

Universita Karlova v Praze

1. lékařská fakulta

Zdravotnická technika



**Návrh a realizace fantomů pro ověřování  
geometrické rozlišovací schopnosti  
ultrazvukových zobrazovacích systémů v lékařství**

Bakalářská práce

Student: Eva Pavlasová

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Jiří Hozman, Ph.D.

Praha 2007

### **Prohlášení:**

Prohlašuji, že bakalářskou práci na téma *Návrh a realizace fantomů pro ověřování geometrické rozlišovací schopnosti ultrazvukových zobrazovacích systémů v lékařství* v roce 2007 jsem vypracovala samostatně. Použitou literaturu uvádím v seznamu literatury.

V Praze dne 28. 5. 2007

Eva Pavlasová

## **Poděkování:**

Ráda bych tímto poděkovala svému vedoucímu, Ing. Jiřímu Hozmanovi, Ph.D, dále panu Ing. Janu Smetanovi ze společnosti Siemens, který mi umožnil provádět měření na ultrasonografech typu Siemens a za jeho cenné rady, a Ing. Ladislavu Doležalovi, CSc.

## **Abstrakt**

Cílem bakalářské práce je vytvořit jednoduchý fantom, který umožní testovat geometrické rozlišovací schopnosti ultrasonografických sond, vzhledem k vysoké nákladnosti komerčně vyráběných fantomů. Dále porovnat zobrazovací schopnosti dvou sond různých typů firmy SIEMENS a to sondy C 5-2- konvexní, a VF 13-5 – lineární. Tato práce je rozdělena do dvou částí. První část je úvodem do problematiky kontroly kvality a seznámení s fantomy jako takovými. Druhá experimentální část popisuje výrobu vlastních fantomů a poté ukázky jejich využití.

## **Abstract**

The purpose of this bachelor thesis is to design and develop phantoms for spatial resolution evaluation of ultrasound medical imaging systems, in fact, that commercial phantoms are very expensive. The second aim was to perform comparison of imaging possibilities of two ultrasound probes C-5-2 convex and VF13-5 linear. This thesis is divided into two parts. The first part is an introduction to the problem of the quality control and about phantoms commonly. The second experimental part describes the manufacturing of own phantoms and then the overview of its practical use.

# Obsah

<b>1 Co je vlastně fantom? .....</b>	<b>6</b>
1.1 Historie .....	6
1.2 Definice fantomu .....	6
1.3 Firmy vyrábějící fantomy .....	6
1.4 Rozdělení fantomů .....	7
1.5 Příklad komerčně vyrobeného fantomu .....	8
<b>2 Ultrazvuk.....</b>	<b>10</b>
2.1 Co je ultrazvuk a jak vzniká .....	10
2.2 Historie .....	10
2.3 Piezoelektrický jev .....	10
2.4 Sondy .....	11
2.5 Módy UZ zobrazení.....	11
2.6 Bezpečnost.....	12
<b>3 Kontroly kvality ultrazvukových zobrazovacích systémů.....</b>	<b>13</b>
3.1 Medical imaging assessment .....	13
3.2 Legislativa .....	13
3.3 Hodnocení kvality zobrazení.....	13
3.5 Úrovně testování kvality UZ systémů .....	14
3.7 Kontroly kvality zobrazení příklad z literatury .....	15
<b>4 Testované parametry .....</b>	<b>16</b>
<b>5 Vlastní výroba fantomů .....</b>	<b>19</b>
5.1 Pomůcky a materiály pro fantomy 1 a 2.....	19
5.2 Médium použité k zalití fantomů .....	19
5.2.1 Příprava želatiny.....	20
5.2.2 Charakteristika kyseliny propionové.....	20
5.3 Fantom č. 1 .....	21
5.3.1 Výroba části fantomu pro ověření vertikální vzdálenosti a profilu paprsku .....	21
5.3.2 Výroba části fantomu pro ověření mrtvé zóny.....	22
5.3.3 Sonogramy fantom č. 1 .....	23
5.4 Fantom č. 2 .....	26
5.4.1 Výroba části fantomu pro ověření axiální a laterální rozlišovací schopnosti.....	26
5.4.2 Výroba části fantomu pro demonstraci cysty .....	26
5.4.3 Sonogramy fantom č. 2 .....	27
5.5 Fantom č. 3 .....	30
5.5.1 Postup při výrobě fantomu .....	30
5.5.2 Vlastní měření na fantomu č. 3 .....	31
5.5.3 Sonogramy fantom č. 3 .....	32
<b>6 Hodnocení.....</b>	<b>34</b>
6.1 Srovnání sond .....	34
<b>7 Testovaný ultrasonograf .....</b>	<b>35</b>
<b>8 Závěr.....</b>	<b>36</b>
8.1 Potřeba kontrol kvality .....	36
8.2 Komerční fantom x Vyrobit fantom.....	36
<b>9 Přehled použité literatury .....</b>	<b>37</b>
<b>10 Přílohy .....</b>	<b>39</b>

# 1 Co je vlastně fantom?

## 1.1 Historie

Historie fantomů sahá až do začátku 20. století. Ve dvacátých letech byly často používány nádoby s vodou a voskové bloky pro experimenty v radiologii a do dnešní doby jsou tyto materiály užívány v mnoha metodách.

V šedesátých letech se objevily sofistikovanější náhrady tkání a začaly se objevovat fantomy jak je známe dnes..

Dnes jsou fantomy využívány k mnoha úlohám, nevyjímaje zobrazovací techniku a radiační terapii

Srdcem fantomu je materiál simulující tkáň. Má stejný útlum a rychlost šíření zvuku jako lidská tkáň s jednotnou distribucí rozptylu která zajišťuje hladkou strukturu obrazu. Útlum a echogenicita fantomu dovoluje testovat ultrazvukové systémy s využitím aktuálních klinických nastavení.

Fantomy jsou tedy kalibrované testovací objekty pro měření přesnosti, a zobrazovacích schopností ultrazvukového systému. Vysoce kvalitní fantomy simulují klinické situace použitím média, které napodobuje tkáň lidského těla (1).

Fantomy ve světě – jsou užívány pro kontrolu rozlišovací schopnosti ultrazvukových systémů – umožňují provádět rychlá, ale málo citlivá a málo přesná měření, zatížená poměrně velkou chybou, založené na subjektivním hodnocení obrazu.

Výhody fantomů – rychlost měření.

## 1.2 Definice fantomu

Mezinárodní komise radiačních jednotek a měření definovala:

*náhradu tkáně* jako nějaký materiál který simuluje vlastní tkáň v interakci s ionizujícím zářením,

*fantom* jako nějaký útvar obsahující jeden nebo více umělých náhrad tkání a je používán k simulaci interakce záření s lidským tělem

## 1.3 Firmy vyrábějící fantomy

Některé firmy se specializují výhradně na fantomy pro ultrazvuk – ATS labs ([www.atslabs.com](http://www.atslabs.com)), jiné mají širší pole působnosti – CIRS ([www.cirsinc.com](http://www.cirsinc.com)), GAMMEX ([www.gammex.com](http://www.gammex.com)).

## 1.4 Rozdělení fantomů

Fantomy se mohou dělit:

A) Podle účelu na:

1) Kvalitativní fantomy – tj. Fantomy pro testování kvality, věrnosti a přesnosti zobrazení – umožňují akreditaci přístroje a pravidelné kontroly kvality (k těmto fantomům se řadí ty mé).

2) Antropomorfické ultrazvukové fantomy – jedná se o objekty pro trénink, procvičování a školení. Tyto fantomy umožňují zlepšovat dovednosti a schopnosti pracovat efektivně při použití ultrazvukové diagnostiky, např. fantom embrya v plodové vodě, fantomy pro trénování biopsií mammy.

3) K testování bezpečnosti přístrojů – převážně radiologie, nukleární medicína, kde hrozí potencionální ohrožení pacienta, např.: fantom pro kontrolu a kalibraci paliativního ozařovače kobalt k zajišťování dávky a bezpečnosti – nemocnice Na Pleši<sup>1</sup>.

B) Podle použitého materiálu a podle přístrojové techniky

Technika	Materiály
CT/rentgen	olovo, plexi, voda, PMMA (polymethylmetakrylát)
terapeutické ozařovače	olovo, měřiče napětí
Mamograf	akryl, nylonová vlákna, vosk
ultrasonograf	speciální gely, PVC, AMB, gely na bázi urethanů – použité materiály se liší v závislosti na konkrétní firmě

<sup>1</sup> Nádoba naplněná vodou, s otvory pro sondu, sonda měří procházející proud měnící se v závislosti na radioaktivním záření. Nejdříve se kalibruje přístroj pomocí stroncia, poté se změří sonda ve fantomu v přesně definované vzdálenosti ve vodě. Sonda (detektor) je pokryta uhlíkovou vrstvou. Pomocí počítačového programu vypočítáme chybu v procentech vzniklou díky změnám teploty a tlaku a můžeme výsledky jak stroncia, tak testovaného zářiče porovnat s předpokládanými hodnotami programu.

## 1.5 Příklad komerčně vyrobeného fantomu

Fantom pro testování ultrasonografiu firmy CIRS – *general purpose Multi-Tissue ultrasound phantom*.

