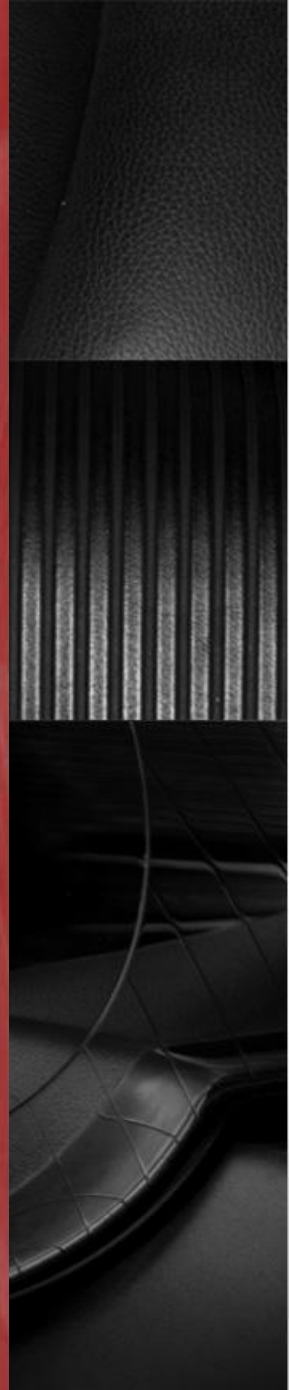


Zobrazovací systémy využívající neionizující záření

Biofyzika



Ionizující vs. Neionizující záření

- Ionizující záření – vyvolává v látce ionizaci

- Negativní vliv na živé organizmy

- Vyráží elektrony z atomů -> vznik nabitých kationtů -> vysoce reaktivní částice -> dochází k různým chemickým reakcím -> usmrcení buňky nebo změna DNA informace

- Stochastické účinky (není dán práh) – náhodné účinky na tkáň (projeví se až s určitým zpožděním), v praxi se proto uplatňuje přístup ALARA „As Low As Reasonably Achievable“

- Deterministické účinky (dán práh: 1-3Gy) – akutní nemoc z ozáření, nenádorová onemocnění

Ultrazvuk

Ultrazvuk je akustické vlnění s frekvencí od 20kHz do 1GHz. Pro lékařské aplikace (diagnostiku a terapii) se používají frekvence mezi 2 – 40 MHz (vyšší frekvence pro diagnostiku oka).

Pro zpracování signálu a interpretaci obrazových dat je důležité jak interaguje ultrazvuk s tkání.



Základní veličiny ultrazvuku

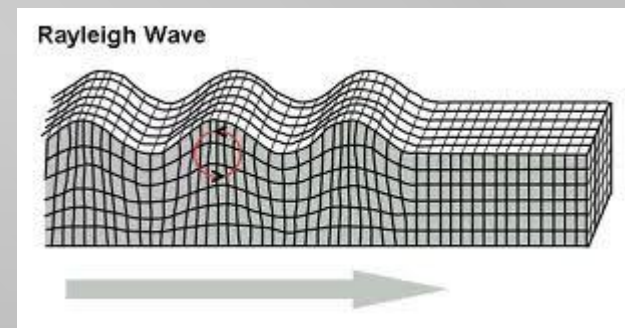
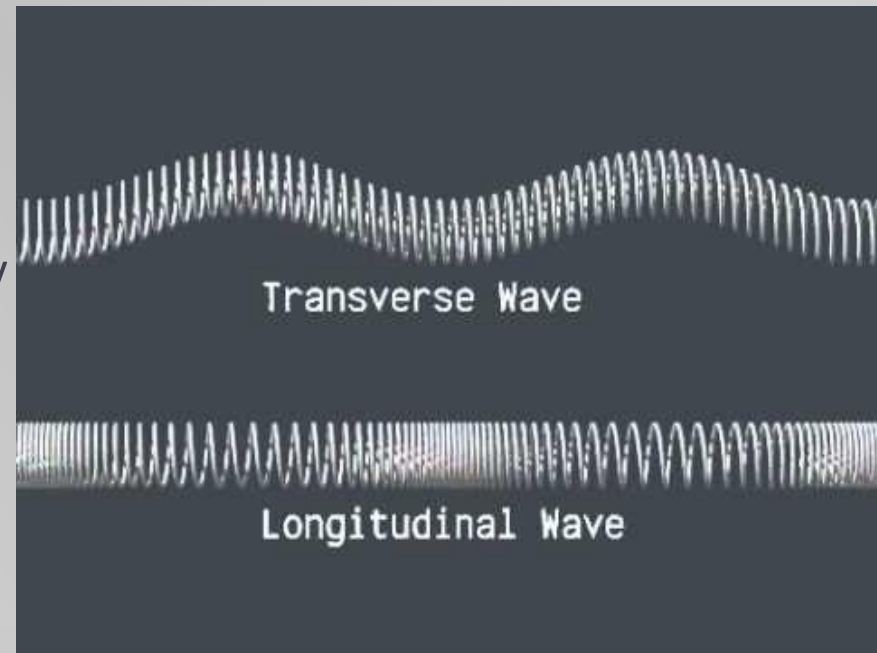
- Ultrazvuk prochází hmotným prostředím pomocí vibrací částic - aktivované částice kmitají kolem svých rovnovážných poloh. Částice jsou však vázány elastickými silami, takže vibrace jedné se přenášejí na sousední a tak se šíří ultrazvuková vlna prostředím.
- Protože vazba mezi částicemi je elastická a každá částice má konečnou hmotnost, dochází ke zpoždování přenosu energie od jedné částice k druhé. V důsledku třecích sil prostředí, kterým se ultrazvuk šíří, dochází k absorpci energie, která se mění v teplo.

