

Leoš Navrátil, Jozef Rosina a kolektiv

Medicínská biofyzika

2., zcela přepracované a doplněné vydání

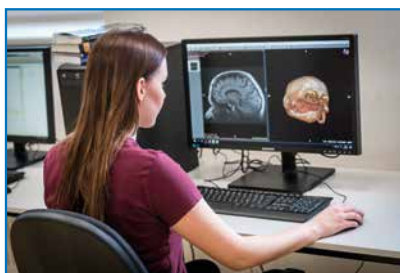




**FAKULTA
BIOMEDICÍNSKÉHO
INŽENÝRSTVÍ
ČVUT V PRAZE**

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Posláním Fakulty biomedicínského inženýrství ČVUT je vychovávat interdisciplinárně vzdělané odborníky, kteří budou schopni aplikovat teoretické znalosti a praktické dovednosti ve zdravotnické praxi a výzkumu. Fakulta navazuje na nejlepší tradice špičkové technické univerzity v konstrukci a vývoji zdravotnických technologií a připravuje vedle biomedicínských inženýrů i zdravotnické specialisty a pracovníky bezpečnostních oborů. Naplňuje tak historické poslání ČVUT pěstovat vědecké obory a vědecký přístup ve výuce v jejich univerzalitě, tj. všeobecné znalosti. Jedním ze tří směrů výuky je proto i výchova fyzioterapeutů, radiologických asistentů, zdravotnických záchranářů, zdravotních laborantů, optiků a optometristů. Studium jednotlivých směrů je podle zaměření nabízeno v bakalářském, magisterském i doktorském stupni.



Kontakt:
Fakulta biomedicínského
inženýrství ČVUT
nám. Sítňá 3105
272 01 Kladno

www.fbmi.cvut.cz



Upozornění pro čtenáře a uživatele této knihy

Všechna práva vyhrazena. Žádná část této tištěné či elektronické knihy nesmí být reprodukována a šířena v papírové, elektronické či jiné podobě bez předchozího písemného souhlasu nakladatele. Neoprávněné užití této knihy bude **trestně stíháno**.

**Prof. MUDr. Leoš Navrátil, CSc., MBA, dr. h. c.,
prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA, a kolektiv**

MEDICÍNSKÁ BIOFYZIKA

2. zcela přepracované a doplněné vydání

Kolektiv autorů:

MUDr. Robert Bajgar, Ph.D., prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc., doc. Ing. Josef Hanuš, CSc.,
prof. MUDr. Ján Jakuš, Ph.D., doc. MUDr. et Ing. Viera Jakušová, Ph.D., MPH,
MUDr. Petr Kolář, Ph.D., prof. RNDr. Hana Kolářová, CSc., MUDr. Jiří Kubeš, Ph.D.,
doc. MUDr. Ján Lešták, CSc., MSc., FEBO, MBA, LL.M., DBA, FAOG, MUDr. Miroslav Malay,
Ph.D., MUDr. Vladimír Mašin, Ph.D., prof. MUDr. Leoš Navrátil, CSc., MBA, dr. h. c.,
doc. Ing. František Podzimek, CSc., prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA,
doc. RNDr. Ján Sabo, CSc. mim. prof., doc. MUDr. Richard Salzman, Ph.D., prof. MUDr. Ivo Stárek,
CSc., Mgr. Jaromír Vachutka, Ph.D., doc. RNDr. Karel Volenec, CSc.

Recenzent:

Prof. Ing. Miloslav Rakovič, DrSc.

Vydání odborné knihy schválila Vědecká redakce nakladatelství Grada Publishing, a.s.

© Grada Publishing, a.s., 2019

Cover Photo © depositphotos.com 2019

Vydala Grada Publishing, a.s.

U Průhonu 22, Praha 7

jako svou 7159. publikaci

Odpovědný redaktor Mgr. Luděk Neužil

Sazba a zlom Ing. Vladimír Meško

Počet stran 432

2. vydání, Praha 2019

Vytiskly Tiskárny Havlíčkův Brod, a.s.

Názvy produktů, firem apod. použité v knize mohou být ochrannými známkami nebo registrovanými ochrannými známkami příslušných vlastníků, což není zvláštním způsobem vyznačeno.

Postupy a příklady v této knize, rovněž tak informace o lécích, jejich formách, dávkování a aplikaci jsou sestaveny s nejlepším vědomím autorů. Z jejich praktického uplatnění ale nevyplývají pro autory ani pro nakladatelství žádné právní důsledky.

ISBN 978-80-271-2701-6 (ePub)

ISBN 978-80-271-2700-9 (pdf)

ISBN 978-80-271-0209-9 (print)

Autorský kolektiv

Editori



prof. MUDr. Leoš Navrátil, CSc., MBA, dr. h. c.

vedoucí katedry zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva Fakulty biomedicínského inženýrství Českého vysokého učení technického v Praze



prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA

profesor biomedicínského inženýrství, proděkan Fakulty biomedicínského inženýrství Českého vysokého učení technického v Praze a přednosta Ústavu lékařské biofyziky a lékařské informatiky 3. lékařské fakulty Univerzity Karlovy v Praze

Kolektiv spoluautorů



MUDr. Robert Bajgar, Ph.D.

odborný asistent a zástupce přednostky Ústavu lékařské biofyziky, vědecký pracovník Ústavu molekulární a translační medicíny Lékařské fakulty Univerzity Palackého v Olomouci



prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.

profesor anatomie, histologie a embryologie, děkan Fakulty biomedicínského inženýrství Českého vysokého učení technického v Praze a emeritní přednosta Anatomického ústavu 2. lékařské fakulty Univerzity Karlovy



doc. Ing. Josef Hanuš, CSc.

docent lékařské biofyziky, proděkan Lékařské fakulty UK v Hradci Králové, přednosta Ústavu lékařské biofyziky Lékařské fakulty UK v Hradci Králové



prof. MUDr. Ján Jakuš, Ph.D.

inauguroval v roce 2001 na 1. lékařské fakultě Univerzity Karlovy v Praze v oboru patofyziologie, od roku 2007 vedoucí Ústavu lékařské biofyziky Jesseniovy lékařské fakulty Univerzity Komenského v Martině



doc. MUDr. et Ing. Viera Jakušová, Ph.D., MPH

docentka Ústavu veřejného zdravotnictví při Jesseniově lékařské fakultě Univerzity Komenského v Martině



MUDr. Petr Kolář, Ph.D.

lékař Rehabilitačního oddělení Fakultní nemocnice v Olomouci, odborný garant a lékař rehabilitačního centra Elpis, odborný asistent Ústavu fyzioterapie Fakulty zdravotních věd Univerzity Palackého v Olomouci



prof. RNDr. Hana Kolářová, CSc.

profesorka v oboru lékařská biofyzika na Lékařské fakultě Univerzity Palackého v Olomouci, přednostka Ústavu lékařské biofyziky, proděkanka pro studium na Lékařské fakultě Univerzity Palackého v Olomouci



MUDr. Jiří Kubeš, Ph.D.

vedoucí lékař Proton Therapy Center Czech, lektor katedry radiační onkologie IPVZ a katedry onkologie 1. LF UK



doc. MUDr. Ján Lešták, CSc., MSc., FEBO, MBA, LLA, DBA, FAOG

docent katedry zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva Fakulty biomedicínského inženýrství Českého vysokého učení technického v Praze, přednosta Oční kliniky JL a Kliniky JL v Praze



MUDr. Miroslav Malay, Ph.D.

zástupce vedoucího katedry fyzioterapie Fakulty zdravotnictví Trenčianské univerzity Alexandra Dubčeka v Trenčíně, vedoucí lékař Fyziatricko-rehabilitačního oddělení Polikliniky ministerstva obrany Slovenské republiky v Trenčíně detašovaného pracoviště Ústřední vojenské nemocnice Slovenského národního povstání v Ružomberoku



MUDr. Vladimír Mašín, Ph.D.

odborný asistent Ústavu lékařské biofyziky Lékařské fakulty Univerzity Karlovy v Hradci Králové



doc. Ing. František Podzimek, CSc.

docent katedry zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva Fakulty biomedicínského inženýrství Českého vysokého učení technického v Praze



doc. RNDr. Ján Sabo, CSc. mim. prof.

přednosta Ústavu lékařské a klinické biofyziky Univerzity Pavla Jozefa Šafárika v Košicích



doc. MUDr. Richard Salzman, Ph.D.

přednosta Otolaryngologické kliniky Lékařské fakulty Univerzity Palackého v Olomouci



prof. MUDr. Ivo Stárek, CSc.

profesor otorinolaryngologie a chirurgie hlavy a krku na Otolaryngologické klinice Lékařské fakulty Univerzity Palackého v Olomouci



Mgr. Jaromír Vachutka, Ph.D.

odborný asistent Ústavu lékařské biofyziky Lékařské fakulty Univerzity Palackého v Olomouci



doc. RNDr. Karel Volenec, CSc.

docent radiobiologie, externí pracovník při řešení vědeckých úkolů a při výuce na katedře biofyziky Lékařské fakulty Univerzity Karlovy v Hradci Králové a na VŠCHT v Praze, jednatel společnosti ELLA-CS

Obsah

Autorský kolektiv	5
Předmluva	19
Předmluva ke 2. vydání	21
1 Stavba hmoty, molekulová biofyzika	23
1.1 Stavba hmoty	23
1.2 Stavba atomu	24
1.2.1 Atomové jádro	24
1.2.2 Elektronový obal	25
1.3 Stavba molekul	26
1.3.1 Druhy vazeb	26
1.3.1.1 Iontová vazba	26
1.3.1.2 Kovalentní vazba	27
1.3.1.3 Kovová vazba	27
1.3.1.4 Vazba mezi polárními molekulami	27
1.3.2 Voda.	29
1.3.3 Adheze a koheze	30
1.3.4 Disperzní systémy	33
1.3.5 Transport látek v disperzním prostředí	34
1.3.5.1 Sedimentace	34
1.3.5.2 Difuze	34
1.3.5.3 Dialýza	35
1.3.5.4 Osmóza	35
1.3.6 Transport látek přes buněčnou membránu	36
1.3.6.1 Pasivní transport.	36
1.3.6.2 Aktivní transport	37
1.3.6.3 Transport makromolekul	38
1.4 Distribuce látek v organismu	38
1.4.1 Rovnováha tělesných tekutin a distribuce iontů v organismu	40
2 Bioenergetika a tepelná technika v lékařství, hypertermie, termoterapie	45
2.1 Teplo, teplota, základy termodynamiky	45
2.1.1 První věta termodynamická	46
2.1.2 Druhá věta termodynamická	46
2.1.3 Entropie.	47
2.2 Tepelná pohoda organismu	48
2.2.1 Energie v organismu, její přeměna a akumulace	48
2.2.2 Produkce tepla v organismu	48
2.2.3 Způsoby odvádění tepla z organismu	49
2.2.3.1 Vyzařování.	49
2.2.3.2 Vedení	49
2.2.3.3 Proudění	50
2.2.3.4 Vypařování vody.	50
2.3 Regulace teploty v organismu	51
2.4 Měření teploty (termometrie)	52
2.4.1 Teploměry založené na délkové či objemové roztažnosti kapalin a pevných látek – teploměry rtuťové, lihové a bimetalové	52

2.4.2	Kovové odporové teploměry	52
2.4.3	Termočláňková termometrie	53
2.4.4	Termistorová termometrie	54
2.4.4.1	Speciální termometrie	54
2.5	Využití tepelné energie v lékařství	54
2.5.1	Hypertermie – využití v klinické praxi	54
2.5.1.1	Mechanismus účinku	55
2.6	Fyzikální základy kryoterapie, kryochirurgie a význam místního zmrazení tkáně	55
2.6.1	Pozitivní termoterapie	57
3	Základy biomechaniky a kineziologie	59
3.1	Historické vymezení biomechaniky	59
3.1.1	Biomechanika člověka	60
3.2	Analýza pohybu – mechanika pohybu	60
3.2.1	Gravitace a těžiště	60
3.2.2	Páka	62
3.2.3	Svaly	64
3.3	Biomechanické vlastnosti tkání	65
3.3.1	Funkční anatomie a biomechanika vaziva	66
3.3.1.1	Fibroblasty	66
3.3.1.2	Kolagenní vlákna	66
3.3.1.3	Elastická vlákna	67
3.3.1.4	Retikulární vlákna	68
3.3.1.5	Amorfni mezibuněčná hmota	69
3.3.1.6	Kolagenní vazivo	69
3.3.2	Funkční anatomie a biomechanika chrupavek	70
3.3.2.1	Hyalinní chrupavka	71
3.3.2.2	Elastická chrupavka	71
3.3.2.3	Vazivová chrupavka	71
3.3.3	Funkční anatomie a biomechanika kostní tkáně	72
3.3.4	Funkční anatomie a biomechanika kostních spojů	74
3.3.4.1	Vazivové spoje	74
3.3.4.2	Chrupavčité spoje	74
3.3.4.3	Kostěné spoje	75
3.4	Biomechanika krevního oběhu	78
3.4.1	Srdce	78
3.4.1.1	Srdeční sval	81
3.4.2	Cévy	81
3.4.2.1	Koronární oběh	82
3.4.2.2	Tepny (arterie) a kapiláry	82
3.4.2.3	Lymfatické cévy	83
3.4.2.4	Žíly (věny)	83
3.4.2.5	Rychlost proudění krve v tepnách	83
3.4.2.7	Objem krve ve velkých cévách	84
3.4.2.8	Arteriální a žilní tlak	84
3.4.2.9	Ortostáza	85
3.4.2.10	Měření tepenného krevního tlaku	86
3.4.3	Krev	87
3.4.3.1	Krevní plazma	88
3.4.3.2	Krevní elementy	88
3.4.3.3	Smykové napětí a rychlost	89

