

Állatorvostudományi Egyetem

Állattenyésztési, Takarmányozástani és Laborállat-tudományi Tanszék

**Lovak élettani aritmiái és annak hatása a nyugalmi  
szívfrekvencia-variabilitás (HRV) elemzésre**

Készítette: Sebők Zita

Témavezető: Dr. Korbacska-Kutasi Orsolya

ÁTE, Állattenyésztési, Takarmányozástani és Laborállat-tudományi Tanszék,  
egyetemi docens

Budapest, 2019

## Tartalomjegyzék

1	Rövidítések .....	3
2	Bevezetés.....	5
3	Irodalmi áttekintés .....	6
3.1	A szívfrekvencia változásról általánosan .....	6
3.2	Lovak szív működésének autonóm idegrendszeri szabályozása .....	7
3.3	Fiziológiás aritmiák .....	8
3.4	A légzési aritmia és a szívfrekvencia analízis .....	9
3.5	Mérési technikák, valamint előnyeik és hátrányaik.....	10
3.5.1	Időtartomány elemzés .....	11
3.5.2	Frekvencia tartomány elemzés .....	12
3.5.3	Nem-lineáris módszer .....	14
3.6	A HRV leggyakoribb felhasználási területei a humángyógyászatban .....	15
3.7	Felhasználás a lógyógyászatban .....	16
3.7.1	Mérési nehézségek lovakban.....	16
3.7.2	Lovas kutatások során használt eszközök.....	17
3.7.3	A HRV méréseket befolyásoló tényezők lovakban .....	17
4	Célkitűzés .....	19
5	Anyag és módszer .....	19
5.1	Lovak .....	19
5.2	Az EKG felvételek kivitelezése lovak esetén.....	20
5.3	EKG adatfeldolgozás .....	23
5.4	HRV elemző program és beállításai .....	24
5.5	Statisztikai módszerek.....	26
6	Eredmények .....	26
7	Megbeszélés .....	28
8	Összefoglalás .....	35

9	Summary.....	36
10	Irodalomjegyzék.....	37
11	Köszönetnyilvánítás .....	40

## 1 Rövidítések

ANS	Autonóm idegrendszer
AVB	Atrioventricularis blokk
BPM	Beats per minute
EKG	Elektrokardiográf
FFT	Fast Fourier transzformáció
HF n.u.	A HF normalizált egységekben kifejezett értéke
HF	A HRV magas frekvenciás komponense
HR	Pulzusszám/szívfrekvencia
HRm	Szívfrekvencia monitor
HRV	Szívfrekvencia-változékonyság
IBI	Két szívciklus között eltelt idő
LF	A HRV alacsonyfrekvenciás komponense
LF/HF	Az alacsony- és nagyfrekvenciás komponensek hányadosa
LFn.u.	Az LF normalizált egységekben kifejezett értéke
Max HR	Maximum szívverésszám
Mean HR	Átlag szívverésszám
Min HR	Minimum szívverésszám
mtsai	Munkatársai

NN50	50 ms-nál nagyobb mértékben eltérő R-R-távolságok száma
NTS	Nucleus tractus solitarius
pNN50	Az egymástól 50 ms-nál nagyobb mértékben eltérő R-R-távolságok százalékos aránya
PNS	Paraszimpatikus idegrendszer
PNSI	Paraszimpatikus idegrendszer indexe
P-Q távolság	A pitvar és kamra közötti átvezetési idő
PSD	Teljesítmény-sűrűség spektrum
QRS-komplex	A kamrák depolarizációja
RHR	Nyugalmi pulzus
RMSSD	A szomszédos R-R-távolságok különbségeinek négyzetgyöke
RR-távolság	Az EKG két szomszédos R-hulláma közötti távolság
RSA	légzési sinus aritmia
sd	Átlag szórás
SD1	A Poincaré-grafikon pontjainak azonosság egyenesre merőleges szórása
SD2	A Poincaré-grafikon pontjainak azonosság egyenessel párhuzamos szórása
SD2/SD1	Az SD2- és SD1-mutatók hányadosa
SDNN	Az R-R-távolságok teljes jelszakaszra számított szórása
SNS	Szimpatikus idegrendszer
SNSI	Szimpatikus idegrendszer indexe
STD HR	A szívfrekvencia átlagos szórása
T-hullám	Kamrák teljes repolarizációja
TP	A HRV összesített teljesítmény értékszónája
VLF	A HRV nagyon alacsonyfrekvenciás komponense
VO2	Maximális oxigén-feltevő képesség

## 2 Bevezetés

Napjainkban átformálódott a lovak szerepe mindennapi életünkben. Régen a megélhetés, közlekedés, illetve háborúkban betöltött feladatok elengedhetetlen eszközeinek bizonyult. Az utóbbi 100 évben a fokozatos változásoknak köszönhetően a teljesítményükre inkább a versenysport és szabadidős sportok esetén van szükség. A gyors ipari fejlődés és városiasodásnak köszönhetően egyre jobban beszűkült az állatok élettere, így manapság már nem minden háznál tartanak lovat. A ridegtartás körülményei közül a lovak nagy részét kiragadták, és egyedi bokszokban helyezték el őket.

A tartástechnológiai változások következtében a lovakat a "természetellenes" környezetben sokkal több mentális és fizikai stressz éri. Emésztőszervrendszerük az egész napos legeléshez adaptálódott az evolúció során, ezáltal komoly stressz faktornak számít a korlátozott legelési lehetőség, továbbá súlyos betegségek frekvenciát előfordulásához vezethetnek. A stressz szisztémás hatással bír mind az emberek, mind az állatok esetén, és jelentős változásokat okoz a szívfrekvencia variabilitást (HRV) meghatározó paraméterekben.

A szívfrekvencia variabilitás az egymást követő ütések közötti fiziológiai változás, mely csak speciális mérőeszközök segítségével detektálható. A human vonalon elterjedt a klinikai használatban akár betegségek prognosztikai monitorozására, illetve sokan használják sport teljesítmény maximalizálás érdekében egy HRV alapú edzésterv készítéséhez, valamint annak megvalósításához.

Lovakban egyelőre még kevesen alkalmazzák ezt a módszert (HRV analízis) a tréning tervezés során, mert ezen állatokban úgynevezett fiziológiás aritmiák fordulnak elő, melyek nehezítik a mérési módszereket. A szakirodalmi források eltérően vélekednek a HRV mérésének értelmezhetőségéről, illetve sok ellentmondásos eredménnyel is találkozunk, melyek eseteként mérési hibákkal magyarázhatóak.

Az eddigi HRV mérések során fiziológiás aritmiával terhelt EKG felvételeket senki sem hasonlított össze ugyanazon állat aritmia mentes szakaszaival, így ismeretlen ennek a természetes paraszimpatikotóniából eredő jelenségnek a hatása az analízisre. Célunk, hogy eredményeink segítségével biztosítsunk egy tisztább rálátást az ritmuszavarok értelmezése terén, ezzel is elősegítve a későbbi kutatások eredményességét és a szívfrekvencia

variabilitás minél előbbi elterjedt használatát a versenysportban és az állatgyógyászatban is.

### **3 Irodalmi áttekintés**

#### **3.1 A szívfrekvencia változásról általánosan**

A szívfrekvencia variabilitás (HRV) a szívverések közötti időintervallumok eltéréseinek élettani jelensége (1). A HRV tükrözi a szív válaszát az állandóan változó élethelyzetekre és a stresszre. A pulzusszám változás mérésének alapja, hogy egészséges emberben és állatban a szív két egymást követő ütése közötti időintervallum (inter-beat-interval, IBI) nem konstans (2). Ezt a variációs intervallum változást az autonóm idegrendszer (ANS) szabályozza, továbbá a szimpatikus és paraszimpatikus idegrendszeri aktivitás egyensúlya befolyásolja a szív sinoatrialis csomójának ingerképzését, melynek köszönhetően a szívverések közötti időintervallumok nem állandóak (3).

A pulzusszám variabilitásának felfedezésére 1965-ben került sor, amikor Hon és Lee megfigyelték, hogy a magzati stresszt megelőzte az ütések közötti intervallumok megváltoztatása, mielőtt maga a pulzus észlelhető változást mutatott volna (4). 10 évvel később Wolf és munkatársai az akut myocardialis infarktus utáni sinus ritmust vizsgálva arra a felfedezésre jutottak, hogy a kardiális krízist követő csökkent szívfrekvencia variabilitás összefüggésben lehet a magasabb halálozási aránnyal (5). 1981-ben Akselrod és munkatársai az autonóm idegrendszer hatásának szívütésenkénti kvantitatív analízise céljából elsőként végeztek spektrális (frekvencia-tartomány) elemzést a pulzusszám ingadozásáról (6). A későbbiekben ezek az elemzések nagyban hozzájárultak az RR intervallum ingadozások autonóm hátterének megértéséhez (7, 44). A HRV klinikai használatban való elterjedése Malik és munkatársai kutatásának köszönhető: bebizonyították Wolfe feltételezését a HRV és az akut myocardialis halálozási esetek száma között (8, 9, 10).

Napjainkban a digitális, magas frekvenciájú, 24 órás többcsatornás elektrokardiográfiai felvevők megjelenésével a HRV további értékes betekintést nyújthat a fiziológiai és kóros állapotokba, és növelheti a kockázati rétegződést (11). Habár jó néhány lovas vizsgálatban mérik a szívfrekvencia variabilitás paramétereit az autonóm idegrendszer különböző stressz válaszainak elemzésére, mint például a szállítási stressz, a lovaglási stressz, a lovak teljesítmény fiziológiájának HRV (12) vizsgálata, azonban ezek a

mérések annak ellenére történnek, hogy lóban hiányoznak a HRV mérési metodika pontos alapjai (12). Lóban a HRV vizsgálatok gyerekcipőben járnak, a módszer használatának megbízhatósága jelenleg kérdéses. Erre utal a számos egymásnak ellentmondó eredményre vezető tanulmány is (12). Köszönhető ez annak, hogy eddig a vizsgálatok során alacsony elemszámot (a legtöbb vizsgálat 6-20 lovon végezték), változó adatrögzítési eljárásokat, adatrögzítési intervallumokat, szűrési technikákat és különböző elemző szoftvereket alkalmaztak (3,13).

### 3.2 Lovak szívműködésének autonóm idegrendszeri szabályozása

A kardiovaszkuláris rendszer feladata a szervezet szöveteinek megfelelő mennyiségű vérrrel történő ellátása, annak érdekében, hogy kielégítse azok oxigén- és energiaszükségleteit, valamint, hogy meggátolja a metabolikus végtermékek felgyülemelését. A keringési rendszerben a véráramlás fenntartásának az artériás vérnyomás a motorja, mely a szervezetben zajló metabolikus változások ellenére is viszonylag állandó. A szív- és érrendszer idegi szabályozása lehetővé teszi a vérnyomás ütésenkénti szabályozását (14), ez főként az autonóm idegrendszeren (ANS) keresztül történik (15, 16, 17), mely szimpatikus és paraszimpatikus részekre különül. (3, 16, 17) A paraszimpatikus idegrendszer a szívfrekvenciában okoz változást, míg a szimpatikus idegrendszer a szívfrekvenciát és a kontraktilitást is befolyásolja, ezen felül a vérnyomást az érrendszer beidegzése lévén képes szabályozni. Ezeket a kontroll mechanizmusokat az agytörzs integrálja. A baroreceptorok az arcus aortae-ban és a sinus caroticusban találhatóak, míg a központi térfogat receptorok a pitvarok (szöveteiben), a pulmonalis erekben, valamint a kamrákban helyezkednek el. A perifériáról az afferens információk a nervus glossopharyngeus (11. agyidegpár) és a nervus vagus (10. agyidegpár) közvetítésével érkeznek a központi idegrendszerbe, a nucleus tractus solitarius-ba (NTS). Ezen felül a NTS-hoz a központi idegrendszer egyéb részei felől is érkeznek információk a kardio respiratórikus rendszer állapotáról. Az afferensek integrálását követően az információ továbbításra kerül az agytörzs efferens kardiovaszkuláris részéhez, mint például a nucleus ambiguus. Az efferens információk a szimpatikus és paraszimpatikus idegrendszer révén nyilvánulnak meg, ennek köszönhető az állat fiziológiás állapotához szükséges vérnyomás állandósága (14).

A szívfrekvencia és a szívizom ionotróp állapota szintén az autonóm idegrendszer befolyása alatt áll. Lóban a vagus tónus a domináns nyugalomban, ennek következménye a



nyugalmi alacsony pulzus, ellenben a szív nyugalmi szimpatikus tónusa meglehetősen alacsony (14). A növekvő fizikai aktivitás feloldja a paraszimpatikus túlsúlyt, így a szimpatikus hatás kerül előtérbe. Az idő nagy részében a nyugalmi szívfrekvencia emelkedése a szimpatikus tónus növekedésével magyarázható, de a heveny vagus tónus hirtelen csökkenése is befolyásoló tényező lehet. A szív válasza a vagus tónus csökkenésére gyorsabb, mint a szimpatikus tónus növekedésére adott válasza (3, 16, 17). Ez a feszes, két úton történő autonóm szabályozása a szívfrekvencia variabilitásának kismértékű (milliszekundumú) változását eredményezi (18, 17). A HRV egy módja ennek a szabályozásnak a detektálására az R-R intervallumok változékonyságának meghatározásával. Az R-R intervallum a QRS-komplex két R-csúcsa közötti időt jelöli (15, 16, 17).

