



Larisa Šabec,
Žiga Kozinc

Uporabnost ultrazvočne elastografije v študijah na področju kineziologije in fizioterapije: primer iliotibialnega trakta in mišice tensor fasciae latae

Izvleček

Ultrazvočna elastografija je metoda, ki se čedalje več uporablja v kineziologiji in fizioterapiji za vrednotenje elastičnosti tkiv. Ta pregledni članek prikazuje možnost uporabe elastografije pri iliotibialnem traktu (ITB) in mišici tensor fasciae latae (TFL), strukturah, ki so ključne za biomehaniko spodnjega uda in pogosto povezane s poškodbami. Hkrati želimo s tem primerom opozoriti na nekatere pomembne metodološke dejavnike pri uporabi te metode. Sistematično iskanje člankov smo izvedli v podatkovnih zbirkah PubMed in PEDro, pri čemer smo glede na vnaprej določene vključitvene in izključitvene kriterije v končno analizo vključili 10 študij. Študije kažejo, da je elastografija strižnih valov potencialno uporabna metoda za merjenje togosti teh tkiv, pri čemer na rezultate pomembno vplivajo dejavniki, kot so usmeritev in pritisk ultrazvočne sonde, globina tkiva ter položaj preiskovanca. V sklopu našega pregleda literature je bila ena izmed analiziranih raziskav osredotočena na sindrom iliotibialnega trakta (ITBS). V njej so nakazali, da bi bila elastografija lahko uporabna metoda pri diagnostiki in spremljanju rehabilitacije ITBS, saj omogoča ocenjevanje mehanskih lastnosti tkiva in natančnejše sledenje spremembam med zdravljenjem. Raztezanje in miofascialno sproščanje z valjčkom sta pogosto uporabljeni metodi rehabilitacije, vendar njun vpliv na togost ITB ostaja nejasen. Elastografija omogoča kvantitativno oceno mehanskih lastnosti mehkih tkiv, kar ponuja možnosti za izboljšano diagnostiko in spremljanje rehabilitacije.

Ključne besede: elastografija strižnih valov, iliotibialni trakt, tensor fasciae latae, togost tkiva.



The usefulness of ultrasound elastography in studies in the field of kinesiology and physiotherapy: the case of the iliotibial tract and the tensor fascia lata muscle

Abstract

Ultrasound elastography is a method increasingly used in kinesiology and physiotherapy to assess tissue elasticity. This review article explores the potential application of elastography through the example of the iliotibial band (ITB) and the tensor fasciae latae (TFL) muscle, structures essential for lower limb biomechanics and frequently associated with injuries. At the same time, we want to use this example to highlight some important methodological factors in the use of this method. We conducted a systematic search of articles in the PubMed and PEDro databases, and based on predefined inclusion and exclusion criteria, we included 10 studies in the final analysis. Studies indicate that shear wave elastography is a potentially useful method for measuring the stiffness of these tissues, with factors such as transducer orientation and pressure, tissue depth, and patient positioning significantly affecting the results. As part of our literature review, one of the analyzed studies focused on iliotibial band syndrome (ITBS). It suggested that elastography could be a valuable tool for diagnosing and monitoring ITBS rehabilitation, as it allows for the assessment of tissue mechanical properties and more precise tracking of changes during treatment. Stretching and foam rolling are commonly used interventions, but their effect on ITB stiffness remains unclear. Elastography provides a quantitative assessment of the mechanical properties of soft tissues, offering opportunities for improved diagnostics and rehabilitation monitoring.

Keywords: shear wave elastography, iliotibial band, tensor fasciae latae, tissue stiffness.

■ Uvod

Ultrazvočna elastografija je tehnologija zajema slikanja, ki omogoča oceno elastičnosti tkiva. Prvič opisana je bila v devetdesetih letih prejšnjega stoletja, sprva *in vitro*, pozneje pa je postala orodje za slikanje *in vivo* (Gennisson idr., 2013). Gre za ultrazvočno metodo, ki omogoča kvalitativno vizualizacijo ali kvantitativne meritve mehanskih lastnosti tkiva (Garra, 2007; Hall, 2003). Elastografija temelji na načelu, da napetost, ki deluje na tkivo, povzroči spremembe, ki so odvisne od njegovih elastičnih lastnosti (Washburn idr., 2018). Youngov količnik (E) je fizikalna količina, ki opisuje razmerje med napetostjo in deformacijo v elastičnem območju materiala ter se uporablja za kvantitativno oceno togosti tkiv (Wells, 2013). Togost proučevanega tkiva se lahko oceni z analizo deformacij pod napetostjo ali s slikanjem strižnega mehanskega valovanja, saj je hitrost tega odvisna od togosti tkiva (Gennisson idr., 2013; Sigrist idr., 2017). Čeprav je bila v preteklosti za diagnostiko površinskih mehkih tkiv uporabljena palpacija, je zadnja leta čedalje bolj v uporabi elastografija strižnih valov, ki omogoča ocenjevanje mehanskih lastnosti tudi globlje ležečih tkiv. Vendar je prav globina merjenja tkiva omejitev te metode, saj se z večanjem globine zmanjšuje zanesljivost meritev (Almutairi idr., 2022; Sigrist idr., 2017).

Elastografija temelji na oceni Youngovega količnika in uporablja različne metode, pri katerih se za želeni rezultat na tkivo deluje z zunanjo silo (Gennisson idr., 2013; Ozturk idr., 2018). Tehnike, ki temeljijo na strižnih valovih, imajo prednost pred kvazistatičnimi tehnikami zaradi večje ponovljivosti in kvantitativne narave podatkov, saj temeljijo na merjenju hitrosti strižnih valov (HSV) v tkivu (Gennisson idr., 2013). Poznamo več vrst elastografije, odvisne so od vrste napetosti in metode zaznavanja sprememb v tkivu. Glavne tehnike so deformacijska elastografija (angl. Strain elastography), elastografija strižnih valov (angl. Shear wave elastography, ESV), prehodna elastografija (angl. Transient elastography) in elastografija z uporabo akustične radiacijske sile (angl. Acoustic radiation force elastography) (Drakonaki idr., 2012). Deformacijska elastografija, imenovana

tudi kompresijska elastografija ali sono-elastografija, temelji na nizkofrekvenčni kompresiji tkiva, pri čemer kompresijska sila povzroči raztezanje ali premik tkiva (De Zordo idr., 2009; Drakonaki idr., 2009; Park in Kwon, 2011). Elastografija z uporabo akustične radiacijske sile povzroči notranjo deformacijo tkiva z ultrazvočnim impulzom, pri čemer so ob manjši togosti premiki tkiva večji (Friedrich-Rust idr., 2012; Y. Li in Snedeker, 2011). ESV uporablja strižne valove, ki nastanejo pri interakciji ultrazvočnih valov s tkivom, in omogoča neposredno oceno elastičnosti brez zunanje kompresije (Bercoff idr., 2004). Prehodna elastografija je različica ESV, pri kateri zunanja sila povzroči vibracije v tkivu. Pri tem se meri HSV (Sandrin idr., 2003).

Namen našega pregleda literature je prikazati različne vrste elastografije ter njihovo uporabnost na področju športa, fizioterapije in kineziologije na primeru iliotibialnega trakta (ITB) in mišice tensor fasciae latae (TFL). Ta mišično-kitno-vezivni kompleks smo izbrali zaradi pomembne biomehanske vloge in razmeroma pogostih poškodb, kar nam omogoča celovito predstavitev različnih vidikov uporabe elastografije. ITB je del fascie latae in se pripenja na Gerdyjev tuberkel na lateralnem kondilu golenice. ITB je večkomponentna struktura z več plastmi, ki se pripenja na lineo aspero, kondil in pogačico prek lateralnega retinakula (Vieira idr., 2007). Njegove glavne funkcije vključujejo prenos sile iz kolka na koleno ter delovanje kot dinamični in statični stabilizator kolena (Hirschmann in Müller, 2015; Vieira idr., 2007). Pri čezmernih obremenitvah se lahko pojavi sindrom iliotibialnega trakta (ITBS), ki se kaže kot bolečina na lateralni strani kolena. Ta sindrom je pogost pri tekačih (1,6–14 %) (Gent idr., 2007; Lavine, 2010; van der Worp idr., 2012) in kolesarjih (12 %) (Ménard idr., 2020). Etiologija ITBS še ni povsem razjasnjena; domnevno sindrom nastane zaradi ponavljajočih se gibov upogiba in iztega, kar povzroča povečano napetost ITB in draženje tkiva (Fairclough idr., 2006; O'Keefe idr., 2009). Biomehansko lahko ITBS povzroči šibkost odmikalk kolka, kar poveča primik kolka pri obremenitvi (Fredericson idr., 2000; Noehren idr., 2007). To vodi v večjo obre-

