

Applicerbarhet av Scaled Reassigned Spectrogram for Transient Signals (ReSTS) på ultraljudssignaler från biologisk vävnad

Sara Florentzson (BME-19), Anna Hollsten (BME-19)

Sammanfattning—Sjukvården baseras idag till stor del på möjligheten att kunna avbilda delar av människokroppen, som inte är synbara med blotta ögat. Det finns flera olika bildgivnings-system för att möjliggöra detta, bland annat ultraljud. Ultraljud är ett bra alternativ eftersom tekniken varken nyttjar joniserande strålning eller starka magnetfält och är lättillgänglig. Däremot finns det en viss begränsning vid användandet av ultraljud, nämligen balanseringen mellan penetrationsdjup och upplösning. Hög upplösning kräver hög frekvens vilket har kortare penetrationsdjup än de lägre frekvenserna. Det är med anledning av det, svårt att få högupplösta bilder långt in i vävnader. Genom att behandla datan från ultraljud på ett annat sätt kan upplösningen förbättras även för de låga frekvenserna. Detta kan möjliggöra bättre diagnostik. Starkhammar m. fl. har utvecklat en metod för att förbättra upplösningen. Scaled reassigned spectrogram for transient signals (ReSTS) nyttjar tyngdpunkterna i signalerna och således kan olika ekon separeras. Förbättrad upplösning har bekräftats på fantomer, men ännu inte på biologisk vävnad, vilket undersöks i detta projekt. En metod för undersökningen utformades genom en iterativ process för att kunna framställa så användbar data som möjligt. Detta resulterade i en undersökning med fläskytterfläsk som biologisk vävnad, med en nylontråd inträdd på 25 millimeters djup transversellt mot ultraljudsgivaren. Undersökningar, där ReSTS applicerades på ultraljudsbilder genererade med centerfrekvenser omkring 5 respektive 9.5 MHz, visade på ökad upplösning i bilderna, även för biologisk vävnad. Projektet utfördes på Institutionen för Biomedicinsk Teknik, Lunds Tekniska Högskola. En lämplig vidareutveckling av detta projekt är att undersöka metodens applicerbarhet på annan biologisk vävnad och mänsklig vävnad.

I. INTRODUKTION

ULTRALJUD är en vedertagen bildgivningsmetod som används inom flera områden för diagnostisering och behandling. Metoden har stora fördelar eftersom den inte använder joniserande strålning eller starka magnetfält, till skillnad från andra bildgivande system såsom röntgen och magnetresonanstomografi. Den är även lättillgänglig eftersom den kan göras relativt billig och kan dessutom vara portabel. Däremot är upplösningen i ultraljudsbilder beroende av penetrationsdjup och pulslängd, vilket innebär att upplösningen inte alltid uppnår samma höga nivå som för de andra bildgivningsmetoderna. Vidare kan detta innebära att ultraljudet blir underlägset i jämförelse med andra system. Detta, i kombination med ultraljudets fördelaktiga egenskaper, gör det därför relevant att utveckla och förbättra bildgivningsmetoden.

Inlämnat den 3 juni 2022

Emejladress: {saratzs@hotmail.com, anna.hollsten@me.com}

Teknisk handledare: Josefin Starkhammar, BME institutionen, LTH

Teknisk vägledare: Tobias Erlöv, BME institutionen, LTH

A. Bakgrund

Ultraljud är akustiska svängningar med frekvens över 20 kHz [1]. Definitionen av frekvens är antal per tidsenhet och i ultraljudets fall, antal svängningar per sekund, hertz [Hz]. De akustiska svängningarna i fråga är longitudinella tryckvågor som skapar förtätningar och förtunningar i mediet. Frekvensen bestäms alltså av antalet förtätningar och förtunningar i ett medium per sekund. Beroende på mediets egenskaper, propagerar de akustiska vågorna med olika hastighet. Frekvensen är proportionell mot våglängden enligt förhållandet i ekvation 1. Högre frekvenser (f) innebär därför kortare våglängder (λ) enligt,

$$f = \frac{c}{\lambda} \quad (1)$$

där c är ljudhastigheten.

Metoden bakom ultraljud nyttjar den fysikaliska principen att ljudvågor delvis reflekteras och delvis transmitteras. Detta sker när det finns en skillnad i akustisk impedans mellan olika medier. Genom att detektera ekon som bildas vid gränsskikt mellan olika medier, kan en bild skapas baserat på ekots reflektionstid och ljudhastigheten i vävnaden. [2]

Vid högre frekvenser dämpas vågen mer på grund av mer interaktion med den omkringliggande vävnaden. Interaktionen med vävnaden är i form av absorption och spridning, vilket leder till att högre frekvenser har kortare penetrationsdjup än lägre frekvenser. Utöver penetrationsdjupet är upplösningen även kopplad till hur högfrekvent signalen är. Detta grundar sig i att en högre upplösning kräver kortare pulslängder, vilket i sin tur kräver en mer bredbandig signal, alltså att frekvensinnehållet i signalen måste vara större. Denna problematik innebär att signalen måste göras mer högfrekvent för att öka upplösningen i en bild. Eftersom högre frekvens ger upphov till högre upplösning men sämre penetrationsdjup och lägre frekvens ger upphov till lägre upplösning men bättre penetrationsdjup, är det en avvägning som måste göras inför varje gång ultraljudet ska användas. Balanseringen leder därför till att ju djupare ner i vävnaden som studeras, desto svårare blir det att återspegla vävnaden med en bra upplösning. [3]

Upplösning definieras av det minimala avståndet som krävs mellan två närliggande objekt för att de ska vara urskiljbara. Upplösning kan delas upp i två led, axiell och lateral. Den axiella upplösningen är hur bra upplösningen är i djupled, vilket baseras på halvvärdesbredden (full width half maximum) mellan två pulslängder, och den laterala upplösningen är upplösningen i det vinkelräta planet mot ultraljudskällan.