Pro popis ultrazvuku musíme zavést některé veličiny:

- akustický tlak p
- rychlost částic v – rychlost kmitání částic kolem rovnovážné polohy
- rychlost šíření uzv. vlny c
- hustota prostředí ρ

Ultrazvukové vlny

- rozlišujeme podle pohybu částic vzhledem ke směru postupu ulz. vlny.
- **Příčné vlny** – částice prostředí kmitají jen v rovinách kolmých na směr šíření. Vznikají jen v pevných látkách.
- **Podélné vlny** – částice prostředí kmitají přímočaře ve směru šíření vlny. Vzniká střídavé zhušťování a zředování částic, čímž dochází ke změně objemu.
- **Povrchové (Rayleighovy) vlny** – šíří se na volném povrchu do hloubky rovné jedné vlnové délce.



Parametry prostředí

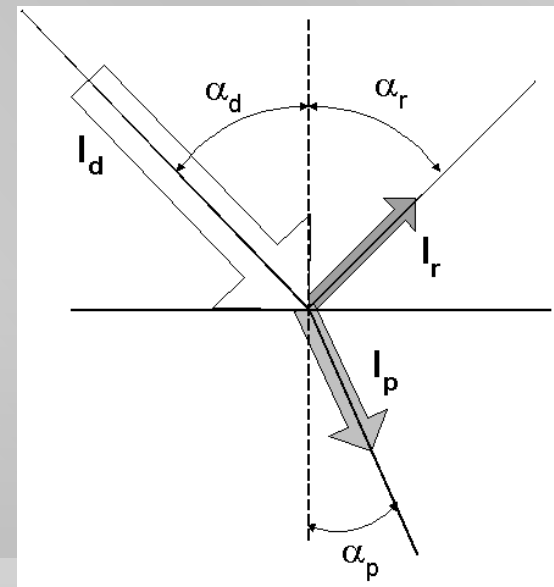
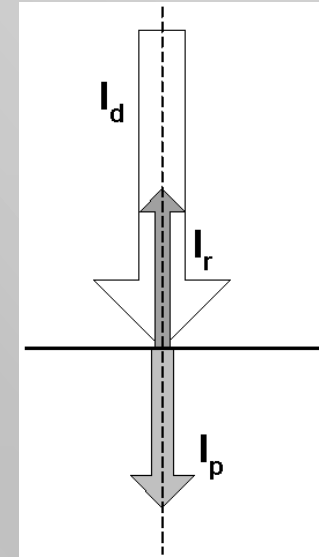
- Rychlost šíření (podélných) vln je závislá na parametrech prostředí: $c = \sqrt{\frac{E}{\rho}}$
- kde E je Youngův modul pružnosti [Pa].
- Typické hodnoty c pro tkáň se pohybují od 1450m/s (tuk) do 2500m/s (kost). Pro živou tkáň se uvažuje „typická“ hodnota rychlosti **1540m/s**.
- Rychlost šíření ultrazvuku v různých tkáních je tedy v širokém rozsahu **nezávislá na frekvenci**. Můžeme tedy využít jednoduchý vztah mezi vlnovou délkou a frekvencí ultrazvuku: $\lambda = c/f$
- Vlnová délka ultrazvuku je důležitá právě v jeho diagnostických aplikacích. Určuje nejkratší vzdálenost mezi dvěma objekty, jež leží na ose ultrazvukového svazku a mohou být teoreticky od sebe odlišeny (později). Determinuje tedy **limitní geometrickou rozlišovací schopnost systému**. Například pro lidskou tkáň (1540m/s) a pro kmitočet 2MHz je tato hodnota 0.77mm.
- Další důležitou veličinou charakterizující prostředí je **akustická impedance**:

$$Z = \rho \cdot c = \sqrt{E \cdot \rho} \quad [Pa \cdot s \cdot m^{-1}]$$

- (Nejen) podle rozdílu akustických impedancí dochází k různým jevům na rozhraních prostředích (odraz, lom, rozptyl).

Primární parametrické pole

- Nositel informace o ppp je odražené *echo*. Odrazy vznikají na rozhraních, které mají různou akustickou impedanci. Odrazy jsou 1D signály v čase, které však nesou informaci o pozici daného rozhraní v podélném směru vyzařování.
- Uzv svazek se šíří přímočaře. Dopadne-li na rozhraní dvou prostředí o různých hodnotách Z_1 a Z_2 , projde z části do druhého prostředí a z části se odrazí. Pokud nedopadá na rozhraní v kolmém směru, tak se mění i směr šíření – **vlňení se láme**.

