

BIOLÓGIAI VÉKONYRÉTEGEK ÉS ÉLŐ SEJTEK MECHANIKAI TULAJDONSÁGAINAK VIZSGÁLATA KVARCKRISTÁLY MIKROMÉRLEGSEL

Prósz Aurél, Saftics András, Péter Beatrix, Kurunczi Sándor, Horváth Róbert
MTA EK MFA, Nanobioszenzorika Lendület Csoport

Jelölésmentes bioérzékelők

A mikrovilág folyamatainak megfigyeléséhez ma már számos, különböző elven alapuló képalkotó eszköz áll rendelkezésünkre. Bár a fénymikroszkópok a legelterjedtebbek, a minta tulajdonságai sok esetben egyéb mechanikai, optikai vagy elektrokémiai eljárások alkalmazását követelik meg. A különböző vizsgálati módszereknek vannak előnyei és hátrányai, valamint alkalmazhatósági korlátai is. A leggyakrabban használt technikáknál a vizsgálandó folyamatok megfigyeléséhez valamilyen jelöléses eljárást kell alkalmazni, ami problémát jelenthet. Például a fluoreszcens mikroszkópiában sokszor olyan molekulákat

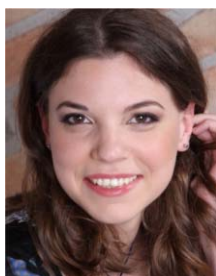
A bemutatott munka az MTA Lendület, az NKFIH ERC_HU és KH_17 programok, valamint a Bolyai János Kutatási Ösztöndíj (Kurunczi Sándor) támogatásával készült.



Prósz Aurél 2017-ben fizikus BSc diplomát szerzett az ELTE-n, ahol jelenleg a fizikus MSc szakon folytatja tanulmányait. Kutatómunkáját a Magyar Tudományos Akadémia Műszaki Fizikai és Anyagtudományi Intézetének Nanobioszenzorika Lendület Kutatócsoportjában végzi, Horváth Róbert témavezetése alatt. Kutatásának fő területe az egyedül emlőssejtek kitapadásának és jelzéseinek vizsgálata jelölésmentes bioérzékelőkkel.



Saftics András 2012-ben biomérnök BSc, majd 2014-ben vegyészmérnök MSc diplomát szerzett a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetemen (BME). 2014-től a BME Oláh György Doktori Iskolájának PhD hallgatója, kutatómunkáját az MTA Műszaki Fizikai és Anyagtudományi Intézetének Nanobioszenzorika Lendület Kutatócsoportjában végzi Kurunczi Sándor témavezetésével. Doktori munkájának területe hidrogél rétegek fejlesztése bioszenzorikai alkalmazásokhoz.



Péter Beatrix 2009-ben környezetmérnöki BSc, majd 2012-ben biomérnöki MSc diplomát szerzett a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetemen. PhD tanulmányait a Pannon Egyetem Molekuláris- és Nanotechnológiák Doktori Iskolájában végezte Horváth Róbert témavezetésével. A PhD fokozatot 2016-ban szerezte meg. A Nanobioszenzorika Lendület Kutatócsoportban (MTA EK MFA) dolgozik tudományos munkatársként. Fő témája a sejt-kitapadás vizsgálata jelölésmentes optikai bioszenzorokkal.

kell a számunkra érdekes folyamatokban részt vevő összetevőkhöz kapcsolnunk, amelyek számottevően befolyásolhatják a megfigyelt rendszert. Ha a használt módszer időfelbontása viszonylag alacsony, akkor a gyorsabban változó folyamatok esetében csak a rendszer kezdő- és végállapotáról nyerhetünk információt, a pontos kinetika így rejtve marad – ami újabb probléma forrása lehet. Az említett nehézségek megoldására – gyakran – kiválóan alkalmasak a nagy érzékenységgű és időfelbontású jelölésmentes bioérzékelők (továbbiakban: bioszenzorok).

