

VITTORIO DAL BORGO

STUDIO FISICO DELL'AORTA
NORMALE E PATOLOGICA



PONTIFICIA
ACADEMIA
SCIENTIARVM

EX AEDIBVS ACADEMICIS IN CIVITATE VATICANA

—
MCMLII

Presento alla Pontificia Accademia delle Scienze (1) perchè venga pubblicata nella collezione degli « Scripta varia » questa monografia del Dott. VITTORIO DAL BORGO dal titolo: Studio fisico dell'aorta normale e patologica ritenendola degna di molta considerazione per novità di tecnica e di reperti conclusivi.

VITTORIO DAL BORGO, dottore in ingegneria e in medicina-chirurgia, si trova nella felice e non comune condizione di conoscere la fisica e la patologia di guisa che le sue cognizioni, armonicamente accoppiate, gli hanno permesso di affrontare i problemi scientifici, secondo tecniche e metodi, finora solo superficialmente o imperfettamente applicati e mai veramente approfonditi da altri ricercatori.

Nell'Istituto di Anatomia e Istologia Patologica dell'Università di Pavia è stato attrezzato un apposito reparto per lo studio delle proprietà fisiche degli organi normali ed ammalati già da tempo predisposto dal direttore di quell'Istituto Prof. GIORDANO, in vista di un programma di ricerche applicate alla patologia. Il DAL BORGO ha così trovato l'ambiente più favorevole per sviluppare le sue speciali attitudini e ha col-

(1) Memoria presentata dall'Accademico Pontificio S. E. Antonio Pensa nella Riunione del 22 novembre 1951.

laborato all'apprestamento di alcune apparecchiature scientifiche idonee a tale tipo di indagini, concretando questo studio monografico sulle proprietà fisiche dell'aorta normale e patologica. Tale complesso argomento la cui importanza nella patologia umana è veramente cospicua, viene affrontato nelle sue premesse teoriche e metodologiche, e condotto con rigore scientifico così da raggiungere risultati di alto valore.

L'aorta considerata nelle proprietà fisiche globali della sua parete e nella sua funzione di canale arterioso principale presenta caratteri peculiari, che, nelle loro variazioni in rapporto con l'età e con situazioni morbose, offrono lo spunto a considerazioni e deduzioni teoriche di grande interesse. Come quella di qualsiasi tubo elastico la parete dell'aorta obbedisce alle leggi della fisica, ma la variabilità della sua composizione strutturale è causa di variazioni fisiche che il patologo moderno deve conoscere per rendersi conto delle più gravi conseguenze morbose (aneurismi, rotture) e delle modificazioni funzionali della parete vasale. Per ciò lo studio del DAL BORGO colma una lacuna nella letteratura scientifica internazionale e promette reperti di notevole importanza anche in altri campi della patologia.

ANTONIO PENZA
Accademico Pontificio

PARTE I

PREMESSE TEORICHE, APPARECCHIATURE E METODOLOGIA

La Fisiologia ci insegna come l'aorta abbia una duplice funzione: quella idraulica del trasporto della corrente sanguigna, comune a tutto l'albero circolatorio, e quella importantissima idrodinamica di spingere durante la diastole, per il ritorno elastico delle sue pareti, una certa quantità di sangue nel sistema arterioso, diminuendo così notevolmente il lavoro imposto al cuore. Essa può esplicare questa seconda funzione perchè dotata di una certa *deformabilità* ed *elasticità*. Tali sono pertanto le fondamentali caratteristiche da prendere in esame (1).

DEFORMABILITÀ

È la proprietà di un materiale a lasciarsi deformare sotto l'azione di forze esterne. Può essere elastica oppure plastica, a seconda che, al cessare della sollecitazione che l'ha prodotta, scompare o permane.

(1) Le presenti ricerche fanno parte di un gruppo di lavori che si stanno eseguendo nell'Istituto di Anatomia patologica dell'Università di Pavia per consiglio e sotto la guida diretta del prof. ALFONSO GIORDANO, Direttore dell'Istituto stesso.

È opinione del Prof. ALFONSO GIORDANO, il quale ha tracciato le linee direttrici di un vasto complesso di esperimenti, che richiederanno lunga applicazione e la creazione dell'attrezzatura indispensabile per questo tipo di indagini, che alcuni problemi patogenetici vadano affrontati con sistemi nuovi che si avvalgano più di dati sperimentali, sia pure semplici e schematici, che di complesse e ormai viete e troppo ripetute costruzioni ipotetiche (A. GIORDANO e V. DAL BORGO: *Attrezzatura tecnica e programma di ricerche per lo studio delle proprietà fisiche dei tessuti e organi normali e patologici*. « Soc. Ital. di Biol. Sper. Sez. di Pavia ». Seduta del 19 dicembre 1950).

Volgarmente si tende a considerare un materiale tanto più elastico quanto più è deformabile, mentre elasticità e deformabilità esprimono fenomeni diversi, benchè intimamente connessi.

La deformabilità secondo il metodo classico, che è il più preciso e il più complesso, viene valutata, assieme all'elasticità, da diversi parametri, quali il modulo di elasticità, la deformazione di rottura, nonchè dall'andamento del diagramma di deformazione del materiale sotto l'azione di una determinata sollecitazione.

Poichè essa in ultima analisi dipende dalla coesione molecolare e quindi dalla durezza, intesa però in senso alquanto diverso da quello dei mineralogi, nella pratica corrente si ricorre spesso per la sua determinazione alla misura della durezza, che benchè meno precisa è molto più rapida ed agevole.

La durezza fu studiata teoricamente da HERTZ ma la sua natura intima sfugge ancora ad una conoscenza precisa.

I metodi di misura di essa sono svariati e difficilmente confrontabili nei risultati. Tali metodi però si basano tutti su di uno stesso principio derivante dalla definizione convenzionale che si dà alla durezza.

Per durezza si intende l'entità dell'affondamento nel materiale in esame di una sferetta o di una punta troncoconica di acciaio (penetratore), soggetta ad un determinato carico per un tempo prestabilito.

I diversi metodi differiscono tra loro o per le dimensioni del penetratore, o per l'entità del carico, o per la durata dell'applicazione di questo.

Per i materiali metallici è molto usato il metodo Brinell e la misura è relativamente poco influenzata dallo spessore del saggio sul quale si fa la determinazione.

Per la gomma si usano i metodi Shore e Pusej Jones, operando su saggi aventi uno spessore fissato (4 mm.). Questo perchè, trattandosi di un materiale molto deformabile, la misura risente fortemente dello spessore; a parità di composizione e delle altre modalità di prova, un saggio di spessore inferiore ai 4 mm. (appoggiato come si fa di norma ad un piano di ferro) dà un valore di durezza superiore a quello ottenuto su di un saggio avente lo spessore di 4 mm.

È lecito supporre che lo stesso accadrebbe per i tessuti organici costituenti la parete aortica, inconveniente notevole, se consideriamo che questa presenta sempre sensibili differenze di spessore da punto a punto ed ancora

più forti differenze da soggetto a soggetto. Tale inconveniente ci impedirebbe di confrontare tra loro i valori ottenuti e farebbe cadere i vantaggi che inducono alla misura della durezza per la determinazione della deformabilità.

Studi ed esperienze opportunamente condotti specie sulla gomma hanno messo in evidenza come usando carichi molto piccoli si possano ottenere valori praticamente indipendenti dallo spessore del saggio, perchè così operando vengono interessati soltanto gli strati più superficiali di esso. Gli affondamenti del penetratore sono in tal caso molto piccoli ed occorre fare uso per misurarli di apparecchi di alta precisione o addirittura ricorrere alla lettura micrometrica eseguita con microscopio. Il dispositivo viene chiamato microdurometro.

Con un simile apparecchio, opportunamente modificato, sarebbe possibile la misura della durezza delle pareti arteriose e di qualsiasi altro organo.

In passato dalla prova di durezza si era atteso più di quanto potesse dare e si era creduto potesse rendere quasi superflua ogni altra determinazione. Oggi si ritiene che, anche mantenuta nei suoi giusti limiti, essa è sempre di grande interesse.

E grandissimo interesse presenta nel campo delle nostre indagini poichè essendo, come già detto, di misura estremamente facile e rapida ci offre la possibilità di numerose determinazioni e quindi di una vasta casistica, tanto importante in questo genere di ricerche.

Il metodo è alquanto meno preciso di quello classico, che per contro richiede degli apparecchi ed una metodologia più complessi e di conseguenza offre minori possibilità di una adeguata casistica; riteniamo però che tale minor precisione sarebbe tollerabile, tenendo presente che non interessa il valore assoluto dei risultati, ma il loro confronto.

Nel presente studio tuttavia abbiamo preferito seguire il metodo classico, limitando le ricerche ad una decina di casi, che riteniamo sufficienti per trarre delle conclusioni fondate. Pertanto la deformabilità verrà qui valutata riferendoci unicamente ai diagrammi di deformazione, al modulo di elasticità e alla deformazione di rottura.

ELASTICITÀ

È senza dubbio la più importante caratteristica, poichè da essa dipende quasi esclusivamente la buona funzionalità dell'aorta. Essa pure è alquanto complessa da determinare, dipendendo da diversi parametri.

L'esperienza ci insegna che ogni corpo si deforma sotto l'azione di forze esterne e che al cessare di queste tende più o meno a riprendere la forma primitiva.

Questa tendenza è una proprietà posseduta in diversa misura da tutti i corpi e si chiama elasticità, così che non esistono corpi perfettamente elastici, nè perfettamente anelastici.

ISTERESI

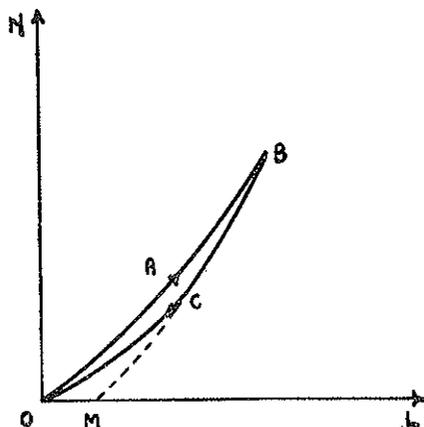
Si suol dire in fisica che ha luogo il fenomeno dell'isteresi quando il valore istantaneo che assume una grandezza in dipendenza da certe altre è determinato, oltre che dai valori che queste hanno all'istante considerato, anche da quelli che hanno avuto in precedenza.

Supponiamo ora di deformare una barretta di un materiale qualsiasi con forze prima continuamente crescenti, poi decrescenti fino a tornare al valore iniziale. Se la barretta fosse perfettamente elastica, si troverebbe che le deformazioni sono, istante per istante, uguali per un dato valore della forza, tanto nel periodo in cui questa cresce, quanto nel periodo in cui decresce; ma se realmente si eseguisce l'esperienza e si riportano su due assi di coordinate cartesiane le forze applicate N e le deformazioni subite L , si viene ad ottenere un grafico del tipo di quello riportato in figura (dove le frecce indicano il senso di percorrenza del grafico), dal quale si vede come le deformazioni siano, a parità di forza, maggiori nel periodo nel quale la barretta viene liberata dalle sollecitazioni che l'avevano deformata.

Il ciclo $O A B C$ vien detto ciclo d'isteresi e l'area che racchiude dà una misura del lavoro dissipato sotto forma di calore per far percorrere il ciclo al campione, area che sarebbe nulla se il corpo fosse perfettamente elastico.

Se il materiale viene spinto a deformazioni elevate, superiori al limite elastico, o se presenta in grado elevato questa pigrizia a ritornare alla forma

primitiva al cessare delle sollecitazioni che l'avevano deformato, o se infine esso viene liberato da queste troppo rapidamente, può darsi che la curva di ritorno B C O non termini a zero nel punto O, ma tagli l'asse delle assisse O L in un certo punto M. Il segmento O M rappresenta la deformazione resi-



dua che tende in parte a scomparire col tempo, purchè non sia stato raggiunto o superato il punto di snervamento.

Normalmente il ciclo d'isteresi di un materiale viene determinato spingendo la deformazione del saggio al valore corrispondente alla tensione, alla quale il materiale stesso vien fatto lavorare.

Quasi tutti i materiali (quelli fragili in misura limitatissima) sottoposti a deformazioni comprese tra il limite di elasticità e il punto di snervamento, presentano il fenomeno dell'isteresi.

È facile intuire l'importanza di questo nello studio della fisiologia dell'aorta e delle arterie in genere, le quali, se presentassero una elevata isteresi durante i ritmici aumenti di diametro, dovuti agli impulsi dell'onda sfigmica, mancherebbero al compito importantissimo di un *pronto* ritorno elastico per assicurare durante la diastole cardiaca un adeguato impulso alla colonna sanguigna, e ne conseguirebbe, come è noto, un grave affaticamento del miocardio.

Per questo è da supporre che in vita i tessuti costituenti il sistema arterioso presentino in misura molto limitata o nullo il fenomeno dell'isteresi,

anche se questo risulta sensibile sperimentando sugli stessi tessuti dopo la morte, come da noi riscontrato sulla parete aortica.

Nella determinazione di questi cicli abbiamo spinto la deformazione massima del saggio a circa un terzo della deformazione corrispondente alla rottura, supponendo che le deformazioni che si verificano nell'aorta in vivo siano comprese entro tale limite.

EREDITARIETÀ MECCANICA

Il fenomeno dell'isteresi ci dice che la deformazione attuale di un corpo non dipende soltanto dalle sollecitazioni attuali, ma da tutte le sollecitazioni che si sono antecedentemente esercitate su di esso.

Si constata dunque sperimentalmente che lo stato attuale dipende da tutti i precedenti. Si esce così dagli schemi del determinismo meccanico classico in cui tutto il futuro, al pari del passato, di un sistema risulta univocamente determinato dal suo stato cinetico in un determinato istante.

Come nello schema classico, prescindendo da difficoltà d'ordine filosofico, si è trovato comodo supporre che si esercitino azioni a distanza tra corpi non contigui nello spazio, così torna proficuo, a schematizzare fenomeni del tipo dell'isteresi, ammettere che l'effetto di una causa si manifesti anche a distanza di tempo in guisa che lo stato futuro di un corpo dipenda non soltanto dal suo stato attuale e dalle cause che attualmente su esso agiscono, bensì anche da quelle che agirono per il passato.

Si viene così a istituire una meccanica nella quale ogni azione lascia una eredità nel futuro. Il corpo conserva, per così dire, memoria delle azioni passate.

I fenomeni ereditari furono studiati fisicamente da L. BOLTZMANN, ma è a V. VOLTERRA che si deve l'istituzione di quel ramo della filosofia naturale che va sotto il nome di meccanica ereditaria.

LIMITE DI ELASTICITÀ, LIMITE DI PROPORZIONALITÀ E LEGGE DI HOOKE, PUNTO DI SNERVAMENTO

Da quanto esposto si può quindi pensare la deformazione di un corpo costituita da due parti: una deformazione elastica, che scompare al cessare della sollecitazione che l'ha prodotta, ed una deformazione residua, che rimane per un certo tempo.

Tuttavia per certi corpi l'esperienza mostra che se la sollecitazione non ha superato un certo limite, la deformazione residua è inapprezzabile cioè inferiore agli errori inevitabili di osservazione e l'area dei cicli d'isteresi è praticamente nulla. Entro tale limite, chiamato limite di elasticità, e in tale senso, questi corpi possono considerarsi elastici, annullandosi praticamente la deformazione al cessare della sollecitazione e sovrapponendosi le due curve di andata e ritorno dei cicli d'isteresi.

L'esperienza insegna anche che se misuriamo la deformazione di un corpo prodotta da una forza gradatamente crescente, da prima essa varia in misura praticamente proporzionale alla forza, poi cresce più rapidamente (acciaio) o più lentamente (gomma). Se dunque non si supera un certo limite, chiamato limite di proporzionalità, la deformazione è proporzionale alla forza agente.

Questa legge enunciata da ROBERTO HOOKE nel 1678 nei termini: « ut tensio, sic vis » costituisce il principale fondamento delle teorie sull'elasticità, sviluppatasi in seguito e che oggi stanno alla base di varie scienze esatte.

La proporzionalità tra forza e deformazione riscontrabile al disotto del limite di proporzionalità si traduce graficamente in una retta. Il primo tratto quindi del diagramma di deformazione elastica a trazione (dilatazioni sulle ascisse, tensioni sulle ordinate) di un materiale, per il quale sia valida la legge di Hooke, sarà costituito da una retta fino al limite di proporzionalità.

Per molti corpi i due limiti di elasticità e di proporzionalità, diversi come significato, sono praticamente coincidenti.

Il comportamento dei materiali sotto l'azione di forze crescenti è diverso per i corpi fragili, come la ghisa, le pietre e, supponiamo, le ossa, e per quelli duttili, come il ferro e il rame. I primi benchè in modo grossolano, si comportano pressochè elasticamente fino alla rottura, che non è preceduta da fenomeni degni di nota. I secondi presentano invece un limite di elasticità, oltre il quale cominciano le deformazioni residue ed i fenomeni d'isteresi; in seguito si manifesta in un certo punto lo snervamento (punto di snervamento), che segna l'inizio delle grandi deformazioni; infine si ha la rottura.

Anche per certi materiali organici, non omogenei e molto deformabili, tipo gomma vulcanizzata di particolare durezza e composizione, e per i tessuti costituenti la parete aortica, come risulta da nostre esperienze, possono essere considerati i limiti di elasticità e di proporzionalità (il punto di snerva-

mento coincide con la rottura e non può quindi esser preso in considerazione), ed il primo tratto del rispettivo diagramma di deformazione elastica a trazione è costituito da una retta, il che significa che anche per essi vale la legge di HOOKE.

LA SOLLECITAZIONE AGENTE SULLA PARETE AORTICA

Quanto è stato finora esposto sulla deformabilità e sulla elasticità vale per qualsiasi modo di sollecitazione di un corpo e per qualsiasi forma che questo corpo presenti.

Prendiamo ora in considerazione la forma dell'aorta e le forze che agiscono sulla sua parete. Essa può essere grossolanamente paragonata ad un tubo pressochè cilindrico sottoposto da parte del liquido che contiene ad una determinata pressione. Sappiamo che il liquido è in movimento, che la sua pressione è variabile da un massimo ad un minimo e che le variazioni sono piuttosto frequenti: si tratta in una parola di un sistema dinamico. Supponiamo invece in un primo tempo per semplicità di avere a che fare con un sistema statico (liquido immobile, sottoposto ad una determinata pressione costante), riservandoci di considerare in seguito gli effetti del movimento del sangue, della variabilità della sua pressione e della frequenza di tale variabilità.

Se prescindiamo dalla lunghezza del tubo e ne consideriamo un tratto infinitesimo è intuitivo constatare come la pressione agisca in senso radiale e tenda ad aumentare il diametro della sezione considerata; immaginando di aumentare la pressione fino al limite di resistenza della parete si avrà la rottura lungo una generatrice del breve cilindro considerato.

Non dobbiamo dimenticare però che in particolari condizioni di vincoli, quali si verificano nel tratto iniziale dell'aorta o in certi segmenti di essa resi fissi alle estremità da aderenze patologiche, tale rottura può verificarsi in senso trasversale (LA CROIX, « *Considerazioni fisico-dinamiche ed istopatogenetiche sulle rotture spontanee dell'aorta* », Bollettino della Società Medico-Chirurgica di Pavia, fascicolo 5-6, 1949). Infatti sul tratto iniziale dell'aorta agisce il massimo della pressione, la quale a valle tende a diminuire per le resistenze idrauliche, rappresentate principalmente dalla variazione di direzione dovuta all'arco aortico, dalla diminuzione di sezione e dalle diramazioni. Tale massimo di pressione si traduce in una massima deformazione,

riscontrabile nel fuso aortico. Il forte aumento di diametro avviene in gran parte a spese della deformabilità delle fibre circolari, ed in piccola parte a spese di un allungamento delle fibre longitudinali che vengono così ad essere anch'esse sollecitate a trazione con possibilità di rottura del vaso in senso trasversale, nel caso che venga a mancare la loro resistenza. Lo stesso può accadere in qualunque segmento dell'aorta reso fisso alle estremità da aderenze.

Escluse le eccezioni di cui sopra possiamo considerare l'aorta sufficientemente mobile da ritenere nulla la sollecitazione a trazione delle fibre longitudinali.

Emerge dunque chiaramente che la parete aortica sotto la deformazione impressa dalla pressione sanguigna è sottoposta ad uno sforzo di trazione, sforzo prevalentemente sopportato dalle fibre elastiche circolari, mentre a quelle longitudinali spetterebbe soprattutto il compito di tener riunite le prime.

La elasticità e la deformabilità della parete aortica vanno quindi considerate in rapporto ad uno sforzo di trazione ed i parametri che valgono a definirle devono essere determinati relativamente a questo tipo di sollecitazione.

ELASTICITÀ E DEFORMABILITÀ IN RAPPORTO ALLA TRAZIONE

Consideriamo una barretta di forma parallelepipedica, (può essere indifferentemente chiamata provino, provetta, saggio, campione), di sezione quindi costante, di un materiale qualsiasi, avente piccole dimensioni in modo che il suo peso sia trascurabile in rapporto alla sollecitazione alla quale verrà sottoposta. Applichiamo alle due sezioni estreme di essa due sistemi di forze esterne uguali e contrarie, normali alle sezioni e aventi la risultante N passante per il baricentro della sezione. Lo sforzo assiale risulta costante in tutte le sezioni ed uguale alla risultante N di ciascuno dei due sistemi di forze.

Se si indica con x l'asse della provetta, in ogni sezione retta di area A si hanno delle tensioni normali σ_x (dirette secondo l'asse x), la cui risultante deve fare equilibrio alla forza esterna N ; per cui la risultante deve coincidere con x e deve essere:

$$\int_A \sigma_x dA = N$$

Questa condizione globale non definisce però la distribuzione delle σ_x nella sezione ed il loro valore in ogni punto. Ad essa occorre aggiungere una condizione di carattere qualitativo, che risulta da considerazioni elastiche. Ammettiamo perciò che nell'allungamento che la barretta subisce, le sezioni rette, inizialmente piane, rimangano piane e parallele; cioè che tutte le fibre dirette secondo l'asse della barretta si allungino ugualmente. Perciò le fibre sono anche ugualmente tese e la σ_x è costante nella sezione; quindi si ottiene:

$$[1] \quad \sigma_x = \frac{N}{A}$$

relazione che definisce la tensione unitaria (riferita all'unità di superficie di sezione) in una sezione qualsiasi della barretta.

L'ipotesi dell'allungamento uniforme delle fibre e della conseguente uniforme distribuzione della tensione σ_x è evidentemente esatta quando le forze esterne N applicate alle sezioni estreme siano anch'esse uniformemente ripartite.

Le sezioni longitudinali della barretta parallele all'asse x non sono soggette a tensioni; cioè su due elementi superficiali normali a due assi y e z (a loro volta normali a x) si ha: $\sigma_y = \sigma_z = 0$. Ciò è confermato dai risultati della teoria della elasticità (il problema della trazione semplice e degli altri casi di sollecitazione, studiato mediante la teoria della elasticità, problema di Saint-Venant, fu risolto in una serie di memorie da B. De Saint-Venant intorno al 1855).

Lo sforzo normale N fa variare la lunghezza della barretta. L'entità della deformazione che il materiale subisce non è però caratterizzata dalla variazione Δl della lunghezza l della barretta, poichè uno stesso Δl è più importante in una barretta corta che in una lunga, ma dall'allungamento unitario (ossia per unità di lunghezza):

$$[2] \quad \varepsilon_x = \frac{\Delta l}{l}$$

Questa quantità che si chiama *dilatazione* (nella direzione x) è il rapporto di due lunghezze, ossia è un numero puro; quindi è indipendente dall'unità di misura di l e di Δl .

La legge di HOOKE ci assicura che se non si oltrepassa il limite di proporzionalità, la dilatazione è proporzionale alla tensione che la provoca; per cui si ha:

$$[3] \quad \varepsilon_{\sigma} = \frac{\sigma_{\sigma}}{E} \quad \sigma_{\sigma} = E \varepsilon_{\sigma}$$

dove il fattore E di proporzionalità fra σ_{σ} ed ε_{σ} si chiama *modulo di elasticità normale o modulo di Young* del materiale della barretta. Col perfezionarsi dei mezzi di misura si è trovato che la [3] è soddisfatta soltanto per i materiali duttili, mentre per i materiali fragili la dipendenza tra σ ed ε non è esattamente lineare e può essere rappresentata dalla formola di BACH-SCHÜLE:

$$\varepsilon = a \cdot \sigma^n$$

ove n è un numero poco maggiore dell'unità (vedi BACH-BAUMANN, *Elasticità e resistenza dei materiali*, ed. italiana, Milano, Hoëpli, 1928, pagina 112). Tuttavia la legge di HOOKE si assume come fondamento della teoria della elasticità, per la semplicità che ne risulta.

La variazione di lunghezza della barretta è data da $\Delta l = \varepsilon_x l$ ossia per la [1] e [3]:

$$[4] \quad \Delta l = \varepsilon_x l = \frac{\sigma_x}{E} \cdot l = \frac{Nl}{EA}$$

$$\Delta l = \frac{Nl}{EA}$$

Per meglio illustrare la dipendenza di Δl da N , l , A ricaviamo la [4] in altro modo. Indichiamo con a l'allungamento che subirebbe una barretta del materiale considerato, lunga uno, di sezione uno e soggetta alla forza uno.

Quando invece l , N , A , non sono unitari, l'allungamento è proporzionale ad l per l'omogeneità del materiale e per la costanza di A e di N , è proporzionale ad N per la legge di HOOKE; ed è inversamente proporzionale ad A ancora per la legge di HOOKE, perchè aumentare A volte la sezione equivale a conservare la sezione unitaria e ad applicare una forza A volte minore di N . Perciò si ottiene:

$$\Delta l = a \frac{Nl}{A}$$

Per consuetudine la costante a del materiale si indica con $\frac{1}{E}$ e si ha la [4].

Il modulo E di elasticità risulta definito per la [3] da:

$$[5] \quad E = \frac{\sigma_x}{\varepsilon_x}$$

cioè dal quoziente costante (entro il limite di proporzionalità) fra la tensione e la corrispondente dilatazione.

Se si fa $\varepsilon_x = 1$ (ossia $\Delta l = l$), E rappresenta il valore di σ_x che occorrerebbe per produrre un allungamento Δl uguale alla lunghezza l della barra.

Poichè ε è un numero, E ha la stessa dimensione di σ , cioè:

$$\text{Forza} \times \overline{\text{lunghezza}}^{-2}$$

e si misura come σ in Kg/cm² o in Kg/mm².

Ad esempio, sperimentando con una barra di ferro omogeneo si trova che quando σ vale:

$$500 - 1000 - 1500 \text{ Kg/cm}^2$$

l'allungamento della barra è:

$$2,5 - 5,0 - 7,5$$

decimillesimi della sua lunghezza; ossia ε vale:

$$0,00025 - 0,0005 - 0,00075$$

perciò si ricava per il ferro:

$$E = \frac{500}{0,00025} = \frac{1000}{0,0005} = \frac{1500}{0,00075} = 2.000.000 \text{ Kg/cm}^2.$$

Il modulo E è tanto maggiore quanto più il materiale è rigido e nei materiali molto deformabili, come la gomma vulcanizzata ed i tessuti costituenti la parete aortica, raggiunge valori molto piccoli.

SIGNIFICATO E IMPORTANZA DEL MODULO DI ELASTICITÀ

Da quanto detto in precedenza risulta che il modulo E di elasticità non è altro che il coefficiente di proporzionalità tra tensione e dilatazione e lo si può pertanto considerare solo per quei materiali, per i quali vale la legge di HOOKE, caratterizzati cioè da un diagramma di deformazione elastica a trazione avente il tratto iniziale costituito da una retta (ricordiamo che il limite di questa costituisce il limite di proporzionalità).

Il parametro E è fondamentale, perchè rappresenta un indice del potere e del modo di deformazione dei materiali.

Per la gomma vulcanizzata, di particolare durezza e composizione, e per i tessuti costituenti la parete aortica è possibile considerare il modulo E , purchè naturalmente si sperimenti entro una gamma di deformazioni inferiori al limite di proporzionalità.

Solo in un caso, sui dieci fatti oggetto delle nostre ricerche, è stato ottenuto un diagramma di deformazione, nel quale il tratto iniziale non era costituito da una retta. Mancando pertanto la validità della legge di HOOKE, non si sarebbe potuto a rigore considerare E , variabile in tal caso da punto a punto e quindi senza significato; siamo ricorsi tuttavia ad un artificio, assumendo per E un valore convenzionale, dato dal rapporto $\frac{\sigma}{\epsilon}$, corrispondente ad un certo ϵ , stabilito secondo un criterio, che verrà esposto più avanti nella descrizione dettagliata della metodologia seguita nelle esperienze. Tale valore di E , pur non avendo alcun significato in senso assoluto, ci è stato ugualmente utile in senso relativo per il confronto con i valori di E ottenuti negli altri nove casi, confronto che altrimenti non sarebbe stato possibile.

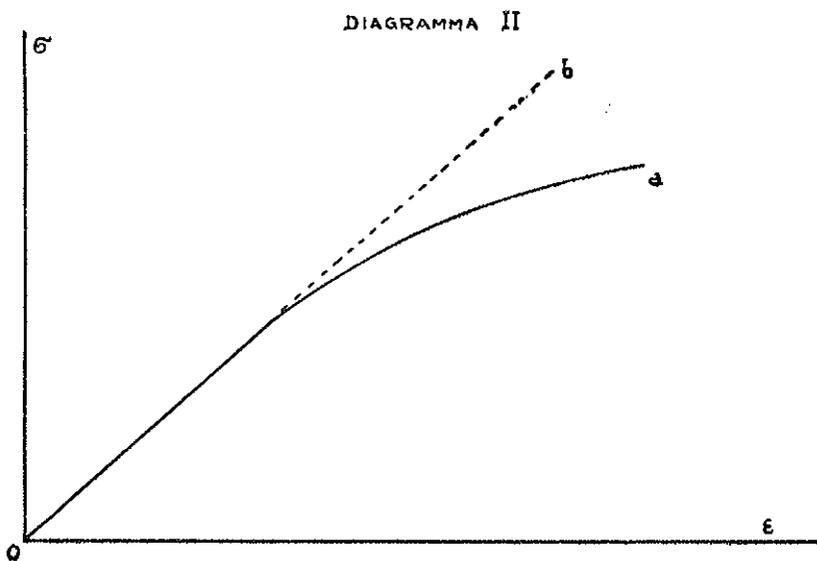
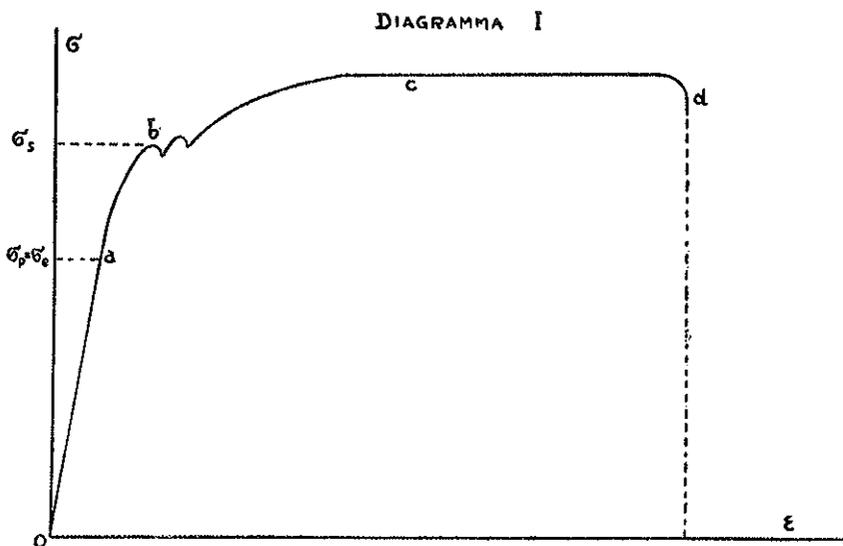
LA CONDIZIONE DI RESISTENZA

La sollecitazione di solo sforzo normale è quella che conduce alla condizione di resistenza più semplice e sicura, poichè lo stato reale della barretta considerata coincide con quello dei campioni del materiale sui quali si sperimenta in laboratorio. Infatti le prove di resistenza più comuni sono quelle di trazione su provette prismatiche, mediante le quali si determina il carico di rottura σ_r , e, per i corpi duttili, anche il carico al limite di elasticità σ_e ed il carico di snervamento σ_s .

Riportiamo le forme tipiche dei diagrammi di deformazione a trazione dei materiali duttili e di quelli fragili, che si ottengono portando come ascisse le dilatazioni ϵ e come ordinate le tensioni σ (vedi diagrammi I e II).

Tali diagrammi sono fondamentali perchè la loro forma definisce il modo di deformarsi ed il comportamento elastico di un materiale nei confronti di un determinato tipo di sollecitazione.

Nei corpi duttili (diagramma I) la ϵ si mantiene proporzionale alla σ fino ad un valore σ_p (limite di proporzionalità, praticamente uguale al limite σ_e di elasticità) (punto *a*), poi cresce un po' più rapidamente. Quando σ raggiunge un valore σ_s (carico di snervamento) (punto *b*), la ϵ continua a crescere anche senza che cresca σ ; dopo di che si ha il periodo dei grandi allun-



gamenti, durante il quale la σ cresce relativamente poco (tratto c). Infine si ha la rottura (punto d).

Mentre al limite di elasticità la ϵ vale circa 1/1000 per il ferro ed allo snervamento è poco maggiore, alla rottura l'allungamento, misurato su di un tratto lungo 10 volte il diametro, può raggiungere anche il 30 %.

Per i corpi fragili (diagramma II) si ha un diagramma Oa che si scosta man mano dalla tangente Ob all'inizio; cioè la ϵ cresce in misura un po' maggiore rispetto alla legge di Hooke. In tal modo si giunge alla rottura, che non è preceduta da fenomeni singolari e che avviene quando la ϵ è ancora molto piccola.

Sono stati riportati più avanti i diagrammi di deformazione della gomma e quelli ottenuti dalle esperienze eseguite sulle dieci aorte da noi prese in esame; essi presentano tutti un andamento simile: un primo tratto rettilineo a cui segue una convessità rivolta verso l'asse delle ascisse, infine un terzo tratto che tende a diventare rettilineo con una certa inclinazione rispetto all'asse delle ordinate.

L'andamento di queste curve ci dice che con l'aumentare del carico di trazione detti materiali subiscono un irrigidimento (cristallizzazione), al contrario di quanto avviene nei materiali duttili.

Noti i valori di σ_e , σ_s , σ_r , si potrà stabilire il limite k di tensione che non deve essere superato senza pericolo di deformazioni permanenti, di snervamento o di rottura:

$$[6] \quad \sigma_{\infty} = \frac{N}{A} \leq k$$

La tensione di rottura σ_r è un dato importantissimo perchè esprime con un numero la resistenza di un materiale ad un determinato tipo di sollecitazione.

Altrettanto importante è la dilatazione di rottura ϵ_r , che ci indica l'entità della deformazione che si verifica in un materiale al momento della rottura.

Tanto σ_r , quanto ϵ_r sono state determinate nelle nostre ricerche, come del resto si fa nella pratica, ammettendo che durante la prova di trazione le dimensioni della sezione trasversale del saggio non mutino e che le relazioni teoriche, dedotte dalle considerazioni svolte in precedenza, siano valide anche nel periodo prossimo alla rottura. I valori ottenuti sono perciò in parte convenzionali ed acquistano importanza solo nel confronto con altri, ottenuti con la stessa metodologia.

INFLUENZA DEI FENOMENI DI FATICA SULLA RESISTENZA DEI MATERIALI

Nelle considerazioni svolte sulle sollecitazioni alle quali è sottoposta una arteria nella sua funzione fisiologica fu supposto per semplicità che essa costituisse un sistema statico. Sappiamo invece che si tratta di un sistema dinamico sottoposto a variazioni di una frequenza piuttosto elevata (circa 68/min.).

Precisiamo che una forza si dice statica quando rimane costante nel tempo o varia con sufficiente lentezza e con continuità dal valore nullo a quello finale sì da non produrre sui materiali considerati scosse rapide e brusche. Si dice dinamica una forza quando agisce rapidamente con urto (per es. colpo d'ariete in un conduttura d'acqua) o quando è rapidamente variabile. L'esperienza c'insegna che la resistenza dei materiali diminuisce sensibilmente quando essi vengono sottoposti a carichi pulsanti con rapido ritmo, a causa di quei fenomeni che si distinguono oggi col nome di affaticamento o di fatica.

Le ricerche in questo campo iniziate da W. A. ALBERT nel 1829, scientificamente orientate da sir W. FAIRBAIRN e proseguite per 22 anni da A. WÖHLER, condussero a quelle leggi che sono ora conosciute sotto il nome di Wöhler e che possono essere così formulate:

I) legge: sotto l'effetto di carichi pulsanti la rottura può avvenire per uno sforzo minore di quello corrispondente alla rottura per azione statica.

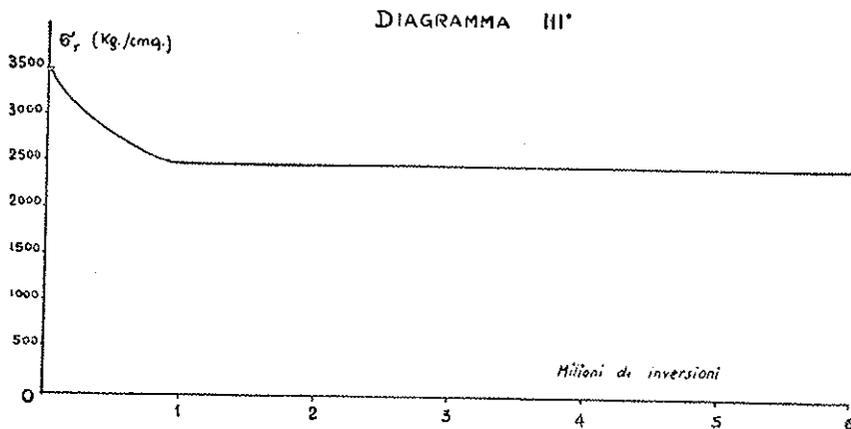
II) legge: il numero delle sollecitazioni necessarie per ottenere la rottura con sforzi ripetuti è tanto più grande quanto minore è il carico più alto, a parità di grandezza di quello più basso, e quanto maggiore è il carico più basso, a parità di valore del carico più alto.

III) legge: esiste una tensione unitaria (resistenza originaria) al di sotto della quale, se il carico oscilla tra il valor nullo e quello finale, la rottura non si produce per quanto grande sia il numero delle oscillazioni. Esiste una analoga tensione limite (resistenza a sforzi invertiti) minore della resistenza originaria, al di sotto della quale il carico si può invertire quante volte si creda, senza giungere alla rottura.

L'ultima legge sfugge a un diretto controllo sperimentale ed è il risultato di una estrapolazione, ma questa apparirà legittima quando si ricordi che in talune esperienze americane si è giunti a parecchie centinaia di milioni di ripetizioni di colpi e si consideri che la curva che fornisce la relazione tra il carico di rottura σ_r , ed il numero delle pulsazioni dello sforzo ha un ben chiaro andamento asintotico (diagramma III).

Tali fenomeni sono in stretta relazione con l'isteresi elastica e con la facoltà di smorzamento, cioè con la proprietà di smorzare più o meno rapidamente le oscillazioni di una barretta del materiale considerato.

Si misura tale facoltà con la superficie di un ciclo d'isteresi; essa dipende per un dato corpo dalla forma della provetta, dal tipo di sollecitazione con-



siderata e dall'entità di questa: di regola durante la prova si raggiunge nel saggio quella resistenza limite che si chiamò resistenza a sforzi invertiti.

Le esperienze hanno dimostrato:

a) che in prove di questo genere la presenza di tensioni iniziali agisce in misura ancor più sfavorevole che non per le sollecitazioni statiche;

b) che non vi sono relazioni nette e ben definite fra i risultati delle une e delle altre prove;

c) l'aumento di temperatura produce una rapida diminuzione della resistenza al carico pulsante.

Importante il risultato di cui alla lettera a) nel caso dell'aorta, nella quale, tensioni iniziali, nel senso descritto, potrebbero essere determinate da stiramenti o da compressioni per cause patologiche: queste nuove sollecitazioni, sovrapponendosi a quelle prodotte dalla variabile pressione sanguigna, agirebbero in misura notevolmente sfavorevole.

Da quanto è stato detto possiamo dunque affermare che il comportamento di un materiale alla fatica è caratterizzato da tre elementi:

— la resistenza statica σ_s , che rappresenta la σ di rottura per carico costante;

- la resistenza originaria σ_0 che è il valore al disotto del quale facendo variare σ da zero a σ_0 non si ha la rottura qualunque sia il numero delle ripetizioni;
- la resistenza a sforzi invertiti σ_i che è il valore al disotto del quale facendo variare σ fra $+\sigma_i$ e $-\sigma_i$ non si ha la rottura qualunque sia il numero delle inversioni.

La resistenza di lavoro σ_l , quando σ varia moltissime volte fra due valori estremi σ max. e σ min., dipende dal rapporto σ min./ σ max. (in valore e segno) e dalle tre resistenze suddette.

Assai note sono le formule di LAUNHARDT-WEYRAUCH dedotte dalle esperienze di WÖHLER:

$$\sigma_l = \sigma_0 \left(1 + \alpha \cdot \frac{\sigma \text{ min.}}{\sigma \text{ max.}} \right) \quad \text{se } \sigma \text{ max. e } \sigma \text{ min. hanno lo stesso segno}$$

$$\sigma_l = \sigma_0 \left(1 + \beta \cdot \frac{\sigma \text{ min.}}{\sigma \text{ max.}} \right) \quad \text{se } \sigma \text{ max. e } \sigma \text{ min. hanno segni contrari}$$

dove:

$$\alpha = \frac{\sigma_s - \sigma_0}{\sigma_0}; \quad \beta = \frac{\sigma_0 - \sigma_i}{\sigma_0}$$

si assume di solito:

$$\alpha = \beta = 0,2 \div 0,3 .$$

TETMAJER propose l'espressione:

$$\sigma_l = a + b \cdot \frac{\sigma \text{ min.}}{\sigma \text{ max.}} + c \left(\frac{\sigma \text{ min.}}{\sigma \text{ max.}} \right)^2$$

essendo:

$$a = \sigma_0, \quad b = \frac{\sigma_s - \sigma_i}{2}; \quad c = \frac{\sigma_s + \sigma_i}{2} - \sigma_0 .$$

Relazioni analoghe danno il carico di sicurezza k_l (che è una frazione di σ_l) oltre il quale possono determinarsi condizioni di deformazioni permanenti o di rottura.

DETERMINAZIONE DELLA TENSIONE σ E DELLA DILATAZIONE ε DELL'AORTA IN VIVO

Indicando con p la pressione massima arteriosa, con r_i il raggio interno della sezione e con s lo spessore della parete, consideriamo un anello di arteria di lunghezza uno; la metà di questo anello ottenuta mediante un piano dia-

metrale è soggetta alla pressione p ed ai due sforzi normali N , sostituiti alla metà soppressa.

Per l'equilibrio nella direzione y , normale al piano di sezione e passante per il centro di questa, si ha:

$$\int_0^\pi p \cdot r_i \cdot d\alpha \cdot \sin \alpha = 2N$$

nella quale α è l'angolo che un raggio qualsiasi forma col piano di sezione.

