

A mobil hálózatok alternatív felhasználása: ULP-AMI és a beültethető antennák

Írta:

Lukács Péter István (V. éves villamosmérnök B.Sc. hallgató,
infokommunikáció szakirány)

Konzulensek:

Vári Péter

(egyetemi adjunktus)

Drotár István

(tanszéki mérnök)

Széchenyi István Egyetem

2014. november 4.

Győr

Tartalomjegyzék

Absztrakt	1
Rövidítésjegyzék	2
1. Bevezető	3
1.1. ULP-AMI	3
1.2. Pacemaker	3
2. Kommunikációs módszerek	4
2.1. Alacsony frekvencia	4
2.2. Időosztásos Duplex	4
2.3. Impulzuspozíció Moduláció	5
2.4. Alternatív lehetőségek	6
3. Működési elv, alapok és spektrum	6
3.1. A 2.4 GHz-es ISM sáv	6
3.2. Alacsony frekvenciás eszközök	7
3.2.1. A transzmitter paraméterei alacsony frekvencián	7
3.4. Új spektrum kijelölése: MICS	8
3.5. A kapcsolat rádiófrekvenciás költsége	9
3.5.1. Uplink	9
3.5.2. Downlink	10
3.6. Kezdeményezett előírások, javaslatok a jövőre nézve	11
4. Beültethető antennák	12
4.1. Hullámterjedés az emberi testben	12
4.2. Emberi szövetek	12
4.3. Antennák	15
4.4. Tesztkörnyezet	17
5. Elektromágneses kompatibilitás	19
6. Összegzés	22
6.1. A frekvenciasávról és antennákról	22
6.2. A testünkről	22
6.3. Végszó	22
7. Irodalomjegyzék	23
A. Függelék	24

Absztrakt

A Sci-fi szerű, életünket megkönnyítő és betegségeinktől megszabadító beültethető implantátumok (*ULP-AMI*) már régóta megtalálhatóak a világunkban. Az elvesztett végtagok pótlására, a látásunk és a hallásunk visszaszerzésére, a szívritmusunk szabályozására vagy akár a Parkinson-kór kezelésére is alkalmas eszközökkel szükséges a megbízható és a viszonylag nagy sebességű kommunikáció. Az implantátumokat, miután beültettük egy emberbe, szükséges helyesen beállítani páciensre szabva, betegségektől függően, hiszen nincsen két egyforma ember. Ezen elvárásokra a vezeték nélküli kommunikáció adhat megfelelő választ. Nem csak az újra-programozásra nyílik lehetőségünk, de lekérhetjük az eszközök által mért adatokat is már pár méteres távolságból, amelyet egy szakorvos viszonylag könnyedén kiértékelhet. Mielőtt beültethetnénk egy antennát, azt egy emberi szöveteket szimuláló anyag segítségével megvizsgáljuk, hogy megfelel-e az előírt szabványoknak és egészségi értékeknek. Többek között fény derül egy modern szívritmus-szabályzóval szemben elvárt EMC követelményekre, az eszköz felépítésére, a használt rádiófrekvenciás módszerekre és technológiákra. Megvizsgáljuk az újonnan allokált 400 MHz-es frekvenciatartományt (MICS), az interferencia kivédését biztosító *Listen Before Talk* és *duty-cycle* lehetőségeket, a testünkben történő hullámterjedést és a felhasználható antennákat.

Rövidítésjegyzék

AIMD	Active Implantable Medical Device
ECC	Electronic Communications Committee
EIRP	Effective Isotropic Radiated Power
EMC	Electromagnetic Compatibility
EMI	Electromagnetic Interference
ETSI	European Telecommunications Standards Institute
FDTD	Finite-Difference Time-Domain
FSK	Frequency-shift keying
ISM	Industrial, Scientific and Medical
ITU-R	International Telecommunications Union – Radiocommunication Sector
LBT	Listen Before Talk
METAIDS	Meteorological Aids Service
MICS	Medical Implant Communications System
PIFA	Planar Inverted-F Antenna
PPM	Pulse Position Modulation
SAR	Specific Absorption Rate
TDD	Time Division Duplex
ULP-AMI	Ultra Low Power Active Medical Implants
ULP-AMI-P	Ultra Low Power Active Medical Implant Peripheral device

1. Bevezető

1.1. ULP-AMI

Az Ultra Low Power Active Medical Implant (ULP-AMI) egy alacsony teljesítményű orvosi beültetés, amely széles körben alkalmazható különféle betegségek kezelésére (legismertebbek közé a keringési problémák tartoznak - pacemaker).

1.2. Pacemaker

A legelső önmagában zárt szívritmus-szabályzót 1958-ban ültették be élő emberbe. Ez az eszköz 3 óráig működött, majd másnap egy újat helyeztek a helyére, amely 1 hétig üzemelt. A pacemakereket úgy fejlesztették ki, hogy ne csak a szívizom szabályozott, ritmikus összehúzó-dásáért feleljen, de képes legyen azt defibrillálni is esetleges kamrafibrilláció esetén. A modern szívritmus-szabályzó két részből épül fel: a fő elemből és egy vagy kettő vezetőből. A fő egységben található az elem, az elektronikai kapcsolások az impulzusok kiküldésére, szenzorok a szív érzékelésére illetve valamilyen kommunikációs egység. A vezető(k) a fő egység és a szív közötti elektromos jeleket továbbítják.



1. ábra. Egy modern pacemaker

2. Kommunikációs módszerek

A beültetett eszköz és a külvilág között szükséges a kommunikáció, hogy képesek legyünk bizonyos műveleti paraméterek megváltoztatására és a tárolt adatok lekérésére.

2.1. Alacsony frekvencia

Alacsony frekvenciájú mágneses teret használva, képesek vagyunk az emberi szöveteken áthalatva, az eszközzel induktív kapcsolatot felépíteni két tekercs segítségével. Ezt a technológiát az 1970-es években is használták már.

Az interferenciával nem szükséges komolyan számolnunk: A kommunikáció a programozható implantátum, és a programozó/lekérő külső eszköz között csak rövid intervallumokban, orvosi környezetben fordul elő. 9 kHz és 315 kHz között történik a digitális adatátvitel. Ebben a sávban azért találhatunk más rádiófrekvenciás szolgáltatásokat is:

1. táblázat. Rádiófrekvenciás szolgáltatások 9-től 315 kHz-ig

Név	Frekvencia
Rádióamatőr szolgálat	135.7 – 137.8 kHz
Műsorszórás	148.5 – 255 kHz, 255 – 283.5 kHz
Tengeri/hajózási szolgálat	130 – 148.5 kHz
Fix állomások	130 – 148.5 kHz
Rádiós tájékoztató	255 – 315 kHz

