

Biomechanika więzadeł krzyżowych

Biomechanics of cruciate ligaments

Artur Pasierbiński, Aneta Jarząbek

Carolina Medical Center, Warszawa

Streszczenie

Więzadła krzyżowe są głównymi biernymi stabilizatorami stawu kolanowego w płaszczyźnie strzałkowej i wraz z ukształtowaniem powierzchni stawowych oraz pracą mięśni zapewniają mu funkcjonalną stabilność i prawidłową kinematykę. Podczas ruchu biernego wspomagają zamianę toczenia na ruch ślizgowy, a przy ruchu czynnym hamują ślizg w stawie wywołany działaniem mięśni, redukując siły ścinające.

Więzadła krzyżowe kontrolują rotację goleni i wraz z więzadłami pobocznymi zapewniają stabilność kolana w wyproście. Podczas ruchu prostowania w otwartym łańcuchu kinetycznym odkształcenie ACL zwiększa się wraz ze zmniejszaniem kąta zgięcia (od około 40°) i jest tym większe im większy jest działający moment zewnętrzny. Przy zginaniu w otwartym łańcuchu kinetycznym obciążenie PCL zwiększa się gwałtownie powyżej 30° i osiąga maksimum w około 90° zgięcia.

Podczas ruchu w zamkniętym łańcuchu kinetycznym, siły kompresji w stawie piszczelowo-udowym, oraz automatyczne napięcie mięśni stabilizujących staw kolanowy redukują siły ścinające i zmniejszają obciążenie więzadeł.

W trakcie rehabilitacji po uszkodzeniu lub rekonstrukcji więzadeł, możemy zmniejszyć przenoszone przez nie obciążenia dobierając odpowiedni zakres ruchu, prędkość i pozycję przy ćwiczeniach oraz stosując równoczesne napięcie mięśni antagonistycznych (kokontrakcję). Wielkość obciążeń przenoszonych przez więzadła zależy od aktualnej pozycji stawu, momentu działającego na staw kolanowy i sił kompresji w stawie piszczelowo-udowym.

[Acta Clinica 2001 1:284-293]

Słowa kluczowe: więzadła krzyżowe, biomechanika, obciążenia, ćwiczenia.

Funkcje i właściwości biomechaniczne więzadeł

Główną funkcją więzadeł krzyżowych jest bierna stabilizacja stawu zarówno

Summary

Cruciate ligaments are main stabilizers of the knee joint in the sagittal plane; they also contribute in stabilisation in coronal and transverse planes. Together with the shape of articular surface, muscles and contact forces ensure proper arthrokinematics.

During passive motion of the knee cruciates help to change rolling into sliding movements and during active motion resist translations and reduce shear forces. Cruciates control rotational movements in the flexed knee and together with collateral ligaments ensure rotational stability of the extended knee.

The amount of forces loading the ligaments depends of actual knee position, knee moment and tibio-femoral joint compression forces.

During open kinetic chain extension ACL strain increases while flexion angle decreases (from 40° of flexion). The bigger knee extension moment, the higher is ACL strain. During open kinetic chain flexion PCL strain increases rapidly above 30° and reaches the maximum above 90° of flexion. In closed kinetic chain motion (like squatting), tibio-femoral joint compression forces and contraction of muscles stabilising the joint, reduce shear forces and decrease ligament strain.

During rehabilitation exercises after ligaments injury or repair, it is possible to reduce forces loading the ligaments by choosing proper range of motion, position of the joint, speed of motion and by performing voluntary co contraction of antagonistic muscles.

[Acta Clinica 2001 1:284-293]

Key words: cruciate ligaments, biomechanics, strain, exercises.

w płaszczyźnie strzałkowej, czołowej, jak i poprzecznej (7, 12, 24, 28). Wraz z ukształtowaniem powierzchni stawowych, działaniem innych więzadeł i pracą mięśni, biorą one udział w zapewnieniu prawidłowo-

wej kinematyki stawu (16, 22, 24, 28). Kontrolując ślizg i rotacje przy ruchach biernych i czynnych, a także hamując translacje przy działaniu sił zewnętrznych, więzadła zapewniają płynność ruchu i chronią chrząstkę stawową. Wielkość obciążeń przenoszonych przez więzadła zależy od aktualnej pozycji stawu kolanowego i działającego momentu zewnętrznego.

Więzadła, dzięki znajdującym się w nich proprioceptorom pełnią także ważną rolę neurosensoryczną, biorąc udział w regulacji napięcia mięśni agonistycznych i antagonistycznych podczas ruchu stawu (16, 28). Funkcje kontroli kinematyki i stabilizacji stawu determinowane są generalnie przez właściwości biomechaniczne więzadeł, czyli właściwości strukturalne, charakteryzujące kompleks kość-więzadło-kość i właściwości mechaniczne, charakteryzujące samo tworzywo więzadeł (24, 25, 28). Wielkościami charakteryzującymi właściwości strukturalne są: obciążenie maksymalne (*ultimate load*) (N), sztywność (*stiffness*) (N/mm) i wydłużenie maksymalne (*elongation at failure*) (mm). Wielkościami charakteryzującymi właściwości mechaniczne są: wytrzymałość na rozciąganie (*tensile strength*) (Mpa), naprężenie, czyli stosunek działającej siły do przekroju poprzecznego (stress) (Mpa) i odkształcenie czyli stopień deformacji tworzywa więzadła po zadziałaniu obciążenia (*strain*) (%).

