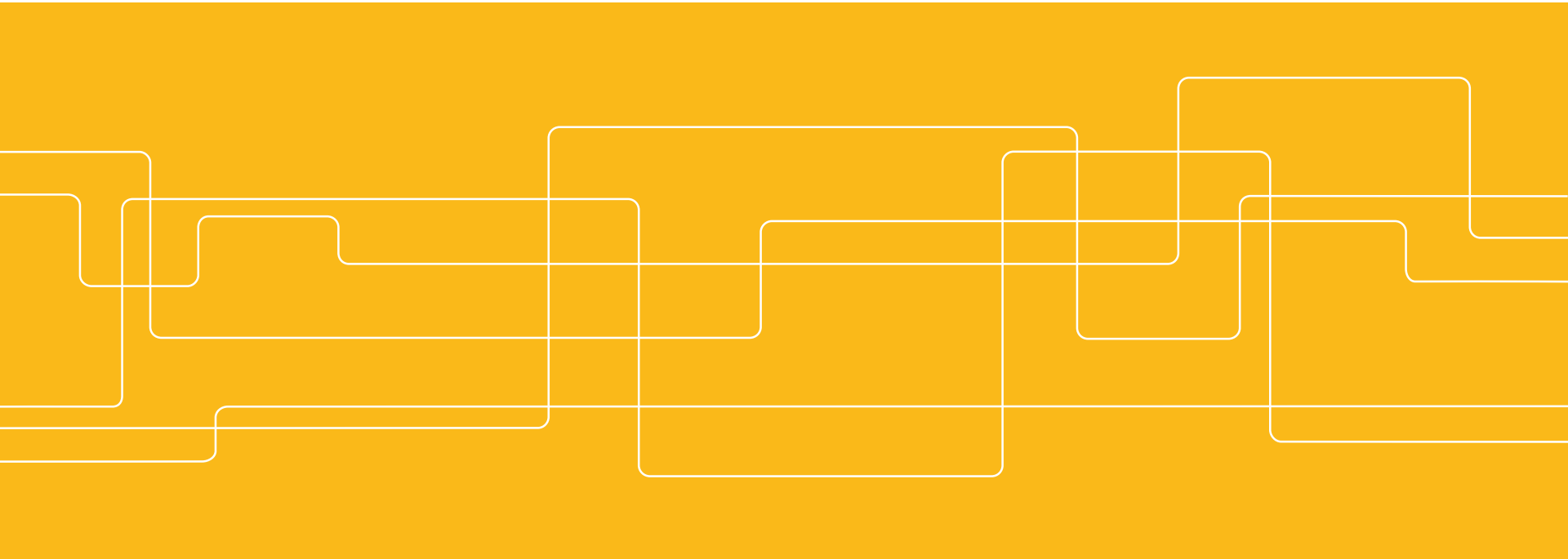




Artefakter vid ultraljudsbaserad avbildning

Mattias Mårtensson

mattias.martensson@sth.kth.se





Dagens föreläsning om artefakter

- Teori
- Vävnadsartefakter
- Hastighetsartefakter

- Samt
 - Resultat från min egen forskning
 - Information inför nästa vårtermin

Artefakter

Från nationalencyklopedin:

- **Artefa´kt** (latin *a'rte fa'ctum* 'konstgjord'), av människohand fabricerat föremål, produkt eller effekt.
- Termen artefakt används bl.a. inom arkeologin som beteckning för redskap, verktyg, vapen, smycken m.m., ibland även för större konstruktioner såsom hus, gravar och båtar. Inom experimentell vetenskap och diagnostik är en artefakt en artificiell produkt eller effekt som härrör från den experimentella metoden och som stör tolkningen av resultaten.
- Vid avbildande diagnostik (röntgenundersökning m.m.) förekommer rörelseartefakter, dvs. att en struktur förändrats på bilden genom att patienten rört sig under exponeringen.
- Främmande föremål är en annan artefaktkälla. En kvarglömd EKG-elektrodpatta kan vid lungröntgen ge en rund förtätning som uppfattas ligga inuti en lunga och imiterar utseendet av en tumör. Metallföremål som implanterats i kroppen ger artefakter vid undersökning med magnetisk resonanstomografi.
- Vid EKG-registrering kan artefakter i kurvan uppstå bl.a. genom att den undersökta har en sjukdom som ger muskelryckningar eller darrningar.
- Ett missvisande utfall av en kemisk blodanalys p.g.a. att provet hanterats felaktigt kan också kallas en artefakt.
- Inom ultraljudsbaserad avbildning betyder ordet artefakt:
felaktig återgivning av *vävnad* eller *hastighet*



Ultraljudsartefakter

- Vävnadsartefakter (i B-mode-bilden) är strukturer som uppfyller något av följande:
 1. Falska
 2. Saknas
 3. Felaktigt placerade
 4. Eller som återges med fel nyans, form eller storlek



Ultraljudsartefakter

- Artefakter uppstår antingen pga:
 1. Defekt utrustning eller felaktiga inställningar
 2. eller är ett naturligt resultat av fysiken eller begränsning i tekniken och uppstår trots att utrustningen fungerar perfekt och är korrekt inställd



Ultraljudsartefakter

- Vid konstruktion av ultraljudsmaskiner måste vissa antaganden göras för att veta hur B-mode-bilden ska skapas
- Om något av antagandena inte uppfylls uppstår oundvikligen någon form av artefakt
- Nödvändiga antaganden:
 1. Ljudvågor färdas i raka linjer
 2. Ekon kommer från ekokällor utmed ljudvågens utbredningslinje
 3. Amplituden på ekon är direkt relaterade till ekokällans reflektionsegenskaper samt att intensiteten minskar med 0.5 dB/cm/MHz
 4. Ljudhastigheten är 1540 m/s
 5. Återvändande ekon kommer från senaste utsänd ljudpuls

Exempel på artefakter vid avbildning med ultraljud

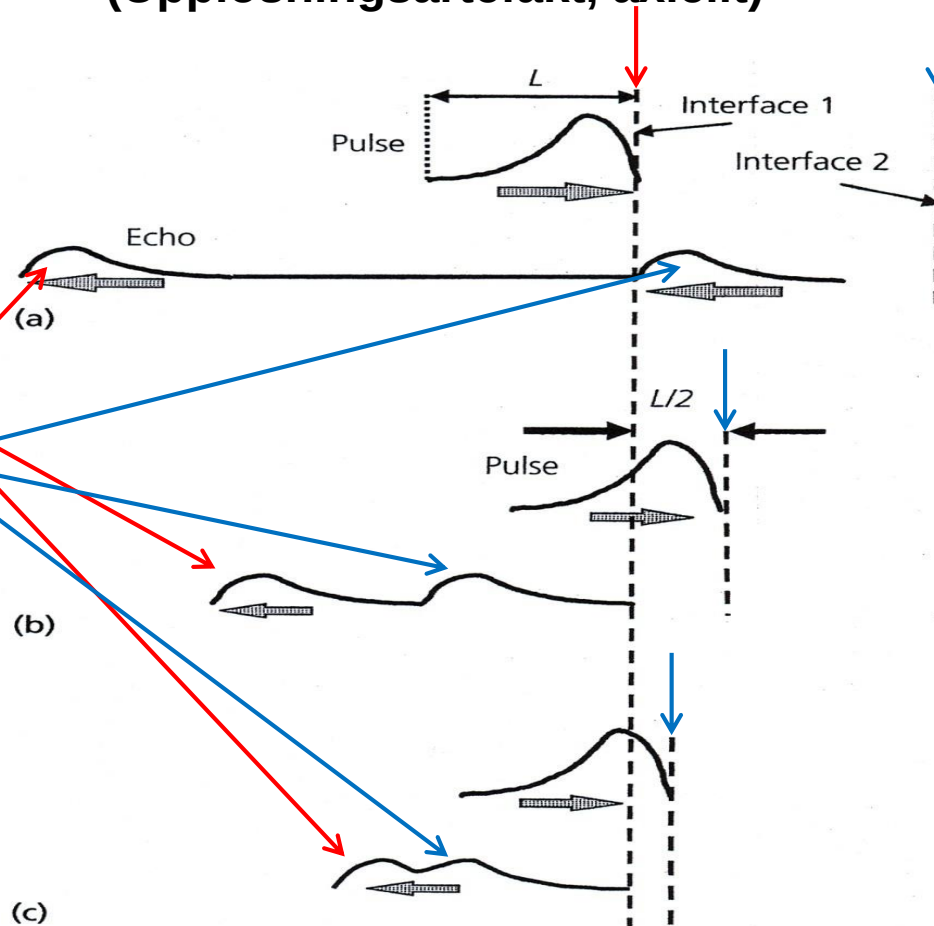
Kommentar

Ingen konsensus i benämningar. Ofta används engelska namn även på svenska. Har valt ut de artefakter jag anser vara de viktigaste att känna till, samt de vanligaste förekommande benämningarna på både engelska och svenska.

Ultraljudsartefakter

Axial resolution artifacts

(Upplösningsartefakt, axiellt)

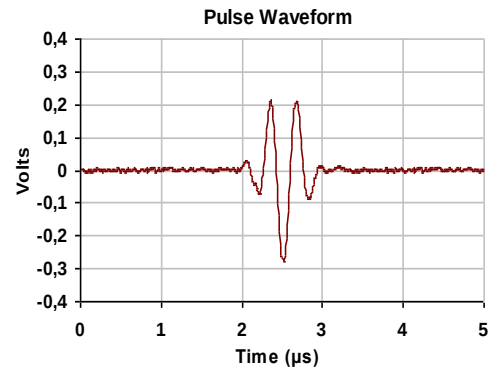


Reflektion från Interface 1

Reflektion från Interface 2

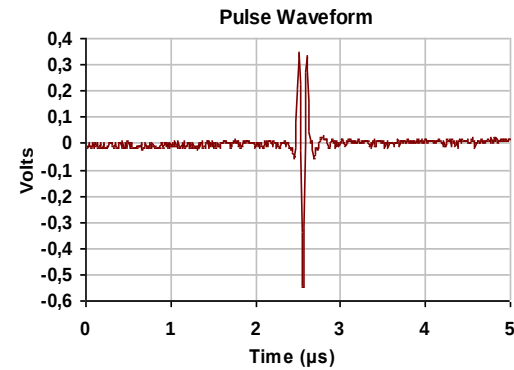
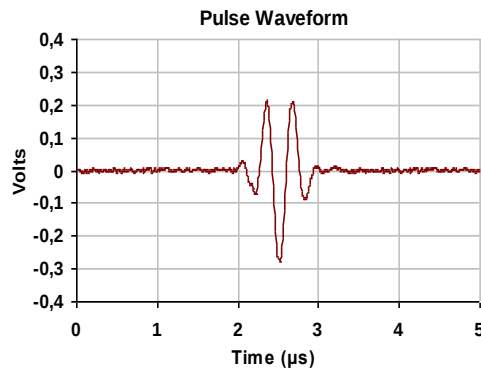
Mer om pulslängden

