

Otrzymane wyniki prowadzą więc do wniosku, że dwuwarstwowe powłoki $Al_2O_3-TiO_2$ otrzymane metodą zol-żel są obiecującym materiałem bioaktywnym do zastosowania na metalowych podłożach, jednak proces ich wytwarzania wymaga dalszych badań w kierunku identyfikacji i zwiększenia ilości aktywnych grup chemicznych wiążących do powierzchni tworzące się apatyty.

[7] Kim H.M., Miyazaki T., Kokubo T., Nakamura T., *Bioceramics* 13 (2001) p. 47

[8] Takadama H., Kim H.M., Kokubo T., Nakamura T., *Bioceramics* 13 (2001) p.51

BIOMECHANICZNA ANALIZA PARAMETRÓW SIŁOWYCH, SZYBKOSCIOWYCH I WYTRZYMAŁOŚCIOWYCH MIĘŚNI TRÓJGŁOWYCH ŁYDKI PO REKONSTRUKCJI WŁÓKNAMI WĘGLOWYMI PRZERWANEGO ŚCIĘGNA ACHILLESA

WIESŁAW CHWAŁA*, EMIL STASZKÓW**, ROBERT WALASZEK***

* ZAKŁAD BIOMECHANIKI, PRACOWNIA BIOKINETYKI AWF W KRAKOWIE

** SPECJALISTYCZNY SZPITAL IM. S. ŻEROMSKIEGO W KRAKOWIE

*** ZAKŁAD ODNOWY BIOLOGICZNEJ AWF W KRAKOWIE

Wstęp

Ścięgno Achillesa będące najsilniejszym mechanicznie ścięgnem ciała człowieka, jako element łączący mięsień trójgłowy łydki z guzem piętowym, spełnia bardzo ważną rolę w mechanizmie prawidłowego chodu, biegu czy skoku. Jego wytrzymałość na obciążenie wynosi około 2000-3500 N (Tylman i Dziak 1987). U ludzi między 30-40 rokiem życia zanika tętnica centralna ścięgna, czego efektem są zmiany wsteczne oraz gorsza wytrzymałość mechaniczna.

Uszkodzenie ścięgna piętowego wynika przede wszystkim z sumowania się mikrourazów mechanicznych działających na nieosłonięte ścięgno oraz przeciążeń jakim ono podlega, będąc jednocześnie objęte procesami zwyrodnieniowymi na tle zaburzeń odżywczych. Do takich procesów należy zapalenie przyczepów ścięgna Achillesa, powstające najczęściej w wyniku przeciążenia mięśnia trójgłowego łydki (Malcewicz i wsp. 1994).

Operacyjne zszycie zerwanego ścięgna Achillesa, pozwalające przywrócić pierwotnie właściwą, funkcjonalną długość jednostki ścięgniasto-mięśniowej mięśnia trójgłowego łydki jest współcześnie metodą z wyboru (Tomaszewski i wsp. 1996, Świerczyński 1994, Sotowski i wsp. 2000). Warunkiem powodzenia leczenia chirurgicznego jest właściwy dobór metody zespolenia, zależny od rodzaju uszkodzenia ścięgna oraz uzyskanie wartościowej mechanicznie blizny. Ostateczny efekt funkcjonalny czyli pooperacyjna sprawność kończyny w dużym stopniu zależy od właściwie ukierunkowanej rehabilitacji (Góralczyk i wsp. 2000, Wąlaszek i wsp. 2000).

Na początku lat siedemdziesiątych prof. Łukasik wprowadził szew, który prawidłowo kształtuje kikuty nie zabu-

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF SPEED, FORCE AND STRENGTH PARAMETERS FOR THE SURAL TRICEPS MUSCLE AFTER THE RECONSTRUCTION OF A TORN ACHILLES TENDON USING CARBON FIBERS

WIESŁAW CHWAŁA*, EMIL STASZKÓW**, ROBERT WALASZEK***

* DEPARTMENT OF BIOMECHANICS, BIOKINETICS LABORATORY
ACADEMY OF PHYSICAL EDUCATION IN KRAKÓW

** SPECIALIZED S. ŻEROMSKI HOSPITAL IN KRAKÓW

*** DEPARTMENT OF BIOLOGICAL REGENERATION
ACADEMY OF PHYSICAL EDUCATION IN KRAKÓW

Introduction

Achilles tendon, being the element connecting the sural triceps muscle with the calcanean tuber, is the strongest tendon in the human body and vital to proper walking, running or jumping. Its strength equals about 2000-35000 N (Tylman and Dziak 1987). In men between the ages 30 and 40 the central artery of the tendon disappears resulting in regressive changes and lowered strength.

Damages to the calcaneal tendon results mainly from the combination of mechanical micro-injuries to the bare tendon, its overload as well as the degenerative processes related to nourishment disturbances. These processes include the inflammation of Achilles tendon attachments, most often occurring as a result of overloading the triceps sural muscle (Malcewicz et al 1994).

The surgical reconstruction of torn Achilles tendon restoring the original, appropriate, functional length of the tendon-muscle unit is nowadays the method of choice (Tomaszewski et al 1996, Świerczyński 1994, Sotowski et al 2000). The success of the operation hinges on a suitable choice of the joining method, which depends on the kind of tendon damage and mechanically benign scarring. The final functioning results (i.e. post-operative functional efficiency of the limb) depend strongly on proper rehabilitation therapy (Góralczyk et al 2000, Wąlaszek et al 2000).

In the early seventies, prof. Łukasik developed the so-called Łukasik's tiered suture, which ensures a proper shape of the tendon stumps, does not disturb the blood flow and is sufficiently strong (Łukasik and Pietrzyk 1971). The individual fibers

rzając jednocześnie krążenia w ich obrębie, a także posiada odpowiednią wytrzymałość - tzw. szew piętrowy Łukasika (Łukasik i Pietrzyk 1971). Wiąże się poszczególne włókna, przesywając je wielokrotnie okrężnym szwem nierozpuszczalnym i tak uformowane kikutki ścięgna łączy się szwem piętrowym wzdłuż włókien ścięgna (Malcewicz i wsp. 1994).