Integrando si ottiene:

$$N = p \cdot r_i .$$

L'area della sezione nella quale agisce N è $\pi \times s$. Se s è piccolo rispetto ad r_i si può ammettere che σ sia uniforme nello spessore (infatti il raggio r di una qualunque fibra circolare, sia interna che esterna, subisce un aumento costante Δr e quindi ogni fibra subisce lo stesso allungamento totale:

$$\Delta l = 2\pi(r + \Delta r) - 2\pi r = 2\pi \cdot \Delta r$$

ma la lunghezza l delle fibre è minore per quelle più interne, per cui esse subiscono una dilatazione $\varepsilon = \Delta l/l$ maggiore e quindi una σ maggiore; tuttavia se s è piccolo rispetto ad r , la differenza delle varie lunghezze è trascurabile e la σ è praticamente costante); confondendo inoltre r_i col raggio medio r_m , si ha:

$$[7] \quad \sigma = p \cdot \frac{r_m}{s}$$

la dilatazione vale:

$$\varepsilon = \frac{\sigma}{E} = \frac{p r_m}{s E}$$

quindi l'aumento del raggio risulta:

$$\Delta r = \varepsilon r_m$$

ossia:

$$[8] \quad \Delta r = \frac{p r_m^2}{s E}$$

La [7] può esprimersi anche in funzione del diametro medio Φ_m :

$$\sigma = p \cdot \frac{\Phi_m}{2s}$$

così che ϵ viene espressa da:

$$\epsilon = \frac{\sigma}{E} = \frac{p \cdot \Phi_m}{2sE}$$

Tale dilatazione, aumento unitario del diametro medio, è uguale all'aumento unitario della circonferenza media (crfm), come risulta dalle seguenti uguaglianze:

$$\begin{aligned} \epsilon \text{ crfm.} &= \frac{\text{crfm. dopo la deformazione} - \text{crfm.}}{\text{crfm.}} = \\ &= \frac{\pi \Phi_m \text{ dopo la deformazione} - \pi \Phi_m}{\pi \Phi_m} = \\ &= \frac{\Phi_m \text{ dopo la deformazione} - \Phi_m}{\Phi_m} = \\ &= \text{dilatazione } \epsilon \text{ del diametro medio.} \end{aligned}$$

Da quanto esposto risulta che per calcolare la tensione σ e la dilatazione ϵ , che si verificano nell'aorta in vivo, occorre conoscere la pressione arteriosa massima p nell'aorta ed il modulo E di elasticità della parete aortica allo stato vivente.

Noi non conosciamo il valore di p , certamente diverso e notevolmente superiore a quello che si può rilevare al braccio con lo sfigmomanometro, uguale a circa 130 mm. di Hg, negli individui normali di media età. Infatti la corrente sanguigna per giungere all'arteria omerale deve superare forti resistenze, date dalle angolature, dalle variazioni di direzione, di sezione e dalle numerose arterie collaterali. Tali resistenze comportano certamente una sensibile diminuzione di pressione. Abbiamo ritenuto quindi non eccessiva l'ipotesi che questa nel primo tratto dell'aorta sia circa il triplo di quella riscontrabile all'arteria omerale e si aggiri sui 400 mm. di Hg., molto più che tale valore ci ha servito soltanto per avere un'idea approssimativa dell'ordine di grandezza di σ e di ϵ in vivo, e se pure fosse completamente errato non infirmerebbe per nulla i dati delle nostre esperienze che sono state svolte su tessuti morti e prescindono completamente da esso. Tenendo presente che:

$$1 \text{ mm. di Hg.} = 0,000013596 \text{ Kg./mmq.}$$

si ha:

$$p = 400 \text{ mm. di Hg.} = 0,0054384 \text{ Kg./mmq.}$$

Noi non conosciamo neppure il valore del modulo E di elasticità della parete aortica allo stato vivente, che sarà indubbiamente diverso da quelli che abbiamo potuto rilevare sperimentando su aorte allo stato inerte (influenza del tono della muscolatura liscia). È stato quindi necessario stabilire un'altra convenzione supponendo l'identità del primo con questi ultimi. L'ipotesi dell'identità di E nel vivo e nel cadavere è errata ed il valore di ϵ che se ne deduce ha soltanto un valore comparativo.

I valori della tensione σ e della dilatazione ϵ in vivo, calcolati come sopra detto, mentre ci possono dare un'idea approssimativa dell'ordine di grandezza delle sollecitazioni che agiscono sulla parete aortica in vivo e delle relative deformazioni, confrontati nei singoli casi, fatti oggetto delle nostre ricerche, rispettivamente con la tensione di rottura σ_r e con la dilatazione di rottura ϵ_r , ci hanno fornito utili indicazioni sul margine di sicurezza al quale l'aorta lavora.

LA CONTRAZIONE TRASVERSALE NEI CORPI SOGGETTI A TRAZIONE

Consideriamo ancora una barretta di materiale qualsiasi soggetta ad uno sforzo di trazione. Contemporaneamente alla dilatazione longitudinale ϵ_x si manifestano delle dilatazioni trasversali ϵ_y ed ϵ_z secondo gli assi y e z ortogonali tra loro ed all'asse x . Tali dilatazioni ϵ_y ed ϵ_z sono uguali tra loro, di segno contrario alla ϵ_x (nel senso che rappresentano accorciamenti-dilatazioni negative, dovute a tensioni da compressione), di valor assoluto minore, e la loro dipendenza da ϵ_x si esprime con:

$$[9] \quad \epsilon_y = \epsilon_z = - \frac{\epsilon_x}{m}$$

dove $1/m = \nu$ è il coefficiente di contrazione trasversale o coefficiente di Poisson.

In seguito alle teorie molecolari dei corpi isotropi svolte da NAVIER e da CAUCHY, si ritenne per molto tempo che per questi corpi fosse $m = 4$. Invece le esperienze più accurate danno per metalli, come il ferro e gli acciai, circa $m = 10/3 = 3,3$, ossia $\nu = 0,3$. Per altri metalli m varia tra 2,5 e 4.

Una limitazione intuitiva dei possibili valori di m si ha osservando che nel caso di ϵ_x positiva, ϵ_y ed ϵ_z non possono essere positive, non essendo concepibile che la barra si allarghi per effetto dell'allungamento, e non pos-

sono essere in valor assoluto maggiori di $\varepsilon_x/2$, altrimenti il volume della barra, che tende ad aumentare, diminuirebbe: infatti il volume unitario di un cubetto di spigoli unitari paralleli agli assi x, y, z diventa $(1 + \varepsilon_x) \cdot (1 + \varepsilon_y)^2$; cioè, trascurando i termini di secondo e di terzo grado nei fattori piccolissimi ε , aumenta di $\varepsilon_x + 2 \varepsilon_y$, quindi il volume rimane invariato se $\varepsilon_y = -\varepsilon_x/2$.

Pertanto ε_x ed ε_z sono comprese tra zero e $-\varepsilon_x/2$, ossia m è compreso fra ∞ e 2. Più ristretta può sembrare la limitazione di $1/m$, che risulta compreso fra zero e 0,5.

Nelle prove di trazione è molto difficile tener conto della variazione della sezione A e le [1] [4] prescindono da tale variazione. Come già detto, nelle esperienze da noi eseguite sulla parete aortica non si è potuto tener conto della diminuzione, se pur notevole, della sezione dovuta all'allungamento della provetta, sia per la grande difficoltà di valutare esattamente le dimensioni della sezione effettiva variabili con continuità durante tutta la prova di trazione, sia perchè i dati rilevati non interessano tanto in valore assoluto quanto relativamente agli altri ottenuti con identiche modalità di prova.

IL LAVORO DI DEFORMAZIONE ELASTICA NELLA TRAZIONE

È facile ora calcolare il lavoro di deformazione elastica di una barretta di materiale qualsiasi soggetta ad uno sforzo di trazione N .

Supponiamo che la forza N cresca da zero al valore finale N in modo abbastanza lento per non produrre azioni dinamiche sensibili, cioè in modo statico, e calcoliamo il lavoro che essa compie per effetto dello spostamento del suo punto d'applicazione, che cresce contemporaneamente da zero a Δl (lavoro di deformazione, perchè va speso per deformare la barra).

Se in un istante qualunque la forza ha raggiunto un valore intermedio αN , essendo α un numero variabile da zero a uno, e se non si oltrepassa il limite di proporzionalità, la corrispondente variazione di lunghezza avrà raggiunto il valore $\alpha \Delta l$.

Diamo ora alla forza un incremento infinitesimo $d(\alpha N) = N \cdot d\alpha$: il punto d'applicazione subirà un ulteriore spostamento $d(\alpha \Delta l) = \Delta l \cdot d\alpha$, ed il lavoro corrispondente, a meno di un infinitesimo di secondo ordine, è il prodotto della forza, pensata costante, per lo spostamento, ossia:

$$dL = \alpha N \cdot \Delta l \cdot d\alpha$$

Il lavoro totale vale perciò:

$$L = \int dL = N \cdot \Delta l \cdot \int_0^1 \alpha d\alpha = \frac{N \cdot \Delta l}{2}$$

ossia è la metà del prodotto dei valori finali della forza e della variazione di lunghezza.

Era facile prevedere che il lavoro è minore di $N \cdot \Delta l$, perchè durante lo spostamento Δl la forza ha valori minori di N , e raggiunge questo valore solo quando lo spostamento ha termine. Ma se la legge di dipendenza fra N e Δl non fosse lineare, il fattore di riduzione sarebbe diverso da $1/2$.

Per la [4] il lavoro di deformazione è esprimibile anche in funzione della sola forza N oppure della sola deformazione Δl (funzioni quadratiche); per cui si hanno tre diverse espressioni:

$$[10] \quad L = \frac{N \cdot \Delta l}{2} = \frac{N^2 l}{2EA} = \frac{EA \overline{\Delta l}^2}{2l}$$

Inoltre se si indica con $V = A \cdot l$ il volume della barretta, le [1] [2] e [3] consentono di esprimere L in funzione di σ_x e di ϵ_x :

$$[11] \quad L = \frac{1}{2} \sigma_x \epsilon_x V = \frac{1}{2E} \sigma_x^2 \cdot V = \frac{E}{2} \epsilon_x^2 V.$$

Se non si supera il limite di elasticità, il lavoro esterno compiuto dalla forza esterna N si trasforma in energia potenziale elastica e viene completamente restituito quando la forza cessa di agire. Esso corrisponde al lavoro interno compiuto dalle tensioni interne σ_x .

La [11], che esprime L in funzione di σ e di ϵ (lavoro interno di deformazione), si dimostra in modo più generale considerando un parallelepipedo di spigoli dx , dy , dz le cui faccie di area $dy dz$ sono soggette alla forza $\sigma_x \cdot dy dz$ mentre la sua lunghezza dx subisce la variazione $\epsilon_x \cdot dx$. Il lavoro di deformazione del parallelepipedo risulta:

$$dL = \frac{1}{2} \sigma_x dy dz \cdot \epsilon_x dx = \frac{1}{2} \sigma_x \epsilon_x dV$$

dove il fattore $1/2$ è dovuto all'aumento graduale di σ_x .

Perciò il lavoro relativo al volume uno è $\sigma_x \epsilon_x / 2$, mentre il lavoro totale è:

$$L = \frac{1}{2} \int_v \sigma_x \epsilon_x dV = \frac{1}{2E} \int_v \sigma_x^2 dV = \frac{E}{2} \int_v \epsilon_x^2 dV.$$

È qui opportuno ricordare che il lavoro speso dal cuore durante la sistole per spingere nell'aorta la massa sanguigna, viene da questa a sua volta in parte speso per deformare la parete aortica (deformazione a fuso dell'aorta), che lo accumula sotto forma di energia potenziale elastica, per poi restituirlo durante la diastole cardiaca.

Le espressioni sopra riportate ci consentono di calcolare, volendo, questo lavoro.

COMPORTAMENTO DELLA TENSIONE σ_x , DELLA DILATAZIONE ϵ_x , E DEL LAVORO DI DEFORMAZIONE L NEI SISTEMI A SEZIONE VARIABILE SOGGETTI A TRAZIONE

Nelle considerazioni svolte finora abbiamo supposto la costanza della sezione A nella barretta soggetta a trazione.

In tal caso è esatta l'ipotesi dell'uniforme ripartizione della σ_x nella sezione e la relazione [1] che ne consegue.

Tuttavia, quando la sezione varia comunque, linearmente o non, in modo lento e continuo, si può ancora usare la [1] con un'approssimazione tanto migliore quanto più lenta è la variazione.

Esamineremo più avanti alcuni dei casi nei quali si conosce l'esatta distribuzione delle tensioni, onde avere un'idea dell'entità degli errori che si possono commettere ed usare le opportune cautele nella valutazione dei dati rilevati al dinamometro.

Inoltre nel caso di sezione variabile non valgono le [4] e [10] perchè richiedono la costanza di N e di A ; però esse sono accettabili per ogni tronco dx del saggio, specialmente se la variazione di A è lenta, per cui si ha:

$$[12] \quad \Delta l = \int_0^l \frac{N \cdot dx}{EA}$$

$$[13] \quad L = \int_0^l \frac{N^2 dx}{2EA}$$

IL CASO DELLA SEZIONE VARIABILE PER VARIAZIONE LINEARE DELLO SPESSORE

Nell'aorta non sempre si riscontra la costanza della sezione, anche considerando tratti relativamente brevi, e spesso è facile rilevare una diminuzione dello spessore in rapporto alla diminuzione del lume.

La diminuzione in senso distale dello spessore della parete aortica trova una spiegazione logica nella corrispondente diminuzione della pressione san-

guigna per perdita di carico dovuta alle resistenze (cambiamento di direzione causato dall'arco aortico, presenza di numerose arterie collaterali, diminuzione del lume) che l'onda sfigmica incontra durante la sua propagazione.

Se la variazione di spessore dell'arteria non ha alcuna importanza pratica nel comportamento dei saggi ricavati normalmente all'asse di essa, perchè il tratto di vaso interessato è troppo breve per rendere apprezzabile tale variazione, ne potrebbe avere invece molta nel comportamento dei saggi ricavati parallelamente a detto asse, perchè il tratto di vaso interessato è notevolmente più lungo.

Questi saggi assumono la forma di una barretta di lunghezza l , di larghezza costante b e di spessore s , decrescente linearmente da un massimo ad un minimo (cuneo). La sezione $A = b \cdot s$ sarà pure decrescente da un massimo, corrispondente al valore massimo di s , ad un minimo, relativo al valore minimo di s .

Il saggio a sezione variabile con continuità, di larghezza costante b e di spessore s variabile linearmente (a forma cioè di cuneo), costituisce un caso tipico per il quale la teoria dell'elasticità dà la soluzione esatta (vedi: J. H. MICHELL « Proc. London, Math. Soc. » vol. 34, 1902, pag. 134; vedi anche: A. MIURA « Spannungskurven in rechteckigen und Keilförmigen Trägern » pag. 50, Berlino, Springer, 1928).

Nelle sezioni cilindriche mn aventi per asse lo spigolo del cuneo (vedi figura) si hanno solo tensioni σ_r , normali, dirette perciò secondo il raggio r , espresse da:

$$\sigma_r = \frac{2}{\alpha + \operatorname{sen} \alpha} \cdot \frac{P \cos \varphi}{b r}$$

La σ_r è quindi massima nel punto O ($\varphi = 0$; $\cos \varphi = 1$) e minima nei punti m ed n (per φ compreso tra 0° e 90° , $\cos \varphi$ è compreso tra 1 e zero).

Se invece si calcola mediante la [1] la σ in una sezione piana $m' n'$ normale all'asse della provetta e distante $x = r$ dal vertice del cuneo, supponendola uniforme e normale alla sezione, si ha un valore medio:

$$\sigma \text{ media} = \frac{P}{2bx \cdot \operatorname{tg} \frac{\alpha}{2}}$$

Il valore $\sigma \text{ max}$ è tanto maggiore di $\sigma \text{ media}$ quanto più grande è α ; per α uguale a:

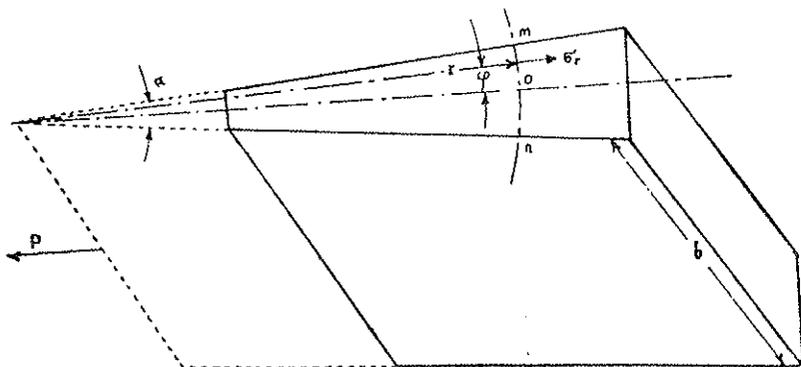
$$10^\circ - 20^\circ - 30^\circ - 40^\circ - 50^\circ - 60^\circ$$

la differenza è:

$$0,52 - 2,05 - 4,71 - 8,58 - 13,8 - 20,7 \%$$

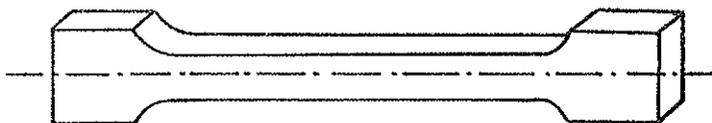
del valore di σ media.

Perciò la [1] può essere usata con sufficiente approssimazione, purchè α non sia molto grande come nel caso della parete aortica, lo spessore della quale decresce in misura molto piccola.



IL CASO DELLE BRUSCHE VARIAZIONI DI SEZIONE

È opportuno svolgere qui qualche considerazione sulle brusche variazioni di sezione. Le provette infatti usate nelle normali prove dinamometriche di laboratorio sia sui metalli che su materiali organici (gomma, tessuti, carta, ecc.) e quelle usate nelle nostre ricerche hanno una forma prismatica, ma presentano alle estremità un allargamento brusco, sia pur raccordato, necessario per garantire una sufficiente presa ai morsetti del dinamometro (vedi figura). Il tratto prismatico compreso tra l'inizio dei raccordi dei due allargamenti terminali, che è quello utile agli effetti della prova di trazione, viene chiamato tratto utile del saggio.



provetta.

In queste provette, che presentano un cambiamento di sezione con raccordo, si ha una concentrazione della tensione nei punti m ed n del raccordo

(punti in corrispondenza ai quali avviene la brusca variazione della sezione), tanto più forte quanto minore è il raggio ρ del raccordo e quanto maggiore è il cambiamento di sezione.

Con esperienze eseguite al riguardo si è potuto stabilire l'entità dell'aumento di tensione (coefficiente di aumento δ) per alcuni valori di ρ e del rapporto $\frac{b_1}{b}$ tra la larghezza della provetta nella parte più larga e quella corrispondente alla parte più stretta.

$\frac{\rho}{b}$	$\frac{b_1}{b}$	δ
1/2	1,5	1,3
1/2	3,0	1,6
1/8	1,5	2,0
1/8	3,0	2,7
—	> 3,0	2,7

Nella progettazione e nella costruzione delle fustelle per la tranciatura e per la preparazione dei saggi dalla parete aortica ci siamo serviti di questi dati al fine di ottenere la massima regolarità durante le prove di trazione, evitando rotture anomale nei punti di raccordo.

IL CASO DELLA PRESENZA DI FORI NEL SAGGIO E DI CAVITÀ SFERICHE NEL CORPO DEL SAGGIO

Premesso che per foro intendiamo una soluzione di continuo interessante tutto lo spessore del saggio, mentre una cavità sferica situata nel corpo del saggio non interessa gli strati superficiali di esso e non è quindi esternamente visibile, consideriamo dapprima l'influenza sulla tensione σ di un foro situato sul corpo della provetta. La presenza di un foro equivale praticamente ad un brusco restringimento della sezione nella zona corrispondente al foro stesso. L'argomento presenta un grande interesse per lo studio da noi intrappreso perchè alcune aorte già oggetto delle nostre esperienze o tuttora in esperimento e dalle quali abbiamo dovuto ricavare le provette per le prove dinamometriche, presentavano lesioni, noduli di calcificazione arteriosclerotica

(un nodulo siffatto equivale ad un foro perchè, sotto lo sforzo di trazione, non può seguire la deformazione elastica delle zone circostanti e tende a staccarsi), perforazioni, ecc.

Un foro circolare praticato sul corpo di una provetta provoca durante la trazione di questa forti concentrazioni della tensione nei punti m ed n situati alle estremità del diametro del foro normalmente alla direzione della forza agente. Supponendo la larghezza della provetta infinita si trova:

$$\sigma \max = 3 \sigma$$

essendo σ la tensione in mancanza del foro; risultato accettabile anche per una provetta non molto larga, ma con foro relativamente piccolo.

Se il foro è ellittico con semiassi a maggiore normale e b minore parallelo allo sforzo, si ha:

$$\sigma \max = \sigma \left(1 + \frac{2 \cdot a}{b} \right)$$

per cui $\sigma \max / \sigma$ può essere anche molto maggiore di 3 quando a è maggiore di b .

Sull'argomento sono stati consultati:

- G. KIRSCH: *Die Theorie der Elastizität und die Bedürfnisse der Festigkeitslehre*, « Zs. V. D. I. », 1898, pag. 797;
 E. PREUSS: *Versuche über die Spannungsverteilung in gelochten Zugstäben*, « Zs. V. D. I. », 1912, pag. 1780 (verifica sperimentale);
 S. TIMOSHENKO: *Theory of Elasticity*, New York - Londra, Mc Graw - Hill, 1934 (traduzione francese, Parigi, Béranger, 1936);
 G. KOLOSOFF: *Dissertazione*, Pietroburgo, 1910;
 C. E. INGLIS: « Engineering », vol. 95, 1913, pag. 415;
 T. PÖSCHL: « Math. Zs. », vol. II, 1921, pag. 95.

L'influenza di una piccola cavità sferica nell'interno di una barra soggetta a tensione σ secondo l'asse è stata studiata da R. V. SOUTHWELL, « Phil. Mag. », 1926. La massima influenza si ha nei punti dell'equatore della cavità, nei quali la σ è quasi esattamente raddoppiata.

Questi risultati mettono in evidenza dal punto di vista fisico come una lesione, sia pur piccolissima, od una calcificazione nella parete di una arteria possa alterare notevolmente la uniforme distribuzione delle tensioni, creando squilibri nelle reazioni elastiche con grave compromissione della sua resistenza alla variabile pressione sanguigna.

INFLUENZA DEI BRUSCHI RESTRINGIMENTI DI SEZIONE E DELLA PRESENZA DI FORI
SULLA RESISTENZA DEI SISTEMI SOGGETTI A TRAZIONE

Quanto è stato esposto per i bruschi restringimenti di sezione e per la presenza di fori, vale naturalmente purchè σ max. non superi il limite di proporzionalità.

Perciò nei materiali fragili, essendo tale limite prossimo alla rottura, la concentrazione della tensione permane anche quando la tensione è elevata, e la σ max. può facilmente raggiungere valori tali da provocare la rottura.

Invece nei materiali duttili, nella gomma e nei tessuti costituenti la parete aortica, che raggiungono il limite di proporzionalità e le deformazioni residue molto prima che avvenga la rottura, al di là di tale limite si hanno deformazioni plastiche e adattamenti che consentono alla tensione di distribuirsi pressochè uniformemente (questo fatto potrebbe spiegare fisicamente il modo di formazione degli aneurismi arteriosi). Infatti, l'esperienza conferma che i bruschi restringimenti di sezione ed i fori diminuiscono notevolmente la resistenza se il corpo è fragile, meno se il corpo è duttile. Tuttavia anche i materiali duttili e gli altri più sopra nominati, in tali condizioni di struttura, se soggetti a frequenti variazioni di sollecitazione (caso dell'aorta), presentano precoce rottura.

IMPORTANZA DELLA VELOCITÀ DI TRAZIONE E DELLA TEMPERATURA NELLE PROVE
DI TRAZIONE.

Occorre tenere nel debito conto certi fenomeni che quasi sempre accompagnano le deformazioni elastiche che non sono piccolissime: fenomeni i quali fanno sì che la corrispondenza tra forze esterne e stato di deformazione del sistema perde in pratica quel carattere di biunivocità che, essenziale per la teoria classica dell'elasticità, non potrebbe non esserlo anche per qualunque altra teoria che mirasse ad uno scopo pratico.

È infatti notissimo a tutti gli sperimentatori che *la durata dell'azione delle forze esterne* ha un'influenza sovente essenziale sulle deformazioni dei corpi naturali. La variazione col tempo dello stato di deformazione prodotto in un corpo dall'azione di un dato sistema di forze esterne venne rilevata per la prima volta da W. WEBER, il quale aveva osservato, fin dal 1835, il fenomeno seguente: un filo di seta sotto l'azione di un peso anche moderato si allunga immediatamente di una certa quantità, poi l'allungamento continua

a crescere in modo lento, ma sensibile per molte ore; se si toglie il peso, il filo si accorcia immediatamente senza però arrivare a prendere subito la sua lunghezza primitiva: lunghezza che esso tende a riprendere soltanto dopo un certo tempo; in altri termini il fenomeno dell'accorciamento, dapprima rapido, non cessa subito, ma prosegue sempre più lentamente, mantenendosi ancora visibile dopo parecchi giorni.

Questo fatto chiamato da WEBER « elastiche Nachwirkung » venne ripreso in esame nel 1863 da R. KOHLRAUSCH, il quale lo sperimentò sottoponendo a torsione dei fili sottilissimi di vetro.

Sperimentando sia sul vetro, sia su certi metalli speciali, egli trovò che un filo, abbandonato a se stesso dopo una torsione un po' prolungata in un certo senso, non ritorna immediatamente al suo stato iniziale, l'angolo di torsione diminuendo progressivamente col tempo. Se, durante questo periodo di elasticità ritardata, si assoggetta il filo per qualche istante a una piccola torsione in senso contrario e lo si abbandona poi nuovamente a se stesso, il nuovo angolo di torsione si annulla assai rapidamente e il filo si ritorce spontaneamente di un certo angolo nel senso della deformazione primitiva, per riprendere poi a poco a poco il suo lentissimo moto di ritorno verso lo stato iniziale.

Questa ricomparsa della prima deformazione non ancora totalmente annullata venne riconosciuta anche da numerosi altri sperimentatori. Essi hanno potuto constatare che il *fenomeno dell'elasticità ritardata*, particolarmente evidente nel comportamento del vetro, del piombo e di pochi altri corpi, è appena sensibile per la maggior parte dei metalli: il che non impedì ad AUSTEN di sottoporlo ad accurato esame e di misurarlo, nel caso dell'argento, del rame e dell'ottone, tanto bene da poterne apprezzare le variazioni d'intensità dipendenti dalle variazioni di *temperatura*.

Le esperienze dimostrarono concordi (vedi quanto detto in precedenza sulla isteresi) che se si fa variare in modo continuo la forza deformatrice, dapprima crescendo progressivamente da zero fino a un certo valore massimo e decrescendo poi nuovamente fino a zero, per valori uguali di essa, la deformazione si mantiene generalmente, nel periodo di decremento, un po' maggiore che durante l'incremento della forza.

Più generalmente si può dire che al variare della sollecitazione esterna tra un valor minimo ed un valor massimo comunque scelti, e fra questo massimo e lo stesso minimo, la curva che rappresenta la legge di variazione della

deformazione in funzione della detta sollecitazione consta di due rami ben distinti, uno dei quali corrisponde ai valori crescenti, l'altro ai valori decrescenti; se si ripete successivamente un numero sufficiente di volte questa esperienza si trova non di rado (per esempio per il nichel, il rame, l'alluminio e molti altri metalli) che la curva rappresentativa tende verso una forma limite o ciclo chiuso, che racchiude una certa porzione di piano, la cui area rappresenta, come è facile riconoscere, quella parte del lavoro speso durante la deformazione del corpo, che non viene da questo restituita quando cessa la sollecitazione.

Ma se si viene accidentalmente a oltrepassare uno qualunque dei due valori limiti sopra scelti per la sollecitazione, il punto rappresentativo del fenomeno esce dal ciclo suddetto per descrivere una nuova curva, la quale tenderà, ove ne sia il caso, ad un nuovo ciclo limite, in generale diverso dal primo.

Se si tien conto che non mancano poi altri materiali (piombo, ecc.) per i quali non si verifica neppure la suddescritta accomodazione dei cicli, si può concludere che lo stato di deformazione di un corpo deve a rigore considerarsi funzione non soltanto del sistema di forze a cui esso è attualmente soggetto, ma altresì di tutti quei sistemi di forze a cui il corpo stesso è stato assoggettato in precedenza.

Non è possibile soffermarci qui sui tentativi che negli ultimi anni si sono fatti per stabilire le basi di una teoria matematica dell'isteresi elastica: ci basta l'averne accennata la possibilità, nonchè la connessione con le più moderne vedute sperimentali (vedi ereditarietà meccanica), e soprattutto l'aver fatto intravedere quanto complesso si presenti il problema delle deformazioni dei corpi a chi voglia in qualunque modo raggiungere un grado di approssimazione più elevato di quello consentito dalla teoria classica: la quale, sotto questo punto di vista, si presenta come dotata di un'importanza ben diversa, ma non meno reale, di quella che le è stata per tanto tempo attribuita in passato: essa è nè più nè meno di una teoria limite, ma è un limite eccezionalmente prezioso perchè determina il minimo di complessità dei fenomeni naturali.

Ciò premesso vogliamo mettere in rilievo che il fenomeno dell'elasticità ritardata, noto pure sotto altre denominazioni quali « effetto susseguente, elasticità susseguente, deformazione susseguente, accomodazione (STRINZ) », si

verifica costantemente nella gomma vulcanizzata e fu pure riscontrato da REUTERWALL durante prove di trazione, eseguite su saggi ricavati dalla parete aortica (MONTALDO: *Aortopatia ipertensiva*, « Archivio Italiano di Anatomia e Istologia Patologica », vol. XXII, fasc. V-VI). Il tempo necessario affinché un saggio di gomma, sottoposto a trazione sotto un certo carico in un ambiente ad una determinata temperatura, raggiunga il completo allungamento corrispondente al suddetto carico varia col variare del carico, della temperatura e della composizione della mescolanza impiegata per la confezione del saggio. A parità delle altre condizioni, l'aumento della temperatura abbrevia questo tempo, che oscilla tra limiti molto ampi (da pochi giorni fino a mesi).

Per i tessuti costituenti la parete aortica esso si aggira, secondo REUTERWALL, sui dieci minuti primi.

Lo stesso dicasi del tempo necessario affinché si annulli l'allungamento del saggio, dopo che è stato liberato dal suo carico.

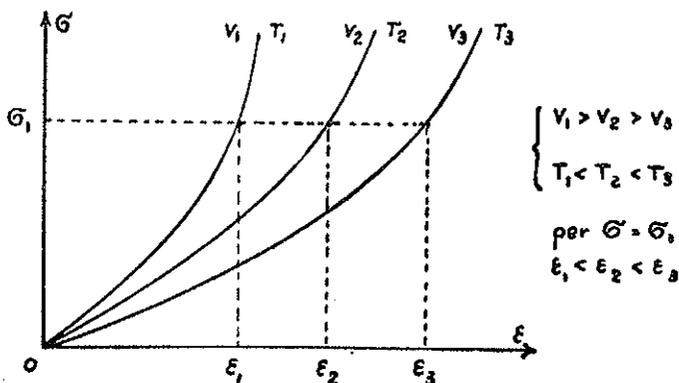
Questa pigrizia dei materiali a deformarsi sotto l'azione di sollecitazioni esterne e a riprendere la loro forma primitiva al cessare di queste, costituisce l'essenza del fenomeno dell'elasticità ritardata e potrebbe spiegarsi semplicisticamente pensando ad una viscosità molecolare.

I diagrammi di deformazione a trazione quindi eseguiti su materiali che presentano tale fenomeno (e le esperienze di REUTERWALL ci confermano che i tessuti della parete aortica appartengono a questa categoria) risentono sensibilmente della velocità, alla quale viene eseguita la trazione, espressa in millimetri di allungamento che subisce il saggio nell'unità di tempo.

Da queste considerazioni risulta l'importanza di mantenere costante la velocità di trazione durante le diverse prove al dinamometro ed in ciascuna di esse per poter confrontare tra loro i valori ottenuti. La costanza della velocità di trazione infatti si traduce praticamente nella garanzia che ciascun allungamento del diagramma di deformazione è stato ottenuto sottoponendo il saggio al corrispondente carico per un tempo costante.

Uguale importanza va pure attribuita alla temperatura ambiente, che dovrebbe teoricamente essere costante nelle diverse esperienze ed in ciascuna di esse, per ottenere valori comparabili. In pratica è sufficiente che le sue oscillazioni intorno ad un certo valore T siano comprese entro limiti piuttosto ristretti ($T \pm 3^{\circ} \text{C}$). La temperatura ambiente, alla quale viene eseguita l'esperienza, è un dato importantissimo, che deve di volta in volta essere sempre registrato.

Eseguendo diversi diagrammi di deformazione elastica a trazione (vedi figura), relativi a saggi di gomma o ricavati dalla parete di un'aorta normale, adottando al dinamometro diverse velocità di trazione decrescenti ($v_1 > v_2 > v_3$), oppure operando in ambiente successivamente a diverse temperature crescenti ($T_1 < T_2 < T_3$), si può osservare come essi siano simili nella forma, ma tanto più lontani dall'asse delle ordinate quanto minore è la velocità di trazione



adottata o quanto maggiore è la temperatura dell'ambiente nel quale si è operato. Ciò significa che per una determinata tensione σ_1 si ottengono dilatazioni ε tanto maggiori ($\varepsilon_1 < \varepsilon_2 < \varepsilon_3$) quanto minore è la velocità di trazione o quanto maggiore è la temperatura alla quale si sperimenta.

Dopo numerose prove di orientamento per stabilire la velocità di trazione più razionale da adottare nelle nostre ricerche sull'aorta, è risultato che una velocità di dieci millimetri di allungamento del saggio al minuto primo è la più opportuna. Velocità superiori infatti rendono la trazione irregolare e non consentono una sufficiente precisione nella lettura dei carichi e degli allungamenti; mentre velocità inferiori realizzano condizioni di prova che si discostano eccessivamente da quelle che realmente si verificano in vivo.

LE CARATTERISTICHE ELASTICHE E DI DEFORMABILITÀ NELLA GOMMA VULCANIZZATA.

La gomma vulcanizzata, specie se di bassa durezza, è uno dei pochi materiali, per non dire l'unico, paragonabili nel modo di rispondere alle sollecitazioni, che tendono a modificarne la forma primitiva, ai tessuti che costi-

tuiscono le elastiche pareti arteriose quando si deformano sotto gli impulsi della corrente sanguigna.

Come le arterie invecchiando induriscono e perdono la loro primitiva deformabilità (arteriosclerosi), anche un tubo di gomma assoggettato ad un lungo lavoro sotto pressione, esposto alla luce ed agli agenti atmosferici, invecchia presentando una progressiva diminuzione della sua deformabilità, dovuta ad un sensibile aumento della durezza, e delle screpolature caratteristiche (l'invecchiamento della gomma è una ossidazione dovuta al suo forte carattere non saturo con conseguente capacità di fissare l'ossigeno atmosferico ai doppi legami non ancora saturati con zolfo).

Il diagramma di deformazione a trazione determinato su saggi ricavati dalla parete aortica ha, come abbiamo potuto stabilire sperimentalmente, un andamento simile a quello di certe qualità di gomma, di particolare durezza e composizione.

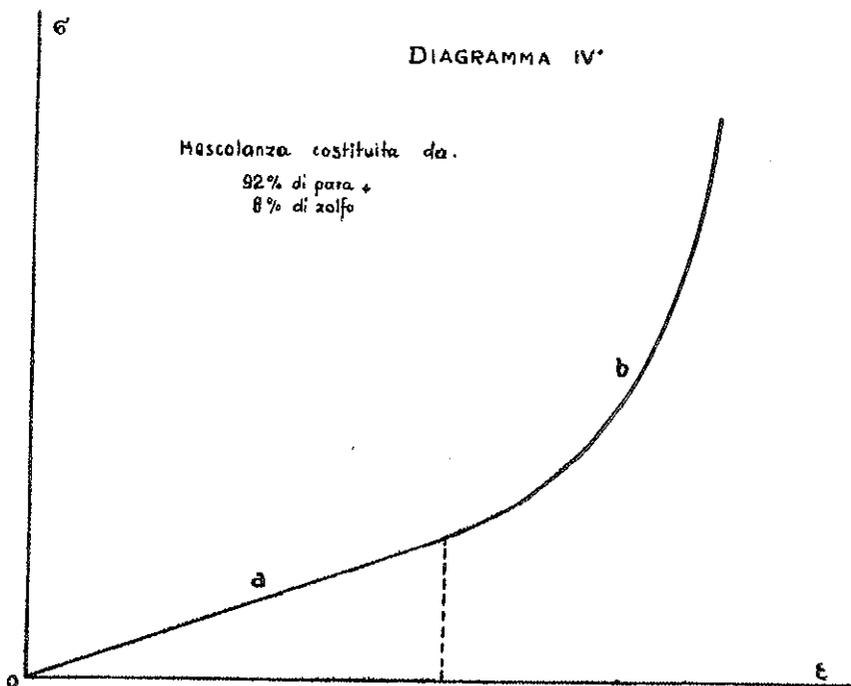
Nè deve sorprendere questa analogia di comportamento quando si pensi che in seguito agli studi eseguiti presso l'Istituto Weizmann in Israel si è trovato un polimero metilvinilacrilico che risponde alle eccitazioni elettriche, fornite da acidi e basi, distendendosi e contraendosi come un muscolo (« *Revue Générale du Caoutchouc* », novembre 1949, pag. 723: « *Chemical and Engineering News* », 29 agosto 1949, pag. 2490).

Riteniamo quindi utile un breve richiamo sulle principali caratteristiche elastiche e di deformabilità della gomma, tanto più che in base a dette caratteristiche si è potuto avere un utile orientamento nella progettazione e nella costruzione del dinamometro, usato nelle esperienze da noi condotte.

Sono state riportate nei diagrammi IV e V le curve di deformazione a trazione rispettivamente di una miscola molto ricca di para e di un'altra usata per le confezioni delle camere auto, ambedue di durezza simile a quella di un'aorta normale. Le curve hanno un andamento molto simile, e presentano un tratto iniziale a rettilineo, nel quale quindi esiste proporzionalità tra le tensioni σ e le corrispondenti dilatazioni ϵ . Questo comportamento ci consente di tener valide anche per queste qualità di gomma le deduzioni tratte per i materiali da costruzione in genere (legge di HOOKE, modulo di elasticità E , ecc.).

Nel secondo tratto b invece le curve di deformazione si discostano notevolmente in modo tipico da quelle riportate nei diagrammi I e II relativi ai corpi rigidi: i metalli ad esempio si comportano come se l'allungamento di-

struggesse uno stato solido (cristallino), nel mentre la gomma si comporta come se lo stiramento determinasse una cristallizzazione. Il tratto *b* infatti ci dice che, pur aumentando fortemente il carico, si ottengono piccoli allungamenti.

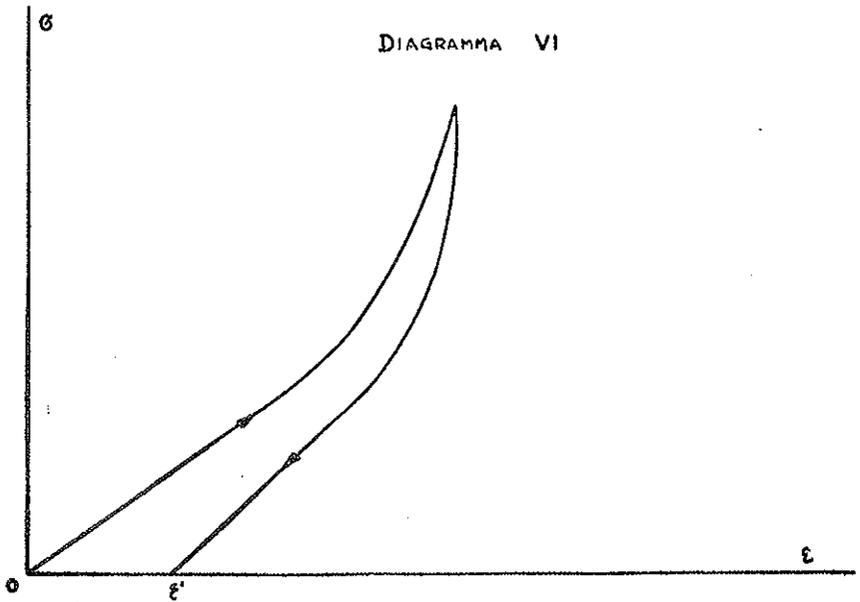
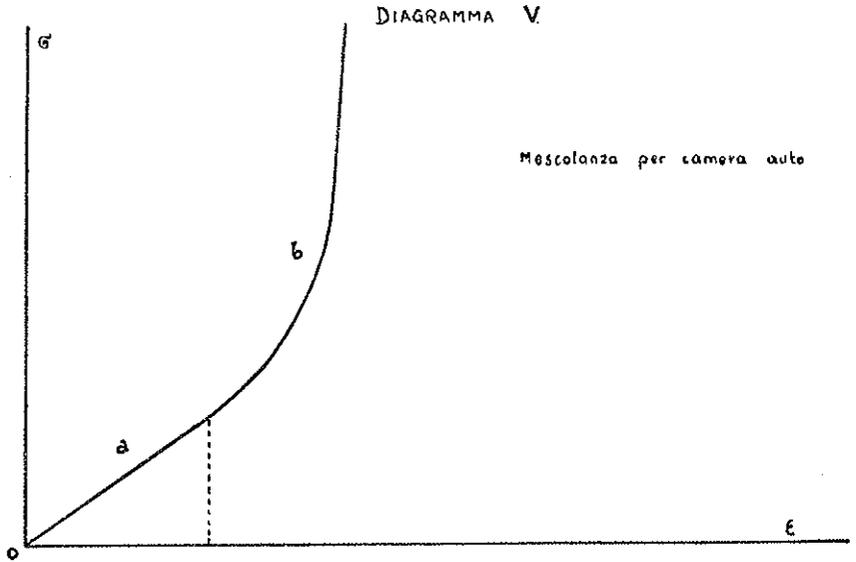


Al limite fra i tratti *a* e *b* o all'inizio di quest'ultimo può considerarsi il limite di elasticità (variabile con la composizione della qualità in esame), oltre il quale hanno luogo i fenomeni d'isteresi; i cicli d'isteresi sono caratterizzati da aree gradatamente crescenti con l'aumentare della massima deformazione o tensione, alla quale vengono determinati e da crescenti deformazioni residue. Il punto di snervamento coincide con la rottura.

Tutto questo comportamento è pure tipico della parete aortica.

Altre qualità di gomma invece, come quelle impiegate per il battistrada delle coperture auto, presentano un diagramma di deformazione a trazione nel quale il primo tratto non è rettilineo, ma è costituito da una S, come rappresentato nel diagramma VII della Parte II.