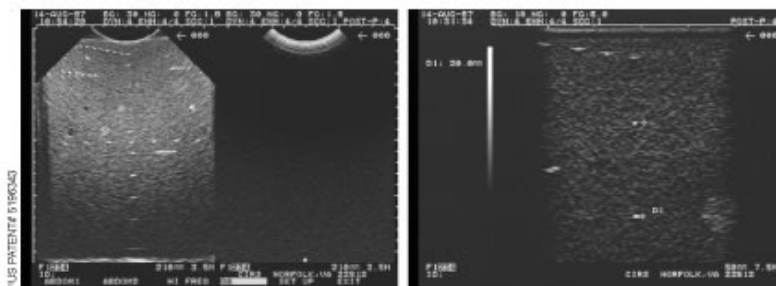
CIRS série ultrazvukových fantomů na rozdíl od lidských subjektů nebo namátkově vybraných zobrazitelných materiálů nabízí hodnověrné médium, které reprezentuje specifický, známý testovaný objekt pro opakovatelná kvalitativní měření pronikavosti ultrazvukového přístroje v průběhu času.

Tento fantom je sestaven z patentovaného pevného elastického materiálu – Zeridine. Zeridine na rozdíl od jiných materiálů na trhu je odolný vůči teplotám. Může být vystaven velmi vysokým nebo nízkým teplotám bez poškození. Je také více elastický než jiné materiály a dovoluje vyvinout větší tlak na snímáný povrch bez dodatečného poškození materiálu. Tento model v normální či pokojové teplotě simuluje ultrazvukové obrazy charakteristické pro tkáň lidských jater.

Zeridine je vlastně pevný elastický polymer na bázi vody (3).

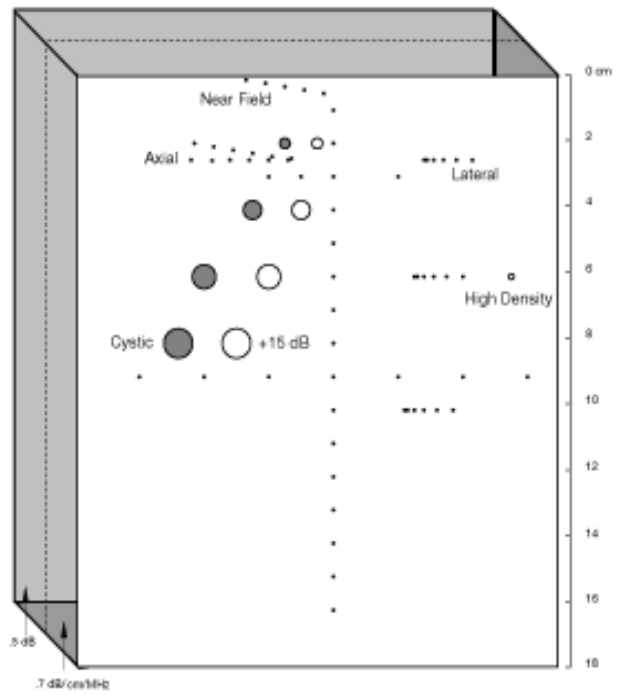


Obrázek 1 Fantom firmy CIRS



Obrázek 2 Sonogram fantomu firmy CIRS





**Obrázek 3** Schéma fantomu firmy CIRS

## **2 Ultrazvuk**

### **2.1 Co je ultrazvuk a jak vzniká**

Ultrazvuk je akustické vlnění s frekvenčním spektrem mezi 20 kHz a 1 GHz. To znamená, že ultrazvuk je zvukem nad hranicí slyšitelnosti lidského ucha. K lékařskému zobrazování se používají frekvence v rozmezí od 1 MHz do 30 MHz.. Frekvencí nad 30 MHz se využívá v ultrazvukové mikroskopii a v experimentech z oblasti diagnostického zobrazování.

Obecně lze ultrazvukové vlny generovat postupy, které vyvolávají elastickou deformaci ve vyšetřovaném médiu. Může se jednat o mechanické, termické, optické, elektromagnetické nebo piezoelektrické principy přeměny energie. Právě metoda využívající piezoelektrického jevu je využívána při konstrukci všech sond užívaných v lékařské diagnostice (4).

### **2.2 Historie**

Ve třicátých letech se ultrazvuk využíval především v defektoskopii a ke komunikačním účelům. Paradoxně díky druhé světové válce se ultrazvuk začal rozvíjet především kvůli sonarům v ponorkách. Historie ultrazvuku v medicíně sahá do padesátých let dvacátého století. Dříve byly sonografické přístroje pro medicínu obrovskými stroji s nádržemi pro ponoření pacienta. Dnes jsou to přemístitelné přístroje příjemného designu, mnohonásobně menších rozměrů a dříve netušených možností zobrazení (4).

### **2.3 Piezoelektrický jev**

Piezoelektrický jev je založen na obousměrné přeměně mechanické deformační energie na energii elektrickou a naopak. Deformací piezoelektrického krystalu vznikne mezi jeho protilehlými elektrodami elektrické napětí a naopak pokud přivedeme na protilehlé elektrody krystalu elektrické napětí, krystal se odpovídajícím způsobem deformuje.

V praxi přivádíme na krystal střídavý proud a jeho působením se krystal periodicky deformuje. Krystal poté kmitá o stejné frekvenci, jakou má aplikovaný střídavý proud, a tím se z něj stane zdroj ultrazvukového vlnění. Zároveň pokud na krystal dopadá ultrazvukové vlnění, rozkmitá ho a vyvolá na jeho protilehlých elektrodách měřitelné

střídavé napětí o své vlastní frekvenci a amplitudě. Tedy krystal se stává nejen generátorem ultrazvukového vlnění, ale zároveň také detektorem odražených vln (4).

## 2.4 Sondy

Sondy lze všeobecně rozdělit podle frekvence na kterých pracují, což se odvíjí od indikací, ke kterým se používají. Čím vyšší frekvence sondy, tím vyšší rozlišovací schopnost, ale na úkor pronikavosti ultrazvuku. Např. břišní sonda pracuje na frekvenci 3,5 MHz, sonda na vyšetření štítné žlázy 7,5 MHz (5).

Sondy prošly vývojem od sond jednoměničových až po mnohaměničové. Současné přístroje jsou vybaveny analogově-digitálními převodníky. Sondy se liší svým geometrickým tvarem, např. sondy sektorové, pravoúhlé (lineární), konvexní.

## 2.5 Módy UZ zobrazení

- A mód – charakterizován sledem výchylek časové základny osciloskopu. Poloha výchylky odpovídá místu odrazu, její amplituda pak odpovídá množství odražené akustické energie. Označení A = amplituda – odrazy modulují amplitudu výchylek. Tento typ zobrazení se užívá hlavně v oftalmologii a v ORL.
- B mód (brightness = jas) – zachycené odrazy modulují jas stopy na obrazovce. U původního tzv. statického B zobrazení vznikal obraz velmi pomalu ručním posunem a nakláněním sondy tvořené jediným měničem. Tímto způsobem nebylo možno zachytit a posoudit obrazy pohyblivých struktur (srdeční stěna, chlopně).
- M mód (původně TM – time motion) slouží k zachycení pohybujících se struktur (chlopně). Jedná se vlastně o záznam A módu v čase, v němž se na obrazovce objeví tzv. plovoucí echo, z něhož je možné rozeznat jen hranice pohybu. Nahrazením výchylek časové základny svítícími body je možno zaznamenat časový průběh jejich vzájemného pohybu.

V současnosti se využívá nejčastěji zobrazení B tzv. dynamického typu s rychlým způsobem snímání a širokou škálou šedi (0 až 255). Jeho podstatou je vytvoření postupné série obrazů vyšetřované oblasti, umožňující její souvislé prohlédnutí, včetně

možnosti sledování pohybu. Někdy se dynamické systémy označují také jako systémy pracující v *reálném čase*.

Obecně lze říci, že B dynamické zobrazení tvoří základ UZ diagnostiky tím, že poskytuje základní morfologické informace, tj. informace o odrazivosti jednotlivých struktur, resp. rozhraní jednotlivých struktur či tkání.

## 2.6 Bezpečnost

Je snaha dodržovat zásadu ALARA (as low as reasonably achievable = co možná nejmenší dávka). Příliš velká energie UZ totiž může zapříčinit vznik tepla a kavitací ve vyšetřované oblasti(5).

Pro zamezení těchto rizik je snaha přijímat bezpečnostní opatření diskutovaná např. Na konferenci *Advanced metrology for medical ultrasound 2004*, která poukazuje na nutnost zavést pravidelné kontroly UZ přístrojů<sup>2</sup>.

V České republice jsou v současné době platné technické normy, které upravují požadavky na ultrazvukové přístroje. A jsou vyjmenovány v příloze č.1. Zde uvádím jen tu, která se přímo týká bezpečnosti a tepelného indexu:

**ČSN EN 62359** (364905) Ultrazvuk – Charakterizace pole – Zkušební metody pro stanovení tepelného a mechanického indexu medicínských diagnostických ultrazvukových polí

**Převzata:** převzetím originálu

**Schválena:** 2006-07-01

**Účinnost:** 2006-08-01

---

<sup>2</sup> Dr. Adam Shaw představil nové teplotní fantomy, vyvinuté v NPL, a pracovníci oddělení lékařské fyziky ze Všeobecné nemocnice v Newcastle přednášeli o přenosném přístroji pro kontrolu teplotního indexu TI, který je indikátorem možnosti tepelného poškození tkáně v důsledku aplikace ultrazvuku. Sonografy vyrobené po roce 1992 jej musí zobrazovat a jeho pravidelnou kontrolu doporučují bezpečnostní předpisy Britské společnosti pro ultrazvuk v medicíně. Doba potřebná ke kontrole jedné sondy je až 50 minut. Zajímavé byly také příspěvky zabývající se vlastním ohřevem měničů za provozu. Dr. Kollmann z vídeňské univerzity seznámil posluchače s výsledky studie, ve které se svými spolupracovníky proměřil 14 různých terapeutických a diagnostických sond, přičemž povrchovou teplotu sondy snímal termovizní kamerou za různých podmínek odvodu tepla a pracovních módů. Zjistil, že některé terapeutické systémy až několikanásobně překračují limity dané předpisem IEC 60601-2 (-5/ -37) či nemají v pořádku jištění proti přehřátí sondy. U diagnostických přístrojů se s takovými problémy nesetkal. Zjištěné skutečnosti jsou dalším argumentem pro zavedení pravidelné kontroly parametrů ultrazvukových přístrojů (6).

