

Caratteri dei movimenti oculari e tecniche di registrazione

LOUIS F. DELL'OSSO - ROBERT B. DAROFF

I movimenti oculari portano gli stimoli visivi dal campo periferico (retina periferica) al campo centrale (fovea), in modo da mantenere la fissazione foveale di un oggetto in movimento. Questa acquisizione e assicurazione delle immagini visive alla fovea e la loro stabilizzazione sulla fovea durante i movimenti del capo costituiscono le funzioni fondamentali dei movimenti oculari umani.

ORGANIZZAZIONE FISIOLOGICA

È utile immaginare il sistema oculomotore come costituito da due sottosistemi indipendenti, di versione e di vergenza, agenti in sinergismo (Fig. 9-1) (1). Il sottosistema di versione comanda tutti i movimenti oculari coniugati e quello di vergenza i disconiugati. Le entrate (Input) vestibolo-oculari influenzano il sottosistema di versione. Senza considerare l'entrata, esistono solo tre importanti categorie di uscita (Output) oculomotrice: i movimenti oculari rapidi («fast eye movement» = FEM o «saccades») e i movimenti oculari lenti («slow eye movement» = SEM), dipendenti dal sottosistema di versione, e i movimenti oculari di vergenza («vergence eye movement» = VEM), dipendenti dal proprio sottosistema. I tre tipi di uscita utilizzano una via comune, che va dai neuroni oculomotori ai muscoli oculari (Fig. 9-2). Il tipo rapido del sottosistema di versione comanda tutti i movimenti coniugati rapidi (FEM) e il tipo lento comanda tutti i SEM. Il secondo tipo comprende la funzione di inseguimento, ma non si limita a questa. I diversi termini attribuiti ai movimenti oculari generalmente specificano l'uscita che li produce o

la circostanza di comparsa; tutti possono essere assegnati ad uno o più dei tre tipi di uscita (FEM, SEM, VEM) del sistema oculomotore (Tavola 9-1).

Esistono molte ragioni fisiologiche, anatomiche e cliniche per considerare i sottosistemi come autonomi. Tuttavia, contrariamente ad una primitiva ipotesi, i neuroni contenuti nei nuclei dell'oculomotore, del trocleare e dell'abducente non sono specifici per i diversi tipi di movimenti oculari. Invece, differenti modalità di scarica di gruppi neuronali omogenei determinano il tipo di movimento oculare (2,3).

MOVIMENTI OCULARI RAPIDI («SACCADES»)

Questi movimenti oculari rapidi versionali (coniugati) sono sotto il controllo sia della volontà che dei riflessi. Esempi di «saccades» volontari sono: le rifissazioni volontarie e quelle in risposta ai comandi, come «Guardi a destra... Guardi in su». La comparsa improvvisa di un oggetto visivo periferico o un rumore eccentrico possono evocare una «saccade» riflessa diretta verso lo stimolo. In condizioni naturali, queste «saccades» sono di solito accompagnate da un movimento del capo nella stessa direzione. Tuttavia, negli esami clinici e nella maggioranza degli esperimenti fisiologici, la testa viene tenuta fissa.

Lo stimolo visivo per i FEM è lo spostamento del bersaglio (oggetto). Dopo un improvviso cambiamento della posizione del bersaglio, il sistema oculomotore risponde con un FEM con una latenza (ritardo) di 200-250 msec. Sia la velocità massi-

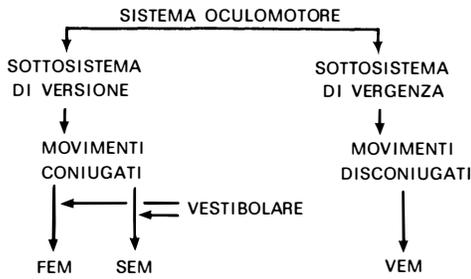


FIG. 9-1. Organizzazione di base del sistema motore oculare che mette in evidenza la distinzione tra il sistema della vergenza e quello bimodale della versione. Le tre uscite motorie fondamentali sono: i movimenti oculari rapidi (FEM), i movimenti oculari lenti (SEM) e i movimenti oculari di vergenza (VEM).

ma che la durata del FEM dipendono dalla grandezza (ampiezza) del movimento oculare, variando da 30° a 700°/sec. e da 20 a 100 msec, rispettivamente, per movimenti di ampiezza compresa tra 0,5° e 40°. I FEM sono coniugati e ballistici. Il sistema di controllo responsabile della loro produzione è di tipo discontinuo (cioè, solo in determinati momenti vengono prese delle decisioni di controllo, sulla base del continuo afflusso di informazioni visive dalla retina; queste decisioni sono irre-

vocabili: una volta che gli occhi sono in movimento, la loro traiettoria non può essere modificata). Il segnale di controllo è l'errore retinico, che è ridotto a zero dalla retroazione negativa che fa parte del sottosistema. Dopo l'adeguata latenza, la risposta FEM allo spostamento del bersaglio (Fig. 9-3) consiste in un periodo di accelerazione fino ad un massimo di velocità, seguito da una decelerazione degli occhi sulla nuova posizione del bersaglio. L'attività muscolare nella coppia agonista-antagonista è caratterizzata da una scarica di massima facilitazione nell'agonista e da una totale inibizione dell'antagonista durante il movimento (Fig. 9-4) (4). Le registrazioni elettromiografiche (EMG) dimostrano che la decelerazione dei FEM non dipende dalla frenata attiva del muscolo antagonista. Invece, i due muscoli semplicemente assumono le tensioni relative necessarie per fissare la nuova posizione del bersaglio. Questo è sufficiente per compiere la rapida decelerazione, a causa dell'effetto frenante (smorzamento) dell'«impianto oculomotore» (cioè, globo, muscoli, legamenti e tessuto adiposo di sostegno dell'orbita) (5).

L'impianto di frenaggio richiede che il segnale nervoso, necessario per compiere la rapida accele-

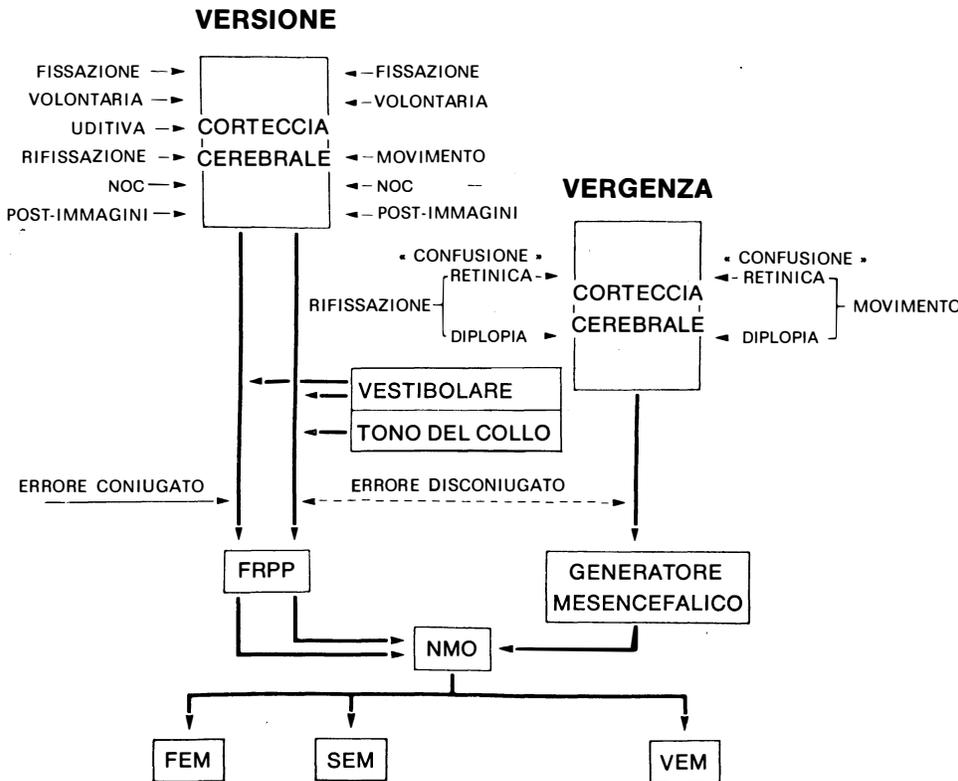
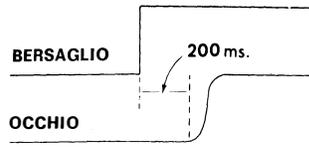


FIG. 9-2. Il sistema di controllo dei movimenti oculari si compone di un sottosistema di versione bimodale e di un sottosistema di vergenza. L'uscita della formazione reticolare paramediana pontina (FRPP) si somma con quella del generatore di impulsi neurali di vergenza a livello dei nuclei motori oculari (NMO) per produrre i tre tipi fondamentali di movimenti oculari: rapidi (FEM), lenti (SEM) e di vergenza (VEM). (Da Dell'Osso LF, Daroff RB: Functional organization of the ocular motor system. Aerospace Med 45:873, 1974).

