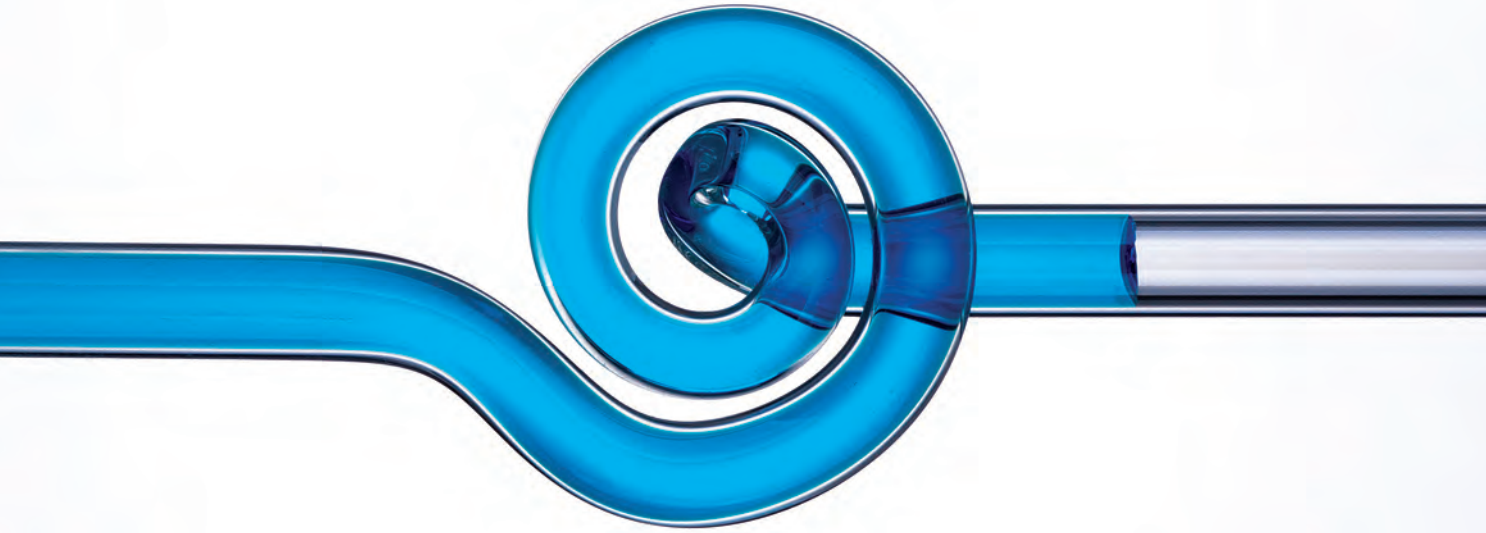
Andrea Alessandrini

Fisica per medicina

Per il semestre aperto di Medicina, Odontoiatria e Veterinaria

la Z Ebook

la Z Guarda!



cea casa editrice ambrosiana

Andrea Alessandrini

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.

© 2026 CEA - Casa Editrice Ambrosiana, viale Romagna 5, 20089 Rozzano (MI) [69905]
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: Gabriella Piazza e Alessandra Sacco
Impaginazione: Claudia Capelli
Disegni: Giuseppe Maserati
Indice analitico: Alessandra Sacco

Copertina:
– *Progetto grafico*: Falcinelli & Co., Roma
– *Immagine di copertina*: MirageC © 2018 Sunyixun/Getty Images

Prima edizione: giugno 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

In colore rosso sono evidenziati gli Esempi consultabili in digitale.

Prefazione XIII

CAPITOLO 1

Gli strumenti matematici per la fisica 1

1.1 Che rapporto esiste tra fisica e matematica? E tra matematica e biologia? 1

1.2 I sistemi di unità di misura 2

1.2.1 Le unità di misura del Sistema Internazionale 6
1.2.2 L'unità di misura del tempo: il secondo 7
1.2.3 L'unità di misura della lunghezza: il metro 7
1.2.4 L'unità di misura della massa: il kilogrammo 7
1.2.5 L'unità di misura della temperatura: il kelvin 8
1.2.6 L'unità di misura della corrente elettrica: l'Ampère 8
1.2.7 L'unità di misura della quantità di sostanza: la mole 9
1.2.8 L'unità di misura dell'intensità luminosa: la candela 9
• Esempio 1.1 *La scala delle dimensioni in biologia* 10
1.2.9 Alcune considerazioni sull'attuale Sistema Internazionale di unità di misura 10

1.3 La notazione scientifica 11
• Esempio 1.2 *Spostamento del separatore decimale verso sinistra* 11
• Esempio 1.3 *Spostamento del separatore decimale verso destra* 12

1.4 Le cifre significative 12

1.5 Il controllo dimensionale 13
• Esempio 1.4 *La forza di trascinamento in un fluido* 15
• Esempio 1.5 *La velocità del suono in un gas* 15

1.6 I vettori e i sistemi di riferimento 16

1.6.1 La somma di vettori 17
1.6.2 La moltiplicazione di un vettore per uno scalare 17
1.6.3 I sistemi di riferimento 17
• Esempio 1.6 *Dalle coordinate polari alle coordinate cartesiane in due dimensioni* 19
• Esempio 1.7 *Equazioni in coordinate cartesiane e polari* 19
1.6.4 Il prodotto scalare tra due vettori 20
1.6.5 Il prodotto vettoriale tra due vettori 20
1.6.6 Le componenti di un vettore 21
• Esempio 1.8 *Il versore di un vettore* 24
• Esempio 1.9 *Due vettori perpendicolari* 24
• Esempio 1.10 *L'angolo formato da due vettori* 24
• Esempio 1.11 *Le rotazioni possono essere considerate dei vettori?* 25

1.7 Il radiante e la trigonometria 25

1.8 Il calcolo: la derivata e l'integrale 26
• Esempio 1.12 *Dall'accelerazione alla velocità e allo spazio percorso* 30
• Esempio 1.13 *La forza di gravità e la forza elettrica* 32
1.8.1 Le derivate parziali 32

1.9 Le funzioni esponenziale e logaritmica 34

APPROFONDIMENTI DIGITALI

Tabelle 1.5–1.9 Formule trigonometriche • Tabella 1.10 Regole di derivazione • Tabella 1.11 Regole di integrazione • Rappresentazione grafica dei dati sperimentali • Cenni per la risoluzione di equazioni differenziali • Lo sviluppo in serie di Taylor di una funzione

CAPITOLO 2

La meccanica 37

2.1 L'importanza della meccanica 37

2.2 La descrizione del moto 38

2.2.1 Il concetto di punto materiale 38
2.2.2 La velocità 38
• Esempio 2.1 *La velocità istantanea di una reazione chimica* 40
2.2.3 L'accelerazione 41

2.3 Il moto in due dimensioni 41

2.4 Alcuni caratteristici tipi di moto 43

2.4.1 Il moto rettilineo uniforme 43
2.4.2 Il moto rettilineo con accelerazione costante 44
2.4.3 L'interpretazione geometrica dello spazio percorso nel diagramma velocità in funzione del tempo 45
• Esempio 2.2 *L'incrocio tra due ciclisti* 46
• Esempio 2.3 *Un sasso cade in un pozzo* 46
• Esempio 2.4 *Un moto che accelera* 47
• Esempio 2.5 *Accelerazione e decelerazione* 47
• Esempio 2.6 *Il tempo di frenata* 48
• Esempio 2.7 *Un inseguimento in automobile* 49
• Esempio 2.8 *Un'automobile in frenata* 50
• Esempio 2.9 *Una corsa per prendere l'autobus* 50

2.5 Il moto circolare uniforme 50
• Esempio 2.10 *Il moto circolare di una ruota* 53
• Esempio 2.11 *Il moto circolare uniforme delle lancette dell'orologio* 53

2.6 Il moto armonico 54
• Esempio 2.12 *Un oscillatore armonico* 55

2.7 Una visione d'insieme dei principi del moto di Newton 56

2.8 I principi del moto di Newton 57

2.8.1 Il primo principio del moto di Newton 57
2.8.2 Il secondo principio del moto di Newton 58
2.8.3 Il terzo principio del moto di Newton 62

2.9 Quantità di moto e sua conservazione 63
• Esempio 2.13 *La medusa e la conservazione della quantità di moto* 64

2.10 La legge di gravitazione universale 65

2.11 Massa inerziale e massa gravitazionale 67

© 978-88-08-69905-3

2.12 La forza elettrica 68

2.13 Il concetto di campo di forza e forza a distanza 69

2.14 I principi del moto di Newton applicati a semplici casi 70

2.14.1 Il piano inclinato 70
- Esempio 2.14 *Una carrucola e un piano inclinato* 71

2.14.2 La macchina di Atwood 72

2.14.3 Il moto dei proiettili 73
- Esempio 2.15 *Il moto parabolico con inizio e fine su piani diversi* 75
- Esempio 2.16 *Il moto di un oggetto lasciato cadere da un aereo* 75

2.14.4 Il moto di un oggetto su una traiettoria circolare 76
- Esempio 2.17 *Il moto circolare su un piano verticale* 77
- Esempio 2.18 *Sollevamento di una sfera che ruota* 77

2.14.5 Il pendolo semplice 77
- Esempio 2.19 *La misura di* g *con il pendolo* 79
- Esempio 2.20 *Il pendolo conico* 79

2.15 Le forze apparenti 80
- Esempio 2.21 *In una carrozza di un treno che frena* 82
- Esempio 2.22 *Un pendolo in un ascensore* 83

APPROFONDIMENTI DIGITALI

Velocità caratteristiche in biologia • L'inerzia e la fisica del sistema vestibolare • Il pendolo di Foucault • La forza di Coriolis

CAPITOLO 3

La forza elastica e l'attrito 85

3.1 La forza elastica 85
- Esempio 3.1 *Una molla in verticale* 88
- Esempio 3.2 *L'equilibrio di una molla su un piano inclinato* 89
- Esempio 3.3 *La frequenza di oscillazione di due masse poste alle estremità opposte di una molla* 90
- Esempio 3.4 *Il moto armonico di una molla* 92

3.2 La deformazione dei corpi estesi 92

3.3 Le proprietà meccaniche delle ossa 97

3.4 Le forze di attrito 99

3.4.1 Attrito statico e attrito dinamico 99
- Esempio 3.5 *Una cassa sul pianale di un furgone che parte* 101
- Esempio 3.6 *Il piano inclinato con attrito* 102
- Esempio 3.7 *Un blocco in salita su un piano inclinato con attrito* 104
- Esempio 3.8 *La carrucola sul piano inclinato* 105
- Esempio 3.9 *Un'automobile in curva* 106

3.5 Il moto in presenza di forze resistenti 107
- Esempio 3.10 *Lo spazio di arresto di un corpo rallentato da una forza direttamente proporzionale alla velocità* 108
- Esempio 3.11 *La distanza percorsa da un oggetto in caduta libera e sottoposta a una forza resistente* 109

APPROFONDIMENTI DIGITALI

Molle in serie e molle in parallelo • La molla come modello per i sistemi biologici • Il rapporto di Poisson per la deformazione di un materiale • L'attrito di rotolamento • La meccanobiologia e la produzione di forze all'interno della cellula

CAPITOLO 4

Lavoro ed energia 111

4.1 Un'introduzione al concetto di energia 111

4.2 Il lavoro di una forza 112
- Esempio 4.1 *Una scatola in un ascensore* 114

4.3 L'energia cinetica 115

4.4 La potenza 116

4.5 L'energia potenziale 117
- Esempio 4.2 *Il lavoro della forza peso è indipendente dal percorso da una posizione iniziale a una posizione finale* 119

4.6 Le forze conservative 119
- Esempio 4.3 *La conservazione dell'energia meccanica* 120
- Esempio 4.4 *Una massa fermata da una molla* 121

4.7 La relazione tra energia potenziale e forza 122

4.8 La relazione tra le superfici con energia potenziale costante e la forza corrispondente 124

4.9 Diagrammi di energia e posizioni di equilibrio 124

4.9.1 L'approssimazione della curva di energia potenziale in prossimità di un minimo 125

4.10 L'energia potenziale associata alla forza gravitazionale e alla forza elettrica 126
- Esempio 4.5 *Un satellite in orbita attorno alla Terra* 127
- Esempio 4.6 *Una massa agganciata a una molla in un campo gravitazionale* 127
- Esempio 4.7 *L'energia potenziale gravitazionale per un pendolo semplice* 129
- Esempio 4.8 *Una massa fermata da una molla su un piano inclinato* 130

4.11 Il potenziale di Lennard-Jones 131
- Esempio 4.9 *Un sistema legato* 132

APPROFONDIMENTI DIGITALI

La potenza dei nostri muscoli • Le reazioni chimiche possono essere influenzate da forze meccaniche • La meccanica dei muscoli scheletrici • Fisica dei legami *catch-bonds*

CAPITOLO 5

La meccanica rotazionale e gli urti 134

5.1 Dal punto materiale ai corpi estesi 134

5.2 Il centro di massa 135
- Esempio 5.1 *Dove si trova il centro di massa?* 136
- Esempio 5.2 *Il centro di massa per una sbarra rettilinea* 136

5.3 Cinematica e dinamica del centro di massa 137

5.4 La cinematica rotazionale 139
- Esempio 5.3 *Il moto rotazionale di una centrifuga* 142
- Esempio 5.4 *Il moto rotatorio in biologia* 142
- Esempio 5.5 *Il batterio che nuota* 142

5.5 L'energia cinetica rotazionale 143
- Esempio 5.6 *Il momento d'inerzia per quattro punti materiali* 143

5.6 Il calcolo del momento d'inerzia rotazionale 144

5.7 Il teorema degli assi paralleli 145

5.8 Il momento di una forza 147
- Esempio 5.7 *Il centro di massa e il centro di gravità di un corpo* 148

5.9 La coppia di forze 148

5.10 L'equilibrio dei corpi 148
- Esempio 5.8 *L'equilibrio di una tavola sollevata da due persone* 149
- Esempio 5.9 *Il tuffatore dal trampolino* 149
- Esempio 5.10 *Tenere un'asse in posizione orizzontale con una fune* 150
- Esempio 5.11 *Sollevare una massa* 151

5.11 La dinamica rotazionale 152
- Esempio 5.12 *Fermare un'ultracentrifuga* 152

5.12 Il lavoro nel moto rotatorio 153
- Esempio 5.13 *La puleggia massiva* 154
- Esempio 5.14 *La macchina di Atwood con puleggia massiva* 156
- Esempio 5.15 *La composizione dei moti traslazionale e rotazionale* 157
- Esempio 5.16 *La conservazione dell'energia meccanica* 158

• Esempio 5.17 *Il pendolo fisico o composto* 160
• Esempio 5.18 *L'orologio a pendolo* 161
• Esempio 5.19 *La forza di attrito per il rotolamento* 162

5.13 Le leve 163
• Esempio 5.20 *Una leva di I genere* 164
• Esempio 5.21 *Le carrucole come leve di I o II genere* 164

5.14 Le leve nel corpo umano 165

5.15 Il momento angolare 166
5.15.1 La conservazione del momento angolare 167
• Esempio 5.22 *La conservazione del momento angolare per la ballerina* 168

5.16 Gli urti 169
5.16.1 L'urto totalmente anelastico 170
• Esempio 5.23 *Un proiettile conficcato nel bersaglio* 171
5.16.2 Gli urti elastici 171
• Esempio 5.24 *Due pendoli che si urtano* 172
• Esempio 5.25 *Il rallentamento dei neutroni e gli urti nel sistema del centro di massa* 173
• Esempio 5.26 *L'urto elastico di un neutrone con un nucleo di carbonio* 173
• Esempio 5.27 *Un urto in due dimensioni tra particelle di uguale massa* 173
5.16.3 Gli urti anelastici 173

APPROFONDIMENTI DIGITALI

Dimostrazione del teorema degli assi paralleli • Il moto della trottola: la precessione • Gli urti anelastici

CAPITOLO 6
Oscillazioni e onde meccaniche

174

6.1 Le oscillazioni nel mondo biologico 174

6.2 Il prototipo di moto periodico: il moto di un corpo agganciato a una molla 175

6.3 L'energia associata a un moto oscillatorio 176
• Esempio 6.1 *La velocità di una massa agganciata a una molla* 177

6.4 Oscillazioni in presenza di attrito: le oscillazioni smorzate 178
6.4.1 Il moto sottosmorzato 178
6.4.2 Il moto sovrasmorzato 178
6.4.3 Il moto criticamente smorzato 178

