



UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI
FAKULTET
DEPARTMAN ZA FIZIKU



Ultrazvuk u terapiji sportskih povreda

- master rad -

Mentor: Dr Olivera Klisurić

Kandidat: Luka Tanasijin

Novi Sad, 2012

Ovaj rad nastao je kao rezultat stečenog teorijskog i praktičnog znanja tokom studiranja na Prirodno-matematičkom fakultetu.

Srdačno se zahvaljujem mentoru, Doc. dr Klisurić Oliveri, kao i Doc. dr Stojanović Maji i Doc. dr Barak Ottu koji su uz stručne i pozitivne sugestije, ukazivanjem na greške i njihovim korigovanjem pomogli bržoj izradi ovog rada.

Nadam se da će ovaj rad moći da posluži kao vodič ili eventualni priručnik budućim generacijama Prirodno-matematičkog i srodnih fakulteta kao i svima kojima je obrađena tema centar interesovanja.

Novi Sad, 30. avgust 2012. godine

Luka Tanasijin

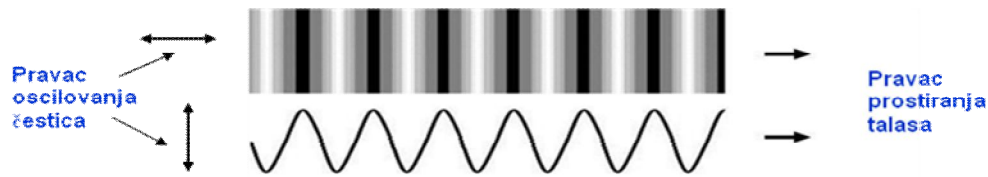
Sadržaj

1. UVOD	4
1.1. Interakcija ultrazvuka sa materijalom sredinom	5
1.2. Generisanje ultrazvuka	7
1.3. Ultrazvučna dijagnostika	8
1.4. Osnovne karakteristike i fokusiranje ultrazvučnog snopa	11
2. TERAPIJSKI ULTRAZVUK	13
2.1. Istorijski pregled	13
2.2. Način primene ultrazvuka u fizikalnoj terapiji.....	13
2.3. Mehanizam delovanja ultrazvuka u fizikalnoj terapiji	16
2.4. Metode primene ultrazvuka u terapiji.....	17
2.5. HIFU- High Intensity Focused Ultrasound.....	19
2.5.1. Upotreba HIFU-a sa ultrazvukom za oslikavanje	20
2.5.2. Primena HIFU-a	20
2.5.3. Fokusiranje i određivanje ciljane tačke kod HIFU-a.....	21
3. ULTRAZVUČNA DIJAGNOSTIKA SPORTSKIH POVREDA.....	24
3.1. Mišići.....	24
3.2. Tetive.....	26
3.3. Sluzne kese (Bursae synoviales)	26
4. PRIMENA ULTRAZVUKA U TERAPIJI SPORTSKIH POVREDA	28
ZAKLJUČAK.....	29
LITERATURA	30
BIOGRAFIJA	31
KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA	32
KEY WORDS DOCUMENTATION	33

1. UVOD

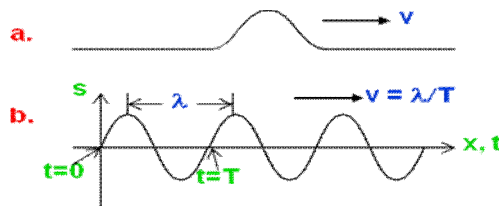
Talasno kretanje predstavlja kretanje poremećaja, odnosno oscilacije koje prenose energiju kroz posmatranu sredinu bez transporta supstancije. Ukoliko one izazivaju promene u materijalnoj sredini, poput vode, vazduha i čvrstih tela, nazivaju se *mehanički talasi*. Pored mehaničkih postoje i *elektromagnetni talasi* u koje spadaju: svetlosni talasi, radiotalasi, ultraljubičasti i infracrveni talasi. Oni predstavljaju periodičnu promenu električnog polja koja je praćena promenom magnetnog polja i za njihovo prostiranje nije potrebna materijalna sredina.

Mehanički talasi nastaju prenošenjem oscilacija sa jedne na drugu česticu u određenom pravcu. Oni mogu biti *longitudinalni* - ukoliko se pravac oscilovanja čestica poklapa sa pravcem prostiranja talasa i *transverzalni* - kada je oscilovanje čestica normalno na pravac prostiranja talasa. Za transverzalne talase je karakteristično da se prostiru samo kroz čvrsta tela [Slika 1.1.].



Slika 1.1. Prikaz zvučnog talasa

Talas se može javiti kao izolovani poremećaj koji se u vidu pulsa kreće kroz posmatranu sredinu pa se naziva *pulsni talas* [Slika 1.2.a.] ili se prostire periodično u toku nekog vremena i tada se naziva *kontinuirani talas* [Slika 1.2. b.]. Dakle, kontinuirani talasi se periodično ponavljaju u prostoru i vremenu.



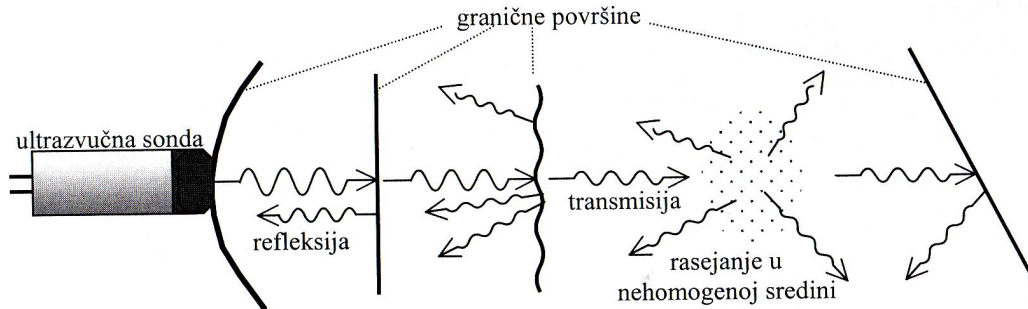
Slika 1.2. Prikaz pulsnog (a.) i kontinuiranog talasa (b.)

Zvučni talasi predstavljaju mehaničke longitudinalne talase. Oni se prostiru kroz sva agregatna stanja materijalne sredine (čvrstu, tečnu i gasovitu). Ljudsko uho osetljivo je na zvučne talase čiji je frekventni opseg 20-20 000 Hz i naziva se opseg čujnosti. Zvučni talasi ispod ovog opsega pripadaju oblasti *infrazvuka*, dok talasi iznad pomenutog frekventnog opsega pripadaju oblasti *ultazvuka*.

Ultrazvučni talasi se karakterišu velikom energijom, koja raste sa porastom frekvencije. Rečeno je da se kroz materijalnu sredinu zvuk širi predajom mehaničke energije od čestice do čestice. Pri tome čestice osciluju oko svog ravnotežnog položaja. U medicini nas pre svega zanima longitudinalni način širenja talasa jer se u mekim tkivima talasi uglavnom šire na taj način.

1.1. Interakcija ultrazvuka sa materijalnom sredinom

U interakciji ultrazvučnih talasa sa sredinom kroz koju prolaze dolazi do različitih efekata: *refleksije, transmisije i rasejanja* ultrazvučnih talasa [Slika 1.3.].



Slika 1.3. Efekti interakcije ultrazvuka sa materijalnom sredinom

Ultrazvuk se, budući da je mehanički talas, karakteriše određenom amplitudom i frekvencijom, a intenzitet ultrazvuka je srazmeran kvadratu amplitude i frekvencije:

$$I = \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot v \cdot A^2 \cdot \omega^2 = Z \cdot A^2 \cdot \omega^2$$

Snop ultrazvučnog talasa koji se šalje u unutrašnjost tela ograničen je i po širini i po dubini prodiranja. Osim toga, delovi organizma kroz koje se prostire talas ne predstavljaju idealnu materijalnu sredinu i apsorbuju samo deo ultrazvučne energije koja može imati pozitivne efekte (ultrazvučna terapija).

Pri prolazanju ultrazvuka kroz homogenu sredinu dolazi do slabljenja njegovog intenziteta, koji se karakteriše *koeficijentom atenuacije* α i odvija se po eksponencijalnom zakonu:

$$I = I_0 \cdot e^{-2 \cdot \alpha \cdot d}$$

gde je I_0 početni intenzitet ultrazvuka, a d udaljenost od ultrazvučnog izvora.

Pri širenju ultrazvučnog snopa, odnosno njegovoj divergenciji, dolazi do preraspodele energije od centra ka periferiji, što dovodi do slabljenja ultrazvučnog snopa po centralnoj osi. Za tačkasti izvor intenzitet opada sa kvadratom rastojanja. Ako se u sredini kroz koju se kreće ultrazvučni talas nalaze i neke nehomogenosti, dolazi do rasejavanja snopa, što dodatno slabi njegov intenzitet i utiče na kvalitet fokusiranja u tkivima.

Ukoliko je koeficijent atenuacije veći, veće je i slabljenje ultrazvuka, odnosno njegov domet je manji. Domet ultrazvuka zavisi i od frekvencije. Ultrazvuk veće frekvencije će se više apsorbovati, pa će mu domet biti manji. Apsorpcija u mekim tkivima raste približno linearno sa frekvencijom u području 0,5-10 MHz.

U Tabeli 1. date su vrednosti koeficijenta atenuacije pri frekvenciji od 1MHz za neke organe i tkiva. Ovi podaci su dobijeni merenjem i eksperimentima koji su pokazali postojanje maksimuma apsorpcije pri frekvenciji između 2-5 MHz.

Tabela 1. Vrednosti koeficijenta atenuacije pri frekvenciji od 1MHz za neke organe i tkiva

Tkivo	α [dB/cm] pri 1 MHz
Mozak	0,096
Srce	0,010
Bubreg	0,010
Jetra	0,076
Mišićno tkivo	0,070
Testis	0,049
Krv	0,020
Masno tkivo	0,030

Za pregled dubokih struktura u organizmu koristi se ultrazvuk niže frkvencije - 3,5 Hz, a za pregled plitkih struktura, kao što su dojka ili štitna žlezda, frekvencije 5 MHz ili 7,5 MHz.

Kada ultrazvuk naiđe na granicu dveju homogenih sredina različitih akustičnih impedanci, deo ultrazvučnog snopa će se vratiti u sredinu iz koje dolazi (refleksija), dok će drugi deo preći u drugu sredinu (transmisija). Odnos reflektovanog i transmitovanog dela talasa će zavisiti od odnosa akustičnih impedanci. Sa povećanjem razlike ovih impedanci povećava se energija reflektovanog dela, a smanjuje energija transmitovanog dela snopa. Pri tome, *koeficijent refleksije R* predstavlja odnos reflektovane i upadne energije, dok *koeficijent transmisije T* predstavlja odnos upadne i transmitovane energije. Zbir ovih koeficijenata mora biti jednak jedinici : $R+T=1$, što pokazuje da pri povećanju jednog od koeficijenata dolazi do smanjenja drugog koeficijenta.

