

EFSUMB klīniskās ultraskaņas elastogrāfijas vadlīnijas un ieteikumi.

1. daļa – pamatprincipi un tehnoloģija

Autori

J. Bamber¹, D. Cosgrove², C. F. Dietrich³, J. Fromageau⁴, J. Bojunga⁴, F. Calliada⁵, V. Cantisani⁶, J.-M. Correas⁷, M. D'Onofrio⁸, E. E. Drakonaki⁹, M. Fink¹⁰, M. Friedrich-Rust¹¹, O. H. Gilja¹², R. F. Havre¹³, C. Jenssen¹⁴, A. S. Klauser¹⁵, R. Ohlinger¹⁶, A. Săftoiu¹⁷, F. Schaefer¹⁸, I. Sporea¹⁹, F. Piscaglia²⁰

Piederība

Piederības adreses ir uzskaitītas raksta beigās.

Kopsavilkums

Šo vadlīniju un ieteikumu tehniskajā daļā, kas tapusi sadarbībā ar Eiropas ultraskaņas medicīnā un bioloģijā biedrību federāciju EFSUMB, sniegts ieskats visu šobrīd komerciāli pieejamo ultraskaņas elastogrāfijas formu fizikālajos principos un tehnoloģijā. Pamatprincips ir bīdes moduļa atšķirība, kas rada audu kontrastu visās elastogrammas. Attiecība starp alternatīvajām tehnoloģijām tiek uzskatīta metodes kontekstā, kas tiek lietota, lai gūtu no tā labumu. Ir aprakstītas ar katru metodi saistītās praktiskās priekšrocības un trūkumi, kā arī sniegts ieskats skenēšanas tehnikas optimizācijā, attēla atveidošanā, attēla interpretācijā un dažos no zināmajiem attēlu artefaktiem.

Ievads

Palpācija ir sena diagnostikas tehnika. Tā ir pieminēta septiņpadsimtā gadsimtā pirms mūsu ēras Edvīna Smita ķirurģijas papirusā (1), ziņots, ka Hipokrāts to ir izmantojis pie kaujas ievainojumiem, identificējot, ka, ja kauls nav redzams, tad palpācija var palīdzēt noteikt ieroča pēdu lokalizāciju, un pie galvas ievainojumiem noteikt vai galvas kauss zem miesas ir stiprs vai vājš. Palpācija, protams, joprojām ir vērtīga, un tā būtībā tiek izmantota tādā pašā veidā kā tūkstošiem gadu, gan klīniski, gan pie pašizmeklēšanas. Pie efektīvas ķirurģijas neaizvietoama un būtiska sastāvdaļa ir tauste. Taču to var izmantot tikai pie pieejamiem orgāniem, un tai ir ierobežota slimības atklāšanas spēja un telpiskā izšķiršanas spēja, kā arī informācijas interpretācija ir subjektīva.

Elastogrāfija ir audu mehānisko īpašību neinvazīvu attēlu iegūšanas zinātne, tās mērķis ir pārvarēt šos ierobežojumus, un tā pēdējos gados tā strauji attīstās. Līdz ar to Eiropas ultraskaņas medicīnā un bioloģijā biedrību federācija (EFSUMB) izjuta nepieciešamību izstrādāt šo ieteikumu komplektu elastogrāfijas pielietojumam, jo pieaug vispārējā interese, pieejamo tehnoloģiju skaits, kā arī zinātnisko pierādījumu līmenis šajā jomā, tika izmants līdzīgs process kā pie kontrasta ultraskaņas (2,3). Vadības komiteja, izveidota 2011. gadā, izvēlējās tēmas, kas jāiekļauj, un uzaicināja ekspertu komandu ar ievērojamu

publikāciju skaitu un prasmēm šajā jomā no visas Eiropas. Manuskripts, kas tika sagatavots e-pastu un telefona komunikācijas veidā, tika apspriests vienotības sanāksmē, kas notika Boloņā 2012. gada septembrī.

Projektu daļēji atbalstīja ultraskaņas industrija, kas ir pieminēts pie pateicībām. Taču industrijai nebija ietekmes manuskripta satura izlemšanā, par ko tikai un vienīgi ir atbildīgi autori.

Pašreizējais vadlīniju komplekts ir iedalīts divās daļās.

1. daļa, kas seko zemāk, iepazīstina ar tehniskajiem pamatprincipiem. Tas ir svarīgi, jo pastāv dažādas tehnoloģijas, kuras visas var aprakstīt kā elastogrāfiju, taču katra darbojas citādāk un līdz ar to tām var būt dažāds pielietojums. 2. daļā (4) ziņots dažādu elastogrāfijas metožu galvenais klīniskais pielietojums 2013. gadā un tā tiks publicēta nākamajā šī žurnāla izlaidumā. EFSUMB cer, ka šie ieteikumi palīdzēs elastogrāfijas esošajiem vai topošajiem lietotājiem izprast metodes pamatprincipus un ierobežojumus, kā arī to pielietot un veiksmīgi interpretēt atradni pie visbiežāk pielietotajām klīniskajām indikācijām.

Par spīti dažādo elastogrāfijas metožu klāstam, kas ir pieejams, tām visām ir mērķis attēlot audu bīdes elastības moduļa kontrastu vai mērīt attiecību kvantitātes (aprakstīts zemāk, kā arī tiešsaistes pielikumā). Šajā ziņā visas metodes ir vienotas, un tās pamato bieži lietoto elastogrāfijas terminu. Otrā vienojošā īpašība ir izmantotā signāla apstrāde; visās metodēs signāla apstrāde tiek izmantota, lai iegūtu elastības mērījumu vai attēlu un tā sākas ar no laika atkarīgās audu nobīdes ultraskaņas mērījumu. Metodes pēc tam tiek klasificētas atkarībā no tā, ko tās dara ar šo mērījumu – attēlo to tiešā veidā kā attēla kvantitāti vai izmanto to, lai aprēķinātu un attēlotu deformāciju, vai to izmanto, lai aprēķinātu un attēlotu bīdes viļņa ātruma attēlu. Pēdējais no šiem ir kvantitatīvs attēls un ir vienīgais, kam ir nepieciešams radīt bīdes viļņus, kuram, savukārt, ir nepieciešams dinamiskā spēka pielietojums. Pārējos gadījumos var izmantot dinamisku spēku, taču var izmantot arī statisku spēku vai gandrīz statisku spēku. Visi šie termini tiks izskaidroti šajā rakstā.

Elastogrāfijas pamatprincipi

Palpācija, līdzīgi kā elastogrāfija ir saistīta ar mehānisku īpašību – deformācijas pretestības spēku audos, kas ir elastīgās deformācijas veids – bīde. Izšķir divus bīdes veidus: „vienkāršā bīde” un „tīrā bīde”. „Vienkāršā bīde” (skat. **1. a att.**) veidojas vienkāršā bīdes spēka rezultātā (bultiņa), kas tiek pielikts, lai nobīdītu vienu vietu uz ķermeņa vai tā iekšpusē – kvadrāta šķēsgriezuma objekts tiek deformēts (pārtraukta kontūra) trapeces šķēsgriezuma formā (nepārtraukta kontūra) bez tilpuma maiņas. „Tīrā bīde” (skat. **1. b att.**) veidojas spiedes spēka rezultātā (bultiņas), kas nobīda visu ķermeņa virsmu – tas pats objekts, kas ir redzams 1. a attēlā tiek saspiests aksiāli (vertikāli), kā rezultātā veidojas gareniska (horizontāla) izplatība, nemainot tilpumu (nepārtraukta līnija). „Tīrās bīdes” gadījumā bīdes deformācija nav tik acīmredzama kā „vienkāršās bīdes” gadījumā. Taču to var redzēt, ja tiek novērota elementa deformācija, kura forma atšķiras no taisnstūra režģa, ko parasti izmanto ilustrējot sānu izplatību, kas rodas, kad nespījamu vidi spīdē aksīāli. Nespījamā gadījumā iekšējais rombs (pārtraukta līnija) (skat. **1. b att.**) ir forma, kas ir noderīga, lai vizuāli attēlotu „tīro bīdi”; bīdes deformācija kļūst labāk redzama, ja deformēto elementu (saspiestais rombs ar nepārtraukto līniju) pagriež tā, ka tā apakšējā kreisā robeža ir paralēla nedeformētā elementa līnijai, un pēc tam visu diagrammu pagriež pulksteņa rādītāja virzienā par 45 grādiem (skat. **1. c att.**). Faktiskās audu deformācijas, ko rada elastogrāfija, ir daudz sarežģītākas kā šīs vienkāršās idealizācijas, lai gan deformāciju, ko rada akustiskā starojuma spēks var aprakstīt līdzīgi „vienkāršajai bīdei” un deformāciju, kas rodas saspiējot audu virsmu ar ultraskaņas zondi, līdzīgi „tīrai bīdei”.

Nav metodes, kas tieši attēlo audu bīdes elastīgās īpašības. Elastogrāfijā tiek izmantota jau esoša metode – ultraskaņa, lai novērotu iekšējo audu deformāciju, kas rodas pieliekot spēku un pārvērstu iegūto informāciju piemērotā veidā uz ekrāna. Attīstījušās daudz dažādas pieejas spēka pielikšanā, kā arī audu atbildes mērīšanā un attēlošanā.

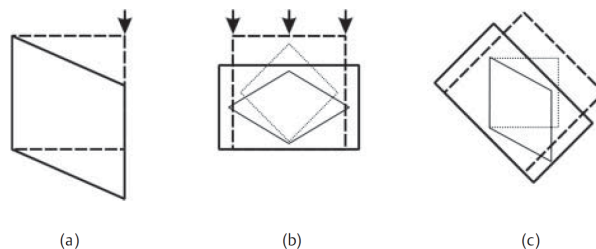
Elastogrāfijā pielieto ultraskaņu, lai novērotu audu bīdes deformāciju vienā vai abos bīdes veidos (skat. **1. att.**), reālajā-laikā divu-dimensiju attēlu secībā pēc spēka pielikšanas, kas var būt dinamisks (piemēram, vibrācija) vai tik lēni mainīgs, kad tiek uzskatīts par „kvazistatisku” (piemēram, palpācija ar zondi). Deformācija var tikt attēlota elastības attēlā (elastogrammā) vai lokālā mērījumā vienā no trīs veidiem:

1. audu nobīde var tikt uztverta un attēlota tieši ar metodi, kas pazīstama kā akustiskā starojuma spēka impulsu attēlveidošana (*acoustic radiation force impulse – ARFI*),
2. audu deformācija (paskaidrota tālāk) var tikt aprēķināta un attēlota deformācijas elastogrāfijas (*strain elastography – SE*) veidā vai

3. tikai dinamiskā gadījumā, datus var izmantot, lai ierakstītu bīdes viļņu izplatību, ko izmanto, lai aprēķinātu

- a) bīdes viļņu izplatības reģionālo ātruma vērtību (bez attēlu veidošanas), izmantojot tādas metodes kā pārejošā elastogrāfija (*transient elastography – TE*) un punkta bīdes viļņu elastogrāfija (*point shear-wave elastography – pSWE*) vai
- b) bīdes viļņu izplatības ātruma attēlus, izmantojot tādas metodes kā bīdes viļņu elastogrāfija (*shear-wave elastography – SWE*), kur ietilpst arī 2D SWE un 3D SWE.

Visas šīs bīdes viļņu metodes ir iespējams grupēt ar vienu terminu SWE, taču literatūrā terminu SWE izmanto, lai aprakstītu metodes, ar kurām tiek radīti bīdes viļņu ātruma attēli, izmantojot akustiskā starojuma spēka uzbudinājumu. Tā paša iemesla dēļ termins pSWE tiek izmantots reģionālā bīdes viļņu ātruma mērīšanā (bez attēliem), izmantojot akustiskā starojuma spēka uzbudinājumu, lai gan literatūrā šīs metodes aprakstam tiek izmantots termins ARFI kvantifikācija. ARFI, SE, TE, pSWE un SWE detalizētāk ir izskaidrotas tālāk rakstā. Elastogrammas var tikt attēlotas atsevišķi no B-režīma attēliem vai vienlaicīgi, izmantojot krāsas, lai tos varētu atšķirt.

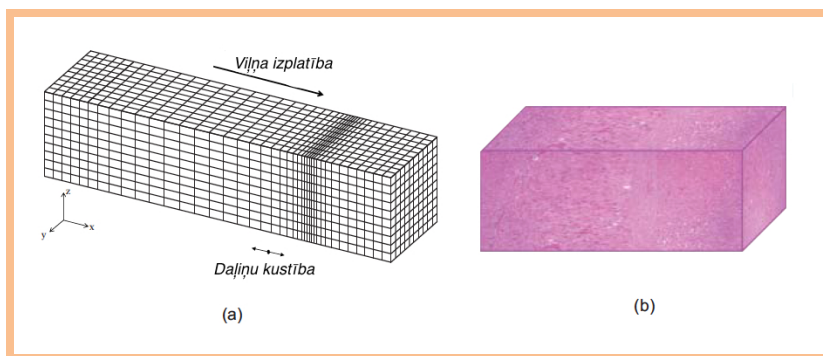


1. att. Divu bīdes viļņu deformācijas tipu idealizācijas: **a** „vienkāršā bīde”, kas rodas vienkāršā bīdes spēka rezultātā (bultiņa) un **b** „tīrā bīde”, kas rodas spiedes spēka rezultātā (bultiņas), kas ir pielikts tā, ka tiek nobīdīta visa ķermeņa virsma. Bīdes deformācija, kas ir **b** gadījumā, tiek atklāta **c**, sagriežot deformēto elementu (saspiestais rombs ar nepārtraukto līniju) tā, ka tā kreisā apakšējā robeža ir paralēla nedeformētā elementa robežai un pēc tam visu diagrammu tiek pagriežta pulksteņa rādītāja virzienā par 45 grādiem (detalizētākam aprakstam skatīt tekstu). (Ideja aizgūta no Steven Dutch bīdes deformācijas skaidrojuma, <https://www.uwgb.edu/dutchs/structge/shear.htm>.)

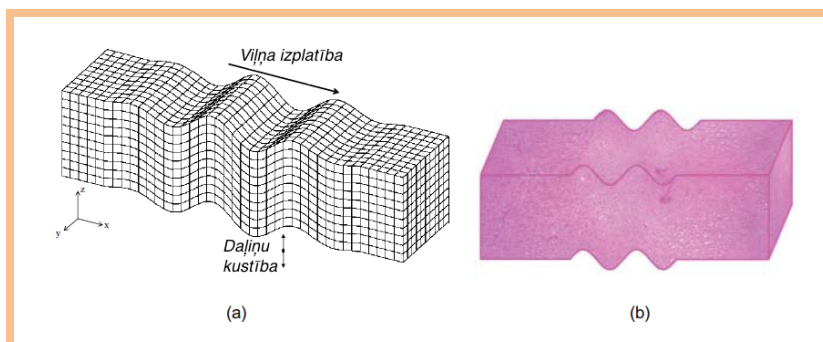
Bīdes izplatība mīkstajos audos

Šajā sadaļā izskaidrotas attiecības starp ultraskaņas attēlveidošanu un elastogrāfiju.

Ultraskaņas attēlveidošanā (5–11) mainīgais spiediens uz audu virsmas rada blīvuma maiņu un perturbācijas pārvietojas kopā ar garenvirziena viļņiem (skat. **2. att.**). To ātrums c_l (aptuveni 1540 ms^{-1}) ir atkarīgs praktiski tikai no audu blīvuma ρ un elastības moduļa K (vienādojumus skatīt tiešsaistes pielikumā). Attēlā redzams atbalsu stiprums, ko rada ρ un K lokālas variācijas, audu dziļuma funkcija tiek aprēķināta no atbalss laika un c_l vērtības.



