Gian Marco Contessa
Giuseppe Augusto Marzo
Marco D'Arienzo

Fisica per medicina

Per il semestre aperto di Medicina, Odontoiatria e Veterinaria

la Z Ebook

cea casa editrice ambrosiana

Gian Marco Contessa
Giuseppe Augusto Marzo
Marco D'Arienzo

Fisica per medicina

Per il semestre aperto di Medicina, Odontoiatria e Veterinaria

Se vuoi accedere alle risorse online riservate

1. Vai su **my.zanichelli.it**
2. Clicca su *Registrati*.
3. Scegli *Studente*.
4. Segui i passaggi richiesti per la registrazione.
5. Riceverai un'email: clicca sul link per completare la registrazione.
6. Cerca il tuo codice di attivazione stampato sull'etichetta in questa pagina.
7. Inseriscilo nella tua area personale su **my.zanichelli.it**

Se hai già effettuato la registrazione, per accedere ai contenuti riservati ti serve solo il codice di attivazione.

cea casa editrice ambrosiana

© 2026 CEA - Casa Editrice Ambrosiana, viale Romagna 5, 20089 Rozzano (MI) [29919]
CEA - Casa Editrice Ambrosiana è un marchio editoriale di Zanichelli editore S.p.A.

Diritti riservati
I diritti di pubblicazione, riproduzione, comunicazione, distribuzione, trascrizione, traduzione, noleggio, prestito, esecuzione, elaborazione in qualsiasi forma o opera, di memorizzazione anche digitale e di adattamento totale o parziale su supporti di qualsiasi tipo e con qualsiasi mezzo (comprese le copie digitali e fotostatiche), sono riservati per tutti i paesi. L'acquisto della presente copia dell'opera non implica il trasferimento dei suddetti diritti né li esaurisce.

Fotocopie e permessi di riproduzione
Le fotocopie per uso personale (cioè privato e individuale, con esclusione quindi di strumenti di uso collettivo) possono essere effettuate, nei limiti del 15% di ciascun volume, dietro pagamento alla S.I.A.E. del compenso previsto dall'art. 68, commi 4 e 5, della legge 22 aprile 1941 n. 633.
Tali fotocopie possono essere effettuate negli esercizi commerciali convenzionati S.I.A.E. o con altre modalità indicate da S.I.A.E.

Per le riproduzioni ad uso non personale (ad esempio: professionale, economico, commerciale, strumenti di studio collettivi, come dispense e simili) l'editore potrà concedere a pagamento l'autorizzazione a riprodurre un numero di pagine non superiore al 15% delle pagine del presente volume.

Le richieste vanno inoltrate a:
Centro Licenze e Autorizzazioni per le Riproduzioni Editoriali (CLEARedi),
Corso di Porta Romana 108, 20122 Milano
e-mail: **autorizzazioni@clearedi.org** e sito web: **www.clearedi.org**

L'autorizzazione non è concessa per un limitato numero di opere di carattere didattico riprodotte nell'elenco che si trova all'indirizzo
www.zanichelli.it/chi-siamo/fotocopie-e-permessi

L'editore, per quanto di propria spettanza, considera rare le opere fuori del proprio catalogo editoriale. La loro fotocopia per i soli esemplari esistenti nelle biblioteche è consentita, anche oltre il limite del 15%, non essendo concorrenziale all'opera. Non possono considerarsi rare le opere di cui esiste, nel catalogo dell'editore, una successiva edizione, né le opere presenti in cataloghi di altri editori o le opere antologiche. Nei contratti di cessione è esclusa, per biblioteche, istituti di istruzione, musei e archivi, la facoltà di cui all'art. 71-ter legge diritto d'autore.
Per permessi di riproduzione, diversi dalle fotocopie, rivolgersi a
ufficiocontratti@zanichelli.it

Licenze per riassunto, citazione e riproduzione parziale a uso didattico con mezzi digitali
La citazione, la riproduzione e il riassunto, se fatti con mezzi digitali, sono consentiti (art. 70 bis legge sul diritto d'autore), limitatamente a brani o parti di opera, a) esclusivamente per finalità illustrative a uso didattico, nei limiti di quanto giustificato dallo scopo non commerciale perseguito. (La finalità illustrativa si consegue con esempi, chiarimenti, commenti, spiegazioni, domande, nel corso di una lezione); b) sotto la responsabilità di un istituto di istruzione, nei suoi locali o in altro luogo o in un ambiente elettronico sicuro, accessibili solo al personale docente di tale istituto e agli alunni o studenti iscritti al corso di studi in cui le parti di opere sono utilizzate; c) a condizione che, per i materiali educativi, non siano disponibili sul mercato licenze volontarie che autorizzano tali usi.
Zanichelli offre al mercato due tipi di licenze di durata limitata all'anno accademico in cui le licenze sono concesse:
A) licenze gratuite per la riproduzione, citazione o riassunto di una parte di opera non superiore al 5%. Non è consentito superare tale limite del 5% attraverso una pluralità di licenze gratuite,
B) licenze a pagamento per la riproduzione, citazione, riassunto parziale ma superiore al 5% e comunque inferiore al 40% dell'opera. Per usufruire di tali licenze occorre seguire le istruzioni su **www.zanichelli.it/licenzeeducative**
L'autorizzazione è strettamente riservata all'istituto educativo licenziatario e non è trasferibile in alcun modo e a qualsiasi titolo.

Garanzie relative alle risorse digitali
Le risorse digitali di questo volume sono riservate a chi acquista un volume nuovo: vedi anche al sito **www.zanichelli.it/contatti/acquisti-e-recesso** le voci *Informazioni generali su risorse collegate a libri cartacei* e *Risorse digitali e libri non nuovi*.
Zanichelli garantisce direttamente all'acquirente la piena funzionalità di tali risorse.
In caso di malfunzionamento rivolgersi a **assistenza@zanichelli.it**
La garanzia di aggiornamento è limitata alla correzione degli errori e all'eliminazione di malfunzionamenti presenti al momento della creazione dell'opera. Zanichelli garantisce inoltre che le risorse digitali di questo volume sotto il suo controllo saranno accessibili, a partire dall'acquisto, per tutta la durata della normale utilizzazione didattica dell'opera. Passato questo periodo, alcune o tutte le risorse potrebbero non essere più accessibili o disponibili: per maggiori informazioni, leggi **my.zanichelli.it/fuoricatalogo**

Soluzioni degli esercizi e altri svolgimenti di compiti assegnati
Le soluzioni degli esercizi, compresi i passaggi che portano ai risultati e gli altri svolgimenti di compiti assegnati, sono tutelate dalla legge sul diritto d'autore in quanto elaborazioni di esercizi a loro volta considerati opere creative tutelate, e pertanto non possono essere diffuse, comunicate a terzi e/o utilizzate economicamente, se non a fini esclusivi di attività didattica.

Diritto di TDM
L'estrazione di dati da questa opera o da parti di essa e le attività connesse non sono consentite, salvi i casi di utilizzazioni libere ammessi dalla legge. L'editore può concedere una licenza. La richiesta va indirizzata a **tdm@zanichelli.it**

Intelligenza artificiale e copyright
Nessuna parte di questo libro, incluse le espansioni digitali, può essere immessa in sistemi di intelligenza artificiale (siano essi chatbot o piattaforme che utilizzano l'IA per la creazione di materiali didattici o di altro tipo) senza il consenso scritto dell'editore.

Redazione e indice analitico: Luciano Revelli
Impaginazione: Claudia Capelli
Disegni: Giuseppe Maserati

Copertina:
– *Progetto grafico*: Falcinelli & Co., Roma
– *Immagine di copertina*: simonkr/Getty Images

Prima edizione: luglio 2026

Ristampa: **prima tiratura**
5 4 3 2 1 2026 2027 2028 2029 2030

Realizzare un libro è un'operazione complessa, che richiede numerosi controlli: sul testo, sulle immagini e sulle relazioni che si stabiliscono tra essi. L'esperienza suggerisce che è praticamente impossibile pubblicare un libro privo di errori. Saremo quindi grati ai lettori che vorranno segnalarceli.
Per segnalazioni o suggerimenti relativi a questo libro scrivere al seguente indirizzo:

Zanichelli editore S.p.A.
Via Irnerio 34
40126 Bologna
fax 051293322
e-mail: **linea_universitaria@zanichelli.it**
sito web: **www.zanichelli.it**

Prima di effettuare una segnalazione è possibile verificare se questa sia già stata inviata in precedenza, identificando il libro interessato all'interno del nostro catalogo online per l'Università.

Per comunicazioni di tipo commerciale: **universita@zanichelli.it**

Stampa:

per conto di Zanichelli editore S.p.A.
Via Irnerio 34, 40126 Bologna

Questo libro è stampato su carta proveniente da cartiere
che rispettano gli standard di sostenibilità ambientale
www.zanichelli.it/footer/chi-siamo/obiettivo-10-in-sostenibilita/carta/

INDICE GENERALE

Legenda
Approfondimento — Esempi ed esercizi — Inserto biomedico

Presentazione XXI
Prefazione XXIII
Ringraziamenti XXVII

0 COMPENDIO DI MATEMATICA 1

0.1 Introduzione 1
0.2 Definizione e notazione degli insiemi 1
0.3 Insiemi numerici fondamentali 2
Utilizzo dei numeri naturali 2
Utilizzo dei numeri interi 2
Utilizzo dei numeri razionali 3
Utilizzo dei numeri reali 3
0.4 Funzioni e relazioni tra grandezze 4
La relazione fra tempo e glicemia 5
0.5 Piano cartesiano e grafico delle funzioni 5
Un punto nel piano cartesiano 5
Modello e previsione 6
0.6 Notazione scientifica 7
Dai decimali alla notazione scientifica 8
Dalla notazione scientifica alla forma decimale 8
Somma di numeri scritti in notazione scientifica 8
Confrontare gli ordini di grandezza 9
Prodotto e quoziente di numeri scritti in notazione scientifica 10
0.7 Variazione di una grandezza e simbolo Δ 10
Variazione di una grandezza 10
0.8 Il gradiente come rapidità della variazione 10
Gradiente di una grandezza che dipende dal tempo 11
Gradiente di una grandezza che dipende dalla posizione 11
0.9 Cerchio unitario e radiante 12
0.10 Funzioni trigonometriche fondamentali 12
0.11 Funzioni trigonometriche nei triangoli rettangoli 13
Misura dell'angolo di flessione del gomito 14
0.12 Descrizione dei fenomeni periodici 15
Modello dell'onda R in un tracciato ECG 17
Stima dell'assorbimento di CO durante la respirazione 18
0.13 Vettori 19

ISBN 978-88-08-29919-2

0.14 Somma e scomposizione di vettori 20
Il gastrocnemio 22
0.15 Differenza di vettori 22
La trazione scheletrica 22
0.16 Prodotto di un vettore per uno scalare 23
0.17 Prodotto scalare 23
0.18 Prodotto vettoriale 24
0.19 Definizione e classificazione delle equazioni 24
0.20 Equazioni di primo grado 24
Un'equazione di primo grado 25
0.21 Equazioni di secondo grado 25
Ulteriore modello di eliminazione di un farmaco (due soluzioni reali e distinte) 26
Regolazione omeostatica (una soluzione reale doppia) 26
Concentrazione non fisicamente realizzabile (nessuna soluzione reale) 27
0.22 Equazioni vettoriali 27
Analisi vettoriale delle forze agenti su un braccio in posizione orizzontale 27
0.23 Definizione di derivata 29
0.24 Interpretazione geometrica della derivata 30
0.25 Derivate elementari e regole di derivazione 30
Assorbimento di un farmaco nel sangue 31
Crescita batterica 32
Tasso di eliminazione di una sostanza 32
Ciclo respiratorio e flusso d'aria 33
0.26 Definizione di integrale 33
0.27 Relazione tra derivata e integrale 34
Ancora sull'assorbimento di un farmaco 35
0.28 Tecniche elementari di calcolo integrale 35
Area sotto la curva glicemica (AUC) 36
Calcolo della quantità di sostanza eliminata nel sangue 37
0.29 Definizione di equazione differenziale 38
Decadimento di una sostanza nel sangue 38
0.30 Equazioni differenziali a variabili separabili 39
Crescita di una popolazione batterica 39
0.31 Equazioni differenziali lineari del secondo ordine a coefficienti costanti 40
Variazione della pressione arteriosa in risposta a un cambiamento posturale 41

1 LE GRANDEZZE FISICHE 43
1.1 Introduzione 43
1.2 Grandezze fisiche 44
Esempi di campioni di riferimento 45
1.3 Sistema Internazionale 46
1.3.1 Convenzione del Metro e Sistema Internazionale 47
Il metro campione 50
Il kilogrammo campione 51
1.3.2 Grandezze intensive ed estensive 51
1.3.3 Analisi dimensionale 52
1.4 Misurare le grandezze 54
1.4.1 Strumenti di misura 55
1.4.2 Taratura della strumentazione 56

ISBN 978-88-08-29919-2

1.4.3 Valore vero di una misura 56
1.4.4 Errore di misura 56
Valutazione dell'incertezza nelle misure dirette 58
1.4.5 Incertezze di misura 58
Misure precise e misure accurate 59
1.4.6 Risultato di una misura 60
Errore e incertezza 61
1.5 Cifre significative e arrotondamento 61
Mappa concettuale 64
Esercizi 65

2 CINEMATICA 67
2.1 Introduzione 67
2.2 Sistema di riferimento 67
Sistema vestibolare e propriocezione 68
2.3 Posizione e spostamento 69
Spostamento di un calcolo renale 70
2.4 Vettore posizione e vettore spostamento 70
2.5 Istante e intervallo di tempo 71
Durata di un esercizio fisioterapico 71
2.6 Velocità 72
Da m/s a km/h 72
Alcune velocità tipiche 72
Velocità del flusso sanguigno e del potenziale d'azione 73
2.7 Accelerazione 74
La percezione delle accelerazioni 75
2.8 Vettore velocità e vettore accelerazione 75
Speed e velocity 76
Speed e velocity di un calcolo renale 77
2.9 Moti rettilinei notevoli: uniforme e uniformemente accelerato 77
2.10 Velocità istantanea nei moti rettilinei notevoli 79
2.11 Legge oraria nei moti rettilinei notevoli 79
Moto accelerato del sangue nell'aorta all'inizio della sistole 81
La velocità di propagazione degli impulsi nervosi 82
Tempi di trasmissione in fibre mielinizzate e amieliniche 82
2.12 Moti curvilinei e moti notevoli nel piano 82
2.13 Moti curvilinei notevoli: il moto parabolico 83
Fiotto arterioso da una ferita 84
2.14 Moti curvilinei notevoli: il moto circolare e circolare uniforme 86
La cinetosi 88
Test in centrifuga per astronauti (NASA Commercial Crew) 89
La velocità angolare della tibia 89
Mappa concettuale 91
Esercizi 92

ISBN 978-88-08-29919-2

3 DINAMICA

93

3.1 Introduzione 93

3.2 Primo principio della dinamica o principio di inerzia 93

Il colpo di frusta 95

La percezione del moto 95

3.3 Forze 96

3.4 Punto materiale 97

3.5 Quantità di moto 98

3.6 Secondo principio della dinamica 98

Forza per spingere la carrozzina 100

3.7 Massa (inerziale) e (forza) peso 101

Massa dell'aria inspirata 102

3.8 Gravitazione universale 103

Valore dell'accelerazione di gravità *g* 104

Attrazione gravitazionale tra due persone 104

L'azione della gravità e le conseguenze della sua assenza 105

3.9 Impulso 106

Massaggio cardiaco 107

Le conseguenze del colpo di frusta 108

3.10 Sistema di punti materiali e centro di massa 109

Troviamo il centro di massa 110

3.11 Terzo principio della dinamica 111

Accelerazioni dell'astronauta e della navicella 113

Un degente a letto 113

3.12 Conservazione della quantità di moto 114

Urto completamente anelastico tra due carrelli 115

Conservazione della quantità di moto: l'esempio del corpo umano in quiete 115

3.13 Corpo rigido esteso 116

Calcolo della posizione del centro di massa di una sfera omogenea 117

Il baricentro del corpo umano 118

3.14 Momento torcente di una forza 118

Momento torcente del peso di un vassoio 121

3.15 Coppia di forze 121

3.16 Momento angolare e conservazione del momento angolare 122

Momento d'inerzia di un disco omogeneo 125

Ruota di riabilitazione 125

Momentum e torque 127

3.17 Forze in natura 127

3.18 Legge di Hooke e forze elastiche 128

Forze elastiche nel corpo umano 129

3.19 Forze vincolari 130

Forze vincolari nel corpo umano 131

3.20 Forze di attrito 131

Quanto devo allungare la molla? 132

3.21 Forze apparenti nei sistemi di riferimento non inerziali 133

Mappa concettuale 135

Esercizi 136

ISBN 978-88-08-29919-2

4 ENERGIA E LAVORO 137

4.1 Introduzione 137

4.2 Modello energetico di riferimento 137

La trasformazione dell'energia nei recettori sensoriali 142

Lavoro biochimico e trasformazioni energetiche nell'organismo 142

4.3 Principio di conservazione dell'energia 143

Conservazione dell'energia e ciclo cardiaco 144

4.4 Energia cinetica 145

Energia cinetica di un'automobile 145

4.5 Lavoro 145

Lavoro meccanico e sforzo muscolare 149

Forze che non compiono lavoro 149

Le contrazioni muscolari 150

4.6 Teorema dell'energia cinetica 151

Energia cinetica del sangue e lavoro ventricolare 152

Lavoro per accelerare il sangue 152

4.7 Energia potenziale 153

4.7.1 Energia potenziale gravitazionale 154

Energia potenziale e quota 156

4.7.2 Energia potenziale elastica 156

Determinazione dell'energia potenziale elastica attraverso il calcolo integrale 158

