

CAPITOLO 10



L'OSSEO E LE SUE PROPRIETÀ MECCANICHE ED ELETTROMECCANICHE

10.1 L'OSSEO: ANATOMIA E FISIOLOGIA

L'osso è un tessuto connettivo; come tutti i tessuti connettivi, è costituito da cellule viventi (*osteociti*) e da sostanza intercellulare che risulta formata anche da sali di calcio che conferiscono all'osso la durezza che lo contraddistinguono come l'unico tessuto connettivo rigido dell'organismo. Insieme nella matrice calcificata vi sono parecchie fibrille, costituite dalla proteina più diffusa del corpo: il *collagene* (31% della struttura ossea). Un altro aspetto peculiare della struttura ossea è la disposizione della sostanza intercellulare: strati cilindrici concentrici di matrice calcificata racchiudono un canale centrale longitudinale che contiene vasi sanguigni. Ciascun strato di materia ossea viene chiamato *lamella*; il canale centrale prende il nome di *canale di Havers*, mentre l'insieme del canale con le sue lamelle è detto *sistema di Havers*. Spesso i canali di Havers contengono un solo grosso capillare, talvolta però in essi si riscontrano un'arteriola, una venula e vasi linfatici.

Le cellule ossee occupano i piccoli spazi chiamati *lacune* che si trovano tra le lamelle. Canali microscopici (*canalicoli*) in gran numero si irradiano in tutte le direzioni, partendo dalle lacune, per connettere queste ultime con i canali di Havers dando così la possibilità ai liquidi interstiziali di raggiungere le cellule ossee; per esigenze nutrizionali non possono essere lontani dal canale di Havers più di un decimo di millimetro.

Si possono distinguere due tipi di osso, riconoscibili dal diverso arrangiamento delle lamelle: l'osso compatto e l'osso spugnoso.

Nell'osso compatto i sistemi haversiani adiacenti sono fittamente stipati l'uno vicino all'altro e i piccoli spazi interposti sono riempiti da lamelle interstiziali.

Nell'osso spugnoso, invece, vi sono parecchi spazi vuoti compresi tra esili processi ossei (*trabecole*), che sono uniti gli uni agli altri quasi come le travi di un'impalcatura. La sistemazione architettonica delle trabecole in diversi modi nelle diverse ossa fornisce a queste una particolare resistenza strutturale lungo le linee di forza corrispondenti alle particolari direzioni delle pressioni cui è sottoposto ogni singolo osso. Le ossa non sono strutture prive di vita, come sembrano essere; si ha tuttavia la tendenza a considerarle tali, forse perché quando le osserviamo vediamo di esse soltanto la sostanza intercellulare effettivamente non vitale. Ma insieme a questo materiale duro e inanimato vi sono molte cellule vitali che devono continuamente rifornirsi di sostanze nutritive ed ossigeno e liberarsi dei rifiuti; perciò l'afflusso di sangue all'osso è importante ed abbondante. Per esempio, numerosi vasi sanguigni del *periostio* (membrana che riveste l'osso) penetrano nell'osso stesso tramite i *canali di Volkmann* che vanno a congiungersi con i vasi dei canali di Havers. Inoltre, una o più arterie giungono al midollo osseo che si trova nella cavità midollare interna delle ossa lunghe o nelle lacune dell'osso spugnoso.

Nell'osso è presente un continuo lavoro di trasformazione e rimodellamento dell'architettura interna, tendente a rendere le ossa stesse più adeguate alle esigenze funzionali delle varie età. Vi sono, infatti, processi di edificazione di nuove lamelle nelle zone dell'osso che vanno irrobustite e processi di demolizione nelle zone invece che possono essere alleggerite; i processi di edificazione sono dovuti all'attività proliferativa degli *osteoblasti*, presenti nello strato più profondo del *periostio* ed anche nell'interno del tessuto osseo; i processi di distruzione di tessuto osseo si esplicano principalmente col meccanismo del cosiddetto *riassorbimento lacunare*, operato da speciali cellule dette *osteoclasti*. Gli osteoclasti (provenienti dalla parete endoteliale dei capillari sanguigni) debbono il loro nome alla capacità di erodere lentamente il tessuto osseo grazie alla secrezione di *acido lattico*, che scioglie i sali minerali di calcio e di magnesio depositati sull'osso, e di uno speciale enzima proteolitico che scompone e digerisce la sostanza organica del tessuto osseo in cui i sali minerali sono contenuti. I processi di calcificazione e demolizione di tessuto osseo

