

Biomechanika kapalin

Klasifikace kapalin a jejich základní vlastnosti

Reálné a ideální kapaliny

Nejprve by bylo dobré definovat důležité vlastnosti, kterými se kapaliny odlišují od ostatních látek. Kapaliny mají poměrně dobrou vzájemnou pohyblivost částic, což je spolu s plyny, které jsou na tom s tou pohyblivostí ještě o trochu lépe, činí tekutými. Nemají stálý tvar, a proto se přizpůsobují tvaru nádoby, do níž byly umístěny. Ale zároveň už v dané nádobě svůj objem nemění, kdežto plyny mají tendenci se rozpínat, a tím svůj objem zvětšovat. Relativně malé vzdálenosti mezi jednotlivými molekulami kapalin je činí téměř nestlačitelnými.

Hovoříme-li pak o **ideální kapalině**, míníme tím ideální model reálné kapaliny. Pomáhá nám pochopit základní mechanismy jevů probíhajících v kapalinách. Ideální kapalina má nulovou viskozitu (neboli je bez vnitřního tření), je tedy dokonale tekutá a také je absolutně nestlačitelná. Ideální kapalině se díky své nízké viskozitě se přibližuje např. voda, nebo ještě lépe tekutý dusík při 77 K. Viskozita je klíčovou vlastností tvořící rozdíl mezi reálnou a ideální kapalinou, která se projevuje až v dynamice, nikoliv ve statice. Proto jí je věnováno několik dalších odstavců ještě v podkapitole reálné kapaliny, popř. článku o viskozitě.

Ideální kapalina

Proudění ideální kapaliny

Pod pojmem proudění rozumíme pohyb kapaliny převažující v jednom směru. Myšlené čáry, jejichž tečny nám zobrazují směr vektoru okamžité rychlosti uvažované částice, označujeme jako **proudnice**. V kapalinách se na rozdíl od pevných látek při pohybu mění vzájemná poloha jednotlivých částic. V zásadě rozlišujeme proudění dvou typů:

1. **Stacionární** (ustálené) – rychlost v daném bodě se nemění s časem
2. **Nestacionární** (neustálené) – rychlost v daném bodě se mění s časem

Ustálené proudění ideální kapaliny

Z předchozích definic ideální kapaliny můžeme usoudit, že rychlost všech částic ve všech bodech je na příčném průřezu trubice stejná, neboť ideální kapalina má nulovou viskozitu. Dále můžeme říci, že částice se v ideální kapalině nemohou nikde hromadit, protože ideální kapalina je současně i dokonale nestlačitelná. Stacionární proudění je charakteristické tím, že se nemění s časem, rychlost všech bodů v průřezu trubice bude stejná vždy bez ohledu na čas. Z toho tedy plyne, že při ustáleném proudění proteče daným průřezem proudové trubice za tutéž dobu stejný objem kapaliny, tedy že ideální kapalina má daným průřezem konstantní objemový průtok. Matematickým vyjádřením toho je rovnice kontinuity.

Rovnice kontinuity

Objemový průtok přes plochu S je zcela obecně definován následujícím způsobem:

$$Q_V = \frac{\partial V}{\partial t}$$

kde V je objem kapaliny proteklé za daný čas t . Z předpokladu ustáleného stavu lze derivace nahradit diferencemi, tedy lze přejít od nekonečně malých změn ke změnám konečným. Objemový průtok pak bude poměr objemu kapaliny, který protekl danou plochou za daný čas:

$$Q_V = \frac{V}{t}$$

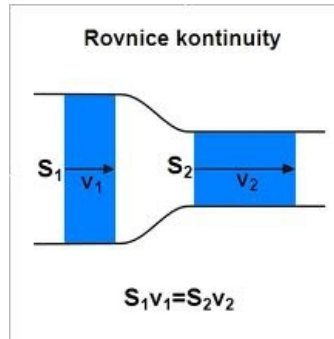
V případě ideální kapaliny lze provést další zjednodušení. Protože je rychlost proudění ve všech bodech konstantní, bude objem kapaliny proteklé za čas t přes plochu S dán součinem plochy a vzdálenosti d , to které doputuje za čas t kapalina, která se v čase 0 nacházela právě v místě plochy S . Protože jde o pohyb s konstantní rychlostí v , lze psát:

$$Q_V = \frac{V}{t} = \frac{S \cdot d}{t} = \frac{S \cdot v \cdot t}{t} = S \cdot v$$

