

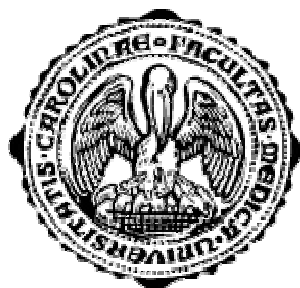
1. lékařská fakulta Univerzity Karlovy

Fyziologický ústav 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy, Praha

Zpracovala: Bc. Marie Kunstátová, DiS.,
studentka II. ročníku navazujícího magisterského oboru
zdravotnická technika a informatika

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Vypracování scénáře a struktury e-learningového programu
„Základy EKG“



Vedoucí diplomové práce: prof. MUDr. Otomar Kittnar, CSc.

Oponenti:

MUDr. Jaroslav Slavíček, CSc.

Praha 2006

Prohlášení:

„Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a všechny použité zdroje jsem uvedla v seznamu literatury.“

Podpis

Poděkování:

Ráda bych tímto poděkovala vedoucímu diplomové práce prof. MUDr. Otomaru Kittnarovi, CSc. za cenné rady, věcné připomínky, podnětné návrhy a trpělivost při zpracování mé diplomové práce.

OBSAH

1	ÚVOD	5
2	SRDCE	8
2.1	Stavba srdce	8
2.2	Funkce srdce	9
2.3	Srdeční cyklus	9
2.4	Faktory ovlivňující srdeční frekvenci	10
2.5	Vedení elektrických signálů v srdci	11
3	EKG	19
3.1	Historie EKG	20
3.2	Svodové systémy	23
3.3	Grafický záznam	31
4	ZÁVĚR	42
5	LITERATURA	43
6	PŘÍLOHY	45

1 Úvod

Tématem mojí práce je vypracování scénáře a struktury e-learningového programu „Základy EKG“.

E-learning je vzdělávací proces, využívající informační a komunikační technologie k tvorbě kursů, k distribuci studijního obsahu, komunikaci mezi studenty a pedagogy a k řízení studia.

Existuje celá řada definic e-learningu, které vznikaly v různých dobách. Vzhledem k nepřetržitému dynamickému vývoji e-learningu samotného i souvisejících informačních a komunikačních technologií, se proto často výrazně liší. Uvádím čtyři z nich, použité v různých materiálech v poslední době:

1. e-learning je výuka s využitím výpočetní techniky a internetu. (Petr Korviny, Moodle (nejen) na OPF, OPF, 2005)
2. e-learning je v podstatě jakékoli využívání elektronických materiálních a didaktických prostředků k efektivnímu dosažení vzdělávacího cíle s tím, že je realizován zejména/nejenom prostřednictvím počítačových sítí. (Kamil Kopecký, Základy e-learningu, Net University s.r. o., 2005)
3. e-learning je vzdělávací proces, využívající informační a komunikační technologie k tvorbě kursů, k distribuci studijního obsahu, komunikaci mezi studenty a pedagogy a k řízení studia. (Jan Wagner, Nebojme se eLearningu, Česká škola, 2005)
4. e-learning je forma vzdělávání využívající multimediální prvky - prezentace a texty s odkazy, animované sekvence, video snímky, sdílené pracovní plochy, komunikaci s lektorem a spolužáky, testy, elektronické modely procesů, atd v systému pro řízení studia (LMS). (Virtuální Ostravská universita, 2005)

Ze všech citovaných definic vyplývá, že eLearning v sobě zahrnuje řadu dílčích aktivit, které mohou být propojené do uceleného systému, ale také nemusejí. Může se jednat o rozsáhlé kurzy plně distančního charakteru a propracované nástroje kolaborativního učení (učení ve skupině, která spolupracuje), naopak ale může jít jen o doplnění prezenční výuky. Vhodných e-learningových nástrojů je celá řada: vystavení studijních materiálů v internetu nebo intranetu, nabídka k nim vztažených autotestů,

komunikace prostřednictvím diskusních fór, e-mailů a dalších synchronních nebo asynchronních komunikačních nástrojů. Všechny uvedené nástroje je vhodné integrovat, pro tyto účely proto slouží specializované aplikace pro řízení procesu vzdělávání – LMS (Learning Management System). Těchto systémů je celá řada, kromě několika desítek nejznámějších existují stovky systémů s nejrůznějším rozsahem. LMS je tedy aplikace řešící administrativu a organizaci výuky v rámci eLearningu. LMS jsou aplikace, které v sobě integrují zpravidla nejrůznější on-line nástroje pro komunikaci a řízení studia (nástěnka, diskusní fórum, chat, tabule, evidence ad.) a zároveň zpřístupňují studentům učební materiály či výukový obsah on-line nebo i off-line. LMS aplikací je celá řada - od těch jednoduchých přes nejrůznější LMS z akademické sféry až po rozsáhlé a složité komerční aplikace. Řada LMS je šířených i jako free nebo open source software.

V ČR jsou používány například:

- eDoceo
- Microsoft Class Server
- Moodle
- WebCT
- EDEN

Zajímavou alternativou serverově orientovaných LMS jsou i P2P eLearningové aplikace.

Za běžné funkce systémů řízeného vzdělávání můžeme považovat následující moduly:

- Evidence a správa žáků
- Evidence a správa kurzů
- Katalog výukových kurzů a objektů
- Správa studijních plánů
- Evidence hodnocení žáků
- Testování a přezkušování žáků
- Správa přístupových práv
- Komunikační nástroje

- Autorské nástroje k vytváření výukových kurzů a objektů
- Úložiště výukového obsahu

Pro všechny tyto funkce je důležitý požadavek na jejich přenositelnost a standardizaci. LMS by měl být otevřený a schopný například snadno a rychle začlenit výukový obsah, vytvořený například před zavedením LMS. Mezi standardizované formáty výukových jednotek patří např. SCORM, AICC, IMS, IEEE a Ariadne.

Zatím se e-learning spojuje především s osobními počítači. Díky rozvoji nových kategorií výkonných komunikačních prostředků, jako jsou kapesní či osobní počítače či organizéry, ale také nová generace mobilních telefonů, které umožňují připojení k internetu, se začíná hovořit i o m-learningu – mobilním vzdělávání. Dnešní mobilní telefony mají dostatečný výkon i pro přehrávání videopořadů a není důvod, aby nemohly sloužit ke vzdělávání, stejně jako slouží k přístupu k informacím na internetu [29].

V následujících kapitolách diplomové práce je popsáno srdce a vyšetřovací metoda EKG. V příloze je na CD prezentace obsahující tyto informace zpracované do e-learningové formy.

2 Srdce

Srdce je dutý svalnatý orgán umístěný v hrudníku, který po celý život člověka pravidelně rytmicky tepe a svými stahy přečerpává krev do plic i do celého těla. Během průměrného života vykoná více než 2,5 miliardy stahů.

2.1 Stavba srdce

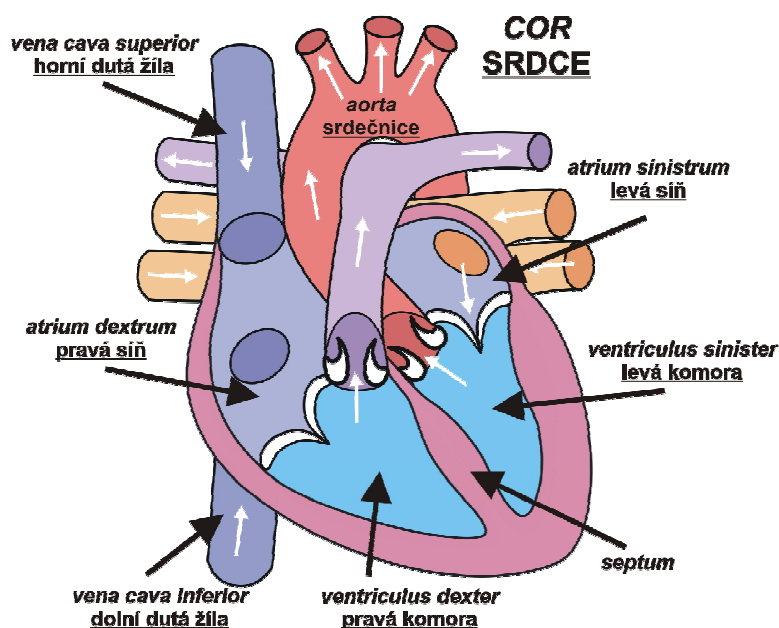
Většinu srdeční tkáně tvoří speciální svalovina, nazývaná myokard, která se při dodávce dostatečného množství krve s živinami a kyslíkem rytmicky kontrahuje, aniž by k tomu potřebovala jakékoli zevní stimuly.

Uvnitř srdce jsou čtyři dutiny. Uprostřed srdce je přepážka (septum), rozdělující je na levou a pravou polovinu. V každé z těchto polovin je horní a dolní část – horní tvoří menší síň, dolní větší komora.

Do srdce vstupuje a z něj vystupuje několik důležitých cév, které sem přivádějí a odtud naopak odvádějí krev.

Vnitřní povrch srdečních dutin je vystlán hladkou membránou, nazývanou endokard, a celé srdce je obaleno tuhým vakem nazývaným perikard.

Obrázek 1 Průřez srdce



2.2 Funkce srdce

Dvě poloviny srdce mají rozdílné, byť navzájem propojené funkce. Do pravé poloviny přitéká horní a dolní dutou žilou odkysličená krev z celého těla. Krev se dostává nejprve do pravé síně a odtud pak do pravé komory, odtud je přečerpávána plicní tepnou (plicnicí) do plic, aby tam došlo k jejímu okysličení (přenosu kyslíku z vdechovaného vzduchu do krve v plicních alveolech) a naopak k jejímu zbavení odpadního oxidu uhličitého. Tato okysličená krev pak přitéká plicními žilami do levé poloviny srdce, přesněji do levé síně. Odtud je přečerpávána nejprve do levé komory a z levé komory pak do systémového oběhu a tedy do celého organismu. Na srdce lze tedy pohlížet jako na dvojité čerpadlo. Uvnitř něho jsou na výstupu z každé komory umístěny jednocestné chlopně, které dovolují přečerpávané krvi proudit pouze jedním, požadovaným směrem. [1].

2.3 Srdeční cyklus

Čerpací činnost srdce tvoří tři fáze, které dohromady tvoří srdeční cyklus, odpovídající jednomu tepu. Tyto tři fáze se nazývají diastola, síňová systola a komorová systola. Diastola je klidová fáze, během které se srdce plní krví. Odkysličená krev proudí do pravého srdce, zatímco do levého srdce současně vtéká krev okysličená. Během síňové systoly se obě síně (horní srdeční oddíly) současně stahují a vhánějí krev do komor. Komorová systola je fáze, kdy při stahu komor vtéká odkysličená krev do plicnice a okysličená do aorty. Po vyprázdnění srdce začíná další diastola.

Účinná čerpací činnost je umožněna tím, že každá z jeho částí se kontrahuje podle zcela přesného řádu a v přesném pořadí. Tento řád a pořadí určují elektrické impulsy vznikající v sinoatriálním uzlu, speciální tkáni tvořící přirozený pacemaker (kardiostimulátor) a umístěné v horní části pravé srdeční síně. Odtud se elektrické vzruchy šíří jednak samotnou srdeční svalovinou, jednak nervovými vlákny speciální převodní tkáně.

Aby v žádném místě krevního oběhu nedocházelo k hromadění nebo naopak chybění krve, je krevní objem přečerpávaný oběma polovinami srdce vždy v rovnováze. Nicméně odpor kladený krvi v tělním systémovém oběhu je mnohem větší než odpor v plicním řečišti, proto se také musí levá polovina srdce kontrahovat větší silou než polovina pravá. V důsledku toho je větší i velikost levé komory a tloušťka její svaloviny. [2].

2.4 Faktory ovlivňující srdeční frekvenci

Frekvence srdečních tepů a objem krve, který při každém z nich vypudí srdce do oběhu, se mohou výrazně lišit v závislosti na momentální potřebě kyslíku a tedy i krve ve svalech a tkáních těla. V klidu tepe srdce rychlostí 60-80 tepů za minutu a při každém stahu přečerpává 80 ml krve, což dohromady představuje asi šest litrů každou minutu. Ovšem při námaze může tepová frekvence vzrůst až na 200 stahů za minutu a srdeční výdej na 250ml, což znamená minutový srdeční výdej 50 litrů.

Tak velké změny srdeční frekvence a výdeje umožňují dva mechanismy:

1. srdce má schopnost automaticky přizpůsobovat svůj tepový objem množství krve, které do něj přiteče. Jinak řečeno, čím více se naplní jeho komory během plnicí fáze, tím mocněji se pak stahují během komorové systoly.
2. srdeční frekvence je pod kontrolou autonomního nervového systému, tedy určité oblasti mozkového kmene a s ním spojených sympatických a parasympatických nervů, které působí na srdeční frekvenci opačným způsobem (sympatikus ji stimuluje, parasympatikus tlumí).

Pokud je člověk v klidu, převládá aktivita parasympatiku, obzvláště vagu (bloudivého nervu). Ten působí na sinoatriální uzel tak, že zpomaluje přirozenou frekvenci vzniku vzruchů (kolem 140 za minutu) zhruba na polovinu (70 za minutu). Během svalové aktivity a dokonce i již v přípravě na ni se toto vagové tlumení oslabuje, srdeční frekvence stoupá ke své přirozené hodnotě, a může se dokonce i dále zrychlit, pokud se začne uplatňovat aktivita sympatiku. Ze zakončení sympatických nervů se uvolňuje noradrenalin, který nejen zrychluje tepovou frekvenci, ale také posiluje sílu kontrakcí (stahů) srdce.

K „přepínání“ mezi sympatickou a parasympatickou aktivitou vedou nejrůznější vlivy působící na příslušné mozkové centrum, které kontroluje srdeční činnost, kromě fyzické námahy je to i strach nebo hněv, snížený krevní tlak nebo nedostatečný obsah kyslíku v krvi. [12].