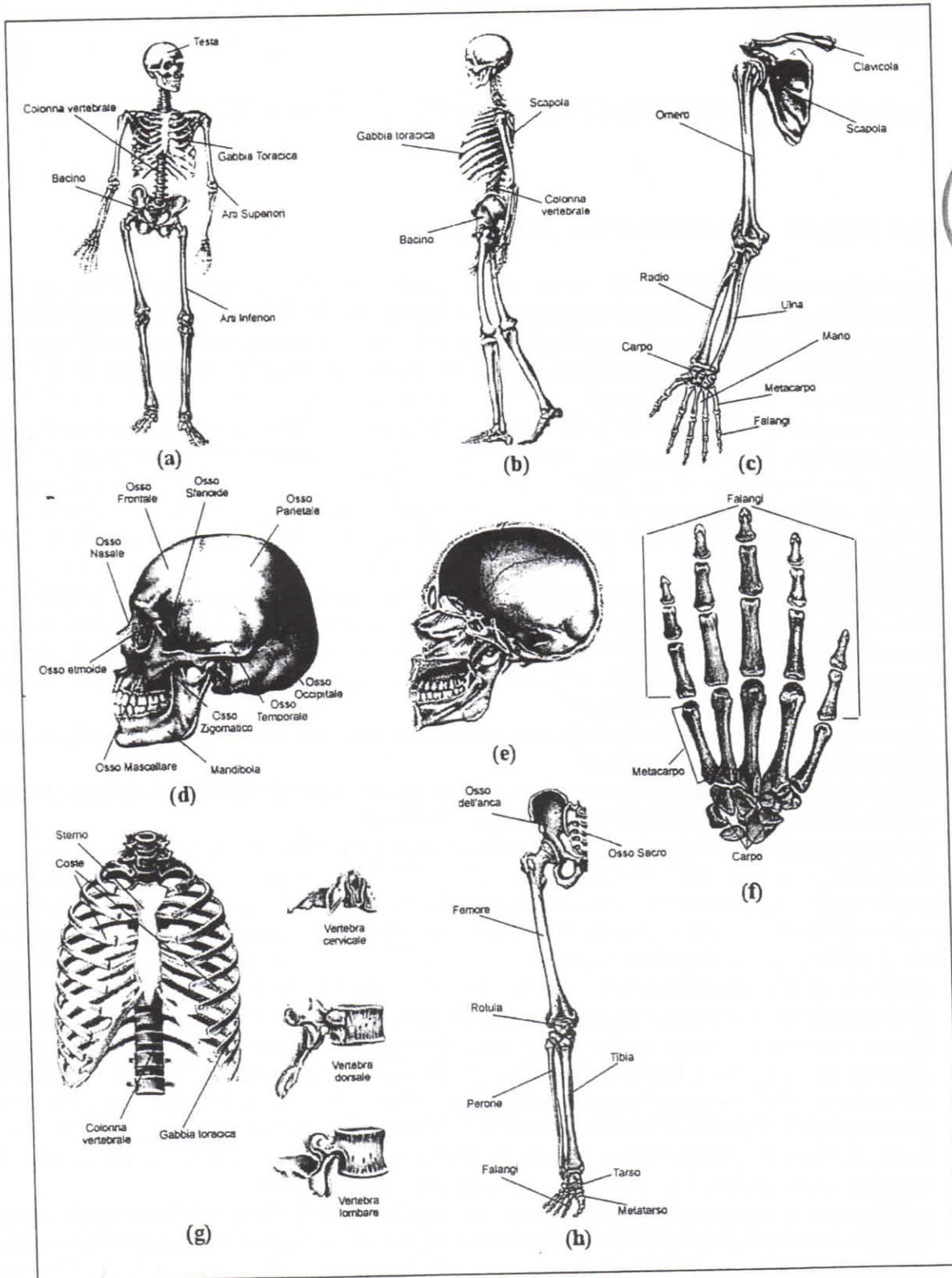


Fig. 10.1: Apparato scheletrico umano: (a) vista frontale dello scheletro umano; (b) vista laterale; (c) arti superiori; (d) testa; (e) sezione della testa; (f) mano; (g) gabbia toracica; (h) arti inferiori.

che si svolgono parallelamente sullo stesso osso, ma in zone diverse, determinano le seguenti trasformazioni nelle varie età della vita umana:

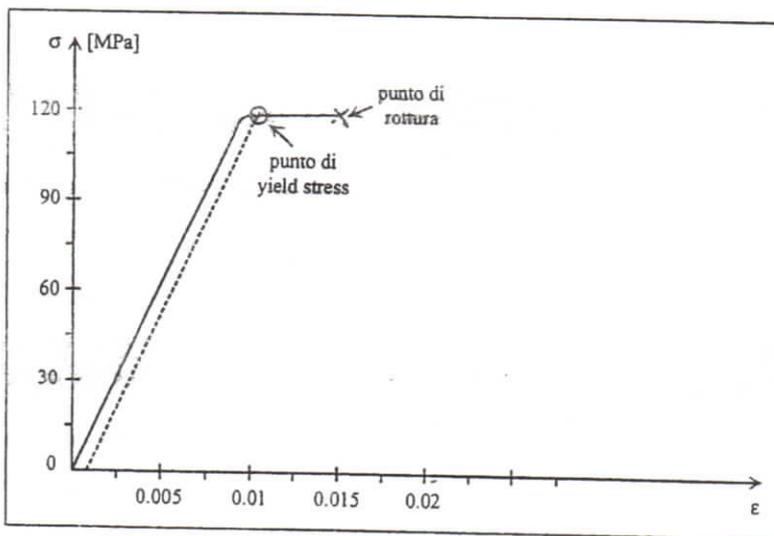
- Fase fetale: le ossa hanno una struttura intermedia tra quella a fibre intrecciate (del periodo embrionale) e quella lamellare.

- Primi anni di vita: diventano sempre più attivi sia i processi di edificazione e di apposizione lamellare, grazie all'attività proliferativa degli osteoblasti, sia i processi di erosione e di demolizione nell'interno dell'osso (riassorbimento lacunare osteoclastico).
- Fase finale dell'attività infantile: grazie a questo duplice processo di costruzione periferica e di distruzione centrale, nelle ossa lunghe degli arti (femore, tibia, perone, omero, ulna, radio) già si distinguono i quattro sistemi di apposizione lamellare (il *fondamentale esterno*, il *fondamentale interno*, l'*haversiano*, l'*interstiziale*), mentre sempre più si ingrandisce il canale midollare interno.
- Fase giovanile e adulta: l'attività costruttiva lamellare periferica rende sempre più spessa e compatta la parte esterna dell'osso, mentre il canale midollare interno si amplia ancor di più.
- Fase senile: inizia il processo regressivo del tessuto osseo. Man mano che ci si inoltra nell'età senile, le lacune dell'erosione osteoclastica si allargano e minano sempre più gravemente la compattezza e la solidità dell'osso: è questo il quadro dell'*osteoporosi* senile, che diradando e alleggerendo l'intera trama delle ossa, le rende porose, leggere e fragili e quindi molto più, soggette a frattura.

10.2 TEST MECCANICI

10.2.1 Introduzione

I test meccanici si effettuano applicando delle forze al campione e osservando come varia la deformazione; lo stress sarà dato dal rapporto tra la forza applicata e l'area in esame; lo strain sarà invece il rapporto tra la lunghezza del campione quando è sottoposto ad un certo stress e la lunghezza originale dello stesso. Nell'osso compatto osserveremo un andamento stress-strain come quello mostrato in Fig. 10.2.



$$\text{stress} = \frac{F}{A}$$

$$\text{strain} = \frac{\Delta l}{l}$$


Fig. 10.2: Curva di stress-strain di un campione di osso.

Vediamo come fino a certi valori di stress l'andamento della curva è pressoché lineare; poi, ci imbattiamo nel punto di *yield stress* (carico di snervamento) corrispondente a circa 120 [MPa], ove si rileva un rapido scostamento dall'andamento lineare e quindi, da tale punto in poi, svanisce il comportamento elastico del campione osseo e comincia quello plastico.

Analizzando il comportamento in trazione, possiamo dire che, per piccole deformazioni, l'osso compatto è elastico (idealizzando opportunamente); per grandi deformazioni invece è plastico, e σ_n è il valore di stress che separa i due comportamenti a meno di una deformazione residua

(nell'osso non c'è una marcata differenza fra i due comportamenti, per cui poniamo un limite al comportamento elastico, per esempio, per il valore di stress σ_n per cui il corpo non recupera una certa parte percentuale della sua lunghezza originale). Per individuare geometricamente il punto di yield stress basta spostarsi lungo l'asse degli strain, dall'origine, di un tratto pari al valore numerico dell'espressione percentuale della deformazione non recuperata e da tale punto tracciare la retta parallela al primo tratto di curva lineare; tale retta incontrerà la curva stress-strain proprio nel punto di yield stress, da dove comincerà il comportamento plastico. Il punto di rottura, infine, corrisponde al valore di strain di 0.015.

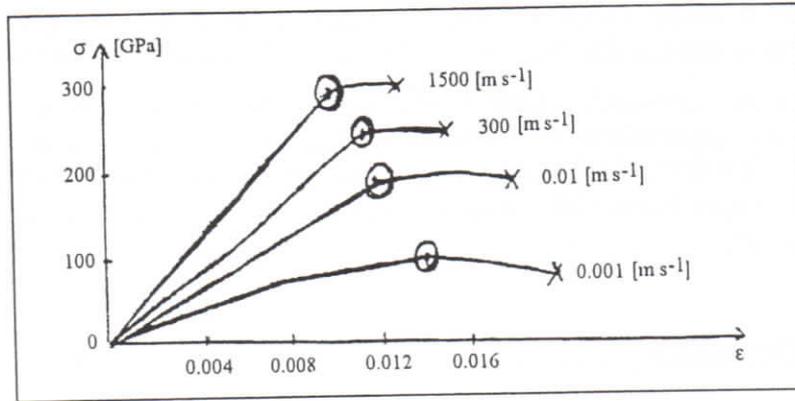


Fig. 10.3: Curve stress-strain per un campione di osso, per diverse velocità di deformazione.