W pracy przedstawiamy wyniki badań parametrów siłowo-wytrzymałościowych mięśni trójgłowych łydki w różnym czasie od wykonanego zabiegu szycia przerwanym ścięgien Achillesa operowanych materiałem węglowym w latach 1988-1998 (Walaszek i wsp. 2000). Stosowano metodę Łukasika w modyfikacji własnej (szwy kotwiczące pojedyncze plus pięć szwów ciągnących). Po operacji na okres czterech tygodni zastosowano gips udowy (ustawienie stopy 0° wg SFTR) (Russe i Gerhard 1975), staw kolanowy zgięcie 15-30°, następnie zwolniono kolano celem ćwiczenia zespołów mięśni działających na ten staw. Po 6?ciu tygodniach od operacji (średnio) wdrożono chodzenie bez unieruchomienia oraz intensywną - z dawkowanym obciążeniem - rehabilitację.

Celem niniejszego opracowania jest ocena stopnia kompensacji funkcjonalnej układu mięśni trójgłowy łydki - ścięgno Achillesa, po zerwaniu i szyciu go włóknami węglowymi. Układem odniesienia dla kończyny operowanej jest współpraca mięśnia triceps surae ze ścięgnem piętrowym w kończynie zdrowej. Poziom uzyskiwanych parametrów biomechanicznych przez osoby badane (siłowych, szybkościowych i wytrzymałościowych), charakteryzujących współpracę mięśni brzuchatych łydki ze ścięgnami piętrowymi pozwolił ocenić aktualne różnice funkcjonalne pomiędzy kończyną operowaną i nieoperowaną, a także skuteczność metody szycia z zastosowaniem włókien węglowych.

Materiał i metoda badań

Badania parametrów biomechanicznych przeprowadzono wśród osób po przebytej operacji zerwanego ścięgna Achillesa. Uszkodzone ścięgna szyto materiałem węglowym w Szpitalu im. Stefana Żeromskiego w Krakowie.

Cecha Characteristics	$\bar{x} \pm s$	min - max	V [%]
Wiek [lata] Age [years]	41.1 ± 7.1	36 - 59	16.0
Masa [kg] Mass [kg]	78.7 ± 14.5	49 - 103	18.4
Czas od operacji [miesiące] Time after operation [months]	58.7 ± 32.3	19 - 114	55.0

TABELA 1. Charakterystyka badanej grupy
TABLE 1. Characteristics of the studied group

Badano 18 osób obojga płci w wieku od 36 do 59 lat. Czas od przebytej operacji do przeprowadzenia badania wahał się w granicach od 4 miesięcy do 9 lat. Zerwania ścięgna piętrowego spowodowane były najczęściej urazem powstałym w wyniku aktywności ruchowej o wysokiej intensywności. Prowadziło to do powstania wysokiej wartości impulsu siły w krótkim czasie w powiązaniu z szybkimi zmianami charakteru pracy mięśni ("start do piłki", "wyskok do piłki", "amortyzacja przy zeskoku", "uraz mechaniczny").

Charakterystykę badanej grupy przedstawiono w TABELI 1.

are sutured many times over using circular non-dissolvable stitches. The thus formed tendon stumps are next joined using tiered sutures applied along the tendon fibers (Malcewicz et al 1994).

In this paper we present the force-strength parameters study results for triceps sural muscles at various times following the surgical Achilles tendons suturing using carbon material. The study concerns surgeries performed between 1988 and 1998 (Walaszek et al 2000). The authors' own modification of the Łukasik's method was used (anchoring single sutures plus five pulling sutures). Following the surgery, a plaster cast was applied for 4 weeks (foot set at 0° according to SFTR) (Russe and Gerhard 1975), knee joint flexion 15-30°. Next the knee was released in order to allow exercising of the affecting muscles. After 6 weeks (on the average) unhampered walking and intensive rehabilitation using dosed weights were implemented.

The objective of this paper was to assess recovery of function in the triceps sural muscle-Achilles tendon system after its tearing and subsequent suturing with carbon fibers. The performance of the sural triceps muscle and the calcaneal tendon in the healthy limb is used as the reference point. Since biomechanical parameters (force, speed, strength) characterize the cooperation of calf muscle and calcaneal tendon, their values, obtained from the studied patients, allowed the assessment of differences in functioning between the operated and non-operated limb as well as of the efficiency of suturing with carbon fibers.

Materials and methods

The biomechanical parameter studies were carried out on patients who had had surgical treatment of torn Achilles tendon. The damaged tendons were sutured using carbon material in the S. Żeromski Hospital in Kraków.

Eighteen patients of both sexes, 36-59 year of age were studied. The time elapsed between surgery and the study ranged from 4 months to 9 years. In the majority of cases the tendon tearing was caused by injuries resulting from strenuous physical activity where sudden short force impulses are

Staw Joint	Mierzony zespół mięśni Muscles studied	Pozycja pomiarowa Position	Kąt pomiędzy sąsiednimi członami Angle between body parts
goleniowo-skokowy talocrural joint	zginacze podszwowe stopy plantar flexor	Siedząca, kończyna dolna wyprostowana Sitting, lower limb straight	90° tułów-udo trunk-thigh 90° podudzie-stopa lower leg- foot 0° udo-podudzie thigh-lower leg

TABELA 2. Charakterystyka pozycji pomiarowej momentów maksymalnych sił mięśniowych oraz odporności na zmęczenie mięśni triceps surae
TABLE 2. Body position for measurements of the maximum moments of force and of the resistance to fatigue for triceps sural muscles

combined with a quick change of the character of the muscle activity ("taking off after a ball", "jumping up after a ball", "amortization at landing", "mechanical injury").

TABLE 1 gives the characteristics of the studied group of patients.

The studies included the following parameters:

1. Maximum moments of muscle force of the sural triceps in static standard positions. The measurements were done in

Badania obejmowały pomiary:

1. Maksymalnych momentów sił mięśniowych mm. triceps surae w warunkach statyki z wykorzystaniem pozycji standardowych. Pomiary wykonywano w pozycji siedzącej. Ułożenia kątowne sąsiadujących części ciała przedstawiono w TABELI 2.

Wartość momentów maksymalnych sił mięśniowych obliczono posługując się zależnością:

gdzie:

M_{max} - wartość maksymalnego momentu siły mierzonej grupy mięśniowej,

$$M_{max} = F_{max} d$$

F_{max} - maksymalna wartość siły zarejestrowana podczas skurczu izometrycznego,

d - ramię działania siły zewnętrznej.