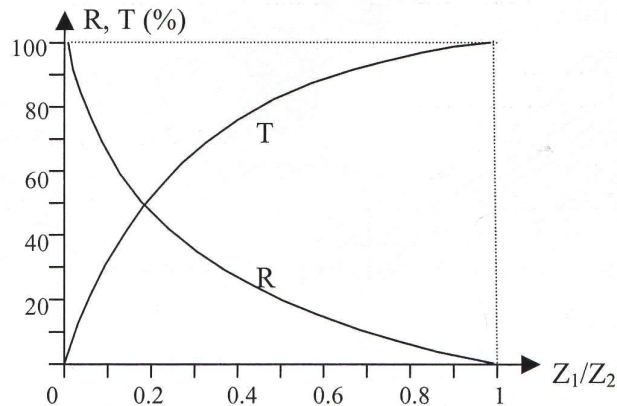
Odnos amplituda reflektovanog, odnosno transmitovanog talasa i upadnog talasa, u slučaju kada talas pada normalno na graničnu površinu dveju homogenih sredina akustičnih impedanci Z_1 i Z_2 , može se odrediti iz sledećih izraza:

$$\frac{A_R}{A_0} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_1 + Z_2} \quad \text{i} \quad \frac{A_T}{A_0} = \frac{2Z_1}{Z_1 + Z_2} .$$

Ukoliko upadni snop sa graničnom površinom zaklapa određeni ugao, koeficijenti R i T će zavisiti od veličine upadnog ugla. Kako se u praksi ne mere amplitude talasa, već njihovi intenziteti gornje dve relacije se mogu izraziti upravo preko intenziteta reflektovanog i transmitovanog talasa kao:

$$\frac{I_R}{I_0} = \left(\frac{A_R}{A_0} \right)^2 \quad \text{i} \quad \frac{I_T}{I_0} = \frac{Z_2}{Z_1} \left(\frac{A_T}{A_0} \right)^2 .$$

Zavisnost koeficijenata refleksije i transmisije od odnosa akustičnih impedanci, izražena u procentima, može se predstaviti i grafički [Slika 1.4.]. Vrednosti na apscisi ukazuju na to da ultrazvuk prelazi iz sredine manje Z_1 u sredinu veće akustične impedance Z_2 . Ako je $Z_1 < Z_2$ refleksija je maksimalna, a transmisija minimalna. Ako je $Z_1 \sim Z_2$ transmisija je maksimalna, a refleksija minimalna. U slučaju kada ultrazvuk prelazi iz sredine veće u sredinu manje akustičke impedance ($Z_1 > Z_2$) dolazi do promene faze reflektovanog talasa za 180° pa se u izrazu za reflektovani talas menja znak.



Grafik 1.1. Zavisnost koeficijenta refleksije i transmisije od akustičnih impedanci

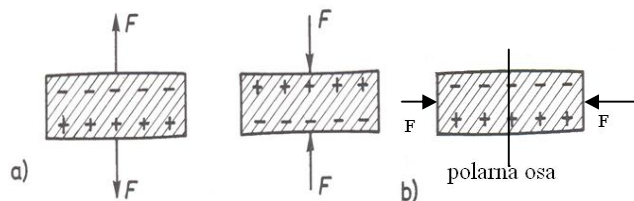
Pri prelasku ultrazvučnih talasa iz vazduha u vodu, odnosno tkivo sličnih karakteristika, veći deo energije snopa se reflektuje na graničnoj površini. Dakle, vazduh predstavlja prepreku na putu ultrazvuka do pacijenta, te se mora pacijentu naneti deblji sloj gela čije karakteristike moraju, po pravilu kože, biti iste kao i karakteristike tkiva.

1.2. Generisanje ultrazvuka

Piezoelektrični efekat sastoji se u tome da pri mehaničkoj deformaciji kristala dolazi do njegove polarizacije - na površini se javlja naelektrisanje. Ova pojava javlja se kod necentrosimetričnih kristala, odnosno kod onih koji nemaju osu simetrije, a poseduju jednu ili više polarnih osa. U takve kristale spadaju anizotropni kristalni dielektrici poput kvarca, turmalina, Senjetove soli ili keramički poput BaTiO_3 . U zavisnosti od smera delovanja sile dolazi do raspodele naelektrisanja na površinama kristala.

Postoje dve vrste piezoelektričnog efekta:

- Longitudinalni* [Slika 1.4. a)]- kod kojeg sila deluje u pravcu polarne ose i
- Transverzalni* [Slika 1.4. b)]- kod kojeg sila koja deluje transverzalno proizvodi isti efekat kao i kod longitudinalnog, indirektno.



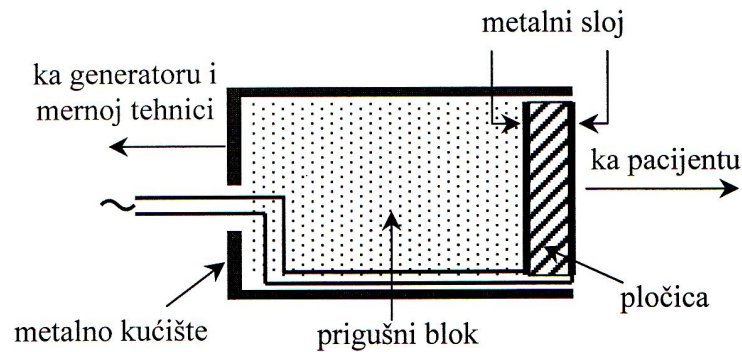
Slika 1.4. Dejstvo longitudinalnih i transverzalnih sila na kristal

Mehanizam delovanja: U jonskom kristalu postoje dve podrešetke koje potiču od pozitivnih i negativnih jona. Ove podrešetke se različito deformišu pod dejstvom sile, a kao rezultat novonastale razlike pozitivnih i negativnih jona javlja se naelektrisanje. Ovo naelektrisanje je proporcionalno sili koja deluje na kristal: $q = d \cdot F$, gde je $d \sim 10^{-10} \text{ C/m}$ konstanta piezoelektričnog efekta.

Elektrostrikcija, odnosno *inverzni piezoelektrični efekat*, predstavlja deformaciju kristala pod dejstvom električnog polja. Mehanizam je isti kao i kod piezoelektričnog efekta. Ovo svojstvo se koristi pri pretvaranju električnih signala u mehaničke i obrnuto. To je prirodno svojstvo nekih kristala poput kvarca koje nazivamo piezoelektričnim pretvaračima.

U medicini se najčešće koriste sintetički keramički materijali koji poprimie piezoelektrična svojstva nakon termičke i električne obrade. Oni se u procesu proizvodnje greju, a zatim postepeno hlade u snažnom električnom polju (reda veličine 20 kV/cm). Smer električnog polja određuje smer polarizacije. Danas se najviše upotrebljavaju olovni cirkonijumtitanat i barijumtitanat.

Aparat za dobijanje ultrazvuka sastoji se od *generatora* i *aplikatora*. Generator proizvodi električne oscilacije različitog napona i frekvencije koji se pomoću piezoelektričnog elementa konvertuju u aplikatoru [Slika 1.5.] u mehaničke (ultrazvučne) oscilacije.

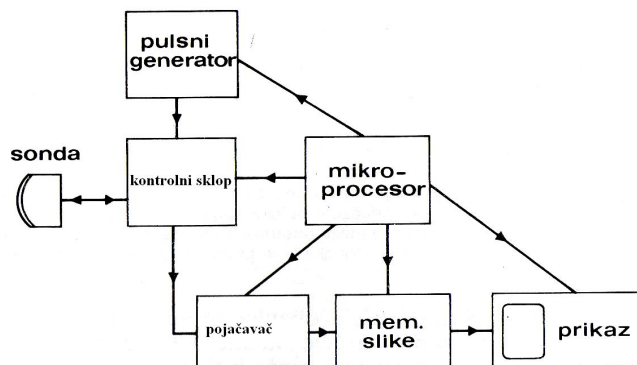


Slika 1.5. Uzdužni presek ultrazvučne sonde

1.3. Ultrazvučna dijagnostika

U današnjoj ultrazvučnoj dijagnostici primenjuju se dva osnovna tipa uređaja: *impulsni ehoskopi* za dobijanje slojevitih slika unutrašnjosti tela i *aparati koji rade na principu Doplerovog efekta* i služe za merenje i prikazivanje pokreta različitih struktura u telu (srčani zalisci, protok krvi), kao i kombinacija ova dva uređaja.

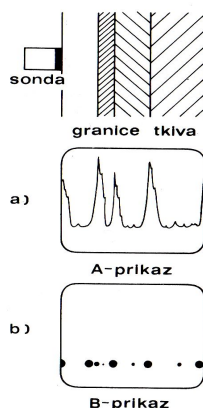
Ultrazvučni ehoskopi u unutrašnjost tela šalju kratke visokofrekventne ultrazvučne impulse (frekvencije između 2 MHz i 10 MHz, trajanja manje od 1 μ s) i na osnovu vremena potrebnog za povratak reflektovanog signala određuju položaj reflektora, odnosno strukture u telu koja je odbila ultrazvuk [Slika 1.6.]. Postupak dobijanja slike upravlja se programom u mikroprocesoru. Signal iz sonde obrađuje se u kontrolnom sklopu i dovodi na pojačavač, a odatle u memoriju. Iz memorije se podaci prikazuju u obliku slike na ekranu.



Slika 1.6. Postupak dobijanja ultrazvučne slike

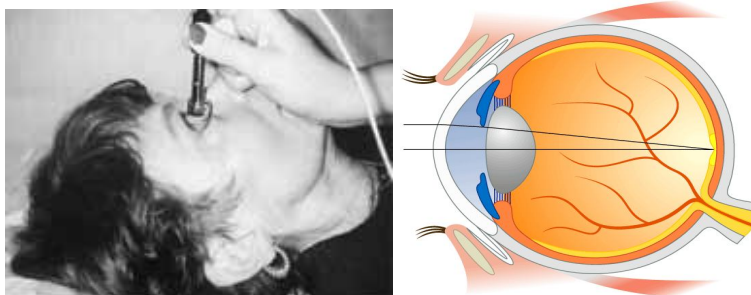
Uređaj funkcioniše na sledeći način: Električnim impulsom u piezoelektričnoj pretvaračkoj sondi se izazovu kratke visokofrekventne mehaničke vibracije, više stotina do više hiljada puta u sekundi. Frekvencija oscilovanja je određena svojstvima piezoelektrične pločice. Sonda koja se

prisloni na telo sadrži jednu ili više takvih pločica i prenosi ultrazvučne oscilacije u telo. Iz unutrašnjosti tela se u vidu eha (odjeka) vraćaju reflektovani signali koji na sondi izazivaju električni naboj koji se elektronski detektovan, pojačan i obrađen prikazuje na ekranu osciloskopa ili TV- monitora u vidu impulsa [Slika 1.7. a)] ili u vidu svetlih tačaka koje prikazuju reflektovane površine u dvodimenzionalnoj slici [Slika 1.7. b)]. U zavisnosti od amplitude reflektovanih talasa zavisi da li će tačke na ekranu biti svetlije ili tamnije. Ova dva vida oslikavanja su *A-scan* i *B-scan*, odnosno prikaz. Dakle, A-scan je jednodimenzionalan, prikazuje reflektovane talase duž centralne ose ultrazvučnog snopa, dok se B-scan može upotrebiti za stvaranje dvodimenzionalne slike spajanjem tačaka koje predstavljaju reflektovane talase.