FIG. 9-3. Movimento oculare rapido (FEM) in risposta allo spostamento verso destra di un bersaglio, con dimostrazione della latenza (200 msec) e della traiettoria del FEM («saccade»).



razione del FEM, sia costituito da una scarica di punte ad alta frequenza, seguita da una scarica tonica, necessaria per arrestare e poi per mantenere gli occhi nella nuova posizione. Questa combinazione di modalità di scarica fasiche e toniche è denominata innervazione a tipo di «corsa-marcia» («pulse-step») (2, 6, 7, 8). Il rapporto tra i segnali nervosi e i movimenti oculari risultanti è illustrato nella Figura 9-5. Il movimento oculare della Figura 9-5a risulta da una scarica nervosa a tipo di «marcia» («Step») e, data la dinamica dell'impianto di frenaggio, è considerevolmente più lento di un normale FEM. La traiettoria di un FEM normale si ha solo se una «corsa» («Pulse») precede la «marcia» (Fig. 9-5b). Un generatore nervoso di corsa ed un integratore si combinano per formare la necessaria modalità di innervazione a tipo di «corsa-marcia» (Fig. 9-6). Sia il generatore che l'integratore sono localizzati nella formazione reticolare paramediana pontina (FRPP), a livello del nucleo dell'abducente (9). La sede dove avviene la sommazione della corsa e della marcia è incerta, ma deve essere prenucleare, perchè gli assoni del fascicolo longitudinale mediale trasportano informazione nervosa già sommate (10).

La natura a circuito chiuso del sottosistema di versione di tipo FEM può essere rappresentata in un diagramma (Fig. 9-7): Il segnale costituito dall'errore retinico, che rappresenta la discrepanza tra il bersaglio e la posizione degli occhi, è ricevuto dalla corteccia cerebrale. I segnali derivati da queste informazioni sono utilizzati nel tronco



FIG. 9-4. Attività muscolare del retto laterale sinistro (LLR) agonista e del retto mediale sinistro (LMR) antagonista durante un movimento oculare rapido (FEM) verso sinistra. Notare la scarica dell'attività del LLR e l'inibizione totale del LMR durante il FEM e l'assenza di attività frenante del LMR.

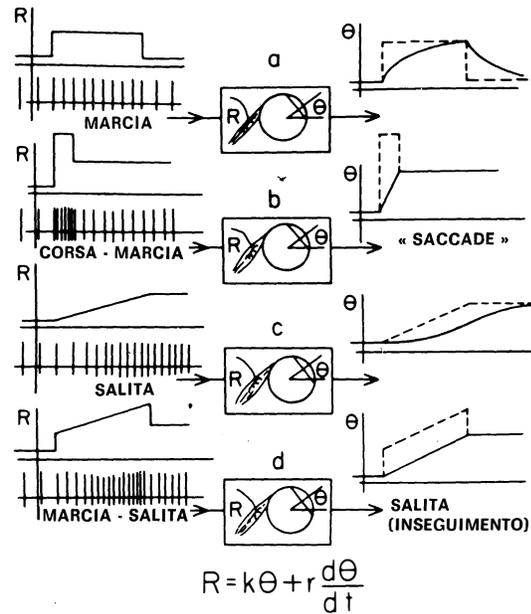


FIG. 9-5. Illustrazione delle risposte di movimenti oculari rapidi (FEM) (a e b) e delle risposte di movimenti oculari lenti (SEM) (c e d) che risultano dalle modalità di innervazione rappresentate nella figura. Le curve superiori di sinistra e le curve tratteggiate di destra rappresentano la frequenza di scarica in rapporto al tempo. L'equazione collega la frequenza della scarica neurale (R) con la posizione degli occhi (θ) e la velocità (dθ/dt). Notare che lo smorzamento intrinseco dell'impianto muscolare ed oculare determina un rallentamento delle risposte alle variazioni della frequenza di scarica a tipo di marcia (a) o di salita (c). Per generare un FEM vero e proprio («saccade») è necessaria una corsa-marcia (d). Per generare un vero SEM (inseguimento) è necessaria una marcia-salita (d). (Da Robinson DA: Oculomotor control signals. In Lennerstrand G, Bach-y-Rita P [eds]: Basic Mechanisms of Ocular Motility and Their Clinical Implications. New York: Pergamon Press, 1975).

encefalico per generare il comando nervoso dei neuroni oculomotori, necessario per i FEM, che muove l'occhio verso la nuova posizione, riducendo così a zero l'errore retinico (fissazione foveale).

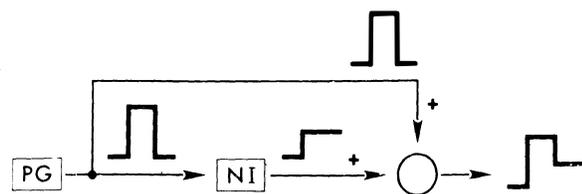


FIG. 9-6. Dimostrazione schematica del modo in cui la corsa-marcia dell'innervazione può derivare dalla somma delle uscite di un generatore nervoso di impulsi (PG) e di un integratore nervoso (NI).

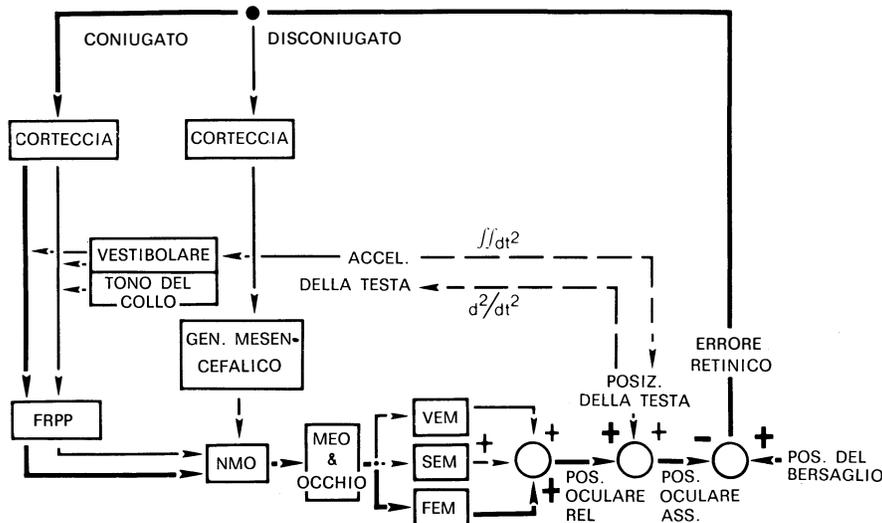


FIG. 9-7. Diagramma a blocchi a circuito chiuso del sottosistema di versione dei movimenti oculari rapidi (FEM) (linee grosse) sovrapposto al diagramma a blocchi dell'intero sistema di controllo dei movimenti oculari. Il segnale di controllo, l'errore retinico coniugato, è inviato alla corteccia e la decisione di cambiare la posizione degli occhi è inviata alla formazione reticolare paramediana pontina (FRPP), dove sono generati i comandi motori che vengono poi trasmessi ai nuclei motori oculari (NMO). Questa innervazione impone ai muscoli extraoculari (MEO) di muovere gli occhi con un FEM e causa così un cambiamento della posizione relativa degli occhi. Se la

posizione della testa è fissa, la posizione relativa è uguale alla posizione assoluta degli occhi che si somma alla posizione del bersaglio sulla retina per ridurre l'errore retinico a zero.

