

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Brno, 2022

Eliška Ondřejková



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ODHAD RESPIRAČNÍ AKTIVITY Z KŘIVKY ELEKTROKARDIOGRAMU POMOCÍ STROJOVÉHO UČENÍ

ESTIMATION OF RESPIRATION ACTIVITY FROM ECG USING MECHINE LEARNING

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Eliška Ondřejková

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Filip Plešinger, Ph.D.

BRNO 2022

Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Eliška Ondřejková

ID: 220942

Ročník: 3

Akademický rok: 2021/22

NÁZEV TÉMATU:

Odhad respirační aktivity z křivky elektrokardiogramu pomocí strojového učení

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Zorientujte se v problematice snímání a vyhodnocování respirační křivky. 2) Prozkoumejte vztahy mezi respirační aktivitou a křivkou elektrokardiogramu (EKG). 3) Proveďte rešerši existujících způsobů získání respirační křivky z EKG signálu. 4) Navrhněte, implementujte a otestujte metodu s použitím strojového učení, která bude sloužit k identifikaci nádechů nebo výdechů (klasifikační úloha). K práci využijte signály z veřejně dostupných databází (např. PhysioNet). 5) Dosažené výsledky shrňte a porovnejte s jinými metodami.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] Deep Learning with PyTorch. Manning Publications, 2020.

[2] E. Merdjanovska and A. Rashkovska, "Respiration extraction from single-channel ECG using signal-processing methods and deep learning," 2020 43rd Int. Conv. Information, Commun. Electron. Technol. MIPRO 2020 - Proc., pp. 321–326, Sep. 2020.

[3] E. Helfenbein, R. Firoozabadi, S. Chien, E. Carlson, and S. Babaeizadeh, "Development of three methods for extracting respiration from the surface ECG: A review," J. Electrocardiol., vol. 47, no. 6, pp. 819–825, Nov. 2014.

Termín zadání: 7.2.2022

Termín odevzdání: 27.5.2022

Vedoucí práce: Ing. Filip Plešinger, Ph.D.

doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.
předseda rady studijního programu

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Táto bakalárska práca sa zaoberá metódami odhadu dychovej aktivity z EKG. Pre lepšie pochopenie témy je opísaná anatómia a fyziológia dýchacieho a kardiovaskulárneho systému. Okrem toho sú vysvetlené aj viaceré metódy odhadu. V praktickej časti bol použitý verejný dataset EKG signálov odčítaných z polysomnografie. Algoritmus na odhad bol implementovaný v programovacom jazyku Python pomocou knižnice PyTorch. Na záver sa diskutujú výsledky a porovnávajú sa s inými metódami.

KĽÚČOVÉ SLOVÁ

dychová aktivita, respiračná krivka, EKG, odhad, strojové učenie, neurónová sieť, binárna respiračná krivka, obálka EKG

ABSTRACT

This Bachelor thesis deals with methods to estimate respiration activity from ECG. For a better understanding of a subject, the anatomy and physiology of the respiratory and cardiovascular systems are described. Furthermore, several estimation methods are explained as well. A public dataset of ECG signals read from polysomnography was used in the practical part. An algorithm for estimation was implemented in the programming language Python using the PyTorch library. Finally, results are discussed and compared to other methods.

KEYWORDS

respiration activity, respiratory waveform, electrocardiogram, estimation, machine learning, neural network, binary respiration curve, envelope

ONDREJKOVÁ, Eliška. *Odhad respirační aktivity z křivky elektrokardiogramu pomocí strojového učení*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav Biomedicínského inženýrství, 2022, 44 s. Bakalárska práca. Vedúci práce: Ing. Filip Plešinger, Ph.D.

Vyhlásenie autora o pôvodnosti diela

Meno a priezvisko autora: Eliška Ondřejková
VUT ID autora: 220942
Typ práce: Bakalárska práca
Akademický rok: 2021/22
Téma závěrečnéj práce: Odhad respirační aktivity z křivky elektro-
kardiogramu pomocí strojového učení

Vyhlasujem, že svoju záverečnú prácu som vypracovala samostatne pod vedením vedúceho záverečnej práce, s využitím odbornej literatúry a ďalších informačných zdrojov, ktoré sú všetky citované v práci a uvedené v zozname literatúry na konci práce.

Ako autorka uvedenej záverečnej práce ďalej vyhlasujem, že v súvislosti s vytvorením tejto záverečnej práce som neporušila autorské práva tretích osôb, najmä som nezasiahla nedovoleným spôsobom do cudzích autorských práv osobnostných a/alebo majetkových a som si plne vedomá následkov porušenia ustanovenia § 11 a nasledujúcich autorského zákona Českej republiky č. 121/2000 Sb., o práve autorskom, o právach súvisiacich s právom autorským a o zmene niektorých zákonov (autorský zákon), v znení neskorších predpisov, vrátane možných trestnoprávných dôsledkov vyplývajúcich z ustanovenia časti druhej, hlavy VI. diel 4 Trestného zákonníka Českej republiky č. 40/2009 Sb.

Brno

.....

podpis autorky*

*Autor podpisuje iba v tlačenej verzii.

POĎAKOVANIE

Rada by som poďakovala vedúcemu bakalárskej práce pánovi Ing. Filipovi Plešingerovi, Ph.D. za odborné vedenie, konzultácie, trpezlivosť a podnetné návrhy k práci a MSc. Petrovi Nejedlému a Bc. Zuzane Koščovej za cenné rady a odborný prístup.

Obsah

Úvod	11
1 Respirácia a respiračná krivka	12
1.1 Anatómia dýchacieho systému	12
1.2 Fyziológia dýchacieho systému	14
1.3 Poruchy dýchania	14
1.4 Metódy snímania respiračných parametrov	15
1.4.1 Spirometria	15
1.4.2 Pulzná oxzymetria	15
1.4.3 Pneumotachografia	16
2 Kardiovaskulárny systém	17
2.1 Srdce	17
2.2 Krvný obeh	18
2.3 Prevodný systém srdca	18
2.4 Srdečný cyklus	19
2.5 Elektrokardiografia	20
3 Metódy odhadu respiračnej krivky z EKG	22
3.1 Vplyv respirácie na EKG	22
3.2 Metóda EDR	22
3.3 Metóda RSA	24
3.4 Metóda Analýzy hlavných komponent	25
4 Odhad dychovej krivky z EKG pomocou strojového učenia	26
4.1 Dáta	26
4.2 Výber segmentov a ich preprocessing	26
4.2.1 Podvzorkovanie - Downsampling	30
4.2.2 Korekcia posunu respiračnej krivky	30
4.2.3 Dáta pre tréning	32
4.3 Popis umelej neurónovej siete s ResNet architektúrou	33
4.4 Tréning UNS	34
4.5 Metodika hodnotenia výsledkov	36
4.6 Výsledky testu modelu	37
4.7 Hodnotenie výsledkov a diskusia	37
Literatúra	42

Zoznam obrázkov

1.1	Anatomická stavba dýchacieho systému.	13
2.1	Anatomická stavba srdca.	17
2.2	Ideálny záznam EKG.	20
2.3	Záznam EKG z experimentálnych dát praktickej časti práce. Je tu patrný vplyv filtrov použitých autormi databáze.	21
3.1	Princíp odvodu respiračnej krivky metódou založej na výške QRS komplexu.	23
3.2	Princíp odvodu respiračnej krivky metódou RSA.	24
4.1	Ukážka respiračnej krivky a jej binárnej podoby. Hodnota 0 binár- nej respiračnej krivky odpovedá nádychu, hodnota 1 odpovedá výdy- chu.	27
4.2	Schéma postupu získania dát z jedného súboru.	28
4.3	Ukážka jedného segmentu vygenerovaných tréningových dát. Obálka EKG (hore) bude vstupom neurónovej siete (X), binárna respiračná krivka bude jej výstupom (y) a pôvodná respiračná krivka je uložená pre potreby kontroly.	29
4.4	Zobrazenie miery korelácie EKG signálu a respiračného signálu. . . .	30
4.5	Histogramy a boxploty korelácií signálov pred a po korekcii posunu. . .	31
4.6	Schéma úbytku dát v dôsledku ich spracovania. Tréningové a testov- acie dáta rešpektujú pôvodné rozdelenie zo serveru PhysioNet. Tré- novacia sada bola použitá pre vývoj modelu (tréning a validácia), testovacia pre záverečný test.	32
4.7	Rozdelenie vzoriek z pôvodného tréningového a testovacieho datasetu na tréningové, validačné a testovacie dáta.	33
4.8	Schéma architektúry použitej umelej neurónovej siete ResNet.	34
4.9	Výber modelu z epochy s najlepšou mierou naučenia. Modrá je krivka znázorňuje priebeh učenia siete na validačných dátach, červená na tréningových.	35
4.10	Ukážka činnosti vybraného modelu na tréningových dátach z 34. epo- chy. Modrá krivka je referenčná binárna krivka, oranžová je výstup modelu.	35
4.11	Ukážka výstupu modelu na testovacích dátach.	36
4.12	Výsledok testu a predikcia binárnej krivky, IOU=0,92.	37
4.13	Histogram a boxplot popisujúci rozloženie skóre IOU ($0,75 \pm 0,09$) v testovacím datasete.	38

4.14 Ukážka zlého odhadu binárnej respiračnej krivky, IOU=0,2. Chybná činnosť algoritmu je pravdepodobne spôsobená poškodením EKG signálu, ktorý neobsahuje validné dáta a poukazuje na nedokonalosť algoritmu pre výber segmentov.	39
4.15 Príklad použitia vyvinutého modelu exportovaného do formátu ONNX a načítaného v plugine DeepPlayer v programe SignalPlant [19]. S výstupom tejto práce je možné takto experimentovať na ľubovoľných signáloch bez potreby ďalšieho kódovania. Inferencia prebieha v oknách, ktoré sa môžu prekrývať (dole oranžová a modrá W1-W3).	40

Úvod

Dýchanie (respirácia) je jedným zo základných dejov charakterizujúcich živé organizmy a patrí medzi základné životné funkcie. Proces dýchania zabezpečuje respiračný systém, ktorého hlavnou úlohou je výmena plynov medzi vonkajším prostredím a telom jedinca, teda prísun kyslíku a odstránenie oxidu uhličitého z tela. Kyslík je krvou transportovaný z pľúc do celého tela pomocou kardiovaskulárneho systému a oxid uhličitý z buniek odvedený späť do pľúc na výdych. Porucha dýchania, jeho nepravidelnosť alebo nedostatočnosť respiračného systému sú často indikátorom rôznych ochorení respiračného systému alebo život ohrozujúceho stavu. Dychovú aktivitu popisuje dychová krivka, ktorá môže byť zaznamenávaná pomocou rôznych monitorovacích prístrojov.

Rovnako, ako je dôležitý monitoring dýchania, je tiež dôležitá diagnostika kardiovaskulárneho systému, informácie o činnosti srdca a jeho elektrickej aktivite. Vzhľadom na fakt, že elektrická aktivita srdca podmieňuje jeho mechanickú prácu, včasné odhalenie akýchkoľvek patologických stavov je kľúčové. Záznam o elektrickej srdečnej aktivite sa najčastejšie získava pomocou elektrokardiografie, ktorá patrí medzi základné vyšetrovacie metódy. V praxi sa často využíva snímanie oboch, respirácie aj srdečnej aktivity, zároveň. Takéto snímanie sa realizuje pomocou polysomnografického prístroja, ktorý je schopný zaznamenávať aj iné parametre ako napr. krvný tlak, srdečný tep a iné.

Respirácia a srdečná činnosť sú veľmi úzko prepojené. Veľmi často sa preto v praxi využívajú metódy odvodenia respiračnej aktivity z elektrokardiogramu, zväčša pri dlhodobom monitorovaní pacienta. Výhody odvodenia respirácie zo záznamu EKG spočívajú hlavne v komforte pre pacienta, zohľadňuje sa však aj praktické a časové hľadisko. Tieto metódy sú zväčša postavené na algoritmoch, ktoré sú schopné zabezpečiť požadovaný výsledok. Odvodenie respiračnej aktivity pomocou strojového učenia je tiež jednou z týchto metód, a práve na tento druh metódy odhadu je zameraná táto práca. Prvá časť práce sa venuje respirácií ako takej, fyziológií respiračného systému a snímaniu respirácie. Druhá časť popisuje fyziológiu kardiovaskulárneho systému, snímanie EKG signálu a popis EKG krivky. Tretia časť obsahuje literárny rešerš možných metód odhadu dychovej krivky z elektrokardiogramu. Následne je aplikovaná metóda na identifikáciu nádychov a výdychov z elektrokardiogramu.

1 Respirácia a respiračná krivka

Snímanie respirácie zohráva kľúčovú úlohu vo včasnej diagnostike rôznych respiračných ochorení ako sú obštrukčné a reštrikčné poruchy, chronické ochorenia dýchacích ciest, spánková apnoe, respiračná nedostatočnosť a pod. Odhalenie týchto ochorení je možné práve pomocou snímaných parametrov počas dýchania. Sú to napríklad dychová frekvencia, dychové objemy, tlak dýchacích plynov, saturácia krvi kyslíkom a pod. Respiráciu je možné snímať samostane pomocou konkrétneho snímacieho zariadenia alebo, z praktického hľadiska, sa často respirácia sníma pomocou monitoru vitálnych funkcií, pričom monitor zaznamenáva okrem respiračných parametrov aj krvný tlak, srdečný tep, EKG, kyslíkovú saturáciu.

1.1 Anatómia dýchacieho systému

Respiračný systém zabezpečuje plynulú výmenu dýchacích plynov (kyslík a oxid uhličitý) medzi vonkajším prostredím a pľúcami. Dýchaciu sústavu tvoria dýchacie cesty a pľuca. Dýchacie cesty (Obr. 1.1) možno rozdeliť na horné dýchacie cesty (nosná dutina, hltan) a dolné dýchacie cesty (hrtan, priedušnica, priedušky).