V případě uzavřené trubice bude objemový průtok **celou** trubicí konstantní i při různých průřezech. Musí tedy platit:

$$S_1 \cdot v_1 = S_2 \cdot v_2$$

Zvětší-li se tedy průřez trubice, zmenší se rychlost kapaliny a naopak. Situaci ilustruje následující obrázek:



Bernoulliho rovnice

Bernoulliho rovnice je zvláštním případem zákona zachování energie. Zvýšíme-li totiž rychlost kapaliny zúžením trubice, zvýší se nám tím i kinetická energie kapaliny. Ze zákona o zachování energie plyne, že se musí snížit energie potenciální. Vztah:

$$T + U = \textit{konst.}$$

kde T zahrnuje všechny formy kinetické energie a U zahrnuje všechny formy potenciální energie, je totiž univerzálně platný. Makroskopickým projevem kinetické energie proudící kapaliny je její rychlost a tedy hydrodynamický tlak. Potenciální energie kapaliny lze rozložit na dvě složky, jednak složku odpovídající potenciální energii v gravitačním poli E_g a jednak na vlastní potenciální energii vzájemných interakcí částic kapaliny E_p . Lze tedy psát:

$$E_k + E_g + E_p = \textit{konst.}$$

Jednotlivé složky lze vyjádřit pro jistý poměrně malý objem kapaliny V o hustotě ρ :

$$\begin{aligned} E_k &= \frac{1}{2}mv^2 = \frac{1}{2}\rho Vv^2 \\ E_g &= mgh = \rho Vhg \\ E_p &= pV \end{aligned}$$

První dva vztahy jsou učivem fyziky pro střední školy. Platnost vztahu pro E_p lze ukázat jednoduchou úvahou o tom, jak se změní energie tekutiny uzavřené ve válci s posuvným pístem, pokud na píst začneme působit nějakou silou. Rovnice lze spojit, konstantní objem převést na pravou stranu a získat tak známý tvar Bernoulliho rovnice:

$$\frac{1}{2}\rho v^2 + \rho gh + p = \textit{konst.}$$

Bezprostředním důsledkem je, že zvýší-li se vlivem zúžení trubice rychlost, sníží se tlak. Bernoulliho rovnici nelze aplikovat na průtok krve cévami v lidském těle, protože je ve svém odvození příliš těsně svázána s ideální kapalinou. Lidská krev je ovšem reálná kapalina, dokonce jde o kapalinu nenewtonovskou (viskozita závisí na rychlosti proudění). Dalším odchýlením je elasticita cév, kdy např. velké tepny v systole využijí část kinetické energie krve ke zvýšení vlastní potenciální energie (rozeprnou se) a v diastole většinu této energie vrací zpět ve formě kinetické energie krve.

Reálná kapalina

Zatímco ideální kapalinu bylo možné se představit jako množství dokonale kluzkých kulečnickových koulí zcela vyplňujících nádobu, v případě reálné kapaliny již tato představa nepostačuje. Částice reálné kapaliny na sebe působí přitažlivými i odpuzivými silami, což vede v konečném důsledku k nezanedbatelnému vnitřnímu tření a k tomu, že vzdálenost mezi částicemi není "nejmenší možná". Makroskopickými projevy jsou pak viskozita a stlačitelnost.