Na ich podstawie obliczono wartości momentów względnych z zależności:

gdzie::

M_w - wartość względnego momentu siły zespołu mięśni,

M_{max} - wartość maksymalnego momentu siły,

m - masa osoby badanej.

$$M_w = \frac{M_{max}}{m}$$

Linie pomiarową stanowiły: tensometryczny przetwornik siły, wzmacniacz sygnału, karta analogowo-cyfrowa, komputer PC oraz pakiet oprogramowania Rejestrator Sygnałów Analogowych.

2. Szybkości rekrutacji jednostek motorycznych mm. triceps surae do pracy w próbie skurczu izometrycznego. Do realizacji pomiaru wykorzystano linię pomiarową z dynamometrem tensometrycznym stosowaną przy pomiarach momentów maksymalnych sił mięśniowych. Zwiększono jedynie częstotliwość rejestracji impulsów pomiarowych do tysiąca w ciągu sekundy.

Poprawne wykonanie próby polegało na maksymalnie szybkim osiągnięciu siły maksymalnej przez badaną grupę mięśniową.

Otrzymane przebiegi pomiarowe rozwijanej siły w funkcji czasu $F = f(t)$ posłużyły do obliczenia szeregu parametrów charakteryzujących szybki skurcz izometryczny. Do analizy wykorzystano reprezentatywny parametr maksymalnej wartości pochodnej siły w funkcji czasu - F'_{max} , który określa maksymalną prędkość skurczu mięśni (Chwała 1997).

3. Odporności na zmęczenie wymienionych wyżej mięśni w próbie 20 sekundowego skurczu izometrycznego o maksymalnej intensywności. Eksperyment pomiarowy polegał na osiągnięciu siły maksymalnej przez badaną grupę mięśniową, a następnie jej utrzymaniu przez dwadzieścia sekund (Chwała 1997). Warunkiem rzetelności przeprowadzenia eksperymentu było osiągnięcie na wstępie poziomu siły maksymalnej. Badany nie miał możliwości obserwowania na ekranie komputera przebiegu zmian siły w trakcie trwania próby. Wykluczyło to możliwość zwiększania motywacji do wysiłku pod wpływem bodźców wzrokowych.

Otrzymane wykresy zmian siły względem czasu posłużyły do obliczenia wielkości współczynnika spadku siły w czasie próby z zależności (Ruchlewicz i wsp 1998):

$$tgF = \left| \frac{F_{min} - F_{max}}{t} \right|$$

gdzie:

tgF - tangens nachylenia aproksymowanej funkcji $F(t)$ do osi czasu,

F_{min} - wartość siły na końcu próby (po 20 sekundach),

the sitting position. The angular placement of adjacent parts of the body is shown in TABLE 2.

Maximum moments of muscle force were calculated according to the formula:

where:

M_{max} - value of the maximum moment of force for the studied

$$M_{max} = F_{max} d$$

group of muscles

F_{max} - the maximum value of force recorded during isometric contraction

d - arm of the external force

Relative moments of force were calculated from the following relation:

where:

M_w - value of the relative moment of force for the studied group

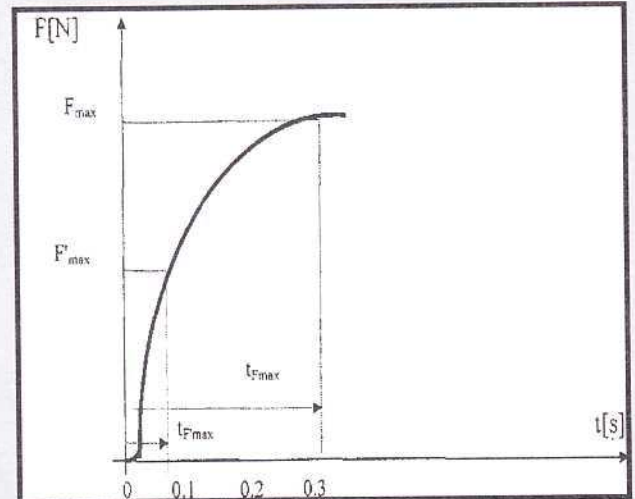
$$M_w = \frac{M_{max}}{m}$$

of muscles

M_{max} - the maximum moment of force

m - mass of the studied patient.

The test stand consisted of: tensometric force converter, signal amplifier, analog-to-digital card, PC computer and the Analog Signals Recorder software package.



RYS. 1. Zależność zmian siły względem czasu $f = F(t)$ w szybkim skurczu izometrycznym (F'_{max} - maksymalna prędkość skurczu mięśni, t_{Fmax} - czas wystąpienia maksymalnej prędkości skurczu mięśni, F_{max} - maksymalna wartość siły w skurczu izometrycznym, t_{Fmax} - czas uzyskania siły maksymalnej)

FIG. 1. Time function of force $f = F(t)$ during a fast isometric contraction (F'_{max} - the maximal speed of muscle contraction, t_{Fmax} - time at which the maximal muscle contraction speed occurs, F_{max} - the maximal value of force during the isometric contraction, t_{Fmax} - time taken to reach the maximal force)

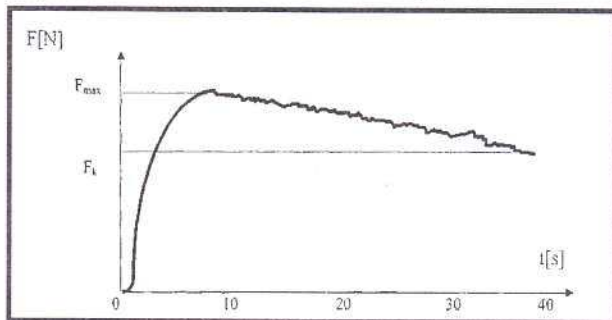
2. The speed with which the motor units of sural triceps muscle engage to work under isometric contraction test conditions. The measurements were performed using the test stand equipped with a tensometric dynamometer used in the measurements of maximum moments. Only the frequency of impulse recording was increased to one thousand per second.

The correct test procedure consisted in the studied muscles achieving the maximum force as fast as possible.

F_{max} - maksymalna wartość siły na początku próby,
 t - czas próby w zakresie liniowych zmian siły w funkcji czasu.

Wykonane badania pozwoliły na obliczenie szeregu parametrów charakteryzujących współpracę mięśni triceps surae ze ścięgnami Achillesa w obu kończynach dolnych, w zakresie ich statycznej pracy.

Poziom uzyskiwanych przez osoby badane parametrów pozwolił ocenić aktualne różnice funkcjonalne pomiędzy kończyną operowaną i nieoperowaną, a także skuteczność metody szycia z zastosowaniem włókien węglowych.