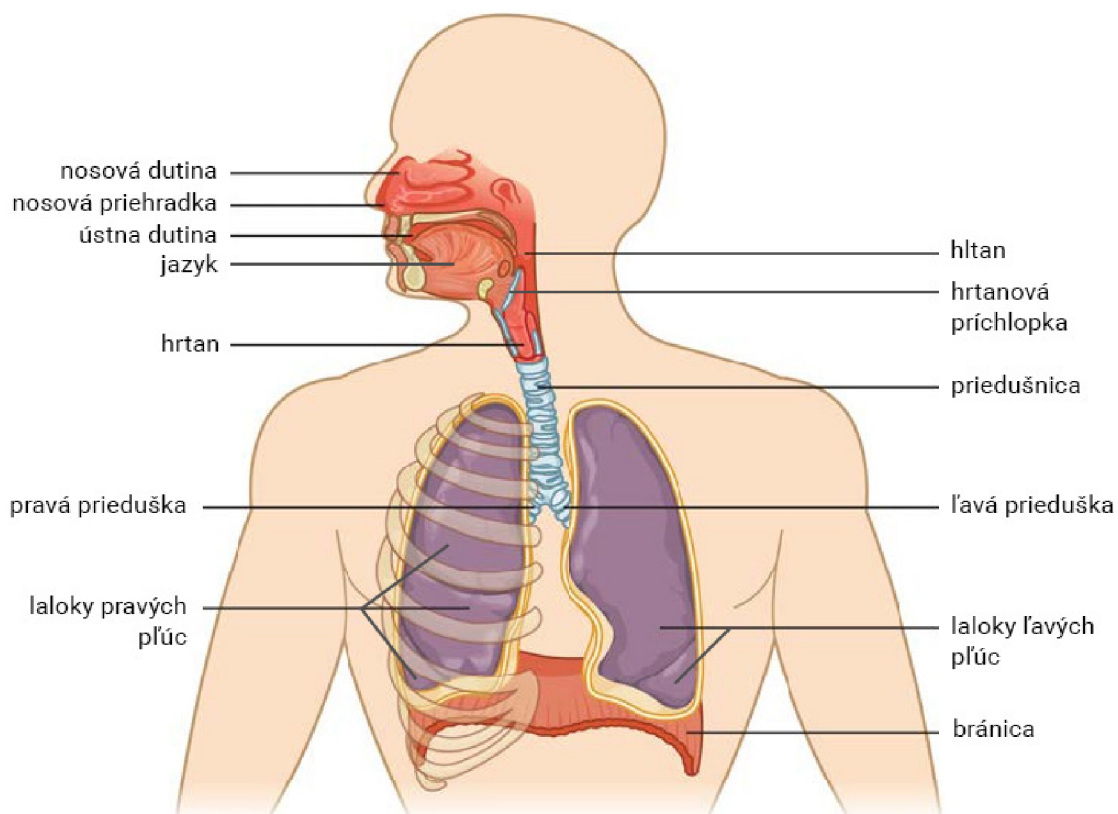
Vdychovaný vzduch prechádza nosom cez nosnú dutinu. Nosnú dutinu (aj vedľajšie nosné dutiny) tvorí sliznica (vystlaná cylindrickým riasinkovým epitelom), ktorá je bohato prekrvená, obsahuje množstvo hlienových žliaz a tvorí tak ochrannú bariéru [1]. Priechodom vzduchu cez túto dutinu dochádza k jeho čisteniu, zvlhčovaniu, zahriatiu a zachyteniu nečistôt.

Prúd vzduchu ďalej prechádza nosohltnom, ktorý ho vedie z nosnej dutiny do ústnej časti hltanu a odtiaľ smerom do hrtanu. Do nosohltnu ústi pravá a ľavá Eustachova trubica, ktorá spája nosohltnan so stredoušnou dutinou a zabezpečuje tak vyrovnávanie tlaku medzi stredoušným a atmosferickým tlakom.

Hrtan spája nosohltnan s priedušnicou, je tvorený chrupkami, ktoré sú medzi sebou spojené pohyblivými spojmi. V hrtane sa nachádzajú dva páry hlasových väzov, ktoré sa podieľajú na reči [2].

Priedušnica je pokračovaním hrtanu. Je to trubica s dĺžkou asi 12 cm tvorená prstencovými chrupkami, ktorá sa rozvetvuje na pravú a ľavú priedušku (bronchi), ktoré vstupujú pľúc [2]. Priedušky vstupujúce do pľúc sa ďalej rozvetvujú na priedušinky (bronchioli), alveolárne chodbičky (ductus alveolares) a pľúcne vačky (alveoly) [2].

Pľúca sú orgán zabezpečujúci výmenu dýchacích plynov medzi vnútorným priestorom pľúcnych vačkov a krvou prúdiacou kapilármi na ich vonkajšom povrchu. Sú uložené v hrudnej dutine kde každé pľúcne krídlo sa nachádza na jednej jej strane, možno ich rozdeliť na pravú a ľavú časť.



Obr. 1.1: Anatomická stavba dýchacieho systému.

[3]

Pravá časť pľúc sa skladá z troch lalokov, ľavá časť len z dvoch. Vnútnú stenu pľúc tvorí riasinkový epitel. Pohyb riasiniek s tenkou vrstvou hlienu na povrchu sliznice očisťuje povrch dýchacích ciest od vdychovaných nečistôt, a hlien zvlhčuje ich povrch.

Povrch pľúc pokrýva tenká blana - popľúcnica, ktorá prechádza v pohrudnicu. Medzi oboma blanami je malý priestor tzv. pleurálna dutina, obsahuje tekutinu, ktorá zmierňuje trenie medzi popľúcnicou a pohrudnicou. Vďaka podtlaku (tj. tlak nižší než atmosferický tlak) v pleurálnej dutine je možné rozpínanie pľúc pri nádychu [4]. V prípade, že dôjde k preniknutiu vzduchu do pleurálnej dutiny a tým k vyrovnaniu vnútrohruďného tlaku s atmosferickým (porušenie podtlaku), nastáva kolaps pľúc na danej postihnutej strane. Tento stav sa nazýva pneumotorax, môže byť spôsobený zranením (zlomenina rebier) alebo pri invazívnych lekárskych zákrokoch.

1.2 Fyziológia dýchacieho systému

Respiračný cyklus má tri fázy - pľúcnu ventiláciu, difúziu plynov a transport plynov. Pľúcna ventilácia (vonkajšie dýchanie) zabezpečuje výmenu vzduchu medzi okolným prostredím a pľúcnymi vačkami. Dochádza pri nej k objemovým zmenám hrudníka a pľúc počas dychového cyklu. Je to dej, ktorý definuje cyklické striedanie nádychu a výdychu.

Pri nádychu (inspirium) sa zväčšuje objem pľúc a hrudného koša. Rozpätím hrudníka a pľúc sa v medzihrudnom priestore vytvára podtlak, ktorý udržiava pľúca rozpäté [5]. Hlavným dychovým svalom pri nádychu je bránica, ktorá oddeľuje dutinu hrudnú od dutiny brušnej. Pri nádychu sa bránica posúva smerom nadol a tým zväčšuje objem hrudníka. Uplatňuje sa tu aj vonkajšie mezodirebrové svalstvo, ktoré pomáha rozpínať hrudný kôš. Nádech sa označuje ako dej aktívny.

Výdych (expirium) je opačným dejom k nádychu. Pri výdychu sa zmešuje objem pľúc a hrudného koša. Bránica sa pri výdychu pohybuje smerom nahor, vnútorné mezodirebrové svaly relaxujú a rebrá sa vracajú do pôvodnej pozície. Výdych je dej pasívny. Za fyziologických podmienok je frekvencia dýchania 16-20 dychov za minútu.

Pľúcnu ventiláciu je zabezpečený neustály prívod atmosferického vzduchu do pľúc, kde je vzduch v tesnom kontakte s krvou pretekajúcou pľúcnymi kapilármi. Výmena dýchacích plynov prebieha pomocou difúzie po tlakovom spáde t.j z miesta vyššieho tlaku do miesta tlaku nižšieho [5]. Kyslík difunduje z pľúcnych vačkov do krvi v krvných vlásočniciach cez alveolo - kapilárnu membránu, dochádza tak k okysličeniu krvi za vzniku oxyhemoglobínu, oxid uhličitý difunduje opačným smerom a je odstránený z tela von.

Transport dýchacích plynov je zabezpečený väzbou na hemoglobín v erytrocytoch. Stupeň nasýtenia krvi kyslíkom závisí na mnoho faktoroch napr. na celkovom množstve hemoglobínu, parciálnom tlaku kyslíka, teplote, pH [5]. Okysličená krv je rozvádzaná cievami do celého tela. Výmena plynov na bunkovej úrovni t.j. medzi krvou a tkanivovými bunkami je označovaná ako vnútorné dýchanie. Kyslík z krvi prechádza do buniek, oxid uhličitý, ako produkt metabolizmu buniek, do krvi a následne je odvedený do pľúc.

1.3 Poruchy dýchania

Poruchy dýchania sa vo všeobecnosti vyznačujú odchýlkami od dýchania fyziologického jeho nepravidlosťami. Často dochádza k zmenám frekvencie dýchania, vynechanie dychového cyklu (apnotická pauza), pocitovým ťažkostiam pri dýchaní.

Medzi najčastejšie príčiny porúch dýchania možno zaradiť obštrukčné ochorenia pľúc (CHOPN, chronická astma, pľúcny emfyzém, vdýchnutie cudzieho telesa), tekutina v dýchacích cestách, poranenie pľúc alebo hrudníka, spánkové apnoe. Poruchy dýchania alebo jeho sťaženia môžu byť tiež často dôsledkom iných ochorení alebo patologických stavov napr. kardiovaskulárnych ochorení (infarkt myokardu, angina pectoris, zlyhanie srdca a.i.).

1.4 Metódy snímania respiračných parametrov

1.4.1 Spirometria

Spirometria patrí medzi základné funkčné vyšetrenia, ktoré slúži k diagnostike a sledovaniu priebehu pľúcnych ochorení. Slúži k odhaleniu, prípadne hodnoteniu miery poruchy ventilačnej funkcie. Je založená na meraní objemov vzduchu, ktoré je pacient schopný nachýchnuť a vydýchnuť pri kludovom dýchaní (tzv. statické objemy) alebo pri usilovných dychoch (tzv. dynamické objemy) [5].

U statických parametrov nie je sledovaný vzťah k času a nezávisí na sile výdychu, dynamické parametre sa vzťahujú k času. Medzi základné merané objemy patrí dychový, rezervný expiračný, rezervný inspiračný a reziduálny objem [5]. Spirometria tiež umožňuje merať kapacitu pľúc. Medzi základné druhy kapacít patria napr. inspiračná kapacita, funkčná reziduálna kapacita, vitálna kapacita a celková kapacita pľúc.

Prístroj zabezpečujúci toto vyšetrenie sa nazýva spirometer. Tvoria ho dva do seba zapadajúce válce. Jeden je naplný vodou, druhý je naplnený vzduchom a obrátený dnom smerom nahor. Vnútri prístroja je nádobka, cez ktorú je vedený vdychovaný vzduch. Vdychová trubica ústi nad hladinu vody pod horný valec [5]. Pacient je k spirometru pripojený náustkom, cez ktorý dýcha. Zmeny objemu plynu v spirometri počas dýchania sú graficky zaznamenávané. Pri nádychu má zaznamenávaná krivka rastúcu tendenciu, pri výdychu naopak klesajúcu. Spirometer býva často pripojený k počítaču, ktorý merané údaje spracováva a zobrazuje.

1.4.2 Pulzná oxymetria

Pulzná oxymetria je jednou z často používaných monitorovacích metód v intenzívnej starostlivosti o pacienta. Je to neinvazívna diagnostická metóda stanovujúca saturáciu hemoglobínu kyslíkom v krvi. Poskytuje dôležité informácie pre rýchle posúdenie a orientáciu aktuálneho stavu základných fyziologických funkcií dýchania a obehu (saturáciu a tepovú frekvenciu) a tiež informuje o problémoch transportu kyslíku do tkanív [6]. Metóda je založená na princípe pohltienia farebného svetla červeného

spektra (660 nm) a infračerveného spektra (940 nm) deoxyhemoglobínom a oxyhemoglobínom. Tieto dve vlnové dĺžky sa používajú preto, lebo oxyhemoglobín a deoxyhemoglobín majú pri týchto konkrétnych vlnových dĺžkach rôzne absorpčné spektrá. V červenej oblasti absorbuje oxyhemoglobín menej svetla ako deoxyhemoglobín, zatiaľ čo v infračervenej oblasti to je naopak [7]. Pomer absorpcií v týchto dvoch vlnových dĺžkach sa kalibruje empiricky na základe priamych meraní oxygenácie arteriálnej krvi SaO_2 a kalibračný algoritmus sa ukladá do digitálneho mikroprocesora v pulznom oxymetri [7]. Pre presnosť je nutné, aby diódy emitovali čo najužšie svetelné spektrum a nedochádzalo tak ku skresleniu výsledkov.

Pulzný oxymeter sa skladá zo zdroju svetla v podobe dvoch LED diód, detektoru, ktorý meria intenzitu svetla po priechode tkanivami, displeja a prstovej alebo ušnej sondy. Pokiaľ je sonda správne nasadená, je možné na monitore pozorovať tzv. pletysmografickú krivku. Podľa jej tvaru môžeme poukázať na prípadné problémy - porucha periférnej perfúzie, pohybové artefakty atd. [8].

1.4.3 Pneumotachografia

V súčasnej dobe sa vyšetrenie základných funkcií pľúc zameriava primárne na rozbor objemového prietoku než na stanovenie samotného objemu, z tohoto dôvodu sa uplatňuje pri spirometrickom vyšetrení stále častejšie pneumotachograf, ktorý je často nesprávne označovaný ako spirometer. Umožňuje tiež zistenie rýchlosti prúdenia vzduchu v dýchacích cestách a vypočítať ich odpor.

Základnou meranou veličinou u pneumotachografu je objemový prietok, nie objem ako je to u spirometru [9]. Pneumotachograf je prístroj tvorený paralelne usporiadanými trubičkami s rovnakým priemerom, zabezpečujúcich laminárne prúdenie vzduchu. Na začiatku a na konci je pneumotachograf napojený na snímač tlaku, ktorý umožňuje merať rozdiely tlaku vzduchu na začiatku a na konci prístroja. Rozdiely tlaku sú úmerné rýchlosti vdychovaného a vydechovaného vzduchu. Cez prevodník tlaku na napätie sú zmeny ďalej spracovávané počítačom. Existuje rada pneumotachografov, medzi základné môžeme zaradiť turbínkové (rotorové, vrtulkové), ultrazvukové, tlakové diferenčné pneumotachografy a termálne anemometre [9].