menitev ITB in večjo kompresijo spodaj ležečih struktur. Skrajšani ITB prav tako prispeva k povečani kompresiji na lateralni strani kolena. Kritični kot upogiba kolena za nastanek ITBS naj bi bil 20–30°, kar pojasnjuje večjo pojavnost pri teku navzdol (Aderem in Louw, 2015; Fredericson in Wolf, 2005) in pri utrujenih tekačih (R. H. Miller idr., 2007). Dodatni dejavniki vključujejo pretirano everzijo stopala, povečane sile pri pristanku, razmerje moči med sprednjimi (kvadriceps) in zadnjimi stegenskimi mišicami (hamstring) ter večjo notranjo rotacijo kolena (Devan idr., 2004; Noehren idr., 2007). Diagnoza ITBS temelji na klinični oceni, pri kateri se prepozna občutljivost nad lateralnim epikondilom, ki se poslabša pri upogibu 30°. MRI pogosto potrjuje diagnozo z vidno odebelitvijo distalnega ITB (Hadeed in Tapscott, 2025; J. Li idr., 2021). V zadnjem času pa se čedalje pogosteje uporablja ultrazvočno slikanje, ki je široko dostopno, diagnostično natančno, cenovno ugodno in hitro izvedljivo (Arend, 2014; Jiménez Díaz idr., 2020). Potencial uporabnosti ultrazvočne elastografije se pri pojavnosti ITBS kaže pri možnostih zgodnje diagnostike, spremljanju napredka rehabilitacije in oceni učinkovitosti terapevtskih posegov.

Ultrazvočna elastografija ponuja pomembne aplikacije na področju kineziologije in fizioterapije, saj omogoča objektivno oceno mehanskih lastnosti mišično-kitnih struktur, kar je ključno za spremljanje patoloških sprememb, rehabilitacijo in optimizacijo vadbenih programov. Ker ima ta mišično-kitno-vezivni kompleks pomembno biomehansko vlogo in je pogosto povezan s poškodbami, se nam ponuja kot dober primer, prek katerega lahko prikažemo različne vidike uporabe elastografije ter njeno uporabnost v športni diagnostiki in rehabilitaciji.

■ Metode

Za pridobitev ustreznih člankov smo uporabili iskalni niz (»Tensor Fasciae Latae« OR »Iliotibial Band« OR »IT Band«) AND (»Ultrasound« OR »Elastography« OR »Shear Wave Elastography« OR »Ultrasound Imaging« OR »Stiffness« [title] OR »muscle stiffness« OR »tendon stiffness« OR »Tissue Elasticity« OR »Biomechanical

Properties« OR »Cross-Sectional Area«) v zbirkah podatkov PubMed. Poleg tega smo pregledali še zbirko podatkov PEDro, kjer smo iskali z iskalnimi izrazi iliotal band and ultrasound. Pregledani so bili tudi referenčni sezname vseh potencialno primernih člankov na temo ultrazvočne elastografije in ITBS, ki so bili ugotovljeni med iskanjem. Vse potencialne članke smo združili v seznam in odstranili dvojnike.

Z uporabljenim iskalnim nizom smo v zbirki PubMed pridobili 125 zadetkov. Raziskave smo omejili glede na datum objave (od leta 2015 naprej). 92 zadetkov smo pregledali po naslovih in povzetkih ter izločili zadetke, pri katerih so proučevali

pojav bolečin na drugih segmentih telesta in niso bili povezani z ITB ali TFL, tiste, ki niso uporabljali izbrane diagnostike (ultrazvočne elastografije), ter članke, ki niso bili tematsko povezani z našim iskanjem. Zadetki iz zbirke PEDro so bili odstranjeni zaradi podvajanja z zadetki iz zbirke PubMed. V povezavi s ciljem raziskovanja smo vključili članke, v katerih so: (a) proučevali ultrazvočno elastografijo, (b) proučevali ITB, mišico TFL ali pojav simptomov v tem predelu, (c) proučevali učinke različnih fizioterapevtskih ali kinezioloških intervencij v primerjavi z drugimi načini zdravljenja ali brez posega, (d) spremljali togost mišic ali tetiv. Vključene raziskave so bile randomizirane kontrolirane študije, inter-

vencijske študije s kontrolno skupino ali brez nje, izključeni pa so bili vsi sistematični pregledi literature, metaanalize in izvlečki konferenčnih prispevkov. Glede na vključitvene in izključitvene kriterije smo izključili neustrezne zadetke ter v končni pregled vključili 10 zadetkov.

■ Rezultati

V pregled je bilo vključenih 10 raziskav, ki so podrobneje predstavljene v Tabeli 1. V večjem deležu raziskav je uporabljen ESV. Na izbranem področju, tj. ITB in TFL, se proučuje predvsem HSV ter s tem togost izbranega tkiva.

Tabela 1:
Osnovne značilnosti vključenih raziskav

Avtor, leto	Vzorec, starost, karakteristike preiskovancev	Namen raziskave	Uporabljeni pripomočki	Mesto merjene togosti	Tipične vrednosti	Ključne ugotovitve
Besomi, Salomoni idr. (2021)	N = 15 Ž = 11, M = 4 31 (IQR: 27,36) let Tekachi brez bolečin	Ugotoviti, ali HSV ITB narašča z aktivnimi in pasivnimi statičnimi nalogami (počitek, kontrakcija, modificiran Oberjev test, stoja, padec medenice) ter med dinamično nalogo (premik teže), ugotoviti razlike med regijami ITB, ugotoviti spremembe po teku, določiti meddnevno zanesljivost.	Meritve izvedene z uporabo sistema (Aixplorer version 9; Supersonic Imagine) z linearnim pretvornikom (2–10 MHz)	Razdalja med spodnjim robom velikega trohantra in lateralnim epikondilom femurja je bila razdeljena na tri enake dolžine, označena sredina vsake regije. Enostranske meritve na dominantni nogi. Meritve izvedene pravokotno na vlakna ITB.	HSV (min-max [m/s]) v počitku: Distalno (4,3-11,7) Sredina (6,9-12,3) Proksimalno (5,8-12,9) Debelina ITB (Povprečje ± SD): Distalno 1,69 ± 0,04 Sredina 1,40 ± 0,03 Proksimalno 1,62 ± 0,07	V primerjavi s počitkom je bila HSV večja med kontrakcijo in Oberjevim testom v distalnem in srednjem regijah, večja pa za srednjo regijo pri stoji in padcu medenice. Med regijami ni bilo razlik. Po teku so opazili tendenco zmanjšanja HSV. V primerjavi z začetkom dinamične naloge je bila HSV večja ob koncu giba. Zanesljivost je bila zmerna do dobra za srednje območje pri stoječih nalogah (ICC = 0,68–0,84).
Besomi, Nava idr. (2021) such as the iliotal band (ITB)	N = 10 Ž = 4, M = 6 30 ± 4 leta Zdravi posamezniki	Ta študija je proučevala vpliv rotacije in nagiba ultrazvočnega pretvornika na HSV meritve ITB in ponovljivost znotraj merilnika. Meritve HSV v vzdolžni smeri.	Meritve HSV izvedene z uporabo sistema (Aixplorer version 9; Supersonic Imagine) z linearno sondo (2–10 MHz)	Meritve opravljene na dominantni nogi v srednjem delu ITB (polovična razdalja med spodnjim robom velikega trohantra in lateralnim epikondilom femurja) s pretvornikom, usmerjenim pod različnimi koti glede na smer vlaken ITB. Meritve v ležečem položaju v mirovanju, upogib kolena 20–30°.	HSV (povprečje [m/s] ± SD) longitudinalno: 10,5 ± 1,7 m/s prečno: 5,8 ± 2,4 m/s Debelina ITB (povprečje [mm] ± SD) Srednji del 1,3 ± 0,2 mm	HSV je bila največja, ko je bil pretvornik poravnat z vlakni ITB (vzdolžno: 10,5 ± 1,7 m/s), in najmanjša, ko je bil pravokoten (prečno: 5,8 ± 2,4 m/s). V primerjavi z vzdolžno poravnavo se je HSV zmanjšala značilno (p < 0,01), ko je bil pretvornik zavrt za 20° ali več. Ponovljivost znotraj ocenjevalca je bila odlična s povprečjem dveh meritev (ICC = 0,99, 95 % CI 0,95, 0,99; SEM = 0,31 m/s).
Klauser idr. (2022)	N = 28 ES = 14, M = 7, Ž = 7 ES: 32,6 ± 6,6 leta ES: posamezniki z ITBS KS = 14, M = 7, Ž = 7 KS: 26,1 ± 5,2 leta KS: zdravi posamezniki	Namen je bil oceniti togost ITB, GM in TFL z uporabo ESV.	Meritve izvedene z ultrazvočnim sistemom (Aixplorer Supersonic Imagine) z linearno sondo (18 MHz)	Meritve na treh mestih (proksimalno nad TFL (2 cm nad velikim trohanтром femurja), distalno (2 cm nad lateralnim epikondilom femurja). Meritve v ležečem položaju, kot kolka 140–150°, koleno 90°.	HSV ITB (povprečje ± SD) KS: 13,24 ± 2,24 m/s ES: 12,36 ± 2,92 m/s HSV TFL: KS 5,42 ± 2,25 m/s ES: 3,89 ± 1,92 m/s HSV GM: KS: 2,9 ± 0,95 m/s ES: 3,14 ± 1,73 m/s	HSV ITB je bila 12,8 m/s, GM je bila 3,02 m/s, TFL pa 5,42 m/s pri KS, 3,89 m/s pri ES. Ugotovljena je bila statistično pomembna razlika v KS v primerjavi z ES (p = 0,62).