Nell'osso le curve di stress-strain sono funzione della velocità di deformazione; infatti, per diverse velocità di deformazione, otterremo diverse pendenze della curva, uno spostamento del punto di yield stress e del punto di rottura, come è evidenziato in Fig. 10.3.

Inoltre, nell'osso la storia del campione ha la sua importanza ai fini meccanici, infatti per le piccole deformazioni (cioè nella prima fase del grafico) i cicli di isteresi sono diversi per test ripetuti.

Osservando la Fig. 10.3, si nota come l'osso si irrigidisce (aumenta il modulo di Young) al crescere della velocità di deformazione.



Data set	c	d	a	n	b
A	24.50	0.06707	2.02 (10 ⁻¹⁹)	6.534	-0.3740
B	15.21	0.05670	1.37 (10 ⁻¹⁹)	7.562	-0.4127
C	11.69	0.01798	4.09 (10 ⁻¹⁹)	45.25	-2.336

Tab. 10.1: Valori (validi se nell'equazione (10.1) lo stress è espresso in [GPa]) dei parametri dell'equazione di Ramberg-Osgood, determinati da Hight e Brandeau.

Nel 1983, Hight e Brandeau determinarono i parametri dell'equazione di Ramberg-Osgood:

$$\epsilon = \frac{\sigma}{C \cdot \dot{\epsilon}^d} + a \cdot \sigma^n \cdot \dot{\epsilon}^b \quad (10.1)$$

Per livelli fisiologici di stress e strain il secondo termine della (10.1) è trascurabile. Quindi, in queste condizioni, il modulo di Young è dato da:

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} = C \cdot \dot{\epsilon}^d \quad (10.2)$$

Le velocità di deformazione alle quali l'osso è normalmente soggetto sono comprese in un range che va da 0.001 [s⁻¹], per moderate attività fisiche, fino a 0.01 [s⁻¹], per attività vigorose. Usando $\nu=0.06$, troviamo che il modulo elastico può variare al massimo del 15% durante la normale attività.

10.2.2 Relazioni elastiche anisotrope

L'osso è un materiale viscoelastico non omogeneo, anisotropo, non lineare.

Per queste ragioni, le sue proprietà sono difficilmente descrivibili quantitativamente con buona approssimazione. Comunque, per le nostre applicazioni, è conveniente ipotizzare che l'osso è un materiale lineare descritto da una equazione costitutiva del tipo:

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl} \cdot \epsilon_{kl} \tag{10.3}$$

dove C_{ijkl} è un tensore del quarto ordine, σ_{ij} è il tensore del secondo ordine delle tensioni ed ϵ_{kl} è il tensore del secondo ordine delle deformazioni.

Stress	Strain
$\sigma_1 \equiv \sigma_{11}$	$\epsilon_1 \equiv \epsilon_{11}$
$\sigma_2 \equiv \sigma_{22}$	$\epsilon_2 \equiv \epsilon_{22}$
$\sigma_3 \equiv \sigma_{33}$	$\epsilon_3 \equiv \epsilon_{33}$
$\sigma_4 \equiv \sigma_{23} \equiv \sigma_{32}$	$\epsilon_4 \equiv \epsilon_{23} \equiv \epsilon_{32}$
$\sigma_5 \equiv \sigma_{13} \equiv \sigma_{31}$	$\epsilon_5 \equiv \epsilon_{13} \equiv \epsilon_{31}$
$\sigma_6 \equiv \sigma_{12} \equiv \sigma_{21}$	$\epsilon_6 \equiv \epsilon_{12} \equiv \epsilon_{21}$



Tab. 10.2: Notazione ad indice singolo per le componenti dello stress e dello strain.

Introducendo la notazione ad indice singolo, come mostrato in Tab. 10.2, le equazioni costitutive diventano:

$$\sigma_i = C_{ij} \cdot \epsilon_j \tag{10.3}$$

dove C_{ij} è la matrice di rigidezza.

Per semplificare la trattazione, facciamo alcune ipotesi sulle simmetrie dell'osso. Essendo l'idrossiapatite un componente fondamentale del tessuto osseo, potremmo pensare di usare le sue simmetrie cristallografiche come punti di riferimento per una definizione della matrice C_{ij} .

Bisogna tenere presente, tuttavia, che le simmetrie cristallografiche sono determinate dal sistema di forze fra atomi e molecole. Questa ipotesi non tiene conto della caratteristica predominante dei tessuti biologici: quella di interagire con l'ambiente esterno. Per esempio, sono conosciuti tessuti animali e vegetali (legge di Wolff) che adattano la loro struttura locale ai carichi esterni, perciò, di simmetrie tessutali, determinate principalmente dalle forze esterne e quindi dal tensore degli stress. Se il tensore degli stress ha tre distinte tensioni principali, il materiale, nel nostro caso l'osso, sarà ortotropo rispetto alle normali ai tre piani di simmetria coincidenti con gli assi principali del tensore delle tensioni. L'isotropia trasversale e l'isotropia potrebbero corrispondere, rispettivamente, ai casi di due o tre tensioni principali uguali. Cioè l'isotropia sarebbe indotta da uno stato di tensione idrostatico.

Se noi assumiamo l'osso essere un materiale ortotropo, la matrice di rigidezza è data da (vedi paragrafo 8.9):

$$\begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & 0 & 0 & 0 \\ C_{21} & C_{22} & C_{23} & 0 & 0 & 0 \\ C_{31} & C_{32} & C_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & C_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & C_{55} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & C_{66} \end{bmatrix} \quad (10.4)$$

Ci sono 12 componenti non nulle, delle quali 9 sono indipendenti.

Se si considera l'osso un materiale con isotropia trasversale, valgono le seguenti relazioni:



$$\begin{aligned} C_{11} &= C_{22} \\ C_{13} &= C_{23} \\ C_{44} &= C_{55} \\ C_{66} &= \frac{1}{2} \cdot (C_{11} - C_{12}) \end{aligned} \quad (10.5)$$

Le relazioni di stress-strain possono essere date nei termini della matrice di cedevolezza, $[S_{ij}]$, così:

$$\epsilon_j = S_{ij} \cdot \sigma_i \quad (10.6)$$

I termini S_{ij} possono essere espressi in funzione di alcune costanti tecniche: il modulo di Young generalizzato (E_i), i numeri di Poisson (ν_{ij}) e i moduli di taglio (G_{ij}). Queste costanti hanno i seguenti significati:

- E_i è il modulo di Young nella i -esima direzione;
- ν_{ij} è il numero di Poisson per deformazione nella direzione j quando si ha una tensione nella direzione i ($i \neq j$);
- $G_{ij} = \frac{\sigma_{ij}}{2 \cdot \epsilon_{ij}}$ è il modulo di taglio, per $i \neq j$.