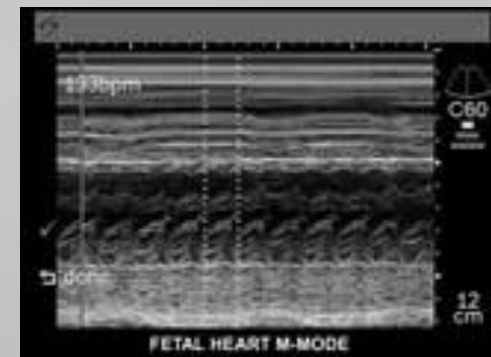
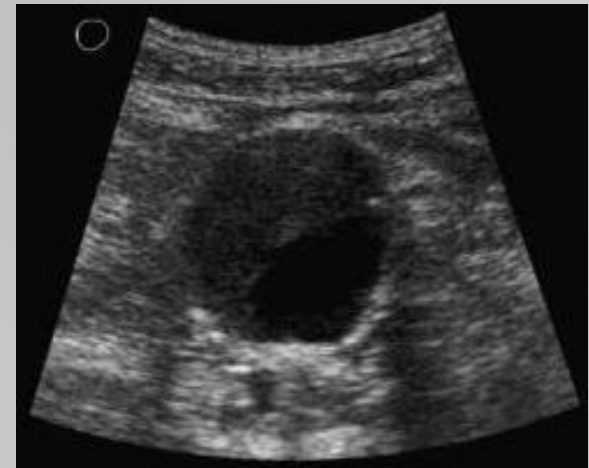
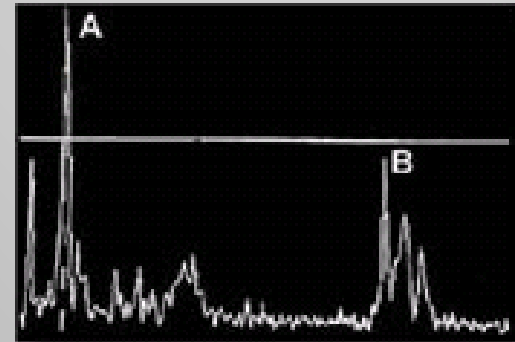


Zobrazovací režimy

▪ **A-mód** – krystal generuje do prostoru v určitém směru impulsy zvukové energie. Na nehomogenitách dochází k odrazům, které se detekují. Vzniklé echo (1D) tvoří tzv. A-scan.

▪ **B-mód** – dochází k vychylování zvukového pulsu do různých stran. Jednotlivá echa (A-scany) tvoří tzv. B-scan (2D) – ultrazvukový tomogram. Velikost odrazu pak moduluje jas ve výsledném 2D obrazu.

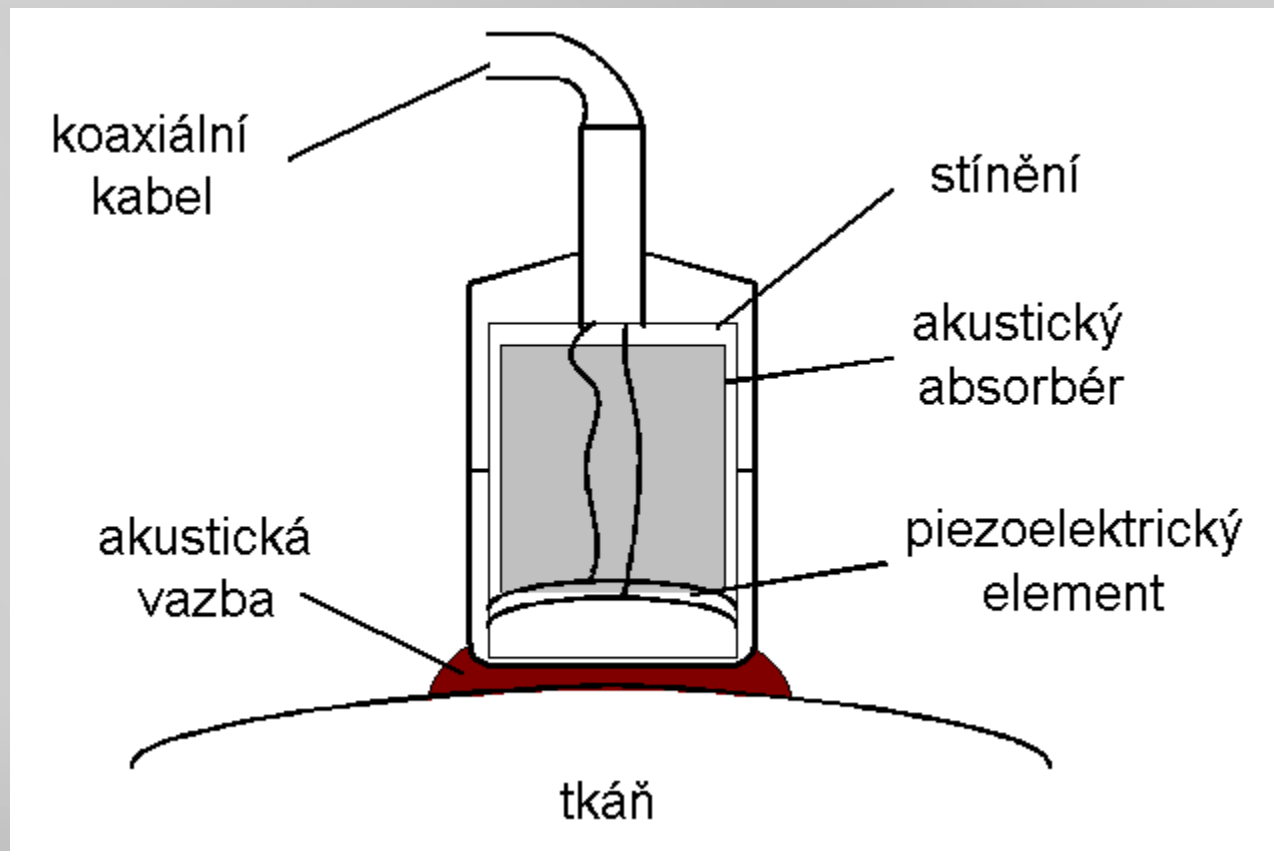
▪ **M-mód** – také TM mód (time motion). Slouží ke zobrazování pohybujících se struktur. Jedná se o zobrazení polohy (axiální – vzhledem k sondě) v závislosti na čase.