Det är den axiella upplösningen som studeras i detta projekt. [4] [5] [6]

För att kunna urskilja två närliggande objekt som olika i axiell led, krävs att objekten har ett tillräckligt långt avstånd mellan sig så att deras ekon inte överlappar i tid och uppfattas som samma. Ju högre frekvens som används, desto mindre kan avståndet mellan objekten vara för att de ändå ska kunna urskiljas som olika. [4]

Ett annat sätt att bedömma den axiella upplösningen är att mäta den återspeglade längden i den axiella riktningen av ett objekt i ultraljudsbilden. Om objektet återspeglas längre än det är, fås en uppfattning om hur brett isär två objekt måste vara för att de inte ska överlappa i bilden och uppfattas som ett enskilt objekt.

Utifrån en jämförelse mellan längden i bilden och den faktiska längden på det fysiska objektet kan en uppfattning fås om upplösningen. Denna jämförelse kan visa på en skillnad dels mellan olika ultraljudsbilder och dels mellan bild och verklighet. Det är på detta sätt upplösningen kommer att kvantifieras i detta projekt.

Upplösningen kan visualiseras olika beroende på hur informationen från ultraljudsapparaten behandlas. Signalbehandlingen kan göras på flera olika sätt, och det vanligaste är att använda korskorrelation, där den tidsbaserade informationen nyttjas.

Nyligen publicerade studier tillämpar *scaled reassigned spectrogram for transient signals* (ReSTS) [4] [7], för att behandla signaler från ultraljudsmätningar. Studierna har visat på en förbättrad upplösning i bilderna jämfört med när den inbyggda signalbehandlingen i ultraljudsapparaten har använts på bilder med samma penetrationsdjup. ReSTS nyttjar ultraljudets rådata (RF-data) för att få information om frekvensinnehållet. RF-datan innehåller de reflekterade vågornas fas och frekvens utöver tid för ekona och kan då ge en mer detaljerad information om objektens storlek och position i den undersökta vävnaden. [4]

Principen för ReSTS, som i tidigare studier har resulterat i en bättre upplösning, bygger på att den använder sig av tyngdpunkterna för de olika ekona i signalen från vävnaden, för att kunna särskilja annars utsmetade och sammanhängande ekon. Detta är specifikt användbart för små strukturer som ligger nära intill varandra i axiell led, och som i vanliga fall är svåra att urskilja som olika. [4]

ReSTS har tidigare testats på bilddata från fantomer där resultaten har visat på en ökad upplösning jämfört med bilder genererade med traditionella signalbehandlingsmetoder. ReSTS har ännu inte testats på biologisk vävnad. [7]

B. Tes

Tidigare studier visar att upplösningen kan ökas i bilder som är framtagna med ReSTS i jämförelse med vanliga ultraljudsbilder, särskilt för bilder genererade med låga frekvenser. Dessa studier är gjorda på fantomer, men upplösningen bör även öka i bilder tagna på biologisk vävnad. ReSTS bör även här vara mer effektiv för låga frekvenser.

C. Agenda

Detta projekt ämnar att vara en fortsättning på tidigare studier som tillämpat ReSTS och testa ifall denna teknik är tillämpbar på biologisk vävnad samt ifall testerna indikerar på en ökad upplösning med hjälp av denna teknik.

Med lämplig biologisk vävnad ska upplösningen undersökas genom att studera placerade objekt i vävnaden. Ultraljudsbilder på detta ska behandlas med ReSTS och en jämförelse mellan upplösningen i den behandlade och den obehandlade bilden ska göras. Då detta är den första undersökningen där ReSTS används på bilder tagna på biologisk vävnad kräver detta att metoden för hur dessa bilder ska framställas utvärderas under undersökningens gång.

II. METOD

Metoden är uppdelad i två delar. Den första delen består av en iterativ process för att på ett bra sätt utforma en representativ och lämplig metod för att bepröva tesen för projektet. Den andra delen är en beskrivning av metoden som framställdes i den första delen, alltså tillvägagångssättet för undersökningen och även själva mätningen.

A. Utformning av metod

Kraven gällande utformning av metoden var att kunna mäta upplösningen i en biologisk vävnad, och kunna jämföra resultaten med de tidigare genomförda studierna, samt att mätningarna var repeterbara för olika frekvenser.

För att efterlikna de vävnadsbilder som algoritmen är avsedd att appliceras på, diskuterades olika typer av biologisk vävnad, främst fokus på kött från en livsmedelsbutik. Detta är tillgängligt, redan bearbetat och godkänt för förtäring och således även användning inom laborationsmiljö [8]. Olika typer av kött utvärderades utifrån parametrar så som tjocklek, pris och mängd senor och ben.

