



Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem
Természettudományi Kar
Kognitív Tudományi Tanszék

Hangingerek feldolgozásának pszichofiziológiai mutatói kutyáknál

készítette:

Turzó Andrea

külső konzulensek:

Magyari Lilla

tudományos munkatárs

Andics Attila

tudományos munkatárs

belső konzulens:

Kéri Szabolcs

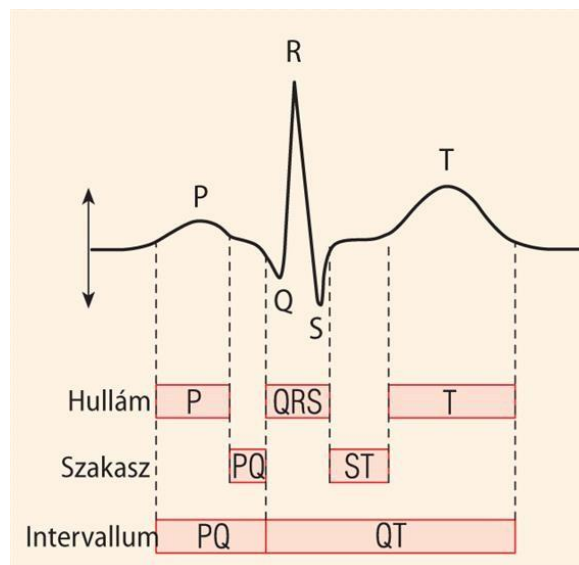
Tudományos Diákköri Konferencia
2018. október 26.

1. Bevezető

A TDK dolgozatban bemutatott kísérletekben stresszt kiváltó hangingerek feldolgozásának pszichofiziológiai mutatóit vizsgáltuk meg kutyáknál. Kutatásunk volt az első olyan próbálkozás, amelyben mozdulatlanságra tréningezett állatoknál elektrokardiogramot (EKG) vizsgáltunk. Az volt a célunk, hogy pszichofiziológiai mérésekkel is kimutassunk kutyák esetében olyan hangok által kiváltott stresszt, amikről viselkedéses tesztekben már tudjuk, hogy stresszelőek. Ha sikerül kimutatni, akkor ez a módszer alkalmazható lesz más esetekben is stresszes állapotot előidéző ingerek kimutatására.

1.1 EKG mérésről általában

Az EKG az elektrokardiogram rövidítése, ami a test felszínéről meghatározott helyzetű elektródákkal elvezetett, ciklikusan változó elektromos aktivitás. Az elektrokardiográf az a műszer, ami az EKG jel elvezetésére és megjelenítésére szolgál. Az elektrokardiográfia egy nem invazív diagnosztikai eljárás, melynek során a szívből érkező elektromos jelek detektálódhatnak (Malik, 1996). Legtöbb EKG méréssel kapcsolatos ismeretünk az emberekről van. Az **1. ábra** mutatja az EKG görbét (Fonyó, 2011).



1. ábra. EKG görbe.

Az EKG-n észlelt hullámok a P-, a Q-, az R-, az S- és a T-hullám. Minden hullám a szív egy meghatározott részének depolarizációját, vagyis elektromos kisülését, illetve repolarizációját, más néven elektromos újratöltődését jelenti. A P-hullám a pitvari depolarizációt jelzi és időben egybeesik a pitvari összehúzódás kezdetével. A PQ intervallumban az ingerület a pitvarról a kamrára halad át. A QRS komplexum a kamraizomzat depolarizációját jelzi, ez idő alatt történik meg a pitvari repolarizáció is, amit azonban a nagy amplitúdójú kamrai depolarizációs hullám elfed. A kamraizomzat repolarizációját a T-hullám jelzi, így a kamrai összehúzódás a QT intervallum alatt játszódik le (Fonyó, 2011). A szív ciklus periódusidejét leggyakrabban az R-R csúcsok időbeli távolságával határozzák meg. Az EKG méréskor az R-R intervallum adja meg az egymást követő szívverések közt eltelt időt (Malik, 1996).

1.2 HR és HRV

Az EKG-vel mérhető a pulzusszám és a szívfrekvencia-variabilitás. A pulzusszámot és a szívfrekvencia-variabilitását gyakran használják a fiziológiai állapot mutatójaként. A pulzusszám az a szám, ami megadja a percenkénti szívösszehúzódások számát, vagyis a percenkénti R csúcsok számát. Gyakran használt rövidítése a HR, ami az angol Heart Rate kifejezésből ered. Mértékegysége bpm, ami a percenkénti ütésszám angol rövidítését jelöli.

A szívfrekvencia-variabilitás az RR-intervallumok variációját jelöli. Gyakran használt jelölése a HRV, ami az angol Heart Rate Variability rövidítése. A szívfrekvencia-variabilitás mérésének időtartománybeli és frekvenciatartománybeli módszere is van. A frekvenciatartomány-módszerek frekvenciasávokat határoznak meg, majd számlálják az egyes sávokhoz tartozó RR-intervallumok számát. Az időtartománybeli mérési módszerrel bármely időpontban meg lehet határozni a pulzusszámot, illetve az egymást követő normális komplexek közötti intervallumokat (Bogucki és Noszczyk-Nowak, 2015). Dolgozatomban a szívfrekvencia-variabilitás méréséhez az időtartománybeli módszer két mérőszámát, az RMSSD-t és a pNNx-t használtam. Az RMSSD megadja az egymást követő RR távolságok közti négyzetre emelt különbségek átlagának a négyzetgyökét, vagyis négyzetes közepét. Bogucki és munkatársai azt találták, hogy az időtartományban végzett elemzések leginformatívabb paramétere az RMSSD (Bogucki és Noszczyk-Nowak, 2015). Egy másik gyakran használt paraméter a pNN50, ami megmutatja, hogy az egymás mellett lévő RR távolságok különbségeinek hány %-a nagyobb, mint 50 ms. Azonban a pNN50 csak az egyik

tagja a pNNx statisztikák családjának, ahol az x nagyobb, mint 0 ms (Kim és mtsai, 2009). A pNNx statisztikák közül a pNN50 a leggyakrabban használt mutató. Egy embereken végzett kutatás szerint például a normális és egyes kóros állapotok közötti hatékonyabb megkülönböztetés olyan pNNx statisztika használatával lehetséges, ahol az x küszöbérték kevesebb, mint a standard 50 ms, sőt akár 20 ms-nál kevesebb is lehet (Mietus és mtsai, 2002). Az RMSSD ms-ban adja meg az adatokat (Kim és mtsai, 2009), míg a pNNx %-ban (Mietus és mtsai, 2002).

1.3 Az egészséges emberi szív pszichofiziológiai mutatói nyugodt állapotban

Az emberi pulzusszám és szívfrekvencia-variabilitás értékekről számos tanulmány írt már. Manzo és munkatársai 9 egészséges embert vizsgálva az találták, hogy az átlagos pulzusszám 62,8 ($\pm 7,4$) bpm (Manzo és mtsai, 2009). Egy másik tanulmányban több kísérleti alanyt vizsgáltak meg a pszichofiziológiai mutatókat. A kísérletben 200 nyugodt állapotban lévő, fiatal és egészséges mexikói embert 4 csoportba osztottak, amelyekbe 50 aktív férfi (AF), 50 sportoló férfi (SF), illetve 50 aktív nő (AN) és 50 sportoló nő (SN) került. Ezek után megvizsgálták a mexikói populáció ezen 200 tagjának a szívfrekvencia-variabilitását. RMSSD mutatóra azt az eredményt kapták, hogy a férfisportolóké 76,83 ($\pm 36,53$) ms, az aktív férfiaké 55,85 ($\pm 31,96$) ms, míg a női sportolóké 89,60 ($\pm 40,46$) ms és az aktív nőké 50,70 ($\pm 28,67$) ms. A pNNx statisztikai családot is jó indikátornak vélték, ám nem csak 50 ms küszöbértéknél vizsgálták meg a HRV-t, hanem kisebb küszöbértékeknél is (**1. táblázat**).

	SF átlag és szórás	AF átlag és szórás	SN átlag és szórás	AN átlag és szórás
pNN50 (%)	18.80 (± 7.71)	12.81 (± 8.29)	22.68 (± 6.85)	11.55 (± 8.85)
pNN40 (%)	22.84 (± 7.37)	16.59 (± 8.71)	26.75 (± 6.45)	15.35 (± 9.59)
pNN30 (%)	27.71 (± 6.65)	21.51 (± 8.74)	31.14 (± 5.91)	20.67 (± 9.82)
pNN20 (%)	33.14 (± 6.04)	28.10 (± 8.03)	35.86 (± 4.92)	27.68 (± 9.16)
pNN10 (%)	39.30 (± 5.21)	36.49 (± 6.39)	41.31 (± 3.60)	36.90 (± 6.75)

1. táblázat. Mexikói populáció pNNx értékei.

A sportoló és az aktív alanyok között legtöbb paraméter esetében szignifikáns különbséget kaptak, míg nemek között nem (Medina és mtsai, 2012). Ez a tanulmány megmutatja, hogy a pNNx statisztikai családból nem csak a pNN50 paramétert érdemes megvizsgálni és a nemek különbözősége nem befolyásolja pszichofiziológiai paramétereiket.

1.4 Az egészséges kutyák pszichofiziológiai mutatói normális állapotban

A kutya szívverésének sebessége függ a korától és a méretétől. Minél nagyobb egy kutya, annál lassabban ver a szíve (Ferasin és mtsai, 2010). A kutyák méretének nagy variabilitása a szív fiziológiai mutatóiban is nagy szórást eredményez (Bogucki és Noszczyk-Nowak, 2015). Az emberekével ellentétben, a kutyák pszichofiziológiai mutatóiról kisebb irodalom áll rendelkezésünkre. Maros és munkatársai kutyák esetében különböző szituációkban mérték a pulzusszámot és a szívfrekvencia-variabilitást, és az egyedek között nagy eltéréseket kaptak, míg egyeden belül stabilak voltak az adatok (Maros és mtsai, 2008). Más kutatók azt találták, hogy a pulzusszám egészséges kutyáknál normális állapotban $124,2 (\pm 18,8)$ bpm (Manzo és mtsai, 2009), a szívfrekvencia-variabilitás RMSSD paramétere $259 (\pm 120,17)$ ms, illetve pNN50 paramétere $71,84 (\pm 13,96)$ % (Bogucki és Noszczyk-Nowak, 2015). Az eddigi tanulmányok adatai alapján megállapítható, hogy a kutyák szívfrekvencia-variabilitása nagyobb, mint az embereké (Medina és mtsai, 2012).

1.5 A stressz

Az EKG-val mérhető szívválaszok a stressz fiziológiai megnyilvánulásai is lehetnek. A stresszt nem könnyű meghatározni, mivel azt az egyedek különbözőképpen érzékelik, különböző válaszokat adnak rá ugyanabban a környezetben (von Borell és Veissier, 2007). A stresszt negatív válaszreakciónak tartják, de lehet pozitív is. A küszöbérték elérése után kezd negatív hatással lenni az egészségre (Keller és mtsai, 2012), de a szervezet, gyorsan válaszolva a stresszes környezetre, képes visszatérni a normális állapotba (Stephens és Wand, 2012). A stresszválasznak két megnyilvánulási szintje van, fiziológiai és viselkedési (Konok és mtsai, 2017). A kutyák stresszválaszának mind viselkedési (Faragó és mtsai, 2013), mind élettani (Gácsi és mtsai, 2013) megnyilvánulását vizsgálták már kutatók. Tanulmányunkban a kutyák olyan fiziológiai stresszválaszára voltunk kíváncsiak, amelyek EKG-val mérhetőek.

