

# MÁGNESES FOLYADÉKOK ÉS RUGALMAS MÁGNESEK

Zrínyi Miklós

az MTA rendes tagja, egyetemi tanár,  
Semmelweis Egyetem Általános Orvosi Kar Biofizikai  
és Sugárbiológiai Intézet Nanokémiai Kutatócsoport,  
MTA–SE Molekuláris Biofizikai Kutatócsoport  
zrinyi.miklos@med.semmelweis-univ.hu

Jedlovsky-Hajdú Angéla

PhD, tudományos munkatárs,  
Semmelweis Egyetem Általános Orvosi Kar  
Biofizikai és Sugárbiológiai Intézet  
Nanokémiai Kutatócsoport

Tombácz Etelka

az MTA doktora, egyetemi tanár,  
Szegedi Tudományegyetem Természettudományi és Informatikai Kar  
Fizikai Kémiai és Anyagtudományi Tanszék Vizes Kolloidok Kutatócsoport, Szeged

## *Bevezetés*

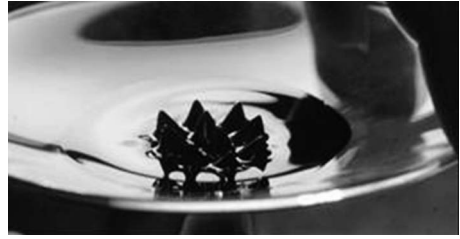
Több mint tíz éve jelent meg a NASA Science honlapján (URL1) egy szenzációs összefoglaló a mágneses folyadékokról, amelyek egyidejűleg mutatnak folyékony és mágneses tulajdonságokat. A közlemény megírását e furcsa folyadék űrállomáson történő vizsgálata inspirálta, de az űrtechnikai alkalmazások mellett egy napon a mágneses folyadékok a robotok „vénájában” keringhetnek, vagy földrengésnek ellenálló épületek megépítésében nyújthatnak segítséget. Újabbán a mágneses folyadékok orvosbiológiai felhasználására irányuló intenzív kutatásoknak lehetünk szemtanúi.

Noha a mágneses teret „érző” folyadékok nevezéktanában világos az elkülönítés a mágneses, vagy ferro- (MF), valamint a magneto-reológiai folyadékok (MRF) folyadékok között, gyakran még a tudományos szakirodalomban sem következetes a használatuk.

Mindkét folyadéktípusra jellemző, hogy folyási tulajdonságaik nagymérvű megváltozásával „érzékeny” a mágneses teret. Ez annak köszönhető, hogy a folyadékban parányi ferri- vagy ferromágneses szilárd részecskék vannak egyenletesen szétosztatva (diszpergálva). A részecskék mérete a mágneses folyadékokban (ferro-folyadékokban) a kolloid mérettartomány (1 és ~1000 nm) alsó (napjainkban népszerűen a nano-mérettartományban), míg magneto-reológiai folyadékokban pedig a felső (mikrométeres, optikai mikroszkóppal látható) régiójába esik. Az eltérő méret eltérő módon mutatkozik meg a tulajdonságokban. Ha a részecske mérete kisebb, mint a mágneses domén mérete (ez magnetit esetében 5–15 nm), akkor a tipikus mágneses viselkedés a szuperparamágnesség. Mágneses tér jelenléte nélkül a mágneses folyadékban lévő részecskék mágneses momentumai a hőmozgás következtében véletlenszerű irányokba állnak, így a teljes rend-

szernek nincs eredő mágnessége. Külső mágneses térbe helyezve a folyadékot a mágneses momentumok kölcsönhatásba lépnek az alkalmazott térrel, mágnesezettséget indukálva a folyadékban. A mágneses tér erősségét növelve egyre több részecskének lesz azonos irányú mágneses momentuma. A térirányú rendeződés végbemehet a domének elemi momentumainak elfordulásával (Neél-rotáció), vagy a részecskék elfordulásával (Brown-rotáció). Elérhető egy olyan határ, amikor az összes mágneses momentum azonos irányt vesz fel, ami megfelel a makroszkopikus mágnes telítési (maximális) mágnesezettségének. Ennek következtében a ferrofolyadékok látványosan érzékelik a mágneses teret. Az apró (nano) permanens mágnesek dipólusai a mágneses tér gradiense irányába állnak, így elegendő sokaságban képesek elmozdítani a folyadékot a tér irányát jelző tüskés alakzatokba (1. ábra). Mára már a képzőművészet határait feszegető fantasztikus képekben, videóknban gyönyörködhetünk, ha rákeresünk a mágneses folyadék kifejezésre az interneten. Kisméretű részecskék esetén a mágneses folyadék viszkozitása nem változik külső mágneses tér hatására (Odenbach, 2006). A külső tér megszűnte után a mágneses dipólusok a hőmozgás miatt újra véletlenszerűen mutatnak a tér minden irányába, a rendezettség, és ezzel együtt a folyadék mágnesezettsége megszűnik. Fontos jellegzetessége a szuperparamágneses viselkedésnek a mágneses hiszterézis hiánya.