Per un materiale ortotropo, la matrice di cedevolezza, espressa in termini di queste costanti, è:

$$[S_{ij}] = \begin{bmatrix} E_1^{-1} & -\nu_{12} \cdot E_2^{-1} & -\nu_{31} \cdot E_3^{-1} & 0 & 0 & 0 \\ -\nu_{21} \cdot E_1^{-1} & E_2^{-1} & -\nu_{32} \cdot E_3^{-1} & 0 & 0 & 0 \\ -\nu_{31} \cdot E_1^{-1} & -\nu_{23} \cdot E_2^{-1} & E_3^{-1} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & G_{23}^{-1} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & G_{31}^{-1} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & G_{12}^{-1} \end{bmatrix} \quad (10.7)$$

Ci sono 12 termini non nulli, di cui 9 sono indipendenti. Infatti per la simmetria di $[S_{ij}]$ deve essere:

$$\begin{aligned} \frac{\nu_{21}}{\nu_{12}} &= \frac{E_2}{E_1} \\ \frac{\nu_{31}}{\nu_{13}} &= \frac{E_3}{E_1} \\ \frac{\nu_{32}}{\nu_{23}} &= \frac{E_3}{E_2} \end{aligned} \tag{10.8}$$

Per un materiale con isotopia trasversale deve pure essere:

$$\begin{aligned} E_1 &= E_2 \\ \nu_{21} &= \nu_{12} \\ \nu_{31} &= \nu_{32} \\ G_{23} &= G_{31} \\ G_{12} &= \frac{E_1}{2 \cdot (1 + \nu_{12})} \end{aligned} \tag{10.9}$$

La scelta del tipo di simmetria in un modello elastico di osso dipende dal tipo di applicazione.

Group	Reilly and Burstein (1975)	Yoon and Katz (1976)	Knets and Malmströms (1977)	Ashman et al. (1983)
Bone Symmetry Method†	Femur T1 M	Femur T1 U	Tibia OrTH. M	Femur OrTH. U
E_1	11.5	18.8	6.91	12.0
E_2	11.5	18.8	9.51	13.4
E_3	17.0	27.4	11.4	20.0
G_{12}	3.67	7.17	2.41	4.53
G_{13}	3.5	8.71	3.56	5.61
G_{23}	3.3	8.71	4.91	6.23
ν_{12}	0.58	0.312	0.49	0.376
ν_{13}	0.312	0.193	0.12	0.222
ν_{23}	0.312	0.193	0.14	0.235
ν_{31}	0.58	0.312	0.62	0.422
ν_{32}	0.46	0.281	0.32	0.371
ν_{21}	0.15	0.231	0.31	0.350

Tab. 10.3: Costanti tecniche per l'osso umano (per valori in [GPa]): la direzione indicata con il pedice 3 coincide con l'asse lungo dell'osso, mentre le direzioni contrassegnate con 1 e 2, rispettivamente, sono quella radiale e quella lungo la circonferenza dell'osso.

Per esempio, Huiskes (1982) indica che le tensioni in un femore umano sono adeguatamente descritte da un modello isotropo. La dipendenza dei coefficienti elastici C_{ij} dalla temperatura si studia con tecniche ultrasoniche. I dati sperimentali dimostrano una dipendenza lineare, come mostrato in Tab. 10.4.

Bonfield e Tully (1982)	Yoon e Katz (1976)	Ashman (1982)
-0.24% [°C ⁻¹]	0.24% [°C ⁻¹]	-0.17% [°C ⁻¹]

Tab. 10.4: Dipendenza dei coefficienti della matrice di rigidità dalla temperatura.



10.3 EFFETTI ELETTROMECCANICI NELL'OSSO

10.3.1 Introduzione

In seguito agli studi di Fukada e Yasuda (1957) sugli effetti piezoelettrici nell'osso ed alla loro conferma da parte di Bassett e Becker (1962), questa proprietà dell'osso è stata un argomento di considerevole interesse sia per i ricercatori che per i clinici.

Parecchi autori hanno suggerito che l'effetto elettromeccanico nell'osso può essere un fattore importante, che influisce sui processi di rimodellamento osseo, una ipotesi resa plausibile dagli studi sulla osteogenesi prodotta dalla stimolazione elettrica.

10.3.2 Effetti piezoelettrici: osso secco

TEORIA: MATERIALI OMOGENEI

Questo paragrafo riassume brevemente gli effetti piezoelettrici. L'effetto piezoelettrico diretto consiste nella produzione di una polarizzazione elettrica per mezzo di uno sforzo meccanico (o deformazione) nel materiale:

$$P_i = \sigma_j \cdot d_{ij} \quad (10.10)$$

dove P_i è la polarizzazione, σ_j è lo sforzo e d_{ij} rappresenta la costante piezoelettrica (notiamo che i va da 1 a 3 e j da 1 a 6, usando la convenzione solita per elasticità e piezoelettricità). Le unità di d_{ij} sono Coulomb per Newton ([C N⁻¹]).

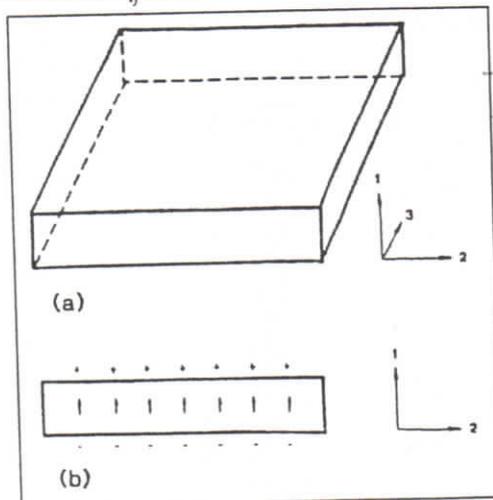


Fig. 10.4: (a) pezzetto piano di materiale piezoelettrico e sistema di coordinate di riferimento; (b) vista laterale del campione, in cui è mostrata la polarizzazione (freccie) prodotta dall'effetto piezoelettrico. I segni + e - indicano le cariche superficiali dovute alla polarizzazione.

Esiste anche, ed è sempre presente, l'effetto piezoelettrico inverso che fa sì che l'applicazione di un campo elettrico al campione di materiale causi un suo stato di deformazione.

Il voltaggio a circuito aperto è proprio la carica totale divisa per la capacità del condensatore a lamine parallele formato dal campione:

$$\frac{Q}{C} = V = \frac{t \cdot P_1}{\epsilon_{11}} = \frac{t \cdot \sigma_j \cdot d_{1j}}{\epsilon_{11}} \quad (10.11)$$

$$C = \epsilon \frac{S}{t} \rightarrow \frac{Q}{C} = \frac{Q \cdot t}{\epsilon S} = \frac{\sigma \cdot t}{\epsilon} = \frac{\sigma \cdot d_{1j}}{\epsilon_{11}}$$

Per un cristallo singolo omogeneo, d_{ij} non dipende dalle costanti dielettriche, e ciò implica che la carica non dipende dalla costante dielettrica. Tuttavia il voltaggio a circuito aperto dipende da ϵ_{11} .

TEORIA: MATERIALI COMPOSITI

Per i materiali compositi, la costante piezoelettrica macroscopica è una funzione dei moduli piezoelettrici, dei moduli elastici, delle costanti dielettriche e della geometria



delle varie fasi.