1.6 A stressz hatása a szív pszichofiziológiai mutatóira

Mind a pulzusszámot, mind a szívfrekvencia-variabilitást használják stresszindikátorként. A HRV stresszindikátorként való alkalmazása a keringési rendszer beidegződésén alapul. A szív működését alapvetően a vegetatív idegrendszer két nagy alrendszere szabályozza. A

szívfrekvencia-variabilitás mérése egy olyan noninvazív eljárás, amelynek alkalmazásával lehetőség nyílik a szimpatikus és paraszimpatikus idegi aktivitás egymástól független vizsgálatára, valamint a kettő arányának megállapítására. A szimpatikus rendszer főképpen a vészreakciók vezérléséért felelős, míg a paraszimpatikus rendszernek főleg a szervezet nyugalmi állapotát szolgáló funkciói vannak (Kovács és mtsai, 2011). Embereknél és kutyáknál is kimutatták, hogy stresszhez alacsony HRV érték tartozik (Craig és mtsai, 2017). Számos tanulmányban a HRV-t jobb stresszmutatónak vélték, mint a HR-t, mivel a pulzusszámot az egyén testi mozgása és az egyénre ható pszichológiai ingerek is befolyásolják. Csökkentett aktivitás esetében, mint például a fekvés és az alvás, a pulzusszám is lecsökken (Maros és mtsai, 2008).

Az eddigi kísérletekben a kutatók a mi kísérletünkhöz képest egészen más körülmények között tanulmányozták az állatok szívválaszait. Maros és munkatársai a pulzusszám és szívfrekvencia-variabilitás válaszokat különböző tevékenységek és környezeti kihívások esetén vizsgálták meg, miközben kontrollálták a kutyák mozgását (Maros és mtsai, 2008). Egy másik kutatásban, ahol különböző érzelmi állapotok fiziológiai válaszait vizsgálták, a kutyák megközelíthették az ingerforrást (Zupan és mtsai, 2016). A fenyegető közeledés típusú stressz-inger esetén kimutatták, hogy az növeli a kutyák átlagos pulzusszámát, míg ezzel párhuzamosan csökkenti a szívfrekvencia-variációt. A fenyegető megközelítés alatt a megnövekedett HR és a lecsökkent HRV stressz-indukált cselekvést jelez, ami a potenciális veszélyérzet következménye (Gácsi és mtsai, 2013).

1.7 Hangfeldolgozás kutyáknál

A hallásban résztvevő agyterületek fontos szociális funkciója, hogy feldolgozzák a hallott hangot annak érdekében, hogy megállapítsák, melyik egyedtől jön és milyen érzelmi állapotot fejez ki. Ezeket a képességeket mind az embernél, mind a kutyánál megtalálták (Andics és mtsai, 2014). Egy vizsgálat kimutatta, hogy a kutyák képesek megkülönböztetni a különböző szituációkra jellemző ugatásokat (Pongrácz és mtsai, 2008), amire az emberek is képesek (Molnár és mtsai, 2006). Az eddigi eredmények azt sugallják, hogy a hangok érzelmi információ-tartalma fontos része a vokális érzelmi feldolgozás hierarchiájának. Andics és munkatársai arra jutottak, hogy a hallóközpontnak az érzelmeket feldolgozó része funkcionálisan analóg módon működik az embernél és a kutyánál is (Andics és mtsai, 2014).

Tudjuk (Faragó és mtsai, 2013), hogy olyan stresszt kiváltó hangok feldolgozásakor,

mint például a csontörző morgás, a legtöbb kutyanál rövid időn belül viselkedésváltozás is történhet. Faragó és munkatársai kísérletében a csontörző morgások erősebb stresszt váltanak ki kutyákban, mint az ijesztő vagy a játékos szituációkból vett morgások. A csontörző morgás első hallgatása után szignifikánsan több kutya húzódott el a csonttól 15 másodpercen belül, mint az ijesztő szituációból vett morgások és a játékos szituációból vett morgások esetében. Tehát a kutyák jobban elkerülik a csontot, ha a csontörző morgásokat hallják, míg a játékos és az ijesztő szituációból vett morgások kevésbé hatékonyak elrettentés céljából (Faragó és mtsai, 2013). Így a csontörző morgás bizonyult a stresszt leginkább kiváltó kutyahangnak. Faragó és munkatársai korábbi kísérletekhez felvették már ezeket a hangokat. Ebben a tanulmányban ugyanezeket az ingereket használva, nem a viselkedési, hanem az élettani változásokat vizsgáltuk meg.

1.8 Cél és hipotézis

1.8.1 A kutatásunk célja

TDK dolgozatomban a stressz fiziológiai megnyilvánulásai közül a szívritmus változót vizsgáltam elektrokardiográfiával (EKG). Ez a kutatás az első olyan próbálkozás, amelyben mozdulatlanságra tréningezett állatoknál EKG-t vizsgáltak. A kutatási cél az volt, hogy pszichofiziológiai mérésekkel kutyák esetében is elkülöníthető legyen a stresszhatás, olyan hangok lejátszásával, amikről viselkedéses tesztekkel feltételezik, hogy stresszkeltőek (Faragó és mtsai, 2010).

1.8.2 Hipotézis

A kutatásban a csontörző morgás feldolgozását, mint stresszt kiváltónak feltételezett kutyahangot és a lihegés feldolgozását, mint stresszt nem kiváltónak feltételezett kutyahangot hasonlítottam össze az EKG-val mért indikátorok segítségével. A hipotézis az volt, hogy kutyák esetében különbség van a stresszt kiváltónak vélt, illetve a stresszt nem kiváltónak vélt hangingerek feldolgozása között a mért pulzusszám (heart-rate, HR) és szívfrekvencia-variabilitás (heart-rate variability, HRV) alapján. A fenyegető közeledés alatt megnövekedett HR és a lecsökkent HRV stressz-indukált cselekvést jelez, ami a potenciális veszélyérzet következménye (Gácsi és mtsai, 2013). Ezért a predikciónk az volt, hogy a csontörző morgás hallgatásának hatására a HR növekedni fog, a HRV pedig csökkenni fog, ami a hang stresszt kiváltó tulajdonságát jelzi.

1.8.3 Módszertani cél

Hasaló kutyákon most először végeztünk EKG vizsgálatot. Fontos, hogy a kutyák nyugodtan tudjanak hasalni, hiszen a testi mozgás befolyásolja a pulzusszámot, illetve műterméket is okoz a jelben. A hipotézis tesztelésekor a legérzékenyebb pszichofiziológiai mérőszámot keressük. A kutatáshoz felhasznált három mérőszám: a pulzusszám, valamint a szívfrekvencia-variabilitás RMSSD és pNNx paraméterei. Azt azonban eddig még senki sem vizsgálta, hogy kutyáknál optimális-e a pNNx statisztikára az 50 ms küszöbérték, vagy, akárcsak az ember esetében (Medina és mtsai, 2012), más küszöbértékeket is érdemes vizsgálni. Továbbá azt is megvizsgáltam, hogy a pszichofiziológiai mutatók nagyobb variabilitást adnak-e egyedek között, mint egyeden belül, ahogy az várható a korábbi kísérletek alapján (Maros és mtsai, 2008). Ha ez teljesül, akkor a kondíciók között nehezebb lesz egy kis hatást kimutatni. Módszertani okok miatt még azt is megvizsgáltam, hogy a fejhallgató és a hangadás is kiválthat-e stresszes hatást. A jobb kontrollhatóság céljából érdemes ezeket a hatásokat is megvizsgálni.

A hangok hatását azon hanginger nélküli szakaszhoz képest mértük, amely során a kísérleti alanyokon volt fejhallgató. A fejhallgató hatását a fejhallgató és hanginger nélküli szakaszokhoz képest mértük. Feltételeztük, hogy a fejhallgató, illetve bármilyen hangadás önmagában kisebb stresszt vált ki, ahhoz képest mikor a kutyákon fejhallgató van és morgásokat is hallanak. Ez az elképzelés arra alapszik, hogy a kísérletben használt kutyák számára nem volt idegen a fejhallgató jelenléte. Ennek az indoklását a **2.1** fejezetben fejtem ki jobban.

2. Módszer

2.1 Résztvevők

A kísérletbe fMRI-s kutyákat (N=10) vontunk be, amelyeknek a beválogatása azon kritériumon alapult, hogy képesek-e több percen át egy helyben hasalni. A kutyák fMRI-s kísérletekre való kiképezést már elkezdték, tehát megfelelő tréningezés hatására képesek voltak több percen át nyugodtan feküdni. A kísérletben használt kutyák számára nem volt idegen a fejhallgató jelenléte, mivel fMRI kísérletekben is használni szoktak. A **2. ábrán** a kutyák számára ismerős fMRI kísérlet elrendezéséről láthatóak képek (Andics és mtsai, 2014).



2. ábra. Kutya fejhallgatóval egy fMRI kísérlet előtt. (A), (B) és (C) képek mutatják az előkészület folyamatát.

2.2 Ingeranyag

Ingerként a Faragó és munkatársai által korábban felvett és használt csontörző morgást, illetve lihegést használtunk (Faragó és mtsai, 2013). A csontörző morgást stresszt kiváltó kutyahangként, a lihegést pedig stresszt nem kiváltó kutyahangként használtuk fel. A hangok hangerőre normálva voltak. Ember számára hallhatók voltak az ingerek, de mérsékelt hangerővel rendelkeztek. A hangingerekből 2 perces szakaszokat állítottunk elő. 1-1 ilyen 2 perces szakasz vagy csak csontörző morgásokat, vagy csak lihegéseket tartalmazott. Összesen 12 darab lihegést és 11 darab csontörző morgást használtunk fel. Mindegyik hanginger különböző kutyáktól származott. Összesen 5 darab szakaszt állítottunk össze, ebből 3 csak lihegést tartalmazott, a másik 2 pedig csak csontörző morgásokat. A lihegést és a csontörző morgást tartalmazó szakaszok egymást váltották. Az azonos típusú szakaszokban ugyanazok a hangingerek szerepeltek, csak különböző sorrendben. Mindegyik kutyánál ugyanazokat a hangingereket játszottuk le és ugyanolyan sorrendben követték egymást a szakaszok.

2.3 Kísérleti terv

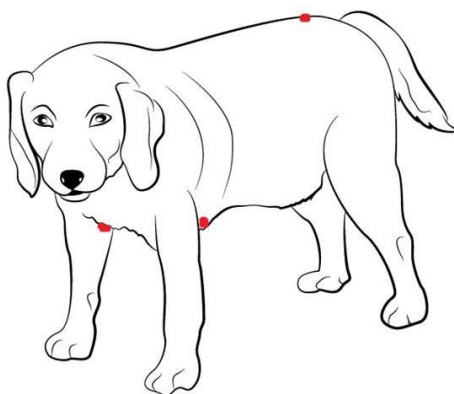
A kísérlet függő változói az EKG-val mért pulzusszám és a szívfrekvencia-variabilitás mutatói voltak: pulzusszám (HR) és szívfrekvenciavariabilitás (HRV). A HRV-nek több mutatóját is vizsgáltam, az RMSSD ms-ban és a pNNx %-ban mért különböző értékeit. A független

változók a kondíciók, azaz a mérési szakaszokban adott inger típusok voltak. A kísérlet során azt variáltam, hogy volt-e fejhallgató a kutyán, hallott-e hangot a fejhallgatón keresztül, és hogy milyen hangot hallott. A kísérlet során így 8 különböző mérési szakasz követte egymást: 1) a hanginger és fejhallgató nélküli szakaszok (2 db), 2) a fejhallgató, de hanginger nélküli szakasz (1 db), és a fejhallgatóval és hangingerrel rendelkező szakaszok, amelyekben 3) lihegő (3db szakasz) és 4) morgó hangok (2 db) kerültek lejátszásra. Mindegyik szakasz alatt mértem a szív aktivitását. A mért adatokról a **2.6** fejezetben lehet bővebben olvasni. A kondíciók, a hozzájuk tartozó szakaszok és a szakaszok sorrendje pedig a **2.5** fejezetben vannak részletesebben leírva.

