

**VŠB – Technická univerzita Ostrava**

**Fakulta elektrotechniky a informatiky**

**DIPLOMOVÁ PRÁCE**

**2017**

**Bc. Alžběta Straškrábová**

**VŠB – Technická univerzita Ostrava**

**Fakulta elektrotechniky a informatiky**

**Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství**

**Analýza animálního EKG**

**Analysis of Animal ECG**

**2017**

**Bc. Alžběta Straškrábová**

VŠB - Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

## Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Alžběta Straškrábová**

Studijní program: N2649 Elektrotechnika

Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma: **Analýza animálního EKG**  
**Analysis of Animal ECG**

Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se se vznikem a měřením animálního elektrokardiografu.
2. Seznámení se s popisem animálního EKG.
3. Seznámení se s metodami zpracování animálního EKG (detektory QRS, určení el. osy srdeční).
4. Analýza a detekce signifikantních znaků v záznamech (QRS komplex, el. osa srdeční).
5. Zpracování a statistické vyhodnocení dat.
6. Zhodnocení výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] TROJAN, Stanislav, et al. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing, a.s, 2003. 772 s. ISBN 80-247-0512-5.
- [2] MALMIVUO, Jaakko a Robert PLONSEY. *Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields*. New York: Oxford University Press, 1995. ISBN 0195058232.
- [3] PENHAKER, Marek, et al. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [4] KHAN, Gabriel M. *EKG a jeho hodnocení*. 1. vyd. Praha: Grada, 2005, 348s. ISBN 80-247-0910-4.
- [5] PROCHÁZKA, Aleš a Eva HOŠŤÁLKOVÁ. Zpracování biomedicínských signálů a obrazů pomocí wavelet transformace. *Automatizace*. červen 2007, roč. 50, č. 6, s. 397-401. ISSN 0005-125x.
- [6] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. 3. 2., upr. a dopl. vyd. Ilustroval Ivan HELEKAL. Praha: Grada Publishing, 2004. ISBN 80-247-1132-X.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Martin Augustynek, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2016

Datum odevzdání: 28.04.2017



---

doc. Ing. Jiří Koziolek, Ph.D.  
*vedoucí katedry*



---

prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
*děkan fakulty*

**Prohlášení**

*Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně pod dohledem vedoucího práce.*

*Uvedla jsem všechny literární zdroje, ze kterých jsem čerpala.*

*Alžběta Straškrábová*

*Datum odevzdání diplomové práce: 28.4.2017*

*Alžběta Straškrábová*

## **Poděkování**

Děkuji vedoucímu mé diplomové práce panu Ing. Martinu Augustynkovi, Ph.D. za čas, který obětoval konzultacím a cenné rady, které mi ochotně poskytnul při vypracování zadání.

Ráda bych také poděkovala panu MUDr. Františku Jurkovi, který mi poskytl důležité informace pro vypracování diplomové práce.

## **Abstrakt**

Diplomová práce se primárně zabývá elektrickou osou srdeční a metodami jejich výpočtů ve frontální rovině. V teoretické části jsou popsány metody sběru dat pro výpočet elektrické osy srdeční tedy elektrokardiografie a vektorkardiografie. V rámci praktické části byly vypracovány a srovnány tři způsoby detekce Q, R a S kmitů, ze kterých jsou úhly elektrické osy srdeční počítány. Pro výpočet z transformovaných VKG svodů byly použity čtyři metody transformace EKG na VKG. Na základě odborné literatury byly stanoveny vztahy pro výpočet úhlu elektrické osy srdeční z končetinových EKG svodů, z ortogonálních VKG svodů a z transformovaných VKG svodů. Záměrem práce je srovnání různých metod výpočtů úhlů elektrické osy srdeční na záznamech lidského EKG a VKG s cílem použít vybrané vztahy na animálních záznamech EKG.

## **Klíčová slova**

Elektrická osa srdeční, srdeční vektor, EKG, VKG, detekce QRS komplexu, anatomie animálního srdce, měření animálního EKG.

## **Abstract**

The diploma thesis deals primarily with the electrical axis of the heart and the methods of their calculations in the frontal plane. In the theoretical part are described the methods of data collection for calculating the electrical axis of the heart, i.e., electrocardiography and vectorcardiography. In the practical part were developed and compared three ways of detecting Q, R and S oscillations from which the angles of the electric axis of the heart are calculated. Four methods of transformation of ECG to VCG were used to calculate from transformed VCG leads. Based on the scientific literature, relationships for calculating the angle of the electric axis of the heart from limb ECG leads, from orthogonal VCG leads and from transformed VCG lesions were established. The aim of the thesis is to compare the different methods of calculating the angles of the electrical axis of the heart in the ECG and VCG records in order to use the selected relationships in the ECG animal records.

## **Key words**

Electrical heart axis, heart vector, ECG, VCG, detection of the QRS complex, anatomy of the animal's heart, measurement of the animal's ECG

## Obsah

|                                                                                                                                      |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Seznam použitých zkratk.....                                                                                                         | 10 |
| Seznam ilustrací, tabulek.....                                                                                                       | 11 |
| <br>                                                                                                                                 |    |
| 1. Úvod.....                                                                                                                         | 15 |
| 2. Srdce a převodní systém.....                                                                                                      | 16 |
| 2.1 Fyziologická podstata vzniku a šíření elektrické aktivity srdce .....                                                            | 16 |
| 2.2 Srovnání anatomie lidského a animálního srdce.....                                                                               | 17 |
| 3. Záznam EKG.....                                                                                                                   | 19 |
| 3.1 Základní svodové systémy.....                                                                                                    | 19 |
| 3.1.1 Svodový systém podle Einthovena.....                                                                                           | 20 |
| 3.1.2 Svodový systém podle Goldberga .....                                                                                           | 21 |
| 3.1.3 Svodový systém podle Wilsona.....                                                                                              | 22 |
| 3.1.4 Svodový systém podle Franka.....                                                                                               | 23 |
| 3.2 Záznam animálního EKG .....                                                                                                      | 25 |
| 3.2.1 Animální anatomické roviny .....                                                                                               | 27 |
| 3.3 Animální EKG .....                                                                                                               | 28 |
| 4. Vektorkardiografie a elektrická osa srdce .....                                                                                   | 30 |
| 4.1 Transformace EKG na VKG.....                                                                                                     | 31 |
| 4.1.1 Kvazi ortogonální Korsova metoda.....                                                                                          | 31 |
| 4.1.2 Korsova regresní metoda.....                                                                                                   | 31 |
| 4.1.3 Inverzní Dowerova transformace .....                                                                                           | 32 |
| 4.1.4 Metoda QLSV .....                                                                                                              | 32 |
| 4.2 Elektrická osa srdce .....                                                                                                       | 33 |
| 5. Rešerše metod výpočtů elektrické osy srdce .....                                                                                  | 35 |
| 5.1 Návrh nomogramu pro určení osy QRS komplexu.....                                                                                 | 35 |
| 5.2 Posouzení elektrické osy srdeční: porovnání 12-ti svodového EKG se vztahy<br>odvozených z unipolárních a bipolárních svodů ..... | 36 |
| 5.3 Opravený vztah pro výpočet elektrické osy srdce .....                                                                            | 38 |
| 6. Detekce QRS komplexu .....                                                                                                        | 40 |
| 6.1 Detekce založená na obálce signálu.....                                                                                          | 40 |
| 6.2 Detekce QRS na základě počtu průchodů nulou.....                                                                                 | 41 |



|       |                                                                                          |    |
|-------|------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 6.3   | Detekce na základě vlnkové transformace.....                                             | 42 |
| 7.    | Praktická část.....                                                                      | 44 |
| 7.1   | Vstupní data.....                                                                        | 44 |
| 7.2   | Předzpracování dat.....                                                                  | 44 |
| 7.2.1 | Filtrace.....                                                                            | 45 |
| 7.2.2 | Detektor QRS založený na obálce signálu .....                                            | 45 |
| 7.2.3 | Detekce QRS na základě počtu průchodů nulou .....                                        | 46 |
| 7.2.4 | Detekce na základě vlnkové transformace .....                                            | 47 |
| 7.2.5 | Průměrování a detekce Q a S.....                                                         | 47 |
| 7.2.6 | Transformace EKG na VKG .....                                                            | 48 |
| 7.3   | Zpracování dat .....                                                                     | 49 |
| 7.3.1 | Výpočty elektrické osy srdeční z EKG.....                                                | 50 |
| 7.3.2 | Výpočty elektrické osy srdeční z naměřeného VKG.....                                     | 50 |
| 7.3.3 | Výpočty elektrické osy srdeční z transformovaného VKG .....                              | 50 |
| 7.4   | Statistické vyhodnocení výsledků.....                                                    | 50 |
| 7.4.1 | Empirické a exaktní ověření normality .....                                              | 51 |
| 7.4.2 | Empirické a exaktní ověření homoskedasticity .....                                       | 51 |
| 7.4.3 | Čistý test významnosti.....                                                              | 51 |
| 7.4.4 | Post-hoc analýza .....                                                                   | 51 |
| 7.4.5 | Grafické znázornění výsledků .....                                                       | 52 |
| 8.    | Výsledky analýzy UEOS lidského modelu .....                                              | 53 |
| 8.1   | Vliv způsobu detekce QRS na výpočet UEOS .....                                           | 53 |
| 8.1.1 | Testování hypotéz: ANOVA .....                                                           | 55 |
| 8.2   | Porovnání vztahů pro výpočet UEOS z hodnot R kmitů vyskytujících se v EKG svodech ...    | 55 |
| 8.2.1 | Testování hypotéz: Kruskal–Wallisův test .....                                           | 57 |
| 8.3   | Porovnání vztahů pro výpočet UEOS z hodnot QRS kmitů vyskytujících se v EKG svodech..... | 57 |
| 8.3.1 | Testování hypotéz: Kruskal–Wallisův test .....                                           | 59 |
| 8.3.2 | Post-hoc analýza .....                                                                   | 59 |
| 8.4   | Vliv způsobu transformační metody VKG na výpočet UEOS .....                              | 60 |
| 8.4.1 | Testování hypotéz: Kruskal–Wallisův test .....                                           | 62 |
| 8.4.2 | Post-hoc analýza .....                                                                   | 62 |
| 9.    | Výsledky analýzy UEOS animálního modelu .....                                            | 64 |

|                                                                                                                |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 9.1 Porovnání vztahů pro výpočet UEOS z hodnot R kmitů vyskytujících se v animálních EKG svodech.....          | 64 |
| 9.1.1 Testování hypotéz: Kruskal–Wallisův test.....                                                            | 65 |
| 9.1.2 Post–hoc analýza .....                                                                                   | 66 |
| 9.2 Porovnání vztahů pro výpočet UEOS z hodnot součtu QRS kmitů vyskytujících se v animálních EKG svodech..... | 66 |
| 9.2.1 Testování hypotéz: Kruskal–Wallisův test.....                                                            | 67 |
| 9.2.2 Post–hoc analýza .....                                                                                   | 68 |
| 10. Diskuze.....                                                                                               | 69 |
| 10.1 Srovnání UEOS z končetinového EKG a měřeného VKG s dosazením R kmitů .....                                | 69 |
| 10.2 Animální elektrokardiografie.....                                                                         | 72 |
| 11. Závěr.....                                                                                                 | 73 |
| 12. Seznam literatury.....                                                                                     | 75 |
| 13. Seznam příloh.....                                                                                         | 78 |

## **Seznam použitých zkratk**

|      |                                    |
|------|------------------------------------|
| UEOS | Úhel elektrické osy srdeční        |
| EKG  | Elektrokardiografie                |
| VKG  | Vektorkardiografie                 |
| RA   | Elektroda na pravé dolní končetině |
| LA   | Elektroda na levé horní končetině  |
| LL   | Elektroda na levé dolní končetině  |
| RL   | Elektroda na pravé dolní končetině |
| LAD  | Levostranná výchylka osy           |
| RAD  | Pravostranná výchylka osy          |
| EAD  | Extrémní výchylka osy              |

## Seznam ilustrací, tabulek

|                                                                                                                                                                                           |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Graf č. 1: Vícenásobný krabicový graf hodnot UOES vypočtených z měřeného VKG pro zhodnocení vlivu typu detekce QRS komplexu pro pacienty 322, 302, 500, 413, 464.....                     | 54 |
| Graf č. 2: Vícenásobný krabicový graf hodnot UOES vypočtených z měřeného VKG pro zhodnocení vlivu typu detekce QRS komplexu pro pacienty 301, 300, 460, 305 a 299.....                    | 54 |
| Graf č. 3: Vícenásobný krabicový graf hodnot UOES vypočtených z R kmitů EKG pro porovnání vztahů (5.4), (5.5). (5.20) a (5.23) pro pacienty 413, 500, 464, 302 a 301 .....                | 56 |
| Graf č. 4: Vícenásobný krabicový graf hodnot UEOS vypočtených z R kmitů EKG pro porovnání vztahů (5.4), (5.5). (5.20) a (5.23) pro pacienty 322, 305, 460, 300 a 299 .....                | 56 |
| Graf č. 5: Vícenásobný krabicový graf hodnot UEOS vypočtených ze součtu Q, R a S kmitů EKG pro porovnání vztahů (5.4), (5.5). (5.20) a (5.23) pro pacienty 322, 300, 460, 305 a 299 ..... | 58 |
| Graf č. 6: Vícenásobný krabicový graf hodnot UEOS vypočtených ze součtu Q, R a S kmitů EKG pro porovnání vztahů (5.4), (5.5). (5.20) a (5.23) pro pacienty 322, 300, 460, 305 a 299 ..... | 58 |
| Graf č. 7: Vícenásobný krabicový graf hodnot UEOS vypočtených z R kmitů z transformovaného VKG pro porovnání transformačních metod pro pacienty 500, 413, 464, 302, 301 .....             | 61 |
| Graf č. 8: Vícenásobný krabicový graf hodnot UEOS vypočtených z R kmitů z transformovaného VKG pro porovnání transformačních metod pro pacienty 300, 322, 460, 305, 299 .....             | 61 |
| Graf č. 9: Vícenásobný krabicový graf hodnot UEOS vypočtených z R kmitů animálního EKG pro porovnání vztahů (5.4), (5.5). (5.20) a (5.23) pro zvířata 01, 02 a 03. ....                   | 65 |
| Graf č. 10: Vícenásobný krabicový graf hodnot UEOS vypočtených ze součtu Q,R,S kmitů animálního EKG pro porovnání vztahů (5.4), (5.5). (5.20) a (5.23) pro zvířata 01, 02, 03 .....       | 67 |
| Graf č. 11: Vícenásobné krabicové grafy pro srovnání hodnot UEOS vypočtených z VKG a EKG pro pacienty 413, 500, 464, 302 a 322 .....                                                      | 69 |
| Graf č. 12: Vícenásobné krabicové grafy pro srovnání hodnot UEOS vypočtených z VKG a EKG pro pacienty 301, 300, 460, 305, 299 .....                                                       | 70 |
| <br>                                                                                                                                                                                      |    |
| Obr. č. 1: Srovnání anatomie lidského srdce se srdcem prasete domácího .....                                                                                                              | 18 |
| Obr. č. 2: Einthovenovy bipolární svody .....                                                                                                                                             | 20 |
| Obr. č. 3: Goldbergovy unipolární svody.....                                                                                                                                              | 21 |
| Obr. č. 4: Wilsonovy hrudní unipolární svody.....                                                                                                                                         | 23 |
| Obr. č. 5: Wilsonova síť .....                                                                                                                                                            | 23 |
| Obr. č. 6: Umístění elektrod Frankova systému.....                                                                                                                                        | 24 |
| Obr. č. 7: Rozmístění končetinových elektrod při snímání animálního EKG na zádech [1] .....                                                                                               | 25 |
| Obr. č. 8: Rozmístění elektrod Nehb–Spoerriho systému při snímání končetinového EKG prasete domácího .....                                                                                | 26 |
| Obr. č. 9: Rozmístění hrudních elektrod při snímání animálního EKG, pohled z levé strany .....                                                                                            | 26 |
| Obr. č. 10: Anatomické roviny a směry člověka.....                                                                                                                                        | 27 |
| Obr. č. 11: Anatomické roviny a směry prasete domácího .....                                                                                                                              | 28 |
| Obr. č. 12: Vznik EKG a VKG .....                                                                                                                                                         | 30 |
| Obr. č. 13: Orientace svodů v souřadnicovém systému .....                                                                                                                                 | 33 |
| Obr. č. 14: Grafický postup určení úhlu elektrické osy srdce na základě QRS komplexu.....                                                                                                 | 35 |

|                                                                                                                                                                                                    |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Obr. č. 15: Příklad filtrace.....                                                                                                                                                                  | 45 |
| Obr. č. 16: Příklad detekce QRS komplexu založené na obálce signálu.....                                                                                                                           | 46 |
| Obr. č. 17: Příklad detekce na základě počtu průchodů nulou.....                                                                                                                                   | 46 |
| Obr. č. 18: Příklad detekce ne základě vlnkové transformace.....                                                                                                                                   | 47 |
| Obr. č. 19: Příklad detekce P, Q, R, S, T kmitů zprůměrovaného srdečního cyklu.....                                                                                                                | 48 |
| Obr. č. 20: Příklad čtyř typů transformací svodů frontální roviny x a y.....                                                                                                                       | 49 |
| Obr. č. 21: Popis krabicového grafu.....                                                                                                                                                           | 52 |
| Obr. č. 22: Vlevo: svodový trojúhelník ovlivněný nehomogenitou hrudníku, vpravo: idealizovaný svodový trojúhelník.....                                                                             | 70 |
| Obr. č. 23: Orientace svodů v souřadnicovém systému s vlivem nehomogenity hrudníku.....                                                                                                            | 71 |
| Obr. č. 24: Vlevo: orientace srdce v hrudním koši prasete domácího (boční pohled), vpravo: orientace srdce v hrudním koši člověka (frontální pohled).....                                          | 72 |
|                                                                                                                                                                                                    |    |
| Tab. č. 1: Barevné rozlišení a označení elektrod v Einthovenově svodovém systému.....                                                                                                              | 20 |
| Tab. č. 2: Umístění a označení elektrod ve Wilsonově svodovém systému.....                                                                                                                         | 22 |
| Tab. č. 3: Umístění a označení elektrod ve Frankově svodovém systému.....                                                                                                                          | 24 |
| Tab. č. 4: Tabulka koeficientů pro Korsoru regresní metodu.....                                                                                                                                    | 31 |
| Tab. č. 5: Tabulka koeficientů pro inverzní Dowerovu transformaci.....                                                                                                                             | 32 |
| Tab. č. 6: Tabulka koeficientů pro metodu QLSV.....                                                                                                                                                | 32 |
| Tab. č. 7: Tabulka p–hodnot pro porovnání vztahů pro výpočet elektrické osy srdce.....                                                                                                             | 37 |
| Tab. č. 8: Tabulka p–hodnot pro porovnání vztahů pro výpočet elektrické osy srdce s referenčním 12–ti svodovým systémem.....                                                                       | 37 |
| Tab. č. 9: Tabulka předpokladů vícevýběrových testů.....                                                                                                                                           | 50 |
|                                                                                                                                                                                                    |    |
| Tab. č. A. 1: Tabulka p–hodnot pro testování normality výběrů hodnot UEOS z měřeného VKG pro vyhodnocení vlivu typu detekce QRS komplexu (Shapiro–Wilkův test).....                                | 79 |
| Tab. č. A. 2: Tabulka p–hodnot pro testování homoskedasticity výběrů UEOS z měřeného VKG pro zhodnocení vlivu typu detekce QRS komplexu (Bartlettův test).....                                     | 79 |
| Tab. č. A. 3: Tabulka p–hodnot pro testování shody středních hodnot UEOS s použitím tří QRS detektorů pro jednotlivé pacienty (ANOVA).....                                                         | 80 |
| Tab. č. A. 4: Tabulka p–hodnot pro testování normality výběrů UEOS s dosazením R kmitů EKG pro porovnání vztahů (5.4), (5.5), (5.20) a (5.23), (Shapiro–Willkův test).....                         | 80 |
| Tab. č. A. 5: Tabulka p–hodnot pro testování shody mediánů UEOS vypočtených ze vztahů (5.4), (5.5), (5.20) a (5.23) s dosazením amplitud R kmitů EKG (Kruskal–Wallisův test).....                  | 81 |
| Tab. č. A. 6: Tabulka p–hodnot pro testování normality výběrů hodnot UEOS vypočtených ze součtu Q, R a S kmitů EKG pro porovnání vztahů (5.4), (5.5), (5.20) a (5.23), (Shapiro–Willkův test)..... | 81 |
| Tab. č. A. 7: Tabulka p–hodnot pro testování shody mediánů UEOS vypočtených ze vztahů (5.4), (5.5), (5.20) a (5.23) s dosazením součtu amplitud Q, R, S kmitů EKG (Kruskal–Wallisův test).....     | 82 |
| Tab. č. A. 8: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 299.....                                                                                                     | 82 |
| Tab. č. A. 9: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 300.....                                                                                                     | 83 |
| Tab. č. A. 10: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 301.....                                                                                                    | 83 |
| Tab. č. A. 11: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 302.....                                                                                                    | 83 |
| Tab. č. A. 12: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 305.....                                                                                                    | 83 |

|                                                                                                                                                                                                                |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tab. č. A. 13: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 322 .....                                                                                                               | 84 |
| Tab. č. A. 14: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 413 .....                                                                                                               | 84 |
| Tab. č. A. 15: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 460 .....                                                                                                               | 84 |
| Tab. č. A. 16: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 464 .....                                                                                                               | 84 |
| Tab. č. A. 17: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 500 .....                                                                                                               | 85 |
| Tab. č. A. 18: Tabulka p–hodnot pro testování normality výběrů hodnot UEOS z VKG s použitím čtyř transformačních metod pro jednotlivé pacienty (Kruskal–Wallisův) .....                                        | 85 |
| Tab. č. A. 19: Tabulka p–hodnot pro testování shody středních hodnot UEOS z VKG s použitím čtyř transformačních metod pro jednotlivé pacienty (Kruskal–Wallisův) .....                                         | 86 |
| Tab. č. A. 20: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 299 .....                                                                                                               | 86 |
| Tab. č. A. 21: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 300 .....                                                                                                               | 86 |
| Tab. č. A. 22: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 301 .....                                                                                                               | 87 |
| Tab. č. A. 23: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 302 .....                                                                                                               | 87 |
| Tab. č. A. 24: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 305 .....                                                                                                               | 87 |
| Tab. č. A. 25: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 322 .....                                                                                                               | 87 |
| Tab. č. A. 26: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 413 .....                                                                                                               | 88 |
| Tab. č. A. 27: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 460 .....                                                                                                               | 88 |
| Tab. č. A. 28: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 464 .....                                                                                                               | 88 |
| Tab. č. A. 29: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 500 .....                                                                                                               | 88 |
| Tab. č. A. 30: Tabulka p–hodnot pro testování normality výběrů UEOS z R kmitů animálního EKG pro srovnání vztahů (5.4), (5.5), (5.20) a (5.23), (Shapiro–Willkův test) .....                                   | 89 |
| Tab. č. A. 31: Tabulka p–hodnot pro testování shody mediánů UEOS vypočtených ze vztahů (5.4), (5.5), (5.20) a (5.23) s dosazením amplitudy R kmitů z animálního EKG (Kruskal–Wallisův test) .....              | 89 |
| Tab. č. A. 32: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty zvíře 02 .....                                                                                                                   | 89 |
| Tab. č. A. 33: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty zvíře 03 .....                                                                                                                   | 90 |
| Tab. č. A. 34: Tabulka p–hodnot pro testování normality výběrů UEOS ze součtů Q, R, S kmitů animálního EKG pro srovnání vztahů (5.4), (5.5), (5.20) a (5.23), (Shapiro–Willkův test) .....                     | 90 |
| Tab. č. A. 35: Tabulka p–hodnot pro testování shody mediánů UEOS vypočtených ze vztahů (5.4), (5.5), (5.20) a (5.23) s dosazením součtů amplitud Q, R, S kmitů z animálního EKG, (Kruskal–Wallisův test) ..... | 90 |
| Tab. č. A. 36: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty zvíře 01 .....                                                                                                                   | 91 |
| Tab. č. A. 37: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty zvíře 02 .....                                                                                                                   | 91 |
| Tab. č. A. 38: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty zvíře 03 .....                                                                                                                   | 91 |
| Tab. č. B. 1: Tabulka základních číselných charakteristik hodnot UEOS počítaných z EKG pro pacienta 299 .....                                                                                                  | 92 |
| Tab. č. B. 2: Tabulka základních číselných charakteristik hodnot UEOS počítaných z EKG pro pacienta 300 .....                                                                                                  | 92 |
| Tab. č. B. 3: Tabulka základních číselných charakteristik hodnot UEOS počítaných z EKG pro pacienta 301 .....                                                                                                  | 92 |
| Tab. č. B. 4: Tabulka základních číselných charakteristik hodnot UEOS počítaných z EKG pro pacienta 302 .....                                                                                                  | 93 |

|                                                                                                                |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tab. č. B. 5: Tabulka základních číselných charakteristik hodnot UEOS počítaných z EKG pro pacienta 305 .....  | 93 |
| Tab. č. B. 6: Tabulka základních číselných charakteristik hodnot UEOS počítaných z EKG pro pacienta 322 .....  | 93 |
| Tab. č. B. 7: Tabulka základních číselných charakteristik hodnot UEOS počítaných z EKG pro pacienta 413 .....  | 94 |
| Tab. č. B. 8: Tabulka základních číselných charakteristik hodnot UEOS počítaných z EKG pro pacienta 460 .....  | 94 |
| Tab. č. B. 9: Tabulka základních číselných charakteristik hodnot UEOS počítaných z EKG pro pacienta 464 .....  | 94 |
| Tab. č. B. 10: Tabulka základních číselných charakteristik hodnot UEOS počítaných z EKG pro pacienta 500 ..... | 95 |
| Tab. č. B. 11: Tabulka základních číselných charakteristik hodnot UEOS počítaných z EKG pro zvíře 01 .....     | 95 |
| Tab. č. B. 12: Tabulka základních číselných charakteristik hodnot UEOS počítaných z EKG pro zvíře 02 .....     | 95 |
| Tab. č. B. 13: Tabulka základních číselných charakteristik hodnot UEOS počítaných z EKG pro zvíře 03 .....     | 95 |

## 1. Úvod

Tato diplomová práce navazuje na diplomovou práci Moniky Stránské [1] z fakulty BMI ČVUT v Praze, která se zabývala problematikou vysokofrekvenční oscilační ventilace při umělé plicní ventilaci. Cílem její práce bylo zjistit, zda se změna středního tlaku v dýchacích cestách objeví i na parametrech EKG signálu a zda lze na základě parametrů EKG signálu predikovat oběhovou adverzi způsobenou vysokým tlakem v dýchacích cestách. Jedním z parametrů, na kterém byly sledovány změny v závislosti na změnách středního tlaku v dýchacích cestách, byl úhel elektrické osy srdeční (dále jen UEOS). Autorka předpokládala, že zvýšení středního tlaku v dýchacích cestách může způsobit vychýlení vektoru elektrické osy srdce.

UEOS lze odvodit ze záznamu vektorkardiografických smyček. Pro jejich záznam se však používá Frankův svodový systém rozmístění elektrod. Standardně se ovšem používají končetinové systémy rozmístění elektrod podle Einthovena a Goldberga, ze kterých je možno UEOS matematickými vzorci vypočítat. Autorka diplomové práce počítala hodnoty vektoru UEOS čtyřmi vztahy, ze kterých by měly být získány velmi podobné výsledky. Tento předpoklad se však nepodařilo potvrdit, z každé metody výpočtu byly získány jiné výsledky.

Hlavním cílem této práce tedy je ověřit použité vztahy. Vypracovat rešerši metod výpočtů UEOS. Stanovit vztahy, které by na základě rešerše měly být korektní pro výpočet UEOS, tyto vztahy následně ověřit a vzájemně je porovnat. Pro lepší prostudování problematiky elektrické osy srdeční se práce zabývá také vektrokardiografií. UEOS je počítán z končetinových EKG svodů, z přímo měřených vektorkardiografických svodů a z matematicky odvozených vektorkardiografických svodů z EKG svodů. Z tohoto důvodu byla pro analýzu a srovnání vztahů použita databáze záznamů lidských modelů. Tato databáze na rozdíl od animálních dat, která byla k dispozici, obsahuje kompletní sadu záznamu jak elektrokardiografických svodů, tak vektorkardiografických svodů.

Zpracovávaná experimentální data jsou tedy kromě lidského původu také animálního původu. Experiment byl proveden na prasatech domácích (*sus scrofa domestica*). Odlišnosti anatomie srdce mohou způsobit změny v záznamech EKG křivek stejně jako odlišnosti v působení elektrických vektorů srdce. Součástí této práce je tedy porovnání anatomické stavby srdce prasete s lidským srdcem.



## 2. Srdce a převodní systém

Člověk i prase domácí (*sus scrofa domestica*) jsou ve vědecké klasifikaci zařazeni ve stejné třídě savců. Základní fyziologická podstata vzniku elektrické aktivity srdce je u obou živočichů proto stejná. Srdce člověka a prasete domácího se v některých ohledech liší, proto je součástí této kapitoly makroskopické porovnání anatomie srdce člověka a prasete domácího.

### 2.1 Fyziologická podstata vzniku a šíření elektrické aktivity srdce

Srdeční činnost je vyvolávána šířením akčních potenciálů převodním systémem srdečním. Během každého cyklu aktivace srdečního svalu dochází ke vzniku elektrického pole. Elektrické pole vzniká průchodem akčních potenciálů vodivou srdeční tkání. Elektrická vodivost buněk myokardu se mění v závislosti na fázi srdečního cyklu. Buňky mohou být ve fázi depolarizace, repolarizace nebo ve fázi plató. Aby došlo ke kontrakci myokardu, a tedy k vypuzení krve do oběhu musí být buňky myokardu depolarizovány, tedy podrážděny. Buňky ve fázi depolarizace generují napětí a mají kladný elektrický náboj, ve fázi repolarizace vykazují záporný náboj. Dvojice buněk s kladným a záporným nábojem vytváří elementární elektrický dipól, který lze popsat vektorem o určité velikosti a směru. Směr vektoru elektrického dipólu je orientován od kladného náboje směrem k zápornému náboji, tedy od depolarizované buňky k repolarizované buňce myokardu. Soustava elementárních elektrických dipólů depolarizovaných a repolarizovaných buněk srdeční svaloviny tedy tvoří pole elektrických dipólů. Součtem elementárních vektorů v určité oblasti srdce dostaneme regionální vektor. Součtem všech regionálních vektorů získáme výsledný okamžitý vektor srdce, který je označován za elektrickou osu srdce. Okamžitý srdeční vektor vychází z virtuálního elektrického středu srdce, který je orientován do centra elektrického pole srdce. Na základě šíření akčního potenciálu srdečním svalem se okamžitý srdeční vektor v každém časovém okamžiku mění. V průběhu srdečního cyklu opisuje okamžitý srdeční vektor čtyři smyčky, a to při depolarizaci síní, repolarizaci síní, depolarizaci komor a repolarizaci komor. Pokud nastane stav současné depolarizace nebo repolarizace všech buněk myokardu, dojde ke vzájemnému vyrušení vektorů elementárních dipólů a okamžitý srdeční vektor bude nulový a leží v jednom bodu, v elektrickém středu srdce.

Při depolarizaci síní vzniká vlna P, jejíž vektor směřuje od sinoatriálního uzlu do atrioventrikulárního uzlu. Repolarizace síní není zřetelná. Junkcí je vzruch převeden ze síní na komory a přes Hisův svazek a Purkyňova vlákna je převeden na pracovní myokard. Během přenosu vzruchu ze síní na komory nelze zaznamenat elektrickou aktivitu. V této fázi srdečního cyklu vzniká izoelektrický úsek PQ. Při elektrické aktivaci komor v prvních 20 ms nastává depolarizace septa pomocí Tawarových ramének. Akční potenciál se šíří z levého Tawarova raménka na pravé Tawarovo raménko. Výsledkem šíření vzruchu z levé oblasti septa na pravou je regionální vektor septální aktivace, která je znázorněna kmitem Q. Během následujících 20–40 ms nastává depolarizace stěny komor od vnitřních vrstev myokardu (endokard) směrem k vnějším vrstvám myokardu (epikard) a vzniká tak regionální vektor komorových stěn. Regionální vektor stěn komor směřuje doleva dolů a dozadu. Tato orientace je způsobená silnější stěnou levé komory než komory pravé. Depolarizace komor je v elektrokardiogramu reprezentovaná kmitem R. V dalších 20 ms nastává konec komorové aktivace, při které se vzruch šíří posterobazální oblastí komor. Regionální vektor směřuje dozadu doleva nebo doprava. Tato situace se v elektrokardiogramu projeví jako kmit S. Celkovým výsledkem

výše popsané posloupnosti depolarizací jednotlivých oblastí srdce je QRS komplex, který trvá přibližně 0,08 s.

Po depolarizaci komor nastává repolarizace. Repolarizace srdeční svaloviny ustupuje v opačném směru než depolarizace, tedy od epikardu k endokardu. Směr šíření repolarizace je způsoben nerovnováhou počtu draslíkových kanálů. V epikardu se nachází více draslíkových kanálů, to způsobí dřívější ústup akčního napětí tedy dřívější nastolení stavu elektropozitivity než u endokardu. Po rychlé komorové repolarizaci se QRS komplex vrací na izoelektrickou linii. Po depolarizaci následuje fáze plató, která je zaznamenána jako izoelektrický úsek ST. Za úsekem ST následuje relativně pomalá vlna repolarizace komor T.

[2], [3], [5], [12]

## 2.2 Srovnání anatomie lidského a animálního srdce

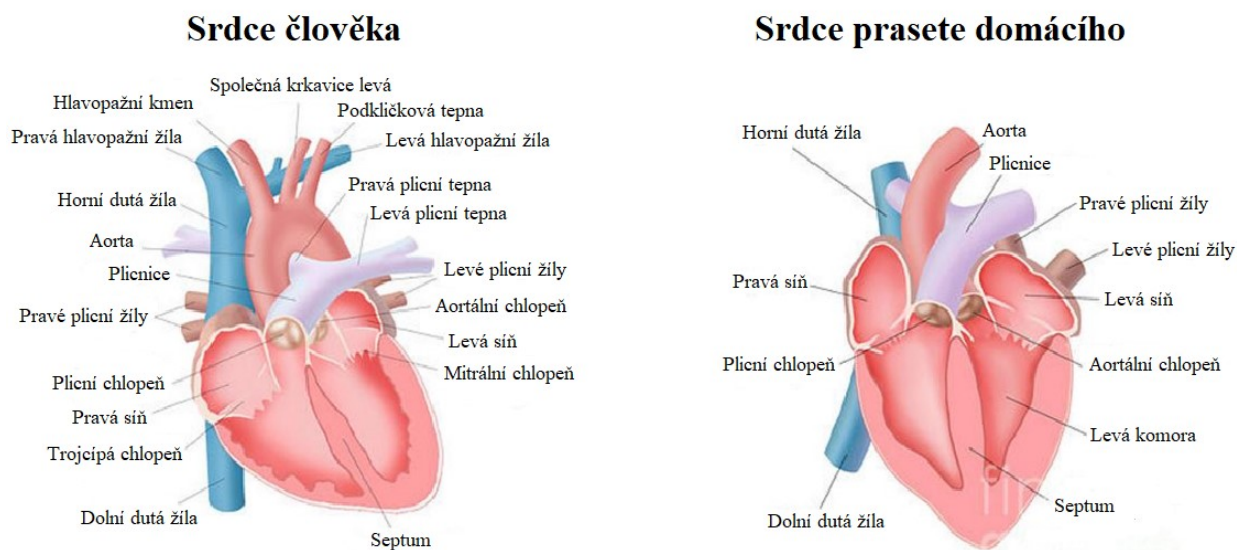
Jak srdce člověka, tak srdce zvířete mají za úkol zajistit přívod krve to celého těla. Často se ztotožňuje anatomie lidského a prasečího srdce. Toto však nelze jednoznačně tvrdit, protože z makroskopického pohledu podle [10] a [11] se anatomie prasečího srdce od lidského srdce v některých ohledech liší. Srovnání stavby srdce člověka a prasete domácího je na Obr. č. 1.

Základní rozdíl při prvním pohledu je ve velikosti srdce vzhledem k celému tělu. Relativní váha srdce dospělého prasete (vztažená na celkovou váhu těla) se pohybuje od 2,9 do 2,5 g/kg. Lidské srdce dosahuje váhy 5 g/kg. Relativní váha srdce prasete a člověka se dá srovnávat pouze u mladých prasat, která dosahují celkové váhy 25–30 kg.

