym 2-krotnego zespolenia ścięgna włóknami węglowymi w niedługim odstępie czasu (2 miesiące), da się zauważyć, że po zastosowaniu u badanego modelu usprawniania zaproponowanego przez autorów niniejszej publikacji, wszystkie badane parametry chodu, oceniane na tle parametrów charakteryzujących chód fizjologiczny zdrowych osób, wróciły do normy. Wydaje się, że przyczyną tego stanu rzeczy było szybkie wdrożenie leczenia operacyjnego materiałem węglowym z relatywnie krótkim czasem unieruchomienia (5 tygodni) i wczesne rozpoczęcie właściwie ukierunkowanej rehabilitacji.

Niniejsze opracowanie jest kontynuacją cyklu badawczego autorów, który datuje się na rok 2000. Chwała i wsp. [23], dokonując analizy aktywności bioelektrycznej mięśni trójgłowych łydki po rekonstrukcji włóknami węglowymi przerwanego ścięgna Achillesa, podczas ruchów lokomocyjnych na bieżni o zmiennej prędkości i kącie nachylenia stwierdzili podobne zależności. Wyniki badań przeprowadzonych tuż po zdjęciu po 5 tygodniach gipsu wskazywały na istnienie istotnych statystycznie różnic pomiędzy średnimi wartościami badanych parametrów w mięśniach kończyn operowanych i nieoperowanych. W miarę upływu czasu od momentu zdjęcia opatrunku gipsowego można było zauważyć występowanie istotnych związków pomiędzy aktywnością ruchową podejmowaną przez pacjentom a wartościami zmierzonych biopotencjałów (notowano coraz lepszą ekonomikę pracy mięśni).

W roku 2001 Chwała i wsp. [24] dokonali kolejnej analizy biomechanicznej u pacjentów po chirurgicznym zszyciu włóknami węglowymi przerwanego ścięgna Achillesa. Tym razem przeprowadzali pomiary: maksymalnych momentów sił mięśniowych mięśni trójgłowych łydki w warunkach statyki z wykorzystaniem pozycji standardowych, szybkości rekrutacji jednostek motorycznych mięśni trójgłowych łydki do pracy w próbie skurczu izometrycznego i odporności na zmęczenie wymienionych wyżej mięśni w próbie 20-sekundowego skurczu izometrycznego o maksymalnej intensywności.

Istotne statystycznie różnice pomiędzy średnimi wartościami parametrów w mięśniach kończyn operowanych i nieoperowanych ww. autorzy odnotowali w przypadku zmiennych charakteryzujących poziom możliwości siłowych i prędkości skurczu, nieistotne natomiast okazały się różnice w odporności na zmęczenie.

Discussion

Distinct pathological gait patterns were identified in the first examination after the subject's operation. They consisted in the restriction of plantar flexion in take off by approximately 11° in relation to the average value in the control group, considerable lengthening of the amortization phase of the operated extremity, and higher than normal adduction and pronation of the foot of the operated extremity in the whole gait cycle. Such a position of the foot results from the weakening of the muscles responsible for the stabilization of the ankle joint during the gait in all planes of motion.

Restriction of the range of extension in toe off and flexion in the swing phase were noticed in the knee joint of the operated extremity.

A pathological instability of motion was also visible in the non-operated extremity which performed compensatory work. It was mainly manifested by the lengthening of the stance phase (by approximately 10%) and occurrence of similar motions of the foot in the frontal and transverse planes as in the operated extremity (higher than normal adduction and pronation of the foot). The range of motion of the knee joint was also restricted in the swing phase.

After intensive rehabilitation, kinematic parameters of work of the ankle and knee joints came close to the biomechanical norm. There was also stated distinct increase of plantar flexion of the operated extremity by approximately 16°, which shows the improvement of the muscles flexing the foot and collaborating with the Achilles tendon. It is particularly important for the soleus muscle whose workload is slowly relieved by the heads of the gastrocnemius muscle.

The ratio of the stance phase towards the swing phase changed for the better in the whole gait cycle. The stance phase shortened and the swing phase got longer.

When the ankle and knee joints of the operated extremity returned to their normal work, the compensatory load of the non-operated extremity also decreased. The values of angular parameters returned to the area of the band of double standard deviation.

The results of the research presented above allow us to state that despite a two time rupture of the Achilles tendon in the right lower extremity in a person aged 37, with greater than average body mass at his age (105 kg), and a two time tenosuture by means of carbon fibers carried out within a short period of time (2 months), it can be noticed that after implementing a physical therapy treatment programmes suggested by the authors of this paper, all the gait parameters under research, assessed against the background of parameters characteristic of physiological gait of healthy people, returned to the norm. It seems that the above resulted from a quick surgical procedure, suture of the tendon by means of carbon fibres, a relatively short period of immobilization (5 weeks) and early implementation of properly directed rehabilitation.