Particolare interesse presentano i fenomeni di ritardo nel ritorno elastico della gomma, come già più volte abbiamo avuto occasione di accennare in



precedenza. Abbiamo riportato nel diagramma VI un ciclo d'interessi ottenuto spingendo sensibilmente la deformazione del saggio oltre il limite di elasticità. La curva di ritorno non ritorna a zero, ma residua una certa deformazione ϵ' .

Se consideriamo la definizione di elasticità data all'inizio di questo studio, dobbiamo concludere che la gomma elastica si comporta in un modo molto poco elastico specie per le grandi deformazioni, d'altronde molto variabili con la composizione della mescolanza.

SINTESI DELLE CONSIDERAZIONI SVOLTE.

Da quanto siamo venuti fin qui esponendo risulta che:

1) le due caratteristiche fisiche fondamentali della parete aortica sono la deformabilità e la elasticità;

2) la deformabilità nella pratica corrente viene spesso valutata mediante la misura della durezza, che è facile e rapida ed offre quindi la possibilità di un'ampia casistica. In questo studio tuttavia si è preferito seguire il metodo classico più complesso, ma più preciso;

3) nello studio della elasticità non si può prescindere per la sua stessa definizione dai fenomeni d'isteresi, espressione dell'ereditarietà meccanica, secondo le moderne vedute. Nella determinazione dei cicli d'isteresi sulla parete aortica abbiamo spinto la deformazione massima del saggio a circa un terzo della deformazione corrispondente alla rottura, supponendo che le deformazioni che si verificano nell'aorta in vivo siano comprese entro tale limite;

4) la parete aortica sotto la deformazione impressale dalla pressione sanguigna è sottoposta ad uno sforzo di trazione e quindi la sua deformabilità ed elasticità, nonché i parametri che valgono a definirle, devono essere determinati relativamente a questo tipo di sollecitazione;

5) per i tessuti costituenti l'aorta vale la legge di HOOKE e quindi è possibile considerarne il modulo E di elasticità, indiee del potere e del modo di deformazione dei materiali, ed il limite di proporzionalità;

6) la resistenza di un materiale e l'entità della deformazione, alla quale deve essere sottoposto per rompersi, sono espresse rispettivamente dalla tensione di rottura σ_r , e dalla dilatazione di rottura ϵ_r ;

7) il comportamento elastico di un materiale, sottoposto ad un determinato tipo di sollecitazione, ed il suo modo di deformarsi sono definiti dalla

forma del relativo diagramma di deformazione, dal limite di elasticità e dal ciclo d'isteresi spinto alla massima deformazione, alla quale esso normalmente lavora;

8) i ritmici impulsi della pressione sanguigna, che si traducono in ritmiche deformazioni elastiche, rendono il lavoro imposto alla parete aortica, per i fenomeni di fatica che ne conseguono, maggiormente gravoso di quello che deriverebbe da una pressione costante;

9) è possibile calcolare la tensione σ e la dilatazione ϵ nell'aorta in vivo, assumendo un valore ipotetico per la pressione esistente nell'aorta e supponendo identico il valore del modulo E di elasticità in vivo e nel cadavere. Mentre esse ci danno un'idea, sia pur approssimativa, dell'ordine di grandezza delle sollecitazioni che agiscono sulla parete aortica in vivo e delle relative deformazioni, confrontate nei singoli casi rispettivamente con la tensione di rottura σ_r e con la dilatazione di rottura ϵ_r , ci forniscono utili indicazioni sul margine di sicurezza al quale l'aorta lavora;

10) nelle prove di trazione è molto difficile tener conto della progressiva diminuzione di sezione, che si verifica nel saggio;

11) è possibile calcolare il lavoro di deformazione elastica, al quale è sottoposta l'aorta;

12) la graduale variazione di sezione, dovuta alla piccola variazione lineare dello spessore della parete aortica, non comporta alcun errore apprezzabile nelle prove di trazione, mentre la presenza di lesioni o di calcificazioni può alterare sensibilmente i risultati di esse;

13) nelle prove di trazione è della massima importanza la costanza della velocità di trazione e della temperatura ambiente, sia in ogni singola prova che nelle diverse prove;

14) dopo numerose prove di orientamento si è potuto stabilire che la velocità di trazione più opportuna da adottare nelle nostre ricerche è di dieci millimetri di allungamento del saggio al minuto primo;

15) dato che i tessuti della parete aortica si comportano in modo molto simile alla gomma vulcanizzata, abbiamo potuto avere dalle caratteristiche elastiche e di deformabilità di questa un utile indirizzo nelle nostre ricerche.

DEDUZIONI

Possiamo così dedurre che per definire la deformabilità ed il comportamento elastico a trazione della parete dell'aorta normale e patologica è necessario determinarne:

— il diagramma di deformazione a trazione, che esprime le tensioni σ in funzione delle corrispondenti dilatazioni ϵ :

$$\sigma = f(\epsilon)$$

- il ciclo d'isteresi, relativo ad una deformazione massima pari a circa un terzo di quella che si verifica a rottura;
- il modulo E di elasticità;
- i limiti di proporzionalità e di elasticità;
- la tensione di rottura σ_r e la dilatazione di rottura ϵ_r , confrontandole poi rispettivamente con la tensione σ e la dilatazione ϵ che si verificano in vivo.

A tal uopo abbiamo studiato e costruito apposite apparecchiature e stabilito una particolare metodologia con la quale poter raggiungere la massima precisione nei risultati.

APPARECCHIATURE

Dinamometro per prove di trazione

Consta essenzialmente di tre parti rispettivamente destinate a esercitare lo sforzo, a misurarne l'intensità, a trattenere il saggio in modo da sottoporlo alla sollecitazione voluta.

Quello progettato e costruito per le nostre esperienze è un dinamometro a pendolo, del quale riportiamo le principali caratteristiche ed il funzionamento. La portata massima dell'apparecchio, il campo di variabilità della distanza utile di prova tra i morsetti ed il limite della scala riportata sull'asta per la misura degli allungamenti subiti dal campione durante la prova di trazione, che sono i dati che caratterizzano l'apparecchio e lo rendono adatto per un determinato gruppo di ricerche, sono stati fissati in base a risultati ottenuti da prove di orientamento sull'aorta, eseguite preventivamente con mezzi rudimentali.

La parte destinata ad esercitare lo sforzo è costituita da una coppia vite-madrevite (questa fissa), con passo della filettatura tale da rendere il sistema autofrenante, ed azionata a mano con volantino. Il sistema difficilmente consente di regolare con sicurezza la velocità di accrescimento dello sforzo, ma presenta due vantaggi: quello di adattarsi alle grandi deformazioni (quali si verificano nei materiali dei quali ci stiamo occupando) prima della rottura e quello di consentire una costante velocità di trazione della provetta. Abbiamo già detto come sia importante la costanza della velocità di trazione, sia durante ogni singola prova che nelle diverse prove, per evitare di ottenere diagrammi di deformazione a trazione non comparabili. Per questo ci siamo decisi per un sistema azionato a mano, anzichè da un motorino elettrico. Quest'ultimo infatti permette soltanto una costanza della velocità di discesa del morsetto inferiore (quello collegato con la coppia vite-madrevite), mentre la velocità relativa dei due morsetti superiore ed inferiore (che non è altro che la velocità di trazione) non può esser mantenuta costante, nelle diverse prove perchè dipende dalla maggiore (aorta normale) o minore (aorta arteriosclerotica) deformabilità del materiale in prova; e neppure può esser mantenuta costante nelle singole prove, perchè nei punti prossimi alla rottura la parete aortica presenta sempre una deformabilità notevolmente inferiore a quella riscontrabile all'inizio della prova. Infine per le stesse ragioni non può essere mantenuta costante, nelle diverse prove e nelle singole prove, la velocità di accrescimento dallo sforzo, la quale pure varia al variare della deformabilità dei diversi tipi di aorte in prova e di una stessa aorta durante la trazione.

La parte destinata a misurare l'intensità dello sforzo è costituita da un pendolo la cui massa pendolare è costretta durante la prova a descrivere un arco di cerchio (di raggio uguale alla lunghezza dell'asta del pendolo), partendo dalla posizione di riposo, nella quale l'asta è verticale. Un particolare dispositivo consente a questa di essere arrestata esattamente all'istante in cui viene a cessare la trazione e quindi anche all'istante della rottura del saggio. L'angolo di rotazione dell'asta risulterà tanto maggiore quanto maggiore sarà lo sforzo di trazione applicato. Una scala graduata, opportunamente tarata, dà, nel punto d'arresto della massa pendolare, direttamente il valore del carico. Lo sforzo di trazione può essere variato da zero a 3.000 grammi (portata massima), limite calcolato con sufficiente larghezza, senza però eccedere, per non diminuire la sensibilità dell'apparecchio. Allo scopo anzi di poterci servire

dello stesso apparecchio per ricerche su arterie di spessore notevolmente più piccolo di quello che in media si riscontra nell'aorta (e di conseguenza su campioni di sezione alquanto inferiore), senza per altro perdere in sensibilità, abbiamo previsto una seconda gamma di variabilità dello sforzo di trazione da zero a 500 grammi: in questo caso occorre liberare l'asta del pendolo della sua massa pendolare (la manovra può essere eseguita con la massima semplicità e rapidità), in modo che l'asta stessa, mediante il solo proprio peso, funzioni da pendolo. Sul quadrante dei carichi sono rappresentate le due scale, relative ai due suddetti campi di variabilità dello sforzo di trazione e le letture verranno eseguite sull'una o sull'altra scala a seconda che sia applicata o meno la massa pendolare.

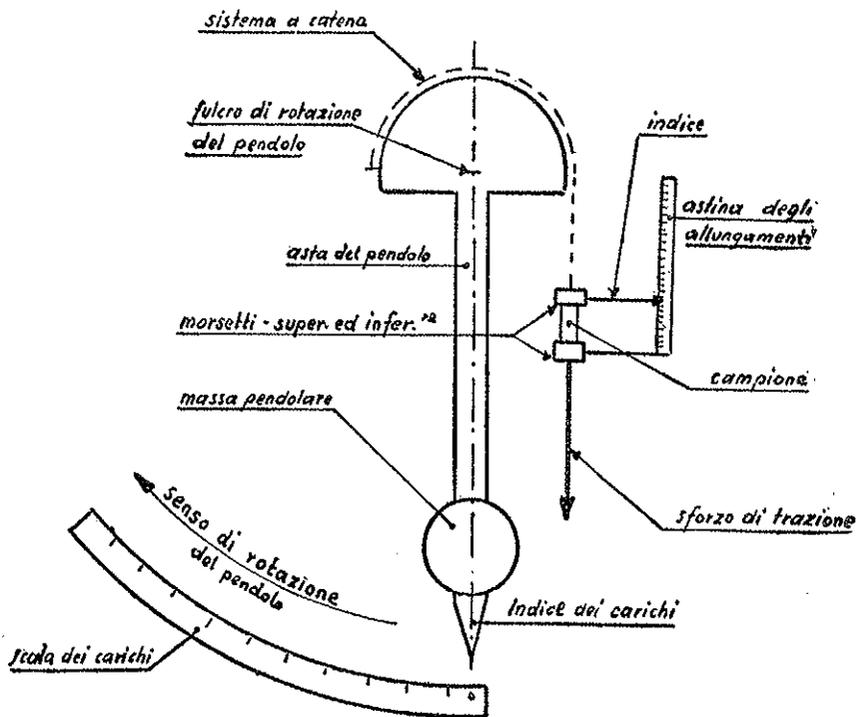
La parte destinata a trattenere il saggio durante la prova è costituita dai morsetti, studiati in modo da assicurare la perfetta realizzazione dello sforzo che si vuole produrre, senza sensibili sollecitazioni secondarie d'altra natura. Sono state previste due coppie, di forma diversa, di morsetti: quelli della prima coppia servono per i campioni rettilinei e nella zona a contatto con il campione presentano dei blocchetti di gomma rivestita di tessuto di cotone per impedire lo stritolamento e la rottura delle estremità del campione durante la manovra di fissaggio ed il loro scivolamento durante la trazione. Quelli della seconda coppia servono invece per i campioni ad anello e sono costituiti da due gancetti, i quali prima della prova vanno opportunamente lubrificati con olio di paraffina (poco assorbito dai tessuti organici) per evitare che il campione anulare, nel tratto ad essi aderente, venga frenato durante la trazione. Un'asta graduata consente di leggere gli allungamenti che subisce il campione all'aumentare del carico. Il campo di variabilità della distanza utile di prova tra i morsetti è compreso tra 5 mm. e 50 mm., con posizioni intermedie variabili di cinque in cinque mm.; abbiamo quindi la possibilità di provare campioni di lunghezze comprese in tale campo. La scala rappresentata sull'asta per la misura degli allungamenti del campione è graduata da zero a 150 mm. con divisioni di un millimetro. Ammesso quindi di usare per l'esperienza un campione della lunghezza di 50 mm. (massimo consentito dalla massima distanza alla quale possiamo fissare i morsetti) abbiamo la possibilità di leggere un allungamento di 150 mm.; il che significa che il campione dovrebbe diventare lungo 200 mm.. La parete aortica non dà simili allungamenti e quindi il limite di 150 mm. è largamente sufficiente.

Il funzionamento è semplice: premesso che la coppia vite-madrevite è collegata al morsetto inferiore, mentre quello superiore è collegato a sua volta con un sistema a catena all'asta del pendolo, montato il campione tra i due morsetti, si manovra il volantino di trazione, agente sulla coppia vite-madrevite, in modo da ottenere una velocità di allungamento del campione costante. Lo sforzo di trazione, esplicito dalla suddetta coppia vite-madrevite, viene esercitato sul campione e da questo trasmesso al sistema a catena, agente sull'asta del pendolo. Questa sarà quindi costretta a deviare di un certo angolo dalla verticale ed il suo indice scorrendo sul quadrante dei carichi ci indicherà istante per istante l'entità dello sforzo di trazione applicato. Inoltre il morsetto collegato all'asta del pendolo si sposta in basso durante la rotazione di questo, trascinando nella sua discesa un indice con esso solidale; l'altro morsetto invece si sposta in basso più velocemente per l'allungamento che subisce il campione sotto il carico, e trascina l'astina graduata ad esso collegata (se il campione fosse inestensibile, la velocità di discesa dei due morsetti sarebbe identica). Ne deriva che, per la maggior velocità di discesa del secondo morsetto, verrà modificata la reciproca posizione iniziale dell'indice e dell'astina; facendo in modo che all'inizio della prova l'indice corrisponda allo zero della scala segnata sull'astina, esso segnerà durante la prova i successivi allungamenti subiti dal campione. Nell'istante della rottura di questo viene interrotto il collegamento tra i due morsetti e quindi il pendolo per azione del proprio peso, non più controbilanciato dallo sforzo di trazione esercitato dalla coppia vite-madrevite, ritornerebbe immediatamente alla sua posizione primitiva, ma viene bloccato dal dispositivo di arresto. Nello stesso istante però bisogna cessare la manovra del volantino, poichè essendo la coppia vite-madrevite collegata al morsetto inferiore, solidale con l'astina degli allungamenti, si provocherebbe un'ulteriore discesa di quest'ultima, mentre l'indice solidale col morsetto superiore collegato al pendolo resta immobile con questo. Di qui la possibilità di leggere erroneamente allungamenti di rottura superiori al reale.

Abbiamo riportato lo schema del dinamometro a pendolo usato per le nostre ricerche.

Il dinamometro deve essere controllato periodicamente per verificarne l'efficienza e la precisione. Il controllo viene eseguito appendendo al morsetto superiore, quello cioè collegato all'asta del pendolo, un peso sicuramente noto ed evidentemente compreso entro il valore limite della portata massima dell'appar-

recchio (3000 gr.) e leggendo sul quadrante dei carichi il valore del carico indicato dall'indice dell'asta del pendolo. Tale valore, se il dinamometro è preciso, sarà uguale al peso da noi applicato. Ripetendo l'operazione con altri pesi si verificherà la precisione dell'apparecchio in corrispondenza a diversi



carichi. Di solito noi controlliamo tre valori di carico per ciascuna delle due portate e precisamente:

- per la portata di 500 gr. un valore prossimo allo zero, uno di 250 gr. ed uno prossimo ai 500 gr.;
- per la portata di 3000 gr. un valore prossimo allo zero, uno di 1500 gr. ed uno prossimo ai 3000 gr.

Qualora si constatassero delle differenze tra pesi applicati e valori di carico indicati dall'indice, occorrerebbe procedere ad una revisione e riparazione dell'apparecchio.

Il dinamometro fin qui descritto ci consente di determinare per punti il diagramma di deformazione elastica a trazione, il ciclo d'isteresi, il modulo E

di elasticità, i limiti di proporzionalità e di elasticità, la tensione e la dilatazione di rottura.

I dinamometri moderni sono dotati di un sistema che registra automaticamente il diagramma di deformazione elastica; la sensibilità del sistema di registrazione è però molto scarsa e se tale inconveniente è trascurabile per le prove su materiali metallici o sulla gomma, per i quali i carichi in gioco sono piuttosto rilevanti, non è tollerabile per le nostre ricerche, nelle quali i carichi sono sempre molto piccoli. Per eliminare gli attriti, causa della scarsa sensibilità, si è ricorso di recente, con buoni risultati, alla registrazione fotometrica su carta sensibile: ma si tratta di apparecchi costosi e complessi.

Dispositivi per la preparazione dei campioni

Si è ritenuto opportuno adottare due forme di campioni: ad anello, e rettilinea (ambidue a sezione rettangolare).

Il campione rettilineo offre il vantaggio di poter essere ricavato sia secondo l'asse longitudinale dell'arteria, sia normalmente ad esso ed offre quindi la possibilità di ottenere valori relativi alle fibre longitudinali ed a quelle trasversali. Per contro presenta lo svantaggio di essere costituito da una piccola zona dell'arteria, slegata quindi dall'armonica struttura fibrillare, presentata da questa nel suo insieme.

Il campione ad anello, costituito da un breve tratto di arteria, sotto questo riguardo è nettamente preferibile perchè almeno le fibre circolari restano integre ed esso nel suo insieme rispecchia più fedelmente la struttura in toto dell'arteria. La provetta ad anello non consente però di ottenere i valori relativi alle fibre longitudinali dell'arteria, ma se consideriamo che la funzionalità di questa si manifesta quasi esclusivamente in senso trasversale (dilatazione e costrizione attive, determinate dal sistema nervoso vegetativo, o passive provocate rispettivamente dai massimi e minimi di pressione sanguigna) minore appare l'entità di questo inconveniente.

Possiamo pertanto nei casi nei quali la disponibilità del materiale lo consente, eseguire le prove in doppio, usando le due forme descritte di provette, per avere una conferma dei valori ottenuti dalle prove e per orientarci definitivamente in seguito verso una delle due forme di provette. Quando invece ciò non sia possibile diamo la preferenza alla provetta ad anello.

Il carico di rottura (σ_r) nelle ordinarie provette rettilinee o ad anello non è praticamente influenzato dalla loro lunghezza. L'effetto della forma delle estremità delle prime non si fa molto risentire nel tratto utile; nello studio di

esse comunque abbiamo tenuto conto delle considerazioni svolte a proposito delle brusche variazioni di sezione onde evitare, nelle zone di raccordo fra tratto utile ed estremità, delle sovratensioni, che provocando una precoce rottura del saggio, renderebbero irregolare il risultato della prova.

L'allungamento percentuale di rottura (ϵ_r) nei materiali molto deformabili, come la gomma e la parete aortica, è alquanto sensibile alle dimensioni della provetta: questi materiali presentano nella regione dove avverrà il distacco fra le due parti della provetta stessa una contrazione, e in corrispondenza di questa allungamenti locali molto maggiori di quelli distribuiti con legge quasi uniforme nel resto della provetta. L'effetto di questo allungamento localizzato si fa tanto più sentire quanto minore è il tratto sul quale l'allungamento complessivo viene a ripartirsi. Perchè l'indicazione dell'allungamento di rottura abbia qualche valore è necessario quindi indicare le dimensioni e la forma della provetta sulla quale venne ricavato.

Per la preparazione dei campioni rettilinei abbiamo costruito quattro piccole fustelle in acciaio, le dimensioni delle quali sono state fissate tenendo conto che oggi prevale la tendenza all'impiego di campioni piuttosto corti (tratto utile lungo circa cinque volte la dimensione massima della sezione) e tenendo presenti le dimensioni normali dell'aorta; con una piccola fustella infatti è più facile ricavare i campioni, evitando la presenza di fori sia pur minimi (collaterali, vasa vasorum, lesioni, ecc.) che altererebbero alquanto i risultati della prova con precoce rottura del saggio, secondo quanto già esposto in precedenza sugli effetti della presenza di fori nel campione.

Le fustelle costruite hanno tutte una larghezza del tratto utile di 3 mm., mentre la lunghezza di esso è stata fissata rispettivamente di 5, 10, 15, 20 mm.

Lo spessore del campione tagliato con esse sarà quello della parete arteriosa nella zona dalla quale verrà prelevato.

Questa serie di fustelle ci consente di poter ricavare saggi, oltre che dall'aorta, anche da altre arterie di minori dimensioni, nel caso che si voglia estendere il campo delle nostre ricerche.

Per la preparazione dei campioni ad anello abbiamo costruito dispositivi che ci garantiscono di poter ottenere anelli di larghezza costante: in questo caso infatti la lunghezza del saggio è costituita dalla sua circonferenza media (tener presente che esso viene traziionato da due gancetti lubrificanti ed è quindi libero di allargarsi su tutta la circonferenza) che risulta dal diametro del tratto in esperimento, così pure lo spessore è quello riscontrabile in tale tratto.

Sono stati previsti due dispositivi:

a) il primo da usarsi per aorte normali, che per la loro bassa durezza richiedono un minor sforzo di taglio, è costituito da una lamina di ottone nichelato, nella quale sono praticate quattro fessure parallele alle rispettive distanze di 3, 5, 10 mm. l'una dall'altra. Appoggiando detta lamina sull'aorta (che così resta leggermente schiacciata) in corrispondenza del tratto dal quale si desidera tagliare il saggio, e facendo in modo che le fessure siano normali all'asse dell'arteria, è possibile praticare col bisturi attraverso dette fessure due tagli netti alla distanza voluta, ottenendo così un anello di larghezza sicuramente costante, che potrà essere di 3, 5, 10 mm. a seconda della sezione che si desidera scegliere per la prova;

b) il secondo dispositivo è particolarmente indicato per il taglio dei campioni anulari da aorte decisamente arteriosclerotiche, che richiedono quindi per la loro durezza e per la presenza di numerose placche calcificate, un notevole sforzo di taglio. Consta in sostanza di due taglienti, tenuti fissi ad una determinata distanza (che può essere regolata a 3 mm. oppure a 5 mm.), che tranciano contemporaneamente l'anello dall'arteria, situata su di un piano d'appoggio e tenuta ferma (da due morsetti a vite) con l'asse longitudinale in direzione perpendicolare a quella del taglio. I taglienti ad una estremità sono incernierati al piano di sostegno dell'arteria e all'altra portano un manico, sul quale viene esercitato lo sforzo necessario per il taglio. Regolando la distanza dei taglienti, potremo ottenere campioni anulari di 3 mm. oppure di 5 mm. di larghezza.

Comparatore per la misura dello spessore della parete arteriosa

È uno strumento costituito essenzialmente da un'asta scorrevole in senso verticale e da un quadrante che ne registra gli spostamenti, il tutto fissato ad un supporto, montato sopra un piano rettificato e ben fisso. Per eseguire una misura si azzerà l'apparecchio portando l'estremità libera dell'asta a contatto del piano rettificato. Si solleva quindi l'asta e si appoggia il pezzo, di cui si vuole misurare lo spessore, sul piano rettificato. Di nuovo si abbassa l'asta lasciandola appoggiare al pezzo. La cifra indicata dalla lancetta sul quadrante dà la misura in centesimi di millimetro.

La lettura va eseguita dopo un minuto primo, affinché l'asta, lievemente pressata contro il pezzo dal peso proprio e da una debolissima molla, abbia il

tempo di assestarsi. Tale tempo di attesa, stabilito dopo numerose prove, rende comparabili i risultati.

Ci serviamo di un comparatore Etalon P. Roch. Rolle che dà una precisione del centesimo di millimetro e consente misurazioni massime di 100 mm.

La misura dello spessore del tratto di aorta in esame è molto importante per poter calcolare la sezione del campione (data dal prodotto dello spessore per la sua larghezza) nonchè, unitamente alla misura del diametro interno, la circonferenza media dei saggi ad anello, come ora vedremo.

Calibri conici per la misura del diametro interno del tratto di aorta in esame

Sono costituiti da coni metallici graduati lungo una generatrice con indicazioni del mezzo millimetro.

Il tratto di arteria, del quale interessa misurare il diametro interno, calzato leggermente sul cono, si arresterà ad una determinata altezza di questo. In tale punto dovrà venire eseguita la lettura.

Sono stati costruiti due calibri in duralluminio: il primo consente misure di diametri da 2 mm. a 20 mm., il secondo da 20 mm. a 60 mm.

La misura del diametro interno del tratto di aorta in esame è fondamentale perchè ci consente di poterne calcolare il diametro medio (che risulta agguagliando al diametro interno lo spessore della parete aortica nel tratto suddetto). Dal diametro medio (moltiplicandolo per $\pi = 3,14$) si calcola la circonferenza media, che dev'essere nota, perchè costituisce, come abbiamo detto, la lunghezza iniziale dei campioni ad anello, e ad essa vanno riferiti gli allungamenti, compreso quello di rottura, che subisce il saggio durante la prova.

Per le illustrazioni di tutti gli apparecchi descritti rimandiamo a: V. DAL BORGO, *Premesse teoriche per lo studio fisico dell'aorta normale e patologia*, « Rivista di Biologia », Nuova Serie, vol. XLII, fasc. 4; ottobre-dicembre 1950.

METODOLOGIA

Le esperienze vengono eseguite su aorte normali e patologiche, conservate per tempi variabili in formalina.

Sperimentando su aorte prelevate ventiquattro ore dopo la morte si sono ottenuti risultati analoghi a quelli ricavati operando su aorte conservate in formalina.

D'altra parte MONTALDO mediante esperienze eseguite su aorte prelevate ventiquattro ore dopo la morte o conservate a bassa temperatura ($+ 2^{\circ} \text{C}$ \rightarrow $+ 5^{\circ} \text{C}$), ma non in formalina, ha potuto ottenere dei diagrammi di deformazione a trazione, che hanno un andamento simile a quelli ottenuti con le nostre ricerche (vedi diagramma IX, Parte II). Questi fatti ci autorizzano a concludere che la conservazione in formalina non ha un effetto apprezzabile sulle caratteristiche fisiche in istudio.

Ogni valore rappresenta la media di quattro o cinque determinazioni, eseguite mediante quattro o cinque provette, a seconda della quantità del materiale disponibile.

Per ciascun preparato che vien preso in esame vengono preventivamente registrati i seguenti dati:

- la data dell'esperienza e quella dell'autopsia, per stabilire il tempo di conservazione del preparato in formalina;
- il numero dell'autopsia per rintracciare all'occorrenza il caso nel registro delle autopsie;
- età del soggetto, reperto anatomopatologico e stato dell'aorta (normale, arteriosclerotica, ecc.);
- tratto di aorta dal quale si vuole ricavare le provette;
- temperatura dell'ambiente, nel quale si sperimenta, espressa in gradi centigradi;
- forma (ad anello o rettilinea) dei campioni, che è più opportuno adottare per l'esperienza e, nel caso di campioni rettilinei, assegnare loro due diverse numerazioni progressive per poter poi tener distinti e riconoscere quelli tagliati secondo l'asse longitudinale dell'arteria da quelli tagliati normalmente a questo.

Preparazione dei campioni

Estratta l'aorta che si vuole studiare dal vaso ove era stata conservata, viene liberata dal grasso, dalle lacinie fibrose (che in vita e nel cadavere la tenevano aderente agli organi adiacenti) e da tutto ciò che è estraneo alla sola sua normale struttura.

Dal tratto di aorta prescelto vengono poi tagliati quattro o cinque campioni. Per quelli ad anello si usano gli appositi dispositivi già descritti. Per quelli rettilinei occorre prima tagliare per tutta la sua lunghezza il tratto suddetto secondo una generatrice, poi usare quella delle quattro fustelle che ha le dimensioni più adatte alla quantità di materiale di cui si dispone, tenendo presente che ai fini di una sufficiente precisione della ricerca, è consigliabile disporre di almeno due serie di quattro o cinque saggi ciascuna, ricavate rispettivamente secondo l'asse longitudinale dell'arteria e normalmente a questo; sempre che sia possibile, per una migliore comparabilità dei risultati, si cerca di usare la stessa fustella per tutta una serie di esperienze.

Durante i tempi di attesa nelle diverse fasi dell'esperienza il preparato od i campioni da esso ricavati vengono tenuti in formalina per proteggerli dall'essiccamento, che porterebbe a notevoli variazioni delle caratteristiche in istudio rendendone poi impossibile il confronto con i risultati ottenuti su altri preparati.

Determinazione dello spessore dei campioni

Lo spessore, seguendo le modalità già descritte, va misurato con l'apposito comparatore in quattro punti equidistanti lungo l'asse longitudinale di ciascun campione. Se questo ha forma anulare si scelgono i quattro punti situati all'estremità di due diametri tra loro ortogonali.

La media dei quattro valori trovati ci dà lo spessore medio di ciascun campione.

La media degli spessori medi di ciascuno dei quattro o cinque campioni ci dà lo spessore che ci interessa conoscere.

Determinazione del diametro interno dei campioni

La misura del diametro interno viene eseguita con i calibri conici su ciascuno dei quattro o cinque campioni. Si assume la media dei quattro o cinque valori ottenuti come valori del diametro interno.

Determinazione del diagramma di deformazione elastica a trazione

Come già detto, viene eseguita al dinamometro.

Occorre preparare preventivamente una tabella, come qui indicata, sulla quale poter registrare le successive letture dei carichi e degli allungamenti.

Numero progressivo delle letture fino alla rottura	Carichi $N_{1...r}$ kg.	Allungamenti del campione $l_{1...r} - l$ mm.	Tensioni $\sigma_{1...r}$ kg/mmq.	Dilatazioni $\epsilon_{1...r}$
1				
2				
—				
—				
—				
rottura				

$N_{1...r}$ = valore del carico in kg., successivamente applicato fino alla rottura.

$l_{1...r} - l$ = successivi allungamenti in mm. subiti dal campione fino alla rottura.

$l_{1...r}$ = sue successive lunghezze in mm. fino alla rottura.

l = sua lunghezza iniziale in mm.

$\sigma_{1...r}$ ed $\epsilon_{1...r}$ = tensioni (in kg/mmq.) e corrispondenti dilatazioni, che verranno poi calcolate in un secondo tempo per la rappresentazione grafica della curva di deformazione e del ciclo d'isteresi.

Si passa poi al controllo dell'apparecchio per verificarne l'efficienza e la precisione, seguendo le norme già indicate.

Se il campione è rettilineo viene serrato alle estremità tra gli appositi morsetti; se è anulare, occorre lubrificarne la superficie interna con olio di paraffina e montarlo tra i gancetti di trazione.

Si manovra il volantino di trazione fino a che il campione appaia leggermente teso tra i morsetti e si azzerza il dispositivo per la lettura degli allungamenti in modo che l'indice collegato al morsetto superiore venga a corrispondere allo zero della scala graduata rappresentata sull'astina solidale con il morsetto inferiore.

Viene iniziata la trazione, che, come più volte abbiamo ripetuto, deve eseguirsi in modo da mantenere la velocità di allungamento del saggio costante ed uguale a dieci millimetri al minuto primo.

Per far ciò è necessario ruotare il volantino di trazione tanto più velocemente quanto più il campione è rigido e poco deformabile. Siccome la parete aortica presenta una deformabilità progressivamente decrescente all'aumentare del carico di trazione occorre che la rotazione del volantino all'inizio della prova venga effettuata lentamente, ed aumentata poi gradatamente man mano che ci si avvicina alla rottura.

Alle volte capita che durante la prova si rompa l'intima: in tal caso la deformabilità del campione aumenta d'un tratto e ritorna quasi al valore riscontrabile all'inizio della prova; è sufficiente allora rallentare la manovra del volantino come se la prova iniziasse in quell'istante.

Per mantenere la costanza della velocità di trazione nelle diverse prove, necessaria ai fini della comparabilità dei risultati, si effettua la rotazione del volantino più velocemente se si tratta di aorte arteriosclerotiche e quindi meno deformabili, più lentamente se si tratta di aorte normali più deformabili.

Da quanto abbiamo detto potrebbe sembrare alquanto difficile una precisa realizzazione della costanza della velocità di trazione, essendo esclusivamente affidata alla manovra manuale del volantino. Abbiamo però potuto riscontrare che si può ottenere una buona precisione con una sufficiente pratica.

Per questo motivo è consigliabile, per non dire necessario, che la prova venga eseguita da due operatori: uno, addetto alla manovra del volantino, ne regola la velocità in modo da leggere sull'apposita astina allungamenti successivi del campione di un millimetro ogni sei secondi (pari a dieci millimetri al minuto primo), servendosi, per il controllo del tempo, di un orologio posto all'inizio della prova vicino alla suddetta astina, ed indica ad alta voce il numero progressivo di tali allungamenti; l'altro, situato davanti al quadrante dei carichi, registra nell'apposita tabellina gli allungamenti indicati dal primo operatore ed i corrispondenti carichi letti sul quadrante.

Se la prova venisse eseguita da un solo operatore, questi sarebbe costretto ad arrestare la trazione ogni millimetro di allungamento del provino per effettuare la lettura e la registrazione del corrispondente carico; ne conseguirebbe che il saggio resterebbe soggetto ad un carico ed al corrispondente allungamento per un tempo maggiore di quanto non avvenga tra le singole letture ed il diagramma di deformazione ottenuto sarebbe nella forma notevolmente alterato.

I due operatori poi devono sapere sincronizzare le letture in modo che il carico venga letto esattamente all'istante in cui viene indicato il corrispondente allungamento: da questo dipende in gran parte la precisione della prova. Il sistema più moderno e più preciso sarebbe quello di fare una registrazione cinematografica della prova in modo da poter leggere con calma in un secondo tempo tutti i carichi successivi con i rispettivi allungamenti: sarebbe così possibile ottenere un diagramma di deformazione fedelissimo e certamente privo di errori.

La trazione viene continuata con le modalità sopra dette fino a quando si verifica la rottura del campione. In tale istante si deve cessare la manovra del volantino per evitare di leggere sull'astina graduata allungamenti che il saggio non ha subito. Letto il carico corrispondente alla rottura e il relativo allungamento, si riporta l'apparecchio alle condizioni dell'inizio della prova.

La prova viene ripetuta su due o su tre campioni, a secondo che il numero totale di essi sia di quattro o di cinque rispettivamente.

Determinazione del ciclo d'isteresi

Viene pure eseguita al dinamometro, operando come per il diagramma di deformazione e registrando le letture dei carichi e degli allungamenti in tabelle simili a quelle usate per tale diagramma.

Occorre avere l'avvertenza di liberare preventivamente il pendolo dal suo dispositivo di arresto affinchè esso possa prontamente e gradualmente ritornare verso lo zero quando è il momento di scaricare il campione per determinare la curva di ritorno.

Per la curva di andata la trazione viene limitata ad allungamenti del campione pari a circa un terzo dell'allungamento di rottura (tale valore è già noto dai risultati delle prove eseguite per la determinazione dei diagrammi di deformazione).

Raggiunto il suddetto allungamento inizia la determinazione della curva di ritorno: si scarica perciò il saggio, ruotando il volantino in senso inverso ed usando gli stessi accorgimenti usati per la trazione, affinchè la perdita di allungamento del campione sia di un millimetro ogni sei secondi.

Quando l'indice portato dall'asta del pendolo giunge allo zero del quadrante dei carichi, occorre cessare immediatamente la rotazione del volantino e leggere nello stesso istante l'eventuale allungamento residuo: diciamo eventuale perchè nel maggior numero delle esperienze eseguite, al carico zero si è letto sull'astina zero di allungamento.

A questo punto sarebbe terminata la ricerca del ciclo d'isteresi. È bene però partendo dall'eventuale allungamento residuo (o dallo zero se esso è nullo) effettuare sullo stesso campione la prova di trazione completa fino alla rottura per poter disporre di un maggior numero di diagrammi di deformazione. Per far ciò occorre far funzionare di nuovo il dispositivo di arresto del pendolo ed operare come detto nel paragrafo precedente. Il ciclo d'isteresi viene determinato su due campioni.

Ricerca del limite di elasticità ϵ_e

È stata eseguita in una serie di prove preliminari di orientamento.

Si determinavano successivi cicli d'isteresi spinti a deformazioni massime progressivamente crescenti; la deformazione massima, oltre la quale le due curve di andata e ritorno non si sovrapponevano più (area del ciclo d'isteresi diversa da zero) coincideva con il limite di elasticità.

Abbiamo potuto constatare che tale limite era sempre molto prossimo e praticamente coincidente con il limite di proporzionalità.

Rappresentazione grafica del diagramma di deformazione e del ciclo d'isteresi

Dalle tabelle, sulle quali sono state registrate le letture dei carichi ed allungamenti, effettuati al dinamometro, vengono dedotti col calcolo i valori delle tensioni $\sigma_{1 \dots r}$ (kg/mm²) e delle dilatazioni $\epsilon_{1 \dots r}$ con le formule che già conosciamo:

$$\sigma_{1 \dots r} = \frac{N_{1 \dots r}}{A} ; \quad \epsilon_{1 \dots r} = \frac{l_{1 \dots r} - l}{l}$$

Esaminiamo ciascuno dei parametri che figurano in queste formule:

$N_{1 \dots r}$ = Carichi in kg. letti al dinamometro.

$l_{1 \dots r} - l$ = Allungamenti in mm. letti al dinamometro. Nel caso però di campioni anulari detti allungamenti vanno moltiplicati per due, poichè, quando i gancetti vengono allontanati supponiamo di n millimetri e la loro distanza da D diventa $D + n$ noi leggiamo un allungamento n , ma la lunghezza iniziale l del saggio diventa $l + 2n$, come risulta dallo schema.

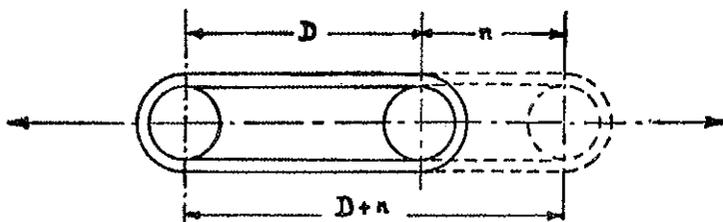
A = Sezione in mm². del campione. Risulta dal prodotto della larghezza in mm. del saggio per il suo spessore in mm., elementi ambedue noti, per quanto esposto in precedenza. Nel caso di

saggi anulari tale sezione va moltiplicata per due, perchè le branche sottoposte a trazione sono due (vedi schema) e doppia è quindi la sezione resistente.

- l* = Lunghezza iniziale in mm. del campione. Nel caso di campioni rettilinei sarà di 5, 10, 15, 20 mm. a seconda della fustella usata per la loro preparazione; nel caso invece di campioni anulari essa è uguale alla circonferenza media (crfm.) in mm. dell'anello, la quale risulta dal prodotto del diametro medio (Φ_m) in mm. per π ($= 3,14$), tenendo presente che il diametro medio a sua volta è dato dalla somma del diametro interno (Φ_i) in mm. e dello spessore (s) in mm.:

$$\text{crfm} = \pi \cdot \Phi_m = \pi \cdot (\Phi_i + s)$$

Sia il diametro interno che lo spessore sono noti dalle misure eseguite in precedenza.



Calcolati così i valori delle tensioni $\sigma_1, \dots, \sigma_r$ e delle corrispondenti dilatazioni $\varepsilon_1, \dots, \varepsilon_r$, vengono riportati rispettivamente sulle ordinate e sulle ascisse di un sistema di coordinate cartesiane, costruendo per punti il diagramma di deformazione ed il ciclo d'isteresi. Per quest'ultimo è consigliabile adottare una scala delle dilatazioni doppia di quella usata per il diagramma di deformazione, allo scopo di mettere maggiormente in evidenza le due curve di andata e ritorno.

Dette rappresentazioni grafiche vengono effettuate per ognuno dei quattro o cinque campioni sottoposti alla prova.

Determinazione del modulo E di elasticità

Prima di passare al calcolo del modulo E di elasticità è indispensabile accertarsi se ha senso considerarlo. Non dobbiamo infatti dimenticare che

esso è il coefficiente di proporzionalità tra tensione e dilatazione, proporzionalità espressa dalla legge di Hooke, che trova la sua rappresentazione grafica nell'andamento rettilineo del primo tratto del diagramma di deformazione. Occorre pertanto verificare se il primo tratto di tale diagramma è effettivamente una retta; nel caso che il diagramma nel suo tratto iniziale fosse di difficile interpretazione si può ricorrere alle tabelle, delle quali ci siamo serviti per la rappresentazione grafica di esso: la costanza dei rapporti delle tensioni e delle corrispondenti dilatazioni, relativi alle prime letture, conferma la validità della legge di Hooke.

Possono dunque verificarsi due casi:

a) La legge di Hooke è valida. Tenendo presente la definizione di E possiamo facilmente calcolarlo:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \text{costante}$$

quindi:

$$E = \frac{\sigma_1}{\varepsilon_1} = \frac{\sigma_2}{\varepsilon_2} = \frac{\sigma_3}{\varepsilon_3} \dots \dots = \frac{\sigma_n}{\varepsilon_n}$$

ove gli indici 1, 2, 3 indicano il numero progressivo dei punti che ci hanno servito per costruire il diagramma di deformazione ed n il punto oltre il quale tale diagramma cessa di essere una retta.

I valori di $\sigma_1 \dots n$ ed $\varepsilon_1 \dots n$ espressi dalle note formule:

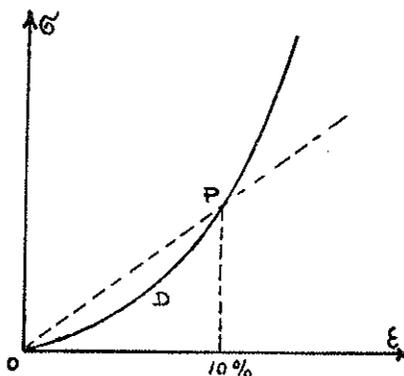
$$\sigma_1 \dots n = \frac{N_1 \dots n}{A}; \quad \varepsilon_1 \dots n = \frac{l_1 \dots n - l}{l}$$

non sono che i primi valori della serie calcolata per costruire il suddetto diagramma di deformazione. Essendo ε un numero puro, E assume le stesse dimensioni di σ , e viene pertanto valutato in kg/mmq.

Siccome per ogni caso disponiamo di quattro o cinque diagrammi relativi ai quattro o cinque campioni provati, si calcola per ognuno di essi il modulo E , e si assume quale valore di E definitivo la media di essi.

b) La legge di Hooke non è valida: non ha senso considerare E , variabile da punto a punto e, nel caso da noi riscontrato, progressivamente crescente. Per avere tuttavia la possibilità del confronto con gli altri casi si adotta una convenzione stabilita in base al seguente ragionamento: nella maggior parte dei casi (nove su dieci) fatti oggetto delle nostre ricerche la

legge di Hooke era valida ed il primo tratto del diagramma di deformazione cessava di essere rettilineo in corrispondenza ad un allungamento di circa 10 %; questo rappresentava pertanto il limite di proporzionalità, oltre il quale cessava la validità della legge di Hooke e di conseguenza la costanza di E . Supponendo un analogo comportamento nell'altro dei dieci casi esaminati, nel quale E variava secondo valori progressivamente crescenti, si è assunto per E il valore corrispondente all'allungamento di circa 10 %; il che equivale a sostituire la curva ODP del primo tratto del diagramma di deformazione con una retta OP' passante per l'origine O e per il punto P corrispondente all'allungamento del 10 %, come rappresentato in figura.



