

Debreceni Egyetem

Természettudományi és Technológiai Kar

Fizikai Intézet

Tudományos Diákköri Dolgozat

Felvételi röntgenberendezések dózis kibocsátásának vizsgálata

Forgács Csenge

2024

Tartalom

Bevezetés	4
Irodalmi áttekintés	5
Dózisfogalmak:.....	5
Közölt dózis:.....	5
Elnyelt dózis:.....	5
Besugárzási dózis	6
A dózisterületi szorzat fogalma és értelmezése:	6
DAP mérő berendezések, rendszerek:	6
A röntgensugárzás keletkezése:	8
Fékezési röntgensugárzás (Bremsstrahlung):	8
Karakterisztikus röntgensugárzás:	8
Telepített felvételi röntgenberendezések:	9
GE Optima XR646:.....	9
Az alkalmazott DAP mérő bemutatása:	11
A fő elemek részletes bemutatása:.....	12
Diamentor RS-D:	13
Diamentor RS Connector Box:.....	16
RS485 kommunikáció:	17
Ethernet kábel 9 pin D-Sub átalakítás:.....	18
Arduino NANO lapka és Arduino keretrendszer:	18
MAX 485 lapka:.....	18
Célkitűzés:	20
Módszerek:	21
Akkumulátoros tápellátás megoldása:.....	21
Vention Portable Power Bank:.....	21
Kalibrációs adatok kiolvasása:	23
Mérések:	27
Mérési sor terve:	27
Eredmények:	31
RS485-ös kommunikáció alkalmazásának eredménye:	31
Az egyes mérések időtartama és a külső akkumulátor töltöttségének változása:	33
A mérések előtti teszt töltés eredményei:.....	33
A konzisztencia mérések eredménye:	33
Mért eredmények:.....	35
Százalékos eltérés a mért és számolt értékek között:	47

A beállított csőfeszültségtől való eltérés:	49
Összefoglalás:.....	50
Köszönetnyilvánítás:.....	52
Irodalomjegyzék:	53
Függelék:	54
Saját eredmények:	54

Bevezetés

A felvételi röntgenberendezések napjainkban igen nagy jelentőséggel bírnak, hiszen egy olyan orvosi képkalkító diagnosztikai eszközről beszélünk, melynek segítségével nagyon rövid idő alatt fontos, egyéb módszerekkel nem, vagy csak részben megszerezhető információhoz juthatunk a páciens állapotával kapcsolatban. Ugyanakkor lényeges, hogy a megszerzett információ a páciens milyen sugárterhelése árán került a birtokunkba. Habár a technológia fejlődésének köszönhetően a röntgenberendezésekkel előállított képek minősége folyamatosan fejlődik és emellett egyre kisebb sugárterhelést jelentenek a betegek számára az elvégzett vizsgálatok, azonban az ezek során szerzett páciensdózisok becslése, illetve mérése igen fontos.

A Debreceni Egyetem Klinikai Központ Orvosi Képkalkító Klinika - Radiológia a napi rutin során törekszik a pácienseket ért dózisok minél pontosabb követésére. Ehhez kapcsolódóan a Nemzetközi Atomenergia Ügynökséggel együttműködve egy olyan sugárzásmérő berendezést szereztek be, melyet a felvételi röntgenberendezések által leadott sugárzás méréséhez lehet használni. A PTW-Freiburg által gyártott, Diamentor RS-KDK RS485-ös típusú mérőeszköz rendszer egy ionizációs elven működő gáztöltésű mérőkamrából, egy érintőképernyős interfészből és a tápellátást segítő kapcsolódobozból áll. Az eszköz különböző sugárzási adatok mérésére alkalmas, ezek a dózisterületi szorzat, belépő oldali bőrdózis, illetve ezek rátája, valamint a besugárzási idő. A gyártó elsősorban beépített, helyhez kötött megoldásnak szánja ugyanakkor kialakítását tekintve kompakt, könnyen hordozható, egyszerűen kezelhető ezért rendkívül jól alkalmazható a klinikumban. Mindemellett lehetőséget biztosít az soros kommunikáció megvalósításával további fejlesztések és automatizmusok kialakítására.

A dolgozatom motivációja, hogy bemutassam a PTW Diamentor RS-KDK sugárzásmérő eszközzel szerzett tapasztalataimat. Illetve beszámoljak arról, hogy milyen fejlesztési és azt követően milyen mérési feladatokat végeztem el a munkám során. Referálni kívánok a használat során felbukkanó problémákról, kihívásokról, illetve a Radiológiai Klinika négy munkahelyén alkalmazott GE Optima XR646-os telepített felvételi röntgenberendezéseken végzett vizsgálataim eredményeiről. A munkám során törekedtem arra, hogy a napi rutinban is felhasználható rendszert hozzak létre, mely a későbbiekben hasznos része lehet a betegellátásnak. Mindezeket a következőkben részletesen taglalom, kezdve a szakirodalmi áttekintéssel, mely elengedhetetlen a megértés szempontjából.

Irodalmi áttekintés

A TDK munkámban alkalmazott módszerek, a felhasznált szoftverek és berendezések bemutatásának érdekében ebben a fejezetben kitérek a témához szorosan függő szakirodalomra.

Dózisfogalmak:

Azért, hogy a későbbi eredmények jobban áttekinthetők legyenek, röviden térjünk ki a radiológiai gyakorlatban használt leggyakoribb dózisfogalmakra.

Az ionizáló sugárzás az emberi testen keresztül haladva a vele kölcsönhatásba lépő atomokat és molekulákat, mint neve is mutatja, ionizálja, azaz elektronokat hasít le róluk. Ez azért fontos, mert a sejteket alapul véve a bennük lévő vizet a folyamat során különböző szabad gyökökre bontja, melyek akár vissza nem fordítható károkat is okozhatnak a szervezetben.

Közölt dózis:

A közölt dózis, másnéven KERMA (kinetic energy released in material) a közvetetten ionizáló részecskék által keltett töltött ionizáló részecske kezdeti kinetikus energiájának összege egységnyi tömegben [14]. Számolása a következő egyenlet alapján történik:

$$K = \frac{\Delta E_{kin}}{\Delta m}$$

ahol K a közölt dózis, ΔE_{kin} a kinetikus energiák összege, Δm a megfigyelt térfogat tömege.

Elnyelt dózis:

Az elnyelt dózis (D), mint dózisfogalom segítségével jellemezni tudjuk, hogy a besugárzott anyag egységnyi tömegében mennyi energia nyelődött el [1]. A számolása a következőképpen történik:

$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m}$$

ahol Δm az egységnyi tömegű test és ΔE az elnyelt energia.

Az elnyelt dózis mértékegysége Gray, $[D] = \frac{J}{kg}$.

Alacsony energiájú fotonok esetében a KERMA és az elnyelt dózis értéke megegyezik [2], viszont nagy energiájú fotonoknál a közölt dózis értéke nagyobb. Ennek oka, hogy a

létrejövő fotonok és másodlagos elektronok egy hányada kilép a megfigyelt térfogatból és ezek a közölt dózishoz hozzászámolandók, viszont az elnyelt dózis részét nem képzik.

Besugárzási dózis:

Definíció szerint egy egységnyi tömegű testben (általában levegőben) a röntgen- és gamma-sugárzás által keltett negatív vagy pozitív töltések számát jelenti, amennyiben a megfigyelt térfogatban a be- és kilépő töltések száma megegyezik [1]. Számolása a következő egyenlet alapján történik:

$$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m}$$

ahol ΔQ a pozitív és negatív töltések összege, Δm a megfigyelt térfogat tömege.

A besugárzási dózis mértékegysége: $[X] = \frac{C}{kg}$.

A besugárzási dózis egy pontosan mérhető mennyiség, azonban önmagában nem használható fel a sugárzás okozta biológiai hatások leírására. Különböző korrekciós faktorok szükségesek ahhoz, hogy kiküszöböljük a levegő és a test szövetei közötti különbséget [1].

A dózisterületi szorzat fogalma és értelmezése:

A dózisterületi szorzat (Dose Area Product, továbbiakban DAP) a sugárzási dózis nyomon követésének egyik mutatója, melyet radiológiai vizsgálatok során alkalmaznak.

A DAP a közölt dózis (Gy) és a sugárnyaláb páciens testfelületén mért területének (általában cm^2) szorzataként származtatható [12], mértékegysége $Gy * cm^2$, azonban a leggyakrabban ennek $mGy cm^2$ vagy $dGy cm^2$ változatával találkozhatunk.

Mérése úgy zajlik, hogy a diagnosztikai berendezés röntgensőve és a páciensasztalon fekvő beteg közötti sugárnyaláb menetben dedikáltan elhelyezett mérőkamra az ionizáció jelenségét felhasználva méri a DAP értéket. Tehát ezzel a dózisfogalommal a kilépő nyaláb intenzitását tudjuk jellemezni, a csőhöz közel és nem a páciens utáni, már elnyelődött dózis mennyiségét megítélni.

DAP mérő berendezések, rendszerek:

A ma üzembehelyezésre kerülő, telepített felvételi röntgenberendezések esetén a 21/2018. (VII. 9.) EMMI rendelet [3] rendelkezik arról, hogy a berendezéseken végzett vizsgálatok során, vagy a gyártó által hitelesített, a röntgenparaméterek alapján elvégzett

számítással vagy installált mérőeszkőzzel meg kell határozni a DAP mennyiségét. Mindez nagyban segíti a folyamatos dózis monitorozás lehetőségét egy adott munkahelyen. Ahol elérhető mérőeszköz, ott már a röntgenberendezés részeként építik azt be, jellemzően a röntgenső sugárrekeszének kimeneti ablakára. Az ilyen beépített DAP mérők hátránya, hogy nem mozgathatók, illetve nehezebben cserélhetők, kalibrálhatók.

A dolgozat szempontjából az ionizációs kamra elvén működő DAP mérők a kiemelendők, mely a gáztöltésű detektorok alaptípusa. Ezeket az eszközöket széles körben alkalmazzák a radiológiai gyakorlatban a sugárdózis pontos mérésére. Egy ilyen eszköz pontos felépítésüket tekintve a következő mondható el.

A berendezés központi eleme az ionizációs kamra, mely általában hengeres vagy lapos kialakításban érhető el. A gázzal (argon, xenon, levegő) töltött kamra belsejében két párhuzamosan elhelyezkedő elektród található, melyek között a rájuk kapcsolt feszültség hatására elektromos tér jön létre. Külső gerjesztés, sugárforrás hiányában a kamra terében nem történik változás, azonban, ha egy töltött részecske elegendően nagy energiával rendelkezik, hogy ionizálja a gáz atomjait, akkor elektron-ion párok sokaságát kelti, mely töltés az elektromosan előfeszített elektródákra felfut, melyek külső elektronikus érzékelő rendszerhez csatlakoznak, így segítségével a keltett elektron-ion párok észlelhetőek feszültség- vagy áramimpulzus formájában. Az így kapott jelet a kamra sugárforrástól mért távolságának figyelembevételével átszámolva megkapható a sugárdózis értéke, majd ezt megszorozva a besugárzott területtel, eljutunk a mért DAP értékhez.

Az ionizációs kamrák nagy pontosságot és stabilitást biztosítanak rendszeres kalibrálás mellett, ami elengedhetetlen az ilyen típusú mérések esetében. Kialakításuk sokoldalú, könnyen elérhetők a piacon, mindemellett olyan méretű és formájú eszközök, amely könnyen alkalmazhatók a különböző típusú röntgenberendezéshez.

A páciensdózisok konzisztens nyomon követése alapvetően minden olyan orvosi képalkotó eljárás esetében, ahol ionizáló sugárzást alkalmaznak, kiemelten fontos. Mint említettem, az ionizáló sugárzás káros hatással lehet az emberi testet alkotó sejtekre, mely hosszú távon növeli egyes betegségek kockázatát. Egy-egy beteg több különböző, szükséges vizsgálaton is keresztül eshet rövid idő alatt, melyek sugárterhelése összeadódik. A dózisok nyomon követésével lehetőség van a teljes sugárterhelést áttekinteni [5].

A röntgensugárzás keletkezése:

A röntgensugárzás felfedezése Wilhelm Konrad Röntgen nevéhez fűződik, aki 1895-ben a Crookes-csővel végzett kísérletei során észlelte ezt a nagyenergiájú elektromágneses sugárzást, mely tulajdonságait tekintve az ultraibolya és a gammasugárzás között helyezkedik el a spektrumon, így hullámhossza rövidebb, mint 1 nanométer frekvenciáját pedig 10^{18} Hz nagyságrendű vagy annál nagyobb. Alapvetően, minél rövidebb a röntgensugárzás hullámhossza, annál „keményebb”, áthatolóbb.

A röntgen nyaláb előállítása úgynevezett röntgencső segítségével történik. A legegyszerűbb esetet tekintve egy üvegből készült burában található az anód és a katód, a bura belsejében pedig vákuum van. A gerjesztő áramkörbe kapcsolt izzó katódból termikus emisszióval lépnek ki az elektronok, melyek a légritkított csőben az anód felé gyorsulnak, azt elérve pedig annak anyagában lefékeződnek, mely kölcsönhatásban jön létre a röntgensugárzás teljes spektruma. A folyamat során nagy energiavesztésről beszélünk, a mozgási energia legnagyobb részben hővé alakul át. Az mondható, hogy a röntgencső hatásfoka 1% körüli, tehát az átadott energia ekkora hányada alakul mindössze röntgenfotonokká.

Keletkezése alapján kétféle röntgensugárzást különböztetünk meg:

- fékezési röntgensugárzás
- karakterisztikus röntgensugárzás

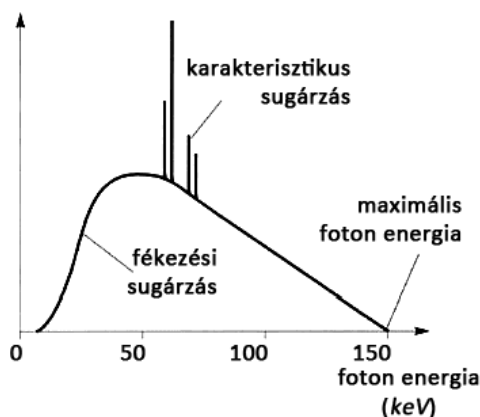
Fékezési röntgensugárzás (Bremsstrahlung):

Jellemzően nagy rendszámú atommagok elektromos terébe belépő nagyenergiájú elektron képes fékezési sugárzást létrehozni, mely a mag közelében lelassul, iránya megváltozik és veszít a mozgási energiájából, miközben veszteséggel arányos nagyságú röntgenfotont bocsájt ki [13]. Az így keletkező foton energiája függ a beérkező elektron energiájától, illetve az anód rendszámától is. Az így keletkezett sugárzás spektruma folytonos.

Karakterisztikus röntgensugárzás:

Amennyiben a katód felől érkező, felgyorsított elektron elegendően nagy energiával rendelkezik, akkor lehetséges, hogy az anód anyagát alkotó atomok egy belső héján lévő elektront gerjesszen. A héj elektron kötési energiáját meghaladó, átadott energia hatására az elektron elhagyja az atomot és a helyén visszamaradó lyukat egy külső héjról érkező elektron tölti be, miközben a héjak közti energiakülönbséggel azonos energiájú fotont bocsájt ki a

rendszer [13]. Ezt a sugárzást nevezzük karakterisztikus röntgensugárzásnak, melynek spektruma vonalas. Az 1. ábrán látható a röntgensugárzás spektruma.



1. ábra A folytonos görbére ráülő karakterisztikus csúcsok

Mint ismert, a röntgensugárzás hullámhossza egy tartományt és nem egy konkrét értéket fed le, így a röntgensőben keletkező sugárzás is különböző hullámhosszúságú, ezáltal energiájú. Azonban a képalkotásban azon röntgen fotonok, amelyek nem rendelkeznek elegendő energiával, hogy a testen áthaladva részt vegyenek a képalkotásban, mindössze feleslegesen növelnék a páciens sugárterhelését testében elnyelődve. Mindezek miatt a sugárnyaláb szűrése igen fontos, melynek során a kisenergiás 0-40 keV fotonokat, aluminium, illetve réz szűrők alkalmazásával elimináljuk [13].

A röntgendiagnosztika alapja, hogy a létrehozott röntgensugárzás miképp lép kölcsönhatásba a páciens alkotó anyaggal. A testen való áthaladás során a sugárzás intenzitása csökken, ezt a folyamatot attenuációnak vagy gyengítésnek nevezzük. Ahhoz azonban, hogy az attenuációt meg tudjuk határozni, tudnunk kell a páciens elérő röntgen sugárzás intenzitását, vagy dózist, jelen esetben DAP értékét.

