



## Részletes szakmai beszámoló

Projekt nyilvántartási száma:	DERI_06 AEROSZOL1
Projekt címe:	Eszközfejlesztés az inhalált aeroszol szennyezők egészségi hatásának meghatározásához
Munkaszakasz száma:	1. munkaszakasz
A bemutatott időszak:	2007.01.01 – 2007.09.01
Kedvezményezett szervezetek:	Technoorg-Linda Tudományos Műszaki Fejlesztő Kft., Magyar Tudományos Akadémia KFKI Atomenergia Kutatóintézet, Envi-tech Kft.
Projektvezető:	Szigethy Dezső (ügyvezető igazgató) (Technoorg-Linda Kft.)

## Az adott munkaszakaszra vállalt feladatok

- 1.1 részfeladat: Mind a Déri Miksa mind az EUREKA projekt szakmai szerkezetének, valamint a koordinálásnak és kollaborációnak megtervezése.
- 1.2 részfeladat: Az orr – száj – garat – gége – légcső felső szakasza régióról CT-s képsorozatok készítése, majd azok 3D feldolgozása.
- 1.3 részfeladat: Realisztikus geometriájú, buborékmentes bronchiális tüdőöntvények készítése, ami csak az 1-7 generációt tartalmazza.
- 1.4 részfeladat: Az orvosi képalkotó technikákkal készült geometriát, illetve idealizált légúti geometriákat matematikailag térdiskretizálni kell, hogy numerikus áramlástani számításokat hajthassunk rajta végre. A rács a felület közelében legyen sűrűbb, mint a geometria belsejében.
- 1.5 részfeladat: A berácsozott légúti geometrián numerikus áramlástani számítások megvalósítása, a konzorcium által fontosnak ítélt esetekre.
- 1.8 részfeladat: Aeroszol mérések tervezése az 5 nm – 100  $\mu$ m tartományban a részecskék koncentrációjára és töltésére humán inhalációs kísérletekben..

### **1.1 részfeladat: A Déri Miksa és az EUREKA projekt szakmai szerkezetének, valamint a koordinálásnak megtervezése.**

A Déri Miksa szerződés konzorciuma három tagjának képviselője az 1. munkaszakasz kezdetén két összejövetel és számos telefonbeszélgetés során az alábbiakat beszélte meg:

Az EUREKA pályázat együttműködő német partnerei megegyeztek, hogy ők is beadnak nemzeti (német) támogatásra pályázatot. Ha az sikeres lesz, akkor mindent, amit az EUREKA pályázatban megterveztek meg is fognak valósítani. Ha nem lesz sikeres, akkor is dolgoznak a témán és vállalni tudják, hogy humán kísérleti adatokat bocsátanak rendelkezésünkre, hogy ellenőrizhessük az elkészített modelleket a 3. munkaszakaszban.

Az osztrák partnerek szintén adnak be pályázatot nemzeti támogatásra, de annak sikerétől függetlenül együtt kívánnak működni a magyar partnerekkel és folytatják a megkezdett munkát. Ez a Salzburgi Egyetem esetében a sztochasztikus tudómodell továbbfejlesztését jelenti, melynek célja az, hogy eredményei összevethetők legyenek a magyar partnerek által elkészítendő háromdimenziós tudómodellel. A Bécsi Egyetem és a salzburgi Tapcon cég részt fog venni az üreges öntvényekben kialakuló levegő és részecske áramlás sebességterének meghatározásában a 3. munkaszakasz folyamán. A külföldi partnerekkel folyamatos e-mail és telefon kapcsolatot tartunk fenn.

Az egyes részfeladatok egymásra épülését és résztvevőit az alábbi táblázat szemlélteti:

A konzorciumi tag neve:	Envi-Tech Kft.	Technoorg Linda Tudományos Műszaki Fejlesztő Kft.					Magyar Tudományos Akadémia KFKI Atomenergia Kutatóintézet	
1. munkaszakasz	olyan aeroszol mérőrendszer kifejlesztése, amely alkalmas az 5 és 10000 nm közötti átmérőjű részecskék méreteloszlásának, töltésének, optikai kioltásának, illetve sűrűségének meghatározására, továbbá felhasználható emberi inhalációs kísérletekhez	CT felvételek készítése, illetve azok három-dimenziós feldolgozása a felső légutakról egészen a légcső felső szakaszáig	valóságghű, buborékmentes tüdőöntvények készítése a centrális légutakról a légcső alsó szakaszától a 7. légúti generációig			a CT felvételek feldolgozásából kapott háromdimenziós geometria rácsozása	a rácsozott geometrián numerikus áramlástani számítások elvégzése	
2. munkaszakasz				üreges öntvények készítése a centrális légutakról in vitro aeroszol depozíciós kísérletekhez	német partnerek által mért emberen végzett kísérletek eredményeinek elemzése			
3. munkaszakasz					az emberen mért kísérletek, az in vitro kísérletek, és a számítási eredmények összehasonlítása			
				az aeroszol mérőrendszer prototípusának tesztelése, fejlesztése, újratestelése	a keletkezett termék eladhatóságának optimalizálása, piacszerzés			a tüdőmodellek validálása in vitro és in vivo kísérletekkel, a felső és centrális légutak valóságghű geometriájának egyesítése
4. munkaszakasz	a mérőműszer fejlesztésének utolsó lépései, végleges kialakítása, piaci forgalomba helyezésre való felkészítése, illetve a piaci lehetőségek bővítése, partnerkeresés, a továbbfejlesztési lehetőségek kidolgozása					a tüdőmodellek végső együttes tesztelése, ellenőrzése, illetve a szoftverek eladható formába öntése		
	az összesített dokumentáció és a beszámoló elkészítése							
	a téma ügyviteli és jogi értelemben vett lezárása, illetve a záró dokumentumok véglegesítése, elszámolás							

## Koordinálási feladatok elvégzése

A hazai projekt koordinálását és vezetését **Szigethy Dezső a konzorciumot vezető Technoorg-Linda Kft ügyvezető igazgatója végzi**. A konzorcium tagjai feladataikat az 1. Munkaszakaszban vállalt ütemezésben az előírt határidőre megvalósították. Az egyes munkaszakaszok vezetői rendszeresen konzultáltak a projekt előrehaladásáról, a feladatok, pénzek, eszközök munkaszakaszon belüli elosztásáról és összehangolásáról. A munkacsoportok vezetői között a kommunikáció és az együttműködés zökkenőmentes volt. Mivel a konzorcium tagjai már hosszabb ideje működnek együtt és több projektet fejeztek be közösen sikerrel, a feladatok megosztása szervezeten folyt.

Az előzetes terveknek megfelelően egyes speciális feladatokat alvállalkozók bevonásával végeztünk el. A projekt feladatainak megvalósítását olyan alvállalkozók segítették, akik hasonló tevékenységekben rendszeresen vesznek részt, és speciális szakértelmükkel nagymértékben hozzájárulnak a kitűzött célok eléréséhez.

Az alvállalkozók munkájának koordinálását szinte teljes egészében a Technoorg Linda Kft vállalta magára a projekt teljes időtartamára. Ezek azok a feladatok, amelyek a speciális szakmai feladatokon túl költséges és időigényes eszközfejlesztési és tervezési munkákat jelentenek, amelyek maradéktalan teljesítéséhez azért is szükség volt alvállalkozók bevonására, mert a Technoorg termékei iránt 2007-ben jelentősen megnövekedett a piaci kereslet. Az egyre növekvő külpiaci igények miatt a cég kapacitásai lényegesen nagyobb mértékben kerültek lekötésre, mint ahogy azt a projekt tervezésekor becsülni lehetett.

Az alvállalkozók irányítására a Technoorg Linda Kft a legalkalmasabb, tekintettel arra, hogy a cég menedzsmentje már több mint másfél évtizedes tapasztalattal rendelkezik a beszállítói hálózat működtetésében, a szerződések teljesítésének felügyeletében, és a pénzügyi háttér menedzselésében.