Viskozita

Viskozita je dynamickou vlastností reálných kapalin. Dynamická vlastnost zde znamená, že se projevuje jen pokud kapalina proudí. Vlastně jde o vyjádření míry vnitřního tření v kapalině. Viskozita, přesněji **dynamická viskozita** je definována jako konstanta úměrnosti η (Pa.s) v Newtonově zákonu viskozity:

$$\sigma = \eta \frac{dv}{dx}$$

Newtonův zákon v kostce říká, že potečou-li dvě proudnice (myšlené plochy stejné rychlosti) v kapalině těsně vedle sebe, přesněji nekonečně blízko ve vzdálenosti dx , bude tečné napětí mezi těmito vrstvami úměrné podílu rozdílu jejich rychlostí (ten bude také nekonečně malý dv) a vzdálenosti, tedy vlastně derivaci rychlosti podle vzdálenosti

proudnic. Dynamická viskozita je konstantou úměrnosti. Protože je viskozita mírou vnitřního tření, čím bude číselná hodnota dynamické viskozity vyšší, tím větší odpor bude kapalina klást proudění. Viskozita s rostoucí teplotou klesá.

Někdy se používá relativní viskozita, tedy poměr viskozity studované kapaliny k viskozitě referenční kapaliny. Například pokud se použije jako referenční kapalina voda, bude se relativní viskozita plazmy pohybovat kolem hodnoty 2 a krve kolem hodnoty 4.

Protože je viskozita definována jako konstanta úměrnosti Newtonova zákona toku, označují se kapaliny, pro které je dynamická viskozita konstantní, jako Newtonovské kapaliny. Kapaliny, u kterých je viskozita závislá na rychlosti proudění, se nazývají nenewtonovské. Obvykle jde o makromolekulární suspenze, příkladem je čokoláda, krev, mléko nebo rozpuštěný škrob.

Proudění reálných kapalin

Reálná kapalina může proudit dvěma způsoby:

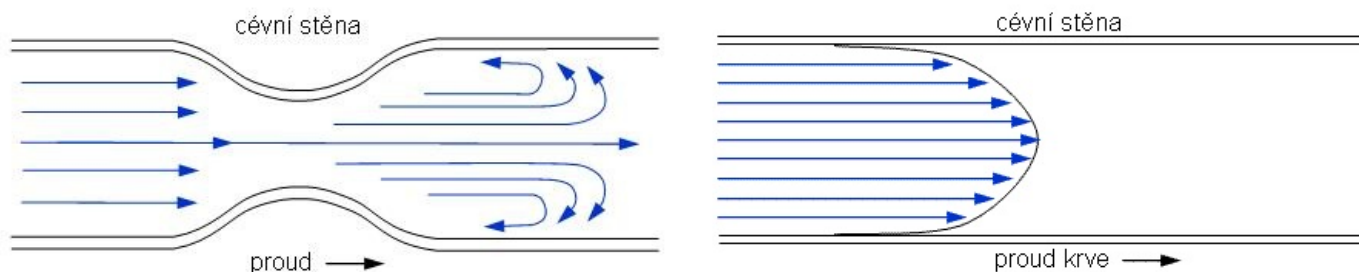
- laminárně
- turbulentně

Při **laminárním proudění** se jednotlivé vrstvy kapaliny nepromíchávají a proudí vedle sebe. Vrstvy se po sobě posouvají a při proudění trubicí vytvářejí charakteristický profil, kdy ve střední vrstvě mají částice nejvyšší rychlost, která se postupně zmenšuje směrem ke stěnám a při stěnách je minimální. Kapalina proudí laminárně při nižších rychlostech, při větších rychlostech kapalina začne vytvářet víry a proudění se mění v turbulentní. Při turbulentním proudění se proudnice chaoticky zakřívují a vrstvy kapaliny se promíchávají. Přechod formy laminárního proudění na turbulentní je poměrně složitý. Pro odhad, zda za daných podmínek bude proudění newtonovské kapaliny laminární nebo turbulentní se používá Reynoldsovo číslo. Pokud je Reynoldsovo číslo nižší než jedna kritická hodnota, je proudění laminární, pokud je vyšší než druhá kritická hodnota, je proudění turbulentní. Pro proudění v trubici kruhového průřezu je Reynoldsovo číslo definováno:

$$Re = \frac{\rho D v}{\eta}$$

kde Re je Reynoldsovo číslo, ρ hustota kapaliny, D průměr trubice (cévy), v rychlost proudění kapaliny a η dynamická viskozita dané látky, vše v základních jednotkách. Pokud je hodnota vyšší než 1000, bude proudění turbulentní.

Rozdíl mezi laminárním a turbulentním prouděním ilustrují následující dva obrázky:



Klinický význam turbulence:

- Turbulence se často objevují při anémii vzhledem ke snížené viskozitě krve.
- Při turbulentním proudění mohou vznikat zvuky. S turbulentním prouděním se můžeme setkat i v praxi např. při měření tlaku krve. Nafouknutá manžeta se zužuje v místě konstriktce, poloměr cévy a rychlost krve se nám zvyšuje. To vede k turbulencím a vzniku tzv. Korotkovových fenoménů, které jsou slyšitelné ve stetoskopu.
- Turbulence namáhá i stěnu cévy. Předpokládá se, že turbulentní proudění může chronicky traumatizovat endotel a být tak jedním z faktorů podílejících se na rozvoji aterosklerózy.

Laminární proudění v cévách

Rychlostní profil krve v cévách se liší podle kalibru cévy. V arteriolách má rychlostní profil charakter protáhlého rotačního paraboloidu, tedy v ose tepénky je rychlost maximální a směrem k okrajům tepénky prudce klesá k velmi malým hodnotám. S rostoucím průsvitem cév se rychlostní profil stále více a více oplošťuje.

Hagen - Poiseuillův zákon

Při ustálení toku reálné kapaliny lze proudění popsat Hagen-Poiseuillovým zákonem, který bere v úvahu geometrické proporce trubice a viskozitu kapaliny. Objemový tok je přímo úměrný čtvrté mocnině poloměru trubice a změně tlaku a nepřímo úměrný viskozitě a délce trubice:

$$Q = \frac{\pi r^4 \Delta p}{8 L \eta}$$

kde r je poloměr trubice, η dynamická viskozita, Δp rozdíl tlaků na začátku a na konci trubice a L délka trubice.

Pro aplikaci na krevní řečiště je nutné si uvědomit ještě následující fakt: Vzhledem k tomu, že zákon platí pro ustálené laminární proudění v rigidní trubici, nelze tento vzorec využít kvantitativně. Nicméně lze ale využít k odhadu závislosti a úměry. Lehkou úpravou Hagen-Poiseullova zákona, při níž je použita analogie objemového průtoku s Ohmovým zákonem, dostane vzorec pro periferní odpor, který nám kladou cévy. Z něho stále vyplývá, že odpor cévy klesá s její čtvrtou mocninou poloměru. Čím více zúžíme poloměr cévy, tím více zvýšíme periferní odpor. Periferní odpor je nepřímo úměrný objemovému průtoku, proto se zvýšením odporu sníží objemový průtok.

Pokud budeme průtok tekutiny pokládat za analogii elektrického proudu a rozdíl tlaků za analogii úbytku napětí, lze psát "Ohmův zákon" ve tvaru:

$$Q = \frac{\Delta p}{R}$$

kde odpor (někdy hydraulický odpor, periferní odpor) R ($\text{Pa} \cdot \text{m}^{-3}$) je definován jako:

$$R = \frac{8\eta L}{\pi r^4}$$

Difúze

Difúze je charakterizována jako samovolný průnik částic z místa o větší koncentraci do místa s menší koncentrací. Děje se tak do chvíle, než v systému nastane stav dynamické rovnováhy. V tomto stavu difundované částice sice prochází oběma směry, avšak jejich koncentrace se dlouhodobě nezvyšuje ani na jedné straně. Kromě koncentračního gradientu hraje důležitou roli i gradient elektrický. Proto lze jinými slovy říci, že jde o vyrovnávání elektrochemických potenciálů. Výsledkem procesu difúze je v případě, kdy není difúze ve studovaném systému nijak ovlivněna, rovnoměrné rozptýlení všech složek systému.