Nästa steg i utformningen var att fastställa vilken metod som skulle användas för att mäta och kvantifiera upplösningen. Två metoder har tidigare beskrivits i inledningen för att kvantifiera upplösningen, antingen genom att mäta på vilket minsta avstånd två separata objekt går att urskilja, eller studera den återspeglade längden av ett objekt som ges i bilden. Metoderna testades genom att placera in objekt i vävnaden, för att sedan utvärdera vilken metod för att mäta upplösningen som var lättast att tillämpa.

För att kunna tillämpa den valda metoden krävdes det utplacerade objekt i den biologiska vävnaden. Utefter önskvärda parametrar utvärderades olika material för att undersöka vilket som var bäst lämpat att använda till objekten i undersökningen. Dessa parametrar innefattade tjocklek, akustisk impedans, tillgänglighet och hur lätt det var att placera objekt i vävnaden.

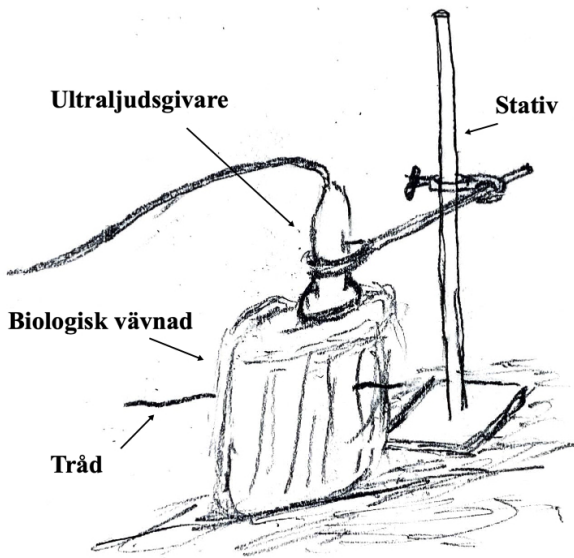
En annan aspekt som behövde övervägas vid denna undersökning var hur objekten skulle placeras i den biologiska vävnaden. Första förslaget var att placera trådar mellan två bitar kött, således kunde trådarna placeras utan direkt inverkan på köttet. Detta förslag testades på två bitar silikon med en nylontråd mellan. Vidare testades samma metod fast där båda silikonbitarna var nedsänkta i vatten för att utjämna skillnaden i den akustiska impedansen i gränsskiktet. Tredje förslaget

byggde på att istället trä in trådar i silikonbitarna på olika avstånd från givaren. Det testades både genom att trä in flera trådar nära varandra och att endast trä in en tråd. Metoden som sedan valdes baserades på vilken som var bäst lämpad för mätning av upplösningen. Denna utvärdering baserades enbart på mätningar på silikonbitar för att sedan testa den utvalda metoden på den biologiska vävnaden.

B. Mätning av upplösning

Utifrån resultaten från del A utformades en metod med nylontrådar och fläskytterfilé. Ultraljudsmaskinen som användes var en ULA-OP (Ultrasound Advanced Open Platform) med en 192 elements linjärgivare.

För att kunna studera hur frekvensen påverkade bildtagningen krävdes konsekventa mätningar, där den enda faktorn som påverkade skillnaderna i bilderna var frekvensen. Detta möjliggjordes genom att fixera uppställningen av ultraljudsgivaren och på så sätt säkerställa att bilderna togs på samma position vid varje mätning. Givaren fästes på ett stativ och köttet placerades på högkant under givaren, så att dessa var i kontakt, se figur 1. I gränsskiktet applicerades ultraljudsgel för att säkerställa en bättre transmission av ultraljudsvågor och således undvika inverkan av luft i gränsskiktet.



Figur 1. En skiss av uppställningen som användes under mätningen för att säkerställa en fixerad position på ultraljudsgivaren och vävnaden som undersöktes.

Nylontråd trädde in med en synål i köttbiten lateralt mot ultraljudsgivaren, på 25 millimeters djup. Givarens position justerades därefter så att nylontråden kunde urskiljas i ultraljudsbilden. Vidare togs bilder på den biologiska vävnaden och nylontråden med ultraljudet inställt på frekvenserna 5 MHz och 9.5 MHz. RF-data från dessa bilder behandlades med hjälp av ReSTS och därmed kunde två bilder för respektive frekvensinställning ges, en obehandlad bild och en behandlad.

De genererade bilderna användes sedan för att undersöka hur upplösningen hade påverkats av ReSTS. I bilderna kunde nylontråden urskiljas och avståndet mellan övre respektive nedre delen av ekot mätas, vilket motsvarade längden på ekot från nylontråden i axiell led. Avståndet mättes i antal sampel. Dessa gjordes sedan om till millimeter genom att utgå från hur många millimeter ett sampel motsvarade i bilden. Bildens längd kunde utläsas på skärmen i både millimeter och antal sampel. Genom division av dessa gavs antalet millimeter per sampel.

För att få en uppfattning om ReSTS påverkan på upplösningen i bilderna, gjordes en jämförelse genom att dividera längden på objektet i den behandlade bilden med längden på objektet i den obehandlade bilden. Det gjordes även en jämförelse mellan den återspeglade längden och den faktiska längden på objektet. Jämförelsen representerades som en procentuell skillnad för att få en tydligare bild av skillnaderna mellan bildernas upplösning eller skillnaden mellan bildens upplösning och den faktiska längden. En skillnad på 0% mellan två bilder innebär att deras upplösning anses som samma och en skillnad på 0% mellan längden på objektet i bilden och i verkligheten innebär att upplösningen inte begränsar eller förvränger objektets längd i bilden.