Telepített felvételi röntgenberendezések:

GE Optima XR646:

A munkám során 4 db GE gyártmányú Optima XR646 típusú telepített felvételi röntgenberendezésen végeztünk méréseket, melyek mind a Debreceni Egyetem Klinikai Központ Orvosi Képalkotó Klinika Radiológia tulajdona. A berendezések közül 3 db-ot 2017-ben gyártottak, illetve telepítettek, egyet pedig 2021-ben adtak át. Utóbbi típusneve, utalva a beépített kamerarendszerre, kiegészült egy HD elnevezéssel (GE Optima XR646 HD), azonban

a berendezés kialakítása más téren (generátor, röntgenső típusa, a berendezés méretei) megegyezik az előbbi hárommal. A 2. ábrán látható kép a röntgenberendezésről.

A berendezések a klinika betegellátásnak oszlopos tagjai, napi szinten több tíz betegvizsgálat készül mindegyiken. Általuk lehetőség van a páciensekről mind fektetett, mind állított, mellkasfelvételi pozícióban is felvételt készíteni attól függően, milyen vizsgálatra van szükség.

A vizsgálatok során a páciens felfekszik az asztalra vagy az álló rész előtt elfoglalja a helyét. Az operátor az exponáló helyiségben beállítja a vizsgálatához szükséges paramétereket, illetve kiválasztja a megfelelő protokollt és elkészíti felvételt a kijelölt testtájáról. A beteg adatai, a vizsgálat adatai és az elkészült képek DICOM típusú fájlokban tárolódnak a Klinika PACS rendszerében, mely egy strukturált digitális tárhely.

A munka során fontos szerepe volt annak, hogy az elkészült kép azonnal látható a kezelőmonitoron, melyen helyet kapnak különböző technikai adatok (mint a visszajelzett csőfeszültség, csőáram, mAs értéke), illetve a berendezés által számolt DAP érték is.

Fontos megjegyezni, hogy ezen berendezések nem rendelkeznek dedikált DAP kamrával, így jó alapot nyújtottak a vizsgálatainkhoz, hiszen a DAP kamra helye azonban kialakításra került. Kamra nélkül a berendezések a beállított, illetve a ténylegesen kiadott röntgen paraméterek alapján, mint az említett csőáram, csőfeszültség, blende méret vagy a fókusz-detektor távolság (SID) értékei, illetve a gyárban ezek alapján kimért, leadott dózis táblázatából választják ki a vizsgálatához tartozó DAP értékeket.



2. ábra Az Optima XR646-os telepített felvételi röntgen gyártói brosúrájában található illusztráció [11]

Az alkalmazott DAP mérő bemutatása:

A Debreceni Egyetem Klinikai Központ Orvosi Képző Klinika - Radiológia a Nemzetközi Atomenergia Ügynökséggel együttműködve lehetőséget kapott a PTW (Physikalisch-Technische Werkstätten) gyártó által piacra dobott Diamantor RS-KDK típusú DAP mérőrendszer beszerzésére, mely megfelel az EN60580-as szabványnak és a gyártó által évekig fejlesztett, innovatív technológiával rendelkezik [4].

A berendezés képes automatikus levegő sűrűség korrekcióra, a különböző mérhető mennyiségek és mértegségek szabadon megválaszthatók általa, illetve széles hőmérsékleti tartományban való használatra is alkalmas. Egyidejűleg lehetőségünk van a DAP, dózis és expozíciós idő mérésére. 40-150 kV közötti csőfeszültség esetén az energiaválasz $\pm 5-8\%$ -os. Egy külső modul megvásárlása esetén akár működtethető Bluetooth-on keresztül is, vagy a Diamantor RS-D kijelzőegységgel, amin keresztül az eredmények is közvetlen kijelzésre kerülnek. A klinikának az utóbbit volt lehetősége beszerezni.

A mérőrendszer pontos technikai paraméterei a következők [4]:

- 12-32 V feszültségű tápegységről működtethető.
- A méreteit tekintve $182,2 * 163,2 * 17,75 \text{ mm}^3$ -es az eszköz és 290 grammos.
- A DAP értékét $0,1 - 10^8 \mu\text{Gym}^2$ tartományban képes mérni $0,01 \mu\text{Gym}^2$ -es digitális felbontással.
- A DAP teljesítményt $0,1 - 30\,000 \mu\text{Gym}^2/\text{s}$ tartományban méri, $0,001 \mu\text{Gym}^2/\text{s}$ felbontással.
- A dózist $0,01 - 30\,000 \text{ mGy}$ tartományban észleli $0,001 \text{ mGy}$ felbontás mellett.
- Az expozíciós időt $0,1 \text{ s}$ -os felbontás mellett az $1 \text{ s} - 60\,000 \text{ s}$ -os tartományban méri.
- A röntgenberendezésnél $40 - 150 \text{ kV}$ -os csőfeszültséget beállítva, $10-65 \text{ }^\circ\text{C}$ közötti hőmérsékleten, illetve $700 - 1\,060 \text{ hPa}$ nyomáson használható a mérőeszköz.

A fő elemek részletes bemutatása:

A Radiológiai Klinika használatában lévő berendezésnek főbb részei a következők:

- Diammentor RS-KDK RS485 verzió – DAP kamra
- Diammentor RS-D Display Unit D – Érintőképes felhasználói interface
- Diammentor RS Connector Boks – Tápellátást biztosító modul

Diammentor RS-KDK RS485 verzió:

A Diammentor RS-KDK egy mikroprocesszor-vezérelt mérőeszköz. A mérőkamra, mely a 3. ábrán látható közvetlenül a mérőkészülékbe van beépítve, nem rendelkezik egyéb kezelőszervvel. Ezt az eszközt közvetlenül a röntgenső kilépési oldalára kell felszerelni. Az állapotát egy kétszínű LED jelzi [4], a zöld, lassan villogó fény jelenti azt, hogy a rendszer készen áll a mérésre. Ha a LED-ek felváltva piros és zöld színnel villognak, akkor a rendszer egy hosszabb parancsot dolgoz fel. Ha azt látjuk, hogy a piros LED rendre rövid-rövid-hosszú villogó fényt bocsájt ki, akkor a mérés elvégezhető, viszont fennáll valamilyen általános hiba. Amennyiben a piros LED gyorsan villog, a mérés nem kezdhető meg. Ezek az állapotok a 4. ábrán láthatók. Alapvetően ez a teljes mérőrendszer agya, mind a számítógépes csatlakozás esetén, mind az érintőpaneles megoldásnál a parancsokat, illetve a mért eredményeket maga a kamra dolgozza fel és továbbítja.



3. ábra A Diamantor RS-KDK egysége



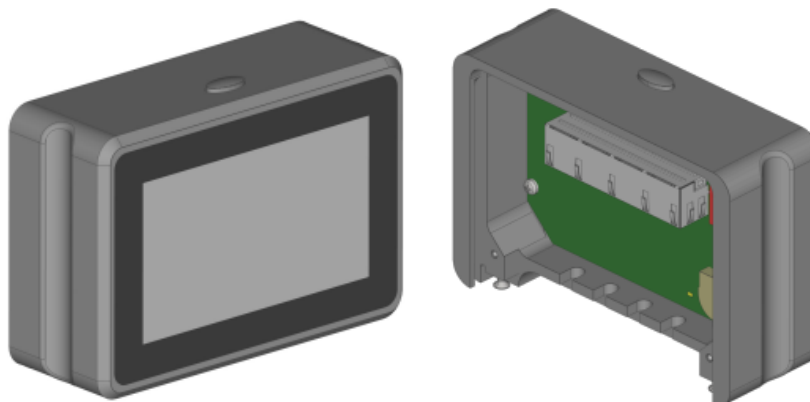
4. ábra A Diamantor RS-KDK LED-jeinek állapotai

Diamantor RS-D:

A Diamantor RS-D egy mérőcsatorna nélküli vezérlő- és kijelző egység. Az érintőképernyővel ellátott eszköz legfeljebb két Diamantor RS-KDK egységgel használható együttesen, melyek által mért dózisterületi szorzat és rátája, besugárzási idő, valamint belépő dózis és rátája egyidejű megjelenítésére szolgál [4]. A kijelző egység falra szerelhető vagy asztalra állítható. A berendezés hátulján különböző csatlakozó egységek kaptak helyet, két Ethernet típusú csatlakozó a két RS-KDK mérőfej csatlakoztatására, illetve még egy Ethernet

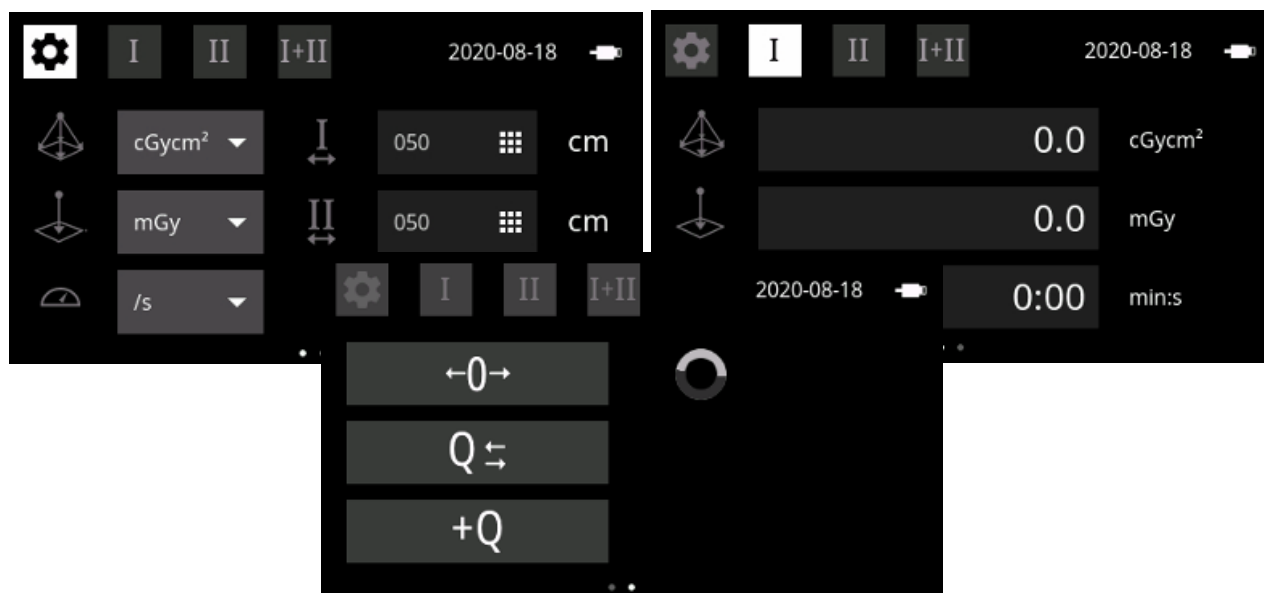
csatlakozó az áramforrás csatlakoztatására. Jelenleg a többi csatlakozónak nincs funkciója ennél a verziónál.

A modul tetején egy nyomógomb kapott helyet, melyet minden mérés előtt szükséges megnyomni, hogy nullázza a kijelzett értékeket. Az 5. ábrán látható, hogy néz ki a kijelző egység.



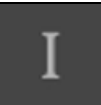
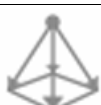
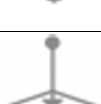
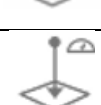
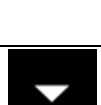
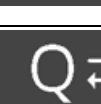
5. ábra A Diamentor RS-KDK kézikönyvében található kép a kijelző egységről [4]

A 6. ábrán látható, hogy néz ki a kijelző egység kezelőfelülete. Az egyes ikonok jelentéseit az 1. táblázatban összegzem.



6. ábra: A kijelző egység kezelőfelülete

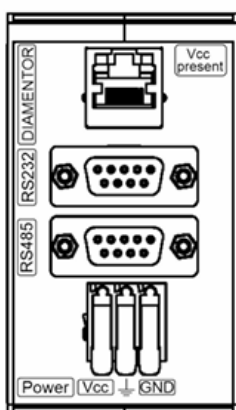
1. táblázat: A kijelző egység ikonjainak bemutatása

	Beállítások megnyitása
	Az egyes csatornán mért eredmények kijelzése
	A kettes csatornán mért eredmények kijelzése
	Az egyes és kettes csatornán mért eredmények megjelenítése összegezve
	DAP érték
	DAP ráta értéke
	Belépő dózis
	Belépő dózis ráta
	Besugárzási idő
	A beteg és a kamra közötti távolság beállítása a lenyíló számok segítségével
	Lenyíló menü a megfelelő mértékegység kiválasztására
	A kamra felkészítése a használatra, alaphelyzet beállítása (kb. 70 s)
	A kommunikáció öntesztje, kalibrációs adatok ellenőrzése
	Teszt töltés injektálása a rendszerbe, hogy a jelválaszt teszteljük

Az utolsó három ikonnak fontos szerepe van minden mérési ciklus megkezdése előtt. Bekapcsolás után ezeket az ikonokat egymás után, sorrendben megnyomva, két kalibrációs és egy teszt programot futtatunk le az eszközön általuk.

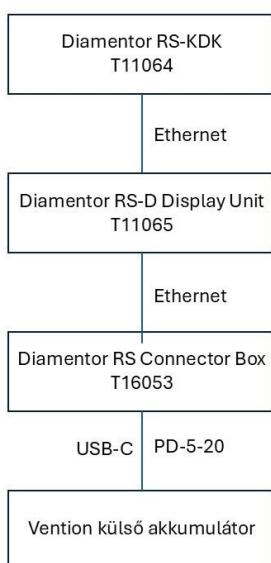
Diamantor RS Connector Box:

A Diamantor RS Connector Box (7. ábra) elnevezésű alkatrész összeköttetésre szolgál a kijelzőegység és a tápellátás között. Nem rendelkezik egyéb kezelőszervvel, azonban a gyártó ellátta 2 csatlakozóval, melyek a mérőrendszerhez kapcsolt esetleges külső kommunikációt szolgálnak.

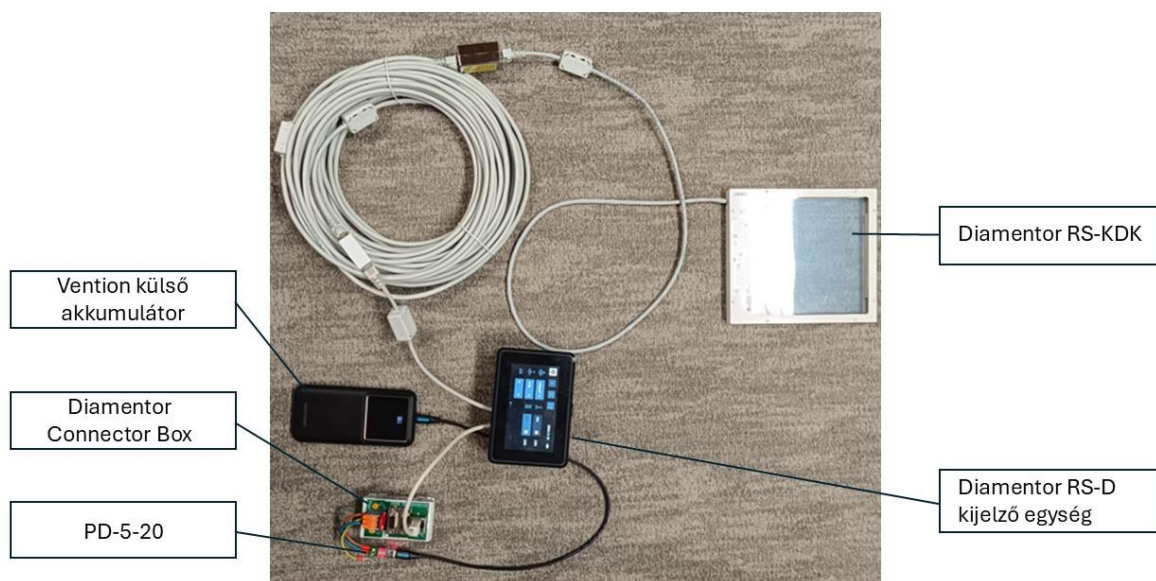


7. ábra: A Diamantor RS felhasználói kézikönyvében található rajz a Connector Boks-ról [4]

A teljes mérőrendszer sematikus (8. ábra) és valós (9. ábra) összekötése a következő ábrákon látható:



8. ábra A mérőrendszer sematikus összeköttetése



9. ábra: A mérőrendszer valós összeköttetése

RS485 kommunikáció:

Mivel a beszerzett DAP mérő rendszer RS-485 kommunikációra képes egy külső egységgel [4], így szükséges ezen kommunikáció alapjairól is szót ejteni.