3.5	Biomechanika dýchání	90
3.5.1	Mechanika dýchání	91
3.5.2	Plicní objemy a kapacita plic	93
3.5.3	Viskoelastické vlastnosti plic a hrudní stěny	94
3.5.4	Výměna dýchacích plynů	96
3.5.5	Vliv přetlaku na organismus	98
3.5.6	Vliv přetlaku a podtlaku na organismus	98
3.5.7	Umělá ventilace plic	99
3.6	Mechanické a tepelné vlastnosti zubů a jejich náhrad	100
3.6.1	Mechanické namáhání v tlaku a tahu	100
3.6.2	Zátěžová křivka pro normálové napětí (strain stress curve)	103
3.6.3	Deformace ve smyku	104
3.6.4	Deformace pevných látek – shrnutí	105
3.7	Účinky mechanických sil na organismus	106
3.7.1	Gravitace	106
3.7.2	Negativní účinky mechanické energie	107
3.8	Léčebné využití mechanické energie	108
3.8.1	Léčebný tělocvik	108
3.8.3	Mechanoterapie	109
3.8.4	Lymfodrenáž	110
3.8.5	Přístrojová masáž	110
3.8.6	Masáž proudem vody	110
3.9	Kineziologie páteře	110
3.9.1	Nosné komponenty segmentu	111
3.9.2	Hydrodynamické komponenty segmentu	111
3.9.3	Kinetické komponenty páteře	112
4	Biofyzika elektrických projevů a účinků elektrické energie, diagnostické a terapeutické metody využívající elektrické energie	115
4.1	Elektrický proud	115
4.1.1	Pasivní elektrické vlastnosti	115
4.1.2	Aktivní elektrické projevy	116
4.1.3	Transportní mechanismy	117
4.2	Membránové potenciály	117
4.2.1	Klidový membránový potenciál	117
4.2.2	Akční potenciál	118
4.3	Účinky elektrického proudu na organismus	122
4.4	Využití akčních potenciálů v diagnostice	124
4.4.1	Elektrokardiografie	125
4.4.1.1	Převodní systém	125
4.4.1.2	Snímání elektrické srdeční aktivity	126
4.4.2	Elektrodiagnostika v neurologii a rehabilitaci	132
4.4.3	Diagnostické využití střídavého proudu	134
4.4.4	Kapacitní pletysmografie	134
4.5	Léčebné využití elektrického proudu	134
4.5.1	Stejnosměrný galvanický proud	135
4.5.1.1	Iontofórze	136
4.5.1.2	Galvanizace	136
4.5.2	Nízkofrekvenční proudy	136
4.5.2.1	Diadynamické proudy	137
4.5.2.2	Träbertovy proudy	138

4.5.2.3	Alternativní proudy	138
4.5.2.4	Středněfrekvenční proudy	142
4.5.2.5	Distanční elektroterapie	144
4.5.2.6	Vysokofrekvenční elektroterapie	145
4.6	Interakce magnetických polí s tkáněmi	147
4.6.1	Elektromagnetické pole	148
4.6.2	Magnetické vlastnosti látek	150
4.6.3	Mechanismy interakcí elektromagnetických polí s živou hmotou	151
4.6.3.1	Interakce stacionárních magnetických polí s živou hmotou	151
4.6.3.2	Interakce elektromagnetických polí s živou hmotou	153
4.6.4	Magnetoterapie	155
5	Optika a biofyzika vidění	157
5.1	Vlastnosti záření	157
5.1.1	Spektrum elektromagnetického záření	157
5.1.2	Světlo	157
5.1.3	Šíření světla	158
5.1.3.1	Disperze světla	159
5.1.4	Kvantová optika	160
5.1.5	Vlnová optika	161
5.1.5.1	Interference světla – skládání vlnění	161
5.1.5.2	Ohyb světla	161
5.1.5.3	Polarizace světla	162
5.1.6	Paprsková optika	162
5.1.6.1	Zobrazení čočkami	162
5.2	Zdroje a detektory záření	163
5.2.1	Žárovky	163
5.2.2	Luminiscenční zdroje záření	163
5.2.3	Výbojky	164
5.2.4	Lasery	164
5.2.4.1	Pevnolátkové lasery	166
5.2.4.2	Polovodičové lasery	167
5.2.4.3	Plynové lasery	168
5.2.4.4	Kapalinové lasery	169
5.2.4.5	Plazmové rentgenové lasery	169
5.2.4.6	Lasery s volnými elektrony	170
5.2.5	Detektory záření	170
5.3	Optické metody a přístrojová technika	172
5.3.1	Mikroskopické metody	172
5.3.1.1	Světelná mikroskopie	172
5.3.1.2	Zobrazovací metody ve světelné mikroskopii	176
5.3.1.3	Elektronová mikroskopie	180
5.3.1.4	Mikroskopie atomárních sil	182
5.3.2	Metody optické spektroskopie	183
5.3.2.1	Spektrofotometrie	183
5.3.2.2	Spektrofluorimetrie	184
5.3.2.3	Laserová spektroskopie	185
5.3.3	Polarimetrie	185
5.3.4	Nefelometrie a turbidimetrie	186
5.3.5	Refraktometrie	186
5.3.6	Endoskopie	187

5.4	Oko a oční vady	187
5.4.1	Optický systém oka	188
5.4.1.1	Zraková ostrost	189
5.4.1.2	Refrakční vady oka	190
5.4.1.3	Korekce refrakčních vad	191
5.4.2	Tvorba obrazu	192
5.4.2.1	Adaptace oka na intenzitu světla	192
5.4.2.2	Funkce tyčinek	193
5.4.2.3	Funkce čípků	194
5.5	Fototerapie	194
5.5.1	Laser	195
5.5.1.1	Mechanismus a využití neinvazivní laseroterapie	195
5.5.1.2	Mechanismus a využití invazivní laseroterapie	196
6	Akustika	199
6.1	Základní pojmy	199
6.1.1	Zvuk	199
6.1.2	Rychlost šíření zvukové vlny	200
6.1.3	Akustická výchylka, akustická rychlost, akustický tlak	200
6.1.4	Efektivní akustická rychlost a efektivní akustický tlak	202
6.1.5	Akustická impedance	202
6.1.6	Vlastnosti zvuku	203
6.1.6.1	Barva zvuku	203
6.1.6.2	Výška zvuku	204
6.1.6.3	Hladina intenzity zvuku	204
6.2	Fyziologická akustika	206
6.2.1	Hladina hlasitosti	208
6.2.2	Hlasitost	208
6.2.3	Rezonance	208
6.3	Řeč, funkce hrtanu	209
6.4	Sluchový orgán	211
6.4.1	Zevní ucho	211
6.4.2	Střední ucho	212
6.4.3	Vnitřní ucho	213
6.4.4	Sluchová dráha	215
6.4.4.1	Elektrické projevy při podráždění sluchového orgánu	215
6.5	Poruchy sluchu	216
6.5.1	Převodní nedoslýchavost (hypacusis conductiva)	216
6.5.2	Percepční nedoslýchavost (hypacusis perceptiva, hypacusis sensoneuralis)	216
6.5.3	Směšená nedoslýchavost (hypacusis mixta)	217
6.6	Vyšetření sluchu	217
6.6.1	Subjektivní audiometrické metody	217
6.6.1.1	Vyšetření hlasitou řečí a šepotem	217
6.6.1.2	Vyšetření ladičkami	218
6.6.1.3	Tónová audiometrie	219
6.6.1.4	Slovní audiometrie	220
6.6.2	Objektivní audiometrické metody	220
6.6.2.1	Impedanční audiometrie	220
6.6.2.2	Otoakustické emise	223
6.6.2.3	Akusticky evokované potenciály	224

6.7	Hluk jako noxa	225
6.8	Klinické obory využívající akustiku	226
6.9	Infrazvuk	227
6.10	Ultrazvuk	227
6.10.1	Generování ultrazvuku v lékařství	227
6.10.2	Biologické účinky ultrazvuku	228
6.10.3	Principy diagnostického užití ultrazvuku	230
6.10.4	Principy terapeutického užití ultrazvuku	230
7	Vlastnosti a interakce ionizujícího záření	235
7.1	Objev záření X	235
7.2	Objev radioaktivity	237
7.3	Popis radioaktivity	239
7.4	Typy radioaktivní přeměny	241
7.4.1	Přeměna α	242
7.4.2	Přeměna β^+ , β^- , elektronový záchyt	243
7.4.3	Přeměna γ	246
7.5	Zdroje ionizujícího záření	247
7.5.1	Přírodní zdroje ionizujícího záření	247
7.5.1.1	Kosmické záření a kosmogenní radionuklidy	247
7.5.1.2	Přírodní radionuklidy (terestriální) v zemské kůře	247
7.5.2	Umělé zdroje ionizujícího záření	248
7.5.2.1	RTG přístroje	248
7.5.2.2	Brzdné záření	252
7.5.2.3	Charakteristické záření	253
7.6	Interakce ionizujícího záření s hmotou	254
7.6.1	Interakce přímo ionizujícího záření	255
7.6.2	Interakce nepřímo ionizujícího záření	257
7.7	Dozimetrie ionizujícího záření	262
7.7.1	Veličiny charakterizující zdroje ionizujícího záření	262
7.7.2	Veličiny popisující pole ionizujícího záření v prostoru	263
7.7.3	Veličiny popisující interakce ionizujícího záření s látkou	263
7.7.4	Veličiny dozimetrie ionizujícího záření	266
7.7.5	Veličiny používané v radiační ochraně	267
7.8	Detekce ionizujícího záření	272
7.8.1	Ionizační detektory	273
7.8.1.1	Ionizační komory	274
7.8.1.2	Proporcionální počítače	275
7.8.1.3	Geigerovy-Müllerovy počítače	275
7.8.2	Scintilační detektory	275
7.8.3	Dozimetrie pevnou fází	276
7.8.4	Fotografická metoda detekce	277
7.9	Cíle a principy radiační ochrany	277
7.9.1	Limity pro ozáření	278
7.9.2	Ochrana před vnějším ionizujícím zářením	281
7.9.3	Ochrana před vnitřní kontaminací	282
8	Zobrazovací metody	285
8.1	Radiodiagnostika	285
8.1.1	Fyzikální principy RTG vyšetřovacích metod	285
8.1.2	Skioskopie	286

8.1.3	Skiografie	287
8.1.4	Snímkování ze štítu	288
8.1.5	Kymografie	288
8.1.6	Angiografická vyšetření	288
8.1.7	Vyšetření kontrastní látkou	289
8.1.7.1	Negativní kontrastní látky	289
8.1.7.2	Pozitivní kontrastní látky	289
8.1.8	Výpočetní tomografie	290
8.1.8.1	Součásti CT	291
8.2	Ultrazvukové zobrazovací metody	292
8.2.1	Fyzikální vlastnosti ultrazvuku	292
8.2.2	Fyzikální podstata zobrazování ultrazvukem	294
8.2.2.1	Odraz ultrazvuku na rozhraní a jeho interpretace	294
8.2.2.2	Ultrazvukové metody zobrazení struktury	296
8.2.2.3	Ultrazvukové metody zobrazení rychlosti toku krve – dopplerovské metody	298
8.3	Magnetická rezonance	299
8.3.1	Magnetické vlastnosti jádra	299
8.3.1.1	Rekonstrukce obrazu magnetické rezonance	302
8.3.2	MR angiografie	304
8.3.3	Kontrastní látky	304
8.3.4	Funkční magnetická rezonance	304
8.3.5	Přístroje vybavení	305
8.3.6	Využití magnetické rezonance	306
8.4	Nukleární medicína	306
8.4.1	Základní pojmy	306
8.4.2	Vyšetřovací metody využívající radionuklidy	309
8.4.3	Fyzikální principy používání radiofarmak	309
8.4.4	Přístroje pro osobní a ochrannou dozimetrii	313
8.4.5	Přístroje pro měření radioaktivity látek	314
8.4.6	Přístroje pro měření radioaktivity v organismu	317
8.4.7	Jednokanálová a vícekanálová souprava pro zevní detekci	317
8.4.8	Celotělové detekční systémy	319
8.4.9	Scintigrafické zobrazovací systémy	319
8.4.10	Tomografické scintigrafické systémy	322
8.5	Denzitometrie	324
8.5.1	Metody využívající ionizující záření	325
8.5.2	Metody nepoužívající ionizující záření	325
8.5.3	Vyhodnocení výsledků měření podle WHO	326
8.6	Termografie	326
8.6.1	Bezkontaktní termografie	326
8.6.2	Kontaktní termografie	328
9	Základy radioterapie	331
9.1	Základní pojmy v radioterapii a v radiobiologii	331
9.1.1	Biofyzikální základy radioterapie	331
9.1.2	Radiobiologické základy radioterapie	331
9.1.3	Metodika léčby zářením	333
9.1.4	Klinické problémy radioterapie	333
9.2	Ozařovače využívané v radioterapii	334
9.2.1	Kobaltové a cesiové ozařovače, gama nůž	334

9.2.2	Betatron	335
9.2.3	Lineární urychlovač	336
9.2.4	Cyklotron	337
9.3	RTG terapie	339
9.4	Intervenční radiologie	340
10	Neionizující záření	343
10.1	Neionizující elektromagnetické záření	43
10.1.1	Účinky neionizujícího záření na živý organismus	344
10.1.2	Účinky viditelného světla	345
10.2	Ultrafialové světlo	45
10.2.1	Biologické účinky ultrafialového záření	347
10.2.2	Účinky na oko	347
10.3	Infračervené světlo	348
10.3.1	Infračervené záření	348
10.4	Radiofrekvenční záření	49
10.4.1	Elektromagnetická pole v radiofrekvenční oblasti	349
11	Fyzikální děje ve stomatologii	351
11.1	Specializovaná stomatologická technika v ordinaci	351
11.1.1	Zubní vrtačka	351
11.1.1.1	Elektromotorický násadec	351
11.1.1.2	Násadce se vzduchovým motorkem	352
11.1.1.3	Turbínové násadce s přímým pohonem	352
11.1.1.4	Preparační laser	353
11.1.1.5	Trysková nekontaktní abraze k bezbolestné preparaci tvrdých zubních tkání	353
11.1.2	Rotační nástroje	353
11.2	Specializovaná stomatologická technika v laboratoři	355
11.2.1	Mikromotor	355
11.2.2	Licí přístroje	355
11.2.3	Pískovač	356
11.2.4	Bruska a leštička	356
11.2.5	Dentální pila	357
11.2.6	Vibrátor	357
11.2.7	Fletcherova pistole	357
11.2.8	Přístroj na elektrolytické leštění odlitků (galvanická leštička)	357
11.2.9	Zařízení na sváření elektrickým obloukem	358
11.2.10	Ohřívací (předeřívací) pec	358
11.2.11	Sušicí pec	359
11.2.12	Přetlakový polymerátor	359
11.2.13	Tepelně tlakový polymerátor	359
11.2.14	Lis na kyvety	359
11.3	Lékařská technika využívaná ve stomatologické ordinaci	359
11.3.1	Amalgamátoř	360
11.3.2	Kompresory	360
11.3.3	Nástěnná a stojanová zubní svítidla	360
11.3.4	Sterilizátory	361
11.3.4.1	Horkovzdušný sterilizátor	361
11.3.4.2	Autokláv	361
11.3.4.3	Sterilizace ionizujícím zářením	361