2.4 Eszközök

A kísérlethez fejhallgatót használtunk, amelyen keresztül egy laptop segítségével hangingerket hallhatott a kutya. A hangingerk ezen a laptopon voltak tárolva. Ezen kívül egy asztali számítógépre is szükség volt, rajta a Neuroscan felvevő rendszerrel. Az asztali számítógéphez volt csatlakoztatva egy 40 csatornás NeuroScan NuAmps erősítő, az erősítőhöz pedig három darab elektróda, amelyek a kutyára lettek rögzítve.

A szív felől érkező elektromos ingerületet a test felszínére helyezett elektródákkal lehetett regisztrálni. A kutyák testére 3 elektróda került, 1-1 a mellkas két oldalára, a harmadik pedig a hátára. A hátán lévő elektróda a földeléshez kellett és referenciapontként szolgált. A mérésnél a referenciaponthoz viszonyított feszültségkülönbséget mértük. Kutyák esetében megmértük a mellkas egyik oldalán lévő feszültséget a referenciaponthoz képest, majd megmértük a mellkas másik oldalán lévő feszültséget ugyanazon referenciaponthoz viszonyítva. Így a mellkas két oldalán mért feszültség különbsége adta az EKG jelet. A **3. ábrán** a piros foltok jelölik az elektródák helyzetét.



3. ábra. Elektródák elhelyezése kutyán.

A kísérletről videófelvétel készült egy állványra rögzített kamera segítségével, így biztosítva a stabil, beállított magasságot.

2.5 A kísérlet menete

A kísérlet helyszíne az ELTE Etológia Tanszék laborja volt. A mérés 8darab 2 perces szakaszból állt, a kísérlet időtartama a mérési szakaszok közti pihenésekkel és a mérés előkészítésével együtt maximum 1 órás volt.

Miután hagytunk időt a kísérletben résztvevő kutyának arra, hogy hozzászokjon új környezetéhez, emelvényre állítottuk és felhelyeztük rá az elektródákat. A 2.2 fejezetben már említettem, hogy a kísérlet 8 db 2 perces szakaszból állt. Az elsőben két percig fejhallgató nélkül, a másodikban fejhallgatóval, a harmadikban pedig ismét fejhallgató nélkül mértük a kutyákat. Ezekben a szakaszokban még nem adtunk a kutyáknak ingert, mivel először a fejhallgató hatását vizsgáltuk. Pár perces szünet után folytatódott tovább a mérés. A maradék 5 db két perces szakaszban a kutyákon végig rajtuk volt a fejhallgató és kaptak ingereket. Ebben az öt mérési szakaszban a hangingerek hatását vizsgáltuk. A negyedik, a hatodik és a nyolcadik szakasz csak lihegő hangokat tartalmazott, míg az ötödik és a hetedik szakasz pedig csak csontörző morgásokat. Táblázat formájában (2. táblázat) mutatom be a nyolc mérési szakaszt (s1-s8).

2. táblázat. Mérési szakaszok.

	s1	s2	s3	s4	s5	s6	s7	s8
fejhallgató a kutyán	nincs	van	nincs	van	van	van	van	van
hanginger	nincs	nincs	nincs	lihegés	morgás	lihegés	morgás	lihegés

Mindegyik szakasz után volt 12 s szünet arra, hogy jutalomfalattal és simogatással megjutalmazzuk a kutyát, így ösztönözve őket a további egy helyben történő hasalásra. Minden egyes mérési szakasz kezdete előtt várni kellett pár másodpercet, míg visszaállt az adott kísérleti alany normális EKG jele.

A mérés során a kutya végig hasalt, annak gazdája vele szemben ült és felé nézett, de nem tartott a kutyájával folyamatos szemkontaktust. A kiképző nem volt a kutyával szemben és távolabb ült tőle, mint annak gazdája. A kísérletvezető a kutya mögött ült, ahol a méréshez, illetve a hanginger adásához szükséges berendezések voltak. A **4. ábrán** látható a kísérleti elrendezés.



4. ábra. Kísérleti elrendezés.

A mérések alatt senki nem kommunikálhatott a kutyával. Mindenkinek csöndben és mozdulatlanul kellett maradnia, mert bármilyen inger változást okozhat a szív aktivitásában. Emiatt hozzáérni sem volt szabad a kutyához, kivéve mikor két mérés között megjutalmazztuk, illetve ha a mérés alatt megmozdult. Utóbbi esetben a gazdának vagy a kiképzőnek meg kellett nyugtatnia a kutyát és vissza kellett hasaltatnia minél rövidebb idő alatt. A kísérletvezető

feladata volt, hogy az ilyen részeket elemzéskor az EKG jelből kivágja. A kísérletvezető feladata volt még a mozgások idejének feljegyzése, annak érdekében, hogy később össze lehessen vetni azzal, hogy épp akkor melyik kutyahangot hallotta a kutya és milyen volt az EKG jel. A kiképző feladata volt a fülhallgató felhelyezése a kutyára, illetve annak levétele. Míg a kísérlet előkészítése, a hangingerek adása, a hangerősség beállítása és az EKG jel mérése szintén a kísérletvezető feladata volt.

A gazdák ugyan tudták, hogy olyan kutyahangokat játszunk le fejhallgatón keresztül a kutyáknak, amik esetleg stressz szituációhoz is kötődhetnek, de azt nem tudták, hogy mikor játszottuk le ezeket a hangokat a mérés során. A hangok a fejhallgatón keresztül se hallatszódtak ki.

2.6 A nyers adatok feldolgozása

Egyeden belüli összehasonlító vizsgálatot végeztünk, mert így lehet a leghatékonyabban két élettani állapotot összehasonlítani, tekintettel arra, hogy az egyedek között nagy a variabilitás a méretbeli és életkori különbségek miatt (Maros és mtsai, 2008). Az adatok elemzésének előkészületéhez a műtermékeket kellett eltávolítani a mért EKG jelből. Azok a részek lettek kivágva az EKG jelből, amelyek során fej és a test megmozdult, illetve farkcsóválás, pozícióváltás vagy ugatás történt. A pozícióváltás ebben az esetben azt jelenti, mikor hasalnia kéne a kutyának, de felül vagy feláll. A 10 kutyából csak egy volt képes mozdulatlanul maradni a teljes mérés során. Így a 80 analizált mérési szakaszból 19-nek a hossza 1 és 2 perc közé esett, 4 szakasznak pedig 1 perc alatti volt.

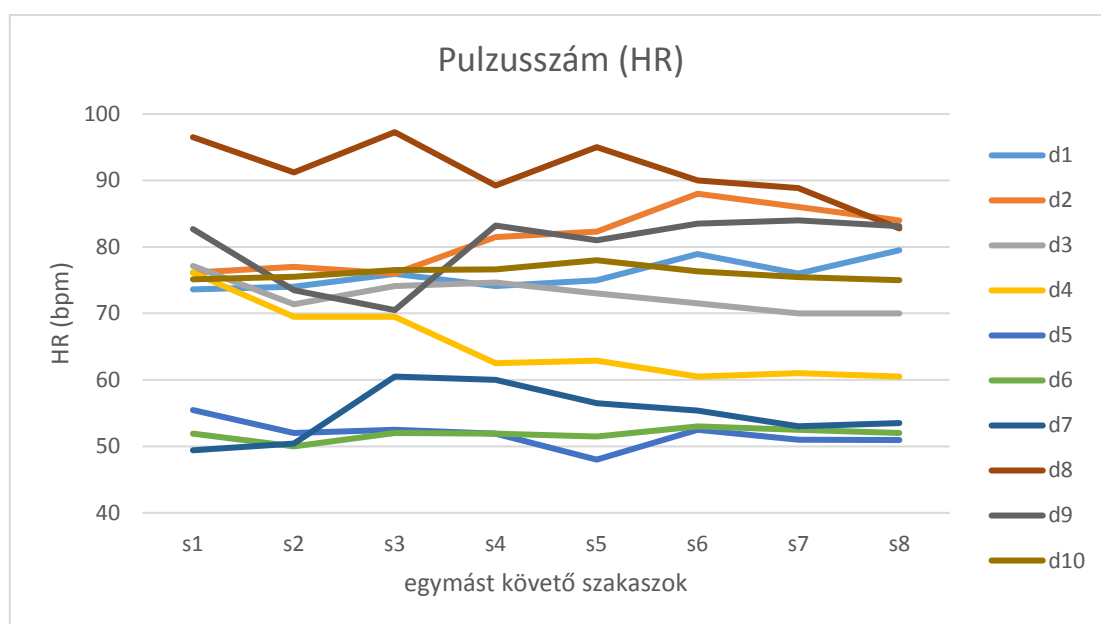
Az adatokból pulzusszámot (HR) és a szívfrekvencia-variabilitás (HRV) mutatóit (RMSSD, pNN50) számoltam ki. A későbbiekben a szívfrekvencia-variabilitás egyéb mutatóit, az ún. pNNx %-os értékeit is elemeztem. A pulzusszámot a kondíciók intervallumaiban mért szívverések száma alapján számoltam ki. A szívfrekvencia-variabilitás RMSSD mutatója az egymást követő szívverés-távolságok négyzetes közepéből adható meg, míg a pNNx mutatói azt adják meg, hogy az egymás mellett lévő szívverés-távolságok különbségeinek hány %-a nagyobb, mint x ms. Ez az időegység pNN50 esetében 50 ms, pNN60 esetében 60 ms és pNN80 esetében pedig 80 ms.

A kondíciók összehasonlításához ismételt méréses ANOVA-t és párosított mintás t-tesztet használtam. A kondíciók alatt mutatott pulzusszám és szívfrekvencia-variabilitás trendeket korrelációnak is alávettem, hogy megnézzem, milyen kapcsolat van a két mérőszám között.

3. Eredmények

3.1 Leíró eredmények

A mérések eredményeit analizáltam és az így kapott adatokat táblázat formájában gyűjtöttem össze (3-6. táblázat) és vonaldiagrammokkal ábrázoltam (5-7. ábra). Az 5. ábrán lévő vonaldiagramm mind a 10 kísérleti alanynál (d1-d10) és mind a 8 mérési szakaszban (s1-s8) mért pulzusszám értékeiket mutatja.

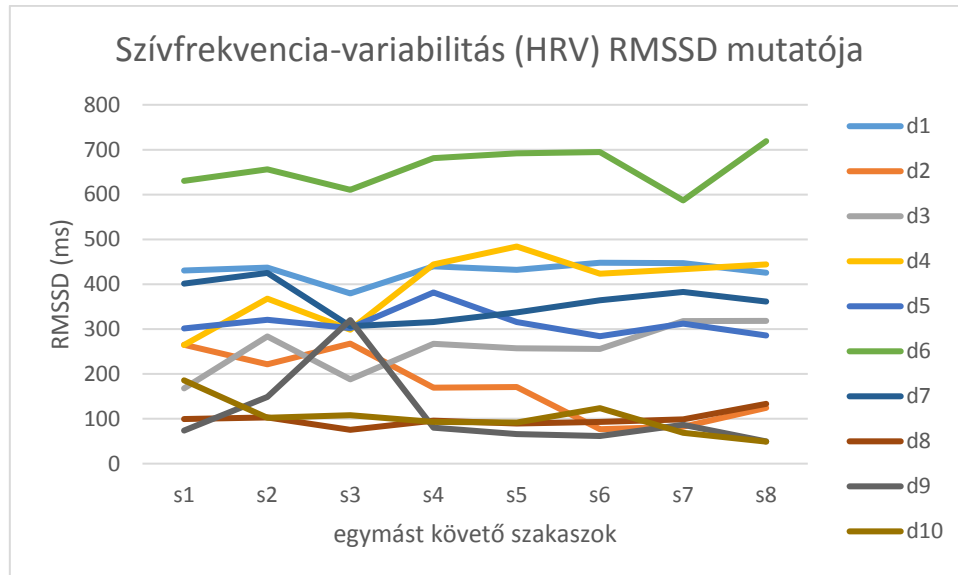


5. ábra. A mért HR értékek mind a 8 szakasz (s) alatt mind a 10 kutyánál (d). Az ábra megmutatja, hogy egyedek között és egyedeken belül mennyire változik a szívritmus.

bpm	s1	s2	s3	s4	s5	s6	s7	s8	átlag	szórás
d1	73,61	74	75,94	74,12	75	78,95	76	79,5	75,89	2,24
d2	76,13	77	76	81,5	82,29	88	86	84	81,37	4,61
d3	77,14	71,38	74,12	74,62	73	71,5	70	70	72,72	2,49
d4	76,13	69,5	69,5	62,52	62,88	60,5	61	60,5	65,32	5,74
d5	55,46	52	52,5	51,93	48	52,5	51	50,93	51,79	2,08
d6	51,93	50	52	51,93	51,5	53	52,5	52	51,86	0,87
d7	49,41	50,4	60,5	60	56,5	55,38	53	53,5	54,84	4,07
d8	96,52	91,2	97,27	89,25	95	90	88,87	82,78	91,36	4,8
d9	82,69	73,5	70,5	83,19	81	83,5	84	83,12	80,19	5,19
d10	75,13	75,5	76,5	76,64	78	76,31	75,48	75	76,07	1
átlag	71,42	68,45	70,48	70,57	70,32	70,96	69,79	69,13	70,14	3,31
szórás	14,8	13,51	13,3	13,19	15,1	14,6	14,57	13,7	14,1	

3. táblázat. HR adatok. s1-s8: mérési szakaszok. d1-d10: kísérletben részt vett kutyák. s1 és s3: se fejhallgató, se inger; s2: nincs inger, de van fejhallgató; s4 és s6 és s8: van fejhallgató, lihegés; s5 és s7: van fejhallgató, morgás.