Egy soros adatátvitellel rendelkező protokollról beszélünk, mely differenciális jellel működik. Az adatátvitel esetünkben fél-duplex módban történik, mely szerint az adás és a vétel ugyanazon a csatornán valósul meg, egymást követően. Tehát egy vezérlőprogram segítségével közölni tudjuk a rendszerrel, hogy éppen „hallgatózni” vagy információt közölni szeretnénk.

Működése a feszültségkülönbség mérésén alapszik. A csatlakozó két jelvezetéke között mért feszültségkülönbség kódolja a beérkező jelet, amennyiben az A jelű vezetéken tapasztalunk magasabb feszültséget, akkor logikai 1 értéket kapunk, egyéb esetben 0-át. Mivel mindkét vezeték ugyanazon külső zajban van, ezért a különbség érzékeléskor a külső tér jelenléte nem zavaró.

A DAP mérő esetén ugyan a Connector Box rendelkezik dedikált RS485 csatlakozóval, azonban a kézikönyvben az is megtalálható, hogy a kamra és az érintőkijelző között futó ethernet kábel, melynek erei felelnek a kommunikációért, így akár erre a pontra is tervezhető közbeiktatott saját fejlesztésű modul.

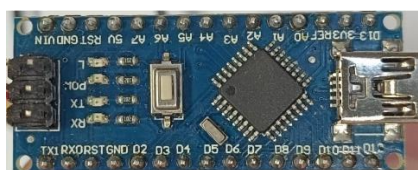
Ethernet kábel 9 pin D-Sub átalakítás:

Alapvetően az információ továbbítása, mint említettem CAT-5-ös típusú UTP Ethernet kábelrel van megoldva a mérőrendszerben. Ebben 4 csavart érpár fut, ennek megfelelően 8 ér található benne. Ezek az erek típustól függően más-más információt szállítanak. Az UTP kábel átalakítása - egyik végén Ethernet, másik végén D-Sub csatlakozó véggel ellátott verzióvá - biztosítja az adatjelek könnyebb kicsatolását a rendszerből, illetve az illesztést külső mikroelektronikai eszközökhöz.

Arduino NANO lapka és Arduino keretrendszer:

Az Arduino program nyílt forráskódú, hardveres és szoftveres elemekkel rendelkező fejlesztői megoldás. Alapvetően oktatási, tanulási céllal hozták létre, napjainkban viszont széles körben használják fejlesztésekben is. A rendszer egyik fontos része az áramköri lap, emellett az ezen futó program, melyet az Arduino Integrated Development Environment - röviden: Arduino IDE környezetben tudunk megírni [6] és a lapkára fordítani.

Az Arduino család része az Arduino Nano elnevezésű mikrokontroller, mely a 10. ábrán látható. Ez az eszköz könnyen használhatósága és kompakt jellege miatt széleskörben használt különböző hobbi-elektronika fejlesztésekben, oktatásban és egyéb projektekben. 5 V-os feszültséggel működtethető, különféle számítási és adatfeldolgozási folyamatokat tud végrehajtani [7]. A be-és kimeneten mind analóg, mind digitális jelet képes kezelni, illetve a hozzákapcsolt egyéb eszközöket irányítani. A mikrokontroller mini USB kábelrel csatlakoztatható számítógépekhez.



10. ábra: Az Arduino NANO lapka

MAX 485 lapka:

Mivel az Arduino Nano önmagában nem képes az RS485-ös kommunikáció megvalósítására, így szükséges egy értelmező lapka közbeiktatása, mely a kereskedelmi forgalomban kapható MAX485-ös modul, ami az érkező differenciális jeleket alakítja a mikrokontroller által kezelhetővé és fordítva [8]. A 11 ábrán látható a lapka felépítése.



11. ábra: A MAX 485-ös lapka

Az eszköz előnyei közé sorolható, hogy hosszú távú adatátvitelre képes, egyszerre több eszköz is csatlakoztatható ugyanazon vonalra, illetve magas a zajtűrése. Viszont mivel esetünkben fél-duplex az adatátviteli sémája, így egyszerre csak egy irányba történhet a kommunikáció.

Célkitűzés:

TDK munkámnak két fő célja volt.

Egyrészt szerettem volna autonóm, hordozható mérőrendszert létrehozni, akkumulátoros tápellátással, mivel a PTW elsősorban beépítésre szánja eszközét, azonban a Radiológia Klinikán, mint említettem mind a 4 db GE OPTIMA XR646 felvételi röntgen esetén fontos lenne a DAP értékek mérést elvégezni, illetve összevetni a mért és a röntgenberendezések által számolt DAP értékeket.

Másrészt, mivel a kamra lehetőséget biztosít külső eszközzel történő kommunikációra, így egy mikroelektronikai megoldással szerettem volna kiegészíteni a berendezést, hogy a tárolt kalibrációs és az érintőkijelzős kezelőszervvel egyébként nem elérhető adatokat kiolvassuk, illetve, ha lehet később azt elhagyva közvetlenül irányítsuk a rendszert.

Módszerek:

Akkumulátoros tápellátás megoldása:

A mérések előtt fontos kérdés volt, hogy miként lehet kompakt módon megoldani a rendszer tápellátását, illetve mi lenne a legmegfelelőbb mód az összeszerelést illetően.

Több lehetséges opció volt a tápellátás megoldására, egyik a 230 V-os hálózati feszültség használata. Ezt a lehetőséget az elsők között elvettem, mivel a röntgenberendezésekkel történő mérések során a helyszín nem feltétlenül adott erre a lehetőségre, akár fali aljzat hiányában.

Egy sokkal kompaktabb megoldást szerettem volna találni, ezért felvetődött egy külső akkumulátor használata.

A powerbankok vagy másnéven hordozható akkumulátorok képesek az energia eltárolására és különböző eszközök feltöltésére, tápellátására. Alapvetően mobil eszközök és egyéb más, mindennap használatos eszközök útközben töltésére fejlesztették ki, azonban minden olyan esetben alkalmazhatók, ahol nincs lehetőség a hálózat használatára. Különböző méretű, kialakítású, technikai kapacitású külső akkumulátor érhető el a piacon, hogy minden igényt kielégítsenek. Azonban számunkra adott volt, a Diamantor kézikönyve szerint, hogy minimum 12V-ot és 1A-t igényel a kamra.

Vention Portable Power Bank:

Így végül megfelelő választásnak bizonyult a Vention gyártmányú, 10000 mAh-ás, 22.5 W-os hordozható akkumulátor, mely a 12. ábrán látható. Az eszköz 3 csatlakozóval rendelkezik, melyekből kettő USB-A és egy USB-C port. A feltöltése teljes töltöttségi szintre csupán három órát vesz igénybe és a 10000 mAh-ás kapacitásának köszönhetően hosszú ideig képes ellátni a hozzákapcsolt eszközt [10]. A powerbank intelligens digitális kijelzővel van ellátva, védve van túlterhelés és túlmelegedés ellen, könnyű és kompakt kis eszköz.

A technikai paraméterei játszottak fontos szerepet a kiválasztása során. A 10000 mAh kapacitására szükségünk van a hosszabb mérések elvégzésekor, illetve a hozzákapcsolni kívánt Diamantor eszköz minimum 12 V-ról működtethető és a powerbank képes ezt a maximális kimeneti feszültséget biztosítani. Azonban a maximális 22.5 W-os teljesítményét csak az USB-C porton keresztül képes kiadni.



12. ábra: A Vention hordozható külső akkumulátor

Amint a fent bemutatott powerbankot egy USB-C kábellel összekötöttem a Connector Box nevű egységgel, nem azt tapasztaltam, amit vártam. A rendszer nem kapott megfelelő feszültséget, a kijelzőegység habár bekapcsolt, de nem mutatta a főképernyőt, úgynevezett szürkeáramot tapasztaltam. Mindez annak az oka, hogy az akkumulátor intelligens módon érzékeli a hozzá kapcsolt eszköz töltésvezérlő elektronikáját, melynek fényében „megegyeznek” a kapcsolat során használt feszültség értékében. Mivel a Connector Box-ban ilyen elektronika nincs, így szükséges volt egy külső modul beszerzése, amely segítségével a külső akkumulátor érzékelné a kijelzőegység igényét a stabil 12 V-os feszültség szintre.

A megfelelő kiegészítő egy PD-5-20 (13. ábra) nevű DC-DC tápegységmodul, melyet alapvetően különböző elektronikai projektekhez fejlesztettek ki a feszültség stabilizálására és annak átalakítására. Az eszközt a külső akkumulátorhoz USB-C kábellel lehet csatlakoztatni, és kis méretének köszönhetően nem foglal el sok helyet a mérőrendszerben, illetve igény szerint állítható is a kimeneti feszültség szintje a rajta lévő kapcsolók állása alapján. A PD-5-20 modult megfelelő módon összekötve a Connector Box-szal, a modul USB-C bemenetét pedig egy USB-C apa-apa kábellel a külső akkumulátorhoz csatlakoztatva máris megoldódott a rendszer tápellátása.



13. ábra A PD-5-20 nevű tápegység modul a kapcsolókkal

Kalibrációs adatok kiolvasása:

Az irodalmi áttekintésben említett mikroelektronikai eszközök és programozási környezet segítségével létrehoztam egy olyan kapcsolást, melynek segítségével lehetőségem volt a kalibrációs adatok kinyerésére a rendszerből. A későbbi fejlesztések során tervben van ennek a résznek a használata arra is, hogy egy teljesen automatizált, adatgyűjtő részt is hozzákapcsoljak a mérőrendszerhez.

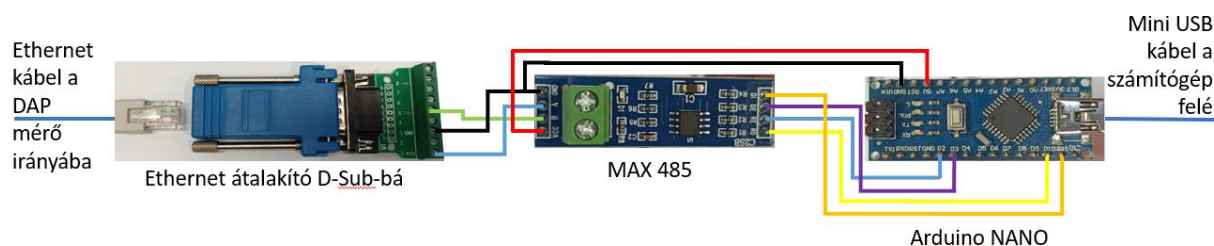
Ennek a résznek a létrehozásához elengedhetetlen volt a mérőeszköz gyártója által kiadott felhasználói kézikönyv tüzetes tanulmányozása, hiszen az abban szereplő elektronikai adatok segítségével tudtam megtervezni a legmegfelelőbb áramkört, melyet a kamra és a kijelző egység közé helyeztem el egy Ethernet közösítő Y-csatlakozó segítségével. A közösítőbe befut egy UTP kábel a kijelző egységből, illetve onnan indul ki két további kábel, egy a kamra irányába, egy pedig a létrehozott áramkör irányába.

A Diamantor kézi könyve alapján a Diamantor RS-KDK T11064-es verziója RS485-ös kommunikációra képes és a csatlakozó lábkiosztása úgy alakul, hogy az egyes lábokon van a D- (negatív differenciális jel) csatorna, a hármas lábokon a föld potenciál, és az ötös lábokon a D+ (pozitív differenciális jel) csatorna. Ezeket az információkat fontos volt szemelőtt tartani. A kézikönyv szerint megfelelő összeköttetés esetén az Arduino Nano (végső soron a feldolgozó számítógép) és a Diamantor rendszer között, akkor ASCII kódok segítségével lehet kommunikálni. Mely kódok minden esetben kocsni vissza és új sor karakterekkel kell záruljanak.

A kódok küldése és a válaszok fogadása az Arduino IDE soros monitorán keresztül zajlott, a mini USB kábelon csatlakoztatott Nano a COM3-as porton volt elérhető.

Mint azt az irodalmi áttekintésben említettem, egy ilyen kommunikáció kialakításához szükséges volt a MAX485-ös modul integrálása is, melynek segítségével az érkező differenciális jelet átalakítva már fel tudja dolgozni azt az Arduino Nano.

Ahhoz, hogy a MAX485-ös modul a mérőrendszer felől érkező adatfolyamba becsatlakoztatható legyen, az Ethernet kábelt egy D-Sub átalakító segítségével külön szerelhető lábakra kivezetésre került. Ezen kivezetések segítségével a MAX485-ös átalakító föld nevű lábát összekötöttem a D-Sub föld lábával, az A csatornába a D+ lábat, míg a B csatornába a D- lábat illesztettem. A teljes kapcsolási rajz a 14. ábrán látható.



14. ábra: A kalibrációs adatok kiolvasásához szükséges áramkör teljes kapcsolási rajza

Az Arduino IDE keretrendszerben megírtam egy kódot (15. ábra), melynek segítségével a teljes kialakított rendszerrel a megfelelő adatok kiolvashatók a DAP mérőből. A következő részben a megírt program és annak részletes bemutatása olvasható.

```

#include <SoftwareSerial.h>

// Pinek definiálása a MAX485-höz
#define DE 3
#define RE 2

// Egy SofverSerial objektum létrehozása a MAX485-nel való kommunikációhoz
SoftwareSerial RS485Serial(10, 11); // RX, TX

void setup() {
    // A soros kommunikáció inicializálása
    Serial.begin(9600);
    RS485Serial.begin(9600);

    // A DE és RE pinek beállítása kimenetként
    pinMode(DE, OUTPUT);
    pinMode(RE, OUTPUT);

    // A DE és RE beállítása „LOW” módba, hogy alapértelmezetten vételi módban legyenek
    digitalWrite(DE, LOW);
    digitalWrite(RE, LOW);

    Serial.println("Adja meg az adatokat küldésre vagy várjon fogadásra:");
}

void loop() {
    // Ellenőrzés, hogy van-e elérhető adat a soros terminálon
    if (Serial.available()) {
        // Adat beolvasása a soros terminálról
        String dataToSend = Serial.readStringUntil('\n');

        // Pinek átváltása adatküldő módba
        digitalWrite(DE, HIGH);
        digitalWrite(RE, HIGH);

        // Az adatok kiküldése RS485-ön keresztül
        RS485Serial.print(dataToSend);
        RS485Serial.print("\r\n");

        // A kiküldött adat kiírítása a soros monitorra
        Serial.print("Data sent: ");
        Serial.println(dataToSend);

        // A pinek visszaállítása fogadó módba
        digitalWrite(DE, LOW);
        digitalWrite(RE, LOW);
        delay(10); // Késleltetés a busz stabilitása érdekében
    }

    // Ellenőrzés, hogy az adat elérhető-e RS485-ön a fogadásra
    if (RS485Serial.available()) {
        String receivedData = "";

        while (RS485Serial.available()) {
            receivedData = RS485Serial.readString();
        }

        // A fogadott adat kiírítása
        Serial.print("Data received: ");
        Serial.println(receivedData);
    }
}

```

15. ábra Az Arduino IDE-ben megírt program

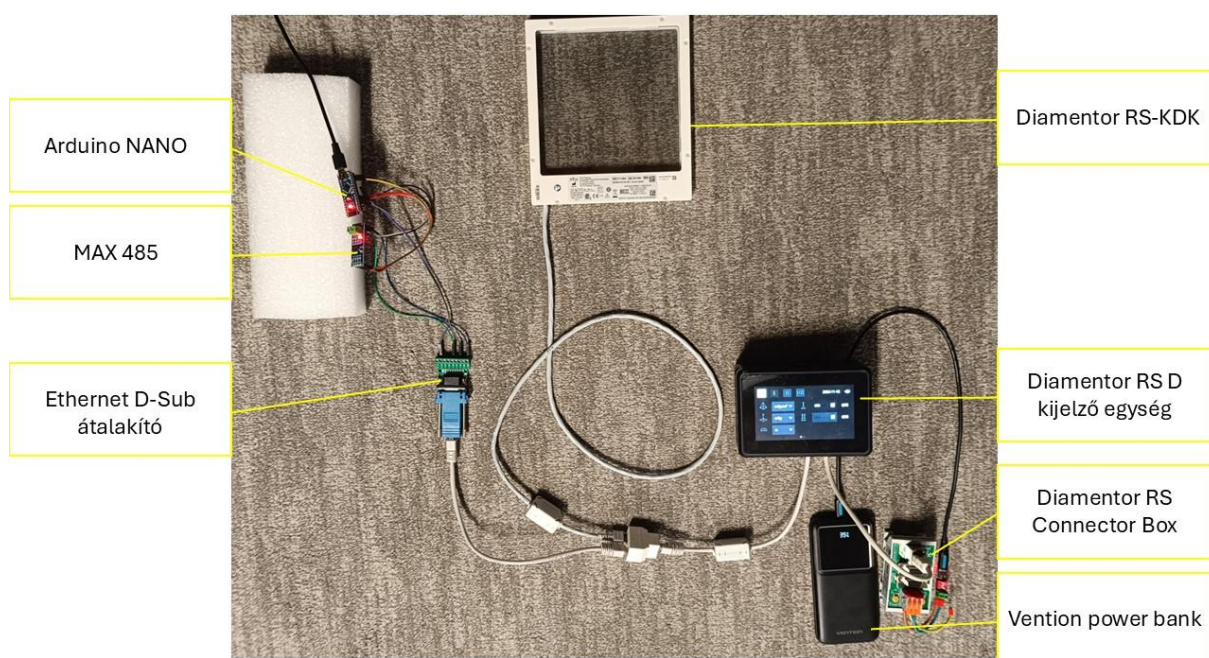
A kód létrehoz két soros kommunikációt, egyet a gép irányába, egyet pedig a DAP mérő felé. Előbbi egy hardware serial, míg utóbbi egy software serial definiálásával történik meg.