## Az. 1. Munkaszakasz pénzügyi teljesítése

### Konzorcium összesen:

Költség típusok	Tervezett	Tényleges	Eltérés
Személyi juttatások	11 600 000	8 207 312	-3 392 688
Munkaadókat terhelő járulékok	3 806 000	2 621 225	-1 184 775
Külső megbízás	12 728 000	16 598 486	3 870 486
Egyéb dologi kiadás	6 990 000	7 255 580	265 580
Immateriális javak beszerzése	1 800 000	800 955	-999 045
Gépek, berendezések, felszerelések beszerzése	300 000	259 946	-40 054
Összesen	37 224 000	35 743 504	-1 480 496

A konzorcium tagjai közül a Technoorg Linda és az MTA AEKI a tervezett költségkeretet szinte teljes egészében kihasználta a szerződésben előírt feltételek figyelembevételével. A Technoorg Linda költségvetésben szereplő immateriális javak (1.500.000 Ft) tervezett költségkeretet 2008-ban tervezi felhasználni.

Az Envi-Tech Kft. szintén felhasználta a támogatási szerződés költségtervében meghatározott összeget, az alábbi eltérésekkel. 1.655.000,- Ft összegű költségátcsoportosítást kért személyi költségek költségnemről dologi kiadások költségnemre. A költségátcsoportosítás azért vált szükségessé, mert a projekt kezdeti feladatai nem igényeltek nagy élőmunka ráfordítást, ellenben az aeroszol mérések elvégzéséhez több kisértékű műszer került beszerzésre. Megnövekedtek a külső megbízási díjak is, mert a kutatások, illetve mérési eredmények elemzésére létrehozott META adatbázist külső kutatóintézet bevonásával készítették el.

## **Kockázatkezelés**

Az 1. Munkaszakaszban nem merültek fel kockázatot jelentő tényezők.

### **1.2. Az orr – száj – garat – gége – légcső felső szakasza régióról CT-s képsorozatok készítése, majd azok 3D feldolgozása.**

*Résztvevők: Technoorg Linda Kft, A&A Tudományos Kutató Fejlesztő Kft*

Ahhoz hogy az emberi egészséget befolyásoló káros illetve hasznos aeroszokok által indukált folyamatokat megérthessük szükségünk van a belélegzett levegőáram, részecsketranszport és kiülepedés pontos ismeretére. Az emberkísérletek kapcsán felmerülő technikai, etikai és egyéb problémák miatt ezt a leghatásosabban a modellezéssel érhetjük el. Előző tapasztalataink alapján a numerikus áramlástani (CFD, computational fluid dynamics) számítások alkalmas módszernek bizonyultak az ilyen jellegű feladatok elvégzésére. A CFD modellezés első lépéseként a légutakról egy realisztikus, reprodukálható, digitális geometriát hozunk létre. Jelen beszámolási időszakban a Technoorg Linda Kft. a felső légutak (orr-száj-garat-gége) számítógépes modelljének létrehozását vállalta orvosi diagnosztikai eszközökkel nyert síkmetszetekből.

Mivel az inhalált aeroszol légutakon belüli pályája és kiülepedése nagymértékben függ a légutak geometriájától, ezek pontos ismerete és rekonstrukciója elengedhetetlen. Ugyan matematikai egyenletekkel leírható parametrizált geometriák már rendelkezésre állnak, ezek nagymértékben idealizált szerkezetek és a valóságban sokkal bonyolultabb felépítésről nem

adnak teljes képet. Az orvosi képalkotó eljárások (CT, MRI, PET) és az ehhez kapcsolódó eszközök felbontásának rohamos fejlődésével lehetővé vált a valódi légutak digitális rekonstruálása. Jelen feladat elvégzésére a legalkalmasabbnak a CT rétegfelvételek bizonyultak. A számítógép vezérlésű tomográf (CT) által készített kétszorosított képsorozat jobb felbontású, mint a mágneses magrezonancián (MR) alapuló készülék által nyerteké, így munkánkat a CT felvételek elkészítésével kezdtük. Ebben a munkában nagy segítségünkre voltak a SOTE, Radiológia Tanszékének munkatársai, akik az extratorakális légutakról készített CT felvételeket rendelkezésünkre bocsátották. A megfelelő CT képsorozat felvétele azért sem triviális, mert sugárvédelmi okok miatt nem készíthető felvétel egészséges emberről, a beteg légút morfológiája pedig eltér az egészségesétől, ezért nem képezheti a rekonstrukció kiinduló pontját. A horizontálisan az orr magasságában felvett, egymástól 1 mm-re lévő síkmetszetek közül egyet az 1. ábra szemléltet.

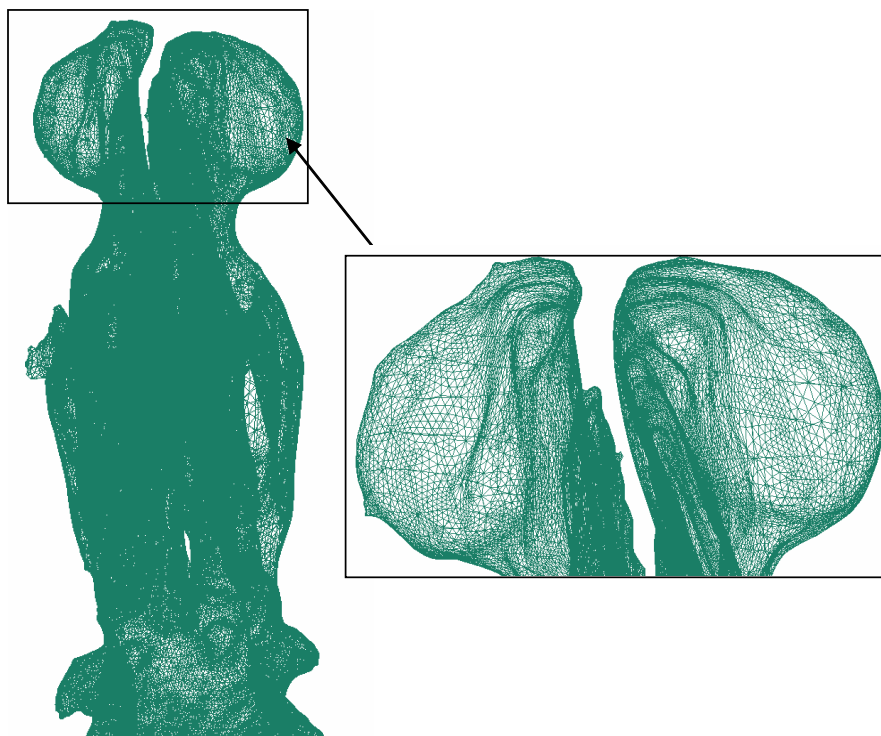


**1. Ábra** A felső légutakról felvett kétdimenziós metszetek sorozatának egy eleme az orr vonalában.

A CT felvételek elemzése során fény derült arra a tényre, hogy csak a felső légutakról (orr-száj-garat-gége) felvett sorozatból generálhatunk reális, morfológiailag korrekt háromdimenziós geometriát az alsóbb légutak összetettsége, nagyon kis mérete és nehezen elkülönülő kontrasztja miatt. Megoldást az jelenthet, ha sikerül realisztikus tüdőöntvényt készítenünk halottak tüdejéből, és erről a geometriáról készítjük el az ún. mikro-CT-s felvételeket. Ennek az eljárásnak a nehézségeiről és kivitelezéséről a következő fejezetben számolunk be (1.3 részfeladat).

Az orr-száj-garat-gége régió CT-s kétdimenziós felvételsorozatából megfelelő számítógépes szerkesztőprogram segítségével rekonstruálhatjuk a háromdimenziós geometriát. Az eljárás lényege, hogy a különböző rendszámú és sűrűségű anyagok különböző mértékben nyelik el a

röntgensugarakat, ezért a felvételen a nekik megfelelő színárnyalatok is különböznek (lásd 1. ábra). Az egyes felvételeken a légutak határát megfelelő szoftverrel ki lehet jelölni. Jelen esetben a 3D-DOCTOR nevű képszegmentáló és 3D felületgeneráló kereskedelmi programot használtuk, amely a kijelölt keresztmetszetek alapján létrehozza a háromdimenziós felületet. A program a felvételeken a keresztmetszeteket választható hosszúságú sokszöggel közelíti meg, majd a sokszögek csúcspontjait egy hálózó algoritmus szabályai szerint egy geometriai idommá köti össze. A 2. ábra egy a fent leírt eljárással készült légúti szegmens (orr-garat-gége-légcső) háromszögesített felületét mutatja. A rács egy része kinagyítva is látható. A 3. ábrán ugyanennek a geometriának a felülete látható oldal- és alulnézetben. A következő időszakban ilyen és ehhez hasonló geometriákban számítunk levegő és részecskeáramlást, valamint depozíciót.