A **6. ábrán** lévő vonaldiagram mind a 10 kísérleti alanynál (d1-d10) és mind a 8 mérési szakaszban (s1-s8) a szívfrekvencia-variabilitás RMSSD indexe alapján mért értékeit mutatja.

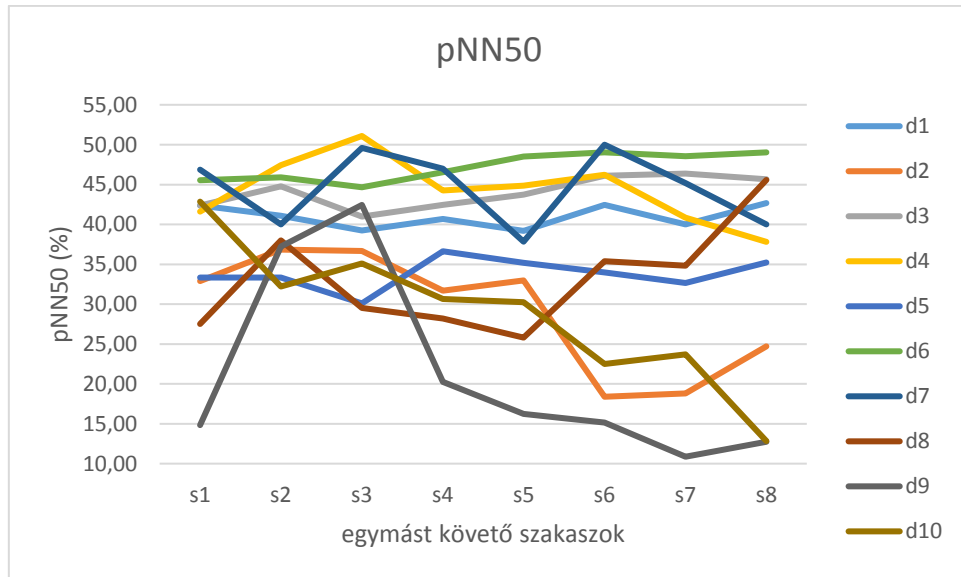


6. ábra. A mért RMSSD értékek mind a 8 szakasz (s) alatt mind a 10 kutyánál (d). Az ábra megmutatja, hogy egyedek között és egyedeken belül mennyire változik a szívritmus-variabilitás RMSSD mutatója.

ms	s1	s2	s3	s4	s5	s6	s7	s8	átlag	szórás
d1	430,72	437,26	379,5	439,63	431,93	447,89	446,89	425,87	429,96	21,79
d2	264,92	221,62	267,59	169,36	170,81	76,78	82,12	124,78	172,25	75,23
d3	167,77	283,8	187,67	267,52	256,91	256,1	317,94	318,26	257	54,86
d4	264,57	367,83	298,92	444,03	484,1	423,21	433,26	444,22	395,02	77,47
d5	301,27	320,58	302,13	381,6	315,95	284,12	312,2	285,95	312,98	30,69
d6	630,46	655,86	610,26	680,84	691,51	694,61	586,84	718,93	658,66	45,98
d7	401,66	425,26	306,42	315,49	337,02	364,46	382,82	361,2	361,79	41,22
d8	99,44	103	75,39	96,17	89,56	92,94	99,07	133,28	98,6	16,39
d9	73,44	148,9	320,02	80,34	66,05	61,95	86,5	49,52	110,84	89,67
d10	185,76	102,41	107,66	93,15	91,31	123,74	68,66	49,08	102,72	40,74
átlag	282	306,65	285,56	296,81	293,51	282,58	281,63	291,11	289,98	49,4
szórás	169,3	174,11	149,84	195,16	201,91	204,53	186,34	210,77	186,5	

4. táblázat. HRV RMSSD adatai. s1-s8: mérési szakaszok. d1-d10: kísérletben részt vett kutyák. s1 és s3: se fejhallgató, se inger; s2: nincs inger, de van fejhallgató; s4 és s6 és s8: van fejhallgató, lihegés; s5 és s7: van fejhallgató, morgás.

A 7. ábrán lévő vonaldiagram mind a 10 kísérleti alynál (d1-d10) és mind a 8 mérési szakaszban (s1-s8) a szívfrekvencia-variabilitás pNN50 indexe alapján mért értékeit mutatja.



7. ábra. A mért pNN50 értékek mind a 8 szakasz (s) alatt mind a 10 kutyánál (d). Az ábra megmutatja, hogy egyedek között és egyedeken belül mennyire változik a szívritmus-variabilitás pNN50 mutatója.

%	s1	s2	s3	s4	s5	s6	s7	s8	átlag	szórás
d1	42,36	41,1	39,24	40,69	39,19	42,47	40	42,68	40,96	1,43
d2	32,89	36,84	36,67	31,68	32,98	18,39	18,82	24,7	29,12	7,49
d3	42,38	44,78	40,98	42,47	43,75	46,1	46,38	45,65	44,06	1,98
d4	41,61	47,45	51,09	44,26	44,86	46,22	40,83	37,82	44,27	4,16
d5	33,33	33,33	30,1	36,63	35,19	33,98	32,65	35,21	33,8	1,98
d6	45,54	45,92	44,66	46,53	48,51	49,04	48,54	49,02	47,22	1,75
d7	46,88	40	49,58	47,01	37,84	50	45,19	40	44,56	4,68
d8	27,52	38	29,52	28,21	25,81	35,39	34,84	45,58	33,11	6,64
d9	14,81	37,24	42,45	20,25	16,25	15,15	10,87	12,75	21,22	11,89
d10	42,86	32,21	35,1	30,67	30,26	22,48	23,68	12,84	28,76	9,07
átlag	37,02	39,69	39,94	36,84	35,46	35,92	34,18	34,62	36,71	5,11
szórás	9,98	5,17	7,36	8,91	9,68	13,11	12,68	13,35	10,3	

5. táblázat. HRV pNN50 adatai. s1-s8: mérési szakaszok. d1-d10: kísérletben részt vett kutyák. s1 és s3: se fejhallgató, se inger; s2: nincs inger, de van fejhallgató; s4 és s6 és s8: van fejhallgató, lihegés; s5 és s7: van fejhallgató, morgás.

A kutyák átlagos pulzusszáma 70,14 bpm volt, átlagos szívfrekvencia-variabilitásuk az RMSSD paraméter alapján 289,98 ms, a pNN50 paraméter alapján pedig 36,71 %. Az egyeden belüli és egyedek közötti varianciakülönbséget szórással jellemeztük. Az egyeden belül kapott átlagos pulzusszámhoz tartozó szórás 3,31 bpm, az RMSSD átlagához kapott szórás 49,40 ms, pNN50 esetében 5,11 %. Az egyedek között az átlagos HR szórása 14,10 bpm, az RMSSD paraméteré 186,50 ms, míg a pNN50 mutatóé 10,30 %.

A kísérletben a pulzusszám és a szívfrekvencia-variabilitás adatok alapján kisebb eltérést kaptam egyeden belül, mint egyedek között. A HR és a HRV mérőszámok nem függetlenek egymástól. A pulzusszám és az RMSSD mutató alapján kapott szívfrekvencia-variabilitás között negatív korrelációt kaptam ($r = -0,745$; $p = 0,013$).

A pNNx statisztika alapján mért szívfrekvencia-variabilitás adatok láthatóak táblázat formájában összegyűjtve (**6. táblázat**).

%	s1	s2	s3	s4	s5	s6	s7	s8	átlag	szórás
pNN10	44,05	45,1	46,91	44,73	44,99	45,49	44,76	45,3	45,17	0,77
pNN20	41,88	44,13	45,29	41,8	41,96	43,05	42,31	42	42,8	1,2
pNN30	40,19	42,49	43,49	40,7	39,26	40,78	39,21	39,34	40,68	1,47
pNN40	38,73	40,95	41,76	38,88	37,23	37,98	36,05	36,87	38,56	1,85
pNN50	37,02	39,69	39,94	36,84	35,46	35,92	34,18	33,73	36,6	2,14
pNN60	36,29	37,8	38,36	35,56	33,92	34,32	32,24	33,06	35,19	2,05
pNN70	35,18	36,63	36,9	33,88	32,91	31,77	30,42	31,1	33,6	2,31
pNN80	34,08	35,62	34,95	32,46	31,32	30,63	28,97	29,89	32,24	2,29
pNN90	32,56	34,53	33,68	31,01	29,44	28,97	28,18	29,03	30,93	2,25
pNN100	31,3	32,7	32,69	29,92	28,4	27,86	26,88	27,91	29,71	2,14

6. táblázat. A pNNx statisztikai család 10 paramétere. s1-s8: mérési szakaszok. d1-d10: kísérletben részt vett kutyák. s1 és s3: se fejhallgató, se inger; s2: nincs inger, de van fejhallgató; s4 és s6 és s8: van fejhallgató, lihegés; s5 és s7: van fejhallgató, morgás.

A normalitás tesztelésekor 2 indexet vizsgáltam meg, a Kolmogorov-Smirnov és a Shapiro-Wilk mutatókat. Mind a HR, mind a szívfrekvencia-variabilitás RMSSD és pNNx mutatóinak eloszlása megfeleltethető normális eloszlásnak, mivel szignifikánsan nem térnek el tőle ($p > 0,05$). Így a továbbiakban az adatokat parametrikus tesztekkel lehet vizsgálni.

A táblázatban összeírt adatok felhasználásával lehetőség nyílt összehasonlítást végezni a humán pNNx adatokkal (Medina és mtsai, 2012), illetve megvizsgálni, melyik paraméter a legérzékenyebb a stresszhatásra.