A lovak szívfrekvenciája meglehetősen nagy tartományban mozog, mivel rendkívül jól alkalmazkodnak a sportolói szerepükhöz, nyugalomban a pulzus értéke gyakran 20-26 ütés / perc (BPM), míg vágta esetén elérheti a 230-240 ütés / percet is. A pulzusszám változása ütésről ütésre eltérhet, melyet akár szabálytalan ritmusnak is lehetne értelmezni, azonban ez ritkán szignifikáns. A ritmus változás az ütésekben valójában az egészség jelzője, ugyanis a variabilitás azt mutatja, hogy a szív reagál az állat fiziológiai állapotának változására. Lóban az alacsony nyugalmi pulzus (RHR) következtében az eltérések sokkal nyilvánvalóbbak, illetve elsősorban az edzettebb állatok esetében, a nyugalmi pulzus még alacsonyabb lehet, és a megemelkedett vagus tónus hatására fiziológiás aritmiák jelentkeznek (19).

### 3.3 Fiziológiás aritmiák

Az aritmiák előfordulása más fajokhoz képest lóban sokkal gyakoribb, azonban ezek legtöbbször klinikailag nem szignifikánsak. Feltehetőleg a sinus aritmia, a sinoatrialis blokk, a vándorló pacemaker, az első- és másodfokú atrioventricularis blokk hátterében a n.vagus-on közvetített változó ingerületet, illetve az ebből következő növekvő és csökkenő vagus hatását tartják felelősnek az említett kardiális jelenségekért. Az felsorolt aritmiák közül a másodfokú AVB fordul elő leggyakrabban lovakban (20).

Elsőfokú AV blokkról abban az esetben beszélünk, amikor a P-R (vagy P-Q) távolság meghalad egy bizonyos értéket (körülbelül 400-450 msec nagyobb lovakban és 250-350 msec a kisebb fajtákban, valamint a pónikban), azonban a pitvari impulzus

továbbra is az atrioventricularis elvezető rendszeren vezetődik át, aktiválva a kamrákat, melynek eredménye az EKG felvételen látható QRS komplex (20).

A másodfokú AVB prevalenciája 15 és 40% közötti a ló populációban. Könnyű fizikai terhelés vagy pszichés stresszhatás következtében eltűnik, ezért élettaninak tekinthető. Megállapították, hogy az edzés hatással van az autonóm idegrendszeri funkciókra, illetve, hogy a vagalis eredetű aritmiák edzett lovakban sokkal gyakoribbak (20).

A sinus aritmia a pulzus időszakos növekedése és csökkenése a vagus tónus változásának megfelelően. Ezt az aritmiát leggyakrabban az edzés után a levezető fázisban figyelhetjük meg, ez esetben edzés utáni átmeneti sinus aritmiának nevezik. Ezt a szívritmuszavart legtöbbször a közvetlenül edzés után változó autonóm idegrendszeri hatások okozzák: a szimpatikus hatás gyorsan csökken, míg a vagus tónus kifejezettebbé válik. Legtöbbször eltűnik, amint a szívfrekvencia értéke a normál tartományon belülre tér vissza (21).

### 3.4 A légzési aritmia és a szívfrekvencia analízis

A szív-vagus szabályozás kutatása – többek között- egy meglehetősen egyszerű, ám elegáns jelenséget vizsgál: a légzéssel összekapcsolt pulzus változékonyságát, más néven légzési sinus aritmiát (RSA). Amint azt Porges (2007) vezető cikke részletezi, ez a pulzusszám-változás egy olyan integrált szabályozórendszer működését tükrözi, amely a légzésre adott reakció eredményeként a nucleus ambiguus-ból kiinduló vaguson keresztül a sinus csomóra hatva megváltoztatja a pulzusszámot. (22.) Amint azt Porges (2007) az RSA-val kapcsolatban tárgyalta, ez egy olyan eset, amelyet egykor „zajnak” tekintettünk, de mára fontos és hasznos mutatóvá vált, mely beágyazódik a neuroanatómiai, neurofiziológiai és pszichológiai konstrukciók növekvő hálózatába (23).

A légzési sinus aritmia (RSA) összhangban van a légzéssel: az R-R távolságok belégzés során megrövidülnek, míg kilégzés során megnövekednek. A „centralis RSA teória” szerint ennek oka a nyúltvelőben található kardiovaszkuláris központ, mely a kardioreszpiratórikus ritmus generálásáért felelős. Eszerint úgynevezett neuralis pacemaker (ingerképző) sejtek felelősek az említett ritmus generálásáért, mely mind a kardiális, mind a reszpiratórikus rendszert szabályozza (24).

Az ingerképző neuronok megtalálhatóak a NTS-ben és a nucleus ambiguusban, A pacemaker neuronok szinkronban működnek a nervus phrenicus aktivitásával, valamint az afferens autonóm beidegzés lévén ingerképzésükkel szabályozzák a szív működést (25). Az autonóm idegrendszeri hatások belégzés során gátoltak, azonban kilégzés során ez a gátlás megszűnik, ezt légzési kapu teóriának nevezik (respiratory gate theory) (26). A szimpatikus aktivitás csak kilégzés során érvényesül, azonban jóval lassabban, mint a paraszimpatikus hatás, valamint minél nagyobb a vagus aktivitás, melynek következtében gátolt a noradrenalin leadása és hatása, annál kevésbé jut érvényre a szimpatikus hatás (27). Mindezeket figyelembe véve elmondható, hogy a légzés okozta HRV ingadozások hátterében főként vagus hatás áll (28).

Ezen kutatási területen kevésbé jártasak számára a légzési sinus aritmia (RSA) mennyiségi meghatározásának módszerei időnként átláthatatlannak tűnhetnek, és az érvek pedig, melyek szerint az adott mutatókat kell használni, bonyolultnak bizonyulhatnak. Annak érdekében, hogy gyakorlati áttekintést nyújtsunk ezekről a módszerekről azok számára, akik újak a területen, és áttekintsük a kulcsfontosságú kérdéseket azoknak, akik ismerik az RSA-értékelést, (29) pragmatikus alapot nyújtunk a sok mérőszám meghatározásához a szív-variabilitással kapcsolatban, és áttekintést adunk egy olyan széles körben alkalmazott mutatószám elkészítésére szolgáló, szabadon hozzáférhető szoftverekről, amelyek feltételezhetően tükrözik a szív kronotrópiájának szimpatikus és / vagy paraszimpatikus hozzájárulását.

### 3.5 Mérési technikák, valamint előnyeik és hátrányaik

A HRV elemzés segítségével betekintést nyerhetünk az autonóm idegrendszer (ANS) válaszaiba a fiziológiás és kóros állapotok, illetve a stressz ideje alatt (13). A humán gyógyászatban a HRV-gyűjtés és -mérés egyszerűsége, párosítva a ténnyel, hogy meglehetősen megfizethető, nem invazív és fájdalommentes, sok kutató számára elérhetővé teszi. Számos rögzítési módszer létezik a HRV mérésére akár EKG-felvételeken, akár R-R detektorok általi IBI (inter-beat-interval)-on keresztül (30), bár az RR-detektorokkal (pl. A poláris pulzusszám-érzékelőket - Polar) jelentősen egyszerűbben lehet felvételeket rögzíteni (13).

Az ütés-ütés távolságok közötti különbségek folyamatosan változhatnak, az autonóm idegrendszer szívre gyakorolt hatásától függően, tehát a HRV-t az inter-beat-intervallumok (IBI-k) hosszának specifikus ingadozása jellemzi. Az egymást követő

szívverések közötti időintervallumok szabálytalansága a szimpatikus (SNS) és a paraszimpatikus idegrendszer (PNS) dinamikus, de nem additív kölcsönhatásából adódik, ami a biológiai rendszerek alkalmazkodóképességét és rugalmasságát eredményezi különböző helyzetekben (3). A vagális, vagyis paraszimpatikus hatások általában csökkentik a szívfrekvenciát, míg a szimpatikus aktivitás a szívfrekvencia növekedését eredményezi. Az ANS ezen különálló hatásait azonban nem lehet egyszerűen hozzáadni vagy kivonni, mert a két komponens szinkronban vagy függetlenül hathat, ami hasonló hatásokat eredményez. A csökkent pulzusszám, például a megnövekedett paraszimpatikus aktivitásból, valamint az alacsonyabb szimpatikus tónusból, vagy a legtöbb esetben mindkettő kombinációjából ered (3).

Alapvetően három megközelítés létezik a HRV számszerűsítésére: idő-tartomány elemzés, frekvencia-tartomány elemzés és nem-lineáris elemzési módszerek, és több mint 70 változó számítható a HRV elemzésből az említett módszereknek a felhasználásával (13).

### 3.5.1 Időtartomány elemzés

Az időtartomány elemzés könnyen értelmezhető adatokat tartalmaz(11), hátránya viszont, hogy segítségével csak kevésbé specifikus adatállományt gyűjthető össze a paraszimpatikus és szimpatikus idegrendszer aktivitása tekintetében. Az időtartomány elemzéssel olyan adatokat kapunk, mint a normál-normál RR-intervallumok átlag szórása (SDNN) és az egymást követő különbségek átlagának négyzetgyöke (RMSSD) (31, 32).

#### **1. táblázat Az időtartományi paraméterek rövid magyarázata (31, 32, 30)**

SDNN	Normál-normál RR-intervallumok standard deviációja.
RMSSD	Az egymást követő RR- távolságok közötti különbségek átlagának négyzetgyöke.
pNN50	Az egymást követő, normál R-R intervallumok közötti különbségek százalékos aránya, mely meghaladja az 50 ms-ot.

Az SDNN esetében fontos az azonos időtartamú felvételek alkalmazása, mivel a kapott értékeknek hosszától függ: a HRV teljes varianciája a felvétel hosszával nő, mely

azt jelenti, hogy a különböző rögzítési időtartamok különböző eredményeket adnak. HRV 24 órás periódusban történő mérése során, a frekvencia és az időtartományi elemzések erősen korrelálnak. Például az RMSSD a magas frekvenciát tükrözi, az SDNN a teljes teljesítményt tükrözi (11). **(1. táblázat)**

Időtartomány elemzésben az összes R-R intervallum szórása (SDNN) tükrözi az összes ciklikus komponens, mely a rögzítés időszakában a változékonyságért felelős. Az egymást követő különbségek négyzetgyöke (RMSSD) tükrözi a vagális tónust, valamint szorosan korrelál a magas frekvenciájú (HF) HRV-vel. Végül, az RMSSD viszonylag mentes a légzés befolyásoló hatásától, ellentétben a magas frekvenciájú paraméterekkel. Az egymást követő, normál R-R intervallumok közötti különbségek százalékos aránya, mely meghaladja az 50 ms-ot (pNN50), korrelál az RMSSD-vel és a HF-teljesítménnyel, tehát feltételezhető, hogy tükrözi a paraszimpatikus tónust is (30).

### 3.5.2 Frekvencia tartomány elemzés

A frekvenciatartomány-analízis egy bonyolultabb módszer az időtartomány elemzéshez képest, de a frekvenciatartomány-elemzés pontosabb áttekintést ad a szimpatovagális egyensúlyról (31). A felhasználandó EKG-adatokból normál (aritmia és artefact mentes) R-R távolságú ciklusokat tartalmazó szakaszt vágunk ki. A normál, egymást követő ütemek közötti intervallumokat (ezredmásodpercben) a Fast Fourier transzformációs technikával elemezzük, így a ciklikus variáció értéke a különböző frekvenciákon detektálható. A variációkat a változás gyakoriságának függvényében ábrázoljuk, ahol a görbe alatti terület a ciklikus variabilitást a különböző frekvenciákon adja meg (31). A teljesítményt (a varianciára kiterjesztett frekvencia funkciója) Hertz-ben fejezzük ki, mely lóban 0,10 Hz, azaz hat ciklus percenként (31).

#### 3.5.2.1 Frekvenciatartomány-indexek a HRV-adatokban

A frekvenciatartományi paraméterek közé tartozik a VLF (very low frequency), AZ LF (low frequency), a HF (high frequency), valamint az LF/HF arány. A szívfrekvencia VLF- változásai a perifériás vasomotoros tónus, a termoreguláció és a rennin-angiotenzin-rendszer következményei, és nincsenek közvetlen kapcsolatban az ANS szabályozással, így ezek rövid mérésekben nem értelmezhetőek. A high frequency (HF) maximális központi frekvenciáját elsősorban az efferens vagus aktivitás befolyásolja, tehát a HF-teljesítmény a paraszimpatikus szívaktivitás indexe. Az alacsony frekvenciájú (LF) sáv

maximális központi frekvenciája tükrözi a baroreceptor reflexekkel kapcsolatos változásokat az autonóm idegrendszer szabályozásában. Az LF spektrális teljesítmény biológiai magyarázata azonban ellentmondásos. Egyes tudósok az LF-komponenseket az SNS-aktivitás szignifikáns jelölőjeként értelmezik, míg mások az LF tartomány változásait mind a paraszimpatikus, mind a szimpatikus hatások markereként értelmezik. Goldstein és mtsai. (2011) azt is hangsúlyozzák, hogy az LF- teljesítmény (LF power) eredmények csak közvetve tükrözik a szív szimpatikus tónusát. A szimpatikus vagy paraszimpatikus idegrendszer farmakológiai blokádját mutatja, hogy az LF-teljesítmény magában foglalja mind a szimpatikus, mind a paraszimpatikus hatásokat. Az LF / HF arányt a szimpatikus tónus és a szív szimpato-vagális egyensúly indikátoraként használják. Yamamoto és munkatársai bevezette a paraszimpatikus idegrendszer indexét és egy szimpatikus idegrendszer indexet (SNSI) (13).

**2. táblázat A frekvenciatartományi paraméterek rövid magyarázata (13)**

VLF (very low frequency)	Nagyon alacsony frekvenciájú teljesítmény, mely változásai nincsenek közvetlen kapcsolatban az ANS szabályozással.
LF (low frequency)	Alacsony frekvenciájú teljesítmény, mely változásait mind a paraszimpatikus, mind a szimpatikus hatások markereként értelmezik.
HF (high frequency)	Magas frekvenciájú teljesítmény, mely a paraszimpatikus szívaktivitás indexe
LF/HF	A szimpatikus - paraszimpatikus egyensúly mutatójaként értelmezik.