A SoftverSerial objektum, a Nano 10-es és a 11-es lábain keresztül kommunikálni tud a MAX485-ös átalakítóval, melynek DE és RE pinek feszültség kontrolljával meghatározzuk, hogy éppen fogadásra vagy adat küldésre szeretnénk használni a modult.

A program ellenőrzi, hogy érkezett-e adat a felhasználótól a soros monitoron keresztül a Serial.available függvénnyel. Amennyiben van adat, beolvassa azt a soros monitorról és átvált küldési módba azáltal, hogy a DE és RE pineket HIGH-ra állítja, majd a beolvasott adathoz hozzáfüzi a kocszi vissza és új sor ASCII karaktereket és a teljes kódot elküldi az RS485-ön keresztül a kamrának majd az elküldött adat kiíratódik a soros monitorra, ezt követően pedig a modult visszaállítja adat fogadási módba.

Ezután a kód ellenőrzi, hogy érkezett-e válasz az RS485-ös vonalon keresztül, amennyiben igen, beolvassa az összes elérhető karaktert és megjeleníti a monitoron a „Data received:” felirat után.

A fenti alkatrészek beépítésével tehát összeállt egy olyan mérőrendszer (16. ábra), mellyel különböző fontos információk kinyerhetők a mérést illetően (kalibrációs adatok).



16. ábra Az eszközfejlesztés utáni összeállított mérőrendszer

Mérések:

A teljes mérőrendszer összeállítását követően, immár az Aruino-s ág nélkül méréseket végeztem témavezetőm felügyelete mellett a következő módon.

A 4 db kiválasztott GE Optima XR646 telepített felvételi röntgenberendezés a következő munkahelyeken található:

- Tüdő Klinika - Tüdő
- Augusztai telep - Augusztai
- Gyermekklinika - Gyermekklinika
- Sürgősségi Klinika - SBO

Mérési sor terve:

Minden berendezés esetén a méréseket egy előre elkészített jegyzőkönyv alapján végeztük. A csőáram értékét előre megbeszéltük alapján minden esetben 200 mA-re rögzítettük, az expozíciók mAs értékét 1-50-ig (1, 2, 5, 10, 15, 20, 25, 50 mAs), míg a csőfeszültség értékét 40-120 kV között változtattuk 20 kV-os lépcsőkkel. Ez egy berendezésen összesen 40 db mérést jelentett.

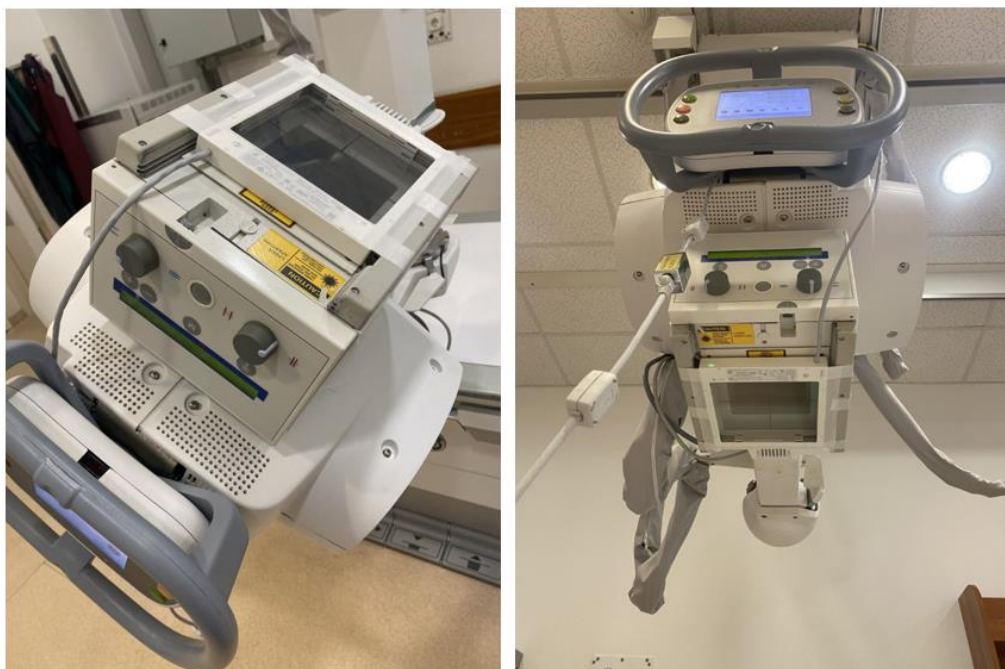
Azért ezek az értékek lettek meghatározva, mert a mindennapos betegvizsgálatban mind a csőfeszültséget, mind a mAs-t tekintve nem fordulnak elő ennél jóval eltérőbb beállítási paraméterpárok. Ez az információ dolgozóktól, illetve a PACS szerveren tárolt DICOM fájlokból volt ismert.

Minden esetben a mérések megkezdése előtt végeztünk konzisztencia méréseket, mely azt jelentette, hogy a mérési terv középértékein beállított 80 kV és 10 mAs értékek mellett 5 db megismételt mérést végeztünk el egymás után. Mivel mind a négy esetben ugyanazon lépéseket követtük, így csak egy mérés folyamatát mutatom be a továbbiakban.

A Tüdő Klinikán található berendezés esetében a kamra felszerelését a röntgen sugárrekeszén gyárilag kialakított DAP kamra helyre tettük meg. Azonban mivel a mi kamránk méretei eltértek a gyártó által preferált méretektől, így ragasztószalag segítségével oldottuk meg a felfogatást. A kamra pozíciója 25 cm távolságban volt a fókuszról, ez látható az xy. ábrán.

Ezt követően a röntgencsővet visszaforgattuk a megfelelő állásba, a blende méretét kinyitottuk az elérhető maximálisra (41 x 41 cm), illetve beállítottuk a fókusz-detektor távolságot 100 cm-re, tekintve, hogy ez az általánosan javasolt és elfogadott mérési geometria.

A 17. ábrán látható, hogyan néz ki mérés előtt a rendszer, amikor minden megfelelően be van állítva.



17. ábra: A felszerelt DAP mérő



18. ábra: A detektor védelmében elhelyezett eszközök

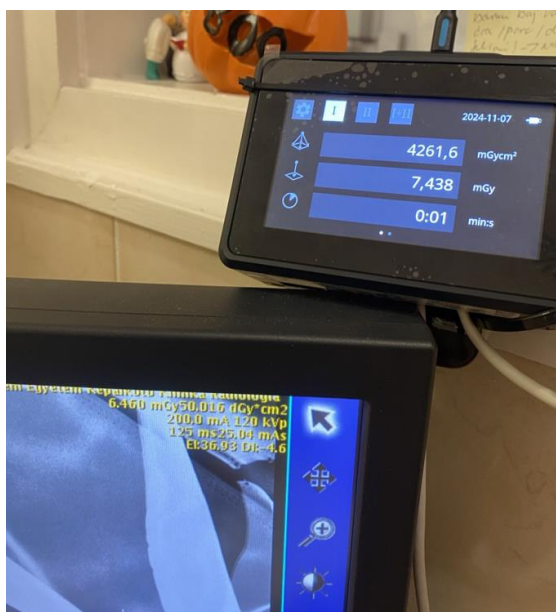
A detektor a mérések során a páciensasztal alatt helyezkedett el, mivel hiába nincs szükség az elkészült képek vizuális információtartalmára, a további utómunka miatt azonban a

DICOM fájlok metaadataira (ténylegesen beállított csőáram, stb) igényt tartottunk, de a PACS szerverre nem küld adatot a röntgenberendezés akkor, ha nem készül kép. Így detektor feletti részre az egyes munkahelyeken elérhető összes 0,35-0,5 mm Pb egyenértékű védőeszközt elhelyeztük a 18. ábrán látható módon, hogy minél inkább védeni tudjuk a detektort az esetleges beégésektől, hiszen elég széles csőáram és csőfeszültség tartományban végeztük a méréseket. Ez nem lett volna feltétlenül szükséges, azonban a 40 mérés gyors egymásutánisága miatt biztonságosabbnak értékeltük így a mérések elvégzését. A Diamantor RS-D kijelző egységet egy 25 méteres Ethernet kábel segítségével, melyen ferritgyűrűk voltak a zajcsökkentés érdekében, kiveztük az exponálóhelyiségbe, majd felszereltük a monitor egyik oldalára, hogy a mérések dokumentálása minél gyorsabban történjen. A PACS rendszerbe továbbított adatokon túl kézi adatfelvételt és fotós dokumentációt is alkalmaztunk (19. ábra).

Minden esetben Mellkas protokoll volt a választott és AP (antero-posterior) irányultsággal készültek a mérések. A mérések megkezdése előtt szükséges volt a kamra inicializálására a két kalibrációs teszt és a teszt töltés rendszerbe injektálásával, ahogyan azt egy korábbi szakaszban bemutattam. A teszteredményeket is minden esetben rögzítettük a jegyzőkönyvbe. A nullázást követően egyesével, a táblázat szerint haladva beállítottuk az előre kiválasztott paramétereket és az exponálás után leolvastuk mind a számítógép által számolt, mind a Diamantor által mért DAP értékeket, illetve minden mérést fényképesen dokumentáltam a későbbiekre. Fontos megjegyezni, hogy a tervek szerint 15 mAs beállított értéket is szerettünk volna alkalmazni mind a négy Optima esetén, azonban ez gyártói beállítások miatt nem volt lehetséges, ezért minden esetben a legközelebbi elérhető 16 mAs lett kiválasztva, ezt dokumentáltam a jegyzőkönyvben.

Annak érdekében, hogy a röntgencsővet és a detektort kíméljük a nagymértékű, gyors változásoktól, úgy haladtunk, hogy a beállított 1 mAs értéknél végig mertük 40-120 kV beállított csőfeszültségig az értékeket, majd a beállított 2 mAs értéknél 120 kV csőfeszültségtől visszafelé haladtunk a 40 kV-ig.

Mivel a későbbiekben fel szerettem volna dolgozni a röntgenberendezés által rögzített mérési eredményeket, utolsó lépésként a kezelő számítógép segítségével lezártuk a mérést és kiküldésre kerültek a mérések DICOM fájlljai a PACS szerverre.

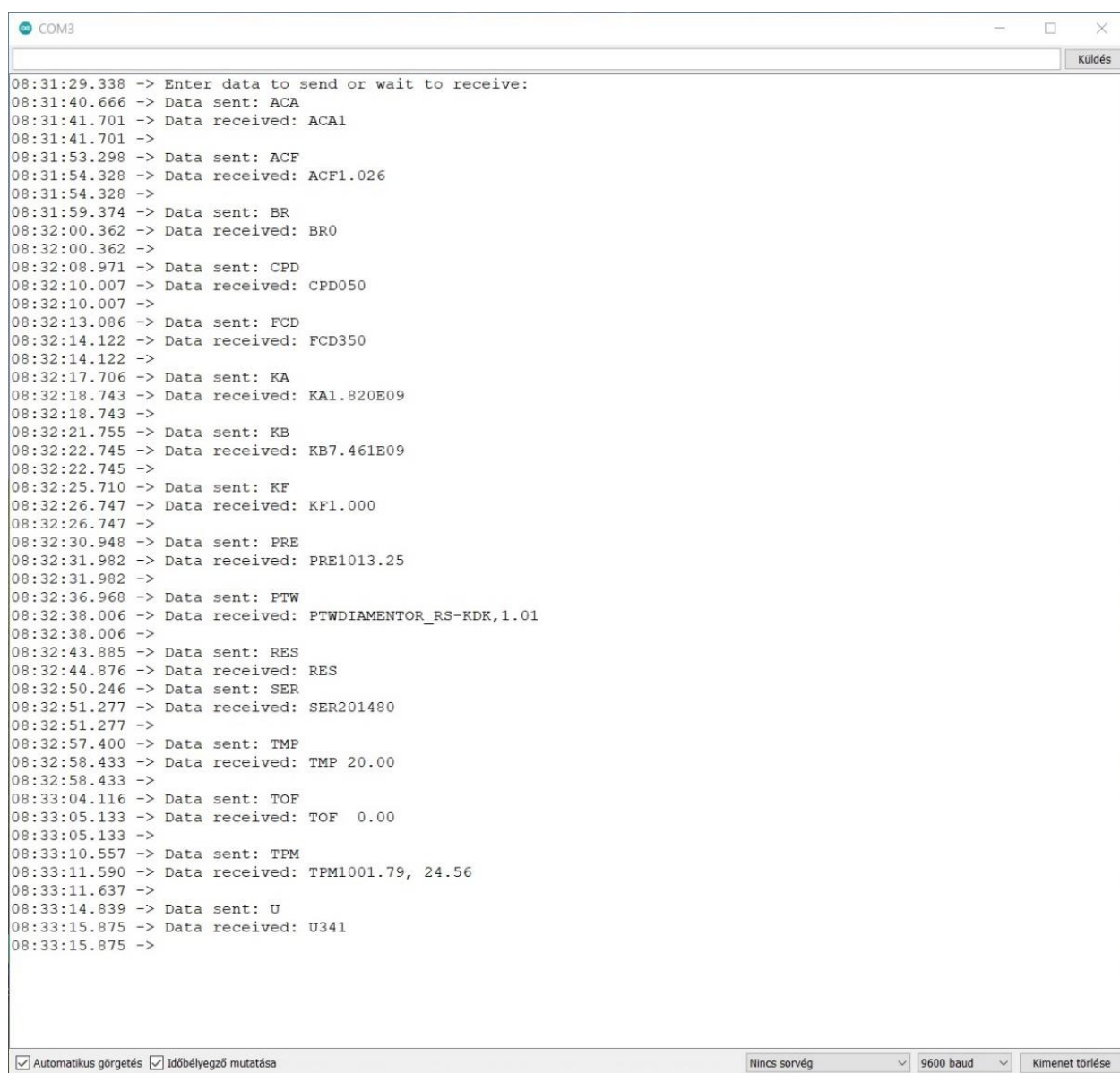


19. ábra Általam készített kép a mért és számolt eredményekről és ugyanazon mérés közben készült röntgenkép

Eredmények:

RS485-ös kommunikáció alkalmazásának eredménye:

Az előző fejezetekben olvasható volt, hogy egyes kalibrációs adatok nem érthetők el a kijelző egységen, ezért készült el egy áramkör az Arduino Nano mikrokontroller, MAX 485-ös modul és az Ethernet D-Sub átalakító segítségével. Az Arduino IDE programban megírt kód lefuttatásával a szükséges adatokat kinyertem, a következő, 20. ábrán látható, hogy milyen formátumban.



```
08:31:29.338 -> Enter data to send or wait to receive:
08:31:40.666 -> Data sent: ACA
08:31:41.701 -> Data received: ACA1
08:31:41.701 ->
08:31:53.298 -> Data sent: ACF
08:31:54.328 -> Data received: ACF1.026
08:31:54.328 ->
08:31:59.374 -> Data sent: BR
08:32:00.362 -> Data received: BR0
08:32:00.362 ->
08:32:08.971 -> Data sent: CPD
08:32:10.007 -> Data received: CPD050
08:32:10.007 ->
08:32:13.086 -> Data sent: FCD
08:32:14.122 -> Data received: FCD350
08:32:14.122 ->
08:32:17.706 -> Data sent: KA
08:32:18.743 -> Data received: KA1.820E09
08:32:18.743 ->
08:32:21.755 -> Data sent: KB
08:32:22.745 -> Data received: KB7.461E09
08:32:22.745 ->
08:32:25.710 -> Data sent: KF
08:32:26.747 -> Data received: KF1.000
08:32:26.747 ->
08:32:30.948 -> Data sent: PRE
08:32:31.982 -> Data received: PRE1013.25
08:32:31.982 ->
08:32:36.968 -> Data sent: PTW
08:32:38.006 -> Data received: PTWDIAMENTOR_RS-KDK,1.01
08:32:38.006 ->
08:32:43.885 -> Data sent: RES
08:32:44.876 -> Data received: RES
08:32:50.246 -> Data sent: SER
08:32:51.277 -> Data received: SER201480
08:32:51.277 ->
08:32:57.400 -> Data sent: TMP
08:32:58.433 -> Data received: TMP 20.00
08:32:58.433 ->
08:33:04.116 -> Data sent: TOF
08:33:05.133 -> Data received: TOF 0.00
08:33:05.133 ->
08:33:10.557 -> Data sent: TPM
08:33:11.590 -> Data received: TPM1001.79, 24.56
08:33:11.637 ->
08:33:14.839 -> Data sent: U
08:33:15.875 -> Data received: U341
08:33:15.875 ->
```

20. ábra: Soros monitor felülete és az ablakban megjelenő kalibrációs adatok a COM3 porton történő kommunikáció során

A fenti adatokat egy Excel táblázatba exportáltam (2. táblázat), melyben olvasható az egyes kódok jelentése és a kiolvasott értékük is.