On the other hand, it should be mentioned that there have been no vital reports on postoperative biomechanical observations of the Achilles tendon ruptures for a substantial period of time. Leaning on animals' investigations reports exist only. This paper is a continuation of the authors' research cycle from the year 2000. Chwała et al. [23], stated significant differences between the operated and non-operated extremities during their analysis of bioelectric activity of the triceps muscles of calf after the reconstruction of the Achilles tendon rupture by means of carbon fibres, carried out during the subject's walk on a moving track with changeable speed and slope. The results of the research performed immediately after removing the plaster cast, i.e.

W miarę upływu czasu od operacji i coraz większego stopniowanego obciążania pacjentów wysiłkami stwierdzili wyrównywanie różnic pomiędzy kończynami operowanymi a nieoperowanymi w zakresie możliwości siłowych. Cały czas notowali dysproporcje w zakresie maksymalnej prędkości skurczu mięśni, co mogło być przejawem zmniejszenia się sprężystości ścięgna w strefie zespolenia.

Na podstawie powyższych rozważań i analiz można w sposób oczywisty stwierdzić, że zszycie zerwanego ścięgna Achillesa jest obecnie metodą z wyboru. Warunkiem skuteczności leczenia operacyjnego jest właściwy dobór metody zespolenia, zależny od rodzaju uszkodzenia ścięgna oraz uzyskanie wartościowej mechanicznie blizny.

Konieczne jest objęcie dalszymi badaniami większej liczby osób w celu uzyskania wyników bardziej reprezentatywnych dla grupy osób po urazie zerwania ścięgna Achillesa i zespoleniu za pomocą różnych metod i materiałów.

Jedną z wiodących dziedzin, rozwijającą się dynamicznie w ostatnich latach, jest analiza biomechaniczna, wykorzystująca metodę trójwymiarowej analizy ruchu - zwaną analizą 3D.

Wyniki uzyskane za pomocą analizy 3D mogą być wykorzystane do różnych celów: do planowania pracy z pacjentem w kompensacji niekorzystnych zmian zdiagnozowanych w obrębie układu ruchu, a także dokumentowania postępów na etapie przywracania pacjentowi pełnej sprawności. Oprócz oceny aspektów biomechanicznych stanu funkcjonalnego aparatu ruchu, dokonanej przez ekspertów, mogą być one również wykorzystane do dokumentowania efektów pracy lekarza, czy fizjoterapeuty.

Jednym z wielu przykładów możliwego wykorzystania kinematycznej analizy trójwymiarowej stała się ocena stanu funkcjonalnego układu ruchu po zerwaniu i zespoleniu ścięgna Achillesa materiałem węglowym.

Wnioski

1. Przerwanie ciągłości struktury ścięgna Achillesa jest urazem, który wpływa w znacznym stopniu na występowanie dysfunkcji w pracy mięśni gastrocnemius, zarówno po stronie operowanej, jak i nieoperowanej kończyny.
2. Największe odstępstwa od normy biomechanicznej chodu odnotowano w zakresie zmian kątowych w stawach skokowych i kolanowych w płaszczyźnie strzałkowej.
3. Wyraźnie zarysował się brak zgięcia podszwowego stopy kończyny operowanej w fazie odbicia, co świadczy o znacznym ograniczeniu funkcji zespołu ścięgna piętowego gastrocnemius.
4. Po okresie intensywnej fizjoterapii obraz biomechaniczny pracy kończyny operowanej znacznie się poprawił (wartości analizowanych parametrów zbliżyły się do normy).
5. W leczeniu zerwanego ścięgna Achillesa powinno się stosować jego operacyjne zespolenie oraz intensywną fizjoterapię, zmierzającą do szybkiego przywrócenia funkcji operowanej kończyny i uniknięcia utrwalenia patologicznego wzorca chodu.

Podziękowania

Praca niniejsza została częściowo sfinansowana z funduszy badań statutowych prowadzonych na Wydziale Inżynierii Materiałowej i Ceramiki, Akademii Górniczo-Hutniczej, projekt numer 11.11.160.116.

after the lapse of 5 weeks, showed the existence of statistically significant differences between the average values of parameters under research in the muscles of the operated and non-operated extremities. In time, counting from the moment of removing the plaster cast, it was possible to notice the occurrence of significant connections between motor activity undertaken by the subjects and the values of biopotentials measured (improved economics of the muscle work was noticed).

