



EVROPSKÁ UNIE  
Evropské strukturální a investiční fondy  
Operační program Výzkum, vývoj a vzdělávání



MINISTERSTVO ŠKOLSTVÍ,  
MLÁDEŽE A TĚLOVÝCHOVY

---

# Mapování a modelování elektrického pole srdce v kardiologické diagnostice

---

Milan Tyšler



**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**  
ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE



# Obsah

## **Srdce jako generátor elektrického pole srdce**

Procesy na buněčné, orgánové a celotělové úrovni

## **Měření elektrického pole srdce**

Běžné svodové systémy a mapování povrchových potenciálů  
Mapovací systémy ProCardio 8 a EuroBio

## **Zobrazovací metody v elektrokardiologii**

Tomografické metody (CT a MRI)  
Ultrazvukové zobrazovací systémy  
SPECT a PET

## **Modelování elektrického pole**

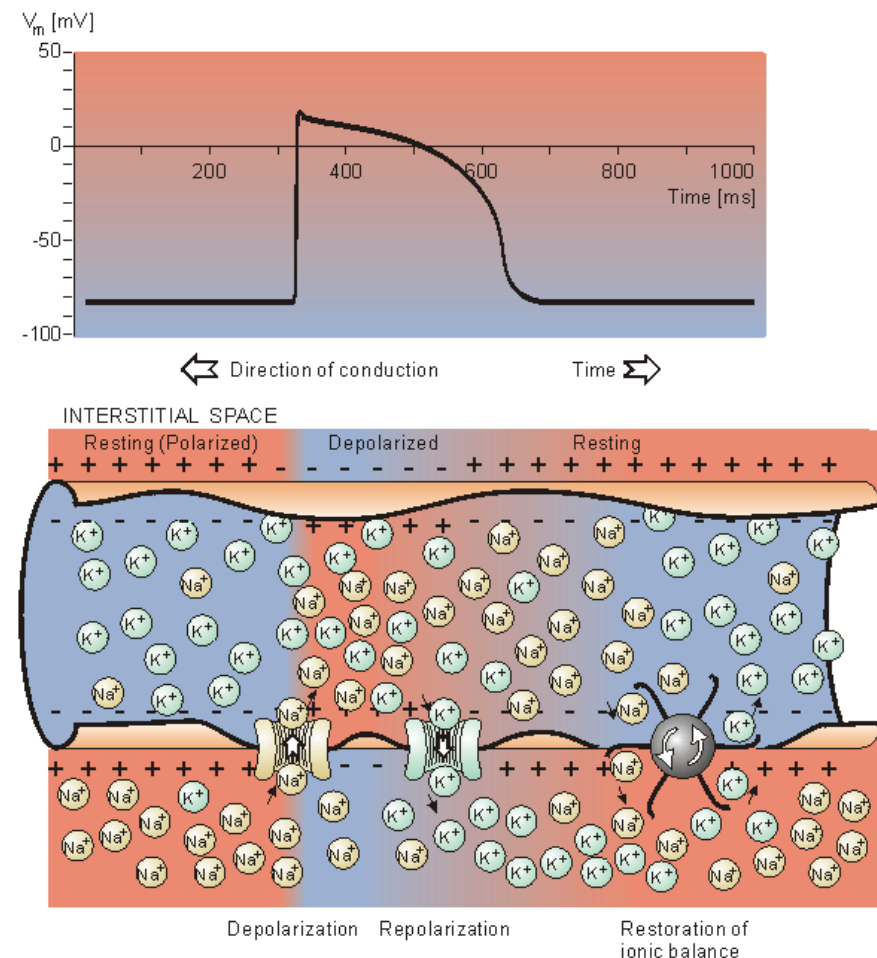
Přímá úloha - modelování na buněčné, tkáňové, orgánové a tělové úrovni  
- příklady: normální aktivace, infarkt, ischemie, WPW syndrom  
Inverzní úloha - modely elektrického generátoru pro řešení inverzní úlohy  
- příklady: aksesorní dráhy při WPW syndromu, komorové extrasystoly, malé jednoduché a vícenásobné ischemické oblasti komor

## **Simulace EKG pomocí programu ECGSIM**

# **Srdce jako generátor elektrického pole srdce**

# Srdce jako generátor elektrického pole

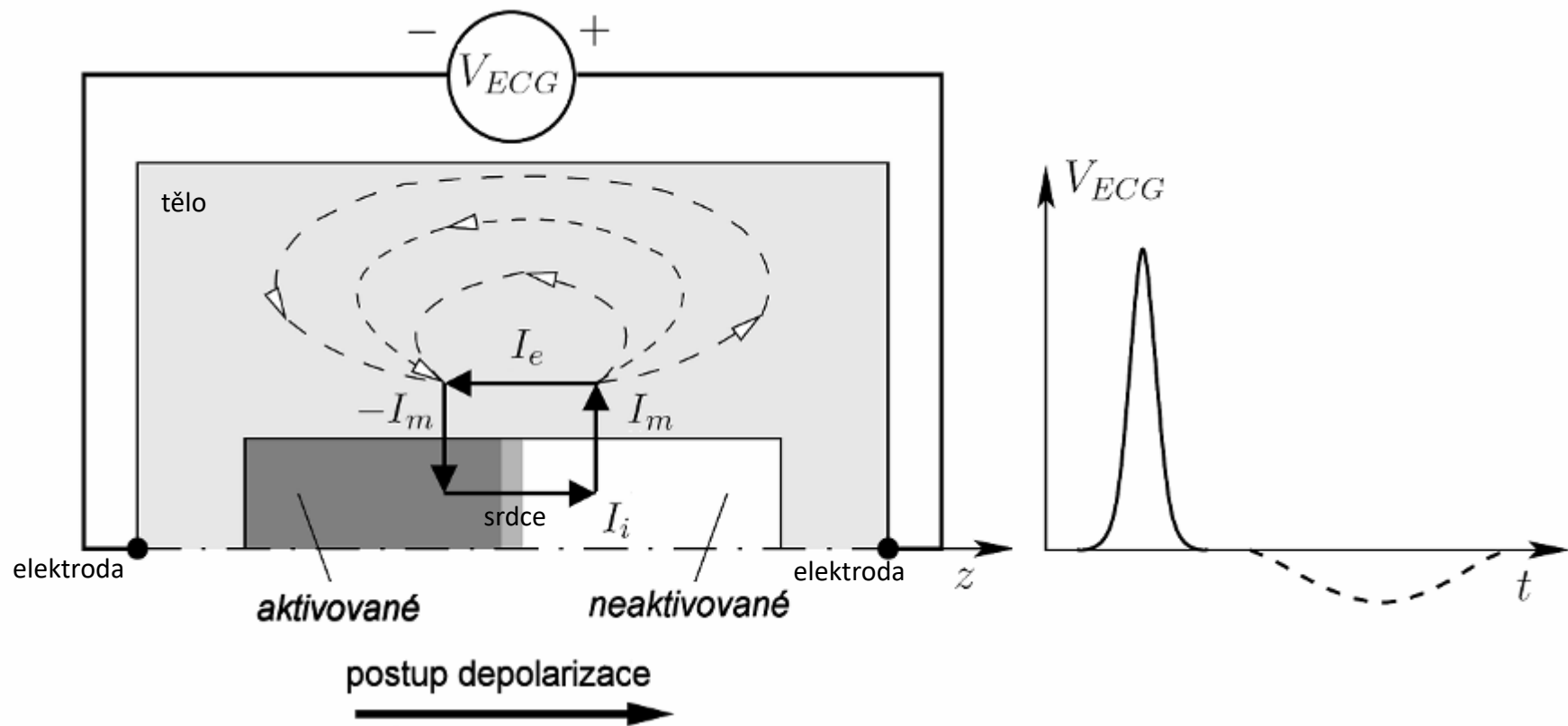
- elektrická aktivita srdce provází jeho mechanickou činnost
- membrány buněk jsou schopny se depolarizovat a repolarizovat,
- průběh transmembránního napětí  $V_m$  během srdečního cyklu se nazývá akční potenciál - AP





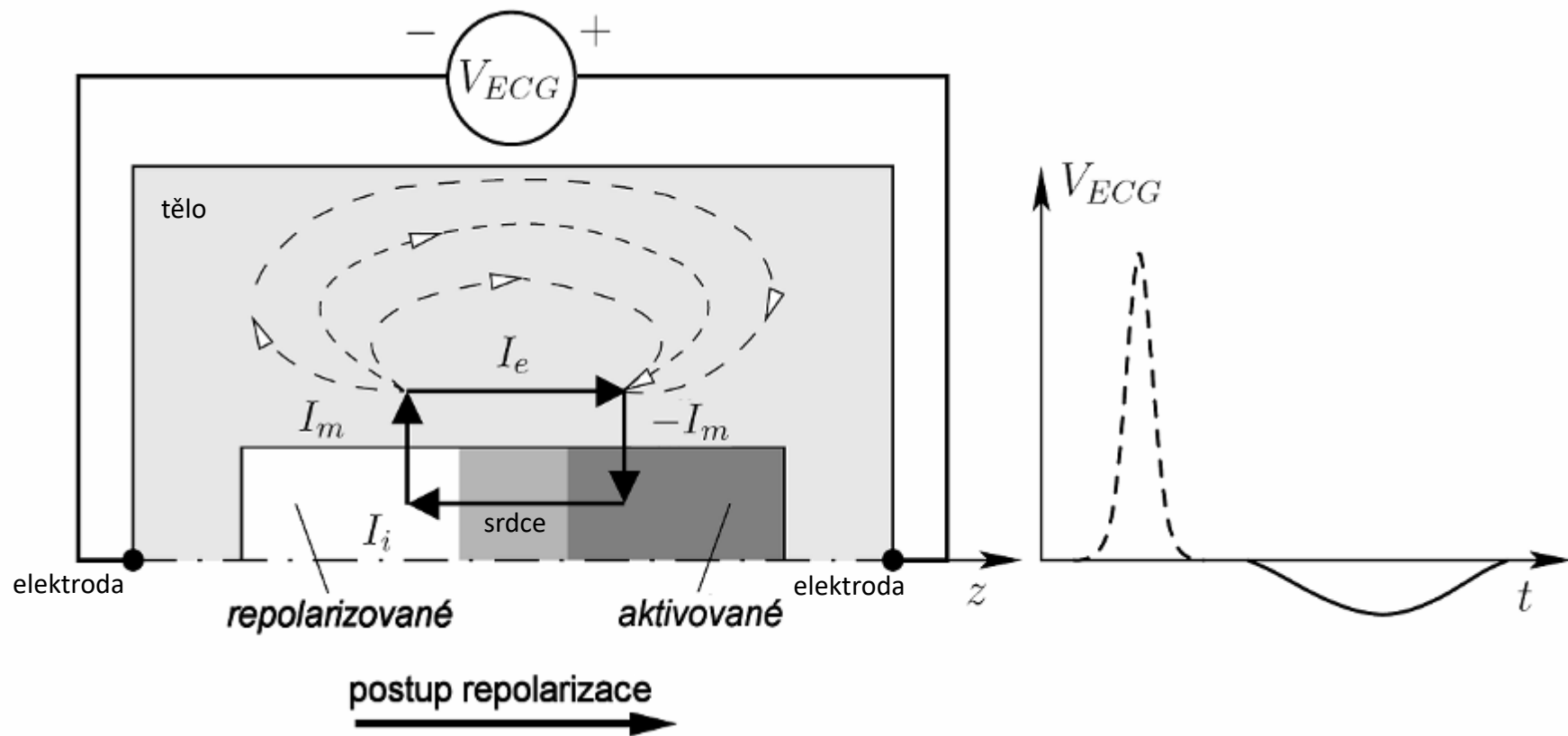
# Srdce jako generátor elektrického pole

- vzruch postupuje přes buňky a z buňky na buňku, vznikají lokální proudové zdroje



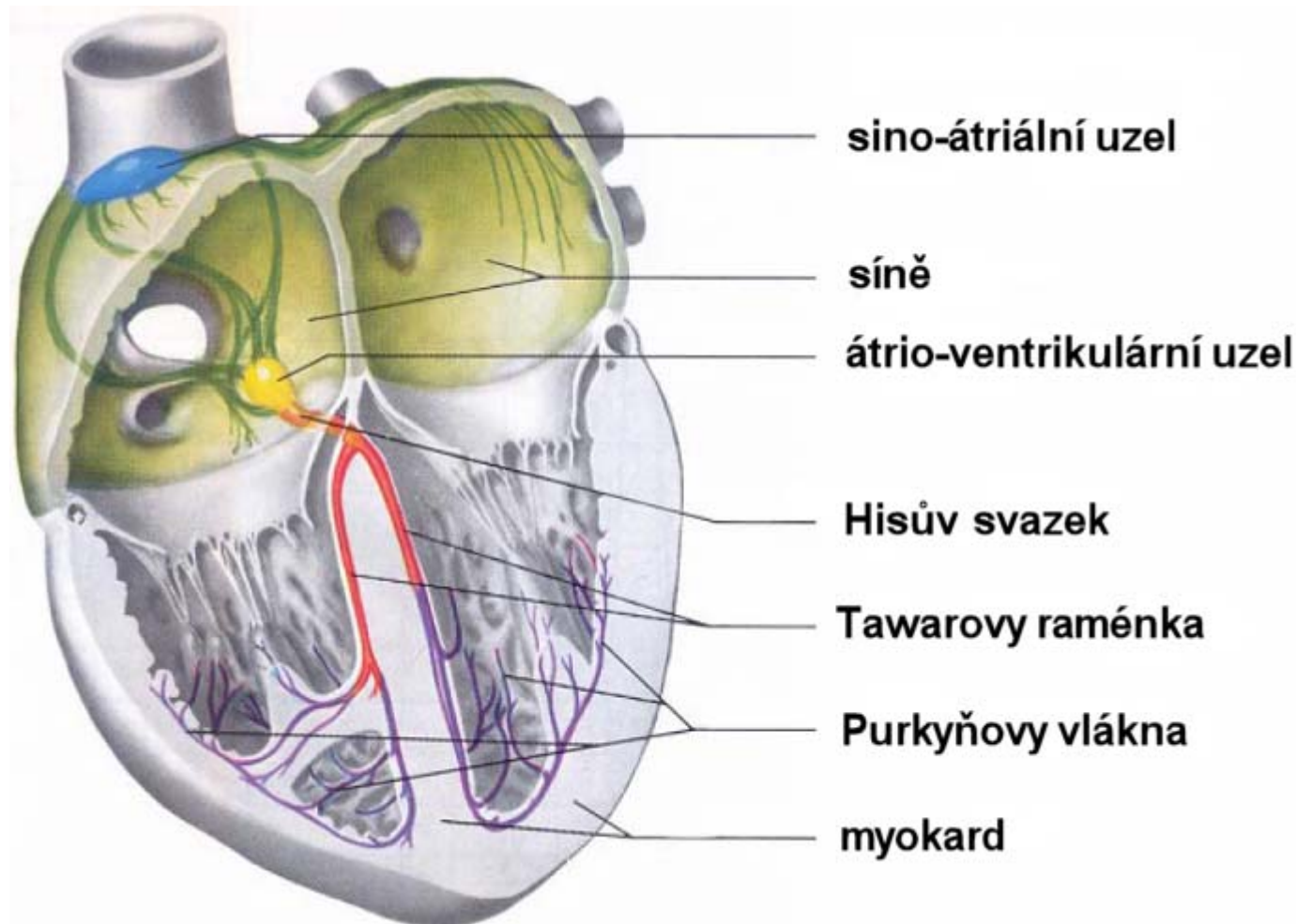
# Srdce jako generátor elektrického pole

- vzruch postupuje přes buňky a z buňky na buňku, vznikají lokální proudové zdroje



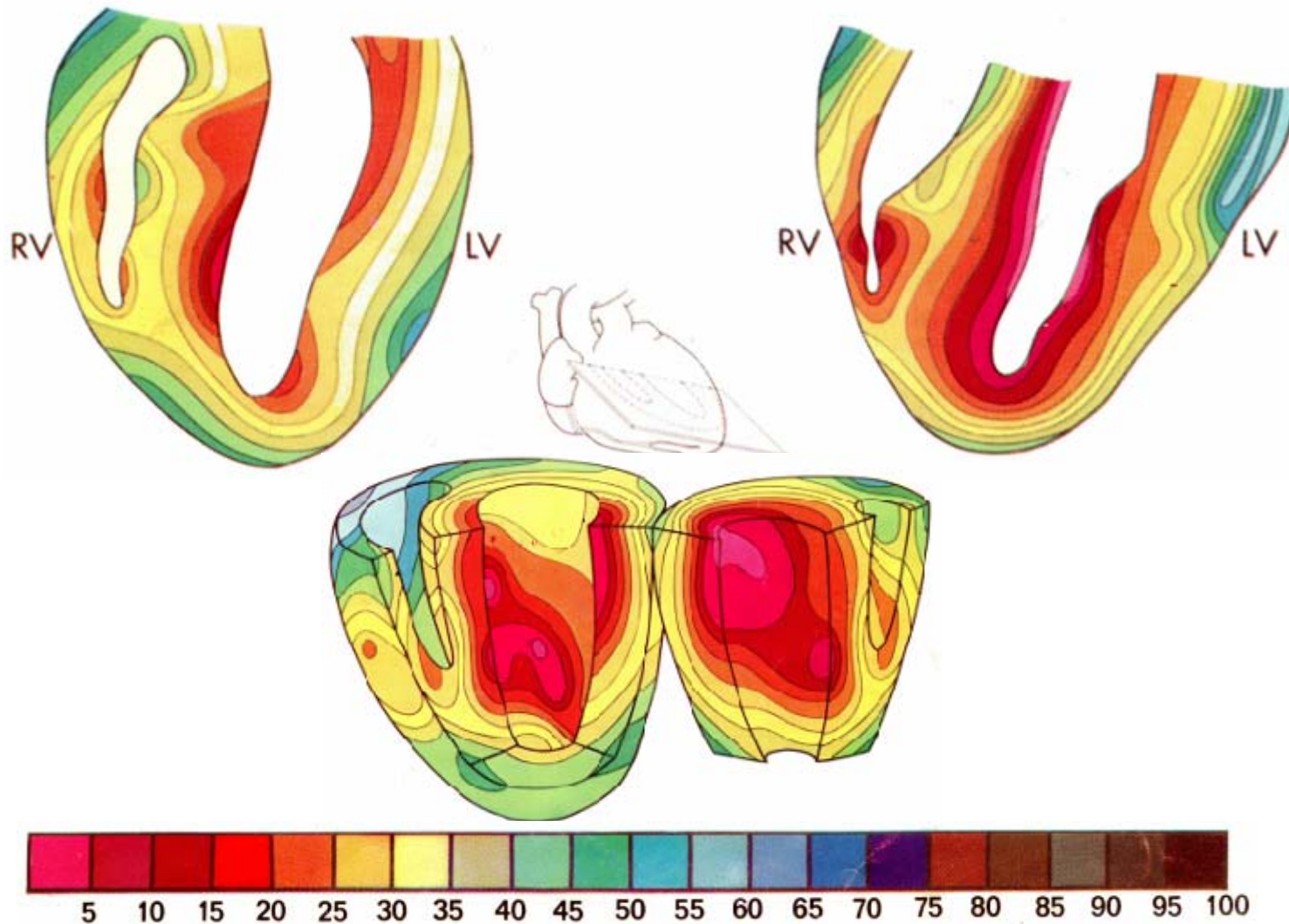
# Srdce jako generátor elektrického pole

- postup vzruchu v srdci je ovlivněn vodivým systémem

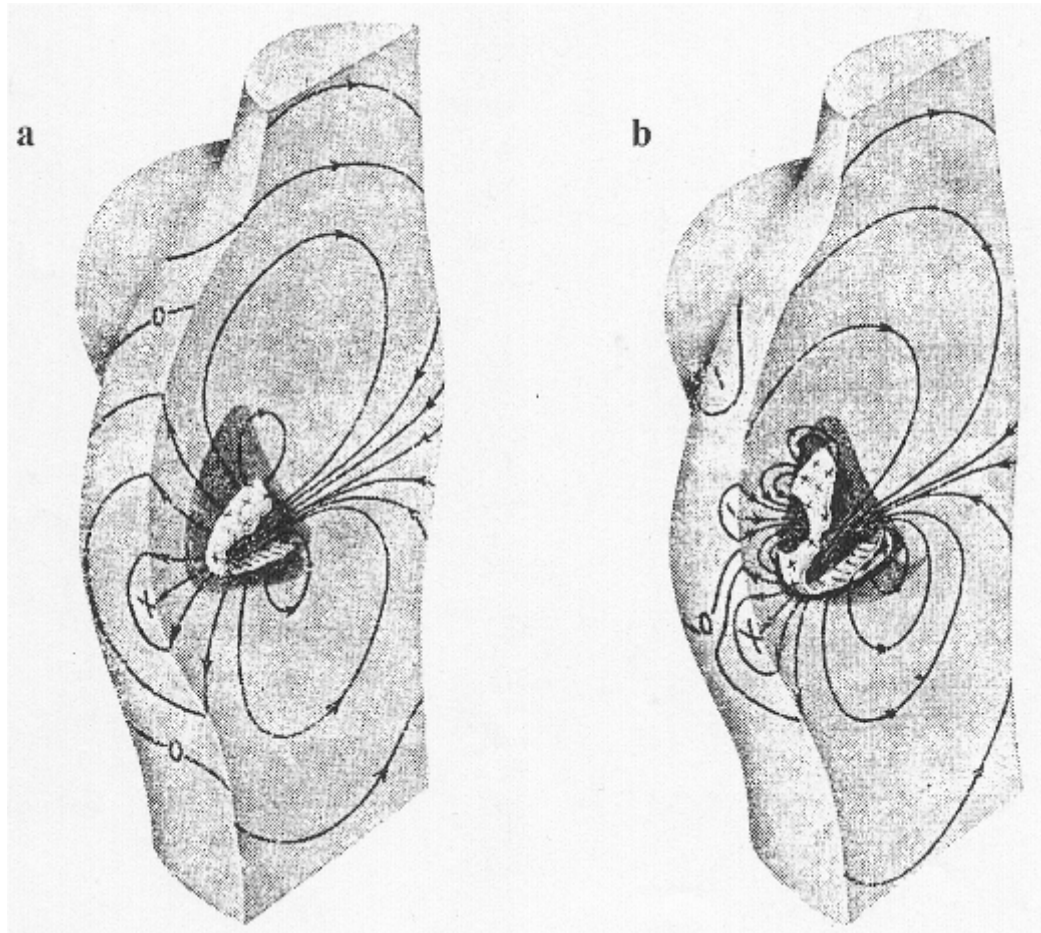


# Srdce jako generátor elektrického pole

- postup vzruchu v srdci je ovlivněn vodivým systémem



# Srdce jako generátor elektrického pole



a) Excitační front ve tvaru šálku, pole podobné poli dipólu

b) Excitační front po epikardiálním průniku, kterému odpovídá složitější tvar potenciálového pole

Oblast srdce - vyznačena tmavší barvou

Excitační front - světlejší povrch s vyznačením polarity potenciálů

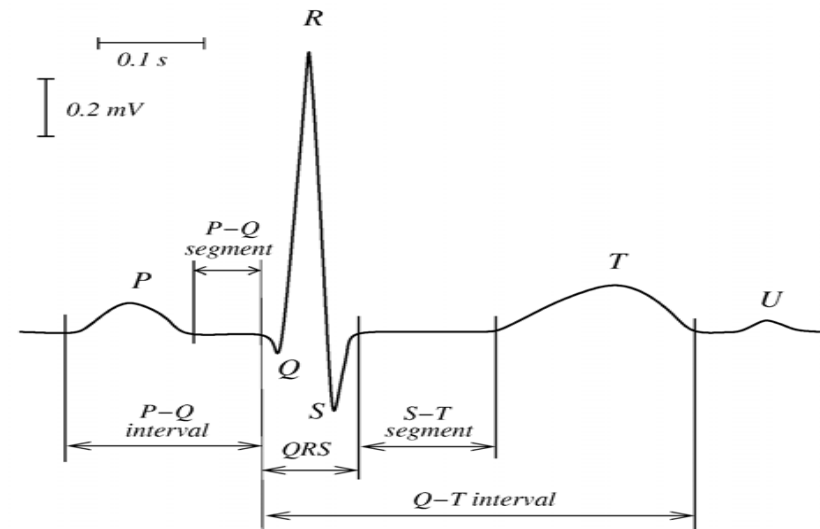
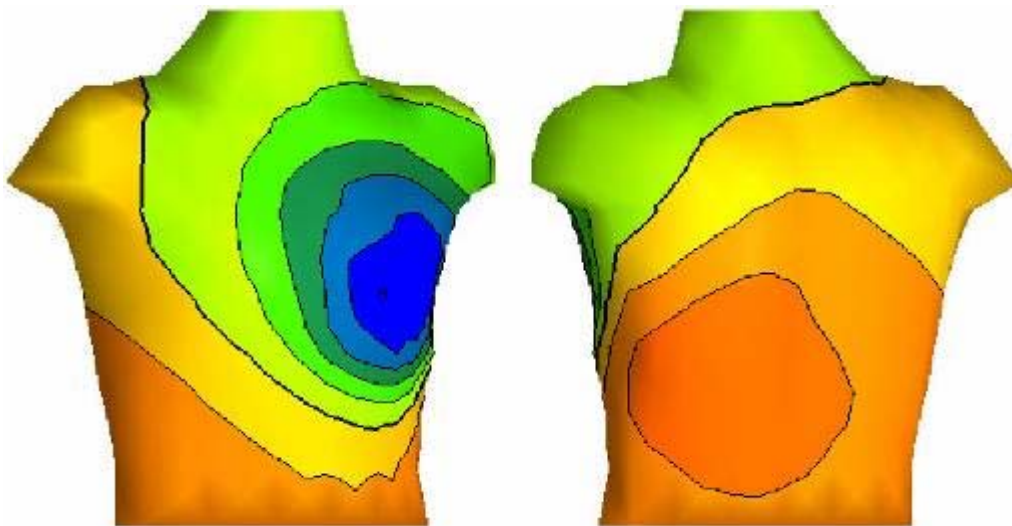
Tok el. proudu - vyznačen v řeze hrudníku

Ekvipotenciály - vyznačeny na povrchu hrudníku



# Srdce jako generátor elektrického pole

- jako důsledek elektrických zdrojů v srdci vzniká v těle proud
- rozložení potenciálů na celém povrchu je potenciálová mapa
- mezi body na povrchu můžeme namerit elektrické napětí - EKG



# **Měření**

## **elektrického pole srdce**

# Měření elektrického pole srdce

## Místo EKG a mapování

### Hodnocení stavu a činnosti srdce:

- anatomie,
- kontraktilita,
- perfuze,
- elektrofyzologie,
- ...



### Používané metody:

- echokardiografie,
- röntgenologické zobrazování,
- CT a MR tomografické zobrazování,
- SPECT a PET zobrazování,
- angiografie, scintigrafie,
- **elektrokardiografie, EKG mapování**
- magnetokardiografie,
- fonokardiografie,
- ...

### Elektrokardiografické metody:

Měří a hodnotí potenciály vznikající na povrchu srdce nebo těla v souvislosti s periodickou depolarizací a repolarizací buněk, která provází jejich mechanickou kontrakci.

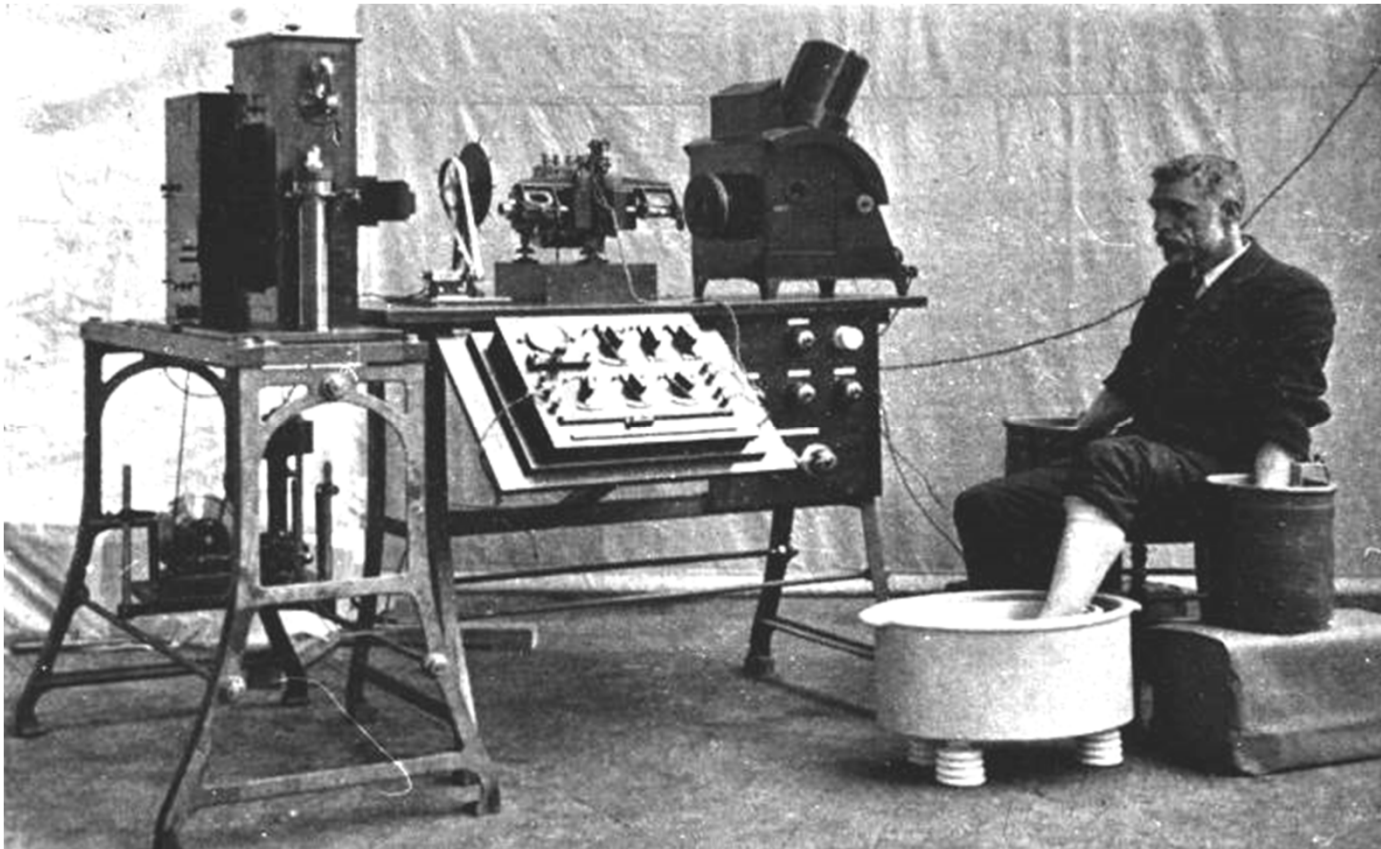


# Měření elektrického pole srdce

Willem Einthoven

1903 - registrace EKG pomocí strunového galvanometru

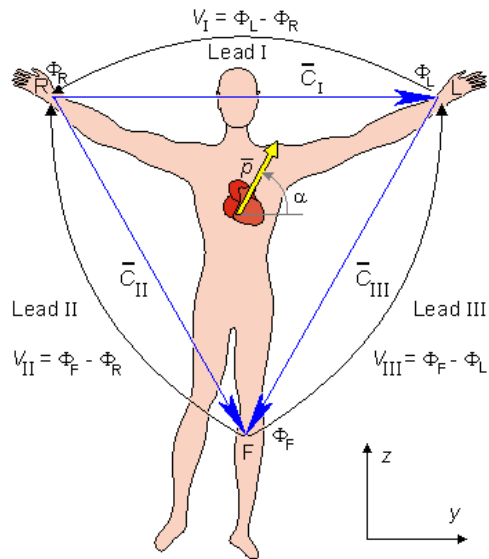
1924 - Nobelova cena za objevení mechanismu elektrokardiogramu



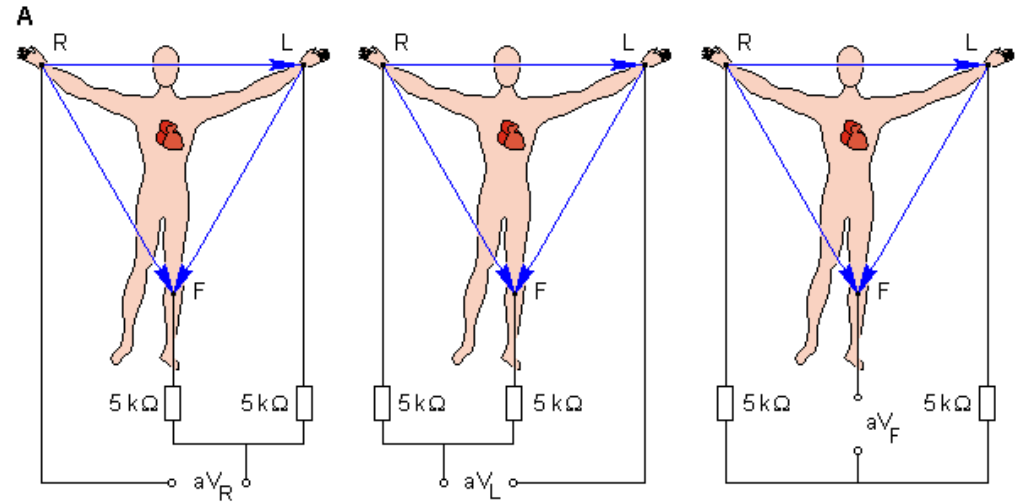
# Měření elektrického pole srdce

## Standardní 12-svodové EKG:

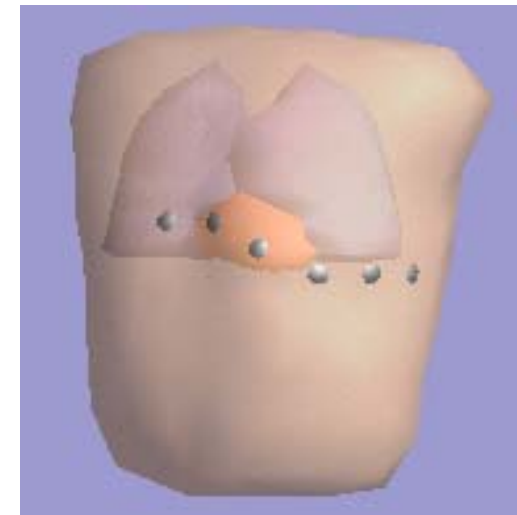
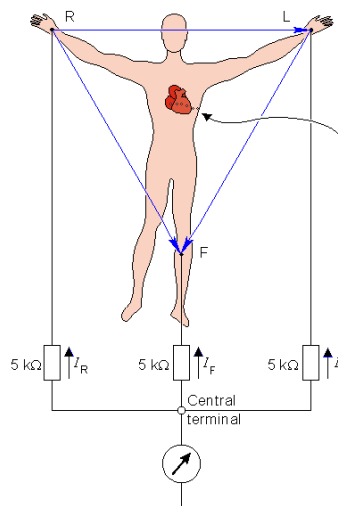
- končetinové svody I, II, III



- Goldbergerovy svody aVR, aVL, aVF

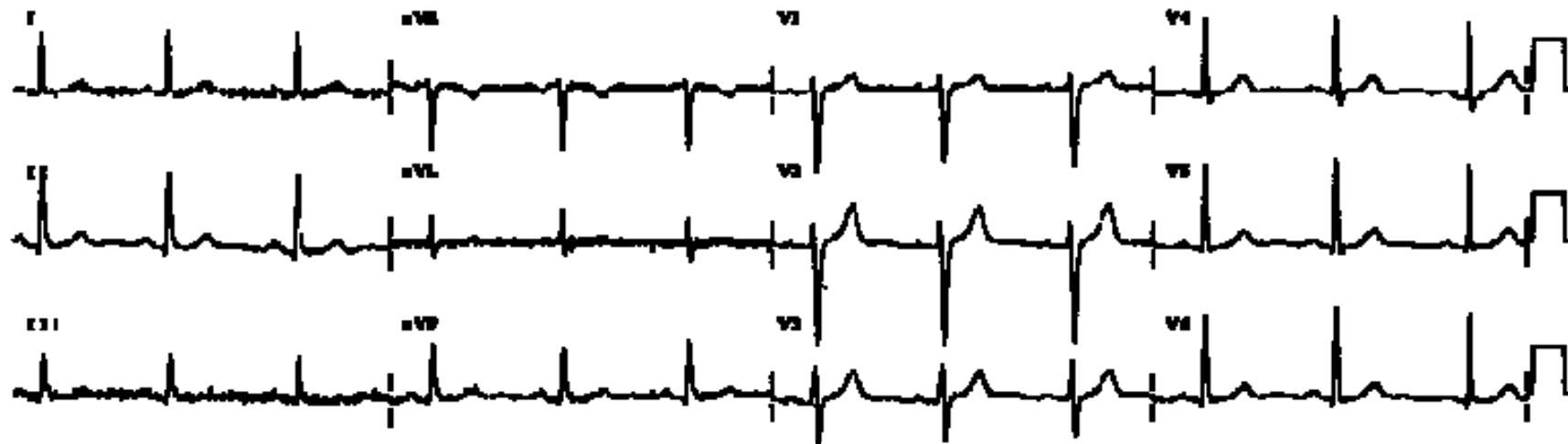
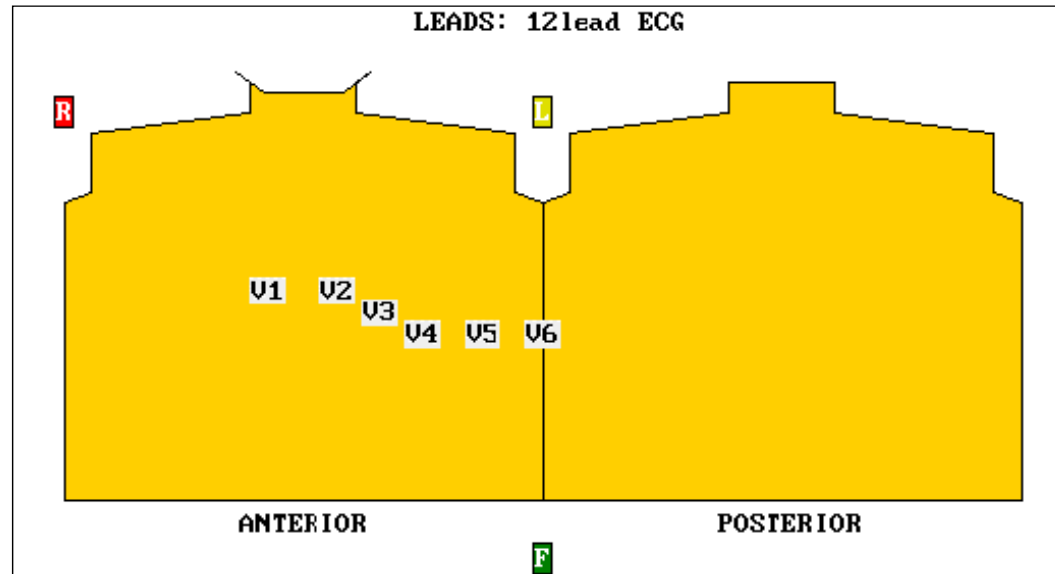


- unipolární hrudní svody V1 až V6



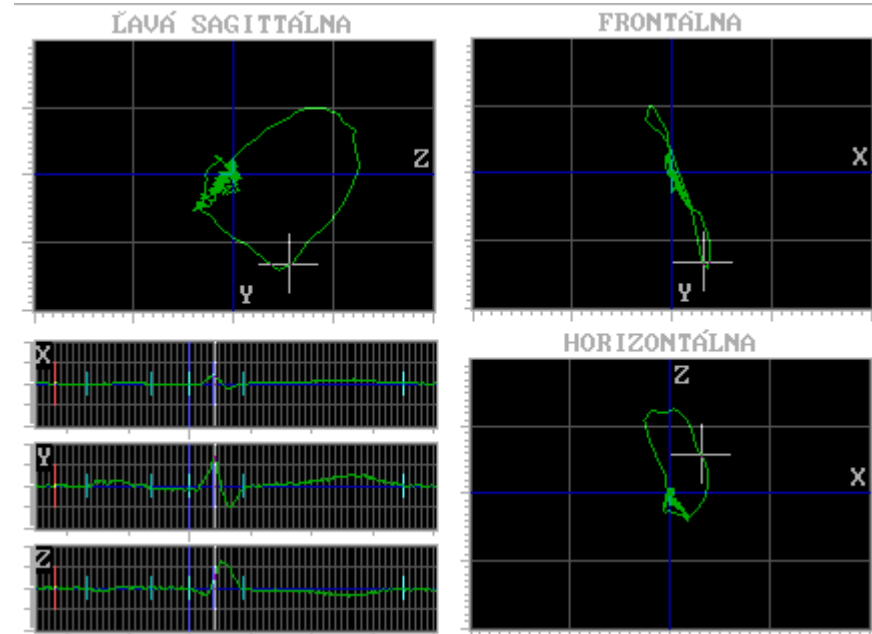
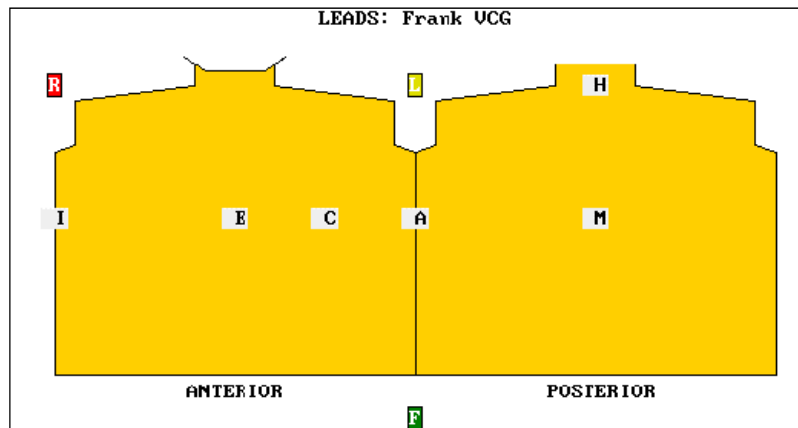
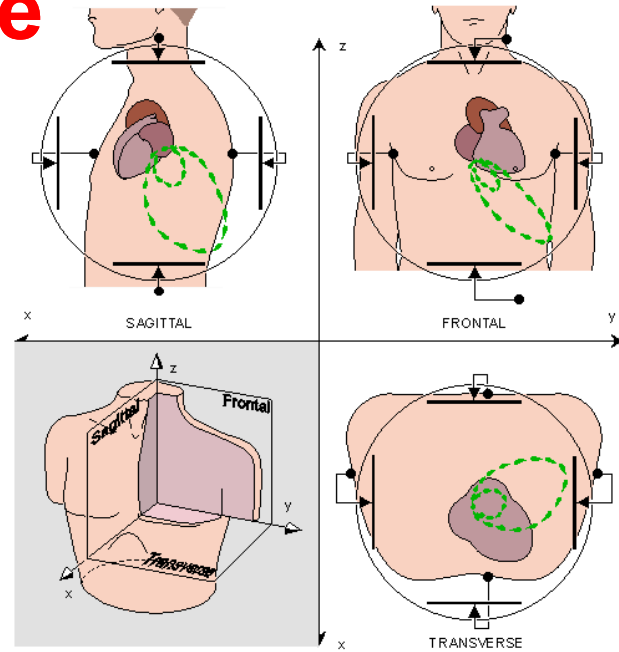
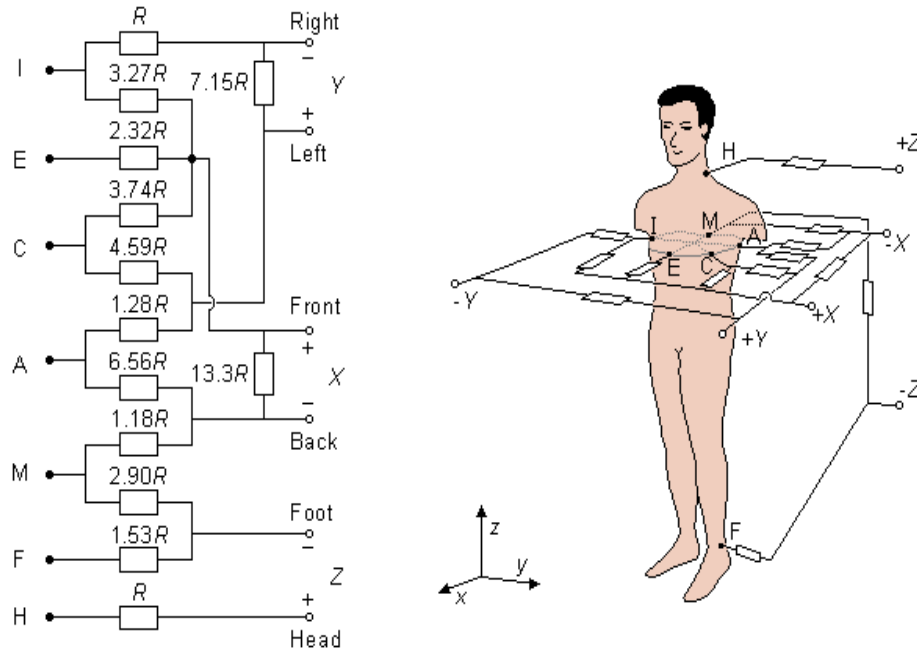
# Měření elektrického pole srdce