Il tendine di Achille come molla 158

Energia elastica e meccanica respiratoria 159

4.8 Applicazione del principio di conservazione dell'energia 160

4.8.1 Conservazione dell'energia meccanica 160

Conservazione dell'energia meccanica su un piano inclinato 161

Conservazione dell'energia meccanica nel caso di forze dissipative trascurabili 163

Il caso di uno scalatore 163

La pompa muscolare del polpaccio e il teorema dell'energia cinetica 164

4.9 Potenza 164

Energia e potenza: il confronto tra maratoneta e centometrista 165

Mappa concettuale 167

Esercizi 168

5 STATICA 169

5.1 Introduzione 169

5.2 Equilibrio dei corpi rigidi 169

5.3 Leve 170

Le leve nel corpo umano 171

L'equilibrio del tronco 175

Reazione vincolare sull'osso sacro in una persona inclinata 177

Biomeccanica del sistema muscolo-scheletrico umano 178

ISBN 978-88-08-29919-2

5.4 Modulo di Young e carico di rottura dei materiali 180
Biomeccanica delle ossa umane 182
Biomeccanica delle articolazioni umane 183
Biomeccanica dei muscoli scheletrici umani 183

Mappa concettuale 185

Esercizi 186

6 MECCANICA DEI FLUIDI 187
6.1 Introduzione 187
6.2 Proprietà generali dei fluidi 187
6.3 Pressione 189
Pressione esercitata dalla punta di un ago 191
Peso specifico, gravità specifica e applicazioni cliniche 192
Recettori e percezione della pressione 193
6.4 Equilibrio idrostatico 194
6.5 Principio di Pascal 195
Il torchio idraulico 196
Il principio di Pascal nel corpo umano 198
6.6 Legge di Stevino 199
Flebo e trasfusione 200
Aspirazione dei succhi gastrici 201
6.7 Pressione atmosferica 201
Pressione nei fluidi corporei 202
6.8 Strumenti per la misura della pressione 204
Misura della pressione arteriosa con lo sfigmomanometro 206
6.9 Principio di Archimede 207
Galleggiamento e corpo umano 208
Peso apparente del corpo umano immerso nell'atmosfera 209
6.10 Flusso stazionario e linee di flusso 209
6.11 Flusso e portata 210
6.12 Equazione di continuità 212
Equazione di continuità in una stenosi carotidea 213
6.13 Teorema di Bernoulli 213
6.14 Effetto Venturi e teorema di Torricelli 215
Effetto Venturi in una maschera per ossigenoterapia 216
Teorema di Torricelli ed efflusso da una flebo 217
Aneurisma e stenosi 217
Variazione di pressione in una stenosi carotidea 218
6.15 Fluidi reali e viscosità 219
La viscosità del sangue 222
6.16 Legge di Poiseuille 224
La circolazione sanguigna 227
Confronto tra la portata di un'arteria e di un capillare 230
6.17 Flusso turbolento 231
Regime di moto all'imboccatura dell'aorta 232
Turbolenza a valle di una stenosi (getto post-stenotico) 232
Rumori di Korotkov 233

6.18 Tensione superficiale e capillarità 233
Risalita capillare 238
6.19 La legge di Laplace 238
Embolia gassosa 240
Raggio aortico e caduta di pressione 241
Mappa concettuale 242
Esercizi 243

7 TERMOLOGIA 245
7.1 Introduzione 245
7.2 Calore ed equilibrio termico 245
La trasmissione del calore nel corpo umano 246
7.3 Dilatazione termica 247
Calcolo della dilatazione volumica 247
7.4 Temperatura e sue scale di misura 248
Conversione da gradi Celsius a Fahrenheit e kelvin 250
7.5 Quantità di calore e calorimetria 250
Scambio di calore tra ghiaccio e corpo umano 253
Calore e lavoro: due modi di trasferire energia 254
7.6 Meccanismi di trasmissione del calore 254
7.6.1 Conduzione 254
7.6.2 Convezione 256
7.6.3 Irraggiamento 257
Flusso radiativo netto di un corpo umano 259
Conduzione termica e conduzione elettrica nei metalli 260
La termoregolazione del corpo umano 260
Perdita di calore per conduzione 263
Il fabbisogno energetico umano 263
Mappa concettuale 265
Esercizi 266

8 TERMODINAMICA 267
8.1 Introduzione 267
8.2 Sistema termodinamico e variabili di stato 267
8.3 Gas ideali 269
Quante moli di gas ci sono nell'aria? 270
Pressione parziale dell'ossigeno nell'aria 271
8.4 Teoria cinetica dei gas 271
Velocità di una molecola di azoto in aria 275
8.5 Gas reali 276
8.6 Trasformazioni termodinamiche 276
8.7 Lavoro di un sistema termodinamico 278
Lavoro in un'espansione isobara 279
Rendimento in un'espansione isobara 279
Il lavoro meccanico del cuore 280
Il rendimento muscolare e della respirazione 281

ISBN 978-88-08-29919-2

8.8 Primo principio della termodinamica 282
Il corpo umano e l'energia 283
8.9 Entalpia 284
Variazione di entalpia nella fusione del ghiaccio 286
Energia liberata nell'ossidazione del glucosio 286
8.10 Secondo principio della termodinamica 287
8.11 Energia libera di Gibbs e direzione spontanea dei processi 290
L'entropia e la vita 292
Mappa concettuale 293
Esercizi 294

9 ELETTROSTATICA 295
9.1 Introduzione 295
9.2 Carica elettrica 295
9.2.1 Accumulo di carica elettrica 296
9.2.2 Conduttori e dielettrici 298
9.2.3 Legge di conservazione della carica elettrica 299
9.3 Legge di Coulomb e forza elettrostatica 299
Interazione elettrostatica in un dielettrico 301
9.3.1 La forza elettrica e la forza gravitazionale 301
Forze elettrostatiche intramolecolari nei sistemi biologici 302
9.4 Campo elettrico 304
Moto di una carica in un campo elettrico uniforme: trasporto ionico nel canale di membrana 305
9.4.1 Campo elettrico generato da una distribuzione di cariche puntiformi 306
9.4.2 Conduttore in un campo elettrico statico: l'induzione elettrostatica 306
9.4.3 Flusso del campo elettrico 307
9.4.4 Teorema di Gauss 308
Formulazione integrale del teorema di Gauss 308
9.4.5 Teorema di Gauss applicato ai conduttori 308
9.4.6 Esempi applicativi del teorema di Gauss 309
Carica sui lati della membrana 312
Simmetria e distribuzione di carica 312
9.5 Dipolo elettrico 312
Calcolo del momento di dipolo elettrico 314
Interazioni elettrostatiche intermolecolari nei sistemi biologici 314
9.6 Molecola d'acqua 318
Comportamento delle molecole biologiche in soluzione acquosa 318
9.6.1 Dissipazione della carica elettrica accumulata 320
9.7 Differenza di potenziale 320
Intensità del campo elettrico transmembrana 322
9.7.1 Energia potenziale elettrica e potenziale elettrico 322
Energia potenziale dello ione potassio 324

9.7.2 Polarizzazione elettrica 324
9.7.3 Conservazione dell'energia per una carica in movimento in un campo elettrico 327
Differenza di potenziale in un campo variabile 328
Conservatività del campo elettrostatico 329
9.7.4 Elettronvolt: un'unità di misura per l'energia su scala atomica 330
9.7.5 Potenziale di una distribuzione di cariche 330
Lo sviluppo in serie di multipoli 331
9.7.6 Energia potenziale di un dipolo in un campo elettrico uniforme 332
Potenziale di equilibrio della membrana cellulare 332
Potenziale d'azione nelle cellule nervose e muscolari 337
9.8 Superfici equipotenziali 341
9.8.1 Esempi di superfici equipotenziali 341
9.9 Capacità 342
9.9.1 Effetto del dielettrico: il vettore spostamento elettrico 343
9.9.2 Energia immagazzinata in un condensatore 345
Calcolo dell'energia immagazzinata in un condensatore 347
Capacità della membrana cellulare 348
Densità di carica superficiale su una membrana 349
Capacità elettrica e capacità termica 349
9.9.3 Condensatori in serie e in parallelo 349
La respirazione cellulare 351
9.10 Natura elettrica delle forze di contatto 352
Mappa concettuale 354
Esercizi 355

10 ELETTRODINAMICA 357
10.1 Introduzione 357
10.2 Generatore elettrico e differenza di potenziale applicata 357
10.3 Corrente elettrica 358
Corrente attraverso il corpo umano 360
Corrente che attraversa la membrana plasmatica 360
Corrente reale e corrente convenzionale 360
10.3.1 Interpretazione microscopica della corrente elettrica 361
La propagazione del segnale elettrico in un conduttore 363
Gli effetti della corrente elettrica sul corpo umano 364
10.4 Potenza elettrica 364
Potenza del defibrillatore 365
Ionoforesi 366
10.5 Conduzione nei conduttori ohmici 366
10.6 Legge di Ohm e resistenza elettrica 366
Funzionamento di un termometro digitale a resistenza 368
10.6.1 Dipendenza della corrente dalla resistenza del circuito 369
Resistenza di un corpo umano 369
Resistenza di membrana 370
La conduzione elettrica nel corpo umano 370

ISBN 978-88-08-29919-2

Il corpo umano in un campo elettrico statico 370
Trasmissione di segnali elettrici nel sistema nervoso: la propagazione del potenziale d'azione 371
Trasduzione sensoriale 376
Proprietà elettriche del cuore 381
Elettromiografia, elettrocardiografia ed elettroencefalogramma 383
10.7 Circuito elettrico di resistenze in serie e in parallelo 385
Modello idrodinamico della conduzione elettrica 386
10.8 Potenza elettrica dissipata per effetto Joule 388
Effetto Joule nei tessuti biologici 389
Potenza dissipata nel corpo umano 390
10.9 Corrente alternata 391
10.10 Processo di carica e scarica di un condensatore 394
Frequenza degli impulsi del TENS 396
Modello differenziale della carica e scarica in un circuito *RC* 397
Costante di tempo della membrana cellulare 399
La costante di tempo *RC* nei circuiti elettronici ad alta velocità 399
Pacemaker 400
Grandezze caratteristiche di un pacemaker 400
Defibrillatore 401
Grandezze caratteristiche di un defibrillatore 402
Analisi dell'impedenza bioelettrica 402
Il termometro moderno 403
Mappa concettuale 404
Esercizi 405

11 FENOMENI MAGNETICI STAZIONARI 407
11.1 Introduzione 407
11.2 Magnetismo 407
Magnetismo nei sistemi viventi 409
11.3 Interazione tra magneti e corrente elettrica: esperienza di Ørsted 409
11.4 Campo magnetico 410
11.5 Flusso del campo magnetico e la legge di Gauss per il magnetismo 412
11.6 Forza su una carica elettrica in moto: definizione del campo magnetico 413
Forza di Lorentz e lavoro 414
11.7 Moto circolare di una carica elettrica in un campo magnetico uniforme 415
Il ciclotrone medicale 415
Forze magnetoidrodinamiche nel corpo umano 416
Sistema nervoso e risonanza magnetica 418
11.8 Spettrometro di massa 418
Analisi del diossido di carbonio tramite spettrometria di massa 420

ISBN 978-88-08-29919-2

11.9 Forza su un filo percorso da corrente 421
11.10 Momento torcente su una spira percorsa da corrente immersa in un campo magnetico uniforme 423
Momento torcente nella risonanza magnetica 424
La spira percorsa da corrente 425
11.11 Momento di dipolo magnetico 425
Forze magnetiche vs forze elettrostatiche 426
Definizione del campo magnetico attraverso il dipolo magnetico 427
11.12 Dal momento magnetico al campo generato da correnti 427
11.13 Campo magnetico generato da una corrente stazionaria 428
11.13.1 Esempi applicativi della legge di Biot-Savart: campo magnetico generato da un filo rettilineo indefinito 429
Coppia massima prodotta da un filo percorso da corrente 432
11.13.2 Esempi applicativi della legge di Biot-Savart: spira circolare 432
Campi magnetici all'interno del cervello umano 434
11.14 Interazione tra correnti elettriche 435
Quanto vale la costante di permeabilità magnetica nel vuoto 436
Origine microscopica della forza tra fili percorsi da corrente 437
11.15 Legge di Ampère 437
Legge di Ampère come strumento di calcolo 439
11.16 Campo magnetico di un solenoide ideale 440
Mappa concettuale 442
Esercizi 443

12 INDUZIONE ELETTROMAGNETICA E MAGNETISMO NELLA MATERIA 444
12.1 Introduzione 444
12.2 Flusso del campo magnetico e sua variazione nel tempo 444
12.3 Campi magnetici variabili nel tempo 446
12.2 Induzione elettromagnetica: variazione del flusso magnetico e generazione di forza elettromotrice 446
12.5 Legge di Faraday-Neumann-Lenz: correnti indotte e loro verso 449
12.5.1 Forza elettromotrice indotta e circuitazione del campo elettrico 451
Stimolazione magnetica transcranica 452
12.6 Apparecchio acustico e microfono 452
Origine della forza elettromotrice indotta 453
Verifichiamo il verso della corrente indotta 454
Magnetofosfeni 455
Forza elettromotrice indotta nella retina 455

ISBN 978-88-08-29919-2

12.7 Campi elettrostatici e campi elettrici indotti 456
12.8 Induzione elettrostatica e induzione elettromagnetica 457
12.9 Autoinduzione e induttanza 458
12.10 Circuito *RL* 460
Dinamica della bobina nella TMS 462
12.11 Energia immagazzinata nel campo magnetico 462
Unità di misura della densità di energia magnetica *u* 466
Energia elastica ed energia magnetica 466
Compatibilità elettromagnetica e dispositivi medici impiantabili attivi 466
12.12 Comportamento della materia in un campo magnetico 467
12.12.1 Interpretazione microscopica del paramagnetismo 471
12.13 Magnetizzazione e suscettività magnetica 472
B, H e M, tre grandezze vettoriali fondamentali 475
Intensità del campo magnetico in un tessuto 476
Proprietà magnetiche dei tessuti umani 477
12.13.1 Diamagnetismo e rane levitanti 478
12.14 Polarizzazione e magnetizzazione 478
12.15 Equazioni di Maxwell 479
12.15.1 Prima equazione di Maxwell: legge di Gauss per il campo elettrico 480
12.15.2 Seconda equazione di Maxwell: legge di Gauss per il campo magnetico 480
12.15.3 Terza equazione di Maxwell: legge dell'induzione di Faraday 481
12.15.4 Quarta equazione di Maxwell: legge di Ampère-Maxwell 482
12.15.5 Equazioni di Maxwell nella materia 485
Mappa concettuale 486
Esercizi 487

13 FENOMENI ONDULATORI 489
13.1 Introduzione 489
13.2 Caratteristiche di un'onda 489
13.3 Onde circolari, sferiche e piane 494
13.4 Potenza, energia e intensità di un'onda 494
Parametri caratteristici di un'onda usata in ecografia medica 495
13.5 Onde meccaniche trasversali e longitudinali 495
13.5.1 Onde trasversali 496
13.5.2 Onde longitudinali 497
13.6 Propagazione delle onde meccaniche e proprietà elastiche dei mezzi 499
Ecografia e proprietà elastiche dei tessuti 500
13.7 Oscillatore armonico come modello per la generazione di onde 500
13.8 Velocità di propagazione delle onde meccaniche 506

13.8.1 Velocità di propagazione delle onde longitudinali 507
13.8.2 Velocità di propagazione delle onde trasversali 508
Velocità di propagazione nel sangue 509
Le onde sismiche 509
13.9 Energia trasportata dalle onde meccaniche 510
Calcolo dell'intensità acustica 512
13.10 Principio di sovrapposizione e interferenza 513
Calcolo dell'interferenza tra trasduttori 517
Determinazione dei battimenti 517
13.11 Onde stazionarie e risonanza 518
Verifica della condizione di risonanza 521
Risonanze nel corpo umano 521
13.12 Onde acustiche: propagazione del suono 522
Quanto era lontano il fulmine? 524
13.13 Energia trasportata dalle onde acustiche 525
Pliche vocali 527
L'orecchio umano 527
Pressione sonora efficace 529
Stetofonendoscopio 529
13.4 Effetto Doppler 530
Effetto Doppler in ecografia 532
Impianto cocleare 532
13.15 Onde elettromagnetiche 533
13.16 Dalle equazioni di Maxwell alle onde elettromagnetiche 533
Il corpo umano immerso in campi elettrici e magnetici variabili nel tempo 535
13.17 Caratteristiche fondamentali delle onde elettromagnetiche 539
Onda RF 541
13.18 Diffrazione 542
13.19 Energia trasportata dalle onde elettromagnetiche 546
Ampiezza dei campi ed energia assorbita in un trattamento di fototerapia 548
Onde meccaniche e onde elettromagnetiche 549
13.20 Produzione di onde elettromagnetiche 550
13.20.1 Antenne e oscillatori meccanici 551
13.21 Spettro della radiazione elettromagnetica 552
Radiazioni emesse e percepite dal corpo umano 554
Determinare le caratteristiche di una radiazione termica 556
Mappa concettuale 557
Esercizi 558