Den återgivna längden på nylontråden i millimeter beräknades för att få en uppfattning om resultaten var rimliga och hur de förhöll sig till den faktiska längden på nylontråden. Längden på nylontråden motsvarar i detta fall diametern då bilden är tagen i tvärsnitt. Detta innebär att ifall mätresultaten återgavs som mindre än trådens faktiska diameter, kan det indikera på att bilden är förvrängd på något sätt.

ReSTS metod för att skapa en bättre upplösning bygger på att lokalisera skilda ekon i annars utsmetade och sammanhängande ekon. Exempelvis bör ekona från en tråd ges som två separata, där det första ekot är från den övre delen på tråden och det andra ekot är från trådens undre del. Detta var även något som undersöktes i de behandlade bilderna för att utvärdera ReSTS genom att zooma in på ekot i bilden.

III. RESULTAT

A. Utformning av metod

Den biologiska vävnad som valdes för metoden var fläskytterfilé. Den ansågs vara bäst lämpad eftersom mängden senor är minimal, formen och tjockleken möjliggör en flexibilitet i utformning av en lagom bit, samt att priset är rimligt.

En jämförelse mellan de olika metoderna för mätning av upplösning klargjorde att kravet på precision och tillgång till ett exakt "facit" för den förstnämnda metoden, att mäta avståndet mellan två punkter, gjorde att det sistnämnda var ett mer lämpligt val. Ett exakt "facit" hade krävt att objektens position inne i köttet var observerbar på en skala mindre än en millimeter. Trådarna placerades genom att trä en nål lateralt igenom köttet, något som inte kunde utföras med en tillräckligt bra precision med de tillgängliga metoderna. Metoden som användes var alltså att mäta den återspeglade längden av ett objekt i bilden.

Valet av objekt och material föll på nylontrådar med diametern 0.3 millimeter. Detta beslut baserades dels på att

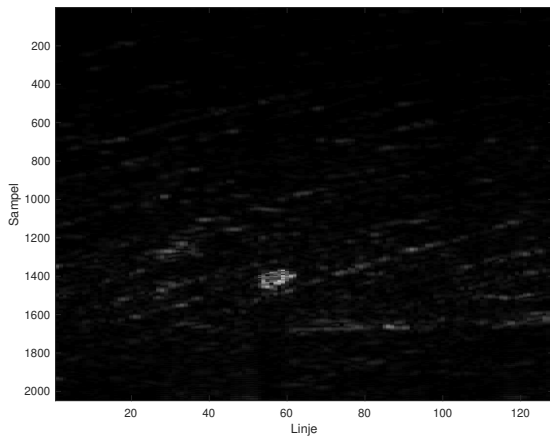
det är billigt och lättillgängligt och dels att det är lätt att arbeta med, samt att det finns en distinkt skillnad i akustisk impedans mellan nylontråden och den biologiska vävnaden [9] [10]. En annan anledning varför nylontråd passade bra till denna undersökning var att detta material använts i de tidigare studierna, men då i en fantom.

Det första förslaget på hur nylontrådarna skulle placeras i vävnaden, var att placera tråden mellan två bitar kött, vilket testades med bitar av silikon. Detta resulterade i en bild med ett synligt gränsskikt mellan silikonerna. Detta var något som störde ekot av nylontråden, vilket gjorde att förslaget inte kunde tillämpas som metod för undersökningen.

Då silikonbitarna var nedsänkta i vatten, blev det ett liknande resultat som vid mätningen ovanför vattnet. Bilderna visade två bitar med ett tydligt gränsskikt mellan. Slutsatsen av denna undersökning var att två bitar med nylontråd mellan inte var tillämpbart på undersökningar som skulle svara till projektets syfte. Därför valdes metoden som tillämpade en köttbit, istället för två, där nylontråden trädde genom köttet istället för att lägga tråden mellan två bitar, något som visade sig ge ett tydligare eko från tråden i bilden.

B. Mätning av upplösning

Hela bilden för undersökningen, genererad med frekvensen 5 MHz, redovisas i figur 2 för att åskådliggöra hur bilden togs innan den bearbetades.

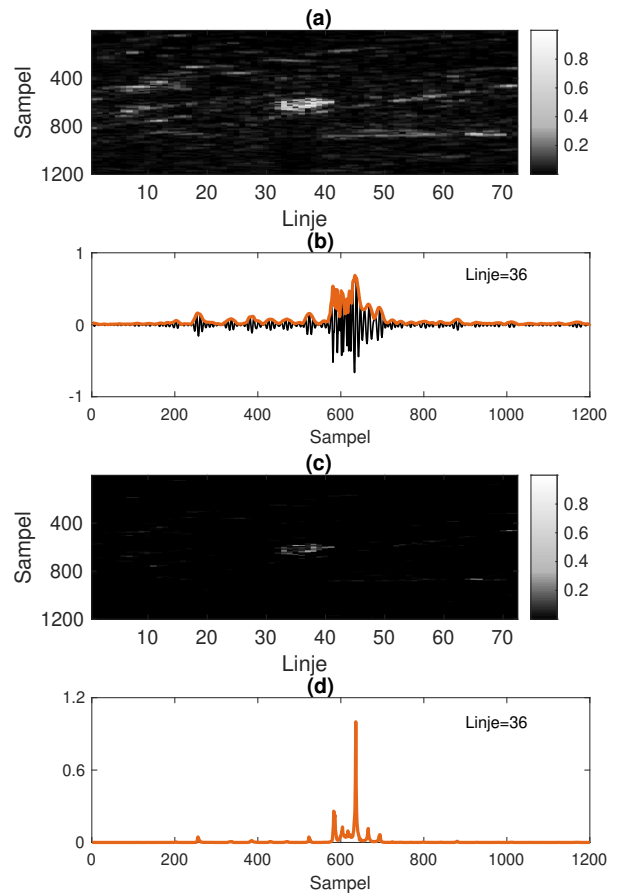


Figur 2. Ultraljudsbild på den biologiska vävnaden med nylontråd på djupet 25 millimeter, tagen med frekvensen 5 MHz.

