



Repubblica e Cantone Ticino
Dipartimento dell'educazione, della Cultura e dello Sport
Divisione della scuola
Ufficio dell'Insegnamento Medio Superiore
Centro Didattico Cantonale



*Strumenti per
l'insegnamento interdisciplinare
della termodinamica
nelle scienze sperimentali*

Volume II – Applicazioni didattiche

**Trasporti massivi e diffusivi di sostanze
legati all'apparato cardiocircolatorio**

*Giancarlo Parisi e Christian Rivera
Liceo cantonale di Lugano 2*



Versione agosto 2011

Repubblica e Cantone Ticino
Dipartimento dell'Educazione, della Cultura e dello Sport
Divisione della scuola / Centro Didattico Cantonale e Ufficio dell'Insegnamento Medio Superiore

Strumenti per l'insegnamento interdisciplinare della termodinamica nelle scienze sperimentali

Estratto dal Volume 2 – Applicazioni didattiche (versione agosto 2011)

ISBN 88-86486-60-X

Responsabili del progetto: Michele D'Anna, Giuseppe Laffranchi, Paolo Lubini

Contatti: michele.danna@edu.ti.ch; giuseppe.laffranchi@edu.ti.ch; paolo.lubini@edu.ti.ch

Gruppo di redazione:

Claudio Arrivoli, Luigi Croci, Paolo Danielli, Michele D'Anna, Giuseppe Laffranchi, Paolo Lubini,
Fabio Lucchinetti, Ruben Moresi, Paolo Agostino Morini, Giancarlo Parisi, Christian Rivera, Stefano Russo,
Marco Villa

Immagine di copertina:

Pittura rupestre de la Cueva de la Araña en Bicorp: Individuo recolectando panales,
Apiculture - création Achilléa d'après peinture rupestre de la Cueva de Arana - libre disposition suivant
GNU Public Licence, http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Cueva_arana.svg

Trasporti massivi e diffusivi di sostanze legati all'apparato cardiocircolatorio

*Un approccio interdisciplinare basato sul modello
spinta-corrente-resistenza*

*Giancarlo Parisi, Christian Rivera
Liceo Lugano 2*

Versione estate 2011

Indice

Indice generale	3
1 Introduzione e approccio didattico	5
2 Modello di corpo umano e tipi di trasporto	9
2.1 Introduzione	9
2.2 Sviluppo del modello corpo umano	10
2.3 I simboli grafici	10
2.4 Organismo: modello di sistema aperto	11
2.5 Corpo umano: apparati principali	12
2.6 Che cosa è “dentro” e cosa è “fuori”: sistemi e gerarchie di sottosistemi	12
2.7 Il concetto di interfaccia	13
2.8 Funzionamento del sistema corpo umano: sostanze scambiate e processi coinvolti .	14
2.9 Concetto di spinta e flusso di sostanze	15
3 Modello per descrivere i trasporti e gli scambi di sostanze nel corpo umano	17
3.1 Introduzione	17
3.2 Grandezze estensive, intensive e l’equazione di bilancio	18
3.3 Modello spinta corrente e resistenza	21
3.4 Pressione, spinta e legge di Stevino	25
3.5 Spinta e corrente di volume (I_V)	31
3.6 Stato di equilibrio, regime stazionario e capacità del sistema	32
4 Il funzionamento e la regolazione del sistema cardiocircolatorio come esempio di trasporto massivo	39
4.1 Introduzione	39
4.2 Leggi costitutive del sistema cardiocircolatorio	40
4.2.1 La legge di Hagen-Poiseuille e i parametri che influenzano la resistenza idraulica	40
4.2.2 La legge della continuità	43
4.3 Utilizzo di un modello idraulico per simulare il funzionamento dell’apparato cardiocircolatorio	46
4.3.1 Resistenze in serie ed in parallelo in un circuito idraulico	47
4.3.2 Descrizione del modello idraulico (MSW) utilizzato per simulare il funzionamento dell’apparato cardiocircolatorio	51
4.3.3 Verifica della legge di Hagen-Poiseuille per un circuito idraulico	52
4.3.4 Verifica della relazione tra P , I_V e Δp	53
4.3.5 Utilizzo del modello MSW per simulare il funzionamento dell’apparato cardiocircolatorio	53
5 Il trasporto diffusivo di sostanze nel corpo umano	55
5.1 Introduzione	55

5.2	Parametri che influenzano la spinta e la corrente nel trasporto diffusivo: percorso sperimentale	56
5.3	Parametri che influenzano la spinta e la corrente nel trasporto diffusivo: quadro teorico	62
5.4	Il potenziale chimico: una sola grandezza per esprimere la spinta nel trasporto diffusivo	65
5.5	Alcuni esempi applicativi nella biologia	66
5.6	Spinta idraulica e spinta chimica a confronto: il fenomeno dell'osmosi	68
6	I limiti biologici del trasporto massivo e diffusivo delle sostanze	73
6.1	Introduzione	73
6.2	I limiti del trasporto diffusivo e massivo: confronto tra velocità, portata e resistenza	73
6.3	I limiti del trasporto diffusivo e massivo: confronto tra i costi energetici e le potenze dissipate	79
6.4	La formazione e il riassorbimento della linfa: accoppiamento tra trasporto massivo e diffusivo	83
7	Schede allievo	87
	Bibliografia	89

1 Introduzione e approccio didattico

Lo studio dell'apparato cardiocircolatorio che viene proposto in questo contributo è una raccolta di parte della sperimentazione didattica svolta con le classi terze del corso interdisciplinare di scienze per i curricula non scientifici e del corso dell'opzione specifica di biologia e chimica (OS-BIC), nelle classi terze e quarte. L'estratto è comunque profilato principalmente per quest'ultimo tipo di corso. La trattazione integrale del percorso didattico presentato richiede circa un semestre, cioè l'equivalente di 100 ore lezione e si può inserire nel più ampio tema di studio denominato "uso e abuso di sostanze" [1]. Il corso OS-BIC prevede 6 ore di lezione settimanali, di cui 3 tenute dal docente di chimica e 3 dal docente di biologia. Questa organizzazione permette ai docenti di sviluppare due diversi argomenti centrati su uno stesso tema di studio da un punto di vista interdisciplinare. Per le attività sperimentali, i docenti possono essere compresenti e mostrare allo studente come un fenomeno naturale possa essere studiato sia da un punto di vista chimico che biologico.

Lo studio dell'apparato cardiocircolatorio permette di acquisire conoscenze riguardanti l'anatomia e la fisiologia umana, ma nello stesso tempo permette di introdurre concetti di base riguardo al funzionamento e alla regolazione del trasporto massivo¹ e diffusivo² di sostanze all'interno del corpo umano. Normalmente la trattazione di tale argomento in classe lascia poco spazio ad attività sperimentali e non considera gli aspetti quantitativi. L'approccio proposto pone invece al centro l'attività sperimentale, che diventa lo strumento principale per l'indagine di fenomeni complessi come ad esempio i trasporti di sostanze legate all'apparato cardiocircolatorio. In generale tutte le esperienze proposte hanno quale scopo principale quello di visualizzare il fenomeno studiato in modo che lo studente possa più facilmente riflettere sulle relazioni esistenti tra le diverse grandezze in gioco. In ogni caso laddove vengono svolte delle misurazioni, la precisione richiesta è quella minima necessaria per poter riconoscere una tendenza all'evoluzione di una determinata grandezza o una determinata relazione tra grandezze. Un aspetto innovativo riguarda in particolare l'utilizzo di un modello basato sui concetti di spinta, corrente e resistenza, che sono trasversali a diverse discipline scientifiche e secondo alcuni autori [2], già presenti nella struttura cognitiva di una persona, a prescindere dal suo percorso scolastico. La comprensione di un fenomeno naturale nella sua complessità è più accessibile allo studente nella misura in cui quest'ultimo riesce a cogliere le analogie con le conoscenze che già possiede. Peculiare è anche il fatto che lo studio dell'apparato cardiocircolatorio, argomento tipicamente biologico, viene affrontato in un contesto interdisciplinare, nel quale la chimica e la fisica non sono necessariamente propedeutiche per la comprensione dei fenomeni biologici. In realtà i diversi concetti di base possono essere direttamente riutilizzati per chiarire fenomeni chimico-fisici, quali ad esempio il raggiungimento dell'equilibrio (acido-base, di solubilità, elettrochimico) o aspetti termodinamici, idraulici ed elettrici. La possibilità di uniformare la descrizione dei trasporti elaborando un unico quadro concettuale di riferimento e un unico modello esplicativo, rappresenta un grosso valore aggiunto di questo approccio. Un altro aspetto innovativo è quello di considerare per tutti i fenomeni di scambio una modellizzazione che si basa sulla declinazione del concetto di sistema e di interfaccia

¹In biologia si utilizza questo termine specifico per indicare un trasporto di tipo convettivo, vale a dire il trasferimento concertato di un "pacchetto" di molecole.

²In generale un trasporto diffusivo è caratterizzato dallo spostamento indipendente di singole molecole di sostanza all'interno di una fase o tra più fasi.

(superficie di scambio) per ogni livello di organizzazione³ della materia e sull'equazione di bilancio che permette di quantificare lo stato del sistema e degli scambi con l'ambiente circostante. Se ad esempio il livello organizzativo è quello della cellula, l'interfaccia del sistema è rappresentata dalla membrana cellulare, se il livello organizzativo è quello di un capillare sanguigno, l'interfaccia è rappresentata dal monostrato di cellule endoteliali.

I due modelli verranno impiegati in seguito per spiegare in che modo il sistema cardiocircolatorio si regoli in modo ottimale di fronte alle diverse perturbazioni, che possono provenire dall'ambiente esterno, come variazioni di temperatura e di idratazione, o dall'ambiente interno, come un'emorragia o un aumento dell'attività fisica.

L'approccio didattico proposto permette anche la ricerca di analogie con altri tipi di trasporto (come ad esempio riconoscere le analogie tra le grandezze e i principi che regolano la circolazione del sangue, rispettivamente quella della carica in un circuito elettrico). Nel presente contributo non viene comunque presentato lo studio di un circuito elettrico in analogia con un circuito idraulico.

Percorso didattico

Il presente lavoro è composto da cinque capitoli, scritti con lo scopo di fornire al docente una serie di informazioni di carattere scientifico, ma anche diversi spunti di riflessione. Il testo descrive punto per punto un possibile percorso didattico che è stato proposto in diverse classi. Ogni capitolo è corredato da una raccolta di schede, pensate per aiutare il processo di apprendimento dello studente, nelle quali trovano spazio inserti teorici, esercizi, domande, situazioni problema e attività sperimentali.

La prima parte (capitolo 2) prevede che lo studente con l'aiuto del docente costruisca un modello funzionale di corpo umano, esplicitando e approfondendo i seguenti concetti: sistema aperto - cos'è il dentro e il fuori in un organismo pluricellulare - superficie di scambio (interfaccia) - flussi di sostanze - trasporto massivo - trasporto diffusivo - spinte. Nella discussione sugli scambi di sostanze si prende in considerazione anche l'acqua e si introduce l'equazione di bilancio che verrà utilizzata per determinare il grado di idratazione di una persona (bilancio idrico).

La seconda parte (capitolo 3) si suddivide in tre momenti formativi. In un primo momento si sviluppano i concetti di spinta corrente e resistenza nell'ambito del trasporto massivo di un liquido in un sistema dinamico. Tali concetti confluiranno nel modello interpretativo "spinta-corrente-resistenza", che verrà utilizzato nei capitoli seguenti. I diversi parametri che determinano i valori della spinta, della corrente e della resistenza verranno evidenziati con l'ausilio di esperienze che possono essere utilizzate e svolte sia dal docente, a scopo dimostrativo, sia dagli studenti, a scopo induttivo.

In un secondo momento, utilizzando sistemi idraulici con diversi recipienti si arriva a definire il concetto di capacità, di equilibrio e di regime stazionario dei sistemi idraulici considerati. Per prevedere l'evoluzione dinamica dei sistemi studiati si reinveste l'equazione di bilancio introdotta nel capitolo 3.

In un terzo momento ci si sofferma sulla misura della pressione del liquido in un circuito, della spinta generata da una differenza di altezza e della conseguente portata di un liquido attraverso un vaso.

Nel capitolo 4 in un primo momento si verificano sperimentalmente le due principali leggi costitutive (la legge di Hagen-Poiseuille e la legge della continuità) che spiegano la circolazione

³In biologia con livelli organizzativi della materia s'intendono i diversi piani gerarchici in cui è strutturata la materia partendo da un'osservazione microscopica fino ad una macroscopica, ovvero dalle molecole ai compartimenti cellulari, alle cellule, ai tessuti, agli organi, e agli organismi pluricellulari.

sanguigna. In particolare si discute la relazione tra la portata e la velocità del flusso di un liquido (sangue) attraverso un tubo (vaso) e la legge che determina la spinta necessaria per sostenere una determinata portata. In un secondo momento si introducono gli elementi di anatomia e di fisiologia del sistema cardiocircolatorio, cercando di riconoscere le corrispondenze tra il sistema cardiocircolatorio ed il modello idraulico.

In un terzo momento si affronta il problema della regolazione del flusso sanguigno, utilizzando un modello idraulico del sistema circolatorio per simulare le perturbazioni interne o esterne. Si determina in particolare l'influsso delle resistenze nel circuito idraulico sulle correnti circolanti nei singoli vasi e sulla corrente totale che attraversa la pompa, così come la potenza che deve erogare quest'ultima a seconda della perturbazione alla quale deve reagire.

La quarta parte (capitolo 5) prevede la trattazione del trasporto diffusivo di sostanze nel corpo umano, in particolare quello attraverso un'interfaccia, normalmente una membrana biologica semipermeabile. Si estende in questo modo il modello spinta-corrente-resistenza a questo tipo di trasporto, nel quale i parametri che determinano la spinta alla diffusione sono in parte diversi rispetto al trasporto massivo. In particolare si mette in evidenza come la spinta nel trasporto diffusivo sia determinata dal gradiente di potenziale chimico della specie chimica⁴ considerata.

Nella quinta parte (capitolo 6) vengono messi a confronto i due tipi di trasporto (massivo e diffusivo) cercando di mettere in evidenza le possibili analogie. In particolare si cerca di determinare la quantità di energia dissipata nei due tipi di trasporto, prendendo in considerazione alcune delle sostanze trasportate nel sangue.

Domande di fondo

Lo studio del sistema corpo umano e in particolare quello dell'apparato cardiocircolatorio cerca di dare una risposta ad alcune domande riguardanti il fenomeno vita. Tra queste riportiamo le seguenti:

1. Quali modalità di trasporto utilizza un organismo pluricellulare composto da miliardi di cellule, come per esempio l'uomo, per poter garantire lo scambio di sostanze con l'ambiente esterno e mantenersi così in vita?
2. In che modo le singole cellule scambiano sostanze con l'ambiente intercellulare che le circonda?
3. In che modo il sistema cardiocircolatorio risponde alle perturbazioni interne e/o esterne al sistema stesso, per mantenere un apporto di sostanze nutritive adeguato al fabbisogno delle singole cellule? Come avviene la regolazione della corrente nei diversi vasi in modo da garantire una stessa quantità di sangue in entrata ed in uscita dal cuore, evitando così al cuore di pompare a vuoto o di essere congestionato dall'eccessivo afflusso di sangue?
4. Quali sono i limiti biologici del trasporto massivo e diffusivo di sostanze?
5. Quali sono i costi energetici associati ai due tipi di trasporto?

⁴Con specie chimica intendiamo e in generale una particella quale un atomo, una molecola, un radicale o uno ione. Ad esempio nell'acqua pura, le specie chimiche che si possono riscontrare sono le molecole H_2O , OH^- e H_3O^+ .

2 Modello di corpo umano e tipi di trasporto

2.1 Introduzione

Prerequisiti

Per poter sviluppare un modello funzionale di corpo umano lo studente deve già possedere le conoscenze di base dei principali organi ed apparati, in particolare quello cardiocircolatorio, digerente, respiratorio ed escretore e le rispettive modalità di funzionamento. Inoltre è opportuno conoscere i diversi livelli di organizzazione della materia nel vivente (cellula, tessuto, organo, apparato). Nella trattazione dei diversi processi coinvolti nello scambio e nel trasporto di sostanze tra i diversi organi ci si riferisce alle grandezze fisiche pressione, volume, quantità chimica. Il modello spinta-corrente-resistenza verrà acquisito seguendo quanto proposto nella sezione 3.3, mentre il concetto di potenziale chimico sarà presentato nel capitolo 5, parallelamente alla trattazione dei capitoli 2 e 4 da parte del docente di biologia.

Obiettivi

1. Acquisire conoscenze approfondite riguardo all'anatomia del sistema cardiocircolatorio: gerarchia dei vasi, anatomia e funzionamento del cuore.
2. Esaminare un sistema vivente e impostare la descrizione fenomenologica dei flussi massivi e diffusivi presenti nel corpo umano.
3. Riconoscere le grandezze fisiche fondamentali per determinare lo stato del sistema (cellula, tessuto, organo, apparato, organismo) e descrivere gli scambi con l'ambiente.
4. Utilizzare correttamente i concetti di spinta, corrente, resistenza e capacità per interpretare qualitativamente i diversi trasporti di sostanze.
5. Saper allestire in modo preciso l'equazione di bilancio che descrive l'evoluzione dello stato del sistema osservato.

Percorso didattico

Il percorso didattico parte dalle preconoscenze degli studenti, ai quali viene richiesto di proporre un modello grafico descrittivo di corpo umano come sistema, nel quale devono trovare posto i diversi organi e apparati che svolgono una determinata funzione. In seguito partendo dai loro elaborati, con l'aiuto del docente, vengono fatti emergere gli aspetti caratterizzanti che permettono di costruire passo dopo passo un modello funzionale per la descrizione delle modalità di trasporto e di scambio di sostanze attraverso le diverse interfacce (superfici di scambio) e le spinte coinvolte. Il ruolo del docente consiste nel mettere in crisi in continuazione i modelli proposti dagli studenti permettendone un progressivo affinamento così da ottenere un modello interpretativo semplice più robusto e completo.

2.2 Sviluppo del modello corpo umano

Per capire il funzionamento dei diversi apparati che compongono il sistema corpo umano, non è sufficiente conoscere nel dettaglio l'anatomia dei diversi organi, ma è indispensabile saper applicare le principali leggi chimico-fisico che li regolano.

Nello studio dell'apparato cardiocircolatorio è importante focalizzare l'attenzione sulla comprensione delle leggi che regolano le modalità di scambio e di trasporto delle sostanze tramite il sangue. Per raggiungere questa competenza è utile che il docente aiuti gli studenti a costruire una rappresentazione mentale riguardo al sistema corpo umano nel suo insieme. A tal proposito si propone come attività introduttiva la costruzione di un modello figurativo di corpo umano.

Diversi studi nell'ambito dell'apprendimento hanno dimostrato ormai da decenni che il processo di comprensione per il cervello umano, soprattutto riguardo agli aspetti complessi, è sensibilmente favorito da tutte quelle strategie di apprendimento che aiutano la capacità di immaginazione e di messa in relazione di concetti e sottoconcetti fondamentali [3, 4]. Un classico esempio, nell'ambito della chimica e della biologia, riguarda la comprensione della struttura dell'atomo o di quella di una cellula. È importante che lo studente possa costruirsi una propria rappresentazione mentale di queste entità sconosciute (a maggior ragione se microscopiche e quindi non visibili ad occhio nudo), utilizzando delle immagini ed elaborandone gradualmente un modello funzionale (modello a gusci, atomo di Bohr, modello di cellula eucariote a compartimenti). Analogamente per riuscire a capire, almeno in parte, il sistema corpo umano e più in particolare il funzionamento del sistema cardiocircolatorio, è importante aiutare lo studente ad immaginarsi le diverse strutture nella giusta gerarchia dimensionale e progressivamente a sviluppare un modello figurativo e funzionale del sistema e dei rispettivi apparati. Per ottenere tale rappresentazione mentale si può partire da una serie di disegni molto semplici, facendo uso di una determinata gamma di simboli grafici e formalismi. Questo "vocabolario" grafico deve essere proposto e discusso con lo studente in modo che egli possa attribuire ai diversi simboli un determinato significato, corretto da un punto di vista scientifico. Il disegno può essere progressivamente arricchito di aspetti più particolareggiati in modo da raggiungere un grado di approfondimento maggiore e vieppiù funzionale tanto da diventare un modello figurativo ed interpretativo dell'oggetto di studio. Nei capitoli seguenti verranno mostrati concretamente al docente le diverse tappe che hanno permesso in classe di costruire un modello per il funzionamento del corpo umano e i suoi apparati che lo compongono. In allegato sono state raccolte diverse schede preparate con lo scopo di facilitare allo studente il percorso di apprendimento.

2.3 I simboli grafici¹

Per costruire un modello figurativo di organismo pluricellulare (nel nostro caso del corpo umano), è necessario poter rappresentare graficamente le diverse strutture che lo compongono nei diversi livelli di organizzazione (organismo, organi, tessuti, cellule, compartimenti cellulari). È dunque indispensabile dotarsi di un linguaggio comune che faccia uso di simboli grafici ai quali attribuire un significato biologico unico e condiviso. Altrimenti il grosso rischio è che una qualsiasi struttura rappresentata graficamente venga mal interpretata e capita. I simboli più importanti che sono stati utilizzati per costruire un modello figurativo di corpo umano sono: la linea (e la doppia linea), la superficie di scambio e di contatto e le frecce.

¹Quanto è proposto in questa sezione è soltanto un esempio di come si può procedere. I diversi simboli presentati sono soggetti a cambiamenti e/o a diverse interpretazioni. Ciò che conta da un punto di vista didattico è sollevare insieme allo studente gli aspetti problematici in modo da poter dare il giusto senso alle cose.

La linea è stata utilizzata per indicare uno o più strati di cellule (da ca. 20 a qualche centinaio di micrometri), come per esempio nelle mucose gastrointestinali e bronchiali o negli strati endoteliali che rivestono le pareti dei vasi sanguigni o lo strato di epidermide che riveste tutto il nostro corpo. In alcune circostanze invece è stata utilizzata la linea per indicare il sottilissimo spessore (ca. 6-9 nm) costituito dalle membrane cellulari che delimitano e definiscono le singole cellule appartenenti ad un determinato tessuto. Si noti a questo proposito che lo spessore della linea tracciata non è proporzionale allo spessore della struttura disegnata, ma ne definisce il margine in maniera prettamente qualitativa. Per indicare uno spessore è stata invece utilizzata la doppia linea; ad esempio per i vasi sanguigni con diametri variabili, per il tubo digerente, la trachea e l'uretra.

Per indicare una zona di scambio di sostanze è stato scelto un simbolo grafico che indica una superficie (nel nostro modello di forma ellittica), che funge da interfaccia (vedi paragrafo 2.7) tra due diversi sottosistemi a contatto. Ne sono un buon esempio la superficie di assorbimento della mucosa intestinale, la superficie di scambio gassoso nei polmoni e tra i vasi sanguigni e i tessuti, la superficie di eliminazione delle sostanze di scarto e riassorbimento dell'acqua nei reni. Da ultimo l'uso delle frecce permette di indicare in quale direzione e senso si trasferiscono le diverse sostanze da un organo ad un altro. Alla lunghezza e allo spessore delle frecce che indicano i trasporti non è stato attribuito nessun significato quantitativo.

2.4 Organismo: modello di sistema aperto

Con l'ausilio della scheda 1 si affronta l'aspetto riguardante i flussi di materia ed energia attraverso un organismo vivente e la definizione di sistema aperto. Nella figura 2.1 è rappresentato un modello figurativo semplice di sistema aperto, che tipicamente lo studente è in grado di proporre e che può essere utilizzato come punto di partenza per un successivo sviluppo.

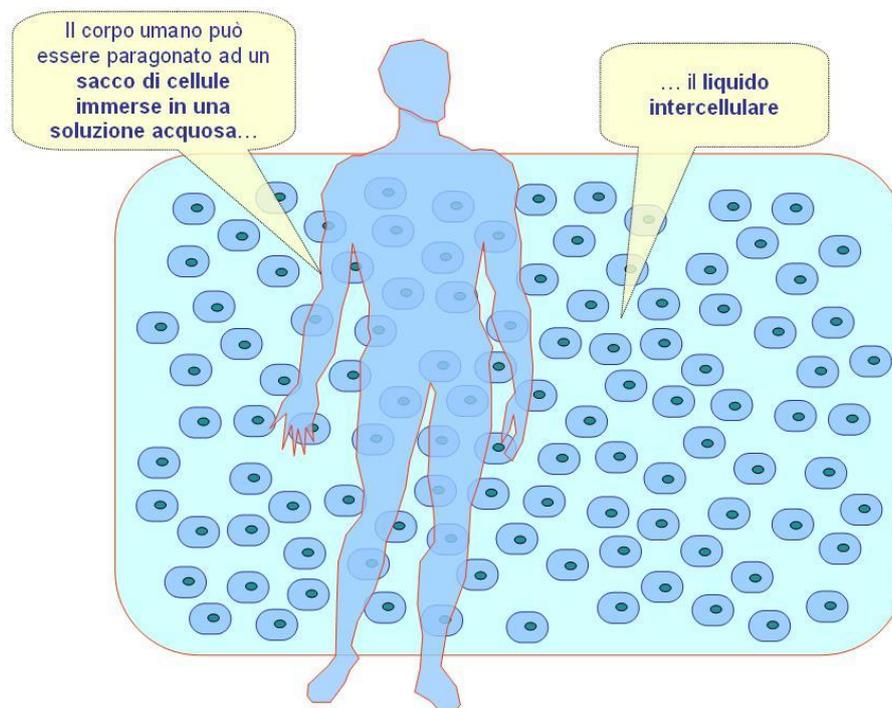


Figura 2.1. Modello corpo umano: i diversi tessuti che formano i diversi organi sono costituiti da cellule saldamente unite tra loro, ma che presentano innumerevoli spazi interstiziali (intercellulari: nel disegno gli spazi sono stati volutamente ingranditi per mettere in evidenza la loro presenza) che costituiscono l'ambiente acquoso, nel quale le cellule sono immerse (figura creata da T. Terrani e liberamente adattata da C. Rivera).

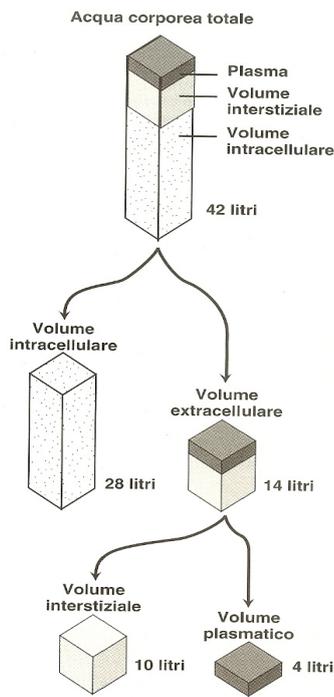


Figura 2.2. Acqua corporea totale (figura tratta da [5, pag. 9]).

Nel modello, oltre a delimitare un volume rispetto all'ambiente esterno, si mette in evidenza il fatto che il nostro corpo è costituito per il 60% circa da acqua, considerando sia quella dentro che quella fuori dalle cellule. Ne risulta un modello in cui le singole cellule che costituiscono i diversi tessuti e i tessuti che a loro volta costituiscono i diversi organi, sono immersi in una soluzione acquosa. I volumi di acqua sono riportati in modo dettagliato nella figura 2.2 e sono riferiti ad una persona di massa 70 kg. L'acqua intracellulare rappresenta il 40% della massa d'acqua totale, mentre il volume extracellulare il rimanente 20%. Il 72% dell'acqua extracellulare occupa il volume interstiziale mentre il 28% costituisce gran parte del plasma sanguigno. Prendendo in considerazione queste cifre è sorprendente constatare come i diversi organi e tessuti, pur essendo compatti e consistenti al tatto, siano composti da una quantità di acqua tutt'altro che trascurabile, nella quale sono immerse le cellule (volume interstiziale). Questo quantitativo di acqua corporea all'interno del sistema (intra- ed extracellulare) dovrà essere mantenuto costante nel tempo, tramite diversi processi che coinvolgono più apparati. In seguito, nella sezione 3.2 saranno presi in esame e quantificati con l'ausilio dell'equazione di bilancio i diversi contributi al mantenimento della quantità d'acqua totale: acqua in entrata, acqua in uscita, acqua prodotta e acqua consumata, il cosiddetto bilancio idrico.

2.5 Corpo umano: apparati principali

Lo studente dopo aver sviluppato e chiarito le caratteristiche di un sistema aperto deve ora identificare ed inserire correttamente nel modello gli apparati principali (cardiocircolatorio, respiratorio, gastrointestinale ed escretorio), tenendo conto delle relazioni funzionali e strutturali (vedi attività scheda 2). Allo stesso tempo deve saper argomentare quali caratteristiche anatomico-fisiologiche ha considerato per giungere al modello biologico funzionante. Ad esempio l'apparato gastrointestinale attraversa l'organismo e deve presentare due aperture verso l'esterno, una bocca ed un ano. Considerando l'apparato escretore è indispensabile riconoscere la necessità di eliminare i rifiuti solidi non assorbiti (le feci) tramite l'apparato intestinale. Per le sostanze di rifiuto in soluzione acquosa accumulate nel sangue è preposta la via renale, mentre per le sostanze di rifiuto in sospensione (lipofile) il fegato le riversa nell'intestino tenue tramite la bile. Grazie all'apparato respiratorio l'organismo è in grado di scambiare diossigeno ed anidride carbonica con l'ambiente esterno. Per mezzo del sangue che circola a stretto contatto con una grande superficie di scambio rappresentata dagli alveoli polmonari, il diossigeno viene distribuito a tutte le cellule del corpo, che a loro volta, cedono al sangue l'anidride carbonica come sostanza di scarto del metabolismo aerobio.

2.6 Che cosa è “dentro” e cosa è “fuori”: sistemi e gerarchie di sottosistemi

A questo punto un altro aspetto molto importante è la definizione di cosa è dentro e cosa è fuori dal sistema organismo delimitato in precedenza.

I concetti di “dentro” e “fuori” da un determinato sistema, sono tutt’altro che scontati e rappresentano spesso per lo studente un ostacolo serio all’elaborazione di una corretta immagine mentale del corpo umano e dei suoi organi interni. Innanzitutto è bene considerare il fatto che per definire quale punto si trovi dentro o fuori da un sistema è indispensabile tracciare il confine del sistema stesso, cioè i limiti spaziali entro i quali si può considerare quel determinato sistema. Questa operazione è di fondamentale importanza, ma non è per niente ovvia in quanto si scontra con un altro concetto, molto importante in biologia, che è quello del continuum, cioè l’assenza di limiti, di interruzioni. Questa continuità si realizza per esempio grazie alla presenza dell’acqua, sia dentro che fuori le cellule. Sarà fondamentale nei processi di trasporto di sostanze tra le cellule e all’interno di tutto l’organismo, per sostenere i processi vitali di scambio.

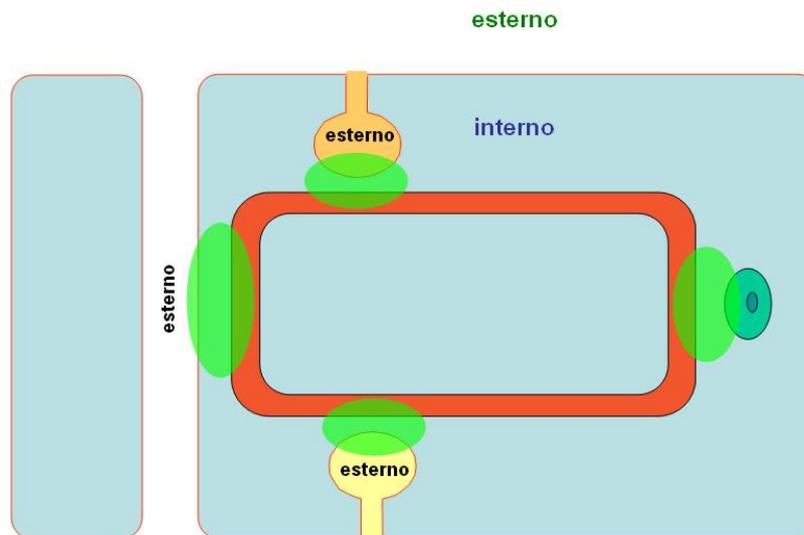


Figura 2.3. In verde sono indicate le seguenti quattro interfacce: la superficie di assorbimento formata dai microvilli intestinali, la superficie alveolare nei polmoni, la superficie glomerulare nei reni e la superficie di scambio tra la rete capillare e le cellule dei tessuti. In rosso è rappresentato il sistema circolatorio (figura creata da T. Terrani e liberamente adattata da C. Rivera).

Come uscire dunque da questa apparente contraddizione, perlomeno terminologica, in cui un sistema è composto da diversi sottosistemi, che a loro volta sono costituiti da altri sottosistemi, tutti ben definiti e distinti tra loro, ma nello stesso tempo disposti a formare un grande continuum? Una possibile via per far riflettere lo studente riguardo a questo fatto è rappresentata dall’introduzione nel modello di superfici confinanti, che appartengono cioè sia a un sottosistema che ad un altro e che chiameremo interfacce. Per toccare con mano quanto questi aspetti siano complessi da considerare si possono proporre alcuni esempi esaustivi in cui il definire un confine tra un sottosistema ed un altro è tutt’altro che evidente. Ne sono un esempio le cellule endoteliali dei villi intestinali munite di microvilli che aumentano la superficie di assorbimento delle sostanze digerite; oppure l’intreccio di capillari sanguigni all’interno del glomerulo attraverso il quale il sangue elimina le sostanze di rifiuto che dai reni finiranno nella vescica.

2.7 Il concetto di interfaccia

A questo proposito potrebbe essere utile introdurre il concetto di interfaccia per sottolineare l’importanza che questa assume nei processi di scambio. L’interfaccia è una superficie di scambio

delimitabile, che a livello tissutale corrisponde a uno o più strati di cellule, mentre a livello cellulare può corrispondere al doppio strato fosfolipidico che costituisce le membrane cellulari.

Abbastanza intuitivo è riconoscere nel sistema respiratorio i polmoni costituiti soprattutto da alveoli che fungono da interfaccia per lo scambio di diossigeno ed anidride carbonica, mettendo in relazione ciò che è “dentro” con ciò che è “fuori” l’organismo. Analogamente, per l’apparato digerente i microvilli rappresentano l’interfaccia per l’assorbimento delle sostanze digerite. Più complessa risulta la trattazione del nefrone ed in particolare la struttura del glomerulo. Anche nel caso degli animali placentati non è così evidente definire dove si trovano le interfacce nell’utero e considerare lo sviluppo del feto come esterno al corpo della madre (vedi figura 2.3).

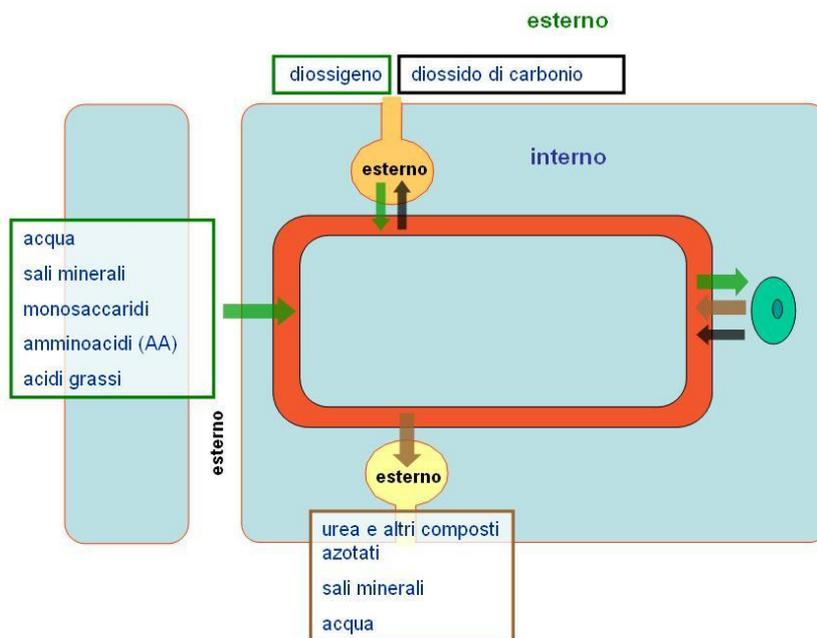


Figura 2.4. Nei riquadri sono indicate le sostanze più importanti che vengono scambiate attraverso le diverse superfici di scambio (interfacce) e con le frecce è indicato il senso di trasferimento (figura creata da T. Terrani e liberamente adattata da C. Rivera).

2.8 Funzionamento del sistema corpo umano: sostanze scambiate e processi coinvolti

Con l’ausilio della scheda 3 si porta l’attenzione dello studente sul genere di sostanze scambiate tra i diversi apparati, sostanze indispensabili per sostenere i processi vitali dell’intero organismo. Lo studente deve inoltre riconoscere i diversi processi che sono coinvolti nel trasporto, nella trasformazione e nell’utilizzo di tali sostanze (vedi figura 2.4). A questo proposito è importante precisare le differenze concettuali che a volte si celano dietro alcuni termini utilizzati dalla biologia (vedi figura 2.5). Ne sono un esempio i concetti di assorbimento² e quello di assimilazione³ di una sostanza, che spesso sono considerati erroneamente come sinonimi.