Bezpečnost pacienta

- Během 40 let používání uzv nebyly prokázány žádné škodlivé účinky tohoto záření (pro nízké intenzity). Pro délku vyšetření a použitou intenzitu platí tzv. **princip ALARA** (As Low As Reasonably Achievable). Tedy – doba vyšetření by neměla být delší a intenzita větší než je nezbytně nutné k získání požadované diagnostické informace. Závisí to tedy od vyšetřujícího lékaře: zkušenost, zručnost, vzdělání,...
- Při aplikaci uzv dochází k mechanickému a k tepelnému namáhání tkáně. K popisu slouží:
 - **Tepelný index – TI** – poměr celkového nastaveného akustického výkonu přístroje k takovému výkonu, který vyvolá zvýšení teploty o 1 °C Všeobecné riziko je při jeho hodnotě nad 4, riziko pro plod nad 2,5. Dále se používají TIS (soft tissue thermal index), TIC (cranial bone thermal index), TIB (bone thermal index).
 - **Mechanický index – MI** - je indikátorem možného vzniku (kolapsové) kavitace (vlivem podtlaku dochází v kapalině ke vzniku kavitační bubliny, která prakticky ihned zaniká – vlivem tlaku. Při tomto jevu dochází ke krátkodobému, lokálnímu zvýšení teploty a tlaku). MI je poměr záporné amplitudy akustického tlaku a druhé odmocniny použité frekvence.
- Všeobecné riziko je při hodnotě nad 1,9. Uvádí se zvýšené riziko při použití kontrastních látek při MI nad 0,7.

Schéma sondy

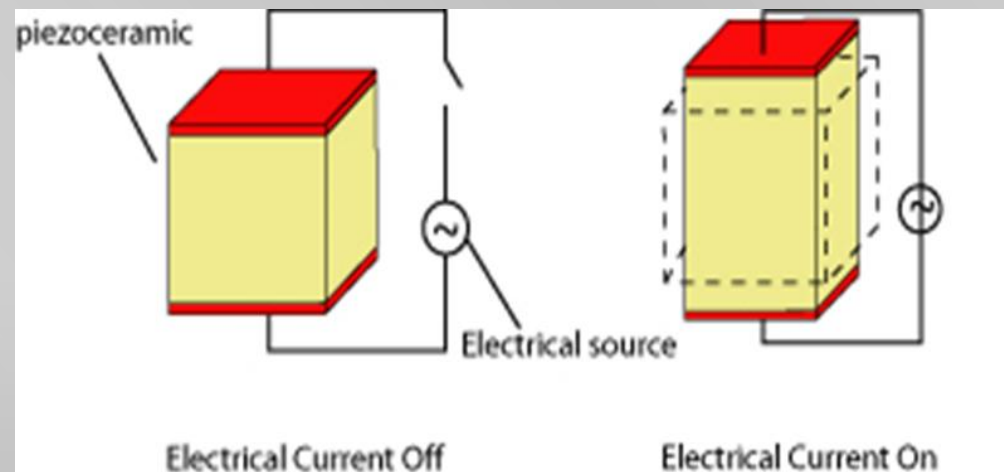


Sonda přijímač/vysílač

▪ Zdrojem ultrazvukového vlnění je měnič, umístěný v diagnostické sondě. Tenký ultrazvukový měnič vhodného tvaru má na obou protilehlých stranách napařeny elektrody, na které je v režimu generace připojen vysokofrekvenční signál. V důsledku nepřímého piezoelektrického jevu dochází k deformaci tloušťky krystalu, které jsou přes akustickou vazbu přenášeny do prostředí, jež vytváří primární parametrické pole. V režimu příjmu (mezi dvěma generovanými pulsy) je krystal měniče vystaven mechanickému namáhání od odražených ultrazvukových ech. V důsledku přímého piezoelektrického jevu v závislosti na velikosti mechanické deformace, je snímán z obou elektrod potenciální rozdíl, který je přiváděn do přijímače ultrazvukového systému.

