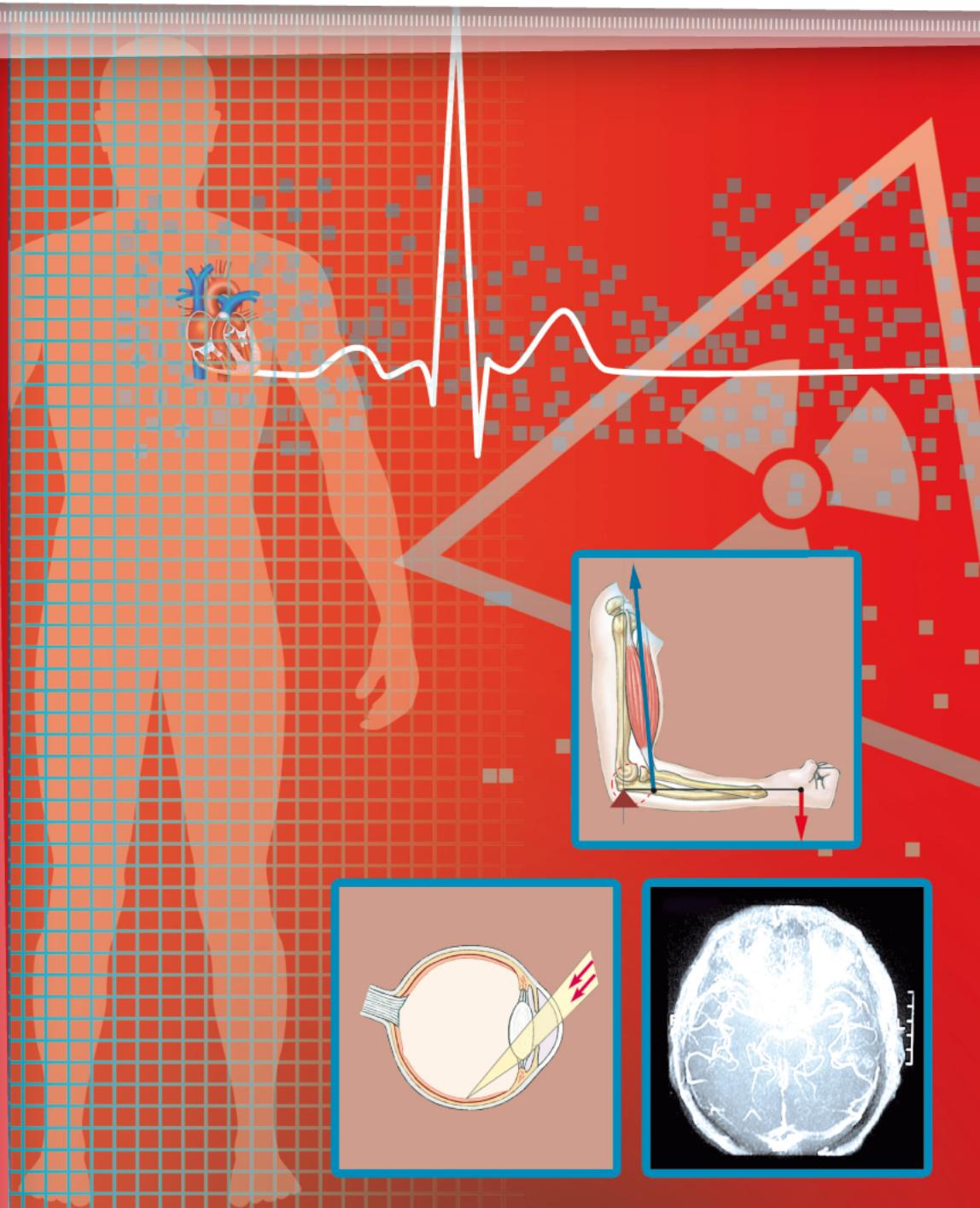


Elementi di Fisica Biomedica



Accedi all'ebook e ai contenuti digitali

Espandi le tue risorse
un libro che **non pesa**
e si **adatta** alle dimensioni
del **tuoi lettore!**

▼
COLLEGATI AL SITO
EDISES.IT

▼
ACCEDI AL
MATERIALE DIDATTICO

▼
SEGUI LE
ISTRUZIONI

Utilizza il codice personale contenuto nel riquadro per registrarti al sito **edises.it**
e accedere alla **versione digitale** del testo e al **materiale didattico**.

Scopri il tuo **codice personale** grattando delicatamente la superficie

Il volume NON può essere venduto, né restituito, se il codice personale risulta visibile.
L'accesso al materiale didattico sarà consentito per 18 mesi.

Per attivare i **servizi riservati**, collegati al sito **edises.it** e segui queste semplici istruzioni

Se sei registrato al sito

- clicca su *Accedi al materiale didattico*
- inserisci email e password
- inserisci le ultime 4 cifre del codice ISBN, riportato in basso a destra sul retro di copertina
- inserisci il tuo **codice personale** per essere reindirizzato automaticamente all'area riservata

Se non sei già registrato al sito

- clicca su *Accedi al materiale didattico*
- registrati al sito o autenticati tramite facebook
- attendi l'email di conferma per perfezionare la registrazione
- torna sul sito **edises.it** e segui la procedura già descritta per *utenti registrati*



*A mia moglie che mi è sempre vicina
con amore*

Nico

*Ai miei studenti
che con la loro curiosità
mi hanno aiutato a migliorare*

Elio

ELEMENTI DI FISICA BIOMEDICA

Domenico Scannicchio

Elio Giroletti

*Dipartimento di Fisica
Università degli Studi di Pavia*



DOMENICO SCANNICCHIO - ELIO GIROLETTI

ELEMENTI DI FISICA BIOMEDICA

Copyright © 2015 EdiSES S.r.l. – Napoli

9 8 7 6 5 4 3 2 1 0
2020 2019 2018 2017 2016 2015

Le cifre sulla destra indicano il numero e l'anno dell'ultima ristampa effettuata



A norma di legge, le pagine di questo volume non possono essere fotocopiate o ciclostilate o comunque riprodotte con alcun mezzo meccanico. La casa editrice sarebbe particolarmente spiacente di dover promuovere, a sua tutela, azioni legali verso coloro che arbitrariamente non si adeguano a tale norma.

L'Editore

Fotocomposizione:

CompoMat S.r.l. – Configni (Ri)

Fotoincisione e stampa:

Petruzzi S.r.l.

Via Venturelli, 7/B

06012 Città di Castello (PG)

per conto della

EdiSES S.r.l. – Napoli

<http://www.edises.it> E-mail: info@edises.it

ISBN 978 88 7959 887 3

Prefazione

Questo volume è il risultato di una esperienza di alcuni decenni nell'insegnamento della Fisica in Corsi di indirizzo sanitario. Nel volume si è cercato di soddisfare le seguenti esigenze, ritenute fondamentali e prioritarie:

- la funzione della Fisica negli studi di indirizzo sanitario deve essere principalmente di carattere formativo e metodologico, pur non ignorando l'aspetto informativo;
- è utile svolgere una certa integrazione e armonizzazione della Fisica con altri argomenti facenti parte più specificamente dei curricula degli studi sanitari;
- bisogna mettere in risalto l'aspetto strumentale che deriva da molteplici fenomeni fisici, in particolare con scopi diagnostici e terapeutici;
- un testo di Fisica sufficientemente rigoroso e completo diventa un utile riferimento di base nello studio di corsi collaterali di insegnamento, nel proseguimento degli studi in corsi magistrali e nell'attività futura in ambiente sanitario.

Per conciliare l'esigenza di un corso metodologico e formativo con l'integrazione della Fisica nel curriculum di studi biosanitari (compreso l'ultimo inserito: la sicurezza delle persone e dell'ambiente), si è scelto di alternare capitoli che riportano i concetti fondamentali della Fisica (con qualche sporadica applicazione medico-biologica) con capitoli dedicati interamente alle applicazioni di tali concetti in campo biomedico e con alcuni accenni in campo ambientale. Queste applicazioni non sono svolte con la pretesa di essere complete ed esaurienti, ma piuttosto con l'intento di fornire esempi di una trattazione scientificamente rigorosa, anche se necessariamente ridotta ad una forma schematica ed essenziale, di alcuni complessi problemi medici e biologici. Nell'operare in questo modo si sono utilizzate il più possibile figure e illustrazioni commentate nel testo o nelle loro didascalie e si sono chiaramente distinte le applicazioni di tipo sanitario e/o ambientale.

Per mantenere il necessario rigore nella trattazione si è fatto uso di alcune nozioni di Analisi matematica riguardanti il calcolo vettoriale e lo studio di alcune funzioni in termini semplificati, nozioni che dovrebbero essere impartite nella Scuola secondaria.