²Con assorbimento s’intende il passaggio di una sostanza dall’ambiente esterno all’organismo vivente (es. lume intestinale) all’ambiente interno (es.villi intestinali).

³Con assimilazione s’intendono le trasformazioni biochimiche che una sostanza una volta assorbita subisce per poter “diventare simile” cioè venir integrata nell’organismo.

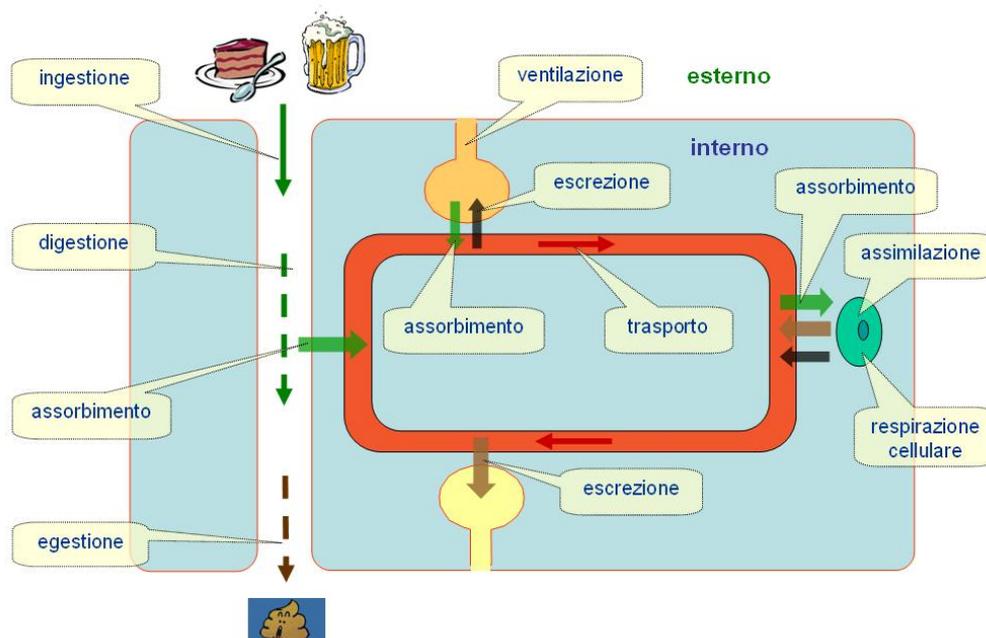


Figura 2.5. Nei riquadri sono indicate le diverse funzioni e i vari processi che caratterizzano l'apparato digerente, respiratorio, circolatorio ed escretore (figura creata da T. Terrani e liberamente adattata da C. Rivera).

2.9 Concetto di spinta e flusso di sostanze

Successivamente una messa a confronto dei diversi processi di scambio permette di cogliere similitudini e differenze tra flussi massivi e diffusivi (vedi capitolo 6). Un trasporto massivo è caratterizzato dallo spostamento di un volumetto (V) di un fluido ad una determinata velocità, la cui spinta è originata da una differenza di pressione (Δp), indipendentemente dalla concentrazione nella quale si trovano le sostanze. Un trasporto diffusivo a differenza del trasporto massivo viene descritto utilizzando le grandezze primarie quantità chimica (n) e differenza di potenziale chimico ($\Delta\mu$). All'interno del volumetto di fluido trasportato in modo massivo può coesistere un trasporto diffusivo di sostanze lungo gradienti di potenziale chimico (vedi figure 2.6 e 2.7). Tramite la scheda 4 lo studente deve confrontare i diversi flussi di sostanze attraverso il corpo umano, descriverne le differenze e le similitudini. Inoltre si chiede di determinare in che modo le sostanze riescono a spostarsi da un punto all'altro dell'organismo e quali grandezze sono coinvolte.

2 Modello di corpo umano e tipi di trasporto

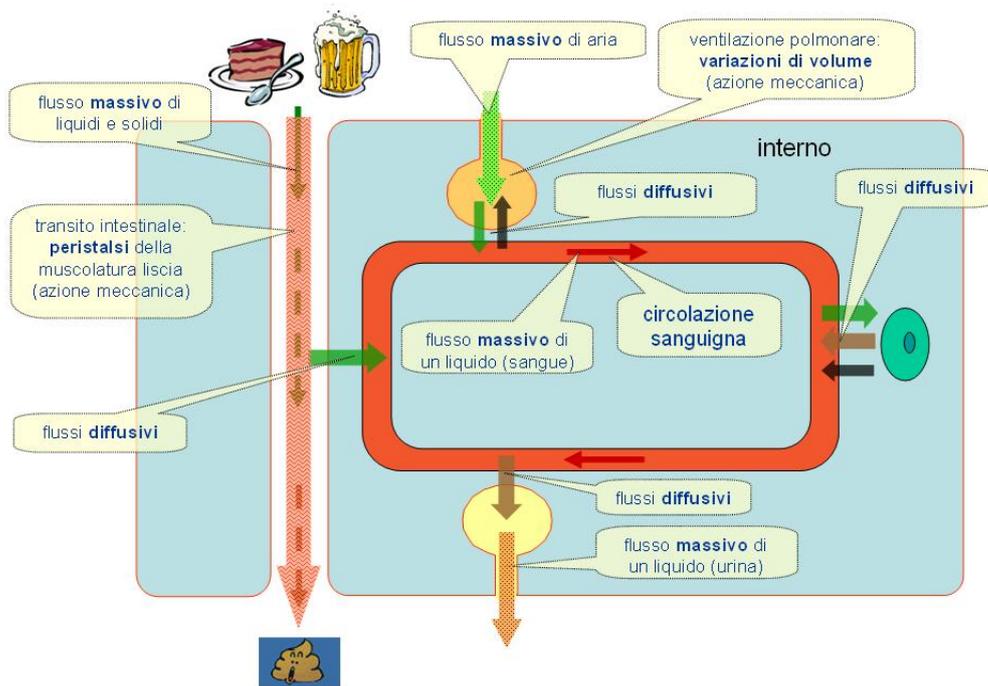


Figura 2.6. Flussi massivi e diffusivi all'interno del corpo umano. Si differenziano alcuni casi esemplari a livello di tratto intestinale, polmoni, reni, apparato circolatorio e tessuti (figura creata da T. Terrani e liberamente adattata da C. Rivera).

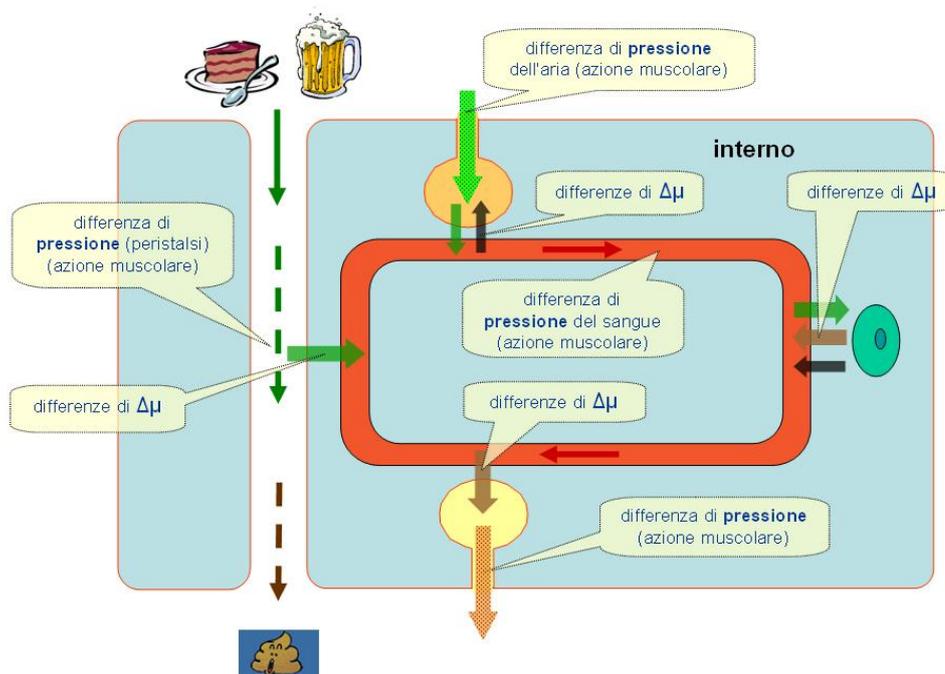


Figura 2.7. Spinte (differenze di potenziale) che determinano i flussi massivi e diffusivi. I flussi massivi si differenziano da quelli diffusivi in quanto sono provocati da un'azione muscolare che genera una differenza di pressione: il muscolo funziona da pompa (figura creata da T. Terrani e liberamente adattata da C. Rivera).

3 Modello per descrivere i trasporti e gli scambi di sostanze nel corpo umano

3.1 Introduzione

Prerequisiti

Gli studenti non necessitano di particolari prerequisiti per affrontare i contenuti presentati di questo capitolo. Sono richiesti le conoscenze e competenze acquisite normalmente nei corsi di fisica, chimica e biologia del primo biennio liceale. I concetti attorno ai quali si sviluppa il percorso didattico sono la pressione, il volume, la velocità e l'energia.

Obiettivi

1. Riconoscere le grandezze fisiche fondamentali implicate nella descrizione degli scambi e dei trasporti di sostanze.
2. Conoscere le caratteristiche delle grandezze estensive (volume, massa) ed intensive (pressione, densità, velocità) così come le loro unità di misura nel Sistema Internazionale (SI).
3. Saper allestire l'equazione di bilancio per le grandezze estensive che si possono assegnare ai diversi compartimenti del corpo umano, in modo da poterne prevedere l'evoluzione temporale.
4. Riconoscere e saper distinguere il regime stazionario da quello di equilibrio.
5. Utilizzare correttamente i concetti di spinta, corrente, resistenza e capacità.
6. Saper interpretare qualitativamente l'evoluzione temporale di un sistema con il modello spinta corrente e resistenza.
7. Saper mettere in relazione la differenza di pressione generata da una pompa idraulica, la potenza sviluppata dalla stessa e l'intensità della corrente di volume generata.

Percorso didattico

Lo studio del sistema cardiocircolatorio prende in considerazione soprattutto il trasporto massivo di sostanze attraverso una fitta rete di vasi.

L'approccio didattico utilizzato è di tipo prettamente sperimentale. Grazie ad una serie di esperienze di idraulica, lo studente viene portato ad identificare le grandezze fisiche più indicate alla descrizione e alla comprensione del trasporto massivo. Per descrivere questo tipo di trasporto si utilizza il modello interpretativo basato sui concetti di spinta, corrente e resistenza (vedi sottosezione 3.3), proposto per la prima volta allo studente in questa occasione. In questa prima fase sperimentale si introducono anche l'equazione di bilancio (vedi sottosezione 3.2), i concetti di regime stazionario, di equilibrio e di capacità (vedi sottosezione 3.6).

3.2 Grandezze estensive, intensive e l'equazione di bilancio

Le caratteristiche delle grandezze intensive ed estensive, vengono introdotte partendo da fenomeni conosciuti allo studente e riflettendo sulle caratteristiche utilizzate per la loro descrizione.

Lo scopo è quello di evidenziare il diverso ruolo che assumono questi due tipi di grandezze nella descrizione dell'evoluzione di un sistema soggetto a scambi con l'ambiente e/o a trasformazioni interne. Qui di seguito riassumiamo brevemente i punti principali da far emergere nelle attività con l'allievo; per una trattazione più estesa si vedano [6] e il quadro disciplinare di riferimento riportato nel volume I della presente ricerca didattica [7].

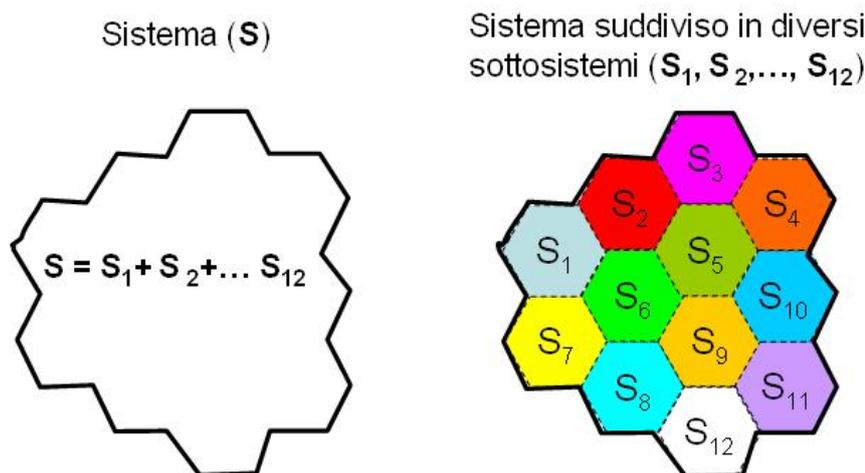


Figura 3.1. La somma dei valori che assume la grandezza estensiva X nei 12 sottosistemi (S_1, S_2, \dots, S_{12}) equivale al valore che X assume per l'intero sistema (S).

Le grandezze estensive sono grandezze che, come la massa (m) e la quantità chimica (n), si possono assegnare ad una qualsiasi porzione del sistema, così come all'intero sistema stesso. La loro particolarità è che la somma dei valori assunti in parti complementari del sistema corrisponde sempre al valore della grandezza per l'intero sistema (vedi figura 3.1). Formalmente ciò si esprime nel seguente modo: $X(S) = X(S_1) + X(S_2) + \dots + X(S_n)$, dove $X(S)$ è il valore della grandezza estensiva che si attribuisce all'intero sistema S mentre $X(S_n)$ è il valore di X per l' n -esimo sottosistema S_n .

La variazione di una grandezza estensiva (ΔX), che si osserva in un ben determinato intervallo di tempo (Δt), spesso si può interpretare assumendo che questa possa uscire o entrare dal sistema, vale a dire che vi possa essere uno scambio tra sistema ed ambiente. Formalmente ciò lo scriviamo come: $\Delta X = X_{sc}$. Per tener conto della "velocità" con cui la grandezza estensiva X varia nel sistema, si introduce il tasso di variazione medio $\frac{\Delta X}{\Delta t}$ e quello istantaneo $\frac{dX}{dt}$.

L'intensità di corrente (I_X) viene introdotta per tener conto della velocità con la quale la grandezza X si trasferisce da o verso il sistema, attraverso la superficie che lo delimita.

La variazione di X può anche aver luogo a seguito di una sua produzione o un suo consumo, interna al sistema. Quest'aspetto ci porta ad introdurre un'ulteriore grandezza che chiamiamo tasso di produzione/consumo (π_X) [6].

Per concludere si può affermare che in ogni istante le grandezze estensive soddisfano l'equazione 3.1, che è chiamata anche *equazione di bilancio* istantaneo¹ (vedi figura 3.2):

¹L'equazione di bilancio per la grandezza X in un sistema che evolve da uno stato iniziale ad uno finale, nell'intervallo di tempo Δt , si può formulare nel seguente modo: $\Delta X = X_{sc} + X_{prod}$, dove $X_{sc} = I_X \cdot \Delta t$ e $X_{prod} = \pi_X \cdot \Delta t$

$$I_X + \pi_X = \frac{dX}{dt} \quad (3.1)$$

La quantità di materia (m), la carica elettrica (q), la quantità chimica (n), l'energia (E), l'entropia (S), ed il volume (V), soddisfano l'equazione (3.1) e sono quindi grandezze estensive bilanciabili.

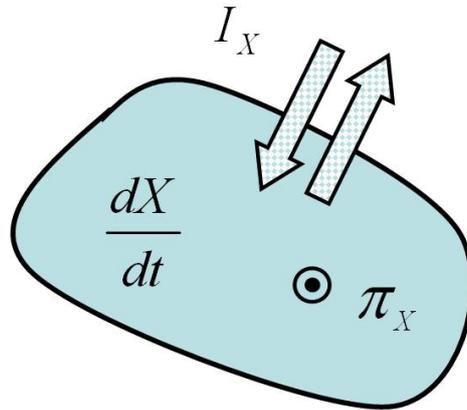


Figura 3.2. Il valore della grandezza estensiva X all'interno del sistema può cambiare grazie a correnti in entrata o in uscita o a seguito di processi di produzione e/o di distruzione (figura tratta da [6]).

Le grandezze come la pressione (p), la temperatura (T), il potenziale chimico (μ), la densità (ρ) e la velocità (v) sono chiamate grandezze intensive. Le grandezze intensive non soddisfano l'equazione di bilancio e, a differenza di quelle estensive, si possono assegnare ad ogni singolo punto del sistema (vedi figura 3.3).

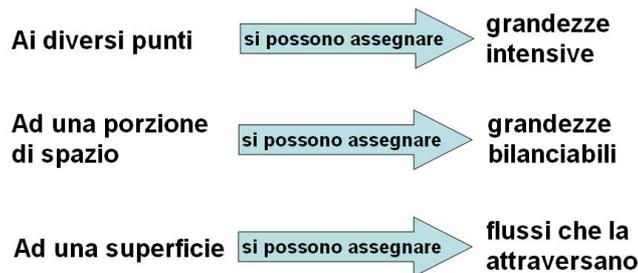


Figura 3.3. Corrispondenze geometriche delle grandezze intensive ed estensive.

La portata² di un liquido attraverso la sezione di un tubo (I_V) o la corrente elettrica in un filo metallico (I_q) sono infine due esempi di grandezze che non possono essere assegnate ai punti o alle regioni del sistema, ma che sono associate alla sua superficie (vedi figura 3.3) e non sono né intensive e neppure estensive.

²In ambito idraulico i termini flusso, portata ed intensità di corrente volumica vengono considerati come sinonimi. La densità di corrente, vale a dire la portata per unità di superficie, corrisponde invece alla velocità di un certo volume di fluido.

Esempio applicativo: il bilancio idrico giornaliero nel corpo umano

L'analisi del bilancio idrico è un'attività particolarmente significativa ed utile che fa riflettere lo studente sui fenomeni di trasporto, scambio e produzione di acqua all'interno del corpo umano. Con quest'attività si può verificare se lo studente è in grado di riconoscere i fenomeni e le grandezze in gioco, così da poter allestire correttamente l'equazione di bilancio. Inoltre, si dispone di uno strumento che permette di affrontare quantitativamente alcuni aspetti di una problematica biologica molto importante, vale a dire la regolazione dello stato di idratazione corporea³. Il sangue è composto da una frazione cellulare (45%), ma soprattutto da una frazione acellulare acquosa chiamata plasma (55%), che rappresenta circa il 10% di tutta l'acqua corporea. Da questo punto di vista il sangue può fungere anche da serbatoio di acqua per tutti i tessuti del corpo. Infatti l'acqua può diffondere dal sangue all'ambiente interstiziale e viceversa, sebbene la circolazione risulti essere chiusa, cioè il sangue non bagna direttamente le singole cellule, ma scorre sempre all'interno di vasi. In questo modo le cellule sono costantemente avvolte da una soluzione acquosa nutriente. Per capire in che modo lo stato di idratazione dell'organismo si mantenga costante, occorre dapprima riconoscere tutti i flussi d'acqua in entrata e in uscita dal nostro corpo, come pure le trasformazioni metaboliche nelle quali si produce o consuma acqua.

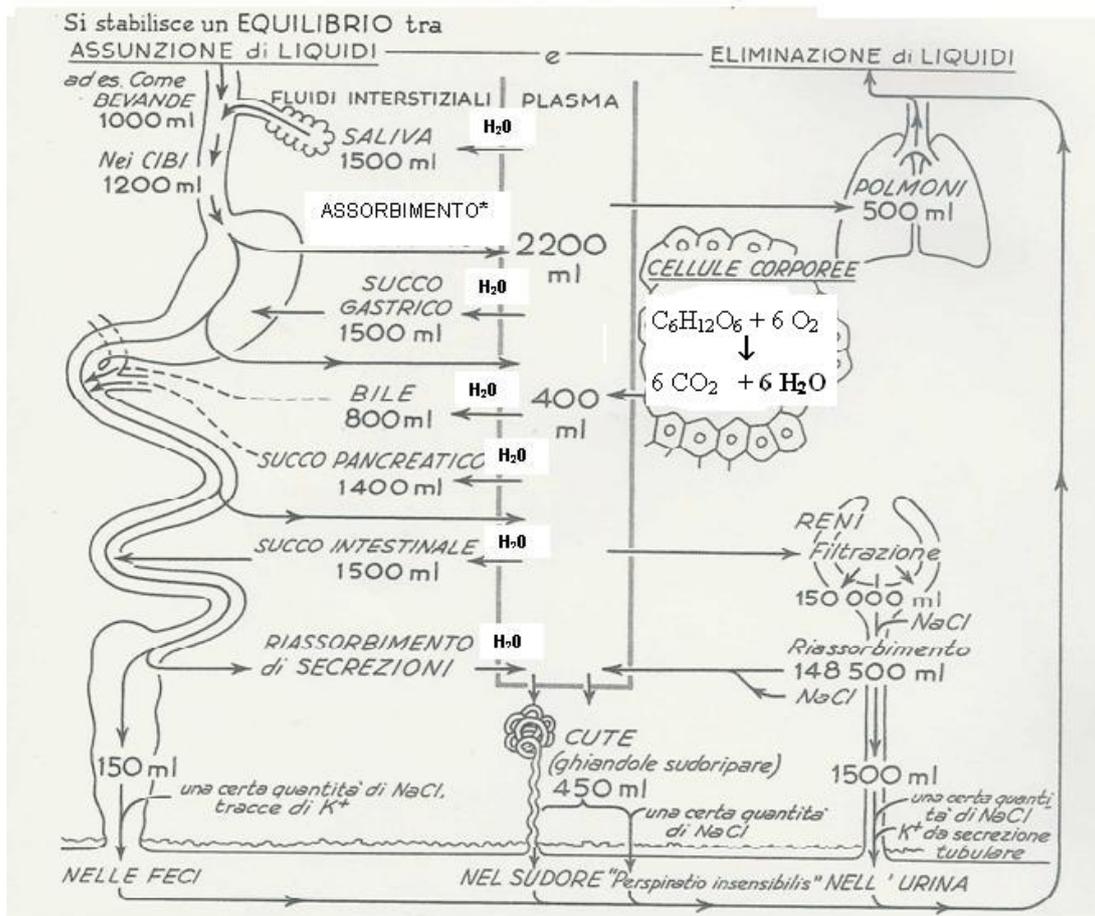


Figura 3.4. Bilancio idrico nel corpo umano (figura tratta da [8] e modificata da T. Terrani e C. Rivera).

³La capacità di un organismo di mantenere costanti le condizioni chimico-fisiche interne anche al variare delle condizioni ambientali esterne è chiamata omeostasi.

Nella figura 3.4 sono riportati i diversi flussi d'acqua che lo studente dovrebbe riconoscere, come pure le quantità di acqua trasferita da un compartimento all'altro del sistema. Con l'ausilio della scheda 17 e del concetto di equazione di bilancio, sviluppato nel volume 1, è possibile verificare quando e perché il bilancio idrico del nostro corpo sia zero o diverso da zero.

Per determinare il bilancio idrico giornaliero si procede nel seguente modo.

I volumi di acqua in entrata e in uscita sono:

- **Entrate (mL):** $1000 + 1200 + (1500 + 1500 + 800 + 1400 + 1500) - 150 + [148500] = 157250$ mL di cui
 - $(1500 + 1500 + 800 + 1400 + 1500)$ di riassorbimento intestinale e
 - $[148500]$ di riassorbimento renale
- **Uscite (mL):** $(1500 + 1500 + 800 + 1400 + 1500) + 500 + 450 + [150000] = 157650$ mL di cui
 - $(1500 + 1500 + 800 + 1400 + 1500)$ di secrezione succhi digestivi e
 - $[150000]$ di filtrazione renale

Le uscite superano le entrate di 400 mL, quindi il bilancio sembrerebbe paradossalmente negativo. In realtà il corpo non si disidrata e quindi il bilancio dev'essere in pareggio! Il paradosso si risolve se si considerano i 400 mL della cosiddetta acqua metabolica, vale a dire dell'acqua prodotta insieme alla CO_2 , durante la respirazione cellulare all'interno delle cellule.

3.3 Modello spinta corrente e resistenza

Lo studio del trasporto massivo e diffusivo legato all'apparato cardiocircolatorio, che cercheremo di esporre nei prossimi capitoli, fa riferimento al modello spinta corrente e resistenza che è stato introdotto nel corso di fisica di Karlsruhe da F. Herrmann (vedi quadro disciplinare di riferimento riportato nel volume I della presente ricerca didattica [7]). Questo modello, che in seguito chiameremo semplicemente modello di riferimento, permette di interpretare, descrivere e prevedere l'evoluzione dei fenomeni nei quali sono presenti trasporti di tipo conduttivo, come ad esempio il trasporto massivo e diffusivo di sostanze, legato al sistema cardiocircolatorio.

La conoscenza del modello di riferimento è un prerequisito che l'allievo dovrà possedere per poter affrontare lo studio dell'apparato cardiocircolatorio. Qui di seguito riassumiamo brevemente gli aspetti principali da far emergere nelle attività proposte agli allievi per introdurre questo modello.

Nei fenomeni in cui sono coinvolti dei trasporti di tipo conduttivo si possono identificare una o più grandezze estensive (portatori) la cui variazione si può interpretare come un trasferimento della relativa grandezza dal sistema all'ambiente. La causa del trasferimento si può ricondurre ad una differenza tra i valori che una ben determinata grandezza intensiva (potenziale) assume nel sistema e nell'ambiente.

Molti fenomeni biologici riguardano sottosistemi che interagiscono tra loro⁴ e possono essere interpretati come trasporti di tipo conduttivo. L'interazione si interpreta con il modello di riferimento in termini di differenze di potenziale tra i sottosistemi e di flussi di portatori che ne conseguono. La riproducibilità dei fenomeni osservati permette di introdurre e definire l'energia in questo contesto come quella grandezza associata univocamente al portatore, che permette di mettere in relazione le variazioni osservate nei sistemi interagenti. L'energia è una grandezza estensiva che ha la caratteristica di conservarsi ed è associata al portatore nel senso che ad ogni

⁴Due sistemi interagiscono tra loro quando le modifiche osservate in un sistema si ripercuotono su quelle dell'altro

trasferimento di portatore è legato il trasferimento di una ben determinata quantità di energia. Il portatore è legato al tipo di fenomeno (idraulico, meccanico, chimico,...) mentre l'energia è una grandezza universale.

La grandezza che mette in relazione energia e portatore è il potenziale. Il potenziale che si assegna ad un portatore ha la caratteristica di aumentare, quando nel sistema considerato si introduce e si accumula il rispettivo portatore: si può dire per questo che il potenziale esprime la quantità di energia "caricata" sul portatore (da qui il nome) (vedi figura 3.5). Procedendo in questo modo lo studente è spinto a considerare l'energia come un'unica grandezza, indipendente dal fenomeno considerato: si evita di lasciar credere che esistano diverse "forme di energia" con altrettante proprietà .

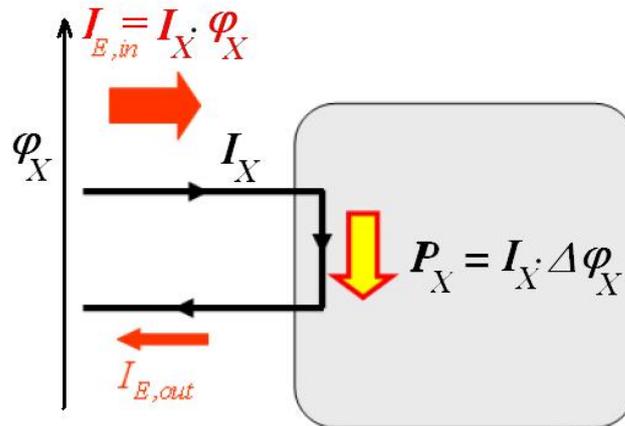


Figura 3.5. La corrente del portatore (I_X) e la sua caduta di potenziale ($\Delta\varphi_x$) sono quelle grandezze che permettono di definire il flusso di energia (I_E) attraverso il sistema e la potenza scaricata nel processo (P_X) .

Una grandezza derivata dell'energia, molto importante per comprendere il funzionamento dei sistemi biologici è la potenza (P) liberata o assorbita durante un processo, vale a dire la quantità di energia che si trasferisce da o verso il sistema per unità di tempo. La potenza erogata o assorbita dal sistema dipende sia dalla differenza di potenziale, all'origine del flusso ($\Delta\varphi_x$), che dall'intensità del flusso stesso (I_X). La relazione tra queste tre grandezze è la seguente: $P_X = I_X \cdot \Delta\varphi_X$.

A parità di spinta, può quindi variare la potenza messa a disposizione da un fenomeno, vale a dire la quantità di energia caricata o scaricata per unità di tempo, dal portatore coinvolto. Questo proprio perché può variare l'intensità della corrente del portatore. Infatti, soprattutto nei sistemi biologici, è più importante considerare in quale intervallo temporale si rende disponibile una certa quantità di energia piuttosto che la quantità totale di energia disponibile. Si pensi ad esempio alla quantità di energia liberata dall'ossidazione di una molecola di glucosio; se venisse resa disponibile in un intervallo di tempo di ore, invece che di frazioni di secondo, non sarebbe sufficiente per mantenere in vita una cellula.

Per uno sguardo d'insieme sulle relazioni tra l'energia, che si rende disponibile in un determinato fenomeno, le correnti dei portatori e le relative differenze di potenziale, si veda la tabella 3.1.

Il nostro percorso didattico prende in considerazione esclusivamente i portatori, i potenziali e le relative potenze scambiate che compaiono nelle prime tre righe della tabella 3.1. I percorsi didattici illustrati nel capitolo 2 del volume I della presente pubblicazione permettono di trattare le altre relazioni riportate nella tabella 3.1.

Per ritornare ai due tipi di trasporto in cui si possono raggruppare i trasferimenti delle sostanze nel corpo umano, è bene evidenziare che, per i trasporti di tipo massivo, le grandezze più indicate

Portatore	Potenziale	Spinta	Corrente del portatore	Potenza scambiata
Volume (V)	Idrico ⁵ (p)	Differenza di pressione (Δp)	I_V	$P_{idr} = I_V \cdot \Delta p$
Massa (m)	Gravitazionale ($g \cdot h$)	Differenza di potenziale gravitazionale ($g \cdot \Delta h$)	I_m	$P_{grav} = I_m \cdot g \cdot \Delta h$
Quantità chimica (n)	Chimico (μ)	Differenza di potenziale chimico ($\Delta \mu$)	I_n	$P_{chi} = I_n \cdot \Delta \mu$
Quantità di moto (p)	Cinetico ⁶ (v)	Differenza di velocità (Δv)	I_p	$P_{mec} = I_p \cdot \Delta v$
Carica elettrica (q)	Elettrico (φ)	Differenza di potenziale elettrico ($\Delta \varphi$)	I_q	$P_{el} = I_q \cdot \Delta \varphi$
Entropia (S)	Termico (T)	Differenza di temperatura (ΔT)	I_S	$P_{term} = I_S \cdot \Delta T$

Tabella 3.1. Alcuni portatori e potenziali e il loro collegamento con i trasferimenti di energia.

per la descrizione del fenomeno con il modello di riferimento sono il volume⁷ (il portatore dell'energia) e la pressione (il relativo potenziale). Per i trasporti di tipo diffusivo, invece, le grandezze più indicate sono la quantità chimica (portatore) ed il relativo potenziale. La tabella 3.1 riporta anche i diversi possibili portatori associabili al trasporto di una sostanza e la relativa potenza scaricata/assorbita nel trasporto.

La causa della corrente si identifica nella differenza di potenziale e viene chiamata “spinta”⁸. La spinta corrisponde dunque ad una differenza di potenziale (vedi figura 3.6).

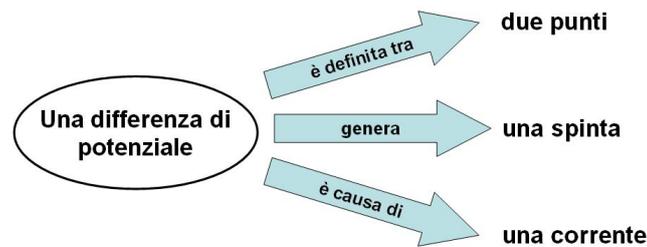


Figura 3.6. La differenza di potenziale tra due punti genera una spinta, che si manifesta con una corrente.

Da ultimo ma non per ultimo si tratta di mettere in evidenza che l'intensità della corrente generata da una differenza di potenziale, presente tra due sistemi che interagiscono, dipende dalle diverse caratteristiche dell'interfaccia, caratteristiche espresse con la grandezza resistenza (vedi figura 3.7). L'interfaccia (vaso sanguigno, membrana cellulare, cavo elettrico,...) può essere

⁷Allo spostamento di un volume d'acqua (V) è evidentemente associato anche lo spostamento degli altri portatori (m, n, ep) con i relativi potenziali ($(g \cdot h, \mu, ev)$). L'accoppiamento energetico di questi potenziali nel volume di acqua circolante permette di sceglierne uno, come variabile indipendente. Per l'accoppiamento tra il potenziale gravitazionale e quello chimico si veda la sottosezione 4.6.2 del volume I della presente opera.

⁸Il concetto di spinta può indicare anche la propensione alla produzione e/o al consumo di un portatore. Nel nostro contesto viene invece utilizzato unicamente per indicare la causa che provoca il trasferimento di un portatore: “la causa della corrente”.

considerato a sua volta un sistema conduttore⁹. Quando la resistenza dell'interfaccia al flusso di una grandezza X risulta infinita, la corrente (I_X) rimane nulla, anche se tra sistema ed ambiente si genera una differenza di potenziale. Il sistema risulta isolato per quanto riguarda gli scambi di X . Come esempio di interfaccia si possono considerare le caratteristiche della membrana cellulare che ha una resistenza non nulla per quanto riguarda il flusso di acqua ($I_n(\text{H}_2\text{O})$) mentre ha una resistenza infinita per quanto riguarda il flusso di diversi ioni (Ad es ($I_n(\text{F}^-)$, $I_n(\text{Ba}^{2+})$, ..), si dice pertanto che la membrana cellulare è semipermeabile.

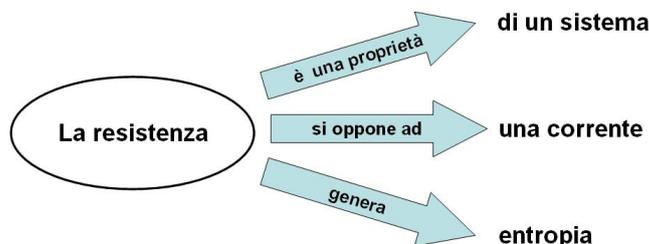


Figura 3.7. La resistenza di un sistema attraversato da una corrente porta alla produzione di entropia.

Queste considerazioni possono essere riassunte nella seguente relazione generale:

$$\Delta\Psi_x = I_X \cdot R$$

dove $\Delta\Psi_x$ è la spinta data dalla differenza del potenziale di X , I_X è la corrente o flusso del portatore X e R è la resistenza al flusso di X .

Portatore	Spinta	Spinta e corrente
Volume (V)	Differenza di pressione (Δp)	$\Delta p = I_V \cdot R$
Quantità chimica (n)	Differenza di potenziale chimico ($\Delta\mu$)	$\Delta\mu = I_n \cdot R$
Quantità di moto (p)	Differenza di velocità (Δv)	$\Delta v = I_p \cdot R$
Carica elettrica (q)	Differenza di potenziale elettrico ($\Delta\varphi$)	$\Delta\varphi = I_q \cdot R$
Entropia (S)	Differenza di temperatura (ΔT)	$\Delta T = I_S \cdot R$

Tabella 3.2. Diversi tipi di portatore e relativa spinta. Relazioni tra spinta e corrente.

Percorso didattico

Per introdurre il modello di riferimento con gli studenti, è stata utilizzata una semplice esperienza che mostra, da un punto di vista fenomenologico, la relazione tra la spinta inizialmente riconoscibile come dislivello (Δh), la corrente di volume (I_V) e la resistenza (R). L'apparecchiatura usata consiste di due vasi di differente sezione, collegati tra loro mediante un tubo, in cui sono inseriti un misuratore di flusso ed un rubinetto. Lo schema dell'apparecchiatura è riportato nella figura 3.8. La spinta è dovuta dalla differenza tra il livello d'acqua nei due recipienti mentre l'intensità della corrente è visualizzata dalla velocità di rotazione dell'elica nel misuratore di flusso. L'interfaccia tra i due vasi è costituita da un tubo di collegamento munito di misuratore di flusso e di rubinetto. Quest'ultimo può essere aperto in modo da variare gradualmente la resistenza dell'interfaccia. La spinta, infine, può essere modificata aggiungendo o togliendo acqua ai due recipienti. Inizialmente si riempie d'acqua il sistema idraulico, tenendo chiuso il rubinetto, in modo che il livello dell'acqua nei due cilindri sia diverso.

⁹Il conduttore è un sistema attraverso il quale si può stabilire la corrente della grandezza interessata.

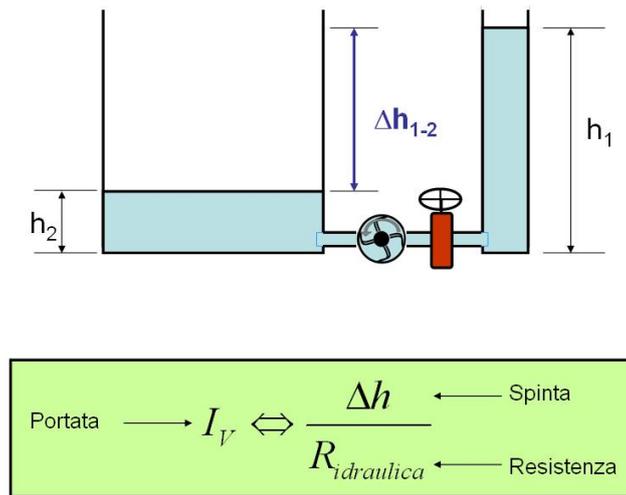


Figura 3.8. Strumentazione utilizzata per introdurre la relazione tra il concetto di spinta e quello di corrente.

