

Ocena możliwości kompensacji dysfunkcji kończyn dolnych na podstawie analizy chodu

Gait analysis and estimation of the mechanism of the internal compensation in case of the patellofemoral pain syndrome

Andrzej Lesiak, Agnieszka Prusinowska, Artur Synowiec

Instytut Reumatologii im. prof. dr hab. med. Eleonory Reicher w Warszawie, dyrektor Instytutu prof. dr hab. med. Sławomir Maśliński

Słowa kluczowe: analiza chodu, kompensacja wewnętrzna, konflikt rzepkowo-udowy.

Key words: gait analysis, internal compensatio, patellofemoral pain syndrome.

Streszczenie

Badaniom poddano 30 osób obojga płci ze zmianami zwyrodnieniowymi stawów rzepkowo-udowych. Przeprowadzono analizę funkcjonalną stawów i badanie chodu za pomocą systemu CDG (*Computer Dyno Graphy*) w dwóch wersjach: histogram i *gaitline*. Podobne badania przeprowadzono w grupie kontrolnej zdrowych osób. Oceniano reakcję podłoża podczas chodu po równym podłożu, po schodach, z obuwiem na płaskich obcasach i z obcasami o wysokości 4 cm. Podwyższenie obcasów pobudzało mięsień czworogłowy uda, powodując ból stawu rzepkowo-udowego. Wyłączenie tego mięśnia, a tym samym zmniejszenie konfliktu rzepkowo-udowego następowało po zwiększeniu aktywności tylnej grupy mięśni: pośladkowego wielkiego, kulszowo-goleniowych (półbłoniasty, półścięgnisty i dwugłowy uda) oraz trójgłowego łydki, jako wyraz kompensacji wewnętrznej.

Wśród czynników przyczynowych dysfunkcji stawów kończyny dolnej najczęstszymi są zmiany zwyrodnieniowo-zniekształcające wywołane chorobą zwyrodnieniową, które obserwuje się najczęściej w stawie kolanowym. Mogą one dotyczyć części miękkich, takich jak torebka, więzadła, fałdy błony maziowej, ciała tłuszczowe Hoffy, ponadto chrząstki stawowe, łąkotki oraz kości, zwłaszcza warstwa podchrzęstna. Nierzadkim umiejscowieniem zmian zwyrodnieniowych są powierzchnie stawowe rzepki i łytki kości udowej. W takich przypadkach

Summary

30 persons of both sexes with different stages of knee osteoarthritis in variant degenerative changes in patellofemoral joint were examined. A functional analysis and gait evaluation was made, using CDG system (*Computer Dyno Graphy*) in two versions: histogram and *gait-line*. Similar examination of 30 healthy persons of both sexes, as a control group was made. Tested persons were observed during walking on the floor, on the stairs, with use the shoes with 4 cm high heels and without heels. The heels stimulated the quadriceps muscle, increasing the pressure in patellofemoral joint and causes intraarticular pain. Rise of back group activity (*m. glutens maximus*, *mm. ischiocrurales*, *m. triceps surae*) as an internal compensation, canceled *m. quadriceps femoris* activity and protected patellofemoral joint.

ból jest jednym z pierwszych, a często jedynym objawem, szczególnie w początkowym okresie choroby zwyrodnieniowej. Wczesna diagnostyka i profilaktyka zmian zwyrodnieniowych, prowadzących do konfliktu rzepkowo-udowego, z wykorzystaniem prawideł kompensacji wewnętrznej i zewnętrznej, może zapobiec szybkiemu narastaniu zmian chorobowych, nieraz w znacznym stopniu powodujących dysfunkcję stawu kolanowego. W przypadku istniejących zmian w stawie nawet niewielkie obciążenia mogą stanowić poważne zagrożenie

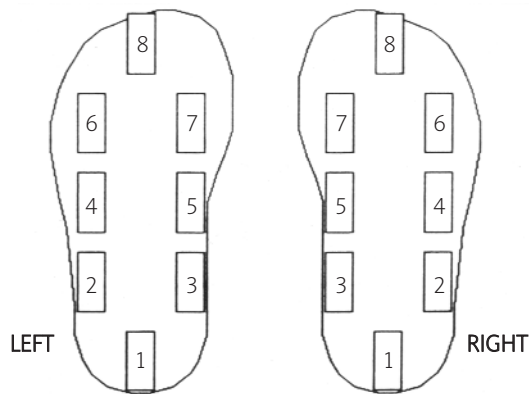
Adres do korespondencji:

dr hab. med. Andrzej Lesiak, Instytut Reumatologii im. prof. dr hab. med. Eleonory Reicher, ul. Spartańska 1, 02-637 Warszawa

Praca wpłynęła: 25.06.2004 r.

