



**VŠB - Technická univerzita Ostrava**

Fakulta elektrotechniky a informatiky

Katedra měřicí a řídicí techniky



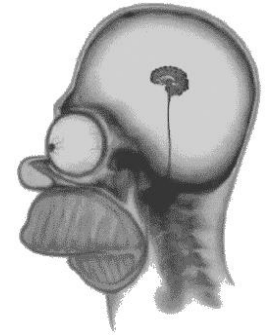
# Ultrasonografie

**Martin Imramovský**

Lékařské diagnostické přístroje

# Ultrasonografie

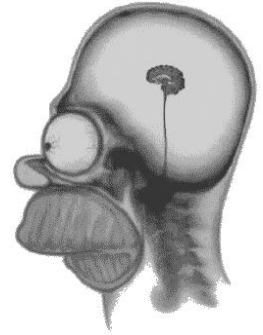
## Tématické členění přednášky



- Fyzikální podstata ultrazvuku
- Interakce ultrazvuku s tkání
- Generování ultrazvukového vlnění
- Úvod do ultrasonografie
- Ultrasonografická zobrazení
- Architektura ultrasonografu

# Fyzikální podstata ultrazvuku

## Ultrazvukové vlnění



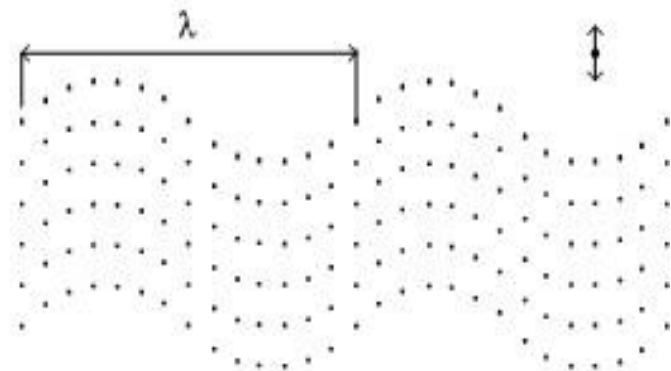
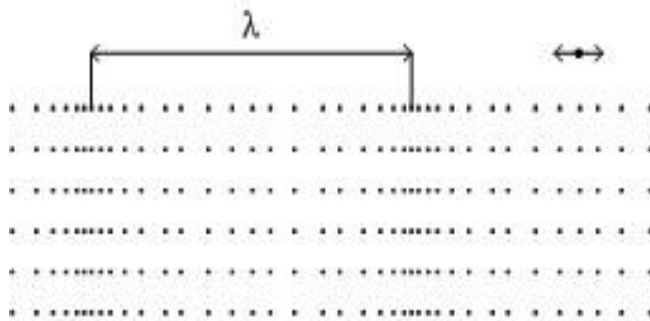
### Ultrazvukové vlnění :

- akustické, tj. mechanické vlnění (20 kHz - 1 GHz)
- šíří se prostředím rozkmitáváním částic kolem rovnovážné polohy

V kapalinách a plynech se může šířit pouze podélné vlnění, v pevných látkách navíc i příčné vlnění.

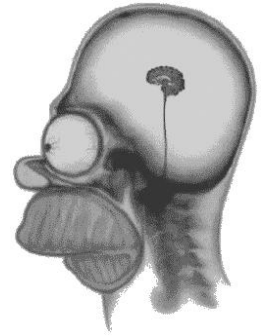
Vlnová délka... vzdálenost mezi dvěma sousedními částicemi kmitajícími se stejnou fází.

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad [\text{m}; \text{m} \cdot \text{s}^{-1}, \text{Hz}]$$



# Fyzikální podstata ultrazvuku

## Základní akustické parametry prostředí



### Rychlost šíření ultrazvukového vlnění $c$ :

- je závislá na teplotě a fyzikálních vlastnostech prostředí
- v homogenním prostředí je konstantní
- nejpomaleji se ultrazvuk šíří v plynech, rychleji v kapalinách, nejrychleji v pevných látkách.

$$c = \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad [\text{m} \cdot \text{s}; \text{Pa}, \text{kg} \cdot \text{m}^{-3}]$$

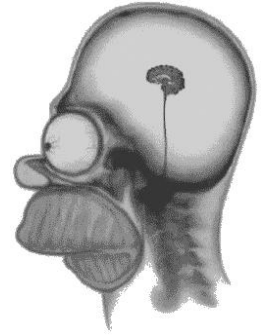
### Činitel absorpce $\alpha$ :

- je souhrnným vyjádřením energetických ztrát, způsobených absorpcí, rozptylem, ohybem, lomem a odrazem
- je obecně kmitočtově závislý, udáván v jednotkách  $\text{dB} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{MHz}^{-1}$

Při absorpci se mechanická energie kmitajících částic mění v tepelnou důsledkem tření.

# Fyzikální podstata ultrazvuku

## Základní akustické veličiny



### Akustický tlak $p$ :

- důsledek šíření ultrazvukového vlnění prostředím, vznikají střídající se zhuštění a zředění
- střídavý tlak, superponovaný na barometrický, resp. hydrostatický tlak

### Intenzita vlnění $I$ :

- množství akustické energie, procházející jednotkovou plochou
- při šíření ultrazvukové vlny klesá se vzdáleností, tzv. útlum

V homogenním, izotropním prostředí lze vypočítat intenzitu ve vzdálenosti  $x$  od počátku, známe-li intenzitu v počátku a činitel absorpce :

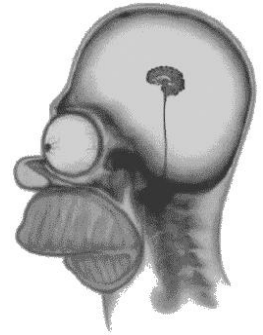
$$I_x = I_0 \cdot e^{-2 \cdot \alpha \cdot x} \quad [\text{W} \cdot \text{m}^{-2}; \text{W} \cdot \text{m}^{-2}, \text{dB} \cdot \text{m}^{-1}, \text{m}]$$

### Další akustické veličiny :

- akustická rychlost  $v$ , akustická výchylka  $u$ , akustický výkon  $P$ , hustota ultrazvukové energie  $w$

# Interakce ultrazvuku s tkání

## Pasivní a aktivní interakce



**Interakcí nazýváme vzájemné ovlivňování na tkáň působícího vlnění a tkáně.**

### **Pasivní interakce :**

- živá tkáň svými fyzikálními vlastnostmi mění charakter ultrazvukového vlnění, především jeho amplitudu a fázi
- změny lze zaznamenat, zpracovat a vyhodnotit tak, že mohou poskytovat informaci o akustických vlastnostech tkáně a tím nepřímo i o její anatomické struktuře

### **Aktivní interakce :**

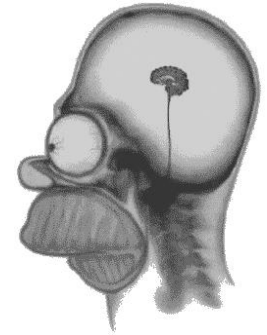
- tkání pohlcená ultrazvuková energie vyvolá změny tkáně
- primární účinky jsou dány působením mechanické energie vlnění
- tepelná energie způsobuje sekundární účinky

### **Působení ultrazvuku je kvalitativně i kvantitativně závislé na :**

- intenzitě, frekvenci vlnění a délce jeho působení
- citlivosti, teplotě a prokrvení tkáně

# Interakce ultrazvuku s tkání

## Šíření ultrazvukového vlnění tkání



Akustické vlastnosti tkáně jsou ovlivněny její mikroskopickou i makroskopickou nehomogenitou.

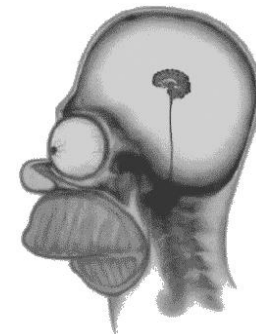
Rychlost šíření ultrazvuku je u měkkých tkání  $1450 \div 1650 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . Výrazně nižší rychlostí se ultrazvukové vlnění šíří v plicích, výrazně vyšší v kostech.