Poiché l'osso è un composito fatto di fasi minerali e proteiche, le sue proprietà piezoelettriche dipenderanno da queste stesse quantità.

In generale si crede che il collagene proteico sia responsabile degli effetti piezoelettrici nell'osso.

Per poter quantificare il comportamento piezoelettrico macroscopico dell'osso, in termini di proprietà piezoelettriche del collagene, si dovrebbero tenere presenti tutti questi fattori. Non si possono aggiungere semplicemente le proprietà tensoriali, ma è necessario risolvere la distribuzione dello sforzo ed i problemi associati con la struttura microscopica. Per esempio, si dovrebbe sapere quali sforzi sono collegati alle fibre di collagene, quando l'osso è sotto sforzo. Sebbene siano stati fatti dei tentativi di collegare le proprietà piezoelettriche dell'osso a quelle del collagene, soluzioni analitiche al calcolo microscopico delle proprietà non sono disponibili.

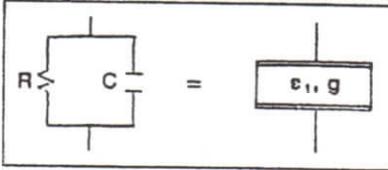


Fig. 10.5: Modello di un dielettrico rappresentato dal parallelo di una resistenza (R) e di una capacità (C),

dove R corrisponde ad $\frac{1}{g}$ e C corrisponde ad ϵ_1 .

È anche evidente che le proprietà dielettriche e la conduttività (g) hanno una forte influenza sugli effetti piezoelettrici, specialmente nei materiali compositi, e la presenza di conduttività provoca una dipendenza dalla frequenza nel voltaggio misurato. Un modello semplice è rappresentato da un isolante (un condensatore) in parallelo con una resistenza (Fig. 10.5), dove il rapporto $\frac{\epsilon}{g}$ è la costante di tempo R · C.

In questo caso ε può essere pensata come una quantità complessa ($\epsilon = \epsilon_1 - i \cdot \epsilon_2$): la parte reale, ϵ_1 , rappresenta la costante dielettrica, e la parte immaginaria, ϵ_2 , la conduttività (g) divisa per la frequenza, o meglio la pulsazione ($\omega = 2 \cdot \pi \cdot f$). Per

cui:

$$\epsilon = \epsilon_1 - i \cdot \frac{g}{\omega} \quad (10.12)$$

Per $\epsilon_1 > \frac{g}{\omega}$, la permittività (ε) e la differenza di potenziale ($V = \frac{t \cdot P_1}{\epsilon_{11}}$) sono indipendenti dalla frequenza. Per $\epsilon_1 < \frac{g}{\omega}$, la permittività è inversamente proporzionale ad ω e la differenza di potenziale è proporzionale ad ω.

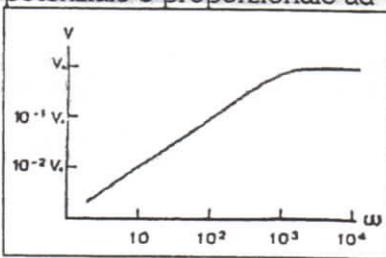


Fig. 10.6: Andamento della differenza di potenziale di circuito aperto in funzione della frequenza per un materiale piezoelettrico rappresentato dal circuito di Fig. 10.5 con una costante di tempo (R · C) di 1 millisecondo.

La prevista dipendenza dalla frequenza della differenza di potenziale a circuito aperto per un materiale piezoelettrico è mostrata in Fig. 10.6. In realtà la resistenza e la capacità del modello di Fig. 10.5 dipendono dalla frequenza, così anche la differenza di potenziale è una funzione della frequenza.

Il semplice modello di Fig. 10.5 fornisce un valido strumento concettuale per la comprensione del comportamento dell'osso.

Per ossa molto secche ($g < 10^{-10} [\Omega^{-1} \cdot m^{-1}]$ e $6 \cdot 10^{-11} < \epsilon_1 < 10 \cdot 10^{-11} [F \cdot m^{-1}]$) la differenza di potenziale nell'equazione (10.11) sarà indipendente dalla frequenza per $\omega > 2 [\text{rad} \cdot \text{s}^{-1}]$ ($f > 0.3 [\text{Hz}]$) e per uno sforzo a gradino il tempo di decadimento sarà di circa 0.5 [s].

Quando l'osso si idrata, g aumenta ed aumenta anche ϵ_1 , ma più lentamente. Ciò farà diminuire il tempo di decadimento per una misurazione di differenza di potenziale con funzione a gradino. La carica a circuito chiuso non sarebbe influenzata direttamente dai cambiamenti nelle proprietà dielettriche. L'unico caso in cui g influenza Q è



quando d_{ij} dipende da ϵ . Per un composito, le ϵ saranno determinate dalla combinazione delle diverse fasi, e per alcune geometrie un aumento di ϵ o di g comporterà un aumento di d_{ij} . A causa della complessa geometria, è difficile prevedere esattamente cosa succederà a d_{ij} quando l'osso viene portato dallo stato secco allo stato umido. La cosa migliore che si può fare è valutare i casi limite del suo comportamento, e questi suggeriscono che ci potrebbe essere un piccolo aumento di d_{ij} .

RISULTATI DEGLI ESPERIMENTI

È difficile comparare i risultati dei diversi esperimenti poiché pochi studiosi hanno scritto relazioni sulle proprietà dielettriche dei loro campioni o ne hanno determinato lo stato di idratazione. Uno degli studi più validi è quello di Reinish e Nowick, ma loro principalmente misurarono le proprietà dielettriche e misurarono i coefficienti piezoelettrici solo a frequenze alte. Reinish e Nowick hanno affermato che d_{14} , la più elevata costante piezoelettrica per l'osso, diminuiva con l'aumento dell'umidità. Reinish e Nowick hanno effettuato le loro misurazioni a 50 [Hz].

Bur ha misurato le costanti piezoelettriche a bassa frequenza ottenendo una dipendenza dall'idratazione e dalla frequenza. In presenza di elevata idratazione (umidità relativa > 80%) e di basse frequenze ($f < 10$ [Hz]) ha scoperto che alcune costanti piezoelettriche aumentavano con la diminuzione della frequenza.

Mentre ci si possono aspettare piccoli aumenti, sarebbe difficile spiegarsi un aumento consistente. In tutte queste misurazioni i pori non erano riempiti con un fluido (le resistività di Reinish per l'osso ad una umidità relativa del 100% erano 50 volte maggiori di quelle misurate per l'osso saturato con fluido, da cui si può dedurre che i pori non erano riempiti completamente con un fluido, nei loro esperimenti).

