



UNIWERSYTET RZESZOWSKI
Collegium Medicum
Wydział Nauk o Zdrowiu i Psychologii

mgr Dominik Szymański

**Ocena rzetelności pomiarowej urządzenia Mindray Resona I9
i określenie wartości referencyjnych sztywności ścięgna Achillesa
przy zastosowaniu elastografii fal ścinających
u zdrowych osób dorosłych**

**Evaluation of measurement reliability of the Mindray Resona I9
device and determination of reference values for Achilles tendon
stiffness used shear wave elastography in healthy adults**

**Rozprawa na stopień doktora w dziedzinie nauk medycznych i nauk o zdrowiu
w dyscyplinie nauki o zdrowiu**

Promotor:

dr hab. Ewa Puszczałowska-Lizis, prof. UR

Promotor pomocniczy:

dr Michał Dwornik

Rzeszów 2026

Dziękuję Pani Promotor, **Profesor Ewie Puszczałowskiej-Lizis** za opiekę naukową nad moją rozprawą doktorską, cierpliwość, merytoryczne wsparcie, cenne uwagi i inspirujące dyskusje oraz pomoc w wyznaczaniu naukowych szlaków.

Wyrazy wdzięczności kieruję również do Promotora pomocniczego, **Pana Doktora Michała Dwornika** za życzliwość, zaangażowanie w proces badawczy oraz konstruktywne wskazówki, które były dla mnie nieocenionym źródłem motywacji.

WYKAZ SKRÓTÓW I SYMBOLI ZASTOSOWANYCH W PRACY

DOMS – opóźniona bolesność mięśni (ang. *Delayed Onset Muscle Soreness*)

wsp. – współautorzy

WHO – Światowa Organizacja Zdrowia (ang. *World Health Organization*)

SWE – elastografia fal ścinających (ang. *Shear Wave Elastography*)

HiFR STE – echokardiografia śledząca plamki z wysoką częstotścią klatek (ang. *High Frame Rate High Frame Rate Speckle Tracking Echocardiography*)

HiFR SWE - zaawansowana technika elastografii ultradźwiękowej, która ocenia twardość tkanek poprzez pomiar prędkości fal ścinających (ang. *High Frequency Repetition Shear Wave Elastography*)

ROI – obszar zainteresowania, czyli wyznaczony fragment tkanki, w którym dokonywany jest pomiar elastyczności (ang. *Region Of Interest*)

USG – ultrasonografia (ang. *Ultrasonography*)

TEM – transmisyjna mikroskopia elektronowa (ang. *Transmission Electron Microscopy*),

SEM – skaningowa mikroskopia elektronowa SEM (ang. *Scanning Electron Microscopy*)

ECM – macierz zewnątrzkomórkowa (ang. *Extracellular Matrix*)

TSPC – komórki progenitorowe/mezynchymalne (ang. *Tendon Stem/Progenitor Cells*)

MMP3 - metaloproteinazy macierzy-3 (ang. *Matrix Metalloproteinase 3*)

TIMP2 – inhibitor tkankowy metaloproteinazy-2 (ang. *Tissue Inhibitor of Metalloproteinase-2*)

VEGF-A – izoform czynnika wzrostu śródbłónka naczyniowego A (ang. *Vascular Endothelial Growth Factor A*)

USG B – ultrasonografia w skali szarości (ang. *Grey Scale Ultrasound B-mode*)

Vs – prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w tkance

G – moduł Kirchhoffa

E – Moduł Younga

BMI – wskaźnik wagowo-wzrostowy (ang. *Body Mass Index*)

tab. – tabela

ryc. – rycina

$\bar{x}$ – średnia arytmetyczna

SD – odchylenie standardowe

Min - wartość minimalna

Max – wartość maksymalna

Q₂₅ – kwartył dolny
Me – mediana
Q₇₅ – kwartył górny
Z – wartość testu U Manna-Whitney’a
 η^2 – eta kwadrat
n – liczba
% – procent
 χ^2 – wartość testu chi-kwadrat Pearsona
df – stopnie swobody
t₁ – wartość testu t-Studenta dla zmiennych niezależnych
t₂ – wartość testu t-Studenta dla zmiennych zależnych
d Cohena – wielkość efektu (ang. *Effect size*)
r – współczynnik korelacji liniowej Pearsona
R – współczynnik korelacji rang Spearmana
p – wskaźnik prawdopodobieństwa testowego
KDP – prawa kończyna dolna
KDL – lewa kończyna dolna
ICC – współczynnik korelacji wewnątrzklasowej (ang. *Intraclass Correlation Coefficient*)
SEM – błąd standardowy pomiaru (ang. *Standard Error Measure*)
MS_R – średni kwadrat dla wierszy (ang. *Mean Square for Rows*)
MS_E – średni kwadrat błędu (ang. *Mean Square for Error*)
MDC – minimalna wykrywalna różnica (ang. *Minimal Detectable Change*)
cSWE – ciągła elastografia fali ścinającej (ang. *Continuous Shear Wave Elastography*)
MRI – obrazowanie metodą rezonansu magnetycznego (ang. *Magnetic Resonance Imaging*)

SPIS TREŚCI

1. WSTĘP	5
1.1. Wprowadzenie	5
1.2. Anatomia, fizjologia i patofizjologia ścięgna Achillesa	6
1.3. Diagnostyka ścięgna Achillesa	10
1.4. Przegląd piśmiennictwa i uzasadnienie wyboru tematu pracy	13
2. CEL PRACY	20
3. MATERIAŁ I METODY BADAŃ	22
3.1. Materiał badań	22
3.2. Metody badań	25
3.3. Zastosowane metody statystyczne	28
4. WYNIKI	34
5. DYSKUSJA	74
6. WNIOSKI	89
7. PIŚMIENNICTWO	91
STRESZCZENIE	109
ABSTRACT	110
WYKAZ TABEL	111
WYKAZ RYCIN	113
ANEKS	115

1.WSTĘP

1.1.Wprowadzenie

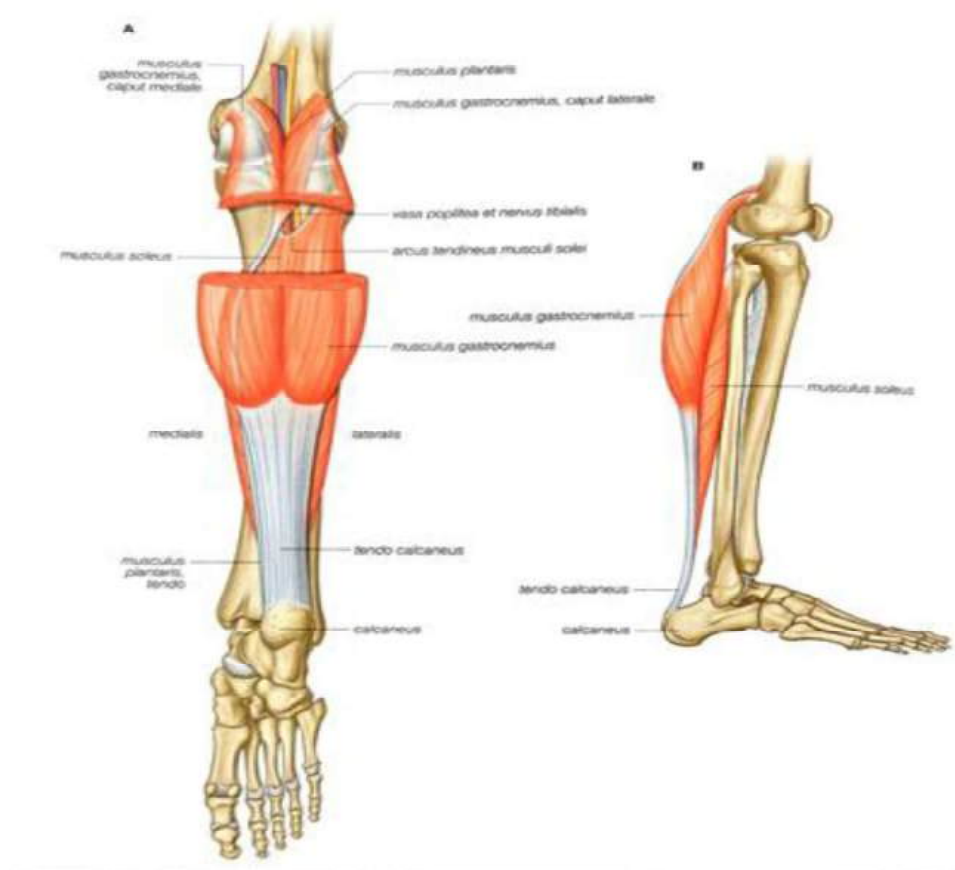
Ścięgno Achillesa jest jedną z najbardziej wytrzymałych, ale również najczęściej ulegającą urazom struktur ciała człowieka [1]. Problemy bólowe związane z przeciążeniem tego ścięgna mogą dotyczyć różnych jego części. Do najczęstszych patologicznych zmian zalicza się tendinopatie i entezopatie. W przypadku tych pierwszych dochodzi do zmian w obrębie wolnej części ścięgna, lub różnych jego części, które powodują zaburzenie struktury ścięgna, ból, obrzęk i osłabienie funkcji. Natomiast entezopatie dotyczą bolesnych zmian i tworzenia zgrubień lub guzków (entezofitów) w miejscu przyczepu ścięgna do kości piętowej [2]. Szacuje się że około 6% populacji w trakcie życia doświadcza co najmniej jednego incydentu w postaci objawów bólowych w wyniku zmian przeciążeniowych ścięgna Achillesa [3]. Badania populacyjne De Jonge i wsp. [4] wykazały, że częstość tendinopatii wynosi 1,85-2,35 na 1000 badanych osób. Hollander i wsp. [5] stwierdzili, że przeciążenia mechaniczne występują najczęściej u osób uprawiających sport. Waldecker i wsp. [6] zdiagnozowali tendinopatie u 5% spośród 1394 badanych osób trenujących. Według Kannus i wsp. [7] przewlekłe schorzenia ścięgna Achillesa występują częściej u sportowców bardziej zaawansowanych wiekiem i stażem treningowym, niż u nastoletnich, początkujących sportowców. Według Irwina [8] u osób aktywnych fizycznie częściej dochodzi do tendinopatii, a inne urazy ścięgna Achillesa występują częściej u osób starszych, nieaktywnych i z nadwagą. Reinking i wsp. [9] obok zmian przeciążeniowych, do czynników ryzyka tendinopatii ścięgna Achillesa zaliczyli zmniejszone zgięcie grzbietowe w stawie skokowym, osłabienie siły mięśniowej, ale również płeć, cukrzycę, otyłość i czynniki dziedziczne.

Leczenie tendinopatii ścięgna Achillesa jest trudne i długotrwałe [10], co wynika między innymi z długiego czasu bezobjawowej przebudowy tkanki i zmian jej parametrów, w tym sztywności [11]. Paavola i wsp. [12] stwierdzili u pacjentów z jednostronną tendinopatią ścięgna Achillesa wysokie ryzyko powstania przeciążeń tego ścięgna również w kończynie dolnej, w której nie występowały objawy. Aż o 41% badanych w ciągu 8-letniej obserwacji wystąpiły objawy w obrębie drugiej kończyny dolnej.

Tematyka przedstawiona w niniejszej pracy jest odzwierciedleniem aktualnych zagadnień klinicznych dotyczących prawidłowych wartości, możliwości rokowań klinicznych oraz monitorowania przebiegu i skuteczności terapii ścięgna Achillesa.

1.2. Anatomia, fizjologia i patofizjologia ścięgna Achillesa

Ścięgno Achillesa (łac. *tendo calcaneus*) powstaje z zespolenia ścięgien mięśnia brzuchatego łydki (łac. *musculus gastrocnemius*) i płaszczkowatego (łac. *musculus soleus*). Mięsień brzuchaty łydki ma przyczep początkowy powyżej stawu kolanowego, na kości udowej (głowa przyśrodkowa na kłykciu przyśrodkowym, a głowa boczna na kłykciu bocznym) i jest silnym zginaczem podeszwowym stopy (uniesienie pięty, stanie na palcach) oraz zginaczem stawu kolanowego. Natomiast mięsień płaszczkowaty rozpoczyna się na kości piszczelowej i strzałkowej, poniżej stawu kolanowego i również jest silnym zginaczem podeszwowym stopy, z tym, że jest aktywny niezależnie od pozycji stawu kolanowego [13]. Ścięgno Achillesa znajduje się w tylnej części goleni, rozpoczynając się płasko i szeroko, a następnie zwęża się i grubieje. Rozpoczyna się od strefy przejścia mięśniowo-ścięgnistego i biegnie w dół, znajdując zakończenie na guzie piętowym (ryc. 1). Jest to najgrubsze i najsilniejsze ścięgno u człowieka [14, 15].



Ryc. 1. Warstwa powierzchowna grupy tylnej mięśni goleni z widocznym ścięgnem Achillesa
A - widok z tyłu; B – widok z boku [16]

Struktura ścięgna Achillesa jest stosunkowo słabo ukrwiona i unerwiona. Obszar ze zmniejszonym unaczynieniem, nazywany często strefą krytyczną (ang. *critical zone*), znajduje się zazwyczaj bezpośrednio nad guzem piętowym, do 6 cm powyżej. Jest to miejsce, w którym najczęściej dochodzi do zerwania ścięgna, co jest związane ze słabszą zdolnością do regeneracji tkanki. Ścięgno nie jest pokryte pochewką ścięgniastą, lecz otoczone cienką warstwą tkanki włóknistej, zwaną ościęgnem (*paratenon*), która pełni funkcję poślizgową i odżywczą. W miejscu przyczepu do kości piętowej znajdują się dwie kaletki maziowe: kaletka ścięgna głęboka (łac. *bursa profunda tendinis*): między ścięgnem Achillesa a kością piętową i kaletka ścięgna powierzchowna (łac. *bursa superficialis tendinis*): między ścięgnem, a tkanką skórną [15].

Anatomia i fizjologia tkanki łącznej ścięgien jest wiedzą ugruntowaną. Jednak rozwój narzędzi badawczych i pomiarowych wskazuje na nowe aspekty fizjologii i patofizjologii ścięgna Achillesa. Nańka i wsp. [17] wykazali, że na poziomie mikroskopowym ścięgno składa się z równoległych pęczków włókien kolagenowych typu I, otoczonych endotenonem i epitenonem, przy czym rozmieszczenie pęczków i ich orientacja wykazują heterogeniczność zwłaszcza w pobliżu przyczepu i w strefie środkowej ścięgna. Kjaer [18] udowodnili, że w strukturze włókien i macierzy pozakomórkowej dominujący jest kolagen typu I, obecne są również kolagen III, V i VI, proteoglikany (decorin, biglycan), oraz glikoproteiny (tenascyna-C, fibronektyna). Stosunek kolagenu typu I/III może wzrastać w przebudowie i tendinopatii. Badania Tarantino i wsp. [19] z zakresu transmisyjnej mikroskopii elektronowej TEM (ang. *Transmission Electron Microscopy*), skaningowej mikroskopii elektronowej SEM (ang. *Scanning Electron Microscopy*) pokazały ultrastrukturę włókien kolagenowych z regularnym prążkowaniem i zmienną średnicą włókien co zwiększa wytrzymałość mechaniczną a także mostki poprzeczne, które zapewniają wytrzymałość ścięgna. Według Thorpe i wsp. [20] komórki podstawowe ścięgna - tenocyty które są wydłużonymi fibrocytami ułożone są w rzędach między pęczkami kolagenu i syntezują elementy macierzy zewnątrzkomórkowej ECM, która odgrywa ważną rolę w prawidłowej fizjologii i patogenezie. Wang [21] wykazał obecność komórek progenitorowych/mezynchymalnych TSPC (ang. *Tendon Stem/Progenitor Cells*), które rozpoczynają naprawę i remodeling ścięgna, a ich liczba i aktywność zmieniają się z wiekiem oraz w wyniku procesów chorobowych. Badania Matsui i Tanaki [22] wykazały, że komórki śródbłonna oraz komórki zapalne (makrofagi, mastocyty) uruchamiają stan zapalny w stanach patologicznych.

Unaczynienie powierzchowne ścięgna Achillesa pochodzi z tętnicy piszczelowej tylnej oraz tętnicy podeszwowej, a unaczynienie środkowej części jest względnie słabe co ma znaczenie w tendinopatii i gojeniu [23]. W badaniach skaningowej i transmisyjnej mikroskopii elektronowej w pobliżu przyczepu do guza piętowego obserwuje się zróżnicowane sieci naczyniowe oraz drobne naczynia w endotenonie i peritenonie. Ilość i wielkość naczyń decyduje o procesach naprawczych, przebudowy i patogenezy [24]. Unerwienie ścięgna Achillesa zawiera włókna czuciowe i mechanoreceptory Ruffiniego i Paciniego szczególnie w okolicy entezy a ich ilość i aktywność jest istotna w leczeniu tendinopatii [11]. Enteza ścięgna Achillesa, to przejście tkanek miękkich w tkankę kostną przez strefę fibrochondralną i mineralizowaną. Badania elektronowe pokazały gradient mineralizacji i różnice w układzie kolagenu ścięgna Achillesa determinującą jego podatność na przeciążenia i uszkodzenia [25]. Strefa środkowa ścięgna Achillesa jest najbardziej narażona na degenerację i pęknięcia co związane jest z niższym ukrwieniem, większym obciążeniem ścinającym i najsłabszą mikrostrukturą włókien kolagenowych [26].

Zmiany strukturalne i biomechaniczne w tendinopatii i po urazie determinowane są poprzez osobniczo zmienne ukrwienie, budowę kolagenową związaną z ilością macierzy zewnątrzkomórkowej, jak również aktywnością proprioreceptorów [27]. Tendinopatia wykazuje zwiększoną ekspresję kolagenu typu III, rozproszenie i nieuporządkowanie włókien, zwiększoną gęstość małych włókien kolagenowych, zwiększoną ilość proteoglikanów i glikozaminoglikanów, rozszerzone naczynia, dużą neowaskularyzację oraz infiltrację komórek zapalnych [28]. Badania z zakresu transmisyjnej mikroskopii elektronowej ujawniły degeneracyjne zmiany w ścięgnie Achillesa w procesie powtarzających się przeciążeń przez długi okres czasu w postaci fragmentacji włókien zmianę morfologii mitochondrii, akumulację materiału amorficznego między włóknami oraz zmiany w połączeniach międzykomórkowych [29]. Również wiek determinuje adaptację ścięgna Achillesa do obciążeń. Z wiekiem obserwuje się zmniejszenie liczby komórek, zmiany i spadek ilości włókien kolagenowych, pogrubienie i zmniejszenie elastyczności macierzy zewnątrzkomórkowej oraz zwiększoną sztywność i tendencję do mikropęknięć ścięgna [18]. Nadmierna aktywność mechaniczna negatywnie wpływa na organizację włókien, ich średnicę i biomechanikę powodując degenerację i rozwój entezopatii lub uraz. Umiarkowane obciążenie sprzyja utrzymaniu prawidłowej struktury. Badania z zakresu skaningowej mikroskopii elektronowej ujawniły, że w patologicznej przebudowie adaptacyjnej ścięgna Achillesa występują przerwy między pęczkami oraz rozwarstwienie i

nieregularność włókien kolagenowych [30]. Natomiast badania z zakresu transmisyjnej mikroskopii elektronowej uwidoczniły molekularną strukturę włókien kolagenowych, w tym ich prążkowanie i średnicę, a także macierz zewnątrzkomórkową, tenocyty, mitochondria, amorficzne elementy w ścięgnie i zmiany w połączeniach międzykomórkowych [31]. Badania porównawcze ścięgien Achillesa ze ścięgnami przeciężonymi mechanicznie wykazują zmniejszenie średnicy włókien, wzrost włókien o mniejszej średnicy, zwiększoną heterogeniczność, fragmentację oraz obecność materiału amorficznego [32].

Według Nie i wsp. [33] z ryzykiem wystąpienia przewlekłej tendinopatii ścięgna Achillesa związany jest zróżnicowany osobniczo poziom ekspresji metaloproteinazy macierzy-3 (MMP3) i inhibitora tkankowego metaloproteinazy-2 (TIMP2). Rahim i wsp. [34] stwierdzili związek izoform czynnika wzrostu śródbłónka naczyniowego A (VEGF-A) z ryzykiem zapalenia i następnej tendinopatii ścięgna Achillesa. Według autorów wiąże się to z zaburzeniem sygnalizacji angiogenezy i przebudową macierzy zewnątrzkomórkowej. Christensen i wsp. [35] przeprowadzili badania na poziomie molekularnym, które wykazały występowanie receptorów aktywowanych proteazami w tkance ścięgna, tkance przysięgnistej oraz w nerwach i naczyniach. Takie receptory są związane z hiperalgezią i neowaskularyzacją, które mogą przyczyniać się do rozwoju entezopatii. Według Waggett i wsp. [36] mimo, że ścięgno Achillesa ma podobną strukturę histologiczną, może ona ulegać zmienności osobniczej i zawierać różną ilość tenocytów i tenoblastów, co warunkuje tendencję do zmian przeciężeniowych, entezopatii i tendinopatii. Doral i wsp. [37] wyjaśnili, że zwiększona ilość tenoblastów może skutkować zwiększoną produkcją kolagenu typu III, co powoduje znacznie obniżenie wytrzymałości ścięgna na obciążenie i może być przyczyną procesów patologicznych w postaci entezopatii i tendinopatii. Według Tresoldi i wsp. [38] przeciężenia ścięgna Achillesa mogą być skutkiem odstępstwa od typowego składu białek I, II, III, V, XI kolagenu tworzących fibrylle, oraz odstępstwa od składu białek tworzących włókna kolagenowe IX, XII, XIV i XIX-XXI. Według Taye i wsp. [39] szczególnie istotnym czynnikiem powstawania przeciężeń jest ilość typu XIII i XVII kolagenu transbłonowego. Halper i wsp. [40] stwierdzili, że o prawidłowej przebudowie i adaptacji do obciążeń ścięgna decydują proteoglikany i glikoproteiny, które są przekaźnikami sygnałów biochemicznych i mechanicznych i kontrolują proliferację włókien oraz różnicowanie się migrację i przeżywanie tenocytów. Jednak Rigozzi i wsp. [41] nie wykryli w ścięgnie Achillesa znaczącej ilości tych związków. Hedbom i wsp. [42]

udowodnili, że proteoglikany takie jak biglykan, fibromodulina oraz lumikan występujące w macierzy pozakomórkowej zapewniają tworzenie i regulację hierarchicznej konstrukcji kolagenu, co zapewnia prawidłową funkcję ścięgna. Natomiast spadek poziomu proteoglikanów sprzyja powstawaniu tendinopatii i entezopatii. Według LeBaron i wsp. [43] poziom innego proteoglikanu w ścięgnach, o nazwie versican warunkuje prawidłowe nawodnienie, migrację komórek i homeostazę mechaniczną. Zdaniem Corpsa i wsp. [44] to aaggrekan odgrywa kluczową rolę w przeciwdziałaniu siłom ściskającym poprzez interakcję z włóknami kolagenowymi i ułatwia przesuwanie się fibrylli podczas ruchu, a jego ogólną funkcją jest zapewnianie odporności na kompresję. Według Jozsa i wsp. [45] składnik o nazwie fibroekstyna zapewnia utrzymanie prawidłowej biomechaniki ścięgna Achillesa, jego wytrzymałość integralność. Taylor i wsp. [46] stwierdzili, że to laminina, która w ścięgnie Achillesa występuje przede wszystkim w ścianach naczyń krwionośnych, na granicy mięśniowo-ścięgnistej - odgrywa aktywną rolę w sygnalizacji międzykomórkowej i wpływa na wydolność mechaniczną ścięgna. Według Freedmana i wsp [47] ponad 90% suchej masy ścięgna powinno zawierać kolagen typu I co stanowi o prawidłowej wytrzymałości na przeciążenia. Natomiast wzrastająca liczba kolagenu typu III świadczy o zmniejszonej odporności na rozciąganie i przyczynia się do powstawania przeciążeń. Według Henninger i wsp. [48] istotnym warunkiem decydującym o odporności na przeciążenia jest elastyna, której ilość stanowi około 1% mokrej masy ścięgna. Elastyna znajduje się w ścięgnie zewnątrzkomórkowo i na powierzchni włókien kolagenowych. Elastyna w ścięgnach i więzadłach jest białkiem strukturalnym, które nadaje im elastyczność i sprężystość, umożliwiając ruch, a następnie powrót do pierwotnego kształtu. Zapewnia prawidłowe funkcjonowanie narządu ruchu. Pozwala na rozciąganie się ścięgien i więzadeł podczas ruchu, a następnie na powrót do pierwotnej pozycji. Dzięki temu ruchy kończyn są płynne, a ich powrót do pozycji wyjściowej jest szybki. Utrata białka elastyny może powodować sztywność i zwiększone ryzyko urazów.

1.3. Diagnostyka ścięgna Achillesa

W diagnostyce ścięgna Achillesa najczęściej stosuje się badanie ultrasonograficzne (USG). Jednak z powodu trudności w ocenie wyników przy braku uszkodzenia ścięgna w fazie bezbolesnej, badanie to uważa się za niemiarodajne w prewencji tendinopatii [49]. Badanie USG w skali szarości (ang. *Grey Scale Ultrasound B-mode*) nie dostarcza jednoznacznych danych klinicznych dla diagnozy rozwoju tendinopatii w fazie niebolesnej [50]. Stanowi to duży problem, zwłaszcza, że możliwość właściwej i wczesnej diagnostyki

rozwoju tendinopatii może przeciwdziałać rozwojowi fazy bólowej i skrócić czas terapii [51]. W latach 90. XX wieku stosowano ultradźwiękowe techniki oceny odkształceń tkanek w odpowiedzi na odkształcanie tkanek wywoływane przez badającego (ang. *strain imaging*) co nie było wystarczające do pełnej obiektywnej oceny [52]. W miarę rozwoju powstała technologia wytwarzająca i odbierająca fale poprzeczne w tkankach, co umożliwiło bezodkształceniową i kwantyfikowalną ocenę ich sztywności [53]. Wśród technik elastografii USG wyróżnia się elastografię fali poprzecznej generowaną manualnie SSI (ang. *Static Strain Imaging*) oraz elastografię fali ścinającej SWE (ang. *Shear Wave Elastography*), w której impuls akustyczny generuje przepływ fal poprzecznych i umożliwia ilościową ocenę prędkości fali ścinającej i modułu ścinania tkanek [54]. Elastografia fal ścinających jest obecnie powszechnie stosowana do oceny elastyczności tkanek narządów wewnętrznych oraz narządu ruchu [55-57]. W ostatnich latach znalazła szerokie zastosowanie w diagnostyce schorzeń narządu ruchu: ocenie ścięgien w okolicy stawu ramennego (ścięgno mięśnia nadgrzebieniowego), ścięgna Achillesa, przekrojowych zmian mięśni (np. dystrofie), a także w monitorowaniu rehabilitacji i efektywności terapii iniekcyjnej czy fizjoterapeutycznej [58]. Chociaż nie zbadano trafności kryterialnej w porównaniu ze złotym standardem metody dynamometrii i ultrasonografii, stwierdzono, że obrazowanie falą ścinającą jest trafnym narzędziem do różnicowania ścięgien zdrowych od chorych, ponieważ ścięgna z tendinopatią są znacznie mniej sztywne niż ścięgna zdrowe [59]. Metoda wykazała użyteczność w różnicowaniu aktywnego zapalenia od zmian bliznowatych, ocenie ryzyka urazu u sportowców oraz w planowaniu leczenia przedoperacyjnego [60]. Prowadzone były też prace nad zmniejszeniem wpływu anizotropii poprzez adaptacyjne modele interpretacji sygnału oraz nad real-time elastografią dynamiczną, która analizuje zmianę sztywności podczas skurczu i rozciągania [61, 62].

Elastografia fal ścinających wykorzystuje mechaniczne źródła drgań, które emitują wewnątrz tkanek fale ścinania o niskiej częstotliwości, tworząc dwie intensywne płaskie fale ścinania. Fale te przechodzą przez tkanki miękkie, powodując ich zniekształcenie w zakresie adekwatnym do stopnia ich sztywności. Następnie są rejestrowane przez czujnik w głowicy USG [63]. Elastografia fal ścinających umożliwia określenie rzeczywistego modułu sprężystości tkanek i rejestrowanie sztywności (w kPa) obszaru zainteresowania ROI (ang. *Range of Interest*) w narzędziu. Dzięki temu otwiera nowe perspektywy diagnostyczne i monitorowania leczenia. Zdaniem Bercoff i wsp. [64] metoda ta jest powtarzalna, niezależna od operatora i ilościowa. Z kolei według Coombes i wsp. [65] bardzo istotnym

elementem wpływającym na zmienność wyników elastografii fal ścinających ma wyjściowy stan rozciągnięcia ścięgna podczas badania. Payne i wsp. [66] wskazali że wyniki są mało powtarzalne przy zmianie ustawienia stóp. Vaida i wsp. [67] zwrócili uwagę, że standaryzacja pozycji ustawienia stawu skokowego w czasie badania jest jednym z ważniejszych czynników zapewniających powtarzalność wyników pomiaru sztywności ścięgna Achillesa.

Elastografia fal ścinających opiera się na lokalnym wzbudzeniu fali ścinającej i pomiarze prędkości fali ścinającej (V_s), a także pozwala oszacować moduły ścinania i związaną z nimi pozorną elastyczność przy określonych założeniach dotyczących jednorodności i izotropii tkanek [68]. Pierwsze prace eksperymentalne na tkankach miękkich i modelach *in vitro* prowadzono w 2000 roku. Badania te potwierdziły wykonalność metody [69]. Przełomowe badania stosujące elastografię w narządzie ruchu pojawiły się w drugiej połowie pierwszej dekady XXI wieku oraz na początku drugiej dekady XXI wieku, kiedy to zaczęto badać mięśnie, ścięgna i więzadła u ludzi oraz zwierząt, porównując pomiary z danymi histologicznymi, biomechanicznymi oraz wynikami intraoperacyjnymi [70-72]. Wczesne prace wykazały, że elastografia fal ścinających jest wrażliwa na zmiany stanu napięcia mięśniowego, orientacji włókien i patologii ścięgnistych, a także że pomiary są reprodukowalne przy kontrolowanych warunkach badania [71].

Omawiając kwestie dotyczące diagnostyki ścięgna Achillesa warto przybliżyć pojęcia sprężystości podłużnej, sprężystości poprzecznej oraz sztywności (twardości) tkanki. W fizyce medycznej i elastografii te trzy pojęcia są ze sobą ściśle powiązane, jednak opisują inne aspekty reakcji tkanki na działanie siły.

Sprężystość podłużna tkanki ścięgnistej to zdolność jej do odkształcania się (rozciągania lub ściskania) w kierunku działania siły. Mierzy opór tkanki na zmianę długości/objętości pod wpływem naprężenia prostopadłego. Jest to parametr jakościowy stosowany w elastografii odkształceniowej SE (ang. *Strain Elastography*). Do opisu sprężystości podłużnej stosuje się moduł Younga (E) [73], który jest parametrem ilościowym sztywności, prezentowanym na ekranie elastografu w kilopaskalach (kPa). W przypadku ścięgna Achillesa, moduł Younga (E) informuje o zdolności ścięgna do przenoszenia obciążeń [74].

Sprężystość poprzeczna tkanki, to opór tkanki na zmianę kształtu (ściskanie). Wskaźnikiem sprężystości poprzecznej jest moduł Kirchhoffa (G). Parametr ten ocenia opór tkanki na ścinanie/zniekształcenie pod wpływem naprężenia stycznego (równoległego). Jest

to miara sztywności tkanki przy ścinaniu, to jest zmianie kształtu bez zmiany objętości. Mierzy opór ścięgna na ścinanie/zniekształcenie pod wpływem naprężenia stycznego (równoległego) oraz określa stosunek naprężenia stycznego do odkształcenia postaciowego ścięgna gdzie:

- naprężenie styczne, to siła działająca równolegle (stycznie) do powierzchni przekroju, spowodowana siłami poprzecznymi lub momentami skręcającymi. W przypadku ścięgna, są to siły próbujące "przesunąć" jedne warstwy włókien ścięgnistych względem drugich.
- odkształcenie postaciowe, to zmiana kąta między dwoma prostokątnymi liniami w materiale, wynikająca z naprężenia stycznego. Mówiąc prościej, jest to miara kształtu (ścinania), czyli przesunięcia równoległych warstw [75].

W tkankach miękkich, Moduł Younga (E) jest w przybliżeniu trzykrotnością modułu ścinania Kirchhoffa (G). Elastografia fali poprzecznej mierzy moduł ścinania (G), który jest używany do obliczenia sztywności, gdzie wynik również jest podawany w kPa [76].

Sztywność tkanki, to ilościowy wskaźnik sprężystości, mierzony w kPa, lub metrach na sekundę (m/s), jako prędkość fali ścinającej. Jest to główny parametr diagnostyczny w elastografii. Określa prędkość rozchodzenia się fali poprzecznej (ścinającej) w tkance ścięgna. Jest to surowa dana pomiarowa. Głowica USG generuje impuls i śledzi, jak szybko fala ultradźwiękowa rozchodzi się wzdłuż włókien ścięgna. Im szybsza jest prędkość rozchodzącej się fali ultradźwiękowej, tym większą sztywność wykazuje ścięgno, a więc moduł Kirchhoffa (G) i Younga (E) jest wyższy [76].

1.4. Przegląd piśmiennictwa i uzasadnienie wyboru tematu pracy

Przegląd prac różnych autorów wskazuje, że mimo postępu, elastografia fal ścinających w odniesieniu do narządu ruchu napotyka na ograniczenia. Zdaniem Busilacchi i wsp. [77] oraz Baumera i wsp. [54] w ocenie sztywności ścięgien poprzez obrazowanie techniką elastografii zarówno dla zmian patologicznych jak w wykrywaniu przebudowy ścięgna wyzwaniem jest powtarzalność i zmienność pomiarów. Zimmer i wsp. [78] wskazali na ograniczenia w postaci braku pełnej standaryzacji technicznej, zmienności pomiarów między urządzeniami różnych producentów, wpływu czynników biologicznych (wieku, temperatury, nawodnienia) oraz trudności interpretacyjnych przy anizotropii tkanek. Dlatego zdaniem autorów przyszłe prace powinny skupić się na dużych, wieloośrodkowych badaniach walidacyjnych, ustanowieniu międzynarodowych protokołów pomiarowych oraz integracji wyników elastografii z danymi funkcjonalnymi i klinicznymi w celu stworzenia wartości progowych użytecznych w praktyce klinicznej. Ito i wsp. [79] udowodnili

skuteczność elastografii fal ścinających dla małych specyficznych obszarów jak w przypadku zmian patologicznych w obrębie ścięgna Achillesa. Zdaniem autorów rozwój ultradźwiękowej elastografii fali ścinającej od badań podstawowych do szerokich zastosowań klinicznych w narządzie ruchu przebiega dynamicznie, elastografia fal ścinających dostarcza ilościowych informacji o biomechanice tkanek miękkich, uzupełniając tradycyjną ultrasonografię. Jednak dalsza standaryzacja, walidacja i integracja z innymi metodami obrazowania i analizą danych są kluczowe dla pełnego wykorzystania jej potencjału w diagnostyce i terapii schorzeń narządu ruchu. Taljanovic i wsp. [80] uznali, że elastografia jest dynamicznie rozwijającą się techniką ultrasonograficzną, umożliwiającą ilościową ocenę sprężystych właściwości tkanek. Może ona stanowić cenne uzupełnienie konwencjonalnego badania USG w zakresie wstępnej charakterystyki oraz monitorowania efektów leczenia różnorodnych stanów pourazowych i patologii układu mięśniowo-szkieletowego. Szczególne znaczenie elastografii fal ścinających przypisuje się wczesnym stadiów choroby, kiedy zmiany w tkankach miękkich nie są jeszcze możliwe do wykrycia lub jednoznacznej oceny przy użyciu standardowych metod ultrasonograficznych. Technika ta może być również przydatna w ocenie stopnia zaawansowania chorób przewlekłych, analizie odpowiedzi na zastosowane leczenie oraz monitorowaniu zmian związanych z procesem starzenia, w tym sarkopenii i zespołu kruchości. Ponadto rozwój nowych odmian elastografii fal ścinających, takich jak elastografia fali ciągłej oraz trójwymiarowa elastografia fal ścinających (3D), stwarza możliwość uzyskania dodatkowych informacji niedostępnych w klasycznej, dwuwymiarowej elastografii. Elastografia fal ścinających może znaleźć także zastosowanie w charakterystyce guzów tkanek miękkich układu mięśniowo-szkieletowego, co podkreśla jej potencjał jako obiecującego uzupełnienia konwencjonalnego badania USG. Według Prado-Costa i wsp. [81] oraz Ivanac i wsp. [82] dużym wyzwaniem jest wykrywanie tworzących się zmian patologicznych w ścięgnach na etapie bezobjawowym lub wczesnym etapie klinicznym a także obserwacja przebudowy ścięgien w procesie rehabilitacji. Galletti i wsp. [83] uważają, że elastografia jest w stanie wykryć zmiany tkankowe u pacjentów objawowych z prawidłowym USG. Ooi i wsp. [84] podkreślili, że elastografia powinna być wykorzystywana w badaniu prewencyjnym sportowców, u których istnieje ryzyko wystąpienia objawów w trakcie sezonu. Fu i wsp. [85] uważają elastografię fal ścinających za cenne narzędzie do oceny „in vivo” i w sposób nieinwazyjny właściwości biomechanicznych różnych ścięgien.

Sharif i wsp. [50] podkreślili, że mimo powszechnego stosowania w diagnostyce tendinopatii najczęściej badań ultrasonograficznych, nadal istnieją trudności w ocenie interpretacji wyników przy braku uszkodzenia ścięgna w fazie bezbolesnej. Przez to badanie uznawane jest za niemiarodajne w prewencji tendinopatii. Według Kabore i wsp. [51] badanie USG w skali szarości nie dostarcza jednoznacznych danych klinicznych dla diagnozy rozwoju tendinopatii w fazie niebolesnej. Również zdaniem Baumer i wsp. [54], badanie to stanowi to duży problem, który utrudnia możliwość właściwej i wczesnej diagnostyki rozwoju tendinopatii, a tym samym ogranicza możliwości przeciwdziałania rozwojowi fazy bólowej i skrócenia czasu terapii.

Badania dotyczące narządu ruchu są trudne z uwagi na anizotropię tkanek (różne właściwości wzdłuż i w poprzek włókien), wpływ napięcia mięśnia, niewielką grubość i złożoną geometrię ścięgien oraz tendencję do artefaktów związanych z przegłosem i odbiciami akustycznymi [86, 87]. Odpowiedzią środowiska naukowego i przemysłu były: rozwój protokołów badania (pozycjonowanie, relaksacja mięśni, pomiar wzdłuż włókien), poprawa algorytmów detekcji fali, wprowadzenie trybów elastografii fal ścinających z mapą sztywności oraz standaryzacja jednostek i obszaru zainteresowania ROI [88, 89].

Istotnym etapem było porównanie wyników elastografii fal ścinających z testami biomechanicznymi *in vitro* i histopatologią oraz ocena powtarzalności pomiarów w populacjach zdrowych i chorych. Liczne badania potwierdziły korelacje między zwiększoną sztywnością a przewlekłymi zmianami ścięgien (np. tendinopatia) oraz między obniżoną elastycznością mięśni a stanami przeciążeniowymi i uszkodzeniami [90, 91]. Jednocześnie wykazano, że czynniki metodologiczne (przyłożenie sondy, orientacja względem włókien, napięcie mięśnia) znacząco wpływają na wyniki, co podkreśliło konieczność ujednolicenia protokołów badawczych i klinicznych [92, 93]. Coombes i wsp. [65] stwierdzili, że bardzo istotnym elementem wpływającym na zmienność wyników elastografii fal ścinających jest wyjściowy stan rozciągnięcia ścięgna podczas badania. Payne i wsp. [66] wskazali, że wyniki są mało powtarzalne przy zmianie ustawienia stóp. Vaida i wsp. [67] są zdania, że standaryzacja pozycji ustawienia stawu skokowego w czasie badania jest jednym z ważniejszych czynników zapewniających powtarzalność wyników pomiaru sztywności ścięgna Achillesa.