2. att. a Garnevirziena vilnis izplatās no kreisās uz labo pusi kā spiediena un blīvuma maiņu nodošana no viena audu elementa uz nākošo, šeit parādīts kā saspiesto audu elementu sablīvējums, kur spiediens ir visaugstākais, un izplesto audu elementu dilatācija tieši pirms sablīvējuma (pa kreisi), kur spiediens ir minimāls. Kad vilnis šķērso doto punktu, audu individuālie elementi (jeb „daļiņas”) svārstās izplatības virzienā. **b** Kompresija un dilatācija, kas redzama **a**, piemērota uz aknu audu simulēta bloka, kas veidots no krāsotiem histoloģiskiem griezumiem.



3. att. a Vienkāršs bīdes vilnis izplatās no kreisās uz labo pusi kā bīdes spēka un deformācijas maiņu nodošana no viena audu elementa uz nākošo, šeit parādīts kā audu elementu kubiskās formas izkropļojums. Kad vilnis šķērso doto punktu, audu individuālie elementi (jeb „daļiņas”) svārstās perpendikulāri izplatības virzienam. **b** Deformācija, kas redzama **a**, piemērota uz aknu audu simulēta bloka, kas veidots no krāsotiem histoloģiskiem griezumiem.

Elastogrāfijā audi tiek pielikts virziena spēks (skat. **1. att.**, bultiņas), kas rada bīdes deformāciju un izplatās kā bīdes vilnis. Piemērs, kas atbilst „vienkāršai bīdei” ir parādīts **3. att.** (patiesībā bīdes izplatība var būt daudz sarežģītāka par šo, kā ir aprakstīts tālāk, kā arī tiešsaistes pielikumā). Ideālā situācijā (elastīgi homogēna bezgalīgi telpiska vide) bīdes viļņu izplatības ātrumu c_s (šķērsvirzienā) nosaka ρ un bīdes elastības modulis G . Tā kā mīkstajos audos G ir daudz mazāks par K , bīdes viļņi pārvietojas aptuveni 1000 reizes lēnāk kā garenvirziena viļņi, parasti, diapazonā no $1-10 \text{ ms}^{-1}$ (skatīt pielikumu). Atšķirībā no garenvirziena viļņiem, ultraskaņas frekvences bīdes viļņi mīkstajos audos tiek pavājināti ļoti ātri, līdz ar to elastogrāfijā nepieciešams izmantot ļoti zemas frekvences, bieži zem 1 kHz (kas iekļauj statiskās deformācijas). Svarīgi, ka nevīkstošos tīros šķidrums bīdes viļņi neizplatās.

Ja ultraskaņas zonde tiek izmantota, lai nobīdītu audu virsmu, tas atbilst kvazi-statiskai kompresijai. Tas rada sarežģītu bīdes deformācijas veidu, kas sastāv gan no „vienkāršās bīdes”, gan no „tīrās bīdes” (skat. **1. att.**), kas izplatās ar ātrumu c_s un var tikt uzskatīts par statiskās kompresijas ekvivalentu tik ilgi, kamēr palpācijas temps ir lēns, salīdzinot ar izplatības ātrumu interesējošā dziļumā.

Kāpēc elastogrammas var veidot no ultraskaņas attēliem?

Tā ir veiksmīga dabas sakritība, ka augstāk aprakstītās garenvirziena un bīdes viļņu izplatības īpašības kombinējas, un līdz ar to ir iespējama ultraskaņas elastogrāfija:

- Mazie kontrastējošie punktiņi, kas viscaur ir sastopami mīksto audu ultraskaņas attēlos, veidojas no difūzi izplatītām variācijām starp ρ un

K un dod attēlu marķierus, kas pakļaujas bīdes deformācijām.

- Relatīvi zema ultraskaņas pavājināšana ļauj izmantot augstas frekvences (līdz ar to augstas izšķirtspējas) ultraskaņas attēlveidošanu, ar ko var uztvert niecīgu bīdes viļņu pārvietošanos un izkliegt kustību atšķirības starp blakusesošajiem audu elementiem.
- Relatīvi liela ātruma ultraskaņa ļauj pietiekami ātri iegūt atbalss datus, lai novērotu audu nobīdes skaidri definētās bīdes deformācijas fāzēs.

Audu bīdes īpašības elastības attēlveidošanai

Bīdes moduļa G un tā tuva radnieka Junga (*Young's*) moduļa E (skatīt tiešsaistes pielikumu) mērījumus var veikt neinvazīvi, ja ir iespējams monitorēt audu elementu nobīdi kā laika funkciju, kad bīdes vilnis savā ceļā šķērso neskaitāmus punktus. Piemēram, TE un SWE G tiek iegūts no bīdes viļņa ātruma, ko mēra, kā starpību starp bīdes viļņa pienākšanas laiku divos vai vairāk punktos, kas atdalīti ar zināmiem attālumiem.

Turklāt, gan procentu deformācija, gan radītā nobīde ir tieši atkarīga no dotā spēka G vērtības un abas tiek izmantotas dažādās elastogrāfijas metodēs, lai atspoguļotu audu bīdes moduļu kontrastu. Lai mērītu un kartētu radīto nobīdi, bieži sastopama tehnika ir uniaksiāla spēka pielikšana audiem un ultraskaņas pielietošana. Dažās tehnikās nobīde tiek atspoguļota tieši attēla viedā. Kā aprakstīts tālāk, tas ir ērti gadījumos, kad nobīde ir augstu novietota, kā pie ARFI nobīdes attēlveidošanas. Gadījumos, kur visa ķermeņa virsma tiek nobīdīta, labāk ir konvertēt iekšējo audu nobīdi deformācijas attēlā, jo homogēnas vides gadījumā, deformācija būs nemainīga, taču nobīde pavājināsies ar dziļumu.

Lai gan dinamiskais spēks ir obligāti nepieciešams bīdes viļņu radīšanā un līdz ar to tā ātruma mērīšanā un attēlveidošanā (kā pie SWE), taču attēlojot nobīdi vai deformāciju bīdes spēks var būt dinamisks, kvazistatists vai statists. Parasti spēka veids nav zināms, kā arī nav zināmas audu robežu pozīcijas un to berze. Līdz ar to tehnikas, ar kurām atspoguļo bīdes vai deformācijas attēlus, neuzrāda G vērtības. Tomēr tās rada attēlu kontrastu, kas ir tieši saistīti ar G , taču jāņem vērā citi faktori, kas rada artefaktus, kurus ir nepieciešams izprast. SWE attēli arī satur artefaktus, kas ir aprakstīti zemāk.

Bioloģiskie audi ir daudz sarežģītāki, salīdzinot ar augstāk aprakstītajām vidēm (lineāri elastīgas, homogēnas, izotropas, nebeidzamas). Praktiskā situācijā atšķiras no šiem pieņēmumiem ar to, ka:

- a) spēka-deformācijas attiecība parasti ir gan nelineāra, gan atkarīga no laika (pēdējais viskoelastības un poroelastības dēļ, aprakstīts tiešsaistes pielikumā),
- b) elastība mainās telpā un ar virzienu (fenomens pazīstams kā anizotropija – skatīt tiešsaistes pielikumu),
- c) audu robežas un struktūra maina attiecību starp bīdes viļņa ātrumu un G , vadīta bīdes viļņa izplatības un bīdes viļņa izkliedes fenomena dēļ (skatīt tiešsaistes pielikumu) un
- d) audi var būt mehāniski pārtraukti anatomisku īpašību dēļ – šķidruma kolekcijas, orgānu un tumoru robežas, kā arī rētas.

Visi šie var radīt artefaktus mūsdienās izmantojamās elastogrāfijas metodēs. Šobrīd zinātniskajos pētījumos tiek mēģināts ņemt vērā šos artefaktus, iegūt no tiem papildus informāciju un radīt elastogrāfijai jaunas iespējas audu raksturošanā, dodot vērā ņemamu potenciālu elastogrāfijas nākotnes izausmē.

Kādēļ elastogrammas atšķiras no ultraskaņas attēliem?

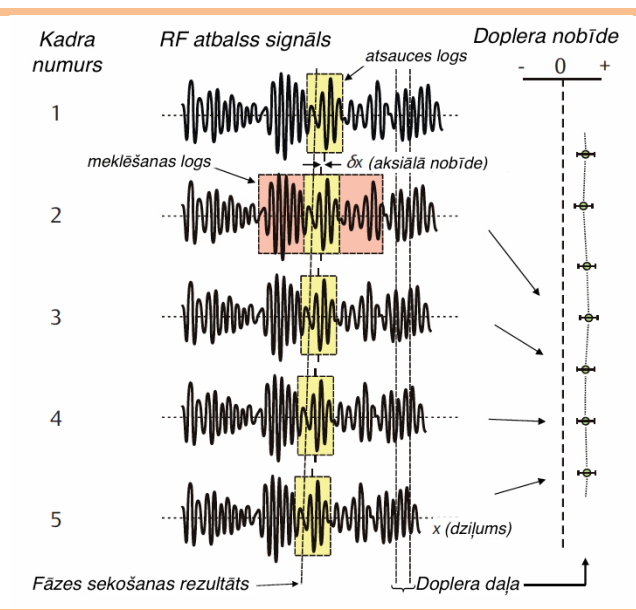
Elastības modulis K atšķiras tikai nelielā daļā par 12% visu mīksto audu diapazonā, taču bīdes modulis G atšķiras vairāk kā 10^5 reizi. Tas dod iespēju radīt attēlus ar milzīgi lielu audu kontrastu, ja ir iespējams panākt relatīvi labu singāla pret trokšņa attiecību (12). Pie tam, ultraskaņas viļņu absorbcijas ātrums mīkstajos audos, galvenokārt, tiek noteikts molekulārā šķidruma līmenī. Bīdes slodzi nenodrošina šķidrums, tā tiek pārvadīta audos pa savienotu strukturālu matricu (ekstracelulāru matricu, mikrovaskulāturu, membrānām utt.). Bīdes viļņu izplatībā svarīgs ir šīs matricas veselums un spiediens, kāds tiek pielikts mikrovaskulatūrai un interstīcijam, taču šie parametri nav svarīgi ultraskaņas atbalsu veidošanā.

Ultraskaņas elastogrāfijas tehnika

Dažādās mūsdienu komerciāli pieejamās ultraskaņas elastogrāfijas metodēs (skatīt 1. tabulu) var būt papildinošas, jo īpaši attiecībā uz audu bīdes īpašībām, kur katra ir vislabāk piemērota izvērtēšanai. Tās atšķiras ar fizikālām veiktspējas īpašībām, artefaktiem, ierobežojumiem un piemērotības dažādām klīniskām indikācijām.

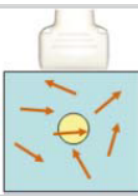
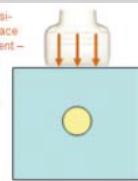
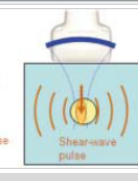
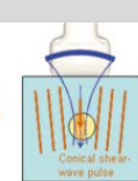
Audu nobīdes izvērtēšana

Ar visām šobrīd pieejamajām komerciālajām elastogrāfijas sistēmām ir nepieciešams mērīt audu nobīdi. Dažādas sistēmas atšķiras ar to kā tiek izmantota nobīde; tā var būt attēlota tieši, pārvērsta deformācijā vai izmantota, lai uztvertu bīdes viļņu atgriešanās laiku un līdz ar to ātrumu. Visbiežāk izmantotās metodes elastogrāfijā ir uz radio frekvences (RF) atbalss korelāciju balstīta sekošana un Doplera apstrāde, tās aprakstītas 4. att. Taču var tikt izmantota arī atbalss līknes sekošana un atbalss līknes fluktuācijas ātrums (13). Aksiālās nobīdes attēls tiek veidots ģenerējot nobīdes-pret-dziļuma līniju visām RF A-līnijām divu dimensiju (2D) atbalss attēlu secībā, kur katra līnija tiek iegūta atkārtotot procesus, kas ir izskaidrots 4. att., neskaitāmiem atsaucēs logiem (parasti pārklājas) vai Doplera izvēlētajām daļām dažādos dziļumos. Atbalss-korelāciju sekošana var tikt izmantota arī sānu virzienā un paplašināta līdz 2D atsaucē un meklēšanas logiem (vai pat 3D no datiem, kas ir pieejami no 4D zondēm). Sānu nobīde tiek mērīta ar daudz zemāku precizitāti nekā aksiālā nobīde vāji pieejamās atbalss fāzes informācijas dēļ. Neskatoties uz to, šāda sekošana ir noderīga trokšņa samazināšanai, mērot aksiālo nobīdi.



4. att. Divas galvenās metodes, kas tiek lietotas lai izvērtētu audu nobīdi elastogrāfijā ir uz radio frekvences (RF) atbalss korelāciju balstīta sekošana un Doplera apstrāde. Šajā ilustrācijā uz audiem pieliktā slodze ir kā aksiāla spiedes deformācija, kas ir nemainīga dziļumā un ir sekmīgi ģenerēta vienmērīgā apjomā no viena RF-atbalss attēla uz nākamo; attēlotie atbalss signāli parāda vienas un tās pašas RF-atbalss līnijas evolūciju 5 attēlos. Lai mērītu nobīdi ar Doplera apstrādi, tiek izmantota korelācija starp RF-atbalss signāla sekojamo reģionu un iepriekšējo to pašu reģionu tajā pašā atbalss līnijā. RF-atbalss sekošana izmanto meklēšanas logu (rozā), lai atrastu atbalss parauga pozīciju, kas vislabāk korelē ar to, kas ir atsaucēs logā (dzeltens) iepriekšējā atbalss līnijā; nobīde, kas ir nepieciešama, lai palielinātu šo korelāciju, ir nepieciešamā aksiālā nobīde, δx .