14 OTTICA GEOMETRICA 559
14.1 Introduzione 559
14.2 Modello del raggio luminoso 560
14.3 Riflessione e rifrazione 562
Derivazione della legge di Snell 563

ISBN 978-88-08-29919-2

14.3.1 Riflessione totale 564
La rifrazione atmosferica 565
Effetto anabbagliante degli specchietti retrovisori 566
Il bagnino e la legge di Snell 567
14.3.2 Riflessione totale nell'endoscopio a fibre ottiche 569
14.4 Dispersione della luce 570
14.5 Lenti 572
14.5.1 L'approssimazione di lente sottile 573
14.6 Immagini prodotte da lenti 574
14.6.1 Immagini prodotte da lenti convergenti 575
14.6.2 Immagini prodotte da lenti divergenti 577
14.7 Equazione delle lenti sottili 577
14.8 Microscopio ottico 578
L'occhio 580
Accomodamento del cristallino e difetti della vista 582
Mappa concettuale 586
Esercizi 587

15 ATOMI E NUCLEI 588
15.1 Natura elettrica della materia 588
15.2 Esperimento di Rutherford 589
15.3 Quanti di energia 591
15.4 Modello atomico di Bohr 592
15.5 Modello atomico a orbitali 596
15.6 Elettrone: particella o onda? 596
15.7 Principio di indeterminazione 597
15.8 Orbitali e numeri quantici 598
Gusci elettronici e numero quantico principale 598
15.9 Spin e principio di esclusione di Pauli 601
15.10 Riempimento degli orbitali 602
15.11 Energia di ionizzazione 604
15.12 Nucleo atomico 606
15.12.1 Protone 606
15.12.2 Neutrone 607
15.13 Numero atomico, numero di massa, nuclidi e isotopi 608
15.14 Le trasformazioni del nucleo: la radioattività 609
15.14.1 Decadimento alfa 610
15.14.2 Decadimento beta 611
15.14.3 Decadimento gamma 613
15.15 Legge del decadimento radioattivo 614
Mappa concettuale 617
Esercizi 618

ISBN 978-88-08-29919-2

16 RADIAZIONI NON IONIZZANTI IN MEDICINA

619

16.1 Introduzione 619

16.2 Radiazioni non ionizzanti 619

16.3 Risonanza magnetica nucleare 620

16.3.1 Nuclei atomici 621

16.3.2 Interazione dei nuclei con un campo magnetico esterno e vettore magnetizzazione 622

Magnetizzazione nucleare 625

Impulso 625

16.3.3 Campi a radiofrequenza e segnale di decadimento libero (FID) 626

Sistema di riferimento rotante 626

16.4 Formazione dell'immagine anatomica 631

16.5 Sequenze di acquisizione in risonanza magnetica nucleare 636

16.6 Stimolazione magnetica transcranica 640

16.7 Magnetoterapia 642

16.8 Diatermia 642

16.9 Elettrobisturi 643

16.10 Radiazioni ottiche e loro interazioni biologiche 643

16.11 Laser e sue applicazioni in campo medico 645

16.12 Saturimetro 647

Saturimetri a riflessione 650

16.12 Radiazioni ultraviolette 650

Mappa concettuale 654

Esercizi 655

17 RADIAZIONI IONIZZANTI IN MEDICINA

657

17.1 Introduzione 657

La regione EUV come soglia della radiazione ionizzante 658

17.2 Radiazioni ionizzanti 658

17.3 Interazione della radiazione X e γ con la materia 659

17.3.1 Effetto fotoelettrico 659

17.3.2 Effetto Compton 660

17.3.3 Produzione di coppie 661

Elettronvolt come misura di massa 662

17.4 Generazione di raggi X 662

17.4.1 Produzione di raggi X per bremsstrahlung 663

17.4.2 Produzione di raggi X per emissione di radiazione caratteristica 665

Lunghezza d'onda della riga caratteristica 667

ISBN 978-88-08-29919-2

17.4.3 Il tubo radiogeno 668
17.4.4 Controllo dello spettro: corrente e tensione in un tubo a raggi X 671
Energia media di un fascio di raggi X 673
17.5 Immagine radiologica 673
17.5.1 Legge di attenuazione di Lambert-Beer 673
Voxel 675
17.5.2 Rivelazione dei raggi X e formazione dell'immagine radiologica 676
Differenza tra radiografia e fluoroscopia 679
17.6 Tomografia computerizzata 679
Quando i Beatles finanziarono la nascita della TAC 681
17.7 Ricostruzione delle immagini nella tomografia computerizzata 682
17.7.1 Algoritmo di retroproiezione 682
17.8 Immagine TAC e scala Hounsfield 684
17.9 Mammografia 686
17.9.1 Composizione della mammella 686
17.9.2 Spettro a raggi X di un mammografo 687
17.9.3 Esame mammografico 690
17.10 Medicina nucleare 691
17.10.1 Radiofarmaci e radionuclidi 692
17.10.2 Gamma camera 694
17.10.3 PET 696
17.10.4 Radionuclidi impiegati in PET 697
17.11 Radiazioni ionizzanti in radioterapia 699
17.12 Elementi di radiobiologia 700
Mappa concettuale 706
Esercizi 707

Indice analitico 709

RISORSE DIGITALI

A questo indirizzo sono disponibili le risorse digitali di complemento al libro:

universita.zanichelli.it/contessa-fm

Per accedere alla risorse protette è necessario registrarsi su **my.zanichelli.it** inserendo il codice di attivazione personale che si trova sull'etichetta adesiva nella prima pagina del libro.
Dal sito del libro è possibile:

- accedere alla **versione digitale interattiva dei quesiti** presenti sul volume;
- accedere alle risorse dedicate a chi frequenta il **semestre aperto di Medicina**, **Odontoiatria** e **Veterinaria** (**guida allo studio** e **simulatore dell'esame**)
- accedere direttamente alla versione **Ebook**.

Le risorse digitali sono disponibili per chi acquista il libro nuovo.
L'accesso all'Ebook e alle risorse digitali protette è personale, non condivisibile e non cedibile, né autonomamente né con la cessione del libro cartaceo.

PRESENTAZIONE

L'Università non è soltanto il luogo nel quale il sapere viene trasmesso; è il contesto nel quale esso viene continuamente reinterpretato, rinnovato e reso significativo per le nuove generazioni di professionisti.

Questo volume rappresenta un esempio concreto di tale processo.

L'opera nasce da una lunga e consolidata esperienza di insegnamento della Fisica all'interno del Corso di Laurea in Medicina e Chirurgia di UniCamillus, maturata attraverso anni di attività didattica, confronto quotidiano con gli studenti e le studentesse e costante riflessione sui metodi più efficaci per favorire l'apprendimento delle discipline di base nel contesto della formazione medica.

La peculiarità della nostra Università, caratterizzata da una forte vocazione internazionale e dalla presenza di studenti e studentesse provenienti da numerosi Paesi e sistemi educativi differenti, ha costituito un laboratorio privilegiato di osservazione didattica. L'incontro con culture, percorsi scolastici e modalità di apprendimento eterogenee ha consentito al corpo docente di affinare progressivamente un approccio pedagogico capace di coniugare rigore scientifico, chiarezza espositiva e costante riferimento alla futura pratica clinica.

Da questa esperienza è maturata la consapevolezza che l'insegnamento della Fisica a Medicina richiede strumenti specifici, differenti rispetto a quelli tradizionalmente utilizzati nei corsi di laurea scientifici. Non basta trasmettere formule, modelli e principi; occorre mostrare come tali conoscenze costituiscano il fondamento della diagnostica, della fisiologia, delle tecnologie biomedicali e, più in generale, del ragionamento medico contemporaneo.

Il volume traduce concretamente questa visione. Scorrendone i contenuti si coglie immediatamente la scelta metodologica che lo caratterizza: ogni argomento è continuamente collegato al corpo umano, ai processi fisiologici, alle tecnologie sanitarie e ai contesti clinici. Dalla biomeccanica alla fluidodinamica cardiovascolare, dall'elettrofisiologia alla diagnostica per immagini, dalla risonanza magnetica alla medicina nucleare, la Fisica viene presentata come una disciplina viva, profondamente intrecciata con la pratica della medicina.

Particolarmente significativa appare inoltre l'attenzione dedicata agli studenti e alle studentesse del primo anno, chiamati oggi ad affrontare percorsi formativi sempre più impegnativi e selettivi. L'opera si propone di accompagnarli in questa fase cruciale attraverso un approccio graduale, interdisciplinare e orientato alla comprensione, contribuendo a ridurre quella distanza che spesso viene percepita tra le scienze di base e le future applicazioni professionali.

ISBN 978-88-08-29919-2

Questo testo testimonia come una didattica di qualità possa trasformarsi in innovazione editoriale e come l'esperienza maturata nelle aule universitarie possa generare strumenti capaci di incidere positivamente sulla formazione medica a livello nazionale.

Desidero pertanto esprimere il mio apprezzamento agli Autori, che hanno saputo tradurre anni di insegnamento, ascolto e ricerca pedagogica in un'opera destinata a diventare un importante punto di riferimento per gli studenti di Medicina. Il volume rappresenta inoltre motivo di orgoglio per UniCamillus, poiché trae origine proprio da quell'attenzione allo studente, all'internazionalizzazione e all'innovazione didattica che costituiscono alcuni dei valori fondanti del nostro Ateneo.

Auspico che queste pagine possano accompagnare molti futuri medici nel loro percorso di formazione, aiutandoli a comprendere come la Fisica non sia una disciplina accessoria, ma uno dei linguaggi fondamentali attraverso cui interpretare la complessità della vita, della salute e della medicina.

Prof. Gianni Profita
Magnifico Rettore
UniCamillus International Medical University

PREFAZIONE

Le discipline scientifiche in generale, e la fisica in particolare, sono spesso percepite come materie aride e impegnative, magari "astruse" e fuori dall'esperienza quotidiana, e godono della reputazione di essere difficili da comprendere e da affrontare, soprattutto per chi si avvicina per la prima volta a questo ambito.

Eppure, la parola *fisica* deriva dal greco «τὰ φυσικά», che significa «le realtà naturali»: fedele al proprio nome, nel corso dei suoi quattro secoli di sviluppo, la fisica classica ha sempre avuto come fine ultimo la descrizione dei fenomeni naturali che osserviamo ogni giorno intorno a noi. E proprio perché il corpo umano è materia organizzata, fatta di relazioni misurabili tra pressioni, volumi, flussi e tempi, la fisica, insieme al proprio linguaggio, la matematica, si rivela lo strumento per eccellenza per comprenderlo, prevederlo e curarlo.

«*Dottoressa, quante di queste pillole devo prendere al giorno?*» «*I valori delle mie analisi stanno migliorando?*». Queste non sono domande retoriche. Sono domande cliniche, a cui i medici sono chiamati a rispondere, non con impressioni, ma con misure, modelli e stime quantitative su cui fondare le proprie deduzioni. Per i medici la fisica è come un bisturi invisibile: uno strumento silenzioso ma indispensabile per indagare, misurare e intervenire.

Alla base dei fenomeni studiati dalle scienze della vita vi sono, infatti, teorie e principi della fisica, e numerosi contesti della pratica medica e biologica testimoniano come le scienze di base, quale è appunto la fisica, siano inseparabili dalla medicina e dalla biologia. Per esempio, la frequenza del battito cardiaco, la pressione arteriosa sistemica e quella venosa, la pressione polmonare, la saturazione di ossigeno e la temperatura corporea sono tipiche grandezze fisiche monitorate quotidianamente nei pazienti in sala operatoria, così come i potenziali elettrici registrati sulla superficie cutanea, correlati agli stati fisiologici del cuore (elettrocardiogramma).

La nostra percezione della realtà è essa stessa un processo puramente fisico: le percezioni sensoriali non sono altro che stimoli elettrici (in tutti e cinque i sensi) e, per esempio, il movimento all'interno del campo magnetico dovuto alle apparecchiature per risonanza magnetica può modificarle, generando sensazioni quali gusto metallico, fosfeni, acufeni o percezioni tattili.

Come ha affermato il premio Nobel Giorgio Parisi in una intervista, la fisica sta diventando sempre più ampia e comprende numerosi ambiti di conoscenza che in passato non esistevano o non facevano parte di questa disciplina.

ISBN 978-88-08-29919-2

In questa prospettiva, gli autori hanno scelto di conferire a questo volume di fisica applicata alle scienze della vita un'impostazione differente rispetto ai testi classici, introducendo i fondamenti delle scienze biochimiche e biologiche (volte allo studio dei principi fisici che regolano gli organismi viventi) e della fisica medica. Sono quindi presentate anche le tecnologie sanitarie moderne, spiegando i principi fisici alla base della diagnostica medica (come raggi X, risonanza magnetica e tomografia computerizzata), della radioterapia e dei sensori biomedici.

In questo contesto, il paradigma didattico rappresenta un elemento cruciale nel processo di apprendimento e lo sviluppo di un approccio calibrato su chi studia costituisce il nucleo del lavoro dei docenti di fisica. In particolare, il testo di fisica, come strumento didattico, svolge un ruolo centrale, difficilmente sostituibile da altri metodi (come i più recenti modelli di intelligenza artificiale): dietro un manuale o un corso universitario si cela infatti una *Weltanschauung*, una precisa e distinta *visione del mondo*, poiché limitarsi a elencare una serie di nozioni è ben diverso dal conoscere davvero una scienza e saperla applicare. Come ebbe a dire uno dei nostri più brillanti professori di fisica (anche noi siamo stati studenti!): «Il testo scritto è *ponderato*: gli autori ne hanno elaborato e approfondito i concetti e la logica, soppesando ogni parola. Per questa ragione un testo è il riferimento per lo studente, da navigare attraverso la guida del proprio docente».

Questo libro nasce dall'esperienza didattica maturata dagli autori in oltre due decenni nelle aule universitarie ma anche nella scuola secondaria: vent'anni di confronto e di interazione con studenti e studentesse impegnati nello studio di queste discipline. Le difficoltà riscontrate da parte di chi studia la fisica consistono nell'affrontare una materia intrinsecamente complessa, mentre i docenti si trovano spesso a dover individuare materiali che mettano in luce il legame tra concetti astratti e puramente teorici e la loro applicazione in una realtà familiare.

Il progetto ha preso forma negli ultimi anni di insegnamento presso l'Ateneo UniCamillus (Saint Camillus International University of Health and Medical Sciences) dove gli autori hanno avuto l'opportunità di confrontarsi con centinaia di studenti e studentesse provenienti da percorsi formativi diversi. Questo dialogo continuo ha consentito di individuare con maggiore chiarezza le criticità più ricorrenti nei processi di apprendimento della disciplina, fornendo al tempo stesso indicazioni preziose per la strutturazione dei contenuti e dell'impostazione didattica del volume. Gli autori auspicano che il lavoro qui presentato possa rendere lo studio della fisica più accessibile, coerente e significativo per gli studenti e le studentesse impegnati nei corsi di area biomedica e delle scienze della vita.

Pertanto, l'approccio didattico scelto prende avvio dall'enunciazione delle leggi scientifiche, che costituiscono l'ossatura della fase di apprendimento, e si sviluppa attorno a una serie accuratamente selezionata di esempi pratici tratti dalla realtà di studio e di applicazione delle discipline mediche e biologiche. Partire dalla legge generale consente di cogliere il contesto del fenomeno descritto e offre una guida per comprendere le relazioni che vanno oltre le singole grandezze fisiche coinvolte, ma la presentazione da parte del docente di fisica non può ridursi a una semplice giustapposizione di leggi e nozioni.

La metodologia didattica proposta in questo volume si fonda dunque sull'idea che, nell'insegnamento di una disciplina complessa come la fisica, il **linguaggio didattico** costituisca uno strumento decisivo. L'approccio adottato mira a introdurre i principi fisici attraverso un registro espressivo vicino a quello che studenti e studentesse già utilizzano nel proprio percorso di studi.

In altre parole, la fisica viene presentata parlando la "lingua" di chi studia: esempi, termini e contesti sono tratti dal suo vocabolario quotidiano di studio, quello della medicina, della biologia e delle professioni sanitarie, così che le leggi fisiche possano essere comprese all'interno di un quadro concettuale già familiare. In questo modo gli aspetti teorici non appaiono come elementi estranei o astratti, ma entrano naturalmente nel mondo di esperienza e di formazione del percorso di studi.

In questa prospettiva, i principi fisici sono introdotti attraverso esempi tratti dalla fisiologia, dall'anatomia, dalla biologia e dall'impiego di tecnologie sanitarie. Applicazioni quali la meccanica del sistema cardiovascolare, l'ottica dei microscopi o i principi alla base delle tecniche diagnostiche consentono di riconoscere immediatamente la presenza della fisica nei fenomeni studiati e negli strumenti che saranno utilizzati nell'attività professionale.