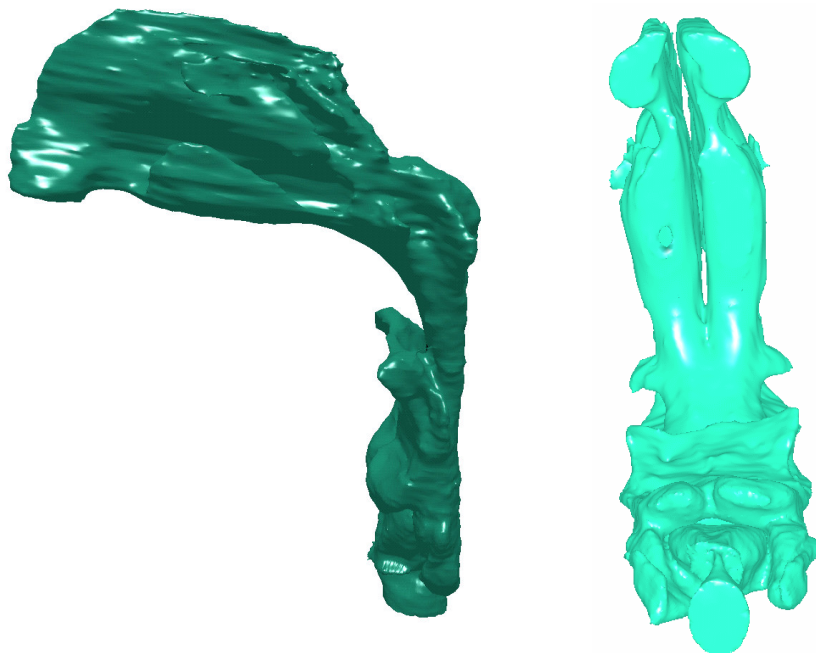


**2.Ábra:** Képsorozatból készített hálós geometria alulnézetben (balra) és a háló egy része kinagyítva (jobbra).

**A**

**B**





**3. Ábra:** A felső légút háromdimenziós geometriája oldal- (balra) és alulnézetben (jobbra).

### **1.3 részfeladat: Realisztikus geometriájú, buborékmentes bronchiális tüdőöntvények készítése, ami csak az 1-7 generációt tartalmazza.**

*Résztvevők: Technoorg Linda Kft, Aerohealth Kft.*

Az 1.2-es részfeladatban említett technikai problémák miatt a mélyebben fekvő légutakról (kb. 2-3 légúti generáció után) CT-s (számítógépes Röntgen tomográfia) felvételekkel nem kapunk kiértékelhető felbontású képet. Ahhoz, hogy az áramlástani számításokat minél realisztikusabb légúti geometriákon végezhessük el, szükséges a mélyebb generációk számítógépes rekonstrukciója is. A feladat megoldására alkalmasnak mutatkozott az ún. nagyfelbontású CT helyett, a mikro-CT módszerrel történő helyettesítése. A mikro-CT felbontása kb. 5  $\mu\text{m}$ , ami bőségesen elegendő a feladathoz. Mikro-CT-vel természetesen nem lehet élő emberről, illetve tüdőről felvételt készíteni, mert a behelyezhető minta maximális térfogata kb. 7 cm átmérőjű és 22 cm hosszúságú henger. Az öntvényt lebenyekre törve, készíthető azonban megfelelő három-dimenziós leképezés, ami igen jó felbontású és jó kontrasztú. Ugyanakkor nagy technikai nehézséget okoz realisztikus tüdőöntvény készítése. A tüdő a testből történő kiemelés során mind alakban, mind méretben változást szenved. Mivel az öntvények elkészítésére ezeket a már kiemelt tüdőket használjuk fel, a bronchus-fa geometriája eltérhet az eredetitől. A bronchuselágazások deformációja, a csövek túlzott feltöltöttsége és az öntvény belsejében keletkező légbuborékok elkerülése érdekében a feltöltés körülményeit nagyon pontosan kell kidolgozni.

Az első öntvényeket kísérleti jelleggel töltöttük fel, a feltöltés során alkalmazott paraméterek (hőmérséklet, töltőanyag viszkozitás és sűrűség, stb...) pontos meghatározása céljából. A minták számának korlátozottsága miatt egyszerre csak egy féltüdőről készítettünk öntvényt, mindaddig amíg a valósághű bronchus öntvény készítéséhez szükséges eljárást ki nem dolgoztuk. Feltöltés előtt a főbronchusba egy kb. 10 mm átmérőjű műanyag kanült helyeztünk kb. 10 mm mélyen. A kanül behelyezése után a tüdőlebenyt a műgyanta beinjektálásának ideje alatt vízbe helyeztük, hogy a tüdőre ható gravitációs erőt ellensúlyozzuk, és a lehető legjobban utánozzuk a mellkasban uralkodó feltételeket. Ezt követően a bekevert speciális műgyantakeveréket beinjektáltuk a főbronchuson keresztül a preparátumba. A megtöltést és a szilárdulást követően a szövetet sósav segítségével távolítottuk el. Fertőtlenítő oldatba történő helyezés után az öntvény tisztításra került. Ezek a preparátumok még nem tükrözték megfelelően a valósághű alakot. Az öntvények torzultak mivel a bronchusok helyenként összeesetek, máshol pedig túlságosan kitágultak. Az öntvények nagyszámú lég buborékot tartalmaztak, ami a még folyékony töltőanyag keveredése során került a töltőanyagba (1.

ábra). További probléma volt még a karina régió beszűkülése is. Ezen nehézségeket a feltöltési eljárás további fejlesztésével küszöböltük ki.



**1. ábra.** Torzult és légbuborékokat tartalmazó tüdőöntvény.

A fent említett hiányosságok kiküszöbölése érdekében a következő lépéseket iktattuk be az öntvény elkészítésekor. Kanülálás után, közvetlenül a gyanta beinjektálása előtt a tüdőbe 1-1,5 liter vizet fecskendeztünk. Erre azért volt szükség, mert a kiemelést követően a tüdő expandált állapota megszűnik, térfogata jelentősen lecsökken. A vízbe helyezett tüdő nagy légtartalma miatt szinte úszik a víz felszínén, de kellő mennyiségű víz befecskendezésével a preparátum kb. 70%-ban víz alá merül és közel hasonló alakot vesz fel, mint az élő tüdő. Fontos lépés volt a beinjektálandó gyanta mennyiségének meghatározása is. A kezdeti preparátumokhoz használt nagy mennyiségű gyanta az egész tüdőt kitöltötte, és maratás után átláthatatlanul sűrűvé, további feldolgozásra alkalmatlanná tette az öntvényt. Az alacsony viszkozitással rendelkező műgyanta gyorsan továbbfolyt a bronchusokban anélkül, hogy kellőképpen kitöltötte (kitágította) volna azokat, és bár a gyanta mennyisége kiszámított volt, az alacsony viszkozitás miatt sok helyen mégis elérte az alveolusokat is. Ezért szükségessé vált a gyanta optimális viszkozitásának beállítása, melyet egy por alakú adalékanyaggal sikerült elérni. A gyanta mennyiségének, és viszkozitásának az optimálistól való igen kis mértékű eltérése a tüdőöntvény minőségének nagy mértékű romlását eredményezte. A fent említett eljárásokkal készült öntvényeket a 2. ábrán láthatjuk. További problémának mutatkozott, hogy a gyantába nagy mennyiségű és nagy méretű légbuborékok kerültek a töltőanyag keverése során, melyek

az öntvényekben és az öntvények felületén feltűnő buborékokat eredményeztek, illetve helyenként töredezetté is tették az öntvényt (3. ábra). Ezt a problémát részben úgy oldottuk meg, hogy a gyantát bekeverés után, de még a bronchusba történő beinjektálás előtt vákuumkamrába helyeztük. Bár a légbuborékok száma jelentősen lecsökkent, ennek ellenére így is látható volt néhány apróbb légbuborék a készült öntvényekben, amely kis mértékben befolyásolhatták a további mikro-CT-s képfeldolgozást.