- Pulslängden bestäms av våglängden samt antalet svängningar



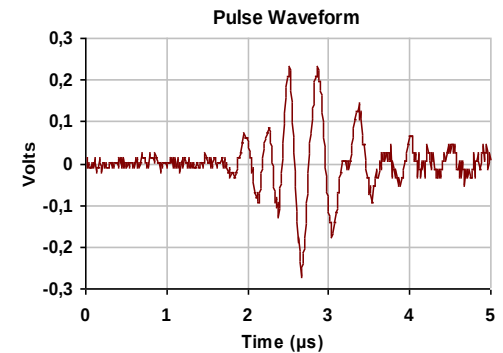
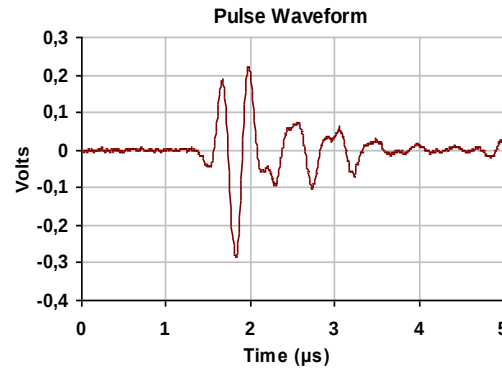
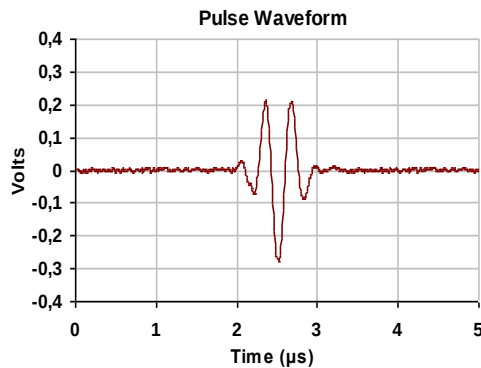
Mer om pulslängden

- Pulslängd från en phased array (för hjärtundersökningar) samt linjärtransducer (för kärlundersökningar)
- Notera att antalet svängningar är lika många



Mer om pulslängden

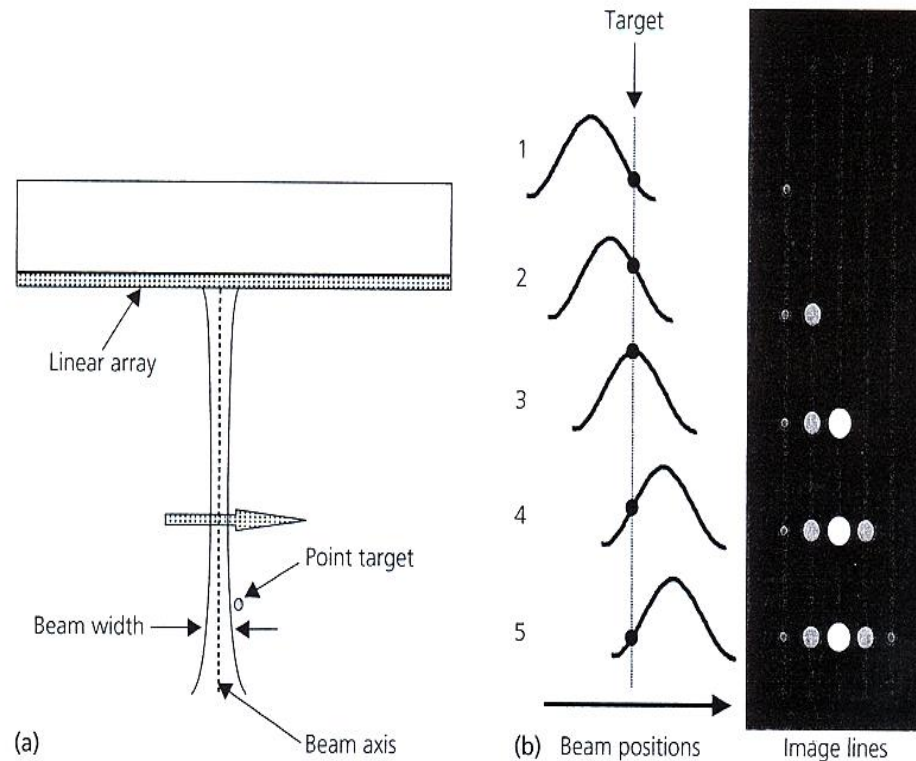
- Pulslängden förändras om backingmaterialet inte fungerar optimalt eller om elektriska aktiveringen inte avbryts i tid



Ultraljudsartefakter

Lateral resolution artifacts

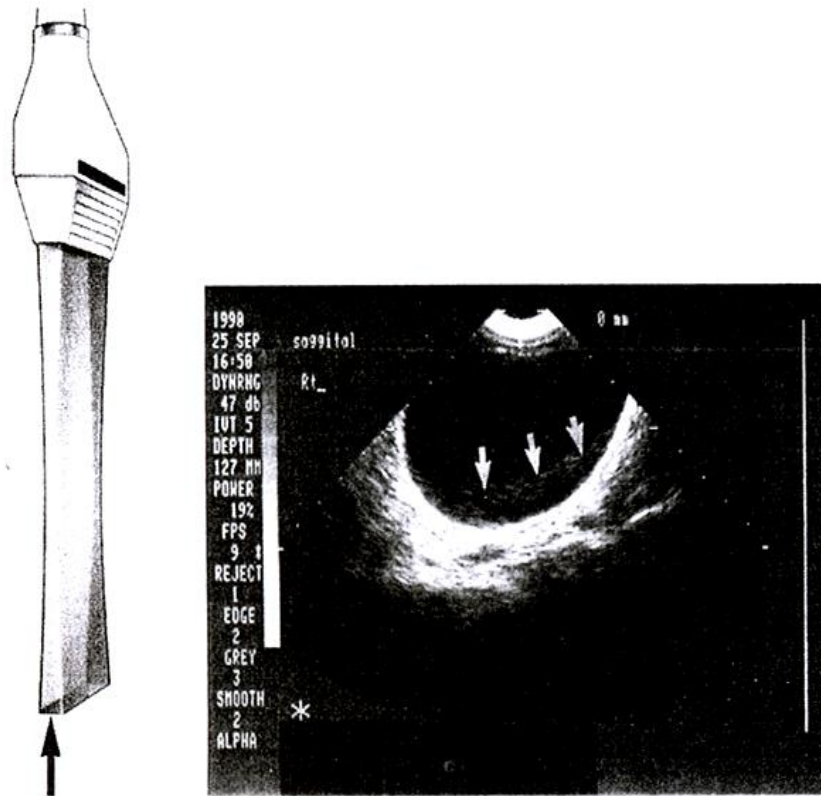
(Upplösningsartefakt, sidled)



Ultraljudsartefakter

Section thickness artifacts

(Upplösningsartefakt, höjddled)



Ultraljudsartefakter

Speckle

(Gråskalemönstret i bilden)

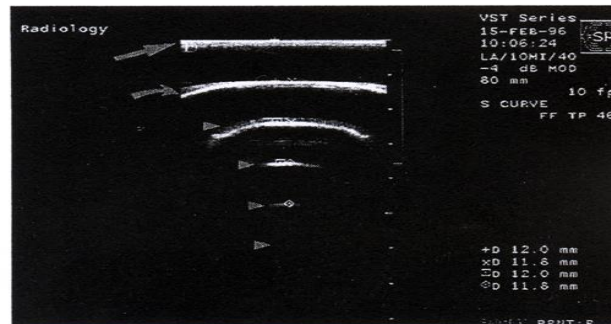
- Ultraljudsbilder har en "kornighet" som inte är direkt kopplad till reflektorer i vävnaden
- Är ett mönster som uppstår genom interferens
 - Mönstrets korn är alltså inte äkta ekokällor
- Många tillverkare har utjämningsalgoritmer



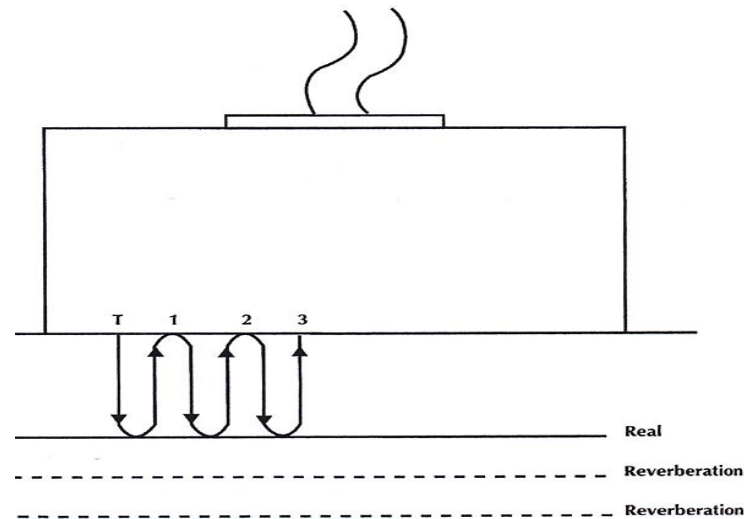
Ultraljudsartefakter

Reverberations

(Multipelekoartefakt)



A



Ultraljudsartefakter

Reverberations

(Multipelekoartefakt)