Fizjologia ścięgna Achillesa była szeroko badana, jednak z uwagi na to, że większość badań prowadzono na zwierzętach lub zwłokach wciąż brakuje informacji na temat prawidłowych wartości biomechanicznych ścięgien *in vivo* [94]. Dong i wsp. [95]

podkreślili, że z uwagi na to, że każda struktura anatomiczna wykazuje własne cechy sztywności, potrzebne są indywidualne wartości referencyjne. Ustalenie wartości referencyjnych sztywności ścięgna Achillesa ma istotne i kluczowe znaczenie kliniczne. Według Chen i wsp. [96], w diagnostyce tendinopatii sztywność tkankowa jest ważnym wskaźnikiem, a odniesienie do wartości referencyjnych pozwala na obiektywną identyfikację zmian strukturalnych i mechanicznych, odróżniając ścięgno zmienione chorobowo od stanu fizjologicznie prawidłowego. Według Mahieu i wsp. [97], optymalny poziom sztywności tkankowej jest niezbędny do efektywnego funkcjonowania oraz prawidłowej biomechaniki ruchu. Z punktu widzenia oceny ryzyka urazu, szczególnie istotne znaczenie ma wychwycenie odchyleń od normy, zarówno w kierunku zwiększonej sztywności, jak i nadmiernej elastyczności/wiotkości. Zmiany te mogą zwiększać ryzyko urazu, w tym zerwania ścięgna Achillesa. Badania przy użyciu rzetelnych urządzeń pomiarowych oraz możliwość odniesienia do zakresów normatywnych pozwalają monitorować stan ścięgna Achillesa i wychwycić zmiany na etapie, w którym pacjent nie zgłasza objawów klinicznych, a w badaniach obrazowych nie widać zmian strukturalnych i morfologicznych. Zdaniem Hansen i wsp. [98] i Radovanović i wsp. [99] wartości referencyjne umożliwiają monitorowanie procesu leczenia i rehabilitacji, w tym analizę postępów leczenia/powrotu do pełnej sprawności, przykładowo po zabiegach chirurgicznych lub w trakcie rehabilitacji. Pozwala to ocenić, czy ścięgno odzyskuje optymalne właściwości mechaniczne i czy jest gotowe na wznowienie pełnej aktywności przez pacjenta. Silbernagel i wsp. [100] uznali, że dzięki znajomości zakresów referencyjnych można indywidualnie dostosować programy leczenia i personalizację terapii. Zdolność do indywidualnego dostosowania obciążenia w rehabilitacji jest kluczowa. Znając sztywność wyjściową (odniesioną do normy), można bezpiecznie stopniować obciążenia, aby doprowadzić ścięgno do pożądanej wartości sztywności bez ryzyka przeciążenia, a co za tym idzie uzyskać wymiennie szybki oraz pełny powrót do sprawności/sportu. Według Laurenta i wsp. [101] coraz większe znaczenie ma opracowanie wartości referencyjnych sztywności wzdłużnej, poprzecznej i twardości ścięgien w celu określenia ich wytrzymałości i przewidywania potencjalnych uszkodzeń, a także monitorowania procesu leczenia i terapii.

Powyższe dane skłoniły autora do podjęcia tematu dysertacji, której celem jest wypełnienie luki wynikającej z braku danych dotyczących rzetelności pomiarowej urządzenia do elastografii, jakim jest aparat ultrasonograficzny Mindray Resona I9. Zaletą urządzenia jest możliwość wykonywania elastografii ShearWave o wysokiej częstotliwości

odświeżania obrazu HiFR STE (ang. *High Frame Rate High Frame Rate Speckle Tracking Echocardiography*), zapewniając spójność i precyzyjny dostęp do informacji dotyczących sztywności tkanki, a tym samym większą czułość diagnostyczną oraz stabilność i precyzję w badaniach. HiFR SWE (ang. *High Frame Rate High Frame Rate Shear Wave Elastography*), to zaawansowana technologia elastografii ultradźwiękowej, która wykorzystuje bardzo wysoką częstotliwość odświeżania obrazu, aby szybciej i dokładniej monitorować sztywność tkanek. Urządzenie Mindray Resona I9 jest aktualnie jednym z niewielu urządzeń na rynku, które wykorzystują precyzyjną technologię badania. Według danych producenta [102] do zalet urządzenia należy 10 razy szybsze odświeżanie obrazu elastograficznego, wpływające na dokładność pomiarów, lepsza możliwość wykrywania subtelnych ruchów i zmian, a także wyższa stabilność i niezawodność wyników w porównaniu ze standardową elastografią.

W niniejszej pracy doktorskiej podjęto badania z udziałem zdrowych osób dorosłych. Wybór tej grupy był podyktowany kilkoma kluczowymi przesłankami. Po pierwsze, zdrowe osoby dorosłe stanowią największą grupę populacyjną [103]. Poza tym autor ma świadomość, że dla określenia wartości referencyjnych sztywności ścięgna Achillesa konieczne jest wykorzystanie jednorodnej i stabilnej grupy badanej. U zdrowych dorosłych ryzyko występowania patologii ścięgna, takich jak tendinopatie, uszkodzenia czy stany zapalne, jest mniejsze niż u dzieci oraz u seniorów. Czynniki te mogłyby bowiem istotnie i nieregularnie wpływać na wyniki, obniżając rzetelność pomiarów. Zróżnicowane stadia choroby w badanej populacji wprowadziłyby znaczną, klinicznie uwarunkowaną zmienność, utrudniając ocenę, czy uzyskany rozrzut wartości wynika z rzeczywistej zmienności biologicznej (np. związanej z procesem chorobowym), czy też z błędu pomiarowego urządzenia, świadczącego o niskiej rzetelności. Minimalizacja wpływu czynników zewnętrznych sprawia, że zdrowe osoby dorosłe stanowią najlepszy model do oceny działania urządzenia w warunkach „bazowych”. W tej grupie ogranicza się wpływ chorób ogólnoustrojowych oraz leczenia, które mogłyby modyfikować właściwości mechaniczne ścięgna.

Celem dysertacji było również ustalenie zakresów wartości referencyjnych (norm) sztywności ścięgna Achillesa na podstawie pomiarów wykonanych u osób bez stwierdzonych chorób narządu ruchu, niezgłaszających żadnych dolegliwości z nim związanych oraz bez historii urazów, które mogłyby zaburzać biomechanikę lub morfologię tkanek w obrębie stawów skokowych i ścięgien Achillesa. Autor jest przekonany, że dopiero

po ustaleniu takich wartości referencyjnych dla zdrowej populacji dorosłych możliwe będzie ich wykorzystanie w procesie diagnostycznym. Sztywność ścięgna pacjenta z podejrzeniem tendinopatii może być wówczas porównywana z „normą”, co pozwala określić, czy ścięgno wykazuje istotnie podwyższoną lub obniżoną sztywność. A więc badanie zdrowych osób dorosłych ma znaczenie metodologiczne. Zdaniem autora ustalenie zakresów referencyjnych sztywności ścięgna Achillesa dla populacji bez patologii, jest niezbędnym krokiem przed zastosowaniem metody w diagnostyce klinicznej oraz ocenie efektów czy metody leczenia.

Slane i wsp. [104] oraz Szajkowski i wsp. [105] zwrócili uwagę, że ścięgno Achillesa u zdrowych osób dorosłych prezentuje specyficzny zakres parametrów twardości (kPa) charakterystyczny dla tej tkanki. Parametr ten jest bardzo indywidualny i może zależeć od wielu czynników, takich jak wiek czy aktywność fizyczna. Corrigan i wsp. [106] podkreślili, że w celu wykorzystania elastografii w diagnostyce należy znać prawidłowe wartości sztywności ścięgien. Siddiqui i wsp. [107] wskazali konieczność brania pod uwagę wartości BMI, a Kuervers i wsp. [108] – stopnia wytrenowania. W piśmiennictwie są badania nad wpływem używek jak palenie tytoniu, również bez jednoznacznych wniosków [109]. Według Yoshida i wsp. [110] zasadnym wydaje się założenie istnienia różnych wartości referencyjnych w zależności od płci. Również Ashton i wsp. [111] wskazali na zmienność pomiaru elastografii w zależności od płci. Między mężczyznami a kobietami występują istotne różnice, które mogą wpływać na architekturę i wytrzymałość ścięgien. Ścięgno Achillesa u mężczyzn jest grubsze, szersze i charakteryzuje się większą powierzchnią przekroju poprzecznego. Większy przekrój poprzeczny w sposób naturalny zwiększa mechaniczną odporność ścięgna na obciążenia. Według Stenroth i wsp. [112] mężczyźni mają zazwyczaj większą masę i siłę mięśnia trójgłowego łydki, co generuje większe chroniczne obciążenie ścięgna Achillesa, prowadząc do jego adaptacji w kierunku większej sztywności i grubości. Natomiast Magnusson i wsp. [113] zwrócili uwagę na różnice w poziomie hormonów płciowych (zwłaszcza estrogenów u kobiet), które mogą wpływać na metabolizm kolagenu i właściwości lepkosprężyste tkanki ścięgnistej. Ochala i wsp. [114] zwrócili uwagę na naturalną utratę masy i siły mięśniowej z wiekiem, co może mieć przełożenie na wskaźniki określające sztywność. Według Slane i wsp. [104] w badaniach nad określeniem norm sztywności ścięgna Achillesa należy wziąć pod uwagę również zmienność pomiaru elastografii w zależności od wieku badanych. Jednak w piśmiennictwie brakuje badań dotyczących związków płci, wieku, wskaźników wagowo-wzrostowych na

wartości biomechaniczne ścięgna Achillesa. Według Kubo i wsp. [115] wiek może być jednym z predyktorów zmian właściwości ścięgna. Wraz z wiekiem dochodzi do zmian degeneracyjnych w ścięgnię: kumulacji mikrourazów, zmniejszenia zdolności regeneracyjnych oraz spadku zawartości wody i proteoglikanów. Może to prowadzić do wzrostu sztywności (w wyniku nagromadzenia usieciowanego kolagenu) i zmniejszenia elastyczności. Arampatzis i wsp. [116] wskazali na zależność między wiekiem a obniżeniem funkcji ścięgna oraz zwiększonym ryzykiem urazów, takich jak tendinopatia czy zerwanie.

W świetle powyższego, istnieje pilna potrzeba naukowa uzupełnienia wiedzy o prawidłowych właściwościach ścięgna Achillesa w populacji polskiej, co stworzy wiarygodną podstawę metodologiczną dla przyszłych badań klinicznych i diagnostyki tendinopatii przy zastosowaniu elastrografii. Dlatego w niniejszej pracy doktorskiej autor podjął zadanie rozstrzygnięcia tego zagadnienia, a decyzja o uwzględnieniu w badaniach płci, wieku oraz wskaźników wagowo-wzrostowych (BMI) ma kluczowe uzasadnienie poznawcze i kliniczne. Wymienione czynniki są niezależnymi, nienaprawialnymi predyktorami struktury i funkcji ścięgna, a ich ignorowanie uniemożliwiłoby poprawne ustalenie wartości referencyjnych (normy). Zweryfikowanie powyższych kwestii będzie miało znaczenie w praktyce klinicznej, zwłaszcza dla oceny rozwoju zmian przeciążeniowych i tendinopatii u osób w różnym wieku, wdrożenia wczesnego leczenia prewencyjnego przy wzroście twardości powyżej zakresu referencyjnego, monitorowania prawidłowego leczenia tendinopatii, jak również oceny skuteczności różnych metod terapeutycznych w przypadku tendinopatii.

2. CEL PRACY

Celem pracy była ocena rzetelności pomiarowej urządzenia Mindray Resona I9 i określenie wartości referencyjnych (normatywnych) wybranych parametrów elastyczności ścięgna Achillesa u zdrowych dorosłych kobiet i mężczyzn w różnych grupach wiekowych, z zastosowaniem elastografii fal ścinających.

Pytania badawcze:

1. Jaka jest zgodność pomiarów ścięgna Achillesa wykonanych przez tego samego badacza (ang. *intrarater reliability*) przy użyciu urządzenia Mindray Resona I9 w zakresie sprężystości wzdłużnej, sprężystości poprzecznej oraz twardości (sztywności) u zdrowych dorosłych osób?
2. Jaka jest zgodność pomiarów ścięgna Achillesa wykonanych przez dwóch niezależnych badaczy (ang. *interrater reliability*) przy użyciu urządzenia Mindray Resona I9 w zakresie sprężystości wzdłużnej, sprężystości poprzecznej oraz twardości (sztywności) u zdrowych dorosłych?
3. Jakie są związki sprężystości wzdłużnej i poprzecznej oraz twardości ścięgna Achillesa z wiekiem, masą ciała, wysokością ciała i wskaźnikiem BMI u zdrowych osób dorosłych oraz czy występują statystycznie istotne różnice w wartościach analizowanych zmiennych dla prawej i lewej kończyny dolnej?
4. Jakie są wartości referencyjne (normy) modułu Younga (E), zwanego modułem sprężystości wzdłużnej – dla zdrowych dorosłych kobiet i mężczyzn?
5. Jakie są wartości referencyjne (normy) modułu Kirchhoffa (G), zwanego modułem sprężystości poprzecznej dla zdrowych dorosłych kobiet i mężczyzn?
6. Jakie są wartości referencyjne (normy) prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w tkance, określającej twardość (sztywność) tkanki dla zdrowych dorosłych kobiet i mężczyzn?

Hipotezy badawcze:

1. Urządzenie Mindray Resona I9 charakteryzuje się co najmniej dobrą zgodnością pomiarów wykonanych przez tego samego badacza (ang. *intrarater reliability*) w ocenie parametrów sprężystości wzdłużnej, sprężystości poprzecznej oraz twardości (sztywności) ścięgna Achillesa.
2. Urządzenie Mindray Resona I9 charakteryzuje się co najmniej dobrą zgodnością pomiarów wykonanych przez dwóch niezależnych badaczy (ang. *interrater reliability*) w ocenie parametrów sprężystości wzdłużnej, sprężystości poprzecznej oraz twardości (sztywności) ścięgna Achillesa.
3. Wartości określające sprężystość wzdłużną, sprężystość poprzeczną i twardość (sztywność) ścięgna Achillesa u zdrowych osób dorosłych wykazują istotne związki z wiekiem, masą ciała, wysokością ciała i wskaźnikiem BMI. Spodziewane są związki ujemne z wiekiem (obniżenie sprężystości i twardości wraz z wiekiem) oraz dodatnie z masą ciała, wysokością ciała i BMI (wyższa sprężystość i twardość przy wyższych wskaźnikach wagowo-wzrostowych). Występują istotne różnice między prawą a lewą kończyną dolną w analizowanych zmiennych.
4. Wartości referencyjne modułu Younga (E) u zdrowych dorosłych kobiet i mężczyzn mieszczą się w przedziałach charakterystycznych dla prawidłowej sprężystości wzdłużnej ścięgna Achillesa, zróżnicowanych w zależności od płci.
5. Wartości referencyjne modułu Kirchhoffa (G) u zdrowych dorosłych kobiet i mężczyzn mieszczą się w przedziałach odpowiadających prawidłowej sprężystości poprzecznej ścięgna Achillesa, zróżnicowanych w zależności od płci.
6. Wartości referencyjne prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej (V_s) w ścięgnię Achillesa u zdrowych dorosłych kobiet i mężczyzn mieszczą się w granicach uznawanych za właściwe dla prawidłowej sztywności (twardości) tkanki ścięgnistej.

3. MATERIAŁ I METODY

3.1. Materiał badań

Badania wykonano w 2025 roku i objęto nimi 300 osób (150 kobiet i 150 mężczyzn), w wieku 18-60 lat, które odpowiedziały na zaproszenie i dobrowolnie zgłosiły się do Kliniki REHApunkt w Warszawie.

W celu zapewnienia odpowiedniej mocy statystycznej badań, kluczowym krokiem przed ich rozpoczęciem było obliczenie minimalnej wielkości próby. Zastosowano do tego celu narzędzie G*Power [117], które umożliwia precyzyjne oszacowanie liczby uczestników na podstawie założonego poziomu istotności, mocy testu oraz wielkości efektu. Przyjęto następujące założenia: poziom istotności $\alpha=0,05$ (co oznacza 5% tolerancji na popełnienie błędu I rodzaju), moc testu $(1-\beta)=0,95$ (co daje 95% szans na wykrycie rzeczywistego efektu, jeżeli taki występuje w populacji) oraz wielkość efektu na poziomie umiarkowanym, odpowiadającym wartości: $d=0,5$ w klasyfikacji Cohena [118], co jest standardem w badaniach klinicznych. Na tej podstawie oszacowano, że minimalna wielkość próby powinna wynosić 210, a następnie, przy założeniu 30% stopy rezygnacji (ang. *follow-up*), zwiększono liczbę zakwalifikowanych osób do 300, co pozwoliło na uzyskanie odpowiedniej liczby uczestników po ewentualnej rezygnacji. Minimalną liczbę uczestników, którą należy zakwalifikować do badań, biorąc pod uwagę przewidywaną stopę rezygnacji na poziomie 30% ustalono na podstawie wzoru:

$$\text{Liczba osób do zakwalifikowania} = \frac{\text{Minimalna liczba uczestników}}{1 - \text{Stopa rezygnacji}}$$

Podstawiając wartości:

- minimalna liczba uczestników: 210 osób,
- stopa rezygnacji (follow-up): 30% (czyli 0,30).

$$\text{Liczba osób do zakwalifikowania} = \frac{210}{1 - 0,30} = \frac{210}{0,70} \approx 300$$

Podsumowując ustalono, że aby po uwzględnieniu 30% rezygnacji wciąż mieć co najmniej 210 uczestników w badaniu, należy początkowo zakwalifikować 300 osób. Po rezygnacji 30% uczestników (czyli około 90 osób), w badaniu pozostanie 210 osób, co zapewni odpowiednią próbę do analizy statystycznej. Takie podejście zapewniło odpowiednią moc testu i minimalizację ryzyka wyników obarczonych błędami typu II.

W celu uzyskania szerokiego i zróżnicowanego zbioru uczestników, badanych rekrutowano za pośrednictwem mediów społecznościowych takich jak Facebook i Instagram. Po ogłoszeniu rekrutacji i dotarciu do szerokiej, zróżnicowanej grupy potencjalnych uczestników przeprowadzono proces kwalifikacji do badanej grupy. Kwalifikacja ta opierała się na zestawie kryteriów włączenia i wyłączenia, które były kluczowe, by uczestnicy badań spełnili wymagania dotyczące populacji docelowej.

Dobór badanych uwzględniał następujące kryteria włączenia:

- wiek 18-60 lat,
- brak ostrego/podostrego urazu bądź chirurgicznej interwencji w obrębie ścięgna Achillesa przez ostatnie 3 miesiące,
- brak schorzeń mogących mieć wpływ na sprężystość i twardość ścięgna Achillesa,
- prawonożność – kończynę dolną dominującą określono na podstawie testu „kopnięcia piłki” [119],
- brak aktywności sportowej w ciągu 72 godzin poprzedzających badania w celu wykluczenia wśród badanych objawów takich jak opóźniona bolesność mięśni: DOMS (ang. *Delayed Onset Muscle Soreness*).
- uczestniczenie w obydwu badaniach, wykonanych przez każdego z badaczy,
- świadoma pisemna zgoda na udział w badaniach.

Kryteria wyłączenia:

- hipermobilność stawów (≥ 4 punktów w Zmodyfikowanej Skali Beighton [120]),
- objawy bólowe kończyn dolnych,
- przebyte zabiegi operacyjne kończyn dolnych,
- przebyte urazy ścięgna Achillesa,
- występowanie objawów bólowych ścięgna Achillesa.

Średnia wieku kobiet wyniosła $\bar{x}=37,73\pm13,36$ lat, a mediana 36,50 lat. Średnia wieku mężczyzn wyniosła $\bar{x}=38,79\pm11,90$ lat, a mediana 37,00 lat. Nie stwierdzono statystycznie istotnych różnic pod względem wieku między kobietami i mężczyznami (tab. 1).

Tab. 1. Wiek badanych osób

Płeć	$\bar{x} \pm SD$	Min.	Max.	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	Z	p
Wiek [lata]								
Kobiety	37,73±13,36	18,00	60,00	25,00	36,50	49,00	-0,91	0,364
Mężczyźni	38,79±11,90	18,00	60,00	30,00	37,00	48,00		

Dla dokładności analiz dokonano podziału badanych na 3 przedziały wieku. W przedziale 18-30 lat było 58 kobiet (39% grupy) i 40 mężczyzn (27% grupy). W przedziale 31-45 lat było 45 kobiet (30% grupy) i 61 mężczyzn (40% grupy), a w przedziale 46-60 lat było 47 kobiet (31% grupy) i 49 mężczyzn (33% grupy). Płeć uczestników nie była istotnie powiązana z przynależnością do grup wiekowych (tab. 2).

Tab. 2. Rozkład płci w badanych grupach

Przedział wieku	Kobiety		Mężczyźni		Razem	
	n	%	n	%	n	%
18-30 lat	58	39,0	40	27,0	98	33,0
31-45 lat	45	30,0	61	40,0	106	35,0
46-60 lat	47	31,0	49	33,0	96	32,0
Razem	150	100,0	150	100,0	300	100,0
Test chi-kwadrat Pearsona	$\chi^2(2)=5,76; p=0,056$					

Średnia masy ciała kobiet wyniosła $\bar{x}=65,26 \pm 10,49$ kg, a mediana 65,00 kg. Średnia masy ciała mężczyzn wyniosła $\bar{x}=88,47 \pm 9,83$ kg, a mediana 89,00 kg. Stwierdzono statystycznie istotne różnice w masie ciała ($p<0,001$) - mężczyźni osiągnęli wyższe wartości niż kobiety. Średnia wysokości ciała kobiet wyniosła $\bar{x}=168,21 \pm 6,01$ cm, a mediana 168,00 cm, natomiast średnia wysokości ciała mężczyzn wyniosła $\bar{x}=183,06 \pm 5,00$ cm, a mediana 183,00 cm. Wykazano statystycznie istotne różnice w wysokości ciała ($p<0,001$) - mężczyźni osiągnęli wyższe wartości wysokości ciała niż kobiety. Średnia wskaźnika BMI u kobiet wyniosła $\bar{x}=23,09 \pm 3,37$, a mediana 22,50, natomiast średnia wskaźnika BMI u mężczyzn wyniosła $\bar{x}=26,37 \pm 2,55$, a mediana 26,40. Analiza wykazała statystycznie istotne różnice pod względem wskaźnika BMI ($p<0,001$) - mężczyźni osiągnęli wyższe wartości niż kobiety. Wartości η^2 wskazują na bardzo duży efekt, co przekłada się na znaczące różnice między badanymi grupami (tab. 3).

Tab. 3. Cechy budowy ciała badanych osób

Płeć	$\bar{x} \pm SD$	Min.	Max.	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	Z	p	η^2
Masa ciała [kg]									
Kobiety	65,26±10,49	45,00	100,00	58,00	65,00	70,00	-13,19	<0,001*	-2,70
Mężczyźni	88,47±9,83	43,00	114,00	84,00	89,00	93,00			
Wysokość ciała [cm]									
Kobiety	168,21±6,01	155,00	189,00	164,00	168,00	171,00	-13,56	<0,001*	-2,28
Mężczyźni	183,06±5,00	159,00	196,00	181,00	183,00	186,00			
Wskaźnik BMI									
Kobiety	23,09±3,37	16,10	35,40	20,80	22,50	25,20	-8,80	<0,001*	-1,11
Mężczyźni	26,37±2,55	17,00	32,10	24,90	26,40	27,80			

*p<0,05

Dane zawarte w tab. 4 wskazują, że częstość występowania nieprawidłowej masy ciała zależała od płci. W grupie kobiet częściej niż u mężczyzn stwierdzono niedowagę, a w grupie mężczyzn częściej niż u kobiet notowano nadwagę i otyłość (p<0,001).

Tab. 4. Zależność między płcią a częstością występowania nieprawidłowej masy ciała

Masa ciała	Kobiety		Mężczyźni		Razem	
	n	%	n	%	n	%
Niedowaga	8	5,0	1	1,0	9	3,0
Norma	103	69,0	40	26,0	143	48,0
Nadwaga	33	22,0	91	61,0	124	41,0
Otyłość	6	4,0	18	12,0	24	8,0
Razem	150	100,0	150	100,0	300	100,0
Test chi-kwadrat Pearsona	$\chi^2(3)=66,32; p<0,001^*$					

*p<0,05

3.2. Metody badań

Narzędziem badawczym było urządzenie Mindray Resona I9 (Mindray Bio-Medical Electronics Co., Ltd., Shenzhen, Chiny). Urządzenie to jest wyposażone w nowatorskie rozwiązania systemowe, co pozwala na wykonywanie elastografii ShearWave o wysokiej częstotliwości odświeżania obrazu HiFR STE (ang. *High Frame Rate*). Przy użyciu tego urządzenia wykonano elastografię, czyli badanie sprężystości i twardości ścięgna Achillesa prawej i lewej kończyny dolnej. Badano ścięgno Achillesa prawej i lewej kończyny dolnej z uwzględnieniem wyznaczonego fragmentu tkanki, w którym dokonywany był pomiar, zwanego obszarem zainteresowania ROI (ang. *Region Of Interest*) o wartości ROI=0,9 cm². Obszar ten wyznaczano stycznie do górnej krawędzi ścięgna Achillesa i do guza piętowego.

We wszystkich pomiarach zastosowano liniowy przetwornik o wysokiej rozdzielczości 14 MHz, z szerokością pasma od 3 do 14 MHz. W celu poprawy przewodnictwa między przetwornikiem a skórą (naskórkiem), zastosowano odsunięcie głowicy o około 5-10 mm, uzyskane dzięki użyciu warstwy żelu do badania USG.

Zgodnie z zaleceniem Vaidya i wsp. [67], w celu zapewnienia randomizacji kończynę badaną jako pierwszą wybierano losowo. Losowania dokonywano poprzez rzut monetą, przy ustaleniu, że jeżeli wypadnie „orzeł” badane będzie ścięgno Achillesa prawej kończyny dolnej, a „reszka” wskazywała badanie ścięgna Achillesa lewej kończyny dolnej.

Analizie poddano następujące zmienne:

1. **Moduł Younga (E)**, znany również jako moduł sprężystości wzdłużnej, opisuje odporność materiału na rozciąganie lub ściskanie. Jest to wielkość określająca sprężystość materiału. Wyraża charakterystyczną dla danego materiału, zależność względnego odkształcenia liniowego materiału od naprężenia, jakie w nim występuje w zakresie odkształceń sprężystych. Jednostką modułu Younga jest kPa [121].

Im wyższa wartość modułu Younga, tym mniej sprężysta jest tkanka.

2. **Moduł Kirchhoffa (G)**, nazywany także modulem sprężystości poprzecznej lub modulem ścinania. Opisuje odporność materiału na odkształcenia zmieniające jego kształt, ale nie objętość (tzw. odkształcenia postaciowe). Jednostką modułu Kirchhoffa jest kPa [122].

Obydwa moduły są ze sobą ściśle powiązane matematyczną zależnością. W praktyce klinicznej oznacza to, że wartości modułu Younga są w przybliżeniu trzykrotnie wyższe niż wartości modułu Kirchhoffa.

3. **Prędkość rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance V_s [m/s]** - prędkość ta jest bezpośrednio związana ze sztywnością (twardością) tkanki – im szybsze rozchodzenie się fali, tym sztywniejszy jest badany ośrodek [123].

Rzetelność pomiarową urządzenia Mindray Resona I9 oszacowano przy uwzględnieniu następujących sposobów:

1. oceny zgodności pomiarów wykonanych przez tego samego badacza (ang. *intrarater reliability*) - ten sam badacz wykonywał w odstępie 1 tygodnia dwa pomiary sprężystości i twardości ścięgna Achillesa w tej samej grupie badanych, tym samym narzędziem pomiarowym, w takich samych warunkach, zgodnie z tą samą metodyką.
2. oceny zgodności pomiarów wykonanych przez dwóch niezależnych badaczy (ang. *interrater reliability*), która określa zróżnicowanie (lub zmienność) między dwoma lub

więcej oceniającymi, którzy dokonują pomiaru tej samej grupy badanych – w badaniach tą techniką wyjątkowo istotnym było zaślepienie badaczy i randomizacja. Każdy z niezależnych badaczy wykonywał w tym samym dniu pomiary elastyczności ścięgna Achillesa prawej i lewej kończyny dolnej, u tych samych badanych, tym samym narzędziem pomiarowym, w takich samych warunkach, z uwzględnieniem tej samej metodyki. Każdy z badaczy wykonał u danego badanego pomiary 2-krotnie, w odstępie 1 tygodnia. Kolejność oceny ścięgna Achillesa i badaczy została zrandomizowana, aby zminimalizować efekt kolejności.

Badania wykonywali dwaj doświadczeni fizjoterapeuci, każdy z minimum 10-letnią praktyką kliniczną i certyfikatami potwierdzającymi ukończenie specjalistycznych szkoleń z zakresu ultrasonografii układu mięśniowo-szkieletowego i badań z zakresu elastografii. Doświadczenie badacza I i II w obsłudze urządzenia Mindray Resona I9 wynosiło minimum 5 lat.

Pomiary masy i wysokości ciała wykonano za pomocą wagi medycznej SECA 799 ze wzrostomierzem (SECA GMBH, Hamburg, Niemcy). Następnie obliczono wskaźnik wagowo-wzrostowy BMI (ang. Body Mass Index) ze wzoru:

$$BMI = \frac{\text{masa ciała [kg]}}{\text{wysokość ciała}^2 [\text{m}]}$$

Wartości wskaźnika BMI podzielono na kategorie, uwzględniając podział Światowej Organizacji Zdrowia [124]:

- Niedowaga: poniżej 18,50;
- Prawidłowa masa ciała: 18,50-24,90;
- Nadwaga: 25,00-29,90;
- Otyłość I stopnia: 30,00-34,90.

W pierwszym etapie badań przeprowadzono rekrutację uczestników na podstawie przyjętych kryteriów doboru. Osobom spełniającym kryteria selekcji wyznaczano indywidualne terminy wykonania pomiarów. Badani byli zobligowani do niepodejmowania intensywnego wysiłku fizycznego na 24 godziny przed badaniem. W kolejnym etapie realizowano procedury pomiarowe. Pomiary były wykonywane w godzinach przedpołudniowych, w dobrze oświetlonym pomieszczeniu, w temperaturze pokojowej

wynoszącej 22-23°C w celu ograniczenia zmienności fizjologicznej. W pomieszczeniu przebywał w tym samym czasie badany i jeden z dwóch badaczy przeprowadzających pomiary zgodnie z ustaloną metodyką. Każdorazowo przed rozpoczęciem pomiarów zapewniano standardowe warunki badania. Badany był proszony o odsłonięcie obydwu kończyn dolnych i przyjęcie pozycji leżenia przodem tak, żeby stawy skokowo-goleniowe znajdowały się poza krawędzią leżanki. Zgodnie z zaleceniem Vaidya i wsp. [67] ścięgno Achillesa badano w spoczynku, nie wykonywano pomiarów w warunkach skurczu mięśniowego. Badający nakładał na głowicę liniową żel sprzęgający, a następnie przykładął ją do ciała badanego, w okolicy guza piętowego, w miejscu przyczepu dystalnego ścięgna Achillesa - bez dodatkowej siły nacisku, która mogłaby odkształcić badaną okolicę. Głowicę przesuwano wzdłuż przebiegu ścięgna Achillesa, tak, aby była skierowana lewą krawędzią w stronę tułowia badanego.

Projekt badań został pozytywnie zaopiniowany przez Komisję do spraw Etyki Badań Naukowych Uniwersytetu VIZJA przy ul. Okopowej 59 w Warszawie (Uchwała numer W006.16062025.P z dnia 08.08.2025 roku). Badania przeprowadzono zgodnie z zasadami Deklaracji Helsińskiej oraz z przepisami Ustawy o Ochronie Danych Osobowych. Uczestnicy zostali poinformowani o celu, metodach i przebiegu badań, a także o przysługującym im prawie do wycofania zgody na udział w dowolnym momencie, bez konieczności podawania przyczyny. Wszyscy uczestnicy wyrazili świadomą i pisemną zgodę na udział w badaniach.

3.3. Zastosowane metody statystyczne

Zgodność rozkładu badanych zmiennych z rozkładem normalnym zweryfikowano za pomocą testu W Shapiro-Wilka. Wykonano obliczenia podstawowych miar statystyki opisowej, w tym: średniej arytmetycznej ($\bar{x}$), odchylenia standardowego (SD), wartości minimalnych (Min), wartości maksymalnych (Max), kwartyli dolnych (Q_{25}), median (Me) oraz kwartyli górnych (Q_{75}).

Zależności między płcią i wiekiem a częstością występowania odchyleń od prawidłowej masy ciała badano nieparametrycznym testem niezależności chi-kwadrat Pearsona (χ^2).

Do porównania wieku, masy ciała, wysokości ciała i wskaźnika BMI między kobietami i mężczyznami wykorzystano test U-Manna Whitney'a.

Porównanie między kobietami i mężczyznami wartości sprężystości wzdłużnej, poprzecznej oraz twardości ścięgna Achillesa prawej i lewej kończyny dolnej wykonano z wykorzystaniem testu t-Studenta dla zmiennych niezależnych.

Porównanie wyników uzyskanych przez badacza I i badacza II w poszczególnych badaniach oraz wyników uzyskanych w badaniu I i II przez każdego z badaczy, a także porównanie uśrednionych wyników czterech pomiarów (badacza I w badaniu I; badacza I w badaniu II; badacza II w badaniu I; badacza II w badaniu II) dla prawej i lewej kończyny dolnej, wykonano przy użyciu testu t-Studenta dla zmiennych zależnych. Wielkość efektu d Cohena, definiowanego jako różnica pomiędzy średnimi podzielona przez odchylenie standardowe obliczono według wzoru:

$$d = \frac{\text{średnia}_1 - \text{średnia}_2}{\text{odchylenie standardowe}}$$

Wyniki interpretowano według klasyfikacji Cohena [118]:

- $d \approx 0,01$ – bardzo mały efekt (praktycznie nieistotny),
- $d \approx 0,2$ - mały efekt (niewielka różnica między grupami),
- $d \approx 0,5$ - średni efekt (umiarkowana różnica między grupami),
- $d \approx 0,8$ - duży efekt (wyraźna różnica między grupami),
- $d \geq 1,2$ bardzo duży efekt (znacząca różnica).

Również wartości współczynnika eta kwadrat (η^2) dla testów nieparametrycznych interpretowano zgodnie z progami zaproponowanymi przez Cohena [118].

Do zbadania związków między wynikami uzyskanymi przez badacza I i badacza II, a także między wynikami uzyskanymi przez każdego z badaczy w dwóch pomiarach (badanie I i badanie II), zastosowano korelację liniową Pearsona. Do badania związków zmiennych określających sprężystość wzdłużną, poprzeczną i twardość ścięgna Achillesa z wiekiem, masą ciała, wysokością ciała i wskaźnikiem BMI badanych kobiet i mężczyzn zastosowano korelację rang Spearmana. Siłę związków określono według Stanisza [125]:

- $r/R = 0$ zmienne nie są skorelowane;
- $0 < r/R < 0,1$ korelacja nikła,
- $0,1 \leq r/R < 0,3$ korelacja słaba,
- $0,3 \leq r/R < 0,5$ korelacja przeciętna,
- $0,5 \leq r/R < 0,7$ korelacja wysoka,
- $0,7 \leq r/R < 0,9$ korelacja bardzo wysoka,
- $0,9 \leq r/R < 1$ korelacja prawie pełna [125].

Rzetelność badanych modułów oceniono obliczając współczynnik korelacji wewnątrzklasowej ICC (ang. *Intraclass Correlation Coefficient*), będący miarą zgodności dowolnej liczby pomiarów zmiennej ilościowej.

ICC oszacowano na podstawie modelu dwuczynnikowego z efektami losowymi (ang. *2-way random-effects model*), „typu” wielu oceniających/wiele pomiarów (ang. *multiple raters/measurements*) oraz „definicji” spójności (ang. *consistency*) [126].

W związku z powyższym wybrano:

1. **Model ICC:** model dwuczynnikowy z efektami losowymi (ang. *2-way random-effects model*). Model ten jest odpowiedni do oceny klinicznych metod, które są przeznaczone do rutynowego użytku klinicznego przez dowolnych klinicystów o określonych cechach (np. lata doświadczenia), zgodnie z założeniami przedstawionymi w badaniu rzetelności. Wybór tego modelu pozwoli na uogólnienie wyników analizy rzetelności na wszystkich oceniających, którzy posiadają takie same cechy jak badacze uczestniczący w badaniu.
2. **Typ ICC:** więcej niż jedna osoba (rater/oceniający) oceniała te same cechy, a w analizie zastosowano opcję „średnia z k oceniających” oraz te same cechy oceniano w więcej niż jednym badaniu, a w analizie zastosowano opcję „średnia z k pomiarów”.
3. **Definicja ICC:** „spójność” (ang. *consistency*) – dotyczy tego, czy oceny różnych oceniających wobec tej samej grupy badanych są skorelowane w sposób addytywny. Na przykład, w badaniu rzetelności między dwoma oceniającymi definicja spójności dotyczy stopnia, w jakim ocena jednego oceniającego (y) może być przedstawiona jako ocena drugiego oceniającego (x) powiększona o błąd systematyczny (c), czyli $y = x + c$.

Ostatecznie do obliczenia ICC przyjęto następującą formułę:

$$ICC = \frac{MS_R - MS_E}{MS_R}$$

gdzie:

MS_R – średni kwadrat dla wierszy (ang. *Mean Square for Rows*),

MS_E – średni kwadrat błędu (ang. *Mean Square for Error*).

Wartości ICC interpretowano w następujący sposób:

- **ICC < 0,5** - słaba rzetelność (ang. *poor reliability*) - wskazuje na niską zgodność między pomiarami/badaczami – wyniki są mało wiarygodne.
- **ICC od 0,5 do 0,75** - umiarkowana rzetelność (ang. *moderate reliability*) - wyniki są akceptowalne, ale mogą wymagać ostrożnej interpretacji.
- **ICC od 0,75 do 0,9** - dobra rzetelność (ang. *good reliability*) - pomiar jest wiarygodny i można na nim polegać w praktyce klinicznej lub badawczej.
- **ICC > 0,9** - doskonała rzetelność (ang. *excellent reliability*) - bardzo wysoka zgodność pomiarów – idealna do zastosowań wymagających dużej precyzji [126].

Dla każdego z uzyskanych współczynników korelacji wewnątrzklasowej obliczono błąd standardowy pomiaru SEM (ang. *Standard Error Measure*) według wzoru [127]:

$$SEM = SD * \sqrt{1 - ICC}$$

gdzie:

SD – odchylenie standardowe ogólnych wyników testowych (ang. *Standard Deviation*),

ICC - współczynnik korelacji wewnątrzklasowej.

Wartości błędu standardowego pomiaru wskazują, w jakim stopniu wartości danej zmiennej będą różniły się przy kolejnych pomiarach wykonanych w tych samych warunkach [127].

Obliczono również minimalną wykrywalną różnicę MDC (ang. *Minimal Detectable Change*) dla przedziału ufności 95% (CI 95%) [128]:

$$MDC = 1.96 * \sqrt{2 * SEM}$$

gdzie:

SEM – błąd standardowy pomiaru.

Wartości minimalnej wykrywalnej różnicy określają najmniejszą różnicę pomiędzy dwoma pomiarami, o której z 95% ufnością można mówić, że nie wynika tylko z wahań losowych. Minimalną wykrywalną różnicę definiuje się również jako minimalna wymagana zmiana wyników, aby odróżnić prawdziwą zmianę wyników od zmiany spowodowanej losowym błędem pomiaru [129].