In 2001, Chwała et al. [24] carried out another biomechanical analysis in the subjects after a surgical suture of the Achilles tendon by means of carbon fibers prostheses. This time they measured maximum moments of muscular strength of the triceps of calf in static conditions and standard position, the recruitment speed of motor units of the triceps of calf for the isometric contraction test and resistance to fatigue of the above mentioned muscles in the test of a 20-second isometric contraction with maximum intensity.

The above mentioned authors noticed vital statistical differences between the average values of parameters in the muscles of the operated and non-operated extremities in the case of variables characterizing the level of strength possibilities and the contraction speed, whereas differences in resistance to fatigue turned out to be irrelevant.

After some time and when the subjects' gradual workload increased, the authors of this paper noticed compensation of differences between operated and non-operated extremities as for the strength possibilities. All the time there were registered disproportions within the maximum speed of muscle contraction which could have been a manifestation of decreasing the tendon elasticity within the area of suture.

Based on the above dissertation and analyses, one can obviously state that the suture of a ruptured Achilles tendon is nowadays a method of choice. A proper selection of the method conditions the effectiveness of operative treatment and depends on the type of tendon injury and achievement of a mechanically significant scar.

It is imperative to include a greater number of subjects in further research in order to obtain more objective results for a group of patients after the Achilles tendon rupture and its suture by means of different methods and materials.

Conclusions

1. The rupture of the Achilles tendon is an injury considerably affecting the occurrence of dysfunction at the work of the gastrocnemius muscles, both in the operated and non-operated extremities.
2. The greatest deviations from the biomechanical norm of gait were seen within the angular changes in the ankle and knee joints in the sagittal plane.
3. The lack of plantar flexion was visible in the operated extremity in take off proving a considerable restriction of functions in the calcaneal tendon and gastrocnemius muscle syndrome.
4. The biomechanical picture of work of the operated extremity considerably improved after intensive rehabilitation (the values of the parameters analyzed came close to the norm).
5. A surgical procedure and intensive physical therapy treatment program leading to a quick restoration of functions of the operated extremity and avoidance of strengthening the pathological gait pattern should be implemented in the therapy of a ruptured Achilles tendon.

Acknowledgements

This work was partly supported by Statute Resources of the Faculty of Materials Science and Ceramics, AGH University of Science and Technology, project no 11.11.160.116.

- [1] Athanasiou K.A., Niederauer G.C. Agrawal C.M., Sterilization, toxicity, biocompatibility and clinical applications of polylactic/polyglycolic acid copolymers, *Biomaterials* 1996;17:93-102
- [2] Parsons J.R., Rosario A., Weiss A.B., Alexander H. Repair of Achilles tendon with an absorbable polymer - carbon fiber composite. *Foot Ankle*, 1984;5:49-53
- [3] DeFranco M.J., Derwin K., Iannotti J.P., New therapies in tendon reconstruction, *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, Vol.12, No.5, 2004
- [4] Liem MD, Zegel HG, Balduini FC, Turner ML, Becker JM, Caballero-Saez A Repair of Achilles tendon ruptures with a polyactic acid implant: assessment with MR imaging. *AJR Am J Roentgenol.* 1991 Apr;156(4):769-73.
- [5] Goldstein-JD; Tria-AJ; Zawadsky-JP; Kato-YP; Christiansen-D; Silver-FH Development of a reconstituted collagen tendon prosthesis. A preliminary implantation study, *J-Bone-Joint-Surg-Am.* 1989 Sep; 71(8): 1183-91.
- [6] Amadio P.C., Tendon and ligament, In *Wound Healing. Biochemical and Clinical Aspects*, I.K.Cohen, R.F.Diegemann, W.J.Lindbad, ed. W.B. Saunders Co., Philadelphia, PA.
- [7] Cao Y.J., Vacanti X., Ma K.T., Upton Z., Chowanski B., Schloo R. L., Generation of neo- tendon using synthetic polymers seeded with tenocytes. *Transplant.Proc.*26:3390-3391,1994
- [8] Louie L.K., Schultz - Torres L., Sullivan I.V., Spector M., Behavior of fibroblasts cultured in porous collagen - GAG copolymer matrices . In *Trans.Soc. for Biomat.*, New Orlean, L.A.
- [9] Parsons J.R, Weiss AB, Schenk RS, Alexander H, Pavlisko F. Long-term follow-up of achilles tendon repair with an absorbable polymer carbon fiber composite. *Foot Ankle.* 1989 Feb;9(4):179-84.
- [10] Assal M., Jung M., Setern R., Rippstein P., Delmi M., Hoffmeyer P., Limited open repair of Achilles tendon ruptures, *Journal of Bone and Joint Surgery*, 2002, vol.84-A no.2, 161.
- [11] Leppilati J., Orava S., Total Achilles tendon rupture. A review. *Sport Med.*, 1998, 21:791-9.
- [12] Carter T.R., Fowler P.J. Blokker C., Functional postoperative treatment of Achilles tendon repair. *Am J Sports med.* 1992;20:459-62.