2.5 Vedení elektrických signálů v srdci

Rytmické stahování srdečního svalu je řízeno autonomní nervovou soustavou a ovlivňováno humorálně i nadřazenými centry CNS.

Srdce obsahuje dva typy buněk:

- buňky elektrického převodního systému, které vytvářejí a vedou vzruchy,
- svalové buňky, které na elektrické podněty odpovídají kontrakcí.

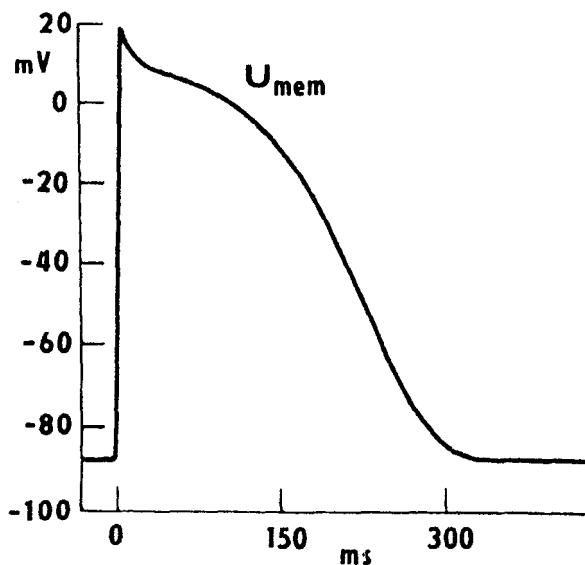
Myokard je funkční syncitium (ačkoliv buňky ve skutečnosti vzájemně nesouvisí, takže elektrické stimuly vyvolávají kontrakci celého orgánu). Podnět pro kontrakci vzniká přímo v srdečních buňkách. Nervové impulsy ovlivňují sílu a frekvenci kontrakce, ale nevyvolávají samotnou kontrakci. Tím se činnost srdečního svalu (myokardu) zcela liší od příčně pruhovaného svalu. U příčně pruhovaného svalu podnět pro kontrakci v podobě elektrického signálu přichází nervovým vláknem a na svalovou buňku musí být převeden prostřednictvím nervosvalové ploténky.

Buňky myokardu, které umožňují srdci fungovat jako pumpa mají 4 vlastnosti:

- automacie neboli chronotropie určuje frekvenci srdeční činnosti,
- vodivost neboli dromotropie odpovídá rychlosti, se kterou se elektrické podráždění šíří vodivou tkání,
- vzrušivost neboli excitabilita je určena velikostí prahového potenciálu,
- stažlivost neboli inotropie je schopnost svalové kontrakce a závisí na stavu myokardu a frekvenci podnětů.

Akční potenciál je elektrochemický impulz, který se šíří srdcem a vyvolává jeho kontrakci. Sledujeme-li změnu potenciálu mezi vnitřkem a vnějškem buňky během podráždění, dostaneme charakteristický průběh membránového akčního potenciálu [29].

Obrázek 2 Průběh akčního potenciálu na membráně buňky srdečního svalu



Akční potenciál začíná depolarizací, což je ztráta napětí, obvykle prudká, na buněčné membráně. Je způsobena přesuny iontů a u dráždivých buněk (nervových, svalových) souvisí se vznikem a šířením impulsů a jejich vlastní funkcí. Depolarizace svalu je spouštěcím faktorem svalového stahu (kontrakce). Depolarizace jednotlivých částí srdečního svalu se zaznamenává na elektrokardiogram (vlna P, komorový komplex). V klidovém stavu je membrána ve stavu polarizace, vnitřek buněk je proti povrchu záporně nabitý. Dostatečná polarizace (např. u srdečních buněk kolem -80 mV) má pro depolarizaci zásadní důležitost, buňky s nízkou polarizací nejsou schopné depolarizace. K udržení tohoto stavu je třeba energie a přiměřeného složení iontů (k poruchám dochází např. u ischemie srdečního svalu nebo u změněné koncentrace kalia, který je hlavním iontem udržujícím napětí na membráně). Depolarizace je umožněna náhlou změnou vlastností membrány, zejména její zvýšenou propustností pro ionty natria (jejichž koncentrace uvnitř buňky je nízká). Kladné natrium pak proudí do nitra buňky, které tak přechodně ztratí svůj záporný náboj. Depolarizace je první fází akčního potenciálu, v jeho závěru pak dojde k repolarizaci

Repolarizace je obnovení původního napětí na buněčné membráně, k němuž dochází po předchozím podráždění buňky, tj. po její depolarizaci. K repolarizaci

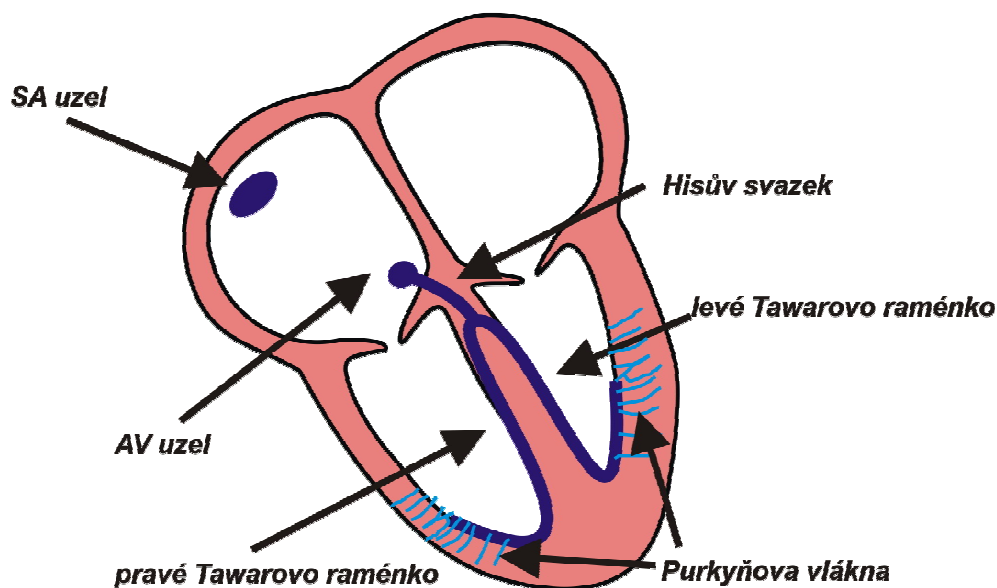
dochází v závěru akčního potenciálu. Výrazem repolarizace srdečního svalu je na EKG vlna T [28].

Akční potenciál v myokardu vzniká v sinoatriálním uzlu. Šíří se prakticky v koncentrických kruzích dále směrem z předsíně do komor. Akční potenciály ve vláknech komor i síní mají podobný průběh. [27].

Ve vláknech komor jsou akční potenciály časově zpožděny oproti vláknům síní. Měříme-li potenciální rozdíl v závislosti na čase mezi dvěma body na povrchu těla po dobu 1 periody činnosti srdečního svalu, obdržíme křivku, kde každý bod odpovídá superpozici potenciálů membrán svalových vláken v různých částech tohoto svalu v daném čase [10].

Elektrické signály se v srdci šíří pomocí srdečního převodního systému. Na membránách buněk převodního systému se neustále spontánně mění membránový potenciál. Po dosažení spouštěcí úrovně (spontánní diastolická repolarizace) vzniká akční potenciál, který se šíří do pracovního myokardu a způsobí jeho kontrakci. Po skončení akčního potenciálu je na membránách opět začne tvořit nový akční potenciál. Buňky samotné jsou tedy zdroj vzruchů. Akční potenciály vznikají pravidelně a jsou příčinou rytmické práce srdce [29].

Obrázek 3 Převodní systém



Podnět pro kontrakci srdce vzniká normálně v sinoatriálním uzlu (SA), který je hlavním zdrojem vzruchů a chová se jako pacemaker. Nachází v pravé síni v blízkosti v. cava superior. Tady je spontánní depolarizace nejrychlejší, SA uzel proto generuje vzruchy i pro ostatní části převodního systému. Za určitých okolností ale může vzruch vznikat i jinde, to se projeví změnou frekvence tvorby vzruchů. Odtud se elektrické podráždění šíří oběma síněmi do atrioventrikulárního uzlu (AV), který je umístěn u septálního (přepážkového) okraje trojčipé chlopně (v přepážce mezi síněmi a komorami). Vedení AV uzlem je pomalejší než síněmi. Septum je aktivováno zleva doprava. Za běžných okolností AV uzel pouze převádí vzruch z SA uzlu, může ale generovat vzruch pro celé srdce. Pokračováním AV uzlu je Hisův svazek, který vychází z AV uzlu a rozdělí se v mezikomorové přepážce na dvě Tawarova raménka, pravé a levé. Raménka představují spojení do příslušných komor. Terminální rozvětvení elektrického převodního systému tvoří Purkyňova vlákna, která vedou elektrické signály z ramének do všech oblastí komorové svaloviny. Myokard je aktivován směrem od endokardu k epikardu. Podráždění je vedeno elektrickým převodním systémem rychleji než svalovinou.

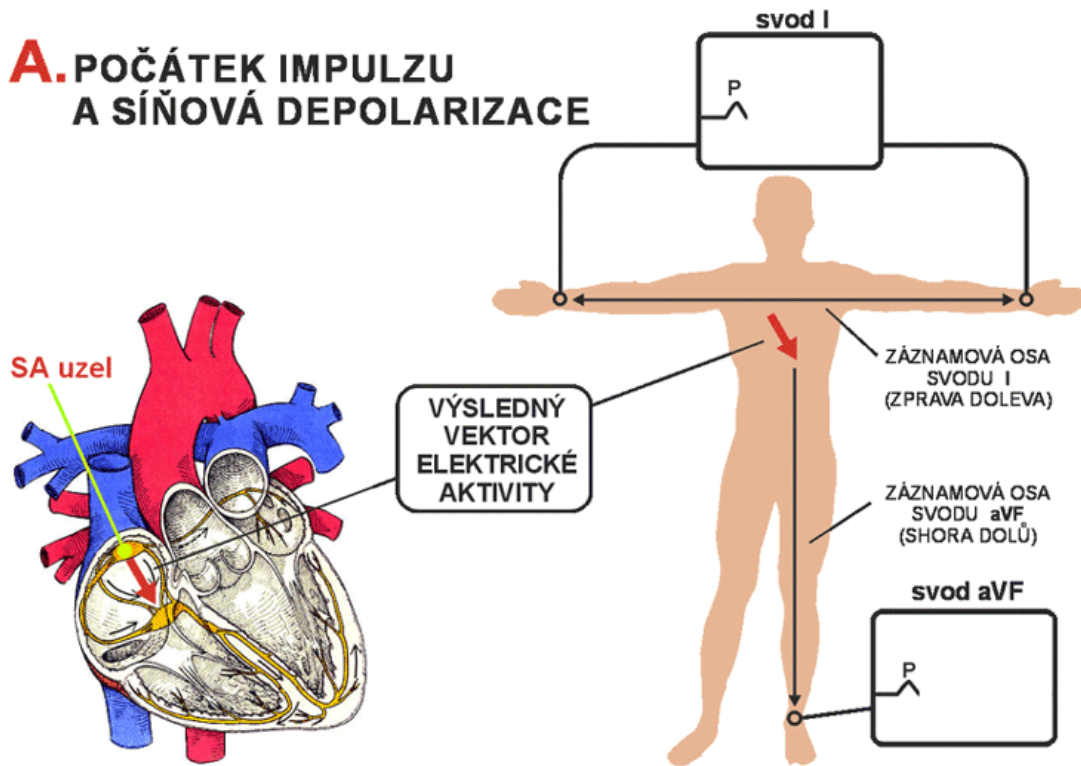
V SA uzlu a AV uzlu je rychlost šíření vzruchu 0,02-0,1 m/s, ve zbytku převodního systému se vzruch šíří rychlostí až 4 m/s. Mezi buňkami pracovního myokardu je šíření vzruchu pomalejší, do 1 m/s.

U zdravého srdce je směr šíření vzruchů v určitém okamžiku vždy stejný. Výsledné vektory vzruchu můžeme snímat pomocí EKG [9].