Hodnota činitele absorpce je u měkkých tkání  $0.5 \div 3.5 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}\cdot\text{MHz}^{-1}$ . Jeho závislost na frekvenci je obecně nelineární. Útlum patologicky změněné tkáně je většinou vyšší než útlum tkáně zdravé.

prostředí (37°C)	rychlost šíření $c \text{ [m}\cdot\text{s}^{-1}]$	činitel absorpce $\alpha \text{ [dB}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{MHz}^{-1}]$	% UZ prošlého vrstvou 1 cm
vzduch	330		6.3
tuk	1450	60	86
voda	1540		100
mozek	1541	90	82
krev	1570	17	96
svaly	1585	12	80
lebeční kost	2700	1300	5.0

# Interakce ultrazvuku s tkání

## Intenzity ultrazvuku využívané v lék. diagnostice



### Základní předpoklad :

- ve frekvenčním pásmu 1÷20 MHz nevyvolávají intenzity ultrazvuku nižší než  $0,1 \text{ W.cm}^{-1}$  žádné podstatné změny lidské tkáně

### Mechanický index MI :

- standardní ukazatel ultrazvukového výkonu dle FDA
- podíl vrcholové hodnoty akustického tlaku k druhé odmocnině frekvence
- nabývá hodnot 0÷2

typ tkáně	$MI_{\max}$
periferní cévy	1.9
srdce	1.9
oko	0.2
fetus	1.9

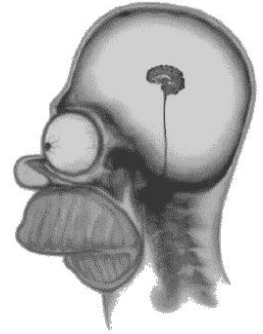
### Tepelný index TI :

- doporučený ukazatel ultrazvukového výkonu
- celkový výkon, normovaný energií, která by zvýšila teplotu tkáně o  $1^\circ\text{C}$
- rozlišujeme kostní tepelný index  $TI_b$  a tepelný index měkkých tkání  $TI_s$
- nabývá hodnot 0.1÷4



# Generování uzv. vlnění

## Piezoelektrický jev, piezoměniče



### **Teoreticky :**

- jakýmkoliv vhodným postupem, který v použitém materiálu vyvolá elastickou deformaci

### **Prakticky :**

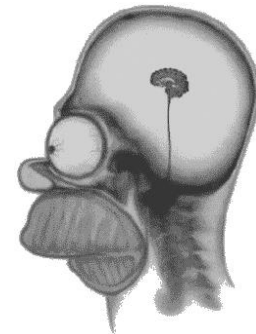
- piezoelektrické měniče - přímý a nepřímý piezoelektrický jev

### **Využívané materiály :**

- polykrystalická keramická piezoelektrika,  $\text{Pb}(\text{Zr},\text{Ti})\text{O}_3$  (PZT), konstrukce konvenčních sond
- feroelektrické polymerové fólie, polyvinyliden difluorid = PVDF, pro katetrizační sondy (až 500 MHz)

# Úvod do ultrasonografie

## Možnosti ultrasonografie

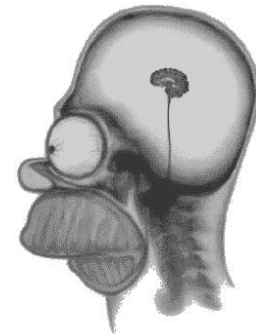


### **Moderní ultrasonografy nabízejí tyto diagnostické modality :**

- zobrazení anatomické struktury tkání v reálném čase (A, B, 3D)
- měření rozměrů anatomických struktur
- hodnocení složení tkání (tzv. ultrazvuková denzitometrie)
- záznam a vyhodnocení pohybu tkání
- diagnostiku parametrů krevního řečiště (CW, PW, CFM, CDE)
- katetrizační vyšetření krevního řečiště
- provádění ergometrických testů
- ultrasonografické navádění biopsie

# Úvod do ultrasonografie

## Výhody, klinické využití



**Proti dalším dvěma běžně rozšířeným zobrazovacím metodám, výpočetní tomografii (CT) a magnetické rezonanci (MRI) má ultrasonografie řadu výhod :**

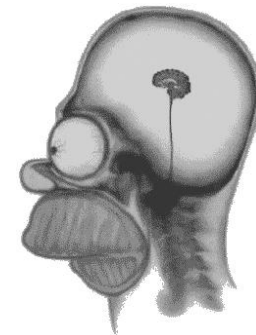
- pacient není při vyšetření vystaven účinku nebezpečného záření
- po dobu vyšetření je lékař v blízkém kontaktu s pacientem
- není nutná zvláštní příprava nemocného před vyšetřením
- pořizovací a provozní náklady jsou u ultrasonografů mnohem nižší

**Lékařské obory, využívající ultrasonografii :**

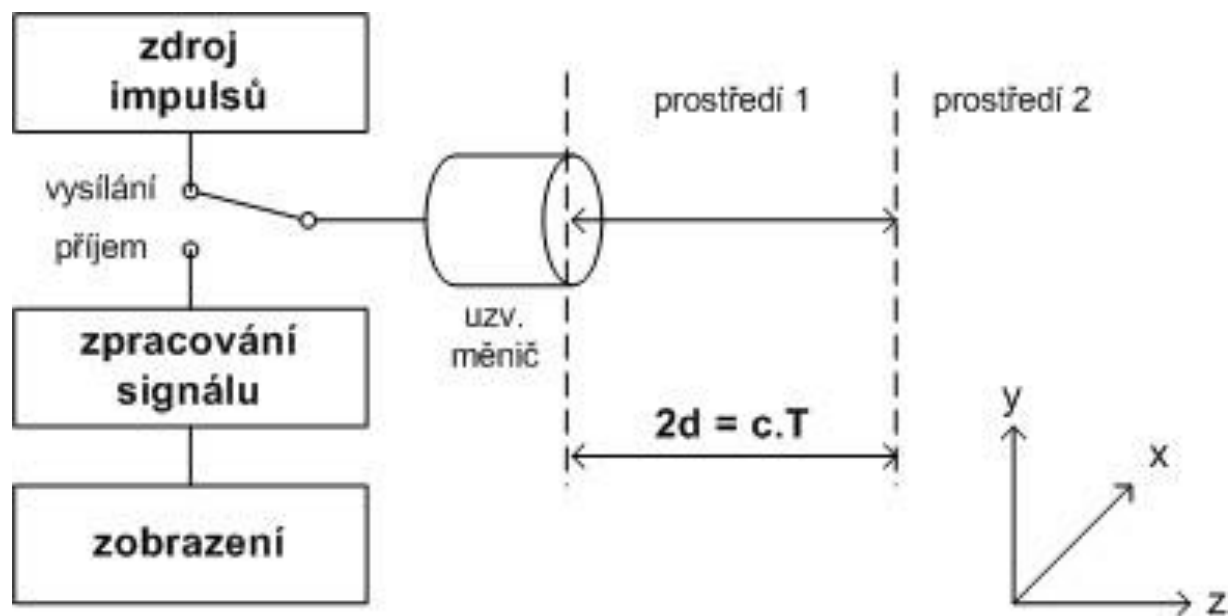
- kardiologie, angiologie, porodnictví, gynekologie atd.

# Úvod do ultrasonografie

## Základní princip ultrasonografického zobrazování

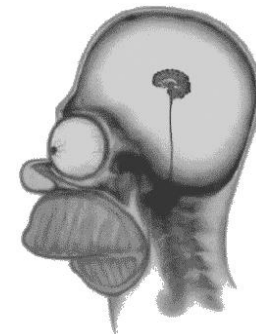


Vzdálenost, kterou vlna urazí od sondy k rozhraní a zpět, lze stanovit ze změřeného času, který uběhl mezi vysláním impulsu a přijetím echa náležejícího danému rozhraní.



# Úvod do ultrasonografie

## Základní princip ultrasonografického zobrazování

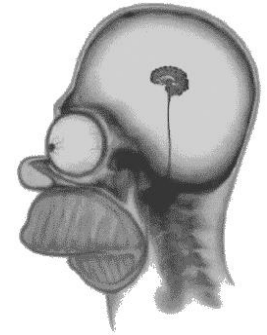


### **Bereme v úvahu následující zjednodušení :**

- ultrazvukové vlnění se tkání šíří přímo, nejkratší možnou cestou
- ultrazvukový svazek je nekonečně tenký
- rychlost šíření ultrazvuku tkání je konstantní, známá
- přijaté echo vzniklo odrazem naposledy vyslaného impulsu
- amplituda vlnění klesá exponenciálně s uraženou vzdáleností

# Ultrasonografická zobrazení

## Základní rozdělení



### Zobrazovací módy :

- jednorozměrné zobrazení (mód A)
- dvourozměrné zobrazení (mód B)
- trojrozměrné zobrazení
- zobrazení time-motion (mód M, TM)
- spektrální záznam
- barevné mapování průtoku (CFM)
- barevné zobrazení energie (CDE)

### Zobrazení v čase :

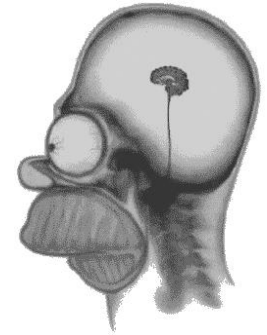
- statické zobrazení
- dynamické zobrazení (v reálném čase)