Rozdíly jsou způsobeny především odlišným postojem těla zvířete od člověka. Zatímco člověk je v poloze vzpřímené, prase se nachází v poloze na čtyřech končetinách. Odlišný postoj člověka a prasete způsobuje změny ve tvaru a orientaci srdce (viz Obr. č. 1). Hrot u obou typů zkoumaných srdcí při vzpřímeném postoji jedince směřuje vždy dolů a doleva. Orientace srdce v hrudníku je však díky postoji těla odlišná. Srdce v hrudníku člověka je více orientováno na levou stranu, nachází se ze 2/3 vlevo. Naopak srdce v hrudníku prasete je orientováno více mediálně a je nakloněno ventrálně. Srdce prasete je lokalizováno ze 3/5 nalevo od mediastinální roviny hrudníku. Srdce prasete domácího leží přibližně na úrovni horizontální roviny proložené středem hrudníku mezi třetím a šestým žebrem. Báze srdce směřuje dorzálně a hrot míří ke sternu. U člověka báze srdce směřuje kraniálně a hrot směřuje kaudálně.

Vnitřní stavba srdce je u prasete totožná s lidským srdcem. Srdce je rozděleno septem na pravou venózní část a levou arteriální část. Každá část se dělí na síň a komoru. Na pravou síň srdce jsou napojeny horní dutá žíla a dolní dutá žíla, z pravé komory vychází plicnice do malého krevního oběhu. Do levé síně vstupují z malého oběhu plicní žíly a z levé komory pak vychází aorta, která rozvádí krev do celého těla, proto je stejně jako u člověka svalovina levé části srdce silnější než v pravé části.

Pravá komora srdce člověka je větší než pravá komora srdce prasete. Horní a dolní duté žíly člověka, které ústí do pravé síně svírají mezi sebou vzájemně úhel 180°, naopak u prasete je tento vzájemný úhel 90°. Podstatnou odchylkou prasečího srdce je také v počtu plicních žil, které vstupují do levé síně. U člověka jsou to 4 plicní žíly, u prasete do levé síně vstupují pouze 2 plicní žíly. Ouška síní člověka mohou být různé velikosti, přičemž pravé bývá trojúhelníkového tvaru a levé má obecně trubicovitý tvar. Ouško prasete pravé síně má pŕlměsíčitý tvar a je menší než levé ouško, které má trojúhelníkovitý tvar. Vena azygos se v lidském srdci nevyskytuje, na rozdíl od prasete, kde je přítomná jako přítok do koronárního sinu, vrací krev z těla přímo do pravé síně. Výživu srdeční svaloviny zajišťují u obou typů srdcí dvě koronární tepny, které odstupují z aorty. Většina rozměrů vnitřních částí lidského srdce jsou větší než u srdce prasete.



**Obr. 1: Srovnání anatomie lidského srdce se srdcem prasete domácího**

[10], [12], [14], [15], [16]

### 3. Záznam EKG

Snímání elektrické aktivity lidského i animálního srdce se nejčastěji provádí za použití povrchových snímacích elektrod. U zvířete bývají běžně použity končetinové elektrody. Pro vědecké účely je možné měřit animální EKG také hrudními elektrodami. S problematikou elektrické osy srdeční je úzce spojena také vektorkardiografie, která využívá svodový systém podle Franka. Principy těchto metod měření elektrické aktivity srdce jsou popsány v následujících podkapitolách. Vektorkardiografii jako takové a elektrické ose srdeční je věnována kapitola následující.

#### 3.1 Základní svodové systémy

Okamžitý srdeční vektor je snímán z povrchu těla povrchovými elektrodami. Elektrody zaznamenávají rozdíly elektrických potenciálů, které jsou způsobeny elektrickými projevy buněk srdeční tkáně. Akční potenciály působící na srdeční buňky vyvolávají elektrické proudy v okolí srdce. Tkáně těla obsahují vysoké množství elektricky nabitých iontů. Díky tomu jsou tkáně vodivé a lze zaznamenávat elektrické projevy srdečních buněk i na povrchu těla. Napětí, které je snímáno elektrodami, odpovídá průměru okamžitého srdečního vektoru v daném časovém okamžiku na spojnici svodových elektrod. Úroveň tohoto napětí je závislá na vzdálenosti a poloze snímacích elektrod od zaznamenávaného elektrického dipólu. Měřené napětí také závisí na vodivosti tkáně, kterou měřený signál prochází od místa svého vzniku až k elektrodám. Umístíme-li elektrody ve směru okamžitého vektoru srdce, naměříme maximální kladné napětí. Umístíme-li elektrody proti směru okamžitého vektoru srdce, naměříme maximální záporné napětí. Pokud elektrody umístíme kolmo na směr vektoru, jeho měřené napětí bude nulové.

Elektrickou aktivitu srdce v klasické elektrokardiografii zaznamenáváme elektrodami, které jsou zapojovány do svodů. Svody rozlišujeme unipolární a bipolární. Při bipolárním zapojení elektrod se snímá rozdíl potenciálů mezi dvěma aktivními elektrodami. Při unipolárním snímání měříme rozdíl potenciálů aktivní elektrody a referenční elektrody, která má nulový potenciál. Referenční elektrodu s nulovým potenciálem získáme spojením všech elektrod přes dostatečně velký odpor. Za bipolární svody jsou označovány končetinové svody podle Einthovena. Za unipolární svody jsou označovány tři končetinové svody podle Goldberga a šest hrudních svodů podle Wilsona. Svody je také možno rozdělit dle roviny snímání průměrného srdečního vektoru. Končetinové svody podle Einthovena a Goldberga zaznamenávají srdeční aktivitu v rovině frontální. Hrudní svody podle Wilsona zaznamenávají aktivitu srdce v rovině horizontální.

Další metodou záznamu elektrické aktivity srdce je vektorkardiografie. Pro tuto diagnostickou metodu je nejčastěji využíván bipolární Frankův svodový systém, který tvoří sedm elektrod. Pomocí Frankových svodů je možno sledovat aktivitu srdce ve třech rovinách, ve frontální, horizontální a sagitální.

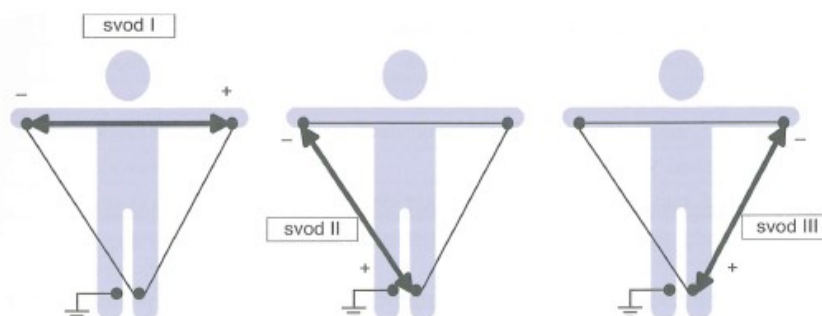
[1], [3], [5], [12], [34]

### 3.1.1 Svodový systém podle Einthovena

Svodový systém podle Einthovena tvoří bipolární končetinové svody. Svody, které jsou označeny římskými číslicemi I, II, III, měří rozdíl potenciálů mezi dvěma aktivními elektrodami. Einthovenův svodový systém využívá tři elektrody. Dvě elektrody jsou umístěny na distální části horních končetin a třetí na distální části bérce levé dolní končetiny. Elektrody jsou barevně rozlišené. Barvy elektrod a označení jsou pro přehlednost zapsány v Tab. č. 1. Elektrody tvoří vrcholy rovnoramenného trojúhelníku, ze kterého se pak počítají rozdíly potenciálů sousedních elektrod. Srdce leží v pomyslném těžišti tohoto trojúhelníku. Grafické znázornění umístění elektrod a z nich odvozené svody znázorňuje Obr. č. 2.

Tab. č. 1: Barevné rozlišení a označení elektrod v Einthovenově svodovém systému

| Pozice                | Barva   | Označení                    |
|-----------------------|---------|-----------------------------|
| Pravá horní končetina | Červená | RA (right arm), R (right)   |
| Levá horní končetina  | Žlutá   | LA (left arm), L (left)     |
| Levá dolní končetina  | Zelená  | LL (left leg), F (foot)     |
| Pravá dolní končetina | Černá   | RL (right leg), N (neutral) |



Obr. č. 2: Einthovenovy bipolární svody

**Svod I** – snímá rozdíl potenciálů mezi elektrodami horních končetin (RA, LA). Napětí na tomto svodu lze vypočítat ze vztahu (3.1)

$$V_I = \Phi_{LA} - \Phi_{RA} \quad (3.1)$$

Kde  $V_I$  je napětí na svodu I,  $\Phi_{RA}$  je potenciál na elektrodě RA a  $\Phi_{LA}$  je potenciál na elektrodě LA.

**Svod II** – snímá rozdíl potenciálů mezi elektrodami pravé horní končetiny (RA) a levé dolní končetiny (LL). Napětí na tomto svodu lze vypočítat ze vztahu (3.2)

$$V_{II} = \Phi_{LL} - \Phi_{RA} \quad (3.2)$$

Kde  $V_{II}$  je napětí na svodu II,  $\Phi_{RA}$  – potenciál na elektrodě RA a  $\Phi_{LL}$  – potenciál na elektrodě LL.

**Svod III** – snímá rozdíl potenciálů mezi elektrodami levé dolní končetiny (LL) a levé horní končetiny (LA). Napětí na tomto svodu lze vypočítat ze vztahu (3.3)

$$V_{III} = \Phi_{LL} - \Phi_{LA} \quad (3.3)$$

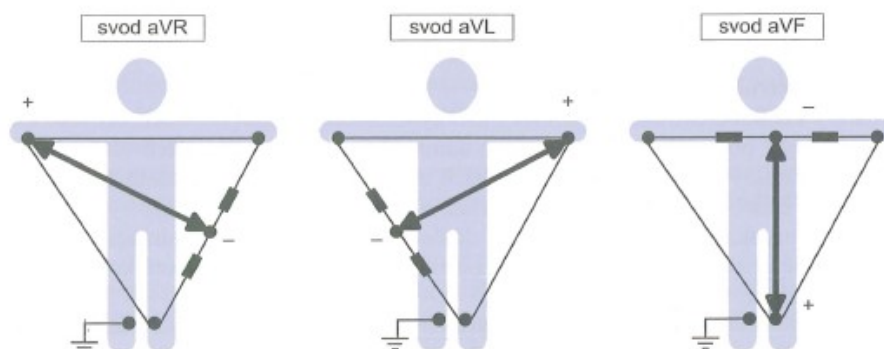
Kde  $V_{III}$  je napětí na svodu III,  $\Phi_{LA}$  je potenciál na elektrodě LA a  $\Phi_{LL}$  je potenciál na elektrodě LL.

Pokud není možné umístit elektrody na končetiny, lze elektrody umístit na hrudník pacienta. A to tak, že elektrody z horních končetin se umístí do pravé, resp. levé podklíčkové oblasti a končetinová elektroda se umístí do levé podžeberní krajiny. Při tomto umístění je však nutné zachovat tvar trojúhelníku, v jehož vrcholech se nacházejí elektrody a srdce je v jeho pomyslném těžišti.

[1], [3], [4], [12], [34]

### 3.1.2 Svodový systém podle Goldberga

Svodový systém podle Goldberga tvoří unipolární končetinové svody, které opět tvoří vrcholy trojúhelníka se srdcem v pomyslném těžišti. Tyto svody jsou augmentované (zesílené), proto jsou svody označeny malým písmenem „a“, tzn. aVR, aVL, aVF. Při použití tohoto svodového systému se měří potenciál aktivní elektrody proti referenční elektrodě, která tvoří průměr ostatních dvou neaktivních elektrod. Tímto je dosaženo zesílení měřeného napětí. Aktivní končetinová elektroda je kladná a referenční elektroda vytvořená průměrem ze zbývajících dvou elektrod je záporná. Grafické znázornění umístění elektrod a z nich odvozené svody znázorňuje Obr. č. 3.



Obr. č. 3: Goldbergovy unipolární svody

**aVR** – snímá potenciál elektrody na pravé horní končetině (RA) proti průměrné hodnotě levé horní končetiny a levé dolní končetiny (LA, LL). Napětí na tomto svodu lze vypočítat ze vztahu (3.4)

$$aV_R = \phi_{RA} - \frac{\phi_{LA} + \phi_{LL}}{2} = \frac{2\phi_{RA} - \phi_{LA} - \phi_{LL}}{2} \quad (3.4)$$

Kde  $aV_R$  je napětí na svodu aVR,  $\Phi_{LA}$  je potenciál na elektrodě LA,  $\Phi_{RA}$  je potenciál na elektrodě RA a  $\Phi_{LL}$  je potenciál na elektrodě LL.

**aVL** – snímá potenciál elektrody na levé horní končetině (LA) proti průměrné hodnotě pravé horní končetiny a levé dolní končetiny (RA, LL). Napětí na tomto svodu lze vypočítat ze vztahu (3.5)

$$aV_L = \phi_{LA} - \frac{\phi_{RA} + \phi_{LL}}{2} = \frac{2\phi_{LA} - \phi_{RA} - \phi_{LL}}{2} \quad (3.5)$$

Kde  $aV_L$  je napětí na svodu,  $\phi_{LA}$  je potenciál na elektrodě LA,  $\phi_{RA}$  je potenciál na elektrodě RA a  $\phi_{LL}$  a potenciál na elektrodě LL.

$aV_F$  – snímá potenciál elektrody na levé horní končetině (LL) proti průměrné hodnotě pravé horní končetiny a levé dolní končetiny (RA, LA). Napětí na tomto svodu lze vypočítat ze vztahu (3.6)

$$aV_F = \phi_{LL} - \frac{\phi_{RA} + \phi_{LA}}{2} = \frac{2\phi_{LL} - \phi_{RA} - \phi_{LA}}{2} \quad (3.6)$$

Kde  $aV_L$  je napětí na svodu,  $\phi_{LA}$  je potenciál na elektrodě LA,  $\phi_{RA}$  je potenciál na elektrodě RA a  $\phi_{LL}$  je potenciál na elektrodě LL.

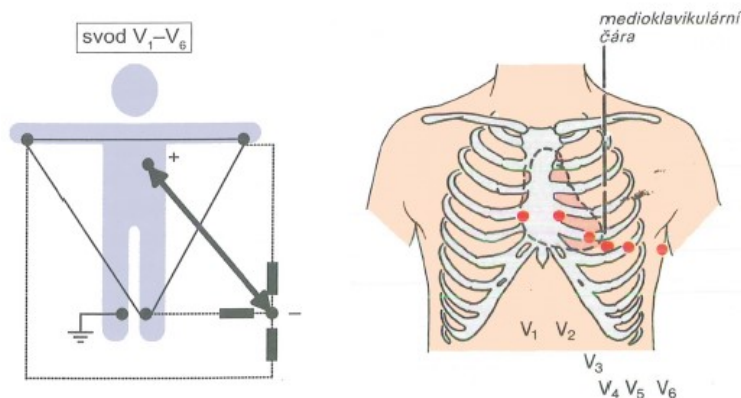
[1], [3], [4], [12], [34]

### 3.1.3 Svodový systém podle Wilsona

Svodový systém podle Wilsona tvoří unipolární hrudní svody, které zobrazují elektrickou aktivitu srdce v horizontální rovině. Wilsonovy svody tvoří celkem šest elektrod, přičemž každá elektroda má stanovenou polohu na hrudníku. Umístění elektrod na hrudníku a jejich označení písmenem V s indexem dle pořadí elektrody je pro přehlednost zaznamenáno v Tab. č. 2, prostorové rozmístění je na Obr. č. 4. Potenciál je zaznamenáván na aktivní elektrodě proti referenční elektrodě, kterou tvoří spojení tří končetinových elektrod. Referenční elektroda bývá označována jako Wilsonova svorka. Hrudními svody je možno zachytit vektory, které ve frontální rovině není možno zachytit, protože směřují vzad.

Tab. č. 2: Umístění a označení elektrod ve Wilsonově svodovém systému

| Označení       | Pozice                                 |
|----------------|----------------------------------------|
| V <sub>1</sub> | Čtvrté mezižebří parasternálně vpravo  |
| V <sub>2</sub> | Čtvrté mezižebří parasternálně vlevo   |
| V <sub>3</sub> | Mezi V <sub>2</sub> a V <sub>4</sub>   |
| V <sub>4</sub> | Páté mezižebří medioklavikulárně vlevo |
| V <sub>5</sub> | Mezi V <sub>4</sub> a V <sub>6</sub>   |
| V <sub>6</sub> | Páté mezižebří na střední axiální čáře |

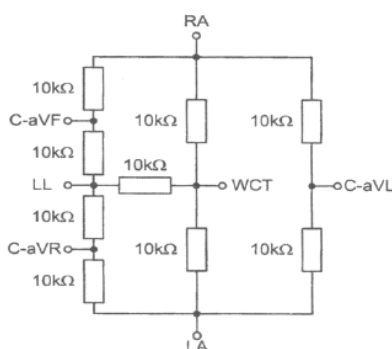


Obr. č. 4: Wilsonovy hrudní unipolární svody

**Wilsonova svorka** – referenční elektroda, která je tvořena spojením tří končetinových elektrod přes odpor  $5\text{ k}\Omega$  nebo  $10\text{ k}\Omega$ . Napětí na Wilsonově svorce se vypočítá pomocí vztahu (3.7). Takto vznikne celá Wilsonova síť, která je na Obr. č. 5.

$$V_{WCT} = \frac{\Phi_{LL} + \Phi_{RA} + \Phi_{LA}}{2} \quad (3.7)$$

Kde  $V_{WCT}$  je napětí na Wilsonově svorce,  $\Phi_{LA}$  je potenciál na elektrodě LA,  $\Phi_{RA}$  je potenciál na elektrodě RA a  $\Phi_{LL}$  je potenciál na elektrodě LL.



Obr. č. 5: Wilsonova síť

Wilsonův svodový systém společně s Einthovenovým a Goldbergovým systémem poskytují celkovou prostorovou představu o elektrickém poli srdce.

[1], [3], [4], [12], [34]

### 3.1.4 Svodový systém podle Franka

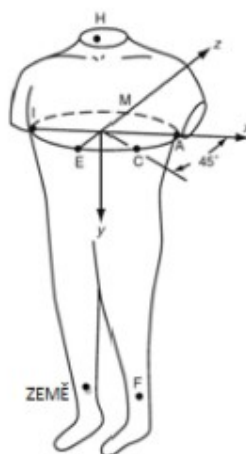
Frankův systém je označován jako ortogonální svodový systém, jelikož sleduje srdeční aktivitu ve třech rovinách a to frontálně, horizontálně a sagitálně, které jsou na sebe vzájemně kolmé. Toto je jeho nesporná výhoda oproti ostatním systémům rozmístění elektrod. Frankův systém je tvořen sedmi bipolárními elektrodami, přičemž jeden svod je vždy tvořen několika elektrodami. Přijaté potenciály elektrod se pomocí odporové sítě maticují, tím se získá pravoúhlá ortogonální soustava snímaných potenciálů. Rozmístění a označení elektrod je opět uvedeno v Tab. č. 3. Elektrody



přiložené na hrudník jsou ve výšce odpovídající elektrickému středu srdce. Na Obr. č. 6 je znázorněno umístění elektrod dle Frankova systému.

Tab. č. 3: Umístění a označení elektrod ve Frankově svodovém systému

| Označení | Rovina       | Pozice                                         |
|----------|--------------|------------------------------------------------|
| H        | Frontální    | Zadní oblast krku                              |
| F        |              | Distální oblast levé dolní končetiny           |
| C        |              | 45° vpřed od střední axilární čáry             |
| I        | Horizontální | Střední axilární čára vpravo                   |
| A        |              | Střední axilární čára vlevo                    |
| M        | Sagitální    | Čtvrté mezižebří v oblasti obratlů             |
| E        |              | Čtvrté mezižebří v oblasti středu hrudní kosti |
| N        |              | Neutrální elektroda – pravá dolní končetina    |



Obr. č. 6: Umístění elektrod Frankova systému

Ze svodů jsou získány signály ve třech rovinách, tedy ve třech osách. Napětí v těchto osách  $U_x, U_y, U_z$  se dopočítává z odporové sítě pomocí vztahů (3.8), (3.9), (3.10)

$$U_x = 0,610U_A + 0,171U_C - 0,781U_I \quad (3.8)$$

$$U_y = 0,655U_F + 0,345U_M - U_H \quad (3.9)$$

$$U_z = 0,133U_A + 0,736U_M - 0,264U_I - 0,374U_E - 0,231U_C \quad (3.10)$$

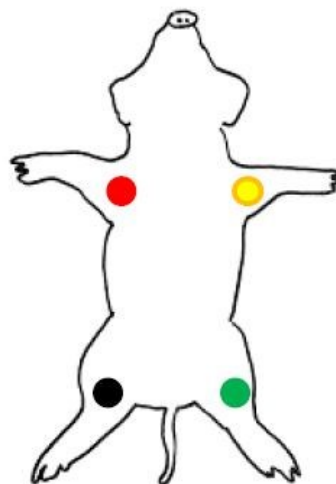
Výstupem ortogonálního systému není klasická křivka závislosti na čase. Typickým výstupem ortogonálního systému je záznam v jednotlivých rovinách formou prostorových křivek. Takový záznam se nazývá vektorkaridograf.

[1], [3], [4], [12], [34]

### 3.2 Záznam animálního EKG

Při neinvazivním měření EKG na zvířeti se běžně používají stejné elektrody jako při měření na člověku. Nejčastěji se v běžné praxi používají pouze končetinové elektrody, ze kterých se stejným způsobem popsáním výše stanovují unipolární (aVR, aVL, aVF) a bipolární (I, II, III) EKG svody. Pro dokonalejší klinické vyšetření je možno použít také hrudní elektrody unipolární ( $V_1$ – $V_{10}$ ).

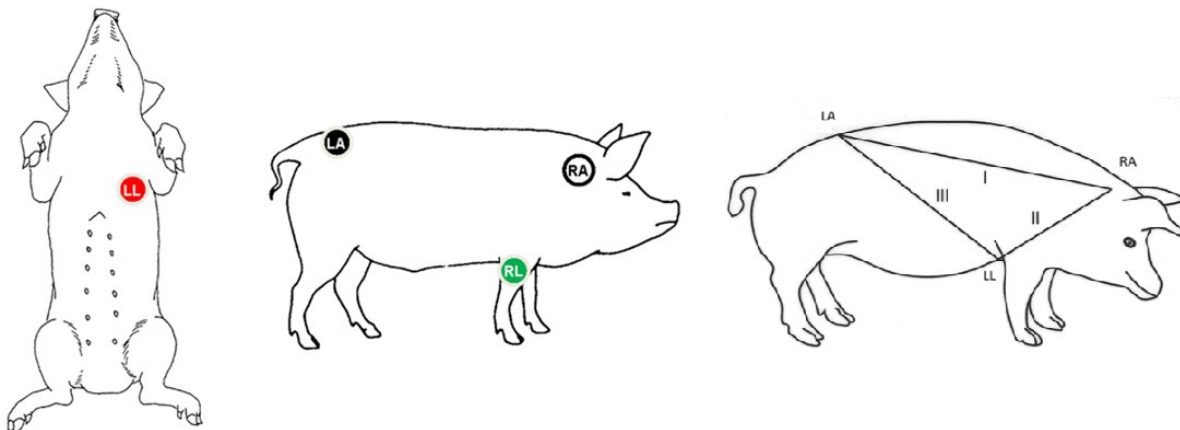
Jak bylo zmíněno elektrody pro měření EKG jsou totožné s lidskými, ovšem jejich umístění a použité svody mají různé varianty. Rozmístění elektrod, které bylo použito při měření analyzovaných dat v této práci je možné pouze za použití anestezie. Zvíře je v poloze na zádech a čtyři končetinové elektrody jsou umístěny na hrudníku (viz Obr. č. 7). Přičemž je dodrženo stejné barevné označení jako při záznamu na člověku, červená pro pravou přední končetinu, žlutá pro levou přední končetinu, zelená pro levou zadní končetinu a černá neutrální elektroda pro pravou zadní končetinu. Z takto vytvořeného svodového systému lze získat záznamy unipolárních i bipolárních končetinových svodů.



Obr. č. 7: Rozmístění končetinových elektrod při snímání animálního EKG na zádech [1]

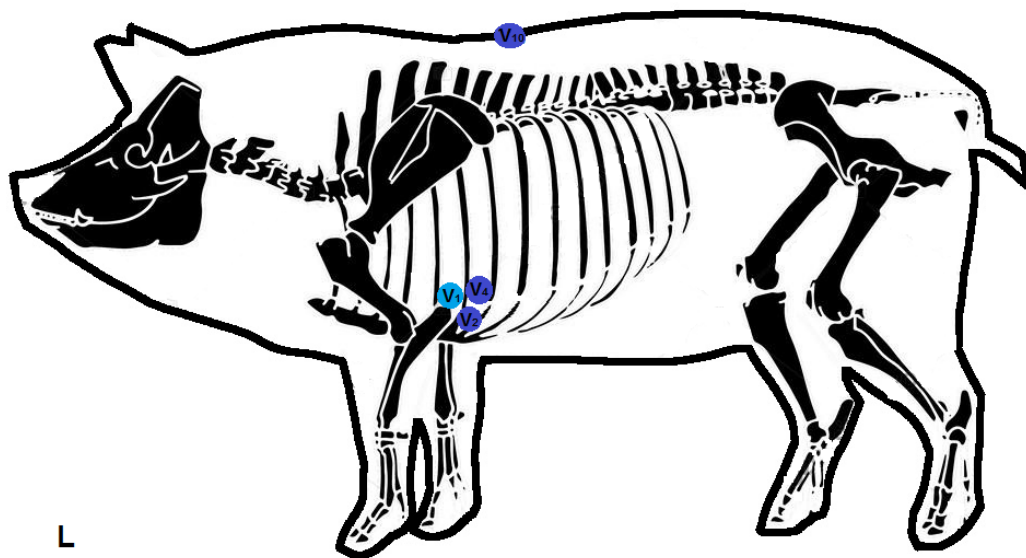
Další možností pro jednoduché klinické monitorování animálního EKG je použití menšího počtu snímacích elektrod. Nejjednodušší metodou záznamu je pouze jednosvodový systém, který používá dvě elektrody. Elektrody jsou umístěny na pravé přední končetině a levé zadní končetině. Takto měříme bipolární svod II, ve kterém se vyskytují největší kladné vlny, lze tedy kvalitně sledovat srdeční frekvenci, detekovat R kmit či komorovou fibrilaci.

Metoda měření končetinových svodů, která se používá pouze u prasat domácích, je tvořena čtyřmi elektrodami, ze kterých je odvozeno šest svodu – I, II, III, aVF, aVR a aVL. Odlišné rozmístění od toho, které využívá klasické končetinové rozmístění, je zobrazeno na Obr. č. 8 včetně naznačeného svodového systému. Toto rozmístění končetinových elektrod se také nazývá Nehb–Spoerriho osový systém. Červená elektroda je umístěna na vrcholu srdce v mezižebří pátého a šestého žebra, zelená elektroda je umístěna na úrovni 1/3 pravé přední nohy proximálním směrem, bílá elektroda je umístěna na pravém bradavkovém výběžku spánkové kosti (processus mastoideus) a poslední černá elektroda je umístěna proximálním směrem v oblasti křížové kosti. Tento osový svodový systém vykazuje menší variabilitu a vyšší amplitudy než standardní končetinový systém.



Obr. č. 8: Rozmístění elektrod Nehb–Spoerriho systému při snímání končetinového EKG prasete domácího

Rozšířením systému o hrudní elektrody lze získat 10–ti svodový systém. Tento systém se používá pro výzkumné účely. Jedná se o rozšíření výše popsaného 6–ti svodového systému, který je tvořen čtyřmi elektrodami o další čtyři hrudní elektrody. Tyto elektrody se používají pro získání trojrozměrného pohledu na elektrickou aktivitu srdce. Umístění hrudních elektrod je závislé na rozměrech hrudníku, pro každé zvíře se tedy mírně liší. Rozmístění čtyř končetinových elektrod je stejné jako v předchozím případě. Pozice čtyř hrudních elektrod jsou znázorněny na Obr. č. 9. Elektroda  $V_1$  je umístěna na pravé straně zvířete v oblasti pátého mezižebří blízko hrudní kosti. Elektroda  $V_2$  je umístěna na levé straně v oblasti šestého mezižebří opět směrem ke sternu. Elektroda  $V_4$  je opět na levé straně v oblasti šestého mezižebří. Tato elektroda je umístěna nad  $V_2$  na úrovni costochondrálního spojení. Poslední elektroda  $V_{10}$  se přikládá nad trnový výběžek sedmého hrudního obratle. Při diagnostice tohoto svodového systému jsou nejdůležitější svody I, II, aVF,  $V_1$  a  $V_2$ .



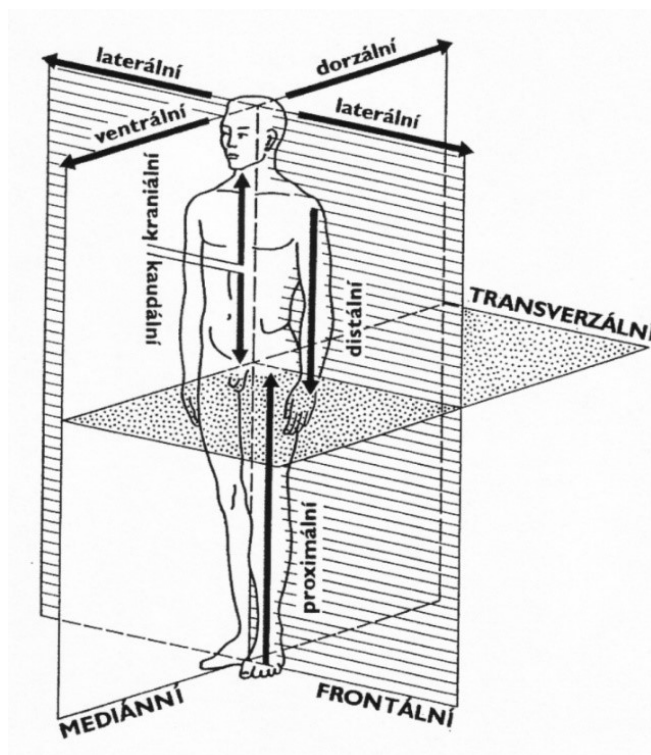
Obr. č. 9: Rozmístění hrudních elektrod při snímání animálního EKG, pohled z levé strany

[17], [18], [20]

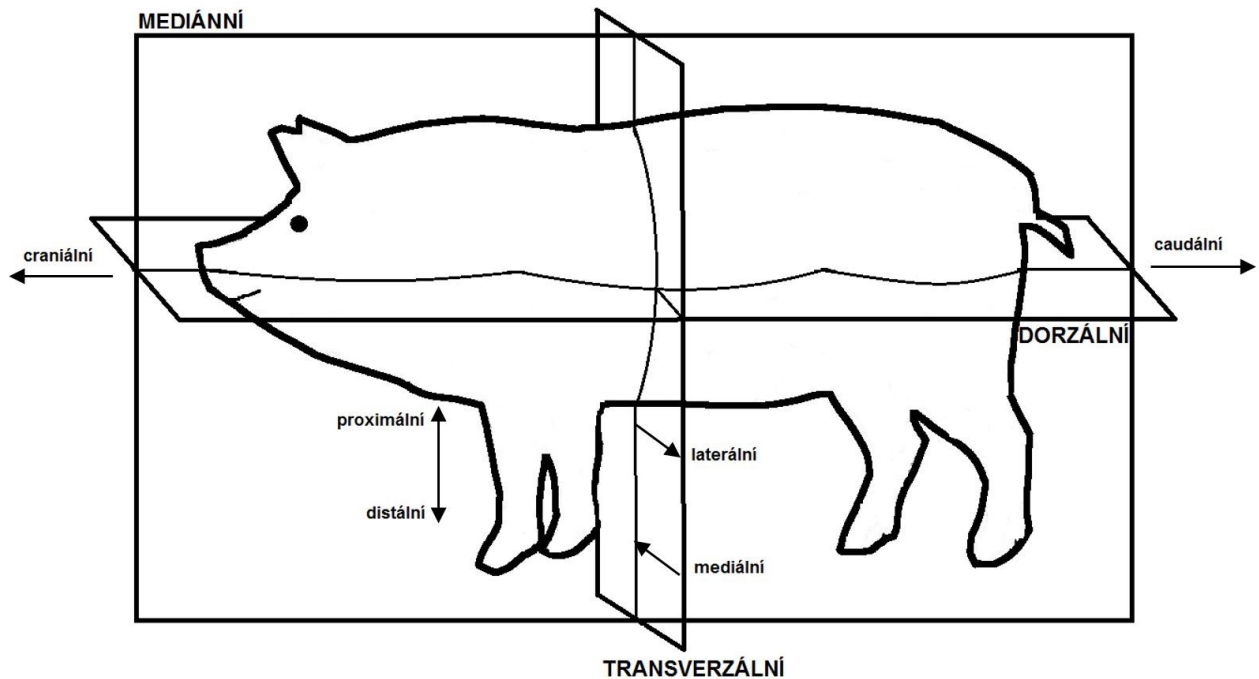
### 3.2.1 Animální anatomické roviny

Při popisu svodového systému je nutné porovnat anatomické roviny člověka a anatomické roviny zvířete. Zatímco u člověka rozlišujeme tři základní anatomické roviny frontální, horizontální a sagitální (viz Obr. č. 10), u zvířete rozlišujeme roviny dorzální, mediální a transverzální (viz Obr. č. 11). Při záznamu EKG člověka z unipolárních hrudních svodů je tvořena projekce svodů do horizontální roviny. Při záznamu končetinových svodů na lidském modelu jsou svody projekcí ve frontální rovině. To znamená, že v praktické části při výpočtu elektrické osy srdeční z EKG člověka je počítán úhel jejího sklonu ve frontální rovině vůči horizontální linii. Úhel počítaný z končetinových EKG svodů prasete domácího v poloze na zádech je počítán v animální anatomické rovině dorzální.

[19], [20], [22]



Obr. č. 10: Anatomické roviny a směry člověka



Obr. č. 11: Anatomické roviny a směry prasete domácího

### 3.3 Animální EKG

EKG data, kterou jsou zpracovávána v této práci jsou animálního původu, naměřená na prasatech domácích (*sus scrofa domestica*). Díky podobnostem lidského a prasečího srdce jsou prasata domácí často používána při experimentech v biomedicínských výzkumech. EKG prasat se zaznamenává nejčastěji pouze končetinovými svody. Standardně se hodnotí tepová frekvence, délky vln a intervalů a amplitudy. Nejčastěji se pro klinické hodnocení animální EKG křivky používají záznamy ze II bipolárního svodu. Animální EKG je závislé na poloze zvířete při záznamu křivky. V poloze ve stoje, v leže nebo na boku zvířete se standardně v křivkách EKG nevyskytují podstatné rozdíly. Rozdíly se objevují v poloze na zádech.

Tepová frekvence prasat je vyšší než u člověka, nabývá hodnot přibližně kolem 100 úderů za minutu. Systolický tlak srdce je vyšší než lidský, naopak diastolický dosahuje stejných hodnot a to 140/80 mm Hg.

EKG prasat je tvořeno stejně jako u člověka vlnou P, QRS komplexem a vlnou T. Převodní systém prasečího srdce funguje stejně jako u lidského srdce. To znamená, že vlna P představuje depolarizaci síní, QRS komplex je způsoben depolarizací komor a vlna T znázorňuje repolarizaci komor.

P vlna měřená ve svodu II je sinusového rytmu s pozitivní výchylkou. Její šířka se pohybuje v rozsahu 30–60 ms s průměrnou hodnotou 40 ms. Tato hodnota odpovídá délce trvání P vlny lidského srdce, která nepřekračuje hodnotou 100 ms. Amplituda vlny dosahuje hodnot 0,128 mV, což opět odpovídá amplitudě lidského srdce, která dosahuje maximálně hodnot 0,25 mV.

Délka QRS komplexu je u srdce prasete domácího kratší než u člověka. Šířka QRS komplexu prasete kolísá v rozsahu 30–40 ms s průměrnou hodnotou 37 ms. U lidského srdce se pohybuje od 70 do 110 ms. Amplituda dominantní R vlny dosahovala hodnot 0,537 mV.