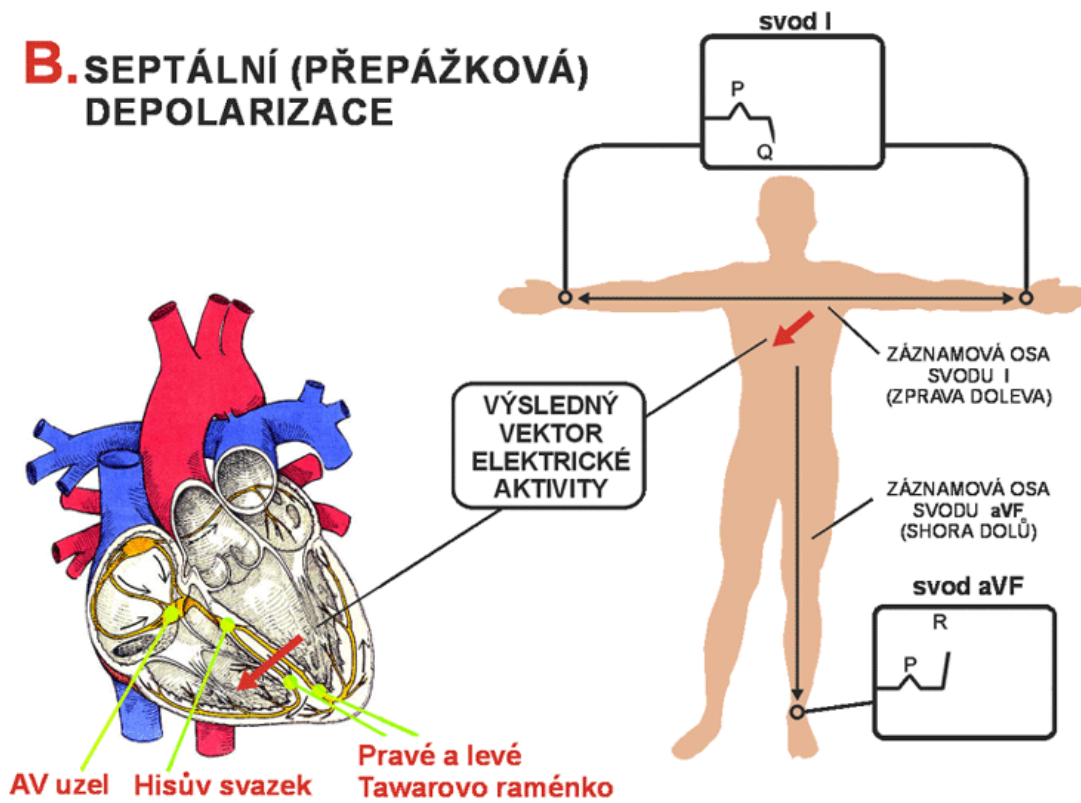
Elektrická aktivita srdce během jedné periody srdeční činnosti sestává z:

- A. počátku impulsu a síňové depolarizace
- B. septální (přepážkové) depolarizace
- C. vrcholové a časně komorové depolarizace
- D. pozdní komorové depolarizace
- E. repolarizace

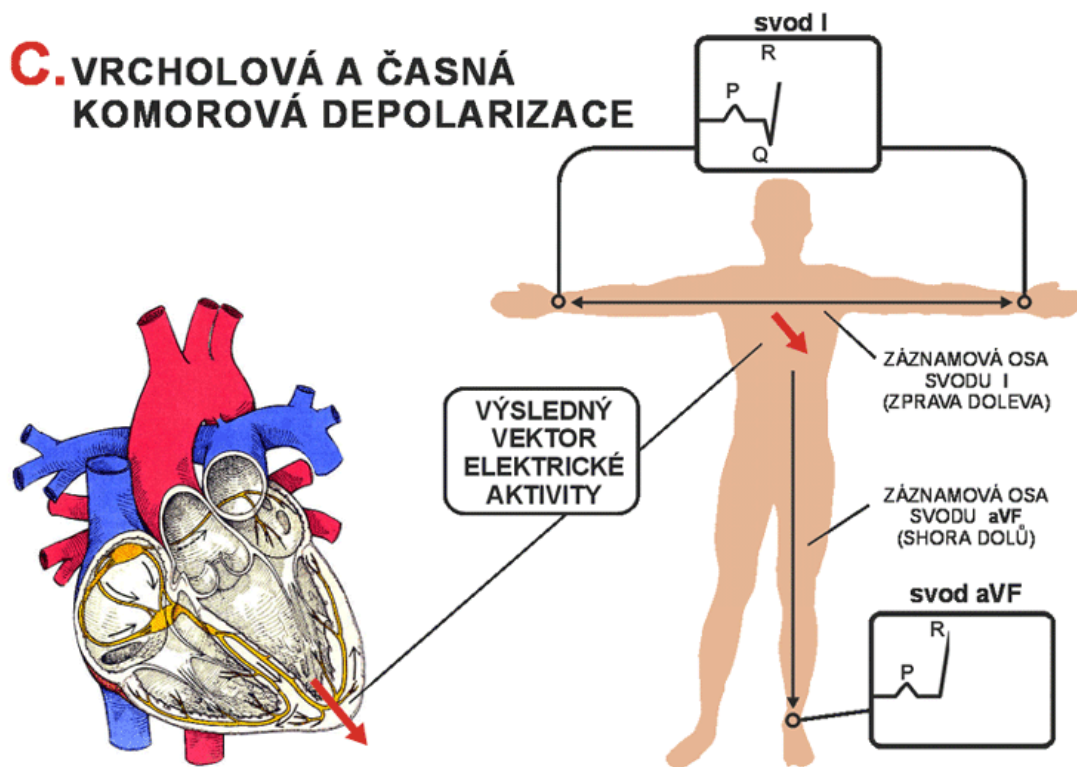
Obrázek 4 Elektrická aktivita srdce



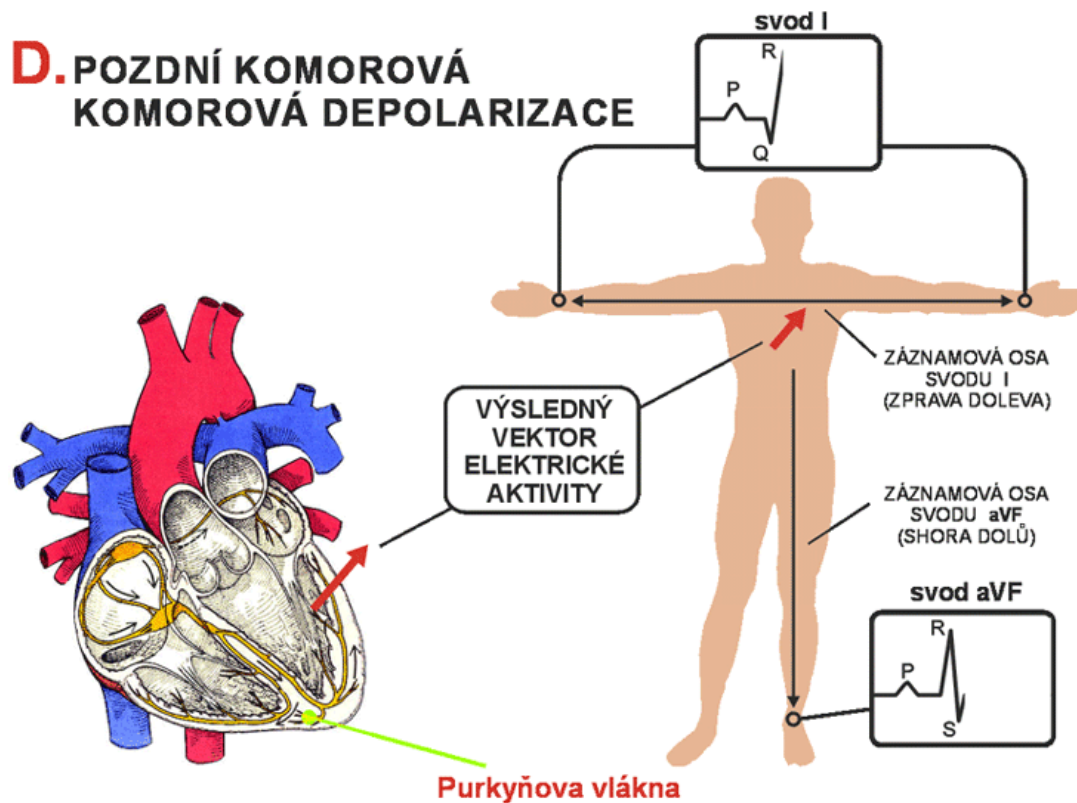
Obrázek 5 Elektrická aktivita srdce



Obrázek 6 Elektrická aktivita srdce

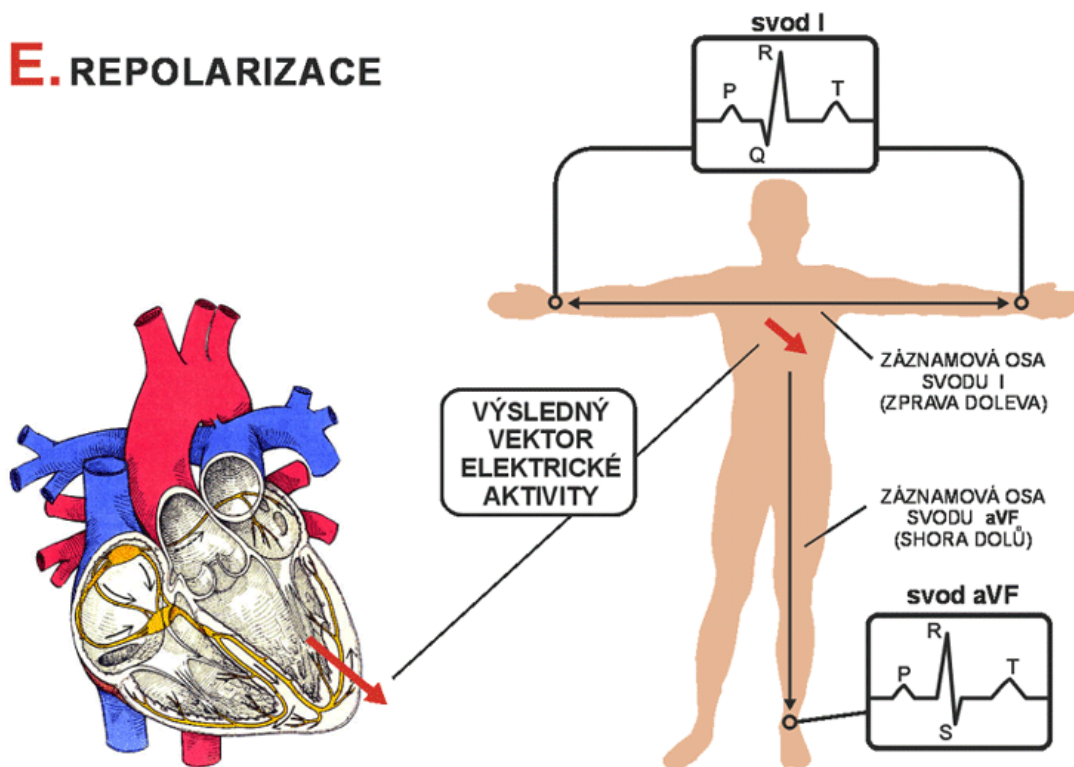


Obrázek 7 Elektrická aktivita srdce



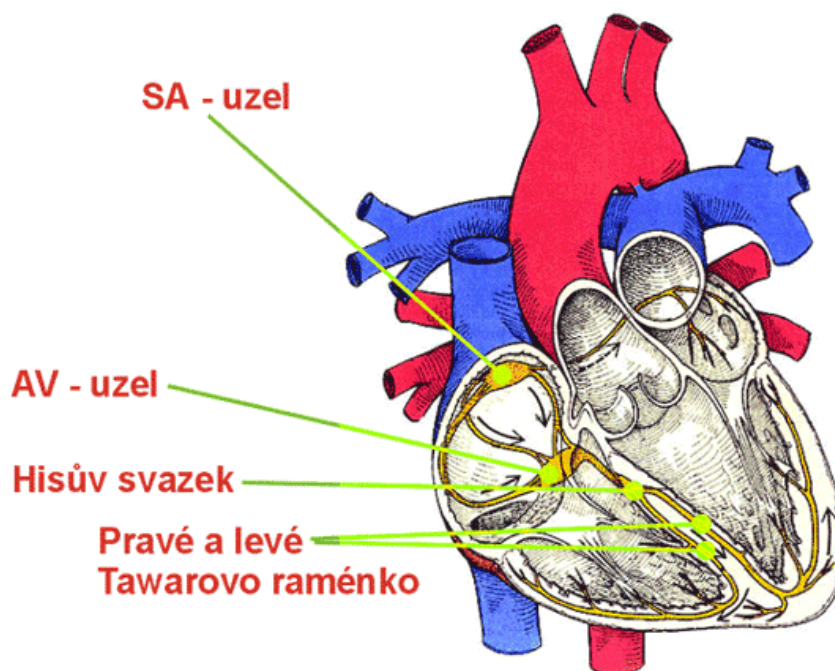
Obrázek 8 Elektrická aktivita srdce

E. REPOLARIZACE



















Obrázek 9 Celková elektrická aktivita srdce

F. CELKOVÁ ELEKTRICKÁ AKTIVITA MYOKARDU



Obrázek 10 Depolarizace myokardu - časový průběh a odpovídající úseky EKG křivky

MYOKARD	EKG	DĚJ	ČAS [ms]	POPIS EKG	RYCHLOST VEDENI [ms]	VLASTNÍ FREKVENCE [min ⁻¹]
		sinusový uzel vznik pohybu depolarizace sinů	0 50 85	vlna P	0,05 0,8-1,0	70-80
		AV uzel příchod impulsu převod impulsu	50 125	interval PQ	0,05	40-60
		Hisův svazek aktivován	130		1,0-1,5	30-40
		konce ramének aktivovány	145		1,0-1,5	
		Purkyňova vlákna aktivována	150		3,0-3,5	
		vnitřní vrstva myokardu depolarizována	175 190	komplex QRS	1,0 v myokardu	
		zevní vrstva myokardu depolarizována	205 225			
						

3 EKG

Vysvětlení zkratky EKG:

- **Elektrokardiogram** – je záznam elektrické srdeční činnosti v závislosti na čase.
- **Elektrokardiograf** – je přístroj, který elektrickou aktivitu srdce zaznamenává.
- **Elektrokardiografie** – je obor, který se zabývá elektrickou aktivitou srdce

Elektrokardiografie je vyšetřovací metoda, která zachycuje a graficky zaznamenává elektrické potenciály vznikající v srdečním svalu, elektrodami umístěnými na povrchu těla. Přístroj, který k tomu slouží, nazýváme elektrokardiograf.

Elektrokardiograf je citlivý galvanometr, opatřený zařízením pro zápis křivky a některými jinými zařízeními, která umožňují zapisování elektrokardiogramu standardní citlivostí v různých svodech. Grafická křivka vznikající při zápisu je elektrokardiogram. Změny potenciálů v činném srdci jsou zachyceny pomocí snímacích elektrod a vodivých kabelů do složitého ústrojí elektrokardiografu a v podobě elektrokardiogramu jsou zaznamenávány na speciální papír nebo obrazovku.