Avtor, leto	Vzorec, starost, karakteristike preiskovancev	Namen raziskave	Uporabljeni pripomočki	Mesto merjene togosti	Tipične vrednosti	Ključne ugotovitve
Pepper idr. (2021) which may more directly affect the ITB. Shear wave ultrasound elastography (SWUE)	N = 30 SV = 10, M = 3, Ž = 7 SV: 27,1 ± 6,5 leta SR = 10, M = 4, Ž = 6 SR: 26,7 ± 8,6 leta KS = 10, M = 4, Ž = 6 KS: 24,5 ± 7,2 leta SV: valjčkanje ITB, (1 min valjčkanja, 30 s počitka, 5-krat) SR: raztezanje stoje, roki sklenjeni nad glavo, upogib trupa v eno stran (3-krat po 7 s max. kontrakcije, sledi 15 s raztezanja; 3-4-krat)	Namen je proučiti učinke valjčkanja in raztezanja iliotibialnega kompleksa na togost ITB pri primiku kolka za 0° in 10° ter pasivnega obsega giba primika kolka.	Meritve v z ultrazvočnim sistemom (Aixplorer SuperSonic Imagine)	Meritve Youngovega modula ITB na treh mestih: lateralni stranski del stegna, lateralni del stegna na višini zgornjega roba pogačice, TFL (na polovici med SIAS in velikim trohantrrom femurja). Meritve pri primiku kolka za 0° in 10°.	Togost v 0° primika (pred/po) (kPa) KS: Pogačica (257,9/247,3) Srednji del (218,1/216,6) TFL (24,4/25,3) RS: Pogačica (182,2/171,9) Srednji del (231,8/244,9) TFL (22,9/21,5) SV: Pogačica (233,0/ 232,5) Srednji del (283,1/ 259,3) TFL (23,3/25,3)	Za skupinske ali časovne razlike pri ITB niso našli pomembnih interakcij ali glavnih učinkov Youngovega modula na treh mestih merjenja. Togost ITB na sredini stegna in distalno se je povečala z 10-stopinjskim primikom, toda togost TFL se ni povečala. Glavni učinek na PROM primika – po intervenciji se je povečal za 0,8° (p = 0,02). Ena sama epizoda raztezanja in valjčkanja ne vpliva na kratkoročno togost ITB.
Mayer idr. (2020)	N = 40, zdravi posamezniki EA = 20; M = 10, Ž = 10 EA: 24,7 ± 2,3 leta EA = > 6 mesecev izkušenj z valjčkanjem, vsaj 15 minut/teden NEA = 20; M = 10, Ž = 10 NEA: 25,3 ± 3,6 leta	Namen je raziskati mišične in vezivno-tkivne odzive po valjčkanju pri rekreativnih športnikih z različnimi izkušnjami valjčkanja. Podatke o ITB, VLM in VIM so primerjali v različnih časovnih pogojih: mirovanje (t0), takoj po intervenciji (t1), po 30 minutah (t2), po 6 urah (t3), po 24 urah (t4). INTERVENCIJA: valjčkanje 45 s v sagitalni ravnini, 20 s počitka, 5 ponovitev	Meritve izvedene z ultrazvočnim sistemom (Acuson S2000)	Meritve na 2 regijah: – sredina lateralnega dela stegna (polovica razdalje med velikim trohantrrom in lateralnim kondilom femurja) za oceno VLM in VIM, – lateralni kondil femurja distalno (za ITB).	HSV ITB EA: t0 (5,87 ± 1,85 m/s) t1 (5,01 ± 1,55 m/s) t3 (5,16 ± 1,78 m/s) HSV ITB NEA: t1 (5,21 ± 1,54 m/s)	Pri EA je togost tkiva ITB pokazala znatno zmanjšanje za 13,2 % pri t1 (P = 0,01) in 12,1 % pri t3 (P = 0,02). Pri NEA so ugotovili 6,2-odstotno povečanje togosti pri t1, kar se ni pomembno razlikovalo od izhodišča (P = 0,16). V drugih časovnih točkah (obe skupini) niso ugotovili pomembnih sprememb togosti ITB.
Kim idr. (2020)	N = 44 M = 21, Ž = 23 4 skupine: MG = 11 MG = 23,7 ± 2,9 leta MN = 10 MN = 2,8 ± 2,7 leta WG = 10 WG = 21,4 ± 1,8 leta WN = 13 WN = 21,5 ± 1,9 leta Zdravi rekreativni športniki	Namen je pojasniti razlike med spoloma v deformaciji ITB med genu varum in normalnimi poravnanimi kolena v različnih položajih (N, KF, HA, AF, S).	Meritve togosti ITB izvedene z deformacijsko ultrazvočno elastografijo (HI VISION Preirus) z linearno sondo. Višje vrednosti razmerja deformacije pomenijo višjo togost tkiva.	Meritve opravljene na desni nogi. V skupino genu varum uvrščeni, če je ICD presegel 4 cm.	Razmerje deformacije ITB [I]: MG: N: 2,48 ± 0,75 KF: 5,61 ± 1,48* *WG (P = 0,04) in WN (P = 0,03) AF: 6,68 ± 1,43 S: 5,58 ± 2,46 MN: N: 2,35 ± 0,96 KF: 5,00 ± 1,54 AF: 5,82 ± 2,06 S: 3,50 ± 1,04 WG: N: 1,80 ± 0,52 KF: 4,08 ± 1,06 AF: 4,89 ± 1,83 S: 6,91 ± 1,69† †MW (P = 0,04) in MN (P = 0,005) WN: N: 1,91 ± 0,52 KF: 4,14 ± 0,95 AF: 3,87 ± 0,91† †MG (P = 0,001) in MN (P = 0,03) S: 4,42 ± 1,42	Med prenašanjem teže je WG (6,91 ± 1,69) pokazala večjo obremenitev kot skupina MN (3,50 ± 1,04, P = 0,005) in WN (4,42 ± 1,42, P = 0,048). Poleg tega so obstajale pomembne pozitivne korelacije med ICD in deformacijo ITB med nošenjem bremen (r = 0,315, P = 0,037).
Tateuchi idr. (2016)	N = 14 M = 7, Ž = 7 22,0 ± 1,0 leta Zdravi prostovoljci	Namen te študije je bil razjasniti dejavnike, ki prispevajo k povečanju togosti ITB, s proučevanjem razmerja med tridimenzionalnimi posturalnimi spremembami in togostjo ITB.	Uporaba ultrazvoka (Aixplorer, SuperSonic Imagine)	Meritve na nivoju zgornjega roba pogačice, v različnih položajih: NO, PT, AT, CD, CR, PR, AR.	Meritve strižnega modula [kPa]: NO: 12,6 ± 6,2 PT: 16,4 ± 9,9* AT: 8,9 ± 3,8* CD: 16,9 ± 9,0* CR: 9,5 ± 6,0* PR: 16,2 ± 7,3* AR: 12,3 ± 4,1	V primerjavi z običajnim stanjem stoje na eni nogi se je togost ITB znatno povečala v PT, CD in CR.