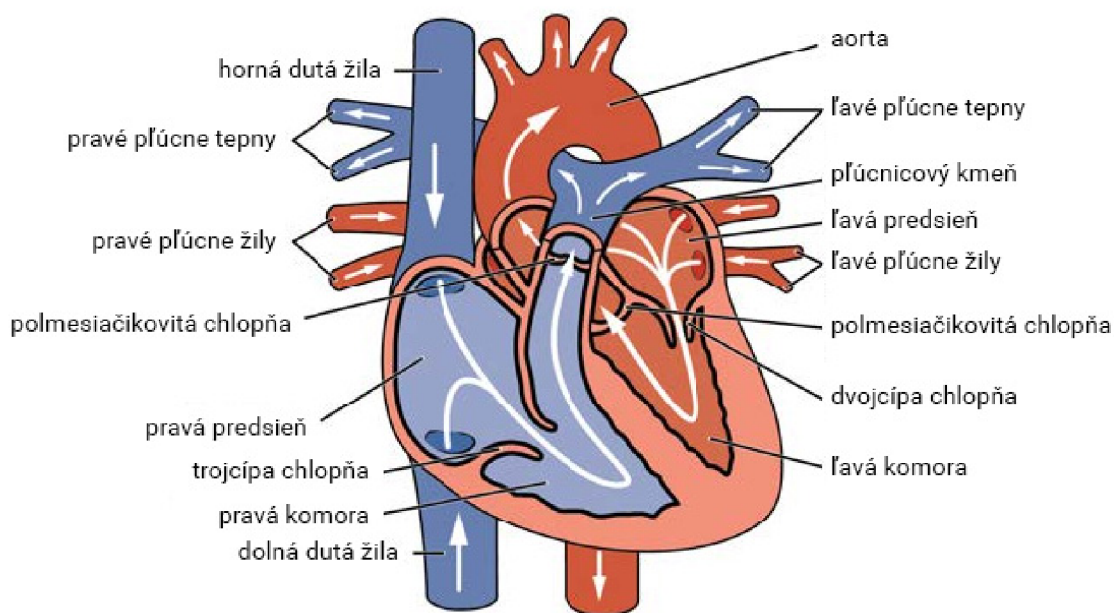
2 Kardiovaskulárny systém

Kardiovaskulárny systém zabezpečuje neustály transport krvi medzi jednotlivými orgánmi. Kardiovaskulárny systém tvoria cievy a srdce. Srdce funguje ako pumpa, ktorá pumpuje okysličenú krv, ktorá je rozvádzaná cievami do celého tela.

Cievy tvoria uzavretý systém, v ktorých prúdi krv. Delia sa na tepny (artérie), ktoré rozvádzajú okysličenú krv zo srdca do tela, žily (vény), ktoré privádzajú odkysličenú krv späť do srdca a vlásočnice (kapiláry), ktoré rozvádzajú krv do orgánov a periférie.

2.1 Srdce

Srdce je dutý, svalový orgán, uložený v medzihrudí zabezpečujúci konštantný prietok krvi kardiovaskulárnym systémom a jej rozvod do tela. Svojimi pravidelnými sťahmi pumpuje krv v pravidelných intervaloch, ktorá je následne rozvádzaná cievami do celého tela. Srdce je prepážkou rozdelené na dve polovice - pravú (pravé srdce) a ľavú (ľavé srdce). Každá polovica sa ešte delí na predsieň a komoru, prechod medzi nimi tvoria cípovité chlopne. Medzi pravou predsieňou a pravou komorou sa nachádza trojcípa (trikuspitálna) chlopeň, medzi ľavou predsieňou a ľavou komorou sa nachádza dvojčípa (mitrálna) chlopeň. Na prechode pravej komory a pľúcneho kmeňa a medzi ľavou komorou a aortou sú polmesiačikové chlopne (Obr. 2.1).



Obr. 2.1: Anatomická stavba srdca.

[10]

Srdečná stena má 3 vrstvy - endokard, myokard a epikard. Endokard pokrýva vnútornú časť srdca, pokrýva steny dutín vrátane chlopní. Myokard je najmohutnejší, tvorí ho špeciálny typ prečne pruhovanej svaloviny schopnej viesť vzruch a zabezpečiť synchronne sťahy všetkých častí srdca. Steny komôr sú mohutnejšie než steny predsiení, pretože komory pumpujú krv do tepien vedúcich zo srdca, najmohutnejšia je ľavá komora. Epikard pokrýva vonkajší povrch srdca. Celé srdce je uložené v blanitom vaku - perikard.

Samotné srdce zásobujú okysličenou krvou koronárne tepny. Pravá a ľavá koronárna tepna vystupujú na začiatku aorty a rozvetvujú sa na menšie vetvy, až na bohatú sieť kapilár.

2.2 Krvný obeh

Cievny systém možo rozdeliť na dva funkčné celky - malý a veľký obeh. Malý krvný obeh (plúcny) zabezpečuje prúdenie krvi z pravej komory srdca do pľúc, kde sa okysličuje a prúdi naspäť do ľavej predsieni. Začína plúcny kmeňom, delí sa na dve plúcne tepny - pravú a ľavú, obe sa postupne rozvetvujú na menšie tepny a vlásoknice. Vo vlásokniciach dochádza k vlastnej výmene plynov medzi krvou a plúcnymi vačkami. Okysličená krv tečie do plúcnyh žíl, dve žily vystupujú z každej strany pľúc, ktoré spoločne ústia do ľavej predsieni [4].

Veľký krvný obeh (telný) zabezpečuje prúdenie okysličenej krvi k bunkám celého tela. Začína aortou, ktorá vystupuje z ľavej komory. Aorta sa postupne rozvetvuje na sieť menších tepien, tepničiek až drobných vlásoknic, ktoré pretkávajú orgány a tkanivá. Vlásoknice sa potom postupne spájajú do žiliek a žíl. V oblasti pod srdcom sa žily vedúce v dolnej časti tela spájajú do dolnej dutej žily, v oblasti nad srdcom sa spájajú do hornej dutej žily, ktoré spoločne vedú odkysličenú krv do pravej predsieni.

2.3 Prevodný systém srdca

Vzruchovú aktivitu, vedúcu k pravidelnému striedaniu systoly a diastoly si vytvára srdce samo tzv. prevodným systémom srdca [4]. Je to špecializované svalové tkanivo schopné vytvárať a viesť vzruchy. Srdečný sval obsahuje dva typy buniek. Pracovné, ktoré sú zodpovedné za mechanickú prácu srdca, jeho sťahy, a prevodné bunky vytvárajú a vedú vzruch. Prevodný systém srdca tvorí sinoatriálny uzol (SA), atrioventrikulárny uzol (AV), Hisov zväzok, Tawarove ramienka a Purkyneho vlákna. Sinoatriálny uzol je pacemaker (vytvára sínusový rytmus) [1].

Vzruch vzniknutý v SA uzle sa šíri k svalovine komôr. Vedie cez AV uzol, ktorý slúži ako sekundárny pacemaker, pokiaľ sa vzruch nevytvorí v SA uzle, preberá rolu

pacemakeru [1]. Dochádza v ňom tiež k spomaleniu šírenia vzruchu, čo zabezpečuje odstup medzi kontrakciami predsiení a komôr [1]. Na AV uzol naväzuje Hisov zväzok, ktorý tvorí prechod medzi myokardom predsiení a komôr. AV uzol a horná časť Hisovho zväzoku tvoria AV junkciu (spojenie predsiení a komôr). Hisov zväzok sa rozdeľuje na pravé a ľavé Tawarovo ramienko pričom pravé vedie vzruch do pravej komory a ľavé do ľavej komory. Tawarove ramienka sa následne rozpadajú v sieť Purkyneho vlákien vedúcich vzruch na pracovný myokard komôr [10].

2.4 Srdečný cyklus

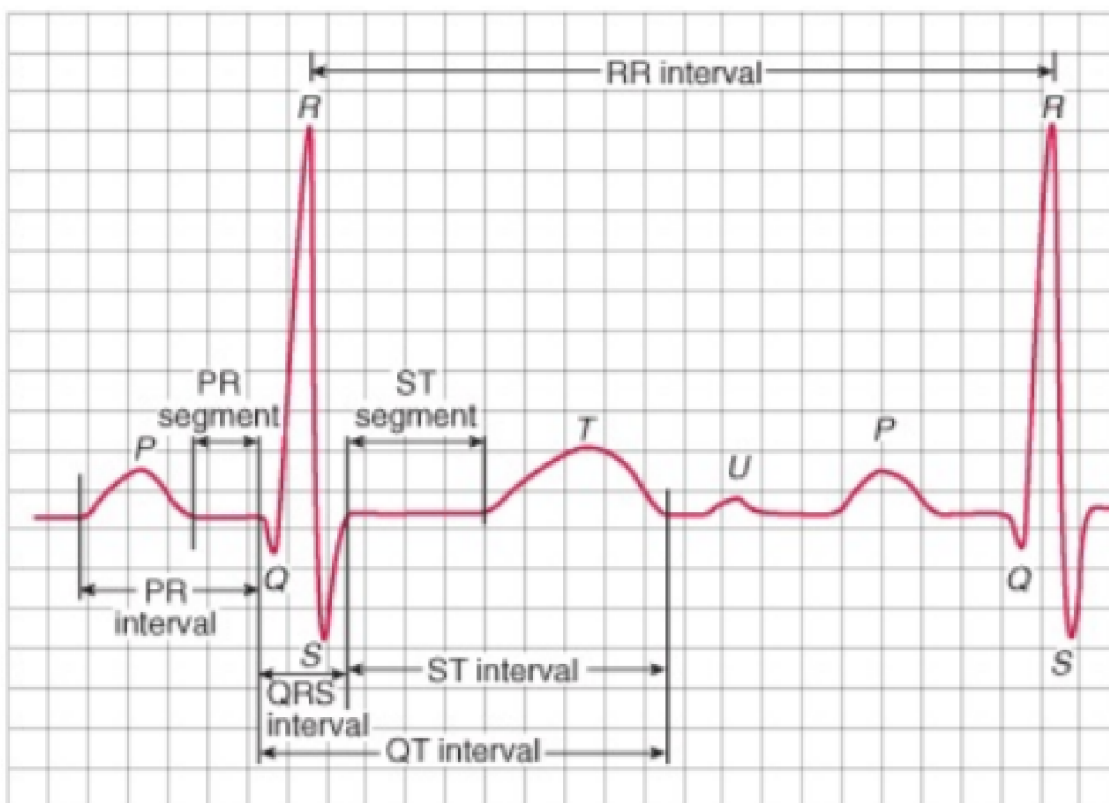
Srdečný cyklus je sled cyklicky sa opakujúcich sa tlakovo-objemových fáz v srdci počas jednej srdečnej akcie. Čerpanie krvi srdcom spočíva v pravidelnom striedaní systoly a diastoly. Počas systoly dochádza ku kontrakcii srdečných oddielov (predsiene a komory) a vypudeniu krvi do obehu, počas diastoly dochádza k relaxácii srdečnej steny a plneniu srdca krvou. Srdečný cyklus pozostáva zo 4 fáz:

1. Izovolumická fáza - na začiatku systoly komôr dochádza k uzavretiu cípovitých chlopní, uzavretiu komôr, v ktorých zostáva objem 130 ml krvi (telediastolický objem), dochádza k prudkému zvyšovaniu tlaku v komorách až do momentu kedy tlak v komorách prevýši tlak v aorte a dôjde k otvoreniu polmesičkových chlopní a vypudení krvi do aorty [1].
2. Ejekčná fáza (vypudzovacia) - v tejto fáze je krv vypudená do aorty, vypudený objem sa označuje ako systolický (tepový) objem, tvoriaci asi 70 ml krvi. Následne k zvyšovaniu tlaku až na najvyššiu hodnotu (systolický tlak), následne sa tlak znižuje, slak smeruje z tepien do srdca a spätným tokom krvi dôjde k uzavretiu polmesičkových chlopní [1].
3. Izovolumická fáza (relaxačná) - nastáva diastola komôr, oba chlopenné otvory vedúce do komory sú uzavreté, tlak v komorách klesá až k nulovým hodnotám, keď tlak v komorách klesne pod hodnotu tlaku v predsieňach, dôjde k otvoreniu cípovitých chlopní a toku krvi z predsiení do komôr [1].
4. Fáza plnenia komôr - dochádza k plneniu komôr krvou, je ukončená systolou predsiení. Týmto je cyklus ukončený, nasleduje systola komôr a cyklus sa znovu opakuje.

Diastola trvá dlhšie než systola z hľadiska potrieb plnenia srdca a vytváranie tlakovo-objemových dejov [1].

2.5 Elektrokardiografia

Elektrokardiografia je diagnostická metóda, ktorá zaznamenáva elektrickú aktivitu srdca. Je považovaná za jednu z najdôležitejších vyšetrovacích metód, hlavne v oblasti kardiológie, pomáha odhaľovať abnormality a poruchy kardiovaskulárneho systému, ktoré následne umožňujú správny terapeutický prístup. Krivka EKG je detekovaná pomocou elektród umiestnených na povrchu tela pacienta, ktoré snímajú zmenu elektrického potenciálu, čo je prejavom šírenia akčného potenciálu myokardom, v rôznych fázach srdečného cyklu.

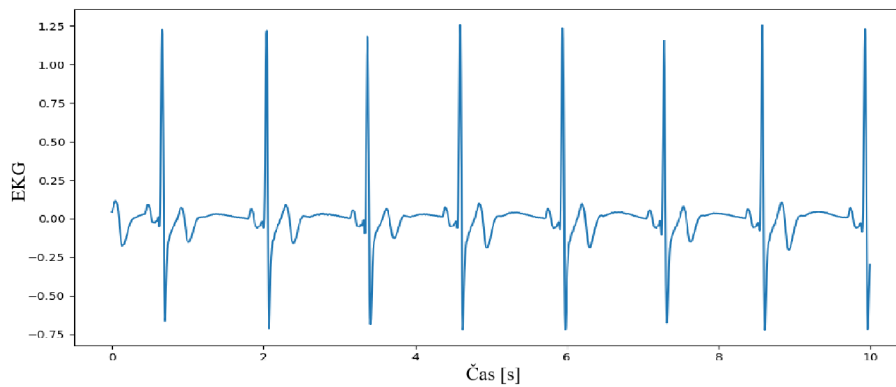


Obr. 2.2: Ideálny záznam EKG.

[11]

V praxi sa najčastejšie používa 12 zvodové EKG, kde každý zvod zaznamenáva elektrický signál z inej perspektívy. Zvody delíme na bipolárne Einthovenove končatinové zvody (I, II, III), unipolárne Goldbergove končatinové zvody (aVR, aVL, aVF) a unipolárne Willsonove hrudné zvody (V1 - V6). Dôležité je správne umiestnenie elektród, nakoľko umožňuje správne čítať výslednú EKG krivku a celkovú polohu srdca [12]. Na krivke EKG (Obr. 2.2) možno pozorovať jej charakteristické kmity a vlny spôsobené elektrickou aktivitou myokardu. Fyziologická krivka EKG pozostáva - z vlny P (depolarizácia predsiení), QRS komplex (depolarizácia komôr),

vlna T (repolarizácia komôr), vlna U (oneskorená repolarizácia, nie je prítomná vždy) [11]. Elektrokardiogram je prakticky grafická reprezentácia elektrickej aktivity srdca, sníma sa na milimetrový papier. Pri hodnotení EKG záznamu by mal byť dodržovaný jednotný postup, aby sa predišlo chybám pri neskoršej spätnej kontrole. K tomu pomáha tzv. EKG desatero, zoznam vecí, ktoré majú byť na EKG zhodnotené. Pre porovnanie je na obrázku 2.3 uvedený záznam reálneho signálu EKG pochádzajúci zo sady experimentálnych dát, s ktorými sme pracovali v praktickej časti.