L'impiego di esempi concreti rende più intuitiva la comprensione dei concetti teorici e favorisce un **apprendimento attivo**, in cui la teoria non appare più distante dall'esperienza di chi studia ma si colloca direttamente nel suo contesto culturale e professionale. In questo modo la fisica emerge come parte integrante della formazione nelle scienze della vita, poiché spiega fenomeni fondamentali del corpo umano e costituisce la base di numerose tecnologie mediche.

In questa prospettiva, questo testo si propone anche come uno strumento di studio trasversale all'interno del percorso formativo, in quanto i temi affrontati, pur presentati dal punto di vista della fisica, sono naturalmente interconnessi con numerosi argomenti trattati negli altri insegnamenti che vengono affrontati parallelamente nel corso di studi.

Il testo intende favorire una **visione integrata del sapere scientifico**, nella quale i principi della fisica non rappresentano soltanto l'oggetto di un singolo esame, ma diventano uno strumento utile per comprendere in modo più profondo i contenuti delle altre materie e per costruire un quadro coerente della conoscenza.

Lo stesso approccio consente inoltre di **collegare in modo naturale teoria e pratica**. Fenomeni come la dinamica dei fluidi possono essere illustrati attraverso la circolazione sanguigna, le condizioni di equilibrio attraverso il funzionamento dell'apparato muscoloscheletrico, mentre i principi della termodinamica trovano applicazione nello studio del metabolismo delle macromolecole e dei processi biologici. Analogamente, l'analisi del funzionamento delle apparecchiature diagnostiche, dalla radiologia agli ultrasuoni fino ai sistemi di monitoraggio dei parametri vitali, offre un ulteriore terreno di incontro tra i fondamenti della fisica e la pratica clinica.

Questo metodo risponde a una duplice esigenza: da un lato rendere l'apprendimento più pertinente per studenti e studentesse orientati alle scienze della vita, dall'altro favorire una comprensione profonda dei principi fisici che sostengono molte tecnologie mediche e numerosi processi biologici. Gli esempi proposti non hanno quindi soltanto una funzione illustrativa, ma mirano a mostrare come la fisica costituisca uno strumento essenziale per futuri professionisti sanitari e per studiosi e studiose dei sistemi viventi.

Infine, il volume tiene conto della provenienza eterogenea degli studenti e delle studentesse che intraprendono percorsi di studio in medicina, biologia e nelle professioni sanitarie, i quali non sempre possiedono una formazione matematica approfondita. Per questo motivo il testo è stato concepito secondo un paradigma didattico che coniuga rigore formale e chiarezza espositiva, con l'obiettivo di rendere i contenuti accessibili senza rinunciare alla solidità concettuale.

ISBN 978-88-08-29919-2

Al fine di agevolare la lettura, si adottano nel testo alcune convenzioni editoriali. Il litro è indicato con la lettera maiuscola L, per evitare ambiguità con la cifra 1. I vettori sono rappresentati con una freccia sopra il simbolo della grandezza (per esempio, $\vec{v}$). Quando si indica la variazione di una grandezza vettoriale, la freccia è posta esclusivamente sulla lettera che rappresenta il vettore e non sul simbolo Δ: scriveremo quindi $\Delta\vec{v}$ e non $\overrightarrow{\Delta v}$. Si è scelto di adottare, ove possibile, la stessa notazione per le variabili e per gli estremi di integrazione. Infine, la punteggiatura è omessa al termine delle formule presentate in forma centrata e isolata dal testo.

RINGRAZIAMENTI

Gli autori desiderano ringraziare i colleghi che hanno effettuato la revisione di uno o più capitoli dell'opera:

- **Prof. Marco Anni**: capitoli 9 (Elettrostatica), 11 (Fenomeni magnetici stazionari), 12 (Induzione elettromagnetica e magnetismo nella materia) e 13 (Fenomeni ondulatori)
- **Prof. Umberto Cannella**: capitoli 5 (Statica), 7 (Termologia), 9 (Elettrostatica) e 10 (Elettrodinamica)
- **Dott. Cristiano Capone**: capitolo 16 (Radiazioni non ionizzanti in medicina)
- **Dott.ssa Azzurra De Luca**: capitolo 9 (Elettrostatica)
- **Dott.ssa Mariana Gallo**: capitoli 9 (Elettrostatica) e 10 (Elettrodinamica)
- **Prof. Salvatore Gallo**: capitoli 4 (Energia e lavoro) e 6 (Meccanica dei fluidi)
- **Dott. Eugenio Mattei**: capitoli 10 (Elettrodinamica) e 12 (Induzione elettromagnetica e magnetismo nella materia)
- **Dott.ssa Natalia Nanni**: capitolo 9 (Elettrostatica)
- **Prof.ssa Eleonora Nicolai**: capitolo 13 (Fenomeni ondulatori)
- **Dott. Marco Parisotto**: capitoli 10 (Elettrodinamica), 15 (Atomi e nuclei), 16 (Radiazioni non ionizzanti in medicina) e 17 (Radiazioni ionizzanti in medicina)
- **Dott.ssa Mara Sabbioni**: capitoli 2 (Cinematica), 9 (Elettrostatica) e 10 (Elettrodinamica)
- **Prof.ssa Silvia Tommasin**: capitoli 7 (Termologia) e 8 (Termodinamica)
- **Prof. Andrea Ventura**: capitoli 0 (Compendio di matematica), 2 (Cinematica) e 3 (Dinamica)

Gli autori desiderano inoltre estendere i ringraziamenti ai colleghi che hanno contribuito al testo di G.M. Contessa e G.A. Marzo da cui questa edizione ha tratto ispirazione:

- **Giuliana Montelucci**
- **Daniele Andreuccetti**
- **Carlo Grandi**
- **Alessandro Polichetti**
- **Emanuele Tinelli**
- **Ina Ciufolini**
- **Tommaso Bussi**
- **Alberico Bruno**
- **Assunta Petrucci**

6 MECCANICA DEI FLUIDI

6.1 Introduzione

La meccanica dei fluidi si occupa dello studio del comportamento di liquidi e gas, che costituiscono gran parte dell'ambiente biologico interno ed esterno all'organismo. Sangue, aria, linfa e altri liquidi corporei obbediscono alle stesse leggi della fisica che governano oceani e atmosfere. Per questo motivo la comprensione dei principi della statica e della dinamica dei fluidi è fondamentale per interpretare i fenomeni legati alla vita: dalla misura della pressione arteriosa al funzionamento degli alveoli polmonari, fino alle alterazioni del flusso sanguigno in condizioni patologiche.

In questo capitolo, dopo aver introdotto le proprietà generali dei fluidi, sono analizzati prima i fenomeni dei fluidi in quiete, con particolare attenzione alla pressione, alla sua trasmissione e alla spinta idrostatica. Segue lo studio dei fluidi in movimento, dove l'equazione di continuità e il teorema di Bernoulli spiegano come velocità, pressione e variazione di quota si combinano nei condotti, trovando applicazione diretta nella circolazione sanguigna e nella respirazione. Successivamente si considerano i fluidi reali, nei quali la viscosità condiziona il regime di moto, la caduta di pressione e la resistenza idraulica, aspetti cruciali per comprendere la dinamica del sangue e la perfusione dei tessuti. Infine, sono introdotti i fenomeni di superficie, come la tensione superficiale, la capillarità e la legge di Laplace, che, pur agendo su scale microscopiche, hanno un ruolo determinante nei processi vitali, per esempio nel mantenimento della funzionalità polmonare.

6.2 Proprietà generali dei fluidi

Gli atomi o le molecole che costituiscono un **solido**, sotto l'azione di forze reciproche, sono disposti in modo regolare, formando una struttura tridimensionale ordinata e periodica detta **reticolo cristallino**. Ciascuna particella occupa una posizione di equilibrio, determinata dal bilanciamento delle forze esercitate da quelle vicine, e può oscillare attorno a essa: l'ampiezza delle vibrazioni cresce con la temperatura. Quando l'energia termica supera una certa soglia, le vibrazioni diventano sufficienti a rompere i legami e permettere il passaggio a uno stato diverso.

In un **liquido** l'ordinamento spaziale rigido del solido va perduto: le particelle non occupano posizioni fisse, ma si muovono liberamente in tutto il volume disponibile, pur restando legate da interazioni che ne impediscono la dispersione. I liquidi hanno quindi volume proprio ma non forma propria, che è determinata dal recipiente.

 ISBN 978-88-08-29919-2

In un **gas**, invece, le particelle sono così lontane da avere interazioni trascurabili e muoversi quasi indipendentemente. I gas non hanno né forma né volume propri e tendono a occupare interamente lo spazio disponibile.

I **fluidi** comprendono sia i gas sia i liquidi. La loro caratteristica comune è la capacità di **scorrere** (di "fluire": da qui il termine fluido), cioè di deformarsi indefinitamente sotto l'azione di una forza di taglio. Con questo termine si indica una forza applicata parallelamente a una superficie: nel caso di un liquido, questa superficie può essere il confine con una parete solida (per esempio le pareti di un vaso sanguigno o di un contenitore) oppure la superficie di separazione tra due strati adiacenti di fluido. Un solido, sottoposto a una forza di taglio, si oppone sviluppando una reazione elastica che tende a riportarlo alla forma originaria, mentre un fluido non oppone resistenza e continua a deformarsi, ossia a scorrere, fintanto che la forza agisce. Dal punto di vista macroscopico si distingue quindi tra solidi, che mantengono forma e volume propri, e fluidi, che scorrono e non hanno una forma propria. In meccanica dei fluidi, i fluidi vengono spesso trattati come sistemi **continui**: si assume, cioè, che la materia sia distribuita in modo uniforme, ignorandone la struttura molecolare discreta (**Figura 6.1**).

Le proprietà fondamentali dei fluidi includono la comprimibilità, la viscosità, l'omogeneità e l'isotropia.

La **comprimibilità** indica la tendenza di un fluido a variare di volume e, di conseguenza, la densità, quando cambia l'intensità delle forze che agiscono su di esso: nei liquidi questa variazione è minima e in prima approssimazione trascurabile, mentre nei gas è molto elevata ed è ciò che rende possibili fenomeni vitali come la respirazione o l'espansione dei polmoni.

La **viscosità** descrive la resistenza che un fluido oppone allo scorrimento delle sue parti interne quando è sottoposto a forze di taglio: un fluido molto viscoso, come il miele, scorre più lentamente rispetto a uno poco viscoso, come l'acqua; nei fluidi biologici la viscosità del sangue è un parametro clinico fondamentale. La viscosità può essere considerata una forma di attrito interno che rallenta il movimento relativo degli strati di fluido (la viscosità non è necessariamente correlata alla densità, come illustrato nel paragrafo *La viscosità del sangue*).

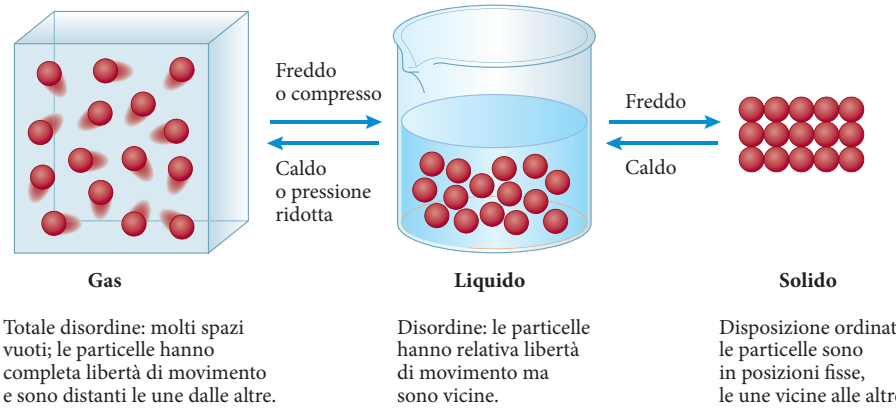

Figura 6.1 Nei gas gli atomi, o le molecole, sono molto distanti e con interazioni trascurabili e occupano liberamente tutto il volume disponibile. Nei liquidi interagiscono reciprocamente, ma possono scorrere gli uni rispetto agli altri, cosicché il liquido possiede volume proprio ma assume la forma del recipiente. Nei solidi sono disposti in modo ordinato e occupano posizioni fisse in un reticolo, mantenendo sia forma sia volume. Come vedremo in seguito, le transizioni tra i diversi stati dipendono dalle condizioni di temperatura e pressione.

Il fatto che la forza esercitata dal fluido in quiete sia sempre perpendicolare alla superficie scelta e indipendente dal suo orientamento ha come conseguenza che la pressione in un punto assume lo stesso valore in tutte le direzioni. Per questo motivo la pressione è una grandezza scalare: non occorre specificare un verso o una direzione, ma solo il suo valore numerico. Infatti, nella meccanica dei fluidi i campi scalari di pressione sostituiscono i campi vettoriali delle forze utilizzati nella meccanica per descriverne l'azione su un corpo.

Le unità di misura della pressione sono molteplici (**Tabella 6.1**): nel Sistema Internazionale si utilizza l'unità di misura derivata **pascal** (Pa) e, dalla definizione, 1 Pa = 1 N/m^2. Spesso si utilizzano anche unità di misura pratiche quali l'atmosfera (atm), che equivale alla pressione media esercitata dall'aria che costituisce l'atmosfera sulla superficie terrestre al livello del mare, o i millimetri di mercurio (mmHg), equivalenti alla pressione esercitata da una colonna di 1 mm di mercurio (qui ci si riferisce alla **pressione idrostatica**, definita nel paragrafo 6.6). Tra queste unità di misura valgono le seguenti relazioni (come vedremo in seguito nel paragrafo 6.7):

- 1 atm = 760 mmHg = 1,013 · 10^5 Pa;
- 1 mmHg = 133,3 Pa.

Tabella 6.1 Fattori di conversione fra le diverse unità di misura della pressione.

In termini di N/m^2 (Pa)	Relativamente a 1 atm
1 atm = 1,013 · 10^5 N/m^2 = 1,013 · 10^5 Pa = 101,3 kPa	1 atm = 1,013 · 10^5 N/m^2
1 bar = 1,000 · 10^5 N/m^2	1 atm = 1,013 bar
1 dyne/cm^2 = 0,1 N/m^2	1 atm = 1,013 · 10^6 dyne/cm^2
1 cmHg = 1,33 · 10^3 N/m^2	1 atm = 76 cmHg
1 mmHg = 133 N/m^2	1 atm = 760 mmHg
1 torr = 133 N/m^2	1 atm = 760 torr
1 mmH_2O (4 °C) = 9,81 N/m^2	1 atm = 1,03 · 10^4 mmH_2O (4 °C)

Esempio • Pressione esercitata dalla punta di un ago

La pressione non è legata esclusivamente ai fluidi: può riferirsi a qualsiasi situazione in cui una forza si distribuisce su una superficie di contatto. Come esempio applicativo che illustra come la stessa forza generi pressioni diverse al variare della superficie su cui è distribuita, si pensi a una siringa che, grazie alla punta sottilissima dell'ago, riesce a penetrare la pelle di una persona con la semplice forza esercitata dalla mano: se questa piccola forza fosse applicata direttamente sulla pelle della persona con un dito, provocherebbe solo un leggero schiacciamento; poiché però è applicata sulla microscopica superficie di azione della punta dell'ago, esercita sulla pelle un'elevata pressione:

$$P_{\text{siringa}} = \frac{F_{\text{pollice}}}{S_{\text{ago}}}$$

Supponiamo che il dito eserciti una forza di circa 5 N, pari al peso di mezzo kilogrammo. La sezione della punta di un ago molto sottile ha un raggio di circa 0,15 mm, cioè 1,5 · 10^{-4} m, e quindi un'area di circa 7 · 10^{-8} m^2. Applicando la definizione di pressione, si ottiene

$$P = \frac{F}{S} \approx \frac{5}{7 \cdot 10^{-8}} \approx 7 \cdot 10^7 \text{ Pa}$$

cioè circa 700 atmosfere.

Per confronto, il polpastrello di un dito ha un'area dell'ordine di 1 cm^2,

 ISBN 978-88-08-29919-2

cioè $1 \cdot 10^{-4}$ m^2. Applicando la stessa forza di 5 N, la pressione esercitata sarebbe:

$$P = \frac{F}{S} \approx \frac{5}{1 \cdot 10^{-4}} \approx 5 \cdot 10^4 \text{ Pa}$$

cioè circa 0,5 atmosfere.
Il confronto è quindi impressionante: la stessa forza che con un dito produce solo metà della pressione atmosferica, concentrata sulla punta di un ago diventa 700 volte maggiore della pressione atmosferica, sufficiente a perforare i tessuti (**Figura 6.4**).

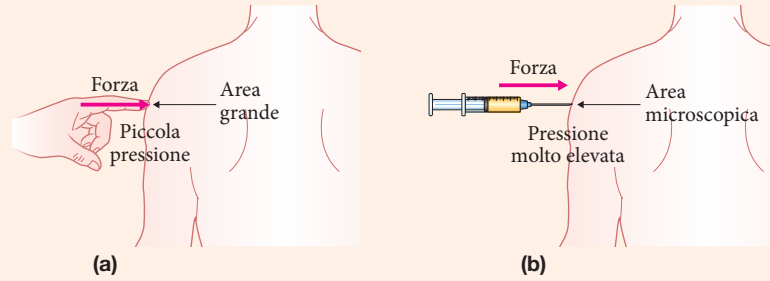

Figura 6.4 La pressione non dipende solo dalla forza applicata, ma anche dalla superficie su cui essa è distribuita. **(a)** Una forza applicata direttamente con il polpastrello agisce su un'area grande, generando una piccola pressione, insufficiente a penetrare la cute. **(b)** La stessa forza, concentrata sulla microscopica superficie di azione della punta dell'ago, genera una pressione molto elevata, sufficiente a perforare i tessuti.