Nagyobb méretű (0,1–50  $\mu\text{m}$ ) részecskék-nél a ferromágneses részecskék külső mágneses tér hatására láncokba rendeződnek, és a pillanatok alatt kialakuló láncok jelentősen gátolják a folyadék mozgékonyosságát, ami megmutatkozik a folyadék viszkozitásának megnövekedésében. Ez a külső mágneses tér



1. ábra • Mágneses folyadék külső mágneses térben

erősségével tág határok között változtatható, a folyási tulajdonság akár meg is szüntethető, azaz a folyadék megszilárdulhat (Bagi et al., 2012). Magnetoreológiai folyadékoknál – a nagyobb részecskeméret miatt – számítani lehet a részecskék kiüledésére, ami gyakran megnehezíti a technikai alkalmazást. Meg kell jegyezni, hogy a mágneses térre érzékeny folyadékok egy adott hőmérséklet (a ferromágneses részecskékre jellemző Curie-hőmérséklet) felett elveszítik mágneses tulajdonságukat.

A továbbiakban először a nano- és mikroméretű mágneses részecskék előállítását ismertetjük, majd a mágneses folyadékok lehetséges technikai és orvosbiológiai alkalmazását tárgyaljuk. Végezetül a rugalmas mágneses kompozitok legfontosabb tulajdonságait mutatjuk be.

#### *Mágneses folyadékok előállítása*

A mágneses folyadékok köre igen széles, előállításuk a részecske és a közeg minőségétől függ. A hordozó közeg minősége alapján vizes és szerves bázisú mágneses folyadékokat különböztet meg az irodalom (Odenbach, 2006). Először a választott minőségű és méretű részecskét készítik el. Ennek két módját használják. A *top down* (fentről lefelé bontó) módszer szerint a makroszkopikus szilárd mágneses anyag aprításával próbálják elérni a kívánt részecskeméretet. Például magnetit

(vas-oxid) szemcséket hosszú időn keresztül golyósmalomban őrlik, felületaktív anyag és a mágneses folyadék közegének hozzáadásával (nedves őrlés). E módszer hátránya, hogy igen gyakran még az újabban kifejlesztett nagy hatékonyságú őrlési eljárásokkal sem érhető el a kívánt kis részecskeméret. Gyakrabban alkalmazzák a homogén rendszerekből, az előanyagok (prekurzorok) gőzeiből (például fémek), oldataiból (például: sók, fémorganikus vegyületek) kiinduló ún. *bottom up* (alulról felfelé építkező) szintéziseket, amelyek általában sokkal előnyösebbek a kisebb méretű (a mágneses doménméret alatti) részecskék készítésénél. A magnetit nanorészecskéket például gyakran szintetizálják a vas(II) és vas(III) sók sztöchiometriai keverékének együttes lecsapásával. A csapadékot tisztítás (a melléktermékként keletkezett sók eltávolítása) után a részecskék burkolására alkalmas vegyülettel (felületaktív anyagok, makromolekulák) stabilizálják. Elterjedt eljárás, hogy stabilizáló vegyület jelenlétében történik a csapadékképződés, így a keletkező kicsi részecskék *in situ* stabilizálódnak. A magnetitrészecskék legsikeresebb stabilizátora az olajsav, a felülethez kémiai kötéssel kötött egy molekula vastagságú rétege az eredetileg vizet kedvelő (hidrofil) részecskéket hidrofóbizálja (vizet taszítóvá módosítja). A hidrofób részecskék kitűnően diszpergálhatók szerves folyadékokban (például kerozin, transzformátorolaj, vákuumolaj), így a legtöbb olajalapú mágneses folyadék olajsavval stabilizált magnetitrészecskéket tartalmaz. Az olajsav lúgos körülmények között képes egy fordított orientációjú második rétegben is megkötődni, így a kettős réteggel borított részecskék hidrofíl jellegűvé válnak, ezért kitűnően diszpergálódnak vízben. A vizes közegű mágneses folyadékok sokkal érzékenyebbek a kémiai

környezet (az oldat pH-ja, oldott sók és egyéb vegyületek) megváltozására, mivel a második réteg csak gyenge fizikai erővel kötődik. A mágneses (ferro) folyadékokban homogénean szétoszlott részecskék mérete és azok szűk intervallumon belüli eloszlása mellett a legfontosabb a rendszer kolloid stabilitásának biztosítása, azaz a részecskék közötti aggregációs folyamatok megakadályozása. A mágneses folyadékok felhasználásának két nagy, szélsőségesen eltérő területe ismert: a technikai és az orvosi biológiai; az előbbi a szerves, az utóbbi pedig a vizes közegű mágneses folyadékokat részesíti előnyben.