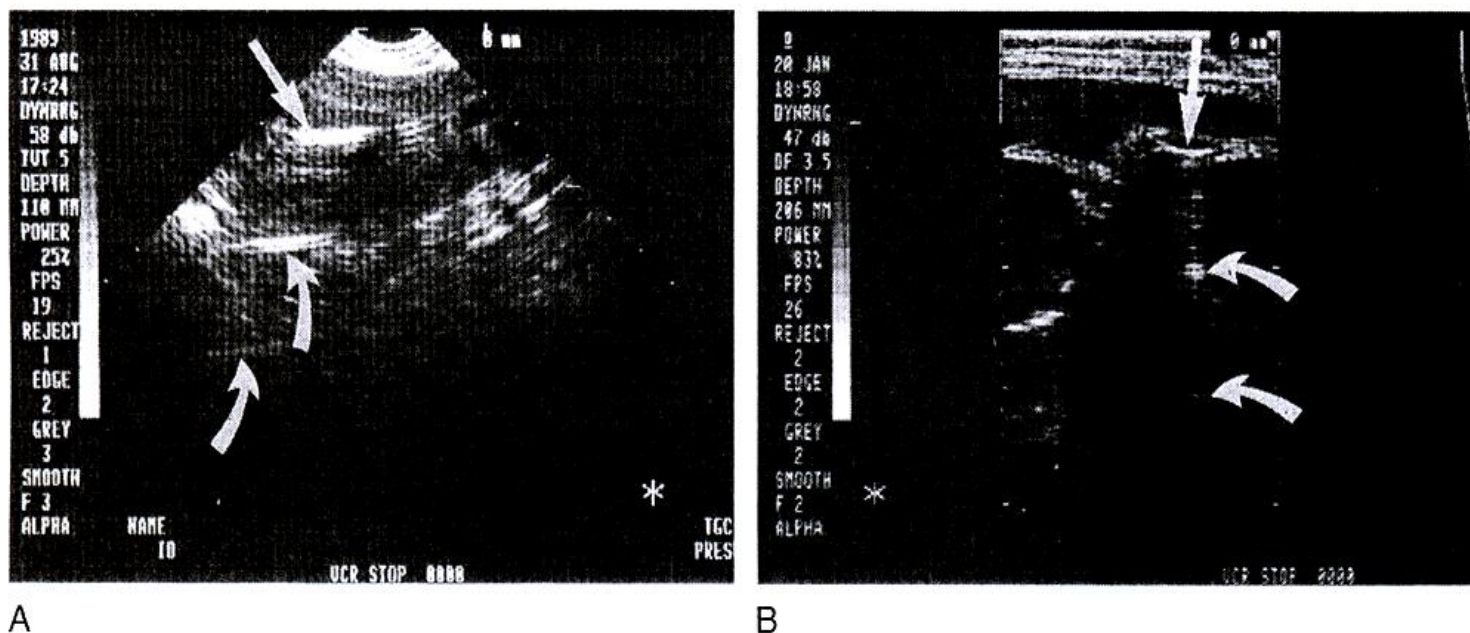
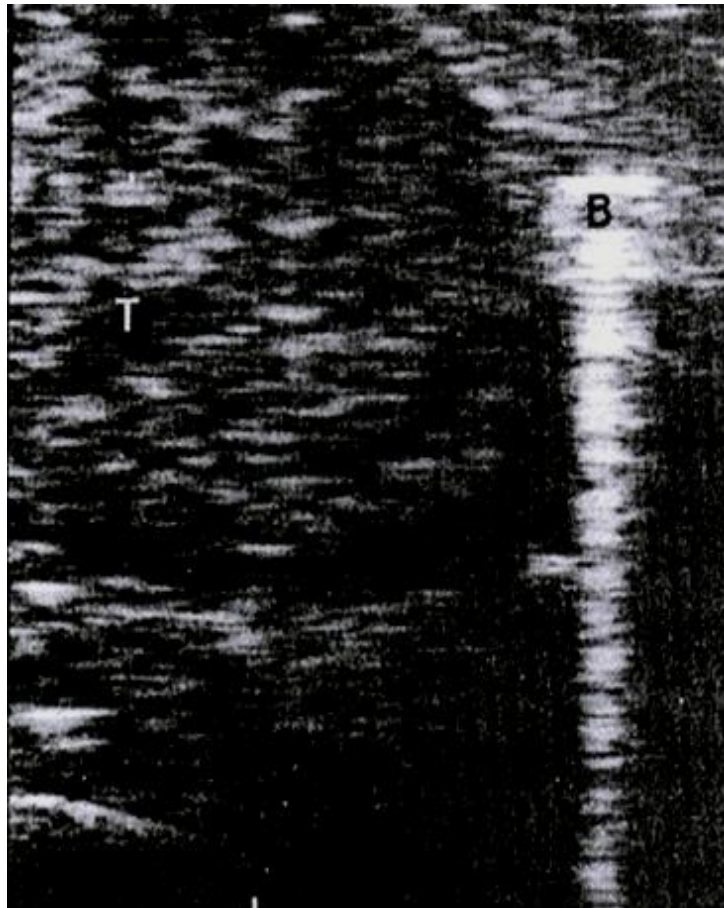


FIGURE 8.4 (A) A chorionic villi sampling catheter (straight arrow) and two reverberations (curved arrows). (B) A fetal scapula (straight arrow) and two reverberations (curved arrows).

Ultraljudsartefakter

Comet tail

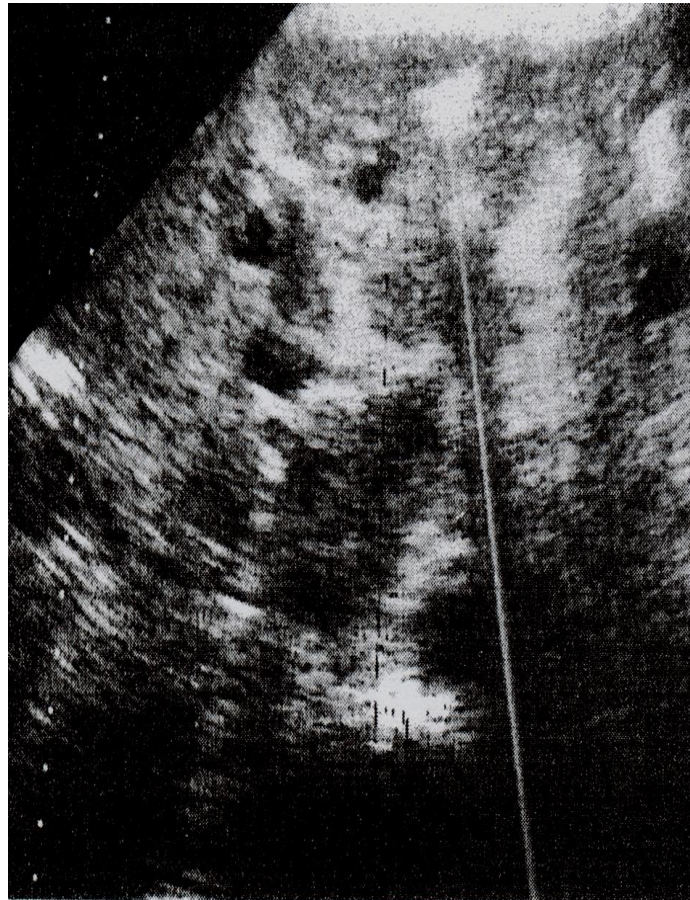
(Multipelekoartefakt)



Ultraljudsartefakter

Ring-down

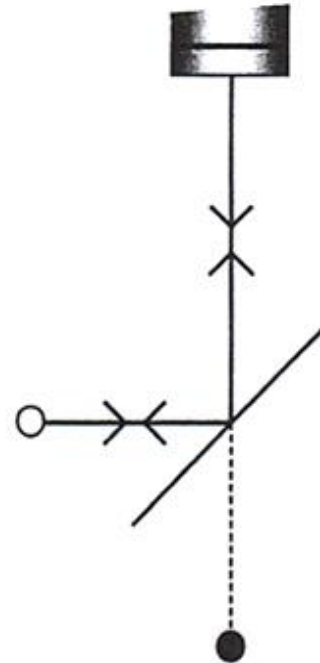
(Multipelekoartefakt)



Ultraljudsartefakter

Mirror image

(Speglingsartefakt)



Target ○

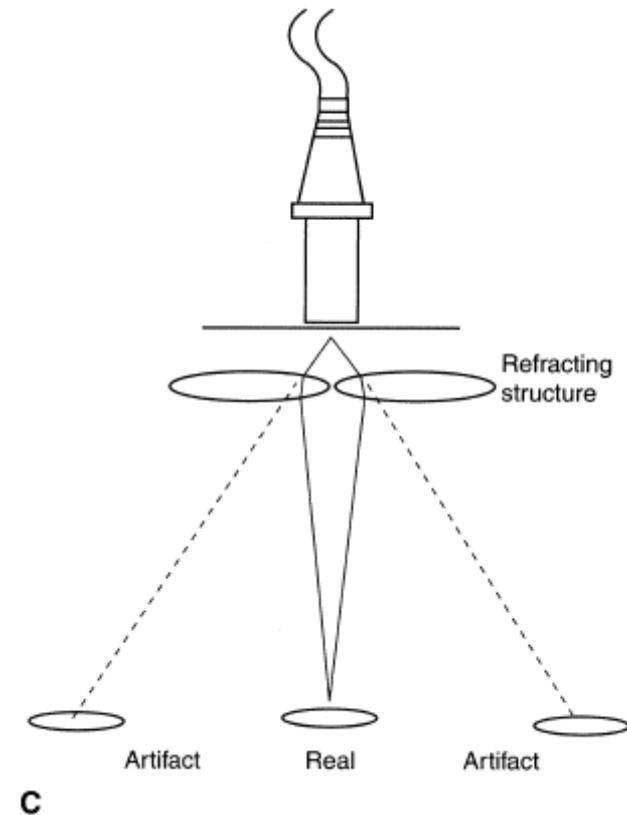
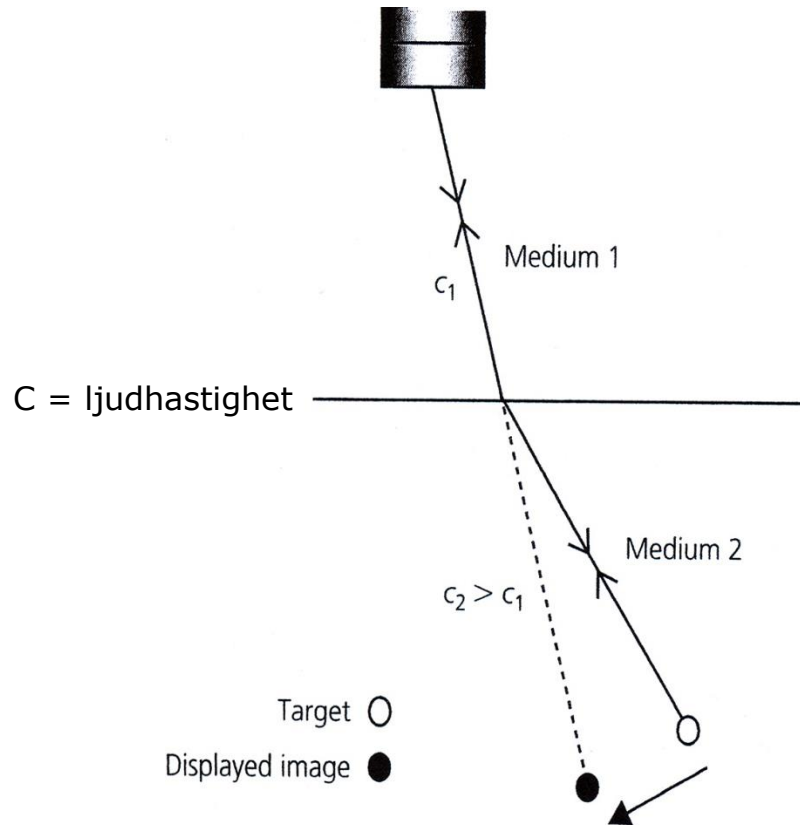
Displayed image ●