Avtor, leto	Vzorec, starost, karakteristike preiskovancev	Namen raziskave	Uporabljeni pripomočki	Mesto merjene togosti	Tipične vrednosti	Ključne ugotovitve
Tateuchi idr. (2015)	N = 16 Ž = 8, M = 8 21,9 ± 1,0 leta Zdravi prostovoljci	Namen te študije je bil razjasniti dejavnike, ki prispevajo k povečanju togosti ITB v primerjavi s togostjo ITB med stanji, v katerih se spremenijo kot, moment in mišična aktivnost kolčnega in kolenskega sklepa.	Uporaba ultrazvoka (Aixplorer, SuperSonic Imagine)	Meritve na dominantni nogi, na nivoju zgornjega roba pogačice, v različnih položajih: NO, Pdrop, PTdrop, Prise, PTrise.	Meritve strižnega modula [kPa]: NO 12,6 ± 6,2 Pdrop 14,7 ± 8,3 PTdrop 16,9 ± 9,0 Prise 10,2 ± 7,2 PTrise 9,5 ± 6,0	Togost ITB se je znatno povečala v drži z naklonom medenice in trupa proti kontralateralni strani stojne noge v primerjavi z vsemi drugimi pogoji (povečanje za približno 32 % v primerjavi s tistim med običajnim stanjem na eni nogi). Ta drža je povečala tako kot primika kolka in zunanji moment primika v kolčnem in kolenskem sklepu, čeprav se mišična dejavnost ni povečala.
Friede idr. (2020)	N = 28 ITBS = 14 KS = 14 ITBS: 32,6 ± 6,6 skupina ITBS: rekreativni tekači KS: 27,2 ± 6,6 KS: posamezniki brez bolečin	Namen je bil preveriti, ali ITBS povzroča prekomerna napetost ITB kot posledica odmikalk kolka in šibkosti zunanjega rotatorja kolka, ovrednotiti vpliv 6-tedenske fizioterapije pri togosti ITB.	Uporaba ultrazvoka (Aixplorer, SuperSonic Imagine) v sagitalni in frontalni ravnini, obe nogi.	Meritev togosti v distalnem delu ITB (2 cm proksimalno od lateralnega epikondila femurja), pa tudi v TFL (2 cm proksimalno od velikega trohantra stegenice v smeri SIAS) in GM (4,5 cm proksimalno od velikega trohantra stegenice). Meritev leže na hrbtu, kolčni sklep 140–150°, kolenski 90°.	HSV ITB pri ITBS [m/s]: Prej: 12,49 ± 2,97 Po: 14,17 ± 1,36	Ni statističnih razlik v togosti ITB med nogama in med posamezniki z ITBS in brez. Rezultati so pokazali znatno pomanjkanje moči odmikalk kolka, primikalk ter zunanjih in notranjih rotatorjev. Po šestih tednih fizioterapije je bila izboljšana mišična moč mišic kolka (vse smeri razen odmika), bolečina in funkcija spodnjih okončin. Vendar je bilo ugotovljeno, da se je togost ITB povečala v primerjavi z osnovnimi meritvami.
Umehara idr. (2015)	N = 20 (samo moški) 23,3 ± 1,6 leta Zdravi posamezniki	Namen te študije je bil raziskati učinke rotacije kolka in kota kolena na raztezek TFL med raztezanjem in vivo z uporabo ESV.	Uporaba ultrazvoka (Aixplorer, SuperSonic Imagine)	Meritve na desni nogi, kolk v položaju 0°, brez odmika in rotacij, koleno v polnem iztegu (mirovanje). Raztezek merjen v treh rotacijah kolka (nevtralna rotacija, max. notranja in max. zunanja rotacija), štirih kolenskih kotih (0°, 45°, 90°, 135°). Merilno mesto: srednja točka med SIAS in velikim trohantrinom femurja.	Meritve togosti TFL [kPa] glede na: Kot kolena in nevtralna rotacija kolka: 0°: 24,6 ± 8,0 45°: 30,2 ± 10,5 90°: 38,1 ± 11,0 135°: 38,4 ± 17,5 Kot kolena in notranja rotacija kolka: 0°: 26,8 ± 15,7 45°: 29,0 ± 11,1 90°: 38,1 ± 14,5 135°: 32,7 ± 12,9 Kot kolena in zunanja rotacija: 0°: 23,4 ± 9,2 45°: 29,2 ± 11,1 90°: 35,2 ± 12,1 135°: 35,2 ± 12,3	Analiza rezultatov je pokazala pomembnost kota kolena, ne pa tudi rotacije kolka. Strižni modul, ko je kot kolena 90° in 135°, je bil bistveno večji od tistih pri 0° in 45°. Rezultati kažejo, da ima dodajanje rotacije kolka v razteznem položaju s primikom kolka in izteg lahko manjši učinek na raztezek TFL, > 90° upogiba kolena lahko učinkovito podaljša TFL.

(LEGENDA: vzorec preiskovancev = N, moški = M, ženske = Ž; kontrolna skupina = KS; eksperimentalna skupina = ES; elastografija strižnih valov = ESV; hitrost strižnega valovanja = HSV; iliotibialni trakt = ITB, sindrom iliotibialnega trakta = ITBS, skupina z valjčkanjem = SV; skupina z raztezanjem = SR; športniki z izkušnjami valjčkanja = EA; športniki brez izkušenj z valjčkanjem = NEA; skupina moških z genu varum poravnava = MG; skupina moških z normalno poravnava = MN; skupina žensk z genu varum poravnava = WG; skupina žensk z normalno poravnava = WN; nevtralni položaj = N, upogib kolena = KF, primik kolka = HA, primik kolka in upogib kolena = AF, stoja = S; položaj stoje na eni nogi brez nagiba trupa ali medenice = NO; položaj 10° posteriornega nagiba medenice (izteg kolka) = PT; položaj 10° anteriornega nagiba medenice (upogib kolka) = AT; položaj 10° nagiba medenice na kontralateralno stran (primik kolka) = CD; položaj 10° dviga medenice na kontralateralni strani (odmik kolka) = CR; položaj posterioorne rotacije medenice na kontralateralni strani (zunanja rotacija kolka) = CR; položaj posterioorne rotacije medenice na kontralateralni strani (zunanja rotacija kolka) = PR; položaj anteriorne rotacije medenice na kontralateralni strani (notranja rotacija kolka) = AR; položaj 10° naklona medenice kontralateralno brez nagiba trupa = Pdrop; položaj 10° nagiba medenice kontralateralno z nagibom trupa kontralateralno = PTdrop; položaj 10° dviga medenice kontralateralno brez nagiba trupa = Prise; položaj 10° dviga medenice kontralateralno z nagibom trupa kontralateralno = PTrise; interkondilarna razdalja = ICD; spina iliaca anterior superior = SIAS, tensor fasciae latae = TFL; m. gluteus maximus = GM; m. vastus lateralis = VLM, m. vastus intermedius = VIM, pasivni obseg gibljivosti = PROM, statistično značilna povezava med skupinami = †, ‡ in *)