Standardní 12-svodové EKG:



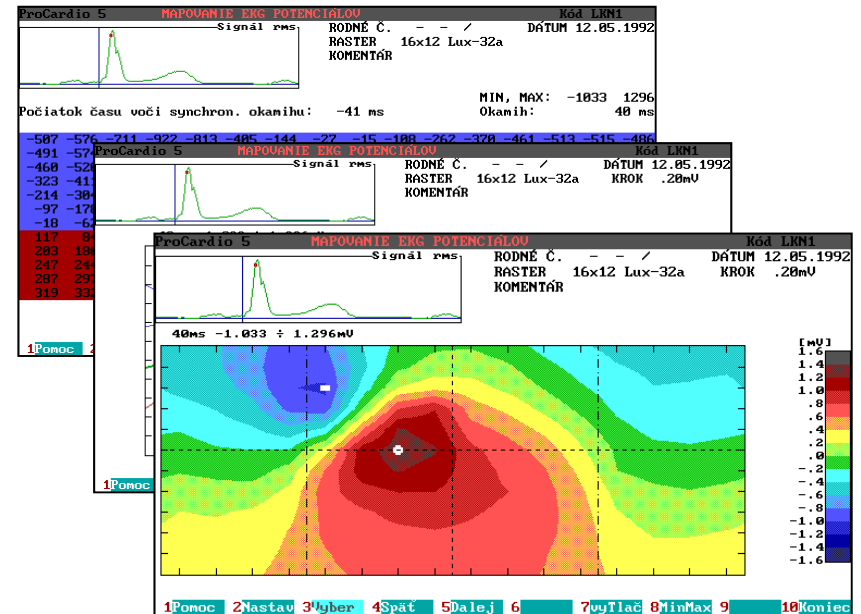
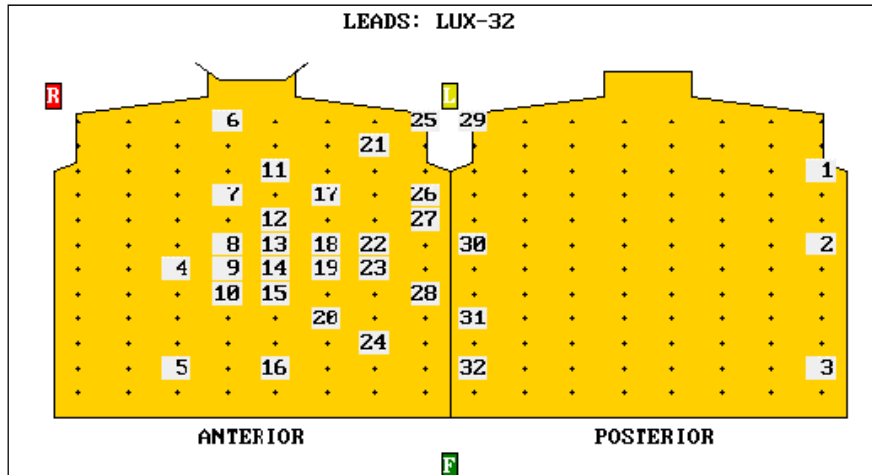
# Měření elektrického pole srdce

## Vektrokardiogram podle Franka

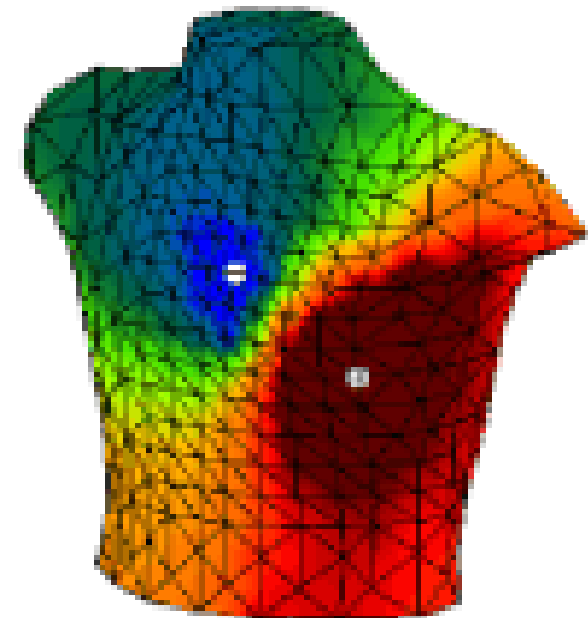
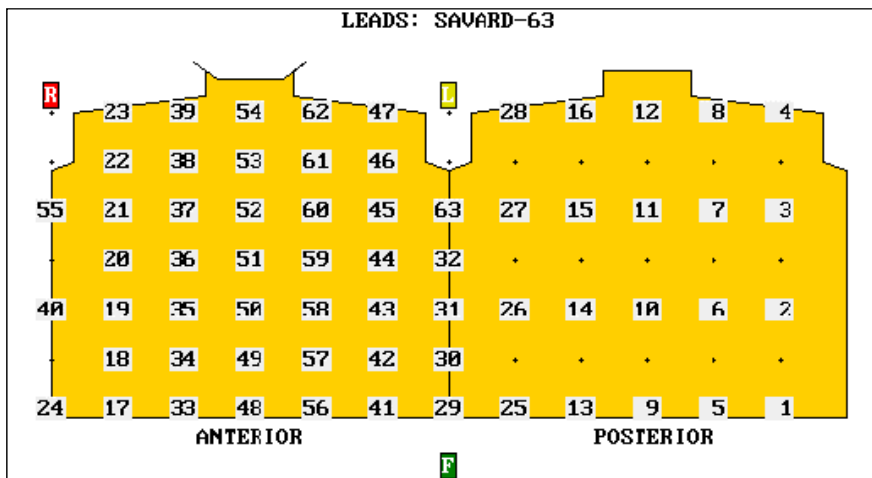


# Měření elektrického pole srdce

## Mapovací svody podle Luxe



## Mapovací svody podle Savarda

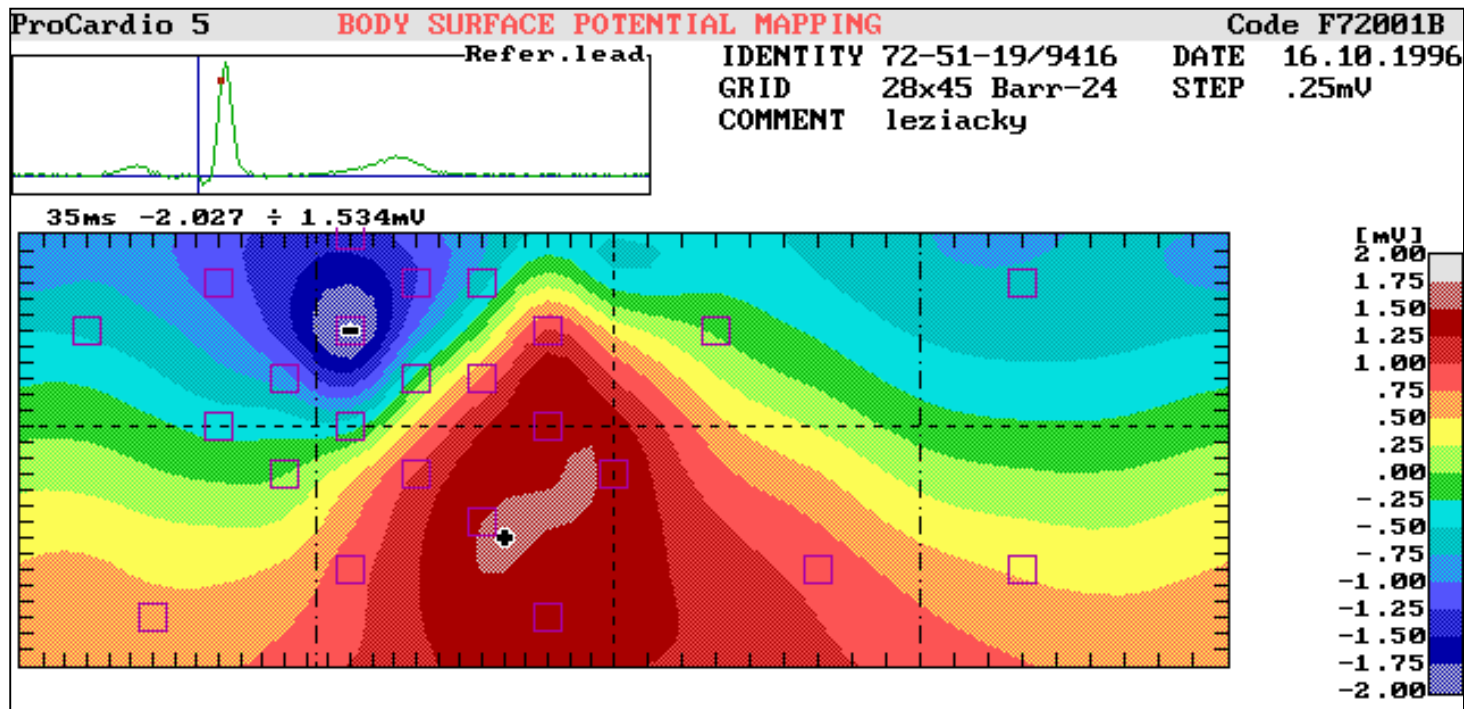


# Měření elektrického pole srdce

## Potenciálové mapy

Jsou nejpoužívanějším typem map, jsou blízké klinickému chápaní elektrického pole srdce, z kterého Einthoven odvodil představu srdečního vektoru. Jedna mapa zobrazuje rozložení potenciálů v  $n$  bodech na hrudníku v jediném časovém okamžiku:

$$U_i(t), \text{ pro } t=\text{konst.}, i=1,2,\dots n.$$

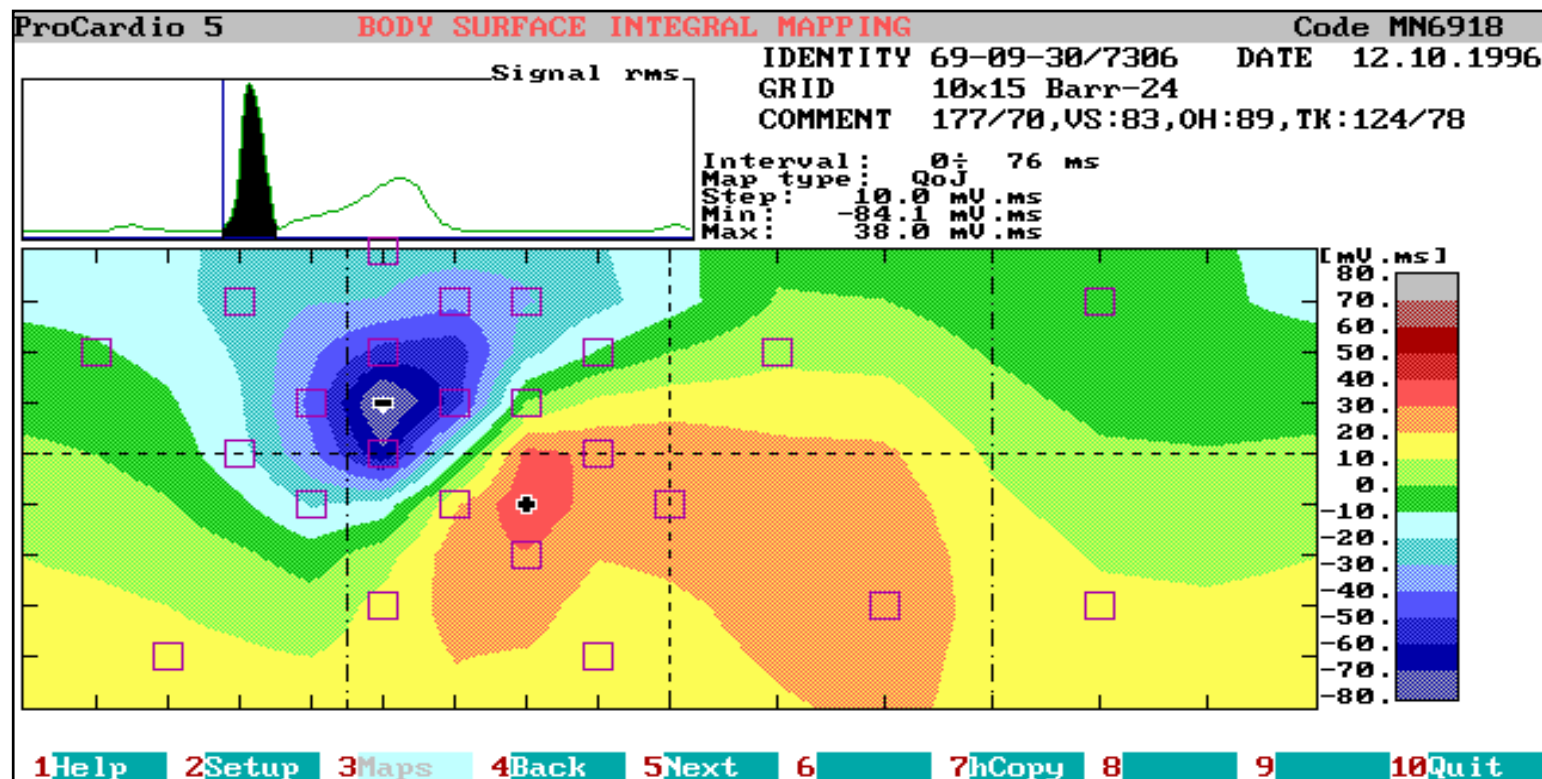


# Měření elektrického pole srdce

## Integrálové mapy

Poskytují kompaktnější zobrazení pole. Jedna mapa zobrazuje časový integrál potenciálů za zvolený časový interval  $t = \langle t_1, t_2 \rangle$ . Obecně interval možno volit libovolně, obyčejně se však bere část nebo celý komplex QRS, případně celý interval QRST:

$$P_i = \int U_i(t) dt$$

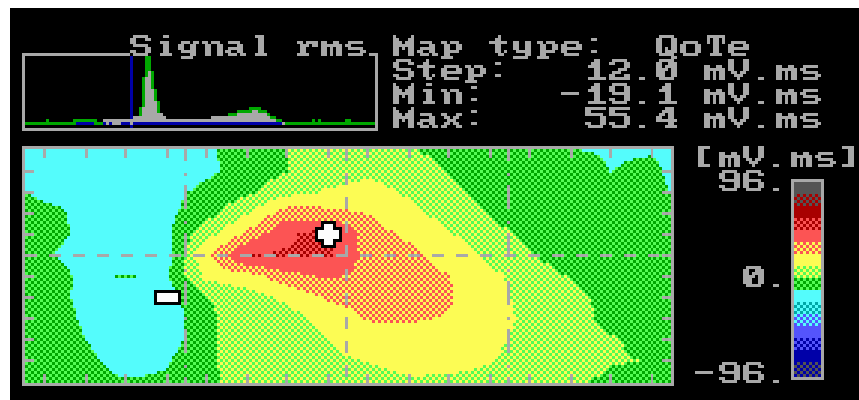


# Měření elektrického pole srdce

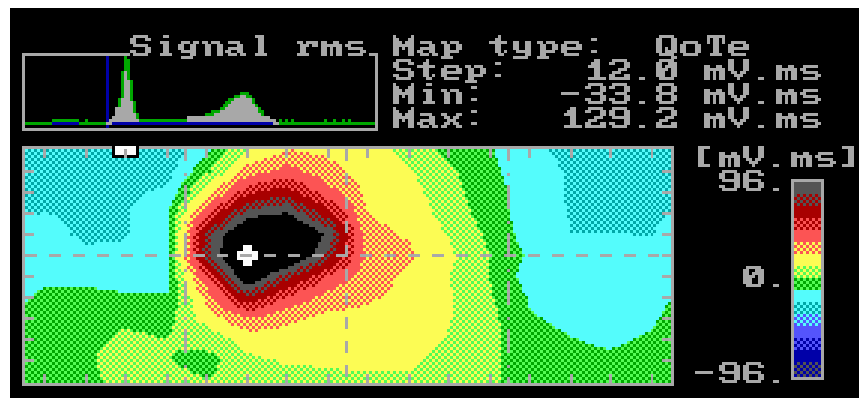
## Diferenční (rozdílové mapy)

Mapují rozdíl mezi odpovídajícími hodnotami v mapách

$$D_i = U_{i1} - U_{i2}$$



mapa před PKI



mapa po PKI



diferenční mapa



# Měření elektrického pole srdce

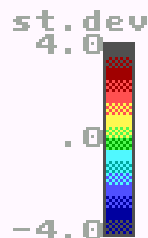
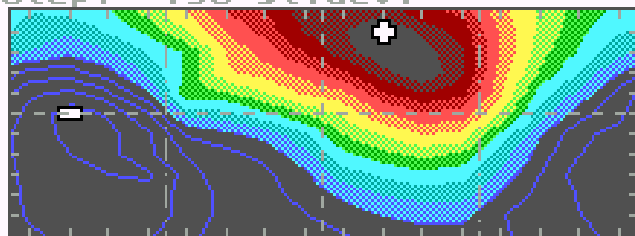
## Odchytkové mapy

Mapují hodnotu indexu odchytky od etalonu (departure index)

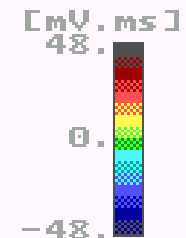
$$DI_i = (P_i - M_i) / SD_i$$

kde  $P_i$  je hodnota v analyzované mapě  
 $M_i$  je hodnota etalonu ve stejném bodě  
 $SD_i$  je směrodatná odchytka etalonu v tomto bodě

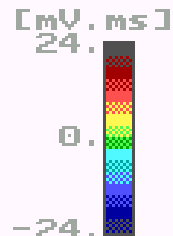
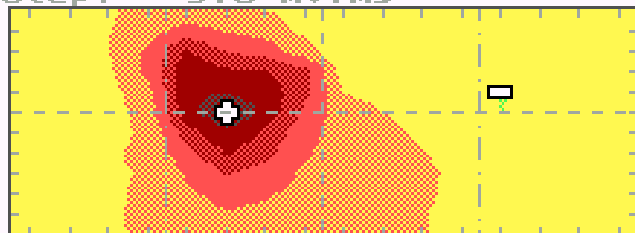
Departure map Qo J  
Min,Max: -4.2, 4.1 st.dev.  
Step: .50 st.dev.



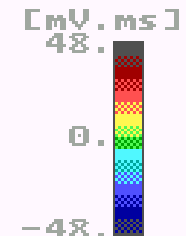
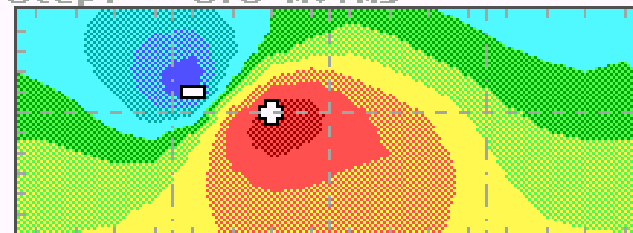
Integral map Qo J  
Min,Max: -38.5, 36.6 mV.ms  
Step: 6.0 mV.ms



Template st.dev Qo J  
Min,Max: 3.0, 20.9 mV.ms  
Step: 3.0 mV.ms



Template map Qo J  
Min,Max: -29.4, 28.6 mV.ms  
Step: 6.0 mV.ms



# Měření elektrického pole srdce

## Mnohosvodové EKG měřicí systémy

- Aktivní elektrody, případně se zesílením signálu
- Nízkošumové zesilovače (i se stejnosměrnou vazbou)
- Rychlé sigma-delta A/Č převodníky (rozlišení (16 až 24 bitů))
- Optické oddělení měřicí a výpočetní části systému
- Bateriové napájení na snížení rušení a zvýšení bezpečnosti
- Připojení k PC přes standardní interfejs (USB, Ethernet)

# Měření elektrického pole srdce

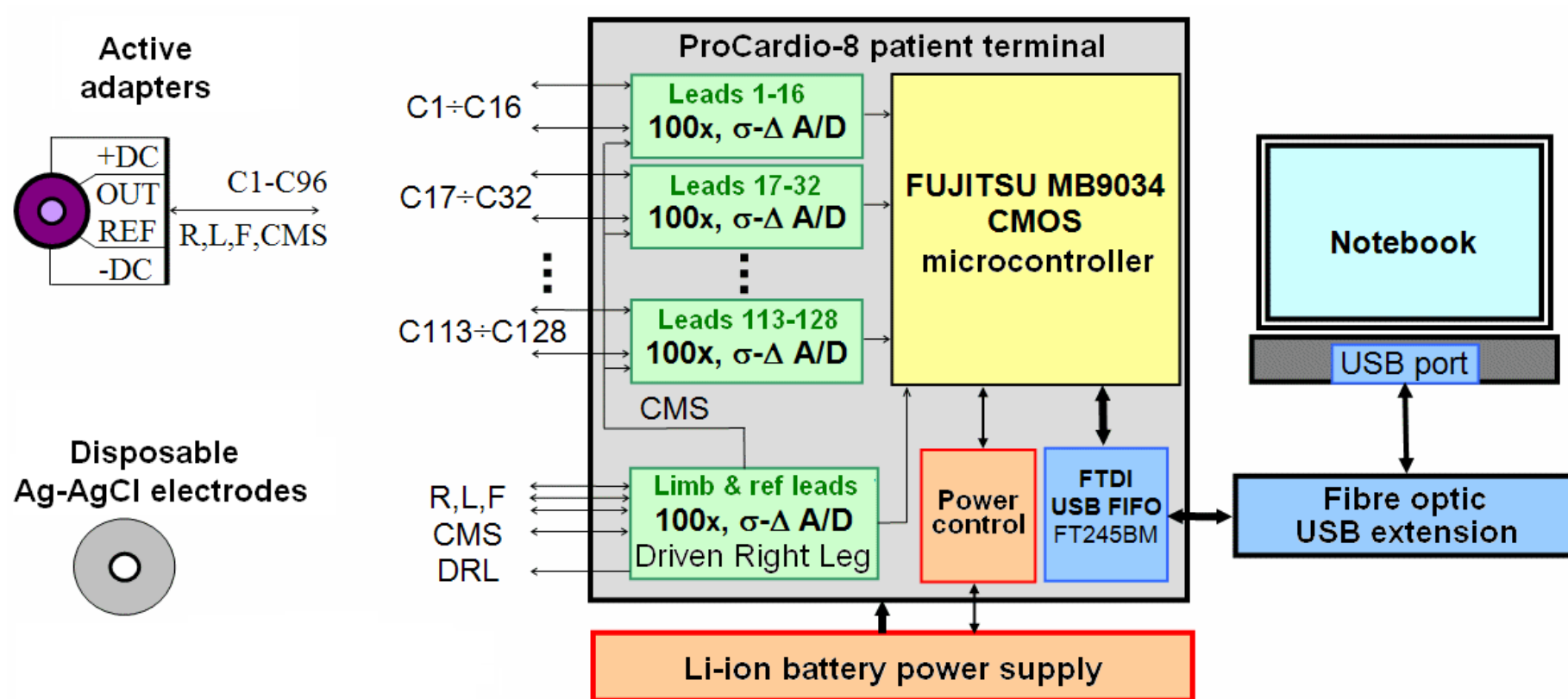
## Mnohosvodové EKG měřicí systémy

- FBMI ČVUT ve spolupráci s ÚM SAV a dalšími pracovišti:  
nově vyvíjené přístroje s různým výkonem:
- **ProCardio 8** - jednoduchý systém sběru dat s až 144 EKG kanály
- **EuroBio** - měřicí jednotka s výkonným signálovým procesorem a možností měřit až 192 EKG kanálů

# Měření elektrického pole srdce

## Mnohosvodové EKG měřicí systémy

### Měřicí systém ProCardio 8



# Měření elektrického pole srdce

## Mnohosvodové EKG měřicí systémy

### Měřicí systém ProCardio 8

- aktivní Ag-AgCl EKG elektrody
- řízení patientského terminálu
  - 16-bitový 56 MHz CMOS mikrokontroler Fujitsu MB96348
  - komunikace s měřicími deskami: 4x UART a DMA řadič
  - přenos dat do PC: přes USB FIFO FT245R
- měřicí desky: 3+64 (max.144) měřících kanálů
  - referenční deska: svody R, L, F, elektrody CMS a DRL
  - hrudní deska 16 kanálů
  - měřící kanály (s AD627) A=40, frekv.rozsah 0-250 Hz
- A/Č převodníky
  - 22-bit  $\Delta$ - $\delta$  A/Č převodníky (AD7716 )
  - vzorkování 125 – 2000 Hz (dyn. rozlišení 19–16 bitů)
- Li-ion bateriový modul (3,6 V, 4700 mAh), řízení spotřeby

# Měření elektrického pole srdce

## Mnohosvodové EKG měřicí systémy

### Měřicí systém ProCardio 8

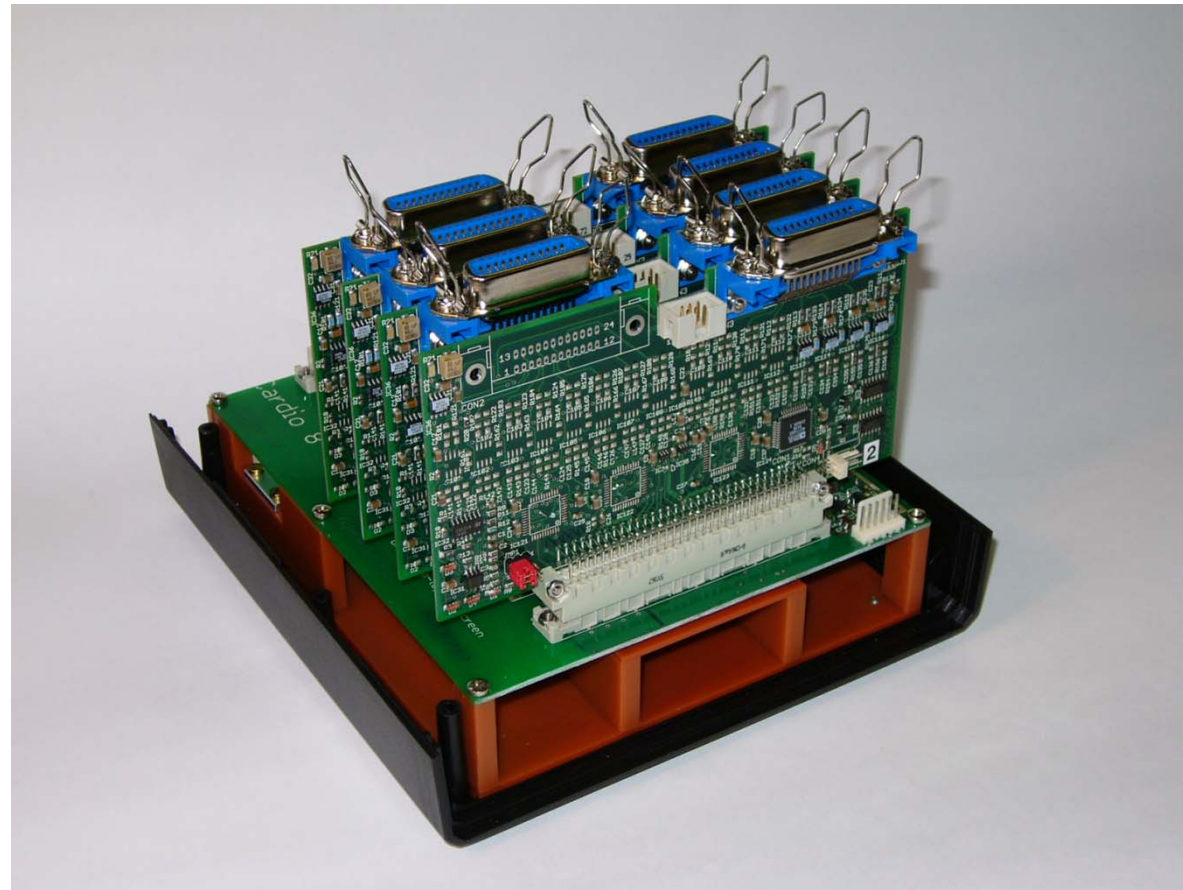


- jednorázové elektrody: snížení rizika přenosu infekce  
minimální polarizační potenciály
- aktivní adaptér: vysoká vstupní, nízká výstupní impedance,  
nízký šum
- robustní 24-pinový Centronix konektor

# Měření elektrického pole srdce

Mnohosvodové EKG měřicí systémy

Měřicí systém ProCardio 8





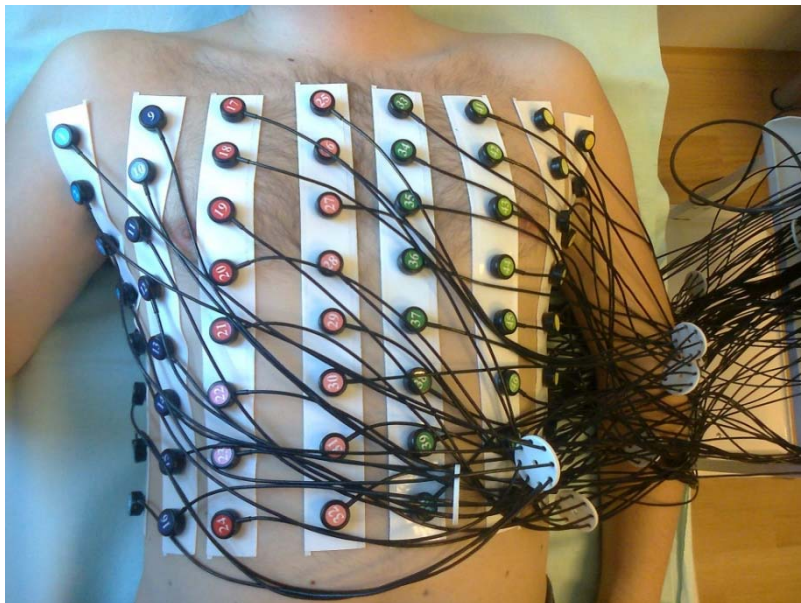
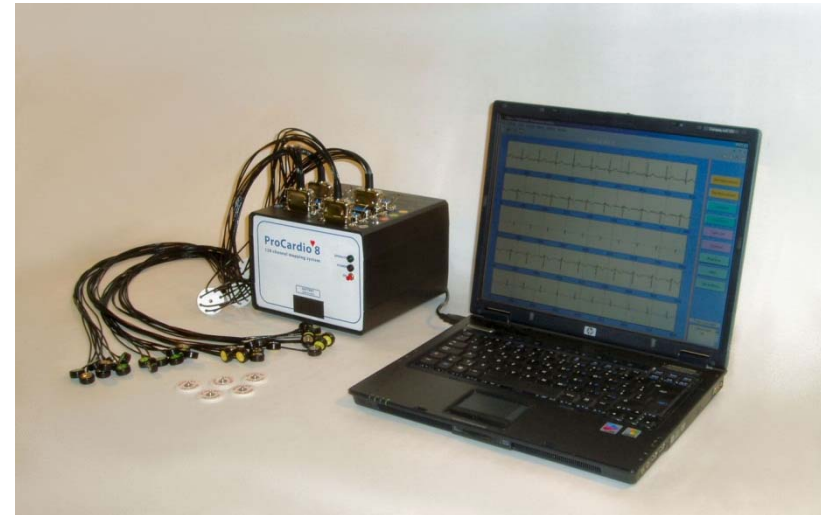
# Měření elektrického pole srdce

## Mnohosvodové EKG měřicí systémy

### Měřicí systém ProCardio 8

#### Hardvér

- aktivní elektrody
- do 144 měřených EKG kanálů
- optické propojení přes USB
- napájení z Li-iontového článku
- řídicí notebook





# Měření elektrického pole srdce

## Mnohosvodové EKG měřicí systémy

### Měřicí systém ProCardio 8

#### Hardvér

- aktivní elektrody
- do 144 měřených EKG kanálů
- optické propojení přes USB
- napájení z Li-iontového článku
- řídicí notebook



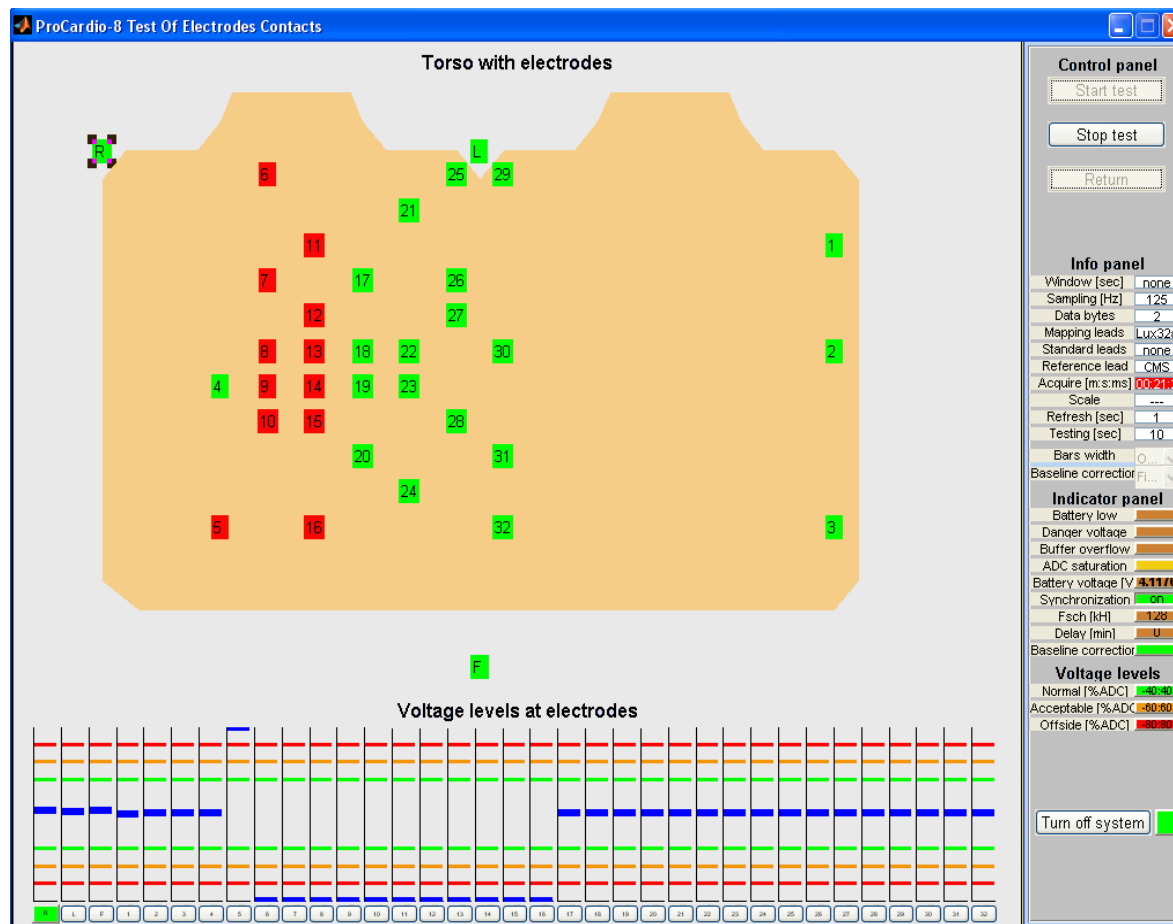
# Měření elektrického pole srdce

## Mnohosvodové EKG měřicí systémy

### Měřicí systém ProCardio 8

Softvér - operační systém Windows XP

- měřicí a mapovací softvér napsán v Matlabu



- Jsou kontrolovány kontakty elektrod, problematické svody jsou barevně zvýrazněny
- Nastavuje se optimální zesílení v měřících kanálech

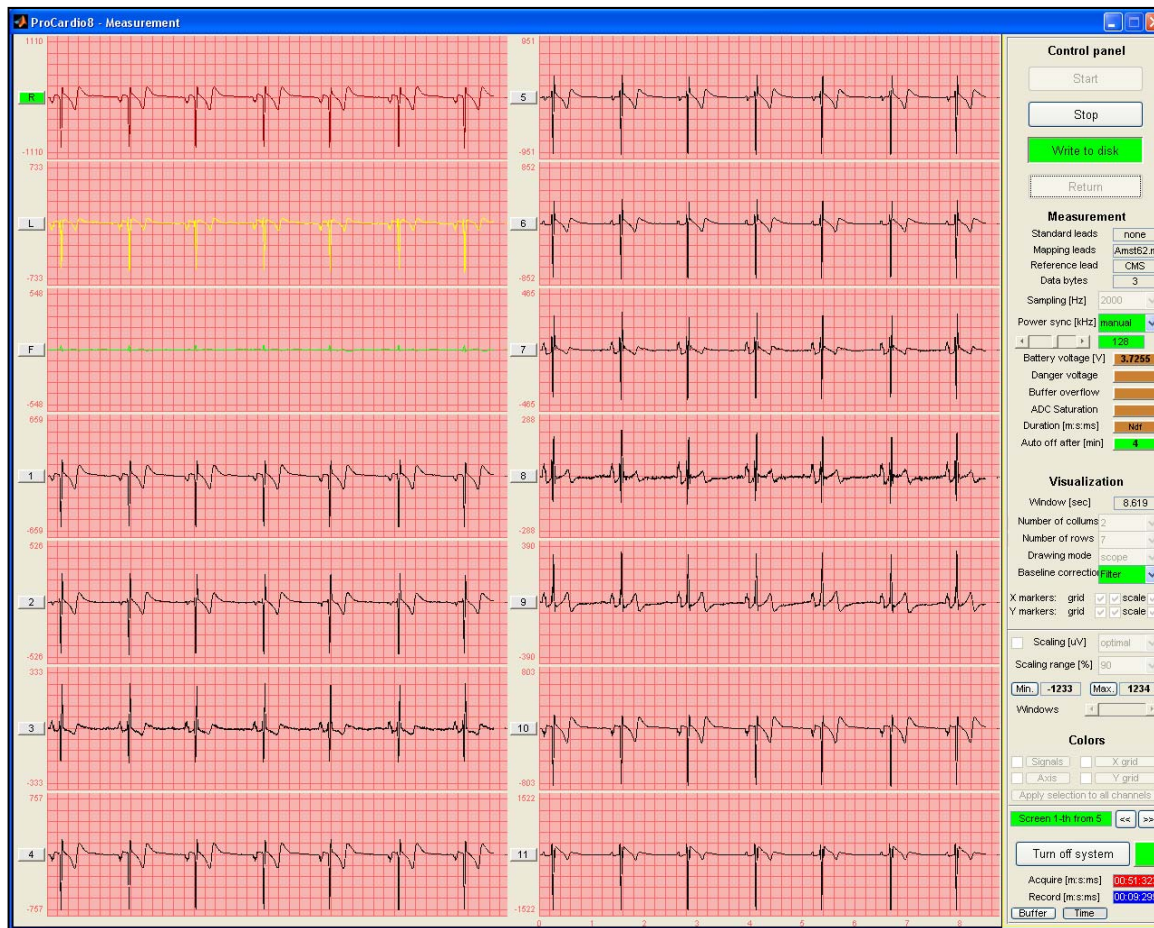
# Měření elektrického pole srdce

## Mnohosvodové EKG měřicí systémy

### Měřicí systém ProCardio 8

Softvér - operační systém Windows XP

- měřicí a mapovací softvér napsán v Matlabu



- Signály jsou monitorovány na displeji a ukládány na disk
- Volitelný režim vizualizace a zpracování EKG signálů

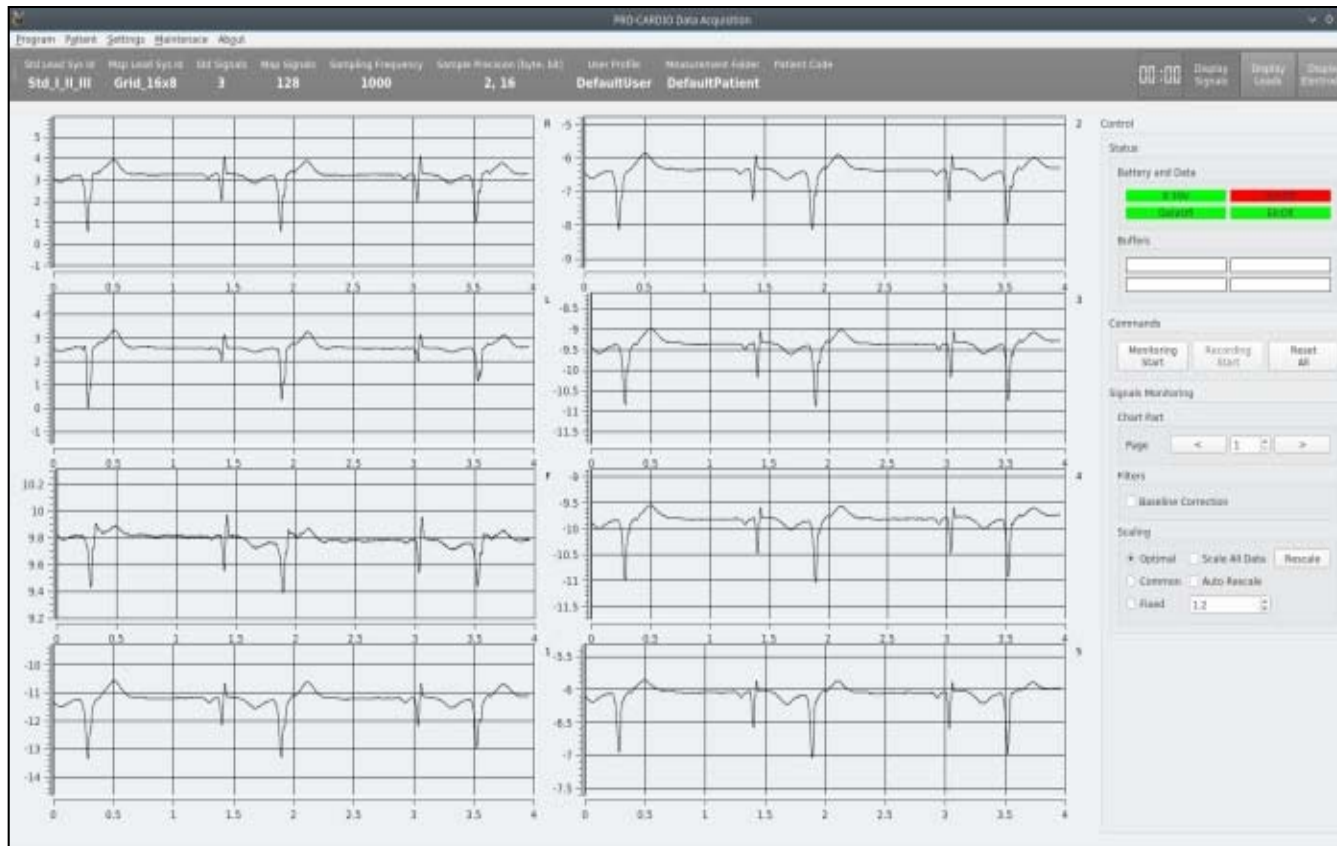
# Měření elektrického pole srdce

## Mnohosvodové EKG měřicí systémy

### Měřicí systém ProCardio 8

Softvér - operační systém Windows XP

- měřicí a mapovací softvér napsán v Matlabu



- Signály jsou monitorovány na displeji a ukládány na disk
- Volitelný režim vizualizace a zpracování EKG signálů