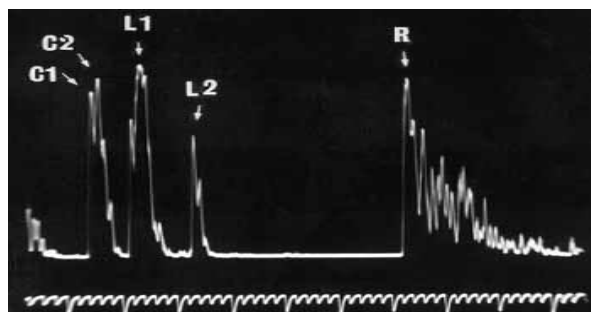


Slika 1.7. Prikazi reflektovanih ultrazvučnih signala- impulsa na TV- monitoru

A-scan metod se sve manje upotrebljava u medicinskoj dijagnostici. Primenu je našao u oftalmologiji za merenje dimenzija elemenata oka [Slika 1.8.]. Na osnovu dobijenih podataka i jednostavnog softvera [Slika 1.9.] može se brzo i dovoljno precizno odrediti potrebna dioptrijska naočara za eventualnu korekciju vida.

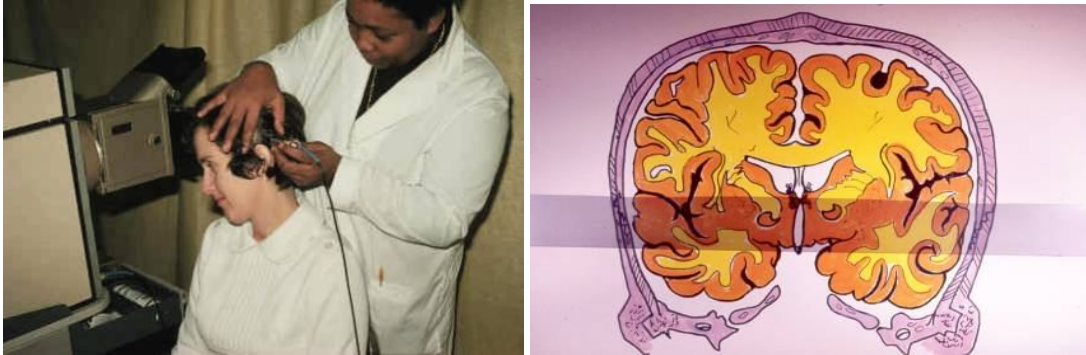


Slika 1.8. Primena A-scan metoda za merenje dimenzija elemenata oka

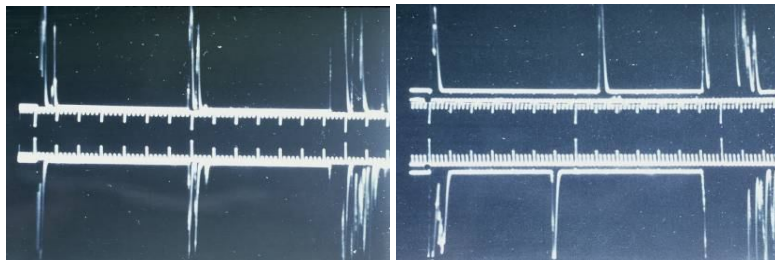


Slika 1.9. Podaci dobijeni A-scan metodom

Ovaj metod se takođe sa uspehom koristio i u ehocencefalografiji- u otkrivanja tumora mozga [Slika 1.10.], naročito pre upotrebe kompjuterizovane tomografije (CT). Potrebno je napraviti dva snimka postavljanjem sonde sa jedne, a zatim sa druge strane glave. Ukoliko srednja linija glave nije u istom položaju na oba snimka, to ukazuje na mogućnost da se u jednoj polovini mozga nalazi neka lezija [Slika 1.11.].

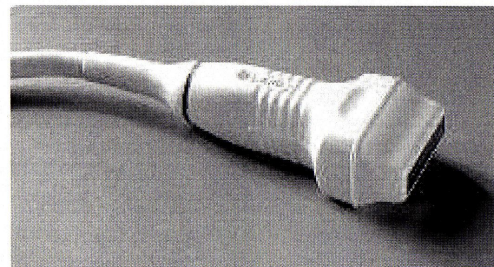
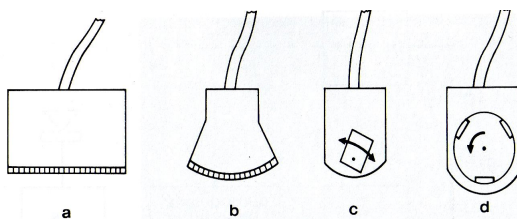


Slika 1.10. Primena A-scan metoda u otkrivanju tumora mozga



Slika 1.11. Snimci dobijeni A-scan metodom koji su napravljeni sa obe strane glave

Ispitivanje unutrašnjosti tela obavlja se elektronskim ili mehaničkim pokretanjem sonde. Svaka sonda [Slika 1.12.] može biti realizovana kao niz manjih pretvarača koji se aktiviraju redom ili u grupama, a da se sonda ne pomiče rukom - *linearna sonda* [Slika 1.12. a]. Kada su pojedinačni pretvarači poređani po zakrivljenoj konveksnoj ploči - *konveksna sonda* [Slika 1.12. b], čime se dobija drugačiji format slike u odnosu na linearnu sondu. Postoji i sonda koja poseduje jedan pretvarač na motoru koji osciluje [Slika 1.12. c], kao i sonda koja poseduje motor koji rotira sa tri pretvarača [Slika 1.12. d]. Poslednja dva tipa sonde se nazivaju *sektorske sonde*.

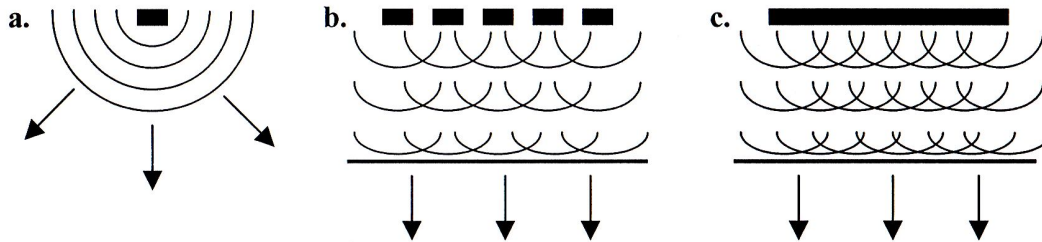


Izgled ultrazvučne sonde sa linearnim nizom elemenata

Slika 1.12. Primeri ultrazvučnih sonda

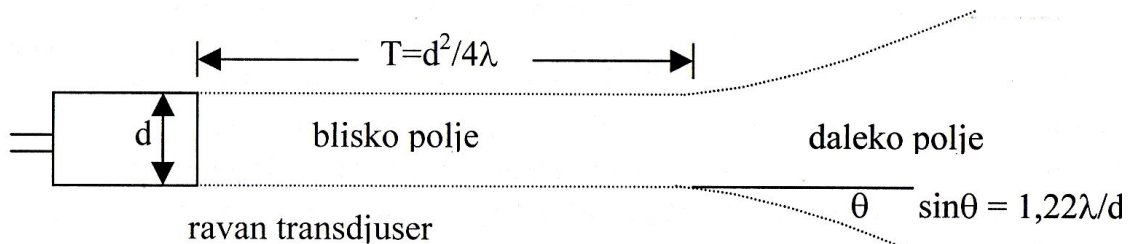
1.4. Osnovne karakteristike i fokusiranje ultrazvučnog snopa

Ultrazvučni snop se sastoji iz longitudinalnih talasa koji se sferno šire oko mesta gde su nastali. Oko pojedinačnog pretvarača širenje talasa je sfernog oblika [Slika 1.13. a.], dok se pomoću većeg broja pojedinačnih pretvarača, ili jednog u vidu pločice, dobija homogeni talasni front slaganjem sfernih talasa [Slika 1.13. a. i Slika 1.13. c].



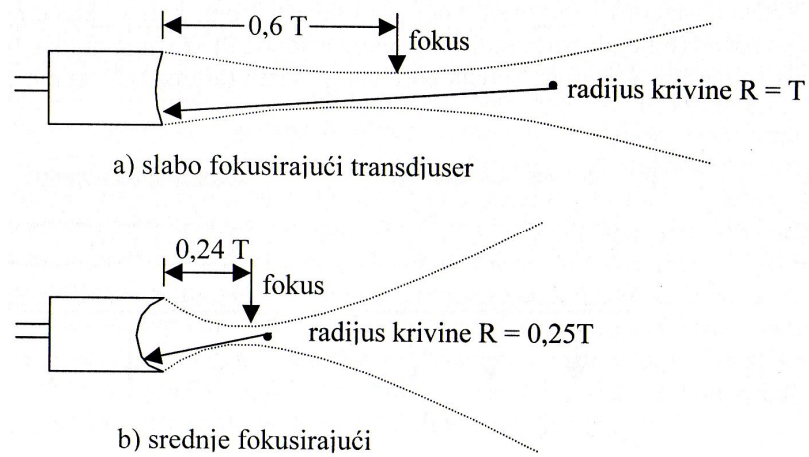
Slika 1.13. Načini širenja ultrazvučnih talasa u zavisnosti od pretvarača

Ravan, paralelan ultrazvučni snop, dobijen pomoću kružne pločice dijametra d , na određenom rastojanju od pločice počinje da se širi. Paralelan deo snopa se naziva *blisko polje* ili *Frenelova zona*, a deo u kome se snop širi *daleko polje* ili *Fraunhoferova zona* [Slika 1.14.]. U dijagnostičkim ispitivanjima je važno da ispitivani objekat leži u zoni bliskog polja.



Slika 1.14. Izgled ultrazvučnog snopa dobijenog pomoću kružne pločice

Ultrazvučni snop može biti slabije ili jače fokusiran, na većoj ili manjoj udaljenosti od sonde, zavisno od potreba [Slika 1.15.]. Fokusiran snop se može dobiti ako se ravna površina sonde zameni zakrivljenom (oblika konkavnog ogledala). Slabo fokusiranje dobijamo ako je stepen zakrivljenosti manji [Slika 1.15. a)], gde je poluprečnik krivine $R=T$. Tada fokus dobijamo na rastojanju $0,6T$ od površine sonde. U drugom slučaju [Slika 1.15. b)] poluprečnik krivine je manji- $R=0,25T$, zakrivljenost površine sonde je veća i dobijamo fokus na rastojanju $0,24T$.



Slika 1.15. Primeri fokusiranja ultrazvučnog snopa

Cilj ultrazvučnog fokusiranja je da se dobije ultrazvučna energija u vidu ekstremno uzanog snopa na određenom prostoru i na određenoj dubini, što se može izvesti akustičkim ili elektronskim sočivima.

2. TERAPIJSKI ULTRAZVUK

2.1. Istorijski pregled

Pierre i Jacques Curie 1880. godine otkrivaju piezoelektrični efekat kristala kvarca što čini osnovu za razvoj ultrazvuka. *Langevin* se 1917. godine poslužio inverznim piezoelektričnim efektom te je konstruisao prvi ultrazvučni oscilator, a na osnovu kjeg su se pravili prvi ultrazvučni uređaji za medicinsku primenu. Ultrazvučni oscilator je najpre je korišćen u ratne svrhe i to za otkrivanje podmornica.