W celu oceny wpływu płci oraz wieku na wartość badanych zmiennych (moduł Younga (E), moduł Kirchhoffa (G), prędkość rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance V_s), wykonano analizę z wykorzystaniem wykresów Pareto statystyki t. Na wykresach przedstawiono wartości bezwzględne statystyki t, uporządkowane malejąco, dla analizowanych czynników oraz ich porównań. Wysokość słupków odzwierciedla siłę efektu statystycznego, natomiast linia krytyczna odpowiada przyjętemu poziomowi istotności ($p < 0,05$). Efekty, dla których wartości statystyki t przekroczyły linię krytyczną, uznano za istotne statystycznie i wskazujące na istotny wpływ danego czynnika na wartość badanego modułu.

W celu ustalenia zakresów normatywnych dla modułów sprężystości podłużnej, poprzecznej i twardości ścięgna Achillesa uśredniono wyniki czterech pomiarów (badacza I w badaniu I; badacza I w badaniu II; badacza II w badaniu I; badacza II w badaniu II). Następnie do opracowania przedziałów normatywnych zastosowano kryterium oparte na średniej arytmetycznej i odchyleniu standardowym. Zakresy normatywne określono odrębnie u kobiet i mężczyzn, z uwzględnieniem następujących przedziałów wieku: 18-30 lat, 31-45 lat, 46-60 lat. Kategorie sprężystości podłużnej, sprężystości poprzecznej i twardości ścięgna Achillesa wyodrębniono przy założeniu, że $\bar{x} \pm SD$ stanowi przeciętny przedział zmienności cechy [130, 131].

W przypadku modułu Younga (E) wartości przyporządkowano do następujących kategorii:

- wartości modułu Younga (E) poniżej normy – za wysoka sprężystość wzdłużna ścięgna Achillesa,
- norma – prawidłowa sprężystość wzdłużna ścięgna Achillesa,
- wartości modułu Younga (E) powyżej normy – za niska sprężystość wzdłużna ścięgna Achillesa.

W przypadku modułu Kirchhoffa (G) wartości przyporządkowano do następujących kategorii:

- wartości modułu Kirchhoffa (G) poniżej normy – za wysoka sprężystość poprzeczna ścięgna Achillesa,
- norma – prawidłowa sprężystość poprzeczna ścięgna Achillesa,
- wartości modułu Kirchhoffa (G) powyżej normy – za niska sprężystość poprzeczna ścięgna Achillesa.

W przypadku prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance (V_s) wartości przyporządkowano do następujących kategorii:

- wartości prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance poniżej normy
 - za wysoka twarde ścięgno Achillesa,
- norma – prawidłowa twardość ścięgna Achillesa,
- wartości prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance powyżej normy – za miękkie ścięgno Achillesa.

Analizy statystyczne przeprowadzono przy zastosowaniu poziomu istotności $p < 0,05$, z wykorzystaniem programu Statistica w wersji v13.3 (TIBCO Software USA; StatSoft Polska).

4. WYNIKI

Dane zamieszczone w tab. 5 wskazują na statystycznie istotne różnice między wynikami uzyskanymi przez badacza I w badaniu I i II, zarówno dla kończyny dolnej prawej (moduł Younga (E): $p=0,028$; moduł Kirchhoffa (G): $p=0,028$; prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance (V_s): $p=0,027$), jak i kończyny dolnej lewej (moduł Younga (E): $p=0,018$; moduł Kirchhoffa (G): $p=0,018$; prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance V_s : $p=0,016$). Jednak mimo, że wyniki były statystycznie istotne ($p<0,05$), wartości efektu d Coehna były bardzo bliskie zeru (od $d=0,04$, do $0,08$), dlatego uznano, że efekt jest tak mały, że różnice są niezauważalne i w praktyce nie mają znaczenia klinicznego ani fizjologicznego.

Tab. 5. Porównanie wyników uzyskanych w badaniu I i II przez badacza I

Kończyna	Badanie	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t ₂	p	d Cohena
KDP	Moduł Younga (E) [kPa]									
	I	73,16±11,07	42,63	101,35	66,35	72,22	81,27	2,20	0,028*	0,04
	II	72,74±10,92	42,63	101,35	65,81	71,59	81,15			
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]									
	I	24,39±3,69	14,21	33,78	22,12	24,07	27,09	2,21	0,028*	0,04
	II	24,25±3,64	14,21	33,78	21,94	23,86	27,05			
	Vs [m/s]									
	I	4,86±0,37	3,74	5,77	4,61	4,86	5,12	2,22	0,027*	0,05
	II	4,84±0,37	3,74	5,77	4,61	4,82	5,12			
KDL	Moduł Younga (E) [kPa]									
	I	71,85±10,37	45,60	102,47	64,59	71,68	79,69	2,38	0,018*	0,06
	II	71,21±10,72	31,85	102,91	63,72	70,99	78,88			
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]									
	I	23,95±3,46	15,20	34,16	21,53	23,90	26,56	0,21	0,018*	0,06
	II	23,74±3,57	10,62	34,30	21,24	23,67	26,29			
	Vs [m/s]									
	I	4,82±0,35	3,87	5,76	4,58	4,81	5,10	2,41	0,016*	0,08
	II	4,79±0,37	3,19	5,77	4,55	4,80	5,07			

* $p<0,05$

Wyniki w tab. 6 wskazują na występowanie statystycznie istotnych związków między wynikami uzyskanymi przez badacza I w badaniu I i II. Korelacje te miały kierunek dodatni co oznacza, że im większe wartości poszczególnych wskaźników w badaniu I, tym większe wartości w badaniu II. Wartości współczynników korelacji wskazują na korelacje prawie

pełne w przypadku kończyny dolnej prawej oraz prawie pełne i bardzo wysokie dla kończyny dolnej lewej.

Tab. 6. Związki wyników uzyskanych w badaniu I i II przez badacza I

Zmienna		r	p
KDP	Moduł Younga (E) [kPa]	0,96	<0,001*
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	0,96	<0,001*
	Vs [m/s]	0,96	<0,001*
KDL	Moduł Younga (E) [kPa]	0,91	<0,001*
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	0,90	<0,001*
	Vs [m/s]	0,90	<0,001*

*p<0,05

W tab. 7 zawarto wartości współczynników korelacji wewnątrzklasowej między wynikami badania I i II uzyskanymi przez badacza I. Dane te wskazują, że wartości tych współczynników mieściły się w zakresie od 0,84 do 0,87, przy czym najwyższe wartości notowano w przypadku modułu Younga (E) dla ścięgna Achillesa kończyny dolnej prawej i lewej (ICC=0,87). Wyniki te mieszczą się w przedziale wartości typowych dla dobrej rzetelności.

Średnie wartości modułu Younga (E) dla ścięgna Achillesa prawej kończyny dolnej uzyskane przez badacza I w badaniu I ($73,16 \pm 11,07$ kPa) i badaniu II ($72,74 \pm 10,92$ kPa) różniły się o 0,42 jednostki. Błąd standardowy pomiaru (SEM) wyniósł 3,96, a minimalna wykrywalna różnica (MDC): 5,52. Ponieważ zaobserwowana różnica była mniejsza niż zarówno SEM, jak i MDC, zmiana mieści się w granicach błędu pomiarowego i nie odzwierciedla rzeczywistej różnicy między badaniami.

Średnie wartości modułu Kirchhoffa (G) dla ścięgna Achillesa prawej kończyny dolnej w badaniu I ($24,39 \pm 3,69$ kPa) i badaniu II ($24,25 \pm 3,64$ kPa) różniły się o 0,14 jednostki. SEM wyniósł 1,37, a MDC: 3,25. Różnica ta była mniejsza niż SEM i MDC, co wskazuje, że zmiana mieści się w granicach błędu pomiarowego i nie odzwierciedla rzeczywistej różnicy.

Średnia wartość prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej (Vs) dla ścięgna Achillesa prawej kończyny dolnej w badaniu I ($4,86 \pm 0,37$ m/s) i badaniu II ($4,84 \pm 0,37$ m/s) różniła się o 0,02 jednostki. SEM wyniósł 0,14, a MDC=1,05. Ponieważ różnica była znacznie mniejsza niż SEM i MDC, zmiana mieści się w granicach błędu pomiarowego i świadczy o wysokiej powtarzalności pomiarów.

Średnie wartości modułu Younga (E) dla ścięgna Achillesa lewej kończyny dolnej w badaniu I ($71,85 \pm 10,37$ kPa) i badaniu II ($71,21 \pm 10,72$ kPa) różniły się o 0,64 jednostki. SEM wyniósł 3,80, a MDC=5,40. Ponieważ różnica była mniejsza niż SEM i MDC, zmiana mieści się w granicach błędu pomiarowego i świadczy o wysokiej powtarzalności wyników.

Średnie wartości modułu Kirchhoffa (G) dla ścięgna Achillesa lewej kończyny dolnej w badaniu I ($23,95 \pm 3,46$ kPa) i badaniu II ($23,74 \pm 3,57$ kPa) różniły się o 0,21 jednostki. SEM wyniósł 1,32, a MDC=3,18. Różnica była mniejsza niż SEM i MDC, co wskazuje na wysoką powtarzalność pomiarów.

Średnie wartości prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej (Vs) dla ścięgna Achillesa lewej kończyny dolnej w badaniu I ($4,82 \pm 0,35$ m/s) i badaniu II ($4,79 \pm 0,37$ m/s) różniły się o 0,03 jednostki. SEM wyniósł 0,14, a MDC=1,05. Ponieważ różnica była mniejsza niż SEM i MDC, zmiana mieści się w granicach błędu pomiarowego i świadczy o wysokiej powtarzalności wyników.

Tab. 7. Wartości współczynników korelacji wewnątrzklasowej, błędu standardowego pomiaru i minimalnej wykrywalnej różnicy między wynikami badania I i badania II uzyskanych przez badacza I – ocena zgodności „*Intrarater*”

Zmienna		Badanie I $\bar{x} \pm SD$	Badanie II $\bar{x} \pm SD$	ICC	SEM	MDC (CI 95%)
Badacz I						
KDP	Moduł Younga (E) [kPa]	73,16 $\pm$ 11,07	72,74 $\pm$ 10,92	0,87	3,96	5,52
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	24,39 $\pm$ 3,69	24,25 $\pm$ 3,64	0,86	1,37	3,25
	Vs [m/s]	4,86 $\pm$ 0,37	4,84 $\pm$ 0,37	0,85	0,14	1,05
KDL	Moduł Younga (E) [kPa]	71,85 $\pm$ 10,37	71,21 $\pm$ 10,72	0,87	3,80	5,40
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	23,95 $\pm$ 3,46	23,74 $\pm$ 3,57	0,86	1,32	3,18
	Vs [m/s]	4,82 $\pm$ 0,35	4,79 $\pm$ 0,37	0,84	0,14	1,05

Dane zamieszczone w tab. 8 wskazują na statystycznie istotne różnice między wynikami uzyskanymi przez badacza II w badaniu I i II, dla prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance Vs kończyny dolnej lewej ($p=0,038$). Jednak mimo, że wyniki były statystycznie istotne ($p<0,05$), wartość efektu d Coehna była bardzo bliska zeru ($d=-0,03$), dlatego uznano, że efekt jest tak mały, że różnice są niezauważalne i w praktyce nie mają znaczenia klinicznego ani fizjologicznego.

Tab. 8. Porównanie wyników uzyskanych w badaniu I i II przez badacza II

Kończyna	Badanie	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t ₂	p	d Cohena
KDP	Moduł Younga (E) [kPa]									
	I	73,10±10,95	42,90	102,07	66,27	71,89	80,84	0,11	0,914	-
	II	73,07±11,11	43,20	106,90	65,86	71,78	81,24			
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]									
	I	24,37±3,65	14,30	34,02	22,09	23,96	26,95	0,11	0,912	-
	II	24,36±3,70	14,40	35,63	21,96	23,93	27,07			
	Vs [m/s]									
	I	4,85±0,37	3,75	5,79	4,63	4,84	5,10	0,18	0,856	-
	II	4,85±0,38	3,75	5,94	4,60	4,83	5,13			
KDL	Moduł Younga (E) [kPa]									
	I	71,31±10,57	45,00	102,76	64,09	71,00	78,91	-1,27	0,203	-
	II	71,80±11,24	45,29	122,54	63,90	70,54	79,45			
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]									
	I	23,77±3,52	15,00	34,25	21,37	23,67	26,30	-1,28	0,202	-
	II	23,93±3,75	15,10	40,85	21,30	23,52	26,48			
	Vs [m/s]									
	I	4,80±0,36	3,85	5,77	4,55	4,79	5,07	-1,08	0,038*	-0,03
	II	4,81±0,38	3,86	6,29	4,55	4,78	5,09			

*p<0,05

Wyniki w tab. 9 wskazują na występowanie statystycznie istotnych związków między wynikami uzyskanymi przez badacza II w badaniu I i II. Korelacje te miały kierunek dodatni co oznacza, że im większe wartości poszczególnych wskaźników w badaniu I, tym większe wartości w badaniu II. Wartości współczynników korelacji wskazują na korelacje bardzo wysokie zarówno dla kończyny dolnej prawej, jak i lewej.

Tab. 9. Związki wyników uzyskanych w badaniu I i II przez badacza II

Zmienna		r	p
KDP	Moduł Younga (E) [kPa]	0,90	<0,001*
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	0,90	<0,001*
	Vs [m/s]	0,90	<0,001*
KDL	Moduł Younga (E) [kPa]	0,82	<0,001*
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	0,82	<0,001*
	Vs [m/s]	0,83	<0,001*

*p<0,05

W tab. 10 zawarto wartości współczynników korelacji wewnątrzklasowej między wynikami badania I i II uzyskanymi przez badacza II. Dane te wskazują, że wartości tych współczynników mieściły się w zakresie od 0,83 do 0,87, przy czym najwyższe wartości notowano w przypadku modułu Younga (E) dla kończyny dolnej prawej i lewej: odpowiednio ICC=0,87 i ICC=0,86. Wyniki te mieszczą się w przedziale wartości typowych dla dobrej rzetelności.

Średnie wartości modułu Younga (E) dla ścięgna Achillesa prawej kończyny dolnej uzyskane przez badacza II w badaniu I ($73,10 \pm 10,95$ kPa) i badaniu II ($73,07 \pm 11,11$ kPa) różniły się o 0,03 jednostki. Błąd standardowy pomiaru (SEM) wyniósł 3,98, a minimalna wykrywalna różnica (MDC): 5,53. Ponieważ różnica była mniejsza niż zarówno SEM, jak i MDC, zmiana mieści się w granicach błędu pomiarowego, co świadczy o wysokiej powtarzalności pomiarów.

Średnie wartości modułu Kirchhoffa (G) dla tego samego ścięgna w badaniu I ($24,37 \pm 3,65$ kPa) i badaniu II ($24,36 \pm 3,70$ kPa) różniły się o 0,01 jednostki. SEM wyniósł 1,38, a MDC: 3,25. Różnica ta również mieści się w granicach błędu pomiarowego, potwierdzając stabilność wyników.

Średnie wartości prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej (Vs) dla ścięgna prawej kończyny dolnej w badaniu I ($4,85 \pm 0,37$ m/s) i badaniu II ($4,85 \pm 0,38$ m/s) były identyczne (różnica=0,00). SEM wyniósł 0,15, a MDC=1,07, co wskazuje na bardzo wysoką powtarzalność pomiaru.

Średnie wartości modułu Younga (E) dla ścięgna Achillesa lewej kończyny dolnej w badaniu I ($71,31 \pm 10,57$ kPa) i badaniu II ($71,80 \pm 11,24$ kPa) różniły się o 0,49 jednostki. SEM wyniósł 4,08, a MDC: 5,60. Różnica była mniejsza niż SEM i MDC, co świadczy o wysokiej powtarzalności wyników.

Średnie wartości modułu Kirchhoffa (G) dla ścięgna lewej kończyny dolnej w badaniu I ($23,77 \pm 3,52$ kPa) i badaniu II ($23,93 \pm 3,75$ kPa) różniły się o 0,16 jednostki. SEM wyniósł 1,41, a MDC: 3,29. Różnica ta mieści się w granicach błędu pomiarowego, co potwierdza stabilność wyników.

Średnie wartości prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej (Vs) dla ścięgna lewej kończyny dolnej w badaniu I ($4,80 \pm 0,36$ m/s) i badaniu II ($4,81 \pm 0,38$ m/s) różniły się o 0,01 jednostki. SEM wyniósł 0,15, a MDC: 1,08. Ponieważ różnica była mniejsza niż SEM i MDC, zmiana mieści się w granicach błędu pomiarowego, co świadczy o wysokiej powtarzalności wyników.

Tab. 10. Wartości współczynników korelacji wewnątrzklasowej, błędu standardowego pomiaru i minimalnej wykrywalnej różnicy między wynikami badania I i badania II uzyskanych przez badacza II – ocena zgodności „Intrarater”

Zmienna		Badanie I $\bar{x} \pm SD$	Badanie II $\bar{x} \pm SD$	ICC	SEM	MDC (CI 95%)
Badacz II						
KDP	Moduł Younga (E) [kPa]	73,10±10,95	73,07±11,11	0,87	3,98	5,53
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	24,37±3,65	24,36±3,70	0,86	1,38	3,25
	Vs [m/s]	4,85±0,37	4,85±0,38	0,84	0,15	1,07
KDL	Moduł Younga (E) [kPa]	71,31±10,57	71,80±11,24	0,86	4,08	5,60
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	23,77±3,52	23,93±3,75	0,85	1,41	3,29
	Vs [m/s]	4,80±0,36	4,81±0,38	0,83	0,15	1,08

W tab. 11 porównano wyniki uzyskane przez badacza I i badacza II. W badaniu I stwierdzono statystycznie istotne różnice w wynikach uzyskanych przez badacza I i II dla lewej kończyny dolnej. Różnice te dotyczyły zarówno modułu Younga (E) ($p=0,003$), jak i modułu Kirchhoffa (G) ($p=0,003$) i prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance Vs ($p=0,003$). Jednak mimo, że wyniki były statystycznie istotne ($p<0,05$), wartości efektu d Coehna były bardzo bliskie zeru (od $d=0,05$, do $d=0,06$), dlatego uznano, że efekt jest tak mały, że różnice są niezauważalne i w praktyce nie mają znaczenia klinicznego ani fizjologicznego.

Tab. 11. Porównanie wyników uzyskanych przez badacza I i badacza II

Kończyna	Badacz	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t ₂	p	d Cohena
KDP	Moduł Younga (E) [kPa] – badanie I									
	I	73,16±11,07	42,63	101,35	66,35	72,22	81,27	0,42	0,678	-
	II	73,10±10,95	42,90	102,07	66,27	71,89	80,84			
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] – badanie I									
	I	24,39±3,69	14,21	33,78	22,12	24,07	27,09	0,42	0,673	-
	II	24,37±3,65	14,30	34,02	22,09	23,96	26,95			
	Vs [m/s] – badanie I									
	I	4,86±0,37	3,74	5,77	4,61	4,86	5,12	0,31	0,753	-
	II	4,85±0,37	3,75	5,79	4,63	4,84	5,10			
KDL	Moduł Younga (E) [kPa] – badanie I									
	I	71,85±10,37	45,60	102,47	64,59	71,68	79,69	2,98	0,003*	0,05
	II	71,31±10,57	45,00	102,76	64,09	71,00	78,91			
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] – badanie I									
	I	23,95±3,46	15,20	34,16	21,53	23,90	26,56	2,98	0,003*	0,05
	II	23,77±3,52	15,00	34,25	21,37	23,67	26,30			
	Vs [m/s] – badanie I									
	I	4,82±0,35	3,87	5,76	4,58	4,81	5,10	2,97	0,003*	0,06
	II	4,80±0,36	3,85	5,77	4,55	4,79	5,07			
KDP	Moduł Younga (E) [kPa] – badanie II									
	I	72,74±10,92	42,63	101,35	65,81	71,59	81,15	-1,26	0,208	-
	II	73,07±11,11	43,20	106,90	65,86	71,78	81,24			
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] – badanie II									
	I	24,25±3,64	14,21	33,78	21,94	23,86	27,05	-1,26	0,208	-
	II	24,36±3,70	14,40	35,63	21,96	23,93	27,07			
	V [m/s] – badanie II									
	I	4,84±0,37	3,74	5,77	4,61	4,82	5,12	-1,22	0,223	-
	II	4,85±0,38	3,75	5,94	4,60	4,83	5,13			
KDL	Moduł Younga (E) [kPa] – badanie II									
	I	71,21±10,72	31,85	102,91	63,72	70,99	78,88	-1,54	0,124	-
	II	71,80±11,24	45,29	122,54	63,90	70,54	79,45			
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] – badanie II									
	I	23,74±3,57	10,62	34,30	21,24	23,67	26,29	-1,54	0,124	-
	II	23,93±3,75	15,10	40,85	21,30	23,52	26,48			
	Vs [m/s] – badanie II									
	I	4,79±0,37	3,19	5,77	4,55	4,80	5,07	-1,44	0,151	-
II	4,81±0,38	3,86	6,29	4,55	4,78	5,09				

*p<0,05

Wyniki w tab. 12 wskazują na występowanie statystycznie istotnych związków między wynikami uzyskanymi przez badacza I i badacza II w każdym z badań. Korelacje te miały kierunek dodatni co oznacza, że im większe wartości poszczególnych wskaźników u badacza I, tym większe wartości wskaźników u badacza II. Biorąc pod uwagę siłę tych związków, wartości współczynników korelacji wskazują na korelacje prawie pełne w przypadku wyników uzyskanych w badaniu I oraz prawie pełne i bardzo wysokie dla wyników uzyskanych w badaniu II.

Tab. 12. Związki wyników uzyskanych przez badacza I i badacza II

Zmienna		r	p
Badanie I			
KDP	Moduł Younga (E) [kPa]	0,98	<0,001*
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	0,98	<0,001*
	Vs [m/s]	0,98	<0,001*
KDL	Moduł Younga (E) [kPa]	0,96	<0,001*
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	0,96	<0,001*
	Vs [m/s]	0,96	<0,001*
Badanie II			
KDP	Moduł Younga (E) [kPa]	0,91	<0,001*
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	0,91	<0,001*
	Vs [m/s]	0,91	<0,001*
KDL	Moduł Younga (E) [kPa]	0,82	<0,001*
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	0,82	<0,001*
	Vs [m/s]	0,83	<0,001*

*p<0,05

W tab. 13 zawarto wartości współczynników korelacji wewnątrzklasowej między wynikami badacza I i badacza II uzyskanymi w poszczególnych badaniach. Dane te wskazują, że zarówno w badaniu I, jak i II - wartości tych współczynników mieściły się w zakresie od 0,64 do 0,78, przy czym najwyższe wartości odnotowano w przypadku modułu Younga (E) dla kończyny dolnej prawej i lewej: w badaniu I odpowiednio ICC=0,78 i ICC=0,78, a u badacza II odpowiednio ICC=0,77 i ICC=0,75. Najniższe wartości współczynników korelacji wewnątrzklasowej między wynikami badacza I i badacza II odnotowano dla prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance Vs dla kończyny dolnej prawej i lewej: w badaniu I odpowiednio ICC=0,67 i ICC=0,66, a u badacza II odpowiednio ICC=0,65 i ICC=0,64. Wyniki te mieszczą się w przedziale wartości typowych dla umiarkowanej rzetelności.

Średnie wartości modułu Younga (E) dla ścięgna Achillesa prawej kończyny dolnej uzyskane w badaniu I przez badacza I ($73,16 \pm 11,07$ kPa) i badacza II ($73,10 \pm 10,95$ kPa) różniły się o 0,06 jednostki. Błąd standardowy pomiaru (SEM) wyniósł 5,16, a minimalna wykrywalna różnica (MDC): 6,30. Ponieważ różnica była znacznie mniejsza niż SEM i MDC, wyniki pomiarów można uznać za wysoko powtarzalne między badaczami, a zmiana mieści się w granicach błędu pomiarowego.

Średnie wartości modułu Kirchhoffa (G) dla ścięgna Achillesa prawej kończyny dolnej w badaniu I przez badacza I ($24,39 \pm 3,69$ kPa) i badacza II ($24,37 \pm 3,65$ kPa) różniły się o 0,02 jednostki. SEM wyniósł 1,87, a MDC: 3,79. Różnica ta była znacznie mniejsza niż SEM i MDC, co świadczy o wysokiej powtarzalności wyników między badaczami.

Średnie wartości prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej (V) dla ścięgna Achillesa prawej kończyny dolnej w badaniu I przez badacza I ($4,86 \pm 0,37$ m/s) i badacza II ($4,85 \pm 0,37$ m/s) różniły się o 0,01 jednostki. SEM wyniósł 0,21, a MDC=1,28. Ponieważ różnica była znacznie mniejsza niż SEM i MDC, wyniki pomiarów można uznać za wysoko powtarzalne.

Średnie wartości modułu Younga (E) dla ścięgna Achillesa lewej kończyny dolnej w badaniu I przez badacza I ($71,85 \pm 10,37$ kPa) i badacza II ($71,31 \pm 10,57$ kPa) różniły się o 0,54 jednostki. SEM wyniósł 4,91, a MDC=6,14. Różnica ta była znacznie mniejsza niż SEM i MDC, co świadczy o wysokiej powtarzalności wyników między badaczami.

Średnie wartości modułu Kirchhoffa (G) dla ścięgna Achillesa lewej kończyny dolnej uzyskane przez badacza I ($23,95 \pm 3,46$ kPa) i badacza II ($23,77 \pm 3,52$ kPa) różniły się o 0,18 jednostki. SEM wyniósł 1,78, a MDC=3,70. Różnica ta była znacznie mniejsza niż SEM i MDC, co potwierdza wysoką powtarzalność pomiarów między badaczami.

Średnie wartości prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej (Vs) dla ścięgna Achillesa lewej kończyny dolnej uzyskane przez badacza I ($4,82 \pm 0,35$ m/s) i badacza II ($4,80 \pm 0,36$ m/s) różniły się o 0,02 jednostki. SEM wyniósł 0,21, a MDC=1,26. Ponieważ różnica była znacznie mniejsza niż SEM i MDC, wyniki pomiarów można uznać za wysoko powtarzalne między badaczami.

Średnie wartości modułu Younga (E) dla ścięgna Achillesa prawej kończyny dolnej w badaniu II uzyskane przez badacza I ($72,74 \pm 10,92$ kPa) i badacza II ($73,07 \pm 11,11$ kPa) różniły się o 0,33 jednostki. Błąd standardowy pomiaru (SEM) wyniósł 5,28, a minimalna wykrywalna różnica (MDC): 6,37. Ponieważ różnica była znacznie mniejsza niż SEM i MDC, wyniki pomiarów można uznać za wysoko powtarzalne między badaczami, a zmiana mieści się w granicach błędu pomiarowego (tab. 13).

Średnie wartości modułu Kirchhoffa (G) dla ścięgna Achillesa prawej kończyny dolnej w badaniu II uzyskane przez badacza I ($24,25 \pm 3,64$ kPa) i badacza II ($24,36 \pm 3,70$ kPa) różniły się o 0,11 jednostki. Błąd standardowy pomiaru (SEM) wyniósł 1,91, a minimalna wykrywalna różnica (MDC): 3,83. Ponieważ różnica była znacznie mniejsza niż SEM i MDC, wyniki pomiarów można uznać za wysoko powtarzalne między badaczami, a zmiana mieści się w granicach błędu pomiarowego.

Średnie wartości prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej (Vs) dla ścięgna Achillesa prawej kończyny dolnej w badaniu II uzyskane przez badacza I ($4,84 \pm 0,37$ m/s) i badacza II ($4,85 \pm 0,38$ m/s) różniły się o 0,01 jednostki. Błąd standardowy pomiaru (SEM) wyniósł 0,22, a minimalna wykrywalna różnica (MDC): 1,31. Ponieważ różnica była znacznie mniejsza niż SEM i MDC, wyniki pomiarów można uznać za wysoko powtarzalne między badaczami, a zmiana mieści się w granicach błędu pomiarowego.

Średnie wartości modułu Younga (E) dla ścięgna Achillesa lewej kończyny dolnej w badaniu II uzyskane przez badacza I ($71,21 \pm 10,72$ kPa) i badacza II ($71,80 \pm 11,24$ kPa) różniły się o 0,59 jednostki. Błąd standardowy pomiaru (SEM) wyniósł 5,49, a minimalna wykrywalna różnica (MDC) – 6,49. Ponieważ różnica była znacznie mniejsza niż SEM i MDC, wyniki pomiarów można uznać za wysoko powtarzalne między badaczami, a zmiana mieści się w granicach błędu pomiarowego.

Średnie wartości modułu Kirchhoffa (G) dla ścięgna Achillesa lewej kończyny dolnej w badaniu II uzyskane przez badacza I ($23,74 \pm 3,57$ kPa) i badacza II ($23,93 \pm 3,75$ kPa) różniły się o 0,19 jednostki. Błąd standardowy pomiaru (SEM) wyniósł 1,94, a minimalna wykrywalna różnica (MDC): 3,86. Ponieważ różnica była znacznie mniejsza niż SEM i MDC, wyniki pomiarów można uznać za wysoko powtarzalne między badaczami, a zmiana mieści się w granicach błędu pomiarowego.

Średnie wartości prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej (Vs) dla ścięgna Achillesa lewej kończyny dolnej w badaniu II uzyskane przez badacza I ($4,79 \pm 0,37$) i badacza II ($4,81 \pm 0,38$ m/s) różniły się o 0,02 jednostki. Błąd standardowy pomiaru (SEM) wyniósł 0,23, a minimalna wykrywalna różnica (MDC) 1,31. Ponieważ różnica była znacznie mniejsza niż SEM i MDC, wyniki pomiarów można uznać za wysoko powtarzalne między badaczami, a zmiana mieści się w granicach błędu pomiarowego (tab. 13).

Tab. 13. Wartości współczynników korelacji wewnątrzklasowej, błędu standardowego pomiaru i minimalnej wykrywalnej różnicy między wynikami badacza I i badacza II uzyskanymi w poszczególnych badaniach – ocena zgodności „Interrater”

Zmienna		Badacz I $\bar{x} \pm SD$	Badacz II $\bar{x} \pm SD$	ICC	SEM	MDC (CI 95%)
Badanie I						
KDP	Moduł Younga (E) [kPa]	73,16±11,07	73,10±10,95	0,78	5,16	6,30
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	24,39±3,69	24,37±3,65	0,74	1,87	3,79
	Vs [m/s]	4,86±0,37	4,85±0,37	0,67	0,21	1,28
KDL	Moduł Younga (E) [kPa]	71,85±10,37	71,31±10,57	0,78	4,91	6,14
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	23,95±3,46	23,77±3,52	0,74	1,78	3,70
	Vs [m/s]	4,82±0,35	4,80±0,36	0,66	0,21	1,26
Badanie II						
KDP	Moduł Younga (E) [kPa]	72,74±10,92	73,07±11,11	0,77	5,28	6,37
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	24,25±3,64	24,36±3,70	0,73	1,91	3,83
	Vs [m/s]	4,84±0,37	4,85±0,38	0,65	0,22	1,31
KDL	Moduł Younga (E) [kPa]	71,21±10,72	71,80±11,24	0,75	5,49	6,49
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	23,74±3,57	23,93±3,75	0,72	1,94	3,86
	Vs [m/s]	4,79±0,37	4,81±0,38	0,64	0,23	1,31

W tab. 14 zamieszczono wyniki międzypłciowych porównań zmiennych określających sprężystość wzdłużną, poprzeczną i twardość ścięgna Achillesa prawej i lewej kończyny dolnej uzyskanych przez dwóch niezależnych badaczy w badaniu I. Wyniki te wskazują, że w badaniu I, zarówno w pomiarach wykonanych przez badacza I, jak i II, w przypadku lewej kończyny dolnej mężczyźni osiągnęli wyższe wartości modułu Younga (E) (badacz I: $p=0,038$; badacz II: $p=0,050$), modułu Kirchhoffa (G) (badacz I: $p=0,038$; badacz II: $p=0,050$) oraz prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance (Vs): badacz I: $p=0,020$; badacz II: $p=0,029$, aczkolwiek wartości d Cohena wskazują na mały efekt (niewielkie różnice między grupami).

Tab. 15 zawiera międzypłciowe porównania zmiennych określających sprężystość wzdłużną, poprzeczną i twardość ścięgna Achillesa prawej i lewej kończyny dolnej uzyskanych przez dwóch niezależnych badaczy w badaniu II. Wyniki te wskazują na statystycznie istotną różnicę między kobietami a mężczyznami w badaniach wykonanych przez badacza I dla prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance (Vs) lewej kończyny dolnej, aczkolwiek wartości d Cohena wskazują na mały efekt (niewielką różnicę między grupami).

Tab. 14. Międzyplciowe porównanie zmiennych określających sprężystość wzdłużną, poprzeczną i twardość ścięgna Achillesa prawej i lewej kończyny dolnej uzyskanych przez dwóch niezależnych badaczy w badaniu I

Kończyna	Płeć	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t ₁	p	d Cohena
KDP	Moduł Younga (E) [kPa] – badacz I									
	Kobiety	72,93±10,88	42,63	100,95	65,48	71,60	80,28	-0,35	0,729	-
	Mężczyźni	73,38±11,29	43,70	101,35	67,02	72,78	82,56			
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] – badacz I									
	Kobiety	24,31±3,63	14,21	33,65	21,83	23,87	26,76	-0,35	0,728	-
	Mężczyźni	24,46±3,76	14,57	33,78	22,34	24,26	27,52			
	Vs [m/s] – badacz I									
	Kobiety	4,85±0,37	3,74	5,76	4,60	4,84	5,10	-0,39	0,698	-
Mężczyźni	4,86±0,38	3,78	5,77	4,65	4,87	5,15				
KDL	Moduł Younga (E) [kPa] – badacz I									
	Kobiety	70,61±10,68	50,49	102,47	63,80	69,49	78,66	-2,08	0,038*	-0,24
	Mężczyźni	73,09±9,94	45,60	96,01	66,16	73,24	80,47			
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] – badacz I									
	Kobiety	23,54±3,56	16,83	34,16	21,27	23,16	26,22	-2,08	0,038*	-0,24
	Mężczyźni	24,36±3,31	15,20	32,00	22,05	24,42	26,82			
	Vs [m/s] – badacz I									
	Kobiety	4,77±0,37	4,03	5,76	4,55	4,74	5,02	-2,34	0,020*	-0,25
Mężczyźni	4,86±0,34	3,87	5,63	4,62	4,88	5,12				
KDP	Moduł Younga (E) [kPa] – badacz II									
	Kobiety	72,87±10,96	42,90	100,95	66,05	71,27	80,25	-0,37	0,708	-
	Mężczyźni	73,34±10,97	43,43	102,07	66,88	72,54	81,57			
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] – badacz II									
	Kobiety	24,29±3,65	14,30	33,65	22,02	23,76	26,75	-0,37	0,708	-
	Mężczyźni	24,45±3,66	14,48	34,02	22,29	24,18	27,19			
	Vs [m/s] – badacz II									
	Kobiety	4,85±0,37	3,75	5,77	4,61	4,82	5,10	-0,43	0,667	-
Mężczyźni	4,86±0,37	3,76	5,79	4,66	4,86	5,12				
KDL	Moduł Younga (E) [kPa] – badacz II									
	Kobiety	70,11±10,75	49,45	102,76	63,33	68,83	77,45	-1,97	0,050*	-0,23
	Mężczyźni	72,50±10,28	45,00	95,55	65,43	73,60	79,98			
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] – badacz II									
	Kobiety	23,37±3,58	16,48	34,25	21,11	22,94	25,82	-1,97	0,050*	-0,23
	Mężczyźni	24,17±3,43	15,00	31,85	21,81	24,54	26,66			
	Vs [m/s] – badacz II									
	Kobiety	4,75±0,37	4,01	5,77	4,52	4,73	5,00	-2,19	0,029*	-0,25
Mężczyźni	4,84±0,35	3,85	5,61	4,62	4,88	5,10				

*p<0,05

Tab. 15. Międzyplciowe porównanie zmiennych określających sprężystość wzdłużną, poprzeczną i twardość ścięgna Achillesa prawej i lewej kończyny dolnej uzyskanych przez dwóch niezależnych badaczy w badaniu II

	Płeć	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t ₁	p	d Cohena
	Moduł Younga (E) [kPa] – badacz I									
KDP	Kobiety	72,23±10,83	42,63	96,15	65,67	70,79	80,92	-0,81	0,416	-
	Mężczyźni	73,26±11,02	43,28	101,35	66,44	72,50	81,36			
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] – badacz I									
	Kobiety	24,08±3,61	14,21	32,05	21,89	23,60	26,97	-0,81	0,416	-
	Mężczyźni	24,42±3,67	14,43	33,78	22,15	24,17	27,12			
	Vs [m/s] – badacz I									
	Kobiety	4,82±0,37	3,74	5,63	4,58	4,78	5,11	-0,86	0,390	-
Mężczyźni	4,86±0,37	3,76	5,77	4,64	4,85	5,13				
	Moduł Younga (E) [kPa] – badacz I									
KDL	Kobiety	70,09±11,27	31,85	102,91	62,95	69,33	76,80	-1,81	0,071	-
	Mężczyźni	72,33±10,05	44,70	95,09	65,03	72,51	80,00			
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] – badacz I									
	Kobiety	23,36±3,76	10,62	34,30	20,98	23,11	25,60	-1,82	0,071	-
	Mężczyźni	24,11±3,35	14,90	31,70	21,68	24,17	26,67			
	Vs [m/s] – badacz I									
	Kobiety	4,75±0,40	3,19	5,77	4,51	4,73	5,01	-2,08	0,038*	-0,24
Mężczyźni	4,84±0,34	3,83	5,60	4,59	4,85	5,09				
	Moduł Younga (E) [kPa] – badacz II									
KDP	Kobiety	72,34±10,54	47,74	95,76	65,16	70,20	80,72	-1,14	0,255	-
	Mężczyźni	73,80±11,63	43,20	106,90	65,93	72,82	82,50			
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] – badacz II									
	Kobiety	24,11±3,51	15,91	31,92	21,72	23,40	26,91	-1,14	0,256	-
	Mężczyźni	24,60±3,88	14,40	35,63	21,98	24,27	27,50			
	Vs [m/s] – badacz II									
	Kobiety	4,83±0,36	3,97	5,63	4,59	4,78	5,13	-1,11	0,266	-
Mężczyźni	4,88±0,39	3,75	5,94	4,64	4,86	5,15				
	Moduł Younga (E) [kPa] – badacz II									
KDL	Kobiety	71,15±11,66	48,74	122,54	63,26	69,51	78,21	-1,00	0,319	-
	Mężczyźni	72,44±10,80	45,29	101,79	64,11	71,91	80,40			
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] – badacz II									
	Kobiety	23,72±3,89	16,25	40,85	21,09	23,17	26,07	-1,00	0,319	-
	Mężczyźni	24,15±3,60	15,10	33,93	21,37	23,97	26,80			
	Vs [m/s] – badacz II									
	Kobiety	4,78±0,40	3,88	6,29	4,53	4,74	5,02	-1,28	0,200	-
Mężczyźni	4,84±0,37	3,86	5,79	4,59	4,82	5,12				

Parametry sprężystości (wzdłużnej i poprzecznej) oraz twardości ścięgna Achillesa nie korelowały w sposób statystycznie istotny z wiekiem badanych kobiet i mężczyzn (tab. 16).