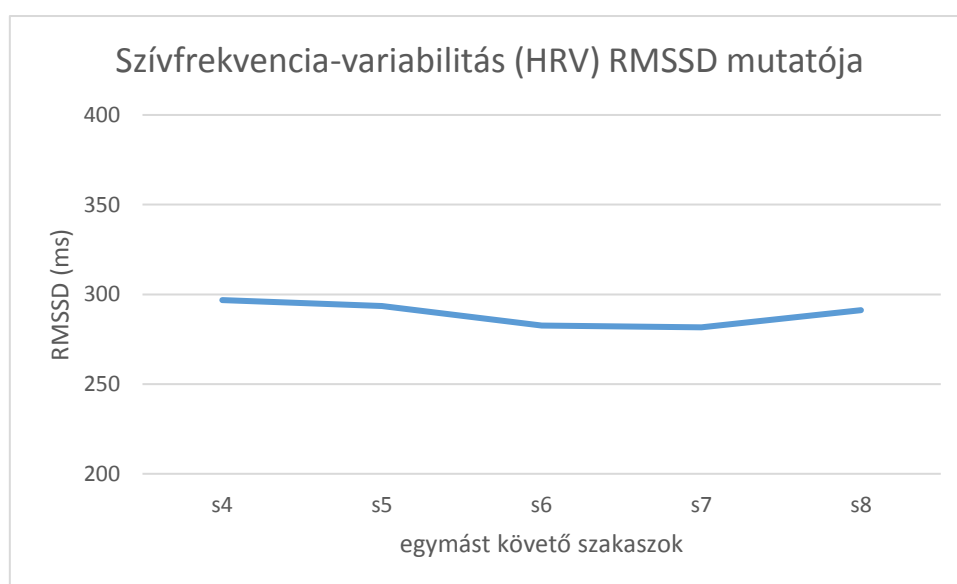
3.2 A stressz hatása

Először megnéztem az ismételt méréses ANOVA statisztikai próbával, hogy az 5 mérési szakasz között, melyek során hangingereket adtunk a kutyáknak, van-e lineáris trend. Az ingerek ugyanis mindig ugyanabban a sorrendben voltak prezentálva, ezért a sorrend hatása esetleg különbséget okozhat a kondíciók között. Ezután, a lihegés és a morgás okozta hatásokat is összehasonlítottam egymással párosított mintás t-tesztel.

3.2.1 A hangok lineáris hatásának vizsgálata

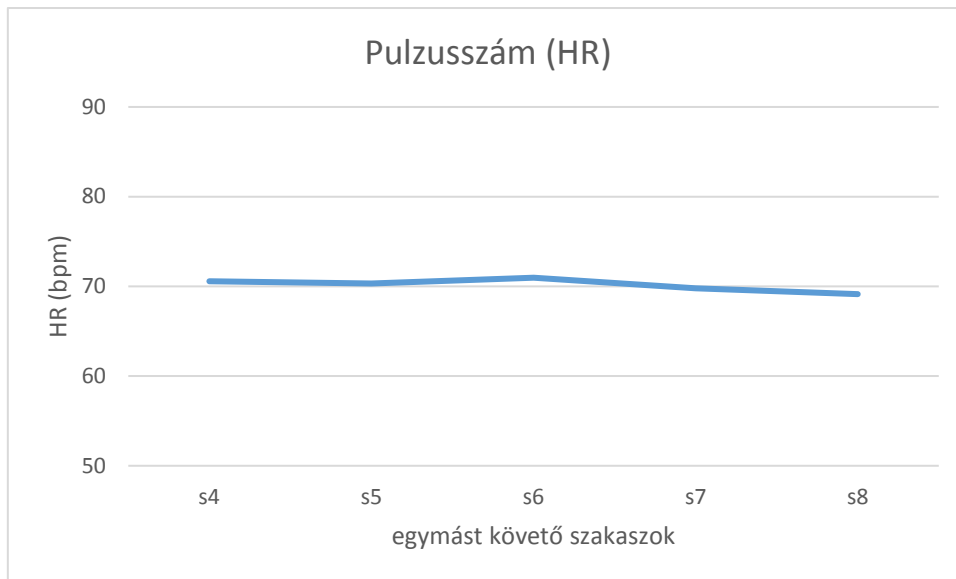
A pulzusszám (HR) és a szívfrekvencia-variabilitás (HRV) mutatók (RMSSD és pNN50) adatai alapján nincs lineáris trend az öt mérési szakasz (4-8. szakasz) alatt. Ez az 5 szakasz tartalmazza a lihegő és a morgó hangingereket.

A **8. ábrán** látható, hogy ebben az 5 szakaszban milyen trendet vesznek fel az RMSSD adatok. Ismételt méréses ANOVA-val nem találtam lineáris trendet az RMSSD adatok között ($F(1,9) = .364$, $p = .561$, $\eta^2 = .039$).



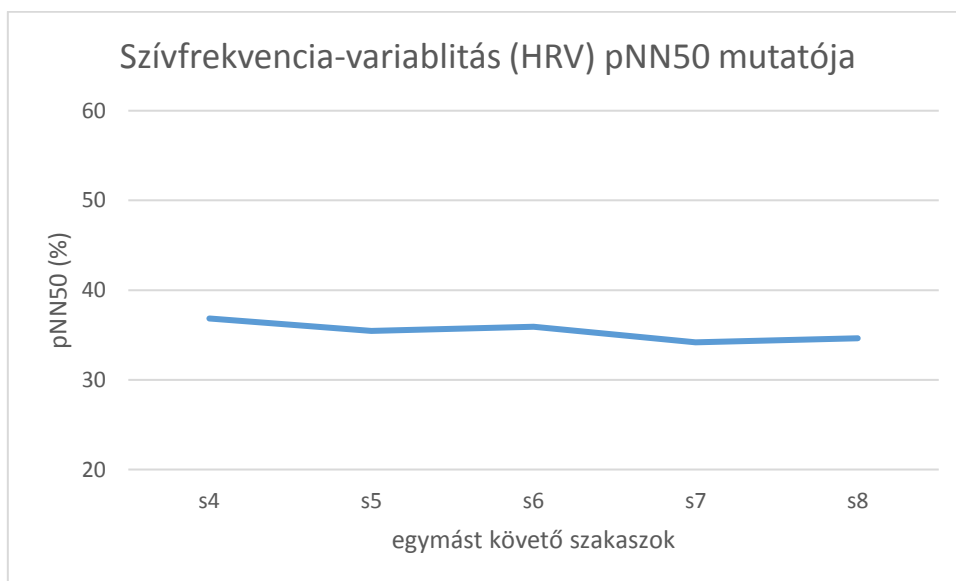
8. ábra. Kutyák átlagos RMSSD mutatója a fejhallgatót viselő és hangingeradási szakaszokban. s4, s6, s8 szakaszok: lihegő hangingerek. s5 és s7 szakaszok: morgó hangingerek.

A **9. ábrán** látható, hogy ebben az 5 szakaszban milyen trendet vesznek fel a HR adatok. Ismételt méréses ANOVA-val nem találtam lineáris trendet a HR adatok között ($F(1,9) = 1.085$, $p = .325$, $\eta^2 = .108$).



9. ábra. Kutyák átlagos szívritmusa a fejhallgatót viselő és hangingeradási szakaszokban. s4, s6, s8 szakaszok: lihegő hangingeretek. s5 és s7 szakaszok: morgó hangingeretek.

A **10. ábrán** látható, hogy ebben az 5 szakaszban milyen trendet vesznek fel a pNN50 adatok. Ismételt mérések ANOVA-val nem találtam lineáris trendet a pNN50 adatok között ($F(1,9) = .579$, $p = .466$, $\eta^2 = .060$).

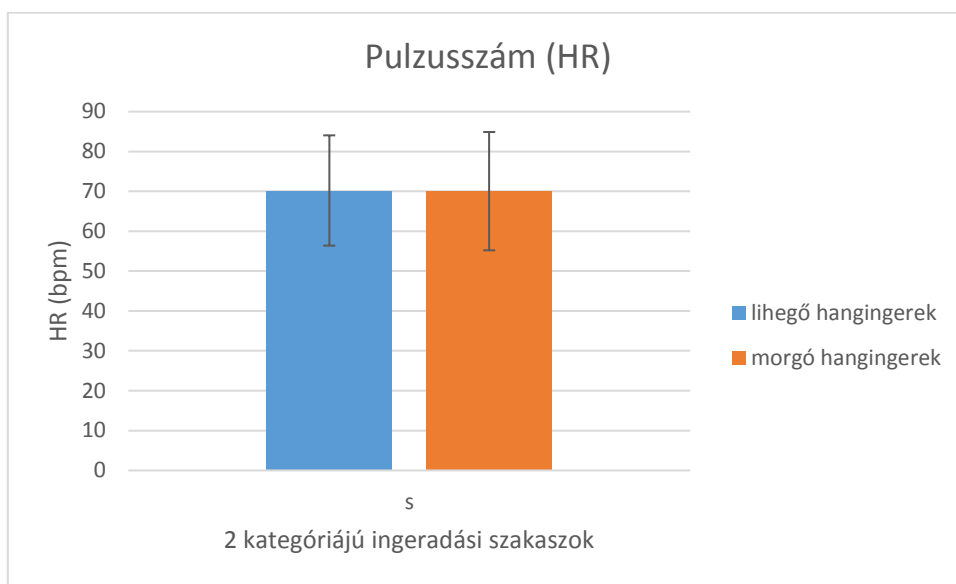


10. ábra. Kutyák átlagos pNN50 mutatója a fejhallgatót viselő és hangingeradási szakaszokban. s4, s6, s8 szakaszok: lihegő hangingeretek. s5 és s7 szakaszok: morgó hangingeretek.

3.2.2 A lihegés és a morgás hatásainak összehasonlítása

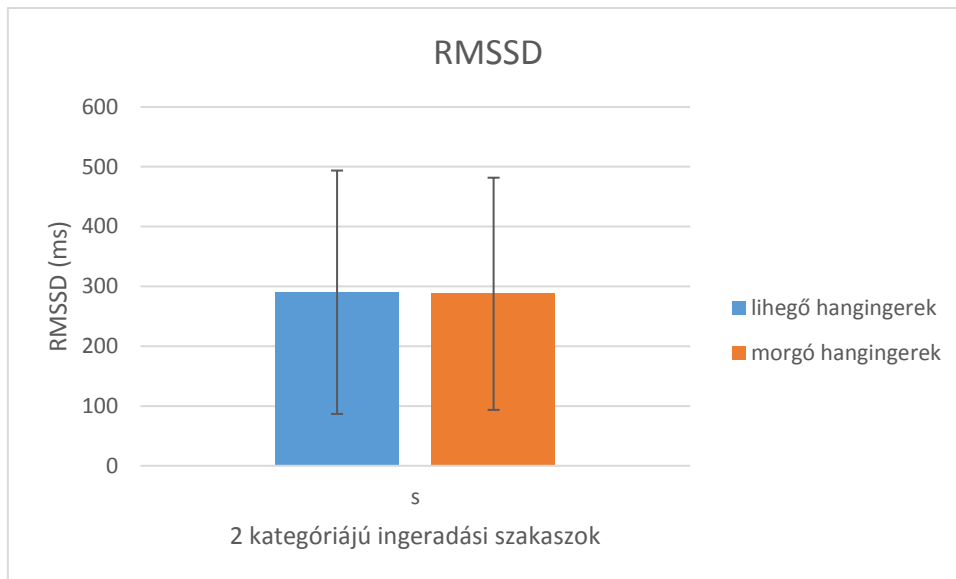
Több lihegős és morgós szakasz volt és ezeket az értékeket átlagoltam mindegyik mutatónál. A lihegés és a morgás okozta hatások között párosított mintás t-tesztekkel a pNNx mutató bizonyos paramétereinél kaptam szignifikáns különbséget.

A **11. ábrán** látható összehasonlítva a lihegés (4., 6. és 8. szakasz) és a morgások (5. és 7. szakasz) okozta hatások a pulzusszámban ($m(HR_{\text{lihegés}}) = 70.361 (\pm 13.566)$, $m(HR_{\text{morgás}}) = 70.226 (\pm 14.553)$; $t(9) = .220$, $p = 0.831$).