RYS. 2. Zależność spadku siły względem czasu $f=F(t)$ w próbie odporności na zmęczenie mięśnia brzuchatego łydki (F_{max} - maksymalna wartość siły mięśniowej na początku próby, F_k - najmniejsza wartość siły mięśniowej w zakresie jej liniowego spadku)

FIG. 2. The decrease of force as a function of time in the endurance test, performed on the gastrocnemius muscle (F_{max} - maximum value of muscle force at the start of the test, F_k - minimal value of muscle force within its linear decrease)

Otrzymane wyniki poddano następnie analizie statystycznej. Dla badanych parametrów obliczono średnie arytmetyczne, odchylenia standardowe, współczynniki zmienności oraz wartości maksymalne i minimalne w grupie. Na ich podstawie obliczono korelacje rang Spearmana oraz liniową Pearsona, celem określenia siły związku pomiędzy badanymi parametrami w obu kończynach oraz pomiędzy wartościami parametrów a czasem którym upłynął od operacji, deklarowaną aktywnością ruchową po operacji i wiekiem osób badanych. Dla porównania średnich wartości parametrów dla obu kończyn posłużono się testem t Studenta dla cech zależnych (Ryłko 1989).

Wyniki i dyskusja

W TABELI 3 przedstawiono wartości momentów maksymalnych i względnych sił mięśniowych zginaczy podszwowych stopy dla kończyn operowanych i nieoperowanych (O_Mmax , O_Mw , N_Mmax , N_Mw) oraz bezwzględne i względne różnice pomiędzy kończynami dla tych parametrów ($N-O_Mmax$, $N-O_Mw$, $N-O_%$). Dodatkowo zawarto informacje o płci (1- mężczyźni, 2 - kobiety) wieku, deklarowanej aktywności ruchowej po zabiegu (1- aktywny ruchowo, 2- nieaktywny ruchowo) i czasie, który upłynął od operacji (w miesiącach).

Na podstawie wyników obliczonych parametrów największe różnice bezwzględne dla $Mmax$, Mw oraz względne zaobserwowano dla przypadku nr 9, gdzie czas od operacji był najkrótszy (4 miesiące). Najmniejsze różnice pomiędzy badanymi kończynami (poniżej 10%) stwierdzono dla osób oznaczonych 4-6, 8, 12, 14, 15 i 18, dla których czas od operacji zawierał się w przedziale od 24-97 miesięcy. W przypadku niektórych osób pomimo długiego czasu, który upłynął od operacji utrzymują się znaczące różnice w zakresie możliwości siłowych (2 i 16), lecz są to osoby naj-

The dependence of force on time $F=f(t)$ obtained from the tests was used in calculating the numerous parameters characteristic of rapid isometric contraction. Maximum value of the time derivative F'_{max} , equivalent to maximum speed of the muscle contraction was singled out for analysis because of it being a representative parameter (Chwała 1997).

3. Fatigue resistance of the above muscles in the test of 20 sec isometric contraction at maximum intensity. The test consisted in the studied muscles reaching the maximum force and holding it for 20 seconds. (Chwała 1997). Reaching maximum force at the start of this experiment was crucial to its reliability. The patient could not see the computer monitor showing the force changes during the test. This excluded the possibility of enhanced effort due to visual stimuli.

The change of force with time, obtained in the experiment was used to calculate the coefficient of force decrease during the test. The following relation was used (Ruchlewicz et al 1998):

$$tgF = \left| \frac{F_{min} - F_{max}}{t} \right|$$

where:

tgF - tangent of the inclination angle of the approximated function $F(t)$ relative to the time axis

F_{min} - value of force at the conclusion of the test (after 20 sec)

F_{max} - maximum value of force at the start of the test

t - duration of the test within the linear range of force variations versus time

The studies allowed the calculation of numerous parameters characteristic of the cooperation between sural triceps muscles and the Achilles tendon in both lower limbs, in the range of their static work.

The value of the parameters achieved by the patients permitted the assessment of the actual functional differences between the operated and non-operated limb. The efficiency of suturing with carbon fibers was also evaluated.

Statistical analysis was then applied to the results. Standard deviations, the arithmetic mean, coefficients of variation as well as maximum and minimum values in the group were calculated. The Spearman correlation of the ranks as well as the Pearson linear correlation were calculated in order to determine the strength of the relationship between the studied parameters in both limbs as well as between the parameter values and time after surgery, declared post-operative physical activity and also the patients' age. To compare the average parameter values the Student test for dependent features was used (Ryłko 1989).

Results and discussion

TABLE 3 shows the values of the following parameters: maximum and relative moments of muscular forces for the plantar flexor in both operated and non-operated limbs (O_Mmax , O_Mw , N_Mmax , N_Mw) as well as their relative differences ($N-O_Mmax$, $N-O_Mw$, $N-O_%$). In addition, information on gender (1- men, 2- women), age, declared post-operative physical activity (1-physically active, 2- physically inactive) and time (in months) elapsed after surgery is also provided.

The biggest absolute and relative differences for $Mmax$, Mw were found in case 9, where time elapsed after surgery was the shortest (4 months). The smallest differences between the limbs (below 10%) were detected in patients 4-6, 8, 12, 14, 15 and 18. In their case the time after operation ranged between 24 - 97 months. In some cases (2 and 16), in spite of the long time elapsed after surgery, there per-

bardziej zaawansowane wiekowo.

W TABELI 4 zaprezentowano względne różnice maksymalnej prędkości skurczu mięśni triceps surae dla obu badanych kończyn.

Wartości maksymalnej prędkości skurczu (F'_{max}) u dorosłych, zdrowych osób wynoszą ok. 4000 N/s u kobiet i 6000 N/s u mężczyzn.

Jeżeli chodzi o wyniki prędkości skurczu osiągnięte przez badane osoby, to w większości obserwowanych przypadków różnica względna przemawia na korzyść kończyn nieoperowanych (aż 10 przypadków w przedziale wartości od 11,2-97,6%). Największą, prawie dwukrotną różnicę zaobserwowano w przypadkach 3 i 8. Dotyczą one osób które deklarowały małą aktywność ruchową lub były zaawansowane wiekowo. Tylko w 4 przypadkach zaobserwowano nieznaczne różnice na korzyść kończyn operowanych, lecz różnice względne nie są tu wysokie.