**2. ábra.** A töltőanyag viszkozitásának beállítása után az ötvény geometriája jelentősen javult.



**3. ábra.** A légbuborékok miatt az ötvény felülete nem volt sima.



**4. ábra.** Vákuumkamrában feltöltött tüdőről készült tüdőöntvény.

Próbálkozásaink során néhány preparátum esetében azon kívül, hogy előzetesen vizet juttatunk a főbronchusba, a tüdőt vákuumkamrába helyeztük annak érdekében, hogy azt fiziológiásan expandált állapotba hozzuk (4. ábra). Az így kapott öntvény már megfelelőnek mutatkozott.

Egy meglehetősen más technika is kikísérletezésre került. Ebben a bronchusszerkezetet az 5. elágazásáig kipreparáltuk, úgy, hogy a tüdőből csak a légutak maradtak meg. Ez igen munkaigényes, precíz patológiai kihívás, de megvalósítható. A vízágyon tartott bronchusszerkezetbe az előzőekben használthoz képest nagyobb viszkozitású gyantát injektáltunk közvetlenül a gyanta megszilárdulása előtt. Ehhez szükség volt a polimerizációs idő pontos beállítására, amelyhez a gyanta katalizátor és iniciátor komponensének pontos meghatározása mellett szükség volt a víz hőmérsékletének ideális beállítására is. Feltöltés előtt a légutak végét leszűkítettük, hogy az öntőanyag ne follyon ki túl gyorsan a preparátum kis légútjain. E módszerrel meglehetősen realisztikus geometriájú és sima felületű öntvényt sikerült készítenünk (5. ábra).





**5. ábra.** Az 5. generációig kipreparált bronchusfáról készült tüdőöntvény.

Az itt bemutatott eljárások segítségével lehetővé vált, realisztikus geometriájú centrális légúti öntvények készítése.

## 1.4. A geometria matematikai rácsozása

Résztvevők: MTA AEKI

Ahhoz, hogy digitális légúti modellekben levegő- és részecskeáramlást számíthassunk a geometriákat térdiszkrétizálni, azaz hálózni kell. E feladatot a pályázat első munkaszakaszának keretében az MTA KFKI AEKI vállalta.

Rácsozáshoz az intézet által bérelt GAMBIT nevű CFD pre-processzor programot használtuk, amely egyaránt alkalmas strukturált és nem strukturált matematikai hálók generálására. A strukturált és nem strukturált háló közötti különbség az, hogy addig míg a strukturált háló minden csomópontjához szükségszerűen egy  $i, j, k$  (két dimenzióban  $i, j$ ) index tartozik, addig a strukturálatlan hálónál nincsenek tengelyek, ezért topológiailag rugalmasabb. Ugyanakkor a strukturálatlan hálónál megengedett az ún. függő csomópontok jelenléte is.

A rács elkészítésekor figyelembe kell venni, hogy a megoldó milyen típusú rácsokkal kompatibilis. Az általunk használt FLUENT nevű numerikus áramlástan (CFD) program, mint egy véges térfogat módszert alkalmazó kód, nem követel meg semmilyen rácsstruktúrát vagy topológiát. Ezért célszerűnek láttuk a nagyobb flexibilitást nyújtó strukturálatlan háló alkalmazását. Bár strukturálatlan háló hasáb alakú cellákból is létrehozható, a geometria megfelelő alegységekre való osztásával, a leggyakrabban tetraéderes rácsot használtunk. Cellatípuson belül a cellák alakja is nagymértékben befolyásolja a számítások pontosságát. A nagyon lapos vagy ferde cellák interpolációs hibákat hozhatnak be, ezért minden esetben ajánlatos ezek mellőzése. Általános szabályként arra törekedtünk, hogy a cellák egyetlen éle se legyen a többi él egyötödénél rövidebb, illetve az élek által bezárt szög 60 fokhoz közeli legyen, de semmiképp se legyen nagyobb mint 90 fok. Emellett hangsúlyt fektettünk arra is, hogy a szomszédos cellák térfogatai közötti különbség ne legyen nagy.

A rácsgenerálás másik kulcskérdése a cellák száma. A levegőáramlás és részecsketranszport leírásának pontossága általában nő a térfelbontással, vagyis a numerikus cellák számával. Ugyanakkor a gépidő is a számítási kontrollpontok (csomópontok, vagy cella közepek) számával nő. Ezért meg kell találni egy optimális cellaszámot, ami már matematikailag és fizikailag elfogadható pontosságú eredményt produkál, de a szükséges gépidő nem irreálisan nagy. Ez hatékonyan úgy valósítható meg, hogy sűrűbb hálót készítünk azokon a helyeken, ahol a sebesség-gradiens nagy és durvább rácsot ott, ahol a sebesség közel állandó. Mivel ez feltételezi a sebességtér előzetes ismeretét, mérési és más számítási tapasztalatokra támaszkodhatunk, vagy az is lehetséges, hogy durva hálóval számolunk, majd visszatérünk a hálózáshoz és finomítjuk ahol szükség. Sebesség-gradiens szerinti automatizált

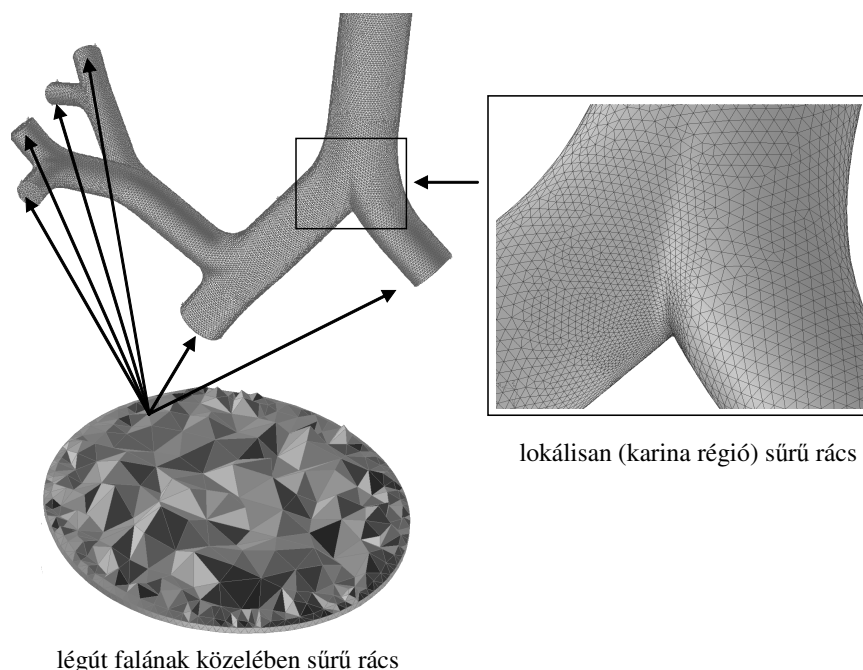


hálóadaptációra a FLUENT-ben is lehetőség van, de mivel az eljárással szemben kifogásaink voltak, inkább saját hálófinomítást végeztem. Az automatikus adaptációnál a program a meglévő durva hálót úgy finomítja, hogy csak a számítási tartomány belsejébe tesz új csomópontokat és közben a durva rácsosítás miatti eredeti geometriától való eltérést nem orvosolja. A „size function” technikát alkalmazva a GAMBIT-ben viszont már eleve olyan hálót generáltunk, amely a kritikus helyeken sűrű és optimálisan tölti ki a légutak belsejét.