Właściwości strukturalne więzadeł mogą być badane w płaszczyznach funkcjo-

nalnych (w warunkach zbliżonych do naturalnych), kiedy przy badaniu ruchu w stawie nie jest ograniczany do jednego wybranego kierunku, lub w płaszczyznach anatomicznych kiedy siła przykładana podczas pomiaru powoduje ruch w stawie tylko w wybranym kierunku (24, 25). Badania próbek kompleksu kość-więzadło-kość, więzadła krzyżowego przedniego (ACL), pobranych ze zwłok, wykazują ich większą wytrzymałość (o 35%), sztywność (o 11% do 45%) i maksymalne wydłużenie w płaszczyznach funkcjonalnych, niż podczas pomiarów dokonywanych w płaszczyznach anatomicznych (25). Naprężenie jest wielkością trudną do oszacowania, ze względu na niejednorodny kształt i przekrój poprzeczny więzadeł (1, 5, 7, 8, 24, 26, 28); do pomiarów wykorzystywane są specjalne kalibratory, lub różnego rodzaju systemy optyczne i laserowe mikrometry (metody niekontaktowe).

Odkształcenie więzadeł pod wpływem obciążenia może być mierzone przy użyciu systemów video, po oznaczeniu odpowiednimi markerami badanego odcinka oraz dzięki specjalnym czujnikom mocowanym w wybraną część więzadła, podczas artroskopii. Dzięki temu można zbadać odkształcenie więzadła podczas ruchu stawu kolanowego w różnych warunkach i prawie w całym zakresie ruchu (2, 3, 4, 6, 24, 28).

Pod wpływem intensywnej aktywności (np. ćwiczeń) więzadła stopniowo wydłużają się co może spowodować zwiększenie

Tab. 1. Właściwości biomechaniczne więzadeł

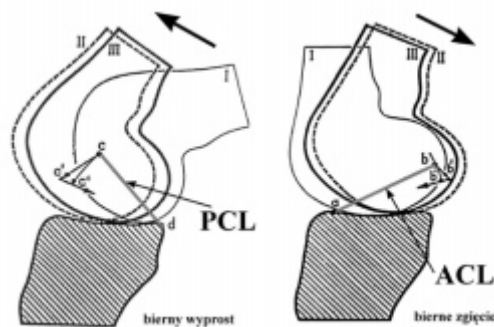
	ACL	PCL
OBCIĄŻENIE MAKSYMALNE	2160 ± 157 N (mierzone w płaszczyznach funkcjonalnych)	1742 ± 390 N
SZTYWNOŚĆ	242 ± 28 N/mm	380 ± 80 N/mm
WYDŁUŻENIE MAKSYMALNE	11,5 mm	10 mm
ODKSZTAŁCENIE MAKSYMALNE	(10 - 12%)	(8 - 10%)

wiotkości stawu. Jednakże po pewnym czasie wracają one do swojej pierwotnej długości, a kolano odzyskuje poprzednią „sztywność”. Jest to zależne od lepkoelastycznych właściwości więzadeł, czyli: zwiększania długości więzadła w skutek działania stałego obciążenia przez określony czas (*creep*), zmniejszania się obciążenia więzadła wskutek utrzymywania stałego rozciągnięcia przez określony czas (*stress relaxation*) oraz od stopnia rozproszenia energii przy cyklicznym obciążaniu i odciążaniu więzadła (24, 25).

Właściwości biomechaniczne więzadeł zmieniają się z wiekiem. Węzadło dwudziestolatka wytrzymuje dwa razy większe obciążenie, niż więzadło czterdziestolatka. Badane próbki kompleksu kość-więzadło-kość pobrane od młodszych dawców (22 – 35 lat) miały większą sztywność liniową i znosiły do trzech razy większe obciążenia niż próbki pobrane od osób starszych (60 – 97 lat), zaś przerwanie następowało najczęściej w miejscu przyczepu (24, 25); w tych drugich do uszkodzenia dochodziło na przebiegu więzadła. Również unieruchomienie wpływa negatywnie na wytrzymałość i właściwości lepkoelastyczne więzadeł (11, 24). Badania przeprowadzane na psach wykazały, że po dwunastotygodniowym unieruchomieniu wytrzymałość ACL na rozciąganie maleje do 66% (11) przy czym po okresie remobilizacji nie powraca do poprzedniej wartości.