Ultraljudsartefakter

Refraction

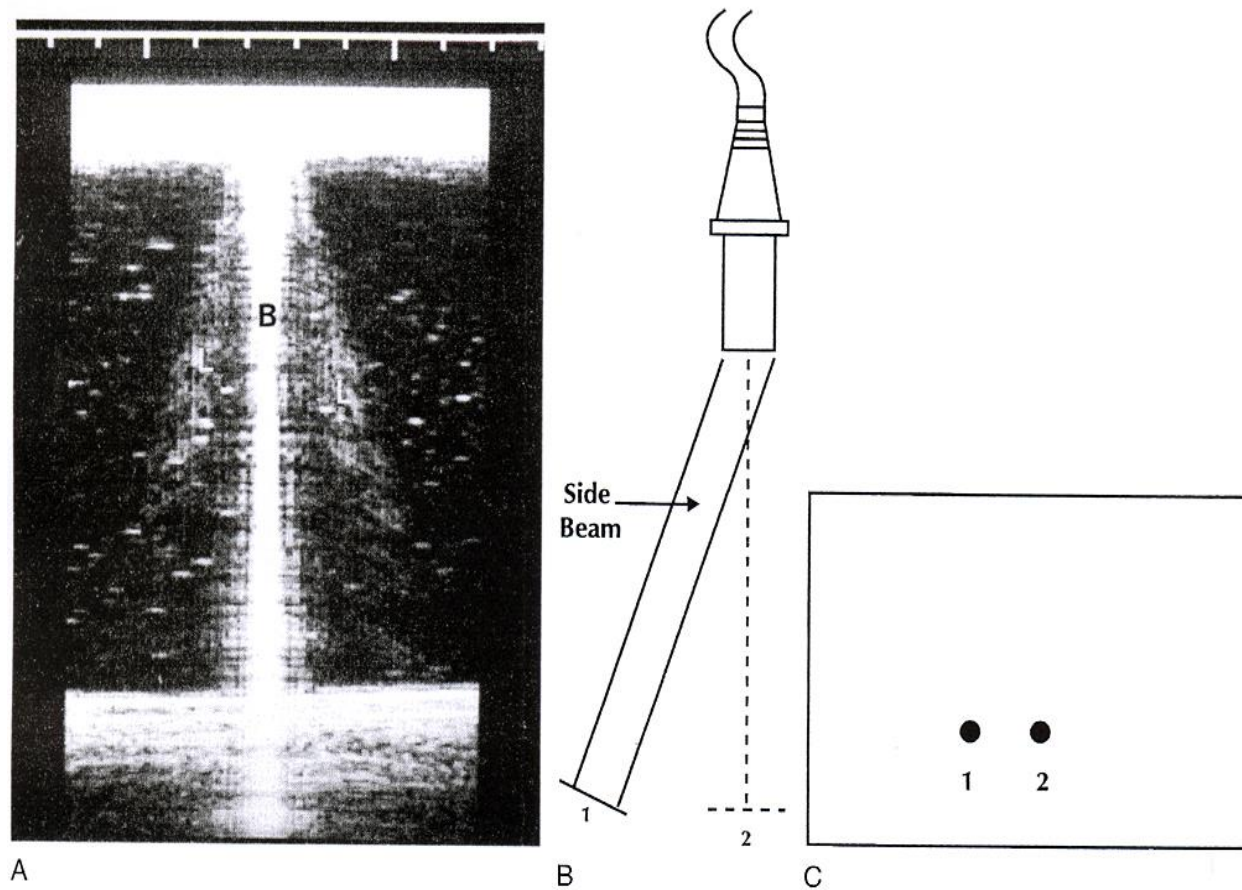
(Refraktionsartefakt)



Ultraljudsartefakter

Side lobes

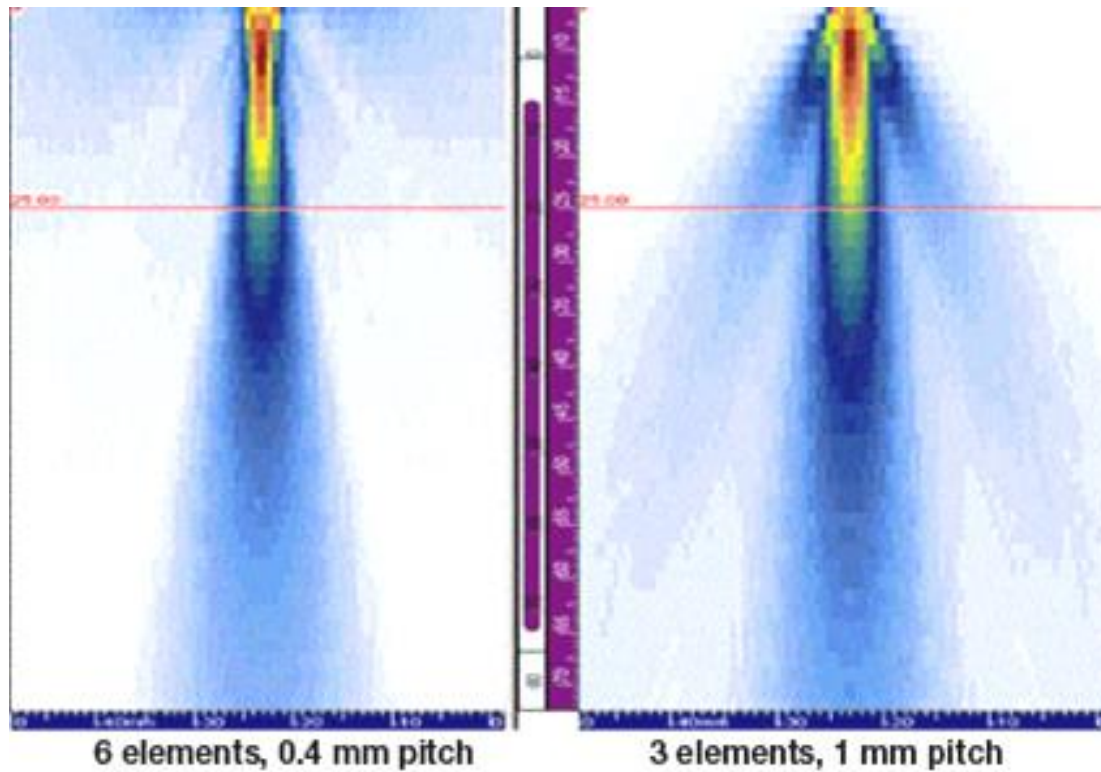
(Sidlobsartefakt)



Ultraljudsartefakter

Side lobes

(Sidlobsartefakt)



Ultraljudsartefakter

Side lobes

(Sidlobsartefakt)

Kommentar

I litteraturen görs ibland följande uppdelning:

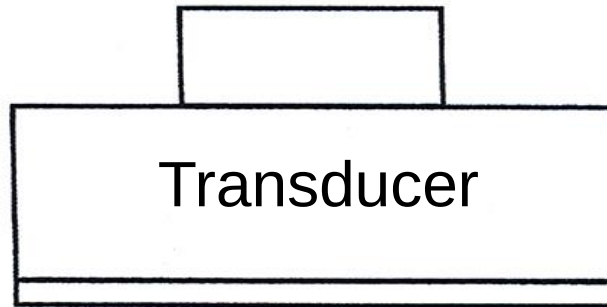
- Side lobes: *are beams that propagate from a single element in direction different from the primary beam.*
- Grating lobes: *are additional beams emitted from an array transducer that are stronger than the side lobes of individual elements.*
 - Grating (substantiv) = galler, spisgaller
 - Grating (adjektiv) = skärande, gnisslande, skorrande, obehagligt ljudande
 - To grate (verb) = gnissla, knarra, låta illa, skrapa mot, skorra, förse med galler, riva

Jag tycker den uppdelningen mest är förvirrande, då det inte säkert går att veta bakgrunden till sidloben. Vi nöjer oss med att kalla all energi utanför huvudstrålen för sidlober.

Ultraljudsartefakter

Speed error

(Hastighetsartefakt)

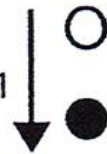


Fat $c = 1420 \text{ m s}^{-1}$

$<1540 \text{ m/s}$: ekon placeras för långt bort

Tissue

$c = 1540 \text{ m s}^{-1}$



$>1540 \text{ m/s}$: ekon placeras för nära

(a)

Target O is displayed at ●

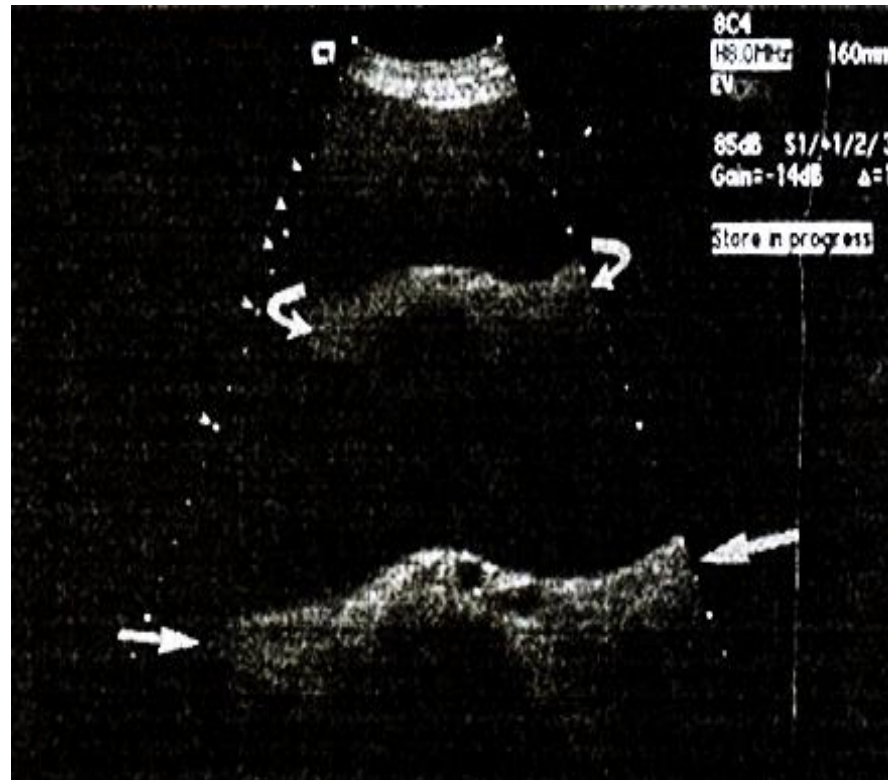
Ultraljudsartefakter

Range ambiguity

(Avståndsartefakt, Multipelekoartefakt)

Falskt eko

Sant eko



Ultraljudsartefakter

Shadowing and Enhancement

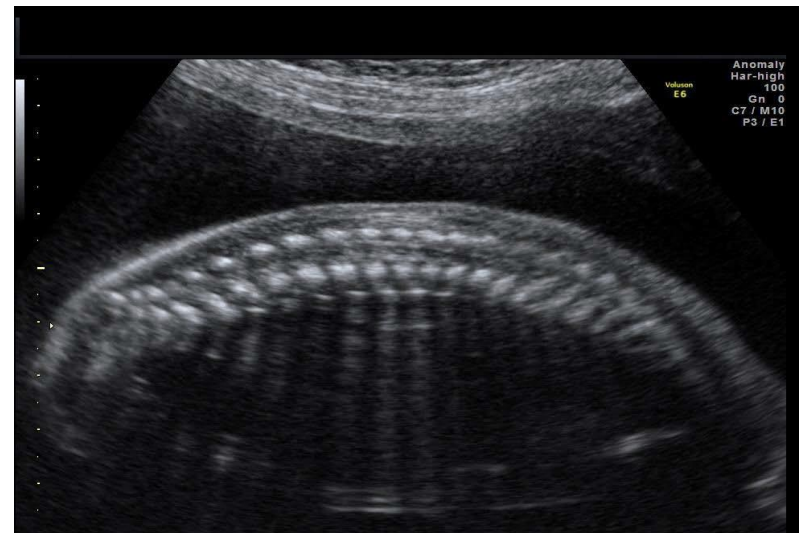
(Skuggningsartefakt och Förstärkningsartefakt)