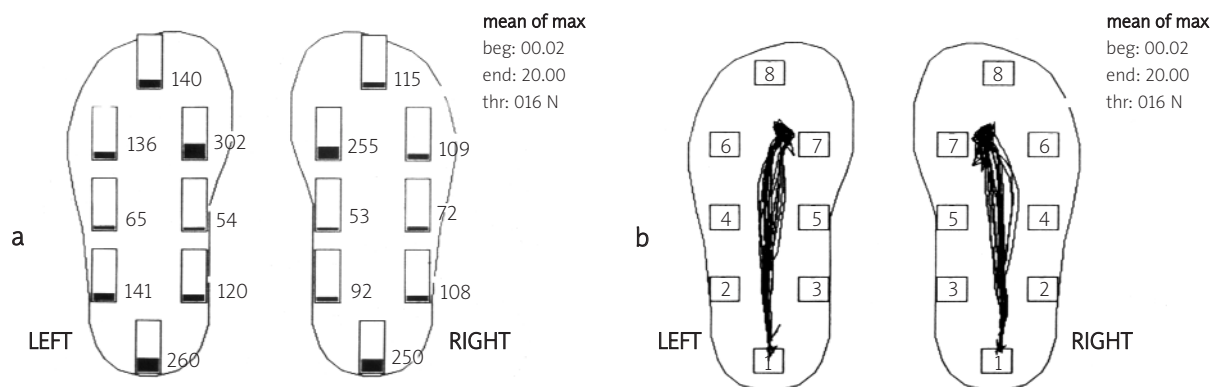
Tabela I. Charakterystyka kliniczna badanych osób

Badane osoby	Kobiety	Mężczyźni	Razem	Wiek (lata)
zdrowe	15	15	30	18–43 śr. 27,8
chore	19	11	30	16–79 śr. 50,75

**Ryc. 1.** Umieszczenie czujników w podszewie buta [6].

dla struktur stawowych w postaci ich przeciążenia wywołującego zaburzenia w pracy stawu.

Obciążenia stawu mogą być spowodowane przez siły ściskające, prostopadłe do powierzchni stawowych i siły ścinające – działające pod mniejszym kątem, ale stanowiące powód dużego zagrożenia dla struktur stawu. Istnieje wiele sposobów, za pomocą których z mniejszym lub większym przybliżeniem można obliczyć wielkości sił przenoszonych przez staw kolanowy.

**Ryc. 2.** Zapis chodu osoby zdrowej: a) histogram, b) gaitline [6].

W niniejszej pracy postanowiono przeanalizować rozkład sił reakcji podłoża podczas nacisku stopy w trakcie chodu w przypadkach konfliktu rzepkowo-udowego w przebiegu choroby zwyrodnieniowej stawu kolanowego.

Materiał i metody

Badaniami objęto 30 osób zdrowych jako grupę kontrolną i 30 pacjentów z konfliktem rzepkowo-udowym, występującym w chorobie zwyrodnieniowej stawu kolanowego bądź w wyniku przebytego urazu.

Charakterystykę kliniczną obu grup badanych podano w tab. I. Oprócz charakterystycznych objawów klinicznych oraz badania ortopedycznego, rozpoznanie zmian opierało się na obrazie zdjęcia RTG i USG. Wykluczano osoby z objawami stanu zapalnego jakiegokolwiek stawu oraz osoby ze zmianami w obrębie stóp, stawów biodrowych i odcinka lędźwiowego kręgosłupa, a także będące w trakcie leczenia (farmakologicznego, fizykalnego itd.).