### 3.5.2.2 Frekvenciasáv küszöbértékek a lovakban

A frekvenciasáv küszöbértékek faj specifikusak, például a HF sávot a légzési sinus aritmia alapján határozzuk meg, mely a faj tipikus légzési sebességétől függ, ennek következtében a vagus ideg és szimpatikus idegrendszer aktivitása egészen eltérő. Emberben a nyugalmi légzésszám 10-20 légzés/ perc a nyugalmi szívfrekvencia 60-100 szívverés/ perc míg lóban a nyugalmi légzésszám 12-24 légzés/ perc (33), a nyugalmi szívfrekvencia pedig 30-40 szívverés/ perc (34), jól látható, hogy a két faj között, a

szívfrekvencia: légzés arány jelentősen mértékben eltér. Bowen és Marr (1998) a küszöbértékeket a különböző farmakológiai vizsgálatokban eltérő határértékek összehasonlításával validálta. Ennek megfelelően lovaknál a HRV analízishez ajánlott frekvenciasáv-küszöbértékek: LF 0,01- 0,07 Hz és HF 0,07- 0,6 Hz. Ezeket a határértékeket számos tanulmányban alkalmazták, azonban előfordult, hogy eltérő értékeket alkalmaztak. A humán élettani sajátosságok alapján állították be a küszöbértékeket, melyeket a számolt légzési gyakoriság alapján határoztak meg. Az alacsonyabb nyugalmi légzésszámú lovakban 0,07-0,6 (13.), illetve 0,13-0,26 Hz között határozták meg a HF tartományát von Borell és munkatársai (3), továbbá lovaknál több tartományt is használtak LF esetén: 0,01-0,07(13), 0,04-0,2 (35). Az egyes frekvenciasáv-küszöbök az adott élettani állapot függvényében változnak (13). **(2. táblázat)**

Időtartomány elemzésben az RMSSD és az SDNN rövid távú felvételeken történő használata is lehetséges, de a frekvencia-tartomány elemzés előnyben részesül, mert több információval szolgál a szimpatikus egyensúlyról (11, 3). A hosszú távú felvételek frekvenciatartomány-analíziséhez ajánlott időtartomány elemzés a fiziológiai mechanizmusok miatt, mivel a frekvenciatartomány-elemzés összetevői nem elég stabilak a hosszú távú felvételekhez, továbbá az adatok átlaga nem ad megbízható információt (11).

### 3.5.3 Nem-lineáris módszer

Az időtartomány és a frekvenciatartomány elemzés paraméterein kívül nem-lineáris paramétereket is használhatunk. A nem-lineáris jelenségek minden bizonnyal részt vesznek a HRV kialakulásában, ezeket hemodinamikai, elektrofiziológiai és humorális változók komplex kölcsönhatása, valamint az autonóm és a központi idegrendszer szabályozza. Az kutatók arra a feltételezésre jutottak, hogy amikor a HRV elemzése a nem-lineáris dinamika módszerén alapul értékes információval szolgálhat a szívfrekvencia variabilitás élettani értelmezéséhez és a hirtelen halál kockázatának felméréséhez. Az adatok ábrázolása Poincaré grafikonon történik, mely az R-R intervallumok korrekcióját jeleníti meg azáltal, hogy minden egyes következő intervallumot funkcionális értéként a korábbi intervallumhoz rendeli. Az eredmény egy diagram, mely szemlélteti az egyéni HRV mennyiségi és minőségi mintázatait ellipszis alakban. Két különböző standard eltérés van a szórás és az elliptikus átmérők közötti ortogonális távolságok alapján. Először keresztirányban (SD1), mely feltehetőleg érzékenyebb a gyors és magas gyakoriságú változásokra, másodszor pedig hosszirányban (SD2), melyet a hosszú távú változások mutatójaként értelmezhetünk. Noha az említett technikáról elméletben bebizonyosodott,

hogy hatékony eszköz a különféle orvosi és biológiai komplex rendszerek jellemzésére, ideértve a HRV elemzést is, a non-lineáris módszer alkalmazásával eddig mégsem sikerült jelentős áttörést elérni (11). **(3. táblázat)**

**3. táblázat A nem lineáris módszer egyes paramétereinek rövid leírása (11)**

SD1 (Standard Deviation 1)	Standard eltérés, mely érzékenyebb a gyors és magas gyakoriságú változásokra.
SD2 (Standard Deviation 2)	Standard eltérés, melyet hosszú távú változások mutatójaként értelmezhetünk

### 3.6 A HRV leggyakoribb felhasználási területei a humángyógyászatban

A fizikai edzés élettani változásokat okoz a szív- és érrendszeri adaptációs mechanizmusokban, mint például a magasabb aerob kapacitás, a nagyobb lökettérfogat, a szív hipertrófia és a bradycardia. (36). A bradycardiáért felelős mechanizmus feltehetőleg az ANS-ben bekövetkező változásoktól függ, mely nemcsak fiziológiai helyzetekben, hanem különböző kóros állapotok esetén is fontos szerepet játszik. A fizikai edzés növeli a HRV-t, ami a szív autonóm aktivitására gyakorolt kedvező hatásra utal, valamint kardioprotektív befolyását is bizonyítja. Egyes szerzők a sportolóknál magasabb HRV értékeket figyeltek meg a paraszimpatikus változók esetében, mások azonban nem találtak különbséget a kontroll csoporthoz képest. Jelenleg kevés információ áll rendelkezésre a különböző sportágak közötti közvetlen összehasonlításokról és azok HRV komponensekre gyakorolt hatásairól (36).

A fokozott szimpatikus aktivitást és a csökkent vagus tónust összekapcsoló autonóm egyensúlyhiány erősen érintett az aritmogenezis és a hirtelen szívhalál patofiziológiájában. Számos klinikai esetben végeztek elektrokardiográfiás módszert a szimpato-vagális egyensúly értékelésére, valamint különböző mérési technikák alkalmazásával az autonóm státusz szívfrekvencia-változékonyságát (HRV) is meghatározták. A jelenleg rendelkezésre álló információk jelentős része arra a tényre utal, hogy a csökkent HRV a megnövekedett szívhalálozás erős előre jelzője (36).

Az eddig összefoglalt ismeretek alapján egyre több humán sportoló kezdte rögzíteni HRV adatait. Kiviniemi és mtsai (2007) tanulmányában mindennapos mérés mellett a reggel magas HF értéket mutató egyének erősebb intenzitású edzést-, míg az alacsony HF értéket produkáló sportolók enyhe edzésnapot vagy pihenőnapot tartottak. Azok a



sportolók, akik ezt a módszert használva, a HRV alapján határozták meg az edzéstervüket, jobb teljesítményt mutattak, mint azok a sportolók, akiket a szokásos, általános edzésprogrammal képeztek (37).

### 3.7 Felhasználás a lógyógyászatban

#### 3.7.1 Mérési nehézségek lovakban

A HR-monitorok sertésekben történő alkalmazásának hitelesítését a közelmúltban végezték el (38, 45). Parker és munkatársai Finnországban gyártott (Polarw Electro Oy, Kempele, Finland) Polarw S810i eszközöket használták kutatásuk során. A szívverések közti intervallumokat (IBI, inter-beat-intervallum) egyidejűleg rögzítették Polar R-R felvevővel és telemetrikus EKG-rendszerrel. A szerzők a Polar IBI-k elemzése során számos mérési hibát találtak, melyek a kivitelezési módszerhez voltak köthetőek, de ezeket a méréseket követően a Polar EKG felvételek manuális korrekciójával könnyedén el lehetett távolítani. A hibákat 1-től 3-ig (az IBI eltérései az EKG adataitól, negatív vagy pozitív eltérések), és 4-től 5-ig (a sorozatban „hiányzó” vagy „extra” IBI-k sorrendje) csoportosították. Bebizonyították, hogy a kijavítatlan Polar adatok nem felcserélhetők a sertések EKG adataival ezen hibák jelenléte miatt, ám a fentiek szerint korrigált adatok elfogadhatók (38).

Az emberi pulzusmérőket -mivel azok is Polar eszközök- gyakran használják lófélék vizsgálatában is a pulzusszám (HR) és az szívverések közti intervallumok (IBI) mérésére (38). Számos olyan rendszer érhető el, mely rögzíti a szívverések közti intervallumokat (IBI) az R-csúcsok detektálása révén. A Polar felszereléseket (Polar Electro Oy, Kempele, Finnország) évek óta validálják a humán gyógyászatban sport és klinikai kutatásban történő felhasználásra, néhány évvel ezelőtt lovakra (Polar Equine) is adaptálták. Ennek következtében a Polar számos pulzusmérőt (HRMS) fejlesztett ki (38).

Lovak vizsgálata során a HR-monitoroknak számos kritériumnak kell megfelelni. Fontos ezen monitorok validálása, mivel számos probléma léphet fel az adatrögzítés során. Lóban a szívfrekvencia széles határok között mozoghat, 16/perc nyugalmi pulzust mérhetünk egy fit, idősebb, aerob sportolónál egy fiatal versenyló pulzusa maximális terhelésnél akár 250/perc is lehet. Kifejlett, pihenő, nagy maximális oxigénfelvevő kapacitással rendelkező lovak esetén 8–12 s idejű sinus vagy AV csomóponti szünetet is tapasztalhatunk, és minden lóra igaz, hogy a frekvencia hirtelen és gyorsan megváltozhat,

és magasabb frekvenciák esetén a T hullám nagyobb amplitúdójú is lehet, mint a QRS. A használt algoritmusoknak ezeket a jeleket pontosan kell feldolgozniuk. Jelenleg kevés rendelkezésre álló eszközt hitelesítettek (12). Eddig lovakban három tanulmány során vizsgálták a HRM és az EKG adatok egyezőségét, sajnos az eredmények nem egybehangzóak (38, 39, 12). Ezért a korábbi szakirodalmi útmutatások alapján (3, 13) a „gold-standard” módszer az elektrokardiogram maradt (12).

### 3.7.2 Lovas kutatások során használt eszközök

A lovak esetén a HRV vizsgálatok többségében Holter-típusú készüléket alkalmaztak felvételek készítésére és csak a mérések egy kisebb hányadában használtak Polar Vantage-t vagy egyéb Polar R-R monitort. Gyakorlati nehézségekkel kellett szembesülniük, amikor megpróbálták a HRV eredményeket terepi körülmények között detektálni. A Holter rendszerek nagyon jó hosszú távú felvételeket készítenek, viszont rendkívül drága berendezések. A Polar pulzusmérők olcsóbbak, de az R.-csúcsok felismerésénél nagy hibaszázalékot adnak lovak esetén, mert a kifejezett T-hullámot, illetve a rendellenes ütések is félreértelmezik alkalom adtán. Ezeket a berendezéseket az EKG-val hasonlították össze a vizsgálatok során (3).

### 3.7.3 A HRV méréseket befolyásoló tényezők lovakban

Egyes tanulmányokban vizsgálták a nemekkel összefüggő különbségeket a szív működés autonóm idegrendszeri szabályozásában. Kancákban magasabbnak bizonyult a vagus tónus, ami a humán kutatási eredményekkel igaz, hogy egybehangzó, azonban az ezzel foglalkozó szakirodalmak álláspontja változó. Egy ettől független 20 lóval végzett vizsgálatban nem figyeltek meg nemek közötti különbséget az ANS szabályozásban (46). A lovak HRV alapértékei nagy különbségeket mutatnak az egyének között, ezeknek az eltéréseknek a pontos eredete azonban nem ismert, de számos tényezőnek köszönhető, ideértve a genotípust, temperamentumot, viselkedést és tápláltsági állapotot (3)

A kondíció, a temperamentum és az edzettség befolyásolhatja legnagyobb mértékben a lovak szívfrekvencia változását. Számos betegségben -mint például a fűbetegség, a laminitis (47) vagy pitvar fibrilláció- kimutatták a HRV szignifikáns elmozdulását (3). A laminitisben szenvedő lovak fájdalmának hatását HRV-re szintén vizsgálták és arra a következtetésre jutottak, hogy a nem szteroid gyulladáscsökkentő gyógyszereknek köszönhetően az LF és a HF teljesítményben változás következik be.

Emellett az adrenalin egyidejű változása arra engedett következtetni a szerzőknek, hogy a HRV felhasználható a lovak fájdalmának megbízható mérésére (3).

Számos lovakkal végzett tanulmány kimutatta a fizikai megerőltetés és az edzés hatását a szív működésre és a szimpatovagális egyensúlyra. Általában a lovak nyugalmi HR (pulzus) -jét jelentősen csökkenti az edzés, azonban egy vizsgálatban nem találtak edzéssel kapcsolatos változásokat a vagális tónusban nyugalmi HRV mérés alkalmával (3). Más munkák szerint a kihívásokkal teli körülmények között (viselkedési tesztek) a nem edzett lovak kifejezettebben, bár nem szignifikánsan mutatták a HR emelkedését és a HRV-paraméterek ezzel kapcsolatos csökkenését (3). A vízi futópádon végzett tréning jelentősen magasabb szimpatikus tónusú és csökkent vagus tónussal jár, annak ellenére, hogy a meleg vízbe merítés fizikai erőfeszítés nélkül fokozza a vagális aktivitást, amely feltehetően összefügg a mentális és a fizikai állapot relaxációs indukciójával. Számos tanulmány negatív korrelációt mutat a mozgás intenzitása és az általános HRV között a szimpatikus tónus fokozódása miatt (3).