Il sottosistema FEM può essere immaginato come discontinuo o, più specificamente, come un sistema di controllo di dati presi a campione, in cui l'informazione visiva è utilizzata negli intervalli tra i campioni (scelta intermittente dei campioni). Durante i campioni nessuna nuova informazione visiva può essere utilizzata per modificare le decisioni di movimento oculare. Una descrizione dettagliata dell'analisi del sistema di controllo per i diversi tipi di movimenti oculari (11) è fuori dagli scopi di questo capitolo.

Anche i movimenti oculari rapidi (REM) del sonno paradossale e le fasi rapide del nistagmo evocato (vestibolare, ottocinetico) o patologico sono esempi di movimenti oculari «saccadici». Questi movimenti saccadici e quelli di rifissazione hanno le stesse caratteristiche fisiologiche.

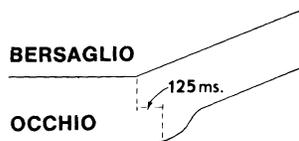
Durante una «saccade», la soglia visiva si innalza di circa 0,5 unità log (soppressione saccadica). Questo fenomeno è controverso; alcuni ricercatori ipotizzano un processo inibitore centrale attivo (12), mentre altri (13) sostengono un mec-

Tavola 9-1. Classificazione dei movimenti oculari

	Versione	Vergenza
Movimenti oculari rapidi (FEM)	Movimenti oculari lenti (SEM)	Movimenti oculari di vergenza
«Saccade»: rifissazione	Inseguimento	Rifissazione
riflessa		
volontaria		Inseguimento
«Microsaccade» (flick)	Volontario	Microdeviazione
«Saccade» correttiva	Microdeviazione	«Glissade» correttiva (?)
Inseguimento saccadico	«Glissade» correttiva	Volontario
(a ruota dentata)	Compensatorio	
Fase rapida del nistagmo	Fase lenta del nistagmo	
(scossa)	Nistagmo pendolare	
Scossa ad onda quadrata	Indotto da postimmagine	
(Gegenrücke)	Movimenti lenti del sonno	
Indotta da una postimmagine	Inseguimento immaginario	Inseguimento immaginario
REM	Inseguimento propriocettivo	Inseguimento propriocettivo
«Saccades» frenanti		

Da Dell'Osso LF, Daroff RB: Functional organization of the ocular motor system. Aerospace Med 45:873, 1974.

FIG. 9-8. Movimento oculare lento (SEM) in risposta ad un bersaglio che si muove con velocità costante verso destra, con dimostrazione della latenza (125 msec) del SEM e del FEM di «cattura».



canismo di «confusione» dell'immagine retinica. In entrambi i casi, la relativamente piccola elevazione della soglia visiva non può spiegare interamente il senso soggettivo di stabilità ambientale durante le «saccades». Un meccanismo, definito «scarica corollaria» o «copia di efferenza», per cui il sistema visivo è «messo in allarme» a livello centrale (attraverso le connessioni fronto-occipitali) nei confronti del prossimo movimento dell'immagine retinica, probabilmente serve a cancellare la percezione cosciente del movimento ambientale durante una «saccade» (14).

MOVIMENTI OCULARI LENTI

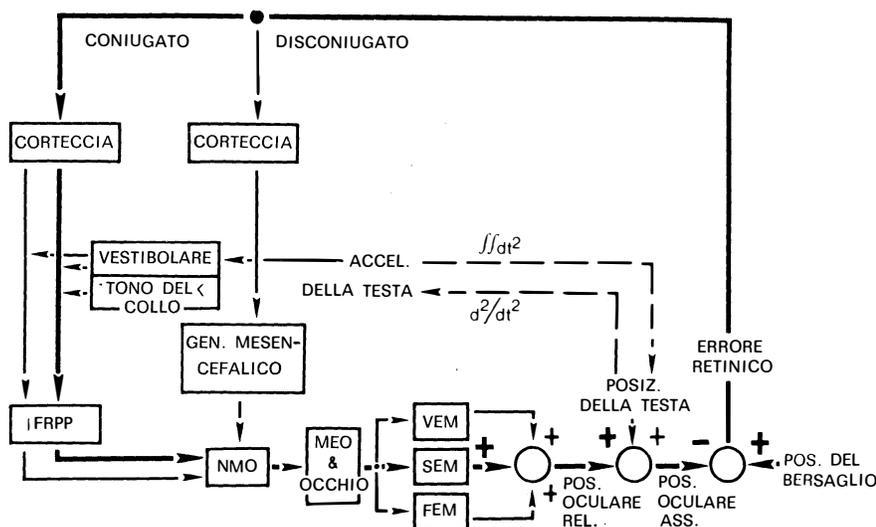
INSEGUIMENTO

Lo stimolo principale dei SEM è la fissazione di un bersaglio che si muove; ciò evoca un SEM d'inseguimento dopo una latenza di 125 msec. Le massime velocità di inseguimento sono solo di 30°-50°/sec, nonostante che i SEM del riflesso

vestibolo-oculare e del nistagmo ottocinetico o congenito possano essere notevolmente più rapidi. I SEM sono coniugati, lenti e controllati da un sistema capace di modificazioni *continua* dell'efferenza in risposta all'afferenza visiva (in contrasto con il controllo discontinuo dei FEM). Il segnale d'ingresso è la velocità dell'errore retinico, che è ridotta a zero quando la velocità degli occhi raggiunge quella del bersaglio. Il lavoro di Yasui e Young (15) suggerisce che la velocità dell'errore retinico è utilizzata assieme ad una scarica corollaria per ricreare un segnale di velocità del bersaglio, ed è questa «velocità percepita del bersaglio» che guida il sistema SEM. Questo spiegherebbe molte delle risposte di inseguimento nei confronti di bersagli non in movimento (per esempio, le post-immagini). Il vero inseguimento è un SEM in risposta ad un bersaglio *mobile*. Ci sono molti altri modi per provocare dei SEM (Tavola 9-1) e altri studi sono necessari per scoprire altri meccanismi. In condizioni normali, un bersaglio in movimento è di solito necessario per un SEM d'inseguimento; i tentativi di muovere gli occhi lentamente senza un reale bersaglio in movimento si traducono in una serie di piccole «saccades» (16).

Quando un bersaglio fissato dalla fovea si muove improvvisamente ad una velocità costante, la risposta di inseguimento comincia dopo una latenza di 125 msec (Fig. 9-8). Il movimento iniziale ha la stessa velocità del bersaglio, ma a causa della latenza gli occhi restano indietro rispetto al bersa-

FIG. 9-9. Diagramma a blocchi acircuito chiuso del sottosistema di versione dei movimenti oculari lenti (SEM) (linee grosse) sovrapposto al diagramma a blocchi dell'intero sistema di controllo dei movimenti oculari. Il segnale di controllo dell'inseguimento, la velocità dell'errore retinico coniugato, è inviato alla corteccia e la decisione di muovere gli occhi è trasmessa alla formazione reticolare paramediana pontina (FRPP), dove i comandi motori sono generati e trasferiti ai nuclei motori oculari (NMO). Questa innervazione impone ai muscoli extraoculari (MEO) di muovere gli occhi con un SEM e di cambiare la velocità oculare relativa. Se la posizione della testa è fissa, questa nuova velocità oculare assoluta si somma con la velocità del bersaglio sulla retina per ridurre a zero la velocità dell'errore retinico.