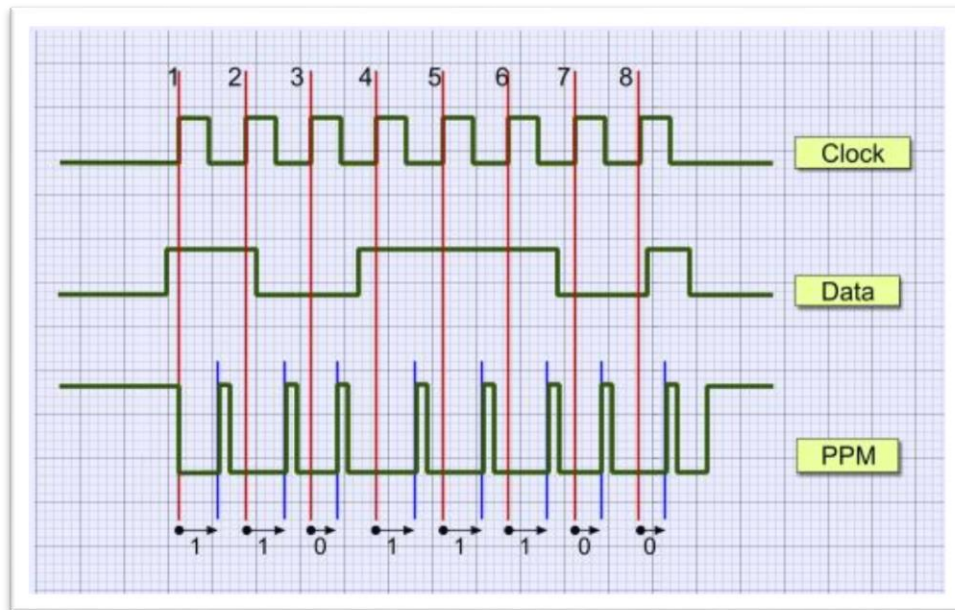
TDD (Time Division Duplex) és a PPM (Pulse Position Modulation) technológiákat használjuk fel a kapcsolat megteremtésére. [1]

2.2. Időosztásos Duplex

Time Division Duplex: Az angol nevéből rögtön következtethetünk, hogy egy időosztásos átviteli megoldással van dolgunk. Tehát az 'A' és 'B' állomásoknak meg van határozva a saját időintervallumuk arra, hogy mikor sugározhatnak, egyszerre nem történhet kommunikáció mindkét irányban (tehát Half-Duplex), különböző jeleket sugárzunk ugyanazon a csatornán. Ezt először a telegráfra fejlesztették ki.

2.3. Impulzuspozíció Moduláció

Az impulzus pozíció modulációnál csakis az impulzusok időzítését változtatjuk meg különféle elektronikai áramkörökkel, szélességük és amplitúdójuk változatlan. Ha az impulzusok sűrűsödnek az időben, akkor a jel meredeken nő. Vivőfrekvenciánk egyáltalán nincsen, közvetlenül magán a jelen végzünk módosításokat, hogy megbízhatóbbá tegyük azt (zavarvédelem).



2. ábra. PPM moduláció

A fenti ábra szemlélteti a PPM modulációs eljárást: Az órajel felfutó élénél megnézzük az adatunk digitális értékét, majd az értéknek megfelelően választjuk meg az impulzusok közötti időtartamot. Két szomszédos impulzus közötti idő reprezentálja a digitális értékeket. A rövidebb időtartam 0-át, a hosszabb időtartam pedig 1-et jelent. Az időtartamok hossza nincsenek rögzítve, ez gyártótól függhet.

A fent említett kommunikációs eljárásokat szinte csak orvosi környezetben, klinikán, kórházban alkalmazzák, ezzel is tovább csökkentve az interferencia esélyét.

2.4. Alternatív lehetőségek

Orvosi eszközökkel lehetséges akusztikus kapcsolat is kiépíteni, hangzó hullámokkal. Egy életszerű példa lehetne az alacsony akkumulátor töltöttségéről értesítő hang, de akár adatátvitelt is megvalósíthatunk vele. Utóbbi esetben ultrahangos (20 kHz felett) modulációt használunk.

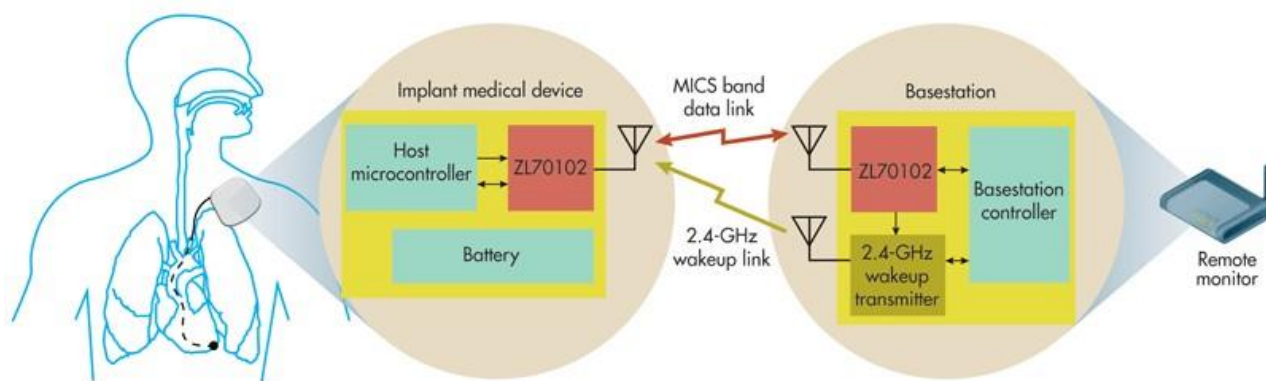
Egy másik lehetőség az optikai kapcsolat lenne, amelyet könnyebben elrejthetnénk a szemek előtt. Az emberi bőrnek van egy bizonyos fényáteresztési képessége, ezért a bőrhöz közel beültetett fényjeleket érzékelő eszközzel felvehetjük a kapcsolatot, ugyanakkor a fényjeleket leadó implantátum többet fogyasztana, és fontos lenne a pontos illeszkedés a páciens bőréhez.

3. Működési elv, alapok és spektrum

Az implantátum akkumulátorát mindenképpen kímélni kell, hogy minél tovább biztosítsa a megfelelő feszültség szintet. Ezért ahhoz, hogy kommunikálni tudjunk vele, valamilyen külső forrásnak stimulálnia kell. Ilyen például egy stabil, erős mágneses tér, amely aktiválja ezen funkcióját (wake-up signal/link). Ezáltal biztosítjuk az implantátumot, hogy csak akkor kezdjen adni/venni, ha arra megkértük.

3.1. A 2.4 GHz-es ISM sáv

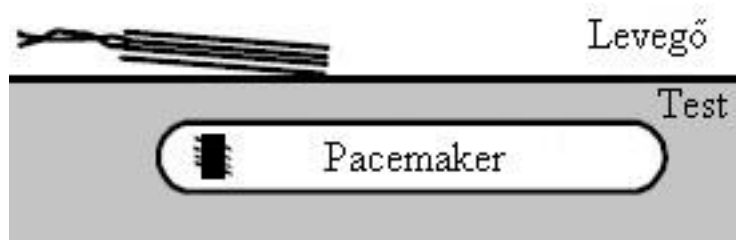
Használhatnánk a 2.4 GHz-es ISM sávot a kommunikáció kezdeményezésére, viszont figyelembe kell vennünk, hogy ezt a sávot sokféle szolgáltatás és eszköz használhatja még első-, másod-, és harmadrendű szolgálatként is: WiFi, Bluetooth, vezeték nélküli otthoni telefonok, mikrohullámú sütők. A sáv zsúfoltsága miatt nagy körültekintéssel kell eljárunk, szigorúbb feltételeket kell szabnunk a biztonságunk, ügyelnünk kell a helyes együttműködésre a többi rendszerrel. A másik nagyobb hátránya a 2.4 GHz-es frekvenciának, hogy az emberi testbe nem hatol túl mélyre (22 mm) [2]. A modern, újabb eszközök már inkább a 400 MHz-es sávot használják fel erre. Több előnye is van azonban a magasabb frekvenciának: a nagyobb sávszélességnek köszönhetően nagyobb bitsebességeket is elérhetünk és a hatótávolság is megnő, ezzel többféle és rugalmasabb alkalmazhatóságot tesz lehetővé (amíg a páciens kint várakozik, az adatok lekérése már zajlik).