A HRV ígéretes mutatója a lovak temperamentumának és küzdési stratégiáinak. Számos tanulmány kimutatta a viselkedés reakciók és a HRV közötti kapcsolatot a karakter-teszten átesett lovakban, bár ezek egy része ellentétes eredményt adott (3). Egy-két tanulmány szerint egy új dolognak való kitettség, valamint az új kezelés olyan fiziológiai állapotot indukál, amelyet az átlagos HR növekedése, valamint az SDNN és az RMSSD csökkenése jellemez, továbbá a PNS-befolyás csökkenését eredményezi a vizsgálat során (3).

A gyakran ellentmondó kutatási eredmények ellenére feltételezhető, hogy a HRV elemzése a lovakban mind a fizikai, mind az érzelmi stressz reakciók markere lehet (3). A különböző stressz faktorok a HF teljesítmény jelentős csökkenését és az LF / HF arány, valamint az LF teljesítmény jelentős növekedését okozzák a lovakban. Meglehetősen nehéz a standardizált kísérleti körülményeket elérni a lovakkal végzett vizsgálatok során, ezért továbbra is nehéz az ANS stimuláció ellenőrzése a magas korrelációk és a HRV mérések jelentős változásainak elérése érdekében. A HRV paramétereket néhány lovakkal végzett tanulmányban meghatározták az ANS stressz válaszána elemzése céljából, ám a nagy egyének közötti eltérések miatt a HRV eredmények statisztikailag nem voltak szignifikánsak (temperamentumos stressz teszt, szállítási és lovaglási stressz) (13).

## 4 Célkitűzés

Az utóbbi években kiderült, hogy emberekben az edzettség mérésére vagy egyes stressz kutatásokban eredményesen lehet használni a HRV analízist. Lovakban azonban a mérési módszert és annak kiértékelését nehezítik a nyugalmi helyzetben magas vagus tónus miatt gyakori élettani aritmiák (19). Humán vizsgálatok során ismert jelenség, hogy szívritmuszavarokban hibásan magas HRV értékeket kaphatunk, azonban speciális szűrők segítségével ez a hiba kiküszöbölhető. Lovakban ezért ajánlják a szívfrekvencia EKG-val történő rögzítést, majd az EKG elemzése során az ilyen fiziológiás aritmiák manuális eltávolítását az elemzésre váró adathalmazból (3).

Az első- és a másodfokú atrioventricularis blokkok (AVB) és sinus aritmiák tekinthetők fiziológiásnak pihenő lovakban a domináns vagus aktivitás következtében. Rövid távú HRV mérések során AV-blokkok a pihenő lovak negyedében-harmadában fordul elő. Az aritmiák komplikálhatják a HRV elemzését, mivel torzítják a pulzusszám variabilitás paramétereit. Ezt a torzítást és egyéb technikai hibákat szeretnénk becsülni az analizált szegmensek összehasonlításakor, ritmuszavarral és anélkül. Amennyiben a szívfrekvencia variabilitásának elemzését szeretnénk bevezetni a rendszeres HRV alapú edzéstervek elkészítésénél, abban az esetben ezt a módszert könnyen kezelhetővé kell tenni mind a versenyzők, mind az oktatók számára. Edzett lovak esetén a gyakori aritmiák párosulva a lovasok és edzők által használt HR monitorok gyengébb megbízhatóságával megnehezítik a módszer elterjedését a mindennapokban. Szeretnénk meghatározni azokat a HRV paramétereit, melyek alkalmazhatóak mind aritmiás, mind aritmiától mentes EKG szakaszok vizsgálatakor. Ezáltal következtetni szeretnénk arra, hogy a leggyakrabban használt három vizsgálati módszer közül (frekvenciatartomány-, időtartomány elemzés és nem lineáris módszer), melyek adnak használható adatokat nem állatorvosok számára is.

## 5 Anyag és módszer

### 5.1 Lovak

Kutatásunk során 73 lóról készítettünk 30 perces nyugalmi EKG felvételt, azonban ezek közül csak 50 bizonyult használhatónak az elemzés során. A vizsgált lovak esetében a kritérium csak az volt, hogy kardiovaszkuláris szempontból egészségesek legyenek. A lovak életkorában nagy szórás mutatkozott (1 - 27 év). Az 50 ló közül 10 a kisló kategóriába tartozott (148cm>), valamint 20 herélttel, 7 ménnel és 23 kancával dolgoztunk.

Az edzés szempontjából csak könnyű munkára (21 ló) illetve a közepes terhelésre (29 ló) voltak fogva az állatok. (1.táblázat) A lovakat hasonló módon tartották: egyedi bokszokban önitatóval ellátva, ad libitum szénával, valamint a terhelésnek és a méretnek megfelelő mennyiségű abrakkal. A vizsgálatok a megszokott tartáskörülmények között zajlottak a lovak tartási helyén, ezzel minimalizálva a stressz hatásokat. (4. táblázat)

4. táblázat A vizsgált lovak nemek, valamint magasság és terhelés szerinti besorolása

	Magasság szerinti besorolás		Terhelés szerinti besorolás	
Nem	Ló (148cm<)	Kisló (148cm>, 122cm<)	Közepes munka	Könnyű munka
Kanca	19	4	11	12
Mén	4	3	3	4
Herélt	17	3	15	5

## 5.2 Az EKG felvételek kivitelezése lovak esetén

Munkánk során a mérés szempontjából lényeges kritériumok közé tartozott, hogy a felvételek készítése közben a lovak nyugalmi állapotban (pulzus <46/perc), stressz mentes környezetben legyenek elhelyezve, illetve szabadon mozoghassanak bokszukban. A kutatásunk szempontjából nem kellett a résztvevő lovaknak egyéb feltételeknek megfelelniük, - mint kor, nem, fajta, magasság, edzettség, viselkedés- melyek következtében esetleg kizárásra kerültek volna. A mérés során patológiás ritmuszavarokat mutató lovak felvételeit kizártuk a további elemzésből, ugyancsak kizártuk, ha a vizsgálatok során magas légzésszámot mértünk (RR>16/perc). A túl sok mozgási és egyéb műterméket tartalmazó felvételeket szintén nem vizsgáltuk tovább.

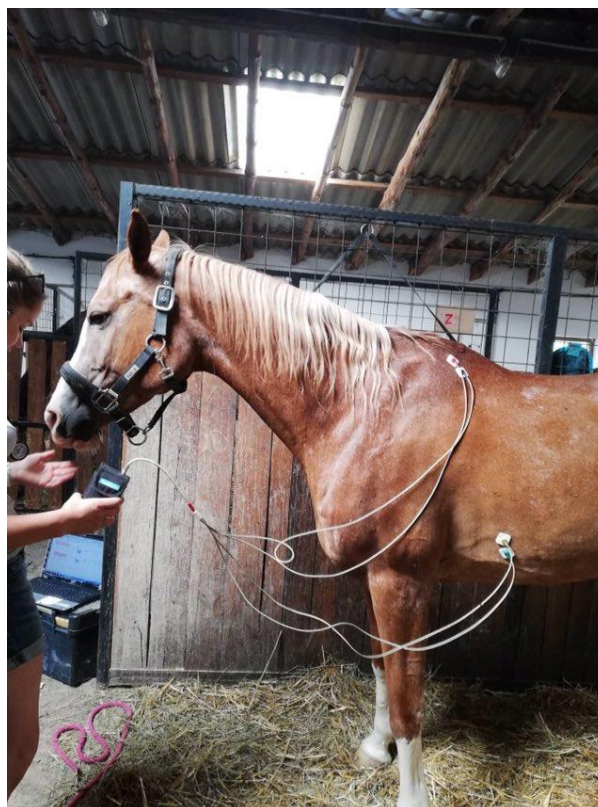
A méréseket a KRUUSE Televet 100-Telemetric ECG készülékkel végeztük, amely egy kétcsatornás (3/6 vektor) EKG felvételt biztosított. A két féle rögzítési mód közül (Telemetrikus és Holter) mi a Telemetrikus módot választottuk a rövidtávú felvételeinkhez. A Televet 100 valós időben továbbítja az adatokat, amelyek szinte azonnal megjelennek a számítógépen EKG hullámok formájában és automatikusan tárolódnak a gép merevlemezén(1. ábra)



*1. ábra* A képen látható a KRUSE Televet 100-Telemetric ECG készülék

A készüléket az állatok kötőfékéhez rögzítettük, valamint a kábeleit több helyen fixáltuk az állat sörényén/ nyakán annak elkerülése végett, hogy mozgás közben ne szakadjon meg a kapcsolat a mérőeszköz és az elektródák, valamint az állatok bőre között.

A pozitív elektródokat a bal oldalon a szív csúcsa fölött helyeztük el (először a zöldet, majd attól kissé dorsálisan a sárgát), a negatív elektródot (piros) pedig a bal oldali mar tájékra pozícionáltuk. A fekete semleges elektródot minden esetben a negatív elektródtól kissé ventrálisan erősítettük fel. (**2. ábra**)

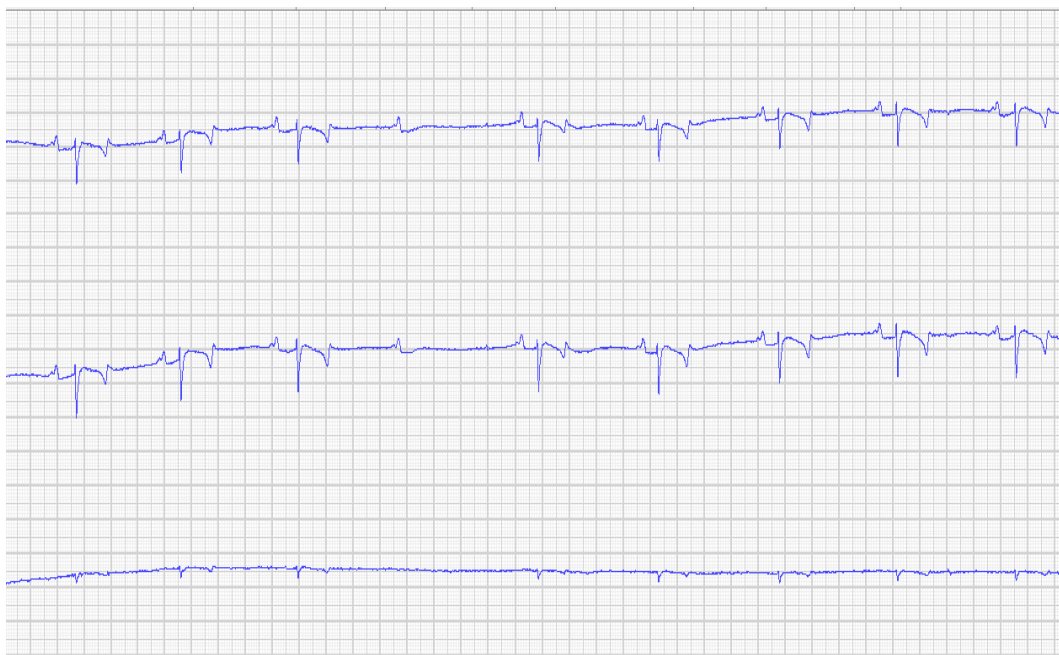


2. ábra A Telemetrikus EKG gyakorlati alkalmazása

Hasznos megkülönböztetni az alábbi típusú elektródákat: klipelektrodák, ragasztóelektrodák és kontaktelektrodák. A lovakban az előbbiek alkalmazása nem gyakori, mivel az elektródák bőrre történő rögzítése során az állat védelmi reakciójához vezethet, ezáltal megnövelve a balesetveszély esélyét. A kontaktelektrodákat géllal kombináljuk és rendszerint egy hevederrel rögzítjük. A kontaktelektrodák könnyen elmozdulhatnak az állat mozgása során olyan bőrfelületekre, amelyek nincsenek géllal fedve, ami így artefaktokat eredményez az EKG-felvételünkön. A méréseink alkalmával ragasztóelektrodákat használtunk, amelyek közvetlenül a bőrre tapadnak, és gél-magot is tartalmaznak. A legtöbb esetben ezzel a módszerrel kitűnő minőségű felvételeket sikerült készítenünk. Az RR-intervallumokat rögzített EKG-val kell kimutatni és ellenőrizni annak érdekében, hogy megbízhatóan mérje a HRV-t. A pulzusszám változékonyságának elemzéséhez az EKG optimális ajánlott mintavételi frekvenciáját 500 Hz-re vagy annál nagyobb értékre kell beállítani, annak biztosítása érdekében, hogy az R-hullám referenciapontja megfelelően meghatározásra kerüljön.