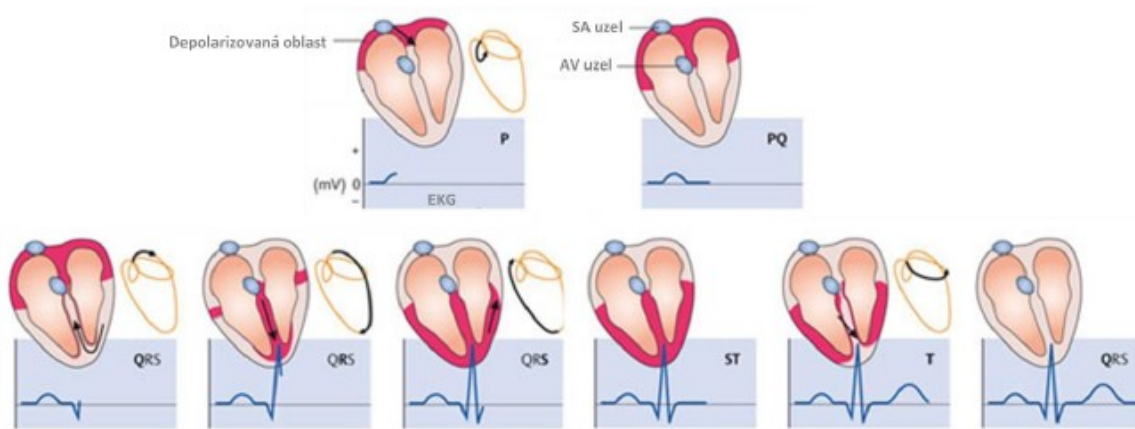
Také Interval QT dosahuje u prasete nižších hodnot než u člověka. QT interval prasete trvá 200–260 ms s průměrnou hodnotou 218 ms. U člověka je doba trvání QT intervalu téměř dvojnásobná a to 420–440 ms. Amplitudy T vlny prasečího EKG dosahují hodnoty 0,258 mV. Ve studii bylo zjištěno, že poloha hrudních končetin zvířete je důležitým faktorem při snímání T vlny.

[9], [22]

## 4. Vektorkardiografie a elektrická osa srdce

Vektorkardiografie je diagnostická metoda, která nepřináší novou informaci, ale díky jinému zobrazení stejné informace je tato metoda vhodná pro určení některých diagnóz. Jedná se o zobrazení elektrické činnosti srdce pomocí prostorových nebo planárních křivek, tzv. smyček. Vektorkardiogram (dále jen VKG) vzniká záznamem velikosti a směru srdeční osy v každém časovém okamžiku srdečního cyklu (viz Obr. č. 12). Propojením hrotů všech vektorů získáme VKG křivku. VKG tedy znázorňuje pohyb okamžitých srdečních vektorů při srdeční činnosti. VKG zobrazuje elektrickou aktivitu srdce ve třech ortogonálních (navzájem kolmých) rovinách. Hlavní vektor elektrické osy srdeční je stanoven při depolarizaci komor, tedy smyčky QRS komplexu. Vektor QRS svírá určitý úhel s anatomickými rovinami. Rozlišujeme tři anatomické roviny frontální, horizontální a sagitální. Frontální rovina je stanovena svody x a y. Jejím ekvivalentem v klasickém EKG záznamu je záznam z končetinových svodů. Horizontální rovinu tvoří svody x a z. V EKG záznamu projekci v horizontální rovině tvoří unipolární hrudní svody. Sagitální rovinu tvoří svody y a z. Kombinace těchto tří rovin poskytuje prostorovou představu o sklonu vektoru srdeční aktivity.

VKG je reprezentováno formou smyček. Při standardním záznamu jsou tvořeny smyčky tři. Nejvýraznější je smyčka QRS komplexu (depolarizace komor), menší je smyčka T (repolarizace) vlny a nejmenší P vlny (depolarizace síní). Smyčky se zapisují v záznamu proti hodinovým ručičkám, což odpovídá směru šíření okamžitého vektoru při činnosti srdce. Nejdůležitější je smyčka QRS komplexu, která má tvar ovoidu. Delší osa smyčky QRS komplexu sleduje prostorové uložení elektrické osy srdeční. Izoelektrická linie se zapisuje do elektrického středu záznamu.



Obr. č. 12: Vznik EKG a VKG

[1], [3], [4], [11], [12], [34]

## 4.1 Transformace EKG na VKG

Standardně se VKG Frankovy ortogonální svody při měření klasického EKG nezaznamenávají. Existují ovšem transformační metody, které umožňují výpočet tří VKG svodů z klasicky měřených EKG svodů. Tímto způsobem je možno zobrazit pohyb elektrického vektoru srdce ve formě VKG křivek.

Transformace klasického 12-ti svodového EKG na tři VKG svody je realizována matematickými metodami násobením dvou matic. Jedna matice je tvořena 8 řádky a druhá transformační maticí, která je dána použitou metodou. Každému řádku náleží jeden z EKG svodů. Pro transformaci se používají lineárně nezávislé EKG svody a to 6 hrudních svodů a dva končetinové svody I a II. Matematický zápis je zapsán ve vzorci (4.1). Výsledek představuje matici o třech řádcích, ve kterých jsou hodnoty VKG svodů x, y a z.

$$V = M \cdot E \quad (4.1)$$

### 4.1.1 Kvazi ortogonální Korsova metoda

Při této metodě se předpokládá podobnost VKG svodu x a hrudního EKG svodu V<sub>6</sub>, podobnost VKG svodu y a končetinového EKG svodu II a VKG svod z odpovídá záporné polovině hrudního EKG svodu V<sub>2</sub>. Kromě těchto tří svodů, jsou koeficienty ostatních svodů rovny nule. Vztahy (4.2) popisují Korsovy rovnice, které jsou využívány při transformaci.

$$\begin{aligned} X &= V_6 \\ Y &= II \\ Z &= -0,5 \cdot V_2 \end{aligned} \quad (4.2)$$

### 4.1.2 Korsova regresní metoda

Další metodou podle Korse je matematická metoda, ve které je využito statistické regrese. Korse byly odvozeny transformační koeficienty regresní tabulky (viz Tab. č. 4) za současného záznamu EKG i VKG. Při transformaci se násobí matice EKG svodů, které chceme transformovat s maticí regresních koeficientů. Takto lze získat tři VKG ortogonální svody.

Tab. č. 4: Tabulka koeficientů pro Korsoru regresní metodu

|           | <b>X</b> | <b>Y</b> | <b>Z</b> |
|-----------|----------|----------|----------|
| <b>V1</b> | -0,13    | 0,06     | -0,43    |
| <b>V2</b> | 0,05     | -0,02    | -0,06    |
| <b>V3</b> | -0,01    | -0,05    | -0,14    |
| <b>V4</b> | 0,14     | 0,06     | -0,2     |
| <b>V5</b> | 0,06     | -0,17    | -0,11    |
| <b>V6</b> | 0,54     | 0,13     | 0,31     |
| <b>I</b>  | 0,38     | -0,07    | 0,11     |
| <b>II</b> | -0,07    | 0,93     | -0,23    |



### 4.1.3 Inverzní Dowerova transformace

Při této metodě se vychází z klasické Dowerovy transformace VKG na EKG. Inverzí Dowerovy transformace opět násobením transformační matice koeficientů (viz Tab. č. 5) získáme z osmi EKG svodů tři ortogonální VKG svody.

Tab. č. 5: Tabulka koeficientů pro inverzní Dowerovu transformaci

|    | X      | Y      | Z      |
|----|--------|--------|--------|
| V1 | -0,172 | 0,057  | -0,229 |
| V2 | -0,074 | -0,019 | -0,31  |
| V3 | 0,122  | -0,106 | -0,246 |
| V4 | 0,231  | -0,022 | -0,063 |
| V5 | 0,239  | 0,041  | 0,055  |
| V6 | 0,194  | 0,048  | 0,108  |
| I  | 0,156  | -0,227 | 0,022  |
| II | -0,01  | 0,887  | 0,102  |

### 4.1.4 Metoda QLSV

Tato metoda je také nazývána metodou nejmenších čtverců, při překladu do angličtiny Least square se používá zkratka LSV. QLSV je opět regresní metoda, při které se minimalizuje střední kvadratická chyba zaměřená QRS komplex. Ze středních kvadratických chyb byla opět odvozena transformační matice (viz Tab. č. 6).

Tab. č. 6: Tabulka koeficientů pro metodu QLSV

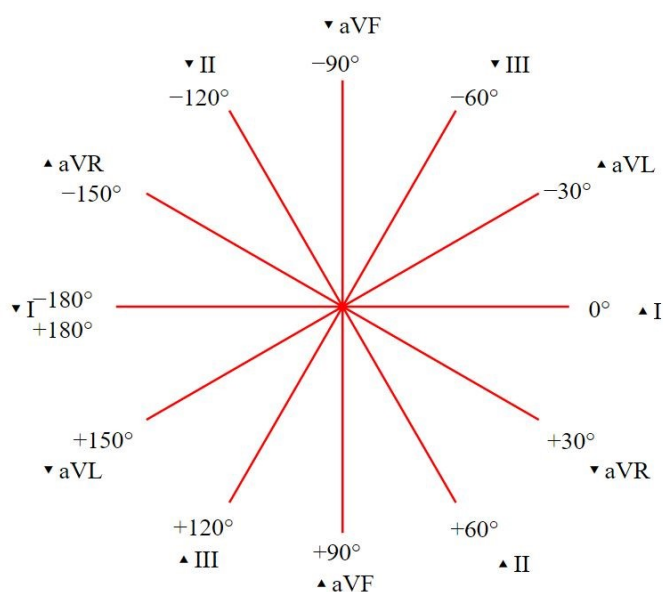
|    | X      | Y      | Z      |
|----|--------|--------|--------|
| V1 | -0.147 | 0.023  | -0.184 |
| V2 | -0.058 | -0.085 | -0.163 |
| V3 | 0.037  | -0.003 | -0.190 |
| V4 | 0.139  | 0.033  | -0.119 |
| V5 | 0.232  | 0.060  | -0.023 |
| V6 | 0.226  | 0.104  | 0.043  |
| I  | 0.199  | -0.146 | 0.085  |
| II | -0.018 | 0.503  | -0.130 |

[4], [23], [24], [25], [26]

## 4.2 Elektrická osa srdce

Fyziologický princip vzniku elektrické osy srdce je popsán v kapitole 2.1. Elektrická osa srdeční vyjadřuje postupující síňovou a komorovou aktivaci, během které se kontinuálně mění okamžitý srdeční vektor, tedy elektrická osa srdce. Při standardním vyšetření označujeme za srdeční osu směr elektrické aktivity při depolarizaci komor, určuje se tedy osa komplexu QRS.

UEOS lze stanovit několika způsoby. Nejjednodušší způsob je pouhým pohledem na záznam šesti končetinových svodů za použití grafu na Obr. č. 13. Nalezneme svod, ve kterém jsou v rovnováze kladné a záporné části průběhu, hledáme tedy izoelektrický svod. Následně za pomoci obrázku určíme svod k němu kolmý. V tomto svodu je orientovaná také osa srdeční, její kladná či záporná orientace je dána převažující polaritou daného svodu.



Obr. č. 13: Orientace svodů v souřadnicovém systému

Dalším způsobem je výpočet na základě matematického skládání vektorů pomocí goniometrických funkcí. Při tomto postupu se osa počítá vždy ze dvou svodů, které jsou na sebe kolmé. Použitím nejčastěji funkce arkustangens získáme úhel sklonu vůči horizontální linii. Do vztahu se dosazují hodnoty amplitud vybraných kmitů QRS komplexu. Právě těmito metodami se zabývá tato práce, proto je součástí následující kapitoly jejich rešerše, ve které jsou podrobněji popsány.

Elektrickou osu srdeční názorně zobrazuje diagnostická metoda VKG, která je popsána v předchozí kapitole. VKG metoda je zobrazení pohybu vektoru při srdečním cyklu ve třech rovinách frontální, sagitální a horizontální. VKG křivky v jednotlivých rovinách vzniknou vynesemím závislostí dvojice svodů, které danou rovinu tvoří. Spojením počátku VKG s místem největší výchylky ve smyčce QRS komplexu přímkou, získáme představu o orientaci srdečního vektoru při maximální depolarizaci komor. Matematický výpočet sklonu UEOS opět využívá dvou na sebe navzájem kolmých svodů a goniometrické funkce arkustangens. Vztahem (4.3) získáme UEOS vůči horizontální linii ve frontální rovině, jelikož ta je tvořena svodem x a y. Vztahem (4.4) poměrem svodu y a z získáme UEOS v rovině sagitální a v rovině horizontální výpočtem ze svodu z a x (4.5)

$$UEOS_F = \arctan \frac{Y_R}{X_R} \quad (4.3)$$

$$UEOS_S = \arctan \frac{Y_R}{Z_R} \quad (4.4)$$

$$UEOS_H = \arctan \frac{Z_R}{X_R} \quad (4.5)$$

Do výše uvedených vztahů se standardně dosazuje amplituda kmitu R, tedy okamžik maximální depolarizace komor.

Postupuje-li depolarizace normálním průběhem, směr elektrické osy srdeční je ve frontální rovině totožný s podélnou osou srdce. Sklon podélné geometrické osy srdce je vzhledem k horizontální linii skloněn o  $(-30^\circ)$ – $(+105^\circ)$ . Při hodnotě sklonu elektrické osy vzhledem k horizontální linii vyšším než  $105^\circ$  lze hovořit o posunu elektrické osy srdce doprava (tzv. vertikální poloha srdce). Při hodnotě sklonu elektrické osy srdce vůči horizontální ose pod  $-30^\circ$  hovoříme o posunu elektrické osy srdce doleva (tzv. horizontální poloha srdce).

[1], [4], [11], [34]

## 5. Rešerše metod výpočtů elektrické osy srdce

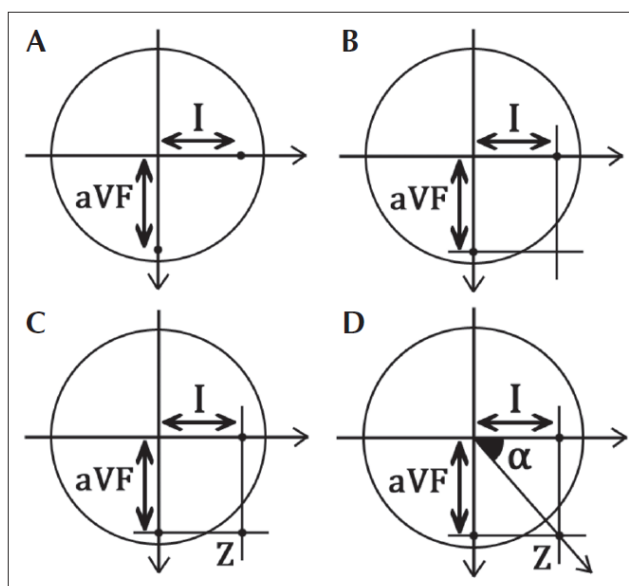
V diplomové práci, na kterou tato práce navazuje, byly pro výpočet UEOS použity vztahy, jejichž výsledky nevykazovaly takové charakteristiky, jaké byly očekávány v zadání práce. Proto je součástí této práce rešerše, která si klade za cíl shromáždit publikace, ve kterých se autoři zabývali výpočtem elektrické osy srdce z 12-ti svodového EKG. Výstupem rešerše by měly být vztahy, které jsou nejvhodnější pro výpočet UEOS. V dalších kapitolách textu budou tyto vztahy porovnány.

### 5.1 Návrh nomogramu pro určení osy QRS komplexu

Časopis *Clinical and Basic cardiology* z roku 2011 obsahuje článek [7], ve kterém autor S. S. Hoseini a spol. popisuje sestavení nomogramu pro určení srdeční osy. Autoři odvozují srdeční osu ve frontální rovině z výchylky QRS komplexu. Výchylku zaznamenávají ze dvou svodů aVF a I. Pro určení výpočtu UEOS ze dvou svodů uvádí postup sestavení grafu, dle kterého následně sestaví rovnici výpočtu.

Postup určení elektrické osy srdce na základě QRS komplexu, viz Obr. č. 14:

- 1.) Z počátku souřadného systému vynést střední hodnoty výchylek QRS komplexu pro svody I (na osu x) a aVF (na osu y)
- 2.) V maximální hodnotě vynesení vektorů výchylek sestrojít bod a z každého bodu sestrojít kolmici
- 3.) Průsečík sestrojených kolmic označený Z, označuje bod střední hodnoty elektrické osy při depolarizaci komor
- 4.) Spojením počátku souřadného systému a průsečíku Z získáme vektor osy depolarizace komor, určením úhlu mezi tímto vektorem a osou x (svod I) získáme UEOS.



Obr. č. 14: Grafický postup určení úhlu elektrické osy srdce na základě QRS komplexu

Jednoduchou trigonometrií vypočítáme UEOS, který svírá sestrojený vektor se svodem I na ose x jako funkci napětí mezi svody aVF a I (5.1).

$$UEOS = \arctan\left(\frac{aVF}{I}\right) \quad (5.1)$$

Tento výpočet někdy bývá použit pro stanovení osy QRS komplexu, je však nepřesný. Nezohledňuje totiž rozdíly ve velikostech snímaného napětí, které nemají fyziologický původ. Jsou způsobeny metodou snímání potenciálů bipolárně a unipolárně. Tuto nepřesnost lze opravit použitím korekčního faktoru  $\frac{2}{\sqrt{3}}$  (5.2).

$$UEOS = \arctan\left(\frac{2}{\sqrt{3}} \cdot \frac{aVF}{I}\right) \quad (5.2)$$

V závěru autor doporučuje pro výpočet elektrické osy srdeční používat vzorec, který obsahuje korekční faktor. Dle autorů se jedná o rychlé, jednoduché a přesné určení osy depolarizace komor, tedy QRS komplexu.

[7]

## 5.2 Posouzení elektrické osy srdeční: porovnání 12-ti svodového EKG se vztahy odvozených z unipolárních a bipolárních svodů

Tuto studii [8] zveřejnil Manisha Mandal v mezinárodním časopise Pharma Research and Health Sciences. Hodnoty UEOS byly počítány opět z QRS komplexu čtyřmi vztahy, které kombinují unipolární a bipolární končetinové svody ve frontální rovině. Článek si klade za cíl posoudit dostupné metody pro výpočet elektrické osy srdeční a vyhodnotit jejich vztah vůči referenčnímu 12-ti svodovému systému.

Studie opět vychází z předpokladu, že elektrická osa srdce je prezentována střední elektrickou osou QRS komplexu, která vznikne průměrem vektorů elektrické aktivity ve frontální rovině. Za normálních okolností je střed osy srdce orientován směrem dolů doleva pod úhlem  $59^\circ$  vůči horizontální rovině. Tento úhel se však může pohybovat od  $-30^\circ$  do  $+90^\circ$ . Úhel elektrické osy srdce může nabývat i dalších hodnot, při kterém srdce vykazuje vychýlení od normální polohy osy. Taková situace může nastat při hodnotách úhlu:

- $90^\circ < \text{úhel osy} < -30^\circ$  - levostranná výchylka osy (dále jen LAD – left axis deviation)
- $90^\circ < \text{úhel osy} < 180^\circ$  - pravostranná výchylka osy (dále jen RAD – right axis deviation)
- $-180^\circ < \text{úhel osy} > -90^\circ$  - extrémní výchylka osy (dále jen EAD - extreme axis deviation)

Ve studii bylo analyzováno celkem 63 patientských EKG. Zkoumaný výběr obsahoval 4 skupiny. Celkem 40 pacientů bylo se zdravým EKG, 11 pacientů vykazovalo LAD, 9 pacientů RAD a 3 pacienti byli zařazení s EAD.

Úhel srdeční osy byl z amplitud QRS komplexu získaných z končetinových unipolárních a bipolárních svodů počítán čtyřmi výpočty (4.3), (5.4), (5.5), (5.6).

$$UEOS = \arctan \frac{aVF}{I} \quad (5.3)$$

$$UEOS = \arctan \frac{2aVF}{\sqrt{3}I} \quad (5.4)$$

$$UEOS = \arctan \frac{I+2III}{\sqrt{3}I} \quad (5.5)$$

$$UEOS = \arctan \frac{\sqrt{3}aVF}{aVL-aVR} \quad (5.6)$$

Dle výsledků 40 ze 63 pacientů mělo změřenu osu srdce 12-ti svodovým systémem v normálním rozsahu  $-25^{\circ}$ – $82^{\circ}$ . Ve výsledcích byly statisticky nejprve vzájemně porovnány jednotlivé vztahy (5.3), (5.4), (5.5), (5.6) pro každou skupinu zvlášť. Následně došlo k porovnání referenčních výsledků ze 12-ti svodového systému s vypočítanými hodnotami elektrické osy pomocí výše uvedených vztahů také pro každou patientskou skupinu zvlášť. Statistické porovnání výsledků bylo provedeno pomocí p-hodnot ze Studentova t-testu. Pro názornost jsou p-hodnoty pro obě srovnávání uvedeny v Tab. č. 7 a Tab. č. 8 kde p-hodnota  $< 0,05$  značí statisticky významný rozdíl (v tabulkách znázorněno tučně).

Tab. č. 7: Tabulka p-hodnot pro porovnání vztahů pro výpočet elektrické osy srdce

| p-hodnoty                                                  | Normální     | LAD  | RAD  | EAD  |
|------------------------------------------------------------|--------------|------|------|------|
| $\frac{aVF}{I}$ a $\frac{2aVF}{\sqrt{3}I}$                 | 0,73         | 0,72 | 0,99 | 0,72 |
| $\frac{2aVF}{\sqrt{3}I}$ a $\frac{I+2III}{\sqrt{3}I}$      | 0,61         | 0,7  | 0,98 | 0,94 |
| $\frac{I+2III}{\sqrt{3}I}$ a $\frac{\sqrt{3}aVF}{aVL-aVR}$ | <b>0,003</b> | 0,23 | 0,81 | 0,21 |

Tab. č. 8: Tabulka p-hodnot pro porovnání vztahů pro výpočet elektrické osy srdce s referenčním 12-ti svodovým systémem

| p-hodnoty                           | Normální    | LAD          | RAD          | EAD            |
|-------------------------------------|-------------|--------------|--------------|----------------|
| REF a $\frac{aVF}{I}$               | 0,74        | 0,23         | <b>0,016</b> | <b>0,00023</b> |
| REF a $\frac{2aVF}{\sqrt{3}I}$      | 0,97        | 0,45         | <b>0,018</b> | <b>0,034</b>   |
| REF a $\frac{I+2III}{\sqrt{3}I}$    | 0,54        | 0,37         | <b>0,012</b> | <b>0,0006</b>  |
| REF a $\frac{\sqrt{3}aVF}{aVL-aVR}$ | <b>0,02</b> | <b>0,001</b> | <b>0,009</b> | <b>0,034</b>   |

Na základě Tab. č. 7, ve které jsou zaznamenány p-hodnoty ze srovnávání jednotlivých vztahů pro výpočet elektrické osy pro jednotlivé patientské skupiny lze konstatovat, že ze vztahů (5.3), (5.4) a (5.5) získáme srovnatelné výsledky pro všechny patientské skupiny. Pouze ze vztahu (5.6) dle Studentova t-testu byly získány odlišné hodnoty pro pacienty s normální srdeční osou.

V Tab. č. 8 jsou zaznamenány p–hodnoty srovnání referenčního 12–ti svodového systému s každou výpočetní metodou. Zatímco vztahy (5.3), (5.4), (5.5) u pacientů s normální srdeční osou a LAD nevykazovaly ve srovnání s referenčními hodnotami statisticky významné rozdíly, rozdíly mezi posledním vztahem (5.6) ve srovnání s referenčním systémem u všech skupin pacientů byly statisticky významné. Pro pacienty s RAD a EAD se u všech vztahů vyskytovaly statisticky významné rozdíly vzhledem k referenčnímu 12–ti svodovému systému.

Na základě výše uvedených statistik lze tedy označit vztahy (5.3), (5.4) a (5.5) za použitelné pro určení elektrické osy srdce u pacientů s normální srdeční osou či s LAD. Vezmeme-li v úvahu předchozí článek v podkapitole 4.1, dle kterého není vzorec (5.3) dostatečně přesný, získáme dva možné vztahy pro stanovení elektrické osy srdce (5.4) a (5.5) u zdravých pacientů nebo u pacientů s LAD. Dle této studie pro pacienty s RAD a EAD dosud nebyl zformulován vhodný vztah pro výpočet elektrické srdeční osy.

[8]

### 5.3 Opravený vztah pro výpočet elektrické osy srdce

Článek [6] publikovaný psychiatrickou nemocnicí v Curychu také při výpočtech UEOS kombinuje unipolární a bipolární končetinové svody. Autoři článku opět porovnávají několik výpočetních vztahů pro 48 šesti kanálových EKG. Pro výpočty byly použity hodnoty součtu vrcholů křivek QRS komplexu ze záznamu příslušného svodu. Výsledné hodnoty byly statisticky porovnány pomocí p–hodnot získaných párovým t–testem.

V článku byly zavedeny vztahy pro odvození bipolárních končetinových svodů, jako potenciál mezi dvěma elektrodami dle vztahů (5.7), (5.8), (5.9), kde LA je označení elektrody levé horní končetiny, RA je označení elektrody na pravé horní končetině a LL je elektroda levé dolní končetiny.

$$I = LA - RA \quad (5.7)$$

$$II = LL - RA \quad (5.8)$$

$$III = LL - LA \quad (5.9)$$

Z výše uvedených vztahů byly odvozeny vztahy (5.10) a (5.11), které byly následně použity pro sestavení vzorců pro výpočet elektrické osy srdce.

$$I - II = (LA - RA) - (LL - RA) \rightarrow I - II = LA - LL \quad (5.10)$$

$$I - II + III = LA - LL + LL - LA = 0 \quad (5.11)$$

V článku byly dále zavedeny vztahy pro odvození unipolárních končetinových svodů, jako potenciál mezi elektrodou a průměru dalších dvou elektrod dle vztahů (5.12), (5.13), (5.14), kde LA je označení elektrody levé horní končetiny, RA je označení elektrody na pravé horní končetině a LL je elektroda levé dolní končetiny.

$$aVR = RA - \frac{1}{2}(LA + LL) \quad (5.12)$$

$$aVL = LA - \frac{1}{2}(LL + RA) \quad (5.13)$$

$$aVF = LL - \frac{1}{2}(LA + RA) \quad (5.14)$$

Unipolární a bipolární končetinové svody spolu úzce souvisí. Pokud známe hodnoty bipolárních svodů lze z nich odvozením (5.15) a (5.16), které je uvedeno níže, dopočítat unipolární končetinové svody (5.17).

$$RA = LA - I \quad (5.15)$$

$$LL = II + RA \rightarrow aVF = II + RA - \frac{1}{2}(LA + RA) \rightarrow aVF = II + LA - I - \frac{1}{2}(LA + LA - I) \quad (5.16)$$

$$aVF = II - \frac{1}{2}I \quad (5.17)$$

Analogicky lze získat také vztahy pro další dva unipolární svody (5.18) a (5.19).

$$aVR = \frac{1}{2}I - \frac{1}{2}II \quad (5.18)$$

$$aVL = I - \frac{1}{2}II \quad (5.19)$$

Článek při odvození vztahů pro výpočty osy srdce vychází ze dvou základních vztahů (5.20) a (5.21). Dosazením vztahu pro výpočet unipolárního svodu z bipolárních svodů (5.17) do vztahu (5.20) byl získán vztah pro výpočet elektrické osy srdeční (5.22). Stejným postupem dosazením vztahu (5.17) do (5.20) byl odvozen čtvrtý vztah pro výpočet elektrické osy srdce (5.23).

$$UEOS = \arctan\left(\frac{2II-I}{\sqrt{3}I}\right) \quad (5.20)$$

$$UEOS = \arctan\left(\frac{aVF}{I}\right) \quad (5.21)$$

Vztah (5.22) byl získán vyjádřením bipolárního svodu II ze vztahu (5.17) a jeho dosazením do (5.20). Analogickým způsobem vyjádřením bipolárního svodu I ze vztahu (5.17) a jeho dosazením do (5.20) byl odvozen vztah (5.23).

$$UEOS = \arctan\left(\frac{2aVF}{\sqrt{3}I}\right) \quad (5.22)$$

$$UEOS = \arctan\left(\frac{aVF}{\sqrt{3}(II-aVF)}\right) \quad (5.23)$$

Na základě statistického porovnání výsledků tento článek tvrdí, že výsledky získané ze vzorců s použitím svodů aVF a I (5.22), svodů I a II (5.20) a svodů aVF a II (5.23) se statisticky významně neliší (p-hodnoty > 0,05). Hodnoty získané vztahem svodů aVF a I bez korekčního faktoru (5.21) se statisticky významně lišily od hodnot získaných z ostatních vzorců. Což opět potvrzuje tvrzení prvního článku v podkapitole 4.1. Autoři považují za základní metodu výpočtu elektrické osy vztah (5.22).

[6]



## 6. Detekce QRS komplexu

QRS komplex je nejvýraznější složka celé EKG křivky, který vzniká při depolarizaci komor. Správně detekovaný QRS komplex je základem pro správnou analýzu EKG signálu. Detektor QRS komplexu má za úkol nalézt referenční body požadovaných kmitů, které pak slouží pro orientaci při zpracovávání signálu výpočetními algoritmy. V této práci byly použity tři základní detektory, jejichž teoretický základ je popsán v následujících podkapitolách.

### 6.1 Detekce založená na obálce signálu

Obálka signálu slouží pro detekci QRS komplexu. Jedná se o upravený filtrovaný signál, který tvoří průběh kopírující zpracovávány signál. Detektor lze rozdělit na dvě části předzpracování a detekce maxim.

V rámci první části předzpracování je vstupní signál filtrován pásmovou propustí s mezními kmitočty 10–20 Hz. Tato filtrace je použita pro odstranění driftu signálu (frekvence do 2 Hz), síťového rušení (frekvence 50 Hz) a pro detekci nepodstatných vln P, T popř. U. Takto upravený signál obsahuje frekvence, které náleží pouze QRS komplexu. Dalším blokem je analytický filtr tvořený Hilbertovou transformací. Analytický signál získáme přivedením analyzovaného signálu na vstup analytického filtru. Vstupní signál  $A$  je modelován dvojicí vektorů, které rotují proti sobě (6.1).

$$A = A_n + A_p \quad (6.1)$$

Hilbertova transformace signálu, je taktéž signál modelovaný dvojicí vektorů, které rotují proti sobě (6.2).

$$B = B_n + B_p \quad (6.2)$$

Pootočením vektoru  $B_n$ , který rotuje záporně o  $90^\circ$  získáme vektor  $jB_n$ , který se vyruší s vektorem  $A_n$ . Protože vektory  $B_n$  a  $B_p$  jsou sdružené, pak platí (6.3).

$$Z = A + jB \quad (6.3)$$

Signál  $Z$  reprezentuje analytický signál s jednostranným spektrem, tedy pouze složky rotující kladným směrem. Absolutní hodnotou tohoto signálu získáme požadovanou obálku signálu.

Druhou částí je samotná detekce R kmitů aplikovaná na vypočítanou obálku. Detektor R vln byl realizován obdélníkovým oknem, uvnitř kterého se určuje rozkmit signálu. Tato hodnota byla využita pro stanovení prahu jako 0,8násobek rozkmitu signálu v daném okně. V signálu byly detekovány vrcholky, které byly porovnávány se stanoveným prahem a pouze hodnoty nad prahem byly zaznamenány jako místa, v jejichž blízkém okolí se v signálu nachází vlna R. V okolí těchto detekovaných vln bylo nalezeno maximum v původním pouze filtrovaném signálu, které reprezentuje R vlnu.

## 6.2 Detekce QRS na základě počtu průchodů nulou

Detekce průchodů nulovou hladinou v určitém segmentu je přesná technika nalezení vrcholů kmitů v EKG signálu. Je to poměrně nová metoda odolná rušení s vysokou spolehlivostí. Algoritmus tvoří tři části. V první části je provedeno předzpracování signálu s cílem snadného odlišení QRS komplexu na základě počtu průchodů signálu nulovou linií. V druhém kroku se detekují průchody nulou. V poslední fázi se z detekovaných průchodů nulou stanoví pozice a amplituda QRS komplexu, resp. kmitu R.

V rámci předzpracování se signál filtruje (viz podkapitola 6.2.1). Filtrovaný signál se na základě rovnice (6.4) lineárně transformuje, tím je docíleno utlumení šumu a zvýraznění QRS komplexu pro spolehlivější detekci.

$$y(n) = \text{sign}(x_f(n)) \cdot x_f^2(n) \quad (6.4)$$

Kde  $n$  je vzorek signálu,  $x_f(n)$  je vstupní filtrovaný EKG signál a  $y(n)$  je výstupní transformovaný signál.

V dalším kroku se do signálu přidá vysokofrekvenční složka dle vztahu (6.5), která zajistí vysoký počet průchodů nulou v oblastech mimo QRS komplex, zatímco v oblastech QRS komplexu je množství průchodů nulou nízké.

$$b(n) = (-1)^n \cdot K(n) \quad (6.5)$$

Kde  $K(n)$  je amplituda přidané vysokofrekvenční složky. Amplituda je určena na základě vztahu (6.6). Stanovení amplitudy je pro detekci velmi podstatné. Pokud by byla příliš vysoká, vyskytnou se průchody nulou i v oblasti QRS komplexu a nebude možno korektně určit QRS komplex. V případě, kdy by byla amplituda příliš nízká, mezi průchody nulou v oblasti QRS komplexu a mimo QRS komplex by nebyl zřetelný rozdíl, tím by byla opět znemožněna přesná detekce QRS komplexu.

$$K(n) = \lambda_K K(n-1) + (1 - \lambda_K) |y(n)| \cdot c \quad (6.6)$$

Kde  $\lambda_K \in (0; 1)$  je faktor zapomnění a  $c$  je konstanta zisku.

Následujícím postupem je další zvýraznění oblastí s nízkým počtem průchodů nulou, tedy místa s výskytem QRS komplexu. Tím je docíleno pomocí rovnice (6.7).

$$d(n) = \left| \frac{\text{sing}[z(n)] - \text{sign}[z(n-1)]}{2} \right| \quad (6.7)$$

Kde  $d(n)$  je vektor hodnot. V oblasti QRS komplexu je zapsána nula, v oblasti mimo QRS komplex je hodnota rovna jedné. V dalším kroku se vypočte obálka pomocí rovnice (6.8) a signál je porovnáván s prahem, který je určen vztahem (6.9). Práh určuje hranici stanovení QRS komplexu.

$$D(n) = \lambda_D D(n-1) + (1 - \lambda_D) \cdot d(n) \quad (6.8)$$

$$\theta = \lambda_\theta \cdot \lambda(n-1) + (1 - \lambda_\theta) \cdot D(n) \quad (6.9)$$

Kde  $\lambda_D \in (0; 1)$  a  $\lambda_\theta \in (0; 1)$  jsou faktory zapomnění. Signál  $D(n)$  je porovnáván s prahem. Místo začátku QRS komplexu je určeno v okamžiku poklesu signálu pod předem stanovený práh. Jakmile signál stoupne nad tento práh, je stanoven konec QRS komplexu. Tím je zjištěna oblast výskytu QRS komplexu, ve které se následně vyhledávají maxima. Nalezená maxima reprezentují kmit R.

### 6.3 Detekce na základě vlnkové transformace

Vlnková transformace z angličtiny wavelet transform (dále jen WT) představuje alternativu Fourierovy transformace. Je to tedy prostředek analýzy a zpracování nestacionárních signálů. Jedním z jejich častých uplatnění je právě detekce QRS komplexu. WT je tvořena bankou filtrů typu pásmová propust. Tato banka rozloží signál do jednotlivých pásem, dle propustné oblasti jednotlivých filtrů. Následně je možno vykreslit signál s určeným frekvenčním rozsahem. Takto je možno získat signál s kmitem v místě R vlny, který lze dále detekovat. Na rozdíl od Fourierovy transformace WT rozloží signál dle frekvencí, ale neztrácí se informace o čase. Díky tomu WT umožňuje zjistit kde přesně v analyzovaném signálu se vyskytují jaké frekvence.

V principu se jedná o vyjádření signálu ve formě lineární kombinace několika bázových funkcí neboli vlnek. Aby nedošlo ke ztrátě informace, je nutno pokrýt celý časový rozsah příslušnými vlnkami. Matematicky lze toto vyjádřit jako konvoluci vlnkové funkce a vstupního signálu. Vlnka je funkce o konečné délce a definovaných vlastností. Tvar vlnky se volí dle vstupního analyzovaného signálu.

Vlnková transformace se dále rozlišuje na diskrétní nebo spojitou dle způsobu použití a nároků na výslednou analýzu. Při diskrétní WT jsou použity pevně ohraničené banky filtrů pásmových propustí a danou vlnkou rozkladu. Správným nastavením těchto dvou parametrů lze dosáhnout požadovaného výsledku. Spojitá transformace je určena pro signály s konečnou energií, je lineární a časově invariantní. Spojitá WT naopak rozloží signál do stanoveného počtu úrovní. Cílem WT je nalezení správné časové délky okna s vhodným tvarem tak, aby bylo dosaženo optimálních výsledků. Obecně se pro nízké frekvence používá okno širší a pro vysoké frekvence okno užší.