Difúze probíhá ve všech třech skupenstvích a její rychlost závisí na kinetické energii difundovaných částic. Proto probíhá nejrychleji v plynném skupenství s vysokou hodnotou kinetické energie a nejpomaleji v pevném skupenství s nízkou hodnotou kinetické energie. Rychlost difúze popisují Fickovy zákony (viz dále), její mírou je difúzní součinitel. Difúze je nevratný proces spojený se vzrůstem entropie, což znamená, že je docíleno co nejneuspořádanějšího rozptýlení difundovaných částic. Při absolutní nule difúze neprobíhá, neboť ustává pohyb elementárních částic.

Faktory ovlivňující difúzi

Skupenství

Jak už bylo řečeno výše, v plynech a kapalinách probíhá difúze snadno, protože oba typy skupenství mají vysokou hodnotu kinetické energie. Navíc proces difúze jde urychlit mechanickým vlivem, například mícháním.

V pevných látkách je difúze velmi obtížná a časově náročná. Je však zároveň jediným způsobem, jak se dá látka přenášet, proto má v tomto skupenství difúze největší význam.

Teplota

Při absolutní nule ($T=0\text{K}$) dochází k ustání pohybu elementárních částic, proto nefunguje ani difúze. S rostoucí teplotou se pak její účinek zvyšuje. Tento faktor je popsán rovnicí Brownova pohybu:

$$\frac{2KTt}{\xi t} = \frac{kTt}{3\pi\mu r}$$

Druh materiálu

Difúzi znesnadňuje materiál tvořený krystalovou mřížkou. Čím těsnější má mřížka uspořádání, tím hůře difúze probíhá. Vazba mezi atomy rovněž difúzi znesnadňuje. Čím je silnější, tím hůře difúze probíhá.

Difúzní tok

Ke kvantifikaci difúze se používá difúzní tok J , který udává molární množství n studované látky, které projde plochou S za čas t . Důležité je, že plocha S musí být kolmá ke směru difúze. V diferenciální formě, tedy při nekonečně malé změně času a odpovídající nekonečně malém proteklém látkovém množství, má definice tvar:

$$J = \frac{1}{S} \frac{dn}{dt}$$

Fickovy zákony

Fickovy zákony popisují rychlost difúze, nikoliv difúzi jako takovou. Jedná se o 2 zákony vyjádřené 2 rovnicemi.