Ultraljudsartefakter

Shadowing and Enhancement

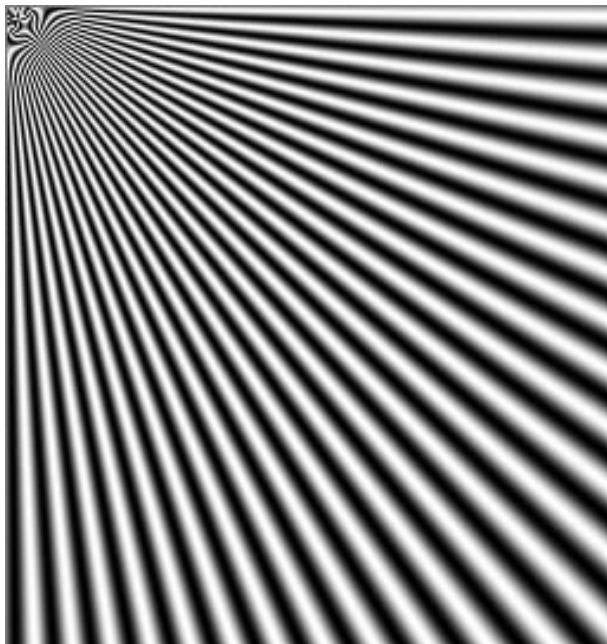
(Skuggningsartefakt och Förstärkningsartefakt)



Ultraljudsartefakter

Aliasing

(Vikningsartefakt)



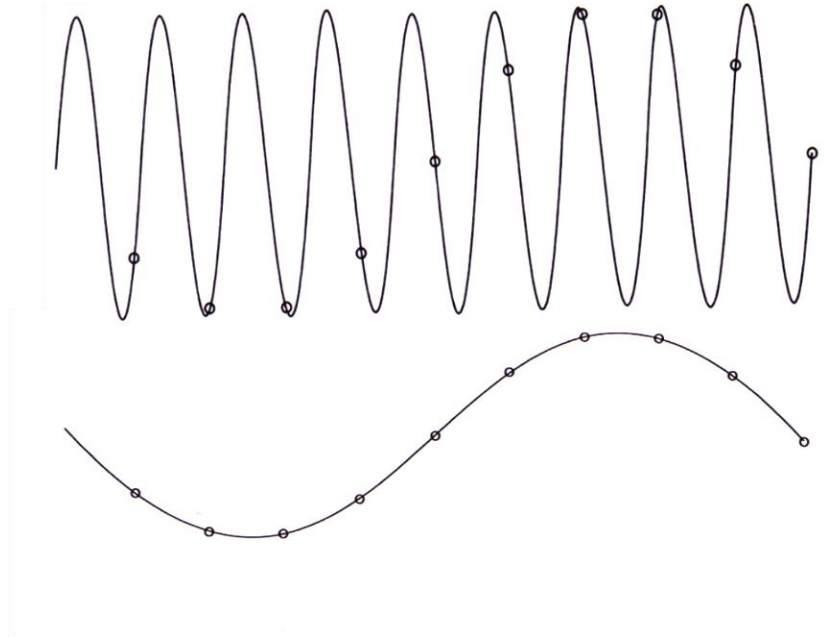
Definition: Felaktigt återgiven information pga. otillräcklig informationsmängd

Kan vara spatial eller temporal

Ultraljudsartefakter

Aliasing

(Vikningsartefakt)



- Nyquistgränsen = $0.5 * \text{Pulsrepetitionsfrekvensen (PRF)}$
- Viktigt vid flödesmätningar: om Dopplerskiftet överskrider halva PRF uppstår oundvikligen aliasing/vikning

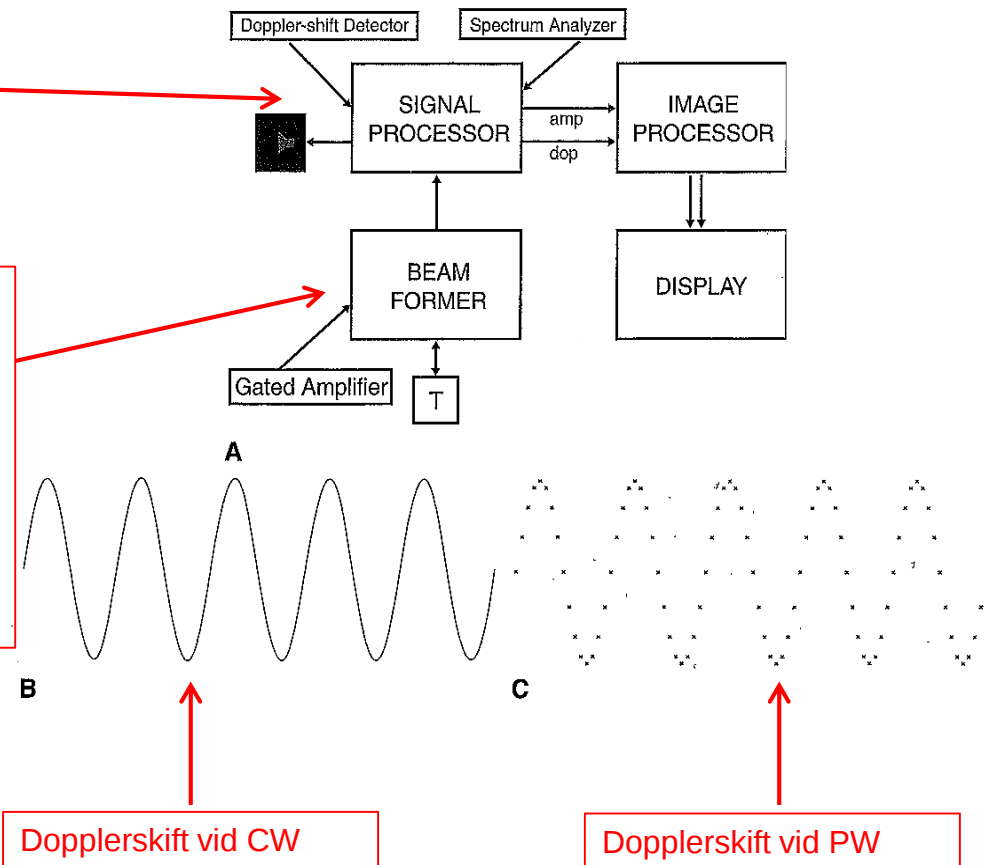
Ultraljudsartefakter

Aliasing

(Vikningsartefakt)

Signal processor: 4) Jämför sänd puls med mottagen puls, för att avgöra Dopplerskiftet

Beam former (PW): 1) Drivpuls till transducer
2) Drivpuls även till signal processor
3) Tar emot ekosignaler från transducern och väljer vilket tidsfönster/range gate som ska gå till signal processor om PW

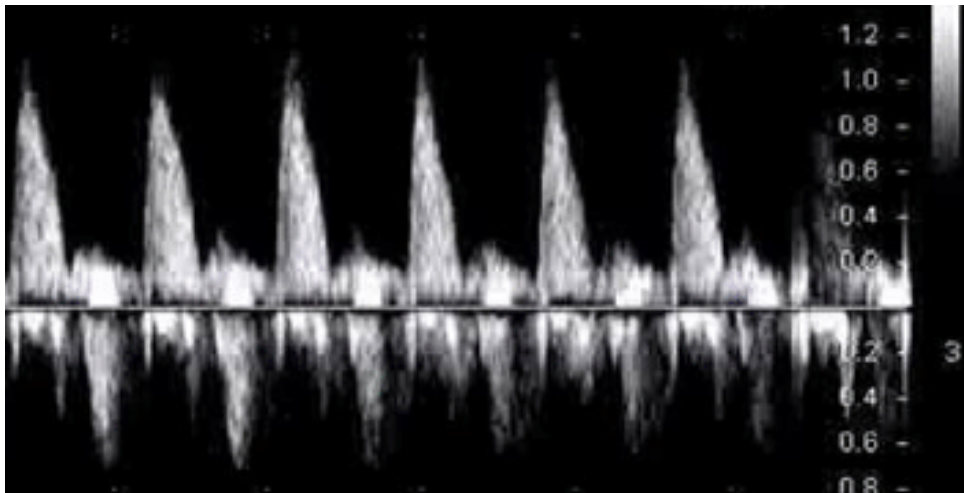


Ultraljudsartefakter

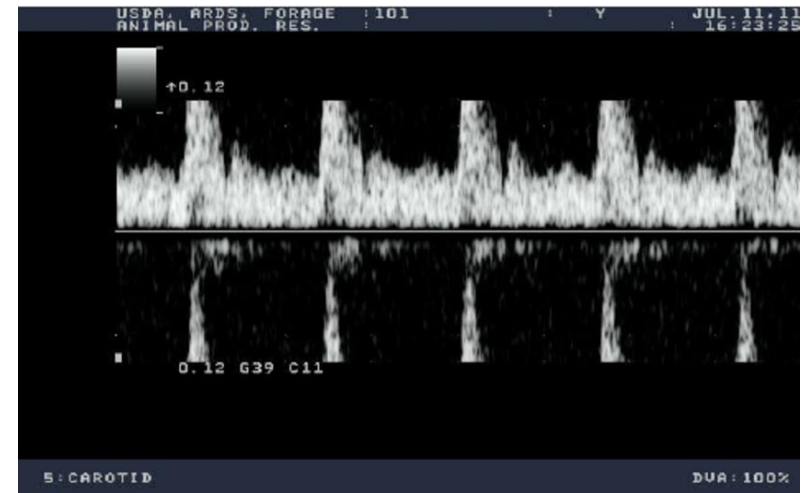
Aliasing

(Vikningsartefakt)

CW- och PW-mätningar återges som ett spektrum av hastigheter (högst i mitten och noll vid kärlväggarna) – kallas därför även spektral-Doppler