### 5.3 EKG adatfeldolgozás

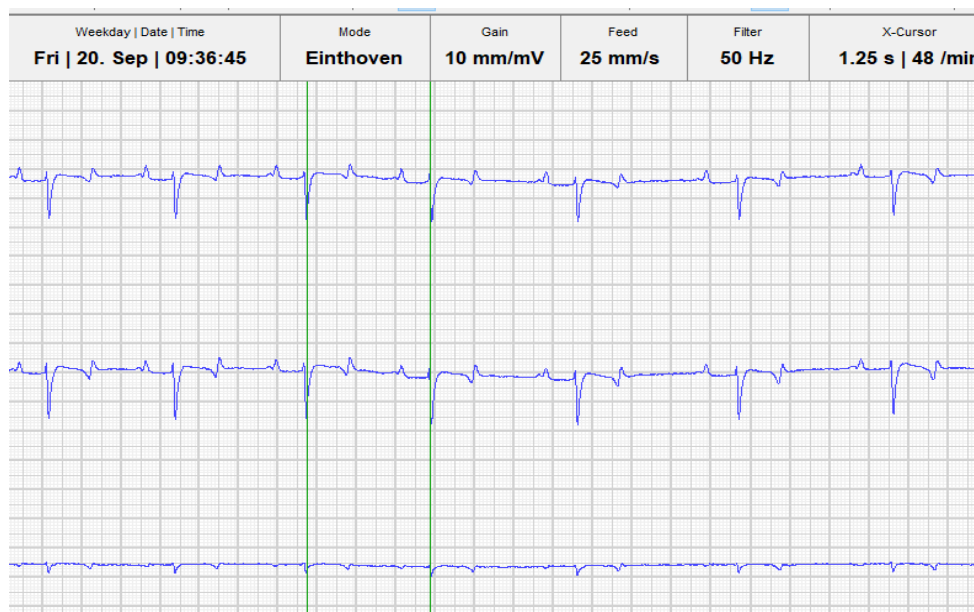
A lovakon elhelyezett Televet EKG készülék felvételeit egy számítógépen rögzítettük és egy speciális program (Televet) segítségével jelenítettük meg monitoron a vizuális elemzés érdekében. A Televet lehetővé teszi az EKG ábrázolását, és ezáltal az artefaktok manuális kikorrigálását az egyes szakaszokból. (**3. ábra**)



3. ábra A lovakban gyakran előforduló, a fiziológias aritmiák körébe tartozó másodfokú AVB (atrioventricularis blokk) EKG képe

A Televet kurzorát két szomszédos R- csúcsra helyezve a program egy pillanatnyi pulzus számot is meghatároz, mely alapján biztosítható volt, hogy csak nyugalmi szívfrekvencia variabilitás méréseket elemezzünk, azaz olyan szakaszokat, ahol a szívfrekvencia 28-46 ütés/perc között mozgott. Alkalmanként az EKG felhelyezése stressz hatást váltott ki a lovakból, ennek következtében a szívfrekvenciájuk megemelkedett, ekkor minden esetben meg kellett várnunk amíg visszaáll a normál nyugalmi frekvencia. (**4. ábra**)





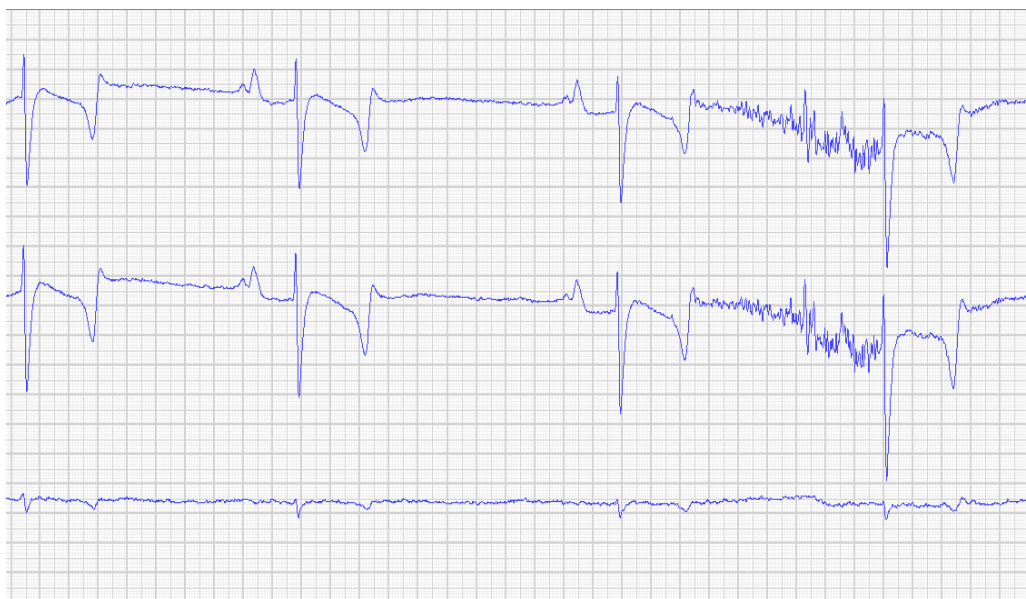
4. ábra A kurzorral kiválasztott RR-távolság és az ebből kiszámított pillanatnyi pulzus a Televet programban

A fél órás felvételekből végül kóros ütésektől és artefaktoktól mentes 2db 3-3 perces szakaszokat vágtunk ki. Ugyanabból a 30 perces felvételből minden esetben rögzítettünk 3 perc olyan szakaszt, ahol volt fiziológias aritmia, és 3 percet aritmia nélkül. Miután kivágtuk a felvételekből a nekünk szükséges EKG intervallumokat, a szoftver segítségével bejelöltük az RR távolságokat, majd az RR távolságok adatait exportáltuk txt. fájlba. Következő lépésben az RR távolságokat tartalmazó txt. fájl adatait feltöltöttük a Kubios elemző programba. Amennyiben szükség volt rá az adatokat előzetesen tisztítottuk (negatív értékek eltávolítása, mivel azok nem R-csúcsokat jelöltek).

#### 5.4 HRV elemző program és beállításai

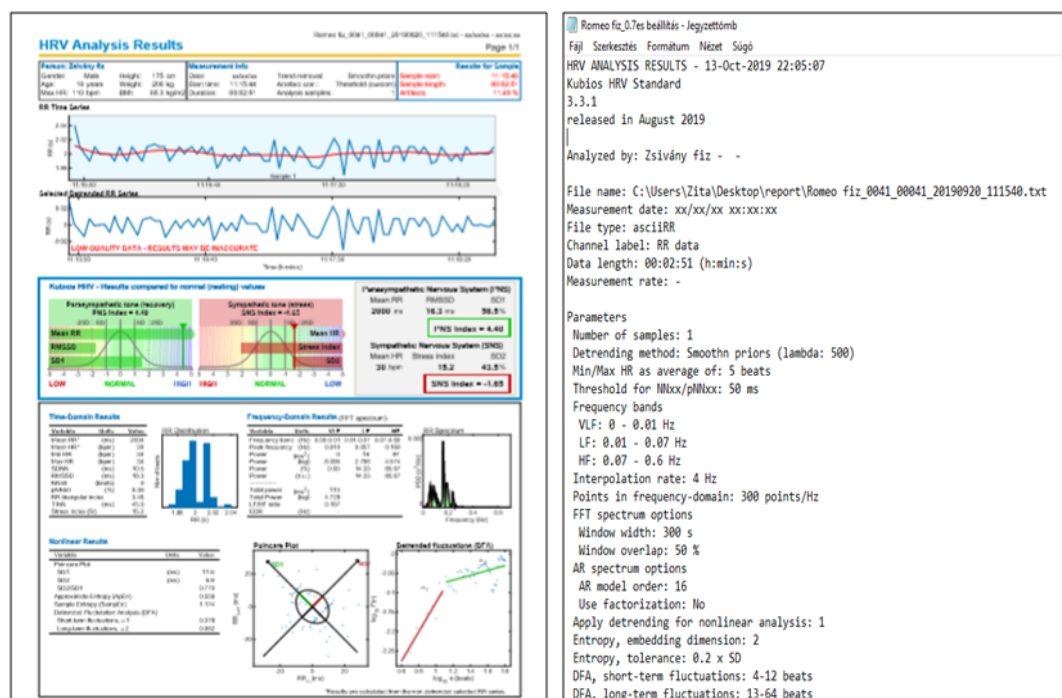
Az általunk használt HRV elemző program a Kubios HRV Standard volt. Eredetileg humán mérésekre tervezték, de a szakirodalmak és a használati útmutató alapján a megfelelő beállításokkal lovak mérésére is alkalmazható. Korábbi tanulmányok alapján nem csak humán és lovas kutatások alkalmával használták már többé-kevésbé megbízható eredménnyel, hanem haszonállatok vizsgálata során is (pl. szarvasmarha). A megbízható elemzéshez azonban elengedhetetlen az adott faj kardiovaszkuláris sajátosságainak megfelelő beállítások használata. A HRV elemző program végzett mind spektrális, mind időtartományi, és mind nem-lineáris elemzést is. Ez nagyon hasznosnak mutatkozott számunkra, ugyanis így rengeteg paraméter állt rendelkezésünkre, hogy vizsgálhassuk az

aritmias és az aritmia mentes szakaszok közötti összefüggéseket, illetve az esetleges eltéréseket. A frekvencia tartomány elemzéshez fontos volt a VLF, LF, HF pontos-lóra történő- beállítása, amely a szakirodalmak alapján a következők voltak: VLF= 0 - 0,01; LF= 0,01 - 0,07; HF= 0,07 - 0,6. A Kubios gyártó cég szakmai szaktanácsadása alapján a lambda értékét lovakban 500-ra állítottuk, mivel nem Polárral, hanem EKG készülékkel rögzítettünk, és már előzetesen tisztított adatokkal dolgoztunk, ezért artefakt korrekció nélküli elemzést alkalmaztunk.



5. ábra Az EKG mérések során gyakran előforduló artefakt megjelenésének egy formája

Az artefakt korrekció a Polar pulzusmérőknél fontos, mert ott nagyobb a hiba lehetősége, ugyanis a lovaknál előforduló kifejezett T- hullámot is sok esetben R- hullámnak nézi a rendszer és így téves adatokkal dolgozik, illetve a szűrők segítségével a másodfokú AV blokkot is ki kell szűrni az elemzésből. A mi esetünkben azonban mielőtt a Kubiosba behelyeztük volna a vizsgálni kívánt szakaszt, már vizuálisan ellenőriztük és manuálisan eltávolítottuk az artefaktokat (**5. ábra**) és patológias ütések, így a program korrekt módon tudta elemezni a kivágott intervallumokat. Az eredmények mind adat fájlban, mind pedig PDF formátumban elérhetővé váltak. (**6. ábra**)



6. ábra A Kubios által kapott eredményeket az elemzés végén a program kiadja nekünk PDF formátumban (bal oldali) és adatsor formájában is (jobb oldali)

## 5.5 Statisztikai módszerek

Az elemző program (Kubios) által kapott eredményeket importáltuk Excel-fájlba, majd miután kezelhető formátumba kerültek az adatok, R- program segítségével elvégeztünk egy párosított t-próbát. A célunk az volt, hogy kiderítsük melyik paraméterek mutatnak szignifikáns különbséget az aritmiás és az aritmia mentes EKG szakaszokból nyert egyes eredmények között. A statisztikai próba az aritmiás és az aritmia mentes részből nyert egyes értékeket hasonlítja össze olyan módon, hogy ugyanazon lónak az adatait vizsgálva megőrzi annak összetartozását mindkét csoportban.

## 6 Eredmények

A statisztikai elemzést követően a legtöbb szignifikáns eltérést az aritmiás és az aritmia mentes EKG szakaszok között az időtartományi paraméterek esetén kaptuk. A Mean RR, a Min HR és a Mean HR értékein kívül az összes időtartományi adatnál szignifikáns eltérést tapasztaltunk. (5. táblázat)

5. táblázat Időtartományi paraméterek eredményei (\*szignifikáns eltérést mutató paraméterek)

paraméter	aritmiás		aritmia mentes		p-érték
<b>Időtartomány</b>	átlag	szórás	átlag	szórás	
Mean RR (ms)	1662.71	239.47	1678.71	249.21	0.2574
*STD RR (ms)	85.35	42.31	64.60	29.41	0.0010
Mean HR	36.81	5.20	36.51	5.40	0.3827
*STD HR	1.96	0.84	1.46	0.76	<0.0001
Min HR	33.52	4.88	33.65	5.00	0.6708
*Max HR	43.58	7.25	41.82	6.62	0.0261
*RMSSD (ms)	107.14	68.40	79.37	39.68	0.0022
*NN50 (beats)	43.54	15.75	38.34	16.25	0.0016
*pNN50 (%)	46.54	17.56	41.35	17.09	0.0031

A frekvenciatartományi paramétereknél nem találtunk szignifikáns különbséget egyik vizsgált paraméterünknél sem, valamint a p-értékek meg sem közelítették a szignifikanciára jellemző 0,05-ös értéket, illetve az alatti adatállományt. (6. táblázat)

6. táblázat A frekvenciatartományi paraméterek eredményei

paraméter	aritmiás		aritmia mentes		p-érték
<b>Frekvenciatartomány (FFT)</b>	átlag	szórás	átlag	szórás	
VLF (Hz)	0.0092	0.002	0.0093	0.002	0.7427
LF (Hz)	0.043	0.013	0.046	0.014	0.3087
HF (Hz)	0.140	0.069	0.136	0.062	0.7576
VLF (%)	0.049	0.071	0.065	0.082	0.1788
LF (%)	37.74	18.96	35.52	18.65	0.4637
HF (%)	62.21	19.00	64.42	18.68	0.4673
LF (n.u.)	37.76	18.99	35.55	18.67	0.4649
HF (n.u.)	62.24	18.99	64.45	18.67	0.4648
Total power (ms)	7631.48	13079.37	3984.61	4376.89	0.0529
LF/HF ratio	0.817	0.759	0.718	0.623	0.4206

A nem lineáris mérési módszert mutató adatok közül mind az SD1, mind az SD2 jelentős eltérést adott, viszont a két paraméter arányában (SD2/SD1) nem következett be említésre méltó változás. **(7. táblázat)**

7. táblázat A nem lineáris elemzési módszer paramétereinek eredményei (\*szignifikáns eltérést mutató paraméterek)

paraméter	aritmiás		aritmia mentes		p-érték
<b>Nem lineáris elemzés</b>	átlag	szórás	átlag	szórás	
*SD1 (ms)	76.21	48.78	56.46	28.28	0.0023
*SD2 (ms)	91.28	40.87	68.35	29.60	0.0001
SD2/SD1 ratio	1.34	0.483	1.295	0.459	0.4830

A szimpató-paraszimpatikus egyensúlyt, illetve annak eltolódását mutató indexek közül mind a háromnál (SNS-, PNS-, és Stressz-index) jelentősnek mutatkozott a két esetben mért eredmények közötti különbség. **(8. táblázat)**

8. táblázat A PNS-, SNS- és Stressz indexek eredményei (\*szignifikáns eltérést mutató paraméterek)

paraméter	aritmiás		nem aritmiás		p-érték
<b>Indexek</b>	átlag	szórás	átlag	szórás	
*PNS index	5.17	2.45	4.51	1.72	0.0075
*SNS index	-2.67	0.548	-2.49	0.614	0.0003
*Stressz index	4.82	1.75	6.12	2.45	<0.0001

Fontos figyelembe venni a megértés és az összefüggések átlátása szempontjából, hogy a Stressz- és SNS-indexet leszámítva minden esetben az aritmiát tartalmazó intervallumoknál mutattak magasabb értéket a mért adatok.