Okno lze také nazvat bázovou funkcí či mateřskou vlnkou. Mateřská vlnka se označuje řeckým písmenem  $\psi$ . Vlnka má dva parametry  $s$  a  $\tau$ . Parametr  $s$  se nazývá měřítko a určuje dilataci nebo-li šířku vlny. Parametr  $\tau$  se nazývá poloha a mění translaci neboli polohu vlnky na časové ose. Pro signály s konečnou energií lze definovat spojitou vlnkovou transformaci vztahem (6.11).

$$\psi_{\tau,s}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right), \quad s, \tau \in \mathbb{R}, s \neq 0 \quad (6.10)$$

$$\Psi_f(\tau, s) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \overline{\psi_{\tau,s}(t)} dt, \quad f \in L^2(\mathbb{R}) \quad (6.11)$$

Pro jednorozměrný signál je výsledkem dvourozměrná funkce  $W_f(\tau, s)$  s vlnkovými koeficienty měřítka a polohy. Po dosazení do rovnice (6.11) získáme vztah (6.12).

$$W_f(\tau, s) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \frac{1}{\sqrt{s}} \overline{\psi}\left(\frac{t-\tau}{s}\right) dt \quad (6.12)$$

Kde  $\bar{\psi}$  představuje komplexně sdružené číslo a koeficient  $\frac{1}{\sqrt{s}}$  normalizuje energii vlnky při změně měřítka. Výběr vlnky je většinou prováděn experimentálně dle parametrů zpracovávaného signálu a požadovaných výsledků.

[1], [27], [28], [29], [30]

## 7. Praktická část

### 7.1 Vstupní data

Data, která byla zadána primárně ke zpracování v rámci této diplomové práce jsou animálního původu. Animálním modelem byla prasata domácí (*Sus scrofa domestica*).

Ovšem ověření vztahů pro výpočet elektrické osy srdeční bylo provedeno na datech z lidského modelu. Pro kvalitní analyzování elektrické osy srdeční byly do této práce zařazeny nejen vztahy pro výpočet UEOS z končetinového EKG, ale také vztahy pro výpočet ze svodů VKG, a to jak z přímo měřených VKG svodů, tak z VKG svodů transformovaných z EKG. Bylo tedy zapotřebí analyzovat data jak EKG tak VKG. Protože animální data byla zaznamenána pouze končetinovými elektrodami, byla využita nekomerční volně dostupná databáze fyziologických záznamů PTB. Tato databáze byla vytvořena na univerzitní klinice v Berlíně pod vedením Benjamina Franklina. Databáze je tvořena celkem 549 záznamy naměřených na 289 subjektech ve věku od 17 do 87 let. Každý subjekt je reprezentován 1–5 záznamy, které byly pořízeny v průběhu několika týdnů. Každý záznam je dlouhý přibližně 2 minuty a byl zaznamenán se vzorkovací frekvencí 1000 Hz. Data je možno importovat ve formátu \*.mat a dále je pak zpracovávat v prostředí programu Matlab.

Data jsou zaznamenána formou matice o 15–ti řádcích, přičemž každý řádek reprezentuje jeden svod. V prvních třech řádcích jsou zapsány končetinové bipolární Einthovenovy svody, v dalších třech řádcích jsou končetinové unipolární Goldbergovy svody, v následujících šesti řádcích jsou hrudní Wilsonovy svody a poslední tři řádky reprezentují tři ortogonální Frankovy svody.

Animální data jsou zaznamenána se vzorkovací frekvencí 250 Hz nebo 125 Hz. Zpracovávaný datový soubor byl upraven do stejné podoby jako u dat z databáze PTB, tedy matice o 6–ti řádcích. V prvních třech řádcích jsou bipolární Einthovenovy svody a v dalších třech řádcích jsou záznamy unipolárních Goldbergových svodů.

### 7.2 Předzpracování dat

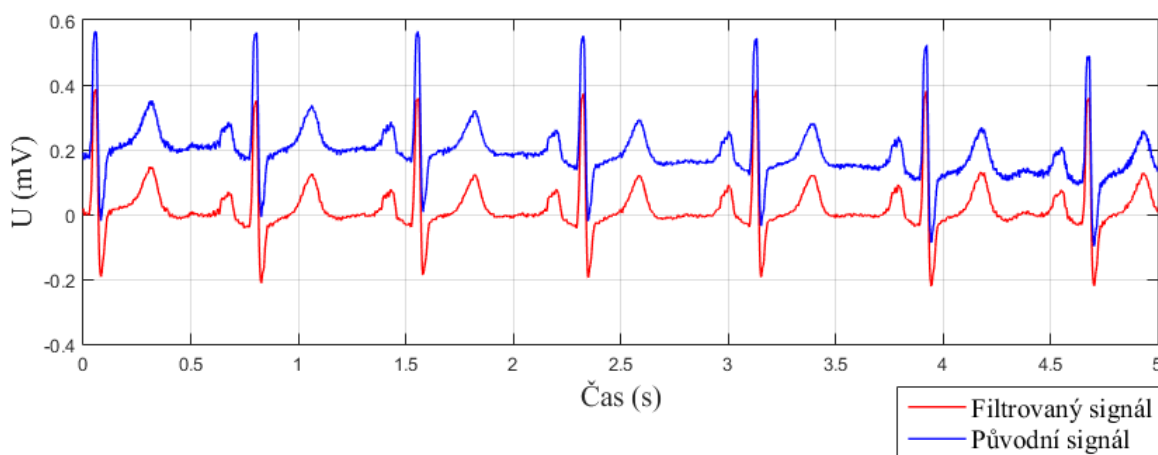
V následující části, při zpracování jak lidského tak animálního EKG, budou používány pouze tři končetinové bipolární Einthovenovy svody I, II a III, jeden unipolární svod podle Goldberga a to svod aVF. Při zpracování lidského VKG budou využity tři ortogonální Frankovy svody x, y a z. Při transformaci lidského EKG na VKG je použito 6 hrudních svodů  $V_1$ – $V_6$  a končetinové svody I a II.

Data nejsou předzpracována to znamená, že je nutná jejich filtrace. Po vyfiltrování byl každý svod rozdělen na 10–ti sekundové úseky. V těchto úsecích byl detekován kmit R třemi různými způsoby. Úseky se na základě detekovaného R kmitu zprůměrovaly, aby se eliminovaly náhodné jevy způsobené chybou měření, které by mohly do výsledku zanést chybu. Na zprůměrovaný úsek byla aplikována detekce Q, R a S kmitů na základě vyhledávání špiček v nastavených vzdálenostech od kmitu R, ve kterých se očekávají detekované kmity Q a S. Z hodnot kmitů Q, R a S se pak dle výše odvozených vztahů počítá úhel elektrické osy srdeční.

### 7.2.1 Filtrace

Při filtraci je nutno odstranit různé typy šumu, tedy složky signálu, které nepochází z měřené veličiny. Je to například síťové rušení o hodnotě 50 Hz, nízkofrekvenční kolísání izoliny, které je způsobeno dechovými artefakty, pohybem pacienta nebo změnou kontaktu elektrody s pokožkou. Nízkofrekvenční rušení dosahuje obvykle hodnot do 0,8 Hz. Dalším typem rušení je vysokofrekvenční složka měřeného signálu, které se vyskytují především při záznamu zátěžového EKG. Vysokofrekvenční složky signálu dosahují hodnot od 20 do 500 Hz.

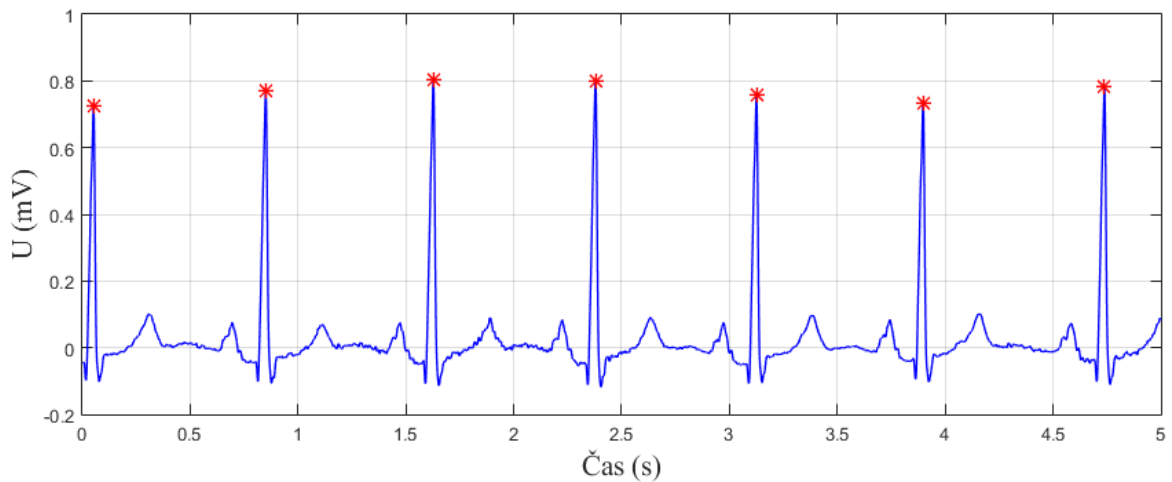
Při filtraci výše zmíněných artefaktů byl využit lineární FIR filtr, který je implementován v prostředí Matlab. Byl použit filtr typu pásmová propust s dolní mezní frekvencí 0,5 Hz pro odfiltrování kolísání izoliny a horní frekvence filtru byla nastavena na 55 Hz pro odfiltrování pohybových artefaktů. Příklad filtrace je na Obr. č. 15.



Obr. č. 15: Příklad filtrace

### 7.2.2 Detektor QRS založený na obálce signálu

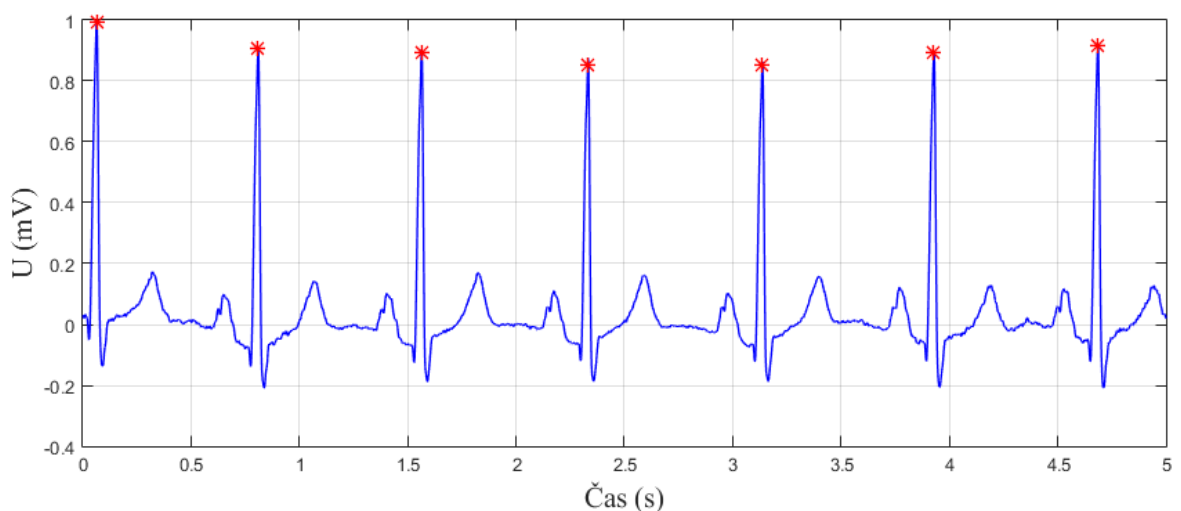
Na vyfiltrovaný signál, který byl rozdělen na úseky byla aplikovaná Hilbertova transformace pomocí příkazu *Hilbert* pro výpočet obálky signálu (viz kap. 6.1). Na obálku signálu, byl následně aplikován detektor R vln, který byl tvořen obdélníkovým oknem o délce 2 s. Detektor v okně pomocí implementované funkce *findpeaks* našel všechny vrcholky a následně jejich hodnoty porovnával s prahovou hodnotou. Hodnoty nad prahem, byly uloženy jako kmity R. Příklad detekce QRS komplexu je na Obr. č. 16.



Obr. č. 16: Příklad detekce QRS komplexu založené na obálce signálu

### 7.2.3 Detekce QRS na základě počtu průchodů nulou

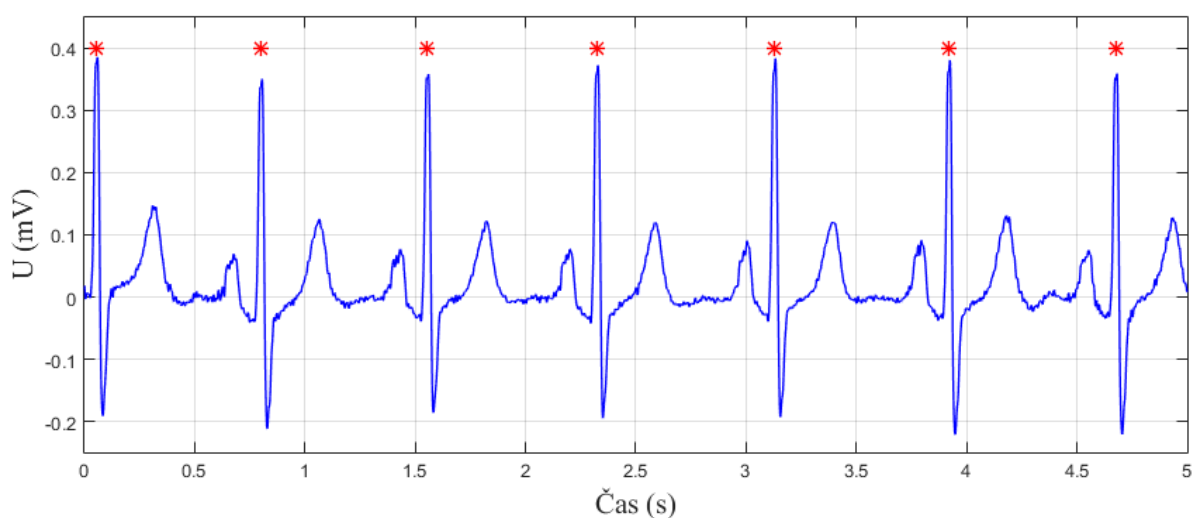
Dalším použitým typem detekce byla detekce založená na detekci průchodů nulou, která je podrobně popsána v kapitole 6.2. Vyfiltrovaný signál byl lineárně transformován pro zvýraznění užitečného signálu a utlumení šumu. V dalším kroku byl do signálu přidán vysokofrekvenční signál. Vysokofrekvenční signál je dán parametry  $c$  nebo-li konstantní zisk a faktor zapomnění  $\lambda_K$ . Faktor zapomnění byl experimentálně nastaven na hodnotu 0,995 a konstantní zisk na hodnotu 4. Přidání vysokofrekvenční složky způsobilo nízký počet průchodů nulou v oblasti QRS komplexu, které byly v dalším postupu zvýrazněny pro snadnější detekci. Signál je pak opět porovnáván s prahem, který je dán parametrem  $\lambda_\phi$ , který byl opět experimentálně nastaven na hodnotu 0,99. V okamžiku, kdy signál klesne pod práh, je určena hodnota začátku QRS komplexu a v okamžiku vzestupu nad práh, je stanoven konec QRS komplexu. V tomto úseku je v posledním kroku detekováno maximum, které je označeno jako R vlna. Příklad detekce na základě počtu průchodů nulou je na Obr. č. 17.



Obr. č. 17: Příklad detekce na základě počtu průchodů nulou

#### 7.2.4 Detekce na základě vlnkové transformace

Třetím typem detekce QRS komplexu bylo využití WT (viz kapitola 6.3). Na filtrovaný signál byl aplikována vlnka typu *bior1.5* s rozkladem na čtvrtou úroveň. Tato vlnka má lichou symetrii, tedy extrémů zpracovávaného signálu převede na průchody nulou, a naopak inflexní body převede na extrémů. To znamená, že v okamžiku maxima křivky, na kterou byla aplikována vlnka *bior1.5*, originální signál prochází nulou. Naopak v okamžiku, kdy transformovaná křivka prochází nulou v originálním úseku, se nachází maximum. Algoritmus detekuje v transformované křivce všechny průchody nulou, tedy všechna lokální maxima vstupního signálu. Signál je pak rozdělen na úseky. V každém úseku je hledáno maximum porovnáním s prahovou hodnotou, která byla nastavena pro tepovou frekvenci 60–90 na 1,5. Při překročení amplitudy se v signálu nalezne maximum, a to je označeno jako kmit R. Příklad detekce na základě WT je na Obr. č. 18.

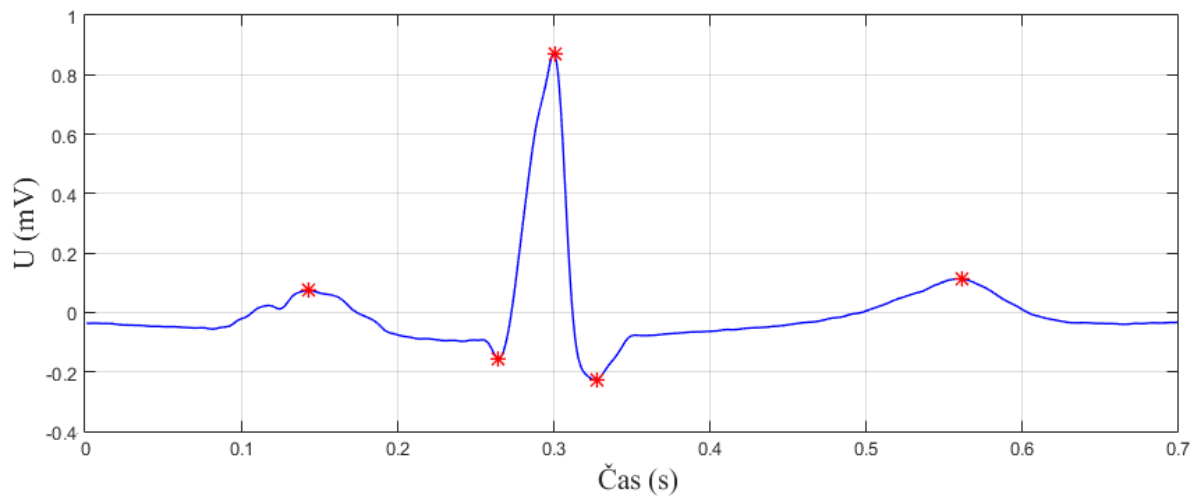


Obr. č. 18: Příklad detekce na základě vlnkové transformace

#### 7.2.5 Průměrování a detekce Q a S

Na základě detekovaných R vln byly určeny jednotlivé srdeční cykly. Metodou průměrování byl následně vypočítán jeden průměrný srdeční cyklus pro každý úsek pomocí implementované funkce *mean*. Tímto postupem jsme získali jeden srdeční cyklus reprezentující každých 10 sekund původního signálu. Na základě zprůměrovaných signálů byl určen začátek a konec jednotlivých detekovaných kmitů P, Q, R, S a T a v těchto oblastech byly hledány maximální kladné nebo záporné hodnoty, které pak byly uloženy jako hodnoty příslušné vlny srdečního cyklu. Metoda průměrování a detekce P, Q, R, S, T kmitů byla pro všechny typy detektorů použita stejná. Příklad detekce kmitů P, Q, R, S, T ve zprůměrovaném signálu je na Obr. č. 19.

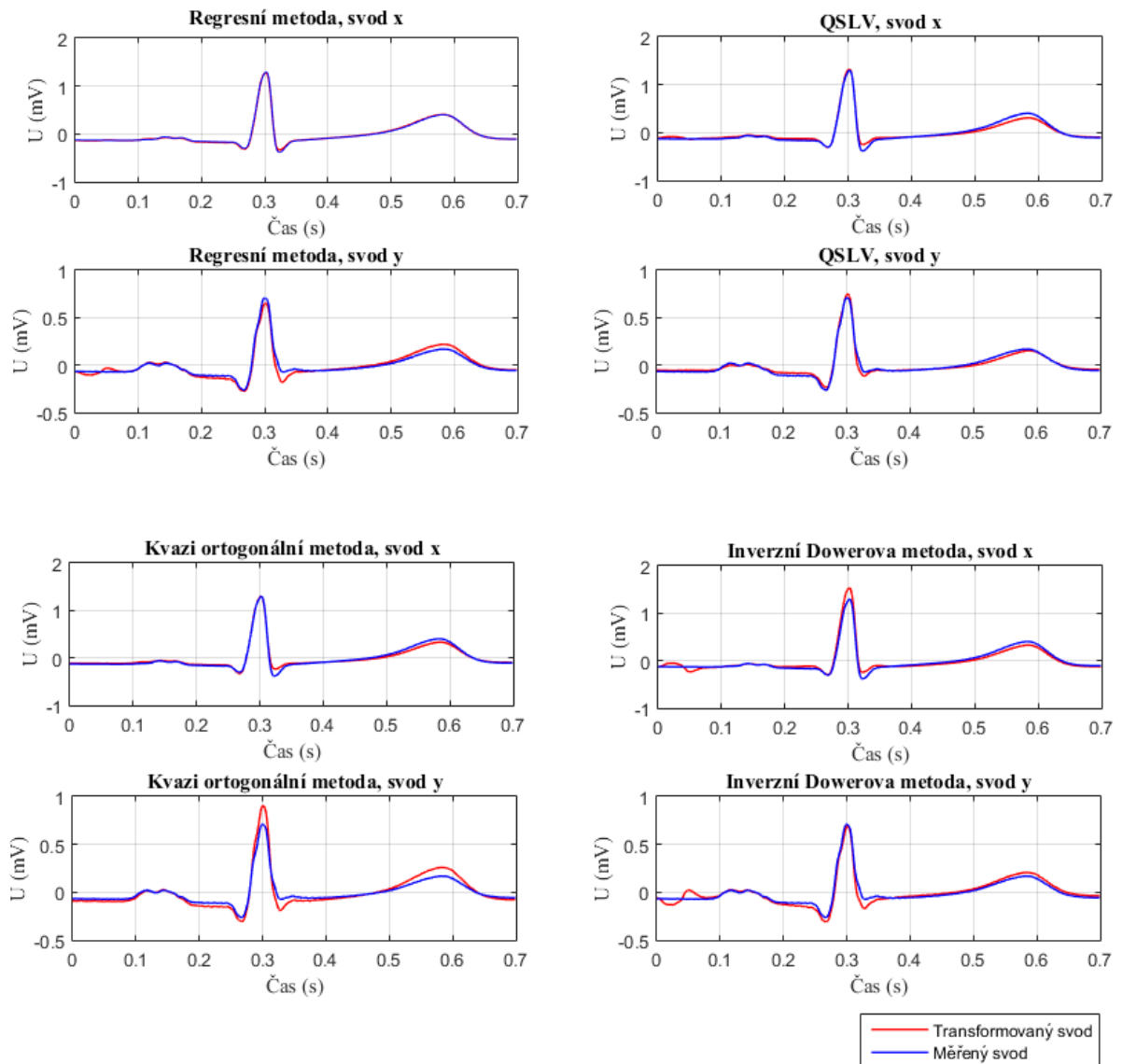




Obr. č. 19: Příklad detekce P, Q, R, S, T kmitů zprůměrovaného srdečního cyklu

### 7.2.6 Transformace EKG na VKG

Tento postup byl vypracován pouze pro data měřená na člověku. Animální data nebylo možné transformovat, jelikož transformační metody vychází ze dvou končetinových svodů, ale také ze šesti hrudních, tyto na prasatech nebyly zaznamenány. Při zpracování záznamů s cílem výpočtu UEOS z VKG svodů, které byly získány transformací, byl postup zpracování signálů následující. Pro transformaci byly použity končetinové svody I, II a šest hrudních svodů. Na každý svod byly aplikovány výše popsané algoritmy pro filtraci, detekci QRS komplexu a průměrování. Zprůměrované signály byly transformovány čtyřmi transformačními metodami, které jsou popsány v kapitole 4.1. Z transformací byly získány vždy tři VKG svody, ve kterých byly detekovány kmity Q, R a S a dále zpracovány. Na Obr. č. 20 je uvedeno srovnání VKG záznamů získaných z transformačních metod s přímo měřenými VKG svody. Pro srovnání byly na přímo měřené VKG záznamy aplikovány stejné algoritmy filtrace, detekce QRS komplexu a průměrování.



Obr. č. 20: Příklad čtyř typů transformací svodů frontální roviny x a y

### 7.3 Zpracování dat

Po vyfiltrování signálu a detekci kmitů Q, R a S bylo cílem práce stanovit a ověřit základní vztahy pro výpočet animální elektrické osy srdeční. Sklon elektrické osy byl počítán různými způsoby. Jednak čtyřmi vztahy odvozenými využívající končetinové EKG svody. Dále Výpočtem z měřeného VKG v rovině frontální a ve stejné rovině také z VKG transformovaného z EKG svodů.

Na základě uvedených studií v kapitole 5 byly pro porovnání vztahů pro výpočet z EKG vybrány vzorce (5.4), (5.5), (5.20), (5.23). Do vzorců budou dosazovány hodnoty amplitudy R kmitu a součtu absolutních hodnot amplitud Q, R a S kmitů z bipolárních svodů I, II, III a unipolárního svodu aVF.

### 7.3.1 Výpočty elektrické osy srdeční z EKG

Tento postup byl použit pro lidská i animální data. Při výpočtech sklonu UEOS ze záznamu klasického EKG jsou využity končetinové bipolární svody I, II a III a jeden unipolární svod aVF. Z končetinových svodů získáme projekci svodů do frontální roviny, to znamená, že také UEOS z končetinových svodů je stanovován ve frontální rovině. Vztahy pro výpočet byly odvozeny z odborné literatury v kapitole 5 a to (5.4), (5.5), (5.20), (5.23), do kterých se dosazují hodnoty amplitudy R kmitu nebo součet absolutních hodnot amplitud Q, R, S kmitů. Tabulky číselných charakteristik hodnot UEOS z těchto výpočtů jsou uvedeny pro každého jedince v příloze B.

### 7.3.2 Výpočty elektrické osy srdeční z naměřeného VKG

UEOS z měřeného VKG byl počítán pouze z lidských dat. Pro výpočet sklonu UEOS z přímo měřeného záznamu VKG, byly použity svody z Frankova ortogonálního systému. Protože úhly počítáme ve frontální rovině, byly využity svody x a y. Pro výpočet úhlu byl použit vztah (4.3) z kapitoly 4.2, která popisuje určení elektrického vektoru srdce. Do vztahu byly dosazovány hodnoty amplitud R kmitů.

### 7.3.3 Výpočty elektrické osy srdeční z transformovaného VKG

Při tomto postupu byla opět použita pouze lidská data EKG. Poslední způsob výpočtů UEOS je založen na použití stejného vztahu jako při předchozí metodě. Svody x a y ve kterých byly detekovány kmity R byly ovšem matematicky transformovány z EKG svodů. Principy transformace jsou popsány v kapitole 4.1 (resp. 7.2.6). Pro každou transformační metodu byly zvlášť vypočteny hodnoty UEOS.

## 7.4 Statistické vyhodnocení výsledků

Pro statistické vyhodnocení dosažených výsledků byly použity metody statistické indukce. V rámci této práce byly hodnoceny nezávislé výběry to znamená, že z metod statistické indukce volíme mezi vícevýběrovým parametrickým testem shody středních hodnot ANOVA a neparametrickým Kruskal–Wallisovým testem shody mediánů. Pro použití čistého testu významnosti rozdílu středních hodnot (parametrická ANOVA) nebo mediánů (neparametrický Kruskal–Wallisův test) je nutno ověřit předpoklady, které jsou v Tab. č. 9.

Tab. č. 9: Tabulka předpokladů vícevýběrových testů

| ANOVA                                        | Kruskal–Wallisův test |
|----------------------------------------------|-----------------------|
| Nezávislost výběrů                           |                       |
| Normalita rozdělení všech testovaných výběrů | -                     |
| Homoskedasticita                             | -                     |

Testování se provádí pomocí p–hodnot. Stanoví se nulová hypotéza  $H_0$  a alternativní hypotéza  $H_A$ . Nulová hypotéza nepředpokládá rozdíly mezi výběry, předpokládá že výběry jsou shodné. Alternativní hypotéza je negací nulové hypotézy. Při testování je hodnoceným parametrem p–hodnota,

jejíž hodnota určuje, zda zamítáme nebo nezamítáme nulovou hypotézu. Pokud je  $p$ -hodnota  $< 0,05$ , pak zamítáme nulovou hypotézu. Znamená to, že mezi výběry je statisticky významný rozdíl. Pokud bude  $p$ -hodnota  $> 0,05$  nulovou hypotézu nezamítáme, mezi výběry není statisticky významný rozdíl.

#### 7.4.1 Empirické a exaktní ověření normality

Empirické ověření normality je provedeno na základě výběrových hodnot šikmosti a špičatosti, které pro splnění předpokladu normality musí nabývat hodnot v intervalu  $< -2; 2 >$ . Pakliže hodnoty šikmosti a špičatosti nesplňují tuto podmínku, normalita je zamítnuta. Další možností empirického ověření je vykreslení Q–Q grafu s proloženou přímkou. Pokud se hodnoty výrazně vychylují od přímky, normalita je zamítnuta.

Pro exaktní ověření normality se používá Shapiro–Wilkův test na základě  $p$ -hodnoty. Jestliže je  $p$ -hodnota  $< 0,05$ , normalita je zamítnuta. Při zamítnutí normality ať už na základě empirického či exaktního ověření je nutno přistoupit k testové statistice shody mediánů neparametrickým Kruskal–Wallisovým testem.

#### 7.4.2 Empirické a exaktní ověření homoskedasticity

Dalším předpokladem vícevýběrového parametrického testu ANOVA je homoskedasticita neboli shoda rozptylů. Empiricky se homoskedasticita ověřuje porovnáním rozptylu na základě krabcových grafů.

Při exaktním ověření homoskedasticity se využívá Bartlettův test shody rozptylů na základě  $p$ -hodnoty. Jestliže je  $p$ -hodnota  $< 0,05$ , homoskedasticita je zamítnuta. Opět při zamítnutí předpokladu shody rozptylu je nutno použít vícevýběrový neparametrický Kruskal–Wallisův test shody mediánů.

#### 7.4.3 Čistý test významnosti

Na základě splnění (resp. nesplnění) předpokladů je zvolen jeden ze dvou možných testů. Při splnění všech předpokladů se parametry testovaly vícevýběrovým parametrickým testem ANOVA. Tento statistický test porovnává střední hodnoty daných výběrů  $\mu$ . Při zamítnutí jednoho z předpokladů je zvolen vícevýběrový neparametrický Kruskal–Wallisův test, který porovnává mediány výběrů  $x_{0,5}$ . Při testování byla vždy stanovena nulová hypotéza, která říká, že se všechny testované výběry shodují. Alternativní hypotéza je negací nulové hypotézy. Na základě výsledků  $p$ -hodnot byla zamítnuta či nezamítnuta nulová hypotéza. Při hodnotě  $p$ -hodnoty  $> 0,05$  se nulová hypotéza nezamítá, to znamená že mezi výběry se nevyskytuje statisticky významný rozdíl. Při hodnotě  $p$ -hodnoty  $< 0,05$  se nulová hypotéza zamítá, to znamená že mezi výběry jsou rozdíly statisticky významné.

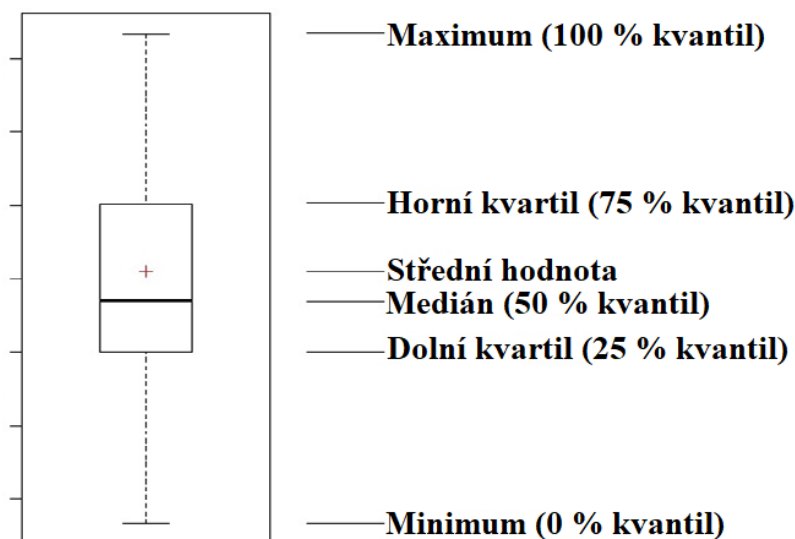
#### 7.4.4 Post–hoc analýza

Pouze při zamítnutí nulové hypotézy u vícevýběrového testu, kdy bylo zjištěno, že výběry jsou odlišné, je třeba stanovit konkrétní míry rozdílu vzájemně mezi výběry. Tento postup je proveden formou post–hoc analýzy neboli vícenásobným porovnáváním. V případě parametrického testu ANOVA je post–hoc analýzou Turkeyův test pro významné rozdíly. Pro neparametrický Kruskal–

Wallisův test je post-hoc analýzou Dunnové metoda. Při post-hoc analýze se hledá příčina, která způsobila statisticky významný rozdíl testovaných parametrů všech srovnávaných výběrů. Hledáme, který konkrétní výběr se statisticky významně liší od jiného výběru. Tedy tvoříme dvojice výběrů každý s každým a testujeme, zda je rozdíl testovaných parametrů statisticky významný.

#### 7.4.5 Grafické znázornění výsledků

Pro grafický popis vypočítaných dat byly použity krabicové grafy. Krabicový (z angl. Box plot) je způsob vizualizace numerických dat pomocí jejich kvantilů. Grafické znázornění obecného krabicového grafu je na Obr. č. 21. Vnitřní část krabicového grafu představuje hodnotu mediánu, 50 % kvantil. Tato hodnota je ohraničena horním a dolním kvartilem, 75 % a 25 % kvantil. Tyto hodnoty jsou na úrovni horní a spodní linie obdélníku. Linie vycházející z obdélníku, tzv. vousy vyjadřují celkový rozptyl hodnot datového souboru. Jedná se o minimální a maximální hodnotu, 0 % a 100 % kvantil. V krabicovém grafu lze označit polohy i dalších hodnot, například červeným křížkem střední hodnotu. Pomocí vícenásobných krabicových grafů lze velmi jednoduše a názorně vizuálně porovnat více datových souborů.



Obr. č. 21: Popis krabicového grafu

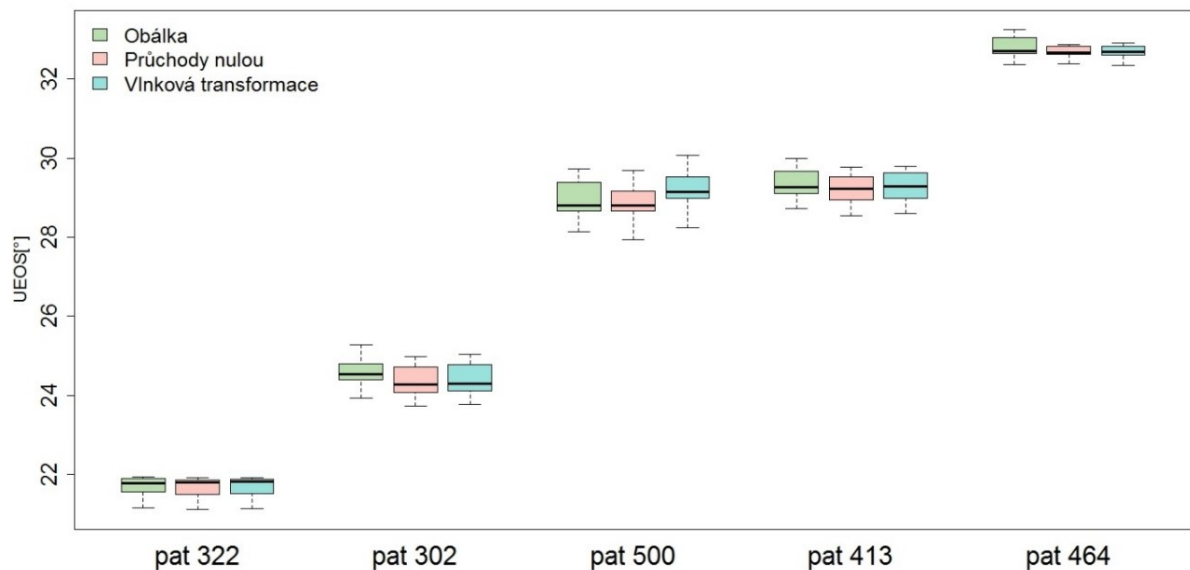
## 8. Výsledky analýzy UEOS lidského modelu

V této kapitole jsou uvedeny tabulky vypočítaných hodnot UEOS ze záznamů EKG, VKG a transformovaného VKG. V rámci lidských dat byly zpracovány záznamy 10–ti pacientů z databáze PTB. Animální data byla měřena na 3 prasatech domácích. Tabulky základních číselných charakteristik získaných hodnot jsou v příloze B. Tabulky p–hodnot ze statistického zpracování jsou v příloze A. Každá tabulka vždy obsahuje hodnoty jednoho hodnoceného jedince. Elektrická osa srdeční se může u každého člověka (resp. zvířete) mírně lišit, proto jsou výsledky srovnávány vždy v rámci jednoho sledovaného jedince. Data měřená na člověku jsou rozdělena dle použitého QRS detektoru na tři části. V rámci každého detektoru byly počítány UEOS všemi popsány způsoby. Na základě svodů, ze kterých byly dosazovány hodnoty do vztahů byly nazvány sloupce hodnot v tabulkách. To znamená, že hodnoty ve sloupcích s označením „aVF, I“ byly získány ze vztahu (5.4), označení „III, I“ byly získány ze vztahu (5.5), označení „II, I“ ze vztahu (5.20) a označení „aVF, II“ ze vztahu (5.23). Další část tvoří hodnoty UEOS počítané z transformovaného VKG vztahem (4.3). Sloupce nesou zkráceny název dle příslušné transformační metody. Poslední skupinou jsou data získaná z přímo měřených VKG svodů s výpočtem ze vztahu (4.3). Ve druhém řádku tabulek je informace o tom, které hodnoty amplitud byly do vzorců dosazovány.