Moderní elektrokardiografické přístroje jsou vybaveny počítačovou technikou a tiskárnou, používají digitální záznam a ukládají záznam křivky na disk. Přístroje automaticky vyhodnocují křivky a uchovávají je v paměti přístroje, což umožní porovnávání záznamů při opakovaném vyšetření [15].

3.1 Historie EKG

Zakladatelem EKG je Willem Einthoven (1860 – 1927). Byl profesorem fyziologie na univerzitě v Leydenu, zkoumal mimo jiné akční proudy srdeční činnosti, sestrojil a popsal princip přístroje – tzv. strunového galvanometru, nazvaného později elektrokardiograf. Zavedl končetinové svody, Einthovenův trojúhelník a získal Nobelovu cenu za fyziologii a lékařství v r. 1924 [17].

Obrázek 11 Willem Einthoven



První výsledky studií srdce s tímto novým zařízením pouze potvrzovaly poznatky zjištěné jinými metodami a dřívějšími badateli, že totiž srdce samo o sobě je zdrojem elektrických potenciálu (R.A. von Koliker a H. Müller z r. 1856, G. Lippmann 1872, E. Marey 1876, A. D. Waller 1889).

Zásluha Einthovena o rozvoj elektrokardiografie spočívala ve vylepšení citlivosti strunového galvanometru, používaného do té doby pro podmořskou telegrafii, umožnil jeho použití při sledování srdeční činnosti. Krátce po prvních klinických zkušenostech s „Einthovenovým galvanometrem“ se poznatky s novou metodou postupně rozšířili v Evropě i Americe.

K evropskému rozvoji EKG již v samých počátcích svým dílem přispěla lékařská fakulta v Praze, tehdejší Karlovy – Ferdinandovy univerzity. Především zásluhou dvou badatelů z fyziologické laboratoře. Ewald Karl Hering (1834–1918), nástupce po J. E. Purkyňovi ve vedení fyziologického ústavu, první popsal v r. 1908 vznik a význam fibrilace síní. Další, Richard Hans Kahn (1876–1941), byl první, kdo v pokuse na psu

popsal změny na elektrokardiografickém záznamu, které nastávají při přechodné poruše krevního zásobení myokardu po podvazu věnčité tepny (1906). První Einthovenův strunový galvanometr v Praze použitelný pro klinické účely získala česká poliklinika „štědrostí jeho Excelence šlechtice z Fišeru“ v r. 1913. Z té doby je také náš první EKG záznam a přesný popis úplné síňokomorové blokády publikovaný v CLC prof. V. Libeňským.

Zásadním pokrokem v české elektrokardiografii byly dvě monografie, které shrnuly stávající poznatky o novém oboru. Jejich publikace sloužily jako zdroj informací několika generacím lékařů. V první, rozsáhlé monografii o arytmiích Klement Weber (1890–1971) v r. 1926 souborně popsal EKG obrazy, klinické projevy a léčbu poruch srdečního rytmu.

Druhý autor – František Herles (1900–1991) je obecně považován za zakladatele československé elektrokardiografie jako samostatného oboru. Jeho čtyři vydání „Základu elektrokardiografie“ (první v r. 1934) sloužily po desetiletí jako základní učebnice a jméno „Herles“ se stalo synonymem pro EKG. Autor nejen shrnul vědecký výzkum oboru a vytvořil naši EKG terminologii, ale proslavil českou elektrokardiografickou školu i v zahraničí svým originálním pozorováním a objevy. První u nás diagnostikoval v r. 1928 infarkt myokardu podle obrazu EKG a ve své habilitační přednášce v r. 1934 uvedl teoretickou možnost léčby srdeční zástavy pomocí dvou metod – později nazvaných kardioverze a kardiostimulace; v r. 1971 stál u kolébky první koronární jednotky ve VFN.

Další vývoj elektrokardiografie ve 20. století pokročil od galvanometru k elektronickým a mikročipovým přístrojům a od počátečních fotografických znázornění EKG křivek k záznamům přímopíšícími zapisovači s automatickým vyhodnocováním záznamu.

K rozvoji moderní elektrokardiografie význačnou měrou přispěl před 50 lety americký inženýr Normal J. Holter svým výzkumem radiového přenosu a dlouhodobého záznamu EKG. Pozdější miniaturizace energetického zdroje a elektronická paměť umožnily uskladnit původní několikakilogramový Holterův přístroj do malé kapesní brašny, ev. implantovat do podkoží, a vyhodnocovat i nekolikaměsíční záznam EKG. Holterovského principu se nyní běžně využívá při

monitorování EKG na odděleních intenzivní péče a speciální Holterovské jednotky napojené na další sofistikované přístroje, všíté do podkoží, vyhodnocují po radu let srdeční rytmus a v případě život ohrožující arytmie automaticky spouštějí léčebná zařízení.

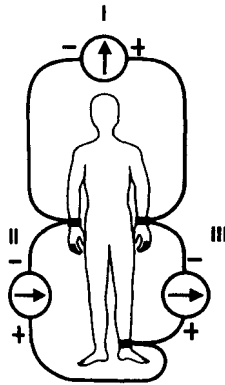
Tak EKG přístroj, který před 100 lety prokázal elektrickou činnost srdce a později umožnil diagnostikovat arytmie, nyní zachraňuje nemocné ohrožené náhlou smrtí. Přístroje „léčebné“ pracují na stejném principu, který již v r. 1934 teoreticky navrhoval profesor František Herles [5].

3.2 Svodové systémy

Při standardním elektrokardiografickém vyšetření se používají svody:

- a) **končetinové – bipolární.** Zachycují rozdíl srdečních potenciálů mezi dvěma různými místy lidského těla (ve frontální rovině), registrují potenciálový rozdíl dvou různých končetin.

Obrázek 12 Schéma zapojení svodů – bipolární končetinové svody (Einthovenovy)

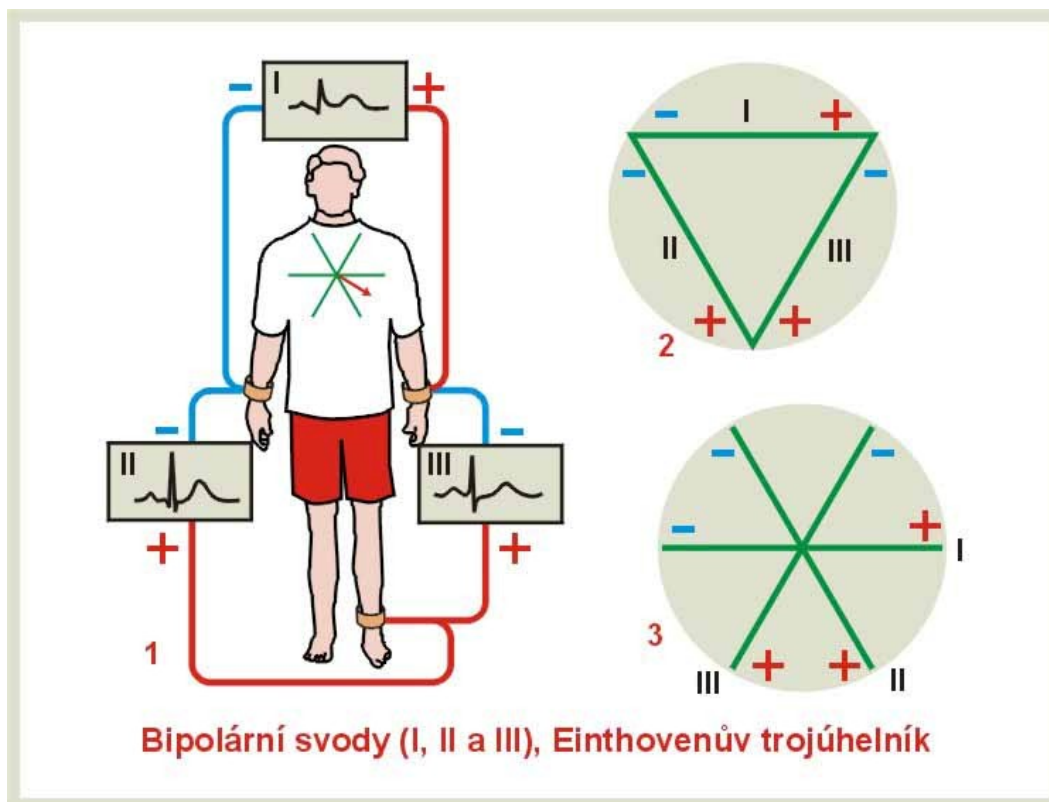


I. svod: pravá horní končetina – levá horní končetina

II. svod: pravá horní končetina – levá dolní končetina

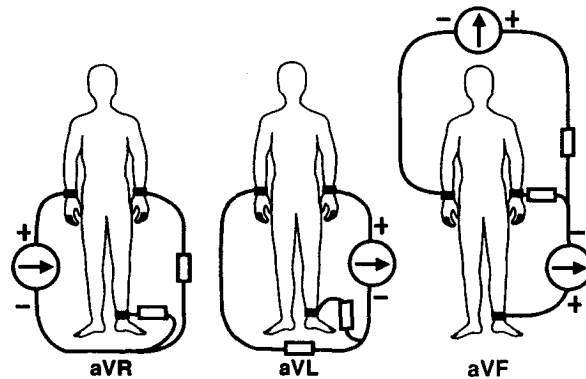
III. svod: levá horní končetina – levá dolní končetina

Obrázek 13 Bipolární svody (I, II, III) podle Einthovena a Einthovenův trojúhelník



- b) **končetinové – unipolární.** Registrují přímo elektrický potenciál té končetiny, na které je umístěna explorativní /vyšetřující/ elektroda. Druhý pól tvoří indiferentní, nulová elektroda, vznikající spojením dvou zbývajících končetin přes odpor.

Obrázek 14 Schéma zapojení svodů – unipolární končetinové svody (Goldbergerovy)



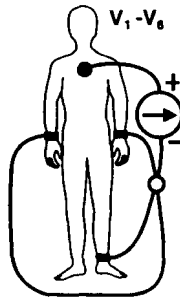
aVR: pravá horní končetina

aVL: levá horní končetina

aVF: levá dolní končetina

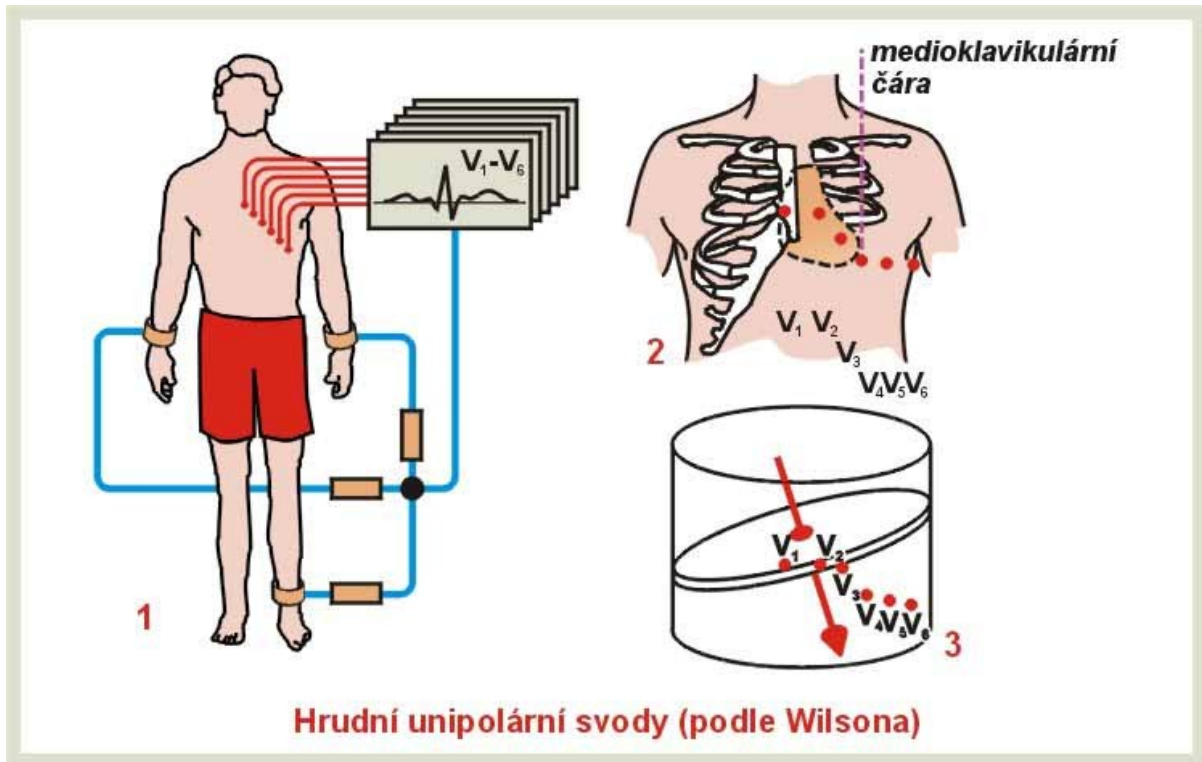
- c) **hrudní – unipolární.** Registrují srdeční potenciály z povrchu hrudníku (v horizontální rovině). Explorativní elektrodu přikládáme na hrudník v přesně vymezených místech. Indiferentní elektrodou je v tomto případě kabel vytvořený propojením všech tří aktivních končetinových svodů. Při běžném elektrokardiografickém vyšetření vystačíme se šesti hrudními svody.