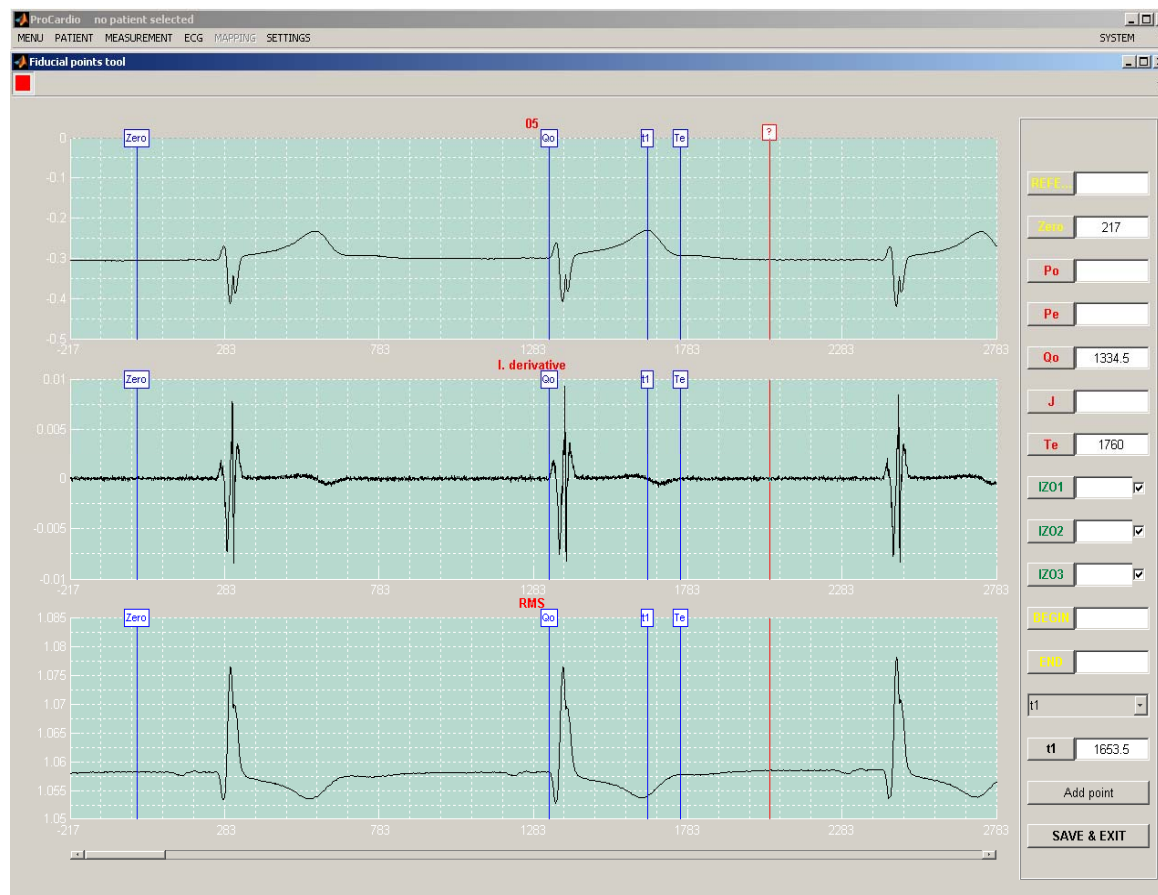
# Měření elektrického pole srdce

## Mnohosvodové EKG měřicí systémy

### Měřicí systém ProCardio 8

Softvér - operační systém Windows XP

- měřicí a mapovací softvér napsán v Matlabu



- Měřené signály je možné zobrazit v různých režimech
- Signály jsou zpracovány podle potřeby (filtrace, označení okamžiků, rozměření)



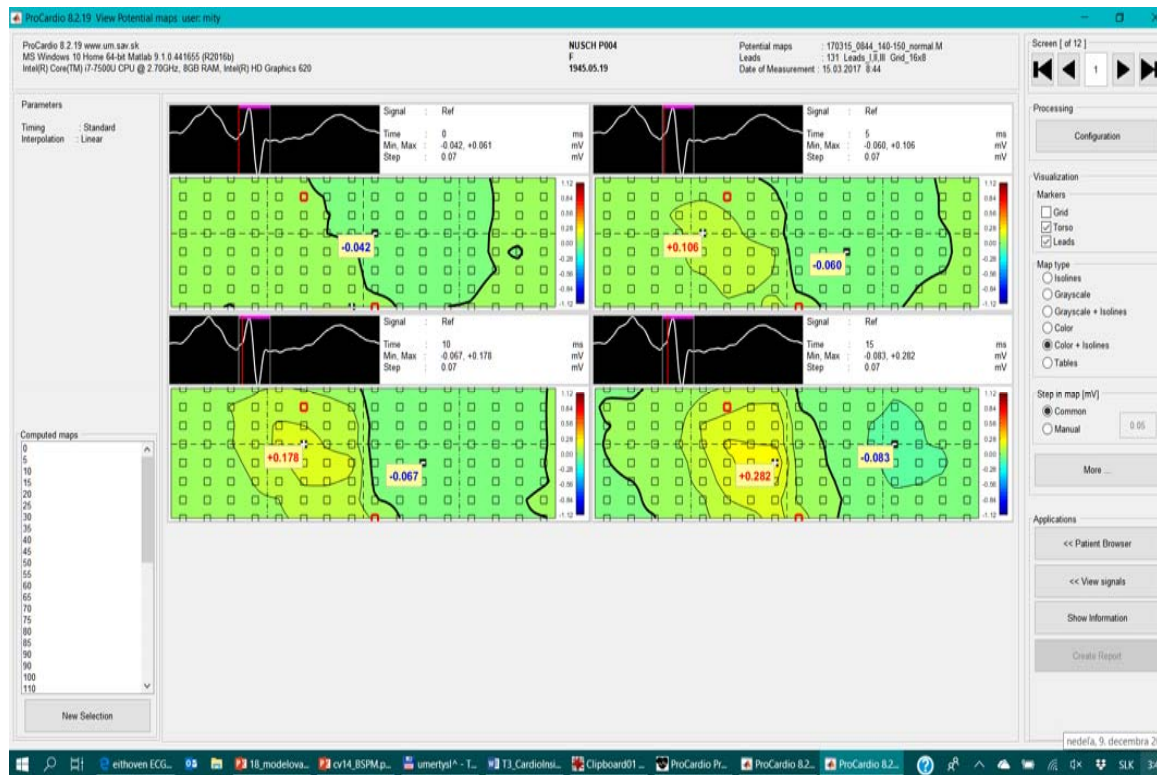
# Měření elektrického pole srdce

## Mnohosvodové EKG měřicí systémy

### Měřicí systém ProCardio 8

Softvér - operační systém Windows XP

- měřicí a mapovací softvér napsán v Matlabu

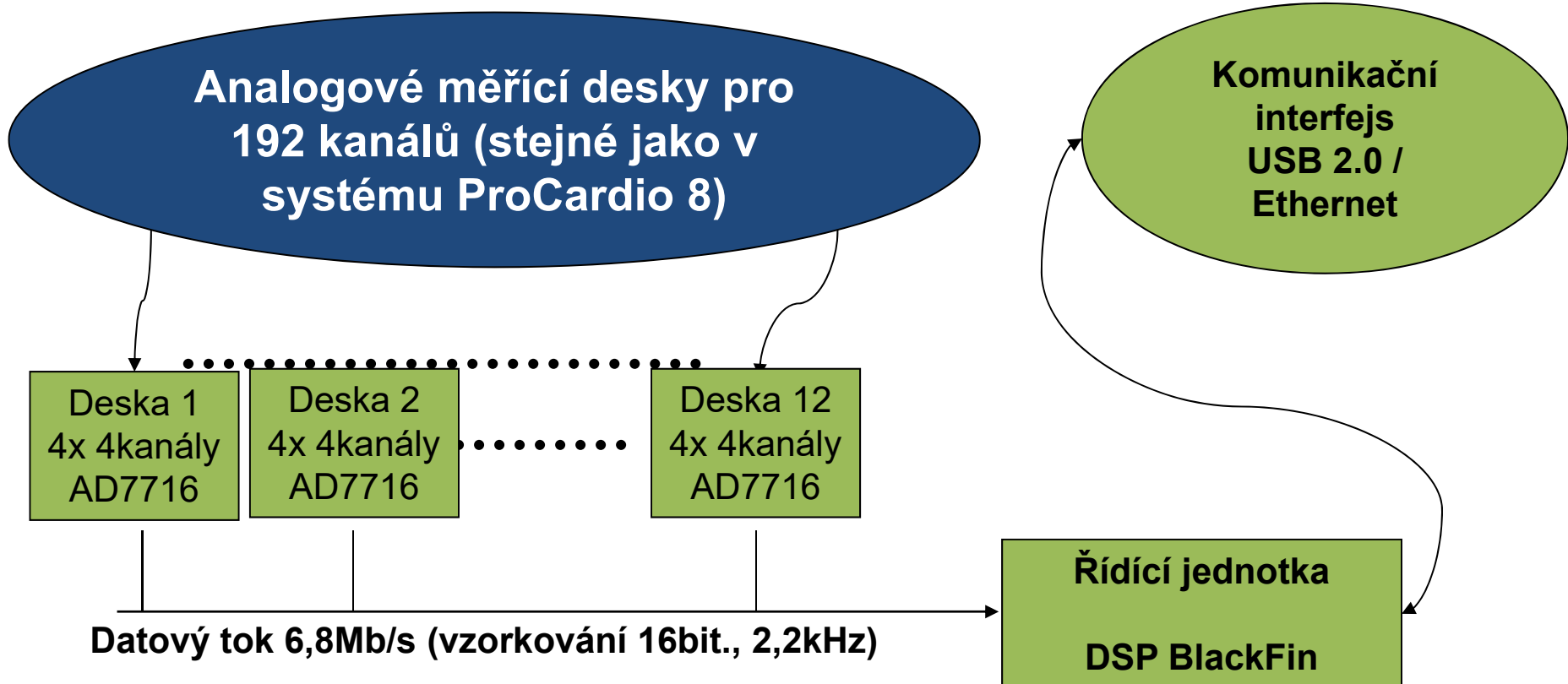


- Z EKG signálů jsou vypočteny okamžikové nebo integrální mapy
- Vypočtené mapy je možné zobrazit v různých režimech

# Měření elektrického pole srdce

## Mnohosvodové EKG měřicí systémy

### Měřicí systém EuroBio



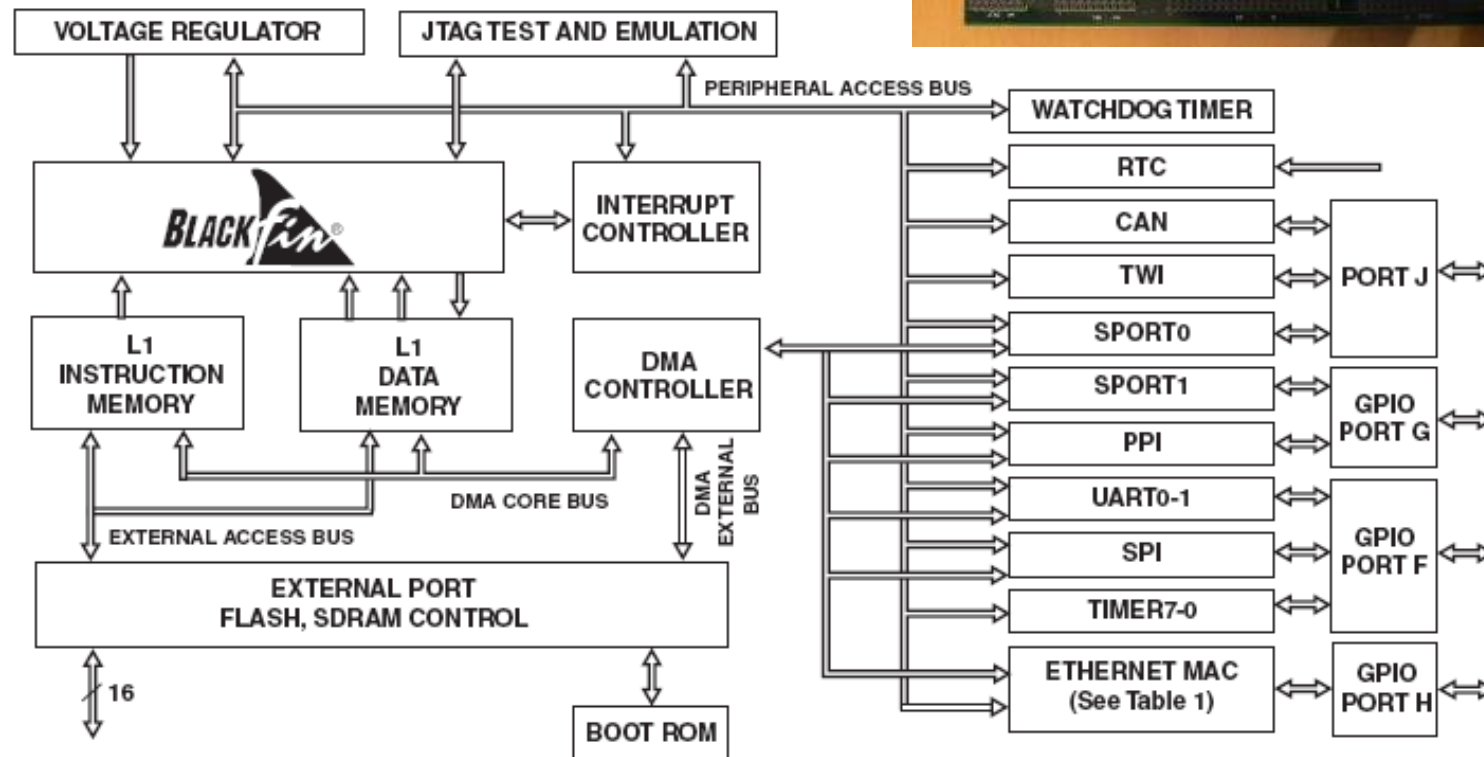
# Měření elektrického pole srdce

## Mnohosvodové EKG měřicí systémy

### Měřicí systém EuroBio



ADSP BF537P  
Blackfin EZ-KIT





# Měření elektrického pole srdce

## Mnohosvodové EKG měřicí systémy

### Měřicí systém EuroBio

#### **ADSP – BF537 Blackfin**

16/32 – bitový signální procesor pro aplikace kde je důležitý vysoký výpočetní výkon a množství periférií. Typicky vhodný pro aplikace zpracování videa a zvuku nebo řídicí aplikace v reálném čase

**Hlavní vlastnosti**

- max. frekvence jádra 600MHz
- 132k Bytů on-chip paměti
- podpora pamětí SDRAM a SRAM

**Periferie:**

- IEEE 802.3 10/100 Ethernet MAC
- CAN 2.0B
- 2x Dual channel SPORTs
- DMA, 32bit čítače, 48 GPIOs, .....

**Interfejs & I/O:**

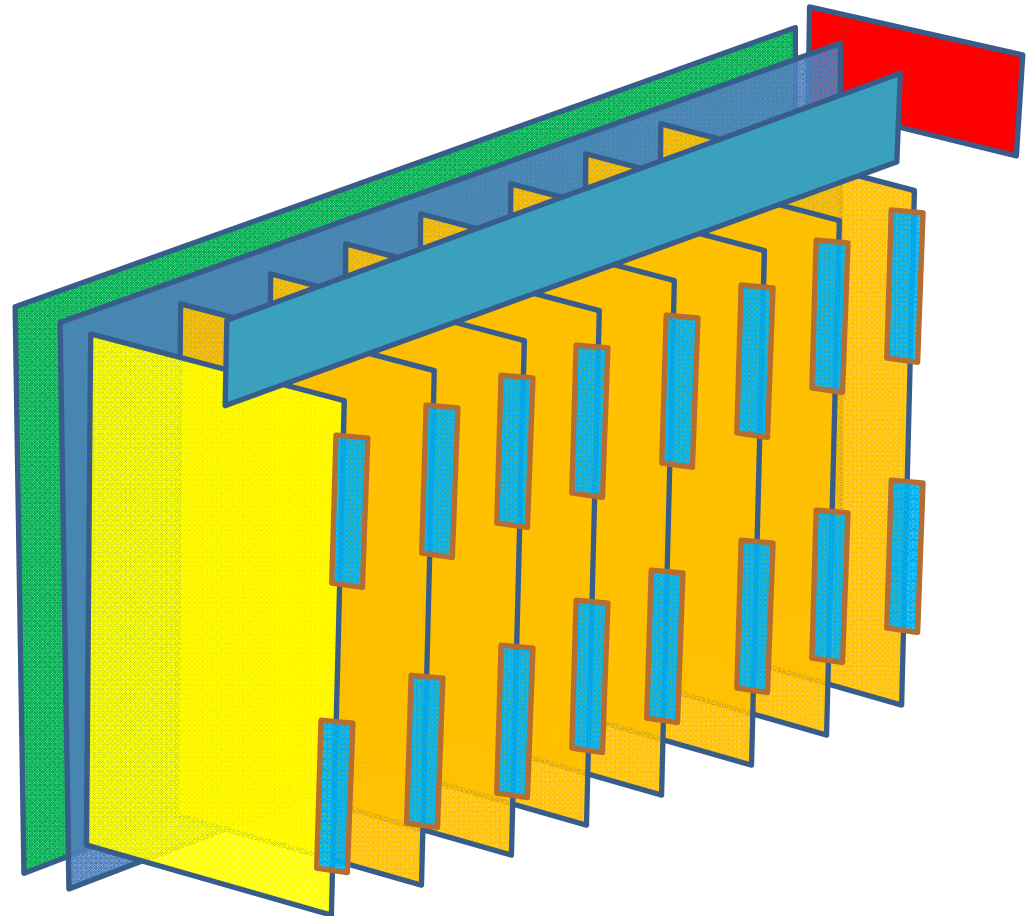
- 2-kanálový DAC AD1871, 2-kanálový ADC AD1854
- LAN83C185 10/100, RS-232 UART
- CAN TJA1041 transceiver
- LED, ...

# Měření elektrického pole srdce

## Mnohosvodové EKG měřicí systémy

### Měřicí systém EuroBio

- propojovací deska
- až 12 desek se 16 kanály a A/D převodníky
- řídicí jednotka Blackfin
- napájecí blok



# Měření elektrického pole srdce

## Mnohosvodové EKG měřicí systémy

### Měřicí systém EuroBio

EuroBio přístroj se 64+4 kanály

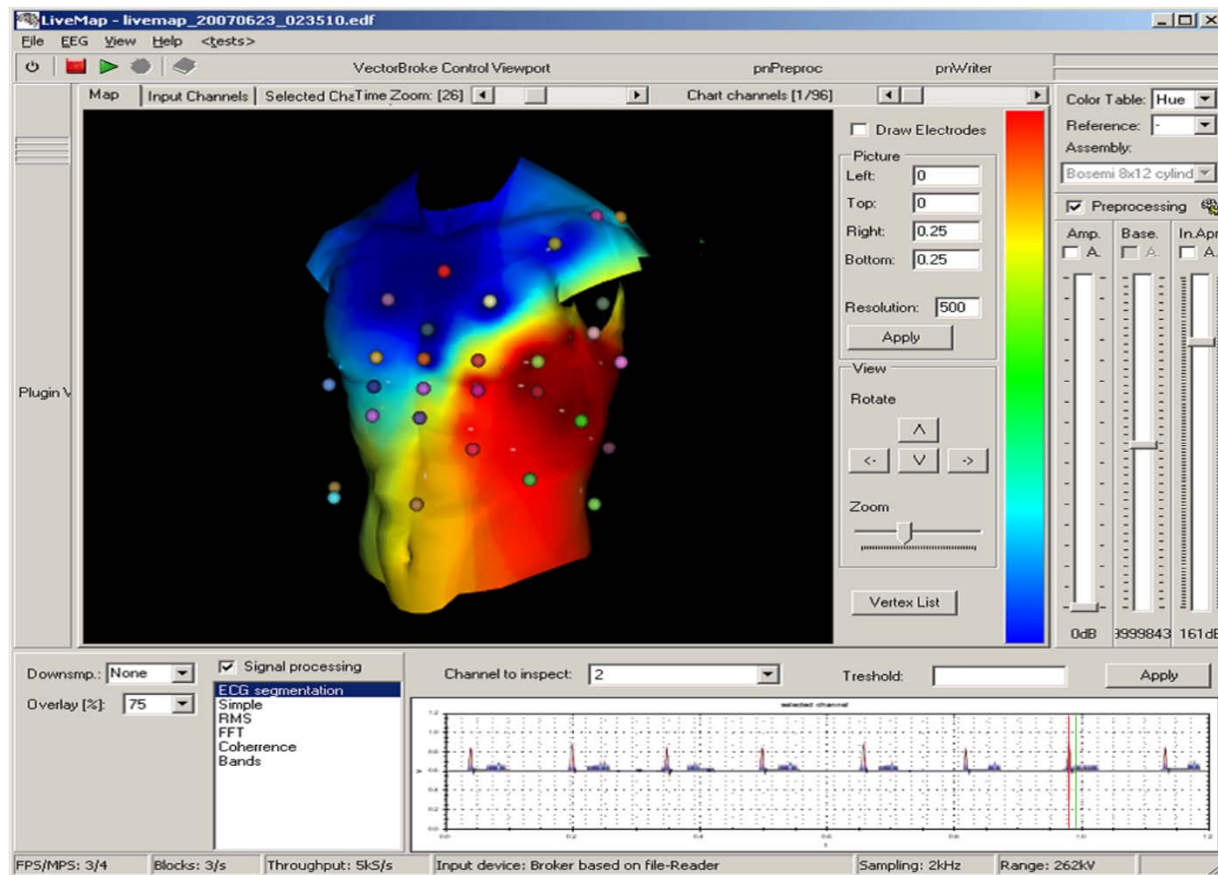


# Měření elektrického pole srdce

## Mnohosvodové EKG měřicí systémy

### Měřicí systém EuroBio – softvér LiveMap

- EKG signály jsou zpracovány v reálném čase, včetně identifikace vln
- Vechny typy map mohou být vypočteny v každém srdečním cyklu
- Mohou být počítány diferenční mapy pacienta a parametry srdečního zdroje

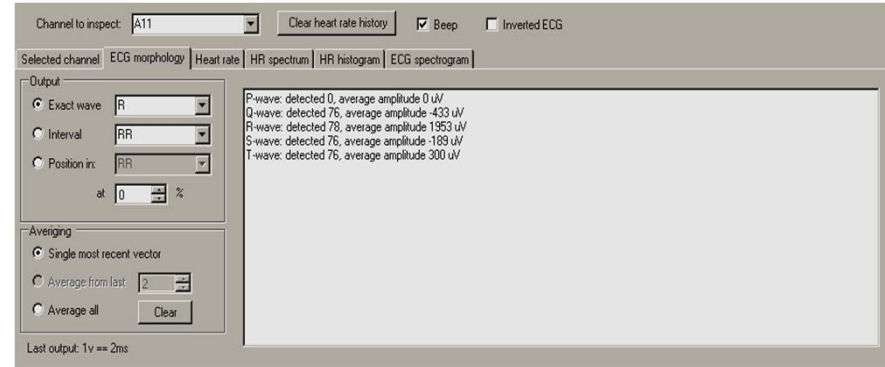
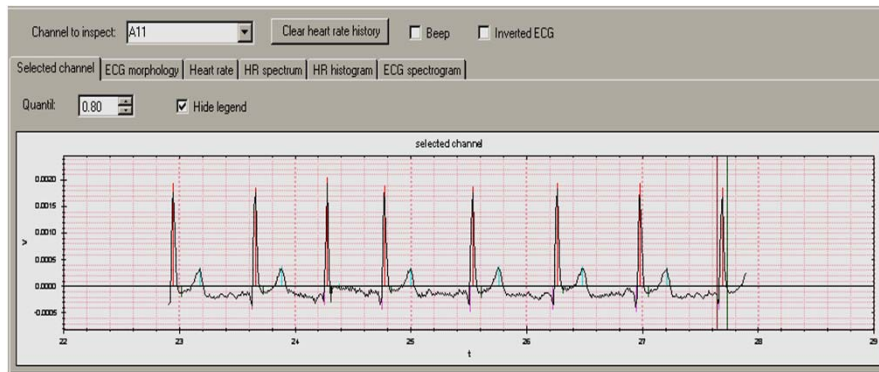




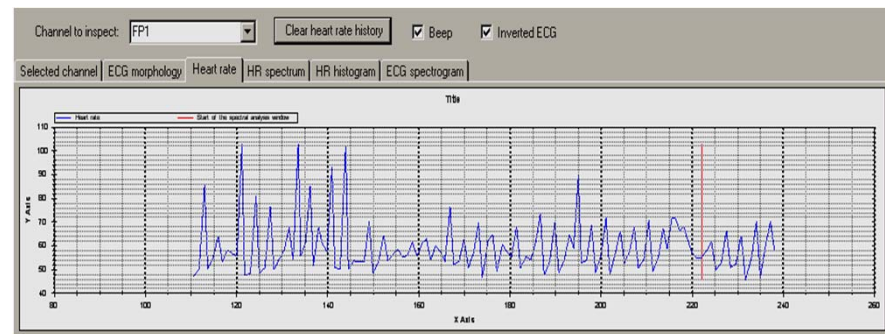
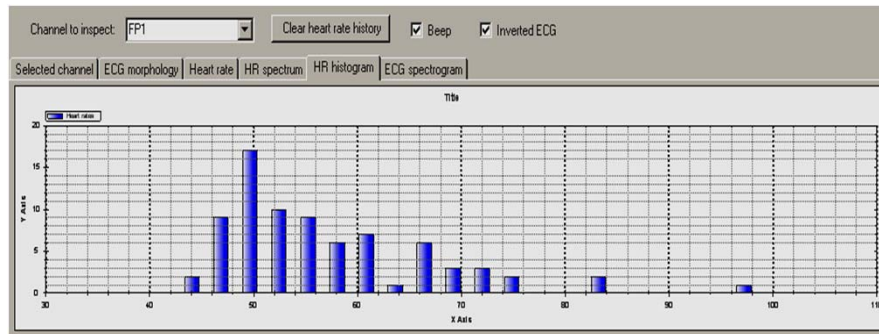
# Měření elektrického pole srdce

## Mnohosvodové EKG měřicí systémy

### Měřicí systém EuroBio – softvér LiveMap



- Automatická segmentace EKG
- Detekce a statistika vln a intervalů



- Histogramy srdeční frekvence
- Analýza variability srdečního rytmu

# Měření elektrického pole srdce

## Mnohosvodové EKG měřicí systémy

### Měřicí systém EuroBio

EuroBio systém má certifikaci elektrické bezpečnosti a elektromagnetické kompatibility:

 <b>VOP-026 Šternberk, s.p.</b> divize VTÚPV Vyškov s certifikovaným systémem jakosti dle ČSN EN ISO 9001		Číslo úkolu/ zakázky: 60/6404/001-064 Číslo protokolu: <b>6450-093/2010</b>
  <b>Odbor zkoušení techniky – zkušební laboratoř č. 1103</b> akreditovaná ČIA dle ČSN EN ISO/IEC 17025		Výtisk číslo: 1 Počet listů: 6 Počet příloh: 1 / 3
<b>ZKUŠEBNA ZEBEP</b>		
<b>PROTOKOL O ZKOUŠCE</b>		
Jméno a adresa zadavatele (zákazníka): ČVUT FBMI, Studničkova 7, 128 00 Praha 2		
Identifikace zkoušeného předmětu: Modulární systém pro multikanálové snímání signálů s možností vytvoření aktivní zpětné vazby Typ: MBF08 Výrobní číslo: prototyp Výrobce: ČVUT FBMI, Studničkova 7, 128 00 Praha 2 Technická dokumentace: Viz následující strana tohoto protokolu		
Datum přijetí do zkoušky: 20. 8. 2010	Metoda zkoušení: ČSN EN 60950-1 ed. 2: 2006	
Datum a místo provedení zkoušky: 25. 8. – 28. 8. 2010 Zkušebna elektrické bezpečnosti	Vedoucí zkoušky: Ing. Jiří Vlček <i>J. Vlček</i>	
	Zkoušku provedl: Ing. Jiří Vlček <i>J. Vlček</i>	
Datum vydání protokolu: 1. 9. 2010	Kontroloval a schválil vedoucí zkušebny: Ing. František Dostál <i>F. Dostál</i>	
Výsledky zkoušky: Výsledky dílčích zkoušek jsou uvedeny na dalších stranách tohoto protokolu.		
ADRESA: VOP-026 Šternberk, s.p.   Poznámky:		

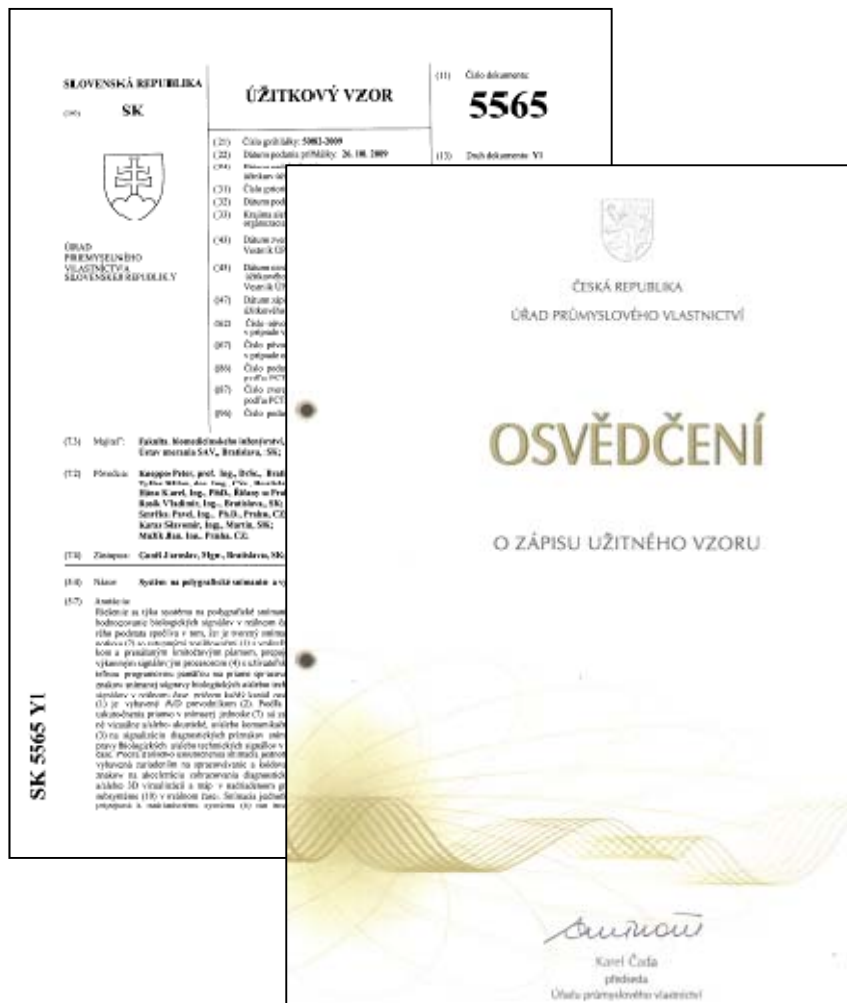
 <b>VOP-026 Šternberk, s.p.</b> divize VTÚPV Vyškov s certifikovaným systémem jakosti dle ČSN EN ISO 9001		Číslo úkolu / zakázky: 60/6405/001-256 Číslo protokolu: 6440-409/2010
  <b>Odbor zkoušení techniky - zkušební laboratoř č. 1103</b> akreditovaná ČIA dle ČSN EN ISO/IEC 17025		Výtisk číslo: 1 Počet listů: 6 Počet příloh: -
<b>ZKUŠEBNA EMC</b>		
<b>PROTOKOL O ZKOUŠCE</b> elektromagnetické kompatibility		
Jméno a adresa zadavatele (zákazníka): ČVUT FBMI, Nám. Sítňá 3105, 272 01 Kladno		
Identifikace zkoušeného předmětu: Modulární systém pro multikanálové snímání signálů s možností vytvoření aktivní zpětné vazby typ MBF08 Výrobní číslo: prototyp Výrobce: ČVUT FBMI, Nám. Sítňá 3105, 272 01 Kladno Technická dokumentace: Multikanálový mapper el. potenciálů		
Metoda zkoušení: ČSN EN 55024:1999 + A1:2002 + A2:2003 + Z1:2008, čl. 4.2.1, 4.2.3.1		
Datum přijetí do zkoušky: 11.8.2010	Vedoucí zkoušky: Radislav Mikšik <i>R. Mikšik</i>	
Datum a místo provedení zkoušky: 11.8 - 13.8.2010 hala EMS divize VTÚPV Vyškov	Zkoušku provedl: Radislav Mikšik <i>R. Mikšik</i>	
Datum vydání protokolu: 25.8.2010	Kontroloval a schválil vedoucí zkušebny: Ing. Vladimír Vaňa <i>V. Vaňa</i>	
Výsledky zkoušek: Výsledky zkoušek jsou uvedeny na dalších listech protokolu.		



# Měření elektrického pole srdce

## Mnohosvodové EKG měřicí systémy

## Měřicí systém EuroBio – patentová ochrana



### Česká republika:

- UV 20781 Autonomní systém pro polygrafická vyšetření a vyhodnocení biologických signálů v reálném čase
- UV 20692 Aktivní elektroda pro záznam bioelektrických signálů

### Slovenská republika:

- ÚV 5565 Autonomný systém na polygrafické vyšetrenia a vyhodnotenie biologických signálov v reálnom čase
- ÚV 5589 Aktívna elektróda na záznam bioelektrických signálov

# Měření elektrického pole srdce

## Mnohosvodové EKG měřicí systémy

### ActiveTwo (Biosemi)



optické  
vlákno



USB 2.0



# Měření elektrického pole srdce

## Mnohosvodové EKG měřící systémy

### CardioInsight (Medtronic)



- vesta s 252 elektrodami
- měření EKG se kombinuje s CT skenem
- softvér slouží k zjištění zdroje arytmie v komorách nebo i síních

# Měření elektrického pole srdce

## Mnohosvodové EKG měřicí systémy

### Možný budoucí vývoj

- použití dvoudrátových aktivních elektrod
- možnost bezdrátového přenosu signálů do PC - body sensor networks
- použití nejnovějších IO pro měření biosignálů



ADS1294  
ADS1296  
ADS1298

www.ti.com

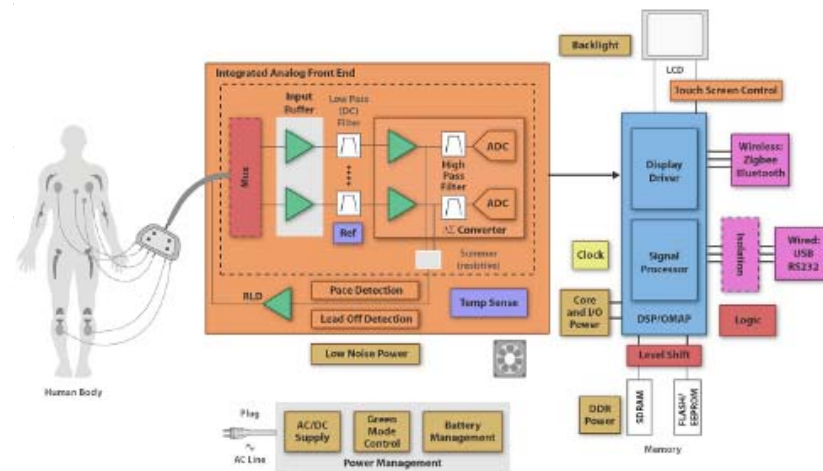
SBAS459C – JANUARY 2010 – REVISED MARCH 2010

## Low-Power, 8-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements

Check for Samples: [ADS1294](#), [ADS1296](#), [ADS1298](#)

### FEATURES

- Eight Low-Noise PGAs and Eight High-Resolution ADCs (ADS1298)
- Low Power: 0.75mW/channel
- Input-Referred Noise:  $5\mu\text{V}_{\text{PP}}$  (150Hz BW, G = 6)
- Input Bias Current: 200pA
- Data Rate: 250SPS to 32kSPS
- CMRR: -110dB
- Programmable Gain: 1, 2, 3, 4, 6, 8, or 12
- Supplies: Unipolar or Bipolar
  - Analog: 2.7V to 5.25V
  - Digital: 1.65V to 3.6V
- Built-In Right Leg Drive Amplifier, Lead-Off Detection, WCT, Test Signals



Product Availability and Design Disclaimer - The system block diagram depicted above and the devices recommended are designed in this manner as a reference. Please contact your local TI sales office or distributor for system design specifics and product availability.

LEGEND  
■ Logic  
■ Processor  
■ Power  
■ Interface  
■ ADC/DAC  
■ I2C/SPI  
■ Clocks  
■ Amplifier  
■ Other

# **Zobrazovací metody v elektrokardiologii**

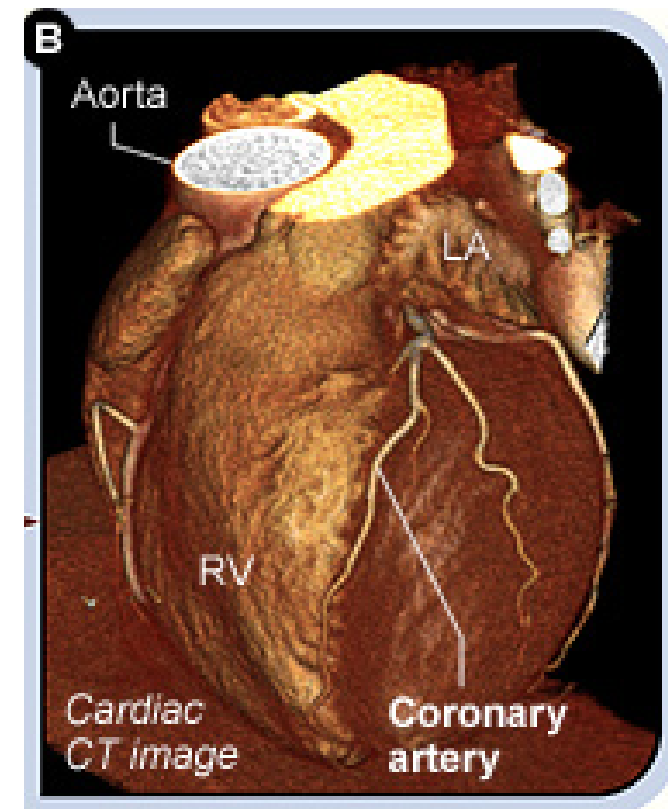
# Zobrazovací metody v elektrokardiologii

- tomografické metody – CT a MRI
- ultrazvukové zobrazovací metody
- SPECT
- PET



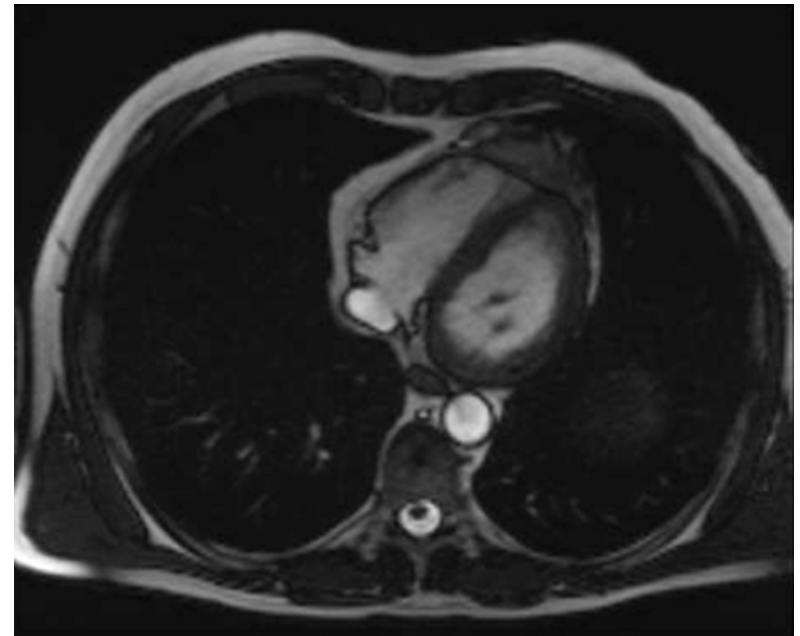
# CT – výpočetní tomografie

- Srdce nebo celé tělo se skenuje pomocí röntgenového záření a počítač rekonstruuje z více projekcí prozařovaný objekt
- moderní srdeční CT používá přístroje se spirálovým pohybem zdroje záření a snímačů vytvářející 64 až 256 řezů současně
- je možné konstruovat 2D i 3D snímky (na obrázku)
- k získání kontrastního obrazu cév se někdy užívají barviva na bázi jodu
- užívá se k zobrazení anatomie a onemocnění koronárních cév, určení ejekční frakce, kontrole bypasů, hledání tumorů, ...