### Geometrie zobrazení

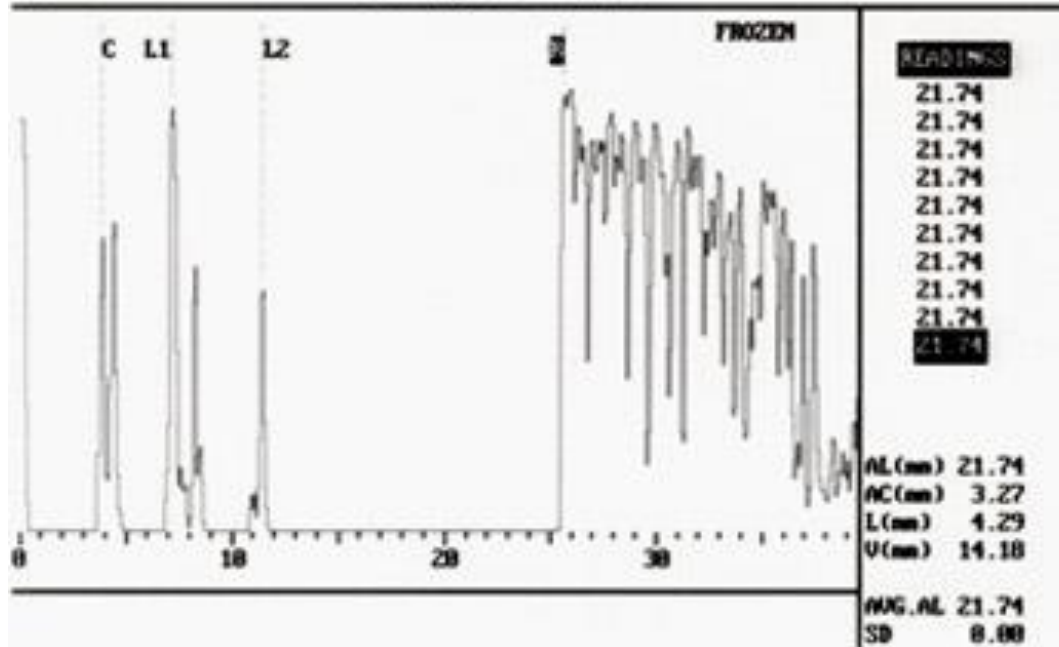
- lineární geometrie
- sektorová geometrie

# Ultrasonografická zobrazení

## Jednorozměrné (mód A)



Patient: Clinic: E WALLEY OPH 12/18/00  
Patient ID: K7954 Setting: IMMERSION 1 Gain: 64 04:23:40 PM  
Eye: OS-LEFT Operator: RAYY Depth: 4.0  
Type: Phakic Freeze: Automatic Vel AC: 1532 L: 1532 U: 1532  
K1: --,-- Save: Manual  
K2: --,-- Technique: Immersion



### Zobrazení A :

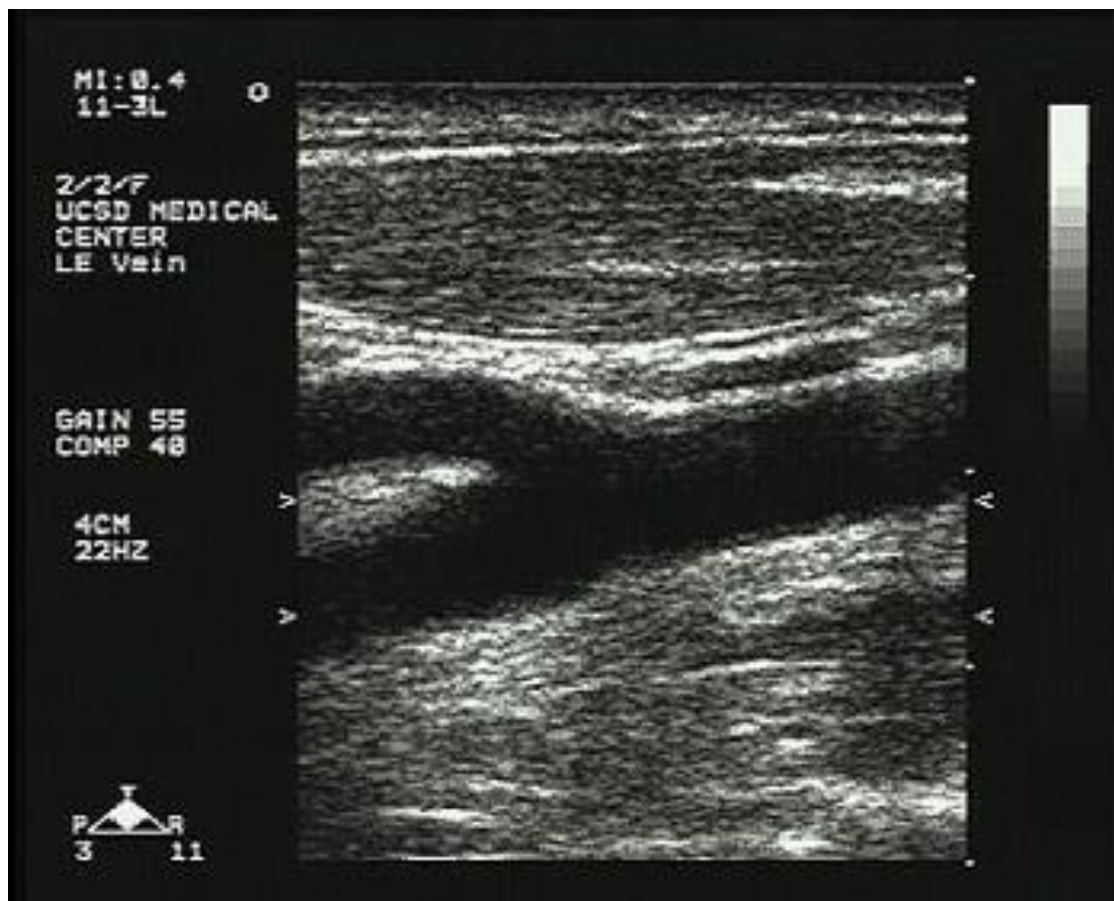
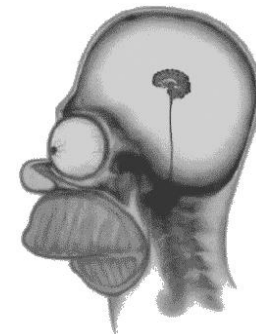
- informace o anatomické struktuře tkáně je reprezentována pouze jedinou křivkou
- vzdálenost výchylek křivky je úměrná skutečným vzdálenostem rozhraní v tkáni
- využívá pouze jediného ultrazvukového měniče

### Využití :

- okrajové (oftalmologie, biometrie oka apod.)

# Ultrasonografická zobrazení

## Dvourozměrné (mód B), obdélníková geometrie



### Zobrazení B :

- poskytuje řez tkání
- amplituda ech je kódována do šedé škály

### Lineární geometrie :

- vyšetřovaná oblast má tvar obdélníku
- zviditelnění oblasti blízké sondě

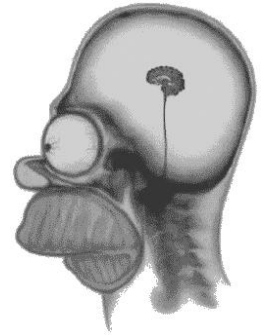
### Využití :

- v klinické praxi běžně používané zobrazení



# Ultrasonografická zobrazení

## Dvourozměrné (mód B), sektorová geometrie



### Zobrazení B :

- poskytuje řez tkání
- amplituda ech je kódována do šedé škály

### Sektorová geometrie :

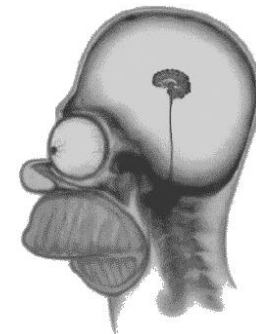
- možnost snímání z malé plochy
- deformace obrazu
- relativní hustota bodů na řádku klesá se vzdáleností od sondy