Al fine di proporre un testo completo, che possa essere utile quale manuale di riferimento nel prosieguo degli studi e nell'attività successiva, sono stati svolti tutti gli argomenti della Fisica classica, con cenni di Fisica atomica, molecolare e nucleare, ed è stato aggiunto un ultimo capitolo in cui vengono descritte la radioattività naturale e le radiazioni ionizzanti impiegate nelle strutture sanitarie (radiodiagnistica, radioterapia) con le conseguenti misure di radioprotezione da adottare.

Scorrendo l'indice si può osservare che la Meccanica viene applicata ai sistemi biologici sia per quanto concerne le strutture solide (Biomeccanica) sia per quanto riguarda il movimento dei liquidi, per i quali la complessità dei fenomeni ha indotto gli Autori ad applicare il metodo delle approssimazioni successive per giungere a una loro (quasi) esauriente comprensione. Successivamente

vengono trattati i fenomeni in cui interviene il calore (Termodinamica dei sistemi biologici) e gli scambi di sostanze attraverso le membrane biologiche. Dopo aver trattato la Fisica dei fenomeni ondulatori in generale, sono svolte le loro applicazioni nel caso delle onde meccaniche (suono) e, dopo aver introdotto le nozioni relative ai fenomeni elettrici e magnetici, delle onde elettromagnetiche. In seguito vengono trattate la struttura della materia e le radiazioni corpuscolari e nei capitoli successivi le conseguenze delle radiazioni sull'uomo con le relative applicazioni diagnostiche, terapeutiche e tecnologiche in generale, aggiornate ai più recenti sviluppi tecnologici.

A conclusione, si può osservare che, non essendo realistico che un corso di insegnamento possa coinvolgere tutta la materia sviluppata in questo testo, si è cercato di fornire uno strumento della massima flessibilità, sia per il docente, che può ritagliare un programma del corso con la scelta di argomenti e applicazioni ritenute più opportune, sia per lo studente, che può impiegare il testo come un utile manuale di riferimento per altri corsi e per la sua carriera futura.

D. Scannicchio
Ordinario di Fisica Medica
Corso di Laurea in Medicina e Chirurgia
Università degli Studi di Pavia

E. Giroletti
Esperto qualificato di 3° grado
ed Esperto in Fisica Medica
Docente di Fisica Medica
Corso di Laurea in Scienze Infermieristiche
Università degli Studi di Pavia

Materiale di supporto per i docenti

I docenti che utilizzano il testo a scopo didattico possono scaricare sul sito www.edises.it, previa registrazione all'area docenti, le immagini del libro in formato PowerPoint.

IMPORTANTE: *Si invita il lettore a prendere visione preliminare delle indicazioni utili alla lettura riportate in basso.*

INDICAZIONI UTILI ALLA LETTURA:

- Il testo si articola in capitoli differenziati con indicatore quadrato **verde** per le nozioni di Fisica di base e **rosso** per le applicazioni medico-biologiche;
- le espressioni formali rilevanti o conclusive sono riportate in riquadri con sfondo arancione;
- gli Esempi con calcoli numerici sono separati dalla trattazione e introdotti alla fine dell'argomento trattato nel paragrafo;
- alla fine di ogni capitolo è riportato un riepilogo delle grandezze fisiche (e loro unità di misura) introdotte nel capitolo;
- alla fine del capitolo sono proposti quesiti e problemi (il cui risultato è riportato in Appendice);
- il testo, le figure e le didascalie adottano la seguente simbologia:
 1. le grandezze vettoriali sono riportate in grassetto (grassetto corsivo solo per posizione, spostamento (o distanze), velocità e accelerazione);
 2. le grandezze scalari o il modulo di vettori sono riportati con carattere normale corsivo.

Indice generale

Capitolo 1

Le grandezze fisiche e la loro misura. Cenni di Geometria e di Analisi matematica

- 1.1 INTRODUZIONE
- 1.2 DEFINIZIONE
DI UNA GRANDEZZA FISICA
E SUE DIMENSIONI
- 1.3 SISTEMI DI UNITÀ DI MISURA E
COSTANTI FONDAMENTALI
- 1.4 GRANDEZZE SCALARI E GRANDEZZE
VETTORIALI
 - 1.4a Somma e differenza di vettori
e prodotti scalare e vettoriale
- Esempio 1.1 Somma di vettori*
 - 1.5 CENNI DI GEOMETRIA
E DI ANALISI MATEMATICA
 - 1.5a Il concetto di funzione
e sua rappresentazione grafica
 - 1.5b La funzione lineare e le sue proprietà
- Esempio 1.2 Moto rettilineo uniforme*
 - 1.5c La funzione esponenziale e le sue
proprietà. La funzione logaritmica
- Esempio 1.3 Sviluppo di colonie batteriche*
 - 1.5d Le funzioni trigonometriche
- Esempio 1.4 Risoluzione di triangoli*
 - 1.6 CENNI DI METODOLOGIA
DELLA MISURA
E DI TEORIA DELL'ERRORE

Capitolo 2

I fondamenti della Meccanica

Parte I: Le basi della Cinematica e della Dinamica traslatoria

- 2.1 INTRODUZIONE
- 2.2 CINEMATICA
 - 2.2a Traiettoria e legge oraria
 - 2.2b Velocità e accelerazione
 - 2.2c Legge oraria di alcuni semplici moti
- Esempio 2.1 Legge oraria: moto rettilineo uniformemente accelerato*
- Esempio 2.2 Moto circolare uniforme*
- 2.3 LE FORZE E LE LEGGI DELLA DINAMICA
 - 2.3a Le forze
 - 2.3b I principi della Dinamica traslatoria
- 2.4 IL TEOREMA DELL'IMPULSO
- Esempio 2.3 Il teorema dell'impulso*

2.5	I CAMPI DI FORZE: IL CAMPO GRAVITAZIONALE	28
<i>Esempio 2.4</i>	<i>Forza gravitazionale tra due protoni nel nucleo dell'atomo</i>	30
<i>Esempio 2.5</i>	<i>2° principio della Dinamica</i>	30
2.6	MASSA, PESO E DENSITÀ	31
RIEPILOGO DI GRANDEZZE FISICHE E UNITÀ DI MISURA		32
PROBLEMI		32
Capitolo 3		
I fondamenti della Meccanica		
Parte II: Applicazioni della Dinamica traslatoria		
3.1	INTRODUZIONE	33
3.2	DALLE FORZE ALLA LEGGE ORARIA	33
3.2a	Moto inerziale in assenza di forze	34
3.2b	Moto in un campo di forze uniforme	34
<i>Esempio 3.1</i>	<i>Moto parabolico</i>	35
3.2c	Moto in un campo di forze elastiche (moto armonico)	35
3.3	LAVORO, ENERGIA, POTENZA E RENDIMENTO	36
3.3a	Energia cinetica e teorema dell'energia cinetica	37
3.3b	Campi conservativi, energia potenziale e conservazione dell'energia meccanica	38
3.3c	Potenza e rendimento	40
<i>Esempio 3.2</i>	<i>Conservazione dell'energia meccanica</i>	41
RIEPILOGO DI GRANDEZZE FISICHE E UNITÀ DI MISURA		41
PROBLEMI		41

Capitolo 4

I fondamenti della Meccanica

Parte III: Elementi di Statica e di Dinamica rotatoria. Corpi deformabili e attrito

17	4.1	INTRODUZIONE	43
17	4.2	EQUILIBRIO DI UN CORPO RIGIDO	43
18	4.3	I VINCOLI E LE LEVE	45
18	4.4	CENTRO DI MASSA E BARICENTRO	47
20	4.5	CENNI DI DINAMICA DEL CORPO RIGIDO (TRASLATORIA E ROTATORIA)	48
23	<i>Esempio 4.1</i>	<i>Conservazione del momento angolare</i>	50
23	4.6	ELASTICITÀ E LEGGE DI HOOKE	50
24	4.7	LE FORZE DI ATTRITO	52
24	<i>Esempio 4.2</i>	<i>Forze di attrito su un'autovettura in curva</i>	53
24	RIEPILOGO DI GRANDEZZE FISICHE E UNITÀ DI MISURA		53
27	PROBLEMI		54
28			

Capitolo 5

Biomeccanica

5.1	INTRODUZIONE	55
5.2	EQUILIBRIO DI ARTICOLAZIONI	55
<i>Esempio 5.1</i>	<i>Equilibrio dell'anca con ausilio del bastone</i>	58
5.3	LE LEVE DEL CORPO UMANO	59
<i>Esempio 5.2</i>	<i>Equilibrio del piede in sollevamento</i>	61
5.4	CARRUCOLE E PULEGGE IN MEDICINA	61
5.5	LEGGE DI HOOKE APPLICATA A FRATTURE OSSEE	62
<i>Esempio 5.3</i>	<i>Sforzo compressivo nella caduta</i>	63
5.6	LA MECCANICA DELLA LOCOMOZIONE	63
RIEPILOGO DI GRANDEZZE FISICHE E UNITÀ DI MISURA		66
PROBLEMI		66