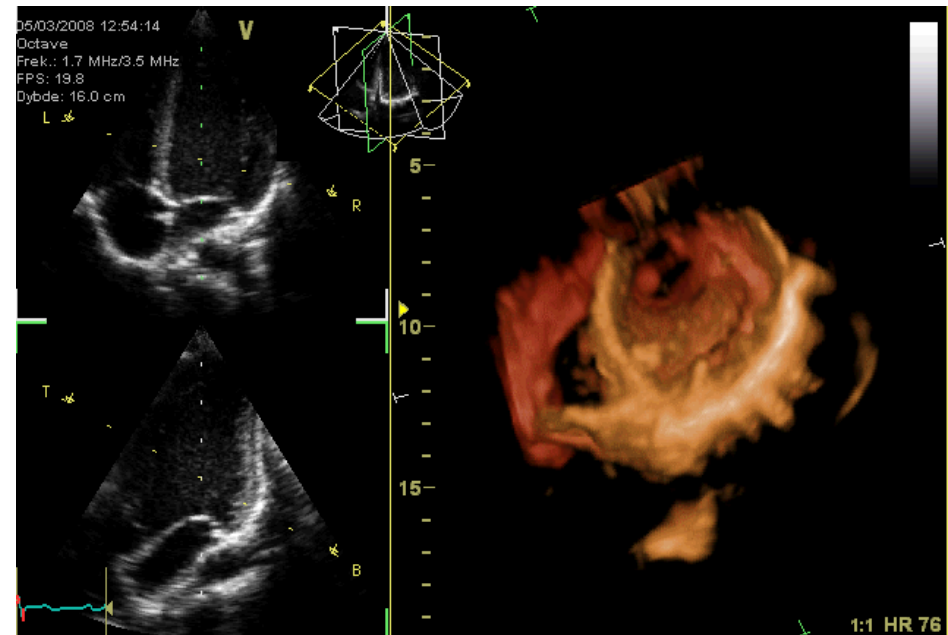
# Tomografie na bázi magnetické rezonance – MRI

- Obraz se vytváří pomocí magnetické rezonance jader vodíku v silném stacionárním magnetickém poli, přičemž výběr excitovaných elementů se uskutečňuje pomocí tzv. gradientových polí – atomy v různých polohách rezonují na jiných frekvencích.
- Moderní MRI užívá supravodivé magnety s indukcí 3 - 8 Tesla
- je možné konstruovat 2D, 3D i dynamické snímky
- užívá se k zobrazení oblasti infarktů, CAD, hledání tumorů ale také k funkčnímu zobrazování
- jako kontrastní látky se někdy užívají tracers na bázi gadolinia



# Ultrazvukové vyšetření srdce - sonokardiografie

- Obraz se vytváří podobně jako u jiných typů sonografie pomocí odrazených ultrazvukových vln, typicky 2-18, max do 100 MHz
- V moderních přístrojích je více paralelních senzorů kanálů
- Je možné konstruovat 1D, 2D i 3D dynamické snímky
- Užívá se k zobrazení anatomie srdce, sledování pohybů stěn, srdce, výpočtu objemů komor, ploch chlopní, ejekční frakce a určení rychlosti průtoků krve

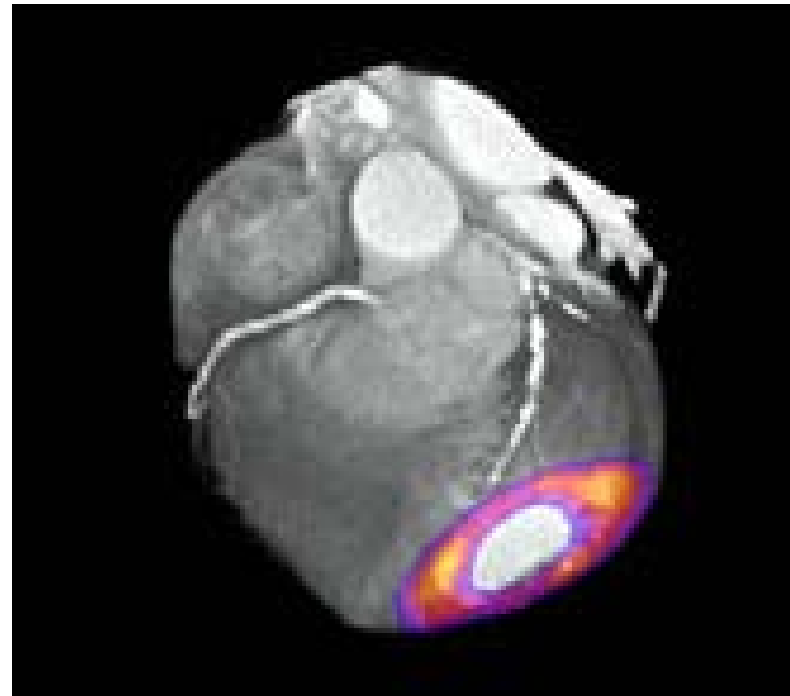




## PET – pozitronová emisní tomografie

- PET je technika nukleární medicíny na funkční diagnostiku, kde radionuklid (tracer, např. rubídium), který byl vpraven do biologicky aktivních molekul, emituje pozitrony, tyto anihilují při srážkách s elektrony a vyzáří se dva gamma fotony v opačných směrech. Tyto jsou detegovány gamma kamerami. 3D obrazy jsou vytvořeny počítačem. V moderních systémech se často kombinuje PET a CT (obrázek).

- Jestliže aktivní molekulou je analog glukózy – FDG, PET deteguje regionální zvýšení metabolické aktivity
- V kardiologii se užívá např. na diagnostiku CAD nebo hybernujícího myokardu



# **Modelování elektrického pole srdce**

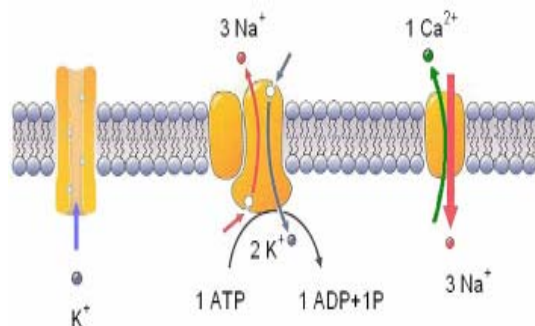


## Cíle modelování elektrického pole srdce

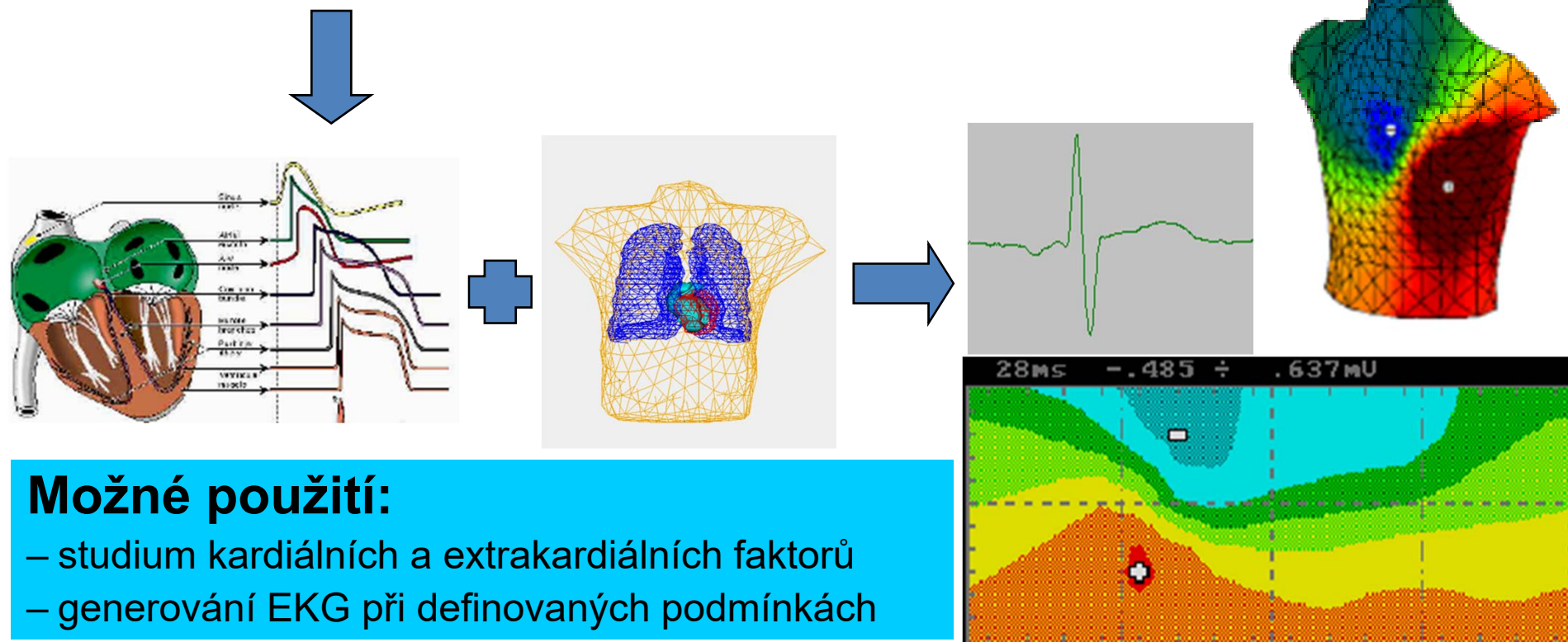
- **studium podstaty** elektrofyzilogické funkce srdce a její souvislosti s generovaným elektrickým polem
- využití modelů **při diagnostice a terapii** srdečních onemocnění na generování porovnatelných anebo na reprezentaci naměřených povrchových potenciálů
- **při návrhu metod a přístrojů** na hodnocení funkce srdce a jeho elektrického pole na získání přesně definovaných vstupních dat

# Modelování elektrického pole srdce

## Přímá úloha:



- Modelování povrchových EKG potenciálů na základě znalosti parametrů srdce jako generátoru pole a vlastností těla jako objemového nehomogenního vodiče, ve kterém se pole vytváří.



## Možné použití:

- studium kardiálních a extrakardiálních faktorů
- generování EKG při definovaných podmínkách

# Modelování elektrického pole srdce

## Přímá úloha:

- Modelování povrchových EKG potenciálů na základě znalosti parametrů srdce jako generátoru pole a vlastností těla jako objemového nehomogenního vodiče, ve kterém se pole vytváří.

Z matematického pohledu:

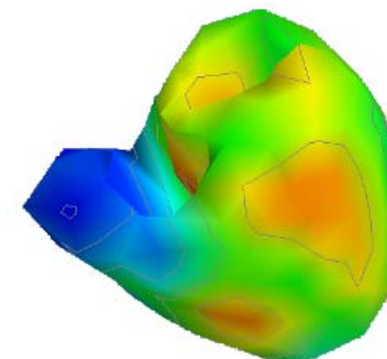
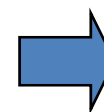
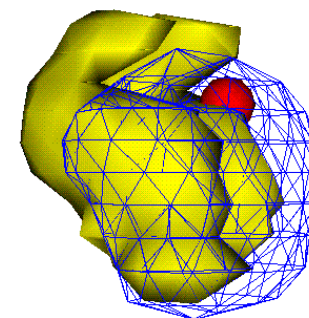
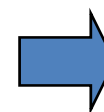
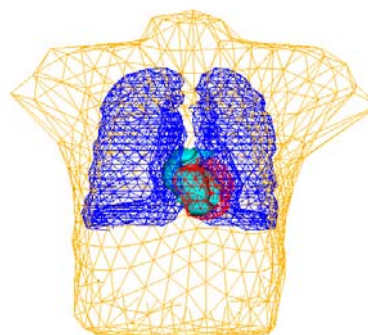
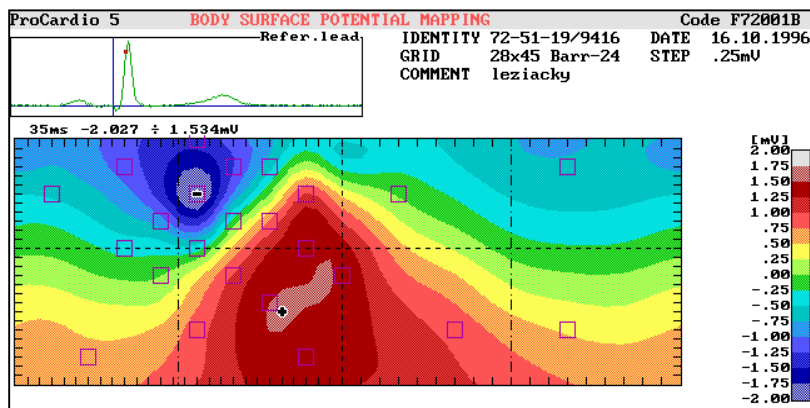
- při známých vnucených proudech  $I_V$  v srdci (generátoru)
- řeší se potenciál na povrchu těla (rozhraní)
- při dodržení okrajových podmínek na rozhraní

$$\begin{aligned} \nabla \cdot \sigma \nabla \Phi &= -I_V && \text{in } \Omega \\ \sigma \nabla \Phi \cdot \mathbf{n} &= 0 && \text{on } \Gamma_T \end{aligned}$$

# Modelování elektrického pole srdce

## Inverzní úloha:

- Určení parametrů srdce (jeho vybraného zjednodušeného modelu) jako generátoru elektrického pole na základě naměřených hodnot povrchových EKG potenciálů a znalosti geometrie a elektrických vlastností hrudníku.



## Možné použití

- lokalizace arytmogenního substrátu v srdci
- identifikace místa a rozsahu ischemie

# Modelování elektrického pole srdce

## Inverzní úloha:

- Určení parametrů srdce (jeho vybraného zjednodušeného modelu) jako generátoru elektrického pole na základě naměřených hodnot povrchových EKG potenciálů a znalosti geometrie a elektrických vlastností hrudníku.

Z matematického pohledu:

řeší se popis zdroje (vnucené proudy  $I_v$ , epikardiální potenciály, ..)

- při známých potenciálech na povrchu těla a
- při dodržení okrajových podmínek na rozhraní (povrchu těla)

$$\Phi = \Phi_0 \quad \text{on } \Sigma \subseteq \Gamma_T$$

$$\sigma \nabla \Phi \cdot \mathbf{n} = 0 \quad \text{on } \Gamma_T.$$

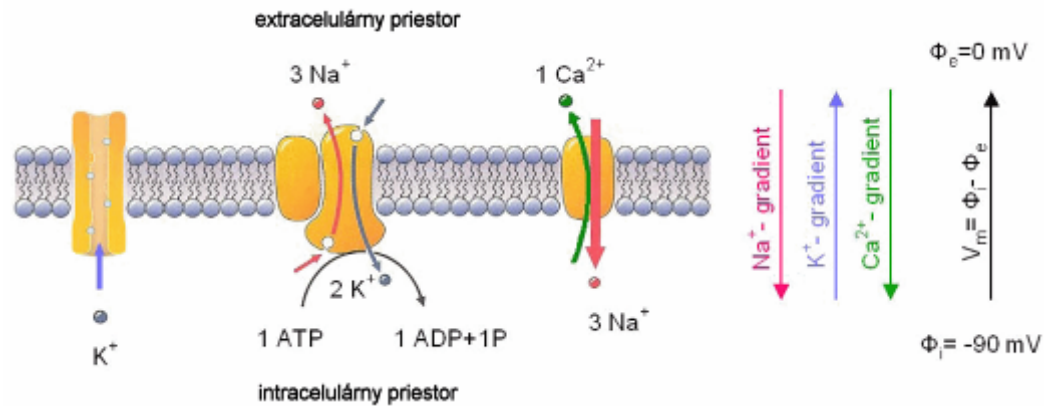
# Řešení přímé úlohy



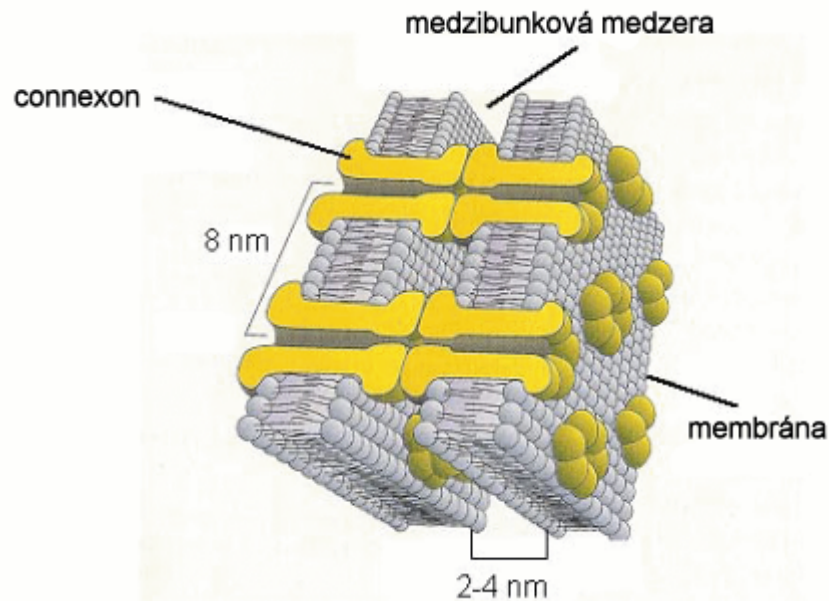
# Úrovně modelování elektrické aktivity srdce

- Buneční úroveň - biochemie proteinů membrán, genetika, farmakologické vlivy, kinetika ionových proudů membrán
- Tkáňová úroveň - modelování struktury tkáně, depolarizace a repolarizace buněk
- Orgánová úroveň - geometrie srdce, typy tkání, postup aktivace srdce
- Celotělová úroveň - geometrie a struktura hrudníku, elektrické pole v objemovém vodiči

# Modelování na buněčné úrovni

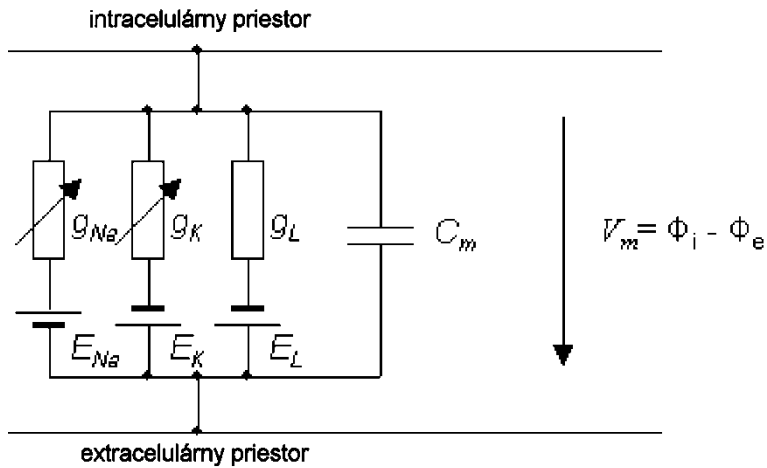


- proteiny membrány a funkce iónových kanálů
- génové ovlivnění
- farmakologické vlivy



- struktura mezibunečných iónově neselektivních propojení (konexonů)
- genetické a farmakologické ovlivnění

# Modelování na buněčné úrovni

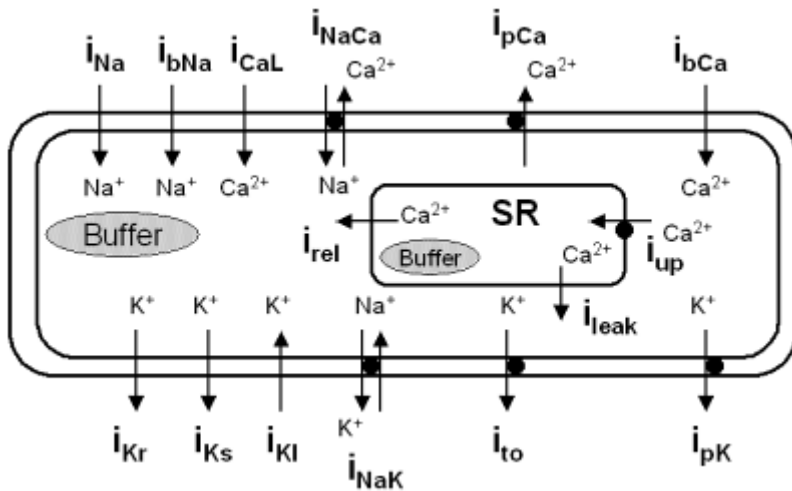


- modelování ionových proudů  $I_{ion}$  a transmembránových potenciálů  $V_m$

$$\frac{dV_m}{dt} = -\frac{1}{C_m} (I_{ion} + I_{stim})$$

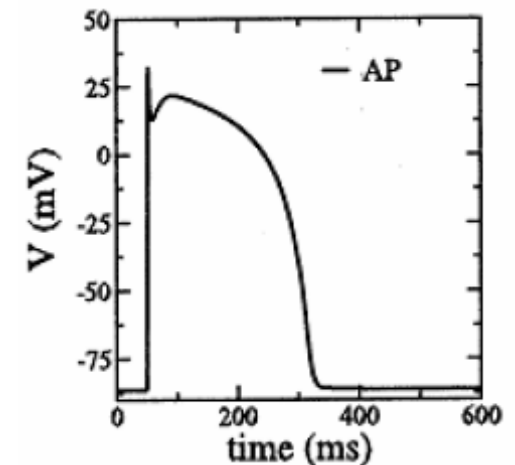
- kinetika membrán modelovaná nelineární změnou ionových vodivostí  $g_\xi$  v závislosti na  $V_m$  pomocí hradlovacích funkcí  $y$ :

$$g_\xi = g_{\xi, \max} y$$



Ten Tuscherev model myocyty člověka (2004)

$$i_{ion} = i_{Na} + i_{Kl} + i_{to} + i_{Kr} + i_{Ks} + i_{CaL} + i_{NaCa} + i_{NaK} + i_{pCa} + i_{pK} + i_{bCa} + i_{bNa}$$



# Modelování na tkáňové úrovni

- **struktura tkáně**
  - mikroskopická  
(tvar buněk, hustota mezibuněčných spojení)
  - makroskopická (homogenizovaná)  
(popsaná např. tenzory vodivostí  $\sigma_i$ ,  $\sigma_e$ )
- **průběh aktivace**
  - celulární automat
  - reakčně - difuzní rovnice
  - modely toku elektrických proudů

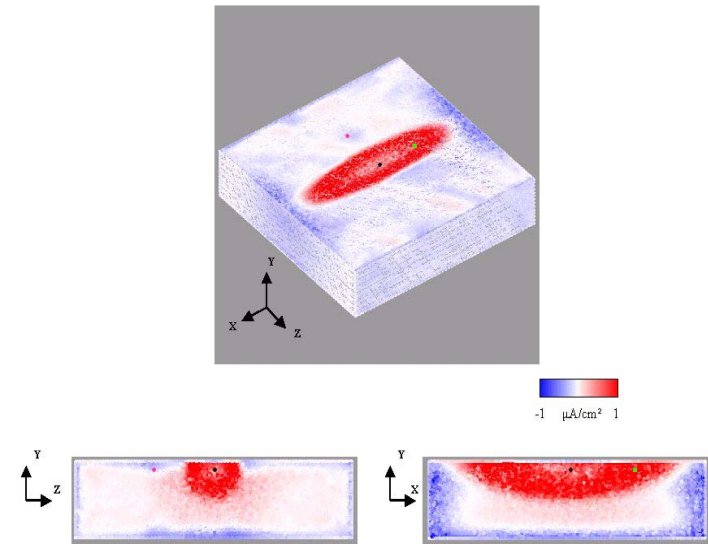
# Modelování na tkáňové úrovni

- **celulární automat**

- diskrétní pravidelná množina elementů (např. kubická mřížka)
- vlastnosti tkáně dané parametry elementů (rychlost vedení vzruchu, průběh AP, délka refraktorní fáze,..)
- pravidla chování elementů

$$S_i(t+1) = f\left(S_i(t), \sum_j g(S_j(t))\right)$$

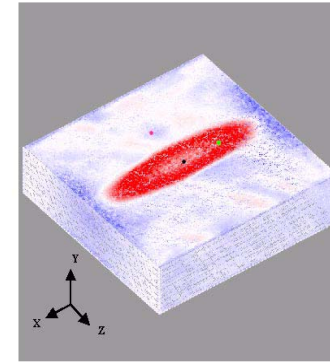
- $S_i(t)$  - stav elementu  $i$  v čase  $t$
- $j$  - definuje okolí elementu  $i$
- $g(S_j)$  - účinek elementu z okolí  $j$  na element  $i$



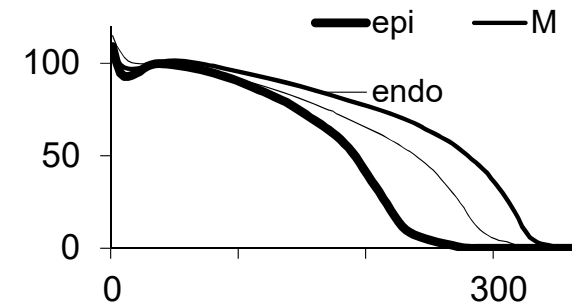
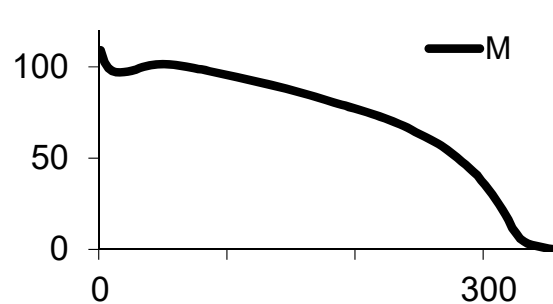
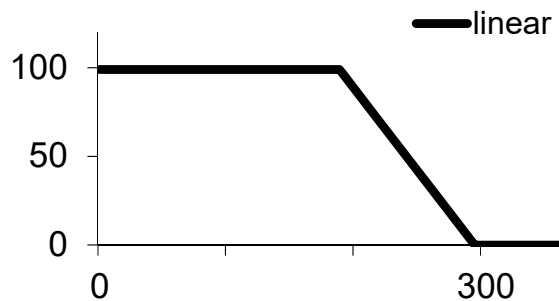
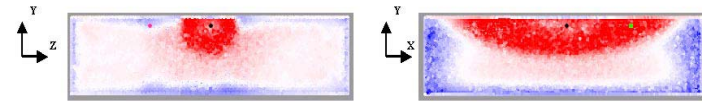
# Modelování na tkáňové úrovni

## příklad modelu na báze celulárního automatu:

- kubické elementy s objemem  $1\text{mm}^3$
- definované vlastnosti elementů:
  - rychlosti vedení vzruchu
  - průběhy akčního potenciálu buněk
- propagace vzruchu metodou šíření vlnoplochy (Huygensův princip)



-1  $\mu\text{A}/\text{cm}^2$  1





# Modelování na tkáňové úrovni

- **reakčně-difuzní rovnice**

- zjednodušený matematický popis aktivace
- reprodukuje postup vzruchu ale ne membránové proudy
- příklad: FitzHugh-Nagumovy rovnice:

$$\frac{du}{dt} = \frac{u - \frac{u^3}{3} - v}{\varepsilon} + \mathbf{D}\Delta u$$

–  $u$  - transmembránové napětí

–  $v$  - tlumení

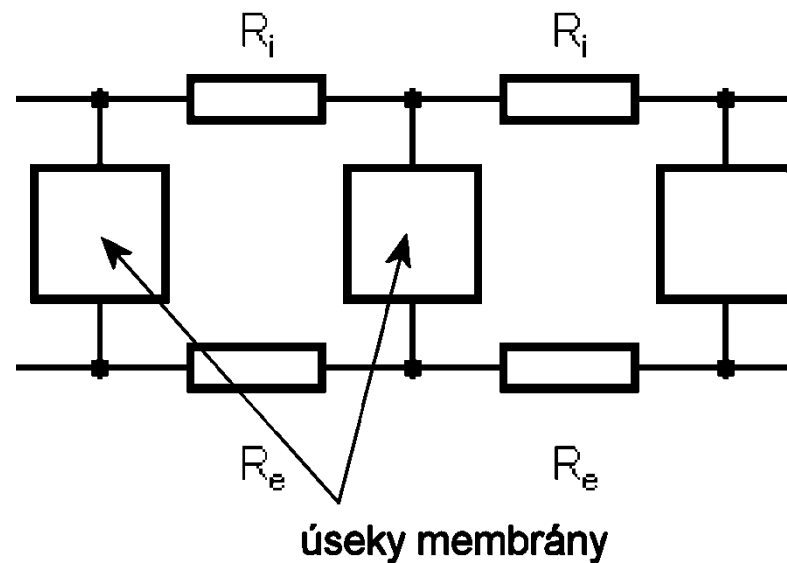
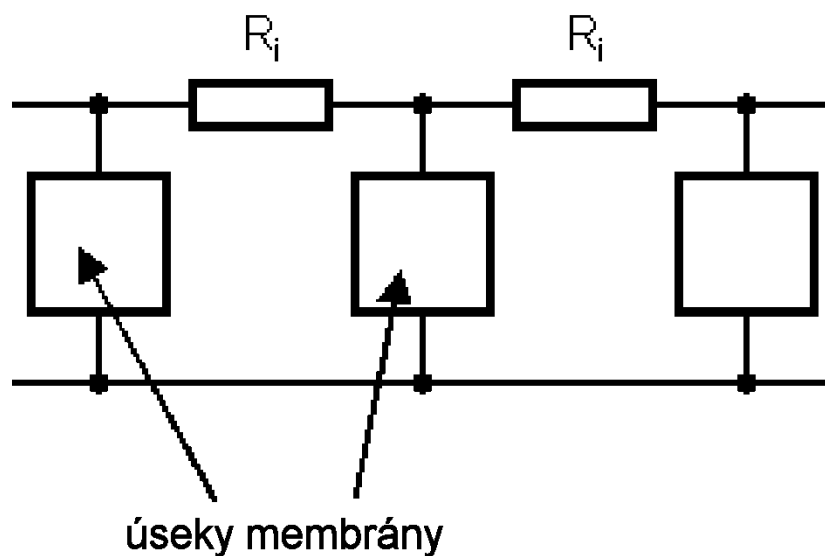
–  $\mathbf{D}$  - tenzor difuze

$$\frac{dv}{dt} = \varepsilon(u + \eta - \gamma v)$$

–  $\varepsilon, \eta, \gamma$  - konstanty

# Modelování na tkáňové úrovni

- **modely toků elektrických proudů**
  - monodimenzionální anebo bidimenzionální model tkáně



# Modelování na tkáňové úrovni

- **modely toků elektrických proudů**

- bidoménový anebo monodoménový model tkáně
- vypočítávají se transmembránové napětí a extracelulární potenciály
- využívají modely kinetiky membrán
- příklad: rovnice pro 3D anizotropní bidoménový model

$$\nabla \cdot (\bar{\sigma}_i \nabla \Phi_i) = \chi I_m$$

$$\nabla \cdot (\bar{\sigma}_e \nabla \Phi_e) = -\chi I_m$$

$$I_m = C_m \frac{\partial V_m}{\partial t} + I_{ion}$$

- $\Phi_i, \Phi_e$  - intra- a extracelulární potenciály
- $V_m, C_m$  - transmembránové napětí, kapacita membrány
- $I_m$  - plošná hustota transmembránového proudu
- $I_{ion}$  - plošná hustota ionových proudů z kinetického modelu membrány
- $\sigma_i, \sigma_e$  - tenzory vodivosti v bidoménovém prostoru reprezentující anizotropii elektrických vlastností
- $\chi$  - poměr povrchu k objemu

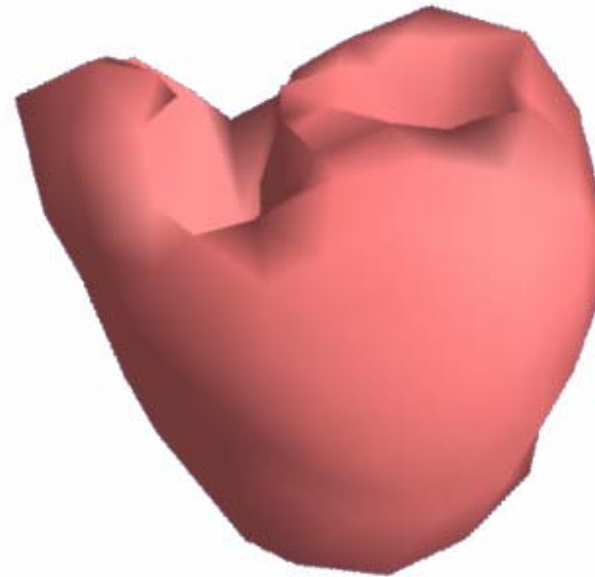
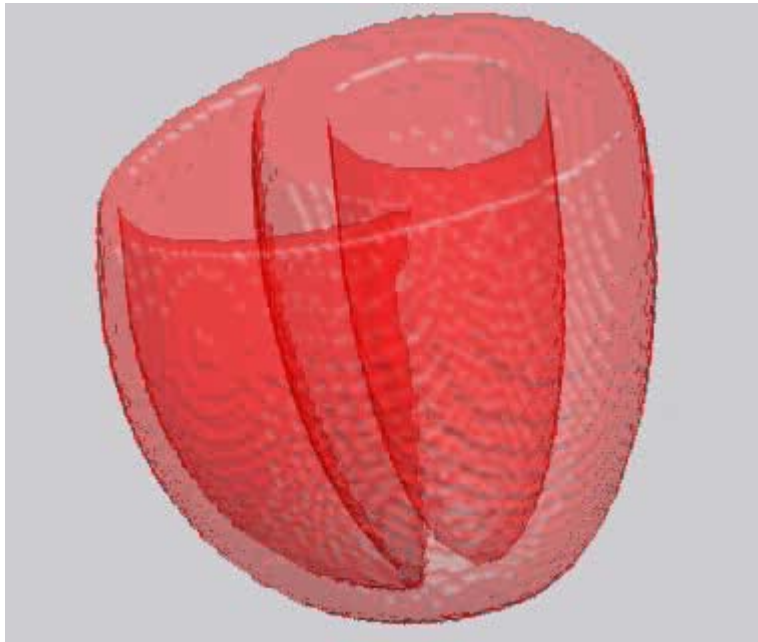
# Modelování na orgánové úrovni

- vlastnosti tkáně
  - akční potenciál, transmembránové proudy
  - rychlost vedení vzruchu (anizotropie)
- geometrie srdce
  - analytická
  - realistická
- vodivý systém
  - startovací body a vodivá vrstva
  - realistická geometrie, vodivá síť
- aktivace
  - odvozená z tkáňové úrovně

# Modelování na orgánové úrovni

## Model geometrie myokardu:

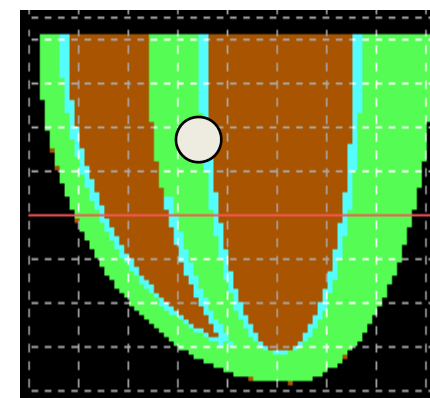
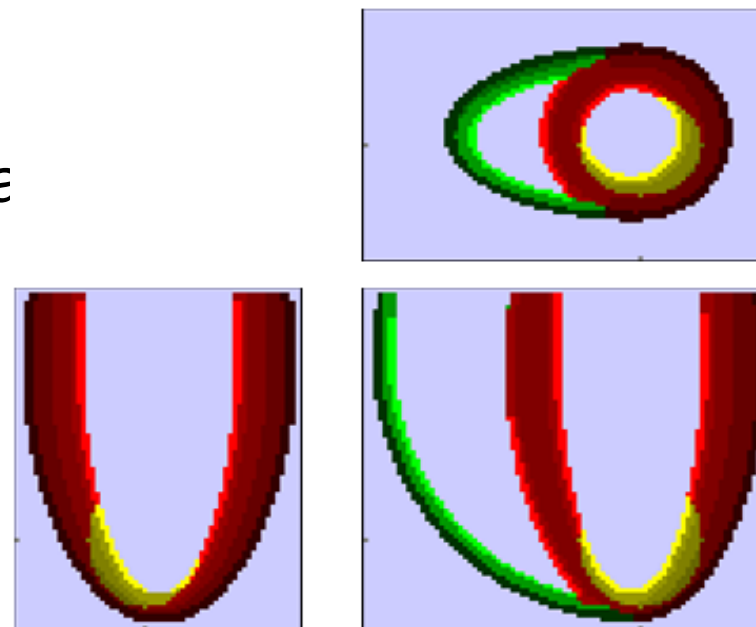
- analytický vytvořený pomocí elipsoidů (ÚNPF SAV)
- realistický model z CT obrazu srdce (University Nijmegen)



# Modelování na orgánové úrovni

## Vlastnosti tkáně a vodivý systém:

- izotropní pracovní myokard
- vlastnosti elementů různé v pravé a levé komoře, v 5 vrstvách v řezu stěnami
- možnost definování změněných (patologických) oblastí
- zvýšená rychlost propagace vzruchu ve vodivé vrstvě modeluje Purkyněho vlákna
- definované počáteční body aktivace na endokardu (v souladu s Durrerem)

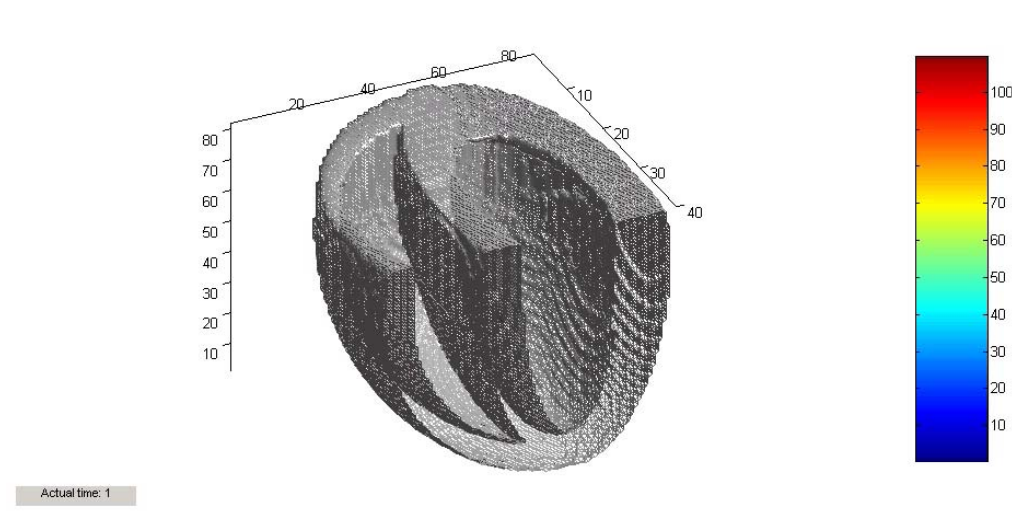




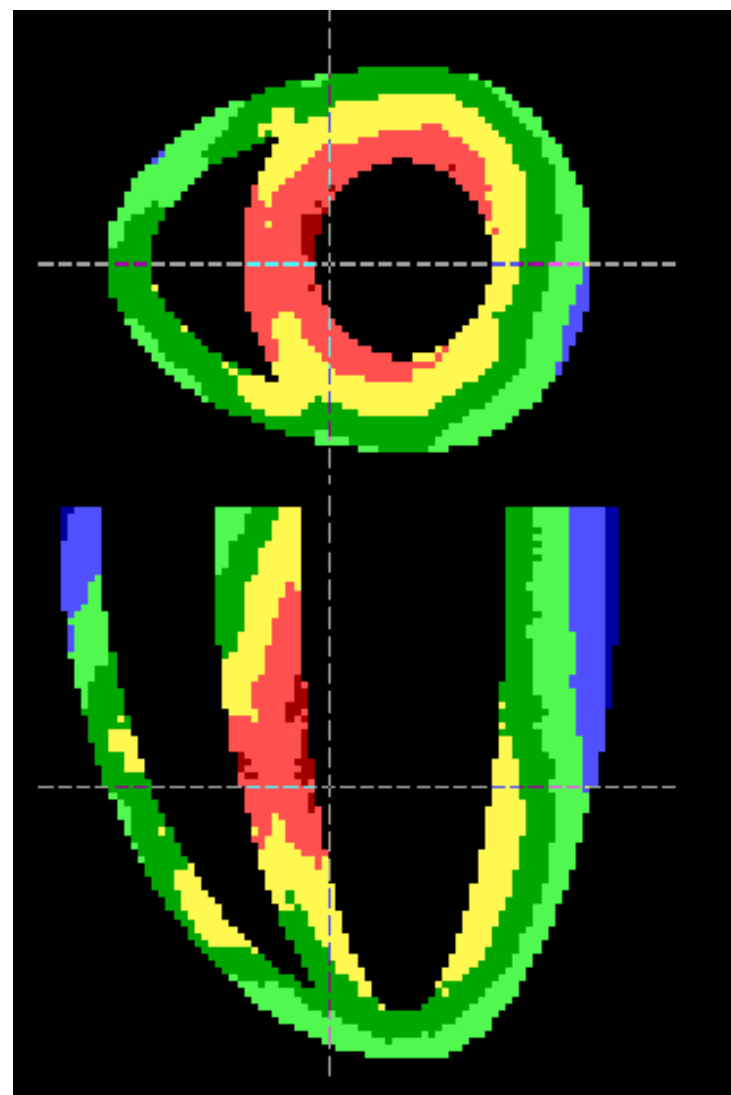
# Modelování na orgánové úrovni

## Modelování aktivace myokardu:

- propagace aktivačního frontu v myokardu
- Hodnoty akčního potenciálu v různých oblastech myokardu



Časový průběh akčního potenciálu s ischemickou lezí



Časový postup depolarizace (krok 10 ms)

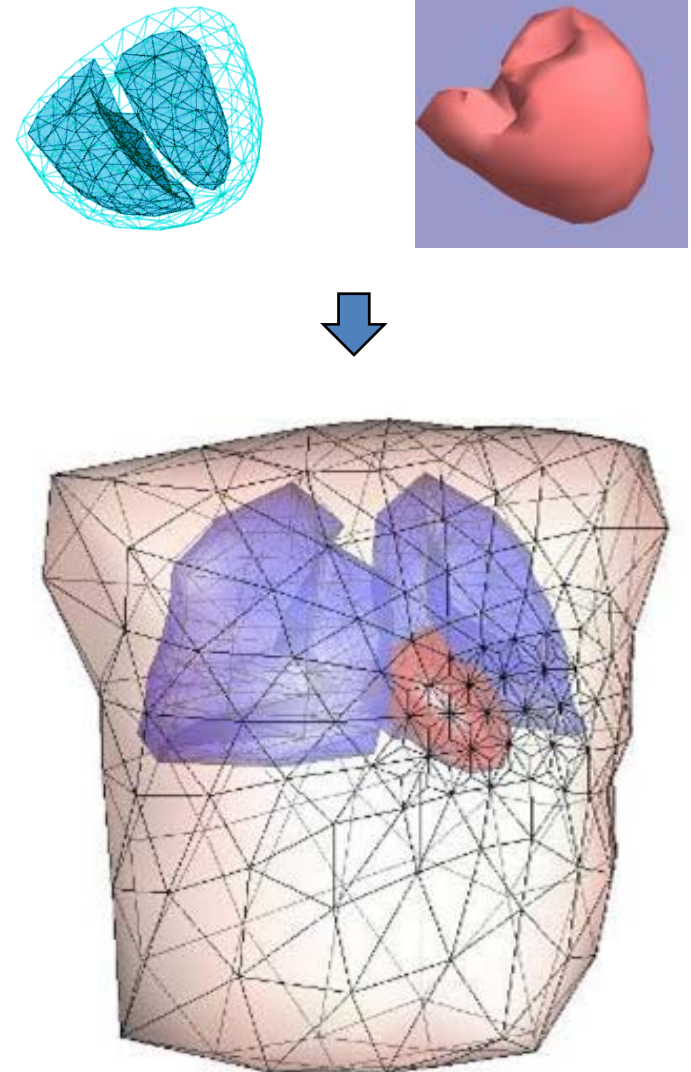
# Modelování na celotělové úrovni

- struktura hrudníku
  - homogénní
  - nehomogénní
  - nehomogénní a anizotropná
- elektrický generátor
  - ekvivalentní model generátoru
- výpočet pole
  - BEM - metoda elementů rozhraní
  - FEM - metoda konečných prvků (anizotropie)
  - kombinované postupy

# Modelování na celotělové úrovni

## Struktura hrudníku:

- objekty modelované analyticky anebo získané měřením (MRI, CT)
- model hrudníku obsahuje elektrické nehomogenity (krev v srdci, plíce)
- objekty mají různé elektrické vlastnosti (vodivost)



# Modelování na celotělové úrovni

## Model srdečního elektrického generátoru:

- převzatý z orgánové úrovně  
např. 150 000 elementárních zdrojů, úloha je těžko řešitelná, používá se zřídka
- ekvivalentní elektrický generátor  
zjednodušuje výpočet pole v hrudníku, možné modely jsou
  - jediný pevný dipól (vektrokardiografie)
  - pohyblivý dipól
  - mutidipól
  - homogénní dipólová dvojvrstva
  - dipólová dvojvrstva