### Využití :

- v klinické praxi běžně používané zobrazení, nejvíce rozšířené, perspektivní

# Ultrasonografická zobrazení

## Trojrozměrné (3D)



### Zobrazení 3D :

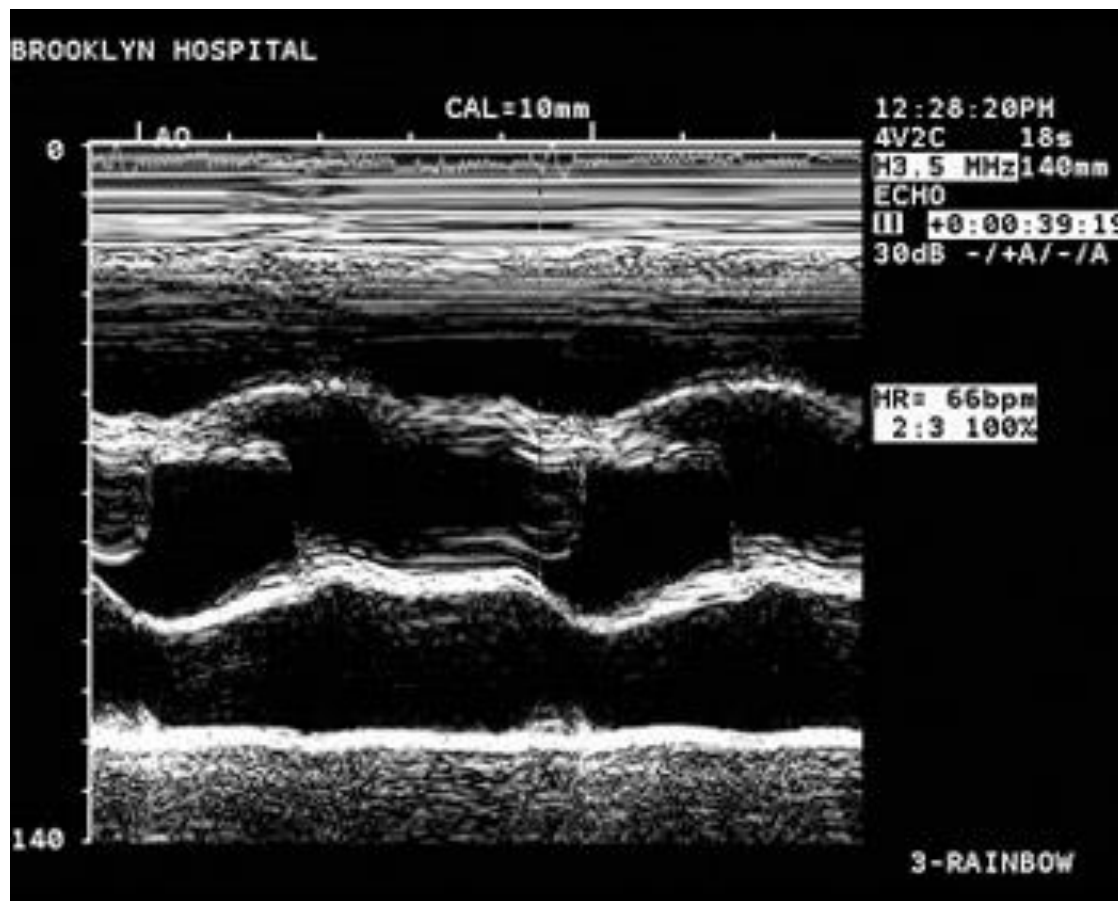
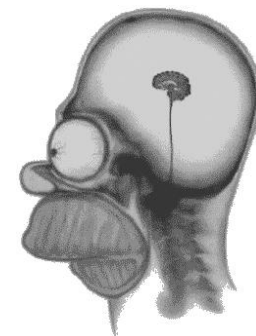
- výsledný 3D obraz je vypočítán ze série nasnímaných 2D řezů
- většinou sektorová geometrie

### Využití :

- spíše doplňkové
- v klinické praxi zatím není zcela rozšířeno

# Ultrasonografická zobrazení

## Zobrazení time-motion (mód TM)



### Zobrazení TM :

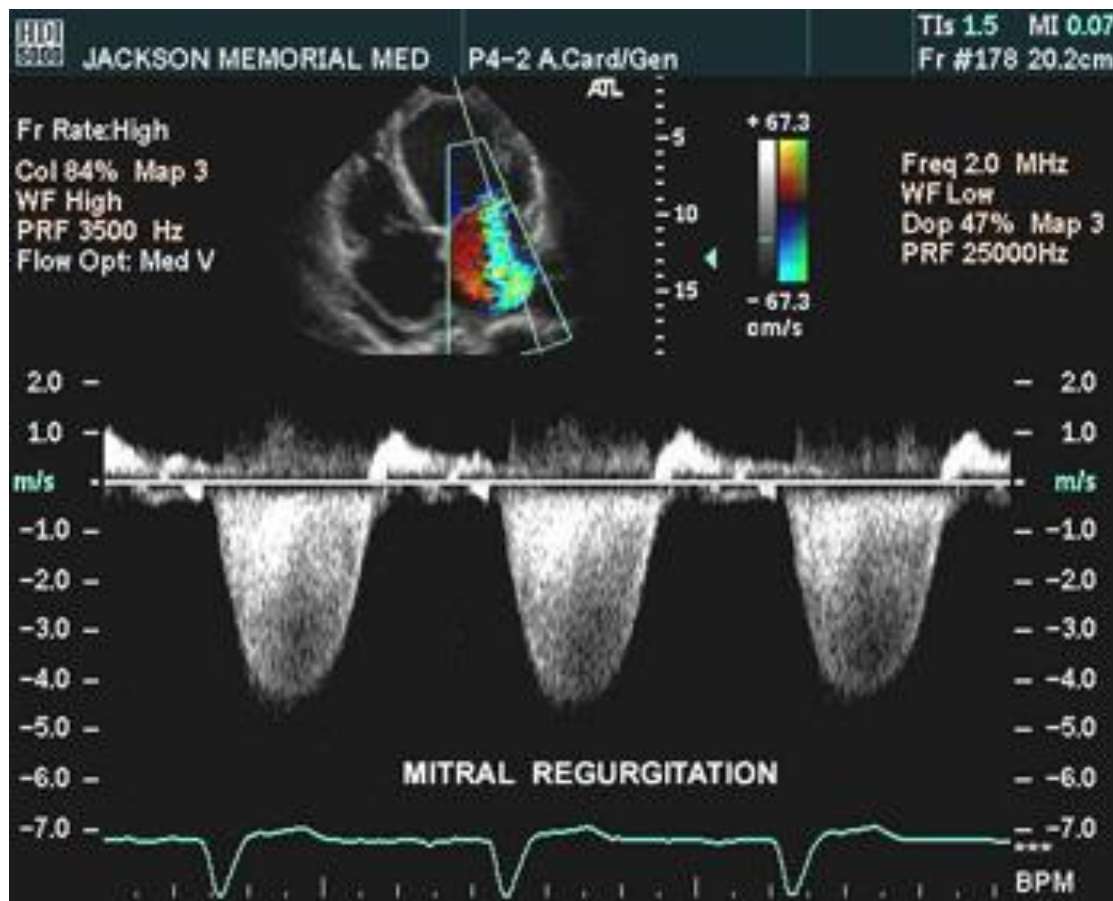
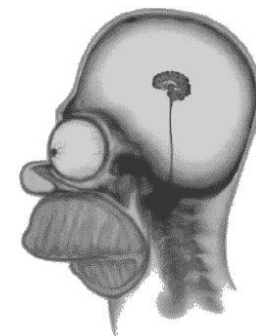
- umožňuje sledování rozsahu a rychlosti pohybu tkáňových struktur
- sledujeme změnu pozice echa v čase, odpovídající změnám polohy sledovaných pohybujících se struktur
- často doplněno synchronizovaným záznamem EKG křivky

### Využití :

- v kardiologii je standardním vyšetřením

# Ultrasonografická zobrazení

## Spektrální záznam



### Spektrální záznam :

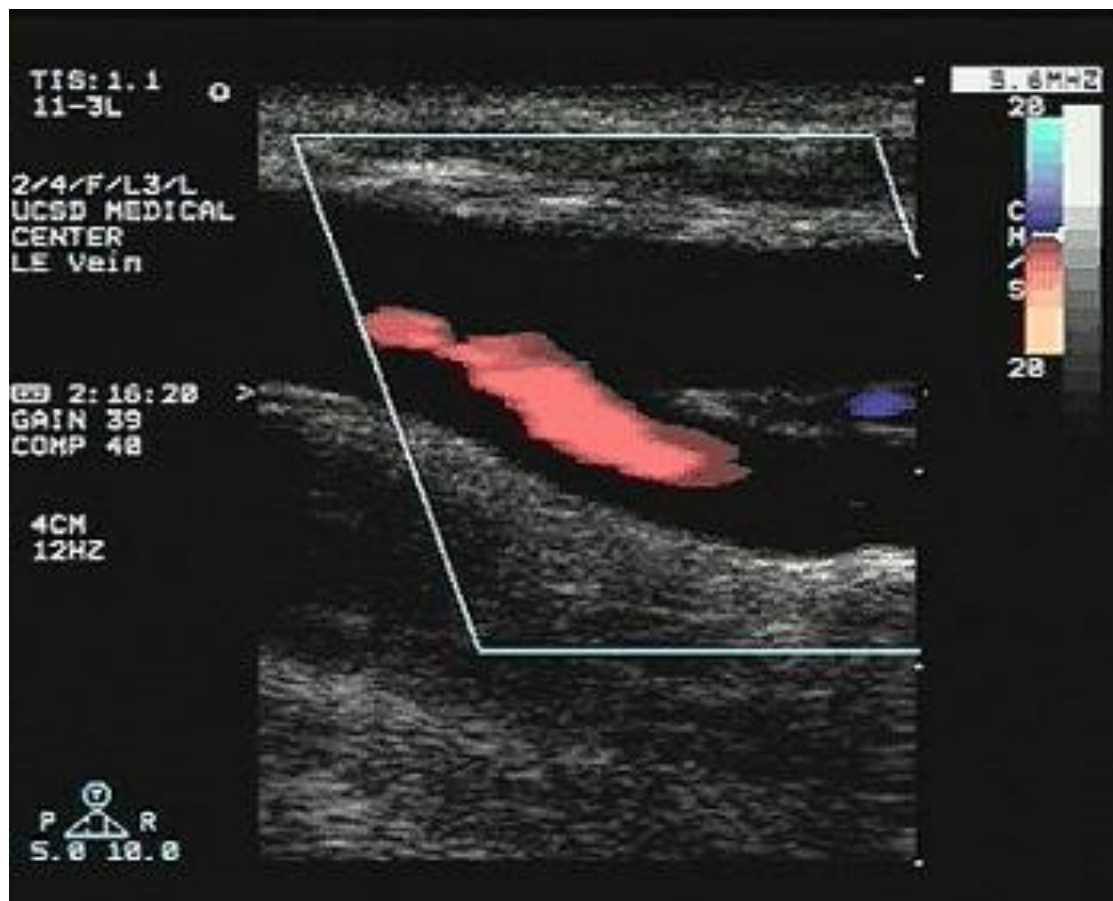
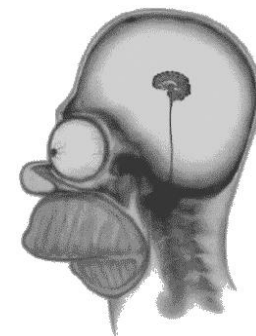
- zobrazení spektra rychlostní krevního toku
- využití odrazu ultrazvuku od pohybujících se krevních částic
- využití Dopplerova jevu, resp. frekvenčního posunu odraženého signálu