## 7 Megbeszélés

A HRV analízis lovakban történő használatát, a mérési módszert és annak kiértékelését nehezítik a nyugalmi helyzetben magas vagus tónus miatt gyakori élettani aritmiák (40).Az elmúlt évek szakirodalmait áttekintve megállapítható, hogy nem lehet olyan kutatást találni, amely korrekció nélküli nyers EKG felvételekkel dolgozott volna és

azokat hasonlította volna össze a mesterségesen korrigált értékekkel. Lóban jelenleg úgy használják a HRV analízist, hogy ismeretlen, milyen módon befolyásolja a nyugalmi erős fiziológiás vagus hatás a HRV paramétereket. Más fajokban a szívfrekvencia variabilitás analízishez szükséges a tiszta, aritmia mentes nyugalmi RR szakaszok felhasználása, azonban az embernél és az eddig vizsgált fajoknál az olyan fiziológiás nyugalmi aritmiák, mint az AV- vagy szinusz blokkok, nem jellemzik az egyed ANS-ének paraszimpatikus befolyását. A különböző ló populációkat vizsgálva az is nyilvánvalóvá vált, hogy minél edzettebb egy ló, annál kifejezettebb a paraszimpatikus hatás nyugalmi állapotban, így annál magasabb a fiziológiás aritmia előfordulási aránya és ezek közül is elsősorban a másodfokú AV blokké, mely rendkívül hosszú, dupla RR távolságokat eredményez (41, 42). A legtöbb esetben az AVB-kal rendelkező lovakat kizárták a vizsgálatokból, illetve csak olyan felvételeket alkalmaztak vagy vágtak ki egy hosszabb felvételtől, melyek mindennemű ritmuszavartól és artefakttól menteseknek bizonyultak. A fiziológiás AV blokkokra az jellemző, hogy fizikai vagy pszichés stresszre megszűnnek, miközben a szívfrekvencia kissé emelkedik (14). Felmerül a kérdés, hogy az eddigi vizsgálatok során - melyeknél az EKG-kból aritmia mentes szakaszokat vágtak ki-, valóban nyugalmi HRV elemzések készültek vagy a nyugalmi vagus eredetű aritmia megszűnése már egy fizikai és pszichés stressz jele volt (bármilyen enyhe is). Ez utóbbi esetben a kapott értékek nem tekinthetők az egyedre nézve minden esetben validnak.

Az eredmények szempontjából szintén fontos megjegyezni, hogy ilyen méretű populációt (n=50) ezelőtt HRV analízissel még nem vizsgáltak, amely szintén megerősíti eredményeink bizonyító erejét. A nemzetközi szakirodalomban található két olyan forrás, mely nem korrigált HR monitor (Polar S810i készülék) adatokat hasonlít össze a korrigált Polar illetve a "tiszta", aritmia mentes EKG szakaszokkal (38, 39). A nem korrigált Polar adatok Parker és munkatársai (2009) kutatásában valószínűleg tartalmazznak fiziológiás aritmiákat, akár másodfokú AV blokkot is. Ille és munkatársai (2014) cikke esetében a korrigálatlan Polar adatok valószínűleg nem tartalmazznak vagus hatásra megjelenő jelentős fiziológiás aritmiákat, mivel a tanulmány Haflingi lovakon készült, magas nyugalmi HR mellett ( $44 \pm 5$ ). Maga a fajta jellege és a magas nyugalmi szívfrekvencia mind arra utalt, hogy ebben a vizsgálati felállásban nem kellett jelentős vagus hatásra jelentkező aritmiával számolni. A két tanulmány eredményei között lévő diszkrepanciák, is ezt a feltételezést támasztják alá: Parker és mtsai szerint a Polar és az EKG adatok alapján készült HRV vizsgálatok eredményei még korrekció után sem felcserélhetők, Ille és munkatársai szerint

a korrigált, a korrigálatlan Polar és HRV adatok között minden esetben szignifikáns összefüggés van. Ille és mtsai kutatási eredményeit az is befolyásolta, hogy a lovakat kikötött állapotban vizsgálták és a Kubios beállításokban nem megfelelő artefakt korrekciós szűrőt alkalmaztak (Kubios user's guide).

Ha a mi eredményeinket vizsgáljuk, akkor megfigyelhető, hogy az időtartományi paramétereknél az átlag RR átlaga és szórása illetve a Mean HR értéke és szórása mindkét esetben (aritmiás szakasz: RR=1662,71ms, sd: 239,47; HR: 36, 81, sd: 5,2 és aritmia mentes szakasz: RR=1678,71ms, sd: 249,21; HR: 36,51, sd: 5,4) hasonlóan alakult, ami bizonyítja, hogy a lovakról mindkét szakasz elemzése során csak nyugalmi szívfrekvencia mellett készült EKG felvételeket használtunk. Parker és munkatársai kutatásában szintén látható (38), hogy az általa vizsgált populáció lovait is mindkét esetben (korrigálatlan HRm: Mean HR=36, sd: 3,8; EKG: Mean HR=36,2, sd: 3,9) a vizsgálatnak megfelelő pulzus mellett elemezték.

Az NN50 jelöli a két egymást követő normál R-R távolságok közötti különbségeket, melyek meghaladják az 50 ms-ot, továbbá a pNN50 ezen értékek százalékos arányát mutatja meg nekünk. Az aritmiás felvételekben ezek jelentősen többnek bizonyultak a menteshez képest, ami logikusan egybevág ennek hátterével, ha csak arra a tényre gondolunk, hogy egy másodfokú AVB esetén az R-R intervallum máris a kétszeresére emelkedik. A szívfrekvencia átlag szórása (STD HR) szintén a ritmuszavaros felvételeknél mutatott nagyobb értéket az STD RR-rel (standard deviation of RR intervalls) együtt, mely mindkét esetben szignifikánsnak bizonyult. Ez magyarázható a valószínűsíthetően jelen lévő sinus aritmia, a sinoatrialis blokk, a vándorló pacemaker, az első- és másodfokú atrioventricularis blokk hátterében meghúzódó n. vagus-on közvetített késleltetéssel, kimaradással, illetve az ebből következő növekvő és csökkenő vagus hatással, melyet felelősnek tartanak az említett kardiális jelenségekért (41). Az RMSSD - mely az egymást követő különbségek átlagának négyzetgyöke és a vagus tónus befolyásának mértékéről tájékoztat minket-, egyértelműen a ritmuszavaros esetben emelkedett meg. Ezt magyarázza szintén a nyugalomban uralkodó paraszimpatikus hatás. Az RMSSD-t tekintve Parker és munkatársai (38) eredményeivel történő összevetéskor eltérés mutatkozik, ugyanis ők a tanulmányukban jóval magasabb RMSSD értékeket kaptak, ami kifejezettebb vagus hatásra utal. Több dolog is állhat az eltérés mögött. Egyrészt a munkájuk során használt lovak a szabad tartás körülményeihez szoktak hozzá, ami a legkevesebb stressz-hatással jár, ugyanis egész nap lehetőségük van a legelésre, a

mozgásra és nem utolsó sorban a társas kapcsolatok kiépítésére fajtársaikkal. A mi lovainkat egyedi bokszokban helyezték el, mely tartástechnológia HRV analízissel is kimutathatóan sokkal stresszesebb körülményeket teremt az állatok számára (43). Másrészt az adatok közötti különbséget a felvételek hosszának eltérése (3 perc versus 5 perc) is eredményezhette, ugyanis az RMSSD csak ugyanolyan hosszúságú EKG felvételek esetén ad számunkra összehasonlítható eredményt.

A nem lineáris elemzési módszerek adatainál először az SD1-et vizsgáltuk, mely érzékenyebb a gyors és magas gyakoriságú változásokra, valamint az RMSSD-hez hasonlóan a vagus hatás indexeként értelmezhető. Esetünkben az aritmiáknál találtuk magasabbnak, ami már a fent említett élettani sajátosságok következtében logikusnak tekinthető. Az SD2 a másik fontos paraméter, ami fontos információval szolgálhat ennél a mérési módszernél. Az SD2-t hosszú távú változások mutatójaként értelmezhetjük, mely a szimpatovagális egyensúlyról tájékoztat bennünket. A kutatásunk során rövidtávú felvételeket használtunk, így ez nem ad számunkra megbízható eredményt. A kettő aránya (SD2/SD1), viszont nem mutatott szignifikáns eltérést, ami szintén kérdéses az értékelhetőség szempontjából az SD2 miatt.

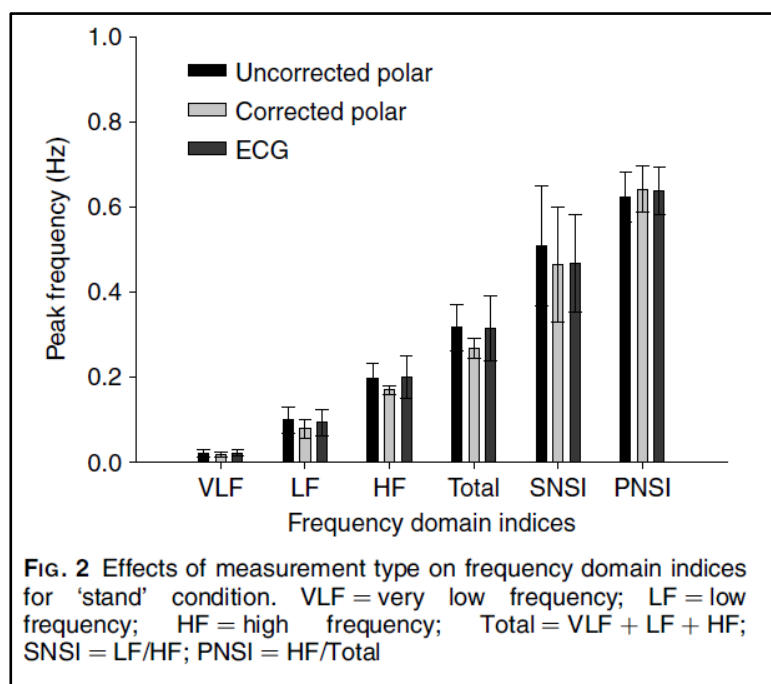
A PNS (paraszimpatikus idegrendszer) indexet az Mean RR, az RMSSD és az SD1értékeiből számoljuk. A n.vagus hatással van egyrészt a szívfrekvenciára, és így a Mean RR-re, másrészt a légzésre (légzési sinus aritmia), és ezáltal az RMSSD-re. Ezen kívül összefüggésben van az SD1-gyel, ami hasonlóan az RMSSD-hez a vagus tónus által befolyásolt paraméter. Frekvenciatartományi adatokat nem használnak a PNS index meghatározásához, mivel azok nagyon érzékenyek a légzési sinus aritmiára, illetve a légzésszámmra. Az adatainkból is jól látszik, hogy a n.vagus miatti emelkedett paraszimpatikotónia eredetű aritmiáknál lesz magasabb a PNS indexünk.

Az SNS (szimpatikus idegrendszer) index és a Stressz index esetén is szignifikánsnak bizonyultak az eltéréseink, de ebben az esetben az aritmia mentes felvételekben mutattak magasabb értéket, ami megfelel annak a gondolatmenetnek, hogy az aritmia mentes időszakokban a vagus hatás nem érvényesül nagyobb mértékben.

Az aritmiás és nem aritmiás szakaszok frekvenciatartomány paramétereinek összehasonlításakor nem találtunk szignifikáns eltérést, de a statisztikai eredmények önmagukban sajnos nem jelentik a mérési rendszerek felcserélhetőségét (időtartomány elemzés és frekvenciatartomány elemzés). Ennek az eredménynek az is ellentmond, hogy



elméletileg a spektrális elemzés paraméterei nagyon érzékenyek a rendellenes ütésekre, illetve az esetlegesen tévesen értelmezett R-csúcsokra, így még az enyhe szabálytalanságok sem tolerálhatóak (38). A jel-zaj arány problémának köszönhetően a mérések közötti szignifikáns eltérések hiánya esetén sem lehet egyértelműen kijelenteni a két módszer egyenértékűségét. Még érdekesebbé teszi ezt a furcsa eredményt, hogy megegyezik Parker és munkatársai eredményeivel, miszerint a korrigálatlan Polar és az EKG között ők sem találtak szignifikáns különbséget a frekvenciatartományi paraméterekben.



7. ábra A mérési módszerek hatása a frekvenciatartomány paraméterekre „álló” állapotban (38)

Az általuk készített ábrán (7. ábra) az is látszik, hogy a korrigálatlan HRm értékek még jobban egyeznek az EKG értékekkel, mint a korrigált Polar értékek, mivel azok feltehetően a túlkorrekció miatt veszítenek a frekvenciatartományokból. Ha a mi adathalmazunkból egy-egy egyedre vonatkozó frekvenciaparaméter párokat véletlenszerűen kiragadunk és megvizsgáljuk (9. táblázat) akkor megfigyelhető, hogy valójában a mért értékek között nem látszik összefüggés. Annak bizonyítására, hogy ez általánosan igaz a frekvenciatartományi értékekre, további statisztikai elemzés elvégzésére van szükség. Feltételezhetően a Bland-Altman elemzés hasznosabb statisztikai módszer ezekben az esetekben a két mérési rendszer közötti hasonlóság vizsgálatára (38).