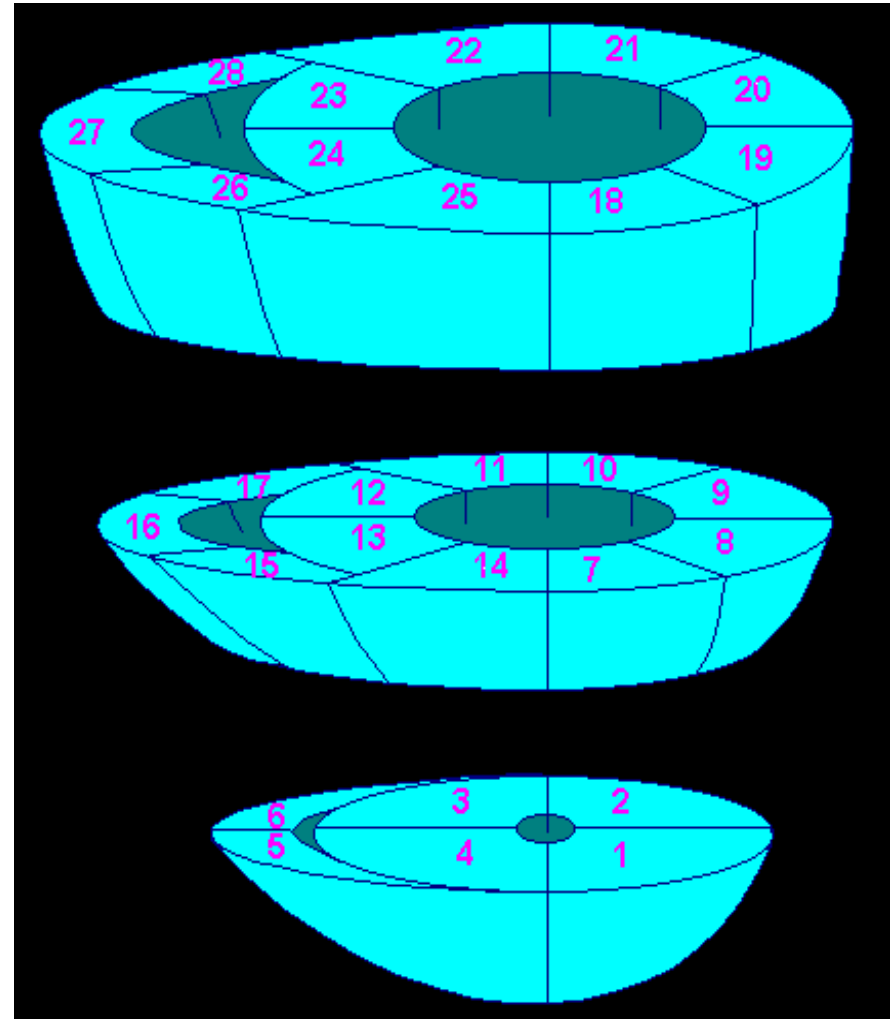
# Modelování na celotělové úrovni

Model srdečního elektrického generátoru:

**Multidipól** (mnohonásobný dipól)

- segmentální dipóly jsou umístěny v těžištích např. 28 až 168 segmentů
- segmentální dipóly mění v čase amplitudu a orientaci
- dipólový moment segmentálního dipólu je

$$\mathbf{M}_i(\mathbf{t}) = \Sigma_i \mathbf{d}_i(\mathbf{t})$$



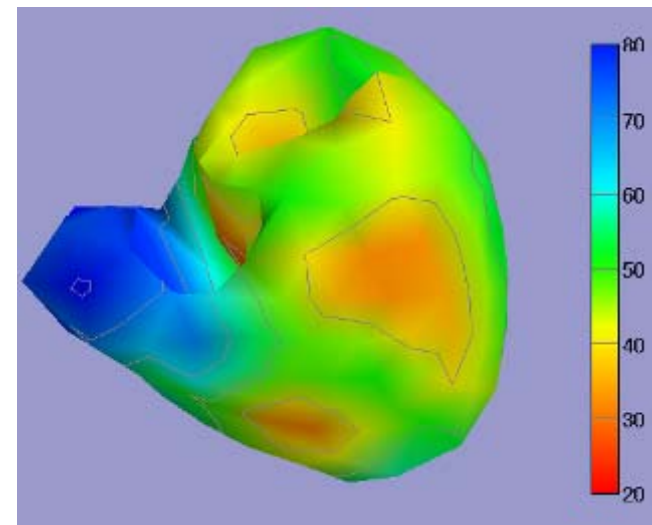
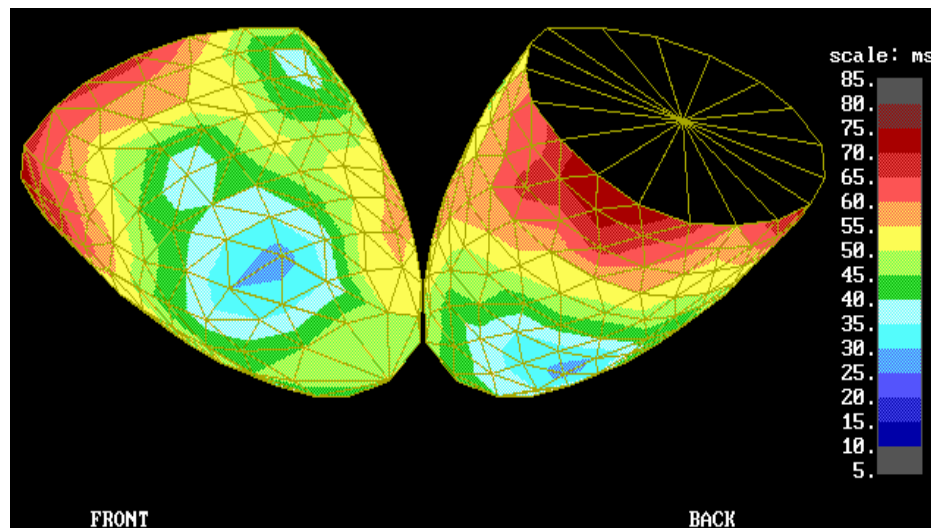
# Modelování na celotělové úrovni

## Model srdečního elektrického generátoru:

### Homogénní dipólová vrstva

- náhradní dipóly jsou umístěny jen v bodech na epikardiálním a endokardiálním povrchu
- generátor je popsán okamžiky „zapínání“ a „vypínání“ dipólů:

$$M_i(t) = m H(t-\tau_i) \cdot S_i$$





# Modelování na celotělové úrovni

## Výpočet povrchových EKG potenciálů

- metoda konečných rozhraní (boundary element method - BEM) - vhodná jen pro případ po částech homogenního a izotropního modelu hrudníku
- metoda konečných prvků (finite element method - FEM) - vhodná pro obecný případ nehomogenního a anizotropního modelu hrudníku
- kombinované BEM A FEM metody – např. FEM model srdce a BEM model těla a dalších orgánů

# Modelování na celotělové úrovni

## Výpočet povrchových EKG potenciálů

mnohonásobní dipól:

$$\Phi(j, t) = \int_V A(i, j) M(i, t) dV_i$$

dipólová vrstva:

$$\Phi(j, t) = m \int_S A(i, j) H(t - \tau(i)) dS_i$$

kde

- $\Phi(j, t)$  je povrchový potenciál v bodu  $j$  v čase  $t$
- $A(i, j)$  je přenosová matice mezi jednotkovým elementárním zdrojem a povrchovým potenciálem v bodě  $j$
- $M(i, t)$  jsou segmentální dipólové momenty segmentu  $i$  v čase  $t$
- $V$  je objem obsahující zdroje
  
- $m$  je povrchová hustota dipólového momentu vrstvy
- $S$  je uzavřený povrch obsahující zdroje v dipólové vrstvě
- $H(t, \tau)$  je Heavysideova skoková funkce

# Modelování na celotělové úrovni

## Výpočet povrchových EKG potenciálů

mnohonásobní dipól:

$$\Phi(j, t) = \int_V A(i, j) M(i, t) dV_i$$

kde

- $\Phi(j, t)$  je povrchový potenciál v bodu  $j$  v čase  $t$
- $A(i, j)$  je přenosová matice mezi jednotkovým elementárním zdrojem a povrchovým potenciálem v bodě  $j$
- $M(i, t)$  jsou segmentální dipólové momenty segmentu  $i$  v čase  $t$
- $V$  je objem obsahující zdroje

# Příklady modelování aktivace myokardu

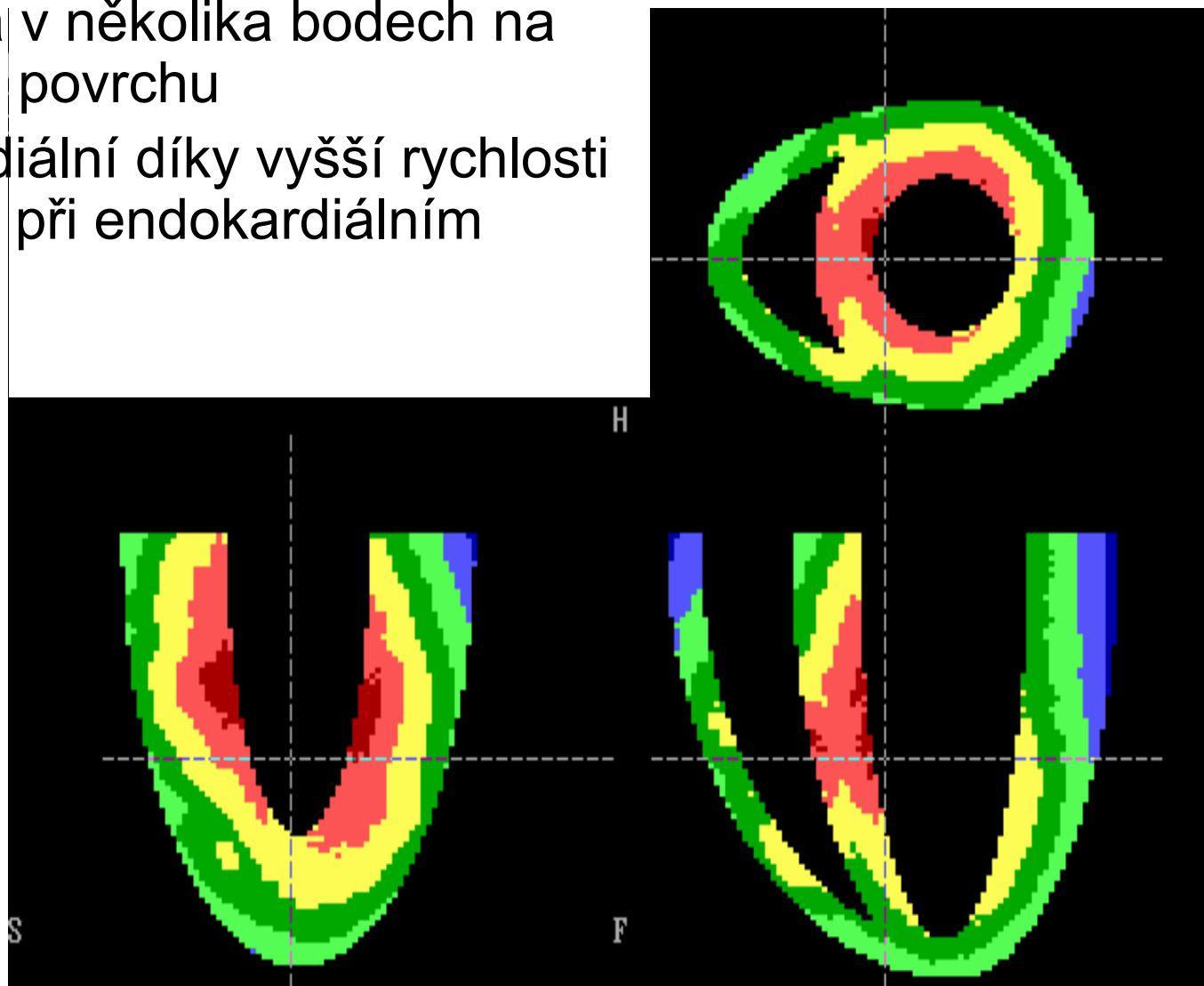
aktivace srdce a povrchové EKG potenciály v případě

- normální aktivace
- infarktu myokardu
- lokální ischemie
- poruchy vedení vzruchu - WPW syndrom

# Normální aktivace myokardu

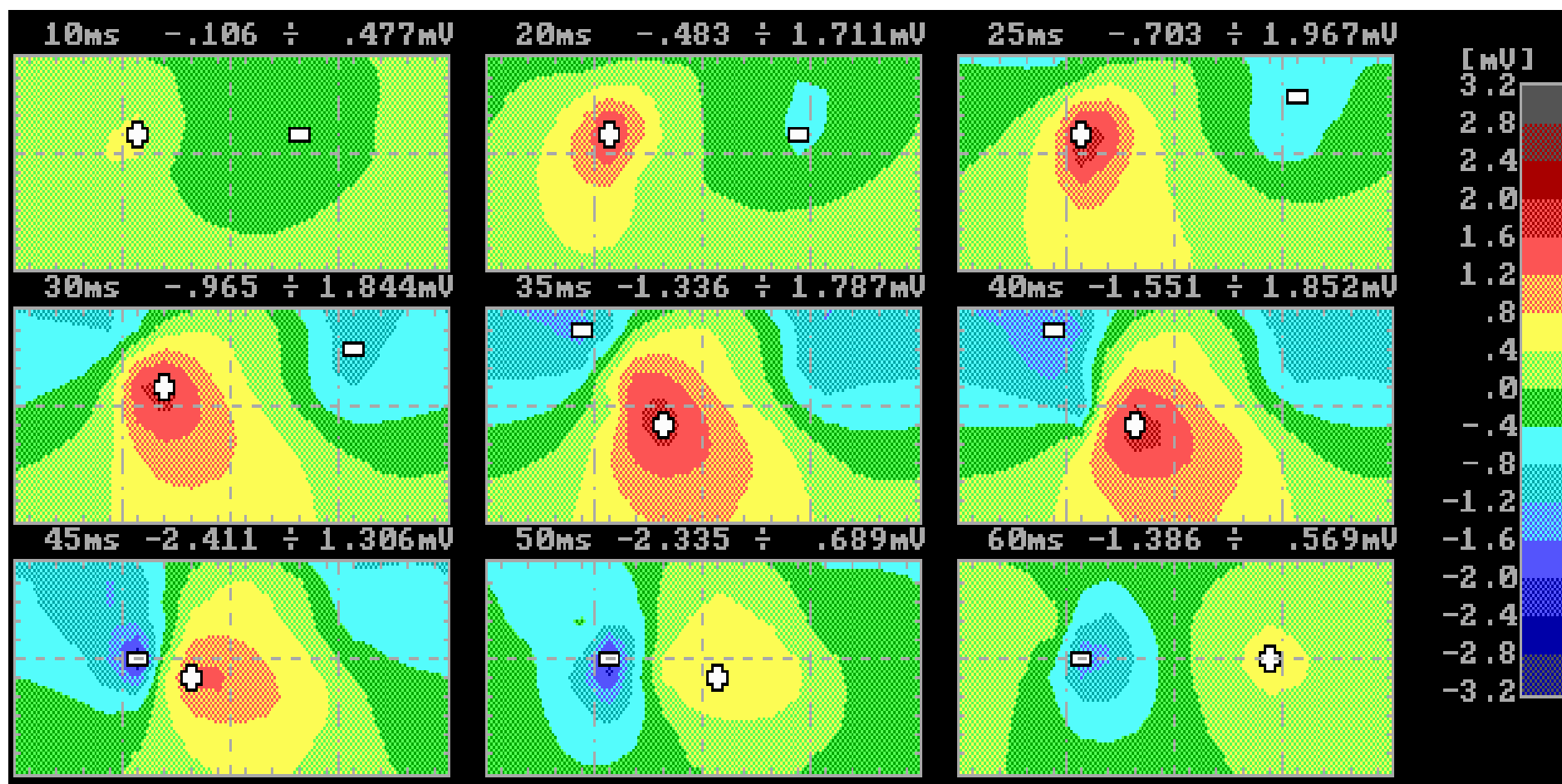
## AKTIVACE

- aktivace začíná v několika bodech na endokardiálním povrchu
- je v principu radiální díky vyšší rychlosti vedení vzruchu při endokardiálním povrchu srdce
- celkový čas depolarizace je cca 80 ms
- krok barev představuje 10 ms



# Normální aktivace myokardu

Simulované povrchové mapy během depolarizace komor  
(QRS komplex EKG)



krok potenciálu 0.4 mV

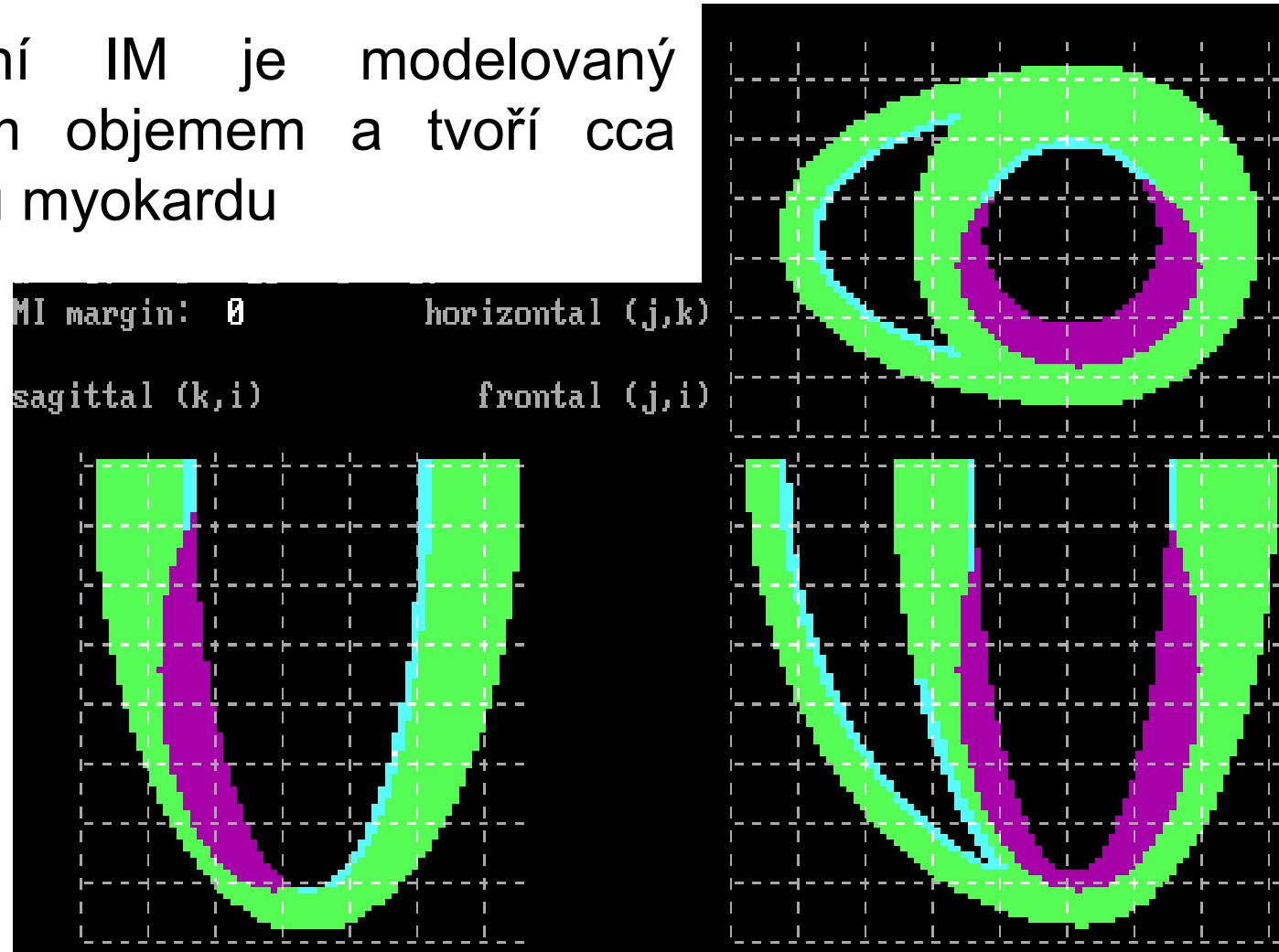


# Antero-septální infarkt myokardu

## GEOMETRIE

- endokardiální IM je modelovaný elipsoidálním objemem a tvoří cca 12% objemu myokardu

- Střed IM:  
 $i = 46 \text{ mm}$   
 $j = 52 \text{ mm}$   
 $k = 29 \text{ mm}$
- osi elipsoidu:  
 $a = 37 \text{ mm}$   
 $b = 18 \text{ mm}$   
 $c = 17 \text{ mm}$

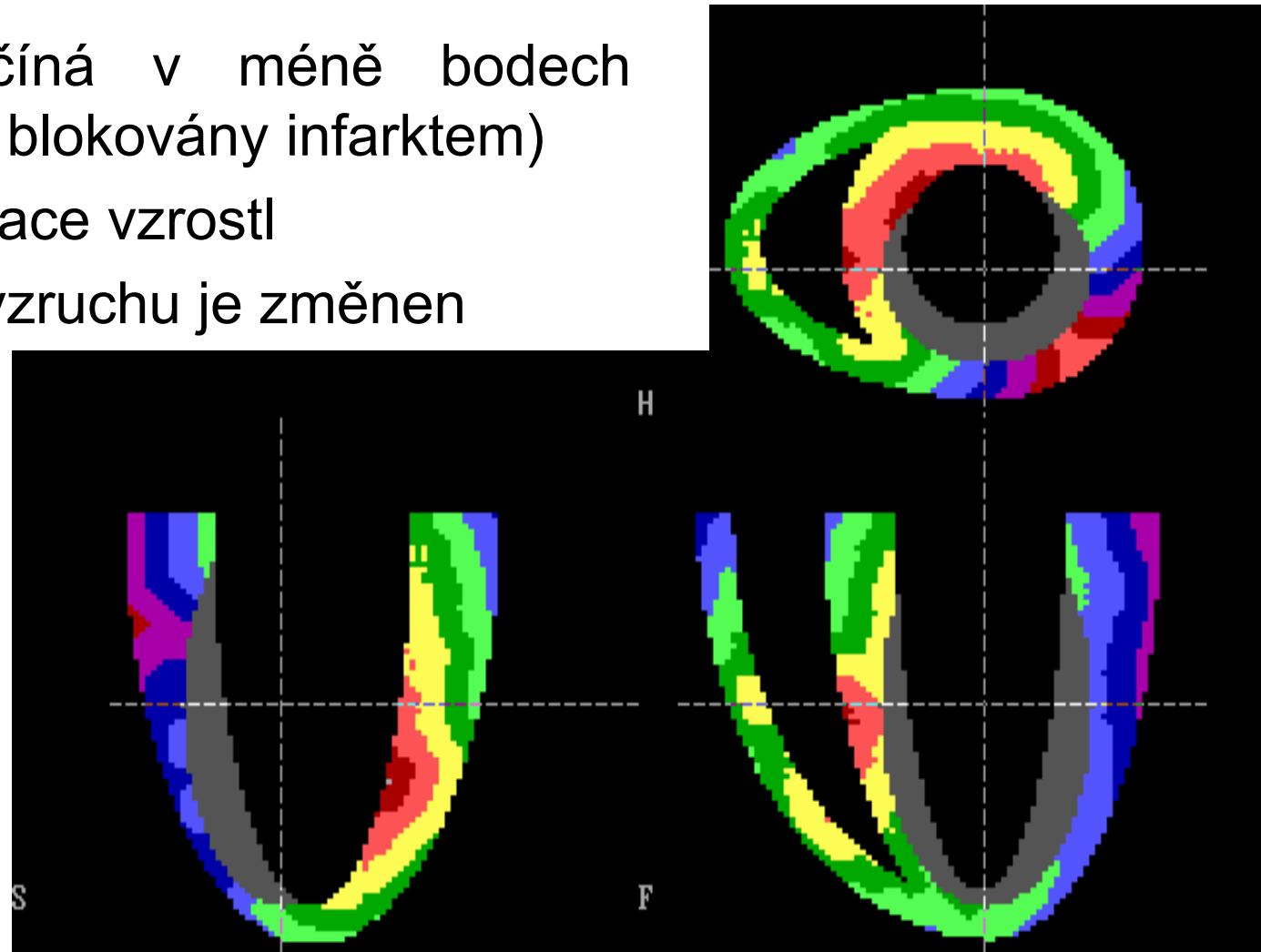


# Antero-septální infarkt myokardu

## AKTIVACE

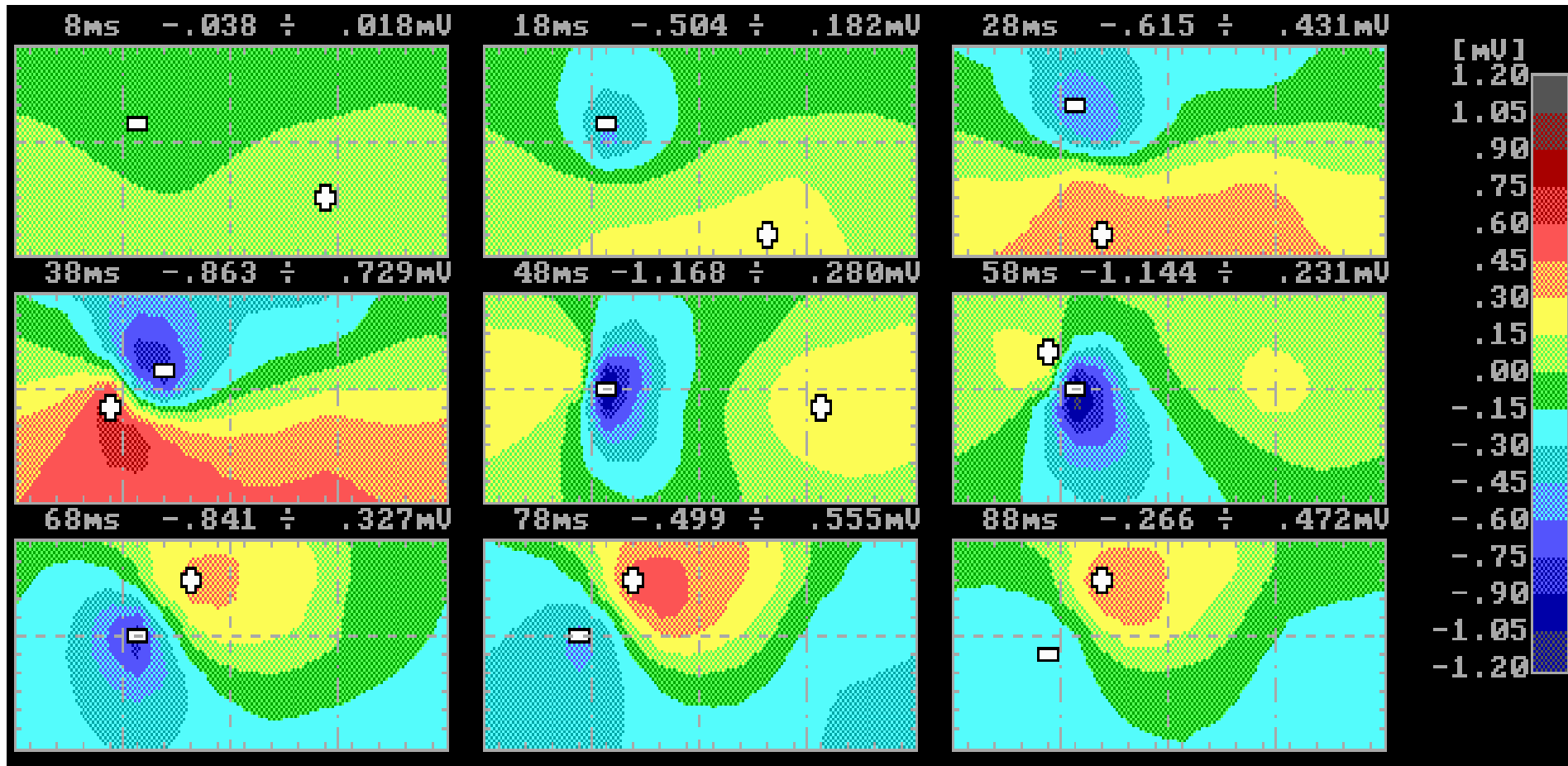
- aktivace začíná v méně bodech (některé jsou blokovány infarktem)
- čas depolarizace vzrostl
- obraz šíření vzruchu je změnen

- celkový čas depolarizace je 105 ms
- krok barev představuje 10 ms



# Antero-septální infarkt myokardu

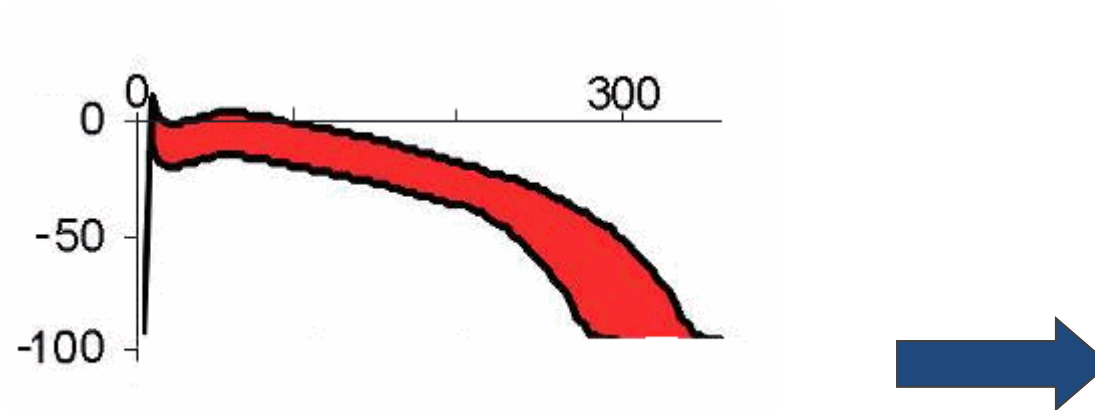
Simulované mapy během depolarizace komor  
(QRS komplex EKG)



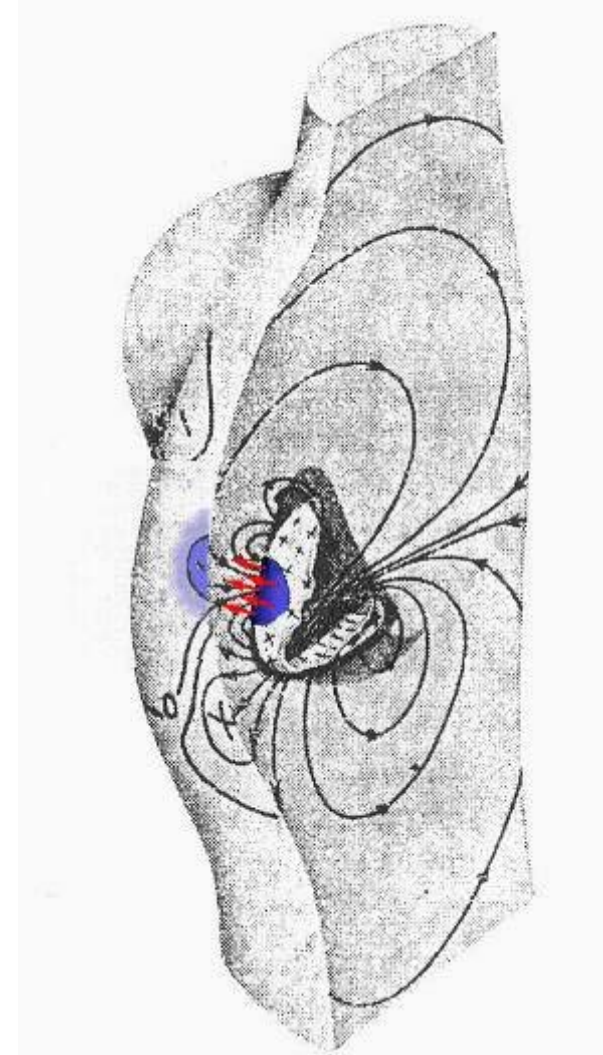
Na začátku depolarizace je vidět rozsáhlá negativní oblast v horní prekordiální oblasti hrudníku (krok potenciálu je 0.15 mV)

# Lokální ischemie

## PODSTATA



- Při srdeční ischemii dochází k zkrácení a snížení akčního potenciálu myocytů, který se projeví změněnými potenciály na povrchu těla.

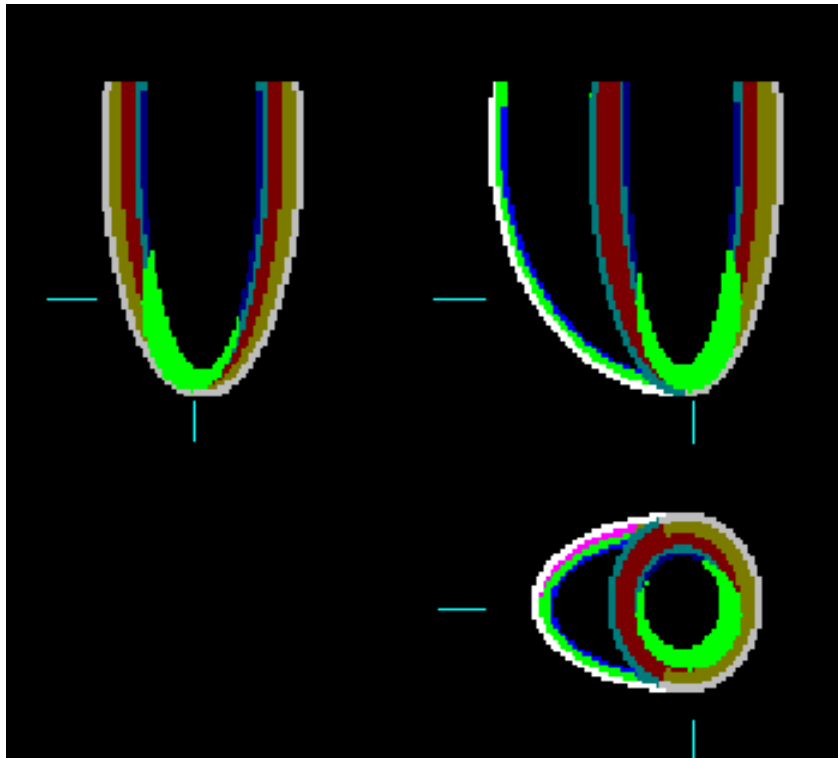


# Lokální ischemie

## GEOMETRIE

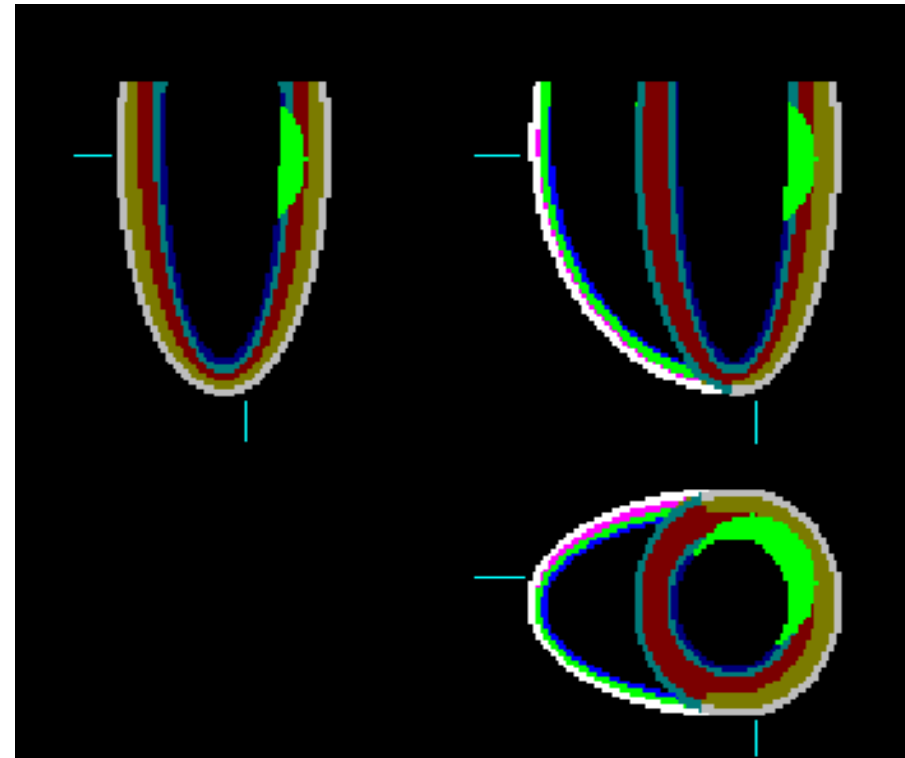
### Antero-septal LV

A2 ( 6%) (subendocardial)

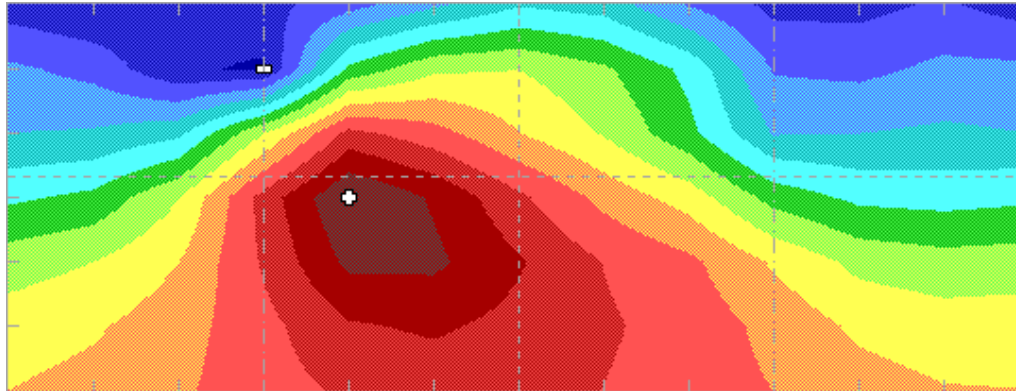
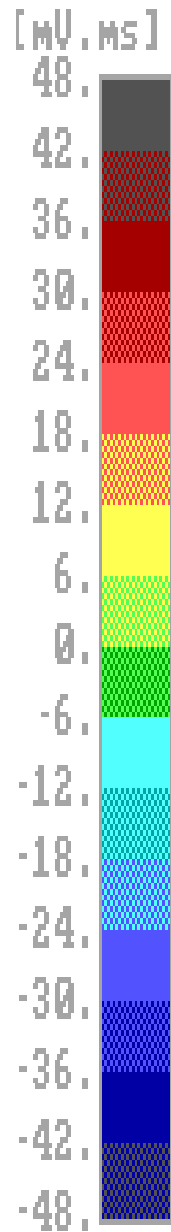


### Postero-lateral LV

P2 ( 8%) (subendocardial)

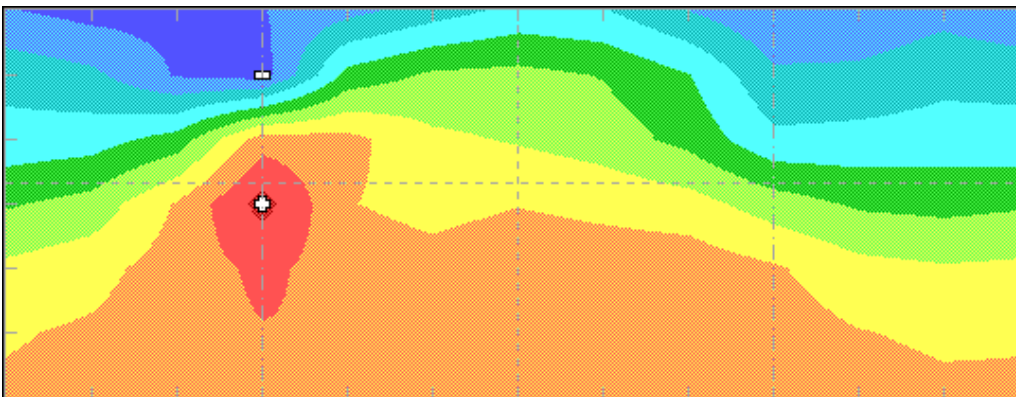


# Lokální ischemie

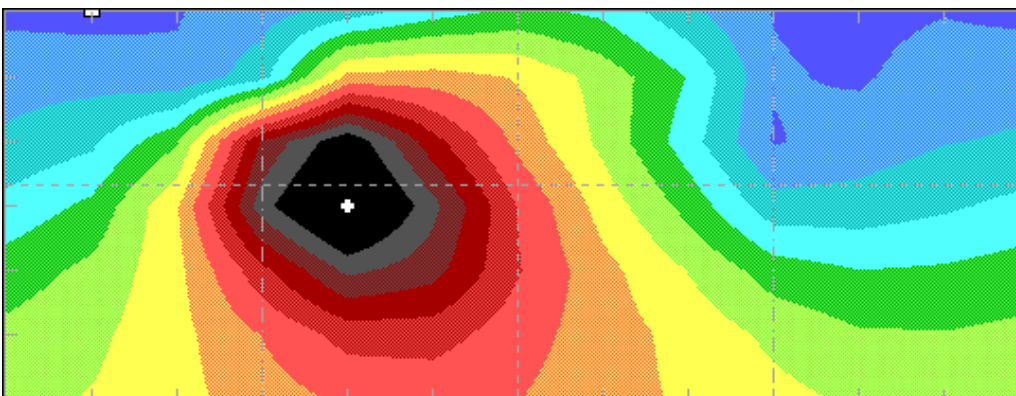


Integrálové mapy  
QRST intervalu

Normální aktivace



20% zkrácení AP v A2

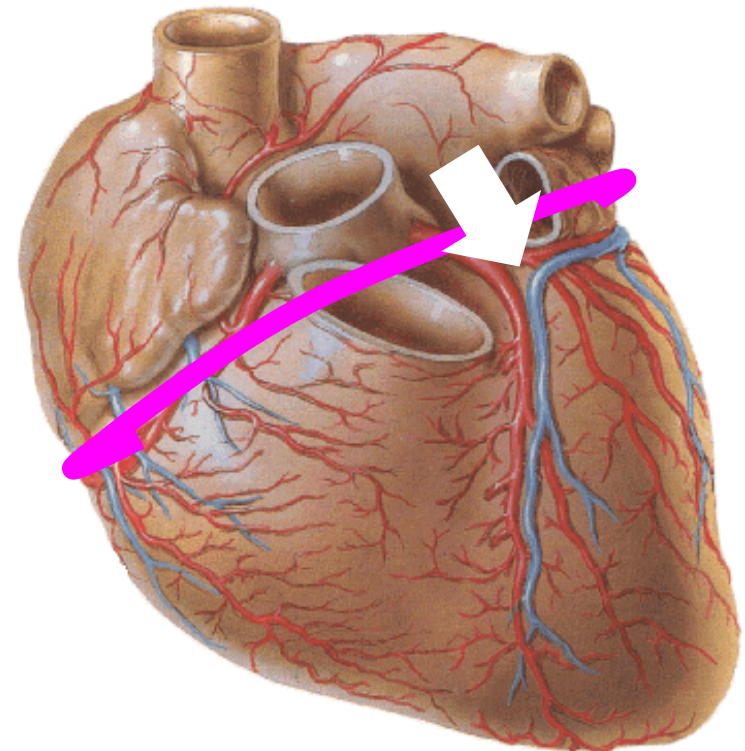


20% zkrácení AP v P2

# WPW syndrom

## PODSTATA

- v případě Wolff-Parkinson-Whiteova syndromu se v srdci na átrio-ventrikulárním spojení nachází tkáň schopná vést vzruch mezi předsíňemi a komorami - aksesorní dráha.