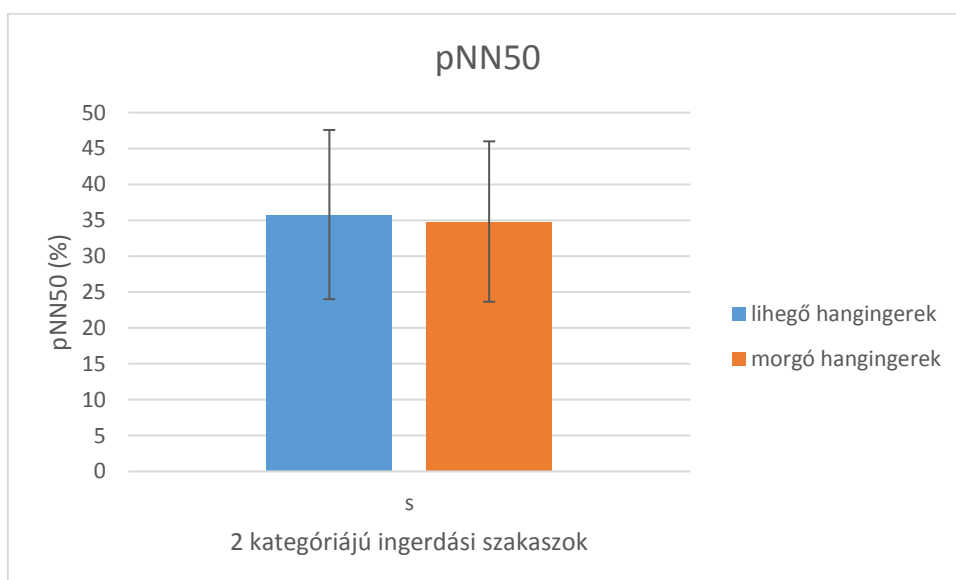
11. ábra. A lihegő és a morgó hangingerek hatása a szívritmusra. SD (standard deviation) jelölve van az ábrán.

A **12. ábrán** látható összehasonlítva a lihegés (4., 6. és 8. szakasz) és a morgások (5. és 7. szakasz) okozta hatások a szívfrekvencia-variabilitás RMSSD mutatójában ($m(RMSSD_{\text{lihegés}}) = 290.167 (\pm 201.877)$, $m(RMSSD_{\text{morgás}}) = 287.573 (\pm 192.336)$; $t(9) = .367$, $p = 0.722$).



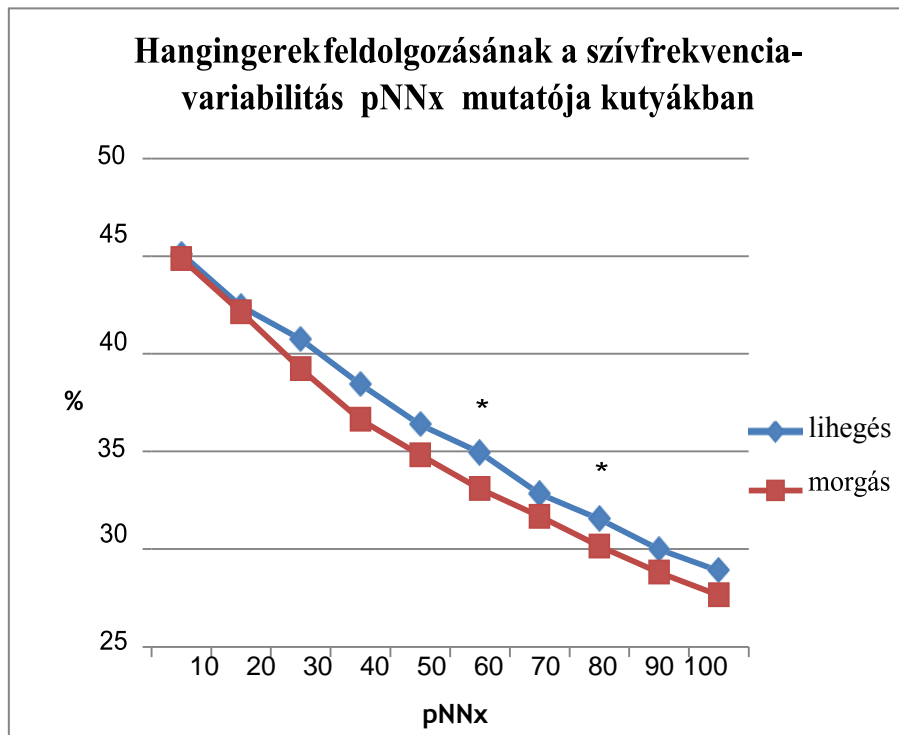
12. ábra. A lihegő és a morgó hangingerek hatása az RMSSD mutatóra. SD (standard deviation) jelölve van az ábrán.

A 13. ábrán látható összehasonlítva a lihegés (4., 6. és 8. szakasz) és a morgások (5. és 7. szakasz) okozta hatások a szívfrekvencia-variabilitás pNN50 mutatójában ($m(pNN50_{\text{lihegés}}) = 35.795 (\pm 11.140)$, $m(pNN50_{\text{morgás}}) = 34.823 (\pm 10.745)$; $t(9) = 1.006$, $p = 0.341$).



13. ábra. A lihegő és a morgó hangingerek hatása a pNN50 mutatóra. SD (standard deviation) jelölve van az ábrán.

Mivel a kutyák közül többen a fáradtság, fókuszátlanság viselkedéses jeleit mutatták a kísérlet végére, ezért az utolsó szakasz kihagyásával is megvizsgáltam a stresszes hatás pszichofiziológiai mutatóit. A párosított mintás t-tesztek eredményei alapján nem kaptam különbséget a pulzusszámok között. Egyedül a szívfrekvencia-variabilitás pNN50 mutatójánál találtam szignifikáns különbséghez közeli eredményt a nem stresszes (4. és 6. szakasz) és a stresszes (5. és 7. szakasz) állapotok között ($m(pNN50_{\text{lihegés}}) = 36.38 (\pm 3.40)$, $m(pNN50_{\text{morgás}}) = 34.83 (\pm 3.39)$, $t(9) = 1.95$, $p = 0.08$). Ennek alapján megvizsgáltuk, hogy más pNNx paraméterek mennyire érzékenyek a stresszes hatásra. Itt viszont már több paraméternél is szignifikáns különbséget kaptunk a két élettani állapot között (**14. ábra**).



14. ábra. A szívritmus-variabilitás pNNx értékei különböző x küszöbértékek esetén stresszelő (morgás) és nem stresszelő (lihegés) hangingerek hatására a 4-7. mérési szakaszok alapján. * $p < 0,05$.

A morgó és a lihegő hangingerek feldolgozásakor a köztük jelentkező különbséget tovább vizsgáltam párosított mintás t-tesztekkel. A szívfrekvencia-variabilitás mindegyik pNNx paraméterében csökkenést észleltem stressz hatására. Azonban, a pNN60 ($m(pNN60_{\text{lihegés}}) = 34.94 (\pm 11.69)$, $m(pNN60_{\text{morgás}}) = 33.08 (\pm 11.65)$, $t(9) = 2.35$, $p = 0.04$) és a pNN80 ($m(pNN80_{\text{lihegés}}) = 31.54 (\pm 13.85)$, $m(pNN80_{\text{morgás}}) = 30.14 (\pm 13.57)$, $t(9) = 2.35$, $p =$

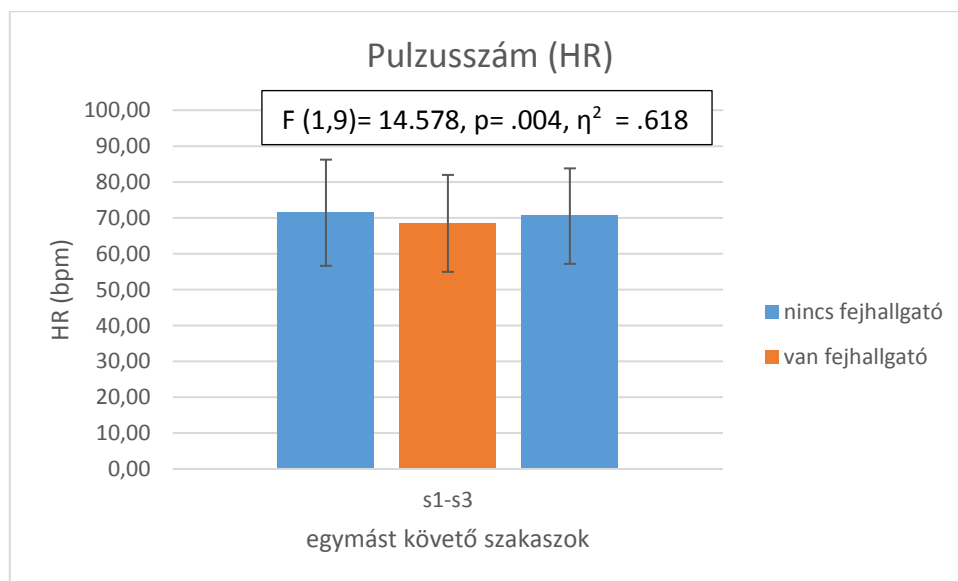
0.04) mutatók bizonyultak a legérzékenyebbeknek. Ennél a két mutatónál kaptam szignifikáns különbséget a nem stresszes és stresszes élettani állapot között.

3.2.3 A hangok lineáris hatásának vizsgálata pNN60 és pNN80 mutatóknál

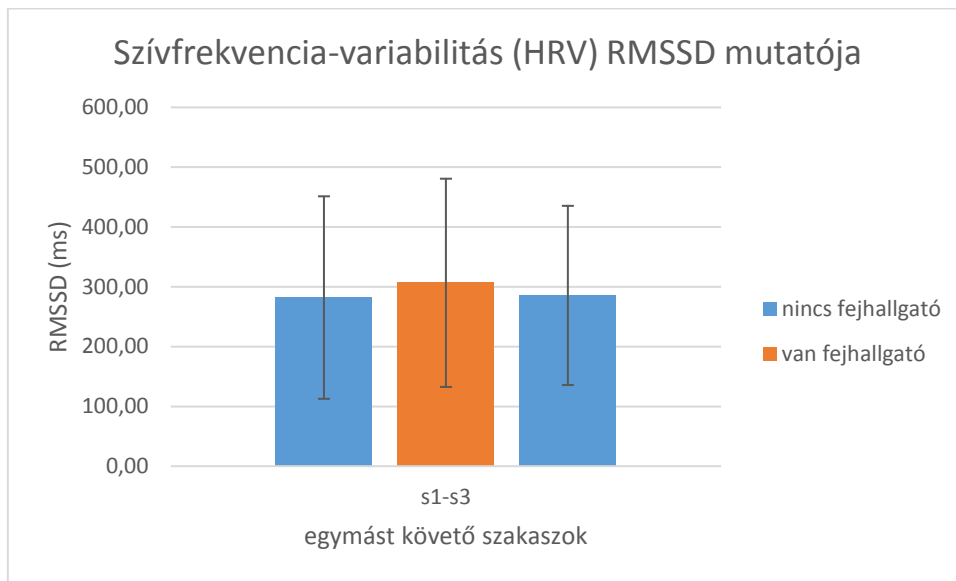
Az egymást követő szakaszok sorrendiségének hatását ennél a két mutatónál is megvizsgáltam. A fejhallgatót viselő és hangingeradási szakaszokban (s4 és s6 szakaszok: lihegő hangingerak; s5 és s7 szakaszok: morgó hangingerak) megnéztem milyen trendet vesznek fel a kutyák átlagos szívfrekvencia-variabilitás pNN60 adatai. Ismételt méréses ANOVA-val nem találtam lineáris trendet a pNN60 adatok között ($F(1,9)= 1.320$, $p= .280$, $\eta^2 = .128$). A fejhallgatót viselő és hangingeradási négy szakaszban (s4 és s6 szakaszok: lihegő hangingerak; s5 és s7 szakaszok: morgó hangingerak) megnéztem milyen trendet vesznek fel a kutyák átlagos szívfrekvencia-variabilitás pNN80 adatai. Ismételt méréses ANOVA-val nem találtam lineáris trendet a pNN80 adatok között ($F(1,9)= 1.398$, $p= .267$, $\eta^2 = .134$).