3. ábra. Összefoglaló vázlat a rendszerről

3.2. Alacsony frekvenciás eszközök

Az ULP-AMI által létrehozott mező rendkívül alacsony (-15 dBm) szintű, körülbelül 60-80 decibellel kisebb, mint a programozó/olvasó eszköz által létrehozotté. Ráadásul az idő 5-6%-ban van csak aktív állapotában az eszköz, ezzel is meghosszabbítva az élettartamát. Mivel az implantátum által létrehozott mező rendkívül alacsony, a legtöbb esetben szükséges a páciens bőrére helyezni a leolvasó mágneses fejét. A beteget pedig hasra fektetik, amely szintén segíti az esetleges interferencia elkerülését. Ebben a testhelyzetben ugyanis az eszközök által létrehozott mezők, ortogonálisak a frekvenciasávban előfordulható többi rádiókommunikációs szolgáltatások mezejére.

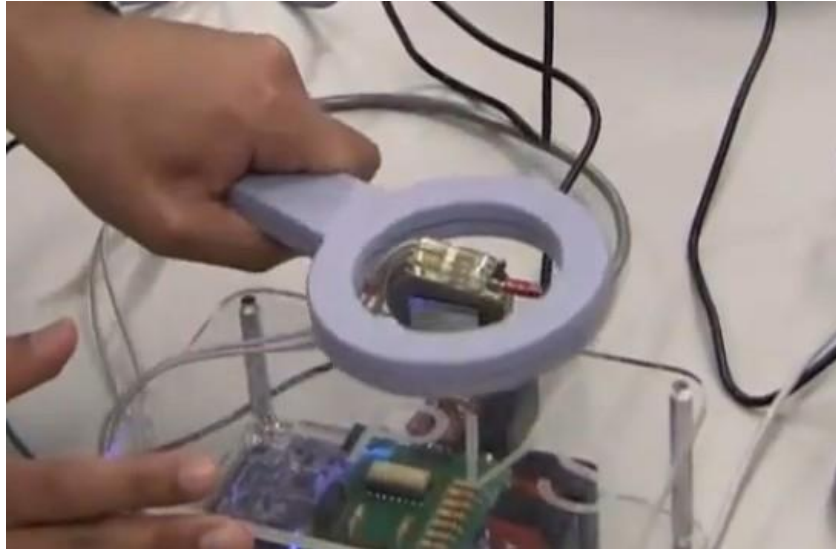


4. ábra. Tekercest mágneses antennák

3.2.1. A transzmitter paraméterei alacsony frekvencián

A programozó eszközök egy behangolt, vasmag nélküli, vagy vasmaggal ellátott tekercselt antennát használnak föl a modulált mágneses mező megteremtésére, amellyel létrehozhatjuk a kapcsolatot a beültetett implantátummal. Egy fix frekvencián működnek 9 kHz-től 315 kHz-ig. Ilyen alacsony frekvenciákon a burkolat és az emberi test elenyészően, vagy egyáltalán nem

hat a mágneses mezőre. A legnagyobb antenna méret egy körülbelül 10 centiméter átmérőjű, 50 menetes tekercs. Gyártótól függően az adatátviteli sebesség 2 kbps és 32 kbps között mozog. A legnagyobb lemért mágneses mező (10 méter távolságra) külső monitoring esetén: 22 dB ($\mu\text{A/m}$) (14 dB-el kisebb, mint a megengedett szint, amit az EN 300 330 specifikál), míg a legkisebb mágneses mező melyet egy kézi programozó eszköz létrehozhat: -21.5 dB ($\mu\text{A/m}$). Egy pacemakernek tipikusan 3-5 funkciója lehet, amelyeket 2-3 ms alatt tudunk újraprogramozni egy adat folyamattal. [1]



5. ábra. Egy szimuláció alatt lévő pacemaker

3.4. Új spektrum kijelölése: MICS

A technológia fejlődésével egy új fejezet nyílt az orvosi kezelésben, hiszen képesek lettünk beültetett eszközökkel kommunikálni külső eszközök felhasználásával, pár méteres távolságban, az eredeti 9 és 315 kHz-es sáv már elégtelennek bizonyult. Figyelembe véve az emberi szövet elnyelő képességét, az akkumulátorok élettartamát, a már létező pácienseket, egyéb felhasználókat és a környező jelszinteket, az ITU-R kezdetben a 401 MHz-től 406 MHz-ig terjedő sávot (Medical Implant Communication Service) jelölte ki [4], mint a legalkalmasabb spektrum az implantátumos technológiáknak.

Viszont a MICS-nek allokalált frekvenciatartomány már használatban van. A METAIDS, a meteorológiával kapcsolatos figyelemmel kíséréshez és előrejelzéshez használja már ezt a sávot a meteorológiai ballonok kommunikációja során. Ezért a MICS rendszer csakis beltérben használható. Az ITU-R több kutatást is végzett, amely végül megállapította: Az európai

kórházakban előfordulható környező rádiófrekvenciás mezőket figyelembe véve, 3 MHz-nyi sávszélesség elegendő kell, hogy legyen, egy biztosan használható 300 kHz-es szélességű csatorna orvosi rendszerek működtetésére, függetlenül attól, hogy geológiai szempontból Európában hol vagyunk (1998-ban végezték a kutatást).

A 300 kHz sávszélesség, egyben egy kisugárzási korlát is: A széleken 20 dB-el kisebb szintet szabad elérni a modulált kimeneti teljesítmény maximumához képest. A maximális teljesítményt 25 μ W kisugárzott egyenértékű izotróp teljesítményben (EIRP) határozták meg (ITU-R). Az EIRP a kimenő adóteljesítmény, a nagyfrekvenciás csatlakozók és koaxiális kábel (tápvonal) csillapítása, valamint az adóantenna nyereség értékeiből számítható. A viszonyítás alapja az izotrópikus elméleti sugárzó.