A jelölésmentes bioszenzor elnevezés olyan innovatív analitikai eszközök családjára utal, amelyek egy specifikus kémiai vagy biológiai válaszjelet alakítanak át közvetlenül mérhető, számszerűsíthető jellé. Közös jellemzőjük a nagyfokú szelektivitás, érzékenység és több kísérletben való újrafelhasználhatóság. Működésük során közvetlenül mérnek egy, a vizsgált minta által kiváltott kémiai vagy fizikai jelenséget, így nincs szükség közvetett jelölők alkalmazására. Magas időfelbontásuk pedig a folyamatok valós idejű megfigyelését teszi lehetővé.

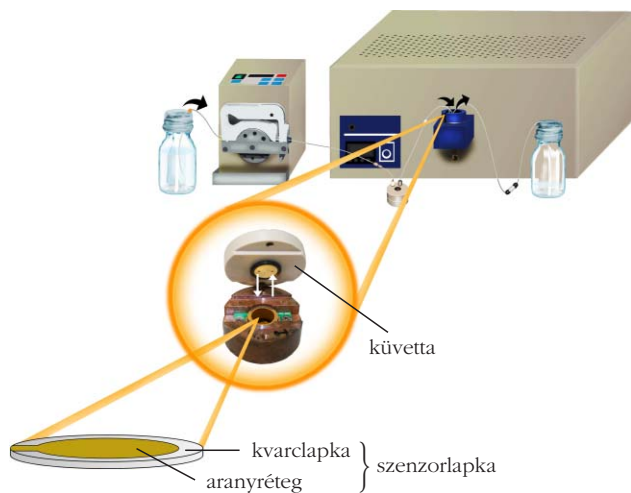
Hátrányuk, hogy a bioszenzor által mért jel forrása egyfajta összegjel, amely több, különböző biológiai vagy kémiai folyamat eredményeképpen áll össze, így a jel értelmezése gyakran bonyolult folyamat. A kísérleti eredmények helyes értelmezésének érdekében –



Kurunczi Sándor kémia-fizika szakon végzett az ELTE-n 1995-ben. PhD fokozatot a Semmelweis Egyetemen szerzett az Elméleti Orvostudományok Doktori Iskolában 2002-ben, majd JSPS posztdoktori ösztöndíjjal 2 évet töltött Japánban (NIMS, Tsukuba). Az MTA EK MFA-ban 2005 óta dolgozik bioszenzorikai témákon.



Horváth Róbert 1997-ben szerzett MSc diplomát az ELTE fizikus szakán, majd ugyanitt 2002-ben PhD fokozatot biofizikából. Témavezetője *Papp Elemér* volt. Összesen 8 évnyi dániai és angliai kutatómunka után 2009-ben tért haza. Jelenleg a Nanobioszenzorika Lendület Kutatócsoport vezetője a Magyar Tudományos Akadémia Műszaki Fizikai és Anyagtudományi Intézetében. Kutatási témájuk a jelölésmentes bioszenzorok fejlesztései és biológiai, kémiai alkalmazásai.



1. ábra. Egy QCM műszer (QCM3000, MikroVákuum Kft.) vázlatos ábrája a benne foglalt küvetával és szenzorlapkával, mellette a kísérleti elrendezéssel.

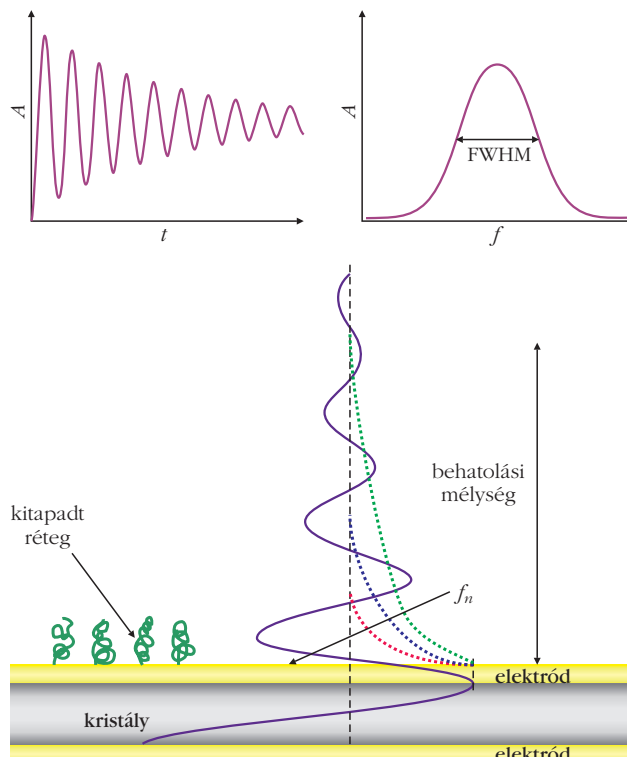
az egyes specifikus jelek kinyeréséhez – fontos az ellenőrző mérések körültekintő megválasztása.