2. táblázat: Az RS485-ös kommunikáció segítségével kiolvasott kalibrációs adatok és jelentésük

Kiadott kód	Válasz	Kiadott kód jelentése	A válasz jelentése
ACA	ACA1	Levegő sűrűség korrekció, ez automatikus	1
ACF	ACF1.050	Levegő sűrűség korrekció faktor, melyet a rendszer maga számol a mérési körülményekből	1,05
BR	BR0	Baud ráta - adatátviteli sebesség	9600
CPD	CPD050	A páciens és a kamra távolsága	50 cm
FCD	FCD350	A fókusz és a kamra távolsága	350 mm
KA	KA1.820E09	Az A csatornán mért kalibrációs faktor mantisszája és az exponense	$1,82 \cdot 10^9$
KB	KB7.461E09	Az B csatornán mért kalibrációs faktor mantisszája és az exponense	$7,46 \cdot 10^9$
KF	KF1.000	A korrekciós faktor beállítása	1
PRE	PRE1013.25	A légköri nyomás	1013,25 hPa
PTW	PTWDIAMENTOR_RS-KDK,1.01	A műszer adatai	DIAMENTOR_RS-KDK,1.01
RES	RES	Reset	
SER	SER201480	Szériaszám	201480
TMP	TMP20.000	A kamra hőmérséklete	20 °C
TOF	TOF0.00	A hőmérsékleti offset	0 K
TPM	TPM1015.66, 35.23	A nyomás és a hőmérsékleti érzékelők adatainak lekérése	1015,66 hPa, 35,23 °C
U	U341	Az adatok mértékegységének beállítása	3: DAP - mGycm ² 4: Dózis - mGy 1: idő sec

Az egyes mérések időtartama és a külső akkumulátor töltöttségének változása:

A 3. táblázatban összefoglaltam, hogy az egyes mérési sorozatok során a tápellátásként használt Vention külső akkumulátor töltöttségi állapota hogyan változott és mennyi ideig tartottak a mérések.

3. táblázat: A tápellátás töltöttségi állapotának változása

	Kezdő töltöttségi állapot (%)	Végső töltöttségi állapot (%)	Mérés közben eltelt idő (perc)
Tüdő	100	91	37
Augusztá	91	86	18
Gyermecklinika	86	81	19
SBO	81	77	21

A mérések előtti teszt töltés eredményei:

Mint említettem, a felhasználói kézikönyv szerint minden bekapcsolás után, a mérés megkezdése előtt a kijelző egységen található 3 ikon segítségével teszt mérést és inicializálást kellett elvégezni. Ezesetben a kijelző egység kiírta, hogy a tesztöltés hatására mennyi volt a mért DAP értéke, a besugárzási dózis értéke, illetve a besugárzási idő. A 4. táblázatban a 4 mérés során elvégzett teszt töltések értékei olvashatók.

4. táblázat: Teszt töltések értékei

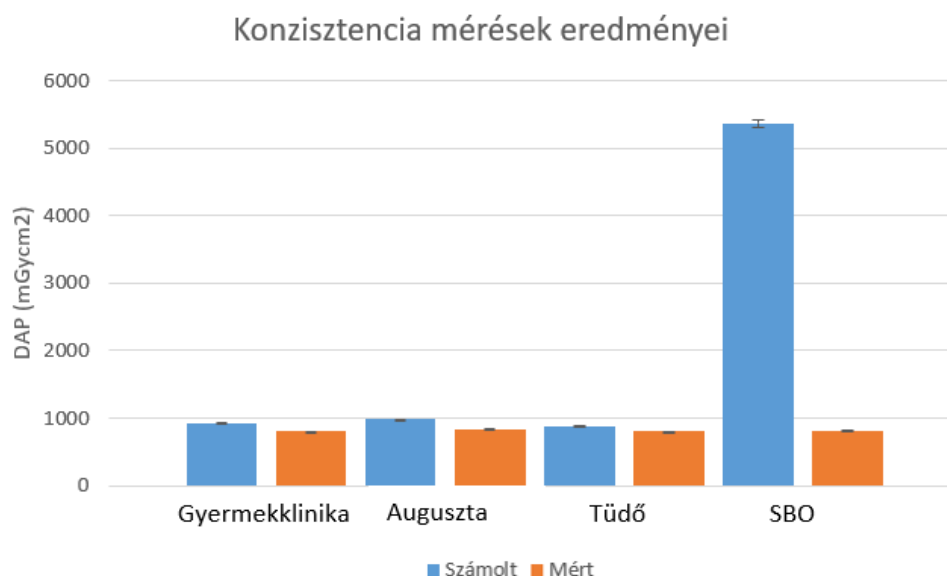
	DAP (mGycm ²)	Besugárzási dózis (mGy)	Besugárzási idő (s)
SBO	130358,1	830,466	2
Gyermecklinika	129457,9	825,04	3
Augusztá	131708,5	839,614	3
Tüdő	131015,5	834,884	4

A konzisztencia mérések eredménye:

A tervezett mérések megkezdése előtt 80 kV és 10 mAs-os beállítás mellett elvégeztük a konzisztencia méréseket, berendezésenként ötöt. Az 5. táblázat összegzi ezeknek az eredményeit.

5. táblázat: A konzisztencia mérések eredményei, átlagai és szórásai

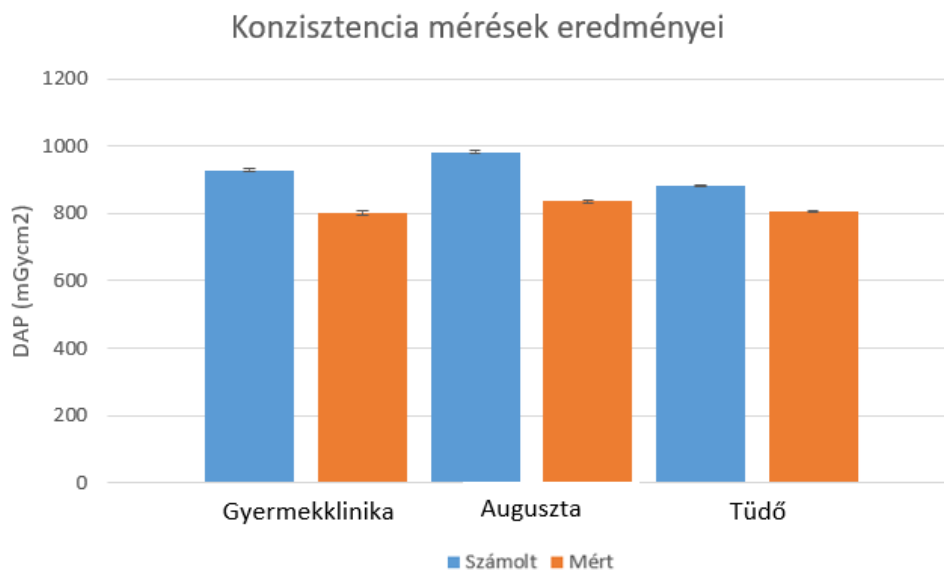
Konzisztencia mérések: 80 kV, 10 mAs, 200 mA								
A mérések nagy fókuszban, teljesen nyitott fénymezőnél történtek.	Gyermecklinika		Augusztá		Tüdő		SBO	
	Számolt DAP mGycm ²	Mért DAP mGycm ²	Számolt DAP mGycm ²	Mért DAP mGycm ²	Számolt DAP mGycm ²	Mért DAP mGycm ²	Számolt DAP mGycm ²	Mért DAP mGycm ²
1.	927,5	800,8	978,9	831,1	880,1	802,7	5303,5	807,6
2.	922	796	980,4	832,2	884,2	807,5	5380,8	819,4
3.	923,9	798,5	988,5	839,9	883,5	805,9	5306,5	808,3
4.	935,5	808,5	980	832,2	884	807,4	5424,7	827,5
5.	927,9	801,5	981	839,9	883,3	806,4	5417,8	826,5
Átlag	927,4	801,0	981,8	835,0	883,0	805,9	5366,6	817,9
Szórás	5,2	4,7	3,8	4,4	1,7	1,9	58,7	9,6



21. ábra A konzisztencia mérések eredménye az összes berendezésre

A 21. ábrán az összes berendezés során mért konzisztencia mérések átlagát és szórását ábrázoltam, kézzel a röntgenek által számolt DAP, narancssárgával a DAP-mérővel mért értékek láthatók. A 21. ábrán látható, hogy az SBO-n található berendezés számolt adata többszörösen meghaladja a másik három röntgen által számolt vagy éppen mért DAP értéket. Emiatt a hatalmas kiugrás miatt nem is látható a felábrázolt szórások értéke.

Kihagyva az SBO DAP értékének ábrázolását (22. ábra) jól látszik, hogy páronként a számolt DAP értékek mindig a mért adatok fölött járnak, míg a 4 Optima konzisztencia méréseiből számolt DAP-okat a típusuk szerint összevetve az mondható, hogy kellően jól illeszkednek.



22. ábra: Az SBO eredményei nélküli ábrázolása a konzisztencia méréseknek

A megismételt mérések szórása minden esetben, még az igen kirívó esetben is 1% körüli, ami igen jónak mondható.

Mért eredmények:

A következő 4 db táblázat (6., 7., 8. és 9. táblázat) tartalmazza a 4 db GE Optima XR646-on elvégzett mérések eredményeit. A számolt DAP értékek minden esetben a berendezés alap beállítása szerint dGycm^2 mértékegységben értendők, a DAP mérővel mért értékek pedig minden esetben mGycm^2 mértékegységben. Ez azért alakult így, mert nem volt olyan opció, amelyben mindkét készüléken azonos egységben végezhettem volna méréseket.

7. táblázat: A Tüdő Klinika mérési eredményei

GE Optima XR 646 - felvételi röntgen - I. telep - Tüdő Klinika																	
A mérések nagy fókuszban történtek, fixen beállított 200 mA- es csőárammal, AP mellkas felvétellel.		mAs															
		1		2		5		10		16		20		25		50	
	Számolt DAP dGycm ²	Mért DAP mGycm ²	Számolt DAP dGycm ²	Mért DAP mGycm ²	Számolt DAP dGycm ²	Mért DAP mGycm ²	Számolt DAP dGycm ²	Mért DAP mGycm ²	Számolt DAP dGycm ²	Mért DAP mGycm ²	Számolt DAP dGycm ²	Mért DAP mGycm ²	Számolt DAP dGycm ²	Mért DAP mGycm ²	Számolt DAP dGycm ²	Mért DAP mGycm ²	
kv	40	0,163	12,3	0,32	24,8	0,795	62,4	1,56	125,4	2,486	201	3,101	250,9	3,87	314,1	7,724	628,6
	60	0,492	41,5	0,962	86,1	2,38	219,2	4,672	428,3	7,392	678,8	9,208	847,7	11,484	1057,7	22,926	2114,7
	80	0,918	80,7	1,932	173,1	4,571	417,3	8,813	804,4	14,013	1231,3	17,459	1598,7	21,772	1993,9	43,471	3983,3
	100	1,487	130,1	2,899	255	7,073	633,1	13,87	1248,3	22,156	1974,1	27,629	2465	34,52	3081	68,885	6150
	120	2,128	181,3	4,232	358,1	10,133	871,1	20,47	1762,3	32,105	2734,8	40,094	3415,2	50,016	4261,6	99,937	8504

8. táblázat: Az Augusztia mérési eredményei

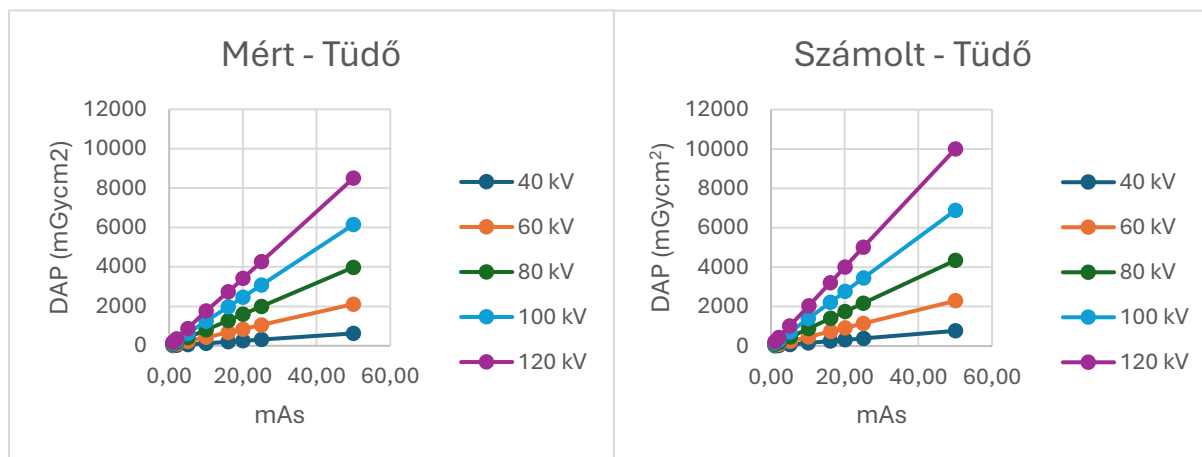
GE Optima XR 646 - felvételi röntgen - II. telep - Augusztia telep																	
A mérések nagy fókuszban		mAs															
		1		2		5		10		16		20		25		50	
történtek, fixen beállított 200 mA- es csőárammal, AP mellkas felvétellel.	Számolt DAP	Mért DAP	Számolt DAP	Mért DAP	Számolt DAP	Mért DAP	Számolt DAP	Mért DAP	Számolt DAP	Mért DAP	Számolt DAP	Mért DAP	Számolt DAP	Mért DAP	Számolt DAP	Mért DAP	
	dGy ^{cm} ²	mGy ^{cm} ²	dGy ^{cm} ²	mGy ^{cm} ²	dGy ^{cm} ²	mGy ^{cm} ²	dGy ^{cm} ²	mGy ^{cm} ²	dGy ^{cm} ²	mGy ^{cm} ²	dGy ^{cm} ²	mGy ^{cm} ²	dGy ^{cm} ²	mGy ^{cm} ²	dGy ^{cm} ²	mGy ^{cm} ²	
	40	0,176	12,7	0,351	26,8	0,876	69,1	1,761	140,3	2,624	225,7	3,536	283,3	4,425	355,2	8,858	713,4
	60	0,513	41,9	1,033	86,4	2,566	221	5,207	451,1	8,368	726,6	10,483	912	13,123	1142,7	26,293	2296,1
	80	0,966	79,5	1,916	158,3	4,764	403,7	9,792	828,3	15,82	1340,2	19,874	1686,5	24,866	2112,4	49,852	4242,7
kv	100	1,512	120,8	3,007	241,5	7,516	615,6	15,506	1265,7	25,059	2048	31,465	2573,2	39,386	3223,6	78,909	6481,6
	120	2,202	170,4	4,364	336,8	10,957	852,2	22,444	1738,8	36,366	2821,9	45,633	3537,2	57,167	4440,2	114,576	8910,8