Przytoczone wyżej wyniki wskazują na najniższy stopień kompensacji w zakresie zdolności do wykonywania szybkich ruchów przez mięśnie kończyny operowanej u tych osób. Świadczyć to może o znacznych zmianach sprężystości struktury ścięgna w obrębie blizny operacyjnej, czego następstwem jest mała prędkość aktywacji jednostek motorycznych mięśnia (Chwała i wsp. 2000).

Analizując wyniki zawarte w TABELI 4 należy również zwrócić uwagę na znaczne zróżnicowanie osiąganych wyników przez poszczególne osoby. Wyraźnie słabsze wyniki (poniżej 3000N/s) na tle całej grupy osiągają osoby: 1 (w obrębie obu kończyn), 3 i 12 (kończyna operowana). W przypadkach 3 i 12 osoby deklarowały niską aktywność ruchową. W przypadku 1 deklarowana wysoka aktywność ruchowa jest wątpliwa (zdecydowanie niższe wartości parametru niż notowane u innych osób w tej samej grupie wiekowej).

Generalnie niższe wartości parametru (wolniejsza rekrutacja mięśni do pracy) posiadają osoby mało aktywne ruchowo.

W TABELI 5 zawarto wyniki próby odporności kończyn na zmęczenie w submaksymalnej izometrycznej pracy mięśni.

Z danych zawartych w TABELI 5 wynika, że uzyskane wartości współczynnika spadku siły są znacznie zróżnicowane w badanej grupie (od 1,66 N/s do 35,26 N/s). Ujemna wartość różnic procentowych świadczy o większej odporności na zmęczenie w zakresie anaerobowej pracy mięśni kończyn nieoperowanych. Największe różnice procentowe w odporności na zmęczenie badanych zespołów mięśni zaobserwowano w przypadkach 3, 9, 11 (osoby o mniejszej odporności na zmęczenie mięśni kończyny operowanej) oraz 16 i 17 (bardziej wytrzymała kończyna operowana). Na plan pierwszy wysuwa się jednak przypadek 9, gdzie kończyna nieoperowana jest ponad czterokrotnie bardziej odporna na zmęczenie, niż kończyna operowana. Dotyczy to osoby starszej (50 lat), mało aktywnej ruchowo i w krótkim czasie od operacji (4 miesiące). Z punktu widzenia funkcji badanych mięśni istotny jest przede wszystkim poziom wskaźnika spadku siły. Należy zauważyć, że u zdrowych dorosłych osobników nie uprawiających wyczerpującego sportu, wartości tych współczynników wahają się w granicach kilku N/s i rzadko znacznie przekraczają wartość 10 N/s (Chwała 1997). Dlatego w analizie kazuistycznej należy zwrócić uwagę na te przypadki, które wykraczają poza tę normę. W analizowanej grupie należą do nich: 4, 14, 17 (obie kończyny szybko się męczą podczas skurczu), 3, 6, 11 (mniej odporna na zmęczenie kończyna operowana), 1, 16, 17 (obserwujemy tu mniejszą odporność na zmęczenie kończyny nieoperowanej). W powyższych przypadkach zanotowano również stosunkowo wysoki poziom M_{max} , lub największą dysproporcję wyników M_{max} w obu kończynach (różnice powyżej 20%). Prawdopodobnie koń-

siat considerable differences in the feasibility of strength-requiring efforts but it concerns patients most advanced in age.

The relative differences of maximum sural triceps muscle contraction speed for both limbs are shown in TABLE 4.

In adult healthy people the maximum contraction speed (F'_{max}) equals about 4000 N/s in women and 6000N/s in men.

As far as the contraction speeds achieved by the persons studied are concerned, the relative difference in most cases points in favor of the non-operated limbs (10 cases in the relative difference range of 11.2% - 97.6%). The highest difference, almost double, was found in cases 3 and 8. They concern older patients and those who declared low physical activity. Only in four cases a slightly better performance of the operated limb was noted, but the relative differences were not significant.

The above results indicate that the muscle's ability to perform fast movements in the operated limb is restored in the smallest degree. This may suggest that there are considerable changes to tendon elasticity in the scar area as a result of which the activation speed of muscle motor units is low (Chwała et al 2000).

From the inspection of TABLE 4 it is also apparent that there are large differences between the results obtained from individual patients. Significantly worse results, (below 3000N/s) compared to the rest of the group are seen in the following patients: 1 (both limbs), 3 and 12 (the operated limb). In cases 3 and 12 the patients declared low physical activity. A high level of physical activity declared by patient 1 seems dubious (considerably lower parameter value compared to the other patients in the same age group).

Generally lower parameter values (slower muscle engagement to work) are found in patients who are not very active physically.

TABLE 5 shows the results of the limb fatigue resistance test, performed under the conditions of sub-maximum isometric muscle work.

From the data in TABLE 5 it is apparent that the achieved values of the coefficient of force decrease are noticeably differentiated in the studied group (from 1.66 N/s to 35.26 N/s). Negative percentage difference value indicates higher fatigue resistance during anaerobic muscle-work in the non-operated limb. The greatest percentage differences of the muscles fatigue resistance were recorded in the following cases: 3, 9, 11 (lower resistance to fatigue for the operated limb) and 16, 17 (operated limb appears more resistant). Case 9 is, however, the most conspicuous. Here, the non-operated limb is almost four times as resistant as the operated one. This is the case of an older patient (50 years) with low level of physical activity and short time after surgery (4 months). From the point of view of the functions performed by the studied muscles, the value of the coefficient of force decrease is the most essential characteristic. It should be noted that in healthy adults who do not play sport professionally, these coefficients are within the range of several N/s and seldom exceed 10 N/s (Chwała 1997). In the casuistic analysis the cases exceeding this norm should be inspected more closely. In the present study they are: 4, 14, 17 (both limbs tire quickly during contractions), 3, 6, 11 (the operated limb is less resistant to fatigue) and 1, 16, 17 (here the non-operated limb is less resistant to fatigue). In the above cases a relatively high value of M_{max} or the biggest disproportionality in M_{max} values between the limbs (differences above 20%) was also noted. It seems probable that, since the non-operated limbs bear greater loads, they reach higher values of M_{max} and hence use up the energy substrates, present in the muscles, more rapidly which results in lower resistance to fatigue. Lower M_{max} values permit the maintaining of maximum force for longer periods of time, which means reaching