11.3.5	Ultrazvukové čističky	362
11.3.6	Polymerační lampa	362
11.3.7	Metoda laserové fluorescence	362
11.4	Rentgenová technika ve stomatologii	363
11.4.1	Klasický rentgenový přístroj	363
11.4.2	Rentgenové diagnostické techniky používané ve stomatologii	365
11.4.2.1	Panorální radiografie	365
11.4.2.2	Free focus radiography.	365
11.4.2.3	Rotační tomografie, ortopantomograf (panoramatická tomografie)	365
11.4.2.4	Počítačová tomografie	367
11.4.2.5	Tuned Aperture Computed Tomography	367
11.4.2.6	Počítačová tomografie s kuželovým paprskem	367
11.4.2.7	Metoda CEREC	368
11.4.2.8	CAD/CAM CEREC	369
11.4.3	Rentgenové filmy využívané ve stomatologii	369
11.4.4	Digitální zobrazovací systémy	369
11.4.4.1	Elektronické senzory.	370
11.4.4.2	Paměťové fólie	370
11.4.5	Kontrastní látky a jejich využití ve stomatologii	370
11.4.6	Digitální subtrakční radiografie	370
11.4.7	Xerografie.	371
11.4.8	Další zobrazovací techniky používané ve stomatologii	371
11.4.9	Intraorální kamera	371
11.5	Fyzikální podstata materiálů využívaných ve stomatologii	372
11.5.1	Otiskovací hmoty.	372
11.5.1.1	Hmoty složené, kompozitní	372
11.5.1.2	Otiskovací gutaperča	372
11.5.1.3	Reverzibilní hydrokoloidní hmoty	373
11.5.1.4	Vosky	373
11.5.2	Zatmelovací hmoty	373
11.5.3	Broušící a leštící hmoty.	373
11.5.4	Hmoty používané ke zhotovování náhrad a jejich zpracování	373
11.5.4.1	Kovy	374
11.5.4.2	Kaučuk, umělé pryskyřice	375
11.5.4.3	Stomatologické porcelány	375
11.5.5	Teplotní roztažnost pevných látek	376
11.5.6	Teplná vodivost pevných látek	377
11.6	Elektrochemická koroze kovů v ústní dutině a jiné elektrogalyvanické jevy	378
11.7	Extrakční kleště a páky	379
11.8	Fyzikální principy obrábění využívané ve stomatologii	381
11.8.1	Vrtání a broušení	381
11.8.2	Leštění	382
11.8.3	Frézování	382
11.9	Zubní náhrady	382
11.9.1	Mechanismus působení žvýkacího svalstva	382
11.9.2	Fyzikální požadavky na sestavení umělého chrupu	384
12	Fyzikální vlastnosti nových materiálů	385
12.1	Obecná charakteristika biomateriálů	385
12.2	Materiály s tvarovou pamětí	386
12.2.1	Tvarová paměť	386

12.2.2	Tvarová paměť nitinolu	386
12.2.3	Pseudoelastická (superelastická) nitinolu	387
12.2.4	Použití nitinolu v medicíně	388
12.2.4.1	Zubní lékařství	388
12.2.4.2	Ortopedie	388
12.2.4.3	Chirurgie	389
12.2.4.4	Miniinvazivní chirurgie	390
12.3	Biodegradabilní materiály	391
12.3.1	Obecná charakteristika biodegradabilních materiálů	391
12.3.2	Příklady použití biodegradabilních materiálů	393
12.3.2.1	Spojovací a fixační prvky	393
12.3.2.2	Biodegradabilní výztuže (stenty)	394
12.3.2.3	Scaffolds	395
12.4	Nanomateriály	396
12.4.1	Úvod	396
12.4.1.1	Základní vlastnosti nanomateriálů a jejich fyzikální podstata	396
12.4.1.2	Principy výroby nanomateriálů	398
12.4.2	Využití nanomateriálů v diagnostice	398
12.4.2.1	Zobrazovací metody	398
12.4.2.2	Laboratorní a molekulární diagnostika	399
12.4.3	Využití nanomateriálů v terapii	399
12.4.3.1	Cílená farmakoterapie	399
12.4.3.2	Multifunkční nanočástice	400
12.4.3.3	Nanomatrice	400
12.4.4	Zdravotní rizika spojená s nanomateriály	401
13	Supplementum	403
13.1	Fyzikální veličiny a jejich jednotky	403
13.2	Zákonné jednotky	404
13.3	ČSN ISO 80000-1	404
13.4	Mezinárodní soustava veličin	404
13.5	Mezinárodní soustava jednotek	405
13.5.1	Základní jednotky	405
13.5.2	Odvozené jednotky	406
13.6	Násobné a dílčí jednotky	406
13.7	Vedlejší jednotky	408
	Seznam zkratk	415
	Rejstřík	419
	Souhrn	429
	Summary	431

Předmluva

Je mi ctí, že jsem byl požádán, abych napsal předmluvu k učebnici, která má pro vzdělání lékaře význam naprosto zásadní. Moje pocity jsou přitom smíšené, protože mé neznalosti současné fyziky a biofyziky jsou hluboké. Na druhé straně jsou má úcta i obdiv k tomuto oboru upřímné a nesmírné a to bych se chtěl pokusit vyjádřit.

Je nutné, aby se lékař seznámil od základu se vznikem a vlastnostmi živé hmoty, poznal základní funkce živého organismu i podstatu a způsoby kvantifikace normálních a patologických dějů. To mu teprve dovolí dospět k optimálním závěrům léčebným.

Nad tímto malým světem biofyziky v medicínské aplikaci se klene smělá kopule fyziky z pohledu sociologie. Zde sehraává fyzika roli Prométhea, který dal lidstvu první energii pro přežití a který ho naučí v budoucnu obrovské množství energie nejen na jednu uvolňovat, jak to již lidé dovedou, ale také strážat a uvolňovat ji podle potřeby. Fyzika a biofyzika jsou patrně jedinou nadějí lidstva na přežití za podmínek, které ho v dalším vývoji Země a vesmíru čekají.

Dovolte mi nyní dotknout se mých konkrétních zkušeností z oblasti medicínské fyziky, která je jistě součástí biofyziky, a i když třeba malou, tak rozhodně nevýznamnou. Již základní metody klinického vyšetřování jsou založeny na fyzikálních principech. Mám na mysli perkusi (poklep), auskultaci (poslech) a její zdokonalenou podobu fonokardiografii, elektrokardiografii a další.

O to více se fyzika a biofyzika zasloužily o rozvoj mé vlastní disciplíny – diagnostického zobrazování. Podrobily si zde mnoho druhů vlnění: ultrazvukové, paprsky X, magnetické, radiofrekvenční, infračervené, laser a další, a dovedly je k dokonalému zobrazení anatomických poměrů i fyziologických a patofyziologických dynamických dějů. Nejde jen o děje mechanické, ale také o pochody fyzikálně chemické a biochemické, jako je spektroskopie v oblasti zájmu v živém organismu.

Na příkladu moderní kardiologie lze názorně ukázat, co přinesla biofyzika diagnostice a léčbě chorob srdce. Ultrazvuk dokáže zobrazit detailní anatomii srdce v pohybu jednotlivých struktur, s pomocí Dopplerova jevu dovede nepřímou změřit tlakový spád mezi dutinami navzájem a mezi dutinami a velkými cévami a tak kvantifikovat například závažnost zúžení aortální chlopně. Proudění cévami je možné měřit elektromagneticky nebo dopplerovským ultrazvukem, ale nejpřesnější metodou, která dovede neinvazivně vyšetřit a kvantifikovat hemodynamické poměry, je magnetická rezonance. Katetrizace dovolí přímo změřit tlaky v jednotlivých oddílech a zaznamenat je plynulou křivkou. Umožní současně odebrat vzorky krve ke stanovení jejího nasycení kyslíkem a tím odhalit a kvantifikovat zkraty. Indikátorové diluční křivky dovolí stanovit srdeční výdej a kvantifikovat zkraty a regurgitace. Co se jen zde uplatní základních zákonů z oblasti hydrodynamiky, optiky, elektřiny a elektroniky!

Největší význam nukleární medicíny je dán tím, že je zatím vedoucí metodou v zobrazování biochemických a imunologických pochodů v živém organismu. Na tomto poli je velkým příslibem magnetická rezonance pro svou vyšší prostorovou rozlišovací schopnost.

Prostorové zobrazování začalo fotografickou a rentgenografickou stereografií a stereoskopií. Dnes pokračuje 3D rekonstrukcí obrazu pomocí počítače. Základem pro tuto rekonstrukci jsou mnohovrstevná spirální vyšetření výpočetní tomografií nebo vyšetření magnetickou rezonancí.

Tím výčet přínosu biofyziky v moderní medicíně dnes nekončí. Nejde totiž jen o proces diagnostický, ale také o indikaci, tj. volbu optimálního způsobu léčby či prevence. Příkladem budiž intervenční radiologie, která vděčí za svůj vznik a pokrok opět uplatnění fyzikálních zákonů. Dalším příkladem může být využití termální paměti některých slitin kovů (nitinol) k vytvoření nitrožilně zavedeného drátu, který se vlivem tělesné teploty změní v komplikovanou pletě v horním úseku dolní duté žíly. Tato pletě se stává účinným filtrem k zachycení trombotických embolů. Pletě byla přetvarována za teploty blízké teplotě těla a vyrovnána za chladu v rovný drát. Po návratu do teplého prostředí těla se její původně jí udělený tvar obnoví. Na postupu je též aplikace fyzikálních pochodů v lokální léčbě: léčivem potažené cévní výztuže (steny), ničení nádorových ložisek ultrazvukem, radiofrekvencí, laserem, kryoterapií a jinými fyzikálními metodami. Způsob zavádění katétrů je sice dnes již velmi dokonalý, ale bude ještě obohacen možností jejich magnetické navigace. Tato nikoliv nová myšlenka došla plné realizace až po vyvinutí nových, plochých zesilovačů, kterým nehrozí nebezpečí poškození silným magnetismem.

Dost ale s vděuplným uváděním příkladů významu biofyziky pro medicínu a její další vývoj. Ten se totiž rýsuje zcela zřetelně a tak je nutno si uvědomit, co musí dnešní student medicíny a mladý lékař obsáhnout, aby tyto vývojové trendy včas zachytil a mohl pomoci posunout hranice našeho medicínského vědění a umění do dalších oblastí. Dnes půjde především o řešení problémů metabolických, onkologických, virologických a genetických, zítra jistě o řadu dalších. Bude nutné studovat vedle vlastních klinických oborů především fyziku, biofyziku, chemii, biochemii, imunologii a genetiku. Jedním z informačních zdrojů se jistě stane i tato učebnice.

Hradec Králové, 1. září 2005

prof. MUDr. Leo Steinhart, DrSc.

profesor radiologie,

dlouholetý přednosta radiologické kliniky FN a katedry radiologie LF UK,

dlouholetý proděkan této fakulty, čestný člen její Vědecké rady

a emeritní profesor LF UK v Hradci Králové

a čestný člen Evropské společnosti pro radiační kardiologii

Předmluva ke 2. vydání

Každý autorský kolektiv potěší, pokud jej nakladatel osloví s prosbou o další vydání jeho díla. Výjimkou není ani „Medicínská biofyzika“, která navázala v roce 2005 na předcházející „Lékařskou biofyziku“ a „Biofyziku v medicíně“. Od té doby uběhlo skoro 14 let, což je v medicíně dlouhá doba, proto i nové vydání, které je čtenáři předkládáno, je v mnoha částech inovováno. Zařadili jsme i nové, tematicky aktuální kapitoly.

Základ autorského kolektivu se za ty dlouhé roky nezměnil. Někteří naši spolupracovníci nás navždy opustili, ale je sympatické, že se autorský kolektiv omladil. Jsme si jisti, že tito kolegové převezmou štafetu a budou pokračovat v tradici přinášet čtenáři nejaktuálnější poznatky z biofyziky týkající se medicíny.

Předložený text je určen lékařům, specialistům ve zdravotnictví, posluchačům lékařských fakult i všech zdravotnických oborů a určitě své čtenáře najde mezi posluchači oborů biomedicínská technika, management zdravotnictví nebo zdravotnická informatika.

V posledním vydání napsal předmluvu vynikající radiolog prof. MUDr. Leo Steinhart, DrSc. (1924–2015). Jsme přesvědčeni, že jeho slova jsou stále platná a proto ji otiskujeme i v novém vydání.

Poděkování celého autorského kolektivu patří oponentovi. Jeho kritické pohledy pomohly k výraznému zkvalitnění a aktualizaci textu učebnice. A bylo by chybou neocenit pomoc všech pracovníků zdravotnické redakce nakladatelství Grada Publishing.

prosinec 2018

prof. MUDr. Leoš Navrátil, CSc., MBA, dr. h. c.
a prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA

1 Stavba hmoty, molekulová biofyzika

Robert Bajgar, Hana Kolářová

1.1 Stavba hmoty

Z fyzikálního hlediska se dnes díváme na náš svět jako na hmotu, která je utvářena **elementárními částicemi** a jejich vzájemnými **interakcemi**. Podle velikostí a míry dosahu působení rozlišujeme čtyři základní interakce: silnou, elektromagnetickou, slabou a gravitační, přičemž se předpokládá, že každá z nich je navíc zastoupena vlastními elementárními částicemi. Hmotu lze tedy vnímat jako soubor elementárních částic vytvářejících danou látku a jejich vzájemné interakce popisované často jako silová pole.