9. táblázat: A Sürgősségi Klinika mérési eredményei

GE Optima XR 646 - felvételi röntgen - Sürgősségi Klinika																	
A mérések nagy fókuszban történtek, fixen beállított 200 mA-es csőárammal, AP mellkas felvétellel.		mAs															
		1		2		5		10		16		20		25		50	
	Számolt DAP	Mért DAP	Számolt DAP	Mért DAP	Számolt DAP	Mért DAP	Számolt DAP	Mért DAP	Számolt DAP	Mért DAP	Számolt DAP	Mért DAP	Számolt DAP	Mért DAP	Számolt DAP	Mért DAP	
kV	40	0,948	11	1,913	23,3	4,595	59,2	9,497	123,4	15,266	199,1	19,065	249,2	23,861	312,4	47,778	627,6
	60	2,879	40,1	5,857	84,1	14,041	210,8	28,256	426,5	45,15	628,5	56,582	857,8	70,958	1077,8	141,831	2157,4
	80	5,403	77,2	10,685	155,3	26,68	403,2	53,888	817,7	86	1308,3	107,202	1630,4	134,411	2047,5	266,932	4105,7
	100	8,191	116,5	16,638	239,3	41,15	612,9	84,103	1250,3	135,766	2024,5	169,96	2535,2	212,928	3181,6	426,202	6370,6
	120	12,542	174,9	24,162	335,9	59,874	860,7	122,159	1742,8	197,653	2827,6	246,65	3528	308,985	4425,5	618,26	8859,8

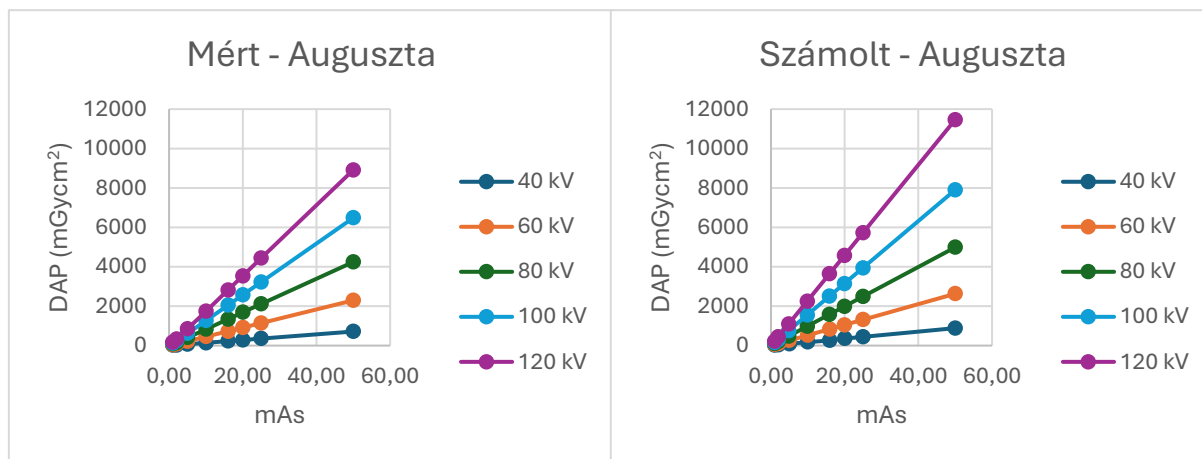
A mérési adatok feldolgozása során a könnyebb kezelhetőség érdekében a számolt DAP értékeket a DAP mérő által használt mGycm^2 mértékegységre váltottam.

Elsőként az adatokat úgy ábrázoltam, hogy az x tengelyen a mAs értéke legyen látható, az y tengelyen a DAP értéke. A következőkben ezek a grafikonok láthatók.



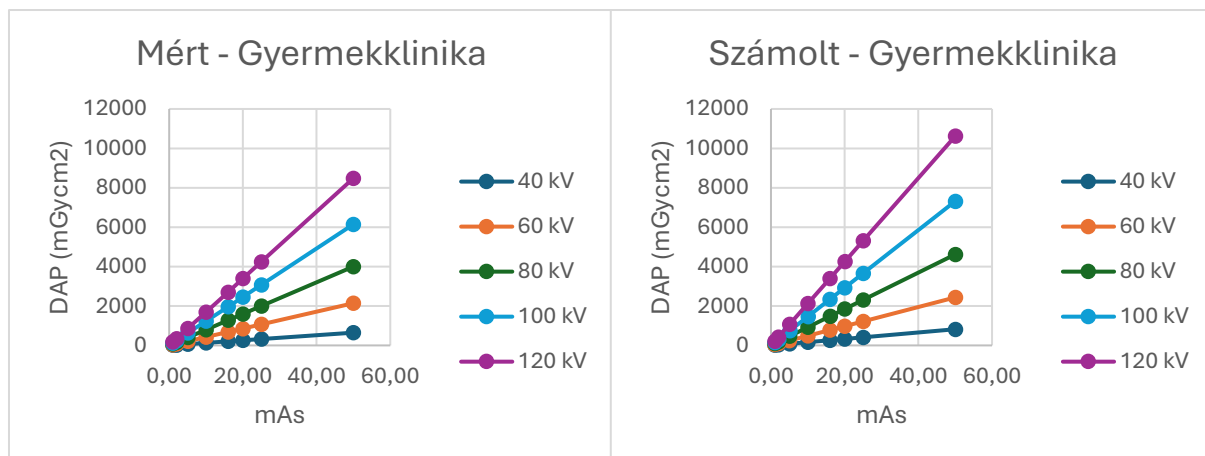
23. ábra Tüdő Klinika mérési eredményei

A Tüdő Klinikán mért eredmények esetében (23. ábra) az elvárt viselkedés tapasztalható, egy lineáris egyenessel illeszthetők a mért eredmények pontjai.



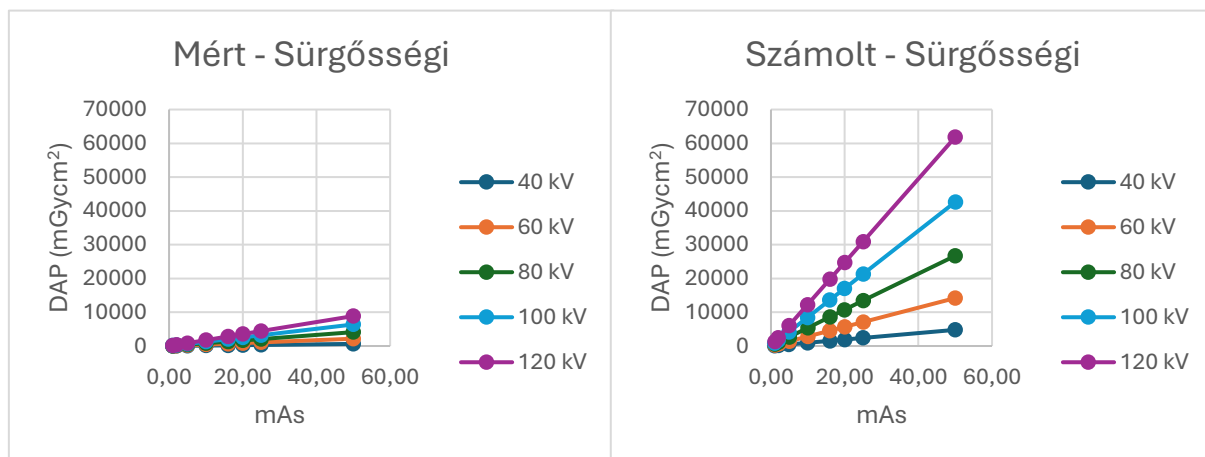
24. ábra: Augustza mérési eredményei

Az Augustzán elvégzett mérések ábrázolásakor (24. ábra) is látható, hogy a pontok egy lineáris egyenessel illeszthetők.



25. ábra: A Gyermekklinika mérési eredményei

A Gyermekklinika esetében (25. ábra) is az előző tapasztalások érvényesek.

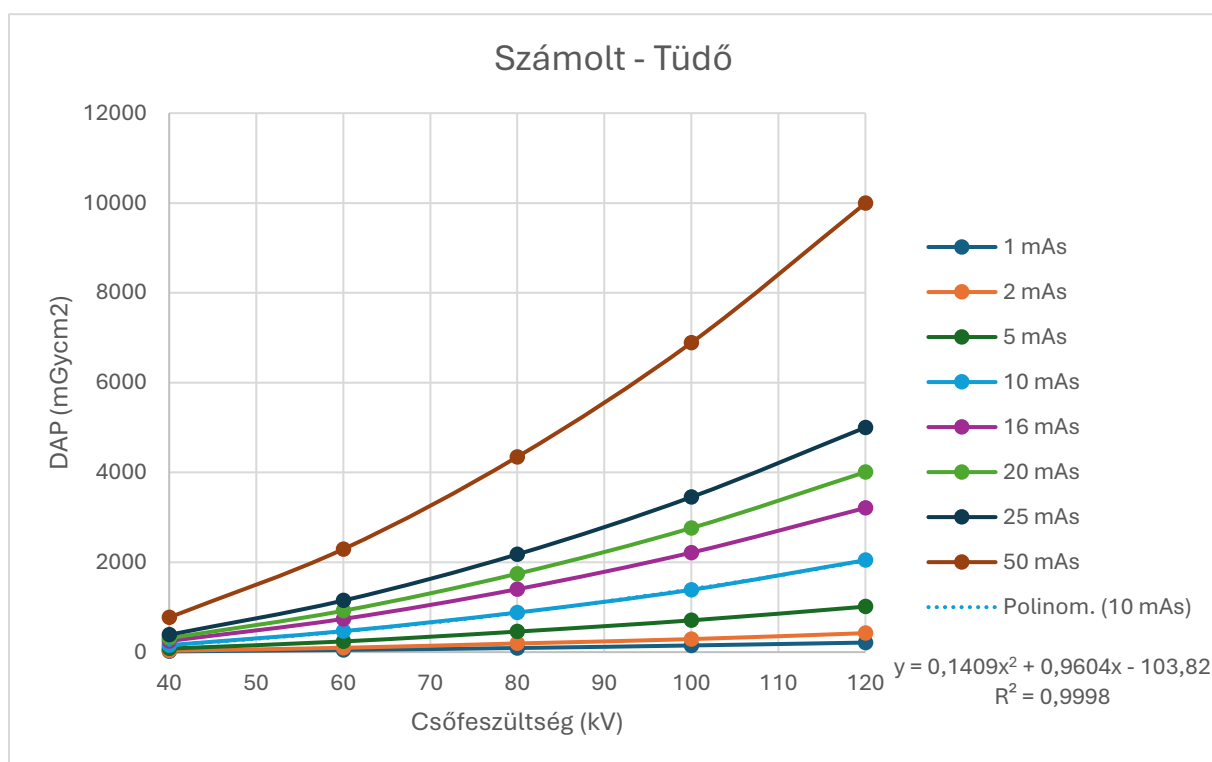
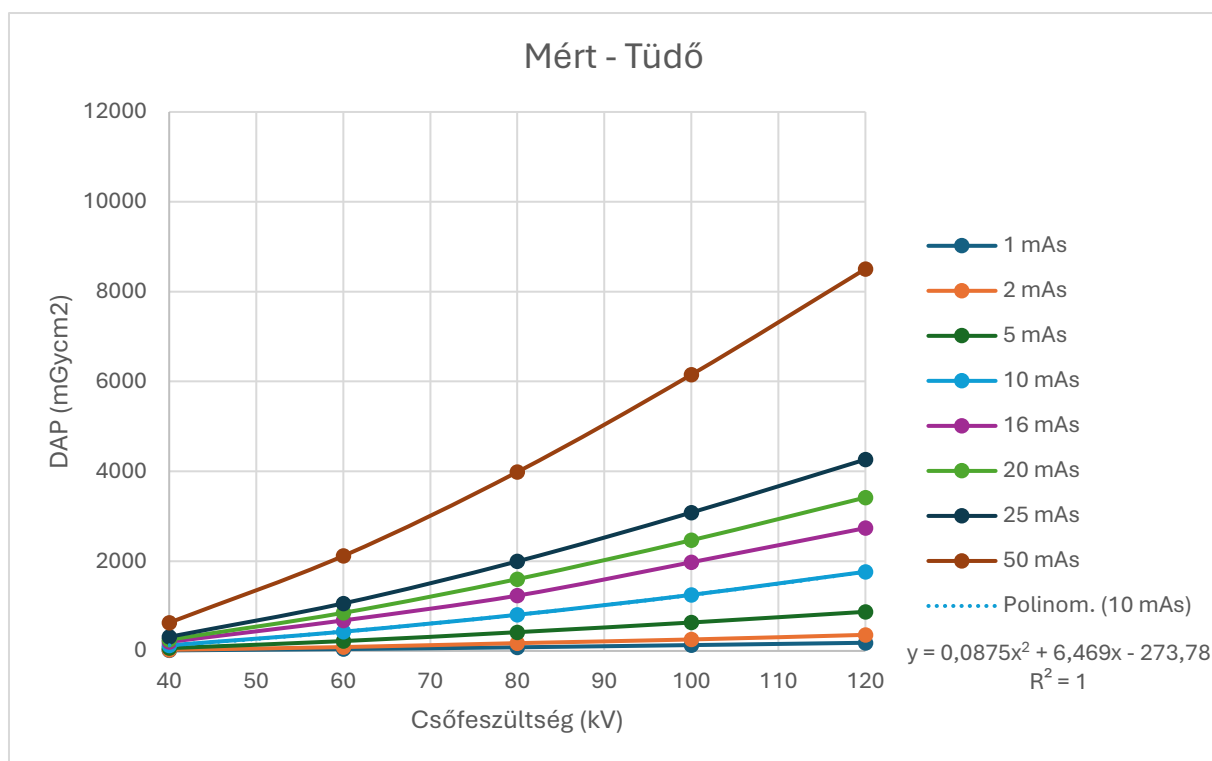