Le tensioni a circuito aperto, misurate per l'osso molto secco, sono abbastanza grandi. Per uno sforzo di taglio di 10^6 [Pa] (10 [atm]) il termine di taglio d_{14} ($0.1 \div 0.2$ [pC N⁻¹]) produce un campo elettrico di circa 1 [V mm⁻¹].

d_{14} è la costante piezoelettrica più importante per l'osso, mentre le altre sono di minore importanza. Per uno sforzo dato, le tensioni a circuito aperto derivanti dall'effetto piezoelettrico nell'osso secco sono maggiori delle tensioni (dovute a potenziali di scorrimento, cfr. paragrafo 10.3.3) misurate nell'osso umido. Quando l'osso è saturato con un fluido, non si dovrebbe essere in grado di misurare una differenza di potenziale prodotta dall'effetto piezoelettrico. Sembra che le cose stiano proprio così. In un esperimento con trave a mensola Gross e Williams misurarono il segnale che sarebbe prodotto da un campo elettrico perpendicolare al piano di curvatura. Il segnale era di una certa significativa entità nell'osso secco, ma sembrava sparire nell'osso umido. Comunque, ad alte frequenze, forse nell'intervallo audio superiore, la differenza di potenziale a circuito aperto, prodotta dall'effetto piezoelettrico, potrebbe essere notevole.

Si dovrebbe menzionare un altro punto riguardo alla piezoelettricità nell'osso, e cioè il ruolo della natura disomogenea dell'osso. C'erano delle anomalie nei segnali misurati nella trave a mensola che non potevano essere spiegate da un effetto piezoelettrico in un materiale omogeneo. Perciò fu proposta una polarizzazione proporzionale al gradiente di sforzo per spiegare i dati ottenuti. Recentemente Johnson ha suggerito che i risultati potrebbero essere dovuti alla natura disomogenea dell'osso. Ciò è anche convalidato dal fatto che il segnale in una trave a mensola è abbastanza variabile. Questo significherebbe che le misurazioni piezoelettriche sui diversi campioni (con orientamenti diversi) non possono essere paragonate per ricavare una matrice piezoelettrica per l'osso.

10.3.3 Effetti elettrocinetici: osso idrato

TEORIA

Gli effetti elettrocinetici sono dovuti al flusso di fluido attraverso l'interfaccia solido-liquido elettrizzato. L'interfaccia elettrizzata produce uno squilibrio nella carica che si estende nel fluido



per poche decine di angstrom. Quando il fluido passa attraverso il solido, tende a trascinarsi dietro la carica nel fluido all'interfaccia, producendo una corrente elettrica chiamata *corrente di streaming*. L'entità della corrente dipende dall'ampiezza dello squilibrio della carica e dalla velocità del fluido nella regione interfacciale. Questo effetto può essere misurato introducendo il fluido in un tubo e misurando la corrente (mantenendo la differenza di potenziale tra le estremità del tubo a zero).

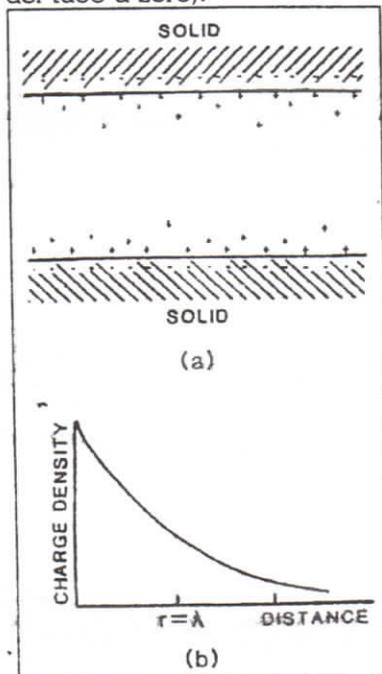


Fig. 10.7: (a) schema di un tubo riempito con un fluido, che mostra l'interfaccia solido-liquido elettrificata; (b) andamento della densità di carica in funzione della distanza dal solido, che rappresenta un modello di Gouy-Chapman per l'interfaccia.

della conduttività del fluido.

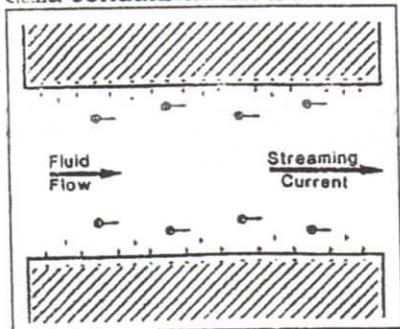


Fig. 10.8: Schema dello stesso tubo mostrato in Fig. 10.7, che mostra la corrente di streaming. Il fluido, scorrendo da sinistra verso destra, trasporta anche la carica presente all'interfaccia, producendo così una corrente.

banda di queste misurazioni sembra essere stata limitata ad alcuni hertz. Misurazioni successive hanno prodotto risultati simili. Per misurazioni di funzione a gradino un diagramma tipico è mostrato nella Fig. 10.10.

Alternativamente si può misurare la differenza di potenziale a circuito aperto tra le due estremità del tubo, che è chiamato *potenziale di scorrimento (streaming)*. Quando la corrente di streaming trasporterà la carica, produrrà uno squilibrio di carica tra le due estremità del tubo.

Ciò produce un campo elettrico nella direzione opposta, che produce a sua volta una controcorrente. In condizioni di stato stazionario la controcorrente cancella esattamente la corrente di streaming. La differenza di potenziale che risulta dal campo elettrico, in direzione opposta, è il potenziale di streaming.

Per il *flusso alla Poiseuille* attraverso un tubo cilindrico, il potenziale di streaming è:

$$V = \frac{X \cdot \epsilon}{g \cdot \eta} \cdot \Delta P \quad (10.13)$$

dove X è il *potenziale zeta* che caratterizza l'interfaccia elettrizzata, ϵ è la costante dielettrica della regione interfacciale, g la conduttività del fluido, η la viscosità del fluido e ΔP la differenza di pressione tra le estremità del tubo. Bisogna notare che il diametro e la lunghezza del tubo non influenzano il risultato. La corrente di streaming dipende dalla geometria (questo risultato suppone che la resistenza tra le estremità del tubo sia interamente dovuta al fluido nel tubo). I potenziali di streaming sono inversamente proporzionali alla conduttività ed alla viscosità; X dipende dal tipo di ioni nel fluido, dalla natura del solido ed anche

I potenziali di streaming misurati nell'osso sotto sforzo saranno dovuti ai gradienti di pressione e al movimento del fluido prodotto dallo sforzo. Soltanto recentemente sono stati applicati all'osso modelli per il flusso di fluido nei materiali porosi, e saranno discussi dopo che saranno stati esposti i risultati degli esperimenti.

RISULTATI DEGLI ESPERIMENTI

Le prime misurazioni dell'effetto elettromeccanico nell'osso idrato o nell'osso permeato da fluido includono le misurazioni di Bassett e Becker (1962).

Cochran et al. usarono l'osso in vivo, e misurarono segnali simili a quelli misurati per l'osso in vitro. Tutte queste misurazioni furono effettuate applicando una forza a gradino e misurando il risultato in tensione elettrica (differenza di potenziale). I campioni erano di solito provini a trave a mensola (Fig. 10.9) e gli studiosi misurarono il potenziale nel piano di inflessione. La larghezza di

Tre di questi esperimenti successivi sono molto importanti. Il primo è quello di Starkebaum che misurò i potenziali microscopici attorno ad un osteone quando l'osso era appoggiato in 4 punti (Fig. 10.11). Gli altri due sono quello di Gross e Williams e quello di Pienkowski e Pollack, i quali hanno studiato la dipendenza dei potenziali di streaming dalla viscosità e la conduttività del fluido.