1. tabula. Elastogrāfijas veidi, kas ir aprakstīti šajā dokumentā.

	metode	spēka tips	pieliktais spēks	attēlotā īpašība	kvalitatīvs / kvantitatīvs	attēlveidošana / mērījums	ražotājs	ilustrācija					
nobīdes un deformācijas attēlveidošana	deformācijas elastogrāfija (SE) un deformācijas ātruma attēlveidošana (SRI)	kvazistatisks	mehāniski inducēts – vai aktīva ārēja audu virsmas nobīde ¹ vai pasīva iekšēja fizioloģiski inducēta ²	deformācija vai deformācijas ātrums	kvalitatīvs, lai gan bieži tiek piedāvāta attēlu īpašību analīze	pilna laukuma attēls, kas atjaunojas atkarībā no ultraskaņas kadru ātruma ³	Esaote GE Hitachi Aloka Philips Samsung Medison Siemens Toshiba Ultrasonix Zonare	 					
	akustiskā starojuma spēka impulsu (ARFI) attēlveidošana							ultraskaņas inducēts – fokussēts starojuma spēka impulss dziļumā	nobīde	kvalitatīvs	viens attēls rāmī	Siemens	
	bīdes viļņa ātruma MĒRĪŠANA		pārejošā elastogrāfija (TE) ⁴ Punkta bīdes viļņa elastogrāfija (pSWE), pazīstama arī kā ARFI kvantifikācija ⁴					dinamisks	mehāniski inducēts – impulss („uzspiediens“) uz audu virsmas	bīdes viļņu ātrums ⁵	kvantitatīvs	viens mērījums, staru līnijas vidējais	Echosens
		ultraskaņas inducēts – fokussēts starojuma spēka impulss dziļumā	Bīdes viļņu ātrums ⁵	kvantitatīvs	Viens mērījums, interesējošā reģiona vidējais	Siemens Philips							
bīdes viļņa ātruma ATTĒLVEIDOŠANA		Bīdes viļņa elastogrāfija (SWE) ⁴					ultraskaņas inducēts – fokussēts starojuma spēka impulss dažādos dziļumos		bīdes viļņu ātrums ⁵				
	ultraskaņas inducēts – fokusa aiznešana dziļumā ātrāk par bīdes viļņu ātrumu, lai veidotu „Mach“ konusu		bīdes viļņu ātrums ⁵	kvantitatīvs	attēls krāsu rāmī, kas atjaunojas vairākas reizes sekundē ³	SuperSonic Imagine							

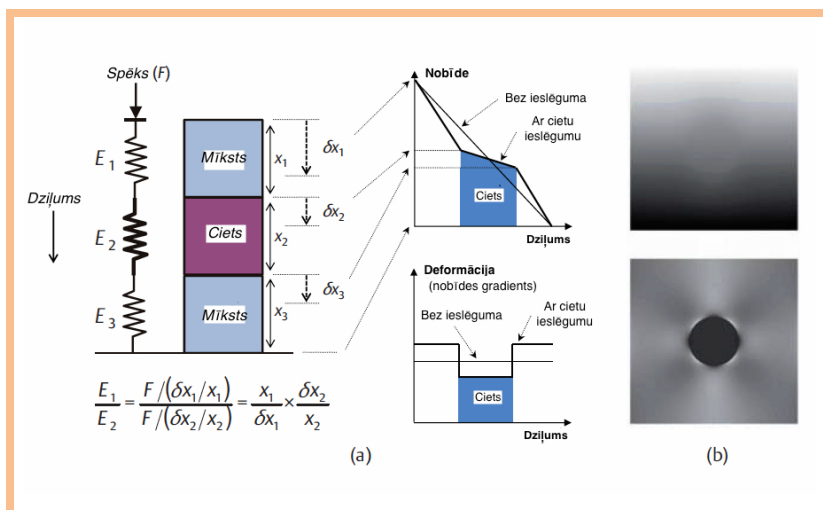
¹Palpācija, balona izplešana utt., vai nu uz ķermeņa virsmas vai intrakavitāri.

²Kardiovaskulātorā vai respiratorā pulsācija vai muskuļu kontrakcija.

³Termins “reālajā laikā” šeit nav lietots, jo atšķirībā no reālā laika ultrasonogrāfijas (un kā ir izskaidrots tekstā), elastogrāfijas sistēmas, kas ir aprakstītas šajā rakstā, vēl nav atbilstošas ātrai lielu apjomu izmeklēšanai, kā arī ātru ausu kustību izvērtēšanai elastogrammu sērijā.

⁴Termins bīdes viļņa elastogrāfija (SWE) šeit ir lietots saskaņā ar pašreizējo literatūru, kur tas attiecas uz metodēm, kas veido bīdes viļņu ātruma attēlus, izmantojot starojuma spēka uzbudinājumu. Līdz ar to tas iekļauj 2 D SWE un 3 D SWE. Termins punkta bīdes viļņa elastogrāfija (pSWE) šeit ir lietots metodei, ar kuru tiek mērīts tikai bīdes viļņa reģionālais vidējais ātrums (bez attēla), izmantojot starojuma spēka uzbudinājumu. Ar to tiek uzsvērts, ka būtībā šī ir SWE metode, lai gan literatūrā tā ir aprakstīta kā ARFI kvantifikācija. Pārejošā elastogrāfija (TE) arī mēra bīdes viļņa ātrumu, neiegūstot attēlu, taču tā kā šeit tiek izmantots mehāniskais spēks uz virsmas, nevis akustiskais starojuma spēks, šī metode netiek klasificēta zem termina SWE.

⁵Bīdes viļņa ātrums var tikt konvertēts kā bīdes modulis vai Junga modulis, saskaņā ar pieņēmumiem, kas ir aprakstīti tekstā un tiešsaistes pielikumā.



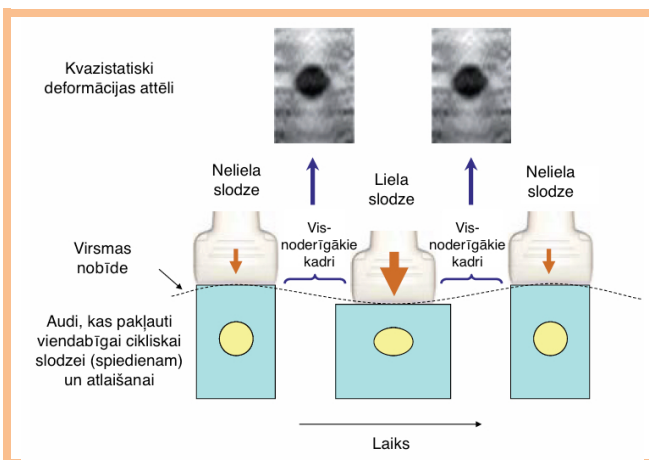
5. att. a Attiecība starp no dziluma-atkarīgo nobīdi un deformāciju tiek balstīta uz vienkāršu atspēres modeli un (izteikti vienkāršotu) Huka (Hook's) likumu, kur tiek pieņemts, ka pieliktais spēks (F) ir identisks mīkstai un cietai atsperei dažādos dzilumos un ka katras atspēres deformācija ir apgriezti proporcionāla tās elastības konstantei E . Nobīdes attēlveidošanai ir nepieciešama vizuāla gradientu salīdzināšana, ko ir grūti izdarīt pelēkās skalas attēlos, taču deformācijas attēlveidošanā ir viegli atšķirt mīkstus no cietiem reģioniem. **b** Pelēkās skalas nobīdes (augšējā) un deformācijas (apakšējā) attēlos redzams simulēta cietā tumora cirkulārs šķēsgriezums uz viendabīgi mīksta fona, kur gaišs atspoguļo izteiktu nobīdi un attiecīgi izteiktu deformāciju. Nevienmīgais fons deformācijas attēlā rodas slodzes koncentrācijas dēļ, kas ir raksturīgs deformācijas attēlveidošanas artefakts, kas ir aprakstīts tekstā. **(b** Attēli ar L. Garcia atļauju)

Kad audi tiek pievadīta slodze, neatkarīgi no tā statiska vai dinamiska, notiek deformācija un notiek atbalss dekorelācija, kas rada nobīdes troksni – jo lielāka deformācija, jo izteiktāks dekorelācijas radītais nobīdes troksnis. Apstākļos, kad audi praktiski nav saspiežami, aksiālas kompresijas rezultātā rodas laterāla izplatība un līdz ar to laterāla nobīde, kas pastiprina troksni. Būtisks dekorelācijas troksnis rodas arī brīvās rokas audu kompresijā (pielieto deformācijas elastogrāfijā (SE), aprakstīta zemāk), jo zondes kustība ir ne tikai aksiāla, bet arī ar rotāciju vai sānis un piepacēluma kustību. Līdz ar to nobīdes izvērtēšanai no 1 D (aksiālā) sekošanas ar minimālu troksni nepieciešama uzmanīga zondes kustība tikai uniaksiālā virzienā ar rūpīgi izvēlētu palpācijas ātrumu, RF-kadra iegūšanas ātrumu, kā arī atsaucis un meklēšanas logu lielumu. Lai uzlabotu aksiālās nobīdes izvērtēšanu, mūsdienu pieejamās elastogrāfijas sistēmās tiek izmantota 2 D sekošana, samazinot dekorelācijas troksni, kas rodas sānu izplatības un zondes kustības dēļ; 3 D sekošana ir nepieciešama tā paša iemesla dēļ piepacēluma virzienā. Katrs ražotājs arī mēģina ieviest savas metodes nobīdes attēla uzlabošanai.

Kvazistatiskās metodes

Deformācijas elastogrāfija (SE): kvazistatiska deformācijas attēlveidošana

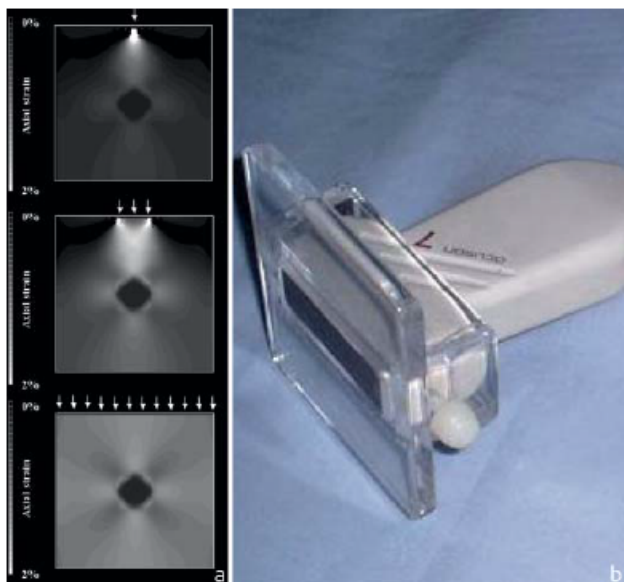
Kvazistatiskā deformācijas attēlveidošanā, aksiālā un sānis sekošana, parasti, ir pielikta katrā RF-atbalss kadra pāri, kā aprakstīts iepriekš, un sānu nobīdes tiek atņemtas, atstājot secīgus aksiālās nobīdes attēlus. Katrs aksiālais nobīdes attēls pēc tam tiek pārveidots deformācijas attēlā, padodot uz leju kustīgu logu (deformācijas aprēķinātājlogu) katrā attēlu līnijā, lai aprēķinātu lokālo aksiālās nobīdes gradientu katrā loga pozīcijā. Deformācijas aprēķinātājloga lielums tiek izvēlēts, ņemot vērā deformācijas attēla izšķirtspēju (mazs logs) un labu signāla-pret-trokšņa attiecību (SNR – *signal-to-noise ratio* = vidējās deformācijas attiecība pret deformācijas standartnobīdi elastīgi viendabīgā reģionā). Dažās sistēmās šo izvēli izdara operators, citās tas ir



6. att. Kvazistatiska deformācijas elastogrāfija, izmantojot ciklisku aksiālu palpāciju ar zondi. Kad, uzspiežot ar zondi, audi tiek pakļauti relatīvi lielai slodzei, tie deformējas izteiktāk, nekā tad, kad slodze tiek samazināta cikla atlaišanas fāzē. Cietis reģions deformējas mazāk, salīdzinot ar apkārtējo mīksto materiālu, līdz ar to attēlā tas izskatās tumšs, turpretī izteikta deformācija tiek attēlota kā gaiša. Visnoderīgākie kadri deformācijas attēlu iegūšanai ar labu signāla-pret-trokšņa attiecību ir tie, kuros ir praktiski konstants virsmas nobīdes ātrums. Jāpiezīmē, ka ilustrācijā redzami deformācijas attēli ir no reāla fantoma, kas satur blīvu cilindrisku ieslēgumu un dekorelācijas troksni. Ir skaidri redzamas stress koncentrācijas, kas pieminētas 5. att. un artefaktu sadaļā (zemāk).

rūpnīcas iestādījums. Attiecība pret deformāciju un nobīdi ir attēlota **5. att.** Zemāk, deformācijas attēla kvalitātes sadaļā, aprakstīta un ilustrēta attēlveidošanas ietekme, izvēloties dažādus logu lielumus.

Deformācijas attēlveidošana, kas tiek radīta palpējot ar ultraskaņas zondi, ir attēlota **6. att.** Parasti, deformācijas aritmētiskais operators (aksiāla izplešanās – pozitīva, aksiāla saraušanās – negatīva) tiek atņemts un tiek attēlots tikai tās apjoms, jo to ir vienkārši integrēt laikā; lai uzlabotu signāla-pret-trokšņa attiecību, tiek izmantots augsts persistences līmenis (laika integrācija). Zonde var arī tikt piespiesta nemainīgi, lai mērītu deformāciju, ko rada iekšējās fizioloģiskas pulsācijas (t.sk., kardiovaskulāras, respiratoras) vai arī muskuļu kontrakcijas. Taču, izmantojot šo veidu, nav zināma slodzes izcelsme un virziens, līdz ar to tiek mērīts tikai nobīdes un deformācijas aksiālais komponents. Šajā gadījumā arī, visticamāk, būs lielāks dekorelācijas troksnis nekā



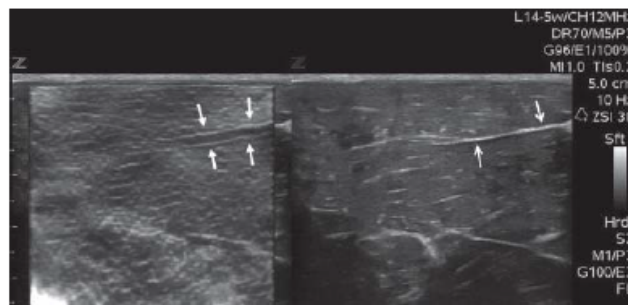
7. att. a Šaurs kompresors (augšējais attēls) rada deformāciju, kas koncentrējas zem kompresora un strauji samazinās ar dziļumu. Lai iegūtu visvienmērīgāko deformācijas izplatību (apakšējais attēls) un pēc iespējas palielinātu slodzes penetrācijas dziļumu, nepieciešams kompresors ar vismaz tādu pašu vai lielāku sānu un piepācējuma platumu, salīdzinot ar izmeklējamā reģiona sānu izplatību (ar AF Kolen atļauju (65)). b Zondes virsmas paplašinātājs (30), kas palīdz praksē sasniegt iepriekš aprakstīto. Ja zondes virsmas paplašinātājs nav pieejams, tad zondei katrā pusē uz ādas var pielikt tās rokas pirkstus, kas netur zondi un kustināt tos kopā ar zondi, lai panāktu dziļāku deformācijas penetrāciju.

pievadot vienkāršu uniaksiālu slodzi, kustinot zondi, taču ir publikācijas, kur izmantojot šo tehniku ir iespējams iegūt labas kvalitātes deformācijas attēlus un šī tehnika ir iestrādāta komerciāli pieejamās sistēmās.

Lai gan deformācijas attēlu kadru ātrums var sasniegt ultraskaņas kadru ātrumu, taču nepieciešamība iegūt vidējo no vairākiem kadriem, kustinot audus, nozīmē to, ka defromācijas attēlveidošana nav tik labi piemērota kā reālā laika ultrasonogrāfija audu kustības izvērtēšanai un ātrai lielu apjomu izvērtēšanai. Iepriekš minēto problēmu ir iespējams atrisināt ar 3 D elastogrāfiju (14).

Deformācijas-ātruma attēlveidošana (SRI – strain-rate imaging)

Deformācijas-ātruma attēlveidošana būtībā ir līdzīga kvazistatiskai deformācijas attēlveidošanai; šīs tehnoloģijas nosaukums nāk no kardioloģijas skeneriem, kur tā tika ieviesta, jo tie jau ir aprīkoti ar audu Doplera iespēju, līdz ar to ir iespējams iegūt audu ātruma attēlu aksiālo gradientu (15). Patiesībā, visas reālā laika deformācijas attēlveidošanas metodes attēlo deformāciju parauga intervālā, līdz ar to visas metodes ir jūtīgas uz deformācijas ātrumu. Deformācijas-ātruma attēlos tiek saglabāts deformācijas aritmētiskais operators, kas palīdz izvērtēt muskuļu sasprindzinājumu un atslābumu. Ar to ir iespējams atšķirt aktīvu kontrakciju no pasīvas audu kustības, piemēram, kuņģa-zarnu trakta sienas, kas šobrīd ir vienīgais klīniskais pielietojums (16,17).