■ Temeljni uvidi v uporabnost elastografije

Besomi, Salomoni idr. (2021) so želeli z uporabo ESV meriti HSV na treh predelih ITB med različnimi nalogami. Primerjali so togost ITB med petimi statičnimi nalogami (počitek, kontrakcija, modificiran Oberjev test, stanje in padec/nagib medenice) ter eno dinamično nalogo (premik teže). Z ultrazvočno sondo so podali vrednosti glede povprečne debeline ITB in povprečne HSV med različnimi nalogami. Povprečna debelina ITB je 1,69 mm na distalnem delu, 1,40 mm v srednjem obsegu in 1,62 mm na proksimalnem delu trakta. V primerjavi s počitkom (HSV distalno 8,5 m/s; HSV srednji del 8,8 m/s) je bila med kontrakcijo ($MD = 2,8$ m/s, $p < 0,001$) in med Oberjevim testom ($MD = 2,3$ m/s, $p = 0,009$) v distalnem delu ITB izmerjena statistično značilno večja HSV. V srednjem delu ITB pa je bila HSV večja med kontrakcijo ($MD = 3,2$ m/s, $p < 0,001$), med Oberjevim testom ($MD = 2,8$ m/s, $p < 0,001$), pri stoju ($MD = 2,4$ m/s, $p = 0,006$) in padcu medenice ($MD = 2,5$ m/s, $p = 0,002$) (Besomi, Salomoni, idr., 2021). Kontrakcija in Oberjev test povečata napetost v ITB, s tem ITB pa si lahko razlagamo pojavnost ITBS pri tekačih. Položaj medenice in kolka med tekom namreč poveča togost v ITB (Tateuchi idr., 2015, 2016). Statističnih razlik v meritvah pred tekom in po njem niso odkrili. V primerjavi z meritvami v mirovanju (HSV distalno 8,5 m/s; HSV srednji del 8,8 m/s) je bila med kontrakcijo distalno ($MD = 2,9$ m/s, $p = 0,01$) in v srednjem delu ITB ($MD = 3,7$ m/s, $p < 0,001$) izmerjena statistično značilna večja HSV (Besomi, Salomoni, idr., 2021). Z meritvami je bila zaznana tendenca zmanjšanja HSV po teku, čeprav ta ni bila statistično značilna. Povezanost med togostjo in preobremenitvenimi poškodbami nakazuje, da zmanjšana togost slabo vpliva na obnovo mehanskih lastnosti tkiva, predvsem elastičnosti ter sposobnosti shranjevanja in sproščanja elastične energije. S tem je zmanjšan potencial za vračanje energije med ponavljajočimi se obremenitvami, kar lahko vpliva na učinkovitost gibanja z biomehanskega vidika, s tem pa je tudi tveganje za poškodbe večje.

Togost z uporabo ultrazvočne elastografije so ocenjevali tudi Klauser idr. (2022).

Namen raziskave je bil oceniti togost ITB, gluteus maximus (GM) in TFL z uporabo ESV. Togost ITB v srednjem delu v mirovanju je bila 12,8 m/s, togost GM pa 3,02 m/s. Višje vrednosti v primerjavi z nekaterimi prej omenjenimi raziskavami so verjetno posledica drugačnega položaja merjenja (kot kolena pri meritvah) in drugačne skupine merjencev. Med posamezniki z ITBS in zdravimi posamezniki ni bilo statistično pomembne razlike v togosti ITB. Meritve ITB so bile pri zdravih udeležencih $13,24 \pm 2,24$ m/s, pri posameznikih z bolečinami pa $12,36 \pm 2,92$ m/s ($p = 0,62$). Vrednosti HSV TFL so bile statistično značilno višje ($p = 0,002$, $r = 0,41$) pri zdravih udeležencih ($5,42 \pm 2,25$ m/s) v primerjavi z udeleženci z bolečino ($3,89 \pm 1,92$ m/s). Togost GM ni pokazala značilnih razlik med zdravimi posamezniki in pri tistih z bolečino ($p = 0,049$). Razlike v togosti TFL med zdravimi posamezniki in tistimi z bolečino lahko nakazujejo vpliv poškodbe ali preobremenitve na mehanske lastnosti tkiva. Večja togost pri zdravih udeležencih lahko kaže na večjo funkcionalnost mišično-vezivnega sistema, medtem ko lahko manjša togost pri udeležencih z bolečino kaže na zmanjšano elastičnost ali sposobnost mišice za shranjevanje elastične energije, kar bi lahko prispevalo k večji dovzetnosti za poškodbe. Poškodba ali kronična preobremenitev lahko povzroči zmanjšanje togosti, to pa vpliva na regeneracijo in funkcionalnost mišično-vezivnih struktur (Wilke idr., 2019).

■ Metodološki vidiki

Na izmerjeno togost ITB in TFL lahko vplivajo številni dejavniki, med drugim postavitev ultrazvočne sonde (Besomi, Nava idr., 2021). HSV je bila največja, ko je bila sonda poravnana vzdolžno glede na vlakna ITB (vzdolžno: $10,5 \pm 1,7$ m/s; prečno: $5,8 \pm 2,4$ m/s). Večja HSV je bil tudi med 10-stopinjsko rotacijo ($p < 0,001$). Ponovljivost znotraj ocenjevalca je bila v vzdolžni smeri s povprečjem dveh meritv dobra ($ICC = 0,99$, 95-% IZ: 0,95, 0,99; $SEM = 0,31$ m/s). HSV se pri ITB spreminja z orientacijo sonde, kar lahko razložimo z anizotropnimi lastnostmi ITB glede na glavno smer poteka vlaken. HSV je bila največja, ko je bila sonda poravnana z

ocenjeno smerjo vlaken ITB, in najmanjši, ko je bil pravokoten.

Umehara idr., (2015) so v svoji raziskavi z uporabo ESV proučevali tudi vpliv rotacije kolka in kota kolena na togost TFL, pri čemer so togost uporabili kot mero raztega. Raztezanje je bilo izvedeno pri maksimalnem primiku kolka in maksimalnem iztegu kolka v 12 različnih položajih, s tremi pogoji rotacije kolka (nevtralni položaj, notranji in zunanji) ter štirimi koti v kolenu (0° , 45° , 90° in 135°). Dodajanje rotacije kolka (v položaju primika in iztega kolka) doseže učinek podaljšanja TFL, ki pa je še večji z dodajanjem kota upogiba v kolenu ($> 90^\circ$). Napetost ITB v odvisnosti od položaja kota kolena so proučevali tudi Kim idr. (2020). Uporabili so ultrazvočno elastografijo v realnem času za meritve obremenitve ITB distalno pri prenašanju teže in za različne položaje: nevtralna drža, upogib kolena, primik kolka in primik kolka z upogibom kolena, za proučitev, ali obstajajo razlike med genu varum položajem kolena in normalno kolensko poravnavo.

Dejavnike, ki prispevajo k povečanju togosti ITB, so opisali Tateuchi idr. (2015). Primerjali so položaje, v katerih se spremenijo kot, moment ter mišična aktivnost kolčnega in kolenskega sklepa, kot možne dejavnike za povečanje napetosti ITB. Z uporabo ESV na ITB so pridobili podatke o elastičnosti ITB. Togost ITB se je znatno povečala v drži z naklonom medenice in trupa proti kontralateralni strani stojne noge v primerjavi z vsemi drugimi pogoji (povečanje je bilo 32-odstotno v primerjavi s tistim med običajnim stanjem na eni nogi). S to držo sta se povečala kot primika kolka ter zunanji moment primika v kolčnem in kolenskem sklepu, mišična aktivnost pa se pri tem ni povečala. Na povečano togost ITB vplivajo povečan moment primika ter kot v kolku in kolenu. Kot potencialni dejavnik za povečanje togosti ITB so predstavili tudi tridimenzionalne spremembe drže (Tateuchi idr., 2016). Kot merilo togosti ITB so izmerili modul strižne elastičnosti z uporabo ESV. V primerjavi s stojo na eni nogi se je togost ITB znatno povečala v posteriorno nagnjenem položaju medenice (tj. izteg kolka), kontralateralno spuščanjem položaju medenice (tj. primik kolka) in posteriorno zasukanem položaju medenice (tj. kolk v položaju zunanje rotacije).

Z meritvami so potrdili, da so pri ITBS (če se odkrijejo odstopanja) lahko primerne intervencije za zmanjšanje odstopanj v iztegu kolka, primiku in zunanji rotaciji.