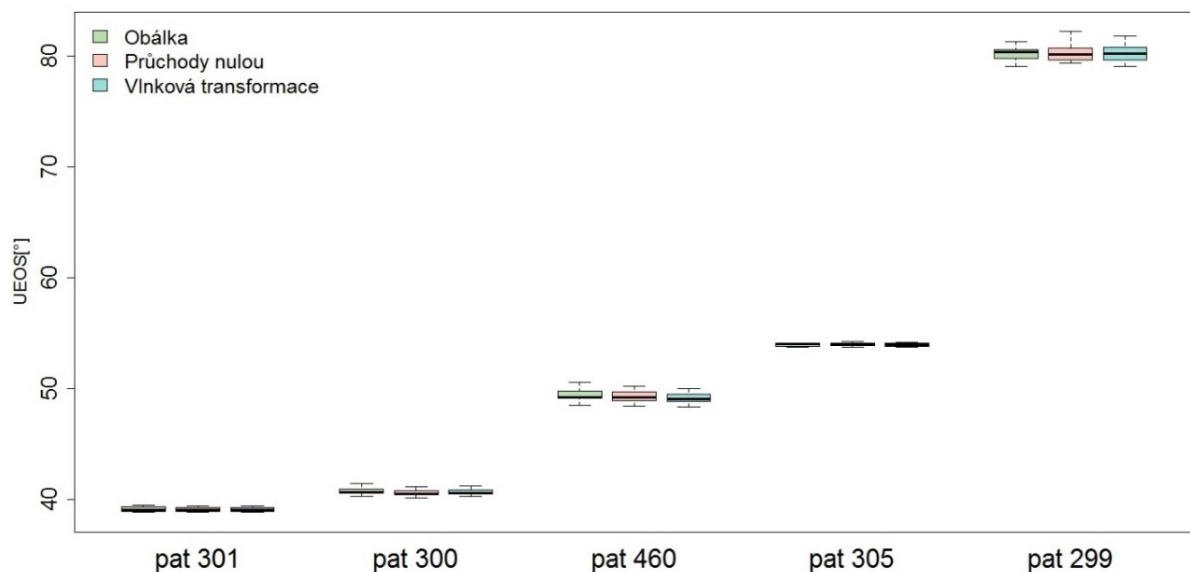
### 8.1 Vliv způsobu detekce QRS na výpočet UEOS

První hodnocený parametr je typ QRS detektoru a jeho vliv na výpočet UEOS. Srovnání bylo provedeno na hodnotách UEOS, které byly vypočítány z měřeného VKG vztahem (4.3). Vzorec, který byl použit pro výpočet UEOS byl ze všech použitých vztahů nejjednodušší, jelikož se dosazovaly hodnoty z jednotného svodového ortogonálního systému. Nebylo tedy nutné použít korekční faktor pro úpravu amplitud z různých svodových systému a vzorce tak nezanesly do výsledku chybu. Testovaný datový soubor se tedy skládá ze tří výběrů, a to z dat získaných za použití detekce na základě obálky, z detekce na základě počtu průchodů nulou a v posledním výběru byl použit detektor s využitím vlnkové transformace.

První odhad předpokládaného výsledku lze provést pomocí krabicových grafů (viz Graf č. 1 a Graf č. 2), na kterých jsou vyneseny hodnoty UEOS pro každého pacienta po trojicích dle použitého QRS detektoru. Pacienti byli uspořádání dle rozsahu hodnot tak, aby grafy měly co největší vypovídající hodnotu. Z krabicového grafu lze vyčíst minimální a maximální hodnoty, hodnoty dolního a horního kvartilu, linie uvnitř grafu představuje hodnotu mediánu. Na základě vzájemných poloh každého z trojice krabicových grafů můžeme předpokládat, že typ použitého detektoru nebude mít vliv na výpočet hodnoty UEOS.



**Graf č. 1: Vícnásobný krabicový graf hodnot UOES vypočtených z měřeného VKG pro zhodnocení vlivu typu detekce QRS komplexu pro pacienty 322, 302, 500, 413, 464**



**Graf č. 2: Vícnásobný krabicový graf hodnot UOES vypočtených z měřeného VKG pro zhodnocení vlivu typu detekce QRS komplexu pro pacienty 301, 300, 460, 305 a 299**

Z výběrů nebyla odstraněna žádná odlehlá pozorování. Jedná se o nezávislé výběry a to znamená, že v rámci statistické indukce volíme mezi vícevýběrovým parametrickým testem shody středních hodnot ANOVA a neparametrickým Kruskal–Wallisovým testem shody mediánů. Normalita empirickým (šikmost, špičatost  $\epsilon < -2; 2 >$ ) i exaktním posouzením (Shapiro–Willkův test,  $p$ –hodnota  $> 0,05$ , viz příloha Tab. č. A. 1) nebyla zamítnuta. Zároveň nebyla zamítnuta shoda rozptylů (Bartlettův test,  $p$ –hodnota  $> 0,05$ , viz příloha Tab. č. A. 2). Bylo tedy možné použít čistý test významnosti rozdílů středních hodnot ANOVA.

### 8.1.1 Testování hypotéz: ANOVA

$\mu_1$  – střední hodnota UEOS s použitím detektoru na základě obálky

$\mu_2$  – střední hodnota UEOS s použitím detektoru na základě počtu průchodu nulou

$\mu_3$  – střední hodnota UEOS s použitím detektoru na základě vlnkové transformace

**Nulová hypotéza:**  $H_0: \mu_1 = \mu_2 = \mu_3$

**Alternativní hypotéza:**  $H_A: \neg H_0$

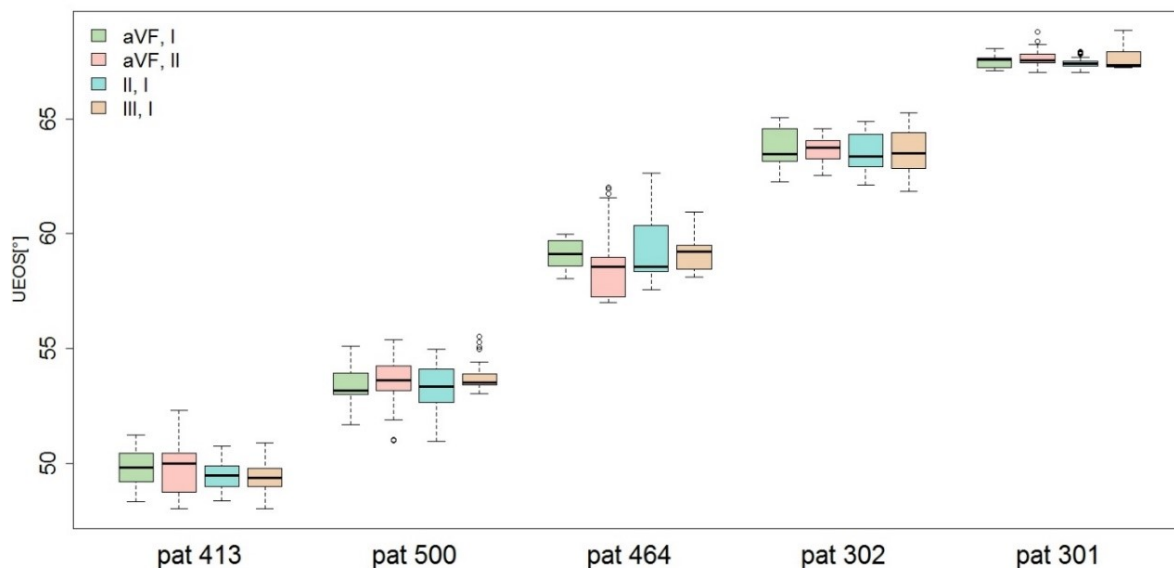
Na základě p-hodnot (viz příloha Tab. č. A. 3) na hladině významnosti 5% za použití testu ANOVA u žádného z pacientů nezamítáme nulovou hypotézu. To znamená, že mezi hodnotami UEOS vypočítaných z jednotlivých QRS detektorů není statisticky významný rozdíl. Můžeme tedy tvrdit, že typ QRS detektoru nemá vliv na výsledky výpočtů UEOS. Při nezamítnutí nulové hypotézy není nutno provádět post-hoc analýzu.

### 8.2 Porovnání vztahů pro výpočet UEOS z hodnot R kmitů vyskytujících se v EKG svodech

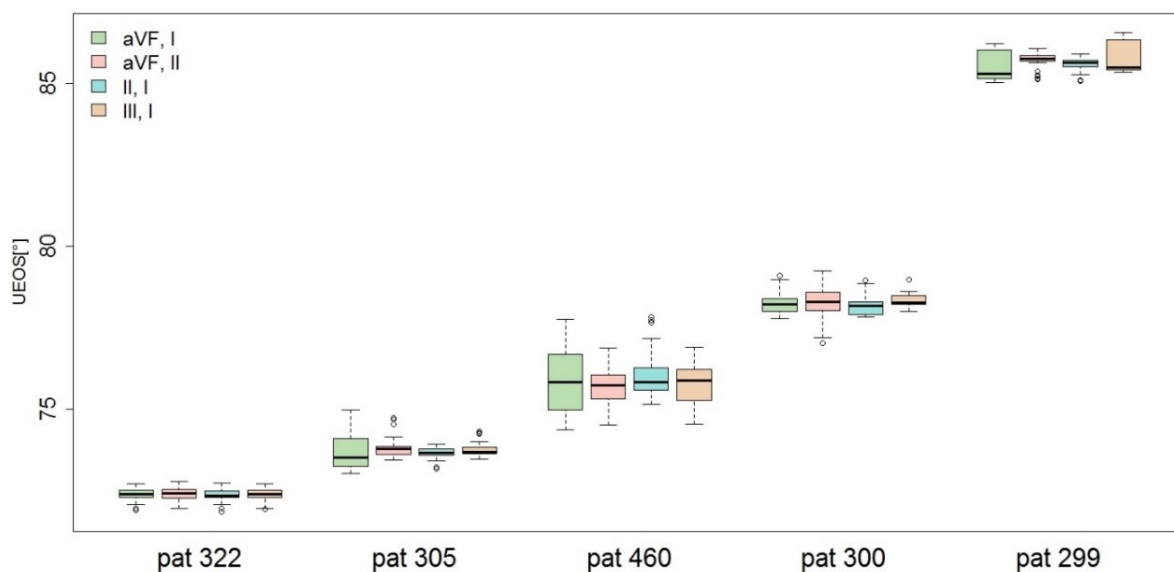
Dalšími testovanými parametry byly hodnoty UEOS vypočítané čtyřmi vztahy z EKG svodů (5.4), (5.5), (5.20) a (5.23). Do kterých byly dosazovány pouze hodnoty kmitu R. V rámci předchozího testování bylo ověřeno, že použitý detektor nemá vliv na získané výsledky, ze všech detektorů jsou výsledky statisticky jednotné. Díky tomu není nutné testovat vztahy zvlášť pro každý detektor, ale je možné data z detektorů sjednotit a testovat je dohromady. Byly tedy analyzovány 4 výběry dle použitého vztahu. Ve výběrech byla identifikována odlehlá pozorování a vzhledem k tomu že se tyto hodnoty výrazně neodchylovaly, nebyly tyto hodnoty odstraněny.

Opět lze první odhad předpokládaného výsledku provést pomocí krabicových grafů (viz Graf č. 3 a Graf č. 4), na kterých jsou vyneseny hodnoty UEOS pro každého pacienta po čtveřicích, dle použitého vztahu pro výpočet UEOS. Pacienti byli uspořádáni dle rozsahu hodnot tak, aby grafy měly co největší vypovídající hodnotu. Na základě vzájemných poloh každého ze čtveřice krabicových grafů můžeme předpokládat, že ve výsledcích porovnávaných vztahů pro výpočet UEOS s dosazením R vlny nebude statisticky významný rozdíl.





Graf č. 3: Vícenásobný krabicový graf hodnot UEOS vypočtených z R kmitů EKG pro porovnání vztahů (5.4), (5.5), (5.20) a (5.23) pro pacienty 413, 500, 464, 302 a 301



Graf č. 4: Vícenásobný krabicový graf hodnot UEOS vypočtených z R kmitů EKG pro porovnání vztahů (5.4), (5.5), (5.20) a (5.23) pro pacienty 322, 305, 460, 300 a 299

Opět se jedná o nezávislé výběry to znamená, že v rámci statistické indukce volíme mezi vícevýběrovým parametrickým testem shody středních hodnot ANOVA a neparametrickým Kruskal–Wallisovým testem shody mediánů. Normalita empirickým i exaktním posouzením (Shapiro–Willkův test,  $p$ -hodnota  $< 0,05$ , viz příloha Tab. č. A. 4) byla zamítnuta. Při zamítnutí jedné z podmínek je nutno automaticky použít neparametrické test, proto není nutné testovat homoskedasticitu. Byl tedy použit vícevýběrový neparametrický Kruskal–Wallisův test.

### 8.2.1 Testování hypotéz: *Kruskal–Wallisův test*

$x_{0,5;1}$  – medián UEOS z R kmitu ze vztahu (5.4)

$x_{0,5;2}$  – medián UEOS z R kmitu ze vztahu (5.5)

$x_{0,5;3}$  – medián UEOS z R kmitu ze vztahu (5.20)

$x_{0,5;4}$  – medián UEOS z R kmitu ze vztahu (5.23)

**Nulová hypotéza:**  $H_0: x_{0,5;1} = x_{0,5;2} = x_{0,5;3} = x_{0,5;4}$

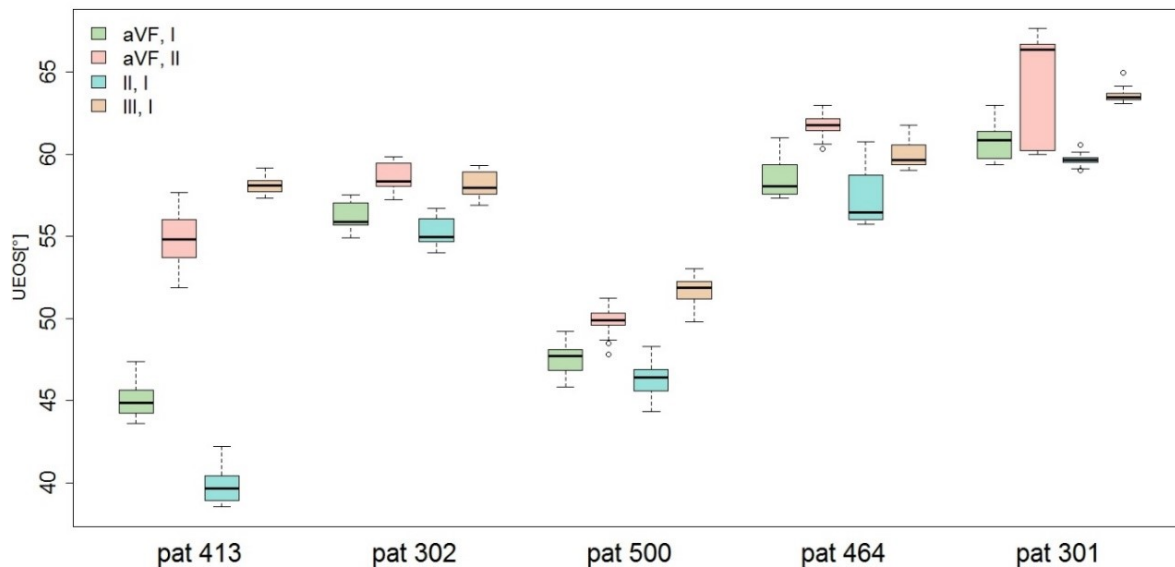
**Alternativní hypotéza:**  $H_A: \neg H_0$

Na základě p–hodnot (viz příloha Tab. č. A. 5) na hladině významnosti 5% za použití Kruskal–Wallisova testu u žádného z pacientů nezamítáme nulovou hypotézu. To znamená, že mezi hodnotami UEOS vypočítaných jednotlivými vztahy s dosazením R vlny není statisticky významný rozdíl. Můžeme tedy tvrdit, že použitý vzorec s dosazením amplitud R kmitů nemá vliv na výsledky výpočtů UEOS. Při nezamítnutí nulové hypotézy není nutno provádět post–hoc analýzu.

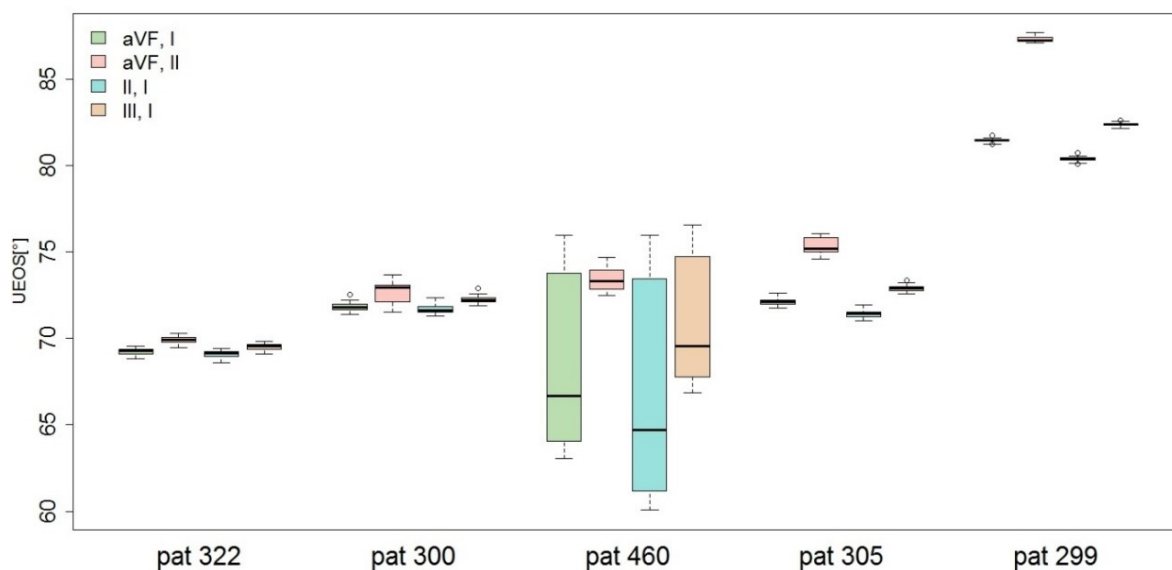
### 8.3 Porovnání vztahů pro výpočet UEOS z hodnot QRS kmitů vyskytujících se v EKG svodech

Dalšími testovanými parametry byly hodnoty UEOS vypočítané stejnými čtyřmi vztahy z EKG svodů (5.4), (5.5), (5.20) a (5.23), do kterých byly dosazovány součty amplitud kmitů Q, R a S v absolutních hodnotách. Díky stanovení skutečnosti, že detektor nemá na výsledné hodnoty vliv, byly hodnoty z jednotlivých detektorů sjednoceny. Byly tedy opět analyzovány 4 nezávislé výběry dle použitého vztahu. Ve výběrech byla identifikována odlehlá pozorování, vzhledem k tomu že se tyto hodnoty výrazně neodchylovaly, nebyly tyto hodnoty odstraněny.

Opět lze první odhad předpokládaného výsledku provést pomocí krabicových grafů (viz Graf č. 5 a Graf č. 6), na kterých jsou vyneseny hodnoty UEOS pro každého pacienta po čtveřicích, dle použitého vztahu pro výpočet UEOS ze součtů kmitů Q, R a S. Pacienti byli uspořádání dle rozsahu hodnot tak, aby grafy měly co největší vypovídající hodnotu. Na základě vzájemných poloh každého ze čtveřice krabicových grafů můžeme předpokládat, že ve výsledcích porovnávaných vztahů pro výpočet UEOS s dosazením součtu Q, R a S vlny bude statisticky významný rozdíl.



Graf č. 5: Vícenásobný krabicový graf hodnot UEOS vypočtených ze součtu Q, R a S kmitů EKG pro porovnání vztahů (5.4), (5.5), (5.20) a (5.23) pro pacienty 322, 300, 460, 305 a 299



Graf č. 6: Vícenásobný krabicový graf hodnot UEOS vypočtených ze součtu Q, R a S kmitů EKG pro porovnání vztahů (5.4), (5.5), (5.20) a (5.23) pro pacienty 322, 300, 460, 305 a 299

Opět se jedná o nezávislé výběry to znamená, že v rámci statistické indukce volíme mezi vícevýběrovým parametrickým testem shody středních hodnot ANOVA a neparametrickým Kruskal–Wallisovým testem shody mediánů. Normalita empirickým i exaktním posouzením (Shapiro–Willkův test,  $p$ -hodnota  $< 0,05$ , viz příloha Tab. č. A. 6) byla zamítnuta. Při zamítnutí jedné z podmínek je nutno automaticky použít neparametrický test, proto není nutné testovat homoskedasticitu. Byl tedy použit vícevýběrový neparametrický Kruskal–Wallisův test.

### 8.3.1 Testování hypotéz: *Kruskal–Wallisův test*

$x_{0,5;1}$  – medián UEOS ze součtu Q, R a S kmitů ze vztahu (5.4)

$x_{0,5;2}$  – medián UEOS ze součtu Q, R a S kmitů ze vztahu (5.5)

$x_{0,5;3}$  – medián UEOS ze součtu Q, R a S kmitů ze vztahu (5.20)

$x_{0,5;4}$  – medián UEOS ze součtu Q, R a S kmitů ze vztahu (5.23)

**Nulová hypotéza:**  $H_0: x_{0,5;1} = x_{0,5;2} = x_{0,5;3} = x_{0,5;4}$

**Alternativní hypotéza:**  $H_A: \neg H_0$

Na základě p–hodnot (viz příloha Tab. č. A. 7) na hladině významnosti 5% za použití Kruskal–Wallisova testu u všech pacientů zamítáme nulovou hypotézu. To znamená, že mezi hodnotami UEOS vypočítaných jednotlivými vztahy se vyskytuje statisticky významný rozdíl. Pro stanovení konkrétních rozdílů pomocí vícenásobného porovnání je třeba provést post–hoc analýzu pro každou testovanou skupinu výběrů zvlášť.

### 8.3.2 Post–hoc analýza

Při post–hoc analýze se hledá příčina, která způsobila statisticky významný rozdíl mediánů všech srovnávaných skupin. Hledáme, která skupina se statisticky významně liší. Tedy tvoříme dvojice výběrů každý s každým a testujeme, zda je rozdíl mediánů statisticky významný. Celkem tedy testujeme 6 možných příčin zamítnutí nulové hypotézy Kruskal–Wallisova testu.

Při porovnávání dvojic všech výběrů vzájemně (příčemž nezáleží na pořadí), musíme vytvořit 6 variant nulové a alternativní hypotézy:

**Nulová hypotéza:**  $H_{01}: x_{0,5;1} = x_{0,5;2}$

$H_{02}: x_{0,5;1} = x_{0,5;3}$

$H_{03}: x_{0,5;1} = x_{0,5;4}$

$H_{04}: x_{0,5;1} = x_{0,5;5}$

$H_{05}: x_{0,5;2} = x_{0,5;3}$

$H_{06}: x_{0,5;2} = x_{0,5;4}$

**Alternativní hypotéza:**  $H_A: \neg H_{01}, \neg H_{02}, \neg H_{03}, \neg H_{04}, \neg H_{05}, \neg H_{06}$

Nulová a alternativní hypotéza je pro všechny pacienty totožná. Tabulky p–hodnot jsou uvedeny v příloze pro každého pacienta zvlášť viz Tab. č. A. 8 – Tab. č. A. 17.

Post–hoc analýza Kruskal–Wallisova testu prokázala u pacientů 322, 464, 500 shodu (p–hodnota > 0,05, viz příloha Tab. č. A. 13, Tab. č. A. 16, Tab. č. A. 17) mediánů UEOS pouze u vztahů aVF,I ve srovnání s II,I. Dále u pacientů 300, 302, 460 byla prokázána shoda (p–hodnota > 0,05, viz

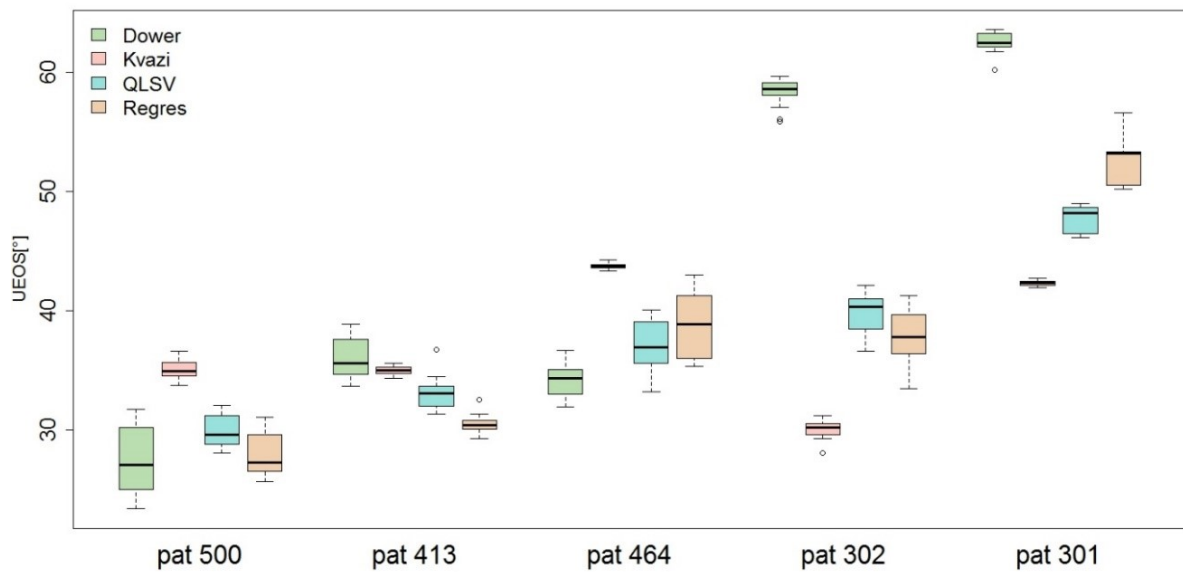
příloha Tab. č. A. 9, Tab. č. A. 11, Tab. č. A. 15) mediánů UEOS také ze vztahů aVF,I ve srovnání s II,I a navíc u také u vztahu aVF,II ve srovnání s III,I. U pacienta 301 byla prokázána shoda ( $p$ -hodnota  $> 0,05$ , viz příloha Tab. č. A. 10) mediánů UEOS pouze u vztahu aVF,II ve srovnání s III,I. U ostatních kombinací porovnání vztahů byla  $p$ -hodnota  $< 0,05$ , proto tedy zamítáme nulovou hypotézu, mediány UEOS se statisticky významně liší. U pacientů 299, 305 a 413 zamítáme nulovou hypotézu u všech srovnávaných možností ( $p$ -hodnota  $< 0,05$ , viz příloha Tab. č. A. 8, Tab. č. A. 12, Tab. č. A. 14).

Na základě post-hoc analýzy nebyla potvrzena jednotná shoda mediánů UEOS u všech pacientů u některé z dvojice srovnávaných vztahů. Z každého vztahu získáme jiné výsledky úhlů elektrické osy srdeční.

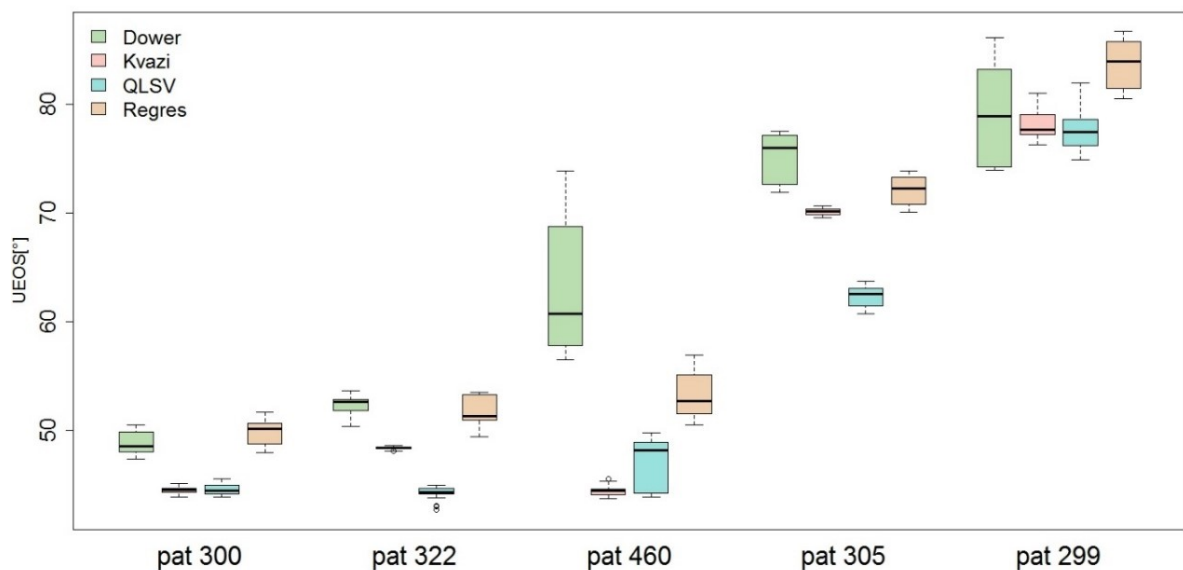
#### **8.4 Vliv způsobu transformační metody VKG na výpočet UEOS**

Dalšími testovanými parametry byly hodnoty UEOS z transformovaných VKG svodů. Pro výpočet UEOS byl použit vztah (4.3), do kterého byly dosazovány hodnoty amplitud R kmitu. Díky stanovení skutečnosti, že detektor nemá na vypočítané hodnoty vliv, byly hodnoty z jednotlivých detektorů sjednoceny. Byly tedy opět analyzovány 4 výběry dle použité transformační metody. Ve výběrech byla identifikována odlehlá pozorování, která byla výrazně mimo rozsah výběrů. Z tohoto důvodu byly tyto hodnoty odstraněny. Konkrétně byla odstraněna maximální hodnota ve výběru Dower u pacientů 413 a 301, ve stejném výběru u pacienta 302 byla odstraněna minimální hodnota. Ve výběru Regres u pacienta 460 byla odstraněna maximální hodnota. Ve výběrech pacienta 322 se vyskytovala tři odlehlá pozorování, maximální hodnota ve výběru QSLV a minimální a maximální hodnoty ve výběru Dower. Celý další postup byl vypracován na výběrech bez odlehlých pozorování.

Stejným způsobem jako u předchozích analýz lze první odhad předpokládaného výsledku provést pomocí krabicových grafů (viz Graf č. 7 a Graf č. 8), na kterých jsou vyneseny hodnoty UEOS pro každého pacienta po čtveřicích, dle použité transformační metody EKG na VKG. Hodnoty byly počítány vztahem (4.3) s dosazením R kmitu. Pacienti byli uspořádání dle rozsahu hodnot tak, aby grafy měly co největší vypovídající hodnotu. Na základě vzájemných poloh každého ze čtveřice krabicových grafů můžeme předpokládat, že použití transformační metody EKG na VKG bude mít statisticky významný vliv na rozdíly mezi získanými výsledky.



Graf č. 7: Vícenásobný krabicový graf hodnot UEOS vypočtených z R kmitů z transformovaného VKG pro porovnání transformačních metod pro pacienty 500, 413, 464, 302, 301



Graf č. 8: Vícenásobný krabicový graf hodnot UEOS vypočtených z R kmitů z transformovaného VKG pro porovnání transformačních metod pro pacienty 300, 322, 460, 305, 299

Opět se jedná o nezávislé výběry to znamená, že v rámci statistické indukce volíme mezi vícevýběrovým parametrickým testem shody středních hodnot ANOVA a neparametrickým Kruskal–Wallisovým testem shody mediánů. Normalita empirickým i exaktním posouzením (Shapiro–Willkův test,  $p$ -hodnota  $< 0,05$ , viz příloha Tab. č. A. 18) byla zamítnuta. Při zamítnutí jedné z podmínek je nutno automaticky použít neparametrický test, proto není nutné testovat homoskedasticitu. Byl tedy použit vícevýběrový neparametrický Kruskal–Wallisův test.

#### 8.4.1 Testování hypotéz: *Kruskal–Wallisův test*

$x_{0,5;1}$  – medián UEOS z VKG, které bylo získáno inverzní Dowerovou transformací

$x_{0,5;2}$  – medián UEOS z VKG, které bylo získáno Kvazi ortogonální Korsovou metodou

$x_{0,5;3}$  – medián UEOS z VKG, které bylo získáno transformační metodou QLSV

$x_{0,5;4}$  – medián UEOS z VKG, které bylo získáno Korsovou regresní metodou

**Nulová hypotéza:**  $H_0: x_{0,5;1} = x_{0,5;2} = x_{0,5;3} = x_{0,5;4}$

**Alternativní hypotéza:**  $H_A: \neg H_0$

Na základě p–hodnot (viz příloha Tab. č. A. 19) na hladině významnosti 5% za použití Kruskal–Wallisova testu u všech pacientů zamítáme nulovou hypotézu. To znamená, že mezi hodnotami UEOS vypočítaných z VKG svodů, které byly získány jednotlivými transformačními metodami se vyskytuje statisticky významný rozdíl. Pro stanovení konkrétních rozdílů pomocí vícenásobného porovnání je třeba provést post–hoc analýzu pro každou testovanou skupinu výběrů zvlášť.

#### 8.4.2 Post–hoc analýza

Post–hoc analýza je provedena stejným způsobem jako v předchozím případě Dunnové metodou. Opět bylo vytvořeno 6 dvojic, u kterých se testuje jejich vzájemná shoda.

**Nulová hypotéza:**  $H_{01}: x_{0,5;1} = x_{0,5;2}$

$H_{02}: x_{0,5;1} = x_{0,5;3}$

$H_{03}: x_{0,5;1} = x_{0,5;4}$

$H_{04}: x_{0,5;1} = x_{0,5;5}$

$H_{05}: x_{0,5;2} = x_{0,5;3}$

$H_{06}: x_{0,5;2} = x_{0,5;4}$

**Alternativní hypotéza:**  $H_A: \neg H_{01}, \neg H_{02}, \neg H_{03}, \neg H_{04}, \neg H_{05}, \neg H_{06}$

Nulová a alternativní hypotéza je pro všechny pacienty totožná. Tabulky p–hodnot jsou uvedeny v příloze pro každého pacienta zvlášť viz Tab. č. A. 20 – Tab. č. A. 29.

Post–hoc analýza stejně jako v předchozím případě poukázala na velmi nejednotné výsledky. Největší shoda mediánů UEOS byla prokázána u pacienta 299 (p–hodnota > 0,05, viz příloha Tab. č. A. 20), u kterého se shodovaly hodnoty UEOS z inverzní Dowerovy transformace s Kvazi ortogonální Korsovou metodou a metodou QLSV. Dále u pacientů 322 a 500 byla prokázána shoda mediánů UEOS pouze u Korsovy regresní transformace a Dowerovy inverzí transformace (p–hodnota > 0,05, viz příloha Tab. č. A. 25, Tab. č. A. 29), u pacientů 302 a 464 se shodovala Korsova regresní metoda a

QLSV metoda ( $p$ -hodnota  $> 0,05$ , viz příloha Tab. č. A. 23, Tab. č. A. 28) u pacienta 413 nebyla zamítnuta nulová hypotéza pouze u Dowerovy inverzní transformace a Kvazi ortogonální Korsovy metody ( $p$ -hodnota  $> 0,05$ , viz příloha Tab. č. A. 26), pro pacienta 460 nebyla zamítnuta nulová hypotéza pro dvojici Kvazi ortogonální Korsova metoda a metoda QSLV ( $p$ -hodnota  $> 0,05$ , viz příloha Tab. č. A. 27). Pro pacienta 300 byla prokázána shoda mediánů UEOS u dvojic Dowerova inverzní transformace ve srovnání s Korsovou regresní transformací a Kvazi ortogonální Korsova transformace s metodou QLSV ( $p$ -hodnota  $> 0,05$ , viz příloha Tab. č. A. 21). U pacientů 301 a 305 byla ve všech případech zamítnuta nulová hypotéza. To znamená, že ve všech metodách transformace EKG na VKG se vyskytují statisticky významné rozdíly hodnot UEOS a nelze tak metody považovat za srovnatelné ( $p$ -hodnota  $< 0,05$ , viz příloha Tab. č. A. 22, Tab. č. A. 24).