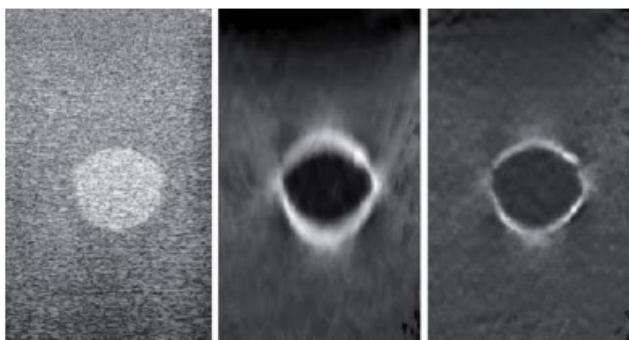
8. att. Tītra krūtiņas audu deformācijas attēlā kreisā pusē slodzes un defromācijas koncentrācija (un iespējams augsta deformācija pie slīdošām robežām) izskatās kā gaiša līnija (augsta deformācija, kas norāda uz mīkstiemi audiem) virs un zem (bultiņas) daudzām tumšām joslām (zema deformācija, kas norāda uz cietiem audiem), kas atbilst daudzām ehogēnām (iespējams neelastīgām un iespējams slidenām) fibrozām septām, kas redzamas B-režīma attēlā pa labi (bultiņas). Šī fizikālā fenomena izprašana palīdz saprast klīniskās elastogrāfijas būtību. Skatīt arī 5. un 6. att.

Artefakti – kas ietekmē deformāciju, deformācijas ātrumu, izņemot audu elastību?

Tā kā slodze audos netiek vienmērīgi izplatīta, deformācijas attēlu kontrastu (gaišumu vai krāsu) bez audu elastības ietekmē arī citi faktori. Berze starp zondi un ādu rada mazāku deformāciju tuvāk virsmai, nekā, ja tiek izmantota laba lubrikācija; ierobežota izmēra kompresors rada slodzi un deformāciju ar ierobežotu penetrāciju un vāju homogenitāti (skat. 7. att.); mīkstie audi deformējas izteiktāk, ja tie ir tuvu cietiem audiem, nekā pretējā gadījumā. Pēdējais pieminētais efekts ir atbildīgs par, tā saukto, slodzes koncentrācijas („Malta krusta”) artefaktu, ko var novērot deformācijas attēlos ar cietu ieslēgumu uz mīksta fona (skat. 5.-7. att.). Tas var būt arī par iemeslu „malu izgaismojuma” efektam (skat. 8. att.), kas rodas starp struktūrām ar slīdošām robežām (skatīt nākamo sadaļu). Līdz ar to deformācijas attēlā ir piesardzīgi jāizvērtē struktūru šķietamā pozīcija, jo tā var būt nedaudz nobīdīta, salīdzinot ar atbilstošajām struktūrām B-režīma attēlā (skat. 8. att.).

Piesardzība arī ir nepieciešma izvērtējot deformācijas attēlus citos gadījumos, kā piemēram, ārpus plaknes struktūru elastība, kas ietekmē deformāciju plaknē, slīdoša robeža pie audu pārrāvuma var uzrādīt augstu aksiālu deformāciju uz robežas, kā arī zemu un neviendabīgu deformāciju aiz robežas (18–20), šķidrums, ko var nobīdīt lēnas palpācijas laikā, rada no laika atkarīgu blakusesošu audu deformācijas samazināšanos (21).

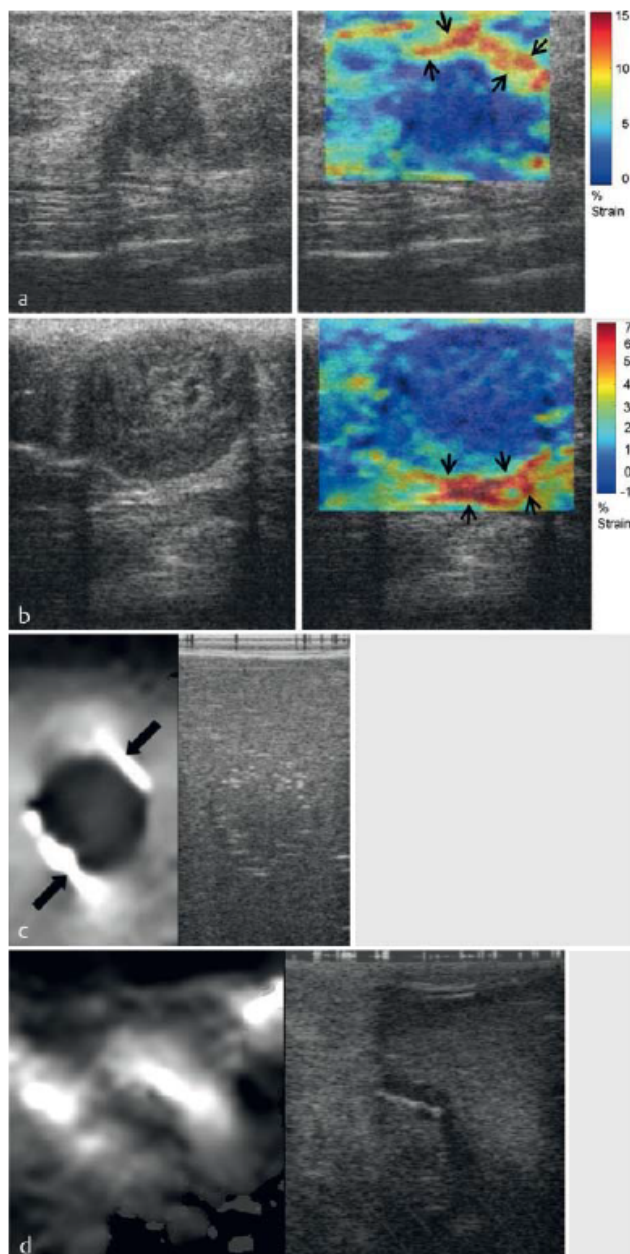
Lai gan bez audu elastības pastāv daudz citi faktori, kas ietekmē deformācijas kontrastu, piesardzīga tehnika un attēlu interpretācija samazina to ietekmi slēdziena veidošanā un pat var dot papildus diagnostisku informāciju ārpus vienkāršas audu elastības; tāpat kā ultraskaņas attēlveidošanā, artefaktu interpretācija var palīdzēt iegūt vairāk informācijas no attēla. Piemēri ir augstāk minētie artefakti, proti, slodzes koncentrācijas var palielināt neelastīgu struktūru redzamību (skatīt 5., 6., 8-10. att. un sadaļu par cistu izskatu), kā arī deformācijas attēlu īpašības uz slīdošām robežām (skat. 9. un 10. att.). Cits piemērs, deformācija no dotā spēka samazinās ar pieaugošu spēku, t.i., jo audi tiek



9. att. Kompromisa piemērs starp izšķirtspēju un kontrastu, ko nosaka logu izmēru izvēle nobīdes-sekošanai un deformācijas-izvērtēšanai. Pa kreisi: B-režīma želatīna fantoma attēls, kas satur hiperehogēnu sfērisku ieslēgumu. Pa vidū: deformācijas attēls ar lielu nobīdes-sekošanas un deformācijas-izvērtēšanas logu, kurā redzams, ka ieslēgums ir blīvāks (tumšāks) kā fons un ka fantoma augšējās virsmas deformācija ir samazināta zondes berzes dēļ, kā arī ka ieslēgumam ir slidena mala (uz ko norāda gaišā deformācijas „halo” zona (20)). Pa labi: deformācijas attēls ar mazu nobīdes-sekošanas un deformācijas-izvērtēšanas logu, kurā ir grūtības uztvert deformācijas kontrastu starp ieslēgumu un fonu, kā arī zemo deformāciju fantoma augšējās virsmas tuvumā, taču ieslēguma slidenās malas izšķirtspēja ir tikai nedaudz zemāka kā B-režīma attēlā.

pielikts lielāks spēks, jo audi paliek cietāki, tāpēc, ka audi ir mehāniski nelineāri (skatīt tiešsaistes pielikumu). Ir pierādīts, ka nelinearitātes pakāpe ir potenciāli diagnostiski noderīga audu īpašība (22–24). Lai gan kvantitatīvai nelinearitātes izvērtēšanai ir nepieciešama slodzes mērīšana, to var noteikt arī kvalitatīvi virsmas nobīdes praktiski konstanta ātruma periodos (skat. **6. att.**), izvērtējot deformācijas attēla veidojuma-pret-fona kontrasta maiņu vai vidējo starp kadru deformācijas grafiku veidojumā kā kadru numura funkciju bez vidējā laika (t.i., izslēdzot persistenci). Šādi grafiki tiek attēloti uz ekrāna vismaz vienā komerciālā SE sistēmā. Nobeigumā, no laika atkarīgās deformācijas izmaiņas, veicot ilgstošu kompresiju, var norādīt uz audu poroelastīgu vai viskoelastīgu atbildi (tiešsaistes pielikums), kam ir pierādīts izcils potenciāls tūskas raksturošanā (25) un kā papildus biomehāniska īpašība, lai atšķirtu labdabīgus no ļaundabīgiem krūts tumoriem (26), taču pašlaik pieejamās komerciālās SE sistēmas nav optimizētas, lai novērotu šos fenomenus.

Faktors, ar kuru ir vēl grūtāk rēķināties, ir bīdes moduļa kontrasta iekšējais zudums, kad tas tiek attēlots kā deformācija (27,28). Tas īpaši attiecas mīkstiem reģioniem, kurus apņem blīvs fons, ko ir grūti ieraudzīt deformācijas attēlā, problēma, kas tiek apzīmēta ar terminu „olas čaumalas” efekts, kur blīvā čaumala pasargā no deformācijas rašanās olas iekšienē. Praksē ir grūti zināt, kad šis efekts ir sastopams, jo tas manifestējas kā piemērs, kad mīksti ieslēgumi neizskatās tik mīksti, kādi tie ir patiesībā. Vēl sarežģītākā, taču ticamākā scenārijā, kur uz mīkstu audu fona ir blīvs tumors ar ļoti mīkstu (t.i. nekrotisku) centru, tik ilgi, kamēr centrs ir pietiekami atbalss bagāts, lai dotu deformācijas attēla signālu, visticamāk, deformācijas attēlā par zemu tiks novērtēts mīkstā centra kontrasts un var pat tikt attēlots, ka centrs ir blīvs salīdzinot ar apkārtējiem audi. Atbalss brīva tumora centra, ēnas vai cistas

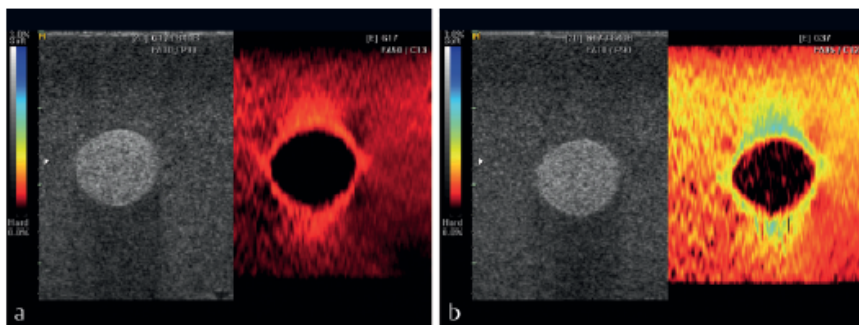


10. att. a, b Divu krūts karcinomu ultraskaņas attēli (pa kreisi) un deformācijas elastogrammas (pa labi), kur tumora robeža ir labāk redzama apkārt esošo audu slodzes koncentrācijas dēļ (melnas bultiņas) (no Brusseau et al. (66)). **c, d** Ultraskaņas attēli (pa labi) un deformācijas elastogrammas (pa kreisi) želatīna fantomam, kas satur slidenu ieslēgumu **c**, redzamas augstas aksiālās deformācijas zonas (bultiņas) uz slidenās robežas un intraoperatīvs gliomas attēls **d**, kur augstas aksiālās deformācijas apvidi atbilst labām šķelšanās plaknēm, kas konstatēti pie ķirurģiskas izpēti (no Uff et al (67)).

gadījumā, tiek ģenerēti citi artefakti, kas aizēno šo efektu. Par šiem ir aprakstīts cistu sadaļā.

Deformācijas attēla kvalitāte un faktori, kas to ietekmē

Jo labāka ultraskaņas attēla izšķirtspēja, jo labāka ir deformācijas attēla izšķirtspēja (lai gan pēdējā vienmēr būs nedaudz sliktāka). To nosaka kompromiss starp deformāciju un kontrastu, ko kontrolē tādu mainīgo vērtību izvēle kā nobīdes un deformācijas izvērtēšanas logu lielumi un izlīdzinātais logs, persistence, deformācijas normalizācija, palpācijas ātrums un amplitūda, no kuriem daži nav atkarīgi no lietotāja kontroles. Mehāniska pārtrauktība, kā pie slidenām robežām, kur nobīde ir

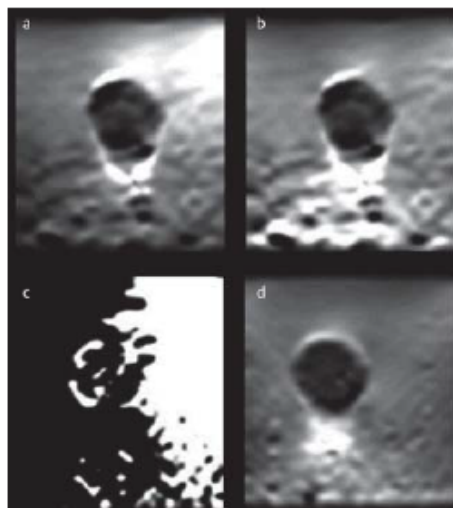


11. att. Ierobežotam deformācijas dinamiskajam diapazonam nepieciešamā palpācijas tehnika (ātrums un amplitūda) jāpielāgo tā, lai tiktu attēlota detalizēta interesējošā reģiona deformācija. **a** Lēna palpācija ir vislabākā, lai attēlotu sīkas detaļas mīkstajā fona materiālā (piemēram, slodzes koncentrāciju un berzi fantoma augšējā virsmā), taču tā nerada deformācijas signālu, kas ir redzams virs elektroniskā trokšņa blīvajā ieslēgumā. **b** Pie ātras palpācijas redzama deformācija blīvajā ieslēgumā, taču mīkstā fona detaļas nav tik izteiktas.

pārtraukta, var labi parādīt izšķirtspējas potenciālu (skat. **9. att.**).