## **3 Kontroly kvality ultrazvukových zobrazovacích systémů**

### **3.1 Medical imaging assessment**

Medical imaging – assessment of image quality, směrnice Mezinárodní komise pro radiační jednotky a měření, definuje pojem diagnostické účinnosti zařízení a rozsah kritérií, které je třeba hodnotit z hlediska kvality zobrazovacího procesu.

Technická účinnost zobrazovacího zařízení stojí na samém počátku této škály a je definovaná modulační přenosovou funkcí a rozlišovací schopností zobrazujícího zařízení.

Tedy hodnocení rozlišovací schopnosti patří mezi **první** stupně hodnocení kvality zobrazení. Toto zřejmě opravňuje k využití tohoto parametru jako hodnotícího kritéria USG systémů..

### **3.2 Legislativa**

Pokud se týká legislativy u nás, tak základem je zákon 123/2000 Sb. o zdravotnických prostředcích a dále opět normy viz výše.

### **3.3 Hodnocení kvality zobrazení**

Rozlišovací schopnosti ultrazvukových systémů se dělí na:

- a) prostorovou rozlišovací schopnost (3D, 2D) – laterální a axiální,
- b) časovou rozlišovací schopnost,
- c) amplitudovou rozlišovací schopnost.

Hodnotíme schopnost rozlišit co nejmenší struktury, tedy nejdůležitější je prostorová rozlišovací schopnost UZ zobrazovacího systému.

Laterální rozlišovací schopnost, podle které se většinou hodnotí kvalita zobrazení UZ systémů, závisí na vlnové délce ultrazvukového vlnění, akustických vlastnostech zobrazovaného prostředí a je výrazně ovlivněna technickými parametry ultrazvukového systému.

Na Univerzitě Palackého v Olomouci se snaží prosadit doplnění fantomové metody o metodu využívající bodového odrážače, jehož digitalizovaný obraz ve formátu bitmapy zpracovávají a hodnotí pomocí výpočetní techniky za pomoci speciálních počítačových programů. Při hodnocení počítačem odpadá tedy lidský faktor a jím způsobené nepřesnosti (7).

### **3.4 Quality Assessment / Quality Control**

Smyslem QA/QC – Quality Assessment / Quality Control, směrnic a pokynů Mezinárodní komise pro radiační jednotky a měření, je přesvědčit se, že je systém nastaven správně a splňuje požadované standardy.

Pokyny pro ultrazvukové testy kvality jsou popisné a jejich dodržováním bychom měli být schopni efektivně identifikovat nedostatky.

Jedním z prostředků kontrol kvality jsou fantomy, jež jsou tvořeny z tzv. *tissue mimicing materiále*. Každopádně bychom měli vědět, že tyto materiály mohou pouze napodobovat vlastnosti reálných tkání ve skutečných klinických situacích.

Ačkoli hodnocení účinnosti a relevance ultrazvukových QA (quality assesment) procedur probíhá jen zřídka, směrnice potřebují být pravidelně aktualizovány v závislosti na technologických pokrocích ultrazvukových systémů.

### **3.5 Úrovně testování kvality UZ systémů**

Existují tři úrovně testování kvality UZ systému:

- 1) časté (operátorské testy)
- 2) pravidelné (fyzikální testy)
- 3) testy reprodukovatelnosti

Mimo to je potřeba nezapomínat srovnávat kvalitu monitoru a jeho schopnost zobrazovat s vytištěným obrázkem z tiskárny - dnes je snaha o objektivní přeměrování monitorů.

Neméně důležitá je také archivace výsledků testů pro možnost případného pozdějšího srovnání.

### **3.6 Kontrola kvality podle zdrojů firmy CIRS**

Postoj ke kontrolám kvality firmy CIRS je následující:

Základními pilíři těchto kontrol jsou:

Kvalita: kvalitní obraz

Servis: kontrola kvality pomocí fantomů

Bezpečnost: ujištění o elektrické a mechanické bezpečnosti

Standardizace péče/ podle výukového CD firmy CIRS/[www.cirsnic.com](http://www.cirsnic.com)

Rutiní testy kvality musí být prováděny nejméně jednou za půl roku.  
Provádějí se korekční zásahy /pokud je to nezbytné/ a zkoušky kvality to vyžadují.  
Všechny testové výsledky musí být dokumentovány a zakládány  
Momentálně není upřednostňován žádný konkrétní fantom.

Pro testy kvality jsou využívány tyto fantomy pro B mód:

- 1) víceúčelový / jedno účelový tkáňový / cystový fantom
- 2) fantom pro rozlišení nízkého kontrastu
- 3) fantom pro detekci sférického poškození
- 4) kuželovitý profil a profil tenkých řezů (1)

### **3.7 Kontroly kvality zobrazení příklad z literatury**

Každý ultrasonograf musí být denně před zahájením provozu překontrolován. V praxi by měla kontrola fonografu probíhat důkladně vyškoleným a zkušeným pracovníkem za pomoci speciálního elektronického a fyzikálního vybavení, což je v praxi možné jen ve velkých nemocnicích. Základní kontrola má význam a je třeba ji provádět pravidelně. Zkouška fantomem by měla být provedena 1 x za tři měsíce.

#### **Alternativní možnosti kontroly kvality**

Mimo nákladných a odborně prováděných testů lze provádět i tzv. alternativní kontroly kvality zobrazování. Jako ukázkou uvádím těchto pár následujících:

Pomocí kvalitního ultrasonografu lze zobrazit cavum septi pellucidí u plodu starého 35 týdnů

Arteria mesenterica superior se u zdravého člověka zobrazuje jako kulatý, nebo oválný otvor v blízkosti pankreatu. Nejsnadnější způsob, jak zkontrolovat ultrasonograf je zobrazit svoji vlastní mesenterickou tepnu. Ultrasonogram je po každém testu důležité uchovat pro srovnání.(8)

## 4 Testované parametry

Pomocí vlastnoručně vyrobených fantomů se pokusím testovat tyto parametry sond

- Uniformita – Je schopnost zobrazit echa ve stejném objemu a hloubce se stejným jasem. Tento test umožňuje detekovat chybu krystalů. Stupeň šedi by měl být všude stejný, bez stupňování v horizontálních oblastech ve všech hloubkách. Je třeba nastavit - TGC /time gain compensation a ostatní kontroly senzitivity tak, aby bylo možno získat co možná nejvyváženější snímek a v něm pak pátrat po jakýchkoli svislých nebo paprscitě orientovaných pruzích, po zeslabení signálu, úbytku jasu v blízkosti okrajů obrazu a jasových přechodech mezi ohniskovými zónami
- Citlivost/pronikavost – Největší hloubka kdy je systém ještě schopen zobrazovat struktury, a pořád je schopen rozlišovat echa od šumu pozadí. Hloubka penetrace se snižuje se zvyšující se frekvence měniče. Tedy maximální hloubka vizualizace je závislá na porovnávání postupného slábnutí ech ve struktuře vůči elektronickým hlukům v blízkosti spodní části obrazu. Např. 16 cm u sondy o frekvenci 3,5 MHz. je nutno použít maximální průnikovou sílu. Správné nastavení přijímače dovoluje echu vidět i do hluboce uložených částí. Tento test je nutno dělat vždy se stejným nastavením přístroje a kontrolovat změny v průběhu času.
- Mrtvá zóna – Jedná se o oblast přímo za měničem. Často je nazývána jako tzv. mrtvá zóna. Její vznik je podmíněn skutečností, že měnič nemůže zároveň vysílat i přijímat, tedy žádná echa nemohou být přijímána z této oblasti. Velikost této zóny roste se zvyšující se frekvencí a závisí na délce trvání pulsů měniče (7,5MHz- by měla být 2mm) Při zjišťování mrtvé zóny tedy posuzujeme který z terčů se schopna sonda zobrazit jako první, a poté odečteme mrtvou zónu v mm podle prvního terče který byla sonda schopna zobrazit



- Profil paprsku – Myslí se tvar ultrazvukového paprsku. Ten se zužuje jak putuje směrem k ohnisku, což je nejužší bod paprsku. Za ohniskem šíře paprsku opět roste. Šíře paprsku ovlivňuje laterální rozlišovací schopnost, kalibraci horizontální vzdálenosti a schopnost zobrazovat cysty. U sond s vysokou úrovní, která má několik ohniskových zón by měly být změny tvaru paprsku nepatrné. Postup při testování je následující: pozorujeme vertikální linii terčů v centru obrazu. Všimáme si jejich délky ve všech hloubkách. Linie, kterou opišeme kolem konců každého terče je profilem paprsku. Hloubka, ve které se terč jeví jako nejužší je ohniskovou zónou. Tzv. dynamická fokusace umožňuje, aby byla v jakékoli hloubce stejná rozlišovací schopnost.
- Vertikální vzdálenost – Umožňuje zjistit přesnost scanneru v přeměrování vertikální vzdálenosti. Ultrasonografická jednotka je naprogramována aby předpokládala konstantní rychlost zvuku 1540 m/s. Chyba v distančních měřeních může znamenat elektronický problém, nebo problém se zpracováváním signálu. K měření vzdálenosti mezi jakýmkoli dvěma body ve vertikální skupině korálek použijeme calipery.  
-digitální průměrka na obrazovce je kontrolována oproti známé vzdálenosti mezi reflektory
- Horizontální vzdálenostní přesnost - Umožňuje zjistit přesnost scanneru v přeměrování horizontální vzdálenosti. Viz vertikální přesnost
- Axiální rozlišovací schopnost – Je schopnost systému rozlišit objekty umístěné blízko sebe podél osy paprsku. Axiální rozlišení závisí na délce ultrazvukového pulsu, který je determinován frekvencí měniče. Kratší pulsy poskytují vyšší rozlišení a menší pronikavost ech. Axiální rozlišovací schopnost je charakterizována jako nejmenší možná vzdálenost mezi dvěma body v axiální rovině, které je přístroj schopen rozlišit jako dva samostatné body. Měla by být menší než půl mm.