Zachowanie się więzadeł podczas ruchu biernego

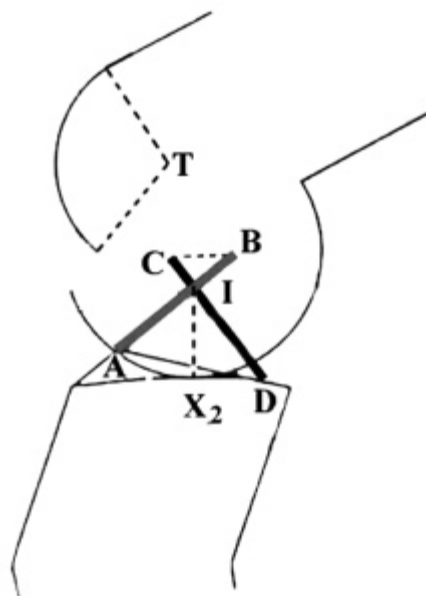
Podczas biernego ruchu stawu kolanego więzadła krzyżowe wspomagają zamianę ruchu toczenia na ruch ślizgowy (ryc. 1). Oś obrotu stawu, znajdująca się w miejscu przecięcia najbardziej obciążonych włókien więzadeł przesuwają się do tyłu podczas zginania i ku przodowi w czasie prostowania, zawsze rzutując na miejsce



Ryc. 1. Zamiana toczenia na ruch ślizgowy. Wg Karpandji I. A.: The physiology of the joints. Churchill Livingstone, Edinburgh London Melbourne and New York 1987:2:114 – 129

styku powierzchni stawowych uda i piszczeli (13) (ryc. 2).

Wstępne napięcie ACL przy ruchu zgięcia inicjuje napięcie PCL i odwrotnie; siły te równoważą się dopóki nie zadziałają zgięciowy czy wyprostny moment zewnętrzny (obciążenie), lub wewnętrzny (praca mięśni). Węzadła krzyżowe zawsze pozostają częściowo napięte w wyniku nie-



Ryc. 2. Komputerowy model kolana. Linie A-B i C-D oznaczają najbardziej obciążone włókna ACL i PCL, X2 miejsce styku powierzchni stawowych uda i piszczeli na które rzutuje oś obrotu stawu I. Wg O'Connor J.J.: Can muscle co-contraction protect knee ligaments after injury or repair? J Bone Joint Surg; 1993:75-B (1): 41 – 47

jednorodnego kształtu i nierównej długości ich włókien (6, 12, 13). W zgięciu około 40°, siły przenoszone przez więzadła (przy rozluźnionych mięśniach) są najmniejsze (6, 12) i równoważą się, ponieważ najbardziej obciążone włókna ACL i PCL ułożone są pod takim samym kątem do *plateau* piszczeli. Wraz ze wzrostem zgięcia bardziej obciążane są przednio-boczne włókna PCL (6, 7), zaś przy prostowaniu tylne włókna ACL (12, 13, 9). W granicach 60° zgięcia napięcie więzadeł wzrasta nieznacznie, a kiedy zgięcie przekracza 90° PCL jest proporcjonalnie bardziej rozciągane niż ACL, w którym napięte są głównie włókna przednie (9, 12). Bierny wyprost powoduje największe obciążenie ACL w ostatnich 10° ruchu (6), w wyproście napięte są tylne włókna ACL i PCL (1, 7, 8, 9, 12). Przeprost kontrolowany głównie przez ACL (jak również tylną część torebki stawowej i więzadła tylnobocznego przedziału kolana) (6, 18) powoduje znaczne obciążenie przednich włókien więzadła, które opierają się o strop dołu międzykłykciowego (10) (często w takim mechanizmie dochodzi do uszkodzenia).

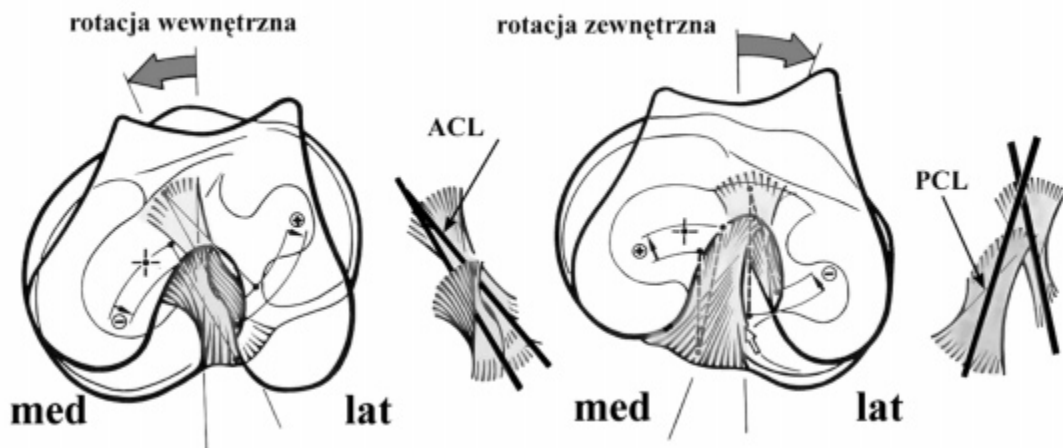
Więzadła krzyżowe kontrolują rotację goleni podczas ruchu zgięcia i wyprostowania,

i wraz z więzadłami pobocznymi zapewniają stabilność rotacyjną w wyproście kolana.