3.5. A kapcsolat rádiófrekvenciás költsége

A már meglévő METAIDS rendszerrel való interferencia elkerülésére az ITU-R SA.1346 dokumentum szerint, a következőket számolták ki a MICS részére a biztonságos működéshez:

3.5.1. Uplink

2. táblázat. Uplink

Uplink (implantátumról bázisra)	ITU-R által megadott érték
Sávszélesség	200 kHz
TX teljesítmény	-2 dBm
Antennanyereség	-31.5 dBi
EIRP	-33.5 dBm
Szabadtéri csillapítás (2m)	30.5 dB
Fading tartalék	10 dB
Egyéb veszteség	15 dB
Vevő antennanyereség	2 dBi
Vett teljesítmény	-87 dBm

A táblázat alapján a maximális 300 kHz helyett csak 200 kHz sávszélességgel számoltak. A kisebb sávszélességgel csökkentett zajszint jár. A termikus zaj teljesítményének függése a sáv szélességtől:

$$N = k \cdot T \cdot B \quad (1),$$

ahol k a Boltzmann állandó $k = 1.38 \times 10^{-23} \text{ JK}^{-1}$, T a hőmérséklet Kelvinben, B pedig a sáv-szélesség. Ekkor az N értékét Wattban kapjuk meg.

A TX (kisugárzott) teljesítmény az implantátumból: -2 dBm ami 630 μW -nak felel meg. Ez az érték nagyban függ a rendelkezésünkre álló akkumulátortól és az áramkörök teljesítményétől. Az igazi korlátunk a MICS-ben meghatározott maximális EIRP. Az implantátum antennanyeresége -31.5 dBi, ami így -33.5 dBm EIRP-t ad, amely 17.5 dB-el a maximális érték alatt van, az energia-megtakarítás céljából. A szabadtéri veszteséget 2 méterre számoljuk a következő képlet szerint:

$$\text{Szabadtéri csillapítás} = \left(\frac{\lambda}{4\pi d} \right)^2 \quad (2),$$

ahol λ a hullámhossz, d az adó és a vevő közötti távolság. Ezenfelül egy 10 dB-es fading tartalék és 15 dB egyéb veszteséget számoltak fel, amely figyelembe veszi a páciens elhelyezkedését, a polarizációs veszteséget, a rálátás hiányát, és az antenna elhangolását.

A bázis vevőantennájának nyeresége 2 dBi, dipól antennára vonatkoztatva, amely -87 dBm vett teljesítményt eredményez.

3.5.2. Downlink

3. táblázat. Downlink

Downlink (bázisról implantátumra)	ITU-R által megadott érték
Sáv szélesség	25 kHz
TX teljesítmény	-22 dBm
Antennanyereség	2 dBi
EIRP	-20 dBm
Szabadtéri csillapítás (2m)	30.5 dB
Fading tartalék	10 dB
Egyéb veszteség	15 dB
Vevő antennanyereség	-30.5 dBi
Vett teljesítmény	-121 dBm

A downlink paraméterek hasonlóak az uplinkhez, az egyik fontosabb eltérés az a sávszélesség, ami csak 25 kHz. Ez azért kisebb, mert az implantátumnak küldött jelek elenyészőek, főként az újraprogramozásra vagy műveleti paraméterek megváltoztatására használjuk, vagy kéréseket intézünk az eszköz felé, ezért a kisebb adatsebesség megengedhető. A bázis által leadott teljesítmény -22 dBm. Ez -20 dBm EIRP-t eredményez, vagy 10 μ W-ot.

A táblázat az FSK modulációt használja, mindkét irányban. Ez körülbelül 200 kbit/s feltöltést és 25 kbit/s letöltést jelent.

3.6. Kezdeményezett előírások, javaslatok a jövőre nézve

Napjainkban már megjelentek a különféle rádiószolgálatok is, amelyek már nagyobb kihasználhatóságot fognak kívánni a használható spektrumtól, mert egyre több, színesebb és változatosabb eszközök jelennek meg, valamint szükség lenne a sugárzás időtartamának megnövelésére is. Ehhez nagyobb spektrumra lenne szükség, hogy ezt teljesíthessék. Néhány művelet, mint például két külső eszköz, vagy egy páciensben lévő több eszköz közötti rádiófrekvenciás kommunikáció jelenleg tiltva van (CEPT/ERC Recommendation 70-03 annex 12 band (a)).

Jelenleg csak 9 és 315 kHz, valamint 402 és 405 MHz között működhetnek az ULP-AMI eszközök.

Felvetették, hogy az ECC adoptálhatná a 401 MHz-től 402 MHz-ig és a 405 MHz-től 406 MHz-ig terjedő sávokat. Azzal hogy kettébontanák az eredeti sávot, lehetővé tennék azokat a műveleteket, amelyeket még nem gondoltak át végig a 402-405 MHz-es eszközöknél. Ilyen lenne például a külső eszközök (ULP-AMI-P) közötti kommunikáció, s a folyamatos pár percenkénti adatátvitel periódusonként (utóbbit korlátozná az akkumulátor élettartama). Az interferencia elkerülésére bevezetnék, hogy a magasabb teljesítményű eszközöknek "hallgatóniuk kell, mielőtt beszélhetnének" (Listen Before Talk), míg a kisebb teljesítményű eszközök bármikor kommunikálhatnak.

Egy alternatív lehetőség az interferencia elkerülésére: Azon eszközök, amelyek nem rendelkeznek LBT-vel, a duty-cycle (sugárzási gyakoriságuk) százalékos értékét 0.1, vagy az alá kell csökkenteni. Tehát, ha például 10 évre ültetik be az eszközt, akkor ebből a 10 évből 87-88 órát tölthet aktívan, bázisállomás kereséssel. Mindkettő lehetőség (eszközök LBT-vel s a nélkül) létezhetne, szerepelhetne egymás mellett az új szabványban (EN 300 220). [4]

A fenti javaslatoknak nagy előnyei, hogy alternatív felhasználási lehetőségeket biztosítanak a beültetett orvosi implantátumokkal való biztonságos kapcsolatfelvétel terén, anélkül hogy interferencia léphetne fel más MICS (Medical Implant Communication Service), vagy MetAids (Meteorological Aids Service) kapcsolatokkal.

4. Beültethető antennák

4.1. Hullámterjedés az emberi testben

Gondolhatnánk, hogy az antennák elkészítése már egy érett tudomány, hisz rengeteg könyvet találhatunk az elkészítésükről, felépítésükről. Ezekben a könyvekben egy a közös: Olyan antennákkal foglalkoznak, amelyeket levegő, vagy vákuum vesz körül, a relatív permittivitás értéke 1, vagy 1-hez közeli értéket vesz fel. Viszont ha egy antennát beültetünk egy emberbe, rögtön megváltozik a környezetünk. Egy veszteséges közegbe kerülünk, magas permittivitással, s többek között megváltozik a frekvenciához tartozó hullámhossz. A 403.5 MHz-hez tartozó hullámhossz levegőben: 0.74 méter, míg emberi testben körülbelül 0.09 méter a (3)-as képlet szerint. Ehhez hasonló helyzetek a tenger, vagy a föld alatt fordulnak elő, de léteznek a felszínen radome-al védett antennák is. Ezért muszáj tisztában lennünk az anyagunk (ebben az esetben az emberi szövetek és szervrendszerek) elektromágneses tulajdonságaival.

4.2. Emberi szövetek

Az effektív permittivitást és a vezetőképességet az alábbi táblázat foglalja össze. Az összes adatot 403.5 MHz-re határozták meg, a [5] szerint.