No	Płeć Sex	Wiek Age [lata years]	A	t [miesiąc months]	O _{M_{max}} [Nm]	N _{M_{max}} [Nm]	O _{M_w} [Nm/kg]	N _{M_w} [Nm/kg]	N-O [%]
1	2	39	1	55	96,1	115,7	1,55	1,87	17,0
2	1	54	1	114	79,6	106,2	0,81	1,08	25,1
3	2	36	2	61	89,5	112,3	1,19	1,50	20,3
4	2	41	1	83	81,1	85,8	1,45	1,53	5,5
5	1	42	1	35	173,4	184,6	2,12	2,25	6,1
6	1	41	1	78	138,9	146,6	1,96	2,06	5,2
7	1	40	1	90	151,4	171,8	1,47	1,67	11,9
8	1	59	1	59	106,8	112,2	1,30	1,37	4,8
9	2	50	2	4	64,6	116,4	0,92	1,66	44,5
10	1	39	1	104	135,0	151,8	1,48	1,67	11,1
11	1	43	1	19	100,6	117,2	1,40	1,63	14,2
12	2	49	2	97	64,4	64,2	1,31	1,31	-0,2
13	2	38	1	22	88,0	104,1	1,16	1,37	15,4
14	1	36	2	22	122,7	133,6	1,39	1,52	8,2
15	1	52	1	40	117,4	120,0	1,22	1,25	2,2
16	1	53	1	75	106,8	141,9	1,35	1,80	24,7
17	1	36	1	20	122,0	169,0	1,34	1,86	27,8
18	1	46	1	24	116,0	124,8	1,55	1,66	7,1

N-O [%]: względne różnice pomiędzy kończyną nieoperowaną i operowaną, relative differences between the operated and non-operated limb
 Płeć / sex: 1 – mężczyźni / men, 2 – kobiety / women,
 A: 1 - aktywny ruchowo / physically active, 2 - nieaktywny ruchowo / physically inactive,
 t - czas w miesiącach jaki upłynął od operacji / time in months elapsed after surgery

TABELA 3. Wartości momentów maksymalnych i względnych zginaczy podszwowych stopy kończyn operowanej i nieoperowanej
TABLE 3. Maximum and relative moments for plantar flexors in the operated and non-operated limb

czynny nieoperowane, ze względu na przenoszenie większego obciążenia osiągają wyższe wartości Mmax, stąd też szybciej wykorzystują substraty energetyczne zawarte w mięśniach, co pociąga za sobą mniejszą odporność na zmęczenie. Niższy poziom Mmax pozwala w dłuższym czasie utrzymać maksymalny poziom siły, a tym samym uzyskać korzystniejszą wartość współczynnika spadku siły (Ruchlewicz i wsp. 1998).

W dalszym etapie przeprowadzono standardową analizę statystyczną w celu znalezienia charakterystycznych tendencji w badanej grupie. Do obliczeń statystycznych wykorzystano próbę 17 osób. Przypadek 9 został usunięty z analizy ze względu na zdecydowanie krótszy czas jaki upłynął od zabiegu operacyjnego (4 miesiące) w porównaniu z pozostałymi osobami (średnia wartość 58,7 miesiąca). Podyktowane to zostało koniecznością uniknięcia sztucznego wpływu tego przypadku na rzeczywisty obraz siły związków badanych parametrów w grupie.

TABELA 6 przedstawia wartości średnie w badanej grupie, poziom istotności różnic, względne różnice procentowe, procentowy współczynnik zmienności dla kończyn nieoperowanych i operowanych.

Średnia M_{max} kończyn nieoperowanych jest większa o 18 Nm od średniej kończyn operowanych, co stanowi 16,6%. Różnica pomiędzy średnimi Mmax jest istotna statystycznie (p = 0,000).

Podobna sytuacja występuje w przypadku wartości momentów względnych, gdzie różnica na korzyść kończyn nieoperowanych wynosi 0,22 Nm/kg (15,8%); różnica ta jest również istotna statystycznie na poziomie p = 0,000.

Lp No	Płeć Sex	Wiek Age [lata years]	A	t [mies. Months]	O _{F_m} [N/s]	N _{F_m} [N/s]	N-O _{F_m} [%]
1	2	39	1	55	2169	1928	-11,1
2	1	54	1	114	6318	6361	0,7
3	2	36	2	61	2400	4742	97,6
4	2	41	1	83	5143	5518	7,3
5	1	42	1	35	8293	8005	-3,5
6	1	41	1	78	3354	3730	11,2
7	1	40	1	90	6033	7001	16,0
8	1	59	1	59	3633	6936	90,9
9	2	50	2	4	3501	5748	64,2
10	1	39	1	104	7551	6770	-10,3
11	1	43	1	19	3874	5190	34,0
12	2	49	2	97	2376	3065	29,0
13	2	38	1	22	7166	5337	-25,5
14	1	36	2	22	5866	7230	23,3
15	1	52	1	40	7696	8024	4,3
16	1	53	1	75	3595	3017	-16,1
17	1	36	1	20	6162	8781	42,5
18	1	46	1	24	5335	6174	15,7

TABELA 4. Wartości parametrów oceniających szybkość skurczu mięśnia triceps surae w kończynie operowanej i nieoperowanej
TABLE 4. Values of parameters characterizing the contraction speed of the sural triceps muscle in the operated and non-operated limb.

Lp No	Płeć Sex	Wiek Age [lata years]	A	t [miesiące months]	O _{tgF} [N/s]	N _{tgF} [N/s]	N-O [%]
1	2	39	1	55	11,21	18,95	40,8
2	1	54	1	114	9,00	7,37	-22,1
3	2	36	2	61	20,07	11,07	-81,3
4	2	41	1	83	15,46	18,76	17,6
5	1	42	1	35	3,37	4,43	23,9
6	1	41	1	78	15,16	11,51	-31,7
7	1	40	1	90	6,65	8,10	17,9
8	1	59	1	59	5,69	9,31	38,9
9	2	50	2	4	8,86	1,66	-433,7
10	1	39	1	104	6,61	6,09	-8,5
11	1	43	1	19	22,00	12,50	-76,0
12	2	49	2	97	10,28	9,54	-7,8
13	2	38	1	22	11,66	9,53	-22,4
14	1	36	2	22	16,17	17,39	7,0
15	1	52	1	40	13,64	11,17	-22,1
16	1	53	1	75	8,55	17,70	51,7
17	1	36	1	20	15,29	35,26	56,6
18	1	46	1	24	9,48	12,02	21,1