Un aspetto didatticamente molto interessante nell'utilizzo del modello di riferimento riguarda la possibilità di stabilire facilmente delle analogie (vedi [2]) tra le grandezze utilizzate nei diversi campi di studio delle scienze sperimentali.

Ne risulta un quadro concettuale relativamente semplice e coerente, nel quale i diversi concetti possono venire reinvestiti in modo trasversale. Un esempio, nell'ambito dell'apparato cardiocircolatorio, riguarda l'analogia tra la spinta idraulica in grado di sostenere la circolazione sanguigna, dovuta ad una differenza di pressione¹⁰, e la spinta chimica dovuta alla differenza di potenziale chimico, che permette il rientro osmotico dell'acqua dagli spazi interstiziali ai vasi sanguigni. Un altro esempio riguarda il mantenimento dei tessuti in uno stato di idratazione ottimale. In questo caso l'analogia prende in considerazione la differenza di potenziale chimico, che permetterebbe all'acqua di entrare e uscire nella/dalla cellula, e la differenza di pressione idrica tra l'ambiente intra- ed extracellulare. L'azione contrapposta di queste due spinte permette alla cellula di mantenere il suo stato di idratazione ottimale.

3.4 Pressione, spinta e legge di Stevino

Qui di seguito proponiamo un'attività sperimentale nella quale lo studente, a partire dalla legge di Boyle, ricava la dipendenza della pressione dalla quota misurata all'interno di una colonna d'acqua. Si tratta della legge di Stevino che permette di descrivere, come in una colonna d'acqua ferma ed in equilibrio idrostatico, la pressione in un determinato punto dipenda linearmente dalla sua quota. Questa legge riveste un ruolo particolarmente importante nello studio dell'apparato cardiocircolatorio, sebbene il sangue all'interno dei vasi sanguigni sia in movimento, l'effetto del campo gravitazionale permane e si manifesta soprattutto quando la persona si sdraia o si rialza, alza o abbassa gli arti (vedi esempi applicativi a seguire).

Solitamente gli studenti hanno già avuto modo di acquisire il concetto di pressione e la legge di Boyle¹¹ nello studio dei gas ideali. Nel corso di base lo studente impara ad esempio che la pressione dell'aria esprime la sua tendenza ad espandersi e che una differenza di pressione è all'origine dell'espansione/contrazione di un gas, così come delle correnti d'aria. In quest'esperienza egli scopre, che anche nei liquidi una differenza di pressione può dar origine ad una corrente di volume

¹⁰Nel caso specifico generata dal cuore.

¹¹Legge di Boyle: $p \cdot V = \text{cost.}$ a temperatura costante.

e che la spinta generata da una differenza di pressione può essere annullata da una spinta contraria causata da una differenza di pressione.

L'apparecchiatura dell'esperienza descritta nella scheda 6 è un sistema costituito da un cilindro, nel quale si può versare acqua a più riprese. Esso è collegato alla base ad una beuta¹², sulla quale è montata una siringa che permette di variare la pressione dell'aria in modo che l'acqua nel tubo di raccordo raggiunga, nelle varie situazioni, il medesimo riferimento ($h_0 = 0$), (vedi figura 3.9).

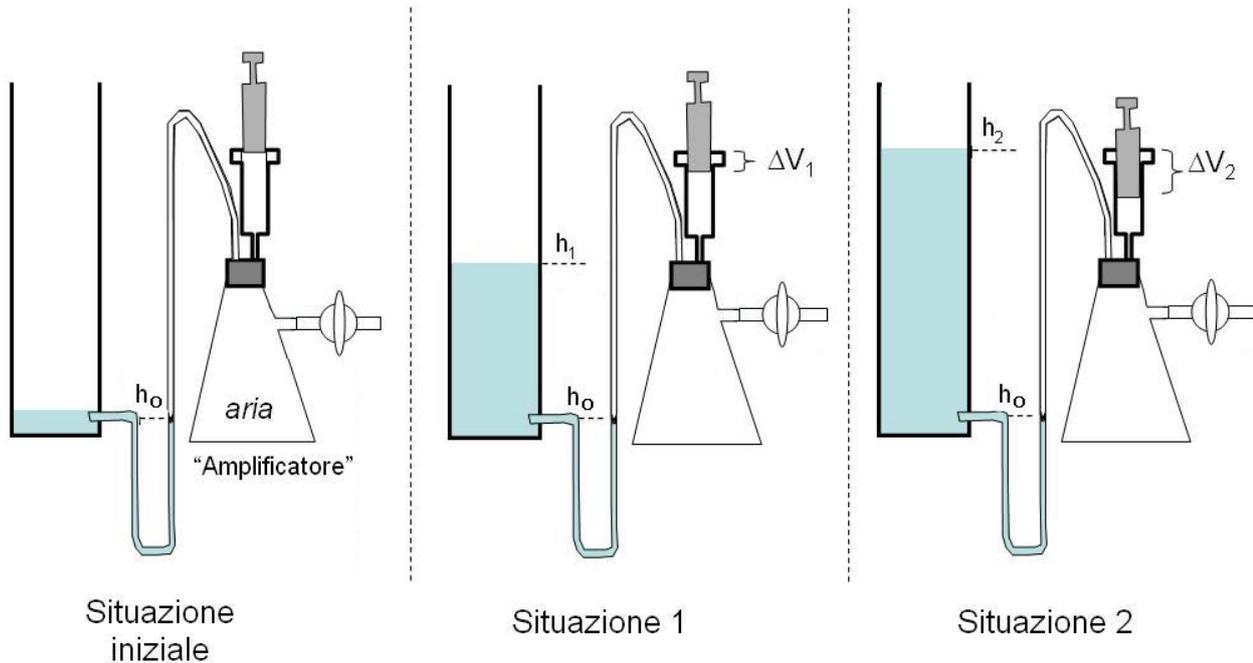


Figura 3.9. Apparecchiatura per la determinazione della legge di Stevino. Nella situazione iniziale la pressione dell'aria nella beuta è uguale a quella esterna. La quota dell'acqua nella situazione iniziale è fissata arbitrariamente a $h_0 = 0$ m. Nelle altre due situazioni la pressione dell'aria è superiore a quella esterna e controbilancia la spinta dell'acqua a scorrere nel tubo e ad entrare così nella beuta.

Per bloccare la fuoriuscita dell'acqua dal cilindro, e mantenere il livello del liquido all'equilibrio, è necessario che la pressione dell'aria nella beuta sia uguale a quella dell'acqua all'uscita dal tubo ai piedi della colonna (h_0). La colonna si mantiene in equilibrio, se la variazione di pressione dovuta all'aggiunta di acqua nel cilindro, viene controbilanciata da una variazione di pressione dell'aria nella beuta. $\Delta p_{idr} = \Delta p_{aria}$.

La pressione necessaria per bloccare la fuoriuscita dell'acqua dal cilindro e mantenere il livello del liquido nel tubo ad h_0 , viene ricavata leggendo sulla siringa la variazione di volume ($\Delta V_{siringa}$) e utilizzando la legge di Boyle nel seguente modo:

$$p_{atm} \cdot V_o = p_n \cdot V_n \text{ da cui } \Delta p_{aria} = p_n - p_{atm} = p_{atm} \left(\frac{V_o}{V_n} - 1 \right) = p_{atm} \left(\frac{V_o - V_n}{V_n} \right) = p_{atm} \left(\frac{-\Delta V}{V_o + \Delta V} \right) = p_{atm} \left(\frac{|\Delta V|}{V_o - |\Delta V|} \right) \text{ dove}$$

p_{atm} è la pressione atmosferica,

p_1, p_2, \dots, p_n sono le pressioni dell'aria nella siringa dopo l'aggiunta (ripetuta) di acqua nel cilindro,

V_o è il volume iniziale di aria all'interno della beuta, tubo e siringa e

$\Delta V_1, \Delta V_2, \dots, \Delta V_n$ sono le contrazioni di volume dell'aria nella beuta, misurate con la siringa.

¹²Siccome la variazione di pressione dovuta ad una colonna d'acqua dell'altezza di un decimetro è di circa 1/100 di bar, è necessario utilizzare un contenitore pieno d'aria di circa 100 volte il volume di una siringa (nel nostro caso una beuta da 250 mL), per avere un sufficiente grado di sensibilità.

All'inizio dell'esperienza l'acqua nel cilindro si trova ad un'altezza (h_o), la beuta è piena d'aria, come pure la siringa. All'interno del tubo di collegamento l'acqua raggiunge una tacca di riferimento (vedi figura 3.9). Durante l'esperienza lo studente introduce una certa quantità di acqua nel cilindro e comprimendo lo stantuffo della siringa riporta l'acqua nel tubo alla tacca di riferimento (h_o).

Allo studente si fa notare che la pressione dell'acqua in uscita dal tubo all'altezza h_o è la stessa di quella dell'aria nella beuta, per cui la spinta alla fuoriuscita dell'acqua dal tubo è nulla. A questo punto egli misura il nuovo livello di acqua nel cilindro (h_1) e la variazione di volume ΔV_1 , con la quale può calcolare la pressione dell'aria nella beuta. L'operazione viene ripetuta portando l'acqua nel cilindro a diversi livelli ($h_1, h_2, \dots h_n$). I risultati mettono in evidenza che la pressione alla quale è necessario portare l'aria nella beuta, in modo che possa contrastare la spinta dell'acqua ad uscire dal tubo, aumenta linearmente con il livello dell'acqua nel cilindro. Inoltre, risulta evidente, che una variazione del livello nel cilindro (ottenuta aggiungendovi dell'acqua), o una variazione di pressione dell'aria nella beuta (ottenuta comprimendo l'aria mediante la siringa), sono all'origine di una corrente d'acqua nel tubo.

Un esempio di dati raccolti e della loro rappresentazione grafica è riportato nella figura 3.10.

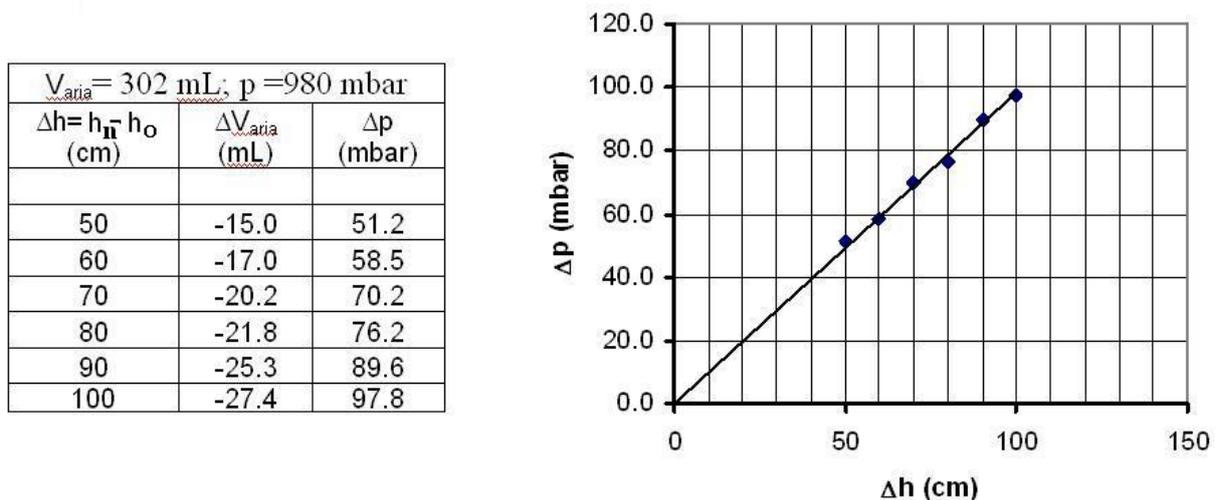


Figura 3.10. Dati sperimentali raccolti con l'apparecchiatura di figura 3.9 e loro rappresentazione grafica.

Dall'analisi dei risultati si può ricavare che Δp e Δh sono direttamente proporzionali tra loro:

$$\frac{\Delta p_{1-0}}{\Delta h_{1-0}} = \frac{\Delta p_{2-0}}{\Delta h_{2-0}} = \frac{\Delta p_{n-0}}{\Delta h_{n-0}} = \text{cost} \quad (3.2)$$

Se si rappresenta Δp in funzione di Δh , i punti rappresentati dovrebbero essere interpolati da una retta passante per l'origine confermando che Δp e Δh sono direttamente proporzionali tra loro come attesta la legge di Stevino:

$$\Delta p_{n-0} = -\rho \cdot g \cdot \Delta h_{n-0} \quad (3.3)$$

Al termine dell'esperienza lo studente dovrebbe aver colto, che la differenza di pressione e di quota sono due possibili cause per la spinta, all'origine del flusso di un liquido. Inoltre, interpreta la situazione di equilibrio in termini di spinte contrapposte che si annullano vicendevolmente. Per questioni di tempo l'esperienza può anche essere svolta soltanto dal docente in modo dimostrativo di fronte alla classe.

Esempio applicativo: la misura della pressione arteriosa

Un' interessante applicazione di quanto emerso dall'esperienza riportata nella scheda 6, riguarda la misura della pressione arteriosa mediante lo sfigmomanometro, descritta nella figura 3.11. Con una pompa manuale si immette aria nel manicotto aumentandone la pressione, fino a provocare la compressione totale dei vasi sanguigni del braccio. L'interruzione del flusso di sangue si rileva tramite lo stetoscopio: il battito cardiaco non è più percepibile. Il valore della pressione si legge sul manometro collegato al manicotto .

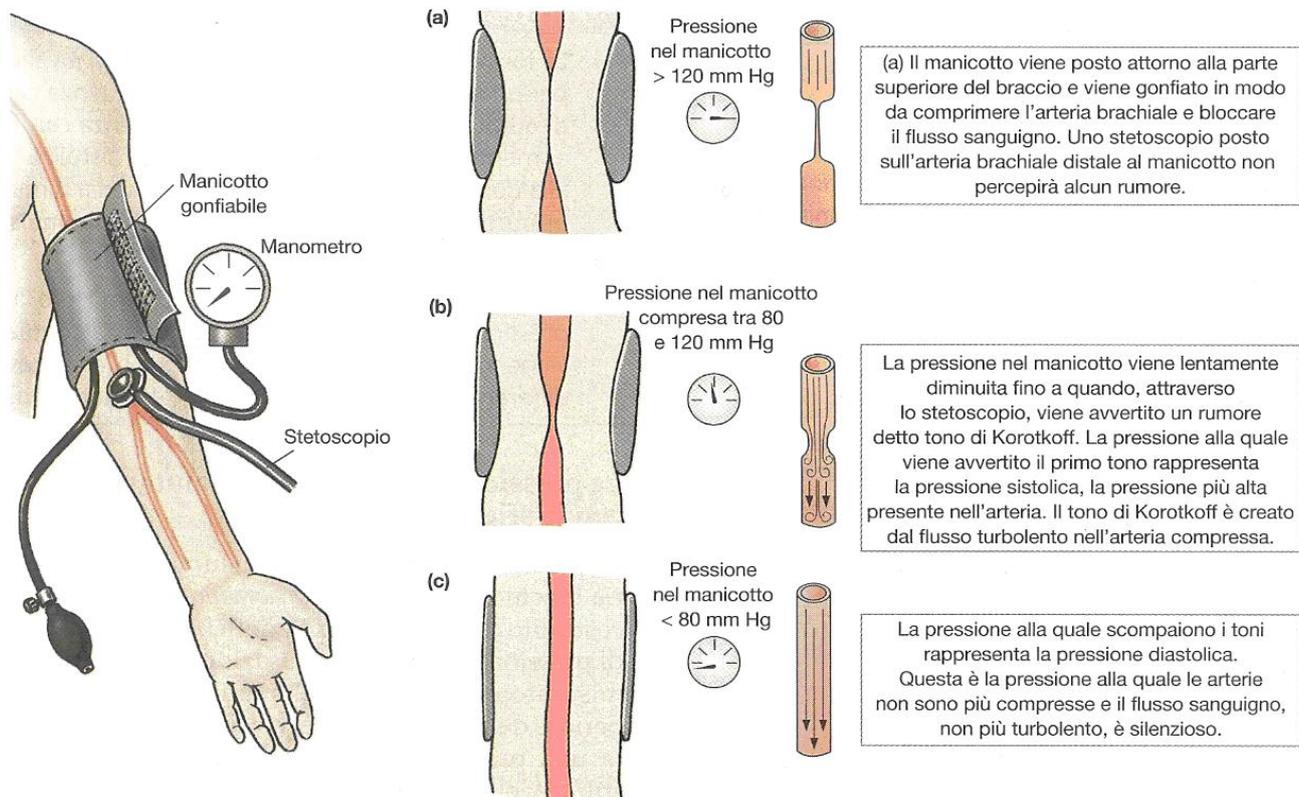


Figura 3.11. Misurazione della pressione arteriosa mediante sfigmomanometro e stetoscopio (figura tratta da [9]).

La pressione, che coincide con l'arresto del flusso sanguigno nell'arteria, corrisponde a quella sistolica (massima), mentre la pressione diastolica (minima) è quella che verrà letta sul manometro, dopo aver diminuito la pressione del bracciale, in modo da ripristinare il flusso sanguigno.

Questa attività permette di evidenziare una caratteristica tipica delle grandezze intensive (in questo caso la pressione), utilizzate nel modello di riferimento come potenziali. La loro misura comporta un confronto tra spinte opposte (differenze di potenziale). Nel nostro caso una spinta è quella data dal sangue che tende a fluire nelle arterie, mentre quella "opposta" è data dall'aria che tende ad espandersi nel manicotto. La misura si effettua dopo aver portato il sistema studiato (nel nostro caso arteria-manicotto) idealmente all'equilibrio, così che, alla spinta generata nel manicotto dello sfigmomanometro corrisponde quella del sangue nel vaso arterioso. L'aumento della pressione dell'aria nel manicotto provoca la graduale chiusura del vaso, che si traduce nell'aumento della sua resistenza. Misure di pressione svolte con dei sensori, direttamente nei vasi sanguigni, mostrano che non vi sono differenze rilevanti rispetto ai risultati ottenuti con lo sfigmomanometro

[10]. La resistenza elastica che offre l'arteria alla compressione, come pure quella dei tessuti che l'avvolgono, risulta quindi trascurabile.

Le considerazioni esposte sopra ci permettono così di tracciare l'analogia con quanto accadeva nell'esperienza utilizzata per ricavare la legge di Stevino (vedi sezione 3.4). In entrambi i casi la misurazione viene ricondotta ad un confronto tra due spinte opposte: la spinta che costringe l'aria nel manicotto ad espandersi (nell'esperienza l'aria nella beuta) e la spinta che costringe il sangue a spostarsi nell'arteria brachiale (nell'esperienza l'acqua nel tubo).

Si raggiunge l'equilibrio, quando la pressione dell'aria nel manicotto eguaglia quella del sangue nell'arteria. Questo corrisponde alla chiusura dell'arteria, ad una resistenza infinita e ad un flusso sanguigno nullo. Nella scheda 18 è riportato per esteso l'aspetto relativo alla procedura di misurazione.

Prima di concludere l'attività, sulla procedura di misurazione della pressione sanguigna descritta sopra, è importante mettere in risalto che la pressione sanguigna, come del resto la pressione di un qualsiasi liquido in un contenitore¹³, dipende anche dalla quota alla quale ci si trova, come espresso dalla legge di Stevino. Curiosamente, si trova che fissando l'altezza del cuore come livello di riferimento, il contributo gravitazionale sulla pressione idrostatica all'interno dei vasi sanguigni è nullo, vale a dire che la pressione idrostatica a livello del cuore è esattamente uguale a quella atmosferica. Siccome la pressione viene misurata applicando il manicotto al braccio, è importante che questo rimanga disteso lungo il corpo come mostrato nella figura 3.12, in modo che il manicotto si trovi circa all'altezza del cuore. Solo in questo modo il contributo gravitazionale ($\Delta p = \rho g \Delta h$) nella misura della pressione risulta nullo, sia nel caso in cui la persona si trovi distesa (clinostatismo), sia in quello in cui si trovi in piedi o seduta (ortostatismo) [10].

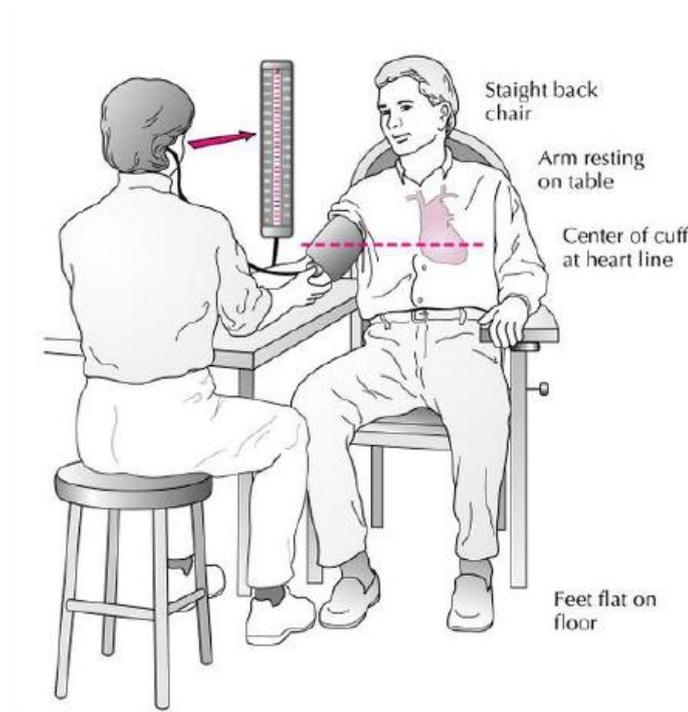


Figura 3.12. Misurazione della pressione con sfigmomanometro in ortostatismo nella posizione corretta (figura tratta da [11]).

La pressione generata dal cuore, però, varia a dipendenza dalla posizione della persona, in quanto la resistenza del circuito cardiocircolatorio varia passando dall'ortostatismo al clinostatismo: in posizione verticale, i vasi al di sotto del cuore si dilatano, mentre quelli al di sopra si

¹³Il contenitore deve trovarsi ovviamente in un campo gravitazionale.

contraggono. Il cuore si regola in modo da garantire una determinata irrorazione degli organi, vale a dire si regola in modo da erogare una determinata corrente sanguigna. Se varia la resistenza del circuito sanguigno, varia conseguentemente anche la pressione che il cuore deve esercitare. Per avere quindi una misura riproducibile della pressione sanguigna non è sufficiente porre il manicotto all'altezza del cuore ma è necessario che la posizione della persona sia sempre la stessa.

Nel caso in cui la persona dovesse passare velocemente da una posizione orizzontale ad una verticale, si misurerebbe un calo pressorio transitorio dovuto al rilassamento della parete dei vasi venosi con conseguente aumento della capacità del circuito cardiocircolatorio [10]. Di conseguenza, la misura della pressione viene effettuata solo dopo aver lasciato trascorrere un intervallo di tempo sufficientemente lungo, affinché si instauri un regime stazionario nell'apparato cardiocircolatorio.

Se da un lato, nella misura della pressione arteriosa si vuole evitare l'influsso della quota sulla pressione (contributo gravitazionale), ponendo il manicotto all'altezza del cuore, per posare un'infusione ad un paziente si sfrutta proprio il contributo gravitazionale. Affinché il liquido contenuto nella flebo possa effettivamente entrare nel vaso (vena o arteria) è necessario che la flebo venga mantenuta ad un'altezza minima (Δh) rispetto alla punta dell'ago (vedi figura 3.13). In caso contrario sarà il sangue sotto pressione a defluire nel tubicino e non i medicinali ad entrare nel circolo sanguigno. Questo aspetto viene affrontato in classe con gli studenti partendo da diverse situazioni problema nelle quali viene richiesto di calcolare l'altezza al di sopra della quale è necessario posizionare la flebo nel caso di una punzione venosa rispettivamente arteriosa.

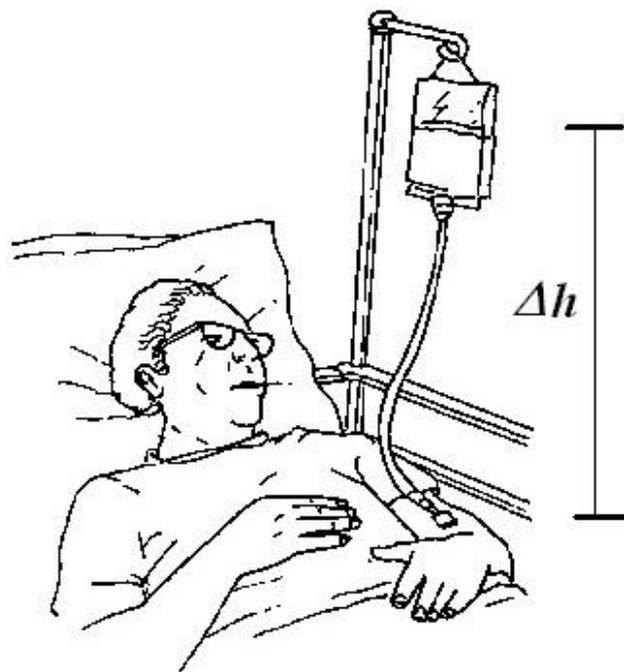


Figura 3.13. Posa di una flebo rispettando un'altezza minima. Il Δh rappresenta la differenza di altezza tra il livello del liquido nel sacchetto ed il punto di punzione (figura tratta da [8]).

3.5 Spinta e corrente di volume (I_V)

Un primo obiettivo che si prefigge l'esperienza riportata nella scheda 7 è quello di proporre allo studente un metodo per misurare la corrente di volume o portata (I_V) di un fluido attraverso un vaso conduttore.

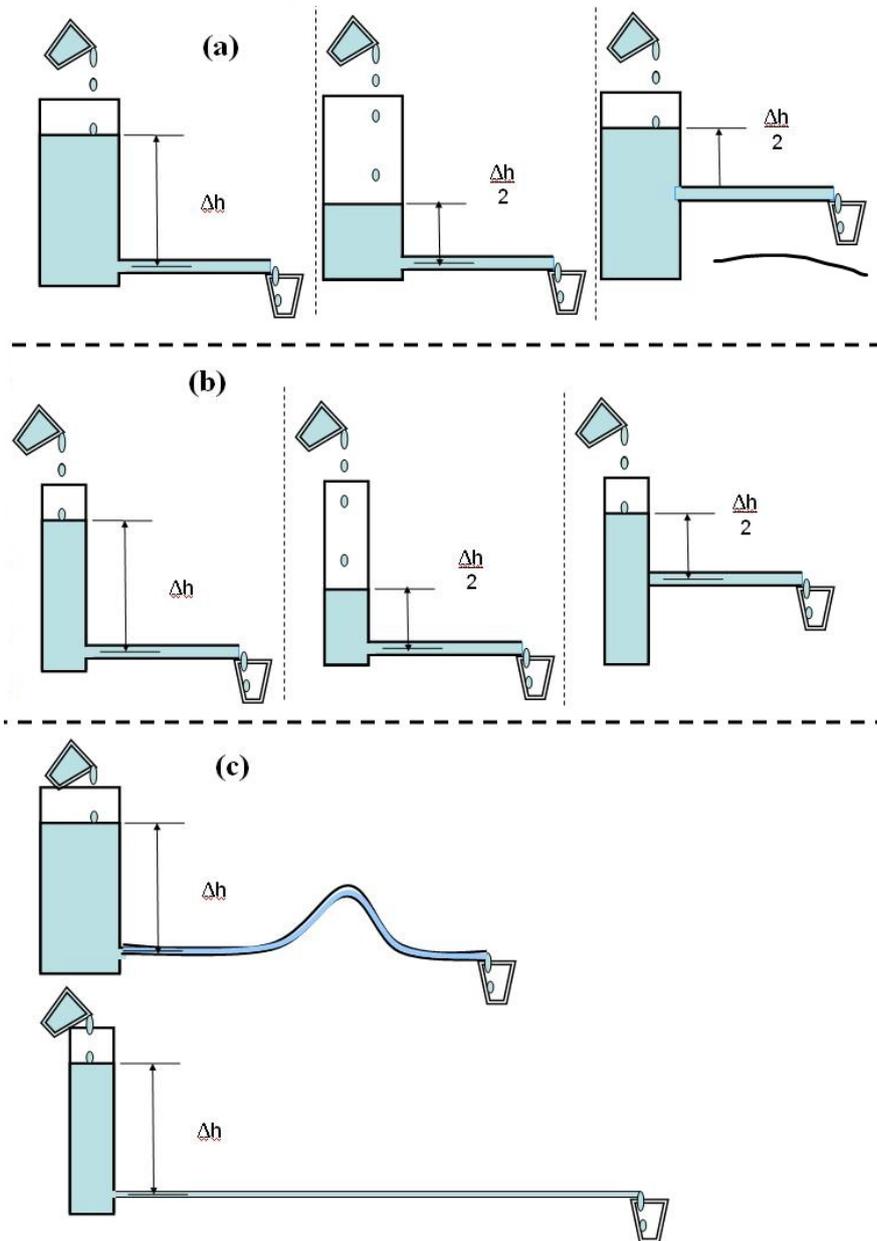


Figura 3.14. Alcuni dei cilindri utilizzati per l'attività sperimentale: i cilindri della figura (a) presentano una sezione maggiore rispetto a quelli della figura (b) mentre nella figura (c), oltre alla diversa sezione dei cilindri cambia il percorso dell'acqua nel tubo, che raggiunge comunque l'uscita alla stessa quota.

Il secondo obiettivo è quello di far emergere che la portata d'acqua in uscita da un cilindro attraverso un tubo, dipende solo dalla differenza tra l'altezza del foro in uscita e quella del livello d'acqua nel cilindro. Ciò vale solo se il tubo attraverso il quale si scarica l'acqua del cilindro è lo stesso e dunque anche la resistenza rimane invariata.

Considerando la legge di Stevino (ricavata con la scheda 6) ed i risultati di quest'esperienza, lo studente dovrebbe concludere, che se le estremità del tubo si trovano alla stessa altezza, l'acqua scorre attraverso il tubo solo se alle sue estremità vi è una differente pressione.

Per l'esperienza si utilizzano alcuni cilindri di diversa capienza, forati a diverse altezze, con un tubo di gomma in uscita lungo 50 cm, non necessariamente mantenuto orizzontale (vedi figura 3.14).

L'esperienza può essere svolta da due studenti. Il primo studente aggiunge manualmente con un bicchiere acqua in un cilindro già parzialmente riempito, in modo da mantenere costante il livello di acqua nel cilindro durante l'intervallo di tempo Δt . Lo studente misura il volume di acqua aggiunta (V_{in}) e l'altezza del livello d'acqua (h_1) rispetto al foro di uscita (h_0)¹⁴. Per verificare il mantenimento del regime stazionario¹⁵, il secondo studente raccoglie l'acqua in uscita simultaneamente al primo e ne misura il quantitativo ($|V_{out}|$).

I dati sperimentali vengono riportati in una tabella e si rappresenta graficamente I_V in funzione di Δh dove $I_V = \frac{V_{in}}{\Delta t} = \frac{|V_{out}|}{\Delta t}$ e $\Delta h = h_1 - h_0$. Il grafico (vedi figura 3.15) fornisce una rappresentazione della relazione tra I_V e Δh . La curva di interpolazione passa per l'origine e mostra un andamento monotono crescente: all'aumentare di Δh aumenta anche I_V . Si trova che la curva non è una retta: in queste condizioni la relazione tra I_V e Δh non è una proporzionalità diretta.

Infatti, si nota che per valori di Δh sempre più piccoli, la relazione tra I_V e Δh tende ad essere lineare, mentre per valori di Δh più elevati la discrepanza diventa più evidente (oltre all'effetto Bernoulli è da considerare anche il fatto che la resistenza idraulica del collegamento varia con la velocità di scorrimento dell'acqua)¹⁶. Graficamente si osserva una progressiva deviazione dalla retta (vedi figura 3.15).

Per questioni di tempo l'esperienza può anche essere svolta soltanto dal docente, in modo dimostrativo, di fronte alla classe.

3.6 Stato di equilibrio, regime stazionario e capacità del sistema

Qualsiasi sistema biologico per mantenersi in vita deve rimanere lontano dallo stato di equilibrio termodinamico con l'ambiente circostante. Questo è possibile, nella misura in cui l'organismo vivente genera e mantiene delle differenze di potenziale tra l'ambiente intra ed extracellulare. Da queste differenze si originano delle spinte, che sostengono gli scambi chimici, termici ed elettrici alla base dei diversi processi vitali. Essere lontano dallo stato di equilibrio significa quindi, per il vivente essere in grado di mantenere un regime stazionario.

Di fronte ad un ambiente mutevole, contraddistinto dal susseguirsi di perturbazioni, il sistema vivente si trova confrontato, sia con la necessità di rispondere velocemente al cambiamento ambientale, sia con la necessità di ammortizzare la perturbazione per mantenersi nell'intervallo ottimale di omeostasi. Nel primo caso si può pensare per esempio all'elevata velocità di risposta

¹⁴L'altezza si misura fissandone arbitrariamente il riferimento. Ad esempio si può considerare che il piano d'appoggio del recipiente si trovi ad un'altezza $h = 0$ m.

¹⁵Vedi sottosezione 3.6.

¹⁶Da un punto di vista strettamente didattico le esperienze di idraulica proposte nei capitoli 3 e 4 sono state costruite in modo da rendere trascurabile l'effetto Bernoulli e rendere di conseguenza più facile l'interpretazione dell'esperienza per lo studente. In particolare nelle esperienze descritte nella figura 4.1 sono stati utilizzati vasi con la stessa sezione e le cadute di pressione sono state misurate confrontando sistemi in cui la velocità del fluido era la stessa. Con gli studenti si può accennare all'interpretazione che si può dare dell'effetto Bernoulli, con il modello spinta-corrente-resistenza, senza entrare negli aspetti quantitativi. In particolare si evidenzia che è necessario considerare la quantità di moto e la velocità dell'acqua, tra i portatori e i relativi potenziali da utilizzare nell'allestire il bilancio energetico del fenomeno.

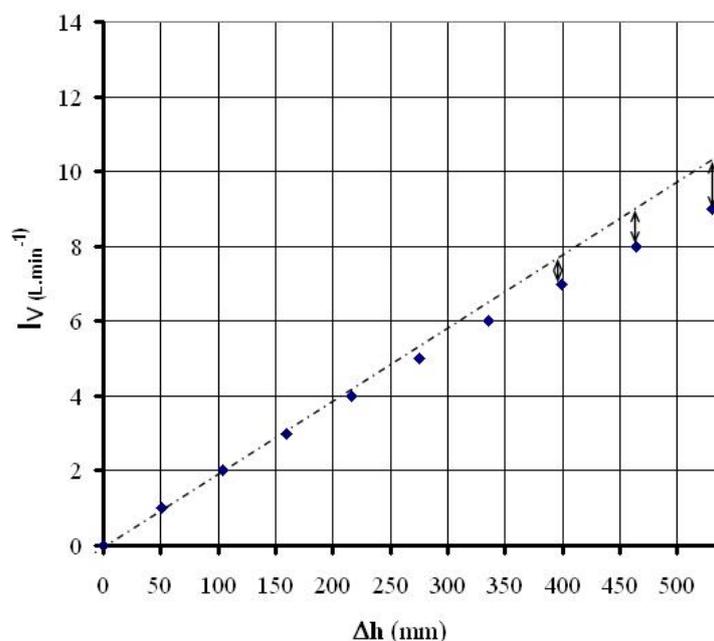


Figura 3.15. Intensità della corrente d'acqua, che esce da un cilindro attraverso un tubo, in funzione del dislivello tra l'uscita dal tubo e lo specchio d'acqua nel cilindro.

dei sistemi sensoriali che normalmente possiedono una bassa capacità elettrica. Nel secondo caso si può pensare per esempio alla necessità di mantenere costante nel tempo il grado di idratazione o il valore di pH che necessita un sistema ad alta capacità tamponante.

Le proprietà di un sistema in uno stato di equilibrio rimangono costanti nel tempo, in quanto non vi sono spinte, come ad esempio possono essere le differenze di pressione, temperatura, potenziale chimico o elettrico, oppure le spinte contrapposte sono uguali (vedi quadro disciplinare di riferimento riportato nel volume I della presente ricerca didattica [7]). Lo stato del sistema non si modifica né in seguito a scambi con l'ambiente né in seguito a trasformazioni interne. In altre parole, attraverso una qualsiasi parte della superficie del sistema, la corrente di una qualsiasi grandezza estensiva assegnata risulta nulla. All'interno del sistema, inoltre, non vi sono neppure fenomeni che portano alla produzione o al consumo delle sue grandezze estensive. Nel formalismo del modello adottato si può scrivere che:

- Attraverso una qualsiasi superficie che delimita il sistema, $I_X = 0$
- Per una qualsiasi porzione del sistema $\pi_X = 0$

Un sistema si può mantenere in un regime stazionario se, nonostante la presenza di spinte, di correnti, di produzioni o consumi, le sue proprietà non variano nel tempo: non vi è un accumulo di portatori e neppure una variazione dei loro potenziali. Nel formalismo del modello adottato si può scrivere che:

- $I_X \neq 0$ o $\pi_X \neq 0$ per parti della superficie rispettivamente porzioni del sistema
- $I_X + \pi_X = 0$ se si estende all'intero sistema

A questo punto si possono definire tutti gli altri possibili stati di un sistema come stati transitori.