Capitolo 6

Meccanica dei fluidi

6.1	INTRODUZIONE	67
<i>Esempio 6.1</i>	<i>Forza di pressione relativa</i>	68
6.2	EQUILIBRIO NEI FLUIDI (GAS E LIQUIDI)	68
<i>Esempio 6.2</i>	<i>Spinta di Archimede su un iceberg</i>	70
<i>Esempio 6.3</i>	<i>Pressione idrostatica</i>	70
6.3	IL MOTO DEI FLUIDI: PORTATA ED EQUAZIONE DI CONTINUITÀ	71
<i>Esempio 6.4</i>	<i>Potenza da caduta d'acqua</i>	72
6.4	FLUIDI NON VISCOSI: IL TEOREMA DI BERNOULLI	72
6.5	FLUIDI VISCOSI: MOTO LAMINARE E MOTO TURBOLENTO	73
6.6	FORZE DI COESIONE E TENSIONE SUPERFICIALE	76
6.7	APPLICAZIONI DELLA TENSIONE SUPERFICIALE	79
6.7a	Contatto fluido-superficie solida	79
6.7b	Flottazione	79
6.7c	Liquidi tensioattivi	80
6.7d	Fenomeni di capillarità	80
<i>Esempio 6.5</i>	<i>Galleggiamento di un insetto</i>	81
6.8	TENSIONE ELASTICA DI UNA MEMBRANA E FORMULA DI LAPLACE	81
RIEPILOGO DI GRANDEZZE FISICHE E UNITÀ DI MISURA		83
PROBLEMI		83

Capitolo 7

Meccanica dei fluidi nei sistemi biologici

7.1	INTRODUZIONE	85
7.2	IL CIRCUITO IDRODINAMICO DEL SANGUE	86
7.2a	Portata dei vasi e velocità del sangue	86
7.2b	Applicazioni del teorema di Bernoulli	89
7.2c	Misure di flusso	90
<i>Esempio 7.1</i>	<i>Velocità del sangue</i>	90
7.3	VISCOSITÀ DEL SANGUE	91
7.3a	Composizione del sangue	91
7.3b	Comportamento viscoso normale	91
7.3c	Anomalie della viscosità del sangue	92
7.4	RESISTENZA DEI VASI E VARIAZIONE DI PRESSIONE NEL SISTEMA CIRCOLATORIO	94
7.4a	Resistenza dei vasi	94
7.4b	Effetto della pressione idrostatica	95
7.5	LAVORO E POTENZA CARDIACA	97
7.5a	La pompa cardiaca	97
7.5b	Il ciclo cardiaco	98
7.6	MISURA DELLA PRESSIONE DEL SANGUE	100
RIEPILOGO DI GRANDEZZE FISICHE E UNITÀ DI MISURA		102
PROBLEMI		102

Capitolo 8

Distensibilità e pulsatilità

8.1	INTRODUZIONE	103
8.2	APPLICAZIONI DELLA TENSIONE SUPERFICIALE AI SISTEMI BIOLOGICI: EMBOLIA GASSOSA	103
8.3	CARATTERISTICHE ELASTICHE DELLE PARETI DEI VASI	104
8.4	RAGGIO DI EQUILIBRIO DEI VASI	104
8.5	EFFETTI IDRODINAMICI DELLA DISTENSIBILITÀ DEI VASI	106
8.5a	Considerazioni generali	106
8.5b	Moto pulsatile e impedenza meccanica	109
8.6	FORMULA DI LAPLACE E FUNZIONALITÀ CARDIACA	110
RIEPILOGO DI GRANDEZZE FISICHE E UNITÀ DI MISURA		112
PROBLEMI		112

Capitolo 9

Trasporto in regime viscoso

9.1	INTRODUZIONE	113
9.2	SEDIMENTAZIONE	114
9.3	ELETTROFORESI	116
9.4	CENTRIFUGAZIONE	118
9.5	CENTRIFUGHE PREPARATIVE E CENTRIFUGHE ANALITICHE	120
RIEPILOGO DI GRANDEZZE FISICHE E UNITÀ DI MISURA PROBLEMI		121

11.2 MECCANISMI DI TRASMISSIONE

DEL CALORE	141
11.2a Convezione del calore	141
11.2b Conduzione del calore	142
<i>Esempio 11.1 Conduzione di calore e variazione di entropia</i>	143
11.2c L'irraggiamento termico	143
<i>Esempio 11.2 Irraggiamento del corpo umano</i>	146
11.3 METABOLISMO BASALE	146
11.4 TERMOREGOLAZIONE DEGLI ANIMALI A SANGUE CALDO	147
11.4a Umidità ambiente	148
RIEPILOGO DI GRANDEZZE FISICHE E UNITÀ DI MISURA PROBLEMI	149
	150

Capitolo 10

Termologia e Termodinamica

10.1	INTRODUZIONE	123
10.2	SISTEMA E STATO TERMODINAMICO	124
10.3	TEMPERATURA E SCALE TERMODINAMICHE	124
10.4	ENERGIA INTERNA	126
10.5	CALORE E CALORE SPECIFICO	126
<i>Esempio 10.1 Equilibrio termico</i>	129	
10.6	IL LAVORO IN TERMODINAMICA	129
10.7	TRASFORMAZIONI TERMODINAMICHE	130
10.8	LA CONSERVAZIONE DELL'ENERGIA IN TERMODINAMICA: PRIMO PRINCIPIO DELLA TERMODINAMICA	132
10.9	I GAS PERFETTI	133
<i>Esempio 10.2 Riduzione a condizioni NTP</i>	135	
10.10	I GAS REALI	136
10.11	ENTALPIA	137
10.12	IL SECONDO PRINCIPIO DELLA TERMODINAMICA. ENTROPIA ED ENERGIA LIBERA	138
<i>Esempio 10.3 Variazione di entropia</i>	140	
RIEPILOGO DI GRANDEZZE FISICHE E UNITÀ DI MISURA PROBLEMI		140

Capitolo 11

Termodinamica nei sistemi biologici

11.1	INTRODUZIONE	141
------	--------------	-----

Capitolo 12

Fenomeni ondulatori

12.1	INTRODUZIONE	151
12.2	LE ONDE	151
12.3	MOTO ARMONICO E OSCILLATORE ARMONICO	154
<i>Esempio 12.1 Vibrazione di una corda</i>	156	
12.4	OSCILLAZIONI SMORZATE E FORZATE	156
12.5	ANALISI DI FOURIER	157
12.6	RIFLESSIONE, RIFRAZIONE E RIFLESSIONE TOTALE	158
12.7	EFFETTO DOPPLER	159
<i>Esempio 12.2 Suono da una sirena su un'automobile</i>	161	
12.8	POLARIZZAZIONE DELLE ONDE TRASVERSALI	161
RIEPILOGO DI GRANDEZZE FISICHE E UNITÀ DI MISURA PROBLEMI	162	
	162	

Capitolo 13

Fisica delle onde elastiche e applicazioni biomediche

13.1	INTRODUZIONE	163
13.2	IL SUONO	163
13.3	PROPAGAZIONE DELLE ONDE SONORE	164
13.3a	Pressione sonora	164
13.3b	Intensità sonora e direzionalità del suono	165
<i>Esempio 13.1 Suono da un altoparlante</i>	166	
<i>Esempio 13.2 Intensità sonora a NTP</i>	167	
<i>Esempio 13.3 Massima pressione sonora tollerabile</i>	167	

13.4	LIVELLI DI SENSAZIONE SONORA	168	15.4	DISTRIBUZIONI DI CARICHE ELETTRICHE: DIPOLI ELETTRICI	213
<i>Esempio 13.4 Sensibilità sonora dell'orecchio</i>		171	15.5	LA CAPACITÀ DI UN CONDUTTORE. IL CONDENSATORE	214
13.5	LA RICEZIONE DI ONDE ELASTICHE NEI SISTEMI BIOLOGICI	171	15.6	LA CORRENTE ELETTRICA E LE LEGGI DI OHM	217
13.6	LA FONAZIONE	174	15.7	SOLUZIONI ELETROLITICHE E DISSOCIAZIONE ELETROLITICA	220
13.7	LO STETOSCOPIO	175	<i>Esempio 15.2 Soluzioni elettrolitiche</i>	221	
13.8	IMPIEGO DEGLI ULTRASUONI IN MEDICINA	176	<i>Esempio 15.3 Concentrazione di ioni idrogeno nell'acqua pura e pH</i>	222	
	13.8a Gli ultrasuoni nella terapia medica	178			
	13.8b Gli ultrasuoni nella diagnostica medica	178	15.8	EFFETTO TERMICO DELLA CORRENTE ELETTRICA	222
<i>Esempio 13.5 Flussimetria Doppler</i>		180			
RIEPILOGO DI GRANDEZZE FISICHE E UNITÀ DI MISURA		180	RIEPILOGO DI GRANDEZZE FISICHE E UNITÀ DI MISURA	223	
PROBLEMI		181	PROBLEMI	223	