6.5 Oscillazioni forzate e smorzate: la risonanza 179

6.6 Potenza dissipata e potenza trasferita per un oscillatore smorzato forzato 181

6.7 Le onde meccaniche 182
• Esempio 6.2 *Le onde sulla superficie dell'acqua* 184

6.8 La rappresentazione analitica di un'onda che si propaga 185
• Esempio 6.3 *L'ampiezza di un'onda* 186

6.9 L'energia associata a un'onda 186

6.10 La riflessione delle onde 187

6.11 L'equazione d'onda lineare 188

6.12 L'interferenza tra onde 189
6.12.1 L'interferenza tra onde prodotte da due sorgenti 191
• Esempio 6.4 *L'interferenza tra due onde che si propagano* 192

6.13 Il principio di Huygens 192

6.14 La diffrazione 193

6.15 Le onde stazionarie nelle corde 194
6.15.1 Le onde stazionarie in una corda di chitarra 195

6.16 Il suono 196
6.16.1 La velocità di propagazione delle onde acustiche 198
• Esempio 6.5 *Un'onda acustica che si propaga dall'aria all'acqua* 198
6.16.2 L'intensità del suono 199
6.16.3 L'impedenza acustica 199

6.17 Le onde stazionarie nei tubi 201

6.18 I battimenti 203

6.19 L'effetto Doppler 205
6.19.1 Sorgente in movimento, ricevitore fermo 205
6.19.2 Sorgente ferma, ricevitore in movimento 206
6.19.3 Sorgente e ricevitore in movimento 206

6.20 Fisica e biologia del sistema uditivo 207
• Esempio 6.6 *L'orecchio medio approssimato con una leva* 209

APPROFONDIMENTI DIGITALI

Numeri complessi e rappresentazione dei fenomeni ondulatori • Serie e trasformata di Fourier • Il fattore di qualità della risonanza • Dimostrazione Equazione [6.20]: velocità di un'onda meccanica su una corda in funzione della tensione della corda • Dimostrazione Equazione [6.21]: dal secondo principio del moto di Newton all'equazione d'onda lineare • Equazione d'onda lineare • Relazione tra la pressione massima e lo spostamento massimo di un'onda acustica • Cenni di psicofisica • Impedenza acustica specifica e caratteristica • L'impedenza acustica nella propagazione del suono • Come può l'orecchio essere sensibile e anche riconoscere le diverse frequenze presenti in un suono? • Tecniche spettroscopiche basate sulla trasformata di Fourier • Gli ultrasuoni per la diagnostica medica: l'ecografia

CAPITOLO 7
La statica dei fluidi

211

7.1 I fluidi e la biologia 211

7.2 Che cos'è un fluido? 212

7.3 La pressione 213

7.4 La legge di Stevino 215
• Esempio 7.1 *Due liquidi in un tubo a U* 216
• Esempio 7.2 *La forza totale per resistere a un bacino d'acqua* 218

7.5 Il principio dei vasi comunicanti 218

7.6 La legge di Pascal 218
7.6.1 La pressa idraulica 219

7.7 Misura della pressione ed esperimento di Torricelli 219
• Esempio 7.3 *La misura della pressione con il manometro* 221
• Esempio 7.4 *Il peso dell'aria* 224

7.8 Il principio di Archimede e il galleggiamento 222
• Esempio 7.5 *Attenti all'insidia!* 223
• Esempio 7.6 *Come calcolare la densità di un corpo* 223
• Esempio 7.7 *È solo la punta dell'iceberg!* 224
• Esempio 7.8 *La bilancia idrostatica* 225
• Esempio 7.9 *Immergere completamente un corpo* 225
• Esempio 7.10 *La spinta di Archimede vale anche per i gas: la mongolfiera* 226
• Esempio 7.11 *Il capodoglio conosce la spinta di Archimede* 226

APPROFONDIMENTI DIGITALI

Un caso per l'unità CSI (*Crime Scene Investigation*) *ante litteram* • Alcune riflessioni sul principio di Archimede

© 978-88-08-69905-3

CAPITOLO 8

I fluidi in moto 227

8.1 I fluidi in moto 227

8.2 L'equazione di continuità 228
- Esempio 8.1 *Un flusso d'acqua sotto l'effetto della forza gravitazionale* 229

8.3 L'equazione di Bernoulli 229

8.4 Applicazioni dell'equazione di Bernoulli 232
- Esempio 8.2 *Flusso e differenza di pressione* 232
- Esempio 8.3 *Il tubo di Venturi* 233
- Esempio 8.4 *Il teorema di Torricelli* 233
- Esempio 8.5 *Il sifone* 234

8.5 La viscosità 234

8.6 I fluidi reali: legge di Poiseuille e profilo delle velocità in un tubo di flusso 235
- Esempio 8.6 *La differenza di pressione e la portata* 238

8.7 Il numero di Reynolds 238

8.8 La vita ai bassi numeri di Reynolds 240

8.9 Sedimentazione e centrifugazione 241

8.10 Il flusso del sangue 244

8.10.1 Il circuito del sangue nel nostro corpo 244

8.10.2 La misurazione della pressione del sangue 248

APPROFONDIMENTI DIGITALI

La fisica dell'aneurisma • La viscosità dell'acqua e del citoplasma cellulare • L'effetto della diffusione nel processo di sedimentazione

CAPITOLO 9

La tensione superficiale 249

9.1 L'importanza dei fenomeni di tensione superficiale in biologia 249

9.2 Che cos'è la tensione superficiale? 250

9.3 L'origine microscopica della tensione superficiale 252

9.4 Coesione e adesione 254

9.5 La misura della tensione superficiale 254

9.6 Le bolle di sapone 256

9.7 Una camminata sull'acqua 257
- Esempio 9.1 *Il massimo peso di un insetto per poter camminare sull'acqua* 257

9.8 La legge di Laplace 258
- Esempio 9.2 *La differenza di pressione per una bolla di sapone* 259
- Esempio 9.3 *Perché una bolla di sapone sembra salire verso l'alto?* 260

9.9 Le applicazioni della legge di Laplace 260

9.9.1 Gonfiare un palloncino 261

9.9.2 Gli alveoli polmonari 261

9.10 L'angolo di contatto e l'equazione di Young 263
- Esempio 9.4 *La bagnabilità delle foglie e l'effetto loto delle piante* 265

9.11 La legge di Jurin 265
- Esempio 9.5 *Lo xilema nelle piante* 267
- Esempio 9.6 *La risalita dell'acqua in capillari di diverso raggio* 268
- Esempio 9.7 *Un capillare di vetro e il mercurio* 268

APPROFONDIMENTI DIGITALI

I tensioattivi • Il modello della membrana biologica • La dimostrazione della legge di Laplace generale • La legge di Laplace applicata ai vasi sanguigni • La fisica dell'embolia gassosa • La fisica della respirazione • La tensione superficiale e le cellule

CAPITOLO 10

Introduzione alla termodinamica 269

10.1 La termodinamica per la biologia 269

10.2. Introduzione al concetto di temperatura 270

10.3 Alcune definizioni per un sistema termodinamico 271

10.4 La temperatura e il principio zero della termodinamica 272

10.4.1 Le scale termometriche e la scala Kelvin 273

10.5 Le variabili termodinamiche e gli stati di equilibrio 275

10.6 Il calore e l'equivalente meccanico del calore 277
- Esempio 10.1 *Il calore specifico di un materiale* 280
- Esempio 10.2 *La capacità termica del calorimetro* 280

10.7 I gas perfetti 281

10.7.1 Le trasformazioni dei gas 281

10.7.2 L'equazione di stato dei gas perfetti 284
- Esempio 10.3 *Raffreddare un gas* 286
- Esempio 10.4 *Il numero di molecole in un volume di gas* 286
- Esempio 10.5 *Il peso molecolare di un gas* 286

10.8 L'equazione di van der Waals 287

10.9 La teoria cinetica dei gas 288

10.9.1 Introduzione 288

10.9.2 Interpretazione molecolare della pressione e della temperatura 289
- Esempio 10.6 *La velocità media delle molecole di aria* 291
- Esempio 10.7 *Un gas perfetto all'interno di un cubo* 292
- Esempio 10.8 *Due gas diversi* 293

10.9.3 L'equipartizione dell'energia 293

10.9.4 Il libero cammino medio 295

10.9.5 La distribuzione di Maxwell delle velocità in un gas 295
- Esempio 10.9 *Sfruttare la funzione di distribuzione delle velocità molecolari* 297
- Esempio 10.10 *Il libero cammino medio e il tempo tra due urti successivi* 299

APPROFONDIMENTI DIGITALI

Nota storica. Mayer, il colore del sangue e i primi passi della termodinamica • I termorecettori • L'energia nelle cellule • L'energia meccanica dissipata nell'esperimento di Joule • La velocità delle molecole e la costante di velocità di una reazione chimica

CAPITOLO 11

Il primo principio della termodinamica 301

11.1 Introduzione 301

11.2 Una revisione del concetto di lavoro 302

11.2.1 Il diagramma p–V 304

11.3 L'energia interna 306
- Esempio 11.1 *Movimento microscopico e movimento macroscopico* 308

11.4 Il primo principio della termodinamica: il principio di conservazione dell'energia 308

11.5 L'energia interna di un gas perfetto nell'esperimento di Joule-Kelvin 309

11.6 La capacità termica: un approfondimento 310
11.7 Capacità termiche molari di un gas perfetto ed energia interna 311
11.8 Alcune particolari trasformazioni dei gas perfetti 313
11.8.1 Trasformazione isoterma 314
11.8.2 Trasformazione isocora 315
• Esempio 11.2 *Una trasformazione isocora* 315
11.8.3 Trasformazione isobara 316
• Esempio 11.3 *Una trasformazione a pressione costante* 316
• Esempio 11.4 *Tre diverse trasformazioni tra gli stessi punti iniziale e finale* 317
• Esempio 11.5 *Il lavoro in una trasformazione ciclica* 318
11.8.4 Trasformazioni adiabatiche 319
• Esempio 11.6 *Una trasformazione adiabatica* 321
11.9 Alcune considerazioni sulle trasformazioni reversibili 322
11.10 La funzione entalpia 324
11.11 Le transizioni di fase 325
11.11.1 Introduzione e loro rilevanza in biologia 325
11.11.2 Transizioni di fase e diagramma di fase 326
11.11.3 Equilibrio tra fasi diverse e calore latente 329
• Esempio 11.7 *Il calore latente di fusione* 331
• Esempio 11.8 *Il calore latente di fusione dell'alluminio* 331
• Esempio 11.9 *Un percorso attorno al punto critico* 331
• Esempio 11.10 *Il calcolo del calore scambiato quando il calore specifico dipende dalla temperatura* 331
11.12 L'isoterma di van der Waals 332
11.13 Le tecniche calorimetriche per la biochimica 333
11.13.1 La calorimetria differenziale a scansione 334
11.14 Il trasporto del calore 336

APPROFONDIMENTI DIGITALI

Entalpia e reazioni chimiche • Il contenuto in energia del cibo • Esempi di transizione di fase in biologia • La calorimetria di titolazione isoterma (ITC) • L'equazione della conduzione

CAPITOLO 12

Il secondo principio della termodinamica e l'energia libera

338
12.1 L'entropia e le energie libere in biologia 338
12.2 Le macchine termiche e il ciclo di Carnot 339
• Esempio 12.1 *Il rendimento di una macchina reversibile* 342
• Esempio 12.2 *Dal rendimento al lavoro prodotto da una macchina termica* 342
• Esempio 12.3 *Il calore ceduto in un ciclo di Carnot* 342
12.3 La funzione entropia 343
12.4 Le diverse formulazioni del secondo principio della termodinamica 347
12.5 L'entropia per i gas perfetti 348
12.6 Il concetto di energia libera 349
12.6.1 L'energia libera di Helmholtz 350
12.6.2 L'energia libera di Gibbs 351
12.7 L'interpretazione dell'entropia con la meccanica statistica 352
12.7.1 Qualche aspetto di statistica per l'interpretazione molecolare della termodinamica 352
12.8 La distribuzione di Boltzmann 354
12.8.1 L'espansione di un gas 354
12.8.2 Microstati e macrostati 355
12.8.3 La relazione di Boltzmann dell'entropia statistica 355
• Esempio 12.4 *La distribuzione di Boltzmann per la concentrazione di molecole nel gas atmosferico* 357
12.9 Il moto Browniano, le fluttuazioni e la diffusione 357
12.9.1 Il moto Browniano 357
12.9.2 Random walk in una dimensione 358
12.9.3 Che cosa succede con il secondo principio della termodinamica? 360
12.9.4 Le leggi di Fick 360
• Esempio 12.5 *Una soluzione della seconda legge di Fick nel caso unidimensionale* 361
• Esempio 12.6 *La diffusione delle proteine* 361
• Esempio 12.7 *La diffusione all'interno di una cellula* 361
12.10 L'osmosi 361

APPROFONDIMENTI DIGITALI

Il potenziale chimico • La dipendenza dell'energia libera dalla pressione e dalla temperatura • Alcune utili relazioni e uguaglianze termodinamiche • Il cricchetto di Feynman • L'energia libera associata alla denaturazione delle proteine • Dimostrazione della formula $\langle x_n^2 \rangle = n(\Delta x)^2$ • Dimostrazione della prima legge di Fick • Dimostrazione della seconda legge di Fick • La diffusione in presenza di una forza di deriva • I motori molecolari e i diagrammi di energia potenziale • Dimostrazione della legge di van't Hoff per soluzioni diluite

CAPITOLO 13

La carica elettrica e il campo elettrico

364
13.1 L'elettricità e il campo elettrico 364
13.2 L'elettrizzazione degli oggetti 365
• Esempio 13.1 *L'equilibrio tra due cariche elettriche sotto l'effetto della forza peso* 369
13.3 Il campo elettrico 370
13.4 Il dipolo elettrico 372
13.5 Il flusso del campo elettrico 374
13.6 Il teorema di Gauss 375
13.7 Il campo elettrico di distribuzioni simmetriche di carica elettrica 376
13.7.1 Carica isolata: simmetria sferica 376
13.7.2 Filo di lunghezza infinita uniformemente carico: simmetria cilindrica 376
13.7.3 Superficie piana infinita uniformemente carica 378
13.7.4 Campo elettrico tra due superfici piane infinite uniformemente cariche 379
• Esempio 13.2 *Un pendolo elettricamente carico all'interno di un condensatore a facce piane e parallele* 379
• Esempio 13.3 *Il campo elettrico di una sfera isolante uniformemente carica* 380
• Esempio 13.4 *Il campo elettrico prodotto da un guscio sferico* 381

© 978-88-08-69905-3

13.8 Il moto di particelle cariche in un campo uniforme 382
13.9 Il campo elettrico per un conduttore in equilibrio 383
13.10 Energia potenziale elettrica e potenziale elettrico 383
13.11 Energia potenziale e potenziale elettrostatico di una carica 385
13.11.1 Il potenziale elettrico di un conduttore 386
13.12 L'energia potenziale di una configurazione di cariche elettriche 387
• Esempio 13.5 *L'energia potenziale elettrica per una configurazione di quattro cariche* 388
• Esempio 13.6 *La stabilità tra più di due cariche elettriche* 388
• Esempio 13.7 *L'equilibrio di una carica con due cariche di segno opposto* 388
13.13 Superfici equipotenziali 388
13.14 La relazione tra campo elettrico e potenziale elettrico 389
13.15 Il potenziale elettrico di un dipolo 390
13.16 L'energia potenziale di un dipolo in un campo elettrico 390
13.17 La capacità elettrica 391
13.17.1 Il condensatore a facce piane e parallele 392
13.18 L'energia immagazzinata in un condensatore 393
13.18.1 La forza tra le armature di un condensatore 394
• Esempio 13.8 *La forza tra le facce di un condensatore* 394
13.19 Il condensatore con dielettrico 396
13.20 Il collegamento di condensatori in serie e in parallelo 397
• Esempio 13.9 *Condensatori in serie e in parallelo* 399
• Esempio 13.10 *Un condensatore con un dielettrico al suo interno* 399
• Esempio 13.11 *Inserire un dielettrico in un condensatore carico* 400

APPROFONDIMENTI DIGITALI

Espressione generale per il campo elettrico a grande distanza da un dipolo • La schermatura elettrica e la gabbia di Faraday • La forza di Coulomb e la stabilità dei cristalli ionici • L'equazione di Poisson • Il calcolo della capacità nel caso di un condensatore cilindrico e di un condensatore sferico • L'acqua come dielettrico • L'energia di Born