Nello studio dell'evoluzione dinamica di un sistema, la velocità di risposta con la quale il sistema reagisce alle perturbazioni è espresso dal concetto di capacità, che si può definire come il rapporto

tra la variazione del portatore e quella del potenziale ad esso associato (vedi quadro disciplinare di riferimento riportato nel volume I della presente ricerca didattica [7]). Nel caso dei sistemi idraulici, il portatore considerato è il volume (V), il potenziale ad esso associato è la pressione (p), e la capacità è definita come $C = \frac{\Delta V}{\Delta p} \left(\frac{m^3}{Pa} \right)$. Nel caso di sistemi elettrici, la capacità¹⁷ si definisce come $C = \frac{\Delta q}{\Delta \varphi} \left(\frac{C}{V} \right)$.

Per introdurre questi concetti, il docente svolge dapprima un'esperienza dimostrativa con un sistema idraulico, dove lo studente cerca di prevedere le diverse situazioni che si possono verificare quando l'acqua si trasferisce attraverso i tubi dei diversi recipienti.

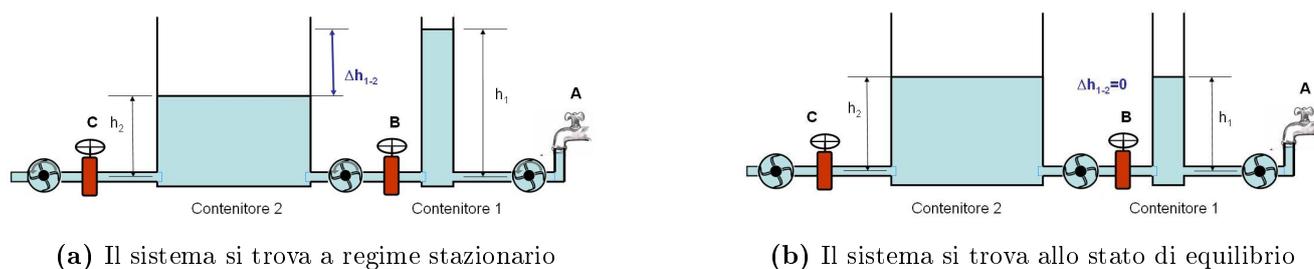


Figura 3.16. Schema dell'apparecchiatura utilizzata per introdurre i concetti di stato di equilibrio e regime stazionario di un sistema.

Durante la trattazione dell'esperienza dimostrativa si presentano alla classe diverse situazioni, nelle quali si precisano, lo stato iniziale del sistema idraulico, così come le condizioni in cui si trovano i rubinetti A, B e C (vedi figura 3.16). Agli studenti si chiede di proporre delle previsioni sull'evoluzione temporale del sistema con la rispettiva argomentazione. Nella tabella 3.4 sono riportate in sintesi quali potrebbero essere le spiegazioni ai risultati previsti. Alcune possibili situazioni da presentare alla classe sono riportate nella tabella 3.3:

	Situazione iniziale		Perturbazione
	Stato dei rubinetti	Livello dell'acqua nei recipienti	
Situazione 1	B e C aperti, A chiuso	Non c'è acqua nei recipienti $h_1 = h_2 = 0$	Il rubinetto A viene aperto
Situazione 2	A, B e C aperti	Il sistema si trova in un regime stazionario: $h'_1 > h'_2$	Si chiude parzialmente il rubinetto A
Situazione 3	B e C aperti, A solo parzialmente	Il sistema si trova in un regime stazionario: $h''_1 > h''_2$	Si chiudono i rubinetti A e C
Situazione 4	B e C aperti, A chiuso	Non c'è acqua nei recipienti $h_1 = h_2 = 0$	Il rubinetto A aperto viene collegato all'uscita del sistema

Tabella 3.3. Le diverse situazioni dell'apparecchiatura con le relative perturbazioni

¹⁷Spesso, nella definizione della capacità elettrica di un sistema, non si fa un riferimento esplicito alle variazioni di carica (Δq) o di potenziale elettrico ($\Delta \varphi$) e la capacità è definita come $C = \frac{q}{\varphi}$ dove con q s'intende la carica trasferita tra due zone del sistema (di regola le due piastre di un condensatore) e con φ la differenza di potenziale che si instaura tra di esse (le due lastre).

Situazione finale	
Risposta del sistema alle perturbazioni: risultati sperimentali	
Situazione 1	L'acqua si accumula in entrambi i recipienti, ma nel recipiente 1 il livello sale più velocemente che nel recipiente 2. Durante tutta la fase di accumulo le correnti in entrata nei recipienti 1 e 2 sono maggiori di quelle in uscita. Dopo qualche tempo, il livello dell'acqua si stabilizza, le correnti in entrata ed uscita per ciascun recipiente diventano uguali, e quindi si instaura un regime stazionario.
Situazione 2	Nel recipiente 1 il livello dell'acqua scende inizialmente più velocemente che nel recipiente 2. La differenza di altezza diminuisce progressivamente fino a stabilizzarsi. Durante questa fase transitoria, le correnti in uscita dai recipienti 1 e 2 sono maggiori di quelle in entrata. Infine, il livello dell'acqua in ogni recipiente si stabilizza, le correnti in entrata ed uscita attraverso i recipienti diventano uguali e quindi si instaura un nuovo regime stazionario.
Situazione 3	L'acqua contenuta nel recipiente 1 fluisce lentamente nel recipiente 2 fino a quando il livello dell'acqua nei due recipienti diventa uguale. A questo punto il sistema (recipiente 1 e 2) si trova in equilibrio.
Situazione 4	L'acqua si accumula in entrambi i recipienti, ma a differenza della situazione 1, il livello dell'acqua sale molto più lentamente (maggior capacità del recipiente 2 rispetto all'1). Durante tutta la fase di accumulo le correnti in entrata nei recipienti 1 e 2 sono maggiori di quelle in uscita. Dopo qualche tempo, il livello dell'acqua si stabilizza, le correnti in entrata ed uscita attraverso i recipienti diventano uguali e quindi si instaura un regime stazionario con la stessa differenza di altezza che si osservava nella situazione 1. Il livello finale dell'acqua nel recipiente 2 sarà uguale a quello finale del recipiente 1 nella situazione 1

Tabella 3.4. Le risposte dell'apparecchiatura alle perturbazioni nelle diverse situazioni.

Durante la discussione di questa esperienza dimostrativa il docente dovrebbe sottolineare i seguenti aspetti importanti:

- Il livello dell'acqua raggiunto nei diversi recipienti dipende dalla portata d'acqua in entrata e dalle diverse resistenze rappresentate dai tubi muniti di rubinetti e misuratori di flusso.
- Nel caso in cui, la portata d'acqua che entra in un recipiente sia maggiore a quella in uscita, si assiste ad un aumento della differenza d'altezza dell'acqua nei due recipienti che porta ad un progressivo aumento della portata in uscita. Quando la portata d'acqua in uscita diventa uguale a quella in entrata, il livello dell'acqua nei due recipienti si stabilizza. La differenza di livello tra i due recipienti rimane costante nel tempo ed è una caratteristica necessaria per mantenere il regime stazionario.
- Quando il livello dell'acqua nei due recipienti è lo stesso, il flusso d'acqua tra i due è nullo. In questo caso, il sistema e tutte le sue parti (contenitore 1 e 2) ha raggiunto uno stato di equilibrio. Una condizione necessaria per raggiungere questo stato è che i rubinetti A e C siano chiusi, vale a dire non ci sia scambio di acqua con l'ambiente (il sistema è chiuso per quanto riguarda gli scambi d'acqua).

- A parità di condizioni la diversa capacità dei recipienti incide sulla diversa rapidità con la quale varia il livello dell'acqua. Se la capacità è bassa, si assiste ad una variazione veloce, se la capacità è alta, ad una variazione lenta.

Dal confronto della situazione 1 con la 4 emerge l'importanza della capacità nel determinare la velocità di reazione di un sistema ad una perturbazione. È comunque interessante notare che la differenza tra i livelli d'acqua nei recipienti è uguale, sia nella situazione 1, che nella situazione 4, in quanto le resistenze singole¹⁸ e dell'intero sistema sono rimaste le stesse. Lo stesso si può dire per il flusso d'acqua che attraversa il sistema una volta raggiunto il regime stazionario.

Dal confronto della situazione 2 con la situazione 3 emerge chiaramente la differenza tra un sistema allo stato di equilibrio e un sistema a regime stazionario. Queste due situazioni vengono spesso facilmente scambiate una per l'altra dallo studente, generando difficoltà nella comprensione di fenomeni più complessi.

Facendo uso di diversi contenitori, come quelli illustrati nelle figure 3.17 e 3.18, è possibile far riflettere lo studente sulla differenza esistente tra il termine di "capienza" e quello di "capacità", che nel linguaggio comune possono essere considerati dei sinonimi, ma che in realtà, da un punto di vista fisico, non lo sono. In effetti, il concetto di capienza da un punto di vista geometrico, corrisponde al volume del contenitore, mentre il concetto di capacità, corrisponde alla sezione trasversale del contenitore ad una determinata altezza e può assumere differenti valori a dipendenza della forma del contenitore.

La figura 3.17 mette a confronto lo stesso contenitore, nel quale sono presenti due diversi quantitativi d'acqua. A differenza dei recipienti 2 e 3 (figura 3.18), in questo caso (recipiente 1), la sezione trasversale e quindi la sua capacità varia in funzione del grado di svuotamento/riempimento del contenitore: meno acqua contiene e più piccola è la sua capacità, a parità di capienza del contenitore.

Questa caratteristica, dei recipienti a forma di cono rovesciato, si può dedurre dalla definizione di capacità $C = \frac{\Delta V}{\Delta p}$. Nel caso di un recipiente a forma di cono la variazione del livello è legata al volume dell'acqua già contenuta e per piccole aggiunte (ΔV) la si può approssimare¹⁹ con $\Delta h \simeq \frac{\Delta V}{S}$. Considerando la legge di Stevino $\Delta p = \rho \cdot g \cdot \Delta h$ si ottiene che $C = \frac{S \cdot \Delta h}{\rho \cdot g \cdot \Delta h} = \frac{S}{\rho \cdot g}$. Di conseguenza, visto che nelle condizioni dell'esperienza $\rho \cdot g$ è una costante, la capacità risulta direttamente proporzionale alla sezione dello specchio d'acqua.

La figura 3.18 mette a confronto due contenitori di ugual capienza contenenti lo stesso volume di acqua, ma di forma diversa e che possiedono però una diversa capacità. Di conseguenza, introducendo la medesima quantità d'acqua, nel recipiente 2 si ottiene una maggior variazione di altezza, quindi di pressione, rispetto al recipiente 3. In altre parole, le sezioni S_2 ed S_3 sono molto diverse tra loro, ma non dipendono dal grado di riempimento del contenitore, cioè ciascun sistema possiede una capacità costante.

In conclusione si può dunque generalizzare quanto osservato ed affermare che la capacità è una proprietà del contenitore, influenzata dalla sua forma (vedi figura 3.18), come pure dallo stato del sistema (vedi figura 3.17).

Alla fine delle diverse attività proposte, il docente verifica il grado di apprendimento dei concetti trattati proponendo agli studenti una situazione problema (vedi scheda 19).

¹⁸Le resistenze singole sono costituite dai tubi di collegamento dai misuratori di flusso e dai rubinetti.

¹⁹Per ΔV tendente a zero la relazione diventa $\Delta V = S \cdot \Delta h$

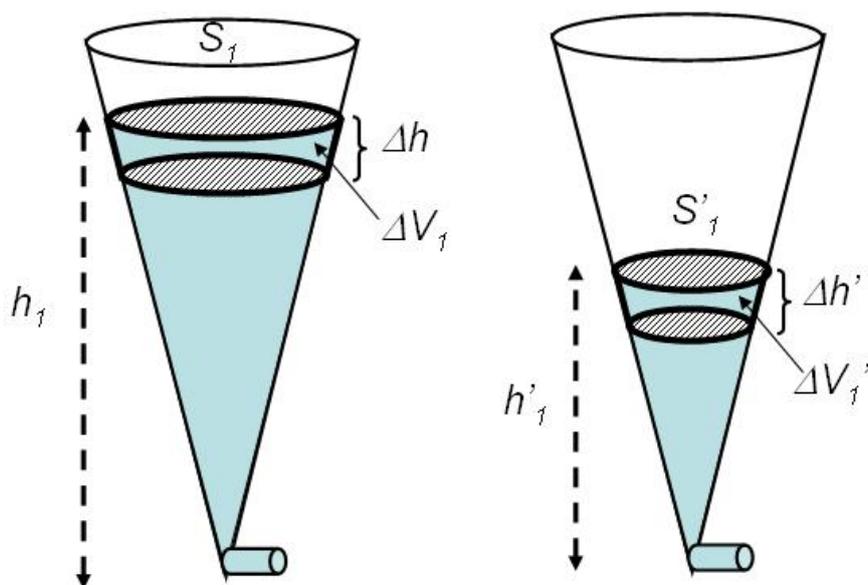


Figura 3.17. sinistra, il contenitore 1 (quasi pieno) si trova in uno stato iniziale e l'acqua raggiunge il livello h_1 . A destra, lo stesso contenitore (quasi vuoto) si trova in un diverso stato, dove il livello dell'acqua raggiunge h'_1 . La capacità del contenitore nello stato iniziale è maggiore e diminuisce progressivamente durante il processo di svuotamento, in quanto la capacità è direttamente proporzionale alla sezione dello specchio d'acqua.

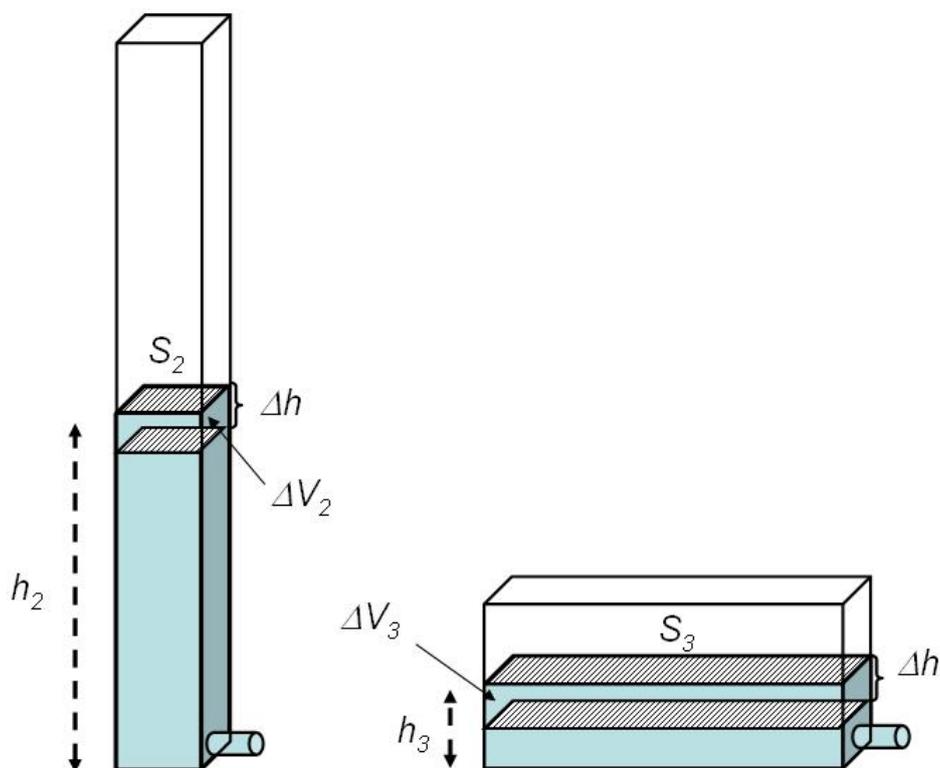


Figura 3.18. I recipienti 2 e 3 possiedono la stessa capienza, contengono lo stesso volume d'acqua, ma possiedono capacità diverse, che sono indipendenti dal grado di riempimento del contenitore.

4 Il funzionamento e la regolazione del sistema cardiocircolatorio come esempio di trasporto massivo

4.1 Introduzione

Prerequisiti

I prerequisiti necessari per trattare questo capitolo sono stati introdotti e sviluppati nei capitoli 2 e 3.

Obiettivi

1. Riconoscere le grandezze fisiche fondamentali implicate nella descrizione del trasporto massivo.
2. Saper applicare i concetti di spinta, corrente, resistenza e capacità per interpretare qualitativamente il funzionamento del sistema cardiocircolatorio.
3. Conoscere e saper utilizzare le leggi costitutive legate ai trasporti massivi di sostanze nell'apparato cardiocircolatorio: la legge di Hagen-Poiseuille e quella della continuità.
4. Saper prevedere la portata totale e la corrente nei diversi rami di un circuito idraulico complesso provvisto di resistenze in serie e/o in parallelo.
5. Saper utilizzare un modello che simula una situazione complessa come quella del sistema cardiocircolatorio ed identificare il legame tra la differenza di potenziale generata dalla pompa, la potenza e la portata generata.
6. Conoscere e saper spiegare i meccanismi che permettono al sistema cardiocircolatorio di regolarsi in funzione di perturbazioni interne ed esterne.
7. Immaginare e descrivere situazioni sperimentali per analogia.

Percorso didattico

In questo capitolo si applica il modello di riferimento allo studio della circolazione sanguigna e si ricavano sperimentalmente le leggi costitutive che ne permettono la comprensione: in particolare la legge di Hagen-Poiseuille e la legge della continuità. Grazie a queste due leggi si può determinare la resistenza totale di un circuito in cui i diversi elementi sono disposti in serie e/o in parallelo.

Inoltre, sempre da un punto di vista sperimentale, si propone allo studente il sistema idraulico fornito dalla scuola tecnica MSW di Winterthur¹, che permette di modellizzare la circolazione sanguigna e l'azione del cuore come pompa. Una volta che lo studente è riuscito a stabilire le

¹Il sito web della scuola si trova al seguente indirizzo <http://www.msw.ch>.

corrispondenze tra il sistema idraulico impiegato e il sistema cardiocircolatorio, lo utilizzerà per simularne il funzionamento e le risposte di fronte a diverse perturbazioni.

4.2 Leggi costitutive del sistema cardiocircolatorio

A questo punto si può richiamare la discussione sui portatori e i potenziali già affrontata nel capitolo 3.3. In particolare, per descrivere un fluido in movimento, sono importanti i portatori volume, massa, quantità di moto e i loro rispettivi potenziali: la pressione, il potenziale gravitazionale ($g.h$) e la velocità.

Dal momento che il sangue, come l'acqua, ha una viscosità diversa da zero e scorre all'interno di vasi, il suo scorrimento ne risulta contrastato. Ciò significa che una parte dell'energia trasportata viene dissipata con la generazione di entropia ad un determinato potenziale termico (temperatura). La resistenza è la proprietà del conduttore (vaso sanguigno) e del fluido circolante (sangue), che determina in quale misura l'energia viene dissipata nella produzione di entropia: a parità di flusso, un'elevata resistenza comporta un'elevata dissipazione di energia.

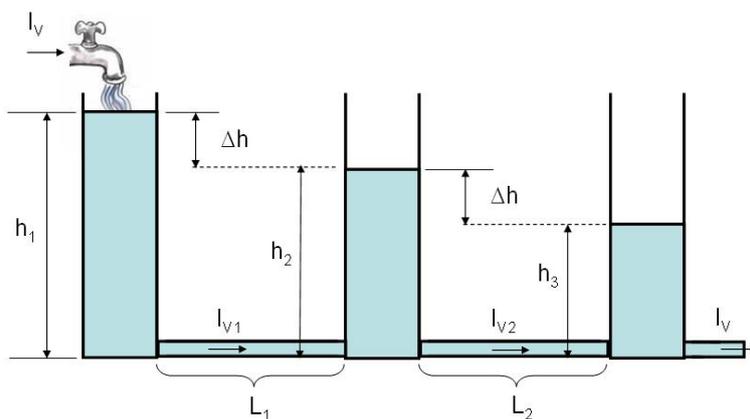
4.2.1 La legge di Hagen-Poiseuille e i parametri che influenzano la resistenza idraulica

La legge di Hagen-Poiseuille si può ricavare utilizzando l'esperienza discussa nella scheda 8. I presupposti fondamentali da considerare, affinché questa legge sia valida, sono i seguenti: il sistema di vasi si deve trovare ad un regime stazionario, non vi sono quindi parti che agiscono da serbatoi di accumulo o svuotamento dell'acqua; i tubi di raccordo devono essere posti su di una superficie orizzontale, per evitare variazioni di altezza; le sezioni dei tubi devono essere identiche, per evitare variazioni di velocità del fluido circolante. La proporzionalità diretta, tra la caduta di pressione lungo il tubo Δp e la portata I_V , si può ricavare misurando la variazione di altezza dell'acqua nei tre cilindri graduati collegati in serie tra loro (vedi figura 4.1)².

²La legge di Hagen-Poiseuille, che può essere utilizzata per la descrizione del comportamento di un liquido che scorre all'interno di un tubo cilindrico rigido vale, in senso stretto, solo quando sono soddisfatte le assunzioni utilizzate per la sua deduzione matematica. Tali assunzioni sono le seguenti:

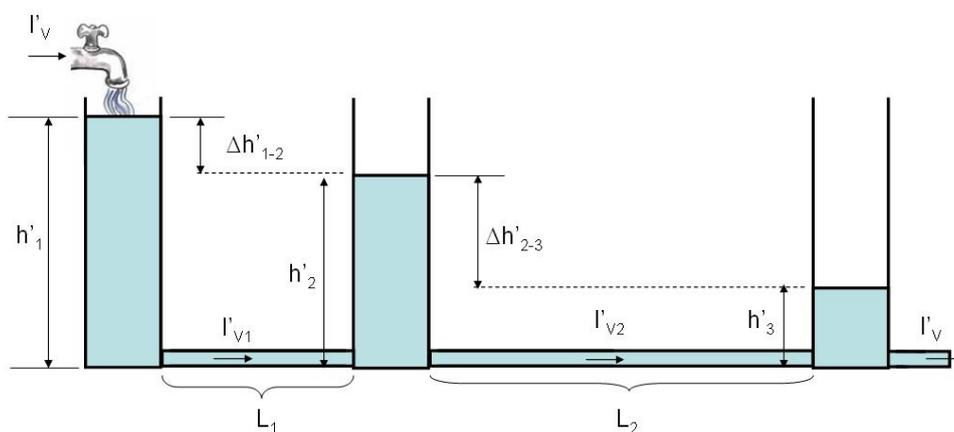
- il flusso è laminare, ovvero il fluido si muove in un condotto a sezione trasversale circolare secondo cilindri concentrici di scorrimento;
- il flusso non è pulsatile;
- il flusso avviene in tubi cilindrici rigidi, nei quali la lunghezza è molto maggiore del raggio;
- la viscosità del fluido è costante, quale che sia la sua velocità di scorrimento (cioè il fluido è newtoniano).

Nonostante nel caso del sangue, una sola di queste assunzioni si può considerare soddisfatta, e cioè che scorre con moto laminare pressoché ovunque nel letto circolatorio, la legge di Hagen-Poiseuille risulta una buona approssimazione per descrivere l'intensità della corrente sanguigna in funzione della spinta pressoria (vedi [10]).



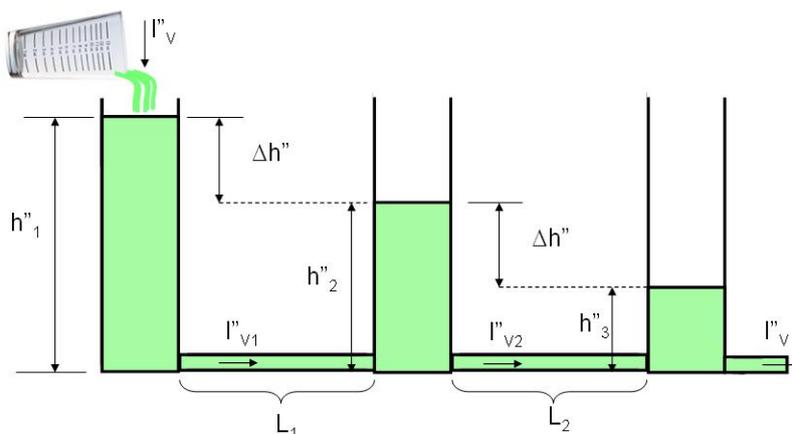
$$L_1 = L_2 \quad ; \quad \Delta h = h_2 - h_1 = h_3 - h_2 \quad ; \quad I_v = I_{v1} = I_{v2}$$

(a) Sistema a tre cilindri a regime stazionario con tubi di raccordo di ugual lunghezza riempiti con acqua.



$$L_2 = 2 L_1 \quad ; \quad \Delta h'_{2-3} = 2 \Delta h'_{1-2} \quad ; \quad I'_v = I'_{v1} = I'_{v2}$$

(b) Sistema a tre cilindri a regime stazionario con tubi di raccordo di diversa lunghezza riempiti con acqua.



$$L_1 = L_2 \quad ; \quad \Delta h'' = h''_2 - h''_1 = h''_3 - h''_2 \quad ; \quad I''_v = I''_{v1} = I''_{v2}$$

(c) Sistema a tre cilindri a regime stazionario con tubi di raccordo di ugual lunghezza riempiti con acqua zuccherata (maggiore viscosità).

Figura 4.1. Situazione sperimentale per lo studio della relazione tra caduta di pressione, intensità della corrente volumica, lunghezza del tubo e viscosità del liquido circolante.

Con la prima esperienza (vedi figura 4.1a), il primo cilindro è collegato al rubinetto dell'acqua, in modo da poter regolare l'intensità della corrente d'acqua (I_V) in entrata e mantenere così un regime stazionario. Se i tubi di collegamento hanno la stessa lunghezza, il dislivello dell'acqua nei tre cilindri è sempre $\Delta h_{1-2} = \Delta h_{2-3}$, in modo tale da garantire $\Delta p_{1-2} = \Delta p_{2-3}$, indipendentemente da I_V , che può essere variata a piacimento. Per verificare se lo studente ha capito che la spinta nasce da una differenza di pressione e non tanto dalla pressione assoluta nel vaso, gli viene chiesto di dedurre le intensità di corrente in due semplici situazioni poste a confronto (vedi scheda 5). Misurando I_V e Δh nelle diverse situazioni si trova che il rapporto $\frac{\Delta h}{I_V}$ è grossomodo costante, mostrando quindi che:

$$\frac{\Delta p}{I_V} = \text{cost.} \quad (4.1)$$

La costante di proporzionalità rappresenta la resistenza idraulica (R). Utilizzando anche questa grandezza, esprimeremo la legge di Hagen-Poiseuille nel seguente modo:

$$\Delta p = R \cdot I_V \quad (4.2)$$

Con la seconda e la terza esperienza, il docente propone allo studente di verificare sperimentalmente, in che modo la lunghezza dei tubi di raccordo e la viscosità del liquido influenzano la resistenza al suo scorrimento.

Dapprima, si utilizza lo stesso sistema a tre cilindri, nel quale la lunghezza del secondo tubo è doppia rispetto a quella del primo (vedi figura 4.1b). Una volta raggiunto il regime stazionario si trova che il dislivello dell'acqua tra i diversi cilindri, è direttamente proporzionale alla lunghezza del tubo, indipendentemente da I_V . Ciò permette di estrapolare, che la resistenza idraulica (R) è direttamente proporzionale alla lunghezza del tubo.

$$\frac{\Delta p_1}{L_1} = \frac{\Delta p_2}{L_2} = \text{cost.}$$

$$\frac{R_1 \cdot I_{V1}}{L_1} = \frac{R_2 \cdot I_{V2}}{L_2} = \text{cost.}$$

con $I_{V1} = I_{V2}$ si ottiene $\frac{R_1}{L_1} = \frac{R_2}{L_2}$ vale a dire:

$$R \propto L \quad (4.3)$$

Per concludere, si introduce la viscosità come proprietà che esprime la capacità di scorrimento di un liquido e che rappresenta un altro parametro in grado di influenzare la resistenza idraulica. Lo studente può verificare qualitativamente³, che a parità di caratteristiche geometriche del conduttore, il flusso ottenuto utilizzando liquidi con diversa viscosità, cambia: quanto più elevata è la viscosità, tanto minore risulta il flusso del liquido attraverso i tubi. Utilizzando lo stesso sistema idraulico della prima esperienza, si mantiene un regime stazionario aggiungendo dell'acqua zuccherata⁴ mediante un bicchiere e si osserva a quale livello si stabilizza il liquido nei diversi cilindri (vedi figura 4.1c). In questo caso i dislivelli che si misurano sono più marcati di quelli osservati nella prima esperienza.

³L'aspetto quantitativo risulterebbe troppo complesso e va oltre lo scopo dell'esperienza proposta. Lo studente effettivamente rileva la dipendenza dalla concentrazione dello zucchero nell'acqua e non quella dalla viscosità, grandezza che non risulta essere direttamente proporzionale alla concentrazione.

⁴A questo scopo si utilizza una soluzione di acqua e zucchero al 40% (m/m).

Per terminare questa sezione sperimentale si può presentare e discutere in classe la relazione espressa dall'equazione 4.4. L'equazione riassume algebricamente la dipendenza della resistenza dalla viscosità del liquido (η), dalla lunghezza del tubo (L) e dal raggio della sezione circolare (r).

$$R \propto \frac{\eta \cdot L}{r^4} \quad (4.4)$$

L'influsso di quest'ultimo parametro non è stato verificato sperimentalmente in quanto variando la sezione, varia anche la velocità di scorrimento, rendendo più complessa l'interpretazione dei risultati.

È importante far notare allo studente che nel funzionamento dell'apparato cardiocircolatorio, il raggio dei vasi sanguigni è il fattore più importante nel determinare il valore della resistenza allo scorrimento del sangue. Come si nota dall'equazione 4.4 la resistenza (R) dipende, infatti, dalla quarta potenza del raggio (r) del vaso conduttore.

4.2.2 La legge della continuità

Da un punto di vista didattico è importante far riflettere lo studente riguardo alla differenza concettuale esistente tra velocità di scorrimento (v) di un fluido e l'intensità della corrente volumica (I_V). In effetti, essendo l'apparato cardiocircolatorio composto da una fitta rete di vasi con sezioni trasverse variabili (gerarchia dei vasi: arterie, arteriole, capillari arteriosi...), si scopre che il sangue scorre a velocità differenti nei diversi vasi anche se l'intensità della corrente totale resta uguale. Inoltre, l'apparato circolatorio è composto da vasi posti in serie e da vasi posti in parallelo. In quest'ultimo caso, per determinare la velocità di scorrimento del sangue occorre considerare la superficie trasversa totale, cioè la somma delle sezioni di tutti i vasi posti in parallelo.

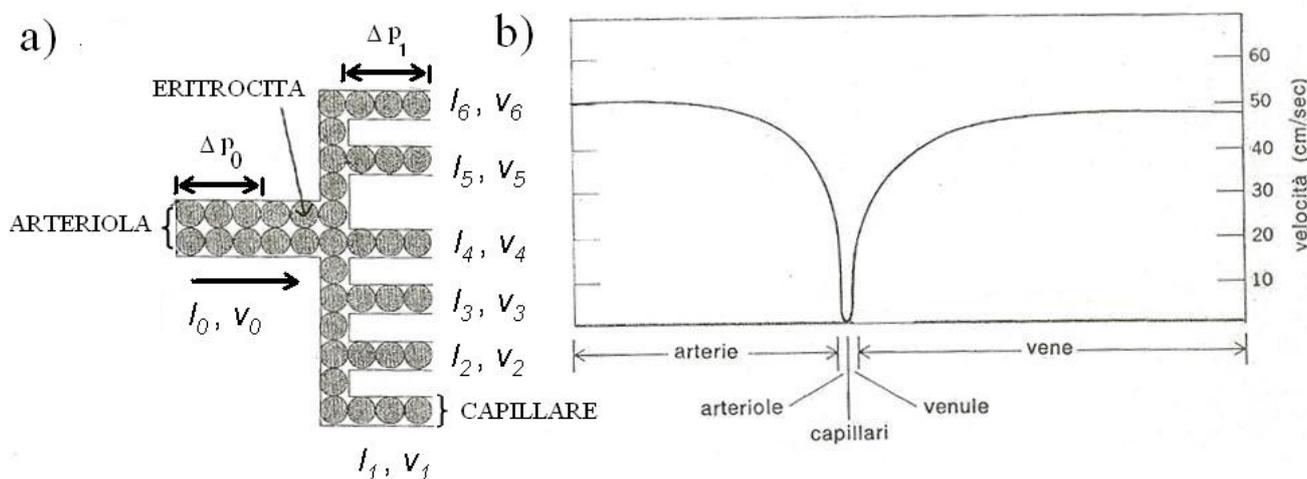


Figure 4.2. Nella figura a) è rappresentato un modello meccanico di un'arteriola che si suddivide in 6 capillari arteriosi. Si noti, che per la legge della continuità, il numero di eritrociti che passa attraverso i 6 capillari deve corrispondere a quello che si muove nell'arteriola. Di conseguenza, la velocità con cui si spostano gli eritrociti nei capillari è 3 volte più bassa rispetto a quella nell'arteriola. Al contrario l'intensità della corrente attraverso l'arteriola (I_0) è uguale a quella che complessivamente scorre attraverso i 6 capillari $I_0 = I_1 + I_2 + \dots + I_n$ dove $I_1 = I_2 = \dots = I_n$ e $v_1 = v_2 = \dots = v_n$. La figura b) mostra la diminuzione della velocità di scorrimento del sangue dai vasi a grande sezione, come arterie e vene, ai capillari, che presentano una sezione circa uguale al diametro dei singoli eritrociti, ma che costituendo una fitta rete possiedono una sezione trasversa totale maggiore.

Questo fatto spiega la bassa velocità di scorrimento del sangue nella rete capillare, come conseguenza della grande superficie trasversa della stessa (vedi figura 4.2).

Per i fluidi incompressibili, come il sangue, si può mostrare algebricamente che la velocità è direttamente proporzionale alla portata attraverso il vaso ed è inversamente proporzionale alla sezione dello stesso.

Ad un fluido incompressibile, che scorre in un tubo di sezione (S), si può associare una velocità (v), che dipende, sia dalla portata del fluido attraverso la sezione (I_V), che dalla sezione stessa, come mostrato qui di seguito.

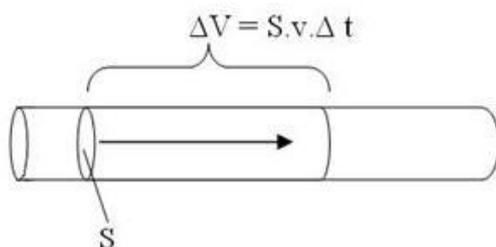


Figura 4.3. Nella figura è rappresentato il volume di fluido che passa attraverso la sezione S di un tubo, durante un certo lasso di tempo Δt .

Lo spostamento che subisce l'acqua nell'intervallo di tempo Δt è: $\Delta x = v \cdot \Delta t$.

Il volume d'acqua (ΔV), che passando attraverso una sezione (S), percorre una distanza (Δx) nell'intervallo di tempo (Δt) è dato da (vedi figura 4.3):

$$\Delta V = S \cdot \Delta x = S \cdot v \cdot \Delta t.$$

La portata attraverso la sezione (I_V) risulta quindi:

$$I_V = \frac{\Delta V}{\Delta t} = S \cdot v \quad (4.5)$$

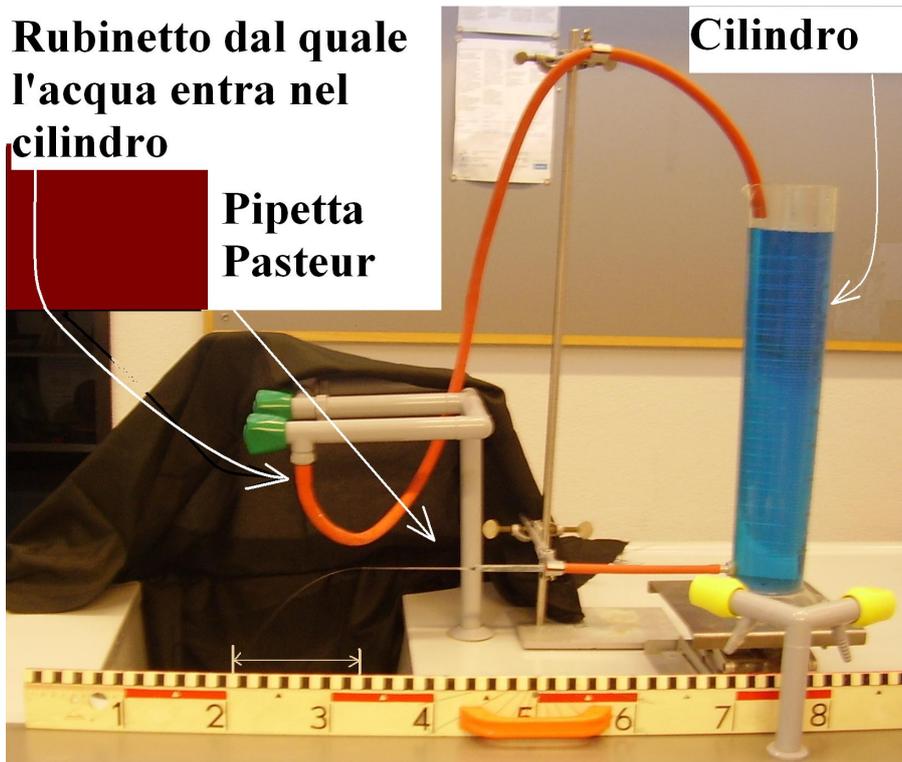
Se la sezione S resta costante, allora I_V risulta direttamente proporzionale alla velocità di scorrimento del liquido attraverso la sezione stessa.