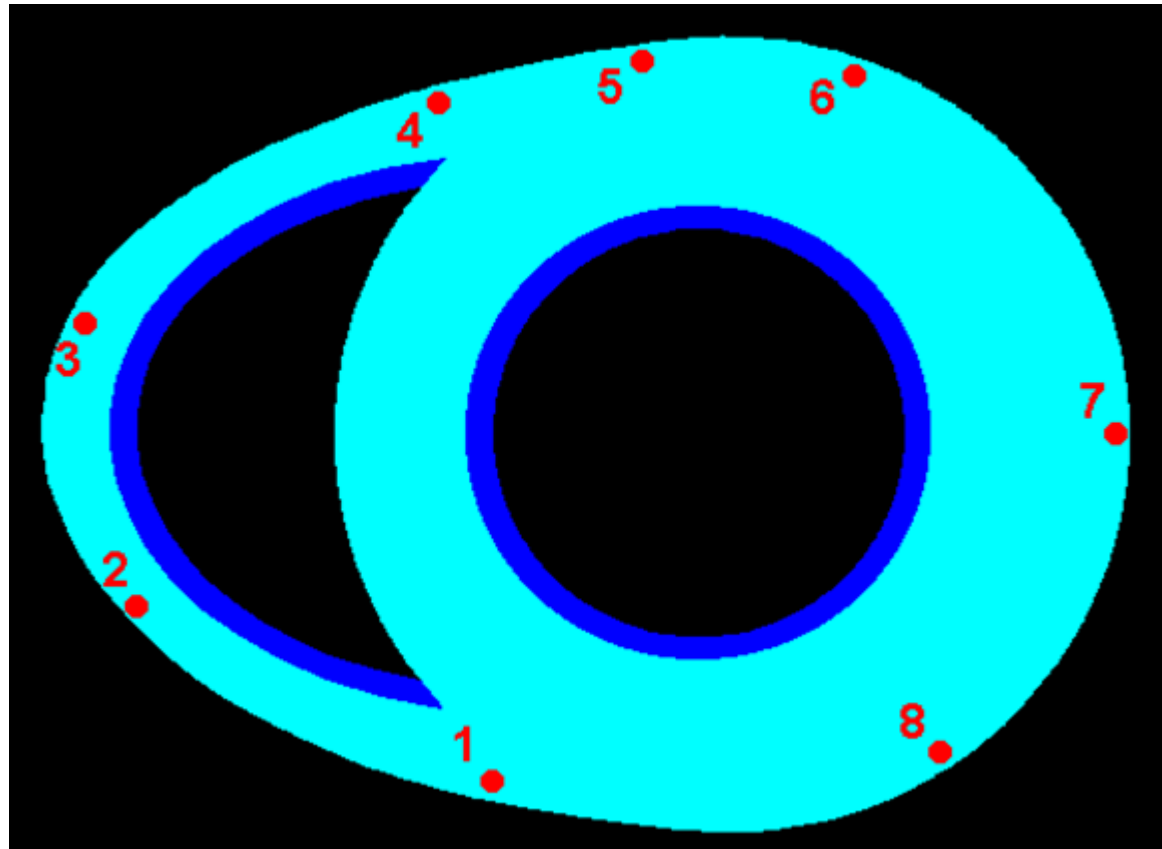


# WPW syndrom

## GEOMETRIE

- Typická místa preexcitace na átrio-ventrikulárním prstenci mezi srdečními předsíněmi a komorami

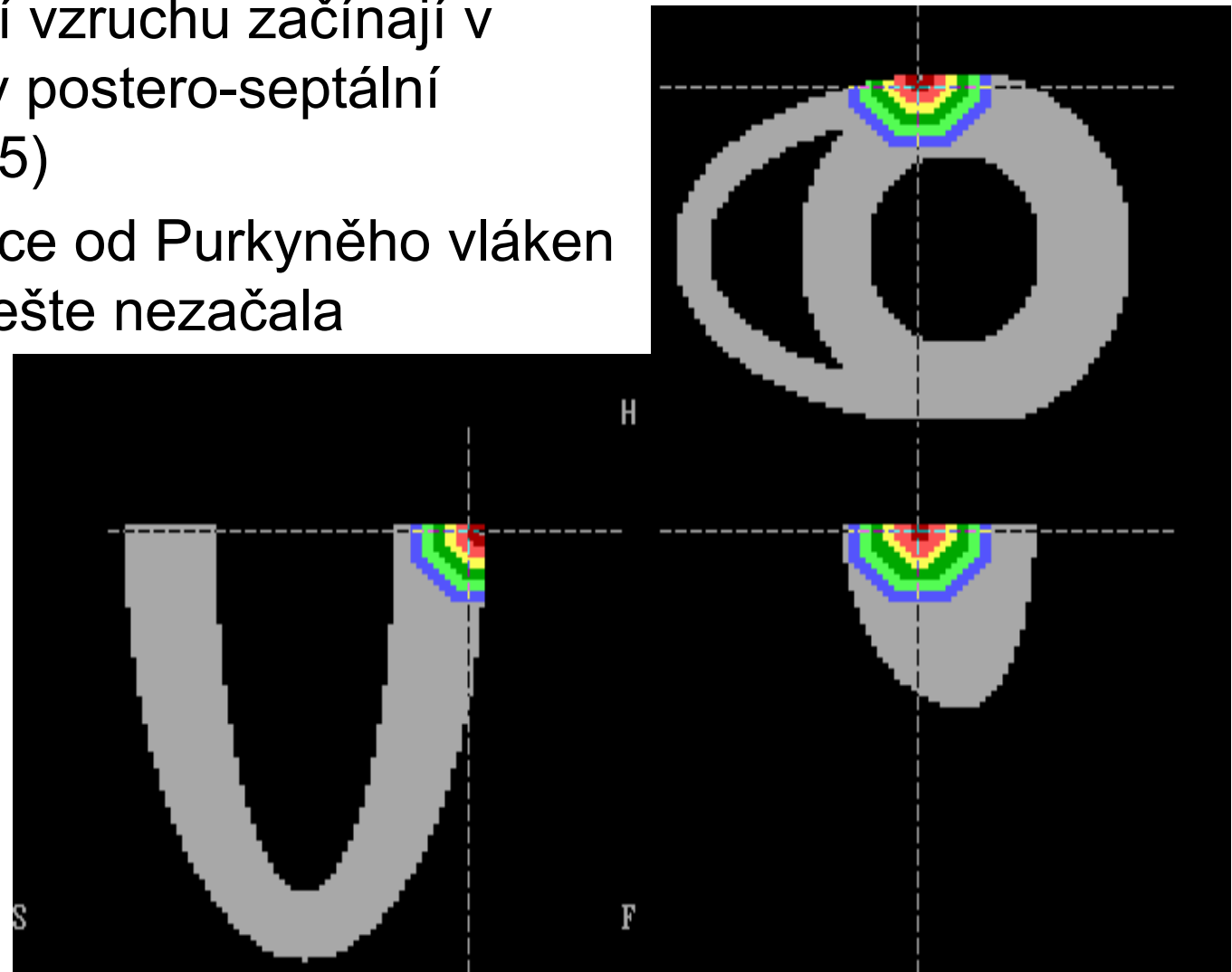
- 1. anterior septal
- 2. anterior RV
- 3. lateral RV
- 4. posterior RV
- 5. posterior septal
- 6. posterior LV
- 7. lateral LV
- 8. anterior LV



# WPW syndrom

## AKTIVACE

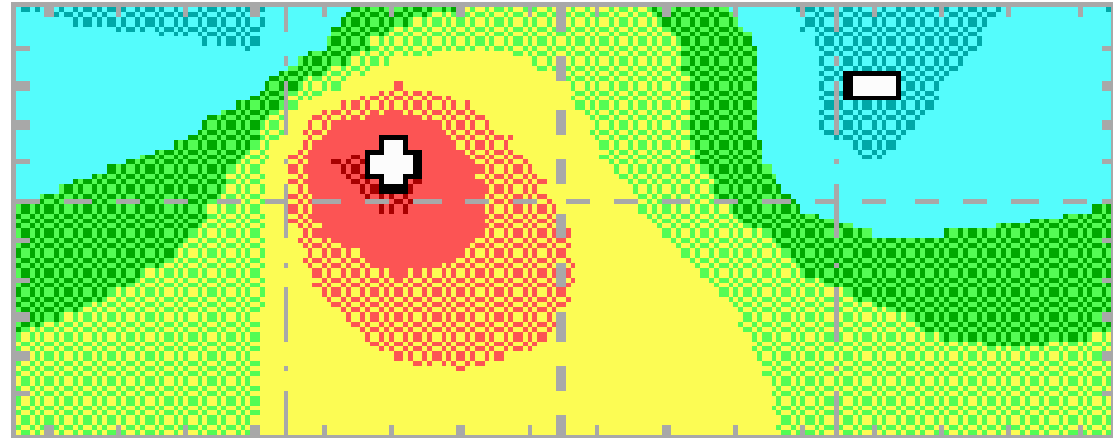
- izochrony šíření vzruchu začínají v jediném místě v postero-septální oblasti (poloha 5)
- normální aktivace od Purkyněho vláken na endokardu ještě nezačala
- okamžik 30 ms od začátku depolarizace
- krok barev představuje 10 ms



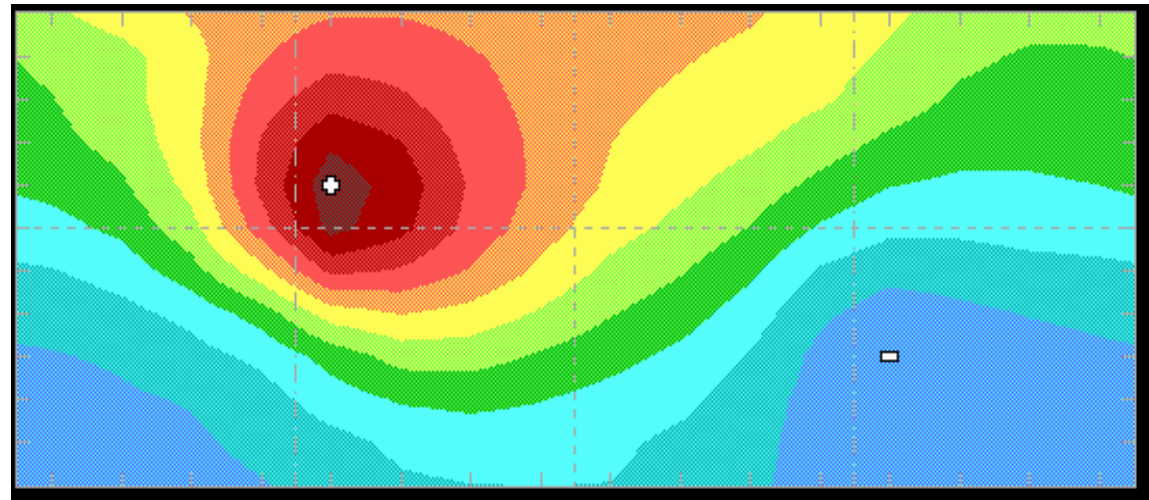
# WPW syndrom

## EKG POTENCIÁLY

- simulované potenciály jsou v dobré shodě s reálně naměřenými daty (Benson et al.)
- Mapy mají dipolární charakter a poloha dipólových zdrojů koresponduje s místem preexcitace
- Obrázec mapy je stabilní počas celé doby preexcitace



normální aktivace, t 30 ms, krok .05 mV



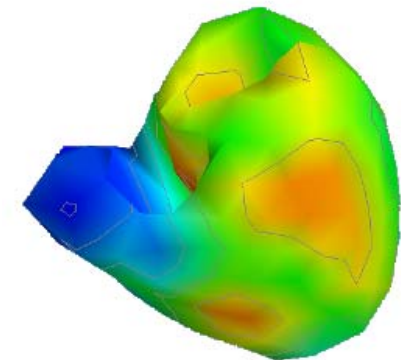
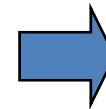
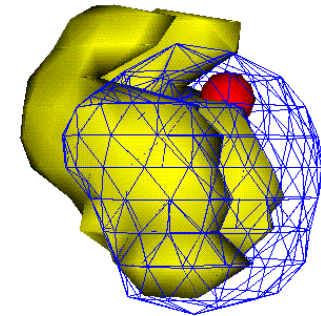
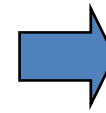
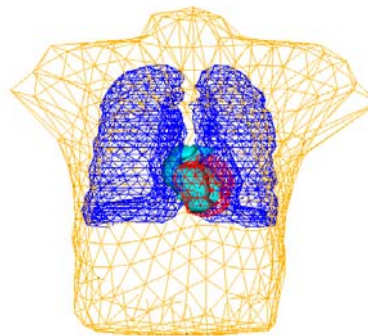
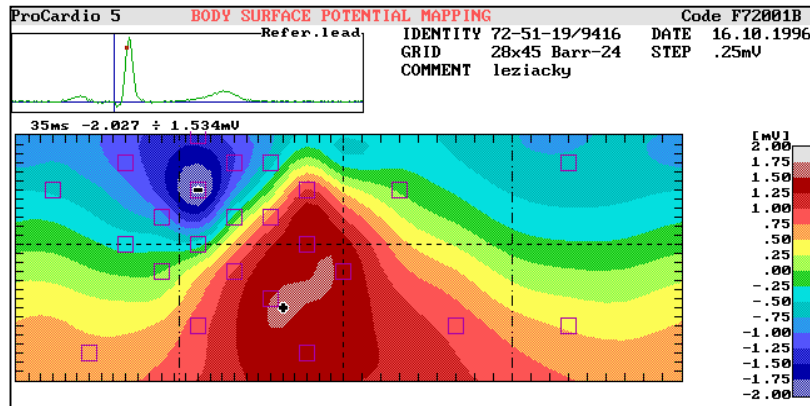
poloha posteroseptal, t 30 ms, krok .05 mV

# Řešení inverzní úlohy

# Modelování elektrického pole srdce

## Inverzní úloha:

- Určení parametrů srdce (jeho vybraného zjednodušeného modelu) jako generátoru elektrického pole na základě naměřených hodnot povrchových EKG potenciálů a znalosti geometrie a elektrických vlastností hrudníku



## Možné použití

- lokalizace arytmogenního substrátu v srdci
- identifikace místa a rozsahu ischemie

# Řešení inverzní úlohy

pro přímou úlohu

$$A\mathbf{x} = \mathbf{y}$$

hledáme

$$\mathbf{x}_{LS} = \arg \min_{\mathbf{x}} \|A\mathbf{x} - \mathbf{y}\|_2.$$

## Regularizace řešení

Tichonovovská regularizace

$$\mathbf{x}_\lambda = \arg \min \{ \|A\mathbf{x} - \mathbf{y}\|_2^2 + \lambda^2 \|L\mathbf{x}\|_2^2 \}$$

# Řešení inverzní úlohy

- **Určení vhodného ekvivalentního generátoru:**
  - dipól
  - multidipól
  - dipólová dvojvrstva
  - epikardiální potenciály
  - transmembránové proudy



# Příklady řešení inverzní úlohy

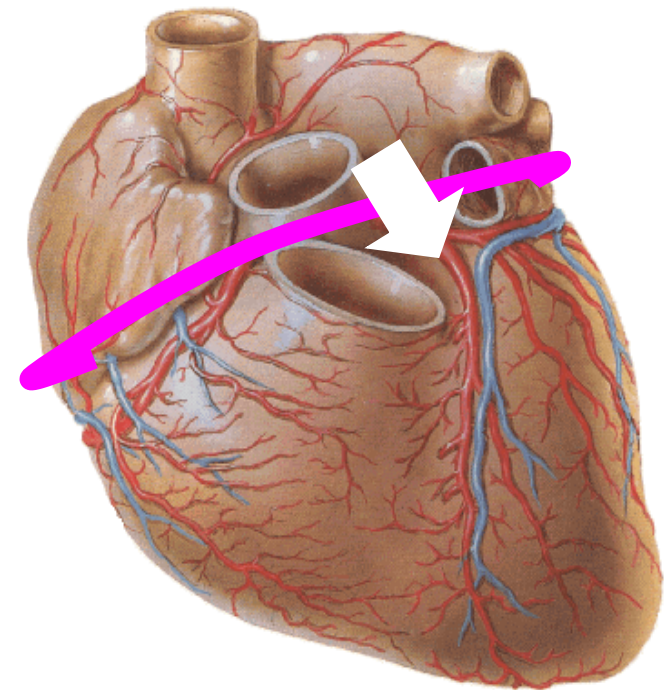
- Použití modelu srdečního generátoru a hrudníku na identifikaci některých typů patologií:
  - aksesórní dráhy při WPW syndromu
  - komorové extrasystoly
  - malé ischemické oblasti komor
  - vícenásobné ischemické oblasti

# Lokalizace aksesorní dráhy při WPW

## Podstata

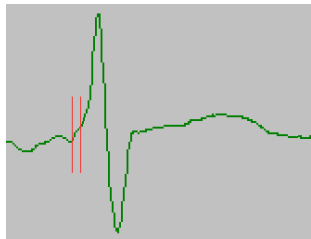
- v případě Wolff-Parkinson-Whiteova syndromu se v srdci na átrio-ventrikulárním spojení nachází tkáň, schopna vést vzruch mezi síněmi a komorami - aksesorní dráha (AD)

Je možná neinvazivní lokalizace aksesorní dráhy pomocí povrchových EKG a jednoduchého modelu zdroje ?

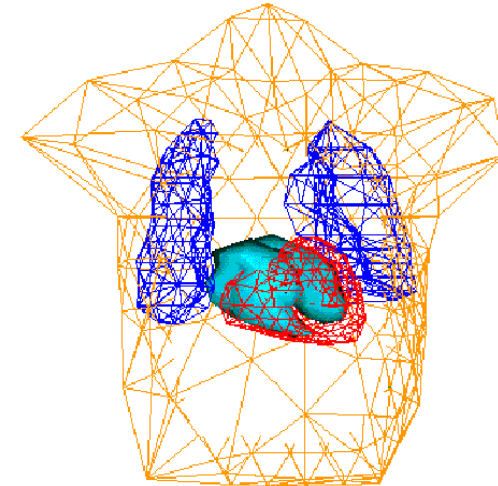
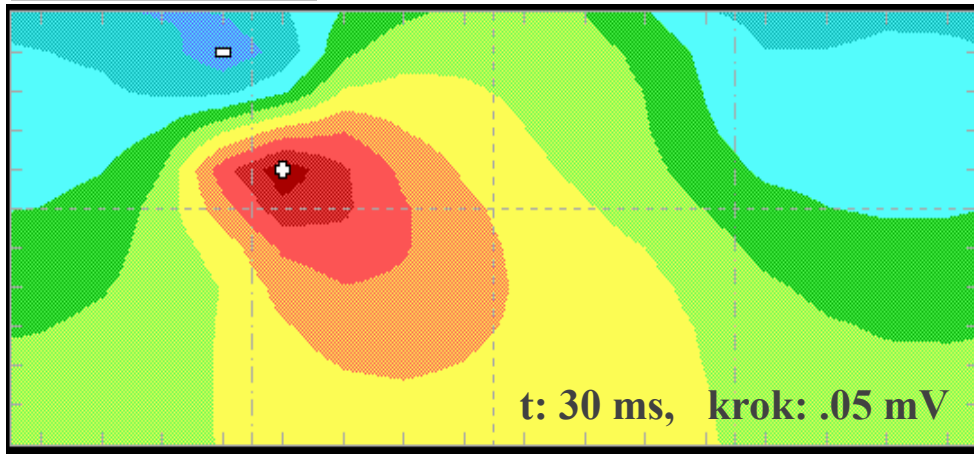


# Lokalizace aksesorní dráhy při WPW

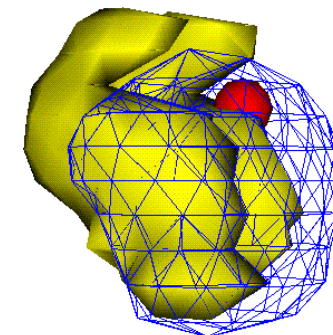
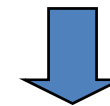
## Metoda



- Povrchové potenciály z intervalu na začátku QRS ( $\Delta$  vlna)



- Realistický model hrudníku



- Jako reprezentaci aksesorní dráhy hledáme dipólový zdroj, který by nejlépe aproximoval naměřené povrchové potenciály

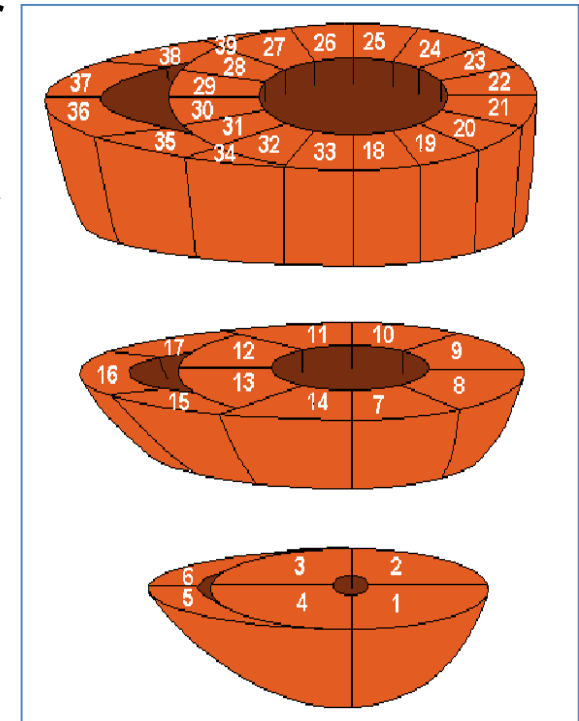
# Lokalizace aksesorní dráhy při WPW

## Metoda

- Myokard je rozdělen na segmenty, generátor je hledán jako dipól v některém segmentu
- V každém segmentu se vypočítá dipól, který nejlépe aproximuje povrchové potenciály:

$$D_i(t) = T_i^+ F(t)$$

kde  $D_i(t)$  - komponenty i-tého segmentálního dipólu,  
 $T_i^+$  - pseudoinverze přenosové matice  
mezi i-tým dipólem a potenciály,  
 $F(t)$  - povrchové EKG potenciály



- Vypočítají se povrchové potenciály pro každý segmentální dipól
- Nejlepší zhoda s měřenými potenciály v intervalu 7.5 - 30 ms od začátku QRS indikuje segment s aksesorní dráhou

# Lokalizace aksesorní dráhy při WPW

## Ověření metody na simulovaných datech

### Požadavky na vstupní data na základě simulací:

- alespoň 32, optimálně ~64 EKG svodů
- realistická geometrie hrudníku
- šum v EKG signálech méně než 5  $\mu\text{V}$
- chyba polohy srdce méně než 10 mm

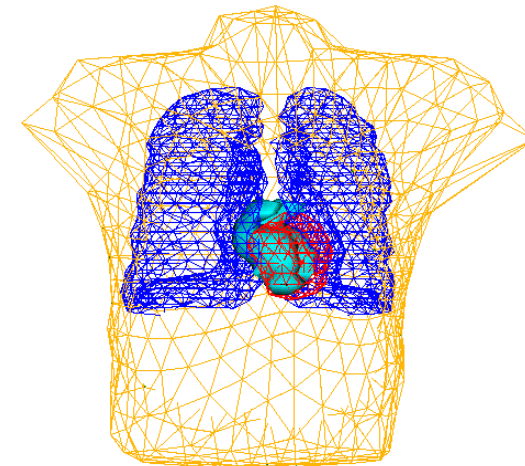
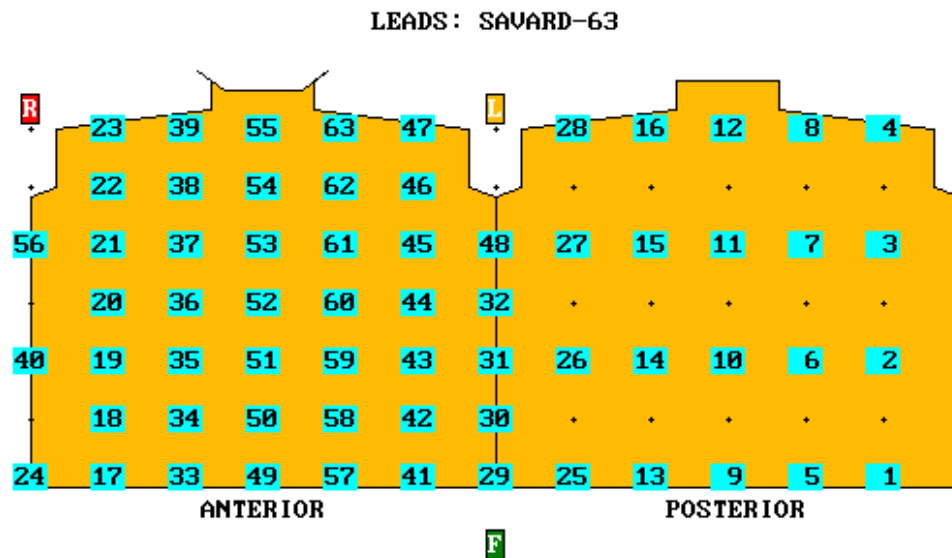
### Očekávaná chyba lokalizace aksesorní dráhy ze 63 svodů:

- kolem 1.1 cm

# Lokalizace aksesorní dráhy při WPW

## Experimentální výsledky

- Povrchové potenciály měřené v 63 svodech,
- Realistický tvar hrudníku, plic a srdce získán z CT (Shahidi et al., 1994)



# Lokalizace aksesorní dráhy při WPW

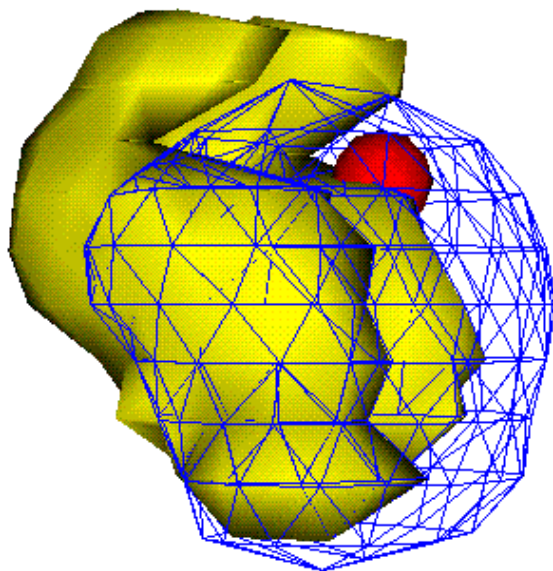
## Experimentální výsledky

skutečná poloha AD: antero-laterálně (segment 19 – 21)

nalezená poloha:

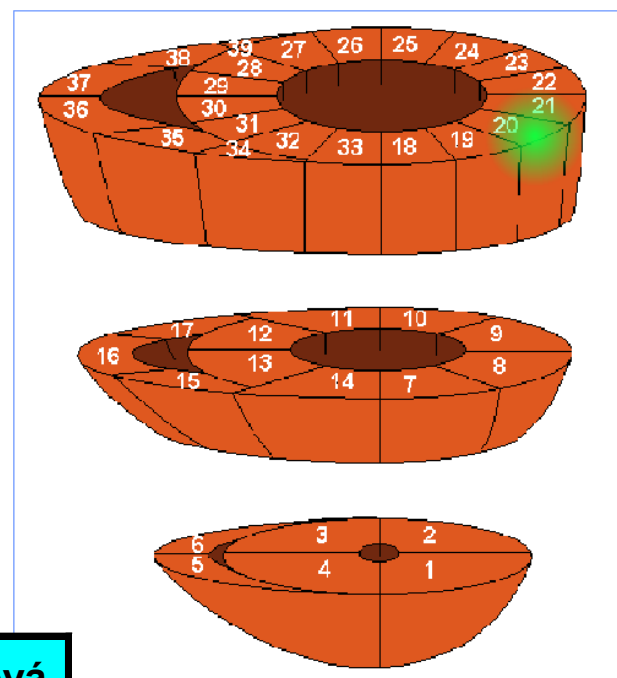
**realistický myokard:**

AD v segmentu 19



**modelový myokard:**

AD v segmentu 20



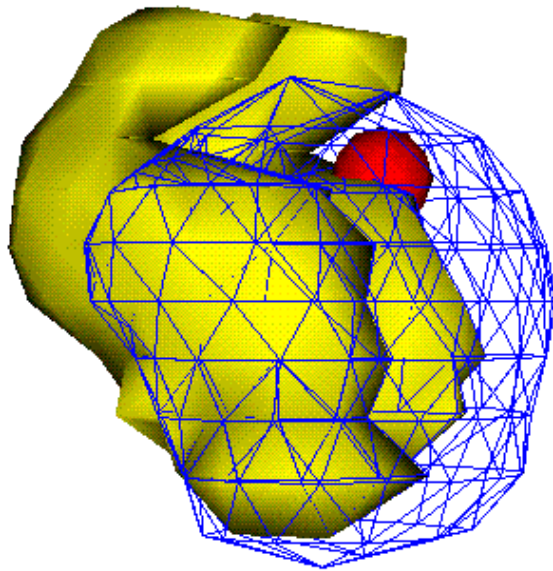
Geometrie	realistická	modelová
Nehomogénní torzo	19	19
Homogénní torzo	19	20



# Lokalizace aksesorní dráhy při WPW

## Experimentální výsledky

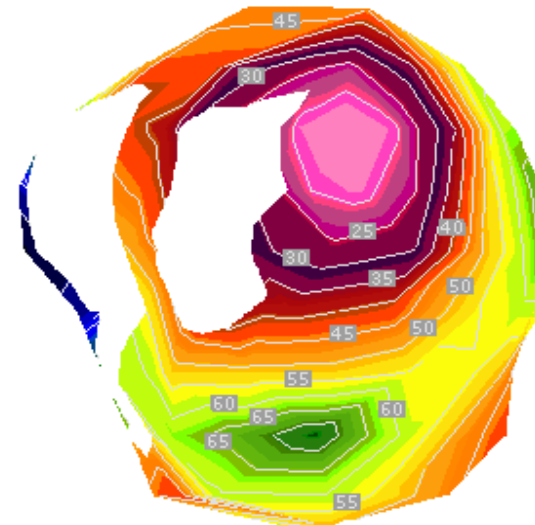
**realistický myokard:**  
AD v segmentu 19



pro porovnání:

## UDL model:

výsledek získán ze stejných dat  
(T. Oostendorp et al.)

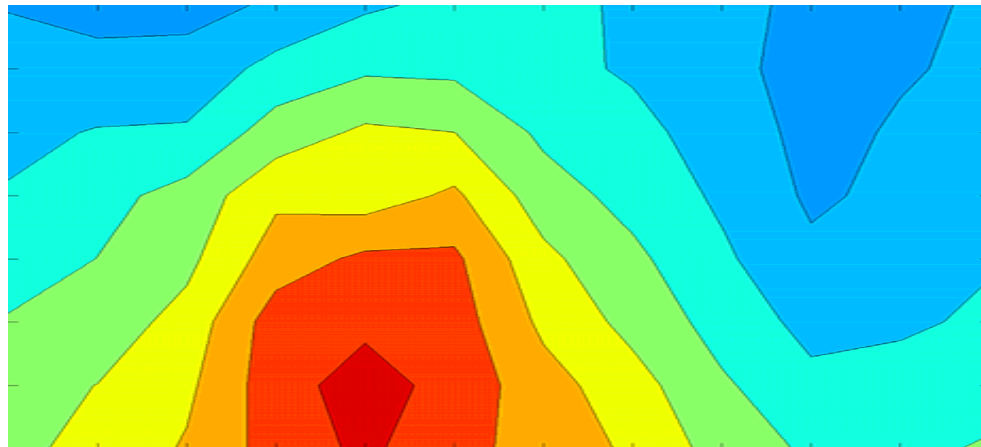


# Příklady řešení inverzní úlohy

- Použití modelu srdečního generátoru a hrudníku na identifikaci některých typů patologií:
  - aksesórní dráhy při WPW syndromu
  - **komorové extrasystoly**
  - malé ischemické oblasti komor
  - vícenásobné ischemické oblasti

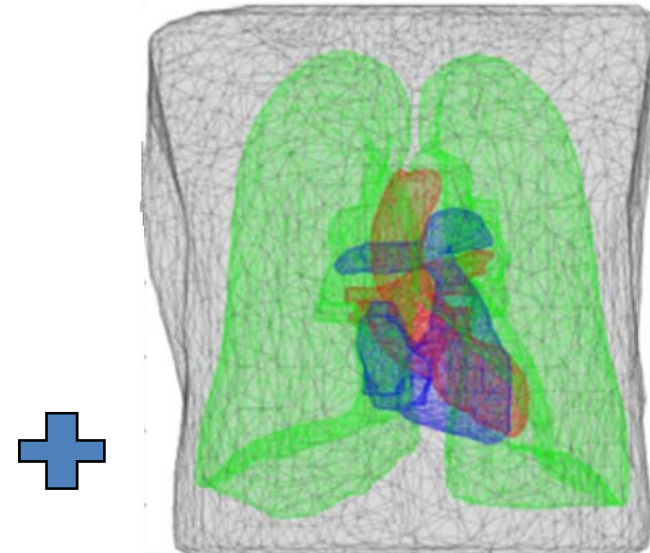
# Lokalizace ektopické komorové aktivity

## Metoda



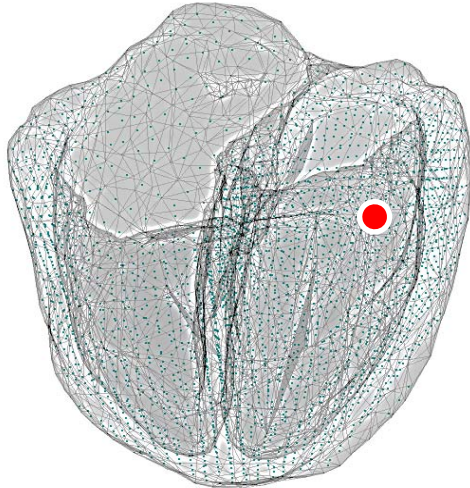
- měří se mnohosvodové EKG
- analyzuje se iniciální část ektopického cyklu pomocí okamžikové nebo integrální mapy.

Hledá se jeden dipólový zdroj jako ekvivalentní zdroj  $G'$  elektrického pole, které bylo naměřeno



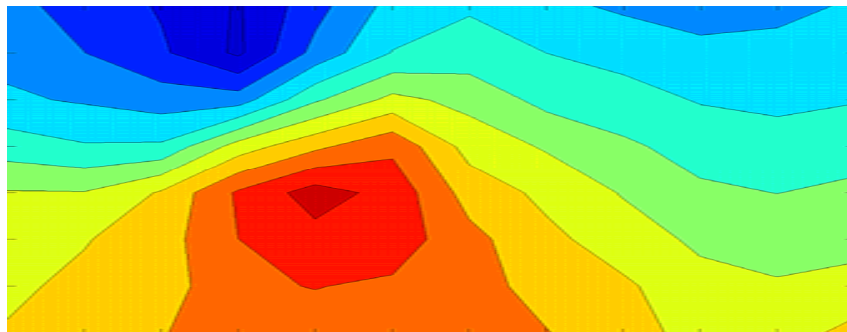
# Lokalizace ektopické komorové aktivity

## Metoda

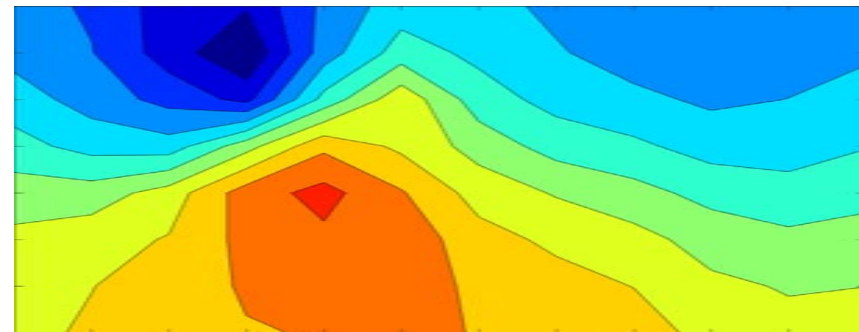


- Generátor  $G'$  se vypočítává v předdefinovaných pozicích v oblasti myokardu komor vzdálených od sebe 3 mm.
- Pozice, ve které  $G'$  nejlépe reprezentuje naměřenou mapu je definována jako pozice ohniska extrasystoly.
- Kriteriem je minimum středněkvadratického rozdílu mezi naměřenou mapou  $im$  a mapou generovanou dipólem  $im'$ :

$$RRE = \sqrt{\sum_{i=1}^n (im_i - gm_i)^2} / \sqrt{\sum_{i=1}^n im_i^2}$$



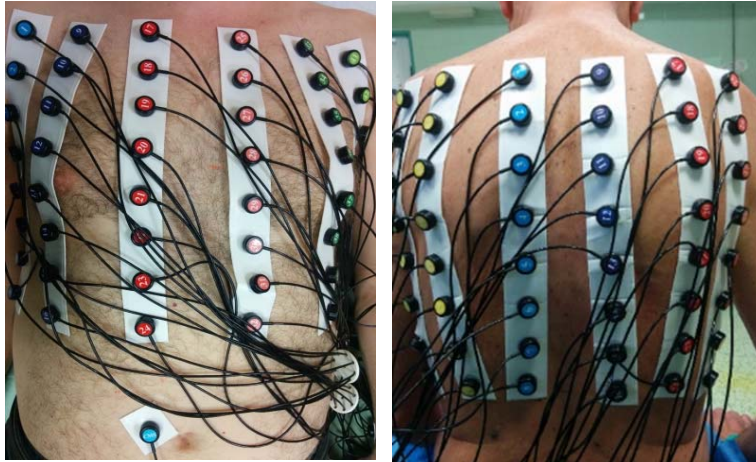
Naměřená integrální BSPM ( $im$ )



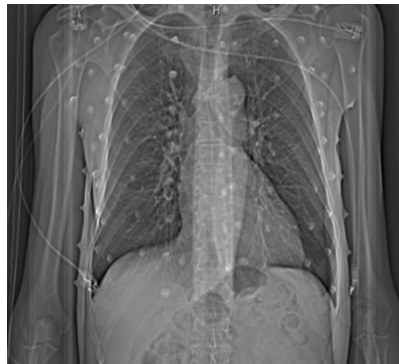
Vypočtená mapa ( $gm$ ) generovaná ekvivalentním generátorem  $G'$

# Lokalizace ektopické komorové aktivity

## Experimentální výsledky (Praha, Královské Vinohrady)



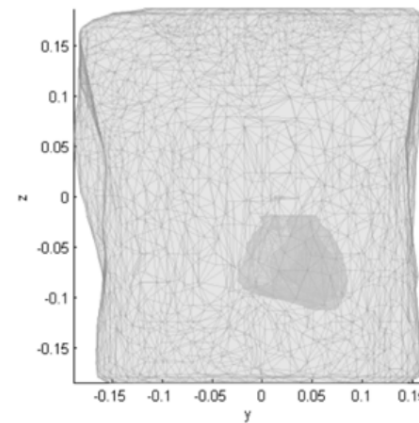
- EKG měřeno systémem ProCardio-8, 96 svodů, 12x 8 elektrod,
- CT pomocí Siemens Somatom Definition, zpracováno softvérem TomoCon PACS
- 3D elektro-anatomické mapování pomocí systému CARTO (Biosense Webster Inc.)



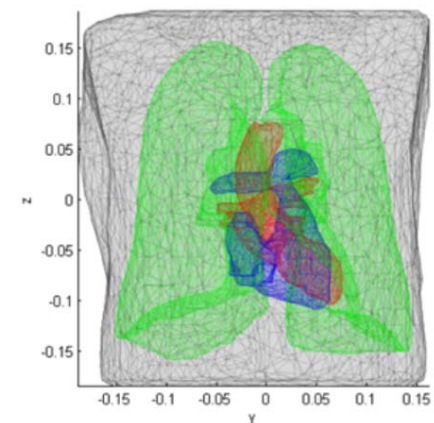
Celotělový CT sken



Pozice elektrod



Homogenní torzo  
HT

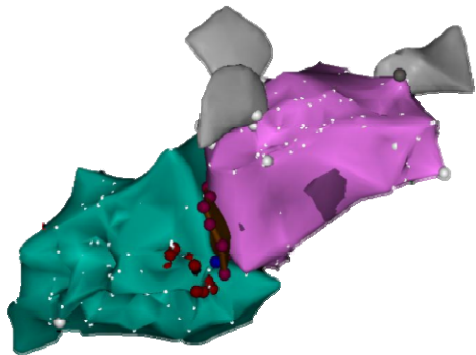


Nehomogenní torzo IT  
(plíce, komory, síně,  
aorta, plicní žíly)

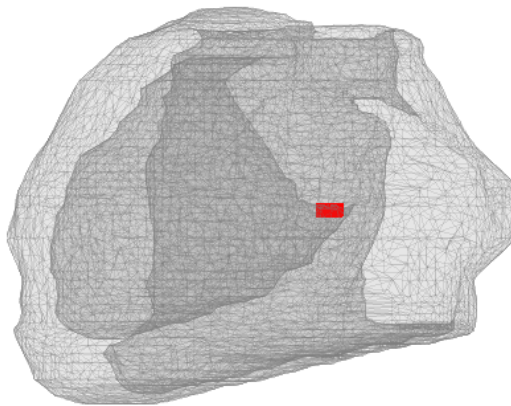


# Lokalizace ektopické komorové aktivity

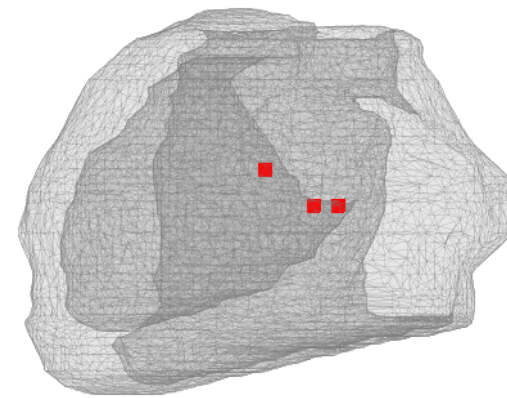
- Výsledky pacienta Pat006 v posteriorním pohledu. Body ablace byli inferiorně v bazální oblasti levé komory (LK).
- Inverzní řešení z 92 svodů při použití HT modelu bylo v bazální inferiorní části LK, S IT modelem torza pak inferiorně, podél bázy LK.