3.3 A fejhallgató hatása

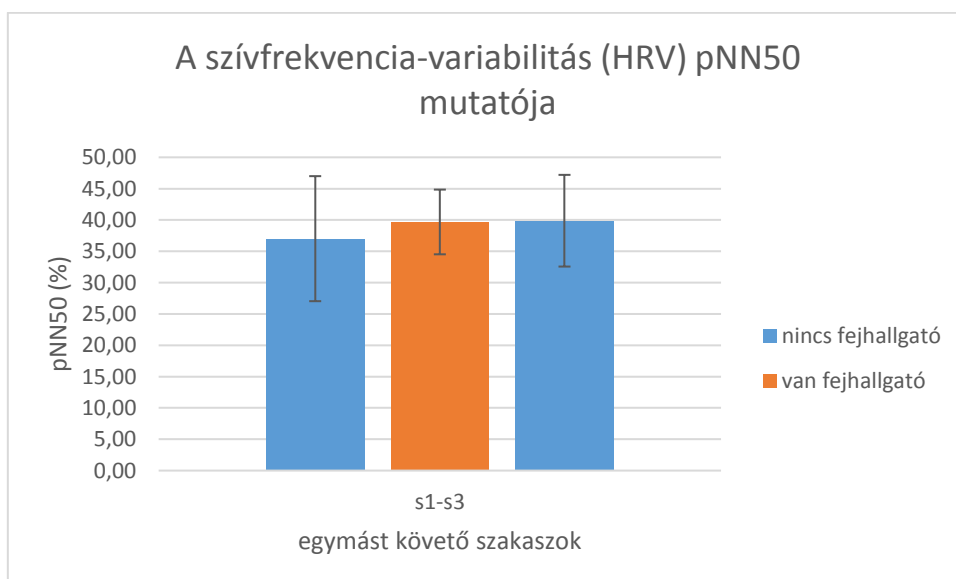
A fejhallgató hatásának pszichofiziológiai mutatóit úgy vizsgáltam meg, hogy összehasonlítottam a hangadás és fejhallgató nélküli mérési szakaszokat a hangadás nélküli, de fejhallgatóval szakaszokkal. Kvadratikus hatást kerestem a 3 szakasz alatt. A szakaszok átlagos pulzusszámát és szívfrekvencia-variabilitását 5 oszlopdia grammal ábrázoltuk (15-19. ábra).



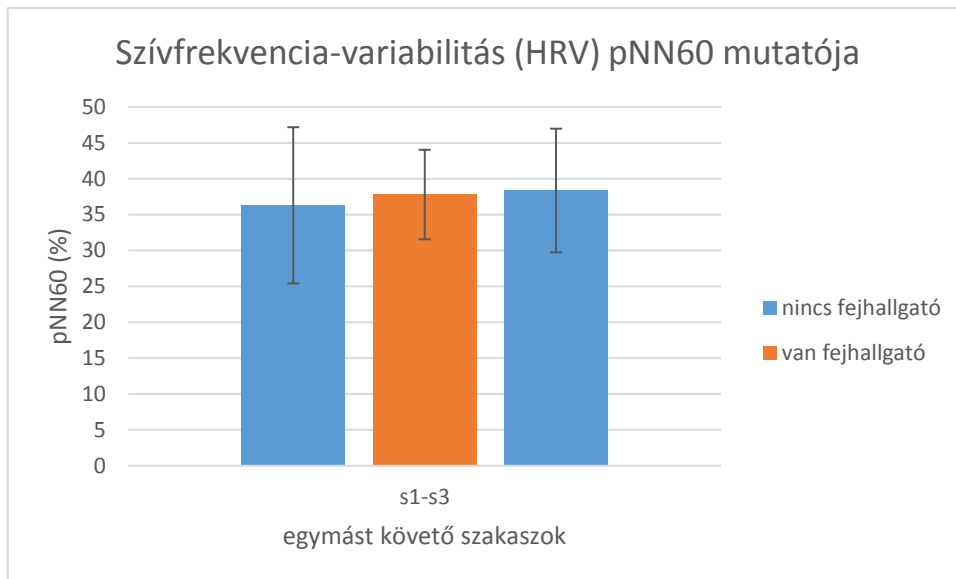
15. ábra. Kutyák átlagos pulzusszáma hangingeradás nélküli szakaszokban. s1 szakasz: nincs fejhallgató. s2 szakasz: van fejhallgató. s3 szakasz: nincs fejhallgató. SD (standard deviation) fel van tüntetve az ábrán.



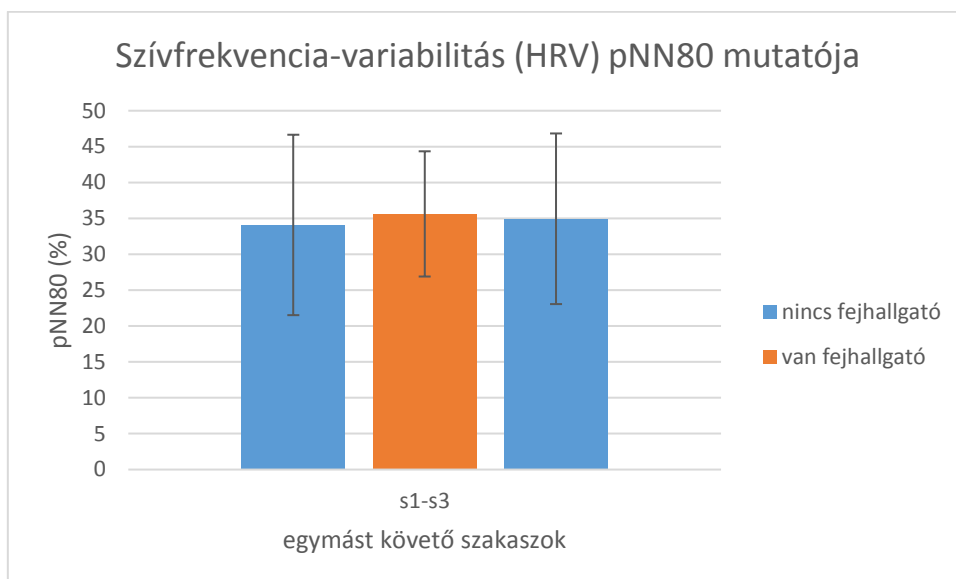
16. ábra. Kutyák átlagos RMSSD mutatója hanginger adás nélküli szakaszokban. s1 szakasz: nincs fejhallgató. s2 szakasz: van fejhallgató. s3 szakasz: nincs fejhallgató. SD (standard deviation) fel van tüntetve az ábrán.



17. ábra. Kutyák átlagos pNN50 mutatója hanginger adás nélküli szakaszokban. s1 szakasz: nincs fejhallgató. s2 szakasz: van fejhallgató. s3 szakasz: nincs fejhallgató. SD (standard deviation) fel van tüntetve az ábrán.



18. ábra. Kutyák átlagos pNN60 mutatója hanginger adás nélküli szakaszokban. s1 szakasz: nincs fejhallgató. s2 szakasz: van fejhallgató. s3 szakasz: nincs fejhallgató. SD (standard deviation) fel van tüntetve az ábrán.



19. ábra. Kutyák átlagos pNN80 mutatója hanginger adás nélküli szakaszokban. s1 szakasz: nincs fejhallgató. s2 szakasz: van fejhallgató. s3 szakasz: nincs fejhallgató. SD (standard deviation) fel van tüntetve az ábrán.

Mind az öt mérőszámra egyszempontos ismételt méréses ANOVA statisztikai próbát alkalmaztam. Kontrasztvizsgálattal kvadratikus trendet kaptam a kondíciókban mért pulzusszámok között ($F(1,9) = 14.578$, $p = .004$, $\eta^2 = .618$). Ez a négyzetes hatás látható az **15. ábrán**. A középső, vagyis a 2. mérési szakasz HR értéke alacsonyabb volt a két szélsőnél (1. és 3. szakasz). Ellenben, a mért szívfrekvencia-variabilitás RMSSD mutatójának adatai között kontrasztvizsgálattal nem kaptam kvadratikus trendet ($F(1, 9) = 1.704$, $p = .224$, $\eta^2 = .159$).

A szívfrekvencia-variabilitás pNN50 mutatójának adatai között sem kaptam kvadratikusságot (F(1, 9) = .488, p = .502, $\eta^2 = .051$). Ezt a hatást a szívfrekvencia-variabilitás pNN60 mutatójának adatainál (F(1,9)= .214, p = .654, $\eta^2 = .023$) és pNN80 mutató adatainál (F(1,9)= .402, p = .542, $\eta^2 = .043$) szintén nem találtam meg.

3.4 A hanginger hatása

A hanginger hatásának pszichofiziológiai paramétereit először úgy vizsgáltam meg, hogy a hangadás nélküli, de fejhallgató mérési szakaszt (2. szakasz) a második lihegős szakasszal (6. szakasz) párosított mintás t-próbákkal hasonlítottam össze. Sem a pulzusszámnál ($m(HR_{\text{fejhallgató}}) = 68.448 (\pm 13.512)$, $m(HR_{\text{fejhallgató+lihegés}}) = 70.964 (\pm 14.600)$; $t(9) = 1.380$, $p = .201$), sem a szívfrekvencia-variabilitás RMSSD paraméterénél ($m(RMSSD_{\text{fejhallgató}}) = 306.652 (\pm 174.113)$, $m(RMSSD_{\text{fejhallgató+lihegés}}) = 282.580 (\pm 204.533)$; $t(9) = 1.243$, $p = .245$) és pNN50 paraméterénél ($m(pNN50_{\text{fejhallgató}}) = 39.687 (\pm 5.165)$, $m(pNN50_{\text{fejhallgató+lihegés}}) = 35.922 (\pm 13.108)$; $t(9) = 1.188$, $p = .265$) nem kaptam szignifikáns különbséget. A pNN60 ($m(pNN60_{\text{fejhallgató}}) = 37.797 (\pm 6.238)$, $m(pNN60_{\text{fejhallgató+lihegés}}) = 34.324 (\pm 13.965)$; $t(9) = 1.045$, $p = .323$) és a pNN80 ($m(pNN80_{\text{fejhallgató}}) = 35.620 (\pm 8.448)$, $m(pNN80_{\text{fejhallgató+lihegés}}) = 30.628 (\pm 16.076)$; $t(9) = 1.464$, $p = .177$) mutatók esetében sem találtam szignifikáns különbséget.

Végül, a hangadás nélküli, de fejhallgató mérési szakaszt (2. szakasz) az első morgós szakasszal (5. szakasz) is összehasonlítottam párosított mintás t-próbákkal. Sem a pulzusszámnál ($m(HR_{\text{fejhallgató}}) = 68.448 (\pm 13.512)$, $m(HR_{\text{fejhallgató+morgás}}) = 70.317 (\pm 15.104)$; $t(9) = 1.349$, $p = .210$), sem a szívfrekvencia-variabilitás RMSSD paraméterénél ($m(RMSSD_{\text{fejhallgató}}) = 306.652 (\pm 174.113)$, $m(RMSSD_{\text{fejhallgató+morgás}}) = 293.515 (\pm 201.908)$; $t(9) = .704$, $p = .499$) és pNN50 paraméterénél ($m(pNN50_{\text{fejhallgató}}) = 39.687 (\pm 5.165)$, $m(pNN50_{\text{fejhallgató+morgás}}) = 35.464 (\pm 9.675)$; $t(9) = 1.876$, $p = .093$) nem kaptam szignifikáns különbséget. A pNN60 ($m(pNN60_{\text{fejhallgató}}) = 37.797 (\pm 6.238)$, $m(pNN60_{\text{fejhallgató+morgás}}) = 33.921 (\pm 10.349)$; $t(9) = 1.721$, $p = .119$) és a pNN80 ($m(pNN80_{\text{fejhallgató}}) = 35.620 (\pm 8.448)$, $m(pNN80_{\text{fejhallgató+morgás}}) = 31.317 (\pm 12.199)$; $t(9) = 2.141$, $p = .061$) mutatók esetében sem találtam szignifikáns különbséget.