La relazione (4.5), esprime la legge della continuità e applicandola ad un liquido incompressibile che scorre in un tubo, permette di esprimere la velocità in funzione della portata:

$$v = \frac{I_V}{S}$$

In classe la distinzione tra portata e velocità può essere evidenziata proponendo agli studenti l'esperienza discussa nella scheda 9. L'apparecchiatura, rappresentata in figura 4.4 consiste in un cilindro graduato collegato con una pipetta di Pasteur mediante un tubo di gomma. L'acqua nel cilindro viene mantenuta ad un regime stazionario, collegando il cilindro al rubinetto dell'acqua (vedi figura 4.4a). La sezione attraverso la quale l'acqua fuoriesce dal tubo viene modificata, invertendo la pipetta Pasteur, prima con la punta rivolta verso l'interno del tubo e poi con la punta rivolta verso l'esterno: le due estremità della pipetta presentano sezioni trasverse molto diverse. La velocità del fluido in uscita dal tubo, viene determinata indirettamente a partire dalla misurazione della gittata ⁵ (vedi figura 4.4). In un secondo tempo anche la portata viene misurata raccogliendo l'acqua in uscita con un bicchiere, per un certo lasso di tempo.

⁵Mantenendo costante la distanza tra la riga e la punta della pipetta (h), la velocità (v) risulta essere direttamente proporzionale alla gittata (Δx): $\Delta x = v \cdot \sqrt{\frac{2h}{g}}$ dove g la costante di accelerazione gravitazionale. La riga e la pipetta devono essere poste orizzontalmente.



(a) Apparecchiatura utilizzata nell'esperienza.

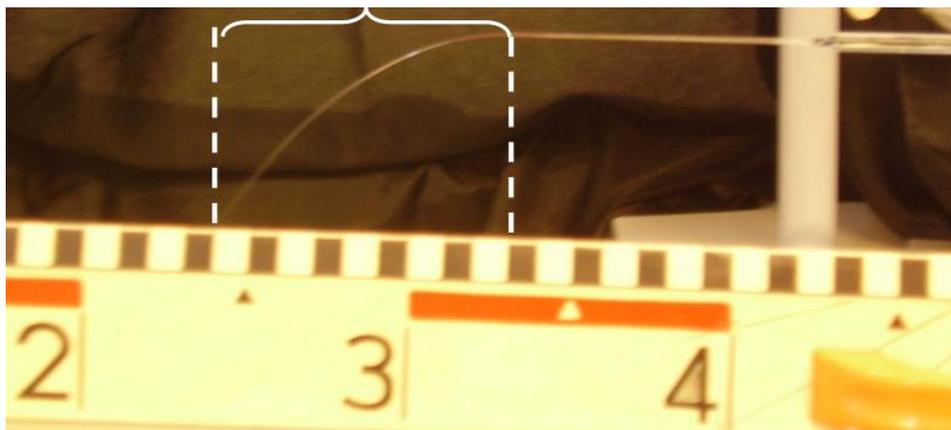


Figura 4.4. Situazione sperimentale per studiare la relazione tra portata e velocità del fluido.

Il livello raggiunto dall'acqua nel cilindro nelle diverse situazioni viene mantenuto costante regolando di volta in volta, mediante il rubinetto, la quantità di acqua in entrata.

Grazie a queste esperienze si osserva che, quando la punta della pipetta si trova all'esterno (vedi figura 4.4b), la gittata dell'acqua è drasticamente superiore a quella osservata quando la pipetta viene girata (vedi figura 4.4c).

La spiegazione più coerente che ci si aspetta dallo studente è la seguente: considerando che le caratteristiche geometriche della pipetta non cambiano, si deduce che la resistenza rimane invariata (equazione 4.4). Inoltre, siccome il livello dell'acqua rimane lo stesso e di conseguenza la spinta, per la legge di Hagen-Poiseuille (equazione 4.2), si deduce che anche la portata non cambia. Infine per la legge della continuità (equazione 4.5) si conclude che, a parità di portata d'acqua, la velocità (e quindi la gittata) è maggiore laddove la superficie trasversa è minore.

Viceversa, se lo studente confonde la portata con la velocità di scorrimento del fluido, la spiegazione potrebbe risultare la seguente: con la punta della pipetta rivolta verso l'esterno, la gittata è maggiore e di conseguenza anche la corrente di volume d'acqua in uscita (portata, I_V). Inoltre, siccome il livello dell'acqua rimane lo stesso e di conseguenza la spinta, per la legge di Hagen-Poiseuille se ne deduce che la resistenza, nel secondo caso, risulta essere superiore.

A questo punto si procede con la misurazione della portata, in modo da verificare le diverse ipotesi esplicative degli studenti. Di regola⁶ si trova che la portata nel secondo caso (figura 4.4c) è leggermente superiore alla prima (figura 4.4b), in quanto la resistenza della pipetta risulta essere indipendente dal senso in cui scorre l'acqua all'interno della stessa. Sebbene la resistenza sia uguale, la portata risulta essere leggermente diversa, in quanto nel primo caso l'acqua esce ad una velocità superiore, trasportando così sul portatore quantità di moto una parte dell'energia proveniente dalla caduta di pressione. Inoltre, siccome la velocità di uscita dell'acqua nel secondo caso è molto bassa, l'effetto delle forze di adesione acqua-vetro non sono più trascurabili e portano addirittura ad avere una "gittata negativa" (cioè l'acqua in uscita dalla pipetta aderisce al vetro e scorre nella direzione opposta, vedi figura 4.4c).

4.3 Utilizzo di un modello idraulico per simulare il funzionamento dell'apparato cardiocircolatorio

Il nostro apparato circolatorio può essere considerato come un sistema di tubi più o meno elastici costituito da arterie e vene con un diametro che varia da circa 3,0 a 0,1 cm, arteriole e venule con un diametro variante da 1,0 mm a 10 μm e da capillari arteriosi e venosi con un diametro di circa 6-9 μm . Questa gerarchia di vasi (arterie, arteriole, capillari arteriosi), dal più largo al più stretto, può essere vista come un sistema di resistenze poste in serie. Ogni tipo di vaso, a sua volta, forma una fitta rete di altri vasi, che possono essere considerati come molteplici resistenze in parallelo. In un sistema circolatorio chiuso (come nel nostro corpo), il sangue scorre sempre all'interno dei vasi, sia quando viene spinto in periferia dall'azione contrattile del cuore, sia quando ritorna nuovamente al cuore.

⁶Se la portata risulta essere uguale o persino minore rispetto al primo caso, significa che la resistenza della pipetta dipende dal senso in cui scorre l'acqua al suo interno: l'inversione della pipetta potrebbe provocare infatti delle turbolenze che ne aumentano la resistenza.

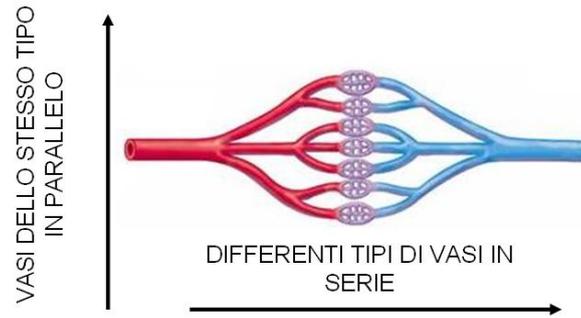


Figura 4.5. Rete di vasi sanguigni posti in serie e in parallelo: i vasi di diverso tipo (arterie, arteriole capillari arteriosi...) sono posti in serie mentre i vasi dello stesso tipo (le arterie tra di loro, le arteriole tra di loro,...) sono posti in parallelo.

4.3.1 Resistenze in serie ed in parallelo in un circuito idraulico

Per simulare il funzionamento dell'apparato cardiocircolatorio è stato utilizzato il modello idraulico "Stromkreismodell", della scuola tecnica MSW di Winterthur (vedi figura 4.9), costituito da un circuito chiuso con resistenze in serie e in parallelo e da una pompa, proprio come i diversi tipi di vasi presenti nel nostro apparato cardiocircolatorio.

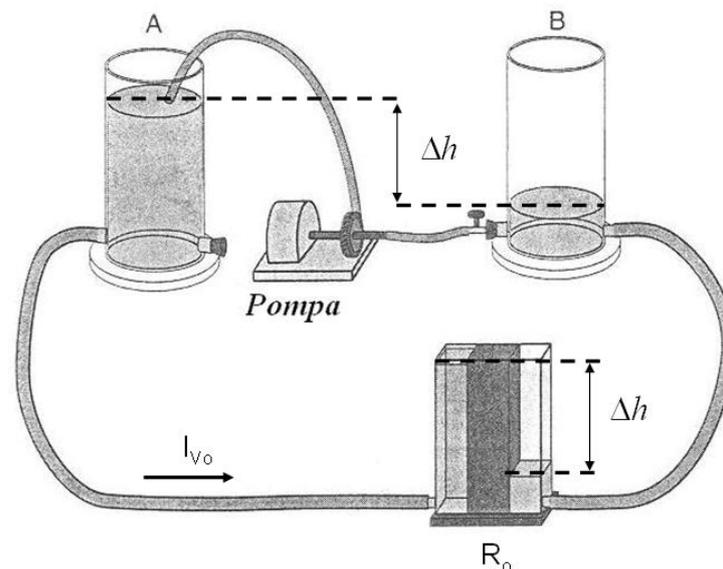


Figura 4.6. Circuito idraulico di base composto da una sola resistenza (R_0) e da una pompa che genera un dislivello Δh , tale da mantenere una corrente di volume d'acqua costante (I_{V_0}). (figura tratta da [13])

Prima di utilizzare il modello è necessario chiarire allo studente in che modo la disposizione delle resistenze⁷, in serie o in parallelo, possa influenzare l'intensità della corrente nei vasi stessi. A questo proposito è stata utilizzata la scheda 13⁸. La riflessione parte dal circuito idraulico molto semplice rappresentato nella figura 4.6. La figura mostra due cilindri collegati tra loro mediante

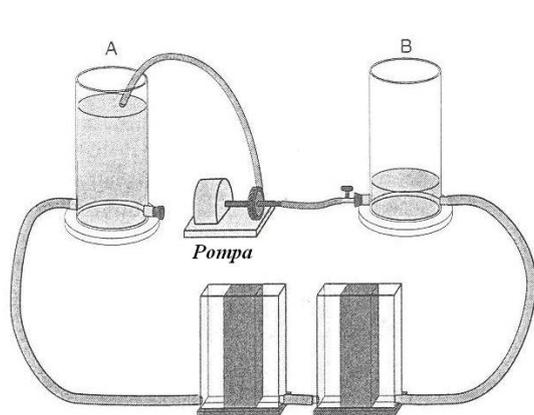
⁷Nel sistema cardiocircolatorio i diversi vasi sanguigni fungono da resistenza.

⁸I circuiti idraulici rappresentati nella scheda che sono in parte illustrati anche nelle figure 4.6, 4.7 e 4.8 non sono stati allestiti sperimentalmente, ma si è utilizzata la figura per una riflessione teorica.

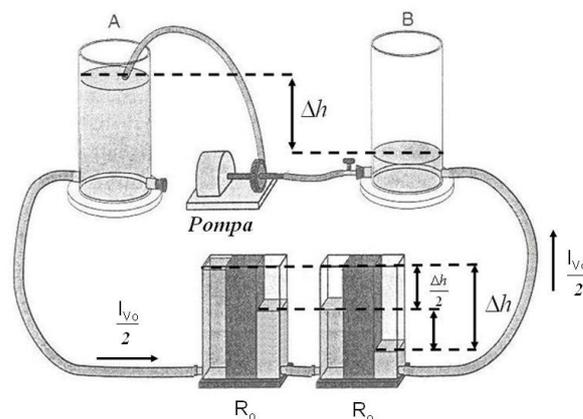
una pompa che mantiene un dislivello Δh costante. Il sistema si trova quindi in un regime stazionario. La resistenza R_o è costituita da un piccolo contenitore provvisto al suo interno di un setto poroso che lo divide in due parti uguali (camere). L'acqua fluisce nella prima camera, attraversa il setto poroso e raggiunge un determinato livello nella seconda camera. La resistenza dei tubi di collegamento è qui invece trascurabile.

Negli esercizi proposti con la scheda 13, della quale proponiamo un estratto qui di seguito (vedi figura 4.7), lo studente deve calcolare i dislivelli dell'acqua prima e dopo le resistenze, così come l'intensità della corrente che le attraversa. Per calcolare questi due parametri occorre fare riferimento al circuito di base di figura 4.6. In quest'esercitazione lo studente deve reinvestire la legge di Hagen-Poiseuille e la legge della continuità prendendo in considerazione diversi circuiti nei quali sono inserite diverse resistenze in serie e/o in parallelo.

Dapprima si sottopone allo studente il circuito di figura 4.7a nel quale sono presenti due resistenze in serie. Nella figura 4.7b è riportata la risposta attesa.



(a) Circuito idraulico proposto allo studente da completare, con due resistenze R_o poste in serie.



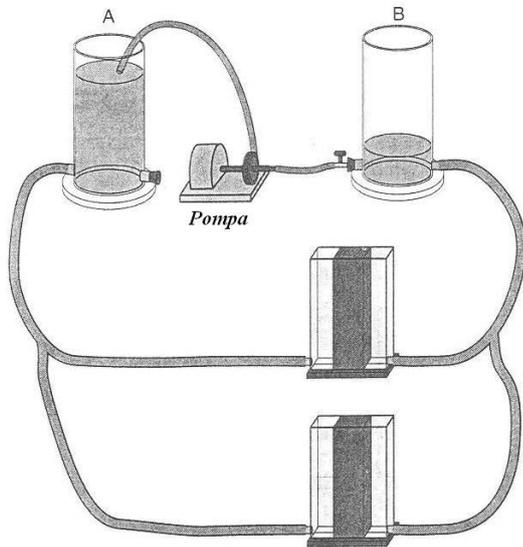
(b) Circuito idraulico composto da due resistenze (R_o) in serie e da una pompa che genera un dislivello Δh . Il circuito è stato completato aggiungendo l'intensità della corrente circolante e i dislivelli raggiunti nelle camere delle rispettive resistenze.

Figura 4.7. Circuiti con due resistenze R_o poste in serie: nella figura 4.7a da completare e nella figura 4.7b correttamente completato (figure tratte da [13]).

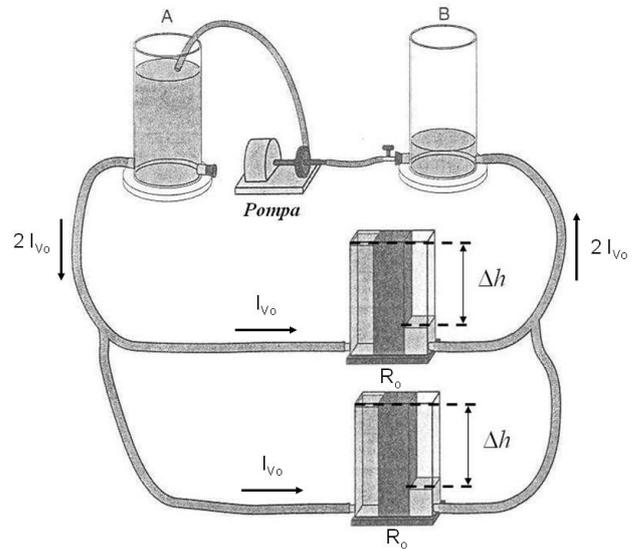
4.3 Utilizzo di un modello idraulico per simulare il funzionamento dell'apparato cardiocircolatorio

In seguito si presenta allo studente il circuito di figura 4.8a nel quale sono presenti due resistenze in parallelo. Nella figura 4.8b è riportata la risposta attesa.

Partendo dalla riflessione effettuata completando correttamente il circuito è possibile ricavare la relazione tra la resistenza totale del circuito e le singole resistenze.



(a) Circuito proposto allo studente da completare, con due resistenze R_0 poste in parallelo.



(b) Circuito idraulico composto da due resistenze (R_0) in parallelo e da una pompa che genera un dislivello Δh . Il circuito è stato completato aggiungendo l'intensità della corrente circolante e i dislivelli raggiunti nelle camere delle rispettive resistenze.

Figura 4.8. Circuiti con due resistenze R_0 poste in parallelo: nella figura 4.8a da completare e nella figura 4.8b correttamente completato (figure tratte da [13]).

Considerando, in generale, un sistema con due resistenze (R_1, R_2) in serie, che si trova ad un regime stazionario, si può dedurre che l'intensità di corrente attraverso le singole resistenze (I_{V1}, I_{V2}) corrisponde anche all'intensità di corrente attraverso l'intero circuito (I_{Vtot}):

$$(A) \quad I_{V1} = I_{V2} = I_{Vtot}$$

Dalla legge di Hagen-Poiseuille segue che la rispettiva caduta di pressione vale:

$$(B) \quad \Delta p_1 = R_1 I_{V1}, \Delta p_2 = R_2 I_{V2}, \Delta p_{tot} = R_{tot} I_{Vtot}$$

La caduta di pressione complessiva corrisponde a:

$$(C) \quad \Delta p_{tot} = \Delta p_1 + \Delta p_2$$

Inserendo (A) e (B) nella (C) con le opportune semplificazioni si ottiene:

$$R_{tot} = R_1 + R_2$$

Più in generale per n resistenze vale:

$$R_{tot} = R_1 + R_2 + \dots R_n \quad (4.6)$$

Per il circuito di figura 4.7, siccome le due resistenze sono identiche, dalla legge di Hagen-Poiseuille si ricava che la rispettiva caduta di pressione possiede lo stesso valore; i dislivelli (Δh) sono quindi identici. La resistenza totale vale $R_{tot} = R_1 + R_2 = R_o + R_o = 2R_o$.

In generale l'intensità della corrente circolante è:

$$I_{V_{tot}} = \frac{\Delta p_{tot}}{R_{tot}}$$

Considerando che il dislivello generato dalla pompa nel circuito di figura 4.7 è lo stesso⁹ di quello della figura 4.6, l'intensità della corrente risulta essere la metà:

$$I_{V_{tot}} = \frac{\Delta p_{tot}}{2R_o} = \frac{I_{V_o}}{2}$$

Lo stesso modo di procedere viene utilizzato per il circuito con le resistenze in parallelo (figura 4.8), con lo scopo di ricavare, anche in questo caso, la relazione tra le singole resistenze e la resistenza totale.

Considerando in generale un sistema con due resistenze (R_1, R_2) in parallelo, che si trova ad un regime stazionario, si può dedurre che l'intensità di corrente attraverso l'intero circuito ($I_{V_{tot}}$) è la somma dell'intensità di corrente attraverso i due rami (I_{V_1}, I_{V_2}):

$$(A) \quad I_{V_{tot}} = I_{V_1} + I_{V_2}$$

La caduta di pressione complessiva è uguale a quella attraverso le singole resistenze:

$$(B) \quad \Delta p_{tot} = \Delta p_1 = \Delta p_2$$

Dalla legge di Hagen-Poiseuille segue che la rispettiva intensità di corrente è:

$$(C) \quad I_{V_1} = \frac{\Delta p_1}{R_1}, I_{V_2} = \frac{\Delta p_2}{R_2}, I_{V_{tot}} = \frac{\Delta p_{tot}}{R_{tot}}$$

Inserendo (C) nella (A) si ottiene:

$$\frac{\Delta p_{tot}}{R_{tot}} = \frac{\Delta p_1}{R_1} + \frac{\Delta p_2}{R_2}$$

Con le opportune semplificazioni, considerando (B), si ricava infine:

$$\frac{1}{R_{tot}} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2}$$

Più in generale per n resistenze vale:

$$\frac{1}{R_{tot}} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \dots + \frac{1}{R_n} \quad (4.7)$$

Per il circuito di figura 4.8, il dislivello (Δh) generato dalla pompa corrisponde a quello di ciascuna resistenza. Le due resistenze sono identiche, e quindi dalla legge di Hagen-Poiseuille, si ricava che le intensità di corrente nei due rami del circuito sono uguali e corrispondono a quella di figura 4.6:

$$I_{V_1} = I_{V_2} = I_{V_o}$$

⁹N.B.: il lavoro della pompa cambia da circuito a circuito a dipendenza del numero delle resistenze e della loro disposizione.

L'intensità della corrente totale nel circuito è quindi:

$$I_{Vtot} = I_{V1} + I_{V2} = 2 I_{Vo}$$

Infine la resistenza totale risulta essere la metà di R_o :

$$\frac{1}{R_{tot}} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} = \frac{1}{R_o} + \frac{1}{R_o} = \frac{2}{R_o} \Rightarrow R_{tot} = \frac{R_o}{2}$$

4.3.2 Descrizione del modello idraulico (MSW) utilizzato per simulare il funzionamento dell'apparato cardiocircolatorio

Con il modello MSW, si possono creare circuiti differenti tra loro, aprendo e chiudendo appositi rubinetti, lungo i tre rami del circuito e ponendo in tal modo le resistenze in serie o in parallelo. In questo modo sia il docente che lo studente hanno la possibilità di interrogarsi riguardo agli effetti provocati da variazioni sul circuito, formulare delle ipotesi su come il sistema risponde a tali perturbazioni e sottoporle a verifica sperimentale. Per esempio, ci si potrebbe chiedere quali variazioni subisce l'intensità della corrente sull'intero circuito, aprendo o chiudendo uno o più rubinetti, rispettivamente in che modo varia l'attività della pompa per mantenere un regime stazionario (vedi sezione 4.3.5). I parametri direttamente misurabili sono i seguenti:

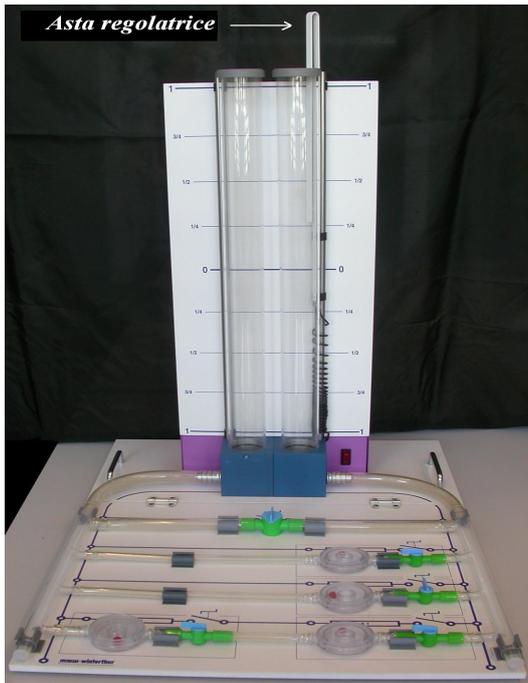
- **l'intensità delle correnti** circolanti nei diversi rami. Esse possono essere stimate con un certo margine di errore in base alla frequenza di rotazione di una pallina che si trova all'interno del misuratore di flusso (vedi figura 4.9b). Se non si conosce il valore di conversione tra la frequenza di rotazione e la portata attraverso il misuratore di flusso è possibile determinarlo introducendo un volume conosciuto di acqua in uno dei due cilindri e, lasciando spenta la pompa, contando il numero di giri che compie la pallina fino al raggiungimento dell'equilibrio. Un'altra possibilità è quella di introdurre arbitrariamente un'unità di misura per la portata (per esempio "il giro", simbolo "gi"), che corrisponderebbe alla portata d'acqua attraverso il misuratore di flusso in grado di far compiere alla pallina un giro al minuto;

- **la spinta (differenza di potenziale) generata** dalla pompa. Si determina rilevando la differenza di altezza dell'acqua nei cilindri, che fungono da serbatoi. Il dislivello generato dalla pompa può essere regolato a piacimento, alzando o abbassando l'asta regolatrice (vedi figura 4.9a). Quando il livello dell'acqua raggiunge l'asta regolatrice si crea un contatto elettrico che interrompe momentaneamente il funzionamento della pompa;

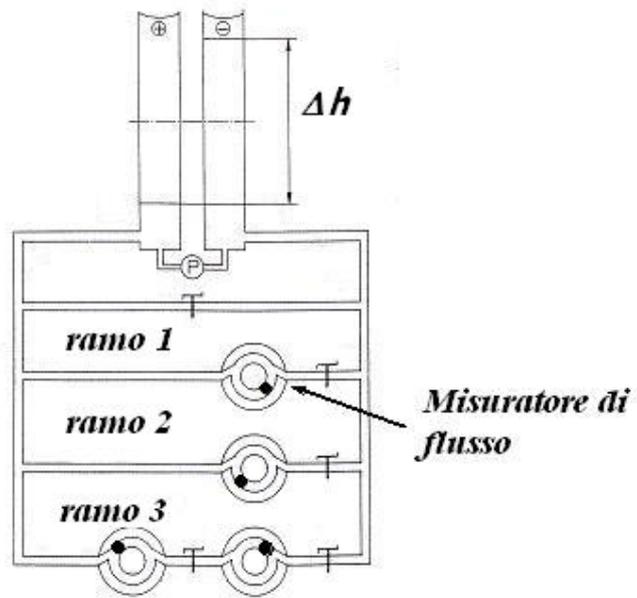
- **le potenze erogate** dalla pompa nelle diverse situazioni. Si possono confrontare tra loro prendendo in considerazione la frequenza con la quale la pompa lavora, per mantenere una determinata differenza di potenziale e corrente: maggiore è la frequenza e più elevata è la potenza erogata. Si tratta di una misura relativa della potenza. Per ricavare il valore effettivo (non relativo) della potenza erogata dalla pompa (P), è invece necessario misurare l'intensità totale della corrente (I_{Vtot}), la differenza di pressione generata ($\Delta p = \rho \cdot g \cdot \Delta h$) ed utilizzare la relazione seguente:

$$P = I_V \cdot \Delta p \tag{4.8}$$

- il valore delle **resistenze**. Può essere determinato mediante la legge di Hagen-Poiseuille (equazione 4.4) a partire da I_V e Δp .



(a) Modello MSW utilizzato per simulare il funzionamento dell'apparato cardiocircolatorio.



(b) Schema del modello MSW.

Figura 4.9. Modello utilizzato per lo studio dell'apparato cardiocircolatorio.

4.3.3 Verifica della legge di Hagen-Poiseuille per un circuito idraulico

L'attività sperimentale da presentare agli studenti è discussa nella scheda 14.

Per verificare la legge di Hagen-Poiseuille lo studente misura dapprima l'intensità della corrente e il dislivello dell'acqua nei due cilindri (vedi figura 4.10). In seguito, utilizzando una rappresentazione grafica dell'intensità della corrente in funzione del dislivello, evidenzia la proporzionalità diretta tra la spinta e l'intensità della corrente (vedi figura 4.11b). Per studiare l'influsso delle diverse configurazioni di vasi sul valore della resistenza totale del circuito, occorre verificare inizialmente che l'intensità della corrente attraverso il singolo ramo dipende soltanto dal dislivello che la pompa è in grado di mantenere e non dalla corrente totale. Questa risulta essere, tanto più elevata, quanto più elevato è il numero di rami del circuito accessibili. A partire da questa prima osservazione, lo studente, può effettuare i seguenti confronti:

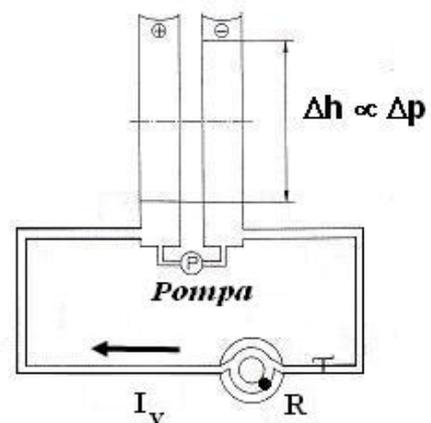


Figura 4.10. Circuito per la verifica della legge di Hagen-Poiseuille.

1. la corrente attraverso il singolo ramo con quella attraverso i diversi rami posti in parallelo
2. il flusso attraverso il singolo ramo con quello nel quale attraverso i rami posti in serie

4.3 Utilizzo di un modello idraulico per simulare il funzionamento dell'apparato cardiocircolatorio

Nel primo caso si scopre che la resistenza complessiva a cui deve far fronte la pompa è data dalla relazione 4.7. Nel secondo caso si trova la relazione 4.6, che permette di determinare la resistenza totale del circuito.

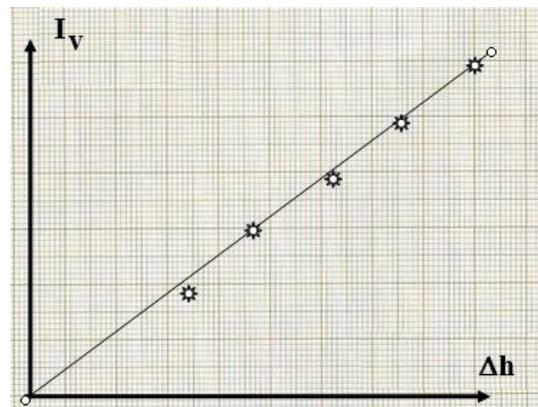
4.3.4 Verifica della relazione tra P , I_V e Δp

Per verificare la relazione esistente tra la potenza erogata dalla pompa, la rispettiva spinta esercitata e di conseguenza l'intensità della corrente nel circuito, lo studente misura la frequenza con cui lavora la pompa, il dislivello e la corrente totale generata. Quest'operazione viene eseguita per diverse configurazioni del circuito. I risultati sono riportati nella tabella 4.11. In seguito, rappresentando graficamente P_{tot} in funzione di $I_{Vtot} \cdot \Delta p$, si mette in evidenza la proporzionalità diretta espressa dall'equazione 4.8. Se i valori vengono espressi con le unità di misura S.I., la costante nella tabella varrà 1.

I_{Vtot}	Δp	P_{tot}	$\frac{I_{Vtot} \cdot \Delta p}{P_{tot}}$
.....	cost.
.....	cost.
.....	cost.

P_{tot} : "frequenza con cui si inserisce la pompa";
 I_{Vtot} : corrente totale; Δp : spinta

(a) Tabella per raccogliere i risultati dell'esperienza e verificare la relazione tra potenza, spinta e corrente.



(b) Rappresentazione grafica della dipendenza tra l'intensità di corrente e la spinta.

Figura 4.11. Tabella e grafico per mostrare la relazione tra P , I_V e Δp .

4.3.5 Utilizzo del modello MSW per simulare il funzionamento dell'apparato cardiocircolatorio

Un primo modo per far uso di tale modello consiste nel variare la spinta e/o la resistenza ed osservare come questo reagisce, cioè come cambia l'intensità di corrente e la potenza erogata dalla pompa. In particolare, si tratta di trovare le situazioni reali che meglio rappresentano gli interventi esterni apportati al modello. Due esempi significativi sono riportati nella tabella 4.1:

Un secondo modo per utilizzare il modello, è quello opposto al precedente e cioè simulare una situazione reale di perturbazione del sistema cardiocircolatorio e prevederne gli effetti su alcuni parametri misurabili. La tabella 4.2 riporta in sintesi gli effetti provocati dalle diverse perturbazioni. Tre sono le situazioni significative proposte:

1. un aumento dell'attività fisica (con riscaldamento), aprendo tutti i rubinetti del circuito e ponendo in tal modo le resistenze in parallelo;
2. uno shock emorragico o anafilattico, distaccando un tubo così da provocare la fuoriuscita di acqua dal circuito;
3. l'effetto di un'embolia gassosa, introducendo grosse bolle d'aria nei tubi con una siringa.

Intervento sul modello	Parametro modificato	Effetto	Analogia con il sistema cardiocircolatorio
chiudere alcuni rubinetti mantenendo il dislivello dell'acqua invariato	resistenza totale	$P_{tot} \downarrow ; I_{V_{tot}} \downarrow ;$ $I_{V_1} = \text{cost.};$ $I_{V_{2,3}} = 0$	vasocostrizione in alcuni organi
aumentare il dislivello dell'acqua	spinta	$P_{tot} \uparrow ; I_{V_{tot}} \uparrow ;$ $I_{V_{1,2,3}} \uparrow$	sforzo fisico improvviso

Tabella 4.1. Analogie tra le perturbazioni del sistema cardiocircolatorio e il modello meccanico dove \uparrow indica un aumento mentre \downarrow una diminuzione della rispettiva grandezza.

L'uso del modello MSW è anche un'occasione per discutere con gli studenti dei limiti che qualsiasi modello possiede nell'interpretazione e comprensione di un fenomeno naturale. Nel nostro caso infatti emerge invece che in realtà un'embolia gassosa non provoca necessariamente una diminuzione della frequenza e della gittata cardiaca, e potrebbe invece provocare variazioni dei valori pressori.

Situazione reale di perturbazione	Simulazione	Effetto sul modello MSW	Variazione della grandezza	Effetto atteso sul sistema cardiocircolatorio	Validità della previsione
\uparrow attività fisica	rami del circuito aperti	frequenza della pompa \uparrow	potenza \uparrow	freq. cardiaca \uparrow e gittata \uparrow	SI
		differenza d'altezza invariata	spinta invariata	pressione invariata	SI
		frequenza di rotazione della pallina \uparrow	corrente di volume \uparrow	irrorazione periferica \uparrow	SI
stato di shock	distacco di un tubo del circuito	frequenza della pompa \uparrow	potenza \uparrow	freq. cardiaca \uparrow	SI
		dislivello \downarrow	spinta \downarrow	pressione \downarrow	SI
		frequenza di rotazione \downarrow	corrente di volume \downarrow	scarsa irrorazione periferica	SI
embolia gassosa	iniettare aria nei tubi	frequenza della pompa \downarrow	potenza \downarrow	freq. cardiaca \downarrow e gittata \downarrow	NO
		dislivello invariato	spinta invariata	pressione invariata	NO
		frequenza di rotazione \downarrow	corrente di volume \downarrow	scarsa irrorazione periferica	SI

Tabella 4.2. Simulazioni di perturbazioni del sistema cardiocircolatorio e rispettive previsioni con il modello idraulico. La previsione risulta valida se corrisponde a quanto effettivamente avviene nel corpo umano in seguito ad una determinata perturbazione.

5 Il trasporto diffusivo di sostanze nel corpo umano

5.1 Introduzione

Prerequisiti

Prima di affrontare la seguente parte è necessario aver trattato il modello spinta corrente e resistenza. Inoltre, lo studente dovrebbe possedere i concetti di concentrazione molare, frazione molare e pressione parziale.

Obiettivi

1. Riconoscere le grandezze fisiche fondamentali implicate nella descrizione del trasporto diffusivo.
2. Utilizzare correttamente i concetti di spinta, corrente, resistenza e capacità per interpretare qualitativamente l'evoluzione temporale di un trasporto diffusivo in un sistema.
3. Conoscere e saper utilizzare le grandezze estensive (quantità chimica) e intensive (potenziale chimico, pressione parziale, frazione molare), le loro unità di misura nel SI.
4. Saper ricavare sperimentalmente le leggi di van t' Hoff, di Nernst e di Henry.
5. Saper utilizzare il modello di riferimento per dedurre dalla legge di Nernst la dipendenza del potenziale chimico dalla sua concentrazione
6. Riconoscere e saper distinguere il regime stazionario dallo stato di equilibrio.

Percorso didattico

Dopo aver studiato il trasporto massivo, in questo capitolo si propongono tre situazioni sperimentali nelle quali il trasporto di sostanze avviene in modo diffusivo. Nella sezione 5.2 tramite la prima e la seconda esperienza, lo studente ha la possibilità di verificare qualitativamente quali parametri lo influenzano¹. Al termine di questa attività si giunge ad una definizione del trasporto diffusivo e si associa al concetto di spinta quello della differenza di potenziale chimico.

Con la terza esperienza si ricava sperimentalmente la dipendenza logaritmica tra il potenziale chimico di una sostanza e la sua concentrazione molare. Le relazioni tra il potenziale chimico e gli altri parametri, non vengono ricavate sperimentalmente, ma presentate sfruttando per quanto possibile l'analogia: nel caso dei gas, ad esempio, la pressione parziale gioca lo stesso ruolo della concentrazione molare per le sostanze disciolte.

Infine, quanto appreso può essere reinvestito nell'ambito di situazioni biologiche come ad esempio:

¹La dipendenza dalla temperatura non è stata considerata, in quanto nel caso del corpo umano, le variazioni di temperatura sono trascurabili. Sono invece state prese in considerazione le differenze di concentrazione molare, frazione molare e di pressione parziale.

- Nel trasporto delle sostanze all'interno del corpo umano, grazie ad alcuni esempi (vedi sezione 5.5);
- Nello studio sperimentale dell'osmosi (vedi sezione 5.6) .

5.2 Parametri che influenzano la spinta e la corrente nel trasporto diffusivo: percorso sperimentale

Per spiegare i trasporti di tipo diffusivo vengono presentate tre situazioni sperimentali. Lo scopo principale è quello di introdurre una grandezza trasversale che possa essere utilizzata per descrivere la spinta grazie alla quale le diverse sostanze possono diffondere nelle situazioni più disparate.