4. táblázat. Különböző szövetek permittivitása és vezetőképessége

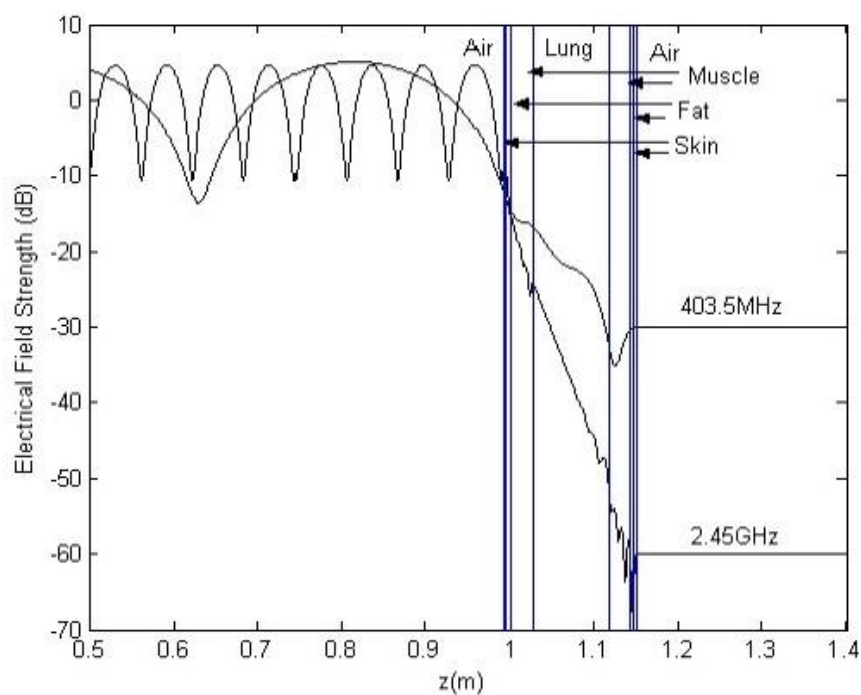
Szövet	ϵ_{er}	σ_e (S/M)
Izomzat	57.1	0.797
Zsírreteg	5.6	0.041
Tüdő	23.8	0.375
Száraz bőr	46.7	0.690
Nedves bőr	49.8	0.670
Szürkeállomány	57.4	0.235
Fehérállomány	42	0.445
Csontvelő	22.4	0.235

Ha egy antennát körülveszünk valamilyen anyaggal, néhány dolog megváltozik a levegőben lévő antennához képest. Az egyik ilyen változás a hullámhossz, amit az ϵ_e és σ_e paraméterek megváltozása eredményez. A hullámhossz rövidebb lesz, mert a hullám terjedési sebessége lecsökken:

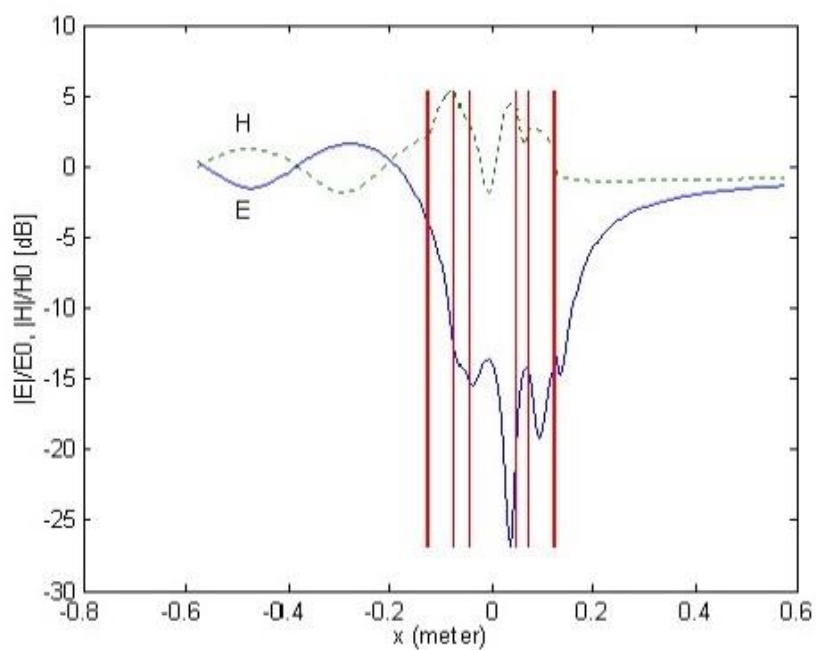
$$v_c = \frac{c_0}{\sqrt{\epsilon_r}}, \lambda = \frac{v_c}{f} \quad (3)$$

Az E és H mezők amplitúdója egy vezető testben függ az egyes rétegektől, azok vastagságától, a test felépítésétől valamint az egyes rétegek közti reflexióktól és a használt frekvenciától. Ezeket főként a zsírreteg fogja meghatározni, ami páciensenként és időben is változik. Ezért olyan antennát kell tervezni, amely vagy érzéketlen ezekre a tényezőkre, vagy egy megfelelő tartálékkal kell dolgozni, ami még biztosítani tudja a kapcsolatot.

FDTD (Finite-Difference Time-Domain) módszerrel szoftveresen lehet modellezni a hullámterjedést. Egy 1 és 2 Dimenziós szimulációt láthatunk amit SEMCAD programmal készítettek:



6. ábra - Elektromos mező erőssége a frekvencia függvényében figyelembe véve a szövet rétegeket



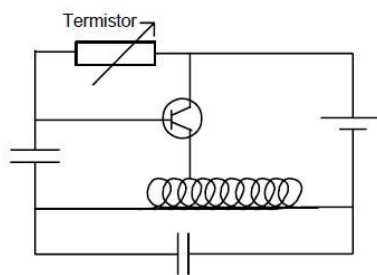
7. ábra - E- és H-mezők egy rétegzett tárolóban. A rétegek rendre: bőr-zsírréteg-izomszövet-tüdő-izomszövet-zsírréteg-bőr. A beeső H-mező párhuzamos a tároló tengelyére

4.3. Antennák

Ha kívülről nézzük a rendszert, a beültetett antenna karakterisztikája tulajdonképpen az implantátum antennájának, magának az implantátumnak, és a testnek az összegzése. Ez az, amit mi kívülről sugárzó struktúrának látunk. Ez az a struktúra, aminek le tudjuk mérni a hatásosságát. A nehézség ezért akkor kezdődik, ha a test alakját is figyelembe vesszük. Ugyanakkor ez nem túl nagy gond, hiszen mindig meg kell győződni arról, hogy az antenna tényleg működni fog, miután beültettük a páciensbe.

Mivel minden páciens más, ezért mindig a megfelelő antennanyereségű antennát kell alkalmaznunk, csak egy körülbelüli érték van megadva.

Több antenna is alkalmas lehet a célunkra. Ahogy korábban megemlítésre került, alacsony frekvencián használhatunk tekercselt mágneses antennákat. Egy klasszikus kapcsolást láthatunk az alábbi ábrán:



8. ábra - Kapcsolás

Az oszcillátor hangoló tekercsét használjuk ki, ezáltal ingyen hozzájutottunk az antennához.