### Využití :

- parametry průtokové křivky lze kvantifikovat, následně diagnostikovat stav krevního řečiště v daném místě

# Ultrasonografická zobrazení

## Barevné mapování průtoku (CFM)



### Zobrazení CFM :

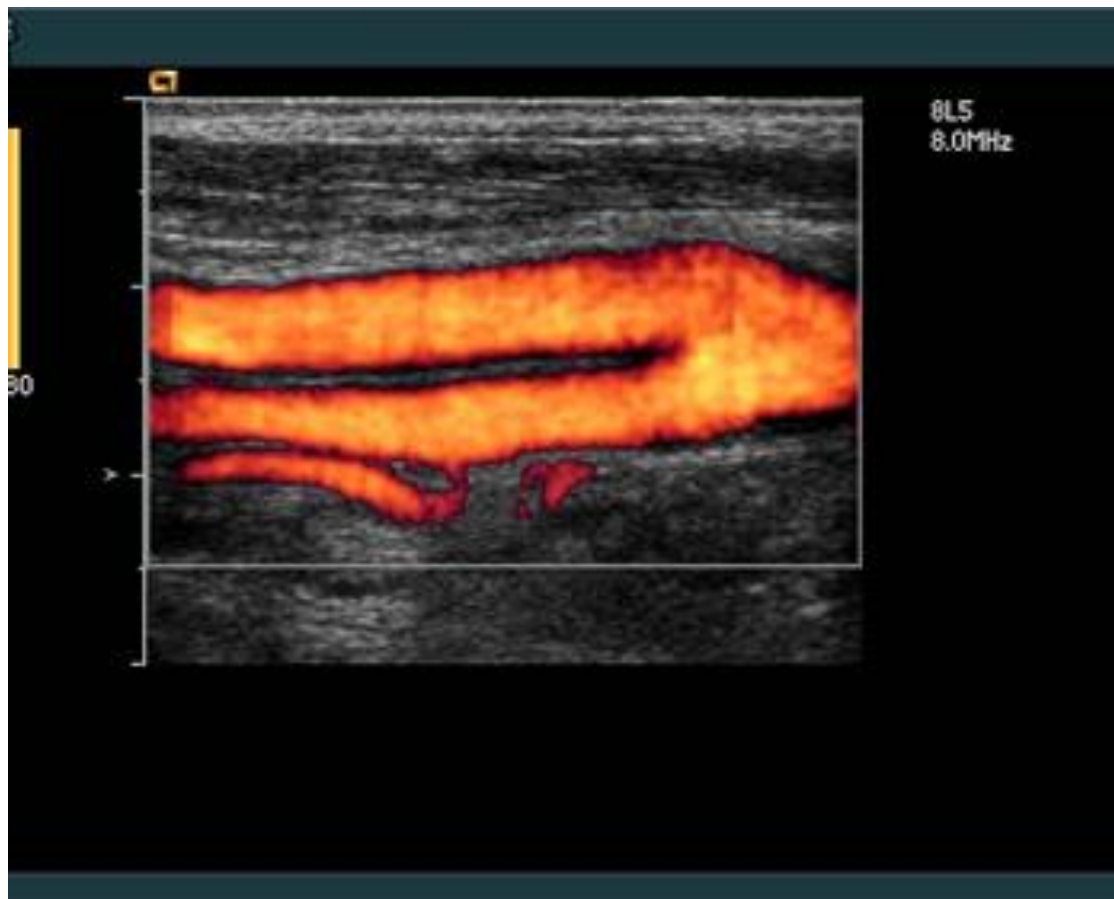
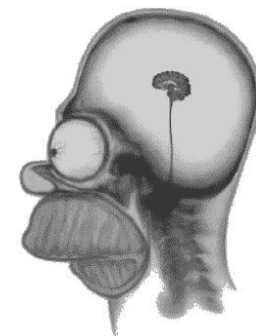
- podkladem je 2D řez tkání v šedé škále
- červenou barevnou škálou je kódován dopředný tok, modrou škálou zpětný tok, zelenou rozdíl mezi nimi (tzv. variance)

### Využití :

- orientační posouzení stavu krevního řečiště
- pro navádění před sejmutím spektrálního záznamu

# Ultrasonografická zobrazení

## Barevné mapování energie (CDE)



### Zobrazení CDE :

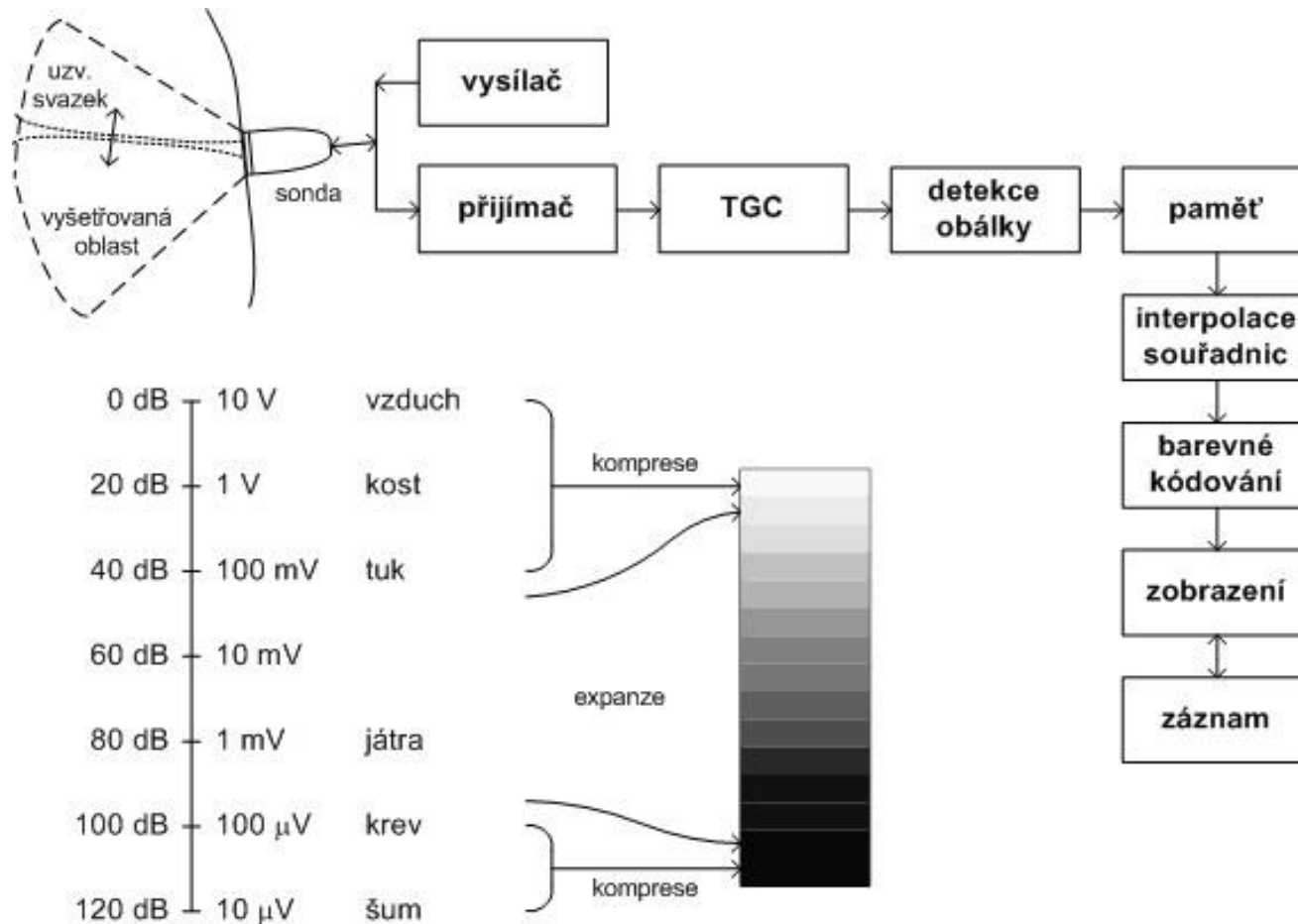
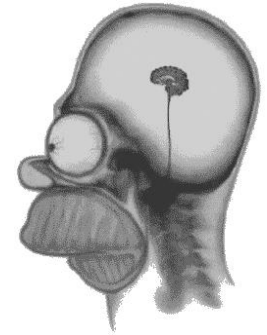
- podkladem je 2D řez tkání v šedé škále
- zvláštní barevnou škálou je kódována energie signálu, odraženého na pohybujících se krevních částicích
- ztrácíme směrovou informaci o krevním toku