A jelölésmentes bioszenzorok felhasználása több mint fél évszázados múltra tekint vissza. Az első ilyen érzékelőt – segítségével glükózkoncentrációt mértek biológiai mintákban – Clark és Lyons alkotta meg 1962-ben. Az ezt követő évtizedekben a jelölésmentes bioszenzorok roppant fejlődésnek indultak mind a módszer technológiai oldalát, mind pedig alkalmazásainak széles skáláját tekintve. Felhasználásuk ma már meglehetősen széles körű, alkalmazzák például elektrokémiai, nanotechnológiai és bioelektronikai területeken, valamint a gyógyszerfejlesztésben és élelmiszer-mérnöki kutatásokban is.

Cikkünkben egy olyan modern bioszenzor működési elvét és felhasználásának különböző módjait mutatjuk be, amellyel közvetlenül, jelölésmentesen vizsgálhatunk biológiai vékonyrétegek, például felületre kitapadt fehérjemolekulák mechanikai jellemzőit, sőt bonyolultabb rendszerek, például élő sejtek kitapadásának kinetikájáról is értékes információkat szerezhetünk [1].

Kvarckristály mikromérleg

A kvarckristály-mikromérleg (angolul: Quartz Crystal Microbalance, QCM) működési elve a piezoelektromosságon – bizonyos anyagok (például kvarc, kerámia) deformálásakor elektromos tér keletkezik az anyagon belül – alapszik. A deformáció mértékének változtatásával e tér erőssége befolyásolható. A jelenség fordítva is megfigyelhető: elektromos tér hatására a piezoelektromos anyag szerkezete megváltozik. Ezt felhasználva, megfelelő, a piezoelektromos minta sajátfrekvenciájával egyező frekvenciájú váltakozó elektromos feszültséget kapcsolva rá, a kristály a többi frekvenciához képest nagyobb amplitúdóval és kisebb csillapodással rezgésbe hozható. E rendszerre többlettömeget helyezve – az új rendszer immár má-



2. ábra. A QCM-D és QCM-I módszerek alapjainak összefoglalása. Balra fenn: QCM-D esetében a rezgést létrehozó feszültség kikapcsolása után az amplitúdó karakterisztikus lecsengési idejéből számítható a disszipáció. Jobbra ugyanez az érték az impedanciaspektrum félértékszélességéből (FWHM, angolul: Full Width at Half Maximum) határozható meg. Alul a vizsgált réteg és a benne terjedő alap- és felharmonikus frekvenciákhoz tartozó módusok behatolási mélységeinek vázlatos megjelenítése látható.

sik sajátfrekvenciája miatt – a rezgést gerjesztő elektromos feszültség frekvenciáját is változtatni kell. Ez képezi a QCM technológia alapját (1. ábra), ahol egy vékony kvarclapkát hoznak rezgésbe. E módszer széles körben elterjedt a lerakódott réteg vastagságának mérésére.

A rezgés frekvenciája a felhasznált kvarckristály geometriai és mechanikai sajátosságaitól függ. A legáltalánosabban elterjedt szabvány az 5 MHz alapfrekvenciájú kristály, amelyben az alapfrekvencia mellett megjelenő magasabb, páratlan szorzatú felharmonikusok is gerjeszthetők és mérhetők (15, 25, 35, ... MHz, a páros szorzatú felharmonikusok piezoelektromos módszerrel nem gerjeszthetők¹). Ez azért fontos, mert a különböző felharmonikusokhoz tartozó rezgésmódusok behatolási mélysége és érzékenysége más és más, így a kristályra felvitt és vizsgálat tárgyát képező kémiai vagy biológia réteg eltérő tartományairól nyerhetünk információt (2. ábra, alul).