Peso specifico, gravità specifica e applicazioni cliniche

Oltre alla pressione, altre grandezze fisiche assumono particolare rilevanza perché permettono di caratterizzare i fluidi biologici e di interpretarli in termini funzionali e diagnostici.
Il **peso specifico** γ è definito come il peso P per unità di volume ΔV:

$$\gamma = \frac{P}{V} = \frac{mg}{V} = \frac{\rho V g}{V} = \rho g$$

dove ρ è la densità (kg/m^3 nel SI) e g è l'accelerazione di gravità (9,81 m/s^2 al livello del mare). L'unità di misura nel Sistema Internazionale è il N/m^3. Un esempio immediato è rappresentato dal sangue: conoscendone la densità e quindi il peso specifico, si possono calcolare le pressioni idrostatiche esercitate sulle pareti vascolari in funzione dell'altezza da terra, concetto essenziale per comprendere la circolazione in posizione eretta (vedi paragrafo 6.6).
La **gravità specifica** SG (detta anche **densità specifica** o **densità relativa**) rappresenta il rapporto tra la densità di un fluido ρ e quella dell'acqua a 4 °C (ρ_{H2O}):

$$SG = \frac{\rho}{\rho_{H_2O}}$$

Essendo un rapporto tra grandezze omogenee, è un parametro adimensionale. In medicina è molto usata, per esempio, nella valutazione della concentrazione delle urine, utile per stimare lo stato di idratazione e la funzionalità renale.
Poiché il peso specifico e la gravità specifica dipendono dalla densità, è importante ricordare che quest'ultima non è costante: nei liquidi varia soprattutto con la temperatura, mentre nei gas dipende sensibilmente sia dalla temperatura sia dalla pressione (vedi Capitolo 8). Questa variabilità, dovuta per esempio alla diminuzione di ossigeno in alta quota, condiziona diversi fenomeni fisiologici.
Un ulteriore esempio clinico in cui la densità gioca un ruolo chiave è l'anestesia spinale, dove si parla di **baricità** B, definita come il rapporto tra

la densità della soluzione anestetica ρ_S e quella del liquido cerebrospinale (*Cerebrospinal Fluid*, CSF) ρ_{CSF}:

$$B = \frac{\rho_S}{\rho_{CSF}}$$

Anche la baricità è un parametro adimensionale: il suo valore determina la distribuzione della soluzione nello spazio subaracnoideo e quindi l'estensione del blocco anestetico.

Recettori e percezione della pressione

Esistono diversi tipi di recettori sensoriali nella cute, ognuno dei quali è specializzato per rispondere a una determinata tipologia di stimolo. Un recettore si attiva quando viene sollecitata una specifica area cutanea, convertendo l'energia proveniente dall'ambiente esterno (per esempio l'energia meccanica della pressione) in potenziali d'azione trasmessi ai neuroni sensoriali (vedi paragrafi *Potenziale d'azione nelle cellule nervose e muscolari* nel Capitolo 9 e *Trasmissione di segnali elettrici nel sistema nervoso: la propagazione del potenziale d'azione* nel Capitolo 10). In questo modo, una grandezza fisica come la pressione, definita come forza distribuita su una superficie, viene trasformata in un segnale biologico interpretabile dal sistema nervoso.

La percezione della pressione, che fa parte del senso del tatto, è mediata da quattro principali tipi di **meccanorecettori cutanei**. Essi differiscono per localizzazione, struttura e velocità di adattamento allo stimolo: alcuni sono a **risposta lenta** (*slow-adapting*) e segnalano la persistenza della pressione nel tempo, altri sono a **risposta rapida** (*fast-adapting*) e rispondono soprattutto alle variazioni e alle vibrazioni:

1. **corpuscoli di Ruffini**, terminazioni dendritiche a risposta lenta, sensibili a una pressione sostenuta e alla tensione della pelle;
2. **dischi di Merkel**, estese terminazioni dendritiche, anch'esse a risposta lenta, con la più alta risoluzione spaziale; forniscono informazioni fini sulla struttura superficiale di un oggetto;
3. **corpuscoli di Meissner**, dendriti incapsulati nel tessuto connettivo, a risposta rapida, specializzati nella percezione di vibrazioni lente e piccoli scivolamenti sulla cute;
4. **corpuscoli di Pacini**, terminazioni dendritiche avvolte in 30–50 strati di tessuto connettivo concentrici (simili a una cipolla). Assorbono parte della pressione se lo stimolo è prolungato, accentuando invece la risposta a variazioni rapide. In questo modo permettono la percezione di pressioni profonde e vibrazioni veloci, a differenza dei corpuscoli di Ruffini e dei dischi di Merkel, che mantengono una risposta sostenuta.

La distribuzione di questi recettori non è uniforme: nei polpastrelli e nelle labbra la densità è molto elevata, il che spiega la finezza del tatto in queste regioni rispetto ad altre zone del corpo.

Dal punto di vista clinico, la funzionalità dei meccanorecettori è valutata nei test di sensibilità tattile e vibratoria durante l'esame neurologico. Alterazioni nella percezione della pressione possono essere spia di neuropatie periferiche (per esempio nel diabete mellito), di lesioni midollari o di patologie neurodegenerative. Nelle persone allettate, inoltre, una ridotta percezione pressoria favorisce lo sviluppo di lesioni da decubito, poiché viene meno lo stimolo che induce normalmente a modificare la posizione per scaricare le zone sottoposte a pressione prolungata.

 ISBN 978-88-08-29919-2

Il principio di Pascal nel corpo umano

L'espansione dei polmoni in tutte le direzioni quando viene immessa aria attraverso le vie respiratorie è un esempio diretto del principio di Pascal: la variazione di pressione generata nei bronchi si trasmette uniformemente al parenchima polmonare, permettendo una distensione omogenea degli alveoli (**Figura 6.8**).

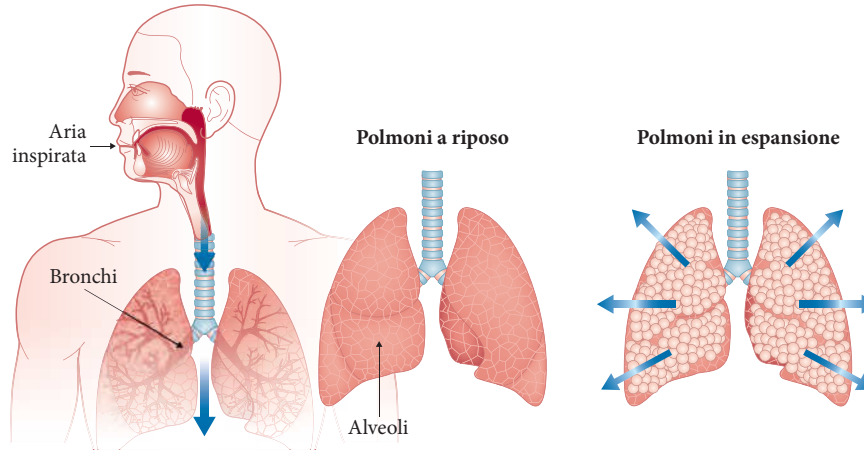

Figura 6.8 Durante l'inspirazione, l'aria immessa attraverso le vie respiratorie genera un aumento di pressione nei bronchi. Per il principio di Pascal, questa variazione di pressione si trasmette uniformemente in tutte le direzioni al parenchima polmonare (frecce blu), determinando una distensione omogenea degli alveoli e l'espansione simultanea del polmone in ogni direzione.

Un altro ambito in cui questo principio diventa evidente è quello subacqueo. A una certa profondità sotto il livello del mare, la pressione della colonna d'acqua si trasmette in tutte le direzioni, non solo dall'alto verso il basso. Già a dieci metri di profondità, la pressione idrostatica raddoppia rispetto a quella atmosferica e può superare la resistenza di strutture delicate come la membrana timpanica. Se non viene compensata, questa differenza di pressione rischia di provocarne la rottura. Per questo i sommozzatori "compensano" chiudendo il naso con le dita e soffiando delicatamente: l'aumento di pressione dell'aria nella cassa timpanica ristabilisce l'equilibrio ed evita il danno.

Il principio di Pascal è fondamentale anche durante la gravidanza. Nel sacco amniotico, il feto è immerso in un fluido che lo protegge da traumi meccanici grazie alla trasmissione uniforme delle pressioni esterne. Tuttavia, una pressione continuativa esercitata dall'esterno (per esempio da abiti troppo stretti) si trasmette a tutta la superficie del feto, con possibili conseguenze negative (**Figura 6.9**).

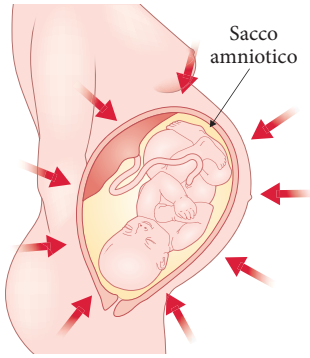

Figura 6.9 Una pressione esterna applicata localmente sulla parete addominale, per esempio da abiti troppo stretti, si trasmette uniformemente in tutte le direzioni al liquido amniotico contenuto nel sacco amniotico, raggiungendo con la stessa intensità tutta la superficie del feto (frecce rosse). Il liquido amniotico si comporta come un fluido incomprimibile in equilibrio idrostatico, per cui ogni variazione di pressione si diffonde inalterata a tutto il volume, secondo il principio di Pascal.

Un ulteriore esempio è offerto dall'occhio, che è a tutti gli effetti una cavità chiusa ripiena di fluido (umori acqueo e vitreo). Qualsiasi pressione applicata sulla superficie esterna dell'occhio si trasmette uniformemente alle strutture interne, retina inclusa. È questa la ragione per cui le manovre sulla sclera devono essere sempre delicate. Inoltre, la stessa logica spiega perché la pressione intraoculare sia una grandezza clinica unitaria, valutabile in oftalmologia con il tonometro, e la cui alterazione è cruciale nella diagnosi e nel monitoraggio del glaucoma.

Il sistema urinario fornisce un ulteriore riscontro del principio di Pascal. L'accumulo di urina nella vescica provoca un aumento della pressione intravescicale: quando il volume raggiunge circa 0,4 L, le terminazioni nervose presenti nella parete vengono stimolate e inducono lo stimolo a urinare. Negli adulti questo stimolo è integrato e modulato volontariamente, mentre nei

neonati si traduce direttamente in uno svuotamento riflesso. In condizioni cliniche particolari, la pressione può essere utilizzata anche in senso terapeutico: applicando manualmente una forza sull'addome sopra il pube, la pressione si trasmette all'urina contenuta nella vescica e ne favorisce l'eliminazione attraverso l'uretra (manovra di Credé).

Dal punto di vista patologico, l'applicazione di questo principio spiega fenomeni come l'ipertrofia prostatica senile. In questo caso la prostata ingrossata comprime la vescica, inducendo una sensazione di stimolo continuo a urinare o causando difficoltà nello svuotamento. Analogamente, la perdita involontaria di urina durante tosse, starnuti o risate (incontinenza da sforzo) è legata all'aumento della pressione addominale, che si trasmette inalterata alla vescica.

6.6 Legge di Stevino

Abbiamo visto, con il principio di Pascal, che le forze di superficie danno origine a una variazione di pressione che si trasmette uniformemente in tutto il fluido. Quando però intervengono anche forze di volume, come la gravità, la distribuzione delle pressioni non è più uniforme: la pressione cresce con la profondità.

Per comprendere meglio questa situazione, analizziamo la condizione di equilibrio di un cubo elementare di fluido di volume $\Delta V = \Delta S\, \Delta z$ (**Figura 6.10**).

Considerando un cubo di fluido in quiete, la pressione esercitata sulla sua faccia inferiore (a quota z) è data dalla somma di due contributi: la pressione che agisce sulla faccia superiore (a quota $z + \Delta z$) e la pressione aggiuntiva generata dal peso del fluido contenuto nel cubo stesso.

Questa seconda pressione, detta **pressione idrostatica** p, è pari al peso del cubo di fluido, $m\,g = \rho\, \Delta V\, g = \rho\, \Delta S\, \Delta z\, g$, diviso per la superficie della faccia inferiore del cubo ΔS, ed è pertanto:

$$p = \frac{\rho \Delta S \Delta z\, g}{\Delta S} = \rho\, g\, \Delta z$$

Di conseguenza, la pressione totale che agisce sulla faccia inferiore è pari a:

$$P(z) = P(z + \Delta z) + p = P(z + \Delta z) + \rho\, g\, \Delta z$$

Questa relazione, nota come **legge di Stevino** (versione latinizzata del cognome di Simon Stevin, 1548-1620), è del tutto generale: il cubo elementare può essere scelto in qualsiasi posizione o con qualsiasi orientamento, e il risultato rimane invariato. Ciò dimostra che la pressione idrostatica in un fluido incomprimibile dipende soltanto dalla profondità e non dalla forma o dalle dimensioni del recipiente che lo contiene.

Per chiarire, se prendiamo come riferimento la superficie del fluido, dove la pressione è $P(0) = P_0$, allora a profondità h si ha:

$$P(h) = P_0 + \rho\, g\, h$$

La legge di Stevino descrive quindi come la pressione aumenti progressivamente con la profondità: il peso di ogni strato di fluido grava su quello sottostante, cosicché le molecole più in basso sostengono il peso di tutta la colonna sovrastante. In altre parole, la pressione a una certa profondità risulta pari alla pressione alla quota superiore (come la pressione atmosferica, vedi para-

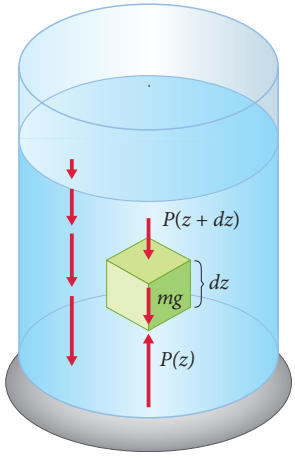

Figura 6.10 Forze di superficie e di volume agenti su un cubo elementare di fluido lungo l'asse z. Sulla faccia inferiore agisce la pressione $P(z)$, su quella superiore la pressione $P(z + \Delta z)$; in più compare il modulo della forza di volume dovuta al peso del cubo stesso ($m\,g = \rho\, \Delta S\, \Delta z\, g$). Il bilancio di queste forze porta alla legge di Stevino, che descrive come la pressione aumenti con la profondità a causa del peso della colonna di fluido sovrastante.

 ISBN 978-88-08-29919-2

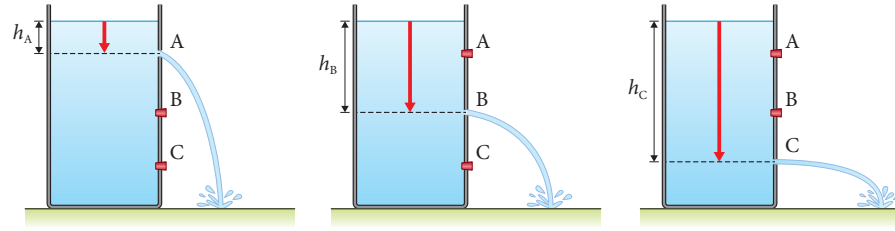

Figura 6.11 Esperimento dimostrativo della legge di Stevino. Tre fori (A, B, C) sono praticati a diverse profondità su un recipiente pieno d'acqua. L'acqua fuoriesce con getti di lunghezza crescente dal foro superiore a quello inferiore, perché la pressione idrostatica dipende solo dall'altezza della colonna d'acqua soprastante (h_A, h_B, h_C). L'esperimento evidenzia che la pressione non dipende dalla forma del recipiente, ma esclusivamente dalla profondità.

grafo 6.7) sommata alla pressione idrostatica $p = \rho\, g\, h$. È chiaro quindi che la pressione cresce linearmente con la profondità h, e ciò spiega, per esempio, perché sul fondo del mare essa sia molto più elevata che in superficie.

Un semplice esperimento didattico rende evidente questa proprietà: se si praticano fori a diverse profondità in un recipiente pieno d'acqua, i getti prodotti risultano tanto più lunghi quanto più il foro è in basso (**Figura 6.11**). Ciò accade perché la pressione idrostatica non agisce soltanto verso il basso. In un punto fissato del fluido essa ha lo stesso valore in tutte le direzioni, come conseguenza del principio di Pascal, pur variando da punto a punto con la quota. Ciò significa che un volume elementare di fluido, posto a una certa profondità, è sollecitato da forze di pressione identiche in ogni direzione, anche se la pressione cresce linearmente con la profondità.

La forza dovuta alla pressione idrostatica, agente su una superficie immersa, prende il nome di **forza idrostatica**. Nel caso di una piccola superficie S posta interamente alla stessa profondità, la pressione idrostatica p può essere considerata uniforme. Il modulo della forza idrostatica è semplicemente esprimibile come $F = p\, S$, la direzione è perpendicolare alla superficie, mentre il verso è sempre uscente dalla superficie di contatto.

