

Az emberi test hőmérsékleti sugárzásának kvantitatív vizsgálata (Keszthelyi Tamás)

Az emberi test bőrfelületének hőmérsékleti sugárzását alapvetően a felszín hőmérséklete és emissziós tényezője határozza meg. Az emissziós tényező, ami általában az anyagi összetételtől és a vizsgált frekvenciától függ, az egészséges, száraz emberi bőr esetén a vizsgált (infravörös) frekvenciatartományban közel egynek vehető. Az emberi test "feketetest"-ként viselkedik. Ha a bőr nedves (pl. izzadt), vagy valamilyen kóros állapotban van (pl. gombás, v. egyéb fertőzés miatt), az emissziós tényező már jelentősen eltérhet az egységtől. Ilyen esetekben a számításokban reális eredmények eléréséhez a tapasztalati úton felderített emissziós tényezőt kell alkalmazni. Gyakorlati vizsgálatok esetén, ha lehetséges, legcélszerűbb az eltérítő okokat kiküszöbölni (pl. a nedvességet le lehet törölni). Ha a bőrfelületről érkező hőmérsékleti sugárzás detektálásával kívánunk információt szerezni a bőr alatti szövetek összetételéről, fizikai-biológiai állapotáról, azaz a felszín alatti inhomogenitásokról, vizsgálnunk kell az inhomogenitásoknak a felszín hőmérsékleti eloszlására gyakorolt hatását.

Az emberi test hőtani szempontból rendkívül bonyolult szerkezetű. A bőrfelületi terület hőmérsékleti sugárzását meghatározó lokális hőmérséklet nagyon sokféle és általában irreverzibilis, nem-egyensúlyi folyamat eredményeként alakul ki. A testben egyszerre vannak jelen hőtermelő és hőelnyelő folyamatok. A hőtranszportot lehet konduktív és konvektív folyamatok együttes eredménye. A konvektív folyamatok (pl. vérkeringés) jelentősen eltéríthetik a konduktív folyamatok által kialakított hőmérsékleti eloszlásokat. A konduktív hőtranszportot a szövetek hővezető képessége és fajhője befolyásolja. Nagy általánosságban az egészséges emberi szervezetben zajló folyamatok kialakítanak egy jellegzetes (életkortól, napszaktól, biológiai aktivitástól, stb, is függő) hőmérsékleteloszlást és ennek megfelelő hőárammezőt. A biofizikai folyamatokban történő, esetlegesen kóros változás a szervezetben a rá jellemző módon befolyásolja, megváltoztatja az "egészséges" hőmérsékleteloszlást, hőárammezőt. A megváltozott hőmérsékleteloszlás a bőrfelületen is megváltoztatja a hőmérsékleteloszlást, ami végső soron a hőmérsékleti sugárzás változásához vezet. A sugárzás változásának detektálása a mai eszközökkel megfelelő pontossággal elvégezhető, ami azt jelenti, hogy a belső folyamatokról, bár rendkívül áttételes módon, információt szerezhetünk. Az alábbiakban felvázoljuk azt a matematikai modellt, amelynek segítségével kvantitatíve is megkísérelhetjük visszakövetni a detektált értékekből a belső

változások mértékét.

Bármiféle matematikai modell, vagy kvantitatív analízis nélkül is azonnal látjuk, hogy humán vizsgálatok esetén a következő alaphelyzettel találjuk szemben magunkat:

1. Az emberi test felszíni hőmérséklete rendkívül nagy variációt mutat mind térben, mind időben, amit a külső körülmények előre nem látható módon még tovább növelhetnek. A hőmérsékleti értékek ezen variációi nagyság-renddel nagyobbak lehetnek, mint a belső folyamatok által kiváltott és a felszínen detektált sugárzási intenzitások értékváltozásai.

2. A bőrfelszíni hőmérséklet és ennek megfelelően a sugárzási intenzitások oly mértékben függenek az egyéni tulajdonságoktól is, hogy a standardizálás a detektálandó eltéréseknek megfelelő pontossággal lehetetlen.

Az alábbi matematikai modell segítségével analizálható (és pozitív módon megválaszolható) az a kérdés, hogy a fentiek ellenére a mérések tudnak-e releváns adatokat szolgáltatni.

Az első következtetés, amit le kell vonnunk, hogy nem szabad abszolút értékek mérésére törekedni. Az abszolút értékek nagyfokú bizonytalanságával szemben a térbeli és időbeli relatív kis változások hordozzák a keresett információt. Ennek a felismerésnek helyességét igazolja azoknak a mérlegegyenleteknek az alakja, amiknek segítségével az emberi test hőháztartását is vizsgálhatjuk.

Az emberi test hőháztartását leíró egyenletek háromdimenziós térben felírandó, időfüggő, csatolt parciális differenciálegyenlet-rendszert alkotnak, aminek a kezelése, megoldása még akkor is túlságosan nagy erőforrásigényű, ha feltételezzük, hogy a kezdő és peremfeltételek, valamint a forrassűrűség adottak. A peremfeltételek látszólag adottak, hiszen a bőrfelszín sugárzási intenzitására vonatkozóan gyűjtünk a méréseinkkel adatokat. A feladat azonban inverz jellegű mivel a cél a forrassűrűség meghatározása. Ezért fontos lehet egy olyan egyszerűsített modell megalkotása, ami jó közelítéssel tájékoztathat a valódi helyzetekben várható mérési eredményekről. A legfontosabb egyszerűsítés, amit a modellben alkalmazni kell és ami az adott feladat esetén nagyon megbízható közelítést tesz lehetővé, hogy a dimenziószámot egyre redukáljuk és a bőr felszínével lokálisan párhuzamos irányokban elhanyagoljuk a hővezetést. Ugyanakkor az egydimenziós közelítésben a vizsgált egyenletrendszer megoldása nagyságrendekkel egyszerűbbé, lényegében kivitelezhetővé válik.