Silné interakce se uplatňují mezi nukleony v jádrech atomů, kdy na vzdálenost řádově 10^{-15} m jsou schopny překonat i elektrostatické působení mezi protony a zajistit tak jejich soudržnost. Elementární částice, které vytvářejí tyto jaderné síly, byly nazvány **gluony**.

Elektromagnetické interakce nabývají na významu za oblastí atomových jader. Podílejí se například na vytváření struktury atomů, molekul a tvorbě elektromagnetického záření. Polní částicí je zde **foton**.

Velikost **gravitační interakce**, podobně jako je tomu u předchozí elektromagnetické, klesá se čtvercem vzdálenosti. V případě velmi hmotných objektů může působit i na obrovské vzdálenosti. Gravitační síly jsou známe svojí účastí na procesech spojených s utvářením vesmíru. Za zprostředkovatele této interakce se považuje hypotetický **graviton**.

Na druhé straně **slabá interakce** se významně projevuje v případě velmi malých vzdáleností (10^{-16} – 10^{-17} m). Její velikost s rostoucí vzdáleností však exponenciálně prudce klesá a ve vzdálenosti odpovídající velikosti atomového jádra již dosahuje pouhé miliontiny velikosti silné interakce. Pomocí ní si vysvětlujeme například rozpad beta nebo slučování jader vodíku v deuterium. Klíčovými prostředníky těchto jaderných přeměn jsou **bosony W a Z**. Jde o elementární částice relativně hmotné, neboť jejich hmotnostní ekvivalenty v těchto reakcích odpovídají až 100násobku klidové hmotnosti protonu. Přičteme-li k tomu jejich velmi krátké doby života (s poločasy asi $3 \cdot 10^{-25}$ s), pak je patrné, že tyto interakce mohou dosáhnout svého maxima a tedy i významu pouze na velmi krátké vzdálenosti.

Doposud bylo pojmenováno více než 300 elementárních částic, přičemž některé z nich, jako jsou například proton a neutron, jsou utvářeny z ještě menších elementárních částic, kvarků. Podle **standardního modelu** je každá látka utvářena z **12 základních látkových částic**, kvark nahoru (u, up), kvark dolů (d, down), kvark podivný (s, strange), kvark půvabný (c, charm), kvark svrchní (t, top, někdy označován jako pravdivý, truth), kvark spodní (b, bottom, někdy označován jako krásný, beauty), elektron (e), mion (μ), tauon (τ), elektronové neutrino (ν_e), mionové neutrino (ν_μ) a tauonové neutrino (ν_τ) (tab. 1.1).

Tab. 1.1 Přehled elementárních částic utvářejících hmotu podle standardního modelu. Různý odstín šedi znázorňuje rozdíl v klidových hmotnostech. Gluon, foton a graviton mají nulové klidové hmotnosti.

částice látky				částice interakce			
kvarky		leptony		silné	elektromagnetické	gravitační	slabé
 nahoru	 půvabný	 elektron	 elektronové neutrino	 gluon	 foton	 graviton	 boson Z ⁰
 dolů	 svrchní	 mion	 mionové neutrino				 boson W ⁺
 podivný	 spodní	 tauon	 tauonové neutrino				 boson W ⁻

1.2 Stavba atomu

Atom je definován jako nejmenší složka látky, kterou lze pomocí chemických reakcí získat. Každý atom je tvořen z atomového **jádra** a elektronového **obalu**, který určuje jeho chemické vlastnosti. Atomovým jádrem nazýváme prostor, kde se vyskytují neutrony a protony. Elektronový obal je pak prostorem elektronů, které jsou Coulombovými silami udržovány v kontaktu se svým kladně nabitým jádrem. Celkový počet neutronů a protonů v atomovém jádře udává **nukleonové číslo A**, přičemž celkový počet protonů vyjadřujeme pomocí **protonového čísla Z**. Jako **prvky** pak označujeme všechny atomy, které mají shodná protonová čísla; jako **nuklidy** atomy, které vykazují shodu jak v protonovém, tak i v nukleonovém čísle (izomerem nazýváme energeticky bohatší nuklid způsobený excitací nukleonů, radionuklidem pak nazýváme nuklid, jehož atomová jádra podléhají radioaktivní přeměně); jako **izotopy** atomy, které mají shodná protonová čísla, ale liší se v nukleonovém čísle (např. izotopy kyslíku $^{16}_8\text{O}$, $^{15}_8\text{O}$, $^{17}_8\text{O}$); jako **izobary** atomy, které mají shodná nukleonová čísla, ale liší se v protonovém čísle (např. $^{30}_{14}\text{Si}$, $^{30}_{15}\text{P}$, $^{30}_{16}\text{S}$) a jako **izotony** atomy, které mají shodný počet neutronů, ale liší se v počtu protonů a tedy i nukleonů (např. $^{30}_{14}\text{Si}$, $^{32}_{16}\text{S}$).

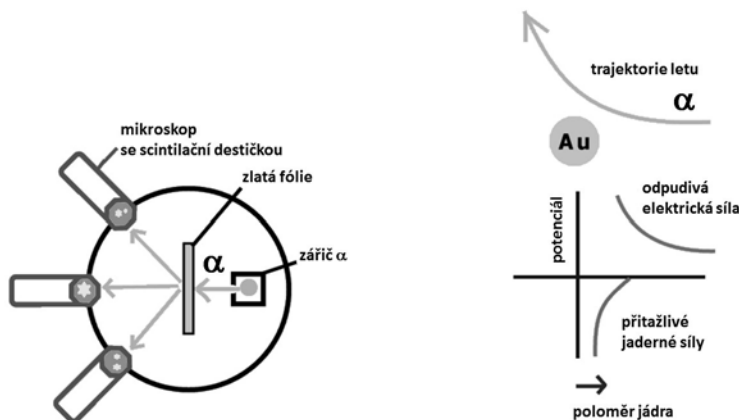
1.2.1 Atomové jádro

Objev atomového jádra je přisuzován **Rutherfordovi**^{*}, který v roce 1911 sledoval rozptyl kladně nabitých α částic na zlaté fólii (obr. 1.1). Na základě toho usoudil, že v ma-

* Charles-Augustin de Coloumb, 1736–1806, francouzský fyzik

** Ernest Rutherford, 1871–1937, novozélandský fyzik

teriiálu zlaté fólie se musí nacházet určité seskupení kladně nabitých částic, které díky odpudivým elektrickým silám způsobí vychýlení α částic z původní dráhy letu. A protože navenek fólie nevykazovala žádný elektrický náboj, tak předpokládal i existenci negativně nabitých částic, které nějakým způsobem jsou sdruženy s těmito kladnými centry a kompenzují jejich kladný náboj. I když Rutherford v té době ještě nevyslovil pojem atomového jádra a jeho představa struktury atomu byla spíše podobná planetární soustavě s centrálně umístěnou hvězdou, tak jeho objev byl natolik významný, že jej nelze opomenout.



Obr. 1.1 Rutherfordův pokus

Dnes považujeme atomové jádro za malou, relativně velmi hmotnou a kladně nabitou centrální část atomu. Velikosti atomového jádra nabývají rozměrů 10^{-15} – 10^{-14} m, přičemž celková velikost atomu je až o 5–6 řádů větší. Navzdory tomu hmotnost jádra je přibližně 1000krát větší než hmotnost jeho obalu. Sečteme-li však hmotnosti volných protonů a neutronů a porovnáme-li tuto hodnotu s hmotností atomového jádra, které je tvořeno stejným počtem protonů a neutronů, pak hmotnost takového jádra bude menší o tzv. **hmotnostní úbytek**. Jeho energetický ekvivalent pak přísluší energii, která byla uvolněna při vzniku takového jádra. Jinými slovy odpovídá energii, kterou by bylo nutné atomovému jádru dodat, aby se rozpadlo na jednotlivé nukleony. Hodnota této **vazebné energie** přepočtené na jeden nukleon je pak větší pro středně těžká atomová jádra, čehož lze využít při štěpení těžkých anebo slévání velmi lehkých jader. Chemicky je jádro nedělitelné a lze jej dělit pouze jadernými procesy.

1.2.2 Elektronový obal

Elektronový obal je vytvářen elektrony, které jsou v neustálém pohybu. Tento pohyb podléhá určitým fyzikálním zákonitostem. Každý elektron lze popsat jednoznačnou čtveřicí kvantových čísel, které jsou označovány jako hlavní, vedlejší, magnetické a spinové. Elektrony vyskytující se nejdále od jádra se nazývají valenční elektrony. Jsou rozhodující pro fyzikálně-chemické vlastnosti atomu.

1.3 Stavba molekul

Molekulu lze vnímat jako základní stavební jednotku každé látky, jež je schopná samostatné existence. Určuje základní chemické vlastnosti látky a je utvářena alespoň dvěma atomy, které jsou mezi sebou poutány chemickou vazbou. Při vzniku molekuly dochází k překryvu atomových orbitalů za vzniku **molekulových orbitalů**, jež je doprovázeno uvolněním energie. Tato energie je stejně velká jako energie, která je potřebná na rozštěpení chemické vazby a nazývá se **vazební energií** nebo disociační energií vazby. Typ vazby pak určuje, zda látka vykazuje vlastnosti kovu, keramiky nebo polymeru a zda je elektricky vodivá, propustná pro světlo nebo magnetická.

1.3.1 Druhy vazeb

Chemické vazby ve všech látkách, které se vyskytují kolem nás, jsou utvářeny elektrickými silami. V závislosti na druhu atomů, které vazbu tvoří, rozdělujeme tři základní typy vazeb:

1. **kovová vazba**, ve které se vazební elektrony oddalují od mateřských jader atomů a ionty takto vzniklé jsou vzájemně přitahovány k elektronovému oblaku vzniklé molekuly;
2. **kovalentní vazba**, při které jsou atomy vzájemně přitahovány sdílením elektronů, které zaplňují jejich valenční slupky;
3. **iontová vazba**, při které jeden nebo více elektronů se vzdalují od atomu kovu tak, aby zaplnily orbital nějakého nekovového atomu.

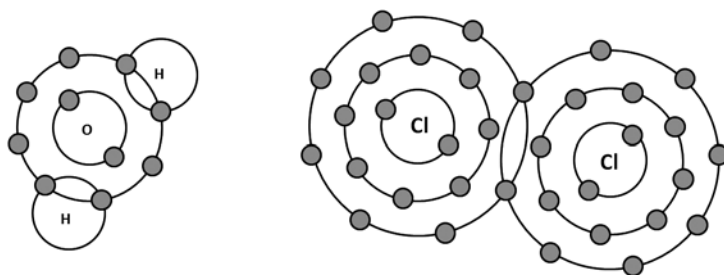
V závislosti na pozici atomu v periodické tabulce prvků se určitý atom může účastnit určitého počtu vazeb. Hovoříme o takzvané atomové **valenci**, která je například u vzácných plynů nulová, u vodíku jedna, u kyslíku dva, u dusíku tři a u uhlíku a křemíku čtyři. Atomy také mohou vytvářet dvojně nebo trojně vazby, pokud sdílí více než jeden elektron, například v molekule oxidu uhličitého ($\text{O}=\text{C}=\text{O}$) nebo acetylenu ($\text{HC}\equiv\text{CH}$). Mezi atomy a molekulami však mohou být přítomny i jiné interakce, které nejsou spojeny se sdílením elektronů. Takové působení nazýváme **fyzikální vazbou** a většinou hraje až druhotný význam ve struktuře látek, i když může být stejně silná jako vazba chemická. V kapalinách udržuje molekuly vzájemně pospolu a také ovlivňuje fázové přechody látek, pokud nejsou přímo spojeny se štěpením chemické vazby. Příkladem je vodíková vazba anebo van der Waalsova vazba.

1.3.1.1 Iontová vazba

Iontová vazba je nejsilnější chemickou vazbou. Na její rozbití je zapotřebí energie v rozmezí od 5,8 eV pro CsI až po 10,5 eV pro LiF. Nalézáme ji však pouze u zcela odlišných atomů, které utváří molekulu. Při této vazbě jsou elektron nebo elektrony přenášeny z jednoho atomu na druhý tak, že ve výsledku vznikají opačně nabitě ionty, které se elektrostaticky přitahují. Ve skutečnosti řada těchto vazeb vykazuje i určitý stupeň a vlastnosti kovalentní vazby, neboť přenesené elektrony jsou i nadále částečně sdíleny atomovým donorem. Ochota atomu darovat nebo naopak přijmout elektron je definována jako jeho **elektronegativita** a tedy schopnost utvářet iontovou vazbu mezi atomy je pak dána rozdílem jejich elektronegativit.

1.3.1.2 Kovalentní vazba

Přiblíží-li se k sobě atomy s nezaplněnými valenčními orbitaly, které by však mohly být zaplněny elektrony z jiného (sousedního) atomu, pak může dojít ke vzniku tzv. kovalentní vazby. Například atom kyslíku, který má 6 valenčních elektronů se rád spáruje se dvěma atomy vodíku s jedním valenčním elektronem, který naopak využije jeden elektron z atomu kyslíku, aby si i on zaplnil valenční orbital (obr. 1.2). Energie takové vazby je obvykle menší než vazebná energie u iontové vazby. Většina látek, které jsou utvářeny molekulami s kovalentními vazbami, vykazují také slabší interakce mezi sebou navzájem a často tak tvoří kapaliny nebo plyny (např. H_2 , O_2 nebo Cl_2).



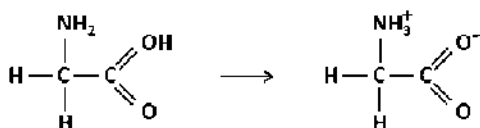
Obr. 1.2 Schéma utváření kovalentní vazby u molekuly vody a chloru

1.3.1.3 Kovová vazba

Iontová nebo kovalentní vazba se vyskytuje mezi dvěma atomy. V případě kovalentní vazby si vazebné atomy navzájem sdílí elektrony. Iontová vazba je zase charakteristická tím, že ve větší nebo menší míře dochází k obdarování atomu o větší elektronegativitě jedním nebo více elektrony a vazba je tak vytvářena vzniklými ionty. U kovové vazby atomy s nezaplněnou valenční slupkou poskytují své elektrony ke sdílení všem sousedním atomům k dalšímu sdílení. Vzniká tak pole relativně volných, elektricky vodivých elektronů, které se pohybují kolem kladných iontů.