Se invece la superficie è estesa in verticale o inclinata, la situazione cambia: la pressione non è uniforme perché varia con la quota, e la forza totale non può più essere calcolata così. In questo caso è necessario integrare (cioè sommare) i contributi di pressione su ciascun elemento infinitesimo di area, tenendo conto della profondità a cui esso si trova. La risultante delle forze idrostatiche dovute a questa distribuzione di pressioni è comunque sempre normale alla superficie, ma la sua intensità e il suo punto di applicazione dipendono dalla geometria e dalla quota: il punto in cui agisce viene spesso chiamato **centro di pressione**.

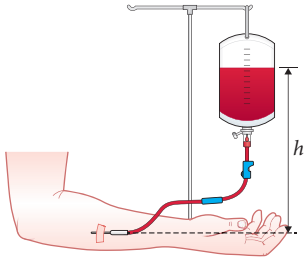

Figura 6.12 La pressione idrostatica esercitata dalla colonna di soluzione fisiologica, pari a $p = \rho\, g\, h$, cresce con l'altezza h della sacca rispetto al punto di infusione. Per questo motivo la flebo deve essere posta a un'adeguata altezza h, in modo che la pressione generata dal liquido sia sufficiente a vincere la pressione del sangue nel braccio e permettere l'ingresso della soluzione nel sistema venoso.

Esempio • Flebo e trasfusione

La soluzione fisiologica contenuta in una flebo, collegata a una vena tramite un tubicino, può penetrare nel circolo sanguigno se la colonna di liquido è posta a una altezza sufficiente da vincere la pressione venosa (**Figura 6.12**). Supponiamo che la pressione venosa locale sia di 15 mmHg. Calcoliamo l'altezza minima che deve avere la sacca affinché il fluido entri nella vena.
In condizioni di equilibrio idrostatico, la pressione generata da una colonna di fluido di altezza h è data dalla legge di Stevino $\Delta p = \rho\, g\, h$, dove ρ è la densità del liquido e g l'accelerazione di gravità.
È necessario che la pressione alla punta dell'ago superi quella venosa di $\Delta p = 15$ mmHg: la sacca deve quindi essere posizionata più in alto del punto di infusione in modo da fornire almeno quella differenza di pressione Δp.
Consideriamo la soluzione fisiologica con densità $\rho \approx 1000$ kg/m³ (come l'acqua) e $g = 9{,}81$ m/s². Usiamo pressioni relative, coerenti con i mmHg clinici. Ricordando che 1 mmHg ≈ 133,3 Pa, $\Delta p = 15 \cdot 133{,}3$ Pa ≈ 2000 Pa.

A questo punto, sostituiamo nella legge di Stevino riportata poco sopra e risolviamo per h:

$$h = \frac{\Delta p}{\rho g} = \frac{2000}{1000 \cdot 9,81} \approx 0,20 \text{ m} \approx 20 \text{ cm}$$

Una sacca posta a circa 20 cm sopra il punto di inserzione fornisce approssimativamente 15 mmHg di pressione idrostatica, sufficiente per consentire l'ingresso della soluzione contenuta nella sacca nel sistema venoso.

Esempio • Aspirazione dei succhi gastrici

Durante l'aspirazione gastrica occorre tenere conto che la colonna di liquido presente nel tubo durante l'aspirazione esercita una pressione che riduce l'efficacia della suzione generata dall'apparecchio. Supponiamo che l'aspiratore generi una pressione di aspirazione nominale p_n di 100 mmHg e che la colonna di liquido nel tubo abbia altezza $h = 0,42$ m. Calcoliamo la pressione effettiva disponibile alla persona (**Figura 6.13**).
In condizioni di equilibrio idrostatico, la pressione p generata da una colonna di fluido di altezza h si oppone alla suzione, quindi la pressione effettiva disponibile p_{eff} sarà: $p_{eff} = p_n - p$.
Consideriamo il contenuto gastrico con densità simile a quella dell'acqua, $\rho \approx 1060$ kg/m³ e $g = 9,81$ m/s². Calcoliamo dapprima la pressione idrostatica:

$$p = \rho\, g\, h = 1060 \cdot 9,81 \cdot 0,42 \approx 4367 \text{ Pa}$$

che equivale a $p \approx 4367 / 133,3 \approx 33$ mmHg.
La pressione effettiva disponibile p_{eff} sarà quindi:

$$p_{eff} = p_n - p = 100 - 33 \approx 67 \text{ mmHg}$$

L'apparecchio fornisce quindi alla persona un'aspirazione effettiva di circa 67 mmHg, inferiore a quella nominale. Clinicamente ciò significa che una parte della potenza aspirante è utilizzata per sollevare la colonna di liquido: aumentando l'altezza del tubo o la densità del contenuto, l'efficienza si riduce ulteriormente.

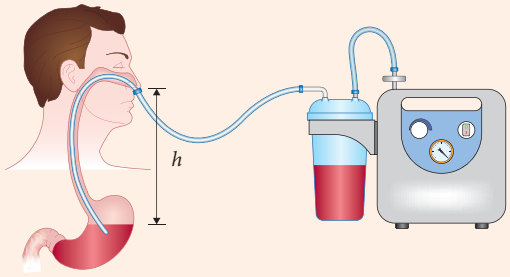

Figura 6.13 La pressione di aspirazione realmente esercitata sullo stomaco è influenzata dal dislivello h tra il punto di prelievo e l'aspiratore. La colonna di liquido presente nel condotto genera una pressione idrostatica che modifica il valore della suzione impostata alla fonte: a seconda della posizione reciproca tra paziente e macchinario, la gravità può facilitare o ostacolare il drenaggio del fluido.

6.7 Pressione atmosferica

L'aria che ci circonda è un fluido con massa e quindi con peso. Come ogni fluido in quiete, essa esercita una pressione idrostatica dovuta alla colonna d'aria sovrastante, che prende il nome di **pressione atmosferica**. Questa pressione non agisce soltanto dall'alto verso il basso ma, come conseguenza del principio di Pascal, si esplica in tutte le direzioni: dall'alto verso il basso, dal basso verso l'alto e lateralmente.

Il primo a fornire una misura quantitativa della pressione atmosferica fu Evangelista Torricelli (1608-1647), allievo di Galileo. Egli ideò un semplice ma

 ISBN 978-88-08-29919-2

avanzamento con una forza che dipende sia dalla viscosità del fluido sia dalle caratteristiche geometriche del corpo. Questa resistenza non ha origine da un contatto diretto con la superficie solida, ma dalle interazioni tra le molecole del fluido e la superficie del corpo in movimento.

In questo caso la resistenza dovuta alla viscosità prende il nome di **forza di attrito viscoso** e, per il caso ideale di una sfera di raggio r che si muove con velocità di modulo v in un fluido di viscosità η, è descritta dalla **legge di Stokes**:

$$F = 6\pi \eta r v$$

Si tratta di una forza che ha la stessa direzione della velocità della sfera, ma verso opposto, e che quindi si oppone al suo moto. L'espressione mette in evidenza come la resistenza aumenti al crescere della velocità relativa tra corpo e fluido, delle dimensioni della sfera e della viscosità del fluido stesso. Questa relazione è particolarmente utile in ambito biomedico per descrivere il comportamento di particelle, cellule o gocce che si muovono in fluidi biologici.

La viscosità del sangue

Il plasma si comporta come un fluido newtoniano poiché la sua viscosità si può considerare costante (Tabella 6.2). Il sangue nel suo insieme, invece, non ha un comportamento così semplice. La presenza degli eritrociti (ossia i globuli rossi), in sospensione nel plasma, fa sì che la viscosità dipenda non solo dalla composizione, ma anche dalla velocità con cui il sangue scorre all'interno dei vasi: si tratta quindi di un fluido non newtoniano.

Pertanto, un parametro fondamentale per descrivere le proprietà del sangue è l'**ematocrito**, cioè la frazione di volume sanguigno occupata dagli eritrociti (altri corpuscoli come i leucociti, ossia i globuli bianchi, e i trombociti, ossia le piastrine, hanno un'influenza molto minore sulla viscosità del sangue rispetto agli eritrociti). Con un valore di ematocrito tipico intorno al 40%, la viscosità del sangue risulta circa quattro volte maggiore di quella dell'acqua (Tabella 6.2). All'aumentare dell'ematocrito, come per esempio in condizioni come policitemia (elevato numero di globuli rossi) o disidratazione, la viscosità cresce ulteriormente, e fattori come la temperatura possono amplificare questa variazione.

La relazione tra viscosità e velocità diventa evidente se si osserva il moto del sangue nei diversi distretti vascolari. Nelle arterie di grosso calibro, dove il diametro è ampio e la velocità di scorrimento elevata, gli eritrociti tendono a migrare e concentrarsi verso l'asse centrale del vaso. In questo modo, la regione più vicina alle pareti rimane relativamente più povera di cellule e ricca di plasma, e ciò riduce la resistenza complessiva: la viscosità del sangue si abbassa. Al contrario, nei vasi più piccoli (o in quei casi dove il sangue scorre a bassa velocità), come nelle venule, la velocità è modesta e i globuli rossi tendono ad aderire tra loro, aumentando la resistenza allo scorrimento e facendo crescere la viscosità. Nei capillari più sottili, però, la particolare deformabilità degli eritrociti permette loro di adattarsi al lume e di disporsi in modo ordinato (nei capillari più piccoli i globuli rossi passano uno a uno all'interno del condotto, piegandosi quasi ad assumere la forma di un "paracadute"), cosicché la viscosità apparente tende a diminuire, favorendo il flusso e lo scambio con i tessuti.

In conclusione, la viscosità del sangue non può essere considerata costante, ma il risultato di un equilibrio che dipende dalla concentrazione cellulare, dalla temperatura e soprattutto dal diametro dei vasi e dalla velocità con cui

il fluido li attraversa. Questa complessità è in realtà funzionale, poiché rende il sangue relativamente più fluido proprio nei capillari, dove la facilità di scambio è essenziale. Tuttavia, in condizioni patologiche, il delicato equilibrio che regola la viscosità del sangue può trasformarsi in un fattore di rischio. Una brusca riduzione della velocità del sangue, come avviene per esempio nelle vasodilatazioni improvvise o negli stati di shock, modifica l'interazione tra plasma ed eritrociti. A velocità basse, come abbiamo visto, gli eritrociti tendono ad aggregarsi in strutture che oppongono maggiore resistenza allo scorrimento. Ne deriva un aumento significativo della viscosità, che a sua volta riduce ulteriormente la velocità. Si instaura così un circolo vizioso: il rallentamento favorisce l'aggregazione cellulare, l'aggregazione accresce la viscosità, e l'aumento di viscosità rallenta ulteriormente la circolazione. Se non interrotto, questo processo può condurre a una condizione di **stasi ematica**, con gravi conseguenze per la perfusione dei tessuti.

È utile qui sottolineare che viscosità e densità sono due proprietà fisiche distinte e non direttamente correlate. La densità misura quanta massa è contenuta in un determinato volume di fluido (vedi paragrafo 3.7) ed è quindi legata alla struttura microscopica e alla distanza tra gli atomi e le molecole che lo compongono. La viscosità, invece, descrive la resistenza interna quando gli strati di fluido scorrono uno rispetto all'altro (vedi paragrafo 6.15). Questa distinzione concettuale si traduce in un disaccoppiamento dei fenomeni: un fluido può presentare un'elevata densità ma una bassa viscosità (come il mercurio, rispetto a molti oli), o viceversa. Ciò dimostra come le due grandezze rispondono a meccanismi fisici differenti, dipendono da fenomeni differenti e non sono legati tra essi da semplici relazioni (**Figura 6.33**).

Un esempio significativo, che mostra come densità e viscosità non siano correlate, è proprio quello del sangue. La densità del sangue varia relativamente poco tra individui sani, perché dipende principalmente dalla concentrazione dei corpuscoli in esso presenti e delle proteine plasmatiche. La viscosità, invece, può cambiare in modo molto marcato per cause fisiologiche o patologiche, come già accennato. Si osserva che queste variazioni della

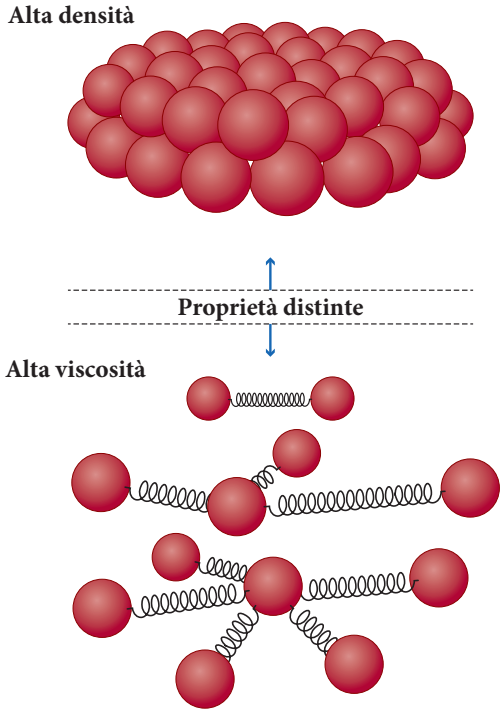

Figura 6.33 Schema microscopico che evidenzia la distinzione tra densità e viscosità: in alto molecole ravvicinate indicano un'elevata densità; in basso le molle tra gli atomi rappresentano le resistenze interne allo scorrimento, responsabili della viscosità. Le due proprietà non sono direttamente correlate.

ISBN 978-88-08-29919-2

Mappa concettuale

FLUIDI — sono:

- **gas** — che hanno: né volume né forma propria
- **liquidi** — che hanno: volume proprio ma non forma propria

caratterizzzati da:

- viscosità
- omogeneità
- comprimibilità
- tensione superficiale
- capillarità

sotto l'azione di forze normali alla superficie esercitano

pressione $P = \frac{F_n}{S}$

- che è: una grandezza scalare
- che comprende la: pressione atmosferica P_{atm} — pari a: $P_{atm} = 1{,}013 \cdot 10^5$ Pa

se il fluido è in equlibrio, valgono:

- **Principio di Archimede** — afferma che: un corpo immerso in un fluido è soggetto a una spinta verticale dal basso verso l'alto di intensità uguale al peso del volume del fluido spostato — che determina le: **condizioni di galleggiamento**
  - corpo resta sospeso: $\rho_C = \rho_F$
  - corpo che affonda: $\rho_C > \rho_F$
  - corpo che galleggia: $\rho_C < \rho_F$
- **Legge di Stevino** — afferma che: la pressione idrostatica in un fluido incomprimibile dipende soltanto dalla profondità
- **Principio di Pascal** — afferma che: una pressione esterna si trasmette ugualmente in tutte le direzioni e agisce con la stessa intensità su superfici uguali

se il fluido è ideale, incomprimibile e in moto stazionario:

- **Equazione di continuità** — afferma che: la portata che attraversa qualsiasi sezione di un condotto è la stessa
- **Teorema di Bernoulli** — afferma che: la somma di pressione, energia cinetica e potenziale per unità di volume è costante — da cui discendono:
  - **Effetto Venturi** — afferma che: in un restringimento di sezione la pressione cala
  - **Teorema di Torricelli** — afferma che: la velocità di uscita di un fluido dipende soltanto dall'altezza del liquido sovrastante

se il fluido è reale e in moto, la portata è governata dalla:

- **Legge di Poiseuille** — afferma che: $Q = \frac{\pi R_C^4}{8\eta l}\Delta P$ — quando raggiunge la velocità critica: $v_c = Re\frac{\eta}{2\,r\,\rho}$ — si ha: flusso turbolento

Esercizi

Problemi

3. Se un essere umano ha una superficie cutanea di 1,8 m^2, qual è la forza totale che agisce sul suo corpo a causa della pressione atmosferica?

4. Qual è la portata del sangue all'ingresso dell'aorta in L/min sapendo che il sangue ha una velocità di 0,02 cm/s nei capillari e questi hanno una sezione totale di 4500 cm^2?

5. Se il sangue ha nell'aorta una velocità media di 30 cm/s e nei capillari (che hanno una sezione totale di 4500 cm^2) una velocità di 0,2 mm/s, qual è il diametro dell'aorta?

6. Se la portata del sangue è 5,4 L/min e la sezione totale dei capillari è pari a 4500 cm^2, qual è la velocità del sangue nei capillari?

7. Se il diametro dell'aorta è di circa 2 cm e la portata del sangue è di 5,4 L/min, qual è la velocità media del sangue nell'aorta?

8. Se la portata cardiaca è di 5,4 L/min e la frequenza è di 70 battiti al minuto, quanto sangue pompa a ogni sistole il cuore?

9. Se si confronta la pressione media del sangue nell'aorta e nelle vene:
   1) la pressione è più alta nell'aorta perché ha una sezione maggiore;
   2) la pressione è più bassa nelle vene perché hanno una sezione minore;
   3) la pressione viene dissipata dal flusso del sangue ed è quindi più bassa nelle vene.

10. Se una persona di 120 kg ha una pianta del piede di 300 cm^2 di superficie, qual è approssimativamente la pressione che esercita sul terreno con il suo peso?