Obr. 2.3: Záznam EKG z experimentálnych dát praktickej časti práce. Je tu patrný vplyv filtrov použitých autormi databáze.

3 Metódy odhadu respiračnej krivky z EKG

Respiračná aktivita sa najčastejšie zaznamenáva pomocou špecializovaných zariadení. Avšak vzhľadom na rastúce náklady spojené s poskytovaním zdravotnej starostlivosti rastie dopyt po ekonomickejších možnostiach. V súčasnosti sa čím ďalej tým viac využívajú metódy odvodenia respiračného signálu z iných nasmímaných fyziologických signálov. Výhody spočívajú hlavne v pohodlnosti pre pacienta nakoľko má na sebe umiestnených menej senzorov. Priame snímanie respirácie však so sebou nesie niekoľko praktických problémov. Snímače sú v priamom kontakte s pacientom a často nie sú vhodné pre dlhodobé snímanie alebo ambulantné monitorovanie. Tento spôsob snímania navyše ovplyvňuje prirodzené dýchanie, tak že pacient môže nevedome ovplyvniť svoje dýchanie keď vie, že je monitorovaný [13].

3.1 Vplyv respirácie na EKG

Základným predpokladom pre odvodenie alebo približné odhadnutie respiračného signálu z informácií obsiahnutých v EKG signáli, je sledovanie respiračných mechanizmov, ktoré vyvolávajú moduláciu EKG. Je známe, že dychová aktivita ovplyvňuje EKG rôznymi spôsobmi. Experimentálne sa ukázalo, že plnenie a vyprázdňovanie pľúc počas dychového cyklu spôsobuje krátkodobé zmeny v rozložení hrudnej impedancie [13]. Vzduch, ktorý plní pľúca je slabým vodičom v porovnaní s rôznymi typmi tkanív, ktoré tvoria hrudník. Preto je možné, že vdychovanie vzduchu ovplyvňuje elektrickú impedanciu v hrudníku. Tento jav sa využíva v impedančnej pletyzmografii na meranie dychovej aktivity [11].

Záznam EKG z povrchu hrudníka je ovplyvnený, okrem iného, aj relatívnym pohybom elektród vzhľadom na srdce. Rozpínanie a sťahovanie hrudníka, vyvolané dýchaním, spôsobuje moduláciu v smere strednej elektrickej osi srdca, ktorá ovplyvňuje morfológiu rytmu [11].

Najčastejšie sa respirácia odvodzuje z elektrokardiogramu. Práve EKG je merané neinvazívne a obsahuje veľa informácií o autonómnom nervovom systéme, väčšinou je snímané simultánne s respiráciou a zároveň práve respirácia má na EKG veľký vplyv.

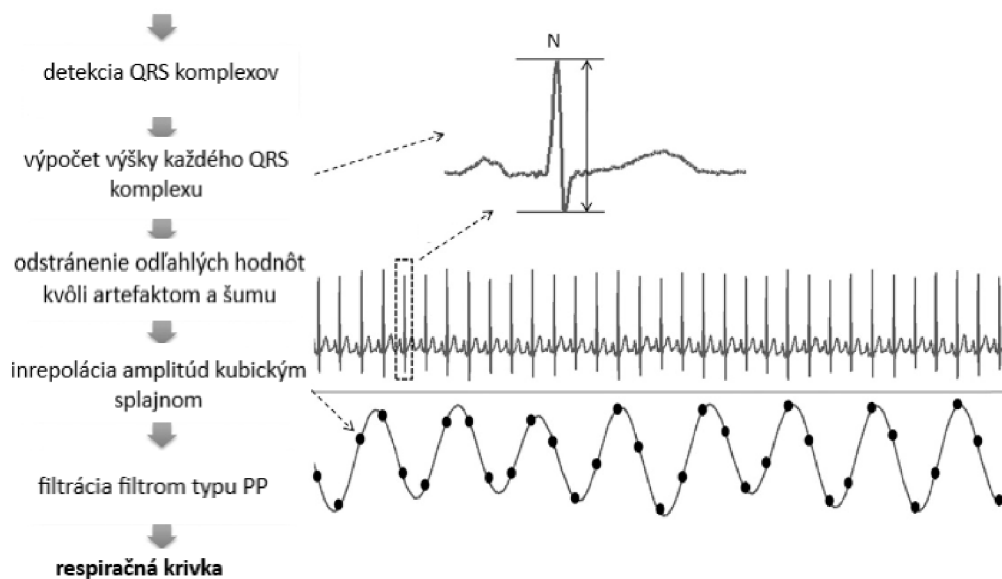
3.2 Metóda EDR

Metóda EDR (z angl. „electrocardiogram derived respiration“) je založená na posunoch osi QRS, ktoré vznikajú zmenou rotácie srdečného vektora na pohyb elektród pri naplnení pľúc vzduchom. Vzďialenosti medzi srdcom a elektródami sa menia počas expanzie hrudníka a zároveň sa mení impedancia hrudníka, keď sa vzduch

nachádza v pľúcach. Tieto faktory majú modulačný vplyv na EKG v súvislosti s respiračným cyklom.

Algoritmus metódy spočíva vo viacerých krokoch (Obr. 3.1). Prvým krokom je detekcia QRS komplexu pomocou QRS detektora. Následne je zmeraná amplitúda celého QRS komplexu (od vrcholu k hrotu), odľahlé hodnoty väčšie než dve smerodatné odchýlky od priemeru veľkostí amplitúd QRS sú následne vyradené [14]. Týmto spôsobom dôjde k odstráneniu artefaktov a zašumenia. Amplitúda QRS je použitá ako amplitúda respiračného signálu v čase každého kmitu [14]. Pre získanie kontinuálneho priebehu respirácie je aplikovaná interpolácia kubickým splajnom. Nakoniec je na respiračný signál aplikovaný filter typu pásmovej prepusti, pre ktorý je zvolený rozsah vhodných frekvencií.

Výhodou tejto metódy je, že detekcia a meranie QRS sú relatívne odolné voči rôznym artefaktom a sú schopné ich eliminovať. Amplitúdový posun spôsobený pohybmi hrudníka, čo je základom EDR metódy, vykazuje dobrú koreláciu s dychovým objemom, čo môže byť využité pri detekcii centrálného apnoe, avšak je možné tu prehliadnúť obštrukčné apnoe, tým, že pozorujeme posun osi QRS v dôsledku dychového úsilia a pohybu hrudníka, ale bez prúdenia vzduchu [14]. Za nevýhodu môžeme tiež považovať, že vzorky respiračného signálu sú k dispozícii len v časoch QRS.

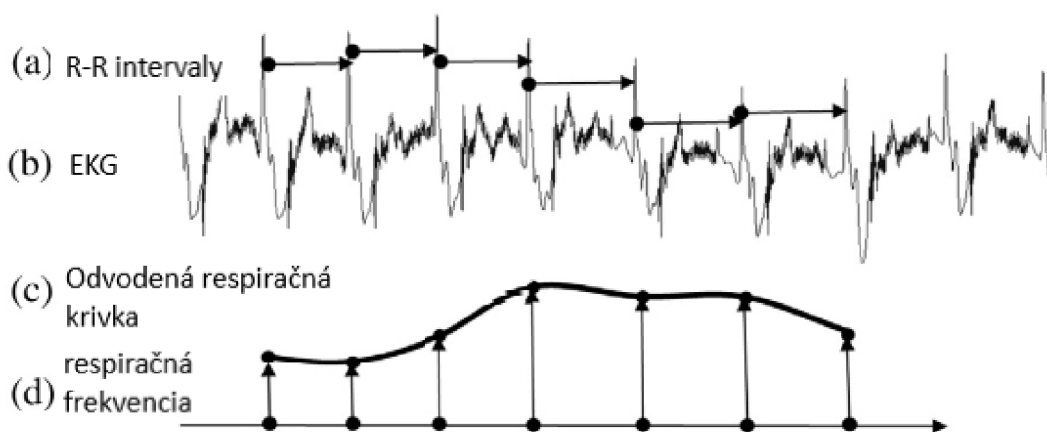


Obr. 3.1: Princíp odvodenia respirácie metódou založej na výške QRS komplexu.

[14]

3.3 Metóda RSA

Metóda RSA (z angl. „respiratory sinus arrhythmia derived respiration“) využíva okamžitú variabilitu srdcového rytmu (IRV - z angl. „instantaneous heart rate variability“) známu ako respiračná sínusová arytmia [14]. Pomocou tejto metódy je možné vytvoriť aktuálny priebeh dýchania. Respiračná sínusová arytmia je riadená baroreflexnou citlivosťou, kde receptory v hlavných a periférnych tepnách sú schopné reagovať na mierne zmeny tlaku vytvorené dýchaním. Zvyčajne sa IRV zvyšuje počas nádychu a klesá počas výdychu [14].



Obr. 3.2: Princíp odvodenia respirácie metódou RSA.

[14]

Metóda využíva QRS komplexy, konkrétne berie dĺžku R-R intervalov pre výpočet IRV (inverzná hodnota R-R), hodnota IRV je použitá ako amplitúda dychovej krivky pri každom údere. Invertovaný signál bude mať vrcholy na konci nádychu a údolia na konci výdychu, ktoré zodpovedajú bodom maximálneho a minimálneho dychového objemu [14]. Následne je aplikovaná kubická splajnová interpolácia na vytvorenie spojitých dychových krivky (Obr. 3.2).

Jednou z výhod metódy RSA je, že sú potrebné len miesta QRS, ktorých detekcia je pomerne odolná voči svalovým artefaktom a interferenciám s MRI [14]. Najlepšie výsledky RSA možno dosiahnuť u mladých a zdravých pacientov. Naopak faktory ovplyvňujúce priaznivost výsledku môžu byť napríklad rastúci vek, pridružené choroby, supraventrikulárne alebo komorové arytmie, fibrilácie predsiení alebo užívanie liekov a zariadení na kontrolu pravidelnosti rytmu srdca a rýchlosti [14]. Rovnako ako pri EDR sú vzorky dychových vln k dispozícii iba v čase QRS, preto môže byť dychový signál nedostatočne vzorkovaný a závislý od presnosti kubického splajnu [14].

3.4 Metóda Analýzy hlavných komponent

Metóda PCA (Principal component analysis) vychádza z predpokladu lineárnej závislosti EKG signálu a respiračného signálu. Využíva zníženie dimenzionality vstupných údajov, zároveň sa však snaží uchovať čo najviac pôvodných dát. Využíva sa na hľadanie modulácií vyvolaných dýchaním v EKG a hľadaním smeru najvyššej variability dát t.j. prvého vlastného vektora, ktorý sa používa na konštrukciu výsledného signálu [15].

Najprv sa skonštruuje vstupná matica X , ktorej zostavenie spočíva vo viacerých krokoch. Najprv prebehne detekcia R vrcholov a vizuálne overenie detekcií. Nasleduje výber pevného okna okolo každého vrcholu R, kde okno je 60 ms pred a 60 ms po každom vrchole R, aby prišlo k zachyteniu QRS komplexu. Na konci sú všetky okná s detekovanými QRS komplexmi spojené do jednej matice a po jej vycentrovaní bola aplikovaná PCA. Odvodené respiračné signály sú následne získané výpočtom kovariančnej matice C zo vstupnej matice X [15].

4 Odhad dychovej krivky z EKG pomocou strojového učenia

4.1 Dáta

Pre praktickú aplikáciu metódy na odhad respiračnej krivky boli použité dáta zo serveru PhysioNet, ktorá poskytuje prístup k množstvu voľných databáz biologických signálov. Konkrétna dátová sada pochádza zo súťaže „You Snooze You Win - The PhysioNet Computing in Cardiology Challenge 2018“. Dáta boli poskytnuté laboratóriami v Massachusetts General Hospital. Súbor údajov obsahuje 1985 subjektov, ktoré boli primárne monitorované na diagnostiku porúch spánku. Dáta boli zaznamenávané počas priližne 8 hodín a boli anotované spánkové štádia v 30 sekundových intervaloch. Anotované boli tiež prítomné vzruchy prerušujúce spánok subjektov. Počas spánku sa u účastníkov zaznamenávali rôzne fyziologické signály vrátane: elektroencefalografie (EEG), elektrookulografie (EOG), elektromyografie (EMG), elektrokardiológie (EKG) a saturácie kyslíkom (SaO_2). S výnimkou SaO_2 boli všetky signály vzorkované na 200 Hz a merané v mikrovoltoch. Údaje sú rozdelené na tréningovú ($N=994$) a testovaciu sadu ($N=989$). Každá sada obsahuje podadresáre, kde každý podadresár zodpovedá danému subjektu (pacientovi) a obsahuje daný signál, hlavičku a anotácie vzruchov a spánkových štádií. V praktickej časti pracujeme so záznamami EKG signálu a upraveného respiračného signálu, ktoré budú vstupovať do neurónovej siete. Dáta sme použili podľa ich pôvodného určenia, teda tréningovú sadu pre vývoj, tréningovanie a validáciu modelu a testovaciu pre test modelu.

4.2 Výber segmentov a ich preprocessing

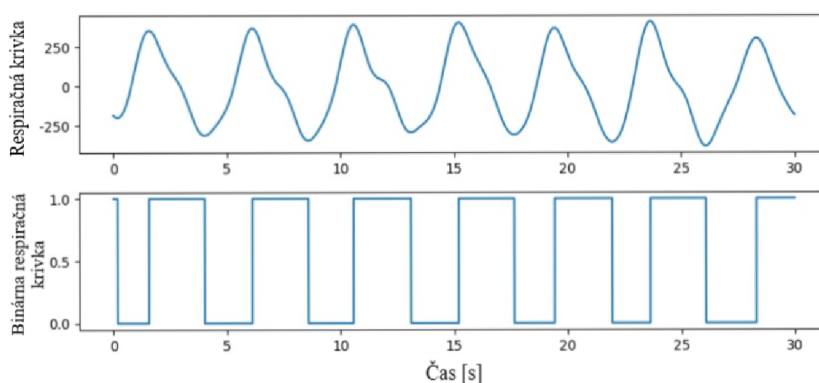
Získanie dát v tomto prípade spočíva v načítaní jednotlivých súborov obsahujúcich zaznamenané signály. Hlavička (*.hea súbor) nesie informáciu, na ktorom indexe v *.mat súbore je ktorý kanál (EKG - záznam signálu EKG, AIRFLOW - záznam signálu respiračnej krivky).

Z každého záznamu sme plánovali odobrať 5 segmentov EKG a respirácie v rôznych časoch, čo by pri počte pacientov v tréningovej sade ($N=994$) malo viesť k postačujúcemu počtu vzoriek pre tréningovanie. Na začiatku teda bolo určených 5 začiatkových pozícií, ktoré udávajú začiatok okna s dĺžkou 30 sekúnd.