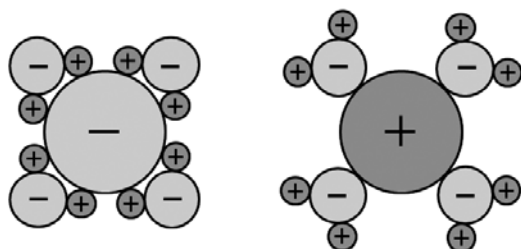
1.3.1.4 Vazba mezi polárními molekulami

I když u většiny molekul je celkový náboj nulový, tak přesto vykazují určité elektrostatické vlastnosti, které jsou dány prostorovým rozložením opačně nabitých atomů. Míra a charakter **ionizace** těchto atomů často závisí na prostředí, ve kterém se vyskytují. Například molekula glycinu, která obsahuje karboxylovou skupinu na jedné straně a aminoskupinu na druhé straně, se ve vodě při neutrálním pH ionizuje odevzdáním a přijetím protonu na COO^- a NH_3^+ (obr. 1.3).



Obr. 1.3 Ionizace, vznik elektrického dipólu u molekuly glycinu ve vodě

Docela často je však velikost kladných a záporných nábojů v molekule různá, a tak mohou vznikat i **dipolární ionty** a interakce mezi nimi. V živých systémech jsou nejčastější interakce mezi ionty a polární molekulou vody. Jednotlivé dipóly molekul vody se nasměrují a elektrostaticky navážou na iont tak, že vytvoří jakýsi jeho obal (obr. 1.4). Hovoříme o **hydratovaném iontu**. Počet molekul vody, které se účastní hydratace iontu, je různý (tab. 1.2). Navíc vazba mezi molekulami vody a iontem není stálá a velmi rychle dochází k výměně molekul vody za jiné z blízkého okolí.



Obr. 1.4 Schéma interakce mezi záporným nebo kladným iontem a molekulami vody

Tab. 1.2 Přibližné velikosti holých a hydratovaných iontů. Hydratační číslo udává počet molekul vody v primárním hydratačním obalu, přičemž celkový počet molekul zahrnutých do interakce je mnohem větší a závisí na metodikách měření.

Iont	Průměr holého iontu (nm)	Průměr hydratovaného iontu (nm)	Hydratační číslo (± 1)	Doba života (s)
Na ⁺	0,190	0,72	4	10 ⁻⁹
K ⁺	0,266	0,66	3	10 ⁻⁹
Mg ²⁺	0,130	0,86	6	10 ⁻⁶
Ca ²⁺	0,198	0,82	6	10 ⁻⁸
Cl ⁻	0,362	0,66	1	10 ⁻¹¹

Jestliže se dostanou dvě polární molekuly do těsné blízkosti, pak dochází k **dipól-dipólové interakci**, která je podobná jako u dvou bodových magnetů. V případě dvou lineárních stejně velkých dipólů je dosaženo největší přitažlivé síly, pokud oba dipóly leží v jedné linii. Většina polárních molekul však v rozložení náboje vykazuje výraznou asymetrii, a proto může být paralelní postavení energeticky výhodnější. Je však třeba podotknout, že dipól-dipólové interakce jsou velmi slabé interakce a za normálních standardních fyzikálních podmínek se na vazbě (orientaci) molekul uplatňují pouze u velmi polárních látek. Extrémním příkladem může být voda, kde malá velikost a velký dipólový moment dává o elektron ochuzenému atomu vodíku sílu přitáhnout atomy o velké elektronegativitě, jako jsou kyslík, dusík nebo fluor. Takovou vazbu nazýváme **vazbou vodíkovou**, často také **vodíkovým můstkem**. Pokud se v blízkosti polární molekuly vyskytne nepolární molekula, pak v ní může indukovat rozdělení náboje a může tak dojít k elektrostatické **interakci mezi dipólem** polární molekuly **a indukovaným dipólem** nepolární molekuly. Tato interakce je však v porovnání s předchozími velmi slabá, a tak nemá na vzájemnou orientaci působících molekul významný vliv.

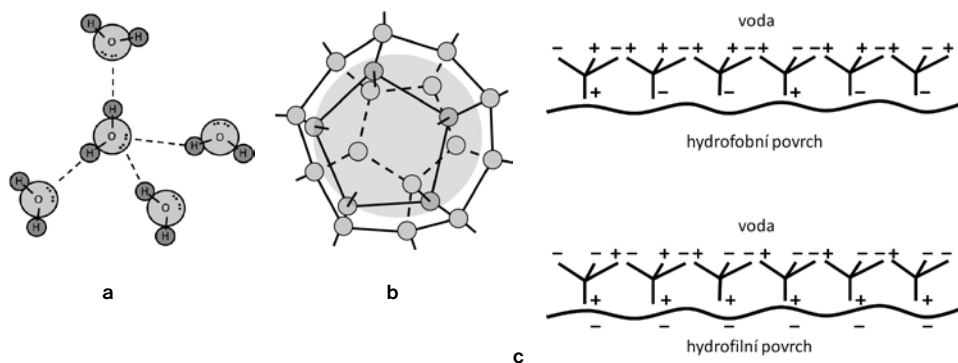
Většina fyzikálních vazeb mezi molekulami vychází z elektrostatického působení mezi nabitými molekulami nebo jejich dipóly u polárních molekul. Avšak podobně jako gravitační síla, která působí mezi všemi atomy a molekulami, tak ve všech látkách existují i síly, které lze pozorovat i mezi neutrálními molekulami, jako jsou například helium, oxid uhličitý nebo uhlovodíky. Tyto síly nazýváme **disperzními silami**, neboť souvisí s disperzí (rozptylem) světla, ke kterému dochází uvnitř těchto látek. Určují fyzikální vlastnosti plynů, kapalin a pevných látek ve smyslu například adheze, adsorpce, absorpce, povrchového napětí, agregace molekul v kapalinách nebo jejich polymerace. Jde o síly přitažlivé i odpuzivé, dlouhého dosahu (někdy i více než 10 nm), avšak efektivně působí i na mnohem menší vzdálenost (0,2 nm). Podle **Londona*** si je lze vysvětlit okamžitým stavem, pozicí, elektronů v atomovém obale, kdy se atom na tento okamžik stává dipólem a může tak elektrostaticky interagovat, polarizovat okolní atomy a molekuly. Disperzní síly, stejně jako síly, které působí mezi dipólem a indukovaným dipólem, se tedy určitou mírou podílejí na utváření vazby a orientaci molekul uvnitř látek. Často jsou souhrnně označovány jako **van der Waalsovy síly či vazba****.

1.3.2 Voda

Voda je nejdůležitější látkou na Zemi. Jde o malou polární molekulu, která díky dvěma typům relativně silných interakcí, vodíkové vazby a hydrofobního účinku, vykazuje neobyčejné vlastnosti, jako jsou například vysoké body tání a varu. Maximální hustoty dosahuje při 4 °C, přičemž hustota ledu je menší než hustota vody v kapalném stavu, což ukazuje na skutečnost, že v ledu jsou molekuly umístěny dále od sebe. Voda je také výborným rozpouštědlem, stejně je i dobře mísitelná s jinými kapalinami. Nejdůležitější vlastností, která obecně ovlivňuje účinnost jakéhokoliv rozpouštědla, je podobnost polarit rozpuštěla a rozpouštěné látky. Čím je podobnost polarit větší, tím je rozpouštění snadnější. Samotná polarita je dána nerovnoměrným rozdělením elektronů tvořících vazbu mezi atomy. Každá molekula vody může vytvářet celkem čtyři **vodíkové vazby**, kde se na dvou podílí dva atomy vodíku a na dalších dvou elektrony ze dvou elektronových párů atomu kyslíku (obr. 1.5a). Voda v kapalině je na rozdíl od ledu více poddajná. Vodíkové vazby jsou slabší a to dovoluje, aby se na vytváření vodíkových vazeb účastnilo více než čtyři sousedící molekuly. Tuto skutečnost lze energeticky vyjádřit průměrným počtem vodíkových vazeb, které připadají na jednu molekulu a který činí 3,5. Silná snaha molekul vody vytvářet vodíkové vazby ovlivňuje i jejich interakce s nepolárními molekulami, které nejsou schopny těchto vazeb, jako jsou například uhlovodíky, inertní atomy a plyny. Když se molekula vody dostane do kontaktu s těmito molekulami, pak se snaží zorientovat kolem této molekuly tak, aby si zachovala možnost tvorby vodíkových vazeb. V případě malých nepolárních molekul se tak utvářejí klece mnohostěnů z pospojovaných molekul vody (obr. 1.5 b). U rozsáhlých hydrofobních povrchů včetně rozhraní mezi vodou a vzduchem, kdy úhel vodíkových vazeb nedovoluje obklopit takovou rozměrnou strukturu, se pak molekuly vody natočí ve směru jedné této vazby k danému rozhraní, aby si zachovaly maximální možnost interakce pro zbývající tři oblasti molekuly (obr. 1.5c).

* Fritz Wolfgang London, 1900–1956, německo-americký fyzik

** Johannes Diderik van der Waals, 1837–1923, nizozemský fyzik

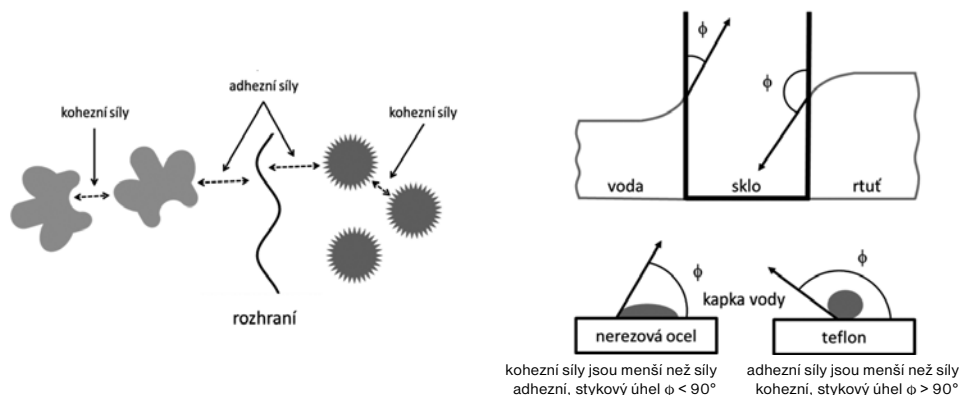


Obr. 1.5 Vodíková vazba (a) mezi čtyřmi molekulami vody, (b) kolem malé nepolární molekuly (utváření mnohostěnnů, zde dvanáctistěn), (c) na povrchu hydrofobní (molekuly vody se častěji orientují svojí záporně nabitou částí a vytvářejí tak na povrchu negativní náboj či potenciál) a hydrofilní struktury

Na druhé straně existují molekuly nebo chemické skupiny, které se raději seskupují s molekulami vody než s jinými svými molekulami nebo skupinami. Některé hydrofobické látky dovedou zachytávat molekuly vody i z páry a některé **hydrofilní polymery (hydrogely)** dovedou do své sítě začlenit tolik molekul vody, že zvětší svůj objem až tisíckrát. Dokonce i některé nenabitě a nepolární molekuly mohou být hydrofilní, pokud mají vhodné prostorové uspořádání a jsou schopné tvorby vodíkových vazeb, jako například CO a látky se skupinami -OH či -NH₂. Zde je třeba však podotknout, že ne všechny látky s polární skupinou musí být hydrofilní, obzvláště pokud jsou vázány na dlouhý alkylový řetězec.

1.3.3 Adheze a koheze

Mezimolekulární interakce jsou také spojovány s adhezními a kohezními vlastnostmi látek, kdy v případě adheze mají rozdílné molekuly schopnost se vzájemně sbližovat.



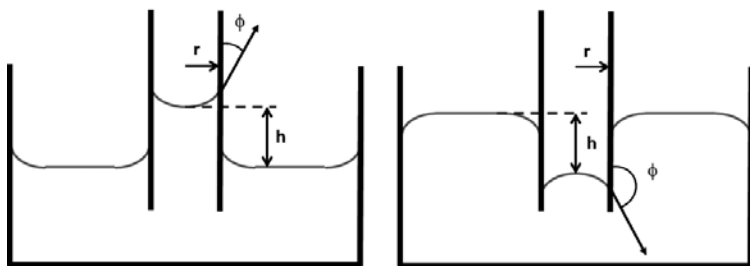
Obr. 1.6 Adhezní a kohezní vlastnosti látek

vat nebo mají schopnost ulpět na povrchu nějaké jiné látky. Naproti tomu koheze je vlastností podobných (či stejných) molekul, která je sdružuje dohromady a utváří tak danou látku (obr. 1.6). Například pevné látky vykazují vysokou míru koheze (soudržnosti) a adhezní vlastnosti, které by dovolily jejich přilnutí k nějakému povrchu, jsou omezené. U vody a jiných kapalin však kohezní a adhezní síly mají svůj význam. Jsou spojovány s tvorbou povrchového napětí, kapilárním jevem a tvorbou menisků na rozhraní s pevnou látkou.

Na rozhraní tří látek, kapaliny, pevné látky a plynu, působí na molekuly kapaliny v povrchové vrstvě kromě kohezních sil molekul vlastní kapaliny také adhezní síly částic z přilehlých látek. Výslednice těchto sil pak způsobí zakřivení povrchu kapaliny (obr. 1.7). V případě, že adhezní síly jsou vzhledem k pevné látce větší, dojde ke smáčení povrchu pevné látky a k vytvoření konkávního menisku. Naopak při převaze kohezních sil vytvoří povrch kapaliny na rozhraní s pevnou látkou konvexní meniskus. V obou případech vede zakřivení povrchu kapaliny ke vzniku kapilárního tlaku, který se projeví v kapilárách **kapilární elevací** nebo **depresí** kapaliny. Výšku kapilárního vzestupu nebo poklesu h lze vyjádřit vztahem, který odpovídá změně hydrostatického tlaku v odezvě na vytvořený kapilární tlak:

$$h = \frac{2 \cdot \sigma}{\rho \cdot g \cdot r} \cos \phi,$$

kde σ je povrchové napětí kapaliny, ϕ stykový úhel, ρ je hustota kapaliny, g tíhové zrychlení a r poloměr kapiláry.