▪ **Přímý p. jev** – popisuje vznik elektrických nábojů na plochách měniče při jeho mechanickém namáhání.

▪ **Nepřímý p. jev** – vznik mechanických deformací vlivem působícího elektrického pole.



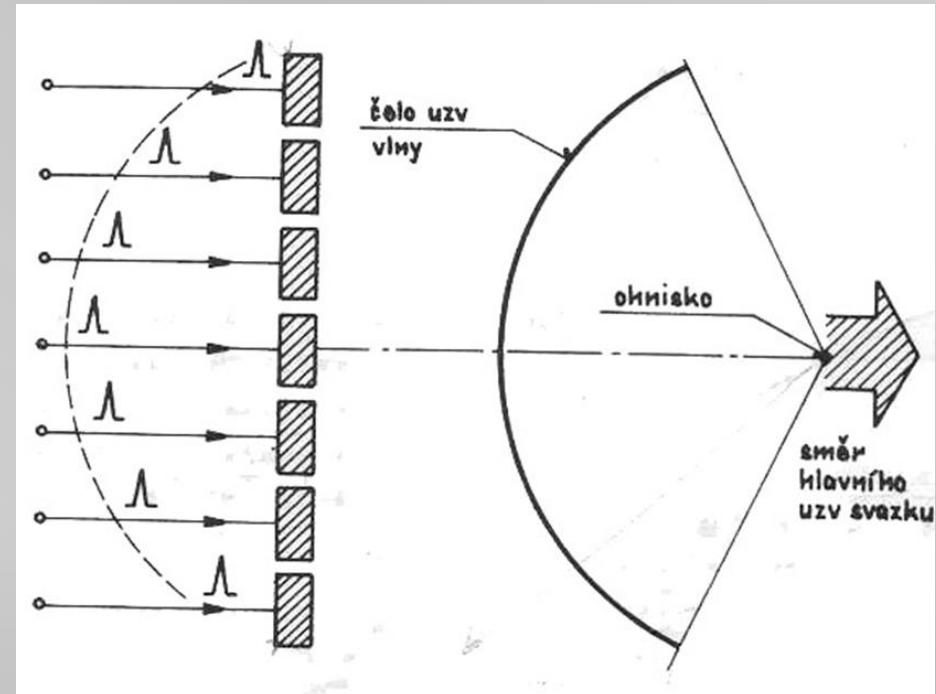
Fokusace svazku

Rozlišovací schopnost uzv ZS je určena zejména směrovou charakteristikou sondy. Z ní je patrná divergence uzv svazku (postupné rozšiřování) v laterálním směru. Pokud chceme sledovat tkáně ve větších hloubkách, je vhodné (nutné) provádět fokusaci svazku (zaostřování).

Princip elektronické fokusace-fázové buzení jednotlivých krystalů v režimu vysílání. Vnější krystaly jsou buzeny dříve, střední měniče později. Změnou fázového/časového posuvu se dosáhne změny polohy ohniska – dynamická fokusace.

Podobně lze realizovat i fokusaci v režimu příjmu – zpoždění pro vnější elementy je nejmenší a pro vnitřní největší.

Fokusace ovlivňuje geometrickou rozlišovací schopnost – v místě fokusace bude toto rozlišení nejlepší (především v laterálním směru).