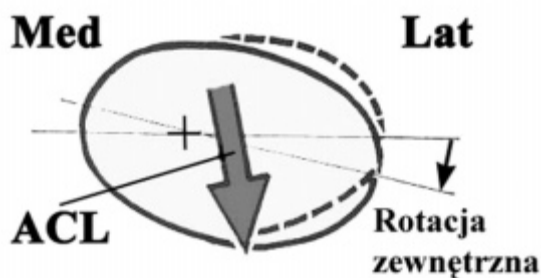
Podczas ruchu biernego rotacja zewnętrzna goleni znosi napięcie ACL i w niewielkim stopniu obciąża PCL (6, 12, 14); rotacja wewnętrzna obciąża ACL w całym zakresie ruchu. Obciążenie PCL podczas rotacji zmniejsza się wraz ze wzrostem zgięcia z powodu bardziej pionowej orientacji włókien (6, 12) (ryc. 3).

Więzadła podczas ruchu czynnego

W związku z fizjologiczną koślawością kolana, ukształtowaniem powierzchni stawowych i umiejscowieniem osi rotacji w okolicach kłykcia przyśrodkowego kości piszczelowej, praca mięśnia czworogłowego podczas aktywnego wyprostowania powoduje rotację wewnętrzną goleni. W trakcie końcowej fazy wyprostowania ACL kontroluje (hamuje) tę rotację i ułatwia „zaryglowanie” stawu wytrzymując wtedy największe obciążenia (12, 16) (ryc. 4). Przy czynnym ruchu zginania, praca tylnej grupy mięśni uda powoduje ślizg kości piszczelowej w tył po kłykciach kości udowej; przy prostowaniu mięsień czworogłowy wywołuje ślizg w kierunku przednim (zgodnie z regułą



Ryc. 3. Ułożenie więzadeł krzyżowych podczas rotacji goleni. Wg Kapandji I.A.: The physiology of the joints. Churchill Livingstone, Edinburgh London Melbourne and New York 1987:2:114 – 129

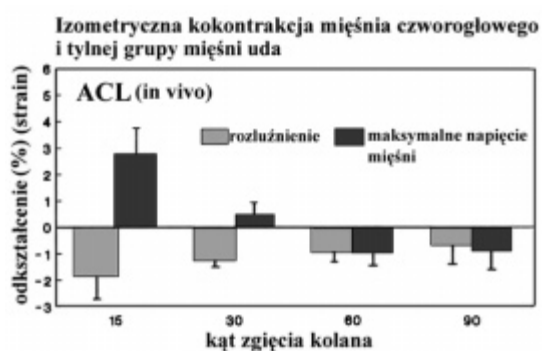


Ryc. 4. Hamowanie rotacji wewnętrznej piszczeli przez ACL, w końcowej fazie wyprostowania. Wg Kapandji I. A.: The physiology of the joints. Churchill Livingstone, Edinburgh London Melbourne and New York 1987:2:114 - 129

wklęsło-wypukłą ruchu artrokinematycznego). Powoduje to powstanie sił ścinających, tylnej i przedniej kontrolowanych i hamowanych głównie przez więzadła krzyżowe. Wielkość tych sił zależy od wartości i kierunku działania momentu zewnętrznego, aktualnej pozycji stawu i kokontrakcji mięśni antagonistycznych, jak również sił kompresji w stawie udowo piszczelowym (przy działaniu ciężaru ciała i bez) (2, 4, 7, 13, 14, 17, 19, 22, 23, 26, 27).

Jednoczesne napięcie tylnej grupy mięśni uda i prostowników (kokontrakcja) nie powoduje ruchu stawu kolanowego, jeśli momenty zgięciowy i wyprostny równoważą się (2, 3, 13). Nie oznacza to jednak, że składowe siły zginającej i prostującej kolano równoległe do *plateau* piszczeli są takie same; różnicę tę niweluje naprężenie (obciążenie) ACL, lub PCL w zależności od kąta zgięcia stawu. Na podstawie oceny komputerowego modelu kolana, według O'Connora (13), kokontrakcja zginaczy i prostowników poniżej 22° zgięcia obciąża ACL, zaś powyżej 22° stopniowo zwiększa obciążenie PCL. W kącie zgięcia bliskim pozycji wyprostowania, napięcie mięśni łydki i mięśnia czworogłowego wywołuje przednią siłę ścinającą obciążającą ACL (odciążającą PCL) (6, 13), której nie jest w stanie zmniejszyć napięcie tylnej grupy mięśni uda (zwiększa ono jedynie nacisk w stawie