Anche qui viene assunto come valore di E definitivo la media dei quattro o cinque valori relativi ai diagrammi di deformazione dei quattro o cinque campioni.

Ricerca del limite di proporzionalità ε_p

Ci si serve del diagramma di deformazione oppure delle tabelle nelle quali sono state registrate le letture eseguite al dinamometro: il limite di proporzionalità è il punto nel quale il primo tratto rettilineo del diagramma si trasforma in una curva, ed è dato dal valore della deformazione, oltre la quale cessa la proporzionalità tra tensioni e dilatazioni.

Viene assunto come limite di proporzionalità la media dei limiti relativi ai quattro o cinque campioni.

Qualora tale limite non esistesse perchè manca la validità della legge di Hooke, per avere ugualmente la possibilità del confronto si ricorre ad un limite convenzionale secondo quanto già esposto a proposito del modulo E di elasticità.

Determinazione della tensione di rottura σ_r , e della dilatazione di rottura ε_r .

Sono i valori corrispondenti al punto terminale del diagramma di deformazione e quindi già calcolati.

Mentre ε_r è un numero puro e non ha dimensioni, σ_r viene espresso in Kg/mmq.

Anche qui si assume per σ_r ed ε_r la media dei quattro o cinque valori relativi ai quattro o cinque campioni sperimentali per ogni caso.

Determinazione della tensione σ e della dilatazione ε dell'aorta in vivo e loro confronto rispettivamente con la tensione di rottura e la dilatazione di rottura.

Abbiamo visto come sia possibile il calcolo di σ e di ε mediante le formule:

$$\sigma = p \frac{\Phi_m}{2s}; \quad \varepsilon = \frac{\sigma}{E}$$

nelle quali:

Φ_m = Diametro medio in mm. dell'arteria, già noto.

s = Suo spessore in mm, pure noto.

p = Pressione massima arteriosa esistente nel primo tratto dell'aorta, che convenzionalmente assumiamo uguale a 400 mm. di Hg=0,0054384 kg/mmq.

E = modulo di elasticità (kg/mmq.) determinato sulla parete arteriosa allo stato cadaverico, noto dai calcoli precedenti.

Abbiamo pure visto come i valori di σ (kg/mmq.) e di ε , che così ne risultano, siano del tutto convenzionali, ma tuttavia utili per il confronto con la tensione di rottura σ_r e con la dilatazione di rottura ε_r al fine di conoscere, sia pur grossolanamente, il margine di sicurezza al quale lavora l'aorta. Tale margine risulterà dai seguenti rapporti:

$$\frac{\sigma_r}{\sigma}; \quad \frac{\varepsilon_r}{\varepsilon}$$

dai quali appare di quanto σ_r ed ε_r siano maggiori rispettivamente di σ e di ε .

BIBLIOGRAFIA

Per la compilazione di questa prima parte del presente studio, sono state consultate, oltre quelle già citate, le seguenti opere:

- C. BACH: *Elasticität und Festigkeit*, Berlino, Springer; ed. italiana, Milano, Hoepli, 1928;
- E. G. COKER-L. N. G. FILON: *A treatise on Photo-elasticity*, Cambridge, University press, 1931, Capp. VI e VII;
- ODONE BELUZZI: *Scienza delle costruzioni*, vol. I, ed. Zanichelli, Bologna, 1944;
- R. HOUVINK: *Materie plastiche ed altri materiali: struttura, elasticità, plasticità ed altre proprietà meccaniche*; traduzione del dr. Ricca, ed. Hoepli, Milano, 1946.

PARTE II

LE RICERCHE DI ALTRI SPERIMENTATORI

Riteniamo utile riportare alcune parti di pubblicazioni relative a studi, condotti da Autori tedeschi e da Montaldo (Bologna), che hanno una certa attinenza con l'argomento da noi trattato. D'altra parte la bibliografia esistente su di esso ci risulta assai scarsa.

DEL COMPORTAMENTO MECCANICO DELLA FIBRA ELASTICA E DEL SUO IMPIEGO NELLA COSTITUZIONE - INTRODUZIONE DI HANS PETERSEN - *Da Beiträge zur pathologischen anatomie und zur allgemeinen pathologie*; di E. Ziegler; ed. L. Aschoff; vol. 76, fascicolo 2; Jena 1926, pag. 222.

Nell'articolo che reca il titolo « La ricerca per i sistemi elastici, e in particolare della parete aortica » RANKE ha di nuovo sollevato la questione riguardante il comportamento meccanico delle fibre elastiche e delle lamelle.

Ranke parte dal suo lavoro sulle ondulazioni, riscontrabili nelle lamelle elastiche più grossolane in preparati in sezione, ed avanza l'ipotesi che esse forse abbiano un significato costruttivo e non siano come la maggior parte dei ricercatori ammette, originate dalla muscolatura che si contrae.

Queste contrazioni compaiono sempre con la morte e sono così importanti da mantenere, per esempio in una estremità amputata, il ciclo capillare ancora per qualche tempo, fin tanto che tutto il sangue, o la maggior parte di esso, sia trasferito nel sistema venoso (Magnus).

Ne consegue già senz'altro che la muscolatura alla morte subisce una notevole contrazione, quale non vi era in vita.

La rappresentazione dell'arteria con la sua tonaca elastica interna corrugata, come si presenta all'osservazione sul preparato istologico, ottenuto

con i metodi abituali della conservazione, non esprime parimenti in tal forma il comportamento nel corpo vivente.

Ora Ranke, partendo dalla constatazione di questa contrazione, secondo lui molto importante, ha sviluppato una teoria sulla costituzione elastica del corpo, che sta in netto contrasto con le vedute nostre attuali.

Tali sistemi elastici immagazzinano energia sotto forma di lavoro di deformazione e la liberano con il cessare della sollecitazione che li ha deformati.

Ranke ammette che ciò non accada mediante un allungamento delle fibre elastiche, ma mediante la loro flessione. Esse non si comportano come nastri di gomma, ma come fili d'acciaio rigidi in flessione se il materiale presenta non una bassa, ma un'alta resistenza elastica, non una grande, ma una piccola plasticità.

Un tale concetto della costituzione elastica urta veramente con notevoli difficoltà.

In primo luogo la struttura elastica non consiste di singoli pezzi, ma questi, intrecciandosi e compenetrandosi, sono tra loro in relazione. Le lamine elastiche dell'aorta stanno tra loro in relazione mediante i più sottili reticoli, che spuntano fuori da esse come piccoli fiorellini, così che una lamina isolata sembra come cresciuta nel musco (cuocere in sezione piana, sfilacciare, ricercare in acqua oppure colorare e includere in resina). Ci si rappresenta nel modo migliore il materiale della parete aortica, se si pensa che nella parte omogenea di un condotto si sia scavato un sistema di lacune e di spazi vuoti, così che tanto questi spazi vuoti, quanto le parti piene dipendono direttamente gli uni dalle altre. Una tale mancanza di ordine rende molto difficile immaginare la deformazione elastica dell'intero senza un allungamento delle parti.

Ciò è completamente impossibile nel polmone. L'alveolo ha notoriamente un rivestimento. Se un tale rivestimento consistesse di un tessuto di comportamento analogo a quello dell'acciaio, una dilatazione sarebbe possibile immaginando che le fibre sfuggano verso il margine del rivestimento. Ma poichè esse in maggior parte appartengono a due rivestimenti contigui, cioè alle pareti di due alveoli che si toccano, ne risulta che sono interdipendenti le une dalle altre. Resta così completamente escluso che una espansione dell'intero sistema bronchiolo-alveolare abbia luogo senza una dilatazione del sistema elastico fibroso interdipendente. Questa concezione è possibile sol-

tanto se ci si limita alla considerazione dei preparati più sottili e colorati. I metodi dell'isolamento, dello sfilacciamento, e delle spesse sezioni a mano libera (anche spesse sezioni fatte col microtomo di $80 \div 100 \mu$ o più) mostrano molte cose che le abituali sezioni in paraffina non fanno vedere.

Un'altra difficoltà offre il legamento nucale dei grandi mammiferi. Le sue fibre mostrano, sui pezzi tagliati da esso, solo una minima ondulazione (ci manca framezzo anche la muscolatura). Si tratta piuttosto di un sistema di ramificazioni ad angolo acuto con collegamenti trasversali. Il tutto è nell'organo sano così compresso che la fibra giace accanto alla fibra e l'organo è così ordinato nella sua costituzione che le fibre vengono sollecitate nella direzione della loro lunghezza. Un sistema di elementi rigidi dovrebbe nella flessione adagiarsi esattamente su quelli trasversali. Un allungamento delle fibre trasversali è possibile solo per distruzione delle fibre collagene, ciò che non è sorprendente per chi conosce la costituzione di questo organo strano.

Ma poichè è di limitato valore dal disordine delle parti concludere sul loro significato meccanico, REDENZ ha fatto un numero maggiore di ricerche, che riguardano direttamente il comportamento dell'elemento fibroso elastico singolo. Finora però non è possibile stabilire con il micromanipolatore direttamente il modulo di elasticità, ma può soltanto stabilirsi l'allungabilità; e poichè questa in tutti i materiali finora conosciuti si dimostra inversamente proporzionale al modulo di elasticità, è anche qui possibile questa conclusione.

È ancora necessario aggiungere qualche osservazione sui fenomeni che si presentano per sollecitazioni di flessione. Esse si innestano a ciò che io ho discusso nel mio lavoro sulle ossa delle ali del pipistrello. Se si curva una bacchetta lunga e sottile, fatta di qualsivoglia materiale, come per esempio quando si forma un cappio con una fibra di vetro, la bacchetta si spezza per una data curvatura, scheggiandosi. Un filo metallico, superato il limite di scorrimento, si piega; un filo di gomma si flette. La curva che deriva da questa improvvisa deformazione, provocata dalla forte flessione, come anche il genere della deformazione stessa, sono caratteristici. Come io ho dimostrato in altra sede, se consideriamo l'arco di maggior curvatura, il rapporto tra lo spessore della bacchetta e il raggio di curvatura è una costante. Ciò consente la possibilità di confronti con varie dimensioni e con diversi materiali. Anche l'improvvisa trasformazione della curva in una piega ad angolo acuto è caratteristica. Io ho indicato nel lavoro summenzionato che ha luogo un cam-

biamento di sezione, nel senso di un appiattimento di essa, provocato dalle forze che si sviluppano normalmente alla curva derivante dalla flessione, forze create dalla manovra di flessione rapidamente crescente. Qualora queste forze (che formano soltanto una piccola frazione della sollecitazione di flessione nel punto di massima flessione) fossero sufficienti per appiattire la superficie di sezione, sarebbe fornita la prova che il materiale possiede la capacità di allungamento sufficiente per permettere la curvatura necessaria e che d'altra parte offre una resistenza elastica tanto bassa che queste forze appiattenti hanno un effetto percettibile. Se questa deformazione è perfino compensabile in modo elastico, viene così inoltre provato come ogni grande deformazione sia ancora nei limiti dell'elasticità. Vi sono finora solo pochi materiali che abbiano un comportamento simile a tali bacchette: anzitutto la gomma vulcanizzata, e la sostanza delle fibre elastiche. È possibile così giungere per conseguenza alla prova che il comportamento elastico meccanico delle così dette fibre elastiche è prossimo a quello della gomma vulcanizzata e non ha il minimo riscontro con l'acciaio e con il Kollagen II.

Con ciò è divenuto molto dubbio il fondamento delle considerazioni di RANKE che, relativamente ad una analisi di forma della costituzione elastica, danno già adito a molti dubbi.

RICERCHE SULLE FIBRE ELASTICHE - RICERCHE SULLA FIBRA ELASTICA ISOLATA DEL LEGAMENTO DELLA NUCA CON IL MICROMANIPOLATORE - DI E. REDENZ - *Da Beiträge zur pathologischen anatomie und zur allgemeinen pathologie*; di E. Ziegler; Ed. L. Aschoff; vol. 76, fascicolo 2; Jena, 1926; pag. 226.

RANKE ha cercato di ricondurre le forze elastiche che agiscono sulla parete dei vasi in seguito a sollecitazioni fisiologiche, anziché ad allungamenti elastici del materiale elastico, a flessibilità delle fibre e delle lamine.

A tal proposito egli fa l'ipotesi che le linee ondulate della tunica elastica dei vasi, nella stessa misura in cui si trovano nell'arteria sopravivale oppure morta, siano presenti anche nell'organismo vivente.

Egli pose sotto pressione delle striscie anulari di aorta, calzò la striscia dopo la prova su di un cono di legno corrispondente alle variazioni di diametro e la fissò. I tagli istologici delle striscie sottoposte a prova, diedero una scomparsa delle linee ondulate solamente con le massime pressioni usate.

La curva di allungamento risultante dalle prove ha pertanto somiglianza con il carattere della curva di allungamento di una bacchetta piegata in forma ondulata e RANKE la calcola: egli si basa per questo su di un materiale le cui caratteristiche sono uguali a quelle del tessuto dei tendini (modulo di elasticità uguale a 10.000 atmosfere).

Questa curva si avvicina verso la sua fine in modo uniforme, apparentemente asintotico, all'asse delle coordinate di tensione, come le curve per il legamento nucale e come la curva di allungamento dell'aorta.

RANKE ritiene che il secondo allontanamento della curva dall'asse delle ascisse sia l'espressione del compenso avvenuto dell'ondulazione delle tonache e delle fibre con un aumento di allungamento. Quale conferma vengono addotti i tagli istologici di una prova valida, i quali mostrano la scomparsa della ondulazione solo alle massime pressioni. Nell'ambito delle pressioni fisiologiche iniziali si osserva solamente una variazione dell'altezza delle ondulazioni.

RANKE cerca in seguito a ciò di sostenere il pensiero che la elasticità delle pareti vasali consista in un materiale non molto diverso da quello delle fibre collagene, che abbia cioè scarsa allungabilità ed alta resistenza elastica. Egli crede che la grande estensibilità sia basata, come in una molla di acciaio, sul compenso delle flessioni di forma ondulata e che solo dopo tale compenso si giunga ad un puro carico di tensione del materiale. Perciò egli adotta per la sostanza elastica un elevato modulo di elasticità e vuol spiegare il modulo della parete vasale ($7 \div 10$ atmosfere nell'ambito della pressione sanguigna fisiologica) con una disposizione simile a quella di una molla d'acciaio.

All'inizio si è già accennato alle difficoltà che sorgono quando RANKE cerca di estendere ad altri organi il concetto di una sollecitazione della sostanza elastica nel senso di una rigidità di flessione.

Anzitutto è necessaria la trattazione della questione in che misura esiste in realtà in vita l'ondulazione delle lamine elastiche. Tale questione deve essere prima di tutto risolta per la spiegazione che RANKE dà dell'effetto della costruzione elastica. Tale questione non è in realtà facilmente risolvibile e già REUTERVALL ha accennato alle difficoltà in proposito. Questi ha inoltre dimostrato come la muscolatura liscia resti eccitabile per molto tempo dopo la morte (fino a dodici ore); inoltre è da considerarsi la contrazione finale delle arterie al momento dopo la morte, come pure le resistenze contro l'allungamento che ogni muscolatura presenta dopo la morte. In ogni caso lo stato di

contrazione dei vasi e la variabile forma del tubo enterico, spesso simile ad una contrazione spastica, mostrano che la muscolatura liscia è passata dal suo ultimo stato di contrazione in una specie di rigidità cadaverica. In una prova di allungamento dell'aorta hanno pertanto importanza le resistenze della muscolatura ancora viva o già morta ed irrigidita e sono solo difficilmente paragonabili alle resistenze regolate dal sistema nervoso vegetativo dell'organo vivente. Si potrebbe anche accennare al fatto di quali difficoltà straordinarie incontra una iniezione nei vasi finchè la muscolatura permane eccitabile.

Pertanto per ora non è stabilito se l'ondulazione dell'elastica nei vasi esista in vita e in quale misura. Per contro è sicuro che (dato l'intimo intreccio dei sistemi elastici con la muscolatura e con i sistemi collageni a maglia nella parete dei vasi in cui l'elastica appare in figura di sezione) può essere influenzata da contrazione della muscolatura.

La base del pensiero di RANKE, che la costruzioni elastica consti di filamenti molleggianti, ma rigidi alla flessione, è perciò un problema tutt'altro che completamente risolto; ed un esame sperimentale, fino a quanto i singoli filamenti elastici siano estensibili oppure rigidi alla flessione e se essi presentano una piccola o una grande resistenza, tanto più necessario.

Lo stabilire le loro effettive proprietà è stato reso finora difficile dalla necessità di isolare dal corpo sostanza elastica senza mezzi chimici intromettenti e cioè di esaminarla libera da tessuti collageni o muscolari. Quello che importa sono i singoli filamenti a proposito del di cui comportamento le prove di allungamento su organi elastici esistenti nella letteratura non ci danno alcun cenno.

L'esame delle singole fibre venne eseguito con un micromanipolatore di PÉTERFI. Dei tagli freschi gelati, eseguiti col rasoio, della fascia nucale del bue vengono lacerati grossolanamente e poi col micromanipolatore sotto il binoculare o sotto il microscopio (immersione in acqua) vengono separate delle fibre adatte e queste vengono stirate a mezzo di gancetti.

Io ho potuto stabilire che le singole fibre sono estensibili del 100-140%. Il micromanipolatore non permette finora di costruire una micromacchina di trazione e strappo, che permetta di misurare il carico. Noi non possiamo dunque stabilire qui il modulo di elasticità direttamente, ma invece osservare solo l'allungamento, cioè la variazione di lunghezza in rapporto all'unità di lunghezza, e a tale proposito la completezza del ritorno rispetto alla lunghezza iniziale è di particolare importanza. Le prove mostrano con un allungamento

fino al 50% il ripristino completo della lunghezza iniziale. Con l'allungamento del 100% la fibra era ancora quasi completamente elastica. Lo stato delle fibre dopo aggiunta di acido acetico concentrato mostra che non erroneamente una fibra collagena isolata si manifesta allungabile in tale misura. Anche la contrazione trasversale che si manifesta con l'allungamento è rilevabile. Era inutile eseguire altre misurazioni all'infuori di quella delle variazioni di lunghezza perchè la tensione può esser stabilita solo in modo impreciso.

Dal grande allungamento delle fibre elastiche e dall'invertibilità del fenomeno si è ora autorizzati a trarre delle conclusioni anche rispetto al modulo di elasticità. Già il fatto che la cifra di allungamento viene chiamata modulo reciproco dimostra che l'allungabilità e la resistenza nei materiali noti sono corrispondenti in maniera inversa. Siccome l'allungabilità misurata è grande, il modulo di elasticità è molto probabilmente piccolo, il che è dimostrato dalle misurazioni fatte finora sull'organo in toto. È perciò molto improbabile che la fibra elastica, la quale quando è stirata si lascia ancora allungare per il 100% della sua lunghezza, consti di un materiale avente un elevato modulo di elasticità ed una piccola cifra di allungamento, come RANKE pretende. Con ciò è anche ingiustificato il concetto che nelle fibre e nelle membrane elastiche ondulate venga utilizzato specialmente un materiale rigido alla flessione.

Le prove sulla fascia nucale del bue vennero controllate a mezzo di prove di allungamento su reti, fino a un certo punto isolate (reti di lunghezza) di arterie di animali ed umane.

Anche per i sistemi elastici delle pareti vasali è stabilita indubbiamente la grande cifra di allungamento. Su sezioni congelate, di 15 μ di spessore, di arterie di medio spessore è stata isolata con l'ago l'elastica interna: essa consisteva in un intreccio a reticolo nel senso della lunghezza. A mezzo di trazione col micromanipolatore tale reticolo venne ridotto per stiramento a forma trasversale finchè tutte le fibre diventarono parallele nel senso della trazione. Con nuova trazione era possibile ancora un allungamento utile, però si manifestò facilmente rottura e in tal modo un allungamento. Inoltre è raro che si possa ottenere un vero isolamento del reticolo elastico. Spesso si possono chiaramente distinguere delle fibre collagene la cui direzione impedisce la deformazione del reticolo nel senso della lunghezza in un reticolo trasversale. Per avere situazioni chiare nel trattare la questione che ci interessa, le mie considerazioni vennero costruite su prove con fibre isolate della fascia nucale. I risultati delle prove dimostrarono però, senza possibilità di dubbio, che la

elastica delle pareti vasali umane ed animali, per quanto riguarda l'allungamento dell'elastica, è uguale alla fascia nucale isolata. L'allungamento di lamine elastiche isolate di arterie cerebrali umane non potè finora essere portato a superare il 20 % di allungamento, perchè nelle lamelle elastiche dovette essere impiegata una maggior forza corrispondente alla sezione trasversale, il che per ragioni tecniche (strappamento, ecc.) non fu possibile. L'allungamento del 20 % ottenuto è però sufficiente per smentire la teoria di RANKE; una fascia avente un modulo di 10.000 non è allungabile in tal misura: il limite di rottura viene raggiunto prima. In merito all'allungamento delle lamine elastiche delle pareti dell'aorta si riferisce in un lavoro che si trova in corso di stampa.

Anche una prova di flessione di un capo di fibra isolato e sporgente dal resto della preparazione fatta col microago dimostra che il materiale è poco resistente. Il pezzo di fibra si piega in una curva relativamente stretta ed una deformazione di tale curva ha luogo con strozzamento, mentre l'appiattimento, l'emigrazione del materiale è chiaramente distinguibile nella superficie. Dopo la flessione il materiale ritorna come una molla nella posizione originaria ed altrettanto dopo lo strozzamento: la prova si lascia ripetere più volte. Secondo quanto è stato pubblicato al riguardo da HANS PETERSEN (vedi paragrafo precedente), una tale prova di flessione è un buon modello di prova, che si lascia trasportare immediatamente con somiglianza geometrica ad altre dimensioni. È chiaro senz'altro che una bacchetta di materiale come l'acciaio o i collagene omogenei non si lascia piegare e strozzare molleggiando in tal maniera. L'unico materiale comparabile è la gomma vulcanizzata, con la quale finora sempre sono state confrontate le fibre elastiche e con la quale esse anche realmente mostrano la maggior somiglianza per quanto riguarda il comportamento elastico. A tal proposito bisogna tener conto del fatto che la fibra elastica è omogenea e che ad ogni modo non consta di fibrille spostabili in senso trasversale le une contro le altre come le fibre collagene: questa è, appunto per tale ragione, flessibile. Se durante la flessione l'evasione delle fibrille è impedita, il materiale collagene, dà appunto una tipica trazione circolare come AA. hanno dimostrato per la cartilagine tracheale e come si rileva dalle cartilagini e dalle ossa con le loro fibrille collagene incorporate e non spostabili.

Riassumendo la fibra elastica è allungabile fortemente; essa mostra entro larghi limiti grande perfezione elastica e possiede un piccolo modulo di elasticità.

Le osservazioni relative alle notevoli possibilità di allungamento delle fibre elastiche ed il loro potere di accumulare il lavoro con ciò fornito sono in forte contraddizione col parere di BILL che l'allungamento sia minore di quello delle fibre collagene. Egli definisce le fibre elastiche quali tessuto di appoggio nel senso ristretto della parola, mentre viene attribuito alle fibre dei tessuti connettivi il compito di fili elastici. Anche KYCH avrebbe secondo STEMBERG lo stesso concetto: « L'apparecchio elastico è perciò (similmente a quanto è stato accennato per le costruzioni di filo di ferro-cemento) da considerarsi come un'armatura di sostegno che è regolarmente incorporata nel tessuto connettivo ».

La confusione che è sorta qui in seguito alle definizioni discordanti dell'elasticità, è incontrollabile; così per esempio STEMBERG dopo aver dato le indicazioni già citate, arriva a dire che anche un fisico non può conciliarsi con la normale concezione relativa al comportamento delle fibre elastiche e ne chiama a testimonianza TRIEPEL. Le indicazioni di TRIEPEL sono diametralmente opposte ai pareri di RIVE e KYCH ed a quello di STEMBERG. TRIEPEL stabilisce un forte modulo di elasticità, cioè minor allungamento, per le fibre collagene e più piccolo modulo di elasticità, con maggior allungamento, per le fibre elastiche. È certo che da parte di alcuni autori si sono scambiate le cifre di allungamento e modulo di elasticità (hanno equivocato). Forse in tal modo sono anche spiegabili i nuovi concetti in merito alle caratteristiche dell'elastica, ai quali i vecchi anatomici certamente non hanno aderito, giacché la Fisica intende per elasticità la resistenza di forze interne contro la deformazione. TRIEPEL deve naturalmente dichiarare che le fibre elastiche sono meno elastiche di quelle collagene.

definizioni della elasticità.

In seguito a tale confusione ritengo importante ritornare sulle possibili, Secondo FÖPPEL, io intendo per elasticità il potere di un corpo di immagazzinare in modo reversibile il lavoro di deformazione. Questa definizione si allontana in un punto notevole dalla definizione che viene normalmente data in Fisica. Qui la elasticità è la resistenza, esistente nell'interno del materiale, contro le deformazioni di qualsiasi genere. Corrispondentemente a ciò esistono elasticità di trazione, di flessione e di compressione. La differenza rilevante consta pertanto in ciò che la definizione della Fisica non considera la reversibilità della deformazione, nè la restituzione del lavoro di deformazione accumulato. Nel senso della Fisica la misura della elasticità sarebbe la fra-

zione che indica per quale parte della sua lunghezza un filo metallico della sezione di un millimetro quadrato si allunga sotto il carico di un kg. (= coefficiente di elasticità); oppure la cifra in kg. che è capace di allungare per la stessa lunghezza un filo della medesima sezione (= modulo di elasticità). Se ci si basa su questo concetto si arriva a dover dichiarare che il filo elastico è meno elastico del filo d'acciaio. Questo giudizio non corrisponde però completamente al comportamento elastico dei materiali indicati. La misura del lavoro è, durante l'allungamento, in dipendenza della tensione e della modificazione di lunghezza. Per conseguenza lo stesso lavoro può essere in ogni caso raggiunto aumentando i due fattori. Siccome nelle fibre elastiche la variazione di lunghezza è straordinariamente grande (grande cifra di allungamento), essa rende possibile di accumulare grande lavoro con tenue carico e cioè con una tensione, alla quale la possibilità di accumulazione del tessuto collageneo per il corpo non è ancora utilizzabile. Se si confrontano tessuti collageni ed elastici alla medesima tensione, risulta che il lavoro accumulato dal tessuto elastico è maggiore; col medesimo allungamento il lavoro di allungamento è naturalmente molto minore per questo tessuto. Se si definisce comportamento di una molla l'acquisto di forze vive da parte di un sistema elastico deformabile, tale comportamento da molla non è affatto indifferente anche per tutti i tendini, le fascie e le ossa e diventa importante per tutte le sollecitazioni dinamiche per la conservazione della struttura del corpo. In generale il corpo però si serve, per la costruzione di sistemi molleggianti, delle sostanze notevolmente deformabili, specialmente nell'apparato di locomozione e particolarmente nel sistema muscolare, che durante il salto, la corsa od altri movimenti forzati riceve le spinte che si manifestano. Una sospensione elastica, quale si riscontra nella fascia nucale dei grandi mammiferi, manca nell'uomo ed, all'infuori dei ligamenta flava della colonna vertebrale che hanno la medesima struttura come è la fascia nucale degli animali citati, del legamento intermalleolare cruris, mancano all'uomo fascie elastiche dello scheletro.

L'importanza del materiale elastico per la parete delle arterie e per la meccanica circolatoria è nota ed è altrettanto nota la sua importanza nel polmone.

L'allungamento elastico, attraverso relativamente piccole forze, è qui la proprietà delle parti di reticolo elastico, le cosiddette fibre elastiche, utilizzata per la costruzione degli apparati. Il concetto « elastico » vale qui cioè nel

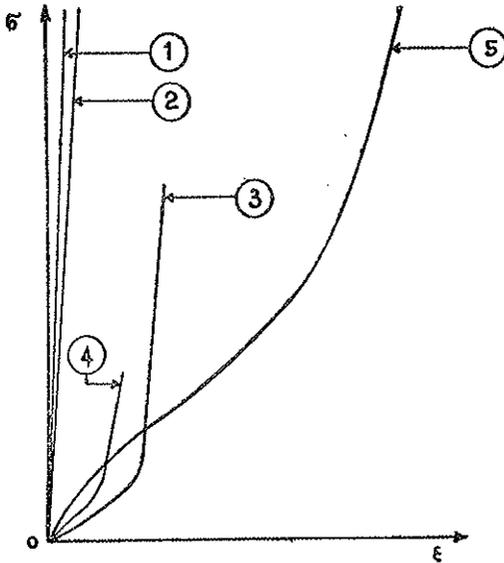
senso della tecnica, come lo definisce FÖPPEL. Con la definizione usuale della Fisica (modulo E quale misura della elasticità) si dovrebbe naturalmente definire queste fibre come poco elastiche. Essa definizione conserva ad esempio nella trattazione delle oscillazioni che compaiono nella conduzione del suono il suo significato. Si potrebbe denominare la proprietà definita da FÖPPEL col nome di ergofilia e le fibre elastiche col nome di ergofile, per evitare gli equivoci facilmente ingenerati dai diversi usi della parola elastico. Se si traduce ergofilo come tendente al lavoro, oppure desideroso di lavoro, con ciò è anche espressa la facile rispondenza, la sensibilità delle fibre elastiche. La fibra ergofila ha la proprietà di immagazzinare grande lavoro di deformazione con grandi deformazioni e piccoli carichi in modo invertibile e di rendere utilizzabile per il corpo animale il lavoro così immagazzinato. Essa è più rispondente di una fibra avente grande modulo di elasticità, che a sua volta può, è vero, immagazzinare maggior lavoro, qualora i materiali vengano confrontati con uguali allungamenti. L'ultima è, sia pure, elastica nel senso della Fisica, ma meno sensibile di fronte a forze esterne.

Su queste differenze, importanti per l'organismo animale, è fondato il diverso impiego dei suoi materiali nella costituzione.

RICERCHE RIGUARDANTI LE PROPRIETÀ ELASTICHE E TERMODINAMICHE DEL TESSUTO CONNETTIVO - DI EDGAR WÖHLISCH. *Da Beiträge zur pathologischen anatomie und zur allgemeinen pathologie*; di E. ZIEGLER; ed. L. ASCHOFF; vol. 76, fascicolo 2; Jena 1926; pag. 233.

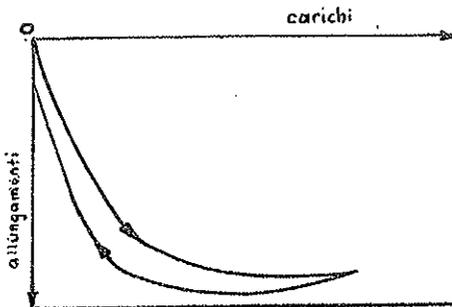
Si inizia con la considerazione dei diagrammi tensione allungamento, costruiti originariamente secondo il principio di BLIX per altri scopi. L'apparecchio permette di registrare la variazione di lunghezza per carico continuamente variabile in un sistema di coordinate curvilinee. Come esempio per l'aspetto del diagramma originale di tal tipo serve il diagramma VIII. Sulle ascisse sono stati riportati i carichi in grammi, sulle ordinate, calcolate verso il basso dall'origine O che si trova superiormente, gli allungamenti in millimetri. La prova mostra il comportamento di una striscia di legamento elastico del collo di bue e corrisponde alla curva del carico giacente più in alto, ed alla curva dello scarico giacente inferiormente (ciclo d'isteresi). Nel diagramma VII vi sono parecchie curve di allungamento, relative a vari materiali e rappresentate su di un sistema di coordinate ortogonali.

DIAGRAMMA VII



- 1 = Tendine
- 2 = Epidermide
- 3 = Legamento elast. nuda
- 4 = Tendine trasformato Kollagon X
- 5 = Gomma vulcanizzata

DIAGRAMMA VIII



L'Autore continua:

« Come si usa nelle esposizioni tecniche, abbiamo scelto anche noi le ascisse per gli allungamenti percentuali e le ordinate per le tensioni in atmosfere (kg/cmq.); il tendine poco estensibile e l'epidermide pressochè altrettanto rigida sono confrontati con i tre materiali più estensibili finora conosciuti: la gomma vulcanizzata, il tessuto elastico, ed il tendine trasformato per riscaldamento sopra 60° C in un materiale da noi chiamato Kollagen II.

Le curve di allungamento dei quattro materiali animali presentano lo stesso andamento, che è qui in discussione, cioè un decorso all'inizio convesso rispetto all'asse delle ascisse; ciò vuol significare che questi tessuti per piccole tensioni hanno una allungabilità relativamente grande, allungabilità che poi col crescere della tensione diminuisce. Il fatto che il nostro diagramma non esprime chiaramente questo comportamento nel tendine e nella epidermide, è unicamente una conseguenza dell'aver scelto per le ascisse una scala piccola in considerazione del dover rappresentare il comportamento degli altri tre materiali fortemente estensibili.

Anche il tessuto muscolare si comporta in concordanza tanto nei riguardi delle deformazioni per tensione, come pure per pressione.

A nostro giudizio questi comportamenti non sono tenuti dal RANKE nel debito conto allorchè scrive: « La curva di allungamento di tali tessuti, che sono ricchi di fibre elastiche ondulate, si distinguono da tutte le altre curve di allungamento note, per la loro caratteristica convessità verso le ascisse (asse degli allungamenti) ». Inoltre non si basa su fondamenti fisici, quando RANKE nel suo lavoro espone il pensiero che le curve di allungamento dei tessuti si avvicinano all'asintote. Ciò significherebbe che essi infine assumono la proprietà di un corpo assolutamente rigido, caso che in natura non si realizza.

In realtà ogni curva di allungamento possiede costantemente una certa inclinazione verso l'asse delle tensioni e questa inclinazione mostra di assumere nei nostri materiali, alla fine e in modo interessante, un valore costante: il materiale, al di sopra di una certa tensione, segue la legge di HOOKE.

I fatti che abbiamo menzionato, e in specie le prove di REDENZ riguardanti le fibre elastiche isolate del legamento della nuca (vedi capitolo precedente), parlano a nostro parere con sicurezza contro l'ipotesi di RANKE, che pone il carattere della curva di allungamento del tessuto elastico in analogia al comportamento di una molla a spirale e vorrebbe ammettere per il tessuto

del tendine un modulo di elasticità dell'ordine di grandezza di quello trovato per un materiale di forma ondulata rigido alla flessione.

Perciò, giacchè è giustificato il paragonare il comportamento del tessuto elastico e del Kollagen II, che è quasi altrettanto estensibile, a quello della gomma, ma non a quello di una molla a spirale, si possono introdurre analogie molto interessanti di tipo termodinamico.

La curva di allungamento della gomma, rappresentata nel diagramma VII, ha la forma di una S. Ciò significa che, nell'ambito di piccole tensioni, la estensibilità cresce con l'aumento della tensione, contrariamente al comportamento dei rimanenti materiali del diagramma. La curva di allungamento della gomma presenta poi un punto di flessione, che nel nostro diagramma corrisponde ad una tensione di circa tredici atmosfere, ed assume in seguito il decorso, che ci è noto, del legamento della nuca, ecc., con la convessità rivolta verso l'asse delle ascisse.

Se si indaga l'azione della temperatura sulle dimensioni spaziali della gomma non tesa, o tesa debolmente, si constata che il coefficiente di dilatazione lineare termica nelle tre direzioni dello spazio ha un segno positivo. Come il secondo principio della Termodinamica, in concordanza con l'esperimento, lascia predire, la gomma si raffredderà in questo campo di allungamenti, seguendo il comportamento abituale delle sostanze. Da un determinato grado di allungamento in avanti la gomma muta, ciò non di meno, il suo comportamento: si verifica un innalzamento di temperatura, cioè un accorciamento della gomma nella direzione della tensione (coefficiente di dilatazione termica negativo), mentre nella direzione perpendicolare alla stessa segue un aumento dimensionale. Contrariamente a ciò un maggiore allungamento porta, in opposizione all'abituale comportamento, un riscaldamento della gomma. Questo notevole fenomeno è stato scoperto da JOULE.

Anche i due altri materiali fortemente estensibili dimostrano l'effetto Joule e già in uno stato di tensione nulla. Per il legamento elastico ciò era noto; per il Kollagen II noi abbiamo potuto dimostrarlo.

È ora molto evidente che anche la curva della gomma, al di sopra di una determinata tensione (tensione corrispondente al punto di flessione), mostra il decorso che è caratteristico per gli altri due materiali. La supposizione è molto prossima all'ipotesi che la tensione del punto di flessione sia identica a quella alla quale il comportamento termodinamicamente isotropo della gomma si trasforma nella anisotropia termodinamica, caratterizzata dall'effetto

Joule. Questo quesito sarà oggetto d'indagine da parte nostra il più presto possibile.

Noi possiamo stabilire che i materiali fortemente estensibili, Elastin e Kollagen II, sono, per quanto riguarda le loro proprietà elastiche e termodinamiche, analoghi non solamente alla gomma, ma alla gomma vulcanizzata già tesa oltre un dato grado.

Quanto riguarda le vere origini del decorso particolare (strano) della curva di allungamento dei materiali animali trattati non si può prevedere con sicurezza: ciò non di meno, si può almeno ritenere come verosimile che il gioco interno delle forze, indicate come « pressione di imbibizione » sia la causa di quanto sopra.

Su questo concetto, esposto già da altri Autori, fra i quali FREY, vogliamo fare altre considerazioni.

In primo luogo è importante sapere che la grande estensibilità del materiale elastico e del Kollagen II è legata alla presenza di una forte quantità di acqua di imbibizione. Il materiale disidratato è di consistenza cornea e pochissimo estensibile. E non solo il grado della estensibilità, ma anche il carattere speciale della curva di allungamento è una funzione dello stato di imbibizione, come noi possiamo dimostrare: la curva di allungamento dell'Elastin seccato segue all'inizio la legge di Hooke, in opposizione alle striscie umide. L'imbibizione del materiale seccato avviene in prevalenza in direzione perpendicolare al decorso delle fibre. Il materiale è anche anisotropo in rapporto alla sua affinità per l'acqua: la pressione d'imbibizione ha il suo vettore maggiore in direzione trasversale. Se noi allunghiamo il tessuto nella direzione della lunghezza, ci deve essere, a causa della contrazione trasversale, migrazione di acqua dalla dimensione trasversale a quella longitudinale. L'acqua deve essere, in certo qual modo, sospinta vincendo la pressione di imbibizione trasversale, e perciò il grado di questa deve diminuire. La stessa pressione d'imbibizione è quindi una variabile in forte aumento con il diminuire del grado della imbibizione stessa, ed essa ha il carattere delle curve che qui sono in argomento.

Nell'accettazione di un aumento del vettore trasversale della pressione di imbibizione con l'aumentare dell'allungamento, noi potremmo provvisoriamente scorgere una utile ipotesi di lavoro per la spiegazione del decorso delle curve di allungamento dei materiali di origine animale, dei quali si è parlato ».

AORTOPATIA IPERTENSIVA - II PARTE: FISILOGIA E ISTOFISILOGIA DELL'AORTA -
DI GIOVANNI MONTALDO - *Da Archivio Italiano di Anatomia e Istologia
Patologica*; Vol. XXII, fascicolo V-VI; Bologna 1949; pag. 288.

Alla determinazione dei significati unitari istofunzionali della parete aortica, in ispecie della sua tunica media, mi pare ritorni utile riassumere le fondamentali acquisizioni circa la globale funzione di questo vaso.

L'aorta è la gran parte di quel segmento della rete arteriosa che si dilata sotto l'ondata sistolica, risparmiando al cuore una parte del lavoro meccanico (PUPILLI G., 1941) ed al quale si dà il nome di segmento di ampliazione sistolica (segment d'ampliation systolique). In soggetti alti il segmento di ampliazione sistolica termina al legamento inguinale, è più breve in soggetti bassi; e, in generale, la sua lunghezza dipende in prevalenza dalla posizione delle principali sedi di riflessione delle onde (PUPILLI G.). Alla lunghezza del segmento arterioso di ampliazione si attribuiscono valori diversi che secondo i dati recenti di WEZLER e RÖGER (1937) corrisponderebbero ad un quarto della lunghezza d'onda del polso.

L'aorta, quindi, come l'arteria polmonare, oltre l'ufficio di conduzione del sangue, ha quello di contribuire a trasformare il regime idraulico intermittente sistodiastolico del cuore, in regime continuo. Ciò è manifesto nella differenza esistente tra il tipo di corrente ritmica all'inizio del vaso e quello meno intermittente del suo estremo distale. L'aorta, come l'art. polmonare, ha quindi anche il significato di una camera di pressione, chiaramente rappresentata nelle note similitudini didattiche della soffiera, del mantice, ecc. Ricordiamo che questo principio della trasformazione di regime intermittente in regime continuo consiste nell'equivalenza tra la quantità di sangue affluente all'aorta nella sistole e la quantità di sangue defluente al termine del vaso, durante la sistole e la diastole. Ciò avviene in quanto la parete vasale assorbe una parte del lavoro del cuore in forma di lavoro di variazione della sua forma e della sua distensione (PETERSEN, 1925). In altri termini, questa camera di pressione (WINDKESSEL) serve come mezzo assorbente di una quota sistolica energetica che fa progredire il sangue nell'aorta durante la diastole.

Conviene, ora, domandarsi quale sia il significato istofunzionale dei diversi costituenti tissurali della parete vasale in questo compito di mantice e

nella funzione complessiva dell'aorta. Questo compito, sembra chiaro, è fondamentalmente fenomeno di elasticità. Qui elasticità viene intesa nel senso della fisica, onde grande elasticità può essere equivalente di poca cedevolezza.

Nella parete aortica, si possono distinguere con REUTERWALL, sotto il riguardo istofunzionale, due componenti: 1) lo stroma elastico, componente passivo, formato di tessuto elastico e collagene; 2) un componente attivo, la muscolatura liscia. L'aorta è indubbiamente in gran parte formata di tessuto elastico che, ormai, nonostante le riserve un tempo espresse da STERNBERG ed altri, si ritiene oggi per certo il principale portatore delle proprietà elastiche degli organi.

Le fibrocellule muscolari in genere dotate di una elasticità molto lieve hanno con tutta verosimiglianza un'importanza di gran lunga inferiore nella esplicazione delle proprietà elastiche della parete aortica. REUTERWALL (1921) ha stabilito con accurati esperimenti che la elasticità della parete aortica staccata dal corpo si può riferire alle fibre ed alle lamelle elastiche della parete stessa. La sua determinazione è stata effettuata in vasi privi di eccitabilità e provenienti da autopsie anatomico-cliniche: quanto minore era la quantità di muscolatura liscia tanto più precoci comparivano le proprietà elastiche dello stroma nel ripetersi degli esperimenti di distensione e viceversa. L'A. opportunamente premette che il fenomeno puramente fisico dell'elasticità, che si riduce alla determinazione di costanti di moduli di elasticità, non è sufficiente a dare i fondamenti teorici alle prove comparative dell'elasticità dei diversi tessuti organici: interviene il fenomeno della *accomodazione* (STREINZ) come un complesso di manifestazioni variabili di un corpo elastico ripetutamente deformato con la stessa forza e che compaiono inizialmente e prima che lo stesso corpo risponda alla stessa forza con costanti variazioni di forma.