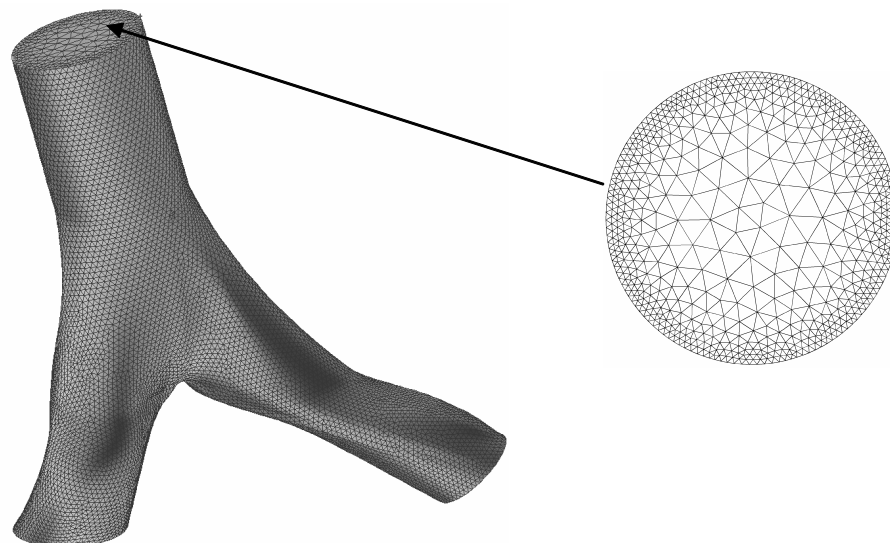
Ugyancsak célszerű sűrű rácsot használni azokon a helyeken, ahol a részecskekiülepedés várhatóan intenzívebb lesz. Mivel mind a kísérletek, mind pedig az eddigi modellszámítások azt mutatják, hogy az elágazások csúcsában, az ún. karina régióban a kiülepedési sűrűség nagy, lehetőség szerint a hálót itt is besűrítettük.

Hálózaskor érdemes még a numerikus diffúziót is figyelembe venni. A kontinuumról diszkrét tartományokra való áttérés elkerülhetetlenül numerikus hibához vezet. Mivel ez úgy nyilvánul meg, mintha a valós diffúzió megnőne, szokás még hamis diffúciónak is nevezni. A konvekció dominált áramlásnál a szerepe megnő. Nagyságát csökkenteni a rács finomításával, illetve másodrendű sémák alkalmazásával lehet. Ezért munkánk során kizárólag ilyen algoritmusokat használtunk.

A fent leírt elveket és megfontolásokat szem előtt tartva idealizált és orvosi képalkotó eszközökkel nyert geometriákat hálóztunk be. Az 1. és 2. ábrák a matematikai hálót, illetve annak kinagyított részleteit mutatják. A rácsok fő jellemzői a strukturátlanság, az inhomogenitás és a peremadaptáltság.



**1. Ábra** Idealizált ötgenerációs centrális légúti szegmens behálózása. Jobb oldalt a trachea főhörgőkre oszlásának helyén besűrített rács látható, míg lent a kimeneti metszetek 3D cellái láthatók szintén kinagyítva.



**2. Ábra** Rekonstruált, realisztikus centrális légúti elágazás berácsozása. A rács sűrű a felület közelében, vagyis ott, ahol a levegő sebesség-gradiense nagy. A jobb oldalon az elágazás anyaaágának bemeneti metszete látható.

## 1.5. Légúti CFD számítások.

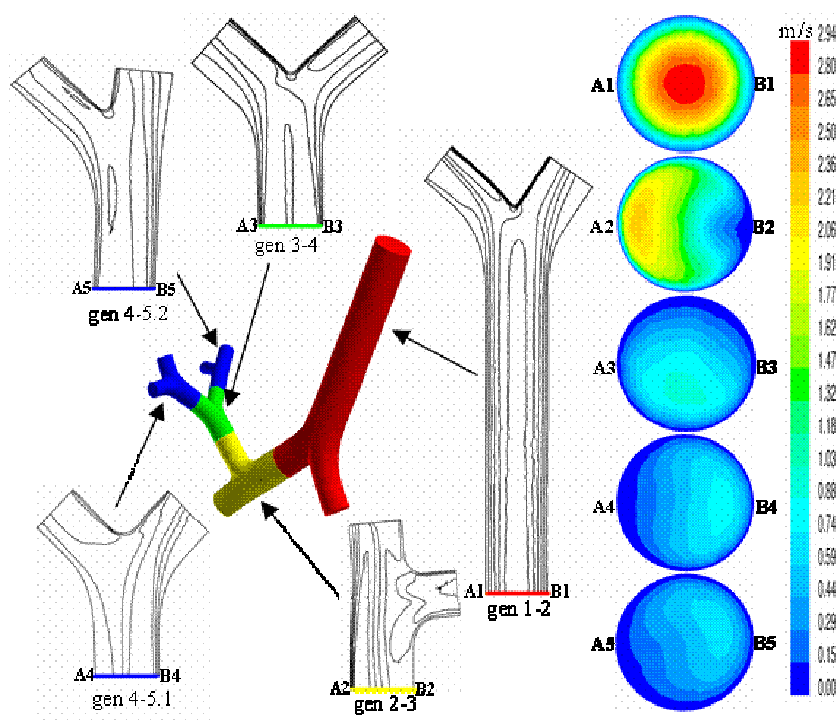
Résztvevők: MTA AEKI

A berácsozott légúti geometrián numerikus áramlástani számítások megvalósítása a konzorcium által fontosnak ítélt esetekre.

Ebben a munkaszakaszban az 1.4 részfeladat megvalósítása során elkészített légúti geometriák segítségével numerikus áramlástani (CFD) számításokat végeztünk a légutakban kialakuló áramlási és részecsketranszport viszonyok modellezésére. A számításokat a konzorcium által továbbfejlesztett numerikus áramlástani modell felhasználásával végeztük, amelynek magját az 1.4 pontban is említett FLUENT CFD kereskedelmi kód képezi. Az általános áramlástani feladatok megoldására fejlesztett kereskedelmi szoftver számos felhasználói eljárás elkészítésével lett alkalmassá az esetünkben megfogalmazott nagy mértékben specifikus feladat kezelésére. A modell a légzést és a környező levegő aeroszol összetételét leíró, az

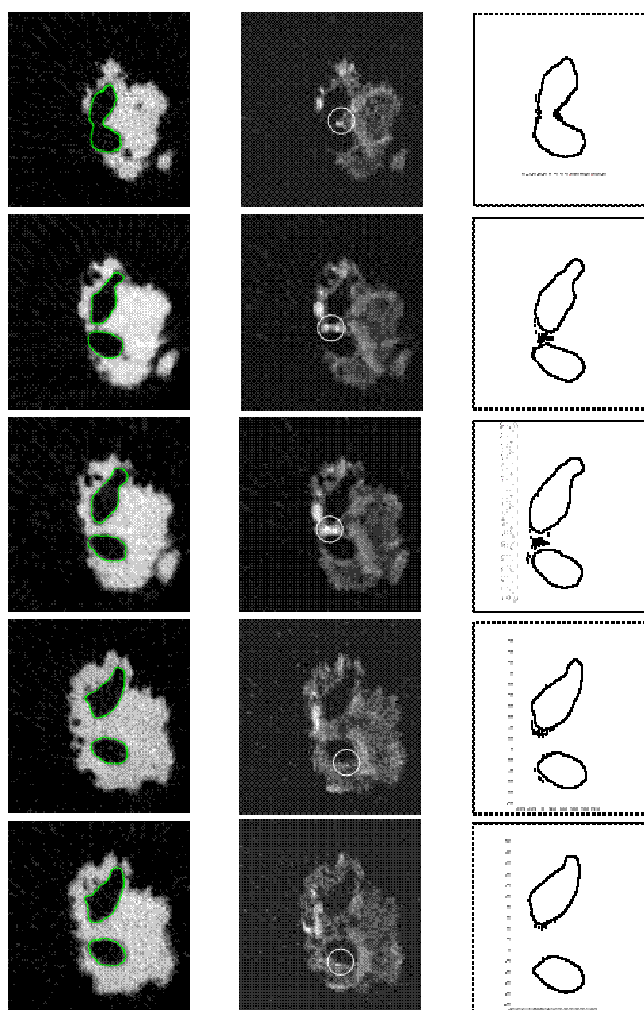
irodalomban dokumentált adatok felhasználásával képes a légutakban kialakuló levegőáramlás és a levegőben lévő részecskék mozgásának meghatározására. A számítások elvégzése véges térfogat módszerrel történik, ami a modellezendő térfogategységekre való felbontását igényli. Ennek bemutatása az 1.4 pontban megtörtént.