EP studie



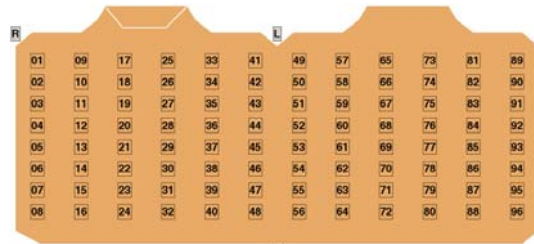
HT model torza



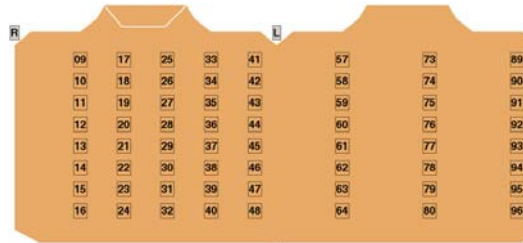
IT model torza

# Lokalizace ektopické komorové aktivity

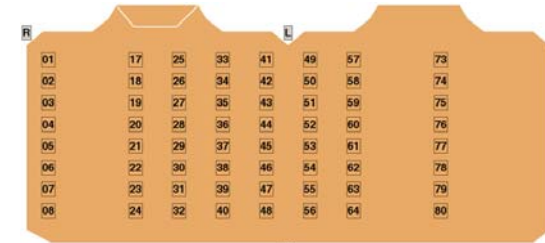
## Redukce počtu svodů



96



64 A



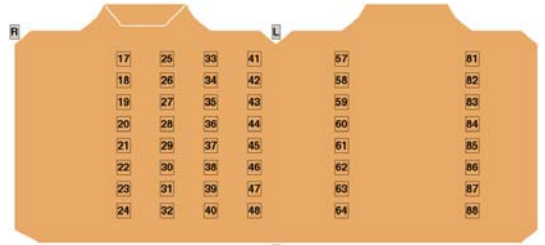
64 B



48 A



48 B



48 C



32 A



32 B

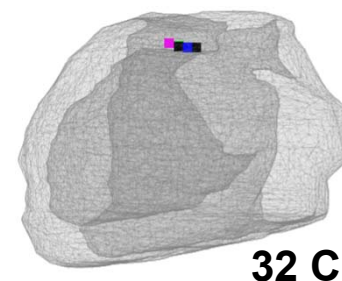
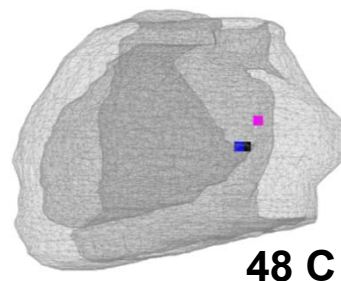
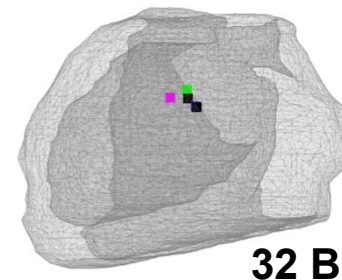
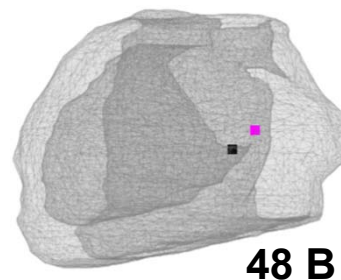
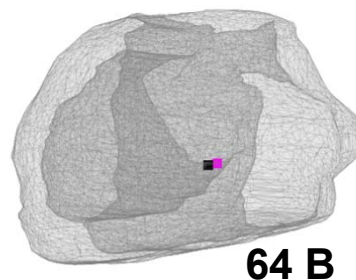
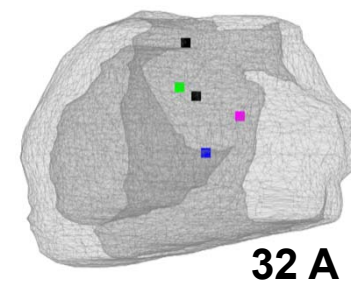
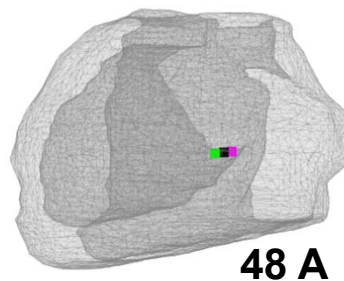
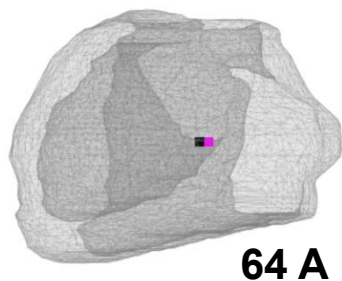
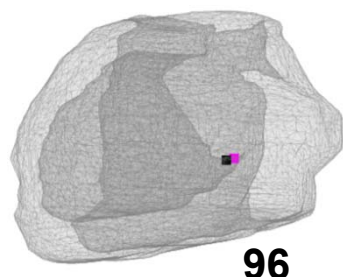


32 C



# Lokalizace ektopické komorové aktivity

Výsledky s použitím redukovaného počtu svodů a HT modelu

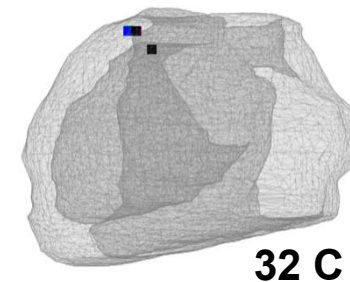
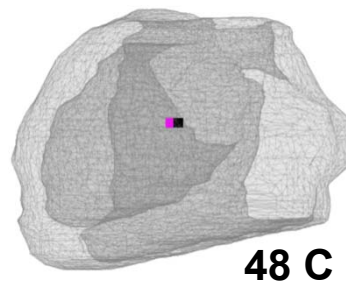
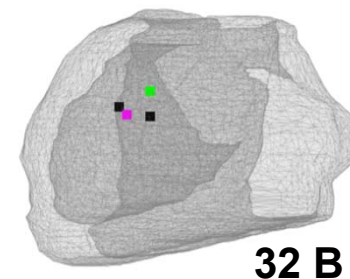
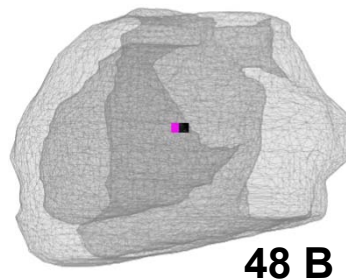
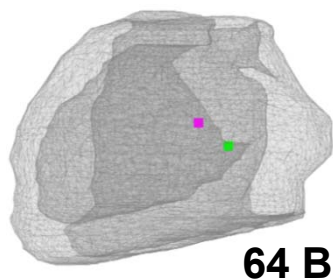
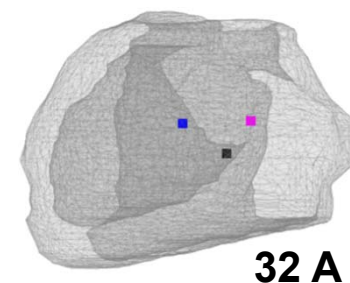
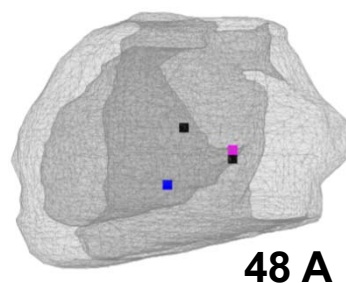
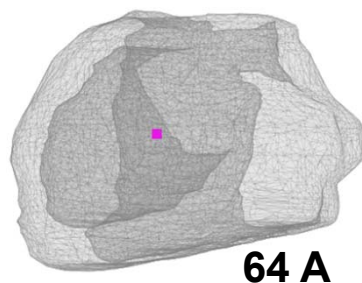
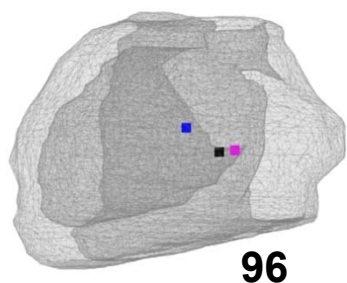


Actually used leads:

92	60	45	29
	60	45	29
		44	29

# Lokalizace ektopické komorové aktivity

Výsledky s použitím redukovaného počtu svodů a IT modelu

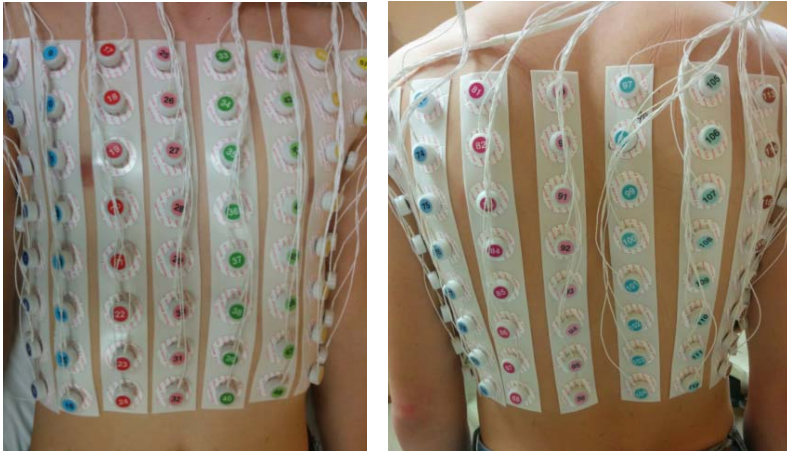


Actually used leads:

92	60	45	29
	60	45	29
		44	29

# Lokalizace ektopické komorové aktivity

## Experimentální výsledky (Bratislava, NÚSCH)



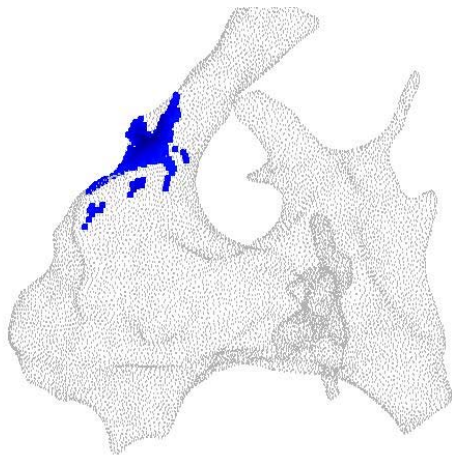
- EKG měřeno systémem ProCardio-8, 96 svodů, 16x 8 elektrod,
- CT pomocí Siemens Somatom Definition, zpracováno softvérem TomoCon PACS
- 3D elektro-anatomické mapování pomocí systému CARTO (Biosense Webster Inc.)



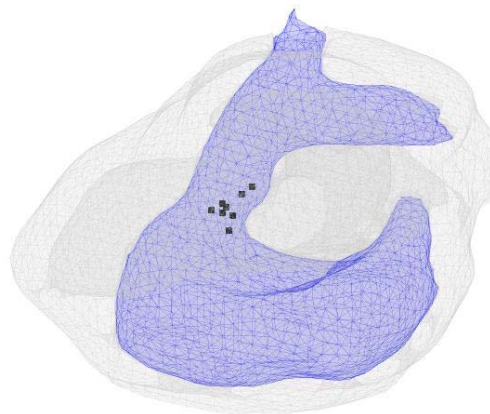
# Lokalizace ektopické komorové aktivity

## Experimentální výsledky (Bratislava, NÚSCH)

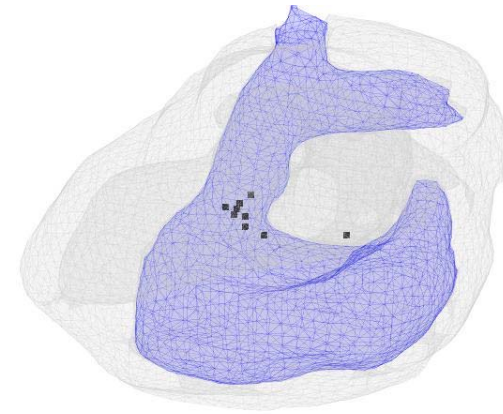
- Výsledky pacienta P004 v levém antero-laterálním pohledu. Body počáteční ektopické aktivace byli v anterolaterální části výtokového traktu pravé komory (RVOT).
- Inverzní Řešení ze 128 svodů s použitím HT a IT modelu hrudníku byli v levé laterální části RVOT; Při použití IT modelu měli výsledky vyšší disperzi.



EP studie



HT model torza



IT model torza

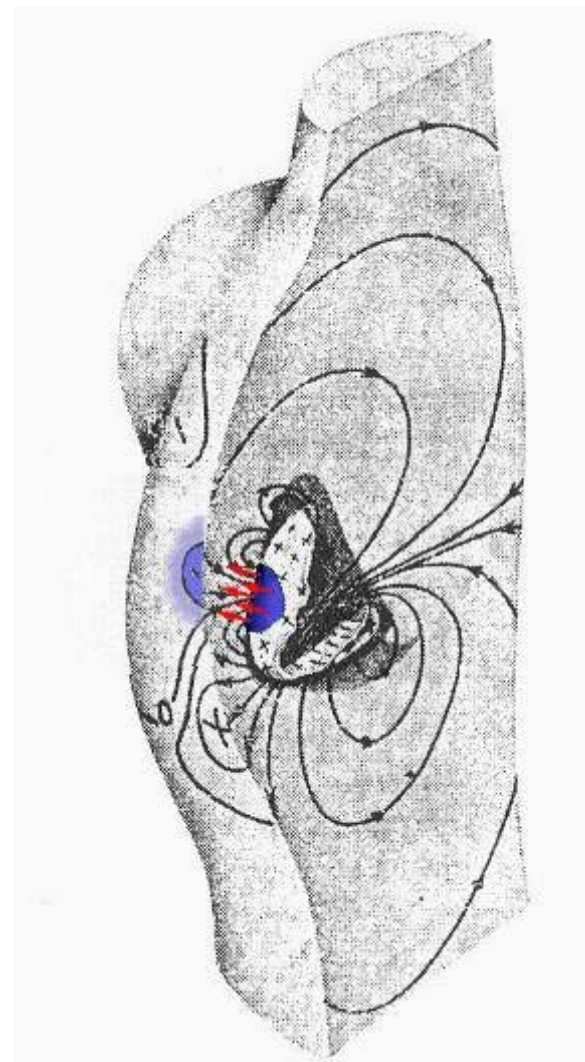
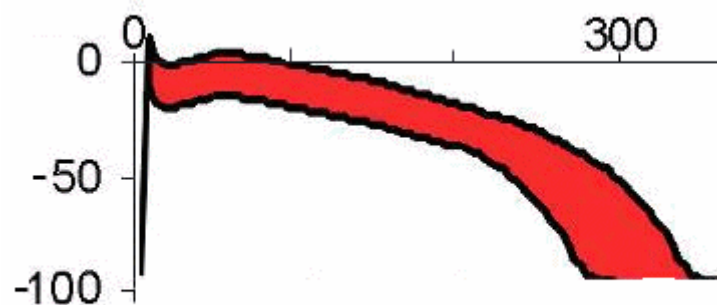


# Příklady řešení inverzní úlohy

- Použití modelu srdečního generátoru a hrudníku na identifikaci některých typů patologií:
  - aksesórní dráhy při WPW syndromu
  - komorové extrasystoly
  - **malé ischemické oblasti komor**
  - vícenásobné ischemické oblasti

# Identifikace ischemické leze

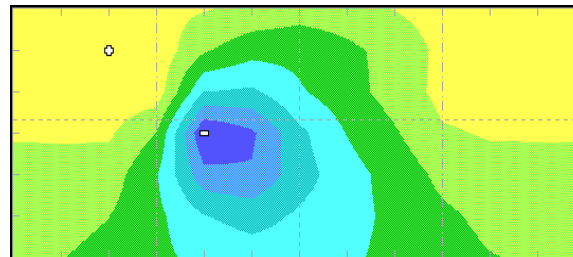
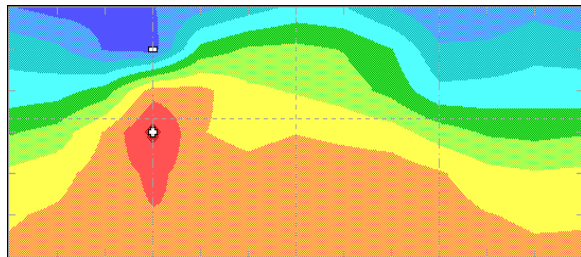
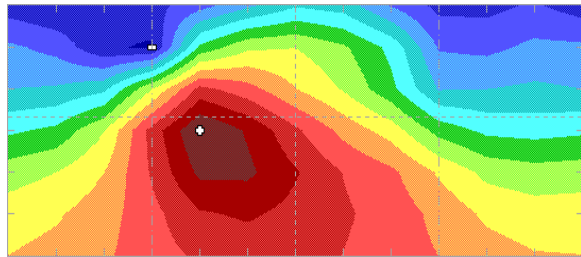
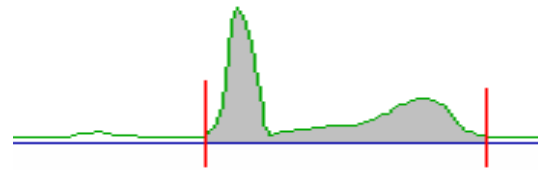
## PODSTATA



- Při srdeční ischemii dochází k zkrácení a snížení akčního potenciálu myocytů, který se projeví změněnými potenciály na povrchu těla.

# Identifikace ischemické leze

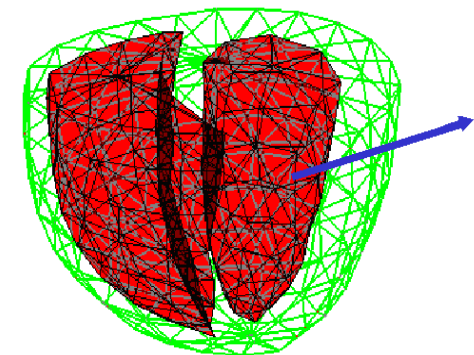
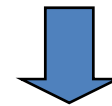
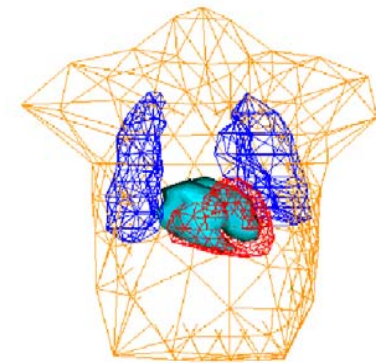
## Metoda



Rozdílová integrální  
mapa QRST



Realistický model  
hrudníku



Integrální mapy QRST intervalu  
za normálních podmínek a při ischemii

Pro malou ischemickou oblast hledáme náhradní  
dipólový zdroj, který by nejlépe aproximoval rozdílovou  
integrální mapu povrchových potenciálů

# Identifikace ischemické leze

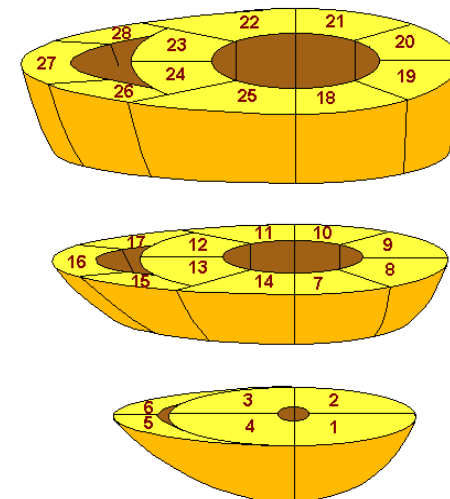
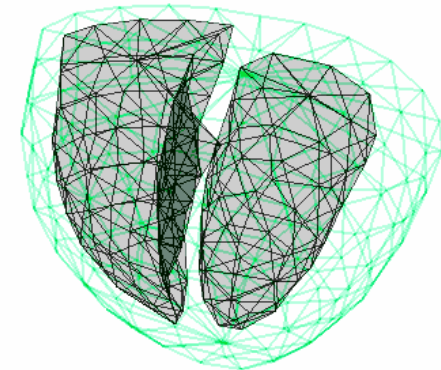
## Metoda

- Myokard rozdělen na segmenty, generátor je hledán jako dipól v některém segmentě
- V každém segmentě byl vypočítán dipól, který nejlépe aproximoval povrchové potenciály:

$$M_i(t) = T_i^+ I(t)$$

kde  $M_i(t)$  - komponenty i-tého segmentálního dipólu,  
 $T_i^+$  - pseudoinverze přenosové matice mezi  
i-tým dipólem a potenciály,  
 $I(t)$  - hodnoty rozdílové integrální mapy

- Vypočetli se povrchové integrální mapy pro každý segmentální dipól
- Nejlepší shoda s naměřenou integrální mapou QRST indikovala segment s ischemickou lezí





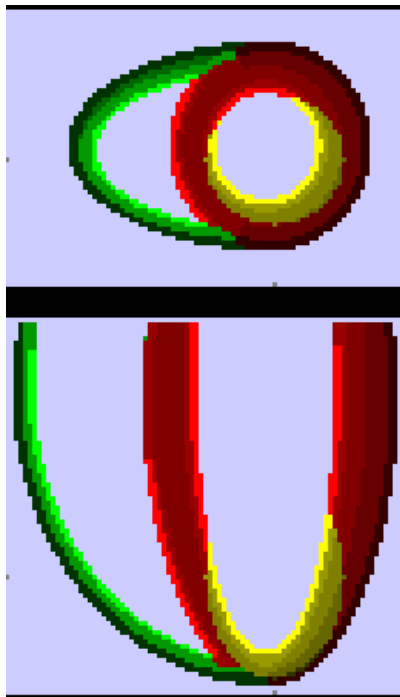
# Identifikace ischemické leze

## Ověření metody na simulovaných datech

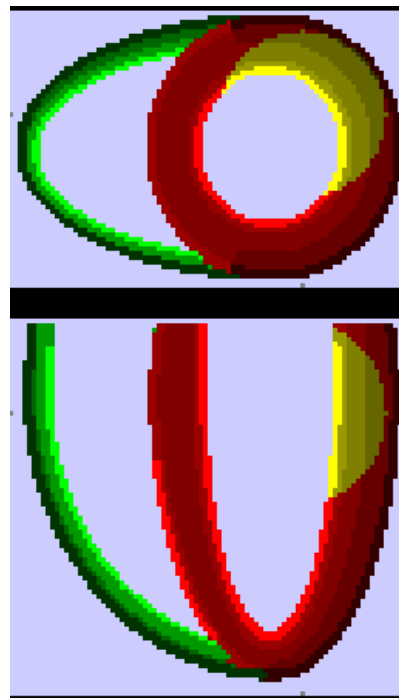
### Simulace ischemie:

v 3 oblastech typických pro stenózu LAD, Cx a RCA

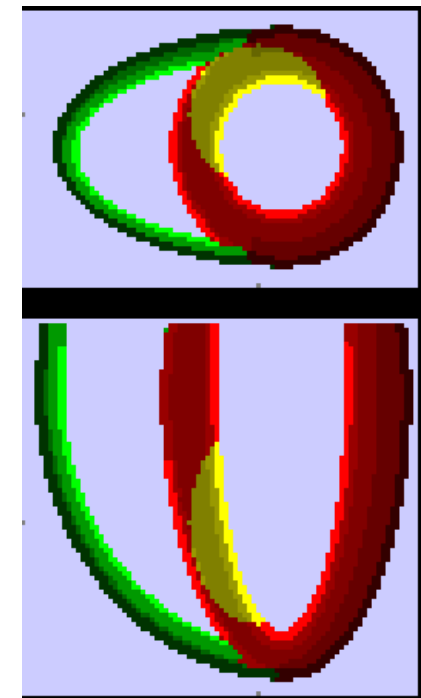
- Změněná délka trvání akčního potenciálu (-20%)
- subepikardiální, subendokardiální a transmurální leze
- 3-12% objemu komor



Antero-septálně v LK  
LAD - subendokardiálně



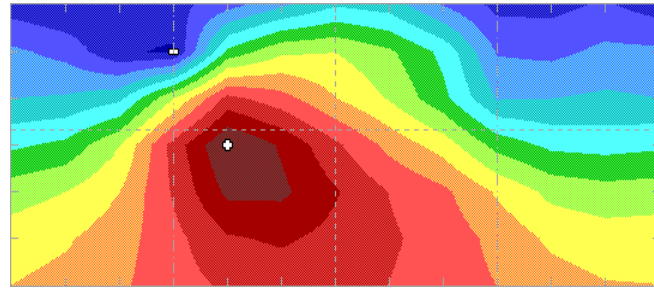
Postero-laterálně v LK  
Cx – subendokardiálně



Inferiorně v LK a PK  
RCA - subendokardiálně

# Identifikace ischemické leze

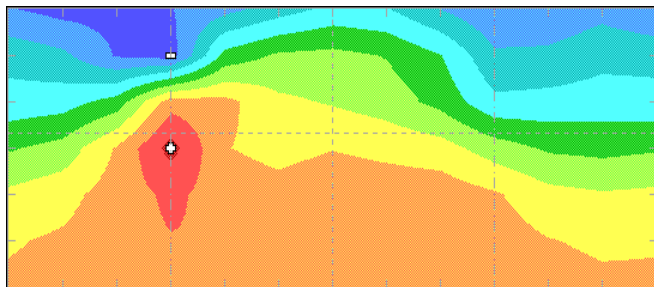
## Ověření metody na simulovaných datech



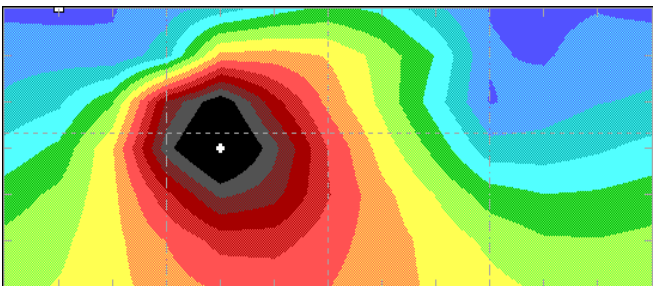
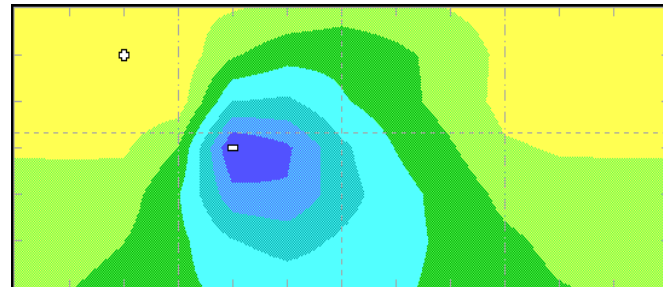
(v nehomogénním hrudníku, 62 svodů, 20% zkrácení AP)

normální  
mapa QRST

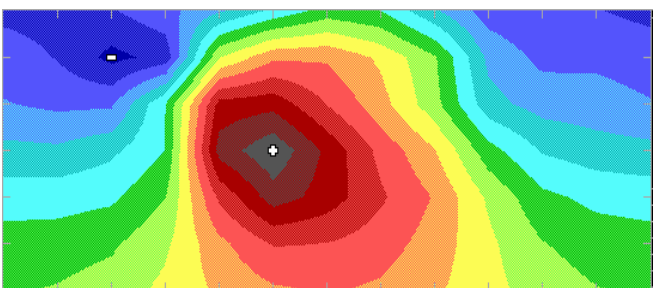
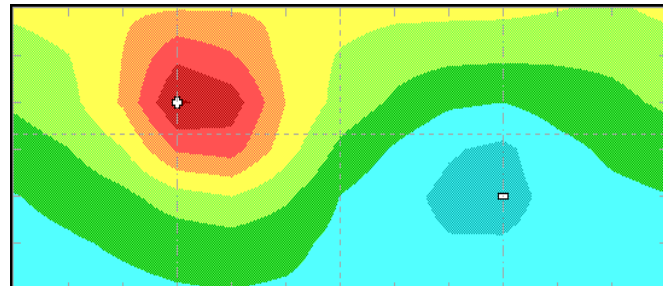
Rozdílové integrálové mapy QRST



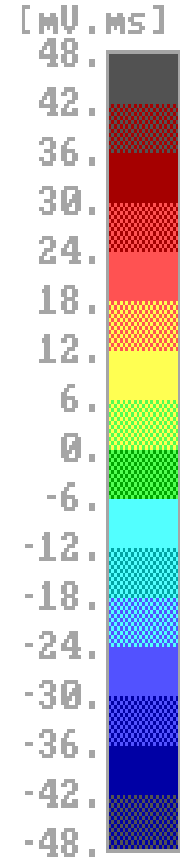
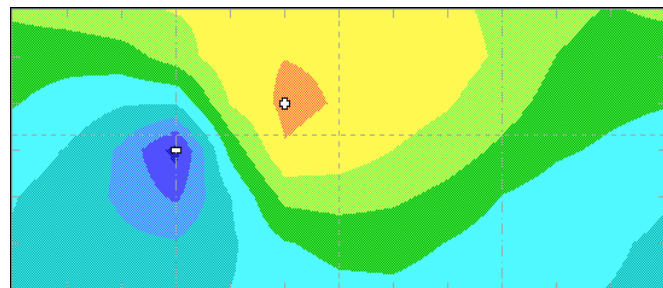
oblast A2



oblast P2

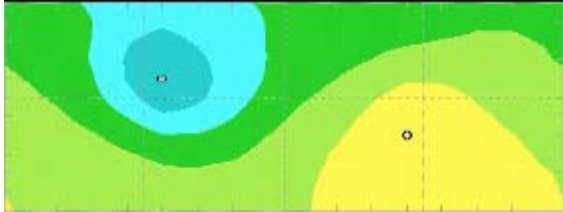


oblast I2

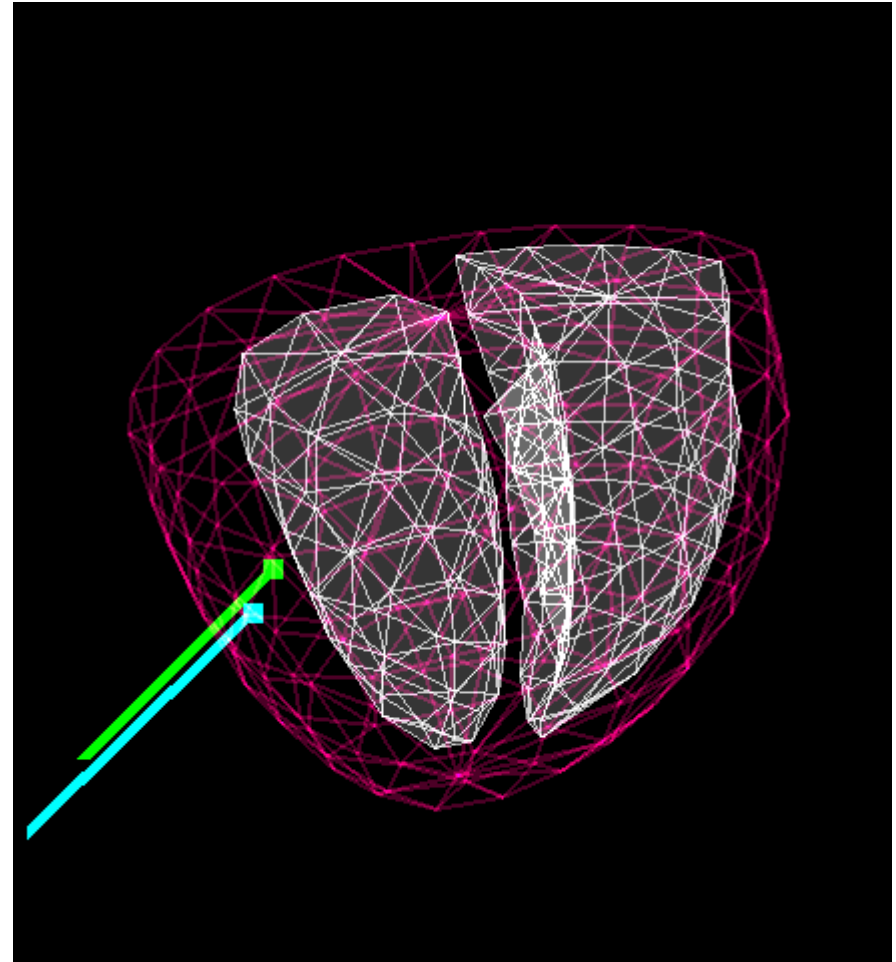


# Identifikace ischemické leze

Ověření metody na simulovaných datech



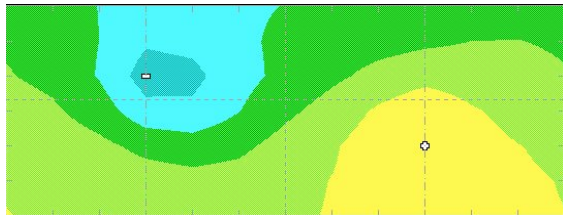
Dipól PE



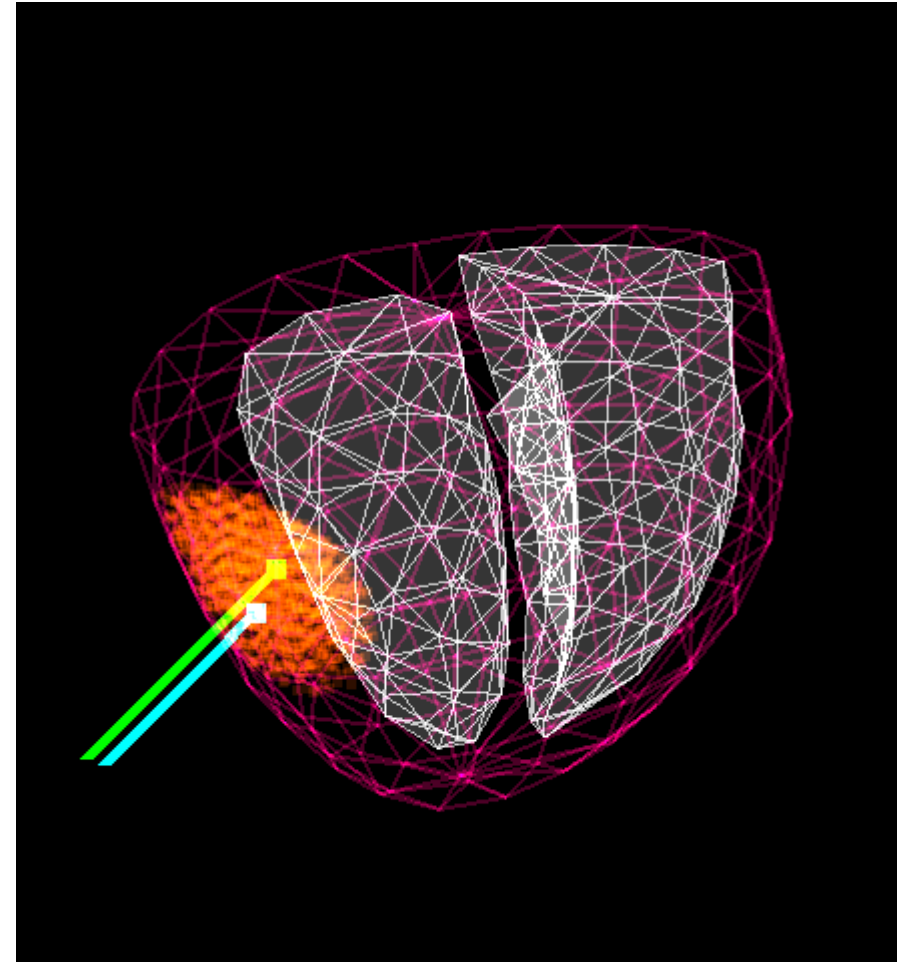
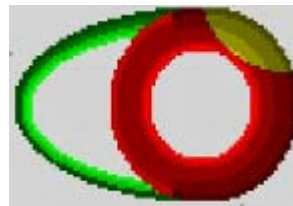
(leze: postero-laterální oblast)

# Identifikace ischemické leze

Ověření metody na simulovaných datech



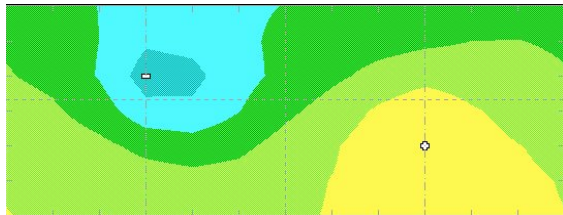
Oblast PE



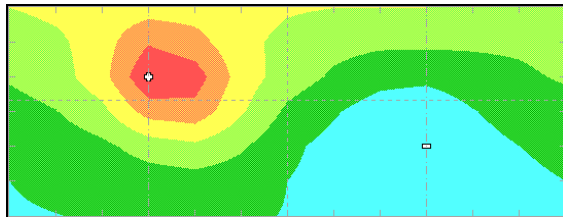
(leze: postero-laterální oblast)

# Identifikace ischemické leze

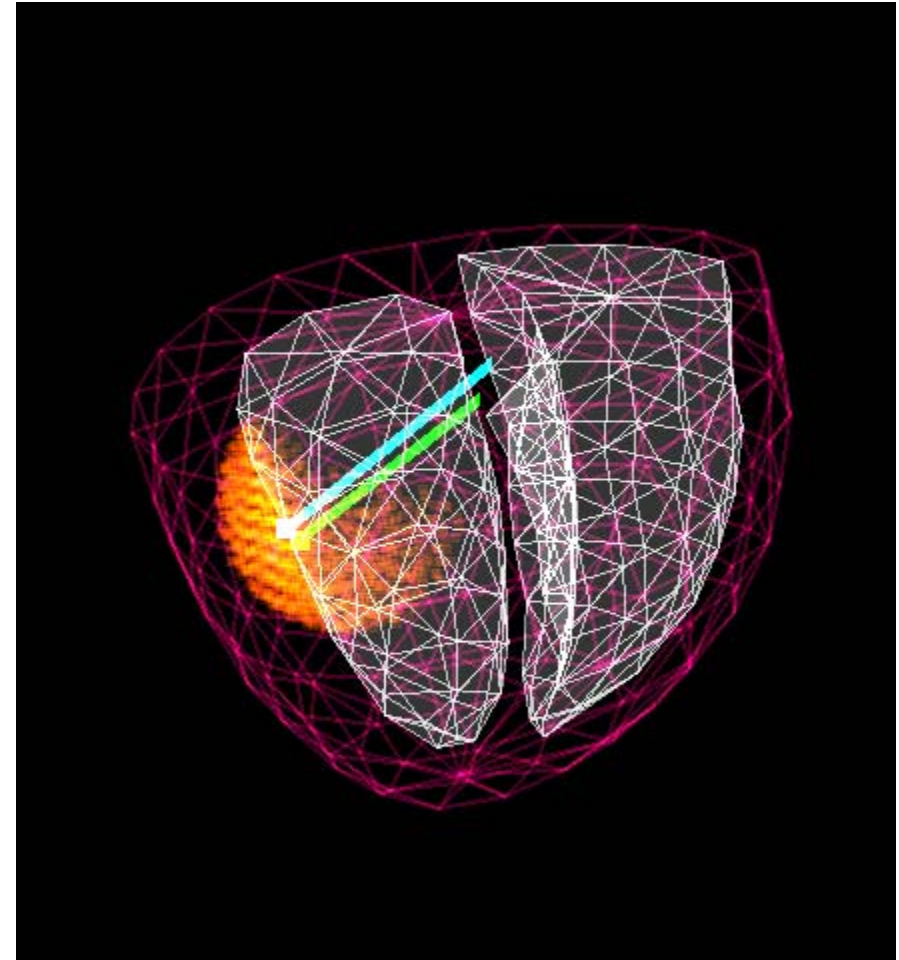
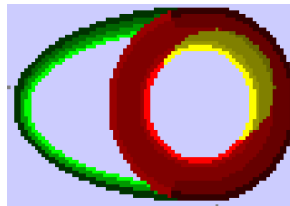
Ověření metody na simulovaných datech



Oblast PE



Oblast P1

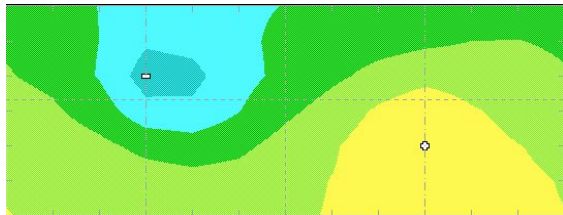


(leze: postero-laterální oblast)

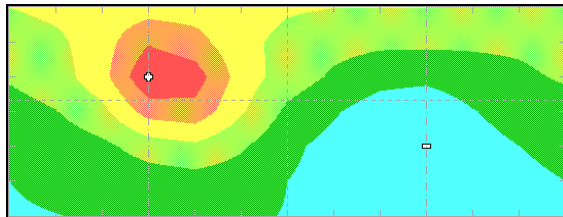


# Identifikace ischemické leze

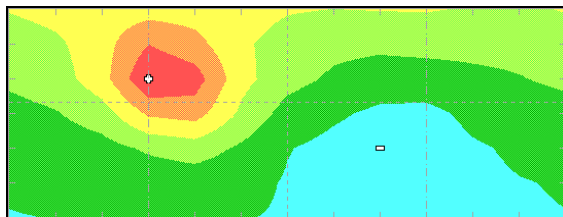
Ověření metody na simulovaných datech



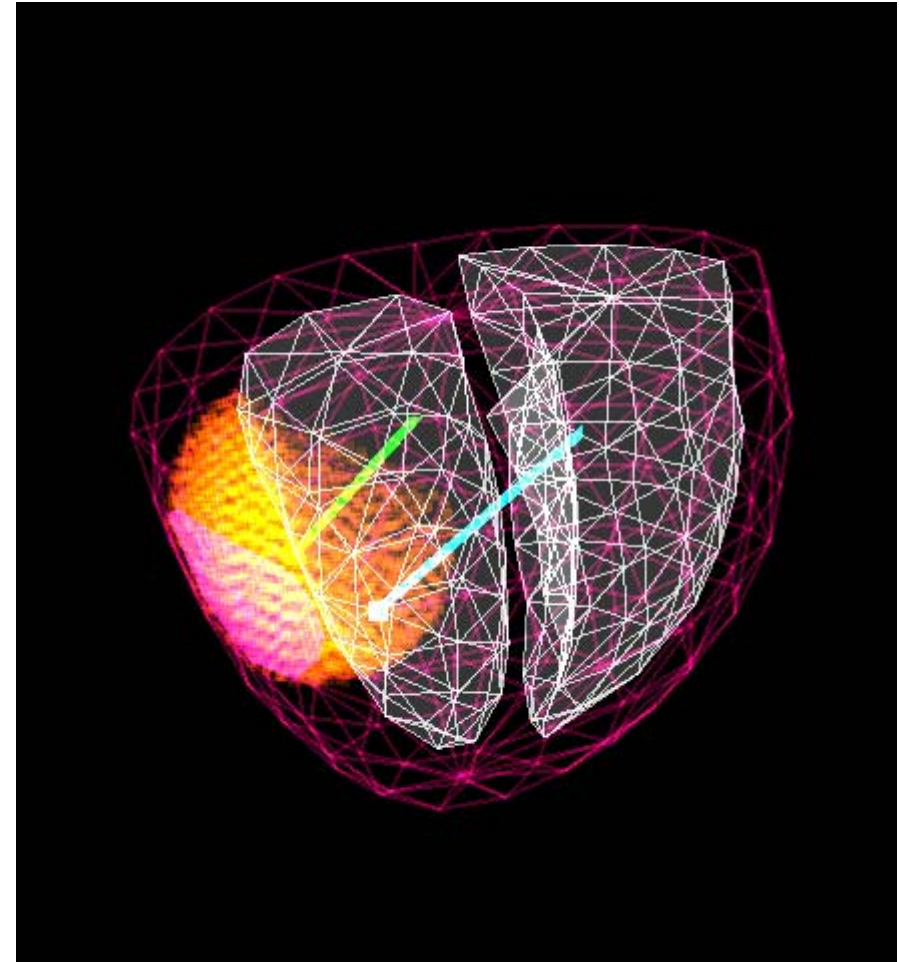
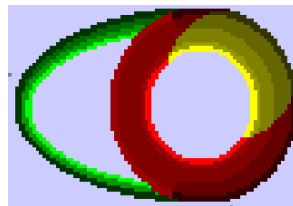
Oblast PE



Oblast P1



Oblast P3



(leze: postero-laterální oblast)

# Identifikace ischemické leze

Ověření metody na simulovaných datech

(Lokalizace simulovaných zdrojů ze 62 svodů)

Hodnocená chyba	Model hrudníku	Dipólový zdroj	Malé leze	Velké leze
Poloha dipólu [mm]	Nehom	<b>6</b> ± 2	<b>9</b> ± 4	<b>17</b> ± 14
	Hom	7 ± 2	11 ± 8	16 ± 15
Směr dipólu [deg]	Nehom	<b>8</b> ± 5	<b>9</b> ± 7	<b>14</b> ± 4
	Hom	6 ± 3	8 ± 5	17 ± 7
Dipólový moment [%]	Nehom	<b>13</b> ± 21	<b>51</b> ± 40	<b>221</b> ± 206
	Hom	14 ± 23	49 ± 33	163 ± 123
Aproximace mapy rms [%]	Nehom	<b>5</b> ± 2	<b>9</b> ± 4	<b>16</b> ± 1
	Hom	8 ± 1	12 ± 2	16 ± 2

# Identifikace ischemické leze

## Ověření metody na simulovaných datech

### Malé leze:

- ze 62 svodů nalezeny s chybou 9 mm (11 mm v homog. hrudníku)
- orientace a velikost dipólu souhlasila s polohou a velikostí lezie,
- měřené mapy byli pomocí dipólu aproximovány s chybou 5–9 %.