Tab. 16. Związki zmiennych określających sprężystość (wzdłużną i poprzeczną) oraz twardość ścięgna Achillesa z wiekiem badanych kobiet i mężczyzn

Para zmiennych		Kobiety		Mężczyźni	
		r	p	r	p
KDP Badacz I Badanie I	Moduł Younga (E) [kPa] & Wiek [lata]	0,03	0,759	0,04	0,621
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] & Wiek [lata]	0,03	0,755	0,04	0,624
	Vs [m/s] & Wiek [lata]	0,02	0,820	0,03	0,738
KDL Badacz I Badanie I	Moduł Younga (E) [kPa] & Wiek [lata]	-0,04	0,591	0,04	0,642
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] & Wiek [lata]	-0,04	0,593	0,04	0,642
	Vs [m/s] & Wiek [lata]	-0,04	0,624	0,04	0,618
KDP Badacz II Badanie I	Moduł Younga (E) [kPa] & Wiek [lata]	0,04	0,632	0,05	0,544
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] & Wiek [lata]	0,04	0,633	0,05	0,541
	Vs [m/s] & Wiek [lata]	0,02	0,779	0,03	0,672
KDL Badacz II Badanie I	Moduł Younga (E) [kPa] & Wiek [lata]	-0,06	0,445	0,00	0,966
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] & Wiek [lata]	-0,06	0,446	0,00	0,969
	Vs [m/s] & Wiek [lata]	-0,06	0,474	0,01	0,949
KDP Badacz I Badanie II	Moduł Younga (E) [kPa] & Wiek [lata]	0,07	0,362	0,02	0,764
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] & Wiek [lata]	0,07	0,362	0,02	0,765
	Vs [m/s] & Wiek [lata]	0,06	0,480	0,01	0,943
KDL Badacz I Badanie II	Moduł Younga (E) [kPa] & Wiek [lata]	-0,08	0,318	-0,01	0,926
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] & Wiek [lata]	-0,08	0,317	-0,01	0,927
	Vs [m/s] & Wiek [lata]	-0,08	0,354	-0,01	0,950
KDP Badacz II Badanie II	Moduł Younga (E) [kPa] & Wiek [lata]	0,03	0,680	0,02	0,815
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] & Wiek [lata]	0,03	0,680	0,02	0,813
	Vs [m/s] & Wiek [lata]	0,02	0,803	0,00	0,972
KDL Badacz II Badanie II	Moduł Younga (E) [kPa] & Wiek [lata]	-0,05	0,544	0,03	0,739
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] & Wiek [lata]	-0,05	0,544	0,03	0,736
	Vs [m/s] & Wiek [lata]	-0,06	0,497	0,03	0,747

Parametry sprężystości (wzdłużnej i poprzecznej) oraz twardości ścięgna Achillesa nie korelowały w sposób statystycznie istotny z masą ciała badanych kobiet i mężczyzn (tab. 17).

Tab. 17. Związki zmiennych określających sprężystość (wzdłużną i poprzeczną) oraz ścięgna Achillesa z masą ciała badanych kobiet i mężczyzn

Para zmiennych		Kobiety		Mężczyźni	
		r	p	r	p
KDP	Moduł Younga (E) [kPa] & Masa ciała [kg]	0,02	0,813	0,12	0,154
Badacz I	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] & Masa ciała [kg]	0,02	0,814	0,12	0,154
Badanie I	Vs [m/s] & Masa ciała [kg]	-0,00	0,992	0,10	0,208
KDL	Moduł Younga (E) [kPa] & Masa ciała [kg]	0,08	0,347	-0,06	0,485
Badacz I	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] & Masa ciała [kg]	0,08	0,345	-0,06	0,484
Badanie I	Vs [m/s] & Masa ciała [kg]	0,06	0,466	-0,05	0,553
KDP	Moduł Younga (E) [kPa] & Masa ciała [kg]	0,04	0,631	0,12	0,140
Badacz II	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] & Masa ciała [kg]	0,04	0,629	0,12	0,140
Badanie I	Vs [m/s] & Masa ciała [kg]	0,01	0,861	0,11	0,187
KDL	Moduł Younga (E) [kPa] & Masa ciała [kg]	0,04	0,656	-0,02	0,778
Badacz II	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] & Masa ciała [kg]	0,04	0,655	-0,02	0,777
Badanie I	Vs [m/s] & Masa ciała [kg]	0,02	0,780	-0,01	0,890
KDP	Moduł Younga (E) [kPa] & Masa ciała [kg]	0,05	0,528	0,09	0,254
Badacz I	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] & Masa ciała [kg]	0,05	0,527	0,09	0,254
Badanie II	Vs [m/s] & Masa ciała [kg]	0,02	0,809	0,08	0,355
KDL	Moduł Younga (E) [kPa] & Masa ciała [kg]	0,05	0,564	-0,01	0,866
Badacz I	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] & Masa ciała [kg]	0,05	0,566	-0,01	0,865
Badanie II	Vs [m/s] & Masa ciała [kg]	0,04	0,640	-0,01	0,924
KDP	Moduł Younga (E) [kPa] & Masa ciała [kg]	0,03	0,761	0,09	0,281
Badacz II	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] & Masa ciała [kg]	0,02	0,767	0,09	0,279
Badanie II	Vs [m/s] & Masa ciała [kg]	-0,00	0,981	0,08	0,337
KDL	Moduł Younga (E) [kPa] & Masa ciała [kg]	0,00	0,972	-0,03	0,712
Badacz II	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] & Masa ciała [kg]	0,00	0,970	-0,03	0,709
Badanie II	Vs [m/s] & Masa ciała [kg]	-0,01	0,918	-0,03	0,754

Parametry sprężystości (wzdłużnej i poprzecznej) oraz twardości ścięgna Achillesa nie korelowały w sposób statystycznie istotny z wysokością ciała badanych kobiet i mężczyzn (tab. 18).

Tab. 18. Związki zmiennych określających sprężystość (wzdłużną i poprzeczną) oraz twardość ścięgna Achillesa z wysokością ciała badanych kobiet i mężczyzn

Para zmiennych		Kobiety		Mężczyźni	
		r	p	r	p
KDP	Moduł Younga (E) [kPa] & Wysokość ciała [cm]	0,01	0,861	0,07	0,414
Badacz I	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] & Wysokość ciała [cm]	0,01	0,865	0,07	0,414
Badanie I	Vs [m/s] & Wysokość ciała [cm]	0,00	0,999	0,06	0,435
KDL	Moduł Younga (E) [kPa] & Wysokość ciała [cm]	0,09	0,282	0,11	0,197
Badacz I	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] & Wysokość ciała [cm]	0,09	0,280	0,11	0,197
Badanie I	Vs [m/s] & Wysokość ciała [cm]	0,07	0,429	0,12	0,140
KDP	Moduł Younga (E) [kPa] & Wysokość ciała [cm]	0,02	0,805	0,08	0,336
Badacz II	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] & Wysokość ciała [cm]	0,02	0,805	0,08	0,338
Badanie I	Vs [m/s] & Wysokość ciała [cm]	0,00	0,953	0,07	0,378
KDL	Moduł Younga (E) [kPa] & Wysokość ciała [cm]	0,03	0,718	0,12	0,161
Badacz II	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] & Wysokość ciała [cm]	0,03	0,717	0,12	0,160
Badanie I	Vs [m/s] & Wysokość ciała [cm]	0,02	0,852	0,13	0,123
KDP	Moduł Younga (E) [kPa] & Wysokość ciała [cm]	0,03	0,738	0,07	0,427
Badacz I	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] & Wysokość ciała [cm]	0,03	0,735	0,07	0,427
Badanie II	Vs [m/s] & Wysokość ciała [cm]	0,01	0,912	0,06	0,433
KDL	Moduł Younga (E) [kPa] & Wysokość ciała [cm]	0,03	0,756	0,13	0,120
Badacz I	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] & Wysokość ciała [cm]	0,03	0,754	0,13	0,121
Badanie II	Vs [m/s] & Wysokość ciała [cm]	0,01	0,859	0,13	0,108
KDP	Moduł Younga (E) [kPa] & Wysokość ciała [cm]	0,03	0,751	0,06	0,441
Badacz II	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] & Wysokość ciała [cm]	0,03	0,753	0,06	0,442
Badanie II	Vs [m/s] & Wysokość ciała [cm]	0,00	0,994	0,07	0,406
KDL	Moduł Younga (E) [kPa] & Wysokość ciała [cm]	-0,09	0,277	0,12	0,137
Badacz II	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] & Wysokość ciała [cm]	-0,09	0,279	0,12	0,138
Badanie II	Vs [m/s] & Wysokość ciała [cm]	-0,09	0,266	0,13	0,116

Parametry sprężystości (wzdłużnej i poprzecznej) oraz twardości ścięgna Achillesa nie korelowały w sposób statystycznie istotny ze wskaźnikiem BMI badanych kobiet i mężczyzn (tab. 19).

Tab. 19. Związki zmiennych określających sprężystość (wzdłużną i poprzeczną) oraz twardość ścięgna Achillesa ze wskaźnikiem BMI badanych kobiet i mężczyzn

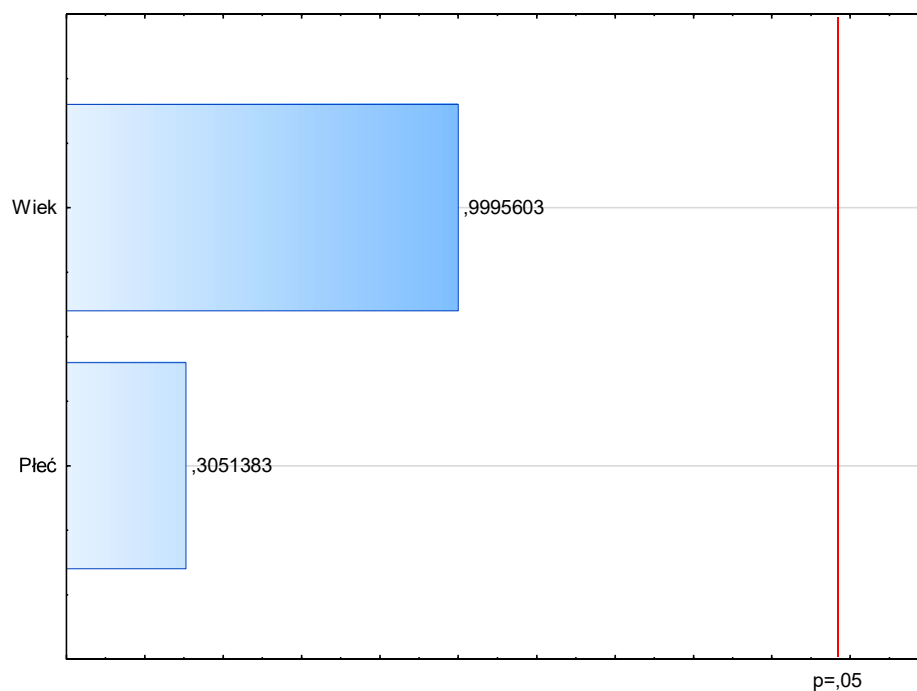
Para zmiennych		Kobiety		Mężczyźni	
		r	p	r	p
KDP Badacz I Badanie I	Moduł Younga (E) [kPa] & BMI	0,03	0,705	0,10	0,235
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] & BMI	0,03	0,704	0,10	0,234
	Vs [m/s] & BMI	0,01	0,869	0,09	0,295
KDL Badacz I Badanie I	Moduł Younga (E) [kPa] & BMI	0,05	0,573	-0,07	0,391
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] & BMI	0,05	0,572	-0,07	0,391
	Vs [m/s] & BMI	0,04	0,585	-0,07	0,399
KDP Badacz II Badanie I	Moduł Younga (E) [kPa] & BMI	0,05	0,530	0,10	0,225
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] & BMI	0,05	0,528	0,10	0,223
	Vs [m/s] & BMI	0,03	0,711	0,09	0,269
KDL Badacz II Badanie I	Moduł Younga (E) [kPa] & BMI	0,04	0,643	-0,04	0,594
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] & BMI	0,04	0,642	-0,04	0,592
	Vs [m/s] & BMI	0,04	0,655	-0,04	0,639
KDP Badacz I Badanie II	Moduł Younga (E) [kPa] & BMI	0,07	0,428	0,08	0,355
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] & BMI	0,07	0,428	0,08	0,355
	Vs [m/s] & BMI	0,04	0,643	0,06	0,456
KDL Badacz I Badanie II	Moduł Younga (E) [kPa] & BMI	0,06	0,501	-0,04	0,629
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] & BMI	0,05	0,504	-0,04	0,631
	Vs [m/s] & BMI	0,06	0,492	-0,04	0,656
KDP Badacz II Badanie II	Moduł Younga (E) [kPa] & BMI	0,04	0,643	0,08	0,337
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] & BMI	0,04	0,649	0,08	0,335
	Vs [m/s] & BMI	0,02	0,815	0,07	0,413
KDL Badacz II Badanie II	Moduł Younga (E) [kPa] & BMI	0,05	0,543	-0,05	0,547
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa] & BMI	0,05	0,541	-0,05	0,546
	Vs [m/s] & BMI	0,04	0,590	-0,05	0,561

W tab. 20 przedstawiono uśrednione wyniki czterech pomiarów (badacza I w badaniu I; badacza I w badaniu II; badacza II w badaniu I; badacza II w badaniu II) dla prawej i lewej kończyny dolnej.

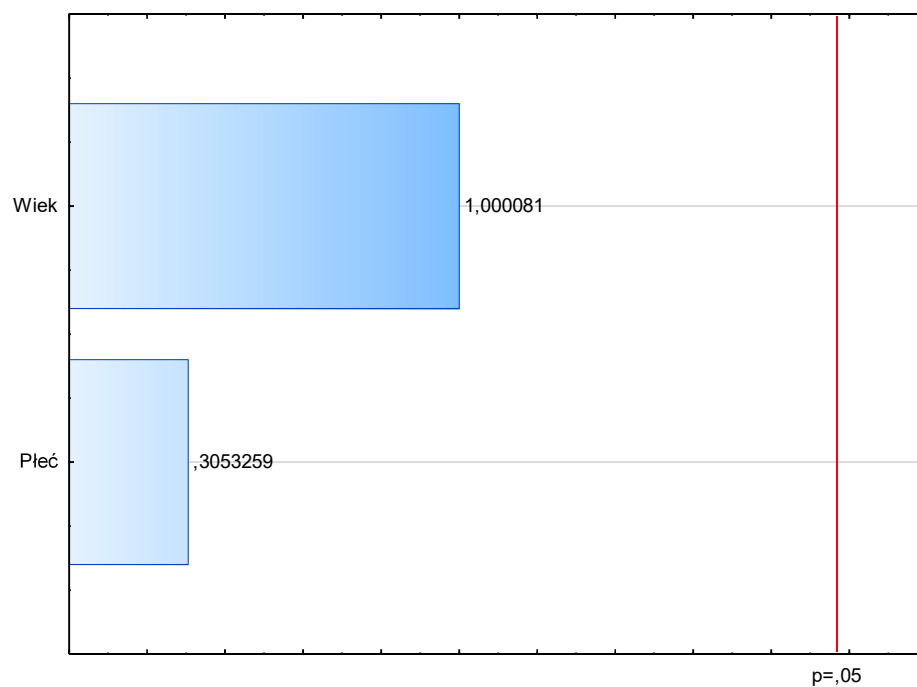
Tab. 20. Porównanie uśrednionych wyników czterech pomiarów dla prawej i lewej kończyny dolnej

Kończyna	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅	t ₂	p	d Cohen
Moduł Younga (E) [kPa]									
KDP	73,02±10,74	43,40	102,45	66,54	71,93	81,01	2,18	0,030*	0,14
KDL	71,54±10,17	47,26	102,80	64,60	70,92	79,14			
Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]									
KDP	24,34±3,58	14,47	34,15	22,18	23,98	27,00	2,18	0,030*	0,14
KDL	23,85±3,39	15,75	34,27	21,54	23,64	26,38			
Vs [m/s]									
KDP	4,85±0,36	3,76	5,80	4,62	4,84	5,12	1,92	0,056	-
KDL	4,81±0,35	3,94	5,77	4,58	4,78	5,06			

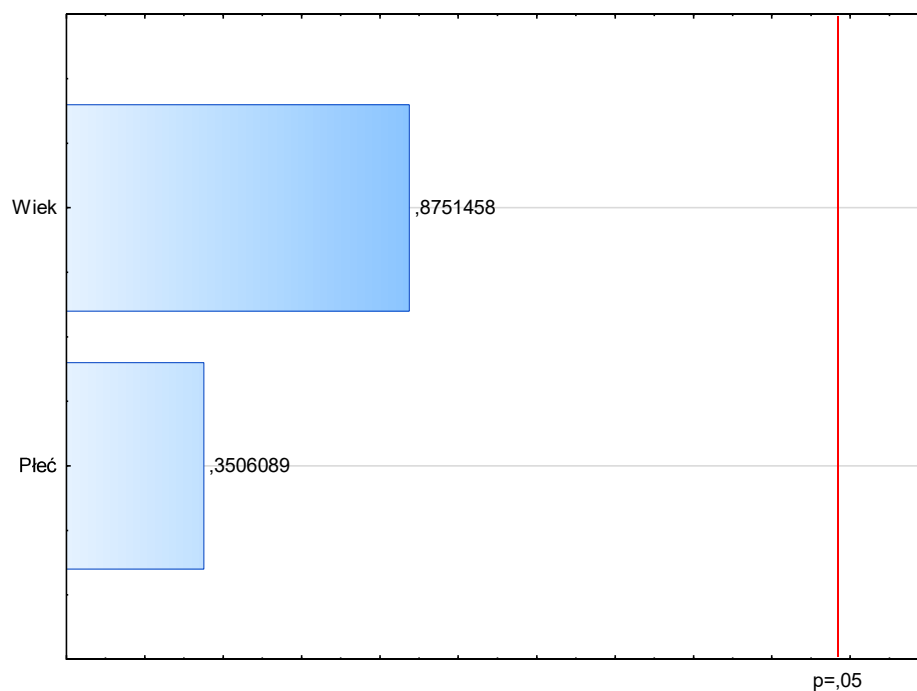
Na ryc. 2-7 przedstawiono wykresy Pareto statystyki t dla badanych zmiennych, opracowane na podstawie danych uzyskanych przez badacza I w badaniu I. Wykresy te obrazują uporządkowane malejąco wartości bezwzględne statystyki t dla analizowanych porównań. Wysokość słupków odzwierciedla siłę efektu statystycznego, natomiast linia krytyczna odpowiada przyjętemu poziomowi istotności ($p < 0,05$). W przypadku modułu Younga (E), modułu Kirchhoffa (G) oraz prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance (Vs) kończyny dolnej lewej wartości statystyki t dla kategorii płeć przekroczyły linię krytyczną (ryc. 5-7), co pozwala uznać je za istotne statystycznie i wskazujące na istotny wpływ tej kategorii na wartości analizowanych parametrów.



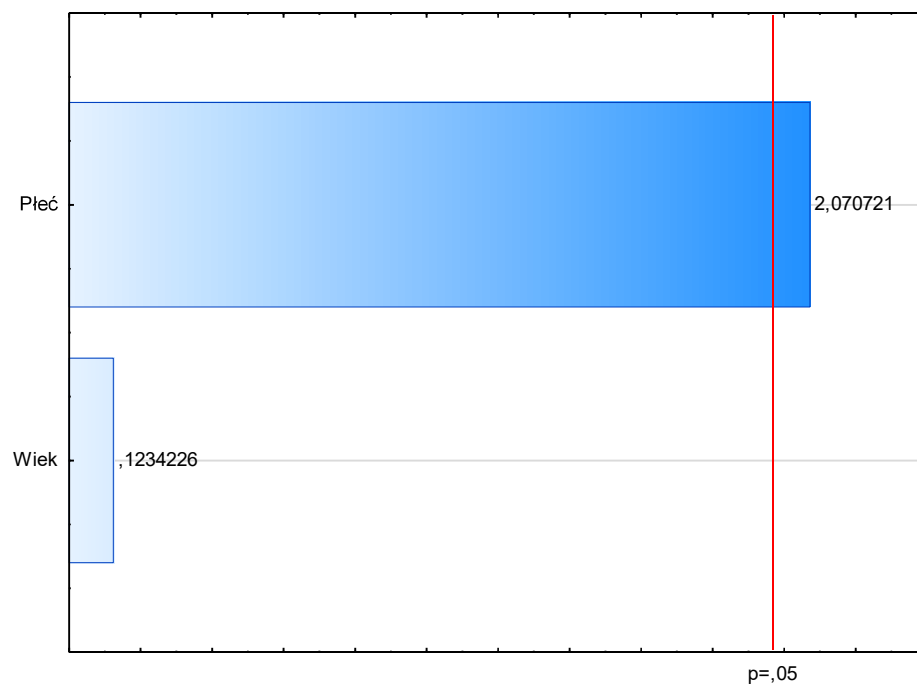
Ryc. 2. Wykres Pareto statystyki t dla modułu Younga (E) kończyny dolnej prawej –
kategorie: wiek i płeć (badacz I, badanie I)



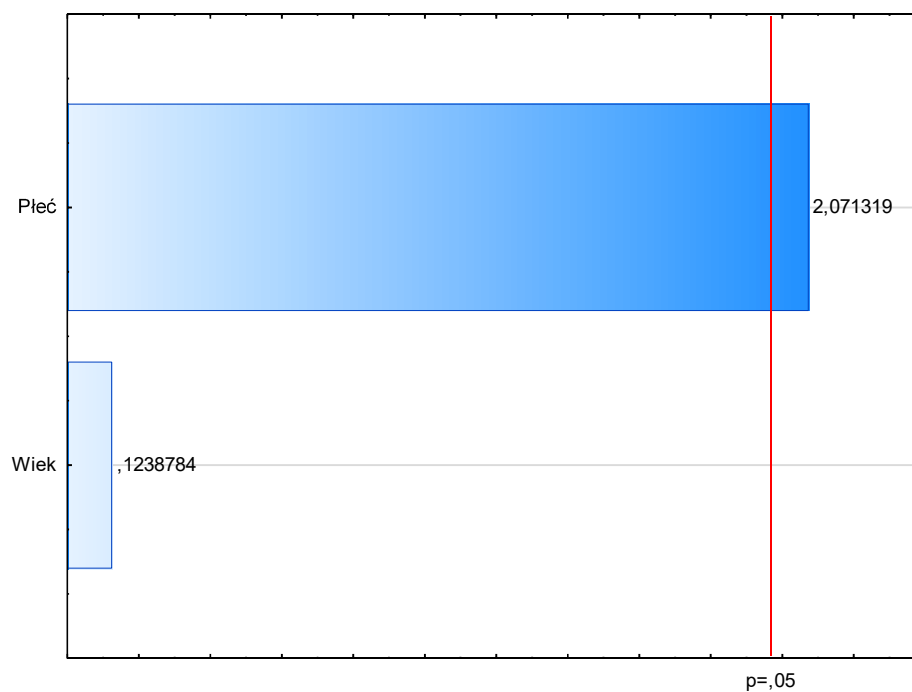
Ryc. 3. Wykres Pareto statystyki t dla modułu Kirchhoffa (G) kończyny dolnej prawej –
kategorie: wiek i płeć (badacz I, badanie I)



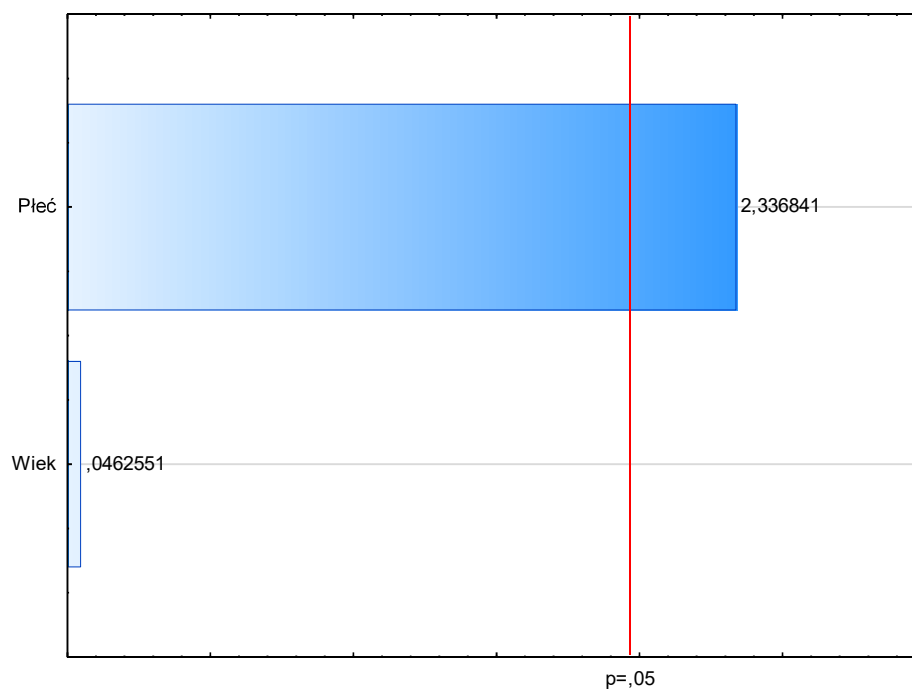
Ryc. 4. Wykres Pareto statystyki t dla prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance (V_s) kończyny dolnej prawej – kategorie: wiek i płeć (badacz I, badanie I)



Ryc. 5. Wykres Pareto statystyki t dla modułu Younga (E) kończyny dolnej lewej – kategorie: wiek i płeć (badacz I, badanie I)

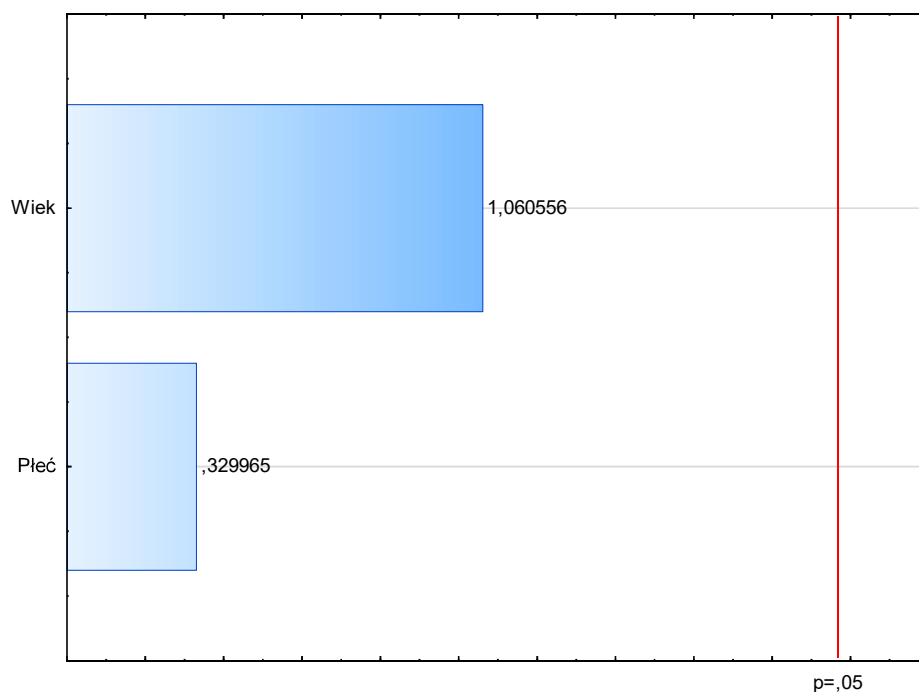


Ryc. 6. Wykres Pareto statystyki t dla modułu Kirchhoffa (G) kończyny dolnej lewej – kategorie: wiek i płeć (badacz I, badanie I)

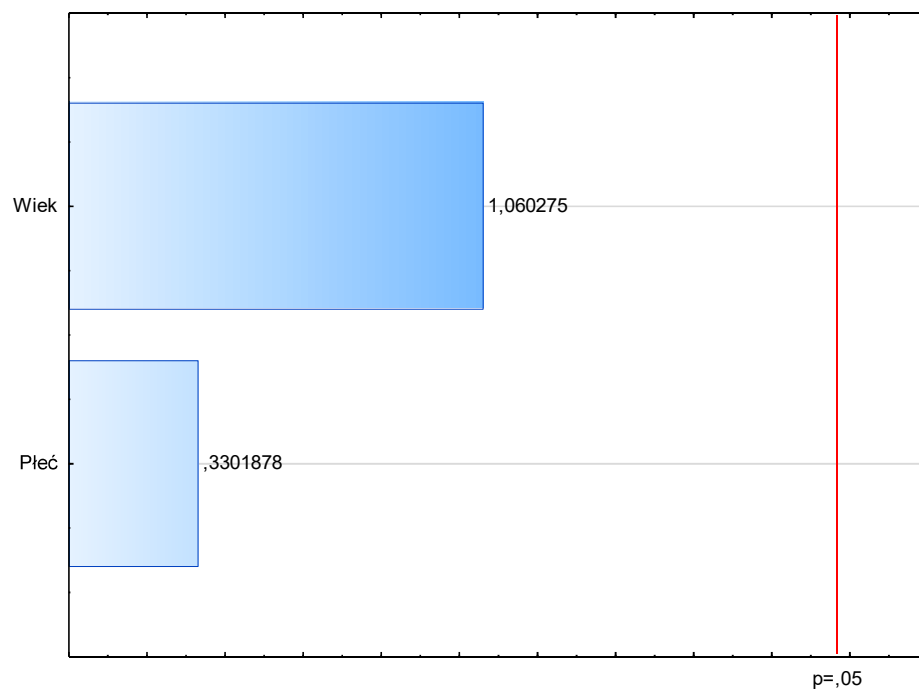


Ryc. 7. Wykres Pareto statystyki t dla prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance (Vs) kończyny dolnej lewej – kategorie: wiek i płeć (badacz I, badanie I)

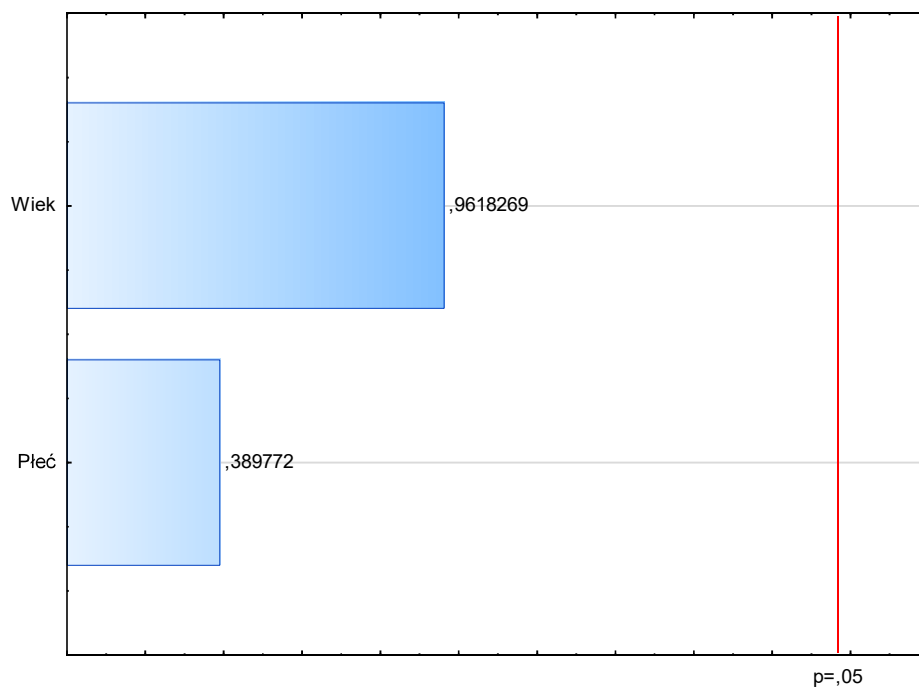
Na ryc. 8-13 przedstawiono wykresy Pareto statystyki t dla badanych zmiennych, opracowane na podstawie danych uzyskanych przez badacza II w badaniu I. W przypadku modułu Younga (E), modułu Kirchhoffa (G) oraz prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance (Vs) kończyny dolnej lewej wartości statystyki t dla kategorii: płeć przekroczyły linię krytyczną (ryc. 11-13), co pozwala uznać je za istotne statystycznie i wskazujące na wpływ na wartości analizowanych parametrów.



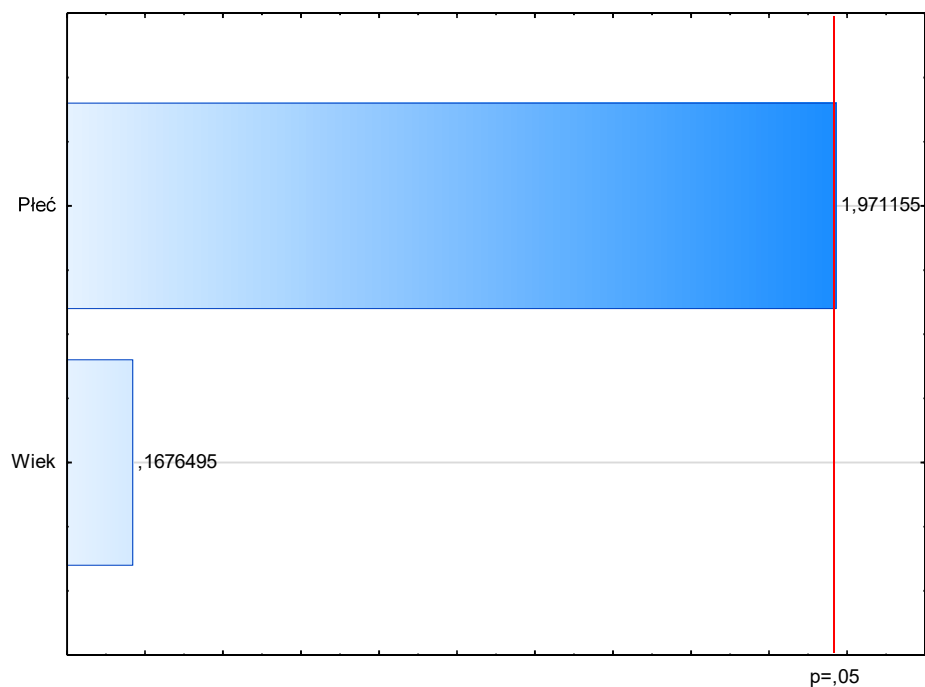
Ryc. 8. Wykres Pareto statystyki t dla modułu Younga (E) kończyny dolnej prawej – kategorie: wiek i płeć (badacz II, badanie I)



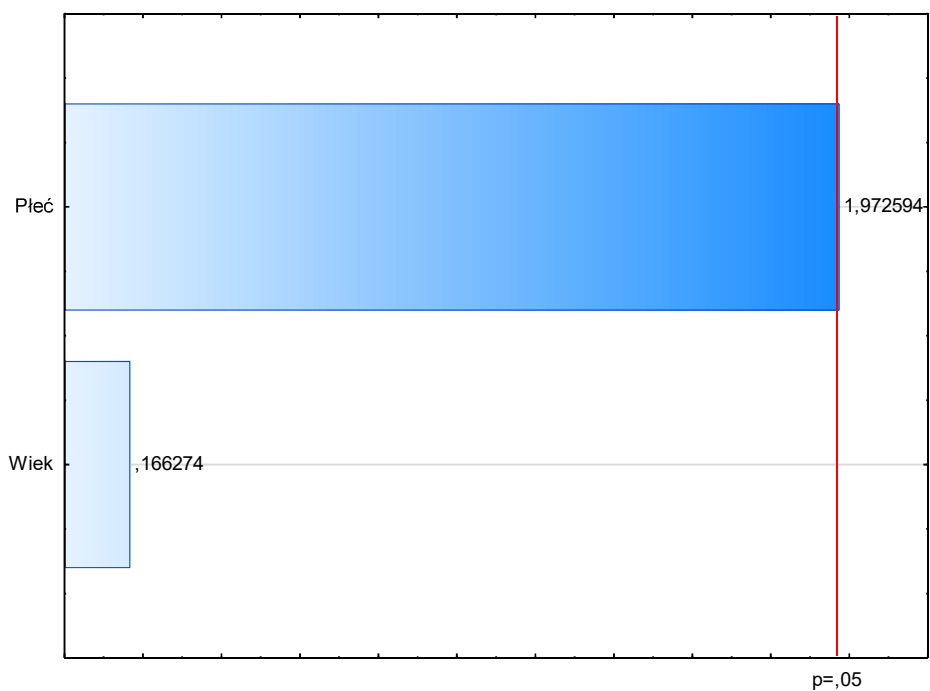
Ryc. 9. Wykres Pareto statystyki t dla modułu Kirchhoffa (G) kończyny dolnej prawej – kategorie: wiek i płeć (badacz II, badanie I)



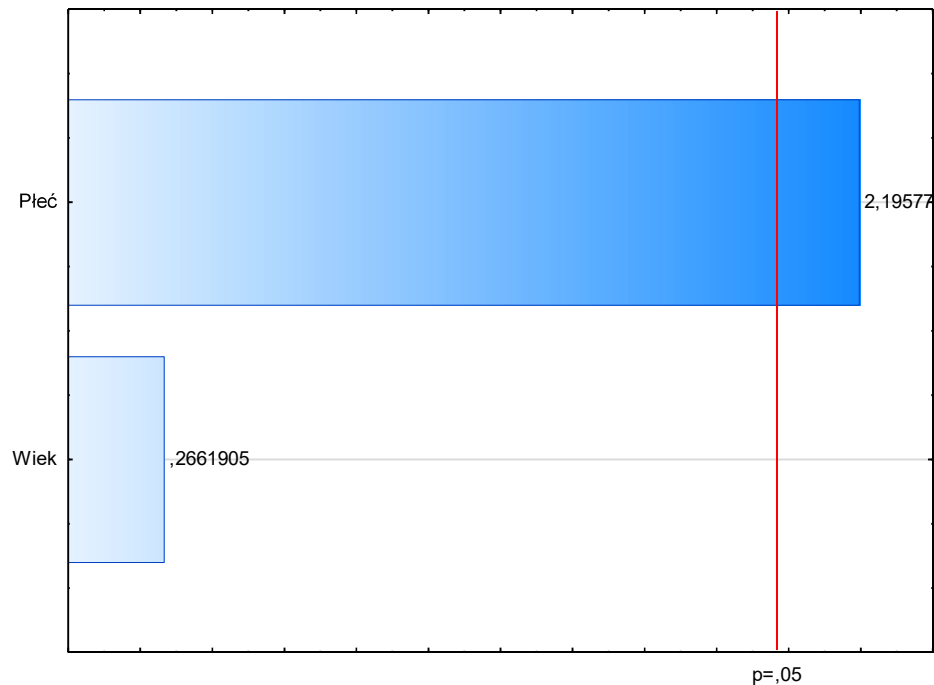
Ryc. 10. Wykres Pareto statystyki t dla prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance (Vs) kończyny dolnej prawej – kategorie: wiek i płeć (badacz II, badanie I)



Ryc. 11. Wykres Pareto statystyki t dla modułu Younga (E) kończyny dolnej lewej –
kategorie: wiek i płeć (badacz II, badanie I)

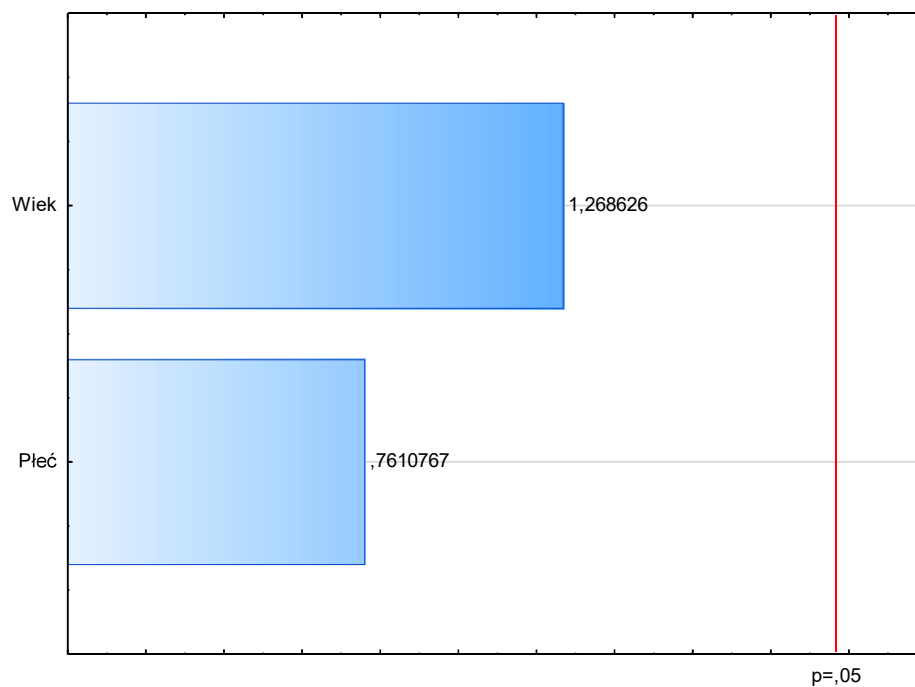


Ryc. 12. Wykres Pareto statystyki t dla modułu Kirchhoffa (G) kończyny dolnej lewej –
kategorie: wiek i płeć (badacz II, badanie I)

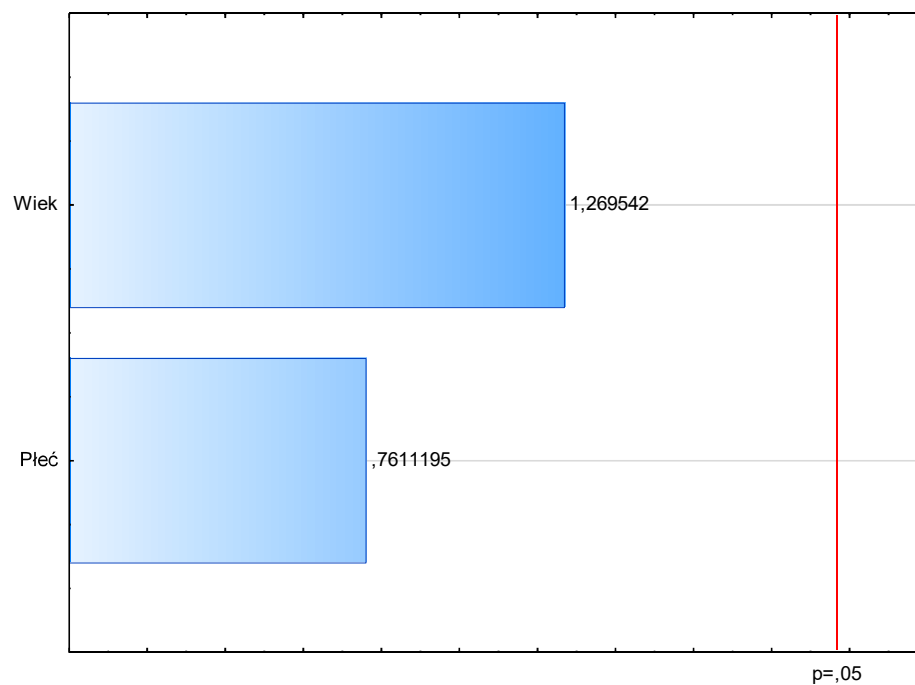


Ryc. 13. Wykres Pareto statystyki t dla prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance (Vs) kończyny dolnej lewej – kategorie: wiek i płeć (badacz II, badanie I)

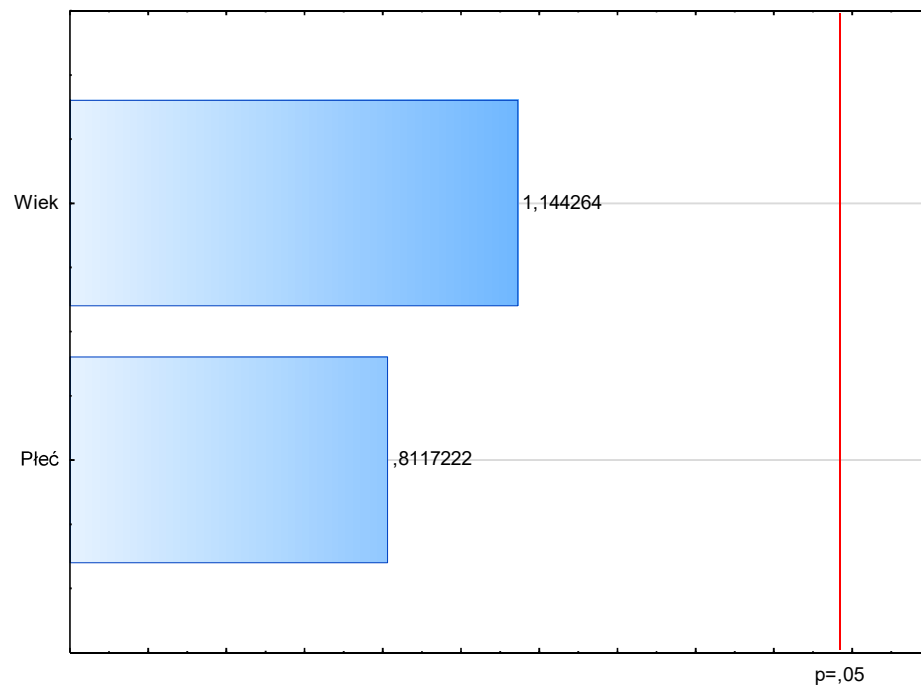
Na ryc. 14-19 przedstawiono wykresy Pareto statystyki t dla badanych zmiennych, opracowane na podstawie danych uzyskanych przez badacza I w badaniu II. W przypadku prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance (Vs) kończyny dolnej lewej wartość statystyki t dla kategorii: płeć przekroczyła linię krytyczną (ryc. 19), co pozwala uznać ją za istotną statystycznie i wskazującą na istotny wpływ kategorii, jaką jest płeć na wartość analizowanego parametru.