A hőháztartást leíró egyenletrendszer egyik meghatározó eleme a Fourier-

féle hővezetési egyenlet:

$$\begin{aligned}
& c(x, y, z) \rho(x, y, z) \frac{\partial}{\partial t} T(x, y, z, t) \\
&= \frac{\partial}{\partial x} \left[\lambda(x, y, z) \frac{\partial}{\partial x} T(x, y, z, t) \right] \\
&+ \frac{\partial}{\partial y} \left[\lambda(x, y, z) \frac{\partial}{\partial y} T(x, y, z, t) \right] \\
&+ \frac{\partial}{\partial z} \left[\lambda(x, y, z) \frac{\partial}{\partial z} T(x, y, z, t) \right] + \Phi(x, y, z, t),
\end{aligned}$$

ahol $T(x, y, z, t)$ jelöli az abszolút hőmérsékletet az x, y, z hely és t idő függvényében. A bőr és az alatta található szövetek izotropnak feltételezett hővezetési tényezőjét $\lambda(x, y, z)$, fajhőjét $c(x, y, z)$ és sűrűségét pedig $\rho(x, y, z)$ jelöli. $\Phi(x, y, z, t)$ a hőforrás sűrűsége, ami felvehet negatív, vagy pozitív értéket is. Ennek az általános egyenletnek az egyszerűsítésével jutunk el egy kezelhető modellhez.

Válasszuk meg a koordinátarendszert úgy, hogy a vizsgált bőrfelület normálisa legyen a z -tengely úgy, hogy a nullpont van a bőr felszínén és a pozitív irány a test belsejébe mutat. Az alapvető egyszerűsítő feltevés szerint az erre merőleges irányokban elhanyagoljuk a hővezetést, aminek értelmében a fenti egyenletből elhagyhatjuk a

$$\frac{\partial}{\partial x} \left[\lambda(x, y, z) \frac{\partial}{\partial x} T(x, y, z, t) \right] + \frac{\partial}{\partial y} \left[\lambda(x, y, z) \frac{\partial}{\partial y} T(x, y, z, t) \right]$$

tagokat, azaz az egyenlet új alakja:

$$c(x, y, z) \rho(x, y, z) \frac{\partial}{\partial t} T(x, y, z, t) \tag{1}$$

$$= \frac{\partial}{\partial z} \left[\lambda(x, y, z) \frac{\partial}{\partial z} T(x, y, z, t) \right] + \Phi(x, y, z, t) \tag{2}$$

lesz.

Az egyik peremfeltételként feltételezhetjük, hogy nagy $z = z_0$ értékeire (néhány cm) $T(x, y, z, t)|_{z_0} = T_0$, a $\Phi(x, y, z, t)$ forrássűrűség által meghatározott értékbe megy át. Ezzel a feltevéssel egyben a nehezen kezelhető $\Phi(x, y, z, t)$ forrássűrűség jelenlétét is megszüntetjük az egyenletben, mivel a forrást peremfeltétel figyelembe vételével helyettesítjük.

A test felszínén a peremfeltételt az alábbiak alapján kell meghatározni. A testfelszínen mért hőmérséklet a Stefan-Boltzmann-törvény segítségével direkt kapcsolatba hozható az $I_s(x, y, t)$ sugárzási intenzitással:

$$I_s(x, y, t) = \varepsilon \sigma T^4(x, y, 0, t),$$

ahol $\varepsilon \simeq 1$ jelöli az emissziós tényezőt és σ a Stefan-Boltzmann féle állandó.

Ha a bőr közvetlen közelében található levegőréteg hőmérséklete T_l eltér $T(x, y, 0, t)$ -től, energia áramlik a testből a levegőbe az ún. külső hővezetés jelensége során is, aminek I_h intenzitására fennáll, hogy

$$I_h(x, y, t) = \alpha [T(x, y, 0, t) - T_l(x, y, t)],$$

ahol α jelöli a bőr és a levegő közötti hőátadási együtthatót. A testet kívülről is éri sugárzás, aminek intenzitását jelöljük I_k -val. Ezekkel a jelölésekkel a másik, hiányzó peremfeltétel a

$$\left. \frac{\partial}{\partial z} T(x, y, z, t) \right|_{z=0} = \frac{1}{\lambda} [I_s(x, y, t) + I_h(x, y, t) - I_k(x, y, t)] \quad (3)$$

alakot ölti.

Az (1) egyenlet (3) feltétel melletti megoldása rajzolhatja ki a $z = 0$ síkban azt a hőmérsékleteloszlást, ami a belső szervekben a $z \geq 0$ síkokban kialakult.

A konkrét számolásokat célszerű numerikus eszközökkel elvégezni úgy, hogy az emberi testre jellemző λ, ρ, α és c paramétereket használjuk. A belső T_0 hőmérsékletekben kialakuló δT különbségek megfelelő eltérésekhez vezetnek a detektált $I_s(x, y, t)$ értékekben, ami ha a detektor érzékenységi küszöbét meghaladó nagyságú, már kimutatható.