### Využití :

- zobrazování malých cév s pomalým tokem

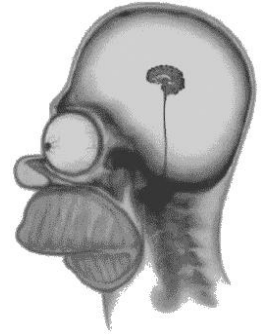
# Architektura ultrasonografu

## Blokové schéma ultrasonografu



# Architektura ultrasonografu

## TGC, barevné kódování



### TGC (Time Gain Compensation) :

- ozvěny z rozhraní bližších sondě mají větší amplitudu než ozvěny z rozhraní vzdálenějších, napětí na výstupu sondy se pohybuje v řádu milivoltů až voltů - způsobeno útlumem vlnění jeho průchodem tkání
- zesilovač TGC kompenzuje tento útlum v čase, tj. jeho zesílení v čase roste
- ultrasonografy umožňují korekci zesilovací charakteristiky TGC zesilovače, typická uvažovaná hodnota útlumu je  $0.7 \text{ dB.cm}^{-1}.\text{MHz}^{-1}$

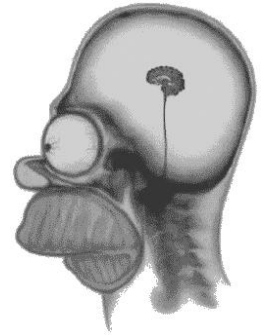
### Barevné kódování :

- po zpracování signálu a interpolaci souřadnic je amplituda ech kódována do šedotónové škály
- pro efektivnější využití škály k zobrazování měkkých tkání je dynamický rozsah amplitud komprimován na 50 dB



# Architektura ultrasonografu

## Ultrasonografické sondy



### Ultrasonografické sondy :

- jsou dostupné v mnoha variantách, liší se oblastí využití (abdominální, gynekologické, kardiologické, oftalmologické, katetrizační, bioptické atd.) a pracovní frekvencí
- výběr pracovní frekvence se řídí faktem, že s rostoucí frekvencí klesá hloubka průniku ultrazvukového vlnění

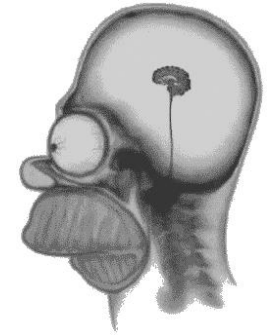
**Základním problémem ultrasonografické techniky je realizace vychylování ultrazvukového svazku, jeho řízení. Rozlišujeme sondy :**

- s mechanickým řízením svazku
- s elektronickým řízením svazku

**V moderních ultrasonografech jsou využívány zásadně elektronické sondy :**

- lineární s postupně buzenou řadou měničů
- sektorové s fázově buzenou řadou měničů

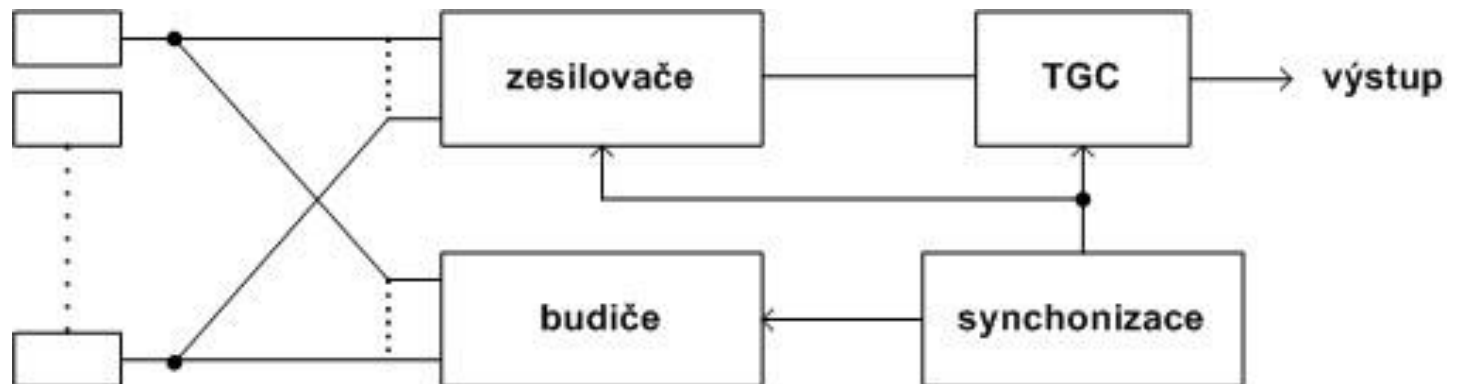




# Architektura ultrasonografu

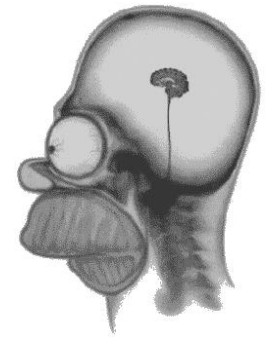
## Lineární sonda s postupně buzenou řadou měničů

- sonda poskytuje obraz s obdélníkovou geometrií
- používá se 64 až 512 piezoelektrických měničů
- nevýhodou jsou relativně velké konstrukční rozměry, potřebné pro ozvučení dostatečně velké vyšetřované oblasti
- pro zvětšení rozlišení sondy se používá princip postupného buzení měničů po skupinách



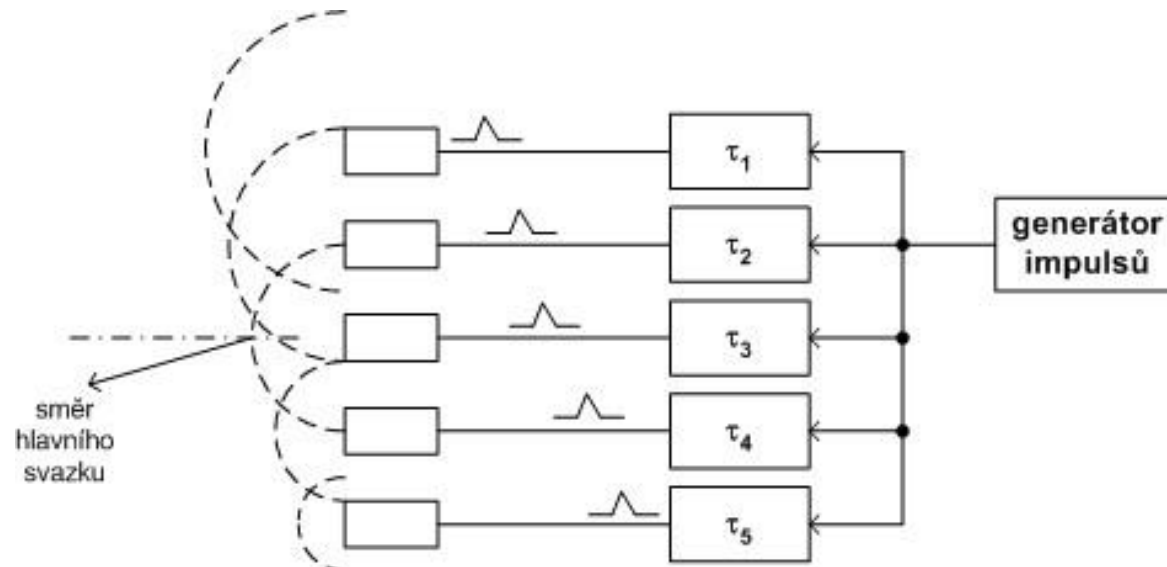
# Architektura ultrasonografu

## Sektorová sonda s fázově buzenou řadou měničů



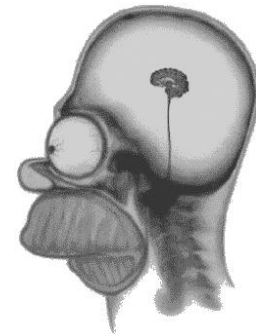
Fázově řízená sektorová sonda umožňuje dynamickou fokusaci v režimu příjmu i vysílání.

V režimu vysílání je ultrazvukový svazek elektronicky úhlově vychylován fázovým posunutím budicích impulsů jednotlivých měničů, což je realizováno pomocí nastavitelných zpožďovacích členů.