Indispensabili premesse queste agli esperimenti di tensione effettuati su interi vasi o su striscie vasali.

Sono di grande interesse gli studi di RANKE (1925) sull'argomento. Per questi la funzione fondamentalmente elastica dell'aorta può essere rispecchiata fedelmente nelle curve di tensione, cioè nel rapporto tra il grado di tensione delle pareti, per aumento di pressione interna o per trazione su striscie, ed il suo aumento in lunghezza. L'intricata disposizione della sostanza elastica viene considerata con THOMA, LANGE, come *un sistema ondulato* le cui proprietà rappresentano l'asse del sistema stesso. L'A. esegue espe-

rimenti con modalità analoghe a quelle adottate da REUTERWALL e si appoggia su FÖPPEL e TRIEPEL (1902). Quando fosse noto, dice RANKE, il numero per cm.² delle linee o fibre ondulate, la lunghezza e l'altezza delle onde, il loro modulo di elasticità e il momento di carico, si potrebbe anche calcolare la curva di tensione di queste linee o fibre ondulate.

Riassumo i precedenti di RANKE nella eventualità che potessero interessare il lettore.

Sia H la forza che agisce in direzione dell'asse ideale delle linee ondulate, E il loro modulo di elasticità, I il momento di inerzia, $S = r/4$ della lunghezza delle curve di un periodo d'onda, Y l'altezza delle onde nello stato di riposo, Y' l'altezza delle onde nell'istante considerato, entrambe misurate sul quarto della lunghezza dell'arco S , $\alpha =$ numero tra 2 e 4 che porta un rapporto tra il raggio di curvatura e l'altezza dell'onda. Secondo l'equazione III di FÖPPEL:

$$H = \frac{E \cdot I}{S^2} \cdot \left(\frac{Y}{Y' \alpha} - \frac{1}{\alpha} \right)$$

RANKE considera l'espressione $\frac{EI}{S^2} = 1$ e ottiene con l'introduzione di valori diversi dello stato di riposo Y una moltitudine di curve il cui carattere generale è quello di decorrere convesse verso le ascisse e di avvicinarsi all'asintoto.

Dopo l'esperimento di tensione, i pezzi dell'aorta venivano fissati su un cilindro di legno, induriti in formolo al 10 %, indi scomposti in anelli e misurati subito dopo al microscopio; poscia fette al congelatore colorate e montate in glicerina. I dati venivano ricavati da 5 anelli diversi. Il modulo di elasticità delle fibre veniva valutato a 10.000 atmosfere. Lo spessore delle fibre e delle lamelle a 5 micron, il $r/4$ di lunghezza dell'arco ad una media di 8,1 micron (valore oscillante tra 5 e 15), la porzione del taglio trasverso della parete vasale, occupata da fibre e lamelle elastiche, veniva calcolata a 0,33, cioè $r/3$ dell'intera sezione trasversa.

Questi esperimenti dimostrano all'A. che l'ondulazione diminuisce in ragione diretta del grado di tensione per scomparire del tutto con il massimo possibile della distensione; e bastano a fargli concludere che il differente grado di ondulazione delle fibre elastiche può essere in rapporto col differente grado di tensione e la diversità della lunghezza delle onde e dello spessore delle fibre può comportare differenti distensibilità delle medesime. Le pro-

prietà fisiche, allora, della sostanza elastica non sono paragonabili alla gomma ma a quelle dell'acciaio: in altri termini l'elasticità delle fibre non è dovuta, sec. l'A., all'allungamento della sostanza elastinica ma alla flessibilità delle singole onde.

La grafica determinata da RANKE ha, secondo me, un grande significato istofisiologico e, poichè mostrerà un contegno caratteristico in condizioni istopatologiche, come si vedrà, ho effettuato anch'io preliminari esperimenti per la determinazione di essa su aorte indenni, senza peraltro volere entrare particolarmente in merito al significato del sistema ondulato di RANKE. Dapprima eseguii esperimenti su interi segmenti aortici praticando le stesse modalità di REUTERWALL e del RANKE. Mi accorsi ben presto che i risultati, almeno nelle mie mani, venivano sempre falsati da inevitabili e molteplici condizioni di errore inerenti alla grande difficoltà di allacciare tutte le numerose collaterali; d'altra parte mai potevo avere la certezza che da qualche parte non si avessero delle perdite, sia pure lungo minimi vasellini sorgenti di « vasa vasorum ».

E poichè a me premeva, in sostanza, stabilire la curva di elasticità della parete aortica e non di un segmento aortico o di una aorta intera, cioè mi prefiggevo di tracciare la grafica tipica del tessuto aortico (intima e media), sede della funzione del vaso, così mi parve più razionale procedere alla determinazione di essa grafica riferendomi all'unità volumetrica di tessuto: mi servivo, quindi, come fecero WILENS S. L. (1937), e KRAFKA J. (1940), anche con grande semplificazione di tecnica, di striscie d'aorta, prelevate in segmenti diversi per lo stesso caso, massimamente nel tratto toracico discendente. Come *unità volumetrica di tessuto* ho considerato il numero dei mm.² della sezione del nastro vasale liberato dall'avventizia moltiplicato per la lunghezza e la larghezza del nastro stesso le quali però rimanevano costanti in ogni caso. Ritagliavo in tutti i casi un rettangolo che, una volta applicato alle due morse di trazione per i due lati più brevi, fosse lungo 4 cm. e largo 3 cm. e tenevo conto naturalmente dello spessore medio variabile individualmente.

Il mio materiale come quello di REUTERWALL, proviene da autopsie anatomo-cliniche e veniva utilizzato solo dopo un certo lasso di tempo dalla morte (24 h almeno) e dopo conservazione a bassa temperatura + 2°, + 5° C per cui l'eccitabilità muscolare del vaso come la rigidità cadaverica si potevano considerare con molta probabilità scomparse. Nell'esecuzione dell'espe-

rimento facevo attenzione alla interferenza dei fenomeni di adattamento e procedevo in tutti i casi alle misurazioni definitive solo dopo che i ripetuti allungamenti mi avevano dato valori pressochè costanti per gli stessi gradi di tensione; inoltre mi sono sempre uniformato ai giusti rilievi di WEBER secondo il quale il rapporto tra tensione e allungamento ha un sicuro significato solo quando si può cogliere il valore limite dell'allungamento, ciò che si può fare attendendo qualche tempo dopo ogni modificazione della tensione finchè l'allungamento ha raggiunto questo valore limite, in termini pratici, finchè cessa del tutto, per quel dato valore di tensione naturalmente, l'allungamento. WEBER si riferisce a fili di seta. Per l'aorta questo tempo può essere sufficientemente, anche secondo REUTERWALL, di 10 minuti primi. In tal modo seguendo la nota formula:

$$\frac{\delta}{l} = \frac{1}{E} \cdot \frac{F}{S}$$

ho ottenuto delle grafiche scrivendo sulle ordinate il grado di tensione o sforzo cui veniva sottoposto il rettangolo vasale, cioè il peso diviso per la sezione, e sulle ascisse le corrispondenti cifre di distensione, che riferendosi a lunghezze costanti del rettangolo venivano espressi con valori assoluti:

questa curva del grafico è un esperimento di tensione; esso ha grande analogia con la curva ricavata da RANKE dai suoi esperimenti su cilindri aortici per pressione interna.

So bene che il nostro modello sperimentale può considerarsi molto più lontano dalle condizioni naturali di quanto *teoricamente* non lo siano gli esperimenti su cilindri sottoposti a pressione interna. Il maggior difetto consiste nel fatto che la trazione si esercita in un solo senso (trasversale o longitudinale) mentre in condizioni fisiologiche la tensione vasale si determina per azioni pressorie esercitanti sulla parete in tutte le direzioni.

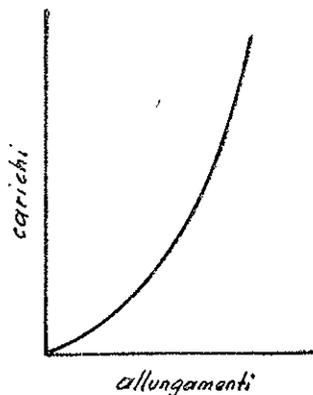
Immaginai un altro dispositivo: porzione circolare di parete aortica su cui agissero pressioni idrostatiche o meccaniche, ma senza alcun pratico e reale vantaggio rispetto al precedente modello il quale, invece, permette oltre tutto, con l'applicazione di un doppio rettangolino metallico a morso sulla fetta in trazione, di fissarne la struttura nello stato di trazione.

Dopo la fissazione in formolo (24-28 h), il lavaggio, i passaggi in alcool, il soggiorno in paraffina, includevo il tutto e infine, utilizzavo una parte del rettangolo vasale ritagliando al di dentro dei lati della morsa. Con tali espe-

dienti mi è sembrato di essere riuscito a mantenere quasi inalterata la posizione delle fibre e delle lamelle assunta al momento della distensione ottenuta nell'apparecchio di trazione. È ovvio che l'azione del fissatore (formolo), de-

diagramma IX

Curva di tensione tipica di un rettangolo di aorta normale (soggetto ventenne). Sulle ordinate figura la forza di trazione espressa in grammi per unità di superficie, sulle ascisse il grado di tensione o allungamento. L'ampiezza della curva varia in rapporto allo spessore della parete vasale. La curva decorre convessa verso le ascisse. L'inizio della sua ascesa verticale corrisponde allo scomparire della ondulazione nel sistema elastico ondulato.



gli alcool, e ancor più il soggiorno in stufetta coartando il tessuto accentuano la distensione dell'apparato elastico. Questo fatto rilevai chiaramente già nelle sezioni tangenziali. Ed è per questo che gli esperimenti e i relativi calcoli algebrici di cui sopra, eseguiti da REUTERWALL e da RANKE nei rapporti tra decorso della curva grafica e contegno del *sistema ondulato* non può permettere deduzioni di valori assoluti e sempre attendibili. Tuttavia ho visto che una relazione costante, benchè approssimativa, esiste tra grado di distensione della parete vasale e comportamento del sistema ondulato; ed ho constatato l'asserzione di RANKE, che le onde scompaiono solo nei gradi più alti di distensione, quando cioè la curva grafica ha già assunto una direzione pressochè rettilinea e verticale e non è lontana dal punto di rottura. Ho rilevato ancora il particolare che le lamelle, come disse REUTERWALL, diventano rettilinee molto prima che le fibre, ciò che peraltro si era visto nelle sezioni tangenziali ottenute da frammenti semplicemente distesi su blocchetto di legno. A me pare, in definitiva, anche per quanto risulterà più innanzi dai rilievi istopato-

logici, che il sistema ondulato, come concepito da RANKE, abbia veramente valore essenziale nella istofisiologia dell'aorta; che cioè, il differente grado di distensibilità elastica delle fibre elastiche sia in rapporto oltre che al loro spessore anche e soprattutto alla differente lunghezza delle loro onde, e che la elasticità delle fibre si esplichino non tanto per una proprietà elastica intrinseca al materiale elastinico, analogamente a quanto avviene nella gomma, quanto, invece, per la flessibilità delle singole spire o curve delle fibre, allo stesso modo con cui si comporta la spirale di una molla d'acciaio (RANKE); senza peraltro volere, con ciò, escludere che la stessa flessibilità sia dovuta alla elasticità della materia elastinica e che per ciò una certa quota di elasticità nella spugna elastica possa esplicarsi anche indipendentemente dal sistema ondulato.

Questa interpretazione, diremmo, morfologica del modo con cui si esplica la elasticità delle fibre e delle lamelle, e secondo la quale l'altezza delle onde nelle fibre elastiche rispecchia il loro stato di elasticità, avrà dei riflessi utili nella ricerca di valori istofunzionali delle fibre alterate nei quadri istologici di aortopatie ipertensive croniche.

PARTE III

DESCRIZIONE DELLE ESPERIENZE, RISULTATI E CONCLUSIONI

Descriveremo dettagliatamente le esperienze eseguite su dieci aorte, in parte normali, in parte patologiche (arteriosclerotiche), riportandone poi i risultati più significativi in una tabella riassuntiva, dalla quale trarremo le nostre conclusioni.

Dette esperienze furono eseguite usando campioni ad anello, della larghezza di 3 mm., tagliati dal primo tratto discendente della aorta toracica. L'aorta toracica è infatti la più interessante agli effetti delle nostre ricerche, perchè soggetta in vivo ad una maggiore deformazione, costituendo il fuso aortico sistolico.

Caso I. — AUTOPSIA N. 8966; 2-XII-1949.

Data dell'esperienza: 20-V-1950.

Soggetto di 49 anni.

Reperto anatomopatologico:

Volvolo dell'ansa digiunale con necrosi del duodeno e del digiuno in operato di resezione gastrica con gastro-digiunostomia transmesocolica, modico coleperitoneo. Aterosclerosi coronarica, miocardiopatia callosa, aterosclerosi renale; esiti in aderenze di pleurite bilaterale.

Aorta: l'intima del tratto iniziale presenta solo qualche piccola placchettina giallastra, mentre il primo tratto discendente ne è esente.

Temperatura ambiente: 20°C.

Caratteristiche dimensionali dei campioni:

spessore	1,12 mm.
diametro interno	16,50 »
diametro medio	17,62 »
lunghezza iniziale	55,40 »
sezione	6,72 mmq.

TABELLE DELLE LETTURE ESEGUITE AL DINAMOMETRO

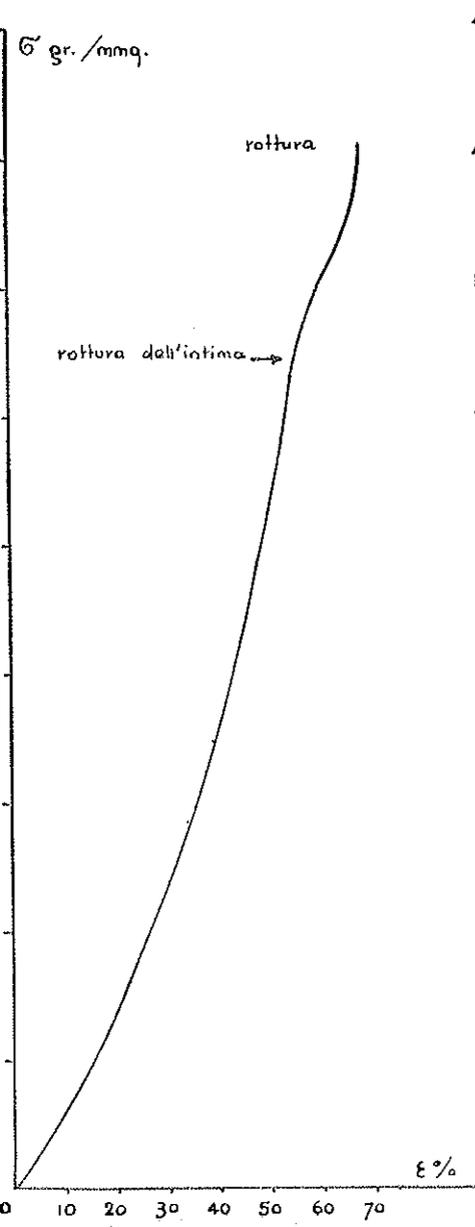
Letture progressivo	Carichi $N_{1...r}$ kg.	Allun- gamonti $l_{1...r} - l$ mm.	Tensioni $\sigma_{1...r}$ gr./mmq.	Dilatazioni $\epsilon_{1...r}$
I campione				
1	0,020	2	2,97	0,0362
2	0,040	4	5,94	0,0724
3	0,070	6	10,40	0,1086
4	0,100	8	14,90	0,1450
5	0,130	10	19,40	0,1810
6	0,170	12	25,30	0,2180
7	0,210	14	31,20	0,2540
8	0,290	16	43,20	0,2900
9	0,340	18	50,60	0,3260
10	0,400	20	59,50	0,3620
11	0,450	22	67,00	0,3980
12	0,530	24	78,80	0,4340
13	0,630	26	93,80	0,4700
14	0,750	28	111,50	0,5060
15	0,920	30	137,00	0,5430
16	1,070	32	159,50	0,5780
17	1,320	34	196,00	0,6150
18	1,600	36	238,00	0,6510
19	1,820	38	271,00	0,6860
II campione				
1	0,020	2	2,97	0,0362
2	0,040	4	5,94	0,0724
3	0,060	6	8,92	0,1086
4	0,090	8	13,40	0,1450
5	0,120	10	17,82	0,1810
6	0,150	12	22,30	0,2180
7	0,190	14	28,30	0,2540
8	0,230	16	34,20	0,2900
9	0,280	18	41,60	0,3260
10	0,340	20	50,60	0,3620
11	0,410	22	61,00	0,3980
12	0,490	24	72,80	0,4340
13	0,570	26	84,90	0,4700
14	0,670	28	99,70	0,5060
15	0,780	30	116,00	0,5430
16	0,970	32	144,50	0,5780

Lotture progressive	Carichi $N_1 \dots r$ kg.	Allun- gamenti $l_1 \dots r-l$ mm.	Tensioni $\sigma_1 \dots r$ gr./mmq.	Dilatazioni $\epsilon_1 \dots r$
<i>Continua:</i>				
II campione				
17	1,180	34	175,50	0,6150
18	1,450	36	216,00	0,6510
19	1,490	38	222,00	0,6860
III campione (ciclo d'isteresi)				
1	0,040	2	5,94	0,0362
2	0,080	4	11,88	0,0724
3	0,120	6	17,82	0,1086
4	0,180	8	26,80	0,1450
5	0,230	10	34,20	0,1810
6	0,280	12	41,60	0,2180
7	0,340	14	50,60	0,2540
8	0,220	12	32,70	0,2180
9	0,140	10	20,80	0,1810
10	0,090	8	13,40	0,1450
11	0,060	6	8,92	0,1086
12	0,030	4	4,46	0,0724
13	0,010	2	1,49	0,0362
14	0	0	0	0
15	0,040	2	5,94	0,0362
16	0,060	4	8,92	0,0724
17	0,090	6	13,40	0,1086
18	0,120	8	17,85	0,1450
19	0,150	10	22,30	0,1810
20	0,200	12	29,70	0,2180
21	0,280	14	41,60	0,2540
22	0,370	16	55,00	0,2900
23	0,450	18	67,00	0,3260
24	0,520	20	77,30	0,3620
25	0,610	22	90,70	0,3980
26	0,720	24	107,00	0,4340
27	0,840	26	125,00	0,4700
28	0,980	28	146,00	0,5060
29	1,200	30	178,50	0,5430
30	1,400	32	208,00	0,5780
31	1,700	34	253,00	0,6150
32	1,970	36	293,00	0,6510

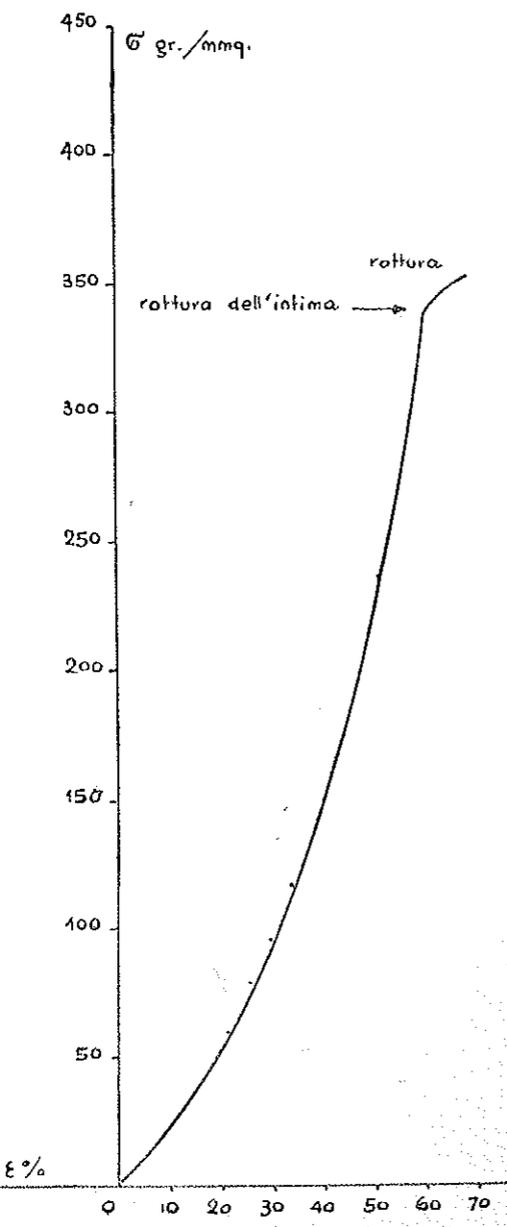
Lecture progressivo	Cariichi $N_1 \dots r$ kg.	Allun- gamenti $l_1 \dots r - l$ mm.	Tensioni $\sigma_1 \dots r$ gr./mmq.	Dilatazioni $\epsilon_1 \dots r$
IV campione (ciclo d'isteresi)				
1	0,025	2	3,72	0,0362
2	0,050	4	7,44	0,0724
3	0,080	6	11,88	0,1086
4	0,110	8	16,35	0,1450
5	0,150	10	22,30	0,1810
6	0,190	12	28,30	0,2180
7	0,240	14	35,70	0,2540
8	0,290	16	43,20	0,2900
9	0,350	18	52,10	0,3260
10	0,410	20	61,00	0,3620
11	0,480	22	71,50	0,3980
12	0,550	24	81,80	0,4340
13	0,660	26	98,20	0,4700
14	0,800	28	119,00	0,5060
15	0,600	26	89,20	0,4700
16	0,420	24	62,50	0,4340
17	0,240	22	35,70	0,3980
18	0,160	20	23,80	0,3620
19	0,130	18	19,40	0,3260
20	0,100	16	14,90	0,2900
21	0,070	14	10,40	0,2540
22	0,050	12	7,44	0,2180
23	0,040	10	5,94	0,1810
24	0,020	8	2,97	0,1450
25	0,015	6	2,23	0,1086
26	0,010	4	1,49	0,0724
27	0	2	0	0,0362
28	0,010	4	1,49	0,0724
29	0,020	6	2,97	0,1086
30	0,035	8	5,21	0,1450
31	0,050	10	7,44	0,1810
32	0,070	12	10,40	0,2180
33	0,085	14	12,65	0,2540
34	0,110	16	16,35	0,2900
35	0,140	18	20,80	0,3260
36	0,160	20	23,80	0,3620
37	0,200	22	29,70	0,3980
38	0,260	24	38,70	0,4340
39	0,350	26	52,10	0,4700
40	0,480	28	71,50	0,5060
41	0,640	30	95,20	0,5480
42	0,700	32	104,00	0,5780
43	0,850	34	126,50	0,6150
44	1,080	36	161,00	0,6510
45	1,250	38	186,00	0,6860
46	1,440	40	214,00	0,7240

CASO III°

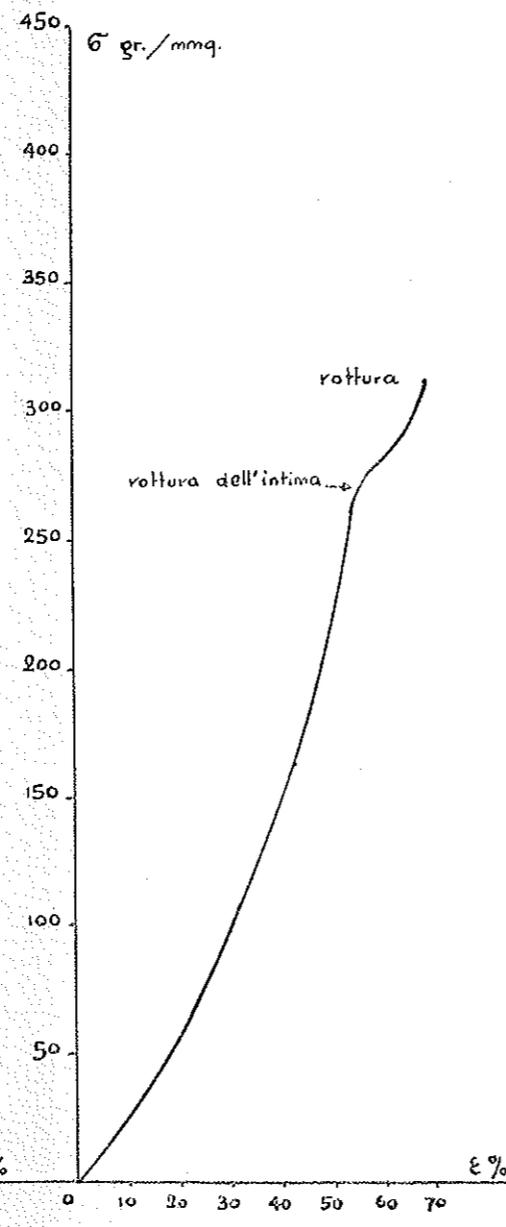
I° CAMPIONE



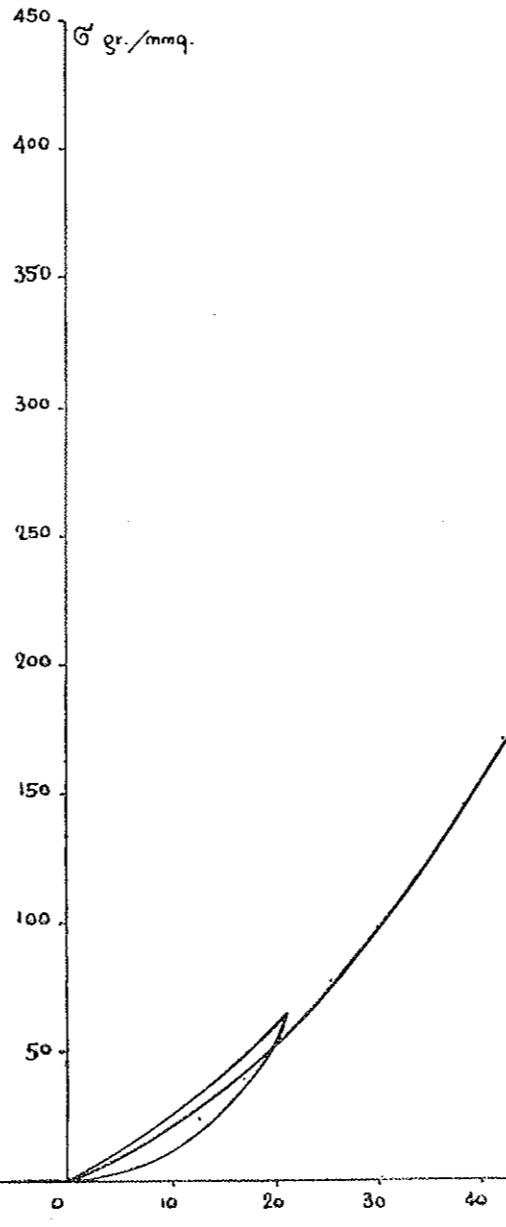
II° CAMPIONE



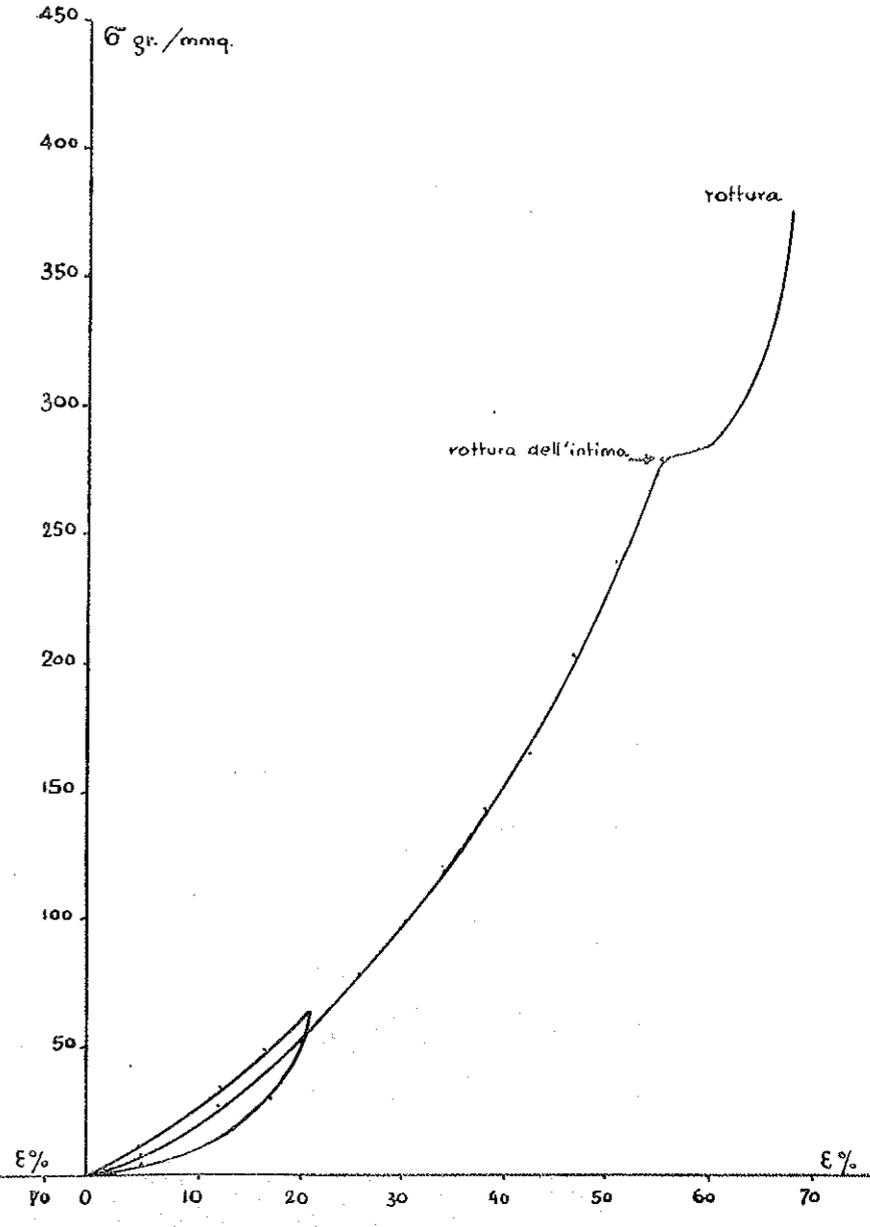
III° CAMPIONE



IV° CAMPIONE



V° CAMPIONE



Determinazione di E (kg/mmq.)

Campioni	$\frac{\sigma_1}{\epsilon_1}$	$\frac{\sigma_2}{\epsilon_2}$	$\frac{\sigma_3}{\epsilon_3}$	$\frac{\sigma_4}{\epsilon_4}$	E
I	0,0825	0,0825	0,0964	—	0,0825
II	0,0825	0,0825	0,0825	0,0930	0,0825
III	0,1650	0,1650	0,1650	0,1850	0,1650
IV	0,1030	0,1030	0,1100	—	0,1030
				E medio	0,1082

Determinazione di ϵ_p , di σ_r (kg./mmq.) e di ϵ_r .

Campioni	ϵ_p	σ_r	ϵ_r
I	0,0724	0,271	0,686
II	0,1086	0,222	0,686
III	0,1086	0,293	0,651
IV	0,0724	0,214	0,724
Valori medi	0,0905	0,250	0,686

Determinazione di σ ed ϵ *in vivo* e loro confronto rispettivamente con σ_r ed ϵ_r :

$$\sigma = 0,0054384 \cdot \frac{17,62}{2,24} = 0,0427 \text{ kg./mmq.}$$

$$\epsilon = \frac{0,0427}{0,1082} = 0,394$$

$$\frac{\sigma_r}{\sigma} = \frac{0,250}{0,0427} = 5,85$$

$$\frac{\epsilon_r}{\epsilon} = \frac{0,686}{0,394} = 1,75$$

Caso II. — AUTOPSIA N. 9065; 3-VI-1950

Data dell'esperienza: 15-VII-1950

Soggetto di 27 anni.

Reperto anatomopatologico:

Esiti di pneumotorace terapeutico destro, emotorace destro, polmone destro fortemente collassato, tbc. polmonare ulcero-fibrosa destra; piopneumotorace sinistro, pleurite fibrinosa sinistra, tbc. ulcero-caseosa apicale sinistra con diffusione miliare al restante ambito. Anemia e patosi dei visceri.

Aorta: qualche placchettina giallastra in corrispondenza dell'imbocco delle coronarie; il primo tratto discendente ne è esente.

Temperatura ambiente: 26°C

Caratteristiche dimensionali dei campioni:

spessore	0,781 mm.
diametro interno	14,400 »
diametro medio	15,181 »
lunghezza iniziale	47,800 »
sezione	4,686 mmq.

TABELLE DELLE LETTURE ESEGUITE AL DINAMOMETRO

Letture progressivo	Carichi $N_1 \dots r$ kg.	Allun- gamenti $l_1 \dots r - l$ mm.	Tensioni $\sigma_1 \dots r$ gr./mmq.	Dilatazioni $\epsilon_1 \dots r$
I campione				
1	0,045	2	9,6	0,0418
2	0,090	4	19,2	0,0836
3	0,135	6	28,8	0,1254
4	0,180	8	38,4	0,1672
5	0,260	10	55,3	0,2090
6	0,320	12	68,1	0,2510
7	0,420	14	89,5	0,2930
8	0,480	16	102,2	0,3340
9	0,570	18	121,3	0,3760
10	0,630	20	134,0	0,4180
11	0,730	22	155,4	0,4600
12	0,840	24	179,0	0,5020
13	0,980	26	209,0	0,5440
14	1,130	28	241,0	0,5850
15	1,280	30	273,0	0,6270
16	1,530	32	326,0	0,6680
17	1,760	34	375,0	0,7100
18	2,010	36	427,0	0,7520

Letture progressive	Carichi $N_1 \dots r$ kg.	Allungamenti $l_1 \dots r - l$ mm.	Tensioni $\sigma_1 \dots r$ gr./mmq.	Dilatazioni $\epsilon_1 \dots r$
II campione				
1	0,050	2	10,65	0,0418
2	0,100	4	21,30	0,0836
3	0,150	6	31,95	0,1254
4	0,220	8	46,80	0,1672
5	0,300	10	63,90	0,2090
6	0,370	12	78,80	0,2510
7	0,470	14	100,00	0,2930
8	0,570	16	121,30	0,3340
9	0,660	18	140,50	0,3760
10	0,750	20	159,50	0,4180
11	0,880	22	187,50	0,4600
12	1,020	24	217,00	0,5020
13	1,130	26	251,00	0,5440
14	1,400	28	293,00	0,5850
15	1,650	30	351,00	0,6270
16	1,890	32	403,00	0,6680
17	2,160	34	460,00	0,7100
III campione				
1	0,050	2	10,65	0,0418
2	0,100	4	21,30	0,0836
3	0,150	6	31,95	0,1254
4	0,220	8	46,80	0,1672
5	0,290	10	61,70	0,2090
6	0,380	12	81,00	0,2510
7	0,450	14	95,80	0,2930
8	0,560	16	119,30	0,3340
9	0,630	18	134,00	0,3760
10	0,740	20	153,00	0,4180
11	0,840	22	179,00	0,4600
12	1,000	24	213,00	0,5020
13	1,160	26	247,00	0,5440
14	1,350	28	283,00	0,5850
15	1,630	30	343,00	0,6270
16	1,730	31	369,00	0,6470

Letture progressivo	Carichi $N_1 \dots r$ kg.	Allun- gamenti $l_1 \dots r - l$ mm.	Tensioni $\sigma_1 \dots r$ gr./mmq.	Dilatazioni $\epsilon_1 \dots r$
IV campione (ciclo d'isteresi)				
1	0,050	2	10,65	0,0418
2	0,100	4	21,30	0,0836
3	0,150	6	31,95	0,1254
4	0,220	8	46,80	0,1672
5	0,290	10	61,70	0,2090
6	0,150	8	31,95	0,1672
7	0,090	6	19,20	0,1254
8	0,040	4	8,52	0,0836
9	0,010	2	2,18	0,0418
10	0	0	0	0
11	0,080	2	6,39	0,0418
12	0,070	4	14,90	0,0836
13	0,110	6	23,40	0,1254
14	0,160	8	34,10	0,1672
15	0,240	10	51,10	0,2090
16	0,330	12	70,40	0,2510
17	0,430	14	91,60	0,2980
18	0,510	16	108,50	0,3340
19	0,600	18	127,50	0,3760
20	0,690	20	147,00	0,4180
21	0,800	22	170,50	0,4600
22	0,940	24	200,00	0,5020
23	1,090	26	232,00	0,5440
24	1,310	28	279,00	0,5850
25	1,500	30	319,00	0,6270
26	1,800	32	383,00	0,6680
27	2,000	34	426,00	0,7100
V campione (ciclo d'isteresi)				
1	0,050	2	10,65	0,0418
2	0,100	4	21,30	0,0836
3	0,150	6	31,95	0,1254
4	0,220	8	46,80	0,1672
5	0,300	10	63,90	0,2090
6	0,140	8	29,80	0,1672
7	0,080	6	17,00	0,1254
8	0,040	4	8,52	0,0836
9	0,010	2	2,18	0,0418
10	0	0	0	0

Lotture progressive	Carichi $N_{1 \dots r}$ kg.	Allungamenti $l_{1 \dots r} - l$ mm.	Tensioni $\sigma_{1 \dots r}$ gr./mmq.	Dilatazioni $\varepsilon_{1 \dots r}$
<i>Continua: V campione</i>				
11	0,020	2	4,26	0,0418
12	0,060	4	12,75	0,0836
13	0,110	6	23,40	0,1254
14	0,150	8	31,95	0,1672
15	0,220	10	46,80	0,2090
16	0,340	12	72,30	0,2510
17	0,420	14	89,50	0,2930
18	0,500	16	106,50	0,3340
19	0,580	18	123,50	0,3760
20	0,670	20	142,50	0,4180
21	0,780	22	166,00	0,4600
22	0,870	24	185,00	0,5020
23	1,010	26	215,00	0,5440
24	1,160	28	247,00	0,5860
25	1,330	30	283,00	0,6270
26	1,580	32	336,00	0,6680
27	1,810	34	386,00	0,7100
28	2,040	36	435,00	0,7520

Determinazione di E (kg./mmq.)

Campioni	$\frac{\sigma_1}{\varepsilon_1}$	$\frac{\sigma_2}{\varepsilon_2}$	$\frac{\sigma_3}{\varepsilon_3}$	$\frac{\sigma_4}{\varepsilon_4}$	$\frac{\sigma_5}{\varepsilon_5}$	E
I	0,229	0,229	0,229	0,229	0,265	0,229
II	0,255	0,255	0,255	0,275	—	0,255
III	0,255	0,255	0,255	0,275	—	0,255
IV	0,255	0,255	0,255	0,275	—	0,255
V	0,255	0,255	0,255	0,275	—	0,255
E medio						0,250

Determinazione di ε_p , σ_r (kg./mmq.) e di ε_r .