CAPITOLO 14

Le correnti elettriche 401

14.1 Un flusso di cariche elettriche genera una corrente elettrica 401
14.2 La definizione di corrente elettrica 402
14.3 L'interpretazione microscopica della corrente elettrica 403
14.4 Le leggi di Ohm 405
• Esempio 14.1 *Non tutti i conduttori sono ohmici* 406
14.5 Resistenze in serie e in parallelo 407
14.5.1 Resistenze in serie 407
14.5.2 Resistenze in parallelo 408
• Esempio 14.2 *Resistenza equivalente* 409
• Esempio 14.3 *Resistenze in serie e in parallelo* 410
14.6 L'effetto Joule: la potenza dissipata 410
• Esempio 14.4 *Massimizzare la dissipazione* 411
14.7 Circuiti elettrici in corrente continua 411
14.7.1 Le leggi di Kirchhoff per i circuiti elettrici 412
• Esempio 14.5 *Le leggi di Kirchhoff* 413
• Esempio 14.6 *Un circuito con tre maglie indipendenti* 413
14.8 Carica e scarica di un condensatore in un circuito *RC* 414
14.8.1 Il processo di carica 414
14.8.2 Il processo di scarica 416
• Esempio 14.7 *La carica di un condensatore* 418
• Esempio 14.8 *La scarica di un condensatore* 418
14.9 L'equazione di Nernst per la distribuzione degli ioni 418
• Esempio 14.9 *Il potenziale attraverso una membrana dell'assone gigante del calamaro* 422
• Esempio 14.10 *I potenziali di transmembrana* 422
14.10 La membrana biologica come elemento di un circuito elettrico 422
14.11 Il potenziale d'azione e la sua propagazione 425
14.12 Le onde di potenziale elettrico nel corpo umano: l'elettrocardiogramma 429
• Esempio 14.11 *Determinare le componenti del vettore momento di dipolo del cuore* 432

APPROFONDIMENTI DIGITALI

Un accenno alle moderne teorie per la conduzione elettrica nei conduttori • L'elettroforesi • Il processo di carica di un condensatore • Gli effetti della corrente sul corpo umano • Schema semplificato per rappresentare la presenza di un dipolo elettrico che si propaga

CAPITOLO 15

Magnetismo ed elettromagnetismo 435

15.1 Il campo magnetico e l'induzione elettromagnetica 435
15.2 La definizione di campo magnetico: la forza di Lorentz 436
15.3 Il moto di una particella carica all'interno di campi magnetici uniformi 438
• Esempio 15.1 *Calcolo del passo del moto elicoidale di una carica elettrica in un campo magnetico uniforme* 440
15.3.1 Il selettore di velocità e lo spettrometro di massa 440
• Esempio 15.2 *Come trovare il numero di neutroni in un isotopo* 442
• Esempio 15.3 *Un fascio di ossigeno ionizzato* 442
• Esempio 15.4 *Le lenti di un microscopio ottico* 443
15.4 La forza su un filo percorso da corrente posto all'interno di un campo magnetico 444
15.5 Una spira percorsa da corrente all'interno di un campo magnetico 445
15.6 Il campo magnetico generato da un filo percorso da corrente 447
• Esempio 15.5 *Il campo magnetico prodotto da due fili percorsi da corrente* 448
15.6.1 Il campo magnetico generato da una spira percorsa da corrente 450

15.7 L'interazione tra due fili percorsi da corrente 452
15.8 Il teorema di Ampère 453
15.8.1 Il campo magnetico di un solenoide 454
• Esempio 15.6 *Le spire di un solenoide* 455
• Esempio 15.7 *Il campo magnetico prodotto da un avvolgimento toroidale* 455
15.9 I fenomeni elettrici e magnetici per la diagnostica medica 456
15.10 L'induzione elettromagnetica e la legge di Faraday 458
• Esempio 15.8 *Una spira circolare in un campo magnetico variabile* 460
• Esempio 15.9 *La forza elettromotrice indotta in una spira in movimento* 461
• Esempio 15.10 *Una spira elastica conduttrice* 462
15.10.1 Gli alternatori 462
15.11 La legge di Lenz 463
• Esempio 15.11 *Una forza elettromotrice indotta in una spira ruotante* 464
• Esempio 15.12 *Una spira all'interno di un solenoide* 464
15.12 La differenza di potenziale ai capi di un conduttore in moto in un campo magnetico 465
• Esempio 15.13 *Rallentare con un campo magnetico* 466
• Esempio 15.14 *Una sbarra conduttrice in caduta all'Equatore* 466
• Esempio 15.15 *La differenza di potenziale sulle ali di un aereo* 466
• Esempio 15.16 *Una sbarra conduttrice in rotazione* 466
15.13 Il fenomeno dell'autoinduzione e l'induttanza 467
• Esempio 15.17 *L'autoinduzione in un circuito* 468
15.13.1 L'induttanza di un solenoide 468
15.13.2 L'energia in un campo magnetico 468

APPROFONDIMENTI DIGITALI

Il microscopio elettronico • L'energia potenziale del dipolo magnetico • Circuiti dinamici • La risonanza magnetica nucleare • Le correnti elettriche alternate

CAPITOLO 16

Le onde elettromagnetiche 470

16.1 Introduzione alle equazioni di Maxwell 470
16.2 La corrente di spostamento 471
16.3 Le equazioni di Maxwell 472
16.3.1 Prima equazione di Maxwell 472
16.3.2 Seconda equazione di Maxwell 473
16.3.3 Terza equazione di Maxwell 473
16.3.4 Quarta equazione di Maxwell 473
16.4 Dalle equazioni di Maxwell alle onde elettromagnetiche 474
• Esempio 16.1 *Verifichiamo che la quantità* $\frac{1}{\sqrt{\mu_0 \varepsilon_0}}$ *ha le dimensioni di una velocità* 475
16.5 Le proprietà delle onde elettromagnetiche 476
• Esempio 16.2 *Qual è la direzione del campo magnetico rispetto alla direzione del campo elettrico per un'onda elettromagnetica?* 478
16.5.1 Energia trasportata da un'onda elettromagnetica e sua quantità di moto 479
16.6 La pressione di radiazione 480
• Esempio 16.3 *La pressione di radiazione e la coda delle comete* 481
16.7 La radiazione emessa da una carica elettrica accelerata 482
16.8 La produzione di onde elettromagnetiche 483
16.9 Lo spettro delle onde elettromagnetiche 485

APPROFONDIMENTI DIGITALI

Gradiente di un campo scalare, rotore e divergenza di un campo vettoriale • La forma differenziale delle equazioni di Maxwell • Dalle equazioni di Maxwell all'equazione di un'onda che si propaga • I raggi X nella diagnostica medica

CAPITOLO 17

Ottica geometrica 490

17.1 La luce e la materia 490
17.2 I raggi dell'ottica geometrica 491
17.3 La riflessione 492
• Esempio 17.1 *La riflessione e l'acustica* 492
17.4 La rifrazione: l'indice di rifrazione 492
17.4.1 La rifrazione della luce spiegata con il principio di Huygens 494
• Esempio 17.2 *La rifrazione attraverso una lamina a facce piane e parallele* 495
• Esempio 17.3 *La profondità apparente* 496
• Esempio 17.4 *La rifrazione della luce nell'atmosfera al tramonto* 497
17.5 La riflessione interna totale 497
17.5.1 Le fibre ottiche 498
• Esempio 17.5 *Il calcolo dell'angolo limite di accettazione per i raggi che entrano in una fibra ottica* 499
17.6 Il prisma e la dispersione della luce 501
17.6.1 L'arcobaleno 502
17.7 Immagini formate dagli specchi 504
17.7.1 Specchi piani 505
• Esempio 17.6 *Due specchi piani* 506
17.7.2 Specchi concavi 507
• Esempio 17.7 *Un oggetto posto tra uno specchio concavo e il suo fuoco* 509
• Esempio 17.8 *Un oggetto posizionato tra il centro di curvatura e il fuoco di uno specchio concavo* 509
• Esempio 17.9 *L'immagine prodotta da uno specchio concavo* 510
17.7.3 Specchi convessi 510
• Esempio 17.10 *Il raggio di curvatura di uno specchio convesso* 511
• Esempio 17.11 *L'immagine prodotta da uno specchio convesso* 511
17.8 Lenti sottili 512
17.8.1 Lenti convergenti 514
17.8.2 L'ingrandimento prodotto da una lente 516
• Esempio 17.12 *La formazione di un'immagine con una lente convergente* 517
17.8.3 Raggi obliqui rispetto all'asse ottico 518
17.8.4 Lenti divergenti 518
• Esempio 17.13 *La formazione di un'immagine con una lente divergente* 520

APPROFONDIMENTI DIGITALI

Il principio di Fermat • Il principio di Fermat per la rifrazione della luce • Deviazione complessiva di un raggio di luce monocromatico che attraversa un prisma • Il fuoco di uno specchio curvo e il riflettore parabolico • Il diottro sferico • Sistemi ottici centrati ed equazione dei costruttori di lenti

© 978-88-08-69905-3

CAPITOLO 18
Ottica ondulatoria 521

18.1 **La natura ondulatoria della luce** 521
18.2 **L'esperimento di Young della doppia fenditura** 522
• Esempio 18.1 *Misurare la lunghezza d'onda di una radiazione con l'esperimento di Young* 525
18.3 **L'interferenza da lamine sottili** 525
• Esempio 18.2 *Uno strato di olio sull'acqua* 527
• Esempio 18.3 *Un ricoprimento antiriflesso* 528
• Esempio 18.4 *Una lamina d'acqua sempre più sottile* 528
• Esempio 18.5 *Il calcolo dello spessore di una lamina d'acqua saponata* 528
18.4 **La polarizzazione della luce** 529
18.4.1 La legge di Malus 530
• Esempio 18.6 *La dimostrazione della legge di Malus* 531
• Esempio 18.7 *L'intensità del campo elettrico dopo un polarizzatore* 531
18.4.2 Il polarizzatore circolare 532
18.5 **La diffrazione** 533
18.5.1 La legge di Bragg per la diffrazione 536

APPROFONDIMENTI DIGITALI
L'interferenza prodotta da tre o più fenditure • Ricoprimenti antiriflesso • Il reticolo di diffrazione • Il monocromatore • La doppia elica del DNA

CAPITOLO 19
Gli strumenti ottici 538

19.1 **Gli strumenti ottici e la medicina** 538
19.2 **La lente d'ingrandimento** 539
19.3 **La combinazione di lenti** 540
• Esempio 19.1 *La combinazione di due lenti convergenti* 541
• Esempio 19.2 *La combinazione di una lente convergente con una lente divergente* 542
• Esempio 19.3 *Un fascio di luce parallelo* 543
19.4 **Il microscopio ottico composto** 543
19.5 **La profondità di campo e di fuoco** 545
19.6 **Aberrazioni delle lenti** 546
19.6.1 L'aberrazione sferica 546
19.6.2 L'aberrazione cromatica 547
• Esempio 19.4 *La lunghezza focale di un sistema di due lenti* 547
19.6.3 L'astigmatismo 549
19.6.4 La coma 550
19.7 **La risoluzione in microscopia ottica** 550
19.8 **Il contrasto di fase e di interferenza differenziale in microscopia ottica** 552
19.9 **La fisica dell'occhio** 553
19.10 **Modelli ottici dell'occhio** 554
19.10.1 Le lenti spesse 554
19.11 **Difetti della vista** 556
19.12 **Biofisica e fisiologia del sistema visivo** 558
19.12.1 L'acutezza visiva 560
• Esempio 19.5 *La risoluzione dell'occhio umano* 560

APPROFONDIMENTI DIGITALI
Breve storia del microscopio ottico in biologia e medicina • La correzione dell'aberrazione cromatica • Specifiche tecniche di una lente obiettivo • Il contrasto di fase • Il contrasto di interferenza differenziale • La vergenza e il modello dell'occhio • La visione a colori

CAPITOLO 20
Introduzione alla meccanica quantistica 562

20.1 **La meccanica quantistica e la biologia** 562
20.2 **La radiazione di corpo nero** 563
20.3 **L'effetto fotoelettrico e l'effetto Compton** 564
• Esempio 20.1 *L'effetto fotoelettrico da una superficie di argento* 567
• Esempio 20.2 *La corrente di fotoelettroni* 567
• Esempio 20.3 *L'urto tra un fotone e un elettrone* 567
20.4 **L'ipotesi di de Broglie: la simmetria tra fotoni e particelle** 568
• Esempio 20.4 *La lunghezza d'onda associata a un elettrone in moto* 569
• Esempio 20.5 *La lunghezza d'onda di un elettrone e di un protone* 569
20.5 **L'atomo di Bohr** 570
20.6 **Il principio di indeterminazione di Heisenberg e il formalismo delle onde per le particelle** 573
20.6.1 La particella in una buca di energia potenziale 574
20.7 **L'atomo di idrogeno e i numeri quantici** 576
20.8 **La fisica del nucleo** 577
20.8.1 I decadimenti radioattivi 580
20.8.2 La legge del decadimento radioattivo 582

APPROFONDIMENTI DIGITALI
Il dualismo onda-corpuscolo per gli elettroni: l'esperimento più bello della fisica • La meccanica quantistica per la fotosintesi

Crediti fotografici 584

Indice analitico 585

RISORSE DIGITALI

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

universita.zanichelli.it/alessandrini-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:

- consultare gli **approfondimenti** e gli **esempi** aggiuntivi raggiungibili anche con **laZ Guarda!**
- esercitarsi con numerosi **esercizi con soluzione**
- accedere alle risorse dedicate a chi frequenta il **semestre aperto di Medicina**, **Odontoiatria e Veterinaria** (**guida allo studio** e **simulatore dell'esame**)
- accedere alla **bibliografia**, alla **sitografia** e a contributi **video**
- 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.

Prefazione

Questo libro nasce dall'esperienza pluriennale di insegnamento della fisica nei corsi di laurea a indirizzo biologico, biomedico e medico. In questi corsi, la fisica spesso è percepita come qualcosa di non strettamente necessario per il percorso di studi e, in molti casi, è considerata solo una disciplina di base, formativa e che fornisce un preciso metodo di indagine della natura. Sicuramente esistono alcune discipline, e tra queste vi è la fisica, che si distinguono particolarmente per il loro metodo di indagine, oltre che per l'oggetto dei loro studi. Ma i soli aspetti formativo e metodologico difficilmente riescono a catturare l'interesse profondo degli studenti e delle studentesse dei suddetti corsi di laurea e a far capire la rilevanza della fisica per le loro future attività professionali. È quindi necessario rendere gli studenti e le studentesse coscienti del fatto che questa scienza è alla base di tutti i processi biologici e dei processi che riguardano la fisiologia del corpo umano, anche se ovviamente non è una pretesa dei fisici quella di ricondurre tutti questi processi a poche leggi fisiche. I fisici che si occupano di aspetti connessi con le scienze della vita sono consapevoli della complessità e specificità dei processi biologici e, anzi, utilizzano proprio tali processi per sviluppare nuovi approcci di carattere fisico. Ma nessun sistema vivente contraddice i principi della fisica.

Quest'opera, oltre a presentare i principi di base della fisica, cerca di mettere in evidenza come i processi biologici, compresi quelli che riguardano la fisiologia e il corpo umano, anche nel loro sviluppo evolutivo, devono e hanno dovuto fare i conti con la fisica. Questo ruolo importante viene sottolineato per molti argomenti trattati nel libro, a partire dalla meccanica, evidenziando il ruolo degli stimoli meccanici nel comportamento dei sistemi biologici e della meccanica stessa – fondamentale per comprendere il movimento e la struttura degli esseri viventi. Sono trattati quindi i fenomeni collegati ai fluidi, come la circolazione sanguigna e la respirazione con gli scambi di gas, rimarcando come questi ultimi siano intrisi di fisica e i loro aspetti puramente meccanici abbiano un effetto sulla fisiologia. Si passa quindi a considerare l'elettrostatica e il fondamentale ruolo dei processi basati sulla carica elettrica a livello molecolare, come la trasmissione degli stimoli nervosi. Successivamente, vengono trattati l'elettromagnetismo e l'ottica per comprendere il funzionamento, per esempio, della microscopia ottica.