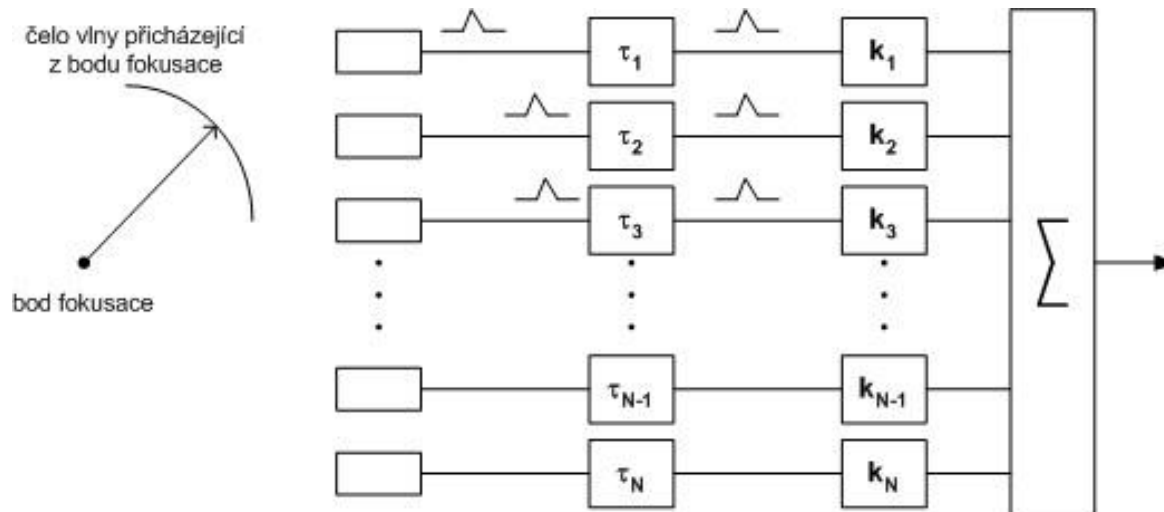


# Architektura ultrasonografu

## Sektorová sonda s fázově buzenou řadou měničů

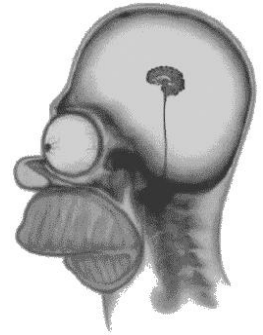


V přijímací části sondy se opět uplatňují zpožďovací členy. Odražená vlna s kulovou vlnoplochou se šíří se z místa, na které chceme přijímací část sondy fokusovat. Na jednotlivé elementy přichází čelo vlny s různě velkým časovým odstupem. Úkolem fokusace je vhodným nastavením zpožďovacích členů  $\tau_n$  dosáhnout odstranění tohoto časového odstupu. Přijaté signály ještě před sečtením váhujeme pomocí násobících členů, abychom vzali do úvahy jejich důležitost.



# Architektura ultrasonografu

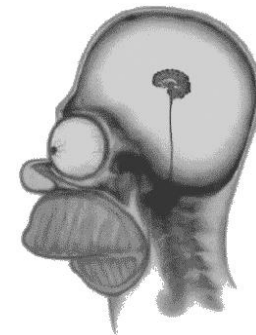
## Sektorová sonda s fázově buzenou řadou měničů



- větší část kanálů sondy realizujeme jako číslicovou
- v přijímací části jsou použity rychlé A/D převodníky typu flash nebo  $\Sigma\Delta$
- délka slova je osm nebo dvanáct bitů
- frekvence vzorkování 10÷60 MHz
- zpoždovací členy realizujeme pomocí pamětí FIFO
- používáme oversampling, abychom se vyhnuli nutné interpolaci (z důvodu časové diskretizace signálu)

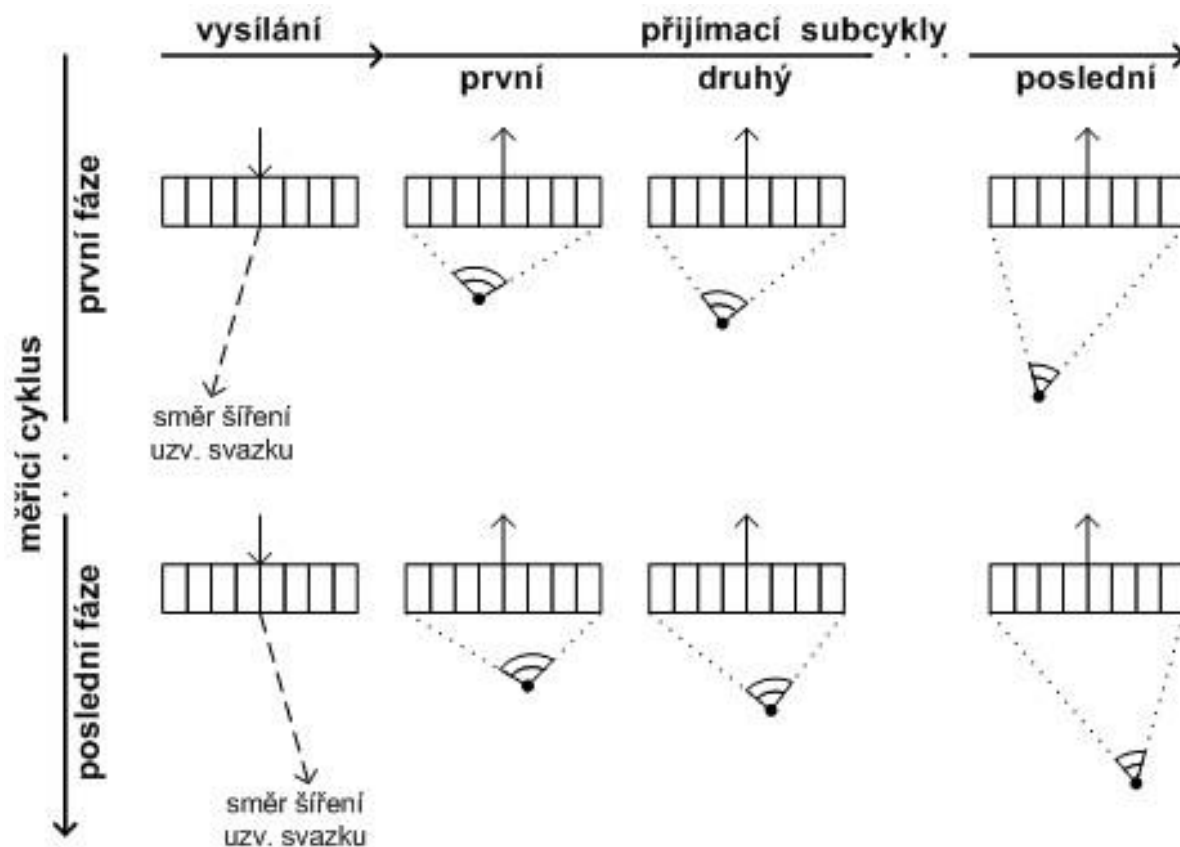
# Architektura ultrasonografu

## Metody organizace měřicího cyklu



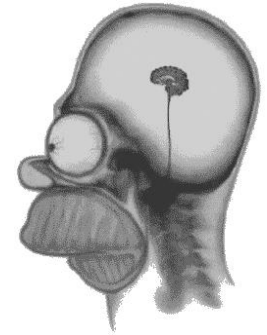
### Metoda dynamické fokusace při příjmu :

- po vyslání vlnového svazku do určitého směru přechází sonda do režimu příjmu
- jako první přicházejí echa z oblasti blíže k sondě a jako poslední echa z největší hloubky
- přijímací část je v čase postupně fokusována do stále větší hloubky, ve směru, kam byl ultrazvukový svazek vyslán



# Architektura ultrasonografu

## Metody organizace měřicího cyklu



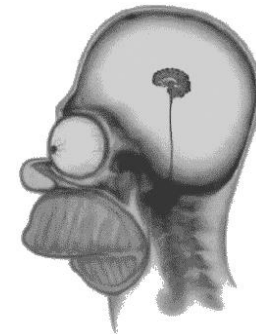
Počet snímků, které jsme schopni zobrazit za sekundu :

$$f_{\text{zobrazování}} = \frac{c}{2 \cdot d \cdot L} \quad [s^{-1}; m \cdot s^{-1}, m, -]$$

- **c ... rychlost šíření ultrazvuku ve vyšetřované tkáni**
- **d ... hloubka vyšetřované oblasti**
- **L ... počet zobrazovaných vertikálních řádků**
  
- **od jisté hranice požadovaného rozlišení obrazu, při současném zachování dané hloubky zobrazování, bychom již s uvedenou metodou dynamické fokusace při příjmu neuspěli**
- **problém se prohloubí, budeme-li požadovat zobrazení rychlostního rozložení toku krve v krevním řečišti, kdy sejmutí každého obrazu je zde potřeba opakovat (8x a více)**
- **při hloubce zobrazení 15cm, požadovaném rozlišení 200 řádků a 8-mi opakováních každého cyklu budeme schopni dosáhnout rychlosti zobrazování maximálně 3 obrázků za sekundu**
- **byly vyvinuty metody využívající tzv. syntetické apertury**