Használhatunk rezonáns elektromos antennákat is, többek között:

- Vezeték

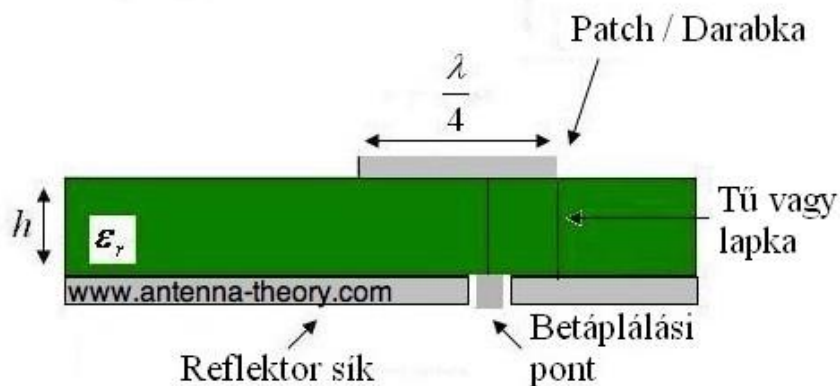
Az egyik legklasszikusabb antenna, működése nagyban hasonlít a kültéri hosszú vezeték antennákra. Általában két oszlop közé feszítik ki őket a föld fölé, kihasználva a földfelszín adta reflexiót. A szívet és az implantátumot összekötő vezetékben lehetne elrejteni, ahol viszont sérülékeny. Ez a típus végül nem terjedt el.

- Hajlított (Circumferential)

A pacemaker külső vázára erősített, s a köré hajlított antenna. A mechanikus kialakításából adóan jobb választás a vezetékhez képest. A kültéri negyedhullámú monopól antennához hasonlítható. Levegőben 403.5 MHz-hez tartozó hullámhossz 0.74 méter. A (3) képlet szerint, ha $\epsilon_r = 62.7$, akkor a hullámhossz: 0.094 méter. Ezt négyfel osztva egy 23.5 milliméteres hosszú antennát kapunk, ami így megőrizte a 403.5 MHz frekvenciát.

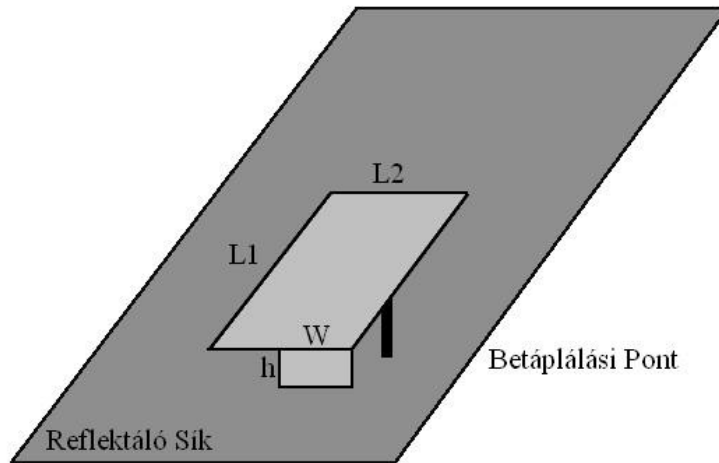
- PIFA

Egyszerű, kompakt, és vékony. A pacemaker oldalára helyezett, annak a felületét kihasználva sugárzó antenna, amelyet a mobilkészülékekben is előszeretettel használnak. Elfordított F alakja van, ezért hívják Inverz-F antennának. $\lambda/4$ hullámhosszon rezonál, ezért kicsi a mérete. SAR (mennyi rádiófrekvenciás energiát nyel el az emberi szervezet) tulajdonságai is megfelelőek.



9. ábra – PIFA oldalnézetből

A betáplálási pont mozgatásával tudjuk befolyásolni a bemeneti impedanciát, ha közelebb van a tűhöz, akkor kisebb lesz az impedancia. A tű w szélességének „széthúzásával” pedig a rezonancia frekvenciáját hangolhatjuk [8].



10. ábra - PIFA geometriája

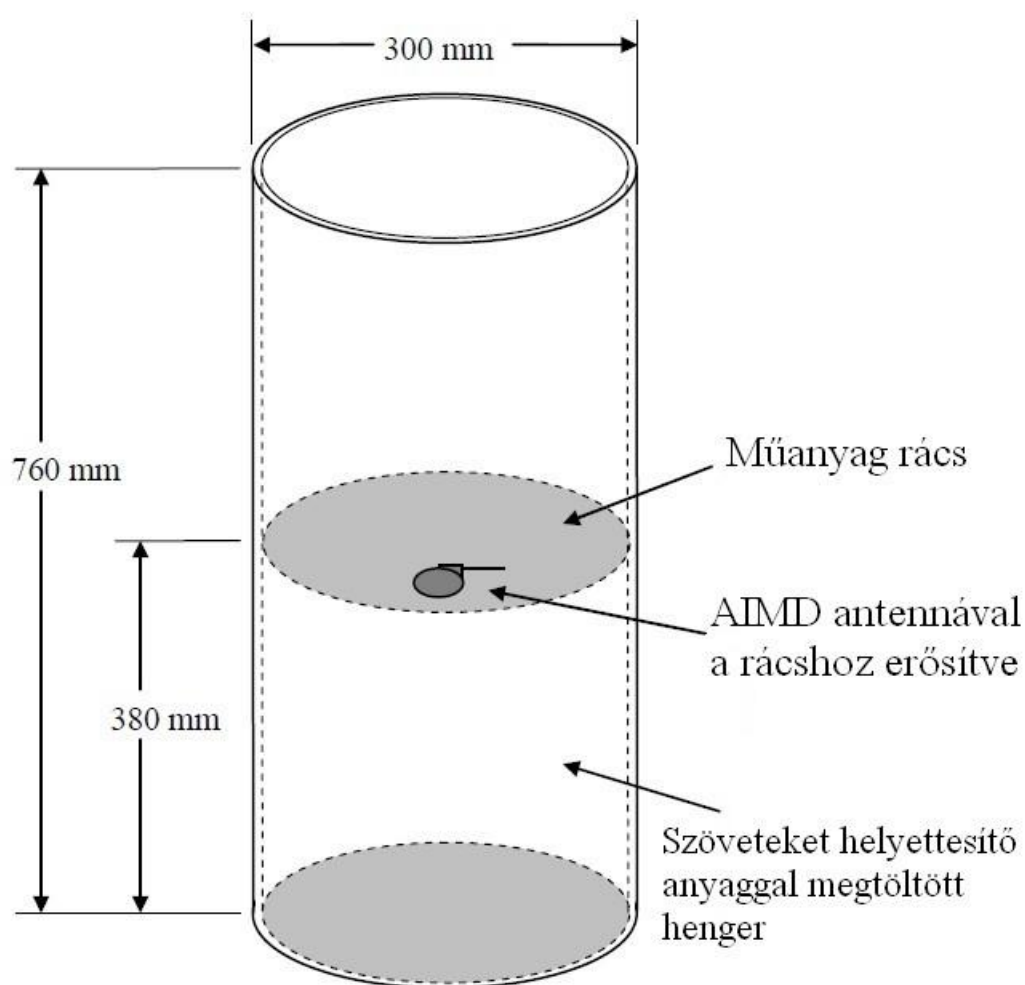
Ha $W = L2$, akkor $L1 = \lambda/4$. Ha csak egy vékony tűt használunk, akkor $L1 + L2 = \lambda/4$. Ha az ϵ_r paramétert is figyelembe vesszük:

$$f = \frac{c_0}{4 \cdot (L1 + L2 - W) \sqrt{\epsilon_r}} \quad (4)$$

A 400 MHz-es kommunikációhoz alacsony fogyasztás szükséges, az akkumulátor teljesítménye le van korlátozva, s az impedanciája relatíve magas. A sugárzás alatt maximum 6 mA-es áramfelvétel történhet. A rádiófrekvenciás modul fizikai mérete is meg van szabva, körülbelül 5 x 5 x 10 mm dimenziójú. Ha ezeket az alapkövetelményeket figyelembe vesszük, a PIFA az egyik legjobb megoldás a magasabb frekvenciára.