Molte tecniche di indagine biologiche e mediche sono basate su principi fisici, soprattutto quando è richiesta la produzione di immagini e nella diagnostica medica; in questi contesti, anche alcuni concetti di fisica moderna, in particolare quelli di meccanica quantistica, sono fondamentali per comprendere, per esempio, le interazioni delle radiazioni con la materia. Nel libro, e in molti approfondimenti disponibili in digitale, vengono presentati i principi fisici su cui queste tecniche si basano.

Si può affermare che, soprattutto a livello di studi di medicina, ma anche per altri settori delle scienze della vita, il libro rappresenta un'introduzione alla fisiologia. La fisiologia, infatti, studia il funzionamento degli organismi viventi dal punto di vista delle leggi fisiche e chimiche, considerando a più livelli i loro processi fondamentali. La fisiologia, inoltre, si occupa di sistemi reali per i quali le semplificazioni e modellizzazioni che spesso vengono fatte in fisica non sono sempre applicabili e che, ai fini della loro completa comprensione, richiedono ulteriori approfondimenti che vengono lasciati agli specifici corsi.

A livello di insegnamento della fisica nei corsi di laurea di area medica e di scienze della vita, è necessario adeguare continuamente i programmi ai nuovi sviluppi delle scienze a esse collegate, oltre a fornire le basi consolidate di partenza.

© 978-88-08-69905-3

Recentemente, il corso di laurea in medicina ha subito un aggiornamento importante nell'ambito delle materie di base per la formazione iniziale del medico. I medici non possono prescindere dalla conoscenza di alcune scienze di base, e tra queste scienze, oltre alla chimica e alla biologia, vi è la fisica. Queste materie sono esattamente quelle proposte per l'iniziale formazione dei medici.

Questo libro è in parte basato sul testo *Fisica per le Scienze della Vita*, dello stesso autore, e per la sua stesura è stato seguito il programma stabilito a livello ministeriale per l'insegnamento di fisica nell'ambito del Corso di Laurea in Medicina e Chirurgia, Odontoiatria e Veterinaria. L'opera copre quindi completamente l'attuale programma di tale insegnamento, comprendendo anche una parte introduttiva dedicata agli strumenti matematici necessari per lo studio della fisica. Allo stesso tempo, alcuni aspetti specifici della fisica di interesse per la medicina e la biologia sono stati inseriti direttamente nel testo o come approfondimenti digitali, ritenendoli di particolare interesse per i futuri medici anche per una loro successiva consultazione.

Per fare alcuni esempi, anche se non esaustivi di ciò che si può trovare nel libro, i principali contenuti di interesse medico e biologico che sono trattati direttamente nel testo o negli approfondimenti digitali sono:

- le basi della biomeccanica;
- la produzione di forza da parte delle cellule e la meccanobiologia;
- il funzionamento dei muscoli e le tecniche per studiarne le proprietà;
- la fisica del sistema uditivo;
- le onde meccaniche per la diagnostica medica, con un approfondimento sull'ecografia;
- la circolazione sanguigna nei vasi e la rilevanza degli stimoli meccanici provenienti dal flusso del sangue sulle cellule endoteliali;
- la fisica dell'aneurisma;
- il ruolo di aspetti assimilabili alla tensione superficiale in cellule e tessuti;
- la fisica della respirazione e dell'embolia gassosa;
- la fisica per la comprensione dei segnali dell'elettrocardiogramma;
- i raggi X per la diagnostica medica.

Con questo libro si spera di fornire agli studenti e alle studentesse gli strumenti per comprendere le basi della fisica e allo stesso tempo di renderli consapevoli del ruolo che questa scienza ha e può avere anche nelle loro future occupazioni, anche se potrebbero non essere strettamente connesse con la fisica. Da questo punto di vista ci auguriamo anche che questo libro possa fungere per loro da futuro strumento di consultazione.

CAPITOLO

14 Le correnti elettriche

14.1 Un flusso di cariche elettriche genera una corrente elettrica

Dopo aver considerato le cariche elettriche sostanzialmente statiche, cioè in una condizione di equilibrio, cominciamo a prendere in considerazione un moto ordinato di cariche elettriche. Affronteremo quindi gli aspetti di ciò che viene chiamata **corrente elettrica**, cioè un flusso netto di cariche elettriche attraverso una superficie. Avendo già trattato il flusso di particelle, ci accorgeremo che ci sono molti aspetti in comune con i fluidi in moto. Verranno quindi introdotti di nuovo i concetti di resistenza di un condotto, condotti collegati in serie o in parallelo ed equazioni di continuità, che verranno in questo caso utilizzate per analizzare il flusso di corrente in circuiti elettrici. La corrente elettrica è, in molti casi, dovuta al moto di elettroni, le cariche elettriche che sono libere di muoversi in alcuni materiali definiti appunto come conduttori. Ma la corrente elettrica può essere dovuta anche al moto di ioni e ciò può accadere anche in soluzione. Vedremo che, dal punto di vista biologico, sono le correnti elettriche dovute agli ioni a essere di fondamentale importanza per molti processi. Alcuni animali, soprattutto i pesci, sono in grado di produrre correnti elettriche come strumento di caccia e di difesa. In questo capitolo affronteremo gli aspetti principali della conduzione dovuta al moto degli elettroni e ci concentreremo su alcuni aspetti di base dei processi biologici basati su un flusso di ioni, come nel caso della propagazione di un segnale nervoso.

Cominceremo quindi il capitolo con un'introduzione alla corrente elettrica e alle sue cause, analizzando le relazioni tra ciò che causa la sua presenza, cioè una differenza di potenziale, e l'intensità della corrente stessa. Introdurremo quindi alcuni esempi di circuiti elettrici in cui, oltre all'elemento circuitale capacitore che abbiamo già introdotto nel Capitolo 13, sono presenti altri elementi circuitali quali

Accedi con laZ Guarda! a:

- approfondimenti
- esercizi svolti
- bibliografia
- sitografia
- guida allo studio per il semestre aperto di Medicina

 © 978-88-08-69905-3

i resistori e le sorgenti di forza elettromotrice, cioè le pile o batterie. La trattazione si concentrerà sulle correnti elettriche prodotte da una sorgente di forza elettromotrice che determina una differenza di potenziale costante, generando quindi correnti che vengono dette *continue*, mentre alcuni aspetti delle correnti elettriche prodotte da differenze di potenziale alternate saranno affrontati in un approfondimento digitale.

14.2 La definizione di corrente elettrica

L'invenzione della batteria da parte di Alessandro Volta permise di passare dagli esperimenti in cui le cariche in moto erano limitate alle situazioni di scariche elettriche a seguito dell'accumulazione di elevate quantità di carica in un punto o su un oggetto particolare, agli esperimenti in cui si poteva avere un passaggio di cariche elettriche controllato. Si passò quindi da esperimenti prevalentemente qualitativi ad analisi quantitative. Il fatto che le cariche elettriche siano in grado di muoversi in alcuni materiali era noto fin dall'antichità ed è stato già affrontato nel Capitolo 13, dedicato all'elettrostatica e ai fenomeni di carica dei corpi conduttori e isolanti. Abbiamo anche già considerato che cariche elettriche sottoposte a una differenza di potenziale vengono accelerate e quindi messe in moto con un moto non disordinato. Ci eravamo però limitati a trattare cariche elettriche che si potevano muovere liberamente, per esempio nel vuoto. Ora ci concentreremo invece sulla situazione in cui le cariche elettriche sono in qualche modo ostacolate nel loro moto.

Vedi **Capitolo 13** La carica elettrica e il campo elettrico

Si definisce **corrente elettrica** il flusso netto di cariche attraverso una superficie, tipicamente la sezione trasversale di un conduttore. L'intensità di corrente i attraverso una superficie è quindi definita come:

$$i = \frac{\Delta Q}{\Delta t}$$

in cui ΔQ rappresenta la carica netta che passa attraverso la superficie nell'intervallo di tempo Δt. La sua definizione è quindi tipica delle grandezze alle quali si può associare anche il concetto di flusso. L'utilizzo della lettera i per indicare la corrente fa riferimento al fatto che si sta considerando la sua intensità. La dimensione fisica della corrente è quindi data da una carica divisa per un tempo e l'unità di misura è l'**Ampère** [**A**], che può in questo contesto essere definito come la corrente per la quale una quantità netta di carica di 1 Coulomb passa attraverso una superficie di qualunque dimensione nell'intervallo di tempo di 1 secondo:

$$1 \text{ Ampère} = \frac{1 \text{ Coulomb}}{1 \text{ secondo}}.$$

Dal punto di vista operativo, se si ha un conduttore con i portatori di carica che si muovono complessivamente con una velocità effettiva $\boldsymbol{\upsilon}$ (**Figura 14.1**), la superficie da considerare è quella che definisce la sezione del conduttore ed è perpendicolare alla direzione della velocità effettiva, la quale sarà definita più avanti. Occorre prestare attenzione al fatto che in fisica, utilizzando il termine **intensità** ci si riferisce spesso anche alla potenza trasferita da un certo fenomeno che si propaga attraverso una superficie di 1 m^2 (abbiamo incontrato questa definizione, per esempio, nel caso delle onde acustiche).

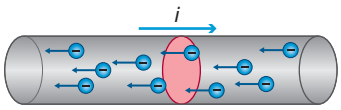


Figura 14.1 • La corrente è definita come la quantità di cariche elettriche che attraversano la sezione di un conduttore nell'unità di tempo. Il verso della corrente è assunto essere opposto a quello di spostamento delle cariche negative.

Inizialmente, Benjamin Franklin (1706-1790) pensava che le cariche in moto fossero quelle positive e definì quindi il verso della corrente coincidente con quello delle cariche positive. Oggi sappiamo che le cariche in moto nei materiali conduttori più comuni, quali i metalli, sono quelle negative, in particolare gli elettroni, ma si è sempre conservata la convenzione di considerare il verso della corrente come quello indicato da Franklin. Di conseguenza, il verso della corrente è opposto a quello delle effettive cariche che si spostano.

A questo punto, proviamo a esaminare se il modello utilizzato per questa interpretazione microscopica della corrente può riprodurre le evidenze sperimentali che a quel tempo erano già conosciute.

14.4 Le leggi di Ohm

Abbiamo trovato, con l'Equazione [14.3], che la corrente che passa in un conduttore è direttamente proporzionale al campo elettrico presente nel conduttore. Non lasciamoci ingannare dal fatto che nel Capitolo 13 avevamo trovato che, per un conduttore all'equilibrio, il campo elettrico al suo interno doveva essere nullo. Infatti, in caso di corrente elettrica non nulla, il sistema non è in equilibrio, per cui non c'è alcuna contraddizione con quanto detto in precedenza.

Vedi **Capitolo 13** La carica elettrica e il campo elettrico

Dato che il campo elettrico E può essere espresso anche come $\Delta V/l$, in cui ΔV è la differenza di potenziale ai capi di un conduttore e l la lunghezza del conduttore:

$$i = \frac{ne^2 A\tau}{ml}\Delta V. \qquad [14.6]$$

L'Equazione [14.6] ci dice quindi che la corrente che fluisce nel conduttore è direttamente proporzionale alla differenza di potenziale ΔV. In questo caso, definiamo come $1/R$ la costante di proporzionalità, in cui il termine R viene chiamato **resistenza del conduttore**.

La resistenza R è quindi definita da:

$$R = \frac{\Delta V}{i}. \qquad [14.7]$$

La resistenza ha come unità di misura l'Ohm [Ω] e 1 Ohm è la resistenza di quel conduttore per il quale una differenza di potenziale di 1 V ai suoi capi fa passare una corrente elettrica di 1 A:

$$1\,\Omega = \frac{1\,\text{V}}{1\,\text{A}}.$$

Per alcuni conduttori l'Equazione [14.7], in un grafico che riporti sull'asse delle ascisse la differenza di potenziale e sull'asse delle ordinate la corrente che passa nel conduttore, sarà rappresentata da una linea retta la cui pendenza è data dall'inverso della resistenza (**Figura 14.3**). Di conseguenza, quanto maggiore è la pendenza, tanto più bassa sarà la corrispondente resistenza. Il comportamento di proporzionalità diretta tra la corrente elettrica e la corrispondente differenza di potenziale espressa dall'Equazione [14.7] in cui il valore di R, per alcuni conduttori, non dipende dal valore di differenza di potenziale, prende il nome di **prima legge di Ohm** e i conduttori per i quali tale relazione è valida prendono il nome di **conduttori ohmici**.

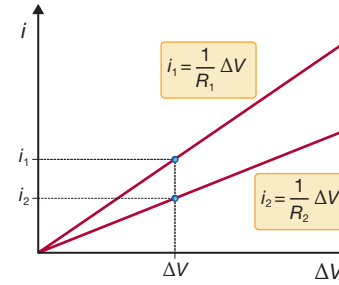


Figura 14.3 • Grafico della corrente in funzione della differenza di potenziale per due conduttori ohmici di diversa resistenza. La retta con maggior pendenza è quella con la minore resistenza ($R_1 < R_2$).

Il valore di resistenza dipende, sulla base dell'interpretazione microscopica della corrente che abbiamo visto, dalla tendenza che hanno gli atomi del conduttore nelle posizioni reticolari di opporsi, attraverso gli urti, al moto degli elettroni. I diversi materiali avranno quindi un diverso valore di resistenza. Il modello introdotto per la corrente elettrica nei conduttori riesce quindi a spiegare la prima legge di Ohm nei conduttori che era già stata trovata sperimentalmente.

Un'altra evidenza sperimentale che era stata ottenuta consisteva nel fatto che la resistenza di un conduttore era proporzionale alla lunghezza l del conduttore stesso e inversamente proporzionale alla sua sezione A (**Figura 14.4**). Inoltre, ogni materiale aveva una resistenza caratteristica. Queste evidenze erano state riassunte nella **seconda legge di Ohm**, la quale può essere espressa con la seguente relazione:

$$R = \rho\frac{l}{A} \qquad [14.8]$$

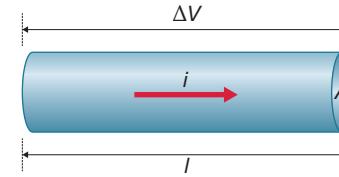


Figura 14.4 • Schema di un conduttore di sezione A e lunghezza l.

 © 978-88-08-69905-3

Tabella 14.1 • Valori di resistività elettrica per diversi conduttori.

Materiale	Resistività [Ω·m]
Argento	$1{,}6 \cdot 10^{-8}$
Rame	$1{,}7 \cdot 10^{-8}$
Oro	$2{,}4 \cdot 10^{-8}$
Alluminio laminato	$2{,}8 \cdot 10^{-8}$
Bronzo	$1{,}6 \cdot 10^{-8}$
Ferro	$9{,}7 \cdot 10^{-8}$
Piombo	$21 \cdot 10^{-8}$
Nichel-cromo	$100 \cdot 10^{-8}$

in cui ρ rappresenta la costante di proporzionalità dipendente dal materiale. Considerando l'Equazione [14.8], dal punto di vista microscopico, la resistenza R è data da:

$$R = \frac{m}{ne^2\tau}\frac{l}{A}.$$

Essa è quindi in grado di spiegare anche la seconda legge di Ohm. La costante di proporzionalità caratteristica del materiale dipende infatti dalla densità dei portatori di carica e dal tempo medio tra due urti consecutivi, caratteristiche che si possono considerare tipiche di ogni specifico materiale. La costante di proporzionalità ρ prende il nome di **resistività elettrica** e la sua unità di misura, dedotta dall'Equazione [14.8], sarà:

$$[\rho] = \frac{[R][A]}{[l]} = \Omega \cdot \text{m}.$$

La **Tabella 14.1** mostra i valori di resistività elettrica di alcuni materiali a 20 °C.

Un'altra evidenza sperimentale è quella relativa alla dipendenza della resistività di un conduttore dalla temperatura.

Sperimentalmente, si osserva infatti che la resistività ha la seguente dipendenza dalla temperatura:

$$\rho(T) = \rho_0[1 + \alpha(T - T_0)]$$

in cui ρ_0 rappresenta la resistività a una temperatura di riferimento T_0, mentre α è una costante. Nella **Tabella 14.2** sono mostrati i valori di ρ_0 e α per alcuni conduttori.