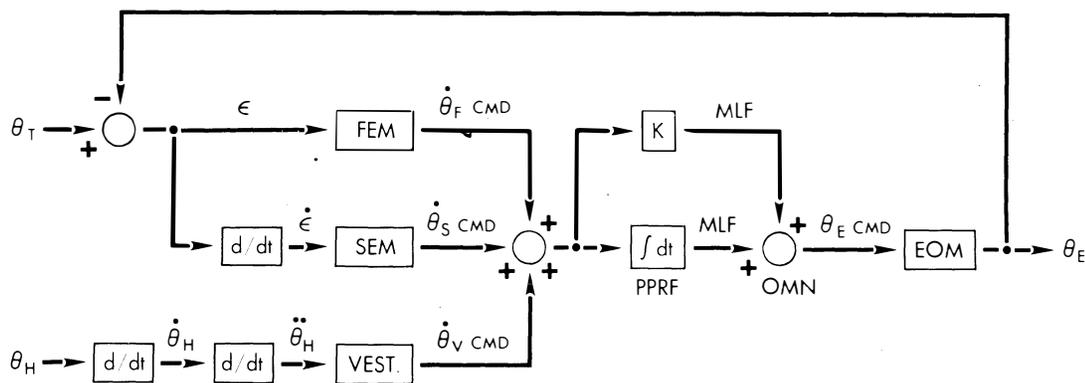


FIG. 9-10. Diagramma a blocchi del sottosistema bimodale di versione con l'entrata vestibolare, che illustra la differenza tra i meccanismi a circuito chiuso dei FEM e dei SEM e l'apparato vestibolo-oculare (VEST) a circuito aperto. Per semplificare, i comandi della velocità dei FEM ($\dot{\theta}_F \text{ CMD}$), dei SEM ($\dot{\theta}_S \text{ CMD}$) e dei movimenti oculari vestibolari ($\dot{\theta}_V \text{ CMD}$) confluiscono e utilizzano un integratore finale comune ($\int dt$) situato nella FRPP. La sua uscita e le uscite della velocità raggiungono i nuclei oculomotori (NMO) tramite il fascicolo longitudinale mediale (MLF). Il comando della posizione degli occhi ($\theta_E \text{ CMD}$) è inviato ai muscoli extraoculari (MEO) per produrre la posizione oculare (θ_E) richiesta. θ_T è la posizione del bersaglio. In questo modo, l'errore di posizione, $\epsilon = \theta_T - \theta_E$ e la velocità dell'errore, $\dot{\epsilon} = \frac{d}{dt}(\theta_T - \theta_E)$ sono ridotti a zero. Non c'è retroazione sul sistema vestibolare, che risponde all'accelerazione della testa ($\ddot{\theta}_H$). Anche la posizione della testa (θ_H) e la velocità ($\dot{\theta}_H$) sono rappresentate, assieme alla loro relazione ($\dot{\theta}_H$).

glio e hanno bisogno di una «saccade» di cattura per la rifissazione, prima di continuare l'inseguimento con un SEM. La «saccade» di cattura compare dopo l'inizio del movimento d'inseguimento a causa della maggior latenza del sottosistema FEM. La dinamica dell'impianto non permette un semplice aumento lineare («salita») («ramp») della frequenza della scarica neuronale per accelerare rapidamente gli occhi fino alla velocità del bersaglio in movimento (Fig. 9-5c); è invece necessaria un'innervazione a tipo di «marcia-salita» («step-ramp») (Fig. 9-5d). Quindi, una scarica a frequenza costante (marcia) è seguita da una scarica con frequenza che cresce in modo lineare (salita). È incerto se lo stesso integratore neurale usato nella formazione dei FEM sia utilizzato anche per la «marcia-salita» dei SEM. Come quello dei FEM, il sottosistema dei SEM è un circuito chiuso con retroazione negativa (Fig. 9-9). Il segnale dell'errore retinico (velocità dell'errore) è percepito dalla corteccia e questa informazione è utilizzata nel tronco encefalico per generare il SEM d'inseguimento, necessario per ridurre a zero la velocità dell'errore retinico. La posizione del bersaglio, la velocità del bersaglio e la velocità dell'errore retinico sono tutte collegate con la generazione dei movimenti lenti di inseguimento, ma nessuna di queste, da sola, spiega adeguatamente le caratteristiche dei SEM d'inseguimento che si possono osservare. Oltre ai precedenti stimoli, probabilmente sono utilizzate

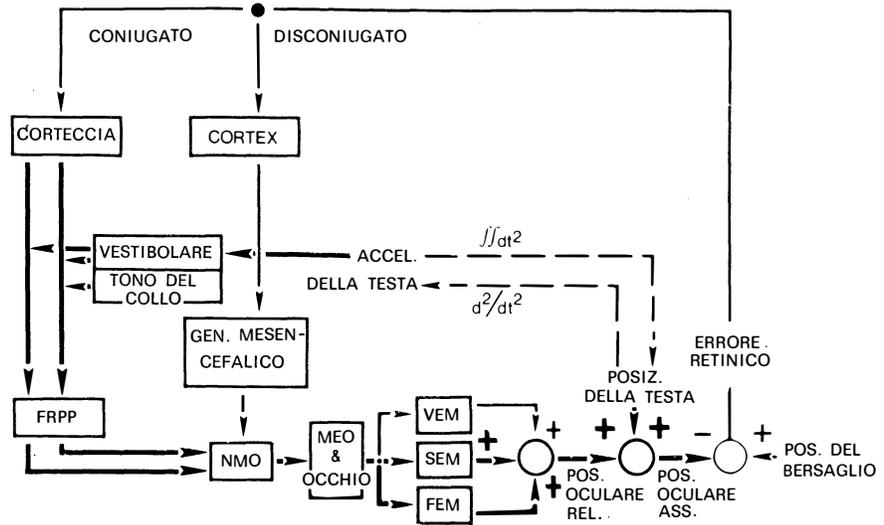
anche la posizione degli occhi all'uscita e la velocità dell'informazione.

Poiché il tipo FEM risponde agli errori di posizione del bersaglio e il tipo SEM agli errori di velocità del bersaglio (reali o percepiti), quale sarà la risposta all'improvvisa imposizione di entrambi i tipi di errore? Esperimenti fatti con l'impiego di bersagli-stimolo di tipo «marcia-salita» (cioè, il bersaglio procede verso una nuova posizione e contemporaneamente assume una velocità costante nella direzione opposta alla sua marcia di spostamento) hanno dimostrato che il tipo SEM di inseguimento è indipendente, ma sinergico, rispetto al tipo FEM del sottosistema bimodale di versione (17).

VESTIBOLO-OCULARI

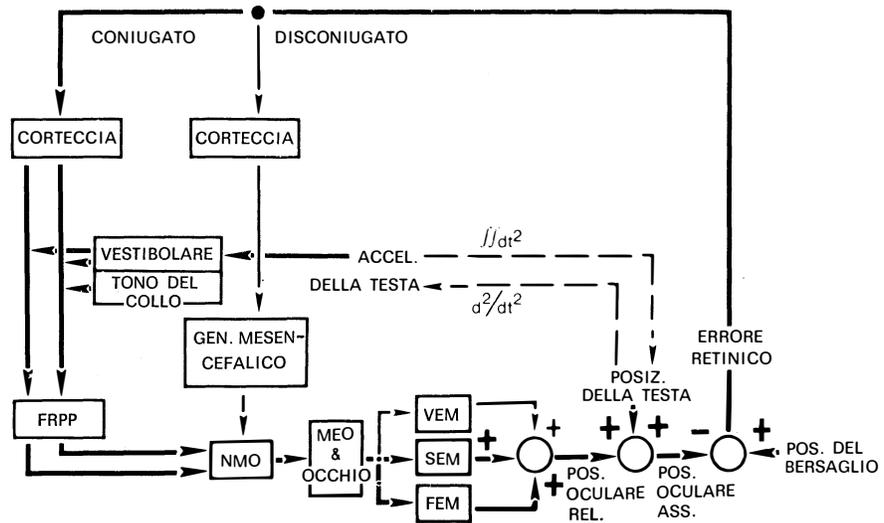
Il movimento della testa è lo stimolo per i SEM vestibolo-oculari. La latenza tra l'inizio del movimento della testa e il SEM risultante è stata calcolata tra 10 e 100 msec. Anche le velocità massime dei SEM vestibolo-oculari sono variabili e possono essere di $300^\circ\text{-}400^\circ/\text{sec}$. I movimenti sono coniugati e lenti e il sistema di controllo è continuo, ma, a differenza dalle funzioni saccadiche e di inseguimento (a circuito chiuso), il sistema vestibolo-oculare è a circuito aperto (Figure 9-10 e 9-11). Il segnale di controllo è l'accelerazione della testa, trasformata dai canali semicircolari in un segnale