#### *Mágneses folyadékok technikai és orvosi biológiai alkalmazása*

A technikai alkalmazásoknak több évtizedes a múltja, széles körűen elterjedtek, mára már a mindennapi életünk részeivé váltak. Például a kicsi méretű hifi hangszórók kiváló hangminősége a membrán mágneses folyadékon (amely jó hővezető és rezgéscsillapító) keresztül való felfüggesztésének köszönhető. A számítógépek merevlemezeinek tengelyén a mágneses folyadék tömítőgyűrű (liquid O-ring) biztosítja a belső tér tökéletes elzárását a környezettől. Precíziós vákuumtömítéseket gyártanak nagyvákuum olajközegű mágneses folyadék felhasználásával (Roseal Co., Székelyudvarhely). Mágneses folyadékokkal speciális nyomtatási feladatok is elvégezhetők, például az újabb kiadású amerikai dollárok mágnesesen érzékenyek, annak köszönhetően, hogy egyes karaktereket mágneses folyadékból készült festékkel nyomtatnak. A magnetoreológiai folyadékokat rezgés/lengés csillapítására használják, luxusautóknál (például Cadillac Seville STS, Chevrolet Corvettes), mosógépek lengéscsillapítására, felhőkarcolók földrengésvédelmére (például

a National Museum of Emerging Science Japánban), hidak szél gerjesztette lengésének csillapítására (például a Tungting (Dongting)-tő feletti híd Kínában).

A mágneses folyadékok diagnosztikai és terápiás orvosi alkalmazásának többsége még intenzív kutatási fázisban van. Az orvosi alkalmazások egyik alapvető követelménye, hogy a mágneses (nano)részecske biokompatibilis legyen. Ennek a követelménynek megfelel a magnetit ( $\text{Fe}_3\text{O}_4$ ), amelynek nincs mérgező hatása.

A szervezetbe juttatva a mágneses részecskék az ott található fehérjékkel azonnal kölcsönhatásba lépnek, és ez a kölcsönhatás dönti el későbbi sorsukat az élő rendszerben (Jedlovsky-Hajdú et al., 2012a). A nanorészecskék felületére tapadt fehérjék a sejtek felszínén lévő receptorokon képesek megkötni, és ezzel előidézní a nanorészecskék sejtbe jutását, ily módon irányítva a felhalmozódást az egyes szervekben (Veiseh et al., 2010). A részecskék méretének meghatározó szerepe van. A 20 nm-nél kisebb (nem csupán mágneses, hanem bármilyen más szilárd) részecskék a vesén keresztül kiválasztódnak, míg a 30–150 nm-es mérettartományba esők a csontvelőtől kezdve a szíven át a tüdőig, szinte minden szervbe eljuthatnak. 150 nm-es részecskeméret felett a májban és a lépben halmozódnak fel a vérpályából történő kilépést követően (Veiseh et al., 2010). A májban és a lépben való felhalmozódásukat követő életútjuk (RES-sejtek, Kupffer-sejtek) nem teljesen tisztázott. A lizoszómákban is felhalmozódnak, ahol feltehetőleg a savas pH (pH=1–2) hatására bekövetkező oldódást követően a mágneses folyadék vastartalma a normál vasanyagcsere-folyamatba kapcsolódik be, kiürül, illetve vörösvértestek szintéziséhez használódik el (Wilhelm – Gazeau,

2008). A szervezetben megnövekedett vas mennyisége nem okoz zavart az anyagcserében (Alexiou et al., 2005). A részecskék mérete mellett a felületi borítottsága, töltése, hidrofilitása/hidrofobicitása stb. határozza meg a keringésből történő kiürülésüket. A részecskék mágneses tulajdonsága szerencsére számos biológiai alkalmazást tesz lehetővé. A mágneses részecskék orvosbiológiai felhasználásának négy nagy területe ismert: mágneses bioszeparáció, hatóanyag célba juttatása, kontrasztanyagként történő felhasználás diagnosztikai céllal és hipertermiás alkalmazás.