Capitolo 14

Diffusione, filtrazione e osmosi

14.1	INTRODUZIONE	183
14.2	LE MEMBRANE NEI SISTEMI BIOLOGICI	184
14.3	IL FENOMENO DELLA DIFFUSIONE	187
14.4	DIFFUSIONE LIBERA E ATTRAVERSO MEMBRANE	189
<i>Esempio 14.1 Numero di pori e superfici di membrane biologiche (capillare e alveolare)</i>	193	
14.5	LA FILTRAZIONE	193
14.6	EQUILIBRI GAS-LIQUIDO	195
14.7	MEMBRANE SEMIPERMEABILI ED EQUILIBRI OSMOTICI	197
14.8	LAVORO OSMOTICO E POTENZIALE CHIMICO	201
14.9	EQUILIBRI OSMOTICI NEI SISTEMI BIOLOGICI	202
<i>Esempio 14.2 Accumulo di liquidi nei tessuti (edema)</i>	206	
<i>Esempio 14.3 Lavoro osmotico per concentrare l'urea e metabolismo renale</i>	207	
RIEPILOGO DI GRANDEZZE FISICHE E UNITÀ DI MISURA		207
PROBLEMI		208

Capitolo 16

Fenomeni elettrici nei sistemi biologici

16.1	INTRODUZIONE	225
16.2	FLUSSI ELETROCHIMICI	226
16.3	POTENZIALI ED EQUILIBRI ELETROCHIMICI	227
16.4	LA MEMBRANA CAPILLARE	228
16.5	LA MEMBRANA CELLULARE: POTENZIALE DI RIPOSO E MECCANISMI DI TRASPORTO PASSIVO	230
16.6	LA POMPA SODIO-POTASSIO	233
<i>Esempio 16.1 Rapporto P_{Na}/P_K in cellule eccitabili</i>	234	
16.7	LE ATTIVITÀ BIOELETTRICHE NEI SISTEMI BIOLOGICI	235
16.8	IL POTENZIALE D'AZIONE	236
16.9	LA PROPAGAZIONE DEL POTENZIALE D'AZIONE	239
16.10	TRACCIATI ECG, EEG ED EMG	242
RIEPILOGO DI GRANDEZZE FISICHE E UNITÀ DI MISURA		243
PROBLEMI		243

Capitolo 15

Fenomeni elettrici

15.1	INTRODUZIONE	209
15.2	CARICA ELETTRICA E FORZA DI COULOMB	209
<i>Esempio 15.1 Repulsione elettrostatica tra protoni</i>	211	
15.3	IL CAMPO ELETTRICO E IL POTENZIALE ELETTROSTATICO	211

Capitolo 17

Elettromagnetismo

17.1	INTRODUZIONE	245
17.2	IL CAMPO MAGNETICO	245
<i>Esempio 17.1 Intensità del campo di forza magnetico</i>	248	
17.3	LA FORZA DI LORENTZ E IL MOTO DI UNA PARTICELLA CARICA IN UN CAMPO MAGNETICO UNIFORME	248

17.4	MOMENTI MAGNETICI E PROPRIETÀ MAGNETICHE DELLA MATERIA	249
<i>Esempio 17.2 Campo magnetico di una bobina</i>		<i>251</i>
17.5	FLUSSO DI CAMPO MAGNETICO E INDUZIONE ELETTRONAGNETICA	252
17.6	FENOMENO DELL'AUTOINDUZIONE E CIRCUITI IN CORRENTE ALTERNATA	252
17.7	IL TRASFORMATORE	255
<i>Esempio 17.3 Circuito RLC</i>		<i>255</i>
<i>Esempio 17.4 Applicazione del trasformatore: il defibrillatore cardiaco</i>		<i>255</i>
17.8	LE ONDE ELETTRONAGNETICHE	256
17.9	EMISSIONE E ASSORBIMENTO DELLE ONDE ELETTRONAGNETICHE	258
RIEPILOGO DI GRANDEZZE FISICHE E UNITÀ DI MISURA PROBLEMI		260 260

<i>Esempio 19.1 Misura della concentrazione con il polarimetro</i>	<i>283</i>	
19.3	ASSORBIMENTO OTTICO E SPETTROFOTOMETRIA	283
19.4	IL MICROSCOPIO	285
19.4a	Il microscopio semplice	285
<i>Esempio 19.2 Lente di ingrandimento</i>	<i>286</i>	
19.4b	Il microscopio composto	286
19.5	LE FIBRE OTTICHE E LA LORO UTILIZZAZIONE IN DIAGNOSTICA MEDICA	289
19.6	L'OCCHIO E IL SUO POTERE SEPARATORE	290
19.6a	Descrizione anatomica	290
19.6b	L'occhio come sistema ottico	291
19.6c	Acuità visiva	293
19.7	I DIFETTI OTTICI DELL'OCCHIO	293
<i>Esempio 19.3 Difetto da punto remoto</i>	<i>295</i>	
<i>Esempio 19.4 Difetto da punto prossimo</i>	<i>295</i>	
19.8	IL MECCANISMO DELLA VISIONE E LA PERCEZIONE DEI COLORI	295
19.8a	La retina	295
19.8b	I fotorecettori e le cellule elaboratrici	297
19.8c	Il meccanismo della visione	299
<i>Esempio 19.5 Massima distanza di visibilità</i>	<i>300</i>	
19.8d	Il triangolo del colore e la visione cromatica	301
<i>Esempio 19.6 Il triangolo del colore</i>	<i>303</i>	
RIEPILOGO DI GRANDEZZE FISICHE E UNITÀ DI MISURA PROBLEMI		304 304

18.1	INTRODUZIONE	261
18.2	LE ONDE ELETTRONAGNETICHE	261
18.3	LA DIFFRAZIONE DELLA LUCE	263
18.4	IL PRISMA E LA DISPERSIONE DELLA LUCE	265
<i>Esempio 18.1 Rifrazione nel vetro</i>		<i>267</i>
<i>Esempio 18.2 Angolo limite</i>		<i>267</i>
18.5	LA POLARIZZAZIONE DELLA LUCE	268
18.6	LA LUCE COERENTE	270
18.7	IL DIOTTRO	270
18.8	LE LENTI SOTTILI	273
<i>Esempio 18.3 Lente sottile in aria e in acqua</i>		<i>275</i>
<i>Esempio 18.4 Potere diottico della cornea e del cristallino</i>		<i>276</i>
18.8a	Costruzione dell'immagine da una lente sottile	276
18.8b	Ingrandimento lineare	277
18.9	DIFETTI DELLE LENTI: ABERRAZIONI	278
NOTA 18.1 Inversione destra-sinistra		278
RIEPILOGO DI GRANDEZZE FISICHE E UNITÀ DI MISURA PROBLEMI		279 279

Capitolo 20

Materia e radiazioni

20.1	INTRODUZIONE	305
20.2	GLI ATOMI	305
20.3	LA MECCANICA ONDULATORIA	308
20.4	LA STRUTTURA ATOMICA E MOLECOLARE. GLI STATI DELLA MATERIA	308
20.5	LA RADIAZIONE ELETTRONAGNETICA	311
20.6	I NUCLEI E LE FORZE NUCLEARI	312
20.7	LA RADIOATTIVITÀ	313
20.8	LA LEGGE DEL DECADIMENTO RADIOATTIVO	314
<i>Esempio 20.1 Decadimento radioattivo del cobalto-60</i>		<i>316</i>
20.9	ASSORBIMENTO DELLE RADIAZIONI NELLA MATERIA	316
RIEPILOGO DI GRANDEZZE FISICHE E UNITÀ DI MISURA PROBLEMI		316 316

Capitolo 18

Ottica fisica e Ottica geometrica

18.1	INTRODUZIONE	261
18.2	LE ONDE ELETTRONAGNETICHE	261
18.3	LA DIFFRAZIONE DELLA LUCE	263
18.4	IL PRISMA E LA DISPERSIONE DELLA LUCE	265
<i>Esempio 18.1 Rifrazione nel vetro</i>		<i>267</i>
<i>Esempio 18.2 Angolo limite</i>		<i>267</i>
18.5	LA POLARIZZAZIONE DELLA LUCE	268
18.6	LA LUCE COERENTE	270
18.7	IL DIOTTRO	270
18.8	LE LENTI SOTTILI	273
<i>Esempio 18.3 Lente sottile in aria e in acqua</i>		<i>275</i>
<i>Esempio 18.4 Potere diottico della cornea e del cristallino</i>		<i>276</i>
18.8a	Costruzione dell'immagine da una lente sottile	276
18.8b	Ingrandimento lineare	277
18.9	DIFETTI DELLE LENTI: ABERRAZIONI	278
NOTA 18.1 Inversione destra-sinistra		278
RIEPILOGO DI GRANDEZZE FISICHE E UNITÀ DI MISURA PROBLEMI		279 279