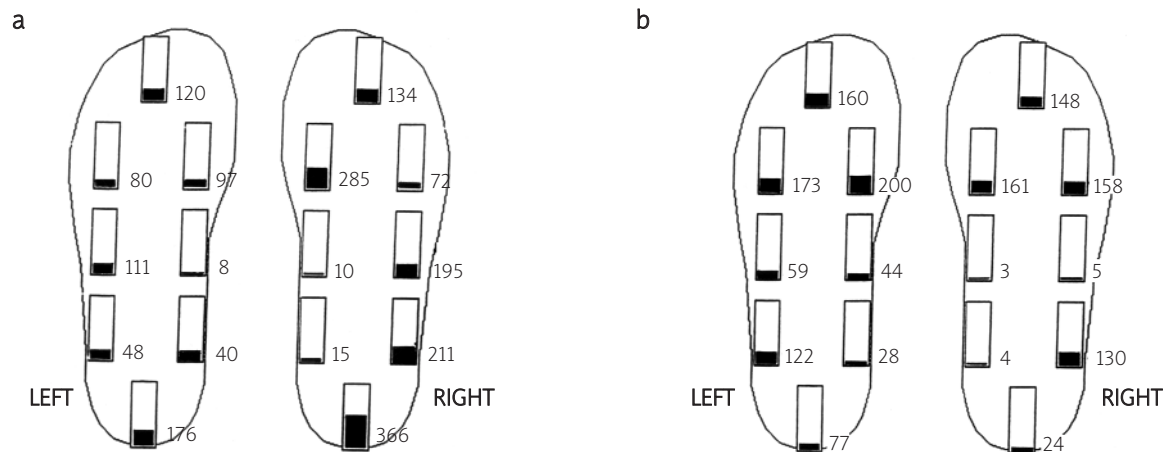
Wszyscy badani byli poddani testom ortopedycznym jako wstępnemu badaniu kwalifikującemu.

Następnie przeprowadzono badania aparaturą wg systemu *Computer Dyno Graphy*. System składa się z:

- butów pomiarowych z 8 czujnikami umieszczonymi w każdej podszewie (ryc. 1),
- 8-bitowego przetwornika analogowo-cyfrowego, mocowanego w talii badanego i posiadającego możliwość zapisu 4 pomiarów trwających 20 s każdy,
- komputera stacjonarnego z oprogramowaniem dla przyjmowania danych i ich analizy.

Program CDG umożliwia analizę danych w 5 opcjach graficznych. W niniejszej pracy posłużono się dwiema:

- wykresem słupkowym siły, tzw. histogramem, w którym wartość siły określona jest analogowo przez wysokość zaczerpniętego słupka oraz cyfrowo w niutonach, w miejscach umieszczonych czujników (ryc. 2a.),



Ryc. 3. Histogram – wyniki zbiorcze. Przykład rozkładu sił nacisku stóp na podłoże: a) u chorych z konfliktem rzepkowo-udowym prawych stawów kolanowych, podczas chodu po płaskim terenie, w butach bez obcasów, b) u chorych z konfliktem rzepkowo-udowym lewych stawów kolanowych, podczas wchodzenia na schodach w butach z obcasami o wys. 4 cm.

- linią obciążenia stopy (*gaitline*), określającą sposób obciążenia stóp podczas chodu; linia jest wypadkową danych z poszczególnych czujników, w których jest rejestrowana siła reakcji podłoża; przebieg linii pozwala określić m.in. rolę poszczególnych części stopy w przenoszeniu obciążenia oraz stabilizację stopy podczas chodu (ryc. 2b).

Badano rozkłady sił podczas chodu w następujących warunkach:

- 1) chód po płaskim podłożu na dystansie 20 m (bez obcasów),
- 2) chód po płaskim podłożu na dystansie 20 m (z obcasami o wys. 4 cm),
- 3) wejście po schodach na dystansie 10 stopni (bez obcasów),
- 4) wejście po schodach na dystansie 10 stopni (z obcasami o wys. 4 cm),
- 5) zejście po schodach na dystansie 10 stopni (bez obcasów),
- 6) zejście po schodach na dystansie 10 stopni (z obcasami o wys. 4 cm).

Wyniki

Wykresy słupkowe siły (histogram)

Na podstawie analizy danych zanotowano następujące charakterystyczne rozkłady sił:

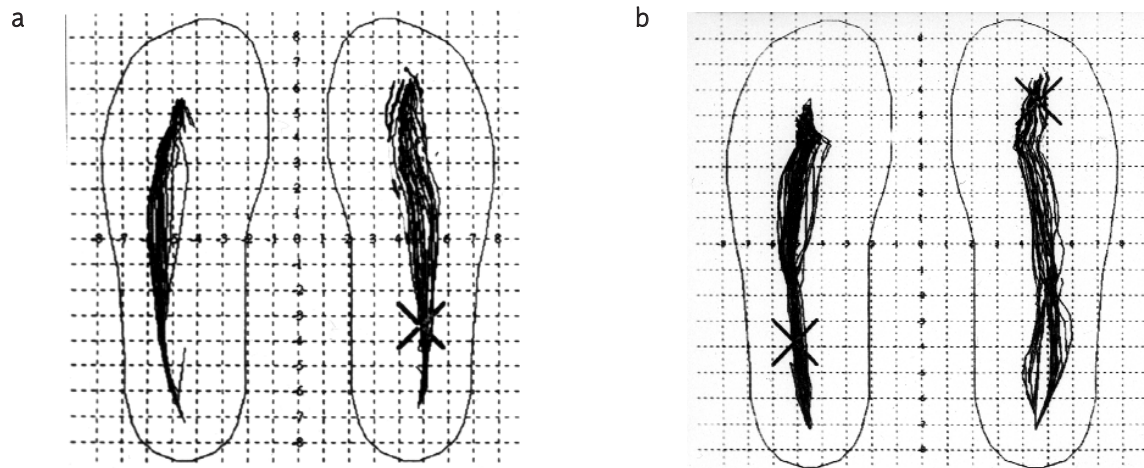
- we wszystkich rodzajach chodu w grupie chorych w porównaniu z osobami zdrowymi bardzo wyraźnie uwidoczniało się obciążenie czujnika 1, tzn. piąty, dosyć