Figur 2, genererad med frekvensinställningen 5 MHz, tillsammans med en motsvarande bild, genererad med 9.5 MHz, används sedan för att skapa figur 3 och 4 genom att zooma in på det tydliga ekot. Respektive figur visar fyra bilder, (a) - (d), där (a) och (c) visar inzoomade bilder på nylontrådens eko i den obehandlade bilden, respektive behandlade bilden. (b) och (d) är visualiseringar av intensiteten på ekot i en specifik linje i bilderna där (b) tillhör (a) och (d) tillhör (c).

I figurerna 3, 4, 5 och 6 visas en skala till höger i figuren över hur amplituden i bilderna är bestämd. Denna amplitud är normerad till den maximala signalen i bilden, alltså motsvarar

värdet 1 den maximala signalen från RF-datan. Detta för att framställa tydligare bilder.

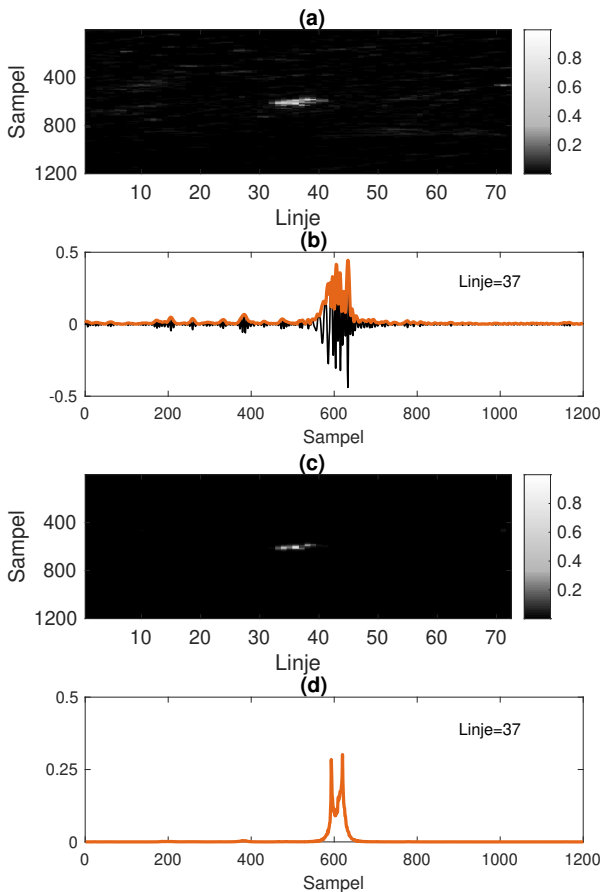


Figur 3. Inzoomad bild på ekot i ultraljudsbilden tagen med 5 MHz. Figur (a) är den obehandlade bilden och figur (c) är samma bild efter applicering av ReSTS. Vidare syns intensiteten i ekot för varje sampl i en specifik linje för den obehandlade datan i (b) och behandlade i (d).

Data bakom dessa bilder används sedan för att beräkna upplösningen och redovisas i två tabeller, där tabell I redovisar resultaten från mätningen med 5 MHz och tabell II för 9.5 MHz.

Utifrån tabellerna kan en förbättring av upplösningen visas vid jämförelse mellan den obehandlade bilden och den behandlade bilden för båda frekvenserna. En procentuell representation av förbättringarna visar på över 50 procents förbättring för både 5 MHz och 9.5 MHz. Dessutom syns en tydlig skillnad i hur upplösningen förbättrades i förhållande till de olika frekvenserna, där förbättringen var större för bilderna tagna med den lägre frekvensen.

Upplösningen i tabellen motsvarar trådens uppmätta axiella diameter. Denna visas både i sampl och i millimeter för att kunna sättas i förhållande till nylontrådens faktiska storlek på 0.3 millimeter. Längden på tråden i bilden beräknades genom att ta reda på hur många millimeter varje sampl motsvarade. Ultraljudsbilden var 2048 sampl och 23 millimeter lång i



Figur 4. Inzoomad bild på ekot i ultraljudsbilden tagen med 9.5 MHz. Figur (a) är den obehandlade bilden och figur (c) är samma bild efter applicering av ReSTS. Vidare syns intensiteten i ekot för varje sampel i en specifik linje för den obehandlade datan i (b) och behandlade i (d).

axiell led. Detta resulterade i att varje sampel motsvarade 0.01123 millimeter. Raden längst ner i tabellerna ger en uppfattning om hur stor tråden återges i bilden jämfört med verkligheten. Denna procentuella skillnad beräknades genom att dividera den beräknade längden på ekot i bilden med den faktiska längden på nylontråden.