Oba typy signálov v nepredspracovanej forme (raw data), bola potreba prefiltrovať z dôvodu možného výskytu šumu a odstránenia driftu, ktorý môže mať deštruktívny efekt pri štandardizácii dát. Následne bol aplikovaný filter typu pásmovej

prepusti, kde medzné frekvencie u EKG signálu boli nastavené na hodnoty 0,5 - 25 Hz, u respiračného signálu na 0,05 - 0,75 Hz.

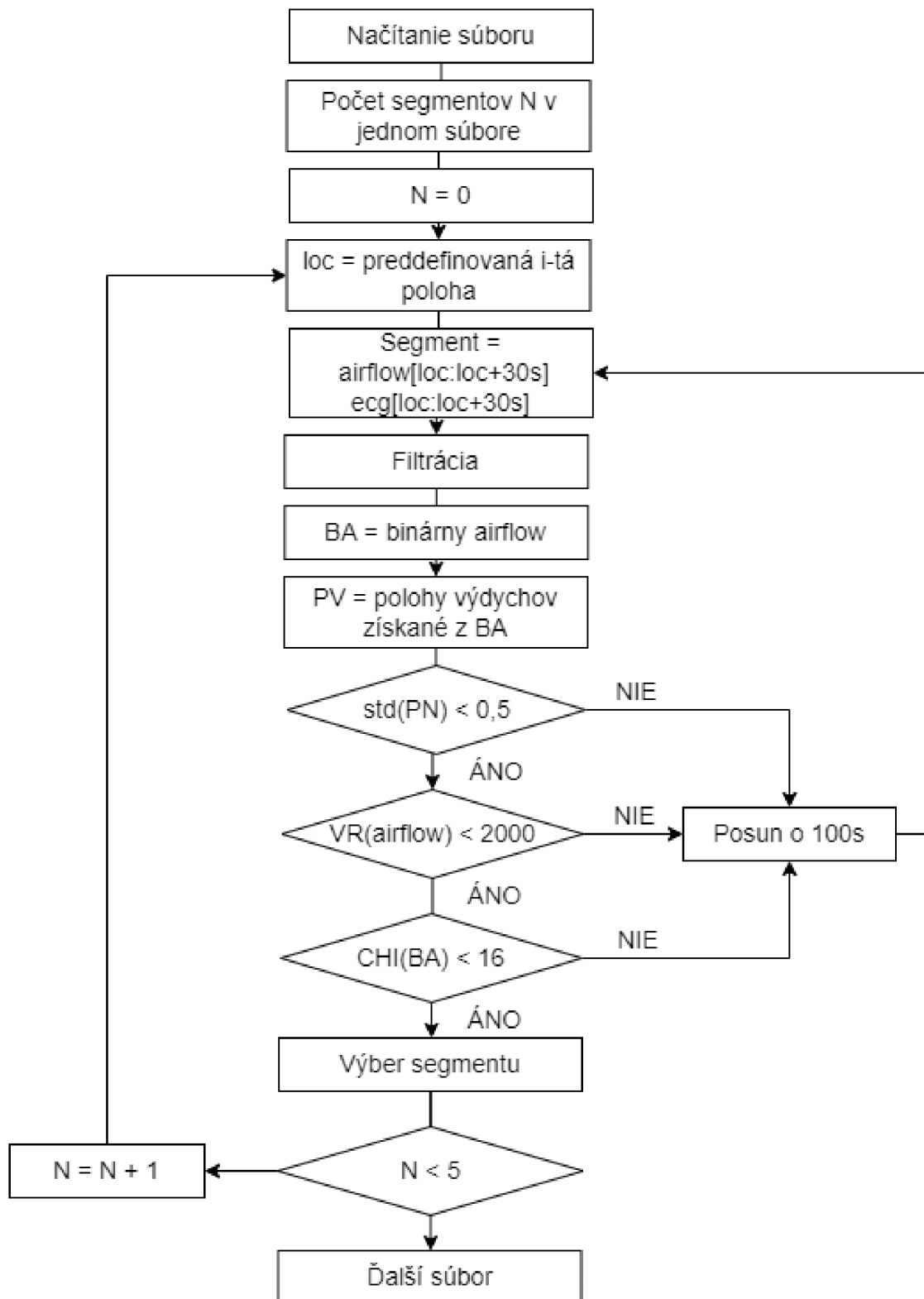
Filtrácia prebehla pomocou FFT filtru len na odobratých segmentoch daného signálu, z dôvodu zníženia výpočetnej náročnosti. Algoritmus zabezpečil, aby sa filtrované segmenty neprekrývali. Zadaním bolo vytvoriť model pre detekciu nádychov, bola teda potreba výstup siete pretransformovať z respiračného signálu (Obr. 4.1 hore) na binárny druh informácie - binárnu dychovú krivku (Obr. 4.1 dole). Na segmenty respiračného signálu je aplikovaná signum derivácie. Záporná derivácia nesie hodnotu 1 a odpovedá výdychu, kladná a nulová derivácia nesie hodnotu 0 a odpovedá nádychu. Binárna dychová krivka bude výstupom neurónovej siete, ktorý sa bude učiť modelovať. Pre výber kvalitných segmentov respiračného sig-



Obr. 4.1: Ukážka respiračnej krivky a jej binárnej podoby. Hodnota 0 binárnej respiračnej krivky odpovedá nádychu, hodnota 1 odpovedá výdychu.

nálu, bol na základe vytvorenej binárnej dychovej krivky v danom úseku, zvolený nasledujúci postup (Obr. 4.2). Z binárnej krivky boli vybrané začiatkové a koncové pozície intervalov kde je hodnota binárnej krivky 0 a vypočítané dĺžky týchto intervalov (dĺžky nádychov a výdychov). Následne bola nastavená podmienka, pokiaľ bola dĺžka daného intervalu menšia než 400 vzorkov (2 sekundy), interval bol zaradený ako chybný. Pre nebinárnu respiračnú krivku bol vypočítaný variačný rozsah. Konečné podmienky pre to, aby bol úsek vyhodnotený ako validný boli nasledujúce:

1. smerodajná odchýlka medzi dĺžkami nádychov a výdychov v binárnej krivke musí byť menšia než 0,5
2. variačný rozsah pre surový respiračný signál musí byť než 2000
3. počet chybných intervalov v danom 30 sekundovom úseku musí byť menší než 16.



Obr. 4.2: Schéma postupu získania dát z jedného súboru.

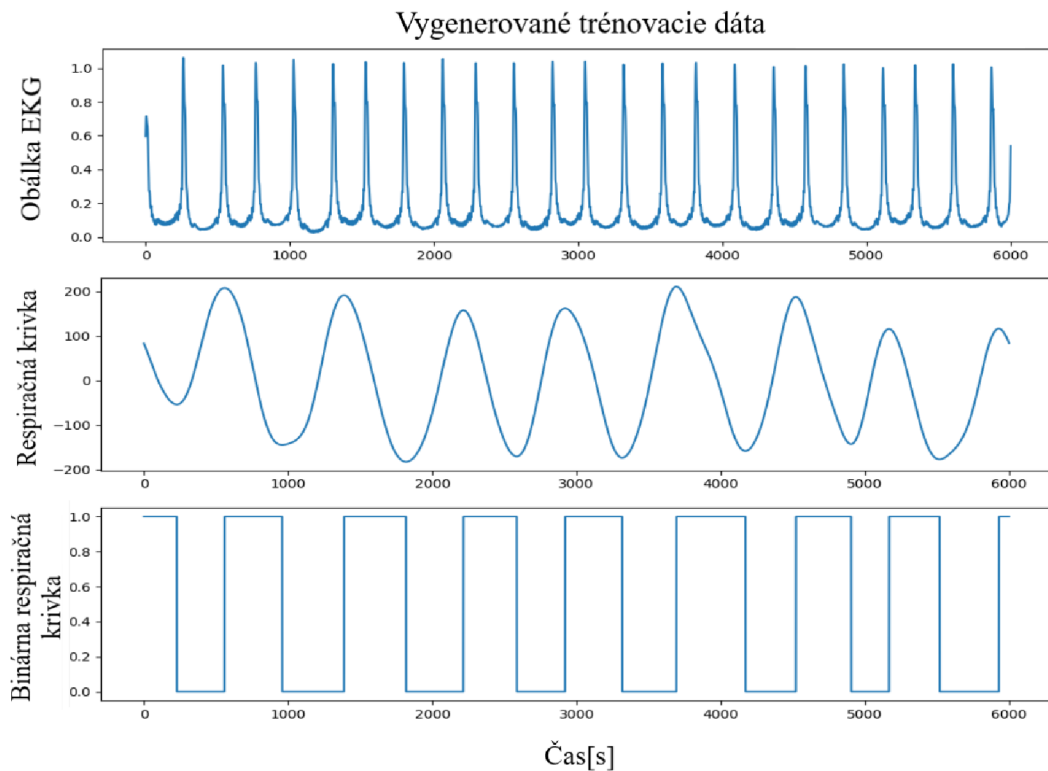
Pokiaľ prišlo k tomu, že daný úsek neobsahoval žiadne validné informácie, okno tento úsek vynechalo a posunulo sa o 100 sekúnd ďalej až do doby, pokiaľ nenašlo úsek vy-

hovujúci všetkým nastaveným podmienkam. Pokiaľ sa v danom súbore nenachádza dostatočný počet validných úsekov, algoritmus pokračuje na ďalší súbor.

Vyhovujúce dáta postupne vytvárajú objekt typu Pandas [16] DataFrame, kam sa po každej úspešnej iterácii uložia nasledujúce údaje: „airflow“ (respiračná krivka), „ecg“ (záznam EKG), „binar“ (binárnu respiračnú krivku), „file“ (názov súboru), „sample start“ (počiatočná pozícia vybraného úseku), „std“ (smerodajná odchýlka dĺžok nádychov a výdychov binárnej respiračnej krivky). Výsledný súbor s vytvoreným DataFrame bol uložený ako pickle súbor (*.pkl). Ukážka vygenerovaných dát je na obrázku 4.3. Súčasťou preprocessingu bola aj štandardizácia dát EKG podľa vzorca 4.1

$$z = \frac{x - \bar{x}}{s} \quad (4.1)$$

kde x je pôvodná hodnota signálu EKG, \bar{x} je priemerná hodnota všetkých hodnôt EKG a s je smerodajná odchýlka EKG.



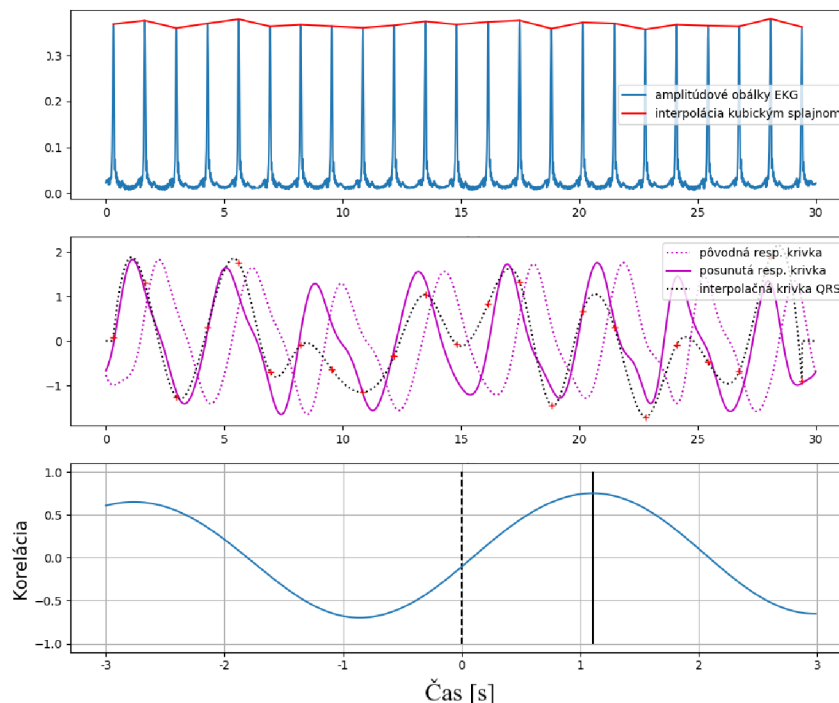
Obr. 4.3: Ukážka jedného segmentu vygenerovaných tréningových dát. Obálka EKG (hore) bude vstupom neurónovej siete (X), binárna respiračná krivka bude jej výstupom (y) a pôvodná respiračná krivka je uložená pre potreby kontroly.

4.2.1 Podvzorkovanie - Downsampling

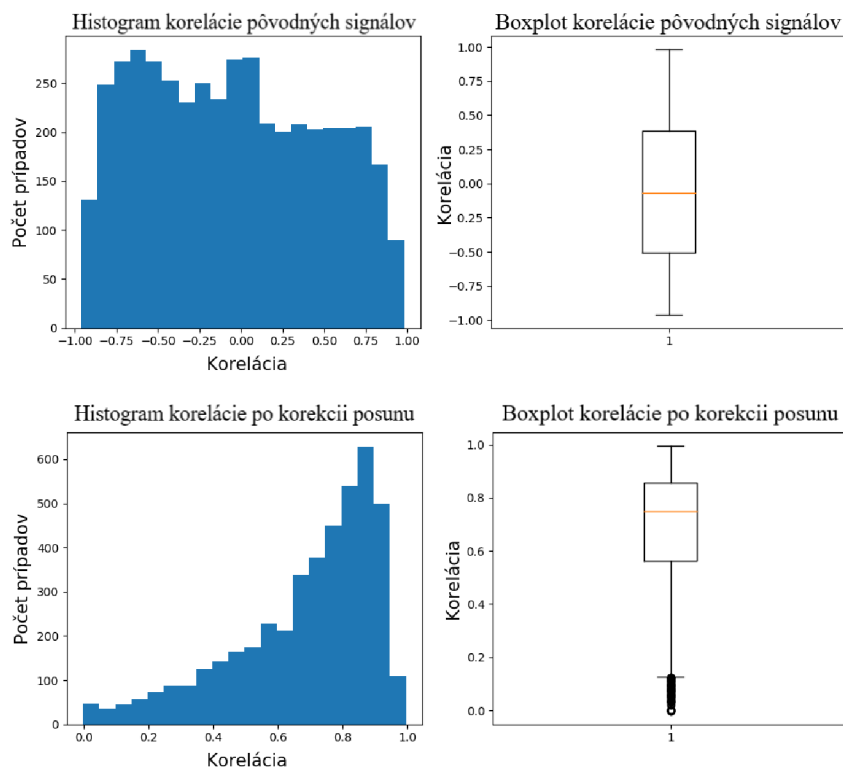
Pretože sme neočakávali, že by pôvodná vzorkovacia frekvencia 200Hz bola podstatná pre výkonnosť modelu, rozhodli sme sa ju degradovať na 100Hz a tým ušetriť na komplexite budúceho modelu. Po vygenerovaní trénovacej sady dát bol vytvorený skript (`downsample.py`), ktorého úlohou bolo podvzorkovať jednotlivé signály z trénovacej sady (respiračný a EKG signál) na 100Hz z pôvodných 200Hz. Podvzorkovanie prebehlo pomocou „`scipy.signal.resample`“ funkcie. Podvzorkovanie binárnej krivky (binar) na 100Hz prebehlo tak, že bola vybraná jej každá 2. vzorka. Skript je predpripravený aj na možnú potrebu podvzorkovania na 50Hz. Súčasťou skriptu je aj funkcia na vytvorenie amplitúdových obálok EKG, pretože sme pri experimentoch zistili, že výkonnosť siete z amplitúdových obálok benefituje.