Esempio 14.1

Non tutti i conduttori sono ohmici

Abbiamo appena caratterizzato i conduttori ohmici, per i quali il valore del rapporto tra la differenza di potenziale e la corrente elettrica è costante, ma esistono anche conduttori per i quali tale rapporto non è costante. Conseguentemente, il grafico che riporti la corrente elettrica in funzione della differenza di potenziale applicata non sarà dato da una linea retta, come rappresentato per esempio nella **Figura 14.5** (il caso specifico è relativo al tipico comportamento di un diodo, come dettagliato più avanti). Ciò vuol dire che il valore di resistenza, sempre definito come il rapporto $\Delta V/i$, dipende dal valore di differenza di potenziale applicato. In ogni punto della curva del diagramma citato, un'idea di come cambia la resistenza sarà geometricamente rappresentata dal reciproco della pendenza della retta tangente alla curva. Se la curva a un certo punto diventa rettilinea non vuole però dire che la resistenza è costante. La resistenza è sempre numericamente data dal rapporto tra il valore di differenza di potenziale e la corrispondente corrente.

La domanda relativa a quale sia il valore di resistenza di un conduttore non ohmico non ha quindi senso se non è dettagliato il valore di differenza di potenziale al quale ci si riferisce.

Un tipico caso di conduttore non ohmico è quello che si ha per il diodo. Il diodo è infatti un dispositivo che lascia passare corrente solo in un verso, quando cioè

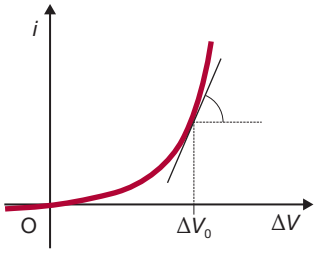


Figura 14.5 • Esempio dell'andamento della corrente in funzione della differenza di potenziale per un conduttore non ohmico. La pendenza della curva per una data differenza di potenziale ΔV_0 fornisce un'idea di come cambia nell'intorno di quel punto la resistenza. La resistenza si ottiene in ogni punto con il rapporto tra ΔV e la corrispondente corrente i.

Tabella 14.2 • Fattori che determinano la conducibilità in funzione della temperatura per diversi conduttori.

Resistività di alcuni conduttori		
Materiale	Resistività a 20°C [Ω·m]	Coefficiente di temperatura α [°C^{-1}]
Rame (Cu)	$1{,}7 \cdot 10^{-6}$	$3{,}9 \cdot 10^{-3}$
Alluminio (Al)	$2{,}8 \cdot 10^{-6}$	$4 \cdot 10^{-3}$
Argento (Ag)	$1{,}6 \cdot 10^{-6}$	$3{,}8 \cdot 10^{-3}$
Oro (Au)	$2{,}3 \cdot 10^{-6}$	$3{,}4 \cdot 10^{-3}$

la differenza di potenziale ha un segno specificato e supera una specifica tensione di soglia, a differenza invece dei conduttori ohmici, per i quali l'indipendenza del valore di resistenza dalla differenza di potenziale applicata vale per entrambi i segni di quest'ultima. Un andamento idealizzato della corrente per un diodo è riportato nella **Figura 14.6**. Per differenze di potenziale positive si ha in realtà un valore di soglia al di sotto del quale la corrente rimane nulla (Figura 14.6b). Superato il valore di soglia, la corrente comincia a fluire e il diodo viene detto *direttamente polarizzato*.

laZ Guarda!
APPROFONDIMENTO
Un accenno alle moderne teorie per la conduzione elettrica nei conduttori

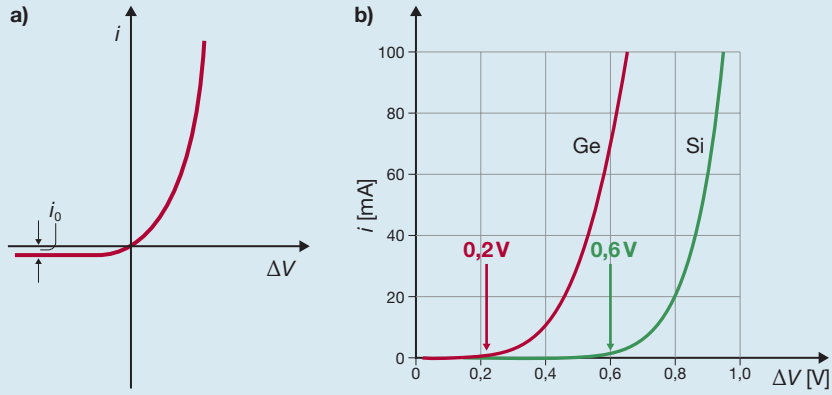


Figura 14.6 • **(a)** Tipico andamento della corrente in un diodo. **(b)** Nei grafici viene messa in evidenza la presenza di una differenza di potenziale di soglia diversa a seconda di diversi tipi di diodo (Ge, germanio, Si, silicio).

14.5 Resistenze in serie e in parallelo

Abbiamo imparato che gli elettroni, muovendosi all'interno dei conduttori, risentono di un'opposizione al loro moto che dipende dal tipo di atomi incontrati e quindi dal materiale in cui si muovono. Questa opposizione dà luogo a una dissipazione di energia ed è la causa della caduta di potenziale subita dagli elettroni nel loro movimento. Con il termine **resistenza** già introdotto ci si riferisce alla caratteristica elettrica di un conduttore, mentre il dispositivo specifico all'interno del quale si verifica la caduta di potenziale viene chiamato **resistore**. Di solito, nel disegnare un circuito elettrico, si ricorre alla semplificazione di considerare la caduta di potenziale concentrata in un elemento specifico, detto appunto resistore e rappresentato dal simbolo riportato nella **Figura 14.7**.

Figura 14.7 • Simbolo grafico della resistenza elettrica per un tratto di conduttore.

Tali dispositivi saranno collegati agli altri elementi del circuito utilizzando tratti rettilinei di conduttore. Sappiamo che in tutti i tratti di conduttore vi è una resistenza al passaggio di corrente e quindi una caduta di potenziale, ma la semplificazione fatta consiste nel trascurare la caduta di potenziale nei conduttori tranne che nei tratti rappresentati con il simbolo della Figura 14.7. Ciò vuole dire che se ci spostiamo in un circuito elettrico lungo una linea di collegamento che non presenta alcun dispositivo di tale tipo, il potenziale elettrico è da considerarsi costante. Consideriamo ora che cosa succede quando nello stesso circuito elettrico si trovano due o più resistori. In modo del tutto analogo a quanto visto per i fluidi in moto, esistono due possibilità per il collegamento di più resistori. In un caso, i resistori sono collegati tra loro in modo tale da essere attraversati tutti dalla stessa corrente elettrica, cioè la corrente uscente dal primo resistore è esattamente la stessa corrente che entra nel secondo resistore. In questa modalità, illustrata nella **Figura 14.8a**, i resistori sono detti essere collegati **in serie**. Nel secondo modo di collegamento, definito collegamento **in parallelo**, i resistori sono connessi in modo tale che ai capi di ognuno vi sia la stessa differenza di potenziale, e ciascun resistore è attraversato da una specifica corrente elettrica, come mostrato nella **Figura 14.8b**. Analizziamo ora in dettaglio i due tipi di collegamento.

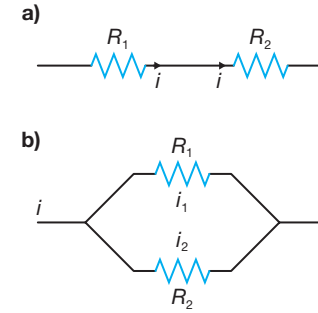


Figura 14.8 • Due resistori di resistenza rispettivamente R_1 e R_2 sono collegati **(a)** in serie e **(b)** in parallelo.

14.5.1 Resistenze in serie

Consideriamo i due resistori collegati in serie nella **Figura 14.9a**. Siano R_1 e R_2 i valori delle resistenze elettriche dei due resistori. Essi saranno attraversati dalla

 © 978-88-08-69905-3

Esempio 14.9

Il potenziale attraverso una membrana dell'assone gigante del calamaro

Utilizzando i dati per le concentrazioni intracellulari ed extracellulari degli ioni K^+, Na^+ e Cl^- nel caso dell'assone gigante del calamaro forniti nella Tabella 14.3, calcoliamo, utilizzando l'equazione di Goldman-Hodgkin-Katz, la differenza di potenziale di transmembrana assumendo per le permeabilità relative il seguente rapporto: $p_K : p_{Na} : p_{Cl} = 1 : 0{,}03 : 0{,}1$.

Otteniamo:

$$V^m = -25\ \text{mV} \times \log\left(\frac{1 \times 397 + 0{,}03 \times 50 + 0{,}1 \times 556}{1 \times 20 + 0{,}03 \times 437 + 0{,}1 \times 40}\right) = -63{,}1\ \text{mV}.$$

Esempio 14.10

I potenziali di transmembrana

Trascurando il contributo del cloro e in base ai dati riportati nella **Tabella 14.4**, calcoliamo il potenziale di transmembrana per un rapporto di permeabilità tra gli ioni sodio e quelli potassio dato da $p_{Na} : p_K = 1 : 10$. Se il rapporto di permeabilità diventa $p_{Na} : p_K = 1 : 1$, vediamo come cambia il potenziale di transmembrana?

Tabella 14.4 • Esempio 14.10.

Ione	c^i [mM]	c^o [mM]
Na^+	50	400
K^+	430	20

Nel primo caso il potenziale di membrana è dato da:

$$V^m = -25\ \text{mV} \times \log\left(\frac{1 \times 50 + 10 \times 430}{1 \times 400 + 10 \times 20}\right) = -49{,}5\ \text{mV}.$$

Nel secondo caso il potenziale di membrana è dato da:

$$V^m = -25\ \text{mV} \times \log\left(\frac{1 \times 50 + 1 \times 430}{1 \times 400 + 1 \times 20}\right) = -3{,}34\ \text{mV}.$$

14.10 La membrana biologica come elemento di un circuito elettrico

La membrana biologica è costituita da una regione idrofobica, di spessore circa uguale a 3 nm (**Figura 14.32**), che separa due regioni conduttrici diffuse costituite

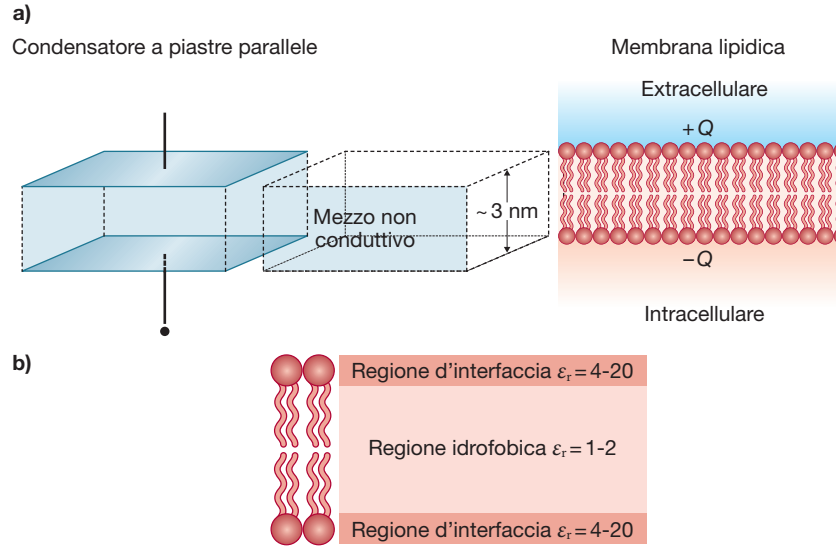


Figura 14.32 • **(a)** Schema di una membrana cellulare come condensatore elettrico. Il dielettrico interno è costituito dalle catene idrofobiche dei lipidi. I due conduttori sono costituiti dalle soluzioni elettrolitiche all'interno e all'esterno della cellula e rappresentano quindi elettrodi "diffusi". **(b)** Viene riportata la costante dielettrica relativa delle diverse regioni del doppio strato lipidico.

da soluzioni saline. Il modello specifico con il quale si può approssimare una membrana biologica è quello di un condensatore a facce piane e parallele. In questo caso la capacità è direttamente proporzionale all'area della membrana S e inversamente proporzionale al suo spessore d secondo la formula:

$$C = \varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{S}{d}$$

in cui $\varepsilon_r \approx 2$. Le prime misure dello spessore della membrana biologica furono infatti effettuate tramite le misure della capacità elettrica di questo elemento. La capacità specifica di una membrana biologica vale circa $0{,}5\ \mu F/cm^2 = 0{,}5 \cdot 10^{-2}\ F/m^2$.

Alcuni dei fenomeni più importanti in un neurone scaturiscono da una variazione di corrente elettrica attraverso la membrana e possono essere il risultato della variazione della conducibilità dei canali ionici. È possibile riprodurre artificialmente qualcosa di simile utilizzando un piccolo elettrodo e iniettando della corrente elettrica all'interno di una cellula. Il sistema con il quale si potrebbe eseguire questa misura è riportato nella **Figura 14.33**. La corrente elettrica può essere espressa, nel caso in cui non ci siano canali ionici , come:

$$I = \frac{dQ}{dt} = C\frac{dV}{dt}. \qquad [14.17]$$

Una corrente costante induce quindi una variazione lineare nel tempo della differenza di potenziale attraverso la membrana.

A ben vedere, nel derivare l'Equazione [14.17] abbiamo assunto che non ci sia nessuna variazione della capacità al variare della differenza di potenziale attraverso la membrana e che quindi C sia costante. In realtà, essendo la membrana biologica una struttura facilmente deformabile, la variazione di differenza di potenziale provoca una variazione di spessore della membrana e quindi anche della capacità C. Anche il passaggio del potenziale di azione in un neurone è responsabile di una variazione momentanea dello spessore della membrana plasmatica. Tale variazione è dovuta al fatto che tra due lamine elettricamente cariche di carica opposta si stabilisce una forza attrattiva. Considerando il tipico valore di capacità specifica della membrana, la forza produce una pressione, nel caso di una differenza di potenziale di 100 mV, pari a $10^4\ N/m^2 \approx 0{,}1$ bar. Questa pressione provoca una deformazione perpendicolarmente al piano della membrana.

Nel caso in cui venga iniettata corrente all'interno di una cellula e considerando la presenza di canali ionici nella membrana e una resistenza non infinita, la situazione è diversa rispetto a quella precedentemente descritta. In questo caso, infatti, i canali ionici forniscono una possibile via di uscita o entrata per le cariche elettriche e dal punto di vista elettrico ciò equivale ad avere una resistenza non infinita tra l'interno e l'esterno della cellula. Dopo un certo intervallo di tempo, quando il condensatore sarà completamente carico, la corrente fluirà esclusivamente attraverso la resistenza e la differenza di potenziale che si stabilisce sarà pari a $V = IR$. L'equazione che descrive tale processo è:

$$I = \frac{V}{R} + C\frac{dV}{dt}$$

la cui soluzione è:

$$V = RI\left(1 - e^{-\frac{t}{RC}}\right).$$

Il fenomeno appena considerato è quello della carica di un condensatore in un circuito RC. Ciò che succede in un circuito elettrico che può contenere solo una resistenza, solo un condensatore, o un condensatore in parallelo con una resistenza quando nel circuito stesso viene fatta passare una corrente I costante, è riportato nello schema della **Figura 14.34**, in cui sulla destra è rappresentato l'andamento della differenza di potenziale e della suddivisione della corrente nel caso del circuito con i due elementi in parallelo, in funzione del tempo.

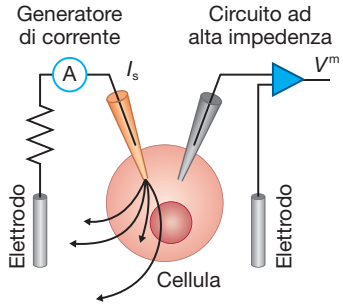


Figura 14.33 • Schema di un esperimento per studiare il comportamento elettrico della membrana cellulare. Un circuito (a sinistra) inietta della corrente I_s all'interno di una cellula e può raccogliere la corrente in uscita da essa, mentre un altro elettrodo (a destra) ad alta impedenza (in cui quindi non passa corrente) misura la differenza di potenziale tra l'interno e l'esterno della cellula.