Campioni	ε_p	σ_r	ε_r
I	0,1672	0,427	0,752
II	0,1254	0,460	0,710
III	0,1254	0,369	0,647
IV	0,1254	0,426	0,710
V	0,1254	0,435	0,752
Valori medi	0,1338	0,424	0,716

Determinazione di σ ed ε *in vivo* e loro confronto rispettivamente con σ_r ed ε_r :

$$\sigma = 0,0054384 \cdot \frac{15,181}{1,562} = 0,0528 \text{ kg./mmq.}$$

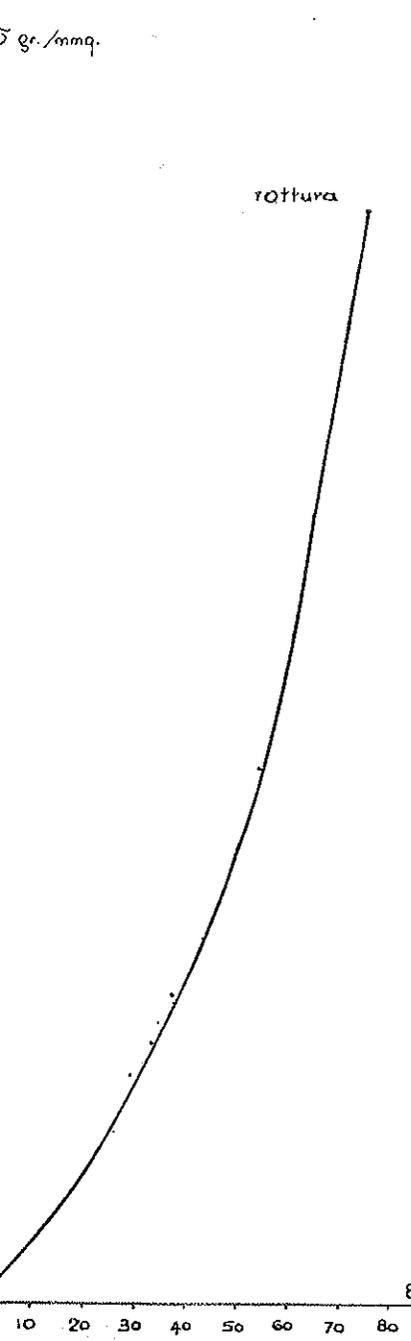
$$\varepsilon = \frac{0,0528}{0,250} = 0,212$$

$$\frac{\sigma_r}{\sigma} = \frac{0,424}{0,0528} = 8,05$$

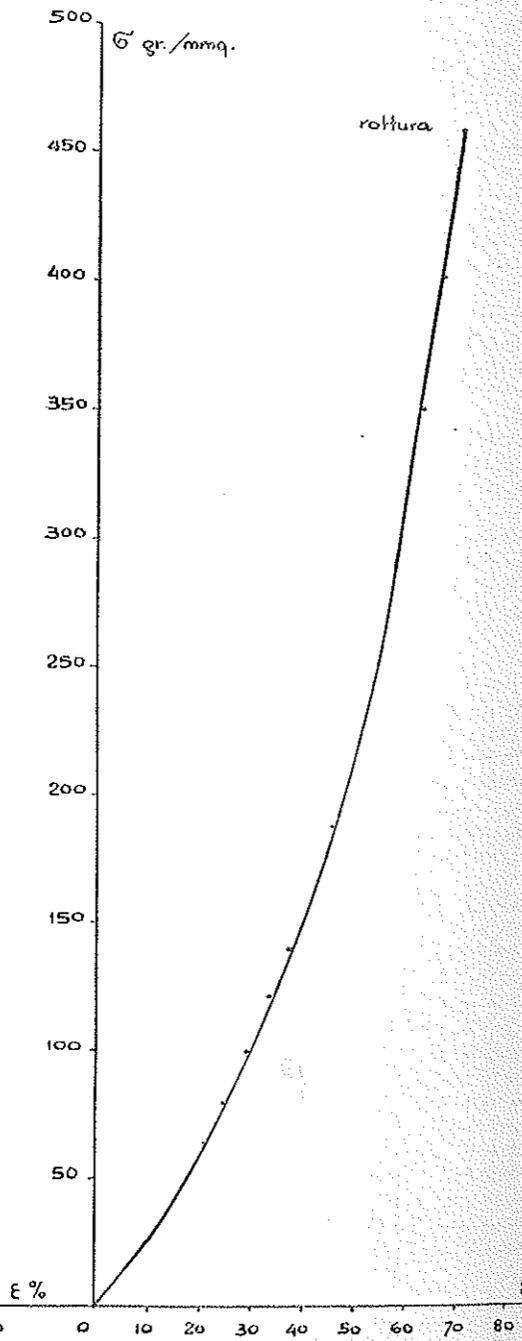
$$\frac{\varepsilon_r}{\varepsilon} = \frac{0,716}{0,212} = 3,4$$

CASO II*

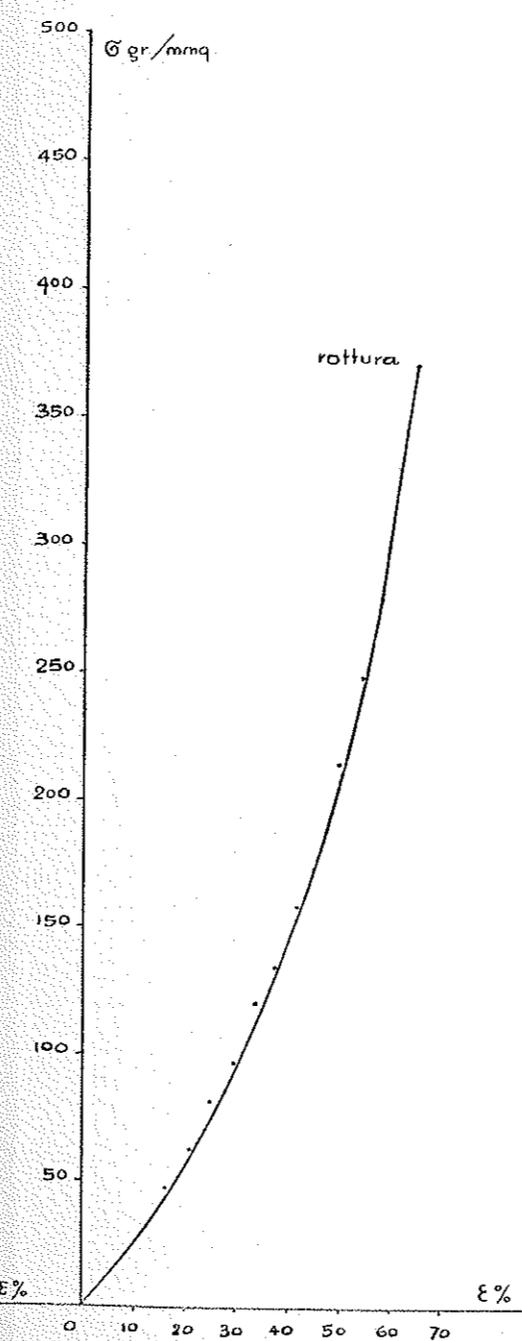
I° CAMPIONE



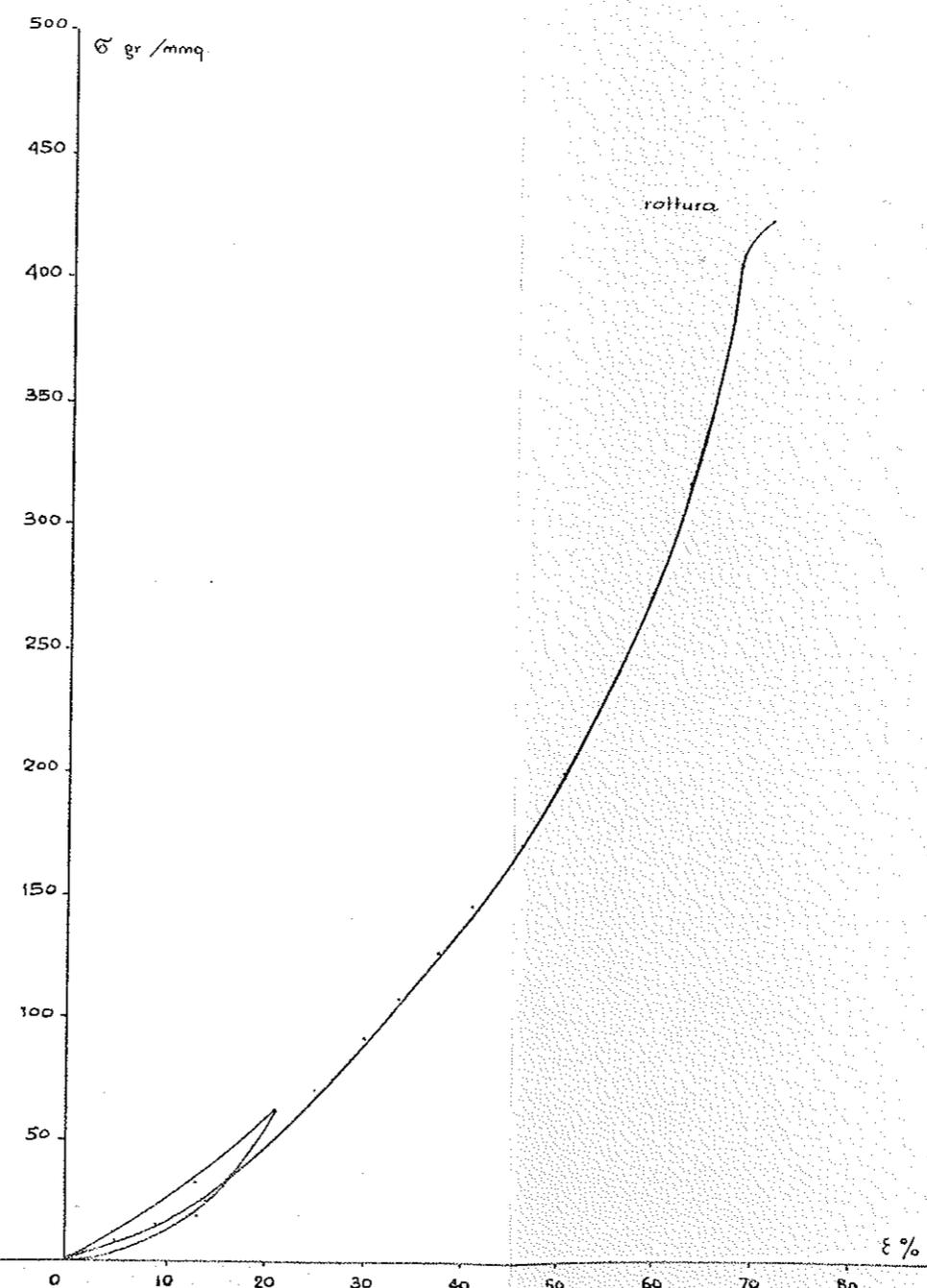
II° CAMPIONE



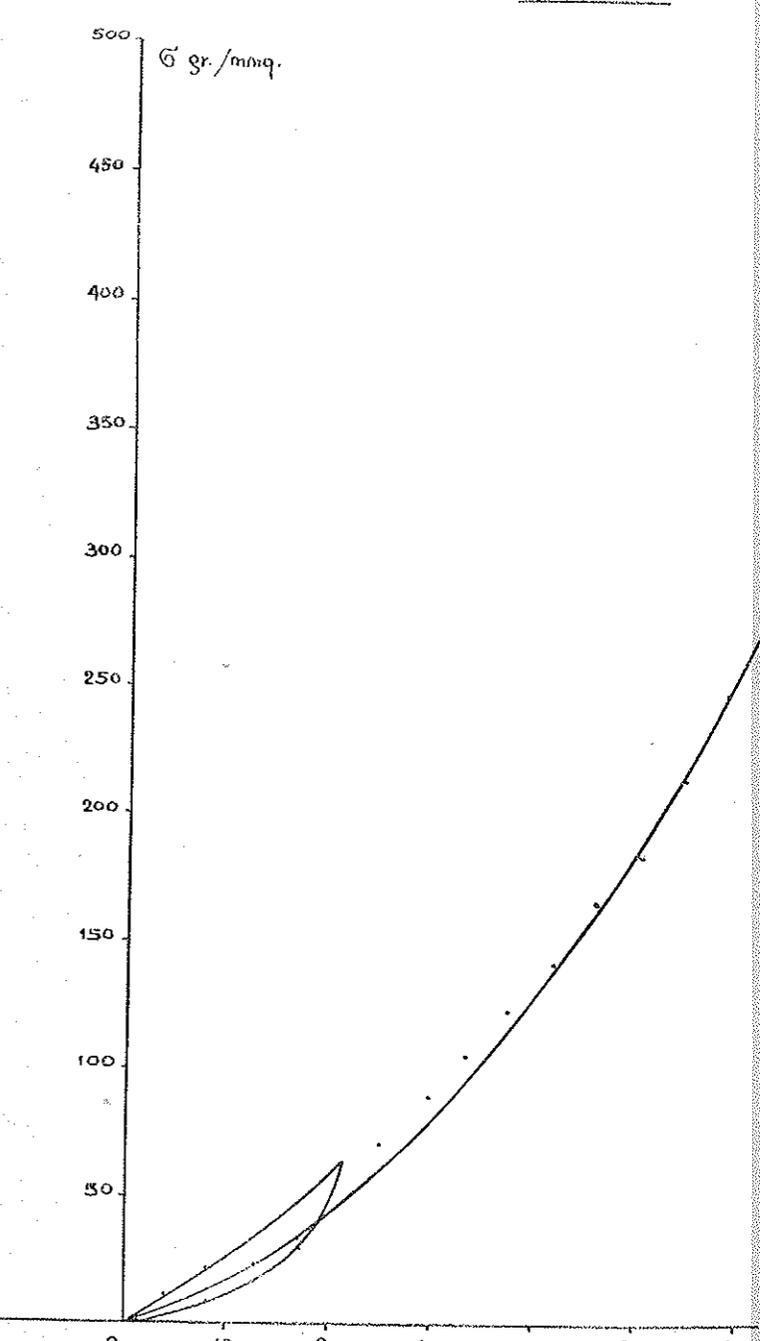
III° CAMPIONE



IV° CAMPIONE

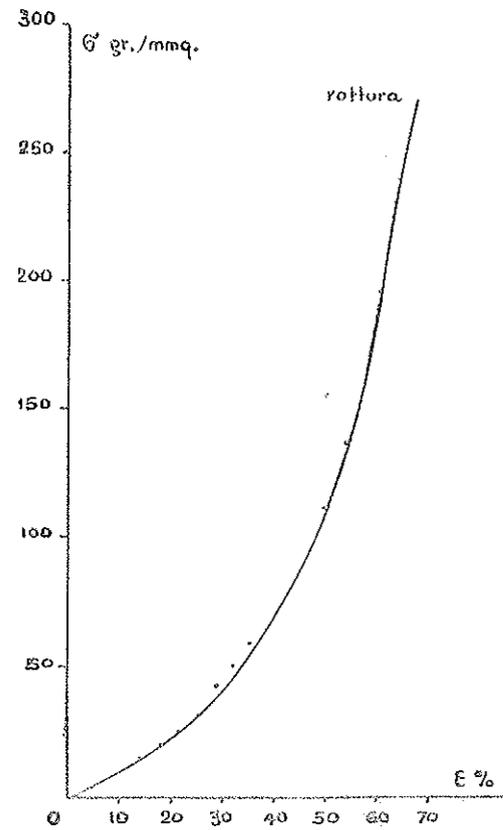


V° CAMPIONE

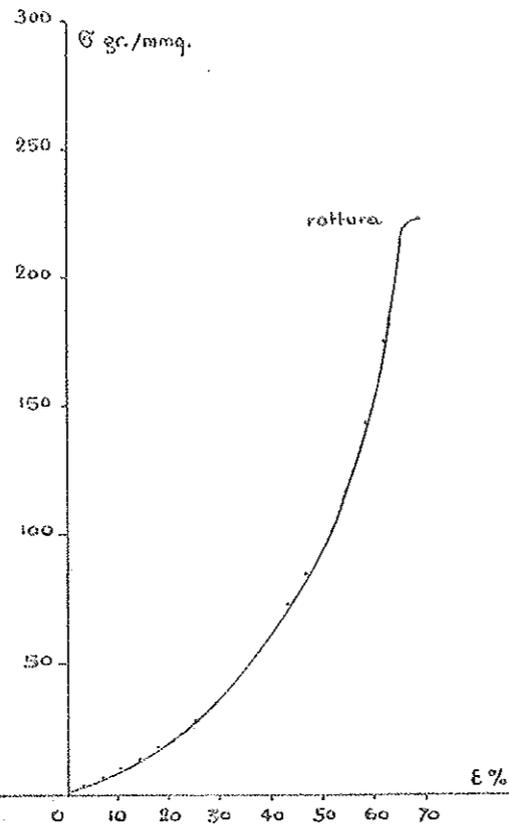


CASO I°

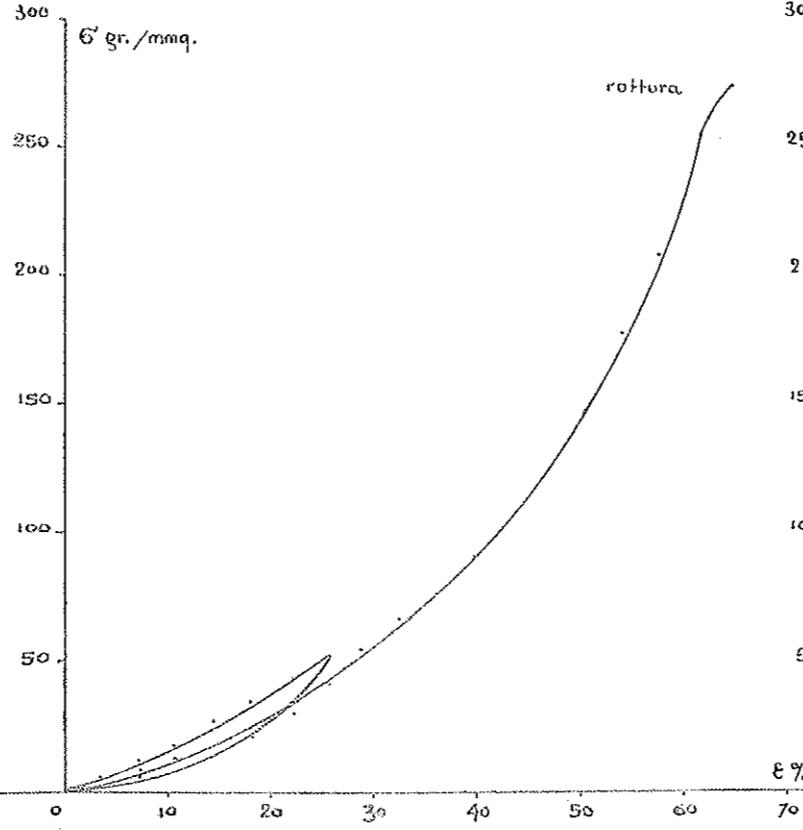
I° CAMPIONE



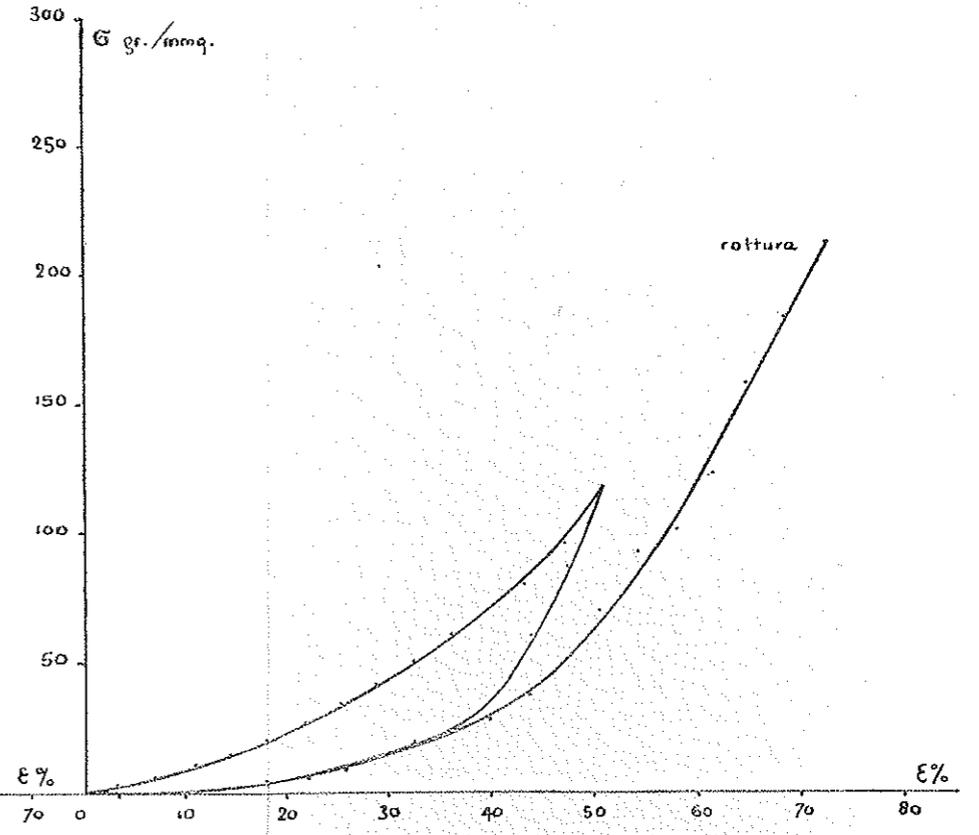
II° CAMPIONE



III° CAMPIONE



IV° CAMPIONE



Caso III. — AUTOPSIA N. 9072; 15-VI-1950

Data dell'esperienza: 22-VII-1950.

Soggetto di 48 anni.

Reperto anatomopatologico:

Nefrosclerosi monolaterale sinistra, fegato grosso tendente alla cirrosi, ascite cospicua, cistoma ovarico sinistro, miocardosi, visceri da stasi acuta, milza sclerocongestizia.

Aorta: appare normale.

Temperatura ambiente: 26°C.

Caratteristiche dimensionali dei campioni:

spessore 0,861 mm.
 diametro interno 14,100 »
 diametro medio 14,961 »
 lunghezza iniziale 46,900 »
 sezione 5,166 mmq.

TABELLE DELLE LETTURE ESEGUITE AL DINAMOMETRO

Letture progressivo	Carichi $N_{1...r}$ kg.	Allan- gamenti $l_{1...r} - l$ mm.	Tensioni $\sigma_{1...r}$ gr./mmq.	Dilatazioni $\epsilon_{1...r}$
I campione				
1	0,060	2	11,58	0,0426
2	0,120	4	23,16	0,0852
3	0,180	6	34,74	0,1278
4	0,280	8	54,00	0,1704
5	0,380	10	73,80	0,2130
6	0,490	12	94,50	0,2560
7	0,600	14	115,80	0,2980
8	0,740	16	143,00	0,3410
9	0,890	18	171,50	0,3830
10	1,030	20	199,00	0,4260
11	1,200	22	231,60	0,4680
12	1,420	24	274,00	0,5110
13	1,670	26	322,00	0,5540
14	1,810	28	349,00	0,5960
15	1,900	30	367,00	0,6390
16	2,100	32	405,00	0,6810

Lecturae progressive	Carichi $N_1 \dots r$ kg.	Allun- gamenti $l_1 \dots r - l$ mm.	Tensioni $\sigma_1 \dots r$ gr./mmq.	Dilatazioni $\varepsilon_1 \dots r$
II campione				
1	0,045	2	8,68	0,0426
2	0,090	4	17,36	0,0852
3	0,150	6	28,90	0,1278
4	0,220	8	42,40	0,1704
5	0,310	10	59,80	0,2130
6	0,410	12	79,00	0,2560
7	0,500	14	96,40	0,2980
8	0,610	16	118,00	0,3410
9	0,720	18	139,00	0,3830
10	0,860	20	166,00	0,4260
11	1,040	22	201,00	0,4680
12	1,230	24	237,00	0,5110
13	1,440	26	278,00	0,5540
14	1,750	28	338,00	0,5960
15	1,800	30	347,00	0,6390
16	1,820	32	351,00	0,6810
III campione				
1	0,050	2	9,65	0,0426
2	0,100	4	19,30	0,0852
3	0,170	6	32,80	0,1278
4	0,240	8	46,30	0,1704
5	0,320	10	61,70	0,2130
6	0,410	12	79,00	0,2560
7	0,500	14	96,50	0,2980
8	0,600	16	116,00	0,3410
9	0,730	18	141,00	0,3830
10	0,840	20	162,00	0,4260
11	1,000	22	193,00	0,4680
12	1,200	24	231,60	0,5110
13	1,400	26	270,00	0,5540
14	1,460	28	282,00	0,5960
15	1,510	30	291,00	0,6390
16	1,610	32	311,00	0,6810

Lotture progressive	Cariichi $N_1 \dots r$ kg.	Allun- gamonti $l_1 \dots r - l$ mm.	Tensioni $\sigma_1 \dots r$ gr./mmq.	Dilatazioni $\delta_1 \dots r$
IV campione (ciclo d'isteresi)				
1	0,055	2	10,615	0,0426
2	0,110	4	21,230	0,0852
3	0,180	6	34,700	0,1278
4	0,250	8	48,200	0,1704
5	0,340	10	65,500	0,2130
6	0,190	8	36,600	0,1704
7	0,100	6	19,300	0,1278
8	0,040	4	7,700	0,0852
9	0,015	2	2,690	0,0426
10	0	0	0	0
11	0,045	2	8,680	0,0426
12	0,090	4	17,360	0,0852
13	0,130	6	25,100	0,1278
14	0,200	8	38,600	0,1704
15	0,300	10	57,800	0,2130
16	0,410	12	79,000	0,2560
17	0,510	14	98,500	0,2980
18	0,610	16	117,500	0,3410
19	0,750	18	145,000	0,3830
20	0,890	20	172,000	0,4260
21	1,050	22	202,500	0,4680
22	1,160	24	224,000	0,5110
23	1,300	26	251,000	0,5540
24	1,460	28	292,000	0,5960
25	1,680	30	324,000	0,6390
V campione (ciclo d'isteresi)				
1	0,050	2	9,65	0,0426
2	0,100	4	19,30	0,0852
3	0,180	6	34,70	0,1278
4	0,260	8	50,10	0,1704
5	0,330	10	63,70	0,2130
6	0,150	8	28,90	0,1704
7	0,080	6	15,40	0,1278
8	0,035	4	6,75	0,0852
9	0,010	2	1,93	0,0426
10	0	0	0	0

Lecture progressive	Cariichi $N_1 \dots r$ kg.	Allun- gamenti $l_1 \dots r = l$ mm.	Tensioni $\sigma_1 \dots r$ gr./mmq.	Dilatazioni $\varepsilon_1 \dots r$
<i>Continua: V campione</i>				
11	0,085	2	6,75	0,0426
12	0,080	4	15,40	0,0852
13	0,140	6	27,00	0,1278
14	0,210	8	40,50	0,1704
15	0,300	10	57,80	0,2130
16	0,400	12	77,00	0,2560
17	0,510	14	98,50	0,2980
18	0,630	16	121,50	0,3410
19	0,750	18	144,80	0,3830
20	0,860	20	166,00	0,4260
21	1,060	22	204,00	0,4680
22	1,240	24	239,00	0,5110
23	1,450	26	280,00	0,5540
24	1,480	28	285,00	0,5960
25	1,610	30	310,00	0,6390
26	1,950	32	376,00	0,6810

Determinazione di E (kg./mmq.)

Campioni	$\frac{\sigma_1}{\varepsilon_1}$	$\frac{\sigma_2}{\varepsilon_2}$	$\frac{\sigma_3}{\varepsilon_3}$	$\frac{\sigma_4}{\varepsilon_4}$	E
I	0,272	0,272	0,272	0,318	0,272
II	0,204	0,204	0,227	—	0,204
III	0,227	0,227	0,254	—	0,227
IV	0,250	0,250	0,272	—	0,250
V	0,227	0,227	0,272	—	0,227
E medio					0,236

Determinazione di ε_p , σ_r (kg./mmq.) e di ε_r .

Campioni	ε_p	σ_r	ε_r
I	0,1278	0,405	0,681
II	0,0852	0,351	0,681
III	0,0852	0,311	0,681
IV	0,0852	0,324	0,639
V	0,0852	0,376	0,681
Valori medi	0,0937	0,354	0,673

Determinazione di σ ed ε in vivo e loro confronto rispettivamente con σ_r ed ε_r :

$$\sigma = 0,0054384 \frac{14,961}{1,722} = 0,0472 \text{ kg./mmq.}$$

$$\varepsilon = \frac{0,0472}{0,236} = 0,200$$

$$\frac{\sigma_r}{\sigma} = \frac{0,354}{0,0472} = 7,5$$

$$\frac{\varepsilon_r}{\varepsilon} = \frac{0,673}{0,200} = 3,37$$

Caso IV. — AUTOPSIA N. 9078; 23-VI-1950

Data dell'esperienza: 22-VII-1950.

Soggetto di 47 anni.

Reperto anatomopatologico:

Tubercolosi cavitaria bilaterale con disseminazione miliare e bronchiale; pio ed emotorace destro in comunicazione con le caverne di destra. Fibrotorace bilaterale parziale; anemia e fatti regressivi del rene e del fegato.

Aorta: risulta normale.

Temperatura ambiente: 26°C

Caratteristiche dimensionali dei campioni:

spessore	0,961 mm.
diametro interno	15,800 »
diametro medio	16,261 »
lunghezza iniziale	51,000 »
sezione	5,766 mmq.

TABELLE DELLE LETTURE ESEGUITE AL DINAMOMETRO

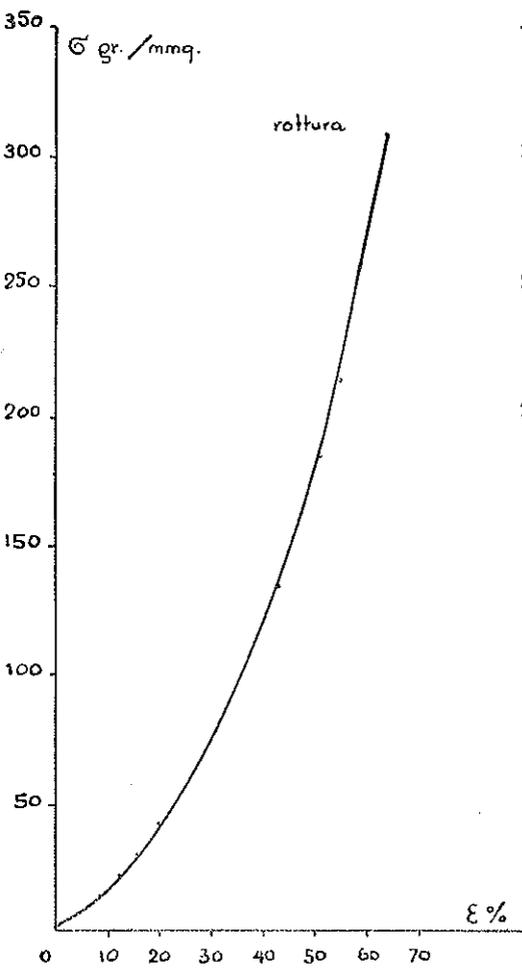
Letture progressive	Carichi $N_{1 \dots r}$ kg.	Allungamenti $l_{1 \dots r} - l$ mm.	Tensioni $\sigma_{1 \dots r}$ gr./mmq.	Dilatazioni $\epsilon_{1 \dots r}$
I campione				
1	0,040	2	6,91	0,0392
2	0,080	4	13,82	0,0784
3	0,120	6	20,73	0,1176
4	0,170	8	29,40	0,1570
5	0,240	10	41,50	0,1960
6	0,300	12	52,00	0,2350
7	0,380	14	65,70	0,2740
8	0,460	16	79,50	0,3140
9	0,560	18	97,00	0,3520
10	0,670	20	116,00	0,3920
11	0,760	22	131,50	0,4310
12	0,920	24	159,00	0,4700
13	1,060	26	183,50	0,5100
14	1,240	28	214,00	0,5500
15	1,490	30	258,00	0,5880
16	1,780	32	308,00	0,6270

Lecture progressivo	Cariichi $N_1 \dots r$ kg.	Allun- gamenti $l_1 \dots r - l$ mm.	Tensioni $\sigma_1 \dots r$ gr./ramq.	Dilatazioni $\epsilon_1 \dots r$
II campione				
1	0,045	2	7,78	0,0392
2	0,090	4	15,56	0,0784
3	0,135	6	23,34	0,1176
4	0,190	8	32,80	0,1570
5	0,250	10	43,20	0,1960
6	0,320	12	55,40	0,2350
7	0,390	14	67,50	0,2740
8	0,480	16	83,00	0,3140
9	0,560	18	96,80	0,3520
10	0,670	20	116,00	0,3920
11	0,770	22	133,00	0,4310
12	0,930	24	161,00	0,4700
13	1,110	26	192,00	0,5100
14	1,200	27	208,00	0,5300
III campione				
1	0,040	2	6,91	0,0392
2	0,080	4	13,82	0,0784
3	0,120	6	20,73	0,1176
4	0,180	8	31,20	0,1570
5	0,240	10	41,50	0,1960
6	0,300	12	52,00	0,2350
7	0,380	14	65,70	0,2740
8	0,450	16	78,00	0,3140
9	0,550	18	95,00	0,3520
10	0,640	20	110,50	0,3920
11	0,720	22	124,50	0,4310
12	0,860	24	149,00	0,4700
13	1,000	26	173,00	0,5100
14	1,180	28	204,00	0,5500
15	1,420	30	246,00	0,5880
16	1,550	31	268,00	0,6070
IV campione (ciclo d'isteresi)				
1	0,040	2	6,91	0,0392
2	0,080	4	13,82	0,0784
3	0,130	6	22,50	0,1176
4	0,200	8	34,60	0,1570
5	0,270	10	46,70	0,1960

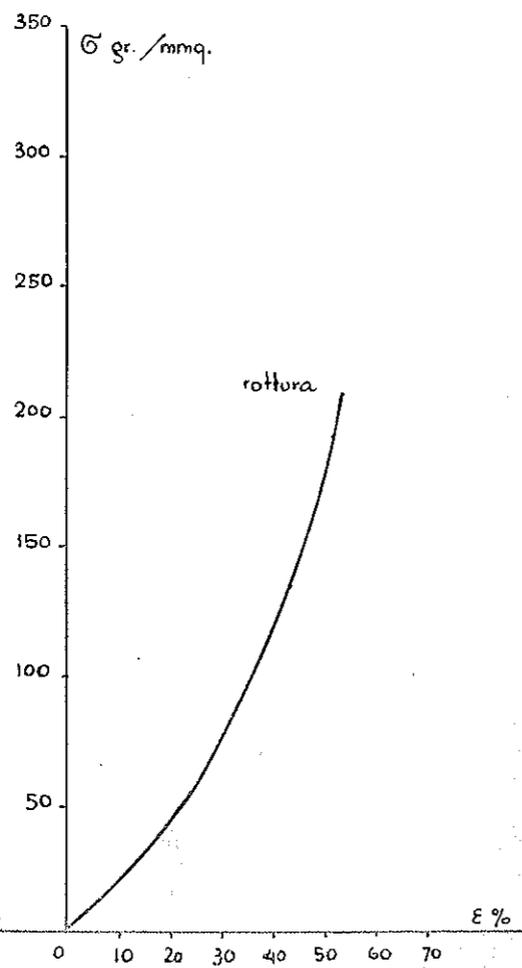
Lecture progressivo	Carichi $N_1 \dots r$ kg.	Allun- gamenti $l_1 \dots r - l$ mm.	Tensioni $\sigma_1 \dots r$ gr./mmq.	Dilatazioni $\epsilon_1 \dots r$
<i>Continua: IV campione</i>				
6	0,150	8	25,95	0,1570
7	0,090	6	15,56	0,1176
8	0,040	4	6,91	0,0784
9	0,015	2	2,60	0,0392
10	0	0	0	0
11	0,080	2	5,20	0,0392
12	0,070	4	12,10	0,0784
13	0,110	6	19,05	0,1176
14	0,180	8	31,20	0,1570
15	0,240	10	41,50	0,1960
16	0,320	12	55,40	0,2350
17	0,410	14	71,00	0,2740
18	0,510	16	88,20	0,3140
19	0,620	18	107,00	0,3520
20	0,730	20	126,00	0,3920
21	0,860	22	149,00	0,4310
22	1,030	24	178,00	0,4700
23	1,230	26	213,00	0,5100
24	1,400	28	242,00	0,5500
V campione (ciclo d'isteresi)				
1	0,050	2	8,65	0,0392
2	0,100	4	17,30	0,0784
3	0,150	6	25,95	0,1176
4	0,210	8	36,30	0,1570
5	0,290	10	50,10	0,1960
6	0,150	8	25,95	0,1570
7	0,090	6	15,56	0,1176
8	0,040	4	6,91	0,0784
9	0,015	2	2,60	0,0392
10	0	0	0	0
11	0,040	2	6,91	0,0392
12	0,080	4	13,82	0,0784
13	0,120	6	20,73	0,1176
14	0,180	8	31,20	0,1570
15	0,250	10	43,30	0,1960
16	0,340	12	58,80	0,2350
17	0,410	14	71,00	0,2740
18	0,510	16	88,30	0,3140
19	0,610	18	105,50	0,3520

CASO IV°

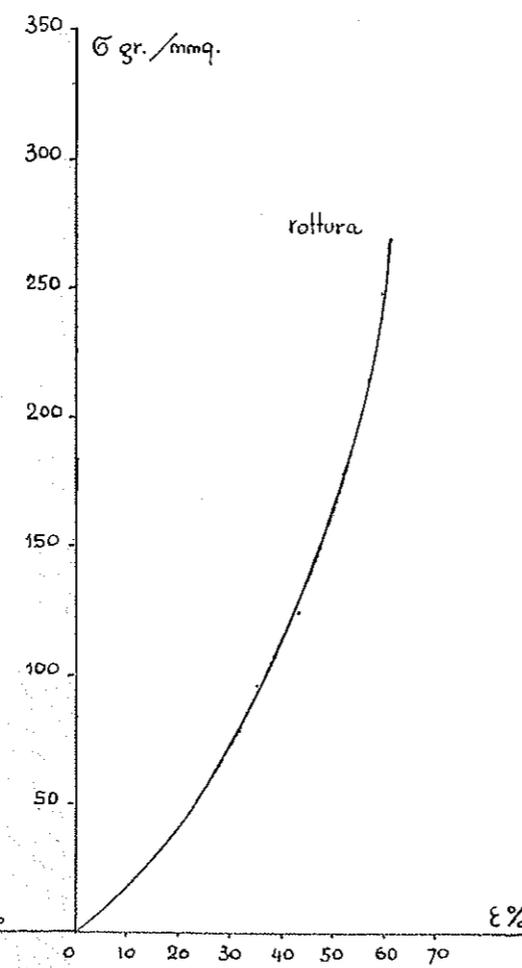
I° CAMPIONE



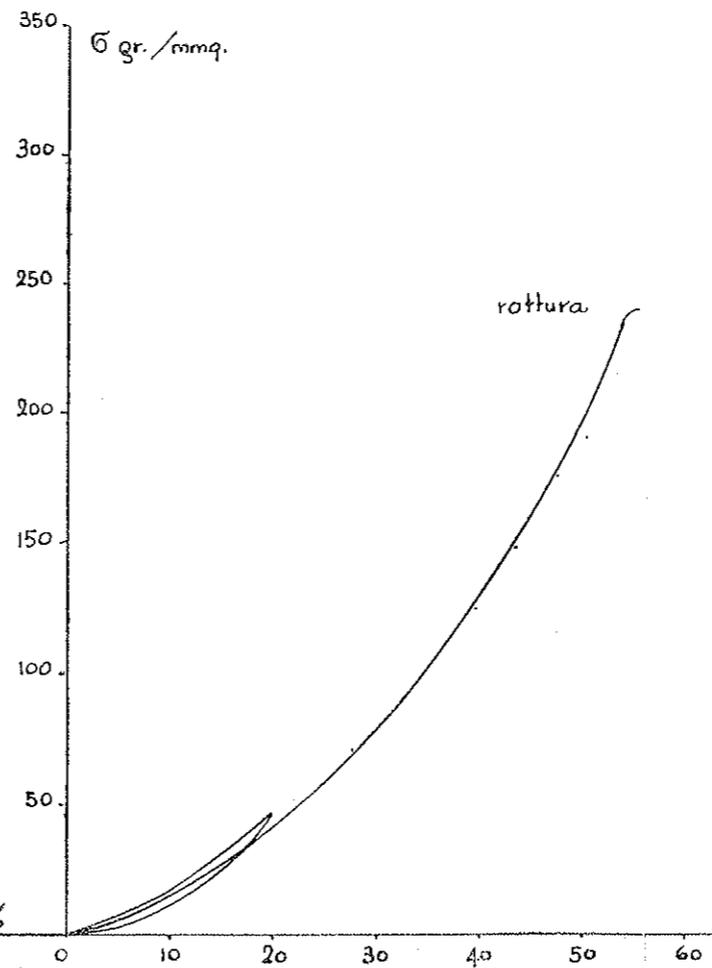
II° CAMPIONE



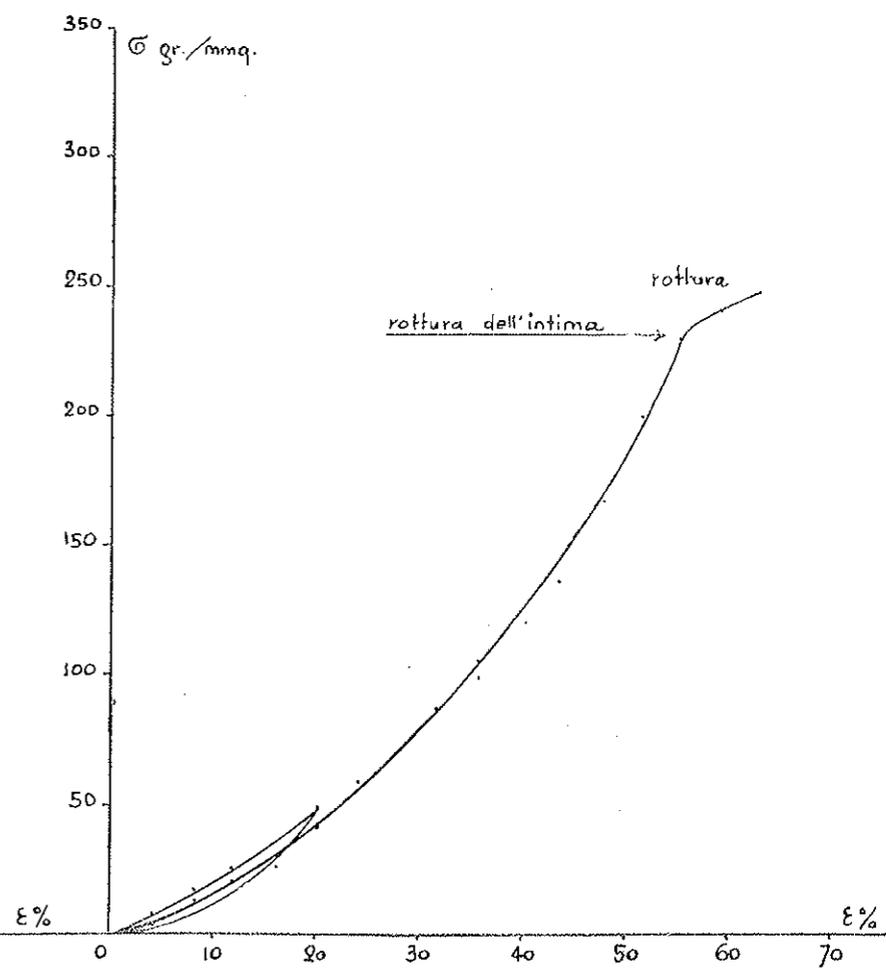
III° CAMPIONE



IV° CAMPIONE



V° CAMPIONE



Letture progressive	Carichi $N_1 \dots r$ Kg.	Allungamenti $l_1 \dots r = l$ mm.	Tensioni $\sigma_1 \dots r$ gr./mmq.	Dilatazioni $\epsilon_1 \dots r$
<i>Continua: V campione</i>				
20	0,700	20	121,00	0,3920
21	0,800	22	138,50	0,4310
22	0,970	24	163,00	0,4700
23	1,150	26	199,00	0,5100
24	1,340	28	232,00	0,5500
25	1,400	30	242,00	0,5880
26	1,440	32	249,00	0,6270

Determinazione di E (kg./mmq.)

Campioni	$\frac{\sigma_1}{\epsilon_1}$	$\frac{\sigma_2}{\epsilon_2}$	$\frac{\sigma_3}{\epsilon_3}$	$\frac{\sigma_4}{\epsilon_4}$	E
I	0,177	0,177	0,177	0,185	0,177
II	0,199	0,199	0,199	0,210	0,199
III	0,177	0,177	0,177	0,199	0,177
IV	0,177	0,177	0,192	—	0,177
V	0,221	0,221	0,221	0,232	0,221
E medio					0,1902

Determinazione di ϵ_p , σ_r (kg./mmq.) e di ϵ_r

Campioni	ϵ_p	σ_r	ϵ_r
I	0,1176	0,308	0,627
II	0,1176	0,208	0,580
III	0,1176	0,268	0,607
IV	0,0784	0,242	0,550
V	0,1176	0,249	0,627
Valori medi	0,1098	0,2556	0,5888

Determinazione di σ ed ε in vivo e loro confronto rispettivamente con σ_r ed ε_r :

$$\sigma = 0,0054384 \frac{16,261}{1,922} = 0,0459 \text{ kg./mmq.}$$

$$\varepsilon = \frac{0,0459}{0,1902} = 0,242$$

$$\frac{\sigma_r}{\sigma} = \frac{0,2556}{0,0459} = 5,56$$

$$\frac{\varepsilon_r}{\varepsilon} = \frac{0,5888}{0,242} = 2,43$$

Caso V. — AUTOPSIA N. 8978; 20-XII-1949

Data dell'esperienza: 17-VI-1950.

Soggetto di 54 anni.

Reperto anatomopatologico:

Atrofia bruna del cuore, stasi ed edema polmonare, steatosi epatica, persistenza del timo.

Aorta: leggermente ectasica e a pareti rigide.

Temperatura ambiente: 25°C.

Caratteristiche dimensionali dei campioni:

spessore	1,38 mm.
diametro interno	16,00 »
diametro medio	17,38 »
lunghezza iniziale	54,60 »
sezione	8,28 mmq.