- Laterální rozlišovací schopnost – Je schopnost rozlišit dva objekty umístěné blízko sebe kolmo na osu sondy. Laterální rozlišení závisí na šířce ultrazvukového paprsku a je nejlepší uvnitř ohniskové zóny. Stejně jako u axiálního rozlišení, vyšší frekvence měniče umožňuje zobrazování objektů mezi nimiž je menší vzdálenost. Je tedy charakterizována jako nejmenší možná vzdálenost mezi dvěma body umístěnými vedle sebe laterálně, které je přístroj schopen rozlišit jako dva samostatné body. Laterální rozlišení by mělo být menší než 1 mm.

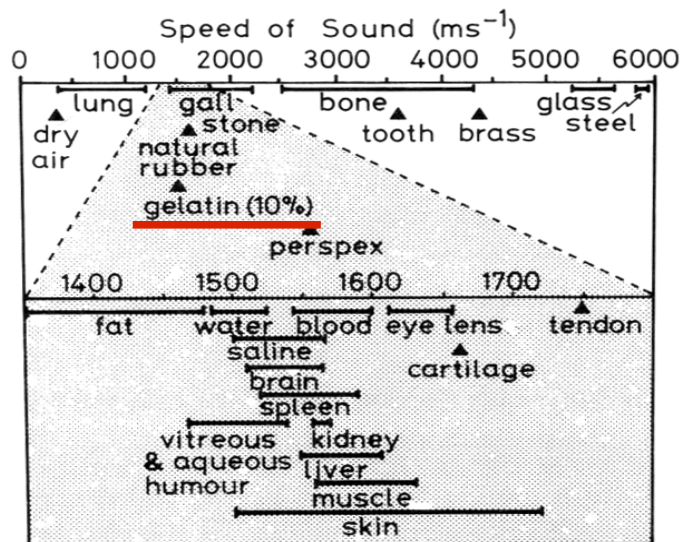
## 5 Vlastní výroba fantomů

### 5.1 Pomůcky a materiály pro fantomy 1 a 2

digitální posuvné měřítko, korálky změřené digitálním měřítkem, balónek s vodou, lepicí pistole, nitě, potravinové dózy o objemu 3l, želatina k výrobě lékových kapslí v suchém stavu, lepicí páska

### 5.2 Médium použité k zalití fantomů

Jako zalévací médium jsem zvolila jsem 10% želatinu u které jsem našla přibližnou rychlost šíření zvuku kolem 1500 m/s viz obr 1.1 (9)



Obrázek 4 Rychlost šíření ultrazvuku v různých médiích

### 5.2.1 Příprava želatiny

10% želatinu jsem připravila v poměru 300 g želatiny na 2700ml vody.

Želatinu jsem nejprve rozmíchala ve studené vodě a nechala ji půl hodiny bobtnat. Poté jsem želatinu zahřála ve vodní lázni dokud nebyla zcela tekutá a vyčeřená. Želatina mi připadala jako nejvhodnější médium, vzhledem k domácí výrobě fantomu. Ideálně by měla být želatina připravována ve vakuu (aby bylo zabráněno vzniku bublinek, které tvoří akustické stíny), což ale bohužel v domácích podmínkách není možné. Nevýhodou želatiny je její limtovaná trvanlivost, což sem se snažila zlepšit přidáním pěti kapek kyseliny propionové na uvedené množství želatiny na jeden fantom, která by měla zabránit růstu plísní.

### 5.2.2 Charakteristika kyseliny propionové

Kyselina propionová – je jedním z „Éček“ přidávaných do potravin pro jejich konzervaci.

Sumární vzorec:  $C_3H_6O_2$

Molekulová hmotnost [g.mol<sup>-1</sup>]:  $M_r = 74,08$

Teplota tání:  $-21,5\text{ }^\circ\text{C}$

Teplota varu:  $141,1\text{ }^\circ\text{C}$

LD50 (krysy): 2 600 mg/kg

Vlastnosti: Antimykotické činidlo, aktivní forma je nedisociovaná forma kyseliny ve slabě kyselém prostředí zejména vůči plísním a méně vůči bakteriím (10).

### 5.3 Fantom č. 1

Ověření vertikální vzdálenosti, mrtvé zóny, uniformity, profilu paprsku a pronikavosti.

#### 5.3.1 Výroba části fantomu pro ověření vertikální vzdálenosti a profilu paprsku

Použité korálky sem změřila pomocí digitálního měřítka, poté je přilepila na nit pomocí lepicí pistole, a vzdálenost mezi nimi jsem opět změřila. Navléknuté a přeměřené korálky jsem poté připevnila pomocí lepicí pistole na dno potravinové dózy a uchytila do kolmé polohy pomocí nití (obr. 5 modré korálky).

Rozměry použitých korálků v mm

1.	5,81
2.	5,83
3.	5,97
4.	5,82
5.	5,81
6.	5,92
7.	5,91
8.	5,75
9.	5,79
10.	5,81
11.	5,84
12.	5,77
<b>Průměr</b>	5,84

Vzdálenost mezi korálky odshora v mm

$\frac{1}{2}$	5,83
$\frac{2}{3}$	7,58
$\frac{3}{4}$	5,25
$\frac{4}{5}$	11,41
$\frac{5}{6}$	6,71
$\frac{6}{7}$	2,69
$\frac{7}{8}$	5,51
$\frac{8}{9}$	5,15
$\frac{9}{10}$	3,41
$\frac{10}{11}$	1,77
$\frac{11}{12}$	7,24

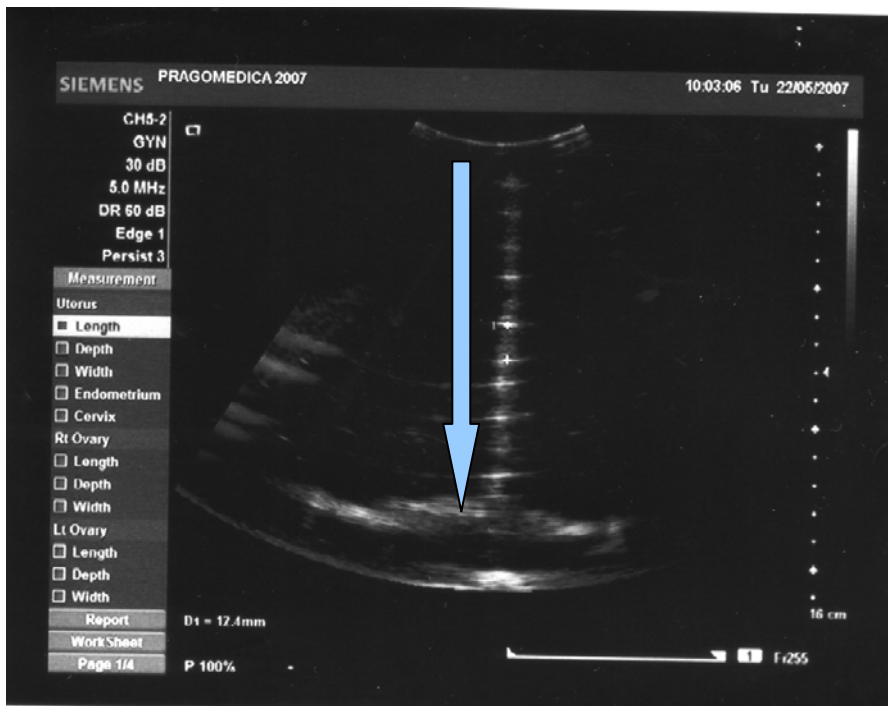
### 5.3.2 Výroba části fantomu pro ověření mrtvé zóny

Sedm korálků o průměrné velikosti 1mm jsem navlékla na nit a přilepila ke stěnám potravinové dósy tak, aby první korálek byl téměř souběžně s hladinou které želatina bude v dóse dosahovat a tak, aby se korálky zvolna po milimetrech vzdalovaly od povrchu hladiny. Fantom byl poté zalit 10% želatinou. Pro stanovení pronikavosti a uniformity obrazu je stěžejní hlavní médium použité pro výrobu fantomu, což je v mém případě 10% želatina. (obr. 5 různě barevné korálky.)