Capitolo 19

La strumentazione ottica in Medicina e la funzione visiva

19.1	INTRODUZIONE	281
19.2	LA LUCE POLARIZZATA E IL POTERE ROTATORIO	281

Capitolo 21

Le radiazioni elettromagnetiche in Medicina

21.1	INTRODUZIONE	317	22.3a	Effetti biologici macroscopici della radiazione ionizzante	342
21.2	LA RADIAZIONE ELETTROMAGNETICA E L'EMISSIONE TERMICA	317	<i>Esempio 22.1 Avvelenamento da polonio radioattivo (il caso Litvinenko)</i>	342	
21.3	ONDE ELETTROMAGNETICHE IN MEDICINA	319	<i>Esempio 22.2 Effetto termico della radiazione ionizzante</i>	343	
	21.3a Campi elettromagnetici a bassa frequenza, radiofrequenza e microonde	319	22.3b Sterilizzazione mediante radiazioni ionizzanti	343	
	21.3b Microonde in Medicina	320	22.4 RADIAZIONI IONIZZANTI IN RADIODIAGNOSTICA	343	
	21.3c La radiazione infrarossa	320	22.4a Radiodiagnistica da esposizione a raggi X	343	
	21.3d La radiazione visibile. Dispositivi laser in Medicina	321	22.4b Radiodiagnistica con l'impiego di radionuclidi	345	
	21.3e I raggi ultravioletti	322	<i>Esempio 22.3 Periodo di dimezzamento effettivo</i>	346	
	21.3f Effetti biologici dei raggi ultravioletti	324	22.4c Immagini tomografiche: introduzione e ricostruzione	347	
	<i>Esempio 21.1 Emissione di UVA</i>	325	<i>Esempio 22.4 Proiezioni tomografiche</i>	349	
21.4	I RAGGI X E LA LORO PRODUZIONE	325	22.4d Tomografie Computerizzate ai raggi X (TC)	349	
	21.4a Il tubo a raggi X	325	22.4e Tomografie SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) e PET (Positron Emission Tomography)	352	
	21.4b Produzione e spettro dei raggi X	327	22.4f Tomografie a risonanza magnetica (RM)	355	
	<i>Esempio 21.2 Produzione di raggi X</i>	328	<i>Esempio 22.5 Energia assorbita nella RM</i>	358	
21.5	I RAGGI X IN DIAGNOSTICA MEDICA	328	22.5 RADIAZIONI IONIZZANTI IN RADIOTERAPIA	359	
	21.5a Assorbimento dei raggi X	329	22.5a Premessa	359	
	21.5b L'immagine radiologica	331	22.5b Radioterapia convenzionale e adroterapia	359	
21.6	LA RADIAZIONE GAMMA	332	22.6 LA RADIAZIONE IONIZZANTE NELL'AMBIENTE	363	
	RIEPILOGO DI GRANDEZZE FISICHE E UNITÀ DI MISURA	332	22.6a La radiazione naturale	363	
	PROBLEMI	332	22.6b La radiazione naturale da attività umana (antropica)	364	

Capitolo 22

Le radiazioni ionizzanti: radiodiagnistica, radioterapia e radioprotezione

22.1	INTRODUZIONE: LA IONIZZAZIONE	333	22.7	CENNI DI RADIOPROTEZIONE	364
22.2	ASSORBIMENTO DELLA RADIAZIONE IONIZZANTE NELLA MATERIA (CORPUSCOLARE, X E GAMMA)	333	22.7a	Principi fondamentali di radioprotezione	365
	22.2a Dosimetria	334	22.7b	Misure di tutela	366
	22.2b Assorbimento dei fotoni gamma	336	22.7c	Altri aspetti di radioprotezione	367
	22.2c Assorbimento della radiazione corpuscolare	337	RIEPILOGO DI GRANDEZZE FISICHE E UNITÀ DI MISURA	368	
	22.2d Confronto fra diverse radiazioni	338	PROBLEMI	368	
22.3	EFFETTI BIOLOGICI DELLE RADIAZIONI IONIZZANTI	339	APPENDICE		
			Risposte ai problemi	A-1	
			Indice analitico	I-1	

4

I fondamenti della Meccanica

Parte III: Elementi di Statica e di Dinamica rotatoria. Corpi deformabili e attrito.

4.1

INTRODUZIONE

In questo capitolo vengono svolte le principali nozioni di **Statica** (dei corpi rigidi e dei corpi deformabili), indispensabili per stabilire lo stato di equilibrio delle articolazioni e le modalità di frattura delle strutture ossee, e i principali aspetti della **Dinamica rotatoria**, che, in aggiunta alla **Dinamica traslatoria** (trattata nei capitoli precedenti), permette di comprendere alcuni fenomeni biologici come le fratture e la deambulazione (Capitolo 5).

È opportuno rilevare che la Dinamica rotatoria diventa importante solo in determinati casi, poiché le energie di rotazione sono trascurabili rispetto a quelle di traslazione: infatti è molto più facile porre in rotazione un corpo che porlo in moto di traslazione, come risulta evidente dai moti dimostrativi dei corpi in assenza di peso sulla Stazione Spaziale Internazionale.

Infine, come già scritto nell'introduzione del primo capitolo, questo capitolo termina svolgendo alcune nozioni relative ai corpi deformabili e alle forze di attrito, nozioni indispensabili alla comprensione delle applicazioni della Meccanica ai sistemi biologici (Capitolo 5).

4.2

EQUILIBRIO DI UN CORPO RIGIDO

Prima di considerare le condizioni di equilibrio dei corpi, introduciamo la definizione di *momento di una forza rispetto ad un punto O*. Consideriamo un corpo rigido, cioè che non si possa deformare, quale che sia l'entità delle forze che agiscono su di esso, sul quale agisce una forza F applicata nel punto A e un punto O qualsiasi, come mostrato in Figura 4.1. Si definisce **momento M di una forza rispetto al punto O** il prodotto vettoriale:

$$\mathbf{M} = \overline{\mathbf{AO}} \wedge \mathbf{F} \quad (4.1)$$

dove $\overline{\mathbf{OA}}$ è il vettore distanza diretto da O ad A. Il modulo del vettore \mathbf{M} è fornito da:

$$M = F \overline{AO} \sin \phi = F b \quad (4.2)$$

dove abbiamo indicato con ϕ l'angolo fra i vettori e con b la distanza della retta d'azione della forza F dal punto O (Figura 4.1); b prende il nome di braccio della forza rispetto al punto O. Dalla definizione di prodotto vettoriale (§1.4a),

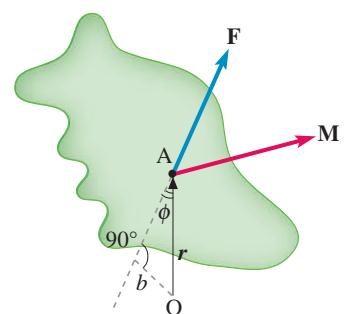


Figura 4.1

Momento \mathbf{M} della forza \mathbf{F} rispetto al punto arbitrario O.

osservando la Figura 1.9 e immaginando che il punto O sia fisso e che A sia rigidamente collegato ad O, si vede che solo nel caso in cui il momento della forza è diverso da zero (cioè $b \neq 0$ e $\sin \phi \neq 0$), la forza tende a produrre una rotazione di A intorno ad O. Dalla definizione, il momento di una forza si misura nel Sistema Internazionale in **newton metro** (N m). Il momento di una forza, quindi, possiede le stesse dimensioni del lavoro meccanico. Per distinguere le due grandezze il lavoro meccanico viene misurato sempre in joule (J), il momento di una forza in newton metro (N m).

Limitiamoci ora a considerare le condizioni di equilibrio di *un punto materiale* sottoposto a più forze e di *un corpo non puntiforme*, ma supposto *rigido*, sotto l'azione di forze ad esso applicate.

La **condizione di equilibrio per un punto materiale** è che la somma vettoriale di tutte le forze ad esso applicate dia luogo ad una risultante \mathbf{R} nulla, cioè ad una forza di modulo zero¹:

Equilibrio traslazionale

$$\mathbf{F}_1 + \mathbf{F}_2 + \mathbf{F}_3 + \dots = \sum_i \mathbf{F}_i = \mathbf{R} = 0. \quad (4.3)$$

Equilibrio rotazionale

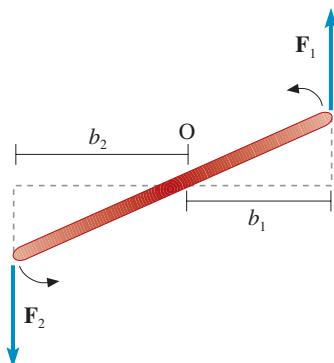


Figura 4.2

Pur essendo soddisfatta la condizione di equilibrio traslazionale $\mathbf{F}_1 = -\mathbf{F}_2$, l'asta possiede un momento diverso da zero:

$$M = F_1 b_1 + F_2 b_2,$$

che ne causa la rotazione.