Esperienza 1: La concentrazione del soluto e il tipo di solvente

Una delle esperienze, dalla facile esecuzione, che risulta particolarmente efficace per evidenziare le caratteristiche del trasporto diffusivo e dei parametri che ne determinano la spinta, è la diffusione del diiodio tra una fase acquosa ed una lipidica (vedi scheda 11).

La situazione sperimentale, che si vuole proporre all'attenzione dello studente (vedi figura 5.1) richiede tempi di attesa relativamente lunghi. Per questo motivo è opportuno che il docente prepari l'esperienza in anticipo, aggiungendo uno strato di ottanolo ad una soluzione idroalcolica di diiodio, una settimana prima dell'attività.

In classe verrà mostrata agli studenti come si è evoluto il sistema dopo una settimana. Una possibile domanda da porre è la seguente: in base a quanto si osserva, il sistema ha raggiunto l'equilibrio? Nella discussione che segue, si arriva a concludere che il diiodio si è spostando dalla fase idroalcolica verso l'ottanolo (ed infine all'aria), senza che le fasi si siano spostate². Non è stato nemmeno raggiunto lo stato di equilibrio, in quanto la concentrazione all'interno delle singole fasi non è uniforme ed il sistema è aperto (per cui il diiodio continuerà a diffondere nell'aria fino all'esaurimento). Si fa notare agli studenti, che al contrario del trasporto massivo, la spinta alla diffusione non è influenzata da differenze di pressione o di altezza.

In un secondo momento si chiede di rappresentare graficamente il profilo della concentrazione del diiodio (I_2) in funzione dell'altezza (h) osservando le variazioni di colore (giallo-marrone) nel cilindro (vedi figura 5.1). Dalla discussione delle rappresentazioni grafiche effettuate dagli studenti si cerca di far emergere che la spinta alla diffusione è influenzata sia dalla differenza di concentrazione, che dalla differenza (polarità) del solvente: paradossalmente lo iodio può diffondere contro il gradiente di concentrazione, quando passa da una fase idrofila (idroalcolica) ad una fase lipofila (ottanolo), senza la presenza di una pompa.

A questo punto si chiede agli studenti di costruire un modello idraulico per la diffusione del diiodio tra due sistemi (sistema 1: fase acquosa; sistema 2: fase lipidica). Questa esercitazione permette al docente di verificare quanto siano stati assimilati i concetti sviluppati precedentemente (vedi capitoli 3 e 4), e allo stesso tempo dà la possibilità allo studente di reinvestire le conoscenze trasversali, proponendo delle analogie.

²In effetti i due solventi non hanno subito spostamenti di tipo massivo.

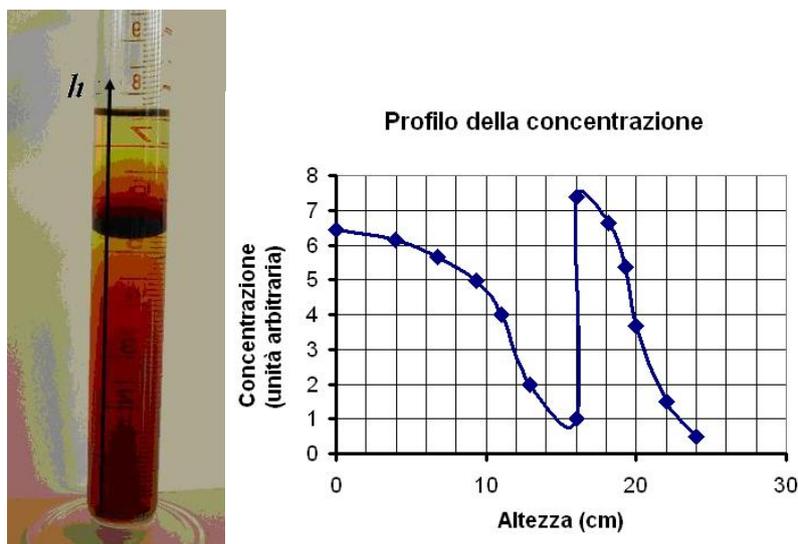
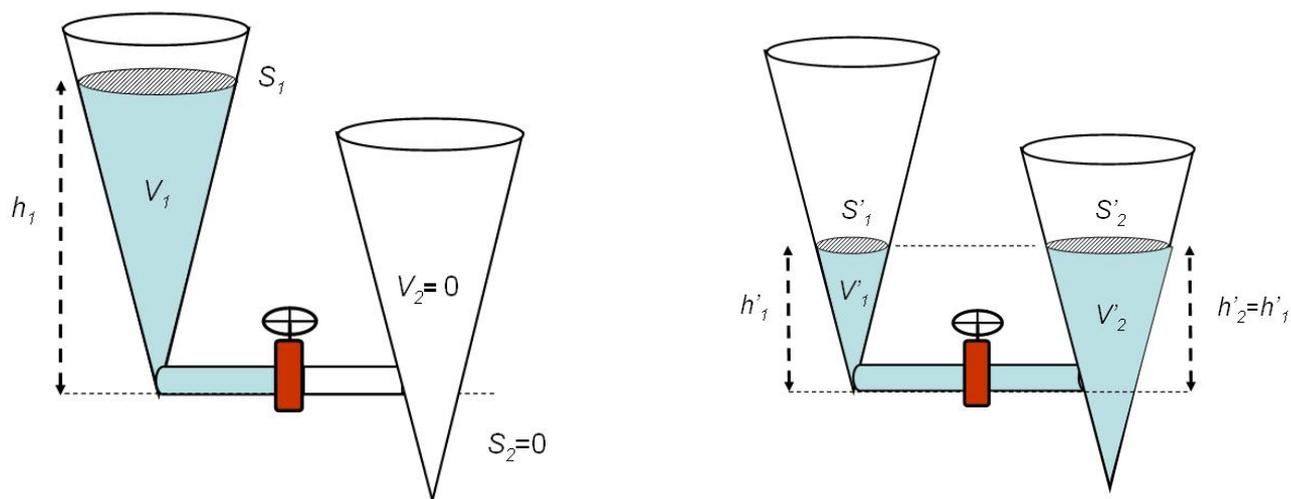


Figura 5.1. A sinistra, situazione creatasi dopo aver lasciato diffondere per una settimana il diiodio in un cilindro graduato con acqua (fase inferiore) e ottanolo (fase superiore). A destra, grafico tipo che rappresenta il profilo della concentrazione dalla base del cilindro fino alla superficie dell’ottanolo.



(a) Situazione iniziale: l’acqua riempie il recipiente 1 raggiungendo il livello h_1 con una superficie S_1 ; il recipiente 2 è vuoto in quanto il rubinetto è chiuso.

(b) Situazione finale: dopo aver aperto il rubinetto, l’acqua fluisce dal recipiente 1 nel recipiente 2 fino a quando il dislivello ($h'_2 - h'_1$) si annulla.

Figura 5.2. Modello idraulico per la diffusione del diiodio attraverso due fasi.

Nel modello idraulico proposto (vedi figura 5.2), la grandezza volume (di acqua) è l’analogo della quantità chimica del diiodio che diffonde; la superficie S (sezione del recipiente) è l’analogo della concentrazione del diiodio³. Infine la differenza di altezza è l’analogo della spinta al trasporto diffusivo. Con questo modello emerge chiaramente che la spinta non è legata alla differente quantità di acqua (V_1' e V_2') presente nei due recipienti, ma al dislivello dell’acqua nei due

³Nella diffusione, la capacità del sistema (C) nei confronti della quantità chimica del diiodio è data dalla concentrazione del diiodio ($c(X)$). Considerando la capacità $C = \frac{\Delta n}{\Delta \mu}$, e la dipendenza del potenziale chimico di X dalla concentrazione $\mu(X) = \mu^\circ(X) + R.T.\ln\left(\frac{c(X)}{c^\circ(X)}\right)$, si trova che a p e T costanti $C = \frac{dn}{d\mu} = c(X)$.

recipienti. La scelta del contenitore a forma conica non è casuale, ma tiene conto del fatto che la variazione di concentrazione non diminuisce in maniera proporzionale con il diminuire del dislivello, cioè con il diminuire della spinta. In effetti in un cono la sezione del tronco diminuisce in maniera non lineare in funzione dell'altezza. Nella tabella 5.1, sono riassunte le analogie tra le diverse grandezze in gioco.

	Portatore	Spinta	Fattore che influenza la capacità
Diffusione del diiodio	quantità chimica	differenza di potenziale chimico	concentrazione
Trasporto massivo dell'acqua	volume	differenza di pressione (altezza)	superficie dello specchio d'acqua (sezione trasversa)

Tabella 5.1. Analogia tra trasporto diffusivo e massivo.

Al termine delle tre esperienze la spinta al trasporto diffusivo verrà associata ad una differenza di potenziale chimico (vedi tabella 3.1).

Esperienza 2: La pressione parziale del soluto

L'esperienza descritta nella scheda 12 si è rivelata molto efficace per evidenziare i parametri che influenzano la diffusione di una sostanza in una fase aeriforme. A tale scopo si utilizza un setto poroso⁴, chiuso con un tappo, nel quale è stata infilata una pipetta graduata. Il tutto è fissato ad uno stativo in modo che la pipetta peschi in un recipiente contenente acqua (vedi figura 5.3). La pipetta graduata funziona da manometro.

Inizialmente si descrive allo studente l'apparecchiatura e si mostra che attraverso le pareti del recipiente bianco di terracotta può diffondere l'aria (sono effettivamente permeabili). In seguito si crea una differenza di pressione tra l'interno (p_{int-1}) e l'esterno (p_{est-1}), spostando verso l'alto o il basso il setto poroso con la rispettiva pipetta graduata. Si fa notare che il dislivello iniziale tra l'acqua all'interno e l'acqua all'esterno della pipetta va lentamente ad annullarsi (vedi figura 5.4-a).

Dalla discussione con gli studenti possono emergere i seguenti punti:

- lo spostamento del setto poroso ha creato una differenza di pressione tra l'aria contenuta all'interno del setto e quella esterna;
- la differenza di pressione spinge l'aria a diffondere attraverso le pareti del setto fino a quando questa differenza si annulla e si raggiunge uno stato di equilibrio (uguaglianza tra la pressione dell'aria dentro e fuori dal setto);



Figura 5.3. Apparecchiatura per lo studio della diffusione di un gas.

⁴Nel nostro caso abbiamo utilizzato un comune setto poroso di terracotta, che viene usato in chimica per costruire una cella elettrolitica (ad es. pila di Daniel).

- l'intervallo di tempo più o meno lungo, che intercorre tra la perturbazione ed il raggiungimento dell'equilibrio, dipende dalla resistenza del setto al passaggio del gas.

In seguito si sottopone alla classe una nuova situazione. Si richiede di prevedere cosa accadrebbe se al di fuori del setto poroso si modificasse improvvisamente la composizione dell'aria, arricchendola di diidrogeno gassoso, senza però variare la pressione totale (vedi figura 5.4-b).

Questa nuova situazione ha lo scopo di porre l'accento sull'importanza della pressione parziale, quale parametro determinante la spinta al trasporto diffusivo nei gas ⁵. Infatti, arricchendo l'aria all'esterno del setto con del diidrogeno, si modifica la pressione parziale del diidrogeno, senza modificare la pressione esterna. Il diidrogeno di conseguenza inizia a diffondere verso l'interno del setto poroso, andando a creare una pressione interna superiore a quella esterna: il livello dell'acqua all'interno della pipetta scende al di sotto del livello esterno, segnalando una sovrappressione interna (vedi figura 5.4-b).

Anche in questa esperienza, come nell'esperienza 1, emerge quanto sia importante riconoscere il parametro che permette di spiegare un determinato fenomeno. In effetti, la spiegazione più frequente, che lo studente è in grado di proporre, attribuisce la causa della spinta ad una differenza di concentrazione o alla differenza di pressione totale. In realtà il parametro determinante è la pressione parziale della sostanza gassosa e non la pressione totale.

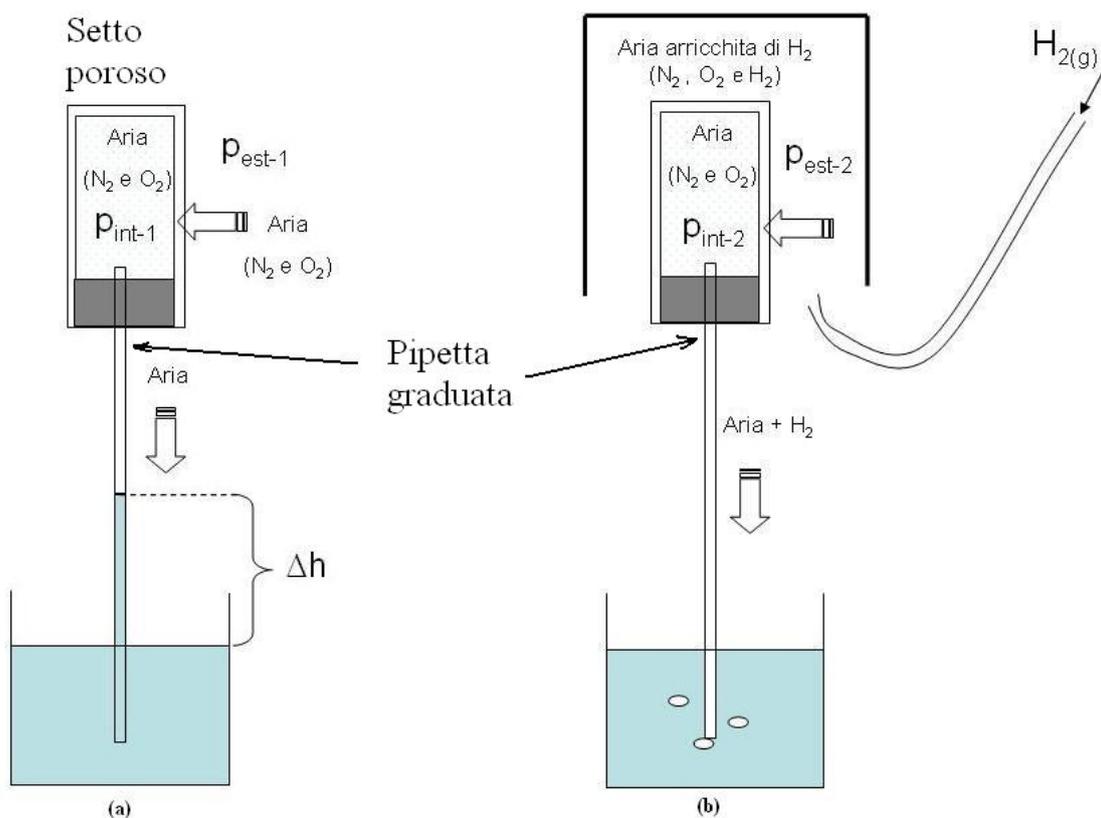


Figura 5.4. (a) Diffusione dell'aria attraverso un setto poroso, lungo un gradiente di pressione (b) Diffusione del diidrogeno attraverso un setto poroso, lungo un gradiente di pressione parziale.

⁵La pressione totale è invece determinante per le spinte in un trasporto massivo.

Un altro aspetto importante è che il setto poroso non essendo selettivo può essere attraversato da un qualsiasi gas, ma che la velocità con la quale diffonde dipende prevalentemente dalla massa delle sue molecole. In particolare, a parità di pressioni parziali dei tre gas utilizzati (N_2 , O_2 , H_2 e CO_2), l'idrogeno diffonde molto più velocemente rispetto all'ossigeno, all'azoto e all'anidride carbonica.

Se si esegue l'esperienza utilizzando l'anidride carbonica invece del diidrogeno, si osserva un risultato paradossale: il livello dell'acqua nella pipetta invece di scendere, sale. Gli studenti solitamente trovano un'interpretazione coerente del fenomeno, solo dopo aver capito che attraverso il setto poroso diffondono tutti i gas presenti nell'aria: N_2 , O_2 , CO_2 e che la massa molecolare della CO_2 è superiore a quella degli altri due gas. La spiegazione è dunque da ricondurre al fatto che N_2 e O_2 escono più velocemente dal setto poroso rispetto alla velocità con la quale la CO_2 ⁶ tende ad entrare. Ne risulta una diminuzione di pressione all'interno del setto, che fa salire l'acqua dal bicchiere nella pipetta (vedi figura 5.5-a).

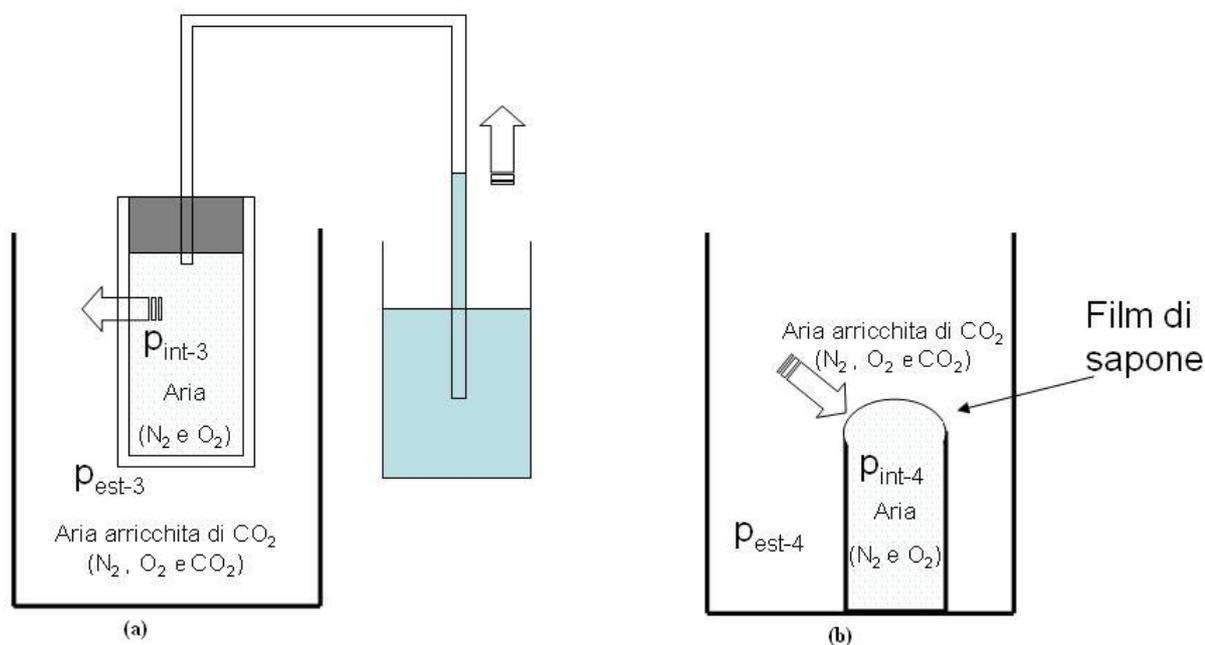


Figura 5.5. (a) Diffusione dell'aria attraverso un setto poroso, lungo un gradiente di pressione parziale. (b) Diffusione dell'anidride carbonica attraverso un film di acqua e sapone, lungo un gradiente di pressione parziale.

Se invece del setto poroso si utilizza come interfaccia un film di acqua saponata (bolla di sapone), è possibile creare una situazione, che si avvicina maggiormente alla diffusione semplice attraverso una membrana cellulare semipermeabile⁷ (vedi figura 5.5-b). In questo caso, si mette in evidenza, come la velocità di diffusione, dipenda dalla solubilità della sostanza nel film di acqua saponata, piuttosto che dalla sua massa molecolare: l'anidride carbonica è più solubile e diffonde più velocemente di N_2 e O_2 , anche se possiede una maggior massa molecolare (per i dettagli metodologici vedi scheda 12).

⁶La dissoluzione della CO_2 nell'acqua avviene ad una velocità trascurabile rispetto a quella con cui diffondono i gas attraverso il setto poroso e quindi non incide significativamente sul risultato sperimentale.

⁷Semipermeabile in questo contesto significa semplicemente che è permeabile soltanto a determinate sostanze, cioè possiede una certa selettività.

Esperienza 3: Dalla legge di Nernst al potenziale chimico di una sostanza in soluzione

L'attività sperimentale proposta permette di determinare la legge di Nernst (vedi equazione 5.1) per l'equilibrio di ripartizione del diiodio tra l'acqua e il dietiletere. Il quantitativo del diiodio si misura con una titolazione redox [14]. Grazie alla legge di Nernst si può in seguito ricavare il legame tra il potenziale chimico di una sostanza e la sua concentrazione.

Nella serie di pubblicazioni della Phywe [14], dalla quale proviene l'esperienza con il diiodio, sono riportati altri due possibili approcci sperimentali, grazie ai quali si arriva alla determinazione della legge di Nernst; in un caso per via colorimetrica, nell'altro per via elettrochimica.

Da un punto di vista didattico, l'esperienza dell'equilibrio di ripartizione con il diiodio, rispetto alle esperienze 1 e 2 presentate precedentemente, permette un approccio quantitativo e non più soltanto qualitativo. Inoltre lo studente può arrivare in maniera induttiva alla formulazione della legge di Nernst.

La metodologia dell'esperienza prevede l'utilizzo di 20 mL di una soluzione standard di diiodio ($c(I_2)=0,050$ mol/L) che viene miscelata con un volume variabile di dietiletere saturato con acqua. Le diverse miscele vengono agitate per 1,0 minuto in un imbuto separatore e lasciate decantare. Dopo la separazione completa delle due fasi si svuota parte della fase sottostante, raccogliendone 10 mL in un cilindro graduato. Come indicatore per la titolazione si aggiunge 1,0 mL di una soluzione di amido e si titolano i 10 mL in una beuta con una soluzione standard di tiosolfato di sodio ($c(Na_2S_2O_3)=0,010$ mol/L) fino a quando la soluzione da blu-viola diventa incolore. I volumi di dietiletere utilizzati sono di 20 mL, 25 mL, 40 mL e 50 mL.

La concentrazione del diiodio nella fase organica c_1 , rispettivamente in quella acquosa c_2 , si calcolano utilizzando le relazioni seguenti:

$$c_1 = \frac{n_{I_2}^o - n_{aq}}{V_i} \text{ e } c_2 = \frac{n_{aq}}{V_w}$$

dove:

$n_{I_2}^o$: quantità chimica del diiodio nei 20 mL di soluzione standard,

n_{aq} : quantità chimica di diiodio nei 20 mL della fase acquosa,

V_w : volume della fase acquosa,

V_i : volumi di dietiletere

Il coefficiente di ripartizione (α) è il rapporto tra le due concentrazioni: $\alpha = \frac{c_1}{c_2}$

I risultati sperimentali ottenuti sono riportati nella tabella 5.2 e mostrano che al variare del volume di dietiletere, variano anche le concentrazioni c_1 e c_2 del diiodio nelle due fasi.

Volume di dietiletere (mL)	Volume di titolante (mL) per 10 mL di soluzione acquosa	c_1 (mM)	c_2 (mM)	α
50	9,7	19	4,9	3,9
40	11,9	23,5	5,95	3,95
25	17,8	36,4	8,90	4,09
20	22,0	44,5	11,0	4,05

Tabella 5.2. Estrazione del diiodio con differenti volumi di dietiletere (fase acquosa titolata 10 mL).

Allo stato di equilibrio il rapporto di ripartizione del diiodio tra le due fasi $\alpha = \frac{c_1}{c_2}$ si mantiene tuttavia costante, tenendo conto dell'intervallo di incertezza dovuto all'errore sperimentale.

In generale Nernst ha scoperto che il rapporto $\alpha = \frac{c_1}{c_2}$ rimane costante per una qualsiasi sostanza che diffonde tra due fasi immiscibili. Ad una determinata temperatura e all'equilibrio vale dunque la legge di Nernst:

$$K(T) = \frac{c_1(X)}{c_2(X)} \quad (5.1)$$

dove $K(T)$ è chiamato coefficiente di ripartizione di X tra le due fasi (fase 1 e fase 2), mentre $c_1(X)$ e $c_2(X)$ sono le concentrazioni di X nelle rispettive fasi.

5.3 Parametri che influenzano la spinta e la corrente nel trasporto diffusivo: quadro teorico

Una volta eseguite le tre esperienze descritte nella sezione 5.2, si discutono con gli studenti le caratteristiche distintive del trasporto diffusivo. Si evidenzia, ad esempio, che la diffusione è caratterizzata dallo spostamento delle sostanze costituenti il fluido (soluti e solvente), le une indipendentemente dalle altre.

Dal momento che il trasporto diffusivo è originato da un gradiente di potenziale, è possibile utilizzare il modello spinta-corrente-resistenza per descriverne l'evoluzione. Questo modello ha il vantaggio di associare al concetto di potenziale un'unica grandezza intensiva e al concetto di portatore un'unica grandezza estensiva. Di conseguenza, si considera una coppia di grandezze che permette di descrivere i diversi fenomeni, in maniera unificante. Questa coppia di grandezze è costituita dal potenziale chimico (grandezza intensiva) e dalla quantità chimica (grandezza estensiva). Per determinare la spinta diffusiva in un determinato fenomeno, occorre calcolare il valore del potenziale chimico, che dipende dalle leggi costitutive del sistema studiato. Il potenziale chimico dipende a sua volta da diversi altri parametri, quali ad esempio la concentrazione, la temperatura, la fase (tipo di solvente), lo stato di aggregazione, la pressione parziale. La quantità chimica (il portatore) non dipende invece da altri parametri.

L'analisi delle singole esperienze permette allo studente di riconoscere quali sono i parametri che influenzano il potenziale chimico in quel determinato fenomeno diffusivo.

Partendo dai risultati ottenuti nelle singole esperienze si possono effettuare le seguenti riflessioni.

Esperienza 1: La concentrazione del soluto e il tipo di solvente

Nella diffusione del diiodio, da una soluzione idroalcolica (fase acquosa) all'ottanolo (fase lipidica), si osserva che il trasporto del diiodio, all'interno della stessa fase, avviene seguendo il gradiente di concentrazione (da una zona a maggior concentrazione verso una a minor concentrazione). Quando il diiodio passa nella fase lipidica, invece, diffonde contro il gradiente di concentrazione (da una zona a minor concentrazione verso una a maggior concentrazione). Ciò sebbene non ci sia l'intervento di una pompa. Questo fatto permette di dedurre che la concentrazione, influenza la spinta diffusiva, ma non corrisponde alla differenza di potenziale che la genera.

Il valore didattico di questa esperienza sta proprio nel mettere in crisi l'idea che la diffusione di una sostanza sia determinata esclusivamente da una differenza di concentrazione. Questo concetto è molto utilizzato, sia nei corsi di biologia, che in quelli di chimica del primo biennio, per cui lo studente tende a spiegare il fenomeno diffusivo del diiodio pensando unicamente ad una differenza di concentrazione come unica causa della spinta. In effetti, si scopre che il potenziale chimico dipende sì dalla concentrazione, ma anche dal solvente (fase) in cui la sostanza diffonde. Nel caso specifico del diiodio il potenziale chimico della sostanza, a parità di concentrazione, è maggiore nella fase acquosa, rispetto a quella lipidica.

A questo proposito è bene sottolineare, che sebbene la massa, il volume e la quantità chimica siano tutte grandezze che permettono di esprimere il bilancio della quantità di iodio presente in un sistema, solo la quantità chimica possiede le caratteristiche più adeguate per essere associata al portatore nel trasporto diffusivo.

In effetti, la massa non è indicata come portatore, in quanto la diffusione non segue la direzione del campo gravitazionale: nel caso specifico della diffusione del diiodio nel cilindro si osserva in effetti uno spostamento dal basso verso l'alto.

Anche per il volume si osserva che la diffusione avviene spontaneamente, sia lungo il gradiente di pressione che contro tale gradiente. Il volume non soddisfa quindi i requisiti del portatore per il trasporto diffusivo.

Nel modello spinta-corrente-resistenza, sviluppato nel capitolo 2, era emerso, che solo quando il portatore passa da un potenziale maggiore ad uno inferiore è possibile liberare una certa quantità di energia; energia che serve per il trasporto della sostanza in questione.

Esperienza 2: La pressione parziale del soluto

Nella diffusione dei diversi gas attraverso un setto poroso, si osserva che il trasporto avviene lungo il gradiente di pressione parziale della sostanza considerata (da una zona a maggior pressione parziale verso una a minor pressione), ma non lungo il gradiente della pressione totale.

Inoltre, al contrario della diffusione di una sostanza in una fase liquida, la diffusione di una sostanza in una fase gassosa non è influenzata dal tipo di solvente, semplicemente perché quest'ultimo non è presente. Di conseguenza, a parità di temperatura, a partire dallo stesso rapporto tra le pressioni parziali si ottiene sempre la stessa spinta diffusiva.

La differenza di pressione parziale, però non corrisponde alla differenza di potenziale che genera la spinta diffusiva. Infatti, dal momento che i gas non hanno un volume proprio, assumono il volume del contenitore. Di conseguenza, la grandezza volume in questo caso non può essere riferita al concetto di portatore. In effetti un gas può diffondere da un recipiente rigido all'altro attraverso un setto poroso, senza che vi siano state variazioni di volume nei dei due recipienti. Per questo non è possibile esprimere un bilancio delle variazioni di volume.

Anche in questa esperienza, come già mostrato nell'esperienza 1, la massa non può essere considerata un portatore, in quanto il gas diffonde liberamente in tutte le direzioni, anche contro il gradiente gravitazionale. Il valore didattico di questa esperienza sta proprio nel mettere in evidenza, che nel caso della diffusione di un gas la grandezza adeguata da associare al concetto di portatore non è il volume o la massa, bensì la quantità chimica. Quindi la spinta diffusiva non sarà dovuta ad una differenza di altezza (potenziale gravitazionale), di pressione totale o parziale (potenziale associato al volume), bensì ad una differenza di potenziale chimico.

Nel caso di un gas ideale, si può far notare che, a parità di temperatura, la concentrazione molare è direttamente proporzionale alla pressione parziale e quindi la diffusione del gas ideale è influenzata dalla differenza di concentrazione molare, come la diffusione di un soluto in una soluzione.

Esperienza 3: Dalla legge di Nernst al potenziale chimico di una sostanza in soluzione

L'analisi dei risultati dell'esperienza 3 permette di ricavare il legame esistente tra la concentrazione dei soluti in una soluzione liquida e il valore del loro potenziale chimico. Per determinare questa relazione ($\mu(c(X))$) è vantaggioso utilizzare con gli studenti il modello spinta corrente e resistenza già trattato in classe precedentemente.

Il procedimento che si può seguire in classe è generalizzabile e si può applicare anche per ricavare la relazione tra la pressione parziale di una sostanza X presente in una fase aeriforme ed il suo potenziale chimico e si articola attorno ai seguenti punti.

A) Si determina sperimentalmente la relazione che sussiste tra le grandezze di stato che variano nell'esperienza una volta raggiunto l'equilibrio. Nel caso dell'equilibrio di ripartizione di un soluto

tra due fasi immiscibili, la grandezza di stato che varia è la concentrazione del soluto nelle due fasi immiscibili ($c_1(X)$ e $c_2(X)$) e la relazione che le lega è la legge di Nernst (vedi legge 5.1):

$$c_1(X) = K \cdot c_2(X)$$

B) Si formula la condizione di equilibrio (spinta nulla) che deve valere per tutte le situazioni di equilibrio (A, B, C ... vedi figura 5.6) :

$$\Delta\mu_{1-2}(X) = \mu_{2A}(X) - \mu_{1A}(X) = \mu_{2B}(X) - \mu_{1B}(X) = \dots = 0$$

C) Si cerca la funzione che permette di soddisfare, sia il vincolo dettato dall'equazione di stato, che dalla condizione di equilibrio:

$$\mu_{2A}(X) - \mu_{1A}(X) = \mu_{2B}(X) - \mu_{1B}(X)$$

$$\mu_{2A}(X) - \mu_{2B}(X) = \mu_{1A}(X) - \mu_{1B}(X)$$

$$\mu(c_{2A}(X)) - \mu(c_{2B}(X)) = \mu(c_{1A}(X)) - \mu(c_{1B}(X))$$

$$\mu(Kc_{1A}(X)) - \mu(K \cdot c_{1B}(X)) = \mu(c_{1A}(X)) - \mu(c_{1B}(X))$$

e quindi

$$\mu(Kc_{1A}(X)) - \mu(c_{1A}(X)) = \mu(K \cdot c_{1B}(X)) - \mu(c_{1B}(X)) \quad (5.2)$$

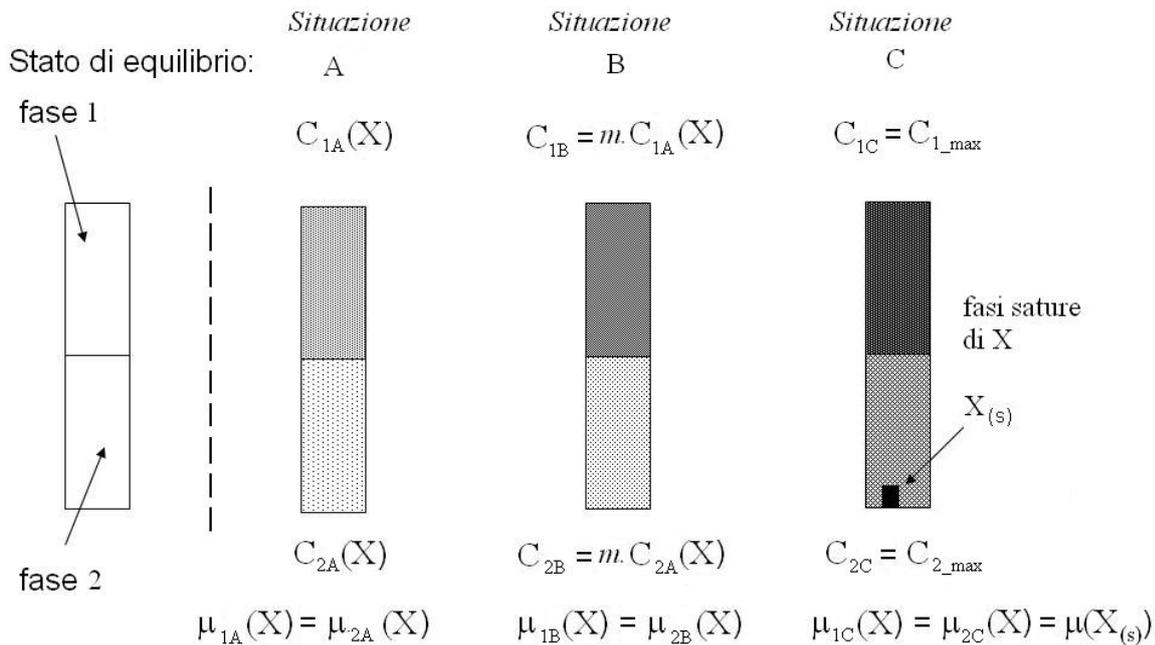


Figura 5.6. Concentrazione e potenziale chimico di una sostanza X disciolta in due fasi immiscibili: fase 1 e fase 2.

Dal momento che la relazione espressa dall'equazione 5.2 deve valere per una qualsiasi concentrazione della sostanza X, la funzione $\mu(c)$ gode della seguente proprietà:

$$\mu(m \cdot c) - \mu(c) = costante$$

5.4 Il potenziale chimico: una sola grandezza per esprimere la spinta nel trasporto diffusivo

La funzione logaritmica $\mu(c) = a \cdot \ln(c) + b$ soddisfa questa proprietà, infatti:

$$\mu(m \cdot c) - \mu(c) = (a \cdot \ln(m \cdot c) + b) - (a \cdot \ln(c) + b) = a \cdot (\ln(m) + \ln(c)) - a \cdot \ln(c) = a \cdot \ln(m) \text{ dove} \\ a \cdot \ln(m) = \text{costante}$$

In conclusione, si giunge a stabilire che la relazione tra la concentrazione di una qualsiasi sostanza disciolta in una fase liquida ed il valore del suo potenziale chimico è la seguente:

$$\mu(X) = \mu^\circ(X) + R \cdot T \cdot \ln \left(\frac{c(X)}{c^\circ(X)} \right) \quad (5.3)$$

Tramite la scheda 11 si propone un esercizio che permette allo studente di verificare ed applicare la legge di Nernst.

5.4 Il potenziale chimico: una sola grandezza per esprimere la spinta nel trasporto diffusivo

Nelle sezioni 5.2 e 5.3 è emerso che la concentrazione, il tipo di solvente e la pressione parziale sono parametri che influenzano la spinta alla diffusione di una sostanza.

Come illustrato nell'esperienza 3, ad ogni sostanza può essere associato un determinato potenziale chimico. Qualora tra due punti la differenza di potenziale chimico della sostanza sia diversa da zero, nasce una spinta che ne determina una corrente diffusiva.

Nel caso la sostanza si trovi disciolta in una fase liquida, il potenziale chimico dipende dal logaritmo della sua concentrazione (vedi equazione 5.3).