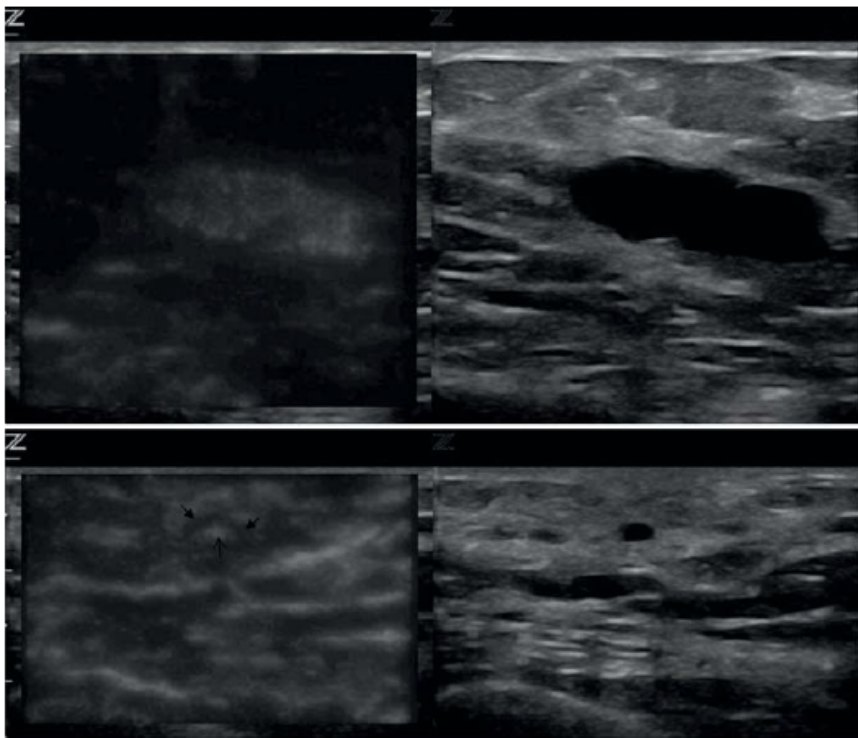
Attēla optimizācijai nepieciešama vairāku mainīgo pielāgošana, taču īpaši svarīgs ir palpācijas ātrums un amplitūda, kā arī persistence. Kā pierādījuši Varghese un Ophir (29), tā iemesls ir tāds, ka ar labu signāla-pret-trokšņa attiecību var tikt attēlots tikai ierobežots starp-kadru deformācijas diapazons (1-1,5% lielā apvidū). Ir grūti paredzēt starp-kadru deformāciju dotajā attēla lokalizācijā, jo mīkstie audi deformējas izteiktāk par cietiem audiem. Datoram ir iespējams adaptīvi izvēlēties tādu starp-kadru intervālu, lai maksimizētu deformācijas signāla-pret-trokšņa attiecību pikseli-pēc-pikseļa, tomēr pašlaik nav īsti zināms, vai komerciāli pieejamās sistēmās šāds koncepts ir ieviests. Turpretī, vairāku kadru akumulācija (persistence) tiek bieži izmantota, ko pierādīja Doyley et al. (30), lai saglabātu teicamu deformācijas signāla-pret-trokšņa attiecību pat augstas kopējās deformācijas apstākļos pie audu nobīdes maksimālā punkta brīvās rokas deformācijas attēlveidošanā. Tāpēc praksē, lai maksimizētu deformācijas attēlu kvalitāti, palpācijas ātrums un amplitūda jāpielāgo interaktīvi, skatoties uz attēlu, lai sasniegtu starp-kadru deformāciju, kas vislabāk atspoguļo sagaidāmo audu deformācijas kontrastu, kā izskaidrots **11. att.** Attēlu atkārtojamība atšķiras arī ar deformācijas ātrumu (un uzlabojas, lietojot persistenci); Doyley et al. (30) pierādīja, ka brīvās rokas elastogrammas bija vislabāk atkārtojamas pie zemiem ($2,9 \% s^{-1}$) deformācijas ātrumiem (ekvivalents aptuveni $0,5$ kompresijām s^{-1}) un, izmantojot citu sistēmu, Havre et al. (31) novēroja labāko atkārtojamību $1,3 - 2,0$ kompresiju s^{-1} intervālā.

Kvazistatiskā deformācijas attēlveidošanā parasti tiek iestrādāti filtri, lai izlaistu vai aizvietotu sliktas kvalitātes kadrus vai pikseļus. Kvalitātes mērīšanas piemēros, kas tiek lietoti šiem mērķiem, ietilpst korelācijas koeficienta vērtība paredzamajā nobīdē, nobīdes vai deformācijas lokālas telpiskās vai temporālās variācijas un nobīdes vērtību deviācija vislabāk piemērotajā taisnajā līnijā deformācijas izvērtēšanas logā. Tā kā pieņemamās kvalitātes līmenis ir individuāls, līdz ar to lielākajā daļā sistēmu šo iestatījumu var regulēt pats lietotājs un parasti tas tiek apzīmēts kā „gain” (signāla pastiprināšana) analogiski ar krāsu Doplera signāla pastiprināšanu vai „rejection” (noraidīšana). Sistēmas savā starpā atšķiras ar to, ko tās dara ar noraidītajiem pikseļiem vai



12. att. Ieguvums kombinējot divu-dimensiju deformācijas normalizāciju ar adaptīvu kadru vidējo (persistenci). **a** Fantoma attēls ar blīvu ieslēgumu uz mīksta fona, kas iegūts aprēķinot deformāciju starp diviem ultraskaņas logiem, izmantojot „labāko iespējamo” palpācijas tehniku – veicot ar zondi gludas uniaksiālas kustības. **b** Tas pats attēls, pielietojot divu-dimensiju deformācijas normalizāciju. **c** Tā pat kā augšējais pa kreisi, taču izmantota „izteikti sliktā” palpācijas tehnika tikai šūpojot zondi (t.i., nav aksiālas kustības). **d** Attēls iegūts ar tādu pašu tehniku kā apakšējais pa kreisi, taču pielietota divu-dimensiju deformācijas normalizācijas un adaptīvās persistences kombinācija, kā aprakstīts Lindop et al. (68). (Attēli ar G. Treece atļauju).

kadriem, piemēram, tie var tikt aizvietoti ar blakusesošo pikseļu vai kadru vidējo vai mediānu. Šis apstrādes tips ir noslēpts no lietotāja, taču, kad tas tiek kombinēts ar persistenci, tiek iegūts efektīvs veids kā uzlabot attēla kvalitāti, un kad tiek veikta uzlabošana ar sarežģītām deformācijas normalizācijas metodēm, tiek iegūti teicami un atkārtojami brīvās rokas tehnikas deformācijas attēli ar augstu kvalitāti, neatkarīgi no tā, vai audu nobīde ir uniaksiāla un vērsta ultraskaņas kūļa virzienā (skatīt **12. att.**), kas būtu gadījumā, kad zonde tiktu turēta nekustīgi un tiktu izmantotas iekšējās fizioloģiskās kustības. Daudzas sistēmas izlaiž neadekvātas deformācijas kvalitātes reģionus vai kadrus un ir dažādas pieejas, ko attēlot to vietā. Ja deformācijas attēls tiek parādīts atsevišķi no ehogrammas, neadekvātas kvalitātes reģioni var tikt aizvietoti ar nulles deformācijas vērtību (piemēram, melnu) vai ar krāsu masku, kas norāda uz to, ka dati ir neadekvātas kvalitātes. Bieži deformācijas attēls tiek parādīts kā krāsains pārklājums, šādā gadījumā neadekvātos deformācijas reģionos tiek parādīts ultraskaņas attēls. (Jāievēro, kas šis pielietojums atšķiras no daļēji caurspīdīga elastogrammas pārklājuma un tam ir cita funkcija, aprakstīts tālāk). Izmantojot zondi audu nobīdei,



13. att. Cistu piemēri, izmantojot vienu un to pašu deformācijas elastogrāfijas sistēmu. Pa kreisi deformācijas attēli, pa labi konvencionālie attēli. **a** Liela cista, kur attēls iegūts, lietojot zemu persistenci (radot deformācijas troksni, kas fluktuē reālajā laikā), nepalpējot (radot ļoti nelielu audu deformāciju), lietojot mazu nobīdes sekošanas loga lielumu (kā rezultātā deformācijas troksnis ir punktēti raibs), kā arī mazu deformācijas noteikšanas logu ar nelielu nogludināšanu (rezultātā deformācijas troksnis gandrīz pilnībā piepilda cistu). **b** Maza cista, kur attēls iegūts, izmantojot persistenci, palpējot (lai parādītu cistas robežas ar zemu deformāciju un apkārtējo audu deformācijas struktūru), kā arī mazu sekošanas un noteikšanas logu lielumu. Cistas centrā redzams deformācijas troksnis, kas kombinācijā ar zemās deformācijas robežu, rada „mērķa” vai „bullā acs” pazīmi. Šīs pazīmes atpazīšana ir atvieglota, ja ir augsta (īsta) priekšēja un mugurēja deformācija slodzes koncentrācijas dēļ, kas pastiprina secinājumu, ka neskatoties uz šķietami augstu (artificiālu) deformāciju cistas centrā, tā tomēr ir blīva struktūra.

deformācijas kvalitāte cikliski atšķiras (skat. **6. att.**), ja zondes ātrums tiek pielāgots, lai iegūtu labas kvalitātes attēlus pastāvīgas kustības periodos, kvalitāte būs vissliktākā minimālās un maksimālās pieliktās slodzes periodos. Ja ir zema persistence, dažās sistēmās deformācijas attēls palpācijas laikā var mirgot, izslēdzot periodus, kad ir nepietiekama starpkadru deformācija. Nobeigumā, īpaši piesardzība jāievēro nosakot kvalitātes sliekšni, jo tas nosaka kāda informācija būs redzama deformācijas attēlā.

Cistas un citi atbalss-brīvi reģioni

Deformācijas elastogrāfijas artefakti var palīdzēt atšķirt cistiskus veidojumus no blīviem, palīdzot uztvert atbalsu trūkumu. Bez atbalsim, sekošanas vai Doplera algoritmi uztver nejaušu troksni, kas rada deformācijas troksni, un, kad tiek atmests deformācijas aritmētiskais operators, uztverot tikai tās apjomu, deformācijas troksnis izskatās kā augsta un ātri fluktuējoša deformācija. Cistu galīgais izskats ir ļoti atkarīgs no mijiedarbības starp anehogēnā reģiona lielumu un mainīgo kombinācijas (minēts augstāk pie deformācijas attēlu kvalitātes), no kuriem dažus jau ir izvēlēties ražotājs. Rezultātā, dažādu iekārtu lietotāji dažādi apraksta „raksturīgo” cistu izskatu. Piemēram, ja cista ir blīvāka kā apkārtējie audi, deformācijas elastogrāfijas attēlos palpācijas laikā tā izskatās tumša, iespējams, ar priekšēju un mugurēju gaišāku robežu stresa koncentrācijas dēļ, un tā var būt pildīta ar gaišu deformācijas trokšņa artefaktu. Ar šo var izskaidrot „mērķa” vai „bullā acs” izskata izcelsmi, kas ir aprakstīti publikācijās (32). Atkarībā no sistēmas, var būt noderīgi pārtraukt palpāciju un, ja ir iespējams, pārslēgt deformācijas persistenci uz nulli un minimizēt noraidīšanas kvalitāti (vai maksimizēt „gain” (signāla pastiprināšana), ja tā tiek tiek apzīmēts noraidīšanas sliekšnis). Endogēnas audu kustības

iztrūkuma gadījumā, tas samazina audu deformāciju līdz nullei, atstājot cistā tikai ātru deformācijas fluktuāciju. Citās sistēmās ir iespējams redzēt kvalitātes mērīšanu (piemēram, korelāciju) kā attēlu. Arī šajā gadījumā, to var labāk redzēt audu deformācijas iztrūkuma gadījumā. Dažus no šiem izskatiem var redzēt **13. att.** Jāpiezīmē, ka šis deformācijas attēlveidošanas „cistas uztveršanas” režīms daļēji izmanto informāciju, kas jau ir redzama ultraskaņas attēlā - ātri fluktuējošu un telpiski smalku, nejaušu troksni, ko ultraskaņas attēlā vislabāk var uztvert, izmantojot augstu signāla pastiprināšanu un nulles persistenci. Pagaidām nav zināms, vai deformācijas attēlveidošana tik tiešām uzlabo pārliedību, ka atbalsis nav sastopamas – tikpat labi var būt, ka izvērtēt deformācijas attēlus ir ērtāk, nekā pielāgot ultraskaņas attēla iestatījumus. No otras puses, ar deformācijas attēlveidošanu var pārveidot grūto kustības-izvērtēšanas uztveres uzdevumu par vienkāršāku pelēkās skalas vai krāsu izvērtēšanu, kas dod priekšrocību, kas ir līdzvērtīga deformācijas attēlveidošanas uzlabošanai salīdzinājumā ar reālā laika ultrasonogrāfijas attēliem „vizuāla relatīva kustības izvērtēšana” elastīgu veidojumu atklāšanā (33).

Izvairīšanās no traucējošiem faktoriem klīniskā kvazistatiskā deformācijas attēlveidošanā

Labvēlīgi apstākļi, lai iegūtu labus kvazistatiskās deformācijas attēlus, kas atspoguļo audu elasticitāti, ietver:

- Interesējošais reģions atrodas tuvu zondei (<3-4 cm)
- Gandrīz viendabīgi audi (piemēram, aknas)
- Nav anatomisku plakņu, kas pieļauj slīdēšanas kustību uz priekšu vai interesējošā reģiona robežās

- Interesējošais reģions atrodas kādā attālumā līdz audu robežām
- Nav sastopamas sturktūras (piemēram, lielas vēnas), kas var apslāpēt bīdes slodzi
- Plats slodzes avots (2 D attēlveidošanā) attiecībā pret interesējošā reģiona platumu
- Jāzin slodzes avota pozīcija attiecībā pret interesējošo reģionu
- Diagnostisko reģionu ierobežots skaits

Dalēji kvantitatīva deformācijas attēlu analīze

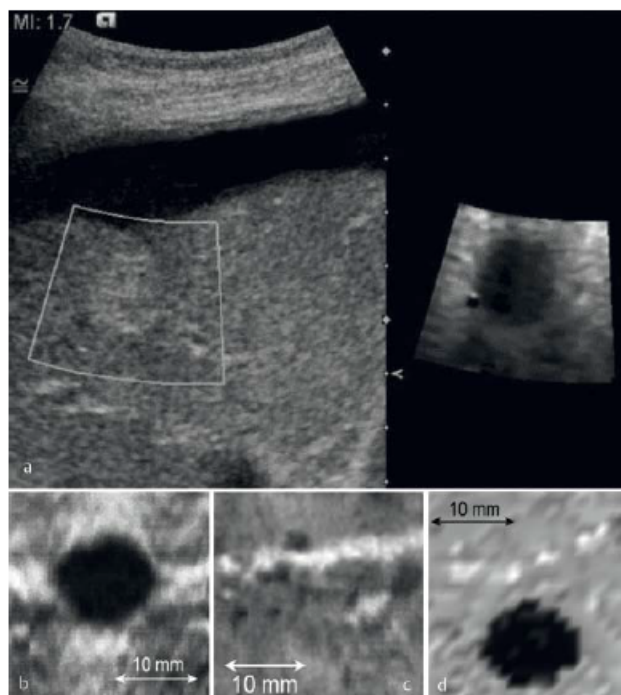
Metodes elastības aprēķināšanai, kas balstītas uz deformācijas novērojumiem, elastības attēlveidošanā atspoguļo „apgrieztās problēmas” risināšanas piemēru (34). Vienkāršākā pieeja ir pieņemt, ka slodze ir vienmērīgi izplatīta un ka tā visur ir vienāda ar skaitli viens, līdz ar to elastības modulis ir vienāds ar apgriezto deformāciju. Diemžēl ir ļoti grūti palpēt ar vienādu spēku un, kā aprakstīts iepriekš, daudz dažādi faktori sekmē šī pieņēmuma apgāšanu. Tas padara spēkā neesošus mēģinājumus skaitīt vai mērīt vidējo attēla gaišumu vai krāsu veidojumā un to ir svarīgi paturēt prātā, lietojot (a) veidojuma-pret-fona deformācijas kontrasta punktu skaitu, (b) aprēķinot deformācijas attiecības, (c) lietojot deformācijas izplatības modeļa punktu skaitu un (d) rēķinot deformācijas nevienādīgumu veidojumā, piemēram, deformācijas histogrammas analīzē. Tas ir, audiem, kas tiek pieņemti kā atskaites audi kontrasta izvērtēšanai vai deformācijas attiecību aprēķināšanai, ir jābūt pakļautiem tādai pašai slodzei kā izmeklējamam reģionam (31,35), un slodzes modeļa vai viendabīguma izvērtēšanai jāņem vērā sagaidāmā slodzes izplatība, kas arī ir sarežģīti.