A kristály – a ráakódott tömeg hatására bekövetkező – Δf sajátfrekvencia-változása a következő egyenlettel határozható meg:

¹ Elméletileg az alapfrekvencia páros szorzatú módusainál is létezik rezonancia, de ezek a felharmonikusok gyakorlatilag csak mechanikai úton gerjeszthetők, és csak a kvarckristályon belül lenne amplitúdójuk. Ezeket nem célszerű mérésre használni, mert számunkra csak a kristály felületén bekövetkező változások érdekesek [2].

$$\Delta f = - \frac{n \Delta m}{C}, \quad (1)$$

ahol Δm a kitapadt réteg felületi tömegsűrűsége, n a felharmonikus száma, C pedig egy, a kristályra jellemző állandó, ennek a tipikus értéke $17,7 \text{ ng cm}^{-2} \text{ Hz}^{-1}$. Az (1) az úgynevezett Sauerbrey-egyenlet, ami csak speciális körülmények között, vákuumban és rugalmatlan rétegekre érvényes. Biológiai alkalmazásokban – a vizsgált rétegek hidratáltsága miatt – ezen egyenlet csak korlátozottan alkalmazható [3].

Disszipáció mérése QCM-D és QCM-I módszerekkel

Újabb fejlesztésű mikromérlegekkel a disszipáció is mérhető, így közvetlenül nyerhetünk információt a vizsgált anyag mechanikai rugalmasságáról, és lehetővé válik a Voigt-modell alkalmazása, amivel folyadékközegben, hidratált biológiai mintákon már pontosabb közelítéssel végezhetünk vizsgálatokat. A Voigt-moddal a réteg vastagsága, viszkozitása és képlékeny (elasztikus) nyírási együtthatója is meghatározható.

A fent említett disszipáció meghatározására két műszerfajta terjedt el, a QCM-D (angolul: Quartz Crystal Microbalance with Dissipation monitoring) és a QCM-I (angolul: Quartz Crystal Microbalance with Impedance measurement). Megjegyzendő, hogy a QCM-D és QCM-I technikák segítségével kiolvasott disszipációértékek egymással egyenértékűek. A két módszer alapjait képező jelenségek összefoglalása a 2. ábrán látható. A későbbiekben néha mindkét mérésfajta egyszerűen QCM néven hivatkozunk.

QCM-D módszer

A QCM-D módszer esetében a frekvenciamérések között rövid időre kikapcsolják a rezgést előidéző feszültséget, majd a rezgéscsillapodás mértékét regisztrálják. Ha a felületre tapadt réteg merev, akkor a rendszer lecsengési ideje hosszú, ellenben, ha a réteg puhább és kevésbé sűrű, akkor ez az idő rövidebb lesz, hiszen a minta erősebben hat kölcsön a vizes környezetével, és ez a közeg így gyorsabban elnyeli (hővé alakítja, disszipálja) a rezgés energiáját.

QCM-I módszer

Egy újfajta – például az általunk is használt, a magyar MikroVákuum Kft. (Budapest) által fejlesztett – műszer a disszipáció értékének meghatározását impedanciaanalízissel végzi. A QCM-I műszer egy speciális rezgőkörnek tekinthető, impedanciaspektrumát – mérés közben – a műszer folyamatosan rögzíti. A spektrum adott frekvenciáihoz (alap- és felharmonikusokhoz) tartozó csúcsok helye és félértékszélessége görbeillesztéssel határozható meg. Utóbbi értéke arányos a rezgő szenzorlapka és a rá kitapadó rétegek disszipációs képességének mértékével. Ez érthető, mivel

nagy általánosságban is bármely rendszer rezonancia-csúcsának félértékszélessége a rendszer energiavesztésével van kapcsolatban.