Obrázek 15 Schéma zapojení svodů – hrudní svody (Wilsonovy)

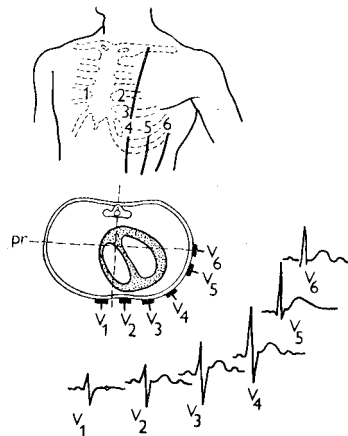


- V_1 – elektroda přiložena do 4. mezižebří při pravém okraji sternu,
- V_2 – elektroda přiložena ve 4. mezižebří při levém okraji sternu,
- V_3 – elektroda přiložena uprostřed mezi polohou V_2 a V_4 ,
- V_4 – elektroda přiložena v 5. mezižebří v levé medioklavikulární čáře (kolmice ke středu klíčku),
- V_5 – elektroda přiložena ve stejné úrovni jako svod V_4 v levé přední axilární čáře (kolmice od přední řasy podpažní jamky),
- V_6 – elektroda přiložena ve stejné úrovni jako svod V_4 v levé střední axilární čáře (kolmice ze středu podpažní jamky).

Obrázek 16 Hrudní unipolární svody podle Wilsona



Obrázek 17 Unipolární hrudní svody V₁ – V₆



Nahoře: umístění elektrod, Dole: tvary komorových komplexů

Veškeré diskutované elektrické svody jsou umístěny dále od srdce (nikoliv přímo na něm), a proto registrují pouze celkové průměrné změny elektrické aktivity celého srdce. Tyto změny tvoří jednotlivé složky EKG:

- vlna P (depolarizace síní), Pozn.: Elektrický projev repolarizace síní je možno pozorovat jen zřídka, protože je většinou překryt komplexem QRS.
- komplex QRS (depolarizace komor),
- vlna T (repolarizace komor).

Na elektrickém záznamu srdeční aktivity lze také odečítat významné časové intervaly:

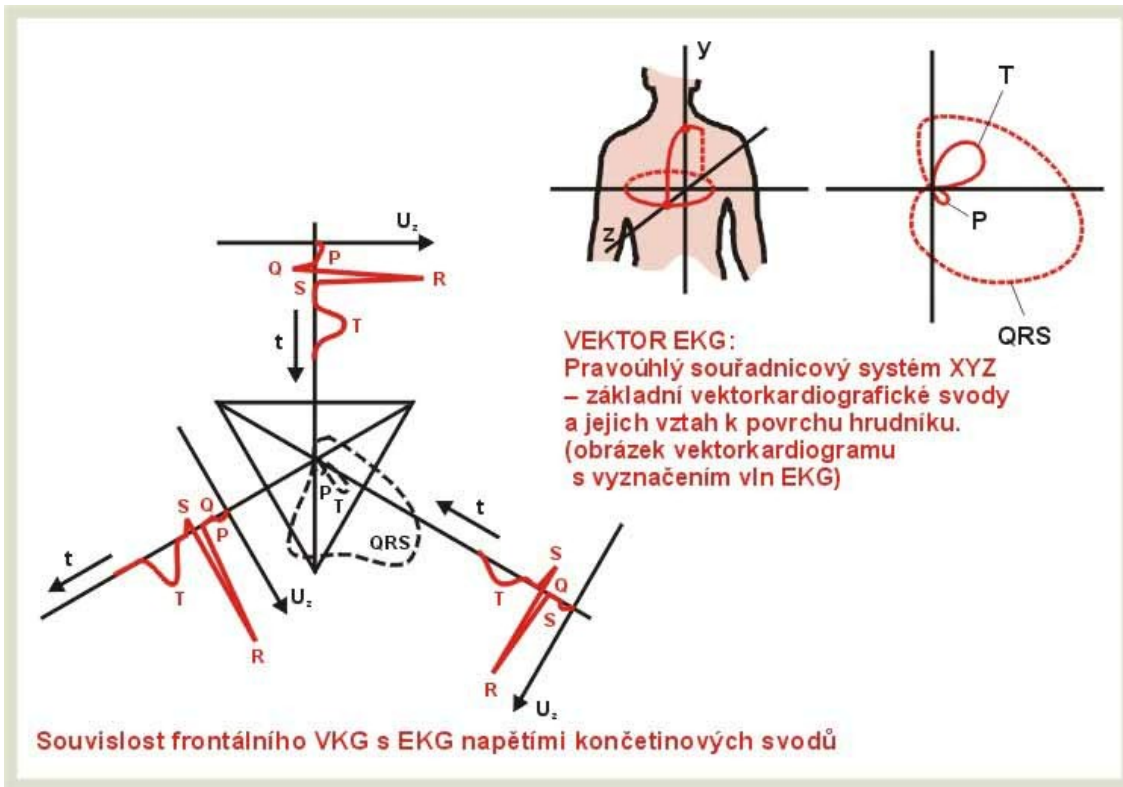
- interval PQ (odpovídá převodu elektrického impulsu od uzlu SA k uzlu AV), interval Q-R-S (čas potřebný pro depolarizaci komor),
- interval QT (odpovídá trvání repolarizace komor – mění se především s frekvencí srdeční činnosti).

EKG může poskytnout dva druhy informací:

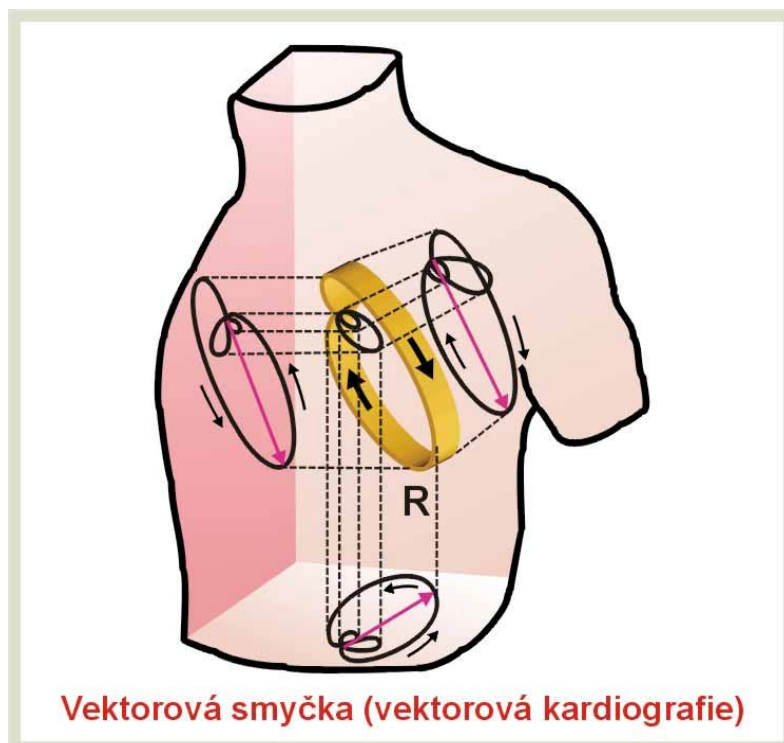
- informace o změnách či poruchách frekvence, rytmu a elektrického vedení,
- informace o změnách komorového gradientu, tj. vztahu mezi depolarizací a repolarizací, s možnou interpretací anatomickou, fyzikální, metabolickou a hemodynamickou.

Jsou-li konce všech okamžitých vektorů v průběhu depolarizace srdce propojeny vznikne vektorová smyčka, která je základem vektorové kardiografie .

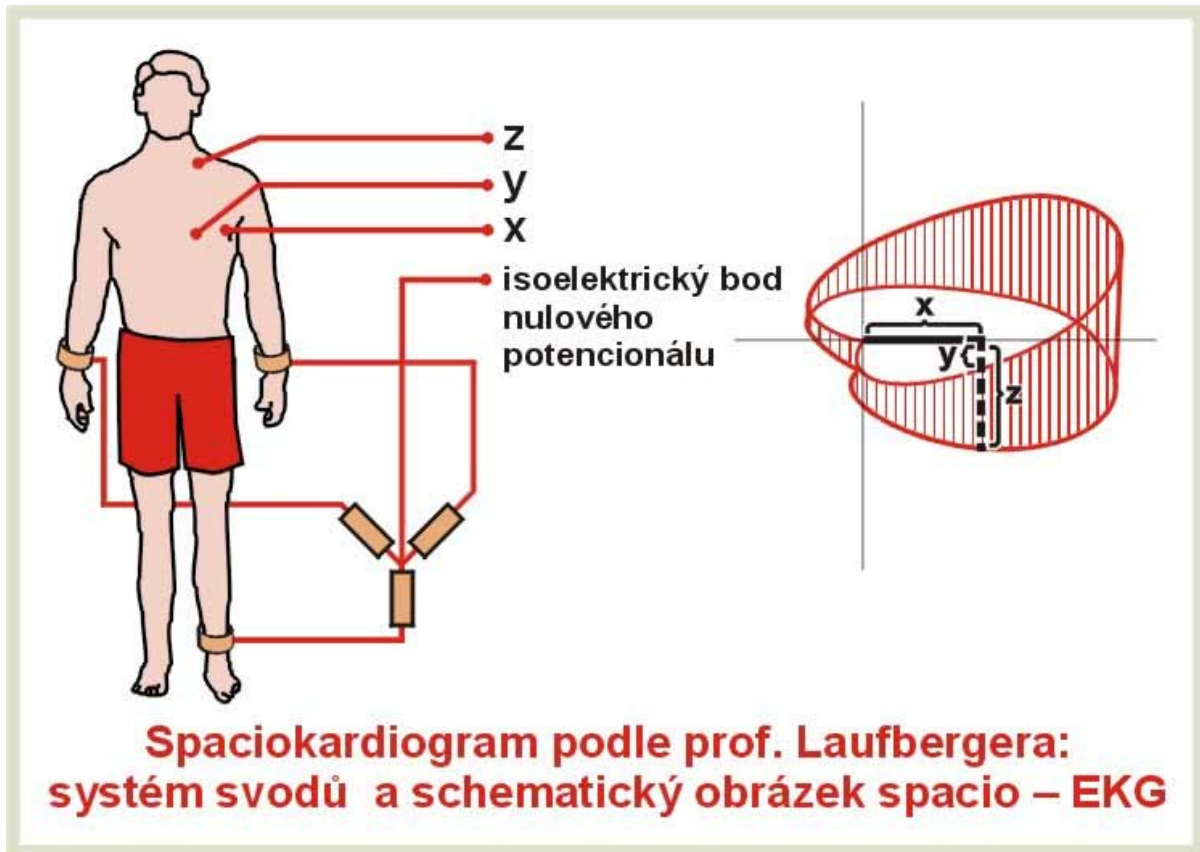
Obrázek 18 Souvislost frontálního VKG s EKG napětími končetinových svodů



Obrázek 19 Prostorová vektorová smyčka (VKG) vzniká pohybem koncového bodu elektrického vektoru srdce během srdeční revoluce a její průmět do standardních rovin těla



Obrázek 20 Spaciokardiogram podle prof. Laufbergera



Naopak stanovení průměrného vektoru QRS z jednotlivých bipolárních svodů EKG I, II, III podle Einthovena umožňuje stanovit charakteristický vektor QRS, vypovídající mnohé o poloze, tvaru a změnách myokardu.

Snaha popsat nejen celkové, ale i lokální elektrické aktivity srdce vedla k zavedení hrudních svodů. Těmito svody jsou nejčastěji svody V1 až V6, představované standardními polohami umístěvaných Ag/AgCl elektrod na hrudníku. Hrudník je přitom považován za válec, rozdělený rovinou na dvě elektrické části. Vektor QRS registrovaný pod dělicí rovinou je považován za kladný (+), v druhé části za záporný (-). Dělicí rovina prochází místem registrace svodu V3. V této rovině je vektor QRS isoelektrický.

3.3 Grafický záznam

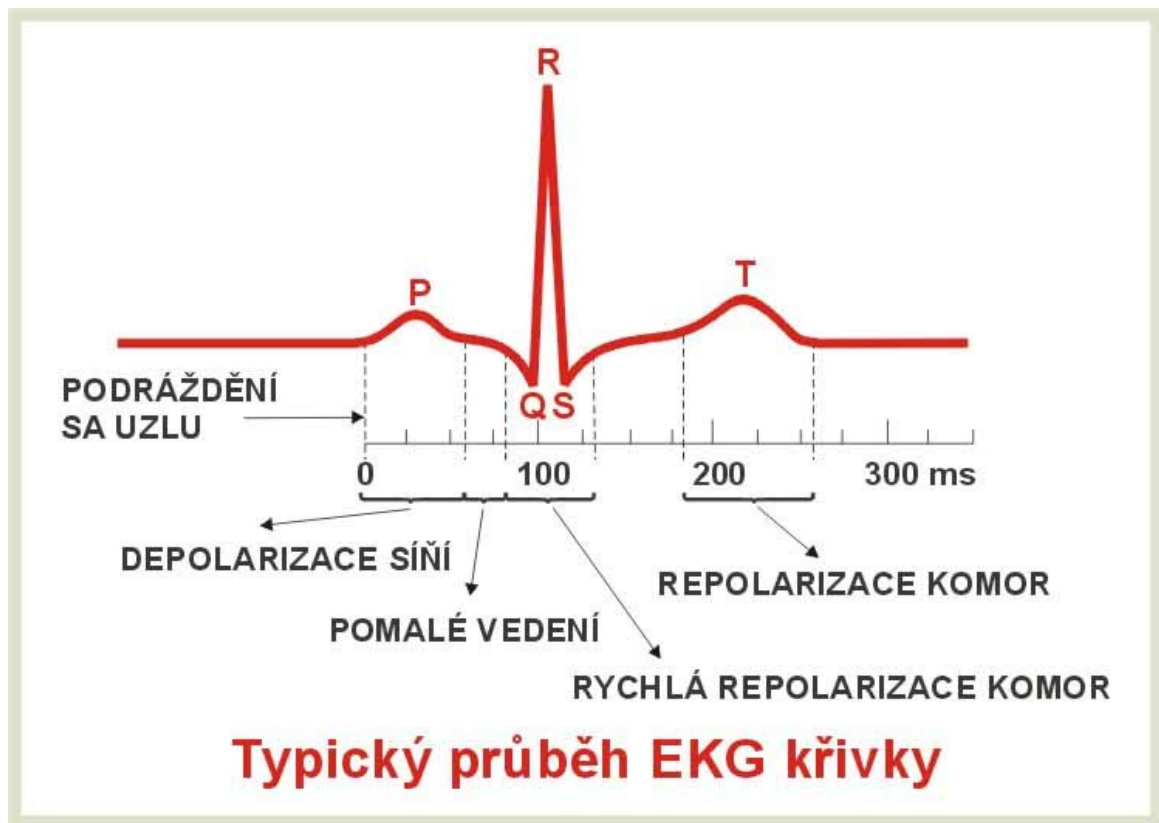
EKG je cennou metodou při diagnostice srdečních onemocnění, neboť většina z nich způsobuje zcela specifické odchylky od normálních tvarů EKG křivky. K těmto onemocnění patří ischemická choroba srdeční, koronární trombóza, perikarditida, kardiomyopatie, myokarditidy a arytmie [1].