Buzení krystalů

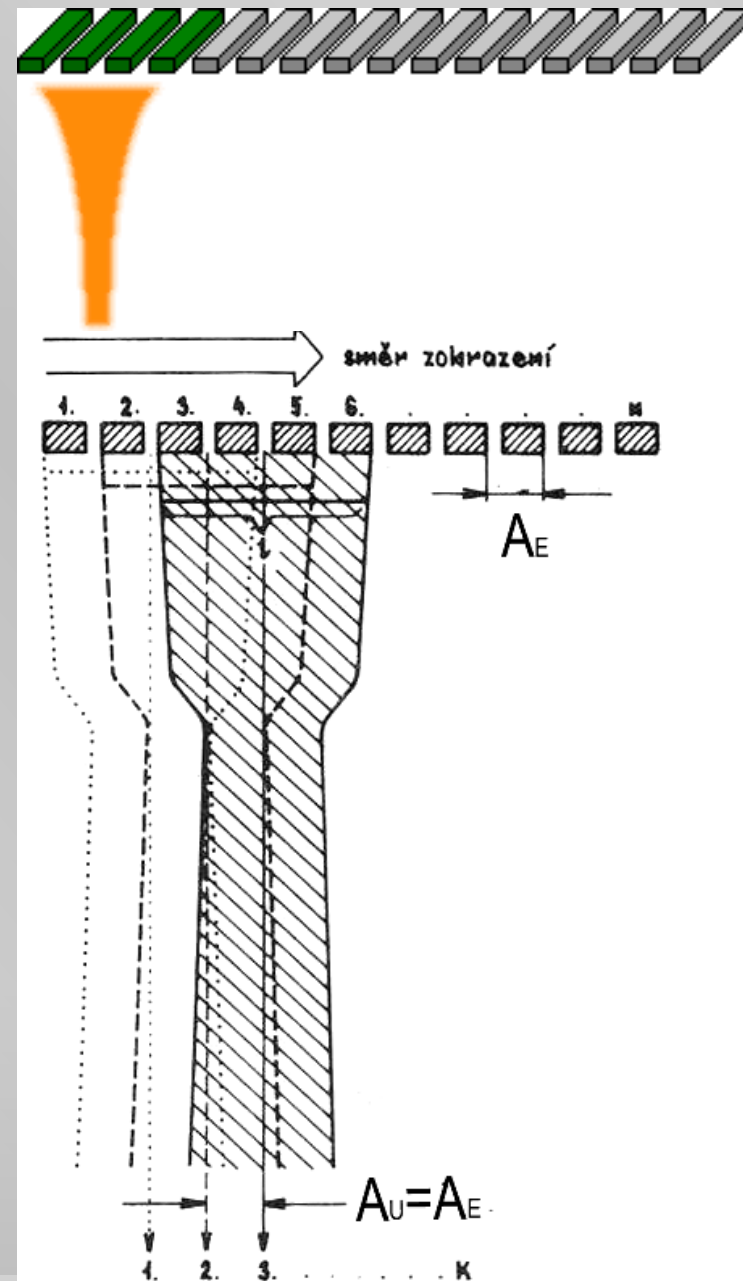
- Při režimu vysílání sonda generuje uzv vlnu, která se šíří prostředím v daném směru. Vychylování uzv svazku se dříve provádělo mechanicky. Dnes se uplatňuje elektronický systém vychylování, kdy je řada měničů v diagnostické sondě buzena časovacími obvody.

- **Lineární snímání**

- *A. metoda postupného buzení*

- Jednotlivé elementy jsou postupně buzeny a je tak skenováno celé zorné pole. Měniče však generují uzv svazek do poměrně širokého prostoru a proto se používá buzení několika měničů současně.

- Uzv svazky od jednotlivých elementů jsou od sebe vzdáleny o velikost rovnu vzdálenosti elementárních krystalů.