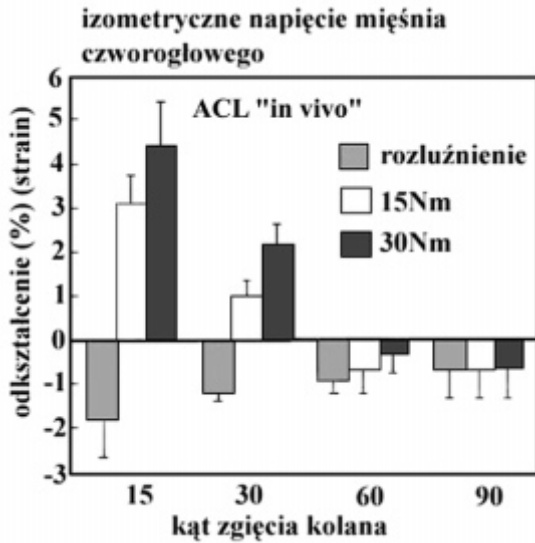
piszczelowo-udowym). Przy dużych kątach zgięcia, (powyżej 110°) napięcie mięśnia czworogłowego nie jest w stanie zmniejszyć siły obciążającej PCL wytwarzanej przez tylną grupę mięśni uda. Według Beynonna (3, 2) izometryczna kokontrakcja tylnej grupy mięśni uda i mięśnia czworogłowego (bez obciążenia zewnętrznego), powoduje stopniowe zmniejszanie obciążenia ACL od 20° do 50° i znosi je powyżej 50° zgięcia zarówno w otwartych, jak i zamkniętych łańcuchach kinetycznych (ryc. 5).



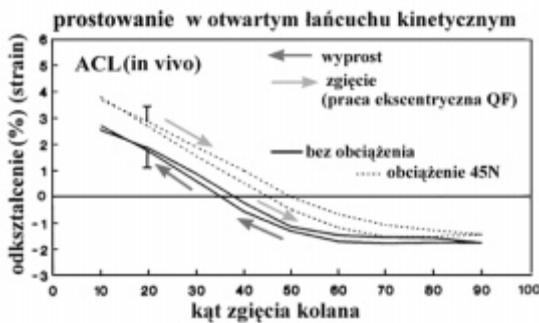
Ryc. 5. Odkształcenie ACL podczas izometrycznej kokontrakcji mięśnia czworogłowego i tylnej grupy mięśni uda, w różnych kątach zgięcia stawu kolanowego. Wg Beynonn D.B., Fleming B.C., Johnson R.J., Nichols C.E., Renström P.A., Pope M.H.: Anterior Cruciate Ligament strain behavior during rehabilitation exercises in vivo. Am J Sports Med; 1995, 23 (1):24 - 34

Izometryczne napięcie mięśnia czworogłowego w otwartym łańcuchu kinetycznym powoduje stopniowe zwiększanie obciążenia ACL, od około 40° zgięcia do wyprostowania, powyżej 50°-60° zgięcia ACL nie jest obciążane (ryc. 6). Zwiększenie obciążenia zewnętrznego powoduje zwiększenie i wcześniejsze obciążenie więzadła. Izometryczne napięcie tylnej grupy mięśni uda znosi obciążenie ACL powyżej 20° i zwiększa obciążenie PCL (2, 3, 4, 7, 16).

Podczas aktywnego prostowania kolana w otwartym łańcuchu kinetycznym odkształcenie ACL zwiększa się wraz ze zmniejszaniem kąta zgięcia (od około 50°



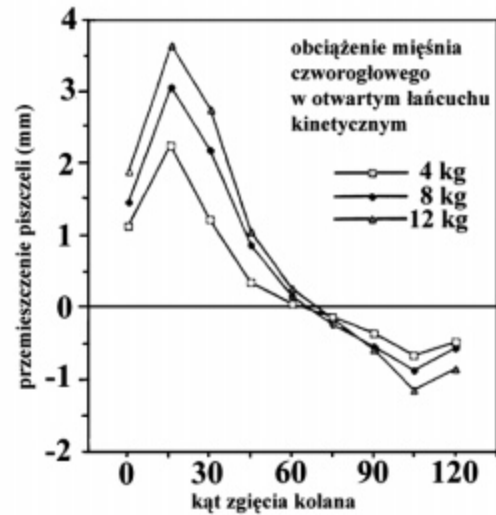
Ryc. 6. Odształcenie ACL podczas izometrycznego napięcia mięśnia czworogłowego pod różnym obciążeniem. Wg Beynnon D.B., Fleming B.C., Johnson R.J., Nichols C.E., Renström P.A., Pope M. H.: Anterior Cruciate Ligament strain behavior during rehabilitation exercises in vivo. Am J Sports Med; 1995, 23 (1):24 – 34



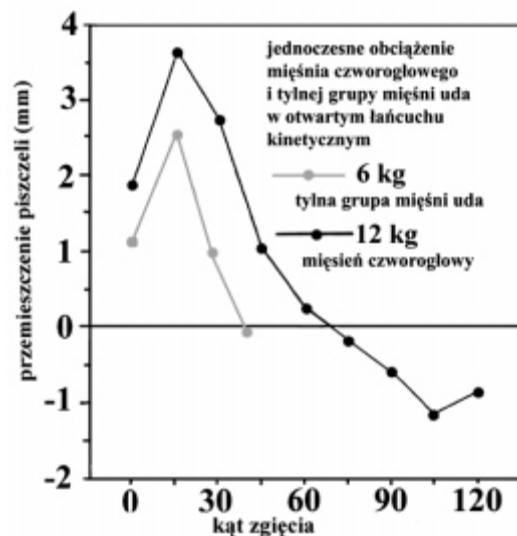
Ryc. 7. Odształcenie ACL podczas ruchu aktywnego wyprost w otwartym łańcuchu kinetycznym. Wg Beynnon D.B., Fleming B.C., Johnson R.J., Nichols C.E., Renström P.A., Pope M.H.: Anterior Cruciate Ligament strain behavior during rehabilitation exercises in vivo. Am J Sports Med; 1995, 23 (1):24 – 34