I figur 5 och 6 illustreras ett annat sätt att studera ReSTS påverkan på bilderna. Det går tydligt att urskilja separata ekon i de behandlade bilderna, (b), som visas i figurerna och att identifiera dessa ekon som över- och underdelen på nylontråden. I de obehandlade bilderna, (a), är ekona däremot sammanhängande och går inte att urskilja som olika. Därmed blir identifieringen av nylontrådens kanter svår. Detta visualiseras även i figur 3 och 4. (b) och (d) är illustrationer av intensiteten på ekot för varje sampel för en given linje.

IV. DISKUSSION

A. Metod och mätning

Utifrån de undersökningar som har gjorts på biologisk vävnad, visar resultaten på att *scaled reassigned spectrogram*

Tabell I
INSTÄLLNINGAR FÖR RESPEKTIVE MÄTNING, SAMT HUR UPPLÖSNINGEN VARIERAR INNAN OCH EFTER APPLICERING AV RESTS FÖR BILDERNA TAGNA MED 5 MHZ.

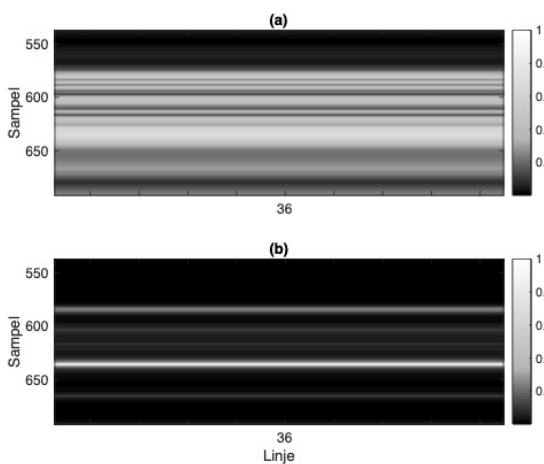
	5 MHz (obehandlad)	5 MHz (behandlad)
Fokusedjup [mm]	25	25
Bilddjup [mm]	15-38	15-38
Upplösning [sampil]	166	61
Upplösning [mm]	1.86426	0.68506
Förbättring [%]	63.25	
Skillnad mot längd [%]	614	228

Tabell II
INSTÄLLNINGAR FÖR RESPEKTIVE MÄTNING, SAMT HUR UPPLÖSNINGEN VARIERAR INNAN OCH EFTER APPLICERING AV RESTS FÖR BILDERNA TAGNA MED 9.5 MHZ.

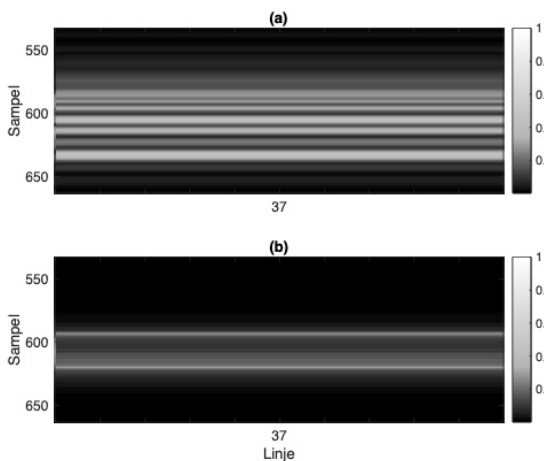
	9.5 MHz (obehandlad)	9.5 MHz (behandlad)
Fokusedjup [mm]	25	25
Bilddjup [mm]	15-38	15-38
Upplösning [sampil]	74	34
Upplösning [mm]	0.83105	0.38185
Förbättring [%]	54.05	
Skillnad mot längd [%]	277	127

for transient signals, ReSTS, har haft en positiv inverkan på upplösningen. Samtliga bilder har visat på en förbättring i upplösning efter att deras data har blivit behandlade med ReSTS. För den lägre frekvensen, 5 MHz, ökade upplösningen med cirka 60 procent. Detta är en stor förbättring, och visar på att ReSTS är applicerbart på låga frekvenser i biologisk vävnad. För den högre frekvensen är förbättringen inte lika stor, men fortfarande markant. Ökningen i upplösning ligger på cirka 50 procent, så även här kan det konstateras att ReSTS har påverkat upplösningen till det bättre. I båda fallen gick det tydligt att se avgränsade ekon i den behandlade bilden, medan i de obehandlade bilderna var de utsmetade.

En koppling till hur objektet återspeglades kan även göras genom att studera längden på diameter i bilden och jämföra denna med trådens verkliga diameter. Resultaten från denna jämförelse visar en markant skillnad mellan hur diametern återspeglas i den obehandlade bilden och den behandlade bilden. För den bild som genererats med 5 MHz återgavs diametern mer än 5 gånger större för den obehandlade bilden, och cirka dubbelt så stor i den behandlade bilden jämfört med den verkliga längden. Detta visar på att ingen av metoderna kan upplösa ett objekt på 0.3 millimeter, men att ReSTS ändå förbättrar upplösningen, baserat på resultat från denna mätning. Ingen av de återspeglade längderna var heller kortare än 0.3 millimeter, vilket indikerade på att dessa resultat var rimliga ur denna aspekt.



Figur 5. En mer inzoomad bild av figur 3 för att tydliggöra de olika ekona längs med de axiella linjerna. Figur (a) är den obehandlade bilden och figur (b) är samma bild efter applicering av ReSTS.