■ Področje fizioterapevtskih in kinezioloških intervencij

Na področju fizioterapije in fizioterapevtskih intervencij je ultrazvočna elastografija uporabna za spremljanje vpliva intervencije na togost ITB. Friede idr. (2020) so raziskovali, ali ITBS povzroča prekomerna napetost ITB kot posledica šibkih odmikalk kolka in zunanjih rotatorjev. Meritve so pokazale, da med zdravimi posamezniki in posamezniki z ITBS ni statističnih razlik v napetosti ITB, po fizioterapevtski obravnavi pa je bila togost povečana (za 13,5 %, z $12,49 \pm 2,97$ m/s na $14,17 \pm 1,36$ m/s) v primerjavi s prvotnimi meritvami. Vezivno-tkivne odzive po valjčkanju (angl. Foam rolling) na togost tkiva med športniki, ki redno izvajajo valjčkanje, in tistimi, ki ga ne, so raziskovali Mayer idr. (2020). HSV so pridobili z elastosonografskimi meritvami v različnih časovnih obdobjih; in sicer takoj po izvedenem valjčkanju, 30 minut po vadbi, 6 ur po vadbi ter 24 ur po vadbi. Rezultati pri športnikih z izkušnjami v sproščanju tkiva so pokazali znatno (za 13,2 %) zmanjšanje togosti ITB takoj po vadbi (s 5,87 m/s na 5,01 m/s; $p \leq 0,01$) in 6 ur po vadbi (12,1 %) (z 5,87 m/s na 5,16 m/s; $p = 0,02$). Pri športnikih, ki z valjčkanjem nimajo izkušenj, so ugotovili 6,2-odstotno povečanje togosti takoj po vadbi, kar pa se ni pomembno razlikovalo od prvotnih meritev ($p = 0,16$). V drugih časovnih meritvah (po 30 minutah in 24 urah) ni bilo statističnih razlik v merjenju togosti ITB. Takojšnje učinke valjčkanja in raztezanja na togost ITB so raziskovali tudi Pepper idr. (2021). Z ultrazvočno elastografijo so spremljali togost ITB in TFL po raztezanju in valjčkanju. Ugotovili so, da se je togost na srednjem in distalnem delu ITB povečala z 10° primikom v kolčnem sklepu, na togost TFL pa položaj ni vplival. Glavni učinek intervencije so opazili pri pasivnem obsegu gibljivosti primika, kjer se je pasivni obseg giba po raztezanju povečal za $0,8^\circ$ ($p = 0,02$). Ugotovili so, da ena sama epizoda raztezanja ali valjčkanja ne vpliva na kratkoročno togost ITB.

■ Razprava

Povzeti članki obravnavajo vpliv različnih dejavnikov in intervencij, kot so raztezanje, valjčkanje, položaj sklepov in telesne aktivnosti na togost ITB. Vsi pregledani članki merijo togost tkiv z ESV prek ocenjene HSV (m/s) ali strižnega modula (kPa).

■ Zanesljivost

Besomi, Nava idr. (2021) ter Besomi, Salomoni idr. (2021) so izmerili zmerno zanesljivost in ponovljivost meritev ESV na srednjem delu ITB (ICC = 0,68–0,84). Na ponovljivost meritev vplivajo ocenjevalec (Miller idr., 2021), usmerjenost sonde (Vuorenmaa idr., 2022), strokovno znanje (Zhang idr., 2023), postopek izvedbe meritev (Dubois idr., 2015) in telesna sestava, predvsem podkožno maščobno tkivo, ki lahko oslabi širjenje ultrazvočnega signala, zlasti pri merjenju ITB v proksimalni regiji (Palmeri in Nightingale, 2011).

Pri proučevanju globokih posteriornih vratnih mišic so bile meritve ESV zmerno do visoko zanesljive znotraj ocenjevalca (ICC = 0,70–0,8) (Young idr., 2021). Raziskava Shimoyama idr. (2021) je pokazala dobro zanesljivost ultrazvočnih meritev z deformacijsko ultrazvočno elastografijo za m. trapezius (ICC = 0,67) ter visoko zanesljivost pri m. supraspinatus (ICC = 0,75). Večja je bila zanesljivost meritev za površinske mišice erector spinae kot za globlje mišice multifidus (Alfuraih idr., 2018; Blain idr., 2019). To so pripisali zavrtemu prenosu ultrazvočnega impulza do globljih struktur. Nedavna metaanaliza (Miller idr., 2021) je pokazala, da je zanesljivost znotraj ocenjevalca močnejša od zanesljivosti med ocenjevalci, pri čemer so bile meritve elastografije z ultrazvokom zmerno do visoko zanesljive (ICC = 0,5–0,9).

■ Dejavniki, ki vplivajo na izmerjeno togost ITBS ali TFL

Med pomembnimi dejavniki togosti je položaj sonde. Rezultati študij namreč kažejo, da se HSV spreminja z orientacijo sonde (Besomi, Nava idr., 2021). Podobno so občutljivost meritev HSV glede na ori-

entacijo sonde in tkivnih vlaken opisali Gennisson idr. (2010) ter Lee idr. (2012). Pri ocenjevanju mehanskih lastnosti tkiv je treba upoštevati, da vlakna potekajo v več smereh. Usmeritev sonde pod kotom 20° ali več glede na smer vlaken ITB lahko zmanjša HSV za 25–50 % v primerjavi s poravnavo sonde vzporedno z vlakni. Podobno je bilo ugotovljeno tudi na m. brachialis, m. biceps brachii ter na Ahilovi tetivi. Pri spremembi položaja sonde iz vzdolžne v prečno so se pri močnejših mišičnih kontrakcijah hitrosti zmanjšale (Brum idr., 2014; Deffieux idr., 2009; Gennisson idr., 2010). Mišično tkivo je izrazito anizotropno, kar pomeni, da so njegove mehanske lastnosti – vključno s širjenjem strižnih valov – močno odvisne od usmeritve glede na potek mišičnih vlaken. Strižni valovi se širijo najhitreje vzdolž vlaken, zato je za zagotovitev natančnih in ponovljivih meritev nujno, da se sonda poravnava v tej smeri. Upoštevanje anizotropije omogoča zanesljivejšo interpretacijo izmerjene hitrosti in izračunane togosti mišice tako v mirovanju kot med mišično aktivacijo. Standardizacija merilnih pogojev med preiskovanci zato omogoča boljšo primerljivost rezultatov ter povečuje njihovo diagnostično in raziskovalno vrednost.

Štiri vključene raziskave so proučevale vpliv sklepnih kotov in momentov na togost ITB (Kim idr., 2020; Tateuchi idr., 2015, 2016; Umehara idr., 2015). Togost ITB se poveča pri iztegu, primiku in zunanji rotaciji kolčnega sklepa ter večjem kotu upogiba kolena. Z uporabo enake merilne tehnike so podobne ugotovitve kot Tateuchi idr. (2015, 2016) dosegli Ot-suka idr. (2020).

■ Vpliv intervencij

Ugotovitve raziskav kažejo, da pri zdravih posameznikih ni pomembne spremembe v togosti ITB po valjčkanju ali raztezanju (Mayer idr., 2020; Pepper idr., 2021). Šesttedenski program fizioterapije pri posameznikih z ITBS, ki se je osredotočal na raztezanje in krepitev oslabljenih kolčnih mišic, ni vplival na togost ITB, vplival pa je na zmanjšanje bolečine, ki se pojavi pri ITBS (Friede idr., 2020). Študij s področja raziskovanja vpliva fizioterapevtskih intervencij na togost ITB primanjkuje.

Trenutne ugotovitve primerjanih raziskav kažejo, da valjčkanje ali raztezanje kratkoročno ne vplivata na togost ITB.

Raziskave kažejo, da je za zdravljenje ITBS učinkovito raztezanje ITB, lateralne fascije in m. gluteus medius (Lavine, 2010). Ker elastografija omogoča objektivno oceno mehanskih lastnosti tkiv, bi lahko prispevala k natančnejši analizi sprememb v elastičnosti ITB med razteznimi protokoli in po njih. Tri različne metode raztezanja so povzročile statistično značilne spremembe v dolžini ITB, pri čemer se je razteg z iztegnjenimi rokami nad glavo izkazal kot najučinkovitejši (Fredericson idr., 2002). V takšnih raziskavah bi z uporabo elastografije lahko pridobili podrobnejši vpogled v strukturne in mehanske spremembe tkiva, kar bi omogočilo boljšo primerjavo med različnimi tehnikami raztezanja. Prav tako so raziskave pokazale, da lahko miofascialno samosproščanje vpliva na elastičnost mišičnih struktur. Pri uporabi vibrostrižne manipulacije z orodjem je bila pri plesalcih zaznana povečana elastičnost kvadričepca, zmanjšana togost kvadričepca in ITB ter izboljšan pretok krvi, kar potrjujejo meritve termografije in algometrije (Gordon idr., 2018). Vendar pa termografske in algometrične meritve ne ponujajo neposrednega vpogleda v mehanske lastnosti tkiva, zato bi lahko elastografija dopolnila uveljavljene metode ter omogočila kvantitativno spremljanje sprememb v togosti in elastičnosti mišično-kitnih struktur po miofascialnih tehnikah.