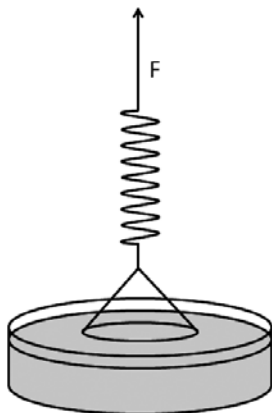


Obr. 1.7 Kapilární jev

Na rozhraní kapaliny a plynu jsou molekuly na povrchu kapaliny přitahovány k ostatním svým molekulám více, než jsou přitahovány k molekulám plynu, se kterými jsou v kontaktu. V důsledku této nevyváženosti sil mají molekuly na povrchu kapaliny tendenci setrvat s kapalinou, což vytváří určitou pevnost povrchu, vytvoření jakési „blány“, která je popisována jako **povrchové napětí**. Povrchové napětí je důsledkem snahy po samovolném snížení povrchové energie (více viz kapitola 2). Povrchové napětí lze změřit pomocí síly potřebné k odtržení kroužku od hladiny kapaliny (obr. 1.8), kde povrchová síla F působí na délce vnějšího a vnitřního obvodu kroužku. Při zanedbání jeho tloušťky lze povrchové napětí σ určit pomocí rovnice:

$$\sigma = \frac{F}{2 \cdot \pi \cdot d},$$

kde d je průměr kroužku. Látky, které snižují povrchové napětí, se nazývají tenzidy nebo surfaktanty.

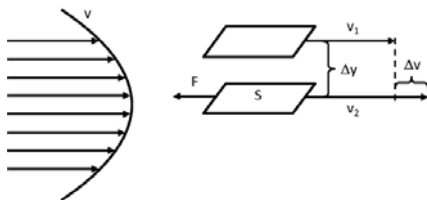


Obr. 1.8 Měření povrchového napětí odtrhávací metodou

Při proudění kapalin dochází v důsledku existence kohezních sil mezi jednotlivými molekulami k tzv. vnitřnímu tření, které popisujeme jako **viskozitu**. Definice viskozity vychází z charakteru laminárního proudění reálné kapaliny, při kterém kapalina proudí v rovnoběžných vrstvách o rozdílných rychlostech, přičemž rozdělení rychlostí ke středu jejího proudění je parabolické (obr. 1.9). Rozdíl v rychlosti proudění jednotlivých vrstev vytváří **tečné napětí** τ , které je přímo úměrné gradientu rychlosti Δv pomocí vztahu:

$$\tau = \frac{F}{S} = \eta \cdot \frac{\Delta v}{\Delta y},$$

kde η je konstanta úměrnosti, která se nazývá dynamická viskozita. Dělíme-li její velikost hustotou kapaliny, obdržíme viskozitu kinematickou. Výše uvedený vztah je s velkou přesností splněn pro tzv. **newtonovské kapaliny**, tj. pro reálné kapaliny, resp. pravé roztoky. Pro nepravé roztoky a suspenze tento vztah neplatí, resp. platí v omezené míře. Takové kapaliny nazýváme nenewtonovské.



Obr. 1.9 Rychlostní profil při laminárním proudění kapalin

1.3.4 Disperzní systémy

Disperzním systémem nazýváme směs, která obsahuje alespoň dvě fáze jedné látky nebo dvě různé látky, kde je jedna označovaná jako **disperzní podíl**, který je více nebo méně rozptýlen v druhé spojité fázi nebo látce, **disperzním prostředí**. Běžně se disperze třídí podle velikosti částic disperzního podílu na analytické (roztoky), koloidní a hrubé disperze (tab. 1.3). **Analytické disperze** jsou homogenní roztoky, kde velikosti částic (molekul, atomů, iontů) jsou menší než 1 nm. Kromě obecně známých kapalných roztoků, známe i roztoky plynné a pevné. Například vzduch je plyný roztok, ale stejně tak některé slitiny kovů mohou vytvářet roztoky v pevné fázi. **Koloidní disperze** obsahují částice o velikosti až 1 μm . Podobně jako pravé roztoky vytvářejí homogenní stabilní směsi, kde jednotlivé složky nelze jednoduše separovat, např. papírovou filtrací. Při průchodu světla koloidní disperzí dochází k jeho rozptýlu k tzv. **Tyndallovu* jevu**, který tak zviditelňuje procházející paprsky světla. **Hrubé disperze** (suspenze) jsou charakterizovány velikostí částic větších než 1 μm .

Tab. 1.3 Přehled disperzí

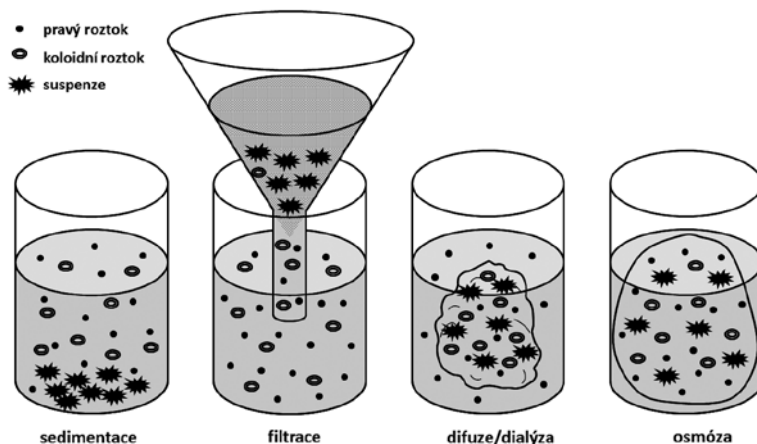
Disperzní prostředí	Disperzní podíl	Analytická disperze	Koloidní disperze	Hrubá disperze
plyn	plyn	směs (vzduch)	–	–
	kapalina	–	aerosol (mlha)	aerosol (déšť)
	pevná látka	–	tuhý aerosol (kouř)	tuhý aerosol (prach)
kapalina	plyn	roztok (kyslík ve vodě)	pěna (šlehačka)	pěna
	kapalina	roztok (etanol ve vodě)	emulze (olej ve vodě)	emulze (krém na ruce)
	pevná látka	roztok (glukóza ve vodě)	lyosol (krev)	suspenze (křída ve vodě)
pevná látka	plyn	roztok (vodík v kovech u katalyzátorů)	tuhá pěna (polystyren)	tuhá pěna (suchá mycí houba)
	kapalina	roztok (amalgám – rtuť v kovu)	gel	bubliny (mokrý mycí houba)
	pevná látka	tuhé roztoky (slitina)	tuhý sol (sklo s koloidy zlata)	tuhá směs (žula)

* John Tyndall, 1820–1893, irský fyzik

1.3.5 Transport látek v disperzním prostředí

1.3.5.1 Sedimentace

V kapalinách a plynech jsou částice disperzního podílu vystaveny srážkám s okolními částicemi v důsledku existence **Brownova tepelného pohybu**^{*}, který se tak podílí na rovnoměrném rozdělení částic v disperzním prostředí. Proti tomuto pohybu působí **vztlaková síla** a **síla gravitační**, která je přímo úměrná hmotnosti částic a způsobuje jejich sedimentaci (obr. 1.10). Rychlost sedimentace koloidních částic je velmi malá a dosahuje hodnot kolem 10^{-3} – 10^{-1} mm za hodinu. Kromě velikosti koloidu závisí na řadě dalších faktorů, jako jsou koncentrace, míra agregace, tvar částic, viskozita prostředí a rozdíl hustot mezi částicí a prostředím. Naproti tomu sedimentace u hrubých disperzí je nesrovnatelně rychlejší. Například sedimentace červených krvinek v nesražené krvi je kolem 10 mm za hodinu.



Obr. 1.10 Separace disperzních směsí

1.3.5.2 Difuze

Pokud se částice mohou v disperzním prostředí volně pohybovat, pak dochází v důsledku náhodných srážek k jejich rovnoměrnému rozptýlování po celém jeho objemu (viz obr. 1.10), přičemž hybnou silou jsou jejich **koncentrační rozdíly**. Fyzikálně tento proces popisujeme pomocí **Fickových zákonů**^{**}. První Fickův zákon říká, že **difuzní tok částic** J v ustáleném disperzním prostředí je přímo úměrný jejich koncentračnímu gradientu. Pro pohyb v určitém směru (jednorozměrný prostor) lze zákon vyjádřit vztahem:

$$J = -D \frac{\Delta c}{\Delta x},$$

^{*} Robert Brown, 1773–1858, skotský botanik a lékař

^{**} Adolf Eugen Fick, 1829–1901, německý fyzik a fyziolog

kde koeficientem úměrnosti je **koeficient difuze nebo difuzivita D** . Znaménko mínus vyjadřuje, že difuzní tok probíhá z místa o vyšší koncentraci do místa o nižší koncentraci. Jednotkou difuzního toku je $\text{mol} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$, a proto bývá často označován jako (plošná) hustota difuzního toku. Difuze závisí na teplotě a schopnosti částic se v daném prostředí rozptylovat, tj. například na velikosti částic, jejich rozpustnosti, interakci s okolními molekulami a viskozitě prostředí. Míra vlivu těchto faktorů je právě obsažena v koeficientu difuze, který často není možno jednoduše matematicky popsat a musí být určen experimentálně. Prostou **teplotní závislost koeficientu difuze** lze vyjádřit rovnicí:

$$D = D_0 \cdot e^{-\frac{A}{R \cdot T}},$$

kde D_0 je předexponenciální konstanta, R je plynová konstanta, T je termodynamická teplota a A je aktivační energie. **Závislost difuzního koeficientu na velikosti** (poloměru) **sférické částice** R , která difunduje prostředím o viskozitě η , můžeme vyjádřit například pomocí **Stokesova*-Einsteinova vztahu**:

$$D = \frac{k_B \cdot T}{6 \cdot \pi \cdot \eta \cdot R},$$

kde k_B je Boltzmannova** konstanta ($1,38 \cdot 10^{-23} \text{ m}^2 \cdot \text{kg} \cdot \text{s}^{-2} \cdot \text{K}^{-1}$) a T je termodynamická teplota.

Je třeba také poznamenat, že difuze může probíhat nejen v plynech a kapalinách, ale také v pevných látkách (např. na rozhraní pájeného spoje cínu a mědi).

1.3.5.3 Dialýza

Dialýza je difuze malých molekul a iontů přes **dialyzační membránu** z jednoho disperzního prostředí do druhého (viz obr. 1.10). Největšího difuzního toku u dialýzy je často dosaženo tak, že druhé prostředí je často obměňováno anebo mícháno, aby koncentrační gradient na obou stranách membrány se udržoval co možná největší. V případě nabitých částic je možné dialýzu urychlit i použitím elektrického proudu.

1.3.5.4 Osmóza

Osmóza je podobně jako difuze pasivním transportem, který je vyvolán koncentračními rozdíly částic v disperzním prostředí (viz obr. 1.10). Rozdíl oproti difuzi je v tom, že částice, které vytvářejí tyto koncentrační rozdíly, jsou nějakým způsobem omezeny ve svém pohybu, např. nějakou **membránou**, která je však propustná pro částice (molekuly) disperzního prostředí (rozpuštědla). Snaha o vyrovnaní koncentrací pak tyto molekuly rozpouštědla vede k transportu přes membránu, a to z místa o nižší koncentraci rozpuštěných částic do místa o vyšší koncentraci rozpuštěných částic. Hnací síla je zde úměrná **rozdílu osmotických tlaků** částic, které nejsou schopny přes membránu

* George Gabriel Stokes, 1819–1903, britský matematik

** Ludwig Eduard Boltzmann, 1844–1906, rakouský fyzik a filozof

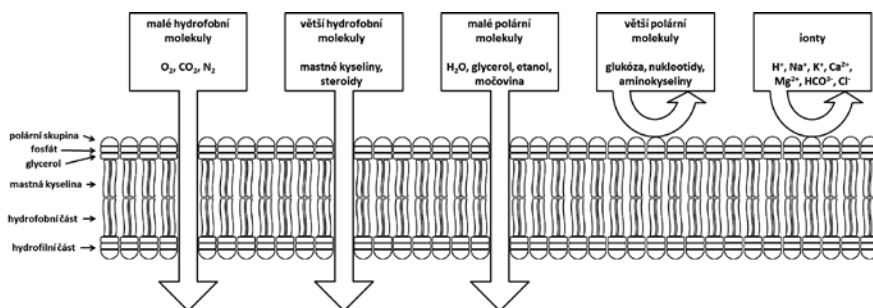
projít. Osmotický tlak Π v kilopaskalech je podle van't Hoffa přímo úměrný koncentraci těchto částic c a lze ho vyjádřit rovnicí:

$$\Pi = i \cdot c \cdot R \cdot T,$$

kde R je plynová konstanta, T termodynamická teplota a i je van't Hoffův korekční faktor, který koriguje celkový počet (koncentraci) částic v daném prostředí na počet (koncentraci) skutečně rozpuštěných částic.

1.3.6 Transport látek přes buněčnou membránu

Každá buňka je ohraničena a od svého okolí izolována plazmatickou membránou, která kromě ochranné funkce zajišťuje transport látek (obr. 1.11), je schopná elektrického podráždění, vytvářet chemické zdroje energie či podílet se na samotném dělení buňky. Je složena ze **dvou vrstev fosfolipidů** obohacených o molekuly **cholesterolu**, **proteinů** a **sacharidů**, které vytváří jakousi **fluidní mozaiku**. Specifické rozložení těchto složek pak ovlivňuje vlastní funkci membrány (například schopnost rozpoznat určitou signální molekulu nebo transportovat určitou látku přes membránu).