4.2.2 Korekcia posunu respiračnej krivky

U prvotných experimentov nebolo možné sieť naučiť a to bez ohľadu na zmeny v architektúre siete aj v nastavení procesu učenia. Experimentom a pozorovaním v preprocessingu sa zistilo, že respiračný signál v pôvodnej podobe je náhodne posunutý voči signálu EKG, bola teda potreba posunu, korekcie. Korekcia posunu bola



Obr. 4.4: Zobrazenie miery korelácie EKG signálu a respiračného signálu.



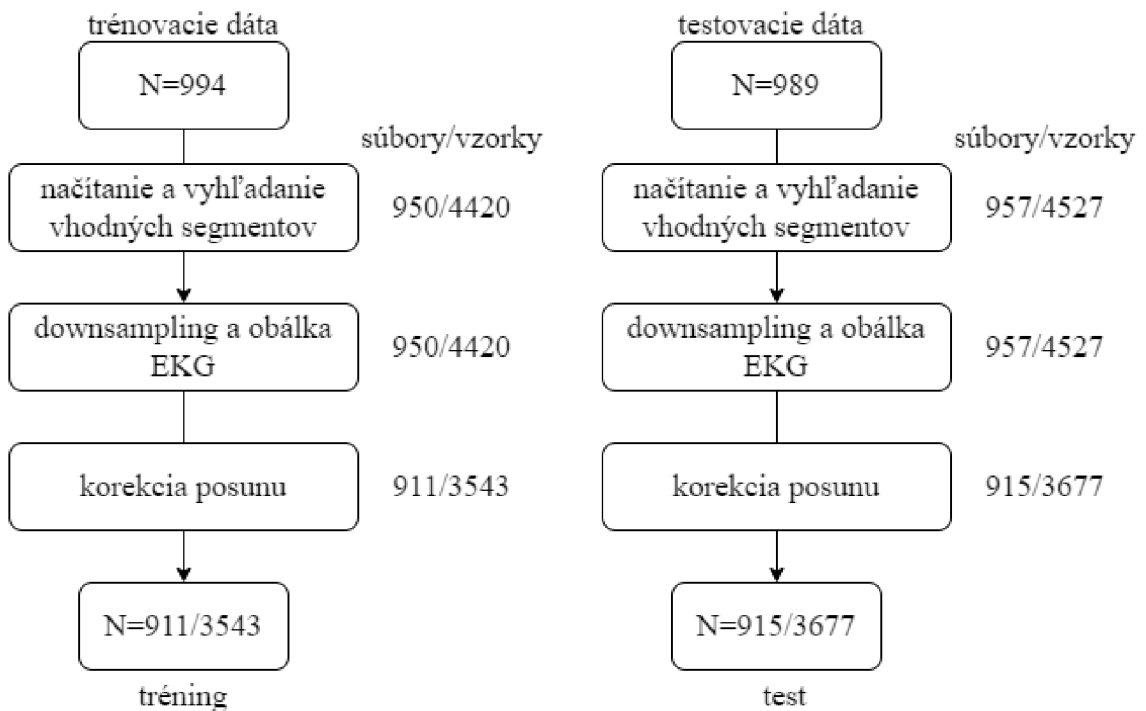
Obr. 4.5: Histogramy a boxploty korelácií signálov pred a po korekcii posunu.

realizovaná na základe korelácie respiračného signálu a signálu EKG. Maximálna amplitúda v oblasti QRS v signále EKG boli interpolované kubickým splajnom (Obr. 4.4), následne prebehla postupná korelácia interpolačnej krivky s krivkou respirácie v 6 sekundovom okne (± 3 sekundy). Na základe získaného priebehu korelácie oboch signálov je viditeľné ako veľmi sú signály voči sebe posunuté. Presušovaná zvislá čiara v spodnom grafe, naznačuje nulový posun EKG a respiračnej krivky (kde v tomto prípade je korelácia cca $-0,1$), plná zvislá čiara zobrazuje posun s najlepšou mierou korelácie signálov v rámci 6 sekundového okna. Do tejto pozície s najväčšou mierou korelácie sú signály voči sebe dokorigované.

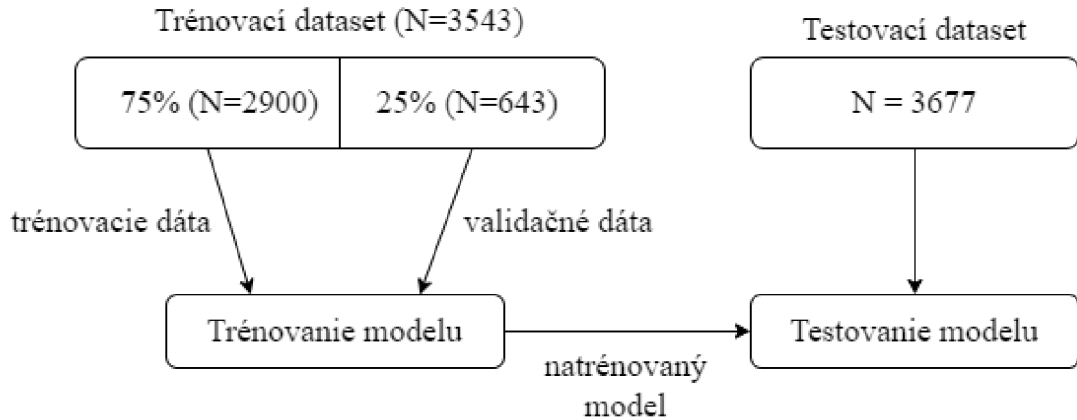
Vizualizáciu rozdielu pred a po korekcii posunu naprieč dátami tréningového datasetu popisujú grafy (Obr. 4.5). Z grafov je patrné, že oba typy signálov pred posunom nevykazujú žiadnu známku vzájomnej korelácie. Po posunutí vzájomná korelácia signálov výrazne vzrástla, pričom medián všetkých korelácií je na hodnote cca $0,75$.

4.2.3 Dáta pre tréning

Pôvodná veľkosť tréningovej sady dát je 994 súborov, avšak pri jednotlivých krokoch spracovania dát prišlo k úbytku počtu súborov, z ktorých dáta pochádzajú. K prvému úbytku prišlo pri výbere segmentov dát, výber dát prebehol z 950 súborov. Dôvod tohoto poklesu je ten, že dáta v niektorých súboroch nespĺňali nami zadané podmienky pre výber dát. Po downsamplingu a tvorení obálky EKG neprišlo k žiadnemu poklesu súborov dát. Pri analýze korekcie posunu EKG a respiračnej krivky prišlo opäť k poklesu dát z dôvodu odstránenia tých dát, ktorých korelácia pri korekcii posunu EKG a respiračnej krivky bola menšia než 0,5. Po konečnom úbytku boli na tréning siete použité dáta z 911 súborov o veľkosti 3543 vzoriek (Obr. 4.6). Tento úbytok nastal následne aj na testovacom datasete. Celý dataset určený na tréning siete bol rozdelený na tréningový o veľkosti 2900 prípadov a validačný dataset o veľkosti 643 prípadov (Obr. 4.7).



Obr. 4.6: Schéma úbytku dát v dôsledku ich spracovania. Trénovacie a testovacie dáta rešpektujú pôvodné rozdelenie zo serveru PhysioNet. Trénovacia sada bola použitá pre vývoj modelu (tréning a validácia), testovacia pre záverečný test.



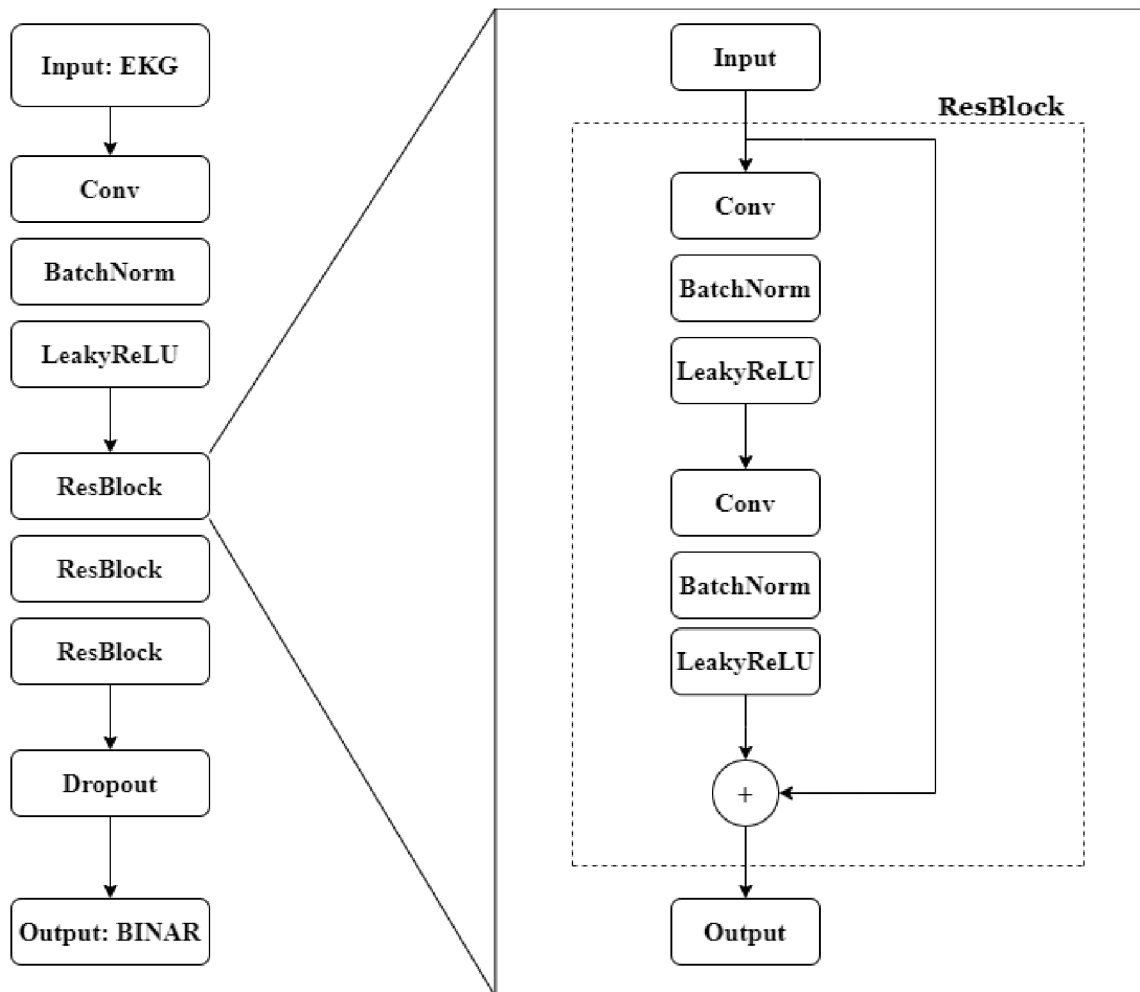
Obr. 4.7: Rozdelenie vzoriek z pôvodného trénovacieho a testovacieho datasetu na trénovacie, validačné a testovacie dáta.

4.3 Popis umelej neurónovej siete s ResNet architektúrou

Vstupy pre model predstavovali štandardizované obálky EKG signálu a binárne respiračné krivky. Ako architektúru umelej neurónovej siete (UNS) sme zvolili ResNet (z angl. „Residual Network“). Je to inovatívna neurónová sieť, ktorá bola prvýkrát predstavená v roku 2015 vedcami Kaiming He, Xiangyu Zhang, Shaoqing Ren a Jian Sun [17].

Pre to, aby bežné neurónové siete boli schopné vykonávať komplexné a zložité zadania, je mnohokrát potreba pridať viac vrstiev do neurónovej siete, avšak v dôsledku toho je ťažšie sieť natréňovať. Preskakovaním niektorých vrstiev umožňuje dátam prechod do ďalších regiónov neurónovej siete. Pomáha to hlavne pri „backpropagation“.

Pokiaľ máme neurónovú sieť s určitým počtom vrstiev n a aktivačnú funkciu F , ktorú tieto vrstvy predstavujú, vstupom každej vrstvy i je vstup x . Vstup x prebehne týmito vrstvami v klasickom feedforwardovom usporiadaní (od vstupu smerom po výstup), výsledkom vrstvy je potom $F(x)$ [17]. Reziduálne spojenie vykonáva elementárne sčítanie $F(x) + x$. Reziduálny blok popisuje architektúru, ktorá prijíma vstup x a vytvára $F(x) + x$ [17]. Aktivačná funkcia (napr. ReLU) aplikovaná na $F(x) + x$, býva často zahrnutá v reziduálnom bloku. Elementárne sčítanie má zmysel len vtedy pokiaľ $F(x)$ a x majú rovnaké rozmer. Použitá architektúra pozostáva z 5 konvolučných vrstiev s 256 filtrami s konvolučným jadrom (z angl. „kernel“) veľkosti (1×101) a krokom (z angl. „stride“) veľkosti (1×1) . Veľkosť kernela je v tomto prípade, v porovnaní so zvykom, extrémne veľká. Konvolučná vrstva spracováva amplitúdové obálky EKG s rozmermi $(B \times 1 \times 1 \times 3000)$, kde B je veľkosť

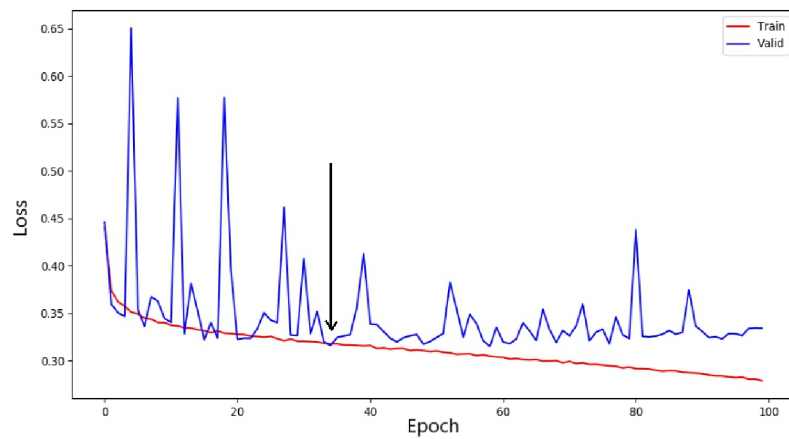


Obr. 4.8: Schéma architektúry použitej umelej neurónovej siete ResNet.