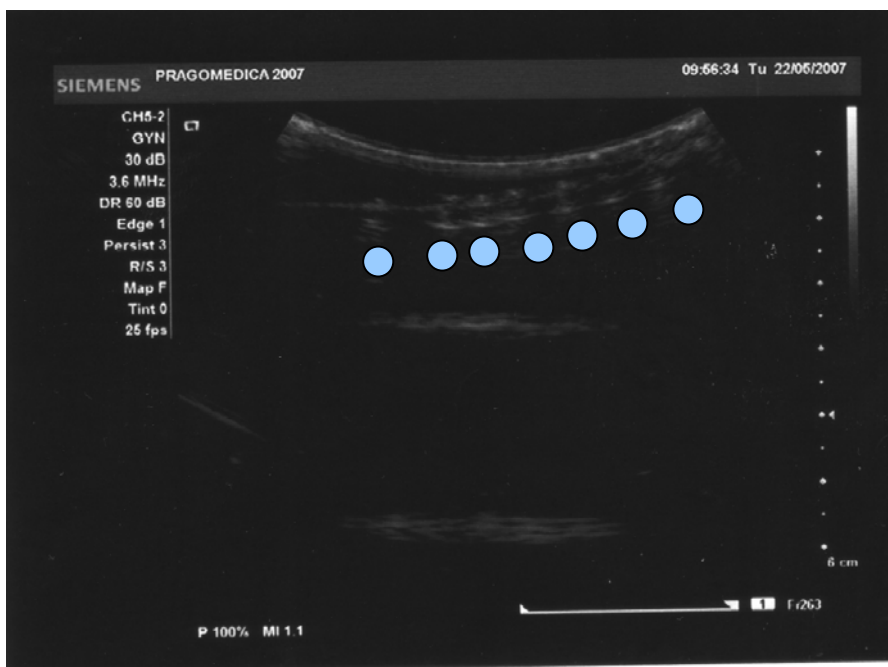


**Obrázek 5** Fantom č. 1

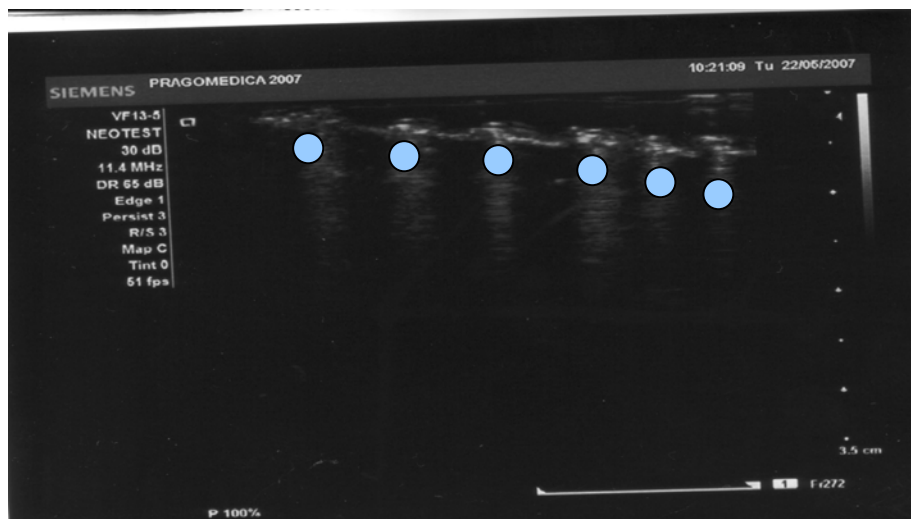
### 5.3.3 Sonogramy fantom č. 1



Obrázek 6 Vertikální vzdálenost a profil paprsku



Obrázek 7 Zjištění mrtvé zóny konvexní sondou



**Obrázek 8** Zjištění mrtvé zóny lineární sondou

**Obr. 6** – Snímek byl pořízen sondou C-5-2 konvexní, při  $f$  5 MHz

Modrá šipka znázorňuje profil paprsku terče se směrem od sondy jakoby nepatrně rozšiřující, ohnisko je umístěno uprostřed. Mezi šestým a sedmým korálkem je kaliper naměřena vzdálenost 12,1 mm, což neodpovídá mému měření. Vzhledem k mému ne zcela přesnému měření vzdálenosti mezi korálky jsem došla k závěru, že chyba byla v nepřesnosti fantomu, nikoli ultrasonografu.

**Obr. 7** – Snímek byl pořízen sondou C-5-2 konvexní při  $f$  3,6 MHz

Modré body označují hůře viditelné korálky, lze vidět všech sedm korálků, což znamená, že mrtvá zóna je menší, než jaká je vzdálenost prvního korálku od povrchu hladiny želatiny

**Obr. 8** – Snímek byl pořízen sondou VF13-5 lineární při  $f$  11,4 MHz

Modré body označují korálky. Sonda je v tomto případě otočená o  $180^\circ$  oproti předchozímu obrázku. Vidíme pouze šest korálků, nicméně není vidět ten nejvzdálenější od povrchu, tedy opět mrtvá zóna sondy je menší než na mém fantomu. Na tomto sonogramu je zcela patrné, že za použití sondy s vyšší frekvencí, získáváme mnohem detailnější obraz.



### **Hodnocení měření na fantomu č. 1**

Mrtvou zónu jsem mohla hodnotit oběma sondami. Sonda VF-13-5 poskytla lepší rozlišení a silnější signál od odrazivých struktur, oproti sondě C-5-2.

Profil paprsku a vertikální vzdálenostní přesnost jsem získala pouze sondou C-5-2, jejíž dosah byl vyšší. Tyto parametry se tedy sondou VF-13-5 nedaly zhodnotit. Nicméně tento fantom nebyl dostatečně přesný, abych mohla vyvodit jednoznačné závěry.

## 5.4 Fantom č. 2

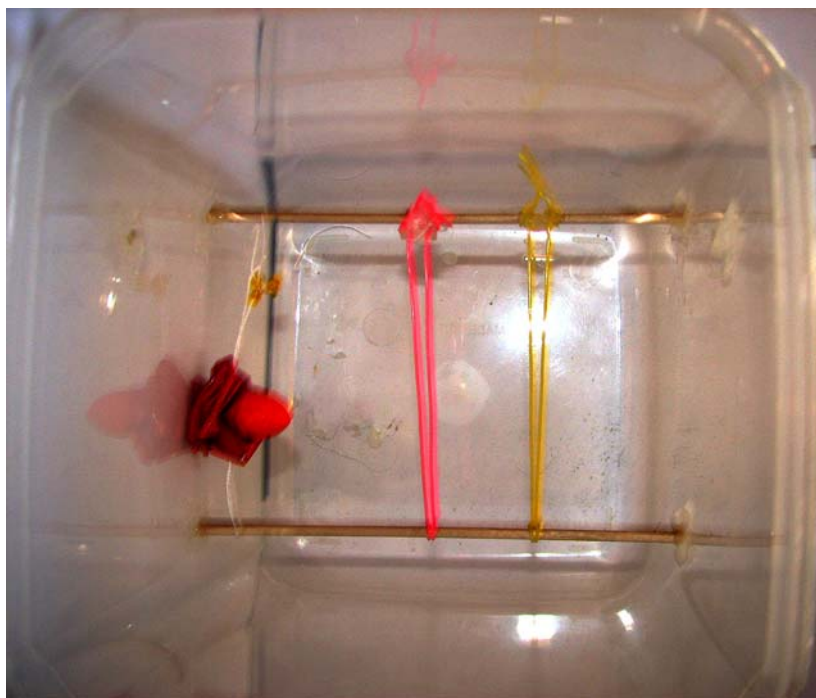
Tímto fantomem jsem se snažila o ověření axiální a laterální rozlišovací schopnosti a o ukázkou cysty.

### 5.4.1 Výroba části fantomu pro ověření axiální a laterální rozlišovací schopnosti

Do potravinové dózy jsem upevnila pomocí lepící pistole dvě špejle. Na ně jsem navázala silon o průměru 0,97mm dvěma různými způsoby, pro laterální rozlišovací schopnost jsem upevnění provedla tak, aby se vlákno silonu postupně rozdělovalo v horizontální rovině. Pro ověření axiální rozlišovací schopnosti jsem silon uvázala tak, aby se od sebe vlákna vzdalovaly spíše horizontálně. Pohybem sondy od nejužší části navázaných silonů směrem k postupnému oddalování vláken zjistím vzdálenost, kdy UZ zobrazí dvě samostatná vlákna.