První Fickův zákon

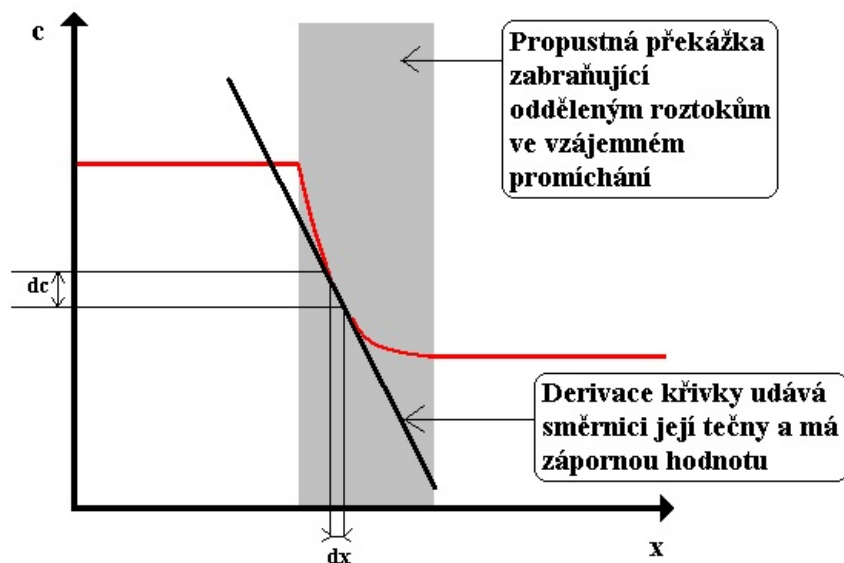
První Fickův zákon popisuje difuzní tok v ustáleném stavu, tj. za předpokladu, že se koncentrační gradient $\partial c / \partial x$ nemění v čase. Pohyb molekul se děje směrem klesající koncentrace. Matematicky říká, že difúzní tok je přímo úměrný koncentračnímu gradientu s konstantou úměrností D ($m^2 \cdot s^{-1}$) (difúzní koeficient). V jednorozměrném případě, tedy např. v případě difúze tenkou kapilárou nebo difúze přes membránu, je gradient koncentrace roven derivaci koncentrace podle příslušné prostorové souřadnice:

$$J = -D \frac{\partial c}{\partial x}$$

Symbol parciální derivace zde naznačuje, že koncentrace je proměnná nejen v prostoru ale i v čase.

Difúzní koeficient závisí na teplotě T , dynamické viskozitě kapaliny η a velikosti difundujících částic R podle následujícího vztahu:

$$D = \frac{kT}{6\pi\eta R}$$



Druhý Fickův zákon

Jak už bylo řečeno výše, difúze je charakterizována změnou gradientu. Koncentrace difundované látky proto nezávisí jen na prostorové souřadnici (viz. první Fickův zákon) ale též na čase. To je důvod, proč se k prvnímu Fickovu zákonu musí přidat druhý Fickův zákon.

Druhý Fickův zákon charakterizuje změny koncentrace v čase. Zavádíme ho pro nestacionární difúzi. Popisujeme-li difúzi v jednom prostorovém rozměru (lineární difúze), má druhý Fickův zákon tvar:

$$\frac{\partial c}{\partial t} = D \cdot \frac{\partial^2 c}{\partial x^2}$$

Osmóza

Osmóza je způsob pasivního transportu, při němž se systém snaží dostat do termodynamické rovnováhy. Je to specifický typ difúze přes semipermeabilní membránu, která snadno propouští rozpouštědlo, prakticky vůbec však nepropouští rozpuštěnou látku. K vyrovnávání chemických potenciálů tak dochází průnikem rozpouštědla z roztoku s menší koncentrací rozpuštěné látky (roztok hypotonický) do roztoku s větším podílem rozpuštěné látky (roztok hypertonický).

Je-li membrána nepoddajná, je výsledkem nárůst tlaku v prostoru. Velikost osmózy je dána rozdílem osmotických tlaků na obou stranách polopropustné membrány, přičemž velikost osmotického tlaku je určena van't Hoffovou rovnicí, která udává závislost osmotického tlaku na koncentraci a teplotě. Při zvýšení teploty výchozích látek o 10 °C se hodnota rychlostní konstanty zvýší na dvojnásobek, což vychází z Arrheniovy rovnice. Je určena pro velmi zředěné roztoky (tzn. odchylky od van't Hoffova zákona se zvětšují s rostoucí molekulovou hmotností rozpuštěné látky). Roztok o molární koncentraci c má při teplotě T osmotický tlak Π :