Figur 6. En mer inzoomad bild av figur 4 för att tydliggöra de olika ekona längs med de axiella linjerna. Figur (a) är den obehandlade bilden och figur (b) är samma bild efter applicering av ReSTS.

Den återspeglade längden går även att koppla till hur nära två objekt teoretiskt kan vara för att de ändå ska kunna upplösas som två. Objekten i bilderna måste därför vara minst den halva återspeglade längden från varandra, för att de ska ges som skilda ekon. Exempelvis bör objekten i en obehandlad bild, genererad med 5 MHz, placeras med ett minsta avstånd på 0.93 millimeter (halva den återspeglade längden 1.86 millimeter) för att båda objektens ekon ska detekteras som olika i bilden. Detta i förhållande till den behandlade bilden, genererad med samma frekvens, där avståndet istället behöver vara minst 0.34 millimeter (halva den återspeglade längden 0.68 millimeter), visar på att ReSTS har resulterat till en bättre upplösning även ur denna aspekt.

För de utsmetade ekona från nylontråden, var avgränsningen svår att se och därmed svårt att mäta. Upplösningen mättes genom att bestämma den axiella längden på ekona och i de obehandlade bilderna var det svårt att avgöra den exakta längden,

se figur 5 och 6. Detta kan ha haft en betydande påverkan på resultaten, men eftersom den procentuella förbättringen av upplösningen är så markant för båda frekvenserna, indikerar det fortfarande på en förbättring av upplösningen, frågan är bara hur stor denna var. En vidareutveckling på undersökningen hade kunnat vara att göra fler mätningar på olika djup och trådar, för att bekräfta resultaten och få mer tillförlitliga siffror.

Det axiella djupet på nylontråden i fläskytterfilén anses som rimligt då ekona för både 5 MHz och 9.5 MHz var tillräckligt tydliga. Om djupet hade varit större, hade upplösningen blivit sämre och effekten av ReSTS hade varit mer otydlig. Ett mindre djup är inte heller önskvärt att undersöka då de högre frekvenserna kan utnyttjas på det djupet och ge en bra upplösning utan applicering av ReSTS.

Den andra metoden att mäta ReSTS verkan på ultraljudsbilderna var att kunna urskilja ekon från olika gränsskikt, som i de obehandlade bilderna var utsmetade och visualiserades som ett stort eko. Anledningen till att detta var av intresse att studera, var för att detta gav en uppfattning om hur ReSTS behandlade RF-datan från ultraljudet. Likt tidigare beskrivet i introduktionen, använder algoritmen en metod som hittar tyngdpunkter i ekona, för att kunna urskilja tätt placerade gränssnitt och således förbättra upplösningen i bilden. Den behandlade bilden för både 5 MHz och 9.5 MHz utvärderades utifrån denna princip, och det gick tydligt att se separata ekon i figur 5 och figur 6. Det första ekot korresponderar mot gränsskiktet då ultraljudsvågen går från vävnaden till nylontråden, och det andra ekot korresponderar mot då ultraljudsvågen går från nylontråden till vävnaden under, alltså ett eko från trådens övre del respektive undre del. Detta visualiseras även väldigt tydligt i plot (b) och (d) i figur 3 och 4 där det går att se tydliga toppar i intensitet i (d) för de olika ekona, men mindre tydliga toppar i den obehandlade datan som är plottad i (b). Detta bekräftar att det blir lättare att urskilja olika ekon som är nära inpå varandra efter ReSTS har applicerats, vilket i sig leder till en bättre upplösning.

Delar av projektet gick även ut på att utforma en mätning som kunde användas för att validera ReSTS verkan på bilder tagna i biologisk vävnad. En iterativ process i att försöka hitta den mest lämpliga metoden gjordes och i slutändan blev det en metod där en nylontråd trädde in i en fläskytterfilé. Svårigheterna med att utforma denna metod var att hitta ett sätt att urskilja och identifiera ekot från nylontråden och hur upplösningen skulle beräknas baserat på detta. Till en början var ambitionen att flertalet nylontrådar skulle träs in i köttet för att se på vilket minsta avstånd som de inte längre kunde urskiljas som två separata ekon. Precisionen som krävdes för att placera dessa nylontrådar på tillräckligt kort avstånd var svåröverkomlig när de trädde in i köttet. Det resulterade även i ett otydligt eko när trådarna försökte placeras mellan två silikonbitar då luftbubblorna gav ett större eko än ekot från nylontrådarna, vilket i sin tur gjorde det svårt att urskilja vilket eko som kom från objektet.

Resultatet från denna undersökning indikerar alltså att det blir en förbättring av upplösning i bilderna efter applicering av ReSTS även för bilder tagna i biologisk vävnad. Detta innebär då att denna undersökning har resulterat i liknande resultat som tidigare studier som använt ReSTS och att fortsatta studier

inom området troligtvis hade varit gynnsamt. Ett naturligt nästa steg i processen hade varit att göra en kvantitativ studie med fler mätningar för att få ett säkrare resultat. Därefter är det av intresse att fortsätta studera algoritmens beteende på bilder av en annan biologisk vävnad för att sedan kunna appliceras på bilder där objektet är av mänsklig vävnad.