V EKG se setkáváme s artefakty, které mohou být způsobeny aktivitou kosterních svalů (např. třesem vyšetřovaného, pohyby těla apod.), nesprávně připevněnými elektrodami, dýchacími pohyby, cejchovacími výchylkami, elektrickým pacemakerem, změnou rychlosti posunu papíru a výkyvy elektrického napětí v síti [4].

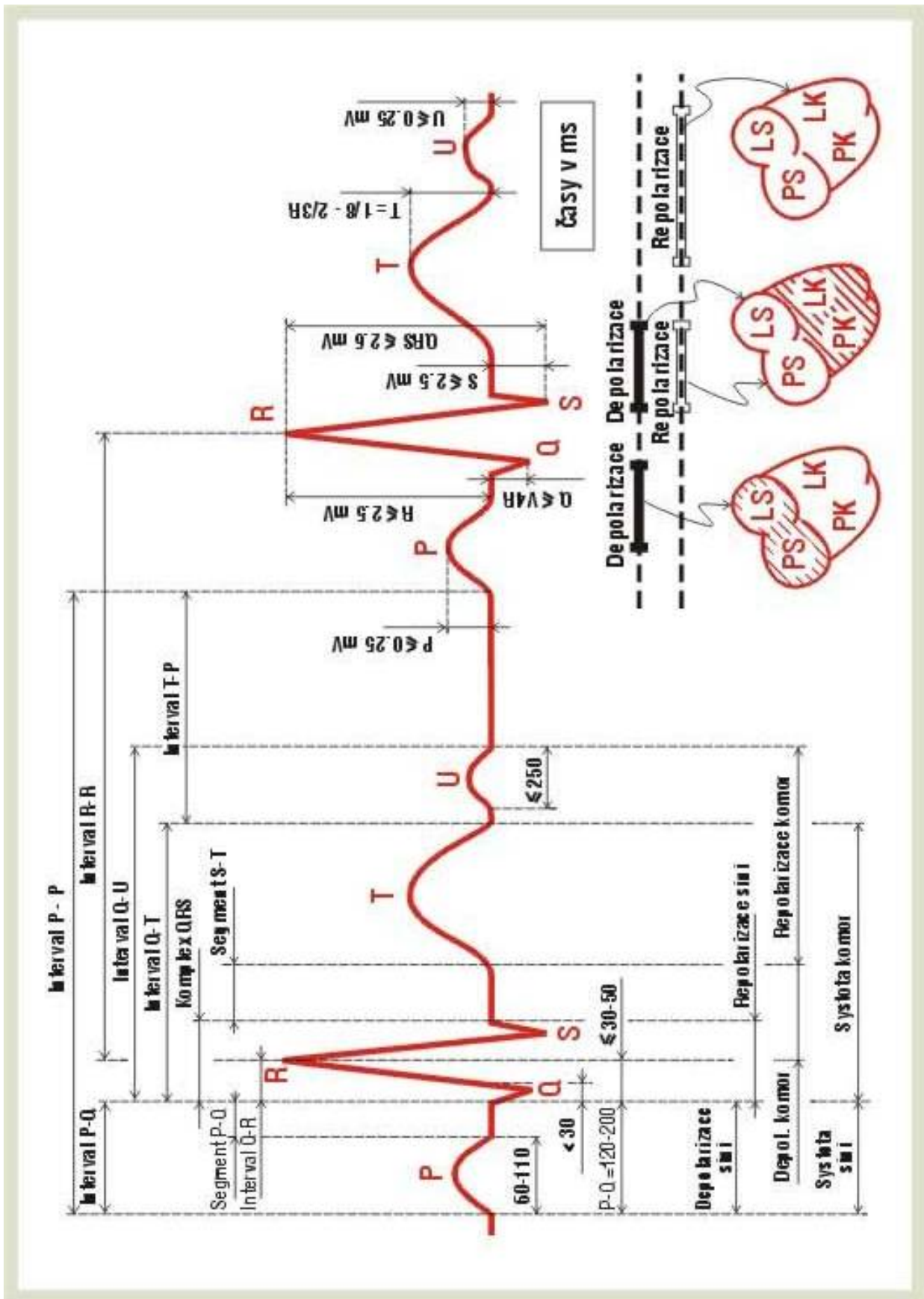
V elektrokardiogramu se dále setkáváme s různými typy výchylek ve vertikálním směru na obě strany od základní tzv. izoelektrické linie křivky. Výchylky mířící vzhůru označujeme jako pozitivní, výchylky směrem dolů od této linie jako negativní. Pozitivní výchylka vzniká, když se vlna depolarizace v srdci blíží ke snímající unipolární elektrodě, negativní pak, když se tato vlna od ní vzdaluje. Efekt repolarizace je přesně opačný. Rychlé, ostře a tence kreslené výchylky nazýváme kmity (Q, R, S), povlnnější a silněji vyznačené jsou vlny (P, T, U).

Při posuzování grafického záznamu si povšimneme především druhu srdečního rytmu, srdeční frekvence a polohy tzv. elektrické osy srdce. Dále hodnotíme jednotlivé vlny a kmity v jejich tvaru, velikosti, směru a trvání. Pozornost věnujeme i trvání některých intervalů mezi jednotlivými kmity a vlnami (P-Q, Q-T). Úsek mezi koncem kmity S a počátkem následující vlny T (pokud není S na křivce patrné, platí tento vztah mezi R a T) označujeme jako úsek S-T (popř. R-T) a hodnotíme úroveň jeho polohy a jeho průběh ve vztahu k tzv. izoelektrické rovině křivky, kterou udává lineární průběh křivky mezi koncem vlny T (event. U) a počátkem následující vlny P [5].

Obrázek 21 Typický průběh EKG křivky



Obrázek 22 Detailní analýza EKG křivky (popis EKG)



Interval P-Q nebo P-R měříme od začátku vlny P k začátku kmitu Q nebo R, není-li Q vytvořeno. Je dobou od vzniku depolarizace v síních k nástupu depolarizace komor a normálně není kratší než 0,12 s a delší než 0,20 s. Protože k elektrickému podráždění síňokomorového uzlu dochází již před skončením depolarizace v síních, můžeme celý interval pokládat přibližně za čas vedení podráždění síňokomorovým uzlem.

Komplex QRS je soubor po sobě jdoucích rychlých kmitů, souvisí s postupnou depolarizací obou srdečních komor. Kmit Q je prvním negativním kmitem, prvním pozitivním kmitem je R a další negativní kmit po R označujeme jako kmit S. Následuje-li po kmitu R další pozitivní kmit nebo po kmitu S další negativní, označují se jako R' nebo S'. Je-li celý komplex vytvářen jedinou negativní výhylkou, jako by Q a S splývalo a pozitivní kmit R schází, označí se tento tvar výchytky jako QS. Komplex QRS označujeme jako depolarizační fázi komorového elektrokardiogramu. Normálně netrvá déle než 0,10 s.

Interval S-T leží mezi koncem kmitu S nebo kmitu R, pokud není S vytvořeno, a mezi počátkem vlny T. Představuje fázi mezi koncem úplné depolarizace komor a mezi nástupem jejich repolarizace. Průběh tohoto úseku i jeho odstup od předchozího kmitu S či R je normálně shodný s tzv. izoelektrickou rovinou. Za patologické hodnotíme, odchýlí-li se záznam úseku S-T od zmíněné roviny směrem vzhůru (elevace) nebo dolů (deprese) nejméně o 1 mm v končetinových a nejméně o 2 mm v hrudních svodech.

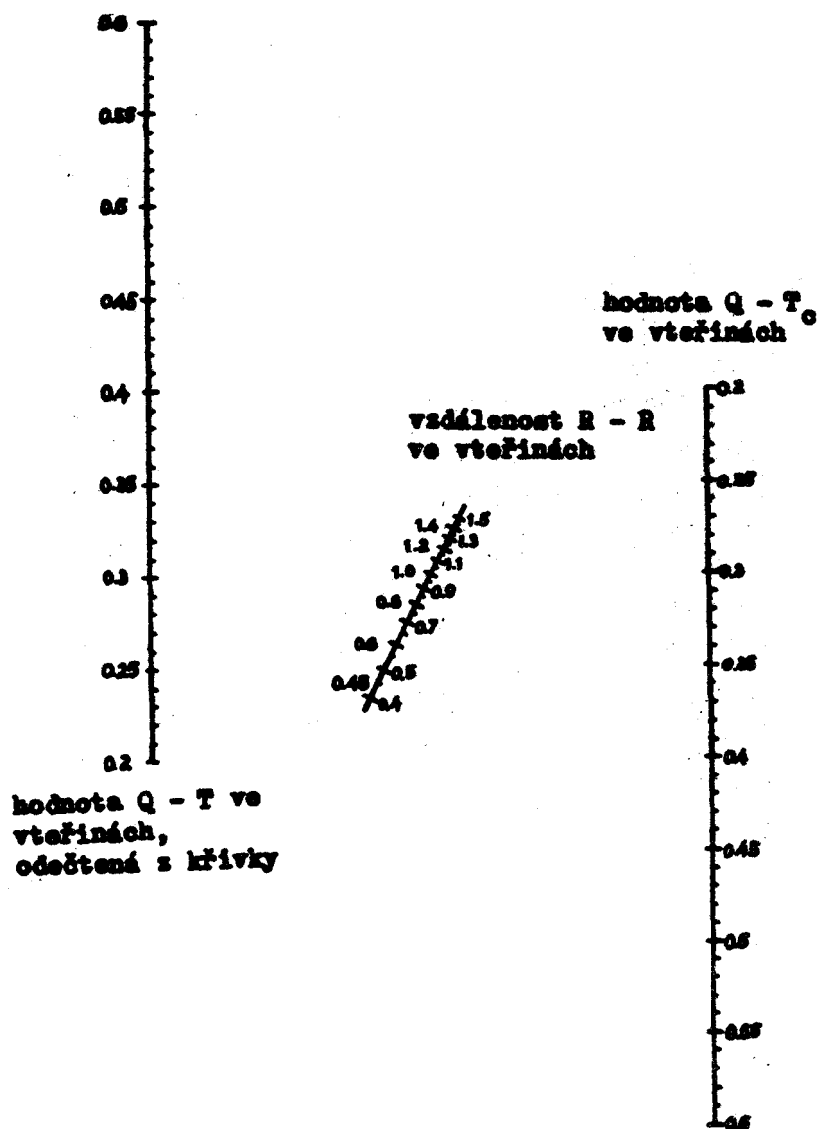
Vlna T vzniká jako pomalá pozitivní nebo negativní výchytky provázející ústup elektrického podráždění komorové svaloviny, tedy repolarizaci komor. Proces komorové repolarizace je velmi citlivý na jakoukoliv změnu fyziologického stavu těla, proto vlna T může být změněna vlivem různých faktorů, nejenom chorobami srdce. Vlna T má protáhlejší tvar, je nižší než kmit R. Její vzestupné raménko vystupuje pomalu a přecházejí plynule z úseku ST, sestupné raménko má strmější průběh [4].

Vlna U se objevuje na křivce za vlnou T jako pozitivní či negativní oblá, nepřilíš výrazná vlna. Normálně bývá zpravidla patrná ve svodu V₂ a V₃, může se objevit i ve svodech ostatních. Dodnes přesně nevíme, proč vzniká. Zřejmě je projevem

repolarizace vnitřních vrstev myokardu. Zvláště nápadná bývá spolu se změnou průběhu intervalu S-T a tvaru vlny T při nízké hladině draslíku v plazmě.

Interval QT je vzdálenost na elektrokardiogramu (resp. jí odpovídající doba trvání) od začátku depolarizace komor do skončení jejich repolarizace. Je výrazem trvání elektrické aktivity komor. Přibližně odpovídá trvání systoly srdečního svalu, jeho délka proto závisí na srdeční frekvenci. Délka QT intervalu může být ovlivněna humorálně, např. katecholaminy nebo změnami iontové homeostázy. Trvání intervalu Q-T se mění s rychlostí činnosti srdce, při pomalejší se prodlužuje a při rychlejší zkracuje. Aby se délka tohoto intervalu s přihlédnutím k srdeční frekvenci správně ohodnotila, stanovuje se z jejich vzájemného poměru tzv. korigované Q-T, které se označuje symbolem Q-Tc. Korigované Q-T znamená, že naměřená délka QT je korigována na frekvenci 60/min pomocí Bazettova vzorce nebo jinými podobnými přepočtovými algoritmy, důvodem je srovnatelnost a poměrně široké rozmezí fyziologických hodnot QT intervalu za fyziologických podmínek při srdeční frekvenci 60-90/min. Korigovaná QTc disperze se vztahuje k prostorové mezisvodové variabilitě v délce QT intervalu – měřené při záznamu jediné srdeční revoluce. Tento fenomén byl popsán Campbellem a demonstruje malé, nicméně pravidelně se vyskytující rozdíly mezi QT intervaly v různých svodech. Interval Q-T se to s použitím normogramu vyznačujícího fyziologická rozmezí vztahu mezi rychlostí srdeční činnosti a délkou Q-T, která se změří, nebo se použije umělohmotné měřítko dodávané zdravotnickými firmami. Pro diagnostické hodnocení má význam, aby se trvání intervalu přepočítávalo na základní frekvenci 60 úderů za minutu. [8].