Nel caso la sostanza si trovi in una fase gassosa, il suo potenziale chimico dipende dalla sua pressione parziale, come si poteva evincere dall'esperienza 2. Per ricavare la relazione tra il potenziale chimico di una sostanza e la sua pressione parziale, si può procedere in modo analogo a come si è fatto nell'esperienza 3. Anche in questo caso si trova una dipendenza logaritmica tra la pressione parziale della sostanza ed il suo potenziale chimico. La relazione è la seguente:

$$\mu(X) = \mu^\circ(X) + R \cdot T \cdot \ln \left(\frac{p(X)}{p^\circ(X)} \right) \quad (5.4)$$

Nella maggiorparte dei libri di testo si utilizza la differenza di pressione parziale come causa del flusso, sebbene la grandezza direttamente legata al dispendio energetico, in tale trasporto sia il potenziale chimico. Utilizzare la pressione parziale, può creare dei problemi allo studente, che spesso non è in chiaro sul significato da attribuire a tale pressione. La pressione parziale, non rappresenta la pressione effettiva del gas disciolto, ma la pressione che si potrebbe misurare all'equilibrio in un'ipotetica cella rigida con pareti semipermeabili al gas. In realtà, utilizzando il concetto di pressione parziale si sottintende, senza però dichiararlo esplicitamente, il concetto di potenziale chimico.

Anche nel caso in cui la sostanza sia un solvente, la spinta diffusiva si può ricondurre ad una differenza di potenziale chimico. Per soluzioni sufficientemente diluite (alta concentrazione del solvente rispetto al soluto) si trova che il potenziale chimico del solvente dipende con buona approssimazione dalla sua frazione molare (x) e quindi dalla sua concentrazione⁸, come mostrato dalla seguente relazione:

$$\mu(X) = \mu^\circ(X) + R \cdot T \cdot x \quad (5.5)$$

⁸L'equazione 5.5 si può ricavare dalla relazione 5.3, se si approssima il logaritmo con il primo termine (non nullo) della serie di Taylor. Ciò è ragionevole solo per soluzioni diluite.

5.5 Alcuni esempi applicativi nella biologia

Alla fine del percorso didattico vengono proposte agli studenti delle situazioni problema riguardanti fenomeni biologici. L'idea di fondo è quella di reinvestire i concetti emersi nelle esperienze introduttive (vedi sezioni 5.2, 5.3 e 5.4) analizzando situazioni che presentano un grado di complessità maggiore. In particolare, si tratta di riconoscere i trasporti diffusivi alla base dei trasferimenti di sostanze e il/i parametro/i che ne influenza/ano le spinte. Alcune situazioni problema da discutere con gli studenti in classe possono essere le seguenti:

1. Le cellule che si trovano all'esterno dei vasi sanguigni o linfatici scambiano continuamente sostanze con il liquido extracellulare, nel quale si trovano, anche se questo è praticamente fermo. In che modo ciò può avvenire? *Grazie ad un trasporto diffusivo. In questo caso, la differenza di potenziale chimico che determina la spinta diffusiva nasce dalla differenza di concentrazione della sostanza presente nel lume del vaso e nel liquido extracellulare.*
2. Il sangue si arricchisce di sostanze nutritive semplici, che in seguito al processo digestivo vengono prodotte ed assorbite attraverso villi e microvilli. In che modo ciò è possibile? *Grazie ad un trasporto diffusivo. Anche in questo caso, la spinta diffusiva ha origine dalla differenza di concentrazione delle sostanze presenti nel lume intestinale e quelle presenti nel liquido intracellulare delle cellule epiteliali. Occorre però tener conto anche della variazione di pH lungo l'intestino, che può incidere sulla concentrazione delle specie chimiche che effettivamente diffondono*⁹.
3. Negli alveoli polmonari, il sangue si arricchisce in continuazione di diossigeno e si impoverisce di anidride carbonica. In che modo ciò si verifica? *Grazie ad un trasporto diffusivo. In questo caso, la spinta diffusiva è determinata dalla differenza di potenziale chimico del diossigeno tra l'aria nei polmoni e il sangue. La pressione parziale del diossigeno ne influenza il potenziale chimico nell'aria degli alveoli polmonari e la concentrazione molare influenza il potenziale chimico nel sangue.*
4. Alcune vitamine liposolubili (A, D, E, K) vengono trasportate da un ambiente acquoso ad un ambiente lipidico, nel quale tendono ad accumularsi. In che modo ciò è possibile? *Grazie ad un trasporto diffusivo. In questo caso, la differenza di potenziale chimico di una determinata vitamina non nasce soltanto dalla differenza della sua concentrazione tra l'ambiente acquoso e quello lipidico, ma anche dalla differenza di solvente nel quale si trova e verso il quale diffonde.*
5. Gli spostamenti d'acqua per garantire un'idratazione ottimale dell'intero organismo avvengono per via osmotica, cioè per diffusione dell'acqua attraverso le membrane cellulari semipermeabili¹⁰. In che modo ciò è possibile? *Grazie ad un trasporto diffusivo. In questo esempio, la differenza di potenziale chimico che determina la spinta diffusiva nasce dalla differenza di concentrazione del solvente (acqua) tra i liquidi intercellulari e quelli intracellulari.*

In tutte queste cinque situazioni problema proposte emerge chiaramente il valore aggiunto di questa scelta didattica che fa capo all'utilizzo del modello spinta corrente e resistenza ed in particolare al potenziale chimico che risulta essere la causa delle diverse spinte diffusive. Vantaggioso per gli studenti è il fatto che una volta in possesso di questo strumento interpretativo, lo possono reinvestire in maniera trasversale per spiegare diversi fenomeni biologici e chimici.

⁹Con specie chimica s'intende la molecola, l'atomo, lo ione o il radicale, che effettivamente diffonde.

¹⁰Per la comprensione del fenomeno osmotico ed una sua trattazione più dettagliata vedi sezione 5.6.

Anche da un punto di vista quantitativo, questo modello permette di cogliere la forte analogia tra i fenomeni che intervengono nella situazione problema¹¹ 1, situazione problema¹² 2, situazione problema¹³ 3, situazione problema¹⁴ 4 e situazione problema¹⁵ 5. In particolare, risulta evidente l'analogia tra le relazioni che coinvolgono i parametri determinanti per la spinta diffusiva¹⁶ (vedi tabella 5.3).

Fenomeno	Portatore	Corrente	Spinta
Trasporto massivo	V	I_V	Δp
Trasporto diffusivo	n	I_n	$\Delta\mu$
Elettrico	q	I_q	$\Delta\varphi$
Termico	S	I_S	ΔT

- (a) Nella tabella sono riportate le analogie tra le grandezze in gioco nei diversi fenomeni conduttivi. Per la trattazione di questo capitolo verranno utilizzate le grandezze (in grassetto) che descrivono il trasporto diffusivo.

Situazione problema	Spinta	Parametri	Relazioni
1 e 2	$\Delta\mu$	$c(X)$	$\Delta\mu_{1-2}(X) = R.T.\ln\left(\frac{c_2(X)}{c_1(X)}\right)$
3	$\Delta\mu$	$c(X)$ e $p(X)$	$\Delta\mu_{1-2}(X) = \Delta\mu^\circ_{1-2}(X) + R.T.\ln\left(\left(\frac{c_2(X)}{p_1(X)}\right) \cdot \left(\frac{p^\circ(X)}{c^\circ(X)}\right)\right)$
4	$\Delta\mu$	fasi e $c(X)$	$\Delta\mu_{1-2}(X) = \Delta\mu^\circ_{1-2}(X) + R.T.\ln\left(\frac{c_2(X)}{c_1(X)}\right)$
5	$\Delta\mu$	$c(H_2O)$ e p_{tot}	$\Delta\mu_{1-2}(H_2O) = R.T.\ln\left(\frac{c_2(X)}{c_1(X)}\right) \Delta x(H_2O) + V_{mol}(H_2O) \cdot \Delta p \cong \cong R.T.\Delta x(H_2O) + V_{mol}(H_2O) \cdot \Delta p$

- (b) Applicazioni della differenza di potenziale chimico per spiegare la spinta nei diversi fenomeni diffusivi. Analogie tra le diverse relazioni che definiscono la spinta diffusiva: la differenza di potenziale chimico dipende allo stesso modo da diversi parametri in base al tipo di fenomeno.

Tabella 5.3. Analogie possibili utilizzando il modello spinta corrente e resistenza e diversi parametri che influenzano la spinta diffusiva.

Oltre a riconoscere il tipo di trasporto e le diverse spinte, si sottolinea che negli organismi unicellulari o in organismi pluricellulari di piccole dimensioni¹⁷, le sostanze vengono trasportate unicamente per via diffusiva, e dunque i trasporti di sostanze all'interno di un organismo pluricel-

¹¹Nel caso la diffusione avvenga all'interno di un'unica fase $\Delta\mu^\circ_{1-2} = 0$.

¹²Nel caso la diffusione avvenga all'interno di un'unica fase $\Delta\mu^\circ_{1-2} = 0$.

¹³L'espressione $\left(\frac{c_2(X)}{p_1(X)}\right) \cdot \left(\frac{p^\circ(X)}{c^\circ(X)}\right)$ si può anche scrivere nel seguente modo $\frac{[X]}{\{X\}}$ si veda il contributo di P. Lubini nel quadro disciplinare di riferimento riportato nel volume I della presente ricerca didattica [7].

¹⁴Nel caso la diffusione avvenga tra fasi differenti è necessario considerare $\Delta\mu^\circ_{1-2}$.

¹⁵Nell'osmosi la pressione totale, da una parte della membrana semipermeabile, è in generale diversa da quella misurata dall'altra parte. Con $V_{mol}(H_2O)$, inoltre, s'intende il volume molare dell'acqua liquida. Oltre alla differenza di concentrazione vi è quindi anche una differenza di pressione totale. Per l'approssimazione della concentrazione molare con la frazione molare si veda la nota 8.

¹⁶In classe le cinque situazioni problema sono state soltanto affrontate da un punto di vista qualitativo, senza effettuare calcoli.

¹⁷Con piccole dimensioni s'intende organismi pluricellulari composti da alcune centinaia di cellule.

lulare di grandi dimensioni,¹⁸ non avvengono esclusivamente in modo massivo, come descritto nel capitolo 3. In effetti, scendendo al livello di organizzazione¹⁹ cellulare e subcellulare, il trasporto di sostanze è sempre di tipo diffusivo.

5.6 Spinta idraulica e spinta chimica a confronto: il fenomeno dell'osmosi

Il fenomeno dell'osmosi riguarda la diffusione dell'acqua attraverso una membrana semipermeabile, cioè permeabile all'acqua e non ai soluti. La spinta diffusiva è dovuta ad una differenza di potenziale chimico dell'acqua (cioè del solvente e non dei soluti) tra i due ambienti separati dalla membrana semipermeabile all'acqua. Tramite le esperienze illustrate nella scheda 15, si vuole mettere in evidenza, da un punto di vista sperimentale che i parametri in grado di influenzare il potenziale chimico dell'acqua, e quindi la sua diffusione²⁰ attraverso la membrana semipermeabile sono soltanto la concentrazione e la pressione totale. Quest'esperienza fa capo a tessuti vegetali ed animali e da questo punto di vista permette allo studente di reinvestire il concetto di spinta e corrente anche nella biologia.

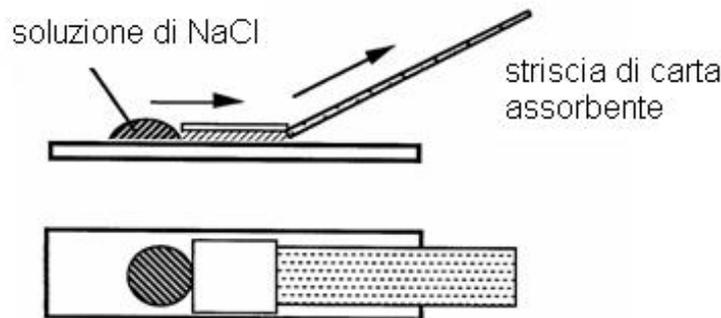


Figura 5.7. Tecnica di preparazione di un tessuto vegetale o animale, per l'osservazione del processo osmotico (figura di T. Terrani).

Per osservare il fenomeno dell'osmosi in tempo reale²¹ è possibile utilizzare cellule dell'epidermide esterna dei catafilli della cipolla rossa (*Allium cepa*) ed una sospensione di eritrociti o cellule epatiche in soluzione fisiologica²².

Per innescare il processo osmotico si varia la concentrazione della soluzione acquosa nella quale sono immerse le cellule, infiltrando diverse soluzioni più o meno concentrate tra il vetrino portaoggetti e quello coprioggetti: (vedi figura 5.7)

- soluzione ipertonica²³ di cloruro di sodio o saccarosio;
- acqua distillata, ipotonica²⁴ rispetto ai liquidi cellulari.

¹⁸Con organismi di grandi dimensioni s'intende organismi pluricellulari costituiti da un numero molto elevato di cellule (migliaia, milioni, miliardi).

¹⁹Con livelli di organizzazione della materia vivente s'intendono i seguenti piani organizzativi: organismo, organi, tessuti, cellule, strutture subcellulari.

²⁰In questo caso si considera un sistema a temperatura costante (diffusione isoterma).

²¹Osservando al microscopio direttamente come varia lo stato di idratazione delle cellule.

²²Una soluzione fisiologica possiede una concentrazione di soluti circa pari a quella intracellulare, in modo che l'acqua intracellulare sia in equilibrio con quella extracellulare.

²³Soluzione nella quale la concentrazione di particelle di soluto risulta essere maggiore rispetto all'ambiente intracellulare.

²⁴Soluzione nella quale la concentrazione di particelle di soluto risulta essere minore rispetto all'ambiente intracellulare.

Il fatto di avere cellule animali e vegetali a confronto, permette di evidenziare il diverso comportamento di questi due tipi di cellule al cambiare dell'osmolarità²⁵ extracellulare. In particolare si osserveranno le seguenti situazioni:

- 1) Le cellule animali poste in ambiente ipotonico scoppiano, come conseguenza dell'entrata di acqua e del progressivo aumento della pressione intracellulare.
- 2) Nelle cellule vegetali poste in ambiente ipotonico, si assiste ad un progressivo aumento dell'idratazione cellulare e al contrario delle cellule animali, non scoppiano in quanto dotate anche di parete cellulare costituita da cellulosa. Questa struttura essendo resistente ed elastica si deforma leggermente a seguito dell'aumento della pressione idrostatica, senza però lacerarsi. La differenza di pressione idrostatica, che si misura tra interno ed esterno, all'equilibrio, corrisponde alla differenza di pressione osmotica.
- 3) Nelle cellule vegetali poste in ambiente ipertonico si assiste ad un distacco della membrana cellulare dalla parete, che porta la cellula ad uno stato di plasmolisi.
- 4) Negli eritrociti, privi di parete cellulare, posti in una soluzione ipertonica, si nota soltanto una disidratazione e una conseguente deformazione della cellula, senza rottura della membrana cellulare.

In queste quattro esperienze gli effetti della diffusione dell'acqua per osmosi sono ben visibili al microscopio ottico già dopo alcuni minuti. La discussione con gli studenti è un'occasione per mettere in evidenza i seguenti aspetti:

- La diffusione dell'acqua è causata da una differenza di potenziale chimico tra l'acqua intracellulare e quella extracellulare.
- Lo spostamento dell'acqua porta ad una variazione di pressione all'interno della cellula che la può far scoppiare. Le cellule animali essendo delimitate soltanto da una membrana cellulare costituita da un doppio strato fluido di fosfolipidi, non sono in grado di resistere all'aumento della pressione interna e scoppiano.
- Se la cellula possiede una struttura in grado di sopportare e contrastare l'aumento di pressione (parete cellulare), lo spostamento dell'acqua avrà luogo fino al raggiungimento di uno stato di equilibrio caratterizzato, sia da differenze di concentrazione dell'acqua, che da differenze di pressione tra l'interno ed esterno della cellula.
- Utilizzando il saccarosio ed il cloruro di sodio, si ottengono gli stessi risultati, ma con concentrazioni molari della sostanza che sono una il doppio dell'altra. Ciò porta a concludere che la spinta alla diffusione dell'acqua attraverso la membrana semipermeabile è determinata dalla concentrazione molare di particelle di soluto in soluzione, e non da quella della sostanza disciolta: in due soluzioni di pari concentrazione molare, le particelle di saccarosio disciolte sono molecole e la loro concentrazione è la metà di quella delle particelle di cloruro di sodio, che sono gli ioni Na^+ e Cl^- .

Un'alternativa all'osservazione microscopica di cellule animali e vegetali, è quella di utilizzare un classico osmometro (vedi figura 5.8), in modo da svolgere l'esperienza ad un livello macroscopico. Dal momento che la velocità di diffusione attraverso una membrana semipermeabile è molto bassa, per vederne gli effetti si deve prevedere una durata di diversi giorni. In alternativa, per monitorare la variazione di pressione sull'arco di diversi giorni può essere vantaggioso utilizzare l'osmometro prodotto dalla ditta Pasco. Con questo strumento, la variazione di pressione viene

²⁵Concentrazione di particelle di soluto osmoticamente attive, cioè che non sono in grado di diffondere attraverso la membrana semipermeabile.



Figura 5.8. Osmometro “classico”. La misura dell’altezza della colonna di liquido al di sopra della membrana semipermeabile permette di determinare la differenza di pressione che si genera tra i due lati della membrana (vedi legge di Stevino 3.3). La differenza di pressione è direttamente proporzionale alla differenza di potenziale chimico dell’acqua, che si trova ai due lati della membrana.

misurata con un apposito sensore, che permette l’acquisizione automatizzata e digitale dei dati con un computer (vedi figura 5.9).

Dal momento che i processi diffusivi sono molto lenti si tende ad utilizzare un’elevata differenza di concentrazione tra le due soluzioni (circa 1,0 M); questo porterebbe ad uno stato di equilibrio caratterizzato da differenze di pressione molto elevate (circa 20-30 bar). Con l’osmometro della Pasco si riesce solo a mettere in evidenza la tendenza con la quale varia la pressione in funzione del tempo senza però riuscire a raggiungere e misurare la pressione allo stato d’equilibrio. Grazie alle relazioni introdotte nel paragrafo 5.3 è comunque possibile far ricavare allo studente la legge di van’t Hoff. Con questa legge è possibile ottenere algebricamente il valore della pressione nelle due camere dell’osmometro all’equilibrio. In questo modo si calcola un valore pressorio non misurabile con questa apparecchiatura. Una possibile via per la deduzione algebrica è descritta qui di seguito.

I punti fondamentali da considerare sono:

- la dipendenza del potenziale chimico dell’acqua dalla sua concentrazione, rispettivamente dalla concentrazione dei soluti:

$$\mu_2 - \mu_1 = \Delta\mu_{1-2} = R.T.\Delta x(\text{H}_2\text{O})_{1-2} = -R.T.\Delta x(\text{soluti})_{1-2} \quad (5.6)$$

Si noti che di regola il potenziale chimico dell’acqua viene espresso facendo riferimento alla frazione molare del soluto e non a quella del solvente. È importante comunque sottolineare come la frazione molare del soluto e quella del solvente siano strettamente legate e la variazione di una sia simmetrica alla variazione dell’altra; per questo compare il segno “-” nell’ultimo termine dell’uguaglianza nell’equazione 5.6. Nella derivazione della legge di



Figura 5.9. Osmometro prodotto dalla ditta Pasco. La variazione di pressione dovuta alla diffusione dell'acqua attraverso una membrana semipermeabile viene direttamente misurata da un apposito sensore.

van't Hoff entrano in considerazione solo le variazioni di potenziale chimico dovute ad una differenza di frazione molare.

- l'energia che si rende disponibile nel trasferimento di una determinata quantità chimica di acqua ($n_{tr}(\text{H}_2\text{O})$), da un punto ad un determinato potenziale chimico (μ_1), verso un altro ad un potenziale (μ_2) che è la seguente:

$$\Delta E_{(n,\mu)} = \Delta\mu_{1-2} \cdot n_{tr}(\text{H}_2\text{O}) \quad (5.7)$$

- l'energia che si rende disponibile quando un dato volume di acqua $V_{tr}(\text{H}_2\text{O})$ passa da una pressione iniziale (p_1) ad una pressione finale (p_2), che vale:

$$\Delta E_{(V,p)} = \Delta p_{1-2} \cdot V_{tr}(\text{H}_2\text{O}) \quad (5.8)$$

All'equilibrio il trasferimento dell'acqua non rende disponibile dell'energia da associare/caricare su altri portatori. In altre parole l'energia liberata nel trasferimento per diffusione attraverso la membrana semipermeabile di una determinata quantità chimica di acqua ($n(\text{H}_2\text{O})$) corrisponde a quella caricata sul volume di acqua trasferito ($V_{tr}(\text{H}_2\text{O})$):

$$\Delta E_{(n,\mu)} + \Delta E_{(V,p)} = 0$$

Sostituendo le relazioni 5.7 e 5.8 si ottiene l'equazione 5.9:

$$\Delta\mu_{1-2} \cdot n_{tr}(\text{H}_2\text{O}) + \Delta p_{1-2} \cdot V_{tr}(\text{H}_2\text{O}) \quad (5.9)$$

Considerando che il volume di acqua trasferito e la corrispondente quantità chimica trasferita sono direttamente proporzionali ($V_{tr} = V_{mol}(\text{H}_2\text{O}) \cdot n_{tr}$), l'equazione 5.8 diventa:

$$\Delta\mu_{1-2} \cdot n_{tr}(\text{H}_2\text{O}) + \Delta p_{1-2} \cdot V_{mol}(\text{H}_2\text{O}) \cdot n_{tr}(\text{H}_2\text{O}) = 0 \quad (5.10)$$

5 Il trasporto diffusivo di sostanze nel corpo umano

Semplificando e sostituendo la relazione 5.6 nella 5.10 si ottiene infine una versione della legge di van't Hoff:

$$V_{mol} \cdot \Delta p_{1-2} - R \cdot T \cdot \Delta x(\text{soluti})_{1-2} = 0 \quad (5.11)$$

Questa legge vale solo per delle soluzioni acquose diluite. Per queste soluzioni la frazione molare del soluto è direttamente proporzionale alla sua concentrazione molare, come mostrato qui di seguito.

Per delle soluzioni acquose diluite il volume della soluzione $V \cong V_{mol} \cdot n(\text{H}_2\text{O})$ e la quantità chimica totale è $n_{tot} \cong n(\text{H}_2\text{O})$.

La concentrazione molare di un soluto A è espressa come $c_A = \frac{n_A}{V}$. Sostituendo con le due approssimazioni di cui sopra si ottiene:

$$c_A = \frac{n_A}{V} \cong \frac{n_A}{V_{mol}(\text{H}_2\text{O}) \cdot n(\text{H}_2\text{O})} \cong \frac{n_A}{V_{mol}(\text{H}_2\text{O}) \cdot n_{tot}} = \frac{x_A}{V_{mol}(\text{H}_2\text{O})}$$

Utilizzando la concentrazione invece della frazione molare, la legge di van't Hoff espressa dall'equazione 5.11 si può formulare nel seguente modo

$$\Delta p_{1-2} - R \cdot T \cdot \Delta c(\text{soluti})_{1-2} = 0 \quad (5.12)$$

In biologia la legge di van't Hoff si esprime di consuetudine utilizzando la pressione osmotica (π) della soluzione acquosa, che per definizione è la differenza tra la pressione totale misurata nella soluzione stessa e la pressione che si misura nell'acqua pura, separata da una membrana semipermeabile ed in equilibrio con la soluzione.

Se si considera che da una parte della membrana è presente acqua pura e dall'altra la soluzione con i soluti, la legge di van't Hoff diventa:

$$\pi = R \cdot c \cdot T \quad (5.13)$$

in quanto $\Delta c(\text{soluti})_{1-2} = c(\text{soluti})_2$ e $\Delta p_{1-2} = \pi$ e dove c è la concentrazione dei soluti nella soluzione.

6 I limiti biologici del trasporto massivo e diffusivo delle sostanze

6.1 Introduzione

Prerequisiti

Per affrontare il seguente capitolo è necessario aver trattato i precedenti capitoli 3, 4 e 5 del presente contributo. Inoltre, è auspicabile che lo studente conosca le proprietà caratteristiche dell'energia (grandezza estensiva conservata, bilanciabile e trasferibile; vedi anche quadro disciplinare di riferimento riportato nel volume I della presente ricerca didattica [7]).

Obiettivi

1. Riconoscere le grandezze fisiche fondamentali implicate nella descrizione degli scambi energetici.
2. Saper allestire in modo preciso l'equazione di bilancio dell'energia associata al trasporto massivo o diffusivo di sostanze.
3. Conoscere e saper mettere in relazione la potenza scaricata/assorbita durante il trasporto massivo o diffusivo, la corrente di portatore e la spinta associata.
4. Riconoscere ed esplicitare le analogie tra il trasporto massivo e il trasporto diffusivo.
5. Saper riconoscere nei diversi livelli di organizzazione della materia vivente le modalità con cui le sostanze vengono trasportate.
6. Saper calcolare e confrontare la quantità di energia coinvolta in un determinato trasporto massivo rispettivamente diffusivo.

Percorso didattico

Dopo aver studiato il trasporto massivo e diffusivo con un approccio prettamente sperimentale, si propone un confronto teorico della velocità di trasporto delle sostanze e della quantità di energia coinvolta, nel trasporto massivo rispettivamente diffusivo. Si cerca anche di determinare in che modo, per un organismo vivente è più conveniente trasportare determinate sostanze. Come esempio verrà preso in esame il trasporto del diossigeno nel corpo umano.

6.2 I limiti del trasporto diffusivo e massivo: confronto tra velocità, portata e resistenza

Uno tra gli aspetti salienti che distinguono il trasporto diffusivo da quello massivo, in particolare per le implicazioni biologiche che ne conseguono, è l'enorme differenza tra le resistenze al trasporto

delle sostanze, così come l'enorme differenza tra le velocità con le quali si spostano le molecole. La modalità di trasporto massivo, a parità di intensità della corrente, permette di spostare grandi quantità di sostanze più velocemente e a resistenze più basse, rispetto alla modalità di trasporto diffusivo. Per effettuare un confronto quantitativo tra la velocità del trasporto massivo e quella del trasporto diffusivo si può prendere in considerazione la velocità con cui si sposta una singola molecola di diossigeno, assieme al sangue (trasporto massivo), nei capillari sanguigni (il tratto più lento del sistema cardiocircolatorio) e quella con la quale si sposta dal capillare alla cellula attraverso gli spazi interstiziali (trasporto diffusivo).

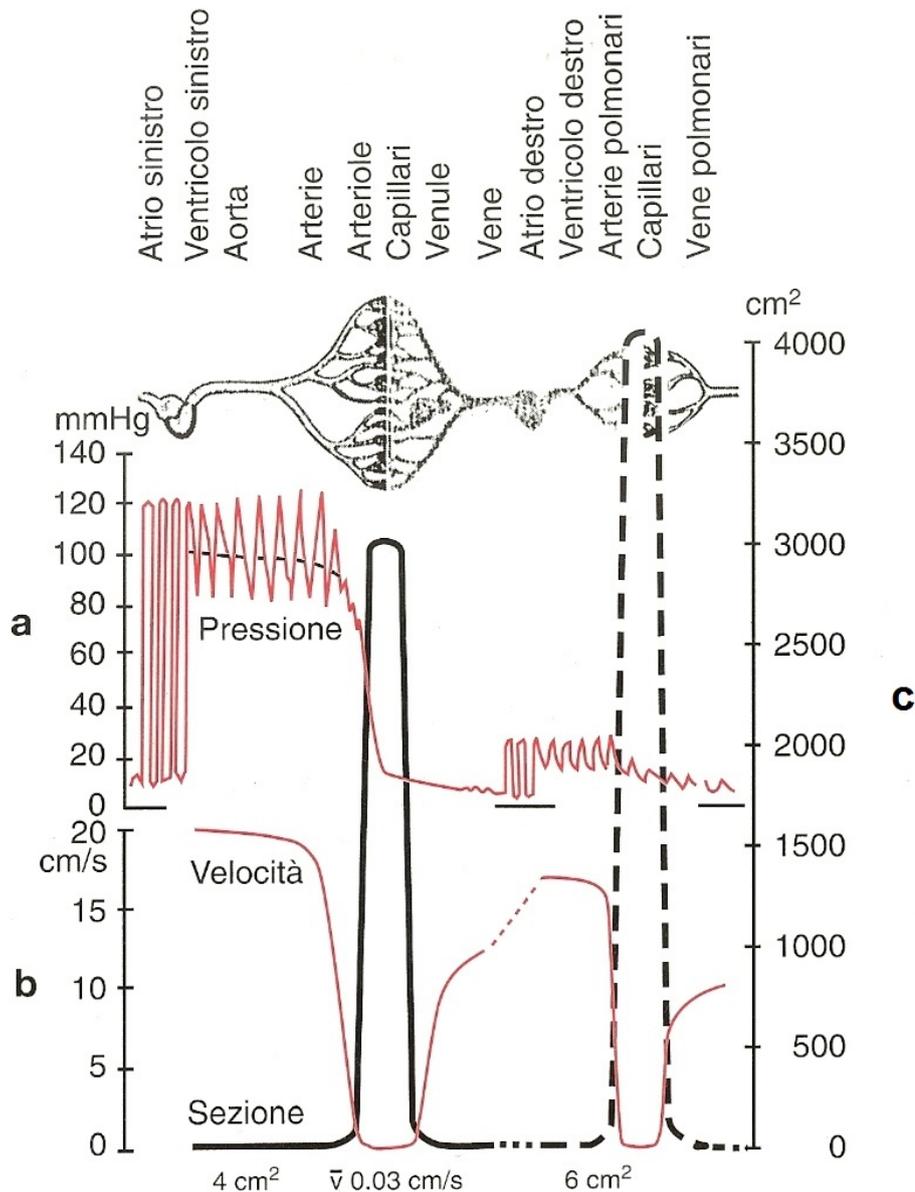


Figure 6.1. Grafico asse a: valori pressori (mmHg) nei diversi vasi del letto circolatorio sistemico e polmonare. Grafico asse b: velocità media (cm/s) a diversi vasi dei circoli sistemico e polmonare. Si può notare che l'area della sezione trasversa totale e la velocità media di scorrimento sono inversamente proporzionali tra loro. Grafico asse c: sezione trasversa totale in (cm²) a diversi livelli del circolo sistemico e polmonare (figura tratta da [10]).

Il sangue scorre a bassa velocità nei vasi capillari, non tanto per facilitare la diffusione delle sostanze alle cellule, adattando la velocità di scorrimento a quella della diffusione ¹, ma solo perché la superficie della sezione trasversa totale è estremamente grande. In effetti la velocità di diffusione delle sostanze alle cellule non dipende in alcun modo dalla velocità di scorrimento del sangue nei vasi, ma unicamente dalla spinta dovuta ad una differenza di concentrazione tra il sangue e gli spazi intercellulari.

Come illustrato nella figura 6.1, per la legge della continuità, l'aumento della sezione trasversa totale della rete capillare implica una diminuzione della velocità del sangue nei capillari rispetto alle arteriole, dal momento che l'intensità della corrente totale attraverso il sistema di vasi risulta costante:

$$I_V = S_{tot} \cdot v = S'_{tot} \cdot v'$$

La presenza di una gerarchia di vasi, che termina con una fitta rete di capillari, permette di trasportare sostanze nutritive in prossimità di un elevato numero di cellule in modo massivo. L'elevata superficie laterale della rete capillare, permette alle sostanze nutritive di diffondere verso le singole cellule con un'adeguata intensità di corrente.

Per poter mantenere in vita un organismo pluricellulare, che può raggiungere dimensioni ragguardevoli, è indispensabile che il trasporto delle sostanze come il diossigeno, l'anidride carbonica e diversi metaboliti avvenga velocemente. Se il trasporto avvenisse soltanto per diffusione, una molecola di diossigeno si sposterebbe attraverso 1,0 mm di tessuto² in ca. 80 secondi³ [10]. Questa velocità sarebbe decisamente troppo bassa per mantenere in funzione il metabolismo basale della maggior parte dei tessuti del nostro organismo.

Per questa ragione, negli organismi pluricellulari⁴ è di regola presente un sistema cardiocircolatorio, dove il trasporto di sostanze avviene in modo massivo. In particolare, è la presenza di una fitta rete capillare a ridurre sensibilmente il tempo di diffusione. Le ragioni principali sono le seguenti:

- La rete capillare possiede un'enorme superficie laterale⁵, che abbassa il valore della resistenza totale ⁶;
- La rete capillare possiede maglie talmente fini da ridurre la distanza media tra una cellula ed il capillare più vicino a soltanto 100 μm .⁷

Di conseguenza siccome lo spazio di diffusione di una molecola di diossigeno si riduce di un fattore 10 (da 1000 a 100 μm), anche il tempo impiegato per diffondere si riduce di un fattore 10, da 80 a ca. 8,0 s.

Negli organismi unicellulari, invece, i trasporti di sostanze avvengono sempre in modo diffusivo e non in modo massivo. In effetti, un organismo può avere grandi dimensioni solo se è composto da tante piccole unità vitali e funzionali chiamate cellule. In questo modo il rapporto tra superficie e volume resta favorevolmente elevato, garantendo un'adeguata superficie di scambio delle sostanze rispetto al suo volume (vedi figura 6.2).

¹Si noti inoltre che in un fluido newtoniano la velocità di scorrimento scende a zero man mano ci si avvicina alle pareti del vaso, indipendentemente dall'intensità della corrente volumica che lo attraversa.

²1,0 mm di tessuto è composto da circa 20-30 strati di cellule.

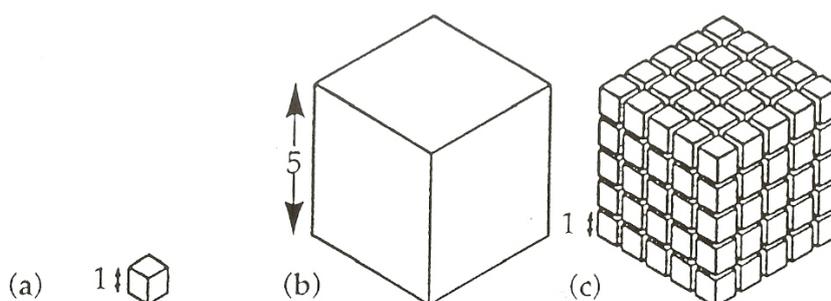
³La velocità di diffusione di una molecola è inversamente proporzionale alle sue dimensioni, con buona approssimazione, il diossigeno dovrebbe diffondere con una velocità di ca. 6 volte superiore a quella del glucosio che è di ca. 0,75 mm/min.

⁴Al di sopra di una determinata dimensione.

⁵Considerando un raggio medio del capillare di 4 μm , una lunghezza media di 5,0 mm ed un numero totale di ca. $4 \cdot 10^9$, si ottiene una superficie laterale totale della rete capillare pari a ca. 500 m².

⁶Si può ricavare dalla relazione $R = \frac{R \cdot T \cdot l}{S \cdot D \cdot c}$

⁷Essendo la rete capillare composta da ca. $4 \cdot 10^9$ capillari di lunghezza media pari a 5,0 mm, se venissero disposti uno in fila all'altro coprirebbero una distanza pari a 20000 km, ovvero la metà del giro della Terra.



Area di superficie totale (altezza x larghezza x numero dei lati x numero dei cubi)	6	150	750
Volume totale (altezza x larghezza x lunghezza x numero dei cubi)	1	125	125
Rapporto area di superficie/volume (area ÷ volume)	6	1,2	6

Figura 6.2. L'aumento delle dimensioni di un organismo porta ad una diminuzione del rapporto tra superficie e volume. Se però l'organismo è composto da tante piccole unità funzionali (cellule), il rapporto superficie volume può rimanere elevato e sufficiente per garantire gli scambi vitali di sostanze, con l'ambiente esterno.

Nella tabella di figura 6.2 emerge chiaramente che l'organismo (cubo (c)) pur avendo un volume 125 volte più grande rispetto a quello dell'organismo unicellulare (cubo (a)), possiede lo stesso rapporto superficie volume, in quanto composto da 125 cellule (cubetti di lato 1).

Per lo scambio di sostanze tra l'ambiente e gli organismi unicellulari, come per esempio un paramecio, e per lo scambio di sostanze da cellula a cellula nei tessuti degli organismi pluricellulari è invece presente il trasporto diffusivo. La quantità chimica trasportata (n) è la grandezza bilanciabile che viene utilizzata per quantificare l'entità del trasporto diffusivo, il quale obbedisce alla legge di Fick. Questa stabilisce la relazione tra la spinta ($\Delta\mu$) e l'intensità della corrente (I_n). La stessa è direttamente proporzionale alla superficie attraverso la quale transita la sostanza per diffusione. Vale dunque:

$$J_n = \frac{I_n}{S} = -K(c) \cdot \frac{d\mu}{dx} \quad (6.1)$$

dove J_n è la densità di corrente di quantità chimica per unità di superficie.

Il parametro $K(c)$ esprime la conducibilità della soluzione⁸ e dipende dalla concentrazione della sostanza in soluzione. Più elevata è la sua concentrazione e più elevata è la conducibilità

⁸La conducibilità considerata è da intendere per il trasporto diffusivo e corrisponde all'inverso della resistenza.

della soluzione: il flusso di quantità chimica generato da una determinata differenza di potenziale chimico è elevato. La relazione 6.1 si può anche riformulare, come riportato con l'equazione 6.2, per mettere in evidenza, che una corrente diffusiva di quantità chimica è originata da una differenza di potenziale chimico. Nel caso della cellula, basta il trasferimento di poche molecole tra l'interno e l'esterno, per generare una differenza di potenziale chimico sufficiente per mantenerla in uno stato di omeostasi. La relazione tra spinta e corrente diffusiva è la seguente:

$$I_n = -\frac{S.K(c)}{l}.\Delta\mu \text{ oppure } \Delta\mu = R(c).I_n \quad (6.2)$$

Il parametro R ha il significato di una resistenza, ma dipende dalla concentrazione e quindi dal potenziale chimico: per il trasporto diffusivo tra $\Delta\mu$ e I_n non vale quindi, in generale, una relazione di proporzionalità diretta.