26. ábra: Az SBO mérési eredményei

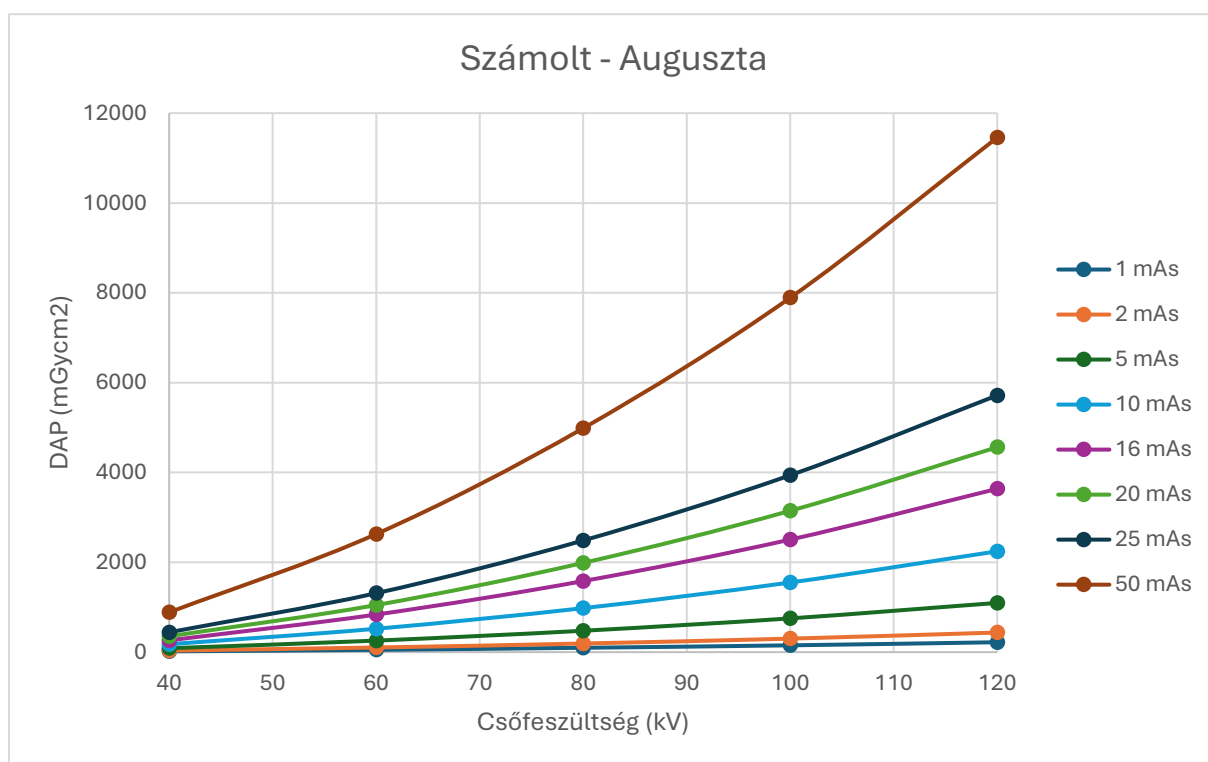
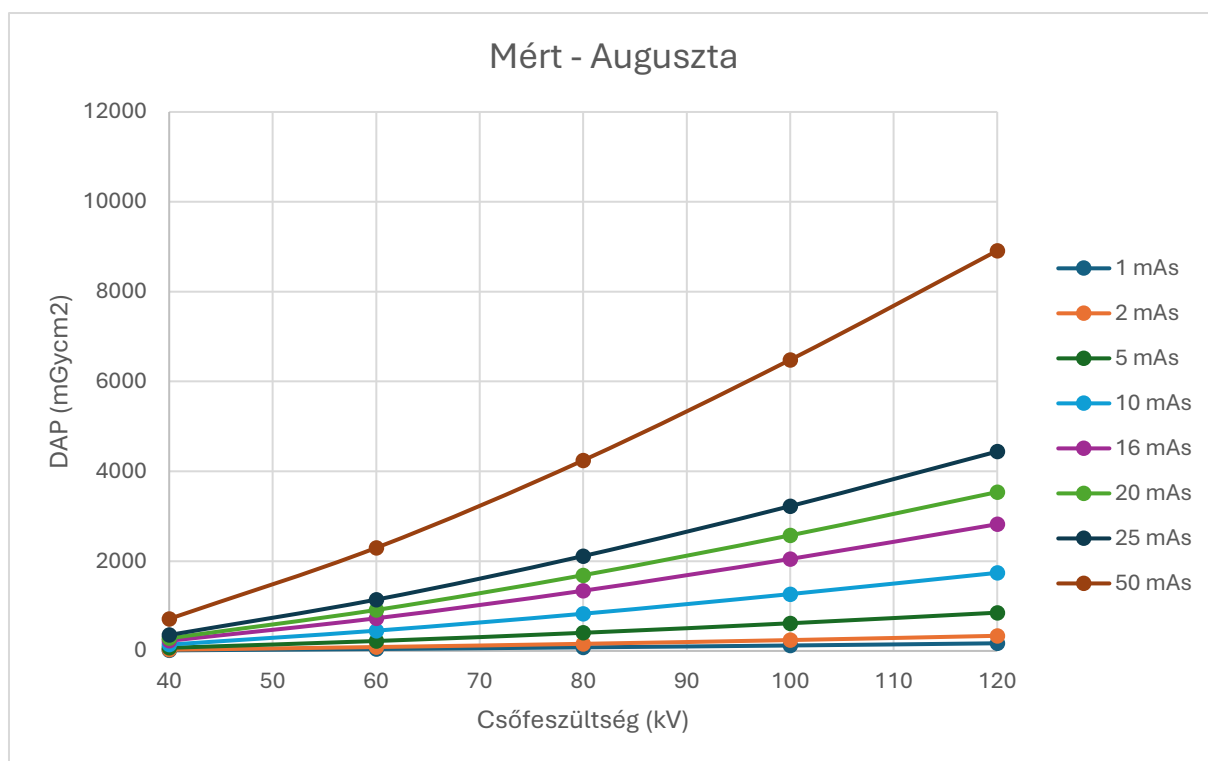
Ebben az esetben is (26. ábra) az elvárt tendencia látható, viszont itt is kiütözik, hogy az SBO számolt adatai közel hatszoros eltérést mutatnak a mért DAP-értékekhez képest.

Ez a tendencia a DAP-mAs ábrázolás során várható volt [2], tekintettel arra, hogy a fotonszám egyenes arányosságban van a csőáram növekedésével, így az expozíció növelése során a tapasztalt dózis is nőni fog.

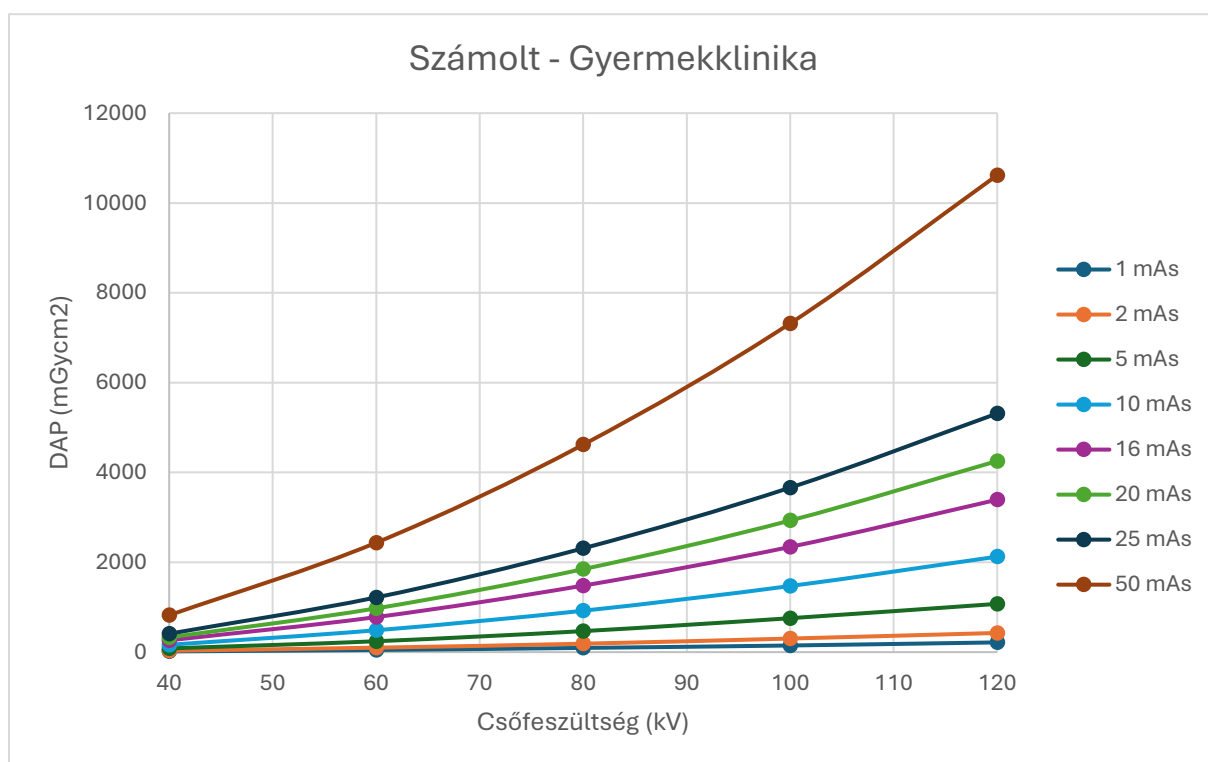
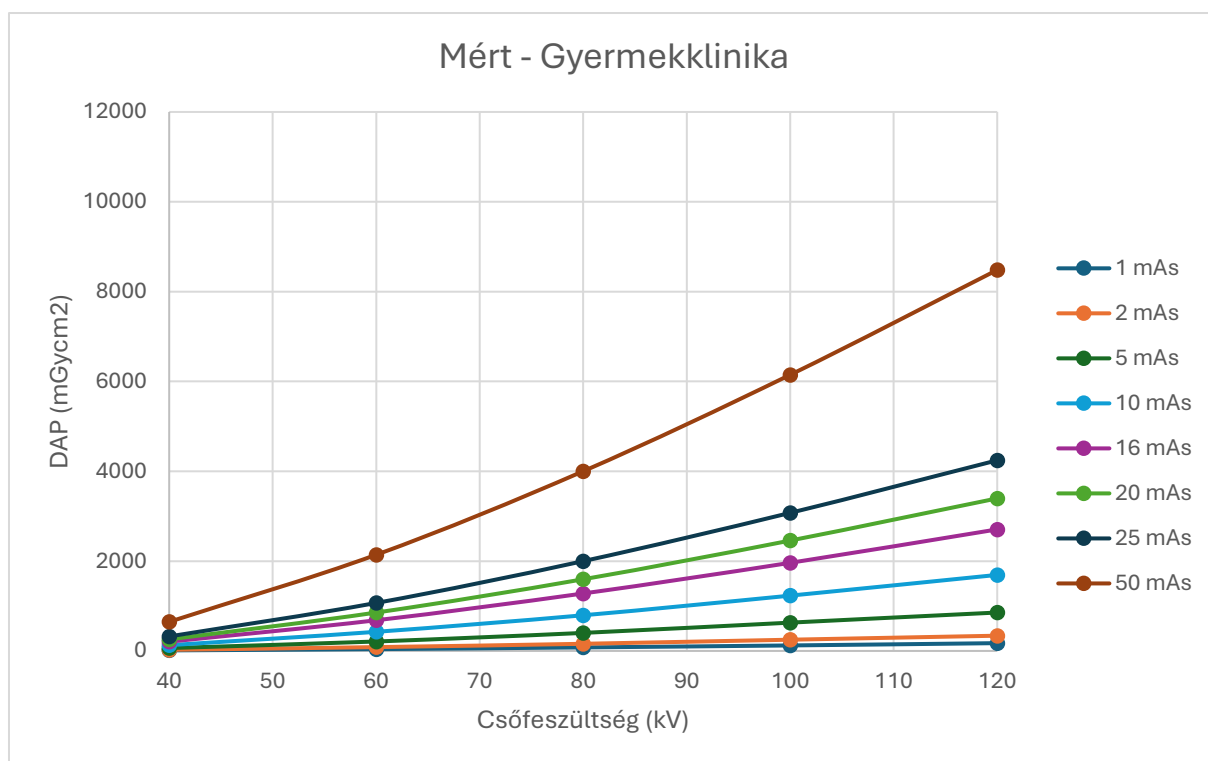
A következő ábrázolási módban az x tengelyen a csőfeszültség értékei láthatók, az y tengelyen a DAP értékek.



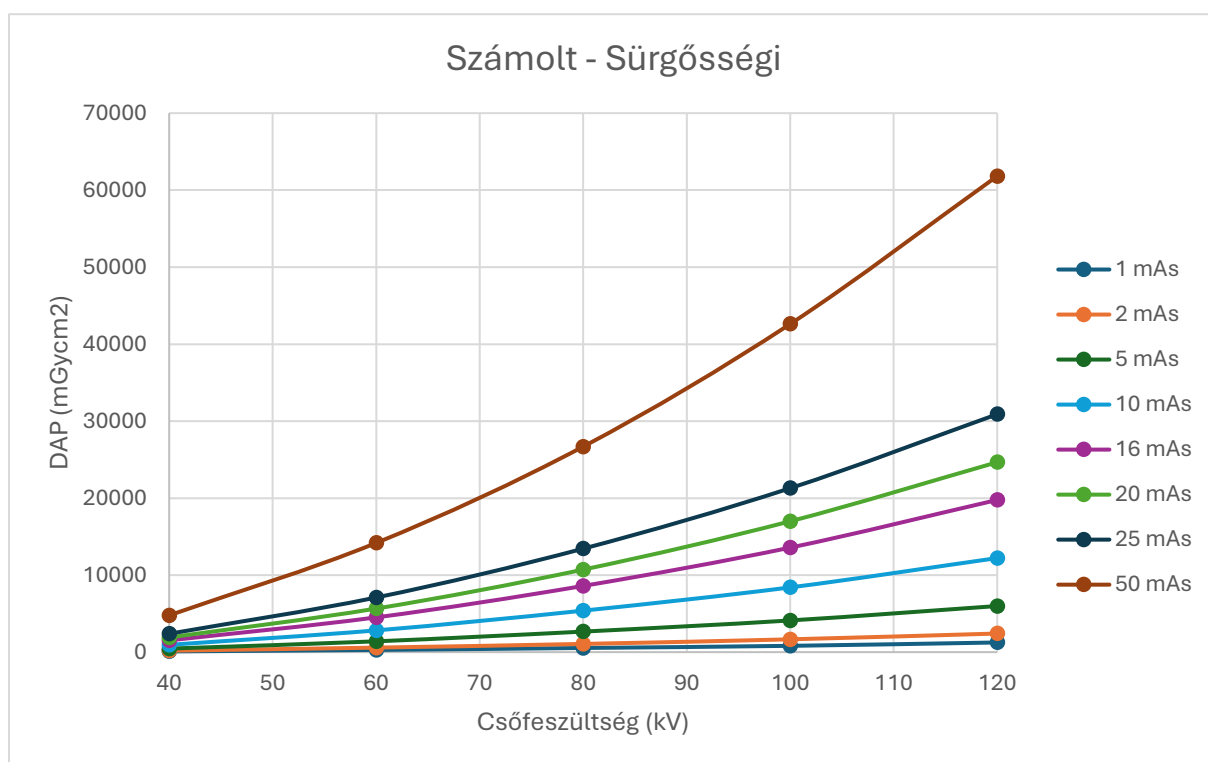
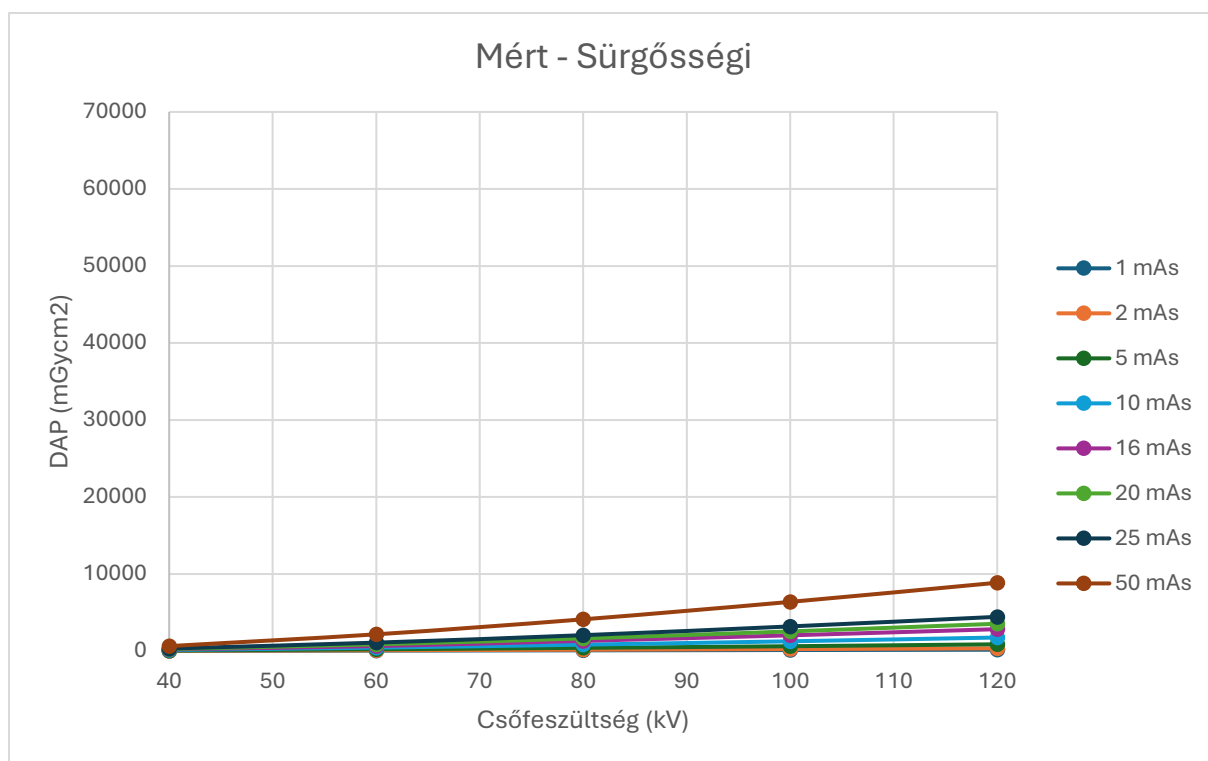
27. ábra: A DAP értékek ábrázolása a csőfeszültség függvényében a Tüdő Klinika mérés esetében



28. ábra: A DAP értékek ábrázolása a csőfeszültség függvényében az Auguszt mérés esetében



29. ábra: A DAP értékek ábrázolása a csőfeszültség függvényében a Gyermekklinika mérés esetében



30. ábra: A DAP értékek ábrázolása a csőfeszültség függvényében a Sürgősségi Klinika mérés esetében

A 27., 28., 29. és 30. ábrák esetében azt kell látni, hogy egy polinomiális, másodokú függvénnyel illeszthetők meg a pontok, ahogyan a 27. ábra 80 kV-os 10 mAs-os vonalánál

látható és ez minden esetben teljesül. Ez a szakirodalom szerint ugyancsak várható viselkedés [2].