Biološko delovanje ultrazvuka otkrili su *Wood i Loomis* 1927. godine i dokazali razlaganje eritrocita i smanjenje pokretljivosti miševa nakon izloženosti ultrazvučnim talasima visoke frekvencije (300 kHz) i visokog intenziteta. Takođe su objavili 1927. da određena jačina ultrazvuka ubija žabe i zmije za 1 minut.

Terapijska primena ultrazvuka je počela 1928. dok su prvi rezultati objavljeni tek 1939. godine. Objavljeni su i radovi o nekrozi tkiva bubrega kod zeca, hemolizi eritrocita in vitro (primenjena doza bila je 2 W/cm^2 , a frekvencija 1 MHz) i drugi radovi.

Raimar Pohlman je 1938. godine znatno doprineo razvoju kliničke primene ultrazvuka u *Charite institutu* u Berlinu. Sugerisao je takođe da intenzitet ultrazvučnih talasa mora biti ograničen do 5 W/cm^2 , da transdjuser mora biti u pokretu za vreme terapije i da se moraju zaobilaziti kosti tokom tretmana. Isti autor 1951. izdaje knjigu u kojoj sublimira svoj rad kao i rad svojih saradnika na polju fizike i primene ultrazvuka u medicinske svrhe.

1942. godine *Lynn i Putnam* uspesno su primenili ultrazvučne talase u lečenju bolesti mozga kod životinja. *William Fry i Russell Mayers* izvršili su kraniotomiju i ultrazvukom uništili delove bazalnih ganglija kod pacijenta koji je bolovao od Parkinsonove bolesti. Primenu ultrazvučne terapije u medicini uveli su 1952. godine *Buchatala* u Nemačkoj i *Kuiwert i Harr* 1955. godine u SAD. In vivo ili in vitro vršeni su eksperimenti kod karcinoma jetre, prostate i dojke.

2.2. Način primene ultrazvuka u fizikalnoj terapiji

Ultrazvuk se već nekoliko decenija koristi u fizikalnoj terapiji [Slika 2.1.]. Tu se upotrebljavaju njegovi termički i netermički učinci u zavisnosti od načina primene:

- direktna ili indirektna primena,
- stabilna, labilna ili subakvalna (podvodna) metoda i
- kontinuirani ili impulsni ultrazvuk intenziteta $0,75\text{--}3 \text{ W/cm}^2$.



Slika 2.1. Terapijski ultrazvuk koji se koristi u fizikalnoj terapiji

Ultrazvuk se aplikuje preko ultrazvučne sonde, čija se aplikaciona površina kreće 3-10 cm, a u zavisnosti od veličine tretirane površine. Površina sonde je tako podešena da se može direktno staviti na ravne i oble površine i to predstavlja *direktnu aplikaciju*. Međutim, kada su površine neravne i kad sonda ne može potpuno da nalegne na tretiranu površinu koriste se različiti nastavci i ultrazvuk se aplikuje *indirektno*.

Direktan način aplikacije predstavlja direktno prislanjanje sonde na tretirani predeo, a da bi se postigao što bolji kontakt, koristi se određena supstanca malog akustičnog otpora - kontaktna supstanca. Najčešće je to parafinsko ulje, koje služi za uklanjanje prisustva i najmanjeg sloja vazduha, koji se može zadržati u neravninama i u porama oko manjih dlačica.

Ako se sonda ne pomera sve vreme (na primer, kada se želi postići delovanje ultrazvučnih talasa preko nervnih stabala), to je *direktna stabilna metoda*. Ako se sonda u toku aplikacije stalno lagano pomera, to je *direktna labilna metoda*. Sonda se može pomerati na dva načina:

- kružni – cirkularni način i
- paralelno pomeranje izvedeno transversalno, longitudinalno ili dijagonalno u odnosu na tretiranu površinu. Tako, na primer, transversalno pomeranje se vrši nad mišićnim vlaknima, jer je tada apsorpcija bolja. Međutim, pomeranje se ne sme nikada izvoditi paralelno sa većim krvnim sudom, jer to može izazvati agregaciju trombocita i nastanak tromba.

Indirektna aplikacija na neravne površine vrši se preko metalnog tubusa ispunjenog vodom, pomoću kojeg se ultrazvuk sa površine sonde prenosi na željenu oblast. Na taj način tretiraju se male površine, a ovaj način aplikacije predstavlja *indirektnu stabilnu metodu*. Na sličan način koriste se jastučići načinjeni od gume ili fine, tanke elastične materije, ispunjenu prokuvanom vodom, preko čije se površine pomera sonda što predstavlja *indirektnu labilnu metodu*.

Subakvalna (podvodna) aplikacija ultrazvuka primenjuje se na delove tela koji su toliko neravni da nije moguća direktna aplikacija (npr. lakat, šaka, stopalo) ili je ta oblast hipersenzitivna (preosetljiva) tako da kontakt sa sondom izaziva neprijatnost. Pri tome voda predstavlja kontaktnu sredinu i nije potrebno prislanjanje na površinu, jer voda potpuno prenosi ultrazvučne talase. Kod ovog vida aplikacije sonda se stavlja u vodu i fiksira pomoću tzv. ultrazvučnog reflektora. Ultrazvučni reflektor metalna naprava glatkih površina, na čijem se jednom kraju pričvršćuje projektor i fiksira pod određenim uglom se postavlja na dno suda pa se tako ultrazvučni talasi iz indirektno ili reflektovano usmeravaju prema površini vode. Predeo koji se tretira postavlja se tako da je koža u kontaktu sa površinom vode [Slika 2.2.].



Slika 2.2. Aparatza subakvalnu metodu i njegov način primene

Periodičnim prekidima kontinuiranog ultrazvuka, dobija se *impulsni ultrazvuk* [Slika 2.3.]. Jedan impulsni period obuhvata trajanje impulsa i trajanje pauze. Uglavnom se primenjuju *pravougaoni impulsi*. Znatno ređe se koriste eksponencijski impulsi.



Slika 2.3. Model aparata koji radi na principu impulsnog ultrazvuka

Intezitet impulsnog ultrazvuka se ne razlikuje mnogo od kontinuiranog, ali se zbog prekida ukupna doza smanjuje.

Trajanje aplikacije je važna odrednica za doziranje ultrazvuka i zavisi od površine tela koja se zrači i efektivne zračene površine. Efektivna zračena površina (engl. Effective radiating area – ERA) uvek je manja od površine sonde jer je piezoelektrični kristal manji od te površine i ne vibrira uniformno.

Sweitzer preporučuje sledeći obrazac za određivanje trajanja zračenja:

$$\frac{\text{površina zračenja}}{k \cdot \text{ERA}} = \text{trajanje zračenja},$$

gde je k – koeficijent koji za subakutna stanja iznosi 1,50, a za hronična 1,00, a za maksimalni termički efekat 0,80.

Primer: Ako je površina zračenja 50 cm (otprilike tolika je površina dlana), ERA = 5 cm i ako je u pitanju hronično stanje, trajanje zračenja (t) iznosiće:

$$\frac{50 \text{ cm}}{1 \cdot 5 \text{ cm}} = 10 \text{ min}.$$

U pogledu inteziteta, odnosno doziranja, većina autora smatra da su niske doze povoljnije u terapijskom smislu. Prema intezitetu procedure se dele na:

- *slabe* – intezitet 0,1-0,4 W/cm²,
- *srednje* – intezitet 0,5-0,8 W/cm² i
- *jake* – inteziteta preko 1,5 W/cm², odnosno gornja granica je 3 W/cm².

Opšte uzevši, vreme aplikacije je:

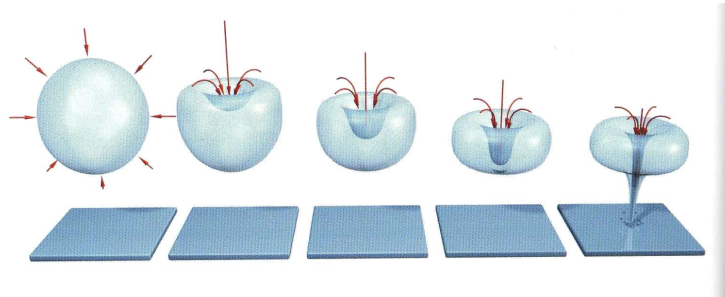
- za kontinuirani (neprekidni) ultrazvuk 3-10 min
- za impulsni ultrazvuk 5-15 min

2.3. Mehanizam delovanja ultrazvuka u fizikalnoj terapiji

Ultrazvuk se upotrebljava u fizikalnoj terapiji kod raznih disfunkcija mekog tkiva, upale tetiva, upala sluznih vreća u zglobovima, spazma skeletnih mišića, degenerativnih promena na zglobovima, bolnih stanja kičme, uganuća i sportskih povreda.

Terapijski efekti ultrazvuka potiču od njegovog *mehaničkog*, *toplotnog*, *fizičko-hemijskog* i *neurorefleksnog* dejstva na ljudski organizam.

Mehaničko delovanje se sastoji u snažnim oscilacijama, pri čemu nastaju faze kompresije i faze dilatacije, sa naizmeničnim stvaranjem pozitivnog i negativnog pritiska. Kao posledice stvaranja velike razlike u pritisku, na relativno malom rastojanju, u kratkom vremenskom intervalu i pri naizmeničnom zgušnjavanju i razređivanju tkiva, dolazi do raspadanja izvesnih jedinjenja, povećanja propustljivosti ćelijskih membrana, kao i do posebne vrste mikromasaže tkiva, odnosno specifičnog oblika visokofrekventne vibracione masaže. Ultrazvučna intracelularna masaža naročito povoljno deluje na ožiljke i kontrakture. Primenom većih inteziteta ultrazvuka počinju njegova nepoželjna razorna dejstva. Ona se u sušini temelje na pojavi *kavitacija* [Slika 2.4.], koja je karakteristična za tečne sredine. Kavitacija se primenom nepomične glave aplikatora javlja već pri intezitetu od 1 W/cm^2 , a pri primeni pokretne glave aplikatora pri intezitetu od 3 W/cm^2 .



Slika 2.4. Stvaranje mikro-mlaza pri imploziji kavitacijskog mehura

Termičko delovanje se ispoljava lokalnim povećanjem temperature tkiva, koje se javlja kao posledica apsorpcije ultrazvučnih talasa u tkivu i delimičnog pretvaranja njihove kinetičke energije u toplotnu. Zagrevanje tkiva je naročito izraženo na graničnim površinama sredina sa različitim akustičnim impedancama. Zbog refleksije na površini kost - mišić nastaju stojeći talasi, koji zatim izazivaju povećano zagrevanje oko zgloba ili kosti. Uloga pojave refleksije između slojeva tkiva je velika jer dolazi do gomilanja energije na mestu refleksije. Ukoliko se stvoreni mehurići povećaju i osciluju u rezonantnoj frekvenciji dolazi do znatnog povećanja temperature koja može dovesti do teškog oštećenja ćelija i tkiva. Ako se želi postići povećano zagrevanje u mišiću, ultrazvuk ga može efektivno izazvati. Kao posledica toplotnog dejstva javlja se vazodilatacija i ubrzanje protoka limfe. Povećana ćelijska aktivnost i vazodilatacija dovode do povećanog snabdevanja tkiva kiseonikom i hranljivim materijama. Na taj način ubrzava se otklanjanje štetnih produkata metabolizma i smanjuje intezitet zapaljenskog procesa. Deo ultrazvučne energije koja je apsorbovana u tkivu pretvara se u toplotu. Prodirlanjem ultrazvučne energije u dubinu intezitet slabi i to eksponencijalno.