Fig. 9-11. Diagramma a blocchi a circuito aperto del meccanismo vestibolo-oculare (linee grosse) sovrapposto al diagramma a blocchi dell'intero sistema di controllo dei movimenti oculari. L'ingresso è l'accelerazione della testa; che è trasformata dai canali semicircolari in un segnale nervoso proporzionale alla velocità della testa; esso viene trasmesso alla formazione reticolare paramediana pontina (FRPP) tramite i nuclei vestibolari. Qui i comandi motori sono generati e passano ai nuclei motori oculari (NMO). Questa innervazione impone ai muscoli extraoculari (MEO) di muovere gli occhi con un SEM nel tentativo di uguagliare la velocità della testa e con un FEM, se



la posizione oculare richiede un cambiamento come conseguenza di un meccanismo interno di centraggio. La posizione oculare assoluta è la somma della posizione oculare relativa e della posizione della testa attualmente non a zero. Le linee tratteggiate mostrano le relazioni matematiche tra la posizione della testa e l'accelerazione; esse non sono vie di segnali.

Fig. 9-12. Diagramma a blocchi a circuito chiuso del sottosistema bimodale di versione (linee grosse) con le entrate vestibolari a circuito aperto (linee sottili), sovrapposto al diagramma a blocchi dell'intero sistema di controllo dei movimenti oculari. Le entrate dell'errore retinico si combinano con le entrate della posizione e dell'accelerazione della testa per generare tutte le uscite di versione (FEM, SEM e FEM più SEM). Vedere le Figure 9-7, 9-9 e 9-11 per la spiegazione dei singoli componenti del sottosistema di versione.



nervoso proporzionale alla velocità della testa. I canali, quindi, eseguono il processo di integrazione necessario per convertire l'accelerazione in velocità (18). L'informazione di velocità entra nei nuclei vestibolari, che la proiettano nella formazione reticolare paramediana pontina (FRPP), dove un processo finale di integrazione converte i dati di velocità in segnali di posizione, necessari ai neuroni oculomotori (Fig. 9-10). Nella Figura 9-11 è illustrata la funzione del circuito aperto vestibolo-oculare, come sarebbe al buio senza afferenze visi-

ve. La posizione finale degli occhi è quindi uguale alla posizione relativa degli occhi più la posizione della testa. Se si aggiunge la vista (Fig. 9-12), un circuito a retroazione si chiude attorno alla funzione vestibolo-oculare a circuito aperto. Ora la capacità del sistema oculomotore di collegare la posizione degli occhi a quella del bersaglio, durante i movimenti della testa, è marcatamente accresciuta.

Nei movimenti della testa rispetto al corpo, impulsi provenienti dai recettori del collo si sommano con quelli che provengono dalle terminazioni vesti-

bolari, in modo da produrre movimenti oculari compensatori (19). Per semplicità, non abbiamo incluso nei nostri diagrammi la funzione tonica del collo.

MOVIMENTI OCULARI DI VERGENZA

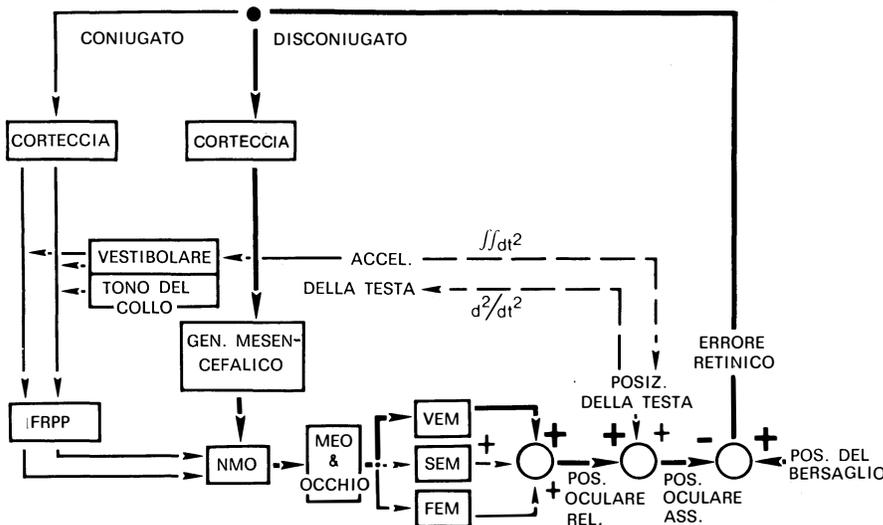
Gli stimoli per i VEM sono gli spostamenti o i movimenti del bersaglio sull'asse visivo antero-posteriore (avvicinamento o allontanamento dall'osservatore). La latenza della vergenza è di circa 160 msec, le velocità massime sono dell'ordine di $20^\circ/\text{sec}$ e i movimenti sono disconiugati e lenti. Il controllo dei VEM è continuo e i segnali di entrata derivano dalla «confusione» retinica (circuitto aperto) o dalla diplopia (circuitto chiuso) (20). Il sottosistema VEM è asimmetrico (cioè, i movimenti di convergenza sono più rapidi dei movimenti di divergenza) ed è l'unico capace di generare movimenti mono-oculari. L'evoluzione temporale è simile a quella illustrata nella Fig. 9-5a per una variazione a tipo di «marcia» della posizione del bersaglio e nella Fig. 9-5c per una velocità costante del bersaglio. Quindi, l'efferenza VEM riflette semplicemente i segnali di innervazione sulla dinamica dell'impianto frenante. Il sottosistema VEM è un circuitto chiuso in cui la diplopia è il segnale di errore (Fig. 9-13). Il comando del generatore mesencefalico sui neuroni oculomotori fa eseguire il VEM appropriato per ridurre la diplopia a zero.

SINERGISMO DEI SOTTOSISTEMI

Quando i movimenti oculari sono studiati in laboratorio o evocati nell'esame clinico, i singoli tipi sono isolati dalla fissazione della testa e/o dalla utilizzazione di uno stimolo semplice appropriato. Tuttavia, la maggioranza dei movimenti oculari che avvengono in natura sono una combinazione di differenti movimenti versionali, frammisti a movimenti di vergenza, e riflettono l'azione sinergica di tutti i sottosistemi (Fig. 9-14). Un'attività ridotta o aumentata in ognuno dei sottosistemi può determinare disturbi dei movimenti oculari (Fig. 9-15). Essi costituiscono le oscillazioni oculari anormali, la più comune delle quali è il nistagmo (vedi Capitolo II).