TABELA 5. Wartości współczynnika spadku siły mięśniowej w próbie 20 sekundowego skurczu izometrycznego
TABLE 5. Coefficient of the muscle force decrease in the 20 sec. isometric contraction test

Parametr Parameter	N	Kończyna Limb	$\bar{x} \pm s$	Istotność różnic Significance of differences	Różnica względna Relative difference [%]	V [%]
M_{max} [Nm]	17	N O	126.6 ± 30.5 108.6 ± 29.4	18.0 $p=0.000$	16.6	27.1 24.1
M_w [Nm/kg]	17	N O	1.61 ± 0.29 1.39 ± 0.31	0.22 $p=0.000$	15.8	18.0 22.3
TgF [Ns]	17	N O	12.4 ± 7.5 11.6 ± 5.0	0.8 $p=0.659$	6.9	60.5 43.1
F_{max} [Ns]	17	N O	5854 ± 1928 4924 ± 1900	3.37 $p=0.0036$	15.9	35.0 38.0

Kończyna / limb: N – nieoperowana / non-operated; O – operowana / operated

TABELA 6. Średnie wartości parametrów biomechanicznych badanych kończyn
TABLE 6. Mean values of biomechanical parameters of the studied limbs

Cecha Characteristics	Kończyna Limb	M_{max} [Nm]	M_w [Nm]	F_m	tgF [Ns]
Wiek [lata] Age [years]	O N	-0.30 -0.31	-0.36 -0.31	-0.02 -0.17	-0.47 -0.31
Czas od operacji Time after surgery [miesiące / months]	O N	-0.02 -0.15	-0.01 -0.14	-0.01 -0.31	-0.31 -0.20
Aktywność Activity	O N	-0.44* -0.36*	-0.33* -0.30*	-0.41* -0.18	0.26 -0.15

* $p < 0.10$; * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$

TABELA 7. Korelacja między wybranymi cechami a parametrami biomechanicznymi badanych kończyn
TABLE 7. Correlation between selected characteristics and biomechanical parameters of the studied limbs

Podobne istotne statystycznie różnice $p = 0,0036$, zanotowano dla zmiennej charakteryzującej maksymalną prędkość skurczu obu badanych kończyn. Różnica względna wynosi tu ok. 16%.

W przeciwieństwie do poprzednio analizowanych parametrów średnie wartości współczynnika spadku siły w obu kończynach są do siebie zbliżone i nieistotne statystycznie. Rozproszenie pomiarów w grupie kończyn nieoperowanych jest wysokie i wynosi 60.5%. Z tego względu istotniejsze znaczenie dla analizy posiada omówienie różnic występujących w poszczególnych przypadkach przedstawione w TABELI 5.

$O_{M_{max}}$ $N_{M_{max}}$	O_{M_w} N_{M_w}	O_{tgF} N_{tgF}	O_{F_m} N_{F_m}
0.88 ***	0.76 ***	0.64 **	0.72 ***

* $p < 0.10$; * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$
Kończyna / limb: O – operowana / operated;
N – nieoperowana / non operated

TABELA 8. Korelacja między wybranymi wynikami kończyn operowanej i nieoperowanej
TABLE 8. Correlation between the selected results obtained for the operated and non-operated limb

Ostatnim etapem analizy statystycznej podjętym w tej pracy była próba znalezienia związków wybranych cech (wiek, czas od operacji, aktywność ruchowa) z parametrami biomechanicznymi oraz określenie podobieństwa badanych kończyn pod kątem obliczonych parametrów (TABELA 7 i 8).

Spśród danych zawartych w TABELI 7 na uwagę zasługują jedynie słabe związki aktywności ruchowej po zabiegu operacyjnym badanych osób (intensywna rehabilitacja i aktywna rekreacja ruchowa) z wartościami rozwijanych M_{max} ; deklarowanej aktywności ruchowej z prędkością skurczu koń-

better values of the force decrease coefficient (Ruchlewicz et al 1998).

Standard statistical analysis was used to find characteristic trends in the studied group. A group of 17 patients was used in the analysis. Case 9 was excluded from the study because of a distinctly shorter time (4 months) elapsed after surgery as compared to other patients (the average of 58.7 months). This exclusion was necessary in order to avoid biasing the real strength of parameter correlation.

TABLE 6 shows mean values in the studied group, the level of significance of differences, relative differences and the percentage coefficient of variation for the operated and non-operated limbs.

The mean M_{max} value for the non-operated limbs is greater than that of the operated ones by 18 Nm, which is 16.6%. The difference between mean values is statistically significant ($p=0.000$).

Similar is true for relative moments. The value for the non-operated limbs is higher by 0.22 Nm/kg (15.8%) and this difference is also statistically significant at the level of $p=0.000$.

Similar statistically significant differences $p=0.0036$ were found for the variable which characterizes the maximal contraction speed for both limbs. Relative difference here is equal to about 16%.

Contrary to the above-mentioned parameters, the mean values of the coefficient of force decrease in both limbs are similar and statistically insignificant. The scattering of measurements in the non-operated limb group is high and equals 60.5%. Discussion of the differences found in particular cases and shown in TABLE 5 is therefore more vital to the analysis.

The final stage of statistical analysis performed in this study was an attempt to find the correlation between selected characteristics (age, time after surgery, physical activity) and biomechanical parameters as well as the comparison of the studied limbs from the point of view of the calculated parameters (TABLES 7 and 8).

Among the data from Table 7 attention should be given only to: weak correlation between the post-operative physical activity (intensive rehabilitation therapy, active physical recreation) and the values of M_{max} ; declared physical activity and contraction speed of the operated limb, the patients' age and resistance to fatigue in the isometric contraction test. The significance level of the Spearman rank correlation is however rather low, except for the last case ($p < 0.05$). Therefore one should not jump to conclusions that significant correlations exist between biomechanical parameter values and the declared quality characteristics.

Conclusions

1. The results of this study indicate the presence of statistically significant differences between the mean values of the studied parameters in muscles of both operated as well as non-operated limbs.
2. The statistically significant differences were noted in the case of variables characterizing the level of force potential and the contraction speed in the studied muscle groups. Differences in the fatigue resistance of both limbs turned out to be insignificant.
3. As far as the force potential is concerned, the differences between limbs, non-operated and operated on using carbon materials, were found to be decreasing with the passage of time following surgery.
4. The greatest disproportions were found for the maximum muscle contraction speed, which could indicate the decrease in tendon elasticity in the area of the joining. Similar observations were made in the bioelectrical activity analysis of the studied muscle groups as reported in the previous paper (Chwała et al. 2000)

czynny operowanej oraz wieku osób badanych z odpornością na zmęczenie w próbie skurczu izometrycznego. Poziom istotności korelacji rang Spearmana jest jednak dość niski, za wyjątkiem ostatniego przypadku ($p < 0,05$). Dlatego nie należy wyciągać wniosków o występowaniu istotnych związków pomiędzy wartościami parametrów biomechanicznych a deklarowanymi cechami jakościowymi.