Nel caso invece che si tratti di un *corpo rigido di dimensioni finite*, la condizione (4.3) non è più sufficiente per assicurare l'equilibrio del corpo, perché questo potrebbe compiere dei moti rotatori, come nel caso di due forze uguali ed opposte, ma aventi rette d'azione parallele (Figura 4.2). Alla condizione (4.3), detta di **equilibrio traslazionale**, bisogna aggiungere la condizione che la risultante \mathbf{M}_T dei momenti di tutte le forze applicate al corpo, calcolati rispetto ad un unico punto O *arbitrario* (Figura 4.3), sia pure essa nulla (condizione di **equilibrio rotazionale**):

$$\mathbf{M}_1 + \mathbf{M}_2 + \mathbf{M}_3 + \dots = \sum_i \mathbf{M}_i = \mathbf{M}_T = 0. \quad (4.4)$$

Le due condizioni di equilibrio per i corpi rigidi (4.3) e (4.4) sono relazioni vettoriali, le quali, tramite le componenti lungo x, y e z dei vettori, corrispondono a $3 + 3 = 6$ relazioni scalari, che devono essere contemporaneamente soddisfatte per poter garantire l'equilibrio, come si vedrà in un caso particolare nel §5.2.

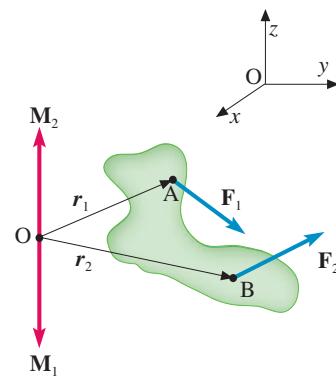


Figura 4.3

L'equilibrio del corpo è soddisfatto se:

$$\mathbf{F}_1 + \mathbf{F}_2 = 0 \text{ e } \mathbf{M}_1 + \mathbf{M}_2 = \overline{OA} \wedge \mathbf{F}_1 + \overline{OB} \wedge \mathbf{F}_2 = \mathbf{r}_1 \wedge \mathbf{F}_1 + \mathbf{r}_2 \wedge \mathbf{F}_2 = 0.$$

¹ Il simbolo \sum_i rappresenta la somma di tutti gli elementi di indice i.

4.3

I VINCOLI E LE LEVE

Può accadere che la mobilità di un corpo sia limitata dalla presenza di qualche *vincolo*. I vincoli fissi ideali sono elementi che non si spostano, né si deformano sotto l'azione di forze. Ne è un esempio pratico il **piano orizzontale** su cui è poggiato un corpo: la forza peso che agisce sul corpo è bilanciata dalla **forza di reazione del vincolo**, uguale ed opposta, per cui il corpo resta in equilibrio (Figura 4.4). Altri esempi sono gli assi di rotazione di pendoli, ruote, eliche e così via.

Nel caso particolare in cui il corpo rigido sia vincolato in *un punto*, le condizioni di equilibrio sono semplificate. Infatti la risultante **R** delle forze del corpo potrà essere sempre in teoria equilibrata dalla reazione del vincolo. Questo significa semplicemente che, se il corpo è vincolato in un punto, la condizione di equilibrio rispetto ad un moto traslatorio è automaticamente soddisfatta. Quindi condizione necessaria e sufficiente per l'equilibrio di un corpo vincolato in un punto è la sola condizione (4.4) di equilibrio rotazionale.

Se il corpo è invece libero di ruotare intorno ad un asse fisso, condizione necessaria e sufficiente per l'equilibrio è che sia nulla la somma vettoriale delle proiezioni sull'asse di rotazione dei momenti delle forze applicate al corpo.

Un'asta rigida, chiamata **leva**, girevole intorno ad un asse perpendicolare all'asta stessa, detto **fulcro**, è il sistema meccanico (o macchina) più semplice mediante il quale è possibile fare equilibrio con una forza F_m , detta motrice, applicata a uno dei suoi punti (M), ad un'altra forza F_r , detta resistente, applicata a un altro suo punto (R), come mostrato nelle Figura 4.5. Nella semplice ipotesi che le due forze agiscano in un piano perpendicolare al fulcro (Figura 4.5), l'equilibrio si ottiene quando i momenti delle due forze sono uguali ed opposti, cioè quando:

$$b_m F_m - b_r F_r = 0,$$

da cui:

$$b_m F_m = b_r F_r, \quad (4.5)$$

dove b_r e b_m sono rispettivamente i bracci della forza motrice e della forza resistente, eseguendo il calcolo dei momenti rispetto al fulcro (il fulcro è il punto arbitrario O).

Il rapporto adimensionale:

$$G = \frac{F_r}{F_m} = \frac{b_m}{b_r}, \quad (4.6)$$

esprime il **guadagno meccanico** che si può realizzare con la leva.

Come mostrato nelle Figura 4.5, esistono tre tipi di leva a seconda della posizione del fulcro rispetto ai punti di applicazione delle forze.

Con le leve del 1° tipo (Figura 4.5a, fulcro intermedio fra R ed M) si può avere un guadagno sia maggiore sia minore di uno. La pinza è un esempio di leva del primo tipo.

Le leve del 2° tipo (Figura 4.5b, R intermedio fra fulcro ed M) hanno un guadagno sempre maggiore di uno (perciò si dicono vantaggiose). Lo schiaccianoci o la carriola sono tipici esempi di leva del 2° tipo.

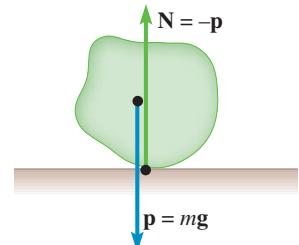
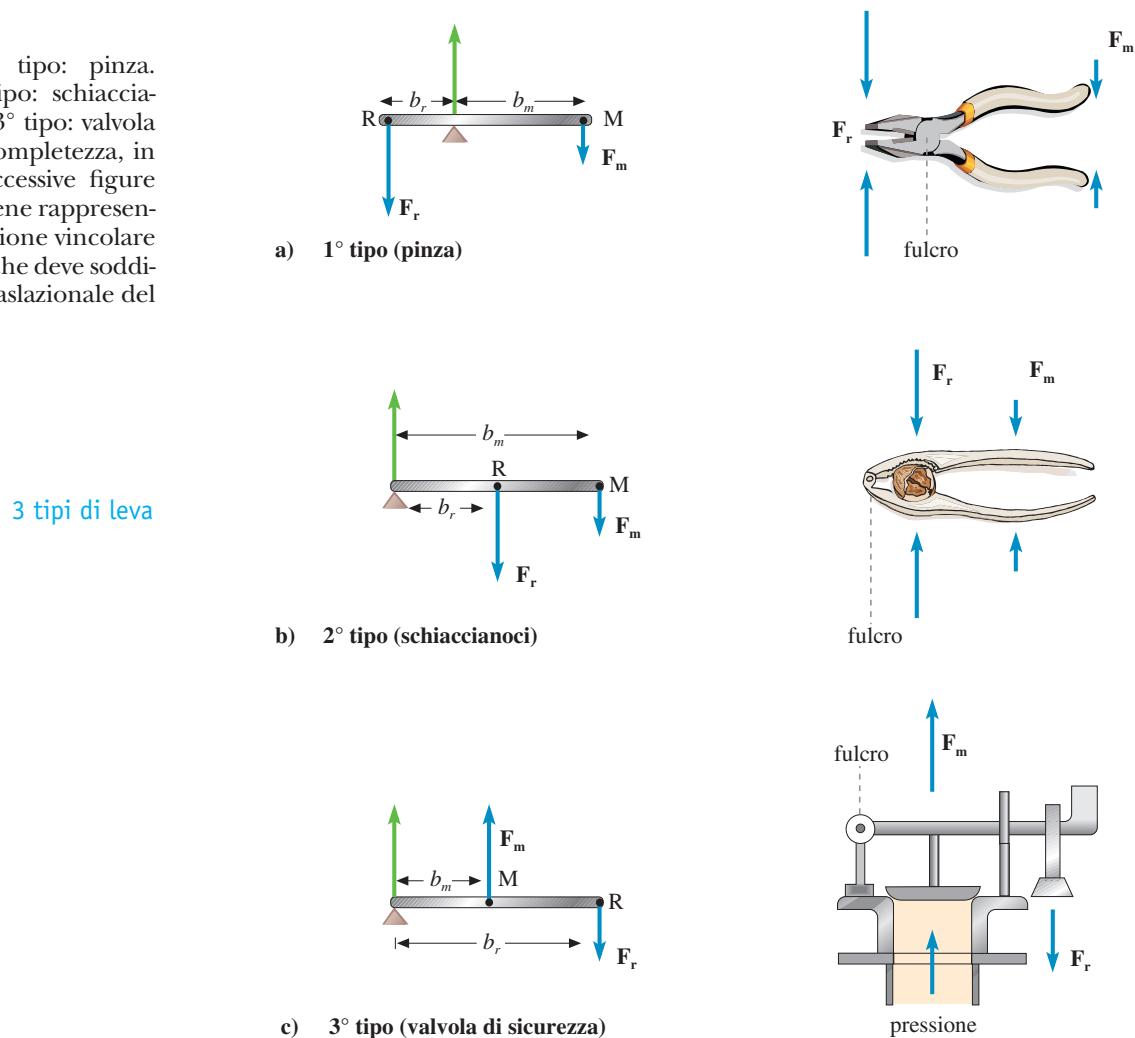


Figura 4.4

Il corpo resta in equilibrio sul piano poiché $\mathbf{P} + \mathbf{N} = 0$ e il momento di ciascuna forza è nullo (prendendo come punto O arbitrario uno dei punti di applicazione di \mathbf{N} e di \mathbf{P}).