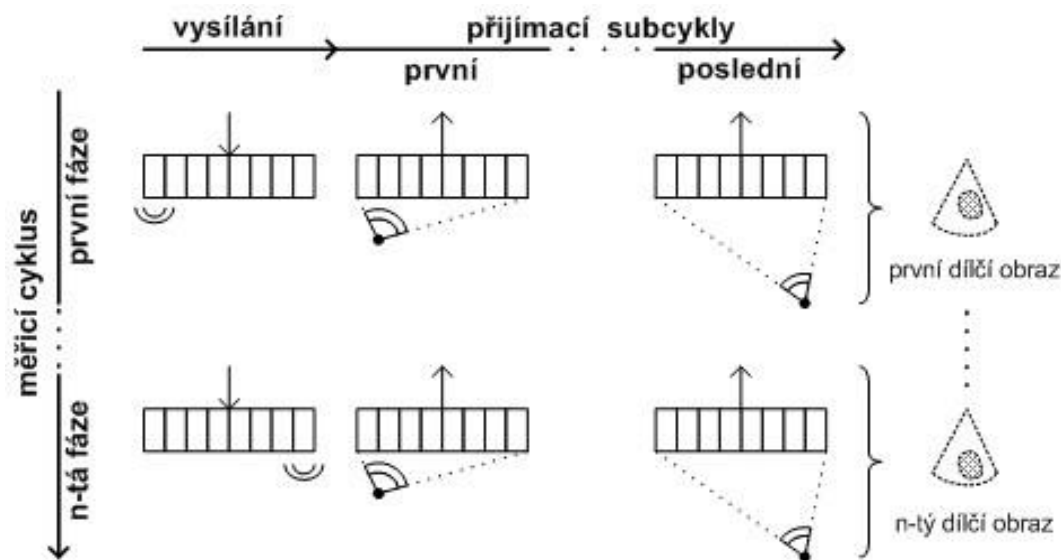
# Architektura ultrasonografu

## Metody organizace měřicího cyklu



### Metoda syntetické vysílací apertury :

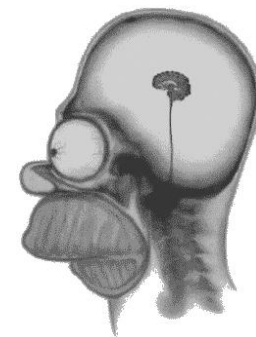
- efektivnější organizace měřicího cyklu z hlediska využití času
- nefokusovaná vlna je vysílána jediným měničem (resp. skupinou měničů)
- pomocí dynamické fokusace při příjmu je sestaven dílčí obraz
- měřicí cyklus uzavírá sestavení kvalitního obrazu
- zvýšení emitované energie a tím i SNR lze dosáhnout použitím více elementů při vysílání
- lze uskutečnit až 1000 zobrazení za sekundu



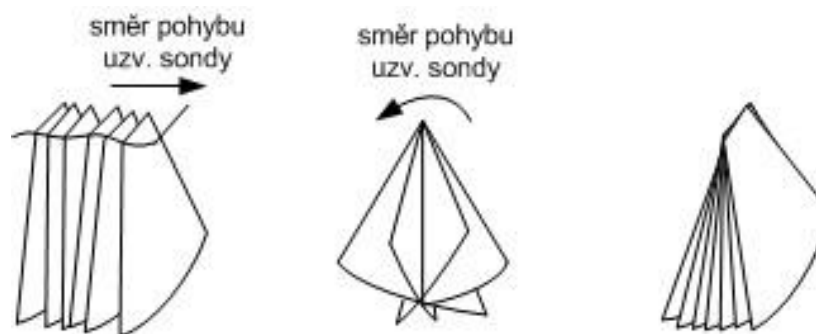


# Architektura ultrasonografu

## Realizace trojrozměrného zobrazování

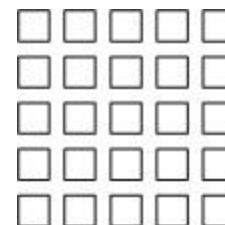


Trojrozměrný ultrasonografický obraz vzniká sekvenčním snímáním 2D řezů, které jsou následně zpracovány do výsledného trojrozměrného obrazu.

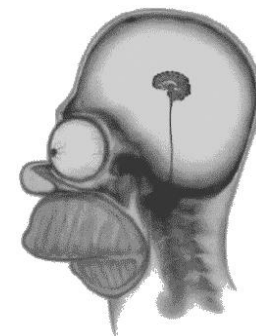


### Sonda pro trojrozměrnou ultrasonografii :

- tvořena šachovnicovým či kruhovým polem elementárních měničů, fázově řízených
- díky sektorovému tvaru 2D řezů má výsledná vyšetřovaná oblast tvar pyramidy
- používá se až 64x64 měničů o rozměrech v řádu desetin mm



# Rozlišení ultrasonografu

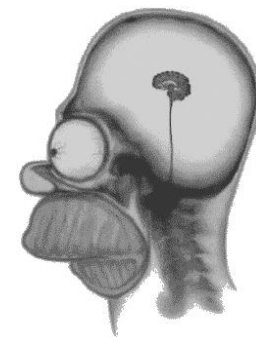


**Rozlišením zobrazovacího systému máme na mysli jeho schopnost jasně od sebe odlišit dva objekty, vzdálené od sebe o délku svého rozměru.**

**Rozlišení ultrasonografického přístroje je směrově závislé :**

- axiální rozlišení - rozlišení ve směru šíření ultrazvukové vlny, závisí na délce vysílaných impulsů, většinou je nejlepší
- laterální rozlišení je rozlišení ve směru kolmém na ultrazvukový svazek, je dáno šířkou ultrazvukového svazku, fokusací lze laterální rozlišení zvětšit
- tloušťka vrstvy je dána tloušťkou ultrazvukového svazku, lze ji ovlivnit pouze přizpůsobením konstrukčních parametrů pole měničů

# Využití kontrastních látek



## **Ultrasonografická vyšetření s využitím kontrastních látek :**

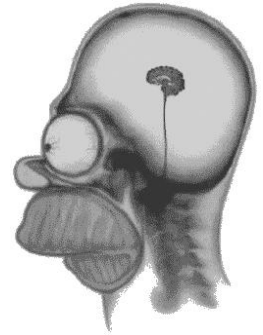
- intrakavitálních - zobrazování dutých orgánů (gastrointestinálního traktu, močové trubice, dělohy)
- orgánově specifických - využíváme schopnosti některých látek selektivně zvyšovat odrazivost určitých typů tkání
- mikrobublinových - aplikovány nitrocévně, využívány při vyšetřování krevního řečiště

## **Harmonické zobrazování :**

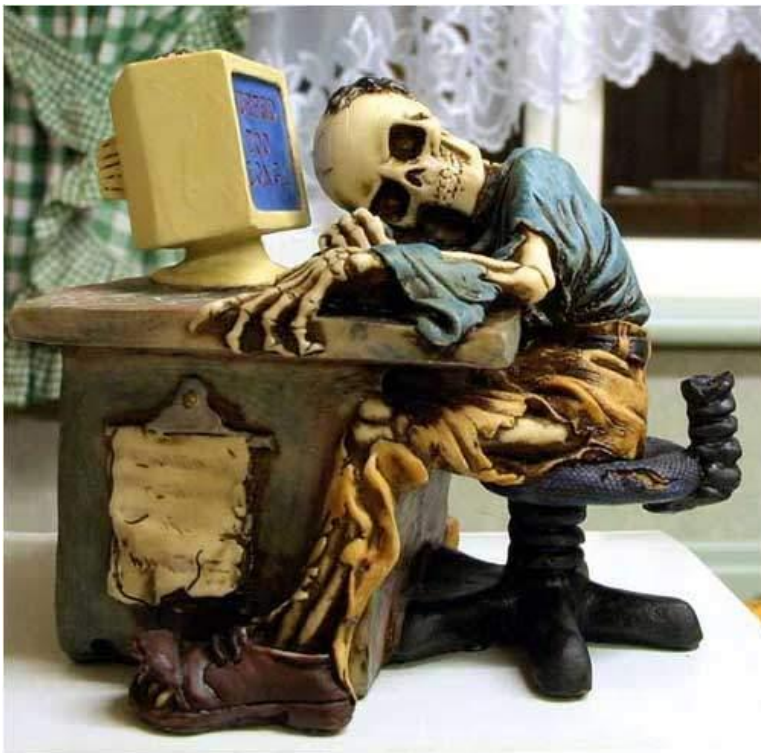
- odražené vlnění obsahuje širší spektrum frekvencí, vyšší harmonické
- mikrobublinové kontrastní látky při interakci s ultrazvukovým vlněním rezonují

Metoda harmonického zobrazování využívá pro rekonstrukci obrazu vyšší harmonické odraženého vlnění. V kombinaci s mikrobublinovými kontrastními látkami je vhodná například pro zvyšování citlivosti na malé krevní toky, proto je používána v kombinaci se zobrazením CDE.

# Konec prezentace



**Děkuji za pozornost.**



***v příštím dílu uvidíte :***  
**Diagnostika krevního řečiště**