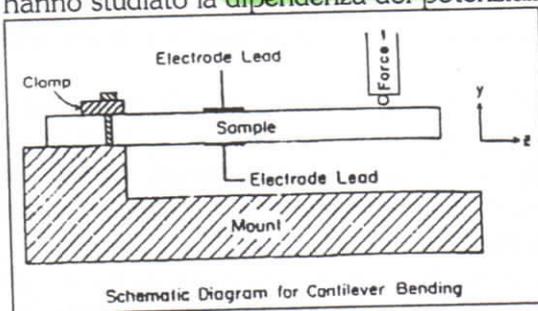


Fig. 10.9: Schema della struttura usata per la prova a trave a mensola per la misurazione dell'effetto elettromeccanico. Per l'osso idrato gli elettrodi usati sono WICK.

le cose sembrerebbero stare così sia per il potenziale di streaming che per l'effetto piezoelettrico.

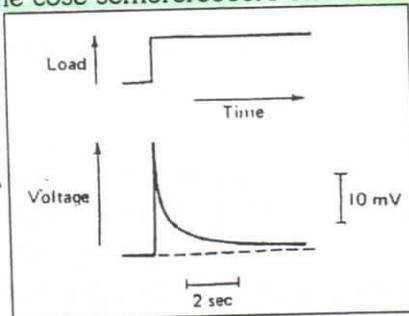


Fig. 10.10: Differenza di potenziale generata nell'osso quando il campione è appoggiato su quattro punti (da Pienkowski e Pollack, 1983). Il fluido ha una conduttività molto bassa ($\sigma < 0.01 \text{ [S} \cdot \text{m}^{-1}]$) e la viscosità è circa sei volte quella di una normale soluzione salina.

potenziale cambiava quando il segnale era più debole.

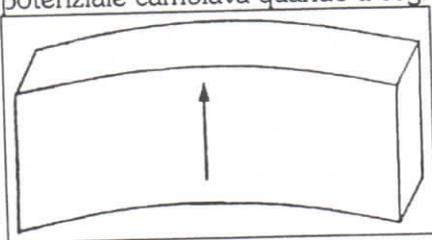


Fig. 10.11: Disegno del flusso di fluido ipotizzato per un campione di osso appoggiato su quattro punti. Il fluido dovrebbe scorrere dalla superficie di base (compressa) verso quella in alto (sottoposta a tensione). Il corrispondente potenziale di scorrimento dovrebbe produrre un campo elettrico avente direzione e verso indicati dalla freccia.

Confermarono la previsione di Johnson et al., secondo la quale la lenta diminuzione del segnale nell'osso idrato non è dovuta ad un rilassamento, ma è invece dovuta al rilassamento del flusso del fluido nell'osso sotto sforzo (come avverrebbe se l'effetto fosse dovuto al potenziale di streaming). Nelle loro misurazioni di funzione a gradino, Gross e Williams e Pienkowski e Pollack scoprirono che la diminuzione della differenza di potenziale avveniva in relazione alla viscosità del fluido e non alla sua conduttività, un'indicazione che il segnale era dovuto al potenziale di streaming e non alla piezoelettricità. L'entità del segnale era approssimativamente inversamente proporzionale alla conduttività del fluido; comunque,

Pienkowski e Pollack scoprirono anche il segno del segnale inverso ad alte concentrazioni di NaCl ($> 0.77 \text{ [M]}$), che hanno interpretato come un cambiamento nella distribuzione della carica nella regione di doppio strato. La larghezza di banda delle misurazioni di Pollack era dell'ordine di 10 [Hz] ($\tau = 0.05 \text{ [s]}$) e le misurazioni di Gross e Williams sembravano avere una simile larghezza di banda. Applicarono una forza a gradino e misurarono la differenza di potenziale, e il problema è con quanta rapidità è stata applicata la forza. Una larghezza di banda di 10 [Hz] sarebbe ragionevole.

L'ampiezza delle tensioni macroscopiche dell'osso idrato piegato è dell'ordine di $2 \text{ o } 3 \text{ [mV mm}^{-1}]$ per una deformazione massima di 0.002 (deformazione massima durante la curvatura). I segnali microscopici osservati attorno agli osteoni da Starkebaum sono più grandi di quasi un ordine di grandezza. I valori dipendono dal tipo di fluido, e i risultati sopraelencati sono per comuni soluzioni saline. Pienkowski e Pollack hanno affermato che ad elevate viscosità, il segno della differenza di

potenziale cambiava quando il segnale era più debole. Questi interessanti risultati non sono ancora stati ben compresi. Parlarono anche di due tempi di rilassamento durante l'indebolimento del segnale, che potrebbe essere dovuto sia al rilassamento in diversi sistemi porosi o alla natura del rilassamento del flusso di fluido. Entrambe queste osservazioni possono essere importanti per studiare qualsiasi modello microscopico dell'effetto elettromeccanico nell'osso idrato.

FLUSSO DI FLUIDO INDOTTO MEDIANTE UNO SFORZO

Tutte le misurazioni di cui si è parlato sono state effettuate in travi (incastrate o appoggiate) in cui sussiste un gradiente di sforzo lungo il campione nella direzione del campo elettrico misurato. Inoltre lo stress è di compressione (verso l'interno del campione) o di tensione (verso l'esterno del campione) e

produce una dilatazione locale (cambiamento di volume) nel campione. La dilatazione è necessaria per produrre una variazione nella pressione del fluido locale, e il gradiente di stress risulterebbe in un gradiente della dilatazione o in un gradiente della pressione del fluido. Si è ipotizzato che questo gradiente della pressione del fluido sia responsabile del flusso di fluido e dei potenziali di streaming che ne risultano. Il modello di flusso ipotizzato per queste misurazioni elettromeccaniche è mostrato nella Fig. 10.11. Richiede un flusso dal lato di compressione del campione al lato di tensione. I tempi di rilassamento osservati in queste misurazioni sono (per soluzioni saline con viscosità di circa 10^{-3} [Pa s]) dell'ordine di 0.3 [s] o di 1 [s].

I problemi teorici maggiori riguardano il fatto se si possono creare dei modelli di flusso per poter spiegare i voltaggi e i tempi di rilassamento misurati. Perciò la natura dell'effetto elettromeccanico nell'osso idrato è intimamente collegata alla natura del flusso di fluido indotto dallo stress. Sfortunatamente sappiamo poco riguardo al rapporto tra lo stress nella matrice solida e il comportamento del fluido che ne risulta.