4.4. Tesztkörnyezet

Hogyan tudjuk letesztelni az ULP-AMI eszközöket, mielőtt beültetnénk? Ehhez szimulálnunk kell az emberi szöveteket, szervrendszereket és a rétegeket.



11. ábra - Akrilból készült tároló

Egy megfelelő teszt környezetet láthatunk a fenti képen, amely egy henger alakú, akrilból készült tároló. Ezt a tárolót egy olyan folyadékkal töltik fel, amely reprezentálja az emberi szövetek tulajdonságait (dielektromos állandó, vezetőképesség 403.5 MHz-en - conductivity = 0,93; relative permittivity = 57,2), valamint légmentesen, buborékok nélkül teljesen kitölti a tárolót, s körbeveszi a mérendő eszközünket. Az összes mérést a fenti ábra összeállítása szerint végzik el, 22 és 38 Celcius fok között. Az AIMD-t (Active Implantable Medical Device) képesek vagyunk forgatni, vertikális és horizontális pozícióban rögzíteni. Az eszközünket tanácsos az akril falától körülbelül 6 centiméter távolságra helyezni – ez azért lényeges, mert körülbelül 52 milliméter a 400 MHz-es hullámok behatolási mélysége az emberi testbe. Ezt a tárolót egy forgatható asztalra helyezik, körülbelül 1.5 méter magasban és 3 méter távolságra a mérő antennától. Ezután már megkezdhetjük a méréseinket, amelyek meghatározzák az antennánk használhatóságát az emberi testben.

5. Elektromágneses kompatibilitás

EMC: Az elektromos eszközeink megbízható használata, anélkül hogy a többi eszköz működését zavarná és/vagy befolyásolná, illetve a más eszközök által nem szándékosan létrehozott elektromágneses zavarok kivédésére tett óvintézkedések összessége. A legfontosabb kérdés egy EMC vizsgálat során: A felszerelések egymással kompatibilisek-e? A reptéri ellenőrző kapukon áthaladhatunk-e a beültetett pacemakerünkkel? Az ilyen és ehhez hasonló életszerű esetek veszélyesek, mert a tévesen felfogott elektromos jeleket az implantátum a szívritmusunkként értelmezhetné. Ha ezt rendellenesként érzékeli, akkor az amúgy egészséges szívet akár defibrillálással kezelné, ami ebben az esetben végzetes lehet.

Kutatásom során felvetődött a kérdés, hogy egy páciens meglátogathatná-e Magyarország legnagyobb teljesítményű (2 MW), középhullámú (540 kHz), rádiószórását biztosító solti állomást. A solti rádióadó egy 304 méter magas monopól antennatorony, amely a földfelszínt használja fel a hullámok reflektálására.



12. ábra - A solti adótorony

A terület körülbelül 900 négyzetméteren van elkülönítve falakkal. Ez átlagosan 550 méteres távolságnak felel meg az antenna talppontjától. Ezen adatok birtokában meghatározhatjuk a falaknál létrehozott térerősséget:

$$E_{[mV/m]} = \frac{173 \cdot \sqrt{P_{[kW]} \cdot G}}{d_{[km]}} = \frac{173 \cdot \sqrt{2\,000 \cdot 1.64}}{0.550} = 18014 \frac{mV}{m} \quad (5)$$

Tehát a falaknál körülbelül 18 V/m térerősséggel kell számolni. Ez a képlet figyelmen kívül hagyja a tereptárgyak és testünk csillapítását.

Mivel minden implantátum különbözik, ezért szükséges ismernünk a specifikációkat. Például a Nucleus által gyártott cochleáris (hallást segítő) implantátumokra nem javasolnak 3 V/m térerősségnél nagyobb 150 kHz-től 80 MHz-ig [6]. Ebben az esetben 3.3 kilométerre közelíthetnénk meg elméletben a tornyot. Ez a távolság a gyakorlatban valószínűsíthetően kisebb. Viszont egy szívritmus-szabályzó jelentős mélységben (5-6 cm) található, és könnyedén elérhetünk akár 500 V/m immunitást is az áramkör részére, hermetikusan lezárt titán burkolattal. Nézzük meg, hogy mekkora a testünk csillapítása ezen (540 kHz) a frekvencián [9]:

5. táblázat. Különböző szövetek permittivitása és vezetőképessége

Szövet	σ_e (S/M)
Izomzat	0.452
Zsírréteg	0.024
Tüdő	0.124
Bőr	0.004

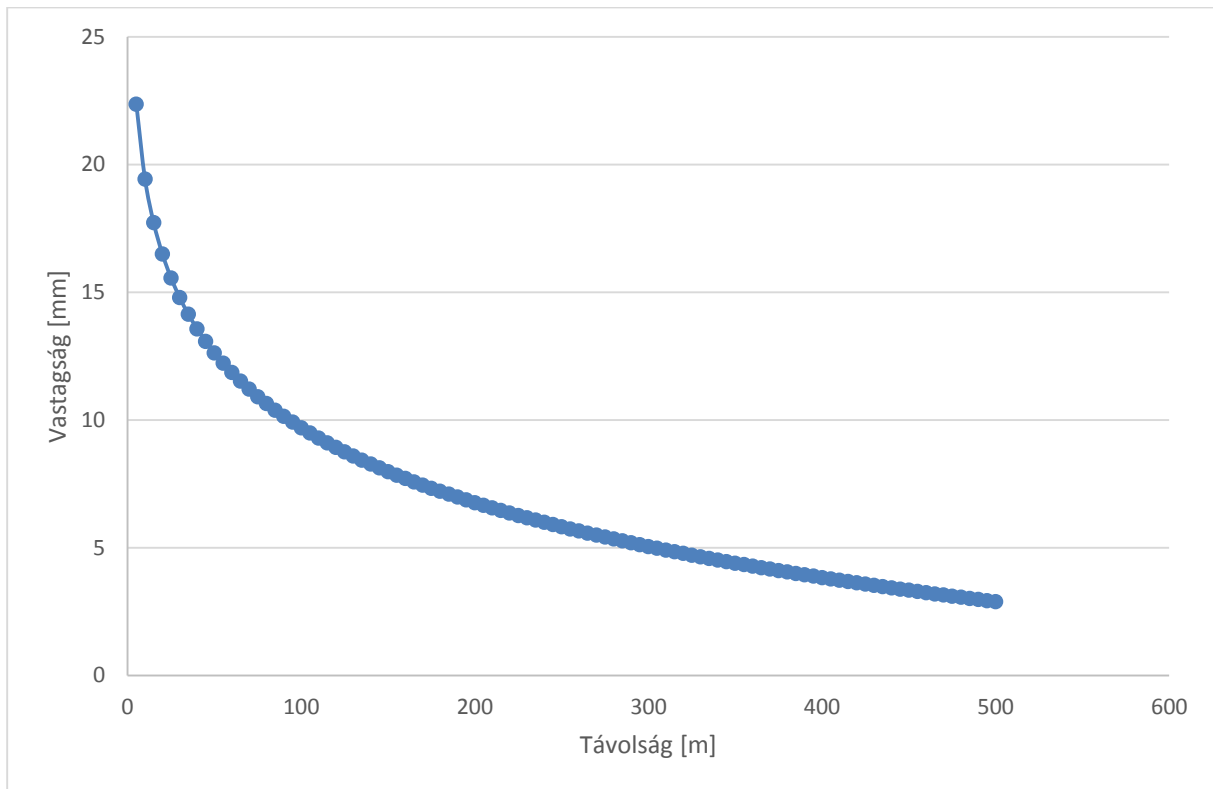
Láthatjuk, hogy a 403.5 MHz-es adatokhoz képest jelentősen csökkentek a vezetőképességek.