A különféle bioszeparációs technikák közül az egyik lehetséges megvalósítás a mágneses elválasztás, amelyet használnak is a molekuláris, a sejt- és a mikrobiológiában (Bahadur – Giri, 2003; Wilhelm – Gazeau, 2008). Sejteket vagy biomolekulákat választanak el mágneses tér alkalmazásával közvetlenül mágneses elválasztandó anyagok esetén (például vörösvértestek) vagy közvetetten a nem mágneses (például fehérjék, enzimek, DNS-, RNS-, IgG-) molekulák mágneses részecskéken való megkötése után.

A hatóanyag célba juttatásának elősegítésénél a gyógyszermolekulát mágneses részecskékhez kapcsolják, majd a mágneses részecskéket kellően erős külső mágneses térrel a kívánt területre koncentrálnak. A hatóanyag leadása a célozott területen történik meg (Alexiou et al., 2005).

A mágneses folyadékok *kontrasztanyagként* történő felhasználása MRI (mágneses rezonanciás képalkotás) diagnosztikai vizsgálatok során lehetséges (Bahadur – Giri, 2003; Jain et al., 2008; Wilhelm – Gazeau, 2008; Jedlovsky-Hajdú et al., 2012b). Az MRI a lágy részek/szövetek szerkezetének leképezésére képes diagnosztikai módszer. Előnye a többi szerkezetmeghatározási módszerrel

szemben, hogy lágy szövetek esetén jobb a felbontóképessége. A vizes közegű mágneses folyadékok nagy mágneses inhomogenitást okoznak mikrokörnyezetükben, ezzel növelve a kontrasztot a különböző szövetek között (Jain et al., 2008). A jelet befolyásoló nanorészecskék méretüktől függően más-más szövetben halmozódnak fel, így nagyobb felbontást tesznek lehetővé a különböző szervek képi megjelenítésében. A mágneses tulajdonságok mellett a kapott kép kontrasztját nagymértékben befolyásolja a részecskék mérete, kölcsönhatása a mikrokörnyezettel, hidrofíli (vízkedvelő) jellegük, kristályossági állapotuk.

A diagnosztikai műszerpark folyamatos fejlődésével az egyes funkcionális és strukturális információt szolgáltató felvételek kombinálása jelentheti az orvosi biológia egyik legintenzívebben kutatott területét. Egyre több intézetben jelennek meg a PET/MRI (pozitronemissziós tomográfia/mágneses rezonancia képalkotás) készülékek, amelyek a szerkezeti információ mellett a szervezet metabolikus folyamatairól is felvilágosítást nyújtanak. A kontrasztanyagként történő felhasználás mellett egyre kifejezettebb az az igény is, hogy az alkalmazott mágneses részecskék ne csak diagnosztikai feladatot töltsenek be, hanem kombinálják a diagnosztikai és terápiás alkalmazhatóságokat. Az ilyen teranosztikai anyagok fejlesztése jelenleg is folyamatban van.

A kemoterápiás szerek mellett, kiegészítő terápiaként daganatos betegségek kezelése során gyakran alkalmaznak *hipertermiát*, ami a testhőmérséklet átmeneti emelkedését idézi elő. A terápia alapja, hogy a tumoros sejtek jóval érzékenyebbek a hőmérséklet emelkedésére, mint az egészséges sejtek. Mágneses folyadékok tumoros szövetekbe juttatásával lehetőség van lokális melegítésre. Nagyfrek-

venciás külső mágneses tér hatására a részecskékből hő szabadul fel, ha a hőmérséklet emelkedés eléri a 42°C-ot, és megfelelő ideig eltart (legalább 30 perc), a sejtekben a fehérjék kicsapódnak, és a sejt elpusztul (Bahadur et al., 2003). A megfigyelések azt mutatják, hogy a daganatos sejtek már egyszeri hipertermiás kezelést követően képesek érzéketlenné válni a hőhatással szemben. Ez az ellenálló képesség 48 óráig tart. Ennek következtében a kutatók arra törekednek, hogy kombinálják a hipertermia és a hatóanyag (kemoterapikum) célzott szállításának módszerét (Bahadur et al., 2003).

### *Rugalmas mágnesek*

Mágneses folyadékban hajlékony lánccá polimert oldhatunk fel, majd kémiai reakcióval a polimert térhálósíthatjuk. Az eredmény folyadéktartalmú rugalmas térháló, vagy ha a mágneses folyadék közegét elpárologtatjuk, olyan polimerkompozitot kapunk, amelynek láncai között helyezkednek el a parányi mágneses részecskék (Zrínyi et al., 1996).