 © 978-88-08-69905-3

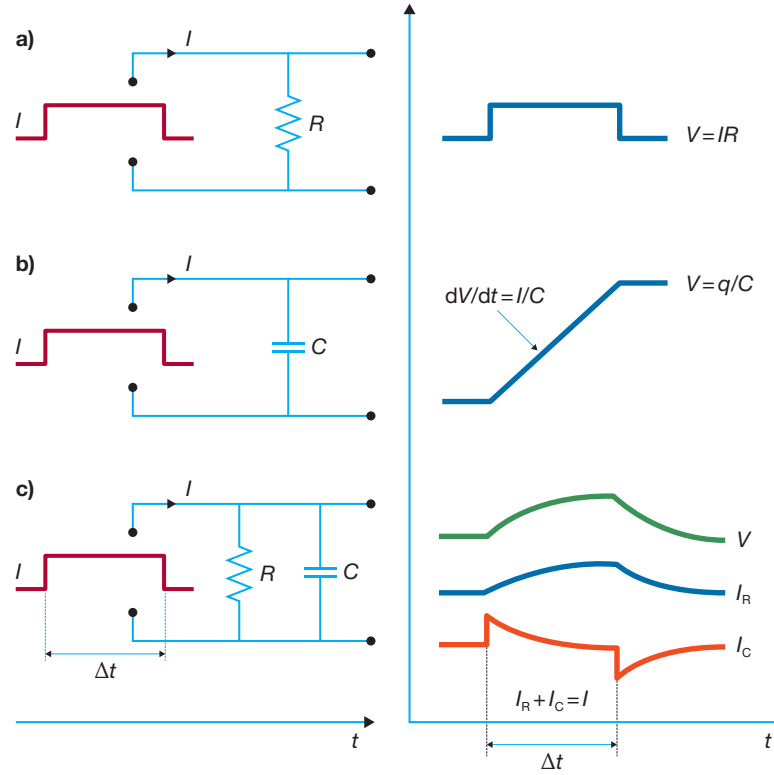


Figura 14.34 • Schema per l'andamento nel tempo della differenza di potenziale V quando in un circuito **(a)** con una sola resitenza, **(b)** con un solo condensatore o **(c)** con una resistenza in parallelo con un condensatore viene inviata una corrente costante per un intervallo di tempo Δt. I_C e I_R rappresentano rispettivamente la corrente che fluisce attraverso il ramo del condensatore mentre si carica e si scarica e la corrente che fluisce attraverso la resistenza.

ATTENZIONE

Resistenza assiale di un assone

La resistenza assiale di un assone è definita come la resistenza tra le due superfici di base di un cilindro di sezione unitaria e di lunghezza unitaria. Essa è quindi una proprietà specifica e, se il cilindro di base sempre unitaria che si sta considerando ha una lunghezza l e la resistenza assiale è r_i, la resistenza complessiva sarà $r_i l$. Se il raggio del cilindro è invece R, la resistenza per unità di lunghezza diventa $r_i/(\pi R^2)$.

Se abbiamo una struttura a tubo, come quella dell'assone di un neurone, iniettare corrente a un estremo del tubo comporta poi una propagazione del segnale di potenziale che può essere studiata considerando il modello riportato nella **Figura 14.35**. Il tratto di circuito orizzontale riportato in basso nella figura rappresenta la resistenza interna assiale del tubo, che, nel caso di un assone con un diametro di 1 μm, equivale a circa 100 Ω·cm e dipende dalla resistenza del citoplasma e dall'area della sezione del tubo. Lungo il tubo possiamo riportare molti elementi (definiti dalle linee tratteggiate rosse) costituiti da una capacità (quella della membrana) in parallelo con la resistenza della membrana. La corrente iniettata I al primo nodo si dividerà in una parte che viene mandata verso il circuito con capacità e resistenza in parallelo e una parte che prosegue lungo il tubo. A ogni nodo successivo ci sarà un'ulteriore divisione della corrente. Il sistema può essere studiato con un modello quantitativo e il valore della variazione di potenziale di transmembrana cambia con la posizione lungo il tubo e nel tempo. Per esempio, la **Figura 14.36** mostra la variazione rispetto alla distanza dal punto in cui viene iniettato un impulso di corrente della differenza di potenziale attraverso la membrana lungo il tubo. Il modello appena descritto viene definito **modello a cavo per l'assone**. Un parametro importante che si ottiene da questo modello è la velocità con cui si propaga il segnale lungo il tubo. Tale velocità è limitata sia dalla capacità della membrana sia dalla resistenza all'interno del cavo. Le strategie per aumentare la velocità di propagazione sono quindi quelle di diminuire la capacità aumentando lo spessore della membrana (mielinizzazione) oppure di aumentare il diametro del tubo per farne diminuire la resistenza (si pensi alla dipendenza della resistività dalla sezione del conduttore).

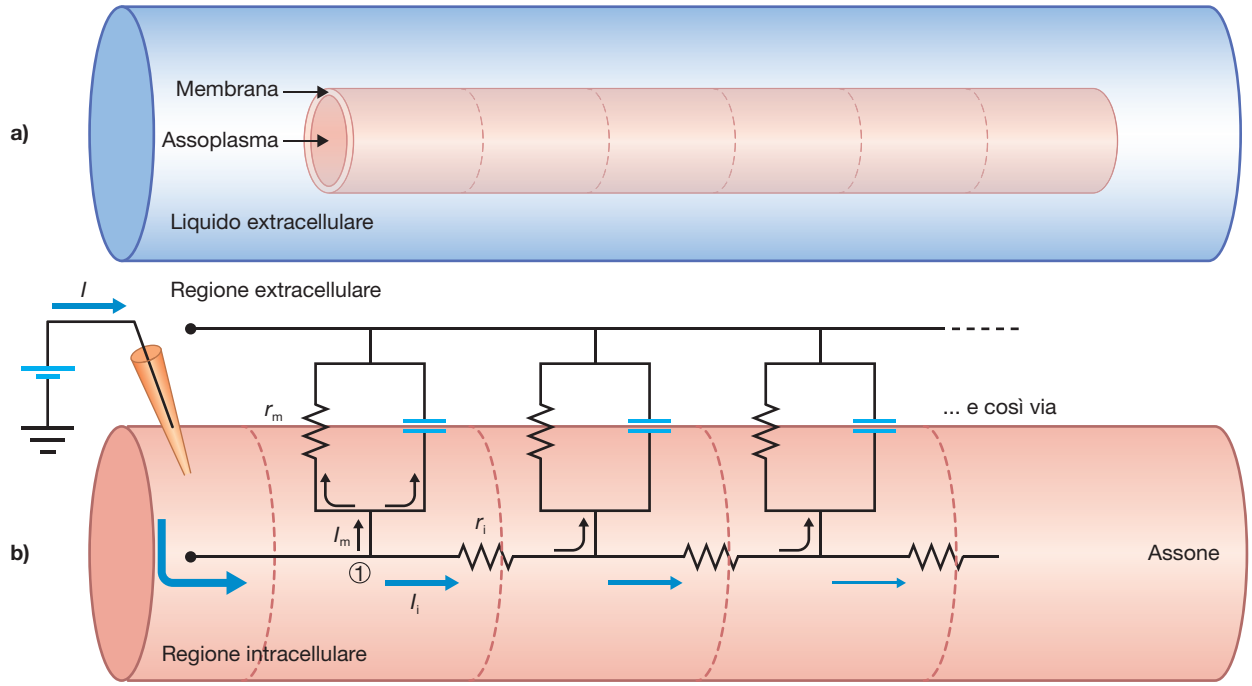


Figura 14.35 • (a) Modello del cavo per la conduzione passiva nell'assone. **(b)** Si assume che piccoli tratti di membrana possano essere descritti da elementi di circuito con un tratto che rappresenta la resistenza interna r_i dell'assone, una resistenza media della membrana a riposo r_m verso l'esterno della cellula e un condensatore in parallelo con quest'ultima resistenza. La resistenza del circuito esterno all'assone viene considerata trascurabile. A ogni nodo la corrente iniettata I si divide in una parte I_i che prosegue e una parte I_m che viene mandata verso il circuito, che rappresenta un elemento di membrana.

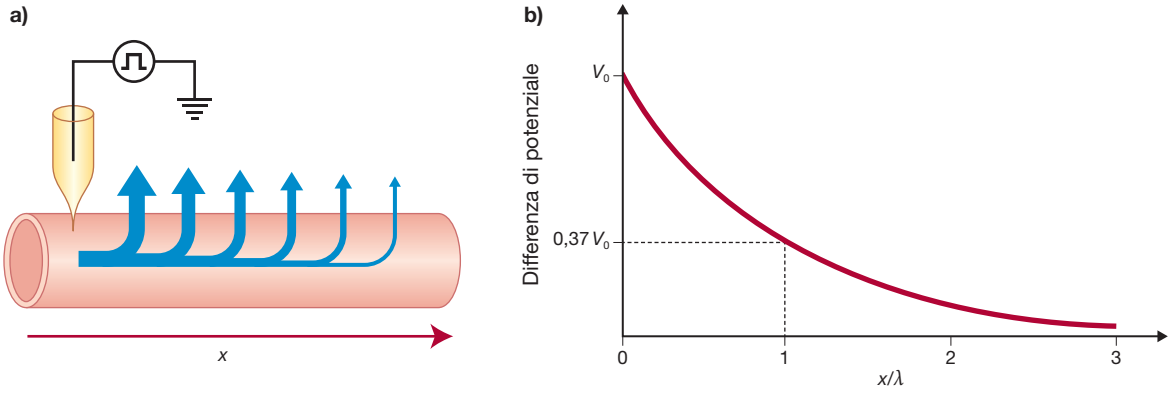


Figura 14.36 • (a) Schema della stimolazione di un assone con un impulso di corrente in una posizione definita. **(b)** Andamento quantitativo del valore di differenza di potenziale di transmembrana al variare della distanza dal punto di applicazione dello stimolo. L'andamento mostrato è quello che si ha dopo un intervallo di tempo necessario per raggiungere una situazione di equilibrio. La distanza è riportata in un'unità di lunghezza caratteristica tipica di un decadimento esponenziale. Trattandosi di una propagazione in cui sono stati considerati solo elementi dissipativi, il segnale di potenziale si attenua con una distanza di attenuazione caratteristica.

14.11 Il potenziale d'azione e la sua propagazione

Nel modello a cavo per l'assone introdotto precedentemente avevamo considerato una resistenza generica R attraverso la membrana, senza tener conto della presenza di ioni specifici e di canali ionici specifici per tali ioni. Non avevamo esplicitamente considerato la presenza di un potenziale di Nernst per ciascuno ione, dovuto allo sbilanciamento della concentrazione degli ioni tra l'interno e l'esterno della cellula. Ma, soprattutto, non avevamo considerato la possibilità che la resistenza attraverso la membrana potesse dipendere dalla differenza di potenziale. Ci accingiamo ora a

 © 978-88-08-69905-3

studiare il meccanismo di propagazione dei segnali nervosi nelle cellule eccitabili. Il tratto distintivo di questo meccanismo è quello di essere un segnale definito *tutto-o-niente* e che non diminuisce lungo la distanza di un assone, rimanendo sempre uguale a se stesso (il cui contenuto di informazione è quindi nella frequenza con cui esso è presente e non nella sua ampiezza e il tempo tra un segnale e il successivo, definito periodo refrattario, è tipicamente tanto più piccolo quanto più lo stimolo è intenso). Il primo aspetto è relativo al fatto che esiste un valore di soglia al di sotto del quale l'assone si comporta in modo simile al modello a cavo precedentemente presentato e che uno stimolo applicato in un punto si estingue entro una piccola distanza. Se invece lo stimolo supera il valore di soglia (tipicamente del valore di circa −50 mV), un segnale chiamato **potenziale d'azione** si propaga e in questo caso il suo valore sarà indipendente dall'esatto valore dello stimolo. Dal punto di vista biologico questo meccanismo di soglia consente di filtrare il rumore dalle cellule eccitabili. A questo punto il sistema nervoso funziona con una logica binaria.

La teoria associata alla propagazione del potenziale d'azione è dovuta ad Alan Hodgkin e Andrew Huxley, che a Cambridge, tra la fine degli anni '40 e l'inizio degli anni '50 del secolo scorso, intrapresero una serie di studi sulla propagazione dei segnali nervosi utilizzando come modello l'assone gigante del calamaro (il calamaro in questo senso può essere definito un martire della scienza). Tale assone può avere un diametro di 1 mm e una lunghezza di qualche centimetro. L'utilizzo di elettrodi in tale sistema era quindi particolarmente facilitato. Hodgkin e Huxley svilupparono un modello matematico che richiedeva, affinché il segnale potesse propagarsi senza perdere intensità, la presenza di oggetti dotati di conduttanza ionica variabile nella membrana. All'epoca l'esistenza dei canali ionici attivati dal potenziale non era conosciuta.

È evidente che il modello a cavo dell'assone non è in grado di spiegare la propagazione senza attenuazione del potenziale di azione. Come prima cosa, per descrivere il sistema in modo più realistico, occorre considerare il fatto che nella membrana cellulare esistono canali ionici specifici per diversi ioni e che le concentrazioni delle singole specie di ioni potrebbero non essere all'equilibrio anche con il potenziale di membrana al suo valore di equilibrio (quest'ultimo, infatti, è identificato dalla condizione alla quale la corrente netta di tutti gli ioni è nulla). La forza motrice che agisce sugli ioni è rappresentata, per esempio, nella **Figura 14.37** e corrisponde alla differenza tra il potenziale di membrana e quello di Nernst per ogni specifico ione. Per esempio, per gli ioni Na^+ l'equazione della corrente sarà data da:

$$I_{Na^+} = g_{Na^+}(V^m - V_{Na^+}) \qquad [14.18]$$

in cui g_{Na^+} è la conduttanza della membrana relativamente agli ioni sodio (in caso di molti canali ionici è funzione del numero di canali ionici per il sodio aperti), V^m è il potenziale di membrana e V_{Na^+} è il potenziale di Nernst per il sodio, per il quale la corrente dovuta al sodio è nulla. La differenza tra i due valori di potenziale può essere ottenuta dalla Tabella 14.3. Per esempio, nel caso del sodio si osserva che il potenziale di Nernst è opposto a quello di membrana, conseguentemente il valore di differenza di potenziale al quale sono esposti gli ioni sodio è elevato e se i canali fossero

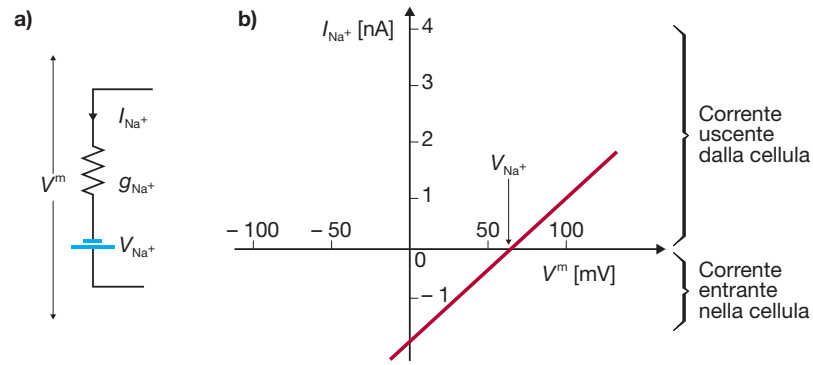


Figura 14.37 • **(a)** Circuito equivalente per il sodio attraverso la membrana. **(b)** Il grafico mostra come, per un valore di differenza di potenziale uguale al potenziale di Nernst per il sodio, la corrente dovuta al sodio è nulla. Per valori di potenziale di membrana uguale a zero si ha invece una forza elettromotrice negativa e il flusso degli ioni sodio sarà dall'esterno verso l'interno della cellula.

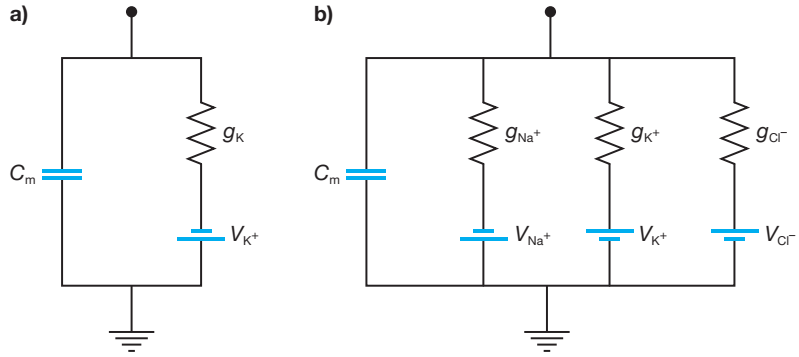


Figura 14.38 • **(a)** Schema elettrico della capacità in parallelo con una resistenza e una sorgente di differenza di potenziale per un singolo ione (nel caso specifico il potassio). **(b)** Schema elettrico per i tre ioni rilevanti nel contesto del potenziale d'azione.

aperti si avrebbe una corrente elevata. Nel caso del potassio, invece, il potenziale di membrana non è molto diverso da quello di Nernst.
Se g_{Na^+} è costante, l'Equazione [14.18] non è altro che una legge di Ohm rispetto alla tensione $V^m - V_{Na^+}$ e l'andamento della corrente in funzione del potenziale di membrana è riportato nella Figura 14.37b.