Elsőként az 1.4 fejezetben bemutatott idealizált légúti geometria felhasználásával végeztünk szimulációkat. A geometriában lamináris áramlást tételeztünk fel. Az így kapott áramlási képet szemlélteti 1. ábra. Az ábrán sebesség szintvonalakat láthatunk a légúti geometria elágazásainak fősíkjában. A geometria asszimetriája miatt a belélegzett levegő sebességtere messzemenően nem szimmetrikus. Mivel olyan komplex geometriákban, mint amilyen az 1. ábrán is látható, még a szimmetrikus elágazás sebességtere is erősen aszimmetrikus, egyértelmű, hogy a radionuklidok pontos trajektóriáit csak valósághű geometriákban lehet valósághűen számolni. Érdekes jelenség, hogy egyszerű geometriák esetében az elágazás után a külső fal mellett kialakuló lassú határréteg [Pedley 1971] jelen esetben csak az 1-2, illetve részben a 3-4 és 4-5.1 elágazásoknál figyelhető meg, de szinte teljesen hiányzik a 2-3 és 4-5.2 elágazásoknál. Az aszimmetrikus sebességprofilok (az 1. ábra jobb oldala) arra engednek következtetni, hogy a részecske kiülepedés nem csak bronchusról-bronchusra eltérő, de egy adott bronchus falán is inhomogén.



**1. ábra** A belélegzett levegő sebességterének szintvonalas ábrázolása öt elágazás fősíkjában (bal oldal) és az öt légúti elágazás bemeneti sebességprofilja (jobb oldal). A légcsőre vonatkoztatott térfogati levegőáram 18 l/perc.

A részecske kiüledés egyenetlenségét valósághű légúti elágazásokban is ellenőriztük. Összehasonlításképpen patkánytüdő egy légúti elágazásának központi részéhez közeli metszeteiről röntgen elnyelődésen alapuló számítógépes rétegvizsgálat (CT) felhasználásával készült felvételeket használtunk. A metszetek eozin aeroszol inhalálását követően készültek. A 2. ábra bal oldalán látható felvételeken a szegmentációs kontúrokat is feltüntettük. A szegmentációs kontúrok a vizsgált minta CT vizsgálat során előállított denzitogrammja kétdimenziós részmátrixainak megfelelő színmélység határok kijelölésével készültek. Ezekből kiindulva rekonstruáltuk a vizsgált háromdimenziós légúti geometriát. A modellt numerikus levegőáramlás és részecske depozíciós számításokra az anya és leányágak csőszerű meghosszabbításával tettük alkalmassá.



**2. ábra** Szegmentált tüdőmetszetek (bal oldal), kísérletileg nyert (középső) és számított (jobb oldal) kiülepedési képek.

Az ábra középső részén a CT technikával nyert kiülepedés látható, míg a jobb panel az általam rekonstruált elágazásban számolt kiülepedést mutatja a CT felvételeknek megfelelő keresztmetszetekben. A CT felvételek bal oldalán látható fehér foltok vérereket jelölnek. A kiülepedési foltokat a két leányág között körök jelölik. Az ábra középső és jobb oszlopait összehasonlítva látható, hogy a karina környékén a kiülepedési eloszlások hasonlóak. Látható, hogy a számítási eredmények jól modellezik a kiülepedést az első három metszeten. Míg a mérések szerint a negyedik-ötödik metszeten már szinte nincs kiülepedés, a szimulált metszeteken még megfigyelhetők kiülepedett részecskék. Ennek az lehet az oka, hogy adat hiányában a levegőáramot csak megbecsülni tudtuk, illetve hogy a bemeneti sebességprofilt ugyancsak konkrét mérés hiányában parabolikusnak vettük. Mindezekkel együtt az összehasonlítás minőségileg jó egyezést mutat, a karina régió fokozott kiülepedését a számítási modell jól írja le.

## **1.8. Aeroszol mérések tervezése az 5 nm – 100 $\mu$ m tartományban a részecskék koncentrációjára és töltésére humán inhalációs kísérletekben.**

*Résztevők: Envitech Kft, Technoorg-Linda Kft.*

A humán inhalációs kísérletekben alapvető szerepe van a belélegzett részecskék koncentrációjának és elektromos töltésének. Míg a koncentráció szerepe többé-kevésbé tisztázott, addig az elektromos töltés hatása, amely alapvetően befolyásolja a depozíciós folyamatot, még alig ismert.

A munkaszakasz során kiválasztottuk az aeroszolak koncentrációjának és az aeroszol részecskék elektromos töltésének mérési módszerét, amely humán inhalációs kísérletekben alkalmazható. Specifikáltuk a szükséges műszereket, figyelembe véve azok paramétereit és elérhetőségét. Megterveztük a mérési összeállítást és az adatfeldolgozást.

### **A mérési módszer és a mérési összeállítás ismertetése**

Az aeroszolak koncentrációjának több mérési módszere van – gravimetrikus, béta-sugár abszorpciós, rezgőkvarcos és optikai. Ezek közül a legkisebb mintavételezési idővel az optikai módszer rendelkezik, amellyel valós időben (gyakorlatilag azonnal), perturbáció mentesen meghatározható az aeroszol koncentráció. Számos előnye miatt mi is az optikai módszer alkalmazása mellett döntöttünk, ami azon alapul, hogy a mintát megvilágítjuk egy fénysugárral és vizsgáljuk annak fényszórását. A fényszórás intenzitása kapcsolatban van a részecskék méretével és a megvilágított térfogatban lévő részecskék számával. Az aeroszol részecskék koncentrációjának meghatározására alapvetően két optikai módszer létezik: az integrális fényszórás módszere, amikor a megvilágított térfogatban egyszerre sok részecske tartózkodik, és a részecskeszámlálós módszer (Optical Particle Counting – OPC), amikor egy kisméretű megvilágított térfogatban egyszerre csak egy részecske van. Ebben az esetben a mérendő aeroszorból aerodinamikus fókuszálással egy kis átmérőjű áramló nyalábot formálnak, amit megvilágítanak egy fókuszált lézersugárral. Fontos, hogy a légáram teljes keresztmetszete meg legyen világítva (a légáram átmérője kisebb legyen, mint lézersugáré) - minden részecske áthaladjon a lézersugáron keresztül, mivel a mérés az áthaladás közben létrejövő felvillanás (fényszórás) detektálásán alapul. A koncentráció meghatározásához tudnunk kell még az átszívott aeroszol térfogat is, amit áramlásmérővel mérnek. Ily módon, a lézersugárba kerülő aeroszol részecskék fényszórásából és az átáramlott aeroszol térfogatból meghatározható a koncentráció és a méreteloszlás (a fotoelektromos impulzusok száma megfelel a részecskeszámnak, az impulzusok az amplitúdója pedig a mérettel arányos). Mivel