■ Zaključek

Ultrazvočna elastografija se je izkazala kot uporabno orodje v kineziologiji in fizioterapiji za objektivno oceno mehanskih lastnosti mišično-kitnih struktur, kot sta ITB in mišica TFL. Pregled raziskav kaže, da lahko elastografija pomaga pri razumevanju biomehanskih lastnosti teh tkiv, njihovih odzivov na obremenitve in terapevtskih intervencij. Nekateri metodološki dejavniki, ki vplivajo na togost tkiva in so bili proučevani v vključenih raziskavah, so orientacija ultrazvočne sonde, sklepn kot in tehnika merilca. Kljub nekaterim metodološkim izzivom ima elastografija potencial za izboljšanje diagnostike in spremljanja rehabilitacije športnih poškodb.

■ Literatura

- Aderem, J. in Louw, Q. A. (2015). Biomechanical risk factors associated with iliotibial band syndrome in runners: a systematic review. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 16, 356. <https://doi.org/10.1186/s12891-015-0808-7>
- Alfuraih, A. M., O'Connor, P., Hensor, E., Tan, A. L., Emery, P. in Wakefield, R. J. (2018). The effect of unit, depth, and probe load on the reliability of muscle shear wave elastography: Variables affecting reliability of SWE. *Journal of Clinical Ultrasound: JCU*, 46(2), 108–115. <https://doi.org/10.1002/jcu.22534>
- Almutairi, F. F., Abdeen, R., Alyami, J. in Sultan, S. R. (2022). Effect of Depth on Ultrasound Point Shear Wave Elastography in an Elasticity Phantom. *Applied Sciences*, 12(13), Article 13. <https://doi.org/10.3390/app12136295>
- Arend, C. F. (2014). Sonography of the iliotibial band: spectrum of findings. *Radiologia Brasileira*, 47, 33–37. <https://doi.org/10.1590/S0100-39842014000100012>
- Bercoff, J., Tanter, M. in Fink, M. (2004). Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 51(4), 396–409. <https://doi.org/10.1109/tuffc.2004.1295425>
- Besomi, M., Nava, G. T. de A., van den Hoorn, W., Hug, F., Vicenzino, B. in Hodges, P. W. (2021). Influence of transducer orientation on shear wave velocity measurements of the iliotibial band. *Journal of Biomechanics*, 120, 110346. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110346>
- Besomi, M., Salomoni, S. E., Hug, F., Tier, L., Vicenzino, B. in Hodges, P. W. (2021). Exploration of shear wave elastography measures of the iliotibial band during different tasks in pain-free runners. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 50, 121–129. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2021.04.006>
- Blain, M., Bedretinova, D., Bellin, M.-F., Rocher, L., Gagey, O., Soubeyrand, M. in Creze, M. (2019). Influence of thoracolumbar fascia stretching on lumbar back muscle stiffness: A supersonic shear wave elastography approach. *Clinical Anatomy (New York, N.Y.)*, 32(1), 73–80. <https://doi.org/10.1002/ca.23266>
- Brum, J., Bernal, M., Gennisson, J. L. in Tanter, M. (2014). In vivo evaluation of the elastic anisotropy of the human Achilles tendon using shear wave dispersion analysis. *Physics in Medicine and Biology*, 59(3), 505–523. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/59/3/505>
- De Zordo, T., Lill, S. R., Fink, C., Feuchtner, G. M., Jaschke, W., Bellmann-Weiler, R. in Klausner, A. S. (2009). Real-time sonoelastography of lateral epicondylitis: comparison of findings between patients and healthy volunteers. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 193(1), 180–185. <https://doi.org/10.2214/AJR.08.2020>
- Deffieux, T., Montaldo, G., Tanter, M. in Fink, M. (2009). Shear wave spectroscopy for in vivo quantification of human soft tissues visco-elasticity. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 28(3), 313–322. <https://doi.org/10.1109/TMI.2008.925077>
- Devan, M. R., Pescatello, L. S., Faghri, P. in Anderson, J. (2004). A Prospective Study of Overuse Knee Injuries Among Female Athletes With Muscle Imbalances and Structural Abnormalities. *Journal of Athletic Training*, 39(3), 263–267.
- Drakonaki, E. E., Allen, G. M. in Wilson, D. J. (2009). Real-time ultrasound elastography of the normal Achilles tendon: reproducibility and pattern description. *Clinical Radiology*, 64(12), 1196–1202. <https://doi.org/10.1016/j.crad.2009.08.006>
- Drakonaki, E. E., Allen, G. M. in Wilson, D. J. (2012). Ultrasound elastography for musculoskeletal applications. *British Journal of Radiology*, 85(1019), 1435–1445. <https://doi.org/10.1259/bjr/93042867>
- Dubois, G., Kheireddine, W., Vergari, C., Bonneau, D., Thoreux, P., Rouch, P., Tanter, M., Gennisson, J.-L. in Skalli, W. (2015). Reliable protocol for shear wave elastography of lower limb muscles at rest and during passive stretching. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 41(9), 2284–2291. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2015.04.020>
- Fairclough, J., Hayashi, K., Toumi, H., Lyons, K., Bydder, G., Phillips, N., Best, T. M. in Benjamin, M. (2006). The functional anatomy of the iliotibial band during flexion and extension of the knee: implications for understanding iliotibial band syndrome. *Journal of Anatomy*, 208(3), 309–316. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2006.00531.x>
- Fredericson, M., Cookingham, C. L., Chaudhari, A. M., Dowdell, B. C., Oestreicher, N. in Sahrmann, S. A. (2000). Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 10(3), 169–175. <https://doi.org/10.1097/00042752-200007000-00004>
- Fredericson, M., White, J. J., Macmahon, J. M. in Andriacchi, T. P. (2002). Quantitative analysis of the relative effectiveness of 3 iliotibial band stretches. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(5), 589–592. <https://doi.org/10.1053/apmr.2002.31606>
- Fredericson, M. in Wolf, C. (2005). Iliotibial band syndrome in runners: innovations in treatment. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 35(5), 451–459. <https://doi.org/10.2165/00007256-200535050-00006>
- Friede, M. C., Klausner, A., Fink, C. in Csapo, R. (2020). Stiffness of the iliotibial band and associated muscles in runner's knee: Assessing the effects of physiotherapy through ultrasound shear wave elastography. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 45, 126–134. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.06.015>
- Friedrich-Rust, M., Romenski, O., Meyer, G., Dauth, N., Holzer, K., Grünwald, F., Kriener, S., Herrmann, E., Zeuzem, S. in Bojunga, J. (2012). Acoustic Radiation Force Impulse-Imaging for the evaluation of the thyroid gland: a limited patient feasibility study. *Ultrasonics*, 52(1), 69–74. <https://doi.org/10.1016/j.ultras.2011.06.012>
- Garra, B. S. (2007). Imaging and estimation of tissue elasticity by ultrasound. *Ultrasound Quarterly*, 23(4), 255–268. <https://doi.org/10.1097/ruq.0b013e31815b7ed6>