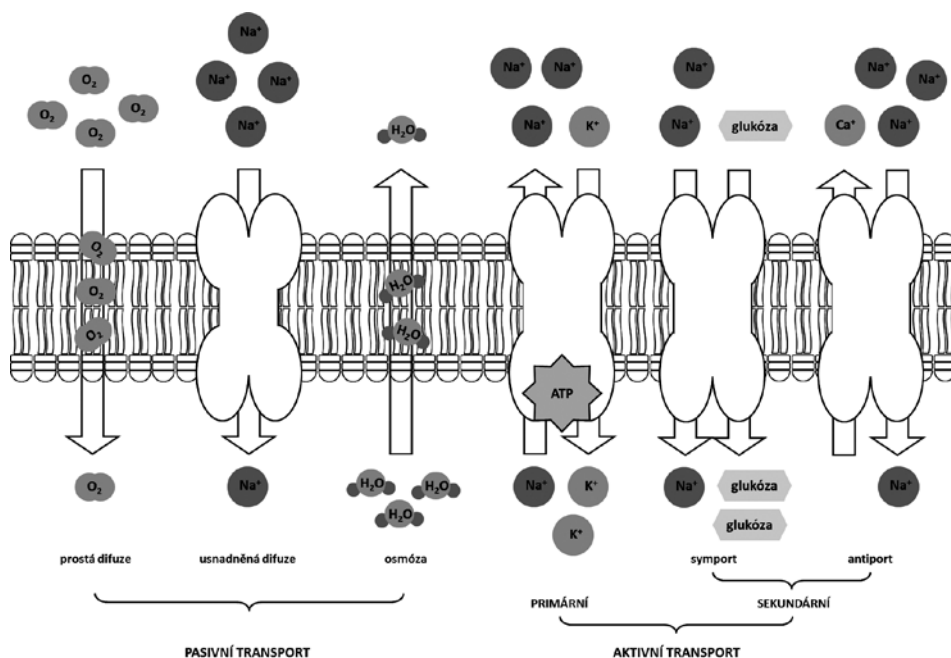


Obr. 1.11 Transport látek přes fosfolipidovou dvojvrstvu plazmatické membrány

1.3.6.1 Pasivní transport

Podle energetické náročnosti rozlišujeme dva typy transportních mechanismů, pasivní a aktivní. Pasivní transport oproti aktivnímu transportu **nevyžaduje dodání** nějaké formy **metabolické energie**. Hnací silou u pasivního transportu je **koncentrační gradient**. V případě transportu nabitých částic je potřeba zvažovat i elektrický gradient, neboť při velkém elektrickém gradientu se může nabitá látka pohybovat i proti gradientu koncentračnímu. Mezi pasivní transportní mechanismy zařazujeme prostou difuzi, usnadněnou (facilitovanou) difuzi a osmózu (obr. 1.12). U **prosté difuze** jsou látky transportovány přes lipidovou membránu bez pomoci transportních proteinů. Z charakteru molekul mohou takto prostupovat pouze menší hydrofobní molekuly (plyny, mastné kyseliny, steroidy, vitaminy rozpustné v tucích) případně malé polární molekuly, jako jsou voda, glycerol, etylalkohol a močovina. Malým iontům znesnadňuje přechod přes membránu hydratační obal, a to i v případě, pokud je vytvořený příznivý, relativně velký, elektrický gradient. U **usnadněné difuze**

jsou látky transportovány za pomoci transportních proteinů (přenašečů, iontových kanálů). Ty mohou vykazovat určitou míru selektivity, kdy se přenášená molekula nekovalentně naváže na určitou oblast póru přenašeče a následně indukovaná konformační změna způsobí její přenesení (překlopení) na druhou stranu membrány. Usnadněná difuze obecně probíhá rychleji než difuze prostá, má však omezenou kapacitu, která je dána hustotou přenašečů v membráně a maximální rychlostí jejich konformačních změn. **Osmózou** je řízen pasivní transport molekul vody, jež jsou schopny difundovat i přes centrální hydrofobní část membrány. U některých buněk může být tento transport urychlen pomocí specifických proteinových přenašečů, akvaporinů.



Obr. 1.12 Mechanismy transportu látek přes plazmatickou membránu

1.3.6.2 Aktivní transport

Aktivní transport je charakterizovaný **transportem látek proti elektrochemickému gradientu**. K jeho uskutečnění je potřeba dodat energii, která v případě **primárního aktivního transportu** využívá chemickou energii uloženou v molekule adenosintrifosfátu (ATP) (viz obr. 1.12). Klasickým příkladem je sodíkodraselná pumpa, která při štěpení 1 molekuly ATP přenesne 3 ionty sodíku vně buňky za 2 ionty draslíku dovnitř buňky. Tato nerovnovážná nábojová distribuce iontů přes plazmatickou membránu vede k vytvoření klidového membránového potenciálu.

U **sekundárního aktivního transportu** se k přenesení látek využije koncentrační (obecně elektrochemický) gradient jiné společně přenášené látky (viz obr. 1.12). Nejčastěji pro transport látek dovnitř buněk se využívá koncentrační gradient sodíkových

iontů. V případě, že se obě přenášené látky transportují stejným směrem, pak hovoříme o **symportu**, transport opačným směrem označujeme jako **antiport**.

1.3.6.3 Transport makromolekul

Větší molekuly, makromolekuly, jsou buňkami přijímány pomocí **endocytózy**, kdy se plazmatická membrána při kontaktu s makromolekulou vychlipuje dovnitř buňky, až se tak vytvoří transportní vezikula. V případě rozpuštěných makromolekul se tento proces vnitřní invaginace nazývá **pinocytózou**. U absorpce velkých částic, tzv. **fagocytózy**, buňka musí nejprve pomocí výběžků cytoplazmatické membrány částici obklopit, a teprve po fúzi obou konců dochází k jejímu vstřebání. Opačný mechanismus spojený s odstraněním větších makromolekul nebo vezikul z buněk nazýváme **exocytózou**.

1.4 Distribuce látek v organismu

Každý živý organismus je **otevřeným dynamickým systémem** s kontinuálním příjmem i výdejem látek, energií a informací. Základním zdrojem energie lidského organismu je chemická energie vázaná v sacharidech, bílkovinách a tucích. Formou potravy se tyto látky dostávají do organismu, kde se v zažívacím traktu za pomoci enzymů štěpí na látky jednodušší, které pak organismus využívá nejen jako zdroj energie, ale také jako základní stavební materiál. Získaná energie se v biologických systémech spotřebovává nejen na mechanickou práci uvnitř organismu (srdce, zažívací trakt), ale i na práci osmotickou (činnost ledvin), podporu vzniku akčních potenciálů a činnost nervové soustavy. Část chemicky vázané energie se transformuje i v nezbytnou energii tepelnou.

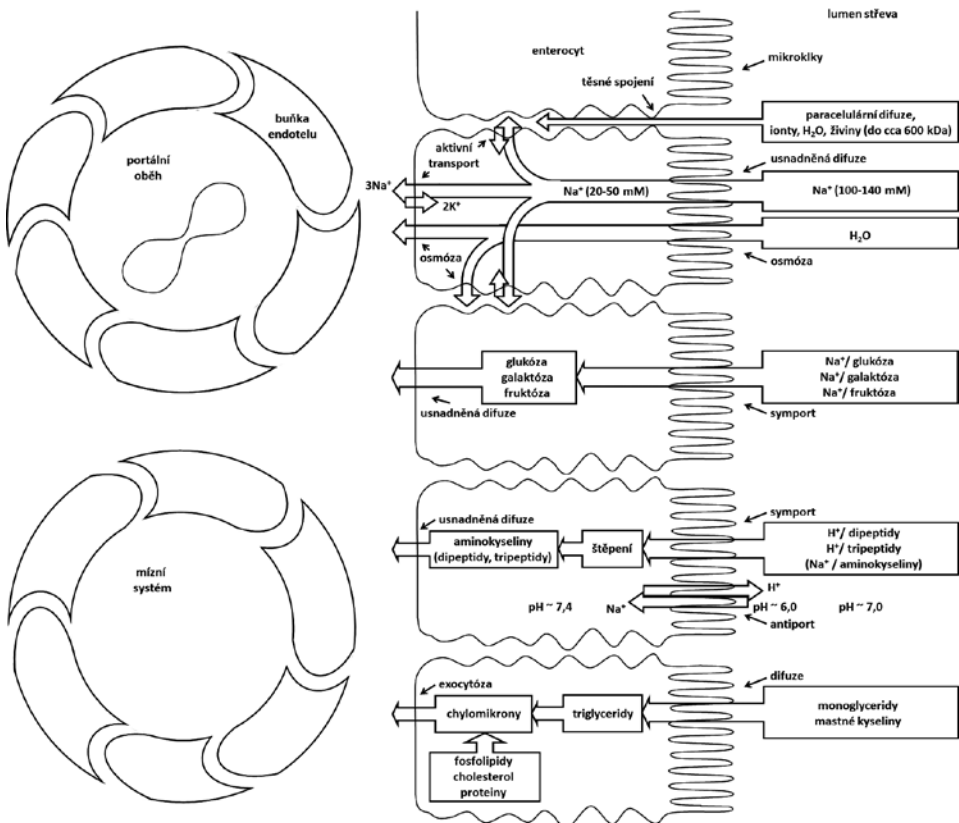
Štěpením **polysacharidů** (škrobů) a **disacharidů** (sacharózy a laktózy) za účasti několika enzymů (slinné a pankreatické α -amylázy, maltázy, α -dextrinázy, sacharázy a laktázy) nakonec vznikají vodou rozpustné monosacharidy (glukóza, fruktóza a galaktóza), které snadno a rychle přecházejí přes kapiláry do portálního oběhu jater (obr. 1.13).

Bílkoviny jsou žaludečním pepsinem nejdříve předtráveny na polypeptidy (peptony), které jsou následně pankreatickými enzymy (trypsinem, chymotrypsinem, karboxypolypeptidázou a elastázou) rozštěpeny až na dipeptidy a tripeptidy. Poslední krok štěpení bílkovin se odehrává uvnitř buněk sliznice horní části tenkého střeva (duodena a jejuna), která vytváří na stěnách střeva střevní klky. Cytosol těchto buněk obsahuje několik druhů peptidáz, které štěpí dipeptidy a tripeptidy až na jednotlivé aminokyseliny, které se následně po projití buněčnou membránou enterocytů na druhé straně dostávají podobně jako monosacharidy do portálního nebo přilehlého lymfatického oběhu (viz obr. 1.13). Pouze omezené množství (méně než 1 %) přijímaných bílkovin se může dostat do krve ve formě peptidu nebo dokonce celého proteinu, což může někdy vést k nepřiměřené imunologické (alergické) odezvě.

Většina **tuků**, které jsou přijímány potravou, je ve formě triglyceridů. Menší podíl pak tvoří látky ze skupiny fosfolipidů a esterů cholesterolu. Cholesterol sice z chemického hlediska není tukem, ale má podobné fyzikální a chemické vlastnosti. Trávení začíná působením méně významné lipázy obsažené ve slinách. Klíčovým krokem je

však **emulzifikace** tuků, tj. fyzikální rozdělení na malé tukové kapičky ve vodném prostředí, jež je započata v žaludku a následně dokončena ve dvanáctníku a lačniku za přítomnosti žlučových solí, lecitinu a střevní peristaltiky. Ve vodě rozpustná pankreatická lipáza (i méně významná lipáza enterocytů) se váže na triglyceridy, z kterých odštěpuje na obou koncích acylové zbytky masných kyselin. Tyto složky jsou záhy obaleny několika dalšími desítkami amfifilních molekul žlučových solí, které tak vytvoří ochranné transportní micely, neboť hydrolýza triglyceridů je snadno reverzibilní proces. Podobně jsou transportovány i produkty enzymatického štěpení fosfolipidů a esterů cholesterolu, kde se účastní další dvě pankreatické lipázy (hydroláza esteru cholesterolu a fosfolipáza A2).

Příjem živin, jak plyne z předchozího textu, je spojen s enzymatickou hydrolýzou všech druhů organických látek, a proto také voda tvoří významnou složku tráveniny (chymu). I když určitá část **vody** se dostává do trávicího ústrojí společně s potravou, tak většina (až 8 litrů) je vylučována žaludeční a duodenální sliznicí. V tenkém střevě dochází k absorpci živin a iontů a z hypertonické tráveniny se stává trávenina hypotonická a voda naopak difunduje zpět do krevního oběhu. Fyzikální proces transportu vody je tedy řízen osmotickým tlakem. Transport molekul vody probíhá jak přes



Obr. 1.13 Vstřebávání základních látek buňkami sliznice tenkého střeva

buněčné membrány buněk sliznice, tak i mezibuněčnými póry, které mají samozřejmě minimální zastoupení v žaludku s velmi kyselým obsahem, a proto je také absorpce živin žaludeční stěnou zanedbatelná.

Minerály (ionty) jsou další významnou skupinou látek, které se dostávají do organismu potravou. Sodík podobně jako voda je ve větší míře do tráveniny secernován. Přibližně 20–30 g sodíkových iontů denně se vyloučí do střevního sekretu, což představuje asi pětinasobek množství, které je přijímáno potravou. Úloha tohoto sodíku spočívá nejen v nápomoci zpětné absorpci molekul vody, ale také se podílí na příjmu monosacharidů, aminokyselin a chloridových iontů. Hlavní cestou návratu sodíkových iontů je přes buněčnou membránu enterocytů, kdy pasivně difundují dovnitř buňky. Pro udržení koncentračního gradientu je sodík z těchto buněk za spotřeby ATP uvolňován do mezibuněčného prostoru směrem ke kapilárnímu větvení portálního a lymfatického oběhu. Zvýšení koncentrace sodíku uvnitř buněk nebo v mezibuněčném prostoru pak zapříčiní osmotický kotransport molekul vody (viz obr. 1.13) a paracelulární difuzi chloridových iontů. Bikarbonáty reagují s protony za vzniku kyseliny uhličitě, která disociuje na vodu a oxid uhličitý, který difunduje do krevního řečiště a po průchodu plicemi je následně uvolněn do okolí. Ostatní ionty, jako jsou ionty vápníku, draslíku, hořčíku, železa anebo fosfáty, se do organismu dostávají aktivním transportem přes buňky sliznice střev. Na tomto transportu se podílí řada hormonů a vitaminů (více viz učebnice fyziologie).