Na základě těchto velmi nejednotných výsledků není možné stanovit vzájemný vztah jednotlivých transformačních metod.



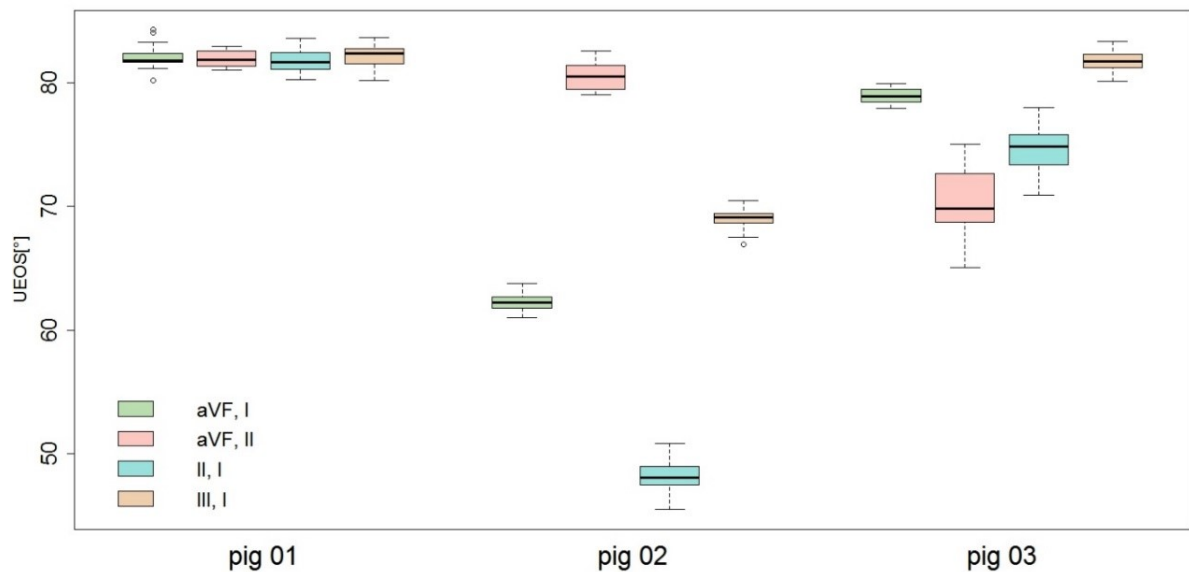
## 9. Výsledky analýzy UEOS animálního modelu

V této kapitole jsou opět uvedeny tabulky vypočítaných hodnot UEOS ze záznamů animálního EKG v přílohách A a B. Na základě svodů, ze kterých byly dosazovány hodnoty do vztahů, byly označeny sloupce hodnot v tabulkách. To znamená, že hodnoty ve sloupcích s označením „aVF, I“ byly získány ze vztahu (5.4), označení „III, I“ byly získány ze vztahu (5.5), označení „II, I“ ze vztahu (5.20) a označení „aVF, II“ ze vztahu (5.23). Ve druhém řádku je informace o tom, které hodnoty amplitud byly do vzorců dosazovány. Tato analýza vychází z výsledků, které byly získány v předchozí kapitole. Na základě analýzy lidských dat, kde bylo prokázáno, že detektor nemá vliv na výpočet UEOS, byly hodnoty z jednotlivých detektorů sjednoceny. V dalších kapitolách budou aplikovány stejné vztahy pro výpočet UEOS z končetinových svodů (5.4), (5.5), (5.20) a (5.23) s cílem ověření předpokladů, které vychází z výsledků analýzy v předchozí kapitole.

### 9.1 Porovnání vztahů pro výpočet UEOS z hodnot R kmitů vyskytujících se v animálních EKG svodech

Dalšími testovanými parametry byly hodnoty UEOS vypočítané čtyřmi vztahy z animálního EKG svodů (5.4), (5.5), (5.20) a (5.23). Do kterých byly dosazovány pouze hodnoty kmitu R. Byly tedy analyzovány 4 výběry dle použitého vztahu stejně jako v předchozí kapitole. Ve výběrech byla identifikována odlehlá pozorování. U zvířete 02 byly odstraněny dvě maximální hodnoty ve výběru aVF, I a II, I u zvířete 03 byly také dvě hodnoty, minimální a maximální hodnota z výběru aVF, I. Ostatní identifikovaná odlehlá pozorování byla ve výběrech ponechána.

Stejně jako u lidských dat z analýzy v předchozí kapitole lze první odhad předpokládaného výsledku provést pomocí krabicových grafů (viz Graf. č. 9), na kterých jsou vyneseny hodnoty UEOS pro každé zvíře po čtveřicích, dle použitého vztahu pro výpočet UEOS. Na základě vzájemných poloh každého ze čtveřice krabicových grafů lze předpokládat, že výsledky nebudou jednotné jako při analýze lidských dat. U zvířat 02 a 03 lze očekávat statisticky významný rozdíl mezi jednotlivými výběry.



**Graf č. 9:** Vícenásobný krabicový graf hodnot UEOS vypočtených z R kmitů animálního EKG pro porovnání vztahů (5.4), (5.5), (5.20) a (5.23) pro zvířata 01, 02 a 03.

Postup při testování statistickou indukci je stejný jako u lidských dat v předchozí kapitole. Opět jsou testovány čtyři nezávislé výběry to znamená, že lze volit mezi parametrickým testem ANOVA a neparametrickým Kruskal–Wallisovým testem. Stejným způsobem byl ověřen předpoklad normality. Normalita empirickým i exaktním posouzením (Shapiro–Willkúv test,  $p$ -hodnota  $< 0,05$ , viz příloha Tab. č. A. 30) byla zamítnuta. Při zamítnutí jedné z podmínek je nutno automaticky použít neparametrický test, proto není nutné testovat homoskedasticitu. Byl tedy použit vícevýběrový neparametrický Kruskal–Wallisův test.

### 9.1.1 Testování hypotéz: *Kruskal–Wallisův test*

$x_{0,5;1}$  – medián UEOS z R kmitu z animálního EKG ze vztahu (5.4)

$x_{0,5;2}$  – medián UEOS z R kmitu z animálního EKG ze vztahu (5.5)

$x_{0,5;3}$  – medián UEOS z R kmitu z animálního EKG ze vztahu (5.20)

$x_{0,5;4}$  – medián UEOS z R kmitu z animálního EKG ze vztahu (5.23)

**Nulová hypotéza:**  $H_0: x_{0,5;1} = x_{0,5;2} = x_{0,5;3} = x_{0,5;4}$

**Alternativní hypotéza:**  $H_A: \neg H_0$

Na základě  $p$ -hodnot (viz příloha Tab. č. A. 31) na hladině významnosti 5% za použití Kruskal–Wallisova testu u zvířete 01 nezamítáme nulovou hypotézu. To znamená, že mezi hodnotami mediánů UEOS vypočítané jednotlivými vztahy z animálního EKG se nevyskytuje statisticky významný rozdíl. U další zvířat 02 a 03 zamítáme nulovou hypotézu. To znamená, že mezi hodnotami UEOS vypočítaných jednotlivými vztahy se vyskytuje statisticky významný rozdíl. Pro stanovení

konkrétních rozdílů pomocí vícenásobného porovnání je třeba provést post-hoc analýzu pro každou testovanou skupinu výběrů zvlášť.

### 9.1.2 Post-hoc analýza

Při post-hoc analýze se hledá příčina, která způsobila statisticky významný rozdíl mediánů všech srovnávaných skupin stejným způsobem jako v předchozí kapitole.

$$\text{Nulová hypotéza: } H_{01}: x_{0,5;1} = x_{0,5;2}$$

$$H_{02}: x_{0,5;1} = x_{0,5;3}$$

$$H_{03}: x_{0,5;1} = x_{0,5;4}$$

$$H_{04}: x_{0,5;1} = x_{0,5;5}$$

$$H_{05}: x_{0,5;2} = x_{0,5;3}$$

$$H_{06}: x_{0,5;2} = x_{0,5;4}$$

$$\text{Alternativní hypotéza: } H_A: \neg H_{01}, \neg H_{02}, \neg H_{03}, \neg H_{04}, \neg H_{05}, \neg H_{06}$$

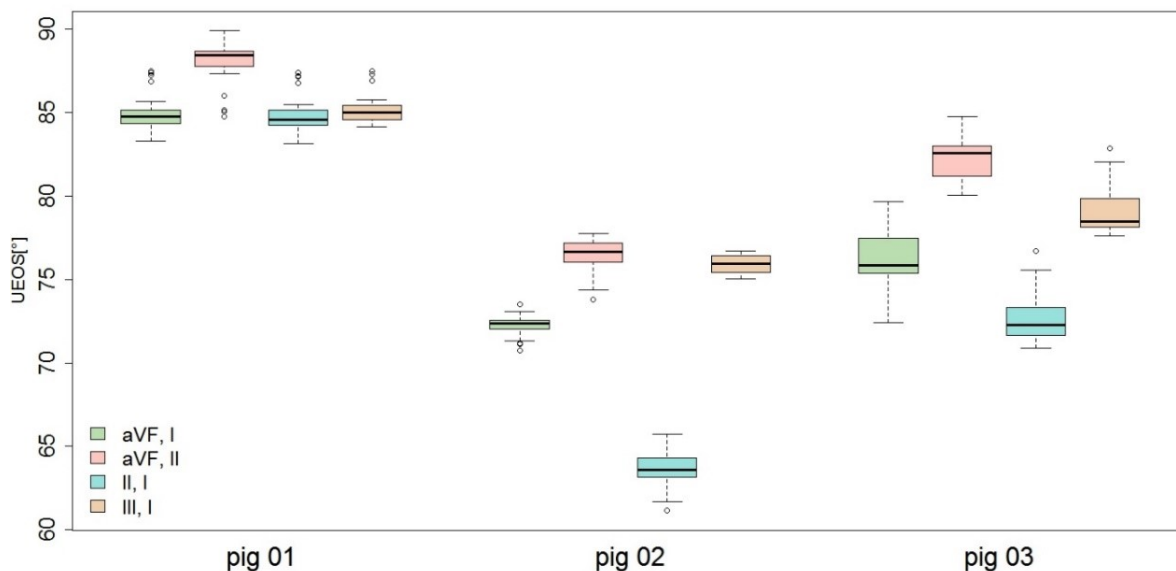
Nulová a alternativní hypotéza je pro všechna zvířata totožná. Tabulky p-hodnot jsou uvedeny v příloze pro každého pacienta zvlášť viz Tab. č. A. 32 a Tab. č. A. 33.

Na základě post-hoc analýzy Kruskal-Wallisova testu bohužel u dvou zvířat 02 a 03 nebyla potvrzena shoda mediánů UEOS ani u jednoho z výběrů. Z každého vztahu byly u těchto dvou zvířat získány jiné výsledky UEOS. Naopak Kruskal-Wallisův test u zvířete 01 potvrdil původní předpoklad, že mezi mediány UEOS jednotlivých výběrů nebude statisticky významný rozdíl.

## 9.2 Porovnání vztahů pro výpočet UEOS z hodnot součtu QRS kmitů vyskytujících se v animálních EKG svodech

Stejně jako u lidských dat byly analyzovány čtyři vztahy (5.4), (5.5), (5.20) a (5.23) kterými byl počítán UEOS na animálních datech s dosazením součtu absolutních hodnot amplitud kmitu Q, R a S z končetinových EKG svodů. Opět bylo využito ověřené skutečnosti z předchozí kapitoly, že použitý QRS detektor nemá vliv na výsledné hodnoty UOES. Data z detektorů tedy mohla být sjednocena. Opět byla identifikována odlehlá pozorování, ty hodnoty, které se nejvíce odlišovaly od celého výběru byly odstraněny. U zvířete 01 ve výběru aVF, II byly odstraněny 4 minimální hodnoty, u zvířete 02 ve výběru aVF, I byly odstraněny dvě maximální a dvě minimální hodnoty a u posledního zvířete 03 byla odstraněna hodnota maxima ve výběru aVF, I a II, I. Takto připravený datový soubor čtyř nezávislých výběrů byl dále testován.

Pohledem na vícenásobný krabicový graf (viz Graf č. 10) lze stanovit odhad předpokládaného výsledku. V grafu jsou opět vyneseny krabicové grafy po čtveřicích pro každého pacienta. Na základě vzájemných poloh každého ze čtveřice krabicových grafů můžeme předpokládat, že ve výsledcích porovnávaných vztahů pro výpočet UEOS s dosazením součtu Q, R a S vlny animálního EKG bude statisticky významný rozdíl.



Graf č. 10: Vícenásobný krabicový graf hodnot UEOS vypočtených ze součtu Q,R,S kmitů animálního EKG pro porovnání vztahů (5.4), (5.5), (5.20) a (5.23) pro zvířata 01, 02, 03

Zpracovávané výběry jsou opět nezávislé, proto v rámci statistické indukce volíme mezi více výběrovým parametrickým testem středních hodnota ANOVA nebo neparametrickým mediánových Kruskal–Wallisovým testem. Empirickým i exaktním posouzením byl předpoklad normality zamítnut (Shapiro–Willkúv test,  $p$ -hodnota  $< 0,05$ , viz příloha Tab. č. A. 34). Proto je nutno použít neparametrický mediánový Kruskal–Wallisův test.

### 9.2.1 Testování hypotéz: *Kruskal–Wallisův test*

$x_{0,5;1}$  – medián UEOS ze součtu Q, R a S kmitů ze vztahu (5.4) z animálního EKG

$x_{0,5;2}$  – medián UEOS ze součtu Q, R a S kmitů ze vztahu (5.5) z animálního EKG

$x_{0,5;3}$  – medián UEOS ze součtu Q, R a S kmitů ze vztahu (5.20) z animálního EKG

$x_{0,5;4}$  – medián UEOS ze součtu Q, R a S kmitů ze vztahu (5.23) z animálního EKG

**Nulová hypotéza:**  $H_0: x_{0,5;1} = x_{0,5;2} = x_{0,5;3} = x_{0,5;4}$

**Alternativní hypotéza:**  $H_A: \neg H_0$

Na základě  $p$ -hodnot (viz příloha Tab. č. A. 35) na hladině významnosti 5% na základě Kruskal–Wallisova testu u všech zvířat zamítáme nulovou hypotézu. To znamená, že mezi mediány

UEOS počítané jednotlivými vztahy se vyskytuje statisticky významný rozdíl. Pro stanovení konkrétních rozdílů je nutno provést vícenásobné porovnávání pomocí post-hoc analýzy.

### 9.2.2 Post-hoc analýza

Při post-hoc analýze se hledá příčina, která způsobila statisticky významný rozdíl mediánů všech srovnávaných skupin stejným způsobem jako v předchozí kapitole.

$$\text{Nulová hypotéza: } H_{01}: x_{0,5;1} = x_{0,5;2}$$

$$H_{02}: x_{0,5;1} = x_{0,5;3}$$

$$H_{03}: x_{0,5;1} = x_{0,5;4}$$

$$H_{04}: x_{0,5;1} = x_{0,5;5}$$

$$H_{05}: x_{0,5;2} = x_{0,5;3}$$

$$H_{06}: x_{0,5;2} = x_{0,5;4}$$

$$\text{Alternativní hypotéza: } H_A: \neg H_{01}, \neg H_{02}, \neg H_{03}, \neg H_{04}, \neg H_{05}, \neg H_{06}$$

Nulová a alternativní hypotéza je pro všechny zvířata totožná. Tabulky p-hodnot jsou uvedeny v příloze pro každého pacienta zvlášť viz Tab. č. A. 36 – Tab. č. A. 38.

Post-hoc analýza Kruskal-Wallisova testu prokázala u zvířete 01 shodu mediánů UEOS u vztahů aVF, I dále II, I a III, I (p-hodnota > 0,05, viz příloha Tab. č. A. 36). Při srovnání těchto tří vztahů nezamítáme nulovou hypotézu. To znamená, že na hladině významnosti 5%, z EKG zvířete 01 byly těmito vztahy získány stejné výsledky UEOS. U zvířete 02 byla prokázána shoda mediánů UEOS pouze u vztahu aVF, II a III, I (p-hodnota > 0,05, viz příloha Tab. č. A. 37). U této dvojice nebyla zamítnuta nulová hypotéza. To znamená, že na hladině významnosti 5%, u zvířete 02 byly těmito vztahy získány stejné hodnoty UEOS. U zvířete 03 byla při post-hoc analýze zamítnuta nulová hypotéza u všech srovnávaných kombinací. To znamená, že na hladině významnosti 5% se mezi všemi vztahy vyskytuje statisticky významný rozdíl (p-hodnota > 0,05, viz příloha Tab. č. A. 38).

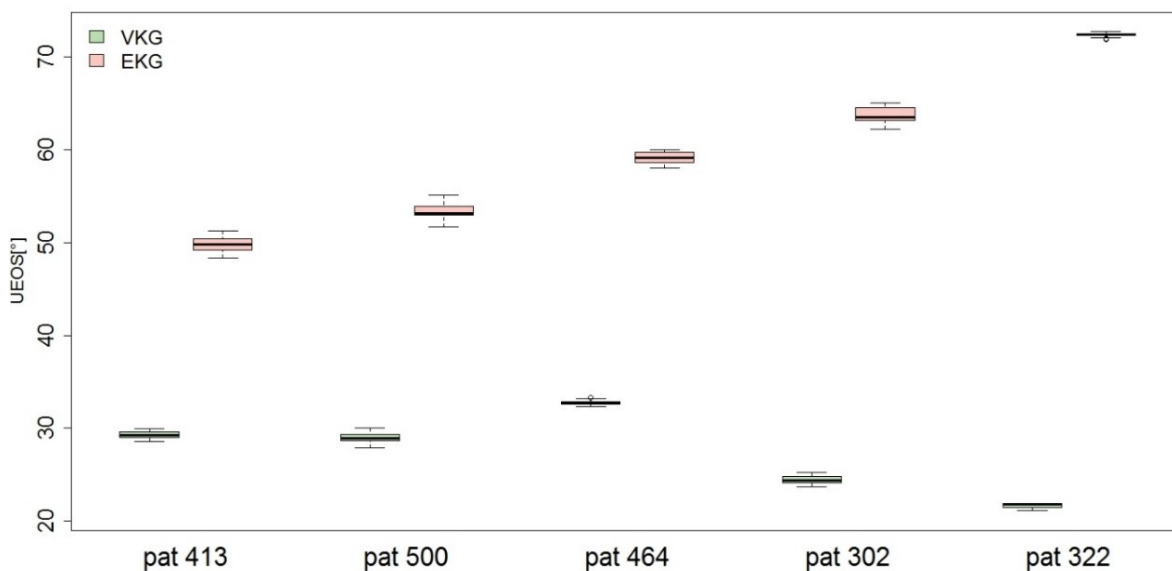
Na základě post-hoc analýzy nebyla potvrzena jednotná shoda mediánů UEOS u všech zvířat u některé z dvojice srovnávaných vztahů. Z každého vztahu získáme jiné výsledky UEOS.

## 10. Diskuze

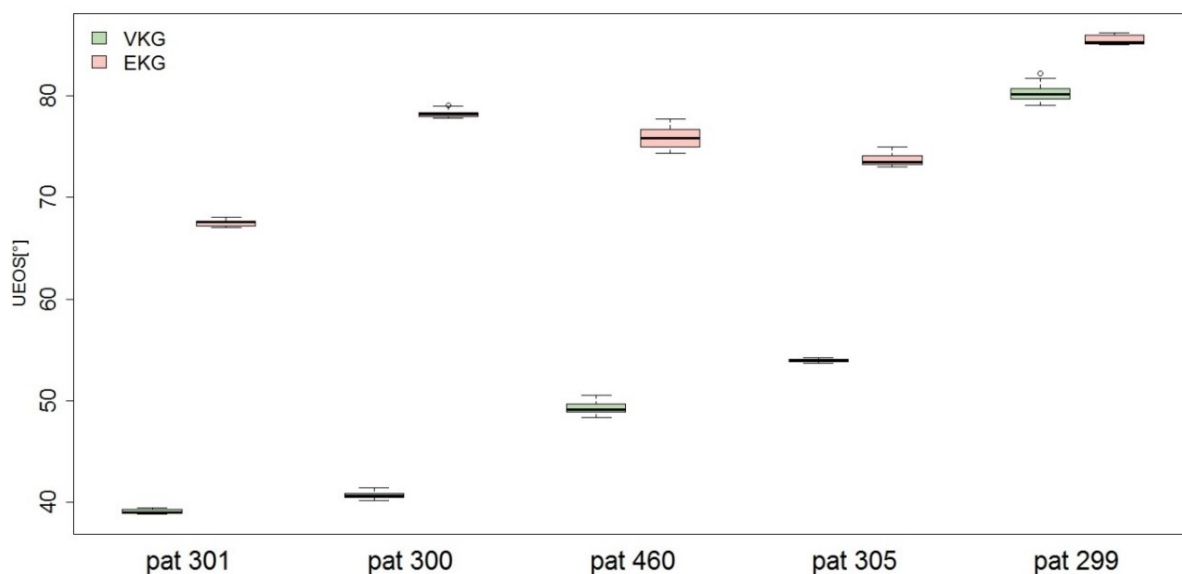
Tato práce se zabývala výpočty UEOS na lidských datech s cílem aplikovat vztahy na data animální. Na lidských datech byl UEOS stanoven z přímo měřeného VKG a z transformovaného VKG za použití čtyř transformačních metod. Další metody výpočtu UEOS byly provedeny z končetinových svodů EKG dvěma způsoby, dosazením amplitud pouze detekovaných R kmitů a dosazením absolutních hodnot detekovaných Q, R a S kmitů. Vzájemné výsledky získané ze statistické analýzy, které jsou uvedeny v předchozích kapitolách jsou velmi různorodé. Základním poznatkem pro další porovnávání bylo stanovení, že použité detektory neměly v této práci vliv na výpočty UEOS. Tím nebylo nutno navíc porovnávat veškerá data vzhledem k použitému QRS detektoru. V rámci testování na lidských datech také byla potvrzena shoda čtyř testovaných vztahů při výpočtu UEOS z končetinového EKG s dosazením R kmitu. Jednou z možností pro další směr, kterým by se problematika probíraná v této práci mohla dále ubírat je porovnání hodnot UEOS z EKG s dosazením R kmitu s přímo měřeným VKG také s dosazením R kmitů. Toto porovnání je nastíněno v další podkapitole. Dalším tématem, které je diskutováno, ale jeho vyřešení je nad rámec možností této práce je metoda použitého záznamu animálního EKG vzhledem k poloze srdce zvířete v hrudníku.

### 10.1 Srovnání UEOS z končetinového EKG a měřeného VKG s dosazením R kmitů

Při porovnávání UEOS z měřeného EKG a VKG ve frontálních rovinách by se mohlo zdát, že se jedná pouze o srovnání dvou různých metod, které zaznamenávají stejný parametr. Pak by výsledky měly být více či méně shodné, pouze v závislosti na přesnosti měření a výpočtů UEOS.



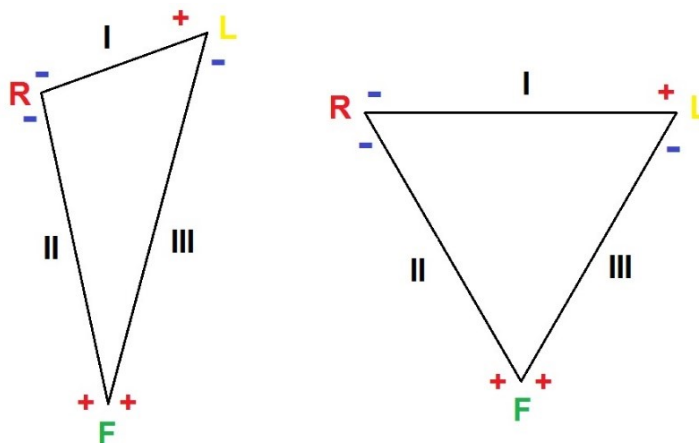
Graf č. 11: Vícenásobné krabicové grafy pro srovnání hodnot UEOS vypočtených z VKG a EKG pro pacienty 413, 500, 464, 302 a 322



Graf č. 12: Vícenásobné krabicové grafy pro srovnání hodnot UEOS vypočtených z VKG a EKG pro pacienty 301, 300, 460, 305, 299

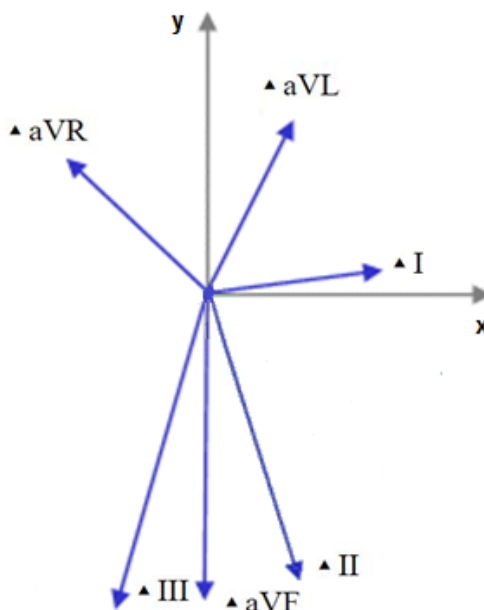
Jak lze vidět na Graf č. 11 a Graf č. 12, kde jsou zobrazeny krabicové grafy vždy po dvojicích pro hodnoty UEOS z VKG a hodnoty UEOS z EKG s dosazením R kmitů. Je zcela evidentní, že hodnoty UEOS z EKG výrazně převyšují hodnoty z VKG ve frontální rovině. Je tedy zřejmé, že takto jednoduché srovnání nelze provést. Je totiž nutné vzít v potaz několik skutečností.

Obecně je zavedeno, že elektrody končetinového systému podle Einthovena i podle Goldberga tvoří vrcholy rovnoramenného trojúhelníku a srdce leží v pomyslném těžišti tohoto trojúhelníku. Toto tvrzení by bylo pravdivé, pokud by byl hrudník tvořen homogenní koulí se srdcem v jejím středu. V takovém idealizovaném případě, by platilo umístění elektrod ve vrcholech rovnoramenného trojúhelníku se srdcem v jeho středu. Pak by také vektory jednotlivých svodů vytvářely rovnoramenný trojúhelník (viz Obr. č. 22 vpravo). Prvním zásadním krokem je idealizování tohoto rovnostranného trojúhelníku. Ve skutečnosti tento trojúhelník není rovnostranný (viz Obr. č. 22 vlevo).



Obr. č. 22: Vlevo: svodový trojúhelník ovlivněný nehomogenitou hrudníku, vpravo: idealizovaný svodový trojúhelník

Hrudník totiž obsahuje nehomogenní části jako jsou plíce, páteř, hrudní koš, které mají vliv na vedení vzruchu tkání. Při převedení reálných svodů do grafického znázornění tak jako na Obr. č. 13, získáme Obr. č. 23. Je zcela zřejmé, že vztahy pro výpočet UEOS vycházejí z idealizovaného grafického systému. Využívají totiž goniometrické funkce, které předpokládají pravý úhel mezi dvěma skládanými vektory. To znamená, že tímto způsobem zanáší určitou odchylku od reality. Naopak svodový VKG systém podle Franka, který pro výpočet UEOS ve frontální rovině také využívá goniometrické funkce, je ortogonální nebo-li pravouhlý. Použití goniometrických funkcí pro výpočet UEOS ve frontální rovině ze svodu x a y tedy nezanáší do výpočtu chybu.



Obr. č. 23: Orientace svodů v souřadnicovém systému s vlivem nehomogenity hrudníku

Dalším faktorem, který má významný vliv na výsledky UEOS je poloha snímacích elektrod. Aby bylo možné srovnat výsledky je nutné zajistit vysokou standardizaci umístění elektrod, tak aby se zaznamenané průběhy co nejvíce přiblížily ideálním průběhům.

Dalším tématem, které se nabízí pro další pokračování, je srovnání rovin, ve kterých snímáme EKG a VKG. Pokud bude snímáno končetinové EKG, pak jsou svody tvořeny projekcí do frontální roviny. V měřeném VKG tvoří frontální rovinu svody x a y. Je otázkou, zda tyto dvě roviny jsou vůči srdci (resp. elektrickému vektoru srdce) totožné. Zda frontální rovina tvořená končetinovými svody je stejná a srdce je v ní umístěno stejně (elektrický vektor má ze středu stejný směr s klon vůči horizontální linii) jako ve frontální rovině tvořené VKG svody. Stanovit vztah mezi hodnotami UEOS počítaných z EKG a VKG by bylo možné pouze v případě, kdy by bylo prokázáno, že roviny, ve kterých se počítá UEOS, se shodují a srdce v nich má stejnou orientaci. Pouze v tomto případě by se mohlo hovořit o snímání jednoho parametru dvěma metodami a bylo by možné uvažovat o srovnání těchto dvou metod. V případě, že by u některého ze svodových systémů bylo srdce v rovině orientováno jiným směrem, i směr srdečního vektoru bude vůči horizontální linii skloněn v jiném úhlu.

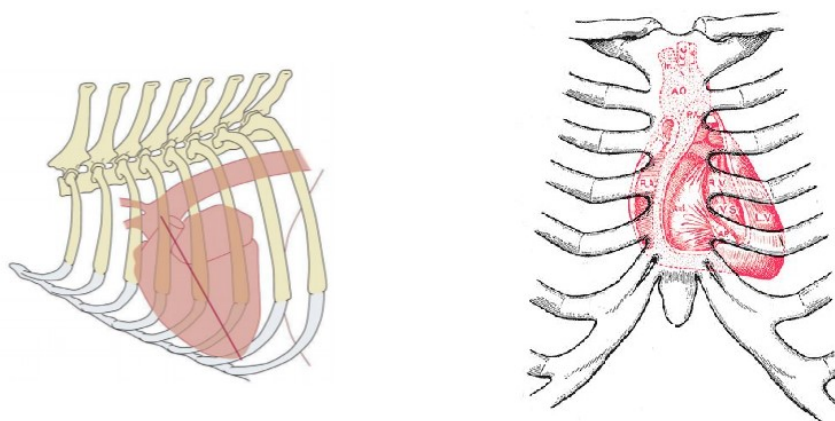
[31], [32], [33]



## 10.2 Animální elektrokardiografie

Při srovnání hodnot UEOS počítaných z animálního EKG vztahy mezi výsledky jednotlivých metod neodpovídaly vztahům, které byly stanoveny pomocí lidského EKG. Z analýzy vztahů pro výpočet UEOS s dosazením R vlny byly očekávány také u animálních dat jednotné výsledky. Toto bylo potvrzeno pouze u jednoho analyzovaného zvířete. I přes korektní průměrování a detekci kmitů Q, R a S, byly výsledné hodnoty UEOS jednotlivých vztahů u ostatních zvířat rozdílné.

Jedním z možných důvodů, které by mohl mít vliv na výpočet UEOS, je rozdílná pozice srdce při snímání končetinového EKG člověka a zvířete v poloze na zádech. Lidské srdce je v hrudníku při poloze vzpřímené orientováno bází kranialním směrem a hrotem kaudálním směrem. U zvířete v poloze na čtyřech končetinách je srdce orientováno bází dorzálním směrem a hrotem šikmo ventrálním směrem. Na Obr. č. 24 je vlevo znázorněný boční pohled na srdce v hrudním koši prasete domácího a vpravo frontální pohled na srdce v hrudním koši člověka. Stejným způsobem je u člověka srdce orientováno i vůči končetinovým elektrodám. Kdežto u prasete domácího je srdce v hrudníku pootočeno o 90° stupňů dorzálním směrem. To znamená, že i vůči končetinovým elektrodám je jeho orientace jiná. Zatímco končetinové elektrody umístěné na hrudníku člověka snímají aktivitu srdce z celé jeho přední stěny, tak jako ji vidíme při frontálním pohledu, srdce u zvířete je vůči elektrodám umístěných na břicho (viz Obr. č. 7) otočeno hrotem a bází směruje opačným směrem dorzálně od elektrod. Při snímání elektrické aktivity srdeční končetinovými elektrodami získáme srdeční vektor projekcí do frontální roviny (u zvířete je tato rovina nazvaná dorzální). Při odlišné orientaci srdce u zvířete bude mít takto získaný srdeční vektor zcela jinou orientaci, než je tomu u člověka. Pro tuto orientaci srdce nebyl končetinový systém standardizován a nelze tak s jistotou říci, zda je možné vztahy pro výpočet elektrické osy srdeční použít či nikoliv.



Obr. č. 24: Vlevo: orientace srdce v hrudním koši prasete domácího (boční pohled), vpravo: orientace srdce v hrudním koši člověka (frontální pohled)

Jednou z možností by bylo použití jiného rozmístění končetinových elektrod, u kterého by pak poloha srdce více odpovídala poloze lidského srdce vůči končetinovému systému elektrod. Toto by mohl splňovat Nehb–Spoerriho osový systém, který je popsán v kapitole 3.2 a na Obr. č. 8 je znázorněno rozmístění elektrod a snímané svody. Další možnosti umístění elektrod na zvířeti a jejich vliv na EKG, resp. na UEOS je možným tématem k dalšímu navázání na tuto práci.

[18], [19], [20], [21]

## 11. Závěr

Tématikou práce byla elektrická osa srdeční. Zpracovávaná data byla jak lidského tak animálního původu. Cílem práce bylo na základě lidských dat stanovit korektní vztahy pro výpočet úhlu elektrické osy srdeční. Tyto vztahy pak měly být aplikovány na animální data, konkrétně prasete domácího (*Sus scrofa domestica*).

Součástí teoretické části bylo nastudování problematiky elektrické osy srdeční jak z EKG tak v oblasti VKG. V rámci EKG byla provedena rešerše zahraniční odborné literatury, ze které byly získány čtyři relevantní vztahy pro výpočet úhlu elektrické osy srdeční, jež byly v práci srovnávány. Zobrazením elektrického vektoru srdečního se zabývá diagnostická metoda vektorkardiografie, proto se práce věnuje i této problematice. Úhel elektrické osy srdeční byl počítán jednak ze vztahů pro končetinové EKG, dále z měřených VKG svodů a z transformovaných VKG svodů. Softwarová část práce se skládá z filtrace EKG i VKG signálů, třech různých metod detekce QRS komplexu, transformačních metod EKG na VKG a samozřejmě ze samotných výpočtů úhlu elektrické osy srdeční. Jelikož při analýze dat byla také použita animální data, práce v teoretické části popisuje anatomii animálního srdce, animální EKG, a především metody záznamu animálního EKG.

Výsledky byly vyhodnoceny metodami statistické indukce, pomocí vícevýběrových statistických testů. Na základě statistické analýzy dat bylo zjištěno, že metoda detekce QRS komplexu nemá vliv na hodnoty úhlu elektrické osy srdeční. Další datový soubor, který byl porovnáván byl tvořen čtyřmi výběry hodnot úhlů elektrické osy srdeční počítaných vztahy (5.4), (5.5), (5.20), (5.23) s dosazením amplitud R kmitů. I mezi těmito výběry nebyly identifikovány statisticky významné rozdíly. To znamená, že čtyři analyzované vztahy s dosazením R vlny poskytují stejné výsledky. V dalším porovnání byly výběry hodnoty úhlů elektrické osy srdeční počítány ze součtu absolutních hodnot Q, R a S kmitů s dosazením do stejných vztahů. Na základě post-hoc analýzy nebyla jednoznačně prokázána shoda některých ze vztahů. To znamená, že stejné vztahy ovšem s dosazením hodnot QRS kmitů neposkytují jednotné výsledky a nejsou příliš vhodné pro použití, na rozdíl od výpočtů s dosazením pouze R kmitu. Další analýza lidských dat testovala vliv transformačních metod na výpočet úhlu elektrické osy srdeční. Úhly elektrické osy srdeční pak byly počítány z transformovaného VKG vztahem (4.3). Stejně jako v předchozím případě také zde post-hoc analýza prokázala statisticky významné rozdíly. Použití transformační metody má velký vliv na výsledky úhlu elektrické osy srdeční.

Do vztahů (5.4), (5.5), (5.20) a (5.23) byly následně dosazeny hodnoty R kmitů nebo součet absolutních hodnot Q, R a S kmitů z animálního EKG. Byly očekávány stejné výsledky jako u lidských dat. To znamená, že mezi vztahy s dosazením R kmitu by neměl být statisticky významný rozdíl. Tento předpoklad bohužel nebyl potvrzen. Statisticky významné rozdíly se vyskytovaly jak u vztahů s dosazením R kmitu tak u vztahů s dosazením QRS kmitů. Jeden z možných důvodů, který tyto rozdíly mohl způsobit je vliv orientace srdce (resp. orientace elektrického srdečního vektoru) v hrudním koši zvířete, která je odlišná ve srovnání s lidským srdcem. Na zvířatech byl použit končetinový systém s klasickým rozmístěním elektrod, které je standardizováno vzhledem k orientaci lidského srdce. Pakliže je orientace srdce prasete odlišná, je pravděpodobné, že právě tato skutečnost mohla způsobit nejednotnost výsledků. Na základě literatury byl v diskuzi navržen svodový systém

podle Nehb–Spoerriho. Zkoumání dalších svodových systémů a jejich vliv na hodnoty úhlu elektrické osy srdeční je nad rámec této práce.