Mindkét esetben a rugalmas tulajdonságot kapcsoljuk össze a mágnességgel. Mágneses tér hatására e különleges polimerkompozit alakja és rugalmas tulajdonsága megváltozik. E változást nagymértékben meghatározza a mágneses részecskék mérete és eloszlása a polimerben. A mágneses folyadékokhoz hasonlóan, külső tér jelenléte nélkül a térhálóba épített szuperparamágneses részecskék momentumainak tetszőleges irányultsága miatt a polimerrendszernek nincs eredő mágneses momentuma. Külső mágneses teret kapcsolva a mintára a mágneses momentumok kölcsönhatnak az alkalmazott térrel. Inhomogén térben a részecskék a nagyobb térerősség irányába mozdulnak el. Mivel a részecskék fizikai vagy kémiai kötésekkel

kapcsolódnak a polimerláncokhoz, ezért a rugalmas polimer igen jelentős mértékű (10–200%) deformációját okozzák. A deformáció iránya megegyezik az alkalmazott tér irányával. A mágneses tér által előidézett deformáció nem homogén, mivel a részecskékre ható lokális mágneses erő általában pontról pontra változik a térben, aminek következtében a lokális deformáció mértéke is más és más, a hely függvényében (Filipcsei et al., 2007). Homogén mágneses térben a részecskékre nem hat erő (így a polimerláncokra sem), de az azonos irányú mágneses momentumok kölcsönhatása miatt kismérvű (0,01–0,03%) deformáció érzékelhető a tér irányában. Ez a méretváltozás elhanyagolható mértékű az inhomogén térben történő deformációtól. A mágneses és a rugalmas tulajdonságok egyazon anyagon belül ötvözve teremtik meg a mágneses tér által vezérelt és kontrollált deformáció lehetőségét. Alkalmasan megválasztott mágneses tér segítségével a polimerek nyújthatók, hajlíthatók, forgathatók és összehúzhatók. Az alakváltozás jelentős mértékű és igen gyors. Az elemi mozgások mindegyike könnyedén megvalósítható. A 2. ábra mágneses térrel előidézett deformációkat

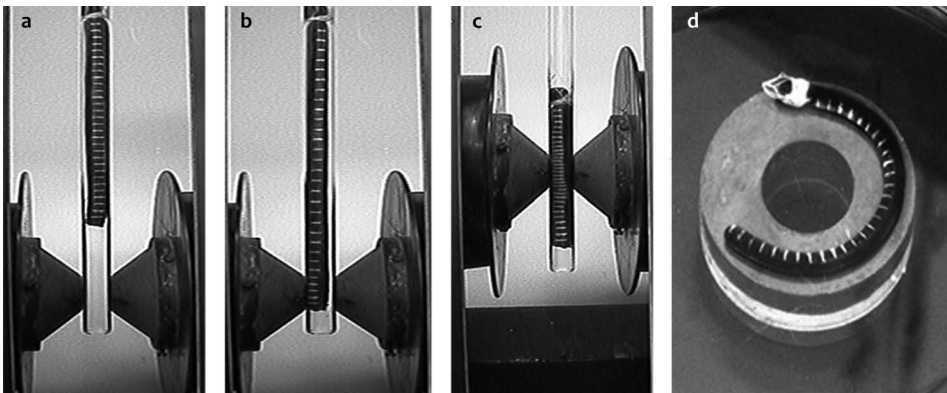
mutat. A mágneses tér megfelelő megválasztásával megvalósítható olyan eset is, amikor a polimer egyik része nyúlik, a mellette levő pedig összehúzódik. Ez lehetővé teszi számunkra a rendkívül bonyolult biológiai mozgások mímelését. Dinamikusan változó mágneses térben a gél alakja periodikusan változik, lehetővé téve olyan, új típusú gélgépek konstruálását, amelyek nem tartalmaznak sűrűlő alkatrészeket. Ez tág lehetőséget nyújt a lágyrobottechnika vagy lágy műszaki szerkezetek (például lágy és nedves dugattyúk, hengerek és szelepek) kifejlesztésére.

A mágneses térre érzékeny rugalmas polimerek számtalan felhasználási területét a robottechnika, a szabályozott gyógyszerhatóanyag-leadás és a kontrollált rezgés- és lengéscsillapítás fémjelzi.

#### *Hazai kutatások*

A Pannon Egyetemen *Szalai István* professzor vezetésével magnetoreológiai folyadékok elméleti és kísérleti vizsgálatával foglalkoznak. Ezekről a munkákról részletes beszámolót közölnek Bagi Tamás és munkatársai (2012).

Mágneses folyadékok orvosi biológiai alkalmazását célzó kutatások 2007 óta folynak



2. ábra • Mágneses gél alakváltozásai mágneses térben:  
a – eredeti állapot; b – nyújtás; c – összehúzás; d – hajlítás.