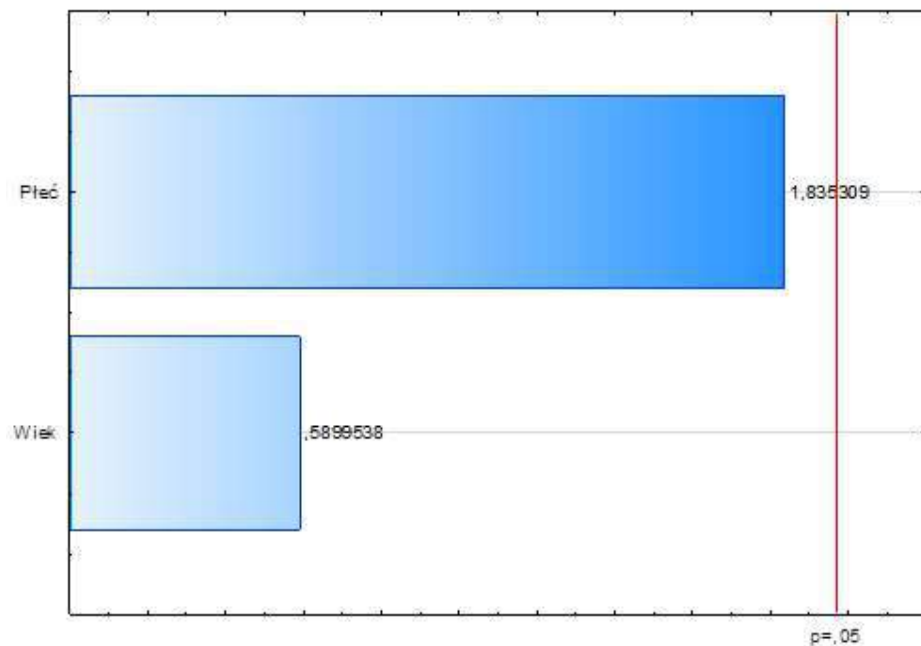
Ryc. 14. Wykres Pareto statystyki t dla modułu Younga (E) kończyny dolnej prawej – kategorie: wiek i płeć (badacz I, badanie II)



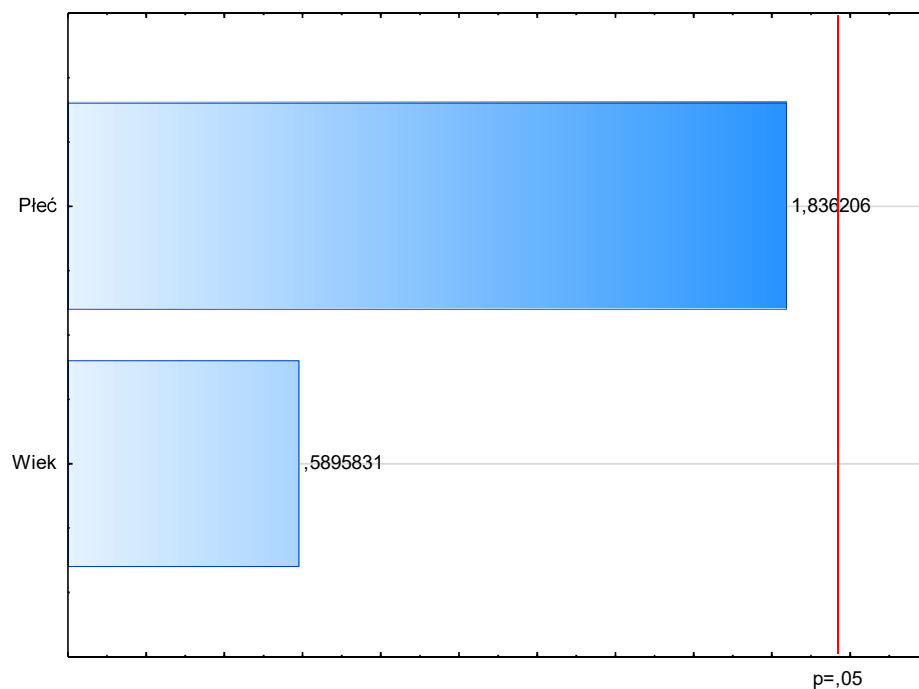
Ryc. 15. Wykres Pareto statystyki t dla modułu Kirchhoffa (G) kończyny dolnej prawej – kategorie: wiek i płeć (badacz I, badanie II)



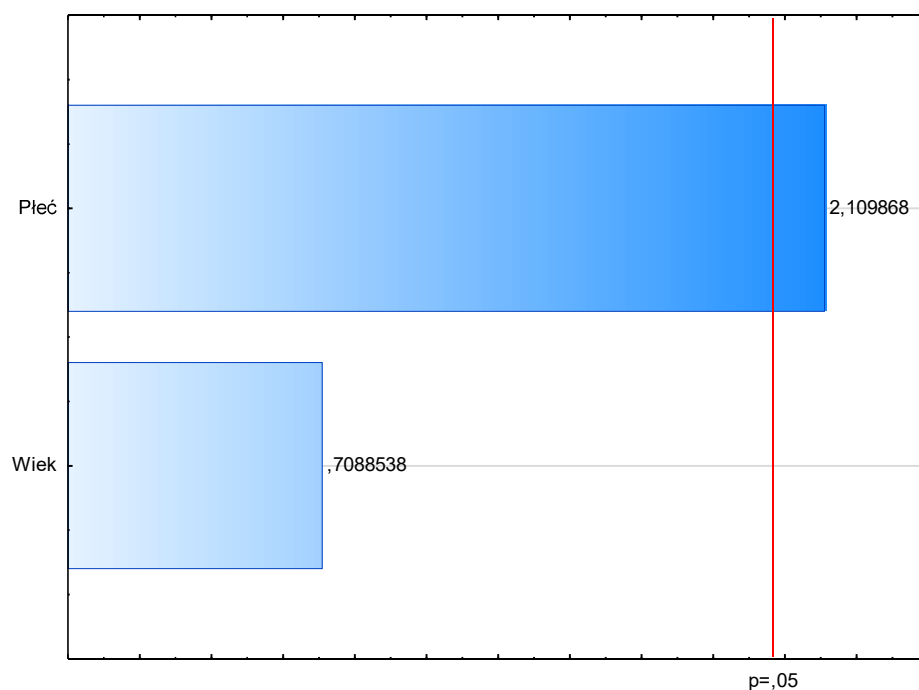
Ryc. 16. Wykres Pareto statystyki t dla prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance (V_s) kończyny dolnej prawej – kategorie: wiek i płeć (badacz I, badanie II)



Ryc. 17. Wykres Pareto statystyki t dla modułu Younga (E) kończyny dolnej lewej – kategorie: wiek i płeć (badacz I, badanie II)



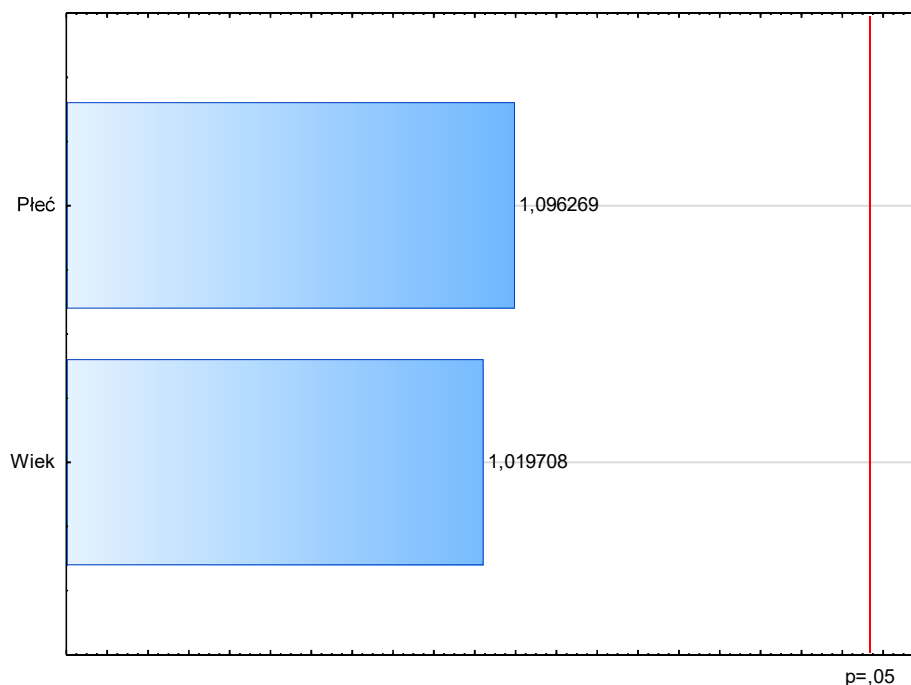
Ryc. 18. Wykres Pareto statystyki t dla modułu Kirchhoffa (G) kończyny dolnej lewej – kategorie: wiek i płeć (badacz I, badanie II)



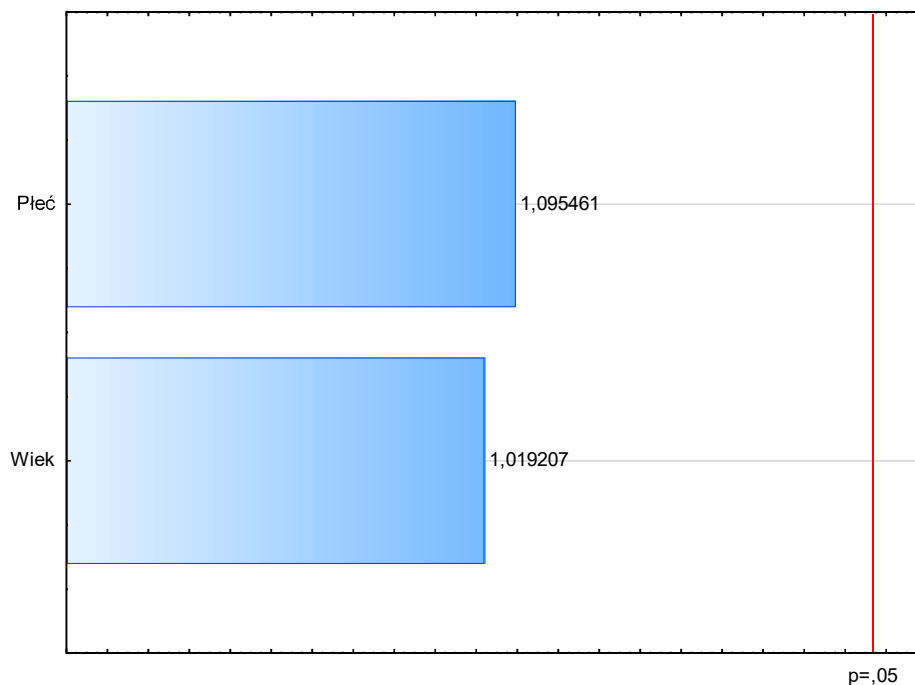
Ryc. 19. Wykres Pareto statystyki t dla prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance (V_s) kończyny dolnej lewej – kategorie: wiek i płeć (badacz I, badanie II)

Na ryc. 20-25 przedstawiono wykresy Pareto statystyki t dla badanych zmiennych, opracowane na podstawie danych uzyskanych przez badacza II w badaniu II. Wartości

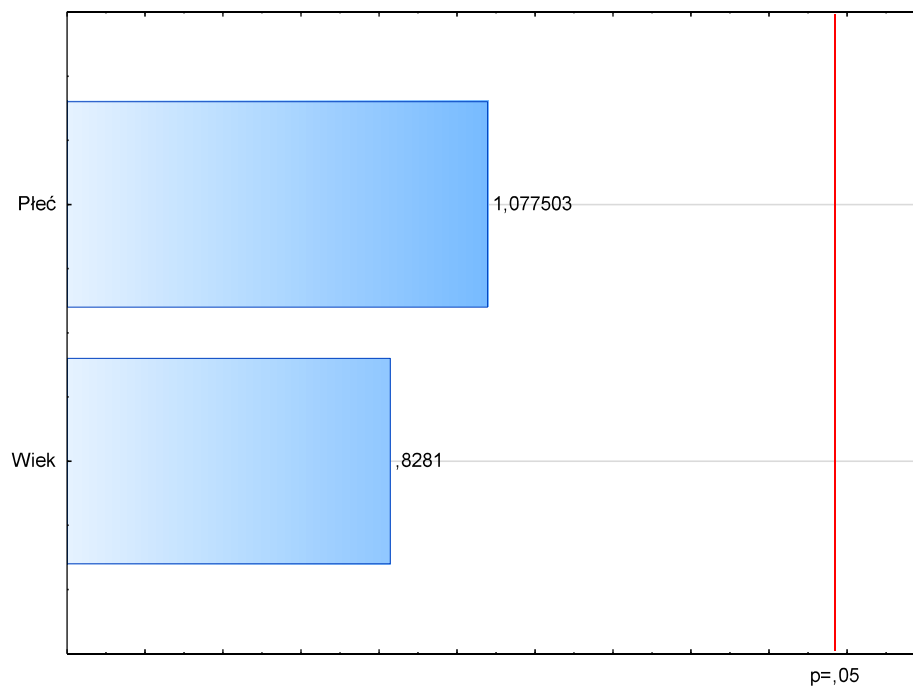
statystyki t dla żadnego z analizowanych czynników nie przekroczyły linii krytycznej odpowiadającej przyjętemu poziomowi istotności, co wskazuje na brak istotnego statystycznie wpływu badanych kategorii na analizowane parametry.



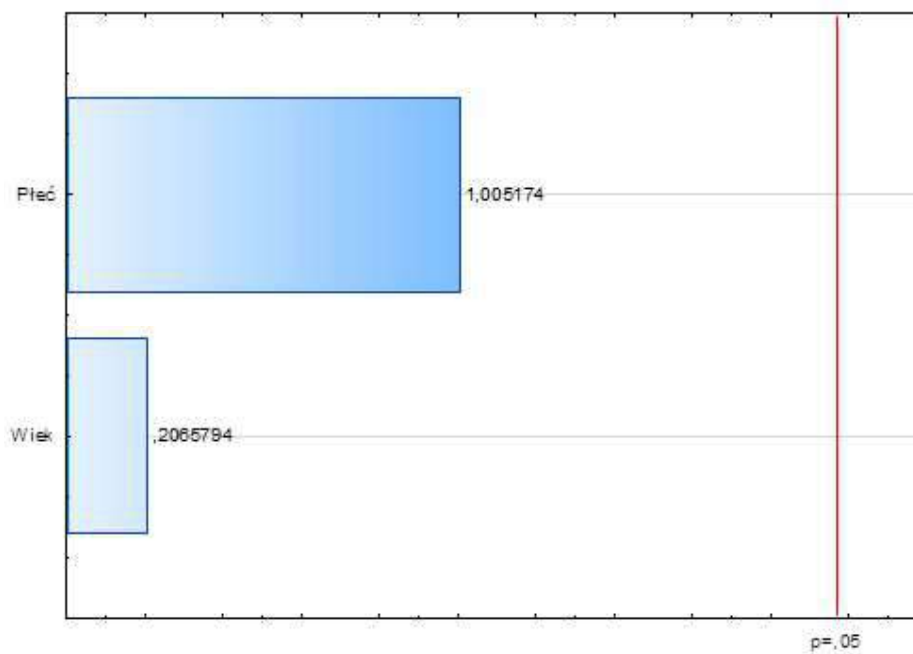
Ryc. 20. Wykres Pareto statystyki t dla modułu Younga (E) kończyny dolnej prawej – kategorie: wiek i płeć (badacz II, badanie II)



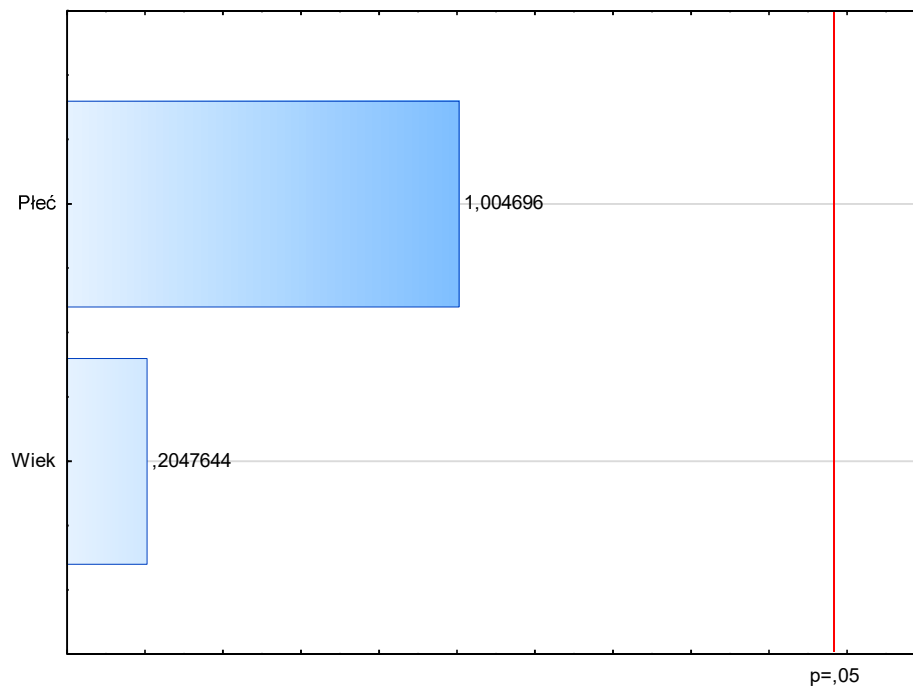
Ryc. 21. Wykres Pareto statystyki t dla modułu Kirchhoffa (G) kończyny dolnej prawej – kategorie: wiek i płeć (badacz II, badanie II)



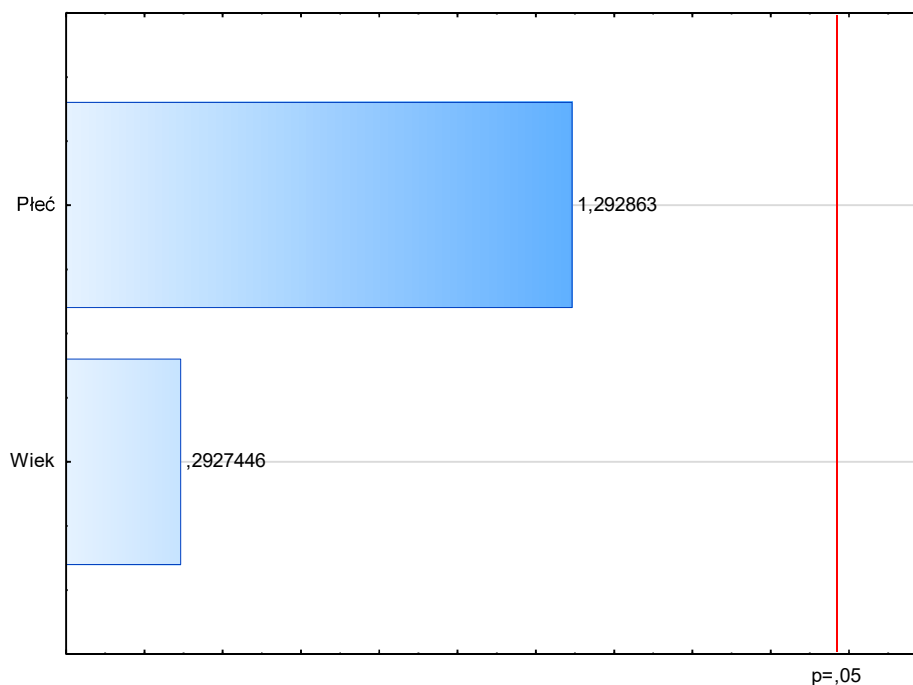
Ryc. 22. Wykres Pareto statystyki t dla prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance (Vs) kończyny dolnej prawej – kategorie: wiek i płeć (badacz II, badanie II)



Ryc. 23. Wykres Pareto statystyki t dla modułu Younga (E) kończyny dolnej lewej – kategorie: wiek i płeć (badacz II, badanie II)



Ryc. 24. Wykres Pareto statystyki t dla modułu Kirchhoffa (G) kończyny dolnej lewej – kategorie: wiek i płeć (badacz II, badanie II)



Ryc. 25. Wykres Pareto statystyki t dla prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance (Vs) kończyny dolnej lewej – kategorie: wiek i płeć (badacz II, badanie II)

Podsumowując, na kilku wykresach Pareto dla kategorii: płeć zauważono zróżnicowanie wartości statystyki t, co wskazuje na różny stopień wpływu na wartości analizowanych parametrów. Wartości statystyki t przekraczające linię krytyczną odpowiadającą przyjętemu poziomowi istotności ($p < 0,05$) świadczyły o istotnym statystycznie wpływie płci na badaną zmienną. Oznacza to, że różnice pomiędzy kobietami i mężczyznami w badanej tkance są na tyle wyraźne, że można je uznać za znaczące z punktu widzenia analizy statystycznej. W przypadku wieku żadna z wartości statystyki t nie przekroczyła linii krytycznej, co wskazuje na brak istotnego statystycznie wpływu tej zmiennej na badane parametry. Innymi słowy, różnice pomiędzy grupami wiekowymi nie były wystarczająco duże, aby uznać je za statystycznie istotne w kontekście przyjętego poziomu istotności. Na podstawie tych wyników podjęto decyzję o uwzględnieniu istotnych różnic biologicznych między kobietami i mężczyznami i ustaleniu norm oddzielnie dla każdej płci. Z kolei biorąc pod uwagę wiek, mimo, że w dalszych etapach pracy wykonano obliczenia z uwzględnieniem przedziałów wiekowych, ostatecznie można przyjąć podejście zakładające uproszczenie systemu normatywnego poprzez nieuwzględnianie podziału według wieku, który nie wpływał istotnie na analizowane parametry sprężystości i twardości ścięgna Achillesa.

W tab. 21 przedstawiono uśrednione wyniki czterech pomiarów (badacza I w badaniu I; badacza I w badaniu II; badacza II w badaniu I; badacza II w badaniu II), a także statystyki opisowe w grupie kobiet.

Tab. 21. Uśrednione wyniki 4 pomiarów zmiennych określających sprężystość wzdłużną, poprzeczną i twardość ścięgna Achillesa – kobiety

Zmienna		n	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅
Przedział wieku 18-30 lat								
KDP	Moduł Younga (E) [kPa]	58	72,58±11,96	43,98	96,39	63,40	71,54	83,57
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	58	24,19±3,99	14,66	32,13	21,13	23,85	27,86
	Vs [m/s]	58	4,83±0,41	3,80	5,63	4,51	4,82	5,19
KDL	Moduł Younga (E) [kPa]	58	71,28±10,66	51,93	102,80	65,72	69,41	79,60
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	58	23,76±3,56	17,31	34,27	21,91	23,14	26,53
	Vs [m/s]	58	4,79±0,37	4,12	5,77	4,55	4,74	5,12
Przedział wieku 31-45 lat								
KDP	Moduł Younga (E) [kPa]	45	73,42±10,13	51,74	96,28	66,78	71,88	78,32
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	45	24,47±3,38	17,25	32,10	22,26	23,96	26,10
	Vs [m/s]	45	4,87±0,35	4,13	5,64	4,65	4,79	5,05
KDL	Moduł Younga (E) [kPa]	45	72,12±9,26	53,76	97,45	65,25	71,15	77,42
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	45	24,04±3,09	17,92	32,48	21,75	23,72	25,81
	Vs [m/s]	45	4,83±0,31	4,15	5,63	4,60	4,81	5,02
Przedział wieku 46-60 lat								
KDP	Moduł Younga (E) [kPa]	47	71,81±9,24	52,60	92,70	66,55	70,28	79,23
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	47	23,94±3,08	17,53	30,90	22,18	23,43	26,41
	Vs [m/s]	47	4,81±0,31	4,18	5,50	4,62	4,76	5,10
KDL	Moduł Younga (E) [kPa]	47	67,95±10,82	50,70	94,00	62,26	66,33	74,85
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	47	22,65±3,61	16,90	31,34	20,75	22,11	24,95
	Vs [m/s]	47	4,67±0,38	4,07	5,54	4,47	4,62	4,90
Kobiety ogółem								
KDP	Moduł Younga (E) [kPa]	150	72,59±10,57	43,98	96,39	66,22	71,00	80,21
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	150	24,20±3,52	14,66	32,13	22,07	23,67	26,74
	Vs [m/s]	150	4,84±0,36	3,80	5,64	4,61	4,80	5,12
KDL	Moduł Younga (E) [kPa]	150	70,49±10,39	50,70	102,80	63,92	69,12	77,42
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	150	23,50±3,47	16,90	34,27	21,31	23,04	25,81
	Vs [m/s]	150	4,76±0,36	4,07	5,77	4,54	4,73	5,02

Wartości modułów sprężystości podłużnej, poprzecznej i twardości ścięgna Achillesa sklasyfikowano według kryterium $\bar{x} \pm SD$. W tab. 22 zestawiono obliczone w ten sposób zakresy normatywne dla modułu Younga (E), modułu Kirchhoffa (G) i prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance (Vs) dla kobiet w 3 przedziałach wieku: 18-30 lat, 31-45 lat i 46-60 lat, a także dla całej badanej grupy kobiet.

Tab. 22. Zakresy normatywne dla modułów sprężystości podłużnej, poprzecznej i twardości ścięgna Achillesa ustalone w oparciu o kryterium $x \pm SD$ u kobiet

Przedział wieku	Moduł Younga (E) [kPa]	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	Vs [m/s]	Moduł Younga (E) [kPa]	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	Vs [m/s]
	Prawa kończyna dolna			Lewa kończyna dolna		
18-30 lat	60,62–84,54	20,20–28,18	4,42–5,24	60,62–81,94	20,20–27,32	4,42–5,16
31-45 lat	63,29–83,55	21,09–27,85	4,52–5,22	62,86–81,38	20,95–27,13	4,52–5,14
46-60 lat	62,57–81,05	20,86–27,02	4,50–5,12	57,13–78,77	19,04–26,26	4,29–5,05
Kobiety ogółem	62,02–83,16	20,68–27,72	4,48–5,20	60,10–80,88	20,03–26,97	4,40–5,12

W tab. 23 przedstawiono dla poszczególnych przedziałów wieku (18-30 lat, 31-45 lat i 46-60 lat) częstość odchyień od zakresów normatywnych dla modułów sprężystości podłużnej, poprzecznej i twardości ścięgna Achillesa, ustalonych w oparciu o kryterium $x \pm SD$ u kobiet.

Tab. 23. Częstość odchyień od zakresów normatywnych dla modułów sprężystości podłużnej, poprzecznej i twardości ścięgna Achillesa ustalonych w oparciu o kryterium $x \pm SD$ podgrupach kobiet wyodrębnionych z uwagi na wiek

Kategoria	Moduł Younga (E) [kPa]		Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]		Vs [m/s]		Moduł Younga (E) [kPa]		Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]		Vs [m/s]	
	Prawa kończyna dolna						Lewa kończyna dolna					
	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
Przedział wieku 18-30 lat												
Poniżej	8	14,0	8	14,0	7	12,0	9	15,0	9	15,0	10	17,0
Norma	39	67,0	39	67,0	43	74,0	37	64,0	37	64,0	35	60,0
Powyżej	11	19,0	11	19,0	8	14,0	12	21,0	12	21,0	13	23,0
Razem	58	100,0	58	100,0	58	100,0	58	100,0	58	100,0	58	100,0
Przedział wieku 31-45 lat												
Poniżej	6	13,0	6	13,0	8	18,0	6	13,0	6	13,0	5	11,0
Norma	30	67,0	30	67,0	28	62,0	30	67,0	30	67,0	34	76,0
Powyżej	9	20,0	9	20,0	9	20,0	9	20,0	9	20,0	6	13,0
Razem	45	100,0	45	100,0	45	100,0	45	100,0	45	100,0	45	100,0
Przedział wieku 46-60 lat												
Poniżej	6	13,0	6	13,0	6	13,0	9	19,0	9	19,0	10	21,0
Norma	32	68,0	32	68,0	32	68,0	30	64,0	30	64,0	30	64,0
Powyżej	9	19,0	9	19,0	9	19,0	8	17,0	8	17,0	7	15,0
Razem	47	100,0	47	100,0	47	100,0	47	100,0	47	100,0	47	100,0

W tab. 24 zawarto wyniki dotyczące częstości odchyień od zakresów normatywnych dla modułów sprężystości podłużnej, poprzecznej i twardości ścięgna Achillesa, ustalonych w oparciu o kryterium $x \pm SD$ całej badanej grupy kobiet. W przypadku ścięgna Achillesa prawej kończyny dolnej, prawidłowe wartości modułu Younga (E) miało 96 kobiet (64% grupy), u 30 kobiet (20% grupy) wartości tej zmiennej były powyżej normy (co oznacza, że ścięgno Achillesa miało za małą sprężystość wzdłużną), z kolei u 24 kobiet (16% grupy) wartości były poniżej normy (co oznacza, że ścięgno Achillesa miało za dużą sprężystość wzdłużną). Prawidłowe wartości modułu Kirchhoffa (G) miało 96 kobiet (64% grupy), u 30 kobiet (20% grupy) wartości tej zmiennej były powyżej normy (co oznacza, że ścięgno Achillesa miało za małą sprężystość poprzeczną), z kolei u 24 kobiet (16% grupy) wartości były poniżej normy (co oznacza, że ścięgno Achillesa miało za dużą sprężystość poprzeczną). Prawidłowe wartości prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance (V_s) stwierdzono u 100 kobiet (67% grupy), u 27 kobiet (18% grupy) wartości tej zmiennej były powyżej normy (co oznacza, że ścięgno Achillesa było za twarde), a u 23 kobiet (15% grupy) wartości były poniżej normy (co oznacza, że ścięgno Achillesa było za miękkie).

W przypadku ścięgna Achillesa lewej kończyny dolnej, prawidłowe wartości modułu Younga (E) miało 100 kobiet (67% grupy), u 28 kobiet (19% grupy) wartości tej zmiennej były powyżej normy (co oznacza, że ścięgno Achillesa miało za małą sprężystość wzdłużną), z kolei u 22 kobiet (14% grupy) wartości były poniżej normy (co oznacza, że ścięgno Achillesa miało za dużą sprężystość wzdłużną). Prawidłowe wartości modułu Kirchhoffa (G) miało 100 kobiet (67% grupy), u 28 kobiet (19% grupy) wartości tej zmiennej były powyżej normy (co oznacza, że ścięgno Achillesa miało za małą sprężystość poprzeczną), z kolei u 22 kobiet (14% grupy) wartości były poniżej normy (co oznacza, że ścięgno Achillesa miało za dużą sprężystość poprzeczną). Prawidłowe wartości prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance (V_s) stwierdzono u 100 kobiet (67% grupy), u 27 kobiet (18% grupy) wartości tej zmiennej były powyżej normy (co oznacza, że ścięgno Achillesa było za twarde), a u 23 kobiet (15% grupy) wartości były poniżej normy (co oznacza, że ścięgno Achillesa było za miękkie).

Tab. 24. Częstość odchyleń od zakresów normatywnych dla modułów sprężystości podłużnej, poprzecznej i twardości ścięgna Achillesa ustalonych w oparciu o kryterium $\bar{x} \pm SD$ w całej badanej grupie kobiet

Kategoria	Moduł Younga (E) [kPa]		Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]		Vs [m/s]		Moduł Younga (E) [kPa]		Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]		Vs [m/s]	
	Prawa kończyna dolna						Lewa kończyna dolna					
	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
Poniżej	24	16,0	24	16,0	23	15,0	22	14,0	22	14,0	23	15,0
Norma	96	64,0	96	64,0	100	67,0	100	67,0	100	67,0	100	67,0
Powyżej	30	20,0	30	20,0	27	18,0	28	19,0	28	19,0	27	18,0
Razem	150	100,0	150	100,0	150	100,0	150	100,0	150	100,0	150	100,0

W tab. 25 przedstawiono średnie wyników uzyskanych w 4 pomiarach (badacz I badanie I, badacz I badanie II, badacz II badanie I, badacz II badanie II), a także statystyki opisowe w grupie mężczyzn.

Tab. 25. Uśrednione wyniki 4 pomiarów zmiennych określających sprężystość wzdłużną, poprzeczną i twardość ścięgna Achillesa – mężczyźni

Zmienna		n	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	Q ₂₅	Me	Q ₇₅
Przedział wieku 18-30 lat								
KDP	Moduł Younga (E) [kPa]	40	71,89±12,23	43,40	92,91	61,80	73,50	81,92
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	40	23,96±4,08	14,47	30,97	20,60	24,50	27,31
	Vs [m/s]	40	4,81±0,43	3,76	5,45	4,43	4,89	5,18
KDL	Moduł Younga (E) [kPa]	40	71,81±10,28	47,26	93,49	65,31	73,73	80,27
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	40	23,94±3,43	15,75	31,16	21,77	24,58	26,76
	Vs [m/s]	40	4,82±0,35	3,94	5,52	4,65	4,93	5,08
Przedział wieku 31-45 lat								
KDP	Moduł Younga (E) [kPa]	61	73,60±9,97	45,75	97,40	68,03	71,95	80,08
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	61	24,53±3,32	15,25	32,47	22,68	23,99	26,69
	Vs [m/s]	61	4,88±0,34	3,78	5,58	4,68	4,86	5,07
KDL	Moduł Younga (E) [kPa]	61	72,68±9,20	50,25	95,16	64,64	73,35	79,83
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	61	24,23±3,07	16,75	31,72	21,55	24,45	26,61
	Vs [m/s]	61	4,85±0,32	4,08	5,60	4,61	4,83	5,11
Przedział wieku 46-60 lat								
KDP	Moduł Younga (E) [kPa]	49	74,52±11,01	52,70	102,45	67,93	72,86	84,03
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	49	24,84±3,67	17,57	34,15	22,64	24,29	28,01
	Vs [m/s]	49	4,89±0,36	4,15	5,80	4,69	4,87	5,13
KDL	Moduł Younga (E) [kPa]	49	73,12±10,49	53,59	93,68	66,67	70,96	81,86
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	49	24,38±3,50	17,86	31,23	22,23	23,65	27,29
	Vs [m/s]	49	4,87±0,35	4,17	5,52	4,68	4,82	5,15
Mężczyźni ogółem								
KDP	Moduł Younga (E) [kPa]	150	73,45±10,92	43,40	102,45	67,03	72,64	81,28
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	150	24,48±3,64	14,47	34,15	22,35	24,21	27,09
	Vs [m/s]	150	4,87±0,37	3,76	5,80	4,66	4,87	5,13
KDL	Moduł Younga (E) [kPa]	150	72,59±9,87	47,26	95,16	65,82	72,93	79,96
	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	150	24,20±3,29	15,75	31,72	21,94	24,31	26,66
	Vs [m/s]	150	4,85±0,34	3,94	5,60	4,62	4,85	5,11

Wartości modułów sprężystości podłużnej, poprzecznej i twardości ścięgna Achillesa sklasyfikowano według kryterium $\bar{x} \pm SD$. W tab. 26 zestawiono obliczone w ten sposób zakresy normatywne dla modułu Younga (E), modułu Kirchhoffa (G) i prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance (Vs) - dla mężczyzn w 3 przedziałach wieku: 18-30 lat, 31-45 lat i 46-60 lat, a także dla całej badanej grupy mężczyzn.