V rámci diskuze byla nastíněna další problematika srovnání úhlu elektrické osy srdeční počítané z EKG a z VKG. Kdyby existovala možnost, jak získat referenční hodnoty úhlu elektrické osy srdeční, které by jistě odpovídaly elektrické ose srdeční, bylo by možné srovnat výsledky dosažené v této práci, mohlo by se přesně stanovit, které vztahy jsou vůči referenčním hodnotám správné a které nikoli. Jednou z možností referenčních dat byly uvažovány hodnoty úhlu elektrické osy srdeční počítané z VKG. Jelikož VKG je diagnostická metoda, která popisuje právě pohyb elektrického vektoru srdečního. Bohužel srovnání úhlů získaných z EKG není tak jednoduché, jelikož při počítání úhlů elektrické osy srdeční z EKG se vychází z Einthovenova trojúhelníka, který je značně idealizovaný. Další problematikou, která se týká srovnání úhlů elektrické osy z EKG a VKG je rovina, ve které jsou zobrazeny průběhy z příslušného systému. Porovnání orientace srdce ve frontální rovině tvořené končetinovými elektrodami a frontální rovině ze svodů x a y z Frankova ortogonálního systému je dalším směrem, kterým by se tato problematika mohla dále ubírat.

## 12. Seznam literatury

- [1] STRÁNSKÁ, Monika. *Studium možností využití EKG signálu k detekci oběhové adverze umělé plicní ventilace*. Kladno, 2016. Diplomová práce. ČVUT. Vedoucí práce Prof. Ing. Karel Roubík, Ph.D.
- [2] TROJAN, Stanislav, et al. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing, a.s, 2003. 772 s. ISBN 80-247-0512-5.
- [3] BOROVIČKA, Jiří. *Analýza interindividuality EKG v populaci*. Ostrava, 2014. Diplomová práce. VŠB TUO. Vedoucí práce Doc. Ing. Marek Penhaker, Ph.D.
- [4] SEDLÁŘ, Martin. *Vektorkardiografie pro dlouhodobé záznamy*. Brno, 2010. Diplomová práce. VUT. Vedoucí práce Ing. Jana Kolářová, Ph.D.
- [5] KHAN, Gabriel M. *EKG a jeho hodnocení*. 1. vyd. Praha: Grada, 2005, 348s. ISBN 80-247-0910-4.
- [6] Novosel D, Noll G, et. al. Corrected Formula for the Calculation of the Electrical Heart Axis. *Croatian Medical Journal* 1999; 40(1): 70–79.
- [7] HOSEINI, S. S., A. MOEENY a S. SHOAR. Designing Nomogram for Determining the Hearts QRS Axis. *Journal of Clinical and Basic Cardiology*. 2011, (14), 12-13.
- [8] MANISHA, Mandal. Assessment of Electrical Heart Axis: Comparison of Hexaxial Reference System with Unipolar and Bipolar Lead Based Formula. *International Journal of Pharma Research and Health Sciences*. India, 2016, 4(2), 1097-1103. ISSN 2348-6465.
- [9] Dukes TW, Szabuniewicz M. The Electrocardiogram of Conventional and Miniature Swine. *Can. J. comp. Med* 1969; 33: 118–127.
- [10] CRICK, Simon J., Mary N. SHEPPARD, Siew Yen HO, Lior GEBSTEIN a Robert H. ANDERSON. Anatomy of the pig heart: comparison with normal human cardiac structure. *Journal of Anatomy*. United Kingdom, 1998, (193), 105-119.
- [11] Kuhn L, Rose L. ECG Interpretation Part 1: Understanding Mean Electrical Axis. *Journal of Emergency Nursing* 2008; 34: 530–4.
- [12] ŠTEJFA, Miloš. *Kardiologie*. Druhé, přepracované a doplněné vydání. Grada Publishing, 1998. ISBN 80-7169-448-7.
- [13] HAMLIN RL. The QRS electrocardiogram, epicardiogram, vectorcardiogram and ventricular excitation of swine. *Am J Physiol*. 1960 Mar;198 537-542. PMID: 14399296.
- [14] Comparative Cardiac Anatomy. IAIZZO, Paul A. *Handbook of Cardiac Anatomy, Physiology, and Devices*. 3. Switzerland: Springer International Publishing, 2015, s. 89-114. ISBN 978-3-319-19463-9.

- [15] Comparative Anatomy Tutorial. *Atlas of Human Cardiac Anatomy* [online]. University of Minnesota [cit. 2017-03-17]. Dostupné z: <http://www.vhlab.umn.edu/atlas/comparative-anatomy-tutorial/external-anatomy.shtml>
- [16] Comparison of Pig's Heart And Human Heart. *Difference Between Similar Terms and Objects* [online]. [cit. 2017-03-17]. Dostupné z: <http://www.differencebetween.net/science/comparison-of-pigs-heart-and-human-heart/>
- [17] MARTIN, Mike. *Animal ECGs: An introductory guide*. Second. Oxford: Blackwell Publishing, 2007. ISBN 978-1-4051-4160-4.
- [18] *Handling, Dosing and Training of the Göttingen Minipig: Educational package*. Laboratory Technician: Ellegaard Göttingen Minipigs A/S, 2013.
- [19] Pigs. DYCE, K.M. a C.J.G. WINSING. *Textbook of veterinary anatomy*. 4. St. Louis, Missouri: Riverport Lane, 2010, s. 752–780. ISBN 978-1-4160-6607-1.
- [20] ECG Research: Methods & Parameters. *DataSCI* [online]. [cit. 2017-04-17]. Dostupné z: <https://www.datasci.com/solutions/cardiovascular/ecg-research>
- [21] Orgány krvného obehu. LIEBICH, Konig. *Anatomie domácich savců I*. Hajko & Hajková, 2003, s. 158–167. ISBN 8088700558.
- [22] DUNCANSON, Dr. Graham R. *Farm Animal Medicine and Surgery: For Animal Veterinarians*. 2. Oxfordshire: MPG Printgroup, 2013. ISBN 978 1 84593 882 6.
- [23] VOŽDA, Michal. *Časoprostorová analýza vektorkardiografických záznamů*. Ostrava, 2016. Disertační práce. VŠB - Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Doc. RNDr. Jindřich Černohorský, CSc.
- [24] HYTTINEN, J.A., J.J. VIIK, H. ESKOLA a J.A. MALMIVUO. Optimization and comparison of derived Frank VECG lead systems employing an accurate thorax model. *Computers in Cardiology 1995* [online]. IEEE, 1995, s. 385-388 [cit. 2015-04-17]. DOI: 10.1109/CIC.1995.482666.
- [25] LEVKOV, Ch. L. Orthogonal electrocardiogram derived from the limb and chest electrodes of the conventional 12-lead system. *Medical*. 1987, vol. 25, issue 2, s. 155-164. DOI:10.1007/BF02442844.
- [26] Kors JA, Van Herpen G, Sittig AG, Van Bommel JH. Reconstruction of the Frank vectorcardiogram from standard electrocardiographic leads: diagnostic comparison of different methods [online]. 1990.
- [27] GACEK, Adam. *ECG Signal Processing, Classification and Interpretation*. New York: Springer, 2012. ISBN 978-0-85729-867-6.
- [28] AKAY, M., J. B. ANDERSON, R. J. BAKER a J. E. BREWER. *Biomedical Signal Analysis*. New: IEEE Press, 1996. ISBN 0-471-20811-6.

- [29] Extrakce příznaků vektorkardiografických záznamů. Ostrava, 2015. Bakalářská práce. VŠB–Technická univerzita. Vedoucí práce Ing. Michal Vožda.
- [30] Vyhodnocení biologických signálů. Ostrava, 2012. Diplomová práce. VŠB–Technická univerzita. Vedoucí práce Ing. Marek Penhaker, Ph.D.
- [31] 12-Lead ECG System. *Bioelectromagnetism Portal* [online]. [cit. 2017-04-17]. Dostupné z: <http://www.bem.fi/book/15/15.htm>
- [32] BURGER, H. C. a J. B. VAN MILAAN. *HEART-VECTOR AND LEADS.: PART II*. Physisch Laboratorium der Rijks Universiteit te Utrecht, Holland, 1947.
- [33] KIMURA, Noburu a Hironori TOSHIMA. *Essential Difference between Vectorcardiogram and Electrocardiogram*. The Third Fepartment od Internal Medicine, Kurume Universitz Medical School, 1962.
- [34] HERLES, František. *Základy elektrokardiografie*. Praha: Státní zdravotnické nakladatelství, 1954.

### **13. Seznam příloh**

|                                          |    |
|------------------------------------------|----|
| A. Tabulky p-hodnot.....                 | 79 |
| B. Tabulky číselných charakteristik..... | 92 |
| C. CD s programovou částí                |    |

## A. Tabulky p–hodnot

Tab. č. A. 1: Tabulka p–hodnot pro testování normality výběrů hodnot UEOS z měřeného VKG pro vyhodnocení vlivu typu detekce QRS komplexu (Shapiro–Wilkův test)

| Pacient | Výběr                | p–hodnota     |
|---------|----------------------|---------------|
| pat 299 | obálka               | 0,9913 > 0,05 |
|         | průchody nulou       | 0,1006 > 0,05 |
|         | vlnková transformace | 0,8898 > 0,05 |
| pat 300 | obálka               | 0,8972 > 0,05 |
|         | průchody nulou       | 0,4971 > 0,05 |
|         | vlnková transformace | 0,6962 > 0,05 |
| pat 301 | obálka               | 0,0776 > 0,05 |
|         | průchody nulou       | 0,1372 > 0,05 |
|         | vlnková transformace | 0,2164 > 0,05 |
| pat 302 | obálka               | 0,7169 > 0,05 |
|         | průchody nulou       | 0,5861 > 0,05 |
|         | vlnková transformace | 0,4971 > 0,05 |
| pat 305 | obálka               | 0,1012 > 0,05 |
|         | průchody nulou       | 0,2822 > 0,05 |
|         | vlnková transformace | 0,1881 > 0,05 |
| pat 322 | obálka               | 0,0601 > 0,05 |
|         | průchody nulou       | 0,0635 > 0,05 |
|         | vlnková transformace | 0,0596 > 0,05 |
| pat 413 | obálka               | 0,6389 > 0,05 |
|         | průchody nulou       | 0,6179 > 0,05 |
|         | vlnková transformace | 0,4139 > 0,05 |
| pat 460 | obálka               | 0,6692 > 0,05 |
|         | průchody nulou       | 0,7459 > 0,05 |
|         | vlnková transformace | 0,9099 > 0,05 |
| pat 464 | obálka               | 0,3887 > 0,05 |
|         | průchody nulou       | 0,1989 > 0,05 |
|         | vlnková transformace | 0,4276 > 0,05 |
| pat 500 | obálka               | 0,5081 > 0,05 |
|         | průchody nulou       | 0,5836 > 0,05 |
|         | vlnková transformace | 0,7154 > 0,05 |

Tab. č. A. 2: Tabulka p–hodnot pro testování homoskedasticity výběrů UEOS z měřeného VKG pro zhodnocení vlivu typu detekce QRS komplexu (Bartlettův test)

| Pacient | Výběr                | Rozptyl | p–hodnota     |
|---------|----------------------|---------|---------------|
| pat 299 | obálka               | 0.433   | 0,5417 > 0,05 |
|         | průchody nulou       | 0.875   |               |
|         | vlnková transformace | 0.756   |               |
| pat 300 | obálka               | 0.115   | 0,8631 > 0,05 |
|         | průchody nulou       | 0.095   |               |
|         | vlnková transformace | 0.081   |               |
| pat 301 | obálka               | 0.057   | 0,9622 > 0,05 |
|         | průchody nulou       | 0.049   |               |
|         | vlnková transformace | 0.048   |               |
| pat 302 | obálka               | 0.15    | 0,9804 > 0,05 |
|         | průchody nulou       | 0.164   |               |
|         | vlnková transformace | 0.17    |               |
| pat 305 | obálka               | 0.182   | 0,9259 > 0,05 |
|         | průchody nulou       | 0.145   |               |
|         | vlnková transformace | 0.149   |               |
| pat 322 | obálka               | 0.075   | 0,9984 > 0,05 |
|         | průchody nulou       | 0.078   |               |
|         | vlnková transformace | 0.077   |               |
| pat 413 | obálka               | 0.166   | 0,9873 > 0,05 |
|         | průchody nulou       | 0.152   |               |
|         | vlnková transformace | 0.153   |               |
| pat 460 | obálka               | 0.35    | 0,8992 > 0,05 |
|         | průchody nulou       | 0.305   |               |
|         | vlnková transformace | 0.26    |               |
| pat 464 | obálka               | 0.09    | 0,1394 > 0,05 |
|         | průchody nulou       | 0.028   |               |
|         | vlnková transformace | 0.035   |               |
| pat 500 | obálka               | 0.258   | 0,9234 > 0,05 |
|         | průchody nulou       | 0.309   |               |
|         | vlnková transformace | 0.332   |               |



**Tab. č. A. 3: Tabulka p–hodnot pro testování shody středních hodnot UEOS s použitím tří QRS detektorů pro jednotlivé pacienty (ANOVA)**

| Pacient | Výběr                | Stř.h. | Počet st. volnosti | p–hodnota     | Pacient | Výběr                | Stř.h. | Počet st. volnosti | p–hodnota     |
|---------|----------------------|--------|--------------------|---------------|---------|----------------------|--------|--------------------|---------------|
| pat 299 | obálka               | 80.23  | 2                  | 0,9504 > 0,05 | pat 322 | obálka               | 21.67  | 2                  | 0,9576 > 0,05 |
|         | průchody nulou       | 80.34  |                    |               |         | průchody nulou       | 21.64  |                    |               |
|         | vlnková transformace | 80.25  |                    |               |         | vlnková transformace | 21.66  |                    |               |
| pat 300 | obálka               | 40.74  | 2                  | 0,4353 > 0,05 | pat 413 | obálka               | 29.38  | 2                  | 0,6791 > 0,05 |
|         | průchody nulou       | 40.57  |                    |               |         | průchody nulou       | 29.23  |                    |               |
|         | vlnková transformace | 40.66  |                    |               |         | vlnková transformace | 29.3   |                    |               |
| pat 301 | obálka               | 39.12  | 2                  | 0,7992 > 0,05 | pat 460 | obálka               | 49.39  | 2                  | 0,5039 > 0,05 |
|         | průchody nulou       | 39.06  |                    |               |         | průchody nulou       | 49.27  |                    |               |
|         | vlnková transformace | 39.06  |                    |               |         | vlnková transformace | 49.12  |                    |               |
| pat 302 | obálka               | 24.82  | 2                  | 0,4443 > 0,05 | pat 464 | obálka               | 32.82  | 2                  | 0,2841 > 0,05 |
|         | průchody nulou       | 24.36  |                    |               |         | průchody nulou       | 32.68  |                    |               |
|         | vlnková transformace | 24.41  |                    |               |         | vlnková transformace | 32.69  |                    |               |
| pat 305 | obálka               | 54.08  | 2                  | 0,9577 > 0,05 | pat 500 | obálka               | 28.96  | 2                  | 0,3442 > 0,05 |
|         | průchody nulou       | 54.12  |                    |               |         | průchody nulou       | 28.85  |                    |               |
|         | vlnková transformace | 54.07  |                    |               |         | vlnková transformace | 29.19  |                    |               |

**Tab. č. A. 4: Tabulka p–hodnot pro testování normality výběrů UEOS s dosazením R kmitů EKG pro porovnání vztahů (5.4), (5.5), (5.20) a (5.23), (Shapiro–Willkuv test)**

| Pacient | Výběr   | p–hodnota       | Pacient | Výběr   | p–hodnota       |
|---------|---------|-----------------|---------|---------|-----------------|
| pat 299 | aVF, I  | 2,17e-05 < 0,05 | pat 322 | aVF, I  | 0,4737 > 0,05   |
|         | aVF, II | 5,17e-04 < 0,05 |         | aVF, II | 0,5926 > 0,05   |
|         | II, I   | 6,13e-03 < 0,05 |         | II, I   | 0,5103 > 0,05   |
|         | III, I  | 1,41e-06 < 0,05 |         | III, I  | 0,3925 > 0,05   |
| pat 300 | aVF, I  | 0,0359 < 0,05   | pat 413 | aVF, I  | 0,3444 > 0,05   |
|         | aVF, II | 0,3881 > 0,05   |         | aVF, II | 0,0283 < 0,05   |
|         | II, I   | 0,0029 < 0,05   |         | II, I   | 0,5162 > 0,05   |
|         | III, I  | 0,0265 < 0,05   |         | III, I  | 0,1742 > 0,05   |
| pat 301 | aVF, I  | 1,19e-03 < 0,05 | pat 460 | aVF, I  | 0,0212 < 0,05   |
|         | aVF, II | 1,54e-05 < 0,05 |         | aVF, II | 0,3212 > 0,05   |
|         | II, I   | 3,43e-05 < 0,05 |         | II, I   | 0,0244 < 0,05   |
|         | III, I  | 1,03e-06 < 0,05 |         | III, I  | 0,3984 > 0,05   |
| pat 302 | aVF, I  | 0,0991 > 0,05   | pat 464 | aVF, I  | 5,99e-02 < 0,05 |
|         | aVF, II | 0,5929 > 0,05   |         | aVF, II | 1,77e-04 < 0,05 |
|         | II, I   | 0,1232 > 0,05   |         | II, I   | 2,17e-05 < 0,05 |
|         | III, I  | 0,6347 > 0,05   |         | III, I  | 9,67e-03 < 0,05 |
| pat 305 | aVF, I  | 0,0007 < 0,05   | pat 500 | aVF, I  | 0,0674 > 0,05   |
|         | aVF, II | 0,0004 < 0,05   |         | aVF, II | 0,0154 < 0,05   |
|         | II, I   | 0,0082 < 0,05   |         | II, I   | 0,3282 > 0,05   |
|         | III, I  | 0,0003 < 0,05   |         | III, I  | 0,0001 > 0,05   |

**Tab. č. A. 5: Tabulka p–hodnot pro testování shody mediánů UEOS vypočtených ze vztahů (5.4), (5.5), (5.20) a (5.23) s dosazením amplitud R kmitů EKG (Kruskal–Wallisův test)**

| Pacient | Výběr   | Median | Počet stupňů volnosti | p–hodnota     | Pacient | Výběr   | Median | Počet stupňů volnosti | p–hodnota     |
|---------|---------|--------|-----------------------|---------------|---------|---------|--------|-----------------------|---------------|
| pat 299 | aVF, I  | 85.27  | 3                     | 0,1261 > 0,05 | pat 322 | aVF, I  | 72.4   | 3                     | 0,8011 > 0,05 |
|         | aVF, II | 85.7   |                       |               |         | aVF, II | 72.42  |                       |               |
|         | II, I   | 85.62  |                       |               |         | II, I   | 72.36  |                       |               |
|         | III, I  | 85.48  |                       |               |         | III, I  | 72.39  |                       |               |
| pat 300 | aVF, I  | 78.23  | 3                     | 0,0998 > 0,05 | pat 413 | aVF, I  | 49.82  | 3                     | 0,0938 > 0,05 |
|         | aVF, II | 78.29  |                       |               |         | aVF, II | 49.99  |                       |               |
|         | II, I   | 78.16  |                       |               |         | II, I   | 49.49  |                       |               |
|         | III, I  | 78.27  |                       |               |         | III, I  | 49.37  |                       |               |
| pat 301 | aVF, I  | 67.57  | 3                     | 0,0798 > 0,05 | pat 460 | aVF, I  | 75.83  | 3                     | 0,8349 > 0,05 |
|         | aVF, II | 67.55  |                       |               |         | aVF, II | 75.74  |                       |               |
|         | II, I   | 67.39  |                       |               |         | II, I   | 75.72  |                       |               |
|         | III, I  | 67.35  |                       |               |         | III, I  | 75.89  |                       |               |
| pat 302 | aVF, I  | 63.48  | 3                     | 0,6286 > 0,05 | pat 464 | aVF, I  | 59.12  | 3                     | 0,0861 > 0,05 |
|         | aVF, II | 63.74  |                       |               |         | aVF, II | 58.56  |                       |               |
|         | II, I   | 63.35  |                       |               |         | II, I   | 58.58  |                       |               |
|         | III, I  | 63.51  |                       |               |         | III, I  | 59.22  |                       |               |
| pat 305 | aVF, I  | 73.52  | 3                     | 0,0649 > 0,05 | pat 500 | aVF, I  | 53.19  | 3                     | 0,1041 > 0,05 |
|         | aVF, II | 73.78  |                       |               |         | aVF, II | 53.63  |                       |               |
|         | II, I   | 73.66  |                       |               |         | II, I   | 53.43  |                       |               |
|         | III, I  | 73.69  |                       |               |         | III, I  | 53.52  |                       |               |

**Tab. č. A. 6: Tabulka p–hodnot pro testování normality výběrů hodnot UEOS vypočtených ze součtu Q, R a S kmitů EKG pro porovnání vztahů (5.4), (5.5), (5.20) a (5.23), (Shapiro–Willkův test)**

| Pacient | Výběr   | p–hodnota       | Pacient | Výběr   | p–hodnota     |
|---------|---------|-----------------|---------|---------|---------------|
| pat 299 | aVF, I  | 0,6124 > 0,05   | pat 322 | aVF, I  | 0,2897 > 0,05 |
|         | aVF, II | 0,0645 > 0,05   |         | aVF, II | 0,6642 > 0,05 |
|         | II, I   | 0,6049 > 0,05   |         | II, I   | 0,2575 > 0,05 |
|         | III, I  | 0,5409 > 0,05   |         | III, I  | 0,2189 > 0,05 |
| pat 300 | aVF, I  | 0,5331 > 0,05   | pat 413 | aVF, I  | 0,0433 < 0,05 |
|         | aVF, II | 0,0019 < 0,05   |         | aVF, II | 0,7121 > 0,05 |
|         | II, I   | 0,1534 > 0,05   |         | II, I   | 0,0101 < 0,05 |
|         | III, I  | 0,1135 > 0,05   |         | III, I  | 0,5403 > 0,05 |
| pat 301 | aVF, I  | 0,0061 < 0,05   | pat 460 | aVF, I  | 0,0003 < 0,05 |
|         | aVF, II | 1,31e-06 < 0,05 |         | aVF, II | 0,0476 < 0,05 |
|         | II, I   | 0,0126 < 0,05   |         | II, I   | 0,0004 < 0,05 |
|         | III, I  | 0,0009 < 0,05   |         | III, I  | 0,0003 < 0,05 |

|         |         |                |         |         |                 |
|---------|---------|----------------|---------|---------|-----------------|
| pat 302 | aVF, I  | 0,0094 < 0,05  | pat 464 | aVF, I  | 0,0002 < 0,05   |
|         | aVF, II | 0,02384 < 0,05 |         | aVF, II | 0,4285 > 0,05   |
|         | II, I   | 0,0207 < 0,05  |         | II, I   | 9,95e-06 < 0,05 |
|         | III, I  | 0,0793 > 0,05  |         | III, I  | 0,0026 < 0,05   |
| pat 305 | aVF, I  | 0,6671 > 0,05  | pat 500 | aVF, I  | 0,4622 > 0,05   |
|         | aVF, II | 0,0373 < 0,05  |         | aVF, II | 0,3389 > 0,05   |
|         | II, I   | 0,7531 > 0,05  |         | II, I   | 0,4282 > 0,05   |
|         | III, I  | 0,4359 > 0,05  |         | III, I  | 0,4661 > 0,05   |

**Tab. č. A. 7: Tabulka p-hodnot pro testování shody mediánů UEOS vypočtených ze vztahů (5.4), (5.5), (5.20) a (5.23) s dosazením součtu amplitud Q, R, S kmitů EKG (Kruskal-Wallisův test)**

| Pacient | Výběr   | Medián | Počet stupňů volnosti | p-hodnota       | Pacient | Výběr   | Medián | Počet stupňů volnosti | p-hodnota       |
|---------|---------|--------|-----------------------|-----------------|---------|---------|--------|-----------------------|-----------------|
| pat 299 | aVF, I  | 81.46  | 3                     | 1,89e-26 < 0,05 | pat 322 | aVF, I  | 69.28  | 3                     | 1,33e-20 < 0,05 |
|         | aVF, II | 87.26  |                       |                 |         | aVF, II | 69.92  |                       |                 |
|         | II, I   | 80.40  |                       |                 |         | II, I   | 69.12  |                       |                 |
|         | III, I  | 82.36  |                       |                 |         | III, I  | 69.57  |                       |                 |
| pat 300 | aVF, I  | 71.81  | 3                     | 3,33e-15 < 0,05 | pat 413 | aVF, I  | 44.86  | 3                     | 2,48e-26 < 0,05 |
|         | aVF, II | 72.93  |                       |                 |         | aVF, II | 54.83  |                       |                 |
|         | II, I   | 71.61  |                       |                 |         | II, I   | 39.68  |                       |                 |
|         | III, I  | 72.20  |                       |                 |         | III, I  | 58.12  |                       |                 |
| pat 301 | aVF, I  | 60.87  | 3                     | 1,21e-16 < 0,05 | pat 460 | aVF, I  | 66.68  | 3                     | 0,0001 < 0,05   |
|         | aVF, II | 66.35  |                       |                 |         | aVF, II | 73.29  |                       |                 |
|         | II, I   | 59.65  |                       |                 |         | II, I   | 64.72  |                       |                 |
|         | III, I  | 63.48  |                       |                 |         | III, I  | 69.56  |                       |                 |
| pat 302 | aVF, I  | 55.89  | 3                     | 1,58e-21 < 0,05 | pat 464 | aVF, I  | 58.05  | 3                     | 1,87e-18 < 0,05 |
|         | aVF, II | 58.33  |                       |                 |         | aVF, II | 61.78  |                       |                 |
|         | II, I   | 54.96  |                       |                 |         | II, I   | 56.48  |                       |                 |
|         | III, I  | 57.98  |                       |                 |         | III, I  | 59.64  |                       |                 |
| pat 305 | aVF, I  | 72.12  | 3                     | 2,34e-26 < 0,05 | pat 500 | aVF, I  | 47.72  | 3                     | 1,14e-23 < 0,05 |
|         | aVF, II | 75.21  |                       |                 |         | aVF, II | 49.92  |                       |                 |
|         | II, I   | 71.43  |                       |                 |         | II, I   | 46.43  |                       |                 |
|         | III, I  | 72.89  |                       |                 |         | III, I  | 61.90  |                       |                 |

**Tab. č. A. 8: Tabulka p-hodnot post-hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 299**

| p-hodnoty | aVF, I          | aVF, II         | II, I           | III, I          |
|-----------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| aVF, I    | -               | 7,16e-12 < 0,05 | 0,0013 < 0,05   | 0,0014 < 0,05   |
| aVF, II   | 7,16e-12 < 0,05 | -               | 2,22e-25 < 0,05 | 0,0014 < 0,05   |
| II, I     | 0,0013 < 0,05   | 2,22e-25 < 0,05 | -               | 7,17e-12 < 0,05 |
| III, I    | 0,0014 < 0,05   | 0,0014 < 0,05   | 7,17e-12 < 0,05 | -               |

Tab. č. A. 9: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 300

| p–hodnoty | aVF, I                  | aVF, II                 | II, I                   | III, I                  |
|-----------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| aVF, I    | -                       | 1,64e-07 < 0,05         | <b>0,2107 &gt; 0,05</b> | 7,29e-05 < 0,05         |
| aVF, II   | 1,64e-07 < 0,05         | -                       | 1,29e-12 < 0,05         | <b>0,6732 &gt; 0,05</b> |
| II, I     | <b>0,2107 &gt; 0,05</b> | 1,29e-12 < 0,05         | -                       | 4,88e-09 < 0,05         |
| III, I    | 7,29e-05 < 0,05         | <b>0,6732 &gt; 0,05</b> | 4,88e-09 < 0,05         | -                       |

Tab. č. A. 10: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 301

| p–hodnoty | aVF, I          | aVF, II                 | II, I           | III, I                  |
|-----------|-----------------|-------------------------|-----------------|-------------------------|
| aVF, I    | -               | 0,0005 < 0,05           | 0,0092 < 0,05   | 3,36e-06 < 0,05         |
| aVF, II   | 0,0005 < 0,05   | -                       | 5,22e-11 < 0,05 | <b>0,8069 &gt; 0,05</b> |
| II, I     | 0,0092 < 0,05   | 5,22e-11 < 0,05         | -               | 1,44e-14 < 0,05         |
| III, I    | 3,36e-06 < 0,05 | <b>0,8069 &gt; 0,05</b> | 1,44e-14 < 0,05 | -                       |

Tab. č. A. 11: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 302

| p–hodnoty | aVF, I                  | aVF, II                 | II, I                   | III, I                  |
|-----------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| aVF, I    | -                       | 3,48e-10 < 0,05         | <b>0,1107 &gt; 0,05</b> | 6,61e-07 < 0,05         |
| aVF, II   | 3,48e-10 < 0,05         | -                       | 4,33e-17 < 0,05         | <b>0,6196 &gt; 0,05</b> |
| II, I     | <b>0,1107 &gt; 0,05</b> | 4,33e-17 < 0,05         | -                       | 1,09e-12 < 0,05         |
| III, I    | 6,61e-07 < 0,05         | <b>0,6196 &gt; 0,05</b> | 1,09e-12 < 0,05         | -                       |

Tab. č. A. 12: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 305

| p–hodnoty | aVF, I          | aVF, II         | II, I           | III, I          |
|-----------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| aVF, I    | -               | 6,93e-12 < 0,05 | 0,0015 < 0,05   | 0,0014 < 0,05   |
| aVF, II   | 6,93e-12 < 0,05 | -               | 2,69e-25 < 0,05 | 0,0013 < 0,05   |
| II, I     | 0,0015 < 0,05   | 2,69e-25 < 0,05 | -               | 8,92e-12 < 0,05 |
| III, I    | 0,0014 < 0,05   | 0,0013 < 0,05   | 8,92e-12 < 0,05 | -               |

Tab. č. A. 13: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 322

| p–hodnoty | aVF, I                  | aVF, II         | II, I                   | III, I          |
|-----------|-------------------------|-----------------|-------------------------|-----------------|
| aVF, I    | -                       | 2,11e-12 < 0,05 | <b>0,1598 &gt; 0,05</b> | 0,0032 < 0,05   |
| aVF, II   | 2,11e-12 < 0,05         | -               | 2,43e-19 < 0,05         | 0,0003 < 0,05   |
| II, I     | <b>0,1598 &gt; 0,05</b> | 2,43e-19 < 0,05 | -                       | 5,89e-07 < 0,05 |
| III, I    | 0,0032 < 0,05           | 0,0003 < 0,05   | 5,89e-07 < 0,05         | -               |

Tab. č. A. 14: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 413

| p–hodnoty | aVF, I          | aVF, II         | II, I           | III, I          |
|-----------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| aVF, I    | -               | 0,0012 < 0,05   | 0,0014 < 0,05   | 9,47e-12 < 0,05 |
| aVF, II   | 0,0012 < 0,05   | -               | 5,45e-12 < 0,05 | 0,0018 < 0,05   |
| II, I     | 0,0014 < 0,05   | 5,45e-12 < 0,05 | -               | 3,37e-25 < 0,05 |
| III, I    | 9,47e-12 < 0,05 | 0,0018 < 0,05   | 3,37e-25 < 0,05 | -               |

Tab. č. A. 15: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 460

| p–hodnoty | aVF, I             | aVF, II                 | II, I              | III, I                  |
|-----------|--------------------|-------------------------|--------------------|-------------------------|
| aVF, I    | -                  | 0,0025 < 0,05           | <b>1 &gt; 0,05</b> | 0,1852 > 0,05           |
| aVF, II   | 0,0025 < 0,05      | -                       | 0,0001 < 0,05      | <b>0,4189 &gt; 0,05</b> |
| II, I     | <b>1 &gt; 0,05</b> | 0,0001 < 0,05           | -                  | 0,0258 < 0,05           |
| III, I    | 0,1852 > 0,05      | <b>0,4189 &gt; 0,05</b> | 0,0258 < 0,05      | -                       |

Tab. č. A. 16: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 464

| p–hodnoty | aVF, I                  | aVF, II         | II, I                   | III, I          |
|-----------|-------------------------|-----------------|-------------------------|-----------------|
| aVF, I    | -                       | 4,63e-11 < 0,05 | <b>0,1386 &gt; 0,05</b> | 0,0222 < 0,05   |
| aVF, II   | 4,63e-11 < 0,05         | -               | 7,15e-18 < 0,05         | 0,0001 < 0,05   |
| II, I     | <b>0,1386 &gt; 0,05</b> | 7,15e-18 < 0,05 | -                       | 8,98e-06 < 0,05 |
| III, I    | 0,0222 < 0,05           | 0,0001 < 0,05   | 8,98e-06 < 0,05         | -               |

Tab. č. A. 17: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 500

| p–hodnoty | aVF, I                  | aVF, II         | II, I                   | III, I          |
|-----------|-------------------------|-----------------|-------------------------|-----------------|
| aVF, I    | -                       | 8,85e-05 < 0,05 | <b>0,0555 &gt; 0,05</b> | 1,28e-12 < 0,05 |
| aVF, II   | 8,85e-05 < 0,05         | -               | 1,93e-10 < 0,05         | 0,0064 < 0,05   |
| II, I     | <b>0,0555 &gt; 0,05</b> | 1,93e-10 < 0,05 | -                       | 2,32e-21 < 0,05 |
| III, I    | 1,28e-12 < 0,05         | 0,0064 < 0,05   | 2,32e-21 < 0,05         | -               |

Tab. č. A. 18: Tabulka p–hodnot pro testování normality výběrů hodnot UEOS z VKG s použitím čtyř transformačních metod pro jednotlivé pacienty (Kruskal–Wallisův)

| Pacient | Výběr  | p–hodnota       | Pacient | Výběr  | p–hodnota       |
|---------|--------|-----------------|---------|--------|-----------------|
| pat 299 | Dower  | 0,0042 < 0,05   | pat 322 | Dower  | 0,0359 < 0,05   |
|         | Kvazi  | 0,1982 > 0,05   |         | Kvazi  | 0,1169 > 0,05   |
|         | QLSV   | 0,4561 > 0,05   |         | QLSV   | 0,0003 < 0,05   |
|         | Regres | 0,0051 < 0,05   |         | Regres | 0,0002 < 0,05   |
| pat 300 | Dower  | 0,0097 < 0,05   | pat 413 | Dower  | 0,0196 < 0,05   |
|         | Kvazi  | 0,6171 > 0,05   |         | Kvazi  | 0,4879 > 0,05   |
|         | QLSV   | 0,1534 > 0,05   |         | QLSV   | 0,0192 < 0,05   |
|         | Regres | 0,0394 < 0,05   |         | Regres | 0,0624 > 0,05   |
| pat 301 | Dower  | 0,0028 < 0,05   | pat 460 | Dower  | 0,0004 < 0,05   |
|         | Kvazi  | 0,1288 < 0,05   |         | Kvazi  | 0,0995 > 0,05   |
|         | QLSV   | 5,18e-05 < 0,05 |         | QLSV   | 1,01e-05 < 0,05 |
|         | Regres | 5,04e-05 < 0,05 |         | Regres | 0,0289 < 0,05   |
| pat 302 | Dower  | 0,0037 < 0,05   | pat 464 | Dower  | 0,2604 > 0,05   |
|         | Kvazi  | 0,0307 < 0,05   |         | Kvazi  | 0,9154 > 0,05   |
|         | QLSV   | 0,1262 > 0,05   |         | QLSV   | 0,0433 < 0,05   |
|         | Regres | 0,2797 > 0,05   |         | Regres | 0,0057 < 0,05   |
| pat 305 | Dower  | 3,47e-05 < 0,05 | pat 500 | Dower  | 0,0156 < 0,05   |
|         | Kvazi  | 0,4247 > 0,05   |         | Kvazi  | 0,6007 > 0,05   |
|         | QLSV   | 0,0144 < 0,05   |         | QLSV   | 0,0291 < 0,05   |
|         | Regres | 0,0087 < 0,05   |         | Regres | 0,0148 < 0,05   |