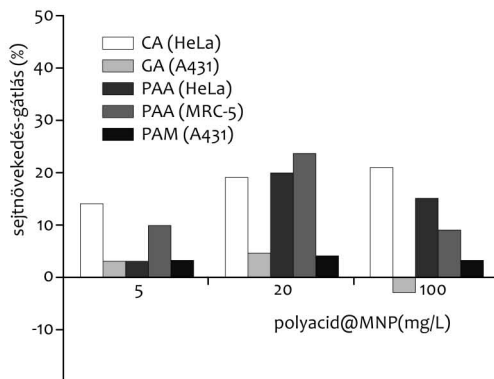
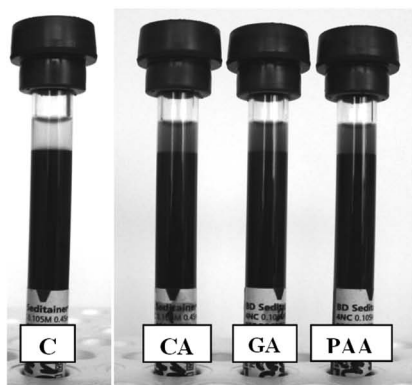


a Szegedi Tudományegyetem Vizes Kolloidok Kutatócsoportjában. Amellett, hogy a mágneses nanorészecskék nem lehetnek toxikusak, fontos, hogy összeférhetőek legyenek a biológiai médiummal (például intravénás alkalmazás esetén a vérrrel). A kutatócsoportban – kémiai és kolloidstabilitásuk biztosítása érdekében – magnetit nanorészecskéken különféle természetes és szintetikus, kis- és nagymolekulájú polikarbonsavakból (pl. citrom-(CA), gallusz-(GA), poliakril-(PAA) savak, akrilsav-maleinsav kopolimer (PAM)) alakítják ki a kémiailag kötött, eltérő tulajdonságú védőrétegeket. Az összes védőréteg nagy negatív töltésmennyiséget hordoz, így a magnetit nanorészecskék kolloidstabilitása semleges körüli pH-kon is megfelelő, viszont csak a nagy molekulájú polikarbonsavak elegendően vastag rétege képes megakadályozni a részecskék összetapadását fiziológias körülmények között (Hajdú et al., 2012; Tóth et al., 2012). Humán vérminták ülepedési sajátságait (a vérsüllyedést) még viszonylag nagy koncentrációban sem befolyásolják (3. ábra, bal

oldali kép), utalva arra, hogy jól stabilizált magnetit nanorészecskék jelenlétében nem változik meg a vér aggregációs állapota, ami kritériuma pl. a vénás alkalmazhatóságnak.

A részecskék toxicitását egészséges és rákos sejtvonalakon tesztelve kiderült, hogy nem mutatnak szignifikáns hatást a sejtek szaporodására (3. ábra, jobb oldal), illetve eltérően viselkednek a sejtek felületén való megkötődés és a sejt belsejében történő felhalmozódás tekintetében (Szekeres et al., 2013). Az MRI-diagnózisban kontrasztfokozó ágensként való alkalmazhatóságukat tesztelve határozott eltéréseket lehetett azonosítani a védőréteg minőségétől függően (Jedlowszky-Hajdu et al., 2012b), a vas-oxid nanorészecskék esetén általánosan várható hatás mellett.

A jövőben a kutatásainkban nagyobb teret kapnak a terápiás alkalmazások, a mágneses hipertermia és az irányított hatóanyagszállítás, ez utóbbi például a rákellenes szerek lokalizált alkalmazása mágneses célba juttatással a kemoterápiás szerek súlyos mellékhatásainak csökkentése érdekében.



3. ábra • Balra: Vérminták ülepedési vizsgálata standard klinikai csövekben; egészséges donor vér kontroll (C) és különböző polikarbonsavval (CA, PAA, GA) burkolt magnetit hozzáadásával készített minták ülepedései. Jobbra: Különböző polikarbonsavval (CA, PAA, GA, PAM) burkolt magnetit nanorészecskék sejtnövekedést gátló hatása az egészséges (MRC-5) és a rákos (HeLa, A431) humán sejtekre 5, 20 és 100 mg/l-es koncentrációban.