- [13] Jenkins D.H.R., McKibbin B., Foster J.W., Ralis Z.A., *J.Bone Surgery*, 59-B,53,1997.
- [14] Forster I.W., Ralis Z.A., McKibbin B., Jenkins D.H.R., *Clinical Orthop.*, 131,299-3407, 1978.
- [15] Vallana F., Pasquino E., Rinaldi S., Galloni M., Gatti A.M., Modica F., Benech A., Carbofilm; Present and future applications in biological Devives, *Ceramics International*, 19,169, 1993
- [16] Gorecki A., Kus W., Pykalo R., Pampuch R., Blazewicz S., Chlopek J., Powroznik A., *Engineering of biomaterials, Polish journal*, 1, 12, 1997.
- [17] Blazewicz M., Blazewicz S., Wajler C., *Ceramics International*, 20,99,1994.
- [18] Allard P., Cappozzo A., Lundberg A., Vaughan C.L., *Three - dimensional Analysis of Human Locomotion*, Wiley et Sons New York 1997.
- [19] Vaughan C.L., Davis B.L., O'Connor J.C., *Dynamics of Human Gait*, Kiboho Publishers Cape Town South Africa, (1999).
- [20] Palmes D., Spiegel H.U., Schneider T.O, Langer M., Strattmann U., Budny T., and Probst A., Achilles tendon healing: Long-term biomechanical effects of postoperative mobilization and immobilization in a new mouse model, *Journal of Orthopaedic Research*, Volume 20, Issue 5, September 2002, Pages 939-946 .
- [21] Russe O. A. Gerhardt J.J.: *International SFTR method of measuring and recording motion*. Bern, Stuttgart, Vien, H.Hubert Publishers, 1975.
- [22] Winter D. *The biomechanics and motor control of human gait: normal elderly and pathological*. University of Waterloo Press, Ontario, Canada 1991.
- [23] Chwała W., Staszko E., Walaszek R.: Analysis of bioelectrical activity of triceps surae after reconstruction of ruptured Achilles tendon. *Engineering of Biomaterials, Polish Journal*, 2000,18-23.
- [24] Chwała W., Staszko E., Walaszek R.: Analysis of kinematic parameters of locomotion and physiotherapeutic effect in subject after rupture and reconstruction of Achilles Tendon, *Engineering of Biomaterials, Polish Journal*, 2001, 21.

WPŁYW WYPEŁNIACZY NA WYBRANE FIZYCZNE WŁAŚCIWOŚCI STOMATOLOGICZNYCH MATERIAŁÓW KOMPOZYTOWYCH

JOANNA KARAŚ, LIDIA CIOŁEK

INSTYTUT SZKŁA I CERAMIKI,
UL. POSTĘPU 9, 02-676 WARSZAWA
E-MAIL: BIOCERAMIKA@NEOSTRADA.PL

słowa kluczowe: stomatologia odtwórcza, materiały kompozytowe, matryca polimerowa, wypełniacze, szkło, krzemionka koloidalna, wytrzymałość na zginanie, współczynnik nieprzezroczystości
[Inżynieria Biomateriałów, 54-55,(2006),42-45]

Wprowadzenie

Stomatologiczne materiały kompozytowe stanowią ważną grupę materiałów do odbudowy ubytków w stomatologii. Ich formuła opiera się na fakcie, że dodanie wypełniaczy do żywicy znacząco poprawia pewne właściwości kompozytów. Te materiały składają się z ciągłej fazy polimerowej z rozproszonymi w niej wypełniaczami.

THE EFFECT OF FILLERS ON PHYSICAL PROPERTIES OF DENTAL COMPOSITE MATERIALS

JOANNA KARAŚ, LIDIA CIOŁEK

INSTITUTE GLASS AND CERAMICS,
POSTĘPU ST. 9, 02-676 WARSAW
E-MAIL: BIOCERAMIKA@NEOSTRADA.PL

key words: restorative dentistry, composite materials, resin matrix, fillers, glass, colloidal silica, flexural strength, opacity coefficient
[Engineering of Biomaterials, 54-55,(2006),42-45]

Introduction

Dental composite materials are an important group of materials applied in restorative dentistry. Their formulation is based on the fact that the addition of inert fillers to resins can significantly improve certain properties. The materials consist of continuous resin matrix with dispersed fillers. The resin matrix usually comprises a blend of monomers of high molecular weight with at least two non saturated carbon-carbon bonds in the molecule and small quantities of initiator, activator, inhibitor, stabilizer and pigments.