A Sürgősségi Klinika esetében már a korábban feltűnt közel hatszoros érték ebben az ábrázolási módban is láthatók, ugyanakkor a DAP-mérővel mért értékek összevetnek a másik három berendezésen mért értékekkel. Ez a röntgen egy újabb konstrukció a másik háromhoz képest, de ugyanolyan röntgengenerátorral és csővel van felszerelve, mint a másik három.

Százalékos eltérés a mért és számolt értékek között:

A következő 4 táblázatban (10., 11., 12., és 13. táblázat) kiszámoltam, hogy a mért és számolt DAP értékek között mekkora a százalékos eltérés a következő képlet alapján:

$$\text{százalékos eltérés} = \frac{\text{Számolt DAP} - \text{Mért DAP}}{\text{Számolt DAP}} * 100$$

10. táblázat: A Tüdő Klinika mért és számolt DAP-jai közötti százalékos eltérés

GE Optima XR 646 - felvételi röntgen - I.telep - Tüdő Klinika									
		mAs							
		1	2	5	10	16	20	25	50
		Százalékos eltérés (%)							
kV	40	25	23	22	20	19	19	19	198
	60	16	10	8	8	8	8	8	8
	80	12	10	9	9	8	8	8	8
	100	13	12	10	10	11	11	11	11
	120	15	15	14	14	15	15	15	15

A Tüdő Klinika esetében az átlagos százalékos eltérés a két érték között 13%, a szórás 5%.

11. táblázat: Az Augusztia mért és számolt DAP-jai közötti százalékos eltérés

GE Optima XR 646 - felvételi röntgen - II.telep - Augusztia telep									
		mAs							
		1	2	5	10	16	20	25	50
		Százalékos eltérés (%)							
kV	40	28	24	21	20	14	20	20	19
	60	18	16	14	13	13	13	13	13
	80	18	17	15	15	15	15	15	15
	100	20	20	18	18	18	18	18	18
	120	23	23	22	23	22	22	22	22

Az Augusztia esetében az átlagos százalékos eltérés a két érték között 18%, a szórás 4%.

12. táblázat: A Gyermekklinika mért és számolt DAP-jai közötti százalékos eltérés

GE Optima XR 646 - felvételi röntgen - I.telep - Gyermekklinika									
		mAs							
		1	2	5	10	16	20	25	50
		Százalékos eltérés (%)							
kV	40	28	22	23	22	22	22	21	21
	60	17	15	13	13	13	12	12	12
	80	17	15	14	14	14	14	14	13
	100	18	17	17	16	16	16	16	16
	120	20	21	20	20	20	20	20	20

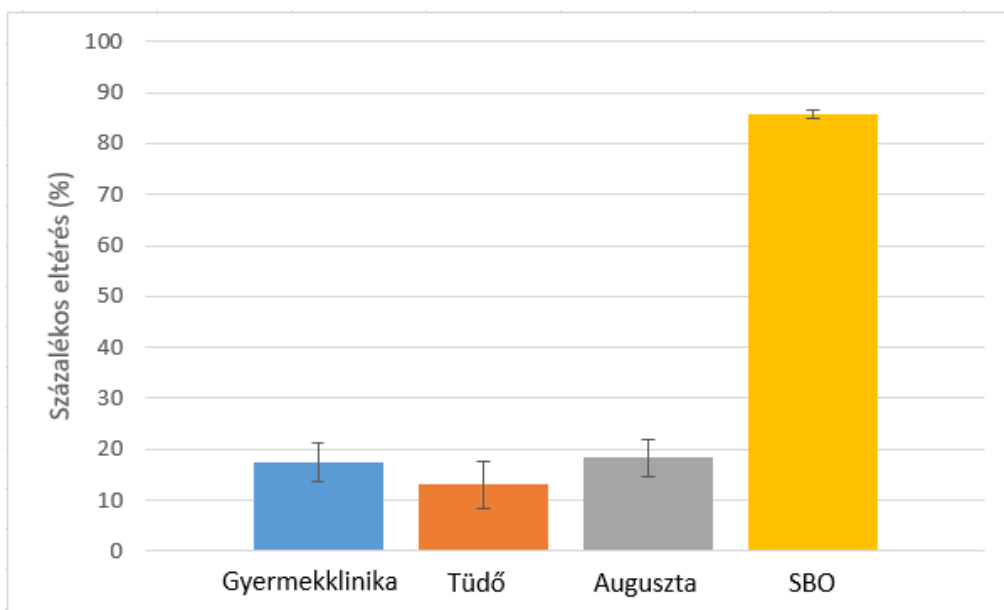
A Gyermekklinika esetében az átlagos százalékos eltérés a két érték között 17%, a szórás 4%.

13. táblázat: A Sürgősségi Klinika mért és számolt DAP-jai közötti százalékos eltérés

GE Optima XR 646 - felvételi röntgen - Sürgősségi Klinika									
		mAs							
		1	2	5	10	16	20	25	50
		Százalékos eltérés (%)							
kV	40	88	88	87	87	87	87	87	87
	60	86	86	85	85	86	85	85	85
	80	86	85	85	85	85	85	85	85
	100	86	86	85	85	85	85	85	85
	120	86	86	86	86	86	86	86	86

A Sürgősségi Klinika esetében az átlagos százalékos eltérés a két érték között 86%, a szórás 1%.

A 31. ábrán látható a 4 berendezés esetében tapasztalt százalékos eltérés átlaga és szórása.



31. ábra A százalékos eltérés és a szórás

A beállított csőfeszültségtől való eltérés:

A mérések DICOM fájljából, melyet importáltam egy Excel táblába, egyszerűen kiszűrhető volt, hogy az általunk beállított csőáram értéke hogyan változott az egyes mérések során. A 180 elvégzett mérés során, mely tartalmazza a konzisztencia méréseket és a valódi méréseket is, a csőáram átlaga az általunk beállítási paraméterként fixen tartott 200 mA helyett a valóságban 200,3 mA volt, szórása 4,6 mA.

Összefoglalás:

A Debreceni Egyetem Klinikai Központ Orvosi Képző Klinika - Radiológia a napi rutin során törekszik a pácienseket ért dózisok minél pontosabb követésére. Ehhez kapcsolódóan a Nemzetközi Atomenergia Ügynökséggel együttműködve egy olyan sugárzásmérő berendezést szereztek be, melyet a felvételi röntgenberendezések által leadott sugárzás méréséhez lehet használni. A PTW-Freiburg által gyártott, Diamentor RS-KDK RS485-ös típusú mérőeszköz rendszer egy ionizációs elven működő gáztöltésű mérőkamrából, egy érintőképernyős interfészből és a tápellátást segítő kapcsolódobozból áll. Az eszköz különböző sugárzási adatok mérésére alkalmas, ezek a dózisterületi szorzat, belépő oldali bőrdózis, illetve ezek rátája, valamint a besugárzási idő. A gyártó elsősorban beépített helyhez kötött megoldásnak szánja ugyanakkor a rendszer fejlesztési és automatizálási lehetőségeket rejt magában. Ezen fejlesztési és méréstechnikai munkába kapcsolódtam be TDK dolgozatom elkészítése közben. Munkámnak több célja volt. Létrehozni egy hatékony, autonóm, hordozható mérőrendszert akkumulátoros tápellátással, mivel a PTW elsősorban beépítésre szánja eszközét. Az így kapott rendszerrel mérést végezni a Radiológia Klinika 4 db GE OPTIMA XR646 felvételi röntgenberendezésén annak érdekében, hogy összevegyem a röntgenek által számolt és a ténylegesen mért dózis-terület szorzatokat. Továbbá a mérőkamra külső, mikroelektronikai eszközzel történő kommunikációját is cél volt megvalósítani, mivel így a tárolt kalibrációs és az érintőkijelzős kezelőszervvel egyébként nem elérhető adatokat is kiolvashattam.

Elmondható, hogy a kitűzött célok maradéktalanul megvalósultak.

Sikeresen kiegészítettem a gyártói konstrukciót egy külső akkumulátoros megtáplálással, mely teljesítményét tekintve bőven elegendő volt a röntgenberendezéseken végzett vizsgálatok elvégzésére. A teljes 1,5 órás mérési időszak, mely felölelte mind a 4 berendezésen végzett összesen 180 db expozíciót és kiolvasást, a 10000 mAh-as powerbank mindössze 77 %-os töltöttségre csökkent a kezdeti 100 %-ról. Nem tapasztaltunk sem feszültség-ingadozást, sem nem kívánt újra indulást. Mint látható, a kalibrációs és teszt lépések adatai során a rendszerbe injektált teszt töltések, melyek azt hivatottak ellenőrizni, hogy az ionizáció folyamata detektálható-e, is hasonló adatokat mutatnak. (4. táblázat)

Az Arduino Nano alapú RS485-ös kommunikáció a kézikönyv alapján megvalósíthatónak bizonyult. Általa hatékonyan kiolvashatóak voltak a kalibrációs és korrekciós együtthatók és beállítási paraméterek. A későbbiekben ezen a vonalon reményeim

szerint egyszerűen megvalósítható lesz nemcsak adatlekérés, hanem a berendezés irányítása is, például annak beállítása, hogy milyen egységekben szeretnénk a mért adatokat prezentálni.

A 40 db kV-mAs beállítási paraméterek alapján ábrázolt, mAs-DAP és kV-DAP függvények jól visszaadták a szakirodalom szerint várt lineáris és polinomiális növekményeket. Egyúttal ez nemcsak a mérések helyes kivitelezéséről, hanem a tápellátás megbízhatóságáról is tanúskodik.

Azt tapasztaltam, hogy minden esetben magasabb értékeket kaptam a felvételi röntgenek számolt DAP adataul, mint ugyanazon beállítások mellett a mért esetben. Ez egyrészt a páciens biztonsága szempontjából előnyös, tekintve, hogy túlbecsüli a valós dózist, azonban az is lehet, hogy a gyártó nem DAP mérővel hitelesíti a kalkulációt, hanem a páciensasztalra helyezett szilárdtest alapú direkt sugárzás mérő detektorral, majd ennek értékéből és a berendezés által rögzített geometriai paraméterekből számolja ki a DAP értékét. Ugyanakkor az eltérés a röntgenső öregedéséből vagy más paraméter kismértékű megváltozásából is fakadhat, tekintettel arra, hogy maximum 20% körüli eltérésről beszélhetünk.

Mind ennek megismerésére, mind a Sürgősségi Klinikán található berendezés nyilvánvalóan irreális majdnem 6-szoros DAP elérésének feloldására felvettük a gyártóval a kapcsolatot, aki szakszervízt fog küldeni a helyzet rendezésére.

A mért és számított adatok összevetése a jövőben akár a PACS rendszeren tárolt felvételek DICOM metaadatában található DAP értékek korrekcióját is vonhatja maga után.

Köszönetnyilvánítás:

Szeretném kifejezni köszönetemet Dr. Kiss Jánosnak, aki nélkül ez a munka nem valósulhatott volna meg. Köszönöm a szakmai iránymutatását és támogatását a kutatási munkám során. A tőle kapott értékes tanácsok és az általa nyújtott segítség jelentősen hozzájárultak a dolgozatom elkészüléséhez.

Köszönöm Prof. Dr. Cserhádi Csabának, a Debreceni Egyetem Szilárdtest Fizika Tanszékén oktató tanárnak, hogy társtémavezetői feladatait elvállalta.

Köszönettel tartozom Dankó Zsoltnak, aki nagyfokú szakmai tudásával és tapasztalatával segítette a méréseimet és a kiértékelési folyamatot.

Szeretném megköszönni Dr. Balkay Lászlónak, akinek a segítségével elindulhattam az általam kedvelt pályán.

Köszönettel tartozom a Debreceni Egyetem Klinikai Központ Radiológiai Klinikájának, akik lehetőséget biztosítottak számomra a mérések elvégzését.

A TDK munka A Kulturális és Innovációs Minisztérium EKÖP-24- 2 – DE - 109 kódszámú Egyetemi Kutatói Ösztöndíj Programjának a Nemzeti Kutatási, Fejlesztési és Innovációs Alapból finanszírozott szakmai támogatásával készült.

Irodalomjegyzék:

- [1] Az orvosi képzés fizikája - Bogner Péter TÁMOP-4.1.2.A/1-11/1-2011-0106
https://oszkdk.oszk.hu/storage/00/01/54/99/dd/1/Az_orvosi_kepalkotas_fizikaja.pdf utolsó letöltés: 2024. 11. 11.
- [2] A diagnosztikai radiológia fizikája - D.R. Dance S. Christofides A.D.A. Maidment I.D. McLean K.H. Ng - NEMZETKÖZI ATOMENERGIA ÜGYNÖKSÉG, BÉCS, 2014
https://www.nnk.gov.hu/dokumentumok/A_diagnosztikai_radiol%C3%B3gia_fizik%C3%A1ja.pdf utolsó letöltés: 2024. 11. 12.
- [3] 21/2018. (VII. 9.) EMMI rendelet - <https://net.jogtar.hu/jogszabaly?docid=a1800021.emm> utolsó letöltés: 2024.11.19.
- [4] <https://www.ptwdosimetry.com/en/products/diamantor-rs-kdk> utolsó letöltés: 2024.10.10
DIAMENTOR RS-KDK Version RS232 (T11062) and Version RS485 (T11064) User Manual 975.131.00/05 en
- [5] Országos érvényességű diagnosztikai irányadó szintek - Nemzeti Népegészségügyi és Gyógyszerészeti Központ
<https://www.nnk.gov.hu/index.php/sugarbiologiai-es-sugar-egeszsegugyi-fodrlasztaly/sugarvedelem/orvosi-sugarterhelesek/nemzeti-pacienstvozis-felmero-program-2.html> utolsó letöltés: 2024. 11.05.
- [6] Arduino ide: <https://docs.arduino.cc/software/ide-v2/tutorials/getting-started-ide-v2/> utolsó letöltés: 2024.11.04.
- [7] Arduino nano - <https://docs.arduino.cc/resources/datasheets/A000005-datasheet.pdf> utolsó letöltés: 2024.11.04.
- [8] MAX 485 adatlap <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/MAX1487-MAX491.pdf> utolsó letöltés: 2024.11.05.
- [9] **PD-5-20** USB-PD QC tápegység modul https://www.hestore.hu/prod_10046780.html# utolsó letöltés: 2024.11.06.
- [10] Vention powerbank <https://dwn.alza.cz/manual/128320> utolsó letöltés: 2024.10.15.
- [11] GE XR 646 <https://www.gehealthcare.com/products/radiography/fixed-rad-systems/optima-xr646?srsId=AfmBOoplGzZL9d47vr4GcR0CDLsItUpiriNTdHOB-9L9vHO6dAZ3XLb> utolsó letöltés: 2024.11.12.
- [12] Penelope Allisy-Roberts, Jerry Williams, Chapter 1 - Radiation physics, Editor(s): Penelope Allisy-Roberts, Jerry Williams, Farr's Physics for Medical Imaging (Second Edition), W.B. Saunders, 2008, Pages 1-21, ISBN 9780702028441,
<https://doi.org/10.1016/B978-0-7020-2844-1.50005-3>.
(<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780702028441500053>)
utolsó letöltés: 2024.11.11.
- [13] <http://oftankonyv.reak.bme.hu/tiki-index.php?page=R%C3%B6ntgen+Technika> utolsó letöltés: 2024.10.30
- [14] Fehér István és Deme Sándor: Sugárvédelem című tankönyv

Függelék:

Saját eredmények:

Munkám során megismertem a Diamantor RS-KDK mérőrendszer felhasználói kézikönyvét.

Az akkumulátoros tápellátás lehetőségét felvettem, a megfelelő külső akkumulátort kiválasztottam és az összekötés közben felmerülő problémákat a dolgozatban leírt módon megoldottam.

A kézikönyv leírása alapján az RS485-ös kommunikációt kidolgoztam, a szükséges mikrokontrollert és egyéb kiegészítőket beépítettem az áramkörbe és a kalibrációs adatokat kinyertem.

Témavezetőm felügyelete mellett elvégeztem a 4 db GE Optima XR646 típusú röntgenberendezésen a méréseket.

A mérések után a jegyzőkönyvet digitalizáltam és a dolgozatban látható módon kiértékeltem. Ahogyan a dolgozatban is olvasható, a szakirodalom alapján elvárt viselkedéseket minden esetben követték az általam mért és feldolgozott eredmények.

Egyéb statisztikai összevetéseket készítettem, mint a külső akkumulátor töltöttségi szintjére vonatkozó kimutatás, a konzisztencia mérések eredményei, a teszt töltések értékei, illetve a számolt és mért DAP értékek százalékos eltérései. Ezek mind a méréseim helyességét igazolták.