A Semmelweis Egyetemen működő Nanokémiai Kutatócsoport egyik fő kutatási területe a mágneses részecskék hipertermiás hatásának vizsgálata. A kutatások fő célja a szövetekbe juttatott mágneses részecskék által lokálisan termelhető hő nagyságának és terjedésének vizsgálata a szöveti struktúrát modellező gérendszerek segítségével. A mágneses nanorészecskéket polimeroldattal elegyítve speciális szállrendszereket (mesterséges extracelluláris mátrix) hozunk létre az elektromos szállhúzás módszerével. Az így előállított hálók manipulálhatók külső mágneses térrel, miközben struktúrája támasztópillérként szolgálhat a szöveti regeneráció során. A mágneses nanorészecskék kölcsönhatása az elektromos térrel makroszkopikus térszerkezet (3D) kialakítását teszi lehetővé (Jedlovsky-Hajdú et al., 2012c).

A mágneses folyadékok hazai kutatását tárgyalva meg kell említeni egy meghatározó nemzetközi kapcsolatot, *Ladislau Vékás* doktort, a Román Tudományos Akadémia levelező tagját, aki Temesváron az Akadémia Kutatóintézetében vezeti a Mágneses Folyadékok Laboratóriumát, és ennek a területnek

ő nemzetközi szaktekintélye. A temesvári kutatások a mágneses folyadékok hőskorában (az 1960-as években) kezdődtek, és a technikai, főleg a precíziós tömítésekben használt olajközegű mágneses folyadékok fejlesztésére fókuszáltak, amit számos, a Roseal Co. által hasznosított szabadalom fémjelez. Érdeklődésük az utóbbi évtizedben a vizes mágneses folyadékok fejlesztése felé fordult együttműködve a vizes kolloidokkal foglalkozó szegedi kutatócsoporttal, ahol Vékás doktor inspirációjára indultak meg a vizes mágneses folyadékok fejlesztését célzó kutatások. A közös munkáról és a mágneses nanorészecskék előállításáról és az orvosbiológiai alkalmazásáról 2011-ben jelent meg egy könyvfejezet (Vékás et al., 2011).

A szerzők köszönettel tartoznak a OTKA NK 84014 és NK 101704 számú pályázatok és a TÁMOP-4.2.2.A-11/1/KONV-2012-0047 számú projekt által nyújtott támogatásért.

**Kulcsszavak:** *mágneses folyadékok, rugalmas mágnesek, mágneses hipertermia, MRI, polimer térháló, polimer kompozit*

## IRODALOM

Alexiou, Christop – Jurgons, R. – Schmid, R. et al. (2005): In Vitro and in Vivo Investigations of Targeted Chemotherapy with Magnetic Nanoparticles. *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*. 293, 389–393. DOI:10.1016/j.jmmm.2005.02.036 • <http://magneticliquid.narod.ru/authority/365.pdf>

Bagi Tamás – Horváth B. – Medvegý T. – Molnár G. – Kronome, G. – Szalai I. (2012): Léptetőmotor-forgórész elektro- és magnetoreológiai fluidumokkal csilapított lengéseinek kísérleti vizsgálata, *Magyar Tudomány*, Mobilitás és környezet, Melléklet, 2012. július, 114–122. • <http://www.matud.iif.hu/2012/07/MOBI/13.htm>

Bahadur, Dharendra – Giri, Yotsnendu (2003): Biomaterials and Magnetism. *Sādhanā*. 28, 3-4, 639–656. DOI: 10.1007/BF02706451 • <http://link.springer.com/article/10.1007%2FBF02706451>

Filipcsei Genovéva – Csetneki I. – Szilágyi A. – Zrínyi M. (2007): Magnetic Field-responsive Smart Polymer Composites (review). *Advances in Polymer Science, Oligomers, Polymer Composites, Molecular Imprinting*, Springer-Verlag, Berlin – Heidelberg, 137–189. DOI 10.1007/12\_2006\_104 • [http://www.pharmtech.sote.hu/pharma/sites/default/files/AdvPolymSci\\_07\\_206\\_137\\_review.pdf](http://www.pharmtech.sote.hu/pharma/sites/default/files/AdvPolymSci_07_206_137_review.pdf)

Hajdú Angéla – Szekeres M. – Tóth I. Y. – Bauer R. A. – Mihály J. – Zupkó I. – Tombácz E. (2012): Enhanced Stability of Polyacrylate-coated Magnetite Nanoparticles in Biorelevant Media. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*. 94, 242–249. DOI: 10.1016/j.colsurfb.2012.01.042 • [http://www.academia.edu/1549011/Enhanced\\_stability\\_of\\_polyacrylate-coated\\_magnetite\\_nanoparticles\\_in\\_biorelevant\\_media](http://www.academia.edu/1549011/Enhanced_stability_of_polyacrylate-coated_magnetite_nanoparticles_in_biorelevant_media)