Tab. 26. Zakresy normatywne dla modułów sprężystości podłużnej, poprzecznej i twardości ścięgna Achillesa ustalone w oparciu o kryterium $x \pm SD$ u mężczyzn

Przedział wieku	Moduł Younga (E) [kPa]	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	Vs [m/s]	Moduł Younga (E) [kPa]	Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]	Vs [m/s]
	Prawa kończyna dolna			Lewa kończyna dolna		
18-30 lat	59,66–84,12	19,88–28,04	4,38–5,24	61,53–82,09	20,51–27,37	4,47–5,17
31-45 lat	63,63–83,57	21,21–27,85	4,54–5,22	63,48–81,88	21,16–27,30	4,53–5,17
46-60 lat	63,51–85,53	21,17–28,51	4,53–5,25	62,63–83,61	20,88–27,88	4,52–5,22
Mężczyźni ogółem	62,53–84,37	20,84–28,12	4,50–5,24	62,72–82,46	20,91–27,49	4,51–5,19

W tab. 27 przedstawiono dla poszczególnych przedziałów wieku (18-30 lat, 31-45 lat i 46-60 lat) częstość odchylen od zakresów normatywnych dla modułów sprężystości podłużnej, poprzecznej i twardości ścięgna Achillesa, ustalonych w oparciu o kryterium $x \pm SD$ u mężczyzn.

Tab. 27. Częstość odchylen od zakresów normatywnych dla modułów sprężystości podłużnej, poprzecznej i twardości ścięgna Achillesa ustalonych w oparciu o kryterium $x \pm SD$ u mężczyzn

Kategoria	Moduł Younga (E) [kPa]		Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]		Vs [m/s]		Moduł Younga (E) [kPa]		Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]		Vs [m/s]	
	Prawa kończyna dolna						Lewa kończyna dolna					
	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
Przedział wieku 18-30 lat												
Poniżej	8	20,0	7	17,0	8	20,0	7	18,0	7	18,0	7	18,0
Norma	24	60,0	25	63,0	25	63,0	30	75,0	30	75,0	29	72,0
Powyżej	8	20,0	8	20,0	7	17,0	3	7,0	3	7,0	4	10,0
Razem	40	100,0	40	100,0	40	100,0	40	100,0	40	100,0	40	100,0
Przedział wieku 31-45 lat												
Poniżej	8	13,0	7	12,0	9	15,0	9	15,0	9	15,0	10	16,0
Norma	43	71,0	44	72,0	42	69,0	52	85,0	41	67,0	40	66,0
Powyżej	10	16,0	10	16,0	10	16,0	0	0,0	11	18,0	11	18,0
Razem	61	100,0	61	100,0	61	100,0	61	100,0	61	100,0	61	100,0
Przedział wieku 46-60 lat												
Poniżej	9	19,0	9	19,0	7	14,0	0	0,0	6	12,0	8	16,0
Norma	30	61,0	30	61,0	31	63,0	37	76,0	32	65,0	31	63,0
Powyżej	10	20,0	10	20,0	11	23,0	12	24,0	11	23,0	10	21,0
Razem	49	100,0	49	100,0	49	100,0	49	100,0	49	100,0	49	100,0

W tab. 28 zawarto wyniki dotyczące częstości odchyień od zakresów normatywnych dla modułów sprężystości podłużnej, poprzecznej i twardości ścięgna Achillesa, ustalonych w oparciu o kryterium $\bar{x} \pm SD$ całej badanej grupy mężczyzn. W przypadku ścięgna Achillesa prawej kończyny dolnej, prawidłowe wartości modułu Younga (E) miało 99 mężczyzn (66% grupy), u 28 mężczyzn (19% grupy) wartości tej zmiennej były powyżej normy (co oznacza, że ścięgno Achillesa miało za małą sprężystość wzdłużną), z kolei u 23 mężczyzn (15% grupy) wartości były poniżej normy (co oznacza, że ścięgno Achillesa miało za dużą sprężystość wzdłużną). Prawidłowe wartości modułu Kirchhoffa (G) miało 91 mężczyzn (61% grupy), u 28 mężczyzn (19% grupy) wartości tej zmiennej były powyżej normy (co oznacza, że ścięgno Achillesa miało za małą sprężystość poprzeczną), z kolei u 31 mężczyzn (20% grupy) wartości były poniżej normy (co oznacza, że ścięgno Achillesa miało za dużą sprężystość poprzeczną). Prawidłowe wartości prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance (Vs) stwierdzono u 98 mężczyzn (65% grupy), u 28 mężczyzn (19% grupy) wartości tej zmiennej były powyżej normy (co oznacza, że ścięgno Achillesa było za twarde), a u 24 mężczyzn (16% grupy) wartości były poniżej normy (co oznacza, że ścięgno Achillesa było za miękkie).

W przypadku ścięgna Achillesa lewej kończyny dolnej, prawidłowe wartości modułu Younga (E) miało 105 mężczyzn (70% grupy), u 24 mężczyzn (16% grupy) wartości tej zmiennej były powyżej normy (co oznacza, że ścięgno Achillesa miało za małą sprężystość wzdłużną), z kolei u 21 mężczyzn (14% grupy) wartości były poniżej normy (co oznacza, że ścięgno Achillesa miało za dużą sprężystość wzdłużną). Prawidłowe wartości modułu Kirchhoffa (G) miało 109 mężczyzn (73% grupy), u 20 mężczyzn (13% grupy) wartości tej zmiennej były powyżej normy (co oznacza, że ścięgno Achillesa miało za małą sprężystość poprzeczną), z kolei u 21 mężczyzn (14% grupy) wartości były poniżej normy (co oznacza, że ścięgno Achillesa miało za dużą sprężystość poprzeczną). Prawidłowe wartości prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance (Vs) stwierdzono u 101 mężczyzn (67% grupy), u 25 mężczyzn (17% grupy) wartości tej zmiennej były powyżej normy (co oznacza, że ścięgno Achillesa było za twarde), z kolei u 24 mężczyzn (16% grupy) wartości były poniżej normy (co oznacza, że ścięgno Achillesa było za miękkie).

Tab. 28. Częstość odchyleń od zakresów normatywnych dla modułów sprężystości podłużnej, poprzecznej i twardości ścięgna Achillesa ustalonych w oparciu o kryterium $\bar{x} \pm SD$ w całej badanej grupie mężczyzn

Kategoria	Moduł Younga (E) [kPa]		Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]		Vs [m/s]		Moduł Younga (E) [kPa]		Moduł Kirchhoffa (G) [kPa]		Vs [m/s]	
	Prawa kończyna dolna						Lewa kończyna dolna					
	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
Poniżej	23	15,0	31	20,0	24	16,0	21	14,0	21	14,0	24	16,0
Norma	99	66,0	91	61,0	98	65,0	105	70,0	109	73,0	101	67,0
Powyżej	28	19,0	28	19,0	28	19,0	24	16,0	20	13,0	25	17,0
Razem	150	100,0	150	100,0	150	100,0	150	100,0	150	100,0	150	100,0

5. DYSKUSJA

W niniejszej pracy doktorskiej podjęto ocenę rzetelności pomiarowej urządzenia Mindray Resona I9 oraz określenie wartości referencyjnych wybranych parametrów elastyczności ścięgna Achillesa u zdrowych dorosłych kobiet i mężczyzn w różnych grupach wiekowych. Podjęta tematyka ma istotne znaczenie, gdyż zgodnie z przyjmowanymi poglądami każda metoda badawcza, rozumiana jako sposób pozyskiwania określonych parametrów umożliwiających klasyfikację uzyskanych wyników badań, powinna spełniać podstawowe kryteria metodologiczne, takie jak: obiektywizm, trafność, rzetelność, standaryzacja oraz normalizacja [130-136]. Według Osińskiego [137] rzetelność metody badawczej odnosi się do stopnia dokładności i powtarzalności uzyskiwanych wyników pomiaru. Oznacza ona zdolność narzędzia pomiarowego do dostarczania stabilnych i porównywalnych rezultatów w powtarzanych badaniach, prowadzonych w niezmiennych warunkach. Im mniejsze są różnice pomiędzy kolejnymi pomiarami tego samego zjawiska, tym wyższa jest rzetelność zastosowanej metody badawczej. Według Raczka [138] rzetelność metody badawczej oznacza stopień dokładności i powtarzalności pomiaru, wyrażający się zgodnością wyników uzyskiwanych w kolejnych próbach badawczych przeprowadzanych w takich samych warunkach. Wysoka rzetelność świadczy o stabilności narzędzia pomiarowego oraz o niewielkim wpływie błędów losowych na uzyskiwane rezultaty. Uzyskane w niniejszej pracy doktorskiej wyniki rzetelności urządzenia Mindray Resona I9 potwierdzają jego przydatność w ocenie właściwości biomechanicznych ścięgna oraz na porównanie ich z danymi prezentowanymi w dostępnej literaturze. W kontekście rosnącego znaczenia technik elastograficznych, w diagnostyce układu mięśniowo-szkieletowego, istotne jest określenie wiarygodności pomiarów oraz normatywnych zakresów wartości, które mogą stanowić punkt odniesienia w praktyce klinicznej i badaniach naukowych. Badania własne wykazały, że urządzenie Mindray Resona I9 charakteryzuje się dobrą zgodnością pomiarów wykonanych przez tego samego badacza (ang. *intrarater reliability*) w ocenie parametrów sprężystości wzdłużnej, sprężystości poprzecznej oraz twardości (sztywności) ścięgna Achillesa, co potwierdza jego powtarzalność i wiarygodność pomiarową w warunkach badań klinicznych. Wyniki te mieszczą się w przedziale wartości typowych dla dobrej rzetelności, a najwyższe wartości współczynników korelacji wewnątrzklasowej odnotowano w przypadku modułu Younga (E). Dobra powtarzalność pomiarów zapewnia możliwość precyzyjnego monitorowania zmian właściwości biomechanicznych ścięgna Achillesa, a także zwiększa zaufanie do wyników uzyskiwanych

w ramach diagnostyki, oceny postępów terapii czy badań porównawczych. Dzięki temu urządzenie może być stosowane jako rzetelne narzędzie do oceny właściwości tkanek miękkich w warunkach klinicznych. Wyniki badań własnych można uznać za satysfakcjonujące, zwłaszcza, że Gennisson i wsp. [76] podkreślili znaczenie modułu Younga (E) jako kluczowego parametru w ocenie właściwości biomechanicznych tkanek. Wartości tego modułu wykazują istotne różnice pomiędzy poszczególnymi tkankami biologicznymi, co czyni go przydatnym narzędziem do ich charakteryzowania. Ponadto moduł Younga opisuje sprężystość wzdłużną, czyli odporność materiału na rozciąganie lub ściskanie. Dlatego stanowi ilościowy odpowiednik palpacji klinicznej, i tym samym posiada istotną wartość diagnostyczną. Hirayama i wsp. [139] stwierdzili, że wynik pomiaru modułu Younga zależy jednak od umiejętności osoby przeprowadzającej badanie.

Zachowanie warunków standaryzacji pomiarów stanowiło istotny element metodologii niniejszej pracy doktorskiej, zwłaszcza wobec braku ujednoliconych procedur pomiarowych w literaturze przedmiotu. Autor wyszedł z założenia, że brak standaryzacji może prowadzić do problemów w interpretacji wyników i porównywaniu danych między badaniami. W przypadku elastografii fal ścinających dotyczy to zarówno sposobu przygotowania pacjenta, jak i techniki pomiaru. Różnice w położeniu kończyny, kącie zgięcia w stawie skokowym, napięciu mięśniowym, lokalizacji punktu pomiarowego na ścięgnię, czy nacisku sondy mogą znacząco wpływać na uzyskane wartości parametrów sprężystości i twardości ścięgna. W efekcie, brak standaryzacji zwiększa ryzyko błędów i utrudnia interpretację zmian patologicznych w badaniach porównawczych lub longitudinalnych, i ogranicza możliwości porównania wyników. O potrzebie standaryzacji, w tym opracowania jednolitych wytycznych dotyczących pozycji pacjenta, lokalizacji pomiarów oraz parametrów technicznych urządzeń świadczą dane w literaturze. W większości badań oceniających ścięgno Achillesa wykorzystuje się rozluźnioną pozycję stóp, w celu uniknięcia przeciążenia ścięgien [140]. Wielu autorów oceniało wyniki jednego pomiaru [75], a niewielu dwie sesje testowe [141]. W niektórych badaniach brakowało aspektu, jakim było wstępne kondycjonowanie ścięgna, które jest ważne ze względu na właściwości sprężyste i lepkosprężyste, a także właściwości mechaniczne zależne od czasu i ulegające wpływowi historii obciążeń i stanu hydratacji [142]. Wielu autorów zaleca podawanie wyników elastografii w postaci prędkości fali ścinania, a nie modułu ścinania, głównie z uwagi na to, że ścięgna są heterogeniczne [139], anizotropowe [143],

lepkosprężyste [144] ze zmiennym składem strukturalnym i konsystencją płynu, szczególnie w przypadku obecności patologii [145].

W niniejszej pracy doktorskiej wykazano również, że urządzenie Mindray Resona I9 charakteryzuje się dobrą zgodnością pomiarów wykonanych przez dwóch niezależnych badaczy (ang. *interrater reliability*) w ocenie parametrów sprężystości wzdłużnej ścięgna Achillesa, określanej na podstawie modułu Younga. Oznacza to, że niezależni badacze, wykonując pomiary w tych samych warunkach, uzyskują porównywalne wyniki, co świadczy o wysokim stopniu obiektywności i stabilności tego parametru.

W odniesieniu do sprężystości poprzecznej, ocenianej poprzez moduł Kirchhoffa, oraz twardości (sztywności) tkanki, wyrażanej jako prędkość rozchodzenia się fali poprzecznej, stwierdzono umiarkowaną zgodność pomiarów wykonanych przez dwóch niezależnych badaczy. Wskazuje to, że choć wyniki uzyskiwane przez różnych badaczy mogą wykazywać nieco większą zmienność, to wciąż pozostają wystarczająco spójne, aby można było uznać je za miarodajne i użyteczne w praktyce klinicznej oraz badaniach naukowych.

Łącznie uzyskane wyniki wskazują, że urządzenie Mindray Resona I9 stanowi wiarygodne narzędzie do oceny właściwości biomechanicznych ścięgna Achillesa, a wykonywane pomiary - zarówno w zakresie sprężystości, jak i twardości - cechują się dobrą powtarzalnością, niezależnie od osoby przeprowadzającej badanie. Takie właściwości metody wpisują się w definicję obiektywizmu, który - według Szopy i wsp. [135] - oznacza zdolność zapewnienia możliwie jednorodnych wyników pomiarów uzyskiwanych przez różnych badaczy, przy założeniu niezmienności stanu badanego obiektu pomiędzy kolejnymi pomiarami. Podkreśla to jego przydatność w diagnostyce, monitorowaniu efektów terapii oraz prowadzeniu badań porównawczych, w których spójność wyników między badaczami ma kluczowe znaczenie. W piśmiennictwie brakuje badań dotyczących zgodności wyników uzyskanych przy użyciu urządzenia Mindray Resona I9, zwłaszcza w przypadku ścięgna Achillesa, dlatego trudno porównać wyniki własne z badaniami innych autorów. Natomiast można znaleźć badania wykonane innymi urządzeniami i na innych tkankach. Peltz i wsp. [141] przeprowadzili badania elastografii fal ścinających z wykorzystaniem sondy ultrasonograficznej SuperLinear SL15-4 (pasma 4-15 MHz; SuperSonic Imagine, Aix-en-Provence, Francja) na czterech świeżo mrożonych ścięgnach kończyn przednich jelenia, wypreparowanych z otaczających je kości i mięśni. Ścięgna mięśni czworogłowego uda i prostego uda charakteryzowały się nie tylko najwyższymi wartościami współczynników korelacji wewnątrzklasowej, lecz także najmniejszym

zakresem ich zmienności w poszczególnych punktach czasowych badania. Autorzy stwierdzili, że elastografia fal ścinających może mieć zastosowanie kliniczne jako nieinwazyjna metoda oceny zmian sztywności ścięgna w czasie. Wskazali też, że przyszłe badania powinny koncentrować się na ocenie wpływu doświadczenia osoby wykonującej badanie na zgodność pomiarów, a także na analizie dokładności i czułości elastografii fal ścinających w wykrywaniu subtelnych zmian sztywności ścięgna związanych z urazem i/lub procesem leczenia.

Elastografia fal ścinających wykazuje znaczną zmienność w projektach badań, ich realizacji oraz w publikowanych wynikach. Różnice te wynikają zarówno z wykorzystania fantomów ultradźwiękowych i metod pomiarowych, jak i z ograniczonej liczebności grup badanych w niektórych projektach. Nieśpójności mogą być powodem tego, że elastografia fal ścinających nie została jeszcze w pełni wprowadzona do rutynowego obrazowania układu mięśniowo-szkieletowego. Mogą również występować różne artefakty, czyli fałszywe obrazy lub zakłócenia w zapisie, uniemożliwiające poprawną interpretację i wpływające na wartość pomiaru. Ryu i Jeong [146] dostrzegli trudności diagnostyczne wynikające z heterogenicznej i anizotropowej struktury układu mięśniowo-szkieletowego, obejmującego mięśnie oraz złożone powiązania typu mięsień - ścięgno - przyczep - kość, co utrudnia szerokie wdrożenie elastografii fal ścinających. Zdaniem Weinreb i wsp. [147] ścięgno jest bardzo twardą tkanką w stanie prawidłowym, a w przypadku zwyrodnienia lub urazu jego sztywność może zmieniać się w różnym stopniu. Devis i wsp. [148] zakcentowali trudności diagnostyczne w przypadku zespołów górnego neuronu ruchowego, wynikające z możliwych zmian właściwości lepkosprężystych, takich jak sztywność sprężysta. Zmiany te mogą prowadzić do nadmiernej oporności mięśni na bierną mobilizację. Obserwacyjne badanie kohortowe pacjentów z niedowładem połowiczym i wzmożonym oporem mięśni brzuchatych łydki wykazało rzetelność elastografii fal ścinających w pomiarze sztywności mięśnia w neutralnym położeniu spoczynkowym stawu skokowego. Zdaniem autorów, tego typu diagnostyka umożliwia dokładny pomiar sztywności sprężystej mięśnia brzuchatego łydki po urazie lub w przebiegu zespołu górnego neuronu ruchowego. Ciekawe badania przeprowadzili Lee i wsp. [149] na grupie zdrowych młodych dorosłych. Sztywność mięśni prostego uda, dwugłowego uda, piszczelowego przedniego i brzuchatego łydki była w spoczynku niższa niż podczas skurczu, niezależnie od metody pomiaru. Zgodność pomiarów wykonanych przez tego samego badacza była niższa w pomiarach wykonywanych podczas napięcia mięśni. Z kolei Bertan i wsp. [150] w prospektywnym, randomizowanym badaniu

klinicznym z pojedynczą ślepą próbą wykazali przydatność elastografii impulsu siły promieniowania akustycznego w ocenie sztywności mięśnia brzuchatego łydki po wstrzyknięciu toksyny botulinowej typu A u dzieci ze spastyczną postacią mózgowego porażenia dziecięcego. Mathevon i wsp. [151] badając pacjentów po udarze mózgu, wykazali dobrą zgodność pomiarów wykonanych przez tego samego badacza dotyczących modułu sprężystości ścinania w płaszczyźnie podłużnej porażonego mięśnia brzuchatego łydki w pozycji neutralnej. Również Gao i wsp. [152] wykazali dobrą zgodność wyników elastografii fal ścinających wykonanych przez tego samego badacza u osób ze spastycznym mięśniem dwugłowym ramienia po udarze mózgu. Natomiast Shams i wsp. [153] ocenili zgodność wyników elastografii ultradźwiękowej z wykorzystaniem sondy liniowej (2-10 MHz; SuperSonic Imagine, Aixplorer, Niemcy), wykonanych przez tego samego badacza i dwóch niezależnych oceniających u pacjentów ze zwiększoną sztywnością mięśni podkolanowego i brzuchatego łydki w przebiegu choroby zwyrodnieniowej stawów kolanowych. Autorzy wykazali dobrą do doskonałej zgodność pomiarów wykonanych przez tego samego badacza oraz dobrą zgodność pomiarów wykonanych przez dwóch niezależnych badaczy, co pozwoliło uznać to narzędzie za rzetelne w ocenie sztywności mięśni. Z kolei Zhou i wsp. [154] ocenili rzetelność pomiarową urządzenia Aixplorer (SuperSonic Imagine, wersja 6.0; Aix-en-Provence, Francja) w ilościowym określaniu modułu ścinania powięzi mięśnia brzuchatego łydki u zdrowych dorosłych mężczyzn podczas zgięcia grzbietowego stawu skokowego. Wykazano doskonałą zgodność pomiarów wykonanych przez tego samego oraz dwóch niezależnych badaczy i uznano elastografię fal ścinających za wiarygodną technikę oceny modułu ścinania powięzi mięśnia brzuchatego łydki i diagnozowania jej dynamicznych zmian podczas zgięcia grzbietowego stawu skokowego. Nakamura i wsp. [155] odnotowali doskonałą rzetelność intra- i intereater urządzenia Aixplorer (tryb MSK, SuperSonic Imagine, Aix-en-Provence, Francja), biorąc pod uwagę moduł ścinania w głowie przysródkowej mięśnia brzuchatego łydki podczas biernego zgięcia grzbietowego stawu skokowego u młodych zdrowych osób. W badaniach Salavati i wsp. [156] zgodność pomiarów sztywności 32 aktonów górnej części mięśnia czworobocznego grzbietu wykonanych przez tego samego badacza u osób z zespołem bólu mięśniowo-powięziowego była wyższa niż powtarzalność wyników badań wykonanych przez dwóch niezależnych badaczy. Autorzy do badań wykorzystali urządzenie Ultrasonix (Sonix MDP, Richmond, BC, Kanada). Kelly i wsp. [157] stwierdzili dobrą rzetelność urządzenia Aix-Plorer (Supersonic Imagine, Aix en Provence, Francja). Jeon i wsp. [158]

ocenili sztywność mięśnia brzuchatego łydki u osób zdrowych z użyciem elastografii ultradźwiękowej. Pomiary przeprowadzono przy stawie skokowym ustawionym w pozycji rozluźnionej oraz w 30-stopniowym zgięciu podszwawym podczas submaksymalnego skurczu izometrycznego. Badania wykonali dwaj fizjoterapeuci z czteroletnim doświadczeniem zawodowym. Uzyskane wyniki wykazały doskonałą rzetelność pomiarów wykonanych przez samego oraz dwóch niezależnych badaczy. Badania własne dotyczące ścięgna Achillesa doprowadziły do podobnych wniosków w zakresie rzetelności pomiarowej, mimo bardziej heterogenicznej budowy tego ścięgna. Uzyskane wyniki wskazują, że zastosowana metoda pomiarowa charakteryzuje się stabilnością i powtarzalnością, co potwierdza jej przydatność do oceny właściwości mechanicznych tkanek miękkich.

Niektórzy autorzy zwrócili uwagę, że zastosowanie elastografii fal ścinających w ocenie układu mięśniowo-szkieletowego jest uzależnione od wielu czynników. Wang i wsp. [159] ocenili wpływ trzech różnych aparatów (Aixplorer, SuperSonic Imagine; Acuson S3000, Siemens Healthcare; Resona 7, Mindray), dwóch sond liniowych (SL 10-2 i SL 15-4 dla systemu Aixplorer), czterech rozmiarów obszaru zainteresowania (średnica 1-10 mm) oraz dziewięciu kątów akwizycji (0-40°) na wartości prędkości fali ścinającej w obrębie mięśni. Autorzy stwierdzili różnice w wynikach uzyskanych przy użyciu różnych urządzeń oraz przy zmianie kąta akwizycji, natomiast nie zaobserwowano istotnych różnic przy zastosowaniu różnych sond i różnych rozmiarów obszaru zainteresowania. Niezawodność pomiaru była wyższa, gdy kąty akwizycji nie przekraczały 20°, co podkreśla znaczenie orientacji sondy. Płaszczyzna podłużna zapewnia najlepszą zgodność pomiarów w przypadku mięśni szkieletowych. Mifsud i wsp. [88] podkreślił, że leczenie i rehabilitacja tendinopatii ścięgna Achillesa mogą być trudne, a wyniki często niezadowalające. Elastografia oferuje możliwości ilościowego badania właściwości mechanicznych i materiałowych ścięgna. Autorzy wykonali przegląd systematyczny na temat właściwości pomiarowych elastografii. Przegląd wykazał, że rzetelność pomiarowa prędkości fali ścinającej została oceniona od dobrej do doskonałej, w zależności od tego, czy badane ścięgno było zdrowe, czy też objęte procesem chorobowym. Zdaniem autorów elastografia fal ścinających ma największy potencjał do wykorzystania w identyfikacji tendinopatii. Baumer i wsp. [54] należą do nielicznych autorów, którzy podjęli się oceny wpływu błędów pozycjonowania sondy oraz błędów operatora na dokładność pomiarów, a także analizy zgodności inter- i intrater wyników uzyskanych przy użyciu systemu ultrasonograficznego Siemens ACUSON

S3000 (sonda 9L4). Ponadto badano, w jakim stopniu warunki aktywne i pasywne wpływają na powtarzalność pomiarów prędkości fali ścinającej. Należy jednak zaznaczyć, że badania te realizowano w krótkim odstępie czasu, wynoszącym około 24 godzin. Obrazowanie mięśnia nadgrzebieniowego oraz jego ścięgna z wykorzystaniem elastografii fal ścinających charakteryzowało się dobrą zgodnością danych mierzonych przez jednego oceniającego w dwóch próbach i niską zmiennością wyników uzyskanych przez dwóch niezależnych badaczy. Sun i wsp. [160] podkreślili, że mimo iż elastografia fal ścinających stanowi obiektywną i nieinwazyjną metodę szeroko stosowaną do ilościowej oceny właściwości mechanicznych tkanek, istnieją pewne wątpliwości dotyczące dokładności pomiarów wykonywanych w obrębie skóry. Wątpliwości te wynikają z niskiego stosunku sygnału do szumu, spowodowanego obecnością podskórnej tkanki tłuszczowej, mięśni oraz struktur kostnych. Badania nad zastosowaniem elastografii fal ścinających w obrębie skóry brzucha oraz skóry położonej nad środkową częścią kości piszczelowej u zdrowych osób dorosłych, przy użyciu systemu ultradźwiękowego SuperSonicImagine (Aix-en-Provence, Francja) z przetwornikiem SuperlinearTMSL15-4 wykazały niższe wartości modułu ścinania w przypadku skóry brzucha, niż dla skóry położonej nad kością piszczelową i mięśniem piszczelowym przednim. Grubość podskórnej tkanki tłuszczowej miała wpływ na powtarzalność wyników elastografii fal ścinających.

Kot i wsp. [161] zasygnalizowali brak jednorodności w sposobie identyfikacji obszaru zainteresowania (ROI) stosowanego do pomiaru prędkości fali ścinającej. W części badań analiza obejmowała całą grubość ścięgna, podczas gdy w innych uwzględniano ROI o grubości od 1 do 3 mm. Autorzy wykazali, że zastosowanie różnych rozmiarów obszaru zainteresowania prowadzi do istotnych różnic w maksymalnych wartościach modułu sztywności mięśnia prostego uda i ścięgna rzepki. Również Cipriano i wsp. [162] wskazali, że informacje o obszarze zainteresowania powinny być raportowane szczegółowo, zwłaszcza w kwestii położenia, liczby i rozmiaru. DeWall i wsp. [163] zwrócili uwagę na nieścisłości w obliczaniu prędkości oraz modułu fali ścinającej. Autorzy przeanalizowali przestrzenne zmiany prędkości fali ścinającej wzdłuż przyśrodkowej i bocznej powierzchni ścięgna Achillesa w trzech pozycjach stawu skokowego: w pozycji spoczynkowej, podczas zgięcia podeszwowego i zgięcia grzbietowego. Środkowy odcinek ścięgna oceniano na różnych długościach, począwszy od 1 cm od przyczepu kostnego do połączenia mięśniowo-ścięgnistego mięśnia płaszczkowatego oraz mięśnia brzuchatego łydki. Średnia prędkość fali ścinającej w wolnym ścięgnię Achillesa wynosiła $12,00 \pm 1,20$ m/s w pozycji spoczynkowej,

natomiast podczas biernego zgięcia podszwowego ulegała obniżeniu do $7,20 \pm 1,80$ m/s. Prędkość fali ścinającej była słabo skorelowana z grubością ścięgna. Wyniki podkreślają istotność uwzględnienia zarówno pozycji kończyny, jak i umiejscowienia przetwornika podczas oceny biomechanicznej i klinicznej ścięgna Achillesa. Autorzy zasugerowali, że ocena ścięgna Achillesa powinna ograniczać się do pozycji rozluźnionej, a nie ścięgna rozciągniętego lub obciążonego dodatkowym obciążeniem. Według Cao i wsp. [164] badanie ścięgna rozciągniętego lub obciążonego ma odzwierciedlenie w zwiększeniu prędkości fali ścinającej, prowadząc do nasycenia i potencjalnie fałszywych wyników. Według Aubry i wsp. [75] jedną z głównych wad obrazowania fali ścinającej jest możliwość nasycenia elastogramu gdy ścięgno Achillesa jest poddane dużym obciążeniom rozciągającym podczas zgięcia w stawie skokowo-goleniowym. Bouchet i wsp. [165] wskazali na zależność wiarygodności oraz powtarzalności pomiarów wykonywanych z zastosowaniem elastografii fali ścinającej 2D-SWE od prawidłowości jej stosowania. Zdaniem autorów ograniczenia techniczne tej metody można klasyfikować w zależności od techniki akwizycji (artefakty tylnego cienia elastograficznego, lustrzanego elastogramu, „pionowych pasów”) właściwości badanego ośrodka (zmiany pseudo-płynowe, zróżnicowanie sztywności ścięgien i mięśni, głębokość analizy) lub czynników zależnych od operatora (ucisk obszaru zainteresowania ROI, wielkość i lokalizacja ROI). Natomiast Deffieux i wsp. [166] podkreślili, że odbite fale ścinania mogą powodować zakłóceń dotyczących szacowanej prędkości fal ścinania, gdyż fala padająca i odbita rozchodzą się w przeciwnych kierunkach. Natomiast pomiary Payne i wsp. [167] urządzeniem Siemens ACUSON S2000™ HELX EVOLUTION Ultrasound System (Siemens Medical Solutions, USA) były bardziej powtarzalne dla obrazów w płaszczyźnie podłużnej, przy stopie w pozycji rozluźnionej, niż w płaszczyźnie poprzecznej. Payne i wsp. [66] w innych badaniach uzyskali słabą zgodność pomiarów wykonywanych tego samego dnia i w kolejnych dniach, szczególnie przy zmianach pozycji stopy. Guralnik i wsp. [168] zwrócili uwagę na konieczność uwzględniania w interpretacji wyników wartości opisujących błąd pomiaru. Wybór miary wyniku przeznaczonej do zastosowania w badaniu klinicznym jest procesem złożonym. Idealny wskaźnik kliniczny powinien charakteryzować się wysoką wiarygodnością, kompleksowością, wrażliwością na zmiany, dokładnością, biologicznym uzasadnieniem oraz wykonalnością. Mokkink i wsp. [169] wskazali, że obliczenie minimalnej istotnej zmiany umożliwia porównywanie wyników pomiarów i stanowi istotne źródło informacji na temat rzeczywistego znaczenia obserwowanych zmian. Należy jednak

podkreślić, że wartość ta jest zależna od kontekstu badania - minimalna istotna zmiana wyznaczona dla populacji zdrowej może mieć odmienne znaczenie kliniczne niż w przypadku pacjentów z tendinopatią.

Przed przystąpieniem do ustalenia zakresów normatywnych autor rozważył kwestię związków zmiennych określających sprężystość wzdłużną, poprzeczną i twardość ścięgna Achillesa z wiekiem, masą ciała, wysokością ciała i wskaźnikiem BMI badanych kobiet i mężczyzn. Literatura przedmiotu wskazuje na zróżnicowane opinie w tej kwestii. Fu i wsp. [85] nie wykazali istotnego związku pomiędzy wiekiem a sztywnością ścięgna Achillesa. Odmienne wyniki przedstawili jednak Slane i wsp. [104] oraz Turan i wsp. [170], którzy zaobserwowali zwiększoną sztywność ścięgna Achillesa u osób w wieku zaawansowanym w porównaniu z młodymi dorosłymi. Sobolewski i wsp. [171] odnotowali wpływ płci na sztywność mięśni, wskazując na większą sztywność u mężczyzn w porównaniu z kobietami. Ruan i wsp. [172] wykonali badania elastografii ścięgna Achillesa za pomocą aparatu ultrasonograficznego Siemens Acuson S2000™ (Siemens Medical Solutions, Mountain View, Kalifornia, USA), wykorzystując przetwornik liniowy (9L4). Pomiarów wykonano w środkowym odcinku ścięgna (2-6 cm powyżej przyczepu na kości piętowej). Autorzy stwierdzili różnice w wynikach między dwiema grupami wiekowymi: 25-35 lat i 36-45 lat. Prędkość fal ścinających wzrastała wraz z wiekiem zarówno w stanie relaksacji, jak i napięcia, co według autorów było zgodne z histologiczną cechą starzejących się ścięgien. Nie stwierdzono jednak istotnych różnic między osobami w wieku 46-55 lat i 56-65 lat, jak również między kobietami i mężczyznami. W badaniach Arda i wsp. [173] średnie wartości modułu Younga, określającego sprężystość wzdłużną, były wyższe u mężczyzn niż u kobiet, natomiast wartości wskaźnika sprężystości poprzecznej nie wykazywały istotnych różnic między płciami. Nie odnotowano także zależności między wiekiem a sprężystością podłużną i poprzeczną mięśnia brzuchatego łydki oraz ścięgna Achillesa. Rozbieżności te mogą wynikać z różnic metodologicznych pomiędzy badaniami, w tym zastosowanych technik elastograficznych, pozycji stawu skokowego podczas pomiaru, charakterystyki badanych populacji oraz kontroli czynników zakłócających, takich jak poziom aktywności fizycznej czy obecność zmian degeneracyjnych. Capalbo i wsp. [174] wykazali dodatnią korelację pomiędzy sztywnością ścięgna a wskaźnikiem masy ciała (BMI), co nie znajduje potwierdzenia w wynikach badań własnych. Odmienne do Capalbo i wsp. [174], a zgodne z badaniami własnymi wnioski dotyczące wpływu BMI przedstawili Suh i wsp. [175], którzy określili wartości referencyjne elastyczności wątroby oraz ocenili rzetelność pomiarową

elastografii fali ścinającej w czasie rzeczywistym u pacjentów w różnym wieku i o zróżnicowanych wartościach BMI, zarówno w obecności stłuszczenia wątroby, jak i przy jego braku. Wiek i BMI, nie miały istotnego wpływu na wartości elastyczności wątroby. Sugeruje to, że wpływ BMI na parametry elastograficzne może być zależny od rodzaju badanej tkanki, zastosowanej metodologii oraz kontekstu klinicznego, co należy uwzględnić przy interpretacji wyników. Wyniki niniejszej pracy doktorskiej nie potwierdziły hipotezy zakładającej obniżenie sprężystości i twardości ścięgna wraz z wiekiem oraz wyższą sprężystość i twardość przy wyższych wskaźnikach wagowo-wzrostowych. Wykazano, że sprężystość (wzdłużna i poprzeczna) oraz twardość ścięgna Achillesa nie mają istotnych związków z wiekiem, masą ciała, wysokością ciała ani wskaźnikiem BMI u zdrowych osób dorosłych. Oznacza to, że w badanej populacji parametry te pozostają względnie stabilne i nie zmieniają się w sposób zależny od ogólnych charakterystyk somatycznych. W związku z tym nie było konieczności rozdzielania dalszych analiz na podgrupy określone tymi zmiennymi.

Uzyskane wyniki badań potwierdziły natomiast hipotezę o występowaniu istotnych różnic pomiędzy prawą a lewą kończyną dolną w zakresie analizowanych zmiennych. Zaobserwowane różnice wartości analizowanych parametrów wskazują na zasadność traktowania obu stron ciała jako odrębnych jednostek analitycznych. Zróżnicowanie to sugeruje, że normy referencyjne dla właściwości mechanicznych ścięgna Achillesa powinny być ustalane niezależnie dla prawej i lewej kończyny dolnej, co pozwoli na zwiększenie precyzji interpretacji zarówno klinicznej, jak i badawczej. Do podobnych wniosków doszli Siu i wsp. [176], którzy wykazali, że u osób często podejmujących aktywność fizyczną ścięgno Achillesa w stawie skokowym niedominującym charakteryzuje się większą sztywnością w porównaniu z osobami sporadycznie podejmującymi aktywność fizyczną. Różnicy tej nie stwierdzono jednak w obrębie stawu skokowego dominującego. Zdaniem autorów, zarówno naukowcy, jak i specjaliści medycyny sportowej powinni mieć świadomość różnic w elastyczności ścięgna Achillesa pomiędzy kończyną dominującą i niedominującą oraz między osobami o różnym poziomie aktywności fizycznej, co może przyczynić się do skuteczniejszego leczenia oraz profilaktyki urazów. Również Bohm i wsp. [177] wskazali, że mimo powszechnego założenia w badaniach naukowych i praktyce klinicznej dotyczącego symetrii właściwości ścięgna Achillesa pomiędzy kończynami dolnymi, zróżnicowane profile obciążenia kończyn w życiu codziennym, wynikające między innymi z dominacji stopy, mogą wpływać na właściwości ścięgna w sposób zależny

od strony. W badaniu obejmującym 36 zdrowych, fizycznie aktywnych mężczyzn, którzy nie uprawiali dyscyplin sportowych charakteryzujących się asymetrycznym obciążeniem kończyn dolnych wykazano, że ścięgno Achillesa kończyny dominującej cechowało się wyższym modułem Younga oraz większą długością, przy jednoczesnej tendencji do niższego maksymalnego obciążenia w porównaniu z kończyną niedominującą. Zaobserwowana asymetria może wynikać z odmiennych wzorców obciążenia obu kończyn podczas codziennych czynności i podważa powszechnie przyjmowane założenie o symetrii właściwości mechanicznych ścięgna Achillesa.