Figura 4.5

(a) Leva del 1° tipo: pinza.
 (b) Leva del 2° tipo: schiaccianoci.
 (c) Leva del 3° tipo: valvola di sicurezza. Per completezza, in questa e nelle successive figure relative alle leve, viene rappresentata la forza di reazione vincolare applicata al fulcro che deve soddisfare l'equilibrio traslazionale del sistema.



Nel caso delle leve del 3° tipo (Figura 4.5c, M intermedio fra fulcro ed R), il guadagno G è sempre minore di uno (leve svantaggiose). Ne è un esempio la valvola di sicurezza di tipo meccanico mostrata in Figura 4.5c. Vedremo nel §5.3 alcune applicazioni delle leve al corpo umano.

Un'altra leva del 1° tipo di uso comune è la **carrucola fissa** (Figura 4.6a), dove l'asse di rotazione della carrucola è il fulcro e il suo raggio costituisce i bracci. In vista delle applicazioni biologiche riportate nel §5.3 è opportuno ricordare che una **carrucola** in generale è una macchina semplice adatta al sollevamento di carichi, mentre la **puleggia** è un organo di trasmissione costituito da un disco che ruota intorno al proprio asse.

Come si vede dalla figura, in assenza di forza di tensione della corda T e di forza di attrito carrucola-corda F_A , la forza peso resistente p e la forza motrice F sono uguali e il guadagno (4.6) è uguale a uno. La tensione e la forza di attrito, entrambe opposte alla forza motrice F , in realtà non sono nulle e il guadagno risulta quindi maggiore di uno.

La carrucola mobile (Figura 4.6b) permette di amplificare in modo notevole la forza muscolare, per sollevare ad esempio elementi architettonici come colonne, obelischi e blocchi di marmo e per tirare navi in secca.

Carrucola e puleggia

13

Fisica delle onde elastiche e applicazioni biomediche

13.1

INTRODUZIONE

In questo capitolo vengono svolti i dettagli della propagazione delle onde elastiche nei materiali gassosi, liquidi o solidi, le cui proprietà hanno applicazione in Biologia e Medicina nella formazione e nella rivelazione di suoni da parte dei sistemi biologici, originando un fondamentale mezzo di comunicazione tra gli esseri viventi. Lo sfruttamento delle onde elastiche inoltre ha comportato in Medicina importanti sviluppi tecnologici nei dispositivi diagnostici (ecografie e altro) e terapeutici. Come vedremo, la descrizione delle onde elastiche, in pratica di carattere meccanico, si avvale delle nozioni di Meccanica svolte nei Capitoli 2 e 3.

13.2

IL SUONO

Quando in una regione limitata di un mezzo materiale viene prodotta una piccola deformazione di carattere meccanico, si generano delle forze di reazione che tendono a riportare le particelle del mezzo nella posizione di equilibrio. Se il mezzo materiale è dotato di sufficiente deformabilità, le forze di reazione sono di tipo elastico, cioè proporzionali alla deformazione. Le particelle del mezzo, essendo sottoposte a forze di richiamo di tipo elastico, si muovono quindi di ***moto armonico*** intorno alla posizione di equilibrio. Questo moto vibratorio, come abbiamo visto nel precedente capitolo, si propaga, a causa dell'interazione esistente tra le particelle del mezzo, con una velocità che dipende in generale dalla natura del mezzo, dalla direzione di propagazione, se questo non è isotropo, e dal carattere trasversale o longitudinale della vibrazione. I concetti di suono e di onda sonora sono appunto collegati alla possibilità di percepire, mediante l'organo dell'udito, determinate vibrazioni elastiche.

Il suono dunque consiste nella propagazione di onde meccaniche elastiche nei mezzi materiali. Se il mezzo è un gas o un liquido, le onde sonore sono longitudinali. Nei solidi, invece, si possono avere sia onde trasversali (come nelle corde musicali), sia onde longitudinali. Infine, alle superfici di interfaccia tra mezzi diversi le onde sonore sono sempre trasversali (come negli strumenti musicali a percussione).

L'orecchio umano è in grado di percepire solo onde meccaniche elastiche, che si propagano nell'aria, la cui frequenza sia compresa tra circa 20 Hz e $2 \cdot 10^4$ Hz. È appunto in questo intervallo che le vibrazioni meccaniche sono chiamate ***suoni***; al di fuori di questa gamma di frequenze le vibrazioni elastiche non sono percepibili dall'orecchio umano, pur avendo sempre le stesse caratteristiche

delle onde sonore propriamente dette. Per frequenze superiori ai $2 \cdot 10^4$ Hz le vibrazioni vengono dette **ultrasuoni** e per frequenze inferiori ai 20 Hz sono dette **infrasuoni**.

Poiché la velocità del suono in aria è di circa 344 m/s,¹ la lunghezza delle onde udibili dall'orecchio umano è ricavabile dalla relazione (12.2) e risulta compresa fra 17.2 m e 1.72 cm. A titolo di confronto, la velocità delle onde elastiche nell'acqua è di circa 1450 m/s, mentre nel ferro è di circa 5130 m/s.

È opportuno fare una differenza tra suoni e rumori. Questi ultimi sono dovuti a vibrazioni del tutto irregolari alle quali, come tali, manca un preciso carattere di periodicità. I suoni invece, se sono **puri**, sono dovuti a una vibrazione armonica semplice, mentre, se sono **complessi**, derivano da una sovrapposizione di onde semplici.

Tipici esempi di suoni complessi sono i suoni musicali e i suoni vocali. Mediante l'analisi di Fourier si dimostra che un suono complesso $f(t)$ è scomponibile nella somma (12.10) di un numero finito o infinito di componenti sinusoidali semplici (armoniche). Un suono generico si può quindi considerare come la sovrapposizione di un numero finito o infinito di suoni puri. Il suono puro componente di più bassa frequenza viene chiamato primo armonico o fondamentale, mentre gli altri prendono il nome di armonici superiori e hanno frequenze che sono multiple della frequenza fondamentale.

L'**altezza** di un suono puro dipende dalla *frequenza* delle vibrazioni e aumenta con questa. In un suono complesso la frequenza fondamentale coincide con la periodicità della vibrazione complessa e quindi caratterizza l'altezza del suono.

Il **timbro** del suono dipende dalla *forma* della vibrazione e quindi dal numero e dall'ampiezza delle vibrazioni armoniche semplici che lo compongono.

L'**intensità** di un suono, definita in termini generali nel §12.2, dipende dall'energia trasportata dall'onda sonora e questa, come visto nel §12.3, dipende a sua volta dalla somma dei quadrati delle ampiezze delle vibrazioni semplici componenti il suono complesso. Questa ampiezza è massima in prossimità della sorgente della vibrazione sonora e diminuisce via via che l'onda si allontana da essa, come è evidente nella Figura 12.6, relativa al caso di superfici d'onda sferiche. Torneremo su questo punto nel paragrafo 13.3b.

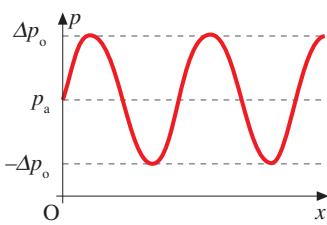
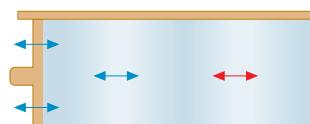


Figura 13.1

Figura schematica di zone di compressione e rarefazione. Nella propagazione di un'onda sonora in un gas, le variazioni di pressione sono determinate dal moto armonico delle molecole del gas. Questo è provocato dallo stantuffo che si muove avanti e indietro di moto armonico.

13.3 PROPAGAZIONE DELLE ONDE SONORE

13.3a Pressione sonora

Le forze elastiche che agiscono sulle particelle di gas (atomi o molecole) ne causano una compressione e quindi anche rarefazioni successive: dunque nei gas la propagazione di una perturbazione oscillatoria dà luogo a zone di compressione e zone di rarefazione (Figura 13.1) per cui, dal punto di vista meccanico, il suono determina anche una variazione della pressione *istantanea*, la quale per suoni semplici segue una legge di tipo sinusoidale simile alla (12.3):

$$\Delta p(t) = \Delta p_0 \sin(\omega t + \phi) \quad (13.1)$$

dove $\Delta p = p - p_a$ è la variazione istantanea della pressione p rispetto alla pressione atmosferica p_a e Δp_0 è l'ampiezza della perturbazione pressoria.