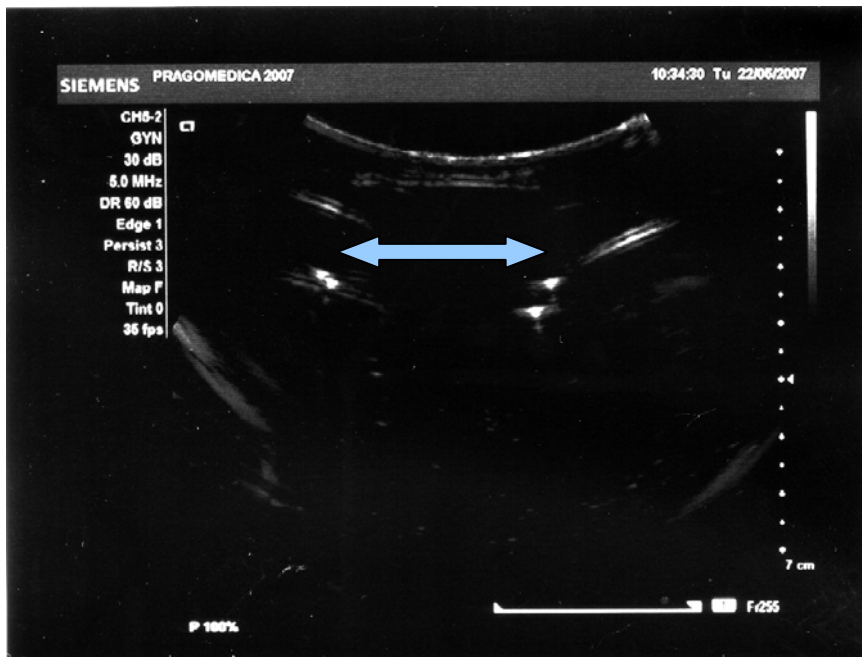
### 5.4.2 Výroba části fantomu pro demonstraci cysty

Ke stěně dózy jsem upevnila balónek naplněný vodou pomocí lepící pásky. Balónek jsem změřila posuvným měřítkem jeho vel. - 13mm  
Poté jsem opět zalila fantom do 10% želatiny.

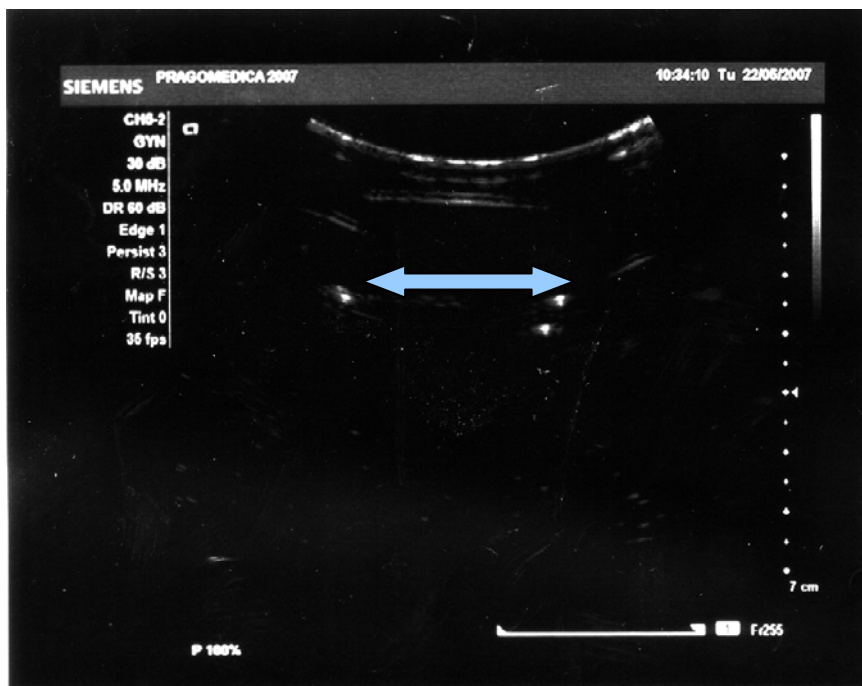


Obrázek 9 Fantom č. 2

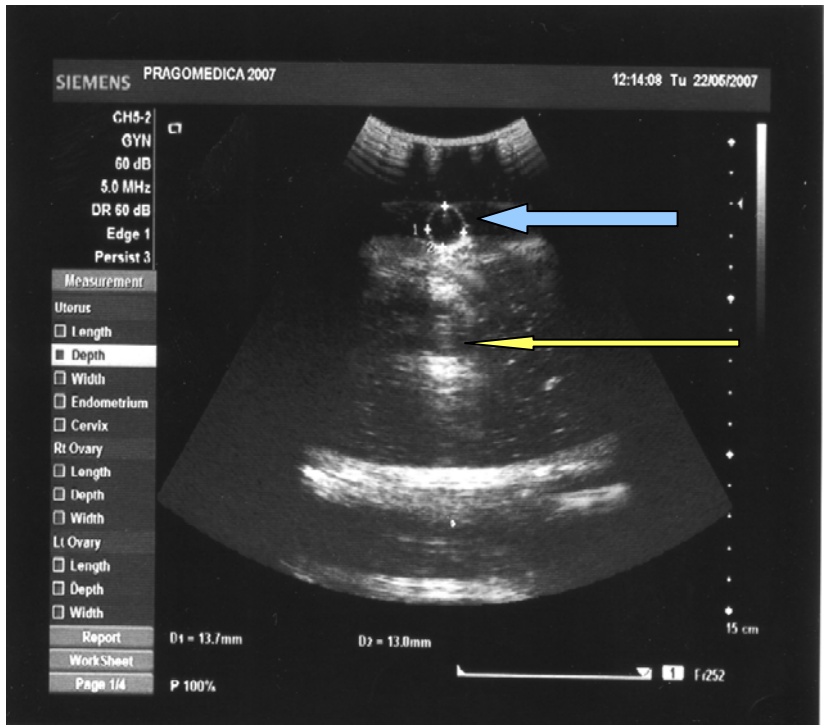
### 5.4.3 Sonogramy fantom č. 2



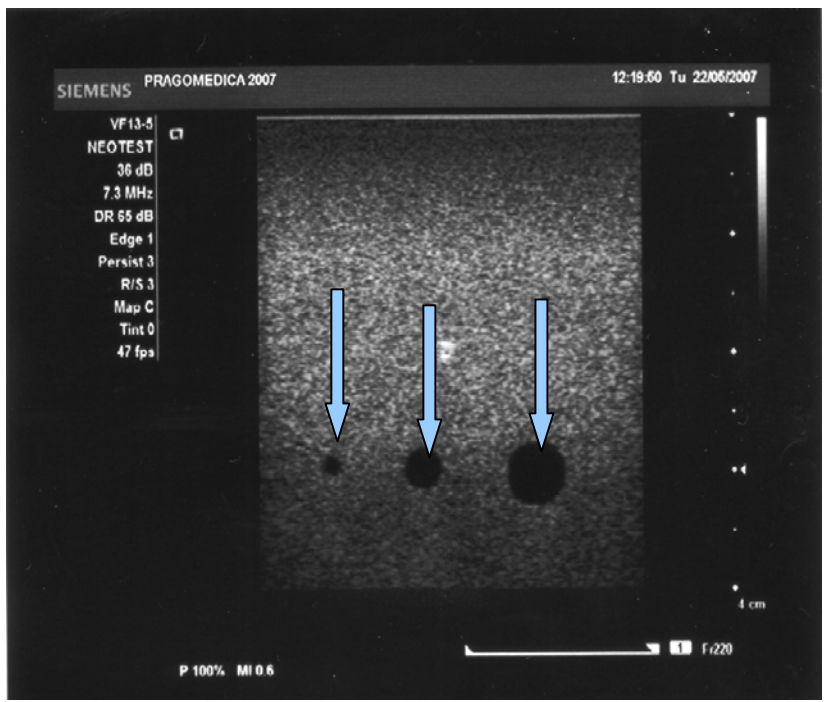
Obrázek 10 Ověření axiální a laterální rozlišovací schopnosti a)



Obrázek 11 Ověření axiální a laterální rozlišovací schopnosti b)



Obrázek 12 Demontrace cysty a)



Obrázek 13 Demontrace cysty b)

**Obr. 10** – Snímek byl pořízen sondou C-5-2 konvexní při  $f$  5 MHz

Konce modré šipky označují navázané silony. Vlevo vidíme silon pro ověření laterální rozlišovací schopnosti, vpravo pak pro ověření axiální rozlišovací schopnost.

Na tomto sonogramu vidíme, že sonda byla schopna v obou případech rozeznat dva body.

**Obr. 11** – Snímek byl pořízen sondou C-5-2 konvexní při  $f$  5 MHz

Modrá šipka odpovídá popisu na obr. 10. Na tomto sonogramu můžeme vidět, že silon navázaný pro ověření laterální rozlišovací schopnosti se jeví jako jeden bod, nikoli dva. Tedy toto snímané místo odpovídá hranici laterální rozlišovací schopnosti této sondy. Nicméně třeba poznamenat, že to nemohu srovnat se axiální rozlišovací schopnosti, neboť silony nejsou stejně upevněny.

**Obr. 12** – Snímek byl pořízen sondou C-5-2 konvexní při  $f$  5 MHz

Modrá šipka označuje balónek naplněný vodou. Jeho průměr odpovídá skutečnosti. Pomocí kaliperů jsem naměřila 13 mm. Žlutá šipka pak demonstruje artefakt zesílení zadní stěny, pro cysty typický znak. Cysta se podařila touto sondou demonstrovat správně, jako anechogenní a typickým artefaktem zesílení zadní stěny. Lineární sondou se mi bohužel nepodařilo cystu zobrazit.

**Obr. 13** – Snímek byl pořízen sondou VF-13-5 lineární při  $f$  7,3 MHz

Modré šipky označují cysty. Tento sonogram sem pořídila pomocí komerčně vyrobeného fantomu firmy Gammex, který mi byl zapůjčen.

## **Hodnocení měření na fantomu č. 2**

Opět byla pro mé účely a vzhledem ke konstrukci mých fantomů vhodnější pro měření konvexní sonda C-5-2. Nicméně po těchto pokusech sem se rozhodla vytvořit přesněji definovaný fantom, který by kromě demonstračních účelů měl i výpovědní hodnotu.