A QCM technológia főbb alkalmazási területei

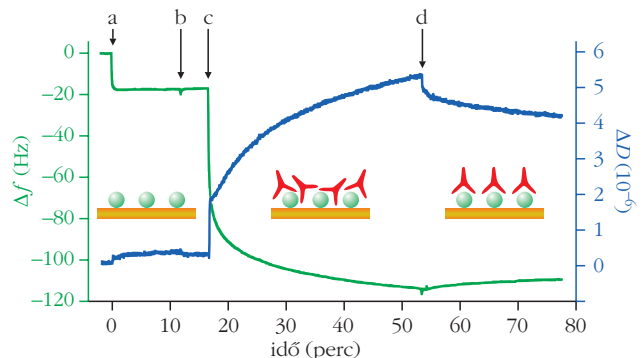
A QCM technológiának gazdag alkalmazási területei vannak mind az alap, mind az alkalmazott kutatásokban. A biológiai alkalmazások körében kiemelendők a fehérjerétegek mechanikai tulajdonságainak vizsgálatai, receptor-ligandum kölcsönhatások dinamikájának számszerűsítése, polielektrolit-rétegek önszerveződésének mérése, biológiai vékonyrétegek hidratáltságának meghatározása, valamint élő, legtöbbször daganatos sejtekkel végzett kitapadási és sejtjelzési mérések. Ezekon kívül még anyagtudományi és kémiai kísérletekben is felhasználják, például az autokatalizátor-rétegek bomlása hatékonyan mérhető [4]. A továbbiakban néhány konkrét alkalmazást mutatunk be.

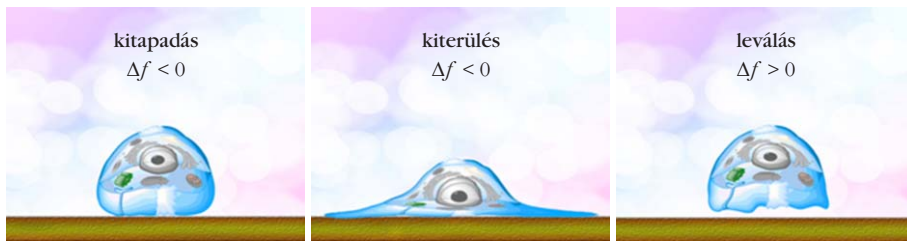
Fehérjekitapadás kinetikájának és mechanikai jellemzőinek vizsgálata

A fehérjék kölcsönhatásainak, szerkezetének és egyéb fizikai tulajdonságainak pontos ismerete elengedhetetlen a sejtek alapvető működésének megértéséhez, és közvetlenül szükség van rá olyan alkalmazott kutatásokban, mint például az új gyógyszermolekulák kifejlesztésének területe.

A fehérjevizsgálatban használt QCM technológia egyik leggyakoribb módjában a QCM szenzor felületére történő fehérjekitapadást vizsgálják. Ekkor valós időben, közvetlenül mérhetővé válik a fehérjekitapadás kinetikája, a kitapadt réteg mechanikai sajátosságai, valamint megnyílik a lehetőség egyéb, a fehérjék köl-

3. ábra. Egy fehérjekitapadást vizsgáló kísérlet folyamata. A mérés célja az emberi szérumalbumin és a specifikus antitest közötti kölcsönhatás dinamikájának számszerűsítése volt, aminek során egyidejűleg válnak megfigyelhetővé a kialakuló biológiai vékonyréteg mechanikai tulajdonságai. A mért frekvenciaváltozást Δf , a disszipációváltozást ΔD jelöli. a) A fehérjeoldat befecskendezése a szenzorlapot tartalmazó küvetta. b) A fehérjék kitapadnak a felületre, miközben dinamikus egyensúly alakul ki. c) Az antitesteket tartalmazó oldat befecskendezése után a specifikus antitestek fehérjékre kötődnek, a nem specifikusak pedig a réteg közelében maradnak. d) A küvetta pufferoldattal történő átmosásakor a gyengén kötődő, nem specifikus antitestek lemosódnak, míg az erősen kötődött antitestek a felületen maradnak.