- wyraźnie obciążenie czujnika 7, tzn. głowy I kości śródstopia oraz zaobserwowano tendencję do większego obciążenia zewnętrznego brzegu stopy (ryc. 3a. i 3b.);
- w większości rodzajów chodu w grupie zdrowych obserwuje się większe obciążenie czujników 8, tzn. paluchów (ryc. 3a. i 3b.)
- chody z użyciem obcasów wyraźnie odciążały piętę, przesuując większe obciążenie w kierunku przodostopia (ryc. 3b.).

Linie obciążenia stopy (*gaitline*)

Oceniając charakter graficznego zapisu linearnego obciążenia stopy, zanotowano:

- podczas chodu po płaskim podłożu, w przypadkach konfliktu rzepkowo-udowego, linia była cieńsza, zwarta w porównaniu ze stroną zdrową, gdzie linie cechowały się większym rozrzutem w środkowym i przednim odcinku. Zapis ten był widoczny podczas chodu w obuwiu bez obcasów (ryc. 4a.) i z obcasami (ryc. 4b.);
- podczas chodu po schodach (w porównaniu z chodem po płaskim podłożu) zapisy linii u osób zdrowych i chorych były w większości krótsze, bardziej rozproszone, przeważnie przesunięte w kierunku przodostopia. Wiadać to zarówno podczas wchodzenia, jak i schodzenia, bez obcasów (ryc. 5a. i 5b.) i z obcasami (ryc. 6a. i 6b.), przy czym zaznacza się to wyraźniej przy schodzeniu;
- pomimo wspomnianego powyżej rozproszenia linii podczas chodu po schodach, w grupie chorych linie obciążenia stóp są jednak bardziej skupione w porównaniu z grupą osób zdrowych (ryc. 5. i 6.).

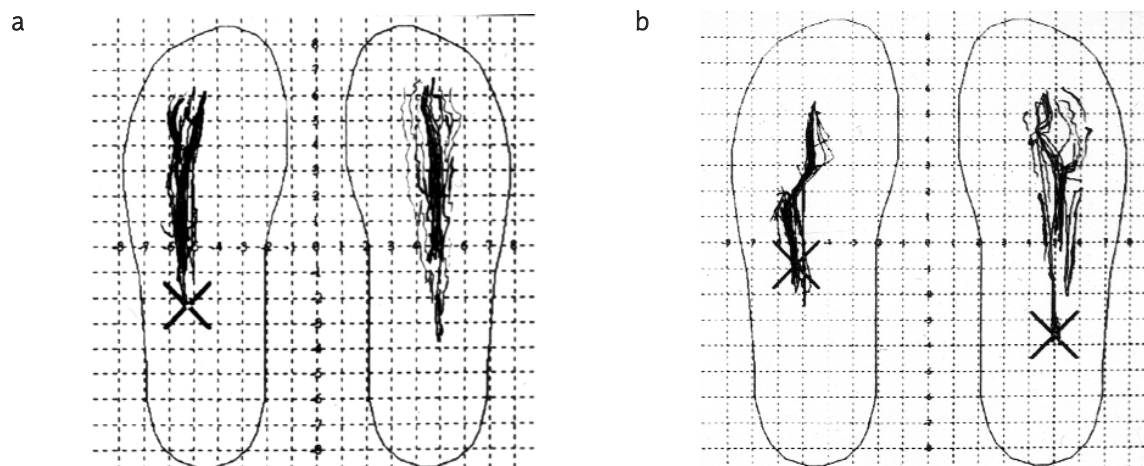


Ryc. 4. *Gaitline* – lewostronny konflikt rzepkowo-udowy: a) zapis chodu po płaskim podłożu w butach bez obcasów, b) zapis chodu po płaskim podłożu w butach z obcasami.