Ingen aliasing/vikningsartefakt

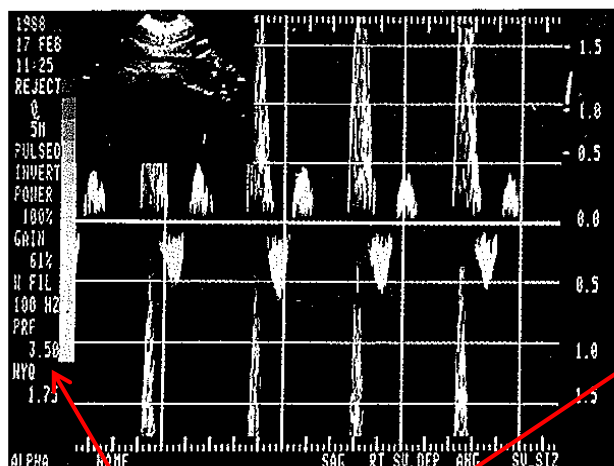


Med aliasing/vikningsartefakt

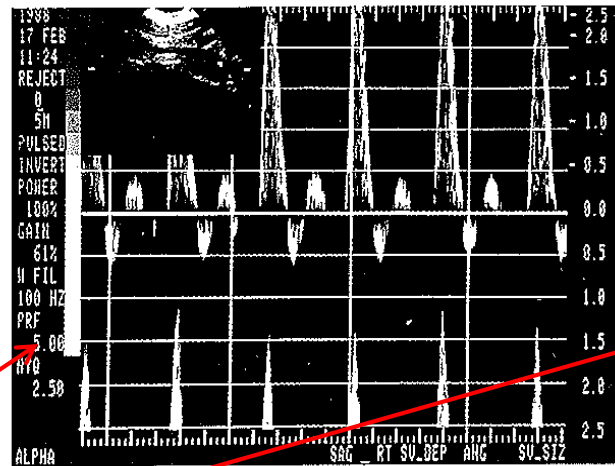
Ultraljudsartefakter

Aliasing

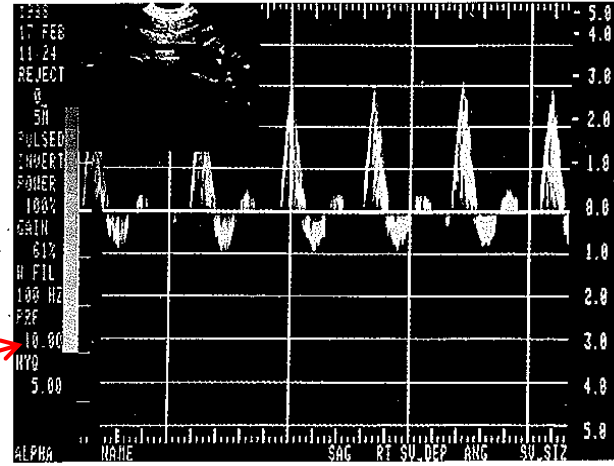
(Vikningsartefakt)



A



B



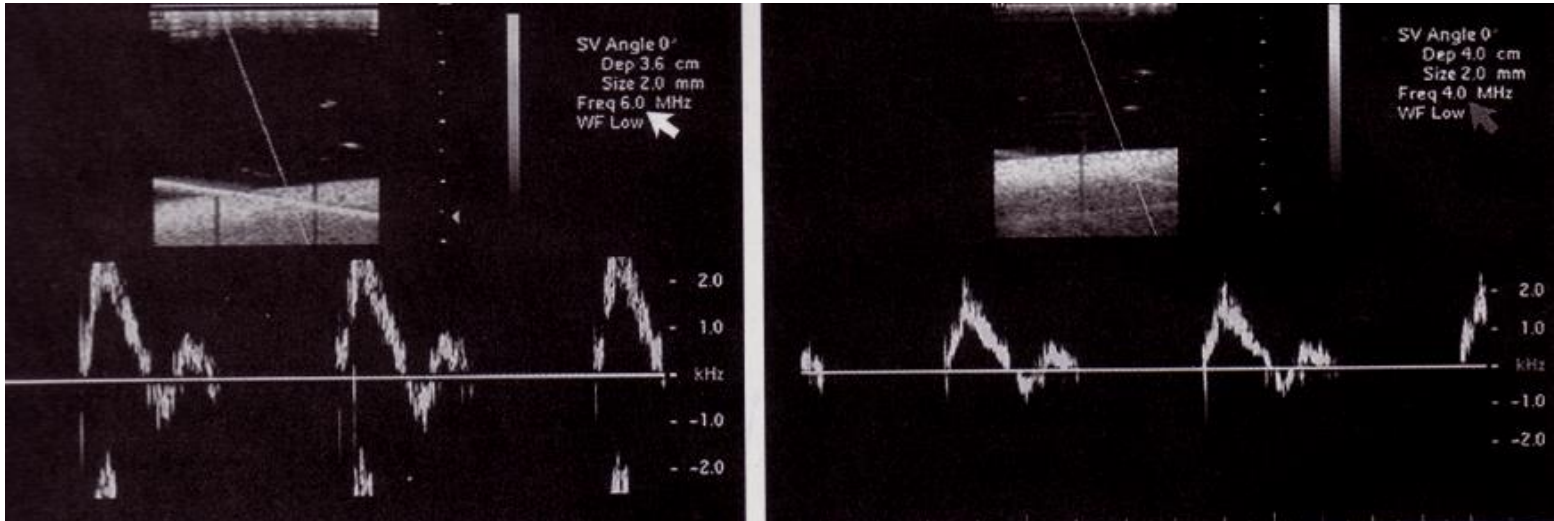
C

- Ökad PRF (Pulse Repetition Frequency) = Ökad Nyquistgräns = Minskad risk för aliasing/ vikningsartefakt
- Här måste man dock ha i åtanke att ökad PRF ger ökad risk för Range Ambiguity

Ultraljudsartefakter

Aliasing

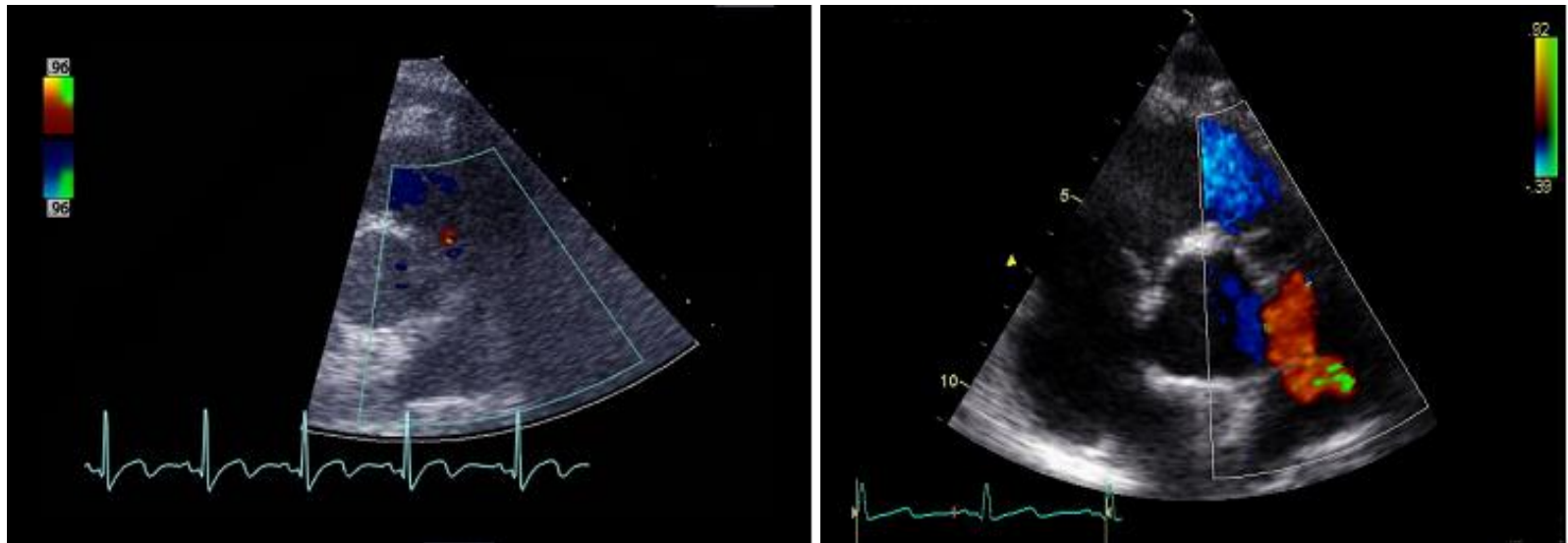
(Vikningsartefakt)



- Minskad transducerfrekvens = Minskad risk för aliasing/vikningsartefakt
- Dopplerskiftet = $\frac{2 * f * v * \cos\theta}{c}$
- Risken för aliasing/vikningsartefakt ökar även med ökat sökdjup då pulsrepetitionsfrekvensen minskar med ökat djup

Utrustningsfel

Egen forskning

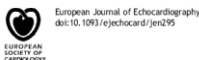


- Exempel på utrustningsfel från Klinfys, KS Huddinge. Missad ductus arteriosus persistens (öppen förbindelse mellan aorta och lungartären)
- Visade sig bero på en defekt transducer
- Bakgrunden till en större studie



Utrustningsfel

Egen forskning



High incidence of defective ultrasound transducers in use in routine clinical practice

Mattias Mårtensson^{1*}, Mats Olsson², Björn Segall⁵, Alan G. Fraser⁴, Reidar Winter³, and Lars-Åke Brodin¹

¹School for Technique and Health, KTH, Campus Flemingsberg, Alfred Nobels Allé 10, 141 52 Huddinge, Sweden; ²Department of Biomedical Engineering, Karolinska University Hospital, Huddinge, Stockholm, Sweden; ³Department of Clinical Physiology, Karolinska University Hospital, Huddinge, Stockholm, Sweden; ⁴Wales Heart Research Institute, School of Medicine, Cardiff University, Cardiff, UK; and ⁵BBS Medical AB, Väst, Sweden

Received 13 June 2008; accepted after revision 28 September 2008

KEYWORDS

Ultrasound;
Transducer;
Probe;
Test;
Defect;
Error

Aims The objective was to evaluate the function of ultrasound transducers in use in routine clinical practice and thereby estimating the incidence of defective transducers.
Methods and results The study comprised a one-time test of 676 transducers from 7 manufacturers which were in daily use in clinical departments at 32 hospitals. They were tested with the Sonora FirstCall Test System; 39.8% exhibited a transducer error. Delamination was detected in 26.5% and break in the cable was detected in 8.4% of the tested transducers. Errors originating from the piezoelectrical elements were unusual. Delamination and short circuit occurred without significant differences between transducers from all tested manufacturers, but the errors break in the cable, weak and dead element showed a statistically significant higher frequency in transducers from certain manufacturers.
Conclusion The high error frequency and the risk for incorrect medical decisions when using a defective transducer indicate an urgent need for increased testing of the transducers in clinical departments.

Introduction

The proper functioning of the ultrasound transducer is a key factor for reliable diagnosis by ultrasound.^{1,2} This function depends highly on the condition of the piezoelectric elements³ and on the wires within the transducer. It is also important that the function of the matching layers in front of the elements and the backing material behind the elements work properly. Until recently, it has been difficult to test the function of these transducer parts, but now the Sonora Medical Systems Inc. (Longmont, CO, USA) has developed a transducer tester, the Sonora FirstCall Test System, which can test all essential transducer parameters according to FDA regulation 21CFR 820. Although many organizations^{1,4–6} and researchers^{7–19} have presented several methods for measuring the performance of ultrasound scanners since the late sixties, no international consensus about a common quality assurance protocol has been reached. Many methods in use today have large subjective components, such as visual assessment when testing with a tissue-mimicking phantom, but more objective test methods have been published.^{1,11,12,15,16,18,19} (All these

references are concerned with testing transducer and scanner together, not the transducer alone).