i jest tym większe, im większy jest moment zewnętrzny (ryc. 7) (2, 3, 4, 6, 11, 14, 16, 21, 23), zwiększenie momentu wyprostnego powoduje również wcześniejsze obciążenie więzadła (przy większym kącie zgięcia), tak jak przy napięciu izometrycznym mięśnia czworogłowego w otwartym łańcuchu kinetycznym (2, 3, 4). Potwierdzają to wyniki

badan przednio-tylnego przesunięcia kości piszczelowej, wielkości sił ścinających i odkształcenia więzadeł „in vivo”. (ryc. 8; 9)



Ryc. 8. Przednio-tylne przesunięcie piszczeli w zależności od kąta zgięcia stawu kolanowego i wielkości oporu zewnętrznego podczas wyprost w otwartym łańcuchu kinetycznym. Wg Solomonow M., Krogsgaard M.: Sensorimotor control of knee stability. A review. Scand J Med Sci Sports; 2001, 11:64-80



Ryc. 9. Przednio-tylne przesunięcie piszczeli podczas jednoczesnego obciążenia mięśnia czworogłowego i tylnej grupy mięśni uda (w tym przypadku przednie przesunięcie piszczeli zmniejsza się o 33% w zgięciu 15°, o 75% w zgięciu 30° i jest całkowicie zniesione w 45° zgięcia stawu). Wg Solomonow M., Krogsgaard M.: Sensorimotor control of knee stability. A review. Scand J Med Sci Sports; 2001, 11:64 – 80

Praca ekscentryczna mięśni bardziej obciąża więzadła niż praca koncentryczna (2, 3, 4, 14, 16); np. praca ekscentryczna mięśnia czworogłowego hamuje napięcie antagonistów, oraz powoduje większą rotację wewnętrzną goleni (3, 4, 16) zwiększając tym samym obciążenie ACL.

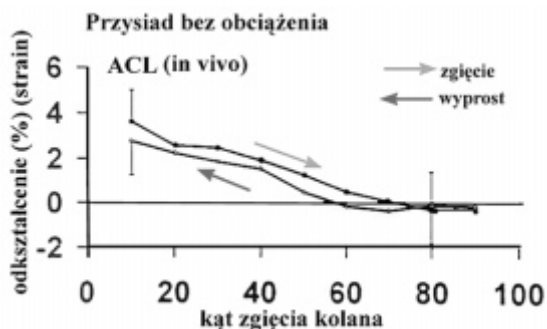
Możemy zmniejszyć siły przenoszone przez więzadło w trakcie ćwiczeń przez kokontrakcję tylnej grupy mięśni uda, utrzymanie prawidłowego toru (rotacje) i zwiększenie prędkości kątowej ruchu (do 120°-160°/sec) (13, 21, 22).

Powyżej 60°-70° zgięcia, podczas ruchu aktywnego wyprost w otwartym łańcuchu kinetycznym, działa tylna siła ścinająca, zwiększająca obciążenie PCL tym większa, im większy jest kąt zgięcia stawu (7, 15, 20). Przy zginaniu kolana w otwartym łańcuchu kinetycznym obciążenie PCL zwiększa się gwałtownie od około 30° i osiąga maksimum powyżej 90° zgięcia (7, 15, 20). Kokontrakcja mięśnia czworogłowego może je zmniejszyć tylko w początkowej fazie ruchu.

Z przeprowadzonych przez Beynnona badań obciążenia ACL in vivo (2, 4) wynika że odkształcenie ACL podczas przysiadu (ruch w zamkniętym łańcuchu kinetycznym) zwiększa się stopniowo od 50°

zgięcia do wyprost (maks. 3,6% w okolicach wyprost) i jest większe przy ekscentrycznej pracy mięśnia czworogłowego (ryc. 10). Zwiększenie momentu zewnętrznego nie powoduje znaczącego zwiększenia odkształcenia ACL, tak jak ma to miejsce przy ruchu w otwartym łańcuchu kinetycznym. Według Beynnona, w 30°-40° zgięcia wielkość odkształcenia ACL podczas przysiadu jest większa niż przy czynnym ruchu wyprost w otwartym łańcuchu kinetycznym (4), co nie jest zgodne z wynikami wcześniejszych badań wielkości sił ścinających i przednio-tylnego przesunięcia piszczi, przeprowadzonych między innymi przez Wilka i Stuarta (17, 23).