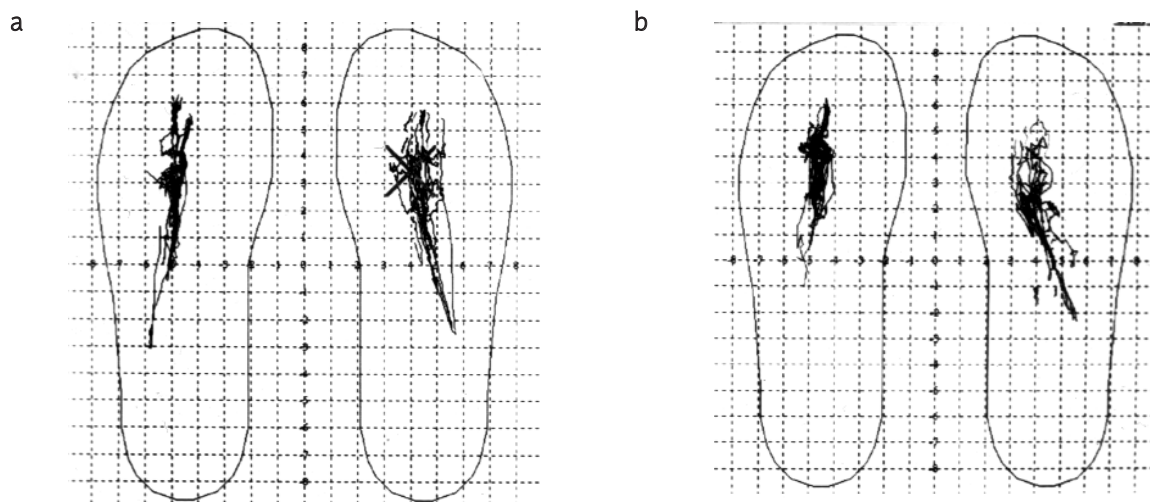
Dyskusja

Spośród stawów ustroju ludzkiego staw kolanowy należy do najczęściej atakowanych przez chorobę zwyrodnieniową. Staw ten jest największym stawem człowieka. Składa się właściwie z dwóch zespołów powierzchni stawowych: udowo-piszczelowego i rzepkowo-udowego. W zależności od miejsca zmian zwyrodnieniowych i stopnia ich nasilenia można obserwować różne objawy tej choroby. Objawy kliniczne nie tylko są wynikiem zmian anatomicznych dotyczących chrząstki stawowej i warstwy podchrzęstnej kości, lecz także odmiennej od normalnej czynności mięśni działających na chore potężenia stawowe.

Jednym z mięśni działających na staw kolanowy jest mięsień czworogłowy uda, nazywany najsilniejszym – bo właściwie praktycznie jedynym – prostownikiem tego stawu. W istocie jest to bardzo silny prostownik, ale tylko w warunkach obciążenia stawu kolanowego, np. przy kopaniu piłki. Obciążenie stawu ciężarem ciała powoduje, że rola tego mięśnia sprowadza się głównie do hamowania zginania stawu. Dzieje się to szczególnie podczas schodzenia z góry w dół. Wśród turystów górskich znane są skargi na ból przednich części mięśni ud po dłuższym schodzeniu z wyższych partii gór w doliny. Mięsień czworogłowy uda działa jako prostujący goleń w stawie kolanowym w skurczu koncentrycznym lub jako hamujący zginanie w stawie



Ryc. 5. *Gaitline* – lewostronny konflikt rzepkowo-udowy. Chód po schodach w butach bez obcasów: a) wchodzenie, b) schodzenie.



Ryc. 6. Gaitline – lewostronny konflikt rzepkowo-udowy. Chód po schodach w butach z obcasami wys. 4 cm: a) wchodzenie, b) schodzenie.

w skurczu ekscentrycznym, przy czym jego działanie odbywa się przez ruch w stawie rzepkowo-udowym, tzn. przez ruch rzepki w łożu kłykci kości udowej, która to rzepka ciągnie goleń w kierunku wyprostu za pomocą więzadła własnego rzepki (*ligamentum patellae proprium*).

W przypadku zmian zwyrodnieniowo-zniekształcających w tym stawie, często współistniejących z innymi dotyczącymi części miękkich, docisk powierzchni stawowych przez wspomniany mięsień powoduje tzw. konflikt rzepkowo-udowy, objawiający się bólem kolana przy schodzeniu [1, 5]. Nawet osoby starsze, słabe, często z niewydolnością oddechową lub krążeniową, które łatwo męczą się podczas wchodzenia twierdzą, że z powodu bólu kolana w przypadkach artrozy stawu rzepkowo-udowego wolą wchodzić po schodach niż schodzić. W takich przypadkach nauka bezbolesnego, inaczej mówiąc, bezpiecznego schodzenia, np. schodzenia tyłem lub bokiem, stanowi formę kompensacji wewnętrznej jako profilaktyki dalszego niszczenia powierzchni stawowych.