11. Qual è la pressione esercitata sul timpano di una persona a venti metri di profondità nel mare (considerando anche la pressione atmosferica)?

12. Qual è la differenza di pressione arteriosa tra la testa e il cuore, sapendo che la densità del sangue è circa 10^3 kg/m^3 e la distanza cuore-cervello è 50 cm?

13. Qual è la differenza di pressione arteriosa tra il cuore e i piedi, sapendo che la densità del sangue è 10^3 kg/m^3 e la distanza cuore-piedi è 120 cm?

14. Si vuole iniettare a una persona disteso una soluzione fisiologica di densità pari a 1000 kg/m^3. A quale altezza minima va posta la fleboclisi rispetto alla persona se la pressione in vena è $P = 30$ mmHg?

15. Se una persona è in posizione eretta la forza esercitata sul disco lombosacrale a causa del peso della parte superiore del corpo è circa 500 N, mentre se la persona si piega di 45° senza appoggio è circa 3000 N. Sapendo che l'area della sezione del disco lombosacrale è $1{,}3 \cdot 10^{-3}$ m^2, qual è la differenza di pressione sul disco tra i due casi?

16. La pressione arteriosa umana media è 100 mmHg. Qual è il suo valore nel Sistema Internazionale?

17. Durante una trasfusione di sangue, se l'ago è inserito in una vena in cui la pressione è 15 mmHg, affinché il sangue trasfuso penetri nella vena la sacca di sangue deve essere posta a un'altezza pari a 0,2 m. Che cosa accade se l'ago è posto su una sedia alla stessa altezza del letto della persona?

18. Su una siringa, che ha una superficie di 10^{-4} m^2, viene esercitata una pressione di $25 \cdot 10^4$ Pa. Qual è la pressione esercitata dall'ago, che ha un raggio di $3 \cdot 10^{-4}$ m, sulla pelle in cui è inserito?

19. L'aorta di un individuo medio ha un raggio di 1,3 cm e una portata di 90 cm^3/s: calcolare la caduta di pressione per cm.

20. Il mercurio ha una densità di 13 595 kg/m^3, il sangue di 1055 kg/m^3, quindi il sangue è 12,9 volte meno denso del mercurio. Se viene recisa un'arteria in cui il sangue ha una pressione di 100 mm Hg, a quale altezza zampillerebbe il sangue?

21. La gravità sulla superficie di Marte è il 38% di quella sulla Terra. Quale sarebbe la pressione sanguigna all'altezza del capo (situato a circa mezzo metro di altezza sopra il cuore) di un persona che camminasse sulla superficie di Marte?

22. La densità dell'acqua dolce è 1000 kg/m^3, mentre la densità dell'acqua di mare è 1030 kg/m^3: se un bambino riceve una spinta dal basso verso l'alto di 200 N quando è immerso nel mare, qual è la spinta che riceve in una piscina di acqua dolce?

23. Un capillare di raggio interno $r = 0{,}10$ mm è immerso in un liquido biologico con tensione superficiale $\gamma = 0{,}040$ N/m, densità $\rho = 1050$ kg/m^3 e angolo di contatto $\theta = 30°$.

 ISBN 978-88-08-29919-2

Applicando la legge di Jurin, calcolare l'altezza di risalita h del liquido all'interno del capillare e confrontare il risultato con il caso in cui si aggiunga un surfattante che riduca la tensione superficiale a $\gamma' = 0{,}020$ N/m (con lo stesso angolo di contatto).

24. In un'arteriola di diametro $d = 30$ μm il sangue scorre con velocità media $v = 2{,}0$ mm/s. Sapendo che il sangue ha densità $\rho = 1060$ kg/m^3 e viscosità $\eta = 3{,}5 \cdot 10{-}3$ Pa s, calcolare il numero di Reynolds e stabilire se il moto è laminare o turbolento.
Se non lo è, calcolare di quanto dovrebbe aumentare la velocità affinché si raggiunga la soglia critica $Re = 2000$.

Quesiti a risposta multipla

25. Un paziente è sottoposto a misurazione della pressione arteriosa con uno sfigmomanometro. Il medico rileva una pressione sistolica di 120 mmHg. Qual è il valore corrispondente espresso in Pascal (Pa)?

A 120 Pa
B 9,01 Pa
C 15 996 Pa
D 1 013 250 Pa

26. In una sacca per flebo, la soluzione fisiologica (densità $\rho \approx 1000$ kg/m^3) deve essere posizionata a un'altezza h sopra il punto di infusione per vincere la pressione venosa di 20 mmHg. Applicando la legge di Stevino, a quale altezza minima va posta la sacca?

A Circa 5 cm
B Circa 27 cm
C Circa 200 cm
D Circa 0,27 cm

27. Un esame Doppler mostra che il sangue in un'arteria coronaria ha velocità $v_1 = 0{,}20$ m/s in un tratto di sezione $S_1 = 6{,}0$ mm^2. A causa di una stenosi, la sezione si riduce a $S_2 = 2{,}0$ mm^2. Quale velocità v_2 assume il sangue nel tratto stenotico, assumendo il sangue come fluido incomprimibile?

A $v_2 = 0{,}07$ m/s
B $v_2 = 0{,}20$ m/s
C $v_2 = 0{,}60$ m/s
D $v_2 = 1{,}80$ m/s

28. Secondo il principio di Archimede, un oggetto immerso in un fluido è soggetto a una spinta idrostatica verso l'alto. Quale delle seguenti affermazioni descrive correttamente da cosa dipende tale spinta?

A Dipende dalla massa dell'oggetto immerso.
B Dipende dalla forma e dal materiale dell'oggetto immerso.
C Dipende esclusivamente dal volume di fluido spostato e dalla densità del fluido.
D Dipende dalla profondità a cui si trova l'oggetto e dalla sua temperatura.

29. La legge di Poiseuille descrive la portata Q in un condotto cilindrico in funzione del raggio R, della lunghezza l, della viscosità η e della differenza di pressione ΔP: $Q = (\pi\, \Delta P\, R^4) / (8\, \eta\, l)$. Se il raggio di un'arteriola si riduce del 50% (dimezza), di quanto varia la portata, a parità di tutte le altre condizioni?

A Si riduce della metà (–50%).
B Si riduce a un quarto (–75%).
C Si riduce a un sedicesimo (–93,75%).
D Rimane invariata, perché dipende solo dalla differenza di pressione.

30. Negli alveoli polmonari, il surfattante prodotto dagli pneumociti di tipo II svolge un ruolo fondamentale per la funzione respiratoria. Quale delle seguenti affermazioni spiega correttamente il meccanismo fisico alla base di questo ruolo?

A Il surfattante aumenta la tensione superficiale degli alveoli, rendendoli più rigidi e resistenti al collasso.
B Il surfattante abbassa la tensione superficiale, riducendo la differenza di pressione necessaria a mantenere gli alveoli aperti (legge di Laplace).
C Il surfattante aumenta la densità del liquido alveolare, incrementando la spinta di Archimede sulle molecole d'aria.
D Il surfattante aumenta la viscosità del muco bronchiale, impedendo il collasso per ostruzione.

31. In un tubo orizzontale la sezione si riduce da $S_1 = 6$ cm^2 a $S_2 = 2$ cm$_2$. La velocità del fluido nella sezione larga è $v_1 = 0{,}3$ m/s. Assumendo il fluido come acqua ($\rho = 1000$ kg/m^3) e applicando il teorema di Bernoulli, qual è la differenza di pressione $\Delta P = P_1 - P_2$ tra le due sezioni?

A 36 Pa
B 180 Pa
C 360 Pa
D 3600 Pa

32. Una microsfera sferica di raggio $r = 5$ μm si muove in plasma sanguigno ($\eta = 1{,}2 \cdot 10^{-3}$ Pa s) con velocità $v = 1{,}0$ mm/s.
Qual è la forza di attrito viscoso che si oppone al moto, secondo la legge di Stokes $F = 6\pi\, \eta\, r\, v$?

A $3{,}8 \cdot 10^{-11}$ N
B $1{,}1 \cdot 10^{-10}$ N
C $2{,}3 \cdot 10^{-10}$ N
D $1{,}1 \cdot 10^{-7}$ N

16 RADIAZIONI NON IONIZZANTI IN MEDICINA

16.1 Introduzione

Nel contesto della medicina moderna, le radiazioni rappresentano strumenti fondamentali per la diagnosi e la terapia. Esse possono essere suddivise in **radiazioni ionizzanti**, come i raggi X e le radiazioni emesse dagli elementi radioattivi (vedi Capitolo 17), e **radiazioni non ionizzanti**. Le prime possiedono energia sufficiente a rimuovere elettroni dagli atomi, generando processi di ionizzazione che possono determinare effetti biologici a livello molecolare e cellulare. Le seconde non sono in grado di ionizzare la materia, ma possono produrre effetti biologici di natura termica, meccanica o chimica, a seconda della loro tipologia e dei tessuti coinvolti. Le radiazioni non ionizzanti trovano numerose applicazioni cliniche e costituiscono uno strumento indispensabile per la pratica medica moderna.

Le radiazioni non ionizzanti comprendono una vasta porzione dello spettro elettromagnetico (vedi Figure 13.42 e 13.55), che include onde radio, radiazione infrarossa, luce visibile e parte dell'ultravioletto a bassa energia. A queste si affiancano anche gli ultrasuoni, onde meccaniche che si propagano nei tessuti come variazioni di pressione e che, pur non essendo radiazioni elettromagnetiche, vengono inclusi tra le radiazioni non ionizzanti per le loro importanti applicazioni diagnostiche.

In questo capitolo verranno analizzate le principali applicazioni delle radiazioni non ionizzanti in medicina, descrivendo i meccanismi fisici di interazione con la materia e i relativi impieghi clinici. L'obiettivo è fornire una visione chiara e didattica del loro ruolo nella pratica medica, evidenziandone i vantaggi in termini di sicurezza biologica, non invasività e versatilità d'impiego.

16.2 Radiazioni non ionizzanti

Come discusso nel paragrafo 15.11, l'energia minima necessaria per ionizzare gli atomi di ossigeno, idrogeno, azoto e carbonio (elementi essenziali della materia biologica) si colloca approssimativamente nell'intervallo compreso tra 12 e 15 eV. Pertanto, nel prosieguo di questo capitolo si adotterà, per convenzione, il valore di 12 eV come soglia inferiore per il processo di ionizzazione, considerando non ionizzanti tutte le radiazioni elettromagnetiche con energia inferiore a tale valore. Questa scelta comporta l'inclusione, nello spettro delle radiazioni non ionizzanti, di tutte le frequenze fino ai raggi ultravioletti di tipo C (UV-C, vedi paragrafo 16.13), che, con una lunghezza d'onda di circa 100 nm,

 ISBN 978-88-08-29919-2

In **Figura 16.17** è rappresentata l'applicazione del gradiente di codifica di fase alla matrice 4 × 4 considerata nell'esempio precedente. I pixel appartenenti alla stessa colonna condividono la medesima frequenza di precessione. Prima dell'applicazione del gradiente lungo l'asse *y*, tutti i segnali risultano in fase (Figura 16.17a). Dopo l'applicazione del gradiente di codifica di fase lungo l'asse *y*, gli elementi appartenenti alla stessa riga presentano la stessa fase, mentre gli elementi lungo una stessa colonna risultano tra loro sfasati (Figura 16.17b).

Analogamente alla codifica in frequenza, che permette di distinguere la posizione del segnale lungo una direzione verticale, la codifica di fase consente di localizzare il segnale lungo la direzione ortogonale. In questo modo, a ciascun elemento della matrice bidimensionale viene associata una combinazione univoca di frequenza e fase. Anche in questo caso il procedimento è puramente matematico e la localizzazione del segnale lungo le righe avviene, ancora una volta, tramite la trasformata di Fourier.

In definitiva, durante l'acquisizione, lo scanner non costruisce direttamente l'immagine, ma registra un segnale che contiene tutte queste informazioni spaziali. Per ottenere l'immagine finale, è necessario applicare una trasformazione matematica, la trasformata di Fourier bidimensionale, che decodifica le informazioni di frequenza e fase e le traduce in posizioni spaziali.

Il risultato di questo processo è l'immagine anatomica: ogni pixel assume un'intensità proporzionale al segnale proveniente da una specifica regione della fetta esaminata. In sintesi, **la codifica in frequenza localizza il segnale lungo un asse, la codifica di fase lungo l'altro asse e la trasformata di Fourier combina queste informazioni consentendo di ricostruire l'immagine bidimensionale della struttura anatomica.**

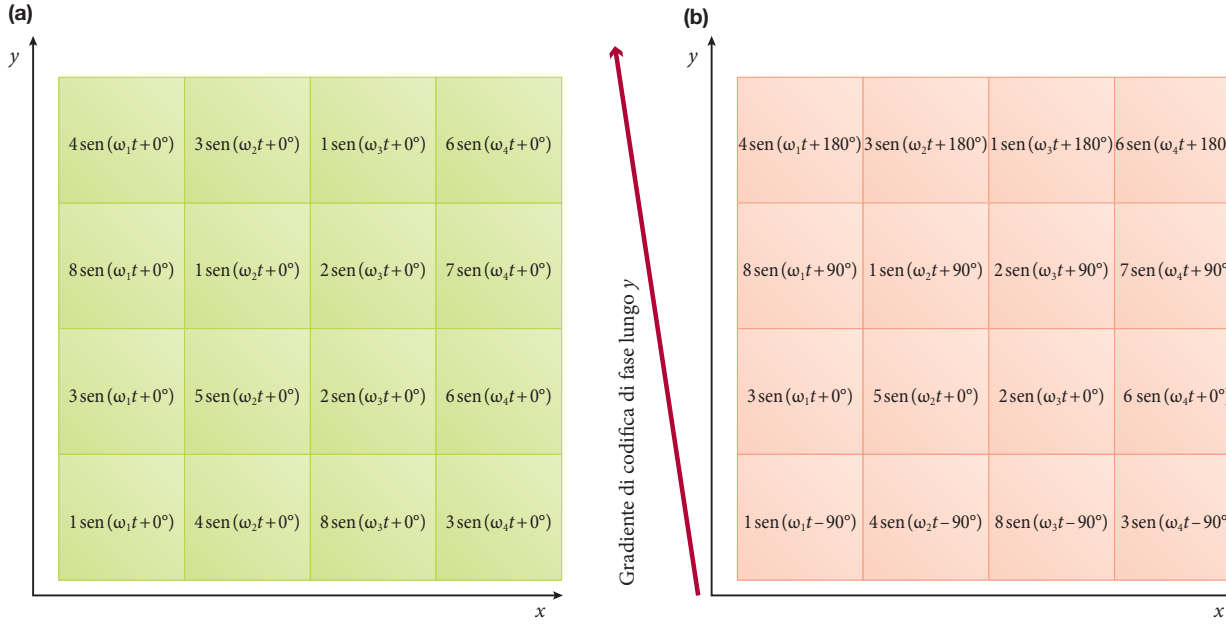

Figura 16.17 Codifica di fase lungo l'asse y. Una fetta anatomica assiale è rappresentata come una griglia 4 × 4. **(a)** In ciascun pixel della matrice è rappresentata l'intensità del segnale dopo l'applicazione del gradiente lungo x. I pixel appartenenti alla stessa colonna condividono la medesima frequenza. Prima dell'applicazione del gradiente lungo l'asse y, tutti i segnali sono in fase. **(b)** Dopo l'applicazione del gradiente di codifica di fase lungo l'asse y, tutti gli elementi sulla stessa riga hanno uguale fase, mentre gli elementi sulla stessa colonna presentano uno sfasamento.

16.5 Sequenze di acquisizione in risonanza magnetica nucleare

In risonanza magnetica, una **sequenza di acquisizione** è la specifica successione degli impulsi a radiofrequenza e dei gradienti di campo magnetico impiegata per generare immagini con specifiche caratteristiche di contrasto e qualità. Una sequenza di acquisizione è caratterizzata da diversi intervalli temporali; tra questi, i più importanti sono il **tempo di ripetizione (TR)** e il **tempo di eco (TE)**.

- **Tempo di ripetizione (TR)**: è l'intervallo di tempo che intercorre tra l'applicazione di un impulso RF e il successivo (**Figura 16.18**). Durante questo intervallo, la magnetizzazione longitudinale $\vec{M}_{//}$ tende a recuperare progressivamente il proprio valore di equilibrio con tempo caratteristico T_1. Il valore del TR determina quindi il **grado di recupero della magnetizzazione longitudinale** prima della successiva eccitazione e influenza direttamente il contrasto T_1 dell'immagine.
- **Tempo di eco (TE)**: è l'intervallo di tempo che separa l'applicazione dell'impulso RF dal momento in cui il segnale rilevato raggiunge la sua massima intensità (Figura 16.18). Durante questo periodo, la magnetizzazione trasversale $\vec{M}_{\perp}$ decade con tempo caratteristico T_2. Il valore del TE stabilisce quindi il **grado di decadimento della magnetizzazione trasversale** prima della registrazione del segnale e influenza il contrasto T_2 dell'immagine.

In sintesi, il **TR controlla prevalentemente gli effetti del rilassamento T_1**, mentre il **TE controlla prevalentemente gli effetti del rilassamento T_2**. Modificando il TR e il TE è quindi possibile enfatizzare differenti proprietà dei tessuti, ottenendo per esempio **immagini pesate** in T_1 e T_2.