## 5.5 Fantom č. 3

### 5.5.1 Postup při výrobě fantomu

Nejprve jsem vytvořila šablonu pomocí milimetrového papíru, abych si byla jistá přesnou vzdáleností terčů. Jako terče jsem zvolila nylony o průměru 0,1 mm, vzhledem k tomu, že takto malá velikost je nezbytná pro zabránění reververančních artefaktů při frekvenci 5 Mhz (11).

*Šablonu z milimetrového papíru přikládám v příloze č.2*

Nejprve jsem šablonu vystříhla a poté nalepila na stěnu menší potravinové dózy. Pomocí jehly jsem potom vytvářela ve stěně dózy malé otvory. Stejným způsobem jsem postupovala i na druhé stěně. Když byly otvory hotové, odlepila jsem je od stěn šablony a provlékla vždy mezi dvěma stejnými otvory nylon, který jsem poté na obou stranách upevnila lepicí páskou tak, abych zároveň utěsnila dózu, vznikla mi tedy jakási prostorová síť. Při navlékání nylonů jsem postupovala ode dna tak, abych postupně mohla navléknout vše až po okraj. Bylo to vcelku obtížné, protože nylon byl tak tenký, že téměř nebyl vidět.

Poté byla celá dóza oblepena izolační lepicí páskou a kostra fantomu byla zalita želatinou stejně jako v případě fantomů 1 a 2.

Bohužel než došlo ke ztuhnutí želatiny došlo k jejímu menšímu úniku a hladina fantomu klesla z původně plánované výšky o šest mm. Tato komplikace pak znemožnila provést hodnocení mrtvé zóny a horizontální vzdálenostní přesnosti v hloubce dva centimetry. Ostatní útvary zůstaly zachovány v pořádku, proto jsem měření provedla na nich.

### 5.5.2 Vlastní měření na fantomu č. 3

Pro hodnocení rozlišovací schopnosti lineární VF 13-5 a konvexní C 5-2 sondy jsem vytvořila jednoduchou tabulku, a dále vypracovala postup, jak budu hodnotit jednotlivé parametry což je uvedeno za tabulkou (tab1)

	Konvexní / C 5-2	Lineární/ VF 13-5
<b>Mrtvá zóna</b>	<i>Nenaměřeno</i>	<i>nenaměřeno</i>
<b>Axiální rozlišovací schopnost</b>	1 mm	1 mm
<b>Laterální rozlišovací schopnost h – 4 cm</b>	1 mm	1 mm
<b>Laterální rozlišovací schopnost h – 10 cm</b>	1 mm	1 mm
<b>Vertikální vzdálenost</b>	100 %	100 %
<b>Horizontální vzdálenost h – 2 cm</b>	<i>Nenaměřeno</i>	<i>nenaměřeno</i>
<b>Horizontální vzdálenost h – 12 cm</b>	100 %	100 %

Tabulka 1

**Mrtvá zóna** – 1, 2, 3, 4 podle prvního zobrazeného terče vzdálenost mezi terči 3 mm (terče natažené nylony o průměru 0,1 mm)

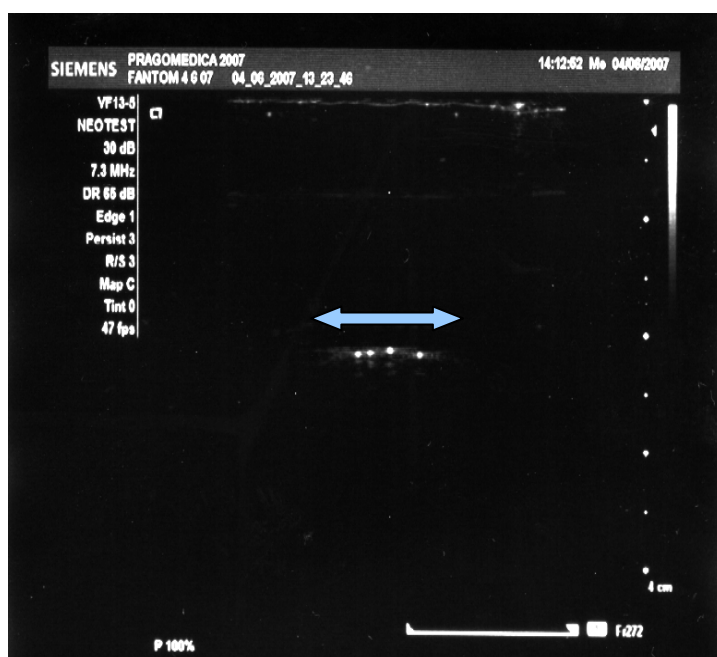
**Axiální rozlišení** - 1mm, 2mm, 3mm, 4mm, 5mm- zaznamenáváme nejmenší vzdálenost mezi dvěma body, které lze rozlišit jako samostatné v axiální rovině/ terče natažené nylony o průměru 0,1 mm

**Laterální rozlišení** - 1mm, 2mm, 3mm zaznamenáme nejmenší vzdálenost mezi dvěma body které lze rozlišit jako samostatné v laterální rovině a to v hloubce 4 cm a 10 cm /terče natažené nylony o průměru 0,1 mm

**Vertikální vzdálenost** - vyjadřuji v procentech 100% - ve všech hloubkách stanovena správná vzdálenost mezi všemi 7mi terči, všechny od sebe vzdáleny přesně 20 mm /terče natažené nylony o průměru 0,1 mm

**Horizontální vzdálenost** - vyjadřuji v procentech, 100% pokud v hloubkách h- 2 cm a h-12 cm bude stanovena správná vzdálenost mezi všemi osmi terči vzdálenými od sebe vždy 20 mm (terče natažené nylony o průměru 0,1 mm)

### 5.5.3 Sonogramy fantom č. 3

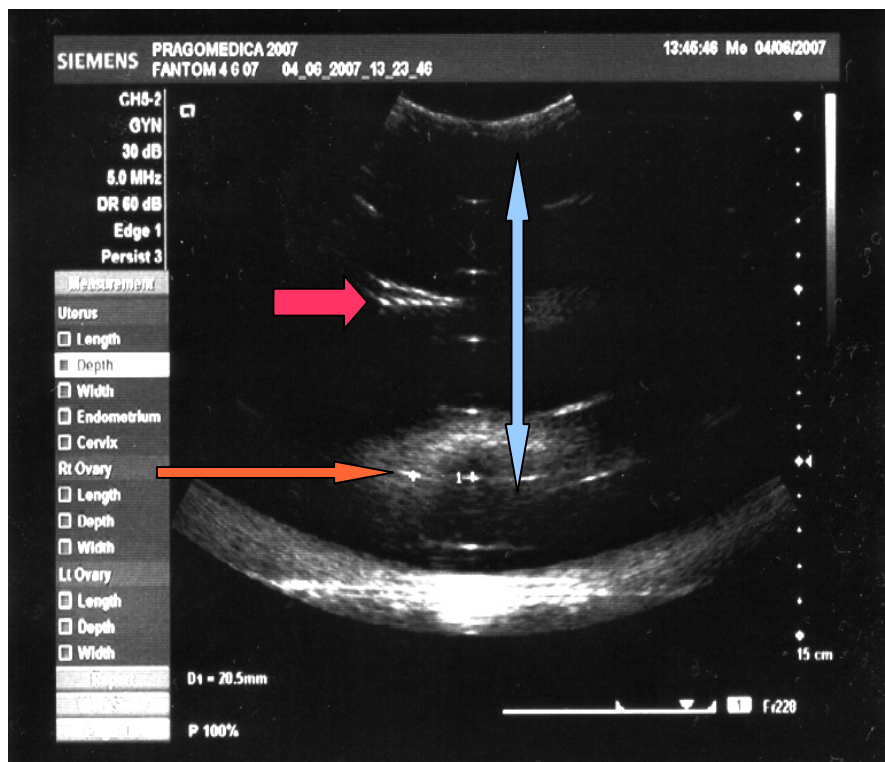


Obrázek 14 Laterální rozlišovací schopnost h- 3 cm a)



Obrázek 15 Laterální rozlišovací schopnost h 3cm b)





**Obrázek 16** Přehledný snímek fantomu č. 3

**Obr. 14** – Snímek byl pořízen sondou VF-13-5 lineární při  $f$  7,3 MHz  
 Hloubka asi 3 cm. Vzhledem k poklesu hladiny oproti plánovaným 4 cm. Modrá šipka znázorňuje čtyři terče, jak je vidět je laterální rozlišovací schopnost menší než jeden mm, vidíme všechny terče jako samostatné.

**Obr. 15** – Snímek byl pořízen sondou VF-13-5 lineární při  $f$  11,4 MHz  
 Pozorujeme totéž co na předchozím snímku, jen s vyšší frekvencí. Sondou VF-13-5 se přehledný snímek vzhledem k jejím vysokým frekvencím pořídit nedal, proto přikládám pouze tyto dva snímky pro představu. Hodnocení sondy vyplývá z tabulky.

**Obr. 16** – Snímek byl pořízen sondou C-5-2 konvexní  $f$  5 MHz  
 Na těchto sonogramech jsou patrné struktury, které jsou totožné s těmi na šabloně (viz příloha 2).

## 6 Hodnocení

Uskutečněná měření prokázala, že oproti fantomům 1 a 2 byl fantom 3 navržen a vyroben správně.

Přesto musím konstatovat, že zobrazovací schopnost ultrazvukových sond je lepší, než mé fantomy, vzhledem ke skutečnosti, že na mém fantomu bylo nejmenší rozlišení 1mm a ultrazvukové sondy jsou schopny rozlišení menšího než 0,5mm. Tedy můj doma vyrobený fantom by měl být schopen odhalit jen hrubé nedostatky měření a větší opotřebování sond.