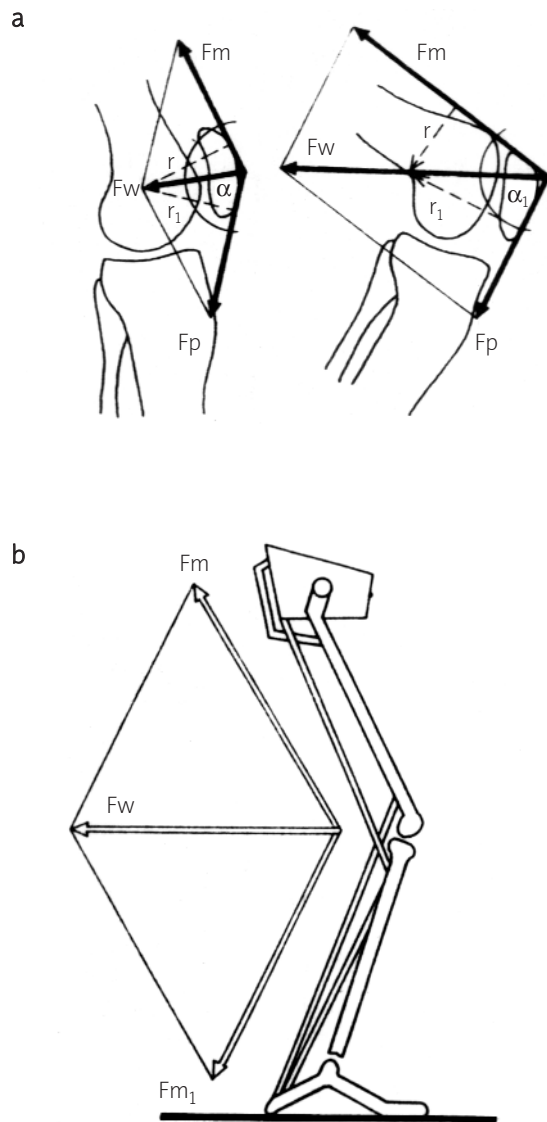
Innym ważnym problemem w kontekście opisywanych zmian jest właściwy dobór obuwia. Każdy człowiek jest praktycznie stale *narażony* przez używane obuwie na mniejsze lub większe obciążenie, a nierazdo przeciążenie stawów kończyn dolnych, w tym również kolanowych. Pacjenci mają zróżnicowane preferencje co do wkładek ortopedycznych, rodzaju materiału, z których są zrobione buty, a zwłaszcza podeszwy (lepsze są miękkie), wysokości obcasów itd. Ten ostatni szczegół jest dość ważny, chociaż jeszcze ostatecznie nie rozstrzygnięto, czy lepsze są wyższe obcasy (4–6 cm), czy niższe (1–2 cm). Na ogół przeciętny zdrowy człowiek czuje się lepiej na podwyższonych obcasach. Bierze się to stąd, że człowiek nie jest stopochodem, jak np. niedźwiedź, lub palcochodem, jak zwierzęta

kopytne, ale reprezentuje formę pośrednią, jeżeli chodzi o komfort stania lub chodzenia oraz możliwości dynamiczne zespołu mięśniowo-stawowego goleni i stóp. Inaczej ma się sprawa przypadków konfliktu rzepkowo-udowego. Tutaj uniesienie pięty nasila tendencję do zwiększania kąta zgięcia stawu kolanowego, co pobudza mięsień czworogłowy uda, regulujący przez własne napięcie dalsze zginanie w stawie kolanowym, a tym samym zwiększający siłę wzajemnego nacisku powierzchni stawu rzepkowo-udowego. Wielkości takiego nacisku są tym większe, im większy jest kąt zgięcia w stawie kolanowym obciążonym ciężarem ciała [9] (ryc. 7a).

Smidt [15] wykazał, że przy przeciętnym ciężarze ciała człowieka dorosłego wynoszącym 82,4 kg, średnia maksymalna siła nacisku powierzchni stawu rzepkowo-udowego wynosiła 2,7 raza ciężar ciała. Reilly i Martnes [16] stwierdzili, że pozycja zgięcia stawu kolanowego, wynosząca 60°, u człowieka o ciężarze ciała 80 kg powodowała siłę nacisku wspomnianego stawu równą ciężarowi ciała 80 kg. Jednak dalsze powiększanie kąta zgięcia stawu zwiększało znacząco siłę nacisku powierzchni, np. przy 130° siła nacisku wynosiła 7,6 raza ciężar ciała.