Dowodzą one, że podczas przysiadu (i niektórych ćwiczeń w zamkniętych łańcuchach kinetycznych) w całym zakresie ruchu działa tylko tylna siła ścinająca obciążająca PCL, która w początkowej fazie



Ryc. 10. Odkształcenie ACL podczas przysiadu. Wg Beynnon D.B., Johnson R.J., Fleming B.C., Stanke-wich C.J., Renström P.A., Nichols C.E.: The strain behavior of the Anterior Cruciate Ligament during squatting and active flexion-extension. Am J Sports Med; 1997, 25 (6):823 - 829



Ryc. 11. Opis w tekście



Ryc. 12. Opis w tekście

ruchu jest najmniejsza, zaś największa w okolicach 90° zgięcia. Różnica ta może być spowodowana zastosowaniem, z jednej strony bezpośredniego pomiaru odkształcenia ACL (2,4), z drugiej strony metody pośredniej, czyli pomiaru sił ścinających i przednio tylnego przesunięcia piszczeli wpływających na odkształcenie więzadeł (17, 28). Również pozycja pacjentów podczas badania mogła mieć wpływ na wyniki. Beynnon przeprowadzał pomiary w pozycji zbliżonej do prezentowanej na ryc. 11 (2, 4) i zwrócił uwagę na dominującą pracę mięśnia czworogłowego i słabe napięcie tylnej grupy mięśni uda (4). Autorzy są jednak zgodni co do tego, że pozycja tułowia względem kolana i stopy ma wpływ na stopień napięcia mięśni stabilizujących staw, oraz wielkość sił działających na więzadła. Pochylenie miednicy i tułowia w przód podczas przysiadu wywołuje spontaniczną kokontrakcję tylnej grupy mięśni uda, przesuwa położenie środka ciężkości i zmniejsza obciążenie ACL a zwiększa obciążenie PCL (15, 17, 22) (ryc. 11, 12). Pochylenie miednicy i tułowia w tył wywołuje odwrotny efekt.

Tab. 2. Odkształcenie ACL podczas różnej aktywności

	ODKSZTAŁCENIE (STRAIN)
Izometryczne napięcie mięśnia czworogłowego @ 15 & 730 (30 Nm.)	4,4%
Czynny wyprost z obciążeniem 45 N	3,8%
Przysiady	3,6%
Izometryczne napięcie mięśni łydki @ 15°	3,5%
Czynny wyprost bez obciążenia	2,8%
Izometryczne napięcie mięśnia czworogłowego @ 30° (30 Nm.)	2,7%
Wchodzenie po schodach	2,7%
Rower stacjonarny	1,7%
Izometryczne napięcie mięśnia czworogłowego 60° – 90° (30 Nm.)	0,0%
Izometryczne napięcie tylnej grupy mięśni uda @ 30°, 60°, 90° (10 Nm.)	0,0%

W trakcie wykonywania przysiadu i innych ćwiczeń w zamkniętych łańcuchach kinetycznych możemy zmniejszyć obciążenie ACL powyżej 22° zgięcia poprzez kontrakcję tylnej grypy mięśni uda, utrzymanie prawidłowej pozycji i zmniejszenie prędkości ruchu.

Wnioski końcowe

– Więzadła krzyżowe zapewniają bierną stabilizację stawu kolanowego w kilku płaszczyznach.

– W trakcie ruchu biernego wspomagają zamianę toczenia na ruch ślizgowy a podczas czynnego ruchu zgięcia, wyprostu i rotacji kontrolują (hamują) translacje wywołane pracą mięśni lub siłami zewnętrznymi, redukując siły ścinające.

– Wielkość obciążeń przenoszonych przez więzadła zależy od aktualnej pozycji stawu kolanowego, działającego momentu zewnętrznego i sił nacisku w stawie udowo-piszczelowym.

– Zwiększenie momentu zewnętrznego zwiększa obciążenie więzadeł, szczególnie podczas ruchu w otwartym łańcuchu kinetycznym.

– Więzadła przenoszą największe obciążenia w pozycjach bliskich zaryglowania stawu.

– Dobierając odpowiedni zakres ruchu, prędkość i pozycję w czasie ćwiczeń, oraz stosując równoczesne napięcie mięśni antagonistycznych (kokontrakcję) można zmniejszyć obciążenia więzadeł.

Piśmiennictwo

1. Allen A.A., Harner C.D., Fu F.H.: Anatomy and biomechanics of Posterior Cruciate Ligament. *Sport med Arth Rev*; 1994, 2:81 – 87
2. Beynnon B.D.: The Biomechanics of the ACL During Rehabilitation Exercises In-Vivo. Second Heidelberg ACL – Symposium Germany; March 25, 1999