Poměr citlivost pronikavost se na mých fantomech nedal spolehlivě změřit, stejně jako poměr signál šum. Důvod je prostý, želatina totiž bohužel není médiem, které by přesně splňovalo požadavky kladené na medium fantomu. Želatina má totiž takové akustické vlastnosti, že lze vidět nepřehledné množství artefaktů, např. zrcadlení, reverberace atd. Což ale dle mého názoru může být užitečné pro výukové účely, aby lékař dokázal bez problémů odlišit artefakty od opravdových ultrasonografických obrazů.

### 6.1 Srovnání sond

Při srovnání dvou sond- **CH-2 konvexní** – 2,5-5 MHz,

schopnost pronikavosti max 30 cm

Pomocí této sondy se mi podařilo změřit, zobrazit a objevit uspokojivě všechny struktury, které byly potřeba, až na povrchové a to zhruba od vzdálenosti od povrchu asi 3 cm.

- **VF13-5 lineární** - 7,3- 11,4 MHz,

-schopnost pronikat asi 6 cm.

Pomocí této sondy jsem byla schopna zobrazit dobře jen povrchové struktury zhruba do hloubky 6 cm obraz byl dle očekávání detailnější, nicméně nebyl dostatečně přehledný. Mrtvou zónu ani horní skupinu vertikálních terčů pro vzdálenostní přesnost nebyla schopna zobrazit ani tato sonda, chybu přičítám znehodnocení povrchově uložených terčů posunutím hladiny želatiny.



**Obrázek 17** Foto testovaných sond

## **7 Testovaný ultrasonograf**

Měřila jsem na přístroji Siemens Acuson X300. Dle mých informací se jedná o přístroj, průměrných vlastností. Nicméně, jak již bylo řečeno, jeho zobrazovací schopnosti jsou přesnější a lepší, než jsou mé fantomy.



**Obrázek 18** Foto sonografu na kterém byla prováděna měření

## 8 Závěr

Závěry vyplývající z mé bakalářské práce jsou dva.

### 8.1 Potřeba kontrol kvality

Ačkoli to možná není patrné na první pohled, s mým tématem bakalářské práce je problematika kontrol kvality a norem úzce spojena, neboť právě fantomy jsou jedním z prostředků jak provádět rychlou kontrolu kvality zobrazování ultrasonografů. Jinak dle mého názoru jsou kontroly kvality a zavedení norem důležitou součástí všech vyšetření pomocí přístrojů zobrazovací techniky vzhledem ke snaze standardizovat lékařskou péči a lékařská vyšetření. Dalším důvodem pro objektivní kontroly kvality je také fakt, že většina lékařů provádějících a hodnotících tato vyšetření nemá hlubší pojem o technických parametrech přístroje. Mimo to, lékař, který s ultrasonografem pracuje každý den nevidí objektivně zhoršení kvality zobrazování, vzhledem k tomu, že zhoršování kvality nastává postupně.

Na závěr této kapitoly lze konstatovat, že pravidelné kontroly pomocí fantomu jsou postačující jedenkrát ročně a dle mého názoru je důležité, aby v naší republice byly normy upravující tyto oblasti vytvořeny. Nicméně je bezpochyby nutné provádět zevrubnou kontrolu přístroje každý den před zahájením vyšetřování.

### 8.2 Komerční fantom x Vyrobit fantom

Na otázku zda je přínosné vyrábět fantom v domácích, nikoli profesionálních podmínkách musím přiznat, že ne. Vyrobit vlastní fantom je zajisté přínosem v rámci studijních a demonstračních účelů, a také výborným prostředkem jak se naučit zacházet s ultrasonografem. Nicméně co se týče kalibrace přístroje a objektivního přesného hodnocení jeho rozlišovací schopnosti, je amatérsky vyrobený fantom nedostatečný. Ačkoli jsou tedy ceny komerčně vyráběných fantomů v poměru k ceně průměrných ultrasonografů vysoké, má smysl jejich využívání. Na druhou stranu je dle mého názoru zbytečné pro menší pracoviště komerčně vyráběné fantomy kupovat. Kompromisem pravděpodobně bude vznik firem se školenými pracovníky, kteří budou jednou ročně na lékařská pracoviště s fantomem docházet a provádět zákonem stanovené kontroly a udělovat akreditace přístrojům.

## 9 Přehled použité literatury

- (1) GAMMEX rmi® – Quality Assurance Products and Services for Diagnostic Imaging and Radiation Oncology. [Www.gammex.com](http://www.gammex.com) [online]. USA : 2001, 13.6.1996 [cit. 2007-06-07]. Stránky firmy vyrábějící fantomy. Anglický. Dostupný z WWW: <[www.gammex.com](http://www.gammex.com)>.
- (2) CIRS. [Www.cirsinc.com](http://www.cirsinc.com) [online]. 2428 Alameda Avauue, Norfolk, Virginia : [2004] , 2007 [cit. 2007-06-07]. Informační materiály firmy CIRS. Anglický. Dostupný z WWW: <[www.cirsinc.com](http://www.cirsinc.com)>.
- (3) ZUNA, Ivan, POUŠEK, Lubomír. Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice. Lektor Ing. Jiří Hozman. Praha : ČVUT, 2000. 76 s.
- (3) HRAZDÍRA, I. Stručné repetitorium ultrasonografie. Brno : Toshiba, 2003. 112
- (5) Česká ultrasonografická společnost. [Csu.upol.cz](http://csu.upol.cz) [online]. Olomouc : Česká ultrasonografická společnost, 2003, 2006 [cit. 2007-06-07]. Sborník. Český. Dostupný z WWW: <[csu.upol.cz](http://csu.upol.cz)>.
- (6) HÁLEK , J., DOLEŽEL, L. Bezpečnost ultrazvukové diagnostiky:praktické využití výzkumu a vývoje v medicíně . Žurnál : periodikum University Palackého v Olomouci. 2001, roč. 10, č. 10, s. 4-4. Dostupný z WWW: <[http://www.upol.cz/fileadmin/zuparchiv/X/vol\\_13.pdf](http://www.upol.cz/fileadmin/zuparchiv/X/vol_13.pdf)>.
- (7) PALMER, P.E.S. Manuál ultrazvukové diagnostiky. Avicenum Grada. 3. aktualiz. vyd. Kalifornie : Kalifornská universita, Davis, Kalifornie, USA, 2003. 340 s.
- (8) WEBB, Steve. The physics of medical imaging : Medical science series. R.F. Mould. 6th rev. edition. Philadelphia : Institute of Phsyics publishing, Bristol and Philadelphia, 2000. 6330 s. ISBN 0-85274-349-1.

- (9) HEDRICK, W.R.H, HYKES , D.L., STARCHMAN, D.E. Ultrasound physics and instrumentation. 4th compl. edition. St. Luise, Missouri : Elsevier, 2005. 445 s. ISBN 0-323-03212-5.

## 10 Přílohy

### Příloha č. 1

- **ČSN EN 61157** (364882) Ultrazvuk – Požadavky na deklaraci akustického výstupu zdravotnických diagnostických ultrazvukových přístrojů  
**Schválena:** 07.1997  
**Účinnost:** 1997-08-01
- **ČSN EN 61220** (364883) Ultrazvuk – Pole – Návod pro měření a popisování ultrazvukových polí vytvářených zdravotnickými ultrazvukovými přístroji užitím hydrofonů v kmitočtovém rozsahu od 0,5 MHz do 15 MHz  
**Převzata:** schválením originálu k přímému používání  
**Schválena:** 07.1997  
**Účinnost:** 1997-08-01
- **ČSN EN 61266** (364884) Ultrazvuk – Použití kapesního dopplerovského detektoru při detekci srdečních ozev plodu – Provozní požadavky, metody měření a dokumentace výsledků  
**Schválena:** 10.1997  
**Účinnost:** 1997-11-01
- **ČSN EN 61206** (364885) Ultrazvuk – Dopplerovský systém s kontinuální vlnou – Zkušební postupy  
**Převzata:** schválením originálu k přímému používání  
**Schválena:** 12.1997  
**Účinnost:** 1998-01-01
- **ČSN EN 61689** (364886) Ultrazvuk – Fyzikálně-terapeutické systémy – Požadavky na užité vlastnosti a metody měření v rozsahu kmitočtů 0,5 MHz až 5 MHz  
**Převzata:** schválením originálu k přímému používání  
**Schválena:** 12.1997  
**Účinnost:** 1998-01-01
- **ČSN EN 61847** (364887) Ultrazvuk – Chirurgické systémy – Měření a deklarace základních výstupních charakteristik  
**Schválena:** 08.1999

**Účinnost:** 1999-09-01

- **ČSN EN 61846** (364888) Ultrazvuk – Litotryptory s rázovou vlnou – Charakteristiky polí

**Schválena:** 08.1999

**Účinnost:** 1999-09-01

- **ČSN EN 61685** (364903) Ultrazvuk – Systémy měření průtoku – Průtok zkušebním objektem

**Převzata:** schválením originálu k přímému používání

**Schválena:** 08.2002

**Účinnost:** 2002-09-01

- **ČSN EN 61828** (364904) Ultrazvuk – Fokusevané měniče – Definice a metody měření přenášených polí

**Převzata:** schválením originálu k přímému používání

**Schválena:** 08.2002

**Účinnost:** 2002-09-01



**Příloha č. 2**

**Šablona pro výrobu fantomu**