Mathews i wsp. [10] badali staw rzepkowo-udowy z użyciem barwnika, dociskając zabarwioną powierzchnię rzepki do kłykci kości udowej z siłą 893 N. Przy kącie zgięcia 15° z kością udową stykało się ok. 230 mm, a przy 60° średnio 440 mm powierzchni stawowej rzepki.

W warunkach normalnych ruch w stawie powoduje niezwykle małe wartości tarcia. Współczynnik tarcia wynosi od 0,002 do 0,02 (współczynnik tarcia smarowanych łożysk metalowych wynosi 0,2) [8]. Płyn stawowy ma funkcję odżywczą i smarującą powierzchnie stawowe, zmniejszając tarcie i absorbując siły nacisku na powierzchni [2].



Ryc. 7. Rozkład wielkości obciążeń stawu rzepkowo-udowego w funkcji kątowej stawu kolanowego. F_p – ciężar ciała, F_m – siły mięśnia czworogłowego uda, α_1 α_2 – kąty zgięcia goleni w stawie kolanowym (a). Przykład działania tylnej grupy stabilizatorów stawu kolanowego jako prostowników tego stawu. F_w – siła wypadkowa działających sił mięśniowych F_m i F_{m_1} (b).

W warunkach zmian artrotycznych powierzchnie stawów są nierówne, płyn stawowy chorobowo zmieniony, przez co tarcie i siły nacisku powierzchni stawowych gwałtownie się zwiększają. W takich przypadkach pozornie banalna sprawa doboru wysokości obcasa lub wyboru sposobu schodzenia urasta do rangi poważnego problemu

chorych z konfliktem rzepkowo-udowym. Problem ten skłonił zespół badający do przeprowadzenia badań świadczących o obciążeniu i reakcji na to obciążenie powierzchni stawu rzepkowo-udowego, za pomocą systemu CDG.

Wybór takiego systemu wynikał z możliwości przeprowadzenia nieinwazyjnych badań reakcji chorych stawów kolanowych za pośrednictwem rozkładu obciążenia stóp. Podobne badania były prowadzone w ubiegłych latach przy użyciu platform dynamometrycznych, wyposażonych w czujniki siły tensometryczne [3], piezoelektryczne [14] i pojemnościowe [7]. Inny sposób rejestracji obciążeń stóp stanowią systemy pomiarowe związane bezpośrednio z pacjentem, tzn. czujniki przytworzone do stóp [4, 11–13].

Systemu CDG nie można uznać za badanie precyzyjne i w związku z tym wymaga on doświadczenia podczas badań w celu uniknięcia błędów pomiarowych. Jednak system ten ma nowsze rozwiązania konstrukcyjne i pozwala na zmniejszenie trudności i błędów w obsłudze w porównaniu z poprzednio wymienionymi urządzeniami.

Obserwowano rozkład nacisku stóp podczas chodu po równym podłożu oraz wchodzeniu i schodzeniu po schodach. Używano obuwia z czujnikami bez użycia obcasów i z użyciem obcasów o wys. 4 cm.

Charakterystyczne, bardzo duże obciążenia pięty (czujnik 1) u chorych we wszystkich badanych chodach wynika z odruchowego uruchomienia mechanizmu kompensacyjnego, jakim jest hamowanie ruchu zginania stawu kolanowego przez tzw. mięśnie tylnej grupy stabilizującej staw kolanowy. Są to m.in. mięsień pośladkowy wielki, mięśnie kulszowo-goleniowe (*m. semitendinosus*, *m. semimembranosus*, *m. biceps femoris*) i mięsień trójgłowy łydki (*m. triceps surae*: *m. soleus*, *m. gastrocnemius*) (ryc. 7b.).

Ten sam mechanizm kompensacyjny powoduje zwiększenie nacisku na podłoże głowy I kości śródstopia (czujnik 7) i palucha (czujnik 8) w zdecydowanej większości badanych chodów u pacjentów.

Brak przegrupowania siły nacisku, szczególnie na czujniki 1, 7 oraz w nieco mniejszym stopniu na czujnik 8 u badanych zdrowych osób, może świadczyć o większym udziale mięśnia czworogłowego uda w akcie hamowania zgięcia stawu kolanowego i tym samym o częściowym zwolnieniu z tej czynności mięśni tylnej grupy stabilizatorów stawu kolanowego.