In 2004, in order to improve the quality of protocols for testing ultrasound scanners and to reduce their subjectivity, the Karolinska University Hospital introduced transducer testing with the Sonora FirstCall Test System. In 2006, it was discovered during a re-examination of a patient that a congenital heart disease had been missed at the first examination in 2004. After checking the test results, it turned out to be due to a defective transducer (delaminated); the transducer had been replaced at the next routine maintenance test. That clinical case of a missed diagnosis, and a large number of defective transducers found at the Karolinska University Hospital since 2004, prompted the current study. The objective was to evaluate the function of transducers in use in routine clinical practice and thereby to estimate the incidence of defective transducers.

Methods

The transducers

The study comprised a one-time test of 676 transducers with no follow-up. All tests were performed with the Sonora FirstCall Test

- Frekvens av transducerfel hos 676 testade transducrar

Transducerfel	Antal	Procent	Konfidensintervall (95 %)
Delaminering	179	26,5	23,5 – 29,8
Kabelbrott	57	8,4	6,3 – 10,5
Kortslutning	23	3,4	2,0 – 4,8
Svaga element	6	0,9	0,2 – 1,6
Döda element	4	0,6	0 – 1,2
Totalt	269	39,8	32,0 – 47,9

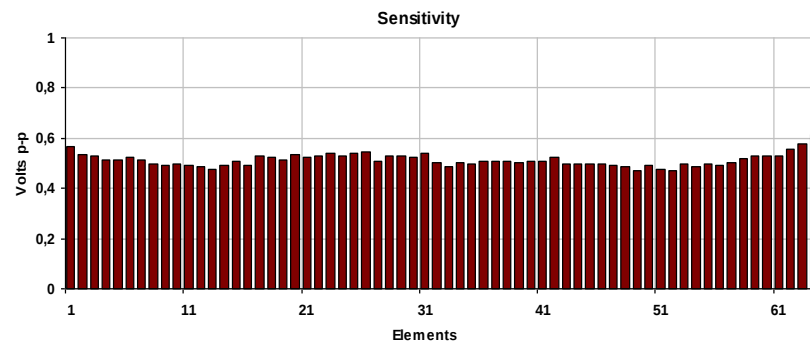
*Corresponding author. Tel: +46 8 790 48 72; fax: +46 8 21 83 68.
E-mail address: mmara@kth

Utrustningsfel

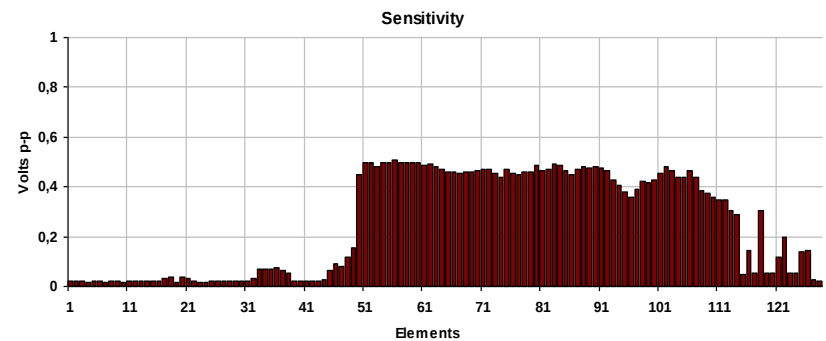
Egen forskning

- Svårt att inse att en transducer är defekt genom att använda den

Fullt fungerande transducer



Defekt transducer från KS, användes dagligen





Utrustningsfel

Egen forskning

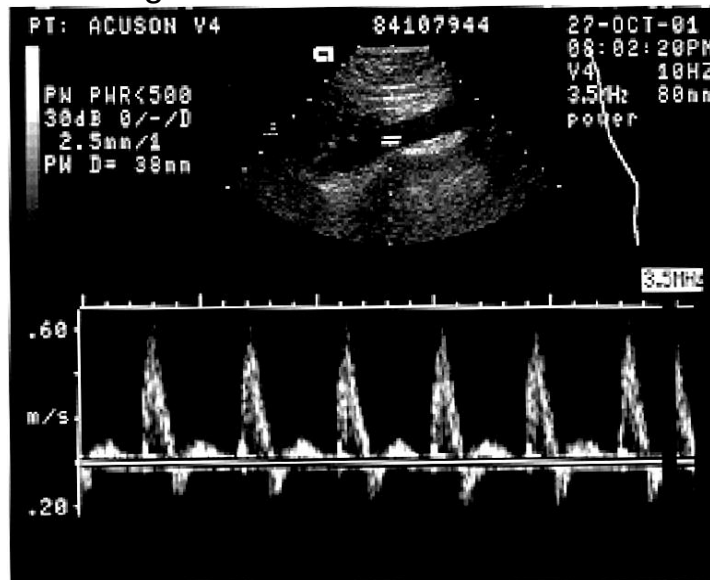
- Hur många element får vara trasiga?
- GE patent 6,120,449:
"... the effect of dead elements on the image can be significant, particularly in the near field of the image where a fewer number of elements are used to form the beam..."
- Philips patent 5,517,994:
"...the failure of a single element in the probe can lead to a degradation in diagnostic performance..."

Utrustningsfel

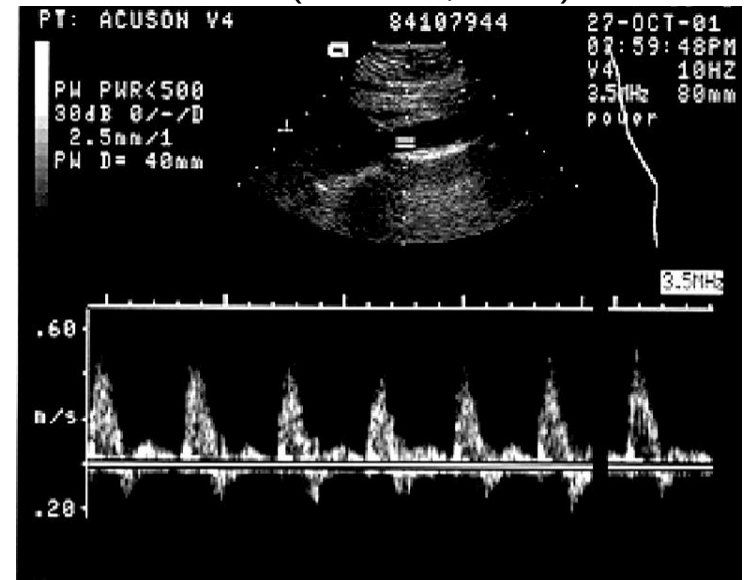
Egen forskning

- Hur många element får vara trasiga?

Fullt fungerande



6 döda element (6 av 128, 4.7 %)



Toppvärdet ca 20-25% lägre när de 6 mittersta element saknades.

Utrustningsfel

Egen forskning

European Journal of Echocardiography Advance Access published May 12, 2011



European Journal of Echocardiography
doi:10.1093/ejehocard/er056

Evaluation of tissue Doppler-based velocity and deformation imaging: a phantom study of ultrasound systems

Mattias Mårtensson*, Anna Bjällmark, and Lars-Åke Brodin

School of Technology and Health, Royal Institute of Technology (KTH), Campus Flemingsberg, Alfred Nobels Allé 10, 141 52 Huddinge, Sweden

Received 18 February 2010; accepted after revision 16 April 2011

Aims

The objective of this study was to test the accuracy and diagnostic interchangeability of tissue Doppler-based displacement, velocity, strain, and strain rate measurements in commercially used ultrasound (US) systems.

Methods and results

Using an in-house made phantom, four different US scanner models were evaluated. Two different scanners of the same model were tested, and one scanner acquisition was tested twice with two generations of the same workstation giving six test results in total. The scanners were in active clinical use and are subject to regular maintenance checks. There were three displacement and four velocity results that stood out from the rest and could be regarded as accurate and interchangeable. Among the deformation measurements, three acceptable strain results were found while there were no acceptable strain rate results. Furthermore, the study showed that measurements from scanners of the same model, same acquisition post-processed on different workstations and repeated measurements from the same scanner, can yield disparate results.

Conclusion

Measurements that are accurate and of interchangeable use can be found for displacement and velocity measurements, but are less likely to be found for strain and strain rate measurements. It is strongly recommended that the ability of each individual US scanner to measure displacement, velocity, strain, and strain rate is evaluated before it is introduced into clinical practice, and it must always be evaluated together with the workstation the scanner is intended to be used in conjunction with.

Keywords

Ultrasound scanner • Tissue Doppler • Velocity imaging • Strain imaging • Phantom • Quality assurance

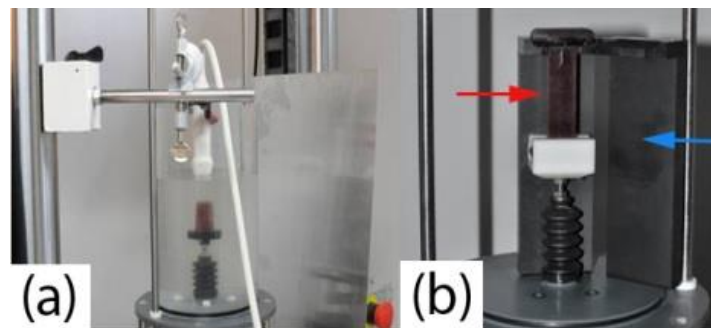
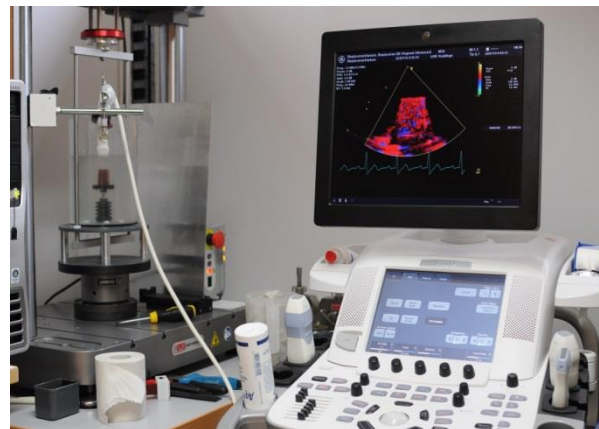
Introduction

Tissue Doppler-based velocity, displacement, strain, and strain rate imaging are today standard methods in ultrasound (US) systems from every manufacturer. The advantage of these methods compared with conventional echocardiography is the possibility to quantify cardiac function by providing detailed regional information about myocardial velocity, displacement, and strain pattern. Because of their less subjective and user-dependent nature, they have positively contributed to the interpretation of US data, especially for non-experienced sonographers.¹ Tissue Doppler imaging, a further development of colour Doppler flow imaging,² and its associated methods have been described in several publications, both theoretically^{3–7} and their clinical relevance.^{5,8,9}

and they have yielded favourable results when evaluated.^{4,5,7,10}

Furthermore, the methods have shown such promising results in adult echocardiography that they now are being introduced and tested in other clinical applications, such as fetal echocardiography and imaging of skeletal muscles and tendons.^{11–13}

However, the undisputed usefulness of motion and deformation imaging does not have the empirical consequence that makes every US system accurate when performing this kind of measurements. One must remember that the theory behind the method and initial evaluations only provides the theoretical possibility to measure reliably. The reliability of a measurement is highly dependent on how the theory has been implemented by the manufacturer, considering both the US scanner and any associated workstation. The condition of the specific US scanners used will