9. táblázat Véletlenszerűen kiválasztott frekvenciapárok kilenc vizsgált lovunk eredményeiből

ló sorszáma	aritmiás csoport LF/HF (FFT)	aritmia mentes csoport LF/HF_(FFT)
1	0,1959	0,1272
2	0,7241	1,2973
3	0,4358	0,0964
4	0,7975	0,3533
5	1,8406	0,4458
6	0,6043	0,8509
7	1,5489	0,6149
8	0,3868	0,2177
9	1,1407	1,5033

Ugyanebben a tanulmányban megállapították azt is, hogy a tisztított EKG felvétel értékeit alapul véve a Polar műtermék-szűrő nélküli használata esetén alul, használatával viszont túlkorrigálja az IBI értékeket is.

Ha áttekintjük az adatgyűjtési, mérési és adatelemzési módszerünket és azt összehasonlítjuk a nemzetközi szakirodalóban található jelenlegi ajánlásokkal, akkor elmondhatjuk, hogy minden tekintetben a lehető legoptimálisabb és legprecízebb beállításokat alkalmaztuk. A méréseket Stucke D. és munkatársai (2015) (13) ajánlása szerint mi is bokszban végeztük úgy, hogy a lovak kikötésére nem került sor a felvételek készítésének ideje alatt. Technikailag általában egyszerűen kivitelezhetőnek mutatkozott ez a megoldás, mert a lovak a mozgásukban oly mértékben korlátozva maradtak, hogy a pulzusuk ne emelkedjen, illetve az ismerős környezet nem okozott stresszt számukra. A méréseket 30 percig végeztük, majd az elemzés során végül 3 perceként sikerült kivágnunk a felvételekből az artefaktok és aritmiák miatt. Mivel a lovaknak alacsony a nyugalmi

szívfrekvenciájuk ahhoz, hogy megfelelő mennyiségű IBI-t elemezzünk legalább 2 perces intervallumot kell vizsgálni (39). A méréshez ragasztó elektródák használata volt a legegyszerűbb, mert semmiféle védelmi reakcióhoz nem vezetett, és jó minőségű felvételt eredményezett. Mindezek mellett kiemelt figyelmet szenteltünk annak, hogy a lovak a felvétel ideje alatt stabil légzésszámmal rendelkezzenek, mert a frekvenciatartományi paraméterek (főleg a HF) rendkívül érzékenyek a légzésfrekvencia változására (13). Kutatásunkban csak EKG-val dolgoztunk, ugyanis a Polar és más szívfrekvencia monitorok (HRm) a lovakra jellemző kifejezett T-hullámokat is sok esetben R-nek nézik, illetve aritmia esetén az R-csúcsokat néhány alkalommal rosszul olvassák be. Stucke D. és munkatársai, illetve Borell és mtsai szerint az EKG-t sokkal biztonságosabban lehet alkalmazni, mert a felvételek vizuálisan kontrollálhatóak, majd manuálisan az artefaktok, illetve (amikor szükség van rá) az aritmiák könnyen kiszűrhetők. Érdekes itt azt is megjegyezni, hogy bár a lovak HRV analízise előtt a szakirodalom szerint minden egyes AV blokkot el kell távolítani, az elsőfokú AVB-okkal azonban senki nem foglalkozik. Nincs meghatározva egy arányszám, ami felett már elsőfokú AVB-nak nevezhető egy PQ távolság. Konkrét számot erre nem is lehetne mondani, ugyanis minden lóban más- más alap szívfrekvenciával találkozunk, de egy százalékos határértéket meg lehetne állapítani egyértelműen a szomszédos PQ távolságok mérésének, és ezáltal az elsőfokú AVB-ok kiszűrésének megkönnyítésére. A Kubios user'sguide-ja által javasolt műtermék szűrőt a cég fejlesztői szerint a mindenkori átlagos RR távolság 30% -ára kell állítani, ami egy átlagos ló esetén 500-800 ms között van, de ezek jóval magasabb értékek, mint egy elsőfokú AV blokk PQ távolság növekedése. Az aritmia mentes csoport szakaszainak kiválogatásánál valószínűleg mi sem tudtunk manuálisan minden elsőfokú AVB-kal rendelkező lovat kiszűrni.

A kutatásunk eredményei alapján arra jutottunk, hogy ugyanannak a lónak az aritmiás, illetve nem aritmiás időszakban mért időtartományi és a nem lineáris elemzési módszerrel kapott paraméterei egymással nem felcserélhetőek, viszont élettanilag jól magyarázhatóak és megegyező trendeket mutatnak. Az aritmiás és nem aritmiás szakaszok frekvenciatartományi paraméterei között bár szignifikáns különbséget nem tudtunk kimutatni, mégsem merjük azokat felcserélhetőnek nevezni.

A nemzetközi szakirodalom részletes elemzése és a Kubios cég fejlesztőivel történt egyeztetést követően az is kiderült, hogy az eddig megjelent -Kubios elemző programot alkalmazó - cikkek egy részében hibás szűrési kritériumokat állítottak be (39). Ahhoz,

hogy egyszer a HRV analízis a lógyógyászatban és a lósportban is éppen olyan minőségi vizsgálati eredményeket adjon, mint emberben még számos nagy minta elemszámot tartalmazó szigorúan beállított alapvizsgálatra lesz szükség. Addig is lóban a HRV analízissel kapcsolatos szakirodalmi eredményeket érdemes mindig kritikus szemmel megvizsgálni.

## 8 Összefoglalás

A szív működés folyamatosan válaszol a neurohormonalis folyamatokra, ennek köszönhetően képes alkalmazkodni az aktuális környezeti ingerekhez. A szívfrekvencia-változékonyság (HRV) a két szívverés intervallum közti eltérést jelenti, mely értékét a vegetatív idegrendszer szabályozza. A szívritmus-variancia mérése egy olyan nem invazív módszer, mely alkalmazásával lehetőség nyílik a szimpatikus és paraszimpatikus idegi aktivitás egymástól független vizsgálatára, valamint a kettő arányának megállapítására.

Az elmúlt évek kutatásai alapján arra a következtetésekre jutottak, hogy a HRV lovakban is jól használható pl. az edzettség mérésére. Lovakban azonban a mérési módszert és annak kiértékelését nehezítik a nyugalmi helyzetben magas vagus tónus miatt gyakori élettani aritmiák.

Kutatásunk célja az volt, hogy megvizsgáljuk az ilyen fiziológiás paraszimpatikotóniából eredő aritmiás szakaszok eltávolítása milyen módon változtatja meg a kapott HRV paramétereket. A tanulmányunk során 50 lóról készült 30 perces EKG-felvételekből tudtunk 3-3 perc aritmia nélküli és fiziológiás aritmiát tartalmazó szakaszt kivágni. Fontos volt, hogy a használt felvételek artefakt mentesek legyenek. Ezeket a kivágott EKG szakaszokat egy HRV elemző programmal (Kubios) értékeltük. A mintáinkat szűrő beállítása nélkül vizsgáltuk először. Az aritmiás és nem aritmiás szakaszok alapján kapott HRV paraméterek különbségeit párosított t-próbával elemeztük. Az összehasonlításban a Max HR, az SNS-, illetve a Stressz indexben találtunk eltérést. A pNN50 érték szűrő alkalmazása nélkül a szignifikancia szinthez nagyon közeli értéket mutatott ( $p=0,05316$ ). A pNN50 érték jelöli azon szomszédos R-R távolságok közötti különbségek százalékos arányát, melyek 50 ms-nál nagyobbak. A Max HR a korrekció nélküli vizsgálatban szignifikánsan különbözött az aritmiás és nem aritmiás szakaszokat vizsgálva, az aritmiás lovak esetében átlagosan magasabb volt. A kapott SNS- és Stressz index adatokat tekintve látható, hogy a paraméterek egybehangzóak, ugyanis az aritmia mentes szakaszok vizsgálata során az SNS index értékei 74%-os arányban, míg a Stressz

index értékei 78%-os arányban voltak magasabbak az aritmiás szakaszok eredményeihez képest. Ebből jól látszik, hogy az aritmiás szakaszokban a paraszimpatikus idegrendszer, az aritmia mentes részeken pedig a szimpatikus idegrendszer a mérvadó.

Kijelenthető, hogy a szignifikáns eltéréseket mutató paraméterek ellenére, a program használható a fiziológiás aritmiás lovak esetében is, akár egy HRV alapú tréning terv elkészítésére, mert az ilyen értékelések során általánosan használt paramétereknél, mint például az LF, HF, LF/HF, nem találtunk szignifikáns eltérést. Azonban, ha lovak esetében valamilyen nyugalmi állapotban vizsgálandó stressz szituáció elbírálásához alkalmazzuk a HRV paramétereket, akkor a fiziológiás aritmiák manuális eltávolítása a vizsgálandó EKG szakaszokból feltehetően torzítja a paraszimpatikus idegi aktivitás értékelését.

## 9 Summary

Cardiac function is continuously responding to the neurohormonal influences and thanks to that, it can perfectly adapt to the actual environmental stimuli. The heart rate variability (HRV) is the difference between two heart beats' interval, which is controlled by the autonomous nervous system. Heart rate variability measurement is a non-invasive method which enables us to examine and distinguish the activity of the sympathetic and parasympathetic nervous system, and also to determine the rate of the two measured parameter.

Studies from recent years showed that HRV can be an indicator of a horse's training status. However in the resting horse, arhythmias caused by high vagal tone makes the measurements and evaluation much more difficult.

The aim of this study was to evaluate the changes in HRV parameters after deleting the arhythmic phases caused by the physiological parasympatricotony. In our research we were able to cut 3-3-minute phases with and without physiological arhythmias from 30 minutes long ECG-recordings of 50 horses. It was very important that all of the recordings had to be artefact-free. Then these cut-off phases were put into an HRV analysing program (Kubios). Firstly the samples were examined without any correction filter. The changes in HRV parameters from the arhythmic and non-arhythmic phases were analyzed by a paired t-test. As a result we found differences in HR max, SNS index and Stress index. The p value of pNN50 parameter was very close to the level of significance ( $p=0,05316$ ). The pNN50

is the percentage of the number of pairs of successive R-R intervals that differ by more than 50 ms. In the correction-free test the HR max value showed significant difference between the arrhythmic and non-arrhythmic phases. At the end, the results were higher in the arrhythmic group. Considering the data from the SNS and Stress Index, the parameters were simultaneous, since during the examination of the non-arrhythmic phases, the values of the SNS index were 74% higher than the values of the arrhythmic phases, while this rate was 78% in the case of Stress index. According to these rates we can claim, that in the arrhythmic phases the parasympathetic, while in the non-arrhythmic phases the sympathetic nervous system was dominant.

In conclusion, in spite of the parameters with significant differences, the program can also be used in the cases of horses with physiological arrhythmias, even for making an HRV-based training plan because when we compared the parameters generally used for HRV analysis such as LF, HF, LF/HF we did not find any statistically significant difference.

## 10 Irodalomjegyzék

1. ChuDuc, H., NguyenPhan, K., NguyenViet, D., 2013: A review of heart rate variability and its applications. *APCBEE Procedia*, 7. p. 80–85.
2. Lewis, M.J., Kingsley M., Short A.L., Simpson K., 2007: Influence of high-frequency bandwidth on heart rate variability analysis during physical exercise. *Biomedical Signal Processing Control.*, 2. p. 34–39.
3. von Borell, E., Langbein, J., Després, G., Hansen, S., Leterrier, C., Marchant- Forde, J., Marchant-Forde, R., Minero, M., Mohr, E., Prunier, A., Valance, D., Veissier, I., 2007: Heart rate variability as a measure of autonomic regulation of cardiac activity for assessing stress and welfare in farm animals – a review. *Physiology Behavior*, 92. p. 293–316.
4. Hon, E.H., Lee, S.T., 1965: Electronic evaluations of the fetal heart rate patterns presiding fetal death, further observations. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 87. p.814-826.
5. Wolf, M.M., Varigos, G.A., Hunt, D., Sloman, J.G., 1978: Sinus arrhythmia in acute myocardial infarction. *Medical Journal of Australia*, 2. p. 52–53.
6. Akselrod, S., Gordon, D., Ubel, et al., F.A., 1981: Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: A quantitative probe of beat to beat cardiovascular control. *Science*, 213. p.220-222.
7. Pagani, M., Lombardi, F., Guzzetti, S., et al., 1986: Power analysis of heart rate and arterial pressure variability a marker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog. *Circulation*, 59. p. 178 - 193
8. Malik, M., Farrell, T., Cripps, T., et al., 1992: Heart rate variability in relation to prognosis after myocardial infarction: Selection of optimal processing techniques. *European Heart Journal*
9. Bigger, J.T., Fleiss, J.L., Steinman R.C., et al., Frequency domain measures of heart period variability and mortality after myocardial infarction. *Circulation*, 85: 164- 171.
10. Saul, J.P., Albrecht, P., Berger, R.D., et al., 1988: Analysis of long term heart rate variability: Methods, 1/f scaling and implications. *Computers in Cardiology*. Washington, D.C., IEEE Computer Society Press, p. 419-422.