B. Hållbar utveckling

I dagens samhälle är hållbar utveckling alltid en viktig aspekt att ta hänsyn till när det gäller att implementera och utveckla nya produkter. Ultraljud är en bildgivningsmetod som varken utsätter patienten eller personalen för risker kopplade till bildtagningen. Att ultraljud varken involverar risker som strålning eller fysiska skador gör den attraktiv bland de främsta bildgivningsmetoderna som idag används. Utifrån denna aspekt finns därför en stor vinning i att fortsätta utveckla ultraljud och förbättra precisionen för diagnostiken och bildgivningen. En aspekt som kan hämma utvecklingen är framställningen av hårdvara till ultraljudsmaskiner då detta antingen har en direkt eller indirekt påverkan på miljön liksom andra tekniska produkters hårdvaror. Det är främst inom denna aspekt som ReSTS blir ett särskilt attraktivt alternativ att fortsätta utveckla. Denna metod kan implementeras i redan befintlig hårdvara och kräver därmed inte ytterligare utnyttjande av resurser för att få ett bättre bilder. Alltså kan denna metod anses vara hållbar utifrån denna aspekt.

C. Etik

Utifrån tidigare resonemang att ReSTS inte kräver utveckling av ny hårdvara innebär det även att den inte heller blir speciellt dyr att implementera på marknaden. Ultraljud kan således förbättras utan större kostnader och därmed finns det förutsättningar för att även diagnostiken med ultraljud kan förbättras och bli mer tillgänglig världen över. Detta är i linje med FN:s agenda 2030. Ett av de globala mål handlar om hälsa världen över och deras mål är att säkerställa hälsosamma liv och främja välbefinnande för alla i alla åldrar [11].

V. SLUTSATSER

Den bäst lämpade uppställningen av undersökningen visade sig vara att trä in en nylontråd i en bit fläskytterfilé på 25 millimeters djup. Då upplösningen bara har undersökts för enstaka bilder är det svårt att dra långtgående slutsatser, men resultaten indikerar på att ReSTS medför en ökning i upplösning för de frekvenser som undersökts. Resultaten indikerar även på en större förbättring i upplösning för de lägre frekvenserna.

VI. EFTERORD

Vi vill börja med att rikta ett stort tack till vår tekniska handledare, Josefin Starkhammar, vars projekt vi har fått förtroende att förvalta. Med hennes värdefulla insikter och hjälp under arbetets gång, har projektet flyttit på utan några större hinder, något som inte hade varit möjligt utan hennes hjälp. Vi vill även tacka vår andra handledare, Tobias Erlöv, som genom sin djupa kunskap inom ultraljud har väglett oss

genom lärandet av ultraljudsmaskinen samt gång på gång delat med sig av sin kunskap. Även stort tack till Biomedicinska Institutionen på Lunds Tekniska Högskola som har lånat ut ultraljudsmaskin och lokal under dessa veckor.

Under arbetets gång har arbetsfördelningen varit jämnt uppdelad mellan Sara och Anna, där Sara har tagit större ansvar för delen med MATLAB och Anna hade större ansvar vid handhavandet under mätningen.

REFERENSER

- [1] Nationalencyklopedin, ultraljud. <http://www.ne.se/uppslagsverk/encyklopedi/lång/ultraljud>. Hämtad 2022-02-24.
- [2] National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering, Ultrasound. <https://www.nibib.nih.gov/science-education/science-topics/ultrasound>, juli 2016. Hämtad 2022-02-24.
- [3] W. R. Hendee, E. R. Ritenour, Medical Imaging Physics, 4e utgåvan. New York, USA: Wiley-Liss, Inc., 2002, kapitel 19, sida 311.
- [4] J. Starkhammar, I. Reinhold, T. Erlöv, M. Sandsten, "Scaled reassigned spectrograms applied to linear transducer signals", JASA Express Letter, 1(5), 052001 (Maj 2021). Hämtad 2022-01-25. [Online]. <https://asa.scitation.org/doi/full/10.1121/10.0005000>
- [5] W. R. Hendee, E. R. Ritenour, Medical Imaging Physics, 4e utgåvan. New York, USA: Wiley-Liss, Inc., 2002, kapitel 19, sida 339.
- [6] A. Ng, J. Swanevelder, "Resolution in ultrasound imaging", Continuing Education in Anaesthesia Critical Care & Pain, volym 11, nummer 5, oktober 2011, sida 186–192, <https://doi.org/10.1093/bjaceaccp/mkr030>. Hämtad 2022-02-24.
- [7] P. Görts, O. Wiaczek, "Utvärdering av upplösningen hos handhållna ultraljud", juni 2022.
- [8] Jordbruksverket, Använda produkter från djur i forskning och för diagnostik. <https://jordbruksverket.se/djur/foder-och-produkter-fran-djur/produkter-fran-djur/anvanda-produkter-fran-djur-i-forskning-och-diagnostik>, maj 2022. Hämtad 2022-06-03.
- [9] J. Lochab, V.R. Singh, "Acoustic behaviour of plastics for medical applications", Indian Journal of Pure & Applied Physics, vol.42, s. 595-599 (augusti 2004). Hämtad: 2022-06-03.
- [10] K. Lindström, PÅ. Olofsson, "Diagnostiskt ultraljud – bakgrund och utvecklingsmöjligheter". Läkartidningen, vol.97, nr. 41, s. 4558-4569, 2000. Hämtad: 2022-06-03.
- [11] Regeringskansliet, Agenda 2030 Mål 3 Hälsa och välbefinnande. [Online]. <https://www.regeringen.se/regeringens-politik/globala-malen-och-agenda-2030/agenda-2030-mal-3-halsa-och-valbefinnande/>. Hämtad 2022-05-10.