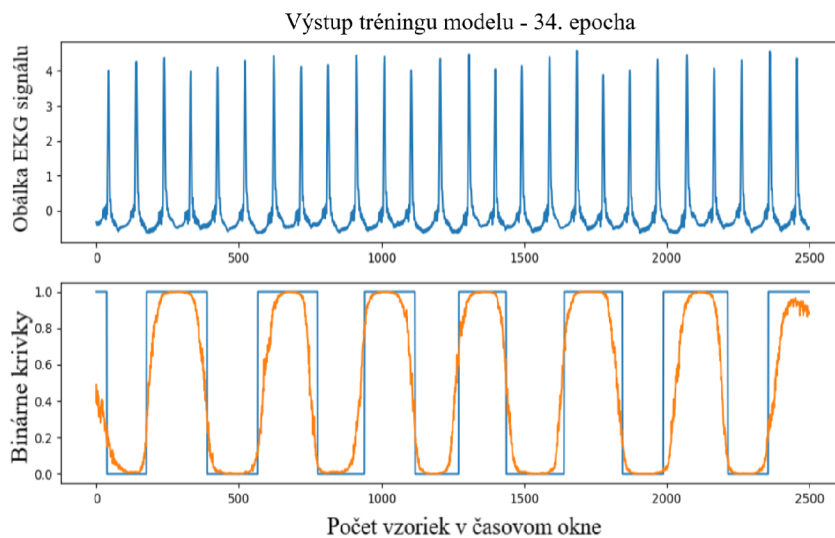
dávky (z angl. „batch size“), 1 je počet kanálov v EKG a 3000 je počet vzoriek v časovom okne. Na vstupe počiatkovej vrstvy je jeden kanál EKG a výstupom je 256 kanálov. Do vrstiev 2-3 vstupuje aj vystupuje 256 kanálov. Na výstupnej vrstve je opäť jeden kanál EKG signálu. Nasledujú 3 reziduálne bloky. Schému použitej architektúry zobrazuje obrázok 4.8. Pre tvorbu neurónovej siete bola použitá knižnica PyTorch [18], ktorá je zrozumiteľná, ľahko použiteľná a flexibilná. Dokumentácia tejto knižnice je vecne, prehľadne a jasne spracovaná.

4.4 Tréning UNS

Na tréning UNS boli použité dáta z pickle súboru, ktorý obsahoval už nami predspracované a upravené dáta. Za chybovú funkciu bola zvolená Binary Cross Entropy vzhľadom na výstup siete v binárnej podobe, na optimalizáciu učenia siete bol aplikovaný optimizér „ADAM“, rýchlosť učenia (z angl. „learning rate“) bola nastavená



Obr. 4.9: Výber modelu z epochy s najlepšou mierou naučenia. Modrá je krivka znázorňuje priebeh učenia siete na validačných dátach, červená na tréningových.



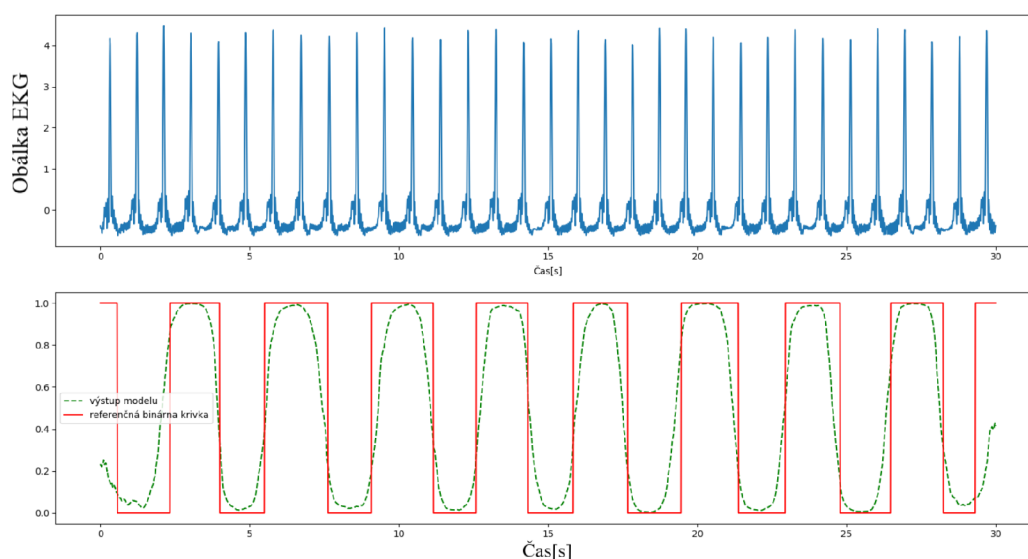
Obr. 4.10: Ukážka činnosti vybraného modelu na tréningových dátach z 34. epochy. Modrá krivka je referenčná binárna krivka, oranžová je výstup modelu.

na hodnotu 0,0001. Tréning modelu UNS prebehol na 100 epochách. Obrázok 4.9 popisuje priebeh učenia modelu a jeho kvalitu naučenia v danej epoche. Šípka v grafe ukazuje na miesto (34. epocha), kde bol model naučený najlepšie zo všetkých prebehnutých epoch. Obrázok 4.10 ukazuje výstup modelu na tréningových dátach v epoche, v ktorej bol model naučený najlepšie (34. epocha).

4.5 Metodika hodnotenia výsledkov

Test naučeného modelu prebehol na sade testovacích dát s počtom súborov 989. Testovacie dáta prebehli všetkými procesmi a úpravami ako aj tréningové dáta. Aj v tomto prípade prišlo k poklesu počtu súborov a tým aj samotných testovacích vzoriek vďaka už spomínaným úpravám. Test teda prebehol na testovacích dátach zo 915 súborom v celkovom počte 3677 vzoriek (Obr. 4.6).

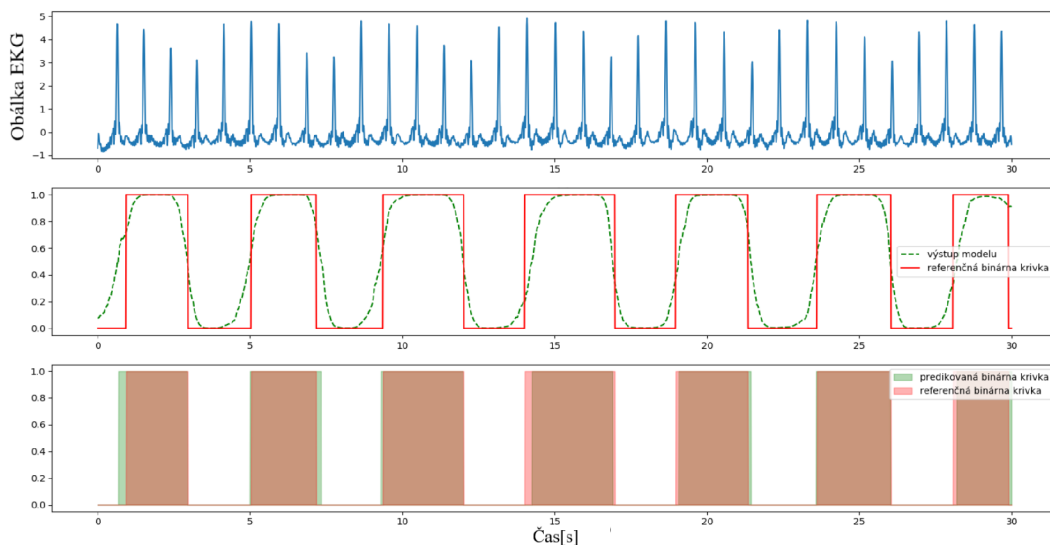
Obrázok 4.11 ukazuje príklad činnosti modelu na testovacích dátach pre odhad binárnej respiračnej krivky. Horný graf zobrazuje transformovaný EKG signál, v tejto podobe signály EKG boli vstupom UNS. Spodný graf zobrazuje pre porovnanie dve krivky. Červená je binárna krivka s korigovanou polohou (referenčná binárna krivka), podľa ktorej sa učil model zo signálov EKG. Zelená je výstup modelu, čiže odhad binárnej respiračnej krivky.



Obr. 4.11: Ukážka výstupu modelu na testovacích dátach.

Obrázok 4.12 ukazuje úspešnosť predikcie binárnej respiračnej krivky z naučeného modelu. Vrchný graf zobrazuje obálku EKG, ktorá bola vstupom učenia UNS, stredný graf zobrazuje referenčnú binárnu krivku (červená) a (zelená), výstup siete, spodný graf zobrazuje prekryv referenčnej (červená) a predikovanej (zelená) binárnej krivky, ktorá vznikla prahovaním výstupu siete voči hodnote 0,5.

Pre celkové zistenie úspešnosti odhadu predikcie binárnej respiračnej krivky, bolo vypočítané IOU (z angl. „Intersection over union“) skóre podľa vzťahu 4.2. Skóre vyjadruje pomer veľkosti prekryvu dvoch plôch k sume veľkosti oboch týchto plôch. V našom prípade teda veľkosť prekryvu plochy referenčnej a predikovanej binárnej respiračnej krivky v pomere so súčtom ich plôch.



Obr. 4.12: Výsledok testu a predikcia binárnej krivky, IOU=0,92.

$$IOU = \frac{\text{velkosť prekryvu dvoch plôch}}{\text{súčet oboch plôch}} = \frac{pred \cap ref}{pred \cup ref} \quad (4.2)$$

kde *pred* je predikovaná binárna respiračná krivka a *ref* je referenčná binárna respiračná krivka.

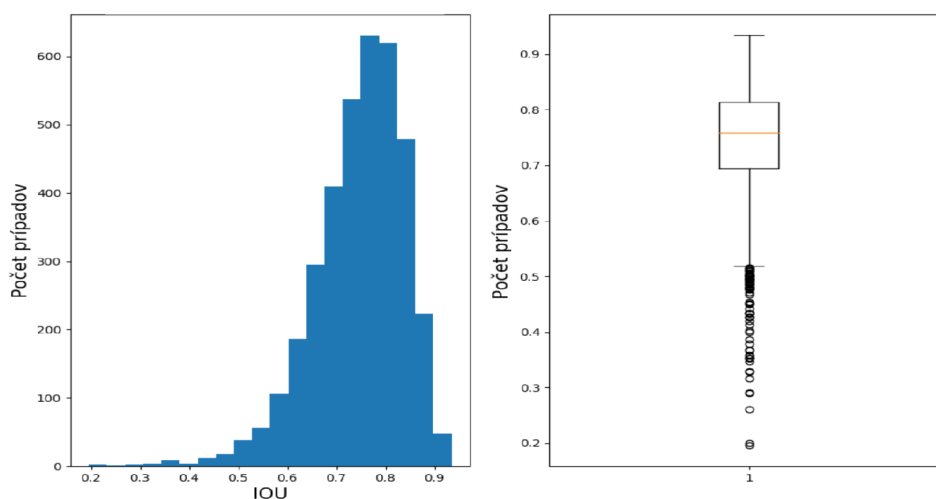
4.6 Výsledky testu modelu

Obrázok 4.13 popisuje úspešnosť dosiahnutej predikcie binárnej respiračnej krivky na základe IOU skóre na všetkých testovacích dátach. Histogram zobrazuje celkovú mieru zastúpenia jednotlivých hodnôt IOU skóre získaného z každého prípadu. Natrénovaný model dosahuje na testovacích dátach ($N=3677$), IOU $0,75 \pm 0,09$ (Obr. 4.13).

4.7 Hodnotenie výsledkov a diskusia

Na základe výsledkov testu naučeného modelu neurónovej siete, sa metóda odhadu binárnej respiračnej krivky z EKG pomocou stojového učenia, ukázala ako použiteľná pre tento konkrétny typ problému. Experiment ukázal, že transformovaný signál EKG ako vstup UNS je vhodný pre detekciu nádychov a výdychov a k následnej transformácií na výslednú respiračnú krivku v binárnej podobe.

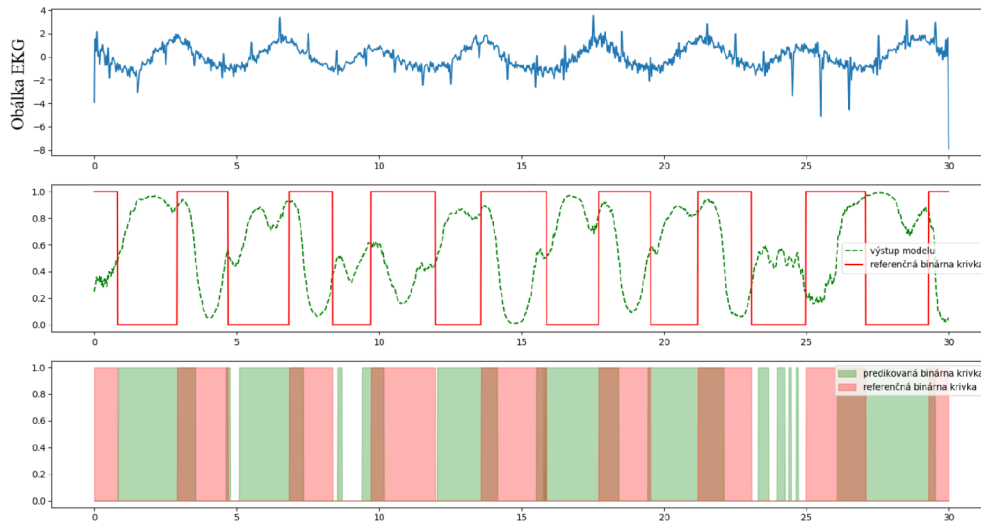
Skóre IOU ako zvolená hodnotiacia metrika úspešnosti predikcie binárnej dychovej krivky ukazuje, že IOU skóre vyššie než 0,6 malo 93% prípadov. Medián aj



Obr. 4.13: Histogram a boxplot popisujúci rozloženie skóre IOU ($0,75 \pm 0,09$) v testovacom datasete.