- Jain, Tapan K. – Richey, J. – Strand, M. – Leslie-Pelecky, D. L. – Flask, C. A. – Labhasetwar, V. (2008): Magnetic Nanoparticles with Dual Functional Properties: Drug Delivery and Magnetic Resonance Imaging. *Biomaterials*. 29, 4012–4021. • <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2593647/>
- Jedlovsky-Hajdú Angéla – Baldelli Bombelli, F. – Monopoli, M. P. – Tombácz E. – Dawson, K. A. (2012a): Surface Coatings Shape the Protein Corona of SPIONs with Relevance to Their Application in Vivo. *Langmuir*. 28, 14983–14991 DOI: 10.1021/la302446h
- Jedlovsky-Hajdú Angéla – Tombácz E. – Bányai I. – Babos M. – Palkó A. (2012b): Carboxylated Magnetic Nanoparticles as MRI Contrast Agents: Relaxation Measurements at Different Field Strengths. *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*. 324, 3173–3180. DOI: 10.1016/j.jmmm.2012.05.031
- Jedlovsky-Hajdú A. – Varga Zs. – Juriga D. – Molnár K. – Zrínyi M. (2012c): Biokompatibilis anyagok: mesterséges mátrixok és nanorészecskék. *Magyar Tudomány*. 6, 39–47. • <http://www.matud.iif.hu/2012/06/SOTE/06.htm>
- Odenbach, Stefan (2006): Ferrofluids. Ch. 3. In: Buschow, Kurt Heinz Jürgen (ed.): *Handbook of Magnetic Materials* Vol. 16. Elsevier, Amsterdam
- Szekeres Márta – Tóth I. Y. – Illés E. – Hajdú A. – Zupkó I. – Farkas K. – Oszlanczi G. – Tiszlavicz L. – Tombácz E. (2013): Chemical and Colloidal Stability of Carboxylated Core-shell Magnetite Nanoparticles Designed for Biomedical Applications. *International Journal of Molecular Sciences*. 14, 14550–14574. DOI:10.3390/ijms140714550 • <http://www.mdpi.com/1422-0067/14/7/14550>
- Tóth Ildikó Y. – Illés E. – Bauer R. A. – Nesztor D. – Zupkó I. – Szekeres M. – Tombácz E. (2012): Designed Polyelectrolyte Shell on Magnetite Nanocore for Dilution-resistant Biocompatible Magnetic Fluids. *Langmuir*. 28, 48, 16638–16646.
- Veisoh, Omid – Gunn, J. W. – Zhang, M. (2010): Design and Fabrication of Magnetic Nanoparticles for Targeted Drug Delivery and Imaging. *Advanced Drug Delivery Reviews*. 62, 284–304. • <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2827645/>
- Vékás Ladislau – Tombácz E. – Turcu, R. – Morjan, I. – Avdeev, M. V. – Krasia-Christoforou, T. – Socoluc, V. (2011): Synthesis of Magnetic Nanoparticles and Magnetic Fluids for Biomedical Applications. In: Alexiou, Christop (ed.): *Nanomedicine – Basic and Clinical Applications in Diagnostics and Therapy*. Vol. 2. Else Kröner-Fresenius Symp. Karger, Basel, 35–52. • <http://books.google.hu/books?id=AaA7AQAAQB-AJ&pg=PA3&clpg=PA3&dq=Nanomedicine+%E2%80%93+Basic+and+Clinical+Applications+in+Diagnostics+and+Therapy.&source=bl&ots=F-aUYw4nyh&sig=ijxDJjMoxnwBT3rEKsroytAgNos&hl=en&sa=X&ei=dQbtUprsKcb7yAO4s4CIDg&ved=0cCD0Q6AEwAg#v=onepage&q=Nanomedicine%20%E2%80%93%20Basic%20and%20Clinical%20Applications%20in%20Diagnostics%20and%20Therapy.&f=false>
- Wilhelm, Claire – Gazeau, Florence (2008): Universal Cell Labelling with Anionic Magnetic Nanoparticles. *Biomaterials*. 29, 3161–3174. • <http://dx.doi.org/10.1016/j.biomaterials.2008.04.016>
- Zrínyi Miklós – Barsi L. – Büki A. (1996): Deformation of Ferrogels Induced by Nonuniform Magnetic Fields. *The Journal of Chemical Physics*. 104, 20, 8750–8756. • [http://www.pharmtech.sote.hu/pharma/sites/default/files/jchemphys\\_96\\_104\\_8750\\_magn\\_gel.pdf](http://www.pharmtech.sote.hu/pharma/sites/default/files/jchemphys_96_104_8750_magn_gel.pdf)
- URL: [http://science.nasa.gov/headlines/y2003/02apr\\_robotblood.htm](http://science.nasa.gov/headlines/y2003/02apr_robotblood.htm)