23. Gennisson, J.-L., Deffieux, T., Fink, M. in Tanter, M. (2013). Ultrasound elastography: Principles and techniques. *Diagnostic and Interventional Imaging*, 94(5), 487–495. <https://doi.org/10.1016/j.diii.2013.01.022>
24. Gennisson, J.-L., Deffieux, T., Macé, E., Montaldo, G., Fink, M. in Tanter, M. (2010). Viscoelastic and Anisotropic Mechanical Properties of in vivo Muscle Tissue Assessed by Supersonic Shear Imaging. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 36(5), 789–801. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2010.02.013>
25. Gordon, C.-M., Lindner, S. M., Birbaumer, N., Montoya, P., Ankney, R. L. in Andrasik, F. (2018). Self-Myofascial Vibro-Shearing: a Randomized Controlled Trial of Biomechanical and Related Changes in Male Breakdancers. *Sports Medicine – Open*, 4(1), 13. <https://doi.org/10.1186/s40798-018-0128-1>
26. Hadeed, A. in Tapscott, D. C. (2025). Iliotibial Band Friction Syndrome. V *StatPearls*. StatPearls Publishing. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK542185/>
27. Hall, T. J. (2003). AAPM/RSNA physics tutorial for residents: topics in US: beyond the basics: elasticity imaging with US. *Radiographics: A Review Publication of the Radiological Society of North America, Inc*, 23(6), 1657–1671. <https://doi.org/10.1148/rg.236035163>
28. Hirschmann, M. T. in Müller, W. (2015). Complex function of the knee joint: the current understanding of the knee. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 23(10), 2780–2788. <https://doi.org/10.1007/s00167-015-3619-3>
29. Jiménez Díaz, F., Gitto, S., Sconfienza, L. M. in Draghi, F. (2020). Ultrasound of iliotibial band syndrome. *Journal of Ultrasound*, 23(3), 379–385. <https://doi.org/10.1007/s40477-020-00478-3>
30. Kim, D. Y., Miyakawa, S., Fukuda, T. in Takemura, M. (2020). Sex Differences in Iliotibial Band Strain under Different Knee Alignments. *PM & R: The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation*, 12(5), 479–485. <https://doi.org/10.1002/pmrj.12255>
31. Klauser, A. S., de-Koekkoek, F., Schwabl, C., Fink, C., Friede, M. in Csapo, R. (2022). Intra-observer Assessment of Shear Wave Elastography in Tensor Fasciae Latae and Gluteus Maximus Muscle: The Importance of the Hip Abductor Muscles in Runners Knee Compared to Healthy Controls. *Journal of Clinical Medicine*, 11(13), Article 13. <https://doi.org/10.3390/jcm11133605>
32. Lavine, R. (2010). Iliotibial band friction syndrome. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 3(1–4), 18–22. <https://doi.org/10.1007/s12178-010-9061-8>
33. Li, J., Sheng, B., Qiu, L., Yu, F., Lv, F.-J., Lv, F.-R. in Yang, H. (2021). A Quantitative MRI investigation of the association between iliotibial band syndrome and patellofemoral malalignment. *Quantitative Imaging in Medicine and Surgery*, 11(7), 3209–3218. <https://doi.org/10.21037/qims-20-1101>
34. Li, Y. in Snedeker, J. G. (2011). Elastography: modality-specific approaches, clinical applications, and research horizons. *Skeletal Radiology*, 40(4), 389–397. <https://doi.org/10.1007/s00256-010-0918-0>
35. Mayer, I., Hoppe, M. W., Freiwald, J., Heiss, R., Engelhardt, M., Grim, C., Lutter, C., Huettel, M., Forst, R. in Hotfiel, T. (2020). Different Effects of Foam Rolling on Passive Tissue Stiffness in Experienced and Nonexperienced Athletes. *Journal of Sport Rehabilitation*, 29(7), 926–933. <https://doi.org/10.1123/jsr.2019-0172>
36. Ménard, M., Lacouture, P. in Domalain, M. (2020). ILIOTIBIAL BAND SYNDROME IN CYCLING: A COMBINED EXPERIMENTAL-SIMULATION APPROACH FOR ASSESSING THE EFFECT OF SADDLE SETBACK. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 15(6), 958–966. <https://doi.org/10.26603/ijsp.20200958>
37. Miller, T., Ying, M., Sau Lan Tsang, C., Huang, M. in Pang, M. Y. C. (2021). Reliability and Validity of Ultrasound Elastography for Evaluating Muscle Stiffness in Neurological Populations: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Physical Therapy*, 101(1), pzaa188. <https://doi.org/10.1093/ptj/pzaa188>
38. Noehren, B., Davis, I. in Hamill, J. (2007). ASB clinical biomechanics award winner 2006 prospective study of the biomechanical factors associated with iliotibial band syndrome. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 22(9), 951–956. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.07.001>
39. O'Keefe, S. A., Hogan, B. A., Eustace, S. J. in Kavanagh, E. C. (2009). Overuse Injuries of the Knee. *Magnetic Resonance Imaging Clinics of North America*, 17(4), 725–739. <https://doi.org/10.1016/j.mric.2009.06.010>
40. Otsuka, S., Shan, X., Yoshida, K., Yakura, T., Naito, M. in Kawakami, Y. (2020). Site dependent elastic property of human iliotibial band and the effect of hip and knee joint angle configuration. *Journal of Biomechanics*, 109, 109919. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109919>
41. Ozturk, A., Grajo, J. R., Dhyani, M., Anthony, B. W. in Samir, A. E. (2018). Principles of ultrasound elastography. *Abdominal radiology (New York)*, 43(4), 773–785. <https://doi.org/10.1007/s00261-018-1475-6>
42. Palmeri, M. L. in Nightingale, K. R. (2011). What challenges must be overcome before ultrasound elasticity imaging is ready for the clinic? *Imaging in medicine*, 3(4), 433–444. <https://doi.org/10.2217/iim.11.41>
43. Park, G.-Y. in Kwon, D. R. (2011). Application of real-time sonoelastography in musculoskeletal diseases related to physical medicine and rehabilitation. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 90(11), 875–886. <https://doi.org/10.1097/PHM.0b013e31821a6f8d>
44. Pepper, T. M., Brismée, J.-M., Jr, P. S. S., Kapila, J., Seeber, G. H., Huggins, C. A. in Hooper, T. L. (2021). The Immediate Effects of Foam Rolling and Stretching on Iliotibial Band Stiffness: A Randomized Controlled Trial. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 16(3), 651–661. <https://doi.org/10.26603/001c.23606>
45. Sandrin, L., Fourquet, B., Hasquenoph, J.-M., Yon, S., Fournier, C., Mal, F., Christidis, C., Ziol, M., Poulet, B., Kazemi, F., Beaugrand, M. in Palau, R. (2003). Transient elastography: a new noninvasive method for assessment of hepatic fibrosis. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 29(12), 1705–1713. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2003.07.001>
46. Sigrist, R. M. S., Liao, J., Kaffas, A. E., Chammas, M. C. in Willmann, J. K. (2017). Ultrasound Elastography: Review of Techniques and Clinical Applications. *Theranostics*, 7(5), 1303–1329. <https://doi.org/10.7150/thno.18650>
47. Tateuchi, H., Shiratori, S. in Ichihashi, N. (2015). The effect of angle and moment of the hip and knee joint on iliotibial band hardness. *Gait & Posture*, 41(2), 522–528. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.12.006>
48. Tateuchi, H., Shiratori, S. in Ichihashi, N. (2016). The effect of three-dimensional postural change on shear elastic modulus of the iliotibial band. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 28, 137–142. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.04.006>
49. Umehara, J., Ikezoe, T., Nishishita, S., Nakamura, M., Umegaki, H., Kobayashi, T., Fujita, K. in Ichihashi, N. (2015). Effect of hip and knee position on tensor fasciae latae elongation during stretching: An ultrasonic shear wave elastography study. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 30(10), 1056–1059. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.09.007>
50. Vieira, E. L. C., Vieira, E. Á., Silva, R. T. da, Berlefein, P. A. dos S., Abdalla, R. J. in Cohen, M. (2007). An Anatomic Study of the Iliotibial Tract. *Arthroscopy*, 23(3), 269–274. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2006.11.019>
51. Vuorenmaa, A. S., Siitama, E. M. K. in Mäkelä, K. S. (2022). Inter-operator and inter-device reproducibility of shear wave elastography in healthy muscle tissues. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 23(9), e13717. <https://doi.org/10.1002/acm.2.13717>
52. Washburn, N., Onishi, K. in Wang, J. H.-C. (2018). Ultrasound elastography and ultrasound tissue characterisation for tendon evaluation. *Journal of Orthopaedic Translation*, 15, 9–20. <https://doi.org/10.1016/j.jot.2018.06.003>
53. Wells, R. G. (2013). Tissue Mechanics and Fibrosis. *Biochimica et biophysica acta*, 1832(7), 884–890. <https://doi.org/10.1016/j.bbdis.2013.02.007>
54. Wilke, J., Vleeming, A. in Wearing, S. (2019). Overuse Injury: The Result of Pathologically Altered Myofascial Force Transmission? *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 47(4), 230. <https://doi.org/10.1249/JES.0000000000000205>
55. Zhang, Z., Wang, H., Ding, X. in He, S. (2023). Immersion ultrasound improves the repeatability of shear-wave elastography for measuring median nerve elasticity. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 18(1), 618. <https://doi.org/10.1186/s13018-023-04097-6>

Larisa Šabe

Dipl. Fizioterapevtka
97230432@student.upr.si