Per comprendere come agiscano i tempi TR e TE sul contrasto è utile analizzare il comportamento del **grasso** e dell'**acqua**, i due estremi del contrasto nelle immagini di risonanza magnetica. Questi tessuti possiedono proprietà di rilassamento molto differenti e producono quindi intensità di segnale marcatamente diverse. Per questo motivo vengono spesso utilizzati come riferimento per comprendere il comportamento del contrasto. In particolare, i protoni del grasso recuperano più rapidamente la magnetizzazione longitudinale $\vec{M}_{//}$ (tempo T_1 più breve) e perdono più velocemente la magnetizzazione trasversale $\vec{M}_{\perp}$ (tempo T_2 più breve) rispetto ai protoni dell'acqua (**Figura 16.19**). Queste differenze nelle proprietà di rilassamento fanno sì che grasso e acqua appaiano con intensità diverse nelle immagini di risonanza magnetica.

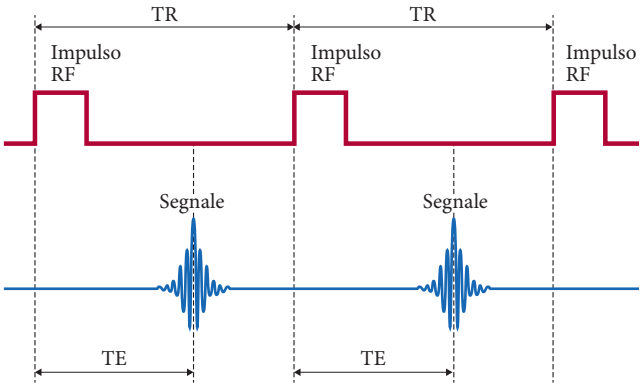

Figura 16.18 Tempo di ripetizione (TR) e tempo di eco (TE).

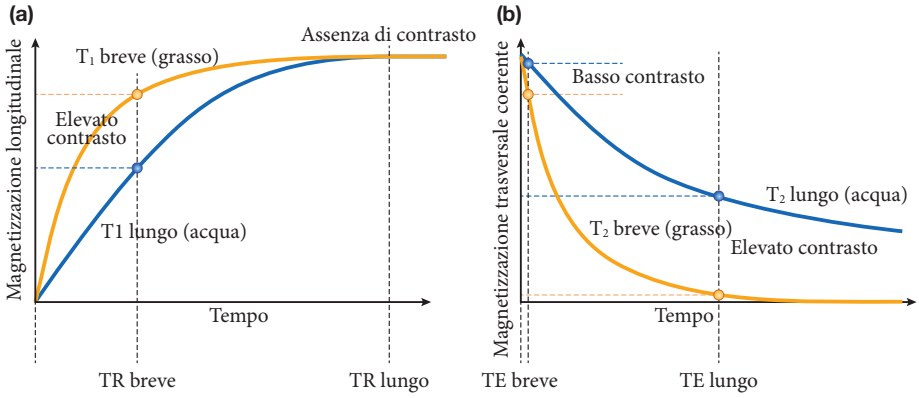

Figura 16.19 Differenze nei tempi T_1 e T_2 di acqua e grasso. **(a)** L'ottenimento di una pesatura T_1 richiede l'impiego di un TR relativamente breve per aumentare il contrasto (il grasso appare chiaro, mentre acqua e liquidi appaiono scuri). **(b)** Un TE lungo è invece la condizione fondamentale per ottenere immagini pesate in T_2 per aumentare il contrasto (acqua chiara e grasso scuro).

 ISBN 978-88-08-29919-2

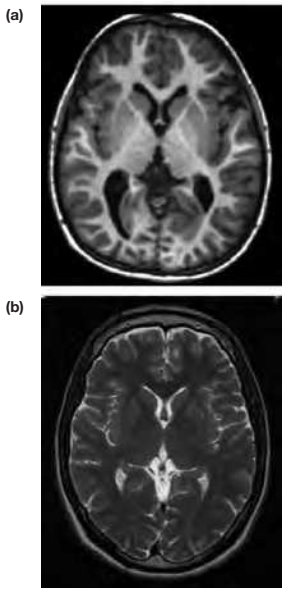

Figura 16.20 **(a)** Immagine dell'encefalo T_1 -pesata. Il grasso appare chiaro mentre l'acqua e i liquidi tendono a presentare un segnale scuro. **(b)** Immagine dell'encefalo T_2 -pesata, caratterizzata da acqua chiara e grasso relativamente più scuro.

Un'immagine **pesata in T_1** è un'immagine nella quale il contrasto dipende prevalentemente dalle differenze nei tempi di rilassamento T_1 dei diversi tessuti. In particolare, il contrasto deriva soprattutto dalla diversa velocità con cui grasso e acqua recuperano la propria magnetizzazione longitudinale dopo l'eccitazione RF, insieme ai numerosi tessuti che presentano caratteristiche intermedie. Poiché il TR determina il tempo disponibile affinché la magnetizzazione longitudinale possa recuperare tra un impulso RF e il successivo, l'**ottenimento di una pesatura T_1 richiede l'impiego di un TR relativamente breve**. Poiché il grasso possiede un tempo T_1 più breve rispetto all'acqua, recupera più rapidamente la propria magnetizzazione e al momento dell'eccitazione successiva genera quindi un segnale più intenso. L'acqua, al contrario, recupera più lentamente e produce un segnale relativamente meno intenso. Questa differenza si traduce nel caratteristico contrasto delle immagini T_1-**pesate**, nelle quali **il grasso appare chiaro mentre l'acqua e i liquidi tendono a presentare un segnale scuro** (**Figura 16.20a**).

Se invece il TR è troppo lungo, sia il grasso sia l'acqua recuperano interamente la magnetizzazione longitudinale prima dell'impulso RF successivo. Il contrasto T_1 tende ad annullarsi poiché i tessuti partono da condizioni molto simili al momento della successiva eccitazione.

Un'immagine **pesata in T_2** è un'immagine in cui il contrasto dipende principalmente dalle differenze nei tempi di rilassamento T_2 dei tessuti. Per ottenere questo tipo di contrasto si utilizza un TE lungo. Infatti, poiché l'acqua possiede un tempo T_2 più lungo rispetto al grasso, il suo segnale decade più lentamente e rimane elevato al momento dell'acquisizione, apparendo quindi più chiaro nell'immagine. Il grasso, invece, perde più rapidamente la magnetizzazione trasversale e genera un segnale più debole. Se il TE è troppo breve, le differenze nei tempi T_2 non risultano evidenti e il contrasto T_2 si riduce. In sintesi, **un TE lungo è la condizione fondamentale per ottenere immagini pesate in T_2**, poiché permette di evidenziare le differenze nel decadimento della magnetizzazione trasversale tra i diversi tessuti. **Le immagini T_2-pesate** sono tipicamente caratterizzate da **acqua chiara e grasso relativamente più scuro** (**Figura 16.20b**).

Nella pratica clinica sono disponibili numerose sequenze di acquisizione, ciascuna in grado di evidenziare specifiche strutture anatomiche o particolari alterazioni patologiche. La sequenza **Spin-Echo** rappresenta la tecnica fondamentale della risonanza magnetica e costituisce il modello di riferimento per la comprensione della maggior parte delle tecniche di acquisizione. Nella sequenza Spin-Echo, l'acquisizione inizia generalmente con un impulso RF di 90° (**Figura 16.21a**), che ruota il vettore di magnetizzazione dal suo allineamento lungo il campo magnetico principale $\vec{B}_0$ al piano trasversale. Come descritto nel paragrafo 16.3.3, al termine dell'impulso RF viene generato il FID, la cui ampiezza diminuisce rapidamente nel tempo a causa del progressivo sfasamento degli spin (**Figure 16.21b** e **16.21c**). Tale fenomeno determina una rapida riduzione del segnale misurabile. Per compensare questo sfasamento viene applicato un **impulso RF di 180°** (**Figura 16.21d**), cioè un impulso con energia sufficiente a invertire di 180° la posizione degli spin nel piano trasversale. Prima dell'applicazione di tale impulso, alcuni spin precessano leggermente più lentamente e rimangono indietro, mentre altri precessano più rapidamente e si portano in avanti. Lo sfasamento assume quindi la forma di un ventaglio di spin distribuiti lungo differenti posizioni della traiettoria di precessione.

L'impulso di 180° inverte la posizione relativa degli spin: quelli che si trovavano in ritardo (precessione più lenta) vengono portati in avanti, mentre

quelli che erano in anticipo (precessione più veloce) vengono spostati posteriormente (**Figura 16.21e**). È importante sottolineare che la velocità di precessione di ciascuno spin non cambia. Dopo l'inversione gli spin più lenti vengono progressivamente raggiunti da quelli più veloci e, dopo un intervallo di tempo opportuno, tutti gli spin tornano temporaneamente in fase (**Figura 16.21f**). In questo istante si ricostituisce una magnetizzazione trasversale coerente e viene generato un nuovo massimo di segnale, chiamato **eco di spin**. Il segnale dell'eco di spin è più affidabile rispetto al FID iniziale, poiché l'impulso di 180° ha compensato gran parte dello sfasamento tra gli spin. Di conseguenza, l'eco riflette principalmente le reali proprietà di rilassamento dei tessuti, consentendo di ottenere informazioni affidabili sui tempi di rilassamento T_1 e T_2 e di produrre immagini con elevato contrasto diagnostico.

La sequenza Spin-Echo può essere utilizzata per ottenere immagini pesate in T_1 quando vengono impiegati un **TR breve** e un **TE breve** (**Figura 16.22**). In

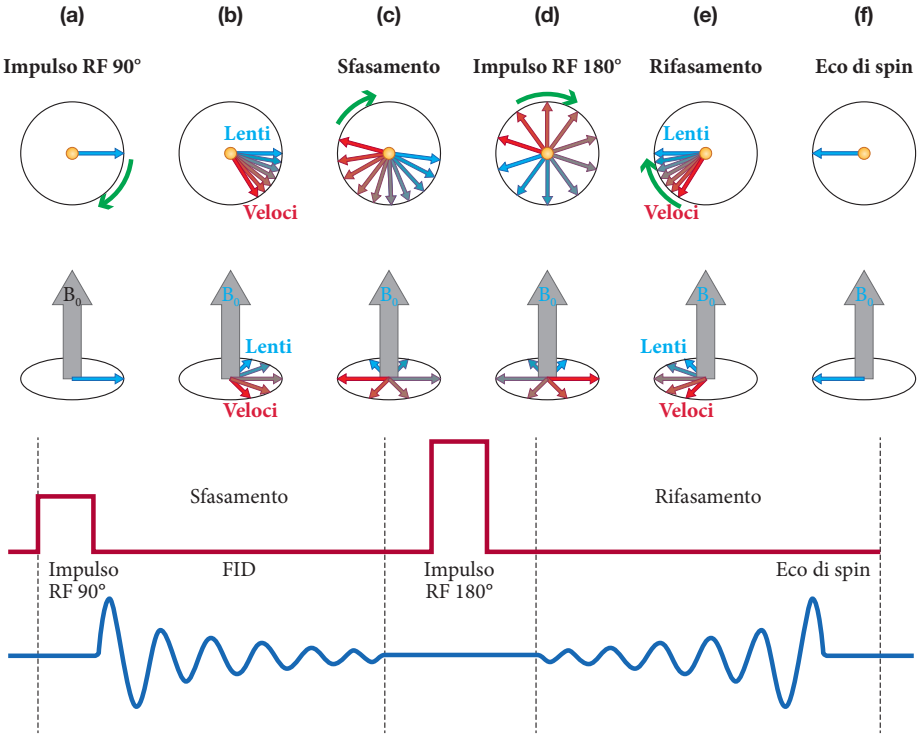

Figura 16.21 Rappresentazione di una sequenza Spin-Echo.

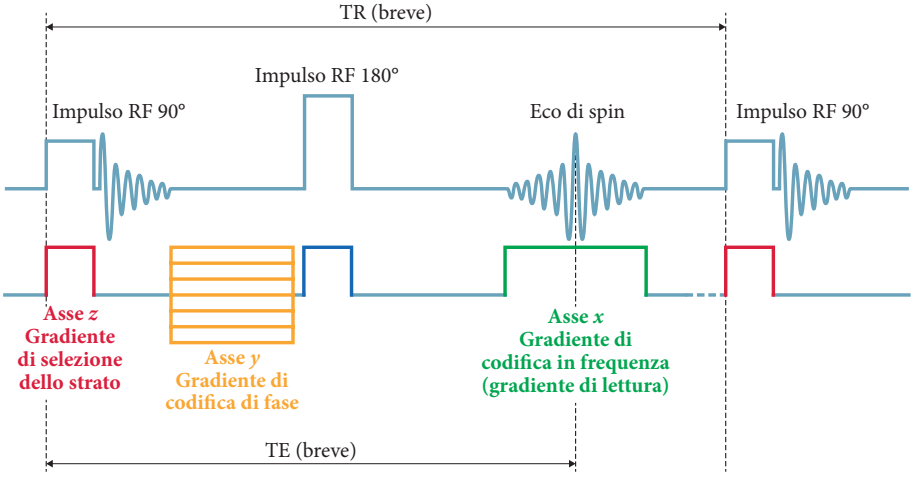

Figura 16.22 Sequenza Spin-Echo pesata in T1 (TR e TE brevi) e applicazione dei gradienti.

Gian Marco Contessa
Giuseppe Augusto Marzo
Marco D'Arienzo

Fisica per medicina

Per il semestre aperto di Medicina, Odontoiatria e Veterinaria

Inquadra e scopri i contenuti

Le risorse digitali

universita.zanichelli.it/contessa-fm

A questo indirizzo sono disponibili le risorse digitali di complemento al libro. Per accedere alle risorse protette è necessario registrarsi su **my.zanichelli.it** inserendo il codice di attivazione personale contenuto nel libro.

Libro con Ebook

Chi acquista il libro nuovo può accedere gratuitamente all'Ebook, seguendo le istruzioni presenti nel sito.

L'accesso all'Ebook e alle risorse digitali protette è personale, non condivisibile e non cedibile, né autonomamente né con la cessione del libro cartaceo.

Alla base dei fenomeni studiati dalle scienze della vita ci sono teorie e principi di fisica. Ogni giorno i medici si sentono rivolgere domande cliniche che hanno bisogno di misure, modelli e stime quantitative su cui fondare le risposte. La medicina, infatti, studia il corpo umano come materia organizzata, fatta di relazioni misurabili tra pressioni, volumi, flussi e tempi, e la fisica fornisce gli strumenti idonei per comprenderlo, prevederne il comportamento e curarlo. La frequenza del battito cardiaco, per esempio, o la saturazione di ossigeno, sono tipiche grandezze fisiche monitorate nei pazienti in sala operatoria, così come alla base delle tecnologie sanitarie attuali, quali la diagnostica medica o la radioterapia, ci sono principi di fisica.
Nato dall'esperienza didattica ventennale degli autori nell'insegnamento della fisica in contesti eterogenei e internazionali, con studenti e studentesse delle più svariate provenienze, *Fisica per medicina* copre l'intero programma di fisica previsto per il **semestre aperto di Medicina, Odontoiatria e Veterinaria**. I principi fisici sono introdotti attraverso **esempi** tratti dalle discipline mediche e biologiche, cioè all'interno di un quadro concettuale significativo e già noto a chi studia: la circolazione sanguigna è utilizzata per illustrare la dinamica dei fluidi, il funzionamento dell'apparato muscolo-scheletrico per descrivere le condizioni di equilibrio, il metabolismo delle macromolecole come un'applicazione dei principi della termodinamica.
Oltre ai moltissimi esempi concreti, sono presenti numerosi **inserti biomedici**, segnalati nel testo dal bastone di Esculapio, e **approfondimenti**. Ogni capitolo si conclude con una **Mappa concettuale**, per ripassare e fare il punto, e una sezione di **Esercizi**, in parte **Problemi** da risolvere, in parte **Quesiti a risposta multipla**, disponibili anche in versione digitale interattiva. Il *Compendio di matematica* iniziale presenta gli strumenti matematici che è necessario padroneggiare per affrontare questa disciplina.
Nel sito del libro sono inoltre disponibili una **guida allo studio interattiva** e un **simulatore interattivo** per prepararsi all'esame del semestre aperto.

Gian Marco Contessa, specialista in Fisica Medica, è primo ricercatore presso l'Istituto Superiore di Sanità e docente di Fisica Applicata presso Sapienza Università di Roma e UniCamillus.
Giuseppe Augusto Marzo è primo ricercatore all'ENEA e docente di Fisica per i corsi di laurea di diverse professioni sanitarie presso Sapienza Università di Roma.
Marco D'Arienzo, specialista in Fisica Medica, è responsabile della UOSD di Fisica Medica della ASL Roma 6 e svolge attività didattica universitaria nei settori della fisica medica e della radioprotezione.

Questo libro è stampato su carta proveniente da cartiere che rispettano gli standard di sostenibilità ambientale
www.zanichelli.it/footer/chi-siamo/obiettivo-10-in-sostenibilita/carta/

CONTESSA*FISICA PER MEDICINA(CEALUM Q
ISBN 978-88-08-29919-2
9 788808 299192
789012345 (64D)