TEMPI DI RILASSAMENTO

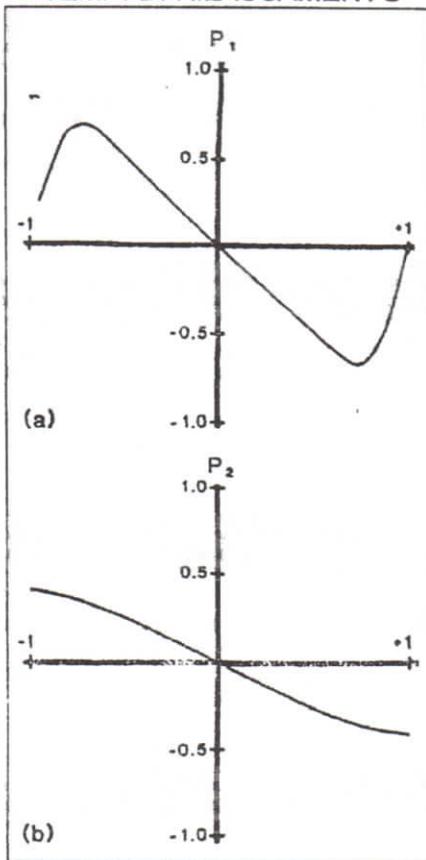


Fig. 10.12: (a) andamento della pressione per un campione di osso appoggiato su 4 punti, quando il fluido può fuoriuscire dall'osso. La curva è ottenuta per un tempo $t = 0.1 \cdot \tau$ dopo l'applicazione di un carico a gradino, quando τ è il tempo di rilassamento; (b) curva analoga a quella del caso (a), ottenuta, in questo caso, quando il fluido è costretto a restare all'interno dell'osso.

Una semplice applicazione di un modello meccanico nell'osso porta ad un valore di 10 [μ s] fino a 100 [μ s] per il tempo di rilassamento del flusso di fluido nei sistemi vascolari in vitro. Un'estrapolazione per il flusso nei canali vascolari in vivo prevede dei tempi di *relaxation* dell'ordine di 1 [ms] fino a 5 [ms]. I tempi di rilassamento calcolati sono molto più veloci di quelli osservati sperimentalmente (nessuno degli esperimenti sull'osso idrato ha avuto la larghezza di banda per misurare i tempi di rilassamento inferiori ai millisecondi).

Il problema è che cosa determina il tempo di rilassamento per il flusso di fluido osservato sperimentalmente. Alcuni autori hanno calcolato i tempi di rilassamento per flusso nei canalicoli e nelle lacune: entrambi prevedono dei tempi di rilassamento di circa 1 [ms] oppure inferiori se il canalicolo è libero da detriti. Comunque, i tempi di rilassamento sono molto sensibili allo stato dei pori, e se questi non sono liberi, il tempo di rilassamento sarà maggiore. Naturalmente in vivo essi sono occupati da cellule, e ci si aspetta un tempo di rilassamento piuttosto lungo.

In vitro conterranno i residui delle cellule morte, e non si sa quanto ciò influenzerà l'impedenza dei pori nel flusso di fluido. Non si sa ancora se avranno dei tempi di rilassamento di 200 [ms] fino a 500 [ms].

Un'altra possibilità è che una microporosità nella matrice sia responsabile per il tempo di rilassamento lungo. Ulteriori esperimenti sono necessari al fine di chiarire questo punto.

MODELLI DI FLUSSO

Un altro problema importante per la comprensione degli effetti elettromeccanici è la questione del perché osserviamo delle differenze di potenziale nell'osso piegato. Una semplice applicazione dell'equazione (10.13) all'osso appoggiato in 4 punti prevede che, se il fluido può scorrere fuori dalle superfici del campione, non c'è un flusso netto dal lato della compressione al lato della tensione. Questo può essere osservato perché la pressione del fluido all'asse neutro è inizialmente 0 (pressione relativa), e la pressione nelle due superfici è 0. La pressione è mostrata in Fig. 10.12(a). Un flusso lungo il campione si ha soltanto se il fluido deve rimanere nel



campione. La pressione è data in Fig. 10.12(b), mentre in Fig. 10.13 sono forniti i modelli di flusso corrispondenti.

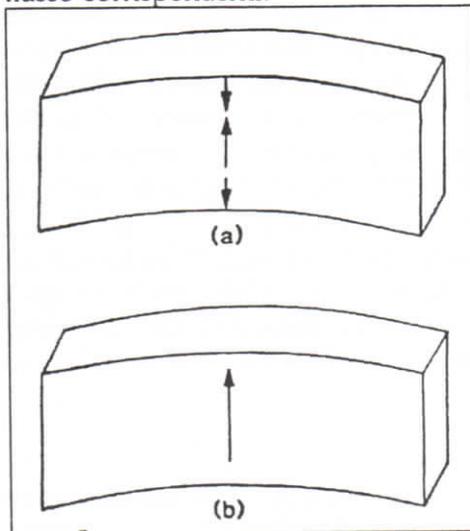


Fig. 10.13: (a) le frecce indicano direzione e verso del flusso dovuto ad una distribuzione di pressione come quella mostrata in Fig. 10.12(a); (b) flusso corrispondente alla distribuzione di pressione data in Fig. 10.12(b).

Se i potenziali di streaming sono proporzionali ai gradienti di pressione macroscopica, allora non ci sarebbe un potenziale netto lungo il campione per il modello di flusso di Fig. 10.13(a). Tuttavia si osservano potenziali netti. Questo suggerisce sia che il fluido non può fuoriuscire dal campione, sia che i potenziali macroscopici non sono proporzionali alle differenze di pressione macroscopiche.

La seconda alternativa significherebbe che i modelli di flusso microscopico potrebbero produrre un potenziale macroscopico, sebbene la differenza di pressione macroscopica sia uguale a 0. In questo caso è necessaria un'analisi dettagliata dei modelli di flusso microscopico e delle correnti di streaming generate da quei modelli. Johnson ha suggerito che la pressione capillare può agire per mantenere il fluido all'interno dell'osso, cosicché il fluido non sia in realtà libero di fuoriuscire. Ciò produrrebbe un modello di flusso che crea un potenziale macroscopico proporzionale alla differenza di pressione attraverso il campione.

Un'interessante conseguenza di questo modello è una dipendenza dall'entità del segnale. Una volta che la pressione del fluido ha superato la pressione capillare, il modello di flusso cambierebbe e il segnale non aumenterebbe con un ulteriore incremento della pressione del fluido (con un incremento dell'ampiezza della vibrazione). La pressione capillare potrebbe essere alterata per variare i sintomi iniziali del comportamento non lineare. Entrambe queste alternative devono essere esaminate da vicino e studiate sperimentalmente. Per esempio, il ruolo della pressione capillare potrebbe essere studiato cercando una dipendenza dall'entità dei potenziali macroscopici.

CONDIZIONI DEL CAMPIONE

Il rilassamento della pressione del fluido è sensibile alla permeabilità dell'osso, che in gran parte dipende dalle condizioni del campione. È molto importante sapere quale tipo di materiali occupano gli spazi porosi, specialmente in vitro. Inoltre, il materiale nei pori influenzerà probabilmente i potenziali di streaming. Le differenze tra le misurazioni in vivo ed in vitro possono essere sensibili. In vivo, i canali vascolari sono rivestiti di cellule, e la maggior parte del flusso di fluido avverrebbe attraverso i vasi sanguigni. In quel caso l'interfaccia fluido-solido sarebbe con le cellule di rivestimento o le pareti dei vasi sanguigni. In vitro, l'interfaccia potrebbe essere tra il fluido e la matrice extracellulare. Queste interfacce potrebbero avere proprietà molto diverse. Sono necessarie misurazioni dell'influenza della preparazione del campione sulle proprietà di streaming, sia sui tempi di rilassamento.