Autor niniejszej rozprawy doktorskiej jest zdania, że ilościowe, nieinwazyjne określenie zmian składu i struktury ścięgien pozostaje istotnym wyzwaniem badawczym. W tym kontekście pomiary właściwości sprężystych ścięgien mogą stanowić alternatywną miarę oceny urazów oraz procesu rekonwalescencji. Jednakże wiarygodna ocena patologii ścięgien na podstawie ich właściwości sprężystych wymaga uprzedniego określenia zakresu fizjologicznej zmienności tych parametrów u osób zdrowych. Również Roche i Calder [178] uważają, że ustalenie prawidłowych parametrów sprężystości i twardości tkanki jest niezbędne do monitorowania zmian patologicznych i procesu przebudowy w fazie gojenia. Urazy ścięgien charakteryzują się znacznymi zmianami w składzie i strukturze, które prowadzą do zmian właściwości mechanicznych ścięgna. Chen i wsp. [140] stwierdzili, że zdrowe ścięgno Achillesa ma wyższą wartość modułu Younga w porównaniu do ścięgna zerwanego. Potwierdzają to badania Dirrichs i wsp. [59], w których wartości modułu Younga wyniosły u osób zdrowych $154,20 \pm 28,30$ kPa, a u pacjentów objawowych $53,40 \pm 23,20$ kPa. Również Yoshida i wsp. [60] wykazali, że wyższa wartość modułu Younga oznacza mniejszą sprężystość wzdłużną. Z tego względu autor niniejszej pracy doktorskiej podjął się realizacji badań nad określeniem wartości referencyjnych (normatywnych) modułu Younga (E), stanowiącego miarę sprężystości wzdłużnej ścięgna Achillesa u zdrowych dorosłych kobiet i mężczyzn. Uzyskane zakresy stanowią punkt odniesienia umożliwiający ocenę prawidłowości właściwości biomechanicznych ścięgna oraz identyfikację potencjalnych odchyleń od normy. W grupie kobiet wartości modułu Younga dla prawej kończyny dolnej mieściły się w przedziale od 62,02 do 83,16 kPa, natomiast dla lewej kończyny dolnej w zakresie od 60,10 do 80,88 kPa. Zakresy te odzwierciedlają typową, fizjologiczną sprężystość wzdłużną ścięgna Achillesa u zdrowych kobiet, uwzględniając przy tym naturalne różnice pomiędzy kończynami. W przypadku mężczyzn odnotowano nieco wyższe wartości normatywne. Dla prawej kończyny dolnej moduł Younga mieścił się w przedziale

od 62,53 do 84,37 kPa, natomiast dla lewej kończyny dolnej wynosił od 62,72 do 82,46 kPa. Wyższe wartości obserwowane u mężczyzn mogą odzwierciedlać różnice w budowie i właściwościach mechanicznych tkanek wynikające między innymi z większej masy mięśniowej i odmiennych obciążeń biomechanicznych. Przedstawione zakresy stanowią wartości uznawane za charakterystyczne dla prawidłowej sprężystości wzdłużnej ścięgna Achillesa w populacji dorosłych, zdrowych osób. Mogą one służyć jako istotny punkt odniesienia w diagnostyce klinicznej, kontroli postępów leczenia, rehabilitacji oraz w projektowaniu badań naukowych dotyczących zaburzeń struktury i funkcji ścięgien. Znajomość prawidłowych wartości pozwoli odróżniać zmiany patologiczne w fazie bezobjawowej u pacjentów z objawowymi ścięgnami Achillesa, ale o prawidłowym wyglądzie w USG. Petrescu i wsp. [179] wykazali, że badanie elastograficzne pozwala uwidocznąć bardzo wczesne zmiany elastyczności tkanek, spowodowane początkowym obrzękiem i stanem zapalnym, zwykle pomijane w konwencjonalnym USG. Diagnostyka prewencyjna u sportowców w postaci elastografii fal ścinających i znajomość wartości referencyjnych mogą umożliwić wykrywanie wczesnych modyfikacji ścięgna Achillesa uchronić przed urazami w sporcie wyczynowym. Balaban i wsp. [180] stwierdzili, że u siatkarzy ścięgno Achillesa wykazuje zwiększoną grubość i zmniejszoną sztywność w porównaniu z nietreningowymi osobami w tym samym wieku i z tym samym BMI, co wskazuje na potencjalną wczesną degenerację ścięgna. Do podobnych wniosków doszli Ooi i wsp. [181] w badaniach dotyczących biegaczy maratońskich oraz Ooi i wsp. [84] w przypadku piłkarzy. Również Miyasaka i wsp. [182] stwierdzili wpływ wyników badania echo mięśnia płaszczkowatego na zmianę modułu Younga mierzonego urządzeniem Supersonic Imaging (Aix-en-Provence, France) u pacjentów po operacji złamania stawu skokowego, a więc klinicznie zmiany echo mogą odzwierciedlać zmiany elastyczności mięśni.

W analizie własnej wartości referencyjne (normatywne) modułu Kirchhoffa (G) u zdrowych dorosłych kobiet dla ścięgna Achillesa prawej kończyny dolnej mieszczą się w przedziale od 20,68 do 27,72 kPa, natomiast dla lewej kończyny dolnej od 20,03 do 26,97 kPa. W przypadku mężczyzn wartości referencyjne modułu Kirchhoffa (G) mieszczą się w przedziale od 20,84 do 28,12 kPa, a dla lewej kończyny dolnej od 20,91 do 27,49 kPa. Podane zakresy odpowiadają wartościom uznawanym za prawidłową sprężystość poprzeczną ścięgna Achillesa. W piśmiennictwie brakuje prac określających wartości referencyjne, co znacząco utrudnia dyskusję nad tym zagadnieniem. W związku z tym

możliwe jest jedynie odnoszenie wyników uzyskanych przez innych autorów do zakresów normatywnych wyznaczonych w badaniach własnych. Arda i wsp. [55] zaobserwowali istotnie niższe wartości modułu Kirchhoffa (G) dla brzuśców mięśnia brzuchatego łydki w porównaniu ze ścięgnem Achillesa, co potwierdza różnice w morfologii badanych tkanek. Również w badaniach Shams i wsp. [153] wartości modułu Kirchhoffa (G) dla mięśnia brzuchatego łydki były istotnie niższe niż dla ścięgna Achillesa, co wydaje się fizjologicznie uzasadnione. Z kolei w badaniach Chen i wsp. [140] średnia wartość modułu Kirchhoffa (G) dla zdrowego ścięgna Achillesa wynosiła $291,91 \pm 4,38$ kPa, a uzyskane wyniki istotnie odbiegały od zakresów referencyjnych ustalonych w niniejszej pracy. Tak wysokie wartości prędkości fali ścinającej w zdrowym ścięgnie Achillesa mogły wynikać z zastosowanej metodyki badawczej, w której ścięgno było ustawione w większym rozciągnięciu, a nie w pozycji spoczynkowej, jak w badaniu własnym. Ponadto należy zwrócić uwagę, że wyższe wartości pomiarowe mogły być również konsekwencją ułożenia sondy ultrasonograficznej.

Wartości referencyjne (normatywne) prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w tkance (Vs) u zdrowych dorosłych kobiet dla ścięgna Achillesa prawej kończyny dolnej mieszczą się w przedziale od 4,48 do 5,20 m/s, natomiast dla lewej kończyny dolnej od 4,40 do 5,12 m/s. W przypadku mężczyzn wartości referencyjne tego wskaźnika mieszczą się w przedziale od 4,50 do 5,24 m/s, a dla ścięgna Achillesa lewej kończyny dolnej od 4,51 do 5,19 m/s. Podane zakresy odpowiadają wartościom uznawanym za prawidłową twardość (sztywność) ścięgna Achillesa. W związku z tym możliwe jest jedynie odnoszenie wyników uzyskanych przez innych autorów do zakresów normatywnych wyznaczonych w badaniach własnych. W badaniach DeWalla i wsp. [163] prędkość fali ścinającej w proksymalnej części ścięgna Achillesa wynosiła średnio $12,00 \pm 1,20$ m/s w pozycji spoczynkowej, ale spadła do $7,20 \pm 1,80$ m/s w biernym zgięciu podaszowym. Natomiast w ścięgnie dystalnym osiągnęła maksymalną granicę powyżej 16,30 m/s (gdy staw skokowy znajdował się w biernej pozycji zgięcia grzbietowego). Wyniki tych badań podkreślają istotność uwzględnienia zarówno rozciągnięcia ścięgna Achillesa jak i umiejscowienia sondy podczas pomiaru. W badaniach własnych pomiary były wykonywane w części dystalnej, w której można spodziewać się większych wartości, ale ścięgno było ustawione w pozycji spoczynkowej, a więc w dużym rozluźnieniu, co mogło przyczynić się do wartości pomiarowych od 4,48 do 5,24 m/s. Należy podkreślić, że badania cytowanych autorów wykazały zmienność prędkości fali ścinającej wzdłuż przebiegu ścięgna Achillesa, natomiast badania własne dotyczyły wyłącznie okolicy entezi. Z tego względu uzyskane

wyniki nie są bezpośrednio porównywalne. Najczęstszym miejscem nagłego uszkodzenia ścięgna Achillesa jest jego część środkowa, podczas gdy w niniejszym badaniu oceniano część dystalną. Celem było określenie prawidłowych parametrów elastyczności w obrębie entezy, których znajomość pozwoli na identyfikację momentu, w którym rozpoczyna się proces patologicznej przebudowy tkanki prowadzący do rozwoju entezopatii. Abury i wsp. [75] stwierdzili wyraźną hipoechogeniczność ścięgien Achillesa w przebiegu zdiagnozowanej tendinopatii, a także charakterystyczne różnice w pomiarach prędkości fal ścinających w zależności od stopnia rozciągnięcia ścięgna. Autorzy wykazali, że ścięgno Achillesa u osób z tendinopatią było bardziej miękkie niż ścięgno u bezobjawowych, niezależnie od pozycji oraz stwierdzili różnice pomiędzy pomiarami wykonywanymi przy podłużnym i poprzecznym ustawieniu sondy ultrasonograficznej. Średnie wartości prędkości fali ścinającej badanej sondą ustawioną podłużnie wyniosły poniżej 4,06 m/s w stanie rozluźnienia oraz poniżej 4,86 m/s przy ścięgnię rozciągniętym podczas maksymalnego zgięcia podeszwowego, a przy ustawieniu poprzecznym odpowiednio: 5,70 m/s i 14,58 m/s. Badania Suydam i wsp. [183] przeprowadzone metodą ciągłej elastografii fali ścinającej (cSWE), skanerem ultrasonograficznym (MDP, Ultrasonix, Vancouver, Kanada) z 128-kanalowym zewnętrznym DAQ i przetwornikiem liniowym 38 mm również potwierdziły, że wyniki zależą od miejsca pomiaru, orientacji sondy oraz od fazy przebudowy tkanki lub jej braku w badanej strukturze. Autor niniejszej pracy doktorskiej analizując inne badania zauważa algorytm zależności, gdzie pomiar wartości prędkości fali ścinającej zależy od miejsca badania i spoczynkowego napięcia ścięgna, zastosowanej metodyki i rodzaju urządzenia pomiarowego. Odnosząc wyniki badań niniejszej pracy doktorskiej do badań innych autorów stwierdza się relatywnie niskie wartości referencyjne prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w tkance (V_s), co może wynikać z tego, że autor badał ścięgno Achillesa w pozycji spoczynkowej, bez napięcia.

Podsumowując, można uznać, że rola elastografii jako predykcyjnego testu przesiewowego w kierunku zerwania ścięgna pozostaje nadal przedmiotem dyskusji. Elastografia wymaga zaawansowanego urządzenia USG co sprawia, że nie jest używane powszechnie. Wartości pomiarowe mogą wykazywać różnice w zależności od rodzaju urządzenia USG i przetworników pomiarowych. Wydaje się, że ważnym kierunkiem rozwoju elastografii fal ścinających jest dalsze udoskonalanie aparatury pomiarowej i jej unifikacja. Aktualne badania Horner i wsp. [184] podkreśliły potencjał elastografii fal ścinających w badaniu zależności między strukturą a funkcją ścięgna oraz adaptacji do

obciążeń mechanicznych *in vivo*. Lepsza ocena struktury i funkcji ścięgna w kontekście stanu zdrowia i urazów może usprawnić protokoły rehabilitacji lub strategię zapobiegania urazom u sportowców i osób aktywnych fizycznie. Znaczenie dostępności wiarygodnych narzędzi pomiarowych staje się coraz większe, gdyż umożliwia bezpieczniejsze przełożenie uzyskanych danych na praktykę kliniczną oraz dokładniejsze odzwierciedlenie stanu funkcjonalnego osoby badanej. Przeprowadzone badania własne stanowią istotny krok w kierunku opracowania obiektywnego i powtarzalnego systemu oceny właściwości ścięgna Achillesa. Zastosowanie ilościowych parametrów pozwoli na dokładniejszą charakterystykę stanu biomechanicznego tej struktury, co może mieć znaczenie zarówno w działaniach profilaktycznych, jak i w optymalizacji strategii leczenia oraz procesów regeneracji. Uzyskane w badaniach własnych wyniki mogą przyczynić się do wcześniejszego wykrywania niekorzystnych zmian w ścięgnię, lepszego monitorowania efektów terapii oraz bardziej świadomego planowania obciążeń, co w konsekwencji może zmniejszyć ryzyko urazów i poprawić skuteczność postępowania klinicznego. Na podstawie badań własnych należy stwierdzić, że Mindray Resona I9 jest rzetelnym narzędziem pomiarowym, pozwalającym na uzyskanie obiektywnych danych, co pozwoli na podejmowanie właściwych decyzji klinicznych, diagnostycznych i terapeutycznych. Należy zaznaczyć, że przy wielu zaletach i dokładności diagnostycznej, nie może to być jedyne badanie wykorzystywane w diagnostyce i terapii. Jak zawsze wymagane jest odniesienie wyników elastografii fal ścinających z innymi badaniami obrazowymi oraz z badaniem podmiotowym i fizykalnym. Przy wszystkich mocnych stronach elastografii fal ścinających takich jak obiektywizm, możliwość monitorowania „*in vivo*” oraz możliwość diagnostyki w fazie bezobjawowej, istnieje wiele ograniczeń. We własnej ocenie przeprowadzonych badań i na podstawie przeglądu literatury, dla najlepszej wiarygodności elastografii ścięgna Achillesa i narządu ruchu zalecane jest stosowanie tego samego urządzenia pomiarowego i aplikację podłużną. W perspektywie dalszych badań nad wykorzystaniem i dokładnością pomiaru należy rozważyć korelację wartości pomiarowych elastografii fal ścinających z innymi obiektywnymi badaniami, jak obrazowanie metodą rezonansu magnetycznego oraz w badaniach na zwierzętach, a także korelacje z wynikami badań pobranego materiału w mikroskopie elektronowym.

6. WNIOSKI

1. Urządzenie Mindray Resona I9 charakteryzuje się dobrą zgodnością pomiarów wykonanych przez tego samego badacza („intrarater reliability”) w ocenie parametrów sprężystości wzdłużnej, sprężystości poprzecznej oraz twardości (sztywności) ścięgna Achillesa, co potwierdza jego powtarzalność i wiarygodność pomiarową w warunkach badań klinicznych.
2. Urządzenie Mindray Resona I9 charakteryzuje się dobrą zgodnością pomiarów wykonanych przez dwóch niezależnych badaczy („interrater reability”) w ocenie parametrów sprężystości wzdłużnej (moduł Younga) oraz umiarkowaną zgodnością zewnętrzną w ocenie sprężystości poprzecznej (moduł Kirchhoffa) i twardości (prędkość rozchodzenia się fali poprzecznej w tkance) ścięgna Achillesa, co pozwala na uzyskanie powtarzalnych i wiarygodnych wyników pomiarów niezależnie od badacza.
3. Sprężystość (wzdłużna i poprzeczna) oraz twardość (sztywność) ścięgna Achillesa nie wykazują istotnych związków z wiekiem, masą ciała, wysokością ciała ani wskaźnikiem BMI u zdrowych osób dorosłych. Różnice badanych zmiennych między prawą a lewą kończyną dolną wskazały na potrzebę ustalenia odrębnych norm dla każdej z kończyn dolnych.
4. Wartości referencyjne (normatywne) modułu Younga (E) u zdrowych dorosłych kobiet dla ścięgna Achillesa prawej kończyny dolnej mieszczą się w przedziale od 62,02 do 83,16 kPa, natomiast dla lewej kończyny dolnej od 60,10 do 80,88 kPa. W przypadku mężczyzn wartości referencyjne modułu Younga (E) mieszczą się w przedziale od 62,53 do 84,37 kPa, a dla lewej kończyny dolnej od 62,72 do 82,46 kPa. Przedstawione zakresy wartości odpowiadają normom uznawanym za charakterystyczne dla prawidłowej sprężystości wzdłużnej ścięgna Achillesa.
5. Wartości referencyjne (normatywne) modułu Kirchhoffa (G) u zdrowych dorosłych kobiet dla ścięgna Achillesa prawej kończyny dolnej mieszczą się w przedziale od 20,68 do 27,72 kPa, natomiast dla lewej kończyny dolnej od 20,03 do 26,97 kPa. W przypadku mężczyzn wartości referencyjne modułu Kirchhoffa (G) mieszczą się w przedziale od 20,84 do 28,12 kPa, a dla lewej kończyny dolnej od 20,91 do 27,49 kPa. Podane zakresy

odpowiadają wartościom uznawanym za prawidłową sprężystość poprzeczną ścięgna Achillesa.

6. Wartości referencyjne (normatywne) prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w tkance (V_s) u zdrowych dorosłych kobiet dla ścięgna Achillesa prawej kończyny dolnej mieszczą się w przedziale od 4,48 do 5,20 m/s, natomiast dla lewej kończyny dolnej od 4,40 do 5,12 m/s. W przypadku mężczyzn wartości referencyjne tego wskaźnika mieszczą się w przedziale od 4,50 do 5,24 m/s, a dla ścięgna Achillesa lewej kończyny dolnej od 4,51 do 5,19 m/s. Podane zakresy odpowiadają wartościom uznawanym za prawidłową twardość (sztywność) ścięgna Achillesa.

7. PIŚMIENICTWO

1. Millar NL, Silbernagel KG, Thorborg K, Kirwan PD, Galatz LM, Abrams GD, Murrell GAC, McInnes IB, Rodeo SA. Tendinopathy. *Nat Rev Dis Primers*. 2021; 7 (1): 1.
2. Neil ER, Winkelmann ZK, Edler JR. Defining the Term „Overuse”: An Evidence-Based Review of Sports Epidemiology Literature. *J Athl Train*. 2018; 53 (3): 279-281. doi: 10.4085/1062-6050-84-16.
3. Kujala UM, Sarna S, Kaprio J. Cumulative incidence of Achilles tendon rupture and tendinopathy in male former elite athletes. *Clin J Sport Med*. 2005; 15 (3): 133-135. doi: 10.1097/01.jsm.0000165347.55638.23.
4. De Jonge S, van den Berg C, de Vos RJ, van der Heide HJ, Weir A, Verhaar JA, Bierma-Zeinstra SM, Tol JL. Incidence of midportion Achilles tendinopathy in the general population. *Br J Sports Med*. 2011; 45 (13): 1026-1028. doi: 10.1136/bjsports-2011-090342.
5. Hollander K, Rahlf AL, Wilke J, Edler C, Steib S, Junge A, Zech A. Sex-specific differences in running injuries: a systematic review with meta-analysis and meta-regression. *Sports Med*. 2021; 51 (5): 1011-1039. doi:10.1007/s40279-020-01412-7.
6. Waldecker U, Hofmann G, Drewitz S. Epidemiologic investigation of 1394 feet: coincidence of hindfoot malalignment and Achilles tendon disorders. *Foot and Ankle Surgery*. 2012; 18 (2): 119-123. doi: 10.1016/j.fas.2011.04.007.
7. Kannus P, Niittymäki S, Järvinen M, Lehto M. Sports injuries in elderly athletes: a three-year prospective, controlled study. *Age Ageing*. 1989; 18 (4): 263-270. doi: 10.1093/ageing/18.4.263.
8. Irwin T. A. Current concepts review: insertional Achilles tendinopathy. *Foot and Ankle International*. 2010; 31 (10): 933-939. doi: 10.3113/fai.2010.0933.
9. Reinking MF, Austin TM, Hayes AM. A survey of exercise-related leg pain in community runners. *Int J Sports Phys Ther*. 2013; 8 (3): 269.
10. Sayana MK, Maffulli N. Eccentric calf muscle training in non-athletic patients with Achilles tendinopathy. *J Sci Med Sport*. 2007; 10 (1): 52-58.
11. Silbernagel KG, Hanlon S, Sprague A.J. Current clinical concepts: conservative management of Achilles tendinopathy. *Athl Train*. 2020; 55 (5): 438-447.

12. Paavola M, Kannus P, Paakkala T, Pasanen M, Järvinen M. Long-term prognosis of patients with achilles tendinopathy. An observational 8-year follow-up study. *Am J Sports Med.* 2000; 28 (5): 634-642. doi: 10.1177/03635465000280050301.
13. Sokołowska-Pituchowa J. *Anatomia człowieka. Podręcznik dla studentów medycyny.* PZWL, Warszawa 2006.
14. Benjamin M, Toumi H, Ralphs JR, Bydder G, Best TM, Milz S. Where tendons and ligaments meet bone: attachment sites ('entheses') in relation to exercise and/or mechanical load. *J Anat.* 2006; 208 (4): 471-490. doi: 10.1111/j.1469-7580.2006.00540.x.
15. Bochenek A, Reicher M. *Anatomia człowieka. T. 1.* PZWL. Warszawa 2022.
16. Drake RL, Vogl AW, Mitchell AWM. *Gray's Anatomy for Students.* Red. M. Bruska, B. Cizek, P. Kowiański, W. Woźniak. Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2010.
17. Naňka O, Sedmera D, Rammelt S, Bartoníček J. Anatomy of the Achilles tendon-A pictorial review. *Orthopadie (Heidelb).* 2024; 53 (10): 721-730. doi: 10.1007/s00132-024-04555-x.
18. Kjaer M. Role of extracellular matrix in adaptation of tendon and skeletal muscle to mechanical loading. *Physiol Rev.* 2004; 84 (2): 649-698. doi: 10.1152/physrev.00031.2003.
19. Tarantino D, Mottola R, Resta G, Gnasso R, Palermi S, Corrado B, Sirico F, Ruosi C, Aicale R. Achilles Tendinopathy Pathogenesis and Management: A Narrative Review. *Int J Environ Res Public Health.* 2023; 20 (17): 6681. doi: 10.3390/ijerph20176681.
20. Thorpe CT, Udeze CP, Birch HL, Clegg PD, Screen HR. Specialization of tendon mechanical properties results from interfascicular differences. *J R Soc Interface.* 2012; 9 (76): 3108-3117. doi: 10.1098/rsif.2012.0362.
21. Wang JH. Mechanobiology of tendon. *J Biomech.* 2006; 39 (9): 1563-1582. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.05.011.
22. Matsui T, Tanaka Y. Pathophysiology and healing of insertional Achilles tendinopathy: Current concepts. *J ISAKOS.* 2025; 12:100867. doi: 10.1016/j.jisako.2025.100867.
23. Graf J, Schneider U, Niethard FU. Microcirculation of the Achilles tendon and significance of the paratenon. A study with the plastination method. *Handchir Mikrochir Plast Chir.* 1990; 22 (3): 163-166.

24. Winnicki K, Ochała-Kłos A, Rutowicz B, Pękala PA, Tomaszewski KA Functional anatomy, histology and biomechanics of the human Achilles tendon - A comprehensive review. *Ann Anat.* 2020; 229: 151461. doi: 10.1016/j.aanat.2020.151461.
25. Buss DJ, Rechav K, Reznikov N, McKee MD. Mineral tessellation in mouse enthesis fibrocartilage, Achilles tendon, and Hyp calcifying enthesopathy: A shared 3D mineralization pattern. *Bone.* 2023; 174:116818. doi: 10.1016/j.bone.2023.116818.
26. Andarawis-Puri N, Flatow EL, Soslowsky LJ. Tendon basic science: Development, repair, regeneration, and healing. *J Orthop Res.* 2015; 33 (6): 780-784. doi: 10.1002/jor.22869.
27. Thomopoulos S, Parks WC, Rifkin DB, Derwin KA. Mechanisms of tendon injury and repair. *J Orthop Res.* 2015; 33 (6): 832-839. doi: 10.1002/jor.22806.
28. Tang C, Chen Y, Huang J, Zhao K, Chen X, Yin Z, Heng BC, Chen W, Shen W The roles of inflammatory mediators and immunocytes in tendinopathy. *J Orthop Translat.* 2018; 14: 23-33. doi: 10.1016/j.jot.2018.03.003.
29. Traweger A, Scott A, Kjaer M, Wezenbeek E, Scattone Silva R, Kennedy JG, Butler JJ, Gomez-Florit M, Gomes ME, Snedeker JG, Dakin SG, Wildemann B. Achilles tendinopathy. *Nat Rev Dis Primers.* 2025; 11 (1): 20. doi: 10.1038/s41572-025-00602-9.
30. Huang TF, Perry SM, Soslowsky LJ. The effect of overuse activity on Achilles tendon in an animal model: a biomechanical study. *Ann Biomed Eng.* 2004; 32 (3): 336-341. doi: 10.1023/b:abme.0000017537.26426.76.
31. Ueda Y, Inui A, Mifune Y, Takase F, Kataoka T, Kurosawa T, Yamaura K, Kokubu T, Kuroda R Molecular changes to tendons after collagenase-induced acute tendon injury in a senescence-accelerated mouse model. *BMC Musculoskelet Disord.* 2019; 20 (1): 120. doi: 10.1186/s12891-019-2488-1.
32. Klatte-Schulz F, Minkwitz S, Schmock A, Bormann N, Kurtoglu A, Tsitsilonis S, Manegold S, Wildemann B. Different Achilles Tendon Pathologies Show Distinct Histological and Molecular Characteristics. *Int J Mol Sci.* 2018; 19 (2): 404. doi: 10.3390/ijms19020404.
33. Nie G, Wen X, Liang X, Zhao H, Li Y, Lu J. Additional evidence supports association of common genetic variants in MMP3 and TIMP2 with increased risk of chronic

- Achilles tendinopathy susceptibility. *J Sci Med Sport*. 2019; 22 (10): 1074-1078. doi: 10.1016/j.jsams.2019.05.021.
34. Rahim M, El Khoury LY, Raleigh SM, Ribbans WJ, Posthumus M, Collins M, September AV. human genetic variation, sport and exercise medicine, and achilles tendinopathy: role for angiogenesis-associated genes. *OMICS*. 2016; 20 (9): 520-527. doi: 10.1089/omi.2016.0116.
 35. Christensen J, Alfredson H, Andersson G. Protease-activated receptors in the Achilles tendon-a potential explanation for the excessive pain signalling in tendinopathy. *Mol Pain*. 2015; 11: 13. doi: 10.1186/s12990-015-0007-4.
 36. Waggett AD, Ralphs JR, Kwan AP, Woodnutt D, Benjamin M. Characterization of collagens and proteoglycans at the insertion of the human Achilles tendon. *Matrix Biol*. 1998; 16 (8): 457-470. doi: 10.1016/s0945-053x(98)90017-8.
 37. Doral MN, Alam M, Bozkurt M, Turhan E, Atay OA, Dönmez G, Maffulli N. Functional anatomy of the Achilles tendon. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2010; 18 (5): 638-643. doi: 10.1007/s00167-010-1083-7.
 38. Tresoldi I, Oliva F, Benvenuto M, Fantini M, Masuelli L, Bei R, Modesti A. Tendon's ultrastructure. *Muscles Ligaments Tendons J*. 2013; 3 (1): 2-6. doi: 10.11138/mltj/2013.3.1.002.
 39. Taye N, Karoulias SZ, Hubmacher D. The "other" 15-40%: The Role of Non-Collagenous Extracellular Matrix Proteins and Minor Collagens in Tendon. *J Orthop Res*. 2020 ; 38 (1): 23-35. doi: 10.1002/jor.24440.
 40. Halper J, Kjaer M. Basic components of connective tissues and extracellular matrix: elastin, fibrillin, fibulins, fibrinogen, fibronectin, laminin, tenascins and thrombospondins. *Adv Exp Med Biol*. 2014; 802: 31-47. doi: 10.1007/978-94-007-7893-1_3.
 41. Rigozzi S, Müller R, Snedeker JG. Local strain measurement reveals a varied regional dependence of tensile tendon mechanics on glycosaminoglycan content. *J Biomech*. 2009; 42 (10): 1547-1552. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.03.031.
 42. Hedbom E, Heinegård D.J. Binding of fibromodulin and decorin to separate sites on fibrillar collagens. *Biol Chem*. 1993; 268 (36): 27307-12.
 43. LeBaron RG, Zimmermann DR, Ruoslahti E. Hyaluronate binding properties of versican. *J Biol Chem*. 1992; 267 (14): 10003-10.

44. Corps AN, Robinson AH, Movin T, Costa ML, Hazleman BL, Riley GP. Increased expression of aggrecan and biglycan mRNA in Achilles tendinopathy. *Rheumatology (Oxford)*. 2006; 45 (3): 291-294. doi: 10.1093/rheumatology/kei152.
45. Jozsa L, Lehto M, Kannus P, Kvist M, Reffy A, Vieno T, Järvinen M, Demel S, Elek E. Fibronectin and laminin in Achilles tendon. *Acta Orthop Scand*. 1989; 60 (4): 469-471. doi: 10.3109/17453678909149322.
46. Taylor SH, Al-Youha S, Van Agtmael T, Lu Y, Wong J, McGrouther DA, Kadler KE. Tendon is covered by a basement membrane epithelium that is required for cell retention and the prevention of adhesion formation. *PLoS One*. 2011; 6 (1): e16337. doi: 10.1371/journal.pone.0016337.
47. Freedman BR, Bade ND, Riggin CN, Zhang S, Haines PG, Ong KL, Janmey PA. The (dys)functional extracellular matrix. *Biochim Biophys Acta*. 2015; 1853 (11 Pt B): 3153-3164. doi: 10.1016/j.bbamcr.2015.04.015.
48. Henninger HB, Underwood CJ, Romney SJ, Davis GL, Weiss JA. Effect of elastin digestion on the quasi-static tensile response of medial collateral ligament. *J Orthop Res*. 2013; 31 (8): 1226-1233. doi: 10.1002/jor.22352.
49. Gellhorn AC, Carlson MJ. Inter-rater, intra-rater, and inter-machine reliability of quantitative ultrasound measurements of the patellar tendon. *Ultrasound Med Biol*. 2013; 39 (5): 791-796.
50. Sharif F, Ahmad A, Shabbir A. Does the ultrasound imaging predict lower limb tendinopathy in athletes: a systematic review. *BMC Med Imaging*. 2023; 23 (1): 217.
51. Kabore C, Salier Q, Geerts P, Kaux J-F. Management of systemic risk factors for chronic tendinopathy. *Sci Sports*. 2021; 36 (1): 5-15.
52. Ophir J, Alam SK, Garra BS, Kallel F, Konofagou EE, Krouskop T, Merritt CR, Righetti R, Souchon R, Srinivasan S, Varghese T. Elastography: Imaging the elastic properties of soft tissues with ultrasound. *J Med Ultrason* 2002; 29 (4): 155. doi: 10.1007/BF02480847.
53. McAleavey SA, Nightingale KR, Trahey GE. Estimates of echo correlation and measurement bias in acoustic radiation force impulse imaging. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2003; 50 (6): 631-641. doi: 10.1109/tuffc.2003.1209550.
54. Baumer TG, Davis L, Dischler J, Siegal DS, van Holsbeeck M, Moutzouros V, Bey MJ, 2017. Shear wave elastography of the supraspinatus muscle and tendon: Repeatability and preliminary findings. *J. Biomech*. 53, 201-204.

55. Arda K, Ciledag N, Aktas E, Aribas BK, Köse K. Quantitative assessment of normal soft-tissue elasticity using shear-wave ultrasound elastography. *AJR Am J Roentgenol.* 2011; 197 (3): 532-536.
56. Klauser AS, Miyamoto H, Belmann-Weiler R, Feuchtner GM, Wick MC, Jaschke WR. Sonoelastography: musculoskeletal applications. *Radiology.* 2014; 272 (3): 622-633.
57. Koo TK, Hug F, 2015. Factors that influence muscle shear modulus during passive stretch. *J. Biomech.* 48, 35390-3542.
58. Ooi CC, Malliaras P, Schneider ME, Connell DA. Soft, hard, or just right?" Applications and limitations of axial-strain sonoelastography and shear-wave elastography in the assessment of tendon injuries. *Skeletal Radiol.* 2014; 43 (1): 1-12. doi: 10.1007/s00256-013-1695-3.
59. Dirrichs T, Quack V, Gatz M, Tingart M, Kuhl CK, Schradling S. Shear Wave Elastography (SWE) for the evaluation of patients with tendinopathies. *Acad Radiol.* 2016; 23 (10): 1204-1213. doi: 10.1016/j.acra.2016.05.012.
60. Yoshida K, Itoigawa Y, Morikawa D, Maruyama Y, Ishijima M. Chronologic changes in the elastic modulus of a healing Achilles tendon rupture measured using Shear Wave Elastography. *Foot Ankle Int.* 2023; 44 (3): 243-250. doi: 10.1177/10711007221151083.
61. Shinohara M, Sabra K, Gennisson JL, Fink M, Tanter M. Real-time visualization of muscle stiffness distribution with ultrasound shear wave imaging during muscle contraction. *Muscle Nerve.* 2010; 42 (3): 438-441. doi: 10.1002/mus.21723.
62. Hug F, Tucker K, Gennisson JL, Tanter M, Nordez A. Elastography for Muscle Biomechanics: Toward the Estimation of Individual Muscle Force. *Exerc Sport Sci Rev.* 2015; 43 (3): 125-133. doi: 10.1249/JES.0000000000000049.
63. Nowicki A, Dobruch-Sobczak K. Introduction to ultrasound elastography. *J Ultrason.* 2016; 16 (65): 113-124. doi: 10.15557/JoU.2016.0013.
64. Bercoff J, Tanter M, Fink M. Supersonic shear imaging: A new technique for soft tissue elasticity mapping. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* 2004; 51: 396-409.
65. Coombes BK, Tucker K, Vicenzino B, Vuvan V, Mellor R, Heales L, Nordez A, Hug F, Achilles and patellar tendinopathy display opposite changes in elastic properties: A shear wave elastography study. *Scand J Med Sci Sports* 2018; 28, 1201-1208.

66. Payne C, Webborn N, Watt P, Cercignani M. Poor reproducibility of compression elastography in the Achilles tendon: same day and consecutive day measurements. *Skeletal Radiology*. 2017;46 (7): 889-895.
67. Vaidya R, Cui S, Houston B, North A, Chen M, Baxter J, Zellers JA. Effect of joint angle positioning on shearwave speed and variability with ultrasound shearwave elastography in asymptomatic Achilles and patellar tendons. *J Biomech*. 2024; 177: 112427. doi: 10.1016/j.jbiomech.2024.112427.
68. Creze M, Nordez A, Soubeyrand M, Rocher L, Maître X, Bellin MF. Shear wave sonoelastography of skeletal muscle: basic principles, biomechanical concepts, clinical applications, and future perspectives. *Skeletal Radiol*. 2018; 47 (4): 457-471. doi: 10.1007/s00256-017-2843-y.
69. Chen S, Urban MW, Pislaru C, Kinnick R, Zheng Y, Yao A, Greenleaf JF. Shearwave dispersion ultrasound vibrometry (SDUV) for measuring tissue elasticity and viscosity. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2009; 56 (1): 55-62. doi: 10.1109/TUFFC.2009.1005.
70. Lacourpaille L, Hug F, Bouillard K, Hogrel JY, Nordez A. Supersonic shear imaging provides a reliable measurement of resting muscle shear elastic modulus. *Physiol Meas*. 2012; 33 (3): 19-28. doi: 10.1088/0967-3334/33/3/N19.
71. Brandenburg JE, Eby SF, Song P, Zhao H, Brault JS, Chen S, An KN. Ultrasound elastography: the new frontier in direct measurement of muscle stiffness. *Arch Phys Med Rehabil*. 2014; 95 (11): 2207-2219. doi: 10.1016/j.apmr.2014.07.007.
72. Palmeri ML, Milkowski A, Barr R, Carson P, et al. Radiological Society of North America/Quantitative Imaging Biomarker Alliance Shear Wave Speed Bias Quantification in Elastic and Viscoelastic Phantoms. *J Ultrasound Med*. 2021; 40 (3): 569-581. doi: 10.1002/jum.15609.
73. Nowicki A. Wprowadzenie do ultradźwiękowej elastografii, *Journal of Ultrasonography*, 2015; 15: 317-335.
74. Drakonaki EE, Allen GM, Wilson DJ. Ultrasound elastography for musculoskeletal applications. *Br J Radiol*. 2012; 85 (1019): 1435-1445. doi: 10.1259/bjr/93042867.
75. Aubry S, Risson JR, Kastler A, Barbier-Brion B, Siliman G, Runge M, Kastler B. Biomechanical properties of the calcaneal tendon in vivo assessed by transient shear wave elastography. *Skeletal Radiol*. 2013; 42 (8): 1143-1150. doi: 10.1007/s00256-013-1649-9.

76. Gennisson JL, Deffieux T, Fink M, Tanter M. Ultrasound elastography: principles and techniques. *Diagn Interv Imaging*. 2013; 94 (5): 487-495. doi: 10.1016/j.diii.2013.01.022.
77. Busilacchi A, Olivieri M, Ulisse S, Gesuita R, Skrami E, Lording T, Fusini F, Gigante A. Real-time sonoelastography as novel follow-up method in Achilles tendon surgery. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2016; 24 (7): 2124-2132. doi: 10.1007/s00167-014-3484-5.
78. Zimmer M, Straub LF, Ateş F. Shear wave elastography reveals passive and active mechanics of triceps surae muscles in vivo: from shear modulus-ankle angle to stress-strain characteristics. *J Appl Physiol*. 2025; 138 (2): 577-591. doi: 10.1152/jappphysiol.00459.2024.
79. Ito N, Sigurðsson HB, Pohlig RT, Cortes DH, Grävare Silbernagel K, Sprague AL. Reliability of continuous shear wave elastography in the pathological patellar tendon. *J. Ultrasound Med*. 2023; 42, 1047-1055.
80. Taljanovic MS, Gimber LH, Becker GW, Latt LD, Klauser AS, Melville DM, Gao L, Witte RS. Shear-Wave Elastography: Basic Physics and Musculoskeletal Applications. *Radiographics*. 2017; 37 (3): 855-870. doi: 10.1148/rg.2017160116.
81. Prado-Costa R, Rebelo J, Monteiro-Barroso J, Preto AS. Ultrasound elastography: compression elastography and shear-wave elastography in the assessment of tendon injury. *Insights into Imaging* 2018; 9, 791-814.
82. Ivanac G, Lemac D, Kosovic V, Bojanic K, Cengic T, Dumic-Cule I, Pecina M, Brkljacic B. Importance of shear-wave elastography in prediction of Achilles tendon rupture. *Int Orthop*. 2021; 45 (4): 1043-1047. doi: 10.1007/s00264-020-04670-2.
83. Galletti S, Oliva F, Masiero S, Frizziero A, Galletti R, Schiavone C, Salini V, Abate M. Sonoelastography in the diagnosis of tendinopathies: an added value. *Muscles Ligaments Tendons J*. 2016; 5 (4): 325-330. doi: 10.11138/mltj/2015.5.4.325.
84. Ooi CC, Schneider ME, Malliaras P, Jones D, Saunders S, McMahon A, Connell D. Sonoelastography of the Achilles Tendon: Prevalence and Prognostic Value Among Asymptomatic Elite Australian Rules Football Players. *Clin J Sport Med*. 2016; 26 (4): 299-306. doi: 10.1097/JSM.0000000000000265.

85. Fu S, Cui L, He X, Sun Y. Elastic Characteristics of the Normal Achilles Tendon Assessed by Virtual Touch Imaging Quantification Shear Wave Elastography. *J Ultrasound Med*. 2016; 35 (9): 1881-1887. doi: 10.7863/ultra.16.01052.
86. Brum J, Bernal M, Gennisson JL, Tanter M. In vivo evaluation of the elastic anisotropy of the human Achilles tendon using shear wave dispersion analysis. *Phys Med Biol*. 2014; 59 (3): 505-523. doi: 10.1088/0031-9155/59/3/505.
87. Zhu Y, Dong C, Yin Y, Chen X, Guo Y, Zheng Y, Shen Y, Wang T, Zhang X, Chen S. The role of viscosity estimation for oil-in-gelatin phantom in shear wave based ultrasound elastography. *Ultrasound Med Biol*. 2015; 41 (2): 601-609. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2014.09.028.
88. Mifsud T, Gatt A, Micallef-Stafrace K, Chockalingam N, Padhiar N. Elastography in the assessment of the Achilles tendon: a systematic review of measurement properties. *J Foot Ankle Res*. 2023; 16 (1): 23. doi: 10.1186/s13047-023-00623-1.
89. Berrigan WA, Cipriano K, Easley KA, Mautner K. Quantifying Mechanical Properties of the Patellar and Achilles Tendons Using Ultrasound Shear Wave Elastography: A Pilot Study. *Diagnostics (Basel)*. 2025; 15 (7): 879. doi: 10.3390/diagnostics15070879.
90. Alfuraih AM, Tan AL, O'Connor P, Emery P, Wakefield RJ. The effect of ageing on shear wave elastography muscle stiffness in adults. *Aging Clin Exp Res*. 2019; 31 (12): 1755-1763. doi: 10.1007/s40520-019-01139-0.
91. Albano D, Basile M, Gitto S, Messina C, Longo S, Fusco S, Snoj Z, Gianola S, Barger S, Castellini G, Sconfienza LM. Shear-wave elastography for the evaluation of tendinopathies: a systematic review and meta-analysis. *Radiol Med*. 2024; 129 (1): 107-117. doi: 10.1007/s11547-023-01732-4.
92. Schneebeil A, Falla D, Cescon C, Barbero M. Measurement of Achilles tendon loading using shear wave tensiometry: A reliability study. *Musculoskelet Sci Pract*. 2022; 62: 102665. doi: 10.1016/j.msksp.2022.102665.
93. Schneebeil A, Filardo G, Testa E, Riegger M, Falla D, Sangiorgio A, Cescon C, Soldini E, Barbero M. Shear Wave Tensiometry in the Evaluation of Achilles Tendon Loading: A Cross-Sectional Study on Conservatively Treated Tendons After Rupture. *J Foot Ankle Res*. 2025; 18 (2): e70047. doi: 10.1002/jfa2.70047.
94. Andarawis-Puri N, Flatow EL, Soslowsky LJ. Tendon Basic Science: Development, Repair, Regeneration, and Healing. *Journal of orthopaedic research: official publication of the Orthopaedic Research Society*. 2015; 33 (6): 780-784.