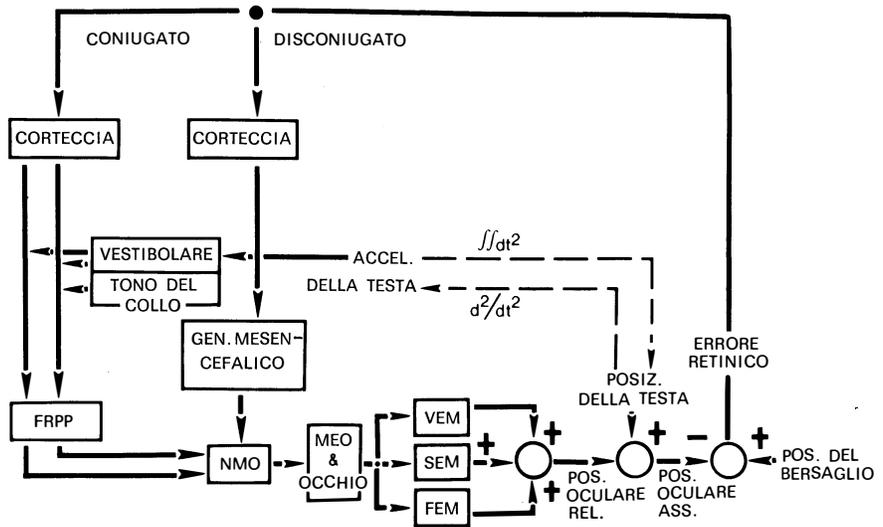
L'uomo e gli altri primati possiedono un complicato sinergismo, che unisce l'accomodazione, la convergenza e la costrizione pupillare, una interrelazione definita con vari termini: «risposta alla vicinanza», «riflesso di vicinanza», «triade del punto vicino» o «sincinesia di vicinanza». La triade può essere evocata dalla stimolazione elettrica della corteccia cerebrale all'unione dei lobi occipitale e temporale (area 19 di Brodmann) (21). Benché l'abolizione di una delle funzioni non interferisca con le altre, esiste una netta relazione causale tra i tre fenomeni. La costrizione pupillare dipende direttamente dall'impulso di convergenza, che a sua volta dipende dall'impulso di accomodazione (Fig. 9-16) (22).

Fig. 9-13. Diagramma a blocchi a circuitto chiuso del sottosistema di vergenza (linee grosse) sovrapposto all'intero sistema di controllo dei movimenti oculari.



Il segnale di controllo, l'errore retinico disconiugato (diplopia statica) e/o la velocità dell'errore (diplopia dinamica), è percepito dalla corteccia. La decisione di muovere gli occhi è trasmessa ad un generatore mesencefalico, dove i comandi motori sono generati e trasmessi ai nuclei oculomotori (NMO). Questa innervazione impone ai muscoli extra-oculari (MEO) di muovere gli occhi con un VEM e di cambiare la posizione oculare relativa e/o la velocità. Se la posizione della testa non cambia, questa nuova posizione oculare assoluta e/o la velocità si somma con la posizione del bersaglio e/o la velocità per ridurre a zero l'errore retinico disconiugato.

FIG. 9-14. Diagramma a blocchi del sistema oculomotore con il sottosistema di vergenza e quello bimodale di versione. La spiegazione delle varie componenti è data nelle figure precedenti.



MOVIMENTI CORRETTIVI

I FEM ampi (superiori a 15°) sono spesso imprecisi e necessitano di movimenti correttivi («corrective movements» = CM), per portare gli occhi sul bersaglio. Le «saccades» coniugate imprecise (dismetrie) di rifissazione sono seguite da CM saccadici, dopo una latenza di circa 125 msec. Questi movimenti son coniugati e avvengono anche al buio, il che toglie ogni ruolo significativo all'informazione visiva (23). L'esatto meccanismo responsabile di questi CM saccadici è incerto, ma una re-

troazione propriocettiva resta una spiegazione possibile, nonostante la crescente controversia sull'esistenza e l'importanza dei propriocettori nei muscoli extraoculari (24).

«Saccades» di rifissazione dismetrica disconjugata di solito interessano un occhio che si muove con precisione, mentre l'altro si muove in difetto o in eccesso. L'occhio dismetrico è portato sul bersaglio da un movimento lento (di solito inferiore a 20°/sec), definito una «scivolata» («glissade») (23). In passato, questo era considerato come un movimento correttivo, generato da un rilevatore

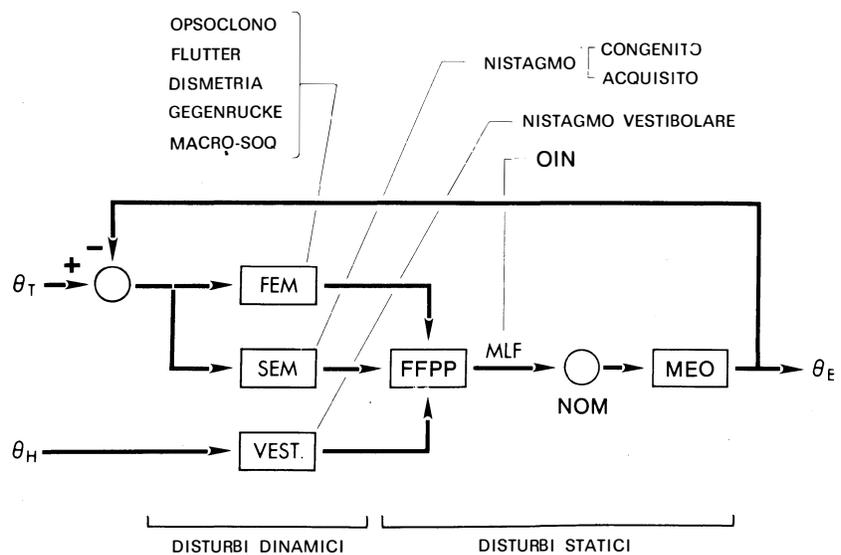


FIG. 9-15. Diagramma a blocchi semplificato del sottosistema bimodale di versione e dell'entrata vestibolare con vari disturbi oculomotori collegati a disturbi dei sottosistemi specifici. V_T è la posizione dei bersagli, V_H è la posizione della testa e V_E è la posizione degli occhi.

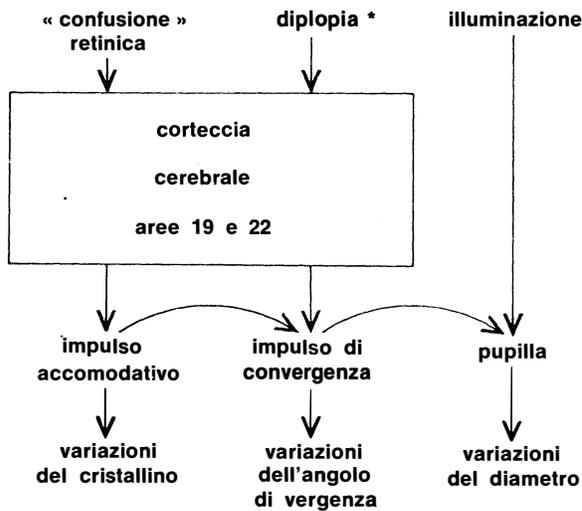


FIG. 9-16. La triade della visione vicina. (* È attualmente incerto se stimoli fusionali puri possono causare una costrizione pupillare).

interno del tronco encefalico. Recenti studi suggeriscono che la scivolata è secondaria ad un malaccoppiamento tra la corsa e la marcia della «saccade» originale (25). Anziché un movimento correttivo, la scivolata sarebbe uno spostamento passivo determinato dalle proprietà visco-elastiche dell'impianto (orbita).

MICROMOVIMENTI DELL'OCCHIO

Con tecniche di registrazione sensibili, durante la fissazione di un bersaglio stazionario si osserva-

no tre tipi di movimenti oculari di ampiezza inferiore ad 1° : le microsaccades, i microspostamenti (microdrifts) e il microtremore (16).

Le microsaccades sono coniugate, anche se sono spesso di diversa ampiezza nei due occhi. Esse vanno da 1 a 25 (in media 6) minuti di arco e mostrano un rapporto velocità-ampiezza analogo alle «saccades» di rifissazione. La frequenza delle microsaccades è di circa 1-3 Hertz. I microspostamenti sono disconiugati e lenti, con velocità che variano da 1 a 30 minuti di arco al secondo. Il microtremore costituisce una vibrazione oculare disconiugata, ad alta frequenza, compresa tra 50 e 100 Hertz, la cui ampiezza varia da 5 a 15 secondi di arco. Il significato di questi movimenti è incerto. In passato si pensava che le microsaccades e i microspostamenti giocassero un ruolo correttivo nella fissazione (26), ma studi più recenti indicano che le microsaccades probabilmente non avvengono in natura, ma sono specifiche delle condizioni di registrazione dei movimenti oculari (27).