(a) Displacement/Velocity

(b) Strain/Strain rate

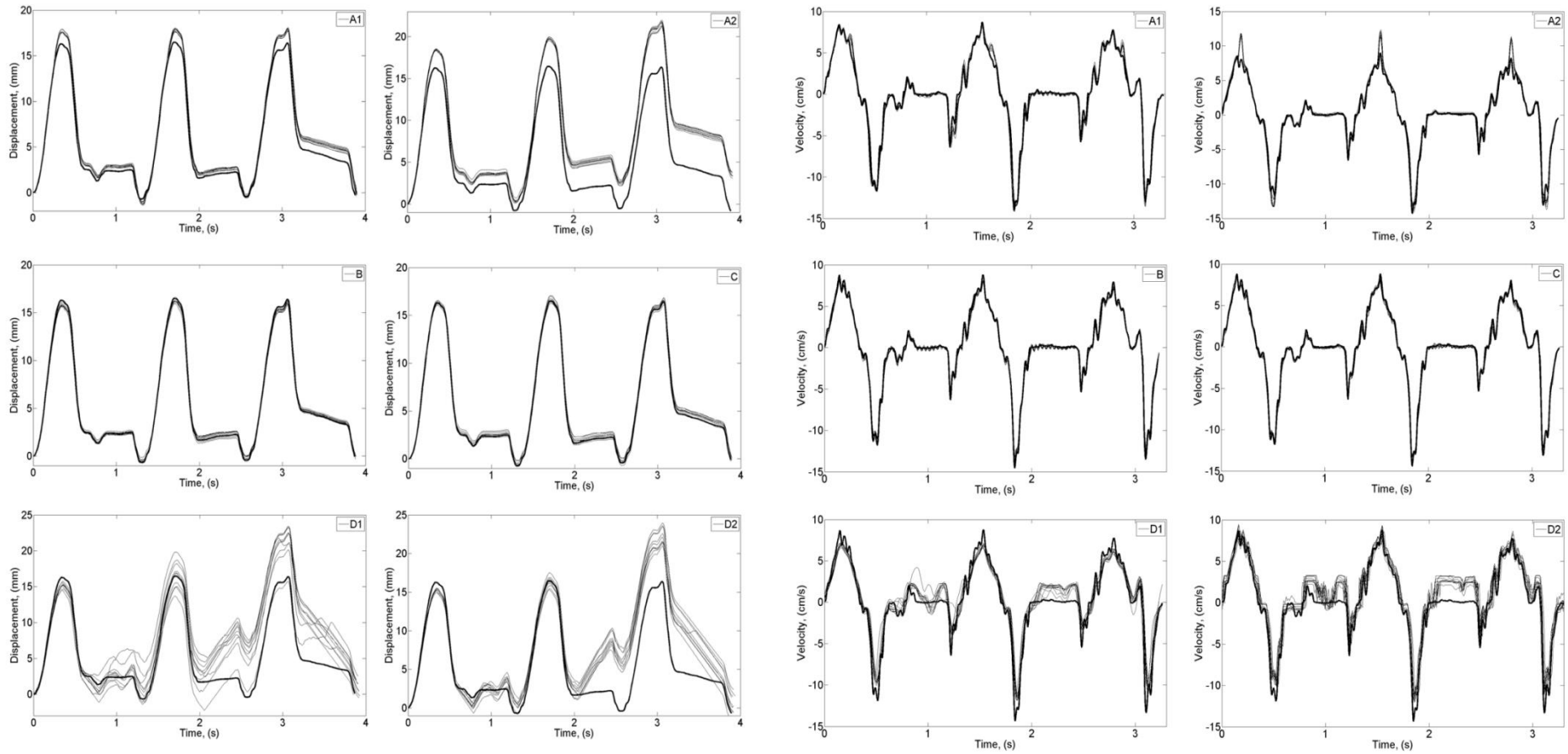
*Corresponding author. Tel: +46 8 790 48 72, fax: +46 8 21 83 68, Email: mmar@kth.se

Published on behalf of the European Society of Cardiology. All rights reserved. © The Author 2011. For permissions please email: journals.permissions@oup.com

Utrustningsfel

Egen forskning

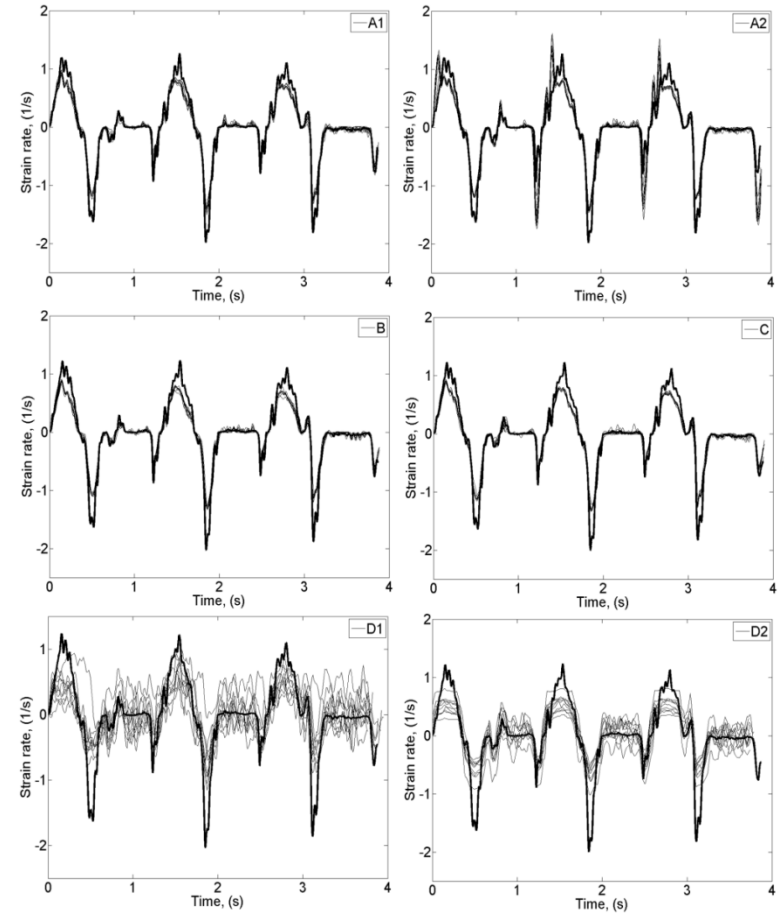
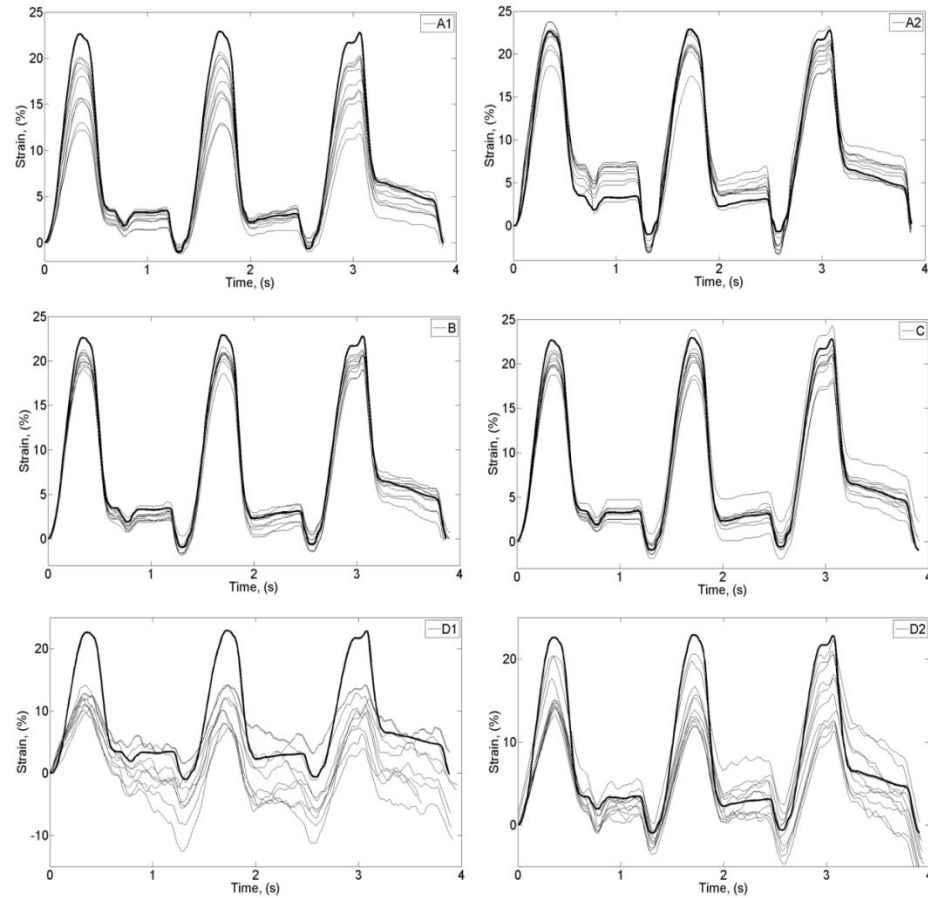
- 10 upprepade mätningar (displacement & velocity) för 6 olika ultraljudsmaskiner



Utrustningsfel

Egen forskning

- 10 upprepade mätningar (strain & strain rate) för 6 olika ultraljudsmaskiner





Slutsatser utrustningsfel

Egen forskning

- Transducerfel är vanliga
- Transducerfel påverkar både 2D-bilden och Dopplermätningar
- Transducerfel är mycket svåra att upptäcka genom användning
- Mätnoggrannheten varierar kraftigt mellan olika maskiner, även mellan maskiner av samma modell
- Mätnoggrannheten kan variera mellan olika sorters mätningar med samma maskin



Slutligen information om kandidatexjobbet (HL103X) nästa vårtermin

- Vi kommer att förändra antagningskontrollen
 - Tidigare var poängkravet 120 hp efter P2 eller 135 efter P3 (vilket är knasigt eftersom kursen startar i P3)
 - Men till i höst kommer kontrollen att göras efter P1 och då kommer kravet att vara 105 hp
- Bakgrunden var att både vi som kursansvariga och studenterna långt in på årets kurs inte visste vilka som verkligen skulle få gå kursen
- Resultatet blir att du redan efter tentorna i P1 kan vara försäkrad om att bli antagen till kandidatexjobbet. Vilket också är av stort värde för oss som ska planera kursen.
- Om du inte uppfyller 105 hp efter P1 kan du ändå bli antagen till kursen, för då gäller gamla regeln med 120 hp efter P2 eller möjligen 135 hp efter P3
- Mitt tips till dig är att verkligen satsa på att ha 105 hp efter tentorna i P1
- Det s.k. KEX-minglet, en aktivitet där uppdragsgivare ges möjligheten att presentera sina projekt för er, planerar vi att tidigarelägga så att kursen tjuvstartar med detta redan i december. Det ger mer tid för er att hitta projekt till kursstarten.
 - Det är alltid så att vi aldrig får in tillräckligt många projekt så det räcker till er alla
 - Många av er måste hitta projekt på egen hand.