¹ In generale la velocità del suono in aria dipende dalla temperatura.

La funzione $\Delta p(t)$ prende il nome di **pressione sonora istantanea**. La sua variazione sinusoidale, con successive compressioni (pressioni relative positive) e rarefazioni (pressioni relative negative), è in grado, come vedremo, di porre in vibrazione una membrana (come il timpano). In questi paragrafi vogliamo arrivare a individuare una relazione fra l'intensità sonora e la pressione sonora.

Si può dimostrare che si ottiene la seguente relazione fra le relative ampiezze di vibrazione:

$$\Delta p_o = A \omega v d, \quad (13.2)$$

dove A è l'ampiezza della compressione (nel caso sia sinusoidale) (Figura 13.2), v è la velocità dell'onda nel gas, d la densità del gas in questione e dove abbiamo tenuto conto che l'ampiezza della velocità del moto oscillante è data da $A \omega$, come visto nella (12.7).

13.3b Intensità sonora e direzionalità del suono

Riprendiamo ora la nozione di **intensità I** di un'onda sonora, ricordando che essa è stata definita nel precedente capitolo e nel §13.2 come la quantità di energia che attraversa l'area unitaria nell'unità di tempo (oppure come la potenza che attraversa un'area unitaria) e si misura in **watt/m²** (W m⁻²).

Dalla (12.9) possiamo esprimere l'energia totale E trasportata da un'onda sonora come:

$$E = \frac{1}{2} \omega^2 m A^2 = \frac{1}{2} V \omega^2 A^2 d = \frac{1}{2} S v \Delta t d \omega^2 A^2, \quad (13.3)$$

dove abbiamo sostituito m con l'espressione $d \times V$ e dove abbiamo posto $V = S v \Delta t$, poiché attraverso una superficie di area S , perpendicolare alla direzione di propagazione dell'onda, in un intervallo di tempo Δt , passa una quantità di energia pari a quella contenuta nel parallelepipedo di base S e altezza $v \Delta t$ (Figura 13.3), essendo v la velocità con cui l'onda si propaga.

Dividendo la (13.3) per $S \Delta t$ otteniamo l'intensità sonora:

$$I = \frac{E}{S \Delta t} = \frac{1}{2} v d \omega^2 A^2, \quad (13.4)$$

che possiamo scrivere anche in termini di ampiezza di pressione, utilizzando la (13.2):

$$I = \frac{1}{2} \frac{\Delta p_o^2}{v d}, \quad (13.5)$$

da cui:

$$\Delta p_o = \sqrt{2 I v d}. \quad (13.6)$$

Questa è la relazione esistente tra intensità sonora e ampiezza di pressione sonora.

Come abbiamo visto nel capitolo precedente, una vibrazione, come quella sonora, emessa da una sorgente puntiforme si propaga in tutte le direzioni per onde sferiche. L'intensità è quindi la stessa per tutti i punti che si trovano su una

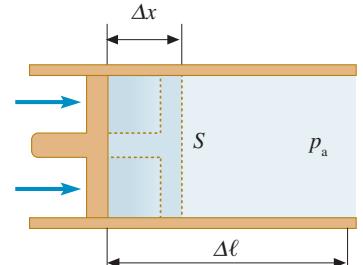


Figura 13.2

Uno stantuffo di sezione S comprime l'aria contenuta nel tubo, che si trova alla pressione atmosferica p_a , originando un'onda di pressione sonora.

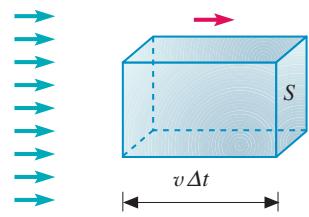


Figura 13.3

Un'onda sonora che si propaga attraverso una superficie S con velocità v percorre, nell'intervallo di tempo Δt , un tratto $v \Delta t$. Il volume attraversato è pertanto $S v \Delta t$.

Intensità sonora

sfera di raggio r e avente per centro la sorgente sonora. Per la conservazione dell'energia, segue che l'intensità sonora su una superficie d'onda sferica è data da:

$$I = \frac{E}{4\pi r^2 \Delta t}, \quad (13.7)$$

per cui I diminuisce con il quadrato della distanza tra sorgente sonora e superficie considerata. Ne segue che due punti, distanti r_1 e r_2 da una sorgente sonora puntiforme, sono investiti rispettivamente da intensità I_1 e I_2 date dal rapporto:

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{r_2^2}{r_1^2}. \quad (13.8)$$

La soglia del dolore, per l'orecchio umano, corrisponde a un'intensità sonora di circa 1 W/m^2 , circa uguale all'intensità sonora di un martello pneumatico che si trova a 1 metro di distanza dall'orecchio. Dalla (13.8) risulta che, per avere sull'orecchio un'intensità sonora pari a un ambiente acusticamente tranquillo (10^{-6} W/m^2), occorre trovarsi a una distanza dal martello pneumatico non inferiore a 1 km, quando è in funzione.

Direzionalità

Un'altra importante caratteristica della propagazione sonora consiste nella dipendenza della **direzionalità** del suono dalla sua **frequenza**: più elevata è la frequenza tanto maggiore è la collimazione dell'onda sonora emessa dalla sorgente. Per questo motivo è possibile ottenere immagini ecografiche mediante ultrasuoni, cioè suoni ad elevatissima frequenza (1–10 MHz), che si propagano praticamente come un sottile raggio sonoro emesso dalla sorgente.

ESEMPIO 13.1

Suono da un altoparlante

L'altoparlante a bassa frequenza di un impianto stereo (Figura 13.4) ha una superficie di 0.06 m^2 e produce 1 W di potenza acustica. Calcolare: (1) l'intensità nelle immediate vicinanze dell'altoparlante e (2) a quale distanza da esso l'intensità misurata risulterebbe di 0.2 W m^{-2} , se l'altoparlante emettesse uniformemente i suoni nell'emisfera che sta davanti ad esso.

Soluzione (1) Presso l'altoparlante l'intensità sarà:

$$I = \frac{W}{S} = \frac{1 \text{ W}}{0.06 \text{ m}^2} = 16.7 \text{ W m}^{-2}.$$

(2) Alla distanza r dall'altoparlante, l'onda sonora si è propagata su un'emisfera la cui area è $0.5 (4\pi r^2)$ (Figura 13.4) e quindi $I = W / 2\pi r^2$, da cui si ottiene il valore di r al quale si ha $I = 0.2 \text{ W m}^{-2}$:

$$r = \sqrt{\frac{W}{2\pi I}} = \sqrt{\frac{1 \text{ watt}}{2\pi 0.2 \text{ W m}^{-2}}} = 0.89 \text{ m}.$$

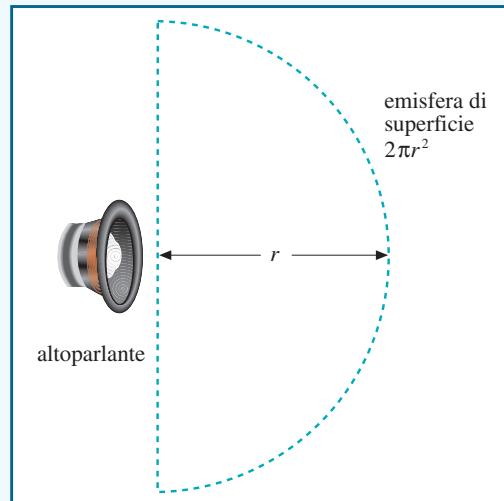
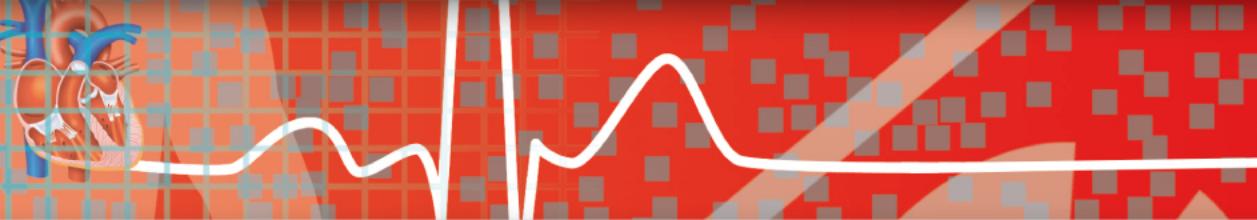


Figura 13.4

Il suono emesso dall'altoparlante si diffonde nella metà frontale della sfera centrata sull'altoparlante.



D. Scannicchio • E. Giroletti

Elementi di Fisica Biomedica

Accedi all'ebook e ai contenuti digitali ➤ Espandi le tue risorse ➤ con un libro che **non pesa** e si **adatta** alle dimensioni del tuo **lettore**



All'interno del volume il **codice personale** e le istruzioni per accedere alla versione **ebook** del testo e agli ulteriori servizi.
L'accesso alle risorse digitali è **gratuito** ma limitato a **18 mesi dalla attivazione del servizio**.



€ 29,00