**Tab. č. A. 19: Tabulka p–hodnot pro testování shody středních hodnot UEOS z VKG s použitím čtyř transformačních metod pro jednotlivé pacienty (Kruskal–Wallisův)**

| Pacient | Výběr  | Medián | Počet stupňů volnosti | p–hodnota       | Pacient | Výběr  | Medián | Počet stupňů volnosti | p–hodnota       |
|---------|--------|--------|-----------------------|-----------------|---------|--------|--------|-----------------------|-----------------|
| pat 299 | Dower  | 78.90  | 3                     | 6,98e-13 < 0,05 | pat 322 | Dower  | 52.65  | 3                     | 2,74e-22 < 0,05 |
|         | Kvazi  | 77.70  |                       |                 |         | Kvazi  | 48.40  |                       |                 |
|         | QLSV   | 77.45  |                       |                 |         | QLSV   | 44.38  |                       |                 |
|         | Regres | 89.95  |                       |                 |         | Regres | 51.36  |                       |                 |
| pat 300 | Dower  | 48.59  | 3                     | 5,48e-22 < 0,05 | pat 413 | Dower  | 35.60  | 3                     | 5,21e-23 < 0,05 |
|         | Kvazi  | 44.55  |                       |                 |         | Kvazi  | 34.98  |                       |                 |
|         | QLSV   | 44.52  |                       |                 |         | QLSV   | 33.05  |                       |                 |
|         | Regres | 50.18  |                       |                 |         | Regres | 30.39  |                       |                 |
| pat 301 | Dower  | 62.62  | 3                     | 1,90e-26 < 0,05 | pat 460 | Dower  | 60.79  | 3                     | 3,16e-24 < 0,05 |
|         | Kvazi  | 42.32  |                       |                 |         | Kvazi  | 44.47  |                       |                 |
|         | QLSV   | 48.21  |                       |                 |         | QLSV   | 48.23  |                       |                 |
|         | Regres | 53.20  |                       |                 |         | Regres | 52.76  |                       |                 |
| pat 302 | Dower  | 58.59  | 3                     | 1,72e-24 < 0,05 | pat 464 | Dower  | 34.34  | 3                     | 4,51e-22 < 0,05 |
|         | Kvazi  | 30.16  |                       |                 |         | Kvazi  | 43.77  |                       |                 |
|         | QLSV   | 40.36  |                       |                 |         | QLSV   | 36.94  |                       |                 |
|         | Regres | 37.80  |                       |                 |         | Regres | 38.90  |                       |                 |
| pat 305 | Dower  | 76.03  | 3                     | 1,53e-24 < 0,05 | pat 500 | Dower  | 27.04  | 3                     | 2,01e-18 < 0,05 |
|         | Kvazi  | 70.14  |                       |                 |         | Kvazi  | 34.92  |                       |                 |
|         | QLSV   | 62.61  |                       |                 |         | QLSV   | 29.58  |                       |                 |
|         | Regres | 72.27  |                       |                 |         | Regres | 27.23  |                       |                 |

**Tab. č. A. 20: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 299**

| p–hodnoty     | Dower                   | Kvazi                   | QLSV                    | Regres          |
|---------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|-----------------|
| <b>Dower</b>  | -                       | <b>0,7242 &gt; 0,05</b> | <b>0,1365 &gt; 0,05</b> | 1,46e-06 < 0,05 |
| <b>Kvazi</b>  | <b>0,7242 &gt; 0,05</b> | -                       | <b>1 &gt; 0,05</b>      | 1,66e-09 < 0,05 |
| <b>QLSV</b>   | <b>0,1365 &gt; 0,05</b> | <b>1 &gt; 0,05</b>      | -                       | 6,12e-12 < 0,05 |
| <b>Regres</b> | 1,46e-06 < 0,05         | 1,66e-09 < 0,05         | 6,12e-12 < 0,05         | -               |

**Tab. č. A. 21: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 300**

| p–hodnoty     | Dower                   | Kvazi              | QLSV               | Regres                  |
|---------------|-------------------------|--------------------|--------------------|-------------------------|
| <b>Dower</b>  | -                       | 3,69e-09 < 0,05    | 6,45e-09 < 0,05    | <b>0,1511 &gt; 0,05</b> |
| <b>Kvazi</b>  | 3,69e-09 < 0,05         | -                  | <b>1 &gt; 0,05</b> | 285e-15 < 0,05          |
| <b>QLSV</b>   | 6,45e-09 < 0,05         | <b>1 &gt; 0,05</b> | -                  | 5,93e-15 < 0,05         |
| <b>Regres</b> | <b>0,1511 &gt; 0,05</b> | 285e-15 < 0,05     | 5,93e-15 < 0,05    | -                       |

Tab. č. A. 22: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 301

| p–hodnoty | Dower           | Kvazi           | QLSV            | Regres          |
|-----------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| Dower     | -               | 2,24e-25 < 0,05 | 7,19e-12 < 0,05 | 0,0014 < 0,05   |
| Kvazi     | 2,24e-25 < 0,05 | -               | 0,0014 < 0,05   | 7,19e-12 < 0,05 |
| QLSV      | 7,19e-12 < 0,05 | 0,0014 < 0,05   | -               | 0,0014 > 0,05   |
| Regres    | 0,0014 < 0,05   | 7,19e-12 < 0,05 | 0,0014 > 0,05   | -               |

Tab. č. A. 23: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 302

| p–hodnoty | Dower           | Kvazi           | QLSV                    | Regres                  |
|-----------|-----------------|-----------------|-------------------------|-------------------------|
| Dower     | -               | 2,24e-25 < 0,05 | 3,86e-05 < 0,05         | 2,30e-09 < 0,05         |
| Kvazi     | 2,24e-25 < 0,05 | -               | 2,30e-09 < 0,05         | 3,86e-05 < 0,05         |
| QLSV      | 3,86e-05 < 0,05 | 2,30e-09 < 0,05 | -                       | <b>0,2207 &gt; 0,05</b> |
| Regres    | 2,30e-09 < 0,05 | 3,86e-05 < 0,05 | <b>0,2207 &gt; 0,05</b> | -                       |

Tab. č. A. 24: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 305

| p–hodnoty | Dower           | Kvazi           | QLSV            | Regres          |
|-----------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| Dower     | -               | 7,82e-10 < 0,05 | 4,47e-23 < 0,05 | 0,0236 < 0,05   |
| Kvazi     | 7,82e-10 < 0,05 | -               | 0,0007 < 0,05   | 0,0007 < 0,05   |
| QLSV      | 4,47e-23 < 0,05 | 0,0007 < 0,05   | -               | 6,22e-13 < 0,05 |
| Regres    | 0,0236 < 0,05   | 0,0007 < 0,05   | 6,22e-13 < 0,05 | -               |

Tab. č. A. 25: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 322

| p–hodnoty | Dower              | Kvazi           | QLSV            | Regres             |
|-----------|--------------------|-----------------|-----------------|--------------------|
| Dower     | -                  | 2,81e-07 < 0,05 | 1,58e-17 < 0,05 | <b>1 &gt; 0,05</b> |
| Kvazi     | 2,81e-07 < 0,05    | -               | 0,0029 < 0,05   | 2,19e-06 < 0,05    |
| QLSV      | 1,58e-17 < 0,05    | 0,0029 < 0,05   | -               | 4,81e-16 < 0,05    |
| Regres    | <b>1 &gt; 0,05</b> | 2,19e-06 < 0,05 | 4,81e-16 < 0,05 | -                  |



Tab. č. A. 26: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 413

| p–hodnoty | Dower                   | Kvazi                   | QLSV            | Regres          |
|-----------|-------------------------|-------------------------|-----------------|-----------------|
| Dower     | -                       | <b>0,6144 &gt; 0,05</b> | 6,94e-08 < 0,05 | 7,21e-20 < 0,05 |
| Kvazi     | <b>0,6144 &gt; 0,05</b> | -                       | 4,71e-05 < 0,05 | 4,58e-15 < 0,05 |
| QLSV      | 6,94e-08 < 0,05         | 4,71e-05 < 0,05         | -               | 0,0008 < 0,05   |
| Regres    | 7,21e-20 < 0,05         | 4,58e-15 < 0,05         | 0,0008 < 0,05   | -               |

Tab. č. A. 27: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 460

| p–hodnoty | Dower           | Kvazi                   | QLSV                    | Regres          |
|-----------|-----------------|-------------------------|-------------------------|-----------------|
| Dower     | -               | 3,43e-21 < 0,05         | 2,07e-14 < 0,05         | 0,0026 < 0,05   |
| Kvazi     | 3,43e-21 < 0,05 | -                       | <b>0,2269 &gt; 0,05</b> | 1,38e-09 < 0,05 |
| QLSV      | 2,07e-14 < 0,05 | <b>0,2269 &gt; 0,05</b> | -                       | 2,51e-05 < 0,05 |
| Regres    | 0,0026 < 0,05   | 1,38e-09 < 0,05         | 2,51e-05 < 0,05         | -               |

Tab. č. A. 28: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 464

| p–hodnoty | Dower           | Kvazi           | QLSV                    | Regres                  |
|-----------|-----------------|-----------------|-------------------------|-------------------------|
| Dower     | -               | 4,69e-23 < 0,05 | 0,0005 < 0,05           | 6,22e-07 < 0,05         |
| Kvazi     | 4,69e-23 < 0,05 | -               | 1,44e-09                | 4,64e-06 < 0,05         |
| QLSV      | 0,0005 < 0,05   | 1,44e-09        | -                       | <b>0,4661 &gt; 0,05</b> |
| Regres    | 6,22e-07 < 0,05 | 4,64e-06 < 0,05 | <b>0,4661 &gt; 0,05</b> | -                       |

Tab. č. A. 29: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty pacienta 500

| p–hodnoty | Dower              | Kvazi           | QLSV            | Regres             |
|-----------|--------------------|-----------------|-----------------|--------------------|
| Dower     | -                  | 1,76e-15 < 0,05 | 0,0065 < 0,05   | <b>1 &gt; 0,05</b> |
| Kvazi     | 1,76e-15 < 0,05    | -               | 1,45e-06 < 0,05 | 7,81e-15 < 0,05    |
| QLSV      | 0,0065 < 0,05      | 1,45e-06 < 0,05 | -               | 0,0119 < 0,05      |
| Regres    | <b>1 &gt; 0,05</b> | 7,81e-15 < 0,05 | 0,0119 < 0,05   | -                  |

**Tab. č. A. 30: Tabulka p–hodnot pro testování normality výběrů UEOS z R kmitů animálního EKG pro srovnání vztahů (5.4), (5.5), (5.20) a (5.23), (Shapiro–Willkův test)**

| Zvíře  | Výběr   | p–hodnota     |
|--------|---------|---------------|
| pig 01 | aVF, I  | 0,0042 < 0,05 |
|        | aVF, II | 0,1982 > 0,05 |
|        | II, I   | 0,4561 > 0,05 |
|        | III, I  | 0,0051 < 0,05 |
| pig 02 | aVF, I  | 0,0097 < 0,05 |
|        | aVF, II | 0,9171 > 0,05 |
|        | II, I   | 0,1537 > 0,05 |
|        | III, I  | 0,0394 < 0,05 |
| pig 03 | aVF, I  | 0,1342 > 0,05 |
|        | aVF, II | 0,0859 > 0,05 |
|        | II, I   | 0,8959 > 0,05 |
|        | III, I  | 0,4867 > 0,05 |

**Tab. č. A. 31: Tabulka p–hodnot pro testování shody mediánů UEOS vypočtených ze vztahů (5.4), (5.5), (5.20) a (5.23) s dosazením amplitudy R kmitů z animálního EKG (Kruskal–Wallisův test)**

| Zvíře  | Výběr   | Medián | Počet stupňů volnosti | p–hodnota       |
|--------|---------|--------|-----------------------|-----------------|
| pig 01 | aVF, I  | 81.46  | 3                     | 0,1214 > 0,05   |
|        | aVF, II | 87.26  |                       |                 |
|        | II, I   | 80.40  |                       |                 |
|        | III, I  | 82.36  |                       |                 |
| pig 02 | aVF, I  | 71.81  | 3                     | 4,84e-26 < 0,05 |
|        | aVF, II | 72.93  |                       |                 |
|        | II, I   | 71.61  |                       |                 |
|        | III, I  | 72.20  |                       |                 |
| pig 03 | aVF, I  | 60.87  | 3                     | 4,52e-25 < 0,05 |
|        | aVF, II | 66.35  |                       |                 |
|        | II, I   | 59.65  |                       |                 |
|        | III, I  | 63.48  |                       |                 |

**Tab. č. A. 32: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty zvíře 02**

| p–hodnoty | aVF, I          | aVF, II         | II, I           | III, I          |
|-----------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| aVF, I    | -               | 7,25e-12 < 0,05 | 0,0021 < 0,05   | 0,0015 < 0,05   |
| aVF, II   | 7,25e-12 < 0,05 | -               | 5,31e-25 < 0,05 | 0,0011 < 0,05   |
| II, I     | 0,0021 < 0,05   | 5,31e-25 < 0,05 | -               | 1,55e-11 < 0,05 |
| III, I    | 0,0015 < 0,05   | 0,0011 < 0,05   | 1,55e-11 < 0,05 | -               |

Tab. č. A. 33: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty zvíře 03

| p–hodnoty | aVF, I          | aVF, II         | II, I           | III, I          |
|-----------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| aVF, I    | -               | 1,67e-10 < 0,05 | 0,0006 < 0,05   | 0,0020 < 0,05   |
| aVF, II   | 1,67e-10 < 0,05 | -               | 0,0119 < 0,05   | 1,38e-23 < 0,05 |
| II, I     | 0,0006 < 0,05   | 0,0119 < 0,05   | -               | 1,39e-12 < 0,05 |
| III, I    | 0,0020 < 0,05   | 1,38e-23 < 0,05 | 1,39e-12 < 0,05 | -               |

Tab. č. A. 34: Tabulka p–hodnot pro testování normality výběrů UEOS ze součtů Q, R, S kmitů animálního EKG pro srovnání vztahů (5.4), (5.5), (5.20) a (5.23), (Shapiro–Willkův test)

| Zvíře  | Výběr   | p–hodnota       |
|--------|---------|-----------------|
| pig 01 | aVF, I  | 0,0001 < 0,05   |
|        | aVF, II | 0,0010 < 0,05   |
|        | II, I   | 0,0002 < 0,05   |
|        | III, I  | 7,69e-05 < 0,05 |
| pig 02 | aVF, I  | 0,0239 < 0,05   |
|        | aVF, II | 0,0182 < 0,05   |
|        | II, I   | 0,4865 > 0,05   |
|        | III, I  | 0,0413 < 0,05   |
| pig 03 | aVF, I  | 0,0003 < 0,05   |
|        | aVF, II | 0,3792 > 0,05   |
|        | II, I   | 0,0052 < 0,05   |
|        | III, I  | 0,0002 < 0,05   |

Tab. č. A. 35: Tabulka p–hodnot pro testování shody mediánů UEOS vypočtených ze vztahů (5.4), (5.5), (5.20) a (5.23) s dosazením součtů amplitud Q, R, S kmitů z animálního EKG, (Kruskal–Wallisův test)

| Zvíře  | Výběr   | Median | Počet stupňů volnosti | p–hodnota       |
|--------|---------|--------|-----------------------|-----------------|
| pig 01 | aVF, I  | 84.79  | 3                     | 2,85e-12 < 0,05 |
|        | aVF, II | 88.46  |                       |                 |
|        | II, I   | 84.60  |                       |                 |
|        | III, I  | 84.99  |                       |                 |
| pig 02 | aVF, I  | 72.36  | 3                     | 2,51e-23 < 0,05 |
|        | aVF, II | 76.65  |                       |                 |
|        | II, I   | 63.57  |                       |                 |
|        | III, I  | 75.93  |                       |                 |
| pig 03 | aVF, I  | 75.83  | 3                     | 1,41e-23 < 0,05 |
|        | aVF, II | 82.60  |                       |                 |
|        | II, I   | 72.28  |                       |                 |
|        | III, I  | 78.47  |                       |                 |

Tab. č. A. 36: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty zvíře 01

| p–hodnoty | aVF, I                  | aVF, II         | II, I                  | III, I                  |
|-----------|-------------------------|-----------------|------------------------|-------------------------|
| aVF, I    | -                       | 2,28e-09 < 0,05 | <b>1 &gt; 0,05</b>     | <b>0,8762 &gt; 0,05</b> |
| aVF, II   | 2,28e-09 < 0,05         | -               | 1,53e-11 < 0,05        | 8,50e-07 < 0,05         |
| II, I     | <b>1 &gt; 0,05</b>      | 1,53e-11 < 0,05 | -                      | <b>0,2024 &gt; 0,5</b>  |
| III, I    | <b>0,8762 &gt; 0,05</b> | 8,50e-07 < 0,05 | <b>0,2024 &gt; 0,5</b> | -                       |

Tab. č. A. 37: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty zvíře 02

| p–hodnoty | aVF, I          | aVF, II                 | II, I           | III, I                  |
|-----------|-----------------|-------------------------|-----------------|-------------------------|
| aVF, I    | -               | 2,28e-08 < 0,05         | 0,0031 < 0,05   | 5,49e-05 < 0,05         |
| aVF, II   | 2,28e-08 < 0,05 | -                       | 2,22e-20 < 0,05 | <b>0,3685 &gt; 0,05</b> |
| II, I     | 0,0031 < 0,05   | 2,22e-20 < 0,05         | -               | 1,53e-14 < 0,05         |
| III, I    | 5,49e-05 < 0,05 | <b>0,3685 &gt; 0,05</b> | 1,53e-14 < 0,05 | -                       |

Tab. č. A. 38: Tabulka p–hodnot post–hoc analýzy (Dunnové metoda) pro hodnoty zvíře 03

| p–hodnoty | aVF, I          | aVF, II         | II, I           | III, I          |
|-----------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| aVF, I    | -               | 3,13e-10 < 0,05 | 0,0009 < 0,05   | 0,0158 < 0,05   |
| aVF, II   | 3,13e-10 < 0,05 | -               | 1,93e-23 < 0,05 | 0,0006 < 0,05   |
| II, I     | 0,0009 < 0,05   | 1,93e-23 < 0,05 | -               | 4,23e-10 < 0,05 |
| III, I    | 0,0158 < 0,05   | 0,0006 < 0,05   | 4,23e-10 < 0,05 | -               |

## B. Tabulky číselných charakteristik

Tab. č. B. 1: Tabulka základních číselných charakteristik hodnot UEOS počítaných z EKG pro pacienta 299

| Pacient | Vztah        | aVF a I | III, I | II, I  | aVF, II | Pacient | Vztah        | aVF a I  | III, I   | II, I    | aVF, II  |  |
|---------|--------------|---------|--------|--------|---------|---------|--------------|----------|----------|----------|----------|--|
|         | Amplitudy    | R vlna  | R vlna | R vlna | R vlna  |         | Amplitudy    | QRS vlna | QRS vlna | QRS vlna | QRS vlna |  |
| pat 299 | minimum      | 85,02   | 85,02  | 85,06  | 85,63   | pat 299 | minimum      | 81,28    | 82,22    | 80,14    | 87,09    |  |
|         | průměr       | 85,42   | 85,42  | 85,59  | 85,78   |         | průměr       | 81,51    | 82,40    | 80,43    | 87,24    |  |
|         | medián       | 85,22   | 85,22  | 85,66  | 85,75   |         | medián       | 81,51    | 82,39    | 80,44    | 87,25    |  |
|         | maximum      | 86,18   | 86,18  | 85,90  | 86,00   |         | maximum      | 81,76    | 82,60    | 80,74    | 87,47    |  |
|         |              |         |        |        |         |         |              |          |          |          |          |  |
|         | sm. odchylka | 0,46    | 0,46   | 0,27   | 0,11    |         | sm. odchylka | 0,12     | 0,10     | 0,15     | 0,12     |  |

Tab. č. B. 2: Tabulka základních číselných charakteristik hodnot UEOS počítaných z EKG pro pacienta 300

| Pacient | Vztah        | aVF a I | III, I | II, I  | aVF, II | Pacient | Vztah        | aVF a I  | III, I   | II, I    | aVF, II  |  |
|---------|--------------|---------|--------|--------|---------|---------|--------------|----------|----------|----------|----------|--|
|         | Amplitudy    | R vlna  | R vlna | R vlna | R vlna  |         | Amplitudy    | QRS vlna | QRS vlna | QRS vlna | QRS vlna |  |
| pat 300 | minimum      | 77,99   | 78,05  | 77,87  | 78,02   | pat 300 | minimum      | 71,76    | 72,10    | 71,57    | 72,78    |  |
|         | průměr       | 78,36   | 78,34  | 78,23  | 78,57   |         | průměr       | 72,08    | 72,41    | 71,90    | 73,05    |  |
|         | medián       | 78,33   | 78,28  | 78,22  | 78,43   |         | medián       | 72,09    | 72,42    | 71,91    | 73,00    |  |
|         | maximum      | 79,10   | 78,61  | 78,96  | 79,25   |         | maximum      | 72,53    | 72,89    | 72,33    | 73,63    |  |
|         |              |         |        |        |         |         |              |          |          |          |          |  |
|         | sm. odchylka | 0,33    | 0,19   | 0,33   | 0,41    |         | sm. odchylka | 0,20     | 0,20     | 0,20     | 0,23     |  |

Tab. č. B. 3: Tabulka základních číselných charakteristik hodnot UEOS počítaných z EKG pro pacienta 301

| Pacient | Vztah        | aVF a I | III, I | II, I  | aVF, II | Pacient | Vztah        | aVF a I  | III, I   | II, I    | aVF, II  |  |
|---------|--------------|---------|--------|--------|---------|---------|--------------|----------|----------|----------|----------|--|
|         | Amplitudy    | R vlna  | R vlna | R vlna | R vlna  |         | Amplitudy    | QRS vlna | QRS vlna | QRS vlna | QRS vlna |  |
| pat 301 | minimum      | 67,16   | 67,25  | 65,93  | 67,04   | pat 301 | minimum      | 60,87    | 67,25    | 59,03    | 66,35    |  |
|         | průměr       | 67,50   | 67,88  | 67,27  | 67,56   |         | průměr       | 61,48    | 67,88    | 59,77    | 66,85    |  |
|         | medián       | 67,61   | 67,36  | 67,38  | 67,69   |         | medián       | 61,36    | 67,36    | 59,59    | 66,90    |  |
|         | maximum      | 67,78   | 70,09  | 67,87  | 67,96   |         | maximum      | 62,96    | 70,09    | 61,56    | 67,65    |  |
|         |              |         |        |        |         |         |              |          |          |          |          |  |
|         | sm. odchylka | 0,23    | 0,94   | 0,49   | 0,33    |         | sm. odchylka | 0,54     | 0,94     | 0,65     | 0,39     |  |

Tab. č. B. 4: Tabulka základních číselných charakteristik hodnot UEOS počítaných z EKG pro pacienta 302

| Pacient | Vztah        | aVF a I | III, I | II, I  | aVF, II | Pacient | Vztah        | aVF a I  | III, I   | II, I    | aVF, II  |
|---------|--------------|---------|--------|--------|---------|---------|--------------|----------|----------|----------|----------|
|         | Amplitudy    | R vlna  | R vlna | R vlna | R vlna  |         | Amplitudy    | QRS vlna | QRS vlna | QRS vlna | QRS vlna |
| pat 302 | minimum      | 62,25   | 62,36  | 62,16  | 62,55   | pat 302 | minimum      | 54,94    | 57,17    | 54,01    | 57,24    |
|         | průměr       | 63,72   | 63,89  | 63,58  | 63,68   |         | průměr       | 56,29    | 58,38    | 55,37    | 58,68    |
|         | medián       | 63,52   | 63,72  | 63,36  | 63,79   |         | medián       | 55,89    | 58,14    | 55,02    | 58,37    |
|         | maximum      | 65,06   | 65,26  | 64,87  | 64,54   |         | maximum      | 57,46    | 59,33    | 56,60    | 59,83    |
|         |              |         |        |        |         |         |              |          |          |          |          |
|         | sm. odchylka | 0,90    | 0,91   | 0,89   | 0,58    |         | sm. odchylka | 0,89     | 0,77     | 0,93     | 0,88     |

Tab. č. B. 5: Tabulka základních číselných charakteristik hodnot UEOS počítaných z EKG pro pacienta 305

| Pacient | Vztah        | aVF a I | III, I | II, I  | aVF, II | Pacient | Vztah        | aVF a I  | III, I   | II, I    | aVF, II  |
|---------|--------------|---------|--------|--------|---------|---------|--------------|----------|----------|----------|----------|
|         | Amplitudy    | R vlna  | R vlna | R vlna | R vlna  |         | Amplitudy    | QRS vlna | QRS vlna | QRS vlna | QRS vlna |
| pat 305 | minimum      | 73,14   | 73,48  | 73,22  | 73,47   | pat 305 | minimum      | 71,85    | 72,65    | 71,15    | 75,45    |
|         | průměr       | 73,79   | 73,77  | 73,64  | 73,83   |         | průměr       | 72,22    | 72,98    | 71,54    | 75,86    |
|         | medián       | 73,52   | 73,68  | 73,66  | 73,78   |         | medián       | 72,22    | 72,97    | 71,54    | 75,89    |
|         | maximum      | 74,88   | 74,31  | 73,94  | 74,68   |         | maximum      | 72,62    | 73,37    | 71,92    | 76,07    |
|         |              |         |        |        |         |         |              |          |          |          |          |
|         | sm. odchylka | 0,62    | 0,23   | 0,20   | 0,34    |         | sm. odchylka | 0,22     | 0,21     | 0,23     | 0,16     |

Tab. č. B. 6: Tabulka základních číselných charakteristik hodnot UEOS počítaných z EKG pro pacienta 322

| Pacient | Vztah        | aVF a I | III, I | II, I  | aVF, II | Pacient | Vztah        | aVF a I  | III, I   | II, I    | aVF, II  |
|---------|--------------|---------|--------|--------|---------|---------|--------------|----------|----------|----------|----------|
|         | Amplitudy    | R vlna  | R vlna | R vlna | R vlna  |         | Amplitudy    | QRS vlna | QRS vlna | QRS vlna | QRS vlna |
| pat 322 | minimum      | 71,96   | 71,97  | 71,95  | 71,98   | pat 322 | minimum      | 68,85    | 69,12    | 68,70    | 69,54    |
|         | průměr       | 72,38   | 72,39  | 72,37  | 72,40   |         | průměr       | 69,26    | 69,52    | 69,12    | 69,92    |
|         | medián       | 72,40   | 72,42  | 72,39  | 72,45   |         | medián       | 69,31    | 69,57    | 69,16    | 69,98    |
|         | maximum      | 72,69   | 72,68  | 72,71  | 72,68   |         | maximum      | 69,55    | 69,77    | 69,43    | 70,18    |
|         |              |         |        |        |         |         |              |          |          |          |          |
|         | sm. odchylka | 0,20    | 0,20   | 0,20   | 0,20    |         | sm. odchylka | 0,20     | 0,19     | 0,21     | 0,20     |

Tab. č. B. 7: Tabulka základních číselných charakteristik hodnot UEOS počítaných z EKG pro pacienta 413

| Pacient | Vztah        | aVF a I | III, I | II, I  | aVF, II | Pacient | Vztah        | aVF a I  | III, I   | II, I    | aVF, II  |  |
|---------|--------------|---------|--------|--------|---------|---------|--------------|----------|----------|----------|----------|--|
|         | Amplitudy    | R vlna  | R vlna | R vlna | R vlna  |         | Amplitudy    | QRS vlna | QRS vlna | QRS vlna | QRS vlna |  |
| pat 413 | minimum      | 48,54   | 48,29  | 48,73  | 48,02   | pat 413 | minimum      | 44,20    | 57,35    | 38,68    | 54,51    |  |
|         | průměr       | 49,90   | 49,49  | 49,67  | 49,81   |         | průměr       | 45,35    | 58,19    | 39,98    | 55,71    |  |
|         | medián       | 49,84   | 49,37  | 49,82  | 49,99   |         | medián       | 45,08    | 58,40    | 39,68    | 55,46    |  |
|         | maximum      | 51,25   | 50,91  | 50,76  | 52,32   |         | maximum      | 47,41    | 59,17    | 42,23    | 57,46    |  |
|         |              |         |        |        |         |         |              |          |          |          |          |  |
|         | sm. odchylka | 0,83    | 0,82   | 0,63   | 1,22    |         | sm. odchylka | 1,08     | 0,60     | 1,18     | 0,98     |  |

Tab. č. B. 8: Tabulka základních číselných charakteristik hodnot UEOS počítaných z EKG pro pacienta 460

| Pacient | Vztah        | aVF a I | III, I | II, I  | aVF, II | Pacient | Vztah        | aVF a I  | III, I   | II, I    | aVF, II  |  |
|---------|--------------|---------|--------|--------|---------|---------|--------------|----------|----------|----------|----------|--|
|         | Amplitudy    | R vlna  | R vlna | R vlna | R vlna  |         | Amplitudy    | QRS vlna | QRS vlna | QRS vlna | QRS vlna |  |
| pat 460 | minimum      | 74,99   | 74,39  | 75,32  | 75,05   | pat 460 | minimum      | 71,73    | 73,07    | 71,59    | 72,48    |  |
|         | průměr       | 76,79   | 75,35  | 76,63  | 75,92   |         | průměr       | 74,53    | 75,40    | 74,68    | 73,44    |  |
|         | medián       | 76,68   | 75,27  | 76,56  | 75,69   |         | medián       | 75,15    | 75,95    | 75,29    | 73,20    |  |
|         | maximum      | 79,96   | 76,46  | 77,82  | 76,88   |         | maximum      | 77,72    | 78,14    | 78,10    | 74,68    |  |
|         |              |         |        |        |         |         |              |          |          |          |          |  |
|         | sm. odchylka | 1,27    | 0,70   | 0,93   | 0,59    |         | sm. odchylka | 1,82     | 1,53     | 2,01     | 0,74     |  |

Tab. č. B. 9: Tabulka základních číselných charakteristik hodnot UEOS počítaných z EKG pro pacienta 464

| Pacient | Vztah        | aVF a I | III, I | II, I  | aVF, II | Pacient | Vztah        | aVF a I  | III, I   | II, I    | aVF, II  |  |
|---------|--------------|---------|--------|--------|---------|---------|--------------|----------|----------|----------|----------|--|
|         | Amplitudy    | R vlna  | R vlna | R vlna | R vlna  |         | Amplitudy    | QRS vlna | QRS vlna | QRS vlna | QRS vlna |  |
| pat 464 | minimum      | 58,08   | 58,12  | 58,51  | 57,16   | pat 464 | minimum      | 57,86    | 59,63    | 56,39    | 57,65    |  |
|         | průměr       | 58,86   | 58,55  | 61,14  | 59,29   |         | průměr       | 59,89    | 60,92    | 59,44    | 61,04    |  |
|         | medián       | 58,78   | 58,35  | 61,21  | 58,36   |         | medián       | 60,30    | 60,91    | 59,95    | 61,46    |  |
|         | maximum      | 59,83   | 59,97  | 62,64  | 62,00   |         | maximum      | 61,00    | 61,80    | 60,76    | 62,06    |  |
|         |              |         |        |        |         |         |              |          |          |          |          |  |
|         | sm. odchylka | 0,58    | 0,57   | 1,35   | 1,74    |         | sm. odchylka | 0,90     | 0,59     | 1,25     | 1,23     |  |

Tab. č. B. 10: Tabulka základních číselných charakteristik hodnot UEOS počítaných z EKG pro pacienta 500

| Pacient | Vztah        | aVF a I | III, I | II, I  | aVF, II | Pacient | Vztah        | aVF a I  | III, I   | II, I    | aVF, II  |  |
|---------|--------------|---------|--------|--------|---------|---------|--------------|----------|----------|----------|----------|--|
|         | Amplitudy    | R vlna  | R vlna | R vlna | R vlna  |         | Amplitudy    | QRS vlna | QRS vlna | QRS vlna | QRS vlna |  |
| pat 299 | minimum      | 51,69   | 53,14  | 50,96  | 51,05   | pat 299 | minimum      | 45,82    | 50,79    | 44,35    | 47,83    |  |
|         | průměr       | 53,04   | 54,08  | 53,12  | 53,06   |         | průměr       | 47,38    | 51,70    | 46,08    | 49,81    |  |
|         | medián       | 53,05   | 53,71  | 53,16  | 53,22   |         | medián       | 47,35    | 51,93    | 46,14    | 49,65    |  |
|         | maximum      | 55,07   | 55,53  | 54,91  | 54,30   |         | maximum      | 49,18    | 52,75    | 48,31    | 53,23    |  |
|         |              |         |        |        |         |         |              |          |          |          |          |  |
|         | sm. odchylka | 1,12    | 0,82   | 1,07   | 0,88    |         | sm. odchylka | 1,09     | 0,65     | 1,12     | 1,44     |  |

Tab. č. B. 11: Tabulka základních číselných charakteristik hodnot UEOS počítaných z EKG pro zvíře 01

| Zvíře  | Vztah        | aVF a I | III, I | II, I  | aVF, II | Zvíře  | Vztah        | aVF a I  | III, I   | II, I    | aVF, II  |  |
|--------|--------------|---------|--------|--------|---------|--------|--------------|----------|----------|----------|----------|--|
|        | Amplitudy    | R vlna  | R vlna | R vlna | R vlna  |        | Amplitudy    | QRS vlna | QRS vlna | QRS vlna | QRS vlna |  |
| Pig 01 | minimum      | 81,16   | 81,08  | 80,29  | 81,30   | Pig 01 | minimum      | 84,35    | 84,58    | 84,15    | 87,77    |  |
|        | průměr       | 82,32   | 81,96  | 81,64  | 82,23   |        | průměr       | 84,77    | 84,99    | 84,57    | 88,45    |  |
|        | medián       | 82,04   | 81,80  | 81,62  | 82,57   |        | medián       | 84,79    | 84,99    | 84,57    | 88,46    |  |
|        | maximum      | 84,10   | 82,98  | 83,24  | 82,93   |        | maximum      | 85,30    | 85,48    | 85,16    | 88,97    |  |
|        |              |         |        |        |         |        |              |          |          |          |          |  |
|        | sm. odchylka | 0,90    | 0,81   | 0,90   | 0,58    |        | sm. odchylka | 0,23     | 0,21     | 0,25     | 0,34     |  |

Tab. č. B. 12: Tabulka základních číselných charakteristik hodnot UEOS počítaných z EKG pro zvíře 02

| Zvíře  | Vztah        | aVF a I | III, I | II, I  | aVF, II | Zvíře  | Vztah        | aVF a I  | III, I   | II, I    | aVF, II  |  |
|--------|--------------|---------|--------|--------|---------|--------|--------------|----------|----------|----------|----------|--|
|        | Amplitudy    | R vlna  | R vlna | R vlna | R vlna  |        | Amplitudy    | QRS vlna | QRS vlna | QRS vlna | QRS vlna |  |
| Pig 02 | minimum      | 61,34   | 68,40  | 47,82  | 79,16   | Pig 02 | minimum      | 72,04    | 75,61    | 61,13    | 74,70    |  |
|        | průměr       | 62,40   | 69,26  | 49,28  | 80,98   |        | průměr       | 72,57    | 75,95    | 63,53    | 76,72    |  |
|        | medián       | 62,24   | 69,34  | 49,05  | 81,24   |        | medián       | 72,47    | 75,93    | 63,69    | 77,00    |  |
|        | maximum      | 63,77   | 69,97  | 50,85  | 82,63   |        | maximum      | 73,51    | 76,52    | 65,54    | 77,78    |  |
|        |              |         |        |        |         |        |              |          |          |          |          |  |
|        | sm. odchylka | 0,63    | 0,41   | 0,93   | 1,14    |        | sm. odchylka | 0,44     | 0,23     | 1,11     | 0,82     |  |

Tab. č. B. 13: Tabulka základních číselných charakteristik hodnot UEOS počítaných z EKG pro zvíře 03

| Zvíře  | Vztah        | aVF a I | III, I | II, I  | aVF, II | Zvíře  | Vztah        | aVF a I  | III, I   | II, I    | aVF, II  |  |
|--------|--------------|---------|--------|--------|---------|--------|--------------|----------|----------|----------|----------|--|
|        | Amplitudy    | R vlna  | R vlna | R vlna | R vlna  |        | Amplitudy    | QRS vlna | QRS vlna | QRS vlna | QRS vlna |  |
| Pig 03 | minimum      | 76,60   | 80,16  | 70,93  | 67,30   | Pig 03 | minimum      | 75,29    | 77,90    | 70,91    | 80,03    |  |
|        | průměr       | 78,36   | 81,19  | 72,92  | 69,95   |        | průměr       | 75,66    | 78,18    | 71,68    | 82,15    |  |
|        | medián       | 78,46   | 81,20  | 72,90  | 68,97   |        | medián       | 75,58    | 78,12    | 71,56    | 82,09    |  |
|        | maximum      | 79,43   | 81,96  | 74,46  | 73,65   |        | maximum      | 76,30    | 78,70    | 72,95    | 84,17    |  |
|        |              |         |        |        |         |        |              |          |          |          |          |  |
|        | sm. odchylka | 0,72    | 0,44   | 1,13   | 2,11    |        | sm. odchylka | 0,36     | 0,24     | 0,63     | 1,42     |  |



## **C. CD s programovou částí**