TABELLE DELLE LETTURE ESEGUITE AL DINAMOMETRO

Letture progressivo	Carichi $N_1 \dots r$ kg.	Allun- gamenti $l_1 \dots r - l$ mm.	Tensioni $\sigma_1 \dots r$ gr./mmq.	Dilatazioni $\epsilon_1 \dots r$
I campione				
1	0,060	2	7,25	0,0366
2	0,120	4	14,50	0,0732
3	0,180	6	21,75	0,1100
4	0,240	8	29,00	0,1465
5	0,340	10	41,10	0,1830
6	0,460	12	55,60	0,2195
7	0,610	14	73,70	0,2560
8	0,760	16	91,80	0,2930
9	0,970	18	117,00	0,3290
10	1,190	20	144,00	0,3660
11	1,520	22	184,00	0,4030
12	1,860	24	225,00	0,4400
13	2,080	26	246,00	0,4760

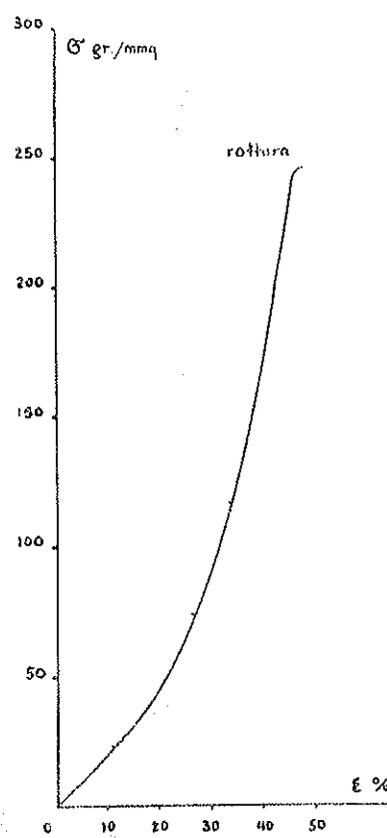
Lecture progressivo	Cariichi $N_1 \dots r$ kg.	Allun- gamenti $l_1 \dots r - l$ mm.	Tensioni $\sigma_1 \dots r$ gr./mmq.	Dilatazioni $\epsilon_1 \dots r$
II campione				
1	0,045	2	5,44	0,0366
2	0,090	4	10,88	0,0732
3	0,150	6	16,10	0,1100
4	0,220	8	26,60	0,1465
5	0,310	10	37,40	0,1830
6	0,420	12	50,70	0,2195
7	0,550	14	66,50	0,2560
8	0,710	16	85,70	0,2930
9	0,890	18	107,50	0,3290
10	0,970	20	117,00	0,3660

NOTA: precoce rottura, dovuta ad una incisione sul bordo del campione passata in un primo tempo inosservata. I valori di σ_r ed ϵ_r di questo campione verranno pertanto esclusi dalla media.

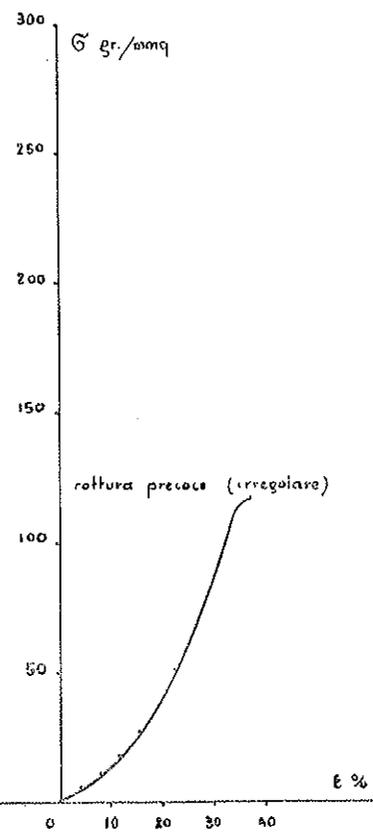
Lecture progressivo	Cariichi $N_1 \dots r$ kg.	Allun- gamenti $l_1 \dots r - l$ mm.	Tensioni $\sigma_1 \dots r$ gr./mmq.	Dilatazioni $\epsilon_1 \dots r$
III campione (ciclo d'isteresi)				
1	0,040	2	4,83	0,0366
2	0,080	4	9,66	0,0732
3	0,120	6	14,49	0,1100
4	0,190	8	23,00	0,1465
5	0,120	6	9,66	0,1100
6	0,060	4	7,25	0,0732
7	0,020	2	2,41	0,0366
8	0	0	0	0
9	0,010	2	1,21	0,0366
10	0,070	4	8,45	0,0732
11	0,120	6	14,49	0,1100
12	0,190	8	23,00	0,1465

CASO V°

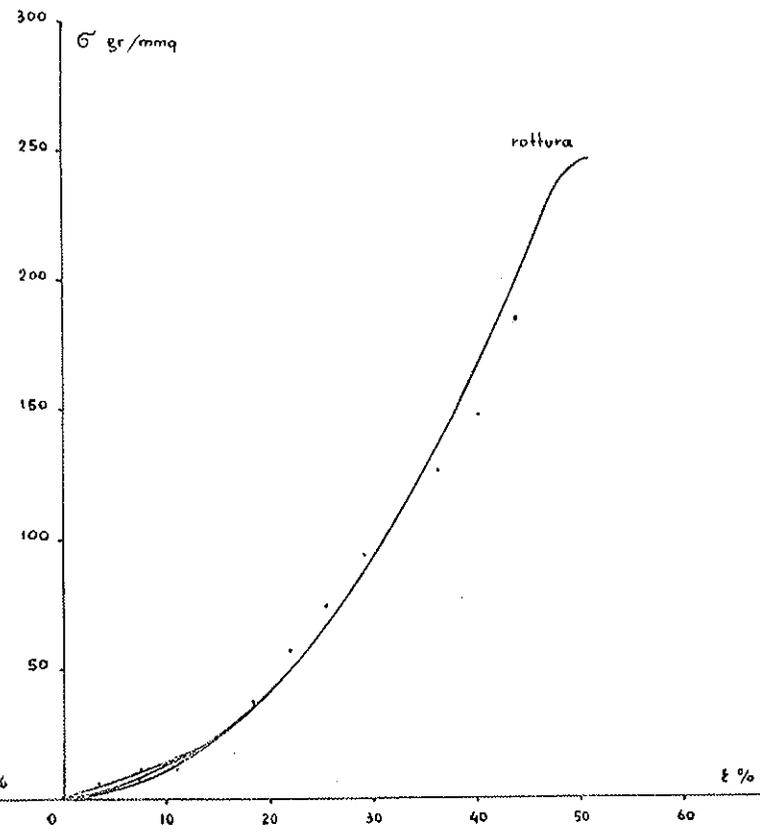
I° CAMPIONE



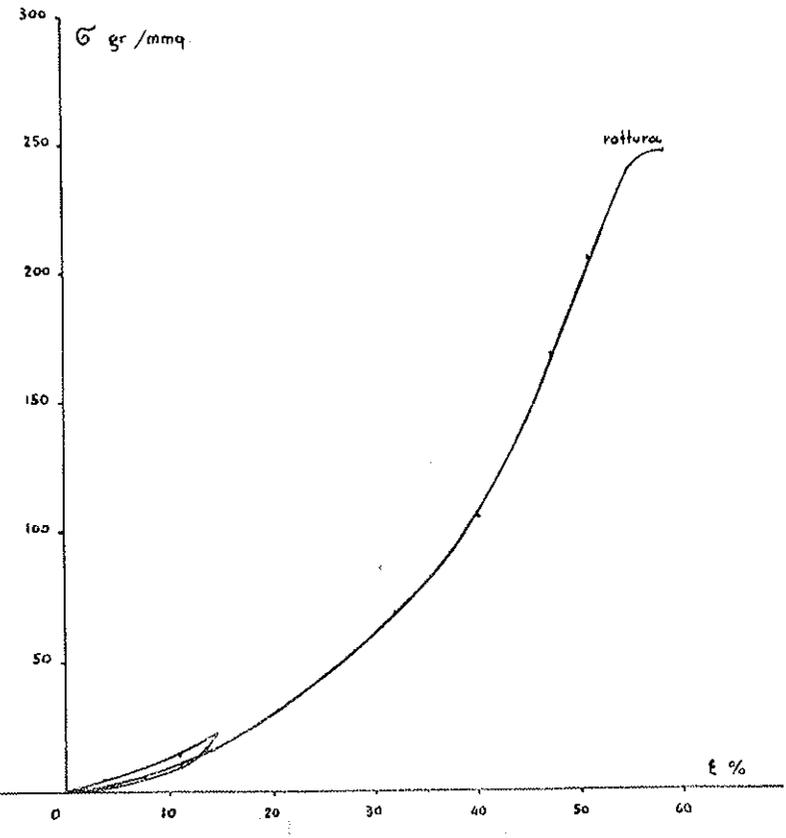
II° CAMPIONE



III° CAMPIONE



IV° CAMPIONE



Letture progressivo	Cariichi $N_1 \dots r$ kg.	Allun- gamenti $l_1 \dots r - l$ mm.	Tensioni $\sigma_1 \dots r$ gr./mmq.	Dilatazioni $\epsilon_1 \dots r$
<i>continua:</i> III campione				
13	0,310	10	37,40	0,1830
14	0,470	12	56,70	0,2195
15	0,610	14	73,70	0,2560
16	0,770	16	93,00	0,2930
17	0,920	18	111,00	0,3290
18	1,040	20	126,00	0,3660
19	1,220	22	147,50	0,4030
20	1,530	24	185,00	0,4400
21	1,940	26	234,00	0,4760
22	2,030	28	246,00	0,5130
IV campione (ciclo d'isteresi)				
1	0,040	2	4,33	0,0366
2	0,080	4	9,66	0,0732
3	0,120	6	14,49	0,1100
4	0,180	8	21,30	0,1465
5	0,080	6	9,66	0,1100
6	0,040	4	4,33	0,0732
7	0,010	2	1,21	0,0366
8	0	0	0	0
9	0,010	2	1,21	0,0366
10	0,050	4	6,05	0,0732
11	0,100	6	12,10	0,1100
12	0,150	8	18,15	0,1465
13	0,210	10	25,40	0,1830
14	0,300	12	36,30	0,2195
15	0,380	14	46,00	0,2560
16	0,480	16	58,00	0,2930
17	0,580	18	70,00	0,3290
18	0,710	20	85,70	0,3660
19	0,880	22	106,00	0,4030
20	1,110	24	134,00	0,4400
21	1,390	26	168,00	0,4760
22	1,720	28	208,00	0,5130
23	1,980	30	239,00	0,5480
24	2,050	32	248,00	0,5850

Determinazione di E (kg./mmq.)

Campioni	$\frac{\sigma_1}{\varepsilon_1}$	$\frac{\sigma_2}{\varepsilon_2}$	$\frac{\sigma_3}{\varepsilon_3}$	$\frac{\sigma_4}{\varepsilon_4}$	$\frac{\sigma_5}{\varepsilon_5}$	E
I	0,198	0,198	0,198	0,198	0,224	0,198
II	0,149	0,149	0,165	—	—	0,149
III	0,132	0,132	0,132	0,156	—	0,132
IV	0,132	0,132	0,132	0,149	—	0,132
					E medio	0,153

Determinazione di ε_p , σ_r (kg./mmq.) e di ε_r

Campioni	ε_p	σ_r	ε_r
I	0,1465	0,246	0,476
II	0,0732	—	—
III	0,1100	0,246	0,513
IV	0,1100	0,248	0,585
Valori medi	0,1099	0,2466	0,525

Determinazione di σ ed ε in vivo e loro confronto rispettivamente con σ_r ed ε_r :

$$\sigma = 0,0054384 \frac{17,38}{2,76} = 0,0343 \text{ kg./mmq.}$$

$$\varepsilon = \frac{0,0343}{0,153} = 0,224$$

$$\frac{\sigma_r}{\sigma} = \frac{0,2466}{0,0343} = 7,2$$

$$\frac{\varepsilon_r}{\varepsilon} = \frac{0,525}{0,224} = 2,34$$

Caso VI. — AUTOPSIA N. 8999; 29-I-1950

Data dell'esperienza: 27-V-1950.

Soggetto di 60 anni.

Reperto anatomopatologico:

Tuberculosis ulcerocaseosa del lobo superiore destro con diffusione broncogena alle restanti porzioni del polmone destro e al polmone sinistro. Polmone sinistro piccolo, fibrotico. Vaste aderenze pleuritiche sinistre. Atrofia bruna del cuore. Patosi dei visceri. Edema cerebrale.

Aorta: qualche placchetta giallastra rilevata.

Temperatura ambiente: 22°C.

Caratteristiche dimensionali dei campioni:

spessore	0,935 mm.
diametro interno	17,300 >
diametro medio	18,235 >
lunghezza iniziale	57,400 >
sezionale	5,610 mmq.

TABELLE DELLE LETTURE ESEGUITE AL DINAMOMETRO

Letture progressivo	Carichi $N_1 \dots r$ kg.	Allun- gamenti $l_1 \dots r - l$ mm.	Tensioni $\sigma_1 \dots r$ gr./mmq.	Dilatazioni $\epsilon_1 \dots r$
I campione				
1	0,025	2	4,45	0,0348
2	0,050	4	8,90	0,0696
3	0,090	6	16,02	0,1045
4	0,130	8	23,10	0,1390
5	0,165	10	29,40	0,1740
6	0,210	12	37,40	0,2090
7	0,280	14	49,80	0,2440
8	0,380	16	67,70	0,2780
9	0,480	18	85,40	0,3130
10	0,580	20	103,00	0,3480
11	0,740	22	132,00	0,3830
12	0,900	24	160,00	0,4180
13	1,100	26	196,00	0,4520

Lecture progressive	Carihi $N_1 \dots r$ kg.	Allungamenti $l_1 \dots r - l$ mm.	Tensioni $\sigma_1 \dots r$ gr./mmq.	Dilatazioni $\epsilon_1 \dots r$
II campione				
1	0,020	2	3,56	0,0348
2	0,040	4	7,12	0,0696
3	0,070	6	12,45	0,1045
4	0,100	8	17,80	0,1390
5	0,140	10	24,90	0,1740
6	0,180	12	32,00	0,2090
7	0,260	14	46,30	0,2440
8	0,350	16	62,30	0,2780
9	0,450	18	80,00	0,3130
10	0,540	20	96,00	0,3480
11	0,700	22	124,50	0,3830
12	0,880	24	156,50	0,4180
13	1,050	26	187,00	0,4520
14	1,270	28	226,00	0,4870
III campione				
1	0,030	2	5,34	0,0348
2	0,060	4	10,68	0,0696
3	0,090	6	16,02	0,1045
4	0,130	8	23,10	0,1390
5	0,160	10	28,40	0,1740
6	0,220	12	39,20	0,2090
7	0,300	14	53,40	0,2440
8	0,390	16	69,40	0,2780
9	0,490	18	87,00	0,3130
10	0,600	20	106,80	0,3480
11	0,730	22	130,00	0,3830
12	0,890	24	158,00	0,4180
13	1,110	26	197,50	0,4520
14	1,400	28	249,00	0,4870
15	1,700	30	303,00	0,5220
16	1,930	32	344,00	0,5560

Letture progressive	Carichi $N_{1...r}$ kg.	Allungamenti $l_{1...r-l}$ mm.	Tensioni $\sigma_{1...r}$ gr./mmq.	Dilatazioni $\varepsilon_{1...r}$
IV campione (ciclo d'isteresi)				
1	0,025	2	4,45	0,0348
2	0,050	4	8,90	0,0696
3	0,075	6	13,35	0,1045
4	0,120	8	21,36	0,1390
5	0,165	10	29,40	0,1740
6	0,090	8	16,02	0,1390
7	0,045	6	8,00	0,1045
8	0,020	4	3,56	0,0696
9	0	2	0	0,0348
10	0,030	4	5,34	0,0696
11	0,070	6	12,45	0,1045
12	0,100	8	17,80	0,1390
13	0,150	10	26,70	0,1740
14	0,210	12	37,40	0,2090
15	0,290	14	51,60	0,2440
16	0,380	16	67,60	0,2780
17	0,480	18	85,40	0,3180
18	0,610	20	108,50	0,3480
19	0,750	22	133,50	0,3830
20	0,940	24	167,00	0,4180
21	1,240	26	220,50	0,4520
22	1,610	28	286,00	0,4870
23	1,700	30	303,00	0,5220
V campione (ciclo d'isteresi)				
1	0,030	2	5,34	0,0348
2	0,060	4	10,68	0,0696
3	0,090	6	16,02	0,1045
4	0,120	8	21,36	0,1390
5	0,170	10	30,30	0,1740
6	0,100	8	17,80	0,1390
7	0,060	6	10,68	0,1045
8	0,035	4	6,23	0,0696
9	0,010	2	1,78	0,0348
10	0	0	0	0

Lotturo progressivo	Carichi $N_1 \dots r$ kg.	Allun- gamenti $l_1 \dots r-l$ mm.	Tensioni $\sigma_1 \dots r$ gr./mmq.	Dilatazioni $\varepsilon_1 \dots r$
<i>continua: V campione</i>				
11	0,025	2	4,45	0,0348
12	0,050	4	8,90	0,0696
13	0,075	6	13,35	0,1045
14	0,110	8	19,60	0,1390
15	0,150	10	26,70	0,1740
16	0,220	12	39,20	0,2090
17	0,310	14	55,10	0,2440
18	0,410	16	73,09	0,2780
19	0,520	18	92,50	0,3130
20	0,640	20	114,00	0,3480
21	0,780	22	139,00	0,3830
22	1,010	24	180,00	0,4180
23	1,330	26	237,00	0,4520
24	1,440	27	256,00	0,4700

Determinazione di E (kg./mmq.)

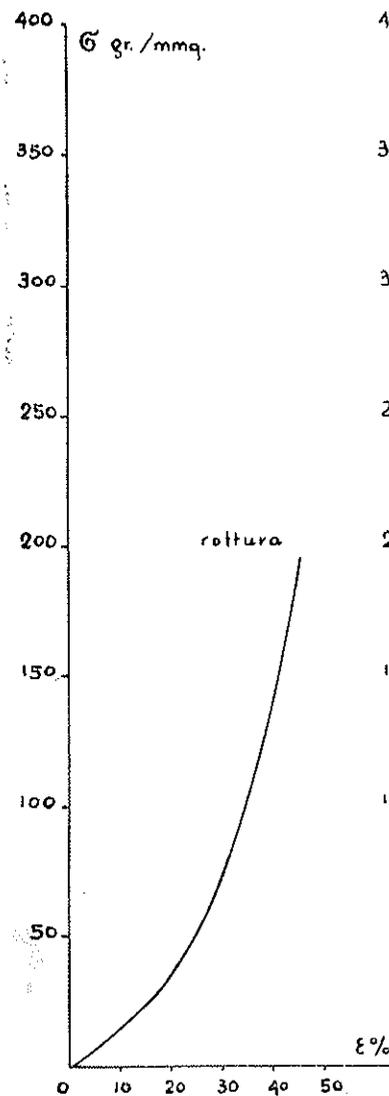
Campioni	$\frac{\sigma_1}{\varepsilon_1}$	$\frac{\sigma_2}{\varepsilon_2}$	$\frac{\sigma_3}{\varepsilon_3}$	$\frac{\sigma_4}{\varepsilon_4}$	$\frac{\sigma_5}{\varepsilon_5}$	E
I	0,1280	0,1280	0,1540	—	—	0,1280
II	0,1025	0,1025	0,1190	—	—	0,1025
III	0,1535	0,1535	0,1535	0,1660	—	0,1535
IV	0,1280	0,1280	0,1280	0,1535	—	0,1280
V	0,1535	0,1535	0,1535	0,1535	0,1745	0,1535
					E medio	0,1331

Determinazione di ε_p , σ_r (kg./mmq.) e di ε_r

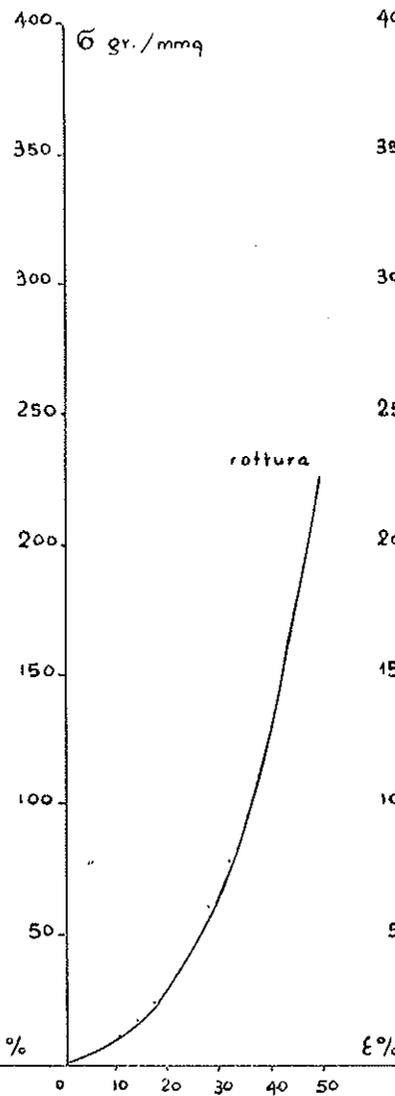
Campioni	ε_p	σ_r	ε_r
I	0,0696	0,196	0,452
II	0,0696	0,226	0,487
III	0,1045	0,344	0,556
IV	0,1045	0,303	0,522
V	0,1390	0,256	0,470
Valori medi	0,0975	0,265	0,498

CASO VI°

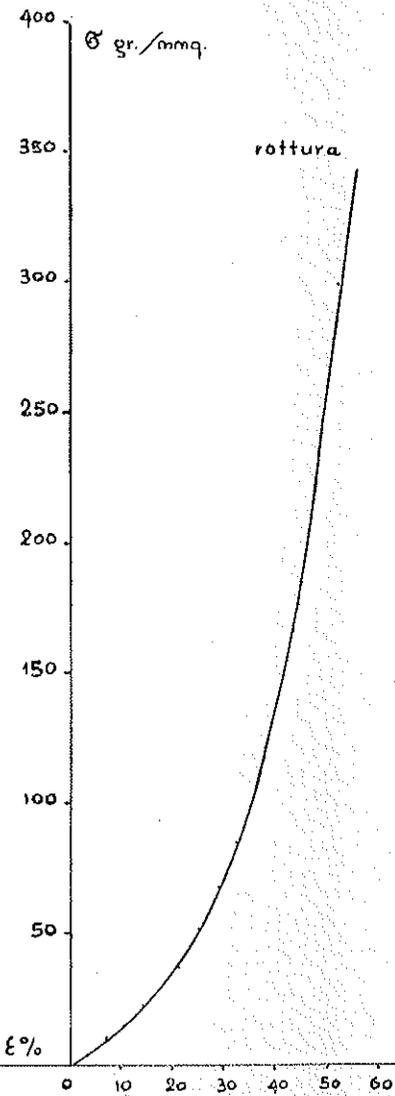
I° CAMPIONE



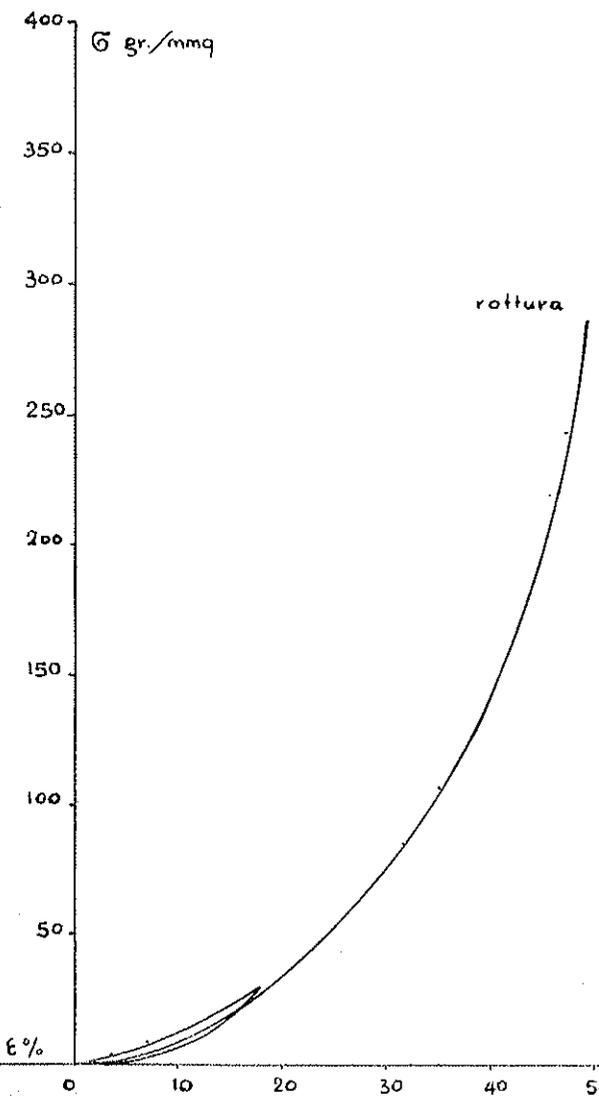
II° CAMPIONE



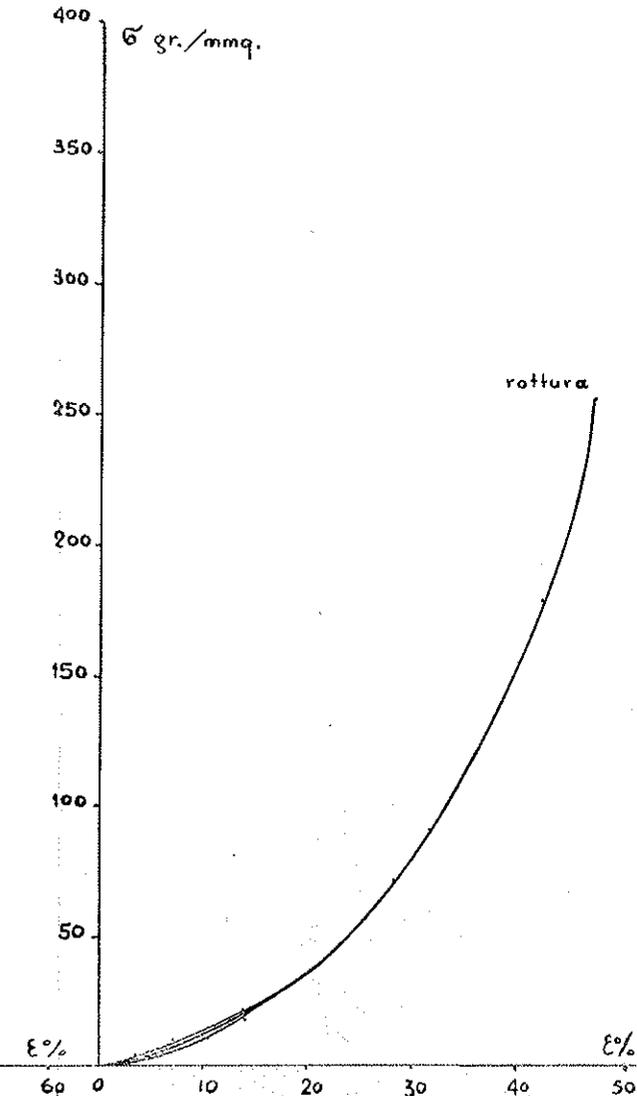
III° CAMPIONE



IV° CAMPIONE



V° CAMPIONE



Determinazione di σ ed ε in vivo e loro confronto rispettivamente con σ_r ed ε_r :

$$\sigma = 0,0054884 \frac{18,235}{1,87} = 0,0531 \text{ kg./mmq.}$$

$$\alpha = \frac{0,0531}{0,1331} = 0,399$$

$$\frac{\sigma_r}{\sigma} = \frac{0,265}{0,0531} = 5$$

$$\frac{\varepsilon_r}{\varepsilon} = \frac{0,498}{0,399} = 1,25$$

Caso VII. — AUTOPSIA N. 8985; 2-I-1950

Data dell'esperienza: 10-VI-1950.

Soggetto di 64 anni.

Reperto anatomopatologico:

Tubercolosi ulcero-cavitaria apicale sinistra con diffusione bilaterale ematogena polmonare. Probabile diffusione miliatica al cuore ed ai reni. Arteriosclerosi generalizzata, patosi pluriviscerale.

Aorta: numerose placchette giallastre rilevate sull'intima.

Temperatura ambiente: 25°C.

Caratteristiche dimensionali dei campioni:

spessore	1,285 mm.
diametro interno	20,300 »
diametro medio	21,585 »
lunghezza iniziale	67,900 »
sezione	7,710 mmq.

TABELLE DELLE LETTURE ESEGUITE AL DINAMOMETRO

Letture progressive	Carichi $N_1 \dots r$ kg.	Allungamenti $l_1 \dots r - l$ mm.	Tensioni $\sigma_1 \dots r$ gr./mmq.	Dilatazioni $\epsilon_1 \dots r$
I campione				
1	0,025	2	3,24	0,0295
2	0,070	4	9,06	0,0590
3	0,160	6	20,70	0,0885
4	0,300	8	38,80	0,1180
5	0,440	10	57,00	0,1475
6	0,650	12	84,20	0,1770
7	0,960	14	124,50	0,2060
8	1,270	16	164,50	0,2360
II campione				
1	0,040	2	5,18	0,0295
2	0,120	4	15,54	0,0590
3	0,210	6	27,20	0,0885
4	0,350	8	45,90	0,1180
5	0,500	10	64,70	0,1475
6	0,690	12	89,90	0,1770
7	0,930	14	120,50	0,2060

Letture progressivo	Carichi $N_1 \dots r$ kg.	Allun- gamenti $l_1 \dots r - l$ mm.	Tensioni $\sigma_1 \dots r$ gr./mmq.	Dilatazioni $\epsilon_1 \dots r$
<i>Continua: II campione</i>				
8	1,250	16	162,00	0,2360
9	1,650	18	214,00	0,2650
10	1,770	20	229,00	0,2950
III campione				
1	0,060	2	7,77	0,0295
2	0,140	4	18,10	0,0590
3	0,250	6	32,40	0,0885
4	0,430	8	55,60	0,1180
5	0,690	10	89,40	0,1475
6	1,020	12	132,00	0,1770
7	1,220	14	158,00	0,2060
IV campione (ciclo d'isteresi)				
1	0,020	2	2,59	0,0295
2	0,075	4	9,70	0,0590
3	0,150	6	19,40	0,0885
4	0,240	8	31,10	0,1180
5	0,140	6	18,15	0,0885
6	0,020	4	2,59	0,0590
7	0	2	0	0,0295
8	0,020	4	2,59	0,0590
9	0,140	6	18,15	0,0885
10	0,240	8	31,10	0,1180
11	0,430	10	55,60	0,1475
12	0,630	12	81,50	0,1770
13	0,900	14	116,50	0,2060
14	1,220	16	158,00	0,2360
15	1,500	18	194,00	0,2650
V campione (ciclo d'isteresi)				
1	0,030	2	3,88	0,0295
2	0,080	4	10,35	0,0590
3	0,150	6	19,40	0,0885
4	0,070	4	9,06	0,0590
5	0	2	0	0,0295
6	0,060	4	7,77	0,0590
7	0,130	6	16,85	0,0885
8	0,240	8	31,10	0,1180

Letture progressive	Carichi $N_1 \dots r$ kg.	Allungamenti $l_1 \dots r - l$ mm.	Tensioni $\sigma_1 \dots r$ gr./mmq.	Dilatazioni $\varepsilon_1 \dots r$
<i>Continua: V Campione</i>				
9	0,340	10	44,00	0,1475
10	0,480	12	62,00	0,1770
11	0,660	14	85,50	0,2060

Determinazione di E (kg./mmq.)

Campioni	$\frac{\sigma_1}{\varepsilon_1}$	$\frac{\sigma_2}{\varepsilon_2}$	$\frac{\sigma_3}{\varepsilon_3}$	$\frac{\sigma_4}{\varepsilon_4}$	E convenzionale
I	0,110	0,154	0,234	0,330	0,234
II	0,176	0,264	0,308	0,385	0,308
III	0,264	0,308	0,366	0,472	0,366
IV	0,088	0,167	0,220	0,264	0,220
V	0,130	0,176	0,220	0,264	0,220
E medio convenzionale					0,2696

In questo caso non vale la legge di Hooke: secondo quanto è stato detto trattando della metodologia, assumiamo convenzionalmente quale valore di E quello corrispondente all'allungamento del 10% circa (terzo punto del diagramma di deformazione), dato da σ_3/ε_3 .

Determinazione di ε_p : come ora detto a proposito di E, assumiamo per ε_p un valore convenzionale dato dalla deformazione corrispondente al terzo punto del diagramma di deformazione; tale valore risulta uguale per tutti i cinque campioni.

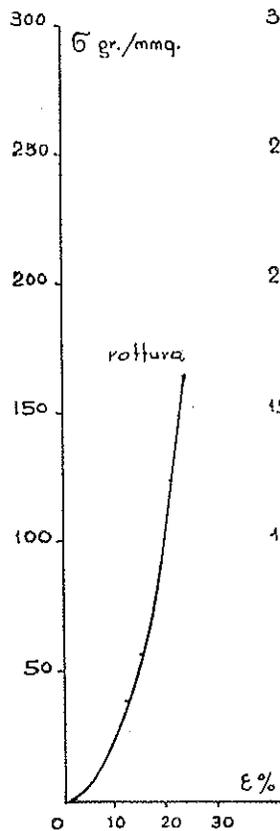
$$\varepsilon_p = 0,0885$$

Determinazione di σ_p (kg./mmq.) e di ε_p

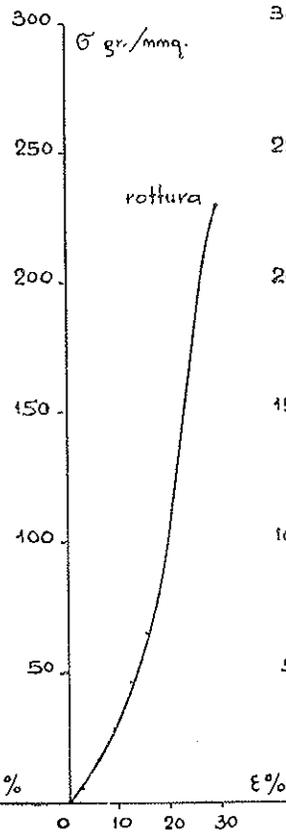
Campioni	σ_p	ε_p
I	0,1645	0,236
II	0,2290	0,295
III	0,1580	0,206
IV	0,1940	0,265
V	0,0855	0,206
Valori medi	0,166	0,242

CASO VII°

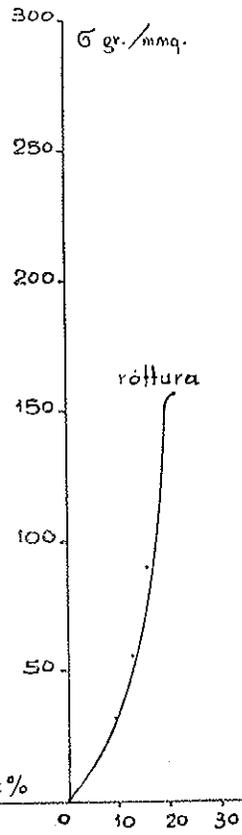
I° CAMPIONE



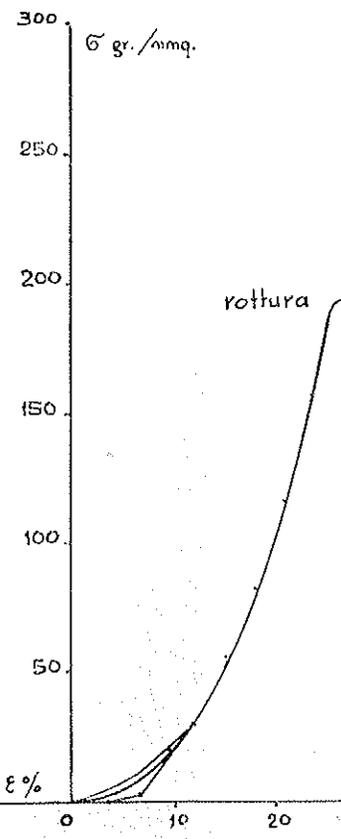
II° CAMPIONE



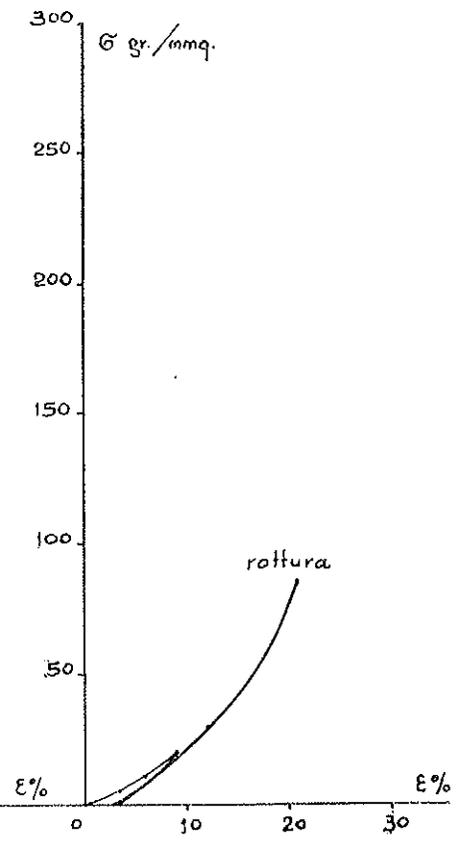
III° CAMPIONE



IV° CAMPIONE



V° CAMPIONE



Determinazione di σ ed ε in vivo e loro confronto rispettivamente con σ_r ed ε_r :

$$\sigma = 0,0054884 \frac{21,585}{2,57} = 0,0456 \text{ kg./mmq.}$$

$$\varepsilon = \frac{0,0456}{0,2696} = 0,169$$

$$\frac{\sigma_r}{\sigma} = \frac{0,166}{0,0456} = 3,64$$

$$\frac{\varepsilon_r}{\varepsilon} = \frac{0,242}{0,169} = 1,43$$

Caso VIII. --- AUTOPSIA N. 8981; 26-XII-1949.

Data dell'esperienza: 15-VII-1950.

Soggetto di 75 anni.

Reperto anatomopatologico:

Polmonite bilaterale a focolai multipli dei lobi inferiori, bronchite purulenta.
Arteriosclerosi cerebrale d'alto grado. Arteriosclerosi aortica e coronarica in
soggetto in scadentissime condizioni di nutrizione generale.

Aorta: notevolmente dilatata con parete rigida, anelastica e numerose placche
giallastre sporgenti dalla superficie interna.

Temperatura ambiente: 26°C.

Caratteristiche dimensionali dei campioni:

spessore	1,206 mm.
diametro interno	20,900 »
diametro medio	22,106 »
lunghezza iniziale	69,400 »
sezione	7,236 mmq.

TABELLE DELLE LETTURE ESEGUITE AL DINAMOMETRO

Letture progressive	Carichi $N_1 \dots r$ kg.	Allun- gamenti $l_1 \dots r - l$ mm.	Tensioni $\sigma_1 \dots r$ gr./mmq.	Dilatazioni $\epsilon_1 \dots r$
I campione				
1	0,060	2	8,28	0,0288
2	0,120	4	16,56	0,0576
3	0,180	6	24,84	0,0864
4	0,280	8	38,60	0,1150
5	0,430	10	59,30	0,1440
6	0,620	12	85,60	0,1728
7	0,840	14	116,00	0,2016
8	1,140	16	157,80	0,2305
9	1,540	18	212,00	0,2590
10	1,580	19	218,00	0,2730
II campione				
1	0,070	2	9,65	0,0288
2	0,140	4	19,30	0,0576
3	0,280	6	31,70	0,0864
4	0,350	8	48,30	0,1150
5	0,500	10	69,00	0,1440

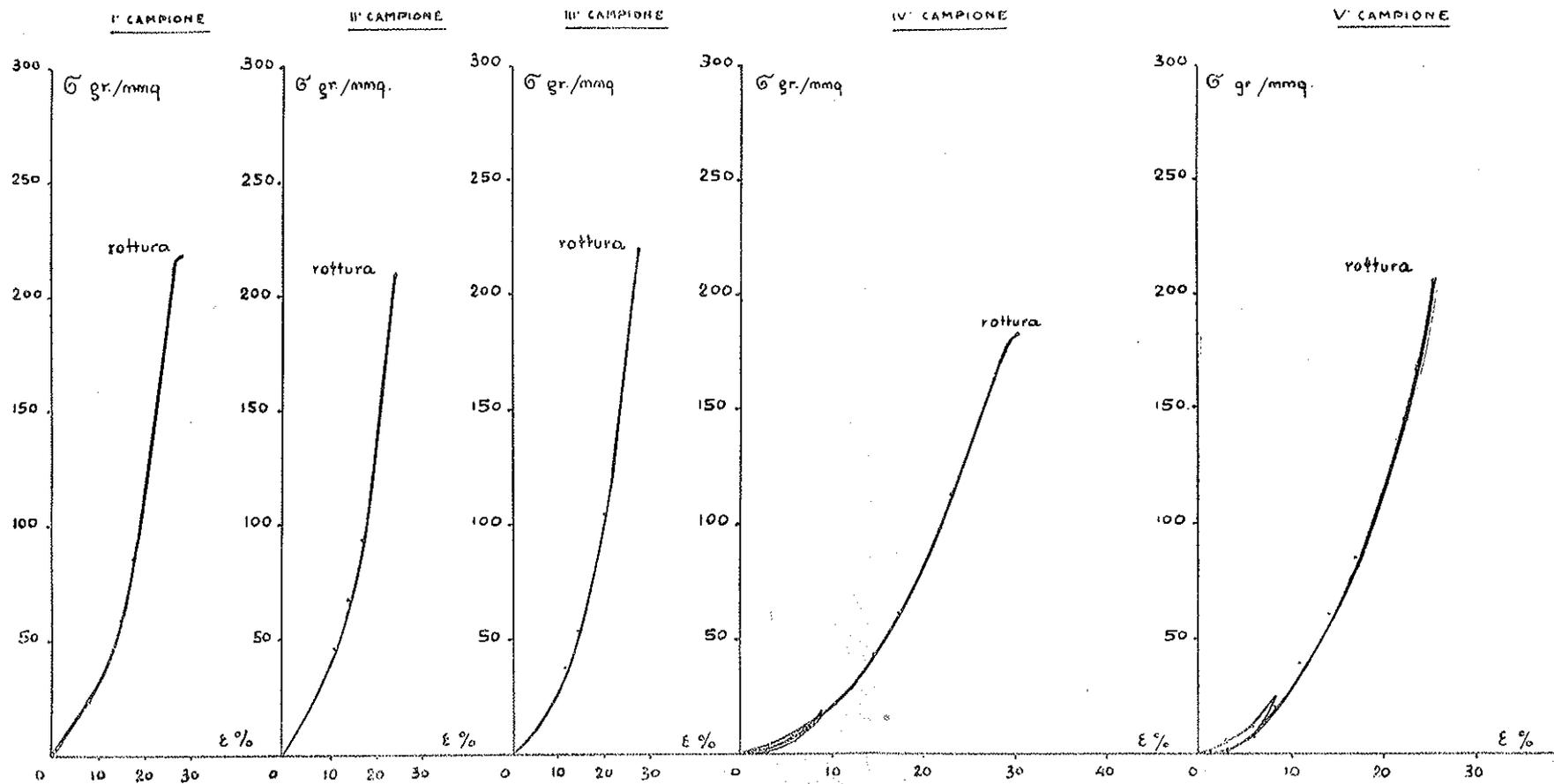
Letture progressivo	Cariichi $N_1 \dots r$ kg.	Allun- gamenti $l_1 \dots r - l$ mm.	Tensioni $\sigma_1 \dots r$ gr./mmq.	Dilatazioni $\varepsilon_1 \dots r$
<i>Continua:</i> II campione				
6	0,690	12	95,20	0,1728
7	0,920	14	127,00	0,2015
8	1,340	16	185,00	0,2305
9	1,520	17	210,00	0,2450
III campione				
1	0,040	2	5,52	0,0288
2	0,080	4	11,04	0,0576
3	0,170	6	23,50	0,0864
4	0,280	8	38,60	0,1150
5	0,400	10	55,20	0,1440
6	0,550	12	75,80	0,1728
7	0,770	14	106,00	0,2015
8	1,060	16	146,00	0,2305
9	1,450	18	200,00	0,2590
10	1,590	19	219,50	0,2730
IV campione (cielo d'isteresi)				
1	0,030	2	4,14	0,0288
2	0,060	4	8,28	0,0576
3	0,140	6	19,30	0,0864
4	0,050	4	6,90	0,0576
5	0,010	2	1,38	0,0288
6	0	0	0	0
7	0,020	2	2,76	0,0288
8	0,050	4	6,90	0,0576
9	0,130	6	17,92	0,0864
10	0,200	8	27,60	0,1150
11	0,320	10	44,20	0,1440
12	0,450	12	62,00	0,1728
13	0,630	14	86,80	0,2015
14	0,830	16	114,50	0,2305
15	1,050	18	145,00	0,2590
16	1,270	20	175,00	0,2880
17	1,330	21	183,50	0,3020

Letture progressive	Carichi $N_1 \dots p$ kg.	Allungamenti $l_1 \dots p - l$ mm.	Tensioni $\sigma_1 \dots r$ gr./mmq.	Dilatazioni $\varepsilon_1 \dots r$
V campione (ciclo d'isteresi)				
1	0,045	2	6,20	0,0288
2	0,090	4	12,40	0,0576
3	0,190	6	26,20	0,0864
4	0,060	4	8,28	0,0576
5	0,010	2	1,88	0,0288
6	0	0	0	0
7	0,080	2	4,14	0,0288
8	0,070	4	9,65	0,0576
9	0,150	6	20,70	0,0864
10	0,290	8	40,00	0,1150
11	0,440	10	60,70	0,1440
12	0,620	12	85,50	0,1728
13	0,840	14	116,00	0,2015
14	1,080	16	149,00	0,2305
15	1,500	18	207,00	0,2590

Determinazione di E (kg./mmq.)