Fizičko - hemijsko delovanje se ispoljava na nivou ćelija poboljšanjem oksidacionih procesa i ubrzanjem metabolizma. Primenom terapijskih doza ultrazvuk uzrokuje korisne fizičko hemijske

procesu. Primenom velikih doza ultrazvuka zabeleženo je pomeranje *ph vrednosti* na kiselu stranu, što je fiziološki štetno jer dolazi do cepanja molekula belančevina, što je jedino povoljno kod ožiljnog tkiva.

Neurorefleksno delovanje – postoji „piezo prag“ ispod koga ultrazvučne vibracije ostaju bez dejstva, i „piezo maksimum“ iznad koga nerv ne može više da reaguje na ovu vrstu nadražaja. Ultrazvuk ima izražen vazopresorni efekat na nervne puteve i takvo izlaganje njegovom dejstvu dovodi do inhibicije simpatičkog nervnog sistema. Dokazano je da ultrazvuk smanjuje brzinu nervne provodljivosti.

Činjenica je da ultrazvuk primenjen u terapijskim dozama i frekvencijama ne remeti normalnu ravnotežu životnih procesa. Prema tome, mehanizam delovanja ultrazvuka može se objasniti jedino kompleksnim delovanjem svih navedenih faktora, što znači da biološko dejstvo predstavlja skup svih pomenutih delovanja

Najvažniji terapijski efekti su:

- analgetičko dejstvo (protiv bola),
- antiinflamatorno (protiv zapaljenja),
- smanjuje spazam („grč”) mišića,
- povećava lokalnu cirkulaciju, smanjenje otoka i depozita kalcijuma u sluznim kesama i drugim tkivima,
- deluje reparatorno (pospešuje zarastanje tetiva posle povreda i sutura),
- poboljšava ekstenzibilitet, odnosno rastegljivost ožiljnog tkiva jer ima dublji toplotni efekat na zglobove kapsule, ligamente i tetive (koristi se kod kontraktura zglobova i kao uvod u vežbe istezanja, kao i kod ožiljaka).

Naravno, postoje i kontraindikacije poput malignih tumora, akutne i hronične infekcije, osteoporoze, srčanog pejsmejkera i slično, kada se ne upotrebljava.

Primenom impulsnog ultrazvuka nema mogućnosti nastanka *kavitacija*, jer se zbog pauza na može nagomilati energija potrebna za njihov razvoj. U terapijskom smislu izuzetno se pokazao u slučajevima velike bolne osetljivosti i osetljivosti na toplotu. To je važno za akutne neuralgije i slična stanja. Delotvorno smanjuje izražen mišićni tonus kao i mialgije - bolna stanja mišića.

2.4. Metode primene ultrazvuka u terapiji

Jedna od metoda koja se već dugo godina primenjuje u lečenju obolelih od multiple skleroze je i lečenje ultrazvukom prema Hansu Selzeru. Njegovo stanovište je da obolenje prati izvestan zastoj limfe i likvora i da se na taj zastoj može uticati mehaničkim putem, odnosno malim dozama ultrazvuka i manuelnom limfnom drenažom, čime se postiže bolje proticanje, desenzibilizacija limfe i likvora, čime se poboljšava imunitet organizma i sprečava napredovanje bolesti.

Metodom ultrazvuka po Selzeru tretiraju se dve zone:

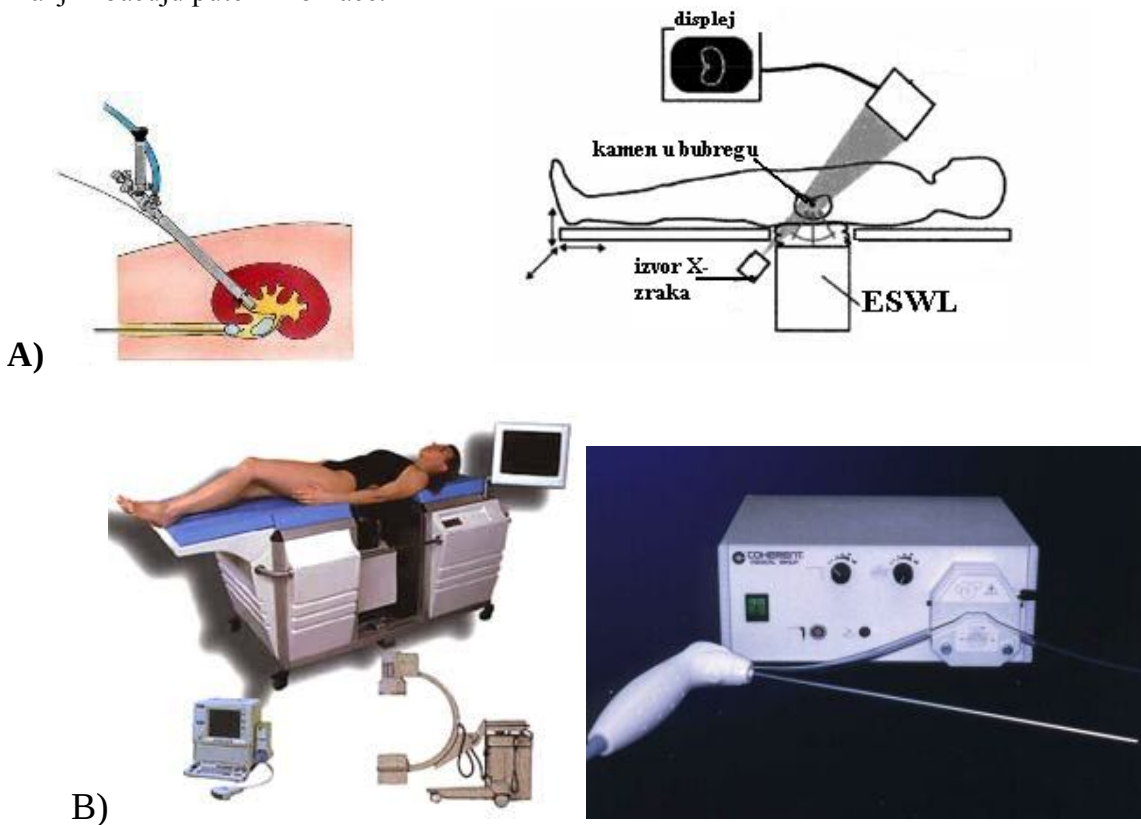
- područje vrata i
- područje grudnog i slabinskog dela kičme.

Svaki tretman sastoji se od primene ručne limfne drenaže i terapije ultrazvukom navedenog područja naizmenično. Tretman se sprovodi 24 puta u jednom ciklusu. Takav tretman trebalo bi ponavljati svakih 6 meseci tokom 3-4 godine, a nakon tog perioda jednom godišnje, što zavisi od težine obolenja. Terapija ultrazvukom po Selzeru pokazala je do sada dobre rezultate, pa bi svi bolesnici trebali proći ovaj tretman.

Nešto kasnije, počela je i primena ultrazvuka u razbijanju kamena u bubregu i mokraćovodu (uretheru)- *litotripsija* i *litoplaksija*. Za razbijanje kamena u bubregu koriste se četiri metode.

Litotripsija se može izvesti pomoću uređaja sa *udarnim talasima* (ESWL-Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy), ili pomoću uređaja sa fokusiranim energetskeim piezoelektričnim pretvaračem. ESWL ima generator udarnih mehaničkih talasa smešten u jednom fokusu eliptičnog ultrazvučnog ogledala, dok se kamen unutar bubrega smešta u drugo žarište [Slika 2.5. A)]. Ovo ciljanje obavlja se specijalnim rentgenskim uređajem i sistemom za nišanje. Potrebno je više stotina do više hiljada impulsa u generatoru da bi se kamen razbio. Drugi aparat poseduje veliku energiju i u fokusu (širine 3 mm) stvara se intenzitet reda veličine 5 MW/cm^2 u trajanju od $0,1 \mu\text{s}$ do $1 \mu\text{s}$. U fokus se ponovo smešta kamen i oko 85 % istog se uklanja pri jednom desetominutnom tretmanu.

Još jedan sistem koji se rutinski upotrebljava je kontaktni litotriptor [Slika 2.5. B)] koji se sastoji od generatora ultrazvučnih vibracija (frekvencije 30 kHz i snage 20-60 W) na koji je pričvršćena oštra, bušuća sonda koja se dovodi do kamena kroz nefroskop i mali rez. Kamen se pod direktnim dejstvom vibracija raspada u manje delove. Zatim se veći delovi vade kroz nefroskop, a manji izbacuju putem mokraćne.



Slika 2.5. Prikaz ESWL-a i kontaktnog litotriptora

Devedesetih godina je u eksperimentalnoj upotrebi bio i savitljivi kontaktni litotriptor [Slika 2.6.] koji se dovodi do uretera kroz bešiku. Na sličan način se može dovesti i elektrohidraulična sonda koja radi na principu ESWL.



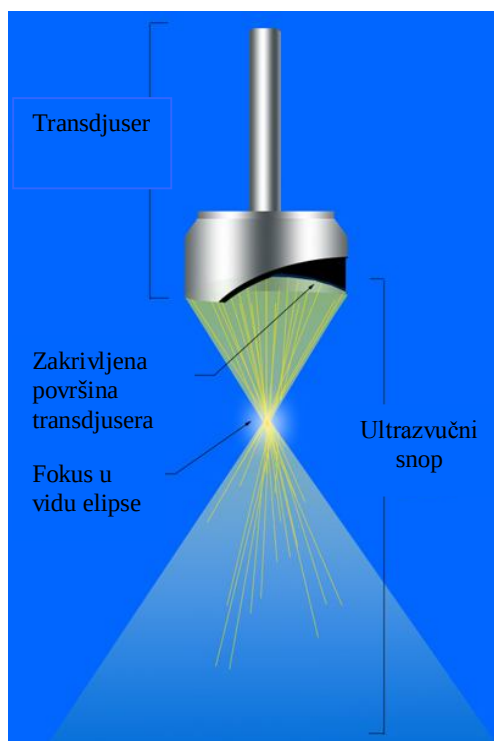
Slika 2.6. Izgled savitljivog kontaktnog litotriptora

2.5. HIFU- Fokusirani Ultrazvuk Visokog Intenziteta (High Intensity Focused Ultrasound)

Sam naziv nam govori da je reč o konvergetnom ultrazvučnom snopu velikog intenziteta koji je generisan transdjuserima velike snage u cilju proizvodnje toplote. Dok je ultrazvuk koji koristimo za oslikavanja u opstetriciji intenziteta $0,1 \text{ W/cm}^2$, HIFU uzima vrednosti intenziteta od $1000 - 10\,000 \text{ W/cm}^2$ [Tabela 2.].