$$Csillapítás \left[\frac{dB}{m} \right] = 0.0173 \cdot \sqrt{540\,000 \cdot 0.452} = 8.55 \frac{dB}{m} \quad (6)$$

Ez centiméterenként 0.08 dB csillapítást jelent, ami elhanyagolható. 403.5 MHz-en ez 3.1 dB csillapítás lenne centiméterenként, ami a teljesítmény feleződését jelenti minden centiméter után. A testünkön könnyedén áthatol az alacsony frekvencia, ezért ezt a természetes védelmet mellőznünk kell. A titán burkolat jó védelem lehet, mert $\sigma_e = 2.6 \cdot 10^6$, ami körülbelül 205 dB/cm csillapítást jelentene a fenti (6) képlet alkalmazásával 540 kHz-en. Az ETSI szerint 10 V/m lehet a maximális térerősség, ami az áramkörre juthat.

Tegyük fel, hogy a páciens közelebből is megnézné az antennát, például 50 méterről. Itt a térerősség: ~ 200 V/m. Ezt az értéket le kell csökkentenünk 10 V/m-re, ami 1/20-a a 200 V/m-nek. Ehhez 26 dB csillapítás szükséges, ami egy körülbelül 13 milliméteres vastagságú titán burkolatnak felel meg. Ugyanez 10 méter távolságra egy 20 milliméteres titán burkolattal biztosítható.

1. grafikon. A titán burkolat vastagságának függése a távolságtól



A fenti grafikon eredményeit egy C++ nyelven írt, egyszerű programom segítségével számoltam ki (A. Függelék). A táblázatos adatokból már könnyű a grafikon szerkesztés.

6. Összegzés

6.1. A frekvenciasávról és antennákról

Az ULP-AMI és ULP-AMI-P eszközök tehát a 9 és 315 kHz, valamint 402 és 405 MHz között sugároznak. A komolyabbak már a magasabb frekvencián üzemelnek, ahol képesek interferencia nélkül működni a többi előfordulható szolgáltatásokkal, kapcsolatokkal (METAIDS, MICS), ha a bekapcsolási gyakoriságuk megfelelően kicsi, vagy rendelkeznek LBT-vel. Az új implantátumok és a külső otthoni/hordozható eszközök elterjedésével is számolnak, hisz javaslatot tettek a spektrum módosítására.

Az alacsony és magas frekvenciáknak megvannak a saját előnyeik és hátrányaik. Alacsonyabb frekvencián szinte figyelmen kívül hagyhatjuk a testünket, amiért hatótávolságban fizetünk, amíg magasabb frekvencián számítanunk kell a csillapítással, de gyorsabb lesz az adatátvitel.

Az ULP-AMI eszközök számára a legérdekesebb antenna megoldásokat a tekercselt antennák és a PIFA antennák nyújtják.

6.2. A testünkről

Láthattuk, hogyan viselkedik a testünk csillapítóként. Ez a tulajdonság egyrészt hátráltatja a kommunikációt, ugyanakkor megvédi az implantátumot a külső EMI sugárzásoktól. Ugyanakkor ez a csillapítás erősen frekvenciafüggő, ezért eszköztől és frekvenciától függően vizsgáljuk az EMC és interferencia kérdéseket.

6.3. Végszó

Az ember és gép határát elkenve - hisz agyunk is elektromosságot használva dolgozza fel az információkat, küld utasításokat - elképesztő dolgokra lehetünk képesek az implantátumokkal, mint például a Parkinson-kór kezelése, vagy akár visszaadhatjuk az emberek látását is mesterséges retinákkal.

7. Irodalomjegyzék:

- [1] ECC + CEPT: ULTRA LOW POWER ACTIVE MEDICAL IMPLANT SYSTEMS (ULP-AMI) Sesimbra, October 2002
- [2] Anders J Johansson: Wireless Communication with Medical Implants: Antennas and Propagation
- [3] Anja K. Skrivervik and Francesco Merli: Design Strategies for Implantable Antennas
- [4] ETSI TR 102 343: Electromagnetic compatibility and Radio spectrum Matters (ERM); Ultra Low Power Active Medical Implants (ULP-AMI) operating in the 401 MHz to 402 MHz and 405 MHz to 406 MHz bands; System Reference Document
- [5] C. Gabriel, "Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequencies," technical report AL/OE-TR-1996-0037, Brooks Air Force.
- [6] Cochlear: Nucleus cochlear implants, Physician's Package Insert
- [7] Biological Effects and Health Implications of Radiofrequency Radiation
By Sol M. Michaelson, James C. Lin
- [8] <http://antenna-theory.com/> weboldal
- [9] IOP Science: Electrical conductivity of tissue at frequencies below 1 MHz
- [10] https://en.wikipedia.org/wiki/Main_Page/ weboldal

A. Függelék

```
#include <stdio.h>
#include <math.h>

int main () {

    int tavolsag=500;                // távolság, m
    double tere=0;                   // térerősség, V/m
    double vast=0;                   // vastagság, mm
    double resz=0, resz2=0, resz3=0, resz4=0; // részeredmények tárolására
    double csillapit=0;              // csillapítás, dB
    double fix=9907.9322;            // torony tulajdonságaiból számolt együttható
    double fix2=0.487;               // titán tulajdonságából számított együttható

    printf("Tavolsag[m]:\tVastagsag[mm]:\n\n");

    while (tavolsag != 0) {
        tere=fix/tavolsag;           // (5)-ös képlet
        resz2=tere/10;               // 10 V/m-re csökkentés
        resz3=resz2*resz2;           // feszültségviszonyból teljesítményviszony
        csillapit=10*(log10 (resz3)); // teljesítményviszonyból dB
        vast=csillapit*fix2;          // titán vastagsága

        printf("%d\t\t%f\n", tavolsag, vast); // eredmények kiírása

        tavolsag=tavolsag-5;         // 5 méterenként 500-tól 5-ig
    }

    getchar();

    return 0;
}
```