Chód z użyciem obcasów w przyjętych warunkach badań odciąża piętę (czujnik 1), przenosząc obciążenie na przodostopie (czujnik 6, 7, 8). Powoduje to większy wysiłek mięśni tylnej grupy stabilizatorów, a w przypadkach osłabienia lub niedostatecznego udziału w odpowiednim czasie i z właściwą siłą wspomnianej tylnej grupy, zmusza do zwiększenia wysiłku mięśni czworogłowego uda, przez co zwiększa konflikt rzepkowo-udowy.

Cienkość linii obciążenia stopy (*gaitline*) podczas chodu po płaskim podłożu jest charakterystycznym objawem napinania mięśni stopy w celu zwiększenia jej stabilności. Dzieje się to w różnych stanach patologicznych, m.in. w bólach stawów i mięśni, tutaj z powodu bólu stawu rzepkowo-udowego.

Przesunięcie linii obciążenia w kierunku przodostopia podczas chodu po schodach jest u osób zdrowych i chorych naturalną konsekwencją większego obciążenia przednich partii stóp. *Gaitline* w takich warunkach charakteryzuje większe rozproszenie na boki, w miarę przesuwania obciążenia w kierunku przodostopia. W grupie chorych temu rozproszeniu towarzyszy typowy bezład kierunków linii, większy i z obrazem gwałtownych zmian kierunku w postaci linii zygzakowatych.

Wnioski

1. Zmiany w stawie rzepkowo-udowym wywołujące ból powodują kompensacyjne, nienaturalne, nadmierne napięcie mięśni obciążonej stopy jako wyraz zwiększonej stabilizacji mięśniowej w celu uniknięcia bólu.
2. Ból badanego stawu odruchowo wyłącza mięsień czworogłowy uda na rzecz większej aktywności tylnej grupy mięśni stabilizatorów stawu kolanowego, odciążającej tym samym staw rzepkowo-udowy, jako wyraz kompensacji wewnętrznej.
3. Używanie obcasa naraża na przeciążenie i ból staw rzepkowo-udowy przez zwiększenie wzajemnego nacisku powierzchni stawowych w wyniku zwiększonej aktywności mięśnia czworogłowego uda, hamującego zginanie stawu kolanowego.
4. Celowa wydaje się dalsza obserwacja rozkładu sił reakcji podłoża podczas chodzenia po schodach, z użyciem mechanizmów kompensacji zewnętrznej.

Piśmiennictwo

1. Abrahams S, Kern J. Anterior knee pain. *Physiotherapy* 2001; 87: 523.
2. Pope MH, Fleming B. Knee biomechanics. In: Total Knee Replacement. Laskin R. S. (eds). Springer-Verlag, London, Berlin, Heidelberg, New York, Paris, Tokyo, Hong Kong, Barcelona, Budapest, 1991.
3. Buczek M. Trójskładowa platforma tensometryczna. *Sport Wyczynowy* 1983; 6:
4. Cavanagh P. Biomechanics of distance running. Human Kinetics Books, 1990.
5. Dieppe P. Towards a better understanding of osteoarthritis the knee joint. *Knee* 2000; 7: 135-7.
6. Dudziński K i wsp. Computer Dyno Graphy (CDG) – charakterystyka systemu do pomiaru rozkładu sił reakcji podłoża podczas chodu. *Postępy Rehabilitacji* 1996; 10:
7. EMED system. Novel electronics inc. Business and Technology Center, 1994.
8. Fung V. Bone and cartilage. In: Biomechanics: Mechanical properties of living tissues. Springer Verlag. New York, 1981.
9. Lesiak A. Mechanika stawów. W: Patomorfologia stawów. Małyk E, Wagner T (red.). PZWL, Warszawa, 1991.
10. Mathews LS, Sonstegard DA, Henke JA. Load bearing characteristics of the patello-femoral joint. *Acta Orthop Scand* 1977; 48: 511-6.
11. Mittlmeier T, Faessler M, Lob G, et al. Evaluation of Gait Disorder Following Complex Foot Trauma. Scientific Exhibit, AAOS, Anaheim, February 7-11, 1991.
12. Morlock M. The use of pressure distribution. Novel electronics inc. Business and Technology Center, 1994.
13. PEDAR system – The Pressure Distribution Measurement System for accurate Gait Analysis. Novel electronics inc. Business and Technology Center, 1994.
14. Piezo-Instrumentation Kistler – Operating and service-instructions. 1986.
15. Smidt GL. Biomechanical analysis of knee flexion and extension. *J Biomech* 1973; 6: 79-92.
16. Reilly DT, Martens M. Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patello-femoral joint reaction force various activities. *Acta Orthop Scand* 1972; 43: 126-37.