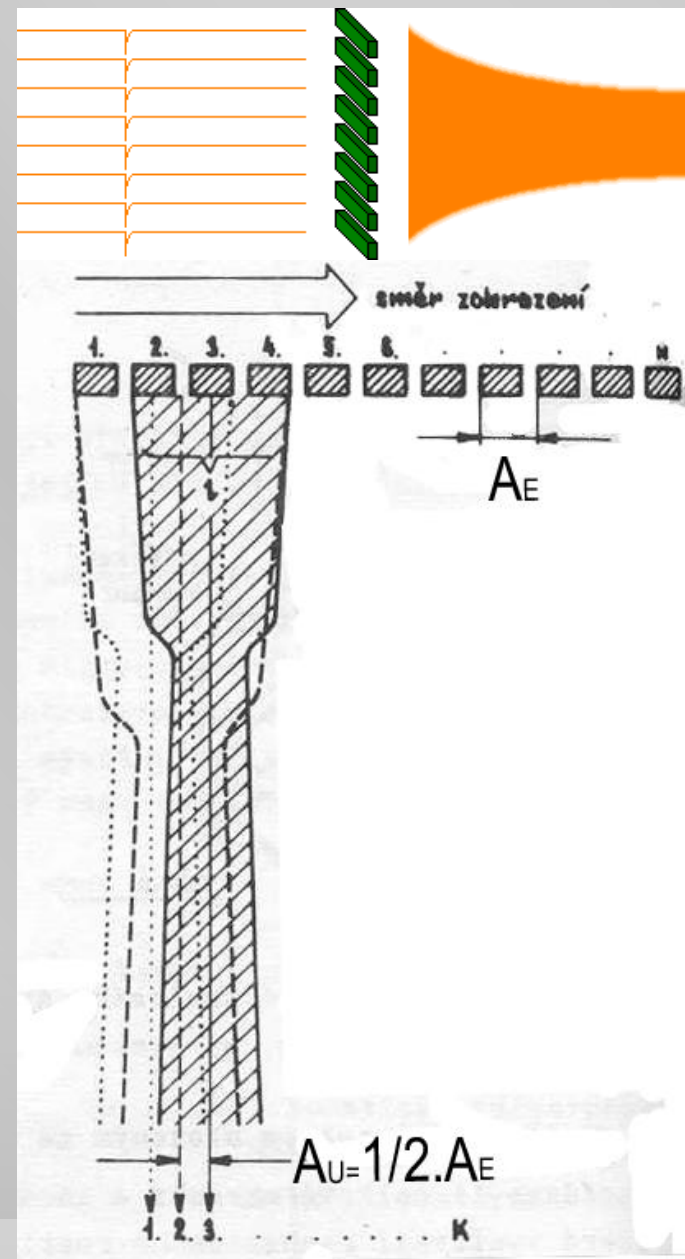
Buzení krystalů

- Lineární snímání

- *B. metoda současného buzení*

- Využívá se toho, že současným vybuzením několika měničů lze dosáhnout fokusace uzv svazku. Používá se například metoda, že jsou buzeny krystaly 1,2,3. Potom jsou vybuzeny krystaly 1,2,3,4 a pak krystaly 2,3,4 atd. Tímto způsobem se dosáhne jemnějšího posuvu uzv svazku ve směru snímání.

- Často se takto budí až 20 měničů. Pokud se pro akvizici každého A-scanu budí všechny krystaly, mluvíme o tzv. phased array.

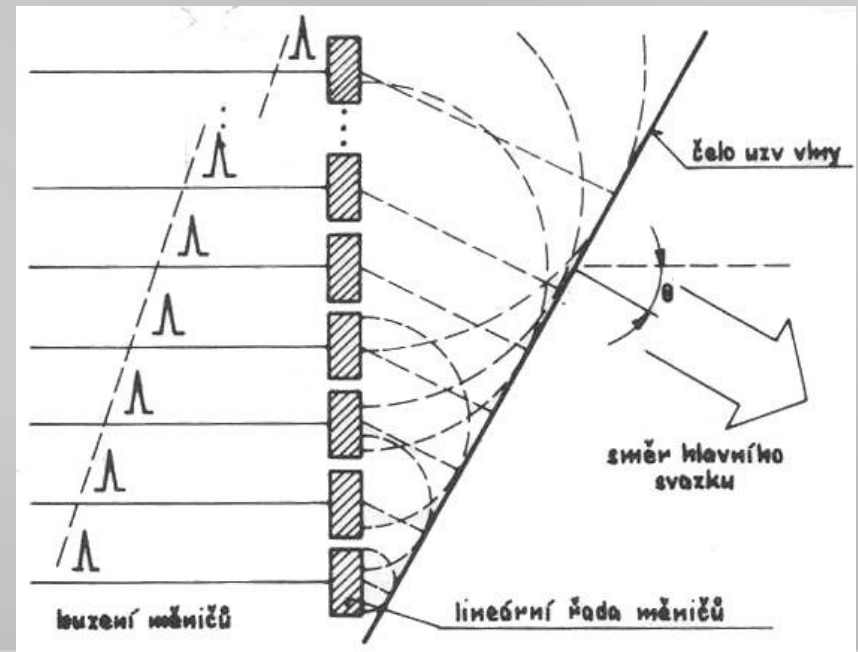
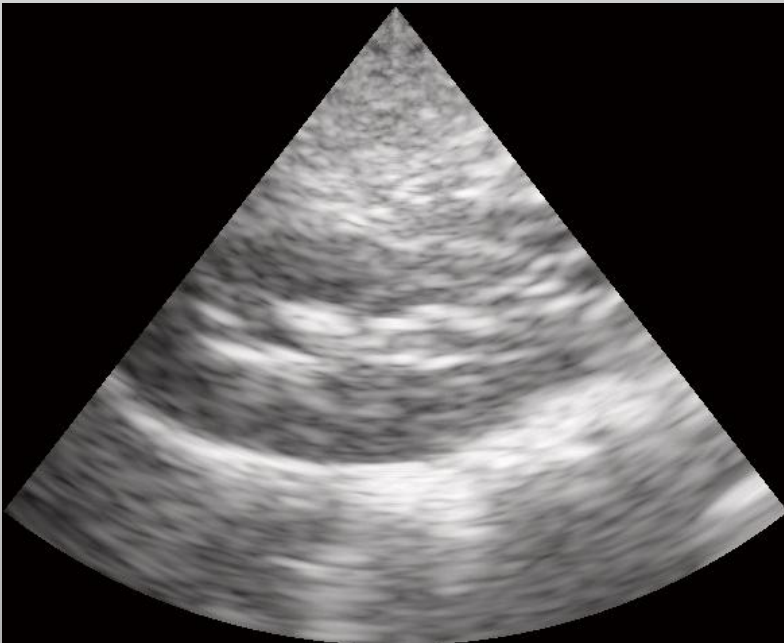


Buzení krystalů (sektorové snímání)

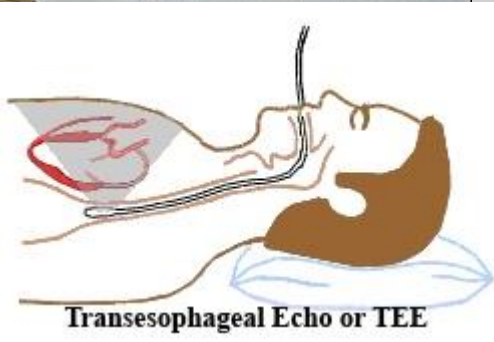
Sektorové snímání – využívá se opět fázového buzení. Každý krystal je buzen samostatně s lineárně narůstajícím zpožděním. Tím se dosáhne natáčení směru šíření hlavního svazku. Změnou velikosti zpoždění se mění úhel vychýlení.