Se si esplicita, nell'equazione 6.1, la dipendenza del potenziale chimico dalla concentrazione (vedi equazione 5.3), si ottiene la prima legge di Fick:

$$\frac{d\mu}{dx} = \frac{d(\mu^\circ + R.T.\ln(\frac{c}{c^\circ}))}{dx} = \frac{R.T}{c} \cdot \frac{dc}{dx} \quad (6.3)$$

$$J_n = -D \cdot \frac{dc}{dx} \quad (6.4)$$

Nota bene che sperimentalmente il parametro $D = \frac{K(c).R.T}{c}$ risulta essere una costante e non dipende quindi dalla concentrazione.

Nella tabella 6.1 sono riportate a confronto le relazioni tra spinta, intensità, densità di corrente e velocità nel trasporto massivo e nel trasporto diffusivo. In particolare, la legge di Fick è importante nel trasporto diffusivo in quanto permette di ricavare la corrente diffusiva di una sostanza attraverso una superficie, conoscendone la spinta. Questa legge può essere utilizzata per calcolare la velocità di diffusione del diossigeno dal sangue alle cellule.

	Trasporto massivo	Trasporto diffusivo
Spinta e intensità di corrente	$\Delta p = R.I_V$ $\Delta p = \frac{S^2}{8.\pi.\eta.l}.I_V$ (Legge di Hagen-Poiseuille)	$\Delta\mu = R.I_n$ $\Delta\mu = \frac{S.D.c}{R.T.l}.I_n$ (Legge di Fick)
Densità di corrente e velocità	$J_V = \frac{I_V}{S} = v$	$J_n = \frac{I_n}{S} = c.v$
Resistenza e parametri coinvolti	$R = \frac{8.\pi.\eta.l}{S^2}$	$R = \frac{R.T.l}{S.D.c}$

Tabella 6.1. Differenze e analogie tra trasporto massivo e diffusivo.

Nella tabella 6.2 (da completare come esercizio) sono riportati alcuni dati⁹, riguardo alle caratteristiche del sistema circolatorio, grazie ai quali lo studente può determinare la velocità di spostamento delle singole molecole di diossigeno e la densità di corrente¹⁰ nelle due modalità di trasporto.-

A questo proposito è importante far notare allo studente, che la corrente diffusiva totale dev'essere per forza uguale a quella del trasporto massivo, dal momento che la vita dell'organismo è possibile solo ad un regime stazionario.

⁹I valori numerici sono stati tratti da [9] e [10].

¹⁰La densità di corrente J_X è definita come l'intensità della corrente I_X per unità di superficie S : $J_X = \frac{I_X}{S}$.

d_m	v_{sc}	S_c	$\pi_{V_{O_2}}$	v_d	v_m	J_d	J_m
30 μm	500 $\frac{\mu\text{m}}{\text{s}}$	300 m^2	300 $\frac{\text{mL}}{\text{min}}$				

Tabella 6.2. Confronto tra la velocità di spostamento delle molecole nel trasporto massivo e in quello diffusivo. Dove d_m è la distanza media tra una cellula tissutale ed un capillare; v_{sc} è la velocità media del sangue nel capillare; S_c è la superficie laterale dei capillari a riposo; $\pi_{V_{O_2}}$ è il tasso di consumo del diossigeno a riposo (37°C e 1,0 bar); v_d e v_m sono rispettivamente la velocità di diffusione della singola molecola nel trasporto diffusivo e in quello massivo; J_d e J_m sono le densità di corrente nei rispettivi trasporti.

Per garantire una corrente diffusiva di diossigeno adeguata a sostenere il trasporto massivo del sangue ad un regime stazionario, la strategia utilizzata dalla natura è quella di aumentare il numero di vasi atti al trasporto massivo¹¹, in modo che la superficie laterale totale dei vasi raggiunga valori così elevati da abbassare la resistenza alla diffusione così che le sostanze nutritive possano raggiungere velocemente gli spazi interstiziali e le singole cellule. Il prezzo da pagare è un aumento della resistenza al trasporto massivo nella fitta rete capillare con diametri micrometrici. Per questa ragione è necessario che il sangue venga spinto da una pompa molto efficiente come il cuore.

Facendo riferimento all'esempio illustrato in figura 6.3 si trova che sostituendo il tratto dell'ar-

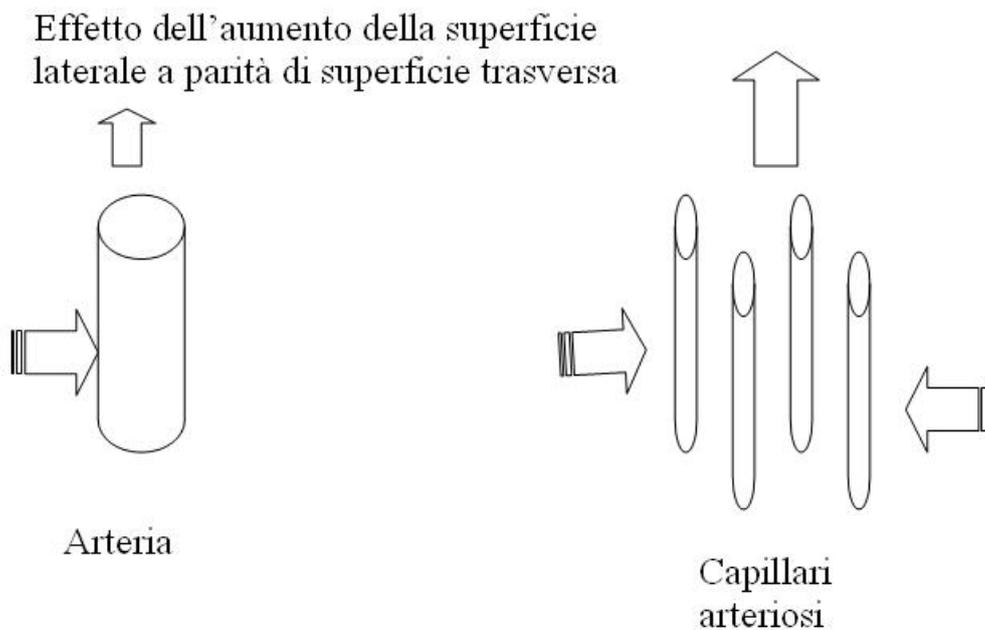


Figura 6.3. Superficie laterale e trasversa totale di una singola arteriola a confronto con quella di quattro capillari di uguale superficie trasversa totale.

teriola con 4 capillari lunghi uguali e di superficie trasversa totale identica a quella dell'arteriola, quadruplica la resistenza al trasporto massivo lungo i capillari, ma si dimezza la resistenza al trasporto diffusivo attraverso le pareti degli stessi. Per le relazioni tra le diverse grandezze in gioco si faccia riferimento alla tabella 6.1.

Quando la superficie trasversa del vaso si riduce ad un quarto, la resistenza aumenta di 16 volte, secondo la legge di Hagen-Poiseuille. Considerando ipoteticamente che per mantenere la

¹¹In particolare con la rete capillare.

6.3 I limiti del trasporto diffusivo e massivo: confronto tra i costi energetici e le potenze dissipate

superficie totale, pari a quella dell'arteriola, è necessario ricorrere a 4 capillari si trova che la resistenza complessiva diventa 4 volte superiore a quella dell'arteriola.

D'altro canto, la superficie laterale dei 4 vasi è il doppio di quella della singola arteriola ed aumenta proporzionalmente alla radice quadrata del numero di vasi (vedi [10]).

6.3 I limiti del trasporto diffusivo e massivo: confronto tra i costi energetici e le potenze dissipate

Per comprendere che, in generale, qualsiasi tipo di trasporto di sostanze è associato ad una certa quantità di energia, è utile fornire un quadro interpretativo unitario basato sul fatto che per ogni tipo di trasporto si possono identificare due grandezze, coniugate rispetto all'energia: la prima è una grandezza estensiva bilanciabile (il portatore), che permette di quantificare l'entità del trasferimento e la seconda è una grandezza intensiva (il potenziale), che esprime la tendenza al trasferimento ed è legata all'energia in gioco.

Nel caso del trasporto massivo, le grandezze da considerare sono il volume V e la pressione p , così come la massa e la variazione di altezza (se il trasporto avviene in presenza di un campo gravitazionale, come ad esempio quello del sangue in una persona sulla superficie terrestre). Nel caso del trasporto diffusivo le grandezze coniugate rispetto all'energia sono la quantità chimica $n_{\text{H}_2\text{O}}$ ed il potenziale chimico $\mu_{\text{H}_2\text{O}}$. La tabella 6.3 offre una visione riassuntiva per il trasporto massivo e diffusivo discusso fino ad ora.

Si constata, che negli organismi pluricellulari le sostanze vitali vengono trasportate, sia mediante un trasporto di tipo massivo, che di tipo diffusivo. Il trasporto massivo avviene sempre grazie ad una determinata spinta originata dalla presenza di una pompa. Il trasporto diffusivo, invece, non richiede necessariamente l'ausilio di una pompa, ma per quelle sostanze che si consumano e/o si producono all'interno dell'organismo, è sufficiente la quantità di energia liberata dalla caduta di potenziale della reazione chimica. Ci si può dunque domandare: da un punto di vista energetico esistono differenze importanti riguardo ai costi dei due tipi di trasporto? Se sì, in quali casi è più conveniente trasportare una sostanza in modo massivo o diffusivo?

Portatore	Corrente	Potenziale	Spinta	Quantità trasferita	Energia liberata dal portatore
V	I_V	p	Δp_{1-2}	V_{sc}	$V_{sc} \cdot \Delta p_{1-2}$
m	I_m	$g \cdot h$	$\Delta(g \cdot h) = g \cdot \Delta h_{1-2}$	m_{sc}	$m_{sc} \cdot g \cdot \Delta h_{1-2}$
n	I_V	μ	$\Delta \mu_{1-2}$	n_{sc}	$n_{sc} \cdot \Delta \mu_{1-2}$

Tabella 6.3. Portatori, potenziali ed energia trasferita

Per rispondere a queste domande è necessario determinare la quantità di energia coinvolta nelle diverse modalità di trasporto, e far riflettere lo studente riguardo ai costi energetici del trasporto di una sostanza vitale come per esempio il diossigeno. Il percorso didattico prevede l'ausilio della scheda 16 e della tabella 6.4 per i valori dei diversi parametri associati al trasporto.

Parametri	c_1 (mol/L)	c_2 (mol/L)	c_3 (mol/L)	c_4 (mol/L)	Δp_{1-2} (mmHg)	T (°C)	$I_V(O_2)$ (mL/min)	$I_V(\text{sangue})$ (L/min)
Valori	$1,2 \cdot 10^{-4}$	$7,5 \cdot 10^{-3}$	$4,7 \cdot 10^{-5}$	55	90	37	250	5,0

Tabella 6.4. c_1 : diossigeno disciolto nel sangue; c_2 : diossigeno totale; c_3 : diossigeno disciolto nelle cellule; c_4 : acqua; Δp_{1-2} : caduta di pressione dal cuore agli sfinteri precapillari; $I_V(O_2)$: flusso di diossigeno minimo vitale; $I_V(\text{sangue})$: portata media di sangue attraverso i capillari. (Valori calcolati a partire dai dati riportati in [10, 9])

Dapprima viene calcolato il costo energetico del trasporto massivo di 80 mL di sangue, dal cuore, al letto capillare¹². Questo costo rappresenta per l'organismo un costo fisso, in quanto il cuore lavora in continuazione per pompare sangue in un sistema di vasi arteriosi ben definito e sempre uguale. Tenendo conto di una caduta di pressione tra il cuore ed i capillari arteriosi pari a 90 mmHg (vedi tabella 6.4), si trova un contributo energetico pari a : $\Delta E = \Delta p \cdot V_{tr} = 0,95 \text{ J}$. Questo costo è lo stesso, sia nel caso in cui si trasportano 80 mL di sangue, sia che si trasportino ipoteticamente 80 mL di gas, come per esempio di aria o di diossigeno puro. Nel caso dell'aria¹³, dove l'ossigeno è presente con una concentrazione del 21% circa, la quantità chimica di diossigeno ($T=37^\circ\text{C}$, $p=1.0 \text{ bar}$) trasportata è di 0,67 mmol. Nel caso di diossigeno puro la quantità chimica alle stesse condizioni corrisponde a $n(O_2) = \frac{V}{V_{mol}} = 3,2 \text{ mmol}$. La quantità di diossigeno totale¹⁴ presente invece in 80 mL di sangue si può calcolare con i valori riportati nella tabella 6.4 ed è pari a: $n(O_2) = c_2 \cdot V_{tr} = 0,60 \text{ mmol}^{15}$.

Di questa quantità totale di diossigeno trasportata soltanto 0,15 mmol abbandonano il letto capillare per essere utilizzati dai tessuti (a riposo) e garantire il flusso minimo vitale per 1,0 secondo¹⁶: $n(O_2) = \frac{I_V(O_2)}{V_{mol}(O_2)} \cdot \frac{V_{tr}}{I_V(\text{sangue})} = 0,15 \text{ mmol}$ (ossigeno scaricato).

A questo punto è interessante confrontare il costo energetico unitario per trasportare in modo massivo il diossigeno nelle seguenti tre situazioni¹⁷.

	Dispendio energetico per il trasporto di...		
	O ₂ puro	O ₂ tot. presente nel sangue	O ₂ scambiato nei tessuti
Costo energetico	$\left(\frac{0,95 \text{ J}}{3,2 \cdot 10^{-3} \text{ mol}} \right) = 297 \frac{\text{J}}{\text{mol}}$	$\left(\frac{0,95 \text{ J}}{0,6 \cdot 10^{-3} \text{ mol}} \right) = 1585 \frac{\text{J}}{\text{mol}}$	$\left(\frac{0,95 \text{ J}}{0,15 \cdot 10^{-3} \text{ mol}} \right) = 6336 \frac{\text{J}}{\text{mol}}$

Tabella 6.5. Confronto dei costi unitari nel trasporto massivo del diossigeno.

Come è possibile notare dai valori riportati nella tabella 6.5, la grande differenza tra i costi energetici unitari è da imputare al grande divario tra la concentrazione del diossigeno puro

¹²Questo volume di sangue corrisponde circa ad una gittata cardiaca media. Inoltre per semplicità si trascurano i costi dovuti allo scorrimento di un volume di sangue dal cuore ai polmoni e dai polmoni al cuore (circolazione polmonare).

¹³Si pensi per esempio al trasporto del diossigeno negli insetti, che non avviene grazie alla circolazione sanguigna. In questi organismi, privi di polmoni, il diossigeno contenuto nell'aria raggiunge i tessuti attraverso un sistema di trachee dalle quali diffonde direttamente alle cellule.

¹⁴Somma tra diossigeno disciolto e diossigeno legato all'emoglobina completamente saturata..

¹⁵È interessante notare come la quantità di diossigeno totale (disciolto nel sangue e legato all'emoglobina) presente in 80 mL di sangue, pari ad una gittata cardiaca, è circa uguale alla quantità di diossigeno presente in 80 mL di aria che raggiunge i polmoni.

¹⁶Vedi tabella 6.4, nella quale il flusso minimo vitale di diossigeno è indicato come 250 mL/min.

¹⁷In generale si può esprimere il costo energetico unitario per il trasporto massivo di una sostanza disciolta nel sangue, in funzione della sua concentrazione, nel seguente modo: $\frac{\Delta E}{\Delta n_{tr}} = \frac{\Delta p_{1-2} \cdot V_{tr}}{V_{tr} \cdot \Delta c} = \frac{\Delta p_{1-2}}{\Delta c}$
dove $n_{tr} = V_{tr} \cdot \Delta c$ e $\Delta E = \Delta p_{1-2} \cdot V_{tr}$.

6.3 I limiti del trasporto diffusivo e massivo: confronto tra i costi energetici e le potenze dissipate

($4,0 \cdot 10^{-2} \text{ mol/L}$) e quella del diossigeno totale presente nel sangue ($7,5 \cdot 10^{-3} \text{ mol/L}$). Di conseguenza il trasporto massivo via sangue di una sostanza è tanto più conveniente tanto più alta è la sua concentrazione. Inoltre, se si considera che grazie al sangue vengono trasportate innumerevoli altre sostanze, come per esempio l'anidride carbonica, diversi nutrienti come zuccheri, amminoacidi ecc., il trasporto massivo, da un punto di vista energetico, risulta essere particolarmente vantaggioso. Al contrario, se questa modalità di trasporto fosse utilizzata per un'unica sostanza a bassa concentrazione, il dispendio energetico sarebbe probabilmente troppo elevato.

In questi termini si capisce come la grande quantità di emoglobina presente nel sangue possa contribuire in maniera significativa ad abbattere i costi associati al trasporto del diossigeno nell'intero organismo: in assenza di emoglobina il flusso sanguigno ($I_V(\text{sangue})$) dovrebbe essere di gran lunga superiore per poter garantire il flusso di diossigeno minimo vitale.

Una volta che il sangue ossigenato, per via massiva, arriva alla fitta rete di capillari arteriosi, abbandona il capillare per raggiungere le cellule che formano i tessuti, diffondendo lungo un gradiente di potenziale chimico.

A livello tissutale, la caduta di potenziale¹⁸ che spinge il diossigeno a diffondere dal capillare sanguigno alla cellula è di:

$$\Delta\mu = R.T.\ln\left(\frac{c_2(O_2)}{c_1(O_2)}\right) = R.T.\ln\left(\frac{p_2(O_2)}{p_1(O_2)}\right) = 8,314 \frac{\text{J}}{\text{mol}\cdot\text{K}} \cdot 310\text{K} \cdot \ln\left(\frac{5,3 \text{ kPa}}{13,3 \text{ kPa}}\right) = -2,37 \frac{\text{kJ}}{\text{mol}}$$

Di conseguenza il costo energetico per il trasporto di una mole di ossigeno è:

$$|\Delta E| = \Delta\mu \cdot n_{tr} = 2370 \text{ J}$$

Interessante a questo punto effettuare un confronto tra il costo energetico richiesto per il trasporto massivo del diossigeno dal cuore al letto capillare (vedi tabella 6.5) e quello richiesto per trasportarlo dal letto capillare verso le cellule dei tessuti.

Trasporto di 1,0 mol di O ₂ mediamente consumato		
	dal cuore al letto capillare (massivo)	dal letto capillare alla cellula (diffusivo)
Energia investita e dissipata	6336 J	2370 J

(a) Energia investita e dissipata nel trasporto massivo del diossigeno nel tratto dal cuore ai capillari, a confronto con quella investita nel tratto dal capillare alla cellula, in cui il trasporto è diffusivo.

	Trasporto massivo		Trasporto diffusivo	
	I_V	Δp	I_n	$\Delta\mu$
	5,0 L/min	-90 mmHg	160 $\mu\text{mol/s}$	-2370 J/mol
Potenza investita e dissipata	1,0 W		0,38 W	

(b) Potenza investita e dissipata nel trasporto massivo del diossigeno dal cuore al letto capillare, a confronto con quella investita nella diffusione dal letto capillare alla cellula.

Tabella 6.6. Energia e potenza investite nel trasporto massivo del diossigeno, a confronto con quelle investite nel suo trasporto diffusivo.

Oltre alla quantità di energia richiesta è stata calcolata anche la potenza dissipata nel trasporto (vedi tabella 6.6), in quanto i tempi richiesti per trasportare le diverse sostanze devono essere compatibili con le esigenze dei processi vitali.

¹⁸In ambito biologico normalmente vengono utilizzate le pressioni parziali del diossigeno piuttosto che le concentrazioni.

Considerando l'energia e la potenza dissipata nel trasporto massivo del diossigeno disciolto nel sangue, dal cuore al letto capillare, rispetto al trasporto diffusivo, dal capillare alla cellula, si constata, che i valori ottenuti appartengono allo stesso ordine di grandezza (vedi tabella 6.6). Questo fatto potrebbe di primo acchito sembrare paradossale. In effetti, ci si aspetterebbe un'alta dissipazione di energia nel trasporto diffusivo, rispetto a quello massivo, a causa di un'alta resistenza per unità di superficie e una conseguente bassa velocità di diffusione. In realtà, sebbene la resistenza per unità di superficie risulti essere molto più alta nel trasporto diffusivo, rispetto a quello massivo, la resistenza totale è relativamente bassa e paragonabile a quella del trasporto massivo.

Un possibile approfondimento riguardo alla quantità di energia coinvolta nei trasporti di sostanze prende in considerazione quelle sostanze, che al contrario del diossigeno, non diffondono liberamente attraverso le biomembrane, ma a causa delle loro caratteristiche elettriche¹⁹, per diffondere necessitano di particolari proteine di membrana: si parla in questo caso di diffusione facilitata. Un esempio paradigmatico è rappresentato dalla diffusione del glucosio dal lume intestinale al torrente sanguigno (vedi figura 6.4).

In ambito biologico il trasporto diffusivo facilitato, può essere distinto in due tipologie, in relazione all'energia coinvolta:

- il trasporto attivo²⁰, che coinvolge particolari pompe proteiche di membrana, ed è sostenuto grazie all'energia liberata dall'idrolisi dell'ATP;
- il trasporto passivo, che può coinvolgere proteine di membrana canale o trasportatrici, ed è sostenuto solo grazie all'energia liberata nello spostamento di una specie chimica verso un potenziale chimico minore.

È bene portare all'attenzione dello studente il fatto che entrambi i trasporti possono avvenire soltanto se una certa quantità di energia può essere liberata e resa disponibile per coprire il fabbisogno energetico dovuto alla dissipazione. Questo significa che il bilancio energetico totale nel trasporto di sostanze transmembrana non può essere determinato prendendo in considerazione unicamente la quantità di ATP idrolizzata. Sebbene il trasporto passivo non richieda l'energia liberata dall'idrolisi dell'ATP, la diffusione delle sostanze attraverso le membrane, in assenza di pompe proteiche, è possibile solo se è presente una differenza di potenziale chimico. Un buon esempio è la diffusione del diossigeno dall'ambiente esterno alle singole cellule.

Nel caso in cui le sostanze devono diffondere dall'esterno all'interno della cellula, verso un potenziale chimico maggiore, è necessario accoppiare questo trasporto nei seguenti due modi come è invece il caso dell'assorbimento intestinale del glucosio (vedi figura 6.4):

- ad un altro trasporto che avviene spontaneamente (ad es. il trasporto del glucosio dal lume intestinale alla cellula endoteliale grazie all'accoppiamento con il trasporto del sodio);
- ad una reazione spontanea (ad es. il trasporto del sodio dalla cellula endoteliale al capillare sanguigno grazie all'accoppiamento con l'idrolisi dell'ATP).

Una delle possibilità per trattare i diversi tipi di trasporto transmembrana in classe è quella di procedere da un punto di vista quantitativo (vedi scheda 16). Nella scheda ci si limita a calcolare il rapporto massimo tra la concentrazione del glucosio nella cellula endoteliale ed il

¹⁹Carica e/o polarità.

²⁰Esistono due tipi di trasporto attivo: primario e secondario. Con attivo primario s'intende il trasporto di una sostanza A contro il suo gradiente di concentrazione, attraverso una proteina di membrana attivata dall'idrolisi dell'ATP. Con attivo secondario s'intende il trasporto di una sostanza A contro il suo gradiente di concentrazione, attraverso una proteina di membrana che sfrutta l'accoppiamento con il trasporto di una sostanza B lungo il suo gradiente. L'idrolisi dell'ATP alimenta una pompa proteica (esempio Na^+ / K^+), che mantiene costante la concentrazione di B nella cellula.

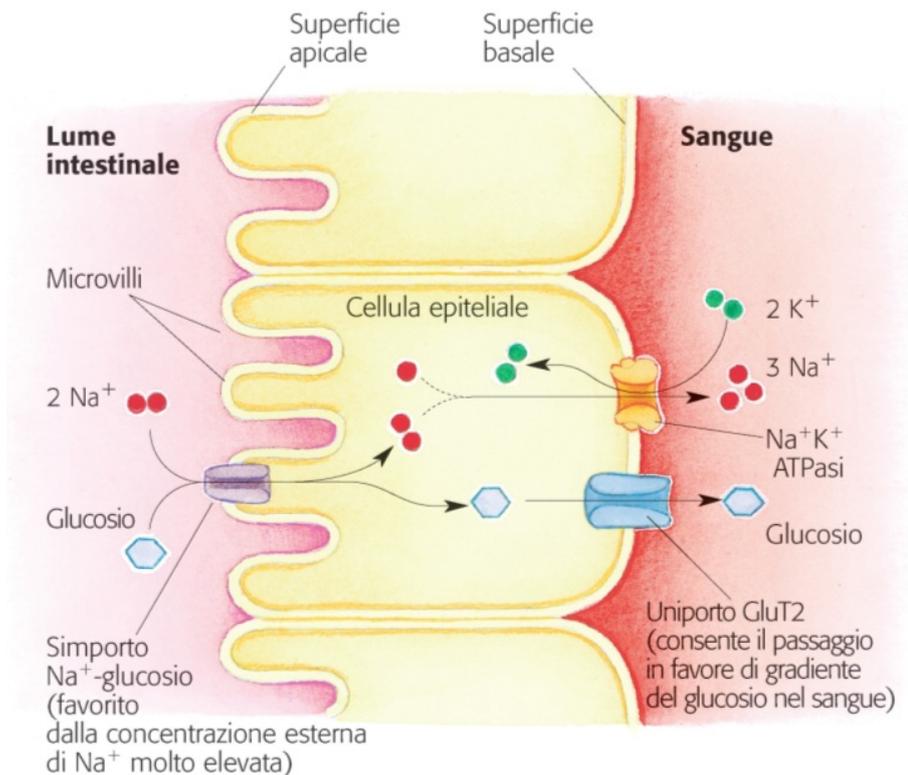


Figura 6.4. Assorbimento del glucosio attraverso i microvilli. (figura tratta da [26])

lume intestinale, senza considerare il potenziale elettrochimico degli ioni sodio e potassio. Questo perché l'energia totale, che si rende disponibile per l'assorbimento del glucosio, corrisponde a quella liberata dall'idrolisi dell' ATP (in condizioni fisiologiche). L'esempio dell'assorbimento del glucosio dal lume intestinale al capillare sanguigno permette di capire il ruolo molto importante che assumono le pompe proteiche, per il mantenimento della cellula ad un regime stazionario. Il raggiungimento dello stato di equilibrio porterebbe alla cessazione dei trasporti di sostanze e quindi alla morte della cellula.

6.4 La formazione e il riassorbimento della linfa: accoppiamento tra trasporto massivo e diffusivo

Per applicare direttamente le diverse conoscenze e concetti acquisiti nei capitoli precedenti è stato proposto agli studenti un caso di studio che permettesse di riflettere sulle caratteristiche dei due tipi di trasporto. La produzione ed il riassorbimento della linfa all'interno del sistema cardiocircolatorio, da questo punto di vista, presenta degli spunti di riflessione interessanti, in quanto il trasporto massivo e diffusivo sono accoppiati tra loro. Nel nostro caso, con il termine "accoppiamento tra fenomeni" intendiamo una situazione, nella quale l'energia associata ad un determinato portatore, viene trasferita ad un altro.

In seguito alla maggior pressione del sangue circolante nel letto capillare (32 mmHg, vedi figura 6.5), rispetto a quella negli spazi interstiziali (12 mmHg), si assiste ad una progressiva uscita dal torrente sanguigno di acqua, piccoli soluti come zuccheri, sali, urea e qualche proteina di piccole dimensioni. Si tratta, in grandi linee, di una specie di ultrafiltrazione, a seguito della

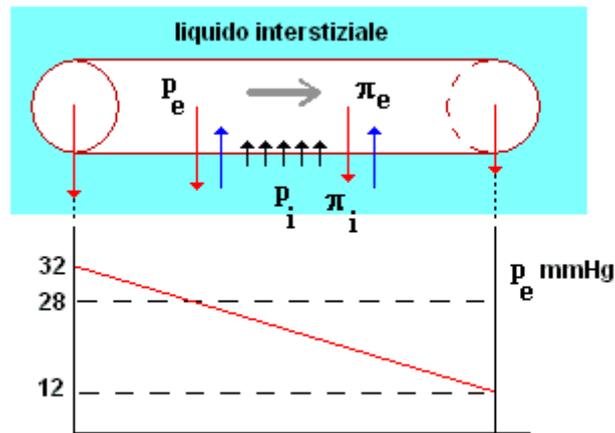


Figura 6.5. Produzione e riassorbimento linfatico. Il cilindro rappresenta il capillare sanguigno e la zona colorata in azzurro gli spazi interstiziali (tra le cellule). p_e rappresenta la pressione ematica nel capillare, che diminuisce gradualmente da 32 mmHg a 12 mmHg lungo lo stesso. p_i è la pressione nel liquido interstiziale. π_e rappresenta la pressione osmotica ematica, mentre π_i quella del liquido interstiziale.

quale la concentrazione di acqua negli spazi interstiziali aumenta a scapito di quella del sangue nel capillare.

Quando la differenza tra la pressione negli spazi interstiziali (p_i) e quella ematica (p_e) nel capillare viene superata, dalla differenza di pressione osmotica ($\Delta\pi$) può aver luogo il riassorbimento d'acqua secondo un trasporto diffusivo dagli spazi interstiziali al capillare.

In questo modo, più dell'80% dell'acqua fuoriuscita dai capillari viene riassorbita dai capillari stessi, mentre il rimanente 20% dell'acqua ritorna con i diversi soluti via vasi linfatici nel torrente sanguigno[15].

Nell'esempio appena discusso emergono il concetto di pressione idrostatica e di pressione osmotica (vedi legge di van't Hoff, equazione 5.13). Quest'ultimo in particolare, può risultare per lo studente assai fuorviante, in quanto, paradossalmente, l'acqua si sposta spontaneamente dalla soluzione ad una pressione osmotica inferiore verso una ad una pressione osmotica superiore. In realtà ciò va contro il senso comune, secondo il quale un qualsiasi trasporto avviene spontaneamente da un potenziale maggiore verso uno minore.

In effetti la pressione osmotica può essere vista come una "traduzione" del potenziale chimico in termini di pressione idrostatica. Per ovviare a questo inconveniente si può proporre di utilizzare, come grandezza di riferimento per il rientro osmotico dell'acqua, quella del potenziale chimico. La relazione che tiene conto della variazione del potenziale chimico dell'acqua con il variare della pressione idrostatica e della sua frazione molare, è la seguente:

$$\Delta\mu_{H_2O} = V_m(H_2O) \cdot \Delta p + R \cdot T \cdot \Delta x_{H_2O}$$

dove $\Delta p = p_i - p_e$ e Δx rappresenta la differenza di frazione molare dell'acqua tra il sangue e gli spazi interstiziali.

Come visto in precedenza, il trasporto sanguigno per via massiva nei capillari provoca una continua fuoriuscita di siero²¹ dal sangue. Alla caduta pressoria associata alla perdita di liquido

²¹Il siero è costituito da acqua e piccole molecole come zuccheri ed elettroliti e al contrario del plasma sanguigno non comprende la presenza di proteine troppo grandi per oltrepassare le discontinuità delle cellule endoteliali che costituiscono il capillare.

6.4 La formazione e il riassorbimento della linfa: accoppiamento tra trasporto massivo e diffusivo

dal capillare corrisponde una determinata quantità di energia ($\Delta E_{\text{massivo}} = V(H_2O) \cdot \Delta p$) che viene trasferita al portatore quantità chimica dell'acqua, che di conseguenza aumenta il suo potenziale chimico ($\Delta E_{\text{diffusivo}} = n(H_2O) \cdot \Delta \mu$). Il maggior potenziale chimico permette, in seguito, il rientro osmotico dell'acqua (per diffusione) dagli spazi interstiziali al letto capillare. In questo senso si può parlare di accoppiamento energetico tra trasporto massivo e diffusivo.

7 Schede allievo

1. Scheda 1: Un sistema vivente è pur sempre un sistema
2. Scheda 2: Un modello semplice di corpo umano
3. Scheda 3: Sostanze scambiate e tipi di trasporto coinvolti
4. Scheda 4: Flussi di sostanze e spinte
5. Scheda 5: Pressione, spinta e portata del sangue nei vasi
6. Scheda 6: Equilibrio idrostatico e legge di Stevino
7. Scheda 7: Misura della portata d'acqua e relazione con il livello raggiunto all'interno del vaso
8. Scheda 8: Regime stazionario e legge di Hagen-Poiseuille
9. Scheda 9: Portata e velocità di un fluido
10. Scheda 10: Diffusione dello iodio tra due fasi immiscibili
11. Scheda 11: Equilibrio di ripartizione del diiodo tra una fase acquosa ed una lipidica
12. Scheda 12: Diffusione dell'anidride carbonica e dell'idrogeno attraverso un setto poroso, rispettivamente una membrana semipermeabile
13. Scheda 13: Sistemi di resistenze in serie ed in parallelo
14. Scheda 14: Modello idraulico dell'apparato cardiocircolatorio
15. Scheda 15: Esperimenti per evidenziare fenomeni osmotici all'interno di organismi viventi
16. Scheda 16: Calcolo dell'energia dissipata nel trasporto diffusivo e massivo
17. Scheda 17: Bilancio idrico giornaliero del corpo umano
18. Scheda 18: Misurazione della pressione con lo sfigmomanometro
19. Scheda 19: Qual è la forma del recipiente nascosto?

Bibliografia

- [1] AA. VV., Piano degli studi liceali, 2001. Agnati L.F., Fisiologia cardiovascolare, Piccin - Nuova Libreria, Padova 1996.
- [2] Fuchs H.U., Figurative structures of thought in science. An evolutionary perspective on science learning. In Talk presented to the General Assembly of the Conférence des directeurs de gymnase de Suisse Romande et du Tessin, Mendrisio, 18 Septembre 2009. Il documento può essere reperito al seguente indirizzo web: https://home.zhaw.ch/~fuh/MATERIALS/Mendrisio_Talk.pdf (luglio 2010).
- [3] Buzan T., Come realizzare le mappe mentali, Frassinelli, Milano, 2006.
- [4] Polito, Mario, Guida allo studio : il tema : come ideare, sviluppare, arricchire, rivedere, abbellire il testo scritto, Editori Riuniti, Roma, 2003.
- [5] Mycek M.J. et al., Farmacologia, Zanichelli, Bologna, 2000.
- [6] Herrmann F., Der Karlsruhe Physikkurs - Guida per l'insegnante, edizione italiana , traduzione Pianezzi P., settembre 2006.
- [7] D'Anna M., Laffranchi G., Lubini P., Il quadro concettuale (Vol. I), Ufficio dell'Insegnamento Medio Superiore Centro Didattico Cantonale, maggio 2011.
- [8] McNaught A.B. e Callender R., traduzione italiana a cura di Cerquiglini S. Fisiologia illustrata , "Il Pensiero Scientifico" Editore, Roma, 1977.
- [9] Silverthorn D.U. , Fisiologia: un approccio integrato, Casa Editrice Ambrosiana, Milano, 2005.
- [10] Agnati L.F., Fisiologia cardiovascolare, Piccin - Nuova Libreria, Padova 1996.
- [11] Germanò G., Ipertensione arteriosa, World Wide Web, <http://www.cfcnews.com/foto/090527191658.pdf> , Collegio Federativo di Cardiologia, (maggio 2009).
- [12] Le sida et le lieux de travail, World Wide Web, http://training.itcilo.it/actrav_cdrom2/fr/osh/aids/flebo.jpg, Organisation Internationale du Travail (agosto 2010).
- [13] Schwarze H., Aufgabenvorlagen - Teil 2: Druckdifferenz un Flüssigkeitsstrom PdN-Phys., 1994, Vol. 43, pp 31-37.
- [14] Série de publication PHYWE, Enseignement supérieur, T.P. de Chimie, Bibliographie d'expérimentation HP-CH-L 0889079-158, Göttingen.
- [15] Campbell N., et al., Biologia, Pearson Paravia Bruno Mondadori, Milano, 2009.
- [16] Berne R.M. e Levy M.N., Fisiologia, CEA, Milano, 1991.

Bibliografia

- [17] Job G. , Reaktionen in der Biologie, Konzepte eines zeigemessen Physikunterrichts, Heft 4, 1981, 84-94.
- [18] Giroletti E., Meccanica dei fluidi:lavoro cardiaco, World Wide Web, <http://www-3.unipv.it/webgiro/inferm0506/FisMed-2-Mecc-L-MeccFluid-LavCard%20Stmp.pdf>, Università degli Studi di Pavia, 2005.
- [19] Falk G. et. al., Diverse forme di energia o portatori di energia?, didattica KPK, traduzione di Annamaria Fichera dall' Am. J. Phys. Vol. 51 No. 12, dicembre 1983.
- [20] Hermann F., Was ist eine mengenartige Grösse, Praxis-Magazin, 2006.
- [21] Känzig W., Physik für Ingenieure, vdf (ETH Zürich), 1993.
- [22] West J. B., Fisiologia della respirazione: l'essenziale, Piccin, Padova, 2006.
- [23] Brady J.E. e Holum J.R., Chimica, Zanichelli, Bologna, 1996.
- [24] Voet et al., Fondamenti di biochimica, Zanichelli, Bologna, 2003.
- [25] Nelson D. e Cox M., Lehninger Biochemie, Springer, 2001.
- [26] World Wide Web, <http://fisioterapia-pavia.myblog.it/media/02/01/1166923084.ppt> (giugno 2011).