$$\Pi = cRT$$

Osmotický tlak nitrobuňčné tekutiny a krevní plazmy je asi 770 kPa. Pokud má roztok nižší koncentraci, jedná se o roztok hypotonický. Buňka, pokud je do hypotonického roztoku ponořena, nasává vodu a zvětšuje se (tzv. buněčné bobtnání). U živočišné buňky může dojít k plasmolýze. Buňka rostlinná je v tomto případě chráněná pevnou buněčnou stěnou, a proto nepraskne, ale zvětšuje se tlak protoplazmy na buněčnou stěnu (tzv. turgor). Živočišná

buňka si udržuje nízkou vnitřní koncentraci solutu tím, že aktivně odčerpává ionty, prvoci pro změnu periodicky vystřikují vodu, která se hromadí v buňce (pulsující vakuola). Rostlinná buňka je proti buněčnému zbobtnání chráněná tuhou buněčnou stěnou.

Osmotické jevy

Plazmolýza

Je způsobena hypertonickým prostředím. Znamená srašnění buňky v důsledku nedostatku rozpouštědla. Podléhá jí rostlinná buňka a jelikož má pevnou buněčnou stěnu, dojde k odloučení buněčné membrány od stěny a zmenší se obsah protoplastu.

Plazmorhiza

Je způsobena hypertonickým prostředím v okolí živočišné buňky. Vzhledem k tomu, že živočišná buňka nemá pevnou buněčnou stěnu, dojde k jejímu smrštění v důsledku úbytku rozpouštědla uvnitř buňky.

Plazmoptýza

Je způsobena hypotonickým prostředím. Znamená prasknutí buňky v důsledku nadbytku rozpouštědla. Podléhá jí živočišná buňka, rostlinná buňka je vůči plazmoptýze imunní.

Odkazy

Související články

- 1. Fickův zákon
- Biomechanika krevního oběhu
- Bernoulliho rovnice
- Hagen-Poiseuillův zákon
- Osmotický tlak, osmóza
- Omosa
- Viskozita

Externí odkazy

- Patobiomechanika a Patokineziologie Kompendium (<http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/index.php>)
- Transport látek - vysvětlení obecného principu difuze (https://is.muni.cz/do/rect/el/estud/prif/js11/fyz_chem/web/dynamika/transport.htm)
- Mechanika kapalin a plynů (<http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/109-mechanika-kapalin-a-plynu>)
- Fickův zákon (<http://old.vscht.cz/fch/prikladnik/prikladnik/p.9.1.html>)
- w:cs:Difuze Difuze
- Odvození rovnice Brownova pohybu (<http://christie21.blog.cz/1212/brownuv-pohyb-rovnice>)

Použitá literatura

- HRAZDIRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN. *Fundamentals of biophysics and medical technology*. 2. vydání. Brno : Masaryk University, 2012. ISBN 9788021057586.
- ROSINA, Jozef, Jana VRÁNOVÁ a Hana KOLÁŘOVÁ, et al. *Biofyzika : Pro zdravotnické a biomedicínské obory*. 1. vydání. Praha : Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4237-3.
- HRAZDIRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN. *Základy biofyziky a zdravotnické techniky*. 1. vydání. Brno : Neptun, 2006. 312 s. ISBN 8086850013.
- SVOBODA, Emanuel, et al. *Přehled středoškolské fyziky*. 5. vydání. Praha : Prometheus, 2014. ISBN 9788071964384.
- NOVÁK, Josef, et al. *Fyzikální chemie : bakalářský a magisterský kurz*. 2. sv. 1. vydání. Praha : Vydavatelství VŠCHT, 2008. ISBN 9788070806753.

- RONTÓ, Gyorgyi, Imre TARJÁN a L. BERKES, et al. *An Introduction to Biophysics with Medical Orientation*. 3. vydání. Akademiai Kiado : International Specialized Book Services, 1999. 446 s. ISBN 9630576074.

- NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA, et al. *Medicínská biofyzika*. 1 (dotisk 2013) vydání. Praha : Grada Publishing, 2005. 524 s. ISBN 978-80-247-1152-2.