V režimu přijímání pak musí být jednotlivá echa odpovídajícím způsobem zpožděna.

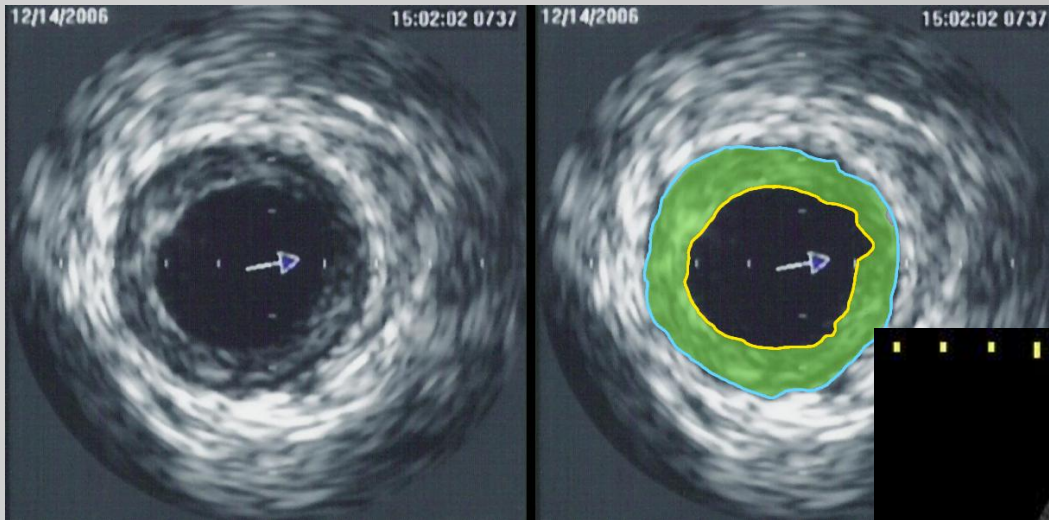
Pokud se pro akvizici každého A-scanu budí všechny krystaly, mluvíme o tzv. phased array.



Sondy

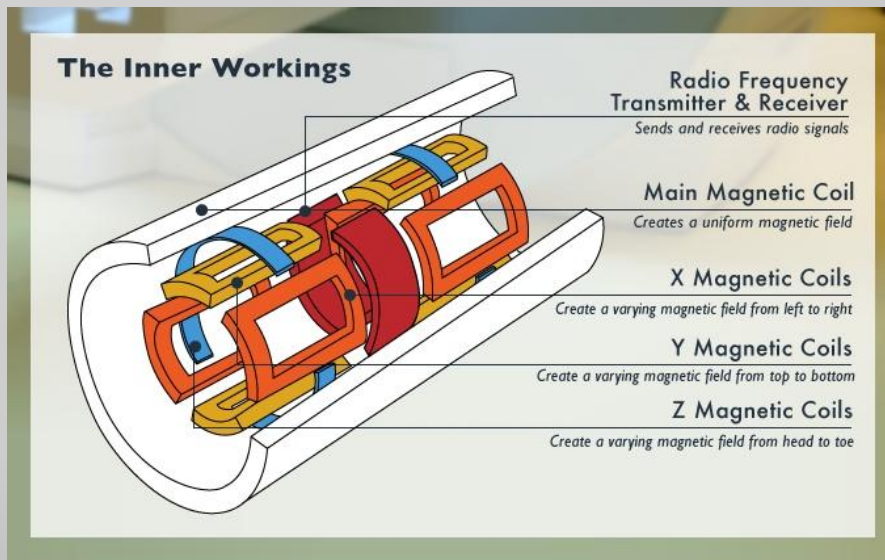


Obrázky



Magnetická rezonance

- Nobelová cena v 2003 za fyziologii a medicínu - využití jevu magnetické rezonance pro zobrazování v medicíně **Paul Lauterbur** a **Sir Peter Mansfield**



Magnety pro magnetickou rezonanci

- Homogenní magnetické pole o velikosti typicky 1.5T (dostupné do 7T)
 - Supravodivý magnet chlazený héliem (typický objem 1700litrů, cena cca 600kč/litr)
 - Přejít ze supravodivého režimu do odporového -> obrovské teplo – opaření hélia (quench) <https://www.youtube.com/watch?v=5z33ZcDgavY>
 - Zvuky MRI (přepínání gradientních cívek)
https://www.youtube.com/watch?v=9GZvd_4ot04
 - Síla magnetu
<https://www.youtube.com/watch?v=6BBx8BwLhqg>
<https://www.youtube.com/watch?v=4uzJPpC4Wuk>