Obrázek 23 Normogram pro přepočet hodnot intervalu Q-T na standardní frekvenci 60/min (stanovení korigovaného Q - T, Q - T_c)



Zkrácení QT bývá při zvýšeném tonusu vagu, hyperkaliémii, hyperkalcémii, tachykardii, po aplikaci digitálistu a při anoxii. Prodloužené QT je obvyklý nálezn u žen, při hypokaliémii, hypokalcémii, po aplikaci magnézia a u infarktu myokardu. Tradičně se délka QT intervalu měří manuálně. Měření se provádí přímo na zvětšených kopiích analogového záznamu EKG (případně ještě s použitím lupy) a pojem "manuální" se vztahuje ke skutečnosti, že konec vlny T determinuje vyšetřující osoba, obvykle

kardiolog s dostatečnou zkušeností v měření QT intervalu. Pro vlastní stanovení délky intervalu lze použít přesné měřicí nástroje (Schaedler precision ruler) anebo se začátek a konec QT intervalu označí tenkým perem na záznam a změření vzdálenosti mezi značkami se provádí digitizérem spojeným s počítačem [3].

Disperze QT intervalu (QTd) je rozdíl mezi maximálním a minimálním QT intervalem na EKG, tj. rozdíl mezi nejkratší a nejdelší dobou repolarizace, popisuje zřejmě její homogenitu. Někteří autoři předpokládají, že vzestup QT disperze je známkou nehomogenity repolarizace myokardu [6].

Úhel QRST může představovat ostrý, pravý i tupý úhel. Odráží fázický stav mezi depolarizací a repolarizací komor (komorový gradient). Rozšiřování tohoto úhlu vyjadřuje faktory stárnutí organismu, ale může odrážet i komorovou ischemii. Vysloveně tupý úhel QRST (blížící se ke 180°) svědčí obvykle o intraventrikulární hypertenzi (esenciální, při aortální stenóze, při insuficienci, ...), o bloku raménka (zničení elektrické převodní dráhy s důsledkem nezbytnosti vedení elektrických vzruchů svalem, což trvá déle, a tudíž komplex QRS je prodloužen), o účinku digitalisových preparátů nebo jiných látek vyvolávajících specifické změny v tocích elektrolytů v srdci apod.

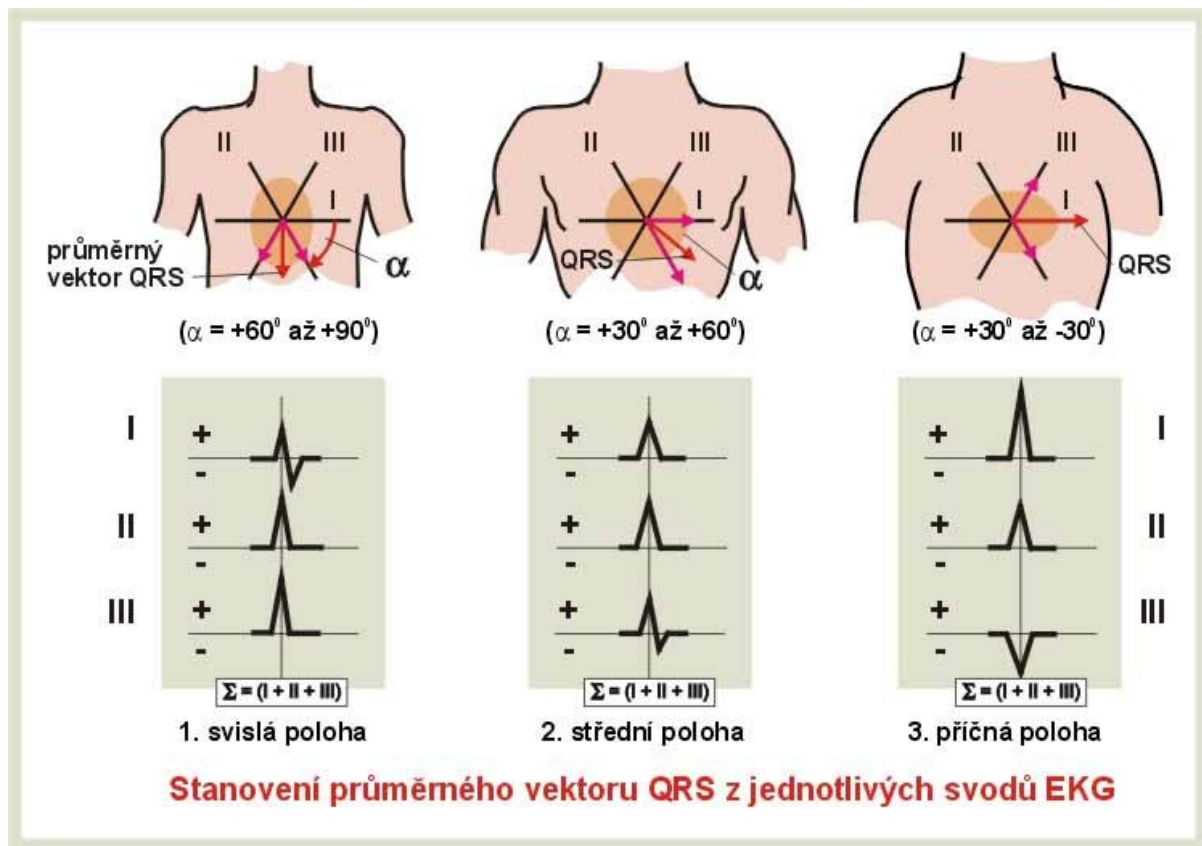
Na elektrokardiografickém záznamu lze také zachytit stav infarktu myokardu. Na EKG se projevují všechny jeho tři charakteristiky:

- **Nekróza svaloviny:** V nekrotické zóně nevzniká elektrický potenciál, což je zvláště charakteristické během prvních 40 ms depolarizace komor. V důsledku toho je vektorový součet zbývajících dvou elektrických potenciálů odchýlen od oblasti infarktu a způsobuje, že počáteční, tzv. 04 vektor, směřuje pryč od nekrotické tkáně (vše se týká především analýzy elektrických svodů I, II, III).
- **Ischemie:** Okolo odumřelé tkáně je ischemická oblast, kde metabolické děje v buňkách sice pokračují, ale se sníženou intenzitou. Následkem toho se sled repolarizace v této oblasti liší od ostatního myokardu. Průměrný vektor T bude směřovat pryč od oblasti ischemie.
- **Zóna poškození:** Oblast infarktu je obklopena zónou poškozené tkáně, kde je změněna propustnost buněčné membrány pro ionty. Únikem iontů vzniká tzv. potenciál z poškození, který je možno pozorovat na EKG jako elevaci nebo

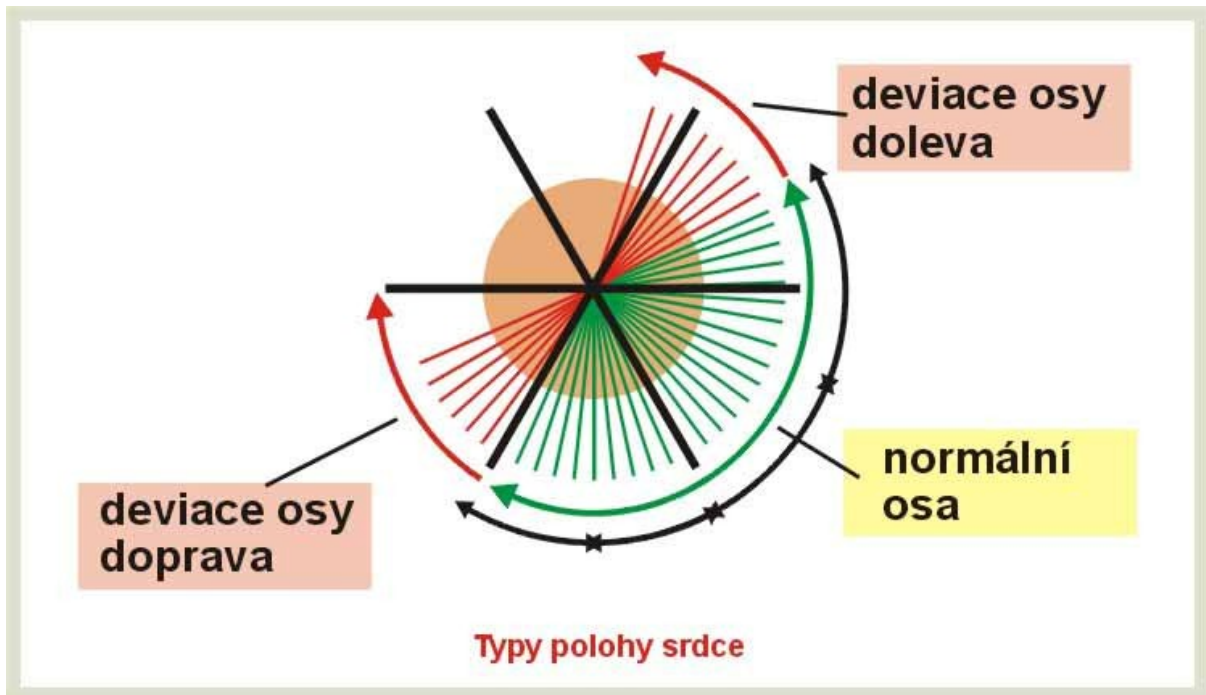
depresi úseku ST nad isoelektrickou linií nebo pod ní. Pro tuto změnu ST může být odvozen zvláštní vektor. Protože potenciály z poškození vznikají pouze v oblasti poškození (a tedy v okolí infarktu), bude vektor ST přirozeně směřovat k poškození [9].

Elektrokardiografický záznam umožňuje též vektorovou analýzu, poněvadž elektrické síly vznikající v srdci mají určitou velikost i směr a mohou být tedy znázorněny vektory. Obvykle bývá analyzován průměrný vektor QRS a T. [27].

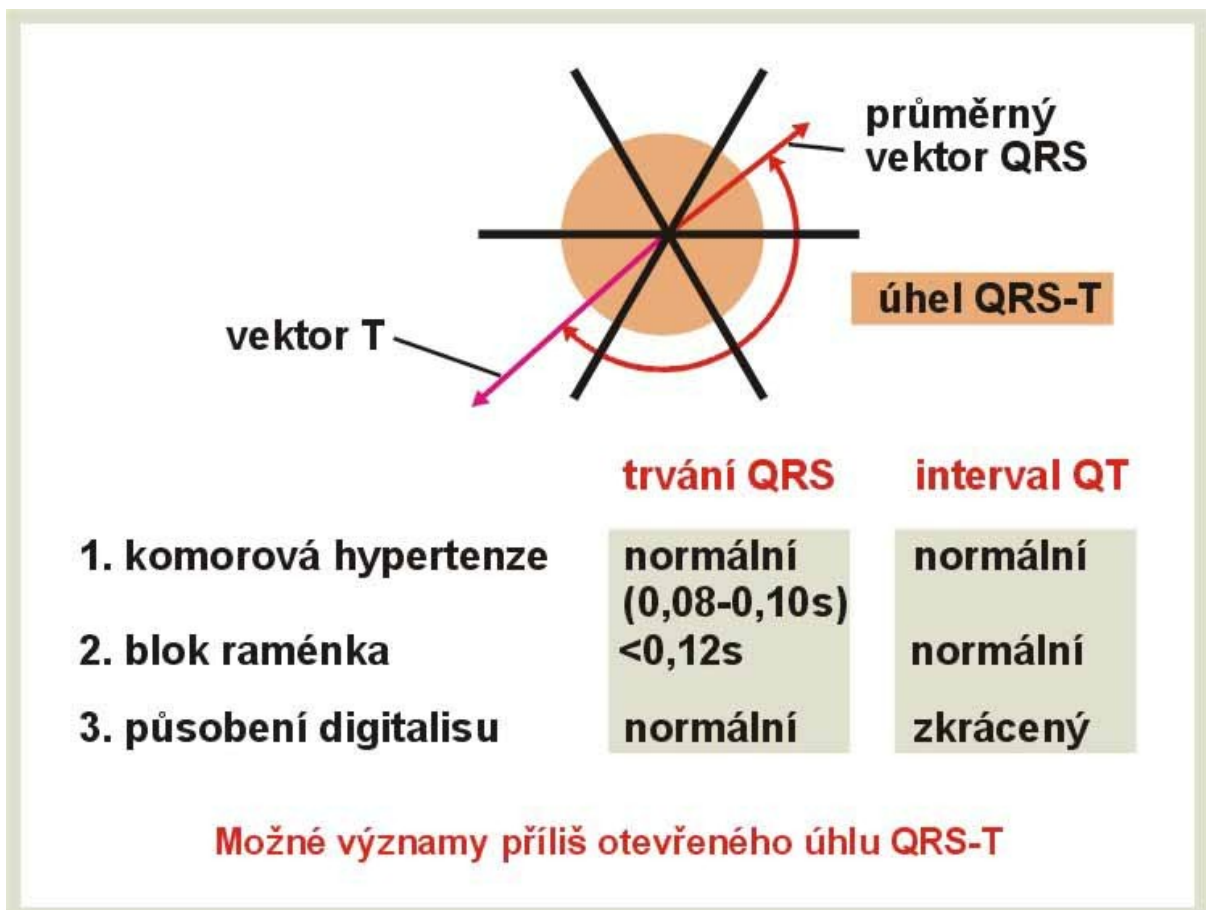
Obrázek 24 Stanovení průměrného vektoru QRS z jednotlivých svodů (I, II, III) EKG pro různé tvary a polohy srdce