### Velké a transmurální leze:

- chyby byli větší, dipól zřejmě není vhodný model

Počet měřených svodů EKG 32 až 192 neměl signifikantní vliv na výsledky.



# Identifikace ischemické leze

## Experimentální výsledky – pacienti po PKI

- 11 pacientů (věk 45-69, 3 ženy, 8 mužů) 8 LAD, 1 RCx, 2 RCA
- měření před a po PKI, 32-svodový systém (Lux-32a)
- relativní rms změny v mapách 30 – 131%
- korelace .45 – .98

6 pacientů ( 4 LAD, 2 RCA)

rms chyba < 35%

2 pacienti ( 2 LAD)

rms chyba 44–53%

3 pacienti ( 2 LAD, 1 Cx)

rms chyba 68–83% - **vyřazení**

akceptovatelné: 6 pacientů (6 LAD) ant.- sept. a ant. LK

otázné: 1 pacient (RCA) post.- lat. LK

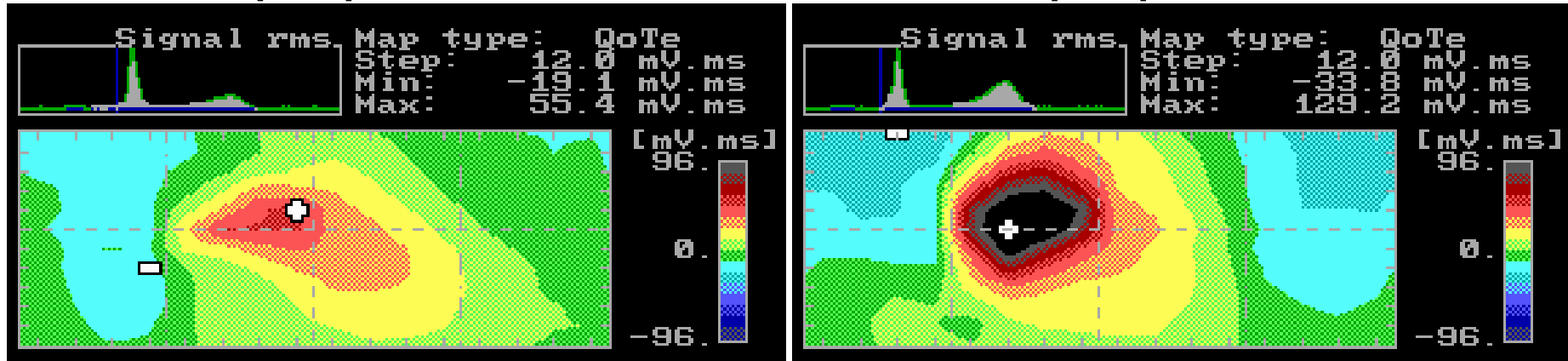
chybné: 1 pacient (RCA) ant.- lat. LK

# Identifikace ischemické leze

## Experimentální výsledky – pacient N693

mapa před PKI

mapa po PKI



J.H., žena, 69 let, 158 cm, 55 kg, hypertenze, bez hypertrofie

Dg: anteriorní MI bez kmitu Q, USG: 95% stenóza v RIA

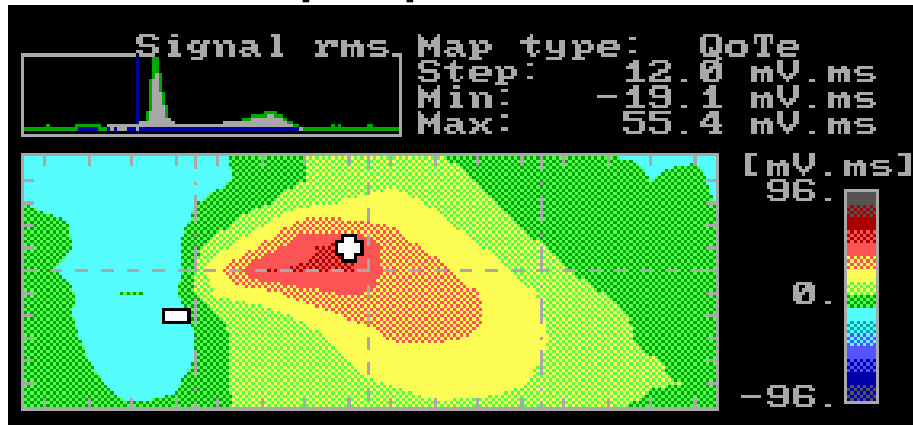
Terapie: PCI v RIA + stent, úspěšná

Měření:  
- 2 měsíce po IM (soubor N693),  
- 5 měsíců po perkutánní koronární intervenci (PKI) (soubor N693BB)

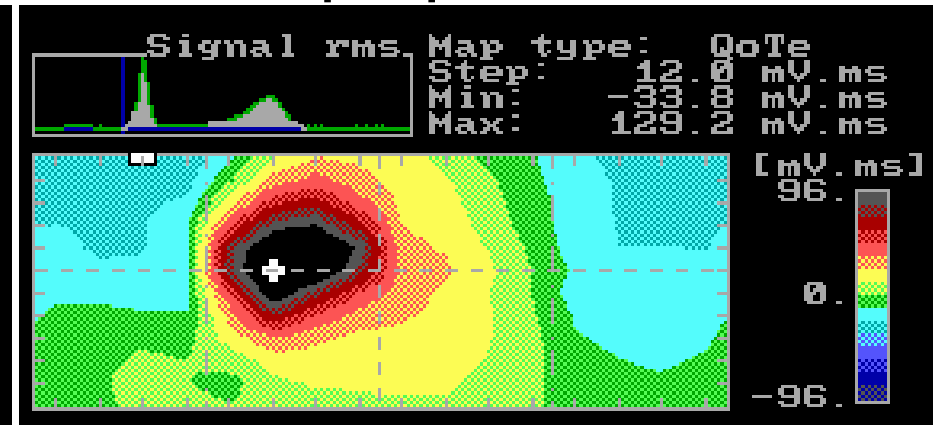
# Identifikace ischemické leze

## Experimentální výsledky – pacient N693

mapa před PKI



mapa po PKI



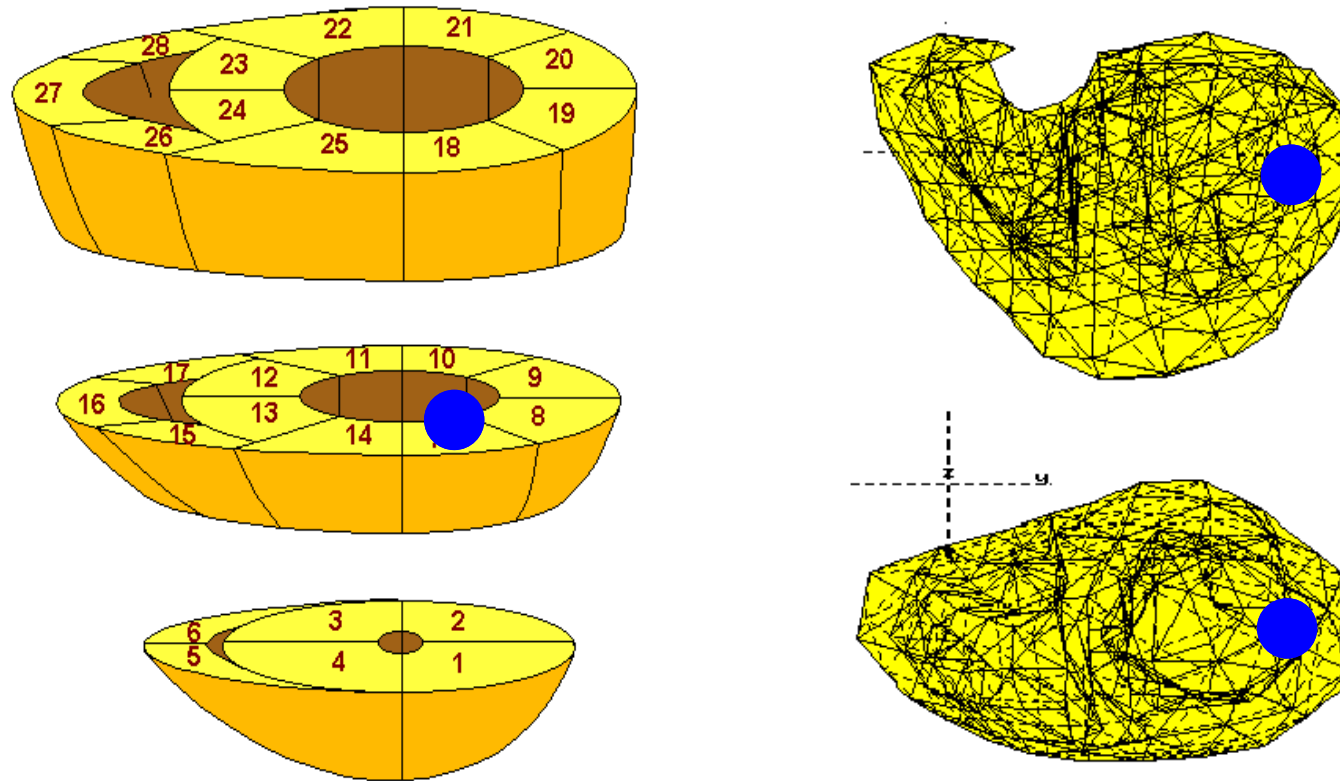
rozdílová mapa



poměr QT intervalů	.91
rms difer. %	68
korelace	.77

# Identifikace ischemické leze

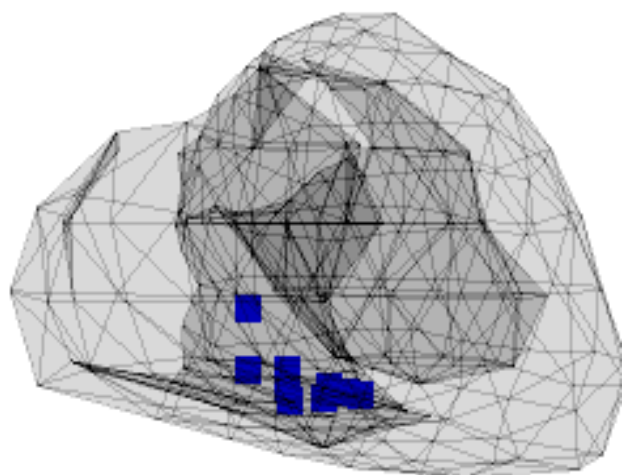
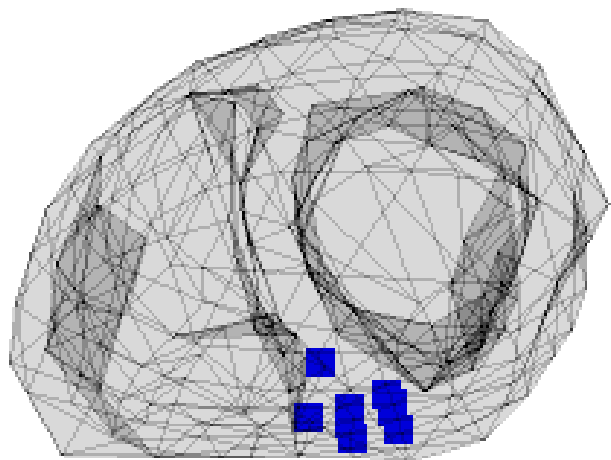
## Experimentální výsledky – pacient N693



model srdce	segment č.	rozdíl map %	dipólový moment	azimut [deg]	elevace [deg]
modelový	7	34	24	256	13
realistický	8	32	31	259	14

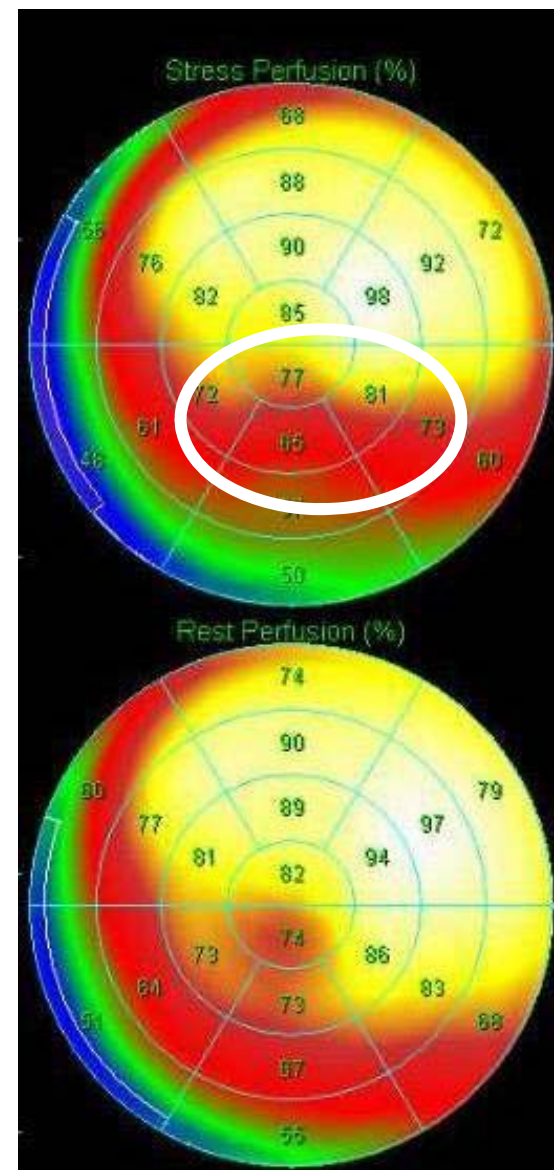
# Identifikace ischemické leze

## Experimentální výsledky – pacient P8



### Koronarografie:

- Pacient po inferiorním IM
- Obstrukce v RCA

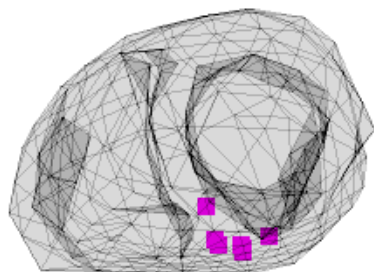


**SPECT**

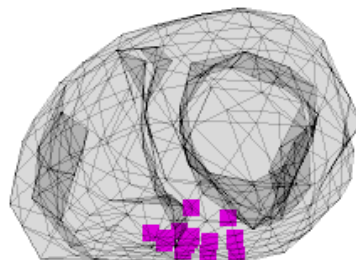
# Identifikace ischemické leze

## Experimentální výsledky – pacienti P4, P9, P10

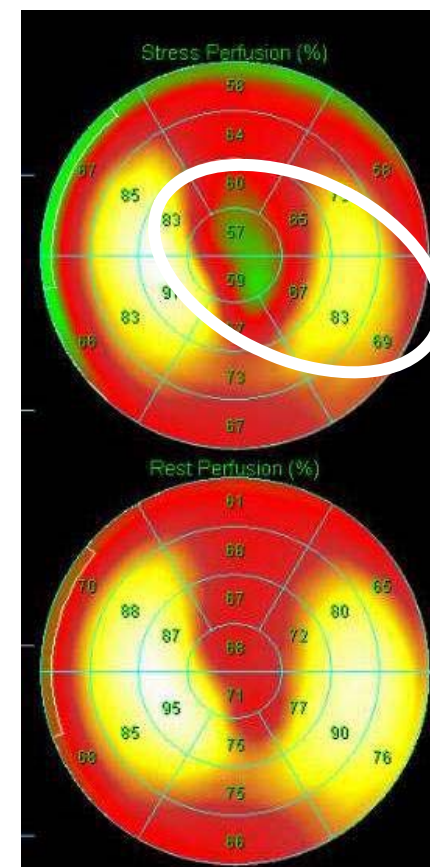
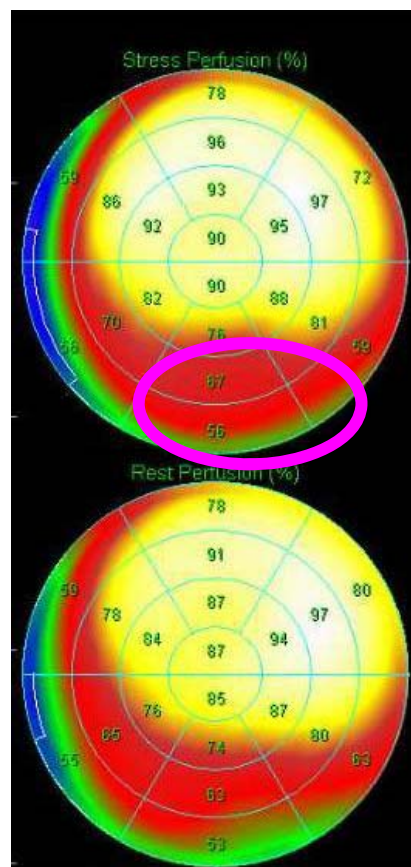
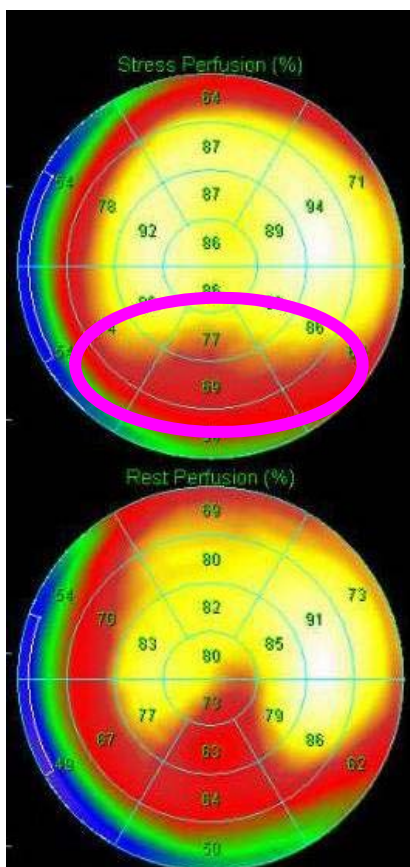
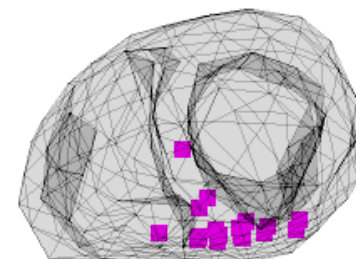
p4



p9



p10



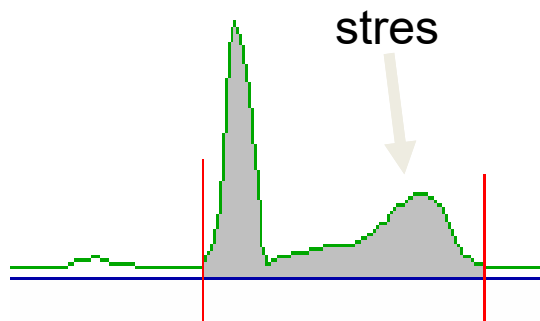
# Příklady řešení inverzní úlohy

- Použití modelu srdečního generátoru a hrudníku na identifikaci některých typů patologií:
  - aksesórní dráhy při WPW syndromu
  - komorové extrasystoly
  - malé ischemické oblasti komor
  - **vícenásobné ischemické oblasti**

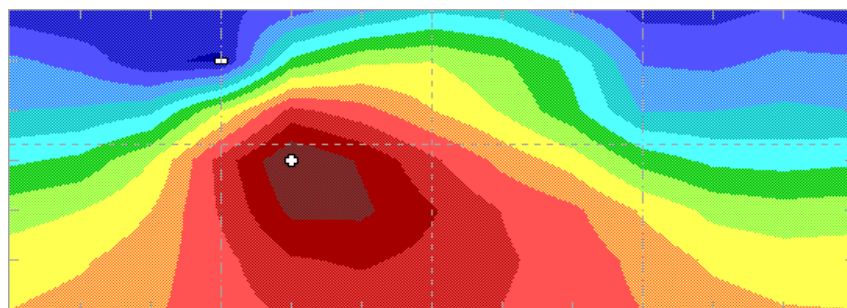


# Identifikace vícenásobné ischemické leze

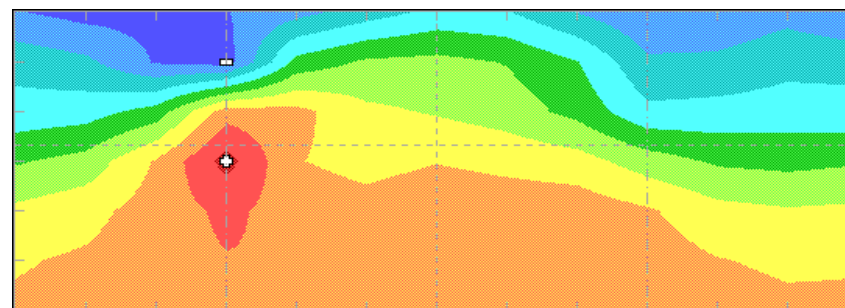
## Metoda



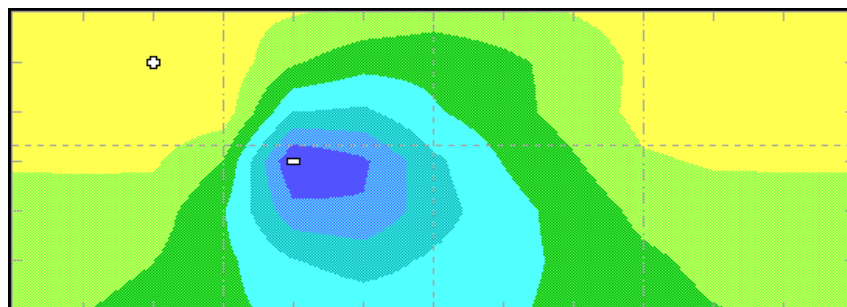
- měří se mnohosvodové EKG
- vypočítají se QRST integrální mapy



Normální QRST integrální mapa  
(bez ischemie)



QRST integrální mapa  
s manifestací ischemie

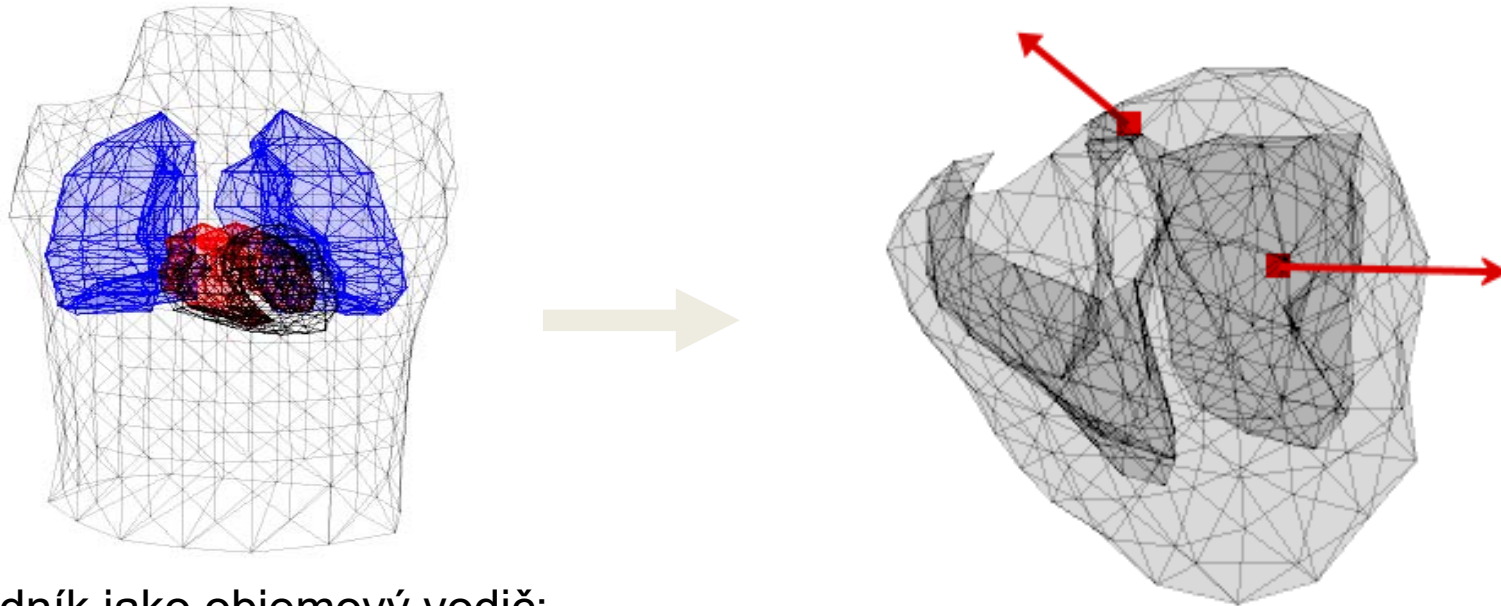


Diferenční integrální mapa

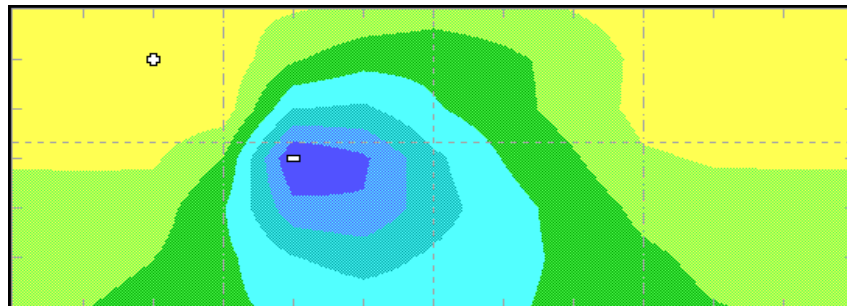
Diferenční v QRST integrální mapa (DImapa) povrchových potenciálů reprezentuje změny repolarizace

# Identifikace vícenásobné ischemické leze

## Metoda



Hrudník jako objemový vodič:  
geometrie a electrické vlastnosti

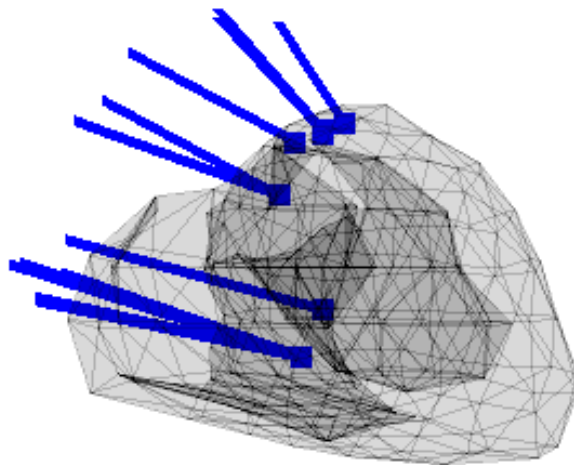
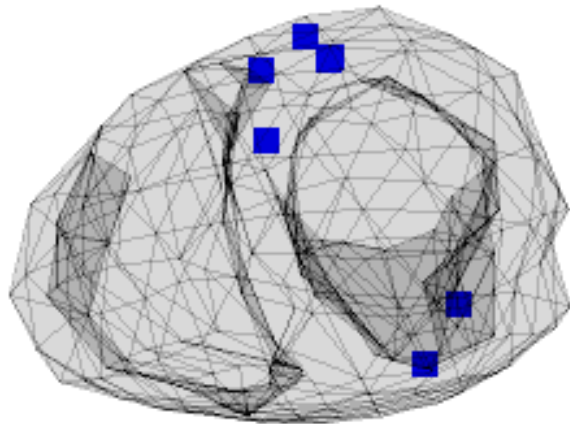


Diferenční integrální mapa

Equivalentní dipólový pár,  
který nejlépe reprezentuje  
rozdílovou mapu je hledán v  
předdefinovaných pozicích v  
komorách myokardu

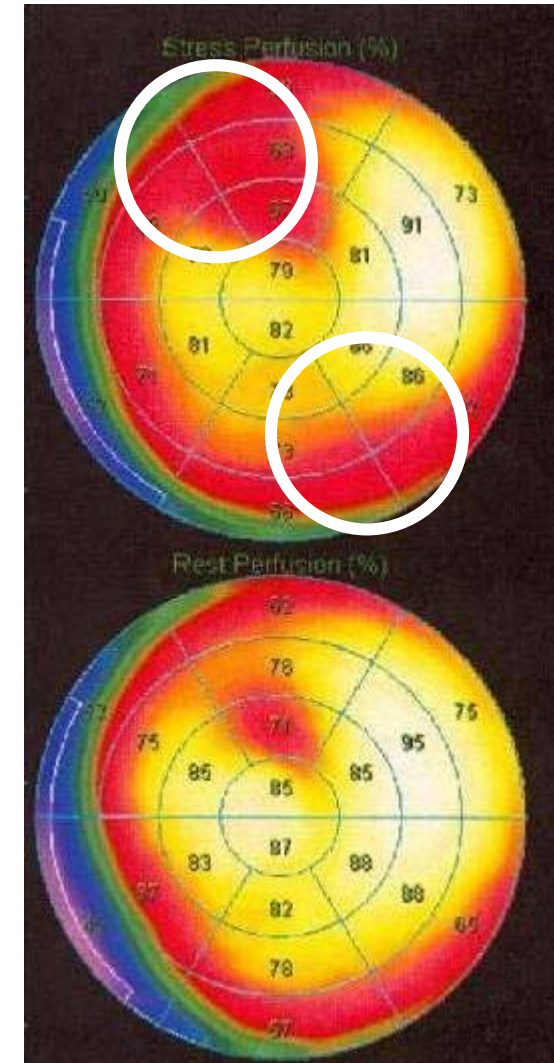
# Identifikace vícenásobné ischemické leze

## Experimentální výsledky – pacient P1



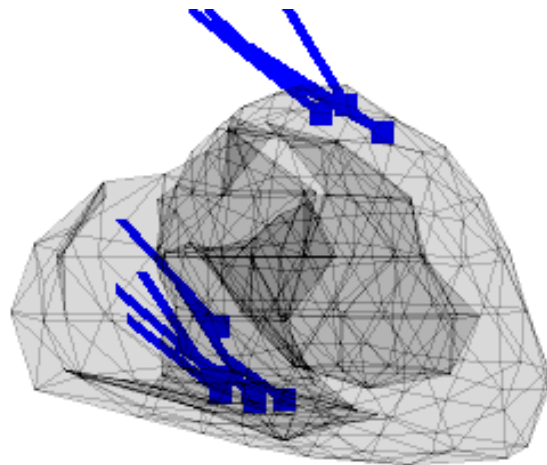
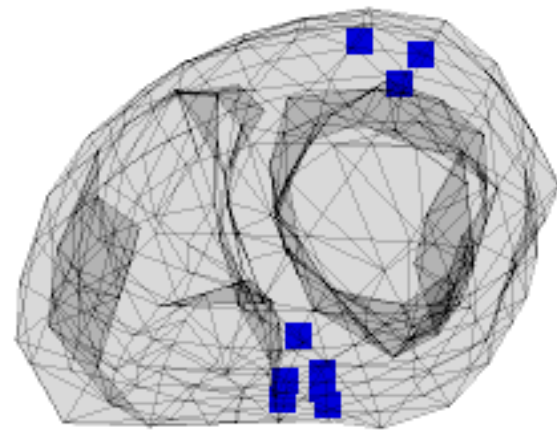
### Koronarografie:

- Pacient po IM
- Změny v proximální sekci
- CX zúžení v distantní sekci



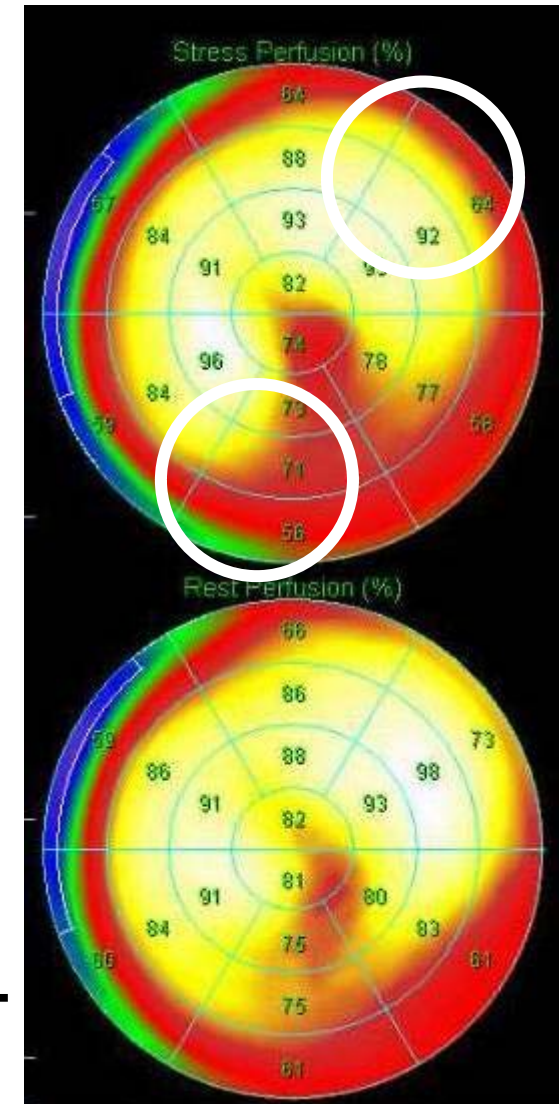
# Identifikace vícenásobné ischemické leze

## Experimentální výsledky – pacient P3



### Koronarografie:

- 40% zúžení LAD v segmentu 6
- kritické zúžení CX v segmentu 13

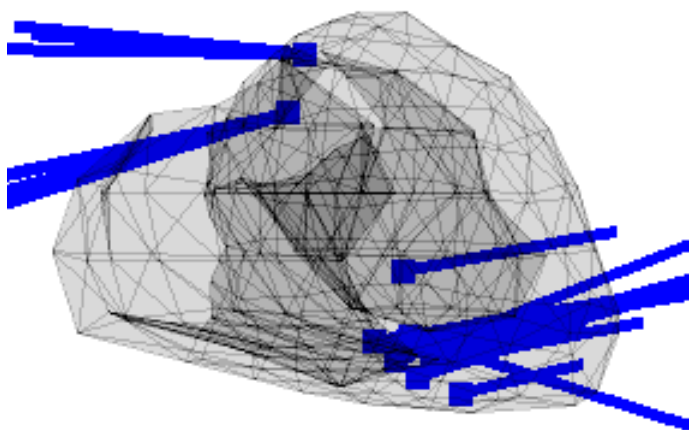
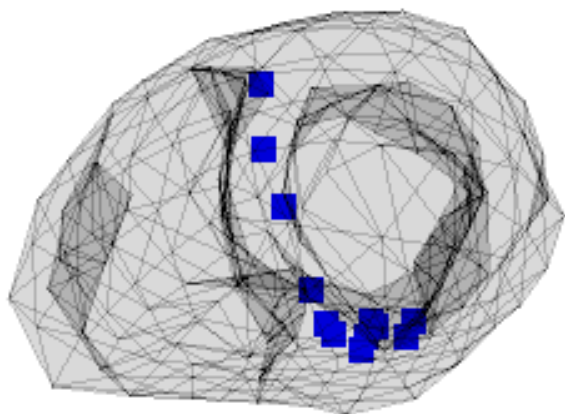


**SPECT**



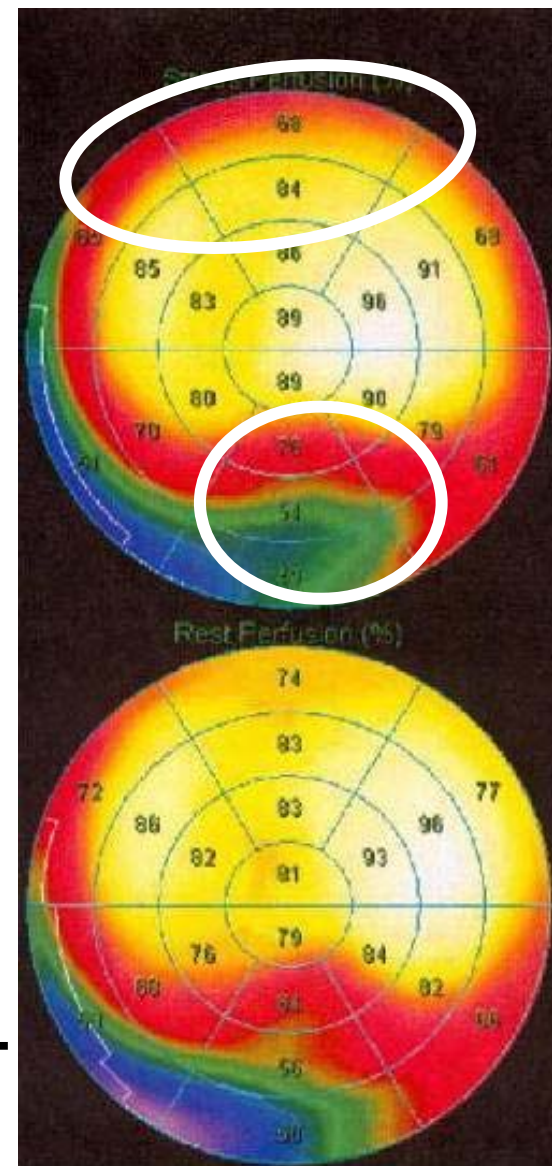
# Identifikace vícenásobné ischemické leze

## Experimentální výsledky – pacient P7



### Koronarografie:

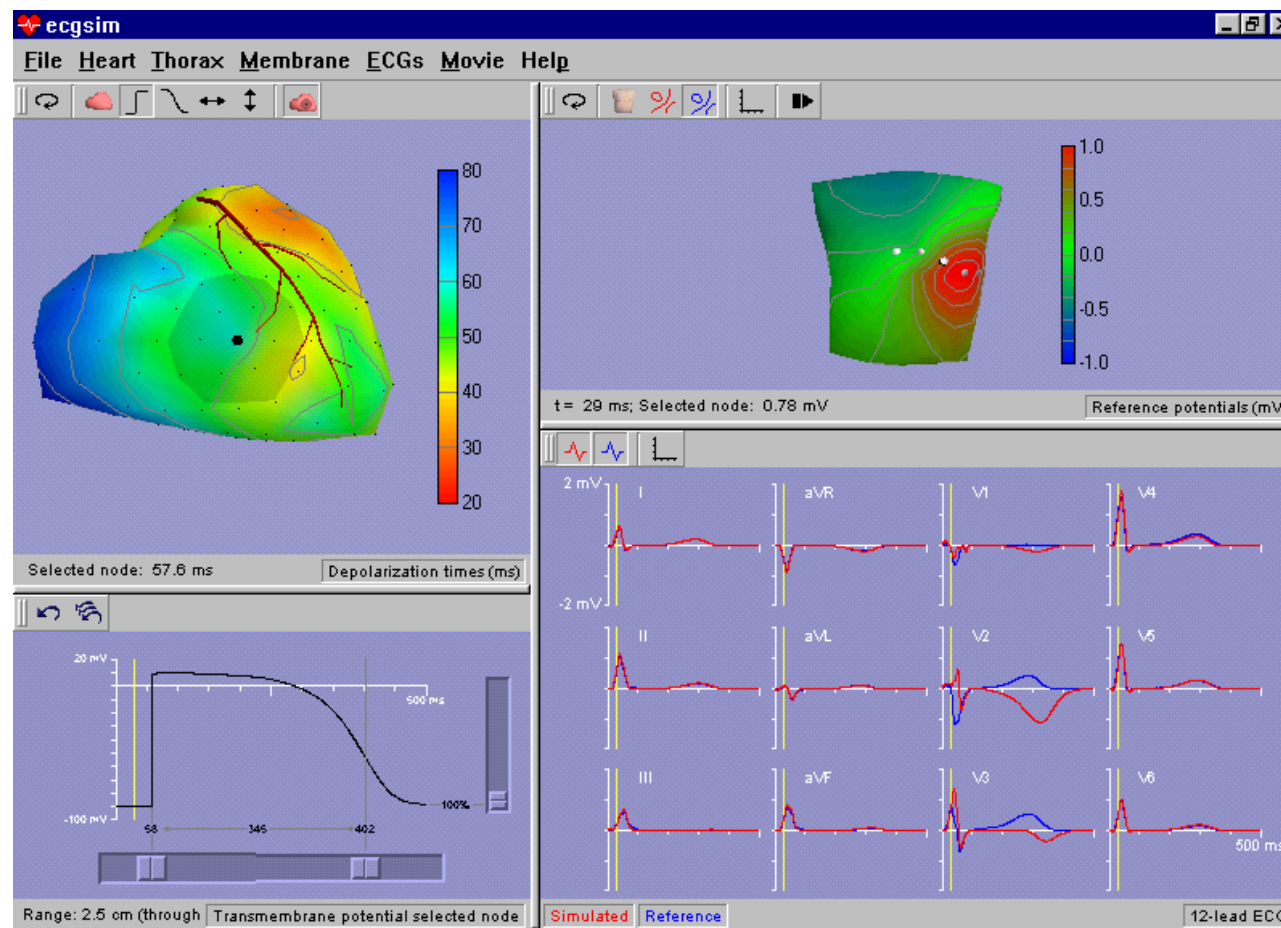
- Pacient po IM v inferiorní oblasti
- 90% zúžení LAD v segmentu 6, 50% v segm. 7
- obstrukce RCA v segmentu 1



**SPECT**

# Prostředky na modelování EPS

Program ECGSIM ([www.ecgsim.org](http://www.ecgsim.org))



*Děkuji za pozornost !*



# *Literatura:*

1. MALMIVUO, PLONSEY: Bioelectromagnetism. Book, view or download at: <http://www.bem.fi/book/>
2. SVEHLIKOVA, Jana – LENKOVA, Jana – TURZOVA, Marie - TYSLER, Milan - KANIA, Michal - MANIEWSKI, Roman. Influence of individual torso geometry on inverse solution to 2 dipoles. J. of Electrocardiology, 2012, vol. 45, p. 7-12, ISSN (printed): 0022-0736. ISSN (electronic): 1532-8430. [http://www.jecgonline.com/article/S0022-0736\(11\)00250-0/fulltext](http://www.jecgonline.com/article/S0022-0736(11)00250-0/fulltext)
3. TYSLER, Milan – SVEHLIKOVA Jana. Noninvasive finding of local repolarization changes in the heart using dipole models and simplified torso geometry. Journal of Electrocardiology, 2013, vol. 46, p.284-288. [http://www.jecgonline.com/article/S0022-0736\(13\)00097-6/pdf](http://www.jecgonline.com/article/S0022-0736(13)00097-6/pdf) (or ask the fulltext from the authors)
4. PUNSHCHYKOVA, O. - ŠVEHLÍKOVÁ, Jana - TYŠLER, Milan - GRÜNES, R. - SEDOVA, K. - OSMANČÍK, P. - ŽĎÁRSKÁ, J. - HEŘMAN, D. - KNEPPO, P. Influence of torso model complexity on the noninvasive localization of ectopic ventricular activity. In Measurement Science Review, 2016, vol. 16, no. 2, p. 96-102. ISSN 1335-8871. <http://www.measurement.sk/2016/Punshchykova.pdf>



EVROPSKÁ UNIE  
Evropské strukturální a investiční fondy  
Operační program Výzkum, vývoj a vzdělávání



Tato prezentace byla vytvořena v rámci řešení projektu OP VVV.

- Název projektu: Biomedicínské inženýrství pro znalostní ekonomiku
- Registrační číslo projektu:  
CZ.02.2.69/0.0/0.0/16\_018/0002242
- Tento projekt je spolufinancován EU.