I metodi ottici, che stabilizzano completamente le immagini retiniche, eliminando così l'effetto dei micromovimenti, dopo alcuni secondi determinano una completa decolorazione delle immagini (16). Ciò significa che i piccoli movimenti oculari (soprattutto il tremore), spostando continuamente le immagini su parecchi recettori differenti, impediscono la saturazione dei coni.

I caratteri dei vari tipi di movimenti oculari sono sintetizzati nella Tavola 9-2.

Tavola 9-2. Caratteri dei movimenti oculari

Tipo	Stimolo	Latenza	Velocità	Ampiezza	Coniugazione	Sistema di controllo
FEM («saccade»)	Volontario, riflesso	200 msec	30-700°/sec	0,5-90°	Coniugati	Dati presi a campione; ampiezza definita
SEM						
Inseguimento	Movimento bersaglio	125 msec	50°/sec	0-90°	Coniugati	Continuo
Vestibolo-oculari	Movimento della testa	100 msec	400°/sec	0-90°	Coniugati	Continuo
Vergenza	Accomodativo, fusionale	160 msec	20°/sec	Dipendente dall'età	Disconiugati	Continuo
«Saccade» correttiva	Errore di posizione	125 msec	150°/sec	4°	Coniugati	Refrattario
Microsaccade	Fissazione		3-12°/sec	1-125 min	Coniugati	Refrattario
Microspostam.	Fissazione		0-30 min/sec	1°	Disconiugati	
Tremore			50-100 Hz	5-30 sec	Disconiugati	Oscillatorio

TECNICHE DI REGISTRAZIONE DEI MOVIMENTI OCULARI

La registrazione dei movimenti oculari è necessaria per informazioni quantitative e per avere dei documenti permanenti, sia nella ricerca di base che nella clinica (28, 29).

POST-IMMAGINI

Era una tecnica primitiva, con la quale una serie di immagini era prodotta sulla retina da stimoli luminosi pulsanti a cadenza regolare. Rende necessaria una risposta verbale soggettiva, non sostenuta da una documentazione permanente, per cui fu sostituita da dispositivi di registrazione meccanici.

TRASDUTTORI MECCANICI

Storicamente, essi rappresentano un miglioramento rispetto al metodo delle post-immagini, in quanto consentono di ottenere dei documenti duraturi. Essi comportavano l'applicazione agli occhi di strumenti, che interferivano con i movimenti oculari normali. Oggi vengono usate tecniche più sofisticate.

FOTOGRAFIA

La registrazione cinematografica dei movimenti oculari è una tecnica eccellente e semplice, utile per esami clinici grossolani e per scopi didattici. Tuttavia, ci sono numerose limitazioni all'uso della fotografia per registrazioni quantitative. Porta via molto tempo, richiede un'analisi accurata figura per figura, grandi quantità di costose pellicole e un rigido montaggio della testa.

RIFLESSIONE CORNEALE

È un derivato della fotografia diretta e comporta la fotografia di una luce riflessa dalla cornea. Il raggio di luce è messo a fuoco su una pellicola fotografica in modo da consentire una documentazione durevole. L'uso della pellicola fotografica impedisce il monitoraggio dei dati in tempo reale, ma questo limite può essere superato da una ripresa televisiva. La testa deve essere rigidamente stabilizzata per registrazioni quantitative, perchè notevoli errori sono introdotti da leggeri

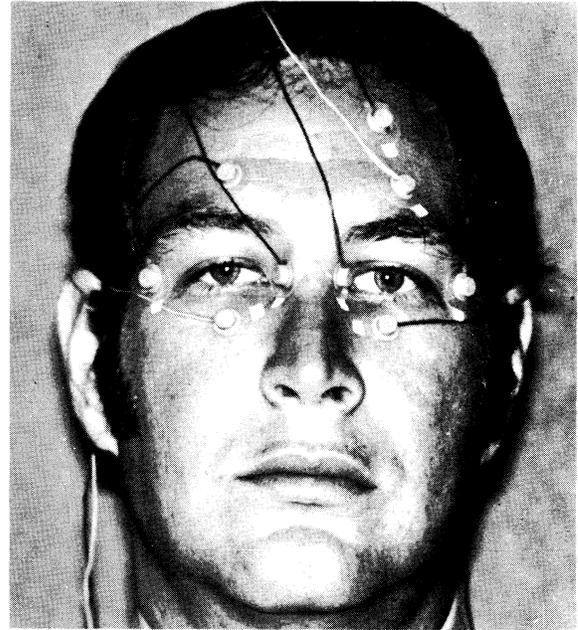


FIG. 9-17. Posizione degli elettrodi per l'EOG per la registrazione simultanea degli occhi nelle due direzioni orizzontale e verticale.

movimenti della testa. Il sistema è lineare e preciso dentro ad un rango di ampiezza ristretto ed è adatto per registrazioni quantitative di micromovimenti oculari. Benchè non sia adatto per scopi clinici, è un metodo eccellente per registrare le modalità di esplorazione dei soggetti che guardano scene o quadri (30).

LENTE A CONTATTO

Questo metodo, che di solito consiste nella riflessione di un fascio di luce da parte di uno specchio montato su una lente corneale a contatto, è estremamente sensibile e può misurare movimenti oculari inferiori a 10 sec di arco, rendendolo utile nello studio dei micromovimenti. Una comune modificazione consiste nell'impiego di una spirale di filo metallico incorporata nella lente a contatto. Il soggetto è posto dentro un campo magnetico e la posizione degli occhi è registrata in base al voltaggio generato nella spirale. Questa spirale sclerale è una metodica precisa per lo studio sia dei movimenti ampi che di quelli piccoli (31).

Le tecniche con la lente a contatto consentono attualmente di eseguire registrazioni binoculari, perchè non è più necessaria l'occlusione dell'occhio registrato.

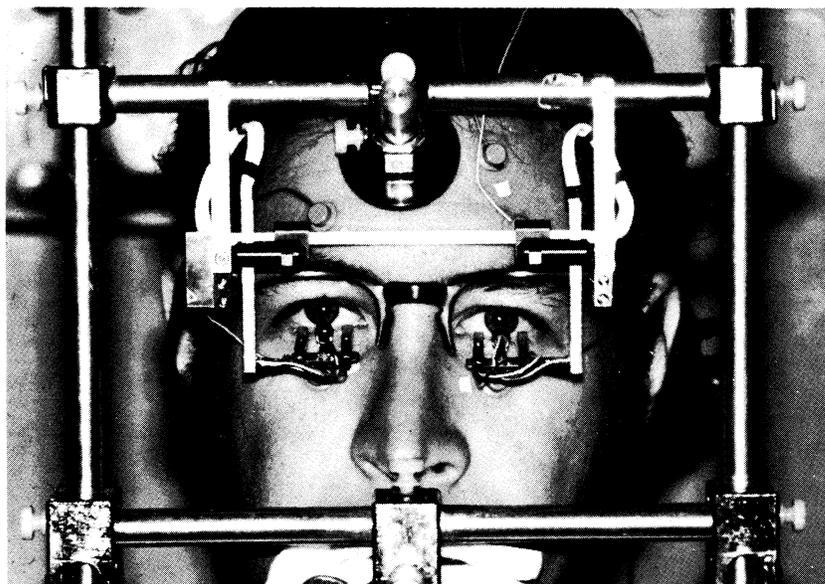


Fig. 9-18. Tecnica della riflessione differenziale all'infrarosso per la registrazione simultanea degli occhi in direzione orizzontale. Gli elettrodi periorbitali servono a svelare l'ammiccamento degli occhi.