3. Beynnon D.B., Fleming B.C., Johnson R.J., Nichols C.E., Renström P.A., Pope M.H.: Anterior Cruciate Ligament strain behavior during rehabilitation exercises in vivo. *Am J Sports Med*; 1995, 23 (1):24 – 34
4. Beynnon D.B., Johnson R.J., Fleming B.C., Stankewich C.J., Renström P.A., Nichols C.E.: The strain behavior of the Anterior Cruciate Ligament during squatting and active flexion-extension. *Am J Sports Med*; 1997, 25(6):823 – 829
5. Bosch U., Kasperczyk W.J., Ostern H.J., Tschernne H.: Biology of Posterior Cruciate Ligament healing. *Sport med Arth Rev*; 1994, 2:88 – 99
6. Dürselen L., Claes L., Kiefer H.: The influence of muscle forces and external loads on cruciate ligament strain. *Am J Sport Med*; 1995, 23(1):129 – 136
7. Harner C.D., Vogrin T.M., Woo S. L-Y.: Anatomical and biomechanical consideration of the PCL. *J Sport Reh*; 1999, 8(4):260 – 279
8. Harner C.D., Xerogeanes J.W., Livesay G.A., Carlin G.J., Smith B.A., Kusayama T., Kashiwaguchi S., Woo S. L-Y.: The human posterior cruciate ligament complex: an interdisciplinary study. *Am J Sport Med*; 1995, 23 (6):736 – 745
9. Hirokawa S., Yamamoto K., Kawada T.: Circumferential measurement and analysis of strain distribution in the human ACL using a photoelastic coating method. *J Biom*; 2001, 34:1135 – 1143
10. Jagodziński M.: Biomechanical MRI Analysis of Knee Hyperextension and the impingement of the Anterior Cruciate Ligament. Second Heidelberg ACL – Symposium Germany; March 25, 1999
11. Johnson R.J.: The science of rehabilitation following ACL reconstruction. The Panther Sports Medicine Symposium. The knee: A new Millennium from robotics to gene therapy; May 4 – 6, 2000 Pittsburgh, Pennsylvania
12. Kapandji I.A.: The physiology of the joints. Churchill Livingstone, Edinburgh London Melbourne and New York 1987, 2:114 – 129
13. O'Connor J. J.: Can muscle co-contraction protect knee ligaments after injury or repair? *J Bone Joint Surg*; 1993, 75-B (1):41 – 47
14. Parker M.G.: Biomechanical and histological concepts in the rehabilitation of patients with Anterior Cruciate Ligament reconstructions. *JOSPT*; 1994:20 (1)
15. Schultz E. A., Irrgang J. J.: Rehabilitation following Posterior Cruciate Ligament injury or reconstruction. *Sport Med Arth Rev*; 1994, 2 (2):165 – 173
16. Solomonow M., Krogsgaard M.: Sensorimotor control of knee stability. A review. *Scand J Med Sci Sports*; 2001, 11:64 – 80

17. Stuart M. J., Meglan D.A., Lutz G. E., Growney E.S., An K.: Comparison of intersegmental tibiofemoral joint forces and muscle activity during various closed kinetic chain exercises. *Am J Sports Med*; 1996;24 (6):792 – 799
18. Veltri D.M., Deng X., Torzilli P. A., Warren R.F., Maynard M.J.: The role of the cruciate and posterolateral ligaments in stability of the knee. *Am J Sport Med*; 1995, 23 (4):436 – 443
19. Vergis A., Gillquist J.: Sagittal plane translation of the knee during stair walking. Comparison of healthy and Anterior Cruciate Ligament-deficient subjects. *Am J Sports Med*; 1998, 26 (6):841 – 846
20. Wilk K.E., Andrews J.R., Clancy W.G., Crockett H.C., O'Mara J.W.: Rehabilitation programs for the PCL-injured and reconstructed knee. *J Sport Reh*; 1999, 8 (4):333 – 362
21. Wilk K.E., Andrews J.R.: Current concepts in the treatment of anterior cruciate ligament disruption. *JOSPT*; 1992, 15 (6):279 – 290
22. Wilk K.E., Zheng N., Flesing G.S., Andrews J.R., Clancy W.G.: Kinetic chain exercise: implications for the Anterior Cruciate Ligament patient. *J Sport Reh*; 1997, 6:125 143
23. Wilk K.E., Escamilla R.F., Fleising G.S., Barentine S.W., Andrews J.R., Boyd M.L.: A comparison of tibiofemoral joint forces and electromyographic activity during open and closed kinetic chain exercises. *Am J Sport Med*; 1996, 24 (4):518 – 527
24. Woo S. L-Y., Debski R.E., Withrow J.D., Janashek M.A.: Biomechanics of knee Ligaments. *Am J Sport Med*; 1999, 27 (4):533 – 543
25. Woo S. L-Y.: Basic science and properties of tissue as a function of aging. 2001 ISAKOS congress, May 14 - 18, 2001 Montreux, Switzerland
26. Woo S. L-Y.: New Biomechanical Data of the ACL Using Robot-Technology. Second Heidelberg ACL – Symposium Germany; March 25, 1999
27. Yack H.J., Riley L.M., Whieldon T.R.: Anterior tibial translation during progressive loading of the ACL-deficient knee during weight-bearing and non weight-bearing isometric exercise. *JOSPT*; 1994, 20(5):247 – 252
28. Yasuda K.: Biomechanics of knee ligament. The Panther Sports Medicine Symposium The knee: A new Millennium from robotics to gene therapy; May 4 – 6, 2000 Pittsburgh, Pennsylvania

Adres do korespondencji / Address for correspondence: Artur Pasierbiński, Carolina Medical Center, ul Broniewskiego 89, 01 – 876 Warszawa