Z analizy wartości współczynników korelacji Pearsona pomiędzy odpowiednimi parametrami kończyn operowanych i nieoperowanych TABELA 8 wyłania się zgoła odmienny obraz, niż w przypadku korelacji rang Spearmana. Wszystkie współczynniki korelacji są statystycznie istotne, a siła związku zmienia się od korelacji umiarkowanej $r = 0,64$ (tgF) do wysokiej $r = 0,88$ dla zmiennej Mmax, wskazując na istotne podobieństwo obu kończyn.

Wnioski

1. Wyniki przeprowadzonych badań wskazują na występowanie istotnych statystycznie różnic pomiędzy średnimi wartościami badanych parametrów w mięśniach kończyn operowanych i nieoperowanych.
2. Istotne statystycznie różnice odnotowano w przypadku zmiennych charakteryzujących poziom możliwości siłowych i prędkości skurczu badanych zespołów mięśni, nieistotne natomiast okazały się różnice w odporności na zmęczenie obu kończyn.
3. W zakresie możliwości siłowych w miarę upływu czasu od operacji stwierdzono wyrównywanie różnic pomiędzy kończynami nieoperowanymi a operowanymi materiałem węglowym.
4. Największe dysproporcje wśród analizowanych parametrów dotyczyły maksymalnej prędkości skurczu mięśni, co może być przejawem zmniejszenia się sprężystości ścięgna w strefie zespolenia. Podobnych spostrzeżeń dokonano w przypadku analizy aktywności bielektrycznej badanych zespołów mięśni, przedstawionych w poprzedniej pracy (Chwała i wsp. 2000).
5. W zakresie pomiaru odporności na zmęczenie badanych zespołów mięśni obserwujemy znacznie niższe wartości tego parametru, niż u osób zdrowych.

5. Fatigue resistance of the studied muscle groups was found to be considerably lower than that of healthy people.

Piśmiennictwo References

- [1] Bober T., Hay J.G.: Topografia siły mięśni kończyn człowieka. Wychowanie Fizyczne i Sport, 3, 1990.
- [2] Chwała W.: Badania nad strukturą energetycznych zdolności motorycznych i trafność ich testowania. Praca doktorska, AWF Kraków 1997.
- [3] Chwała W., Staszaków E., Walaszek R.: Analiza aktywności bioelektrycznej mięśni trójgłowych łydki po rekonstrukcji włóknami węglowymi przerwanego ścięgna Achillesa. Inżynieria Biomateriałów, nr 11, 2000, s. 18-23.
- [4] Doński D.D.: Biomechanika ćwiczeń fizycznych. Sport i Turystyka, Warszawa, 1963.
- [5] Dziak A.: Zamknięte uszkodzenia tkanek miękkich narządu ruchu. PZWL, Warszawa 1985.
- [6] Garlicki J., Kuś W.M.: Traumatologia Sportowa. Wyd. I. PZWL, Warszawa 1978.
- [7] Garlicki M.: Chirurgia urazowa. Wyd. I, PZWL, Warszawa 1987.
- [8] Góralczyk B., Kiwerska-Jagodzińska K., Mikuła W.: Diagnostyka i leczenie uszkodzeń ścięgna Achillesa. Medycyna Sportowa, Nr 103, 2000.
- [9] Kurek J., Tomaszewski W., Deszczyński J.: Zastosowanie tkanekowych klejów fibrynowych w operacyjnym leczeniu podskórnego zerwania ścięgna Achillesa. Medycyna Sportowa, Nr. 35; 1994, s. 9-10.
- [10] Łukasik S., Pietrzyk A.: Urazowe uszkodzenia ścięgna Achillesa - zmiany histologiczne i wyniki leczenia operacyjnego metodą własną. Ch.N.R.iO.P., t. 36; 1971, s. 153-15.
- [11] Malcewicz M., Malcewicz S., Stępień G.: Leczenie operacyjne metodą Łukasika rozerwań podskórnych ścięgien Achillesa powstałych w związku z uprawianiem sportu. Medycyna Sportowa, Nr 32; 1994, s. 6-7.
- [12] Morecki A., Ekiel J., Fidelus K.: Bionika ruchu. PWN, Warszawa, 1971.
- [13] Ruchlewicz T., Staszewicz R., Chwała W., Nosiadek L.: Spadek siły i wytrzymałość w warunkach skurczu izometrycznego. Biology of Sport, Volume 15, 1998.
- [14] Russe O.A., Gerhardt J.J.: International SFTR method of measuring and recording motion. Bern, Stuttgart, Wien, H. Hubert Publishers, 1975.
- [15] Rytko A.: Metody analizy statystycznej. Wydawnictwo Skryptowe AWF Kraków, Nr. 104, 1989.
- [16] Sotowski R., Porębski P., Gałaszewski M., Fleming J., Król M.: Uszkodzenia ścięgna piętowego w wyniku rekreacyjnego uprawiania sportu. Medycyna Sportowa, Nr 102, 2000.
- [17] Szopa J., Chwała W., Ruchlewicz T.: Identification structure and validity of testing of motor abilities, Journal of Human Kinetics, Kraków 1999.
- [18] Świerczyński R.: Uszkodzenia ścięgna piętowego u sportowców. Medycyna Sportowa, Nr. 40; 1994, s. 2-4.
- [19] Tomaszewski W., Kurek J., Deszczyński J.: Kleje fibrynowe w operacyjnym leczeniu zerwanego ścięgna Achillesa - doświadczenia własne. Medycyna Sportowa, 1996.
- [20] Tylman D., Dziak A.: Traumatologia Narządu Ruchu. T.2, cz.2, wyd. I, PZWL, Warszawa 1987.
- [21] Walaszek R., Staszaków E., Chwała W.: Rekonstrukcja włóknami węglowymi zerwanego ścięgna Achillesa. Mechanika w Medycynie. Zbiór Prac V Seminarium Naukowego, s. 242-246, Rzeszów 2000.