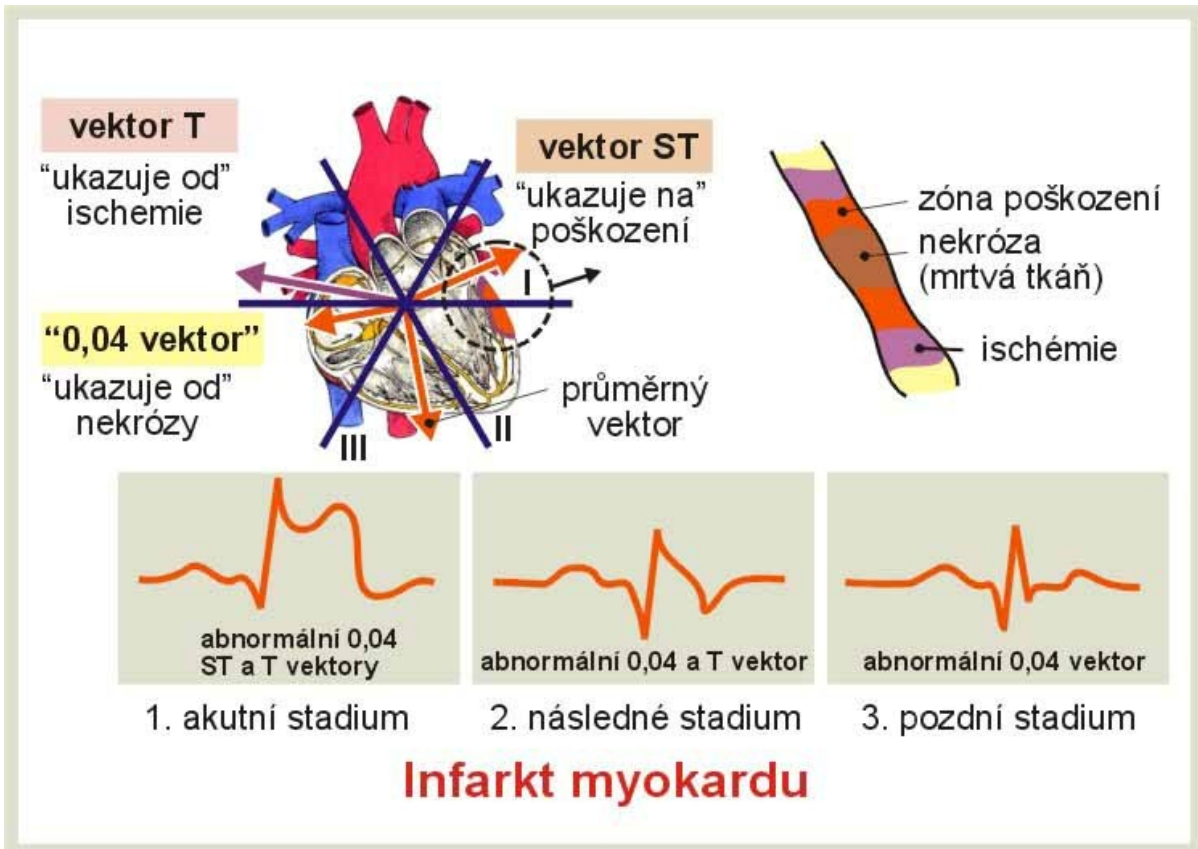
Obrázek 25 Orientace vektoru QRS charakterizující různé tvary a polohy srdce, resp. některé patofyziologické stavy



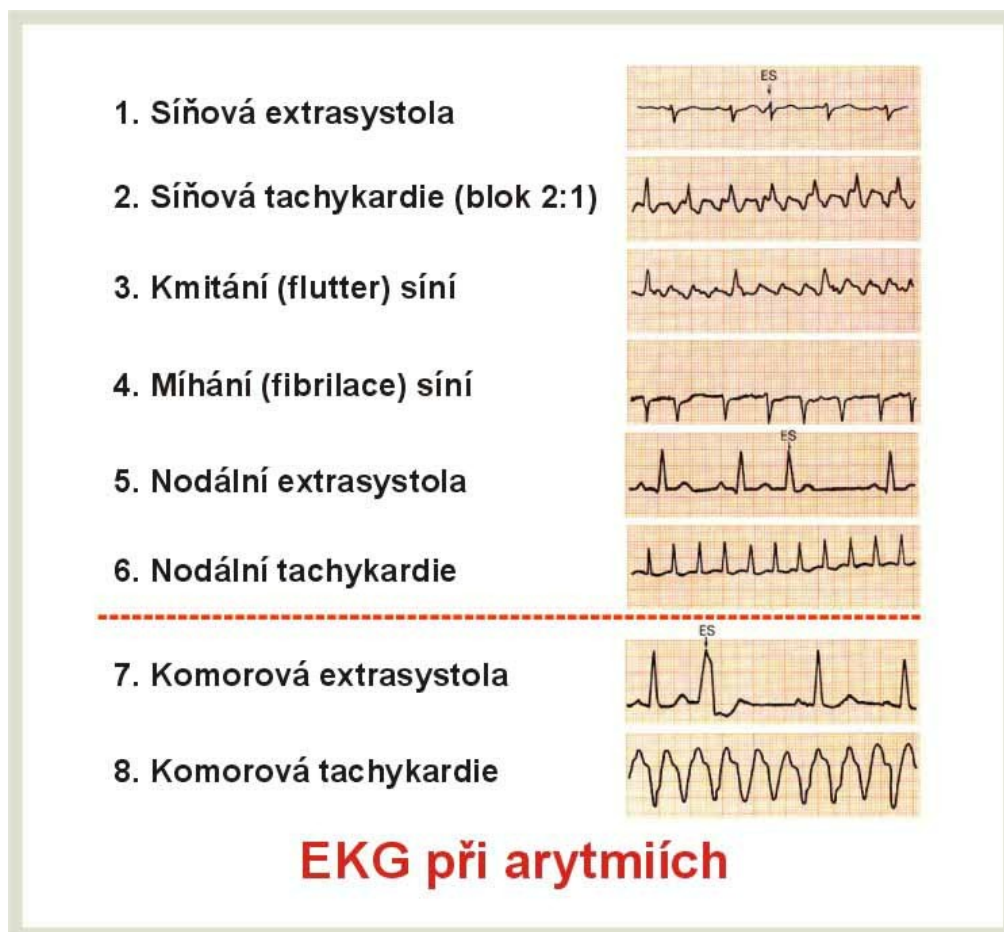
Obrázek 26 Význam a interpretace úhlu sevřeného elektrickými vektory QRS a T



Obrázek 27 Elektrické projevy IM



Obrázek 28 Projevy arytmií na EKG záznamu



4 Závěr

Tématem mé diplomové práce je vypracování scénáře a struktury e-learningového programu „Základy EKG“. Cílem této práce bylo, jak téma napovídá vypracovat scénář a strukturu e-learningového programu nesoucí název „Základy EKG“.

Doufám, že e-learningový program své místo ve vzdělání, výuce a v praxi nalezne, ale to je již otázka, na kterou dokáže odpovědět jen čas.

5 Literatura

- [1] Britská lékařská společnost: Rodinná encyklopedie zdraví, Gemini, Praha, 1993.
- [2] Čihák R.: Anatomie 3; GRADA, 2004.
- [3] Hampton J.R.: EKG jasně, stručně přehledně, Grada, 2005.
- [4] Fučík M. a kol.: Interní propedeutika, Avicenum, Praha 1988.
- [5] Kolář J., Kautzner J. a spol.: Základy elektrokardiografie arytmií a akutních koronárních syndromů, Akcenta, Praha, 2002.
- [6] Kõlbel F.: Cvičení v elektrokardiografii, SPN, Praha, 1976.
- [7] Kordač V. a kol.: Úvod do vnitřního lékařství, UK, Praha, 1987.
- [8] Kordač V. a spol.: Vnitřní lékařství, Avicenum, Praha, 1988.
- [9] Neuwirth J.: Klinická propedeutika, Avicenum, Praha, 1985.
- [10] Vítek F., Rakovič M.: Základy lékařské biofyziky, Karolinum, Praha, 1997.
- [11] Materiály k předmětům: Anatomie, Biofyzika, Biomechanika, Biosignál, Biosignál a analýza obrazu, Fyziologie, Klinická propedeutika, Patologie a patofyziologie, Technika v kardiologii a kardiochirurgii.
- [12] Černohlávková R.: Elektrická aktivita srdce, elektrokardiografie, 2005.
http://www.lf3.cuni.cz/physio/Physiology/education/bakal/seminarniprace/Obehova_soustava/EKG.doc
- [13] Čihalík Č.: výukový portál Lékařské fakulty UP Olomouc <http://noe.upol.cz/>
- [14] Dostal J.: Prezentace ekg.
http://gerstner.felk.cvut.cz/biolab/X33BMI/referaty/2005_2006_LS/1100/Dostal%20Jiri/prezentace_ekg.ppt
- [15] Gerla V.: Ekg, 2006. <http://eeg.ic.cz/>
- [16] Haman P.: Výukový web EKG <http://ekg.kvalitne.cz>
- [17] Jenkins D.: Z historie elektrokardiografie, 2004.
<http://natura.baf.cz/natura/2004/6/20040602.html>
- [18] Malmivuo J., Plonsey R.: Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields.
<http://butler.cc.tut.fi/~malmivuo/bem/bembook/>

- [19] Posey A. D.: EKG Strip Identification and Evaluation.
http://www.nceus.com/course_frame.asp?exam_id=16&directory=ekg
- [20] Yanowitz F. G.: ECG learning centre. <http://medlib.med.utah.edu/kw/ecg/>
- [21] e-learningový systém AMOS. <http://www.eamos.cz/amos/index.php>
- [22] Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT <http://www.fbmi.cvut.cz>
- [23] Fakultní nemocnice Olomouc <http://www.fnol.cz/>
- [24] Přednáška k předmětu Biofyzika Ústav biofyziky Lékařská fakulta v Plzni UK
<https://biofyzika.lfp.cuni.cz/file.php/1/referaty/9-EKG.ppt>
- [25] Přednáška k předmětu Lékařská diagnostická technika Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií VÚT
<http://www.dbme.feec.vutbr.cz/ubmi/courses/LDT/private/Elektrokardiograf.ppt>
- [26] Přednáška k předmětu Úvod do biomedicínského inženýrství Fakulta
elektrotechnická ČVUT.
http://gerstner.felk.cvut.cz/biolab/X33BMI/slides/Prednasky2005/Snimani_biologickych_potencialu.ppt
- [27] Přednáška Mechanické a elektrické projevy kardiovaskulárního systému
http://www.eamos.cz/amos/kbf/modules/low/kurz_obsah.php?identifik=kbf_1526_t&id_kurz=&id_kap=1&id_teach=&kod_kurzu=kbf_1526&id_kap=1&id_set_test=&search=&kat=
- [28] Velký lékařský slovník www.maxdorf.cz/maxdorf/vls/index.php
- [29] Wikipedia (EN, CS) <http://www.wikipedia.org/>

6 Přílohy

I. SEZNAM VYOBRAZENÍ

47

II. Přiložené médium CD-ROM

I. Seznam vyobrazení

Obrázek 1 Průřez srdce	8
Obrázek 2 Průběh akčního potenciálu na membráně buňky srdečního svalu	12
Obrázek 3 Převodní systém	13
Obrázek 4 Elektrická aktivita srdce během jedné periody srdeční činnosti	15
Obrázek 5 Elektrická aktivita srdce během jedné periody srdeční činnosti	15
Obrázek 6 Elektrická aktivita srdce během jedné periody srdeční činnosti	16
Obrázek 7 Elektrická aktivita srdce během jedné periody srdeční činnosti	16
Obrázek 8 Elektrická aktivita srdce během jedné periody srdeční činnosti	17
Obrázek 9 Elektrická aktivita srdce během jedné periody srdeční činnosti	17
Obrázek 10 Depolarizace myokardu - časový průběh a odpovídající úseky EKG křivky	18
Obrázek 11 Willem Einthoven	20
Obrázek 12 Schéma zapojení svodů – bipolární končetinové svody (Einthovenovy)	23
Obrázek 13 Bipolární svody (I, II, III) podle Einthovena a Einthovenův trojúhelník	24
Obrázek 14 Schéma zapojení svodů – unipolární končetinové svody (Goldbergerovy)	25
Obrázek 15 Schéma zapojení svodů – hrudní svody (Wilsonovy)	26
Obrázek 16 Hrudní unipolární svody podle Wilsona	27
Obrázek 17 Unipolární hrudní svody $V_1 - V_6$	27
Obrázek 18 Souvislost frontálního VKG s EKG napětími končetinových svodů	29
Obrázek 19 Prostorová vektorová smyčka (VKG) vzniklá pohybem koncového bodu elektrického vektoru srdce během srdeční revoluce a její průmět do standardních rovin těla	29
Obrázek 20 Spaciokardiogram podle prof. Laufbergera	30
Obrázek 21 Typický průběh EKG křivky	32
Obrázek 22 Detailní analýza EKG křivky (popis EKG)	33

Obrázek 23 Normogram pro přepočet hodnot intervalu Q-T na standardní frekvenci 60/min (stanovení korigovaného Q – T, Q - T _c)	36
Obrázek 24 Stanovení průměrného vektoru QRS z jednotlivých svodů (I, II, III) EKG pro různé tvary a polohy srdce	38
Obrázek 25 Orientace vektoru QRS charakterizující různé tvary a polohy srdce, resp. některé patofyziologické stavy	39
Obrázek 26 Význam a interpretace úhlu sevřeného elektrickými vektory QRS a T	39
Obrázek 27 Elektrické projevy IM	40
Obrázek 28 Projevy arytmií na EKG záznamu	41