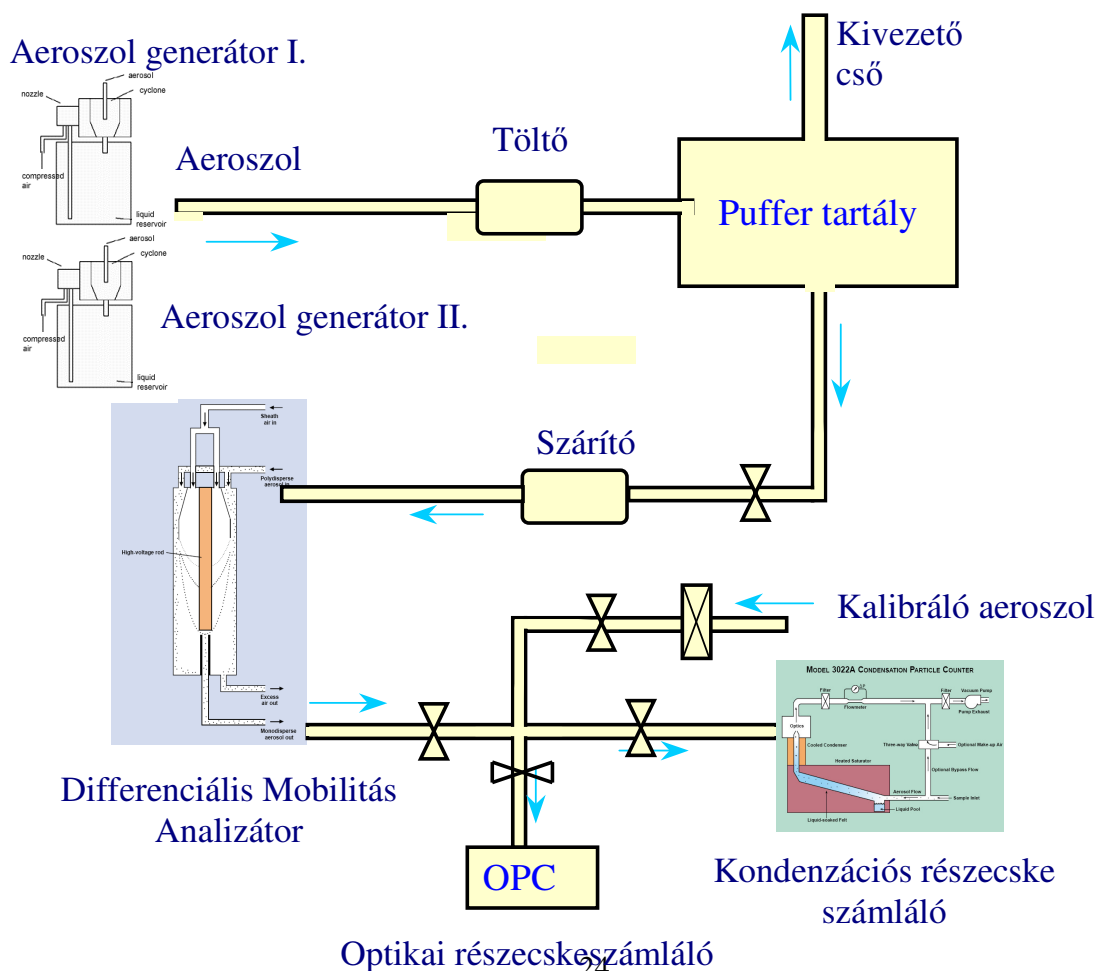
a megvilágító lézersugár intenzitása sok nagyságrenddel meghaladja az aeroszol részecskékről szóródó fény intenzitását és egy optikai rendszerben mindig jelen van parazita szórás is (optikai zaj), ezzel a módszerrel nem lehet akármilyen kis részecskét detektálni. A részecskeméretet tekintve a detektálási küszöb általában  $\sim 0,3$  mikrométer ( $3 \times 10^{-7}$  m) körül van, ugyanakkor a maximális méret nincs igazán korlátozva, az akár 100 mikrométer is lehet. Ha  $0,3$  mikrométernél kisebb részecskéket akarunk detektálni, akkor a kondenzációs részecskeszámlálási módszert (Condensation Particle Counting – CPC) szokták alkalmazni, ami abban különbözik az előzőtől, hogy az optikai mérés előtt a mérendő aeroszol részecskéket átvezetik egy túltelített gőzzel töltött kondenzációs kamrán, ahol megnövekszik azok mérete a néhány tized mikronos tartományig. Ilyen méretű részecskék fényszórással már jól detektálhatók. A kondenzációs részecskeszámlálók érzékenysége a méretet tekintve akár az  $5$  nanométer-es ( $5 \times 10^{-9}$  m) részecskékig is kiterjeszthető.

A részecskék elektromos töltésének, vagy töltéseloszlásának meghatározására a Differenciális Mobilitás Analizátort (DMA-t) lehet alkalmazni, összeépítve azt az előző műszerekkel. A Differenciális Mobilitás Analizátorban a vizsgálandó aeroszol részecskék egy lamináris tiszta (szűrt) légáramban elektromos térben mozognak. Az elektromos térben a töltött részecskék egy parabolikus pályát írnak le, amelynek görbülete a töltés/tömeg ( $e/m$ ) aránytól függ. A DMA-ban az elektromos térerőt két koncentrikus cylinder között hozzák létre, ahova a részecskéket egy felül elhelyezett speciális gyűrűn keresztül vezetik be. Az elektromos térben érvényes mozgásegyenletek szerint a különböző  $e/m$  aránnyal rendelkező részecskék pályája más-más görbületet vesz fel, illetve ez adott  $e/m$  aránnyal rendelkező részecskék pályája az elektromos térerősséggel változtatható (a mozgásegyenletekben figyelembe kell venni az áramlási sebességet, a geometriai paramétereket, levegő viszkozitását, a térerőt, a részecskék tömegét, stb.). Ha az aeroszol légáramot a belső cilindrikus elektródában alul elhelyezett keskeny kör alakú résen keresztül áramoltatjuk ki, akkor egy adott térerőnél, egy adott  $e/m$  aránnyal rendelkező részecskéket tudunk a résen keresztül szelektálni (a geometriai paraméterek, a viszkozitás, az áramlási paraméterek . mint állandó paraméterek szerepelnek). Ennek az elvnek az alapján, változtatva az elektromos térerősséget a két cilindrikus elektróda között (vagyis a feszültséget), és ugyanakkor meghatározva a részecske tömegét, meg tudjuk mérni az aeroszol részecskék elektromos töltését (illetve töltéseloszlását). A részecskék tömegét (a sűrűség ismeretében) az optikai részecskeszámlálóval lehet meghatározni, így, ha egyidejűleg mérjük az aeroszol részecskék mobilitását (az elektromos térerő folyamatos változtatásával) és azok tömegét, akkor meg tudjuk határozni a részecskék elektromos töltéseloszlását is. Ha egy adott méretű részecskéből előfordulnak olyanok, amelyek  $1e-2e-$

vagy 3e-töltéssel rendelkeznek, akkor a feszültség változtatása során egy adott méretnél 3 jellegzetes koncentráció csúcsot fogunk detektálni.

Ahhoz hogy az elektromos töltés meghatározását minél szélesebb mérettartományban tudjuk elvégezni (pl. 5 nanométertől akár 100 mikrométerig), a Differenciális Mobilitás Analizátor után (alternatív módon) két különböző részecskeszámlálót csatlakoztatunk - egy hagyományosat és egy kondenzációsát. A hagyományos, a 0,3 – 10 (100) mikrométeres mérettartományban tud működni, míg a kondenzációs akár az 5 nanométeres tartományig tud mérni.

Az általunk javasolt mérési összeállításban az aeroszoloikat két különböző aeroszol generátorral hozzuk létre, az egyik - monodiszperz, a másik – polidiszperz aeroszol generálására alkalmas. Ez után kerül a generált aeroszol a töltőbe, ahol a részecskék elektromosan feltöltődnek.





## 1. Ábra. A mérési összeállítás blokk-vázlata.

A fentiek alapján az aeroszolak koncentrációjának és az aeroszol részecskék elektromos töltésének mérésére az 1. ábrán felvázolt összeállítást terveztük meg. Az aeroszol generátorból az aeroszolt egy puffer tartályon keresztül a Differenciális Mobilitás Analizátorba vezetjük. A DMA után két, alternatív módon használható optikai részecskeszámláló van elhelyezve, amellyel a mérettartománytól függően mérhető a koncentráció.

A DMA vezérlőfeszültségének folyamatos változtatása során a mérendő aeroszorból szelektálhatjuk az  $1\text{e/m}$ ,  $2\text{e/m}$ ,  $3\text{e/m}$ , ... mobilitású részecskéket, amelyek méretüktől függően a CPC vagy OPC optikai részecskeszámlálóba kerülnek. Megfelelő kalibrálás után a részecskeszámlálókkal mért jellegzetes koncentráció csúcsokból a DMA feszültség ismeretében meghatározható az aeroszol részecskék elektromos töltése, illetve töltéeloszlása.

Stacionáris esetben, illetve elég gyors áramlási sebesség esetén, amikor a generált aeroszol tulajdonságai változik számottevően, a mérőágba kerülő aeroszol paraméterei megegyeznek az inhalációs kísérletbe kerülő aeroszol paramétereivel [ 13-14]. A fenti berendezéssel generálható különböző ismert koncentrációjú és elektromos töltéeloszlású inhalációs aeroszol, amely humán kísérletekben alkalmazható.

### **A szükséges műszerek kiválasztása és azok specifikálása**

A megfelelő mérési tartományok biztosítására a fenti összeállításhoz a következő műszereket választottuk ki:

**Optikai részecskeszámláló** : a Technoorg- Linda által gyártott APC-03-2A lézeres részecskeszámláló, amelynek a mérettartománya  $0,3\text{ mikrométer}$ től  $10\text{ mikrométer}$ ig terjed (5 csatornában), valamint van egy mérési csatorna, ahova a  $10\text{ mikrométer}$  feletti részecskék kerülnek (akár  $100\text{ mikrométer}$ ig), a koncentrációtartománya  $5 \times 10^6$  részecske/liter. A műszer kumulatív és differenciális koncentrációkat is kijelez, számítógéppel vezérelhető, ahol beállítható a mérési ciklusidő, a mérési ciklusok száma, és a tárolás paraméterei.