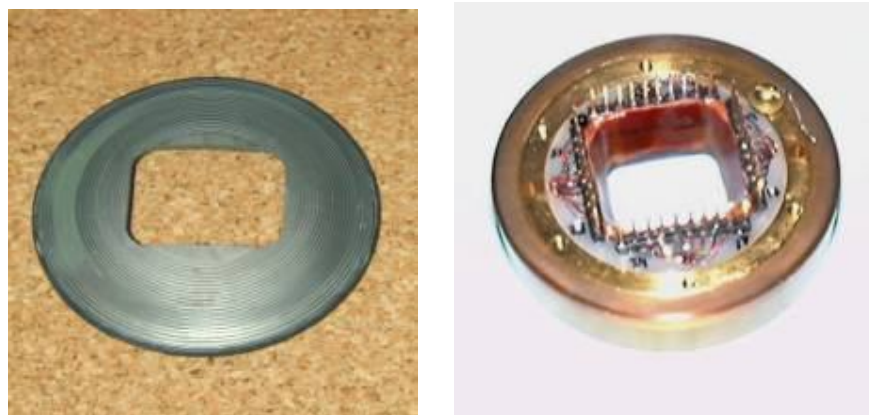
Tabela 2. Uporedni prikaz frekvencija i intenziteta ultrazvuka za oslikavanje i HIFU-a

	Ultrazvuk za imidžing	HIFU
Frekvencija	$> 20\,000 \text{ MHz}$	$0,8 - 15 \text{ MHz}$
Intenzitet	$0,1 \text{ W/cm}^2$	$1000 - 10\,000 \text{ W/cm}^2$



Slika 2.7. Šematski prikaz HIFU transdjusera

HIFU transdjuser [Slika 2.7.] se sastoji od 32 prstenasta elementa sačinjena od tankih sfernih piezokeramičkih pretvarača [Slika 2.8.].

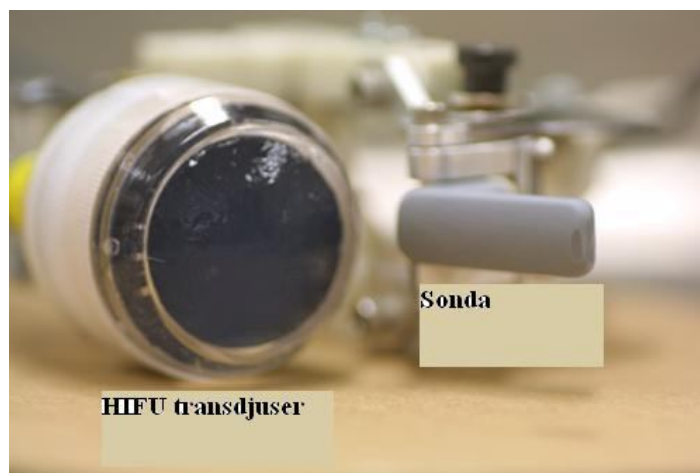


Slika 2.8.

HIFU koristi ultrazvuk velikog intenziteta i zakrivljen transdjuser kako bi fokusirao ultrazvuk u jednu tačku (elipsu) veličine zrna pirinča. Ekstremno velika energija dovedena u tačku koja je fokusirana može se koristiti u različite svrhe.

2.5.1. Upotreba HIFU-a sa ultrazvukom za imidžing

Iako rade na različitim frekvencijama i različito deluju na organizam HIFU i ultrazvuk za imidžing se mogu koristiti zajedno u vidu kombinovane tehnike. Ova tehnika omogućava nam da istovremeno vidimo i lociramo mesto koje izlažemo terapiji i izvršimo tretman ultrazvukom. Na Ovakva terapijsku napravu sadrži HIFU transdjuser zakačen na sondu ultrazvuka za imidžing [Slika 2.9.].



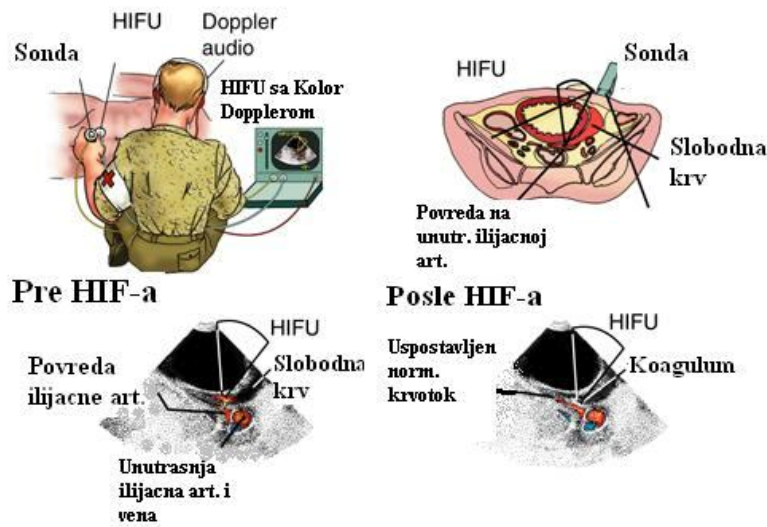
Slika 2.9. Prikaz aparature za ombinovanu tehniku

2.5.2. Primena HIFU-a

Unutrašnje krvarenje :

Gubitak krvi je jedan od najkritičnijih posledica koji nastaje kod ozbiljnijih povreda (automobilska nesreća, žrtve nasilja- tuča...). Unutrašnja krvarenja kod organa kao što su jetra i slezina teško se otkrivaju, naročito ukoliko je do njih došlo usled traume koja nije ostavila posledice na koži. U mnogim slučajevima gubitak krvi je glavni uzrok smrti.

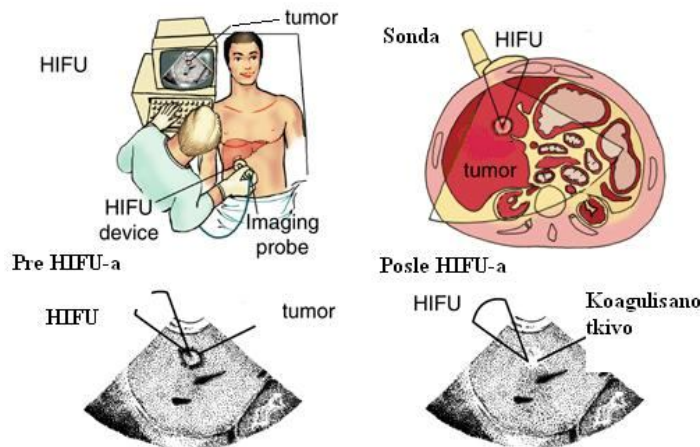
Dokazano je da HIFU veoma efikasno može da zaustavi krvarenje u oštećenoj jetri. Termički i mehanički efekti na fokusiranoj tački saniraju i zatvaraju ciljani krvni sud sprečavajući dalji gubitak krvi [Slika 2.10.].



Slika 2.10. Primena HIFU-a pri unutrašnjem krvarenju

Tumorska ablacija :

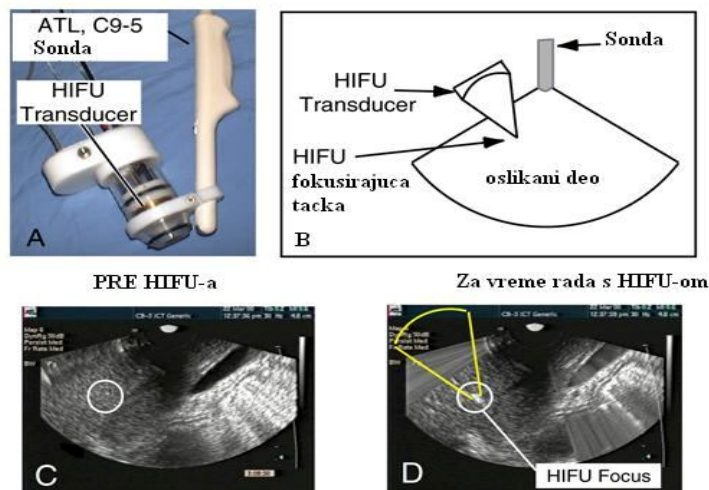
Jedna od najboljih primena HIFU-a je u uništavanju tumorskih ćelija mehaničkim i termičkim efektima [Slika 2.11.]. Eksperimenti su potvrdili da HIFU može značajno da smanji maligne i benigne tumore sa malom mogućnošću njihovog povratka. Jedna od većnih prednosti u ovom postupku je svakako i brži oporavak pacijenta, s obzirom da ne postoji hirurški zahvat sečenjem.



Slika 2.11. Primena HIFU-a u slučaju tumorske ablacije

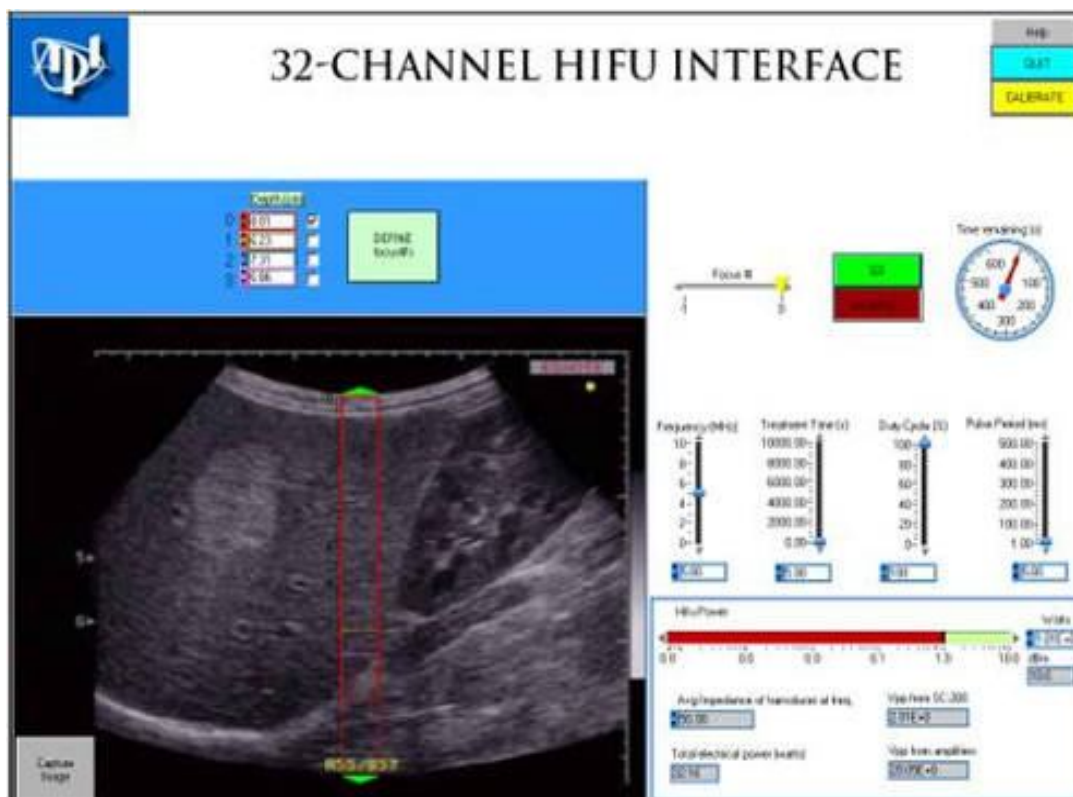
2.5.3. Fokusiranje i određivanje ciljane tačke kod HIFU-a

Da bi se pravilno upotrebljavao HIFU tehničar mora da zna gde se u tkivu nalazi tačka koju želimo da fokusiramo. HIFU lezija se na ekranu pojavljuje u vidu svetle bele tačke [Slika 2.12. c].



Slika 2.12.