1.4.1 Rovnováha tělesných tekutin a distribuce iontů v organismu

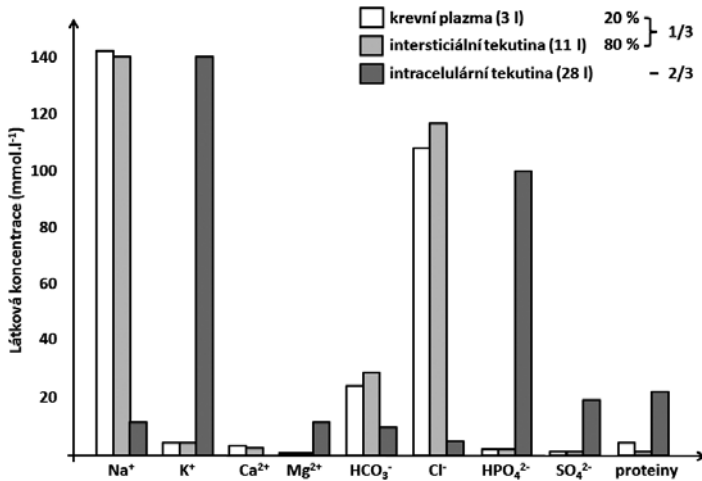
Významnými vlastnostmi charakterizujícími biologické systémy jsou adaptace a homeostáze. **Adaptací** biologického systému, organismu, rozumíme jeho schopnost jako celku nebo jeho částí (orgánů) přizpůsobit se novým podmínkám, přičemž doba přizpůsobení může být krátká (minuty), střední (dny), nebo dlouhá (roky).

Biofyzikální a chemické změny okolního prostředí vyvolávají v biologickém systému změny. Za normálních podmínek je však systém, vzhledem ke zpětným vazbám, udržován v dynamické rovnováze, tzv. **homeostáze**. U lidského organismu primárně jde o stálost vnitřního prostředí (acidobazická rovnováha), zachování krevního oběhu, respiraci a termoregulační funkce. Homeostatické řízení biologického systému je založeno na principu humorálního nebo nervového dráždění a příslušné odezvě odpovídajících tkání a orgánů.

Největší část tělesné hmotnosti u člověka tvoří voda. Její celkový obsah s věkem klesá přibližně od 75 % do 45 %. Množství vody v těle je nepřímo závislé na množství tělesného tuku. Ženy mají oproti mužům méně vody (55 % oproti 60 %) a více tukové tkáně. Jak již bylo řečeno, voda je velmi dobrým rozpouštědlem pro většinu molekul, které se nacházejí v našem těle. Voda se účastní řady biochemických reakcí, a to jak katabolických, tak i anabolických. Nejvíce vody je obsaženo uvnitř buněk. Tato **intracelulární voda** se podílí až dvěma třetinami na celkové tělesné vodě, tj. 28 l, pokud uvažujeme dospělého jedince o hmotnosti 70 kg s 60% zastoupením vody. Zbytek vody najdeme v extracelulárním prostoru, který můžeme rozdělit na **intersticiální** (intercelulární, lymfatický) a cévní, jehož tekutou složku tvoří **krevní plazma** (obr. 1.14).

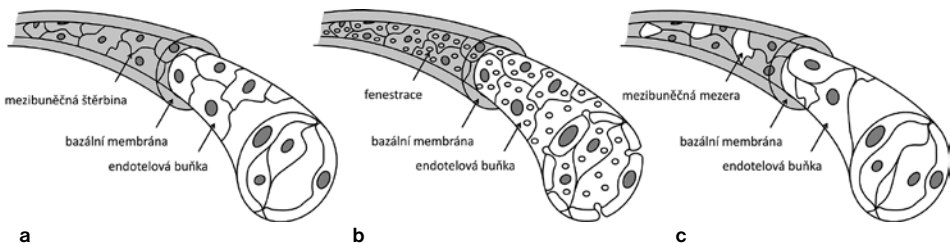
Transport vody mezi intracelulárním a extracelulárním prostorem je řízen rozdílem jejich osmotických tlaků, jež jsou přímo určeny množstvím všech rozpuštěných

látek v těchto prostředích. Každá nerovnováha v osmolaritách pak zapříčiní přesun vody z jednoho kompartmentu do druhého, aniž by záleželo na jejich odlišném látkovém složení (viz obr. 1.14).



Obr. 1.14 Látkové složení intracelulární a intersticiální tekutiny a krevní plazmy

Pohyb tekutiny mezi intersticiem a krevním řečištěm se odehrává na rozhraní krevních kapilár, jejichž stěny jsou vytvářeny jednou vrstvou plochých endotelových buněk obklopených bazální membránou. Podle struktury a míry propustnosti rozlišujeme tři typy kapilár: se souvislým endotelem, nesouvislým endotelem a endotelem s fenestracemi (obr. 1.15). **Kapiláry se souvislou endotelovou výstelkou** dovolují pouze transport vody, iontů a malých molekul (jako jsou glukóza a močovina) přes malé mezibuněčné prostory. Malé lipofilní látky jsou schopny difundovat i přes membrány endotelových buněk a být tak transportovány transcelulárně. Takové kapiláry najdeme například v kosterním svalstvu, v tukové a pojivové tkáni anebo v centrálním nervovém systému, kde obzvláště těsné mezibuněčné spoje vytvářejí tzv. hematoencefalickou bariéru. **Kapiláry s fenestracemi** v endotelových buňkách až do velikosti 100 nm umožňují v omezené míře transport i malých bílkovin. Kromě střev se s nimi setkáváme v endokrinních



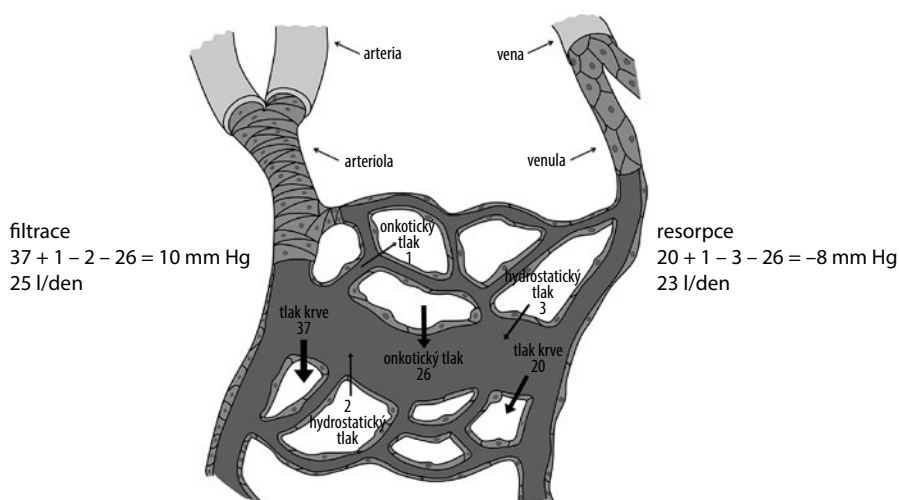
Obr. 1.15 Krevní kapilára (a) se souvislou endotelovou výstelkou, (b) s fenestracemi, (c) s nesouvislou endotelovou výstelkou

a exokrinních žlázách a glomerulech ledvin. U **kapilár s nesouvislým endotelem** jsou mezi buňkami stejně jako v přilehlé bazální membráně mezery o velikosti až 40 μm , které dovolují proniknout i červeným a bílým krvinkám. Tyto kapiláry jsou přítomny v kostní dřeni, lymfatických uzlinách, játrech a slezině.

Na základě této skutečnosti dochází ke **kapilárnímu transportu tekutin** a v nich rozpuštěných látek prostřednictvím difuze, filtrace a případně pinocytózou. I když z celkového pohledu má difuze nesrovnatelně větší vliv (minimálně až o 3 řády) na distribuci tekutin a malých látek mezi cévním systémem a jeho okolím, tak velký význam je dáván i tlaku krve, který má dostatečnou sílu, aby sám přefiltroval veškerý obsah cév do intersticia. Britský fyziolog **Ernest Starling** (1866–1927) se zabýval právě touto problematikou a dospěl k rovnici, která udává míru a směr **toku J tekutiny přes kapilární rozhraní**:

$$J = k \cdot [(P_c - P_i) - \sigma \cdot (\pi_c - \pi_i)],$$

kde k je koeficient úměrnosti, P_c je kapilární hydrostatický tlak, P_i hydrostatický tlak intersticia, σ je koeficient odrazu, π_c je kapilární onkotický tlak a π_i je onkotický tlak intersticia. Koeficient k závisí na velikosti kapilárního povrchu a jeho hydraulické vodivosti. Koeficient σ (běžně 0,75–0,95) představuje korekci vlivu výše zmíněných onkotických tlaků, neboť kapiláry nejsou pro proteiny dokonale nepropustné a nejsou schopné tak efektivně zadržovat molekuly vody. Pokud J vychází pozitivně, pak dochází k filtraci krevní plazmy do intersticia. V případě záporných hodnot, které nacházíme na venózním konci kapilárního řečiště, se tkáňový mok absorbuje zpátky do cév (obr. 1.16). Za jeden den se v našem těle přes kapiláry přefiltruje přibližně celkem 25 l vody a reabsorbuje 23 l. Zbýlé 2 l vody se navrácí do krevního oběhu pomocí nízkotlakého lymfatického systému. Z klinického hlediska každá nerovnováha, kdy filtrace převažuje nad reabsorpcí, vede k stagnaci tekutiny v intersticiu, a tedy ke vzniku **otoků**. Jako hlavní příčiny jejich vzniku můžeme jmenovat:



Obr. 1.16 Tlakové poměry řídící transkapilární výměnu tekutin

- **zvýšený kapilární hydrostatický tlak** při hypertenzi nebo při srdečním selhání se stagnací krve ve venózním řečišti;
- **snížený onkotický tlak** při hypoproteinemii (při malnutrici, při nedostatečné produkci bílkovin u jaterního onemocnění nebo při ztrátě bílkovin ledvinami u nefrotického syndromu);
- **zvýšenou permeabilitu kapilár** (vlivem histaminu při alergické reakci, vlivem bakteriálních toxinů u zánětu nebo u poranění);
- **sníženou lymfatickou drenáž** při lymfedému (většinou způsobeným nádory nebo zánětem).

Tab. 1.4 Charakteristika základních krevních komponent

Komponenta	Velikost ve vodném roztoku	Koeficient difuze ve vodě ($\text{m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$)	Koncentrace v krvi	Parciální osmotický tlak v krvi (mm Hg)
voda	0,28 nm	$2,3 \cdot 10^{-9}$	50 %	0
Na^+	0,72 nm	$1,3 \cdot 10^{-9}$	136–146 $\text{mmol} \cdot \text{l}^{-1}$	$2,6\text{--}2,8 \cdot 10^3$
Cl^-	0,66 nm	$2 \cdot 10^{-9}$	95–105 $\text{mmol} \cdot \text{l}^{-1}$	$1,8\text{--}2,0 \cdot 10^3$
HCO_3^-	~1 nm	$1,2 \cdot 10^{-9}$	22–26 $\text{mmol} \cdot \text{l}^{-1}$	$4,3\text{--}5,0 \cdot 10^2$
K^+	0,66 nm	$2 \cdot 10^{-9}$	3,8–5,0 $\text{mmol} \cdot \text{l}^{-1}$	$7,4\text{--}9,7 \cdot 10^1$
Ca^{2+}	0,82 nm	$0,8 \cdot 10^{-9}$	2,3–2,6 $\text{mmol} \cdot \text{l}^{-1}$	$4,4\text{--}5,0 \cdot 10^1$
fosfáty (H_2PO_4^- , HPO_4^{2-} , PO_4^{3-})	~1 nm	$1,1 \cdot 10^{-9}$	0,6–1,6 $\text{mmol} \cdot \text{l}^{-1}$	$1,2\text{--}3,1 \cdot 10^1$
Mg^{2+}	0,86 nm	$0,7 \cdot 10^{-9}$	0,8–1,3 $\text{mmol} \cdot \text{l}^{-1}$	$1,5\text{--}2,5 \cdot 10^1$
glukóza	1 nm (180 Da)	$5,7 \cdot 10^{-10}$	4–8 $\text{mmol} \cdot \text{l}^{-1}$	$0,8\text{--}1,5 \cdot 10^2$
močovina	0,36 nm (60 Da)	$1,4 \cdot 10^{-9}$	2–8 $\text{mmol} \cdot \text{l}^{-1}$	$0,4\text{--}1,5 \cdot 10^2$
albumin	14·4·4 nm (67 kDa)	$4 \cdot 10^{-11}$	39–51 $\text{g} \cdot \text{l}^{-1}$	$1,7\text{--}1,9 \cdot 10^1$
imunoglobuliny	14·7·5 nm (150 kDa)	$5 \cdot 10^{-11}$	9–12 $\text{g} \cdot \text{l}^{-1}$	$1,7\text{--}2,0 \cdot 10^0$
fibrinogen	48·9·6 nm (340 kDa)	$8 \cdot 10^{-11}$	2–4 $\text{g} \cdot \text{l}^{-1}$	$1,7\text{--}2,9 \cdot 10^{-1}$
červené krvinky	6–8·6–8·2–2,5 μm	$2 \cdot 10^{-17*}$	$4,5\text{--}5,5 \cdot 10^{12} \text{ l}^{-1}$	$1,4\text{--}1,8 \cdot 10^{-7}$
krevní destičky	2 μm	$4 \cdot 10^{-16*}$	$1,5\text{--}3,5 \cdot 10^{11} \text{ l}^{-1}$	$0,5\text{--}1,1 \cdot 10^{-8}$
bílé krvinky	8–30 μm	$2 \cdot 10^{-17*}$	$4\text{--}10 \cdot 10^9 \text{ l}^{-1}$	$1,3\text{--}3,2 \cdot 10^{-10}$
kyslík (arteriální)	~0,3 nm	$1,9 \cdot 10^{-9}$	3,1–3,7 $\text{mg} \cdot \text{l}^{-1}$	$1,9\text{--}2,3 \cdot 10^0$
oxid uhličitý (arteriální)	~0,3 nm	$1,8 \cdot 10^{-9}$	52–57 $\text{mg} \cdot \text{l}^{-1}$	$2,3\text{--}2,5 \cdot 10^1$

*teoretická hodnota vypočtená podle Stokesova-Einsteinova vztahu