4. ábra. A sejtkitapadás folyamatának vázlata. Első lépésben a vizes oldatban lévő sejt megközelíti a felületet, majd passzív módon hozzátapad. Ezután, ha azt a felület lehetővé teszi, aktív folyamatok indulnak meg a sejt belsejében, és különböző sejtkitapadási molekulák segítségével a sejt – úgynevezett fokális kitapadási korongok segítségével – rögzül a felülethez. Végül, a kitapadt sejten specifikus molekulákkal tetszőleges folyamatokat vizsgálhatunk, miközben a műszerrel regisztráljuk a sejtes választ. Felül az egyes fázisokhoz tartozó mért frekvenciaváltozások 0-hoz való viszonyait (előjeleit) tüntettük fel.

csönhatásait vizsgáló kísérletek elvégzésére is. Ez utóbbira példa a receptor-ligandum (fehérje kölcsönhatása specifikus kismolekulákkal), illetve fehérje-antitest kölcsönhatások számszerűsítése, amit a 3. ábra foglal össze.

A fehérjemolekulák kitapasztásával kialakuló réteg mechanikai tulajdonságai és a fehérjekitapadás dinamikája a szenzorlapka bevonatától függ, így a különböző abiotikus rétegek biológiai mintákkal való kölcsönhatásai vizsgálhatók. Erre példa a marha szérumbalbumin (BSA) fehérjék letapadásának vizsgálata TiO₂ bevonatú szenzorlapon [5].

A titán alapú egészségügyi implantátumok (az emberi testbe beültethető mesterséges, gyógyászati célú segédeszközök) felszínét – kevés kivételtől eltekintve – néhány nanométer vastagságú oxidréteg borítja, így az élő szervezetben belül a sejtekkel és különböző molekulákkal való kölcsönhatások dinamikáját e réteg fizikai-kémiai jellemzői fogják meghatározni. A példaként felhozott kísérletben a QCM műszerrel jelölésmentes módon és valós időben lehetett meghatározni a vizsgált fehérjék vastagságát, viszkozitását, képlékeny nyírású együtthatóját és a versengő kitapadás kinetikájának egyéb fontos jellemzőit.

Emlős daganatsejtek kitapadásának vizsgálata

A legtöbb sejttípus esetében a sejtkitapadás (4. ábra) a következő szükséges feltétele: a sejt funkcióinak normális ellátása, a sejten belüli és a sejt-sejt közötti jelátvitel (információcsere) folyamatának zavartalan megőrzése. Kitapadás hiányában a sejt rövid időn belül programozott sejthalálon megy keresztül. A sejtkitapadás összetett folyamat, amelynek egyik legfontosabb szereplője a sejtmembránba ágyazódó speciális fehérjemolekulák (elsősorban az integrinek, szelektinek, kadherineek). Ezek egyszerre valósítják meg a mechanikai kapcsolatot a sejt környe-

zetében található felülettel (például a sejten kívüli mátrixszal), és meghatározott sejtválaszokat hozhatnak létre a belőlük kiinduló jelátviteli útvonalakon.

A bioszenzor által mért, a sejtkitapadás miatt bekövetkező jel összetett folyamatok eredménye, pontos leírása még várat magára, de széles körben elfogadottan a következő differenciálegyenlettel számszerűsíthető:

$$\frac{dA}{dt} = rA \left(1 - \frac{A}{A_{\max}} \right), \quad (2)$$

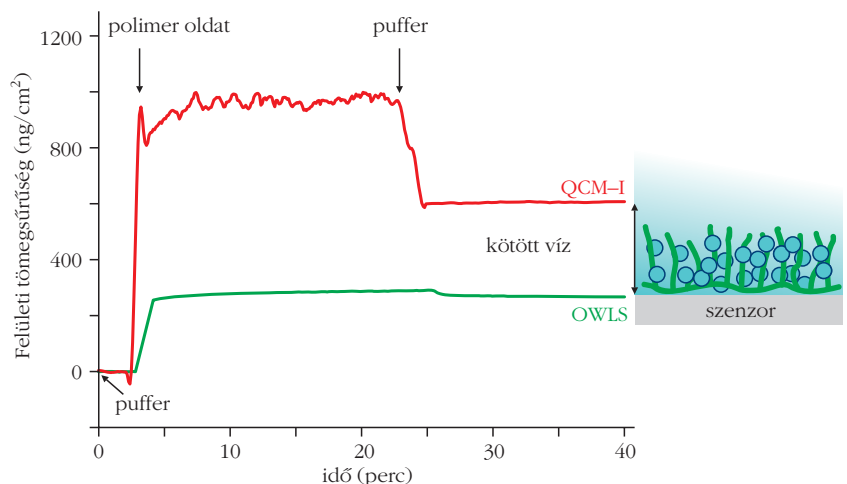
ahol A a sejt által elfoglalt felület, A_{\max} a maximális felületdarab, amit kitapadásakor a sejt el tud foglalni, és r a kitapadás gyorsaságát jellemző kinetikai mennyiség [6].

A sejtek mechanikai tulajdonságai és külső behatásokra (például gyógyszeres kezelésre) adott válaszaik erősen függenek a sejtkitapadás állapotától. A QCM műszerrel a kitapadt sejtek egy vékony, a szenzorlap fölötti, körülbelül 0,25 μm vastagságú rétegében – a sejtek külső megjelölése nélkül, roncsolásmentes módon – vizsgálhatók a mechanikai sajátágok.

Tymchenko és munkatársai [6] QCM műszerrel elsőként vizsgálták az előbb említett réteg viszkoelasztikus jellemzőit. Kísérletükben NIH/3T3 eger fibroblasztsejteket tapasztottak ki a QCM szenzor felületére, és a kitapadás végbemenetele után a nem mérgező, cytochalasin D nevű, a sejtváza felépítését módosító kezelőszert alkalmazták rajtuk.

A kísérletben detektálták a sejtek kitapadása és a kezelőszert által okozott frekvencia- és disszipáció-

5. ábra. Az ábrán látható kísérletben két különböző elven működő bioszenzor kombinálásával meg lehet határozni a kitapadt réteg hidratáltságát. Mindkét műszerhez tartozó mikrofluidikai rendszerbe azonos koncentrációjú polimeroldatot fecskendezve, majd a pufferrel való átmosást követően a kitapadt felületi tömegsűrűségét meghatározva, a két érték különbségéből számítható a kötött víz tömege és a réteg hidratáltsága. (A méréseket a MikroVákuum Kft. által forgalmazott OWLS 210 és QCM-I 3000 műszerrel végeztük.)



változást, valamint meghatározták a sejtek alsó, vékony rétegének mechanikai paramétereit. A mérés során optikai mikroszkóppal – amelynek felvételén látható sejtes morfológiai változások időben jól korreláltak a QCM műszerrel mért mennyiségek változásaival – folyamatosan nyomon követték a változásokat [7].

A QCM adatok kombinációja optikai bioszenzoros mérések eredményeivel

Számos alkalmazási területen (például a szövettérnökségben felhasznált hidrogélek fejlesztései) kiemelten fontos a biológiai vagy kémiai réteg hidratáltságának meghatározása. A kötött víz egyértelmű jelet ad a QCM műszerben, mivel a víztömeg együtt rezeg a biológiai réteggel. Ezzel szemben az optikai technikák érzéketlenek a kötött vízre, mert ezek az oldószerhez (vízhez) viszonyított törésmutató-eltérést detektálják. Így egy optikai technika és a QCM technika kombinálása lehetőséget nyújt a kötött víz mennyiségének pontos meghatározására (5. ábra). Ilyen mérési módszer például az optikai hullámvezető fénymódus-spektroszkópia (angolul: Optical Waveguide Lightmode Spectroscopy, OWLS), amely szintén széles körben elterjedt, jelölésmentes bioszenzor.

A QCM-I mérőműszer OWLS berendezéssel kombinált változata napjainkban már kereskedelmi forgalomban is elérhető [8] és felhasználásra került hidrogél alapú biomimetikus rétegek fejlesztéseiben [9].