4. Megvitatás

4.1 Az eredmények megvitatása

Kísérletünk fő eredménye, hogy először sikerült mozdulatlan kutyáknál hangfeldolgozáskor kapott stresszes és nem stresszes élettani állapotok szívválaszainak mutatói között különbséget kimutatni. Különbséget csak a pNN60 és pNN80 mutatóknál tudtam kimutatni exploratív elemzéssel. Ugyanaz volt a különbség iránya a kísérleti alanyainknál, mint az eddigi emberekkel (Craig és mtsai, 2017) és kutyákkal (Gácsi és mtsai, 2013) végzett kísérletekben. Stresszes élettani állapothoz kisebb szívfrekvencia-variabilitás tartozott a nem stresszes élettani állapothoz képest, ám szignifikáns különbséget a két élettani állapot között csak a pNNx statisztikával kapott szívfrekvencia-variabilitás értékekkel kaptam, konkrétan a pNN60 és a pNN80 bizonyult a legérzékenyebb mutatónak.

Korábbi kutatások kimutatták, hogy a kutyák szívfrekvencia-variabilitásának mindkét paramétere nagyobb (Bogucki és Noszczyk-Nowak, 2015), mint az embereké (Medina és mtsai, 2012). Embereknél a pNNx statisztikák családjából az 50-nél kisebb küszöbértékek a hasznosíthatóbbak (Medina és mtsai, 2012), míg kutyáknál a kísérletünk eredményei alapján az 50-nél nagyobb küszöbértékeknél kaptunk szignifikáns különbségeket a két élettani állapot között, mivel a kutyák szívfrekvencia-variabilitása nagyobb, mint az embereké. Kutyánál túl gyakori volt az esemény pNN50 alatt, ezért ott plafonhatást feltételezek. Ezzel szemben pNN100 körül túl ritka volt az esemény, emiatt ott padlóhatás lehetett jelen.

Külön megvizsgáltam, hogy a fejhallgató jelenlétének és a hangingerek lejátszása közben mért szakaszok sorrendjének milyen hatása van a pszichofiziológiai mutatókra. Mindegyik paraméter változása azt igazolja, hogy nincsen hatása azon mérési szakaszok sorrendjének, amikor hangokat játszottunk le a kísérleti alanyoknak. Egyedül a fejhallgató jelenléte okozott jelentős és nagy csökkenést a pulzusszámban, azon szakasznál, amikor nem adtunk a kutyáknak hangingert.

Egy korábbi kutatás azt mutatja, hogy a tartós vizuális és auditoros figyelem csecsemőknél és gyerekeknél jelentős és tartós csökkenést eredményez a pulzusszámban (Reynolds és Richards, 2007). A figyelem véget érése után a pulzusszám visszatér az ingeradás előtti értékéhez (Reynolds és Romano, 2016). Reynolds és munkatársai azt is kimutatták, hogy felnőtteknél a figyelem lecsökkenti a szívfrekvencia-variabilitást (Reynolds és Richards, 2007). Azonban csecsemőknél nem egészen így hat a figyelem a HRV-re. Az inger bemutatása után

csak az első 5 másodpercben történik jelentős változás a szívfrekvencia-variabilitásban, mégpedig megemelkedik a szintje a stimulus előtti szinthez képest. Az 5 másodperc eltelte után a HRV szintje visszacsökken (Richards és Casey, 1991). Mivel a mi esetünkben 5 mp-nél jóval hosszabbak voltak a szakaszok, így magyarázható az, hogy a szívfrekvencia-variabilitásban miért nem találtunk különbséget.

A kísérletünkben használt kutyáknak már mindnek volt fMRI-s kísérletes és hangingeres tapasztalata, tehát feltételezhető, hogy a fejhallgató megjelenésével a kutya elvárta, hogy inger fog megjelenni és ezért el kezdett jobban figyelni. Ez a figyelmi hatás okozhatott szignifikáns csökkenést a pulzusszámban, amikor először rájuk került a fejhallgató és nem kaptak még semmilyen ingert.

4.2 A mérési módszer működőképessége és korlátai

Már 10 kutya segítségével is kimutatható volt olyan élettani változás, ami viselkedésben esetleg nem rögtön látható. A mérés statisztikai korlátja az, hogy a 10 kísérleti egyed kevésnek bizonyulhat. Ezt az is alátámasztja, hogy az eredmények mutattak statisztikai trendeket és éppen nem szignifikáns eredményeket. Mivel kondícióként kutyák átlagait hasonlítottam össze egymással, a kísérleti alanyok növekedtével növekedne a becslés pontosságának valószínűsége. A kísérletből levont következtetések kellő megalapozottságához a jövőben érdemes még több egyedet bevonni a mérésekbe. A mérés másik korlátja, hogy a kutyákat tréningezni kell. Olyan kutyák vehettek részt a kísérletben, amik már elkezdték az fMRI tréninget. Ez egy időigényes folyamat, amíg a kutyák a tréninggel arra a szintre jutnak, hogy képesek legyenek több percen át nyugton fekvődni. Emellett ügyelni kellett arra is, hogy ne legyenek leterhelve a kutyák a tréningezéssel és a méréssel, hiszen ezen kísérleti egyedeknek az fMRI mérésre való felkészüléssel is haladniuk kellett tovább a kísérletünkkel párhuzamosan.

5. Összegzés

Ez a tanulmány volt az első próbálkozás arra, hogy mozdulatlanságra tréningezett állatoknál EKG vizsgálatot végeztünk és a HRV statisztikai analízisekor a pNN50-en kívül a pNNx statisztikai család egyéb paramétereit is megvizsgáltuk. A hipotézis az volt, hogy különböző hangingerekkel elért stresszes, illetve nem stresszes élettani állapotok között szignifikáns

különbség van nem viselkedéses vizsgálatban is. A cél az volt, hogy pszichofiziológiai mérésekkel is ki lehessen mutatni kutyák esetében olyan hangok által kiváltott stresszt, amikről viselkedéses tesztekben már feltételezhető, hogy stresszelőek. A dolgozatban bemutattam, hogy a hipotézis tesztelésekor találtam egy lehetséges jó mérőszámot, a pNNx-et. A szívfrekvencia-variabilitás pNN60 és pNN80 paramétereinél kaptam a legnagyobb eltérést a különböző hangingerek okozta stresszes és nem stresszes állapot között. Feltételezhetően egy figyelmi hatást is sikerült kimutatni a pulzusszámban. Tehát mind a pulzusszám, mind a szívfrekvencia-variabilitás alkalmasnak bizonyul érzelmi-kognitív állapotok vizsgálatára kutyáknál. A módszer kínálta új lehetőségeknek köszönhetően már pszichofiziológia módszerekkel is lehet mérni a hangok stresszelő voltának hatását kutyában, akár viselkedéses teszt nélkül is.

6. Irodalomjegyzék

- Andics, A., Gácsi, M., Faragó, T., Kis, A., Miklósi, Á., “Voice-sensitive regions in the dog and human brain are revealed by comparative fMRI.”, *Current Biology*, 24: 574- 578 (2014)
- Bogucki, S., Noszczyk-Nowak, A., “Short-term heart rate variability (HRV) in healthy dogs.”, *Polish Journal of Veterinary Sciences*, 18: 307-312 (2015).
- Craig, L., Meyers-Manor, J. E., Anders, K., Sütterlin, S., Miller, H., “The relationship between heart rate variability and canine aggression.”, *Applied Animal Behaviour Science*, 188: 59-67 (2017).
- Faragó, T., Pongrácz, P., Range, F., Virányi, Zs., Miklósi, Á., “‘The bone is mine’: affective and referential aspects of dog growls.”, *Animal Behaviour*, 79: 917-925 (2010).
- Ferasin, L., Ferasin, H., Little, C. J., “Lack of correlation between canine heart rate and body size in veterinary clinical practice.”, *The Journal of small animal practice*, 51: 412-418 (2010).
- Fonyó, A., “Az elektrokardiogram - Kollai Márk. Cornides, Á.. Az orvosi élettan tankönyve”, *Medicina Könyvkiadó Zrt., Budapest, 9789632263441*, 286-288 (2011).

- Gácsi, M., Maros, K., Sernkvist, S., Faragó, T., Miklósi, Á., “Human analogue safe haven effect of the owner: behavioural and heart rate response to stressful social stimuli in dogs.”, *PLoS ONE*, 8: e58475 (2013).
- Keller, A., Litzelman, K., Wisk, L. E., Maddox, T., Cheng, E. R., Creswell, P. D., Witt, W. P., “Does the Perception that Stress Affects Health Matter? The Association with Health and Mortality.”, *Health Psychology*, 31: 677-684 (2012).
- Kim, J.-H., Yi, S. H., Ahn, Y. M., Lee, K. Y., Yang, S. A., Kim, Y. S., “The pNNx Heart Rate Variability Statistics: An Application to Neuroautonomic Dysfunction of Clozapine-Treated Subjects.”, *Psychiatry Investigation*, 6: 294–298 (2009).
- Konok, V., Pogány, Á., Miklósi, Á., “Mobile attachment: Separation from the mobile induces physiological and behavioural stress and attentional bias to separation- related stimuli.”, *Computers In Human Behavior*, 71: 228-239 (2017).
- Kovács, L., Szentléleki, A., Tözsér, J., “A szívritmus-variancia vizsgálatok módszertani kérdései szarvasmarhában.”, *Animal Welfare*, 7: 137-148 (2011).
- Malik, M., “Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use.”, *European Heart Journal*, 17: 354–381 (1996).
- Manzo, A., Ootaki, Y., Ootaki, C., Kamohara, K., Fukamachi, K., “Comparative study of heart rate variability between healthy human subjects and healthy dogs, rabbits and calves.”, *Laboratory Animals*, 43: 41-45 (2009).
- Maros, K., Dóka, A., Miklósi, Á., “Behavioural correlation of heart rate changes in family dogs.”, *Applied Animal Behaviour Science*, 109: 329-341 (2008).
- Medina M., Cruz, de la B., Garrido, A., Garrido, A. M., Naranjo, J., “Normal values of heart rate variability at rest in a young, healthy and active Mexican population.”, *Health*, 4: 377-385 (2012).
- Mietus, J. E., Peng, C.-K., Henry, I., Goldsmith, R. L., Goldberger, A. L., “The pNNx files: re-examining a widely used heart rate variability measure.”, *Heart*, 88: 378– 380 (2002).

- Molnár, Cs., Pongrácz, P., Dóka, A., Miklósi, Á., “Can humans discriminate between dogs on the base of the acoustic parameters of barks?”, *Behavioural Processes*, 73: 76-83 (2006).
- Pongrácz, P., Maros, K., Bárdos, Gy., Molnár, Cs., Faragó, T., Miklósi, Á., “Dogs can discriminate barks from different situations.”, *Applied Animal Behaviour Science*, 114: 159–167 (2008).
- Reynolds, G. D., and Richards, J. E., “Infant heart rate: a developmental psychophysiological perspective.”, *Developmental Psychophysiology: Theory, Systems and Applications*, 173-212 (2008).
- Reynolds, G. D., and Romano, A. C., “The Development of Attention Systems and Working Memory in Infancy.”, *Frontiers in Systems Neuroscience*, 10:15 (2016).
- Richards, J. E. and Casey, B. J., “Heart Rate Variability During Attention Phases in Young Infants.”, *Psychophysiology*, 28(1):43-53 (1991).
- Stephens, M. A. C., Wand, G., “Stress and the HPA Axis: Role of Glucocorticoids in Alcohol Dependence.”, *Alcohol Research*, 34: 468-483 (2012).
- von Borell, E., Veissier, I., “Special section - stress and welfare in farm animals.”, *Physiology & Behavior*, 92: 291-292 (2007).
- Zupan, M., Buskas, J., Altimiras, J., Keeling, L. J., “Assessing positive emotional states in dogs using heart rate and heartrate variability.”, *Physiology and Behavior*, 155: 102-111 (2016).