Postoji specijalni softver [Slika 2.13.] za integriranje ultrazvučne slike pod kontrolom HIFU uređaja. Ovaj program pokazuje jedan krug- oval na monitoru [Slika 2.12. d] i na taj način ukazuje tehničaru precizan položaj fokusa. Kao rezultat dobija se mnogo delotvornija terapija, isključivo na željeno mesto- tačku u organizmu.



Slika 2.13. Izgled softvera za integriranje ultrazvučne slike pod kontrolom HIFU-a

Istraživanja širom sveta razvijaju HIFU tehnologiju i kliničke protokole. Ispitivanja se vrše na životinjama i ljudima sa različitim tipovima raka i pokazuju ohrabrujuće rezultate.

Za sada se HIFU primenjuje u terapiji raka prostate (najviše), potom jetre, dojke, u mnogim operativnim zahvatima, a očekuje se i primena na druge organe koji često bivaju zahvaćeni kancerom.

3. ULTRAZVUČNA DIJAGNOSTIKA SPORTSKIH POVREDA

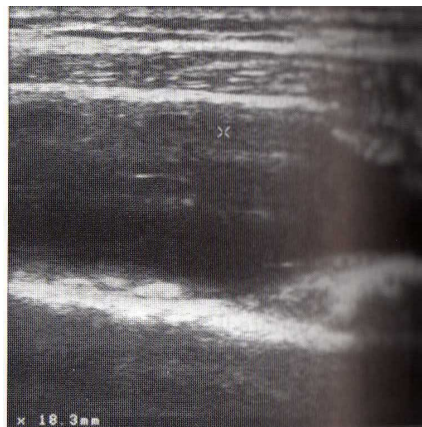
Poslednjih godina uviđena je velika korisnost ultrazvučne dijagnostike kako u ortopediji uopšte, tako i u dijagnostici sportskih povreda. Do ovoga je došlo kako zbog sve sofisticiranije ultrazvučne opreme, tako i zbog mogućnosti dinamičkog pregleda - poređenja dobijenih nalaza pri relaksaciji i kontrakciji mišića, potom ponavljanja pregleda pri različitim položajima susednog zgloba, upoređivanja sa zdravom stranom i konačno mogućnost ponavljanja pregleda u različitim vremenskim intervalima što omogućava efikasan tok lečenja. Naravno, kao značajni faktori ulaze i niža cena pregleda, veća dostupnost samih uređaja, lakše i bolje prihvatanje samog pregleda od strane pacijenta.

Kako bi lekar mogao da koristi ultrazvuk pri dijagnostikovanju sportskih povreda, mora biti dobro upoznat sa anatomijom sistema za kretanje i adekvatnom metodom ispitivanja, jer upravo od toga zavisi i interpretacija samog nalaza. Poznato je da se i najmanjim pomeranjem sonde može steći pogrešan utisak o stanju ispitivanog tkiva, tako da ispitivač uvek mora na isti način da pristupa ultrazvučnom pregledu - najpre da se ustanovi da li postoji neka promena koja bi bila vidljiva ultrazvučnim pregledom i potom da se izvrši detekcija iste. Nakon toga bi trebalo što je moguće preciznije da se lokalizuje data promena (npr. da li se nalazi u samoj tetivi ili na spoju tetive za kost i slično), potom da se odredi veličina promene, njeno ponašanje tokom dinamičkog pregleda i na kraju dobijeni rezultati da se uporede sa zdravom stranom.

3.1. Mišići

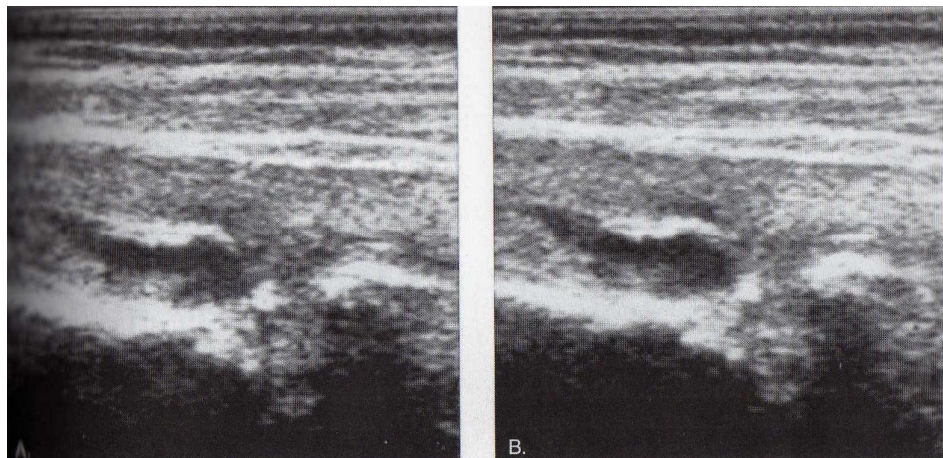
Jedna od najčešćih povreda kod sportista, još od vremena antičke Grčke, svakako je povreda mišića. Razlikuju se dva načina nastanka povrede: kao posledica direktnog mehanizma - udarac u mišić i kao posledica indirektnog mehanizma, koja je znatno češća - snažna kontrakcija ili prekomerno istezanje samog mišića.

S obzirom na anatomsku izloženost najčešći su udarci u prednju stranu natkolenice. U najvećem broju slučajeva, u pitanju su lakše povrede, ali to zavisi od jačine udarca i varira od blagog do znatnijeg krvarenja unutar i oko mišića koji može da dovede i do pojave fascijalnog sindroma. Osnovni simptomi koji se javljaju su: bol, otok natkolenice koja u težim slučajevima smanjuje pokretljivost kolena. Usled toga pacijent drži nogu u položaju ekstenzije, a kod samog pregleda se postavlja na stomak i u tom položaju ispituje se stepen fleksije u kolenu. Nakon toga vrši se ultrazvučni pregled kako bi se odredila veličina krvarenja unutar i oko mišića. U slučaju postojanja hematoma, vrši se punktiranje i to 24 - 48 sati nakon povrede [Slika 3.1.].



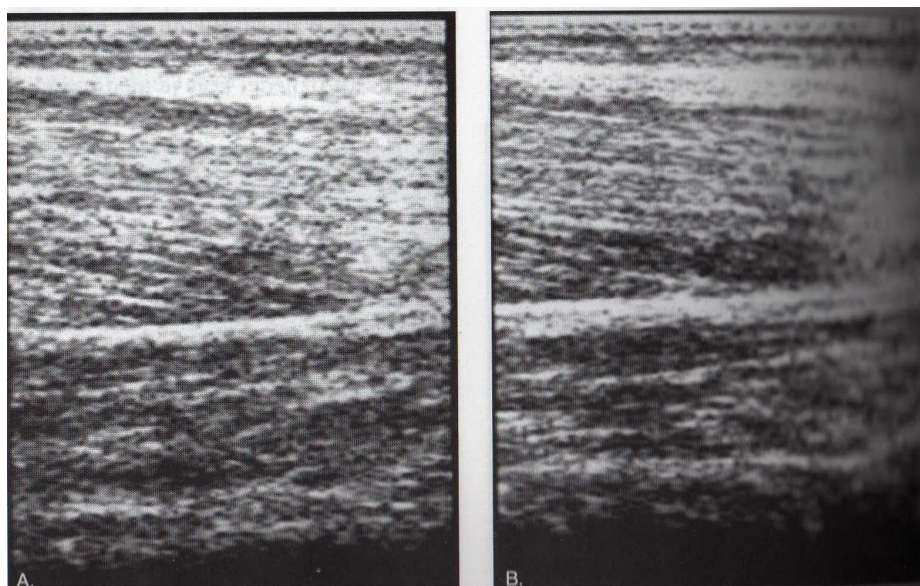
Slika 3.1. Uzdužni presek natkolenice na kojem je vidljiv hematom nastao kao posledica udarca u kvadriceps

Tokom lečenja je potrebno ponavljati ultrazvučni pregled svakih sedam dana jer se u slučaju ovakve povrede najčešće javlja i *myositis ossificans* (nastanak tzv. heterotopne kosti) na mestu hematoma [Slika 3.2.]. Do njega dolazi uglavnom usled zakasnelog lečenja.



Slika 3.1. Uzdužni presek natkolenice (A- relaksiran B- kontrahovan mišić) na kojem je vidljiv nastanak osificirajućeg miozitisa u još postojećem hematomu kvadricepsa

Drugi tip povreda javlja se uglavnom na mišićima u predelu zadnje lože natkolenice. U zavisnosti od težine povrede, razlikuju se blaga povreda - istegnuće koja predstavlja I. stepen, umerena povreda - delimična ruptura koja predstavlja II. stepen i teška povreda - rupturu koja predstavlja III. stepen. Pomnim kliničkim pregledom se tačno može napipati ozleda kao mesto najjače bolne osetljivosti. Takođe je karakteristično da se pri svakom pokretu koji izaziva veće istezanje povređenog mišića javlja bol u celoj njegovoj dužini. Kod težih slučajeva dolazi i do promena koje su vidljive na samoj koži (promena boje), uslovljene krvarenjem, a vidljive do područja kolena. Ultrazvučnom dijagnostikom je moguće ustanoviti kod I. i II. stepena nepravilno ograničenu anehogenu zonu koja je napravnog oblika i odgovara samom hematomu nastalom u mišiću [Slika 3.3.]. Pregled se ponavlja svakih sedam dana kako bi se pratilo zaceljivanje mišića. Kako se kod mlađih sportista često javlja i avulzija sedalne kvrge (*tuber ossis ischii*) koja ima slične simptome, potrebno je radi sigurnosti uraditi i rtg-dijagnostiku.

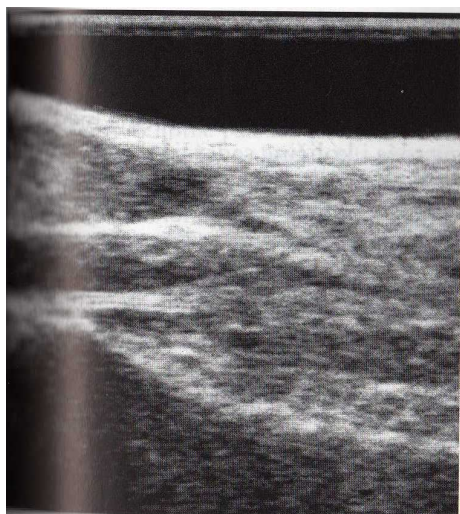


Slika 3.3. Uzdužni presek natkolenice (A- relaksiran B- kontrahovan mišić) na kojem je vidljiv manja ruptura m. biceps femoris

3.2. Tetive

Povrede tetiva su veoma česte u sportu, naročito povrede na Ahilovoj tetivi i patelarnom ligamentu.

Ultrazvučnim pregledom može se ustanoviti ruptura Ahilove tetive tako što se na uzdužnom preseku jasno vidi prekid kontinuiteta vlakana između kojih je smešten hematom [Slika 3.4.], dok se na poprečnom preseku vidi sam hematom, bez prisutnog tkiva same tetive. Pomoću dinamičkog pregleda moguće je ustanoviti položaj (fleksiju) stopala pri kojem postoji mogućnost dodirivanja prekinutih delova tetive kako bi se imobilizacijom ili pomoću specijalne ortoze (čizme) fiksirao taj položaj pri daljem lečenju, a čiji se tok nadalje takođe prati ultrazvučnim pregledima.