Campioni	$\frac{\sigma_1}{\varepsilon_1}$	$\frac{\sigma_2}{\varepsilon_2}$	$\frac{\sigma_3}{\varepsilon_3}$	$\frac{\sigma_4}{\varepsilon_4}$	E
I	0,288	0,288	0,288	0,336	0,288
II	0,336	0,336	0,364	—	0,336
III	0,192	0,192	0,268	—	0,192
IV	0,144	0,144	0,220	—	0,144
V	0,215	0,215	0,303	—	0,215
				E medio	0,285

CASO VIII°



Determinazione di ε_p , σ_r (kg./mmq.) e di ε_r

Campioni	ε_p	σ_r	ε_r
I	0,0864	0,218	0,273
II	0,0576	0,210	0,245
III	0,0576	0,219	0,273
IV	0,0576	0,183	0,302
V	0,0576	0,207	0,259
Valori medi	0,0634	0,208	0,2704

Determinazione di σ ed ε *in vivo* e loro confronto rispettivamente con σ_r ed ε_r :

$$\sigma = 0,0054384 \frac{22,106}{2,412} = 0,0498 \text{ kg./mmq.}$$

$$\varepsilon = \frac{0,0498}{0,235} = 0,212$$

$$\frac{\sigma_r}{\sigma} = \frac{0,208}{0,0498} = 4,18$$

$$\frac{\varepsilon_r}{\varepsilon} = \frac{0,2704}{0,212} = 1,28$$

Caso IX. — AUTOPSIA N. 8967; 3-XII-1949

Data dell'esperienza: 29-VII-1950.

Soggetto di 75 anni.

Reperto anatomopatologico:

Miocardipatia fibrosa da arteriosclerosi coronarica, ipertrofia del ventricolo sinistro; stasi ed edema polmonare; calcolosi del bacinetto del rene sinistro, iperostosi interna dell'osso frontale.

Aorta: si riscontrano numerose placche calcificate.

Temperatura ambiente: 26°C.

Caratteristiche dimensionali dei campioni:

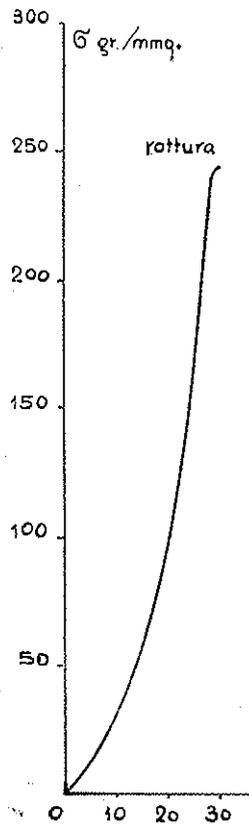
spessore	1,180 mm.
diametro interno	19,200 »
diametro medio	20,380 »
lunghezza iniziale	64,000 »
sezione	7,082 mmq.

TABELLE DELLE LETTURE ESEGUITE AL DINAMOMETRO

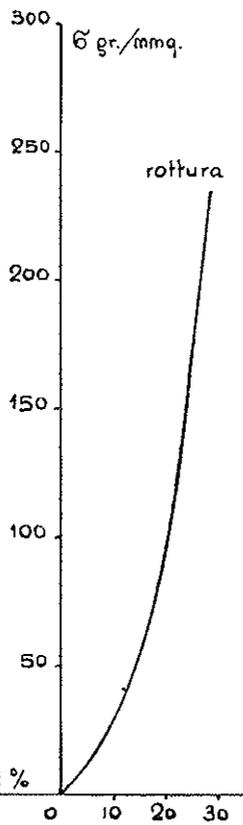
Letture progressive	Carichi $N_1 \dots r$ kg.	Allungamenti $l_1 \dots r - l$ mm.	Tensioni $\sigma_1 \dots r$ gr./mmq.	Dilatazioni $\epsilon_1 \dots r$
I campione				
1	0,050	2	7,05	0,0312
2	0,100	4	14,10	0,0624
3	0,180	6	25,40	0,0936
4	0,290	8	40,80	0,1250
5	0,420	10	59,20	0,1560
6	0,600	12	84,60	0,1870
7	0,820	14	115,50	0,2180
8	1,170	16	165,00	0,2490
9	1,590	18	224,00	0,2810
10	1,740	19	245,00	0,2960
II campione				
1	0,050	2	7,05	0,0312
2	0,100	4	14,10	0,0624
3	0,190	6	26,80	0,0936
4	0,290	8	40,80	0,1250
5	0,410	10	57,80	0,1560
6	0,590	12	83,20	0,1870
7	0,850	14	120,00	0,2180
8	1,160	16	163,50	0,2490
9	1,560	18	220,00	0,2810
10	1,660	18,5	234,00	0,2880

CASO IX°

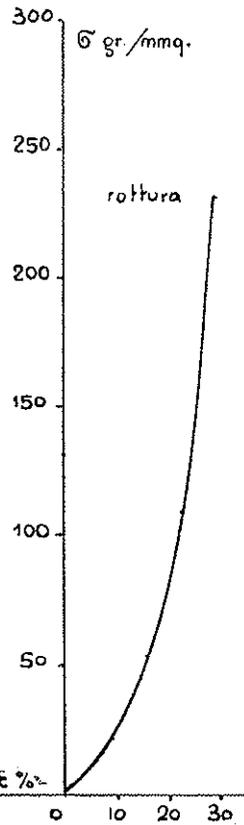
I° CAMPIONE



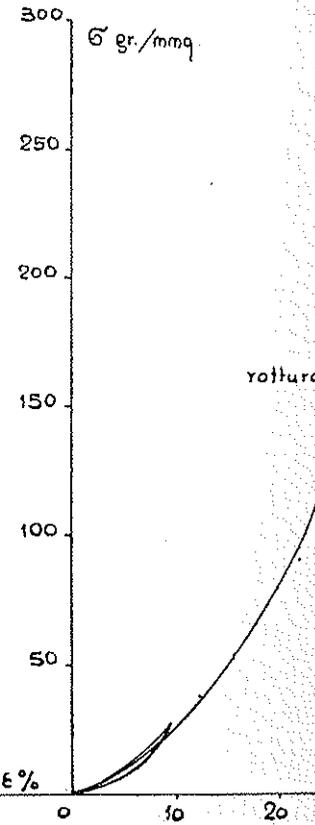
II° CAMPIONE



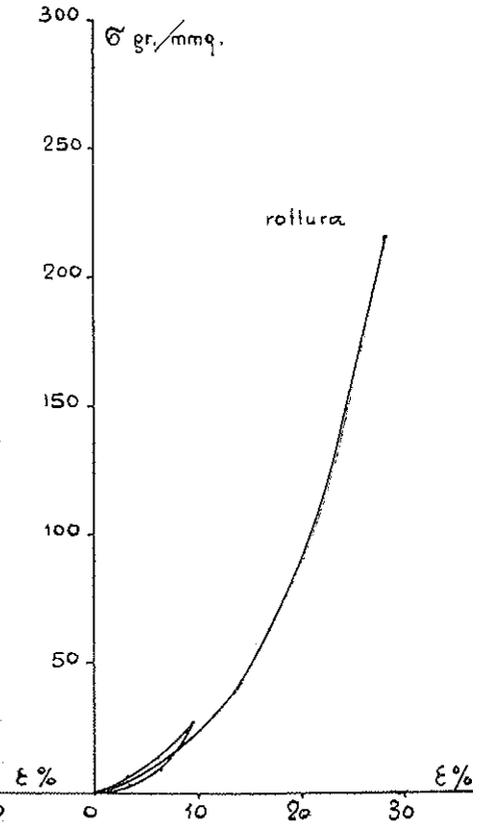
III° CAMPIONE



IV° CAMPIONE



V° CAMPIONE



Letture progressive	Carichi $N_1 \dots r$ kg.	Allungamenti $l_1 \dots r - l$ mm.	Tensioni $\sigma_1 \dots r$ gr./mmq.	Dilatazioni $\epsilon_1 \dots r$
III campione				
1	0,050	2	7,05	0,0312
2	0,100	4	14,10	0,0624
3	0,150	6	21,15	0,0936
4	0,250	8	35,20	0,1250
5	0,380	10	53,60	0,1560
6	0,540	12	76,00	0,1870
7	0,770	14	109,50	0,2180
8	1,080	16	152,50	0,2490
9	1,540	18	217,00	0,2810
10	1,650	18,5	232,00	0,2880
IV campione (ciclo d'isteresi)				
1	0,050	2	7,05	0,0312
2	0,100	4	14,10	0,0624
3	0,190	6	26,80	0,0936
4	0,070	4	9,87	0,0624
5	0,030	2	4,23	0,0312
6	0	0	0	0
7	0,050	2	7,05	0,0312
8	0,100	4	14,10	0,0624
9	0,180	6	25,40	0,0936
10	0,270	8	38,00	0,1250
11	0,380	10	53,60	0,1560
12	0,520	12	73,80	0,1870
13	0,680	14	95,70	0,2180
14	0,910	16	128,00	0,2490
15	1,100	17	155,00	0,2650
V campione (ciclo d'isteresi)				
1	0,050	2	7,05	0,0312
2	0,100	4	14,10	0,0624
3	0,200	6	28,20	0,0936
4	0,080	4	11,30	0,0624
5	0,020	2	2,82	0,0312
6	0	0	0	0
7	0,040	2	5,64	0,0312
8	0,090	4	12,70	0,0624
9	0,180	6	25,40	0,0936

Lecture progressive	Cariichi $N_1 \dots r$ kg.	Allun- gamenti $l_1 \dots r - l$ mm.	Tensioni $\sigma_1 \dots r$ gr./mmq.	Dilatazioni $\varepsilon_1 \dots r$
<i>Continua: V campione</i>				
10	0,280	8	39,50	0,1250
11	0,410	10	57,80	0,1560
12	0,570	12	80,30	0,1870
13	0,810	14	114,00	0,2180
14	1,120	16	158,00	0,2490
15	1,580	18	216,00	0,2810

Determinazione di E (kg./mmq.)

Campioni	$\frac{\sigma_1}{\varepsilon_1}$	$\frac{\sigma_2}{\varepsilon_2}$	$\frac{\sigma_3}{\varepsilon_3}$	$\frac{\sigma_4}{\varepsilon_4}$	E
I	0,226	0,226	0,272	—	0,226
II	0,226	0,226	0,287	—	0,226
III	0,226	0,226	0,226	0,282	0,226
IV	0,226	0,226	0,287	—	0,226
V	0,226	0,226	0,301	—	0,226
E medio					0,226

Determinazione di ε_p , σ_r (kg./mmq.) e di ε_r

Campioni	ε_p	σ_r	ε_r
I	0,0624	0,245	0,296
II	0,0624	0,234	0,288
III	0,0936	0,232	0,288
IV	0,0624	0,155	0,265
V	0,0624	0,216	0,281
Valori medi	0,0686	0,217	0,284

Determinazione di σ ed ε *in vivo* e loro confronto rispettivamente con σ_r ed ε_r :

$$\sigma = 0,0054884 \frac{20,88}{2,86} = 0,0470 \text{ kg./mmq.}$$

$$\varepsilon = \frac{0,0470}{0,226} = 0,208$$

$$\frac{\sigma_r}{\sigma} = \frac{0,217}{0,0470} = 4,61$$

$$\frac{\varepsilon_r}{\varepsilon} = \frac{0,284}{0,208} = 1,37$$

Caso X. — AUTOPSIA N. 9060; 25-V-1950

Data dell'esperienza: 29-VII-1950.

Soggetto di 62 anni.

Reperto anamopatologico:

Stenocinsufficienza mitralica per ositi di endocardite valvolare; ipertrofia e dilatazione del ventricolo sinistro; sfiancamento del ventricolo destro; miocardosi torbido-grassa; arteriosclerosi aortica e coronarica. Fibrotorace totale bilaterale; cicatrice apicale fibrocalcificata destra. Stasi ed edema polmonare. Idronefrosi destra di alto grado per calcolosi del bacinetto. Stasi e patosi pluriviscerale.

Aorta: sul tratto iniziale numerose placchette rilevato, di colore giallastro; vaso-dilatata a parete rigida.

Temperatura ambiente: 26°C.

Caratteristiche dimensionali dei campioni:

spessore	1,618 mm.
diametro interno	18,700 »
diametro medio	20,318 »
lunghezza iniziale	63,800 »
sezione	9,708 mmq.

TABELLE DELLE LETTURE ESEGUITE AL DINAMOMETRO

Lecture progressive	Cariichi $N_1 \dots r$ kg.	Allun- gamenti $l_1 \dots r - l$ mm.	Tensioni $\sigma_1 \dots r$ gr./mmq.	Dilatazioni $\epsilon_1 \dots r$
I campione				
1	0,060	2	6,18	0,0314
2	0,120	4	12,36	0,0628
3	0,220	6	22,70	0,0942
4	0,310	8	31,90	0,1255
5	0,450	10	46,40	0,1570
6	0,600	12	61,70	0,1885
7	0,800	14	82,40	0,2200
8	1,050	16	108,00	0,2510
9	1,470	18	151,50	0,2820
10	1,500	18,2	154,50	0,2860

Lecture progressivo	Carichi $N_1 \dots r$ kg.	Allun- gamenti $l_1 \dots r - l$ mm.	Tensioni $\sigma_1 \dots r$ gr./mmq.	Dilatazioni $\epsilon_1 \dots r$
II campione				
1	0,050	2	5,15	0,0314
2	0,100	4	10,30	0,0628
3	0,190	6	19,60	0,0942
4	0,320	8	33,00	0,1255
5	0,470	10	48,50	0,1570
6	0,630	12	65,00	0,1885
7	0,870	14	89,60	0,2200
8	1,200	16	123,50	0,2510
9	1,350	18	139,00	0,2820
10	1,660	20	171,00	0,3140
III campione				
1	0,050	2	5,15	0,0314
2	0,100	4	10,30	0,0628
3	0,170	6	17,50	0,0942
4	0,280	8	28,80	0,1255
5	0,410	10	42,20	0,1570
6	0,600	12	61,80	0,1885
7	0,840	14	86,50	0,2200
8	0,950	15	97,80	0,2360
IV campione (ciclo d'isteresi)				
1	0,040	2	4,12	0,0314
2	0,080	4	8,24	0,0628
3	0,190	6	19,60	0,0942
4	0,050	4	5,15	0,0628
5	0,010	2	1,03	0,0314
6	0	0	0	0
7	0,030	2	3,09	0,0314
8	0,070	4	7,20	0,0628
9	0,170	6	17,50	0,0942
10	0,260	8	26,80	0,1255
11	0,380	10	39,10	0,1570
12	0,530	12	54,60	0,1885
13	0,760	14	78,30	0,2200
14	1,000	16	103,00	0,2510
15	1,370	18	141,00	0,2820
16	1,700	20	175,00	0,3140
17	1,800	22	185,50	0,3450
18	2,000	24	206,00	0,3770

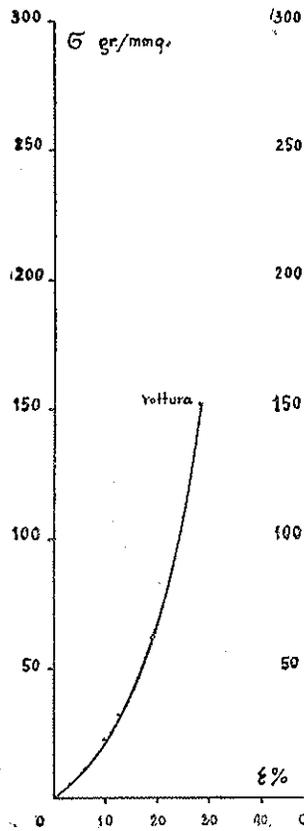
Lecture progressivo	Carichi $N_1 \dots r$ kg.	Allun- gamonti $l_1 \dots r - l$ mm.	Tensioni $\sigma_1 \dots r$ gr./mmq.	Dilatazioni $\epsilon_1 \dots r$
V campione (ciclo d'isteresi)				
1	0,050	2	5,15	0,0314
2	0,100	4	10,30	0,0628
3	0,170	6	17,50	0,0942
4	0,050	4	5,15	0,0628
5	0,010	2	1,03	0,0314
6	0	0	0	0
7	0,040	2	4,12	0,0314
8	0,090	4	9,27	0,0628
9	0,160	6	16,50	0,0942
10	0,260	8	26,80	0,1255
11	0,370	10	38,10	0,1570
12	0,500	12	51,50	0,1885
13	0,700	14	72,00	0,2200
14	0,930	16	95,70	0,2510
15	1,150	18	118,50	0,2820
16	1,460	20	150,50	0,3140
17	1,790	22	184,50	0,3450

Determinazione di E (kg./mmq.)

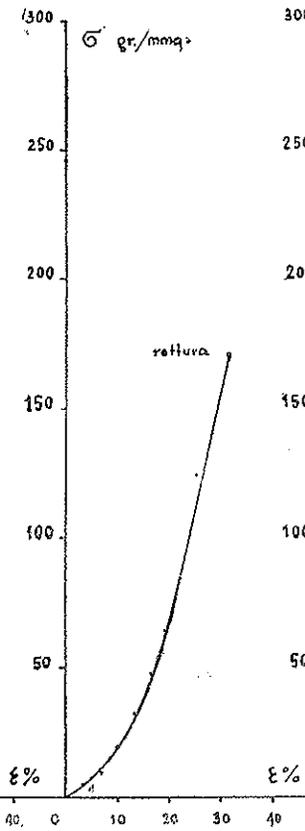
Campioni	$\frac{\sigma_1}{\epsilon_1}$	$\frac{\sigma_2}{\epsilon_2}$	$\frac{\sigma_3}{\epsilon_3}$	E
I	0,1970	0,1970	0,2430	0,1970
II	0,1640	0,1640	0,2080	0,1640
III	0,1640	0,1640	0,1860	0,1640
IV	0,1315	0,1315	0,2080	0,1315
V	0,1640	0,1640	0,1860	0,1640
			E medio	0,1641

CASO X°

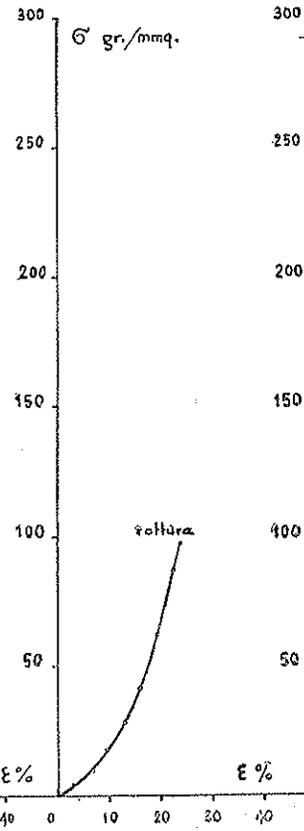
I° CAMPIONE



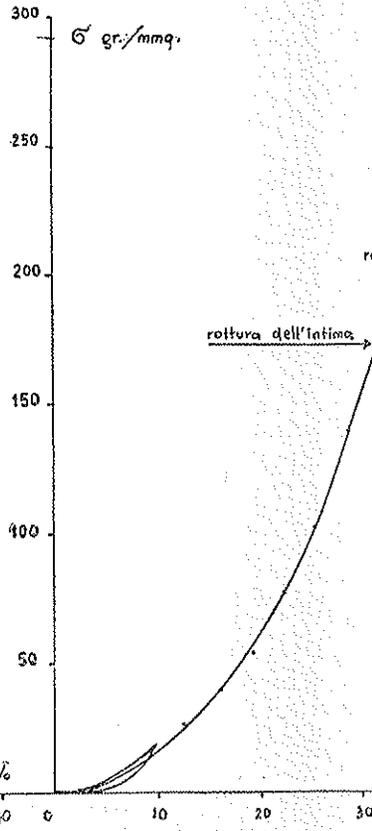
II° CAMPIONE



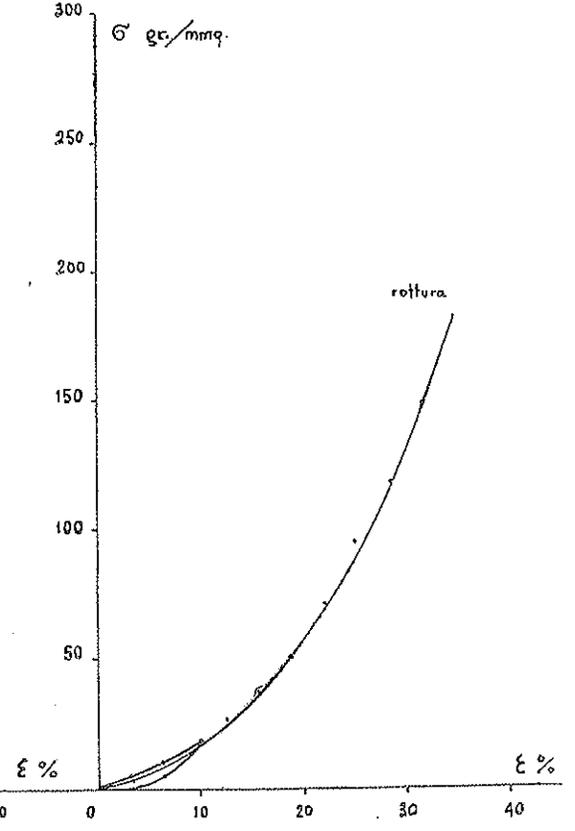
III° CAMPIONE



IV° CAMPIONE



V° CAMPIONE



Determinazione di ϵ_p , σ_p (kg./mmq.) e di ϵ_r

Campioni	ϵ_p	σ_p	ϵ_r
I	0,0628	0,1545	0,286
II	0,0628	0,1710	0,314
III	0,0628	0,0978	0,286
IV	0,0628	0,2060	0,377
V	0,0628	0,1845	0,345
Valori medi	0,0628	0,1628	0,3116

Determinazione di σ ed ϵ e loro confronto rispettivamente con σ_p ed ϵ_r :

$$\sigma = 0,0054384 \frac{20,318}{3,236} = 0,0341 \text{ kg./mmq.}$$

$$\epsilon = \frac{0,0341}{0,1641} = 0,208$$

$$\frac{\sigma_p}{\sigma} = \frac{0,1628}{0,0341} = 4,77$$

$$\frac{\epsilon_r}{\epsilon} = \frac{0,3116}{0,208} = 1,5$$

TABELLA RIASSUNTIVA

Caso e numero d'autopsia	Periodo di conservazione del preparato in formalina: dal al	Anni di età del soggetto.	Reperto anatomopatologico sull'aorta	Principali caratteristiche dimensionali dei campioni		Validità (+) o non (-) della legge di Hooke	E Kg/mmq.	ϵ_p $\frac{\sigma}{\epsilon}$	σ_r Kg/mmq.	ϵ_r	In vivo		Margini di sicurezza		Note sui diagrammi di deformazione e sui cicli d'isteresi
				Spessore mm.	Diametro interno mm.						σ Kg/mmq.	ϵ	$\frac{\sigma_r}{\sigma}$	$\frac{\epsilon_r}{\epsilon}$	
I-8966	2-XII-1949 20-V-1950	49	Il tratto sperimentato era normale.	1,120	16,50	(+)	0,1082	0,0905	0,2500	0,6860	0,0427	0,394	5,85	1,75	Diagrammi regolari: curve ad ampia convessità rivolta verso le ascisse. Cicli d'isteresi con ritorno a zero, ma di area sensibile.
II-9065	3-VI-1950 15-VII-1950	27	Il tratto sperimentato era normale.	0,781	14,40	(+)	0,2500	0,1388	0,4240	0,7160	0,0528	0,212	8,05	3,40	Diagrammi regolari: curve a convessità meno ampia. Cicli d'isteresi con ritorno a zero, ma di area sensibile.
III-9072	15-VI-1950 22-VII-1950	43	Normale.	0,861	14,10	(+)	0,2360	0,0937	0,3540	0,6730	0,0472	0,200	7,50	3,37	Diagrammi come sopra, ma con punti di flesso dovuti a precoce rottura dell'intima. Cicli d'isteresi come sopra.
IV-9078	23-VI-1950 22-VII-1950	47	Normale.	0,961	15,30	(+)	0,1902	0,1098	0,2556	0,5888	0,0459	0,242	5,56	2,43	Diagrammi regolari: curve a discreta convessità; in uno si riscontra un flesso, dovuto a precoce rottura dell'intima. Cicli d'isteresi con ritorno a zero ma di area sensibile.
V-8978	20-XII-1949 17-VI-1950	54	Ectasia e rigidità	1,380	16,00	(+)	0,1530	0,1099	0,2466	0,5250	0,0343	0,224	7,20	2,34	Diagrammi regolari: curve ad andamento un po' ripido. Cicli d'isteresi con ritorno a zero e di area piccola.
VI-8999	29-I-1950 27-V-1950	60	Modicamento arteriosclerotica.	0,985	17,30	(+)	0,1331	0,0975	0,2650	0,4980	0,0581	0,399	5,00	1,25	Diagrammi come nel caso I. Dei due cicli di isteresi uno presenta una deformazione residua, mentre l'altro ha il ritorno a zero; l'area di entrambi è piccola.
VII-8985	2-I-1950 10-VI-1950	64	Arteriosclerotica	1,285	20,30	(-)	0,2696	0,0885	0,1660	0,2420	0,0456	0,169	3,64	1,43	Diagrammi regolari: curve ad andamento notevolmente ripido. Cicli d'isteresi con deformazione residua e di piccola area.
VIII-8981	26-XII-1949 15-VII-1950	75	Arteriosclerotica	1,206	20,90	(+)	0,2350	0,0634	0,2080	0,2704	0,0498	0,212	4,18	1,28	Diagrammi regolari: curve ad andamento nettamente ripido. Cicli d'isteresi con ritorno a zero e di area piccola.
IX-8967	3-XII-1949 29-VII-1950	75	Arteriosclerotica	1,180	19,20	(+)	0,2260	0,0686	0,2170	0,2840	0,0470	0,208	4,61	1,37	Come sopra.
X-9060	25-V-1950 29-VII-1950	62	Arteriosclerotica	1,618	18,70	(+)	0,1641	0,0628	0,1628	0,3116	0,0341	0,208	4,77	1,50	Diagrammi regolari: curve ad andamento ripido. Cicli d'isteresi con ritorno a zero e di area piccola.

CONCLUSIONI

Esaminando la tabella riassuntiva si può osservare quanto segue:

Spessori e diametri

Nelle aorte arteriosclerotiche si nota un aumento dello spessore e del diametro rispetto a quelli che si riscontrano in aorte normali. L'aumento di diametro può essere dovuto a deformazione permanente del vaso, le pareti del quale hanno perduto in parte la possibilità del ritorno elastico.

Legge di Hooke

L'abbiamo trovata valida in nove casi sui dieci esaminati; possiamo ritenerla quindi una caratteristica inconfondibile ed importante del materiale in istudio.

Il caso VII, che costituisce l'eccezione e che riguarda un'aorta arteriosclerotica, dimostra come questo stato patologico possa modificare così profondamente ed intimamente la struttura della parete arteriosa da renderne irricognoscibili le proprietà fisiche fondamentali.

Modulo E di elasticità

Varia da 0,1082 a 0,2696 Kg./mmq., ossia da circa 11 a 27 atmosfere.

Questi valori confermano i risultati delle ricerche sulle fibre elastiche eseguite da REDENZ con il micromanipolatore e dimostrano come la parete aortica per la sua deformabilità sia paragonabile alla gomma, contrariamente all'ipotesi di RANKE, che ammetteva un modulo di elasticità di 10.000 atmosfere e quindi un comportamento analogo all'acciaio; essi concordano inoltre con i risultati delle esperienze eseguite da SICHEL (F.J.M. SICHEL, J. of. Cell. and Compar. Physiology 5, 21-1934) sottoponendo a trazione fibre isolate da un muscolo della gamba di una rana: fu riscontrato un modulo di elasticità di 2,5 atmosfere.

I massimi valori di E si verificano in aorte arteriosclerotiche e stanno ad indicare una diminuzione della loro deformabilità.

Limiti di elasticità e di proporzionalità

Come detto nella metodologia (Parte I) abbiamo potuto stabilire che i due limiti praticamente coincidono.

Il loro valore varia da un massimo di 13,4% (aorta normale) ad un minimo di 6,3 % (aorta arteriosclerotica).

L'arteriosclerosi dunque abbassa il limite di proporzionalità, modificando così completamente l'andamento del tratto iniziale del diagramma di deformazione, tratto che presenta il maggior interesse poichè comprende il campo delle deformazioni che si verificano in vivo; l'arteriosclerosi abbassa inoltre il limite di elasticità restringendo in modo sensibile il campo delle deformazioni elastiche, così che l'aorta sottoposta sempre ad una pressione sanguigna immutata sarà costretta a deformarsi oltre il limite elastico con possibilità di deformazioni residue (ectasia), alle quali, a spessore invariato, conseguirà un aumento della tensione.

L'abbassamento del limite elastico ci autorizza a concludere che l'aorta arteriosclerotica è sensibilmente meno elastica di quella normale.

Tensione e dilatazione di rottura

La tensione di rottura varia da 0,1628 a 0,4240 Kg./mmq., ossia da 16 a 42 atmosfere circa. I valori più bassi si riscontrano nei gradi più evidenti di arteriosclerosi, mentre quelli più elevati nelle aorte normali.

In modo analogo si comporta la dilatazione di rottura, variabile da 0,2420 a 0,7160, ossia dal 24 al 72 % circa.

Ciò significa che l'arteriosclerosi abbassa notevolmente la resistenza ed il limite di deformabilità della parete aortica.

Vogliamo far notare che i valori da noi trovati per la tensione di rottura confermano le vedute di WÖHLISCH (E. WÖHLISCH, Z. Biol. 85, 334 - 1926) che ammetteva uguale a 25 atmosfere il carico di rottura a trazione di un tessuto animale elastico allo stato umido.

Tensione e dilatazione in vivo

La tensione di lavoro dell'aorta si aggira sui 0,0341 ÷ 0,0531 Kg./mmq., pari a 3,41 ÷ 5,31 atmosfere. Questi valori non ci sembreranno eccessivi se consideriamo che la corrente sanguigna incontra e deve superare delle resi-

stenze alquanto elevate. Secondo quanto già detto, tale tensione dipende unicamente, a parità di pressione come l'abbiamo considerata, dal rapporto del diametro dell'arteria al suo spessore; il suo valore quindi può esser influenzato nel senso di un aumento, da eventuali aumenti di diametro del vaso (dilatazioni permanenti), non seguiti da un corrispondente aumento dello spessore.

La dilatazione corrispondente alla tensione di cui sopra varia dal 17 al 40 % circa. Questi valori superano di gran lunga il limite elastico e ci porterebbero a concludere che l'aorta in vivo lavora in un campo di deformazioni superiori al limite elastico. Tale conclusione però sarebbe alquanto arbitraria, perchè non dobbiamo dimenticare che la tensione e la dilatazione dell'aorta in vivo sono state calcolate supponendo una pressione sanguigna massima di 400 mm. di Hg. (valore ipotetico) ed un modulo di elasticità della parete arteriosa allo stato vivente uguale a quello che si riscontra nel cadavere (altra ipotesi); i valori quindi dedotti col calcolo possono servire unicamente a scopo orientativo e comparativo, ma non debbono essere ritenuti validi in senso assoluto e tanto meno confrontati con risultati sperimentali quali i valori del limite elastico. Pensiamo invece che le deformazioni dell'aorta normale in vivo si svolgano tutte entro il limite elastico, come d'altra parte tutti i materiali che vengono usati nelle pratiche applicazioni, e che soltanto in casi patologici, quale l'arteriosclerosi, tali deformazioni possono superare il limite di elasticità, stante il suo notevole abbassamento.

Margini di sicurezza

Il valore del rapporto tra la tensione di rottura e la tensione in vivo è variabile da 3,64 a 8,05 mentre quello del rapporto tra la dilatazione di rottura e la dilatazione in vivo varia da 1,25 a 3,40.

È superfluo specificare che i valori più elevati si riferiscono in ambedue i casi ad aorte normali.

L'entità del primo rapporto indica un margine di sicurezza relativamente ampio (anche se notevolmente diminuito nell'arteriosclerosi) e ci spiega la relativa rarità delle rotture spontanee dell'aorta.

Dai valori del secondo rapporto possiamo dedurre come la deformazione che si verifica in vivo nell'aorta normale è circa un terzo di quella di rottura, conforme a quanto supposto quando abbiamo fissato la deformazione massima per i cicli d'isteresi; mentre nell'aorta arteriosclerotica la deforma-

zione in vivo raggiunge valori alquanto prossimi alla deformazione di rottura, essendo questa sensibilmente diminuita.

Queste deduzioni vanno prese naturalmente col dovuto riserbo e soltanto orientativamente, tenendo presente quanto or ora detto a proposito della dilatazione in vivo.

Diagrammi di deformazione elastica a trazione

I diagrammi di deformazione a trazione presentano tutti un andamento simile: un primo tratto rettilineo, a cui segue una convessità, più o meno ampia, rivolta verso l'asse delle ascisse, infine un terzo tratto che tende a diventare una retta inclinata di un certo angolo rispetto all'asse delle ordinate.

Alcuni diagrammi (casi III e IV) presentano dei punti di flesso dovuti a precoce rottura dell'intima, ma questo non ci deve far pensare che la forma delle curve sia modificata, poichè i tratti compresi tra i flessi rispecchiano fedelmente l'andamento dei diagrammi regolari.

Questi ultimi ci dicono che all'aumentare del carico di trazione si ha dapprima un tratto di proporzionalità tra carichi e allungamenti: è il tratto rettilineo, caratterizzato dalla legge di HOOKE e delimitato superiormente dal limite di proporzionalità, coincidente con il limite di elasticità; le pareti aortiche pertanto sottoposte a deformazioni comprese entro questi limiti si comportano in modo perfettamente elastico. Nel secondo e nel terzo tratto della curva i carichi non sono più proporzionali agli allungamenti, ma tanto più ci avviciniamo al punto di rottura, sono necessari carichi sempre più elevati per provocare un determinato allungamento; il materiale diviene cioè progressivamente meno deformabile, subendo un irrigidimento, analogamente alla gomma ed al contrario di quanto avviene nei materiali duttili (confrontare i diagrammi in questione con il diagramma I della Parte I); la parete aortica sottoposta a deformazioni comprese in questo campo non si comporterà più elasticamente, ma sarà soggetta ai fenomeni d'isteresi ed i relativi cicli racchiuderanno un'area tanto maggiore quanto più la deformazione sarà lontana dal limite di elasticità, mentre la loro curva di ritorno segnerà deformazioni residue progressivamente crescenti (osservare il ciclo d'isteresi del IV campione del caso I, ciclo che fu spinto ad una deformazione massima pari a due terzi di quella di rottura: notevole è l'area racchiusa tra le due curve, mentre la curva di ritorno non ritorna a zero). Si giunge infine alla rottura che non è preceduta da snervamento.

Dal confronto delle curve rilevate su aorte prive di alterazioni patologiche con quelle rilevate su aorte arteriosclerotiche si può stabilire che queste ultime hanno costantemente un andamento più ripido e più vicino all'asse delle ordinate, pur essendo regolari e nella forma simili alle prime, e che l'angolo formato dall'ultimo tratto rettilineo del diagramma con l'asse delle ordinate tende allo zero (andamento asintotico).

Questo comportamento ci dice che, qualunque sia la tensione, la deformabilità delle aorte arteriosclerotiche è sensibilmente e costantemente diminuita e che l'irrigidimento, che si verifica pure nell'aorta normale sottoposta a tensioni prossime al carico di rottura, è qui più precoce e più rapido.

Cicli d'isteresi

Risultano tutti regolari e simili nella forma.

L'area dei cicli relativi ad aorte normali è sensibilmente maggiore di quella riscontrabile nei cicli relativi ad aorte arteriosclerotiche. Tale constatazione non ci deve indurre ad un errore di valutazione: infatti i cicli d'isteresi furono determinati per una deformazione massima, pari a circa un terzo della deformazione di rottura, variabile quindi da caso a caso per la notevole variabilità di quest'ultima; essendo sensibilmente diminuita nell'aorta arteriosclerotica la deformazione di rottura, i relativi cicli d'isteresi furono determinati ad una deformazione massima alquanto inferiore a quella assunta per i cicli di aorte normali, il che spiega la maggior area dei secondi rispetto ai primi.

La curva di ritorno di tutti i cicli termina a zero ad eccezione dei casi VI e VII, riguardanti aorte arteriosclerotiche, nei quali essa taglia l'asse delle ascisse, registrando una deformazione residua. Il verificarsi di deformazioni residue in cicli d'isteresi spinti a deformazioni alquanto inferiori a quelle assunte per i cicli di aorte normali depone per una notevole diminuzione di elasticità nelle aorte arteriosclerotiche.

Dall'esame ora fatto dei parametri e dei diagrammi, che definiscono la deformabilità e la elasticità della parete aortica allo stato inerte, possiamo concludere che questa è dotata normalmente di una buona deformabilità ed elasticità e che la tensione alla quale lavora è contenuta entro margini di sicurezza largamente sufficienti.

Nell'aorta arteriosclerotica invece si riscontra una notevole diminuzione di deformabilità, alla quale, secondo le leggi idrauliche conseguirà un aumento della pressione sanguigna, che si tradurrà in un aumento della tensione di lavoro della parete. Si riscontra pure una forte diminuzione di elasticità con possibilità quindi di deformazioni residue (aumento di diametro), alle quali conseguirà, rimanendo immutato lo spessore, un ulteriore aumento della tensione di lavoro della parete; l'aumento di spessore che si riscontra nell'aorta arteriosclerotica, potrebbe essere una reazione di difesa da parte dell'organismo. Nell'arteriosclerosi diminuisce pure sensibilmente la tensione di rottura e cioè la resistenza alle tensioni create dalla variabile pressione sanguigna e quindi il margine di sicurezza. La concomitanza di questi tre fattori rende evidente la possibilità di rotture spontanee e spiega la frequenza delle emorragie cerebrali negli affetti da arteriosclerosi.

Queste conclusioni, se pur nulla di nuovo aggiungono alle nozioni qualitative attualmente note sui fenomeni che caratterizzano la patologia delle arterie arteriosclerotiche, ne rendono possibile una valutazione quantitativa.

INDICE

	PAG.
PRESENTAZIONE	III
PARTE I — PREMESSE TEORICHE, APPARECCHIATURE E METODOLOGIA	I
Deformabilità	2
Elasticità	4
Isteresi	4
Ereditarietà meccanica	6
Limite di elasticità, limite di proporzionalità e legge di Hooke, punto di snervamento	7
La sollecitazione agente sulla parete aortica	8
Elasticità e deformabilità in rapporto alla trazione	9
Significato e importanza del modulo E di elasticità	12
La condizione di resistenza	13
Influenza dei fenomeni di fatica sulla resistenza dei materiali	16
Determinazione della tensione e della dilatazione dell'aorta in vivo	18
La contrazione trasversale nei corpi soggetti a trazione	21
Il lavoro di deformazione elastica nella trazione	22
Comportamento della tensione, della dilatazione e del lavoro di deformazione nei sistemi a sezione variabile soggetti a trazione	24
Il caso della sezione variabile per variazione lineare dello spessore	24
Il caso delle brusche variazioni di sezione	26
Il caso della presenza di fori nel saggio e di cavità sferiche nel corpo del saggio	27
Influenza dei bruschi restringimenti di sezione e della presenza di fori sulla resistenza dei sistemi soggetti a trazione	29
Importanza della velocità di trazione e della temperatura nelle prove di trazione	29
Le caratteristiche elastiche e di deformabilità nella gomma vulcanizzata	33
Sintesi delle considerazioni svolte	37
Deduzioni	39
Apparecchiature	39

Dinamometro per prove di trazione	39
Dispositivi per la preparazione dei campioni	44
Comparatore per la misura dello spessore della parete arteriosa . . .	46
Calibri conici per la misura del diametro interno del tratto di aorta in esame	47
Metodologia	47
Preparazione dei campioni	48
Determinazione dello spessore dei campioni	49
Determinazione del diametro interno dei campioni	49
Determinazione del diagramma di deformazione elastica a trazione .	50
Determinazione del ciclo d'isteresi	52
Ricerca del limite di elasticità	53
Rappresentazione grafica del diagramma di deformazione e del ciclo d'isteresi	53
Determinazione del modulo E di elasticità	54
Ricerca del limite di proporzionalità	56
Determinazione della tensione di rottura e della dilatazione di rottura	57
Determinazione della tensione e della dilatazione dell'aorta in vivo e loro confronto rispettivamente con la tensione di rottura e la dilatazione di rottura	57
Bibliografia	58
 PARTE II — LE RICERCHE DI ALTRI SPERIMENTATORI	 59
Del comportamento meccanico della fibra elastica e del suo impiego nella costituzione. Introduzione di Hans Petersen	59
Ricerche sulle fibre elastiche. Ricerca sulla fibra elastica isolata del lega- mento della nuca con il micromanipolatore. Di E. Redenz	62
Ricerche riguardanti le proprietà elastiche e termodinamiche del tessuto con- nettivo. Di Edgar Wöhlisch	69
Aortopatia ipertensiva - II Parte: Fisiologia e istofisiologia dell'aorta. Di Giovanni Montaldo	74
 PARTE III — DESCRIZIONE DELLE ESPERIENZE, RISULTATI E CONCLUSIONI	 81
Caso I	81
Caso II	86
Caso III	91
Caso IV	96
Caso V	101
Caso VI	105
Caso VII	110
Caso VIII	114
Caso IX	118

	PAG.
Caso X	122
Conclusioni	128
Spessori e diametri	128
Legge di Hooke	128
Modulo E di elasticità	128
Limiti di elasticità e di proporzionalità	129
Tensione e dilatazione di rottura	129
Tensione e dilatazione in vivo	129
Margini di sicurezza	130
Diagrammi di deformazione elastica a trazione	131
Cicli d'isteresi	132