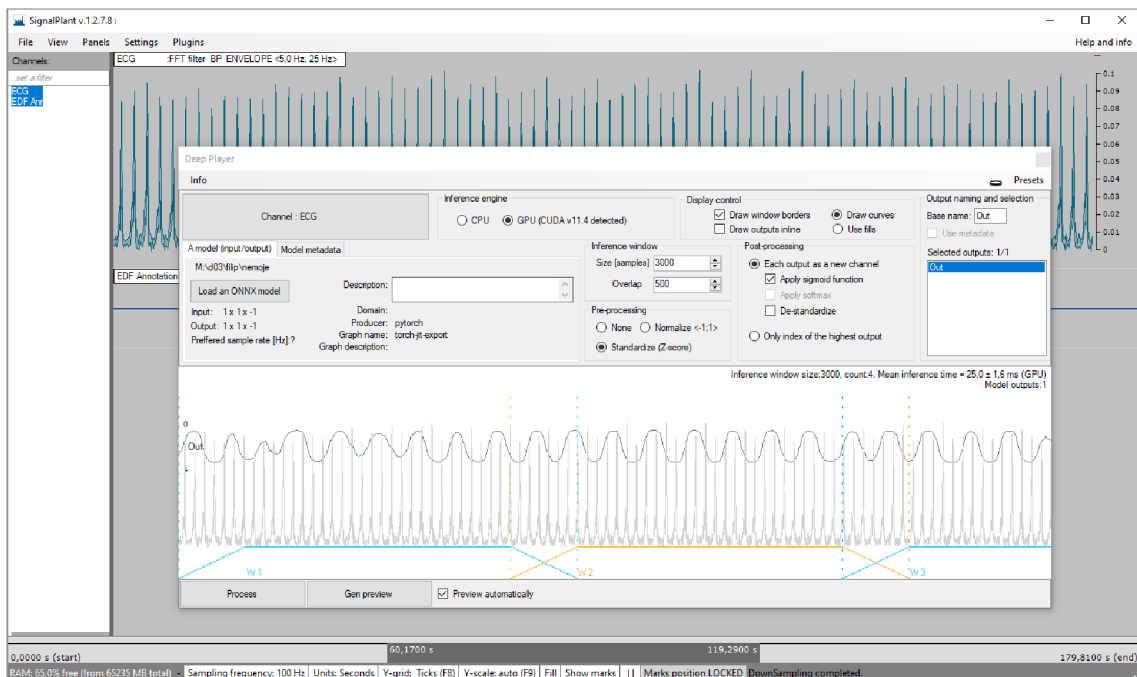
priemer hodnoty IOU je 0,75, smerodajná odchýlka je na hodnote 0,09. Z histogramu IOU (Obr. 4.13) je vidieť, že najviac prípadov sa nachádza v rozmedzí 0,7 - 0,8 hodnoty IOU. Z tohoto pohľadu možno konštatovať, že algoritmus má nadpriemernú úspešnosť, avšak pre dosiahnutie tejto úspešnosti bola práve nutnosť vzájomného posunu respiračnej krivky a EKG signálu. Skutočnosť, že tieto dva signály boli voči sebe náhodne posunuté je kľúčová a spočiatku komplikovala využitie tohoto algoritmu, pretože neurónovú sieť nebolo možné naučiť. Až vyriešenie tohoto problému umožnilo učenie siete a dosiahnutie predpokladaných výsledkov.

Obrázok 4.14 ukazuje prípad zlej predikcie binárnej respiračnej krivky. Skóre IOU v tomto prípade je 0,2, avšak miera korelácie respiračnej krivky s EKG je až 0,71. Napriek vysokej korelácií je výsledok neuspokojivý. Hlavným dôvodom v tomto prípade je poničený úsek EKG záznamu, ktorý bol chybne vybraný ako vhodný na základe podmienok pre výber segmentov. Znamená to, že algoritmus pre výber segmentov nefunguje dokonalo a napriek snahe o odstránenie nevhodných úsekov, sa do výberu vhodných segmentov dostali niektoré segmenty, ktoré sú nevhodné alebo zničené. V porovnaní s metódou EDR a RSA je naša metóda odhadom výpočetne náročnejšia. Avšak vyššia výpočetná náročnosť testovanej metódy môže byť kompenzovaná možnosťou inferencie modelu pomocou CUDA jadier (hardwarová akcelerácia špecifická pre grafické karty NVidia) alebo inej formy akcelerácie. Model ako taký je možné naviac pomocou otvoreného formátu pre modely strojového učenia (ONNX) prenášať do iných programov/zariadení. Takže výsledný model je možné napríklad ľahko použiť v programe SignalPlant [19], resp. jeho plugine DeepPlayer (Obr. 4.15).



Obr. 4.14: Ukážka zlého odhadu binárnej respiračnej krivky, $\text{IOU}=0,2$. Chybná činnosť algoritmu je pravdepodobne spôsobená poškodením EKG signálu, ktorý neobsahuje validné dáta a poukazuje na nedokonalosť algoritmu pre výber segmentov.

Ďalšou výhodou vyvinutej metódy je tiež fakt, že nepotrebuje predchádzajúcu detekciu QRS komplexov, čo naopak metódy RSA aj EDR vyžadujú.



Obr. 4.15: Príklad použitia vyvinutého modelu exportovaného do formátu ONNX a načítaného v plugine DeepPlayer v programe SignalPlant [19]. S výstupom tejto práce je možné takto experimentovať na ľubovoľných signáloch bez potreby ďalšieho kódovania. Inferencia prebieha v oknách, ktoré sa môžu prekrývať (dole oranžová a modrá W1-W3).

Záver

Cielom teoretickej časti bakalárskej práce bolo zoznámiť sa s problematikou snímania a vyhodnocovania respiračnej krivky a preskúmať vzťahy medzi respiračnou aktivitou a krivkou elektrokardiogramu. Vypracovaný bol rešerš metód získania respiračnej krivky z EKG. V praktickej časti bolo úlohou navrhnúť a implementovať metódu s využitím strojového učenia, slúžiacu na identifikáciu výdychov alebo nádychov zo signálu EKG. Praktická úloha bola realizovaná v prostredí PyCharm v programovacom jazyku Python. Po aplikácii metódy bola zhodnotená jej úspešnosť a porovnanie jej náročnosti s inými metódami.

Prvá kapitola sa zaoberá dýchacou sústavou a respiračnou aktivitou. Rozoberá anatómiu a fyziológiu dýchacieho systému, poruchy dýchania a metódy snímania dychovej aktivity.

Druhá kapitola pojednáva o kardiovaskulárnom systéme. Popísaná je funkcia srdca a jeho prevodný systém a srdečný cyklus. Spomínaná je aj elektrokardiografia, ako základná metóda snímania srdečnej aktivity.

V tretej kapitole sú rozobraté 3 rôzne metódy odvodenia respiračnej krivky z elektrokardiogramu. Je popísaný princíp každej z metód a prípadné výhody alebo nevýhody danej metódy. Žiadna z týchto metód však nevyužíva ako nástroj umelú inteligenciu.

Štvrtá kapitola zahŕňa celú praktickú časť. Praktická časť pojednáva o predspracovaní dát z databázy Physionet, výbere vhodných segmentov pre tréning umelej neurónovej siete. Naväzujúcou časťou je korekcia posunu respiračnej krivky voči EKG signálu na základe ich vzájomnej korelácie. Korekcia posunu je v tomto prípade kľúčovým krokom pre úspešné natrénovanie modelu neurónovej siete. Na tréning modelu bola použitá neurónová sieť s konvolučnými vrstvami architektúry ResNet využívajúca reziduálne bloky. Natrénovaný model neurónovej siete bol následne otestovaný na nezávislých testovacích dátach. Tento test ukázal vysokú úspešnosť vyvinutej metódy (IOU $0,75 \pm 0,09$).

V porovnaní s inými metódami ako napríklad EDR a RSA metódami je táto metóda odhadom výpočetne náročnejšia, je však ľahko prenositeľná na software, prípadne hardware pomocou otvoreného formátu pre modely strojového učenia ONNX (Open neural network exchange) [20]. Výhodou tejto metódy je tiež to, že nevyžaduje detekciu QRS komplexov v signále EKG, na rozdiel od metód EDR a RSA, ktoré tento krok vyžadujú.

Literatúra

- [1] MOUREK, J. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů. 2., dopl. vyd. Praha: Grada, 2012. Sestra (Grada). ISBN 978-80-247-3918-2.*
- [2] DYLEVSKÝ, I. *Funkční anatomie. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.*
- [3] PANČÍK, P. *Dýchací soustava. In: Biopedia [online]. Mgr. Peter Pančík, PhD, 2014 [cit. 2022-05-23]. Dostupné z: <https://biopedia.sk/clovek/dychacia-sustava>*
- [4] MERKUNOVÁ, A., OREL, M. *Anatomie a fyziologie člověka pro humanitní obory. Praha: Grada, 2008. Psyche (Grada). ISBN 978-80-247-1521-6.*
- [5] SLAVÍKOVÁ, J., ŠVÍGLEROVÁ J. *Fyziologie dýchání. Praha: Karolinum, 2012. ISBN 978-80-246-2065-7.*
- [6] BAĎUROVÁ, O. *Srovnání a vyhodnocení měření oxymetrie pro různé typy snímačů a jejich umístění. Ostrava, 2013. Diplomová práce. Technická univerzita Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky, Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství.*
- [7] JUBRAN, A. *Pulse oximetry. Critical Care [online]. 1999, 3(2), 11-17. ISSN 13648535. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/cc341>.*
- [8] *Urgentní medicína: časopis pro neodkladnou lékařskou péči. České Budějovice: MEDIPRAX CB, 2020. ISSN 1212-1924.*
- [9] PETRÁSKOVÁ, E. *Sledování poškození plicní funkce infekčním onemocněním COVID-19 pomocí spirometrie. Hradec Králové, 2021. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze, Farmaceutická fakulta v Hradci Králové, Katedra biofyziky a fyzikální chemie. Vedoucí práce Monika Kuchařová.*
- [10] PANČÍK, P. *Srdcovo-cievna soustava. In: Biopedia [online]. Mgr. Peter Pančík, PhD, 2014 [cit. 2022-05-23]. Dostupné z: <https://biopedia.sk/clovek/srdcovo-cievna-sustava>*
- [11] SOHRT-PETERSEN, L. *Evaluation of Algorithms for ECG Derived Respiration in the Context of Heart Rate Variability Studies. Denmark, 2014, 77 s. Dostupné také z: <https://projekter.aau.dk/projekter/files/176767860/Speciale.pdf>. Master thesis. Aalborg University, Department of Health Science and Technology.*

- [12] *Basic Electrocardiography. 2nd. Switzerland: Springer Nature, 2020. ISBN 9783030328863*
- [13] SOBRON, A., I. ROMERO a T. LOPETEGI. *Evaluation of methods for estimation of respiratory frequency from the ECG. In: 2010 Computing in Cardiology*[online]. Belfast,UK: IEEE, 2011, s. 513-516 [cit. 2021-11-19]. ISBN 978-1-4244-7319-9. ISSN 2325-8853. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/5738022/authors#authors>
- [14] HELFENBEIN, E., FIROOZABADI R., CHIEN S., CARLSON E. a BABAEIZADEH S. *Development of three methods for extracting respiration from the surface ECG: A review. Journal of Electrocardiology* [online]. 2014, 47(6), 819-825 [cit. 2022-05-23]. ISSN 0022-0736. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2014.07.020>
- [15] WIDJAJA, D., VARON C., DORADO A., SUYKENS J. A. K. a VAN HUFFEL S. *Application of Kernel Principal Component Analysis for Single-Lead-ECG-Derived Respiration. IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2012, 59(4), 1169-1176 [cit. 2022-01-05]. ISSN 0018-9294. Dostupné z: [doi:10.1109/TBME.2012.2186448](https://doi.org/10.1109/TBME.2012.2186448)
- [16] *Pandas* [online]. [cit. 2022-05-26]. Dostupné z: <https://pandas.pydata.org/>
- [17] DUTTA, B. *Introduction to Residual Network (ResNet). In: Analytics Steps* [online]. India: DINESH CHANDRA KUMAWAT, 2020, Jan 09, 2022 [cit. 2022-05-13]. Dostupné z: <https://www.analyticssteps.com/blogs/introduction-residual-network-resnet>
- [18] *PyTorch* [online]. [cit. 2022-05-26]. Dostupné z: <https://pytorch.org/>
- [19] PLESINGER F. , JURCO J., HALAMEK J., and JURAK P. “*SignalPlant: an open signal processing software platform,*” *Physiol. Meas.*, vol. 37, no. 7, pp. N38–N48, 2016 [cit. 2022-24-05]. DOI: 10.1088/0967-3334/37/7/N38
- [20] *ONNX* [online]. [cit. 2022-05-26]. Dostupné z: <https://onnxruntime.ai/>

Prílohy

Príloha obsahuje 9 skriptov s kódmi v programovacom jazyku Python 3.8.1. Každý kód reprezentuje jeden daný krok v rámci celého algoritmu popisujúceho úlohu praktickej časti.

1. Zoznam skriptov:
 - (a) `data_frame.py` **
 - (b) `downsample.py`
 - (c) `filters_function.py` *
 - (d) `buildCorrSubset.py` *
 - (e) `analyzeCorrs.py` *
 - (f) `resnet_PN.py` *
 - (g) `pytorch_train.py` **
 - (h) `test.py`
 - (i) `analyzing_data.py`
2. Vyvinuté modely
 - (a) `model_EP34.onnx`

Kódy bez ďalšej značky boli vytvorené autorkou, kódy označené (*) boli prijaté z pracoviska vedúceho bakalárskej práce (skupina Umelej inteligencie a medicínskych technológií ÚPT AV ČR), prípadne z tohoto pracoviska prijaté a ďalej autorkou modifikované (**).

Skript „`data_frame.py`“ je hlavný skript pre generovanie segmentov dát pre tréningové aj testovacie dáta. Skript „`downsample.py`“ slúži na vytvorenie obálok EKG a podvzorkovanie. Skript „`filters_function.py`“ obsahuje funkcie na speriodizovanie signálu a jeho filtráciu. Skript „`buildCorrSubset.py`“ slúži na korekciu posunu signálov na základe ich vzájomnej korelácie. Na tento skript naväzuje „`analyzeCorrs.py`“, ktorý odstraňuje dáta s koreláciou nižšou než 0,5 a vykresluje výsledky korelácie signálov pred a po korekcii posunu. V skripte „`resnet_PN.py`“ je architektúra použitej neurónovej siete. Skript „`pytorch_train.py`“ je hlavný skript na tréningovanie modelu. Skripty „`test.py`“ a „`analyzing_data.py`“ sú určené na testovanie naučeného modelu a analýzu výsledkov.

Vyvinutý model (`model_EP34.onnx`) je verejne dostupný k stiahnutiu z odkazu: <https://www.medisig.com/signalplant/assets/ecg2binair.onnx>.