Se utilizziamo equazioni analoghe all'Equazione [14.18] per tutti gli ioni rilevanti che possono attraversare la membrana, possiamo scrivere:

$$I = I_{Na^+} + I_{K^+} + I_{Cl^-} = g_{Na^+}(V^m - V_{Na^+}) + g_{K^+}(V^m - V_{K^+}) + g_{Cl^-}(V^m - V_{Cl^-}). \quad [14.19]$$

In condizioni di equilibrio la corrente totale è nulla, quindi occorre imporre $I = 0$ nell'Equazione [14.19]. Dopo aver posto questa condizione, con semplici passaggi algebrici si ottiene:

$$V^m = \frac{g_{Na^+}V_{Na^+} + g_{K^+}V_{K^+} + g_{Cl^-}V_{Cl^-}}{g_{Na^+} + g_{K^+} + g_{Cl^-}}.$$

In questa equazione si fa riferimento alla conduttanza degli specifici ioni invece che alle permeabilità relative. Se includiamo anche la capacità elettrica della membrana, i circuiti per un singolo ione e per i tre più importanti ioni (Na^+, K^+ e Cl^-) insieme diventano quelli rappresentati nella **Figura 14.38**.

Consideriamo ora una situazione un po' più realistica. Introduciamo canali ionici non ohmici ma il cui stato di apertura dipende invece dal valore di potenziale di transmembrana come riportato, per quanto riguarda la corrente in funzione della differenza di potenziale attraverso la membrana, nella **Figura 14.39**. Questo comportamento è dovuto a un sensore di potenziale nel canale che meccanicamente può aprire o chiudere il canale. Ciò porta a un comportamento non ohmico della corrente. Infatti, per valori di potenziale ai quali i canali sono chiusi si avrà una corrente nulla. All'aumentare della differenza di potenziale i canali specifici, per esempio quelli per il sodio, cominceranno ad aprirsi. Se questi si aprono quando la differenza di potenziale è ancora inferiore al potenziale di Nernst, la corrente sarà inizialmente negativa e all'aumentare del potenziale tenderà a diventare positiva con un andamento che, da un certo valore di potenziale in poi, è lineare in un grafico *I*-*V*, come riportato nella Figura 14.39.

Abbiamo quindi visto che la conducibilità attraverso un canale ionico dipende dal potenziale di transmembrana, ma essa dipende anche dal tempo. Infatti, i canali ionici possono assumere la configurazione inattiva dopo un breve periodo in cui sono rimasti aperti e far quindi tornare il valore della conducibilità a zero.

Supponiamo quindi che in una regione limitata di un neurone avvenga uno stimolo che possa provocare una depolarizzazione della membrana. Ciò può essere, per esempio, dovuto al rilascio di neurotrasmettitori da parte di un'altra cellula nervosa e alla conseguente apertura di canali ionici. La depolarizzazione della membrana può portare a un rapido aumento della conduttanza al sodio (dall'esterno verso l'interno). Col passare del tempo l'apertura dei canali è seguita dalla loro inattivazione, uno stato in cui non consentono il passaggio di ioni. Allo stesso tempo, la depolarizzazione porta anche all'apertura dei canali al potassio. È importante sottolineare che quest'ultima apertura avviene successivamente a quella dei canali al sodio e che gli ioni potassio fluiscono dall'interno verso l'esterno.

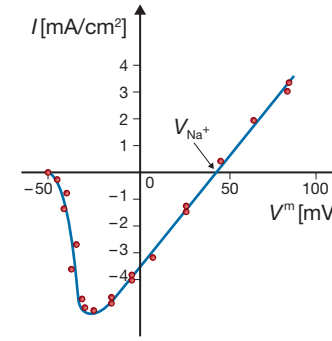


Figura 14.39 • Corrente attraverso canali al sodio al variare della differenza di potenziale attraverso la membrana. Si noti come il comportamento non sia complessivamente ohmico. I punti riportati nel grafico sono ottenuti sperimentalmente facendo variare il potenziale a partire da un valore negativo.

 © 978-88-08-69905-3

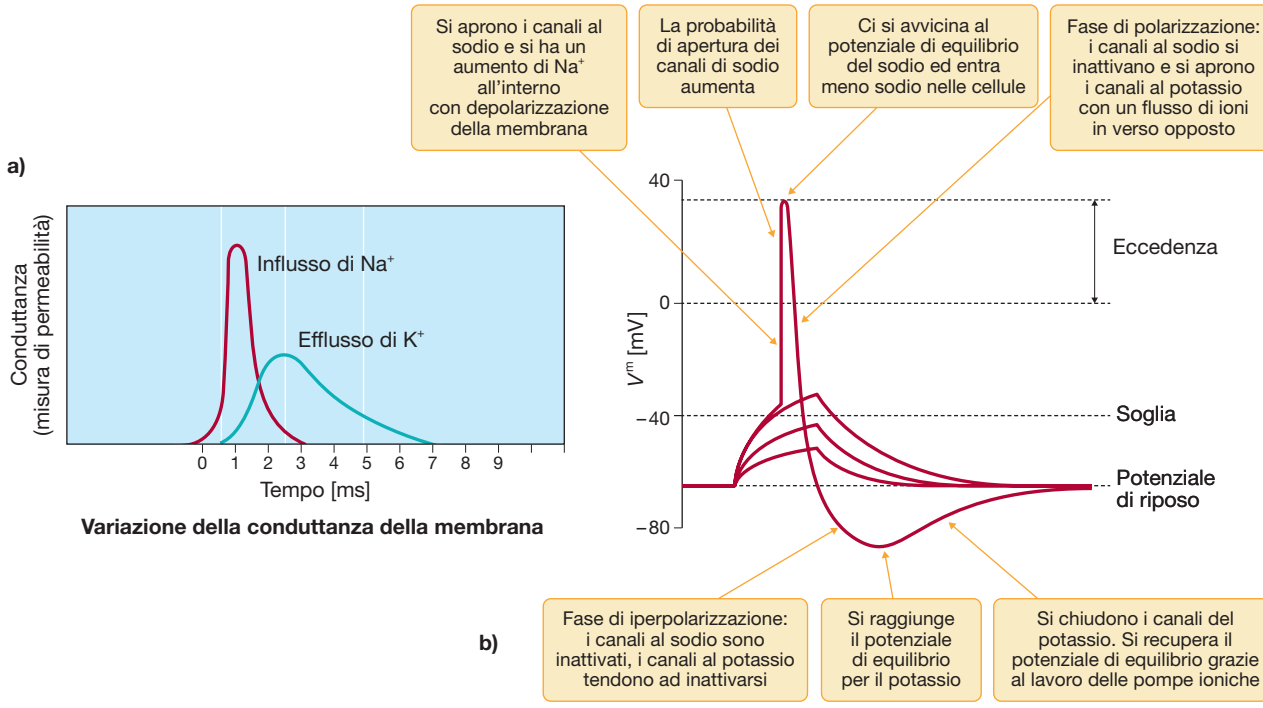


Figura 14.40 • **(a)** Schema della risposta temporale per l'apertura dei canali al sodio e al potassio dopo la stimolazione. **(b)** La forma del potenziale d'azione che si ha quando gli stimoli raggiungono il livello di soglia con indicati i diversi fenomeni che si susseguono nel tempo.

La situazione che si ha applicando uno stimolo in una regione di una cellula eccitabile in funzione del tempo è riportata nella **Figura 14.40**. Se la depolarizzazione non supera il valore di soglia, il segnale è destinato a decadere esponenzialmente nel tempo, come già considerato in precedenza. Se invece la depolarizzazione supera la soglia, il segnale viene incrementato in modo autocatalitico e si può arrivare anche a un'inversione del segno del potenziale di transmembrana rispetto a quello a riposo (Figura 14.40b). Dopo questa fase inizia un processo di ripolarizzazione che varia a seconda del tipo di cellula eccitabile. I canali al sodio si inattivano, mentre si aprono sempre più i canali al potassio che producono un flusso di ioni in senso opposto. Il potenziale di transmembrana tende quindi a ritornare al suo valore iniziale. La situazione può raggiungere anche un'iperpolarizzazione e successivamente si ritorna al valore di equilibrio.

Il meccanismo di propagazione del potenziale d'azione si basa sul fatto che, all'apertura dei canali per il sodio, in una limitata regione del neurone si è verificato un accumulo di ioni positivi all'interno della cellula e un accumulo di ioni negativi all'esterno. Questa situazione instaura dei campi elettrici longitudinali e delle correnti associate. Gli ioni sodio migrano quindi verso regioni contigue e tali correnti tendono ovviamente a cambiare lo stato di polarizzazione delle regioni circostanti (in particolare le depolarizzano). Se il segnale riesce a superare anche in queste regioni il valore di soglia, la perturbazione tenderà a propagarsi lateralmente.

La regione da cui proviene il potenziale d'azione è in una modalità refrattaria, tale cioè per cui un potenziale d'azione non può più attraversarla, stabilendo quindi un unico verso di propagazione del potenziale d'azione (il segnale non può quindi tornare verso il soma), contrariamente ai segnali sotto soglia.

Certi assoni, soprattutto quelli per i quali è richiesta un'elevata velocità di propagazione del segnale elettrico, sono ricoperti da una sostanza, la mielina, che ne aumenta il raggio complessivo. In tal modo, la capacità della barriera diminuisce e la resistenza di membrana aumenta e si ha un aumento della distanza e velocità di propagazione dei segnali passivi. Le regioni ricoperte con mielina sono intervallate da regioni scoperte, chiamate **nodi di Ranvier**. Il segnale lungo l'assone viaggia quindi in modalità passiva da un nodo al successivo e viene invece propagato in modo attivo a ogni nodo.

14.12 Le onde di potenziale elettrico nel corpo umano: l'elettrocardiogramma

In questo paragrafo considereremo brevemente alcuni segnali di potenziale elettrico che possono essere misurati a scopo diagnostico nel corpo umano. A questo fine, sono state sviluppate diverse tecniche di indagine che misurano i tracciati nel tempo e nello spazio dei potenziali in gioco in diversi organi vitali, quali il cuore (**elettrocardiogramma**), i muscoli (**elettromiogramma**) e il cervello (**elettroencefalogramma**). Tra queste tecniche, solo nel caso dell'elettromiogramma è possibile utilizzare elettrodi che vanno a inserirsi direttamente nel tessuto di cui si vuole misurare il potenziale elettrico, mentre nelle altre due tecniche il potenziale che si misura è quello di superficie, che si ritiene rappresentativo dei potenziali presenti nei tessuti studiati, assumendo il corpo umano un buon conduttore. Il principio di funzionamento è lo stesso per le diverse tecniche: si osserva la depolarizzazione e la successiva ripolarizzazione della membrana delle cellule che costituiscono il tessuto. In condizioni normali, infatti, tra i due scompartimenti, intra- ed extracellulare, divisi da una membrana biologica, vi è una differenza di potenziale. L'annullamento o l'inversione della differenza di potenziale vengono definiti **depolarizzazione**, alla quale fa seguito una ripolarizzazione della membrana. Queste variazioni possono essere misurate dalle tecniche sopra menzionate. Il segnale raccolto non è generalmente quello prodotto da un singolo potenziale d'azione (cioè il processo di trasmissione del segnale), ma è il segnale proveniente da più cellule.

Vedi **Capitolo 13** La carica elettrica e il campo elettrico

Nell'elettromiogramma è possibile studiare sia la propagazione del segnale elettrico nelle fibre muscolari in seguito a una contrazione volontaria del muscolo, sia il segnale prodotto da una contrazione indotta. Posizionando diversi elettrodi a diversa distanza lungo una fibra muscolare è possibile misurare la velocità di propagazione del segnale nervoso lungo il muscolo.

Consideriamo in modo più dettagliato i principi fisici per la tecnica dell'elettrocardiogramma, con la quale è possibile analizzare il comportamento elettrico del cuore ed evidenziare eventuali problemi di salute. Gli aspetti fisici di tale tecnica sono fondamentalmente due:

1. esiste un momento di dipolo elettrico associato a una propagazione di una corrente di depolarizzazione delle cellule che costituiscono le fibre cardiache;
2. utilizzando la misura del momento di dipolo elettrico alla superficie lungo diverse direzioni, è possibile ricostruire il momento di dipolo del cuore includendo il suo modulo e la sua direzione nel tempo.

Il primo aspetto è rilevante e ci dice che una corrente elettrica, legata in questo caso a correnti ioniche attraverso la membrana di cellule, produce un momento di dipolo, e non ci stiamo quindi rifacendo al caso considerato nel Capitolo 13, in cui il momento di dipolo elettrico era associato a due cariche elettriche di uguale modulo e poste a una distanza tra loro. In che cosa consiste la corrente che produce il momento di dipolo?

Si consideri, per esempio, una fibra cardiaca come quella rappresentata schematicamente nella **Figura 14.41**. In condizioni di equilibrio le cellule cardiache hanno un potenziale elettrico interno negativo rispetto al potenziale elettrico della regione extracellulare. Abbiamo già considerato il fenomeno di depolarizzazione di una membrana biologica (i canali ionici al sodio si aprono e la regione intracellulare diventa carica positivamente mentre la superficie esterna delle cellule assume una carica leggermente negativa) e supponiamo che questo evento inizi dall'estremo a sinistra della fibra propagandosi verso destra. Al fenomeno di depolarizzazione si associa una contrazione muscolare e tale contrazione permane fino a quando non si ha una ripolarizzazione della cellula (la contrazione è dovuta alla presenza di ioni Ca^{2+} che attivano le molecole di miosina a contrarsi sui filamenti di actina). Quando arriva nel punto M, la regione alla sua sinistra sarà a un potenziale positivo di depolarizzazione, mentre la regione a destra sarà ancora al potenziale di equilibrio. L'andamento del potenziale sarà quindi quello riportato nella Figura 14.41 e ci sarà una corrente ionica entrante nella fibra subito alla sinistra del punto M e

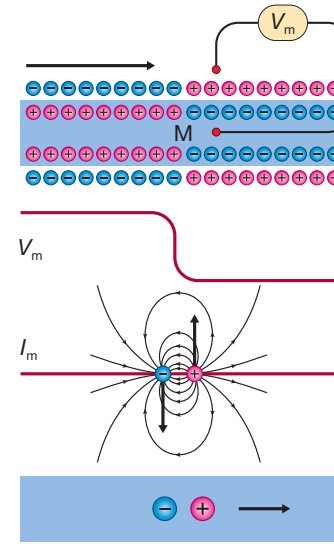


Figura 14.41 • Esempio di una fibra cardiaca in cui si sta propagando un'onda di depolarizzazione a partire dall'estremo a sinistra. La depolarizzazione cambia la differenza di potenziale V_m attraverso la membrana portando la parte esterna della membrana a un potenziale negativo rispetto alla regione interna. Il fronte d'onda è caratterizzato da una corrente I_m entrante nella cellula, vicino a una regione con corrente uscente alla destra della precedente regione. Le due correnti, solo in prossimità del fronte d'onda, danno luogo a un potenziale, considerando una regione conduttiva esterna alla cellula, simile a quello prodotto da un dipolo elettrico costituito da due cariche di segno opposto. Dal punto di vista elettrostatico, l'onda di depolarizzazione è quindi equivalente a un dipolo elettrico che avanza.

 © 978-88-08-69905-3

laZ Guarda!
APPROFONDIMENTO
Schema semplificato per rappresentare la presenza di un dipolo elettrico che si propaga

una corrente diretta verso l'esterno della fibra subito alla destra del punto M. Nel primo caso si può parlare di "pozzo", nel secondo di "sorgente" per la corrente, producendo un momento di dipolo elettrico.

Come fanno correnti in versi opposti a generare un momento di dipolo e quale relazione esiste con il momento di dipolo costituito da due cariche elettriche? Si può dimostrare, anche se tale dimostrazione, pur essendo basata sulla semplice teoria dell'elettrostatica e delle correnti elettriche, richiede alcuni passaggi matematici non banali, che il campo elettrico prodotto alla superficie del corpo da un dipolo costituito da due cariche elettriche di segno opposto e circondate dal vuoto è uguale al campo elettrico prodotto da due correnti elettriche vicine che viaggiano in verso opposto circondate da un mezzo conduttivo come in effetti è il nostro corpo. Sulla base di ciò si può quindi ragionare in modo semplificato considerando un dipolo elettrico costituito da due cariche di segno opposto. La propagazione dell'onda di depolarizzazione è quindi associata alla propagazione di un momento di dipolo che produce un campo elettrico alla superficie del corpo.