11. Task Force of the European Society of Cardiology the North American Society of Pacing Electrophysiology, 1996: Heart rate variability. *Circulation*, 93.5. p.1043-1065.
12. Munsters, C. C. B. M., de Gooijer, J.-W., van den Broek, J., van Oldruitenborgh-Oosterbaan, M. M. S., 2012: Heart rate, heart rate variability and behaviour of horses during air transport. *Veterinary Record*, 172. 1. p. 15–15.
13. Stucke, D., Grosse R., Lebelt, D.M., 2015: Measuring heart rate variability in horses to investigate the autonomic nervous system activity - pros and cons of different methods. *Applied Animal Behaviour Science*, 166. p.1-10
14. Marr, C., Bowen, M., 2010: Equine Cardiology. 2nd ed. United Kingdom, Saunders Ltd, p. 21-66.
15. Gehrke, E.K., Baldwin, A., Schiltz, P.M., 2011: Heart rate variability in horses engaged in equine-assisted activities. *Journal of Equine Veterinary Science*, 31.2. p. 78-84.
16. Dukes, H.H., 2004: Dukes' physiology of domestic animals. 12th ed. Ithaca, Cornell University Press.
17. Lombardi, F., Stein, P.K., 2011: Origin of heart rate variability and turbulence: an appraisal of autonomic modulation of cardiovascular function. *Frontiers in physiology*, 2. p. 95.
18. Yamamoto, Y., Hughson, R.L., Peterson, J.C., 1991: Autonomic control of heart rate during exercise studied by heart rate variability spectral analysis. *Journal of Applied Physiology*, 71. 3. p. 1136-1142.
19. Menzies-Gow, N., 2001: ECG interpretation in the horse. *In Practice*, 23. 8. p. 454–459.
20. Rezakhani, A., Godarzi, M., TabatabaeiNaeini, I., 2005: A Combination of atrioventricular block and sinoatrial block in a horse. *Acta Vet Scandinavica*, 46. 3. p. 173-175.
21. Ryan, N., Marr, C.M., McGladdery, A.J., 2005: Survey of cardiac arrhythmias during submaximal and maximal exercise in Thoroughbred race horses. *Equine Veterinary Journal*, 37. 3. p.265–268.
22. Porges, S.W., 2007: The polyvagal perspective. *Biological Psychology*, 74. p. 116–143.
23. Porges, S.W., 2007: A phylogenetic journey through the vagus and ambiguous Xth cranial nerve: a commentary on contemporary heart rate variability research. *Biological Psychology*, 74. p. 301–307.
24. Spyer, K.M., 1995: Central nervous mechanisms responsible for cardio-respiratory homeostasis, *Advances in Experimental Medicine and Biology*, 381. p. 73-9.
25. Berntson, G.G., Cacioppo, J.T., Quigley, K.S., 1993: Respiratory sinus arrhythmia: autonomic origins, physiological mechanisms, and psychophysiological implications. *Psychophysiology*, 30. 2. p. 183-96
26. Lopes O.U., Palme, J.F., 1976: Proposed respiratory 'gating' mechanism for cardiac slowing. *Nature*, 264. 5585. p. 454-6.
27. Mendelowitz, D., 1999: Advances in parasympathetic control of heart rate and cardiac function. *News in physiological sciences*, 14. p.155-161.
28. Yasuma, F., Hayano, J., 2004: Respiratory sinus arrhythmia: why does the heart beat synchronize with respiratory rhythm?, *Chest*, 125. 2. p. 683-90.
29. Allen, J.J.B., Chambers, A.S., Towers, D.N., 2007: The many metrics of cardiac chronotropy: a pragmatic primer and a brief comparison of metrics. *Biological Psychology*, 74. p. 243–262.
30. Laborde, S., Mosley, E., Thayer, J.F., 2017: Heart rate variability and cardiac vagal tone in psychophysiological research – recommendations for experiment planning, data analysis, and data reporting. *Frontiers in Psychology*, 20. 8. p. 213

31. Pumprla, J., Howorka, K., Groves, D., Chester, M., Nolan, J., 2002: Functional assessment of heart rate variability: Physiological basis and practical applications. *International Journal of Cardiology*, 84. 1. p. 1-14.
32. Pieper, S.J., Hammill, S.C., 1995: Heart rate variability: Technique and investigational applications in cardiovascular medicine. *Mayo Clinic Proceedings*, 70. 10. p. 955-964.
33. Roy, M.-F., Lavoie, J.-P., 2003: Tools for the diagnosis of equine respiratory disorders. *Veterinary Clinics of North America: Equine Practice*, 19. 1. p. 1-17.
34. Marjan, J., Prišenk, J., Vindis, P., et al., 2010: The art equipment for measuring the horse's heart rate. *Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering*, 41.
35. Cottin F., Médigue C., Lopes P., Petit E., Papelier Y., Billat V.L., 2005., Effect of exercise intensity and repetition on heart rate variability during training in elite triathlon horse, *International Journal of Sports Medicine*, 26:10. 859-867.
36. Sztajzel, J., Jung, M., Sievert, K., Bayes De Luna, A., 2008: Cardiac autonomic profile in different sports disciplines during all-day activity, *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 48. 4. p. 495-501.
37. Kiviniemi, A.M., Hautala, A.J., Kinnunen, H., Tulppo, M.P., 2007: Endurance training guided individually by daily heart rate variability measurements. *European Journal of Applied Physiology*, 101. 6. p. 743-751.
38. Parker, M., Goodwin, D., Eager, R., Redhead, E., Marlin, D., 2009: Comparison of Polar® heart rate interval data with simultaneously recorded ECG signals in horses. *Comparative Exercise Physiology*, 6. 4. p. 137-142.
39. Ille, N., Erber, R., Aurich, C., Aurich, J., 2014: Comparison of heart rate and heart rate variability obtained by heart rate monitors and simultaneously recorded electrocardiogram signals in non exercising horses. *Journal of Veterinary Behavior: Clinical Applications and Research*, 9. 6. p. 341-346
40. Menzies-Gow, N., 2001: ECG interpretation in the horse. *In practice*, 23. 8. p. 6.
41. Reef, V.B., 1989: Frequency of cardiac arrhythmias and their significance in normal horses. *Proceedings 7th, American College of Veterinary Internal Medicine Forum*, p. 506-508.
42. Holmes, J.R., 1990: Electrocardiography in the diagnosis of common cardiac arrhythmias in the horse. *Equine Veterinary Education*, 2. p. 24-27.
43. Werhahn, H., Hessel, E.F., Van denWeghe, H.F.A., 2012: Competition horses housed in single stalls (II): effects of free exercise on the behaviour in the stable, the behaviour during training, and the degree of stress. *Journal of Equine Veterinary Science*, 32. 1. p. 22-31.
44. Kleiger R.E., Miller, J.P., Bigger, J.T., et al., 1987: Decreased heart rate variability and its association with increased mortality after acute myocardial infarction. *The American Journal of Cardiology*. 59. p. 256-262
45. Marchant-Forde, R.M., Marlin, D.J., Marchant Forde, J., 2004: Validation of a cardiac monitor for measuring heart rate variability in adult female pigs: accuracy, artefacts and editing. *Physiology Behavior*, 80. p. 449-458.
46. Rietmann, T.R., Stuart, A.E.A., Bernasconi, P., Stauffacher, M., Auer, J.A., Weishaupt, M.A., 2004: Assessment of mental stress in warmblood horses: heart rate variability in comparison to heart rate and selected behavioural parameters. *Applied Animal Behaviour Science*, 88. p. 121-36.
47. Rietmann, T.R., Stauffacher, M., Bernasconi, P., Auer, J.A., Weishaupt, M.A., 2004: The association between heart rate, heart rate variability, endocrine and behavioural pain measures in horses suffering from laminitis. *Journal of Veterinary Medicine. A, Physiology, Pathology, Clinical Medicine*, 51. p. 218-25.



## 11 Köszönetnyilvánítás

Ezúton szeretnék köszönetet mondani témavezetőmnek, **Dr. Korbacska-Kutasi Orsolyának**, aki szakértelmével, hasznos magyarázataival és a konzultációk során biztosított elengedhetetlen tanácsaival hatalmas segítséget nyújtott szakdolgozatom elkészüléséhez.

Köszönet illeti **Bajcsayné Fábián Ibolyát**, a statisztikai elemzésben nyújtott nélkülözhetetlen segítségért és türelméért.

Végül, de nem utolsó sorban, köszönöm páromnak, családomnak, barátaimnak és mindazoknak, akik a TDK dolgozatom elkészüléséhez bármilyen formában is hozzájárultak.

## Nyilatkozat a TDK és a diplomamunka azonosságáról

Alulírott.....SEBŐK ZITA.....nyilatkozom, hogy  
diplomamunkám,

melynek címe  
Lorac élettani aritmiai és annál hatása  
a szívfrekvencia - variabilitás (HRV) elemzésére

tartalmi és formai szempontból teljes mértékben megegyezik az azonos című, a  
2019...

évi TDK konferencián szerepelt dolgozatommal.

Budapest, 2019. 11. 20.....

.....SEBŐK ZITA.....  
..  
.....Sebok Zita.....  
..

a hallgató neve és aláírása

## Konzulensi ellenjegyzés

Alulírott Dr. Korbayka-Kudari Orsolya.....igazolom,  
hogy

SEBŐK ZITA..... (a hallgató  
neve)

szív-életlani aritmiái és annak hatása a szívfrekvencia-  
...  
variabilitás (HRV) elemzésére  
...

című diplomamunkáját ismerem, azt beadásra és védésre alkalmasnak tartom.

Budapest, 2019. 11. 20.....

Dr. Korbayka-Kudari Orsolya  
[Signature]

a témavezető neve és aláírása

Állattenyésztési, Takarmányozástani  
és Laborállat-tudományi Tanszék

tanszék

**HuVetA**  
**ELHELYEZÉSI MEGÁLLAPODÁS ÉS SZERZŐI JOGI NYILATKOZAT\***

Név: SEBŐK ZITA  
Elérhetőség (e-mail cím): sebok.zita.1827@gmail.com  
A feltöltendő mű címe: Levegő elektromos aktivitásai és annak hatása a ... szűrőkészlet - variabilitás (HRV) elemzésre  
A mű megjelenési adatai: 2019, AITE, Tudományos Diaköri Konferencia  
Az átadott fájlok száma: 1

---

Jelen megállapodás elfogadásával a szerző, illetve a szerzői jogok tulajdonosa nem kizárólagos jogot biztosít a HuVetA számára, hogy archiválja (a tartalom megváltoztatása nélkül, a megőrzés és a hozzáférhetőség biztosításának érdekében) és másolásvédtett PDF formára konvertálja és szolgáltatssa a fenti dokumentumot (beleértve annak kivonatát is).

Beleegyezik, hogy a HuVetA egynél több (csak a HuVetA adminisztrátorai számára hozzáférhető) másolatot tároljon az Ön által átadott dokumentumból kizárólag biztonsági, visszaállítási és megőrzési célból.

Kijelenti, hogy az átadott dokumentum az Ön műve, és/vagy jogosult biztosítani a megállapodásban foglalt rendelkezéseket arra vonatkozóan. Kijelenti továbbá, hogy a mű eredeti és legjobb tudomása szerint nem sérti vele senki más szerzői jogát. Amennyiben a mű tartalmaz olyan anyagot, melyre nézve nem Ön birtokolja a szerzői jogokat, fel kell tüntetnie, hogy korlátlan engedélyt kapott a szerzői jog tulajdonosától arra, hogy engedélyezhesse a jelen megállapodásban szereplő jogokat, és a harmadik személy által birtokolt anyagrész mellett egyértelműen fel van tüntetve az eredeti szerző neve a művön belül.

A szerzői jogok tulajdonosa a hozzáférés körét az alábbiakban határozza meg (**egyetlen, a megfelelő négyzetben elhelyezett x jellel**):

- ☒ engedélyezi, hogy a HuVetA-ban -ban tárolt művek korlátlanul hozzáférhetővé váljanak a világhálón,
- ☐ az Állatorvostudományi Egyetem belső hálózatára (IP címeire) korlátozza a feltöltött dokumentum(ok) elérését,
- ☐ a Könyvtárban található, dedikált elérést biztosító számítógépre korlátozza a feltöltött dokumentum(ok) elérését,
- ☐ csak a dokumentum bibliográfiai adatainak és tartalmi kivonatának feltöltéséhez járul hozzá (korlátlan hozzáféréssel),

Kérjük, **nyilatkozzon a négyzetben elhelyezett jellel a helyben használatról is:**



Engedélyezem a dokumentum(ok) nyomtatott változatának helyben olvasását a könyvtárban.

Amennyiben a feltöltés alapját olyan mű képezi, melyet valamely cég vagy szervezet támogatott illetve szponzorált, kijelenti, hogy jogosult egyetérteni jelen megállapodással a műre vonatkozóan.

A HuVetA üzemeltetői a szerző, illetve a jogokat gyakorló személyek és szervezetek irányában nem vállalnak semmilyen felelősséget annak jogi orvoslására, ha valamely felhasználó a HuVetA-ban engedéllyel elhelyezett anyaggal törvénysértő módon visszaélne.

Budapest, 201~~8~~ év .....<sup>11</sup>.....hó .....<sup>20</sup>.....nap



aláírás  
szerző/a szerzői jog tulajdonosa

---

*A HuVetAMagyar Állatorvos-tudományi Archívum – Hungarian Veterinary Archive az Állatorvostudományi Egyetem Hutýra Ferenc Könyvtár, Levéltár és Múzeum által működtetett egyetemi és szakterületi online adattár, melynek célja, hogy a magyar állatorvos-tudomány és -történet dokumentumait, tudásvagyonát elektronikus formában összegyűjtse, rendszerezze, megőrizze, kereshetővé és hozzáférhetővé tegye, szolgáltatassa, a hatályos jogi szabályozások figyelembe vételével.*

*A HuVetA a korszerű informatikai lehetőségek felhasználásával biztosítja a könnyű, (internetes keresőgépekkel is működő) kereshetőséget és lehetőség szerint a teljes szöveg azonnali elérését. Célja ezek révén*

- *a magyar állatorvos-tudomány hazai és nemzetközi ismertségének növelése;*
- *a magyar állatorvosok publikációira történő hivatkozások számának, és ezen keresztül a hazai állatorvosi folyóiratok impakt faktorának növelése;*
- *az Állatorvostudományi Egyetem és az együttműködő partnerek tudásvagyonának koncentrált megjelenítése révén az intézmények és a hazai állatorvos-tudomány tekintélyének és versenyképességének növelése;*
- *a szakmai kapcsolatok és együttműködés elősegítése,*
- *a nyílt hozzáférés támogatása.*