ELETTRO-OCULOGRAFIA

A causa dei diversi ritmi metabolici, la cornea è di circa 1 mv positiva rispetto alla retina e tale situazione crea un campo elettrostatico che ruota con il movimento oculare. Elettrodi cutanei applicati attorno all'occhio possono quindi registrare la posizione dell'occhio. Entrambi gli occhi possono essere registrati con elettrodi bitemporali, oppure ogni occhio può essere registrato singolarmente con elettrodi periorbitali (Fig. 9-17). L'elettro-oculografia (EOG) è utile e conveniente per registrare movimenti oculari da circa 1° a 40° , ma una frequente calibrazione è necessaria a causa di variazioni non lineari.

L'EOG accoppiata con corrente alternata è un metodo semplice per registrare il nistagmo ed è utilizzata nell'elettronistagmografia. Tuttavia né la posizione degli occhi, né l'inseguimento lento possono essere registrati con l'amplificazione della corrente alternata. Per studi quantitativi, è essenziale l'oculografia con corrente diretta. Questa introduce un problema di spostamento della linea di base che può essere superato in parte facendo molta attenzione all'elettrodo adatto e alla preparazione della cute e con l'impiego dei moderni amplificatori a corrente diretta a basso spostamento.

Noi raccomandiamo l'EOG accoppiata con corrente alternata per i clinici che desiderano una registrazione obiettiva del nistagmo spontaneo e

indotto dallo stimolo calorico e non hanno interesse all'analisi quantitativa.

Registrazioni soddisfacenti dei movimenti oculari verticali sono difficili da eseguire con l'EOG a causa di un artefatto introdotto dai movimenti palpebrali (32).

OCULOGRAFIA FOTOELETTRICA

Essa comprende una varietà di tecniche, ognuna delle quali comporta la proiezione di un fascio di luce sulla cornea e un dispositivo fotosensibile che risponde alla luce riflessa dall'occhio (Fig. 9-18). Il voltaggio in uscita dai fotosensori è una funzione dell'angolo di sguardo. Le tecniche con i raggi infrarossi consentono un'uscita lineare fino a $\pm 20^\circ$ e sono quelle più comunemente usate. Come nell'EOG, entrambi gli occhi possono essere registrati insieme nella direzione orizzontale. I movimenti oculari verticali non possono essere misurati con precisione a causa dell'interferenza palpebrale. Paragonato all'EOG, il sistema è relativamente privo di disturbo e la sua risposta dinamica rapida è vantaggiosa per la registrazione delle «saccades». È utile per la misura dei movimenti oculari durante la lettura ed è una delle tecniche preferite nello studio dei movimenti oculari entro i 20° dalla posizione primaria. L'oculografia fotoelettrica infrarossa è, per molti aspetti, preferibile all'EOG per la registrazione quantitativa, ma come esame clinico di routine noi consideriamo l'EOG il più adatto.

ELETTROMIOGRAFIA OCULARE

I metodi sopra descritti misurano la posizione degli occhi. L'elettromiografia, che utilizza elettrodi ad aghi concentrici inseriti nei muscoli extraoculari, registra dei potenziali d'azione muscolari. La tecnica è difficile e fornisce poche informazioni utili al clinico pratico. Tuttavia, è un esame valido per la ricerca ed ha prodotto notevoli dati sulla neurofisiologia dei movimenti oculari e per la spiegazione dei fenomeni clinici (33).

BIBLIOGRAFIA

1. Dell'Osso LF, Daroff RB: Functional organization of the ocular motor system. *Aerospace Med* 45:873, 1974
2. Fuchs AF, Luschei ES: Firing patterns of abducens neurons of alert monkeys in relationship to horizontal eye movement. *J Neurophysiol* 33:382, 1970
3. Keller EL, Robinson DA: Abducens unit behavior in the monkey during vergence movements. *Vision Res* 12:369, 1972
4. Tamler E, Marg E, Jampolsky A, et al: Electromyography of human saccadic movement. *Arch Ophthalmol* 62:657, 1959
5. Robinson DA: The mechanics of human saccadic eye movement. *J Physiol* 174: 245, 1964
6. Robinson DA: Oculomotor unit behavior in the monkey. *J Neurophys* 33:393, 1970
7. Robinson DA: Oculomotor control signals. In Lennerstrand G, Bach-y-Rita P (eds): *Basic Mechanisms of Ocular Motility and Their Clinical Implications*. New York: Pergamon Press, 1975
8. Robinson DA, Keller EL: The behavior of eye movement motoneurons in the alert monkey. *Bibl Ophthalmol* 82:7, 1972
9. Keller EL: Participation of medial pontine reticular formation in eye movement generation in monkey. *J Neurophysiol* 37:316, 1974
10. Pola J, Robinson DA: An explanation of eye movements seen in internuclear ophthalmoplegia. *Arch Neurol* 33:447, 1976
11. Bach-y-Rita P, Collins CC: *The Control of Eye Movements*. New York: Academic Press, 1971
12. Chase R, Kalil RE: Suppression of visual evoked responses to flashes and pattern shift during voluntary saccades. *Vision Res* 12:215, 1972
13. Mitrani L, Mateef ST, Yakimoff N: Is saccadic suppression really saccadic? *Vision Res* 11:1157, 1971
14. Koerner F, Schiller PH: The optokinetic response under open and closed loop conditions in the monkey. *Exp Brain Res* 14:318, 1972
15. Yasui S, Young LR: Perceived visual motion as effective stimulus to pursuit eye movement system. *Science* 190:906, 1975
16. Yarbus AL: *Eye Movements and Vision*. New York: Plenum Press, 1967
17. Rashbass C: The relationship between saccadic and smooth tracking eye movements. *J Physiol* 159:326, 1961
18. Robinson DA: Eye movement control in primates. *Science* 161:1219, 1968
19. Rubin AM, Young JH, Milne AC, et al: Vestibular-neck integration in the vestibular nuclei. *Brain Res* 96:99, 1975
20. Zuber BL: Control of vergence eye movements. In Bach-y-Rita P, Collins CC, Hyde JE (eds): *The Control of Eye Movements*. New York: Academic Press, 1971, p 447
21. Jampel RS: Representation of the near-response on the cerebral cortex of the macaque. *Am J Ophthalmol* 48:573, 1959
22. Kestenbaum A: *Clinical Methods of Neuro-Ophthalmologic Examination*. New York: Grune & Stratton, 1961, p 424
23. Weber RB, Daroff RB: Corrective movements following refixation saccades: Type and control system analysis. *Vision Res* 12:467, 1972
24. Skavenski AA: Inflow as a source of extraretinal eye position information. *Vision Res* 12:221, 1972
25. Bahill AT, Clark MR, Stark L: Glissades: Eye movements generated by mismatched components of the saccadic motoneuronal control signal. *Math Biosci* 26:303, 1975
26. St. Cyr GJ, Fender DH: The interplay of drifts and flicks in binocular fixation. *Vision Res* 9:245, 1969
27. Steinman RM, Haddad GM, Skavenski AA, et al: Miniature eye movements. *Science* 181:810, 1973
28. Young LR: Measuring eye movements. *Am J Med Electr* 2:300, 1963
29. Young LR: Recording eye position. In Clynes M, Milsum JH (eds): *Biomedical Engineering Systems*. New York: McGraw-Hill, 1970, p 1
30. Thomas EL: Movements of the eye. *Sci Am* 219:88, 1968
31. Robinson DA: A method of measuring eye movement using a scleral search coil in a magnetic field. *IEEE Trans Biomed Electr* 10:137, 1963
32. Barry W, Jones GM: Influence of eyelid movement upon electro-oculographic recording of vertical eye movements. *Aerosp Med* 36:855, 1965
33. Jampolsky A: What can electromyography do for the ophthalmologist? *Invest Ophthalmol* 9:570, 1970

Joel S. Glaser, M.D.

Neuro-oftalmologia

edizione italiana a cura di

P. Pazzaglia



AULO GAGGI EDITORE
Bologna