95. Dong Y, Sirli R, Ferraioli G, Sporea I, Chiorean L, Cui X, Fan M, Wang W.P, Gilja O.H, Sidhu P.S, et al. Shear wave elastography of the liver - Review on normal values. *Z. Für Gastroenterol.* 2017; 55, 153-166.
96. Chen L, Cheng Y, Zhou L, Zhang L, Deng X. Quantitative shear wave elastography compared to standard ultrasound (qualitative B-mode grayscale sonography and quantitative power Doppler) for evaluation of achillotendinopathy in treatment-naive individuals: A cross-sectional study. *Adv Clin Exp Med.* 2022; 31 (8) :847-854. doi:10.17219/acem/147878.
97. Mahieu NN, Witvrouw E, Stevens V, Van Tiggelen D, Roget P. Intrinsic risk factors for the development of achilles tendon overuse injury: a prospective study. *Am J Sports Med.* 2006; 34 (2): 226-135. doi: 10.1177/0363546505279918.
98. Hansen P, Bojsen-Moller J, Aagaard P, Kjaer M, Magnusson SP. Mechanical properties of the human patellar tendon, in vivo. *Clin Biomech (Bristol).* 2006; 21 (1): 54-58. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.07.008.
99. Radovanović G, Bohm S, Arampatzis A, Legerlotz K. In Achilles Tendinopathy the Symptomatic Tendon Differs from the Asymptomatic Tendon While Exercise Therapy Has Little Effect on Asymmetries-An Ancillary Analysis of Data from a Controlled Clinical Trial. *J Clin Med.* 2023; 12 (3): 1102. doi: 10.3390/jcm12031102.
100. Silbernagel KG, Thomeé R, Eriksson BI, Karlsson J. Continued sports activity, using a pain-monitoring model, during rehabilitation in patients with Achilles tendinopathy: a randomized controlled study. *Am J Sports Med.* 2007; 35 (6): 897-906. doi: 10.1177/0363546506298279.
101. Laurent D, Walsh L, Muaremi A, Beckmann N, Weber E, Chaperon F, Haber H, Goldhahn J, Klauser AS, Blauth M, Schieker M. Relationship between tendon structure, stiffness, gait patterns and patient reported outcomes during the early stages of recovery after an Achilles tendon rupture. *Sci Rep* 2020; 10, 20757.
102. Resona I9. Diagnostic Ultrasound System - Operator's Manual (Basic Volume). Shenzhen Mindray Bio-Medical Electronics Co., Ltd., Shenzhen 2023.
103. Główny Urząd Statystyczny. Rocznik Statystyczny Rzeczypospolitej Polskiej. GUS, Warszawa 2024.

104. Slane LC, Martin J, DeWal R, Thelen D, Lee K. Quantitative ultrasound mapping of regional variations in shear wave speeds of the aging Achilles tendon. *European Radiology*. 2017; 27 (2): 474-482.
105. Szajkowski S, Pasek J, Dwornik M, Zajączkowski M, Cieślak G. Are the mechanical properties of Achilles tendon altered in CrossFit athletes? Reliability and accuracy of myotonometry. *Acta Bioeng Biomech*. 2023; 25 (2): 103-113.
106. Corrigan P, Zellers JA, Balascio P, Silbernagel KG, Cortes DH, 2019. Quantification of mechanical properties in healthy Achilles tendon using continuous shear wave elastography: a reliability and validation study. *Ultrasound Med. Biol.* 2019; 45, 1574-1585.
107. Siddiqui R, Mriza EH, Javed R, Al-Qahtani M. Investigation of the Tissue Degenerative Impact of Increased BMI in Achilles Tendon via Strain Elastography and Finite Element Analysis. *Curr Med Imaging* 2023; 19, 587-595.
108. Kuervers EJ, Firminger CR, Edwards WB. Effect of knee angle and quadriceps muscle force on shear-wave elastography measurements at the patellar tendon. *Ultrasound Med Biol*. 2021; 47, 2167-2175.
109. Agladioglu K, Akkaya N, Gungor HR, Akkaya S, Ok N, Oz cakar L. Effects of Cigarette Smoking on Elastographic Strain Ratio Measurements of Patellar and Achilles Tendons. *Journal of ultrasound in medicine: official journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine*. 2016; 35 (11): 2431-2438.
110. Yoshida K, Itoigawa Y, Maruyama Y, Saita Y, Takazawa Y, Ikeda H, Kaneko K, Sakai T, Okuwaki T. Application of shear wave elastography for the gastrocnemius medial head to tennis leg. *Clin Anat*. 2017; 30 (1): 114-119. doi: 10.1002/ca.22788.
111. Ashton DM, Blaker CL, Hartnell N, Haubruck P, Hefferan SA, Little CB, Clarke EC. Challenging the perceptions of human tendon allografts: influence of donor age, sex, height, and tendon on biomechanical properties. *Am. J. Sports Med*. 2023; 51, 768-778.
112. Stenroth L, Peltonen J, Cronin NJ, Sipilä S, Finni T. Age-related differences in Achilles tendon properties and triceps surae muscle architecture in vivo. *J Appl Physiol*. 2012; 113 (10): 1537-1544. doi: 10.1152/japplphysiol.00782.2012.
113. Magnusson SP, Kjaer M. The impact of loading, unloading, ageing and injury on the human tendon. *J Physiol*. 2019; 597 (5): 1283-1298. doi: 10.1113/JP275450.

114. Ochala J, Frontera WR, Dorer DJ, Van Hoecke J, Krivickas LS. J Gerontol. Single skeletal muscle fiber elastic and contractile characteristics in young and older men. *A Biol Sci Med Sci*. 2007; (4): 375-381.
115. Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Effects of resistance and stretching training programmes on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Physiol*. 2002; 538 (Pt 1): 219-226. doi: 10.1113/jphysiol.2001.012703.
116. Arampatzis A, Karamanidis K, Albracht K. Adaptational responses of the human Achilles tendon by modulation of the applied cyclic strain magnitude. *J Exp Biol*. 2007; 210 (Pt 15) :2743-2753. doi: 10.1242/jeb.003814.
117. Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A. G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods*. 2007; 39 (2): 175-191. doi: 10.3758/bf03193146.
118. Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. Lawrence Erlbaum Associates, New York, USA 1998.
119. Melick N, Meddeler BM, Hoozeboom TJ, Nijhuis-van der Sanden MWG, van Cingel REH. How to determine leg dominance: The agreement between self-reported and observed performance in healthy adults. *PLoS One*. 2017; 12 (12): e0189876. doi: 10.1371/journal.pone.0189876.
120. Lawrence A. Benign joint hypermobility syndrome. *Indian J Rheumatol*. 2014; 9 (2): S33-S36. doi: 10.1016/j.injr.2014.09.009.
121. Nawrot A, Karolczak S, Jaworska J. *Encyklopedia - fizyka z astronomią*. GREG, Kraków 2013.
122. Moduł Kirchhoffa [w:] *Encyklopedia Powszechna*. PWN, Warszawa 2000.
123. Nowicki A. *Wstęp do ultrasonografii - podstawy fizyczne i instrumentacja*. Medipage, Warszawa 2010.
124. World Health Organization. Obesity and overweight [Internet]. Geneva: WHO; 2025 [cited dostę: 11.08.2025]. Available from: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/obesity-and-overweight>.
125. Stanisław A. *Przystępny kurs statystyki w oparciu o program STATISTICA PL na przykładach z medycyny*. Stat Soft Polska, Kraków 2007.
126. Koo TK, Li MY. A guideline of selecting and reporting Intraclass Correlation Coefficients for reliability research. *J Chiropr Med*. 2016; 15 (2): 155-163. doi: 10.1016/j.jcm.2016.02.012.

127. Ferguson GA, Takane Y. Analiza statystyczna w psychologii i pedagogice. PWN, Warszawa 2019.
128. Heerkens Y, Hendriks E, Oostendorp R. Assessment instruments and the ICF in rehabilitation and physiotherapy. *Med Rehabil.* 2006; 10 (3): 11-20.
129. King MT. A point of minimal important difference (MID): a critique of terminology and methods. *Expert Rev Pharmacoecon Outcomes Res.* 2011; 11 (2): 171-184. doi: 10.1586/erp.11.9.
130. Kasperczyk T., Walaszek R. Przydatność metod punktowania w ocenie wad postawy ciała. Wady postawy ciała u dzieci i młodzieży. Red. J. Nowotny. WSA Bielsko-Biała 2009.
131. Puszczałowska-Lizis E. Propozycja zakresów normatywnych dla wskaźników wysklepienia podłużnego i poprzecznego stóp dzieci w wieku 3 lat. Wydawnictwo Uniwersytetu Rzeszowskiego, Rzeszów 2018.
132. Puszczałowska-Lizis E. Assessment of the measurement reliability of plantography indexes. *PrzMed Uniw Rzesz Inst Leków.* 2010; 8 (2): 176-181.
133. Puszczałowska-Lizis E. Verification of the correctness in index choice in foot structure evaluation on the basis of research into the feet of women aged 20 to 27. *Med Rehabil.* 2011; 15 (2): 2-14.
134. Puszczałowska-Lizis E. Trafność doboru wskaźników do oceny ukształtowania stopy w świetle analizy czynnikowej. *Ortop Traumatol Rehab.* 2012; 14 (1): 61-70.
135. Szopa J., Mleczko E., Żak S. Podstawy antropomotoryki. PWN Warszawa 2000.
136. Czaprowski D, Pawłowska P, Gębicka A, Sitarski D, Kotwicki T. Intra- and interobserver repeatability of the assessment of anteroposterior curvatures of the spine using Saunders digital inclinometer. *Ortop Traumatol Rehabil.* 2012; 14 (2): 145-153. doi: 10.5604/15093492.992283.
137. Osiński W. Antropomotoryka. AWF, Poznań 2018.
138. Raczek J. Antropomotoryka. Teoria motoryczności człowieka w zarysie. PZWL, Warszawa 2010.
139. Hirayama K, Akagi R, Takahashi H. Reliability of ultrasound elastography for the quantification of transversus abdominis elasticity. *Acta Radiol Open.* 2015; 4 (9): 2058460115603420. doi: 10.1177/2058460115603420.

140. Chen XM, Cui LG, He P, Shen WW, Qian YJ, Wang JR. Shear wave elastographic characterization of normal and torn Achilles tendons: a pilot study. *J Ultrasound Med.* 2013; 32 (3): 449-455. doi: 10.7863/jum.2013.32.3.449.
141. Peltz CD, Haladik JA, Divine G, Siegal D, van Holsbeeck M, Bey MJ. ShearWave elastography: repeatability for measurement of tendon stiffness. *Skelet Radiol.* 2013; 42: 1151-1156.
142. Peltonen J, Cronin NJ, Stenroth L, Finni T, Avela J. Viscoelastic properties of the Achilles tendon in vivo. *Springerplus.* 2013; 2 (1): 212. doi: 10.1186/2193-1801-2-212.
143. Tanter M, Pernot M, Montaldo G, Gennisson J, Bavi E, Macé E, et al. Real time quantitative elastography using Supersonic Shear wave Imaging. *IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro, Rotterdam, Netherlands,* 2010; 276-279, doi: 10.1109/ISBI.2010.5490359.
144. Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Effects of viscoelastic properties of tendon structures on stretch-shortening cycle exercise in vivo. *J Sports Sci.* 2005; 23 (8): 851-860. doi: 10.1080/02640410400022029.
145. Turner J, Malliaras P, Goulis J, Mc Auliffe S. "It's disappointing and it's pretty frustrating, because it feels like it's something that will never go away." A qualitative study exploring individuals' beliefs and experiences of Achilles tendinopathy. *PLoS One.* 2020; 15 (5): e0233459. doi: 10.1371/journal.pone.0233459.
146. Ryu J, Jeong WK. Current status of musculoskeletal application of shear wave elastography. *Ultrasonography.* 2017; 36 (3): 185-197. doi: 10.14366/usg.16053.
147. Weinreb JH, Sheth C, Apostolakis J, McCarthy MB, Barden B, Cote MP, Mazzocca AD. Tendon structure, disease, and imaging. *Muscles Ligaments Tendons J.* 2014; 4 (1): 66-73.
148. Devis M, Lecouvet F, Lejeune T, Stoquart G. Shear wave elastography in the assessment of gastrocnemius spastic muscle elasticity: influences of ankle position and muscle contraction. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2025; 61 (1): 52-60. doi: 10.23736/S1973-9087.24.08733-1.
149. Lee Y, Kim M, Lee H. The Measurement of stiffness for major muscles with shear wave elastography and myoton: a quantitative analysis study. *Diagnostics (Basel).* 2021; 11 (3): 524. doi: 10.3390/diagnostics11030524.

150. Bertan H, Oncu J, Vanli E, Alptekin K, Sahillioglu A, Kuran B, Yilmaz F. Use of shear wave elastography for quantitative assessment of muscle stiffness after botulinum toxin injection in children with cerebral palsy. *J Ultrasound Med.* 2020; 39 (12): 2327-2337. doi: 10.1002/jum.15342.
151. Mathevon L, Michel F, Aubry S, Testa R, Lapole T, arnaudeau ILF, et al. Two-dimensional and shear wave elastography ultrasound: a reliable method to analyse spastic muscles? *Muscle Nerve.* 2018; 57: 222-228. doi: 10.1002/mus.25716.
152. Gao J, He W, Du LJ, Chen J, Park D, Wells M, Fowlkes B, O'Dell M. Quantitative ultrasound imaging to assess the biceps brachii muscle in chronic post-stroke spasticity: preliminary observation. *Ultrasound Med Biol.* 2018; 44 (9): 1931-1940. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2017.12.012.
153. Shams M, Karimi N, Vahedi M, Hakim PK, Zeinalkhani F, Rahnama L. Reliability of muscle stiffness measures in popliteus, medial and lateral gastrocnemius muscles by ultrasound shear wave elastography in participants with knee osteoarthritis accompanied by myofascial trigger points. *BMC Musculoskelet Disord.* 2024; 25 (1): 221. doi: 10
154. Zhou J, Lin Y, Zhang J, Si'tu X, Wang J, Pan W, Wang Y. Reliability of shear wave elastography for the assessment of gastrocnemius fascia elasticity in healthy individual. *Sci Rep.* 2022; 12 (1): 8698. doi: 10.1038/s41598-022-12786-1..1186/s12891-024-07351-y.
155. Nakamura M, Ikezoe T, Umegaki H, Kobayashi T, Nishisita S, Ichihashi N. Shear elastic modulus is a reproducible index reflecting the passive mechanical properties of medial gastrocnemius muscle belly. *Acta Radiol Open.* 2016; 5 (4): 2058460115604009. doi: 10.1177/2058460115604009.
156. Salavati M, Akhbari B, Ebrahimi Takamjani I, Ezzati K, Haghighatkhah H. Reliability of the Upper Trapezius Muscle and Fascia Thickness and Strain Ratio Measures by Ultrasonography and Sonoelastography in Participants With Myofascial Pain Syndrome. *J Chiropr Med.* 2017; 16 (4): 316-323. doi: 10.1016/j.jcm.2017.06.003.
157. Kelly JP, Koppenhaver SL, Michener LA, Proulx L, Bisagni F, Cleland JA. Characterization of tissue stiffness of the infraspinatus, erector spinae, and gastrocnemius muscle using ultrasound shear wave elastography and superficial

- mechanical deformation. *J Electromyogr Kinesiol.* 2018; 38: 73-80. doi: 10.1016/j.jelekin.2017.11.001.
158. Jeon M, Youn K, Yang S. Reliability and quantification of gastrocnemius elasticity at relaxing and at submaximal contracted condition. *Med Ultrason.* 2018; 20 (3): 342-347. doi: 10.11152/mu-1541.
 159. Wang X, Zhu J, Gao J, Hu Y, Liu Y, Li W, Chen S, Liu F. Assessment of ultrasound shear wave elastography within muscles using different region of interest sizes, manufacturers, probes and acquisition angles: an ex vivo study. *Quant Imaging Med Surg.* 2022; 12 (6): 3227-3237. doi: 10.21037/qims-21-1072.
 160. Sun Y, Ma C, Liang X, Wang R, Fu Y, Wang S, Cui L, Zhang C. Reproducibility analysis on shear wave elastography (SWE)-based quantitative assessment for skin elasticity. *Medicine (Baltimore).* 2017; 96 (19): e6902. doi: 10.1097/MD.00000000000006902.
 161. Kot BC, Zhang ZJ, Lee AW, Leung VY, Fu SN. Elastic modulus of muscle and tendon with shear wave ultrasound elastography: variations with different technical settings. *PLoS One.* 2012; 7 (8): e44348. doi: 10.1371/journal.pone.0044348.
 162. Cipriano KJ, Wickstrom J, Glicksman M, Hirth L, Farrell M, Livinski AA, Esfahani SA, Maldonado RJ, Astrow J, Berrigan WA, Piergies AMH, Hobson-Webb LD, Alter KE. A scoping review of methods used in musculoskeletal soft tissue and nerve shear wave elastography studies. *Clin Neurophysiol.* 2022; 140: 181-195. doi: 10.1016/j.clinph.2022.04.013.
 163. DeWall RJ, Slane LC, Lee KS, Thelen DG. Spatial variations in Achilles tendon shear wave speed. *J Biomech.* 2014; 47 (11): 2685-2692. doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.05.008.
 164. Cao W, Sun Y, Liu L, Wang Z, Wu JY, Qiu L, Wang YX, Yuan Y, Shen SF, Chen Q, Chen T, Zhang W, Wu CJ, Liu FX, Zhong SG, Chen L, Tong MH, Cui LG, Guo RJ. A Multicenter Large-Sample Shear Wave Ultrasound Elastographic Study of the Achilles Tendon in Chinese Adults. *J Ultrasound Med.* 2019; 38 (5): 1191-1200. doi: 10.1002/jum.
 165. Bouchet P, Gennisson JL, Podda A, Alilet M, Carrié M, Aubry S. Artifacts and Technical Restrictions in 2D Shear Wave Elastography. *Ultraschall Med.* 2020; 41 (3): 267-277. doi: 10.1055/a-0805-1099.

166. Deffieux T, Gennisson JL, Bercoff J, Tanter M. On the effects of reflected waves in transient shear wave elastography. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2011; 58 (10): 2032-5. doi: 10.1109/TUFFFC.2011.2052.
167. Payne C, Watt P, Cercignani M, Webborn N. Reproducibility of shear wave elastography measures of the Achilles tendon. *Skeletal Radiol*. 2018; 47 (6): 779-784. doi: 10.1007/s00256-017-2846-8.
168. Guralnik J, Bandeen-Roche K, Bhasin SAR, Eremenco S, Landi F, Muscedere J, Perera S, Reginster JY, Woodhouse L, Vellas B. Clinically Meaningful Change for Physical Performance: Perspectives of the ICFSR Task Force. *J Frailty Aging*. 2020; 9 (1): 9-13. doi: 10.14283/jfa.2019.33.
169. Mokkink LB, Boers M, van der Vleuten CPM, Bouter LM, Alonso J, Patrick DL, de Vet HCW, Terwee CB. COSMIN Risk of Bias tool to assess the quality of studies on reliability or measurement error of outcome measurement instruments: a Delphi study. *BMC Med Res Methodol*. 2020;20(1):293. doi: 10.1186/s12874-020-01179-5.
170. Turan A, Teber MA, Yakut ZI, Unlu HA, Hekimoglu B. Sonoelastographic assessment of the age-related changes of the Achilles tendon. *Med Ultrason*. 2015; 17 (1): 58-61. doi: 10.11152/mu.2013.2066.
171. Sobolewski EJ, Ryan ED, Thompson BJ, McHugh MP, Conchola EC. The influence of age on the viscoelastic stretch response. *J Strength Cond Res*. 2014; 28 (4): 1106-1112. doi: 10.1519/JSC.0000000000000326.
172. Ruan Z, Zhao B, Qi H, Zhang Y, Zhang F, Wu M, Shao G. Elasticity of healthy Achilles tendon decreases with the increase of age as determined by acoustic radiation force impulse imaging. *Int J Clin Exp Med*. 2015; 8 (1): 1043-1050.
173. Arda K, Ciledag N, Aribas BK, Aktas E, Köse K. Quantitative assessment of the elasticity values of liver with shear wave ultrasonographic elastography. *Indian J Med Res*. 2013; 137 (5): 911-915.
174. Capalbo E, Peli M, Stradiotti P. Sonoelastography of the distal third of the Achilles tendon in asymptomatic volunteers: correlation with anthropometric data, ultrasound findings and reproducibility of the method. *Radiol Med*. 2016; 121 (8): 667-674. doi: 10.1007/s11547-016-0642-5.
175. Suh CH, Kim SY, Kim KW, Lim YS, Lee SJ, Lee MG, Lee J, Lee SG, Yu E. Determination of normal hepatic elasticity by using real-time shear-wave elastography. *Radiology*. 2014; 271 (3): 895-900. doi: 10.1148/radiol.14131251.

176. Siu WL, Chan CH, Lam CH, Lee CM, Ying M. Sonographic evaluation of the effect of long-term exercise on Achilles tendon stiffness using shear wave elastography. *J Sci Med Sport*. 2016; 19 (11): 883-887. doi: 10.1016/j.jsams.2016.02.013.
177. Bohm S, Mersmann F, Marzilger R, Schroll A, Arampatzis A. Asymmetry of Achilles tendon mechanical and morphological properties between both legs. *Scand J Med Sci Sports*. 2015; 25 (1): e124-32. doi: 10.1111/sms.12242.
178. Roche AJ, Calder JD. Achilles tendinopathy: A review of the current concepts of treatment. *Bone Joint J*. 2013; 95-B(10): 1299-307. doi: 10.1302/0301-620X.95B10.31881.
179. Petrescu PH, Izvernariu DA, Iancu C, Dinu GO, Crişan D, Popescu SA, Şirli RL, Nistor BM, RăuŢia IC, Lăzureanu DC, Dema S, Prejbeanu IR, Sporea I. Evaluation of normal and pathological Achilles tendon by real-time shear wave elastography. *Rom J Morphol Embryol*. 2016; 57 (2 Suppl): 785-790.
180. Balaban M, Idilman IS, Ipek A, Ikiz SS, Bektaser B, Gumus M. Elastographic Findings of Achilles Tendons in Asymptomatic Professional Male Volleyball Players. *J Ultrasound Med*. 2016; 35 (12): 2623-2628. doi: 10.7863/ultra.15.11077.
181. Ooi CC, Schneider ME, Malliaras P, Counsel P, Connell DA. Prevalence of morphological and mechanical stiffness alterations of mid Achilles tendons in asymptomatic marathon runners before and after a competition. *Skeletal Radiol*. 2015; 44 (8): 1119-1127. doi: 10.1007/s00256-015-2132-6.
182. Miyasaka H, Ebihara B, Fukaya T, Kubota S, Mutsuzaki H. Relationship Between the Amount of Change in Echo Intensity and Young's Modulus of the Soleus Muscle After Ankle Fracture Surgery. *Cureus*. 2024; 16(10):e72624. doi: 10.7759/cureus.72624.
183. Suydam SM, Soulas EM, Elliott DM, Silbernagel KG, Buchanan TS, Cortes DH. Viscoelastic properties of healthy achilles tendon are independent of isometric plantar flexion strength and cross-sectional area. *J Orthop Res*. 2015; 33 (6): 926-931. doi: 10.1002/jor.22878.
184. Horner AM, Gonzalez FM, Gleason CN, Blackmon A, Faulkner E, Dyckman D, Umpierrez MB, Wong PK, Sharghi VK, Su P, Reiter DA. Characterizing microstructural and mechanical properties of dancer Achilles tendon using Ultrashort Echo Time MRI and Shear Wave Elastography Ultrasound. *J Orthop Res*. 2025; 43 (12): 2093-2101. doi: 10.1002/jor.70075.

STRESZCZENIE

Wstęp: Ścięgno Achillesa jest jedną z najbardziej wytrzymałych, ale również najczęściej ulegającą urazom struktur ciała człowieka. Jednym ze sposobów oceny elastyczności tkanek narządu ruchu jest elastografia fal ścinających, w której impuls akustyczny generuje przepływ fal poprzecznych i umożliwia ilościową ocenę prędkości fali ścinającej i modułu ścinania tkanek.

Cel pracy: Ocena rzetelności pomiarowej urządzenia Mindray Resona I9 i określenie wartości referencyjnych modułów elastyczności ścięgna Achillesa u zdrowych dorosłych kobiet i mężczyzn, z wykorzystaniem elastografii fal ścinających.

Materiał i metody: Badaniami objęto 300 osób w wieku 18-60 lat. Wykonano je w Klinice REHApunkt w Warszawie. Narzędziem badawczym było urządzenie Mindray Resona I9. Do analizy statystycznej wykorzystano test chi-kwadrat Pearsona (χ^2), test U-Manna Whitney'a, test t-Studenta, korelację rang Spearmana. Rzetelność badanych modułów oceniono obliczając współczynnik korelacji wewnątrzklasowej ICC. Kategorie sprężystości podłużnej, sprężystości poprzecznej i twardości ścięgna Achillesa wyodrębniono przy założeniu, że $\bar{x} \pm SD$ stanowi przeciętny przedział zmienności cechy.

Wyniki: Wartości ICC między badaniami I i II wynosiły 0,84-0,87 dla badacza I oraz 0,83-0,87 dla badacza II, natomiast między badaczami 0,64-0,78. U kobiet wartości normatywne modułu Younga dla prawej kończyny wyniosły od 62,02 do 83,16 kPa, a dla lewej od 60,10 do 80,88 kPa. U mężczyzn dla prawej kończyny dolnej od 62,53 do 84,37 kPa, a dla lewej od 62,72 do 82,46 kPa. Wartości normatywne modułu Kirchhoffa (G) u kobiet dla prawej kończyny dolnej tworzyły przedział 20,68-27,72 kPa, a dla lewej 20,03-26,97 kPa. U mężczyzn 20,84-28,12 kPa, a dla lewej 20,91-27,49 kPa. Wartości referencyjne prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w tkance (V_s) dla prawej kończyny donej tworzyły przedział 4,48-5,20 m/s, a dla lewej 4,40-5,12 m/s. U mężczyzn dla prawej kończyny dolnej 4,50-5,24 m/s, a dla lewej 4,51-5,19 m/s.

Wnioski: Dobra powtarzalność pomiarów przy użyciu urządzenia Mindray Resona I9 potwierdza możliwość wiarygodnego monitorowania zmian właściwości biomechanicznych ścięgna Achillesa oraz przydatność metody w diagnostyce klinicznej, ocenie efektów terapii i badaniach naukowych. Uzyskane zakresy normatywne mogą stanowić punkt odniesienia dla oceny prawidłowej sprężystości ścięgna Achillesa u zdrowych dorosłych.

Słowa kluczowe: moduł Younga, moduł Kirchhoffa, prędkość fali poprzecznej, kobiety, mężczyźni.

ABSTRACT

Introduction: The Achilles tendon is one of the strongest, yet also one of the most frequently injured structures in the human body. One method used to assess the elasticity of musculoskeletal tissues is shear wave elastography, in which an acoustic impulse generates shear wave propagation, enabling quantitative evaluation of shear wave velocity and tissue shear modulus.

Aim: Assessment of the measurement reliability of the Mindray Resona I9 device and determination of reference values for Achilles tendon elasticity moduli in healthy adult women and men using shear wave elastography.

Materials and Methods: The study included 300 participants aged 18-60 years and was conducted at the REHApunkt Clinic in Warsaw. The Mindray Resona I9 device was used as the research tool. Statistical analysis included Pearson's chi-square test (χ^2), the Mann-Whitney U test, Student's t-test, and Spearman's rank correlation. The reliability of the assessed moduli was evaluated using the intraclass correlation coefficient (ICC). Categories of longitudinal elasticity, transverse elasticity, and Achilles tendon stiffness were defined assuming that $\bar{x} \pm SD$ represents the average range of variability of the parameter.

Results: ICC values between examinations I and II ranged from 0.84 to 0.87 for examiner I and from 0.83 to 0.87 for examiner II, while inter-rater ICC values ranged from 0.64 to 0.78. In women, normative Young's modulus values for the right lower limb ranged from 62.02 to 83.16 kPa and for the left from 60.10 to 80.88 kPa. In men, the corresponding ranges were 62.53-84.37 kPa for the right lower limb and 62.72-82.46 kPa for the left. Normative Kirchhoff's modulus (G) values in women ranged from 20.68 to 27.72 kPa for the right lower limb and from 20.03 to 26.97 kPa for the left. In men, these values ranged from 20.84 to 28.12 kPa for the right and from 20.91 to 27.49 kPa for the left. Reference values of shear wave velocity (Vs) in the tissue ranged from 4.48 to 5.20 m/s for the right lower limb and from 4.40 to 5.12 m/s for the left in women. In men, Vs values ranged from 4.50 to 5.24 m/s for the right lower limb and from 4.51 to 5.19 m/s for the left.

Conclusions: Good repeatability of measurements obtained using the Mindray Resona I9 device confirms the reliability of monitoring changes in the biomechanical properties of the Achilles tendon and supports the usefulness of this method in clinical diagnostics, therapy outcome assessment, and scientific research. The obtained normative ranges may serve as a reference for evaluating normal Achilles tendon elasticity in healthy adults.

Key words: Young's modulus, Kirchhoff's modulus, shear wave velocity, women, men.

WYKAZ TABEL

Tab. 1. Wiek badanych osób

Tab. 2. Rozkład płci w badanych grupach

Tab. 3. Cechy budowy ciała badanych osób

Tab. 4. Zależność między płcią a częstością występowania nieprawidłowej masy ciała

Tab. 5. Porównanie wyników uzyskanych w badaniu I i II przez badacza I

Tab. 6. Związki wyników uzyskanych w badaniu I i II przez badacza I

Tab. 7. Wartości współczynników korelacji wewnątrzklasowej, błędu standardowego pomiaru i minimalnej wykrywalnej różnicy między wynikami badania I i badania II uzyskanych przez badacza I – ocena zgodności „*Intrarater*”

Tab. 8. Porównanie wyników uzyskanych w badaniu I i II przez badacza II

Tab. 9. Związki wyników uzyskanych w badaniu I i II przez badacza II

Tab. 10. Wartości współczynników korelacji wewnątrzklasowej, błędu standardowego pomiaru i minimalnej wykrywalnej różnicy między wynikami badania I i badania II uzyskanych przez badacza II – ocena zgodności „*Intrarater*”

Tab. 11. Porównanie wyników uzyskanych przez badacza I i badacza II

Tab. 12. Związki wyników uzyskanych przez badacza I i badacza II

Tab. 13. Wartości współczynników korelacji wewnątrzklasowej, błędu standardowego pomiaru i minimalnej wykrywalnej różnicy między wynikami badacza I i badacza II uzyskanymi w poszczególnych badaniach – ocena zgodności „*Interrater*”

Tab. 14. Międzyplciowe porównanie zmiennych określających sprężystość wzdłużną, poprzeczną i twardość ścięgna Achillesa prawej i lewej kończyny dolnej uzyskanych przez dwóch niezależnych badaczy w badaniu I

Tab. 15. Międzyplciowe porównanie zmiennych określających sprężystość wzdłużną, poprzeczną i twardość ścięgna Achillesa prawej i lewej kończyny dolnej uzyskanych przez dwóch niezależnych badaczy w badaniu II

Tab. 16. Związki zmiennych określających sprężystość (wzdłużną i poprzeczną) oraz twardość ścięgna Achillesa z wiekiem badanych kobiet i mężczyzn

Tab. 17. Związki zmiennych określających sprężystość (wzdłużną i poprzeczną) oraz ścięgna Achillesa z masą ciała badanych kobiet i mężczyzn

Tab. 18. Związki zmiennych określających sprężystość (wzdłużną i poprzeczną) oraz twardość ścięgna Achillesa z wysokością ciała badanych kobiet i mężczyzn

Tab. 19. Związki zmiennych określających sprężystość (wzdłużną i poprzeczną) oraz twardość ścięgna Achillesa ze wskaźnikiem BMI badanych kobiet i mężczyzn

Tab. 20. Porównanie uśrednionych wyników czterech pomiarów dla prawej i lewej kończyny dolnej

Tab. 21. Uśrednione wyniki 4 pomiarów zmiennych określających sprężystość wzdłużną, poprzeczną i twardość ścięgna Achillesa – kobiety

Tab. 22. Zakresy normatywne dla modułów sprężystości podłużnej, poprzecznej i twardości ścięgna Achillesa ustalone w oparciu o kryterium $x \pm SD$ u kobiet

Tab. 23. Częstość odchyleń od zakresów normatywnych dla modułów sprężystości podłużnej, poprzecznej i twardości ścięgna Achillesa ustalonych w oparciu o kryterium $x \pm SD$ podgrupach kobiet wyodrębnionych z uwagi na wiek

Tab. 24. Częstość odchyleń od zakresów normatywnych dla modułów sprężystości podłużnej, poprzecznej i twardości ścięgna Achillesa ustalonych w oparciu o kryterium $x \pm SD$ w całej badanej grupie kobiet

Tab. 25. Uśrednione wyniki 4 pomiarów zmiennych określających sprężystość wzdłużną, poprzeczną i twardość ścięgna Achillesa – mężczyźni

Tab. 26. Zakresy normatywne dla modułów sprężystości podłużnej, poprzecznej i twardości ścięgna Achillesa ustalone w oparciu o kryterium $x \pm SD$ u mężczyzn

Tab. 27. Częstość odchyleń od zakresów normatywnych dla modułów sprężystości podłużnej, poprzecznej i twardości ścięgna Achillesa ustalonych w oparciu o kryterium $x \pm SD$ u mężczyzn

Tab. 28. Częstość odchyleń od zakresów normatywnych dla modułów sprężystości podłużnej, poprzecznej i twardości ścięgna Achillesa ustalonych w oparciu o kryterium $x \pm SD$ w całej badanej grupie mężczyzn

WYKAZ RYCIN

Ryc. 1. Warstwa powierzchowna grupy tylnej mięśni goleni z widocznym ścięgnem Achillesa A - widok z tyłu; B – widok z boku [16]

Ryc. 2. Wykres Pareto statystyki t dla modułu Younga (E) kończyny dolnej prawej – kategorie: wiek i płeć (badacz I, badanie I)

Ryc. 3. Wykres Pareto statystyki t dla modułu Kirchhoffa (G) kończyny dolnej prawej – kategorie: wiek i płeć (badacz I, badanie I)

Ryc. 4. Wykres Pareto statystyki t dla prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance (Vs) kończyny dolnej prawej – kategorie: wiek i płeć (badacz I, badanie I)

Ryc. 5. Wykres Pareto statystyki t dla modułu Younga (E) kończyny dolnej lewej – kategorie: wiek i płeć (badacz I, badanie I)

Ryc. 6. Wykres Pareto statystyki t dla modułu Kirchhoffa (G) kończyny dolnej lewej – kategorie: wiek i płeć (badacz I, badanie I)

Ryc. 7. Wykres Pareto statystyki t dla prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance (Vs) kończyny dolnej lewej – kategorie: wiek i płeć (badacz I, badanie I)

Ryc. 8. Wykres Pareto statystyki t dla modułu Younga (E) kończyny dolnej prawej – kategorie: wiek i płeć (badacz II, badanie I)

Ryc. 9. Wykres Pareto statystyki t dla modułu Kirchhoffa (G) kończyny dolnej prawej – kategorie: wiek i płeć (badacz II, badanie I)

Ryc. 10. Wykres Pareto statystyki t dla prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance (Vs) kończyny dolnej prawej – kategorie: wiek i płeć (badacz II, badanie I)

Ryc. 11. Wykres Pareto statystyki t dla modułu Younga (E) kończyny dolnej lewej – kategorie: wiek i płeć (badacz II, badanie I)

Ryc. 12. Wykres Pareto statystyki t dla modułu Kirchhoffa (G) kończyny dolnej lewej – kategorie: wiek i płeć (badacz II, badanie I)

Ryc. 13. Wykres Pareto statystyki t dla prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance (Vs) kończyny dolnej lewej – kategorie: wiek i płeć (badacz II, badanie I)

Ryc. 14. Wykres Pareto statystyki t dla modułu Younga (E) kończyny dolnej prawej – kategorie: wiek i płeć (badacz I, badanie II)

Ryc. 15. Wykres Pareto statystyki t dla modułu Kirchhoffa (G) kończyny dolnej prawej – kategorie: wiek i płeć (badacz I, badanie II)

Ryc. 16. Wykres Pareto statystyki t dla prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance (Vs) kończyny dolnej prawej – kategorie: wiek i płeć (badacz I, badanie II)

Ryc. 17. Wykres Pareto statystyki t dla modułu Younga (E) kończyny dolnej lewej – kategorie: wiek i płeć (badacz I, badanie II)

Ryc. 18. Wykres Pareto statystyki t dla modułu Kirchhoffa (G) kończyny dolnej lewej – kategorie: wiek i płeć (badacz I, badanie II)

Ryc. 19. Wykres Pareto statystyki t dla prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance (Vs) kończyny dolnej lewej – czynniki: wiek i płeć (badacz I, badanie II)

Ryc. 20. Wykres Pareto statystyki t dla modułu Younga (E) kończyny dolnej prawej – kategorie: wiek i płeć (badacz II, badanie II)

Ryc. 21. Wykres Pareto statystyki t dla modułu Kirchhoffa (G) kończyny dolnej prawej – kategorie: wiek i płeć (badacz II, badanie II)

Ryc. 22. Wykres Pareto statystyki t dla prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance (Vs) kończyny dolnej prawej – czynniki: wiek i płeć (badacz II, badanie II)

Ryc. 23. Wykres Pareto statystyki t dla modułu Younga (E) kończyny dolnej lewej – kategorie: wiek i płeć (badacz II, badanie II)

Ryc. 24. Wykres Pareto statystyki t dla modułu Kirchhoffa (G) kończyny dolnej lewej – kategorie: wiek i płeć (badacz II, badanie II)

Ryc. 25. Wykres Pareto statystyki t dla prędkości rozchodzenia się fali poprzecznej w badanej tkance (Vs) kończyny dolnej lewej – kategorie: wiek i płeć (badacz II, badanie II)



Komisja ds. Etyki Badań Naukowych Uniwersytetu VIZJA

rozpatrzyła wniosek o realizację projektu pt.:

Ocena rzetelności pomiarowej urządzenia Mindray Reason i9 i określenie wartości referencyjnych sztywności ścięgna Achillesa przy użyciu elastografii fal ścinających u zdrowych osób dorosłych

złożony przez

mgr Dominik Szymański

i wniosek powyższy w dniu 08.08.2025r. zaakceptowała.

UNIwersYTET VIZJA
03-043 Warszawa, ul. Okopowa 59
REGON: 017290390, NIP: 5252206719

Dr Kacper Łukasiewicz
Przewodniczący Komisji

Nr. W006.16062025.P