È importante considerare che il momento di dipolo è diverso da zero solo nel momento in cui avviene la depolarizzazione. La depolarizzazione nel cuore inizia nel nodo senoatriale e si propaga in modo coordinato a tutto il cuore e la ripolarizzazione avviene dopo un ritardo di tempo di centinaia di millisecondi, a differenza di quanto succede tipicamente in altre cellule eccitabili in cui la ripolarizzazione avviene dopo qualche decina di millisecondi e quindi il potenziale sentito tende a essere mediamente nullo. Nella propagazione, il momento di dipolo complessivo è dato dalla somma vettoriale dei momenti di dipolo elettrico di tutte le parti del cuore e questo, durante la propagazione, cambierà sia in modulo sia in direzione. Il fatto che ci sia una concertata azione di tutti i momenti di dipolo del cuore, spiega perché il potenziale delle onde cardiache sia così forte e facilmente misurabile rispetto ad altre situazioni in cui vi è ugualmente un'onda di depolarizzazione.

Supponiamo di avere un dipolo elettrico come quello mostrato nella **Figura 14.42** e di voler misurare la differenza di potenziale tra i punti 1 e 2 posti sullo stesso asse del dipolo elettrico ma da parti opposte e tra i punti 3 e 4 posti invece su un asse

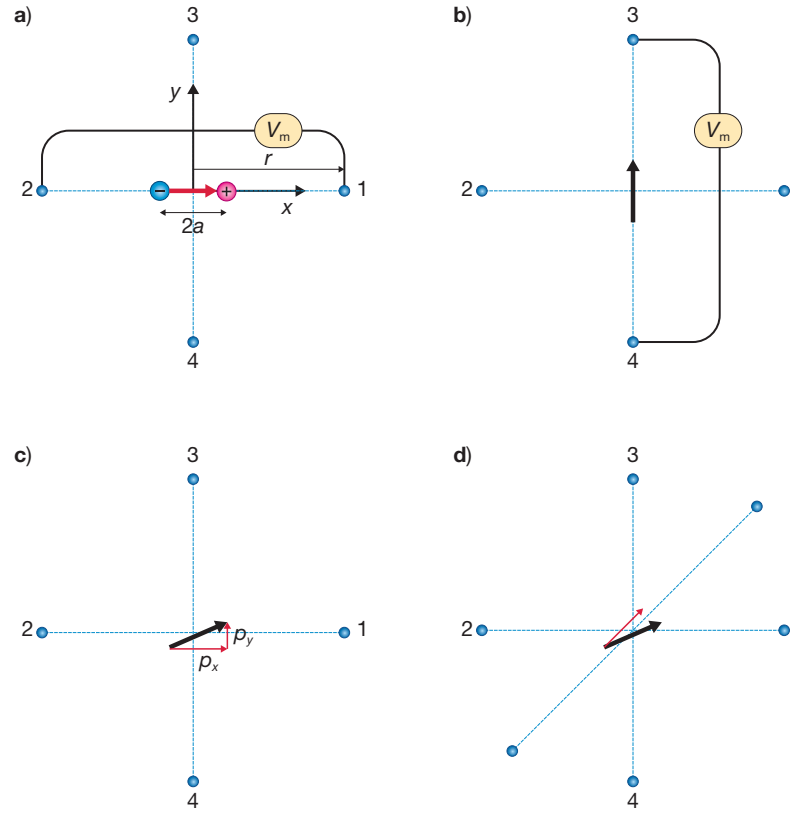


Figura 14.42 • Schema delle diverse configurazioni dei momenti di dipolo e delle differenze di potenziale tra punti posti in diverse posizioni rispetto al momento di dipolo.

perpendicolare alla direzione del dipolo. Nel ▶paragrafo 13.15 abbiamo considerato il valore del potenziale elettrico a una certa distanza dal dipolo stesso, ottenendo il seguente valore:

Vedi **Capitolo 13** La carica elettrica e il campo elettrico

$$V(\mathrm{P}) = \frac{q}{4\pi\varepsilon_0\varepsilon_r}\left(\frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_2}\right) = \frac{q}{4\pi\varepsilon_0\varepsilon_r}\frac{r_2 - r_1}{r_1 r_2}$$

in cui r_1 e r_2 sono le distanze del punto P in cui si determina il valore di potenziale dalle cariche rispettivamente positiva e negativa di valore q, e ε_r è la costante dielettrica relativa del mezzo in cui il dipolo si trova. Se consideriamo il sistema di riferimento mostrato nella Figura 14.42a e assumiamo che l'origine si trovi al centro del dipolo elettrico con distanza tra le cariche uguale a $2a$, per il valore del potenziale nel punto 1, la cui distanza dall'origine ha modulo r, si avrà:

$$V_1 = \frac{q}{4\pi\varepsilon_0\varepsilon_r}\left(\frac{1}{r-a} - \frac{1}{r+a}\right) = \frac{q}{4\pi\varepsilon_0\varepsilon_r}\frac{2a}{r^2 - a^2}$$

e, considerando il valore del momento di dipolo $p = aq$:

$$V_1 = \frac{p}{(4\pi\varepsilon_0\varepsilon_r)(r^2 - a^2)}.$$

Per il punto 2 si avrà invece:

$$V_2 = \frac{-p}{(4\pi\varepsilon_0\varepsilon_r)(r^2 - a^2)}.$$

La differenza di potenziale tra i due punti sarà quindi, assumendo che la distanza r sia molto maggior di a:

$$\Delta V_{1-2} = \frac{2p}{4\pi\varepsilon_0\varepsilon_r r^2}.$$

Se consideriamo due punti a uguale distanza dall'origine e posizionati sull'asse y, chiaramente i valori di r_1 e r_2 saranno uguali e quindi i loro potenziali saranno nulli, così come la loro differenza di potenziale:

$$\Delta V_{3-4} = 0.$$

Se consideriamo la situazione della Figura 14.42b, in cui il momento di dipolo è completamente orientato lungo l'asse y, la differenza di potenziale misurata tra le coppie 1–2 e 3–4, si avrà:

$$\Delta V_{1-2} = 0 \qquad \Delta V_{3-4} = \frac{2p}{4\pi\varepsilon_0\varepsilon_r r^2}$$

Nel caso della Figura 14.42c, in cui il momento di dipolo ha componenti diverse da zero in entrambe le direzioni x e y, misurando la differenza di potenziale tra le coppie 1–2 e 3–4, è possibile ottenere indicazioni sui valori p_x e p_y del momento di dipolo:

$$p_x = 2\pi\varepsilon_0\varepsilon_r x^2 \Delta V_{1-2} \qquad p_y = 2\pi\varepsilon_0\varepsilon_r y^2 \Delta V_{3-4}$$

In generale, se consideriamo due punti su una retta passante per il centro del momento di dipolo, come mostrato nella Figura 14.42d, la differenza di potenziale misurata tra i due punti fornisce indicazioni sulla componente del momento di dipolo lungo la direzione della stessa retta.

La **Figura 14.43** mostra lo schema semplificato degli elettrodi applicati sulla pelle del nostro corpo per la registrazione dell'elettrocardiogramma. Le due braccia e la gamba sinistra costituiscono i vertici di un triangolo e le diverse derivazioni (coppia di elettrodi) mostrano i punti di misura e le rispettive polarità. Nella

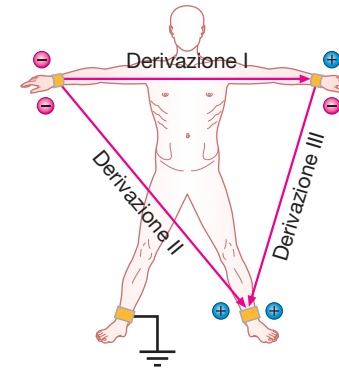


Figura 14.43 • Schema delle derivazioni bipolari nella misurazione di un elettrocardiogramma. Sono riportate anche le polarità, dalle quali si può vedere come l'applicazione della seconda legge di Kirchhoff al circuito chiuso debba considerare l'inversione di una delle differenze di potenziale misurate dalla derivazione, in particolare la derivazione II.

 © 978-88-08-69905-3

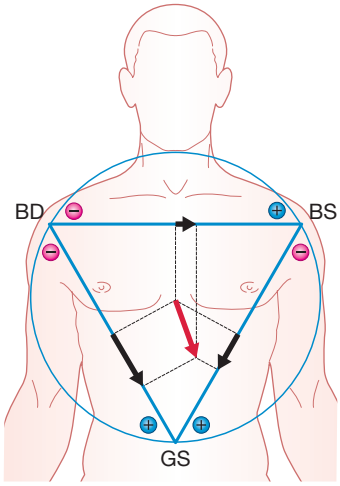


Figura 14.44 • Schema del triangolo di Einthoven e di come il momento di dipolo complessivo del cuore (freccia rossa) sia proiettato sulle tre diverse direzioni che costituiscono le derivazioni bipolari. BD, braccio destro; BS, braccio sinistro; GS, gamba sinistra.

configurazione completa esistono anche connessioni unipolari che per semplicità non vengono riportate nello schema. La gamba destra costituisce un riferimento e viene rappresentata in questo caso con un collegamento a terra.

Se consideriamo il circuito chiuso definito dalle tre derivazioni mostrate nella Figura 14.43, ci si rende conto che, per l'applicazione della seconda legge di Kirchhoff al circuito chiuso delle 3 derivazioni bipolari, si ha:

$$Der_{\mathrm{I}} + (-Der_{\mathrm{II}}) + Der_{\mathrm{III}} = 0$$

in cui Der_{I}, Der_{II} e Der_{III} sono le differenze di potenziale delle tre derivazioni bipolari. Ciò significa quindi che i tre valori ottenuti dalle derivazioni non sono tutti tra loro indipendenti.

Consideriamo la base per la misurazione dell'elettrocardiogramma utilizzando quello che è conosciuto come **triangolo di Einthoven**, dal nome del fisiologo che sviluppò tale metodo, che gli valse il premio Nobel. La **Figura 14.44** mostra il torace di una persona sul quale viene riportato un triangolo equilatero rovesciato con il cuore al centro (si consideri che il vertice in basso dovrebbe in realtà coincidere con la posizione della gamba sinistra come mostrato nella Figura 14.43, ma qui la rappresentazione viene ulteriormente semplificata). Il disegno serve quindi a comprendere come viene proiettata sulle tre derivazioni l'attività cardiaca del cuore rappresentata dal dipolo elettrico, mostrato in figura con una freccia rossa. Le tre frecce nere rappresentano le tre proiezioni che è possibile misurare e che poi possono essere utilizzate per ricostruire il vettore del dipolo elettrico complessivo del cuore (Esempio 14.11). Le tre derivazioni bipolari registrano l'attività cardiaca nel piano sagittale del corpo, mentre altri elettrodi sul torace possono essere utilizzati per misurare l'attività nel piano trasversale. In ogni istante, le differenze di potenziale misurate dalle derivazioni rappresentano le proiezioni del dipolo cardiaco risultante, sulle linee che uniscono gli elettrodi.

Esempio 14.11

Determinare le componenti del vettore momento di dipolo del cuore

Considerando il triangolo di Einthoven, determiniamo le componenti del momento di dipolo del cuore sulla base delle misurazioni delle differenze di potenziale nelle derivazioni bipolari.

Per la misurazione dell'elettrocardiogramma, possiamo considerare la **Figura 14.45**, in cui la derivazione I coincide con l'asse x del sistema di riferimento cartesiano, mentre non viene direttamente misurata la componente y del momento di dipolo. L'asse di riferimento è a 60° rispetto alla direzione dell'asse x. Il problema ci chiede quindi di determinare p_x e p_y una volta che sono conosciute le tre differenze di potenziale Der_{I}, Der_{II} e Der_{III}. Sia $\mathbf{p}$ il momento di dipolo del cuore. La componente p_x è determinata direttamente dal valore di Der_{I} secondo l'espressione:

$$p_x = p\cos\vartheta \qquad p_x = 2\pi\varepsilon_0\varepsilon_r r^2 Der_{\mathrm{I}}$$

in cui r è la distanza del momento di dipolo dagli elettrodi che, con buona approssimazione, può essere considerata la stessa per tutti gli elettrodi. Per la componente p_y si ha invece:

$$p_y = p\,\mathrm{sen}\,\vartheta.$$

Con l'elettrocardiogramma non viene misurata la componente del momento di dipolo nella direzione y ma nella direzione di Der_{II}, la quale forma un angolo di 60° con la direzione x. Se supponiamo che il momento di dipolo del cuore formi un angolo ϑ con la direzione x, per la componente del momento di dipolo lungo Der_{II} si ha:

$$p_{Der_{\mathrm{II}}} = p\cos(60° - \vartheta) = p\cos 60°\cos\vartheta + p\,\mathrm{sen}\,60°\,\mathrm{sen}\,\vartheta.$$

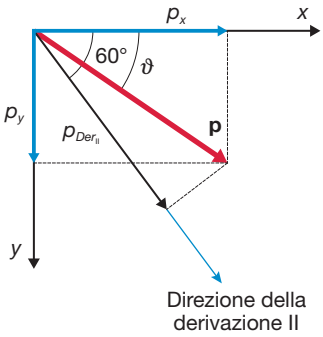


Figura 14.45 • Schema per poter derivare le componenti x e y del vettore momento di dipolo complessivo del cuore dai valori di potenziale ottenuti lungo le derivazioni I e II.

Andrea Alessandrini

Fisica per medicina

Per il semestre aperto di Medicina, Odontoiatria e Veterinaria

Inquadra e scopri i contenuti

Le risorse digitali

universita.zanichelli.it/alessandrini-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.

Fisica per medicina presenta i principi di base della fisica, mostrando come i processi biologici, compresi quelli che riguardano fisiologia e anatomia del corpo umano, siano strettamente legati a essa: dalla **meccanica**, utile per comprendere il movimento degli esseri viventi e il ruolo degli stimoli meccanici nei sistemi biologici, alla **fisica dei fluidi**, fondamentale per capire, per esempio, la circolazione sanguigna e gli scambi di gas durante la respirazione; dall'**elettrostatica**, centrale a livello molecolare in processi come la trasmissione nervosa, all'**elettromagnetismo** e all'**ottica**, i cui principi sono alla base di diverse tecniche di analisi, come la microscopia. Molti metodi di indagine biologica e medica, infatti, si basano su principi fisici. Nelle tecniche di diagnostica per immagini, per esempio, entra in gioco anche la **fisica moderna**, in particolare la meccanica quantistica, che studia le interazioni tra radiazioni e materia.
Il libro svolge l'intero programma di fisica previsto per il semestre aperto di Medicina, Odontoiatria e Veterinaria, con contenuti, esempi ed esercizi svolti specifici per l'ambito medico-sanitario, e approfondimenti che vanno dalla fisica del sistema uditivo a quella dell'aneurisma, dai raggi X per la diagnostica medica al funzionamento dei muscoli, dalle basi della biomeccanica alla fisica della respirazione e dell'embolia gassosa, per citarne solo alcuni.
Viene data molta rilevanza all'intuizione nell'interpretazione dei fenomeni fisici; si parte da un esempio concreto e successivamente si introducono le basi della fisica per descriverlo, quantificarlo e prevederne l'evoluzione. Dato che è necessaria la padronanza di determinati concetti matematici, quali derivate e integrali, nella prima parte, dedicata agli strumenti di lavoro, sono esposti i **metodi matematici** più utili.
Nel sito del libro sono disponibili approfondimenti, esercizi, una guida allo studio interattiva, un glossario e diverse simulazioni per prepararsi all'esame, accessibili anche con lo smartphone usando l'app **laZ Guarda!**

Andrea Alessandrini è professore di Fisica applicata presso l'Università degli Studi di Modena e Reggio Emilia, dove insegna nei corsi di laurea in Medicina e Chirurgia, in Biotecnologie e in Fisica.
Il suo ambito di ricerca è la Biofisica, in particolare gli aspetti termodinamici e meccanici dei sistemi biologici.

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/

ALESSANDRINI*FIS PER MEDIC (CEA LUM Q
ISBN 978-88-08-69905-3
9 788808 699053
7 8 9 0 1 2 3 4 5 (64D)