Dinamiskās metodes

Dinamiskajās metodēs audu nobīdes izvērtēšanai tiek izmantotas līdzīgas tehnikas kā deformācijas elastogrāfijā, taču atšķiras metode kā tiek pielikts spēks vai kā tiek izmantota nobīde (skat. **1. tabulu**). Īslaicīgo lokālo nobīdi, ko rada fokusētais akustiskais starojuma spēka impulss, var attēlot tieši. No otras puses, pārejošās nobīdes izplatību var izmantot, lai noteiktu bīdes-viļņa ātrumu. Abos gadījumos nozīmīgs ir spēka dinamiskais raksturs.

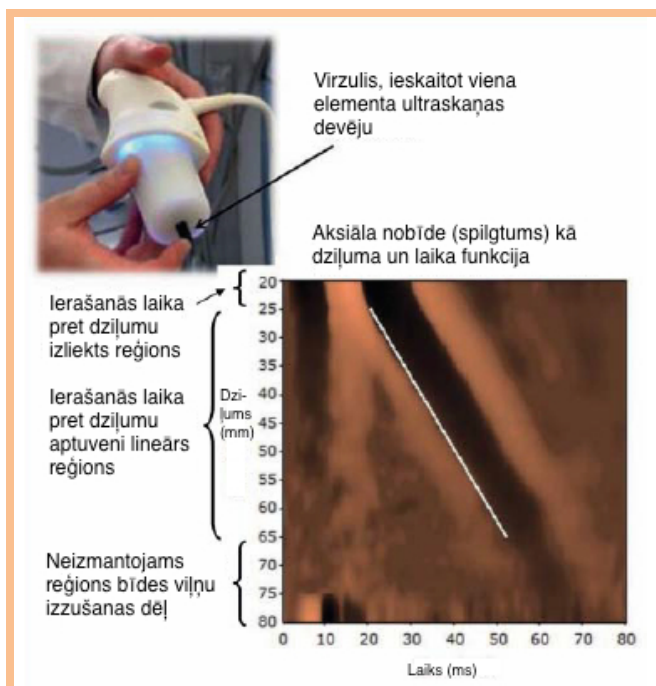
Akustiskā starojuma spēka impulsa (ARFI – acoustic radiation force impulse) attēlveidošana: audu nobīdes attēlveidošana, ko izraisa starojuma spēks

Akustiskais starojuma spēks var radīt dažu mikronu lokālu nobīdi aksiālā ultraskaņas virzienā, kas izzūd dažās milisekundēs (36). Šādam mērķim pietiekamu spēku vairāku centimetru dziļumā var ģenerēt ar standarta ultraskaņas skeneriem, izmantojot garas (desmitiem μ s) fokusētu ultraskaņas pulsu strauju uzliesmojumu sērijas (37). Nobīde tiek mērīta zināmā laikā pēc grūdienu pārtraukšanas, izmantojot RF-atbalsu sekošanu, un attēlota kā kvalitatīva elastogramma nelielā rāmī (38) (skat. **14. a att.**). Tā kā nobīdes rada ultraskaņas staru kūlis, tās ir mazāk



14. att. a ARFI attēlā (pa labi) redzama aknu metastāze ar izteiktāku kontrastu un skaidrākām robežām, salīdzinot ar B-režīma attēlu (pa kreisi), neskatoties uz ascītu. b Želatīna fantoma, kurā ir blīvs ieslēgums uz mīksta fona, kvazistatiskās SE attēlā redzama augsta deformācija virs uz zem, kā arī pa kreisi un pa labi no ieslēguma stresa koncentrācijas dēļ, kas aprakstīta SE sadaļā. c. Tā pašā fantoma kvazistatiskās SE attēls pēc fona gela nošķelšanas ieslēguma priekšpusē, parādot iespēju atklāt pārtrauktību (gaiša, slīpa josla aptuveni attēla augšējā 1/3), taču ne blīvo ieslēgumu. d. Tas pats fantoma reģions, kas c, taču attēlveidošanai izmantota ARFI tehnika, kur labi redzams ieslēgums, fona kontrasts, asas ieslēguma robežas, zems fona troksnis un nav redzamas stresa koncentrācijas pazīmes, neskatoties uz pārtrauktības esamību. Jāievēro, ka d attēls ir iegūts lēni, katram pikselim nepieciešams atsevišķs ARFI pulsa grūdiens. (a attēls ar Siemens atļauju. b, c un d attēli reproducēti ar atļauju no (39)).

atkarīgas no lietotāja (t.i., vairāk uniaksiālas), salīdzinot ar roku izraisītu deformācijas attēlveidošanu. Salīdzinot ar SE attēliem, ARFI attēliem, kas pierādīts arī uz fantomiem, ir labāka izšķirtspēja, mazāk sastopami stresa koncentrācijas artefakti, piemīt labāka bīdes moduļa kontrasta nodošana attēla kontrastam, piemīt uzlabota signāla-pret-trokšņa attiecība dziļumā un tie tiek mazāk ietekmēti no slīdēšanas kustībām uz priekšu vai izmeklējamā reģiona robežās (39). Dažas no šīm īpašībām ir ilustrētas **14. att.** ARFI attēlos cistas izskatās ļoti gaišas ar tumšu halo zonu apkārt, to izskats ir līdzīgs kā SE attēlos palpācijas laikā (skat. **13. att.**), taču tās ir bez stresa koncentrācijas „uzliesmojumiem” cistas mugurpusē un priekšpusē un šķiet, ka tas nav atkarīgs no tā vai cistas iekšienē ir vai nav atbalsis (40). Izskatās, ka ARFI attēlveidošana izdara vairāk nekā tikai uztver, vai šeit ir atbalsu iztrūkums (starojuma spēks var radīt šķidrums kustību), kaut gan nobīdes troksnis var būt labi redzams arī pie atbalsu neesamības. Šīs metodes trūkumi: lai gan nobīdes kontrasts ir saistīts ar elastības kontrastu, tas ir atkarīgs arī no grūšanas staru kūļa absorbcijas un atstarošanas (kaut gan artefakti no šī var būt noderīgi, piemēram, pie kalcinātiem); kontrasts ir atkarīgs no aiztures starp grūdienu un nobīdes mērījumu; lielās jaudas rezultātā,



15. attēls. Augšā: Echosens aplikators, kas sastāv no virzuļa, ieskaitot viena elementa ultraskaņas devēju. Apakšā: nobīdes „M-režīma” attēls, kurā redzama aksiāla nobīde (spilgtums) kā dziļuma un laika funkcija. Bīdes-viļņa ātrums tiek mērīts kā taisnas līnijas nogāze (balta), kas vislabāk atbilst no dziļuma atkarīgam atskaites punktam („ierašanās laikam”) laikā-mainīgā nobīdē.

kas vajadzīga, lai iegūtu grūšanas staru kūli, notiek zondes uzkaršana, kas pašreizējās tehnoloģijās ierobežo kadru ātrumu. Uz šo tehniku ir balsīta komerciālā sistēma, ko ražo Siemens.

Pārejošā elastogrāfija (TE – transient elastography): bīdes-viļņu ātruma mērīšana, izmantojot virsmas impulsu

Šī metode ir pazīstama kā pārejošā elastogrāfija, lai gan visās dinamiskajās metodēs tiek izmantots pārejošs uzbudinājums. Tiek pielietots īslaicīgs grūdiens (neliels „uzsitiens”), kas tiek radīts ar automātisku ultraskaņas zondes kustību, kas uz ādas virsmas darbojas kā virzulis (skat. **15. att.**). Spēcīgākais bīdes-vilnis rodas no virzuļa malas, līdz ar to diska formas virzulis aptuveni atbilst gredzena avotam. Viļņa komponents no šī gredzena konverģē uz ultraskaņas ass un pēc kāda attāluma virzās uz leju pa asi ar ātrumu, kas ir līdzīgs bīdes-viļņa ātrumam. Tā izplatība var sekot pēc vienas RF A-līnijas pie augstas pulsa atkārtojuma frekvences (41). Nobīde (ultraskaņas aksiālā virzienā) pret dziļumu var tik mērīta, izmantojot 1 D korelācijas sekošanas metodes, un viļņa ātrums, kas tiek iegūts no „M-režīma” nobīdes (skat. **15. att.**) kā taisnas līnijas nogāze (slīpā baltā līnija attēlā), ir automātiski piemērots bīdes-viļņa ierašanās laikam pret dziļumu aptuvenai lineārai daļai. Ierašanās laika definīcija ir relatīva, taču ātruma mērījums būs precīzs tik ilgi, kamēr visos dziļumos laikā-mainīgā nobīdē tiek lietots viens un tas pats atskaites punkts, kā arī kamēr virzoties bīdes-viļņa forma paliek nemainīga. Taisnā līnija neietver dziļo reģionu, kur ir zema nobīdes signāla-pret-trokšņa attiecība, jo ar dziļumu noplok bīdes viļņu amplitūda, kā arī virspusējo reģionu, kur viļņu ātrums mainās ar

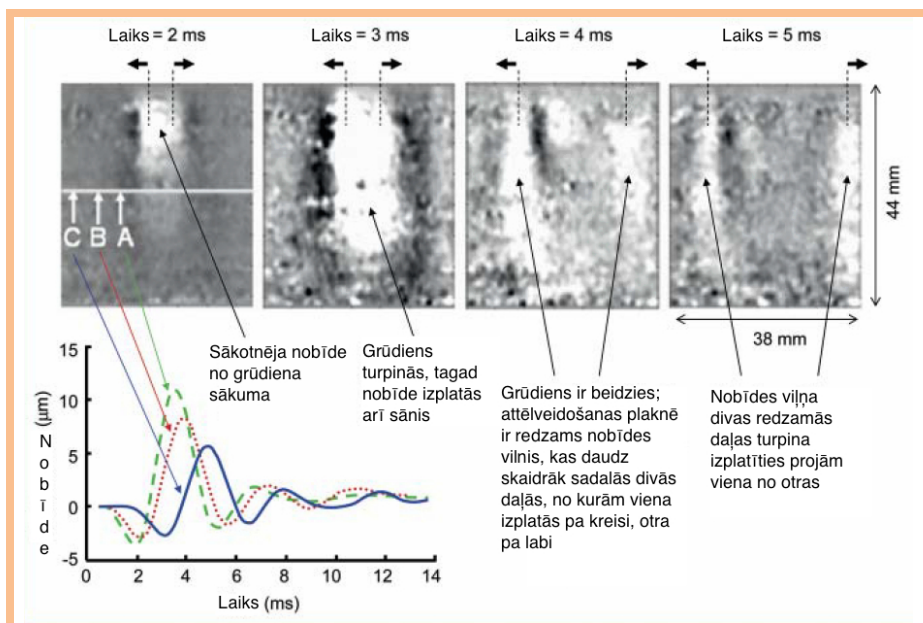
dziļumu (to izteikti ietekmē viļņu konverģences leņķis, ko nosaka virzuļa lielums). Speciāls algoritms noraida tos nobīdes M-režīmus, kas nav pietiekami lineāri un attēlotais ļauj izvērtēt mērījuma kvalitāti.

Bīdes viļņu ātrumu var pārvērst Junga (*Young's*) moduļa vērtībā, izmantojot sakarību $E = 3 \rho c_s^2$ (skatīt tiešsaistes pielikumu), un mērījums tiek izteikts kPa (41). Echosens sistēma ir paredzēta vienkārši veicamai aknu audu elastības mērīšanai (42–45). Tas dod reģionālu elastības mērījumu (ultraskaņas staru kūļa platuma robežās un bīdes viļņa penetrācijas robežās dažu cm dziļumā), tas nav ultraskaņas skeneris un ar to nevar iegūt konvencionālus ultraskaņas attēlus vai elastogrammas. Sistēmai nav 2 D attēlu mērījumu vadīšana, un ar to nav iespējama bīdes viļņu izplatība caur šķidruma kolekcijām (caur ascītu). Var būt apgrūtināta pietiekamu signālu ieguve pacientiem ar aptaukošanos, izmantojot standarta zondi (3,5 MHz, 2 mm vibrācijas amplitūda), taču neizdošanās attiecībā ir samazināta, ieviešot zondes, kas ir paredzētas pacientiem ar aptaukošanos (2,4 MHz, 3 mm vibrācijas amplitūda). No otras puses, ribu izmantošana par atbalstu interkostāli ģenerējot pārejošos bīdes viļņus, ierobežo priekšslodzes apjomu, kas var būt traucējošs faktors elastogrāfijā, jo audu elastība nav lineāra, t.i., jo vairāk tiek pielikta slodze, jo tie paliek blīvāki. Pārejošā virsmas nobīde arī tiek stingri kontrolēta kā 50 MHz viļņa viens cikls. Tiek sagaidīts, ka tas palīdzēs mērījumu atkārtojamībā, jo (kā aprakstīts tiešsaistes pielikumā) audu elastība un, līdz ar to, bīdes viļņu ātrums ir atkarīgs no vibrācijas frekvences. Nobeigumā, tā kā bīdes viļņus neģenerē akustiskais starojuma spēks, ir samērā vienkārši saglabāt zemu ultraskaņas termālos un mehāniskos indeksus.

Punkta bīdes-viļņu elastogrāfija (pSWE – point shear-wave elastography): bīdes-viļņa ātruma lokāla mērīšana, izmantojot akustiskā starojuma spēku

Lokālas pārejošas nobīdes tips, kas tiek radīts ar ARFI (aprakstīts iepriekš), veido pārejošu bīdes vilni, kas izplatās ar cilindrisku simetriju prom no grūdienu-kūļa ass un fokusa, un kas ir visspēcīgākais grūdienu-kūļa fokusa dziļumā. Nobīde (skat. **3. att.**) virzās pa ultraskaņas attēlveidošanas kūli, kas ļauj izmantot korelācijas sekošanu vai Dopleru, lai mērītu mazas bīdes-viļņa nobīdes un uztvertu to pienākšanas laiku sānu pozīcijās.

Nightingale et al. (46) metodē bīdes-vilnis tiek radīts izmantojot ARFI, un tiek mērīts tā pienākšanas laiks pie blakus esošām A-līnijām, lai iegūtu vidējo bīdes-viļņa ātrumu starp diviem punktiem, kas tiek norobežoti ar interesējošā reģiona mērījumu. Ātrums var tikt mērīts dziļumā līdz 8 cm (47) un, tāpat kā TE, tiek izteikts ms^{-1} mērvienībās vai pārvērsts Junga modulī. Lai gan ultraskaņas attēlveidošana tiek lietota, lai izvēlētos interesējošo reģionu, elastības attēli netiek iegūti. Neskatoties uz to, tā pamata koncepcija balstīta uz SWE, kas aprakstīta tālāk. Līdz ar to šajā rakstā tas tiek apzīmēts kā punkta SWE (pSWE), lai gan literatūrā tas tiek aprakstīts kā ARFI kvatifikācija. Komerciālās sistēmas, kā *Siemens* un *Philips*, ir balsītas uz šo tehniku.