**Kondenzációs részecskeszámláló:** A TSI által gyártott CPC 3022 műszer, amely  $5\text{ nanométer}$ es mérettartománytól méri a részecskék koncentrációját. A max.

mérhető koncentráció –  $10^7$  részecske/liter. A műszer a koncentráció mérésére van kalibrálva.

**Differenciális Mobilitás Analizátor:** Reischl-féle DMA-3 berendezés, amelynek az alsó mérettartománya 5 nm. Ez a DMA egybe van építve 2 db. UNIROTA áramlásmérővel és egy nagyfeszültségű stabilizált tápegységgel, amely 10 kV-ig 0,001 V pontossággal változtatható. A berendezés számítógéppel vezérelhető.

**Aeroszol generátor:** PALAS AGF 2.0 iP vagy PMS PG-100 (Particle Measurement System Co.). Ezek a generátorok polidiszperz vagy monodiszperz aeroszlok generálására alkalmasak. A PALAS generátor folyékony alapanyagot porlaszt, míg a PG 100 monodiszperz latexet. Ebben az esetben a képződő aeroszolban visszamaradt víz a szárítóban kivonható.

**Töltő:** Americium 412 Radioactive Charger - alacsony radioaktivitású töltő, amely az aeroszol átszívása során feltölti az

A fenti műszerek a tervezett kísérlethez hozzáférhetők. Az összeállításban szerepelnek még FESTO csapok és összekötőelemek, amelyek megvásárolhatók.

A tervezett mérési összeállítást egy 100 x 200 cm-es optikai padon fogjuk megépíteni.

### **A koncentráció és az elektromos töltés mérése inhalációs kísérletekben**

1. A mérettartomáynak megfelelő generátorral aeroszolt generálunk.
2. Az aeroszolt átvezetjük a töltőn, a puffer tartályon és a szárítón.
3. A DMA-ban végigpásztázzuk a feszültséget és közben mérjük az aeroszol koncentrációt az optikai vagy a kondenzációs részecskeszámlálóval.
4. A kapott koncentráció csúcsokból kiértékeljük az 1e/m, 2e/m, 3e/m .... csoportokat.
5. Az optikai részecskeszámláló mérési eredményeiből meghatározzuk a koncentrációt és a tömegeloszlást.
6. A fenti adatokból meghatározzuk az elektromos töltés eloszlást.

A fenti kísérlettel tanulmányozhatjuk az aeroszlok depozíciójának függését a koncentrációtól és az elektromos töltéstől, a már korábban kidolgozott módszerekkel.

## Az adott beszámolási időszakban elkészült publikációk listája

### **Publikációk:**

1. Balásházy I., Szőke I., Farkas Á., Tatár L.G. és Madas B.G. (2007) Radon és az LNT hipotézis. 4<sup>th</sup> Hungarian Radon Forum, Veszprém, Hungary, 5 April 2007. Book of Proceedings, Pannon University Publisher, Veszprém, Hungary, (In Hungarian), (In Press).
2. Farkas Á. és Balásházy I. (2007) Radonszármazékok lokális terhelésének modellezése különböző tüdőbetegségek esetén. 4<sup>th</sup> Hungarian Radon Forum, Veszprém, Hungary, 5 April 2007. Book of Proceedings, Pannon University Publisher, Veszprém, Hungary, (In Hungarian), (In Press).
3. Madas B.G., Tatár L.G., Balásházy I., Szőke I. és Farkas Á. (2007) A tüdő hámszövete szerkezetének numerikus leírása a radon leányelemek biológiai hatásának elemzéséhez. 4<sup>th</sup> Hungarian Radon Forum, Veszprém, Hungary, 5 April 2007. Book of Proceedings, Pannon University Publisher, Veszprém, Hungary, (In Hungarian), (In Press).
4. Kudela G. és Balásházy I. (2007) A radon-leányelemek tüdőből történő tisztulásának modellezése. 4<sup>th</sup> Hungarian Radon Forum, Veszprém, Hungary, 5 April 2007. Book of Proceedings, Pannon University Publisher, Veszprém, Hungary, (In Hungarian), (In Press).
5. Farkas Á., Balásházy I. and Szőke I. Numerical modelling of cellular radiation burden of inhaled radon progenies. IRPA Regional Congress of Central Europe, Brasov, Romania, 24-28 September 2007. Book of Abstract. (In Press).
6. Farkas Á., Balásházy I. Simulation of the effect of local obstructions and blockage on airflow and aerosol deposition in central human airways Journal of Aerosol Science  
Radiation and Environmental Physics Department, MTA KFKI Atomic Energy Research Institute, P.O. Box 49, H-1525 Budapest, Hungary  
Received 6 March 2007; received in revised form 12 June 2007; accepted 13 June 2007

Összefoglaló táblázat az 1. munkaszakasz tervezett és tényleges költségeiről.

<b>Költség típusok</b>	<b>Tervezett</b>	<b>Tényleges</b>	<b>Eltérés</b>
Személyi juttatások	<b>11 600 000</b>	<b>8 207 312</b>	<b>-3 392 688</b>
Munkaadókat terhelő járulékok	<b>3 806 000</b>	<b>2 621 225</b>	<b>-1 184 775</b>
Külső megbízás	<b>12 728 000</b>	<b>16 598 486</b>	<b>3 870 486</b>
Egyéb dologi kiadás	<b>6 990 000</b>	<b>7 255 580</b>	<b>265 580</b>
Immateriális javak beszerzése	<b>1 800 000</b>	<b>800 955</b>	<b>-999 045</b>
Gépek, berendezések, felszerelések beszerzése	<b>300 000</b>	<b>259 946</b>	<b>-40 054</b>
<b>Összesen</b>	<b>37 224 000</b>	<b>35 743 504</b>	<b>-1 480 496</b>

## A kutatás-fejlesztésben részt vevő személyek és a projekt teljesítésével eltöltött ideje

Ha a tervezett és a tényleges elvégzett feladatok különböznek, az eltérést indokolni kell. A szakmai beszámolót a konzorciumvezetőnek alá kell írnia. A szakmai beszámolót az egyes pályázatok sajátosságainak megfelelően kell összeállítani.

### **Technoorg Linda Kft.**

A kutatás-fejlesztésben részt vevő személyek megnevezése és a projekt teljesítésével eltöltött tényleges munkaideje\*

Szakmai munkában részt vevő személyek	Konzorciumi tag (sorszám)	Feladatok (sorszám, munkaterv szerint)	Ráfordított idő (nap)
Burai Zoltán	1	1.8	23
Dr. Enyedi László	1	1.8	17
Dr. Lendvai Anna	1	1.3, 1.8	21
Dr. Radi Zsolt	1	1.2, 1.3	17
Gaálné Zsarnay Judit	1	1.1	21
Gosztola László	1	1.2, 1.3	21
Horotyák Péter	1	1.8	19
Kudela Gábor	1	1.3, 1.8	132
Rothauszky Tibor	1	1.8	25
Szigethy Dezső	1	1.1-1.3; 1.8	16
Szigethyné dr. Szabó Ágnes	1	1.3, 1.8	24
Vincze Gyula	1	1.8	16
<b>Összesen:</b>			352
<b>Teljes munkaidőre átszámított kutatói létszám:</b>			1,25 fő

- Projektben résztvevő kutatók, fejlesztők, posztdoktorok, PhD hallgatók és technikusok megnevezését és munkaidejét kérjük

**KFKIAEKI**

A kutatás-fejlesztésben részt vevő személyek megnevezése és a projekt teljesítésével eltöltött tényleges munkaideje\*

Szakmai munkában részt vevő személyek	Konzorciumi tag (sorszám)	Feladatok (sorszám, munkaterv szerint)	Ráfordított idő (nap)
Balásházy Imre	3	1.4, 1.5	78
Farkas Árpád	3	1.4, 1.5	110
Szőke István Szilárd	3	1.4, 1.5	94
Tatár Loránd Gergely	3	1.4, 1.5	102
Krebsz Istvánné	3	1.4, 1.5	71
<b>Összesen:</b>			455
Teljes munkaidőre átszámított kutatói létszám:			1,6 fő

- Projektben résztvevő kutatók, fejlesztők, posztdoktorok, PhD hallgatók és technikusok megnevezését és munkaidejét kérjük