Slika 3.4. Uzdužni presek Ahilove tetive na kojem je vidljiv prekid tetive s hematomom između prekinutih krajeva

Ultrazvučna dijagnostika je od pomoći i u slučajevima zanemarene rupture Ahilove tetive (očitava se hipoehogeno, suženo područje na mestu rupture) kao i pri dijagnostikovanju prenaprezanja iste (očitava se zadebljanje uz smanjeno ehogenost i neoštro prikazane rubove tetive).

Oštećenje patelarnog ligamenta - tzv. skakačko koleno, upotpunjuje se obavezanim ultrazvučnim pregledom. U početnim stadijumima prisutan je otok tetive koja se nalazi na proksimalnom hvatištu. Vršiti se pregled ligamenta za vreme kontrakcije mišića natkolenice. Ukoliko ovo zadebljanje ostaje i tada prisutno, reč je o „vakuoli“ koja predstavlja znak akutnog stadijuma. Kod hronične upale ehogenost patelarnog ligamenta se povećava i rub tetive postaje neoštar. Kao krajnji rezultat hronične upale mogu se videti i kalcifikati u ligamentu koji su do tada još nevidljivi pri rtg-ispitivanju.

3.3. Sluzne kese (*Bursae synoviales*)

Sluzne kese predstavljaju deo spoja kost – tetiva - zglob, a nalaze se između pojedinih mišića i tetiva, kao i na mestima gde tetive i mišići dolaze u kontakt s tvrdom podlogom. One uklanjaju trenje između tetiva i mišića i njihove podloge i kod sportista su često podložne oštećenjima. Direktni udarac u burzu dovodi do akutne povrede - izliva krvi u sluznu vreću, a najviše stradaju prepatelarna i infrapatelarna sluzna vreća. U slučaju učestalog delovanja sile na sluznu vreću što se javlja u mnogim sportovima i profesionalnim aktivnostima dolazi do hroničnog burzitisa. Ovo oboljenje se najčešće javlja kod bacača - usled čestog zamaha rukom kada strada subakromijalna burza, a kao uzrok nastanka mogu biti i veštačka podloga u atletici i gimnastici,

strunjače u borilačkim vještinama i slično. Ultrazvučnom dijagnostikom je moguće utvrditi gustinu i količinu sadržaja unutar burze, uočavanje promena na njoj kao i praćenje punkcije i instalacija lekova u njenu šupljinu nakon punkcije.

4. PRIMENA ULTRAZVUKA U TERAPIJI SPORTSKIH POVREDA

U primeni fizikalne terapije mora se voditi računa ne samo o povredi već i o tome da li se radi o detetu, profesionalnom sportisti ili rekreativcu. Ovo govori o neophodnosti individualnog doziranja kako u pogledu primene agenasa tako i u pogledu stepena oštećenja jer su efekti terapije različiti. Da bi se fizikalna terapija mogla precizno odrediti, neophodno je uraditi detaljan pregled kako bi se donela precizna dijagnoza.

Kod većine sportskih povreda, neophodno je korišćenje takozvane *kombinovane fizikalne terapije* koja uključuje primenu nekoliko različitih metoda (fototerapiju, termoterapiju, magnetoterapiju, mehanoterapiju i elektroterapiju) u zavisnosti od faze povrede - *akutna faza* (neposredno posle povrede ili u prva dva dana nakon povrede) ili *subakutna faza* (nakon akutne faze).

U terapiji sportskih povreda, ultrazvuk se koristi u lečenju *mialgija, miogeloza, miozitisa, burzitisa* i sličnih povreda koje su navedene u prethodnom poglavlju. U ovim slučajevima se pored ultrazvuka, primenjuju i druge metode, međutim, u slučaju *periartritisa* je moguće lečenje samo ultrazvukom.

Periartritis je zajednički naziv za sve promene koje se odigravaju na strukturama oko zglobova i odnosi se na oboljenja zglobne kapsule, burzi, mišićnih tetiva i njihovih omotača, pripoja mišića i ligamenata za kost i fascija. U grupu periartritisa spadaju:

- sindrom bolnog ramena – *periartritis chumeroscapularis*,
- periartritis kuka – *peritrohanteritis* i
- periartritis kolena.

Primena ultrazvuka u terapiji periartritisa se svodi na masažu ultrazvučnom sondom u predelu pripoja mišića na kost. Masažom treba da bude obuhvaćena cela regija bola i ukučenosti zgloba. U slučaju periartritisa ramena primenjuje se ultrazvučna terapija u trajanju 5-8 minuta intenzitetom od $0,8 \text{ W/cm}^2$.

ZAKLJUČAK

Ultrazvuk se intenzivnije koristi u poslednjih 20 godina, kako u tehnici tako i u medicini i to u dijagnostičke i terapijske svrhe, kao i za destrukciju tkiva u hirurgiji i za zračenje tumora.

Ultrazvuk kao dijagnostičko i terapijsko sredstvo široko je rasprostranjeno u savremenoj medicinskoj praksi, iako se ne može pobeći od činjenice da su neke terapijske metode danas zamenjene savremenijim metodama. U fizikalnoj terapiji, međutim, ultrazvuk je i dalje najpouzdanija i najefikasnija metoda u bržem i lakšem otklanjanju različitih tipova obolenja i povreda.

L I T E R A T U R A :

1. Breyer, Branko. *Medicinski dijagnostički ultrazvuk- uvod u fiziku i tehniku*. Zagreb: Školska knjiga, 1991.
2. Čičak, Nikola i sur. *Ultrazvuk sustava za kretanje*. Zagreb: Medicinska naklada, 2003.
3. Pejaković, Božana. *Primena ultrazvuka u terapiji- seminarski rad*. Novi Sad: Departman za fiziku, 2007.
4. Popović-Mladenović, Olga. *Klinička primena fizikalne medicine - skripta*. Salerno : L. Sprea & F.Ili srl, 1998.
5. Stanković, Slobodanka. *Fizika i tehnika ultrazvuka - skripta*. Novi Sad: Departman za fiziku, 2005.
6. Stanković, Slobodanka. *Fizika ljudskog organizma*. Novi Sad: Univerzitet u Novom Sadu, 2006.
7. <http://cimu.apl.washington.edu/hifusurgerysystem.html>
8. <http://medus.apl.washington.edu/>
9. <http://tesla.pmf.ni.ac.yu/org/drifiz/docs/ultrazvuk2007.ppt>
10. <http://www.antamedica.com/fizikalna/fizikalna-terapija/>
11. <http://www.cancerresearchuk.org/>
12. http://www2.chemie.uni-erlangen.de/education/medchem/harnsteine/beh_eswl.html
13. <http://www.fizioterapija-biondic.hr/fizikalnaterapija.aspx#uv>
14. <http://www.hifu.ca>
15. <http://www.plutonss.co.yu/proizvodnja19.html>
16. <http://www.soton.ac.uk/~fifede/ESWL.htm>
17. <http://www.wellspan.org/AboutUs/newsarchive.htm>
18. <http://www.reumatologija.co.rs/reumatska-oboljenja/sindrom-bolnog-ramena/>
19. <http://www.stetoskop.info/Periartritis-kolena-3468-c27-sickness.htm>
20. <http://www.antamedica.com/?s=periartritis>

BIOGRAFIJA:



Rođen sam 18. avgusta 1984. godine u Novom Sadu. Osnovnu školu „Dositej Obradović“ i srednju Medicinsku školu „7. april“ završio sam u Novom Sadu sa odličnim uspehom. Školske 2003/2004. godine upisujem Prirodno-matematički fakultet, smer Medicinska fizika na Departmanu za fiziku. Diplomirao sam sa prosečnom ocenom 8,50 08. jula 2011. godine. Iste godine upisujem Master studije fizike Prirodno-matematičkom fakultetu, modul Medicinska fizika. Od svoje devete godine intenzivno se bavim folklorom, da bih 2003. godine počeo da primenjujem svoja stečena znanja iz ove oblasti i u pedagoškom radu sa decom, vodeći školu folkloru u svojoj osnovnoj školi. Uporedo sa tim počeo sam da pohađam i seminare folkloru oraganizovane od strane Centra za proučavanje narodnih igara Srbije i Saveza amatera Vojvodine.

UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET
KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj:

RBR

Identifikacioni broj:

IBR

Tip dokumentacije:

Monografska dokumentacija

TD

Tip zapisa:

Tekstualni štampani materijal

TZ

Vrsta rada:

Master rad

VR

Autor:

Luka Tanasijin

AU

Mentor:

Doc. dr Olivera Klisurić

MN

Naslov rada:

Ultrazvuk u terapiji sportskih povreda

NR

Jezik publikacije:

srpski (latinica)

JP

Jezik izvoda:

srpski/engleski

JI

Zemlja publikovanja:

Srbija

ZP

Uže geografsko područje:

Vojvodina

UGP

Godina:

2012

GO

Izdavač:

Autorski reprint

IZ

Mesto i adresa:

Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad

MA

Fizički opis rada:

Broj poglavlja/broj strana/broj slika/broj tabela/broj grafika/broj referenci:4/32/32/2/1/20

FO

Naučna oblast:

Fizika

NO

Naučna disciplina:

Medicinska fizika

ND

Predmetna odrednica/ ključne reči:

Osnovi fizike i tehnike ultrazvuka, HIFU- High Intensity Focused Ultrasound, ultrazvučna dijagnostika i terapija sportskih povreda

PO

UDK

Čuva se:

Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu

ČU

Važna napomena:

nema

VN

Izvod:

Rad se bavi fizikom i tehnikom ultrazvučne dijagnostike i terapije sa posebnim akcentom na terapiju sportskih povreda.

IZ

Datum prihvatanja teme od NN veća:

23.08.2012.

DP

Datum odbrane:

30.08.2012.

DO

Članovi komisije:

KO

Predsednik:

Doc. dr Maja Stojanović

član:

Doc. dr Olivera Klisurić

član:

Doc. dr Otto Barak

UNIVERSITY OF NOVI SAD
FACULTY OF SCIENCE AND MATHEMATICS
KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number:

ANO

Identification number:

INO

Document type:

Monograph publication

DT

Type of record:

Textual printed material

TR

Content code:

Final paper

CC

Author:

Luka Tanasijin

AU

Mentor/comentor:

PhD Olivera Klisurić

MN

Title:

Ultrasound in sport injuries therapy

TI

Language of text:

Serbian (Latin)

LT

Language of abstract:

English

LA

Country of publication:

Serbia

CP

Locality of publication:

Vojvodina

LP

Publication year:

2012

PY

Publisher:

Author's reprint

PU

Publication place:

Faculty of Sciences, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad

PP

Physical description:

4/32/32/2/1/20

PD

Scientific field:

Physics

SF

Scientific discipline:

Medical physics

SD

Subject/ Key words:

Basis of physics and techniques of ultrasound, HIFU- High Intensity Focused Ultrasound, ultrasound diagnosis and treatment of sports injuries

SKW

UC

Holding data:

Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4

HD

Note:

None

N

Abstract:

This study refers to basics of physics and techniques of ultrasound diagnostic and therapy particularly stressing sport injuries therapy

AB

Accepted by the Scientific Board:

23.08.2012.

ASB

Defended on:

30.08.2012.

DE

Thesis defend board:

DB

President:

PhD Maja Stojanović

Member:

PhD Olivera Klisurić

Member:

PhD Otto Barak