Összefoglalás

A fenti eredmények jól mutatják a QCM technológia 30 évre visszatekintő történetének és felhasználásának sokszínűségét. Jelenleg több, különböző típusú, kereskedelmi forgalomban kapható QCM műszer létezik, a modernebb eszközök többcsatornás méréseket is lehetővé tesznek, illetve már integrált mikrofluidikai rendszerrel is rendelkeznek.

Irodalom

1. M. S. Thakur, K. V. Ragavan: Biosensors in food processing. *J. Food Sci. Technol.* 50 (2013) 625–641.
2. <https://www.biolinscientific.com/faq/interpreting-f-and-d>
3. N. E. Weckman, C. McRae, P. Ko Ferrigno, A. A. Seshia: Comparison of the specificity and affinity of surface immobilised Affimer binders using the quartz crystal microbalance. *Analyst* 141 (2016) 6278–6286.
4. A. Monkawa et al.: Fabrication of hydroxyapatite ultra-thin layer on gold surface and its application for quartz crystal microbalance technique. *Biomaterials* 27 (2006) 5748–5754.
5. M. P. Neyra: *Interactions between titanium surfaces and biological components*. PhD thesis Dissertation 3. *Kinetics and two-step competitive protein adsorption characterization on TiO₂ crystals using QCM-D*. Diss. Univ. Politècnica Catalunya, Barcelona, July, 2009.
6. N. Orgován, B. Péter, S. Bősze, J. J. Ramsden, B. Szabó, R. Horváth: Dependence of cancer cell adhesion kinetics on integrin ligand surface density measured by a high-throughput label-free resonant waveguide grating biosensor. *Sci. Rep.* (2014) 4034, doi: 10.1038/srep04034.
7. N. Tymchenko, E. Nileba, M. V. Voinova, J. Gold, B. Kasemo, S. Svedhem: Reversible changes in cell morphology due to cytoskeletal rearrangements measured in real-time by QCM-D. *Bio-interphases* 7 (2012) 1–9.
8. <http://www.owls-sensors.com>
9. <https://www.nature.com/articles/s41598-018-30201-6>

ATOMREAKTOROKBAN HASZNÁLHATÓ CIRKÓNÍUMÖTVÖZETEK MIKROSZERKEZETÉNEK MEGHATÁROZÁSA RÖNTGENVONALPROFIL-ANALÍZISSEL

Groma István,¹ Szenthe Ildikó,² Ribárik Gábor,¹ Ódor Éva,¹
Jóni Bertalan,¹ Zilahi Gyula,¹ Dankházi Zoltán¹

¹ELTE TTK Anyagfizikai Tanszék

²MTA Energiatudományi Kutatóközpont

Az anyagok mechanikai és termikus tulajdonságait alapvetően a különböző típusú kristályhibák határozzák meg. A vonal- és térfogati hibákhoz rendelhető karakterisztikus hosszúságskála a néhány nm-től a μm nagyságig változik. Ezért a kristályhibák által kialakított komplex struktúrát mikroszerkezetnek nevezzük.

A szerzők megköszönik a Nemzeti Kutatási, Fejlesztési és Innovációs Hivatal által támogatott NVKP-16-1-2016-0014 számú CAK-projekt keretében kapott anyagi támogatást, valamint a Budapesti Kutatóreaktor munkatársainak segítségét a mérések kivitelezésében.

A felhasznált szerkezeti anyagok tulajdonságai legtöbbször azért változnak, mert a benne levő mikroszerkezet átalakul. Ezért a mikroszerkezet feltárása alapvető fontosságú. Erre számos kísérleti technika áll rendelkezésre, csak néhány fontosat említve: transzmissziós elektronmikroszkópia, pásztázó elektronmikroszkópia, atomierő-mikroszkópia, valamint a különböző diffrakciós módszerek.

Ebben a cikkben a röntgendiffrakció egy speciális változatát a röntgenvonalprofil-analízist ismertetjük részletesen. Röviden összefoglalva ez azt jelenti, hogy