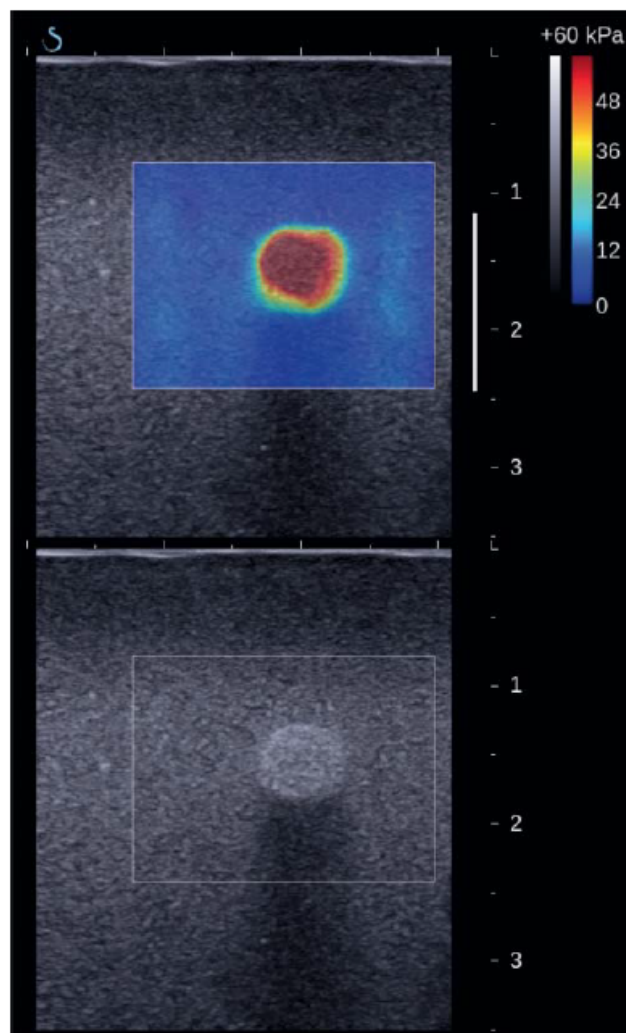


16. att. Augšējā rindā: četri kadru paraugi (2, 3, 4 un 5 ms pēc starojuma spēka grūdiens sākuma) no aksālās nobīdes filmas, kur redzama konusveidīgā bīdes-vilņa veidošanās un tālāka izplatība krūts audos *in vivo*. Grafikā zemāk kreisā pusē redzamas nobīdes-pret-laika līknes, kas novērotas bīdes vilnim šķērsojot 3 punktus, A, B un C, augšējā attēlā pa kreisi. Bīdes vilņa pienākšanas laika atšķirības katrā no šīm dažādām lokalizācijām ļauj uztvert vidējo bīdes-vilņa ātrumu katrā posmā starp katru no šīm lokalizācijām. (Pielāgots no Taner et al. (50), ar Elsevier atļauju).

Nozīmīgs pielietojums ir difūzu aknu slimību raksturošanā, kur salīdzinot ar TE, nav problēmas ar izplatību cauri ascītam, un ir potenciāli mazāk problēmas ar pacientiem ar aptaukošanos, kā arī pacientiem ar dismorfiskām aknām (pēc konvencionālās ultraskaņas attēliem).

Bīdes-vilņa elastogrāfija: bīdes-vilņa ātruma attēlveidošana (SWE, 2 D SWE vai 3 D SWE), izmantojot akustisko starojuma spēku

SWE var izmantot, lai iegūtu 2 D vai 3 D bīdes-vilņa ātruma kvantitatīvus attēlus ar noderīgu redzes lauku. Vienu šādu tehniku ir īstenojis *SuperSonic Image*. Akustiskā starojuma spēka fokuss tiek nests uz leju pa akustisko asi ātrāk par bīdes-vilņa ātrumu, lai varētu ģenerēt audu nobīdes (μm desmitus) visās akustiskās ass pozīcijās gandrīz vienlaicīgi. Tas rada konusa formas bīdes-vilni ar seklu leņķi (līdz ar to tas ir gandrīz cilindrisks), pazīstamu kā *Mach* konusu, kas virzoties prom no grūdiens līnijas mazāk izplešas, līdz ar to lēnāk noplok ar attālumu, salīdzinot ar viena grūdiens fokusu. Ultra-ātrā skenerī tiek sasniegts ultraskaņas kadru ātrums līdz 20 kHz, raidot vilni un fokusējoties tikai uz uztveršanu, līdz ar to katrs ultraskaņas atbalss attēls tiek veidots ar vienu raidīšanas impulsu. Šis augstais kadru ātrums ļauj sekot bīdes vilņiem reālajā laikā 2 D, kā arī RF- atbalsu sekošana pa punktu režģi rada nobīdes filmu (skat. 16. att.), no kuras var veidot nelielu bīdes vilņu pienākšanas ātruma karti. Tās lielums ir atkarīgs no nobīdes signāla-pret-trokšņa attiecības un bīdes-vilņa pavājināšanās. Tālāk tiek veikta analīze, uztverot atšķirības starp pienākšanas laikiem dažādās sānu pozīcijās, lai izveidotu daļu no bīdes-vilņa ātruma gala attēla. Šis process tiek atkārtots vairākām dažādām grūdienu līnijām, lai izveidotu gala kvantitatīvu elastības attēlu rāmī, kas tiek atspoguļots kā krāsu pārklājums uz B-režīma attēliem un izteikts ms^{-1} mērvienībās vai pārvērsts Junga modulī kPa kā pie TE (48,49). Maksimālais elastogrammas rāmja izmērs ir aptuveni 2-3 cm sānu garumā ar lineāro zondi un 9x4



17. att. SWE piemērs no tā paša fantoma, kas izmantots 9. un 11. att. Apakšā: B-skens, kur redzams hiperehogēns ieslēgums ar dorsālu novājinājumu (attāluma skalas ass cm). Augšā: caurspīdīgs krāsu SWE pārklājums uz B-skenu, kur redzams viendabīgi ciets ieslēgums uz viendabīgi mīksta fona (krāsu skalā redzams Junga modulis kPa). Piezīme: attēli ir izgriezti no oriģināliem.

cm ar konvekso zondi. Līdz ar to sistēma lieto 3 kadru ātrumus: standarta B-režīma eho attēlu, paslēptu ultra

ātru atbalss attēlu, kas tiek lietots nobīdes sekošanai un bīdes-vilņa elastogrammu. Elastogrammas tiek veidotas ar 3-4 Hz, lai gan peristence, kas nepieciešama trokšņa mazināšanai, samazina SWE kadru ātrumu. Telpiskā izšķirtspēja ir nedaudz sliktāka kā deformācijas attēlveidošanai un ARFI nobīdes attēlveidošanai, taču elastogrammas ir kvantitatīvas un neatspoguļo slodzes koncentrācijas artefaktus (skat. 17. att.). Izplatība krūts audos (50) ir aptuveni 3,5 cm ar lineāro zondi un aknās aptuveni 8 cm ar konvekso zondi (51,52). Kvalitātes faktors, kas maskē SWE troksni, ļauj spīdēt cauri B-režīma attēlam, kura sliekšni var regulēt lietotājs un tas ir apzīmēts kā SWE „gain” (signāla pastiprināšana). Ir arī pierādīts, ka audu elementa bīdes moduļa viskozo komponentu ir iespējams potenciāli mērīt, mērot bīdes-vilņa ātruma frekvenču atkarību (50,53).

Ar *Siemens Acuson S3000* ir iespējams iegūt arī 2 D SWE attēlu. Attēls tiek iegūts mazāk par 700 ms, pārraidot grūdienu fokusu, lai nosegtu līdz 256 iegūšanas līnijām (elastogrammas rāmja platums 38 mm), kur katrai tiek veikta pSWE ap grūdienu fokusu daudzās pozīcijās. Tāpat kā ar ARFI attēlveidošanu, pašlaik, pēc attēla iegūšanas ir nepieciešams laiks, lai zonde atdzistu, pirms var iegūt jaunu attēlu.

SWE operatora ietekme ir maza, lai gan ir jāpievērš uzmanība pēc iespējas samazināt zondes spiedienu, kad tiek izmeklēti virspusējie audi, lai izvairītos no augsta bīdes-vilņa ātruma artefakta tuvu pie virsmas lokālas priekšslodzes dēļ, kuras rezultātā virspusējie audi kļūst blīvāki nelineārās slodzes-deformācijas audu īpatnības dēļ. Pie aknu SWE, tāpat kā pie TE, interkostālā izmeklēšana var novērst priekšslodzi, jo spiedienu uz ribām nevar tik viegli pārraidīt uz aknām. Faktori, kas ietekmē datu kvalitāti un rada ātruma artefaktus vai signāla zudumu, ir: grūdienu stiprums, novājināšanas atšķirības, grūdienu kūļa absorbcija un atstarošana, ultraskaņas izkliedes blīvums, audu nēpārtrauktība, ļoti augsts vai ļoti zems bīdes-vilņa ātrums, bīdes-vilņa izklīde, atstarošana vai laušana. Lai gan bīdes-vilņi neizplatās tīrā, neviskošā šķidrumā, jāievēro piesardzība SWE singāla iztrūkuma interpretācijā, norādot uz cistu. Attēlu interpretācijā jāievēro arī daļēji tilpuma efekti. Nobeigumā, bīdes-vilņu izplatība tuvu robežām un slāņos var padarīt par spēkā neesošu pieņemto attiecību starp to ātrumu un elastības moduli. Detalizētāk par šiem fenomeniem var lasīt šī dokumenta tiešsaistes pielikumā. Vēl jāveic pilnīga artefaktu raksturošana, kas saistīti ar SWE.

Attēlošanas ieteikumi

Elastogrammas daļēji caurspīdīgs pārklājs uz B-režīma ehogrammas palīdz izvērtēt ultraskaņas attēla un elastogrāfijas informācijas telpiskās attiecības. Spriedumus par elastogrāfijas detaļām, kontrastu vai blīvumu var labāk izteikt, lietojot sāns-pie-sāna ekrānus, vai padarot elastogrammu necaurspīdīgu, lai izvairītos no jaukšanās starp elastogrāfijas un ultraskaņas attēla detaļām un spilgtumu.

Pelēkās-skalas vai krāsu-skalas attēlošanas izvēle ar monotoni pieaugošu intensitāti elastogrammas

attēlveidošanā, ļauj izvairīties no artificiālas struktūru konturēšanas un ir labāka, lai spriestu par elastogrāfijas detaļām. Krāsu skalā, kur ir mainīgs krāsu tonis, palīdz spriest par blīvumu vai kontrastu; bieži lietota sklala šādam mērķim ir no sarkanas uz zilu, izmantojot pārejas toņus kā dzeltenu un zaļu. Tomēr šobrīd pastāv atšķirības starp ražotājiem un ir nepieciešama lielāka standartizācija, kur sarkans vai zils nozīmē mīkstu un kur skalas virsotne nozīmē mīkstu vai blīvu. Skaidrāka norāde ar lielāku fontu arī būtu nepieciešama, apzīmējot skalā mīkstu un cietu. Nobeigumā, ar piesardzību ir jāvērtē attēlošana, kur elsatogrammas tiek kodētas kā melnas, kur ir zema kvalitāte, kuras dēļ to var sajaukt ar kvantitātes zemu vērtību, ja tiek lietota krāsu skala, kur melns tiek attēlots skalas apakšā.

Drošības apsvērumi

Kvazi-statiskai deformācijas attēlveidošanai un bīdes-vilņa metodēm, kas ir balsītas uz spēka pielikšanu ar dinamisku virsmas nobīdi, ir jāievēro tie paši drošības apsvērumi, kas konvencionālajā ultrasonogrāfijā. Uz starojuma spēku balstīta elastogrāfija izmanto augstāku TI, taču tas iekļaujas AUIM limitā un drošības apsvērumi ir tādi paši kā Doplera režīmam, t.i., jāievēro normēts izmeklēšanas ilgums izmeklējot jutīgus audus kā acis un augli, kā arī tad, ja grūdienu kūlī atrodas kauli (54–56).

Nobeigums

Efektīvai elastogrāfijas lietošanai nepieciešamas pamata fizikas un tehnoloģijas zināšanas, ko apgrūtina temata sarežģītība un daudz dažādās pieejamās tehnoloģijas. Tomēr šie sarežģījumi sniedz iespējas, ko zinātnieki īsteno ar entuziasmu. Rezultātā, visticamāk, elastogrāfijas tehnoloģija ievērojami attīstīsies pār pašreiz pieejamajām tehnikām. Nozīmīgi uzlabojumi ir sagaidāmi attēlu kvalitātē, lietošanas atvieglāšanā, kvantifikācijā un audu raksturošanas mērījumu diapazonā. Tālākai lasīšanai piemēroti pārskati Doyley et al. (34), Palmeri un Nightingale (38), Wells un Liang (57), Parker et al. (58), Bamber (59), Bamber et al. (60), Gao et al. (61), Greenleaf et al. (62) un Ophir et al. (27,63,64).

Saīsinājumi

2 D	divas dimensijas
3 D	trīs dimensijas
ARFI	akustiskā starojuma spēka impulss
EFSUMB	Eiropas ultraskaņas medicīnā un bioloģijā biedrību federācija
kPa	kilopaskāls
pSWE	punkta bīdes vilņa elastogrāfija
RF	radio frekvence
ROI	interesējošais reģions
SE	deformācijas elastogrāfija
SNR	signāla pret trokšņa attiecība
SR	deformācijas attiecība
SRI	deformācijas ātruma attēlveidošana
SWE	bīdes vilņa elastogrāfija
TE	pārejošā elastogrāfija

Piederības

- 1 The Joint Department of Physics, Division of Radiotherapy and Imaging, The Institute of Cancer Research and The Royal Marsden NHS Foundation Trust, Sutton, UK
- 2 Div. of Radiology, Imperial and Kings Colleges, London, UK
- 3 Div. Gastroenterology & Oncology, Caritas Krankenhaus, Bad Mergentheim, Germany
- 4 Department of Internal Medicine I, Endocrinology and Diabetology, Goethe-University, Frankfurt, Germany
- 5 Div. of Radiology, University of Pavia, Policlinico San Matteo, Italy
- 6 Department of Radiological Sciences, Oncology and Pathology, Policlinico Umberto I, Univ. Sapienza, Rome, Italy
- 7 Adult Radiology, Paris Descartes University & Necker University Hospital, France, Institut Langevin – Ondes et Images ESPCI Paris Tech, CNRS UMR 7587 INSERM U 979
- 8 Department of Radiology, GB Rossi University Hospital, University of Verona, Italy
- 9 Radiologist, University Hospital Heraklion, Crete, Greece
- 10 Ecole Supérieure de Physique et de Chimie de la Ville de Paris, France
- 11 Department of Internal Medicine I, Gastroenterology and Hepatology, Goethe-University, Frankfurt, Germany
- 12 National Centre for Ultrasound in Gastroenterology, Department of Medicine, Haukeland University Hospital, Bergen, Norway and Department of Clinical Medicine, University of Bergen, Norway
- 13 National Centre for Ultrasound in Gastroenterology, Department of Medicine, Haukeland University Hospital, Bergen, Norway
- 14 Department of Internal Medicine, Krankenhaus Märkisch Oderland, Strassberg, Germany
- 15 Department of Radiology, Innsbruck Medical University, Austria
- 16 Department of Obstetrics and Gynecology, Breast unit, University Greifswald, Germany
- 17 Department of Gastroenterology, Research Center of Gastroenterology and Hepatology, University of Medicine and Pharmacy Craiova, Romania
- 18 Unit of Breast Imaging and Interventions, University Hospital Schleswig-Holstein Campus Kiel, Germany
- 19 Department of Gastroenterology and Hepatology, University of Medicine and Pharmacy "Victor Babeș" Timișoara, Romania
- 20 Div. Internal Medicine, University of Bologna, Bologna Italy

Pateicības

Pateicamies par neierobežotu finansiālu atbalstu no sekojošām kompānijām (sakārtotas alfabētā secībā), lai atbalstītu šī dokumenta tapšanu:

BK Medical, Echosens, Esaote, GE Healthcare, Hitachi Aloka, Philips, Siemens, SuperSonic Imagine un Toshiba

Saitēm uz industriālajām mājas labām, kur detalizētāk aprakstītas elastogrāfijas tehnoloģijas, var piekļūt caur EFSUMB interneta portālu (www.efsumb.org) vadlīniju sadaļu (elastogrāfija) šajā saitē: <http://www.efsumb.org/guidelines/elasto-manufacturers-links.pdf>

Atsauces

1. WILKINS RH. NEUROSURGICAL CLASSIC. XVII. J Neurosurg. 1964 Mar;21:240–4.
2. Claudon M, Dietrich CF, Choi BI, Cosgrove DO, Kudo M, Nolsøe CP, et al. Guidelines and good clinical practice recommendations for contrast enhanced ultrasound (CEUS) in the liver--update 2012: a WFUMB-EFSUMB initiative in cooperation with representatives of AFSUMB, AIUM, ASUM, FLAUS and ICUS. *Ultraschall Med Stuttg Ger* 1980. 2013 Feb;34(1):11–29.
3. Piscaglia F, Nolsøe C, Dietrich CF, Cosgrove DO, Gilja OH, Bachmann Nielsen M, et al. The EFSUMB Guidelines and Recommendations on the Clinical Practice of Contrast Enhanced Ultrasound (CEUS): update 2011 on non-hepatic applications. *Ultraschall Med Stuttg Ger* 1980. 2012 Feb;33(1):33–59.
4. Cosgrove D, Piscaglia F, Bamber J, Bojunga J, Correia J-M, Gilja O, et al. EFSUMB Guidelines and Recommendations on the

- Clinical Use of Ultrasound Elastography. Part 2: Clinical Applications. *Ultraschall Med - Eur J Ultrasound*. 2013 Apr 19;34(03):238–53.
5. Hoskins P, Thrush A. *Diagnostic Ultrasound: Physics and Equipment*. Cambridge University Press; 2003. 248 p.
6. Hill CR, Bamber JC, Haar GR ter. *Physical Principles of Medical Ultrasonics*. John Wiley & Sons; 2004. 532 p.
7. Szabo TL. *Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out*. 1 edition. Amsterdam ; Boston: Academic Press; 2004. 576 p.
8. Shung KK. *Diagnostic Ultrasound: Imaging and Blood Flow Measurements*. CRC Press; 2005. 244 p.
9. Cobbold RSC. *Foundations of Biomedical Ultrasound*. 1 edition. Oxford ; New York: Oxford University Press, USA; 2006. 832 p.
10. Flower MA. *Webb's Physics of Medical Imaging*, Second Edition. CRC Press; 2012. 851 p.
11. Basic and New Aspects of Gastrointestinal Ultrasonography. World Scientific; 2005. 519 p.
12. Sarvazyan AP, Hill CR. Physical chemistry of the ultrasound-tissue interaction. *Phys Princ Med Ultrason* Second Ed. 2004;223–35.
13. Eckersley RJ, Bamber JC. Methodology for Imaging Time-Dependent Phenomena. *Phys Princ Med Ultrason* Second Ed. 2004;303–35.
14. Housden RJ, Chen L, Gee AH, Treece GM, Uff C, Fromageau J, et al. A new method for the acquisition of ultrasonic strain image volumes. *Ultrasound Med Biol*. 2011 Mar;37(3):434–41.
15. Sutherland GR, Stewart MJ, Groundstroem KW, Moran CM, Fleming A, Guell-Peris FJ, et al. Color Doppler myocardial imaging: a new technique for the assessment of myocardial function. *J Am Soc Echocardiogr Off Publ Am Soc Echocardiogr*. 1994 Oct;7(5):441–58.
16. Gilja OH, Heimdal A, Hausken T, Gregersen H, Matre K, Berstad A, et al. Strain during gastric contractions can be measured using Doppler ultrasonography. *Ultrasound Med Biol*. 2002 Dec;28(11-12):1457–65.
17. Ahmed AB, Matre K, Hausken T, Gregersen H, Gilja OH. Rome III subgroups of functional dyspepsia exhibit different characteristics of antral contractions measured by strain rate imaging - a pilot study. *Ultraschall Med Stuttg Ger* 1980. 2012 Dec;33(7):E233–240.
18. Thitaikumar A, Ophir J. Effect of lesion boundary conditions on axial strain elastograms: a parametric study. *Ultrasound Med Biol*. 2007 Sep;33(9):1463–7.
19. Chakraborty A, Bamber JC, Dorward NL. Slip elastography: a novel method for visualising and characterizing adherence between two surfaces in contact. *Ultrasonics*. 2012 Mar;52(3):364–76.
20. Garcia L, Fromageau J, Bamber J. Further characterisation of changes in axial strain elastograms due to the presence of slippery tumor boundaries part 1: simulation study. Snowbird, Utah, USA; 2010. p. 114. Available from: www.elasticityconference.org/prior_conf/2010/2010conf.htm
21. Garcia MJ, Fromageau J, Bamber J. Further characterisation of changes in axial strain elastograms due to the presence of slippery tumor boundaries part 2: experimental verification. Snowbird, Utah, USA; 2010. p. 115. Available from: www.elasticityconference.org/prior_conf/2010/2010conf.htm
22. Goenezen S, Dord J-F, Sink Z, Barbone PE, Jiang J, Hall TJ, et al. Linear and nonlinear elastic modulus imaging: an application to breast cancer diagnosis. *IEEE Trans Med Imaging*. 2012 Aug;31(8):1628–37.
23. Krouskop TA, Wheeler TM, Kallel F, Garra BS, Hall T. Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression. *Ultrason Imaging*. 1998 Oct;20(4):260–74.
24. Oberai AA, Gokhale NH, Goenezen S, Barbone PE, Hall TJ, Sommer AM, et al. Linear and nonlinear elasticity imaging of soft tissue in vivo: demonstration of feasibility. *Phys Med Biol*. 2009 Mar 7;54(5):1191–207.
25. Berry GP, Bamber JC, Mortimer PS, Bush NL, Miller NR, Barbone PE. The spatio-temporal strain response of oedematous and nonoedematous tissue to sustained compression in vivo. *Ultrasound Med Biol*. 2008 Apr;34(4):617–29.
26. Qiu Y, Sridhar M, Tsou JK, Lindfors KK, Insana MF. Ultrasonic viscoelasticity imaging of nonpalpable breast tumors: preliminary results. *Acad Radiol*. 2008 Dec;15(12):1526–33.

27. Ophir J, Alam SK, Garra BS, Kallel F, Konofagou EE, Krouskop T, et al. Elastography: Imaging the elastic properties of soft tissues with ultrasound. *J Med Ultrason*. 2002 Dec 1;29(4):155–71.
28. Ponnekanti H, Ophir J, Huang Y, Céspedes I. Fundamental mechanical limitations on the visualization of elasticity contrast in elastography. *Ultrasound Med Biol*. 1995;21(4):533–43.
29. Varghese T, Ophir J. A theoretical framework for performance characterization of elastography: the strain filter. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 1997;44(1):164–72.
30. Doyley MM, Bamber JC, Fuechsel F, Bush NL. A freehand elastographic imaging approach for clinical breast imaging: system development and performance evaluation. *Ultrasound Med Biol*. 2001 Oct;27(10):1347–57.
31. Havre RF, Elde E, Gilja OH, Odegaard S, Eide GE, Matre K, et al. Freehand real-time elastography: impact of scanning parameters on image quality and in vitro intra- and interobserver validations. *Ultrasound Med Biol*. 2008 Oct;34(10):1638–50.
32. Barr RG, Lackey AE. The utility of the “bull’s-eye” artifact on breast elasticity imaging in reducing breast lesion biopsy rate. *Ultrasound Q*. 2011 Sep;27(3):151–5.
33. Miller NR, Bamber JC. Thresholds for visual detection of Young’s modulus contrast in simulated ultrasound image movies. *Phys Med Biol*. 2000 Aug;45(8):2057–79.
34. Doyley MM. Model-based elastography: a survey of approaches to the inverse elasticity problem. *Phys Med Biol*. 2012 Feb 7;57(3):R35–73.
35. Havre RF, Waage JR, Gilja OH, Odegaard S, Nesje LB. Real-Time Elastography: Strain Ratio Measurements Are Influenced by the Position of the Reference Area. *Ultraschall Med Stuttg Ger* 1980. 2011 Jun 10;
36. Sarvazyan AP, Rudenko OV, Swanson SD, Fowlkes JB, Emelianov SY. Shear wave elasticity imaging: a new ultrasonic technology of medical diagnostics. *Ultrasound Med Biol*. 1998 Nov;24(9):1419–35.
37. Nightingale K, Soo MS, Nightingale R, Trahey G. Acoustic radiation force impulse imaging: in vivo demonstration of clinical feasibility. *Ultrasound Med Biol*. 2002 Feb;28(2):227–35.
38. Palmeri ML, Nightingale KR. Acoustic radiation force-based elasticity imaging methods. *Interface Focus*. 2011 Aug 6;1(4):553–64.
39. Melodelima D, Bamber JC, Duck FA, Shipley JA. Transient elastography using impulsive ultrasound radiation force: a preliminary comparison with surface palpation elastography. *Ultrasound Med Biol*. 2007 Jun;33(6):959–69.
40. Meng W, Zhang G, Wu C, Wu G, Song Y, Lu Z. Preliminary results of acoustic radiation force impulse (ARFI) ultrasound imaging of breast lesions. *Ultrasound Med Biol*. 2011 Sep;37(9):1436–43.
41. Sandrin L, Tanter M, Gennisson J-L, Catheline S, Fink M. Shear elasticity probe for soft tissues with 1-D transient elastography. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2002 Apr;49(4):436–46.
42. Castéra L, Vergnol J, Foucher J, Le Bail B, Chanteloup E, Haaser M, et al. Prospective comparison of transient elastography, Fibrotest, APRI, and liver biopsy for the assessment of fibrosis in chronic hepatitis C. *Gastroenterology*. 2005 Feb;128(2):343–50.
43. Foucher J, Chanteloup E, Vergnol J, Castéra L, Le Bail B, Adhoute X, et al. Diagnosis of cirrhosis by transient elastography (FibroScan): a prospective study. *Gut*. 2006 Mar;55(3):403–8.
44. Fraquelli M, Rigamonti C, Casazza G, Conte D, Donato MF, Ronchi G, et al. Reproducibility of transient elastography in the evaluation of liver fibrosis in patients with chronic liver disease. *Gut*. 2007 Jul;56(7):968–73.
45. Rockey DC. Noninvasive assessment of liver fibrosis and portal hypertension with transient elastography. *Gastroenterology*. 2008 Jan;134(1):8–14.
46. Nightingale K, Palmeri M, Trahey G. Analysis of contrast in images generated with transient acoustic radiation force. *Ultrasound Med Biol*. 2006 Jan;32(1):61–72.
47. Palmeri ML, Wang MH, Rouze NC, Abdelmalek MF, Guy CD, Moser B, et al. Noninvasive evaluation of hepatic fibrosis using acoustic radiation force-based shear stiffness in patients with nonalcoholic fatty liver disease. *J Hepatol*. 2011 Sep;55(3):666–72.
48. Bercoff J, Pernot M, Tanter M, Fink M. Monitoring thermally-induced lesions with supersonic shear imaging. *Ultrason Imaging*. 2004 Apr;26(2):71–84.
49. Bercoff J, Tanter M, Fink M. Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2004 Apr;51(4):396–409.
50. Tanter M, Bercoff J, Athanasiou A, Deffieux T, Gennisson J-L, Montaldo G, et al. Quantitative assessment of breast lesion viscoelasticity: initial clinical results using supersonic shear imaging. *Ultrasound Med Biol*. 2008 Sep;34(9):1373–86.
51. Muller M, Gennisson J-L, Deffieux T, Tanter M, Fink M. Quantitative viscoelasticity mapping of human liver using supersonic shear imaging: preliminary in vivo feasibility study. *Ultrasound Med Biol*. 2009 Feb;35(2):219–29.
52. Bavu E, Gennisson J-L, Couade M, Bercoff J, Mallet V, Fink M, et al. Noninvasive in vivo liver fibrosis evaluation using supersonic shear imaging: a clinical study on 113 hepatitis C virus patients. *Ultrasound Med Biol*. 2011 Sep;37(9):1361–73.
53. Deffieux T, Montaldo G, Tanter M, Fink M. Shear wave spectroscopy for in vivo quantification of human soft tissues viscoelasticity. *IEEE Trans Med Imaging*. 2009 Mar;28(3):313–22.
54. Palmeri ML, Nightingale KR. On the thermal effects associated with radiation force imaging of soft tissue. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2004 May;51(5):551–65.
55. Skurczynski MJ, Duck FA, Shipley JA, Bamber JC, Melodelima D. Evaluation of experimental methods for assessing safety for ultrasound radiation force elastography. *Br J Radiol*. 2009 Aug;82(980):666–74.
56. Tabaru M, Yoshikawa H, Azuma T, Asami R, Hashiba K. Experimental study on temperature rise of acoustic radiation force elastography. *J Med Ultrason*. 2012;39(3):137–46.
57. Wells PNT, Liang H-D. Medical ultrasound: imaging of soft tissue strain and elasticity. *J R Soc Interface R Soc*. 2011 Nov 7;8(64):1521–49.
58. Parker KJ, Doyley MM, Rubens DJ. Imaging the elastic properties of tissue: the 20 year perspective. *Phys Med Biol*. 2011 Jan 7;56(1):R1–R29.
59. Bamber JC. Ultrasound elasticity imaging: definition and technology. *Eur Radiol*. 1999;9 Suppl 3:S327–330.
60. Bamber JC, Barbone PE, COSGROVE DO, DOYLEY MM, FUECHSEL FG, MEANEY PM, et al. Progress in freehand elastography of the breast. *IEICE Trans Inf Syst*. 2002;85(1):5–14.
61. Gao L, Parker KJ, Lerner RM, Levinson SF. Imaging of the elastic properties of tissue—a review. *Ultrasound Med Biol*. 1996;22(8):959–77.
62. Greenleaf JF, Fatemi M, Insana M. Selected methods for imaging elastic properties of biological tissues. *Annu Rev Biomed Eng*. 2003;5:57–78.
63. Ophir J, Alam SK, Garra B, Kallel F, Konofagou E, Krouskop T, et al. Elastography: ultrasonic estimation and imaging of the elastic properties of tissues. *Proc Inst Mech Eng [H]*. 1999;213(3):203–33.
64. Ophir J, Garra B, Kallel F, Konofagou E, Krouskop T, Righetti R, et al. Elastographic imaging. *Ultrasound Med Biol*. 2000 May;26 Suppl 1:S23–29.
65. Kolen AF. Elasticity imaging for monitoring thermal ablation therapy in liver. Institute of Cancer Research (University Of London); 2003.
66. Brusseau E, Detti V, Coulon A. A two-dimensional locally regularized strain estimation technique: preliminary clinical results for the assessment of benign and malignant breast lesions. In: D’hooge J, Doyley M (eds) *Medical Imaging 2011: Ultrasonic Imaging, Tomography, and Therapy* Lake buena vista, Florida: SPIE Proceedings; 2011, 79680J.
67. Uff C, Garcia L, Fromageau J. Real-time ultrasound elastography in neurosurgery. In: Yuhua MP (ed) 2009 IEEE International Ultrasonics Symposium Rome: 2009, 467–470.
68. Lindop JE, Treece GM, Gee AH, Prager RW. An intelligent interface for freehand strain imaging. *Ultrasound Med Biol*. 2008 Jul;34(7):1117–28.